

ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΥΠΡΟΥ

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ



Πτυχιακή εργασία

ΔΙΑΚΥΜΑΝΣΗ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ ΥΦΗΣ ΣΕ
ΒΙΝΤΕΟ ΥΠΕΡΗΧΩΝ ΑΘΗΡΩΜΑΤΙΚΗΣ
ΚΑΡΩΤΙΔΙΚΗΣ ΠΛΑΚΑΣ

Νικόλας Σουλή

Λεμεσός 2016

ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΥΠΡΟΥ

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ

ΤΜΗΜΑ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

Πτυχιακή εργασία

ΔΙΑΚΥΜΑΝΣΗ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ ΥΦΗΣ ΣΕ
ΒΙΝΤΕΟ ΥΠΕΡΗΧΩΝ ΑΘΗΡΩΜΑΤΙΚΗΣ
ΚΑΡΩΤΙΔΙΚΗΣ ΠΛΑΚΑΣ

Νικόλας Σουλή

Σύμβουλος καθηγητής

Δρ. Λοΐζου Χρίστος

Λεμεσός 2016

Πνευματικά δικαιώματα

Copyright © Νικόλας Σουλή, 2016

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

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

Θα ήθελα να ευχαριστήσω ιδιαίτερα την οικογένειά μου, για τη στήριξη που μου προσέφεραν όλα αυτά τα χρόνια και βρίσκονταν πάντα δίπλα μου σε όλα τα προβλήματα που προέκυψαν.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η διακύμανση των χαρακτηριστικών υφής (XY) μεταξύ φυσιολογικών και μη φυσιολογικών (ασυμπτωματικών και συμπτωματικών) αθηρωματικών καρωτιδικών πλακών (ΚΠ) σε βίντεο υπερήχων είναι σημαντική για την εκτίμηση της βαρύτητας της ασθένειας σε ασθενείς που κινδυνεύουν από εγκεφαλικά επεισόδια. Μπορεί να προσφέρει σημαντική και επιπλέον πληροφορία για την παρακολούθηση της εξέλιξης της ασθένειας στη κοινή καρωτιδική αρτηρία (ΚΚΑ) και την επικινδυνότητα του εγκεφαλικού επεισοδίου. Η διπλωματική αυτή εργασία παρουσιάζει ένα ολοκληρωμένο λογισμικό σύστημα αξιολόγησης της διακύμανσης των XY από βίντεο υπερήχων ΚΚΑ βασισμένο σε Matlab[®] για την αποτίμηση της επικινδυνότητας του εγκεφαλικού επεισοδίου. Έχουν χρησιμοποιηθεί 30 ασθενείς (10 κανονικοί (Κ), 10 ασυμπτωματικοί (Α) και 10 συμπτωματικοί (Σ)), από τους οποίους ανακτήθηκαν 30 βίντεο υπερήχων ΚΚΑ. Αφού έγινε προσδιορισμός και χειροκίνητη κατάτμηση της περιοχής ενδιαφέροντος γύρω από την ΚΠ, εξάχθηκαν διαφορετικά XY από τις περιοχές τις ΚΠ και τα τοιχώματα της ΚΚΑ από όλα τα 30 βίντεο υπερήχων. Όλα τα βίντεο έτυχαν επεξεργασίας όπως κανονικοποίηση ιστογράμματος και αποθορυβοποίησης πριν την εξαγωγή των XY. Ακολούθως εντοπίστηκαν για όλα τα βίντεο που έτυχαν επεξεργασίας οι καρδιαγγειακοί κύκλοι και εξάχθηκαν οι εικόνες M-mode και τα διαγράμματα καταστάσεων όπου παρουσιάζονται οι συστολικές και διαστολικές καταστάσεις. Από τα βίντεο τα οποία έτυχαν επεξεργασίας εξάχθηκαν XY και μελετήθηκε η συμπεριφορά τους κατά τη διάρκεια του καρδιαγγειακού κύκλου. Κατά τη διάρκεια της έρευνας έγινε αντιληπτό ότι XY (Διάμεσος, Αντίθεση, Εντροπία, Μέσος όρος) τα οποία παρουσιάζουν σημαντική στατιστική διαφορά μεταξύ των τριών κατηγοριών ασθενών (Κ, Α, Σ) παρουσιάζουν μεταβολές οι οποίες μπορούν να υποβοηθήσουν στην κατηγοριοποίηση τους. Το προτεινόμενο σύστημα, που μπορεί να χρησιμοποιηθεί και ανεξάρτητα, έχει σκοπό να υποβοηθήσει τους θεράποντες ιατρούς στην κλινική πρακτική και στην ταξινόμηση των ασθενών μεταξύ τους σε Κ, Α και Σ χρησιμοποιώντας τα XY τα οποία εξάγονται από επιλεγμένες περιοχές σε βίντεο υπερήχων ΚΚΑ. Επίσης η κατηγοριοποίηση των ασθενών θα δώσει τη δυνατότητα καλύτερης αντιμετώπισης των διαφόρων τύπων ασθενών από τους ιατρούς και την αποφυγή άσκοπων εγχειρήσεων όπως η ενδαρτηρεκτομή. Ωστόσο, περαιτέρω εργασία σε μεγαλύτερο δείγμα από βίντεο υπερήχων απαιτείται για επικύρωση

της προτεινόμενης μεθόδου και για διαχωρισμό των ασθενών σε Κ, Α και Σ με βάση την ανάλυση των XY της ΚΚΑ.

Λέξεις κλειδιά: Βίντεο υπερήχων, χαρακτηριστικά υφής, καρωτιδική πλάκα, διακύμανση χαρακτηριστικών υφής, καρδιαγγειακός κύκλος.

ABSTRACT

The discrimination of texture features (TF) between normal and abnormal (asymptomatic or symptomatic) atherosclerotic carotid plaque in ultrasound videos is important for evaluating the gravity of the disease in subjects at risk of stroke. It can provide additional information for the monitoring of disease progression in the common carotid artery (CCA) and the risk of stroke. This thesis presents an integrated software system of fluctuating TF evaluation in ultrasound videos based in Matlab® to assess the risk of stroke. They have been examined 30 patients (10 normal (N), 10 symptomatic (S) and 10 asymptomatic (A)), of whom 30 were recorded in ultrasound videos .Texture features were extracted from areas around the atherosclerotic plaques and walls from ultrasound videos acquired. All videos were intensity normalized and despeckled before the export of TF. After that all the videos were processed in their full cardiovascular cycles, M-mode images and state diagrams showing the systolic and diastolic situations exported. During the investigation it was realized that TF (Median, Contrast, Entropy, Mean) which show a statistically significant difference between the three categories of patients (N, A, S) can be used for their classification. It is anticipated that the proposed system may aid the physician in the clinical practice in classifying between N, A and S subjects using texture features extracted from selected areas in ultra-sound videos of the CCA. Also, the classification of subjects can help the physicians give better treatment for each patient separately and avoid unnecessary surgeries such as endarterectomy. However, further work in a larger number of video samples is required for validating the proposed method and to differentiate among normal, symptomatic and asymptomatic patients based in texture feature analysis of their CA.

Keywords: Ultrasound video, texture analysis, carotid plaque, texture variability.

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....	iv
ABSTRACT	vi
ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ	vii
ΠΙΝΑΚΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ.....	x
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ	xiii
ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ.....	xvi
ΑΠΟΔΟΣΗ ΟΡΩΝ.....	xviii
1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ	xx
1.1 Κοινή Καρωτιδική Αρτηρία (ΚΚΑ).....	21
1.1.1 Αθηρωματική Πλάκα.....	22
1.1.2 Στένωση ΚΚΑ	24
1.1.3 Κίνηση τοιχώματος ΚΚΑ.....	25
1.2 Τρόποι απεικόνισης υπερήχων	26
1.2.1 Απεικόνιση με τη μέθοδο B-mode	27
1.2.2 Απεικόνιση κίνησης με τη μέθοδο M-mode.....	28
1.3 Θόρυβος σε εικόνες υπερήχων	29
1.4 Χαρακτηριστικά Υφής	32
1.5 Βιβλιογραφική Ανασκόπηση.....	34
1.6 Σκοπός Πτυχιακής Εργασίας.....	38
1.7 Σύντομη Περιγραφή Περιεχομένων Πτυχιακής Εργασίας.....	39
2 Θεωρητικό Υπόβαθρο	40
2.1 Βασικές Αρχές Υπερήχων	40
2.1.1 Παραγωγή Υπερήχων.....	42
2.1.2 Αλληλεπίδραση υπερήχων με ιστούς.....	43

2.1.3	Εξασθένηση Υπερήχων	43
2.1.4	Ανάκλαση Υπερήχων	43
2.1.5	Σκέδαση Υπερήχων	45
2.1.6	Απεικόνιση Υπερήχων	45
2.2	Μορφολογία Καρωτιδικής Αρτηριακής Πλάκας	47
2.2.1	Ορισμός Υφής	48
2.2.2	Μέθοδοι Ανάλυση Υφής	48
2.3	Προεπεξεργασία Δεδομένων	56
2.3.1	Θόρυβος σε εικόνες υπερήχων	56
2.3.2	Κανονικοποίηση	61
3	Υλικά και Μέθοδοι	63
3.1	Εγγραφή και Φιλτράρισμα Βίντεο Υπερήχων.....	63
3.1.1	Καταγραφή πραγματικού B-mode υπερηχογραφικού βίντεο	63
3.1.2	Κανονικοποίηση Βίντεο Υπερήχων	64
3.1.3	Μείωση πολλαπλασιαζόμενου θορύβου	66
3.2	Δημιουργία εικόνας M-mode	67
3.2.1	Κατάτμηση εικόνας M-mode	68
3.2.2	Προσδιορισμός καταστάσεων κίνησης (State diagram).....	70
3.2.3	Επιλογή περιοχής ενδιαφέροντος	71
3.2.4	Τρόπος λειτουργίας αυτοματοποιημένου συστήματος NiGui.....	71
3.2.5	Παραμετρικό τεστ (Wilcoxon rank sum test).....	78
3.2.6	Θηκογράμματα - Boxplot Graphs	79
4	Αποτελέσματα.....	80
4.1	Ανάλυση κίνησης σε βίντεο χωρίς εφαρμογή φιλτραρίσματος	80
4.2	Ανάλυση κίνησης σε βίντεο που έτυχαν κανονικοποίησης	83
4.3	Ανάλυση κίνησης σε βίντεο που έτυχαν αποθορυβοποίησης (despeckled).....	87

4.4	Ανάλυση κίνησης σε βίντεο που έτυχαν κανονικοποίησης και αποθορυβοποίησης 90	
4.5	Μέτρα Ποιότητας	94
4.6	Στατιστική Ανάλυση ΧΥ	98
5	Συζήτηση Αποτελεσμάτων.....	134
5.1	Σύγκριση της μεθόδου με προηγούμενες μελέτες	136
6	Συμπεράσματα	138
6.1	Μελλοντική εργασία.....	141
	ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	141
	ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ.....	145
	Παράρτημα 1	145
	Παράρτημα 2	149

ΠΙΝΑΚΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 1-1: Σύστημα κοινής καρωτιδικής αρτηρίας (ΚΚΑ).....	21
Εικόνα 1-2: Επίδραση αθηρωματικής πλάκας στη ΚΑ.....	23
Εικόνα 1-3: Υγιής και μη υγιής ΚΚΑ.....	24
Εικόνα 1-4: Τομή ΚΚΑ.....	25
Εικόνα 1-5: Διάγραμμα Καταστάσεων (State Diagram) ΚΚΑ.....	26
Εικόνα 1-6:Εικόνες υπερήχων B-mode ΚΑ.....	27
Εικόνα 1-7:ΚΚΑ στο α) πρώτο πλαίσιο του βίντεο και με επιλογή ΠΕ(περιοχής ενδιαφέροντος) β) Πλαίσιο βίντεο 250, γ) εικόνα M-mode στη στήλη με αριθμό 300 και δ) διάγραμμα καταστάσεων που προκύπτει από τις δυναμικές μεταβολές της ΚΚΑ.....	29
Εικόνα 1-8: Βίντεο υπερήχων ΚΑ και διαγράμματα καταστάσεων.....	30
Εικόνα 1-9: Γραφική παράσταση μεταβολής του ΧΥ διάμεσου (Median) σε βίντεο υπερήχων ΚΚΑ.....	32
Εικόνα 1-10: Διάγραμμα ροής υπολογιστικού προτεινόμενου συστήματος.....	37
Εικόνα 2-1:Διάδοση Υπερήχων α) συνεχών και β) παλμικών δονήσεων.....	41
Εικόνα 2-2: Παλμοί βραχείας διάρκειας.....	42
Εικόνα 2-3:Μετατροπέας ενέργειας.....	42
Εικόνα 2-4: Ανάκλαση και διάθλαση ακουστικών κυμάτων σε επιφάνειες μεταξύ μέσων διάδοσης με διαφορετικές ταχύτητες ήχου.....	44
Εικόνα 2-5: Εικόνα M-mode κανονικού ασθενή.....	46
Εικόνα 2-6: Φαινόμενο Doppler.....	47
Εικόνα 2-7:Δισδιάστατο συρόμενο κινούμενο παράθυρο μεγέθους [5x5].....	61
Εικόνα 3-1: Μέθοδος απεικόνισης B-mode και M-mode.....	64
Εικόνα 3-2: Επιλογή μαύρης και άσπρης περιοχής.....	65
Εικόνα 3-3:Normalization Filtering.....	65
Εικόνα 3-4:Despeckle Filtering Toolbox.....	66

Εικόνα 3-5: Σύγκριση βίντεο πριν και μετά το φιλτράρισμα θορύβου	67
Εικόνα 3-6: Εξαγωγή εικόνας M-mode.....	68
Εικόνα 3-7: Διαδοχικά βήματα κατάτμησης εικόνας M-mode, α) Μετατροπή εικόνας σε ασπρόμαυρη, β) Επιλογή σημείων του αυλού στο πάνω και κάτω τοίχωμα ΚΚΑ, γ) τελική εξαγωγή περιγράμματος του αυλού της ΚΚΑ.....	70
Εικόνα 3-8: Περιοχή ενδιαφέροντος	71
Εικόνα 3-9: Επιλογή στήλης για κατάτμηση της εικόνας M-mode και διαδικασία επεξεργασίας υπερηχογραφικού βίντεο ΚΚΑ συμπτωματικού ασθενή σε σύνολο 1200 πλαισίων.	73
Εικόνα 3-10: Διάγραμμα Καταστάσεων και πλαίσια συστολής και διαστολής ΚΑ.....	74
Εικόνα 3-11: Εισαγωγή όλων των πλαισίων υπερηχογραφικού βίντεο ΚΚΑ	75
Εικόνα 3-12: Γραφική παράσταση XY angular second moment	76
Εικόνα 3-13: Οπτική επεξήγηση θηκογράμματος.....	79
Εικόνα 4-1: Διαγράμματα καταστάσεων για τις τρεις διαφορετικές κατηγορίες ασθενών (N, A, Σ) σε βίντεο υπερήχων πριν από το φιλτράρισμα	81
Εικόνα 4-2: Διαγράμματα καταστάσεων για τις τρεις διαφορετικές κατηγορίες ασθενών (N, A, Σ) σε βίντεο υπερήχων μετά από κανονικοποίηση.....	85
Εικόνα 4-3: Διαγράμματα καταστάσεων για τις τρεις κατηγορίες ασθενών σε βίντεο μετά από αποθορυβοποίηση (DsFlsmv).....	88
Εικόνα 4-4: Διαγράμματα Καταστάσεων για τις τρεις κατηγορίες ασθενών σε βίντεο κανονικοποιημένα και αποθορυβοποιημένα (normalized- despeckled)	92
Εικόνα 4-5: Θηκογράμματα XY συσχέτισης , αντίθεσης , εντροπίας και τραχύτητας.....	103
Εικόνα 4-6: Γραφικές παραστάσεις XY συσχέτισης , αντίθεσης , εντροπίας και τραχύτητας	105
Εικόνα 4-7: Θηκογράμματα για XY μέσης τιμής , διάμεσου, τυπικής απόλισης και αντίθεσης-κανονικοποιημένων (Normalized) βίντεο	109
Εικόνα 4-8: Γραφικές παραστάσεις XY διάμεσου και εντροπίας.....	111

Εικόνα 4-9: Θηκογράμματα για XY H1, συσχέτισης και εντροπίας –αποθορυβοποιημένων (Despeckled) βίντεο.....	114
Εικόνα 4-10: Γραφικές παραστάσεις XY H1 και συσχέτισης	115
Εικόνα 4-11: Θηκογράμματα για XY αντίθεσης και SE Normalized -Despeckled.....	119
Εικόνα 4-12: Γραφικές παραστάσεις XY αντίθεσης , SE και LL.	121

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 1-1: Ερευνητικές εργασίες στην ανάλυση XY ΚΑ σε εικόνες/βίντεο υπερήχων...	35
Πίνακας 2-1: XY (Στατιστικές Παράμετροι) πρώτης τάξης	49
Πίνακας 2-2: XY (Στατιστικές παράμετροι) 2 ^{ης} τάξης	50
Πίνακας 2-3: XY τα οποία εξάγονται από τον πίνακα συνεμφάνισης	51
Πίνακας 2-4: Μέθοδοι Ανάλυσης και Επεξεργασίας XY	52
Πίνακας 4-1 : Αυτοματοποιημένες μετρήσεις κίνησης ΚΚΑ σε αρχικό βίντεο	83
Πίνακας 4-2 : Αυτοματοποιημένες Μετρήσεις κίνησης ΚΚΑ σε normalized βίντεο.....	87
Πίνακας 4-3 : Αυτοματοποιημένες Μετρήσεις κίνησης ΚΚΑ σε αποθορυβοποιημένα βίντεο	90
Πίνακας 4-4 : Αυτοματοποιημένες Μετρήσεις κίνησης ΚΚΑ σε κανονικοποιημένα και αποθορυβοποιημένα (normalized-despeckled) βίντεο	94
Πίνακας 4-5 : Αυτοματοποιημένες μετρήσεις ποιότητας (αρχικό / κανονικοποιημένο και αποθορυβοποιημένο).....	94
Πίνακας 4-6:Αυτοματοποιημένες Μετρήσεις Ποιότητας (αρχικό/ κανονικοποιημένο).....	95
Πίνακας 4-7: Αυτοματοποιημένες Μετρήσεις Ποιότητας (αρχικά/αποθορυβοποιημένα).....	96
Πίνακας4-8:Αυτοματοποιημένες Μετρήσεις Ποιότητας (κανονικοποιημένα/κανονικοποιημένα και αποθορυβοποιημένα).....	96
Πίνακας 4-9: Αυτοματοποιημένες Μετρήσεις Ποιότητας (αποθορυβοποιημένα /κανονικοποιημένα και αποθορυβοποιημένα).....	97
Πίνακας 4-10: Αυτοματοποιημένες Μετρήσεις Ποιότητας (αποθορυβοποιημένα /κανονικοποιημένα).....	98
Πίνακας 4-11: Στατιστικά αποτελέσματα (p value) με βάση το κριτήριο Wilcoxon.....	100
Πίνακας 4-12: Στατιστική Ανάλυση XY για την κατηγορία των κανονικών (original) βίντεο	101

Πίνακας 4-13: Στατιστική Ανάλυση XY – συσχέτιση Spearman & Μέσο απόλυτο λάθος (MAE).....	101
Πίνακας 4-14: Στατιστική Ανάλυση XY για την κατηγορία των normalized βίντεο	106
Πίνακας 4-15: Στατιστική Ανάλυση XY –Συσχέτιση Spearman & Μέσο Απόλυτο λάθος (MAE) κανονικοποιημένα (normalized) βίντεο	107
Πίνακας 4-16: Στατιστική Ανάλυση XY για την κατηγορία των αποθορυβοποιημένων (despeckled) βίντεο	111
Πίνακας 4-17: Στατιστική Ανάλυση XY – Συσχέτιση Spearman & Μέσο απόλυτο λάθος (MAE) αποθορυβοποιημένα (despeckled) βίντεο	112
Πίνακας 4-18: Στατιστική Ανάλυση XY για την κατηγορία των κανονικοποιημένων και αποθορυβοποιημένων (normalized-despeckled) βίντεο.....	116
Πίνακας 4-19: Στατιστική Ανάλυση XY – Συσχέτιση Spearman & Μέσο απόλυτο λάθος (MAE) κανονικοποιημένα και αποθορυβοποιημένα (normalized-despeckled) βίντεο.....	117
Πίνακας 4-20: Σύνολο XY που εξάχθηκαν αυτοματοποιημένα στην κατηγορία κανονικών (original) βίντεο.....	124
Πίνακας 4-21: Σύνολο XY που εξάχθηκαν αυτοματοποιημένα στην κατηγορία κανονικοποιημένων (normalized) βίντεο	127
Πίνακας 4-22: Σύνολο XY που εξάχθηκαν αυτοματοποιημένα στην κατηγορία αποθορυβοποιημένων (despeckled) βίντεο	130
Πίνακας 4-23: Σύνολο XY που εξάχθηκαν αυτοματοποιημένα στην κατηγορία κανονικοποιημένων και αποθορυβοποιημένων (normalized-despeckled) βίντεο.....	133

ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ

Παρουσιάζονται συνοπτικά σημαντικές συντομογραφίες που έχουν χρησιμοποιηθεί στο κείμενο της πτυχιακής :

ΚΠ= Καρωτιδική Πλάκα	IQR: Inter-quartile range
ΧΥ= Χαρακτηριστικά Υφής	SF: Statistical features
ΚΚΑ= Κοινή Καρωτιδική Αρτηρία	%CV: Coefficient of variation
Κ=Κανονικοί	%MAE: Percentage of the mean absolute error
Α=Ασυμπτωματικοί	MSE: Σφάλμα μέσης τετραγωνικής τιμής (Mean Square Error)
Σ=Συμπτωματικοί	PSNR: Λόγος κορυφής σήματος προς θόρυβο (Peak Signal to NoiseRatio – PSNR)
CA=Common Artery	AD: Μέση Διαφορά (Average Difference – AD)
CCA= Common Carotid Artery	SC: Διαρθρωτικό Περιεχόμενο (Structural Content – SC)
TF=Texture Features	NCC: Κανονικοποιημένος συσχετισμός (Normalized Cross – Correlation – NCC)
ICA=Internal Carotid Artery	MD: Μέγιστη Διαφορά (Maximum Difference – MD)
ECA=External Carotid Artery	LMSE: Λαπλασιανό Λάθος Τετραγωνικής Τιμής (Laplacian Mean Square Error – LMSE)
ΑΠ= Αθηρωματική Πλάκα	NAE: Κανονικοποιημένο απόλυτο σφάλμα (Normalize Absolute Error – NAE)
ΠΕ=Περιοχή Ενδιαφέροντος	IQR: Inter-quartile range
ROI=Region of Interest	SF: Statistical features
SGLDM= Spartial Gray Level Dependence Matrices	%CV: Coefficient of variation
GLDS=Gray Level Difference Statistics	%MAE: Percentage of the mean absolute error

NGTDM=Neighbourhood Gray Tone Difference Matrix MSE: Σφάλμα μέσης τετραγωνικής τιμής (Mean Square Error)

SFM =Statistical Feature Matrix PSNR: Λόγος κορυφής σήματος προς θόρυβο (Peak Signal to NoiseRatio – PSNR)

TEM =Laws Texture Energy Measures AD: Μέση Διαφορά (Average Difference – AD)

FDTA=Fractal Dimension Texture Analysis SC: Διαρθρωτικό Περιεχόμενο (Structural Content – SC)

FPS =Fourier Power Spectrum NCC: Κανονικοποιημένος συσχετισμός (Normalized Cross – Correlation – NCC)

ΑΠΟΔΟΣΗ ΟΡΩΝ

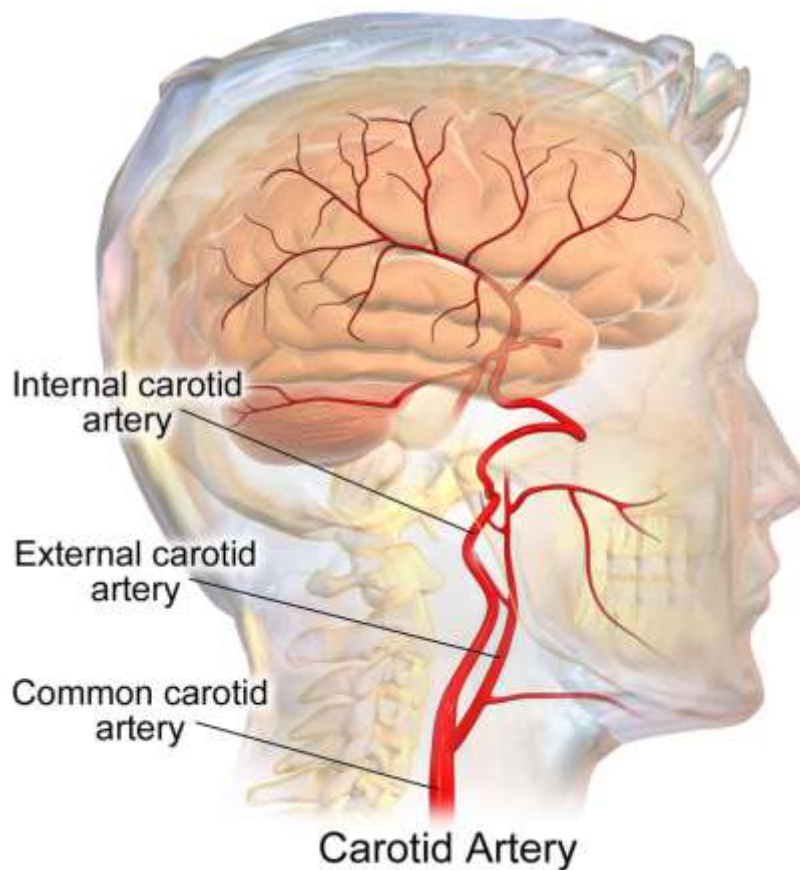
B-mode	Βίντεο B-mode
M-mode	Εικόνα M-mode
Speckle	Θόρυβος
pixels	Εικονοστοιχία
frame	Πλαίσιο
Despeckle Filtering Toolbox	Φίλτρο Αποθορυβοποίησης
Normalization Filtering Toolbox	Φίλτρο Κανονικοποίησης
Minimal Gray Level	Ελάχιστο Επίπεδο του Γκρι
Maximal Gray Level	Μέγιστο Επίπεδο του Γκρι
Median Gray Level	Διάμεσος Επίπεδου Γκρι
Mean Gray Level	Μέση Τιμή Επιπέδου Γκρι
Standard Deviation of gray levels	Τυπική Απόκλιση Επιπέδων του Γκρι
Coefficient of variation	Συντελεστής Διακύμανσης
Gray level Skewness	Λοξότητα Επιπέδων του Γκρι
Gray Level Kurtosis	Κύρτωση Επιπέδων του Γκρι
Gray Level Energy	Ενέργεια Επιπέδων του Γκρι
Gray Level Entropy	Εντροπία Επιπέδων του Γκρι
Energy	Ενέργεια
Entropy	Εντροπία

1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Σε αυτό το εισαγωγικό κεφάλαιο γίνεται αναφορά στην κοινή καρωτιδική αρτηρία (ΚΚΑ), την αθηροσκλήρωση, το βαθμό στένωσης της ΚΚΑ, την κίνηση των τοιχωμάτων της ΚΚΑ και τις διάφορες κατηγορίες ασθενών. Τα εγκεφαλικά επεισόδια καθορίζονται ως η δεύτερη αιτία θανάτων παγκοσμίως και η πιθανότητα να προκληθούν από τη καρωτιδική αρτηριακή πλάκα που δημιουργείται στην ΚΚΑ είναι αρκετά μεγάλη. Τα πιο πάνω έχουν άμεση σχέση με την ανάλυση κίνησης της ΚΚΑ που αποτελεί το θέμα της παρούσας εργασίας. Περιγράφονται στο πρώτο κεφάλαιο, οι βασικές αρχές προ-επεξεργασίας και κατάτμησης σε βίντεο υπερήχων ΚΚΑ. Επίσης γίνεται εισαγωγή στην έννοια των χαρακτηριστικών υφής (XY) που εξάγονται από διαφορετικές περιοχές στην ΚΚΑ και που συνδέονται με την ανάλυση κίνησης βίντεο υπερήχων ΚΚΑ. Περιγράφονται επίσης και αναλύονται διάφοροι τύποι ψηφιακών φίλτρων που χρησιμοποιήθηκαν για αποθορυβοποίηση των βίντεο υπερήχων. Τέλος αναφέρεται ο αντικειμενικός σκοπός της διπλωματικής εργασίας και δίνονται κατευθύνσεις για τα επόμενα κεφάλαια.

1.1 Κοινή Καρωτιδική Αρτηρία (ΚΚΑ)

Ανατομικά η αριστερή και δεξιά κοινή καρωτιδική αρτηρία (ΚΚΑ) αποτελούν τις αρτηρίες που εφοδιάζουν τον αυχένα και το κεφάλι με οξυγονωμένο αίμα και χωρίζονται στον αυχένα (Βλ. Εικ. 1-1) δημιουργώντας έτσι τις εξωτερική (External Carotid Artery – ECA) και εσωτερική καρωτιδική αρτηρία (Internal Carotid Artery – ICA). Η ICA εφοδιάζει τις εσωτερικές δομές του εγκεφάλου με αίμα και οξυγόνο ενώ η ECA εφοδιάζει με αίμα το εξωτερικό μέρος του κρανίου. Οι μέσες διαμέτροι των ΚΚΑ σε ενήλικους άντρες και γυναίκες είναι 6.5 mm και 6.1 mm αντίστοιχα [1]



Εικόνα 1-1: Σύστημα κοινής καρωτιδικής αρτηρίας (ΚΚΑ).

Πηγή: <https://en.wikipedia.org>

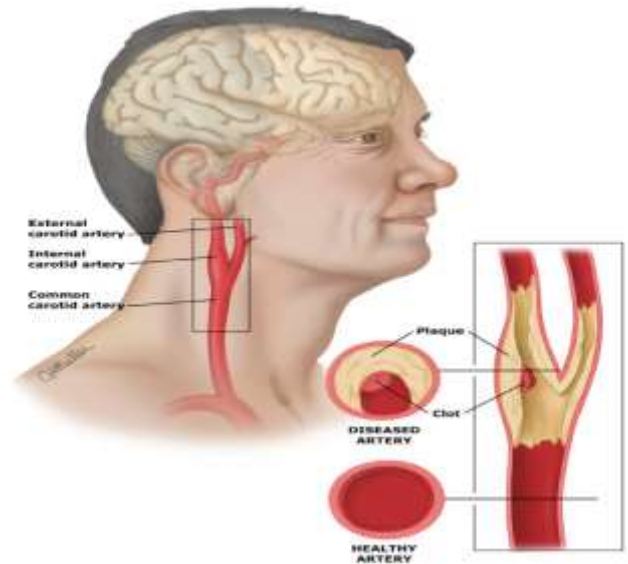
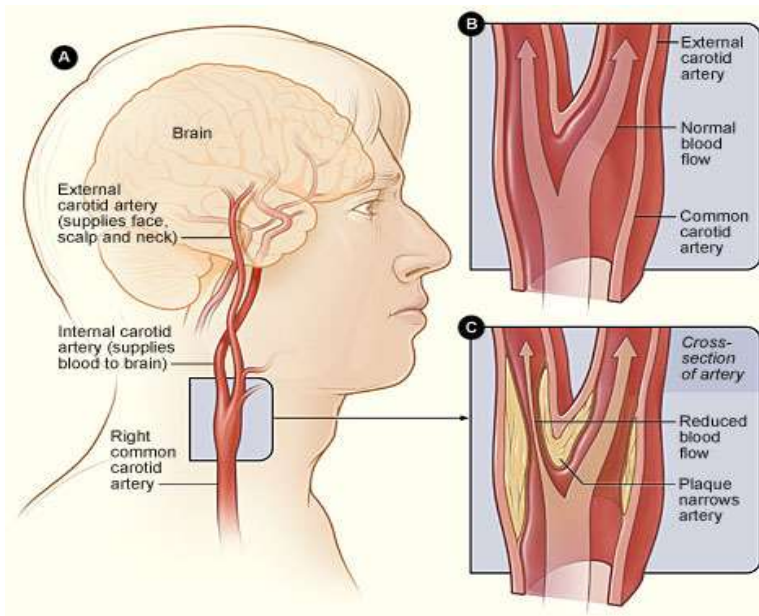
Στην εικόνα 1-1 παρουσιάζεται το σύστημα ΚΚΑ στο οποίο είναι εμφανή η παρουσία της κοινής αρτηρίας - ΚΑ (Common Carotid Artery-CCA) και ο τρόπος που διακλαδώνεται όταν φτάσει στον αυχένα [2]. Η σκλήρυνση μέρους του αρτηριακού τοιχώματος της καρωτίδας από τη δημιουργία αθηρωματικών

πλακών (Βλ. Εικ. 1-2) ονομάζεται αθηροσκλήρωση και αποτελεί την κύρια αιτία πρόκλησης εγκεφαλικού επεισοδίου.

Η αθηρωματική πλάκα (ΑΠ) αποτελείται από μεγάλο αριθμό ανώμαλων λείων μυϊκών κυττάρων, μακροφάγων και λεμφοκυττάρων, συγκεντρώσεις χοληστερόλης και άλλων λιπιδίων, παχιά στρώματα συνδετικού ιστού και έτσι αυξάνει η αντίσταση κατά την ροή του αίματος κυρίως όταν υπάρχει στένωση του αυλού, [3] (Βλ. Εικ. 1-2). Λόγω της ύπαρξης ΑΠ στα τοιχώματα της ΚΚΑ υπάρχει κίνδυνος καρδιακής ή εγκεφαλικής ισχαιμίας [1].

1.1.1 Αθηρωματική Πλάκα

Αλλοιώσεις στο εσωτερικό των αγγείων δημιουργούν την αθηρωμάτωση. Αρχικά παρουσιάζεται συσσώρευση λιπιδίων πάνω στο αρτηριακό τοίχωμα και αυτό συμβαίνει στο εσωτερικό αρτηριακό τοίχωμα. Όμως η ΑΠ δημιουργείται από τη συσσώρευση μακροφάγων, ασβεστίου και τμήματα νεκρών ιστών που έχουν ως αποτέλεσμα την στένωση της αρτηρίας και είναι πιθανό να υποστεί ρήξη, με αποτέλεσμα την είσοδο θρόμβων στην κυκλοφορία του αίματος. Αυτό έχει σοβαρές συνέπειες, καθώς στην περίπτωση της καρωτίδας εμποδίζει την τροφοδότηση του εγκεφάλου με αίμα και μπορεί να προκαλέσει παροδικό ισχαιμικό επεισόδιο, προσωρινή απώλεια όρασης (amaurosis fugax) ή και εγκεφαλικό επεισόδιο [4].



α)

β)

Εικόνα 1-2: Επίδραση αθηρωματικής πλάκας στη ΚΑ

Πηγή: <https://www.nhlbi.nih.gov/health/health-topics/topics/catd>

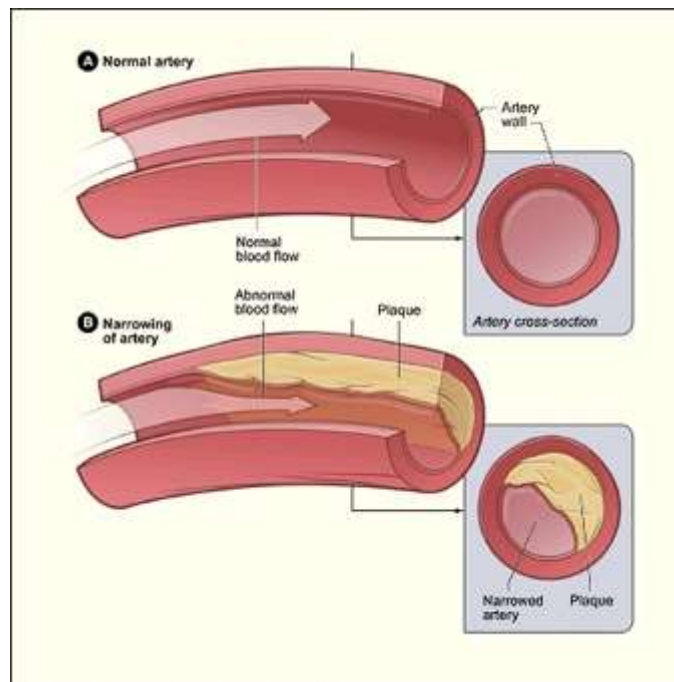
<http://s0www.utdlab.com/contents/image.do?imageKey=PI%2F72617>

Στην εικόνα 1-2α παρουσιάζεται η ορθή λειτουργία της ΑΠ και την επίδραση που έχει η ΑΠ. Στο σημείο Β φαίνεται η ορθή και κανονική λειτουργία της ΚΑ ενώ στο σημείο C φαίνεται η ανομοιογένεια του τοιχώματος να προκαλεί την μειωμένη ροή αίματος και τη στένωση της αρτηρίας.

Η εικόνα 1-2β παρουσιάζει την επίδραση της ΑΠ στη ΚΚΑ που μπορεί να οδηγήσει στη δημιουργία θρόμβου και που έχει σαν αποτέλεσμα την πρόκληση εγκεφαλικών επεισοδίων. Η αθηροσκλήρωση αντιμετωπίζεται χειρουργικά με ενδαρτηρεκτομή (endarterectomy), μία χειρουργική επέμβαση κατά την οποία αφαιρείται η ΑΠ από το εσωτερικό του αγγείου, ή με τοποθέτηση stent, μία μη επεμβατική μέθοδο αγγειοπλαστικής όπου το κόστος και των δύο μεθόδων αποκατάστασης είναι σημαντικό. Η ενδαρτηρεκτομή, επιπλέον, όντας επεμβατική, μπορεί να έχει άλλες αρνητικές συνέπειες στην υγεία του ασθενή. Για τους λόγους αυτούς, είναι ιδιαίτερος σημαντικό να αποφεύγονται περιττές επεμβάσεις [4] και να επιδιώκεται η παρακολούθηση και αποτίμηση της ασθένειας σε μακρά τακτά χρονικά διαστήματα.

1.1.2 Στένωση ΚΚΑ

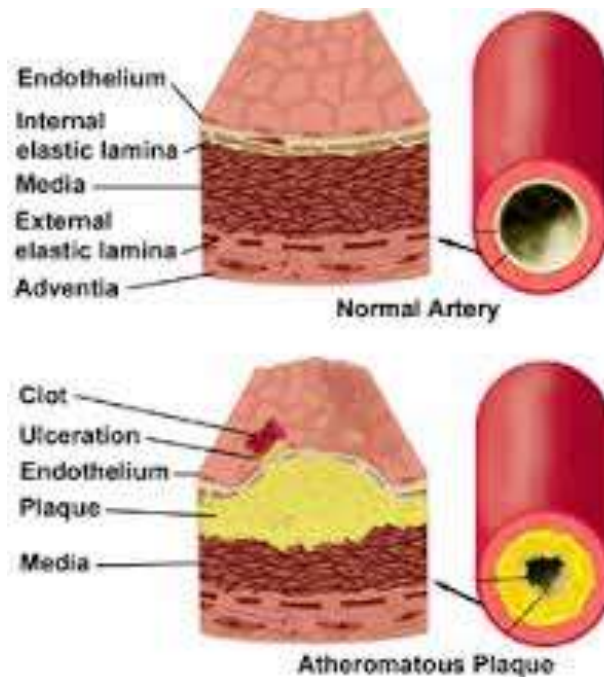
Ένα αρκετά καλά διατυπωμένο μέτρο αποτίμησης για την εκτίμηση της πιθανότητας καρδιακής προσβολής είναι ο βαθμός στένωσης της ΚΚΑ. Επίσης η επέμβαση αρτηριακής αποκατάστασης εξαρτάται από τη στένωση της ΚΑ. Η χειρουργική επέμβαση γίνεται για συμπτωματικούς ασθενείς που για κάποιο χρονικό διάστημα (περίπου 6 μήνες) που παρουσιάζουν ποσοστό στένωσης μεγαλύτερο του 70%. Σε αντίθεση με τους ασυμπτωματικούς ασθενείς που υποβάλλονται σε χειρουργική επέμβαση για ποσοστό στένωσης μεγαλύτερο του 50%. Πολλές φορές οι επεμβάσεις λαμβάνουν χώρα χωρίς να είναι απαραίτητες. Επομένως είναι επιτακτική ανάγκη να αναπτυχθούν νέες μέθοδοι διάγνωσης των ασταθών πλακών, οι οποίες σε συνδυασμό με τις ήδη υπάρχουσες θα εξαλείψουν το προαναφερόμενο φαινόμενο [2].



Εικόνα 1-3: Υγής και μη υγής ΚΚΑ.

Πηγή: <http://www.med.umich.edu/cardiac-surgery/patient/adult/adultcandt/cad.shtml>

Αναμένεται ότι η κίνηση της ΚΠ, του τοιχώματος και τα χαρακτηριστικά υφής (XY) θα παρέχουν επιπλέον πληροφορίες σχετικά με την ομαλή, ανώμαλη κίνηση και το βαθμό στένωσης της ΚΚΑ.



Εικόνα 1-4: Τομή ΚΚΑ

Πηγή: <http://www.yoursurgery.com/ProcedureDetails.cfm?BR=1&Proc=33>

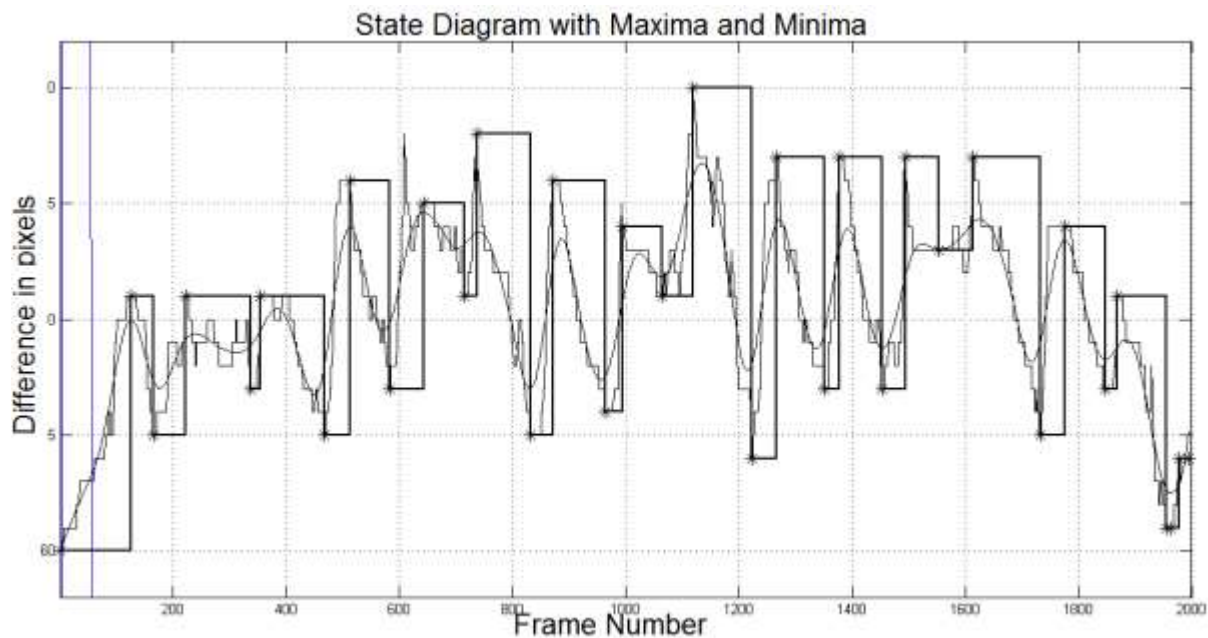
1.1.3 Κίνηση τοιχώματος ΚΚΑ

Η κίνηση των αρτηριακών τοιχωμάτων που επηρεάζεται από τις αλλοιώσεις που συμβαίνουν σε αυτά αποτελεί ευαίσθητο κριτήριο κατάστασης των τοιχωμάτων. Ο ρυθμός συστολής και διαστολής μιας ΚΚΑ εξαρτώνται από τη ΚΠ που υπάρχει στις διάφορες περιοχές των τοιχωμάτων [5]. Η παρακολούθηση και εκτίμηση της κίνησης των τοιχωμάτων ΚΚΑ βρίσκεται σε ερευνητικό επίπεδο. Σε αυτό τον τομέα σημαντικό ρόλο έχει και η απεικόνιση των υπερήχων. Μειονεκτήματα της απεικόνισης είναι ο αέρας και η παρουσία κοκάλου. Επομένως οι μέθοδοι που χρησιμοποιούνται για την ιατρική απεικόνιση είναι οι A-mode, B-mode, M-mode και Doppler. Επεξήγηση των μεθόδων θα γίνει στο επόμενο κεφάλαιο (Κεφ. 2). Στην παρούσα πτυχιακή εργασία θα γίνει χρήση δύο μεθόδων απεικόνισης, B-mode και M-mode.

Ειδικότερα για την ΚΚΑ, οι [5], οι οποίοι αναφέρονται σε πρόσφατες κλινικές μελέτες, και διαπιστώνουν ότι η σημασία της είναι εξαιρετική για την εκτίμηση του κινδύνου εκδήλωσης διαφόρων ασθενειών ακόμα και σε υγιή άτομα. Απαραίτητη για την εκτίμηση αυτή είναι η λήψη μετρήσεων των κυριότερων ιδιοτήτων της ΚΚΑ και των τοιχωμάτων της [2].

Η παρακολούθηση και εκτίμηση της κίνησης των τοιχωμάτων (Βλ. Εικ. 1-5) βρίσκεται ακόμα σε ερευνητικό στάδιο όπου δεν παρουσιάζονται παρά μόνο μερικές μελέτες γύρω από το θέμα [6], [7]. Η

μέθοδος αυτή δεν έχει βρει ακόμη εφαρμογή σε κλινικό περιβάλλον λόγω μερικών προβλημάτων όπως τεχνοοικονομικού χαρακτήρα, ακρίβειας εξοπλισμού και καθιερωμένων ιατρικών πρωτόκολλων [7].



Εικόνα 1-5: Διάγραμμα Καταστάσεων (State Diagram) ΚΚΑ

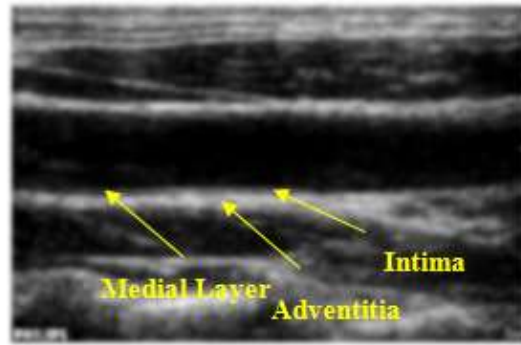
Στη πιο πάνω εικόνα παρουσιάζεται το διάγραμμα κίνησης και καταστάσεων ΚΚΑ (Βλ. Κεφ. 3) όπου παρουσιάζονται οι διαστολές και συστολές κατά τη διάρκεια του καρδιαγγειακού κύκλου το οποίο εξάγεται από την εικόνα M-mode (Βλ. Κεφ. 3) της ΚΚΑ.

1.2 Τρόποι απεικόνισης υπερήχων

Οι υπέρηχοι είναι διαμήκη ελαστικά κύματα τα οποία μεταδίδονται από τη περιοδική μεταβολή της πυκνότητας του υλικού μέσα στο οποίο διαδίδονται και έχουν συχνότητα μεγαλύτερη των 20kHz. Όμως οι διαγνωστικοί υπέρηχοι κυμαίνονται στα 1-50MHz. Στη παρούσα εργασία χρησιμοποιήθηκε βάση δεδομένων από βίντεο υπερήχων B-mode (Βλ. Εικ. 1-6) και εξάχθηκαν από τα βίντεο εικόνες M-mode .



α)



β)

Εικόνα 1-6: Εικόνες υπερήχων B-mode ΚΑ

Στην εικόνα 1-6 φαίνονται εικόνες υπερήχων οι οποίες έχουν ανακτηθεί με τη μέθοδο B-mode. Πιο συγκεκριμένα στην Εικ. 1-6α δίδεται εικόνα ΚΚΑ από γυναίκα ασυμπτωματικού ασθενή όπου στα τοιχώματα είναι εμφανή η παρουσία αθηρωματικής πλάκας ενώ η Εικ. 1-6β απεικονίζει ΚΚΑ υγιούς άνδρα ηλικίας 65 χρονών όπου παρουσιάζονται τα διάφορα μέρη της ΚΚΑ.

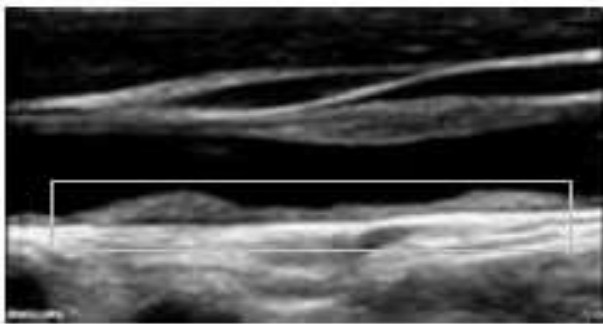
1.2.1 Απεικόνιση με τη μέθοδο B-mode

Η μέθοδος B-mode αποτελεί εξέλιξη της μεθόδου A-mode όπου η απεικόνιση ήταν μονοδιάστατη και βασιζόταν στη μέτρηση των ακουστικών ιδιοτήτων των διαφορετικών ιστών με βάση το πλάτος των ανακλάσεων [2]. Επομένως με τη μέθοδο B-mode επιτυγχάνεται διδιάστατη (2Δ) απεικόνιση των εσωτερικών δομών (Βλ. Εικ. 1-6β).

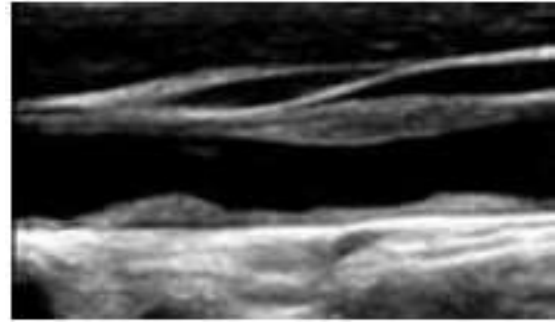
Η περιοχή απεικόνισης σαρώνεται από τις υπερηχητικές δέσμες που εκπέμπονται από μια συστοιχία υπερηχητικών μετατροπέων και κάθε σημείο της απεικονίζεται στη λαμβανόμενη εικόνα-πλαίσιο με φωτεινότητα (σε κλίμακα του γκριζου) που είναι ανάλογη της ισχύος του ανακλώμενου σήματος που επιστρέφει από κάθε σημείο. Η καθυστέρηση της λήψης της ανάκλασης χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό του βάθους των στόχων. Το κέρδος με το οποίο ενισχύονται οι ανακλάσεις προσαρμόζεται (Time Gain Compensation, TGC), έτσι ώστε να αντισταθμίζεται η διαφορετική εξασθένηση, λόγω του διαφορετικού βάθους από το οποίο προέρχεται η κάθε ανάκλαση [2].

1.2.2 Απεικόνιση κίνησης με τη μέθοδο M-mode

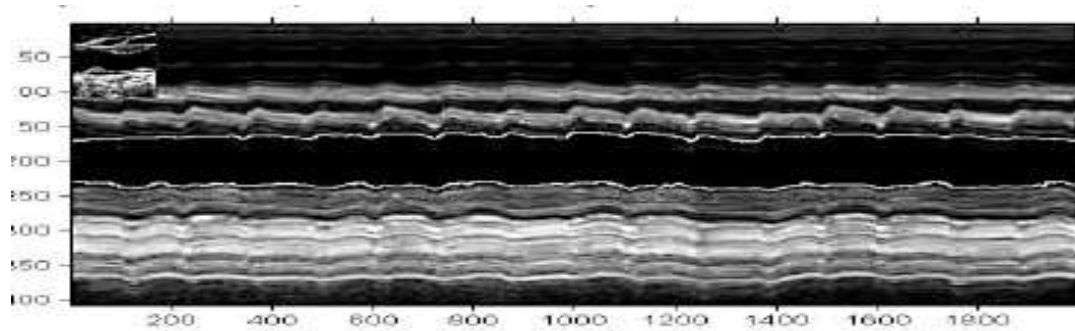
Από την εικόνα M-mode παρουσιάζονται οι δυναμικές μεταβολές της ΚΚΑ κατά τη διάρκεια του καρδιαγγειακού κύκλου. Στη παρούσα εργασία για την εξαγωγή της εικόνας M-mode γίνεται επιλογή μιας συγκεκριμένης στήλης των διαδοχικών εικόνων του βίντεο ΚΚΑ όπου τοποθετούνται η μια διαδοχικά δίπλα στην άλλη. Από την εικόνα M-mode επιτυγχάνεται η εξαγωγή του διαγράμματος καταστάσεων (Βλ. Εικ. 1-7).



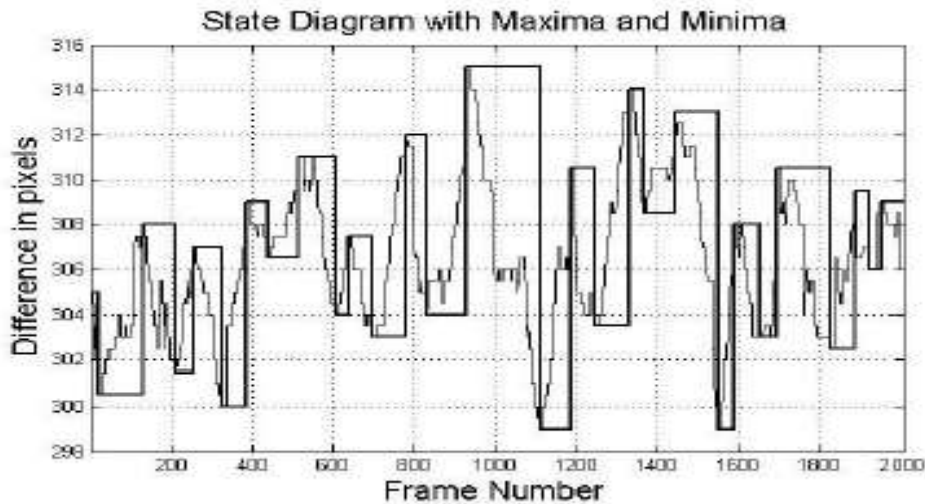
α) Επιλογή ΠΕ στο πρώτο πλαίσιο



β) Πλαίσιο βίντεο ΚΚΑ με αριθμό 250



γ) Εικόνα M-mode



δ) Διάγραμμα Καταστάσεων ΚΚΑ

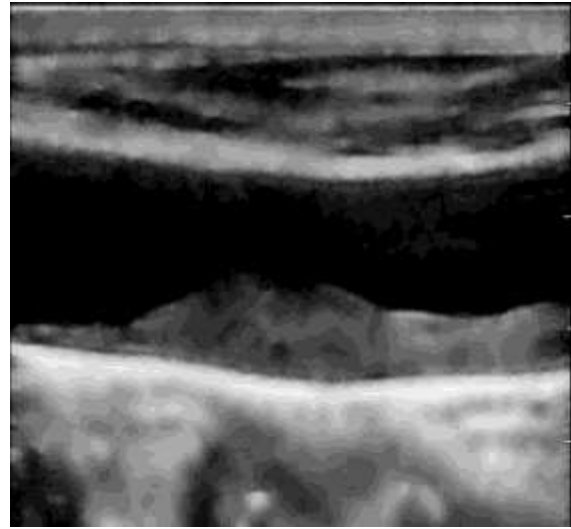
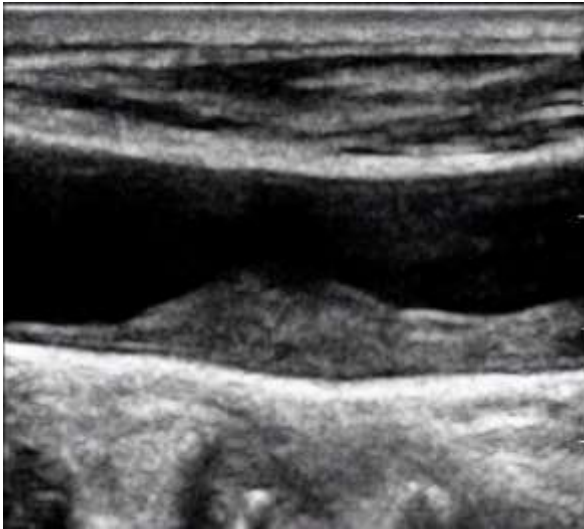
Εικόνα 1-7: ΚΚΑ στο α) πρώτο πλαίσιο του βίντεο και με επιλογή ΠΕ(περιοχής ενδιαφέροντος) β) Πλαίσιο βίντεο 250, γ) εικόνα M-mode στη στήλη με αριθμό 300 και δ) διάγραμμα καταστάσεων που προκύπτει από τις δυναμικές μεταβολές της ΚΚΑ

Η Εικ. 1-7 παρουσιάζει τη διαδικασία η οποία ακολουθήθηκε για την εξαγωγή της εικόνας M-mode και το διάγραμμα καταστάσεων από βίντεο συμπτωματικού ασθενή σε ηλικία 67 ετών με ποσοστό στένωσης 70%. Η εικόνα 1-7α παρουσιάζει το πρώτο πλαίσιο από B-mode υπερηχογραφικού βίντεο όπου επιλέγεται μια περιοχή ενδιαφέροντος από το χρήστη. Η Εικ. 1-7β παρουσιάζει τη 250^η εικόνα του βίντεο υπερήχων. Ακολούθως η Εικ. 1-7γ δείχνει την παραγόμενη εικόνα M-mode όπου φαίνονται οι δυναμικές μεταβολές του πάνω και κάτω τοιχώματος της ΚΚΑ. Τέλος η Εικ. 1-7δ παρουσιάζει το διάγραμμα καταστάσεων που προκύπτει από την εικόνα M-mode όπου φαίνονται οι συστολές και διαστολές του βίντεο σε ένα σύνολο από 2000 πλαίσια.

