

ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΥΠΡΟΥ
ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ



Πτυχιακή διατριβή

ΙΑΤΡΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΕΞΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ
ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΟΣ ΚΙΝΗΣΗΣ ΑΠΟ
ΒΙΝΤΕΟ ΥΠΕΡΗΧΩΝ ΚΑΡΩΤΙΔΙΚΗΣ ΑΡΤΗΡΙΑΣ

Αντρέας Ζαβού

Λεμεσός, 2011

ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΥΠΡΟΥ
ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ
ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ

Πτυχιακή διατριβή

ΙΑΤΡΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΕΞΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ
ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΟΣ ΚΙΝΗΣΗΣ ΑΠΟ
ΒΙΝΤΕΟ ΥΠΕΡΗΧΩΝ ΚΑΡΩΤΙΔΙΚΗΣ ΑΡΤΗΡΙΑΣ

Αντρέας Ζαβού
Επιβλέπων καθηγητής
Δρ. Χρήστος Λοΐζου

Λεμεσός, 2011

Πνευματικά δικαιώματα

Copyright © Αντρέας Ζαβού, 2011

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

Η έγκριση της πτυχιακής διατριβής από το Τμήμα Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Τεχνολογιών Πληροφορικής του Τεχνολογικού Πανεπιστημίου Κύπρου δεν υποδηλώνει απαραίτητως και αποδοχή των απόψεων του συγγραφέα εκ μέρους του Τμήματος.

Θα ήθελα να ευχαριστήσω ιδιαίτερα τον επιβλέπων καθηγητή Χρήστο Π. Λοΐζου, για την καθοδήγηση του σε όλη τη διάρκεια της παρούσας διπλωματικής εργασίας, για την ηθική στήριξη που μου προσέφερε και για την ευκαιρία που μου έδωσε να ασχοληθώ με ένα ιδιαίτερα ενδιαφέρον επιστημονικό αντικείμενο. Η βοήθεια του ήταν σημαντική, τόσο σε επιστημονικά θέματα, όσο και για την άμεση και αποτελεσματική υπέρβαση τεχνικών δυσκολιών.

Επίσης θα ήθελα να ευχαριστήσω τους ιατρούς Α. Νικολαΐδη και Χ. Παντζιαρή για τη βοήθεια που προσέφεραν για την ανάλυση των βίντεο υπέρηχων. Χωρίς αυτούς, η εκπλήρωση της παρούσας διπλωματικής εργασίας, δεν θα ήταν εφικτή. Για την προσφορά των βίντεο, θα ήθελα να ευχαριστήσω το Ινστιτούτο Γενετικής και Νευρολογίας Κύπρου.

Εν τέλει, θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένεια μου και τη σύντροφο μου για την αγάπη και την υπομονή που έδειξαν, όπως επίσης και όλους τους φίλους που μου στάθηκαν το τελευταίο διάστημα και συνέβαλαν με αυτό τον τρόπο στην ολοκλήρωση αυτής της προσπάθειας.

*Στους γονείς μου, Μιχάλη και Χριστίνα
στα αδέρφια μου, Επιφάνιο και Ραφαήλ
και
στη σύντροφο μου, Βασιλική*

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η παρακολούθηση της κίνησης των τοιχωμάτων και της πλάκας στην καρωτιδική αρτηρία (ΚΑ) παρέχει χρήσιμες πληροφορίες για την αξιολόγηση της αθηροσκλήρωσης. Ο τρόπος που η διάμετρος της ΚΑ αλλάζει κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου, καταδεικνύει τοπική στενότητα και αποτελεί ένδειξη για την προαναφερθείσα ασθένεια. Χρησιμοποιώντας μία εικόνα κίνησης (M-mode), λεπτομερείς πληροφορίες μπορούν να ληφθούν για τις διαστάσεις και την κίνηση του τοιχώματος και του αυλού, για τις συστολικές και διαστολικές διαμέτρους, όπως επίσης και τις αντίστοιχες χρονικές καταστάσεις. Σκοπός της παρούσας διατριβής ήταν να διερευνηθεί κατά πόσο μέσα από την επεξεργασία και ανάλυση εικόνας M-mode από βίντεο υπέρηχων ΚΑ τύπου B-mode, η κίνηση της ΚΑ μπορεί να μοντελοποιηθεί με την εξαγωγή των συστολικών και διαστολικών καταστάσεων της. Εν συντομία, δέκα (10) διαμήκη βίντεο υπέρηχων ΚΑ αποκτήθηκαν από έξι (6) ασυμπτωματικούς και τέσσερις (4) συμπτωματικούς ασθενείς με αθηροσκλήρωση και ακολούθως εξάχθηκαν οι αντίστοιχες εικόνες M-mode για το κάθε ένα. Αυτές οι εικόνες, αφού έτυχαν φιλτραρίσματος για απομάκρυνση του θορύβου τύπου speckle, στην συνέχεια έγιναν δυαδικές με κατωφλίωση και δέχτηκαν μορφολογική επεξεργασία. Τα τοιχώματα της ΚΑ κατατμήθηκαν από κάθε δυαδική εικόνα και δημιουργήθηκε ένα διάγραμμα κίνησης για κάθε βίντεο, μέσα από το οποίο εξάχθηκαν οι συστολικές και διαστολικές καταστάσεις της. Έχειδειχθεί, ότι η προτεινόμενη μέθοδος μπορεί να χρησιμοποιηθεί επιτυχημένα για την εξαγωγή των καταστάσεων κίνησης και για τον προσδιορισμό της κανονικότητας της κίνησης της ΚΑ, όπως επίσης και για τον διαχωρισμό του ασθενούς σε συμπτωματικό ή ασυμπτωματικό. Ωστόσο, περαιτέρω εργασία σε μεγαλύτερο δείγμα από βίντεο απαιτείται για επικύρωση της προτεινόμενης μεθόδου και για διαχωρισμό των ασθενών σε συμπτωματικούς και ασυμπτωματικούς με βάση την ανάλυση κίνησης της ΚΑ τους.

Λέξεις κλειδιά:

Καρωτιδική αρτηρία, αθηροσκλήρωση, βίντεο υπέρηχων, M-mode, ανάλυση κίνησης, θόρυβος speckle, κατάτμηση.

ABSTRACT

Monitoring of the wall and plaque changes in the carotid artery (CA) can provide useful information for the evaluation of the atherosclerosis disease. The rate, with which the CA diameter changes during the cardiac cycle, may indicate normal or abnormal motion of the carotid wall. Using a Motion-mode (M-mode) image, detailed information for lumen, wall dimensions, and motion of the wall can be obtained, as well as systolic and diastolic diameter and their corresponding timings. The objective of this work was to investigate if the motion of the CA derived from a B-mode ultrasound video, can be modelled using a state diagram indicating its systolic and diastolic timings. For this purpose, 10 longitudinal ultrasound CA videos acquired from 6 asymptomatic and 4 symptomatic patients with atherosclerosis disease by the ATL HI-5000 ultrasound scanner. Following the acquisition, their corresponding M-mode images were generated, despeckled, binarized using thresholding and morphologically edited in order to estimate an initial border of the CA wall. CA wall boundaries were then segmented from each binary image and for each corresponding video a motion diagram was generated, through which CA systolic and diastolic states were extracted. It was shown in this work that the proposed method may be successively used for CA's motion states extraction. This will aid the examining doctor in discriminating between symptomatic and asymptomatic subjects and for determining the normality or abnormality of the CA wall's motion. However, further work in a larger number of video samples is required for validating the proposed method and to differentiate among symptomatic and asymptomatic patients based motion analysis of their CA.

Key-words:

Carotid artery, atherosclerosis, ultrasound video, M-mode, motion analysis, speckle noise, segmentation.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ.....	vii
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ	x
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ.....	xi
ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ	xiii
1 Εισαγωγή	1
1.1 Αθηροσκλήρωση και Ρίσκο Εγκεφαλικού	2
1.1.1 Αθηρωματική πλάκα.....	3
1.1.2 Βαθμός στένωσης καρωτιδικής αρτηρίας.....	4
1.1.3 Κίνηση τοιχωμάτων καρωτιδικής αρτηρίας	5
1.2 Απεικόνιση Υπέρηχων.....	6
1.2.1 Απεικόνισης της καρωτίδας με χρήση υπέρηχων B-mode	7
1.2.2 Απεικόνιση της κίνησης της ΚΑ με χρήση εικόνας M-mode	8
1.3 Θόρυβος σε Εικόνες Υπέρηχων.....	9
1.4 Κατάτμηση Ψηφιακής Εικόνας και Βίντεο	9
1.5 Βιβλιογραφική Ανασκόπηση	10
1.6 Σκοπός της Διπλωματικής Εργασίας	12
1.7 Περιγραφή Κεφαλαίων που Ακολουθούν	13
2 Απεικόνιση Υπέρηχων	14
2.1 Θεμελιώδης Φυσική των Υπέρηχων.....	14
2.2 Παλμικά Κύματα Υπέρηχων	15
2.3 Παραγωγή και Ανίχνευση Υπέρηχων.....	16
2.4 Εξασθένηση Υπέρηχων	17
2.5 Συστήματα Υπερηχογραφικής Απεικόνισης.....	17
2.6 Μέθοδοι απεικόνισης υπέρηχων.....	20

2.6.1	A-mode	20
2.6.2	B-mode.....	21
2.6.3	M-mode.....	21
2.6.4	Doppler	21
3	Κατάτμηση (Segmentation).....	23
3.1	Κατωφλίωση (Thresholding)	23
3.1.1	Ενιαία κατωφλίωση (Global Thresholding)	23
3.1.2	Κατωφλίωση πολλαπλών επιπέδων (Multilevel Thresholding)	24
3.2	Μέθοδος Ενεργών Περιγραμμάτων - Active Contours	25
3.2.1	Προσέγγιση της διαφορικής 1 ^{ης} τάξης.....	28
3.2.2	Προσέγγιση της διαφορικής 2 ^{ης} τάξης.....	29
3.2.3	Προσέγγιση του όρου ενέργειας της εικόνας	30
3.2.4	Προσέγγιση του όρου εξωτερικής ενέργειας.....	31
3.3	Μέθοδος Συνόλου Επιπέδων - Level Set.....	32
3.3.1	Αλγόριθμος μεθόδου.....	32
3.4	Ενεργά Περιγράμματα Χωρίς Ακμές.....	34
3.4.1	Περιγραφή του μοντέλου.....	34
4	Πολλαπλασιαζόμενος Θόρυβος (Speckle noise).....	36
4.1	Μοντελοποίηση Θορύβου Speckle	36
4.2	Φιλτράρισμα Διάχυσης (Diffusion filtering)	37
4.2.1	Anisotropic Diffusion Filtering	38
4.2.2	Speckle-Reducing Anisotropic Diffusion (SRAD) Filtering.....	39
5	Μεθοδολογία	41
5.1	Εξαγωγή και Ανάλυση Εικόνας Διαγράμματος Κίνησης (M-mode)	41
5.1.1	Εγγραφή βίντεο KA	41
5.1.2	Δημιουργία εικόνας M-mode.....	41

5.1.3	Απομάκρυνση θορύβου speckle	42
5.1.4	Κατωφλίωση και μορφολογική επεξεργασία	43
5.1.5	Κατάτμηση και εξαγωγή τοιχωμάτων	44
5.1.6	Προσδιορισμός καταστάσεων (Διάγραμμα κίνησης KA)	47
5.1.7	Μετρήσεις αξιολόγησης	49
5.2	Παρακολούθηση Κίνησης σε Βίντεο Υπέρηχων	50
5.2.1	Προσέγγιση του προβλήματος.....	50
5.2.2	Παρατηρήσεις	52
6	Αποτελέσματα	54
6.1	Οπτικά Αποτελέσματα.....	55
6.2	Μετρήσεις Αξιολόγησης.....	66
7	Συζήτηση Αποτελεσμάτων	68
7.1	Σύγκριση Μεθόδου και Αποτελεσμάτων με Προηγούμενες Εργασίες	69
7.2	Αξιολόγηση Μεθόδου.....	72
7.3	Περιορισμοί Μεθόδου και Αποτελεσμάτων	72
8	Συμπεράσματα.....	75
8.1	Μελλοντικές Προοπτικές.....	75
	ΑΝΑΦΟΡΕΣ.....	77
	ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	80
	ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ	81
	1 Biomedical Video Analyzer (BioViAn) - Οδηγός χρήσης	81
	2 Αλγόριθμοι που υλοποιήθηκαν	89

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 1: Μέγιστη διαστολική και ελάχιστη συστολική διάμετρος ΚΑ, για κάθε βίντεο....	65
Πίνακας 2: Μετρήσεις αξιολόγησης μεταξύ χειροκίνητων και αυτοματοποιημένων μετρήσεων	66

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 1-1: Το σύστημα της ανθρώπινης καρωτίδας.....	2
Εικόνα 1-2: Επίδραση αθηρωματικής πλάκας στην ΚΑ	3
Εικόνα 1-3: Υγιής και μη υγιής αρτηρία	4
Εικόνα 1-4: Τομή καρωτιδικής αρτηρίας	5
Εικόνα 1-5: Διάγραμμα κίνησης καρωτιδικής αρτηρίας	6
Εικόνα 1-6: Απεικόνιση Υπέρηχων	7
Εικόνα 1-7: Εικόνες υπέρηχων ΚΑ	8
Εικόνα 1-8: Εικόνα M-mode από βίντεο υπέρηχων ΚΑ	8
Εικόνα 1-9: Εφαρμογή κατάτμησης σε εικόνα υπέρηχων ΚΑ με πλάκα	10
Εικόνα 2-1: Διάδοση (α) συνεχών και (β) παλμικών δονήσεων.....	15
Εικόνα 2-2: Τυπικοί παλμοί υπέρηχων.....	15
Εικόνα 2-3: Μετατροπέας ενέργειας	16
Εικόνα 2-4: Ηχοβολέας ηλεκτρονικής σάρωσης με (α) απλή γραμμική διάταξη κρυστάλλων και (β) γραμμική διάταξη φάσης κρυστάλλων.....	19
Εικόνα 2-5: Εικόνα από ηχοβολέα ηλεκτρονικής σάρωσης με (α) απλή γραμμική διάταξη κρυστάλλων και (β) με γραμμική διάταξη φάσης	19
Εικόνα 2-6 Ηχοβολέας ηλεκτρονικής σάρωσης με διάταξη υπό μορφή κατόπτρου.....	20
Εικόνα 2-7: Εικόνα από ηχοβολέα ηλεκτρονικής σάρωσης με διάταξη κατόπτρου	20
Εικόνα 2-8: Τύποι εικόνων υπέρηχων	22
Εικόνα 3-1: Παράδειγμα κατωφλίωσης.....	24
Εικόνα 3-2: Παράδειγμα κατάτμησης με τη χρήση snakes	26
Εικόνα 3-3: Αναπαράσταση της παραμόρφωσης του ενεργού περιγράμματος	28
Εικόνα 3-4: Λειτουργία μεθόδου Ενεργών Περιγραμμάτων χωρίς Ακμές	35
Εικόνα 5-1: Εικόνα M-mode	42
Εικόνα 5-2: Φιλτραρισμένη εικόνα M-mode.....	43

Εικόνα 5-3: Δυαδική εικόνα M-mode σε περιοχή αθηρωματικής πλάκας της ΚΑ που έχει υποστεί μορφολογική επεξεργασία κλεισίματος.....	44
Εικόνα 5-4: Παράδειγμα αλγορίθμου <i>region_seg.m</i>	45
Εικόνα 5-5: Εξαγωγή τοιχωμάτων ΚΑ.....	46
Εικόνα 5-6: Διάγραμμα Κίνησης ΚΑ	47
Εικόνα 5-7: Χρήση αλγορίθμου <i>findMinMax.m</i> και καθορισμός τοπικών μεγίστων και ελαχίστων στο αρχικό διάγραμμα κίνησης της ΚΑ	48
Εικόνα 5-8: Παράδειγμα διαγράμματος κίνησης ΚΑ.....	49
Εικόνα 5-9: Εφαρμογή αλγορίθμου <i>region_seg.m</i> σε βίντεο υπέρηχων	52
Εικόνα 6-1: Αποτελέσματα ανάλυσης εικόνας M-mode από Βίντεο 1	55
Εικόνα 6-2: Αποτελέσματα ανάλυσης εικόνας M-mode από Βίντεο 2	56
Εικόνα 6-3: Αποτελέσματα ανάλυσης εικόνας M-mode από Βίντεο 3	57
Εικόνα 6-4: Αποτελέσματα ανάλυσης εικόνας M-mode από Βίντεο 4.....	58
Εικόνα 6-5: Αποτελέσματα ανάλυσης εικόνας M-mode από Βίντεο 5	59
Εικόνα 6-6: Αποτελέσματα ανάλυσης εικόνας M-mode από Βίντεο 6	60
Εικόνα 6-7: Αποτελέσματα ανάλυσης εικόνας M-mode από Βίντεο 7	61
Εικόνα 6-8: Αποτελέσματα ανάλυσης εικόνας M-mode από Βίντεο 8	62
Εικόνα 6-9: Αποτελέσματα ανάλυσης εικόνας M-mode από Βίντεο 9	63
Εικόνα 6-10: Αποτελέσματα ανάλυσης εικόνας M-mode από Βίντεο 10.....	64

ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ

ΚΑ:	Καρωτιδική Αρτηρία
ΗΠΑ:	Ηνωμένες Πολιτείες Αμερικής
CCA:	Common Carotid Artery - κοινή καρωτιδική αρτηρία
ICA	Internal Carotid Artery - εσωτερική καρωτιδική αρτηρία
ECA	External Carotid Artery - εξωτερική καρωτιδική αρτηρία
IMT	Intima Media Thickness - Πάχος εσωτερικού μέσου
1D	Μονοδιάστατο/η
2D	Δισδιάστατο/η
3D	Τρισδιάστατος/η
A-mode	Analysis Mode
B-mode	Brightness Mode
M-mode	Motion Mode
PZT	Κεραμικός μόλυβδος τιτανίου
PAC	Parametric Active Contours
GAC	Geometric Active Contours
LSM	Level Sets Method
PDE	Partial Differential Equation
SRAD	Speckle-Reducing Anisotropic Diffusion
CDC	Carotid Diameter during Contraction - Καρωτιδική διάμετρος κατά τη συστολή
CDD	Carotid Diameter during Distension - Καρωτιδική διάμετρος κατά τη διαστολή
%CWD	percentage of the Carotid Wall Distension - Ποσοστό διάτασης τοιχώματος καρωτίδας

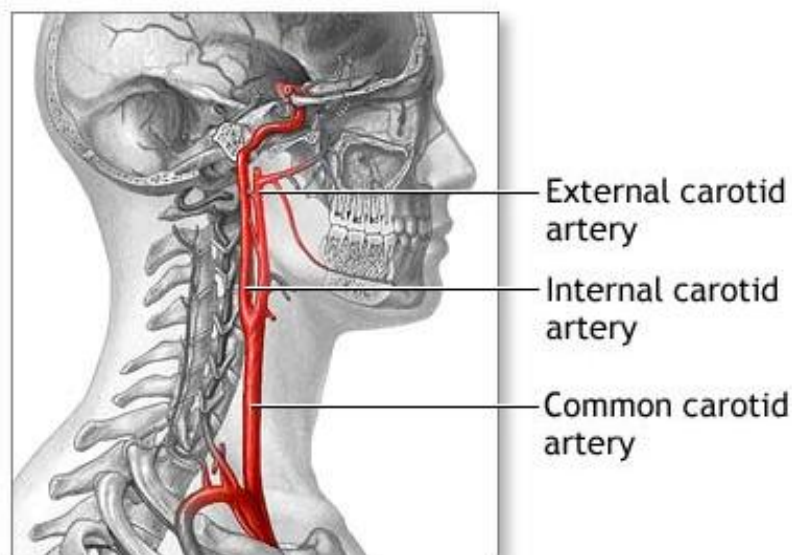
H/Y	Ηλεκτρονικός Υπολογιστής
BioViAn	Biomedical Video Analyzer
MSE	Mean Squared Error
RMSE	Root Mean Squared Error
NRMSE	Normalised Root Mean Squared Error
MAE	Mean Absolute Error
MAPE	Mean Absolute Percentage Error
Std	Standard deviation - Τυπική απόκλιση
ΠΕ	Περιοχή Ενδιαφέροντος
ROI	Region Of Interest

1 Εισαγωγή

Σε αυτό το κεφάλαιο γίνεται μία αναφορά στο πρόβλημα της αθηροσκλήρωσης, το βαθμό στένωσης και την κίνηση των τοιχωμάτων της καρωτιδικής αρτηρίας (ΚΑ). Τα πιο πάνω έχουν άμεση σχέση με την ανάλυση κίνησης που είναι και το θέμα της παρούσας εργασίας. Επιπλέον, περιγράφονται οι βασικές αρχές της κατάτμησης (segmentation), της απεικόνισης εικόνων υπερήχου, του θορύβου που εμφανίζεται σε τέτοιες εικόνες και πως αυτός μειώνεται χρησιμοποιώντας κατάλληλα ψηφιακά φίλτρα. Ακόμη, περιγράφονται προηγούμενες μελέτες υπολογιστικής ανάλυσης της κίνησης του αρτηριακού τοιχώματος της καρωτίδας από εικόνες υπερήχων. Τέλος, αναφέρεται ο σκοπός της διπλωματικής εργασίας.

1.1 Αθηροσκλήρωση και Ρίσκο Εγκεφαλικού

Η αθηροσκλήρωση της καρωτιδικής αρτηρίας είναι ο κύριος λόγος εγκεφαλικού επεισοδίου και ο τρίτος κύριος λόγος που οδηγεί σε θάνατο στις ΗΠΑ. Περίπου δύο φορές περισσότεροι άνθρωποι πεθαίνουν από καρδιαγγειακές ασθένειες λόγω αθηροσκλήρωσης από αυτούς που πεθαίνουν λόγω οποιασδήποτε μορφής καρκίνου (Murillo et al, 2006). Ορίζεται ως μία ασθένεια των αρτηριών μεσαίου και μεγάλου μήκους και χαρακτηρίζεται από τον σχηματισμό αθηρωματικής πλάκας λόγω της βαθμιαίας ενδοθηλιακής συσσώρευσης λιπιδίων, πρωτεϊνών και εστέρων χοληστερίνης στο αγγειακό τοίχωμα. Έτσι αλλάζουν οι μηχανικές ιδιότητες των αγγειακών τοιχωμάτων καθώς γίνονται περισσότερο άκαμπτα (Zarins, Xu & Glagon, 1995). Η παρουσία της αθηρωματικής πλάκας, μειώνει σημαντικά τη ροή του αίματος μέσα στην αρτηρία λόγω της στένωσης που εμφανίζει και η αρτηρία χαρακτηρίζεται από μη κανονική λειτουργία. Λόγω της παρουσίας αθηρωματικής πλάκας στην καρωτιδική αρτηρία, υπάρχει κίνδυνος για καρδιακή ή εγκεφαλική ισχαιμία. Ενδέχεται η αθηροσκλήρωση να εμφανιστεί σε διάφορα σημεία του σώματος, όπως την στεφανιαία αρτηρία, την επιφανειακή μηριαία αρτηρία, την νεφρική αορτή και τις αρτηρίες της καρωτίδας στο χώρο της κοινής διακλάδωσης (Δημητρακόπουλος, 2006) (βλ. Εικόνα 1-1).



ADAM.

Εικόνα 1-1: Το σύστημα της ανθρώπινης καρωτίδας Πηγή: <http://healthguide.howstuffworks.com>

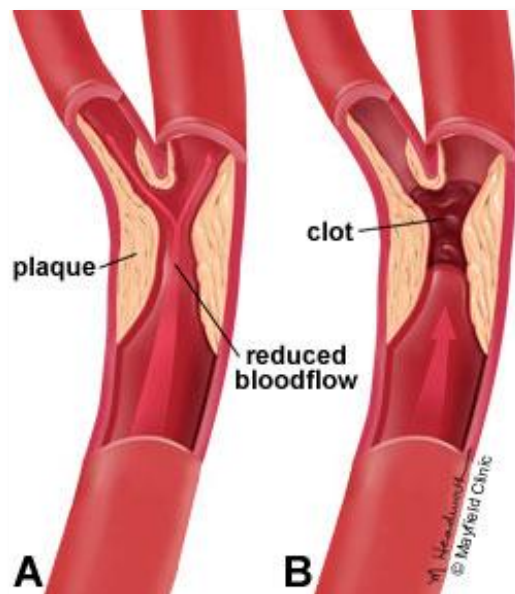
Στην Εικόνα 1-1 φαίνεται το σύστημα της ανθρώπινης καρωτίδας, το οποίο βρίσκεται στο λαιμό και περιέχει την κοινή αρτηρία - ΚΑ (Common carotid artery- CCA),

η οποία διακλαδώνεται στην εσωτερική αρτηρία (internal carotid artery - ICA) και την εξωτερική (external carotid artery - ECA). Η εσωτερική αρτηρία παρέχει αίμα και οξυγόνο στις εσωτερικές δομές του εγκεφάλου. Παράλληλα, παρέχει αίμα στους βολβούς των ματιών, στα αυτιά και στο εξωτερικό της μύτης. Αντίθετα, η εξωτερική αρτηρία παρέχει αίμα στο εξωτερικό μέρος του κρανίου (Δημητρακόπουλος, 2006).

1.1.1 Αθηρωματική πλάκα

Η αθηρωματική πλάκα ορίζεται ως ένα τοπικό πύκνωμα που περιλαμβάνει το εσωτερικό (intima) και το μεσαίο (media) στρώμα του βολβού (βλ. Εικόνα 1-4, 1-6(α)), την εσωτερική καρωτίδα, την εξωτερική καρωτίδα ή τις κοινές μηριαίες αρτηρίες. Προκαλείται από την ταχεία ανάπτυξη λείων μυϊκών κυττάρων, την εναπόθεση λιπιδίων όπως και τη συσσώρευση συνδετικού ιστού. Ο σχηματισμός αθηρωματικής πλάκας (βλ. Εικόνα 1-2, 1-3) αρχικά προκαλεί βαθμιαία, μία διεύρυνση του αγγείου με ελάχιστη έως καθόλου συμπίεση της κοιλότητας και μπορεί να οδηγήσει σε καρδιακή ή εγκεφαλική ισχαιμία (Δημητρακόπουλος, 2006). Ανάλογα με το βαθμό καρωτιδικής στένωσης στην περιοχή της πλάκας, αυξάνει και ο κίνδυνος καρδιακής ή εγκεφαλικής ισχαιμίας (ACAS, 1994).

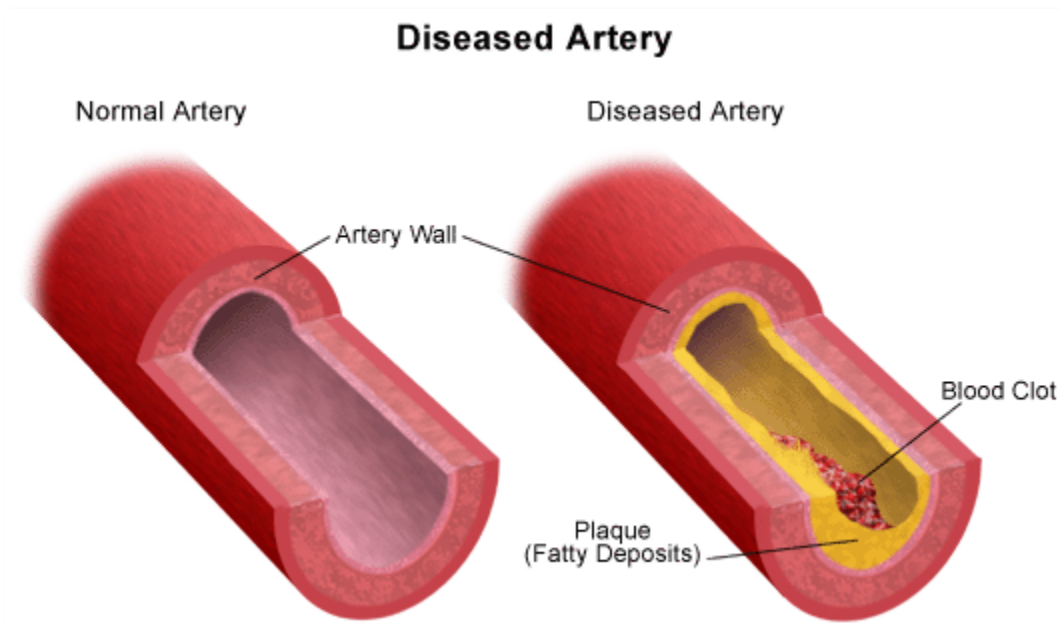
Στην Εικόνα 1-2, στο Α παρουσιάζεται η αθηρωματική πλάκα η οποία στενεύει την διάμετρο της αρτηρίας μειώνοντας τη ροή αίματος. Στο Β παρουσιάζεται η ανομοιογενής επιφάνεια του τοιχώματος της αρτηρίας η οποία προκαλεί δημιουργία θρόμβου, ο οποίος φράσσει το αγγείο ή αποκόπτεται, φράσσοντας ένα μικρότερο αγγείο.



Εικόνα 1-2: Επίδραση αθηρωματικής πλάκας στην ΚΑ Πηγή: <http://www.mayfieldclinic.com>

1.1.2 Βαθμός στένωσης καρωτιδικής αρτηρίας

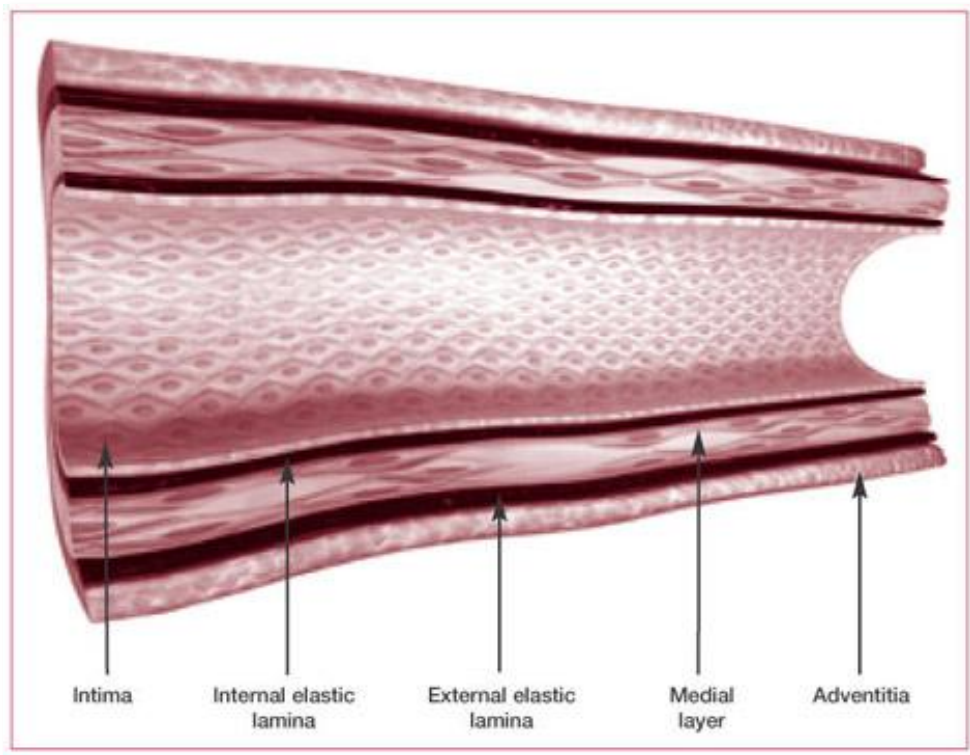
Ο βαθμός στένωσης της εσωτερικής αρτηρίας της καρωτίδας είναι το μόνο καλά διατυπωμένο μέτρο που χρησιμοποιείται για την εκτίμηση της πιθανότητας καρδιακής προσβολής και είναι ουσιαστικά το κυριότερο κριτήριο για το κατά πόσο είναι ενδεδειγμένη ή όχι μία επέμβαση καθαρισμού αρτηρίας (ACAS, 1994). Έτσι, όλο και περισσότερο γίνεται αποδεκτό ότι οι μετρήσεις του πάχους της καρωτιδικής αρτηριακής πλάκας μπορούν να χρησιμεύσουν ως πρώιμες ενδείξεις εμφάνισης καρδιαγγειακών παθήσεων όπως το καρδιακό έμφραγμα και το εγκεφαλικό επεισόδιο. Ένα εγκεφαλικό επεισόδιο συνήθως συμβαίνει όταν η παροχή αίματος σε μέρη του εγκεφάλου ξαφνικά διακόπτεται ή εμποδίζεται (ισχαιμικό επεισόδιο). Τα ισχαιμικά επεισόδια προκαλούνται από αρτηριακή στένωση σε ποσοστό 75% (Δημητρακόπουλος, 2006).



Εικόνα 1-3: Υγιής και μη υγιής αρτηρία. Πηγή: <http://lowerbloodpressurecheap.com>

Η απόφαση για θεραπεία της στένωσης της καρωτιδικής αρτηρίας δεν είναι πάντοτε απλή. Τα ενδεχόμενα οφέλη της επέμβασης πρέπει να αντισταθμίζονται με τον κίνδυνο που επιφυλάσσει η χειρουργική επέμβαση. Ο βαθμός στένωσης της καρωτιδικής αρτηρίας, το πάχος του εσωτερικού μέσου (intima media thickness - IMT), το οποίο είναι και το πάχος των αρτηριακών τοιχωμάτων (βλ. Εικόνα 1-4) και η παρουσία ή απουσία συμπτωμάτων είναι σημαντικοί παράγοντες που πρέπει να ληφθούν υπόψη για τη λήψη της απόφασης για χειρουργική επέμβαση ή όχι.

Το ρίσκο του εγκεφαλικού αυξάνεται με τη δριμύτητα της αρτηριακής στένωσης και μειώνεται μετά από ενδαρτηρεκτομή (endarterectomy) (ACAS, 1994). Επίσης, αναμένεται ότι η κίνηση της πλάκας και του τοιχώματος θα παρέχει επιπρόσθετες και σημαντικές πληροφορίες σχετικά με τη κανονική ή ανώμαλη κίνηση, τη σταθερότητα της πλάκας και το βαθμό της στένωσης, δίνοντας ένδειξη εγκεφαλικού επεισοδίου για κάποιο άτομο (Murillo κα, 2006).



Εικόνα 1-4: Τομή καρωτιδικής αρτηρίας Πηγή: <http://www.sononet.us>

1.1.3 Κίνηση τοιχωμάτων καρωτιδικής αρτηρίας

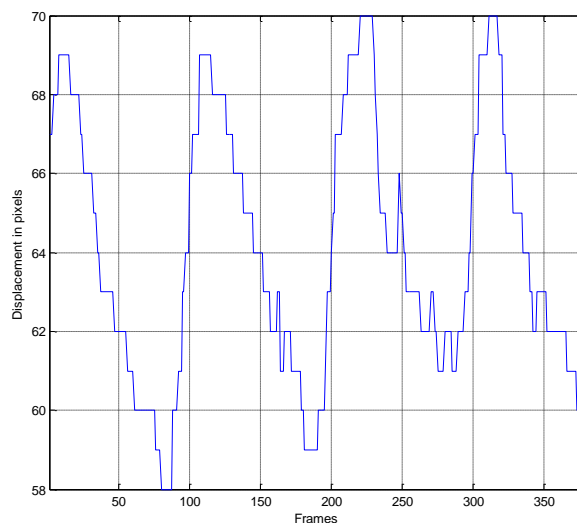
Ένα αρκετά ασφαλές και ευαίσθητο κριτήριο της κατάστασης των αρτηριακών τοιχωμάτων αποτελεί η κίνηση τους, η οποία επηρεάζεται με χαρακτηριστικό τρόπο από τις αλλοιώσεις που επισυμβαίνουν σε αυτά. Για παράδειγμα, το διάνυσμα της ταχύτητας συστολής και διαστολής μίας αρτηρίας, είναι διαφορετικό σε περιοχές με υγιές τοίχωμα και άλλο σε περιοχές όπου εμφανίζεται σκλήρυνση, πλάκα κλπ (Χαλάς, 2006).

Η εφαρμογή της παρακολούθησης και εκτίμησης της κίνησης (motion tracking, motion estimation) των αρτηριακών τοιχωμάτων βρίσκεται ακόμα σε ερευνητικά επίπεδα, με μόνη εξαίρεση τη μονοδιάστατη (1D) απεικόνιση της κίνησης του τοιχώματος κατά μήκος της υπερηχητικής δέσμης. Οι σύγχρονες διδιάστατες (2D) τεχνικές οι οποίες

εφαρμόζονται στην υπερηχητική αγγειογραφία στηρίζονται κυρίως σε ποσοτικές εκτιμήσεις, όπως ο υπολογισμός της αρτηριακής διαμέτρου και του πάχους του τοιχώματος χωρίς να λαμβάνουν υπόψη την κίνηση του. Οι αρτηριακές παράμετροι μπορούν να εκτιμηθούν αντικειμενικά με βάση στατικές εικόνες, αλλά απαιτούν ακρίβεια στη μέτρηση (βλ. Εικόνα 1-5).

Η εκτίμηση των ιδιοτήτων των αρτηριών μέσω της παρακολούθησης της κίνησης των τοιχωμάτων τους, δεν έχει βρει μέχρι σήμερα ευρεία εφαρμογή σε κλινικό περιβάλλον λόγω μερικών σημαντικών προβλημάτων. Τα προβλήματα αυτά είναι συνήθως τεχνικού χαρακτήρα (απουσία καθιερωμένων πρωτοκόλλων, ανεπαρκής ακρίβεια εξοπλισμού και μεθόδων) αλλά και τεχνοοικονομικού χαρακτήρα (Χαλάς, 2006).

Στην Εικόνα 1-5, παρουσιάζεται ένα τυπικό διάγραμμα κίνησης (states diagram) ΚΑ στο οποίο διακρίνονται οι συστολικές και οι διαστολικές καταστάσεις της και εξάγεται μέσα από την παρακολούθηση της κίνησης των τοιχωμάτων της.



Εικόνα 1-5: Διάγραμμα κίνησης καρωτιδικής αρτηρίας

1.2 Απεικόνιση Υπέρηχων

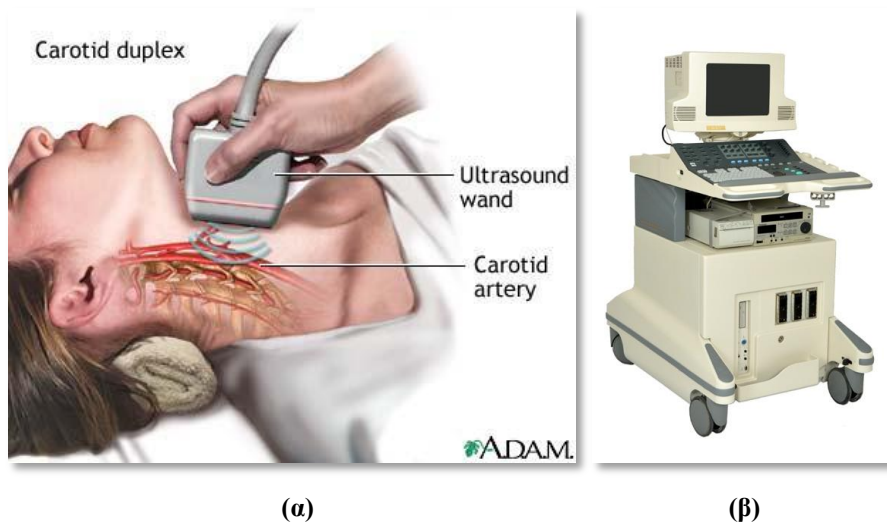
Η ανάπτυξη στη χρήση των υπέρηχων στη διάγνωση και την αξιολόγηση των αγγείων του ανθρώπινου σώματος έχει αυξηθεί τα τελευταία χρόνια. Η απεικόνιση υπέρηχων, παίζει σημαντικό ρόλο στην αξιολόγηση και χαρακτηρισμό των καρωτιδικών πλακών λόγω της μη επεμβατικής φύσης και των συνεχών βελτιώσεων απεικόνισης που παρουσιάζει. Το κύριο μειονέκτημα της απεικόνισης υπέρηχων είναι η μη καλή λειτουργία στην παρουσία κοκάλου ή ποσότητας αέρα, οπότε για να πραγματοποιηθεί κλινική αξιολόγηση χρειάζεται υψηλό επίπεδο ικανότητας στην εξαγωγή αλλά και στην ερμηνεία

της ιατρικής εικόνας. Υπάρχουν τέσσερις μέθοδοι απεικόνισης εικόνων υπέρηχου οι οποίες και εξηγούνται στη συνέχεια (Κεφ. 2.6): A-mode, B-mode, M-mode και Doppler.