1.3 Θόρυβος σε εικόνες υπερήχων

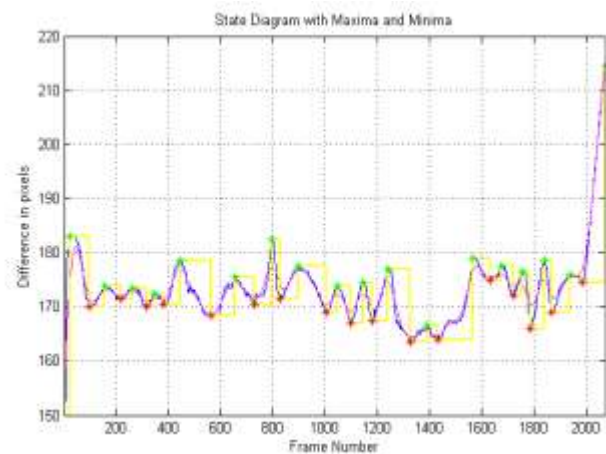
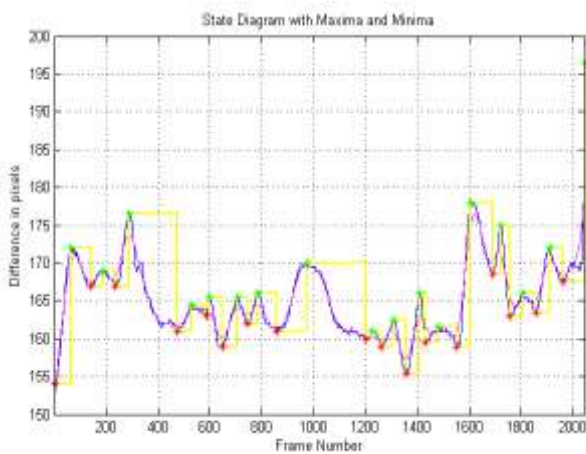
Σε εικόνες ή βίντεο υπερήχων η μεταβολή φωτεινότητας και της χρωματικής πληροφορίας οφείλεται κυρίως στο θόρυβο. Ο θόρυβος στα βίντεο υπερήχων χωρίζεται σε δύο κατηγορίες, τον προσθετικό (additive) και το πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο (speckle) [8] ο οποίος αφαιρείται σε μεγάλο βαθμό όμως πιο δύσκολα από τον προσθετικό. Ο πολλαπλασιαζόμενος θόρυβος προκαλεί προβλήματα τόσο στην επεξεργασία βίντεο υπερήχων όσο και στην ιατρική διάγνωση [8]. Για να αποφύγουμε την αλλοίωση μιας

εικόνας ή βίντεο υπερήχων όταν αφαιρούμε το θόρυβο θα πρέπει να είμαστε πολύ προσεκτικοί (Βλ.Εικ.1-8).



α)

β)



γ)

δ)

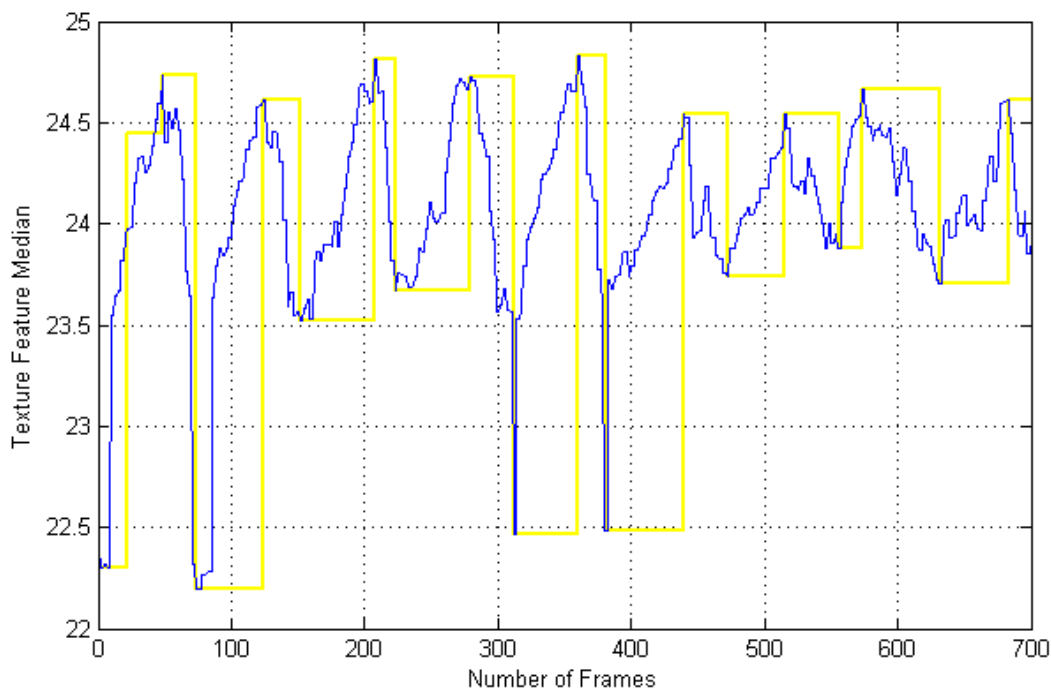
Εικόνα 1-8: Βίντεο υπερήχων ΚΑ και διαγράμματα καταστάσεων

Στην Εικ. 1-8α παρουσιάζεται πλαίσιο από βίντεο υπερήχων το οποίο δεν έχει τύχει επεξεργασίας για αποθορυβοποίηση, ενώ στην Εικ. 1-8β δίδεται το αποθορυβοποιημένο πλαίσιο μετά από εφαρμογή φίλτρου αφαίρεσης πολλαπλασιαζόμενου θορύβου. Το βίντεο που χρησιμοποιήθηκε αφορούσε συμπτωματική ασθενή σε ηλικία 70 ετών με 75% στένωση. Ακολούθως στην Εικ. 1-8γ φαίνεται το

διάγραμμα καταστάσεων του βίντεο υπερήχων που δεν έτυχε επεξεργασίας . Σε ένα σύνολο 2000 πλαισίων παρατηρήθηκαν ένα σύνολο συστολών στα πλαίσια : 1, 142, 234, 474, 587, 648, 745, 858, 1202, 1260, 1356. Ενώ οι διαστολές του βίντεο παρατηρήθηκαν στα πλαίσια: 66, 190, 290, 528, 599, 709, 786, 975, 1226, 1306, 1409. Στην Εικ. 1-8δ δίδεται το διάγραμμα καταστάσεων του βίντεο υπερήχων που έτυχε αποθρομβοποίησης. Σε να σύνολο 2000 εικόνων παρατηρήθηκαν ένα σύνολο συστολών στα πλαίσια: 1, 96, 218, 319, 381, 564, 728, 826, 1005, 1100, 1182. Ενώ οι διαστολές του βίντεο παρατηρήθηκαν στα πλαίσια: 23, 155, 264, 344, 445, 656, 796, 898, 1049, 1145,1240. Επομένως παρατηρείται ότι με την αφαίρεση μέρους του θορύβου μεταβάλλεται το διάγραμμα καταστάσεων του βίντεο και κατά συνέπεια οι συστολικές και διαστολικές τιμές και στιγμές.

1.4 Χαρακτηριστικά Υφής

Υπάρχουν ενδείξεις ότι η μορφολογία των αρτηριοσκληρωτικών καρωτιδικών πλακών που λαμβάνονται από υψηλής ποιότητας εικόνες υπέρηχων έχουν προγνωστικές ιδιότητες. Για την εξαγωγή των XY χρησιμοποιούνται διάφοροι αλγόριθμοι [6]. Υπάρχουν αποδείξεις ότι μια ενδαρτηρεκτομή μπορεί να μειώσει το ενδεχόμενο εγκεφαλικού επεισοδίου σε ασθενείς με ασυμπτωματική καρωτιδική στένωση. Παρόλα αυτά ένας μεγάλος αριθμός ασθενών πρέπει να χειρουργηθεί άσκοπα. Λεία επιφάνεια, ηχο-γένεια και ομοιογενής υφή είναι χαρακτηριστικά σταθερής πλάκας, ενώ ανώμαλη επιφάνεια, ηχο-διαύγεια και ανομοιογένεια υφής είναι χαρακτηριστικά πιθανών ασταθών πλακών. Η υφή εμπεριέχει σημαντικές πληροφορίες (Βλ. Εικ.1-9) που χρησιμοποιούνται από τους ανθρώπους για την ερμηνεία και την ανάλυση διάφορων εικόνων. Η υφή αναφέρεται στις χωρικές αλληλεξαρτήσεις και διατάξεις των βασικών στοιχείων μιας εικόνας. Οπτικά, χωρικές αλληλεξαρτήσεις και ρυθμίσεις των pixels μιας εικόνας θεωρούνται παραλλαγές στα πρότυπα έντασης ή αποχρώσεις του γκρι. Επομένως τα χαρακτηριστικά υφής μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την ταξινόμηση των διάφορων ασθενών.



Εικόνα 1-9: Γραφική παράσταση μεταβολής του XY διάμεσου (Median) σε βίντεο υπέρηχων ΚΚΑ

Στην Εικ. 1-9 παρουσιάζεται γραφική παράσταση του XY μέσης τιμής σε ένα φυσιολογικό

ασθενή ο οποίος δεν παρουσιάζει στένωση. Επίσης φαίνεται και το διάγραμμα καταστάσεων το οποίο παρατηρείται πως ακολουθείται από το ΧΥ.

1.5 Βιβλιογραφική Ανασκόπηση

Σε πολλές μελέτες έχουν χρησιμοποιηθεί τεχνικές αυτόματης επεξεργασίας και ανάλυσης υπερηχογραφικών βίντεο, οι οποίες υπολογίζουν διάφορες μετρήσεις για τα αντικείμενα που εξετάζουν [9], [10], [11],[6], [7], [12], [13],[14]. Η ανάλυση των XY σε βίντεο υπερήχων αποτελεί μια καινοτόμο διαδικασία όμως έγιναν μελέτες που αφορούσαν τα χαρακτηριστικά υφής όμως αφορούσαν κυρίως εικόνες υπερήχων.

Το 2012 οι Loizou et al, μελέτησαν κατά πόσο μπορεί να μοντελοποιηθεί η κίνηση της ΚΑ από διάγραμμα κίνησης M-mode το οποίο εξάγεται από βίντεο υπερήχων B-mode. Κατέληξαν σε αρκετά ικανοποιητικά συμπεράσματα και εξήγαγαν τα διαστολικά και συστολικά πλαίσια και χρόνους της ΚΚΑ. [9]

Το 2013 οι Knaber et al, μελέτησαν τις μεταβολές σε εικόνες υπερήχων μελετώντας το GSM (Gray Scale Median) στη πλάκα ΚΚΑ. Από τη μελέτη προέκυψε ότι το GSM μπορεί να φανεί χρήσιμο στην κλινική πράξη. [10]

Το 2015 οι Golemati et al, μελέτησαν την υφή σε εικόνες υπερήχων στην περιοχή μεταξύ του τοιχώματος και της ΚΠ σε μια προσπάθεια να αποκαλύψουν μορφολογικά φαινόμενα αντιπροσωπευτικά υψηλής στένωσης. Μελέτησαν τα τοιχώματα ΚΚΑ και εξήγαγαν το XY συσχέτιση (correlation) .[11]

Το 2014 οι Loizou et al, μελέτησαν τα XY σε βίντεο υπερήχων όμως αυτή η έρευνα περιορίστηκε σε συμπτωματικούς και ασυμπτωματικούς ασθενείς. Πάρθηκαν 10 συνολικά βίντεο για επεξεργασία και εξάχθηκαν μετρήσεις των XY.[6]

Το 2003 οι Christodoulou et al, μελέτησαν τις ΚΚΑ αρτηρίες σε μια προσπάθεια να ταξινομήσουν τους ασθενείς. Η έρευνα επεκτάθηκε σε 230 εικόνες ασυμπτωματικών και συμπτωματικών ασθενών όπου εξάχθηκαν από την έρευνα XY για τις διάφορες εικόνες .[12]

Το 2015 οι Souli et al, μελέτησαν τις μεταβολές των XY σε βίντεο υπερήχων για καρωτιδικές πλάκες, η έρευνα εκτός από το γεγονός ότι αφορούσε βίντεο υπερήχων που τη κάνει να ξεχωρίζει ασχολήθηκε σε ένα μεγαλύτερο εύρος ασθενών που αφορούσε και τα τρία είδη ασθενών δηλαδή Κ, Σ και Α. Τα βίντεο που χρησιμοποιήθηκαν καταγράφηκαν με μορφή B-mode, κανονικοποιήθηκαν (Βλ. Κεφ. 3) και εξάχθηκαν XY όπως η εντροπία, η μέση τιμή, ο διάμεσος και η αντίθεση για 30 βίντεο υπερήχων. Να επισημανθεί ότι οι μετρήσεις γίνονται αυτοματοποιημένα.[7]

Στον πίνακα που ακολουθεί δίδεται μια βιβλιογραφική ανασκόπηση άλλων ερευνητών, οι οποίοι ασχολήθηκαν στο παρελθόν με την ανάλυση XY ΚΚΑ. Καταγράφονται το όνομα του ερευνητή, το έτος διεξαγωγής της έρευνας, τον τρόπο υπολογισμού των μετρήσεων, το δείγμα των ερευνών και τις μετρήσεις XY. Όλες οι μελέτες έγιναν με τη χρήση υπερηχογραφικών βίντεο. Όπως φαίνεται στον Πιν. 1-1, η ανάλυση XY αποτελεί καινοτόμο θέμα το οποίο τυγχάνει περαιτέρω έρευνας και μελέτης. XY σε βίντεο υπερήχων με αυτοματοποιημένη μέθοδο και τα επιπρόσθετα μέτρα αποτίμησης ποιότητας εικόνας. Επιπλέον, καμιά έρευνα που έγινε για τα χαρακτηριστικά υφής της καρωτιδικής αρτηρίας δεν επεκτάθηκε στη σύγκριση μεταξύ και των τριών κατηγοριών ασθενών (Κ/Α/Σ).

Ερευνητής	Έτος	Τρόπος Μετρήσεων	Κ	Σ	Α	Μέσος Όρος	Μέση Τιμή (Α / Σ)	Εντροπία (Α/Σ)	Συσχέτιση (Α/Σ)
Christodoulou [12]	2003	X.M Im.	-	115	115	-	15.71 / 29.4	4.73 / 5.97	-
Knaber [10]	2013	X.M Im.	-	29	-	-	- / 40.5	-	-
Loizou[6]	2014	X.M & A.M Vid.	-	5	5	-	7.41 / 34.86	6.71 / 5.31	-
Golemati[11]	2015	X.M & A.M Im.	-	14	11	-	-	-	0.07 / 0.11

Κ: Αριθμός δειγμάτων κανονικών (Normal) ατόμων ,Α: Αριθμός δειγμάτων ασυμπτωματικών Σ: συμπτωματικών ασθενών, X.M.: Χειροκίνητες μετρήσεις, A.M.: Αυτοματοποιημένες μετρήσεις, Im: εικόνες, Vid: βίντεο

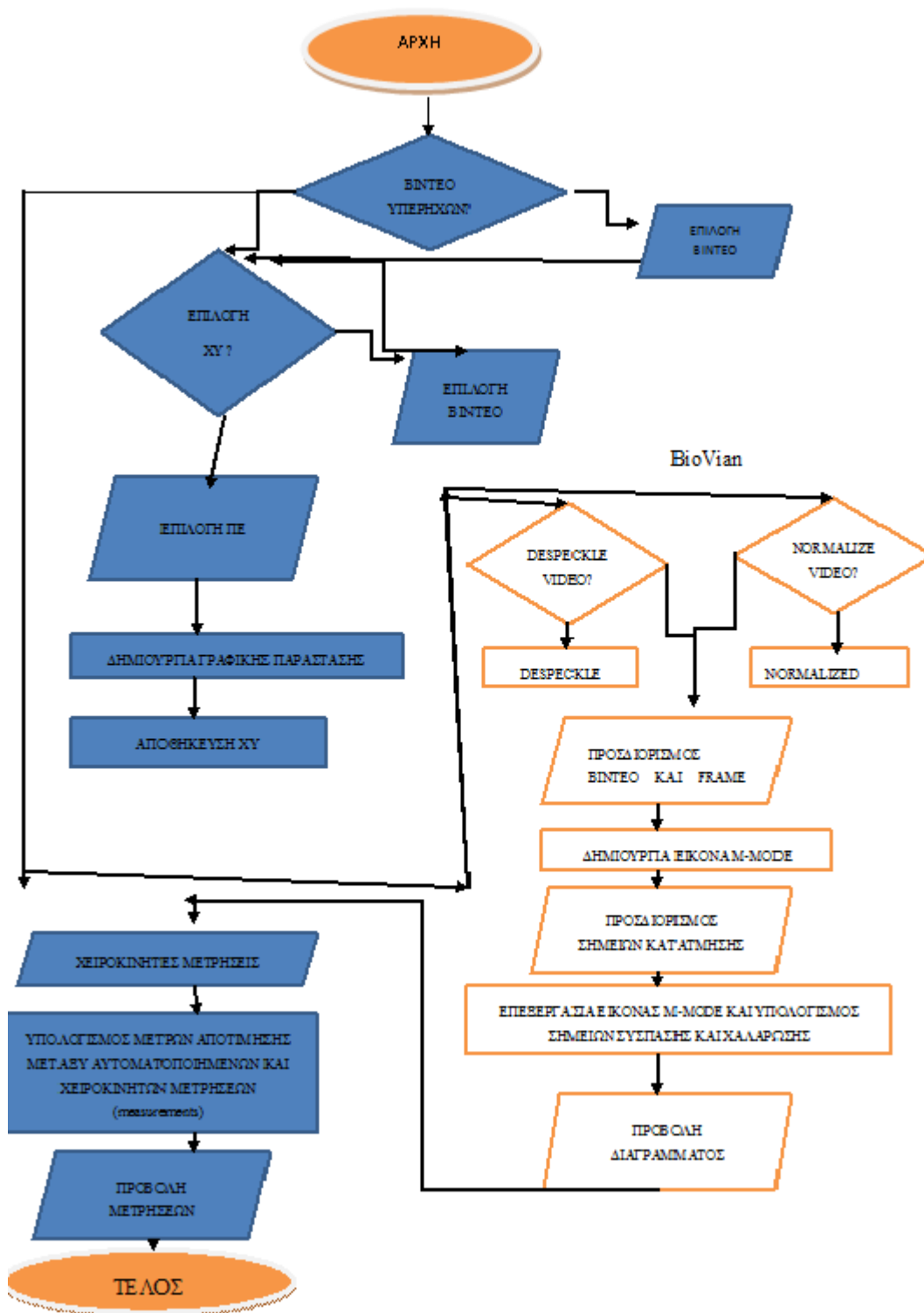
Πίνακας 1-1: Ερευνητικές εργασίες στην ανάλυση XY ΚΑ σε εικόνες/βίντεο υπερήχων.

Σημαντικό είναι να αναφερθεί ότι οι περισσότεροι ερευνητές σχολίασαν στα άρθρα τους πως το φύλο και ο σωματότυπος του ασθενή, δηλαδή ανάλογα με τη βάση δεδομένων που χρησιμοποιήθηκε, διαδραματίζουν αρκετά σημαντικό ρόλο στις τελικές μετρήσεις. Πιο κάτω αναφέρονται και αναλύονται περιληπτικά κάποιες μελέτες για XY όμως δεν αφορούσαν την ΚΑ.

Το 2004 οι Neophytou et al, μελέτησαν τη διακύμανση των XY σε εικόνες κατά τη διάρκεια λαπαροσκόπησης από διάφορες οπτικές γωνίες και εξάχθηκαν XY όπως η αντίθεση και η γωνιακή ροπή 2ης τάξης (Angular Second moment).[13]

Τέλος το 2004 οι Neophytou et al, μελέτησαν την ανάλυση υφής του ενδομητρίου κατά την υστεροσκόπηση και εξάχθηκαν XY όπως η εντροπία , η μέση τιμή και ο διάμεσος . [14]

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



Εικόνα 1-10: Διάγραμμα ροής υπολογιστικού προτεινόμενου συστήματος

1.6 Σκοπός Πτυχιακής Εργασίας

Η υπερηχογραφική παρακολούθηση της ΚΚΑ είναι πολύ σημαντική γιατί χρησιμοποιείται από τους θεράποντες ιατρούς για την αξιολόγηση ασθενών και την καλύτερη αντιμετώπιση της κλινικής τους κατάστασης. Η αποκόλληση μέρους της ΑΠ η οποία δημιουργείται στα τοιχώματα της ΚΚΑ μπορεί να οδηγήσει σε εγκεφαλικά επεισόδια. Μέσω της πληροφορικής και χρησιμοποιώντας βίντεο υπερήχων ΚΚΑ μπορούμε να παρέχουμε στο θεράποντα ιατρό επιπλέον πληροφορίες και μελετούμε την δυνατότητα κατηγοριοποίησης των ασθενών μέσω της ανάλυσης των XY τα οποία εξάγουμε από περιοχές της ΚΚΑ, Σκοπός της διπλωματικής εργασίας είναι η δημιουργία ενός ολοκληρωμένου αυτοματοποιημένου συστήματος ανάλυσης XY της αθηρωματικής πλάκας από βίντεο ΚΚΑ. Το προτεινόμενο σύστημα είναι βασισμένο στη Matlab[®] και μπορεί να εξάγει χρήσιμες γραφικές και ποσοτικές πληροφορίες έτσι ώστε να υποβοηθά τον θεράποντα ιατρό στην κλινική διάγνωση και παρακολούθηση της ασθένειας. Για την ολοκλήρωση αυτής της εργασίας μελετήθηκε η καρωτιδική αρτηρία και χρησιμοποιήθηκε η υπερηχογραφία για τη συλλογή των απαραίτητων βίντεο. Ακολούθως υλοποιήθηκε πρόγραμμα NiGui το οποίο δέχεται σαν όρισμα υπερηχογραφικά βίντεο ΚΑ και αφού τα διαχωρίσει σε εικόνες (frames) επιλέγεται περιοχή ενδιαφέροντος (ROI) και επεξεργάζεται την κάθε εικόνα του βίντεο και εξάγει το XY που επιλέξαμε για τη συγκεκριμένη περιοχή. Επίσης το πρόγραμμα δίνει τη δυνατότητα εξαγωγής γραφικών παραστάσεων μεταξύ των τριών ομάδων ενδιαφέροντος, γραφικές παραστάσεις υπό μορφή Boxplots, γραφικές παραστάσεις μεταξύ μεγάλου αριθμού ασθενών για καλύτερη σύγκριση και αποθηκεύει τις μετρήσεις σε μορφή η οποία μπορεί να ανακτηθεί και να τύχει περαιτέρω επεξεργασίας. Προτού όμως τα υπερηχογραφικά βίντεο εισαχθούν στο λογισμικό το οποίο υλοποιήθηκε θα πρέπει πρώτα να φιλτραριστούν για να μας δώσουν το καλύτερο δυνατό αποτέλεσμα. Για το μέρος της διαδικασίας αυτής χρησιμοποιήθηκαν προγράμματα όπως το Normalization Filtering Toolbox [9], το οποίο βοήθησε στη ρύθμιση τη φωτεινότητας των εικονοστοιχείων για καλύτερη επεξεργασία. Ακολούθως τα βίντεο έτυχαν περαιτέρω επεξεργασίας με τη χρήση του προγράμματος Despeckle Filtering Toolbox for Ultrasound videos [15],[11], [8], το οποίο επεξεργάζεται υπερηχογραφικά βίντεο και αφαιρεί τον πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο που έχουν. Έτσι δημιουργήσαμε τέσσερις κατηγορίες βίντεο τις οποίες χρησιμοποιήσαμε για να εξάγουμε XY και να τα συγκρίνουμε μεταξύ τους, κανονικά βίντεο, κανονικοποιημένα βίντεο, βίντεο που έτυχαν αποθορυβοποίησης και βίντεο που υπέστησαν κανονικοποίηση και αποθορυβοποίηση. Επίσης το πρόγραμμα BioViAn [16], το οποίο χρησιμοποιείται για την επεξεργασία των βίντεο ΚΑ για την εξαγωγή των σημείων σύσπασης και χαλάρωσης της ΚΚΑ καθώς και τα διαγράμματα καταστάσεων (κίνησης) και εικόνες M-mode που τους αναλογούν. Τα

διαγράμματα κίνησης παρουσιάζουν την κίνηση της ΚΚΑ κατά τη διάρκεια του καρδιαγγειακού κύκλου. Από το διάγραμμα κίνησης εξάγονται τα σημεία σύσπασης και χαλάρωσης της αρτηρίας. Έτσι υπολογίζεται ο χρόνος που χρειάζεται η ΚΚΑ για να εκτελέσει ένα καρδιαγγειακό κύκλο και κατά συνέπεια μπορούν να εξαχθούν ποσοτικές μετρήσεις που υποβοηθούν την κλινική παρατήρηση.

Ακολούθως χρησιμοποιήθηκε πρόγραμμα το οποίο υλοποιήθηκε στη παρούσα πτυχιακή εργασία QualMetricsVideo το οποίο συγκρίνει δύο βίντεο μεταξύ τους (πλαίσιο προς πλαίσιο) και εξάγει μετρήσεις ποιότητας για τη συγκεκριμένη ΠΕ (ROI). Για τον έλεγχο εγκυρότητας του προγράμματος που υλοποιήθηκε, παραδόθηκε σε αγγειοχειρουργό οποίος το χρησιμοποίησε και οι μετρήσεις που εξάχθηκαν συγκρίθηκαν με μετρήσεις από παρόμοιες έρευνες. Προσδοκούμε ότι το πιο πάνω προτεινόμενο υπολογιστικό σύστημα μπορεί μελλοντικά να εφαρμοστεί στη κλινική πρακτική για την διάγνωση και αντιμετώπιση παθήσεων ΚΚΑ αφού τύχει ενδεδειγμένης μελέτης, ώστε να υποβοηθήσει τον θεράποντα ιατρό στην σωστή διάγνωση, κατανόηση της ασθένειας και κατηγοριοποίηση των ασθενών.

1.7 Σύντομη Περιγραφή Περιεχομένων Πτυχιακής Εργασίας

Στο 2^ο κεφάλαιο παρουσιάζεται η μεθοδολογία που ακολουθήθηκε για τη εξαγωγή των χαρακτηριστικών υφής και αργότερα η επεξεργασία αυτών και του πραγματικού βίντεο μέσω του προγράμματος που υλοποιήθηκε στην παρούσα πτυχιακή εργασία. Στο 3^ο κεφάλαιο παρουσιάζονται και αναλύονται με λεπτομέρεια τα αποτελέσματα των μετρήσεων που έχουν εξαχθεί μέσω του προγράμματος NiGui. Στο 4^ο κεφάλαιο γίνεται συζήτηση των αποτελεσμάτων και μια σύγκριση της προτεινόμενης μεθόδου με άλλες παρόμοιες εργασίες άλλων ερευνητών. Τέλος στο 5^ο κεφάλαιο, γίνεται συζήτηση και σύγκριση τις παρούσας πτυχιακής εργασίας με παλαιότερες έρευνες ενώ στο 6^ο κεφάλαιο παρουσιάζονται τα συμπεράσματα για την παρούσα διπλωματική εργασία και μια προτεινόμενη εργασία μελλοντικών προοπτικών.

2 Θεωρητικό Υπόβαθρο

Σε αυτό το κεφάλαιο παρουσιάζονται αρχικά οι βασικές αρχές υπερήχων, όπως ο τρόπος παραγωγής των υπερήχων, η αλληλεπίδραση υπερήχων με τους ιστούς, εξασθένηση και ανάκλαση υπερήχων και οι μέθοδοι απεικόνισης υπερήχων. Ακολούθως επεξηγείται πως η μορφολογία της πλάκας μπορεί να μας παρέχει σημαντικές πληροφορίες, γίνεται επεξηγηματική αναφορά στα ΧΥ και στις διάφορες ομάδες τις οποίες χωρίζονται. Τέλος, γίνεται αναφορά στις μεθόδους προ-επεξεργασίας των βίντεο όπως η μέθοδος αποθορυβοποίησης και κανονικοποίησης.

2.1 Βασικές Αρχές Υπερήχων

Όταν σε ένα ηχοβολέα που κατασκευάζεται από πιεζοηλεκτρικούς κρυστάλλους εφαρμοστεί ένα ηλεκτρικό σήμα τότε δημιουργούνται υπέρηχοι. Όταν ο κρύσταλλος του ηχοβολέα διεγερθεί με ένα ηλεκτρικό σήμα στην συχνότητα συντονισμού του κρυστάλλου, αρχίζει να πάλλεται και δημιουργεί μεταβολές της πίεσης με αποτέλεσμα να διαδίδονται ηχητικά κύματα στον ιστό. Οι μικρές μεταβολές στην πυκνότητα του μέσου και στην ταχύτητα του ήχου προκαλούν ανάκλαση και σκέδαση των κυμάτων. Στα υπερηχητικά συστήματα η εικόνα δημιουργείται από την ηχώ που λαμβάνεται από τον ίδιο ηχοβολέα που στέλνει τα κύματα. Η ηχώ αυτή είναι το οπισθοσκεδαζόμενο σήμα. Το μεγαλύτερο μέρος της ενέργειας γίνεται θερμότητα ή σκεδάζεται σε διαφορετικές κατευθύνσεις, και μόνο ένα μικρό ποσοστό της εκπεμπόμενης ενέργειας επιστρέφει, παρέχοντας πληροφορίες για τις δομές κατά μήκος της περιοχής διάδοσης του [17].

Το υπερηχητικό κύμα επιδρά ως απλή διαταραχή στο μέσο χωρίς να υφίσταται συνολική μετατόπιση των σωματιδίων και μεταφορά μάζας. Η ταχύτητα διάδοσης αυτής της διαταραχής εξαρτάται από το μέσο διάδοσης και δίνεται από τη σχέση:

$$C = \sqrt{\frac{1}{\rho_0 \kappa}}$$

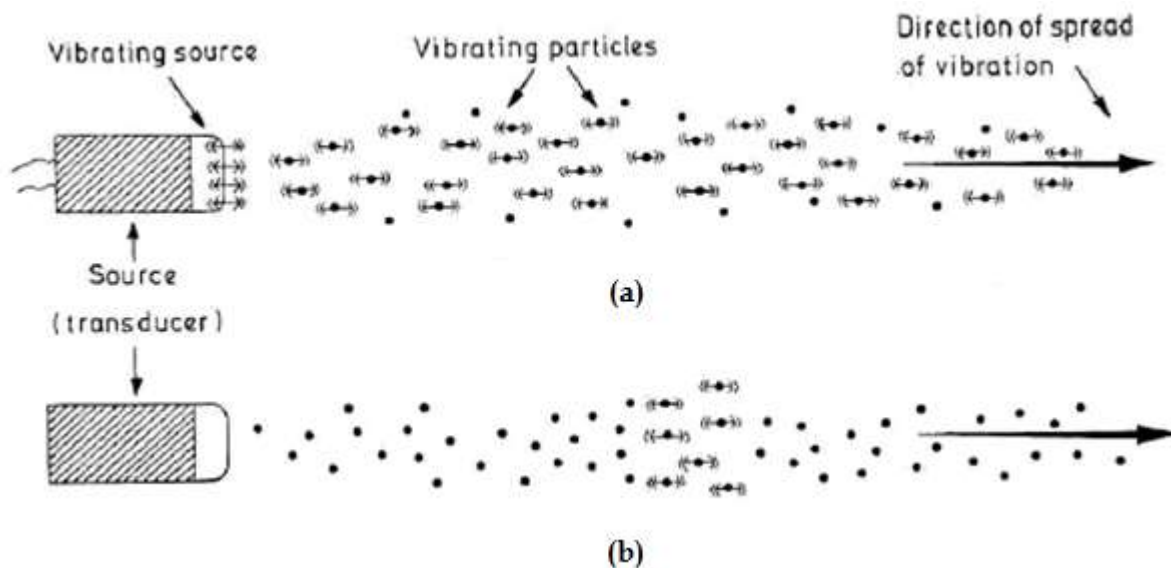
όπου ρ_0 είναι η μέση πυκνότητα του μέσου και κ είναι η αδιαβατική συμπιεστότητα του κενού (adiabatic compressibility). Η παραπάνω έκφραση προϋποθέτει ότι η διαταραχή της πίεσης που προκαλείται από το κύμα είναι μικρή, συγκρινόμενη με την πίεση σε ισορροπία (equilibrium pressure), με αποτέλεσμα η διάδοση να είναι γραμμική. Η υπόθεση αυτή υφίσταται πραγματικά για τις περισσότερες περιπτώσεις των ιατρικών υπερήχων, όπου έχουμε διείσδυση σε μέσα που παρουσιάζουν σημαντική εξασθένηση όπως είναι ο ιστός.

Ένα ηχητικό κύμα χαρακτηρίζεται από μία συχνότητα (ή ένα μήκος κύματος). Το μήκος κύματος λ είναι η απόσταση μεταξύ δύο διαδοχικών χαμηλών ή υψηλών μετώπων κύματος (στο διάστημα της οποίας επιτυγχάνεται ένας κύκλος). Το μήκος κύματος συνδέεται με τη συχνότητα και την ταχύτητα του κύματος σύμφωνα με τη σχέση:

$$c = f \cdot \lambda$$

Ένα διαδιδόμενο κύμα όταν συναντήσει ένα μέσο με διαφορετικές μέσες τιμές ακουστικών ιδιοτήτων θα ανακλαστεί μερικώς, ενώ ένα μέρος του κύματος θα συνεχίσει να διαδίδεται μέσα στο δεύτερο μέσο, πιθανώς σε μία νέα κατεύθυνση. Κατά τη διάδοσή του μέσα στο μέσο, η ενέργειά του μειώνεται ως συνάρτηση της απόστασης. Η ενέργεια μπορεί να μεταβάλλεται λόγω ανάκλασης, σκέδασης ή απορρόφησής της από το μέσο και μετατροπή της σε θερμότητα. [18].

Οι υπέρηχοι είναι διαμήκη κύματα που δημιουργούνται από τη διαδοχή μηχανικών ταλαντώσεων σε ένα μέσο (Βλ.Εικ.2-1) . Η ταλάντωση διαδίδεται κατά τη διεύθυνση του κύματος .[1]



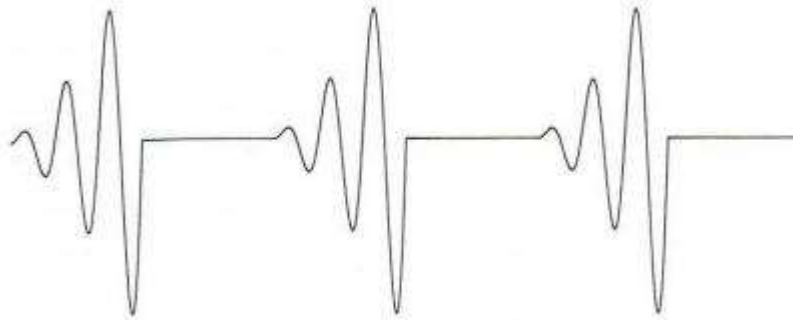
Εικόνα 2-1: Διάδοση Υπερήχων α) συνεχών και β) παλμικών δονήσεων

Πηγή: Δημητρακόπουλος 2006.

Οι ήχοι ανάλογα με τη συχνότητά τους χωρίζονται σε κατηγορίες . Όταν η συχνότητα του ήχου είναι κάτω από 20Hz τότε ονομάζονται υπόηχοι. Όταν η συχνότητα κυμαίνεται μεταξύ των 20 και 20KHz τότε είναι ακουστικοί ήχοι ενώ όταν η συχνότητα ξεπερνά τα 20KHz τότε δημιουργούνται υπέρηχοι. Οι υπέρηχοι που χρησιμοποιούνται για διάγνωση βρίσκονται μέσα στο εύρος των 1-15MHz. Οι υπέρηχοι

μεταδίδονται στο μέσο υπό μορφή διαμηκών κυμάτων, επομένως τα σωματίδια ταλαντώνονται γύρω από τη θέση ισορροπίας τους έχοντας σαν αποτέλεσμα την τη διάδοση της ενέργειας προς τη διεύθυνση των ταλαντώσεων[1].

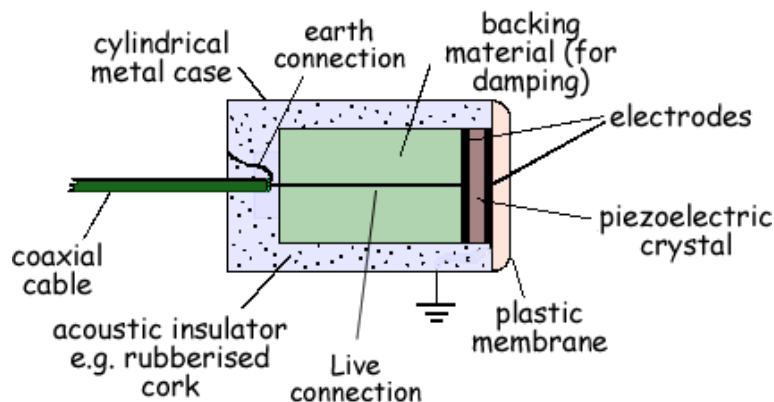
Οι υπέρηχοι που χρησιμοποιούνται για τη διαγνωστική απεικόνιση είναι οι παλμοί βραχείας (Βλ. Εικ.2-2) διάρκειας οι οποίοι έχουν τη δυνατότητα να μεταφέρουν περισσότερη πληροφορία από τα συνεχή κύματα και αποτελούνται από μεγάλο αριθμό κυμάτων με διαφορετικές συχνότητες .



Εικόνα 2-2: Παλμοί βραχείας διάρκειας

2.1.1 Παραγωγή Υπερήχων

Για να γίνει ταλάντωση σωματιδίων είναι απαραίτητη η χρήση ενός μετατροπέα ενέργειας ο οποίος μετατρέπει ηλεκτρική τάση σε μηχανική κίνηση και το αντίθετο. Τα υλικά που δίνουν την δυνατότητα αυτής της μετατροπής ονομάζονται πιεζοηλεκτρικά. (Βλ. Εικ.2-3).



Εικόνα 2-3:Μετατροπέας ενέργειας

Πηγή: <http://www.cyberphysics.co.uk/topics/medical/Ultrasound/PETransducer.html>

Επομένως για την παραγωγή υπερήχων εφαρμόζεται στο πιεζοηλεκτρικό κρύσταλλο εναλλασσόμενο ρεύμα με αποτέλεσμα ο πιεζοηλεκτρικός κρύσταλλος να μεγαλώνει και να μικραίνει με μεγάλη ταχύτητα

δημιουργώντας υπερήχους. Η διαδικασία μετατροπής της ηλεκτρικής ενέργειας σε μηχανική ονομάζεται πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο. Στη συνέχεια ακολουθεί αποστολή του υπερήχου προς το μέσο το οποίο θα τύχει διερεύνησης και μετρείται ο χρόνος αποστολής και λήψης του ήχου, το πλάτος και ο βαθμός έντασης. Ακολούθως χρησιμοποιείται ηλεκτρονικός υπολογιστής για τη παραγωγή των ιατρικών εικόνων.

2.1.2 Αλληλεπίδραση υπερήχων με ιστούς

Οι υπέρηχοι αλληλεπιδρούν με τους βιολογικούς ιστούς με ποικίλους τρόπους και κατά συνέπεια ο τύπος των ηχητικών κυμάτων μεταβάλλεται. Οι αλληλεπιδράσεις περιλαμβάνουν φαινόμενα ανάκλασης, σκέδασης, απόσβεσης, παρεμβολής, απόκλισης και απορρόφησης. Οι αλληλεπιδράσεις αυτές μειώνουν την ένταση του παλμού. Το φαινόμενο αυτό καλείται εξασθένηση.

2.1.3 Εξασθένηση Υπερήχων

Η εξασθένηση της έντασης του ηχητικού παλμού μειώνεται με αύξηση του βάθους διείσδυσης. Ο συντελεστής εξασθένησης εξαρτάται από το υλικό του ιστού, οπότε για διαφορετικά υλικά έχουμε διαφορετικό ποσοστό εξασθένησης της έντασης του παλμού. Επίσης, η εξασθένηση του παλμού εξαρτάται από τη συχνότητα του κύματος. Όσο μεγαλύτερη είναι η συχνότητα του υπερηχητικού κύματος τόσο μεγαλύτερη είναι η εξασθένηση που αυτό υφίσταται και μικρότερο το βάθος διείσδυσης. Έτσι, στην πράξη οι υψηλές συχνότητες χρησιμοποιούνται για επιφανειακά όργανα και οι χαμηλές συχνότητες για πιο εσωτερικά όργανα. [1]

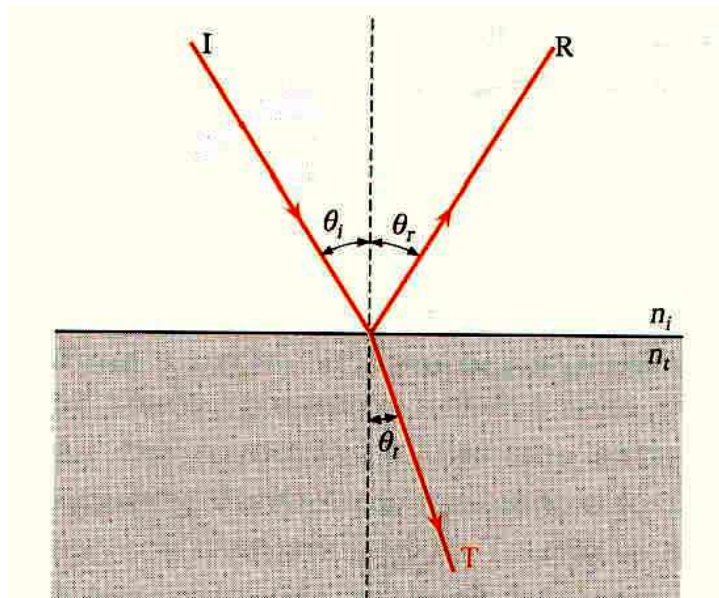
2.1.4 Ανάκλαση Υπερήχων

Στις επιφάνειες που διαχωρίζουν δύο μέσα διάδοσης με διαφορετική ειδική ακουστική αντίσταση (Z), παρατηρείται μερική ως σχεδόν ολική ανάκλαση της δέσμης υπερήχων. Η ειδική ακουστική αντίσταση είναι μια στοιχειώδης ιδιότητα της ύλης και δίνεται από το γινόμενο της πυκνότητας επί την ταχύτητα του ήχου στο συγκεκριμένο υλικό: $Z = \rho c$ όπου ρ είναι η πυκνότητα σε g/cm^3 και c η ταχύτητα του ήχου σε cm/sec [2]. Έτσι, η ειδική ακουστική αντίσταση διαφόρων μέσων διάδοσης δίνεται σε μονάδες $\text{g}/(\text{cm}^2 \cdot \text{sec})$ ενώ, αν οι τιμές της ακουστικής αντίστασης πολλαπλασιασθούν επί 10^{-5} , η ειδική ακουστική αντίσταση εκφράζεται σε Rayls, δηλαδή $1 \text{ Rayl} = 1 \text{ g}/(\text{cm}^2 \cdot \text{sec}) \times 10^{-5}$. Ο συντελεστής ανάκλασης (R), δηλαδή το ποσοστό της ενέργειας μιας δέσμης υπερήχων, που ανακλάται, όταν η δέσμη προσκρούσει κάθετα σε μια επιφάνεια μεταξύ δύο βιολογικών ιστών, με ειδικές ακουστικές αντιστάσεις Z_1 και Z_2 , αντίστοιχα, δίνεται από τη σχέση:

$$R = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2}$$

Από την εξίσωση βγαίνει εύκολα το συμπέρασμα ότι, στη διαχωριστική επιφάνεια μεταξύ δύο μέσων διάδοσης με ίσες περίπου ειδικές ακουστικές αντιστάσεις ($Z_1 \sim Z_2$), ο συντελεστής ανάκλασης είναι πολύ μικρός και ελάχιστη ενέργεια ανακλάται προς τα πίσω. Αντίθετα, όταν η μια ειδική ακουστική αντίσταση είναι πολύ μεγαλύτερη της άλλης ($Z_1 \gg Z_2$ ή $Z_2 \gg Z_1$), ο συντελεστής ανάκλασης είναι πολύ μεγάλος ($\sim 100\%$) και το μεγαλύτερο ποσοστό ενέργειας της δέσμης ανακλάται. Πέρα από την κάθετη πρόσπτωση μιας δέσμης υπερήχων σε μια επιφάνεια, είναι δυνατό να γίνει και πρόσπτωση υπό γωνία. Η δέσμη υπερήχων, που σχηματίζεται πίσω από την ανακλαστική επιφάνεια, παρουσιάζει το φαινόμενο της διάθλασης, δηλαδή αλλάζει κατεύθυνση ως προς την αρχική δέσμη, λόγω της διαφορετικής ταχύτητας του ήχου στα δύο μέσα διάδοσης [19]. Η γωνία που σχηματίζει η ανακλώμενη δέσμη ως προς την κάθετο στην επιφάνεια (Βλ.Εικ.2-4), είναι ίση με τη γωνία πρόσπτωσης, ενώ η γωνία της διαθλώμενης δέσμης δίνεται από το νόμο του Snell:

$$\frac{\sin \theta_1}{\sin \theta_2} = \frac{c_1}{c_2}$$



Εικόνα 2-4: Ανάκλαση και διάθλαση ακουστικών κυμάτων σε επιφάνειες μεταξύ μέσων διάδοσης με διαφορετικές ταχύτητες ήχου

2.1.5 Σκέδαση Υπερήχων

Η σκέδαση συμβαίνει όταν ένας παλμός υπέρηχου προσπίπτει σε επιφάνειες με διαστάσεις μικρότερες από το μήκος κύματος του υπέρηχου. Τότε κάθε μεμονωμένη διεπιφάνεια λειτουργεί σαν νέα, ξεχωριστή πηγή ήχου, ενώ ο ήχος ανακλάται προς όλες τις κατευθύνσεις, ενώ μόνο ένα μικρό μέρος της δέσμης των ήχων οπισθοσκεδάζεται με κατεύθυνση τον εκπομπό των ήχων. [1]

Η σκέδαση, λοιπόν, της δέσμης και ειδικά η σκέδαση μέρους της δέσμης προς τα πίσω, δηλαδή προς τον πομποδέκτη (οπισθοσκέδαση), δίνει τη δυνατότητα απεικόνισης και το χαρακτηρισμό ιστών και ακόμα καλύτερη απεικόνιση ανακλαστικών επιφανειών που περιβάλλουν τέτοιους. Όμως όταν οι ανακλάσεις είναι πάρα πολλές λόγω μεγάλου αριθμού σκεδαστών τότε το σήμα είτε θα είναι καλής ποιότητας είτε θα εξασθενήσει σε μεγάλο βαθμό. Μεγάλη ανάκλαση και σκέδαση παρουσιάζεται σε περιοχές με αέρα ή όπου υπάρχει κόκκαλο. Αποτέλεσμα του μεγάλου αριθμού σκεδαστών είναι η εμφάνιση διαφόρων ιστών που δεν αντικατοπτρίζουν ακριβώς τη πραγματική εικόνα και περιλαμβάνονται αυξομειώσεις στην ένταση που ονομάζονται ακουστικό speckle.

2.1.6 Απεικόνιση Υπερήχων

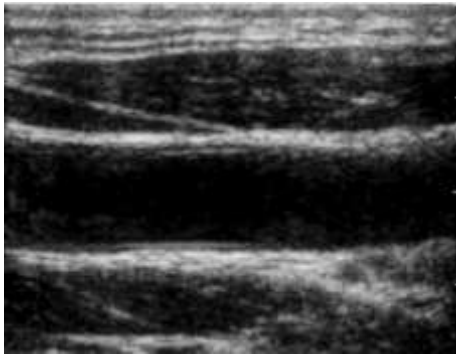
Η απεικόνιση υπερήχων προσδιορίζει τη θέση των επιφανειών μέσα στους ιστούς μετρώντας το χρονικό διάστημα μεταξύ της εκπομπής του υπερηχητικού παλμού και της ανίχνευσης της ηχούς του, καθώς ο παλμός ανακλάστηκε σε αυτές τις επιφάνειες. Η απόσταση d οποιασδήποτε επιφάνειας από ένα υπερηχητικό πομποδέκτη, μπορεί να υπολογιστεί με βάση την ταχύτητα του ήχου στο μέσο διάδοσης και το χρόνο που μεσολαβεί μεταξύ εκπομπής ενός υπερηχητικού σήματος και της λήψης της ανάκλαση του. [1]

Τα κύματα υπερήχων χαρακτηρίζονται από το πλάτος και τη συχνότητά τους. Οι τεχνικές υπερηχητικής απεικόνισης αναλύουν κυρίως το πλάτος, ενώ τα εργαλεία που στηρίζονται στο φαινόμενο Doppler αναλύουν τη συχνότητα των αντηχήσεων

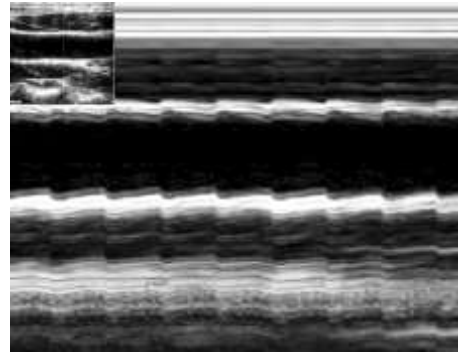
Η μέθοδος απεικόνισης A-mode είναι η απλούστερη μορφή ανίχνευσης με υπερήχους, η οποία χρησιμοποιεί παραγόμενα παλμικά κύματα και καταγράφει τα πλάτη (amplitudes) των κυμάτων που επιστρέφουν, τα οποία αποκαλούνται αντηχήσεις (echoes). Αυτές οι αντηχήσεις εξαρτώνται από την ανακλαστικότητα των στόχων και από το βάθος στο οποίο βρίσκονται αυτοί οι στόχοι. [18]

Μια μέθοδος απεικόνισης η οποία χρησιμοποιείται στην παρούσα πτυχιακή εργασία είναι η μέθοδος M-mode. Με τη μέθοδο αυτή επιτυγχάνεται η απεικόνιση κινούμενων δομών (Βλ. Εικ.2-5). Προέρχεται από το συνδυασμό της διαμόρφωσης κατά φωτεινότητα με ταυτόχρονη διαδοχική μετατόπιση του ίχνους του

παλμογράφου στην κατακόρυφη διεύθυνση ώστε να σχηματιστεί ένα επίπεδο σάρωσης. Επιπλέον, χρησιμοποιείται ένας παλμογράφος με μνήμη (memory oscilloscope) ή ένα ψηφιακό σύστημα μνήμης, ώστε όλες οι γραμμές να παραμένουν στην οθόνη μέχρι αυτή να σαρωθεί ολόκληρη.



2-5α



2-5β

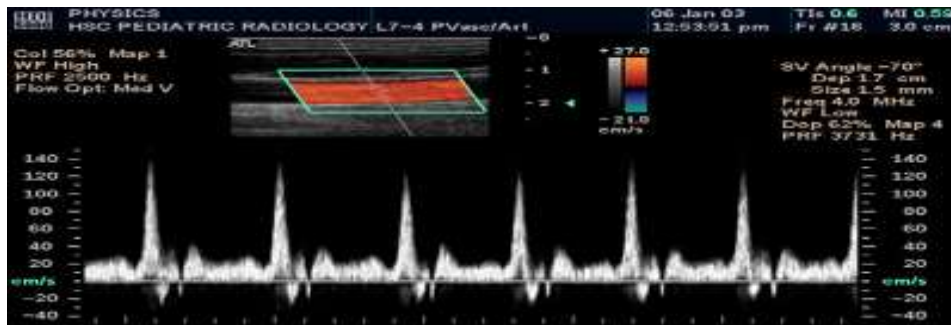
Εικόνα 2-5: Εικόνα M-mode κανονικού ασθενή

Η Εικ. 2-5α παρουσιάζει βίντεο φυσιολογικού ασθενή ετών 55 η οποία έτυχε επεξεργασίας στη στήλη 300 του βίντεο και εξάχθηκε η εικόνα 2-5β M-mode η οποία δημιουργήθηκε από τις δυναμικές μεταβολές της ΚΚΑ.

Επίσης τα βίντεο που χρησιμοποιήθηκαν και πάρθηκαν από το Ινστιτούτο Γενετικής και Νευρολογίας Κύπρου έχουν καταγραφεί με τη μέθοδο B-mode. Η γραμμική B-mode μέθοδος σάρωσης αποτελεί τον τρόπο επίτευξης δυσδιάστατων απεικονίσεων με χρήση υπερήχων. Κατά τη απεικόνιση, το πρώτο παλμικό κύμα στέλνεται προς τη διεύθυνση του πάνω μέρους του οργάνου [18]. Στη συνέχεια διαδοχικοί παλμοί παράγονται με ταυτόχρονη μετακίνηση του μετατροπέα κατά κλάσμα της απόστασης προς τα κάτω. Ο ένας άξονας αναπαριστά το βάθος ενώ ο άλλος άξονας το βάθος.

Η τελευταία μέθοδος απεικόνισης είναι η μέθοδος Doppler. Το φαινόμενο Doppler είναι αυτό που χρησιμοποιείται στην ανίχνευση και τη μέτρηση της ταχύτητας του αίματος από τους υπερήχους. Οι προηγούμενες μέθοδοι απεικόνισης είναι επαρκείς για σταθερές ανατομικές δομές και κινούμενες ανατομικές δομές αλλά ανεπαρκείς στην αναπαράσταση της ροής του αίματος. Το φαινόμενο Doppler στηρίζεται στην αρχή ότι παρατηρείται μετατόπιση στη συχνότητα ηχητικού κύματος που μεταδίδεται, όταν υπάρχει σχετική κίνηση ανάμεσα στην πηγή του κύματος και τον παρατηρητή του κύματος. Εδώ, η ακίνητη πηγή ταυτίζεται με το μετατροπέα και ο κινούμενος παρατηρητής ταυτίζεται με το κινούμενο αίμα. [18]. Τέλος, στην έγχρωμη απεικόνιση Doppler τοποθετούνται πύλες κατά μήκος της δέσμης σε ολόκληρο το πεδίο σάρωσης και κωδικοποιώντας με χρώματα τις μετρούμενες ταχύτητες επιτυγχάνεται η

έγχρωμη απεικόνιση της αιματικής ροής σε πραγματικό χρόνο, με τη σύγχρονη απεικόνιση της ανατομίας των περιβαλλόντων ιστών.



Εικόνα 2-6: Φαινόμενο Doppler

Πηγή: <http://www.neurochirurg.opole.pl/g1270738348eng-Doppler-diagnostics.html>

Στην Εικ. 2-6 παρουσιάζεται το φαινόμενο Doppler, όταν η πηγή κυμάτων κινείται ως προς τους παρατηρητές, αυτοί παρατηρούν μετατόπιση της συχνότητας των εκπεμπόμενων κυμάτων. Έτσι, όταν πλησιάζει τους παρατηρητές, η πηγή, φαίνεται να εκπέμπει πιο «πυκνά» κύματα, δηλαδή με μεγαλύτερη συχνότητα (Μετατόπιση προς το κυανό - Blueshift). Αντίθετα, όταν απομακρύνεται από τους παρατηρητές αυτοί παρατηρούν πιο «αραιά» κύματα (Μετατόπιση προς το ερυθρό - Redshift).

2.2 Μορφολογία Καρωτιδικής Αρτηριακής Πλάκας

Τα υπερηχογραφικά B-mode βίντεο είναι πολύ σημαντικά για την εκτίμηση της μορφολογίας της αθηρωματικής καρωτιδικής πλάκας. Σε συνδυασμό με το βαθμό της στένωσης αποτελεί παράγοντα καθοριστικής σημασίας για την εκτίμηση της σοβαρότητας της αλλοίωσης.

Η εκτίμηση της μορφολογίας της πλάκας μπορεί να εκτιμηθεί με παραμέτρους όπως είναι η ομοιογένεια, η ηχογένεια, η ανάλυση υφής της πλάκας και χαρακτηριστικά επιφάνειας της πλάκας. Ομογενείς πλάκες χαρακτηρίζονται από ενιαίες τιμές αντηχήσεις υψηλού ή μεσαίου επιπέδου, ενώ οι ετερογενείς από συνδυασμό υψηλών, μεσαίων ή χαμηλών επιπέδων. Συχνά υπάρχει μία περιοχή μέσα στην πλάκα η οποία έχει την ίδια ηχογένεια με το αίμα. Οι ηχογενείς πλάκες αντανακλούν ισχυρά το σήμα του υπερήχου, ενώ οι μη-ηχογενείς έχουν μειωμένη ανακλαστική ικανότητα. Η ηχογένεια σχετίζεται με την παρουσία ινώδους ιστού και ασβέστωσης μέσα στην πλάκα, ενώ η μη-ηχογένεια με την παρουσία λιπιδίων και θρόμβων. Η ανάλυση της υφής αναφέρεται στην κατηγοριοποίηση συγκεκριμένων χαρακτηριστικών της

ψηφιακής εικόνας και την εκτίμηση στατιστικών παραμέτρων οι οποίες σχετίζονται με το σχήμα και την οριοθέτηση αυτών των χαρακτηριστικών. Η παρουσία ρωγμών στην επιφάνεια της πλάκας αποτελεί ένδειξη ύπαρξης σύνθετης ή ενισχυμένης αλλοίωσης. Υπερηχοτομογραφικώς, μία τομή είναι μία ανωμαλία ή μία ρωγμή στην ηχοανακλαστική επιφάνεια της πλάκας [20].

2.2.1 Ορισμός Υφής

Η υφή γενικά αναφέρεται στις ιδιότητες της εξωτερικής επιφάνειας αντικειμένων και ειδικότερα στην αίσθηση που αυτές προκαλούν με την αφή. Η αίσθηση αυτή προκαλείται από την ύπαρξη ή μη μικρών ανωμαλιών στην επιφάνεια οι οποίες και την χαρακτηρίζουν. Οι εικόνες είναι δισδιάστατοι πίνακες εικονοστοιχείων, καθένα από τα οποία περιγράφεται από τη χρωματικότητά του. Στην περίπτωση δε των ασπρόμαυρων εικόνων κάθε στοιχείο περιγράφεται από έναν και μοναδικό αριθμό, την ένταση της φωτεινότητας στο συγκεκριμένο σημείο. Αναλόγως λοιπόν μικρομεταβολές στην φωτεινή ένταση των σημείων μιας εικόνας, εμφανιζόμενες με κάποιον συστηματικό τρόπο χαρακτηρίζουν την υφή της [1].

Στις ψηφιακές εικόνες δεν υπάρχει αυστηρός ορισμός της έννοιας της υφής. Η υφή σε αυτές σχετίζεται με τις διάφορες τιμές φωτεινότητας και τη χωρική κατανομή των αντιστοιχών εικονοστοιχείων (pixels), με τρόπο τέτοιο ώστε η διάταξη των διαφόρων σχημάτων να μας δίνει την αίσθηση του τρισδιάστατου και του ανάγλυφου της υφής της επιφανείας.

Η υφή μιας ιατρικής εικόνας μπορεί να μας δώσει πληροφορίες για έναν ιστό. Διαφορετικά είδη αθηρωματικής πλάκας μπορεί να έχουν πολύ κοντινές χρωματικότητες, γεγονός που κάνει τον διαχωρισμό τους με βάση το χρώμα δύσκολο. Διαφορετικά είδη αθηρωματικής πλάκας όμως έχουν διαφορετική ιστολογική δομή, κάτι που στην ιατρική εικόνα μεταφράζεται ως διαφορετική υφή.

Η υφή δεν μπορεί να αναλυθεί αν δεν υπάρχει ένα πλαίσιο αναφοράς όπου ένας πρωταρχικός σχηματισμός των επιπέδων φωτεινότητας αναφέρεται ή υπονοείται. Όταν σε μία μικρή περιοχή της εικόνας υπάρχει μικρή διαφοροποίηση των σχηματισμών αυτών, το κυρίαρχο στοιχείο της περιοχής είναι το επίπεδο φωτεινότητας. Όταν στην περιοχή υπάρχει μεγάλη διαφοροποίηση των σχηματισμών, το κυρίαρχο στοιχείο είναι η υφή [20].

2.2.2 Μέθοδοι Ανάλυση Υφής

Από τις πιο απλές προσεγγίσεις για την ανάλυση υφής είναι η χρησιμοποίηση του ιστογράμματος μιας εικόνας ή μιας περιοχής αυτής. Στη συγκεκριμένη περίπτωση των ασπρόμαυρων ιατρικών εικόνων η

χρωματική πυκνότητα του ιστογράμματος παίρνει τιμές στο διάστημα $[0,255]$ για τις αποχρώσεις του γκρι (gray-level histogram).

Τα στατιστικά 1ης τάξεως περιγράφουν την συνολική κατανομή της χρωματικής πυκνότητας μιας εικόνας και υπολογίζονται από το κανονικοποιημένο gray-level ιστόγραμμα της επιλεγμένης περιοχής της εικόνας και δίνονται στον Πιν. 2-1.

Όνομα	Ορισμός
Minimal Gray Level (Ελάχιστο Επίπεδο του Γκρι)	$f1 = \min\{I(x,y)\}$
Maximal Gray Level (Μέγιστο Επίπεδο του Γκρι)	$f2 = \max\{I(x,y)\}$
Median Gray Level (Διάμεσος Επίπεδου Γκρι)	$f3 \text{ ώστε } \sum_{g=0}^{f3} H(g) = 0.5$
Mean Gray Level (Μέση Τιμή Επιπέδου Γκρι)	$f4 = \sum_g gH(g)$
Standard Deviation of gray levels (Τυπική Απόκλιση Επιπέδων του Γκρι)	$f5 = \sqrt{\sum_g (g - f4)^2 H(g)}$
Coefficient of variation (Συντελεστής Διακύμανσης)	$f6 = \frac{f5}{f4}$
Gray level Skewness (Λοξότητα Επιπέδων του Γκρι)	$f7 = \frac{1}{f5^3} \sum_g (g - f4)^3 H(g)$
Gray Level Kurtosis (Κύρτωση Επιπέδων του Γκρι)	$f8 = \frac{1}{f5^4} \sum_g (g - f4)^4 H(g) - 3$
Gray Level Energy (Ενέργεια Επιπέδων του Γκρι)	$f9 = \sum_g H(g)^2$
Gray Level Entropy (Εντροπία Επιπέδων του Γκρι)	$f10 = - \sum_g H(g) \ln(H(g))$

Πίνακας 2-1: XY (Στατιστικές Παράμετροι) πρώτης τάξης

Πηγή: [1]

Η σημασία ορισμένων XY δίνεται πιο κάτω:

Η μέση τιμή μιας εικόνας είναι η μέση τιμή εντάσεων των εικονοστοιχείων της. Μπορεί να υπολογιστεί είτε σε ολόκληρη την εικόνα είτε σε μέρος της. Η τυπική απόκλιση της εικόνας μιας εικόνας είναι ένα μέτρο μεταβλητότητας των εντάσεων των εικονοστοιχείων της. Η στρέβλωση μιας εικόνας είναι ένα μέτρο της ασυμμετρίας των τιμών των εικονοστοιχείων σε σχέση με τη μέση τιμή. Η κύρτωση είναι ένα μέτρο του κατά πόσο η κατανομή των εντάσεων στην εικόνα έχει κορύφωση ή είναι επίπεδη σε σχέση με μια φυσιολογική κατανομή. Μια διαφορετική προσέγγιση για την ανάλυση υφής αποτελούν οι μέθοδοι 2^{ης} τάξης τα οποία στηρίζονται στα μητρώα συνεμφάνισης των επιπέδων του γκρι. Σε αντίθεση με τις μεθόδους 1ης τάξης, οι μέθοδοι 2ης τάξης δηλώνουν τις αλληλεπιδράσεις μεταξύ γειτονικών εικονοστοιχείων. Τα χαρακτηριστικά 2ης τάξης φαίνονται στον Πιν. 2-2.

Όνομα	Ορισμός
Ενέργεια (Energy)	$f_{17} = \sum \sum C(i, j)^2$
Εντροπία (Entropy)	$f_{18} = -\sum \sum C(i, j) \ln(C(i, j))$
Μέγιστη Πιθανότητα (Maximum Possibility)	$f_{19} = \max(C(i, j))$
Συσχέτιση (Correlation)	$f_{20} = \sum \sum \frac{(i - \mu_j)(j - \mu_i)C(i, j)}{\sigma_i \sigma_j}$
Διαγώνια Ροπή (Diagonal Torque)	$f_{21} = \sum \sum i - j (i + j - \mu_j - \mu_i) C(i, j)$
Αντίθεση (Contrast)	$f_{22} = \sum \sum (i - j)^2 C(i, j)$
Τοπική Ομοιογένεια (Local Homogeneity)	$f_{23} = \sum \sum \frac{C(i, j)}{1 + (i - j)^2}$

Πίνακας 2-2: XY (Στατιστικές παράμετροι) 2^{ης} τάξης

Άλλη μια μέθοδος η οποία μπορεί να περιγράψει της ιδιότητες υφής είναι ο πίνακας συνεμφάνισης (Gray level Co-occurrence matrix-GLCM). Η περιγραφή της υφής μόνο με ροπές του ιστογράμματος με την προαναφερθείσα μέθοδο δεν εκμεταλλεύεται την βασική πληροφορία που χαρακτηρίζει την υφή ,δηλαδή πως οι τιμές των εικονοστοιχείων διαχέονται η μια την άλλη σε μια περιοχή. Η μέθοδος πίνακα συνεμφάνισης υπολογίζει αυτή την πληροφορία. Τα βασικά χαρακτηριστικά τα οποία μπορούν εξαχθούν από τον πίνακα συνεμφάνισης είναι τα παρακάτω (Βλ. Πιν. 2-3).

Όνομα	Ορισμός
Ενέργεια (Energy)	$-\sum_i \sum_j Nd^2[i,j]$
Εντροπία (Entropy)	$-\sum_i \sum_j Nd(i,j) \log_2 Nd(i,j)$
Αντίθεση (Contrast)	$\sum_i \sum_j (i-j)^2 Nd(i,j)$
Ομοιογένεια (Homogeneity)	$\sum_i \sum_j \frac{Nd(i,j)}{1+ i-j }$
Συσχέτιση (Correlation)	$\frac{\sum_i \sum_j (i-\mu_x)(j-\mu_y)P(i,j)}{\sigma_x \sigma_y}$

Πίνακας 2-3: XY τα οποία εξάγονται από τον πίνακα συνεμφάνισης

Στη παρούσα πτυχιακή εργασία χρησιμοποιήθηκαν οι ακόλουθοι μέθοδοι ανάλυσης και επεξεργασίας των XY .

Ομάδα Χαρακτηριστικών	XY
First Order Statistics (6) (Στατιστικές Μετρήσεις 1ης Τάξης)	Mean, Median, Stand. Deviation, Skewness, Kurtosis
Spatial Gray Level Dependence Matrices (SGLDM) (13) (Χωρικοί πίνακες εξάρτησης επιπέδου του Γκρι)	SAM, Contr, Corel, SOSV, IDM, SAVER, SVAR, SENTER, Entr, DVAR, Dentr, IMOC1,IMOC2
Spatial Gray Level Dependence Matrices (SGLDM) Range of values (13) (Χωρικοί πίνακες εξάρτησης επιπέδου του Γκρι-Πεδίο Τιμών)	ASM, Countr, Correl, SOSV, IDM, SAV, Svar, Sentr, Entr, Dvar, Dentr, IMOC1,IMOC2
Gray Level Difference Statistics (GLDS) (4) (Στατιστικές διαφορές επιπέδου του Γκρι)	Contr, ASM, Entr, Mean
Neighbourhood Gray Tone Difference Matrix (NGTDM) (5) (Πίνακας Γειτονικών διαφορών τόνων του Γκρι)	Coars, Contr, Busyn, Compl, Strngth
Statistical Feature Matrix (SFM) (4) (Πίνακας Στατιστικών Χαρακτηριστικών)	Coars, Contr, Period, Rough
Laws Texture Energy Measures (TEM) (5) (Μέτρα Υφής Ενέργειας Νόμου)	LLTE, EETE, SSTE, LEAT, ESSAT
Fractal Dimension Texture Analysis (FDTA) (4) (Ανάλυση Διάσπαρτης Διάστασης Υφής)	H1, H2, H3, H4
Fourier Power Spectrum (FPS) (2) (Φάσμα Ισχύος Φουριέρ)	R sum, A sum
Shape Parameters (5) (Σχηματικές Παράμετροι)	X-c, Y-c, Area, Peri, Per/Area

Πίνακας 2-4: Μέθοδοι Ανάλυσης και Επεξεργασίας XY

Ο Πίνακας 2-4 παρουσιάζει τα XY τα οποία μπορούν να εξαχθούν από το αυτοματοποιημένο σύστημα που δημιουργήθηκε στην παρούσα εργασία. Στο πίνακα παρουσιάζονται οι διάφορες ομάδες χαρακτηριστικών και οι συντομογραφίες των χαρακτηριστικών που αναφέρθηκαν πιο πάνω.

First-Order Statistics (FOS) (Στατιστικές Μετρήσεις 1ης Τάξης)

Υπολογίζονται τα ακόλουθα στατιστικά χαρακτηριστικά : μέση τιμή , median value , τυπική απόκλιση , ασυμμετρία και κύρτωση. (1) Μέση τιμή φωτεινότητας (mean), (2) μεσαία τιμή φωτεινότητας (median), (3) τυπική απόκλιση φωτεινότητας (standard deviation), (4) λοξότητα επιπέδων φωτεινότητας (skewness), (5) κύρτωση επιπέδων φωτεινότητας (kurtosis).

Spatial Gray Level Dependence Matrices (SGLDM) (Χωρικοί πίνακες εξάρτησης επιπέδου του Γκρι)

Η μέθοδος SGLDM είναι βασισμένη στην εκτίμηση της δεσμευμένης πιθανότητας δεύτερης τάξης της συνάρτησης πυκνότητας των δύο pixels (k,l) και (m,n) με την απόσταση d καθορισμένη από τη κατεύθυνση της γωνιάς θ . (6) Γωνιακή ροπή 2ης τάξης (Angular Second Moment), (7) αντίθεση (Contrast), (8) συσχέτιση (Correlation), (9) σύνολο τετραγώνου διασποράς (Sum of Squares: Variance), (10) ροπή αντίστροφης διαφοράς (Inverse Difference Moment), (11) άθροισμα μέσου (Sum Average), (12) άθροισμα διασποράς (Sum Variance), (13) άθροισμα εντροπίας (Sum Entropy), (14) εντροπία (Entropy), (15) διαφορά διακύμανσης (Difference Variance), (16) αντίστροφη εντροπία (Difference Entropy), (17) μετρήσεις συσχέτισης (info measures of correlation 1), (18) info measures of correlation 2.

Gray Level Difference Statistics (GLDS) (Στατιστικές διαφορές επιπέδου του Γκρι)

Ο αλγόριθμος GLDS χρησιμοποιεί στατιστικές πρώτου βαθμού των τοπικών μεταβλητών με βάση τις απόλυτες διαφορές μεταξύ ζευγών των επιπέδων του γκρι ή του μέσου όρου των χαρακτηριστικών υφής με σκοπό να εξάγουμε τις ακόλουθες μετρήσεις : Αντίθεση , γωνιακή δεύτερη τιμή , εντροπία και μέσος . (19) Γωνιακή ροπή 2ης τάξης (Angular Second Moment), (20) αντίθεση (Contrast), (21) εντροπία (Entropy), (22) μέση τιμή (Mean), (23) info measures of correlation 1, (24) ροπή αντίστροφης διαφοράς (Inverse Difference Moment), (25) αντίστροφη διασπορά (Difference Variance).

Neighborhood Gray Tone Difference Matrix (NGTDM) (Πίνακας Γειτονικών διαφορών τόνων του Γκρι)

Η μέθοδος αυτή χρησιμοποιήθηκε με σκοπό να εξαχθούν χαρακτηριστικά υφής τα οποία αντιστοιχούν σε οπτικές ιδιότητες της υφής . Εξάχθηκαν τα ακόλουθα χαρακτηριστικά :

26) Coarseness, 27) contrast, 28) busyness, 29) complexity, and 30) strength.

Statistical Feature Matrix (SFM) (Πίνακας Στατιστικών Χαρακτηριστικών)

Το SFM μετρά τις στατιστικές ιδιότητες από τα ζεύγη των pixels σε διάφορες αποστάσεις μιας εικόνας , τα οποία χρησιμοποιούνται για στατιστική ανάλυση. Μέσω αυτής της μεθόδου υπολογίζονται τα ακόλουθα χαρακτηριστικά υφής : Coarseness, 32) contrast, 33) periodicity, and 34) roughness.

Laws Texture Energy Measures (TEM) (Μέτρα Υφής Ενέργειας Νόμου)

Με αυτή τη μέθοδο τα διανύσματα L (μεγέθους 7) χρησιμοποιούνται για το τοπικό μέσο όρο, το E λειτουργεί σαν ανιχνευτής ακμών και το S σαν ανιχνευτής σημείων. Μέσω αυτής της μεθόδου εξάγουμε τα ακόλουθα :

35) LL—texture energy from LL kernel

36) EE—texture energy from EE kernel; 37) SS—texture energy from SS kernel

38) LE—average texture energy from LE and EL kernels

39) ES—average texture energy from ES and SE kernels

40) LS—average texture energy from LS and SL kernels.

Fractal Dimension Texture Analysis (FDTA) (Ανάλυση Διάσπαρτης Διάστασης Υφής)

Αυτή η μέθοδος χρησιμοποιήθηκε για να περιγράψει τη σκληρότητα διάφορων επιφανειών. Η σταθερά Hurst υπολογίζεται για εικόνες με ανάλυση $k=1,2,3,4$. Μια ομαλή επιφάνεια χαρακτηρίζεται από μια μεγάλη τιμή παραμέτρου H ενώ το αντίθετο συμβαίνει για τις σκληρές επιφάνειες . (40-44) Hurst Coefficient $H(k)$, $k = 1,2,3,4$, (45) radial sum, angular sum, (46) μέγιστο μήκος στον X άξονα (X - coordinates maximum length), (47) μέγιστο μήκος στον Y άξονα (Y - coordinates maximum length), (48) εμβαδόν (Area), (49) περίμετρος (Perimeter), $(\text{περίμετρος})^2 / \text{εμβαδόν} - (\text{Perimeter})^2 / \text{Area}$.

Fourier Power Spectrum (FPS) (Φάσμα Ισχύος Φουριέρ)

Το ακτινικό και γωνιακό άθροισμα του διακριτού μετασχηματισμού φουριέρ υπολογίζονται για να περιγράψουν την υφή .

Ο μετασχηματισμός Fourier μίας εικόνας $f(x, y)$ καθορίζεται από τον τύπο:

$$F(u, v) \equiv \int \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-2\pi j(ux+vy)} dx dy$$

Το φάσμα ισχύος δίδεται από τον τύπο:

$$|F|^2 = FF^*$$

Η ακτινική κατανομή των τιμών της $|F|^2$ είναι ευαίσθητη στην αδρότητα της υφής στην f . Μία αδρή υφή θα έχει υψηλές τιμές στο φάσμα ισχύος συγκεντρωμένες στην πηγή προέλευσής τους. Αντίθετα μία πιο έντονη υφή θα έχει πιο διεσπαρμένες τιμές στο φάσμα ισχύος. Η αδρότητα της υφής μπορεί να αναλυθεί μέσω των μέσων όρων της $|F|^2$ σε δακτυλιοειδείς περιοχές, με κέντρο την πηγή προέλευσης [1].

Ενώ για τις ψηφιακές εικόνες ο χρησιμοποιείται ο διακριτός μετασχηματισμός Fourier:

$$F(u, v) = \frac{1}{n^2} \sum_{x,y=0}^{n-1} f(x, y) e^{-2\pi j(ux+vy)/n}$$

Ο διακριτός μετασχηματισμός Fourier αντιμετωπίζει την εικόνα εισόδου $f(x,y)$ ως περιοδική (π.χ. σαν να επαναλαμβανόταν η αριστερότερη στήλη της εικόνας στο δεξί μέρος της δεξιότερης στήλης της και η πρώτη γραμμή της αμέσως μετά την τελευταία). Οι επαναλήψεις όμως αυτές, λόγω της διαφορετικότητας των γραμμών και των στηλών, δημιουργούν αναπάντεχες ακμές στην εικόνα εισόδου. Οι ακμές επηρεάζουν ισχυρά το φάσμα και εμφανίζονται σαν σχέδια σταυροειδούς σχήματος ιδιαίτερης σημασίας, γεγονός το οποίο μειώνει τη χρησιμότητα των χαρακτηριστικών υφής που υπολογίζονται από το φάσμα .[1].

(50) γωνιακό άθροισμα (angular sum), (51) ακτινικό άθροισμα (radial sum).

Shape Parameters (Σχηματικές Παράμετροι)

Οι ακόλουθοι παράμετροι σχήματος πάρθηκαν από τις εικόνες πλακών που πήραμε κατά διαστήματα.

Το σύνολο των χαρακτηριστικών υφής που μπορούν να υπολογιστούν μέσω του αυτοματοποιημένου προγράμματος που υλοποιήθηκε στην παρούσα πτυχιακή εργασία φαίνονται παρακάτω.

Gray Level Run Length - GLRL Μήκους Διαδρομής Γκρι Επιπέδου

(52) Έμφαση μικρής διαδρομής (Short run emphasis), (53) έμφαση μεγάλης διαδρομής (Long run emphasis), (54) κατανομή γκρι επιπέδων (Gray level Distribution), (55) κατανομή μήκους διαδρομών (Run length Distribution), (56) ποσοστό διαδρομών (Run Percentage), (57)-(61) τα ίδια χαρακτηριστικά με διαφορετική προσέγγιση (SREm, LREm, GLDm, RLDm, RPm)

2.3 Προεπεξεργασία Δεδομένων

Οι ιατρικές εικόνες περιέχουν συνήθως υψίσυχο θόρυβο, που οφείλεται σε εξωγενή φαινόμενα κατά την εξέταση του ασθενούς (π.χ. ηλεκτρομαγνητικά πεδία στο χώρο, κίνηση ασθενούς, αναπνοή) ή/και θόρυβο κατά την επεξεργασία και αποθήκευση των αποτελεσμάτων. (π.χ. θόρυβος εξαιτίας του συστήματος δειγματοληψίας ή εξαιτίας του καναλιού μετάδοσης). Ο θόρυβος αυτός είναι ανεπιθύμητος και απαιτείται η αφαίρεσή του, χωρίς όμως την απώλεια σημαντικής ανατομικής ή λειτουργικής πληροφορίας που εμπεριέχεται στην εικόνα. Για τη μείωση του θορύβου, την εξομάλυνση και γενικά τη βελτίωση της ποιότητας της εικόνας χρησιμοποιούνται τεχνικές που αποσκοπούν στην παραγωγή εικόνας καταλληλότερης από την αρχική για μια συγκεκριμένη εφαρμογή. Εκτός από τα παραπάνω γίνεται φανερό ότι υπεισέρχονται και άλλοι παράμετροι που έχουν να κάνουν με την ίδια την διαδικασία λήψης των ιατρικών εικόνων. Παράγοντες όπως ο χειριστής του μηχανήματος, διαφορετικές ρυθμίσεις επί μέρους χαρακτηριστικών ή ακόμη και διαφορετικές τεχνολογίες ανάμεσα στους κατασκευαστές των μηχανημάτων δημιουργούν περιορισμούς στην δυνατότητα σύγκρισης αποτελεσμάτων άρα και στην εξαγωγή γενικών συμπερασμάτων από την μελέτη ομοειδών εικόνων.[1]

2.3.1 Θόρυβος σε εικόνες υπερήχων

Ο θόρυβος speckle είναι μια μορφή πολλαπλασιαζόμενου θορύβου ο οποίος φθείρει τις ιατρικές εικόνες δημιουργώντας αδυναμία στην ιατρική παρατήρηση και επεξεργασία. Η παρουσία του θορύβου έχει τεκμηριωθεί από το 1970 από τους Burckhardt, Wagner et al Godman οι οποίοι περιέγραψαν τις θεμελιώδεις και στατιστικές ιδιότητές τους [8]. Σαν ορισμός ο πολλαπλασιαζόμενος θόρυβος στις εικόνες ή βίντεο υπερήχων είναι η τυχαία μεταβολή της φωτεινότητας ή της χρωματικής πληροφορίας. Υπάρχουν δύο είδη θορύβων ο προσθετικός θόρυβος ο οποίος μπορεί να αφαιρεθεί σχετικά εύκολα και ο πολλαπλασιαζόμενος θόρυβος ο οποίος αφαιρείται δύσκολα. Ο πολλαπλασιαζόμενος θόρυβος συνήθως

είναι έμφυτος στην εικόνα υπερήχων και προκαλεί προβλήματα στην ερμηνεία , επεξεργασία και ιατρική διάγνωση. Λόγω της παρουσίας θορύβου ακόμα και ειδικοί με σημαντική εμπειρία δεν μπορούν να εξάγουν σημαντικές πληροφορίες [8]. Επίσης ο θόρυβος περιορίζει την επίδραση από εφαρμογές επεξεργασίας εικόνας και αλγόριθμους ανάλυσης. Ο πολλαπλασιαζόμενος θόρυβος αποτελεί σημαντική παράγοντας ο οποίος επηρεάζει τα χαρακτηριστικά μιας εικόνας και θα πρέπει να αφαιρείται χωρίς να επηρεάζει τα σημαντικά χαρακτηριστικά της εικόνας.

2.3.1.1 Μοντελοποίηση Θορύβου

Για τη δημιουργία φίλτρου αποθορυβοποίησης θα έπρεπε πρώτα ο θόρυβος να μοντελοποιηθεί . Επομένως το σήμα υπερήχου μπορεί να εκφραστεί με τον πιο κάτω ορισμό πριν τη λογαριθμική συμπίεση.

$$y_{i,j} = x_{i,j}n_{i,j} + a_{i,j} \quad (2.1)$$

Όπου το $y_{i,j}$ αντιπροσωπεύει το εικονοστοιχείο με θόρυβο στο κέντρο ενός κινούμενου παραθύρου, το $x_{i,j}$ αντιπροσωπεύει το εικονοστοιχείο χωρίς θόρυβο, $a_{i,j}$ και $n_{i,j}$ αντιπροσωπεύουν τον προσθετικό και πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο.

Το i,j αντιπροσωπεύουν χωρικούς δείκτες ο οποίοι ανήκουν στο διδιάστατο χώρο των πραγματικών αριθμών. Η απομάκρυνση του θορύβου speckle βασίζεται στον υπολογισμό της πραγματικής τιμής της φωτεινότητας του $x_{i,j}$ σαν συνάρτηση της φωτεινότητας του $y_{i,j}$ και κάποιον τοπικών στατιστικών που υπολογίζονται γύρο από αυτό το εικονοστοιχείο.

Ο προσθετικός θόρυβος μπορεί να οριστεί σύμφωνα με τον πιο κάτω ορισμό.

$$y_{i,j} = x_{i,j}n_{i,j} \quad (2.2)$$

Μετά από τη λογαριθμική συμπίεση το μαθηματικό μοντέλο παρουσιάζεται στην πιο κάτω μορφή.

$$\log(y_{i,j}) = \log(x_{i,j}) + \log(n_{i,j}) \quad (2.3)$$

$$g_{i,j} = f_{i,j} + nl_{i,j}$$

Όπου $g_{i,j} = \log(y_{i,j})$, αποτελεί το εικονοστοιχείο της εικόνας υπερήχων που έτυχε λογαριθμικής συμπίεσης. Οι όροι $\log(x_{i,j})$ και $\log(n_{i,j})$ παρουσιάζουν τα εικονοστοιχεία της εικόνας τα οποία δεν έχουν θόρυβο και θα αναγράφονται στη συνέχεια σαν $f_{i,j}$ και $n_{i,j}$ αντίστοιχα.

2.3.1.2 Φιλτράρισμα Διάχυσης (Diffusion Filtering)

Η μέθοδος φιλτραρίσματος διάχυσης αφαιρεί το θόρυβο speckle επιλύοντας μια διαφορική εξίσωση (PDE-partial differential equation). Αρχικά γίνεται εξομάλυνση της εικόνας με βάση τις ακμές της και τη κατεύθυνσή τους. Το φιλτράρισμα διάχυσης αποτελεί μια αποτελεσματική μέθοδο, μη γραμμική τεχνική για την ταυτόχρονη εκτέλεση ενίσχυση της αντίθεσης και μείωση του θορύβου. Ομαλοποιεί ομοιογενείς περιοχές εικόνας, αλλά διατηρεί τις ακμές της χωρίς όμως να παίρνει πληροφορίες από το φάσμα ισχύος. Η μέθοδος αυτή μπορεί να χρησιμοποιηθεί απευθείας σε εικόνες που έτυχαν λογαριθμική συμπίεση.

Η εξίσωση της ιστροπικής διάχυσης περιγράφεται όπως φαίνεται πιο κάτω:

$$\frac{dg_{i,j,t}}{dt} = \text{div}(d\nabla g) \quad (2.4)$$

Με αρχική συνθήκη την αυθεντική εικόνα με θόρυβο $g_{i,j,t=0}$, όπου $g_{i,j}$ είναι μια εικόνα μια εικόνα στο πεδίο συνεχούς χρόνου, όπου i και j καθορίζουν τις ∇g χωρικές συντεταγμένες, t είναι η παράμετρος του χρόνου d είναι η σταθερά διάχυσης και κ η κλίση.

2.3.1.3 Anisotropic Diffusion Filtering

Η κλασική μέθοδος ιστροπικής διάχυσης αντικαταστάθηκε από τους Perona & Malik, με την εισαγωγή της συνάρτησης που ενώ $d_{i,j,t} = f(|\nabla g|)$ εξομαλύνει την αρχική εικόνα διατηρεί και τις συνέχειες φωτεινότητας με τη συνάρτηση που φαίνεται πιο κάτω.

$$\frac{dg_{i,j,t}}{dt} = \text{div}[d_{i,j,t}\nabla g_{i,j,t}] = \left[\frac{d}{di} d_{i,j,t} \frac{d}{di} g_{i,j,t} \right] + \left[\frac{d}{dj} d_{i,j,t} \frac{d}{dj} g_{i,j,t} \right] \quad (2.5)$$

Το $|\nabla g|$ αποτελεί το πλάτος της κλίσης ενώ το $d\nabla g$ είναι συνάρτηση τερματισμού ακμών. Η συνάρτηση αυτή ονομάζεται συντελεστής διάχυσης. Η επιλογή της συνάρτησης τερματισμού ακμών επηρεάζει την έκταση της διατήρησης ασυνεχειών, δηλαδή αν η συνάρτηση είναι σταθερή τότε η εξομάλυνση

υλοποιείται με την ισοτροπική μέθοδο ενώ όταν μεταβάλλεται η συνάρτηση τότε χρησιμοποιείται ανισοτροπική διάχυση. Οι Perona & Malik πρότεινα εναλλακτικούς συντελεστές διάχυσης που ορίζονται όπως φαίνονται παρακάτω.

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

$$cd(|\nabla g|) = \frac{2(|\nabla g_{i,j}|)}{2 + \left(\frac{|\nabla g_{i,j}|}{K_1}\right)^2}$$
(2.6)

Οι συντελεστές K και K_1 αποτελούν θετικές παραμέτρους διάχυσης ή ροής. Επίσης η ανισοτροπική μέθοδος διάχυσης μπορεί να οριστεί και από την παρακάτω διακριτή φόρμουλα .

$$\frac{dg_{i,j}}{dt} = \frac{\lambda}{|\eta_s|} \left\{ d_{i+1,j,t} [g_{i+1,j} - g_{i,j}] \right. \\ \left. + d_{i-1,j,t} [g_{i-1,j} - g_{i,j}] + d_{i,j+1,t} [g_{i,j+1} - g_{i,j}] \right. \\ \left. + d_{i,j-1,t} [g_{i,j-1} - g_{i,j}] \right\},$$
(2.7)

Με τη νέα τιμή της φωτεινότητας του εικονοστοιχείου να δίνεται από την πιο κάτω μαθηματική έκφραση.

$$f_{i,j} = g_{i,j} + \frac{1}{4} \frac{dg_{i,j}}{dt},$$
(2.8)

Όπου και $d_{i,j-1,t}$ είναι οι συντελεστές διάχυσης. Όταν $d_{i+1,j,t}, d_{i-1,j,t}, d_{i,j+1,t}$ η διαφορά μεταξύ γειτονικών εικονοστοιχείων είναι μέγιστη οδηγούμαστε σε μέγιστη διάχυση ενώ στην αντίθετη περίπτωση η διάχυση είναι η ελάχιστη. Ο όρος λ καθορίζει το ρυθμό διάχυσης και το n_s αντιπροσωπεύει τη χωρική περιοχή του εικονοστοιχείου i, j και το $|\eta_s|$ αντιπροσωπεύει το αριθμό των γειτονικών εικονοστοιχείων.

Τα φίλτρα που χρησιμοποιούνται από το Despeckled filtering Toolbox χρησιμοποιούν τα στατιστικά στοιχεία πρώτης τάξης όπως τη διακύμανση και το μέσο όρο γειτονικών εικονοστοιχείων. Το φίλτρο μπορεί να περιγραφεί με την πιο κάτω εξίσωση.

$$f_{ij} = \bar{g} + k_{ij}(g_{ij} - \bar{g}) \quad (2.9)$$

f_{ij} : είναι η τιμή της φωτεινότητας του φιλτραρισμένου εικονοστοιχείου

g_{ij} : είναι η τιμή της φωτεινότητας του αρχικού εικονοστοιχείου στο κινούμενο παράθυρο

\bar{g} : η τοπική μέση τιμή της γύρω περιοχής $N_1 \times N_2$ η οποία περιέχει το εικονοστοιχείο g_{ij}

$k_{ij} \in [0,1]$: είναι ένας συντελεστής ισοστάθμισης,

Ο συντελεστής ισοστάθμισης k_{ij} είναι μια συνάρτηση των τοπικών στατιστικών στοιχείων σε ένα κινούμενο παράθυρο (Βλ. Εικ. 2.4) και δίνεται από:

$$k_{ij} = (1 - \bar{g}^2 \sigma^2) / (\sigma^2(1 + \sigma_n^2)) \quad (2.10)$$

σ^2 : είναι η διακύμανση της φωτεινότητας των εικονοστοιχείων στο κινούμενο παράθυρο

σ_n^2 : είναι η διακύμανση του θορύβου σε ολόκληρο πλαίσιο του βίντεο (frame)

Η διακύμανση του θορύβου μπορεί να υπολογίζεται σε κάθε πλαίσιο του βίντεο υπολογίζοντας το μέσο όρο διακύμανσης του θορύβου πάνω από μια σειρά παραθύρων με διαστάσεις σημαντικά μεγαλύτερες από ότι το παράθυρο όπου γίνεται το φιλτράρισμα (κινούμενο παράθυρο). Σε κάθε παράθυρο, η διακύμανση του θορύβου υπολογίζεται από:

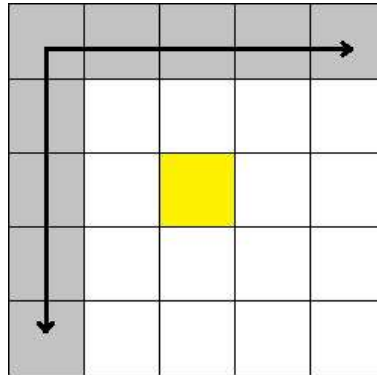
$$\sigma_n^2 = \sum_{p=1}^P \frac{\sigma_p^2}{g_p} \quad (2.11)$$

σ_p^2 : είναι η διακύμανση του θορύβου στο επιλεγμένο παράθυρο

\bar{g}_p : είναι η μέση του θορύβου στο επιλεγμένο παράθυρο

p : είναι ο δείκτης που καλύπτει όλα τα παράθυρα σε ολόκληρο το πλαίσιο του βίντεο.

Αυτό πρέπει να πάει στη θεωρία εκεί όπου επεξηγείς τα φίλτρα δηλ. στο κεφ. 2.3. Βλέπω ότι ξεχάσαμε να βάλουμε την θεωρία για τα 4 διαφορετικά φίλτρα που είναι στο toolbox. Βάλε τα και αυτά μαζί στο 2.3.



Εικόνα 2-7: Δισδιάστατο συρόμενο κινούμενο παράθυρο μεγέθους [5x5].

2.3.2 Κανονικοποίηση

Στην επεξεργασία εικόνας, κανονικοποίηση είναι μια διαδικασία που αλλάζει το εύρος των τιμών έντασης των εικονοστοιχείων. Κανονικοποίηση, μερικές φορές ονομάζεται τέντωμα ιστογράμματος. Σε πιο γενικούς τομείς της επεξεργασίας των δεδομένων, όπως η ψηφιακή επεξεργασία σήματος, αναφέρεται ως δυναμική επέκταση.

Ο σκοπός της δυναμικής επέκτασης στις διάφορες εφαρμογές είναι συνήθως για να φέρει την εικόνα ή άλλο τύπο σήματος, σε μια περιοχή που είναι πιο οικεία ή κανονική προς τις αισθήσεις, εξ ου και ο όρος κανονικοποίησης. Συχνά, το κίνητρο είναι να επιτευχθεί συνοχή στο δυναμικό εύρος για ένα σύνολο δεδομένων.

Η γραμμική κανονικοποίηση μιας ψηφιακής εικόνας επιτυγχάνεται με την πιο κάτω εξίσωση.

$$I_N = (I - \text{Min}) \frac{\text{newMax} - \text{newMin}}{\text{Max} - \text{Min}} + \text{newMin} \quad (2.12)$$

Όπου Min, Max καθορίζουν τα όρια μιας περιοχής (τιμές έντασης) η οποία θα τύχει κανονικοποίησης.

Η κανονικοποίηση μπορεί να εκτελεστεί και με μη γραμμική μέθοδο όπως φαίνεται πιο κάτω.

$$I_N = (\text{newMax} - \text{newMin}) \frac{1}{1 + e^{-\frac{I-\beta}{\alpha}}} + \text{newMin} \quad (2.13)$$

Όπου α ορίζει το πλάτος της έντασης εισόδου, και β ορίζει την ένταση γύρω από το οποίο επικεντρώνεται το εύρος.

Στη παρούσα πτυχιακή εργασία η κανονικοποίηση των βίντεο υπερήχων έγινε προκειμένου να ξεπεραστούν οι μικρές μεταβολές στον αριθμό των εικονοστοιχείων ανά χιλιοστό του βάθους εικόνας.

3 Υλικά και Μέθοδοι

Στο παρόν κεφάλαιο θα γίνει αναλυτική περιγραφή του υλικού που χρησιμοποιήθηκε, δηλαδή τα βίντεο υπερήχων που χρησιμοποιήθηκαν για την παρούσα μελέτη. Ακολούθως θα γίνει ανάλυση της μεθοδολογίας που ακολουθήθηκε για την εξαγωγή των XY, την εξαγωγή των εικόνων M-mode , την εξαγωγή των διαγραμμάτων καταστάσεως για τα διάφορα βίντεο και εξηγείται ο υπολογισμός των αυτοματοποιημένων μετρήσεων.

3.1 Εγγραφή και Φιλτράρισμα Βίντεο Υπερήχων

Ένα σύνολο 30 βίντεο υπερήχων KA διαφορετικών τύπων αθηρωματικής πλάκας καταγράφηκαν και κανονικοποιήθηκαν με σκοπό να αποφευχθούν μικρές μεταβολές στον αριθμό των εικονοστοιχείων, στη παρούσα μελέτη χρησιμοποιήθηκαν 10 βίντεο κοινών ατόμων (K), 10 ασυμπτωματικών (A) και 10 συμπτωματικών (Σ).

3.1.1 Καταγραφή πραγματικού B-mode υπερηχογραφικού βίντεο

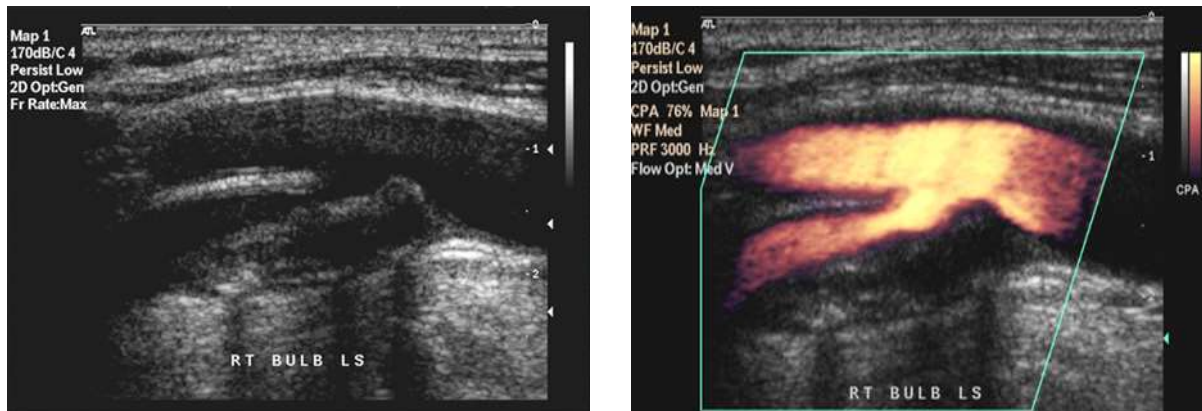
Ένα σύνολο από 30 βίντεο KKA καταγράφηκαν από τον υπερηχογράφο από διαμήκεις εικόνες υπερήχων τύπου B-mode, καταγράφηκαν από τον υπερηχογράφο ATL HDI-5000 με 256 επίπεδα φωτεινότητας και χωρική ανάλυση 16.6 pixels/mm. Τα βίντεο καταγράφηκαν στο χώρο του Ινστιτούτου Γενετικής και Νευρολογίας Κύπρου από 10 K, 10 A και 10 Σ ασθενείς ηλικίας μεταξύ 45 και 75 χρονών (60.36 ± 9.64) για κάθε κατηγορία. Οι πιο πάνω ασθενείς εκτός από τους κανονικούς βρίσκονται σε ρίσκο αθηροσκλήρωσης

Η μέθοδος απεικόνισης B-mode (Brightness mode) παρουσιάζεται η δυσδιάστατη απεικόνιση μιας τομής του σώματος επιστρέφοντας στον μετατροπέα το πλάτος μιας αντήχησης που αντιπροσωπεύεται από ένα σημείο απόχρωσης του γκρι. Επαναλαμβάνεται η ανίχνευση έτσι ώστε να μπορούν να παρασταθούν κινούμενα όργανα σαν εναλλασσόμενες εικόνες .

Στη παρούσα έρευνα τα βίντεο που χρησιμοποιήθηκαν αφορούσαν τη μέθοδο απεικόνισης B-mode. Υπάρχουν όμως ακόμα τρεις μέθοδοι απεικόνισης υπερήχων, A- mode, M- mode και Doppler.

Άλλη μια μέθοδος είναι η απεικόνιση M-mode (Βλ. Εικ. 3-1) η οποία συνδυάζει τις μεθόδους A-mode και B-mode. Η μέθοδος αυτή παρουσιάζει τις δυναμικές μεταβολές της αρτηρίας διαμέσου του καρδιαγγειακού κύκλου. Αυτό συμβαίνει γιατί η απόσταση που αντιπροσωπεύεται από μια κάθετη ακτίνα

η οποία κινείται κατά μήκος της οριζόντιας διάστασης με ένα σταθερό ρυθμό επανάληψης, αυτό έχει σαν αποτέλεσμα αντανakλάσεις που προκύπτουν από τις ακίνητες δομές και γράφημα κίνησης το οποίο δημιουργείται από τις κινούμενες δομές .



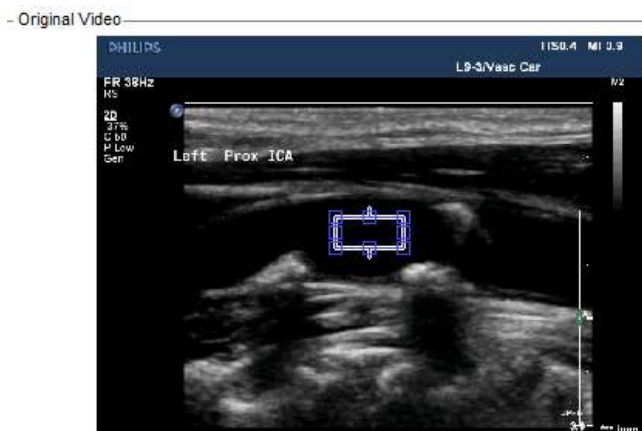
Εικόνα 3-1: Μέθοδος απεικόνισης B-mode και M-mode

Στη πιο πάνω εικόνα στα αριστερά παρουσιάζεται μια εικόνα με τη μέθοδο B-mode ενώ στο δεξιό μέρος φαίνεται παράδειγμα εικόνας M-mode.

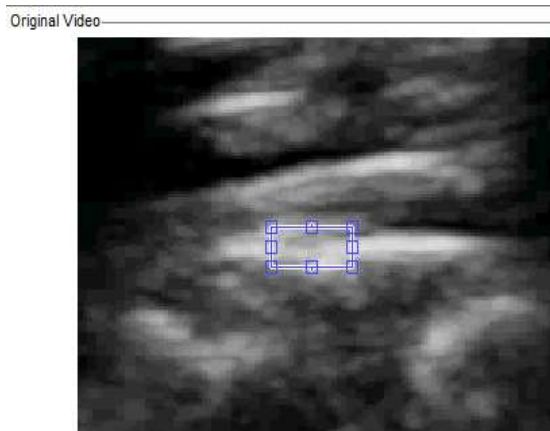
3.1.2 Κανονικοποίηση Βίντεο Υπερήχων

Για την κανονικοποίηση των βίντεο χρησιμοποιήθηκε το Normalization Filtering Toolbox [9]. Το πρόγραμμα αυτό αναπτύχθηκε στη Matlab® και είναι ένα πρόγραμμα προσομοίωσης υπερηχογραφικού συστήματος που λειτουργεί σαν ένα πραγματικό υπερηχογραφικό σύστημα αλλά τεχνητά. Χρησιμοποιώντας το πρόγραμμα αυτό, ολοκληρώθηκε το πρώτο μέρος της επεξεργασίας (Βλ. Εικ. 3-2) και ακολούθως με την χρήση του προγράμματος NiGui [7], (Βλ. Παράρτημα 1), που υλοποιήθηκε στην παρούσα πτυχιακή εργασία, ακολούθησε εξαγωγή και επεξεργασία των XY λαμβάνοντας υπόψη την κίνηση της ΚΚΑ.

Το πρόγραμμα Normalization Filtering Toolbox δέχεται σαν όρισμα τα βίντεο υπερήχων και ανάλογα με τις επιλογές του χρήστη (Βλ. Εικ. 3-2 & Εικ. 3-3) και μεταβάλλει την φωτεινότητα των εικονοστοιχείων. Η διαδικασία αυτή εκτελείται σε όλες τις διαδοχικά πλαίσια του βίντεο. Έτσι δημιουργείται ένα νέο βίντεο υπερήχων το οποίο είναι κανονικοποιημένο.



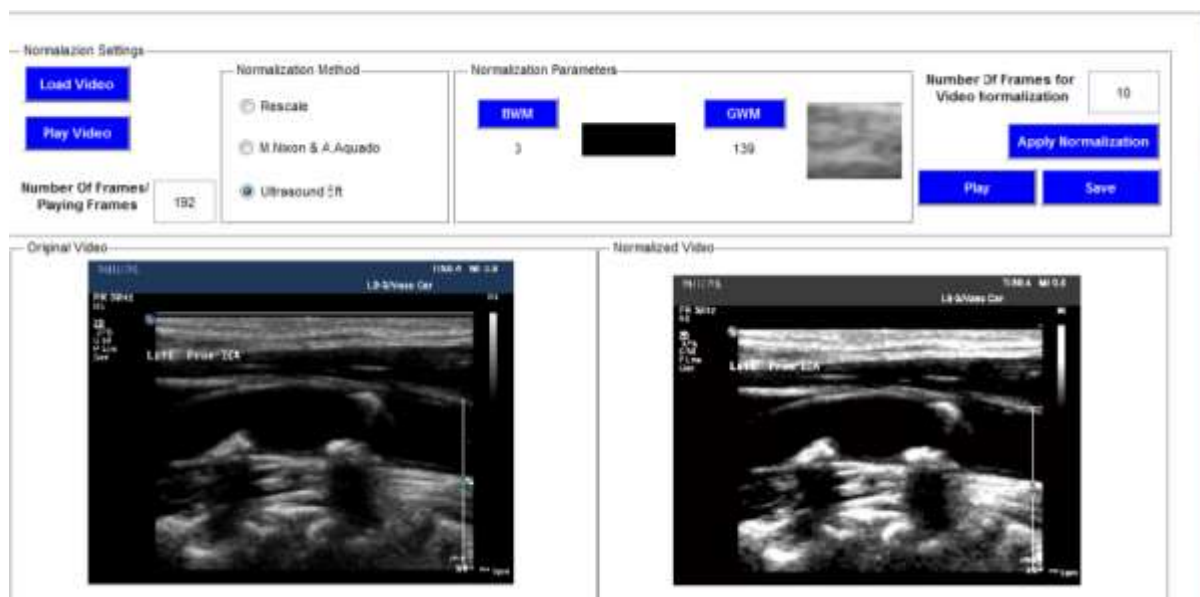
3-2α



3-2β

Εικόνα 3-2: Επιλογή μαύρης και άσπρης περιοχής

Στην εικόνα 3-2α παρουσιάζεται η μέθοδος επιλογής της μαύρης περιοχής, ενώ στην εικόνα 3-2β παρουσιάζεται η επιλογή άσπρης περιοχής, για την καλύτερη επιλογή άσπρης περιοχής η εικόνα έχει μεγιστοποιηθεί στο κατάλληλο σημείο.



Εικόνα 3-3: Normalization Filtering

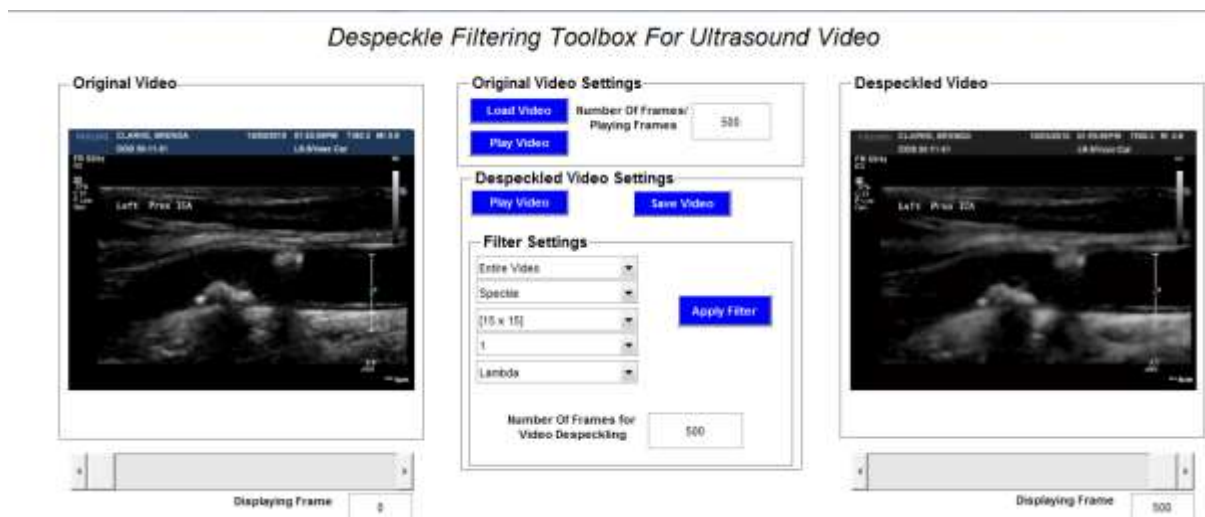
Στην εικόνα 3-3 παρουσιάζεται η μέθοδος κανονικοποίησης που ακολουθήθηκε, παρατηρείται στα αριστερά το αρχικό βίντεο το οποίο φορτώνεται στο πρόγραμμα και στη συνέχεια επιλέγουμε τη μέθοδο με την οποία θέλουμε να κανονικοποιήσουμε το βίντεο υπερήχων. Ακολούθως γίνεται η επιλογή μαύρης και άσπρης περιοχής για να ακολουθήσει μεταβολή της φωτεινότητας των εικονοστοιχείων του βίντεο και

παρουσιάζεται το κανονικοποιημένο βίντεο στα δεξιά της εικόνας το οποίο αποθηκεύεται για χρησιμοποιηθεί πιο μετά. Σε αυτή την εργασία κανονικοποιήθηκαν 30 βίντεο υπερήχων διαφορετικών τύπων ασθενών καρωτιδικής αρτηρίας. Τα 10 αφορούσαν κανονικούς ασθενείς (Κ), 10 συμπτωματικούς (Α) και 10 ασυμπτωματικούς (Σ).

3.1.3 Μείωση πολλαπλασιαζόμενου θορύβου

Για τη διεργασία μείωσης του πολλαπλασιαζόμενου θορύβου χρησιμοποιήθηκε το υφιστάμενο πρόγραμμα Despeckle Filtering Toolbox for Ultrasound videos [15],[16], το οποίο αφαιρεί το πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο από τα υπερηχογραφικά βίντεο. Από το συγκεκριμένο πρόγραμμα χρησιμοποιήθηκε το φίλτρο αφαίρεσης πολλαπλασιαζόμενου θορύβου Despeckle filter local statistics based on the local mean and variance (DsFlsmv, Βλ. Κεφ. 2) το οποίο ανήκει στην κατηγορία των γραμμικών ψηφιακών φίλτρων και βασίζεται στον τοπικό μέσο όρο και την τοπική διακύμανση.