Για τους σκοπούς της παρούσας εργασίας, θα χρησιμοποιηθούν μόνο δύο τύποι απεικόνισης υπέρηχων: τα βίντεο τύπου B-mode και η εικόνα M-mode η οποία εξάγεται απ' ευθείας από το βίντεο και στην οποία παρουσιάζεται η συνεχής κίνηση ενός σημείου της ΚΑ.

1.2.1 Απεικόνιση της καρωτίδας με χρήση υπέρηχων B-mode

Η δισδιάστατη απεικόνιση της καρωτίδας γίνεται συνήθως με τη μέθοδο απεικόνισης υπέρηχων B-mode (βλ. Εικόνα 1-6(α), 1-7). Η απεικόνιση της καρωτίδας είναι ιδιαίτερα αποτελεσματική καθώς ως επιφανειακό αγγείο, εκμεταλλεύεται τις ψηλές συχνότητες των υπέρηχων οι οποίες και επιτρέπουν σχετικά μικρό βάθος διείσδυσης. Όπως παρουσιάζεται στη συνέχεια, η εξασθένηση των κυμάτων υπέρηχων είναι εκθετική σε συνάρτηση με την απόσταση και διαφορετική για κάθε συχνότητα (μεγαλύτερη εξασθένηση των ψηλών συχνοτήτων σε σχέση με τις χαμηλές). Λόγω της εξασθένησης του κύματος, σε μεγαλύτερο βάθος παρατηρείται ελάττωση του λόγου σήματος προς θόρυβο και πολλές φορές μικρή παραμόρφωση του λαμβανόμενου παλμού υπέρηχων (Προΐσκου, 2010).

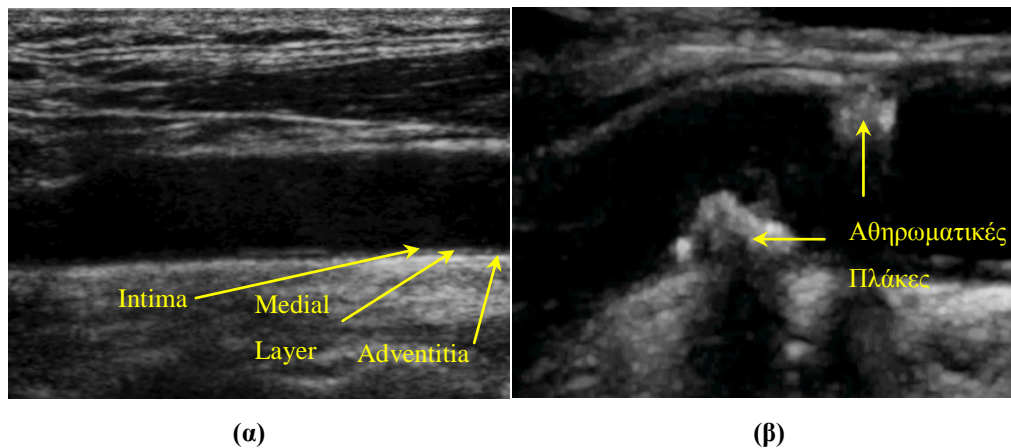


Εικόνα 1-6: Απεικόνιση Υπέρηχων (α) Λήψη εικόνων υπέρηχων στη καρωτίδα,

<http://www.uhseast.com>, (β) Υπερηχογράφος PHILIPS ATL HDI 5000, <http://www.medcorpllc.com>

Η απεικόνιση υπέρηχων της ΚΑ, της καρδιάς και των υπολοίπων αγγείων του ανθρώπινου σώματος, κατέχει πολύ σημαντική θέση στην ιατρική διαγνωστική καθώς χαρακτηρίζεται από πολύ χαμηλό κόστος, είναι μη επεμβατική και προκαλεί αμελητέα επιβάρυνση στον οργανισμό του ασθενούς. Επίσης, στις πλείστες των περιπτώσεων, η

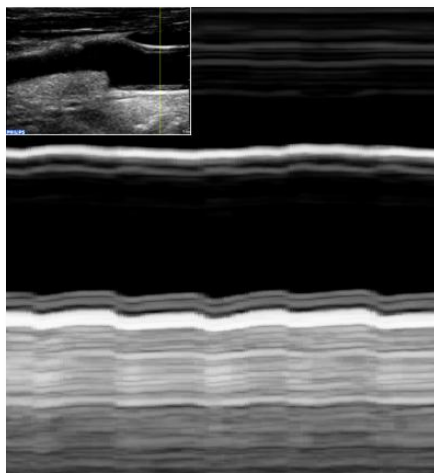
διαδικασία αυτοματοποιείται και εκτελείται σε πραγματικό χρόνο. Ένα άλλο σημαντικό πλεονέκτημα των τεχνικών με χρήση υπέρηχων είναι η δυνατότητα απεικόνισης της κίνησης των κινούμενων δομών. Στην Εικόνα 1-7 φαίνεται στο (α) απεικόνιση υπέρηχων B-mode υγιούς ΚΑ και στο (β) απεικόνιση υπέρηχων B-mode ΚΑ με πλάκα.



Εικόνα 1-7: Εικόνες υπέρηχων ΚΑ

1.2.2 Απεικόνιση της κίνησης της ΚΑ με χρήση εικόνας M-mode

Μία εικόνα M-mode εξάγεται με δύο μεθόδους. Απευθείας από τον υπερηχογράφο, και μέσω επεξεργασίας βίντεο υπέρηχων. Κατά την 2^η μέθοδο η οποία και χρησιμοποιείται στην παρούσα εργασία, η εικόνα M-mode δημιουργείται παίρνοντας την πληροφορία μίας συγκεκριμένης στήλης κάθε frame του βίντεο και τοποθετώντας την διαδοχικά την μία δίπλα στην άλλη (βλ. Εικόνα 1-8). Η επεξεργασία και ανάλυση μίας τέτοιας εικόνας από βίντεο ΚΑ, μπορεί να χρησιμοποιηθεί έτσι ώστε να εξαχθούν οι καταστάσεις κίνησης της ΚΑ και να εκτιμηθούν οι αντίστοιχες αλλαγές των τοιχωμάτων της (Loizou et al, 2010).



Εικόνα 1-8: Εικόνα M-mode από βίντεο υπέρηχων ΚΑ

1.3 Θόρυβος σε Εικόνες Υπέρηχων

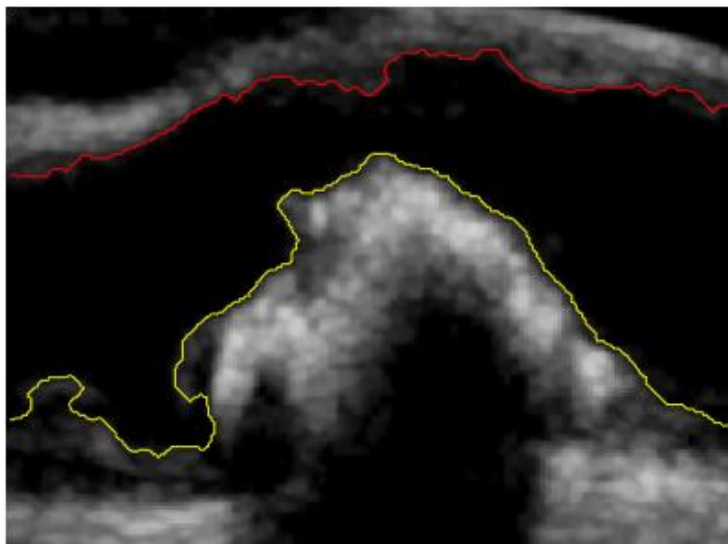
Ως θόρυβος εικόνας ορίζεται η τυχαία μεταβολή της φωτεινότητας ή της χρωματικής πληροφορίας σε αυτή. Υπάρχουν δύο είδη τύπων θορύβου εικόνας, ο προσθετικός θόρυβος (additive noise), ο οποίος αφαιρείται με σχετικά απλά φίλτρα και ο πολλαπλασιαζόμενος θόρυβος (speckle noise), ο οποίος και δεν αφαιρείται τόσο εύκολα (Loizou, 2005). Ο πολλαπλασιαζόμενος θόρυβος είναι έμφυτος τις περισσότερες φορές στις εικόνες υπέρηχων, γεγονός που δημιουργεί αρνητικές επιδράσεις στην ερμηνεία μίας εικόνας, στη επεξεργασία της αλλά και κατά την ιατρική διάγνωση (Rabbani et al, 2008). Η διαδικασία απομάκρυνσης του θορύβου speckle πρέπει να γίνεται πολύ προσεκτικά καθώς κάποιες φορές καταστρέφονται σημαντικά χαρακτηριστικά της εικόνας και έτσι, θεωρείται αντιπαραγωγική (Yongjian, 2002).

1.4 Κατάτμηση Ψηφιακής Εικόνας και Βίντεο

Στην ψηφιακή απεικόνιση, ο όρος κατάτμηση (segmentation) ουσιαστικά αναφέρεται στη διαδικασία διαχωρισμού μίας ψηφιακής εικόνας σε πολλαπλά τμήματα (superpixels). Ο σκοπός της κατάτμησης είναι να απλοποιήσει ή/και να αλλοιώσει την εμφάνιση μίας εικόνας ώστε να είναι πιο περιεκτική και ευκολότερο να αναλυθεί. Η κατάτμηση εικόνας, τυπικά χρησιμοποιείται ώστε να ανιχνευθούν αντικείμενα και ακμές (ευθείες, καμπύλες κλπ) σε αυτήν. Πιο συγκεκριμένα, κατάτμηση εικόνας είναι η διαδικασία εναπόθεσης ενός τίτλου (label) σε κάθε εικονοστοιχείο (pixel) της εικόνας, έτσι ώστε τελικώς ,τα pixels με τον ίδιο τίτλο να ανήκουν στην ίδια κατηγορία οπτικών χαρακτηριστικών.

Το αποτέλεσμα της κατάτμησης είναι ένα σύνολο τμημάτων τα οποία συλλογικά καλύπτουν ολόκληρη την εικόνα, ή ένα σύνολο από περιγράμματα τα οποία εξάχθηκαν από την εικόνα. Όλα τα pixels σε μία περιοχή παρουσιάζουν ομοιότητα με βάση ένα μοναδικό χαρακτηριστικό ή ιδιότητα, όπως το χρώμα, την ένταση ή την υφή. Όταν η κατάτμηση εφαρμόζεται σε μία σειρά από εικόνες, συνήθως στην ιατρική απεικόνιση, τα εξαγόμενα περιγράμματα χρησιμοποιούνται για ανακατασκευή σε τρεις διαστάσεις (3D reconstructions) με τη βοήθεια αλγόριθμων παρεμβολής (interpolation algorithms) όπως τον αλγόριθμο Marching cubes.

Μέθοδοι κατάτμησης χρησιμοποιούνται ευρέως στην ιατρική απεικόνιση όπως, εντοπισμός όγκων και άλλων παθολογιών, μέτρηση όγκου ιστού, καθοδηγούμενη από H/Y χειρουργική επέμβαση κα.



Εικόνα 1-9: Εφαρμογή κατάτμησης σε εικόνα υπέρηχων ΚΑ με πλάκα

Στην Εικόνα 1-9 βλέπουμε τα αποτελέσματα κατάτμησης σε εικόνα υπέρηχων καρωτιδικής αρτηρίας με πλάκα, χρησιμοποιώντας τη μέθοδο των Chan & Vese, 2001 η οποία και περιγράφεται με λεπτομέρεια στο κεφάλαιο 4. Η κατάτμηση έγινε ώστε να διαχωριστούν τα πάνω και κάτω τοιχώματα του αυλού της αρτηρίας, και έτσι να διαπιστωθεί ο βαθμός ελάχιστης και μέγιστης στένωσης. Αναμένεται ότι η κίνηση της πλάκας και των τοιχωμάτων της ΚΑ θα παρέχουν επιπρόσθετες και σημαντικές πληροφορίες σχετικά με την κανονική ή μη κανονική κίνηση, μετρώντας την ευστάθεια και το βαθμό της στένωσης, δίνοντας έτσι ένδειξη για ένα άτομο να αναπτύξει εγκεφαλικό επεισόδιο (Murillo et al, 2006).

1.5 Βιβλιογραφική Ανασκόπηση

Διάφοροι ερευνητές έχουν ασχοληθεί στο παρελθόν με την ανάλυση της κίνησης της ΚΑ. Πιο κάτω αναφέρονται περιληπτικά και σε χρονολογική σειρά μερικές από τις πιο σημαντικές εργασίες που έχουν δημοσιευτεί, η δουλειά που έχει γίνει από τους ερευνητές που ασχολήθηκαν με το θέμα και τα συμπεράσματα στα οποία έχουν καταλήξει.

Το 1994 οι Gamble et al, μελέτησαν την επαναληψιμότητα μίας πληθώρας ενδείξεων αρτηριακής ακαμψίας οι οποίες υπολογίστηκαν από τυπική εικόνα υπέρηχων M-mode ΚΑ. Κατέληξαν στο συμπέρασμα, ότι οι εκτιμήσεις για την διάταση αλλά και τη συγχρονική επαναφορά της ΚΑ οι οποίες εξάγονται από εικόνα υπέρηχων M-mode, είναι μετρίως επαναλαμβανόμενες, με άλλα λόγια, η κίνηση της ΚΑ είναι περιοδική.

Το 2000 οι Abolmaesumi et al, παρουσίασαν ένα νέο, πλήρως αυτοματοποιημένο σύστημα εντοπισμού και κατάτμησης, για εξαγωγή των ακμών της ΚΑ από εικόνες υπέρηχων, σε πραγματικό χρόνο χρησιμοποιώντας τον αλγόριθμο Star. Αφού το σύστημα εφαρμόστηκε, η χρησιμοποιούμενη μέθοδος παρουσίασε ικανοποιητική απόδοση.

Το 2001, οι Van Bortel et al, σύγκριναν δύο μεθόδους μέτρησης IMT από εικόνα B-mode και εικόνα M-mode αντίστοιχα, της κοινής ΚΑ (B-IMT και M-IMT). (IMT = Intima Media Thickness, Πάχος Τοιχώματος ΚΑ). Κατέληξαν σε αποδεκτή συμφωνία μεταξύ των δύο μεθόδων και στο γεγονός ότι δεν υπάρχει σημαντική στατιστική διαφορά μεταξύ B-IMT και M-IMT.

Το 2003 οι Golemati et al, εφάρμοσαν μία ποσοτική μέθοδο για υπολογισμό κίνησης ώστε να αναλυθεί η κίνηση του αρτηριακού τοιχώματος από διαδοχικές εικόνες υπέρηχων B-mode. Τα αποτελέσματα τους έδειξαν την αναμενόμενη κυκλική κίνηση σε ακτινωτή κατεύθυνση και μερική αξονική κίνηση του αρτηριακού τοιχώματος.

Ο Μπαλκίζας, το 2005, σύγκρινε τις μεταβολές της αρτηριακής διαμέτρου κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου τις οποίες εξήγαγε με τρεις διαφορετικές τεχνικές. Με τον μετασχηματισμό Hough, με χρήση block matching και ανάλυση εικόνας M-mode. Έδειξε, ότι στην περίπτωση απεικόνισης της ΚΑ σε κυκλική μορφή (χωρίς αθηρωματική πλάκα), ο μετασχηματισμός Hough δίνει με ακρίβεια το περίγραμμα του αυλού των αρτηριακών τοιχωμάτων.

Το 2006 οι Murillo et al, υπολόγισαν τις τροχιές κίνησης σε βίντεο υπέρηχων ΚΑ με αθηρωματικές πλάκες. Τα αποτελέσματα τους κατέδειξαν ότι οι τροχιές κίνησης ακολουθούν τους καρδιακούς κύκλους, δεχόμενες δυνάμεις από διάφορα μέρη της πλάκας και των αρτηριακών τοιχωμάτων ώστε να εμφανίζονται σε φάση. Ακόμη, η κίνηση της πλάκας, παρουσίασε μεγαλύτερες αποκλίσεις και περισσότερο απότομες αλλαγές από την κίνηση των αρτηριακών τοιχωμάτων.

Το 2007 οι Bianchini et al, προσπάθησαν να αξιολογήσουν την τοπική ακαμψία των επιφανειακών αρτηριών, μετρώντας την αλλαγή της διαμέτρου των κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου χρησιμοποιώντας βίντεο υπέρηχων σε συνδυασμό με την τοπική παλμική πίεση. Έδειξαν ότι, υγιείς και υπέρτασικοί ασθενείς παρουσιάζουν διαφορετική τοπική ακαμψία στις επιφανειακές αρτηρίες. Επίσης, το 2007 οι Golemati et al, υπολόγισαν την κίνηση του τοιχώματος και της πλάκας ΚΑ από βίντεο υπέρηχων χρησιμοποιώντας τεχνικές οπτικής ροής (optical flow) και ταύτισης περιοχών (block matching) όμως κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι απαιτείται περισσότερη διερεύνηση γύρω από την μέθοδο κατάτμησης που χρησιμοποιήθηκε.

Το 2008 οι Fancourt et al, περιέγραψαν μία μέθοδο κατάτμησης εικόνας υπέρηχων M-mode τοιχώματος ΚΑ πολύ μεγάλης ανάλυσης. Κατέληξαν σε μία λεπτομερή διαστολική κυματομορφή που έχει τη δυναμική να περιλαμβάνει υπάρχων αγγειακούς βιοδείκτες (vascular biomarkers), όπως συστολή και διαστολή.

Το 2010 οι Loizou et al, μελέτησαν κατά πόσο μπορεί να μοντελοποιηθεί η κίνηση της ΚΑ από διάγραμμα κίνησης M-mode, το οποίο εξάγεται από βίντεο υπέρηχων τύπου B-mode. Κατέληξαν σε πολύ ικανοποιητικά αποτελέσματα καθώς εξήγαγαν τις καταστάσεις της ΚΑ και μπόρεσαν να εκτιμήσουν τις αντίστοιχες αλλαγές των τοιχωμάτων της. Επίσης, το 2010 οι Murillo et al, παρείχαν ένα πρότυπο ολικής βελτιστοποίησης για παραγωγή εκτιμήσεων κίνησης υψηλής ανάλυσης από κλινικά βίντεο ΚΑ με αθηρωματική πλάκα, με την ακρίβεια των αποτελεσμάτων να εξαρτάται από την επιλογή των κατάλληλων παραμέτρων.

1.6 Σκοπός της Διπλωματικής Εργασίας

Η αντιμετώπιση του συγκεκριμένου ιατρικού θέματος, χρήζει την ανάμειξη της τεχνολογίας απαραίτητη και η συνεχής βελτίωση των τρόπων εξαγωγής πληροφορίας από ιατρικές εικόνες ή βίντεο οδηγεί σε καλύτερες διαγνώσεις και ουσιαστικά σώζει ζωές. Η υλοποίηση των πιο κάτω στόχων θα έχει ως αποτέλεσμα την δημιουργία ενός τέτοιου ολοκληρωμένου συστήματος το οποίο θα υποβοηθά τον θεράποντα ιατρό να κάνει μία πιο εμπειριστατωμένη διάγνωση λαμβάνοντας υπόψη και πληροφορίες οι οποίες δεν υπήρχαν προηγουμένως.

Πρωτεύων στόχος της παρούσας εργασίας είναι η κατασκευή ενός ολοκληρωμένου ιατρικού συστήματος σε περιβάλλον MATLAB[®] το οποίο θα αναλύει βίντεο υπέρηχων ΚΑ τύπου B-mode. Πιο συγκεκριμένα, μέσα από το πιο πάνω σύστημα, θα μπορεί να υλοποιηθεί:

1. Εξαγωγή, επεξεργασία και κατάτμηση εικόνας διαγράμματος κίνησης (M-mode) για μοντελοποίηση της κίνησης της ΚΑ.
2. Εξαγωγή συστολικών και διαστολικών χρόνων (χαρακτηρισμός κανονικής κίνησης ή όχι).
3. Παρακολούθηση της κίνησης της πλάκας και των τοιχωμάτων της ΚΑ σε βίντεο χρησιμοποιώντας κατάλληλη μέθοδο κατάτμησης ενεργών περιγραμμάτων.

Το σύστημα έχει εφαρμοστεί και αξιολογηθεί σε 10 βίντεο υπέρηχων ΚΑ που έχουν ληφθεί από τον υπερηχογράφο ATL HDI-5000 (Advanced Technology Laboratories,

Seattle, USA) από τέσσερεις (4) συμπτωματικούς και έξι (6) μη συμπτωματικούς ασθενείς. Η αξιολόγηση έχει γίνει:

- Βάσει οπτικής παρατήρησης από έμπειρο ιατρό του Ινστιτούτου Νευρολογίας και Γενετικής Κύπρου
- Βάσει στατιστικής ανάλυσης των δεδομένων που προέκυψαν

Θα πρέπει σε αυτό το σημείο να τονιστεί, ότι εξ όσων γνωρίζουμε, δεν έχει προταθεί προηγουμένως άλλο παρόμοιο σύστημα για την ανάλυση κίνησης ΚΑ από άλλους ερευνητές.

1.7 Περιγραφή Κεφαλαίων που Ακολουθούν

Στο 2^ο κεφάλαιο, παρουσιάζονται οι βασικές φυσικές διαδικασίες που σχετίζονται με την παραγωγή, τη διάδοση και την ανίχνευση των κυμάτων υπέρηχων. Επίσης, αναφορά γίνεται στα κύρια συστήματα και μεθόδους υπερηχογραφικής απεικόνισης. Στο 3^ο κεφάλαιο, αναπτύσσονται οι μέθοδοι κατάτμησης με μαθηματικά μοντέλα, που χρησιμοποιούνται στην παρούσα εργασία. Πιο συγκεκριμένα, γίνεται αναφορά στην μέθοδο της κατωφλίωσης, στα ενεργά περιγράμματα (active contours), στα σύνολα επιπέδων (level-sets) και στα ενεργά περιγράμματα χωρίς ακμές (active contours without edges). Στο 4^ο κεφάλαιο, γίνεται μία εισαγωγή στον πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο τύπου speckle ο οποίος συναντάται ευρέως στις εικόνες υπερήχων. Επίσης, γίνεται αναφορά στην μαθηματική μοντελοποίηση του αλλά και στην απομάκρυνση του με τη χρήση φίλτρων διάχυσης (diffusion filtering). Στο 5^ο κεφάλαιο, παρουσιάζεται με λεπτομέρεια η μεθοδολογία που επιτελέστηκε για την υλοποίηση των αρχικών στόχων της διπλωματικής αυτής εργασίας. Τα αποτελέσματα που εξάχθηκαν για την αξιολόγηση του συστήματος και των αλγορίθμων που κατασκευάστηκαν, παρουσιάζονται στο κεφάλαιο 6. Στο 7^ο κεφάλαιο, γίνεται σχολιασμός των αποτελεσμάτων και σύγκριση τους τα αποτελέσματα από εργασίες άλλων ερευνητών όπως και περιορισμοί που αντιμετωπίστηκαν. Στο 8^ο και τελευταίο κεφάλαιο, παρουσιάζονται τα συμπεράσματα της παρούσας εργασίας και προτεινόμενη μελλοντική εργασία.

2 Απεικόνιση Υπέρηχων

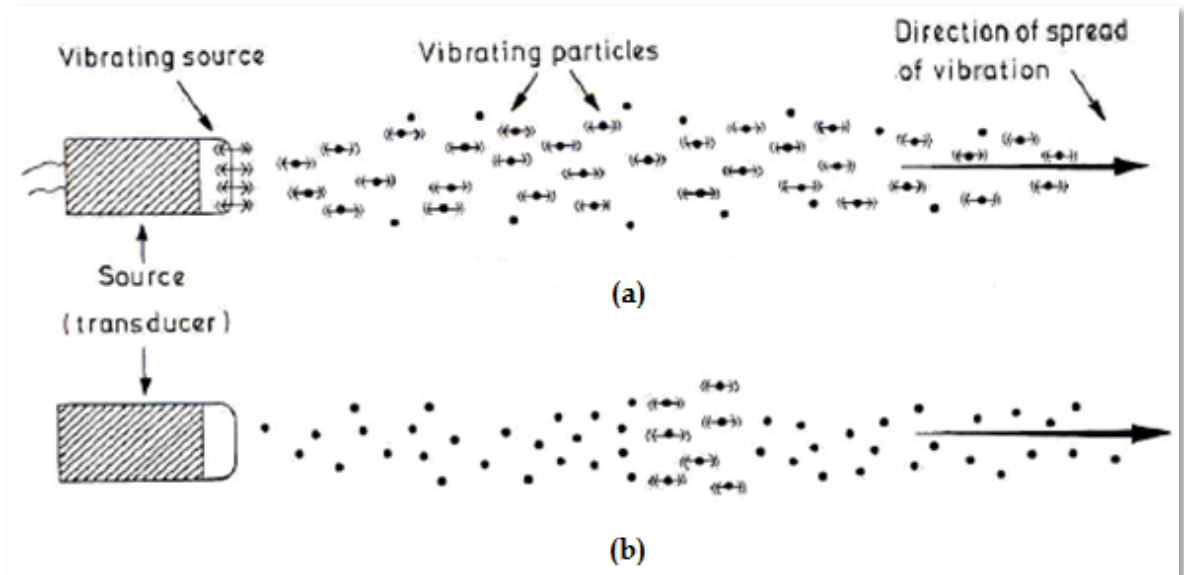
Για την κατανόηση των διαφόρων τεχνικών απεικόνισης υπέρηχων, είναι απαραίτητη η επαρκής γνώση των βασικών φυσικών διαδικασιών που σχετίζονται με την παραγωγή, τη διάδοση και την ανίχνευση των υπερηχητικών κυμάτων.

2.1 Θεμελιώδης Φυσική των Υπέρηχων

Πριν δοθεί ο ορισμός του υπέρηχου, πρέπει να γίνει κατανοητός ο όρος του μέσου διάδοσης. Παραδείγματα διαφόρων μέσων διάδοσης είναι ο αέρας, το νερό, το αίμα κτλ. και ο ανθρώπινος ιστός στην περίπτωση των υπέρηχων. Κάθε ένα από τα πιο πάνω, αποτελείται από υπομονάδες οι οποίες ονομάζονται σωματίδια ύλης (particles). Στη διαγνωστική με υπέρηχους, η παρουσία του μέσου διάδοσης είναι μεγάλης σημασίας, καθώς ο ήχος, δεν διαδίδεται στο κενό. Επίσης, το τρόπος διάδοσης του ηχητικού κύματος διαμέσου ενός μέσου διάδοσης επηρεάζεται σε μεγάλο βαθμό από τις φυσικές ιδιότητες του μέσου.

Ο υπέρηχος, είναι στην ουσία μία μορφή ενέργειας, η οποία αποτελείται από μηχανικές ταλαντώσεις, σε συχνότητες συνήθως πολύ ψηλότερες από το εύρος στο οποίο ανήκουν οι συχνότητες τις οποίες μπορεί να ακούσει ο άνθρωπος. Το κατώτερο όριο συχνότητας του φάσματος των υπέρηχων είναι περίπου τα 20 KHz. Όμως, οι πλείστες εφαρμογές διάγνωσης χρησιμοποιούν συχνότητες στο εύρος 1-15 MHz. Η ενέργεια των υπέρηχων, διαδίδεται στο μέσο έχοντας μορφή διαμήκων κυμάτων. Τα σωματίδια το οποία και αποτελούν το μέσο διάδοσης, ταλαντώνονται γύρω από τη θέση ισορροπίας τους με αποτέλεσμα την παράλληλη διάδοση της ενέργειας προς τη διεύθυνση των ταλαντώσεων, χωρίς να υπάρχει μεταφορά ύλης σωματιδίων. Οι παράμετροι που χρησιμοποιούνται για να ποσοτικοποιηθεί ένα συνεχές κύμα υπέρηχου (continuous wave) (βλ. Εικόνα 2-1(a)), είναι το πλάτος (amplitude), η συχνότητα (frequency), το μήκος κύματος (wavelength), η ένταση (intensity) και η ταχύτητα διάδοσης (propagation velocity) του.

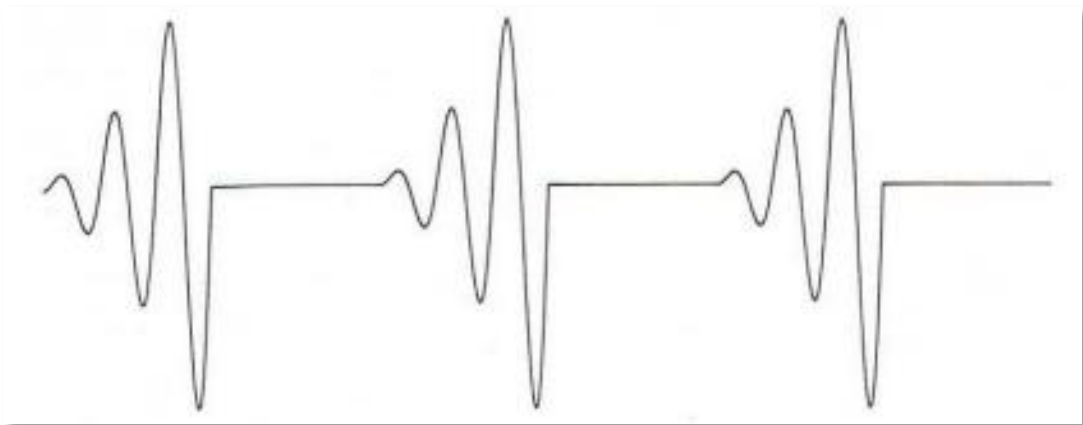
Στην Εικόνα 2-1, στο (a), παρουσιάζεται η διάδοση συνεχών ηχητικών δονήσεων στο χώρο και στο (b) παρουσιάζεται η διάδοση παλμικών ηχητικών δονήσεων στο χώρο τα οποία χρησιμοποιούνται ευρέως στη διαγνωστική υπέρηχων (Δημητρακόπουλος, 2006).



Εικόνα 2-1: Διάδοση (a) συνεχών και (b) παλμικών δονήσεων Πηγή: Δημητρακόπουλος, 2006

2.2 Παλμικά Κύματα Υπέρηχων

Για την απεικόνιση με τη χρήση υπερήχων, χρησιμοποιούνται παλμοί βραχείας (short) διάρκειας (βλ. Εικόνα 2-2). Κάθε παλμός αποτελείται από ένα μεγάλο αριθμό κυμάτων, διαφορετικών συχνοτήτων μεταξύ τους. Ο κύριος λόγος που αυτός ο τύπος κυμάτων χρησιμοποιείται στην διαγνωστική απεικόνιση, είναι η δυνατότητα που παρουσιάζουν να μεταφέρουν περισσότερη «πληροφορία» σε σχέση με την πληροφορία που μπορούν να μεταφέρουν τα συνεχή κύματα μίας συχνότητας.



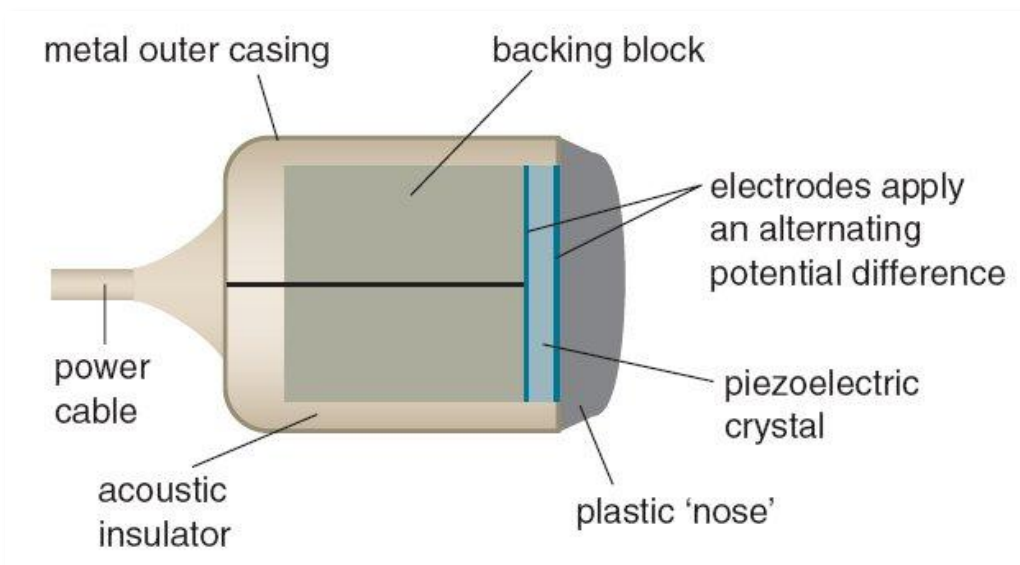
Εικόνα 2-2: Τυπικοί παλμοί υπερήχων Πηγή: Καλιτζές, 2006

Τα παλμικά κύματα χαρακτηρίζονται από τις εξής παραμέτρους:

- I. Συχνότητα επαναληψιμότητας παλμών PRF (Hz) - Ο αριθμός των παλμών σε μονάδα χρόνου
- II. Περίοδος επαναληψιμότητας παλμού PRP (sec) - Ο χρόνος από το ξεκίνημα ενός παλμού, μέχρι και το ξεκίνημα του επόμενου
- III. Διάρκεια παλμού (Pulse duration) - Ο χρόνος που απαιτείται για την μετάδοση ενός και μόνο παλμού
- IV. Duty factor - Ο λόγος της διάρκειας ενός παλμού προς το PRP

2.3 Παραγωγή και Ανίχνευση Υπέρηχων

Οι υπέρηχοι παράγονται και ανιχνεύονται χρησιμοποιώντας το μετατροπέα ενέργειας (ultrasound transducer) (βλ. Εικόνα 2-3). Ο μετατροπέας έχει την ικανότητα να στέλνει υπέρηχους και στη συνέχεια ο ίδιος μετατροπέας λαμβάνει τον ήχο που επιστρέφει μετατρέποντας τον σε ηλεκτρικό σήμα προς διάγνωση.



Εικόνα 2-3: Μετατροπέας ενέργειας Πηγή: <http://www.genesis.net.au>

Όπως έχει περιγραφεί προηγουμένως, για να παραχθεί ήχος σε ένα μέσο διάδοσης, απαιτείται η ταλάντωση των σωματιδίων που το απαρτίζουν. Για την παραγωγή υπέρηχων, εναλλασσόμενο ρεύμα εφαρμόζεται σε πιεζοηλεκτρικό κρύσταλλο, συνήθως συνθετικό κεραμικό μόλυβδο τιτανίου (PZT). Ο πιεζοηλεκτρικός κρύσταλλος μεγαλώνει και συρρικνώνεται ανάλογα με την τάση στα άκρα του. Εφαρμόζοντας εναλλασσόμενο ρεύμα διαμέσου αυτού, προκαλείται δόνηση σε μεγάλη ταχύτητα και η παραγωγή υπερήχων.

Η πιο πάνω μετατροπή ηλεκτρικής ενέργειας σε μηχανική ενέργεια είναι γνωστή ως πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο. Στη συνέχεια, ο ήχος αναπηδά στο αντικείμενο προς διερεύνηση και ακολούθως επιστρέφει στον πιεζοηλεκτρικό κρύσταλλο, ο οποίος τώρα παρουσιάζει το αντίστροφο φαινόμενο - την μετατροπή μηχανικής ενέργειας που παράγεται από τον ήχο δόνησης του κρυστάλλου σε ηλεκτρική ενέργεια. Μετρώντας το χρονικό διάστημα μεταξύ αποστολής και λήψης του υπέρηχου, το πλάτος και το βαθμό έντασης (pitch) του, ένας υπολογιστής μπορεί να παράξει εικόνες, να υπολογίσει απόσταση βάθους και ταχύτητες.

2.4 Εξασθένηση Υπέρηχων

Η εξασθένηση της έντασης του ηχητικού κύματος μειώνεται με την αύξηση του βάθους διείσδυσης μέσω του τύπου:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.1)$$

όπου

I : η ένταση του υπέρηχου στο υπό εξέταση σημείο

I_0 : η αρχική ένταση

x : η απόσταση που διανύει το ηχητικό κύμα

μ : ο συντελεστής εξασθένησης

Ο συντελεστής εξασθένησης, μ , εξαρτάται από το υλικό του ιστού, οπότε για διαφορετικά υλικά έχουμε διαφορετικό ποσοστό εξασθένησης της έντασης του κύματος.

Επίσης, η εξασθένηση του παλμού εξαρτάται από τη συχνότητα του κύματος. Όσο μεγαλύτερη είναι η συχνότητα του κύματος υπέρηχων τόσο μεγαλύτερη η εξασθένηση που αυτό υφίσταται αλλά και μικρότερο το βάθος διείσδυσης. Έτσι, στην πράξη, οι ψηλές συχνότητες χρησιμοποιούνται για επιφανειακά όργανα και οι χαμηλές συχνότητες για όργανα σε μεγαλύτερο βάθος.

2.5 Συστήματα Υπερηχογραφικής Απεικόνισης

Στις περισσότερες των περιπτώσεων, τα συστήματα υπερηχογράφισης (ultrasound systems) που χρησιμοποιούνται στις μέρες μας, είναι πραγματικού χρόνου (real time). Ένας ή περισσότεροι πιεζοηλεκτρικοί κρύσταλλοι βρίσκονται μέσα στο μετατροπέα

(transducer) ο οποίος εφαρμόζεται επιφανειακά στον ασθενή. Για να παραχθεί μία δισδιάστατη εικόνα ο μετατροπέας πρέπει ή να κινείται χειρωνακτικά από τον ιατρό ή το χειριστή ή η κατεύθυνση της δέσμης υπερήχων να καθοδηγείται από διάταξη κρυστάλλων. Μεταξύ του ασθενή και του μετατροπέα πρέπει να μην παρεμβάλλεται αέρας καθώς οι ακουστικές ιδιότητες του αέρα διαφέρουν πολύ από αυτές των ιστών οπότε μπορούμε να έχουμε μεγάλη απώλεια ενέργειας. Για τον πιο πάνω λόγο, μεταξύ μετατροπέα και ασθενή τοποθετείται ειδική κρέμα (coupling gel). Η σάρωση, η οποία γίνεται αυτόματα όταν ο μετατροπέας (ηχοβολέας) έρθει σε επαφή με την επιφάνεια του δέρματος, υλοποιείται με δύο τρόπους, μηχανικά και ηλεκτρονικά.

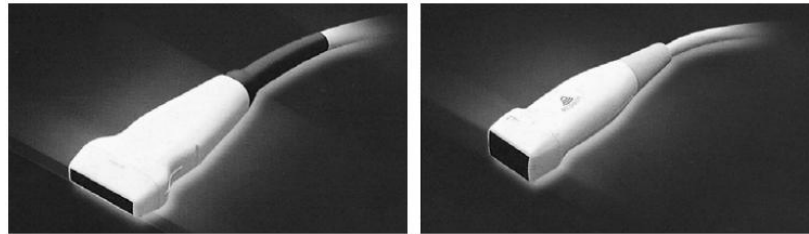
Η **μηχανική σάρωση** επιτυγχάνεται χρησιμοποιώντας ένα (1) ή περισσότερους κρυστάλλους, οι οποίοι εκτελούν σάρωση στη περιοχή ενδιαφέροντος κινούμενοι μηχανικά. Υπάρχουν οι εξής τύποι μηχανικής κίνησης:

- I. στροφική κίνηση (rotational motion)
- II. στροφική ταλάντωση (rotational oscillation)
- III. στροφική ταλάντωση κατόπτρου (rotational mirror oscillation)

Τα περισσότερα σύγχρονα συστήματα δεν χρησιμοποιούν την τεχνική της μηχανικής σάρωσης, αλλά χρησιμοποιούν την τεχνική της ηλεκτρονικής σάρωσης και για το λόγο αυτό στη συνέχεια θα αναλυθούν μόνο τα συστήματα αυτού του τύπου.

Η **ηλεκτρονική σάρωση** επιτυγχάνεται με τη χρήση γραμμικής ή κατοπτρικής διάταξης μεγάλου αριθμού (πέραν των 100) κρυστάλλων (μεταλλακτών).