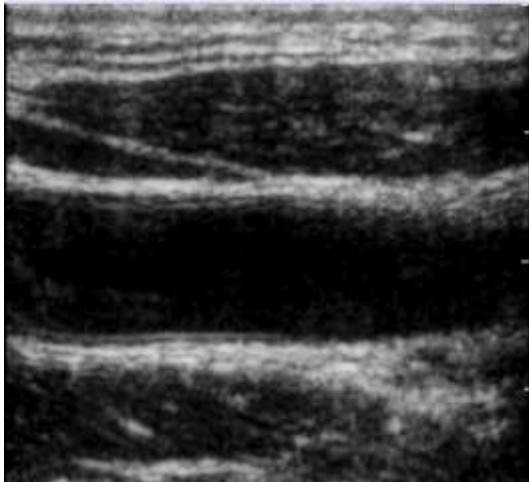
Το Despeckle Filtering Toolbox [15], [16], δέχεται σαν όρισμα το βίντεο υπερήχων και στη συνέχεια γίνεται επιλογή των διαδοχικών πλαισίων των οποίων θέλουμε να τύχουν μείωσης θορύβου. Ακολούθως επιλέγεται η επιλογή φιλτραρίσματος speckle για την παρούσα εργασία και στη συνέχεια γίνεται επιλογή του μεγέθους του κινούμενου παραθύρου και επιλογή των επαναλήψεων. Το φίλτρο εφαρμόζεται σε όλα τα διαδοχικά πλαίσια του βίντεο. Αφού εφαρμοστεί το φίλτρο δίνεται η δυνατότητα αποθήκευσης του νέου βίντεο με το μειωμένο θόρυβο για να χρησιμοποιηθεί στη συνέχεια για περαιτέρω επεξεργασία.



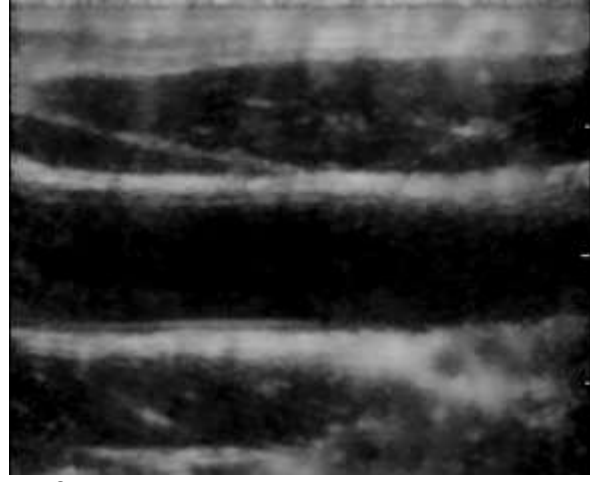
Εικόνα 3-4:Despeckle Filtering Toolbox

Στην Εικ. 3-4 γίνεται παρουσίαση του Despeckle Filtering Toolbox όπου φαίνονται οι επιλογές και η διαδικασία που ακολουθήθηκε για την εξαγωγή του βίντεο με μειωμένο θόρυβο. Επιλέχθηκε μέθοδος

DsFlsmv (Βλ. κεφ. 2.), για ένα παράθυρο 15X15 εικονοστοιχείων και έγινε εφαρμογή του φίλτρου σε 500 διαδοχικά πλαίσια του βίντεο υπερήχων για ένα συμπτωματικό ασθενή με βαθμό στένωσης 75 %.



3-5α



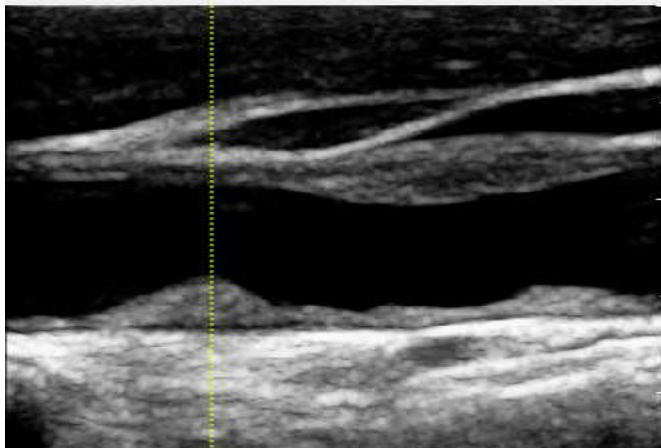
3-5β

Εικόνα 3-5: Σύγκριση βίντεο πριν και μετά το φιλτράρισμα θορύβου

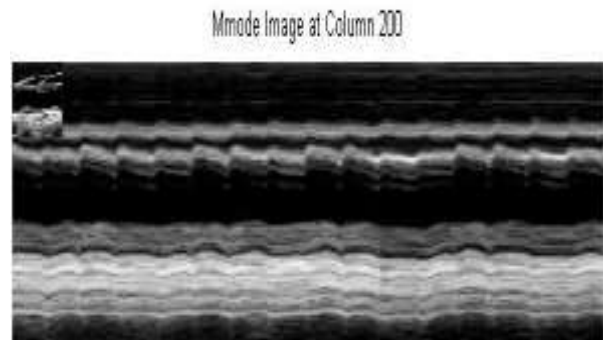
Στην εικόνα 3-5 παρουσιάζονται βίντεο από τις τρεις κατηγορίες ασθενών και γίνεται σύγκριση των βίντεο πριν και μετά τη χρήση του φίλτρου για μείωση του θορύβου. Στην εικόνα 3-5α & 3-5β παρουσιάζεται σύγκριση για ένα κανονικό ασθενή.

3.2 Δημιουργία εικόνας M-mode

Στην παρούσα πτυχιακή εργασία οι εικόνες M-mode εξάχθηκαν για όλες τις ομάδες ασθενών δηλαδή και για τα 30 βίντεο υπερήχων με τη χρήση του προγράμματος BioVian [16], δηλαδή με επεξεργασία των βίντεο. Αφού εισάγουμε σαν όρισμα το βίντεο υπερήχων στο πρόγραμμα ξεκινάει η διαδικασία δημιουργίας και εξαγωγής της εικόνας M-mode. Μια εικόνα M-mode δημιουργείται επιλέγοντας μια συγκεκριμένη στήλη η οποία παραμένει η ίδια σε όλα τα διαδοχικά πλαίσια του βίντεο, έτσι παίρνουμε την πληροφορία κάθε πλαισίου η οποία τοποθετείται η μια δίπλα στην άλλη. Πιο συγκεκριμένα, ο χρήστης τοποθετεί κατακόρυφη κίτρινη στήλη στην περιοχή της ΚΑ που θέλουμε (Βλ. Εικ. 3-6α) να παρακολουθήσουμε. Στη συνέχεια, γίνεται σάρωση έντασης του κάθε εικονοστοιχείου κατά μήκος της κατακόρυφης στήλης (Βλ. Εικ. 3-6α) σε κάθε πλαίσιο του βίντεο. Έτσι δημιουργείται μία εικόνα M-mode (Βλ. Εικ. 3-6β).



3-6α



3-6β

Εικόνα 3-6: Εξαγωγή εικόνας M-mode

Στην Εικ. 3-6α φαίνεται το πρώτο πλαίσιο του βίντεο υπερήχων στο οποίο τοποθετούμε την κατακόρυφη κίτρινη γραμμή στη στήλη 200, από αυτό το σημείο παίρνουμε την πληροφορία για την εξαγωγή της εικόνας M-mode. Στην Εικ. 3-6β παρουσιάζεται η εικόνα M-mode που δημιουργείται με την αποθήκευση του μέσου όρου της κάθε διαστολής και συστολής της ΚΚΑ, με αποτέλεσμα να παρακολουθούμε όσο το δυνατό καλύτερα την κίνηση της ΚΚΑ.

3.2.1 Κατάτμηση εικόνας M-mode

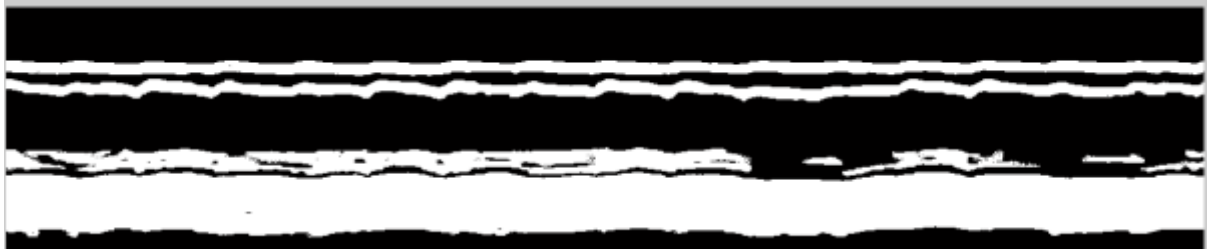
Αφού δημιουργήσουμε την εικόνα M-mode γίνεται επεξεργασία της εικόνας, γίνεται κατάτμηση του πάνω και κάτω τοιχώματος της ΚΑ με σκοπό να εξάγουμε τα σημεία σύσπασης και χαλάρωσης, η επεξεργασία αυτή γίνεται μέσω του προγράμματος BioVian. Ο λόγος που υπολογίζονται τα σημεία αυτά είναι για να προσδιορίσουν τα αυτοματοποιημένα πλαίσια όπου υπήρξε σύσπαση και χαλάρωση. Η ύπαρξη θορύβου στο βίντεο υπερήχων έχει σαν επακόλουθο να υπάρχει θόρυβος και στην εικόνα M-mode. Θεωρείται μη αποδοτική η εφαρμογή αλγορίθμων επεξεργασίας και ανάλυσης στην εικόνα M-mode, χωρίς προηγουμένως να αφαιρεθεί ο πολλαπλασιαζόμενος θόρυβος [8]. Ως εκ τούτου, για την κατάτμηση των σημείων σύσπασης και χαλάρωσης του τοιχώματος της ΚΚΑ εφαρμόζεται αρχικά φίλτράρισμα στην εικόνα M-mode χρησιμοποιώντας το φίλτρο DsFlsmv που έχει περιγραφεί πιο πάνω.

Η συνάρτηση DsFlsmv εξομαλύνει τα διαδοχικά πλαίσια του βίντεο. Στη συνέχεια εφαρμόζεται ενιαία καταωφλίωση έτσι ώστε η εικόνα να μετατραπεί σε εικόνα δύο κυρίων αποχρώσεων (Βλ. Εικ. 3-7α). Η

τεχνική αυτή χρησιμοποιείται ευρέως για τη μετατροπή μιας εικόνας σε δυαδική (binarization). Στο σύστημα BioViAn [32], για να οριστεί τιμή κατωφλίου χρησιμοποιείται η συνάρτηση 'graythresh' η οποία είναι ήδη υλοποιημένη από τη Matlab® και χρησιμοποιεί τη μέθοδο του Otsu [21]. Μετά χρησιμοποιείται η συνάρτηση 'im2bw' η οποία μετατρέπει τη φιλτραρισμένη εικόνα σε δυαδική. Οι τιμές της έντασης των pixel της φιλτραρισμένης εικόνας που είναι μεγαλύτερες από την τιμή κατωφλίου τότε οι τιμές των αντίστοιχων εικονοστοιχείων της νέας δυαδικής εικόνας παίρνουν την τιμή 1 (άσπρο), ενώ οι υπόλοιπες τιμές των αντίστοιχων εικονοστοιχείων παίρνουν την τιμή 0 (μαύρο) (Βλ. Εικ. 3-7β) .

Στη συνέχεια ακολουθεί η κατάτμηση της δυαδικής εικόνας με τη χρήση του αλγορίθμου Region Based Active Contour Segmentation (region_seg.m) ο οποίος υλοποιήθηκε από τον Shawn Lankton (www.mathworks.com) [9] (Βλ. Εικ. 3.7γ).

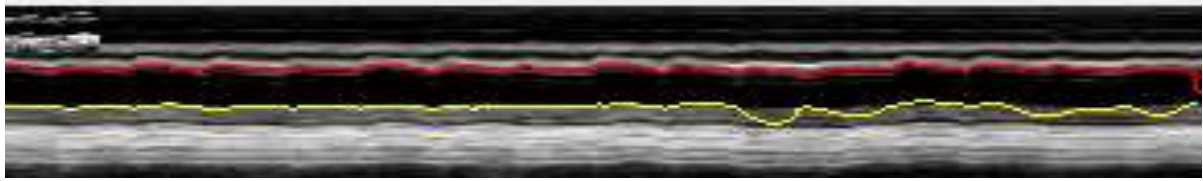
Ακολούθως, χρησιμοποιείται ο αλγόριθμος findboundaries.m [16], ο οποίος είναι ήδη υλοποιημένος στο πρόγραμμα BioViAn, και επεξεργάζεται τις πληροφορίες που προκύπτουν από τον αλγόριθμο region_seg.m και επιστρέφει τα όρια του πάνω (κόκκινη γραμμή) και του κάτω (κίτρινη γραμμή) τοιχώματος της ΚΚΑ (Βλ. Εικ. 3-7γ).



3-7α



3-7β



3-7γ

Εικόνα 3-7: Διαδοχικά βήματα κατάτμησης εικόνας M-mode, α) Μετατροπή εικόνας σε ασπρόμαυρη, β) Επιλογή σημείων του αυλού στο πάνω και κάτω τοίχωμα ΚΚΑ, γ) τελική εξαγωγή περιγράμματος του αυλού της ΚΚΑ.

Στην εικόνα 3-7α παρουσιάζεται η εικόνα M-mode μετά την δυαδική επεξεργασία, η εικόνα 3-7β φαίνεται η μέθοδος επιλογής των ορίων με τη χρήση της συνάρτησης `findboundaries.m` ενώ ακολούθως η εικόνα 3-7γ παρουσιάζει το πάνω (κόκκινη γραμμή) και κάτω (κίτρινη γραμμή) όριο του τοιχώματος της ΚΚΑ.

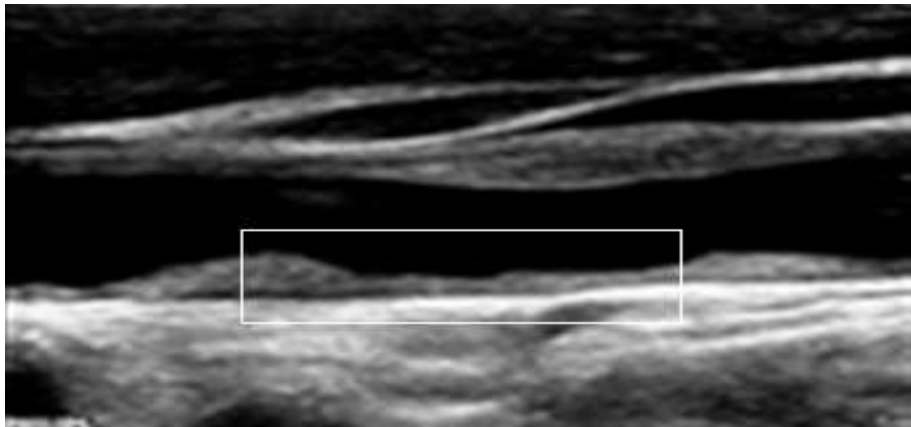
3.2.2 Προσδιορισμός καταστάσεων κίνησης (State diagram)

Για τον προσδιορισμό του διαγράμματος κίνησης, δηλαδή την κίνηση της ΚΑ βάση της εικόνας M-mode, υπολογίζεται η απόλυτη τιμή του μέσου όρου του πάνω και του κάτω ορίου του τοιχώματος της y συντεταγμένης σε εικονοστοιχεία, και καθώς η ανάλυση του πλαισίου (resolution) είναι γνωστή, ο μέσος όρος μεταξύ των τοιχωμάτων παρουσιάζεται σε χιλιοστά (mm). Για την ανεύρεση των τοπικών μεγίστων (μέγιστη μετατόπιση ΚΑ κατά τη χαλάρωση – relaxation) και ελαχίστων (μέγιστη μετατόπιση ΚΑ κατά τη σύσπαση – contraction) γίνεται χρήση του αλγορίθμου `extrema.m` ο οποίος και υλοποιήθηκε από τον Carlos Vargas Aguilera (www.mathworks.com). Για την ανεύρεση των τοπικών ελαχίστων και μεγίστων στο αρχικό διάγραμμα κίνησης τα οποία θα καθορίσουν τα πλαίσια της σύσπασης και χαλάρωσης, που είναι και τα επιθυμητά, χρησιμοποιείται ο αλγόριθμος `findMinMax.m`, ο οποίος υλοποιήθηκε για το πρόγραμμα BioViAn. Ο αλγόριθμος `findMinMax.m` χρησιμοποιεί τη συνάρτηση `extrema.m` παίρνοντας σαν όρισμα τα αποτελέσματά της και στη συνέχεια προσδιορίζει τις θέσεις των τοπικών ελαχίστων (*) και μεγίστων (*) πάνω στο αρχικό διάγραμμα καταστάσεων

Μέσα από τα αποτελέσματα του αλγορίθμου `findMinMax.m`, εξάγονται τα σημεία στο χρόνο (frames) στα οποία υπάρχει σύσπαση (contraction) και τα frames στα οποία υπάρχει χαλάρωση (relaxation). Δίνεται η δυνατότητα υπολογισμού της ελάχιστης μετατόπισης της ΚΑ κατά τη σύσπαση και η μέγιστη μετατόπιση των τοιχωμάτων της ΚΚΑ. Βάσει των πλαισίων που έχουν εξαχθεί και γνωρίζοντας το frame-rate του βίντεο, υπολογίζεται η διάρκεια του καρδιαγγειακού κύκλου.

3.2.3 Επιλογή περιοχής ενδιαφέροντος

Για να μελετήσουμε συγκεκριμένες περιοχές της ΚΑ όπως το κάτω τοίχωμα, πάνω τοίχωμα και το αυλό, επιλέγεται από το χρήστη μια συγκεκριμένη περιοχή ενδιαφέροντος η οποία θέλει να τύχει επεξεργασίας και ανάλυσης. Παρακάτω (Βλ. Εικ. 3-8) παρουσιάζεται ο τρόπος επιλογής τα περιοχής ενδιαφέροντος , όμως ο τρόπος λειτουργίας του προγράμματος θα επεξηγηθεί πιο αναλυτικά στο επόμενο υποκεφάλαιο.



Εικόνα 3-8:Περιοχή ενδιαφέροντος

Στην εικόνα 3-8 παρουσιάζεται ένα πλαίσιο από βίντεο υπερήχων ενός συμπτωματικού ασθενή με βαθμό στένωσης 75% όπου έχει γίνει επιλογή περιοχής ενδιαφέροντος, έχει επιλεγεί η περιοχή του κάτω τοιχώματος και της ΚΚΠ.

3.2.4 Τρόπος λειτουργίας αυτοματοποιημένου συστήματος NiGui

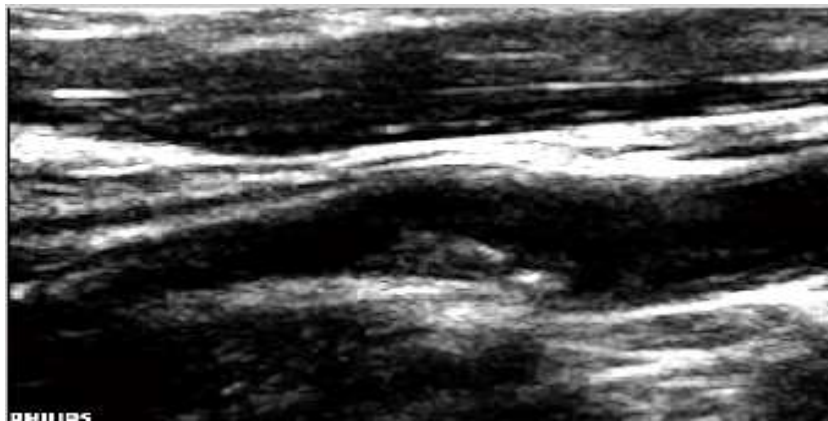
Στο αυτοματοποιημένο σύστημα NiGui ενσωματώθηκαν τα υφιστάμενα προγράμματα Despeckle Filtering Toolbox for Ultrasound videos, BioViAn και Normalization Filtering Toolbox για καλύτερη ανάλυση και επεξεργασία των βίντεο ΚΚΑ.

Αρχικά προτού να γίνει οποιαδήποτε επεξεργασία και ανάλυση επιλέγεται το βίντεο που θέλει ο χρήστης για να τύχει προ-επεξεργασίας για αφαίρεση θορύβου με τη χρήση του προγράμματος Despeckle Filtering Toolbox for Ultrasound videos και κανονικοποίησης μέσω του προγράμματος Normalization Filtering Toolbox με τη μεθοδολογία που αναφέρθηκε στις πιο πάνω υποενότητες (Βλ. Κεφ. 2).

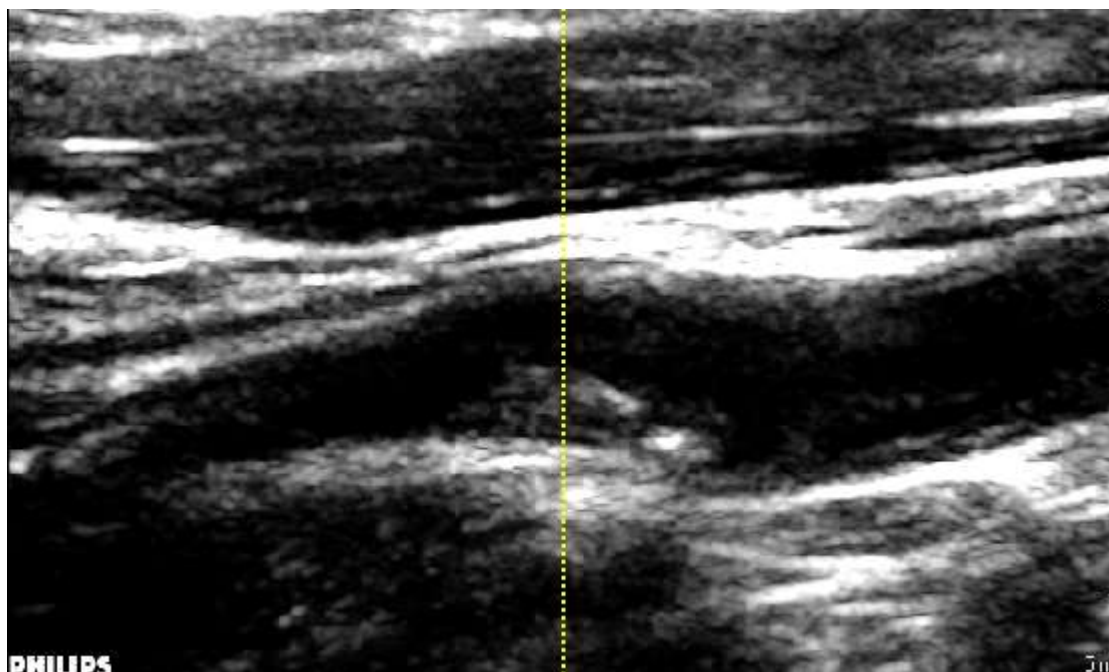
Η Εικ. 3-9 παρουσιάζει τη διαδικασία ανάλυσης της κίνησης ΚΑ μέσω του συστήματος NiGui και ακολούθως παρουσιάζεται σε ένα διάγραμμα (Βλ. Εικ. 3-12) όπου φαίνονται τα αυτοματοποιημένα σημεία συστολής και διαστολής των τοιχωμάτων της ΚΚΑ.

Ακολούθως εισάγεται σαν όρισμα το υπερηχογραφικό βίντεο το οποίο θέλουμε να αναλύσουμε (Βλ. Εικ. 3-9α) στο σύστημα BioViAn και παρουσιάζεται το πρώτο πλαίσιο του βίντεο. Μέσω του προγράμματος μπορούμε να επιλέξουμε την περιοχή που θέλουμε να μελετήσουμε τοποθετώντας τη κατακόρυφη στήλη (Βλ. Εικ. 3-9β). Αυτό γίνεται για να εξάγουμε την εικόνα M-mode. Ο χρήστης μπορεί να επιλέξει περισσότερες από μια γραμμές εξέτασης και στο τέλος θα εμφανιστεί ένας μέσος όρος των αυτοματοποιημένων σημείων (συστολή και διαστολή) που πήραμε. Ο λόγος της χρήσης των περισσότερων γραμμών εξέτασης είναι για να έχουμε μια πιο ολοκληρωμένη παρατήρηση της κίνησης της ΚΚΑ από διαφορετικά σημεία του B-mode βίντεο. Ο χρήστης προσδιορίζει την έκταση της περιοχής στη B-mode εικόνα ΚΑ που θέλει να παρακολουθήσει και ακολούθως επιλέγει τον αριθμό των γραμμών εξέτασης. Οι γραμμές αυτές εμφανίζονται διαδοχικά εντός της περιοχής παρακολούθησης που επέλεξε ο χρήστης και σε ίση απόσταση η μια από την άλλη.

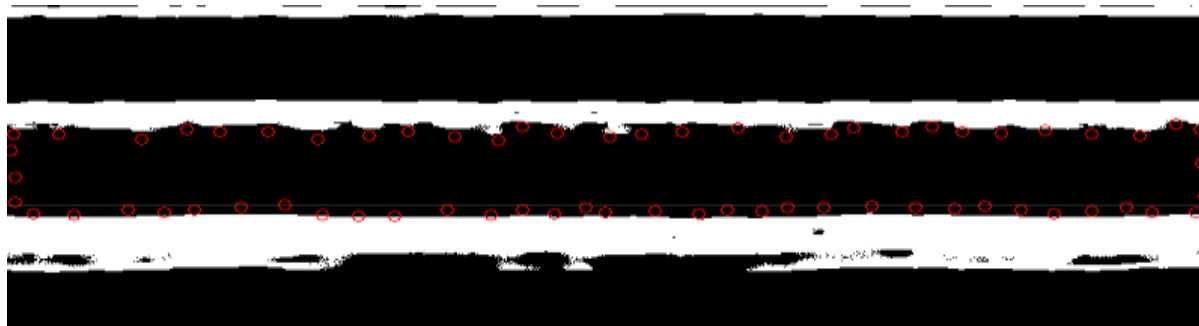
Αφού έχει καθοριστεί η γραμμή εξέτασης, το πρόγραμμα εμφανίζει την M-mode εικόνα της ΚΚΑ. Ακολούθως, γίνεται κατάτμηση των τοιχωμάτων της ΚΚΑ που παρουσιάζονται στην M-mode εικόνα (Βλ. Εικ. 3-9γ). Η κόκκινη γραμμή εμφανίζεται στα πάνω όρια και η κίτρινη γραμμή εμφανίζεται στα κάτω όρια του τοιχώματος. Για τον προσδιορισμό της κίνησης της ΚΑ, υπολογίζεται η απόλυτη τιμή του μέσου όρου του πάνω και του κάτω ορίου του τοιχώματος της y συντεταγμένης σε εικονοστοιχεία.



3-9α



3-9β

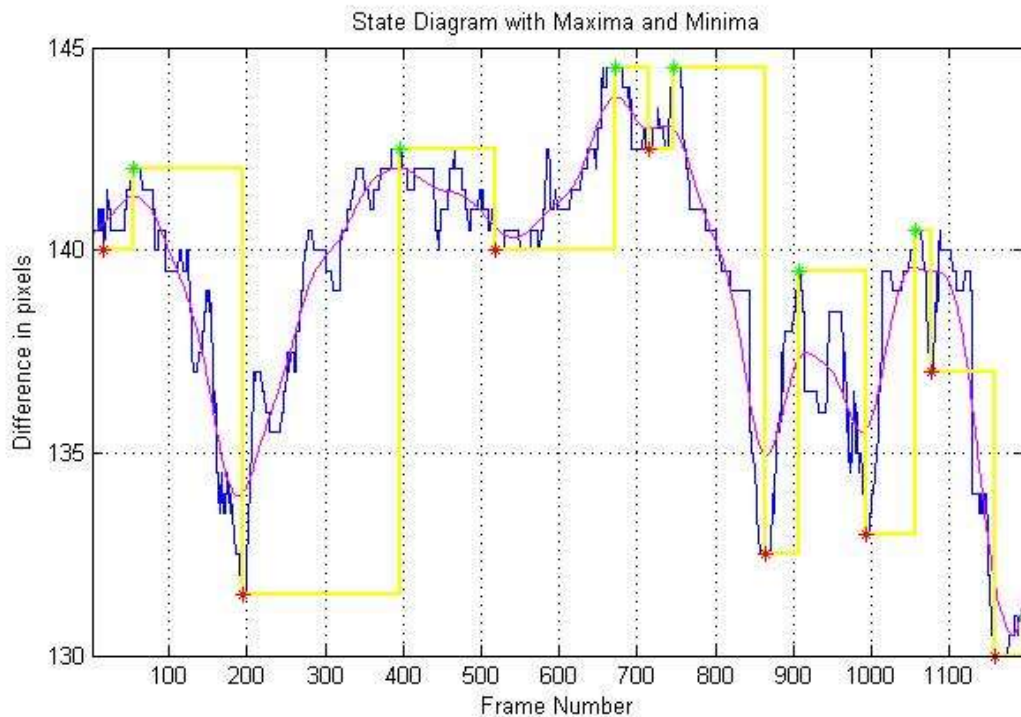


3-9γ

Εικόνα 3-9: Επιλογή στήλης για κατάτμηση της εικόνας M-mode και διαδικασία επεξεργασίας υπερηχογραφικού βίντεο ΚΚΑ συμπτωματικού ασθενή σε σύνολο 1200 πλαισίων.

(α) Επιλογή υπερηχογραφικού βίντεο και επιλογή περιοχής και καθορισμός κατακόρυφων στηλών για τη δημιουργία των M-mode εικόνων, (β) Φόρτωση του βίντεο στο πρόγραμμα, (γ) Δημιουργία δυαδικής εικόνας και κατάτμηση άνω και κάτω ορίου των τοιχωμάτων της εικόνας M-mode ΚΑ.

Τέλος εμφανίζεται το διάγραμμα κίνησης με τα αυτοματοποιημένα σημεία συστολής και διαστολής της ΚΚΑ (Βλ. Εικ. 3-10). Στον οριζόντιο άξονα δίδεται ο αριθμός των πλαισίων του βίντεο (Frame Number) και στον κάθετο άξονα παρουσιάζεται η διαφορά σε εικονοστοιχεία (“Difference in pixels”).



Contraction Frames () :	16 194 519 716 865 994 1078 1159
Minimum Carotid diameter (mm):	7.8313 mm at frame 1159
Distension Frames () :	55 396 673 747 908 1056 1056 1196
Maximum Carotid diameter (mm):	8.7048 mm at frame 673
<input type="button" value="Measurements"/>	

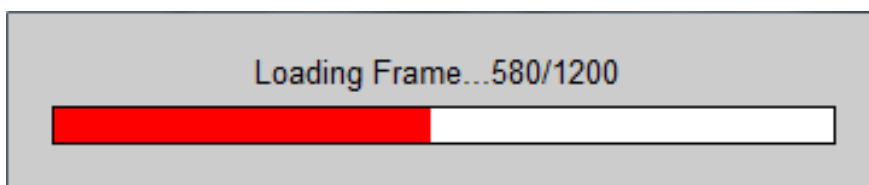
Εικόνα 3-10: Διάγραμμα Καταστάσεων και πλαίσια συστολής και διαστολής ΚΑ

Η Εικ. 3-10 παρουσιάζει το διάγραμμα καταστάσεων που εξάχθηκε από τον συμπτωματικό ασθενή σε ένα σύνολο 1200 πλαισίων. Επίσης φαίνονται τα σημεία διαστολής και συστολής σε όλη τη διάρκεια του καρδιαγγειακού κύκλου. Παρατηρείται η παρουσία 12 αναπνευστικών κύκλων για το πάνω βίντεο.

Ακολούθως το βίντεο που επιλέγεται εισάγεται σαν όρισμα XY. Με την εισαγωγή του βίντεο η συνάρτηση αναγνωρίζει το βίντεο και το μετατρέπει σε ένα σύνολο διαδοχικών πλαισίων τα οποία στο σύνολό τους αποτελούν το όρισμα. Όταν εισάγεται το βίντεο σαν όρισμα παρουσιάζεται το πρώτο

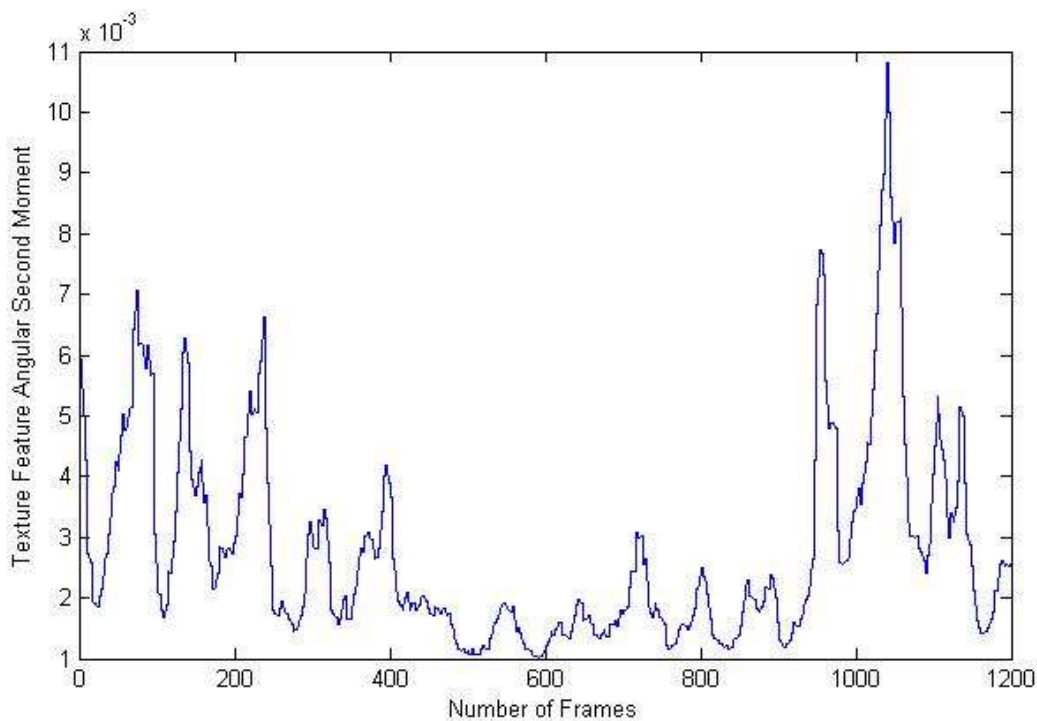
πλαίσιο του βίντεο στο οποίο γίνεται η επιλογή της περιοχής ενδιαφέροντος . Η επιλογή περιοχής γίνεται για να μειώσουμε το χρόνο που χρειάζεται για την επεξεργασία ολόκληρου του βίντεο αλλά και για να επικεντρωθούμε σε σημαντικές περιοχές όπως η περιοχές των τοιχωμάτων (πάνω και κάτω τοίχωμα ΚΚΑ), τη περιοχή της ΚΠ και την περιοχή του αυλού.

Στη συνέχεια η περιοχή ενδιαφέροντος που επιλέγεται στο πρώτο πλαίσιο, επεκτείνεται σε XY σε όλη τη διάρκεια του καρδιαγγειακού κύκλου. Το προτεινόμενο σύστημα δίνει τη δυνατότητα εξαγωγής συγκεκριμένου XY το οποίο επιλέγεται από το χρήστη αλλά και την εξαγωγή 65 διαφορετικών XY. Μέσω του συστήματος εξάγονται γραφικές παραστάσεις των XY (Βλ. Εικ. 3-12), συγκρίνονται XY διαφορετικών βίντεο, γίνονται μετρήσεις ποιότητας, συγκρίνεται η γραφική παράσταση XY με το διάγραμμα καταστάσεων σε οπτική μορφή και όλα τα XY που εξάγονται αποθηκεύονται για περαιτέρω ανάλυση. Τα αποτελέσματα που εξάγονται από το υλοποιημένο σύστημα θα παρουσιαστούν πιο αναλυτικά σε επόμενο κεφάλαιο της παρούσας εργασίας.



Εικόνα 3-11: Εισαγωγή όλων των πλαισίων υπερηχογραφικού βίντεο ΚΚΑ

Στην εικόνα 3-11 φαίνεται η εισαγωγή όλων των διαδοχικών πλαισίων που αποτελούν το βίντεο έτσι ώστε να γίνει ολοκληρωμένη ανάλυση του υπερηχογραφικού βίντεο ΚΑ.



Εικόνα 3-12:Γραφική παράσταση XY Γωνιακή ροπή 2ης τάξης (angular second moment)

Στην Εικ. 3-12 παρουσιάζεται γραφική παράσταση του XY γωνιακή ροπή 2ης τάξης (angular second moment). Στον άξονα x παρουσιάζεται το σύνολο των πλαισίων που αποτελούν το βίντεο ενώ στον άξονα y παρουσιάζεται η τιμή του χαρακτηριστικού στο συγκεκριμένο χρονικό σημείο.

3.2.4.1 Εξαγωγή μετρήσεων αποτίμησης

Για αξιολόγηση του συστήματος και καλύτερη παρακολούθηση της κίνησης KA ορίστηκε μια ομάδα μετρήσεων. Τα μέτρα αποτίμησης που ακολουθούν δείχνουν τα σφάλματα που υπάρχουν μεταξύ αυτόματων μετρήσεων σε ένα σύστημα ανάλυσης κίνησης KA και εξαγωγής XY

Ο μέσος όρος λάθους (Mean absolute error – MAE) το οποίο δίδεται ως ακολούθως:

$$MAE = \sum_i |A_i - M_i|/N \quad (3.1)$$

Το μέσο απόλυτο σφάλμα (MAE) είναι μια ποσότητα που χρησιμοποιείται για να μετρήσουμε πόσο κοντά είναι οι εκτιμήσεις ή προβλέψεις για τα ενδεχόμενα αποτελέσματα

Στη θεωρία πιθανοτήτων και της στατιστικής, ο συντελεστής διακύμανσης (Coefficient of Variation-CV), επίσης γνωστή ως σχετική τυπική απόκλιση (RSD), είναι ένα τυποποιημένο μέτρο της διασποράς μιας κατανομής πιθανότητας ή κατανομή συχνότητας. Συχνά εκφράζεται ως ποσοστό και δίδεται σαν :

$$C_V = \frac{\sigma}{\mu} \quad (3.2)$$

με σ και μ ,τυπική απόκλιση και μέση τιμή. Δείχνει την έκταση της μεταβλητότητας σε σχέση με το μέσο όρο του πληθυσμού.

Ο συντελεστής Spearman (Spearman Correlation)

Όσον αφορά τις στατιστικές χρησιμοποιείται ο συντελεστής συσχέτισης Spearman (rho Spearman), το όνομά του από τον Charles Spearman και συχνά συμβολίζεται με το ελληνικό γράμμα ρ . Αξιολογεί το πόσο καλή είναι η σχέση μεταξύ των δύο μεταβλητών μπορεί να περιγραφεί χρησιμοποιώντας μια μονότονη συνάρτηση και ορίζεται ως ακολούθως :

$$r_s = \rho_{r_{GX}, r_{GY}} = \frac{\text{COV}(r_{GX}, r_{GY})}{\sigma_{r_{GX}} \sigma_{r_{GY}}} \quad (3.3)$$

3.2.4.2 Μέτρα αποτίμησης ποιότητας

Στη συνέχεια εξάγαμε με τη βοήθεια συνάρτησης που δημιουργήθηκε στη παρούσα πτυχιακή εργασία μέτρα αποτίμησης ποιότητας για να μελετήσουμε κατά πόσο επηρέασαν τα αρχικά βίντεο τα φίλτρα τα οποία χρησιμοποιήθηκαν σε σύγκριση με το αρχικό βίντεο.

Η ποιότητα των ιατρικών εικόνων μπορεί να οριστεί σε σχέση με την κλινική τους απόδοση σε περιπτώσεις όπως η ανίχνευση πληγών και την ταξινόμηση. Η τυπική τους απόδοση μπορεί να είναι η ανίχνευση κάποιας ανωμαλίας ή ο υπολογισμός ορισμένων παραμέτρων. Η αξιολόγηση της ποιότητας της εικόνας/βίντεο μπορεί να γίνει με την εφαρμογή ποιοτικών χαρακτηριστικών. Έτσι ελέγχεται κατά πόσο ένα φίλτρο βελτιώνει ή όχι την ποιότητα του βίντεο . Οι διαφορές μεταξύ του αρχικού και κανονικοποιημένου βίντεο και του φιλτραρισμένου θα αξιολογηθούν υπολογίζοντας τα πιο κάτω ποιοτικά χαρακτηριστικά: 1) Σφάλμα γεωμετρικού μέσου όρου (Geometric Average Error – GAE), 2) Σφάλμα μέσης τετραγωνικής τιμής (Mean Square Error - MSE), 3) Σφάλμα σήματος προς θόρυβο (Signal – to – Noise Ratio – SNR), 4) Τετραγωνική ρίζα λάθους μέσης τετραγωνικής τιμής (Square Root Mean

Square Error – SRMSE), 5) Λόγος κορυφής σήματος προς θόρυβο (Peak Signal to NoiseRatio – PSNR), 6) Μέτρο Minskowski 3ης ισχύος (Minskowski Measure 3rd power – MM3), 7) Μέτρο Minskowski 4ης ισχύος (Minskowski Measure 4rd power – MM4), 8) Γενικός Δείκτης Ποιότητας (Universal Quality Index – UQI), 9) Διαρθρωτικός Δείκτης Ομοιότητας (Structural Similarity Index – SSI), 10) Μέση Διαφορά (Average Difference – AD), 11) Διαρθρωτικό Περιεχόμενο (Structural Content – SC), 12) Κανονικοποιημένος συσχετισμός (Normalized Cross – Correlation – NCC), 13) Μέγιστη Διαφορά (Maximum Difference – MD), 14) Λαπλασιανό Λάθος Τετραγωνικής Τιμής (Laplacian Mean Square Error – LMSE), 15) Κανονικοποιημένο απόλυτο σφάλμα (Normalize Absolute Error – NAE).

3.2.5 Παραμετρικό τεστ (Wilcoxon rank sum test)

Το παραμετρικό τεστ, Wilcoxon rank sum test [14], [7] είναι μια στατιστική μέθοδος η οποία μας βοηθά να εξάγουμε κάποια συμπεράσματα για ένα συγκεκριμένο δείγμα και να συγκρίνουμε μετρήσεις ανά ζεύγη, κατά πόσο δηλαδή είναι όμοιες ή όχι οι κατανομές των δειγμάτων προς σύγκριση . Θεωρούμε ότι οι μετρήσεις προέρχονται από ανεξάρτητα δείγματα και ότι οι κατανομές τους έχουν την ίδια γενική μορφή. Όλες οι τιμές κατατάσσονται σε αύξουσα σειρά. Το μικρότερο άθροισμα διατάξεων W_A ακολουθεί προσεγγιστικά κανονική κατανομή:

$$z = \frac{W_A - \mu_A}{\sigma_A} \text{ και } Z \sim N(0,1)$$

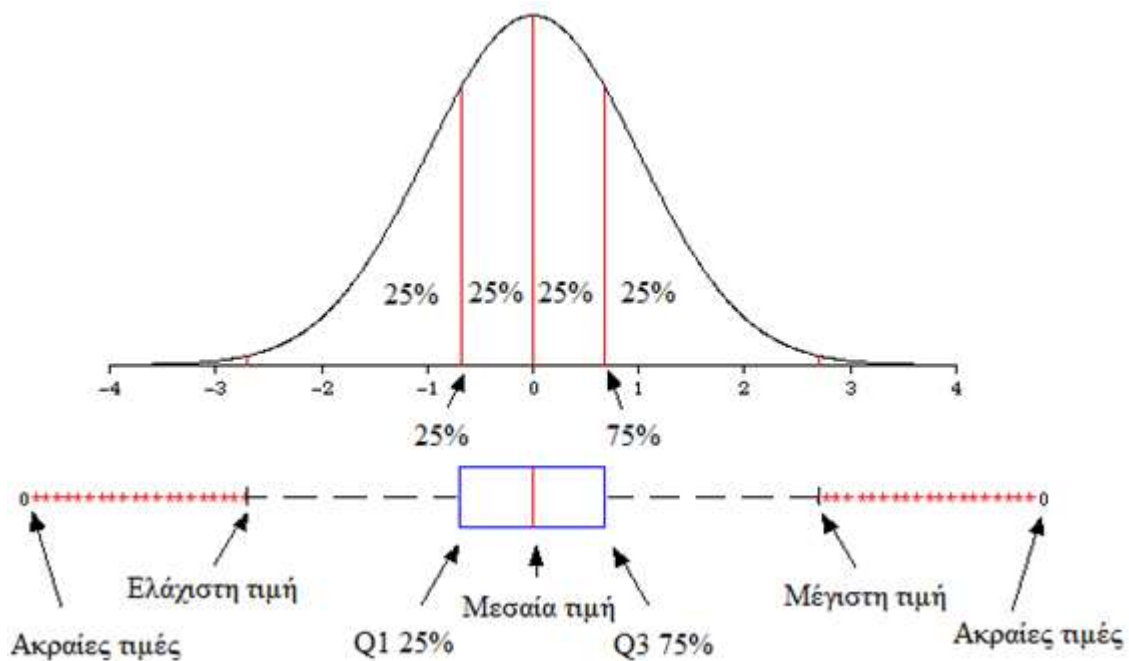
$$\mu_A = \frac{n_1(n_1 + n_2 + 1)}{2} \quad (3.4)$$

$$\sigma_A = \sqrt{\frac{n_1 n_2 (n_1 + n_2 + 1)}{12}}$$

Έστω n_1, n_2 δύο δείγματα, W_A είναι το άθροισμα των αυξόντων αριθμών των διανυσμάτων που δημιουργούνται από την αφαίρεση των δειγμάτων μεταξύ ($n_1 - n_2$) και ακολουθεί κανονική κατανομή με μ_A και σ_A ο μέσος όρος και η τυπική απόκλιση αντίστοιχα. Ως επίπεδο σημαντικότητας χρησιμοποιείται η τιμή $p = 0.05$ Ανάλογα με το επίπεδο σημαντικότητας που προκύπτει στον έλεγχο της μηδενική υπόθεσης (ότι δεν υπάρχουν διαφορές μεταξύ των δειγμάτων) γίνεται δεκτή ή απορρίπτεται. Αν δηλαδή η τιμή p είναι μεγαλύτερη από το 0.05 τότε γίνεται δεκτή η υπόθεση διαφορετικά απορρίπτεται.

3.2.6 Θηκογράμματα - Boxplot Graphs

Τα θηκογράμματα είναι μια στατιστική αναπαράσταση των χαρακτηριστικών μιας κατανομής που χρησιμοποιεί πέντε στατιστικά στοιχεία: την μεσαία τιμή (median) – Q2, τις ακραίες τιμές που αντιστοιχούν στο πρώτο τεταρτημόριο (Q1) 25% και το τρίτο τεταρτημόριο(Q3) 75%, και τη μέγιστη και ελάχιστη τιμή. Ένα θηκόγραμμα παρουσιάζεται με την κάτω βάση να είναι το Q1 την πάνω βάση το Q3 και την κόκκινη γραμμή η μεσαία τιμή. Το Q (quantile - τεταρτημόριο) αντιπροσωπεύει τα ποσοστιαία (25% ή 75%) του δείγματος σε σχέση με τα ποσοστιαία του πληθυσμού της κανονικής κατανομής. Το IQR (inter quartile range) είναι το διάστημα μεταξύ των τεταρτημόριων Q1 και Q3 και εκφράζει τη διάδοση των δεδομένων και μας δείχνει που κυμαίνονται οι περισσότερες τιμές του δείγματος [22]. Τα θηκογράμματα είναι χρήσιμα σε περίπτωση που έχουμε να συγκρίνουμε διάφορα σύνολα δειγμάτων. Γι' αυτό το λόγο για την αποτίμηση της εργασίας θα υπολογιστούν τα θηκογράμματα – boxplot (βλ. Εικ. 3-13) που αντιστοιχούν σε κάποια χαρακτηριστικά τα οποία έχουν επιλεχθεί.



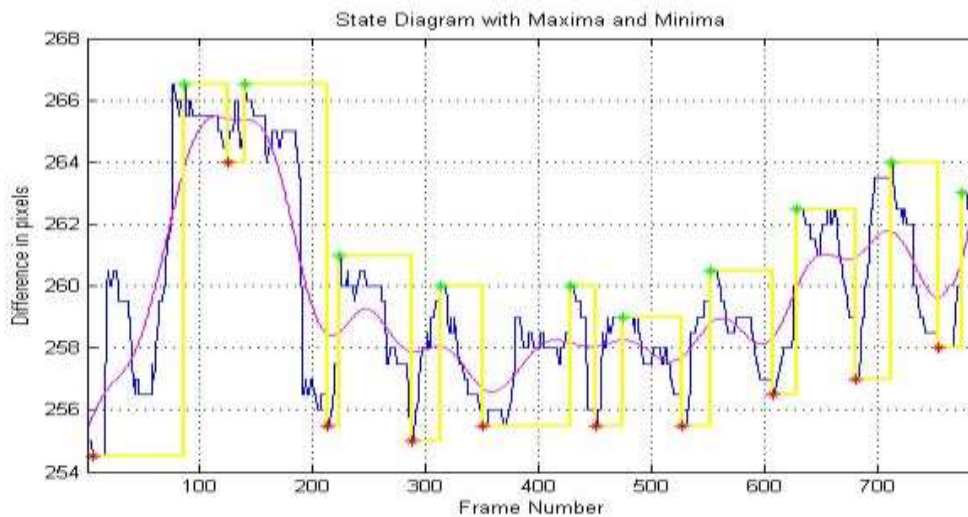
Εικόνα 3-13: Οπτική επεξήγηση θηκογράμματος

4 Αποτελέσματα

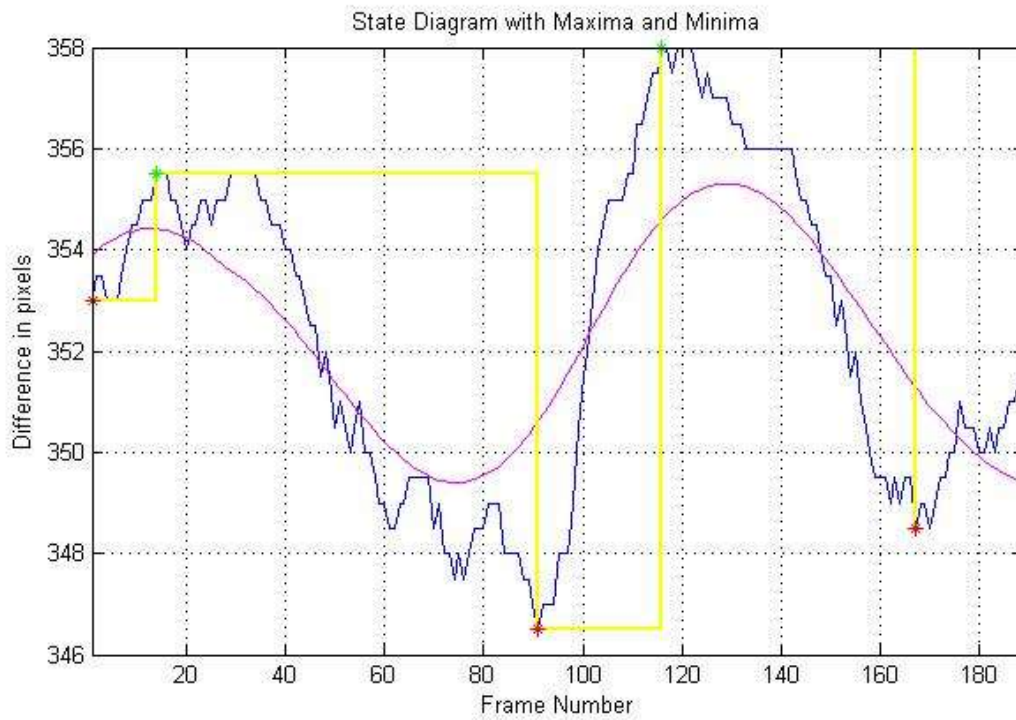
Σε αυτό το κεφάλαιο παρουσιάζονται τα αποτελέσματα από την εξαγωγή και την ανάλυση βίντεο με την χρήση του συστήματος BioViAn. Επίσης, παρουσιάζονται τα αποτελέσματα από τα μέτρα αποτίμησης. Ακόμα παρουσιάζονται αποτελέσματα για τα ΧΥ που εξάχθηκαν από ένα σύνολο 30 βίντεο (10 Κ, 10 Α, 10 Σ) με τη χρήση του λογισμικού που υλοποιήθηκε για την παρούσα πτυχιακή εργασία (Βλ. Παράρτημα 1) σε μορφή γραφικών παραστάσεων και στατιστικών μετρήσεων. Για την επεξεργασία, τα βίντεο έτυχαν φιλτραρίσματος (DsFlsmv, Βλ. Κεφ. 2) και χωρίστηκαν σε τέσσερις ομάδες (κανονικά, κανονικοποιημένα, αποθορυβοποιημένα, κανονικοποιημένα-αποθορυβοποιημένα). Έχουν εφαρμοστεί και αξιολογηθεί τέσσερις διαφορετικές κατηγορίες χρησιμοποιώντας την οπτική παρατήρηση του ιατρού και την χρήση στατιστικών μεθόδων όπως το κριτήριο Wilcoxon και τα θηκογράμματα όπως παρουσιάζονται στο Κεφ. 3.

4.1 Ανάλυση κίνησης σε βίντεο χωρίς εφαρμογή φιλτραρίσματος

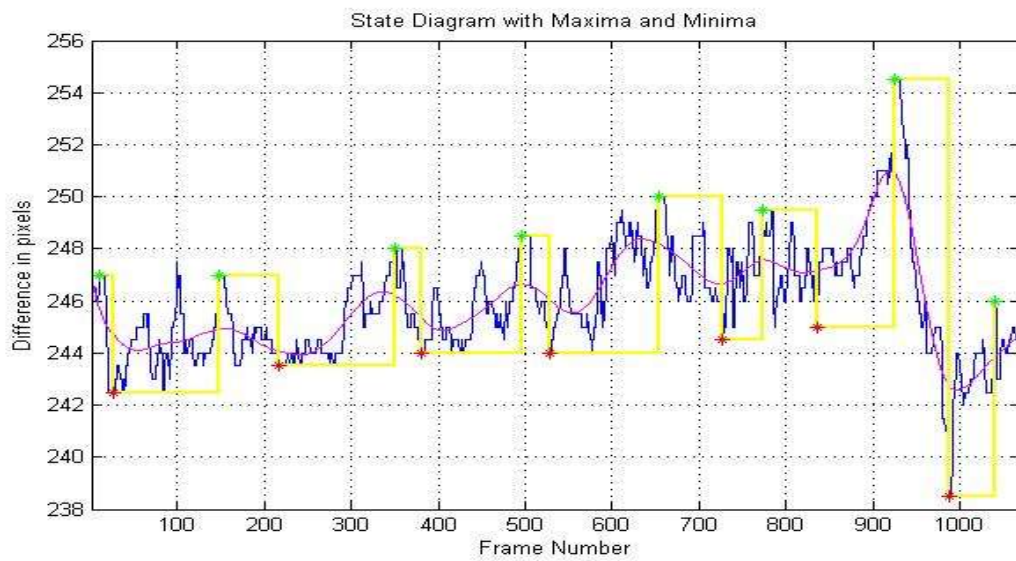
Στην Εικ. 4-1 παρουσιάζονται για τις τρεις κατηγορίες ασθενών (Κ, Α, Σ) τα διαγράμματα καταστάσεων ΚΚΑ σε βίντεο που δεν έτυχαν προ-επεξεργασίας για όλο τον καρδιαγγειακό κύκλο του κάθε βίντεο ξεχωριστά



α) Διάγραμμα καταστάσεων κανονικού ασθενή (Κ)



β) Διάγραμμα καταστάσεων ασυμπτωματικού ασθενή (Α)



γ) Διάγραμμα καταστάσεων συμπτωματικού ασθενή (Σ)

Εικόνα 4-1: Διαγράμματα καταστάσεων για τις τρεις διαφορετικές κατηγορίες ασθενών (Κ, Α, Σ) σε βίντεο υπερήχων πριν από το φιλτράρισμα

Στην Εικόνα 4-1 παρουσιάζονται τα διαγράμματα καταστάσεων των τριών ομάδων ασθενών (Κ, Α, Σ) όμως στην κατηγορία των βίντεο που δεν υπέστησαν καμία προ-επεξεργασία. Η Εικ. 4-1α παρουσιάζει τη κίνηση της ΚΚΑ ενός κανονικού ασθενή σε ένα σύνολο 750 πλαισίων. Ο ασθενής ήταν γένους αρσενικού σε ηλικία 68 ετών χωρίς να παρουσιάσει στένωση. Η Εικ. 4-1β παρουσιάζει την κίνηση της ΚΚΑ ενός ασυμπτωματικού ασθενή σε ένα σύνολο 190 πλαισίων. Ο ασθενής είναι γένους θηλυκού σε ηλικία 70 ετών με βαθμό στένωσης 60%. Η Εικ. 4-1γ παρουσιάζει την κίνηση της ΚΚΑ ενός συμπτωματικού ασθενή σε ένα σύνολο 1000 πλαισίων. Ο ασθενής είναι γένους θηλυκού σε ηλικία 74 ετών με βαθμό στένωσης 75%. Στα διαγράμματα καταστάσεων τα σημεία χαλάρωσης παρουσιάζονται με (*) και σύσπασης με (*). Με μπλε χρώμα απεικονίζεται το διάγραμμα κατάστασης, με κίτρινο χρώμα το διάγραμμα βημάτων και με μωβ χρώμα το ομαλό διάγραμμα κατάστασης.

Πιο κάτω στον Πιν. 4-1 παρουσιάζονται για τον κάθε ασθενή ξεχωριστά τα σημεία χαλάρωσης και σύσπασης του καρωτιδικού τοιχώματος σε όλη τη διάρκεια του καρδιαγγειακού κύκλου, καθώς και η μέγιστη και ελάχιστη διαστολή και συστολή για τον κάθε ένα ξεχωριστά. Επίσης φαίνεται και το πλαίσιο στο οποίο γίνεται η μέγιστη και ελάχιστη διαστολή και συστολή.

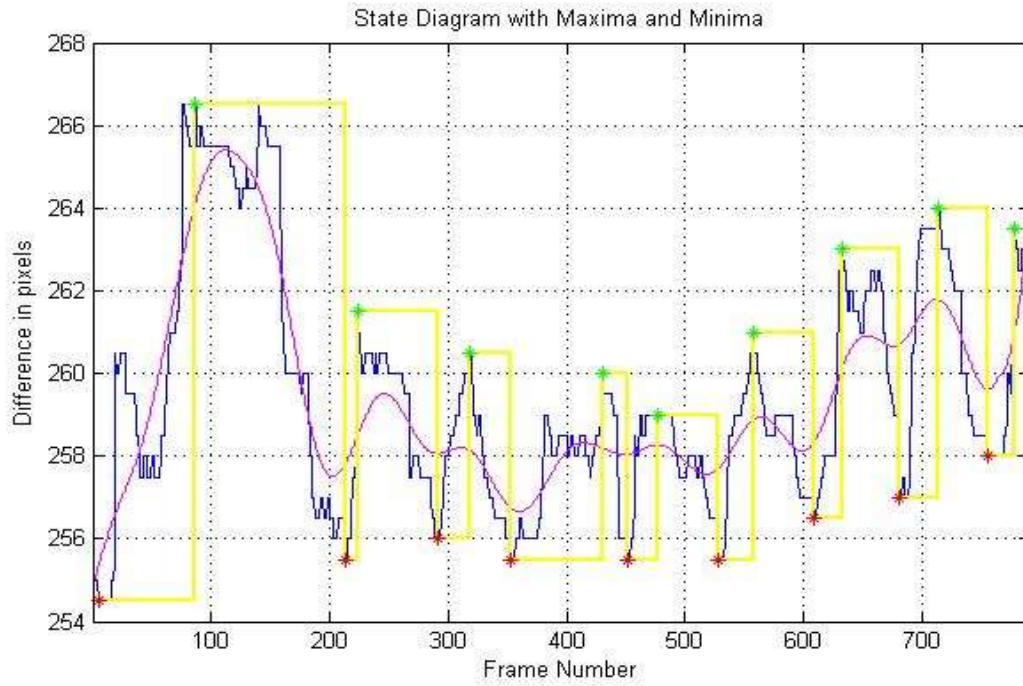
Μετρήσεις	Αυτοματοποιημένα αποτελέσματα κανονικού ασθενή
Σύσπαση/συστολή 800 πλαίσια	60, 125, 214, 288, 351, 451, 527, 608 681, 754
Ελάχιστο σημείο	17.55 mm στο πλαίσιο με αριθμό 6
Διαστολή 800 πλαίσια	87, 141, 224, 314, 429, 475, 553, 628, 712, 775
Μέγιστο σημείο	18.37 mm στο πλαίσιο με αριθμό 87
Μετρήσεις	Αυτοματοποιημένα αποτελέσματα ασυμπτωματικού ασθενή
Σύσπαση/συστολή 180 πλαίσια	1, 91, 167

Ελάχιστο σημείο	25,85 mm στο πλαίσιο με αριθμό 91
Διαστολή 180 πλαίσια	14, 116
Μέγιστο σημείο	26,71 mm στο πλαίσιο με αριθμό 116
Μετρήσεις	Αυτοματοποιημένα αποτελέσματα συμπτωματικού ασθενή
Σύσπαση/συστολή 1200 πλαίσια	26, 216, 381, 529, 727, 836, 988
Ελάχιστο σημείο	14,54 mm στο πλαίσιο με αριθμό 988
Διαστολή 1200 πλαίσια	11, 148, 351, 497, 653, 773, 926, 1041
Μέγιστο σημείο	15,51 mm στο πλαίσιο με αριθμό 116

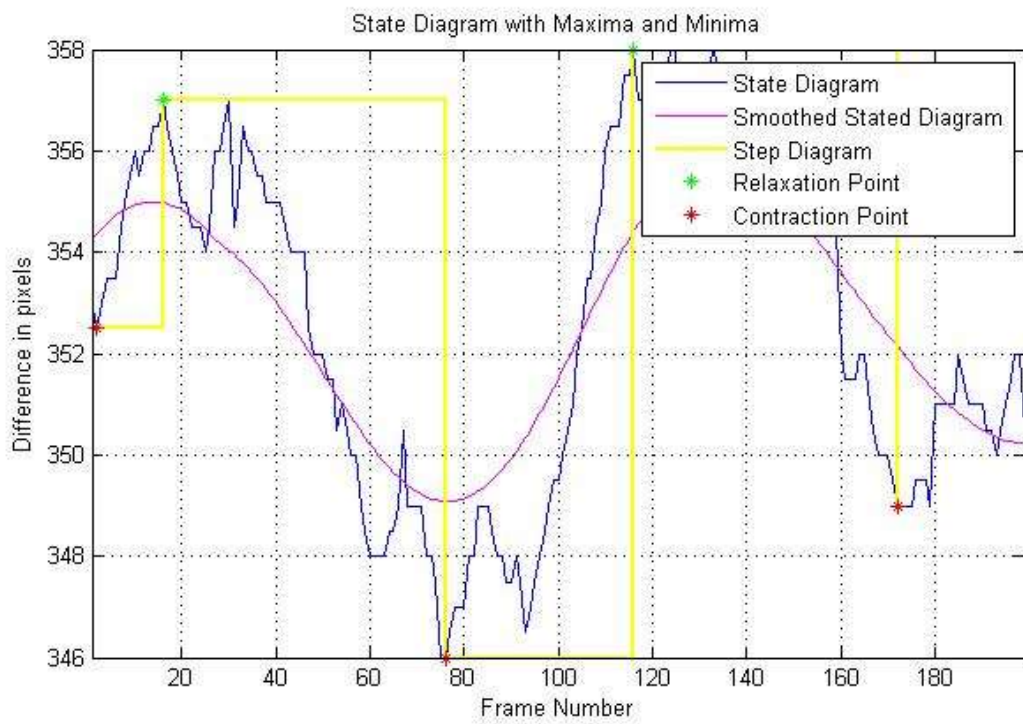
Πίνακας 4-1 : Αυτοματοποιημένες μετρήσεις κίνησης ΚΚΑ σε αρχικό βίντεο

4.2 Ανάλυση κίνησης σε βίντεο που έτυχαν κανονικοποίησης

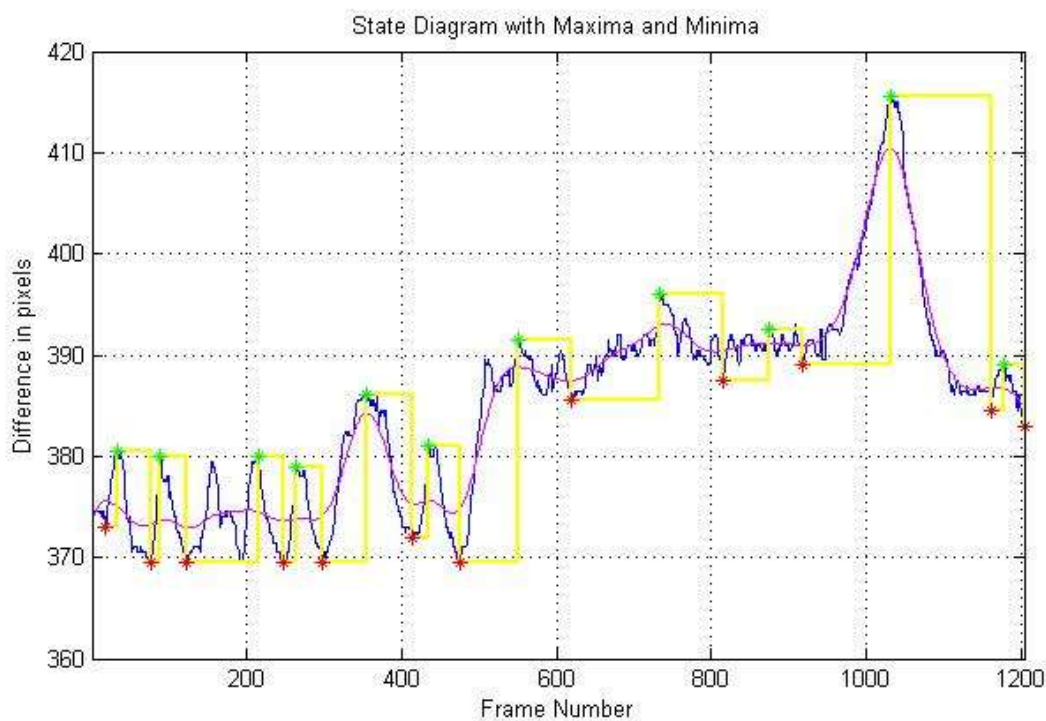
Στην Εικ. 4-2 παρουσιάζονται για τις τρεις κατηγορίες ασθενών τα διαγράμματα καταστάσεων ΚΚΑ σε βίντεο που έτυχαν κανονικοποίησης για όλο τον καρδιαγγειακό κύκλο του κάθε βίντεο ξεχωριστά.



α) Διάγραμμα καταστάσεων κανονικού ασθενή



β) Διάγραμμα καταστάσεων ασυμπτωματικού ασθενή



γ) Διάγραμμα καταστάσεων συμπτωματικού ασθενή

Εικόνα 4-2: Διαγράμματα καταστάσεων για τις τρεις διαφορετικές κατηγορίες ασθενών (Κ, Α, Σ) σε βίντεο υπερήχων μετά από κανονικοποίηση

Στην Εικόνα 4-2 παρουσιάζονται τα διαγράμματα καταστάσεων των τριών ομάδων ασθενών όμως στην κατηγορία των βίντεο που υπέστησαν κανονικοποίηση. Η Εικ. 4-2α παρουσιάζει τη κίνηση της ΚΚΑ ενός κανονικού ασθενή σε ένα σύνολο 750 πλαισίων. Ο ασθενής ήταν γένους αρσενικού σε ηλικία 68 ετών χωρίς να παρουσιάσει στένωση. Η Εικ. 4-2β παρουσιάζει την κίνηση της ΚΚΑ ενός ασυμπτωματικού ασθενή σε ένα σύνολο 190 πλαισίων. Ο ασθενής είναι γένους θηλυκού σε ηλικία 70 ετών με βαθμό στένωσης 60%. Η Εικ. 4-2γ παρουσιάζει την κίνηση της ΚΚΑ ενός συμπτωματικού ασθενή σε ένα σύνολο 1000 πλαισίων. Ο ασθενής είναι γένους θηλυκού σε ηλικία 74 ετών με βαθμό στένωσης 75%. Στα διαγράμματα καταστάσεων τα σημεία χαλάρωσης παρουσιάζονται με (*) και σύσπασης με (*). Με μπλε χρώμα απεικονίζεται το διάγραμμα κατάστασης, με κίτρινο χρώμα το διάγραμμα βημάτων και με μωβ χρώμα το ομαλό διάγραμμα κατάστασης. Η διαδικασία γίνεται έτσι ώστε να συγκρίνουμε τις τρεις κατηγορίες μεταξύ τους αλλά και τις τέσσερις κατηγορίες φιλτραρίσματος.

Πιο κάτω στον Πιν. 4-2 παρουσιάζονται για τον κάθε ασθενή ξεχωριστά τα σημεία χαλάρωσης και σύσπασης σε όλη τη διάρκεια του καρδιαγγειακού κύκλου, καθώς και η μέγιστη και ελάχιστη διαστολή

και συστολή για τον κάθε ένα ξεχωριστά. Επίσης φαίνεται και το πλαίσιο στο οποίο γίνεται η μέγιστη και ελάχιστη διαστολή και συστολή.

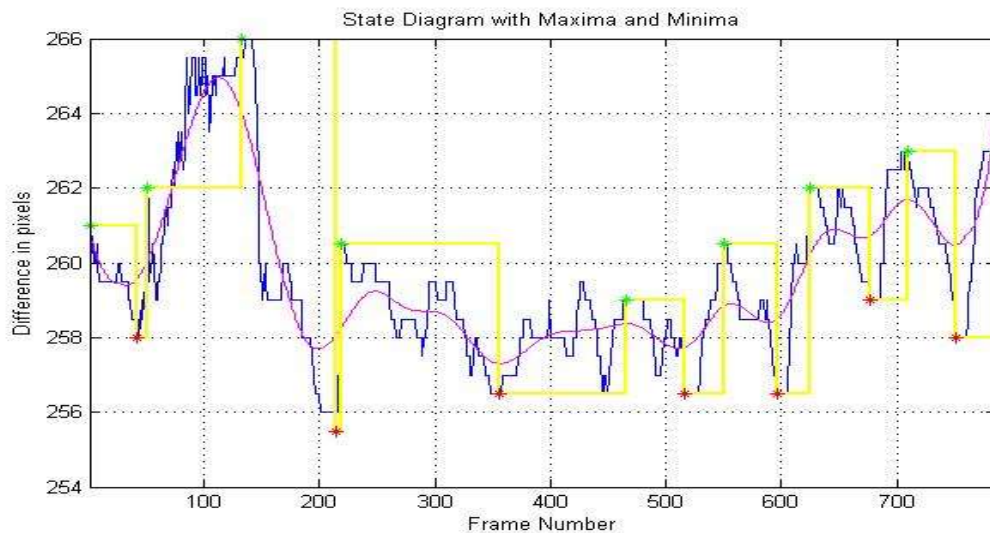
Μετρήσεις	Αυτοματοποιημένα Αποτελέσματα κανονικού ασθενή
Σύσπαση/συστολή 800 πλαίσια	6, 214, 291, 353, 452, 528, 609, 680, 755
Ελάχιστο σημείο	17,43 mm στο πλαίσιο με αριθμό 6
Διαστολή 800 πλαίσια	87, 224, 319, 430, 477, 557, 632, 713, 777
Μέγιστο σημείο	18,25 mm στο πλαίσιο με αριθμό 87
Μετρήσεις	Αυτοματοποιημένα Αποτελέσματα ασυμπτωματικού ασθενή
Σύσπαση/συστολή 180 πλαίσια	2, 76, 172
Ελάχιστο σημείο	19,65 mm στο πλαίσιο με αριθμό 76
Διαστολή 180 πλαίσια	16, 116
Μέγιστο σημείο	20,34 mm στο πλαίσιο με αριθμό 116
Μετρήσεις	Αυτοματοποιημένα Αποτελέσματα συμπτωματικού ασθενή
Σύσπαση/συστολή 1200 πλαίσια	19, 77, 122, 249, 299, 415, 475, 620, 814, 917, 1160

Ελάχιστο σημείο	25,13 mm στο πλαίσιο με αριθμό 988
Διαστολή 1200 πλαίσια	11, 148, 351, 497, 653, 773, 926, 1041
Μέγιστο σημείο	28,26 mm στο πλαίσιο με αριθμό 116

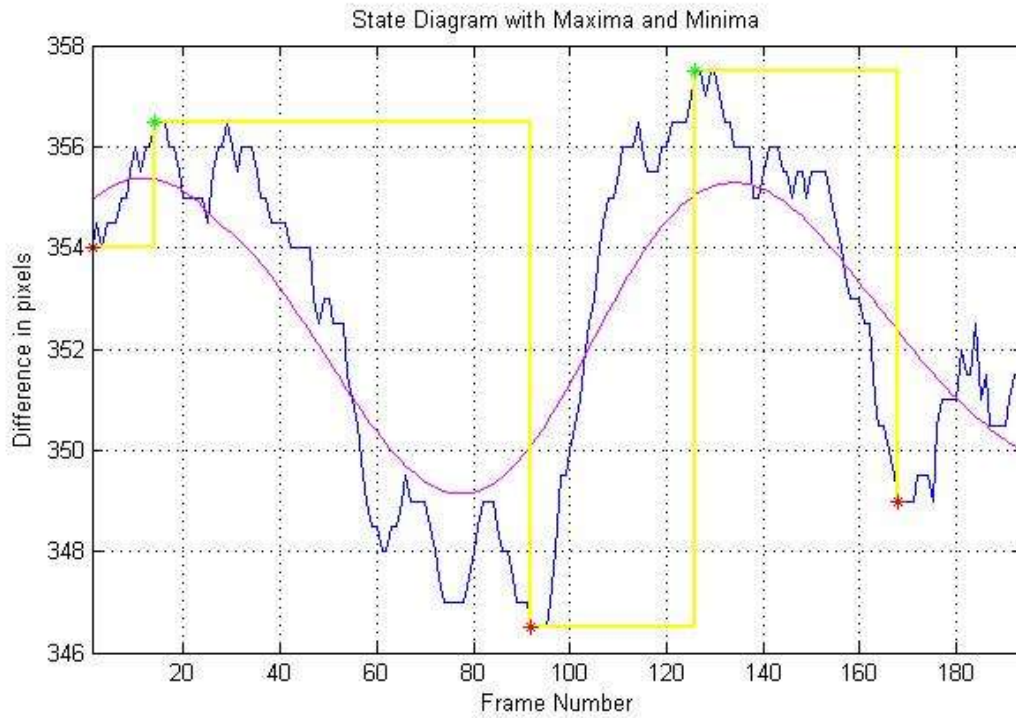
Πίνακας 4-2 : Αυτοματοποιημένες Μετρήσεις κίνησης ΚΚΑ σε normalized βίντεο

4.3 Ανάλυση κίνησης σε βίντεο που έτυχαν αποθορυβοποίησης (despeckled)

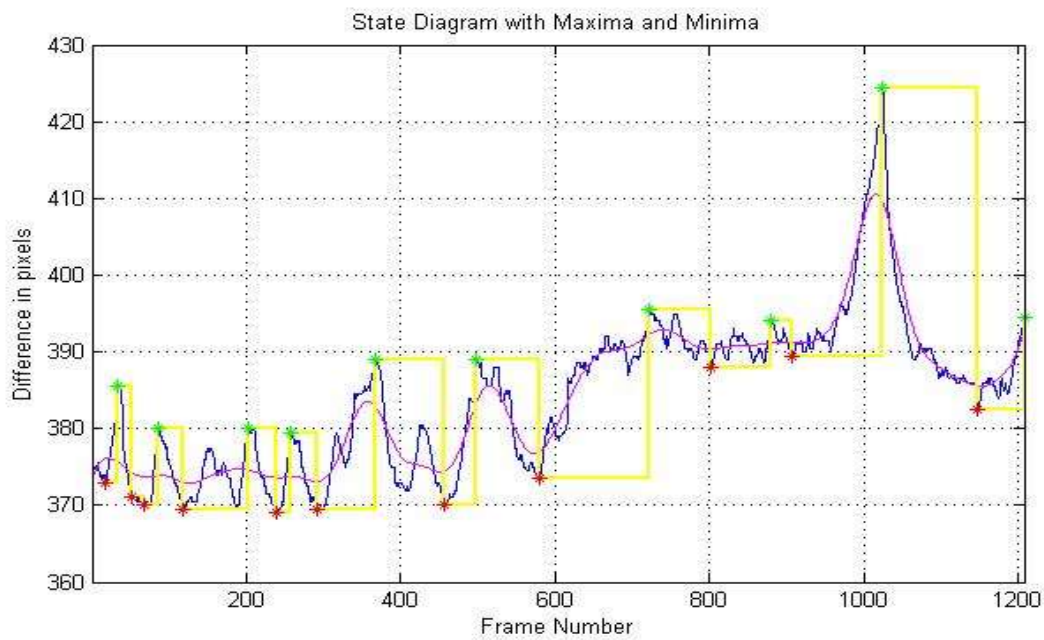
Στην Εικ. 4-3 παρουσιάζονται για τις τρεις κατηγορίες ασθενών τα διαγράμματα καταστάσεων ΚΚΑ σε βίντεο που έτυχαν αποθορυβοποίησης με τη μέθοδο DsFlsmv που αναφέρθηκε στο Κεφ. 2 και Κεφ. 3 για όλο τον καρδιαγγειακό κύκλο του κάθε βίντεο ξεχωριστά.



α) Διάγραμμα καταστάσεων κανονικού ασθενή



β) Διάγραμμα καταστάσεων ασυμπτωματικού ασθενή



γ) Διάγραμμα καταστάσεων συμπτωματικού ασθενή

Εικόνα 4-3: Διαγράμματα καταστάσεων για τις τρεις κατηγορίες ασθενών σε βίντεο μετά από αποθρομβοποίηση (DsFlsmv)

Στην Εικ. 4-3 παρουσιάζονται τα διαγράμματα καταστάσεων των τριών ομάδων ασθενών όμως στην κατηγορία των βίντεο που υπέστησαν αποθρομβοποίηση με τη μέθοδο DsFlsmv. Η Εικ. 4-3α παρουσιάζει τη κίνηση της ΚΚΑ ενός κανονικού ασθενή σε ένα σύνολο 750 πλαισίων. Ο ασθενής ήταν γένους αρσενικού σε ηλικία 68 ετών χωρίς να παρουσιάζει στένωση. Η Εικ. 4-3β παρουσιάζει την κίνηση της ΚΚΑ ενός ασυμπτωματικού ασθενή σε ένα σύνολο 190 πλαισίων. Ο ασθενής είναι γένους θηλυκού σε ηλικία 70 ετών με βαθμό στένωσης 60%. Η Εικ. 4-3γ παρουσιάζει την κίνηση της ΚΚΑ ενός συμπτωματικού ασθενή σε ένα σύνολο 1000 πλαισίων. Ο ασθενής είναι γένους θηλυκού σε ηλικία 74 ετών με βαθμό στένωσης 75%. Η διαδικασία γίνεται έτσι ώστε να συγκρίνουμε τις τρεις διαφορετικές κατηγορίες μεταξύ τους αλλά και τις τέσσερις διαφορετικές κατηγορίες φιλτραρίσματος (Βλ. Κεφ. 2 και 3).

Στον Πιν. 4-3 παρουσιάζονται για τον κάθε ασθενή ξεχωριστά τα σημεία χαλάρωσης και σύσπασης σε όλη τη διάρκεια του καρδιαγγειακού κύκλου, καθώς και η μέγιστη και ελάχιστη διαστολή και συστολή για τον κάθε ένα ξεχωριστά. Επίσης φαίνεται και το πλαίσιο στο οποίο γίνεται η μέγιστη και ελάχιστη διαστολή και συστολή.

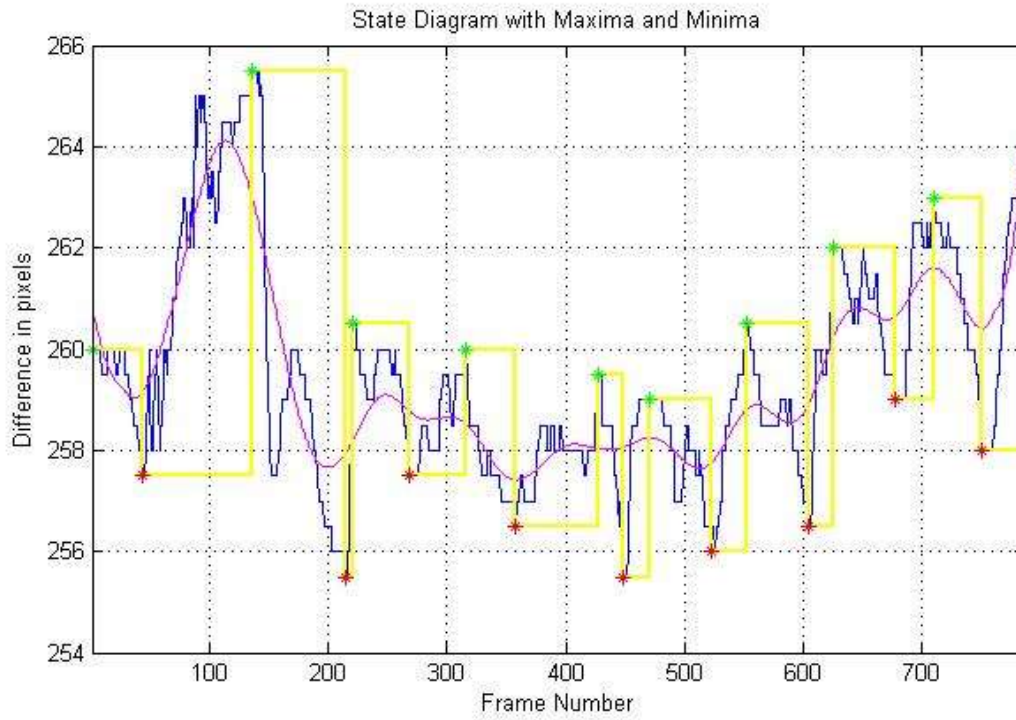
Μετρήσεις	Αυτοματοποιημένα Αποτελέσματα κανονικού ασθενή
Σύσπαση/συστολή 800 πλαίσια	42, 214, 356, 516, 596, 676, 751
Ελάχιστο σημείο	19,06 mm στο πλαίσιο με αριθμό 214
Διαστολή 800 πλαίσια	2, 51, 133, 219, 466, 550, 625, 709, 786
Μέγιστο σημείο	19,85 mm στο πλαίσιο με αριθμό 133
Μετρήσεις	Αυτοματοποιημένα Αποτελέσματα ασυμπτωματικού ασθενή
Σύσπαση/συστολή 180 πλαίσια	1, 92, 168

Ελάχιστο σημείο	28,63 mm στο πλαίσιο με αριθμό 92
Διαστολή 180 πλαίσια	14, 126
Μέγιστο σημείο	29,54 mm στο πλαίσιο με αριθμό 126
Μετρήσεις	Αυτοματοποιημένα Αποτελέσματα συμπτωματικού ασθενή
Σύσπαση/συστολή 1200 πλαίσια	19, 52, 69, 118, 240, 292, 457, 580, 803, 907, 1148
Ελάχιστο σημείο	26,93 mm στο πλαίσιο με αριθμό 240
Διαστολή 1200 πλαίσια	35, 87, 204, 259, 369, 498, 723, 880, 1025, 1200
Μέγιστο σημείο	30,98 mm στο πλαίσιο με αριθμό 1025

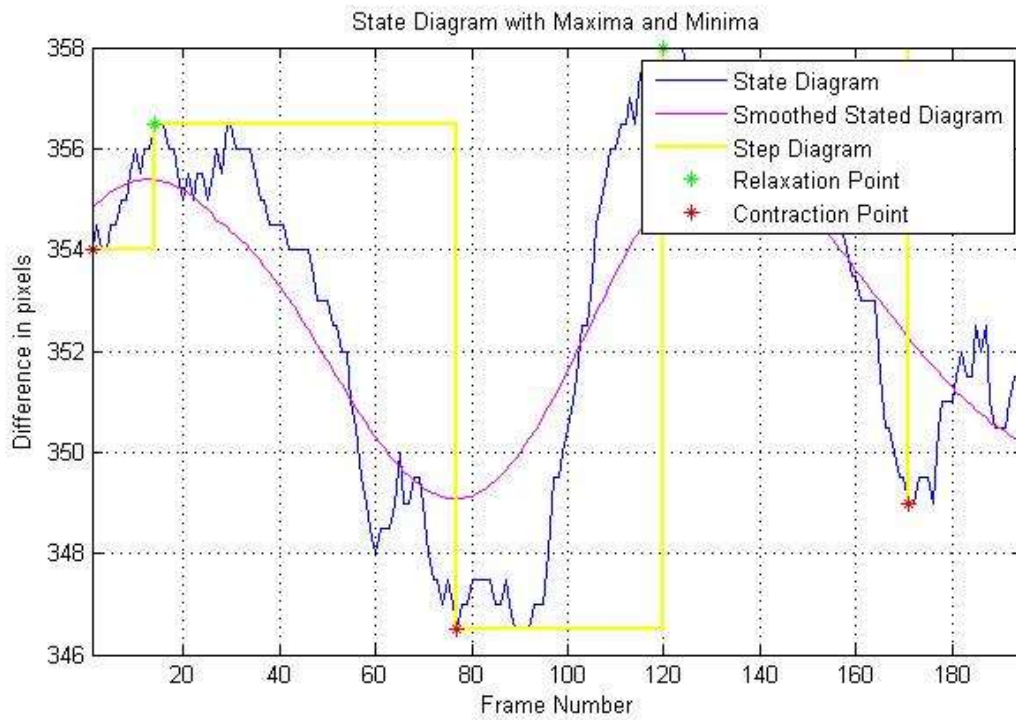
Πίνακας 4-3 : Αυτοματοποιημένες Μετρήσεις κίνησης ΚΚΑ σε αποθρομβωποιημένα βίντεο

4.4 Ανάλυση κίνησης σε βίντεο που έτυχαν κανονικοποίησης και αποθρομβωποίησης

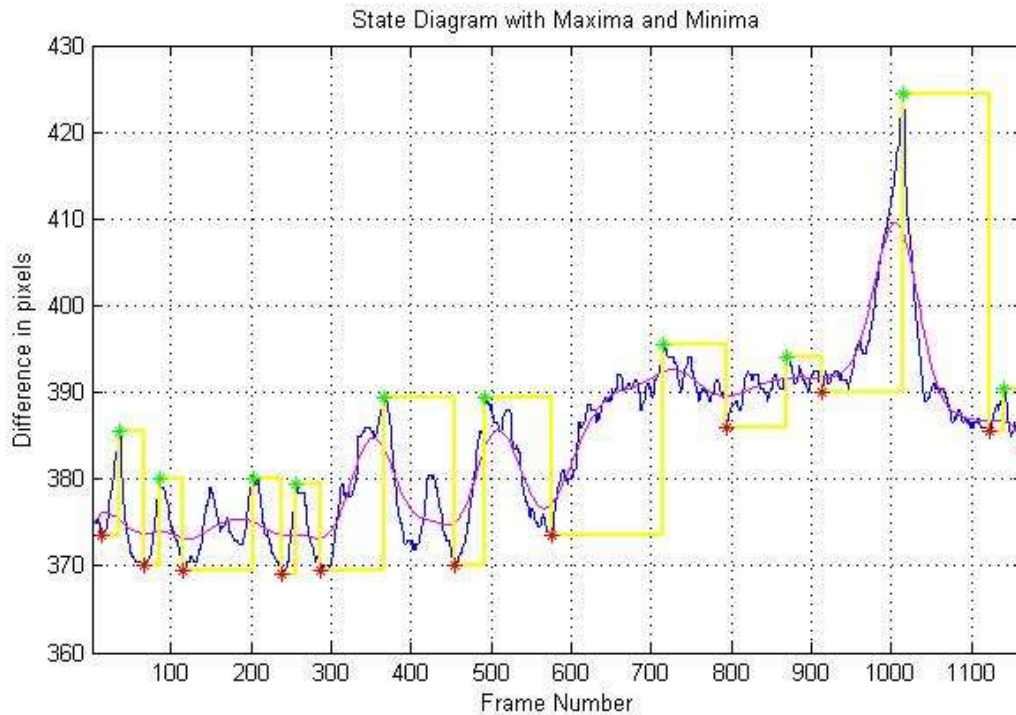
Στην Εικ. 4-4 παρουσιάζονται για τις τρεις διαφορετικές κατηγορίες ασθενών τα διαγράμματα καταστάσεων ΚΚΑ σε βίντεο που έτυχαν κανονικοποίησης αλλά και αποθρομβωποίησης για όλο τον καρδιαγγειακό κύκλο του κάθε βίντεο ξεχωριστά



α) Διάγραμμα καταστάσεων κανονικού ασθενή



β) Διάγραμμα καταστάσεων ασυμπτωματικού ασθενή



γ) Διάγραμμα καταστάσεων συμπτωματικού ασθενή

Εικόνα 4-4: Διαγράμματα Καταστάσεων για τις τρεις κατηγορίες ασθενών σε βίντεο κανονικοποιημένα και αποθορυβοποιημένα (normalized- despeckled)

Στην Εικόνα 4-4 παρουσιάζονται τα διαγράμματα καταστάσεων των τριών ομάδων ασθενών όμως στην κατηγορία των βίντεο που υπέστησαν αποθορυβοποίηση με τη μέθοδο DsFlsmv αλλά και κανονικοποίηση ταυτόχρονα. Η Εικ. 4-4α παρουσιάζει τη κίνηση της ΚΚΑ ενός κανονικού ασθενή σε ένα σύνολο 750 πλαισίων. Ο ασθενής ήταν γένους αρσενικού σε ηλικία 68 ετών χωρίς να παρουσιάζει στένωση. Η Εικ. 4-4β παρουσιάζει την κίνηση της ΚΚΑ ενός ασυμπτωματικού ασθενή σε ένα σύνολο 190 πλαισίων. Ο ασθενής είναι γένους θηλυκού σε ηλικία 70 ετών με βαθμό στένωσης 60%. Η Εικ. 4-4γ παρουσιάζει την κίνηση της ΚΚΑ ενός συμπτωματικού ασθενή σε ένα σύνολο 1000 πλαισίων. Ο ασθενής είναι γένους θηλυκού σε ηλικία 74 ετών με βαθμό στένωσης 75%. Η διαδικασία γίνεται έτσι ώστε να συγκρίνουμε τις τρεις κατηγορίες μεταξύ τους αλλά και τις τέσσερις κατηγορίες φιλτραρίσματος.

Στον Πιν. 4-4 παρουσιάζονται για τον κάθε ασθενή ξεχωριστά τα σημεία χαλάρωσης και σύσπασης σε όλη τη διάρκεια του καρδιαγγειακού κύκλου, καθώς και η μέγιστη και ελάχιστη διαστολή και συστολή για τον κάθε ένα ξεχωριστά. Επίσης φαίνεται και το πλαίσιο στο οποίο γίνεται η μέγιστη και ελάχιστη διαστολή και συστολή.

Μετρήσεις	Αυτοματοποιημένα Αποτελέσματα κανονικού ασθενή
Σύσπαση/συστολή 780 πλαίσια	43, 215, 268, 358, 449, 523, 604, 677, 751
Ελάχιστο σημείο	17,03 mm στο πλαίσιο με αριθμό 215
Διαστολή 780 πλαίσια	1, 135, 221, 316, 427, 471, 552, 626, 710, 780
Μέγιστο σημείο	17,70 mm στο πλαίσιο με αριθμό 135
Μετρήσεις	Αυτοματοποιημένα Αποτελέσματα ασυμπτωματικού ασθενή
Σύσπαση/συστολή 180 πλαίσια	1, 77, 171
Ελάχιστο σημείο	26,05 mm στο πλαίσιο με αριθμό 77
Διαστολή 180 πλαίσια	14, 120
Μέγιστο σημείο	26,91 mm στο πλαίσιο με αριθμό 120
Μετρήσεις	Αυτοματοποιημένα Αποτελέσματα συμπτωματικού ασθενή
Σύσπαση/συστολή 1200 πλαίσια	13, 67, 115, 239, 287, 455, 576, 794, 913, 1122, 1166
Ελάχιστο σημείο	23,65 mm στο πλαίσιο με αριθμό 239
Διαστολή	35, 85, 202, 256, 366, 493, 715, 869, 1014, 1140

1200 πλαίσια	
Μέγιστο σημείο	27,21 mm στο πλαίσιο με αριθμό 1014

Πίνακας 4-4 : Αυτοματοποιημένες Μετρήσεις κίνησης ΚΚΑ σε κανονικοποιημένα και αποθορυβοποιημένα (normalized-despeckled) βίντεο

4.5 Μέτρα Ποιότητας

Πιο κάτω παρουσιάζονται μετρήσεις ποιότητας μεταξύ των τριών κατηγοριών ασθενών για όλα τα βίντεο υπερήχων που χρησιμοποιήθηκαν στη παρούσα πτυχιακή εργασία (10 Κ,10 Α,10 Σ) και για τις τέσσερις κατηγορίες φιλτραρίσματος (κανονικά (Κ), κανονικοποιημένα, αποθορυβοποιημένα, κανονικοποιημένα και αποθορυβοποιημένα).

Στον Πιν. 4-5 παρουσιάζονται μετρήσεις ποιότητας για την κατηγορία των αρχικών βίντεο σε σύγκριση με τη κατηγορία των κανονικοποιημένων και αποθορυβοποιημένων.

ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΓΙΑ ΤΑ ΑΡΧΙΚΑ ΒΙΝΤΕΟ ΣΕ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΜΕ ΤΑ ΒΙΝΤΕΟ ΠΟΥ ΕΤΥΧΑΝ ΑΠΟΘΟΥΡΥΒΟΠΟΙΗΣΗΣ ΚΑΙ ΚΑΝΟΝΙΚΟΠΟΙΗΣΗΣ ΓΙΑ ΤΙΣ ΚΑΤΗΓΟΡΙΕΣ Κ, Α ΚΑΙ Σ			
	Κ	Α	Σ
MSE	1142.43±603	853.71±380.22	990.54±258
PSNR	18.27±3.313	19.58±2.754	18.79±3.01
AD	-22.34±9.619	-16.26±5.285	-16.96±9.10
SC	0.53±0.1986	0.55±0.110	0.55±0.197
NCC	1.37±0.1841	1.32±0.117	1.35±0.287
MD	144.00±28.83	132.67±32.63	142.40±46.16
LMSE	0.18±0.0306	0.12±0.047	0.32±0.015
NAE	0.46±0.2015	0.45±0.158	0.48±0.150
MSE: Σφάλμα μέσης τετραγωνικής τιμής (Mean Square Error - MSE), PSNR: Λόγος κορυφής σήματος προς θόρυβο (Peak Signal to NoiseRatio – PSNR), AD: Μέση Διαφορά (Average Difference – AD), SC: Διαρθρωτικό Περιεχόμενο (Structural Content – SC), NCC: Κανονικοποιημένος συσχετισμός (Normalized Cross – Correlation – NCC), MD: Μέγιστη Διαφορά (Maximum Difference – MD), LMSE: Λαπλασιανό Λάθος Τετραγωνικής Τιμής (Laplacian Mean Square Error – LMSE), NAE: Κανονικοποιημένο απόλυτο σφάλμα (Normalize Absolute Error – NAE).			

Πίνακας 4-5 : Αυτοματοποιημένες μετρήσεις ποιότητας (αρχικό / κανονικοποιημένο και αποθορυβοποιημένο) για τις κατηγορίες ασθενών Κ, Α και Σ.

Στον Πιν. 4-6 παρουσιάζονται μετρήσεις ποιότητας για την κατηγορία των αρχικών σε σύγκριση με τη κατηγορία των κανονικοποιημένων βίντεο.

ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΓΙΑ ΤΑ ΑΡΧΙΚΑ ΒΙΝΤΕΟ ΣΕ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΜΕ ΤΑ ΒΙΝΤΕΟ ΠΟΥ ΕΤΥΧΑΝ ΚΑΝΟΝΙΚΟΠΟΙΗΣΗΣ ΓΙΑ ΤΙΣ ΚΑΤΗΓΟΡΙΕΣ Κ, Α ΚΑΙ Σ			
	Κ	Α	Σ
MSE	1466.31 ±35	922.82±44	1350.43±51
PSNR	16.77±1.57	18.87±2.84	17.90±3.24
AD	-26.72±5.48	-16.94±5.5	-19.28±9.20
SC	0.44±0.07	0.53±0.09	0.51±0.16
NK	1.51±0.13	1.45±0.13	1.42±0.23
MD	94.08±14.86	104.92±53.37	111.91±56.07
LMSE	0.22±0.09	0.12±0.01	0.38±0.01
NAE	0.52±0.15	0.41±0.13	0.44±0.14
MSE: Σφάλμα μέσης τετραγωνικής τιμής (Mean Square Error - MSE), PSNR: Λόγος κορυφής σήματος προς θόρυβο (Peak Signal to NoiseRatio – PSNR), AD: Μέση Διαφορά (Average Difference – AD), SC: Διαρθρωτικό Περιεχόμενο (Structural Content – SC), NCC: Κανονικοποιημένος συσχετισμός (Normalized Cross – Correlation – NCC), MD: Μέγιστη Διαφορά (Maximum Difference – MD), LMSE: Λαπλασιανό Λάθος Τετραγωνικής Τιμής (Laplacian Mean Square Error – LMSE), NAE: Κανονικοποιημένο απόλυτο σφάλμα (Normalize Absolute Error – NAE).			

Πίνακας 4-6: Αυτοματοποιημένες μετρήσεις ποιότητας (αρχικό/ κανονικοποιημένο) για τις κατηγορίες ασθενών Κ, Α και Σ.

Στον Πιν. 4-7 παρουσιάζονται μετρήσεις ποιότητας για την κατηγορία των αρχικών βίντεο σε σύγκριση με τη κατηγορία των αποθορυβοποιημένων.

ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΓΙΑ ΤΑ ΑΡΧΙΚΑ ΒΙΝΤΕΟ ΣΕ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΜΕ ΤΑ ΒΙΝΤΕΟ ΠΟΥ ΕΤΥΧΑΝ ΑΠΟΘΟΡΥΒΟΠΟΙΗΣΗΣ ΓΙΑ ΤΙΣ ΚΑΤΗΓΟΡΙΕΣ Κ, Α ΚΑΙ Σ			
	Κ	Α	Σ
MSE	108.37 ±22.37	71.71 ±20.49	63.56±15.98
PSNR	27.98 ±0.78	29.89 ±1.30	28.34 ±4.29
AD	0.76±0.16	0.54 ±0.06	0.58 ±0.10
SC	1.10 ±0.01	1.10±0.02	1.10 ±0.02
NK	0.94±0.01	0.94 ±0.01	0.93 ±0.01
MD	75.79 ±19.59	81.38±18.55	79.10±19.72
LMSE	0.15±0.02	0.06 ±0.01	0.08 ±0.02
NAE	0.12±0.01	0.11 ±0.01	0.12 ±0.01
MSE: Σφάλμα μέσης τετραγωνικής τιμής (Mean Square Error - MSE), PSNR: Λόγος			

κορυφής σήματος προς θόρυβο (Peak Signal to NoiseRatio – PSNR), AD: Μέση Διαφορά (Average Difference – AD), SC: Διαρθρωτικό Περιεχόμενο (Structural Content – SC), NCC: Κανονικοποιημένος συσχετισμός (Normalized Cross – Correlation – NCC), MD: Μέγιστη Διαφορά (Maximum Difference – MD), LMSE: Λαπλασιανό Λάθος Τετραγωνικής Τιμής (Laplacian Mean Square Error – LMSE), NAE: Κανονικοποιημένο απόλυτο σφάλμα (Normalize Absolute Error – NAE).

Πίνακας 4-7: Αυτοματοποιημένες Μετρήσεις Ποιότητας (αρχικά/αποθρυβοποιημένα)

Στον πίνακα 4-8 παρουσιάζονται μετρήσεις ποιότητας για την κατηγορία των κανονικοποιημένων (normalized) βίντεο σε σύγκριση με τη κατηγορία των κανονικοποιημένων και αποθρυβοποιημένων (normalized-despeckled).

ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΓΙΑ ΤΑ ΚΑΝΟΝΙΚΟΠΟΙΗΜΕΝΑ ΒΙΝΤΕΟ ΣΕ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΜΕ ΤΑ ΒΙΝΤΕΟ ΠΟΥ ΕΤΥΧΑΝ ΚΑΝΟΝΙΚΟΠΟΙΗΣΗΣ ΚΑΙ ΑΠΟΘΟΥΡΥΒΟΠΟΙΗΣΗΣ ΓΙΑ ΤΙΣ ΚΑΤΗΓΟΡΙΕΣ Κ, Α ΚΑΙ Σ.			
	Κ	Α	Σ
MSE	310 ±54.28	148.22 ±25.48	183.30 ±59.57
PSNR	23.33 ±0.766	26.23 ±0.84	26.11±1.20
AD	1.34±0.2058	0.85 ±0.06	1.03 ±0.35
SC	1.12 ±0.015	1.09 ±0.02	1.11±0.02
NK	0.93 ±0.01	0.94±0.01	0.93±0.01
MD	120.75 ±19.13	95.52±9.66	104.63±19.19
LMSE	0.25±0.03	0.11 ±0.02	0.15 ±0.04
NAE	0.14±0.01	0.11±0.01	0.13±0.02

MSE: Σφάλμα μέσης τετραγωνικής τιμής (Mean Square Error - MSE), PSNR: Λόγος κορυφής σήματος προς θόρυβο (Peak Signal to NoiseRatio – PSNR), AD: Μέση Διαφορά (Average Difference – AD), SC: Διαρθρωτικό Περιεχόμενο (Structural Content – SC), NCC: Κανονικοποιημένος συσχετισμός (Normalized Cross – Correlation – NCC), MD: Μέγιστη Διαφορά (Maximum Difference – MD), LMSE: Λαπλασιανό Λάθος Τετραγωνικής Τιμής (Laplacian Mean Square Error – LMSE), NAE: Κανονικοποιημένο απόλυτο σφάλμα (Normalize Absolute Error – NAE).

Πίνακας 4-8: Αυτοματοποιημένες Μετρήσεις Ποιότητας (κανονικοποιημένα/κανονικοποιημένα και αποθρυβοποιημένα)

Στον πίνακα 4-9 παρουσιάζονται μετρήσεις ποιότητας για την κατηγορία των αποθρυβοποιημένων (despeckled) βίντεο σε σύγκριση με τη κατηγορία των κανονικοποιημένων και αποθρυβοποιημένων (normalized-despeckled).

ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΓΙΑ ΤΑ ΑΠΟΘΟΥΡΥΒΟΠΟΙΗΜΕΝΑ ΒΙΝΤΕΟ ΣΕ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΜΕ ΤΑ ΒΙΝΤΕΟ ΠΟΥ ΕΤΥΧΑΝ ΚΑΝΟΝΙΚΟΠΟΙΗΣΗΣ ΚΑΙ ΑΠΟΘΟΥΡΥΒΟΠΟΙΗΣΗΣ ΓΙΑ ΤΙΣ ΚΑΤΗΓΟΡΙΕΣ Κ, Α ΚΑΙ Σ			
	Κ	Α	Σ
MSE	1007.15±271.55	1110.85±267.64	1122.63±825.02
PSNR	17.87±1.8	19.44±3.23	17.767±3.43
AD	32.13±5.71	15.22±5.82	15.69 ±8.45
SC	0.46±0.06	0.56±0.12	0.54±0.02
NK	1.49 ±0.17	1.33±0.12	0.43±0.15
MD	81.55±12.10	135.49±71.97	106.19±23.31
LMSE	0.10±0.02	0.08±0.02	0.14±0.07
NAE	0.51±0.20	0.52±0.17	0.65±0.36

MSE: Σφάλμα μέσης τετραγωνικής τιμής (Mean Square Error - MSE), PSNR: Λόγος κορυφής σήματος προς θόρυβο (Peak Signal to NoiseRatio – PSNR), AD: Μέση Διαφορά (Average Difference – AD), SC: Διαρθρωτικό Περιεχόμενο (Structural Content – SC), NCC: Κανονικοποιημένος συσχετισμός (Normalized Cross – Correlation – NCC), MD: Μέγιστη Διαφορά (Maximum Difference – MD), LMSE: Λαπλασιανό Λάθος Τετραγωνικής Τιμής (Laplacian Mean Square Error – LMSE), NAE: Κανονικοποιημένο απόλυτο σφάλμα (Normalize Absolute Error – NAE).

Πίνακας 4-9: Αυτοματοποιημένες Μετρήσεις Ποιότητας (αποθουρυβοποιημένα /κανονικοποιημένα και αποθουρυβοποιημένα)

Στον πίνακα 4-10 παρουσιάζονται μετρήσεις ποιότητας για την κατηγορία των αποθουρυβοποιημένων (despeckled) βίντεο σε σύγκριση με τη κατηγορία των κανονικοποιημένων (normalized).

ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΓΙΑ ΤΑ ΑΠΟΘΟΥΡΥΒΟΠΟΙΗΜΕΝΑ ΒΙΝΤΕΟ ΣΕ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΜΕ ΤΑ ΒΙΝΤΕΟ ΠΟΥ ΕΤΥΧΑΝ ΚΑΝΟΝΙΚΟΠΟΙΗΣΗΣ ΓΙΑ ΤΙΣ ΚΑΤΗΓΟΡΙΕΣ Κ, Α ΚΑΙ Σ			
	Κ	Α	Σ
MSE	1920.9 ±443.95	1276.99±471.67	1728.65±425.06
PSNR	15.55±0.99	17.762±1.69	16.51±3.23
AD	29.14±5.43	16.73±6.01	17.94±7.65
SC	0.39±0.07	0.47±0.13	0.49±0.17
NK	1.57±0.06	1.46±0.18	1.60±0.20
MD	139.57±4.49	166.48±49.86	133.37±31.29
LMSE	0.98±0.02	0.33±0.11	0.71±0.04
NAE	0.62±0.16	0.56±0.18	0.54±0.27

MSE: Σφάλμα μέσης τετραγωνικής τιμής (Mean Square Error - MSE), PSNR: Λόγος κορυφής σήματος προς θόρυβο (Peak Signal to NoiseRatio – PSNR), AD: Μέση Διαφορά (Average Difference – AD), SC: Διαρθρωτικό Περιεχόμενο (Structural Content – SC), NCC: Κανονικοποιημένος συσχετισμός (Normalized Cross – Correlation – NCC), MD: Μέγιστη Διαφορά (Maximum Difference – MD), LMSE: Λαπλασιανό Λάθος Τετραγωνικής Τιμής

(Laplacian Mean Square Error – LMSE), NAE: Κανονικοποιημένο απόλυτο σφάλμα (Normalize Absolute Error – NAE).

Πίνακας 4-10: Αυτοματοποιημένες Μετρήσεις Ποιότητας (αποθρομβοποιημένα /κανονικοποιημένα)

4.6 Στατιστική Ανάλυση XY

Αφού έγινε ο υπολογισμός των XY για τη κάθε ομάδα ασθενών σε όλα τα βίντεο ΚΚΑ (30), επιλέχθηκαν XY που έδιναν στατιστική διαφορά ανάμεσα στις τρεις κατηγορίες ασθενών (Κ/Α/Σ). Αυτά παρουσιάζονται στον Πιν.4-11 όπου με μαύρο χρώμα είναι τα επιλεγμένα XY. Επιλέχθηκαν από τις κατηγορίες SF, SGLDM, GLDS,FD και Laws TEM. Από την κατηγορία SF επιλέχθηκε το XY mean, median και standard deviation από την κατηγορία SGLDM επιλέχθηκε το XY correlation, contrast και entropy από την κατηγορία GLDS επιλέχθηκαν τα XY Contrast, Entropy, από την κατηγορία SFM επιλέχθηκε το XY Roughness, από την κατηγορία FD το XY H1 και από την κατηγορία Laws TEM το XY LL και SE. Ακολουθούν τα αποτελέσματα από τα θηκογράμματα για τα XY που επιλέξαμε όπου μπορούμε να δούμε τον μέσο όρο της κατανομής και το IQR όπως προαναφέρθηκε στα Κεφ. 2 και 3. Επίσης θα παρουσιαστούν αποτελέσματα στατιστικής ανάλυσης για τις τρεις διαφορετικές κατηγορίες ασθενών αλλά και για τις τέσσερις κατηγορίες φιλτραρίσματος. Ακόμα θα παρουσιαστούν γραφικές παραστάσεις για τα XY που επιλέχθηκαν.

Ακολουθεί πίνακας των XY που εξάγονται από το αυτοματοποιημένο σύστημα που δημιουργήθηκε για την παρούσα εργασία όπου παρουσιάζονται τα αποτελέσματα για όλα τα XY που προέκυψαν από το Wilcoxon Test.

	XY	K*10 ⁻³	Σ*10 ⁻³	A*10 ⁻³
Statistical Features Στατιστικά Χαρακτηριστικά	Mean	0.016	0.002	0.0004
	Median	0.0004	0.002	0.0038
	St Dev	0.0005	0.0026	0.0258
	Skewness	0.0001	0.0270	0.0035
	Kurtosis	0.0279	0.0195	2.36167E-05
Spatial Gray Level Dependence Matrices Χωρικοί Πίνακες Εξάρτησης Επιπέδου του Γκρι	Angular Second Moment	0.0243	0.0012	0.0035
	Contrast	0.0158	0.0038	0.0058
	Correlation	0.0104	0.0005	0.0489
	Sum of Squares: Variance	0.0245	0.0057	0.0078
	Inverse Difference Moment	0.0001	0.0767	0.0843
	Sum Average	0.0156	0.0023	0.0241

	Sum Variance	0.0178	0.0183	0.0002
	Sum entropy	0.0630	0.1054	0.0715
	Entropy	0.0051	0.0003	0.0002
	Difference Variance	0.0362	0.0115	0.0071
	Difference entropy	0.0004	0.0054	0.0115
	Info measures of correlation 1	0.0007	0.0004	0.0215
	Info measures of correlation 2	0.2379	0.1333	0.2634
Gray Level Difference Statistics Στατιστικές Διαφορές Επιπέδου του Γκρι	Angular second moment	0.0135	1.5851E-05	1.6926E-05
	Contrast	0.0404	0.0117	0.0135
	Correlation	0.0279	0.0001	0.0025
	Sum of squares: variance	0.0093	0.0001	0.0025
	Inverse Difference Moment	0.1228	0.8996	0.3422
	Sum Average	0.0126	0.1277	0.0015
	Sum Variance	0.0456	0.0401	0.0025
	Sum Entropy	0.0392	0.0368	0.0290
	Entropy	7.53573E-06	3.01066E-09	2.43899E-05
	Difference Variance	0.0049	0.4412	0.1616
	Difference entropy	0.0004	0.0045	0.0001
	Info Measures of correlation 1	0.5343	0.7946	3.02388E-07
	Info Measure of Correlation 2	0.0002	0.0001	0.0005
	Contrast	0.0267	0.0223	0.0025
	Angular Second moment	0.0019	0.0015	0.0022
	Entropy	0.0007	0.0005	0.0185
	Mean	0.0260	0.0356	0.0015
Statistical Features Matrix Πίνακες Στατιστικών Χαρακτηριστικών	Coarseness	1.01535E-09	9.90315E-09	5.58664E-06
	Busyness	0.0147	0.0018	0.0025
	Complexity	0.0336	0.0011	0.0050
	Strength	0.0135	0.0032	0.0085
	Coarseness	0.0012	0.0055	0.0046
	Contrast	0.2680	0.2238	0.0489
	Periodicity	0.0133	0.0067	0.0094
	Roughness	0.0001	0.0006	0.0004
Fractal Dimension Διάσταση μορφοκλάσματος	H1	0.0007	0.0111	0.0254
	H2	0.0477	0.0007	0.0110
	H3	0.0004	0.0118	0.0005
	H4	0.0774	0.2416	0.6159
	Radial Sum	0.0272	0.0001	0.0001
	Angular Sum	0.0044	0.0047	0.0068

	X-coord.max.length	0.7898	0.6897	0.4569
	Y-coord.max.length	0.9587	0.9587	0.9587
	Area	0.0973	0.1058	0.2343
	Perimeter	0.0013	0.0033	0.0131
	(Perimeter)^2/Area	0.0033	0.0005	0.0001
Laws TEM Νόμοι TEM	Energy- LL Kernel	0.0056	0.0064	0.0052
	Energy- EE Kernel	0.0123	0.0225	0.0478
	Energy- SS Kernel	0.0005	0.0002	0.0009
	Av. Energy –LE,EL kernels	0.0021	0.0036	0.0047
	Av. Energy –ES,SE kernels	0.0014	0.0011	0.0023
	Av. Energy –LS,SL kernels	0.0236	0.0356	0.0412

Πίνακας 4-11: Στατιστικά αποτελέσματα (p value) με βάση το κριτήριο Wilcoxon

Τα σημεία του Πιν. 4-11 τα οποία παρουσιάζονται με μπλε χρώμα δεν παρουσιάζουν σημαντική διαφορά μεταξύ τους, συγκρίνοντας τα XY των ομάδων μεταξύ τους (K/Σ, A/K, Σ/A). .