Η **γραμμική διάταξη** ηλεκτρονικής σάρωσης, η οποία χρησιμοποιείται συνήθως για την απεικόνιση περιφερειακών αγγείων, χωρίζεται σε δύο υποκατηγορίες. Η απλή διάταξη (βλ. Εικόνα 2-4(α)) στην οποία έχουμε ένα μεγάλο αριθμό από κρυστάλλους τοποθετημένους ο ένας δίπλα στον άλλο (απλή γραμμική διάταξη κρυστάλλων) οι οποίοι διεγείρονται κατά ομάδες, από το ένα άκρο της διάταξης μέχρι το άλλο, με αποτέλεσμα την ιδιαίτερα γρήγορη σάρωση της περιοχής ενδιαφέροντος από το κύμα υπερήχων για τη δημιουργία της επιθυμητής εικόνας. Στη διάταξη φάσης (βλ. Εικόνα 2-4(β)), η διέγερση των κρυστάλλων γίνεται με ελεγχόμενη χρονική καθυστέρηση. Έτσι, επιτυγχάνεται ηλεκτρονικά ο προσανατολισμός του υπερηχητικού πεδίου και της εστιακής απόστασης. Το πλεονέκτημα των διατάξεων φάσης, είναι το μικρό μέγεθος της επιφάνειας εκπομπής αλλά παράλληλα και το μεγάλο εύρος του πεδίου σάρωσης.



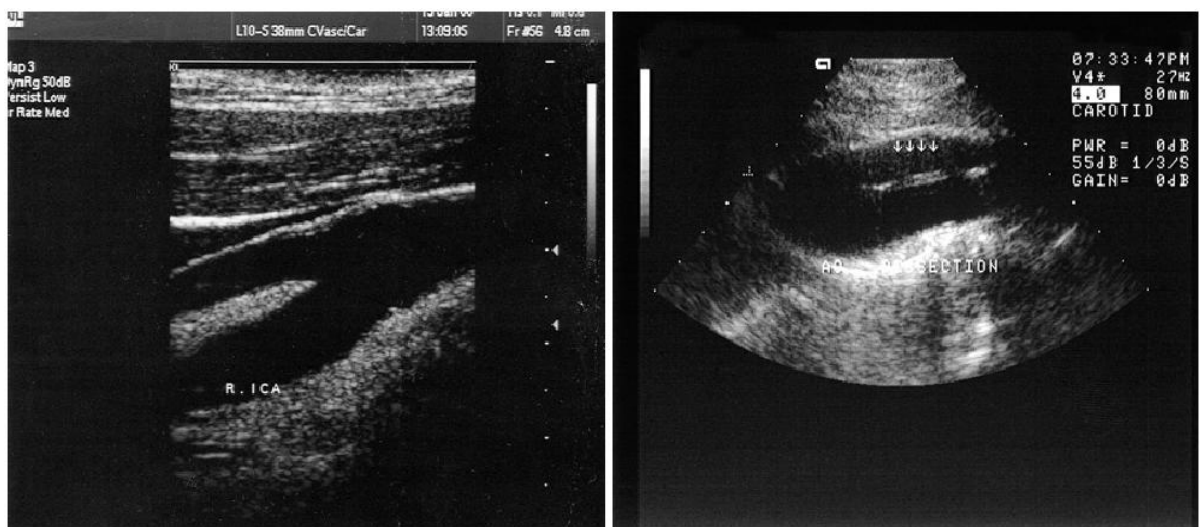
(α)

(β)

Εικόνα 2-4: Ηχοβολέας ηλεκτρονικής σάρωσης με (α) απλή γραμμική διάταξη κρυστάλλων και (β) γραμμική διάταξη φάσης κρυστάλλων Πηγή: Δημητρακόπουλος, 2006

Οι τύποι των εικόνων υπέρηχων που δημιουργούνται με τη χρήση των παραπάνω γραμμικών ηχοβολέων παρουσιάζονται στην Εικόνα 2-5 όπου στο (α) παρουσιάζεται μία εικόνα από ηχοβολέα ηλεκτρονικής σάρωσης με απλή γραμμική διάταξη κρυστάλλων και στο (β) παρουσιάζεται εικόνα από ηχοβολέα ηλεκτρονικής σάρωσης με γραμμική διάταξη φάσης.

Η κατοπτρική διάταξη κρυστάλλων (βλ. Εικόνα 2-6) υιοθετεί τις ίδιες αρχές λειτουργίας με αυτές των γραμμικών διατάξεων, με μόνη διαφορά την τοποθέτηση των κρυστάλλων. Οι κρύσταλλοι, τοποθετούνται σε διάταξη κυρτού κατόπτρου, ο ένας δίπλα από τον άλλο. Το πλεονέκτημα αυτής της κατηγορίας ηχοβολέων είναι το μεγάλο πεδίο σάρωσης. Έτσι, χρησιμοποιούνται ευρέως στην απεικόνιση μεγάλων οργάνων και στην γυναικολογία.



(α)

(β)

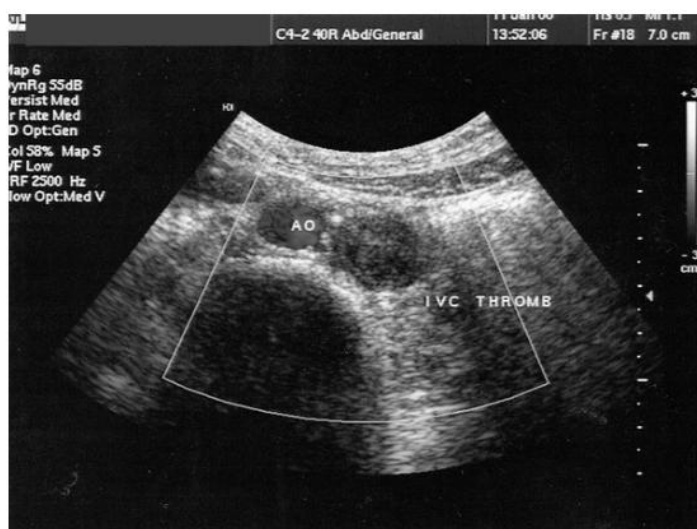
Εικόνα 2-5: Εικόνα από ηχοβολέα ηλεκτρονικής σάρωσης με (α) απλή γραμμική διάταξη κρυστάλλων και (β) με γραμμική διάταξη φάσης Πηγή: Δημητρακόπουλος, 2006



Εικόνα 2-6: Ηχοβολέας ηλεκτρονικής σάρωσης με διάταξη υπό μορφή κατόπτρου

Πηγή: Δημητρακόπουλος, 2006

Ο τύπος της εικόνας υπέρηχων που δημιουργείται με τη χρήση του παραπάνω ηχοβολέα με κατοπτρική διάταξη κρυστάλλων παρουσιάζεται στην Εικόνα 2-7.



Εικόνα 2-7: Εικόνα από ηχοβολέα ηλεκτρονικής σάρωσης με διάταξη κατόπτρου

Πηγή: Δημητρακόπουλος, 2006

2.6 Μέθοδοι απεικόνισης υπέρηχων

Στη διαγνωστική υπέρηχων υπάρχουν τέσσερις μέθοδοι απεικόνισης: A-mode, B-mode, M-mode και Doppler.

2.6.1 A-mode

Στη μέθοδο A-mode (Amplitude mode), καταγράφονται τα πλάτη των κυμάτων υπέρηχων που επιστρέφουν (αντηγήσεις) στο μετατροπέα και παρουσιάζονται συναρτήσει του χρόνου ή της απόστασης. Η μέθοδος αυτή παρέχει πληροφορίες κατά μήκος μίας νοητής ακτίνας και χρησιμοποιείται για μέτρηση βασικών ανατομικών χαρακτηριστικών με γραμμικές διαστάσεις. Καθώς προσφέρει μονοδιάστατη πληροφορία, αυτή η μέθοδος δεν προσφέρεται για ιατρική απεικόνιση (βλ. Εικόνα 2-8(α)).

2.6.2 B-mode

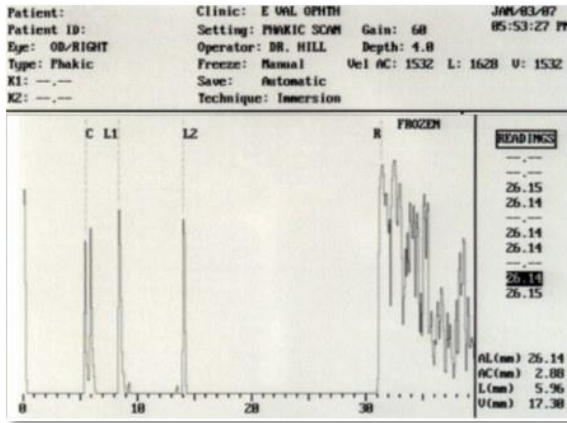
Στη μέθοδο απεικόνισης B-mode (Brightness mode), στο μετατροπέα επιστρέφει το πλάτος μίας αντήχησης το οποίο και αντιπροσωπεύεται τελικώς από ένα σημείο ανάλογης φωτεινότητας ή απόχρωσης του γκρι (gray scale display) στην αντίστοιχη γεωμετρική του θέση, με αποτέλεσμα τη διδιάστατη απεικόνιση μίας τομής του σώματος. Με επανάληψη της ανίχνευσης της τάξης των 25-100 κύκλων ανά δευτερόλεπτο (frames) κινούμενα όργανα μπορούν να παρασταθούν σαν δυναμικά εναλλασσόμενες εικόνες σε μορφή βίντεο (βλ. Εικόνα 2-8(β)).

2.6.3 M-mode

Η μέθοδος απεικόνισης M-mode (Motion mode) αποτελεί συνδυασμό των δύο προηγούμενων μεθόδων. Η απόσταση μέσα στον ασθενή αντιπροσωπεύεται από μία κάθετη ακτίνα και το πλάτος της αντήχησης αντιπροσωπεύεται από ένα σημείο κατάλληλης φωτεινότητας. Η κάθετη ακτίνα μετακινείται κατά μήκος της οριζόντιας διάστασης με σταθερή ταχύτητα (με τον ρυθμό επανάληψης της ανίχνευσης), με αποτέλεσμα οι ακίνητες δομές να προκαλούν ανακλάσεις στο ίδιο σημείο, ενώ οι κινούμενες δομές να παράγουν γράφημα της κίνησης τους (βλ. Εικόνα 2-8(γ)).

2.6.4 Doppler

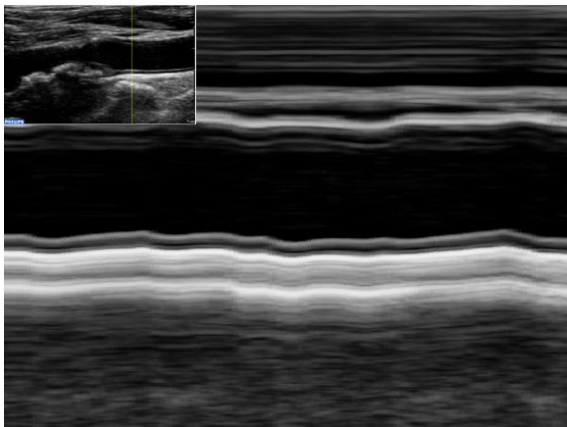
Τα συστήματα Doppler, κάνουν χρήση του φαινομένου Doppler, τη μεταβολή δηλαδή της παρατηρούμενης συχνότητας ενός κύματος λόγω της σχετικής κίνησης μεταξύ πομπού και δέκτη. Συστήματα τέτοιου τύπου, χρησιμοποιούνται για τη μέτρηση της ταχύτητας και του όγκου της ροής του αίματος στην καρδιά αλλά και στα αγγεία. Τα ερυθρά αιμοσφαίρια είναι οι κυριότεροι ανακλαστές των υπέρηχων στο αίμα, οπότε η κατανομή της ταχύτητας τους προσδιορίζεται με την εκτίμηση της συχνότητας μετατόπισης Doppler. Για καταγραφή πολύ μικρών ταχυτήτων χρησιμοποιούμε συνεχές κύμα και για εκτίμηση της κατανομής της ταχύτητας του αίματος χρησιμοποιούμε παλμικό κύμα. Για την έγχρωμη απεικόνιση Doppler (βλ. Εικόνα 2-8(δ)), κωδικοποιούνται με χρώματα οι μετρούμενες ταχύτητες, έτσι επιτυγχάνεται η έγχρωμη απεικόνιση της αιματικής ροής σε πραγματικό χρόνο, με την παράλληλη απεικόνιση της ανατομίας των γειτονικών ιστών (εικόνα B-mode).



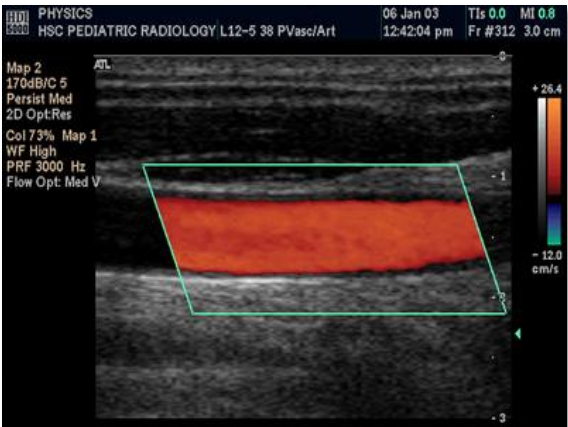
(α)



(β)



(γ)



(δ)

Εικόνα 2-8: Τύποι εικόνων υπέρηχων (α) Εικόνα υπέρηχων A-mode, Πηγή: <http://www.picotech.com>,
 (β) Εικόνα υπέρηχων B-mode ΚΑ με πλάκα, (γ) Εικόνα υπέρηχων M-mode από τοίχωμα ΚΑ,
 (δ) Έγχρωμη απεικόνιση Doppler της κοινής καρωτιδικής αρτηρίας, Πηγή: <http://www.unhas.ac.id>

3 Κατάτμηση (Segmentation)

Όπως έχει αναφερθεί και προηγουμένως, κατάτμηση ορίζουμε τη διαδικασία της απομόνωσης των αντικειμένων σε μία εικόνα από το φόντο, δηλαδή διαχωρισμού της εικόνας σε περιοχές που είναι συνδεδεμένες και ομοιογενείς με βάση κάποιο κριτήριο, όπως το επίπεδο του γκρι, την υφή, την ένταση της φωτεινότητας και την κίνηση. Στη συνέχεια, αναπτύσσονται οι τεχνικές κατάτμησης που χρησιμοποιούνται στα πλαίσια της παρούσας εργασίας.

3.1 Κατωφλίωση (Thresholding)

Η εύρεση κατωφλίων θεωρείται μία από τις πιο αποτελεσματικές τεχνικές για την τμηματοποίηση-κατάτμηση εικόνων, οι οποίες και απεικονίζονται με αποχρώσεις του γκρι (Μπαλκίζας, 2005). Η εφαρμογή των τεχνικών κατωφλίωσης σε μία ψηφιακή εικόνα, βασίζεται στην υπόθεση ότι τα εικονοστοιχεία του αντικειμένου ενδιαφέροντος μπορούν να διαχωριστούν, με βάση τις τιμές φωτεινότητας τους από τα εικονοστοιχεία του φόντου. Πρέπει να αναφερθεί ότι το πρόβλημα της τμηματοποίησης χρησιμοποιώντας κατωφλίωση μπορεί να είναι πολύ σύνθετο, λόγω των φαινομένων ύπαρξης θορύβου, σκιών ή άλλων γεωμετρικών παραμορφώσεων (Δημητρακόπουλος, 2006).

3.1.1 Ενιαία κατωφλίωση (Global Thresholding)

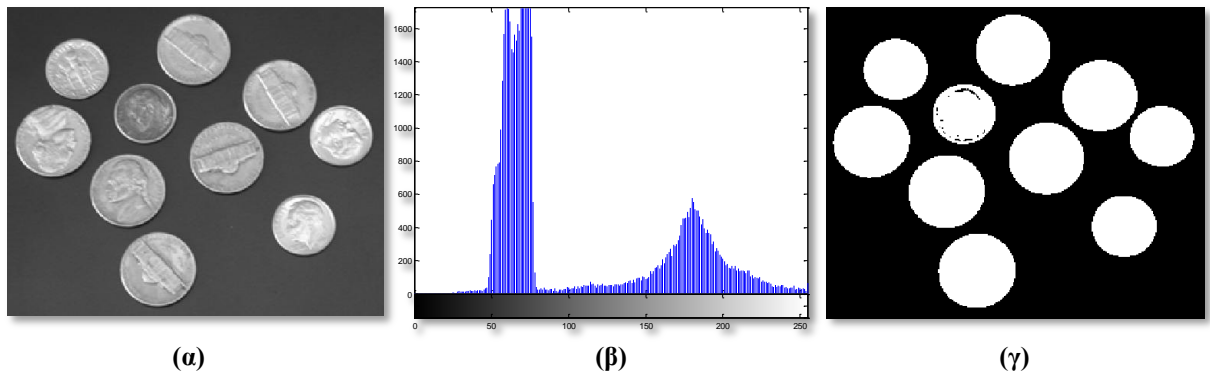
Με τη χρήση μίας μοναδικής τιμής κατωφλίου (global thresholding) για όλα τα εικονοστοιχεία της, η εικόνα μετατρέπεται σε εικόνα δύο κύριων αποχρώσεων. Η τεχνική αυτή, χρησιμοποιείται ευρέως για τη μετατροπή μίας εικόνας σε δυαδική (binarization). Αυτή η μέθοδος κατωφλίωσης, δίνει ικανοποιητικά αποτελέσματα σε περιπτώσεις εικόνων όπου είναι ξεκάθαρη η διαφορά των αποχρώσεων του αντικειμένου με το φόντο.

Αν προσδιορίσουμε μία κατάλληλη τιμή κατωφλίου T από το ιστόγραμμα μίας εικόνας, τότε μπορούμε να την διαχωρίσουμε και να την μετατρέψουμε σε δυαδική σύμφωνα με την σχέση:

$$b(m, n) = \begin{cases} 1, & f(m, n) > T \\ 0, & f(m, n) \leq T \end{cases} \quad (3.1)$$

όπου (m, n) είναι οι συντεταγμένες του εικονοστοιχείου $f(m, n)$ στην αρχική εικόνα. Έτσι, στην τελική δυαδική εικόνα, θα έχουμε εικονοστοιχεία με τιμή 1 που αντιστοιχούν στα εικονοστοιχεία της αρχικής εικόνας που είχαν τιμή φωτεινότητας μεγαλύτερη από το

κατώφλι T , και τα υπόλοιπα εικονοστοιχεία θα έχουν τιμή ίση με 0 και θα αντιστοιχούν στα εικονοστοιχεία της αρχικής εικόνας που είχαν τιμή φωτεινότητας μικρότερη ή ίση από το κατώφλι T (βλ. Εικόνα 3-1).



Εικόνα 3-1: Παράδειγμα κατωφλίωσης. (α) Αρχική εικόνα με τιμές φωτεινότητας στο επίπεδο του γκρι, [0,255], (β) Ιστόγραμμα αρχικής εικόνας, (γ) Δυαδική εικόνα αφού επιλέχθηκε τιμή κατωφλίου $T=100$

3.1.2 Κατωφλίωση πολλαπλών επιπέδων (Multilevel Thresholding)

Είναι πιθανό να έχουμε εικόνες που περιέχουν αντικείμενα με διαφορετικές μεταξύ τους φωτεινότητες. Σε μία τέτοια περίπτωση αναφερόμαστε σε κατώφλια πολλών επιπέδων (multilevel thresholding).

Αν στην εικόνα υπάρχουν n αντικείμενα με διαφορετικές τιμές φωτεινότητας, απαιτείται ο προσδιορισμός $n - 1$ τιμών κατωφλίου. Αν λοιπόν $T_i, i = 1, 2, \dots, n - 1$ είναι τα κατώφλια, τότε η τελική εικόνα μετά την κατωφλίωση πολλών επιπέδων, προκύπτει από τη σχέση:

$$b(m, n) = \begin{cases} L_1, f(m, n) \leq T_1 \\ L_2, T_1 < f(m, n) \leq T_2 \\ \vdots \\ L_n, f(m, n) \geq T_{n-1} \end{cases} \quad (3.2)$$

Για την τμηματοποίηση περίπλοκων εικόνων, θεωρείται αναγκαία η χρήση τεχνικών επιλογής κατωφλίου για πολλά επίπεδα. Γενικά, αυτό δεν είναι απλό πρόβλημα καθώς υπάρχουν πολλές δυσκολίες για την επιλογή κατωφλίων σε εικόνες με πολλά αντικείμενα, οι οποίες οφείλονται κυρίως στις κατανομές των φωτεινοτήτων σε αυτά αλλά και στην αλληλοεπικάλυψη μεταξύ τους (Μπαλκίζας, 2005).

3.2 Μέθοδος Ενεργών Περιγραμμάτων - Active Contours

Τα ενεργά περιγράμματα (active contours - snakes) είναι καμπύλες οι οποίες παραμορφώνονται σε ψηφιακές εικόνες ώστε να ανακτήσουν το σχήμα κάποιου αντικειμένου μέσα σε αυτές. Διαχωρίζονται είτε ως παραμετρικά ενεργά περιγράμματα (parametric active contours - PACs) ή γεωμετρικά ενεργά περιγράμματα (geometric active contours - GACs), ανάλογα με την παρουσίαση αλλά και την εφαρμογή τους. Τα PACs εμφανίζονται ρητά ως παραμετρικές καμπύλες σε διατύπωση Lagrangian. Τα GACs εμφανίζονται σιωπηρώς ως ομάδες επιπέδων (level-sets) δισδιάστατων συναρτήσεων απόστασης, οι οποίες συναρτήσεις αναπτύσσονται με διατύπωση Euler και βασίζονται στη θεωρία της εξέλιξης καμπυλών. Οι τρέχουσες τεχνικές level-sets αντιμετωπίζουν δυσκολίες στη λειτουργία ανοικτών καμπυλών, ενώ τα snakes είναι κατάλληλα για εφαρμογές όπου απαιτούνται ανοικτές καμπύλες (Loizou, 2005). Υπάρχουν δύο κύριες κατηγορίες ενεργών περιγραμμάτων, τα βασισμένα σε ακμές (edge-based) και τα βασισμένα σε περιοχές (region-based).

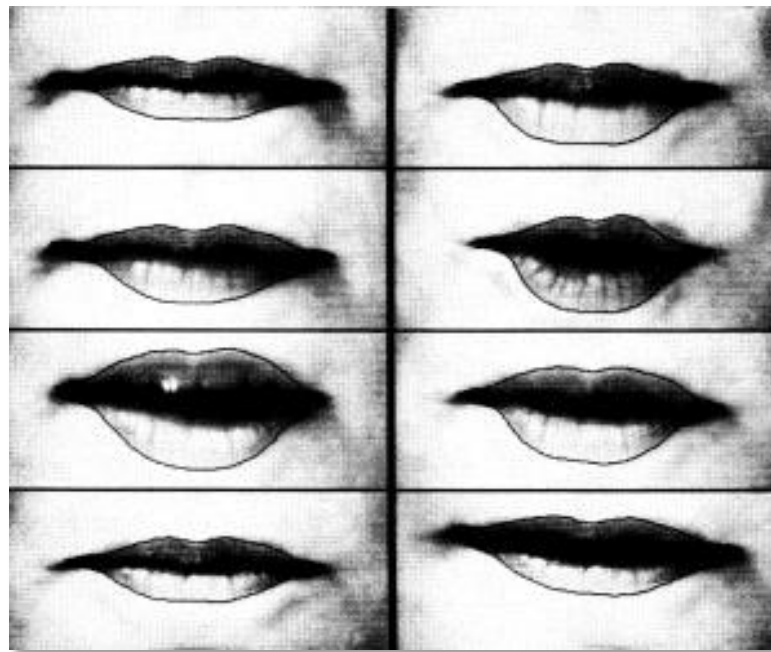
Τα ενεργά περιγράμματα edge-based χρησιμοποιούν τις κλίσεις της εικόνας, έτσι ώστε να ανιχνεύσουν ακμές αντικειμένων. Αυτός ο τύπος της ιδιαίτερα τοπικής πληροφορίας είναι ικανοποιητικός σε κάποιες περιπτώσεις, αλλά χαρακτηρίζεται ως πολύ ευαίσθητος προς το θόρυβο και εξαρτάται από την αρχική τοποθέτηση της καμπύλης στην εικόνα. Ένα προνόμιο αυτού του τύπου ροής είναι το γεγονός ότι δεν υπάρχουν περιορισμοί για την ομοιογένεια της εικόνας. Έτσι, το φόντο και η υπόλοιπη πληροφορία μπορεί να μην είναι ομοιογενής και σε μερικές περιπτώσεις η ορθή κατάτμηση να είναι εφικτή (Lankton & Tannenbaum, 2008).

Τα ενεργά περιγράμματα region-based, προσεγγίζουν με στατιστικές μεθόδους το φόντο και την υπόλοιπη πληροφορία και καταλήγουν σε μία βέλτιστη τιμή ενέργειας, όπου το μοντέλο ταιριάζει καλύτερα στην εικόνα. Κάποια ενεργά περιγράμματα region-based, τα οποία και χρησιμοποιούνται ευρέως, θεωρούν ότι τα διάφορα τμήματα της εικόνας έχουν την ίδια φωτεινότητα (Chan & Vese, 2001). Πιο προηγμένες τεχνικές, επιχειρούν να μοντελοποιήσουν περιοχές χρησιμοποιώντας γνωστές κατανομές, όπως ιστογράμματα φωτεινότητας ή πίνακες υφής (Lankton & Tannenbaum, 2008).

Υπάρχουν πολλά πλεονεκτήματα στη χρήση των region-based προσεγγίσεων όταν συγκρίνονται με τις μεθόδους edge-based, συμπεριλαμβανομένου της ευρωστίας έναντι της τοποθέτησης αρχικής καμπύλης και την απάθεια στο θόρυβο της εικόνας. Παρ' όλα

αυτά, οι τεχνικές που επιχειρούν να μοντελοποιήσουν περιοχές χρησιμοποιώντας ενιαίες στατιστικές είναι συνήθως οι μη ιδανικές για κατάτμηση ομοιογενών αντικειμένων.

Το 1988, οι Kass, Witkin και Terzopoulos, εισήγαγαν μία νέα προσέγγιση για τον εντοπισμό χαρακτηριστικών ενδιαφέροντος σε εικόνες, την οποία ονόμασαν active contours ή snakes. Η νέα αυτή τεχνική καθοριζόταν από μία ενεργειακή συνάρτηση, η λύση της οποίας μπορούσε να βρεθεί χρησιμοποιώντας τεχνικές διαφορικής άλγεβρας και μεθόδους πεπερασμένων διαφορών και στην οποία ο χρήστης διαδραστικά καθόριζε την αρχική θέση του ενεργού περιγράμματος (βλ. Εικόνα 3-2). Οι Williams και Shah, το 1992 βελτίωσαν το μοντέλο που προτάθηκε από τους Kass, Witkin και Terzopoulos, εισάγοντας ένα νέο όρο ενεργειακής συνέχειας στις μαθηματικές εξισώσεις, έτσι τα σημεία στο περίγραμμα ήταν ομοιόμορφα κατανομημένα σε μεγαλύτερο βαθμό, οπότε, η εκτίμηση της καμπυλότητας ήταν πολύ πιο ακριβής. Οι πιο πάνω μέθοδοι, απαιτούσαν ότι το αποτέλεσμα εντοπισμού στην εικόνα, θα ήταν ένα κλειστό περίγραμμα.



Εικόνα 3-2: Παράδειγμα κατάτμησης με τη χρήση snakes. Επιλεγμένα frames από βίντεο διάρκειας 2 δευτερολέπτων τα οποία παρουσιάζουν την χρήση των ενεργών περιγραμμάτων στον εντοπισμό κίνησης. Αφού αρχικοποιήθηκαν στα χείλη του ομιλητή, το ενεργό περίγραμμα αυτόματα ακολουθεί την κίνηση των χειλιών με μεγάλη ακρίβεια Πηγή: Kass, Witkin & Terzopoulos, 1988

Έκτοτε, αυτή η μέθοδος κατάτμησης έχει βελτιωθεί αρκετά από πολλούς ερευνητές (Loizou, 2005) και χρησιμοποιείται σε εφαρμογές όπως εντοπισμός κίνησης, επεξεργασία ιατρικής εικόνας, σε μοντελοποίηση σχημάτων και στην ανίχνευση ορίων στις τεχνητές εικόνες.

Ένα snake είναι ένα παραμετρικό περίγραμμα το οποίο παραμορφώνεται μετά από μία σειρά επαναλήψεων. Κάθε στοιχείο $v(s, t)$, κατά μήκος του ενεργού περιγράμματος εξαρτάται από δύο παραμέτρους, το s , που είναι η χωρική (καμπύλη) παράμετρος, και το t , που είναι η χρονική (επανάληψη) παράμετρος, και μπορεί να εκφραστεί ως εξής:

$$v(s, t) = \begin{cases} s & \text{χωρική (curve) παράμετρος} \\ t & \text{χρονική (iteration) παράμετρος} \end{cases}$$

Δυνάμεις της εικόνας, οι οποίες χαρακτηρίζονται σαν εσωτερικές και εξωτερικές, επηρεάζουν το ενεργό περίγραμμα, το οποίο και εξελίσσεται σαν ένα σύνολο από σημεία ώστε να ταιριάζει με τα δεδομένα στην εικόνα. Αυτό το σύνολο από σημεία αποσκοπεί να τοποθετηθεί στο αντικείμενο της εικόνας προς εξαγωγή.

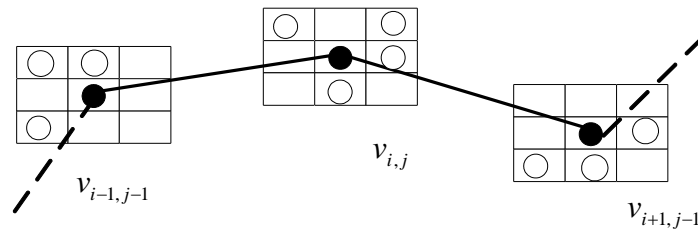
Ένα ενεργό περίγραμμα μπορεί να εκφραστεί παραμετρικά ως $v(s) = [x(s), y(s)]$, όπου $(x, y) \in \mathbb{R}^2$, καθορίζουν τις χωρικές συντεταγμένες στην εικόνα, και $s \in [0, 1]$, αντιπροσωπεύει το παραμετρικό πεδίο (βλ. Εικόνα 3-3). Το διάγραμμα προσαρμόζεται αυτόματα μέσω μίας δυναμικής διεργασίας η οποία ελαχιστοποιεί την ενεργειακή συνάρτηση που ορίζεται από τους William & Shah ως εξής:

$$\begin{aligned} E_{snake}(v(s)) &= E_{int}(v(s)) + E_{image}(v(s)) + E_{ext}(v(s)) \\ &= \int_s (\alpha(s)E_{cont} + \beta(s)E_{curv} + \gamma(s)E_{image} \\ &\quad + E_{external}) ds \\ &= \int_s \left(\alpha(s) \left| \frac{dv(s)}{ds} \right|^2 + \beta(s) \left| \frac{d^2v(s)}{ds} \right|^2 + \gamma(s)E_{image} \right. \\ &\quad \left. + E_{external} \right) ds \end{aligned} \tag{3.3}$$

Ο σκοπός του ενεργού περιγράμματος είναι να εξελίσσεται ελαχιστοποιώντας την πιο πάνω εξίσωση, επιδιώκοντας ως εκ τούτου τα σημεία στο $v(s)$, να έχουν πρώτη παράγωγο ίση με μηδέν, όπως φαίνεται ακολούθως:

$$\frac{dE_{snake}}{dv} = 0 \tag{3.4}$$

Ελαχιστοποιώντας την ενέργεια του ενεργού περιγράμματος, $E_{snake}(v(s))$, προσπαθούμε να τοποθετήσουμε την καμπύλη στα σημεία με μέγιστη κλίση (gradient, $|\nabla g|$), τα οποία υποδεικνύουν ύπαρξη ακμής. Το κλασικό snake των Kass, Witkin και Terzopoulos, 1988, περιλαμβάνει ανιχνευτή ακμών, ο οποίος εξαρτάται από τη κλίση της εικόνας, για να σταματήσει την σε εξέλιξη καμπύλη στα όρια του αντικειμένου. Σε κάθε επανάληψη, η συνάρτηση ενέργειας υπολογίζεται στο ισχύων σημείο $v_{i,j}(s)$ και από τα γειτονικά σημεία σε μία περιοχή μεγέθους $m \times n$, κατά μήκος της απόστασης του τόξου, s , του ενεργού διαγράμματος (βλ. Εικόνα 3-3). Ακολούθως, το νέο σημείο $v_{i,j}(s)$, μετακινείται στη γειτονική θέση που κατορθώνει την λιγότερη ενέργεια (ανοικτοί κύκλοι στην εικόνα 3-3).



Εικόνα 3-3: Αναπαράσταση της παραμόρφωσης του ενεργού περιγράμματος. Οι ανοικτοί κύκλοι παρουσιάζουν σημεία τα οποία είναι υποψήφια να αντικαταστήσουν τα αρχικά (μαύροι κύκλοι) σημεία του ενεργού περιγράμματος Πηγή: Loizou, 2005

Ο όρος $E_{int}(v)$ δηλώνει την εσωτερική ενέργεια η οποία εισάγεται από τα φυσικά χαρακτηριστικά του snake και δίνεται από την ενέργεια συνοχής, $E_{cont}(v)$, και την ενέργεια καμπυλότητας, $E_{curv}(v)$, ως εξής:

$$E_{int} = E_{cont}(v(s)) + E_{curv}(v(s)) = \alpha(s) \left| \frac{dv(s)}{ds} \right|^2 + \beta(s) \left| \frac{d^2v(s)}{ds^2} \right|^2 \quad (3.5)$$

3.2.1 Προσέγγιση της διαφορικής 1^{ης} τάξης

Η ενέργεια συνοχής, $E_{cont}(v)$, η οποία σχηματίζεται από τη διαφορική 1^{ης} τάξης, $\frac{dv(s)}{ds}$, μετρά την ενέργεια λόγω διάτασης (ελαστική ενέργεια). Επιστρέφει το ρυθμό αλλαγής του μήκους του περιγράμματος, δηλαδή την επιμήκη συρρίκνωση της καμπύλης. Μπορεί να διατυπωθεί σε διακριτή μορφή, υπολογίζοντας την Ευκλείδεια απόσταση μεταξύ όλων των σημείων του περιγράμματος, και ακολούθως αφαιρώντας την απόσταση μεταξύ του παρόντος σημείου και του προηγούμενου σημείου (Williams και Shah, 1992):

$$\begin{aligned}
E_{cont}(v) &= \left| \frac{dv(s)}{ds} \right|^2 \approx d - |v_{i,j} - v_{i-1,j-1}|^2 \\
&= d - (x_{i,j} - x_{i-1,j-1})^2 + (y_{i,j} - y_{i-1,j-1})^2
\end{aligned} \tag{3.6}$$

όπου d , είναι η μέση απόσταση μεταξύ των σημείων του διαγράμματος, $v_{i,j}$, $v_{i-1,j-1}$, είναι το παρών και το προηγούμενο σημείο περιγράμματος αντίστοιχα, και $x_{i,j}$, $x_{i-1,j-1}$, $y_{i,j}$ και $y_{i-1,j-1}$ είναι οι χωρικές συντεταγμένες των σημείων του περιγράμματος. Επίσης, ο όρος, $|v_{i,j} - v_{i-1,j-1}|$, δηλώνει την απόσταση μεταξύ των δύο σημείων στο περίγραμμα.

3.2.2 Προσέγγιση της διαφορικής 2^{ης} τάξης

Η ενέργεια καμπυλότητας, $E_{curv}(v)$, η οποία σχηματίζεται από τη διαφορική 2^{ης} τάξης, $\frac{d^2v(s)}{ds^2}$, ελέγχει τη συμβολή της ενέργειας καμπυλότητας λόγω της μεταβολής των σημείων του διαγράμματος. Επιστρέφει την κυρτότητα της καμπύλης, και μπορεί να διατυπωθεί σε διακριτή μορφή (Williams και Shah, 1992):

$$\begin{aligned}
E_{curv} &= \left| \frac{d^2v(s)}{ds^2} \right|^2 \approx |v_{i-1,j-1} - 2v_{i,j} + v_{i+1,j-1}|^2 \\
&= (x_{i-1,j-1} - 2x_{i,j} + x_{i+1,j-1})^2 \\
&\quad + (y_{i-1,j-1} - 2y_{i,j} + y_{i+1,j-1})^2
\end{aligned} \tag{3.7}$$

όπου $v_{i-1,j-1}$, $v_{i,j}$, $v_{i+1,j-1}$, είναι το προηγούμενο, το παρών και το επόμενο σημείο του snake, και $x_{i-1,j-1}$, $x_{i,j}$, $x_{i+1,j-1}$, $y_{i-1,j-1}$, $y_{i,j}$, $y_{i+1,j-1}$, είναι οι χωρικές συντεταγμένες των σημείων του. Μικρές τιμές του E_{curv} , προτρέπουν μείωση καμπυλότητας, γεγονός που οδηγεί το περίγραμμα πρώτον, να διατηρήσει το σχήμα του και δεύτερον, να αποφύγει τη δημιουργία γωνιών. Εάν γωνίες ή άλλα σχηματικά χαρακτηριστικά επιθυμούνται στο τελικό αποτέλεσμα, το $\beta(s)$, το οποίο και ελέγχει τη φυσική συμπεριφορά του ενεργού περιγράμματος, μπορεί να ρυθμιστεί ανάλογα ώστε να αυξήσει ή να μειώσει την επίδραση της καμπυλότητας στην ελαχιστοποίηση της συνάρτησης.

Η εσωτερική ενέργεια, E_{int} , περιλαμβάνει ένα όρο 1^{ης} τάξης που ελέγχεται από το $\alpha(s)$, και ένα όρο 2^{ης} τάξης που ελέγχεται από το $\beta(s)$. Η παράγωγος 1^{ης} τάξης αποτρέπει διάταση και κάνει το μοντέλο να συμπεριφέρεται σαν ένα ελαστικό καλώδιο εισάγοντας σε αυτό ένταση. Η παράγωγος 2^{ης} τάξης αποτρέπει κάμψη και κάνει το μοντέλο να συμπεριφέρεται σαν μία άκαμπτη ράβδο. Οι παράμετροι στάθμισης $\alpha(s)$ και $\beta(s)$, χρησιμοποιούνται για να ελέγξουν την ισχύ της έντασης και ακαμψίας του μοντέλου, αντίστοιχα.

Μικρές τιμές για το $\alpha(s)$ ελέγχουν πόσο ομοιόμορφα κατανομημένα θα είναι τα σημεία του περιγράμματος, καθώς η E_{int} είναι μεγάλη για τμήματα τα οποία είναι πολύ μικρότερα ή πολύ μεγαλύτερα από τη μέση απόσταση μεταξύ των σημείων. Μεγάλες τιμές για το $\alpha(s)$, συνεπάγονται περισσότερο τέντωμα, δηλαδή το περίγραμμα γίνεται πιο ανθεκτικό στην επιμήκυνση, επίσης το περίγραμμα τείνει να συρρικνώνεται και αυξάνεται η εξομάλυνση του. Όταν $\alpha(s) = 0$, τα σημεία του περιγράμματος είναι άνισα κατανομημένα, και τελικά, μπορεί να τοποθετούνται το ένα πάνω στο άλλο.

Ο όρος $\beta(s)$ ελέγχει την καμπυλότητα του περιγράμματος. Μεγάλες τιμές του $\beta(s)$ μπορούν να διατηρήσουν το περίγραμμα λείο εκτός από τις γωνίες, ενώ για μικρές τιμές συνεπάγεται ότι η καμπυλότητα δεν ελαχιστοποιείται και το περίγραμμα ενδέχεται να σχηματίσει γωνίες. Καθορίζει το ρυθμό αλλαγών της καμπύλης σε κατεύθυνση κάθετη προς το όριο της, και επομένως, μπορεί να συγκριθεί με ένα άκαμπτο ελατήριο.

Ο όρος $\gamma(s)$, είναι μία σταθερά και ελέγχει την επίδραση των κλίσεων της εικόνας στην ενέργεια με την εξισορρόπηση του όρου ενέργειας της εικόνας, E_{image} . Μία μεγάλη τιμή του $\gamma(s)$ είναι χρήσιμη καθώς το περίγραμμα συγκλίνει προς την επιθυμητή κατεύθυνση πιο γρήγορα (Loizou, 2005).