Ακολουθεί ο Πιν. 4-12 όπου παρουσιάζονται τα XY που επιλέχθηκαν και αναφέρθηκαν πιο πάνω. Δίδεται η τιμή του XY για την κάθε κατηγορία ξεχωριστά και ο συντελεστής διακύμανσης για την κάθε ομάδα ασθενών. Στον Πιν. 4-13 παρουσιάζεται ο συντελεστή συσχέτισης Spearman επίσης για τις τρεις ξεχωριστές ομάδες ασθενών και το μέσο απόλυτο λάθος που προκύπτει από τη σύγκριση μεταξύ των τριών διαφορετικών ομάδων ασθενών. Οι πίνακες δημιουργήθηκαν με σκοπό να συγκρίνουμε τις τρεις κατηγορίες ασθενών σε βίντεο τα οποία δεν υπέστησαν προ-επεξεργασία δηλαδή τα αρχικά βίντεο.

Πίνακας 4-12 Επιλεγμένα XY (μέσος όρος (±IQR)) που παρουσίασαν σημαντική διαφορά, τα οποία εξάχθηκαν από την ΠΕ από όλα τα 30 βίντεο που παρακολούθηθηκαν για τις τρεις διαφορετικές ομάδες ασθενών (K/ A / Σ)

XY	K/ A / Σ	%CV (Συντελεστής Διακύμανσης) (K/ A / Σ)
Mean – Μέσος όρος (SF)	49.001(0.66) / 47.74(2.36) / 38.52(7.58)	38.8 / 30.2 / 31.4
Median - Διάμεσος(SF)	50.28(0.67) / 45.8(2.36) / 40.31(6.32)	48.7/ 46.1 / 42.4
Standard Deviation-Τυπική απόκλιση (SF)	38.00(0.5) / 57.81(3.11) / 52.01(2.62)	17.6/22.4/26.8
Entropy-Εντροπία (SGLDM)	7.66(0.04) / 3.98(0.07) / 6.78(1.49)	12.98 / 11.9 / 15.4
Contrast-Αντίθεση (SGLDM)	39.65(4.1) / 32.68(5.29) / 28.59(4.8)	33.3/ 31.6 / 29.5
Correlation-Συσχέτιση (SGLDM)	0.979(0.0010)/ 0.982(0.0015)/0.985(0.0013)	0.522/0.66/0.47

Contrast-Αντίθεση (GLDS)	149.43(6.165)/93.36(8.84)/65.95(4.53)	24.8/32.2/28.86
Entropy-Εντροπία (GLDS)	2.95(0.0142)/ 1.125(0.0263)/ 2.030(0.0369)	5.9/10.8/4.8
Roughness-Τραχύτητα (SFM)	2.198(0.050)/ 2.08(0.0065)/2.13(0.0037)	3/13/2.7
LL – Ενέργεια Kennel(Laws TEM)	23991(10.43)/221335(50.96)/ 198693.1(33.84)	1.3/19.5/18.15
SE- Ενέργεια Kennel (Laws TEM)	438.42(9.23)/334.967(11.93)/313.24(11.456)	12.5/17.1/16.5
H1 (FD)	0.514(0.0032)/ 0.539(0.0044)/0.549(0.0021)	0.68/1.2/5.5

Πίνακας 4-12: Στατιστική Ανάλυση XY για την κατηγορία των κανονικών (original) βίντεο

Ο Πιν. 4-12 παρουσιάζει τις τιμές για τα διάφορα XY που επιλέχθηκαν για στατιστική ανάλυση στη παρούσα πτυχιακή εργασία καθώς και ο συντελεστής συσχέτισης για την κάθε κατηγορία ασθενών (K/A/Σ).

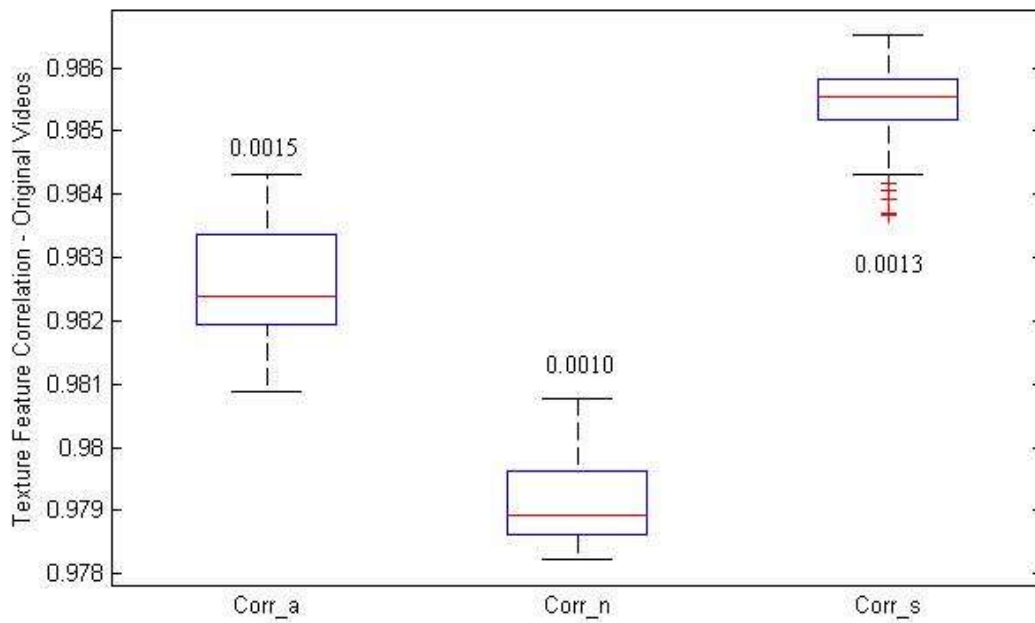
Πίνακας 4-13 Συντελεστής συσχέτισης και %MAE για επιλεγμένα XY από το Πιν. 4-12 για όλα τα 30 βίντεο που παρακολούθηθηκαν για τις τρεις διαφορετικές ομάδες ασθενών (K/ A / Σ)		
XY	ρ (συντελεστής Spearman) (K-A / K-A / A-Σ)	%MAE (Μέσο απόλυτο λάθος) (K-Σ / K -A / A-Σ)
Mean – Μέσος όρος (SF)	0.0001/1.9e-4/0.02	0.004/ 0.27 / 0.007
Median - Διάμεσος(SF)	0.14 / 0.0001 / 0.72	0.01 / 0.007/ 0.036
Standard Deviation-Τυπική απόκλιση (SF)	1.74e-17/ 0.001 / 0.013	0.031/ 0.04 /0.005
Entropy-Εντροπία (SGLDM)	6.57e-33 / 0.010 / 0.12	0.005 / 0.058/ 0.008
Contrast-Αντίθεση (SGLDM)	0.002 / 0.025 / 0.00015	0.025/ 0.012 / 0.013
Correlation-Συσχέτιση (SGLDM)	9.26/0.039/5.42	5.70039E-06 / 1.60931E-05/ 2.1
Contrast-Αντίθεση (GLDS)	8.15/0.028/0.023	0.12/ 1.019/0.12
Entropy-Εντροπία (GLDS)	1.68/0.44/0.863	0.01/0.05/0.016
Roughness-Τραχύτητα (SFM)	0.089/1.06/0.75	5.4/3.63/4.46
LL – Ενέργεια Kennel(Laws TEM)	0.009/0.008/0.005	0.002/0.029/0.003
SE- Ενέργεια Kennel (Laws TEM)	0.17/0.004/0.015	0.05/0.09/0.08
H1 (FD)	0.007/0.004/0.007	13.8/0.002/3.15

Πίνακας 4-13: Στατιστική Ανάλυση XY – συσχέτιση Spearman & Μέσο απόλυτο λάθος (MAE)

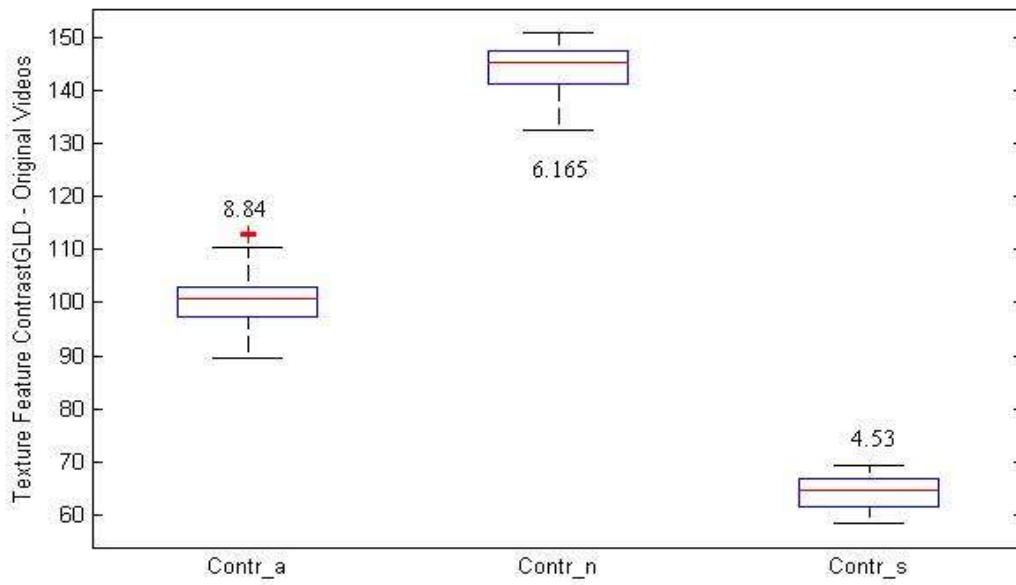
Ο Πιν. 4-13 παρουσιάζει τα αποτελέσματα που προέκυψαν από την στατιστική ανάλυση των τριών κατηγοριών ασθενών για τη κατηγορία των K βίντεο όπως είναι ο συντελεστής συσχέτισης Spearman και το μέσο απόλυτο λάθος .

Ακολουθεί ανάλυση των XY για τις τρεις κατηγορίες ασθενών σε βίντεο που δεν έτυχαν προ-επεξεργασίας υπό τη μορφή γραφικών παραστάσεων (Βλ. Εικ. 4-6) και θηκογραμμάτων (Βλ. Εικ. 4-5) όπως αναφέρθηκαν σε προηγούμενο κεφάλαιο (Βλ. Κεφ. 3).

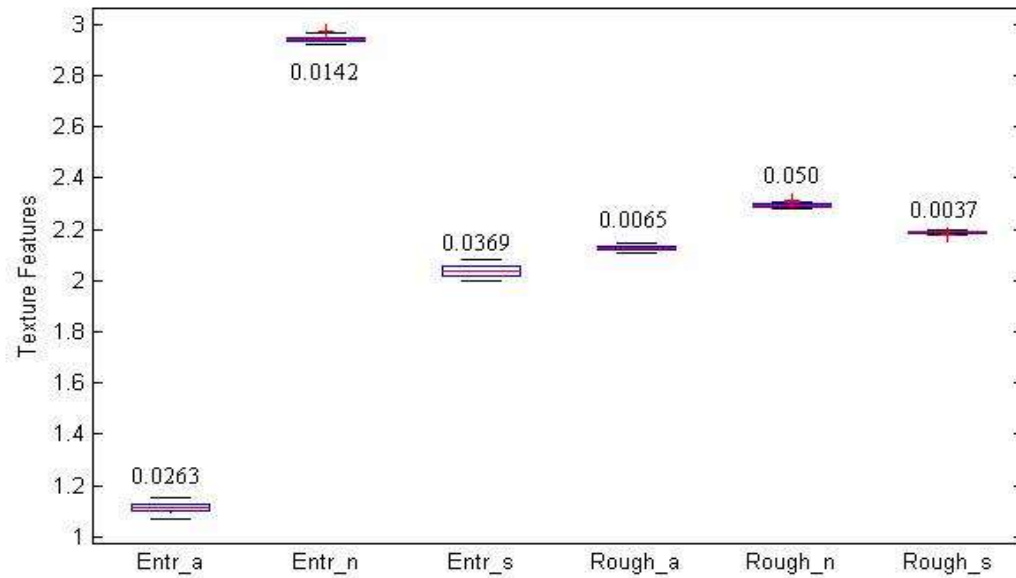
Επιλέχθηκαν από την κατηγορία GLDS XY όπως η εντροπία και η αντίθεση, από την κατηγορία SGLDM η συσχέτιση και από την κατηγορία SFM η τραχύτητα της ΚΚΑ και για τις τρεις κατηγορίες ασθενών σε ένα σύνολο 30 βίντεο που δεν έτυχαν προ-επεξεργασίας.



α) Θηκόγραμμα συσχέτισης για τις τρεις διαφορετικές ομάδες ασθενών



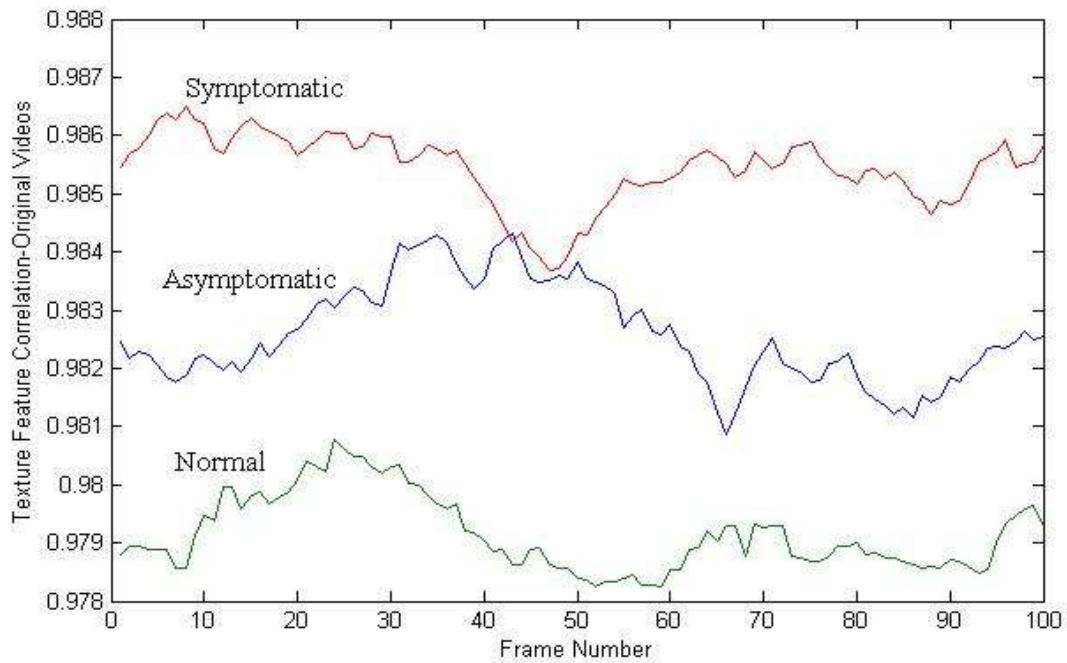
β) Θηκόγραμμα Αντίθεσης (GLDS) για τις τρεις διαφορετικές ομάδες ασθενών



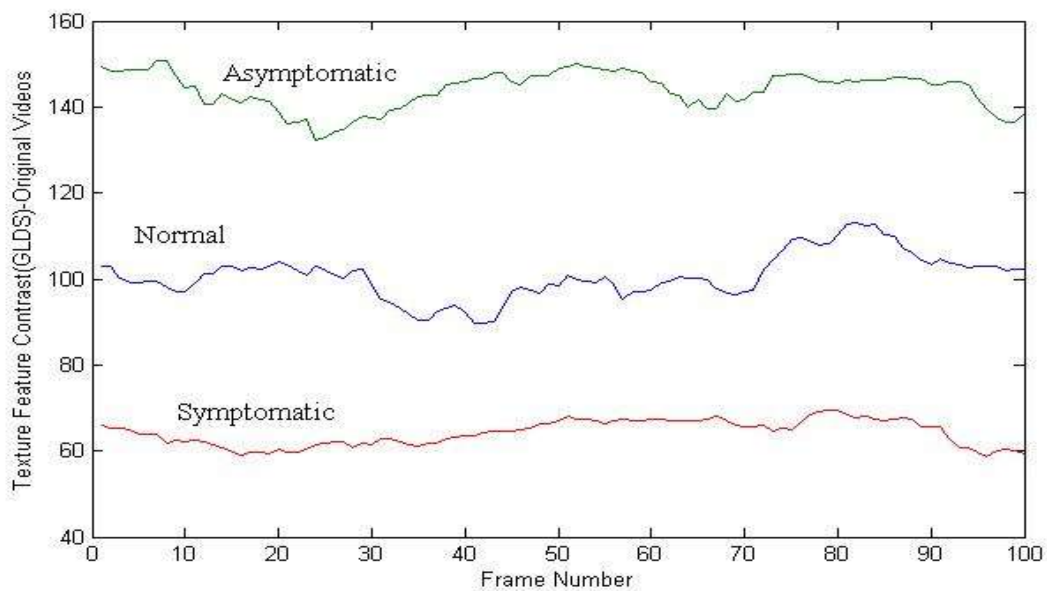
γ) Θηκόγραμμα εντροπίας σε σύγκριση με τη τραχύτητα για τις τρεις διαφορετικές ομάδες ασθενών (Α/Κ/Σ)

Εικόνα 4-5: Θηκογράμματα XY συσχέτισης, αντίθεσης, εντροπίας και τραχύτητας

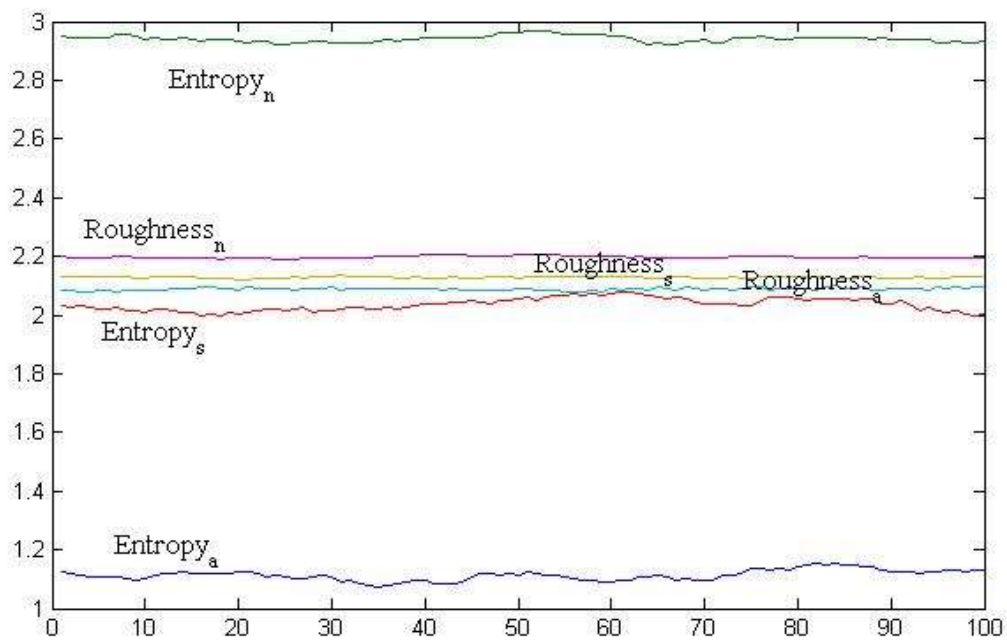
Η Εικ. 4-5 παρουσιάζει θηκογράμματα των XY που επιλέχθηκαν και αναφέρθηκαν πιο πάνω. Η Εικ. 4-5α παρουσιάζει την κατανομή για το XY συσχέτιση μεταξύ των τριών κατηγοριών, επίσης πάνω από τα θηκογράμματα παρουσιάζεται η τιμή του IQR. Η Εικ. 4-5β παρουσιάζει την κατανομή του XY αντίθεσης ενώ η Εικ.4-5γ παρουσιάζει την κατανομή μεταξύ δύο διαφορετικών XY όπως η εντροπία και η τραχύτητα για τις τρεις ομάδες ασθενών έτσι ώστε να μελετήσουμε την κατανομή.



α) Γραφική παράσταση του XY συσχέτισης για τις τρεις διαφορετικές ομάδες ασθενών



β) Γραφική παράσταση του XY αντίθεσης για τις τρεις διαφορετικές ομάδες ασθενών



γ) Γραφική παράσταση των XY εντροπίας και τραχύτητας σε μεγαλύτερο εύρος για τις τρεις διαφορετικές ομάδες ασθενών (Α/Κ/Σ)

Εικόνα 4-6: Γραφικές παραστάσεις XY συσχέτισης, αντίθεσης, εντροπίας και τραχύτητας

Η Εικ. 4-6 παρουσιάζει γραφικές παραστάσεις των XY σε ένα σύνολο 100 πλαισίων για τις τρεις κατηγορίες ασθενών έτσι ώστε να τις συγκρίνουμε οπτικά. Η Εικ. 4-6α παρουσιάζει το XY συσχέτισης για τις τρεις κατηγορίες ασθενών, επίσης η Εικ.4-6β παρουσιάζει το XY αντίθεσης ενώ η Εικ. 4-6γ παρουσιάζει και συγκρίνει τα XY εντροπία και τραχύτητα σε ένα εύρος 6 ασθενών.

Ακολουθεί Πιν. 4-14 όπου παρουσιάζονται τα XY που επιλέχθηκαν και αναφέρθηκαν πιο πάνω . Ο πίνακας παρουσιάζει τη τιμή του XY για την κάθε κατηγορία ξεχωριστά, το συντελεστή διακύμανσης για την κάθε ομάδα ασθενών. Ενώ στον Πιν 4-15 παρουσιάζεται ο συντελεστή συσχέτισης spearman επίσης για τις τρεις ξεχωριστές ομάδες ασθενών και το μέσο απόλυτο λάθος που προκύπτει από τη σύγκριση μεταξύ των τριών διαφορετικών ομάδων ασθενών. Οι παρόν πίνακες δημιουργήθηκαν με σκοπό να συγκρίνουμε τις τρεις κατηγορίες ασθενών σε βίντεο τα οποία δεν υπέστησαν προ-επεξεργασία δηλαδή τα Κ βίντεο.

Πίνακας 4-14 Επιλεγμένα XY (μέσος όρος (\pm IQR)) που παρουσίασαν σημαντική διαφορά, τα οποία εξάχθηκαν από την ΠΕ από όλα τα 30 βίντεο που παρακολούθηθηκαν για τις τρεις διαφορετικές ομάδες ασθενών (Κ/ Α / Σ)		
XY	Κ/ Α / Σ	%CV (Συντελεστής διακύμανσης) (Κ/ Α / Σ)
Mean – Μέσος όρος (SF)	63.5(0.66) / 57.1(2.36) / 54.8(7.58)	20.5 / 38.6 / 26.16
Median - Διάμεσος(SF)	40.75(0.67) / 39.5(2.36) / 28.94(6.32)	30.1 / 88.0 / 73.1
Standard Deviation-Τυπική απόκλιση (SF)	74.79(0.5) / 65.0(3.11) / 65.62(2.62)	9.1/16.4/12.6
Entropy-Εντροπία (SGLDM)	6.07(0.04) / 2.89(0.07) / 5.95(1.49)	15.0 / 15.4 / 32.7
Contrast-Αντίθεση (SGLDM)	35.7(8.1) / 31(12.29) / 25.6(15.8)	17.1 / 35.1 / 28.8
Correlation-Συσχέτιση (SGLDM)	0.97(0.0027)/0.97(0.0017)/0.985(0.0015)	0.64/0.95/0.54
Contrast-Αντίθεση (GLDS)	342(13.72)/230(19.76)/154.8(7.77)	15.1/39.6/39.5
Entropy-Εντροπία (GLDS)	3.2(0.0159)/1.34(0.039)/2.18(0.030)	8.2/10.9/3.4
Roughness-Τραχύτητα (SFM)	2.253(0.063)/2.10(0.0064)/2.143(0.0036)	0.039/0.17/0.032
LL – Ενέργεια Kennel(Laws TEM)	246949(14.47)/260730(8.29)/ 273387(78)	14.7/15.8/12
SE- Ενέργεια Kennel (Laws TEM)	648(14.72)/502(21.82)/469(13.08)	9.4/20.8/16.8
H1 (FD)	0.473(0.0037)/0.54(0.0078)/0.554(0.002)	4.9/5.1/4.4

Πίνακας 4-14: Στατιστική Ανάλυση XY για την κατηγορία των κανονικοποιημένων (normalized) βίντεο

Ο πίνακας 4-14 παρουσιάζει τις τιμές για τα διάφορα XY που επιλέχθηκαν για στατιστική ανάλυση στη παρούσα πτυχιακή εργασία καθώς και ο συντελεστής συσχέτισης για την κάθε κατηγορία ασθενών (Κ/Α/Σ).

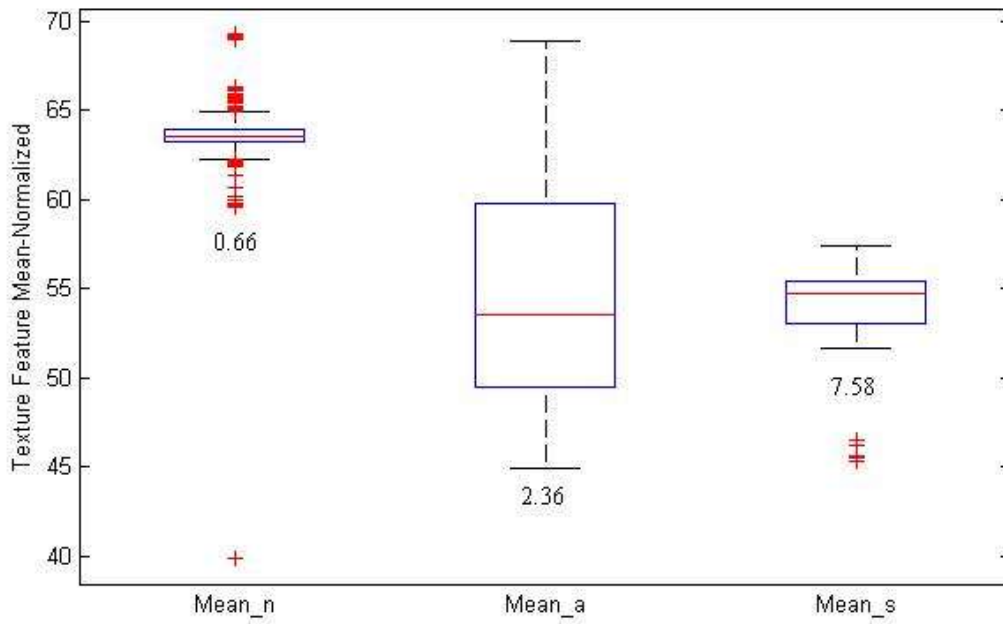
Πίνακας 4-15 Συντελεστής συσχέτισης και %MAE για επιλεγμένα XY από το Πιν. 4-14 για όλα τα 30 βίντεο που παρακολούθηθηκαν για τις τρεις διαφορετικές ομάδες ασθενών (Κ/ Α / Σ)		
XY	ρ (Συντελεστής Spearman) (Κ-Σ / Κ-Α / Α-Σ)	%MAE (Μέσο απόλυτο λάθος) (Κ-Σ / Κ-Α / Α-Σ)
Mean – Μέσος όρος (SF)	0.0002/0.002/0.02	8.18 / 1.67 / 13.92
Median - Διάμεσος(SF)	0.69 / 0.69 / 0.72	0.62 / 7.29/ 1.95
Standard Deviation-Τυπική απόκλιση (SF)	0.38/ 0.002 / 0.13	2.68 / 5.54 / 5.28
Entropy-Εντροπία (SGLDM)	0.004 / 0.31 / 0.12	10.41 / 7.98 / 4.96
Contrast-Αντίθεση (SGLDM)	0.05 / 0.25 / 0.15	1.6 / 3.72 / 8.12
Correlation-Συσχέτιση (SGLDM)	2.5/3.6/3.45	1.94/3.14/1.54
Contrast-Αντίθεση (GLDS)	0.05/0.34/0.047	0.8/0.23/0.1
Entropy-Εντροπία (GLDS)	0.0001/0.0023/0.0041	0.01/0.08/0.02
Roughness-Τραχύτητα (SFM)	2.34/1.54/1.23	0.01/8.34/4.23
LL – Ενέργεια Kennel(Laws TEM)	0.978/1.254/1.15	0.014/0.1/0.06
SE- Ενέργεια Kennel (Laws TEM)	0.0001/0.0025/0.0003	0.07/0.1/0.09
H1 (FD)	0.095/0.097/0.087	19.05/10.2/9.8

Πίνακας 4-15: Στατιστική Ανάλυση XY –Συσχέτιση Spearman & Μέσο Απόλυτο λάθος (MAE) κανονικοποιημένα (normalized) βίντεο

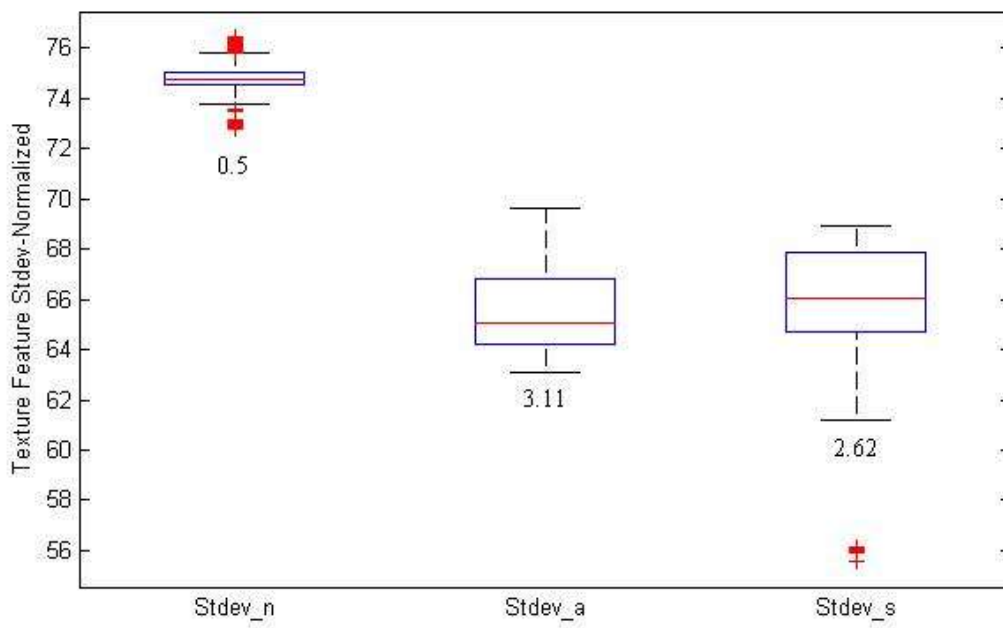
Ο Πιν. 4-15 παρουσιάζει τα αποτελέσματα που προέκυψαν από την στατιστική ανάλυση των τριών κατηγοριών ασθενών για τη κατηγορία των κανονικοποιημένων (normalized) βίντεο όπως είναι ο συντελεστής συσχέτισης Spearman και το μέσο απόλυτο λάθος.

Ακολουθεί ανάλυση των XY για τις τρεις κατηγορίες ασθενών σε βίντεο που έτυχαν προ-επεξεργασίας, κανονικοποίηση, υπό τη μορφή γραφικών παραστάσεων (Βλ. Εικ. 4-8) και θηκογραμμάτων (Βλ. Εικ. 4-7) όπως αναφέρθηκαν σε προηγούμενο κεφάλαιο (Βλ. Κεφ. 3).

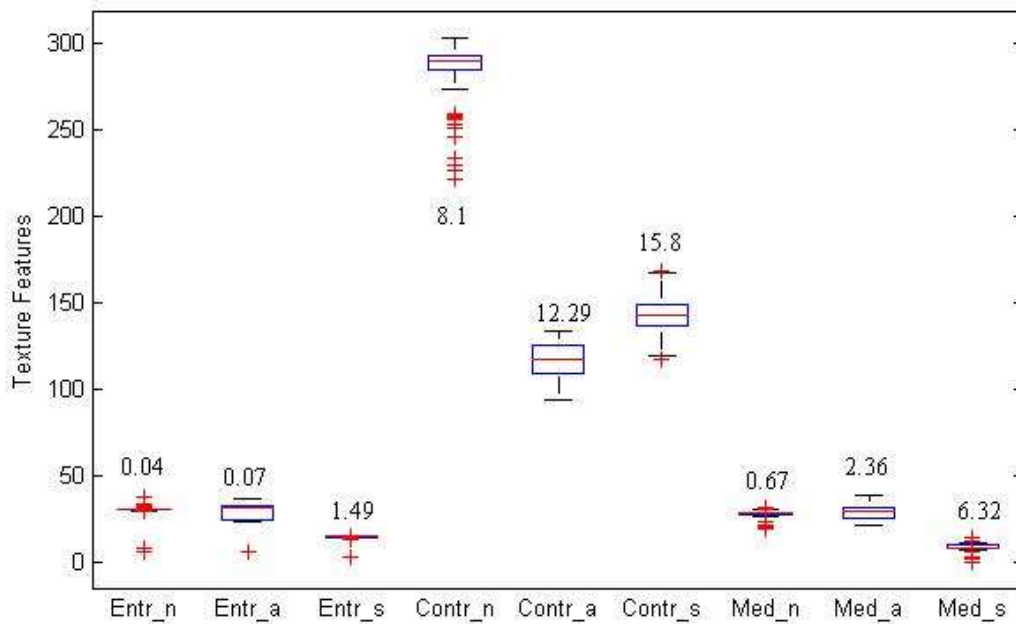
Επιλέχθηκαν από την κατηγορία SF XY όπως η μέση τιμή, διάμεσος και τυπική απόκλιση και από την κατηγορία SGLDM η εντροπία και η αντίθεση της ΚΚΑ και για τις τρεις κατηγορίες ασθενών σε ένα σύνολο 30 βίντεο που έτυχαν κανονικοποίησης.



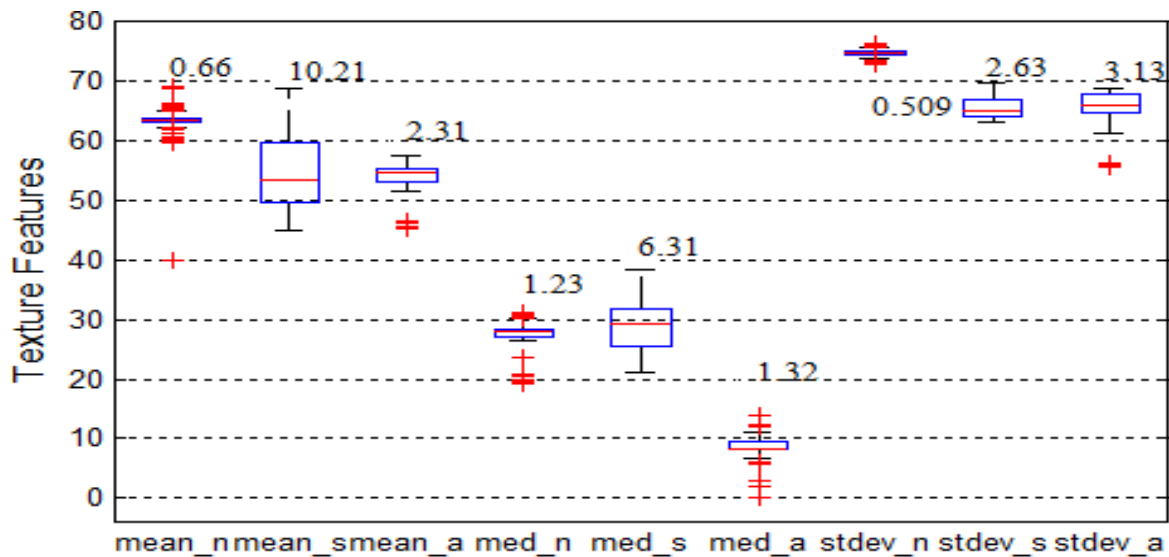
α) Θηκόγραμμα μέσης τιμής για τις τρεις διαφορετικές ομάδες ασθενών (Α/Κ/Σ)



β) Θηκόγραμμα τυπικής απόκλισης για τις τρεις διαφορετικές ομάδες ασθενών (Α/Κ/Σ)



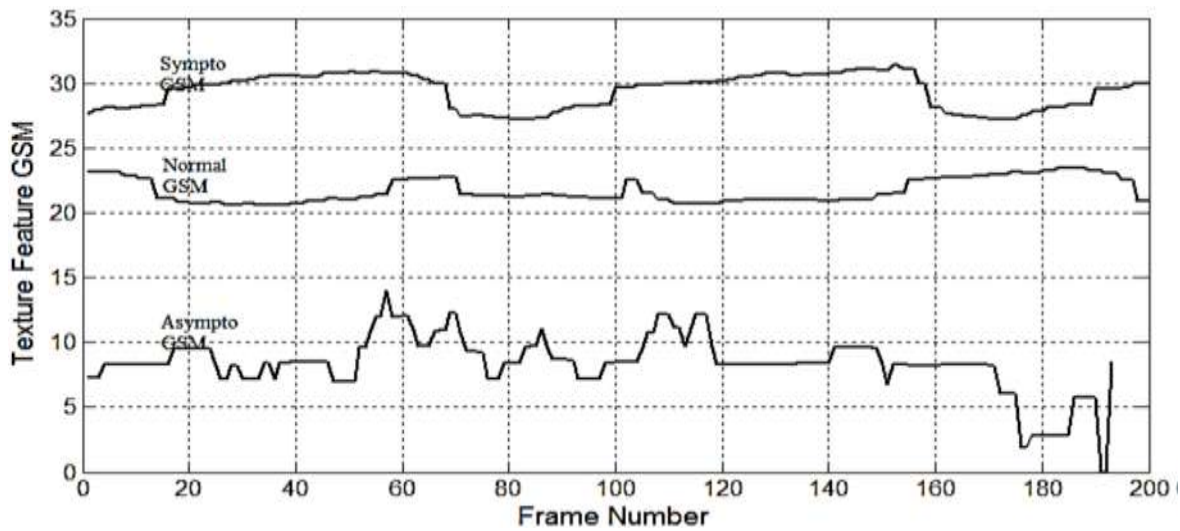
γ) Θηκόγραμμα εντροπίας , αντίθεσης και διάμεσου για τις τρεις διαφορετικές ομάδες ασθενών (Α/Κ/Σ)



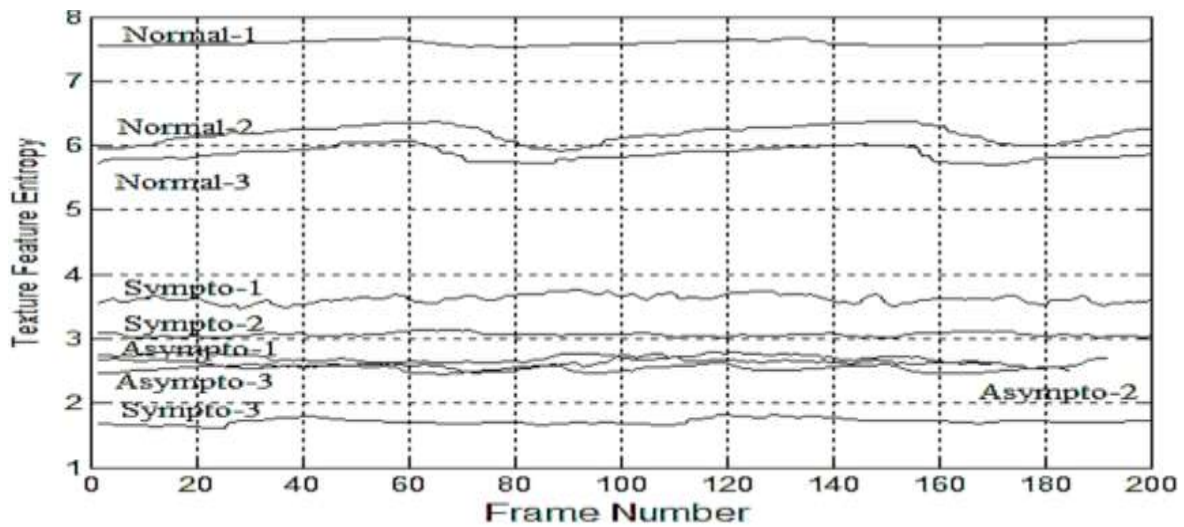
δ) Θηκόγραμμα μέσης τιμής , διάμεσου και τυπικής απόκλισης για τις τρεις διαφορετικές ομάδες ασθενών (Α/Κ/Σ)

Εικόνα 4-7: Θηκογράμματα για XY μέσης τιμής , διάμεσου, τυπικής απόκλισης και αντίθεσης-κανονικοποιημένων (Normalized) βίντεο

Η Εικ. 4-7 παρουσιάζει θηκογράμματα των XY που επιλέχθηκαν και αναφέρθηκαν πιο πάνω. Η Εικ. 4-7α παρουσιάζει την κατανομή για το XY μέσης τιμής μεταξύ των τριών κατηγοριών, επίσης πάνω από τα θηκογράμματα παρουσιάζεται η τιμή του IQR. Η Εικ. 4-7β παρουσιάζει την κατανομή του XY τυπικής απόκλισης, η Εικ.4-7γ παρουσιάζει την κατανομή μεταξύ τριών διαφορετικών XY όπως η εντροπία, η αντίθεση και ο διάμεσος ενώ η Εικ. 4-7δ παρουσιάζει την κατανομή μεταξύ τριών XY όπως η μέση τιμή, ο διάμεσος και η τυπική απόκλιση.



α) Γραφική παράσταση XY διάμεσου



β) Γραφική παράσταση XY εντροπίας

Εικόνα 4-8: Γραφικές παραστάσεις XY διάμεσου και εντροπίας

Η Εικ. 4-8 παρουσιάζει γραφικές παραστάσεις των XY σε ένα σύνολο 100 πλαισίων για τις τρεις κατηγορίες ασθενών έτσι ώστε να τις συγκρίνουμε οπτικά. Η Εικ. 4-8α απεικονίζει το XY διάμεσου για τις τρεις κατηγορίες ασθενών έτσι ώστε να συγκριθούν οπτικά μεταξύ τους, επίσης η Εικ. 4-8β παρουσιάζει το XY εντροπίας για ένα σύνολο 9 ασθενών για να παρατηρήσουμε καλύτερα τη μεταβλητότητα του XY.

Ακολουθεί Πιν. 4-16 όπου παρουσιάζονται τα XY που επιλέχθηκαν και αναφέρθηκαν πιο πάνω. Ο πίνακας παρουσιάζει τη τιμή του XY για την κάθε κατηγορία ξεχωριστά, το συντελεστή διακύμανσης για την κάθε ομάδα ασθενών. Ενώ στον Πιν. 4-17 παρουσιάζεται ο συντελεστή συσχέτισης spearman επίσης για τις τρεις ξεχωριστές ομάδες ασθενών και το μέσο απόλυτο λάθος που προκύπτει από τη σύγκριση μεταξύ των τριών διαφορετικών ομάδων ασθενών. Οι παρόν πίνακες δημιουργήθηκαν με σκοπό να συγκρίνουμε τις τρεις κατηγορίες ασθενών σε βίντεο τα οποία υπέστησαν αποθορυβοποίηση.

Πίνακας 4-16 Επιλεγμένα XY (μέσος όρος (\pm IQR)) που παρουσίασαν σημαντική διαφορά, τα οποία εξάχθηκαν από την ΠΕ από όλα τα 30 βίντεο που παρακολούθηθηκαν για τις τρεις διαφορετικές ομάδες ασθενών (K / A / Σ)		
XY	K / A / Σ	%CV (Συντελεστής διακύμανσης) (K / A / Σ)
Mean – Μέσος όρος (SF)	44.84(0.66) / 39.06(2.36) / 33.36(7.58)	43.5 / 45.9 / 34.1
Median - Διάμεσος(SF)	63.06(0.67) / 50.13(2.36) / 43.49(6.32)	45.9 / 62.4 / 42.3
Standard Deviation-Τυπική απόκλιση (SF)	34.10(0.5) / 52.36(3.11) / 51.57(2.62)	19.8/20.8/17.2
Entropy-Εντροπία (SGLDM)	7.23(0.04) / 6.22(0.07) / 6.18(1.49)	8.0 / 10/ 6.4
Contrast-Αντίθεση (SGLDM)	25.7(8.1) / 34.9(12.29) / 32.71(15.8)	30.8/ 31.2 / 30.1
Correlation-Συσχέτιση (SGLDM)	0.99(0.000029)/0.995(0.016)/0.994(0.0004)	0.3/0.4/0.2
Contrast-Αντίθεση (GLDS)	44.78(1.68)/29.28(1.68)/19.58(1.79)	22.6/38.3/35.4
Entropy-Εντροπία (GLDS)	2.38(0.0148)/2.13(0.0354)/1.99(0.0264)	6.2/7.8/6.5
Roughness-Τραχύτητα (SFM)	2.11(0.0066)/2.059(0.032)/2.063(0.032)	1.1/1.14/1.35
LL – Ενέργεια Kennel(Laws TEM)	223038(1313)/202726(6410.5)/ 181015(2973)	18.7/22.4/29.1
SE- Ενέργεια Kennel (Laws TEM)	184(5.25)/138(7.23)/ 121(8.53)	11.1/24.3/23.8
H1 (FD)	0.55(0.0031)/0.59(0.0031)/0.60(0.0033)	2/2.4/1.5

Πίνακας 4-16: Στατιστική Ανάλυση XY για την κατηγορία των αποθορυβοποιημένων (despeckled) βίντεο

Ο Πιν. 4-16 παρουσιάζει τις τιμές για τα διάφορα XY που επιλέχθηκαν για στατιστική ανάλυση στη παρούσα πτυχιακή εργασία καθώς και ο συντελεστής συσχέτισης για την κάθε κατηγορία ασθενών (Κ/Α/Σ).

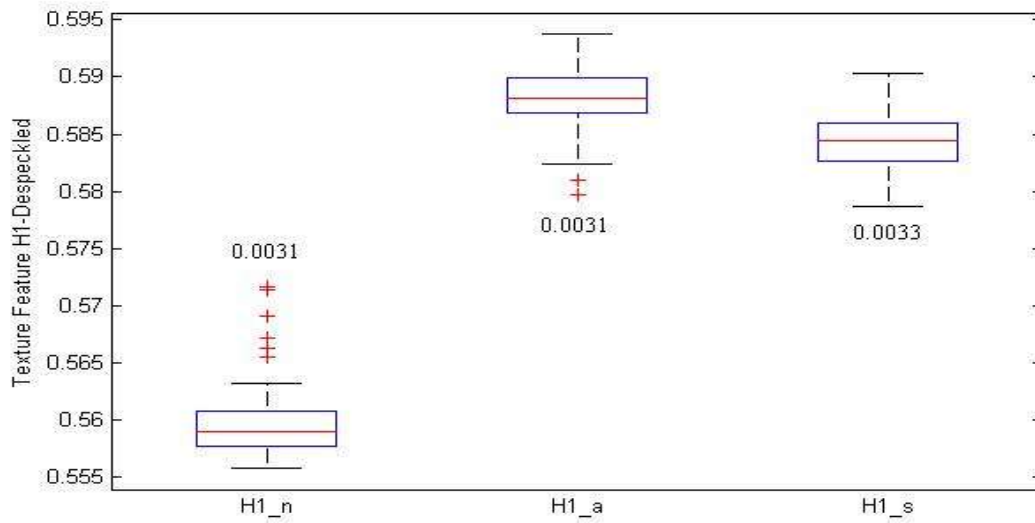
Πίνακας 4-17 Συντελεστής συσχέτισης και %MAE για επιλεγμένα XY από το Πιν. 4-16 για όλα τα 30 βίντεο που παρακολούθηθηκαν για τις τρεις διαφορετικές ομάδες ασθενών (Κ/ Α / Σ)		
XY	ρ (Κ-Σ / Κ-Α / Α-Σ)	%MAE (Κ-Σ / Κ-Α / Α-Σ)
Mean – Μέσος όρος (SF)	1.88e-64 / 0.30 / 2.0692e-8	0.035 / 0.013 / 0.007
Median - Διάμεσος(SF)	0.29 / 0.73 / 5.0384e-25	0.013 / 0.5 / 0.014
Standard Deviation-Τυπική απόκλιση (SF)	6.7608e-13 / 9.89e-18 / 1.003e-9	0.041 / 0.015 / 0.5
Entropy-Εντροπία (SGLDM)	1.99e-22 / 4.87e-23 / 0.8255	0.0079 / 0.01 / 0.2
Contrast-Αντίθεση (SGLDM)	7.34e-40 / 0.012 / 0.24	0.04 / 0.05 / 0.01
Correlation-Συσχέτιση (SGLDM)	0.004 / 0.064 / 0.005	0.0000096 / 0.3 / 0.000006
Contrast-Αντίθεση (GLDS)	0.02 / 0.06 / 0.05	0.1 / 0.24 / 0.16
Entropy-Εντροπία (GLDS)	0.00008 / 0.18 / 0.04	0.01 / 0.05 / 0.01
Roughness-Τραχύτητα (SFM)	0.14 / 0.047 / 0.007	0.0034 / 0.000021 / 0.00003
LL – Ενέργεια Kennel(Laws TEM)	0.0041 / 0.0002 / 0.0001	0.001 / 0.08 / 0.0014
SE- Ενέργεια Kennel (Laws TEM)	0.002 / 0.15 / 0.14	0.009 / 0.01 / 0.006
H1 (FD)	0.6 / 0.085 / 0.758	1.45 / 0.023 / 21.5

Πίνακας 4-17: Στατιστική Ανάλυση XY – Συσχέτιση Spearman & Μέσο απόλυτο λάθος (MAE) αποθορυβοποιημένα (despeckled) βίντεο

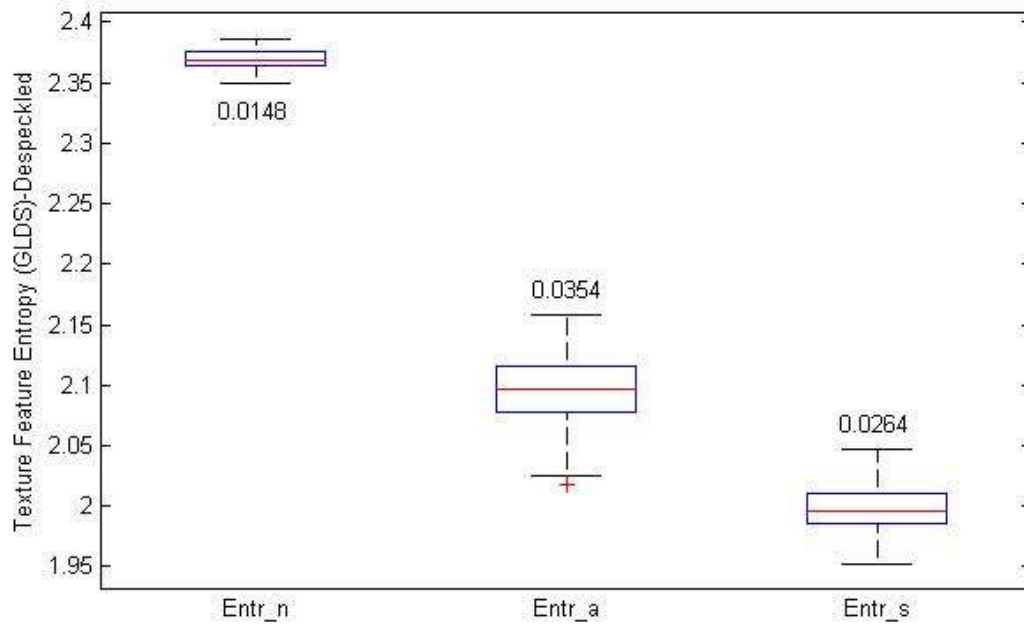
Ο Πιν. 4-17 παρουσιάζει τα αποτελέσματα που προέκυψαν από την στατιστική ανάλυση των τριών κατηγοριών ασθενών για τη κατηγορία των αποθορυβοποιημένων (despeckled) βίντεο όπως είναι ο συντελεστής συσχέτισης Spearman και το μέσο απόλυτο λάθος .

Ακολουθεί ανάλυση των XY για τις τρεις κατηγορίες ασθενών σε βίντεο που έτυχαν προ-επεξεργασίας, αποθορυβοποίησης, υπό τη μορφή γραφικών παραστάσεων (Βλ. Εικ. 4-10) και θηκογραμμάτων (Βλ. Εικ. 4-9) όπως αναφέρθηκαν σε προηγούμενο κεφάλαιο (Βλ. Κεφ. 3).

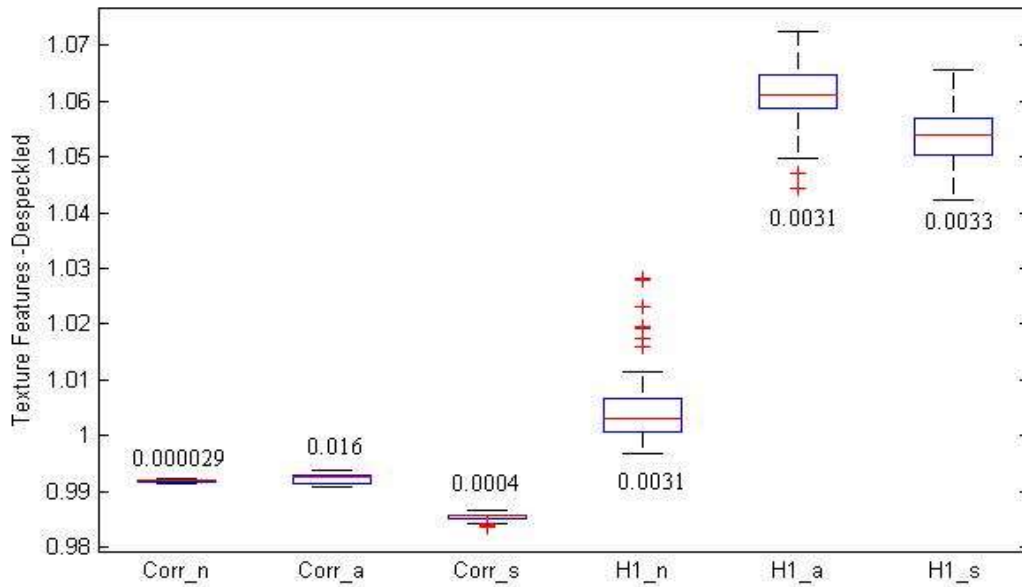
Επιλέχθηκαν από την κατηγορία GLDS XY όπως η εντροπία, από την κατηγορία SGLDM η συσχέτιση και από την κατηγορία FD το XY H1 της ΚΚΑ και για τις τρεις κατηγορίες ασθενών σε ένα σύνολο 30 βίντεο που έτυχαν αποθορυβοποίησης.