3.2.3 Προσέγγιση του όρου ενέργειας της εικόνας

Ο όρος E_{image} , αντιπροσωπεύει την ενέργεια της εικόνας λόγω μερικών σχετικών χαρακτηριστικών, όπως η κλίση ακμών, οι γραμμές, οι περιοχές, η υφή (Williams και Shah, 1992) και κάποιες άλλες παράμετροι οι οποίες δίνονται από το χρήστη ή βασίζονται στην εφαρμογή. Προσελκύει το ενεργό περίγραμμα σε χαρακτηριστικά χαμηλού επιπέδου, όπως η φωτεινότητα και οι ακμές των δεδομένων (Loizou, 2005). Ο όρος E_{image} , δίνεται ως εξής:

$$E_{image}(v(s)) = \int_0^1 P(v(s)) ds \quad (3.8)$$

όπου $P(v(s))$, υποδηλώνει μία βαθμωτή συνάρτηση δυναμικού η οποία και καθορίζεται στο πεδίο της εικόνας. Ακόμα ένα χαρακτηριστικό της ενέργειας εικόνας είναι ο τοπικός λόγος του επιπέδου του γκρι ανάμεσα την εσωτερική και εξωτερική περιοχή του περιγράμματος. Έτσι, η δύναμη της εικόνας επιλέγεται ώστε να ισούται με τη διαφορά κλίσης στο εσωτερικό και το εξωτερικό του περιγράμματος. Όταν όμως αυτή η διαφορά είναι μεγαλύτερη από κάποιο συγκεκριμένο όριο, η δύναμη της εικόνας παίρνει την τιμή μηδέν κατά την λειτουργία του ενεργού περιγράμματος (Loizou, 2005).

Για την εφαρμογή της μεθόδου των ενεργών περιγραμμάτων σε εικόνες, τα δυναμικά της εικόνας σχεδιάζονται έτσι ώστε τα τοπικά ελάχιστα να συμπίπτουν με τις μέγιστες τιμές φωτεινότητας, των ακμών και άλλων χαρακτηριστικών ενδιαφέροντος της εικόνας. Για παράδειγμα, το περίγραμμα προσελκύεται καλύτερα σε φωτεινότητες ακμών μίας εικόνας $g_{i,j}$, εάν επιλέξουμε δυναμικό, τέτοιο ώστε να συνελίσσεται η εικόνα με μία γκαουσιανή συνάρτηση:

$$P_{i,j} = -c|\nabla(G\sigma_{i,j} * g_{i,j})|, \quad (3.9)$$

όπου το c , ελέγχει το πλάτος του δυναμικού, ∇ είναι ο τελεστής κλίσης και $G\sigma_{i,j} * g_{i,j}$ συμβολίζει την συνέλιξη μεταξύ της εικόνας και το δισδιάστατο γκαουσιανό φίλτρο, $G\sigma_{i,j}$, όπου το χαρακτηριστικό πλάτος, σ , ελέγχει τη χωρική έκταση του τοπικού ελάχιστου του P . Έτσι, η δύναμη από την εικόνα, E_{image} , μπορεί να υπολογιστεί αφού αρχικά κανονικοποιήσουμε το πλάτος της κλίσης της εικόνας στο εύρος $[0,255]$. Οπότε, το μέγιστο και ελάχιστο πλάτος κλίσης στη γειτονική περιοχή κάθε σημείου του ενεργού περιγράμματος, μπορούν να διατυπωθούν ως ∇g_{max} και ∇g_{min} αντίστοιχα. Αν το δυναμικό εύρος στη γειτονική περιοχή είναι πολύ μικρό (θεωρούμε μικρότερο από 5), τότε το ελάχιστο πλάτος κλίσης τροποποιείται ώστε να είναι $\nabla g_{min} = \nabla g_{max} - 5$. Το E_{image} για κάθε γειτονικό όρο μπορεί να υπολογιστεί ως η επανακανονικοποιημένη κλίση:

$$E_{image} = \frac{\nabla g_{min} - \nabla g_{i,j}}{\nabla g_{max} - \nabla g_{min}} \quad (3.10)$$

όπου $\nabla g_{i,j}$, είναι η τιμή της κλίσης στην τωρινή θέση του παρατηρούμενου σημείου στο ενεργό περίγραμμα. Ο όρος ενέργειας της εικόνας, E_{image} , παίρνει τιμές στο εύρος $[-1, 0]$ και είναι περισσότερο αρνητικός για μεγάλες τιμές κλίσης, ώστε έτσι, τα σημεία στο περίγραμμα να ελκύονται στις ακμές με μεγάλη ενέργεια (Loizou, 2005).

3.2.4 Προσέγγιση του όρου εξωτερικής ενέργειας

Ο όρος εξωτερικής ενέργειας, $E_{external}(v)$, καθορίζεται από τον χρήστη και είναι προαιρετικός όταν υπάρχει μεγάλος αριθμός επιλογών. Στη συνέχεια θα περιγράψουμε τις δύο πιο σημαντικές εξωτερικές δυνάμεις που χρησιμοποιούνται, τη δύναμη γραμμής και ακμής και οι οποίες διαμορφώνουν την $E_{external}$ ως εξής:

$$E_{external}(v) = \omega_{line}E_{line} + \omega_{edge}E_{edge} \quad (3.11)$$

Η δύναμη γραμμής, $E_{line}(v)$, δημιουργεί δυνάμεις οι οποίες μετακινούν το ενεργό διάγραμμα προς φωτεινές ή σκοτεινές γραμμές, ανάλογα με το πρόσημο του ω_{line} . Αρνητική τιμή για το ω_{line} , θέτει το E_{line} σε αναζήτηση φωτεινών γραμμών, και αντίστροφα. Ο όρος $E_{line}(v)$ εκφράζεται ως $g_{i,j}$, την τιμή της φωτεινότητας δηλαδή, στην παρούσα θέση του σημείου του περιγράμματος.

Η δύναμη ακμής, $E_{edge}(v)$, προσπαθεί να κλειδώσει το ενεργό περίγραμμα μέσα σε περιοχές με μεγάλες τιμές κλίσης και δίνεται από την αρνητική τιμή του πλάτους της παρούσας θέσης του σημείου του περιγράμματος $g_{i,j}$, στο τετράγωνο, ως εξής:

$$E_{edge}(v) = -|\nabla g_{i,j}|^2. \quad (3.12)$$

3.3 Μέθοδος Συνόλου Επιπέδων - Level Set

Η μέθοδος Level Set (LSM) (Osher & Sethian, 1988) είναι μία αριθμητική τεχνική για εντοπισμό ορίων και σχημάτων. Το πλεονέκτημα αυτής της μεθόδου είναι ότι κάποιος έχει την δυνατότητα να εκτελέσει αριθμητικούς υπολογισμούς που αφορούν καμπύλες και επιφάνειες σε σταθερό καρτεσιανό επίπεδο, χωρίς να προαπαιτείται η παραμετροποίηση τους. Επίσης, αυτή η μέθοδος μπορεί εύκολα να ακολουθήσει σχήματα τα οποία αλλάζουν τοπολογία, πχ. όταν ένα σχήμα μοιράζεται στη μέση, δημιουργεί τρύπες ή το αντίστροφο.

3.3.1 Αλγόριθμος μεθόδου

Η κεντρική ιδέα πίσω από αυτή τη μέθοδο είναι να εφαρμόσουμε μία συνάρτηση $\phi(p, t)$ στο χώρο όπου βρίσκεται η καμπύλη διεπαφής, όπου p είναι ένα σημείο σε αυτή την περιοχή και t μία χρονική στιγμή. Η συνάρτηση (Prebus, 1999) αρχικοποιείται για $t = 0$, και ακολούθως η τιμή της $\phi(p, t)$ υπολογίζεται σε μικρά χρονικά διαστήματα.

Το 1^ο βήμα της εφαρμογής της μεθόδου LSM είναι η επιλογή ενός πλέγματος, ή ενός επιπέδου από σημεία τα οποία και καλύπτουν την εικόνα. Γενικά, όσο πιο λεπτό το πλέγμα, τόσο πιο ακριβής είναι η μέθοδος LSM. Ωστόσο, η ψηφιοποιημένη εικόνα, καθορίζει ένα ελάχιστο όριο για το πόσο λεπτό ένα πλέγμα μπορεί να είναι. Καθώς η εικόνα αποτελείται από μερικές χιλιάδες pixels, το πλέγμα πρέπει να είναι τουλάχιστον τόσο χοντρό, όσο ένα pixel της εικόνας, και ιδανικά, πιο χοντρό.

Εφόσον το πλέγμα έχει επιλεγεί, το επόμενο βήμα είναι να αρχικοποιηθεί η τιμή της $\phi(p, t)$ σε κάθε σημείο του πλέγματος. Η συνάρτηση ϕ καθορίζεται όπως φαίνεται στη συνέχεια. Για κάθε σημείο p στο πλέγμα (ή στο επίπεδο), έχουμε

$$\phi(p, t) = \pm d \quad (3.13)$$

όπου d είναι η απόσταση από το σημείο p μέχρι την καμπύλη στο χρόνο $t = 0$. Το θετικό πρόσημο χρησιμοποιείται αν το σημείο p είναι εκτός της κλειστής καμπύλης και το αρνητικό πρόσημο χρησιμοποιείται αν το σημείο p είναι εντός της. Έτσι, εξηγείται και το όνομα της μεθόδου: σε κάθε χρονική στιγμή t_0 , η υπό εξέλιξη καμπύλη αντιστοιχεί στη θέση όλων των σημείων p , έτσι ώστε $\phi(p, t_0) = 0$, και η θέση αυτή είναι μία καμπύλη επιπέδου της συνάρτησης ϕ . Η θέση όλων των σημείων p έτσι ώστε $\phi(p, t_0) = c$, είναι το περίγραμμα γύρω από την αρχική καμπύλη, όπου c είναι μία αυθαίρετη θετική ή αρνητική σταθερά.

Για κάθε σημείο του πλέγματος η αρχική τιμή της συνάρτησης ϕ καθορίζεται από κατάλληλο αλγόριθμο μέσω υπολογιστή. Η απόσταση μεταξύ αυτού του σημείου και κάθε σημείου στην καμπύλη υπολογίζεται, και η ελάχιστη τιμή ορίζεται σαν η τιμή της ϕ για το συγκεκριμένο σημείο πλέγματος. Ξεκάθαρα, όσο η καμπύλη εξελίσσεται στο χρόνο, η τιμή της συνάρτησης ϕ σε κάθε σημείο του πλέγματος εξελίσσεται επίσης. Η υπόλοιπη μέθοδος αποτελείται από την αναβάθμιση της τιμής της συνάρτησης ϕ σε κάθε σημείο του πλέγματος για μικρά χρονικά διαστήματα. Για την αναβάθμιση της συνάρτησης ϕ χρησιμοποιούμε την πιο κάτω εξίσωση:

$$\begin{aligned} \phi_{ij}^{n+1} = \phi_{ij}^n + \Delta t & ((\max(F_{0ij}, 0) \nabla^+ + \min(F_{0ij}, 0) \nabla^-) \\ & + (\epsilon K_{ij}^n (D_{ij}^{0x^2} + D_{ij}^{0y^2})^{1/2})) \end{aligned} \quad (3.14)$$

όπου

ϕ_{ij}^n συμβολίζει την τιμή της ϕ στο σημείο (i, j) τη χρονική στιγμή $n\Delta t$

K_{ij}^n είναι η κεντρική προσέγγιση διαφοράς (central difference approximation) στην έκφραση της καμπυλότητας

D_{ij}^{+x} είναι η στενογραφία για την εμπρόσθια (forward) μερική παράγωγο της ϕ ως προς x στο σημείο (i, j)

∇^- είναι η στενογραφία για την απόλυτη τιμή της κλίσης της ϕ όταν η συνάρτηση ταχύτητας είναι αρνητική και δίνεται από τον τύπο:

$$\begin{aligned} \nabla^- = & (\min(D_{ij}^{-x}, 0)^2 + \max(D_{ij}^{+x}, 0)^2 + \min(D_{ij}^{-y}, 0)^2 \\ & + \max(D_{ij}^{+y}, 0)^2)^{1/2} \end{aligned} \quad (3.15)$$

∇^+ είναι η στενογραφία για την απόλυτη τιμή της κλίσης της ϕ όταν η συνάρτηση ταχύτητας είναι θετική και δίνεται από τον τύπο:

$$\begin{aligned} \nabla^+ = & \left(\max(D_{ij}^{-x}, 0)^2 + \min(D_{ij}^{+x}, 0)^2 + \max(D_{ij}^{-y}, 0)^2 \right. \\ & \left. + \min(D_{ij}^{+y}, 0)^2 \right)^{\frac{1}{2}} \end{aligned} \quad (3.16)$$

Το ακόλουθο, είναι μια γενική μορφή της συνάρτησης ταχύτητας F , μία συνάρτηση σταθερής ταχύτητας $F = F_0$, πολλαπλασιασμένη με το μέτρο της κλίσης αν το πρόσημο της F δεν είναι γνωστό συναρτήσει του χρόνου:

$$F_0 |\nabla| \approx (\max(F_{0ij}, 0) \nabla^+ + \min(F_{0ij}, 0) \nabla^-) \quad (3.17)$$

3.4 Ενεργά Περιγράμματα Χωρίς Ακμές

Οι Chan & Vese, το 2001, παρουσίασαν ένα νέο μοντέλο ενεργών περιγραμμάτων για ανίχνευση αντικειμένων σε μία εικόνα. Η λειτουργία του είναι βασισμένη στις μεθόδους ενεργών περιγραμμάτων των Mumford και Shah, 1992 και Level Sets. Το μοντέλο τους έχει τη δυνατότητα να ανιχνεύει αντικείμενα των οποίων τα όρια δεν ορίζονται απαραίτητως από τη κλίση και ελαχιστοποιούν μία ενέργεια η οποία μπορεί να θεωρηθεί ως μια ιδιαίτερη περίπτωση του προβλήματος ελάχιστης κατάτμησης. Ο όρος τερματισμού αυτής της μεθόδου δεν εξαρτάται από τη κλίση της εικόνας, όπως συμβαίνει στα κλασικά μοντέλα των ενεργών περιγραμμάτων, αλλά αντί αυτού σχετίζεται με τη λεπτομερή κατάτμηση της εικόνας.

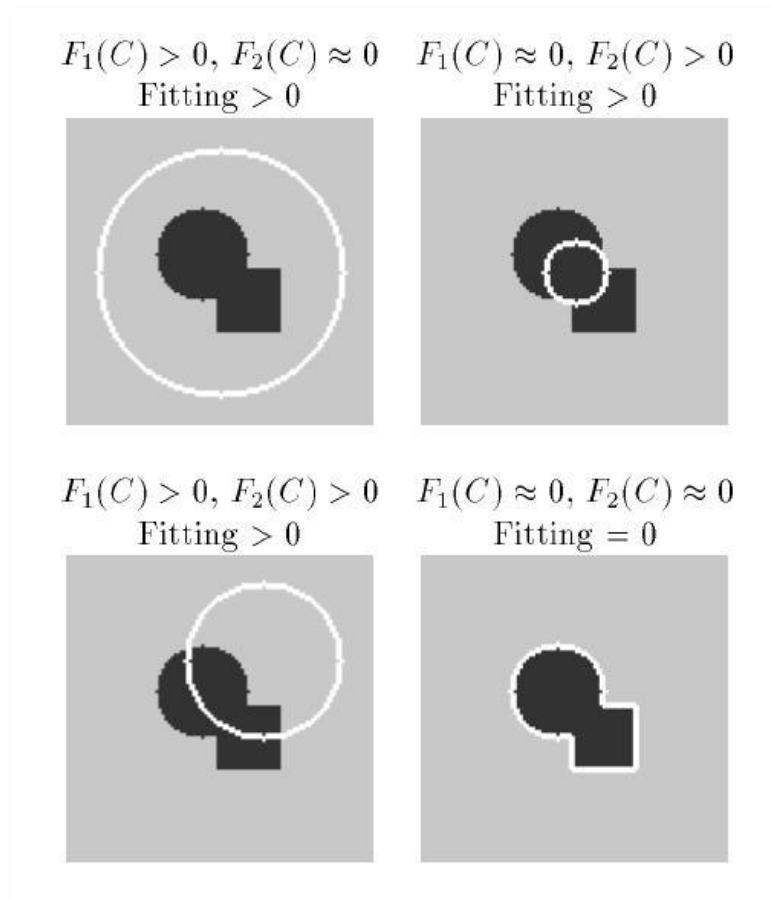
3.4.1 Περιγραφή του μοντέλου

Από τη διατύπωση του προβλήματος ελάχιστης κατάτμησης, και με δεδομένη την καμπύλη $C = \partial\omega$, όπου $\omega \subset \Omega$ είναι ένα ανοικτό υποσύνολο, u_o η εικόνα προς κατάτμηση, και δύο άγνωστες σταθερές c_1 και c_2 , δηλώνεται $\Omega_1 = \omega$, $\Omega_2 = \Omega - \omega$. Οι Chan και Vese πρότειναν την ελαχιστοποίηση της πιο κάτω συνάρτησης ενέργειας σε σχέση με τα c_1, c_2 και C :

$$F_1(C) + F_2(C) = \int_{\omega} |u_o - c_1|^2 dx + \int_{\Omega - \omega} |u_o - c_2|^2 dx \quad (3.18)$$

όπου οι δύο πρώτοι όροι έχουν ερμηνευτεί ως δύο δυνάμεις. Ο 1^{ος} όρος είναι η δύναμη που συρρικνώνει την καμπύλη και ο 2^{ος} όρος είναι η δύναμη που διαστέλλει την καμπύλη. Αυτές οι δύο δυνάμεις έρχονται σε ισορροπία όταν η καμπύλη φτάσει στα όρια του αντικειμένου ενδιαφέροντος. Αν η καμπύλη C είναι εκτός αντικειμένου, τότε $F_1(C) > 0$ και $F_2(C) \approx 0$. Αν η καμπύλη C είναι εντός αντικειμένου, τότε $F_1(C) \approx 0$ αλλά $F_2(C) > 0$. Αν η καμπύλη C είναι και εντός και εκτός του αντικειμένου, τότε $F_1(C) > 0$ και

$F_2(C) > 0$. Τελικά, η ενέργεια εφαρμογής ελαχιστοποιείται όταν $C = C_0$, δηλαδή, όταν η καμπύλη C βρεθεί στα όρια του αντικειμένου. Αυτές οι βασικές παρατηρήσεις, παρουσιάζονται στην Εικόνα 3-4.



Εικόνα 3-4: Λειτουργία μεθόδου Ενεργών Περιγραμμάτων χωρίς Ακμές. Εξετάζονται όλες οι πιθανές περιπτώσεις για τη θέση της καμπύλης C . Ο όρος εφαρμογής ελαχιστοποιείται μόνο στην περίπτωση που η καμπύλη C βρίσκεται στα όρια του αντικειμένου. Πηγή: Chan & Vese, 2001

4 Πολλαπλασιαζόμενος Θόρυβος (Speckle noise)

Ο θόρυβος speckle είναι μία μορφή πολλαπλασιαζόμενου θορύβου ο οποίος φθείρει τις ιατρικές εικόνες υπέρηχων, δημιουργώντας αδυναμία στην οπτική παρατήρηση και επεξεργασία τους. Η παρουσία θορύβου speckle σε εικόνες υπέρηχων έχει τεκμηριωθεί από το 1970, όταν και ερευνητές όπως τους Burckhardt, Wagner et al και Godman περιέγραψαν τις θεμελιώδεις και στατιστικές ιδιότητες του (Loizou & Pattichis, 2008). Δεν είναι θόρυβος με την τυπική σημασία που χρησιμοποιείται στη μηχανική καθώς η υφή του συχνά περιέχει χρήσιμες πληροφορίες για την υπό εξέταση εικόνα.

Ο θόρυβος speckle είναι ο κύριος παράγοντας περιορισμού της ανάλυσης αντίθεσης σε διαγνωστικές εικόνες υπέρηχων, έτσι, περιορίζει την ανιχνευσιμότητα μικρών οργανικών βλαβών χαμηλής αντίθεσης. Ο προαναφερθείς περιορισμός, καθιστά γενικά δύσκολη την ερμηνεία εικόνων υπέρηχων από μη εξειδικευμένα άτομα και οδηγεί σε αδυναμία εξαγωγής χρήσιμων συμπερασμάτων. Λόγω της παρουσίας του θορύβου speckle, μειώνεται η αποδοτική εφαρμογή των αλγορίθμων ανάλυσης που εκτελούνται με τη βοήθεια υπολογιστή. Προκαλείται από τις παρεμβολές των υπερηχητικών κυμάτων που αντανακλούν από την μικροσκοπική διασπορά μέσα από τον ιστό (Loizou & Pattichis, 2008). Επομένως, ο θόρυβος speckle τις πλείστες των περιπτώσεων θεωρείται κύρια πηγή προβλημάτων για τις εικόνες υπέρηχων και θα πρέπει να αφαιρείται (φιλτράρεται) χωρίς να επηρεάζει τα σημαντικά χαρακτηριστικά της εικόνας.

4.1 Μοντελοποίηση Θορύβου Speckle

Για να υπάρξει η δυνατότητα δημιουργίας ενός φίλτρου απομάκρυνσης του θορύβου τύπου speckle (despeckle filter), χρειάζεται όπως αυτός μοντελοποιηθεί. Το σήμα εξόδου από ένα σαρωτή υπέρηχων, μπορεί να εκφραστεί ως εξής:

$$y_{i,j} = x_{i,j}n_{i,j} + a_{i,j} \quad (4.1)$$

όπου $y_{i,j}$ αντιπροσωπεύει το pixel με θόρυβο στο κέντρο ενός κινούμενου παραθύρου, $x_{i,j}$ αντιπροσωπεύει το pixel χωρίς θόρυβο, $a_{i,j}$ και $n_{i,j}$ αντιπροσωπεύουν τον προσθετικό και πολλαπλασιαστικό θόρυβο αντίστοιχα και i, j είναι οι χωρικοί δείκτες οι οποίοι ανήκουν στο δισδιάστατο χώρο των πραγματικών αριθμών, $i, j \in \mathbb{R}^2$.

Η απομάκρυνση του θορύβου speckle βασίζεται στον υπολογισμό της πραγματικής φωτεινότητας του $x_{i,j}$ σαν συνάρτηση της φωτεινότητας του $y_{i,j}$ και κάποιων τοπικών στατιστικών που υπολογίζονται στη περιοχή γύρω από αυτό το pixel.

Καθώς η επίδραση του προσθετικού θορύβου θεωρείται πολύ μικρότερη από την επίδραση του πολλαπλασιαζόμενου θορύβου, μπορεί να γραφτεί ότι

$$y_{i,j} = x_{i,j}n_{i,j} \quad (4.2)$$

Οπότε, η λογαριθμική συμπίεση μετατρέπει το πιο πάνω μοντέλο στο κλασσικό σήμα στη μορφή προσθετικού θορύβου

$$\log(y_{i,j}) = \log(x_{i,j}) + \log(n_{i,j}) \quad (4.3)$$

και

$$g_{i,j} = f_{i,j} + nl_{i,j} \quad (4.4)$$

Για τη συνέχεια αυτού του κεφαλαίου, ο όρος $\log(y_{i,j})$, ο οποίος αντιστοιχεί στο pixel της εικόνας υπέρηχων μετά τη λογαριθμική συμπίεση, θα παρουσιάζεται ως $g_{i,j}$, και οι όροι $\log(x_{i,j})$ και $\log(n_{i,j})$, οι οποίοι αντιστοιχούν στο pixel χωρίς θόρυβο και το στοιχείο θορύβου μετά τη λογαριθμική συμπίεση αντίστοιχα, θα παρουσιάζονται ως $f_{i,j}$ και $nl_{i,j}$.

4.2 Φιλτράρισμα Διάχυσης (Diffusion filtering)

Τα φίλτρα διάχυσης αφαιρούν το θόρυβο speckle από μία εικόνα, τροποποιώντας την, επιλύοντας μία μερική διαφορική εξίσωση (Partial Differential Equation - PDE). Συνήθως δημιουργείται εξομάλυνση (smoothing) της εικόνας ανάλογα με τις ακμές της και την κατεύθυνση που αυτές παρουσιάζουν. Η ανισοτροπική διάχυση (anisotropic diffusion) είναι μία αποδοτική, μη γραμμική τεχνική για ταυτόχρονη βελτίωση της αντίθεσης και μείωση θορύβου σε μία εικόνα. Οι ομοιογενείς περιοχές της εικόνας εξομαλύνονται, με τις ακμές της να διατηρούνται χωρίς να απαιτείται οποιαδήποτε πληροφορία από το φάσμα ισχύος της εικόνας (Loizou & Pattichis, 2008). Έτσι, μπορεί να εφαρμοστεί απευθείας πάνω σε εικόνες.

Η ισοτροπική διάχυση δίνεται περιγράφεται από την εξίσωση

$$\frac{dg_{i,j,t}}{dt} = \text{div}(d\nabla g) \quad (4.5)$$

χρησιμοποιώντας ως αρχική συνθήκη την αυθεντική εικόνα με θόρυβο $g_{i,j,t=0}$, όπου $g_{i,j,t=0}$ είναι μία εικόνα στο πεδίο συνεχούς χρόνου, i και j καθορίζουν τις χωρικές

συντεταγμένες, t είναι η παράμετρος τεχνητού χρόνου, d είναι η σταθερά διάχυσης και ∇g είναι η κλίση της εικόνας (Loizou & Pattichis, 2008).

4.2.1 Anisotropic Diffusion Filtering

Οι Perona & Malik αντικατέστησαν την κλασσική εξίσωση ισοτροπικής διάχυσης, όπως περιγράφηκε προηγουμένως, με την εισαγωγή της συνάρτησης $d_{i,j,t} = f(|\nabla g|)$ η οποία εξομαλύνει την αρχική εικόνα καθώς προσπαθεί να διατηρήσει τις ασυνέχειες φωτεινότητας, με την πιο κάτω εξίσωση

$$\frac{dg_{i,j,t}}{dt} = \text{div}[d_{i,j,t}\nabla g_{i,j,t}] = \left[\frac{d}{di} d_{i,j,t} \frac{d}{di} g_{i,j,t} \right] + \left[\frac{d}{dj} d_{i,j,t} \frac{d}{dj} g_{i,j,t} \right], \quad (4.6)$$

όπου $|\nabla g|$ είναι το πλάτος της κλίσης και $d(|\nabla g|)$ είναι μία συνάρτηση τερματισμού ακμών, η οποία επιλέγεται ώστε να ικανοποιεί $d \rightarrow 0$ όταν $|\nabla g| \rightarrow \infty$, και η διάχυση να τερματίζεται κατά μήκος των ακμών. Αυτή η συνάρτηση, ονομάζεται συντελεστής διάχυσης $d(|\nabla g|)$, και είναι μία μονοτονικά φθίνουσα συνάρτηση του πλάτους κλίσης $|\nabla g|$ η οποία προκαλεί ενδοπεριφερειακή και όχι διαπεριφερειακή εξομάλυνση εφαρμόζοντας τη διάχυση στις ακμές της εικόνας. Αυξάνει την εξομάλυνση παράλληλα στις ακμές και την τερματίζει κάθετα προς αυτές. Η επιλογή του $d(|\nabla g|)$ μπορεί να επηρεάσει την έκταση της διατήρησης ασυνεχειών σε μεγάλο βαθμό. Για παράδειγμα, αν η $d(|\nabla g|)$ είναι σταθερή σε όλα τα σημεία, τότε η εξομάλυνση υλοποιείται με ισοτροπικό τρόπο. Αν η $d(|\nabla g|)$ μεταβάλλεται σε σχέση με την τοπική κλίση της εικόνας, τότε έχουμε ανισοτροπική διάχυση. Οι πιο πάνω ερευνητές πρότειναν τους ακόλουθους εναλλακτικούς συντελεστές διάχυσης

$$d(|\nabla g|) = \frac{1}{1 + \left(\frac{|\nabla g_{i,j}|}{K}\right)^2} \quad (4.7)$$

και

$$cd(|\nabla g|) = \frac{2(|\nabla g_{i,j}|)}{2 + \left(\frac{|\nabla g_{i,j}|}{K_1}\right)^2} \quad (4.8)$$

όπου K και K_1 είναι θετικές παράμετροι κατωφλίου κλίσης, γνωστές ως σταθερές διάχυσης ή ροής. Με βάση τους Loizou & Pattichis, 2008, ο πρώτος συντελεστής διάχυσης εκ των δύο, παρουσιάζει καλύτερα αποτελέσματα.

Η διακριτή διατύπωση της εξίσωσης ανισοτροπικής διάχυσης (Perona & Malik, 1990) είναι η ακόλουθη:

$$\begin{aligned} \frac{dg_{i,j}}{dt} = \frac{\lambda}{|\eta_s|} \{ & d_{i+1,j,t}[g_{i+1,j} - g_{i,j}] + d_{i-1,j,t}[g_{i-1,j} - g_{i,j}] \\ & + d_{i,j+1,t}[g_{i,j+1} - g_{i,j}] + d_{i,j-1,t}[g_{i,j-1} - g_{i,j}] \} \end{aligned} \quad (4.9)$$

και η νέα τιμή φωτεινότητας $f_{i,j}$ του pixel στη θέση i,j είναι

$$f_{i,j} = g_{i,j} + \frac{1}{4} \frac{dg_{i,j}}{dt} \quad (4.10)$$

όπου $d_{i+1,j,t}$, $d_{i-1,j,t}$, $d_{i,j+1,t}$ και $d_{i,j-1,t}$ είναι οι συντελεστές διάχυσης για τη δυτική, ανατολική, βόρεια και νότια κατεύθυνση του pixel αντίστοιχα, σε μία ομάδα τεσσάρων pixel γύρω από το pixel i,j όπου υπολογίζεται η διάχυση. Ο συντελεστής διάχυσης οδηγεί στην μέγιστη διάχυση όταν η διαφορά μεταξύ γειτονικών pixel είναι μέγιστη (ισχυρή ακμή), ενώ η ελάχιστη διάχυση συμβαίνει όταν η διαφορά μεταξύ γειτονικών pixel είναι ελάχιστη (αδύνατη ακμή). Ο σταθερός όρος $\lambda \in \mathfrak{R}^2$ είναι ένα βαθμωτό το οποίο καθορίζει το ρυθμό διάχυσης, το η_s αντιπροσωπεύει τη χωρική περιοχή του pixel i,j , και το $|\eta_s|$ είναι ο αριθμός των γειτονικών pixel (συνήθως είναι τέσσερα, χωρίς τις ακμές της εικόνας).

4.2.2 Speckle-Reducing Anisotropic Diffusion (SRAD) Filtering

Η ουσία του φίλτρου ανισοτροπικής διάχυσης μείωσης θορύβου speckle, είναι η αντικατάσταση του ανιχνευτή ακμών βασισμένου στη κλίση $cd(|\nabla g|)$ σε μία αυθεντική ανισοτροπική PDE διάχυσης, με το στιγμιαίο συντελεστή μεταβολής ο οποίος και είναι κατάλληλος για φιλτράρισμα θορύβου speckle, $c_{srad}(|\nabla g|)$. Οι Yongjian & Scott, το 2002, εισήγαγαν το φίλτρο SRAD το οποίο και χρησιμοποιεί δύο διαφορετικές φαινομενικά μεθόδους φιλτραρίσματος, επονομαζόμενες ως Lee και Frost (Loizou & Pattichis, 2008). Μια πιο γενική και αναβαθμισμένη συνάρτηση PDE για την εξαγόμενη εικόνα, είναι η ακόλουθη:

$$f_{i,j} = g_{i,j} + \frac{1}{\eta_s} \text{div}(c_{srad}(|\nabla g|) \nabla g_{i,j}). \quad (4.11)$$

Ο συντελεστής διάχυσης για το φίλτρο SRAD, $c_{srad}(|\nabla g|)$ ορίζεται ως εξής:

$$c_{srad}^2(|\nabla g|) = \frac{\frac{1}{2} |\nabla g_{i,j}|^2 \frac{1}{16} (\nabla^2 g_{i,j})^2}{(g_{i,j} + \frac{1}{4} \nabla^2 g_{i,j})^2}. \quad (4.12)$$

Απαιτείται όπως $c_{srad}(|\nabla g|) \geq 0$. Ο πιο πάνω στιγμιαίος συντελεστής μεταβολής συνδυάζει ένα κανονικοποιημένο τελεστή πλάτους κλίσης όπως και ένα κανονικοποιημένο Λαπλασιανό (Laplacian) τελεστή ο οποίος λειτουργεί σαν ανιχνευτής ακμών σε εικόνες με

θόρυβο speckle. Ένα μεγάλο σχετικά πλάτος κλίσης και μία χαμηλή σχετικά Laplacian υποδεικνύουν μία ακμή.

5 Μεθοδολογία

Στα πλαίσια της παρούσης εργασίας, έχει σχεδιαστεί και υλοποιηθεί σε περιβάλλον MATLAB[®] ένα ολοκληρωμένο ιατρικό σύστημα επεξεργασίας εικόνας και βίντεο με την ονομασία BioViAn (Biomedical Video Analyzer) η χρήση του οποίου παρουσιάζεται στο παράρτημα 1. Πιο κάτω, παρουσιάζεται με λεπτομέρεια η μεθοδολογία της εργασίας που επιτελέστηκε για την υλοποίηση των αρχικών στόχων της διπλωματικής αυτής εργασίας.

5.1 Εξαγωγή και Ανάλυση Εικόνας Διαγράμματος Κίνησης (M-mode)

5.1.1 Εγγραφή βίντεο KA

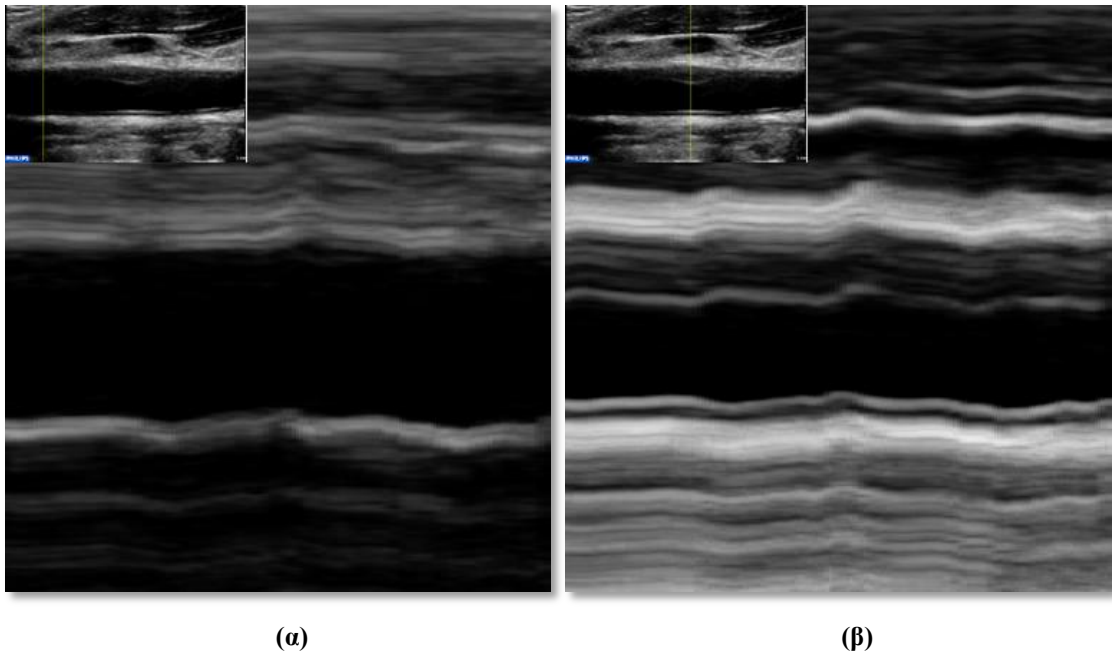
Ένα σύνολο από 10 ψηφιακά βίντεο KA από διαμήκεις εικόνες υπέρηχων τύπου B-mode, καταγράφηκαν από τον υπερηχογράφο ATL HDI-5000 (Advanced Technology Laboratories, Seattle, USA) με μέγεθος frame 576×768 pixels, 256 επίπεδα φωτεινότητας, χωρική ανάλυση 16.6 pixels/mm και ρυθμό εναλλαγής frame 100 frames/sec. Τα βίντεο καταγράφηκαν στο χώρο του Ινστιτούτου Γενετικής και Νευρολογίας Κύπρου, από 10 συμπτωματικούς και ασυμπτωματικούς ασθενείς ηλικίας μεταξύ 26 και 85 χρόνων, και μέσο όρο ηλικίας τα 54 χρόνια. Οι πιο πάνω ασθενείς βρίσκονται σε ρίσκο αθηροσκλήρωσης ενώ οι τέσσερις συμπτωματικοί ασθενείς έχουν ήδη αναπτύξει κλινικά συμπτώματα.

Τα βίντεο, δεν έτυχαν επεξεργασίας σε όλο το χρονικό εύρος τους, αλλά μόνο σε αυτό που καθόρισε ο ιατρός Δρ. Νικολαΐδης Α. από το Ινστιτούτο Νευρολογίας και Γενετικής Κύπρου, και μέσα στο οποίο κάθε βίντεο προσφέρεται για την καλύτερη δυνατή οπτική παρακολούθηση. Επίσης, όλα τα βίντεο έτυχαν επεξεργασίας έτσι ώστε, να έχουν μικρότερο μέγεθος frame, οπότε οι αλγόριθμοι κατάτμησης και φιλτραρίσματος που χρησιμοποιούνται στη συνέχεια, να είναι πιο αποδοτικοί.

5.1.2 Δημιουργία εικόνας M-mode

Η εικόνα M-mode δημιουργείται με σάρωση των τιμών έντασης κατά μήκος μίας κάθετης γραμμής, η οποία επιλέγεται από το χρήστη σε περιοχή με ή χωρίς αθηρωματική πλάκα, σε οποιοδήποτε από τα frame του βίντεο που τυγχάνει επεξεργασίας, και τοποθετώντας την παράλληλα με τον άξονα Y για κάθε συνεχόμενο frame του βίντεο, το οποίο εμφανίζεται στο άξονα X. Επομένως, δημιουργείται μία δισδιάστατη εικόνα με διαστάσεις ως εξής: πλάτος (width) ίσο με τον αριθμό των frame που αποτελούν το βίντεο

και ύψος (height), ίσο με το ύψος του κάθε frame. Για την υλοποίηση της πιο πάνω διαδικασίας, υλοποιήθηκε κατάλληλος αλγόριθμος, ενδεικτικά αποτελέσματα του οποίου, παρουσιάζονται στην Εικόνα 5-1.



Εικόνα 5-1: Εικόνα M-mode (α) σε περιοχή τοιχώματος (β) σε περιοχή αθηρωματικής πλάκας της ΚΑ

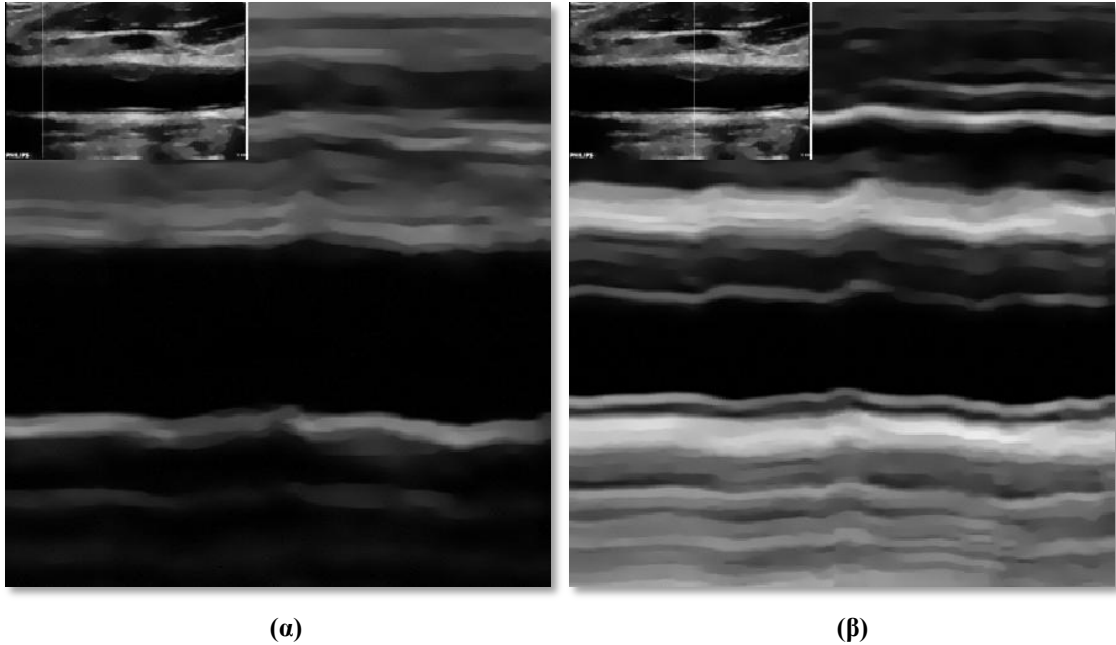
Στην αριστερή πάνω γωνία των εξαγόμενων εικόνων M-mode, τοποθετείται μία μικρότερη εικόνα, η οποία παρουσιάζει ένα ενδεικτικό frame από το βίντεο που τυγχάνει επεξεργασίας μαζί με μία χαρακτηριστική κίτρινη γραμμή η οποία συμβολίζει το σημείο εξαγωγής της εικόνας M-mode από το βίντεο.