α) Θηκόγραμμα XY H1 για τις τρεις διαφορετικές ομάδες ασθενών (Α/Κ/Σ)



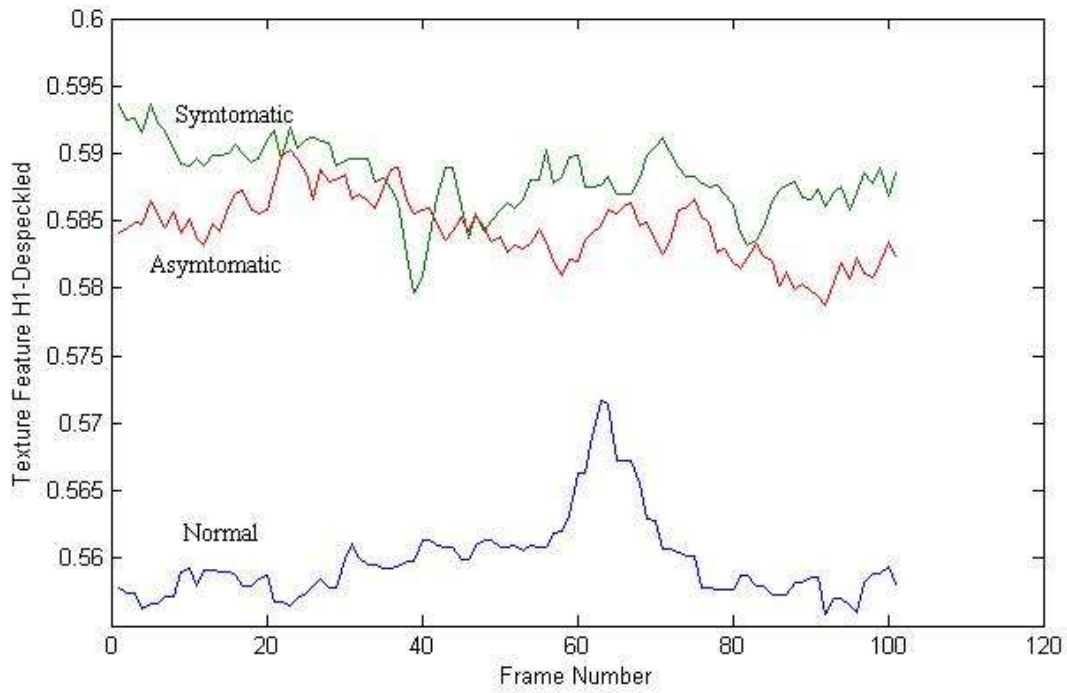
β) Θηκόγραμμα XY εντροπίας για τις τρεις διαφορετικές ομάδες ασθενών (Α/Κ/Σ)



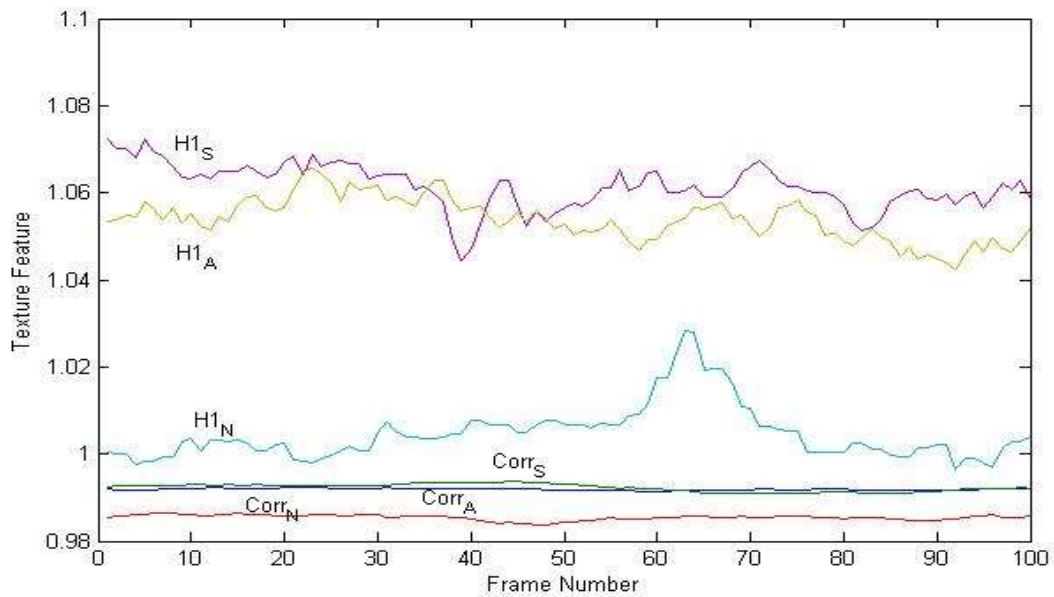
γ) Θηκόγραμμα XY συσχέτισης και H1 για τις τρεις διαφορετικές ομάδες ασθενών (A/K/Σ)

Εικόνα 4-9: Θηκογράμματα για XY H1, συσχέτισης και εντροπίας –αποθορυβοποιημένων (Despeckled) βίντεο

Η Εικ. 4-9 παρουσιάζει θηκογράμματα των XY που επιλέχθηκαν και αναφέρθηκαν πιο πάνω. Η Εικ. 4-9α παρουσιάζει την κατανομή για το XY H1 μεταξύ των τριών κατηγοριών, επίσης πάνω από τα θηκογράμματα παρουσιάζεται η τιμή του IQR. Η Εικ. 4-9β παρουσιάζει την κατανομή του XY εντροπίας και η Εικ.4-9γ παρουσιάζει την κατανομή μεταξύ δύο διαφορετικών XY όπως η εντροπία και το H1 πρέπει να τονιστεί ότι το XY H1 πολλαπλασιάστηκε με τον αριθμό δύο για καλύτερη οπτική παρατήρηση.



α) Γραφική παράσταση XY H1 για τις τρεις διαφορετικές ομάδες ασθενών (Α/Κ/Σ)



β) Γραφική παράσταση XY H1 και συσχέτισης για τις τρεις διαφορετικές ομάδες ασθενών (Α/Κ/Σ)

Εικόνα 4-10: Γραφικές παραστάσεις XY H1 και συσχέτισης

Η Εικ. 4-10 παρουσιάζει γραφικές παραστάσεις των XY σε ένα σύνολο 100 πλαισίων για τις τρεις κατηγορίες ασθενών έτσι ώστε να τις συγκρίνουμε οπτικά. Η Εικ. 4-10α απεικονίζει το XY H1 για τις τρεις κατηγορίες ασθενών έτσι ώστε να συγκριθούν οπτικά μεταξύ τους, επίσης η Εικ.4-10β παρουσιάζει το XY συσχέτισης και H1 για ένα σύνολο 6 ασθενών για καλύτερη παρατήρηση της μεταβλητότητας μεταξύ των XY.

Ακολουθεί πίνακας 4-18 όπου παρουσιάζονται τα XY που επιλέχθηκαν και αναφέρθηκαν πιο πάνω. Ο πίνακας παρουσιάζει τη τιμή του XY για την κάθε κατηγορία ξεχωριστά, το συντελεστή διακύμανσης για την κάθε ομάδα ασθενών. Ενώ στον πίνακα 4-19 παρουσιάζεται ο συντελεστή συσχέτισης spearman επίσης για τις τρεις ξεχωριστές ομάδες ασθενών και το μέσο απόλυτο λάθος που προκύπτει από τη σύγκριση μεταξύ των τριών διαφορετικών ομάδων ασθενών. Οι παρόν πίνακες δημιουργήθηκαν με σκοπό να συγκρίνουμε τις τρεις κατηγορίες ασθενών σε βίντεο τα οποία υπέστησαν αποθορυβοποίηση και κανονικοποίηση ταυτόχρονα.

Πίνακας 4-18 Επιλεγμένα XY (μέσος όρος (\pm IQR)) που παρουσίασαν σημαντική διαφορά, τα οποία εξάχθηκαν από την ΠΕ από όλα τα 30 βίντεο που παρακολούθηθηκαν για τις τρεις διαφορετικές ομάδες ασθενών (K / A / Σ)		
XY	K / A / Σ	%CV (Συντελεστής διακύμανσης) (K / A / Σ)
Mean – Μέσος όρος (SF)	69.53(0.66) / 51.91(2.36) / 49.2(7.58)	36.8 / 48.9 / 41.9
Median - Διάμεσος(SF)	56.15(0.67) / 47.0(2.36) / 36.72(6.32)	51.1 / 49.4 / 37.3
Standard Deviation-Τυπική απόκλιση (SF)	45.6(0.5) / 60.2(3.11) / 56.35(2.62)	22.7/21.4/20.0
Entropy-Εντροπία (SGLDM)	7.80(0.04) / 7.33(0.07) / 7.26(1.49)	5.2 / 7.4 / 7.2
Contrast-Αντίθεση (SGLDM)	51.1(8.1) / 32.92(12.29) / 27.28(15.8)	35.5 / 29.8 / 26.5
Correlation-Συσχέτιση (SGLDM)	0.992(0.000257)/0.993(0.0016)/ 0.995(0.0054)	0.3/0.5/0.2
Contrast-Αντίθεση (GLDS)	86(2.57)/58.8(3.45)/ 43.2(6.05)	30.5/41.5/34.5
Entropy-Εντροπία (GLDS)	2.63(0.0178)/2.39(0.046)/ 2.59(0.023)	5.7/5.8/5.3
Roughness-Τραχύτητα (SFM)	2.11(0.0031)/2.05(0.050)/ 2.052(0.0025)	1.3/1.39/1.1
LL – Ενέργεια Kennel(Laws TEM)	316106(1663)/290120(25267)/ 28395(4180)	13.5/19.8/21.2
SE- Ενέργεια Kennel (Laws TEM)	250(9.09)/175(11.56)/ 176(13.04)	15.6/26.6/25.4
H1 (FD)	0.56(0.0022)/ 0.597(0.0022)/ 0.598(0.0038)	0.12/1.6/0.9

Πίνακας 4-18: Στατιστική Ανάλυση XY για την κατηγορία των κανονικοποιημένων και αποθορυβοποιημένων (normalized-despeckled) βίντεο

Ο πίνακας 4-18 παρουσιάζει τις τιμές για τα διάφορα XY που επιλέχθηκαν για στατιστική ανάλυση στη παρούσα πτυχιακή εργασία καθώς και ο συντελεστής συσχέτισης για την κάθε κατηγορία ασθενών (Κ/Α/Σ).

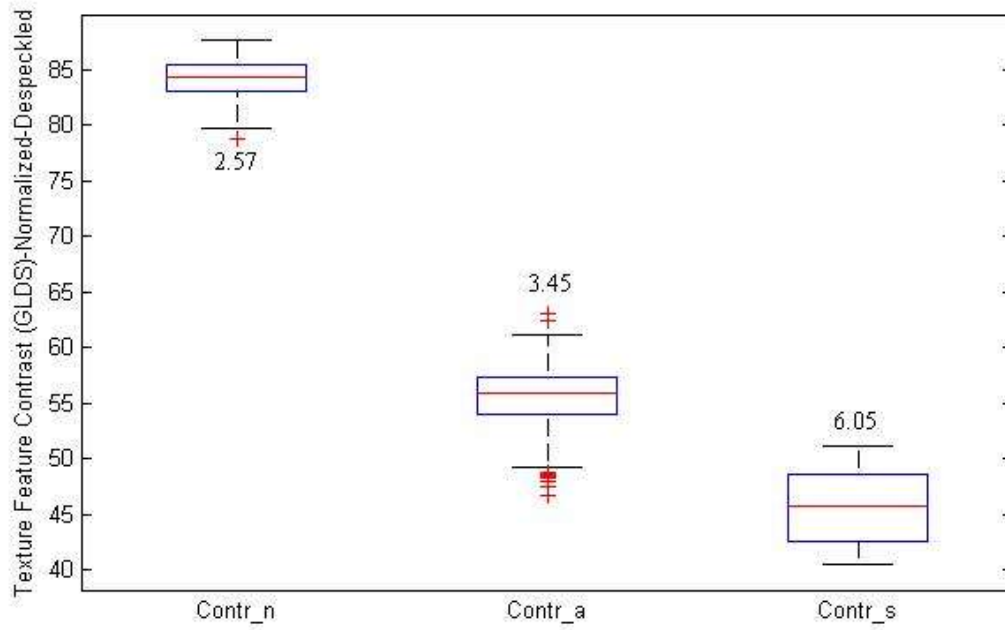
Πίνακας 4-19 Συντελεστής συσχέτισης και %MAE για επιλεγμένα XY από το Πιν. 4-18 για όλα τα 30 βίντεο που παρακολούθησαν για τις τρεις διαφορετικές ομάδες ασθενών (Κ/ Α / Σ)		
XY	ρ (Συντελεστής Spearman) (Κ-Σ / Κ-Α / Α-Σ)	%MAE (Μέσο απόλυτο λάθος) (Κ-Σ / Κ-Α / Α-Σ)
Mean – Μέσος όρος (SF)	1.005e-116 / 0.002 / 1.81e-9	0.03 / 0.16 / 0.01
Median - Διάμεσος (SF)	1.27e-31 / 3.72e-9 / 0.13	0.02 / 1.1 / 0.01
Standard Deviation-Τυπική απόκλιση (SF)	3.11e-82 / 5.32e-4 / 0.01	0.056 / 0.058 / 0.018
Entropy-Εντροπία (SGLDM)	6.98e-19 / 0.41 / 0.0061	0.0053 / 0.0198 / 0.0027
Contrast-Αντίθεση (SGLDM)	7.68e-5 / 0.0001 / 0.099	0.064 / 0.15 / 0.004
Correlation-Συσχέτιση (SGLDM)	0.14 / 0.05 / 0.001	0.00019 / 0.00018 / 0.007
Contrast-Αντίθεση (GLDS)	0.00018 / 0.046 / 0.0011	0.09 / 0.02 / 0.06
Entropy-Εντροπία (GLDS)	0.045 / 0.41 / 0.29	0.001 / 0.004 / 0.001
Roughness-Τραχύτητα (SFM)	0.065 / 0.051 / 0.002	0.00004 / 0.00002 / 0.002
LL – Ενέργεια Kennel (Laws TEM)	0.284 / 0.354 / 0.225	0.0016 / 0.16 / 0.002
SE- Ενέργεια Kennel (Laws TEM)	0.002 / 0.152 / 0.022	0.01 / 0.1 / 0.008
H1 (FD)	0.27 / 0.78 / 0.11	0.00038 / 0.001 / 0.01

Πίνακας 4-19: Στατιστική Ανάλυση XY – Συσχέτιση Spearman & Μέσο απόλυτο λάθος (MAE) κανονικοποιημένα και αποθορυβοποιημένα (normalized-despeckled) βίντεο

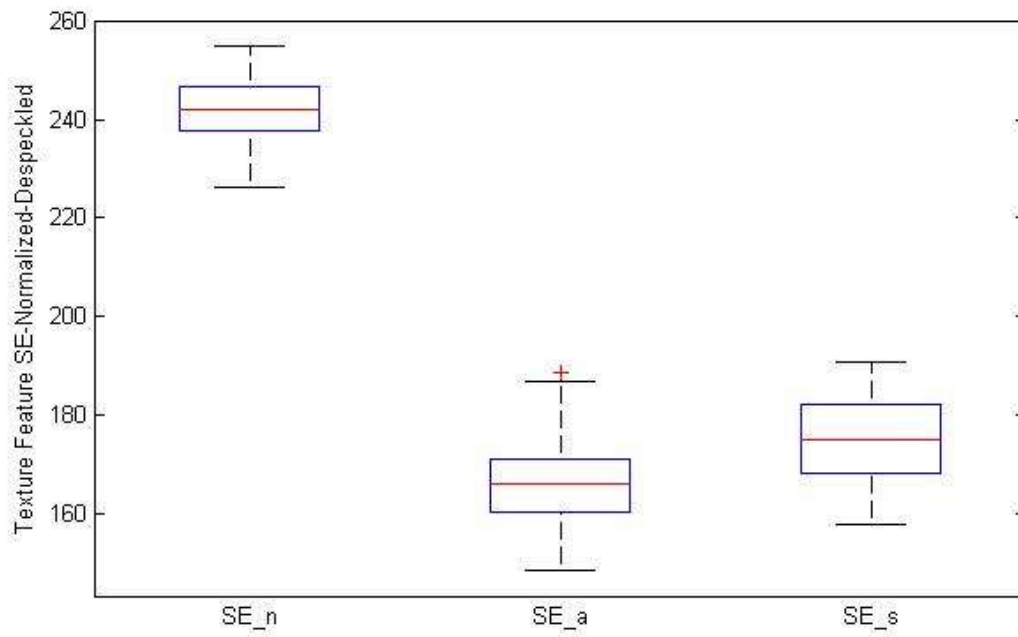
Ο Πιν. 4-19 παρουσιάζει τα αποτελέσματα που προέκυψαν από την στατιστική ανάλυση των τριών κατηγοριών ασθενών για τη κατηγορία των κανονικοποιημένων και αποθορυβοποιημένων (κανονικοποιημένα-despeckled) βίντεο όπως είναι ο συντελεστής συσχέτισης Spearman και το μέσο απόλυτο λάθος .

Ακολουθεί ανάλυση των XY για τις τρεις κατηγορίες ασθενών σε βίντεο που έτυχαν προ-επεξεργασίας, αποθορυβοποίηση και κανονικοποίηση, υπό τη μορφή γραφικών παραστάσεων (Βλ. Εικ. 4-12) και θηκογραμμάτων (Βλ. Εικ. 4-11) όπως αναφέρθηκαν σε προηγούμενο κεφάλαιο (Βλ. Κεφ. 3).

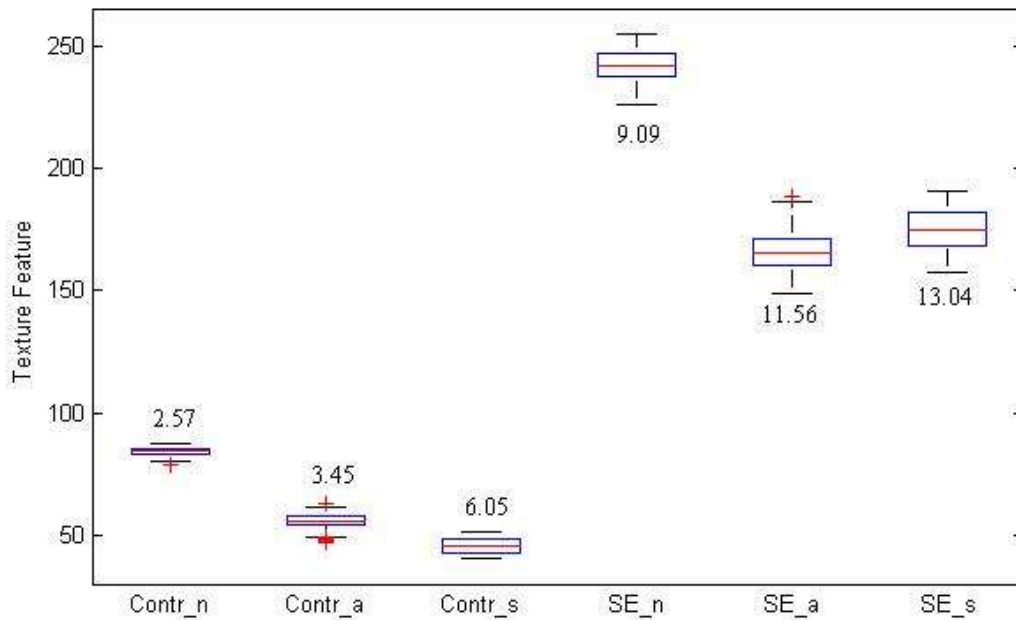
Επιλέχθηκαν από την κατηγορία GLDS XY όπως η αντίθεση, από την κατηγορία Laws TEM τα XY LL και SE της ΚΚΑ και για τις τρεις κατηγορίες ασθενών σε ένα σύνολο 30 βίντεο που έτυχαν αποθορυβοποίησης και κανονικοποίησης ταυτόχρονα.



α) Θηκογράμμα XY αντίθεσης



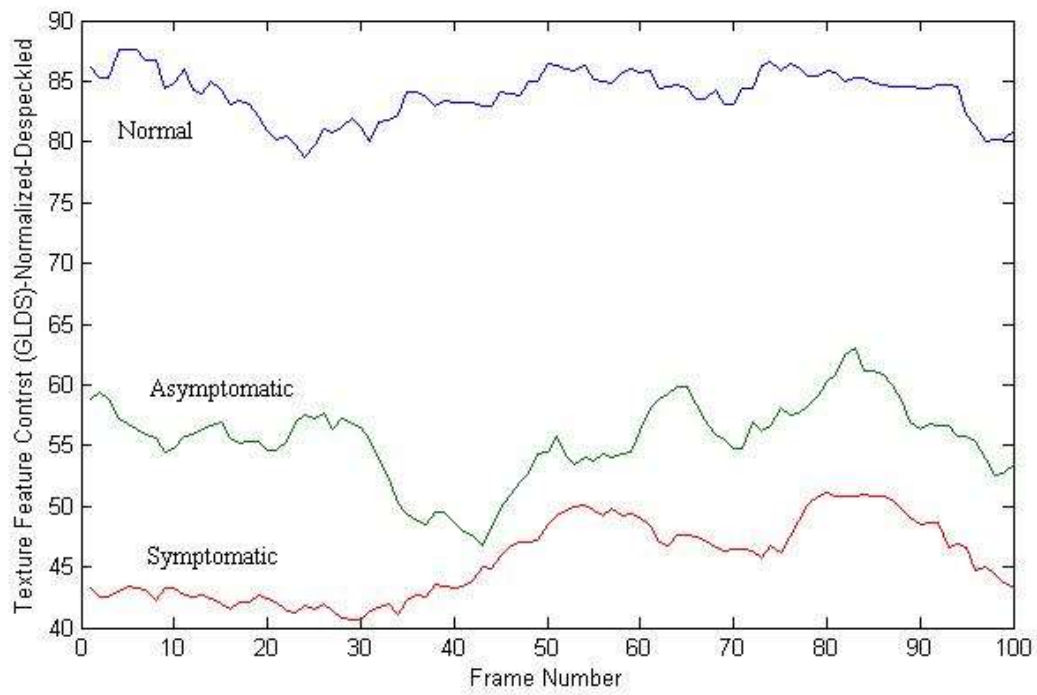
β) Θηκόγραμμα XY SE



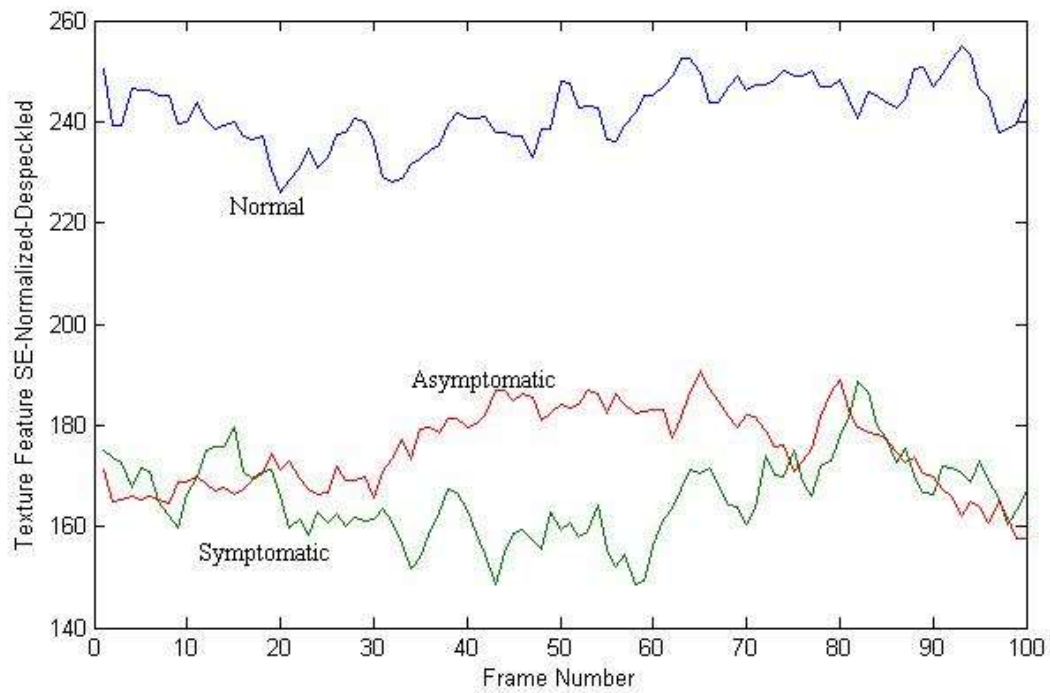
γ) Θηκόγραμμα XY αντίθεσης και SE

Εικόνα 4-11: Θηκογράμματα για XY αντίθεσης και SE Normalized -Despeckled

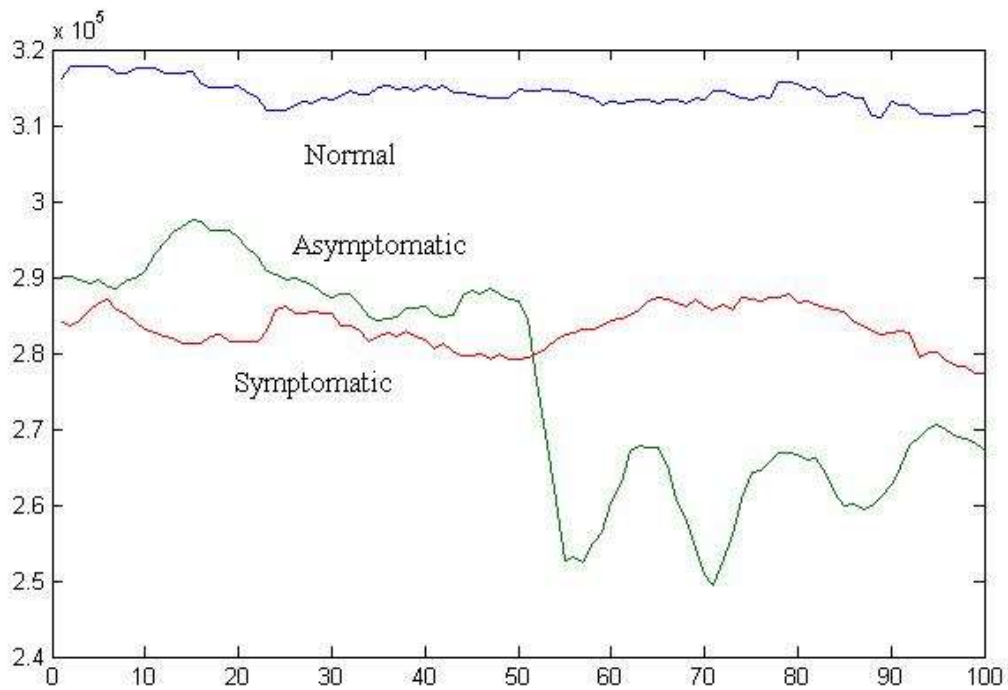
Η Εικ. 4-11 παρουσιάζει θηκογράμματα των XY που επιλέχθηκαν και αναφέρθηκαν πιο πάνω. Η Εικ. 4-11α παρουσιάζει την κατανομή για το XY αντίθεσης μεταξύ των τριών κατηγοριών, επίσης πάνω από τα θηκογράμματα παρουσιάζεται η τιμή του IQR. Η Εικ. 4-11β παρουσιάζει την κατανομή του XY SE και η Εικ.4-11γ παρουσιάζει την κατανομή μεταξύ των δύο XY για καλύτερη οπτική παρατήρηση.



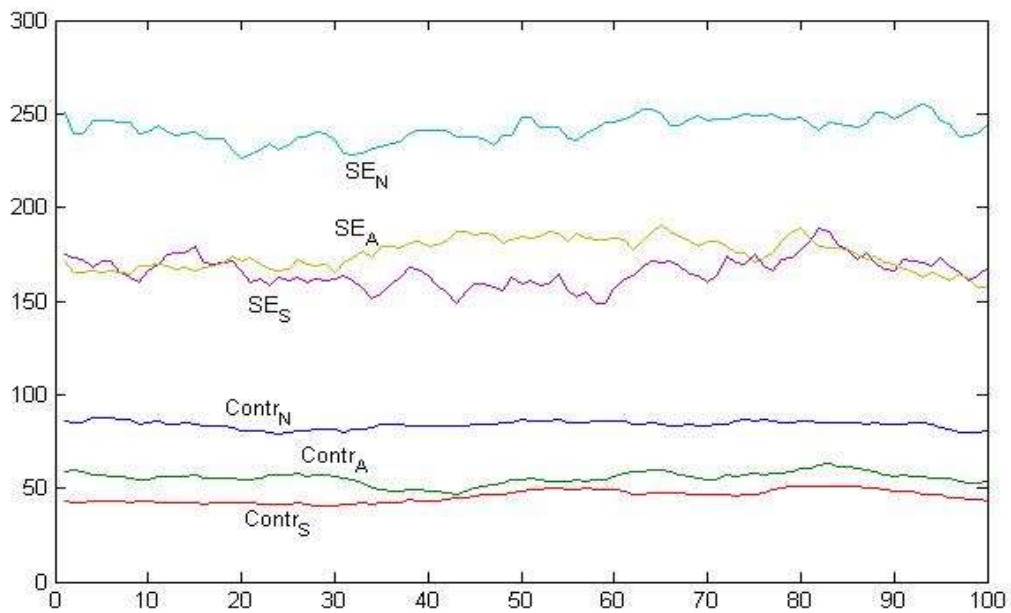
α) Γραφική παράσταση XY αντίθεσης



β) Γραφική παράσταση XY SE



γ) Γραφική παράσταση XY LL



δ) Γραφική παράσταση XY αντίθεσης και SE

Εικόνα 4-12: Γραφικές παραστάσεις XY αντίθεσης , SE και LL.

Η Εικ. 4-12 παρουσιάζει γραφικές παραστάσεις των XY σε ένα σύνολο 100 πλαισίων για τις τρεις κατηγορίες ασθενών έτσι ώστε να τις συγκρίνουμε οπτικά. Η Εικ. 4-12α απεικονίζει το XY αντίθεσης για τις τρεις κατηγορίες ασθενών έτσι ώστε να συγκριθούν οπτικά μεταξύ τους, επίσης η Εικ.4-12β παρουσιάζει το XY SE, η Εικ. 4-12γ παρουσιάζει το XY LL και η Εικ. 4-12δ απεικονίζει τα XY αντίθεσης και SE για ένα σύνολο 6 ασθενών για καλύτερη παρατήρηση της μεταβλητότητας μεταξύ των XY.

Ακολουθούν πίνακες XY που απεικονίζουν τις τιμές όλως των χαρακτηριστικών που εξάχθηκαν αυτοματοποιημένα από το πρόγραμμα το οποίο δημιουργήθηκε για την παρούσα πτυχιακή εργασία. Τα XY εξάχθηκαν και από τις τέσσερις κατηγορίες βίντεο (κανονικά, κανονικοποιημένα, αποθορυβοποιημένα, κανονικοποιημένα και αποθορυβοποιημένα) για τις τρεις ομάδες ασθενών (Κ/Α/Σ).

	XY	Κ	Σ	Α
Statistical Features Στατιστικά Χαρακτηριστικά	Mean (1) –Μέσος όρος	49.005	38.52	47.74
	Median (2)-Διάμεσος	50.28	40.31	45.8
	St Dev(3)- Τυπική Απόκλιση	38	52.01	57.81
	Skewness(4)-Ασυμμετρία	0.59	0.65	0.88
	Kyrtosis(5)-Κύρτωση	2.40	2.53	2.57
Spatial Gray Level Dependence Matrices Χωρικοί Πίνακες Εξάρτησης Επιπέδου του Γκρι	Angular Second Moment(6) -Γωνιακή ροπή 2ης τάξης	0.0499	0.0945	0.0994
	Contrast(7)-Αντίθεση	39.65	28.59	32.68
	Correlation(8)-Συσχέτιση	0.97	0.985	0.98
	Sum of Squares: Variance(9)-Σύνολο τετραγώνου διασποράς	3640.05	2538.29	3227.80
	Inverse Difference Moment(10)-Ροπή αντίστροφης διασποράς	0.31	0.48	0.59
	Sum Average(11)-Άθροισμα μέσου	142.28	109.69	129.99
	Sum Variance(12)-Άθροισμα διασποράς	14410.78	10087.18	12808.22
	Sum entropy(13)-Άθροισμα εντροπίας	4.98	4.15	3.10
	Entropy(14)-Εντροπία	7.66	6.78	3.98
	Difference Variance(15)-Διαφορά διακύμανσης	83.89	40.83	66.51
	Difference entropy(16)-Διαφορά εντροπίας	2.86	1.98	1.08
	Info measures of correlation 1(17)-Μέτρα συσχέτισης	0.50	0.54	0.57
	Info measures of correlation 2(18)-Μέτρα συσχέτισης	0.99	0.98	0.97

Gray Level Difference Statistics Στατιστικές Διαφορές Επιπέδου του Γκρι	Angular second moment(19) -Γωνιακή ροπή 2ης τάξης	0.006	0.007	0.017
	Contrast(20)-Αντίθεση	168.33	74.43	119.51
	Correlation(21)-Συσχέτιση	0.023	0.01	0.02
	Sum of squares: variance(22)- Σύνολο τετραγώνου διασποράς	15.49	7.56	22.85
	Inverse Difference Moment(23)- Ροπή αντίστροφης διασποράς	0.156	0.151	0.26
	Sum Average(24)-Άθροισμα μέσου	0.92	0.41	0.67
	Sum Variance(25)-Άθροισμα διασποράς	136.38	66.35	142.28
	Sum Entropy(26)-Άθροισμα εντροπίας	0.06	0.08	0.11
	Entropy(27)-Εντροπία	0.477	0.470	0.571
	Difference Variance(28)-Διαφορά διακύμανσης	88.11	43.06	70.24
	Difference entropy(29)-Διαφορά εντροπίας	0.94	0.70	0.61
	Info Measures of correlation 1(30)-Μέτρα συσχέτισης	0.10	0.13	0.21
	Info Measure of Correlation 2(31)-Μέτρα συσχέτισης	0.005	0.011	0.025
	Contrast(32)-Αντίθεση	149.43	65.98	93.36
	Angular Second moment(33)- Γωνιακή ροπή	0.10	0.27	0.42
	Entropy(34)-Εντροπία	2.95	2.03	1.12
Mean(35)-Μέσος όρος	7.57	4.65	5.59	
Statistical Features Matrix Πίνακες Στατιστικών Χαρακτηριστικών	Coarseness(36)-Ανομοιογένεια	18.71	32.17	6.01
	Busyness(38)-Λειτουργικότητα	1.02E-05	8.64E-05	0.00019
	Complexity(39)-Πολυπλοκότητα	57075.95	19845.21	5985.29
	Strength(40)-Δυναμική	1042828.29	770131.69	143900.91
	Coarseness(41)-Ανομοιογένεια	5.88	9.73	7.28
	Contrast(37)-Αντίθεση	37.71	35.64	33.95
	Periodicity(43)-Περιοδικότητα	0.82	0.79	0.83
	Roughness(44)-Τραχύτητα	2.19	2.13	2.08
Fractal Dimension Διάσταση μορφολογικού συνόλου	H1(51)	0.51	0.54	0.53
	H2(52)	0.43	0.48	0.46
	H3(53)	0.44	0.43	0.58
	H4(54)	0.57	0.51	0.58
	Radial Sum(55)-Άθροισμα ακτίνας	4197.72	3707.94	5327.25
	Angular Sum(56)-Άθροισμα γωνίας	2055.32	2320.05	2437.33
	X-coord.max.length(57)-Μέγιστες συντεταγμένες X άξονα	28.1	31.2	31.1
	Y-coord.max.length(58)-Μέγιστες συντεταγμένες Y άξονα	101	129	100.3

	Area(59)-Εμβαδό	2819.7	4022.9	2404
	Perimeter(60)-Περίμετρος	330	442	392
	(Perimeter)^2/Area(61)-Περίμετρος ^2/Εμβαδό	35.11	38.08	45.1
Laws TEM Νόμοι TEM	Energy- LL Kernel(45)-Ενέργεια LL Kernel	239917.86	198693.17	221335.50
	Energy- EE Kernel(46)-Ενέργεια EE Kernel	1267.82	968.13	991.23
	Energy- SS Kernel(47)-Ενέργεια SS Kernel	152.97	111.42	123.12
	Av. Energy –LE,EL kernels(48)-Μέσος όρος Ενέργειας LE,EL kernels	12352.35	8852.78	10648.25
	Av. Energy –ES,SE kernels(49) -Μέσος όρος Ενέργειας ES,SE kernels	438.42	313.24	334.96
	Av. Energy –LS,SL kernels(50) -Μέσος όρος Ενέργειας LS,SL kernels	3496.85	2181.42	2557.77

**Πίνακας 4-20: Σύνολο ΧΥ που εξάχθηκαν αυτοματοποιημένα στην κατηγορία κανονικών (original)
βίντεο**

	XY	K	Σ	A
Statistical Features Στατιστικά Χαρακτηριστικά	Mean (1) –Μέσος όρος	63.5	54.8	57.1
	Median (2)-Διάμεσος	40.75	28.94	39.5
	St Dev(3)- Τυπική Απόκλιση	74.79	65.00	65.62
	Skewness(4)-Ασυμμετρία	0.53	0.64	0.68
	Kyrtosis(5)-Κύρτωση	2.28	2.26	2.29
Spatial Gray Level Dependence Matrices Χωρικοί Πίνακες Εξάρτησης Επιπέδου του Γκρι	Angular Second Moment(6) - Γωνιακή ροπή 2ης τάξης	0.052	0.102	0.094
	Contrast(7)-Αντίθεση	35.7	25.6	31
	Correlation(8)-Συσχέτιση	0.96	0.98	0.97
	Sum of Squares: Variance(9)- Σύνολο τετραγώνου διασποράς	5699.48	5340.23	5469.14
	Inverse Difference Moment(10)- Ροπή αντίστροφης διασποράς	0.29	0.47	0.59
	Sum Average(11)-Άθροισμα μέσου	172.31	149.84	164.52
	Sum Variance(12)-Άθροισμα διασποράς	22454.53	21205.91	21645.73
	Sum entropy(13)-Άθροισμα εντροπίας	4.95	4.18	3.23
	Entropy(14)-Εντροπία	6.07	5.95	2.89
	Difference Variance(15)- Διαφορά διακύμανσης	193.97	100.03	149.42
	Difference entropy(16)- Διαφορά εντροπίας	3.18	2.14	1.30
	Info measures of correlation 1(17)-Μέτρα συσχέτισης	0.49	0.52	0.55
	Info measures of correlation 2(18)-Μέτρα συσχέτισης	0.989	0.980	0.966
	Gray Level Difference Statistics Στατιστικές Διαφορές Επιπέδου του Γκρι	Angular second moment(19) - Γωνιακή ροπή 2ης τάξης	0.006	0.008
Contrast(20)-Αντίθεση		392.97	170.57	259.72
Correlation(21)-Συσχέτιση		0.036	0.016	0.025
Sum of squares: variance(22)- Σύνολο τετραγώνου διασποράς		250.61	151.84	169.25
Inverse Difference Moment(23)- Ροπή αντίστροφης διασποράς		0.12	0.14	0.26
Sum Average(24)-Άθροισμα μέσου		4.14	2.35	2.50
Sum Variance(25)-Άθροισμα διασποράς		1384.34	635.95	903.49
Sum Entropy(26)-Άθροισμα εντροπίας		0.07	0.12	0.23

	Entropy(27)-Εντροπία	0.43	0.47	0.59
	Difference Variance(28)- Διαφορά διακύμανσης	215.06	104.08	151.22
	Difference entropy(29)- Διαφορά εντροπίας	0.91	0.71	0.74
	Info Measures of correlation 1(30)-Μέτρα συσχέτισης	0.11	0.14	0.23
	Info Measure of Correlation 2(31)-Μέτρα συσχέτισης	0.007	0.01	0.03
	Contrast(32)-Αντίθεση	342.02	154.83	154.89
	Angular Second moment(33)- Γωνιακή ροπή	0.09	0.27	0.39
	Entropy(34)-Εντροπία	3.20	2.18	1.34
	Mean(35)-Μέσος όρος	11.46	6.93	8.29
Statistical Features Matrix Πίνακες Στατιστικών Χαρακτηριστικών	Coarseness(36)-Ανομοιογένεια	9.69	2.41	3.72
	Busyness(38)-Λειτουργικότητα	2.80E-05	0.0001	0.0002
	Complexity(39)- Πολυπλοκότητα	66276.77	29841.33	9541.85
	Strength(40)-Δυναμική	647893.63	890953.35	135595.84
	Coarseness(41)-Ανομοιογένεια	4.19	6.34	5.10
	Contrast(37)-Αντίθεση	39.71	34.56	36.95
	Periodicity(43)-Περιοδικότητα	0.80	0.78	0.83
	Roughness(44)-Τραχύτητα	2.25	2.14	2.10
Fractal Dimension Διάσταση μορφολογικού συνόλου	H1(51)	0.47	0.55	0.54
	H2(52)	0.37	0.59	0.48
	H3(53)	0.41	0.47	0.42
	H4(54)	0.49	0.48	0.44
	Radial Sum(55)-Άθροισμα ακτίνας	5184.98	4970.20	4769.09
	Angular Sum(56)-Άθροισμα γωνίας	2691.45	3549.64	2555.77
	X-coord.max.length(57)- Μέγιστες συντεταγμένες X άξονα	25.7	36.8	34.1
	Y-coord.max.length(58)- Μέγιστες συντεταγμένες Y άξονα	97.6	135.7	102.3
	Area(59)-Εμβαδό	2505.7	5130.9	3404
	Perimeter(60)-Περίμετρος	330	442	392
	(Perimeter)^2/Area(61)- Περίμετρος ^2/Εμβαδό	39.52	38.08	45.1

Laws TEM Νόμοι TEM	Energy- LL Kernel(45)-Ενέργεια LL Kernel	246949.14	273387.81	260730.16
	Energy- EE Kernel(46)-Ενέργεια EE Kernel	1871.82	1441.36	1494.93
	Energy- SS Kernel(47)	223.17	165.16	184.73
	Av. Energy –LE,EL kernels(48)	15360.98	12861.15	14763.63
	Av. Energy –ES,SE kernels(49)	648.41	469.05	502.65
	Av. Energy –LS,SL kernels(50)	4783.72	3155.58	3632.60

Πίνακας 4-21: Σύνολο ΧΥ που εξάχθηκαν αυτοματοποιημένα στην κατηγορία κανονικοποιημένων (normalized) βίντεο

	ΧΥ	Κ	Σ	Α
Statistica Features Στατιστικά Χαρακτηριστικά	Mean (1) –Μέσος όρος	44.84	33.36	39.061
	Median (2)-Διάμεσος	63.061	43.49	50.13
	St Dev(3)- Τυπική Απόκλιση	34.10	51.57	52.36
	Skewness(4)- Ασυμμετρία	0.72	0.47	0.40
	Kyrtosis(5)-Κύρτωση	2.14	2.05	1.99
Spatial Gray Level Dependence Matrices Χωρικοί Πίνακες Εξάρτησης Επιπέδου του Γκρι	Angular Second Moment(6) -Γωνιακή ροπή 2ης τάξης	0.03	0.05	0.06
	Contrast(7)-Αντίθεση	25.7	32.71	34.9
	Correlation(8)- Συσχέτιση	0.991	0.994	0.992
	Sum of Squares: Variance(9)-Σύνολο τετραγώνου διασποράς	3118.86	2138.13	2604.96
	Inverse Difference Moment(10)- Ροπή αντίστροφης διασποράς	0.423	0.503	0.502
	Sum Average(11)- Άθροισμα μέσου	137.51	104.97	113.83
	Sum Variance(12)- Άθροισμα διασποράς	12430.67	8532.92	10390.55
	Sum entropy(13)- Άθροισμα εντροπίας	4.86	4.76	4.67
	Entropy(14)-Εντροπία	7.23	6.18	6.22
	Difference Variance(15)-Διαφορά διακύμανσης	27.44	12.89	18.94
	Difference entropy(16)- Διαφορά εντροπίας	2.30	1.93	2.08
	Info measures of correlation 1(17)-	0.583	0.592	0.582

	Μέτρα συσχέτισης			
	Info measures of correlation 2(18)- Μέτρα συσχέτισης	0.9959	0.9958	0.9953
Gray Level Difference Statistics Στατιστικές Διαφορές Επιπέδου του Γκρι	Angular second moment(19) -Γωνιακή ροπή 2ης τάξης	0.006	0.003	0.004
	Contrast(20)-Αντίθεση	56.89	24.79	35.80
	Correlation(21)- Συσχέτιση	0.0101	0.0066	0.008
	Sum of squares: variance(22)- Σύνολο τετραγώνου διασποράς	11.32	4.94	9.33
	Inverse Difference Moment(23)- Ροπή αντίστροφης διασποράς	0.240	0.208	0.243
	Sum Average(24)- Άθροισμα μέσου	0.70	0.41	0.52
	Sum Variance(25)- Άθροισμα διασποράς	57.72	28.31	33.81
	Sum Entropy(26)- Άθροισμα εντροπίας	0.070	0.044	0.060
	Entropy(27)-Εντροπία	0.59	0.56	0.62
	Difference Variance(28)-Διαφορά διακύμανσης	34.59	16.26	22.14
	Difference entropy(29)- Διαφορά εντροπίας	1.05	0.80	0.92
	Info Measures of correlation 1(30)- Μέτρα συσχέτισης	0.136	0.130	0.148
	Info Measure of Correlation 2(31)- Μέτρα συσχέτισης	0.00351	0.00355	0.004
	Contrast(32)-Αντίθεση	44.78	19.58	29.28
	Angular Second moment(33)- Γωνιακή ροπή	0.15	0.21	0.20
	Entropy(34)-Εντροπία	2.38	1.99	2.13
	Mean(35)-Μέσος όρος	3.85	2.41	2.97
	Statistical Features Matrix	Coarseness(36)- Ανομοιογένεια	56.41	128.59
Busyness(38)-		3E-06	2E-06	2E-06

	Λειτουργικότητα			
	Complexity(39)- Πολυπλοκότητα	18932.43	7926.66	10424.04
	Strength(40)-Δυναμική	1493547.45	1953097.26	1869607.43
	Coarseness(41)- Ανομοιογένεια	10.35	16.29	12.93
	Contrast(37)-Αντίθεση	39.91	31.56	34.95
	Periodicity(43)- Περιοδικότητα	0.86	0.82	0.84
	Roughness(44)- Τραχύτητα	2.11	2.06	2.05
Fractal Dimension Διάσταση μορφολογικού συνόλου	H1(51)	0.55	0.60	0.59
	H2(52)	0.54	0.58	0.59
	H3(53)	0.60	0.58	0.56
	H4(54)	0.61	0.56	0.51
	Radial Sum(55)- Άθροισμα ακτίνας	3581.55	3620.61	4240.85
	Angular Sum(56)- Άθροισμα γωνίας	1702.51	1974.16	2617.68
	X- coord.max.length(57)- Μέγιστες συντεταγμένες X άξονα	25.7	36.8	34.1
	Y-coord.max.length(58)- Μέγιστες συντεταγμένες Y άξονα	97.6	135.7	102.3
	Area(59)-Εμβαδό	2505.7	5130.9	3404
	Perimeter(60)- Περίμετρος	330	442	392
	(Perimeter) ² /Area(61)- Περίμετρος ² /Εμβαδό	39.5	38.08	45.1
Laws TEM Νόμοι TEM	Energy- LL Kernel(45)- Ενέργεια LL Kernel	223038.07	181015.93	202726.56
	Energy- EE Kernel(46)- Ενέργεια EE Kernel	533.91	405.02	442.39
	Energy- SS Kernel(47)- Ενέργεια SS Kernel	67.09	41.95	50.97
	Av. Energy –LE,EL kernels(48)-Μέσος όρος Ενέργειας LE,EL kernels	7479.17	5453.64	6567.81
	Av. Energy –ES,SE kernels(49) -Μέσος όρος Ενέργειας ES,SE kernels	184.21	121.39	138.51
	Av. Energy –LS,SL	1695.57	961.97	1120.73

	kernels(50) -Μέσος όρος Ενέργειας LS,SL kernels			
--	---	--	--	--

Πίνακας 4-22: Σύνολο ΧΥ που εξάχθηκαν αυτοματοποιημένα στην κατηγορία αποθορυβοποιημένων (despeckled) βίντεο

	ΧΥ	Κ	Σ	Α
Statistical Features Στατιστικά Χαρακτηριστικά	Mean (1) –Μέσος όρος	69.53	49.2	51.91
	Median (2)-Διάμεσος	56.15	36.72	47.00
	St Dev(3)- Τυπική Απόκλιση	45.6	56.35	60.20
	Skewness(4)-Ασυμμετρία	0.24	0.41	0.40
	Kyrtosis(5)-Κύρτωση	1.87	1.96	2.10
Spatial Gray Level Dependence Matrices Χωρικοί Πίνακες Εξάρτησης Επιπέδου του Γκρι	Angular Second Moment(6) -Γωνιακή ροπή 2ης τάξης	0.029	0.047	0.057
	Contrast(7)-Αντίθεση	51.1	27.28	32.92
	Correlation(8)-Συσχέτιση	0.992	0.995	0.993
	Sum of Squares: Variance(9)-Σύνολο τετραγώνου διασποράς	6341.99	5102.67	5335.08
	Inverse Difference Moment(10)- Ροπή αντίστροφης διασποράς	0.36	0.44	0.45
	Sum Average(11)- Άθροισμα μέσου	202.86	161.42	166.40
	Sum Variance(12)- Άθροισμα διασποράς	25281.92	20367.47	21281.38
	Sum entropy(13)- Άθροισμα εντροπίας	5.24	5.07	4.90
	Entropy(14)-Εντροπία	7.8	7.26	7.33
	Difference Variance(15)- Διαφορά διακύμανσης	53.22	28.65	38.86
	Difference entropy(16)- Διαφορά εντροπίας	2.55	2.24	2.32
	Info measures of correlation 1(17)-Μέτρα συσχέτισης	0.60	0.59	0.61

	Info measures of correlation 2(18)-Μέτρα συσχέτισης	0.9980	0.9972	0.9974
Gray Level Difference Statistics Στατιστικές Διαφορές Επιπέδου του Γκρι	Angular second moment(19) -Γωνιακή ροπή 2ης τάξης	0.0047	0.0039	0.0045
	Contrast(20)-Αντίθεση	105.02	53.36	73.86
	Correlation(21)-Συσχέτιση	0.0089	0.0057	0.0086
	Sum of squares: variance(22)-Σύνολο τετραγώνου διασποράς	35.94	14.9	26.19
	Inverse Difference Moment(23)-Ροπή αντίστροφης διασποράς	0.24	0.20	0.25
	Sum Average(24)-Άθροισμα μέσου	1.12	0.47	0.84
	Sum Variance(25)-Άθροισμα διασποράς	189.77	74.56	130.13
	Sum Entropy(26)-Άθροισμα εντροπίας	0.063	0.042	0.053
	Entropy(27)-Εντροπία	0.550	0.529	0.528
	Difference Variance(28)-Διαφορά διακύμανσης	63.19	34.53	47.14
	Difference entropy(29)-Διαφορά εντροπίας	1.10	0.87	1.03
	Info Measures of correlation 1(30)-Μέτρα συσχέτισης	0.116	0.114	0.118
	Info Measure of Correlation 2(31)-Μέτρα συσχέτισης	0.0016	0.0021	0.0020
	Contrast(32)-Αντίθεση	86.07	43.20	58.89
	Angular Second moment(33)- Γωνιακή ροπή	0.127	0.170	0.168
	Entropy(34)-Εντροπία	2.63	2.29	2.39
Mean(35)-Μέσος όρος	5.27	3.55	4.12	
Statistical Features Matrix Πίνακας Στατιστικών	Coarseness(36)-Ανομοιογένεια	63.14	130.44	132.62
	Busyness(38)-Λειτουργικότητα	1.4E-06	9E-07	1.2E-06
	Complexity(39)-Πολυπλοκότητα	47337.60	24205.53	24642.79

	Strength(40)-Δυναμική	2913230.44	4359340.56	3881096.25
	Coarseness(41)- Ανομοιογένεια	7.53	10.83	9.15
	Contrast(37)-Αντίθεση	39.495	35.239	33.303
	Periodicity(43)- Περιοδικότητα	0.866	0.828	0.855
	Roughness(44)- Τραχύτητα	2.113	2.052	2.053
Fractal Dimension Διάσταση μορφολογικού συνόλου	H1(51)	0.566	0.597	0.598
	H2(52)	0.547	0.591	0.598
	H3(53)	0.60	0.58	0.59
	H4(54)	0.591	0.590	0.595
	Radial Sum(55)- Άθροισμα ακτίνας	5284.98	5879.78	5427.25
	Angular Sum(56)- Άθροισμα γωνίας	2581.45	3750.77	2837.33
	X-coord.max.length(57)- Μέγιστες συντεταγμένες X άξονα	25.7	36.8	34.1
	Y-coord.max.length(58)- Μέγιστες συντεταγμένες Y άξονα	97.6	135.7	102.3
	Area(59)-Εμβαδό	2505.7	5130.9	3404
	Perimeter(60)- Περίμετρος	330	442	392
	(Perimeter) ² /Area(61)- Περίμετρος ² /Εμβαδό	39.52	38.08	45.1
Laws TEM Νόμοι TEM	Energy- LL Kernel(45)- Ενέργεια LL Kernel	316106.88	283959.65	290120.16
	Energy- EE Kernel(46)- Ενέργεια EE Kernel	714.25	565.02	563.19
	Energy- SS Kernel(47)- Ενέργεια SS Kernel	92.72	60.33	63.31
	Av. Energy –LE,EL kernels(48)-Μέσος όρος Ενέργειας LE,EL kernels	10317.60	8206.749578	9055.98
	Av. Energy –ES,SE kernels(49) -Μέσος όρος Ενέργειας	250.40	171.35	175.09

	ES,SE kernels			
	Av. Energy –LS,SL kernels(50) -Μέσος όρος Ενέργειας LS,SL kernels	2313.83	1387.52	1533.72

Πίνακας 4-23: Σύνολο XY που εξάχθηκαν αυτοματοποιημένα στην κατηγορία κανονικοποιημένων και αποθροβοποιημένων (normalized-despeckled) βίντεο

5 Συζήτηση Αποτελεσμάτων

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

Παρακολουθώντας την κίνηση της ΚΚΑ μπορούμε να αντλήσουμε χρήσιμες πληροφορίες για την αναγνώριση κάποιας δυσλειτουργίας του αρτηριακού τοιχώματος. Χρησιμοποιώντας τεχνικές ανάλυσης κίνησης σε υπερηχογραφικά βίντεο μπορούμε να διακρίνουμε την μετατόπιση της ΚΚΑ κατά τη διάρκεια ενός καρδιαγγειακού κύκλου. Τα ΧΥ της ΚΚΑ μπορούν να μας δώσουν επιπρόσθετες πληροφορίες για την αναγνώριση της ομαλής ή ανώμαλης λειτουργίας της και επίσης να μας υποδείξουν επικειμένη πιθανή αδυναμία και ρίσκο εγκεφαλικού επεισοδίου. Ο στόχος αυτής της μελέτης ήταν να αναπτυχθεί ένα ολοκληρωμένο υπολογιστικό σύστημα βασισμένο στην Matlab® το οποίο να παρακολουθεί την κίνηση της ΚΚΑ σε ασθενείς τριών κατηγοριών (Κ/Α/Σ). Το σύστημα έχει εφαρμοστεί σε 30 βίντεο ασθενών τα οποία χωρίστηκαν στη συνέχεια σε τέσσερις κατηγορίες (κανονικά, κανονικοποιημένα, αποθρομβωποιημένα και κανονικοποιημένα-αποθρομβωποιημένα) με αποτέλεσμα το εύρος της βάσης δεδομένων να οδηγηθεί σε ένα σύνολο 120 βίντεο. Σε αυτή την εργασία, δημιουργήθηκε ένα ολοκληρωμένο σύστημα επεξεργασίας βίντεο υπέρηχου ΚΚΑ, εξαγωγής ΧΥ και ποιοτικών χαρακτηριστικών από το αρχικό και το φιλτραρισμένο βίντεο. Επίσης γίνεται διαχωρισμός των βίντεο σε τρεις κατηγορίες και εξαγωγή ΧΥ από κάθε κατηγορία ασθενών. Το σύστημα δίδει επίσης την δυνατότητα στον χρήστη να κανονικοποιήσει και να αποθρομβωποιήσει την αρχικό βίντεο πριν την ανάλυση υφής. Για το φιλτράρισμα των βίντεο υπέρηχου, με σκοπό την βελτίωση της ποιότητας της εικόνας, χρησιμοποιήθηκαν αλγόριθμοι αφαίρεσης πολλαπλασιαζόμενου θορύβου και κανονικοποίησης. Για την επίτευξη του δεύτερου στόχου, που ήταν ο διαχωρισμός των βίντεο υπέρηχων σε τρεις κατηγορίες, τους κανονικούς, ασυμπτωματικούς και συμπτωματικούς, τα βίντεο διαχωρίστηκαν σε τέσσερις κατηγορίες και έγινε στατιστική ανάλυση των ΧΥ. Για την αξιολόγηση της απόδοσης των αλγορίθμων χρησιμοποιήθηκαν το κριτήριο Wilcoxon, τα θηκογράμματα, και η κανονική κατανομή.