5.1.3 Απομάκρυνση θορύβου speckle

Λόγω της παρουσίας θορύβου speckle στο βίντεο υπέρηχων, ως επακόλουθο υπάρχει θόρυβος αυτού του τύπου όχι μόνο σε κάθε frame αλλά και στην εξαγόμενη εικόνα M-mode. Όπως προτείνεται και από την βιβλιογραφία (Loizou et al, 2005, Loizou et al, 2007), θεωρείται μη αποδοτική η εφαρμογή αλγόριθμων επεξεργασίας και ανάλυσης στην εικόνα M-mode, χωρίς προηγουμένως να αφαιρεθεί ο πολλαπλασιαζόμενος θόρυβος τύπου speckle. Για τους σκοπούς αυτής της εργασίας χρησιμοποιήσαμε το φίλτρο SRAD των Gilliam και Aksel, 2006, στον οποίο εφαρμόζεται η μέθοδος που ανέπτυξαν οι Yongjian & Scott, το 2002, τα αποτελέσματα του οποίου παρουσιάζονται στην Εικόνα 5-2 όπου φαίνονται οι Εικόνες 5-1(α),(β) μετά την διαδικασία του φιλτραρίσματος. Παρατηρείται η εξομάλυνση που έχουν υποστεί οι εικόνες σε κάθε χωρικό σημείο τους, η οποία και εκμεταλλεύεται για περαιτέρω επεξεργασία τους.

Για να λειτουργία του αλγόριθμου απαιτείται όπως καθοριστούν οι ακόλουθες παράμετροι:

- I. η αρχική εικόνα, I
- II. αριθμό των επαναλήψεων, $niter$
- III. ρυθμός διάχυσης ή time step, λ
- IV. μία ομογενής περιοχή από την εικόνα I και την οποία επιλέγει ο χρήστης, $rect$



Εικόνα 5-2: Φιλτραρισμένη εικόνα M-mode (α) σε περιοχή τοιχώματος (β) σε περιοχή αθηρωματικής πλάκας της ΚΑ χρησιμοποιώντας παραμέτρους $\lambda=0.1$ και 30 επαναλήψεις

5.1.4 Κατωφλίωση και μορφολογική επεξεργασία

Για πιο εύκολη εφαρμογή του αλγόριθμου κατάτμησης που ακολουθεί, εφαρμόζεται στη φιλτραρισμένη εικόνα, κατωφλίωση με τιμή κατωφλίου

$$T = 25 \rightarrow T_n = 25/255 = 0.098$$

ώστε να την μετατρέψει σε δυαδική. Η επιλογή της τιμής κατωφλίου, T , αφορά την τιμή φωτεινότητας των pixel που περιλαμβάνουν θόρυβο μετά την επίδραση του φίλτρου SRAD, έτσι ώστε αυτά να παίρνουν την τιμή 0 κατά την κατωφλίωση και εξάχθηκε μετά από πολλές δοκιμές σε εικόνες M-mode.

Στη συνέχεια, στη δυαδική εικόνα εφαρμόζεται μορφολογική επεξεργασία τύπου 'κλείσιμο' (close) χρησιμοποιώντας δομικό στοιχείο μορφής διαμαντιού με απόσταση από το κέντρο ίση με 4 pixels, $R = 4$. Αυτή η επεξεργασία εφαρμόζεται 4 διαδοχικές

φορές, έτσι ώστε να αφαιρεθούν εσφαλμένα μικρά αντικείμενα και να κλείσουν μικρές τρύπες οι οποίες επηρεάζουν τον αλγόριθμο κατάτμηση που ακολουθεί. Η πιο πάνω διαδικασία εφαρμόστηκε στις Εικόνα 5-2(β) και τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στην Εικόνα 5-3.



Εικόνα 5-3: Δυαδική εικόνα M-mode σε περιοχή αθηρωματικής πλάκας της ΚΑ που έχει υποστεί μορφολογική επεξεργασία κλεισίματος

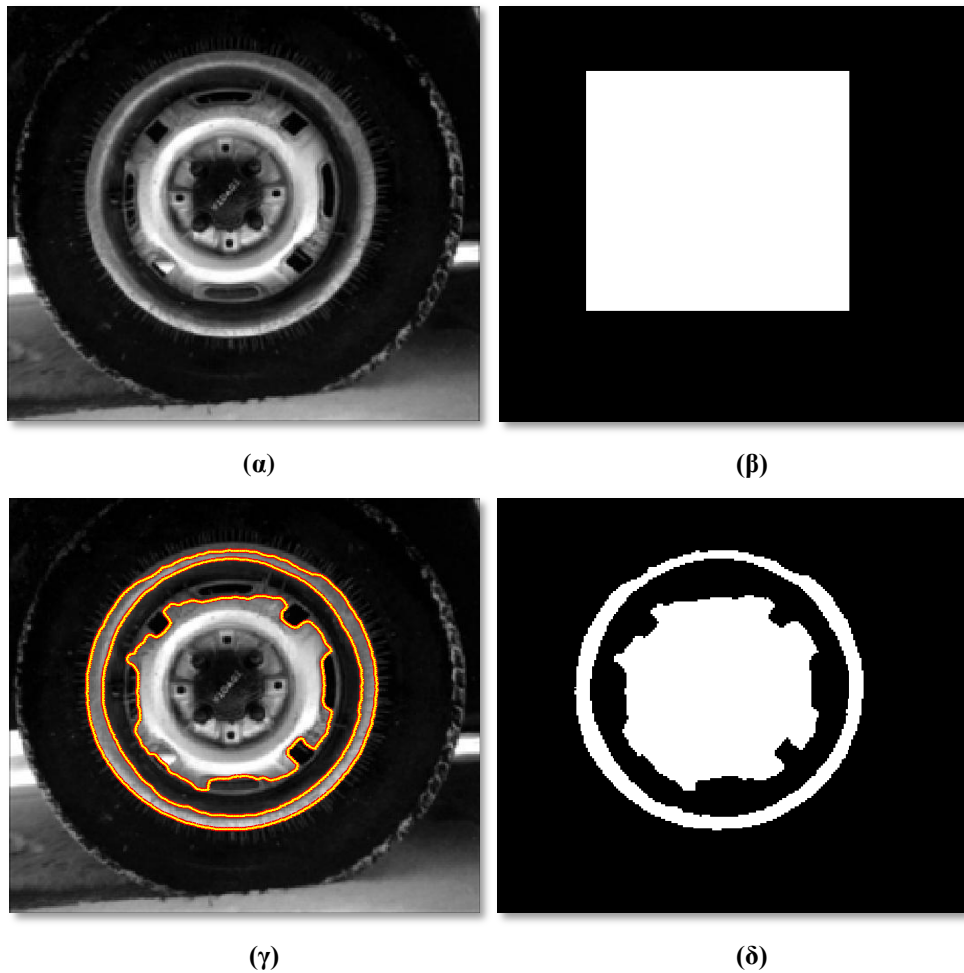
5.1.5 Κατάτμηση και εξαγωγή τοιχωμάτων

Για την κατάτμηση της δυαδικής εικόνας έτσι ώστε να ανιχνευθούν τα πάνω και κάτω τοιχώματα της ΚΑ (near και far wall αντίστοιχα) χρησιμοποιείται ο αλγόριθμος Region Based Active Contour Segmentation (*region_seg.m*) ο οποίος υλοποιήθηκε από τον Shawn Lankton (www.mathworks.com) και εφαρμόζει την μέθοδο κατάτμησης των Chan και Vese όπως περιγράφηκε προηγουμένως (βλ. Κεφ. 3.4).

Για τη λειτουργία του αλγόριθμου (βλ. Εικόνα 5-4), απαιτείται όπως καθοριστούν οι ακόλουθες παράμετροι:

- I. η εικόνα προς κατάτμηση, *I*
- II. η αρχικοποίηση της καμπύλης *C* (δυαδική εικόνα ίδιων διαστάσεων με την εικόνα προς κατάτμηση), *init_mask*
- III. ο αριθμός των επαναλήψεων του αλγόριθμου (όσο μεγαλύτερος, τόσο καλύτερα τα αποτελέσματα, όμως χρειάζεται περισσότερος χρόνος), *max_its*
- IV. βαθμός εξομάλυνσης, *a*, (ως προεπιλογή $a = 0,2$)
- V. καθορισμός εμφάνισης άμεσων αποτελεσμάτων σε ξεχωριστό παράθυρο, *display*

Στην Εικόνα 5-4, παρουσιάζεται ένα παράδειγμα λειτουργίας του αλγόριθμου με παραμέτρους : $a = 0,2$ και $\max_its = 500$.

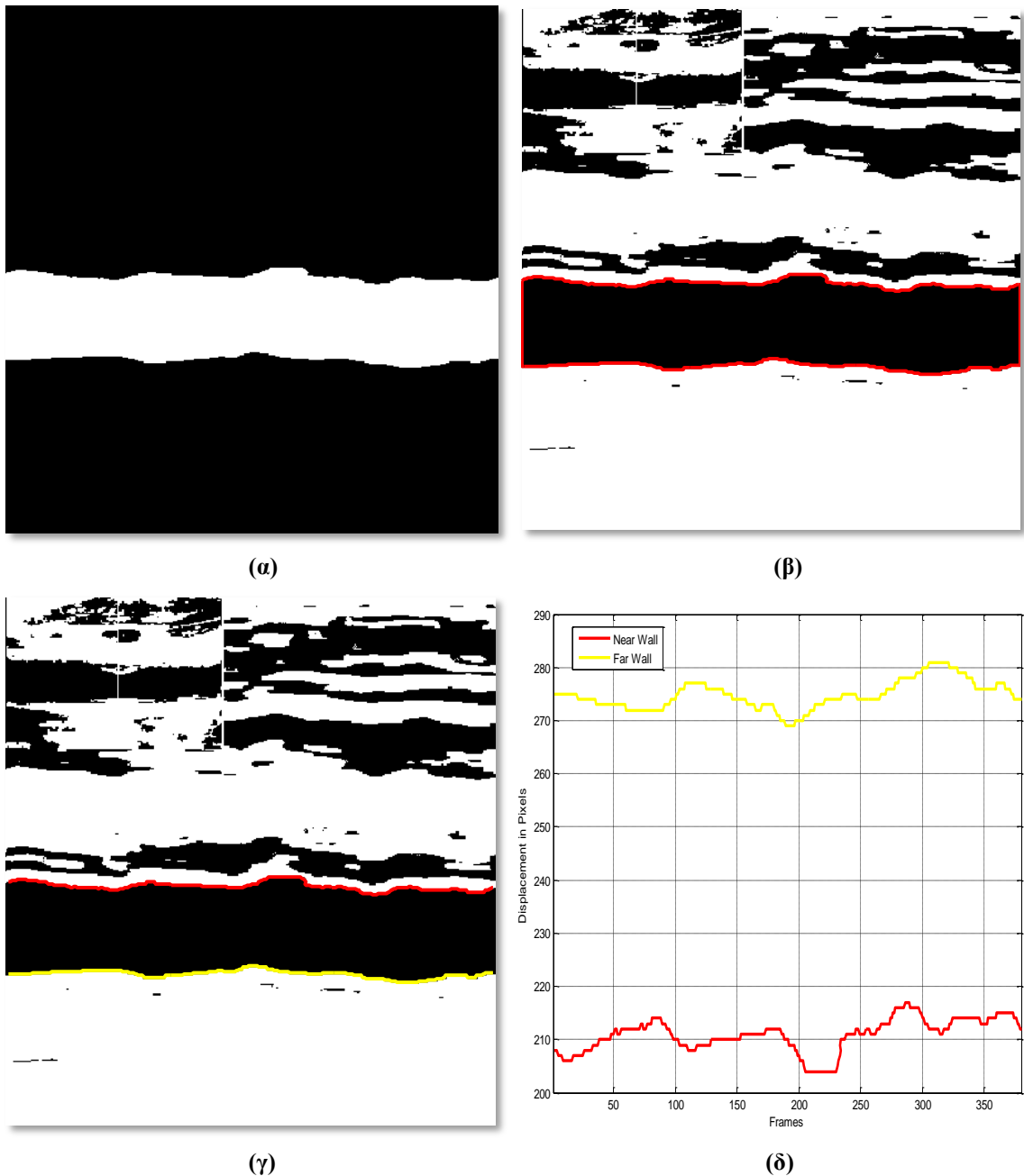


Εικόνα 5-4: Παράδειγμα αλγόριθμου `region_seg.m` (α) Αρχική εικόνα, (β) Αρχικοποίηση καμπύλης C , (γ) Θέση καμπύλης C μετά από 500 επαναλήψεις, (δ) Τελικό αποτέλεσμα κατάτμησης

Για τους σκοπούς της παρούσας εργασίας, χρησιμοποιήθηκε ο πιο πάνω αλγόριθμος με παραμέτρους:

- I. I = η δυαδική εικόνα που έχει υποστεί μορφολογική επεξεργασία κλεισίματος
- II. $init_mask$ = η αρχική θέση του ενεργού περιγράμματος, C , την οποία και εισάγει ο χρήστης χειροποίητα χρησιμοποιώντας κατάλληλο αλγόριθμο που σχεδιάστηκε και υλοποιήθηκε γι' αυτό το σκοπό `getsnake.m` (βλ. Παράρτημα 2)
- III. $\max_its = 100$
- IV. $a = 0,2$ και
- V. $display = 0$ (ώστε να μην εμφανίζονται άμεσα τα αποτελέσματα της κατάτμησης)

Το αποτέλεσμα είναι μία δυαδική μάσκα (βλ. Εικόνα 5-5(α)) από την οποία εξάγεται μία κλειστή καμπύλη που εκτείνεται στα τοιχώματα της ΚΑ αλλά και στην δεξιά και αριστερή πλευρά της εικόνας (βλ. Εικόνα 5-5(β)).



Εικόνα 5-5: Εξαγωγή τοιχωμάτων ΚΑ (α) Δυαδική μάσκα εξόδου από αλγόριθμο *region_seg.m* (β) Η εξαγόμενη κλειστή καμπύλη σε δυαδική εικόνα M-mode σε περιοχή αθηρωματικής πλάκας της ΚΑ, (γ) Αποτέλεσμα αλγόριθμου *findboundaries.m* , (δ) Όρια πάνω και κάτω τοιχώματος ΚΑ

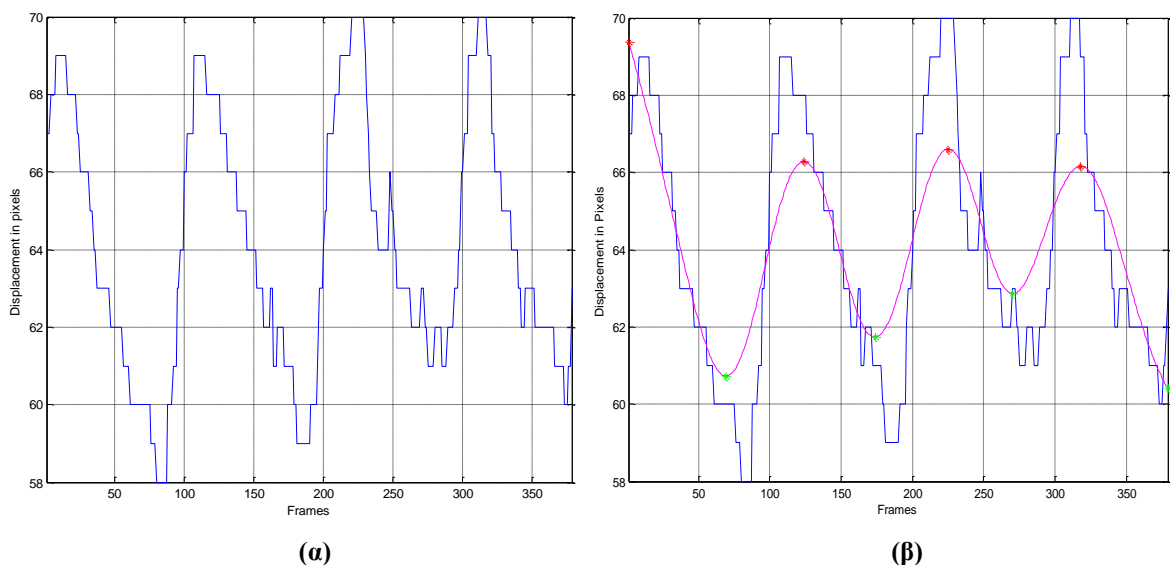
Λόγω του γεγονότος ότι το αποτέλεσμα της κατάτμησης είναι μία κλειστή καμπύλη και επειδή για τον προσδιορισμό του ρυθμού αλλαγής του αυλού (lumen rate of change) απαιτούνται ξεχωριστά τα πάνω και κάτω τοιχώματα της ΚΑ, σχεδιάστηκε κατάλληλος

αλγόριθμος *findboundaries.m* (βλ. Παράρτημα 2) ο οποίος επεξεργάζεται την εξαγόμενη κλειστή καμπύλη και επιστρέφει τα όρια του πάνω (near) και κάτω (far) τοιχώματος. Το αποτέλεσμα του αλγόριθμου παρουσιάζεται στην Εικόνα 5-5(γ),(δ).

Στην Εικόνα 5-5(δ) παρουσιάζονται τα όρια των δύο τοιχωμάτων έτσι ώστε ο κάθετος άξονα να αντιπροσωπεύει το εκτόπισμα του κάθε τοιχώματος σε pixels και ο οριζόντιος άξονας να αντιπροσωπεύει το frame που αντιστοιχεί στο κάθε σημείο των τοιχωμάτων.

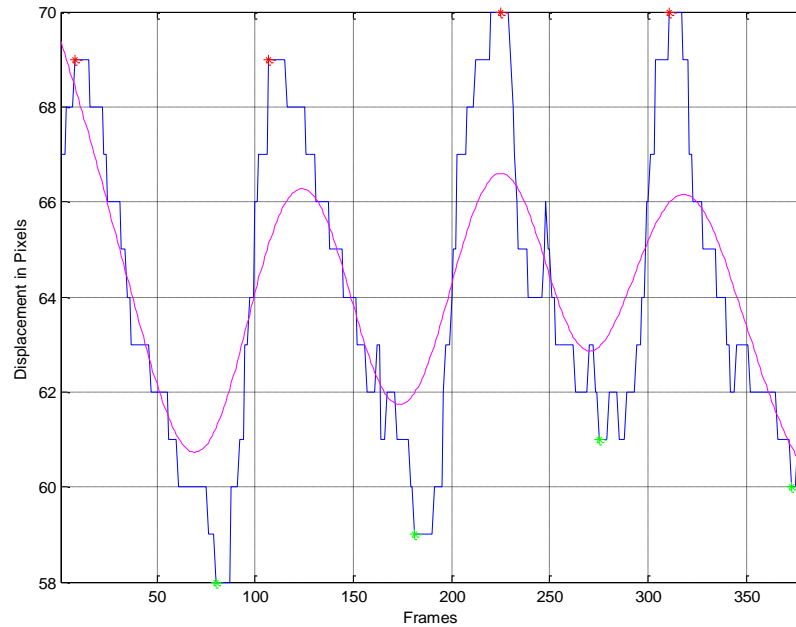
5.1.6 Προσδιορισμός καταστάσεων (Διάγραμμα κίνησης KA)

Για τον προσδιορισμό του ρυθμού αλλαγής του αυλού, αλλιώς, διάγραμμα κίνησης, υπολογίζεται η απόλυτη τιμή της διαφοράς μεταξύ του πάνω και του κάτω ορίου του τοιχώματος της KA σε pixels (βλ. Εικόνα 5-6(α)), και ακολούθως, καθώς το frame resolution είναι γνωστό, η διαφορά μεταξύ των τοιχωμάτων εκφράζεται σε mm ($10^{-3}m$). Ακολούθως, το διάγραμμα εξομαλύνεται (μέθοδος 'loess' και μέθοδος μέσης τιμής) έτσι ώστε να ελαχιστοποιούνται τα λάθη κατά την ανεύρεση των τοπικών μεγίστων (μέγιστη διάμετρος KA κατά τη διαστολή - distension) (*) και ελαχίστων (μέγιστη διάμετρος KA κατά τη συστολή - contraction) (*) όπου γίνεται χρήση του αλγόριθμου *extrema.m* ο οποίος και υλοποιήθηκε από τον Carlos Vargas Aguilera (www.mathworks.com) (βλ. Εικόνα 5-6(β)).



Εικόνα 5-6: Διάγραμμα Κίνησης KA (α) Διάγραμμα κίνησης KA - Απόλυτη τιμή της διαφοράς μεταξύ του πάνω και του κάτω ορίου του τοιχώματος της KA, (β) Εξομάλυνση του αρχικού διαγράμματος και εύρεση τοπικών μεγίστων σε αυτήν με τη χρήση του αλγορίθμου *extrema.m*

Για την ανεύρεση των τοπικών ελαχίστων και μεγίστων στο αρχικό διάγραμμα κίνησης τα οποία θα καθορίσουν τα διαστολικά και συστολικά frames, που είναι και τα επιθυμητά, σχεδιάστηκε ο προσαρμοστικός αλγόριθμος *findMinMax.m* (βλ. Παράρτημα 2). Ο αλγόριθμος *findMinMax.m* χρησιμοποιεί τα αποτελέσματα από τον *extrema.m* και ακολούθως προσδιορίζει τις καινούριες θέσεις των τοπικών ελαχίστων και μεγίστων πάνω στο αρχικό διάγραμμα (βλ. Εικόνα 5-7).

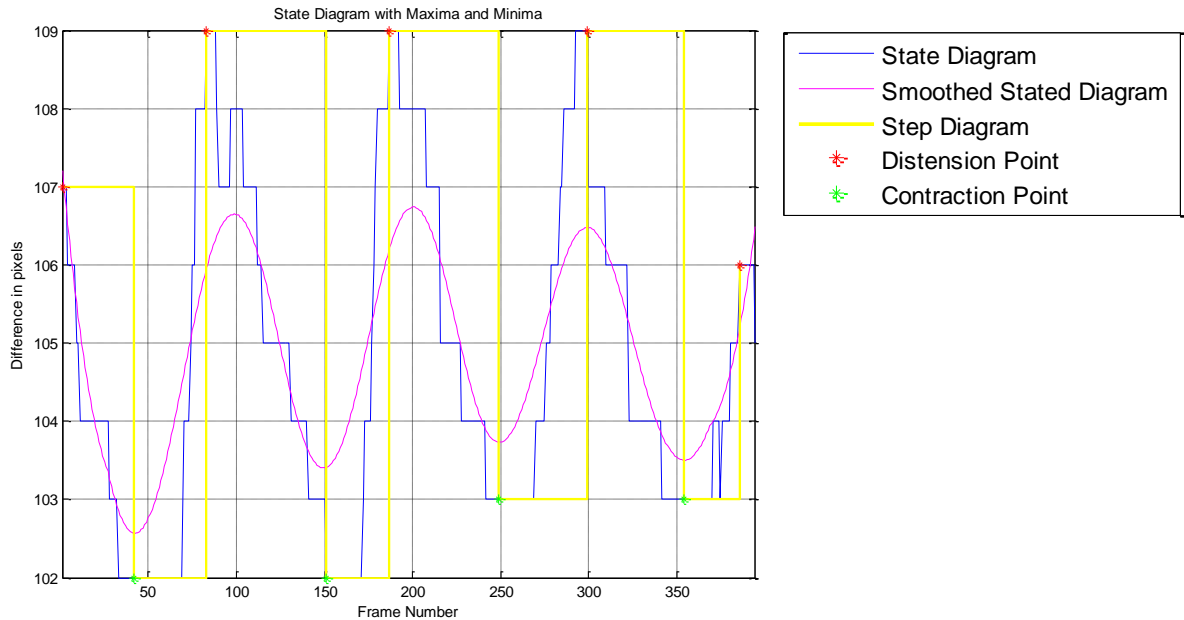


Εικόνα 5-7: Χρήση αλγορίθμου *findMinMax.m* και καθορισμός τοπικών μεγίστων και ελαχίστων στο αρχικό διάγραμμα κίνησης της ΚΑ

Μέσα από τα αποτελέσματα του αλγορίθμου *findMinMax.m*, εξάγονται τα frames στα οποία υπάρχει συστολή (contraction) και τα frames στα οποία έχουμε διαστολή (distension). Ακόμη, υπολογίζεται η ελάχιστη καρωτιδική διάμετρος κατά τη συστολή (Carotid Diameter during Contraction-CDC), η μέγιστη καρωτιδική διάμετρος κατά τη διαστολή (Carotid Diameter during Distension-CDD) και το ποσοστό της διαστολής του καρωτιδικού τοιχώματος (percentage of the Carotid Wall Distension- %CWD) (Loizou et al, 2005), σε κάθε βίντεο. Το %CWD δίνεται από τον πιο κάτω τύπο:

$$\%CWD = \left(\frac{CDD - CDC}{CDD} \right) \times 100\% \quad (5.1)$$

Πιο κάτω παρουσιάζεται ένα τυπικό διάγραμμα κίνησης, όπως εξάγεται από το σύστημα BioViAn:



Εικόνα 5-8: Παράδειγμα διαγράμματος κίνησης KA

όπου, με μπλε γραμμή (—) αναπαριστάται το αρχικό διάγραμμα κίνησης, με φούξια γραμμή (—) αναπαριστάται το διάγραμμα κίνησης μετά την εξομάλυνση, και με κίτρινη γραμμή (—) αναπαριστάται το βηματικό διάγραμμα κίνησης. Μία συστολική κατάσταση συμβολίζεται με πράσινο αστερίσκο (*), ενώ μία διαστολική κατάσταση αναπαριστάται με κόκκινο αστερίσκο (*).

5.1.7 Μετρήσεις αξιολόγησης

Με σκοπό να αξιολογηθεί το εξεταζόμενο σύστημα, υπολογίστηκαν οι παρακάτω μετρήσεις μεταξύ των εξαγόμενων μέσω της πιο πάνω διαδικασίας αποτελεσμάτων και των αποτελεσμάτων μέσω της οπτικής παρατήρησης που έτυχαν τα 10 βίντεο από τον ιατρό Δρ. Μ. Παντζιαρή:

I. Mean squared error - MSE

$$MSE(A, M) = \frac{\sum_i |A_i - M_i|^2}{N} \quad (5.2)$$

όπου είναι μία εκ των πολλών μεθόδων που υπάρχουν για την ποσοτικοποίηση της διαφοράς μεταξύ των τιμών ενός εκτιμητή (αυτοματοποιημένο σύστημα) και των πραγματικών τιμών (ιατρική παρατήρηση). Η συνάρτηση MSE μετρά τον μέσο όρο των τετραγώνων των λαθών, όπου λάθος, ορίζεται η ποσότητα κατά την οποία η κάθε τιμή που εξάγεται από το αυτοματοποιημένο σύστημα, διαφέρει από την αντίστοιχη τιμή που παρατήρησε ο ιατρός.

II. Root mean squared error - RMSE:

$$RMSE = \sqrt{MSE(A, M)} = \sqrt{\frac{\sum_i |A_i - M_i|^2}{N}} \quad (5.3)$$

είναι μία μέτρηση της διαφοράς μεταξύ των εξαγόμενων τιμών από ένα εκτιμητή (αυτοματοποιημένο σύστημα) και τις τιμές που παρατηρήθηκαν ή εκτιμήθηκαν στην πραγματικότητα (ιατρική παρατήρηση). Η RMSE θεωρείται ως μία καλή μέτρηση της ακρίβειας του αυτοματοποιημένου συστήματος.

III. Normalised root mean squared error - NRMSE (Loizou et al, 2010):

$$NRMSE = 100 \times RMSE / std_N \quad (5.4)$$

IV. Mean absolute error - MAE:

$$MAE = \sum_i |A_i - M_i| / N \quad (5.5)$$

είναι μία ποσότητα η οποία χρησιμοποιείται, για να μετρηθεί πόσο κοντά είναι τα αποτελέσματα μέσα από την αυτοματοποιημένη διαδικασία προς τα αποτελέσματα της ιατρικής παρατήρησης.

V. Mean absolute percentage error - MAPE:

$$MAPE = \sum_i \left| \frac{A_i - M_i}{M_i} \right| / N \quad (5.6)$$

είναι μία μέτρηση η οποία εκφράζει την ακρίβεια της μεθόδου σε ποσοστό.

Όπου με A παριστάνονται τα αποτελέσματα (frames) της πιο πάνω αυτοματοποιημένης διαδικασίας για κάθε βίντεο, με M παριστάνονται τα χειροκίνητα αποτελέσματα (frames) του ιατρού για κάθε βίντεο, N είναι ο αριθμός των καταστάσεων (2 φορές ο καρδιακός ρυθμός) και std_N είναι η τυπική απόκλιση μεταξύ όλων των αποτελεσμάτων, σε κάθε βίντεο.

5.2 Παρακολούθηση Κίνησης σε Βίντεο Υπέρηχων

5.2.1 Προσέγγιση του προβλήματος

Ο στόχος της παρακολούθησης της κίνησης της αθηρωματικής πλάκας και των τοιχωμάτων της ΚΑ σε βίντεο υπέρηχων, προσεγγίστηκε κατά παρόμοιο τρόπο με τη μέθοδο που χρησιμοποίησαν οι Kass, Witkin και Terzopoulos το 1988 (βλ. Κεφ. 3.2). Πιο αναλυτικά, ο αλγόριθμος κατάτμησης αρχικοποιείται στο 1^ο frame του βίντεο προς

επεξεργασία και ακολούθως, για κάθε επόμενο frame χρησιμοποιούνται τα δεδομένα που εξάχθηκαν από το προηγούμενο frame, με λιγότερες επαναλήψεις καθώς οι αλλαγές μεταξύ διαδοχικών frames είναι πολύ μικρές. Έτσι, με αυτό τον τρόπο αυτοματοποιείται ο αλγόριθμος και βελτιώνεται ο συνολικό χρόνος λειτουργίας του.

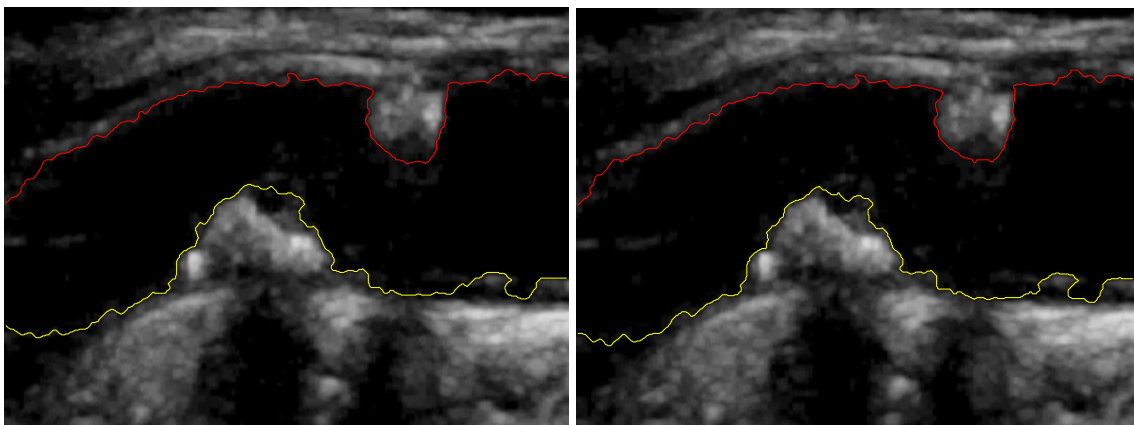
Συγκεκριμένα, ο αλγόριθμος κατάτμησης που περιγράφηκε προηγουμένως (5.1.5), εφαρμόστηκε αρχικά στο 1^ο frame του βίντεο με παραμέτρους:

- I. $I =$ το 1^ο frame του βίντεο με τιμές φωτεινότητας $[0,255]$
- II. $init_mask =$ η αρχική θέση του ενεργού περιγράμματος, C , την οποία και εισάγει ο χρήστης χειροποίητα χρησιμοποιώντας κατάλληλο αλγόριθμο που σχεδιάστηκε και υλοποιήθηκε γι' αυτό το σκοπό *getsnake.m* (βλ. Παράρτημα 2)
- III. $max_its = 100$
- IV. $a = 0,2$ και
- V. $display = 0$ (ώστε να μην εμφανίζονται άμεσα τα αποτελέσματα της κατάτμησης)

έτσι ώστε να εξαχθεί η δυαδική μάσκα και ακολούθως τα πάνω και κάτω τοιχώματα της ΚΑ γι' αυτό το frame. Η ανάλυση έγινε για κάθε 5 frames του βίντεο, καθώς για διαδοχικά frames οι αλλαγές που παρατηρούνταν ήταν ελάχιστες. Ακολούθως, για το επόμενο frame εφαρμόστηκε ξανά ο πιο πάνω αλγόριθμος με παραμέτρους αυτή τη φορά:

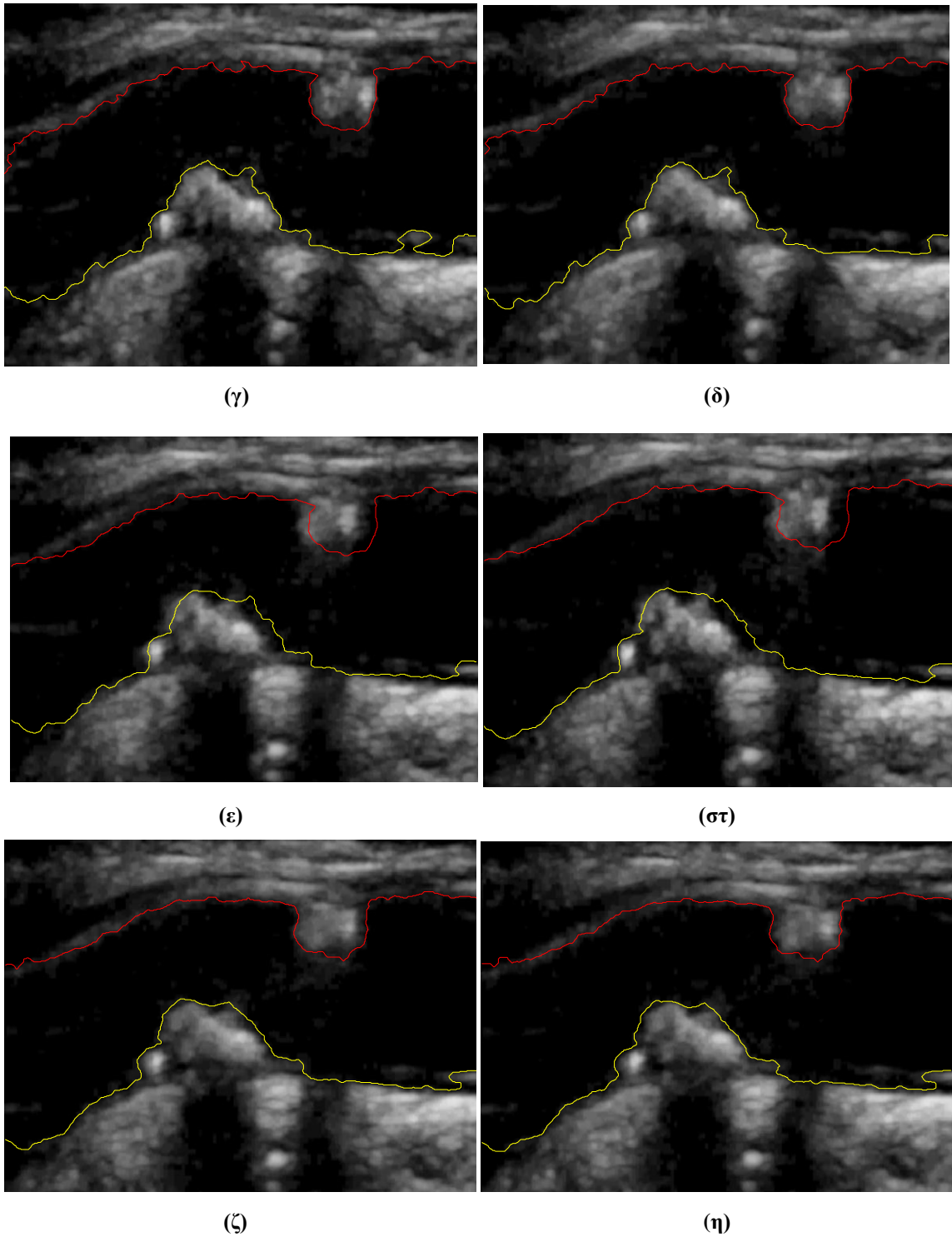
- I. $init_mask =$ η δυαδική μάσκα από την προηγούμενη εφαρμογή του αλγορίθμου, για αυτοματοποίηση της διαδικασίας
- II. $max_its = 5$, για βελτίωση του χρόνου εφαρμογής του αλγορίθμου

Η πιο πάνω διαδικασία επαναλήφθηκε μέχρι το 35^ο frame και τα τελικά αποτελέσματα παρουσιάζονται στην Εικόνα 5-9.



(α)

(β)



Εικόνα 5-9: Εφαρμογή αλγορίθμου *region_seg.m* σε βίντεο υπέρηχων (α) 1° frame, (β) 5° frame, (γ) 10° frame, (δ) 15° frame, (ε) 20° frame, (στ) 25° frame, (ζ) 30° frame και (η) 35° frame

5.2.2 Παρατηρήσεις

Εύκολα μπορεί να διακριθεί ότι στα frames 20 και 25 (βλ. Εικόνα 5-9 (ε),(στ)) ο αλγόριθμος δεν μπόρεσε να ανιχνεύσει σε ικανοποιητικό βαθμό τα τοιχώματα της ΚΑ και

την αθηρωματική πλάκα. Αυτό συμβαίνει, διότι ο συγκεκριμένος αλγόριθμος κινείται μόνο προς το εξωτερικό της εικόνας και αδυνατεί να ανιχνεύσει κίνηση προς την αντίθετη κατεύθυνση. Επομένως, σε μία ενδεχόμενη κίνηση των τοιχωμάτων ή της πλάκας προς το εσωτερικό της εικόνας, ή προς τα δεξιά και αριστερά της προηγούμενης θέσης τους, ο αλγόριθμος αδυνατεί να τα ανιχνεύει.

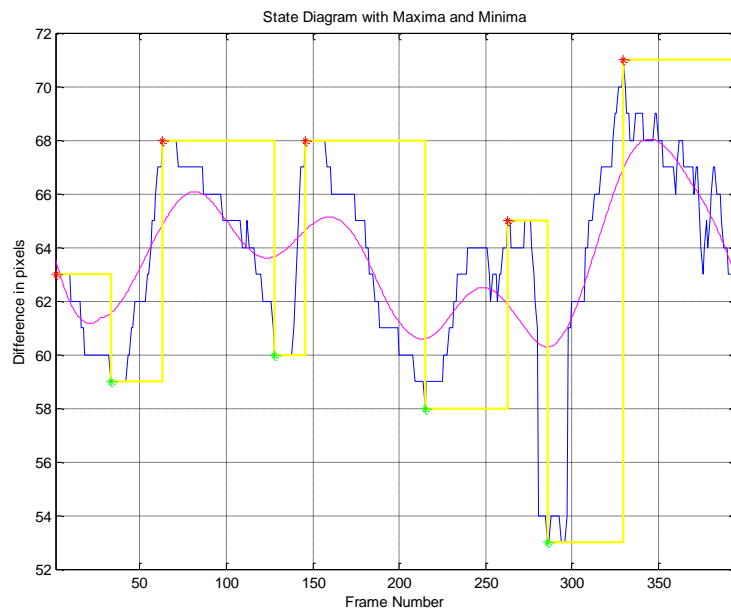
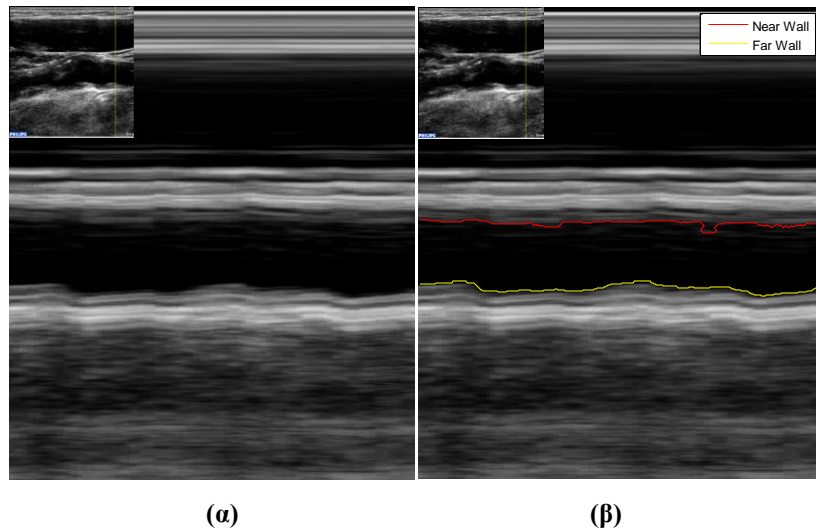
Μέσα από τα πιο πάνω παρατηρήσεις, συμπεραίνουμε ότι ο αλγόριθμος κατάτμησης *region_seg.m* δεν είναι κατάλληλος για ανίχνευση κίνησης σε βίντεο υπέρηχων και δεν θα χρησιμοποιηθεί γι' αυτό το σκοπό.

6 Αποτελέσματα

Σε αυτό το κεφάλαιο, παρουσιάζονται τα οπτικά αποτελέσματα από την εξαγωγή και την ανάλυση εικόνας M-mode μέσα από τη χρήση του συστήματος BioViAn, για κάθε ένα από τα 10 βίντεο υπέρηχων (βλ. Κεφ.5.1). Επίσης, παρουσιάζεται σύγκριση και μετρήσεις αξιολόγησης μεταξύ των καταστάσεων της ΚΑ που εξάγονται μέσω της πιο πάνω διαδικασίας, για κάθε βίντεο και των καταστάσεων όπως προσδιορίστηκαν από εξειδικευμένο ιατρό (Χ. Παντζιαρή).

6.1 Οπτικά Αποτελέσματα

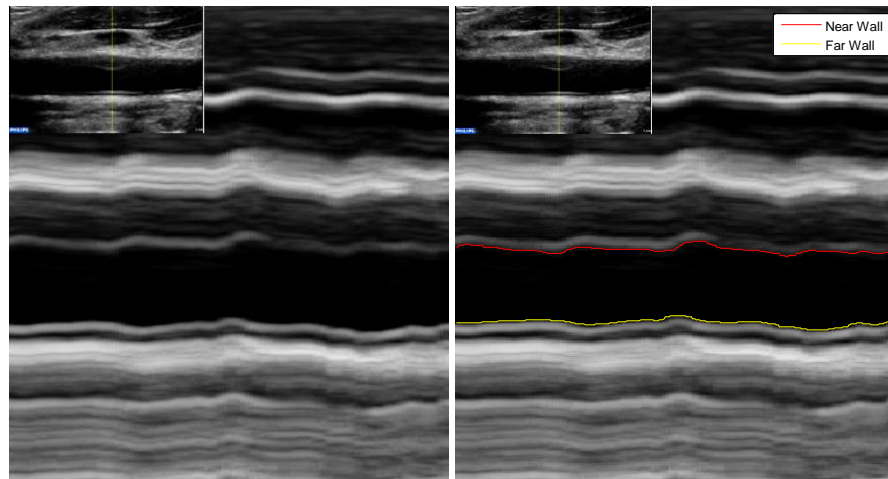
Στην Εικ.6-1 (α) παρουσιάζεται η εικόνα M-mode από τη στήλη 378 του βίντεο 1 το οποίο ανήκει σε ασυμπτωματικό ασθενή και στην Εικ.6-1 (β) η κατάτμηση των τοιχωμάτων της ΚΑ από τα οποία προκύπτει το διάγραμμα κίνησης στην Εικ.6-1 (γ). Παρατηρούμε ότι προκύπτουν συστολικές και διαστολικές καταστάσεις για τα frames 33, 128, 215, 286 και 63, 146, 263, 300 αντίστοιχα. Επίσης παρατηρείται ανομοιόμορφη κίνηση των αρτηριακών τοιχωμάτων κατά την διάρκεια του καρδιακού κύκλου, οπότε η κίνηση της ΚΑ του ασθενούς μπορεί να χαρακτηριστεί ως μη κανονική.



(γ)

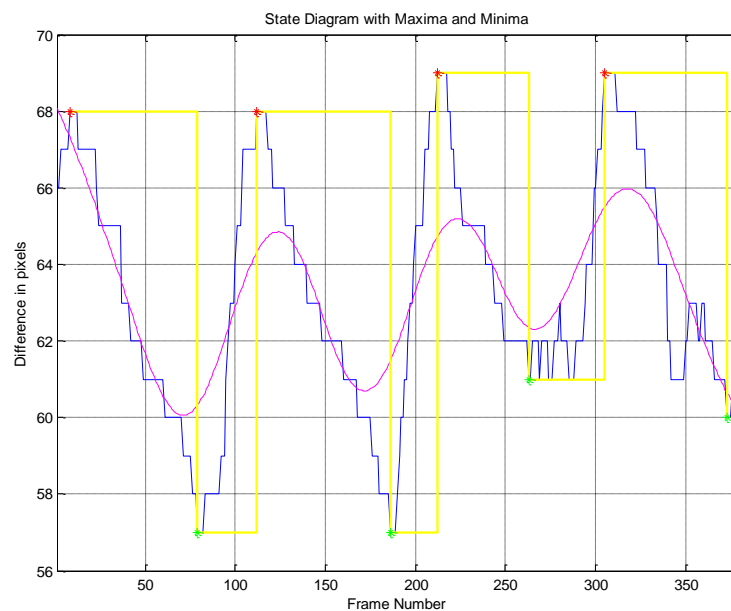
Εικόνα 6-1: Αποτελέσματα ανάλυσης εικόνας M-mode από Βίντεο 1 (α) Εικόνα M-mode από τη στήλη 378 του βίντεο 1, (β) Αποτέλεσμα κατάτμησης στην εικόνα M-mode, (γ) Διάγραμμα συστολικών (*) και διαστολικών (*) καταστάσεων ΚΑ

Στην Εικ.6-2 (α) παρουσιάζεται η εικόνα M-mode από τη στήλη 337 του βίντεο 2 το οποίο ανήκει σε συμπτωματικό ασθενή και στην Εικ.6-2 (β) η κατάτμηση των τοιχωμάτων της ΚΑ από τα οποία προκύπτει το διάγραμμα κίνησης στην Εικ.6-2 (γ). Παρατηρούμε ότι προκύπτουν συστολικές και διαστολικές καταστάσεις για τα frames 80, 181, 263, 366 και 4, 112, 212, 306 αντίστοιχα. Επίσης παρατηρείται ομοιόμορφη κίνηση των αρτηριακών τοιχωμάτων κατά την διάρκεια του καρδιακού κύκλου, οπότε η κίνηση της ΚΑ του ασθενούς μπορεί να χαρακτηριστεί ως κανονική.



(α)

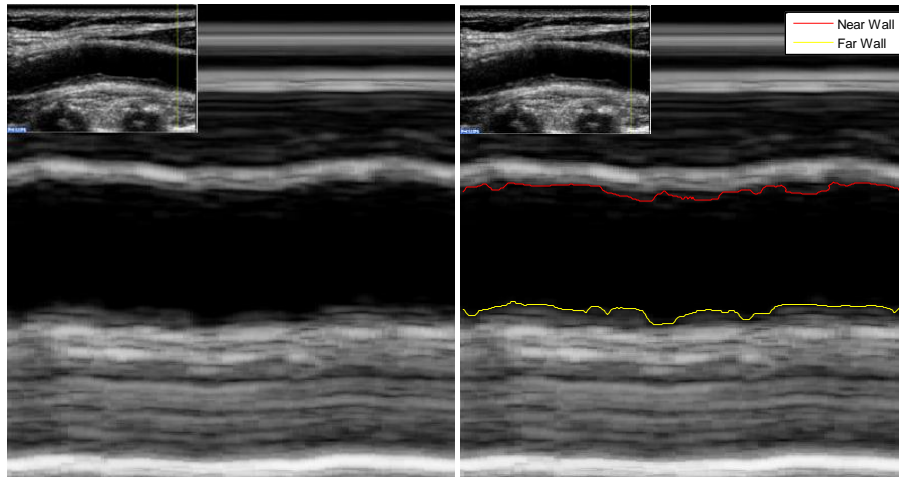
(β)



(γ)

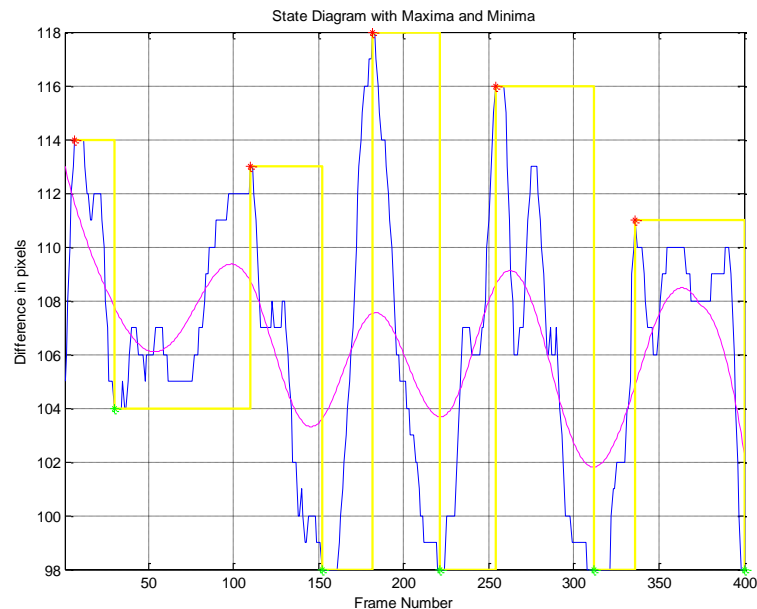
Εικόνα 6-2: Αποτελέσματα ανάλυσης εικόνας M-mode από Βίντεο 2 (α) Εικόνα M-mode από τη στήλη 337 του βίντεο 2, (β) Αποτέλεσμα κατάτμησης στην εικόνα M-mode, (γ) Διάγραμμα συστολικών (*) και διαστολικών (*) καταστάσεων ΚΑ

Στην Εικ.6-3 (α) παρουσιάζεται η εικόνα M-mode από τη στήλη 561 του βίντεο 3 το οποίο ανήκει σε ασυμπτωματικό ασθενή και στην Εικ.6-3 (β) η κατάτμηση των τοιχωμάτων της ΚΑ από τα οποία προκύπτει το διάγραμμα κίνησης στην Εικ.6-3 (γ). Παρατηρούμε ότι προκύπτουν συστολικές και διαστολικές καταστάσεις για τα frames 30, 152, 221, 312, 400 και 7, 110, 182, 254, 336 αντίστοιχα. Επίσης παρατηρείται ανομοιόμορφη κίνηση των αρτηριακών τοιχωμάτων κατά την διάρκεια του καρδιακού κύκλου, οπότε η κίνηση της ΚΑ του ασθενούς μπορεί να χαρακτηριστεί ως μη κανονική.



(α)

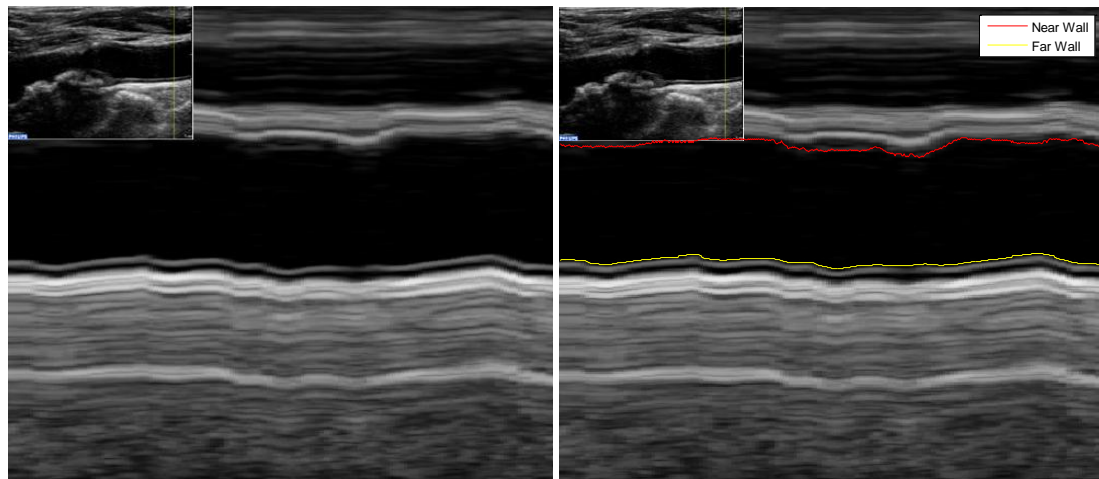
(β)



(γ)

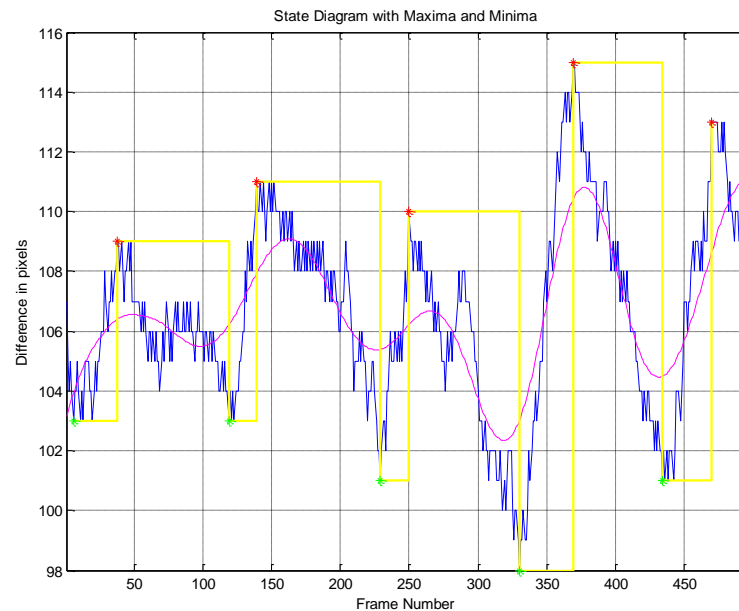
Εικόνα 6-3: Αποτελέσματα ανάλυσης εικόνας M-mode από Βίντεο 3 (α) Εικόνα M-mode από τη στήλη 561 του βίντεο 3, (β) Αποτέλεσμα κατάτμησης στην εικόνα M-mode, (γ) Διάγραμμα συστολικών (*) και διαστολικών (*) καταστάσεων ΚΑ

Στην Εικ.6-4 (α) παρουσιάζεται η εικόνα M-mode από τη στήλη 542 του βίντεο 4 το οποίο ανήκει σε συμπτωματικό ασθενή και στην Εικ.6-4 (β) η κατάτμηση των τοιχωμάτων της ΚΑ από τα οποία προκύπτει το διάγραμμα κίνησης στην Εικ.6-4 (γ). Παρατηρούμε ότι προκύπτουν συστολικές και διαστολικές καταστάσεις για τα frames 119, 229, 330, 434 και 38, 139, 250, 369, 470 αντίστοιχα. Επίσης παρατηρείται ανομοιόμορφη κίνηση των αρτηριακών τοιχωμάτων κατά την διάρκεια του καρδιακού κύκλου, οπότε η κίνηση της ΚΑ του ασθενούς μπορεί να χαρακτηριστεί ως μη κανονική.



(α)

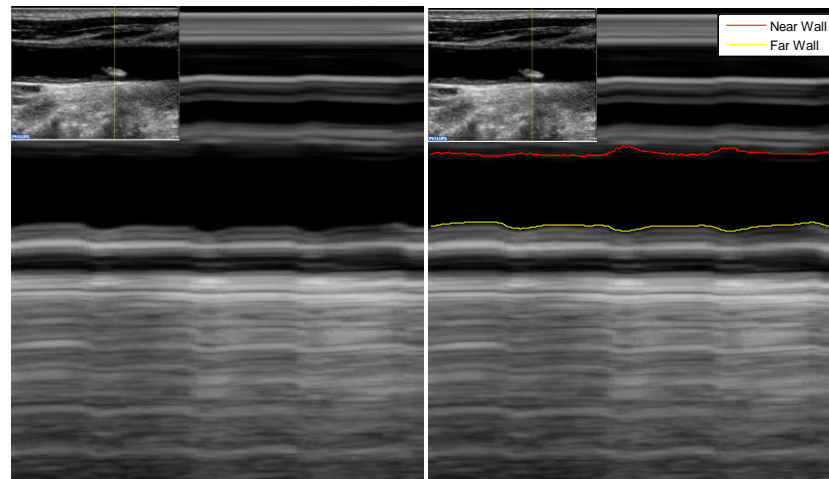
(β)



(γ)

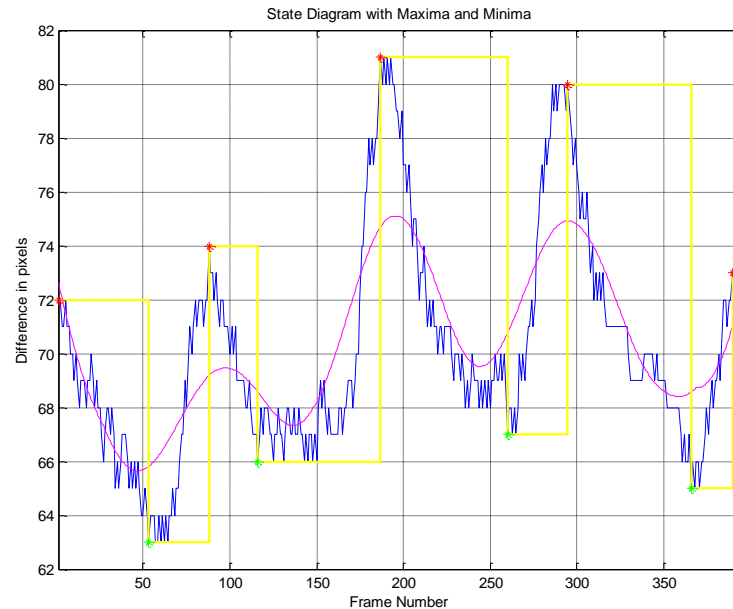
Εικόνα 6-4: Αποτελέσματα ανάλυσης εικόνας M-mode από Βίντεο 4 (α) Εικόνα M-mode από τη στήλη 542 του βίντεο 4, (β) Αποτέλεσμα κατάτμησης στην εικόνα M-mode, (γ) Διάγραμμα συστολικών (*) και διαστολικών (*) καταστάσεων ΚΑ

Στην Εικ.6-5 (α) παρουσιάζεται η εικόνα M-mode από τη στήλη 355 του βίντεο 5 το οποίο ανήκει σε ασυμπτωματικό ασθενή και στην Εικ.6-5 (β) η κατάτμηση των τοιχωμάτων της ΚΑ από τα οποία προκύπτει το διάγραμμα κίνησης στην Εικ.6-5 (γ). Παρατηρούμε ότι προκύπτουν συστολικές και διαστολικές καταστάσεις για τα frames 52, 134, 242, 368 και 88, 187, 286, 395 αντίστοιχα. Επίσης παρατηρείται ανομοιόμορφη κίνηση των αρτηριακών τοιχωμάτων κατά την διάρκεια του καρδιακού κύκλου, οπότε η κίνηση της ΚΑ του ασθενούς μπορεί να χαρακτηριστεί ως μη κανονική.



(α)

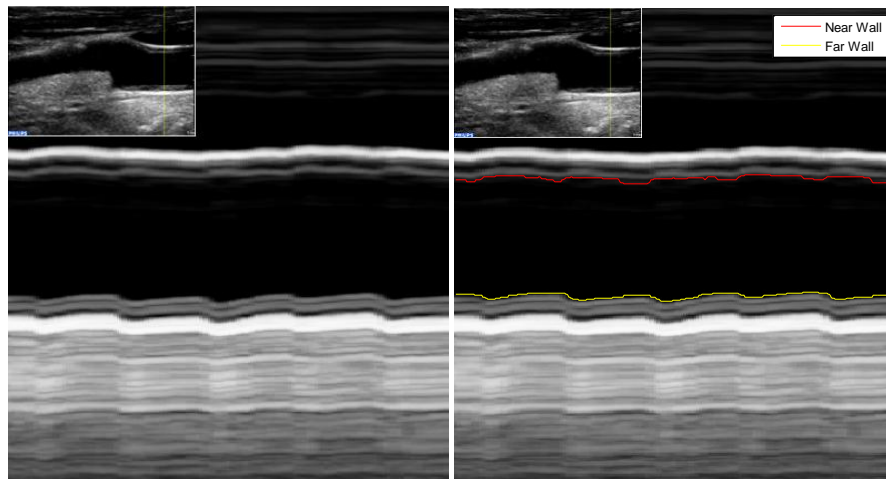
(β)



(γ)

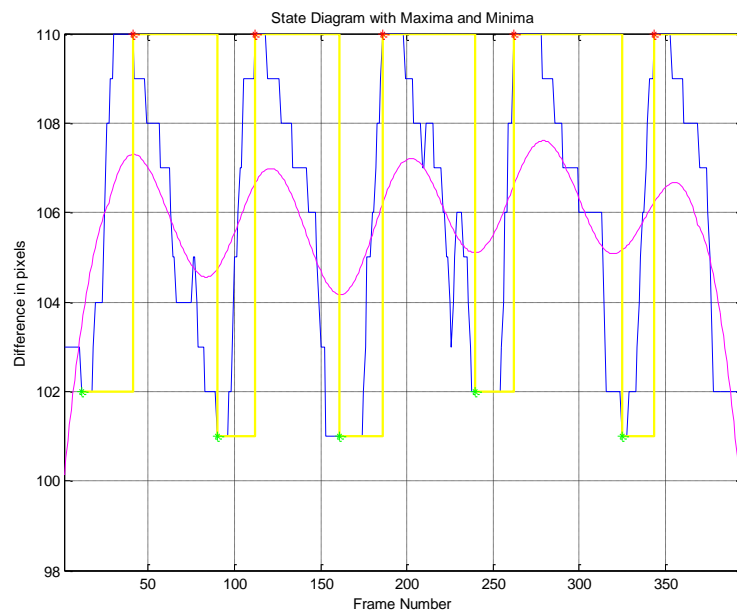
Εικόνα 6-5: Αποτελέσματα ανάλυσης εικόνας M-mode από Βίντεο 5 (α) Εικόνα M-mode από τη στήλη 355 του βίντεο 5, (β) Αποτέλεσμα κατάτμησης στην εικόνα M-mode, (γ) Διάγραμμα συστολικών (*) και διαστολικών (*) καταστάσεων ΚΑ

Στην Εικ.6-6 (α) παρουσιάζεται η εικόνα M-mode από τη στήλη 516 του βίντεο 6 το οποίο ανήκει σε ασυμπτωματικό ασθενή και στην Εικ.6-6 (β) η κατάτμηση των τοιχωμάτων της ΚΑ από τα οποία προκύπτει το διάγραμμα κίνησης στην Εικ.6-6 (γ). Παρατηρούμε ότι προκύπτουν συστολικές και διαστολικές καταστάσεις για τα frames 11, 90, 161, 240, 325, 395 και 41, 112, 186, 262, 344 αντίστοιχα. Επίσης παρατηρείται ομοιόμορφη κίνηση των αρτηριακών τοιχωμάτων κατά την διάρκεια του καρδιακού κύκλου, οπότε η κίνηση της ΚΑ του ασθενούς μπορεί να χαρακτηριστεί ως κανονική.



(α)

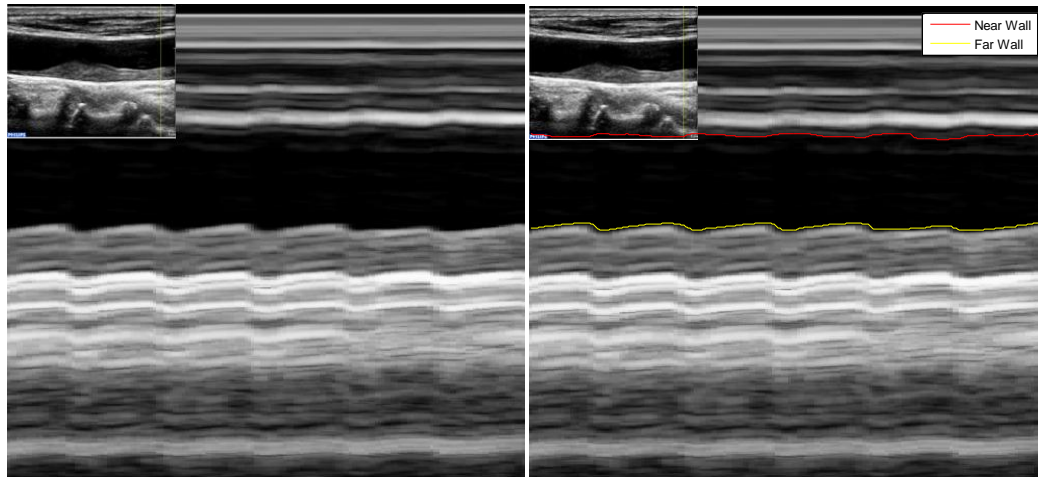
(β)



(γ)

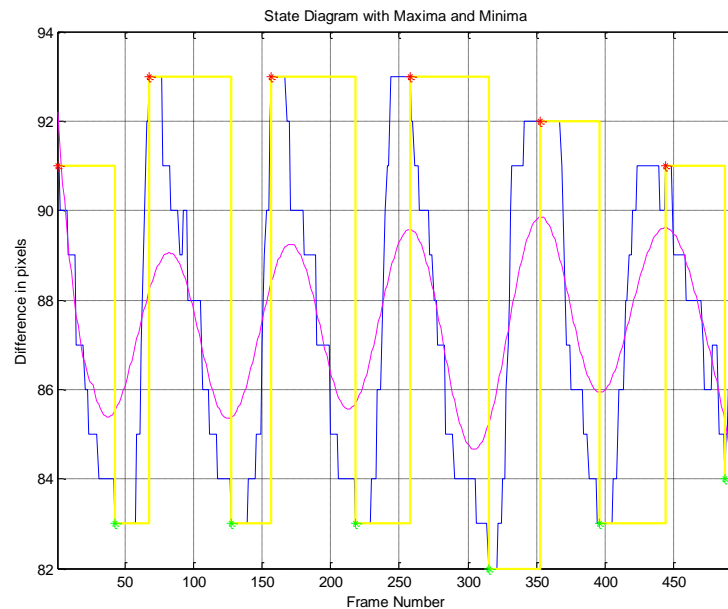
Εικόνα 6-6: Αποτελέσματα ανάλυσης εικόνας M-mode από Βίντεο 6 (α) Εικόνα M-mode από τη στήλη 516 του βίντεο 6, (β) Αποτέλεσμα κατάτμησης στην εικόνα M-mode, (γ) Διάγραμμα συστολικών (*) και διαστολικών (*) καταστάσεων ΚΑ

Στην Εικ.6-7 (α) παρουσιάζεται η εικόνα M-mode από τη στήλη 526 του βίντεο 7 το οποίο ανήκει σε συμπτωματικό ασθενή και στην Εικ.6-7 (β) η κατάτμηση των τοιχωμάτων της ΚΑ από τα οποία προκύπτει το διάγραμμα κίνησης στην Εικ.6-7 (γ). Παρατηρούμε ότι προκύπτουν συστολικές και διαστολικές καταστάσεις για τα frames 43, 128, 218, 315, 396, 487 και 1, 68, 157, 258, 353, 444 αντίστοιχα. Επίσης παρατηρείται ομοιόμορφη κίνηση των αρτηριακών τοιχωμάτων κατά την διάρκεια του καρδιακού κύκλου, οπότε η κίνηση της ΚΑ του ασθενούς μπορεί να χαρακτηριστεί ως κανονική.



(α)

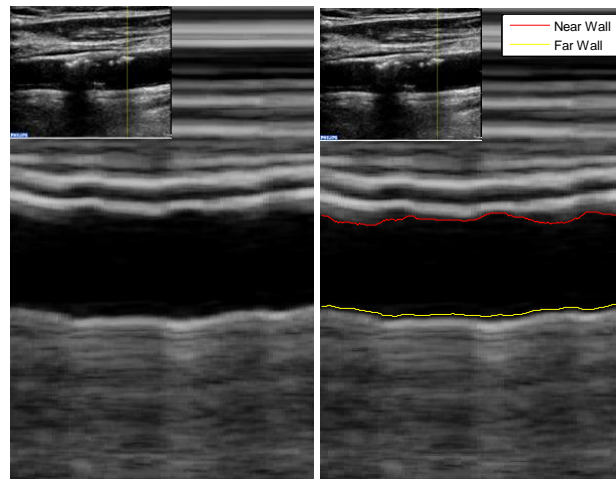
(β)



(γ)

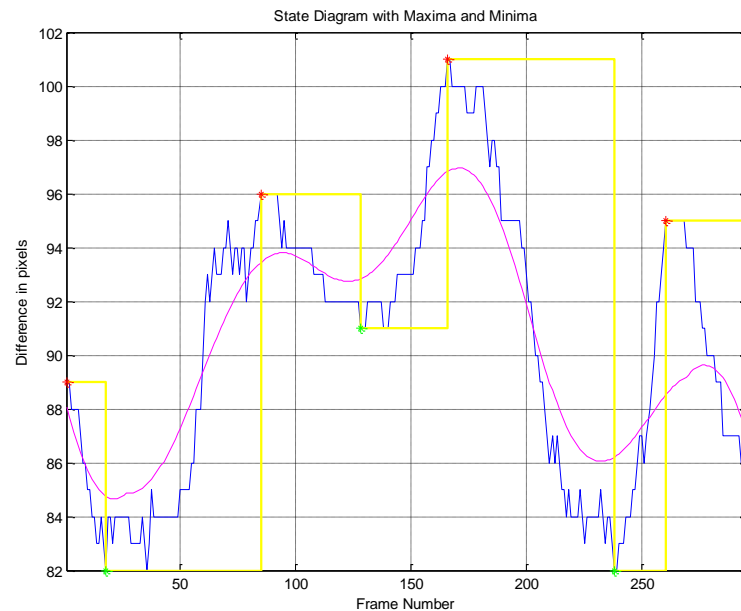
Εικόνα 6-7: Αποτελέσματα ανάλυσης εικόνας M-mode από Βίντεο 7 (α) Εικόνα M-mode από τη στήλη 526 του βίντεο 7, (β) Αποτέλεσμα κατάτμησης στην εικόνα M-mode, (γ) Διάγραμμα συστολικών (*) και διαστολικών (*) καταστάσεων ΚΑ

Στην Εικ.6-8 (α) παρουσιάζεται η εικόνα M-mode από τη στήλη 414 του βίντεο 8 το οποίο ανήκει σε ασυμπτωματικό ασθενή και στην Εικ.6-8 (β) η κατάτμηση των τοιχωμάτων της ΚΑ από τα οποία προκύπτει το διάγραμμα κίνησης στην Εικ.6-8 (γ). Παρατηρούμε ότι προκύπτουν συστολικές και διαστολικές καταστάσεις για τα frames 18, 128, 238 και 85, 166, 260 αντίστοιχα. Επίσης παρατηρείται ανομοιομορφη κίνηση των αρτηριακών τοιχωμάτων κατά την διάρκεια του καρδιακού κύκλου, οπότε η κίνηση της ΚΑ του ασθενούς μπορεί να χαρακτηριστεί ως μη κανονική.



(α)

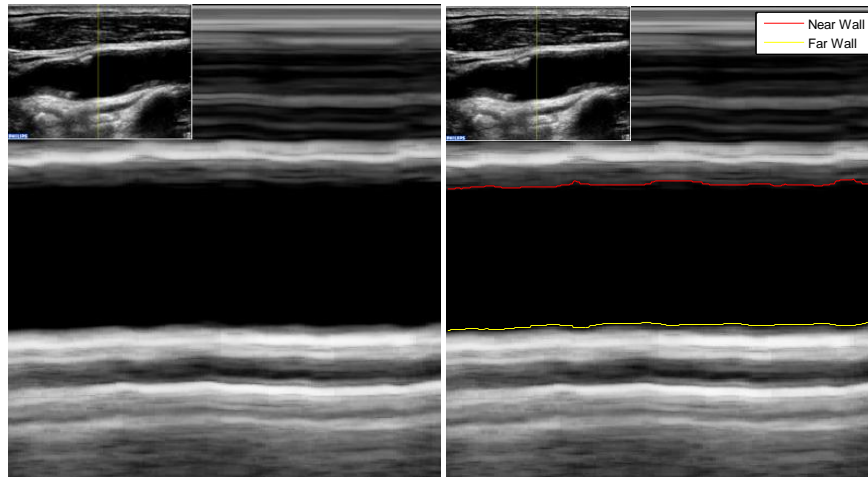
(β)



(γ)

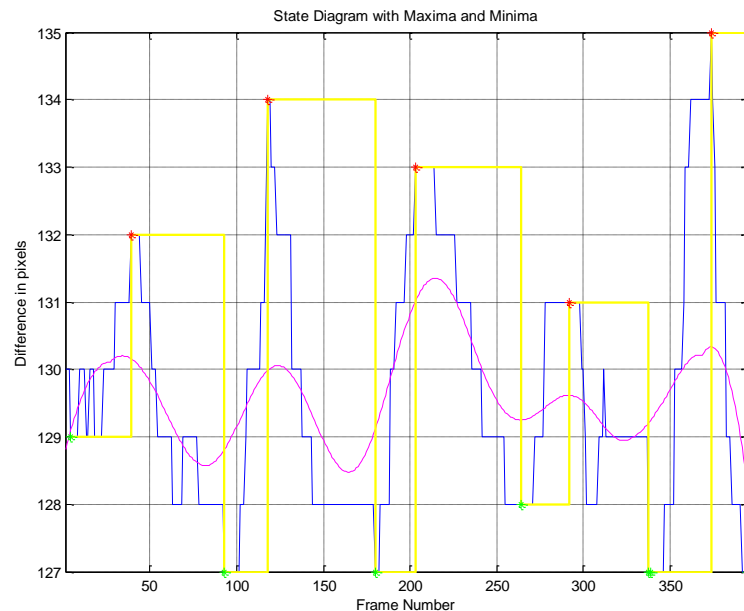
Εικόνα 6-8: Αποτελέσματα ανάλυσης εικόνας M-mode από Βίντεο 8 (α) Εικόνα M-mode από τη στήλη 414 του βίντεο 8, (β) Αποτέλεσμα κατάτμησης στην εικόνα M-mode, (γ) Διάγραμμα συστολικών (*) και διαστολικών (*) καταστάσεων ΚΑ

Στην Εικ.6-9 (α) παρουσιάζεται η εικόνα M-mode από τη στήλη 293 του βίντεο 9 το οποίο ανήκει σε ασυμπτωματικό ασθενή και στην Εικ.6-9 (β) η κατάτμηση των τοιχωμάτων της ΚΑ από τα οποία προκύπτει το διάγραμμα κίνησης στην Εικ.6-9 (γ). Παρατηρούμε ότι προκύπτουν συστολικές και διαστολικές καταστάσεις για τα frames 93, 180, 264, 338, 395 και 39, 118, 203, 292, 374 αντίστοιχα. Επίσης παρατηρείται ομοιόμορφη κίνηση των αρτηριακών τοιχωμάτων κατά την διάρκεια του καρδιακού κύκλου, οπότε η κίνηση της ΚΑ του ασθενούς μπορεί να χαρακτηριστεί ως κανονική.



(α)

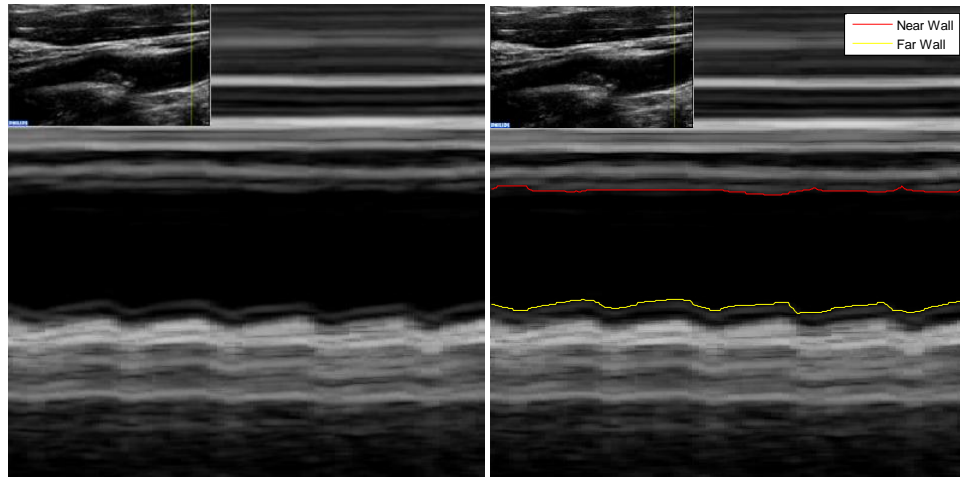
(β)



(γ)

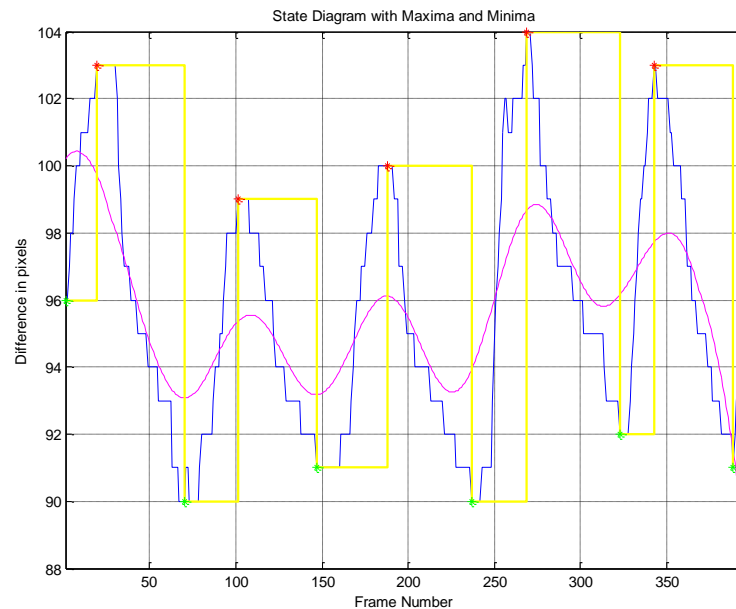
Εικόνα 6-9: Αποτελέσματα ανάλυσης εικόνας M-mode από Βίντεο 9 (α) Εικόνα M-mode από τη στήλη 293 του βίντεο 9, (β) Αποτέλεσμα κατάτμησης στην εικόνα M-mode, (γ) Διάγραμμα συστολικών (*) και διαστολικών (*) καταστάσεων ΚΑ

Στην Εικ.6-10 (α) παρουσιάζεται η εικόνα M-mode από τη στήλη 596 του βίντεο 10 το οποίο ανήκει σε συμπτωματικό ασθενή και στην Εικ.6-10 (β) η κατάτμηση των τοιχωμάτων της ΚΑ από τα οποία προκύπτει το διάγραμμα κίνησης στην Εικ.6-10 (γ). Παρατηρούμε ότι προκύπτουν συστολικές και διαστολικές καταστάσεις για τα frames 70, 147, 237, 323, 389 και 19, 101, 188, 269, 343 αντίστοιχα. Επίσης παρατηρείται ομοιόμορφη κίνηση των αρτηριακών τοιχωμάτων κατά την διάρκεια του καρδιακού κύκλου, οπότε η κίνηση της ΚΑ του ασθενούς μπορεί να χαρακτηριστεί ως κανονική.



(α)

(β)



(γ)

Εικόνα 6-10: Αποτελέσματα ανάλυσης εικόνας M-mode από Βίντεο 10 (α) Εικόνα M-mode από τη στήλη 596 του βίντεο 10, (β) Αποτέλεσμα κατάτμησης στην εικόνα M-mode, (γ) Διάγραμμα συστολικών (*) και διαστολικών (*) καταστάσεων ΚΑ

Στον Πίνακα 1, παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της ελάχιστης καρωτιδικής διαμέτρου κατά τη συστολή (CDC), της μέγιστης καρωτιδικής διαμέτρου κατά τη διαστολή (CDD) και το frame που αυτές οι καταστάσεις εμφανίζονται σε κάθε βίντεο. Δίνεται επίσης και το ποσοστό της διάτασης μεταξύ των τοιχωμάτων της ΚΑ (%CWD) (βλ. Εξ. 5.1), για κάθε βίντεο.

Πίνακας 1: Μέγιστη διαστολική και ελάχιστη συστολική διάμετρος ΚΑ, για κάθε βίντεο

Βίντεο	CDC (mm) / frame	CDD (mm) / frame	% CWD
1 (0)	4,65 / 286	6,23 / 330	25,36
2 (1)	3,39 / 80	4,11 / 212	17,52
3 (0)	5,98 / 152	7,19 / 182	16,82
4 (1)	6,28 / 330	7,37 / 369	14,79
5 (0)	4,15 / 52	5,39 / 187	23,00
6 (0)	6,31 / 90	6,87 / 41	8,15
7 (1)	5,39 / 315	6,12 / 68	11,93
8 (0)	5,47 / 18	6,73 / 166	18,72
9 (0)	8,14 / 93	8,65 / 374	5,89
10 (1)	5,17 / 70	5,98 / 269	13,54
Mean ± std	5,49 ± 1,32 mm	6,46 ± 1,23 mm	15,57 ± 6,08 %
(0)	5,78 ± 1,41 mm	6,85 ± 1,08 mm	16,32 ± 7,84 %
(1)	5,06 ± 1,21 mm	5,89 ± 1,35 mm	14,44 ± 2,36 %

CDD: Μέγιστης καρωτιδική διάμετρος κατά τη διαστολή, CDC: Ελάχιστη καρωτιδική διάμετρος κατά τη συστολή, %CWD: Ποσοστό διάτασης μεταξύ τοιχωμάτων ΚΑ, (0): Ασυμπτωματικός, (1): Συμπτωματικός

Βάσει των αποτελεσμάτων της αυτοματοποιημένης μεθόδου που χρησιμοποιήθηκε για την εξαγωγή των καταστάσεων της ΚΑ (βλ. Πίνακας 1) ισχύουν τα εξής:

- I. για όλους τους ασθενείς (0, 1), το CDC ισούται με $5,49 \pm 1,32$ mm, το CDD ισούται με $6,46 \pm 1,23$ mm και το %CWD με $15,57 \pm 6,08$ %
- II. για τους ασυμπτωματικούς ασθενείς (0), το CDC ισούται με $5,78 \pm 1,41$ mm, το CDD ισούται με $6,85 \pm 1,08$ mm και το %CWD με $16,32 \pm 7,84$ % και
- III. για τους συμπτωματικούς ασθενείς (1), το CDC ισούται με $5,06 \pm 1,21$ mm, το CDD ισούται με $5,89 \pm 1,35$ mm και το %CWD με $14,44 \pm 2,36$ %.

6.2 Μετρήσεις Αξιολόγησης

Στον Πίνακα 2 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των μετρήσεων αξιολόγησης (5.1.7) μεταξύ των χειροκίνητων από τον ιατρό και των αυτοματοποιημένων μέσω της πιο πάνω μεθόδου, συστολικών και διαστολικών καταστάσεων σε *frames*, για κάθε ένα από τα 10 βίντεο υπέρηχων της ΚΑ.

Πίνακας 2: Μετρήσεις αξιολόγησης μεταξύ χειροκίνητων και αυτοματοποιημένων μετρήσεων

Βίντεο	MSE (frames ²)	RMSE (frames)	NRMSE (%)	MAE (frames)	MAPE (%)
1 (0)	132,50	11,51	11,04	10,50	7,45
2 (1)	29,25	5,41	4,61	4,75	9,96
3 (0)	120,40	10,97	8,81	8,40	11,95
4 (1)	61,44	7,84	5,47	5,67	3,65
5 (0)	65,13	8,07	6,53	7,37	6,68
6 (0)	43,91	6,63	5,32	5,55	6,57
7 (1)	29	5,38	3,41	3,67	2,56
8 (0)	81,83	9,05	10,33	8,50	9,26
9 (0)	43,4	6,59	5,55	6,00	4,26
10 (1)	54	7,35	8,09	6,00	5,26
Mean ± std	66,08 ± 35,77	7,88 ± 2,11	6,92 ± 2,54	6,64 ± 2,04	6,76 ± 2,98
(0)	81,19 ± 38,07	8,80 ± 2,11	7,93 ± 2,47	7,72 ± 1,82	7,69 ± 2,63
(1)	43,42 ± 16,79	6,49 ± 1,28	5,39 ± 1,98	5,02 ± 1,04	5,36 ± 3,26

MSE (frames²): Mean square error, RMSE (frames): Root mean square error, NRMSE (%): Normalized root mean square error, MAE: Mean absolute error, MAPE (%): Mean absolute percentage error, (0): Ασυμπτωματικός, (1): Συμπτωματικός

Βάσει των μετρήσεων αξιολόγησης, μεταξύ της αυτοματοποιημένης μεθόδου και της οπτικής παρατήρησης, για εξαγωγή των καταστάσεων της ΚΑ (βλ. Πίνακας 2), ισχύουν τα εξής για όλα τα βίντεο:

- I. Ο μέσος όρος του τετραγώνου της τιμής που εξάγεται μέσω της αυτοματοποιημένης μεθόδου (MSE), διαφέρει από τον αντίστοιχο μέσο όρο του τετραγώνου της τιμής που παρατήρησε ο ιατρός, κατά $66,08 \pm 35,77 \text{ frames}^2$
- II. Η διαφορά μεταξύ των δύο μεθόδων (RMSE) είναι $7,88 \pm 2,11 \text{ frames}$
- III. Το ποσοστό της κανονικοποιημένης διαφοράς μεταξύ των δύο μεθόδων (NRMSE) είναι $6,92 \pm 2,54 \%$

- IV. Τα αποτελέσματα μέσω της αυτοματοποιημένης μεθόδου είναι $6,64 \pm 2,04$ frames κοντά στα αποτελέσματα μέσω οπτικής παρατήρησης (MAE) και
- V. Η ακρίβεια της αυτοματοποιημένης μεθόδου (MAPE) είναι $6,76 \pm 2,98$ %.

Για τα βίντεο των ασυμπτωματικών (0) ασθενών, ισχύουν τα εξής:

- I. Ο μέσος όρος του τετραγώνου της τιμής που εξάγεται μέσω της αυτοματοποιημένης μεθόδου (MSE), διαφέρει από τον αντίστοιχο μέσο όρο του τετραγώνου της τιμής που παρατήρησε ο ιατρός, κατά $81,19 \pm 38,07$ frames²
- II. Η διαφορά μεταξύ των δύο μεθόδων (RMSE) είναι $8,80 \pm 2,11$ frames
- III. Το ποσοστό της κανονικοποιημένης διαφοράς μεταξύ των δύο μεθόδων (NRMSE) είναι $7,93 \pm 2,47$ %
- IV. Τα αποτελέσματα μέσω της αυτοματοποιημένης μεθόδου είναι $7,72 \pm 1,82$ frames κοντά στα αποτελέσματα μέσω οπτικής παρατήρησης (MAE) και
- V. Η ακρίβεια της αυτοματοποιημένης μεθόδου (MAPE) είναι $7,69 \pm 2,63$ %.

Για τα βίντεο των συμπτωματικών (1) ασθενών, ισχύουν τα εξής:

- I. Ο μέσος όρος του τετραγώνου της τιμής που εξάγεται μέσω της αυτοματοποιημένης μεθόδου (MSE), διαφέρει από τον αντίστοιχο μέσο όρο του τετραγώνου της τιμής που παρατήρησε ο ιατρός, κατά $43,42 \pm 16,79$ frames²
- II. Η διαφορά μεταξύ των δύο μεθόδων (RMSE) είναι $6,49 \pm 1,28$ frames
- III. Το ποσοστό της κανονικοποιημένης διαφοράς μεταξύ των δύο μεθόδων (NRMSE) είναι $5,39 \pm 1,98$ %
- IV. Τα αποτελέσματα μέσω της αυτοματοποιημένης μεθόδου είναι $5,02 \pm 1,04$ frames κοντά στα αποτελέσματα μέσω οπτικής παρατήρησης (MAE) και
- V. Η ακρίβεια της αυτοματοποιημένης μεθόδου (MAPE) είναι $5,36 \pm 3,26$ %.

7 Συζήτηση Αποτελεσμάτων

Για την υλοποίηση των αρχικών στόχων της παρούσας εργασίας κατασκευάστηκε το ολοκληρωμένο ιατρικό σύστημα σε περιβάλλον MATLAB[®] με ονομασία Biomedical Video Analyzer - BioViAn (βλ. Παράρτημα 1). Το σύστημα BioViAn έχει την δυνατότητα να προσφέρει βοήθεια στον θεράποντα ιατρό έτσι ώστε να κάνει μία πιο εμπειρισταωμένη διάγνωση και χρησιμοποιήθηκε για την εξαγωγή των πιο πάνω αποτελεσμάτων.

Αντικειμενικός σκοπός της παρούσας εργασίας ήταν η εξαγωγή εικόνας M-mode από βίντεο υπέρηχων ΚΑ τύπου B-mode, η επεξεργασία και η κατάτμηση της για μοντελοποίηση της κίνησης της ΚΑ με την εξαγωγή των συστολικών και διαστολικών καταστάσεων της (χαρακτηρισμός κανονικής κίνησης ή όχι και διαχωρισμός μεταξύ συμπτωματικών και ασυμπτωματικών ασθενών). Εν συντομία, δέκα διαμήκη βίντεο υπέρηχων ΚΑ αποκτήθηκαν από έξι ασυμπτωματικούς και τέσσερεις συμπτωματικούς ασθενείς με αθηροσκλήρωση, και ακολούθως εξάχθηκαν οι αντίστοιχες εικόνες M-mode για το κάθε ένα. Αυτές οι εικόνες, αφού έτυχαν φιλτραρίσματος για απομάκρυνση του θορύβου speckle, στην συνέχεια έγιναν δυαδικές με κατωφλίωση και δέχτηκαν μορφολογική επεξεργασία ώστε να αφαιρεθούν εσφαλμένα μικρά αντικείμενα και να κλείσουν μικρές τρύπες. Τα τοιχώματα της ΚΑ κατατμήθηκαν από κάθε δυαδική εικόνα και δημιουργήθηκε ένα διάγραμμα κίνησης για κάθε βίντεο, από το οποίο εξάχθηκαν οι συστολικές και διαστολικές καταστάσεις της ΚΑ.

Προσδιορίζοντας τις καταστάσεις κίνησης της ΚΑ για έναν ασθενή, υπάρχει η δυνατότητα κατηγοριοποίησης του σε συμπτωματικό ή όχι. Μέσα από τα αποτελέσματα της πιο πάνω διαδικασίας (βλ. Πίνακας 1), παρατηρείται ότι:

- I. το CDC για ασυμπτωματικούς ασθενείς ($CDC_{(0)}$), αναμένεται να λαμβάνει ένα εύρος τιμών $[4,37 - 7,19] mm$ και για συμπτωματικούς ασθενείς ($CDC_{(1)}$), αναμένεται να λαμβάνει ένα εύρος τιμών $[3,85 - 6,27] mm$.
- II. το $CDD_{(0)}$ αναμένεται να λαμβάνει ένα εύρος τιμών $[5,77 - 7,93] mm$ και το $CDD_{(1)}$, αναμένεται να λαμβάνει ένα εύρος τιμών $[4,54 - 7,24] mm$.
- III. το $\%CWD_{(0)}$, αναμένεται να λαμβάνει ένα εύρος τιμών $[8,48 - 24,16] \%$ και το $\%CWD_{(1)}$, αναμένεται να λαμβάνει ένα εύρος τιμών $[12,08 - 16,8] \%$.

Οπότε, μέσα από τις πιο πάνω παρατηρήσεις φαίνεται ότι υπάρχει δυνατότητα διαχωρισμού του ασθενούς σε συμπτωματικό ή ασυμπτωματικό, χρησιμοποιώντας τις μετρήσεις CDC και CDD αλλά όχι την μέτρηση %CWD.

Πιο συγκεκριμένα, ο ασθενής αναμένεται να είναι συμπτωματικός (1) όταν το CDC βρίσκεται στο εύρος τιμών $[3,85 - 4,37) mm$ και ασυμπτωματικός (0) όταν βρίσκεται μεταξύ $(6,27 - 7,19] mm$. Για ενδιάμεσε τιμές, δηλαδή $[4,37 - 6,27] mm$ δεν μπορεί να εξαχθεί οποιοδήποτε συμπέρασμα. Επίσης, ο ασθενής αναμένεται να είναι συμπτωματικός (1) όταν το CDD βρίσκεται στο εύρος τιμών $[4,54 - 5,77) mm$ και ασυμπτωματικός (0) όταν βρίσκεται στο εύρος τιμών $(7,24 - 7,93] mm$. Όταν το CDD ανήκει στο εύρος τιμών $[5,77 - 7,24] mm$, δεν μπορεί να εξαχθεί οποιοδήποτε συμπέρασμα. Το %CWD δεν μπορεί να χρησιμοποιηθεί για εξαγωγή συμπερασμάτων καθώς το αναμενόμενο εύρος τιμών του $\%CWD_{(0)}$ καλύπτει το αναμενόμενο εύρος τιμών του $\%CWD_{(1)}$.

Ακόμη, μέσα από την οπτική παρατήρηση του διαγράμματος κίνησης της ΚΑ του ασθενούς, η κίνηση της ΚΑ του μπορεί να διαχωριστεί ως κανονική ή μη κανονική. Οι ασθενείς με κανονική (normal) κίνηση της ΚΑ παρουσιάζουν περιοδικότητα κίνησης ακολουθώντας τους καρδιακούς κύκλους και διατήρηση του πλάτους των συστολικών και διαστολικών καταστάσεων ενώ οι ασθενείς με μη κανονική (abnormal) κίνηση παρουσιάζουν έλλειψη περιοδικότητας και αυξομειώσεις στο πλάτος των καταστάσεων (Murillo et al, 2006). Από το τμήμα 6.1 της παρούσας εργασίας, παρατηρώντας τα εξαγόμενα διαγράμματα κίνησης εξάγεται το συμπέρασμα ότι με κανονική κίνηση ΚΑ χαρακτηρίζονται οι ασθενείς 2, 6, 7, 9 και 10. Αντιθέτως, με μη κανονική κίνηση ΚΑ χαρακτηρίζονται οι ασθενείς 1,3,4,5,8.

7.1 Σύγκριση Μεθόδου και Αποτελεσμάτων με Προηγούμενες Εργασίες

Οι Golemati et al, το 2003, χρησιμοποίησαν μία ποσοτική μέθοδο εκτίμησης κίνησης η οποία εφαρμόστηκε για την ανάλυση της κίνησης του αρτηριακού τοιχώματος σε βίντεο υπέρηχων ΚΑ τύπου B-mode. Χρησιμοποιώντας τη μέθοδο block matching, υπολόγισαν την κίνηση στο τοίχωμα του αυλού και μέσα στον ιστό της ΚΑ εφαρμόζοντας μεγέθη blocks $3,2 \times 2,5 mm^2$ και $6,3 \times 2,5 mm^2$, αντίστοιχα. Σαν κριτήριο ταύτισης χρησιμοποίησαν τον κανονικοποιημένο συντελεστή συσχέτισης. Εφάρμοσαν την μέθοδο τους σε βίντεο ΚΑ 11 συμπτωματικών και 9 ασυμπτωματικών ασθενών δείχνοντας ότι στην ακτινωτή διεύθυνση (radial direction) η διαστολικότητα του αρτηριακού τοιχώματος

ισούται με $10,2 \pm 4,5$ % που είναι αισθητά μικρότερη από το εξαγόμενο %CWD ($15,17 \pm 6,08$ %) της παρούσας εργασίας. Η πιο πάνω διαφορά, οφείλεται στο γεγονός ότι στο εσωτερικό του πάνω ή του κάτω τοιχώματος της ΚΑ (Golemati et al, 2003), η διαφορά μεταξύ διαστολής και συστολής είναι μικρότερη σε σχέση με την αντίστοιχη διαφορά μεταξύ πάνω και κάτω τοιχώματος της ΚΑ.

Ο Μπαλκίτζας, το 2005, σύγκρινε τις μεταβολές της αρτηριακής διαμέτρου κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου τις οποίες εξήγαγε με τρεις διαφορετικές τεχνικές. Με τον μετασχηματισμό Hough, με χρήση block matching και ανάλυση εικόνας M-mode. Έδειξε, ότι στην περίπτωση απεικόνισης της ΚΑ σε κυκλική μορφή (χωρίς αθηρωματική πλάκα), ο μετασχηματισμός Hough δίνει με ακρίβεια το περίγραμμα του αυλού των αρτηριακών τοιχωμάτων. Με βάση την ανάλυση που έγινε σε διάγραμμα κίνησης M-mode από 6 βίντεο υπέρηχων ΚΑ, κατέληξε στα εξής αποτελέσματα: CDC: $5,30 \pm 0,50$ mm, CDD: $6,20 \pm 0,60$ mm και %CWD: $17,10 \pm 2,90$ %. Μέσα από την παρούσα εργασία, εξάχθηκαν παραπλήσια αποτελέσματα CDC, CDD και %CWD ($5,49 \pm 1,32$ mm, $6,46 \pm 1,23$ mm και $15,17 \pm 6,08$ % αντίστοιχα).

Ο Στοίτσης το 2007, χρησιμοποίησε δύο μεθόδους εκτίμησης της διαμέτρου της ΚΑ από βίντεο υπέρηχων τύπου B-mode. Στην 1^η μέθοδο, το block matching, τοποθέτησε δύο ζεύγη περιοχών ενδιαφέροντος (ΠΕ) μεγέθους $3,2 \times 2,5$ mm το κάθε ένα, σε απόσταση 15 mm μεταξύ τους στα τοιχώματα της ΚΑ. Επέλεξε δύο ζεύγη ΠΕ για να λάβει υπόψη του τις διαφορές του σχήματος του αγγείου μεταξύ διαφορετικών θέσεων στο τοίχωμα της καρδιάς. Εξάγοντας τις καινούριες θέσεις των ΠΕ για κάθε frame του βίντεο, υπολόγισε το διάγραμμα κίνησης της ΚΑ παρουσιάζοντας τα πιο κάτω αποτελέσματα σε δείγμα 14 βίντεο (10 υγιείς ασθενείς και 4 με αθηροσκλήρωση) για ΠΕ1 και ΠΕ2 αντίστοιχα: CDC₁: $6,55 \pm 0,18$ mm, CDD₁: $7,37 \pm 0,30$ mm, %CWD₁: $12,62 \pm 2,50$ % και CDC₂: $6,44 \pm 0,31$ mm, CDD₂: $7,22 \pm 0,33$ mm, %CWD₂: $12,13 \pm 0,03$ %. Στη 2^η μέθοδο, για την ανίχνευση των τοιχωμάτων της ΚΑ σε κάθε 1^ο frame ενός βίντεο εφαρμόστηκε ο μετασχηματισμός Hough και στην συνέχεια, για τον εντοπισμό των νέων θέσεων των τοιχωμάτων χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος των ενεργών περιγραμμάτων με βάση το διάνυσμα κλίσης (Gradient Vector Flow). Εξάχθηκαν τα πιο κάτω αποτελέσματα για το ίδιο δείγμα βίντεο: CDC_H: $6,67 \pm 0,22$ mm, CDD_H: $7,51 \pm 0,35$ mm και %CWD_H: $12,40 \pm 3,50$ %. Συγκρίνοντας τα αποτελέσματα της πιο πάνω εργασίας με τα αποτελέσματα της παρούσας εργασίας, παρατηρούμε ότι οι τιμές των CDC_{1,2} και CDD_{1,2} είναι ελαφρά μεγαλύτερες από τις τιμές CDC ($5,49 \pm 1,32$ mm) και CDD ($6,46 \pm 1,23$

mm) αντίστοιχα. Αντιθέτως, η διαστολικότητα της αρτηρίας %CWD_{1,2} και %CWD_H είναι μικρότερη από το %CWD ($15,57 \pm 6,08$ %) της παρούσας εργασίας. Οι πιο πάνω διαφορές, οφείλονται κατά κύριο λόγο στην ιδιομορφία των βίντεο αλλά και στο γεγονός ότι στο δείγμα των βίντεο που χρησιμοποίησε ο Στοϊτσης υπήρχαν μόνο 4 ασθενείς με πλάκα, επομένως είναι λογική η διαφορά στις πιο πάνω τιμές. Πιο συγκεκριμένα, όταν ελέγχεται η διάμετρος στην περιοχή της πλάκας, η τιμή της είναι μικρότερη από μία διάμετρο σε περιοχή χωρίς πλάκα, οπότε, όσα περισσότερα βίντεο χωρίς πλάκα υπάρχουν σε ένα δείγμα, τόσο πιο μεγάλες αναμένονται οι τιμές CDC και CDD.

Οι Loizou et al, το 2010, μελέτησαν κατά πόσο μπορεί να μοντελοποιηθεί η κίνηση της ΚΑ από επεξεργασία και ανάλυση διαγράμματος κίνησης M-mode, το οποίο εξάγεται από βίντεο υπέρηχων τύπου B-mode. Κατέληξαν σε πολύ ικανοποιητικά αποτελέσματα καθώς εξήγαγαν τις καταστάσεις της καρωτιδικής αρτηρίας και μπόρεσαν να εκτιμήσουν τις αντίστοιχες αλλαγές των τοιχωμάτων της. Η μέθοδος που χρησιμοποίησαν, εφαρμόστηκε σε 10 βίντεο συμπτωματικών ασθενών με τα εξής αποτελέσματα όσον αφορά τις καταστάσεις κίνησης της ΚΑ, CDC: $5,26 \pm 0,52$ mm, CDD: $5,81 \pm 0,59$ mm και %CWD: $10,32 \pm 4,71$ %. Τα CDC και CDD είναι όμοια με τα αποτελέσματα των συμπτωματικών ασθενών στην παρούσα εργασία ($5,06 \pm 1,21$ mm και $5,89 \pm 1,35$ mm αντίστοιχα). Όμως, το %CWD των Loizou et al, είναι μικρότερο από το $14,44 \pm 2,36$ % το οποίο εξάχθηκε μέσα από την παρούσα εργασία. Αυτή η διαφορά οφείλεται στο μικρό δείγμα και στην ιδιομορφία των βίντεο που χρησιμοποιήθηκαν. Ακόμη, οι Loizou et al, παρουσίασαν μετρήσεις αξιολόγησης της μεθόδου που χρησιμοποίησαν με πιο σημαντική, την ακρίβεια της (MAPE), η οποία ισούται με $7,9 \pm 3,5$ %. Η μέτρηση αξιολόγησης MAPE της μεθόδου που υλοποιήθηκε στην παρούσα εργασία ισούται με $6,76 \pm 2,98$ %, οπότε θεωρείται περισσότερο ακριβής.

Οι Stoitsis et al το 2006, εξέτασαν τις επιδράσεις των ρυθμίσεων Dynamic Range και Persistence του υπερηχογράφου, για να μπορέσουν να εισηγηθούν βέλτιστες τιμές, ώστε η ανάλυση κίνησης σε βίντεο υπέρηχων να είναι αξιόπιστη. Προχώρησαν σε ανάλυση κίνησης σε βίντεο, τα οποία δημιουργήθηκαν με διάφορες τιμές των πιο πάνω ρυθμίσεων. Κατάληξαν στο συμπέρασμα, ότι οι πιο πάνω ρυθμίσεις, δεν επηρεάζουν ιδιαίτερα τα αποτελέσματα της ανάλυσης κίνησης, ωστόσο, αύξηση στο Persistence αυξάνει τις καθυστερήσεις μεταξύ των κορυφών των ακτινωτών μετατοπίσεων. Για ανάλυση κίνησης με τη μέθοδο block matching, πρότειναν τις τιμές 66 ή 90 dB για τη ρύθμιση Dynamic Range και 0 ή 5.6 για τη ρύθμιση Persistence.

Οι Bianchini et al το 2007, παρουσίασαν ένα σύστημα το οποίο μετρούσε την αλλαγή της διαμέτρου των επιφανειακών αρτηριών αξιολογώντας την τοπική ακαμψία των κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου χρησιμοποιώντας βίντεο υπέρηχων από 14 υγιείς και 14 μη υγιείς ασθενείς σε συνδυασμό με την τοπική παλμική πίεση. Χρησιμοποιώντας μετρήσεις από την κοινή καρωτιδική αρτηρία εκτίμησαν την τοπική ακαμψία της και έδειξαν ότι υγιείς και υπερτασικοί ασθενείς μπορούν να διαχωριστούν.

7.2 Αξιολόγηση Μεθόδου

Μέσα από τις μετρήσεις αξιολόγησης (βλ. Πίνακας 2) παρατηρείται ότι, η ακρίβεια της αυτοματοποιημένης μεθόδου ανεύρεσης καταστάσεων κίνησης καρωτιδικής αρτηρίας που υλοποιήθηκε στα πλαίσια της παρούσας εργασίας (RMSE), ισούται με $7,88 \pm 2,11$ frames δεδομένου ότι εφαρμόστηκε σε βίντεο υπέρηχων με ρυθμό εναλλαγής frame ίσο με 100 frames/sec. Ακόμη, η προτεινόμενη μέθοδος, εντοπίζει το frame στο οποίο παρουσιάζεται συστολική ή διαστολική κατάσταση κίνησης να βρίσκεται $6,64 \pm 2,04$ frames μακριά από το αντίστοιχο frame που καθόρισε ο ιατρός (MAE). Σε ποσοστιαία μονάδα, η ακρίβεια της πιο πάνω μεθόδου (MAPE) ισούται με $6,76 \pm 2,98$ %.

Αφού μελετήθηκε η βιβλιογραφία, η μόνη παρόμοια αξιολογημένη μέθοδος εξαγωγής καταστάσεων από εικόνα M-mode σε βίντεο KA που υλοποιήθηκε μέχρι σήμερα είναι των Loizou et al, 2010, και η οποία παρουσιάζει ελάχιστα μικρότερη ακρίβεια (MAPE) της τάξης του $1,14 \pm 0,52$ % από αυτή που υλοποιήθηκε στην παρούσα εργασία.

7.3 Περιορισμοί Μεθόδου και Αποτελεσμάτων

Η προτεινόμενη μέθοδος στην παρούσα εργασία, παρουσιάζει μερικούς περιορισμούς στην εφαρμογή της, οι οποίοι επεξηγούνται στη συνέχεια:

- I. Η επιλογή της θέσης (αριθμός στήλης) για την εξαγωγή της εικόνας M-mode δεν ήταν εντελώς αυθαίρετη λόγω της έντονης παρουσίας θορύβου speckle σε κάποια σημεία του βίντεο. Πιο συγκεκριμένα, εάν επιλεγόταν στο βίντεο ένα σημείο με έντονο θόρυβο, σε πολλές περιπτώσεις μέρος αυτού παρέμενε στην εξαγόμενη εικόνα M-mode και μετά την διαδικασία φιλτραρίσματος και κατωφλίωσης, επηρεάζοντας σε μεγάλο βαθμό τα αποτελέσματα της κατάτμησης. Έτσι, επιλέγονταν σημεία με την λιγότερη δυνατή παρουσία θορύβου speckle.

- II. Για το φιλτράρισμα των εικόνων M-mode με το φίλτρο SRAD (Yongjian & Scott, 2002) (βλ. Κεφ. 4.2.2), πρέπει αρχικά να επιλεγεί χειροκίνητα από το χρήστη του συστήματος BioViAn, μία ομοιογενής περιοχή ενδιαφέροντος (Region Of Interest - ROI) στην εικόνα. Έτσι, υπολογίζεται ο στιγμιαίος συντελεστής μεταβολής (Instantaneous Coefficient Of Variation - ICOV), που λειτουργεί σαν ανιχνευτής ακμών στην εικόνα με θόρυβο speckle (Yongjian & Scott, 2002) και είναι απαραίτητη παράμετρος για τη λειτουργία του φίλτρου. Οπότε, δύο διαφορετικοί χρήστες δεν μπορούν να φιλτράρουν με τον ίδιο ακριβώς τρόπο την ίδια εικόνα καθώς είναι πολύ δύσκολο να επιλέξουν το ίδιο ROI. Αυτός ο περιορισμός μπορεί να αντιμετωπιστεί χρησιμοποιώντας κατάλληλη μέθοδο αυτόματου εντοπισμού της πιο ομοιογενούς περιοχής οπότε δεν θα χρειάζεται να επεμβαίνει ο χρήστης στην διαδικασία του φιλτραρίσματος.
- III. Κατά την κατωφλίωση των φιλτραρισμένων εικόνων δεν χρησιμοποιήθηκε κάποια επιστημονική μέθοδος επιλογής βέλτιστης τιμής κατωφλίου, όπως έπραξαν οι Loizou et al το 2010, οι οποίοι χρησιμοποίησαν την μέθοδο του Otsu, 1979. Το γεγονός αυτό, στερεί από την μέθοδο επεξεργασίας τη δυνατότητα για κατωφλίωση ανάλογα με την εικόνα και έτσι χρησιμοποιείται μία ενιαία τιμή για όλες τις εικόνες.
- IV. Ο αλγόριθμος *findMinMax.m* (βλ. Παράρτημα 2) στις πλείστες των περιπτώσεων, επιστρέφει το πρώτο και το τελευταίο σημείο του διαγράμματος κίνησης της ΚΑ ως μέγιστο ή ελάχιστο ακόμα και αν κάτι τέτοιο δεν ισχύει. Η επιλογή αν θα ληφθεί υπόψη ένα τέτοιο σημείο, αφήνεται στην κρίση του χρήστη. Για μείωση της επίδρασης του πιο πάνω περιορισμού, προτείνεται όπως ο αλγόριθμος βελτιωθεί έτσι ώστε να ελέγχει κατά πόσον το 1^ο ή το τελευταίο frame αντιστοιχούν σε κάποια κατάσταση συγκρίνοντας το πλάτος στο αντίστοιχο frame με κάποιο προσαρμοστικό κατώφλι (adaptive threshold).
- V. Τα βίντεο που χρησιμοποιήθηκαν και βάσει των οποίων υλοποιήθηκε η πιο πάνω μέθοδος, εξάχθηκαν από συγκεκριμένο υπερηχογράφο με συγκεκριμένες ρυθμίσεις, γεγονός που επηρεάζει τα αποτελέσματα της ανάλυσης (Stoitsis, 2006). Προτείνεται όπως η πιο μέθοδος εφαρμοστεί και σε βίντεο τα οποία εξάχθηκαν από διαφορετικούς υπερηχογράφους και διαφορετικές ρυθμίσεις, ώστε να ελεγχθεί η αξιοπιστία της.

- VI. Ακόμη, το γεγονός ότι τα χειροκίνητα αποτελέσματα δεν είναι εντελώς ακριβή καθώς εξάχθηκαν μόνο από ένα ιατρό και δεν υπήρξε συσχετισμός τους με οπτική παρατήρηση των βίντεο από 2^ο ιατρό.

8 Συμπεράσματα

Έχει δειχθεί, μέσα από την παρούσα εργασία, ότι η προτεινόμενη μέθοδος ανάλυσης εικόνας M-mode από βίντεο υπέρηχων καρωτιδικής αρτηρίας τύπου B-mode, μπορεί να χρησιμοποιηθεί αποδοτικά για την ακριβή ($MAPE = 6,76 \pm 2,98 \%$) προσομοίωση της αρτηριακής κίνησης με την εξαγωγή των συστολικών και διαστολικών καταστάσεων της. Ακόμη, υπάρχει η δυνατότητα κατηγοριοποίησης του ασθενούς σε ασυμπτωματικό ή συμπτωματικό, χρησιμοποιώντας τις τιμές CDC (ελάχιστη καρωτιδική διάμετρος κατά τη συστολή) και CDD (μέγιστη καρωτιδική διάμετρος κατά τη διαστολή) οι οποίες εξάγονται μέσα από την προτεινόμενη μέθοδο. Πιο συγκεκριμένα, το CDC, μπορεί να χρησιμοποιηθεί για το διαχωρισμό συμπτωματικών και ασυμπτωματικών ασθενών ως εξής:

$$Ασθενής = \begin{cases} \text{Συμπτωματικός (1),} & CDC \in [3,85 - 4,37] \text{ mm} \\ \text{Ασυμπτωματικός (0),} & CDC \in (6,27 - 7,19] \text{ mm} \end{cases} \quad (8.1)$$

και το CDD ως εξής:

$$Ασθενής = \begin{cases} \text{Συμπτωματικός (1),} & CDD \in [4,54 - 5,77] \text{ mm} \\ \text{Ασυμπτωματικός (0),} & CDD \in (7,24 - 7,93] \text{ mm} \end{cases} \quad (8.2)$$

Το διάγραμμα κίνησης της καρωτιδικής αρτηρίας του ασθενούς δίνει σημαντικές οπτικές πληροφορίες, για το πόσο φυσιολογική είναι η κίνησης της, όποτε αυτή μπορεί να χαρακτηριστεί ως κανονική ή μη κανονική. Ανάλογα, μπορούν να εξαχθούν συμπεράσματα για ένα ασθενή, να αποφασιστεί τρόπος αντιμετώπισης της κατάστασης του και να προταθεί φαρμακευτική ή επεμβατική λύση.

8.1 Μελλοντικές Προοπτικές

Τα αποτελέσματα και τα συμπεράσματα της εργασίας, εξάχθηκαν αναλύοντας ένα μικρό δείγμα από βίντεο υπέρηχων καρωτιδικής αρτηρίας. Το γεγονός αυτό, καθιστά τα πιο πάνω αποτελέσματα μερικώς αναξιόπιστα και δεν συστήνεται η άμεση εφαρμογή τους σε ιατρικές εφαρμογές. Προτείνεται, όπως σε μελλοντική εργασία χρησιμοποιηθεί μεγαλύτερο δείγμα από βίντεο, συμπτωματικών και ασυμπτωματικών ασθενών έτσι ώστε να είναι εφικτή η εξαγωγή πιο αξιόπιστων αποτελεσμάτων. Ακόμη, προτείνεται όπως χρησιμοποιηθεί μία κατάλληλη μέθοδος αυτόματου εντοπισμού της πιο ομοιογενούς περιοχής σε κάθε εικόνα M-mode ώστε το φιλτράρισμα να γίνεται αυτοματοποιημένα και

να μην παρουσιάζει μεταβολές. Για την κατωφλίωση των φιλτραρισμένων εικόνων M-mode, προτείνεται όπως ελεγχθεί εάν με τη χρήση της μεθόδου του Otsu, 1979, παρουσιάζεται σημαντική μεταβολή των αποτελεσμάτων και αν κρίνεται σκόπιμη η χρήση της. Για την πλήρη αυτοματοποίηση της μεθόδου κατάτμησης των τοιχωμάτων της ΚΑ, προτείνεται όπως αναπτυχθεί αλγόριθμος ο οποίος να αντικαταστήσει τη λειτουργία του *getsnake.m*, εντοπίζοντας την κατάλληλη θέση για τοποθέτηση του αρχικού ενεργού περιγράμματος.

Για την περαιτέρω μελέτη της ανάλυσης κίνησης της ΚΑ, προτείνεται όπως εξαχθούν και αναλυθούν εικόνες M-mode με διαφορετική γωνία γραμμής (πχ 45° ή 135°) αντί κάθετης στα τοιχώματα της ΚΑ όπως χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα εργασία. Η σύγκριση των αποτελεσμάτων μεταξύ όλων των τύπων M-mode, θα μπορούσε να οδηγήσει σε σημαντικά αποτελέσματα σχετικά με την κίνηση των τοιχωμάτων της ΚΑ σε κάθε αντίστοιχη κατεύθυνση.

Όπως παρουσιάστηκε και στο Κεφ. 5.2, ο στόχος της παρακολούθησης κίνησης σε βίντεο υπέρηχων, δεν υλοποιήθηκε λόγω της αδυναμίας που παρουσίασε ο αλγόριθμος *region_seg.m* (www.mathworks.com) να εντοπίσει κινούμενα προς το εσωτερικό της εικόνας τμήματα. Σε μελλοντική εργασία, προτείνεται όπως χρησιμοποιηθεί κατάλληλος αλγόριθμος εκτίμησης κίνησης με βάση την χωρική αλλαγή των επιθυμητών εικονοστοιχείων (απ' ευθείας μέθοδος - pixel based) στα διαδοχικά frame του βίντεο, όπως block matching (Jain & Jain, 1981) ή optical flow (Lucas & Canade, 1981). Σε μία τέτοια εφαρμογή, θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί η μέθοδος κατάτμησης των Chan και Vese, 2001, (*region_seg.m*), για την ανίχνευση της αρχικής θέσης των τοιχωμάτων στο 1^ο frame του βίντεο, και ακολούθως, για κάθε διαδοχικό frame, η καινούρια θέση των τοιχωμάτων να ανιχνευόταν χρησιμοποιώντας μία εκ των πιο πάνω προτεινόμενων μεθόδων.

ΑΝΑΦΟΡΕΣ

- Δημητρακόπουλος, 2006, 'Ανάπτυξη Ολοκληρωμένου Συστήματος ανάλυσης ιατρικών εικόνων: Εφαρμογή στην απεικόνιση αγγείων με υπερήχους', Διπλωματική εργασία, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Ελλάδα
- Καλιτζέος, 2006, 'Χρήση παραγόντων αντίθεσης για την απεικόνιση της αιματικής ροής στον οφθαλμό με τη βοήθεια των υπερήχων Doppler', Μεταπτυχιακή διατριβή, Πανεπιστήμιο Κρήτης, Ελλάδα
- Μπαλκίζας, 2005, 'Ανάπτυξη αλγορίθμου αυτόματης κατάταξης εικόνων καρωτίδας από υπερήχους', Διπλωματική εργασία, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Ελλάδα
- Προΐσκου Ε., 2010, 'Ανάλυση της κίνησης του αρτηριακού τοιχώματος από εικόνες υπερήχων με τη χρήση της μεθόδου ταύτισης περιοχών και διαφορετικών κριτηρίων σύγκρισης', Διπλωματική εργασία, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Ελλάδα
- Στοιτίσης Γ., 2007, 'Υπολογιστική επεξεργασία και ανάλυση ακολουθιών εικόνων υπερήχων της καρωτίδας: Σύσχεση με τη μηχανική συμπεριφορά του αρτηριακού τοιχώματος', Διδακτορική διατριβή, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο - Πανεπιστήμιο Πατρών, Ελλάδα
- Χαλάς, 2006, 'Παρακολούθηση της δισδιάστατης κίνησης αρτηριακών τοιχωμάτων με χρήση ενεργών περιγραμμάτων', Μεταπτυχιακή διατριβή, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο
- Abolmaesumi P., Sirouspour M.R., Salcudean S.E., 'Real-time extraction of carotid artery contours from ultrasound images', *Computer-Based Medical Systems, 2000. CBMS 2000. Proceedings. 13th IEEE Symposium on*, pp.181-186, June 2000
- ACAS clinical advisory, 'Carotid Endarterectomy for Patients with Asymptomatic Internal Carotid Artery Stenosis', *Stroke*, vol.25, no.12, pp.2523-2524, 1994
- Bianchini E., Giannarelli C., Faita F., Raimo K., Gemignani V., Ghiadoni L., Deni M., 'The Assessment of Local Arterial Stiffness from Ultrasound Images', *Computers in Cardiology*, vol.34, pp.761-764, 2007
- Chan T., Vese L., 'Active Contours Without Edges', *IEEE Transactions on image processing*, vol.10, no.2, February 2001
- Fancourt C., Azer K., Ramcharan S., Bunzel M., Cambell B., Sachs J., 'Segm of Arterial Vessel Wall Motion to Sub-Pixel Resolution using M-mode Ultrasound', *30th Annual International IEEE EMBS Conference*, 2008

- Gamble G., Zorn J., Sanders G., MacMahon S., Sharpe N., 'Estimation of arterial stiffness, complinace, and distensibility from M-mode ultrasound measurements of the common carotid artery', *Stroke*, vol.25, no.1, pp.6-11, January 1994
- Golemati S., Sassano A., John Lever M., Brahath A., Dranjil S., Nicolaides A., 'Carotid artery wall motion estimated from b-mode ultrasound using region tracking and block matching', *Ultrasound in medicine and biology*, vol.29, no.3, pp.387-399, March 2003
- Golemati S., Stoitsis J., Balkizas T., Nikita, K.S., 'Comparison of B-mode, M-mode and Hough transform methods for measurement of arterial diastolic and systolic diameters', *Engineering in Medicine and Biology Society*, pp.1758-1761, January, 2006
- Golemati S., Stoitsis J., Nikita K., 'Motion Analysis of the Carotid Artery Wall and Plaque Using B-mode Ultrasound', *Vascular Disease Prevention*, vol. 4, 2007
- Jain J.R., Jain A.K., 'Displacement measurement and its application in interframe image coding', *IEEE Trans. Commun.*, vol. COM-29, no.12, pp.1799-1808, December 1981
- Kass M., Witkin A., Terzopoulos, 'Snakes: Active Contour Models', *International Journal of Computer Vision*, pp.321-331, 1988
- Lankton S, Tannenbaum A, 'Localizing Region-Based Active Contours', *IEEE Transactions on image processing*, vol.17, no.11, November 2008
- Loizou C.P., Pattichis C.S., Christodoulou C.I., Istepanian R.S., Pantziaris M., Nicolaides A., 'Despeckle filtering in ultrasound imaging of the carotid artery', *IEEE Tran.Ultras. Ferr. Freq. Cont.*, vol.52, no.2, pp.1653-1669, 2005
- Loizou C.P., Pattichis C.S., Pantziaris M., Nicolaides A., 'An integrated system for the segmentation of atherosclerotic carotid plaque', *IEEE Trans. on Inform. Techn. in Biomed.* vol.11, no.5, pp.661-667, November 2007
- Loizou C.P., Pattichis C.S., 2008, *Despeckle Filtering Algorithms and Software for Ultrasound Imaging*, Morgan & Claypool
- Loizou C.P., Pantziaris M., Pattichis C.S., Kyriakou E., 'M-mode State Based Identification in Ultrasound Videos of the Atherosclerotic Carotid Plaque', *Control and Signal Processing (ISCCSP)*, March 2010
- Lucas B.D., Kanade T., 'An iterative image registration technique with an application to stereo vision', *Proceedings of Imaging Understanding Workshop*, pp.121-130, 1981
- Murillo S.E., Pattichis M.S, Loizou C.P., Pattichis C.S., Kyriacou E., Constantinides A.G. and Nicolaides A., 'Atherosclerotic Plaque Motion Trajectory Analysis from Ultrasound Videos', *Signals, Systems and Computers*, ACSSC '06, pp.836- 840, 2006

- Murillo S., Pattichis M., Soliz P., Loizou C.P., Pattichis C.S., 'Global Optimization for Motion Estimation with Applications to Ultrasound Videos of Carotid Artery Plaques', *Medical Imaging 2010: Ultrasonic Imaging, Tomography, and Therapy*, February 2010
- Osher S., Sethian J.A., 'Fronts propagating with curvature-dependent speed: Algorithms based on Hamilton-Jacobi formulations', *J.Comput. Phys.*, vol.79, pp.12-49, 1988
- Otsu N., 'A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms', *IEEE T. Syst. Man. Cy*, vol.1, no.9, pp.62-66, 1979
- Perona P., Malik J., 'Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion', *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, vol.12, no.7, pp.629-639, July 1990
- Prebus K.E., 1999, *The MIT Undergraduate Journal of Mathematics*, vol.1
- Rabbani H., Vafadust M., Abolmaesumi P., Gazor S., 'Speckle noise reduction of medical ultrasound images in complex wavelet domain using mixture priors', *IEEE Trans Biomed Eng*, 55(9) : 2152-2160, September 2008
- Stoitsis J., Golemati S., Perakis D., Alexandridi A., Davos C., Nikita K., 'Carotid Artery Motion Estimation from Sequences of B-mode Ultrasound Images: Effect of Dynamic Range and Persistence', *International Workshop on Imaging Systems and Techniques*, pp.131-136, 2006
- Yongjian Y., Scott T, 'Speckle Reducing Anisotropic Diffusion', *IEEE Transactions on image processing*', vol.11, no.11, November 2002
- Zarins C.K., Xu C., Glagov S., 'Atherosclerotic Enlargement of the Human Abdominal Aorta', *Elsevier Sc. Ireland*, pp.157-164, 1995

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

Web link: <http://www.genesis.net.au>

Web link: <http://en.wikipedia.org>

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ

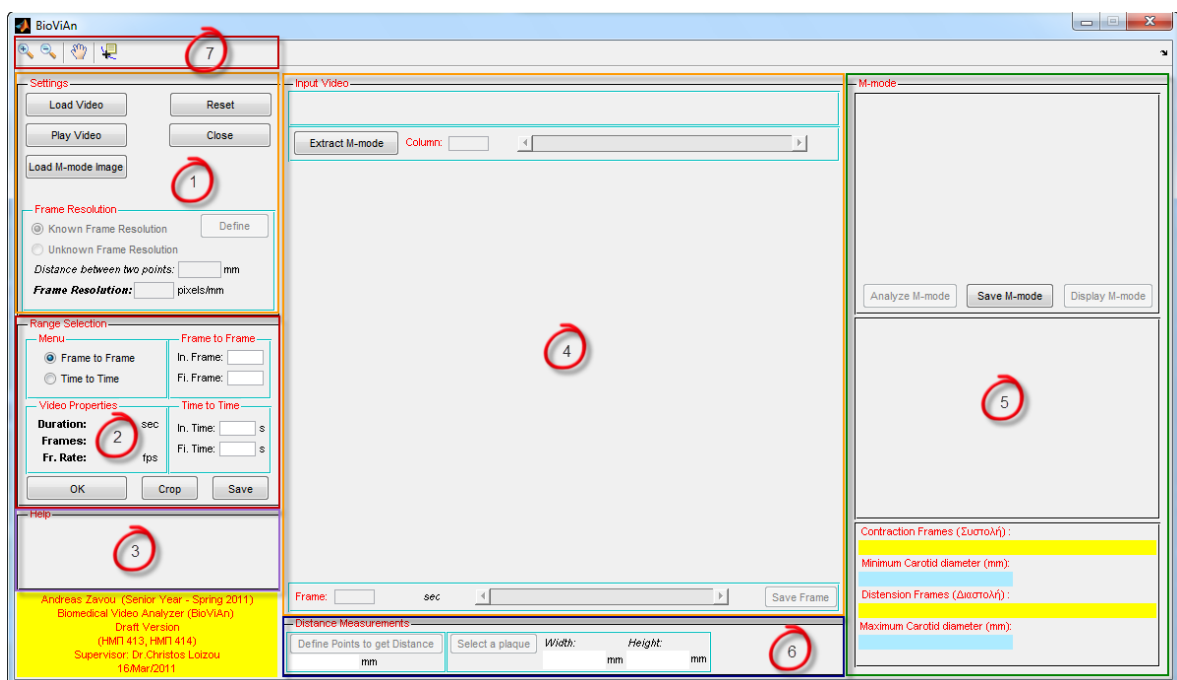
1 Biomedical Video Analyzer (BioViAn) - Οδηγός χρήσης

Το σύστημα BioViAn προορίζεται να χρησιμοποιηθεί από ιατρούς και ερευνητές που ειδικεύονται στην αθηροσκλήρωση και θέλουν να παρατηρήσουν αλλά και να αναλύσουν βίντεο υπέρηχων και εικόνες κίνησης M-mode στην περιοχή της καρωτιδικής αρτηρίας. Για την χρήση του απαιτείται το λογισμικό MATLAB[®]. Στη συνέχεια, παρουσιάζονται οδηγίες ορθής λειτουργίας του συστήματος.

Εισαγωγή

Στην Εικόνα 1 παρουσιάζονται τα κυριότερα πεδία της διεπαφής αριθμημένα ως εξής:

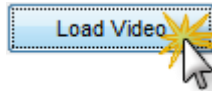
- 1 Μενού ρυθμίσεων του συστήματος
- 2 Ρυθμίσεις τμηματοποίησης επιλεγμένου βίντεο πριν φορτωθεί στη μνήμη του Η/Υ και παρουσίαση των πιο σημαντικών χαρακτηριστικών του
- 3 Βοήθεια προς το χρήστη για τις διάφορες λειτουργίες του συστήματος
- 4 Χώρος παρουσίασης βίντεο και ρυθμίσεις για εξαγωγή εικόνας M-mode
- 5 Παρουσίαση εικόνας M-mode και αποτελεσμάτων ανάλυσης
- 6 Μετρήσεις αποστάσεων
- 7 Μενού επιλογών εμφάνισης των frame, M-mode και αποτελεσμάτων



Εικόνα 1: Σύστημα BioViAn

Επιλογή Βίντεο

Ο χρήστης, μέσα από το μενού ρυθμίσεων (βλ. Εικ. 1(1)), επιλέγει βίντεο τύπου .avi το οποίο βρίσκεται σε εξωτερική ή εσωτερική μονάδα αποθήκευσης στον Η/Υ του, πατώντας το κουμπί 'Load Video'.



Ακολούθως, τα σημαντικότερα χαρακτηριστικά του επιλεγμένου βίντεο εμφανίζονται στο πεδίο ρυθμίσεων τμηματοποίησης (βλ. Εικ. 1(2)), όπως φαίνεται πιο κάτω,

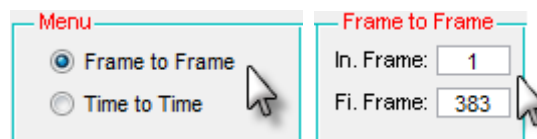
Video Properties		
Duration:	3.83	sec
Frames:	383	
Fr. Rate:	100	fps

και η διεύθυνση του βίντεο εμφανίζεται στο πάνω μέρος του πεδίου 4 του συστήματος (βλ. Εικ. 1(4)), όπως παρουσιάζεται στη συνέχεια.

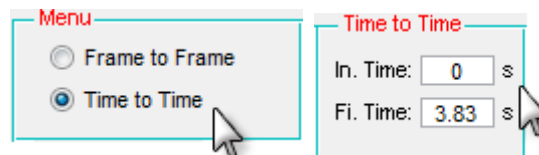
D:\My Documents\Academics\7th Semester _ Fall 2010\Εργασία στον Τομέα Σχεδιασμού (FINAL PROJECT) (HMΠ 413)\MATLAB Work\Bio\iAn\Ultrasound\Videos\DesiredRange\2-8\PT 8 RT SIDE [15,18,84s].avi

Για να φορτωθεί το βίντεο στη μνήμη του Η/Υ, ο χρήστης χρειάζεται προηγουμένως να καθορίσει τις ρυθμίσεις τμηματοποίησης από το πεδίο 2 του συστήματος (βλ. Εικ. 1(2)). Αυτό γίνεται κατορθωτό με δύο τρόπους:

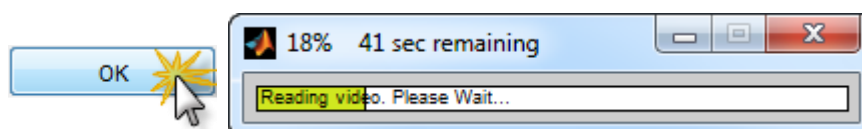
- 1) Ο χρήστης επιλέγει ένα εύρος από frames καθορίζοντας το 1^ο και το τελευταίο



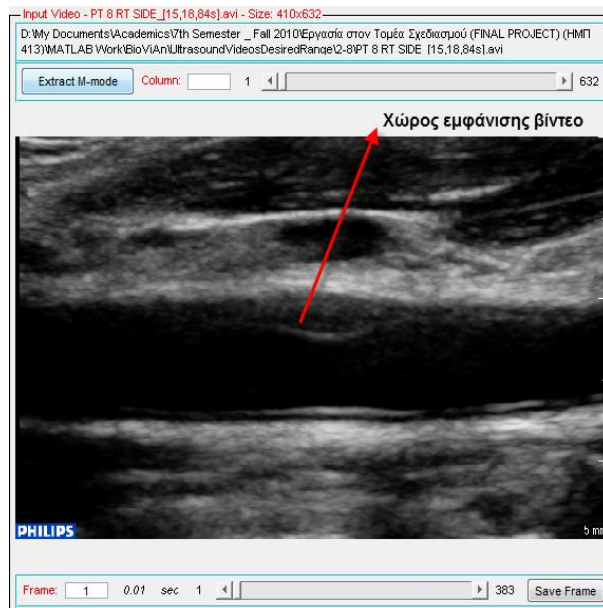
- 2) Ο χρήστης επιλέγει ένα εύρος από δευτερόλεπτα καθορίζοντας το 1^ο και το τελευταίο



Έτσι ώστε να ξεκινήσει η διαδικασία διάσπασης του βίντεο σε frames και προσωρινής αποθήκευσης τους στον Η/Υ για μελλοντική επεξεργασία, ο χρήστης πρέπει να πατήσει το κουμπί 'OK' στο πεδίο 2 και να περιμένει μέχρι η διαδικασία να ολοκληρωθεί.



Στην συνέχεια, αφού το βίντεο φορτωθεί στη μνήμη του Η/Υ, το 1^ο του frame εμφανίζεται στο πεδίο 4.



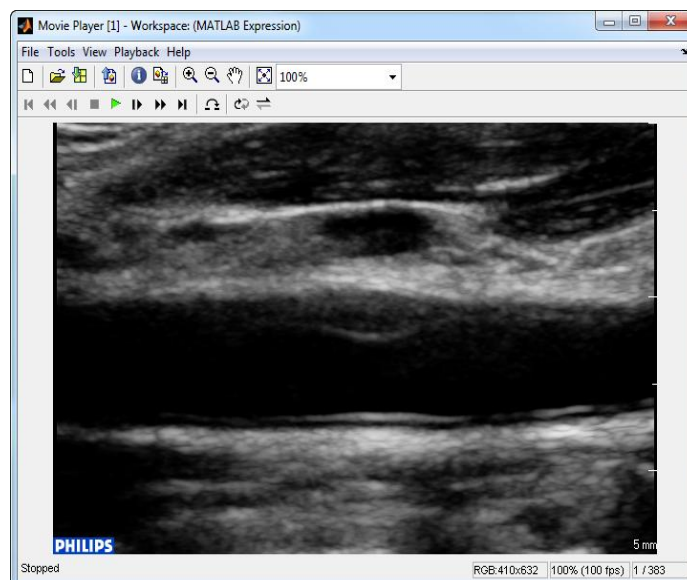
Προβολή Βίντεο

Αφού ολοκληρωθεί η διαδικασία επιλογής βίντεο, ο χρήστης μπορεί να το προβάλει με δύο τρόπους:

- 1) Μέσω κατάλληλου συστήματος προβολής που περιλαμβάνεται στην MATLAB[®] και παρέχει όλες τις συνηθισμένες λειτουργίες. Για να καλέσει το πιο πάνω σύστημα, ο χρήστης πρέπει να πατήσει από το μενού ρυθμίσεων το κουμπί 'Play Video'.

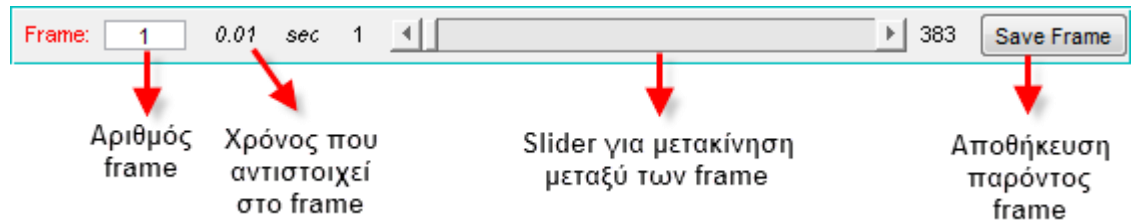


Ακολούθως το σύστημα προβολής βίντεο εμφανίζεται σε καινούριο παράθυρο.



2) Μέσα από τις επιλογές που βρίσκονται στο κάτω μέρος του πεδίου 4 του συστήματος και οι οποίες παρουσιάζονται στην ακόλουθη εικόνα. Συγκεκριμένα, ο χρήστης μπορεί να εισάξει τον αριθμό του frame και αυτό να αντικαταστήσει άμεσα το προηγούμενο και χρησιμοποιώντας το slider, να κινηθεί μεταξύ των frame που βρίσκονται αποθηκευμένα στη μνήμη του Η/Υ.

Με το κουμπί 'Save Frame', ο χρήστης μπορεί να αποθηκεύσει το παρόν frame σαν εικόνα, με συμπίεση .tif, .jpeg ή .bmp.



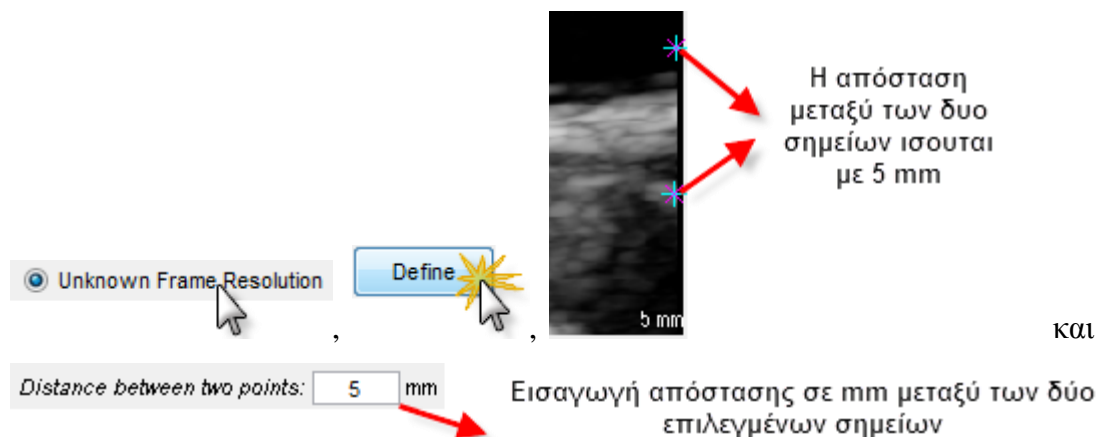
Καθορισμός Frame Resolution

Ο καθορισμός του Frame Resolution (FR) κρίνεται απαραίτητος για μελλοντική ανάλυση εικόνας M-mode και για την εξαγωγή αποστάσεων από κάποιο frame του βίντεο. Για να καθοριστεί, πρέπει προηγουμένως να έχει ολοκληρωθεί η διαδικασία επιλογής βίντεο από το χρήστη. Στη συνέχεια, το FR μπορεί να καθοριστεί με δύο τρόπους από το μενού ρυθμίσεων του συστήματος (βλ. Εικ. 1(1)):

1) Εάν είναι γνωστό, ο χρήστης επιλέγει το πεδίο Known Frame Resolution, ακολούθως 'Define' και εισάγει την τιμή του FR στο αντίστοιχο πεδίο.

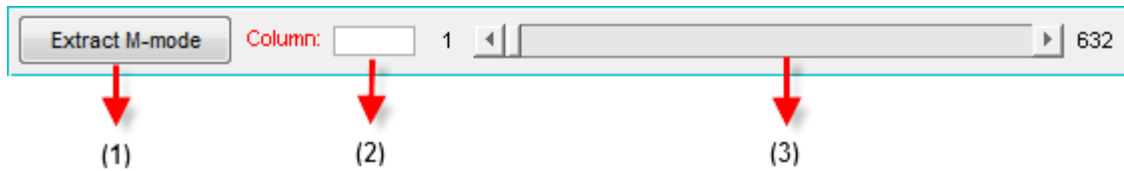


2) Εάν είναι άγνωστο, ο χρήστης επιλέγει το πεδίο Unknown Frame Resolution, στη συνέχεια 'Define', επιλέγει από το παρόν frame δύο σημεία των οποίων γνωρίζει την απόσταση σε mm και ακολούθως, δίνει την τιμή της απόστασης στο αντίστοιχο πεδίο.



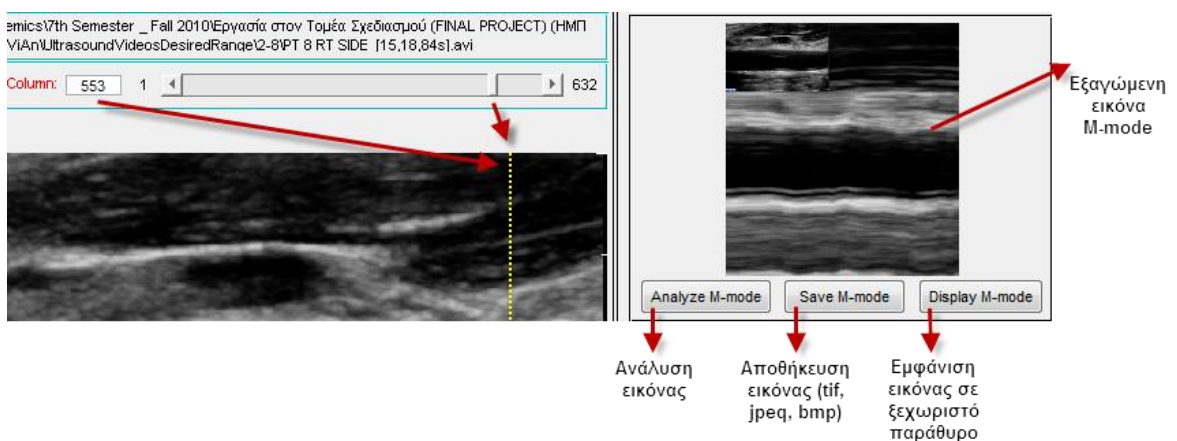
Εξαγωγή Εικόνας M-mode

Η εξαγωγή εικόνας M-mode, γίνεται αφού προηγουμένως έχει ολοκληρωθεί η διαδικασία επιλογής βίντεο από το χρήστη. Υπάρχει ομάδα επιλογών στο πάνω μέρος του πεδίου 4 οι οποίες παρέχουν 3 διαφορετικούς τρόπους εξαγωγής εικόνας M-mode και οι οποίοι παρουσιάζονται στη συνέχεια.



- 1) Με το κουμπί 'Extract M-mode', ο χρήστης έχει την δυνατότητα να τοποθετήσει σε οποιοδήποτε frame ένα σημείο, βάσει του οποίου καθορίζεται η στήλη από την οποία θα εξαχθεί η εικόνα M-mode. Εάν τοποθετηθούν περισσότερα από ένα σημεία, το σύστημα λαμβάνει υπόψη το πρώτο.
- 2) Ο χρήστης εισάγει απ' ευθείας στο κατάλληλο πεδίο, τον αριθμό της στήλης από την οποία θα εξαχθεί η εικόνα M-mode.
- 3) Ο χρήστης, επιλέγει την επιθυμητή στήλη από την οποία θα εξαχθεί η εικόνα M-mode μετακινώντας το slider δεξιά και αριστερά.

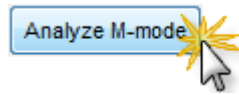
Και στις τρεις πιο πάνω περιπτώσεις, αφού το σύστημα λάβει τον αριθμό της στήλης, τοποθετεί στο παρών frame μια κίτρινη γραμμή στο κατάλληλο σημείο και στη συνέχεια παρουσιάζει την εικόνα M-mode στο πεδίο 5 (βλ. Εικ. 1(5)), όπως φαίνεται και στην πιο κάτω εικόνα.



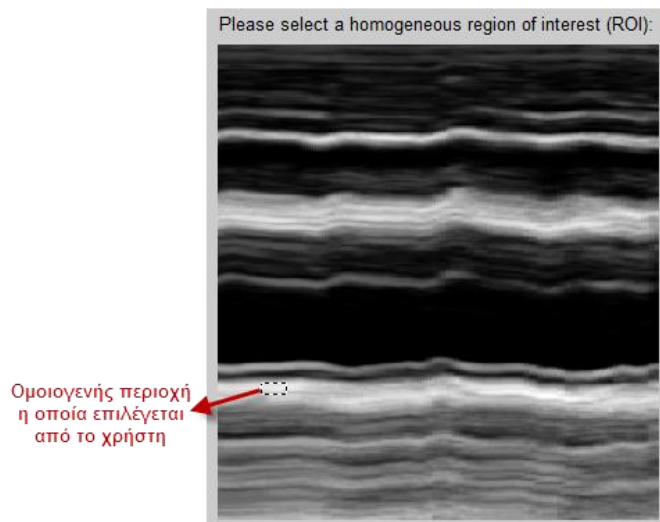
Ανάλυση Εικόνας M-mode

Εφόσον έχει εξαχθεί εικόνα M-mode μέσω της προηγούμενης διαδικασίας ή έχει φορτωθεί στο σύστημα χωρίς την επιλογή βίντεο (κουμπί 'Load M-mode Image' από το μενού

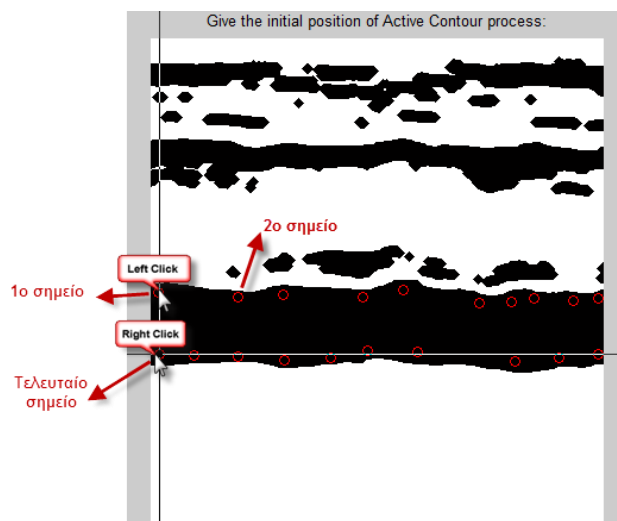
ρυθμίσεων) και εφόσον το FR είναι καθορισμένο, ο χρήστης πατώντας το κουμπί ‘Analyze M-mode’,



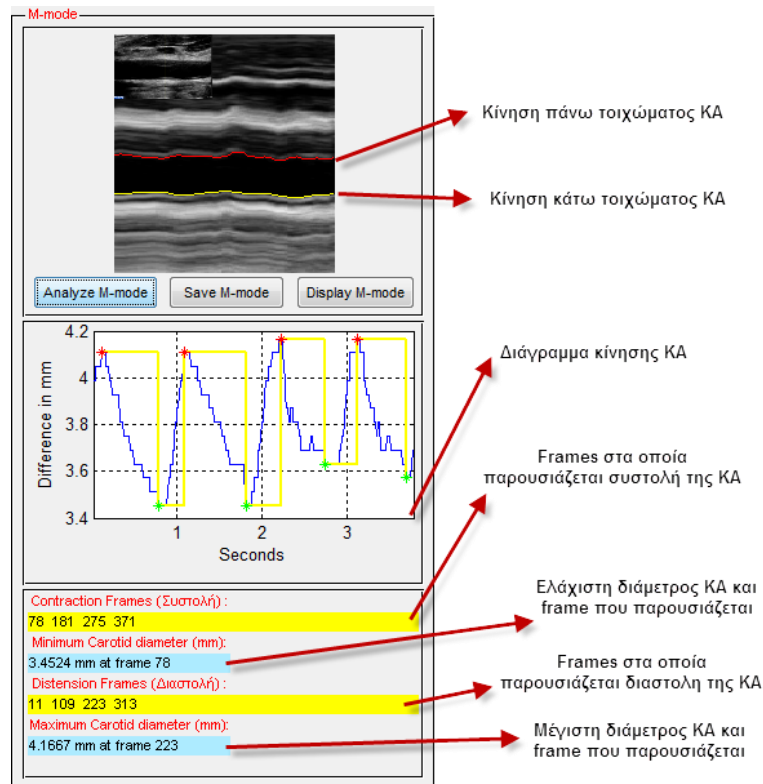
ξεκινά την διαδικασία ανάλυσης της εικόνας για την εξαγωγή του διαγράμματος κίνησης της καρωτιδικής αρτηρίας (ΚΑ). Αρχικά, εμφανίζεται ένα παράθυρο, στο οποίο ο χρήστης πρέπει να επιλέξει μία ομοιογενή περιοχή, για τις ανάγκες φιλτραρίσματος της εικόνας.



Ακολούθως, εμφανίζεται ένα καινούριο παράθυρο με τη φιλτραρισμένη εικόνα σε δυαδική μορφή στην οποία ο χρήστης καθορίζει, την αρχικοποίηση της μεθόδου κατάτμησης που χρησιμοποιείται, τοποθετώντας σημεία. Προτείνεται, όπως ξεκινήσει στο πάνω αριστερά μέρος της περιοχής ενδιαφέροντος και καταλήξει στο κάτω αριστερά. Το 1^ο σημείο μέχρι και το τελευταίο εισάγονται με το αριστερό κουμπί του mouse, ενώ το τελευταίο σημείο με το δεξί κουμπί του mouse.



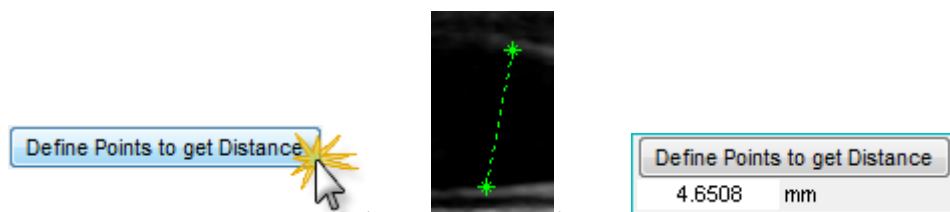
Τα αποτελέσματα της ανάλυσης, παρουσιάζονται στο πεδίο 5 του συστήματος όπως φαίνεται πιο κάτω:



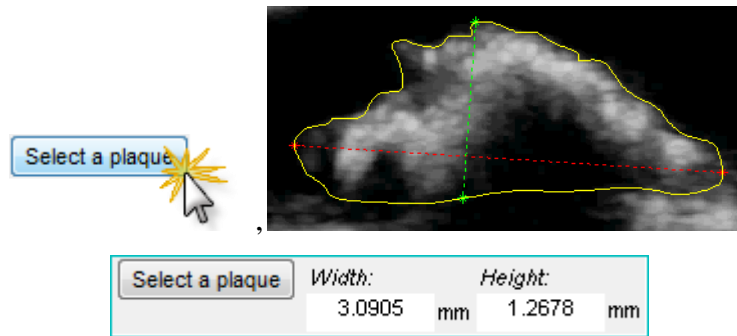
Μετρήσεις αποστάσεων

Υπάρχει η δυνατότητα να εξαχθούν αποστάσεις από το παρών frame αφού προηγουμένως έχει ολοκληρωθεί η διαδικασία επιλογής βίντεο από το χρήστη και εφόσον έχει καθοριστεί το FR. Πιο συγκεκριμένα,

- 1) πατώντας το κουμπί 'Define Points to get Distance' από το πεδίο 6 (βλ. Εικ. 1(6)), ο χρήστης επιλέγοντας δύο σημεία στο παρών frame και πατώντας Enter, παίρνει την ευκλείδεια απόσταση μεταξύ τους σε mm.

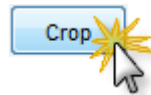


- 2) πατώντας το κουμπί 'Select a Plaque', χρήστης μπορεί να επιλέξει (δημιουργώντας μία κλειστή καμπύλη) μία περιοχή ενδιαφέροντος στο παρών frame (πχ αθηρωματική πλάκα). Ακολούθως, αφού πατήσει το Enter, επιστρέφεται η μέγιστη οριζόντια και κάθετη απόσταση της περιοχής σε mm.

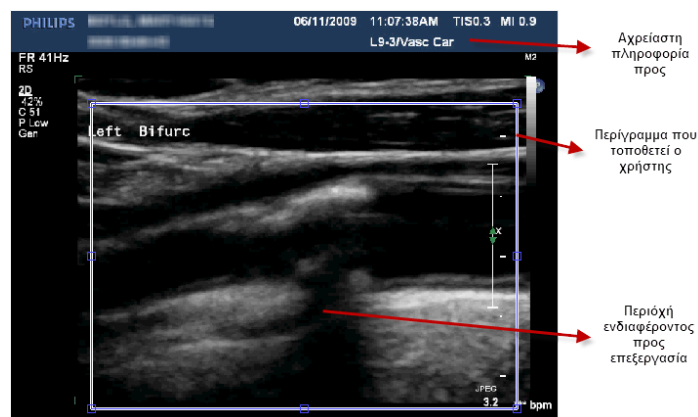


Άλλες λειτουργίες

Στην περίπτωση που το χωρικό μέγεθος των frame ενός βίντεο είναι μεγάλο σχετικά με την περιοχή ενδιαφέροντος, υπάρχει η δυνατότητα για το χρήστη, να μειώσει το μέγεθος του κάθε frame έτσι ώστε να επεξεργαστεί μόνο την πληροφορία του βίντεο που τον ενδιαφέρει αλλά και για να βελτιώσει την συνολική απόδοση του συστήματος. Εφόσον προηγουμένως έχει ολοκληρωθεί η διαδικασία επιλογής βίντεο από το χρήστη, πατώντας το κουμπί 'Crop' στο πεδίο 2 (βλ. Εικ. 1(2)),



καθορίζει την περιοχή ενδιαφέροντος στο παρών frame, τοποθετώντας ένα ορθογώνιο περίγραμμα και ακολούθως Enter.



Στην συνέχεια, η αντίστοιχη περιοχή ενδιαφέροντος εξάγεται από το κάθε frame και το καινούριο βίντεο είναι διαθέσιμο προς επεξεργασία.

Υπάρχει επίσης η δυνατότητα αποθήκευση του νέου βίντεο (μετά το 'Crop' ή τις ρυθμίσεις τμηματοποίησης) με το κουμπί 'Save' το οποίο βρίσκεται στο πεδίο 2 και αποθηκεύει το βίντεο σε μορφή .avi στον χώρο του H/Y που επιλέγει ο χρήστης.



2 Αλγόριθμοι που υλοποιήθηκαν

findboundaries.m

```
function [up,lower] = findboundaries(maskIm)

% Created by Andreas Zavou
% andreas.zavou@gmail.com
% Cyprus University of Technology

% maskIm is the extracted mask image of the RegionSeg algorithm

b = bwboundaries(maskIm); % traces the exterior boundaries of artery
[~,j] = size(maskIm); % we acquire the width of maskIm
b = b{1};
len = length(b);
flag = 0; % We start by creating the upper coordinates matrix
upx=1; % initialize index of up matrix
lowx=1; % initialize index of lower matrix
for i=1:len
    if isequal(b(i,2),j)
        flag = 1; % change from the upper to lower boundaries
    end
    if (~isequal(b(i,2),j) && ~isequal(b(i,2),1) && flag == 0)
        up(upx,:) = b(i,:); % save the upper boundaries of lumin
        upx = upx + 1; % update index of up matrix
    end
    if (flag == 1 && isequal(b(i,2),1))
        return
    end
    if (~isequal(b(i,2),1) && ~isequal(b(i,2),j) && flag == 1)
        lower(lowx,:) = b(i,:); % save the lower boundaries of lumin;
        lowx = lowx + 1; % update index of lower matrix
    end
end
end
```

findMinMax.m

```
function [xmax ymax xmin ymin t] = findMinMax(SD)

% Created by Andreas Zavou
% andreas.zavou@gmail.com
% Cyprus University of Technology

% Smooth response data using loess method
y2 = smooth(SD(:,1),101,'loess');% 80
% Smooth the result using the moving average method
y2 = smooth(y2,53);
fr = 1:length(SD);
[~,imax2,~,imin2] = extrema(y2); % call extrema function
imax2 = sort(round(imax2)); % imax2 is the max coordinates on the x-axis
imin2 = sort(round(imin2)); % imin2 is the min coordinates on the x-axis

xmax = zeros([length(imax2) 1]);
ymax = zeros([length(imax2) 1]);
for k = 1:(length(imax2))
    xmax(k) = imax2(k);
    ymax(k) = SD(xmax(k),1);
    if (xmax(k)>=31 && xmax(k)<=(length(SD)-30))
        for l = (xmax(k)-30):(xmax(k)+30)
            if SD(l,1) > ymax(k)
                ymax(k) = SD(l,1);
                xmax(k) = SD(l,2);
            end % end of if statement
        end % end of for loop [l]
    elseif xmax(k)<31
        for l = 1:(xmax(k)+30)
            if SD(l,1) > ymax(k)
                ymax(k) = SD(l,1);
                xmax(k) = SD(l,2);
            end % end of if statement
        end % end of for loop [l]
    elseif xmax(k)>(length(SD)-30)
        for l = (xmax(k)-30):length(SD)
            if SD(l,1) > ymax(k)
                ymax(k) = SD(l,1);
                xmax(k) = SD(l,2);
            end % end of if statement
        end % end of for loop [l]
    end % end of if statement
end

xmin = zeros([length(imin2) 1]);
ymin = zeros([length(imin2) 1]);
for k = 1:(length(imin2))
    xmin(k) = imin2(k);
    ymin(k) = SD(xmin(k),1);
    if (xmin(k)>=31 && xmin(k)<=(length(SD)-30))
        for l = (xmin(k)-30):(xmin(k)+30)
            if SD(l,1) < ymin(k)
                ymin(k) = SD(l,1);
                xmin(k) = SD(l,2);
            end % end of if statement
        end % end of for loop [l]
    elseif xmin(k)<30 %
```

```

    for l = 1:(xmin(k)+30)
        if SD(l,1) < ymin(k)
            ymin(k) = SD(l,1);
            xmin(k) = SD(l,2);
        end % end of if statement
    end % end of for loop [l]
elseif xmin(k)>(length(SD)-30)
    for l = (xmin(k)-30):length(SD)
        if SD(l,1) < ymin(k)
            ymin(k) = SD(l,1);
            xmin(k) = SD(l,2);
        end % end of if statement
    end % end of for loop [l]
end % end of if statement
end

% Create a stairs diagram with the minimum and the maximum points!
t = sort([xmin; xmax]);
for i=1:length(t)
    for k = 1:length(xmin)
        if xmin(k) == t(i)
            t(i,2) = ymin(k);
        end
    end
    for j = 1:length(xmax)
        if xmax(j) == t(i)
            t(i,2) = ymax(j);
        end
    end
end

% Present final results!
figure(2);
plot(SD(:,2),SD(:,1),'b'); grid on; xlim([1 length(SD)]),hold on;
plot(fr,y2,'m'),hold on;
stairs(t(:,1),t(:,2),'y','LineWidth',1.5); grid on;
plot(fr(xmax),ymax,'r*',fr(xmin),ymin,'g*'); hold on;
title('State Diagram with Maxima and Minima');
xlabel('Frame Number');
ylabel('Difference in pixels');
legend('State Diagram','Smoothed Stated Diagram','Step Diagram',...
'Distension Point','Contraction Point');
end

```

getsnake.m

```
function [xs, ys] = getsnake(image)

% Created by Andreas Zavou
% andreas.zavou@gmail.com
% Cyprus University of Technology

% image: The image on which snake is to be initialized
% xs, xy: Initial position of the snake

figure(1), imshow(image); hold on;
help = 'Give the initial position of Active Contour process: ';
title(help);

% Initially, the list of points is empty.
xy = [];
n = 0;
but = 1;
% call graphical input from mouse as pick a new input. With left mouse
% button we enter a new point on the image and with right mouse button we
% stop while function, as but=2.
while but == 1
    [xi,yi,but] = ginput(1);
    plot(xi,yi,'ro')
    n = n+1;
    xy(:,n) = [xi;yi];
end

n = n+1;
xy(:,n) = [xy(1,1);xy(2,1)];

% Interpolate with a spline curve and finer spacing.
t = 1:n;
ts = 1: 0.1: n;
xys = spline(t,xy,ts);

close Figure 1

xs = xys(1,:);
ys = xys(2,:);
```