Εξάχθηκαν ΧΥ από εννέα κατηγορίες και επιλέχθηκαν δώδεκα ΧΥ από πέντε κατηγορίες που έδιναν το χαμηλό ποσοστό ομοιότητας μεταξύ κανονικών, ασυμπτωματικών και συμπτωματικών ασθενών με βάση το κριτήριο Wilcoxon. Τα ΧΥ που επιλέχθηκαν ήταν από τις κατηγορίες SF,SGLDM, GLDS, SFM και Laws TEM. Η μέθοδος που ακολουθήθηκε ήταν η διαφορά στην κατανομή των ΧΥ πριν και μετά το φιλτράρισμα ανάμεσα στις τρεις προαναφερθείσες κατηγορίες. (Βλ. Κεφ.3). Η επιλογή έγινε με βάση τα

αποτελέσματα του κριτηρίου Wilcoxon, τα συγκεκριμένα XY που επιλέγηκαν έδωσαν πιθανότητα ομοιότητας πιο μικρή από 0.05.

Μέσω των αποτελεσμάτων που εξάχθηκαν (Βλ. Κεφ. 4) παρατηρείται ότι μέσω των XY που εξάγονται από την στατιστική ανάλυση της ΠΕ που επιλέγεται από το χρήστη δίνεται η δυνατότητα εξαγωγής σημαντικών πληροφοριών που μπορούν να παρέχουν πληροφορίες στο θεράποντα ιατρό – ειδικό επιστήμονα για καλύτερη αξιολόγηση της κατάστασης των ασθενών και την κατηγοριοποίηση τους .

Το προτεινόμενο σύστημα είναι βασισμένο στη Matlab® και μπορεί να εξάγει χρήσιμες γραφικές και ποσοτικές πληροφορίες έτσι ώστε να υποβοηθά τον θεράποντα ιατρό στην κλινική διάγνωση και παρακολούθηση της ασθένειας.

Πιο συγκεκριμένα, για το σύστημα, υλοποιήθηκε:

- (α) βιβλιογραφική μελέτη για την κίνηση ΚΚΑ
- (β) επιλογή περιοχής ενδιαφέροντος
- (γ) αυτοματοποιημένη εξαγωγή μέτρων αποτίμησης μεταξύ των τριών κατηγοριών ασθενών
- (δ) αυτοματοποιημένη εξαγωγή μέτρων ποιότητας
- (ε) αυτοματοποιημένη εξαγωγή διαγράμματος καταστάσεων
- (ζ) αυτοματοποιημένη εξαγωγή θηκογραμμάτων, γραφικών παραστάσεων
- (η) αυτοματοποιημένη εξαγωγή XY από βίντεο υπερήχων

Αναφέρεται ότι η παρούσα πτυχιακή εργασία αποτελεί καινοτόμο διαδικασία αφού από την βιβλιογραφική ανασκόπηση που πραγματοποιήθηκε βρέθηκε ένα μικρός αριθμός ερευνών ο οποίος ασχολήθηκε με την εξαγωγή XY σε βίντεο ΚΑ , με αποτέλεσμα να χρησιμοποιηθούν και μελέτες η οποίες ασχολήθηκαν με την εξαγωγή XY της ΚΑ όμως σε εικόνες υπερήχων. Πρέπει όμως να τονιστεί ότι οι εικόνες είναι πολύ δύσκολο να συγκριθούν με τα βίντεο για το λόγο του ότι ένα και μόνο βίντεο αποτελείται από ένα σύνολο το λιγότερο 150 εικόνων η οποίες παρουσιάζονται διαδοχικά, ένας αριθμός αρκετά μεγαλύτερος από τον αριθμό των εικόνων που χρησιμοποιήθηκαν στις εργασίες όπου έγινε μελέτη των XY σε εικόνες υπερήχων.

Το πρόγραμμα ελέγχθηκε για την ορθή λειτουργία του οπτικά από θεράπον ιατρό και παραδόθηκε σε αυτόν έτσι ώστε να το χρησιμοποιήσει και να μας δώσει σημαντικές πληροφορίες που θα οδηγήσουν στη βελτίωση του σε περαιτέρω στάδιο.

5.1 Σύγκριση της μεθόδου με προηγούμενες μελέτες

Είναι περιορισμένος ο αριθμός των ερευνών που έχουν χρησιμοποιήσει τεχνικές αυτόματης επεξεργασίας και ανάλυσης υπερηχογραφικών βίντεο, συγκεκριμένα μόνο μία πριν την παρούσα πτυχιακή εργασία και αναφέρθηκε στο Κεφ. 1. Το γεγονός ότι δεν έγιναν έρευνες σε υπερηχογραφικά βίντεο ΚΚΑ μας έδωσε την ανάγκη να χρησιμοποιήσουμε μελέτες οι οποίες επικεντρώθηκαν στην επεξεργασία εικόνων καρωτιδικής αρτηρίας οι οποίες υπολογίζουν διάφορες μετρήσεις. Όμως ακόμα και η εξαγωγή ΧΥ μέσω εικόνων είχαν ένα περιορισμένο αριθμό ερευνών που ασχολήθηκαν για την ΚΑ. Επομένως τονίζεται η σημαντικότητα της ανάλυσης των ΧΥ σε βίντεο υπερήχων που αποτελεί μια καινοτόμο διαδικασία. Παρακάτω γίνεται συζήτηση και σύγκριση των αποτελεσμάτων των ερευνών που ασχολήθηκαν με την εξαγωγή ΧΥ σε ΚΑ είτε με την επεξεργασία υπερηχογραφικών βίντεο είτε με την επεξεργασία υπερηχογραφικών εικόνων.

Το 2013 οι Knaber et al, μελέτησαν τις μεταβολές σε εικόνες υπερήχων μελετώντας το GSM (Gray Scale Median) στη πλάκα ΚΚΑ. Από τη μελέτη προέκυψε ότι το GSM μπορεί να φανεί χρήσιμο στην κλινική πράξη [10]. Μελέτησε σε ένα σύνολο 29 συμπτωματικών ασθενών και εξήγαγε το ΧΥ του διάμεσου από εικόνες υπερήχων που δεν έτυχαν προ-επεξεργασίας με τιμή 40.5 ενώ στην παρούσα πτυχιακή εργασία σε ένα σύνολο 10 συμπτωματικών βίντεο καταλήξαμε ότι η τιμή του διάμεσου είναι 40.31. Η μικρή διαφορά που προκύπτει οφείλεται στη μεταβλητότητα των βίντεο υπερήχων, αφού είναι πολύ δύσκολο να συγκριθεί ένα βίντεο με μία μονάχα εικόνα, και στο ποσοστό της ασθένειας των ασθενών που χρησιμοποιήθηκαν.

Το 2015 οι Golemati et al, μελέτησαν την υφή σε εικόνες υπερήχων στην περιοχή μεταξύ του τοιχώματος και της ΚΠ σε μια προσπάθεια να αποκαλύψουν μορφολογικά φαινόμενα αντιπροσωπευτικά υψηλής στένωσης. Μελέτησαν τα τοιχώματα ΚΚΑ και εξήγαγαν το ΧΥ συσχέτιση (correlation) [11]. Η μελέτη αυτή επίσης αφορούσε εικόνες υπερήχων όπου εξάχθηκε το ΧΥ της συσχέτισης σε 14 ασυμπτωματικούς και 11 συμπτωματικούς ασθενείς. Τα αποτελέσματα που προέκυψαν από αυτή την έρευνα έχουν μικρό εύρος για το λόγο αυτό δεν θα ήταν ορθό να είναι συγκρίσιμα, παρόλα αυτά για τους συμπτωματικούς ασθενείς όπου η τιμή της συσχέτισης παρουσιάστηκε στο 0,11 είναι πολύ κοντά με τη τιμή που μετρήσαμε στην παρούσα εργασία. Όμως πρέπει να γίνει αντιληπτό ότι σε αυτή την εργασία χρησιμοποιήθηκαν και πάλι εικόνες υπερήχων και όχι βίντεο.

Το 2014 οι Loizou et al, μελέτησαν τα XY σε βίντεο υπερήχων όμως αυτή η έρευνα περιορίστηκε σε συμπτωματικούς και ασυμπτωματικούς ασθενείς. Πάρθηκαν 10 συνολικά βίντεο για επεξεργασία και εξάχθηκαν μετρήσεις των XY [6]. Από την έρευνα εξάχθηκαν XY των οποίων τα αποτελέσματα παρουσιάζουν ομοιότητα με την παρούσα πτυχιακή εργασία για παράδειγμα το XY του διάμεσου για Α ασθενείς είχε την τιμή 34,86 ενώ στην παρούσα εργασία υπολογίστηκε 39,5, ακόμα το XY συσχέτισης υπολογίστηκε στην έρευνα 0,99 για Σ ασθενείς ενώ στην παρούσα εργασία 0,985. Επίσης παρατηρήθηκε μέσω των γραφικών παραστάσεων που εξάχθηκαν το συμπέρασμα ότι υπάρχει μεταβλητότητα των XY στη διάρκεια του καρδιαγγειακού κύκλου και διαφέρουν στα σημεία συστολής και διαστολής , συμπέρασμα το οποίο επισημάνθηκε και στην παρούσα εργασία. Είναι πρόπον να τονιστεί ότι αυτή η έρευνα αποτελεί τη μόνη μελέτη την οποία ασχολήθηκε με την εξαγωγή XY σε βίντεο υπερήχων όμως είχε ένα αρκετά μικρότερο εύρος από την παρούσα έρευνα και δεν επεκτάθηκε στην ανάλυση των K ασθενών.

Το 2003 οι Christodoulou et al, μελέτησαν τις ΚΚΑ αρτηρίες σε μια προσπάθεια να ταξινομήσουν τους ασθενείς. Η έρευνα επεκτάθηκε σε 230 εικόνες ασυμπτωματικών και συμπτωματικών ασθενών όπου εξάχθηκαν από την έρευνα XY για τις διάφορες εικόνες [12]. Το σύνολο των XY που μελετήθηκαν παρουσιάζουν ομοιότητα με τα XY που εξάχθηκαν στην παρούσα πτυχιακή , παρουσιάζονται όμως και διαφορές που προκύπτουν λόγω της διαφορετικής βάσης δεδομένων που χρησιμοποιήθηκε και από τις διαφορές ποσοστού ασθένειας, ηλικίας και φύλου. Η βάση δεδομένων που χρησιμοποιήθηκε δημιουργήθηκε με την λειτουργία διαφορετικού τύπου υπερηχογράφου σε σύγκριση με τον υπερηχογράφο που χρησιμοποιήθηκε για τη βάση δεδομένων της παρούσας πτυχιακής εργασίας . Επίσης το γεγονός ότι χρησιμοποιήθηκαν μόνο εικόνες για τη συγκεκριμένη έρευνα αλλοιώνει τα αποτελέσματα σε σύγκριση με αυτά που προκύπτουν από τη συγκεκριμένη πτυχιακή εργασία. Πρέπει όμως να τονιστεί ότι δεν ήταν όλα τα αποτελέσματα τα οποία παρουσίασαν διαφορές αφού στην έρευνα η ροπή αντίστροφης διασποράς για Σ ασθενή ήταν 0,485 , τιμή πολύ κοντά σε σύγκριση με το 0,47 που μετρήθηκε στην παρούσα εργασία. Επίσης η τραχύτητα στην έρευνα είχε τη τιμή 2,38 για Σ ασθενή ενώ η τιμή που υπολογίστηκε στην παρούσα εργασία είναι 2,17.

6 Συμπεράσματα

Παρατηρήθηκε και είναι πολύ σημαντικό να αναφερθεί ότι και για τις τέσσερις κατηγορίες των βίντεο που μελετήθηκαν (κανονικά, κανονικοποιημένα, αποθορυβοποιημένα, κανονικοποιημένα-αποθορυβοποιημένα) ότι αρκετά XY διαφέρουν στις κατηγορίες των A και Σ ασθενών και έτσι μπορούν να χρησιμοποιηθούν για το διαχωρισμό τους. Στο XY διάμεσου το αποτέλεσμα των A παρουσιάζει μεγαλύτερη τιμή από την κατηγορία των Σ. Επίσης η τιμή του διάμεσου για την ομάδα των K ασθενών παρουσιάζει πάντοτε μεγαλύτερη τιμή από τις δύο προαναφερθείσες ομάδες.

Επίσης από τις γραφικές παραστάσεις και τα θηκογράμματα που παρουσιάζονται στην παρούσα εργασία έχει γίνει αντιληπτό ότι υπάρχει μεταβλητότητα ανά πλαίσιο σε ολόκληρο τον καρδιακό κύκλο, και αυτό διαφέρει για τη συστολική και διαστολική κατάσταση. Επίσης παρατηρήθηκε ότι τα XY ακολουθούν το διάγραμμα καταστάσεων (state diagram) και παρουσιάζονται μεταβολές στα σημεία συστολής και διαστολής αφού οι τιμές των XY διαφέρουν ανάλογα με το πλαίσιο το οποίο τυγχάνει επεξεργασίας μέσω του προγράμματος που υλοποιήθηκε για την παρούσα πτυχιακή εργασία. Ακόμα μέσω των γραφικών παραστάσεων που δημιουργήθηκαν έγινε αντιληπτό ότι το κάθε XY που επιλέγεται παρουσιάζει τη δική του ξεχωριστή κατανομή και διαφέρει σε κάθε κατηγορία ασθενών.

Από την ανάλυση κίνησης από τα βίντεο υπερήχων μεταξύ των τριών κατηγοριών ασθενών μέσω των διαγραμμάτων καταστάσεων οδηγηθήκαμε στο συμπέρασμα ότι οι κανονικοί ασθενείς σε σύγκριση με τις άλλες δύο κατηγορίες παρουσιάζουν μικρότερα σημεία μέγιστης διαστολής και ελάχιστης συστολής σε mm . Αυτή η τάση παρουσιάζεται σε όλες τις μορφές προ-επεξεργασίας που παρατηρήθηκαν στο Κεφ. 4 όπου έγινε ανάλυση κίνησης σε βίντεο των τριών κατηγοριών ασθενών.

Τονίζεται ότι οι κατηγορίες των βίντεο που έτυχαν επεξεργασίας (κανονικά, κανονικοποιημένα, αποθορυβοποιημένα, κανονικοποιημένα-αποθορυβοποιημένα) έγιναν με σκοπό να παρατηρήσουμε τις διαφορές που προκύπτουν στα ίδια XY για τις τρεις κατηγορίες βίντεο. Για παράδειγμα το XY εντροπίας στην κατηγορία βίντεο όπου έτυχαν αποθορυβοποίησης δε μπορεί να μας βοηθήσει στην κατηγοριοποίηση των ασθενών λόγω της πολυπλοκότητας που παρουσιάζει. Η εντροπία με τη μέθοδο GLDS εκτός από την κατηγορία όπου τα βίντεο έτυχαν αποθορυβοποίησης παρουσιάζει την τάση οι Σ ασθενείς να έχουν μεγαλύτερη τιμή από τους A ενώ οι K ασθενείς σε όλες τις περιπτώσεις έχουν μεγαλύτερη τιμή και από τις δύο προηγούμενες ομάδες.

Σημαντικό είναι να αναφερθεί ότι το XY της αντίθεσης με τη μέθοδο GLDS η κατηγορία των K ασθενών έχει τη μεγαλύτερη τιμή από τις άλλες δύο ομάδες ενώ για το ίδιο XY οι A ασθενείς έχουν μεγαλύτερη τιμή από τους Σ ασθενείς. Πρέπει να τονιστεί ότι τα XY μελετήθηκαν για τις διάφορες κατηγορίες βίντεο με σκοπό να παρατηρηθεί αν η τάση που παρουσιάζεται μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε οποιοδήποτε βίντεο B-mode, έτσι ώστε να γνωρίζουμε πότε μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε το συγκεκριμένο XY για την κατηγοριοποίηση των ασθενών. Επίσης μελετήθηκε η αντίθεση και για τις διάφορες κατηγορίες XY για να παρατηρήσουμε τις διαφορές που παρουσιάζουν για τις διάφορες κατηγορίες ασθενών.

Ακόμα το XY SE από την ομάδα Laws TEM παρουσιάζει την κατηγορία των ασυμπτωματικών ασθενών να έχει μεγαλύτερη τιμή από τους συμπτωματικούς εκτός από την τελευταία κατηγορία βίντεο (normalized-despeckled) όπου παρουσιάζονται να φέρουν σχεδόν την ίδια τιμή. Το συγκεκριμένο XY παρουσιάζει την αναγκαιότητα τις προ-επεξεργασίας των βίντεο, δυνατότητα η οποία προσφέρεται μέσω του προγράμματος που υλοποιήθηκε στην παρούσα εργασία, στις διάφορες κατηγορίες.

Επίσης ο συντελεστής διακύμανσης (CV) για την κατηγορία των κανονικοποιημένων βίντεο XY όπως Mean – Μέσος όρος, (SF) Median – Διάμεσος (SF), Entropy-Εντροπία (SGLDM), Contrast-Αντίθεση (SGLDM), Correlation-Συσχέτιση (SGLDM), Contrast-Αντίθεση (GLDS), H1 (FD), Roughness-Τραχύτητα (SFM), LL – Ενέργεια Kennel (Laws TEM), SE- Ενέργεια Kennel (Laws TEM), Entropy-Εντροπία (GLDS) παρατηρείται ότι για την κατηγορία των ασυμπτωματικών ασθενών να είναι μεγαλύτερος των άλλων δύο κατηγοριών. Το συμπέρασμα αυτό μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την κατηγοριοποίηση των ασθενών, επιπλέον τονίζει τη σημασία της ανάλυσης των διαφόρων κατηγοριών βίντεο και επίσης ότι η κατηγορία των κανονικοποιημένων βίντεο αποτελεί την πιο αποτελεσματική κατηγορία για την ταξινόμηση των ασθενών.

Άλλο ένα XY το οποίο μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την κατηγοριοποίηση ασθενών είναι η γωνιακή ροπή 2^{ης} τάξης όπου παρουσιάζεται ότι για την κατηγορία των συμπτωματικών ασθενών η τιμή του XY είναι μεγαλύτερη από το αποτέλεσμα που προκύπτει για τους ασυμπτωματικούς ασθενείς. Όμως για το συγκεκριμένο XY η τάση αυτή εμφανίζεται στα βίντεο των κανονικών και κανονικοποιημένων βίντεο. Η τάση αυτή μεταβάλλεται όταν τα βίντεο τύχουν αποθορυβοποίησης επομένως τονίζεται η σημασία της προ-επεξεργασίας των βίντεο. Αυτό το φαινόμενο μπορεί να εμφανίζεται για το λόγο του ότι με την αποθορυβοποίηση των βίντεο μπορεί να χάνεται κάποια σημαντική πληροφορία η οποία αφορά το XY της γωνιακής ροπής 2^{ης} τάξης (SGLDM).

Σημαντικό XY το οποίο μπορεί να οδηγήσει στην κατηγοριοποίηση των K ασθενών από τους A/Σ, δηλαδή την κατηγορία των ανθρώπων που δεν εμφανίζουν ασθένεια με τους ασθενείς, είναι η ροπή

αντίστροφης διασποράς για τη μέθοδο (SGLDM). Το συγκεκριμένο XY δεν φαίνεται να επηρεάζεται από την οποιαδήποτε προ-επεξεργασία μπορεί να τύχουν τα βίντεο. Όμως το ίδιο XY για τις άλλες μεθόδους εξαγωγής XY δεν παρουσιάζει το ίδιο αποτέλεσμα. Αυτό φανερώνει τη μοναδικότητα που παρουσιάζει το κάθε XY ακόμα και όταν αλλάζει μονάχα η μέθοδος εξαγωγής τους.

Ακόμα ένα σημαντικό XY το οποίο διαδραματίζει σημαντικό ρόλο στην κατηγοριοποίηση των κανονικών ανθρώπων από την κατηγορία των ασθενών είναι το άθροισμα εντροπίας το οποίο εξάγεται από τη μέθοδο SGLDM. Το χαρακτηριστικό αυτό δε φαίνεται να χάνει την επίδραση του ακόμα και μετά από την οποιαδήποτε προ-επεξεργασία βίντεο την οποία μπορεί να υποστεί. Επομένως μπορεί εύκολα να χρησιμοποιηθεί από το θεράποντα ιατρό για το είδος της κατηγοριοποίησης το οποίο αναφέρθηκε πιο πάνω αφού για K ασθενείς έχει πάντοτε , σύμφωνα με τα αποτελέσματα που προέκυψαν από την επεξεργασία της βάσης δεδομένων της παρούσας εργασίας, μεγαλύτερη τιμή από τις άλλες δύο κατηγορίες A/Σ ασθενών.

Το XY άθροισμα του μέσου που προκύπτει από τη μέθοδο SGLDM προσφέρει σημαντική πληροφορία η οποία μπορεί να βοηθήσει στο διαχωρισμό μεταξύ των ασθενών δηλαδή των Σ και Α ασθενών. Το αποτέλεσμα που προκύπτει είναι ότι οι Σ ασθενείς παρουσιάζουν μικρότερη τιμή από τους Α . Η προ-επεξεργασία αλλάζει τις τιμές που προκύπτουν όμως δε μεταβάλλει τη γενικό συμπέρασμα που αναφέρθηκε πιο πάνω όπως συμβαίνει σε άλλα XY μετά από τα αποτελέσματα που προέκυψαν στην παρούσα πτυχιακή εργασία.

Από την κατηγορία Laws TEM το XY ενέργεια SS Kernel, ο συντελεστής spearman για την ομάδα των κανονικοποιημένων βίντεο παρουσιάζει την τάση να είναι μικρότερος μεταξύ των κατηγοριών ασυμπτωματικών και συμπτωματικών ασθενών στα διάφορα XY. Έγινε μελέτη αν αυτό το φαινόμενο παρουσιάζεται και για τις άλλες κατηγορίες βίντεο όμως δεν παρουσιάζεται η τάση που εμφανίστηκε για την κατηγορία της κανονικοποίησης. Επομένως καταλήγουμε στο συμπέρασμα ότι η κατηγορία των κανονικοποιημένων βίντεο αποτελεί τον καλύτερο τρόπο προ-επεξεργασίας γιατί εκτός από τα XY που παρουσιάζουν διάφορες τάσεις που μπορούν να οδηγήσουν στην ταξινόμηση των ασθενών παρουσιάζεται τάση για τον συντελεστή διακύμανσης.

Το IQR για τα XY της μέσης τιμής, του διάμεσου και της εντροπίας (SGLDM) παρουσιάζει μεγαλύτερη τιμή στους συμπτωματικούς ασθενείς και οι ασυμπτωματικοί ασθενείς έχουν μεγαλύτερη τιμή από τους κανονικούς . Για το λόγο αυτό υλοποιήθηκαν θηκογράμματα για τα διάφορα XY και εξάχθηκε το IQR και για τις τέσσερις κατηγορίες βίντεο το οποίο αποτελεί σημαντική πληροφορία η οποία μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την ταξινόμηση των ασθενών από τον ειδικό επιστήμονα.

Στόχος της παρούσας εργασίας ήταν η δημιουργία ενός ολοκληρωμένου συστήματος το οποίο θα παρείχε επιπλέον πληροφορίες στο θεράποντα ιατρό και θα τον βοηθούσε να ταξινομήσει τους ασθενείς του για καλύτερη διαχείριση και θεραπεία τους. Καταλήξαμε στο συμπέρασμα ότι τα XY, οι ποσοτικές μετρήσεις και οι γραφικές παραστάσεις που εξάγονται από το αυτοματοποιημένο σύστημα μας παρέχουν σημαντικές πληροφορίες για τους ασθενείς και μπορούν να βοηθήσουν στην ταξινόμηση τους.

6.1 Μελλοντική εργασία

Το εγκεφαλικό επεισόδιο είναι από τις πιο συχνές αιτίες θανάτου στο κόσμο και αιτία μερικής ή ολικής αναπηρίας. Προκαλείται από την φραγή της ΚΑ λόγω θρόμβωσης ή από αποκοπή κομματιού ΑΠ από τα τοιχώματα της ΚΑ. Συνήθως δεν υπάρχουν συμπτώματα.

Τα αποτελέσματα και τα συμπεράσματα της πτυχιακής εργασίας, εξήχθηκαν αναλύοντας ένα μικρό δείγμα από βίντεο υπέρηχων της κίνησης ΚΚΑ. Το γεγονός αυτό, καθιστά τα πιο πάνω αποτελέσματα μερικώς αναξιόπιστα. Προτείνεται σε μελλοντική εργασία να χρησιμοποιηθεί μεγαλύτερο δείγμα από βίντεο, ομαλής και ανώμαλης κίνησης ΚΚΑ από υγιείς και ασθενείς, έτσι ώστε να είναι εφικτή η εξαγωγή πιο αξιόπιστων αποτελεσμάτων. Επίσης προτείνεται να χρησιμοποιηθεί δείγμα από άντρες και γυναίκες, όπως επίσης και από διαφορετικές ηλικίες. Προτείνεται η βελτιστοποίηση του αλγόριθμου κατάτμησης των τοιχωμάτων της ΚΚΑ που γίνεται στην εικόνα M-mode από το σύστημα BioViAn για καλύτερη εκτίμηση της κίνησης ΚΚΑ και βελτίωση του αλγόριθμου εξαγωγής XY για καλύτερα και στοχευόμενα αποτελέσματα.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] Ι. Δημητρακόπουλος, “Ανάπτυξη Ολοκληρωμένου Συστήματος ανάλυσης ιατρικών εικόνων : Εφαρμογή στην απεικόνιση αγγείων με υπερήχους,” 2006.
- [2] Ι. Χαλάς, “Παρακολούθηση της δισδιάστατης κίνησης αρτηριακών τοιχωμάτων με χρήση ενεργών περιγραμμάτων,” 2006.
- [3] Μ. Πρεβένιος, “Υποστήριξη της διάγνωσης της καρωτιδικής αθηρωμάτωσης με τη βοήθεια προτύπων κινητικότητας και παραμόρφωσης του αρτηριακού τοιχώματος,” 2014.

- [4] Σ. Μακροδημήτρης, “Διερεύνηση της δυνατότητας διάκρισης επικίνδυνων αθηρωματικών πλακών με χρήση χαρακτηριστικών κίνησης,” 2013.
- [5] Y. Nagai, K. Kitagawa, H. Yamagami, K. Kondo, H. Hougaku, M. Hori, and M. Matsumoto, “Carotid artery intima-media thickness and plaque score for the risk assessment of stroke subtypes,” *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 28, no. 10, pp. 1239–1243, 2002.
- [6] C. Loizou, M. Pantziaris, A. Nicolaides, and C. Pattichis, “Atherosclerotic Carotid Plaque Texture Variability in Ultrasound Video,” *IFMBE Proc.*, vol. 45, pp. 162–165, 2014.
- [7] N. Soulis, C. P. Loizou, M. Pantziaris, and T. Kasparis, “Texture Features Variability in Ultrasound Video of Atherosclerotic Carotid Plaques,” pp. 1–4, 2015.
- [8] C. P. Luizou, C. S. Pattichis, C. I. Christodoulou, R. S. H. Istepanian, M. Pantziaris, and A. Nicolaides, “Comparative Evaluation of Despeckle Filtering In Ultrasound Imaging of the Carotid Artery,” *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 52, no. 10, pp. 1653–1669, 2005.
- [9] C. P. Loizou, S. Petroudi, C. S. Pattichis, M. Pantziaris, T. Kasparis, and A. Nicolaides, “Segmentation of atherosclerotic carotid plaque in ultrasound video,” *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, pp. 53–56, 2012.
- [10] B. Kanber, T. C. Hartshorne, M. a Horsfield, A. R. Naylor, T. G. Robinson, and K. V Ramnarine, “Dynamic variations in the ultrasound greyscale median of carotid artery plaques.,” *Cardiovasc. Ultrasound*, vol. 11, no. 1, p. 21, 2013.
- [11] S. Golemati, S. Lehareas, N. N. Tsiaparas, K. S. Nikita, A. Chatziioannou, and D. N. Perrea, “Ultrasound-image-based Texture Variability along the Carotid Artery Wall in Asymptomatic Subjects with Low and High Stenosis Degrees: Unveiling Morphological Phenomena of the Vulnerable Tissue,” *Phys. Procedia*, vol. 70, pp. 1208–1211, 2015.
- [12] C. I. Christodoulou, C. S. Pattichis, M. Pantziaris, and a. Nicolaides, “Texture-based classification of atherosclerotic carotid plaques,” *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 22, no. 7, pp. 902–912, 2003.
- [13] M. S. Neophytou, C. S. Pattichis, M. S. Pattichis, V. Tanos, E. Kyriacou, and D. Koutsouris, “Multiscale Texture Feature Variability Analysis in Endoscopy Imaging Under Different Viewing Positions,” *CD-ROM Proc. II EFOMP Mediterr. Conf. Med. Phys.*, no. April, 2004.
- [14] M. S. Neophytou, C. S. Pattichis, M. S. Pattichis, V. Tanos, E. C. Kyriacou, S. Pavlopoulos, and D. D. Koutsouris, “Texture analysis of the endometrium during hysteroscopy: preliminary results.,”

- Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, vol. 2, pp. 1483–1486, 2004.
- [15] C. Theofanous, “Despeckle Filtering Toolbox,” vol. 5, no. 1, 2009.
- [16] P. Harmacy, “International Journal,” vol. 2, no. 5, pp. 782–786, 2011.
- [17] Α. Ουζουνόγλου, “Θεωρητική και πειραματική μελέτη της απεικόνισης με μη γραμμική αλληλεπίδραση ύλης και υπερήχων,” 2005.
- [18] Β. Κοροπούλη, “Προσομοίωση της διαδικασίας παραγωγής εικόνων και ακολουθιών εικόνων υπερήχων Β-σαρώσης της καρωτιδας,” 2006.
- [19] Σ. Ορφανουδάκης, “Βασικές Αρχές Υπερήχων,” 2003.
- [20] Ι. Γούσια, “Ανάλυση της υφής αθηρωματικής πλάκας καρωτιδας από εικόνες υπερήχων β-σάρωσης,” 2003.
- [21] N. Otsu, “A threshold selection method from gray-level histograms,” *IEEE Trans. Syst. Man. Cybern.*, vol. 9, no. 1, pp. 62–66, 1979.
- [22] Θ. Μαριλένα, “Φιλτράρισμα και ανάλυση υφής εικόνων υπερήχων καρωτιδικής αρτηρίας,” 2012.
- [23] O. Al-Kadi, “Combined statistical and model based texture features for improved image classification,” 2008.
- [24] B S Manjunath and W Y Ma, “Texture features for browsing and retrieval of large image data,” vol. 18, no. 8, pp. 837–842, 1996.
- [25] R. J. Doonan, a. J. Dawson, E. Kyriacou, a. N. Nicolaidis, M. M. Corriveau, O. K. Steinmetz, K. S. MacKenzie, D. I. Obrand, M. E. Daskalopoulos, and S. S. Daskalopoulou, “Association of ultrasonic texture and echodensity features between sides in patients with bilateral carotid atherosclerosis,” *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.*, vol. 46, no. 3, pp. 299–305, 2013.
- [26] X. Cai, F. Fan, X. F. Li, B. Q. Pei, H. J. Niu, and Y. B. Fan, “6th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering,” *IFMBE Proc.*, vol. 45, pp. 162–165, 2015.
- [27] G. Doretto, “Dynamic Textures,” vol. 51, no. 2, pp. 91–109, 2003.
- [28] W. N. Gonçalves and O. M. Bruno, “Dynamic texture analysis and segmentation using deterministic partially self-Avoiding walks,” *Expert Syst. Appl.*, vol. 40, no. 11, pp. 4283–4300, 2013.

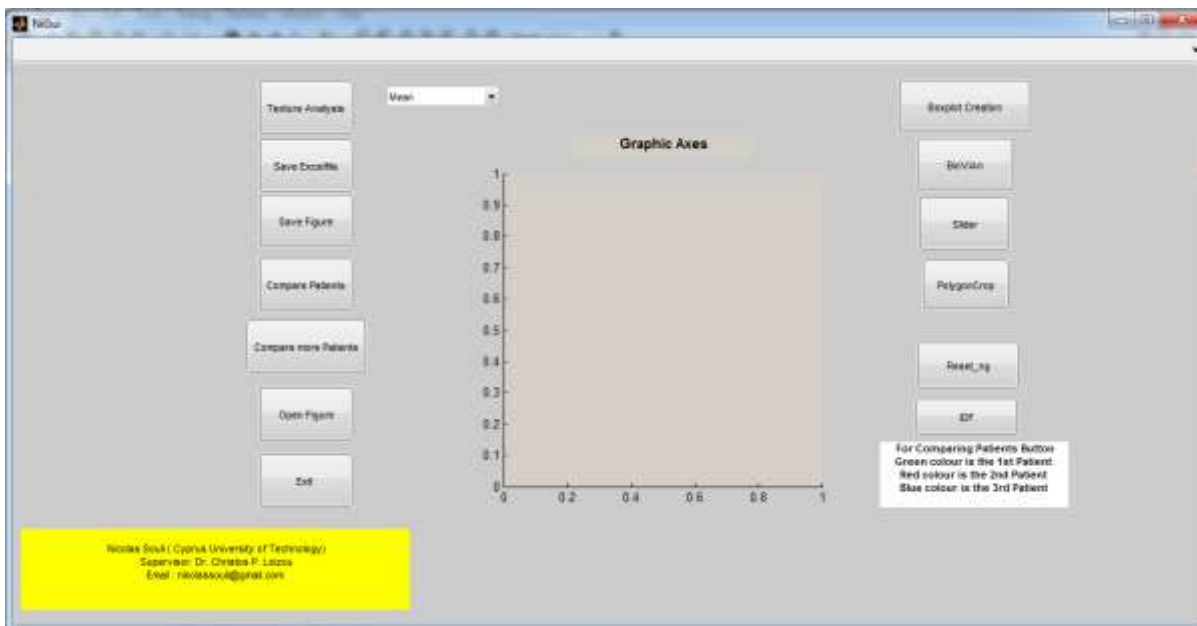
- [29] Y. Xu, H. Ling, and H. Ji, "Dynamic texture classification using dynamic fractal analysis," *2011 Int. Conf. Comput. Vis.*, pp. 1219–1226, 2011.
- [30] Osman Gunay, "Dynamic texture analysis in video with application to flame, smoke and volatile organic compound vapor detection," 2009.
- [31] Α. Αποστόλου, "Μελέτη και Επεξεργασία Εικόνων Αυτοφθορίζουσας Βρογχοσκόπησης με χρήση Εξελιγμένων Μεθόδων Ανάλυσης Υφής," 2010.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ

Παράρτημα 1

Αυτοματοποιημένο σύστημα –Οδηγός Χρήσης

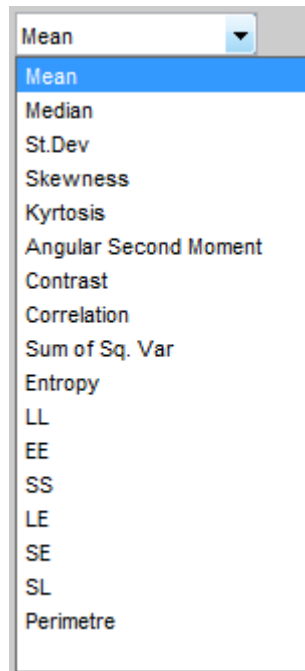
Στην Εικ. 1 παρουσιάζεται το αυτοματοποιημένο σύστημα που δημιουργήθηκε στην παρούσα πτυχιακή εργασία. Το σύστημα χρησιμοποιείται για την εξαγωγή των XY από τα βίντεο υπερήχων, την εξαγωγή ποσοτικών μετρήσεων και γραφικών παραστάσεων. Το σύστημα μπορεί να λειτουργήσει με τη χρήση της MATLAB® . Επίσης το πρόγραμμα έγινε αυτόνομο και μπορεί να λειτουργεί ανεξάρτητα με το αν ο Η/Υ υποστηρίζει το λογισμικό της MATLAB®.



Εικόνα 1: Σύστημα NiGui

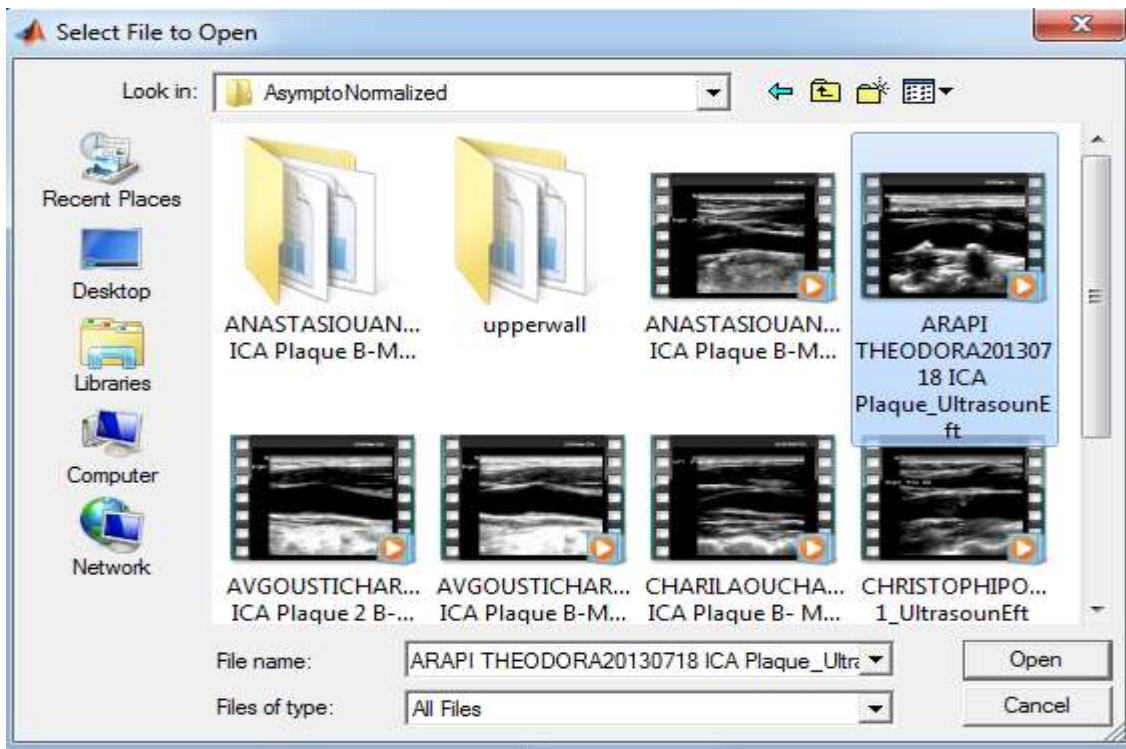
Στην Εικ. 1 παρουσιάζονται οι διάφορες επιλογές του συστήματος. Στο κέντρο της εικόνας υπάρχει χώρος για την προβολή του βίντεο το οποίο θα επιλεγεί.

Αρχικά θα πρέπει να επιλέξουμε το XY το οποίο θέλουμε να εξάγουμε από το βίντεο το οποίο θα εισάγουμε σαν όρισμα όπως φαίνεται στην Εικ. 2.



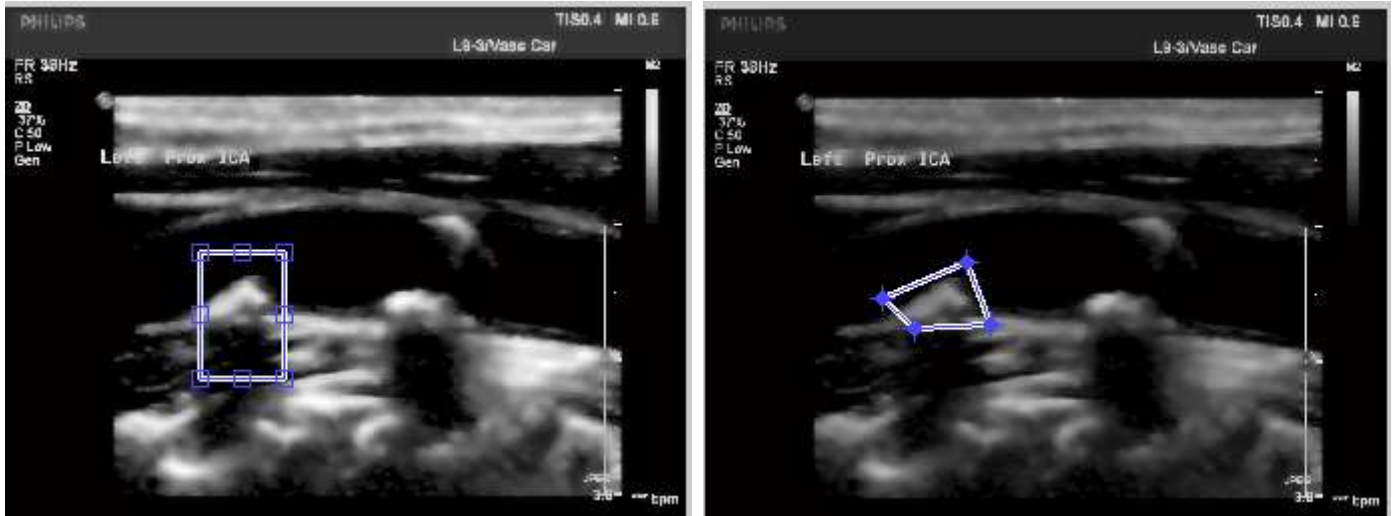
Εικόνα 2: Λίστα επιλογής XY

Μετά με την επιλογή Texture Analysis ή PolygonCrop πρέπει να επιλέξουμε το βίντεο όπως παρουσιάζεται στην Εικ. 3.



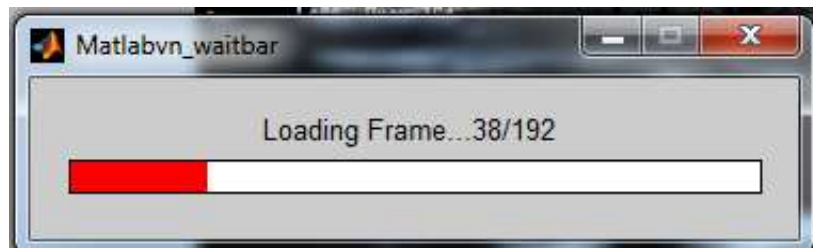
Εικόνα 3: Επιλογή βίντεο

Αν επιλέξουμε την επιλογή Texture Analysis τότε μας δίνεται η δυνατότητα επιλογής ενδιαφέροντος σε μορφή τετραγώνου ενώ με την επιλογή PolygonCrop μας δίνεται η δυνατότητα επιλογής πολυγωνικής περιοχής ενδιαφέροντος όπως φαίνεται στην Εικ. 4.



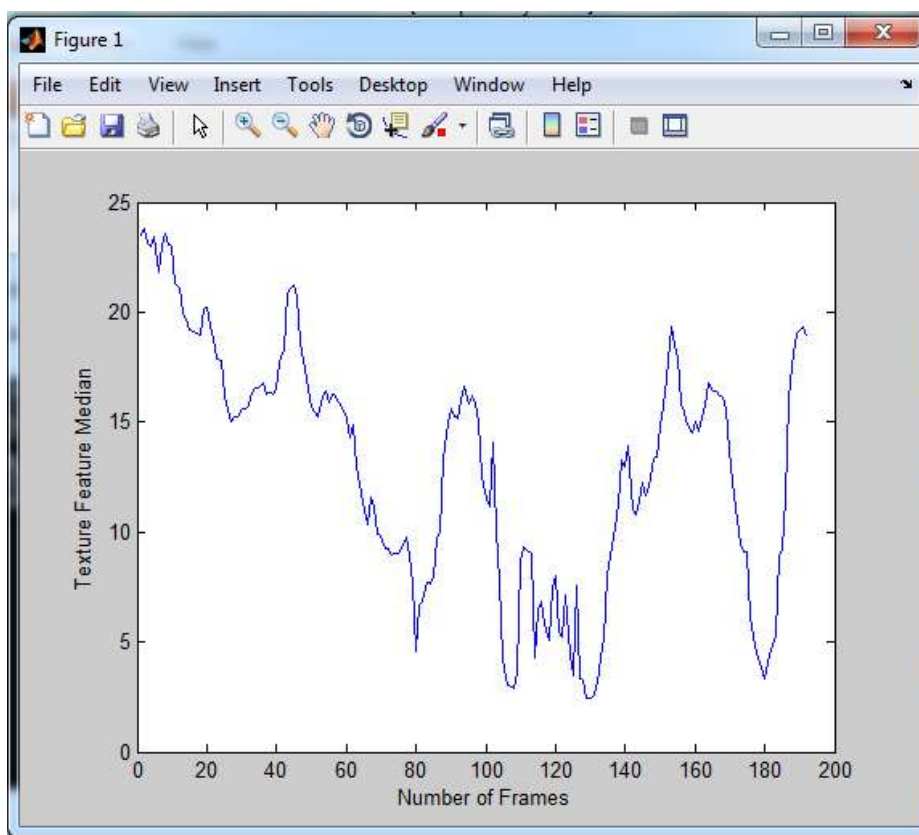
Εικόνα 4: Επιλογή περιοχής ενδιαφέροντος

Στη συνέχεια το σύστημα επεξεργάζεται το κάθε πλαίσιο του βίντεο ξεχωριστά όπως παρουσιάζεται στην Εικ. 5.



Εικόνα 5: Επεξεργασία όλων των πλαισίων του βίντεο

Αφού ολοκληρωθεί η επεξεργασία τότε εξάγεται η γραφική παράσταση του XY που επιλέγεται όπως φαίνεται στην Εικ. 6.



Εικόνα 6: Γραφική παράσταση XY

Επίσης με την επιλογή Save Excelfile αποθηκεύονται τα αποτελέσματα της επεξεργασίας σε αρχείο της Excel. Ακόμα το σύστημα δίνει τη δυνατότητα εξαγωγής θηκογραμμάτων και γραφικών παραστάσεων όπως αυτές που επισημάνθηκαν στο Κεφ. 4.

Το σύστημα δίνει τη δυνατότητα εξαγωγής διαγράμματος καταστάσεων με την χρήση του προγράμματος BioVian όπως αναφέρθηκε στο Κεφ. 3.

Πιο κάτω παρουσιάζεται η Εικ. 7 όπου φαίνεται ένα παράδειγμα των μετρήσεων που αποθηκεύονται σε αρχείο της Excel.

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R
1	Texture Name																	
2	Mean		147.1322	147.1338	146.8636	146.2776	146.4338	146.1356	145.5251	145.3627	144.9191	144.4355	144.1305	143.4399	143.0956	142.5824	142.0604	141.397
3	Median		178.3129	178.3553	178.0416	177.4564	176.7416	176.2026	175.6817	174.9806	174.6984	172.8352	173.6747	171.5253	171.0899	169.8507	168.763	166.938
4	Stand. Deviation		62.35431	62.36102	62.48169	62.41369	62.54812	62.52472	62.66581	62.68938	62.69225	62.87445	62.89586	62.92386	63.05357	63.02334	63.13632	63.2017
5	Skewness		-0.66271	-0.66256	-0.65441	-0.65047	-0.63781	-0.63047	-0.62178	-0.60962	-0.5994	-0.58468	-0.57279	-0.55557	-0.53948	-0.52686	-0.50982	-0.494
6	Kurtosis		1.906324	1.905684	1.896906	1.894346	1.878186	1.869705	1.861133	1.847372	1.837546	1.818324	1.805467	1.786425	1.768886	1.75905	1.741687	1.72652
7	Angular second moment		0.001958	0.001962	0.001975	0.002112	0.001905	0.002094	0.001509	0.00191	0.001754	0.001678	0.001879	0.001907	0.00185	0.001565	0.001684	0.00137
8	Contrast		309.0204	311.351	314.4893	315.937	315.0738	315.7635	321.13	320.0791	320.7853	331.3308	331.7121	335.0441	340.2626	337.6107	342.4988	343.503
9	Correlation		0.960043	0.95975	0.959498	0.959219	0.9595	0.959378	0.958877	0.959046	0.958958	0.957859	0.957845	0.957465	0.956982	0.957281	0.956824	0.95679
10	Sum of squares: variance		3868.006	3868.848	3883.559	3874.839	3891.1	3887.883	3905.775	3909.067	3909.304	3932.471	3935.579	3939.583	3955.959	3952.618	3967.302	3975.8
11	Inverse difference moment		0.383629	0.383916	0.376069	0.358961	0.382439	0.380343	0.351122	0.375559	0.368473	0.356406	0.36353	0.368364	0.357483	0.35102	0.350603	0.33938
12	Sum average		296.736	296.7391	296.2103	295.0458	295.3651	294.7748	293.5528	293.2209	292.34	291.3703	290.7557	289.3684	288.6803	287.6506	286.6011	285.274
13	Sum variance		15163	15164.04	15219.75	15183.42	15249.33	15235.77	15301.97	15316.19	15316.43	15398.55	15410.6	15423.29	15483.57	15472.86	15526.71	15559.9
14	Sum entropy		5.663677	5.663079	5.665477	5.671089	5.673928	5.670002	5.697263	5.683136	5.692603	5.702051	5.696963	5.694622	5.708951	5.723757	5.717306	5.74709
15	Entropy		7.724436	7.722165	7.75332	7.792653	7.759083	7.742362	7.860932	7.788013	7.821062	7.86757	7.843141	7.837531	7.887317	7.931506	7.912491	7.9947
16	Difference variance		263.2848	265.3735	267.3904	266.951	267.9471	268.4772	270.3483	271.1095	270.5029	277.9345	278.3333	280.8612	283.9419	281.3496	284.9026	284.511
17	Difference entropy		2.716597	2.716311	2.734689	2.771321	2.728913	2.729824	2.792689	2.751476	2.774489	2.809324	2.804737	2.804326	2.833919	2.841129	2.850681	2.8746
18	Information measures		-0.43937	-0.43957	-0.43422	-0.42646	-0.43933	-0.4369	-0.42172	-0.43458	-0.42942	-0.42341	-0.42367	-0.42694	-0.42	-0.41622	-0.41823	-0.4119
19	of correlation		0.993177	0.993187	0.992865	0.992353	0.993218	0.993045	0.992169	0.99301	0.992699	0.992351	0.992753	0.992579	0.992087	0.991882	0.992021	0.99172

Εικόνα 7: Αρχείο στην Excel

Παράρτημα 2

Στη συνέχεια ακολουθεί το άρθρο το οποίο δημοσιεύθηκε και παρουσιάστηκε στο διεθνές συνέδριο IEEE MEDICON 2016 το οποίο έλαβε χώρα στην Πάφο.

Texture Features Variability in Ultrasound Video of Atherosclerotic Carotid Plaques

N. Soulis¹, C.P. Loizou¹, M. Pantziaris², and T. Kasparis¹

¹ Cyprus University of Technology, Department of Electrical Engineering, Computer Engineering and Informatics, Limassol, Cyprus
² Cyprus Institute of Neurology and Genetics, Nicosia, Cyprus

Abstract— The discrimination of texture between normal and abnormal (asymptomatic or symptomatic) atherosclerotic carotid plaque in ultrasound videos is important for evaluating the gravity of the disease in subjects at risk of stroke. In this work, we present an integrated system for assessing the texture features variability in ultrasound videos of the common carotid artery (CCA). Texture features were extracted from areas around the atherosclerotic plaques and walls from ultrasound videos acquired from 30 subjects (10 normal (N), 10 asymptomatic (A) and 10 symptomatic (S)). All videos were intensity normalized prior features extraction. By identifying the cardiac cycle in each video we generate the M-mode image and estimate systolic and diastolic states. From the normalized videos, 70 different texture features were extracted and studied throughout the cardiac cycle. It is shown that: (i) the plaque gray-scale median (GSM) for the A group is statistical significantly different when compared to the GSM of S and N groups, (ii) The coefficient of variation (%CV) in the A group is higher when compared with the S and N group, (iii) similar to this trend was also the case for features entropy, GSM, standard deviation and contrast, (iv) there is a plaque feature variability per frame throughout the cardiac cycle, and (v) this variability differs between systolic and diastolic states. It is anticipated that the proposed system may aid the physician in the clinical practice in classifying between N, A and S subjects using texture features extracted from selected areas in ultra-

sound videos of the CCA. However, exhaustive evaluation has to be carried out with more videos and additional features.

Keywords— Ultrasound video, texture analysis, carotid plaque, texture variability.

I. INTRODUCTION

There are indications that the morphology of the atherosclerotic carotid plaques obtained from ultrasound videos has prognostic implications [1], [2]. It was shown that texture features extracted from ultrasound videos of the atherosclerotic carotid plaques (see also Fig. 1) may provide additional information to the physician for assessing stroke risk and consequently stroke treatment and patient management may be improved [1]-[3]. In a recent study, we investigated the extraction of texture features [2], [4] from ultrasound videos of the carotid artery and their variability throughout the cardiac cycle [4], where preliminary results for 5 asymptomatic

(A) and 5 symptomatic (S) plaques were reported. It was also shown in [4], that high resolution ultrasound provides information not only on the degree of carotid stenosis but also on the characteristics of the arterial wall including texture features extracted from these areas. It was also reported that carotid endarterectomy will reduce the incidents of stroke in A or S patients but, on the other hand, a large number of patients may be operated unnecessarily [1]-[3]. Video texture features analysis may thus add useful information for classifying subjects in high and low risk groups and help in the separation between normal (N), A and S subjects [4], [5].

In the present study we propose an integrated system for the assessment of texture features variability in ultrasound videos of the common carotid artery (CCA). The system is based on previous published work [6], which was on the video segmentation of the atherosclerotic carotid plaque. We further expanded the analysis compared to [4], in a larger group of subjects as well as to N subjects and investigated the textures features variability of the CCA plaque throughout the cardiac cycle. A large number of

studies [2]-[10], has been earlier presented where texture features were extracted from the atherosclerotic carotid plaque from ultrasound images. However, we found only one recent study [11], in the literature where texture features variability in ultrasound videos of normal and abnormal subjects in ultrasound videos of the CCA was investigated. It should be furthermore noted that additional videos and texture features are required for establishing the proposed method in the clinical practice.

II. METHODOLOGY

A. Recording and Normalization of Ultrasound Videos

A total of 30 ultrasound videos of the CCA representing different types of atherosclerotic carotid plaque were recorded and additional details may be found in [4] and [6]. The videos were resolution intensity normalized in order to overcome the small variations in the number of pixels per mm of image depth. The videos were recorded from 10 N, 10 A and 10 S subjects, who have already developed clinical symptoms.

© Springer International Publishing Switzerland 2016

E. Kyriacou et al. (eds.), *XIV Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2016*,

IFMBE Proceedings 57,

DOI: 10.1007/978-3-319-32703-7_69

351

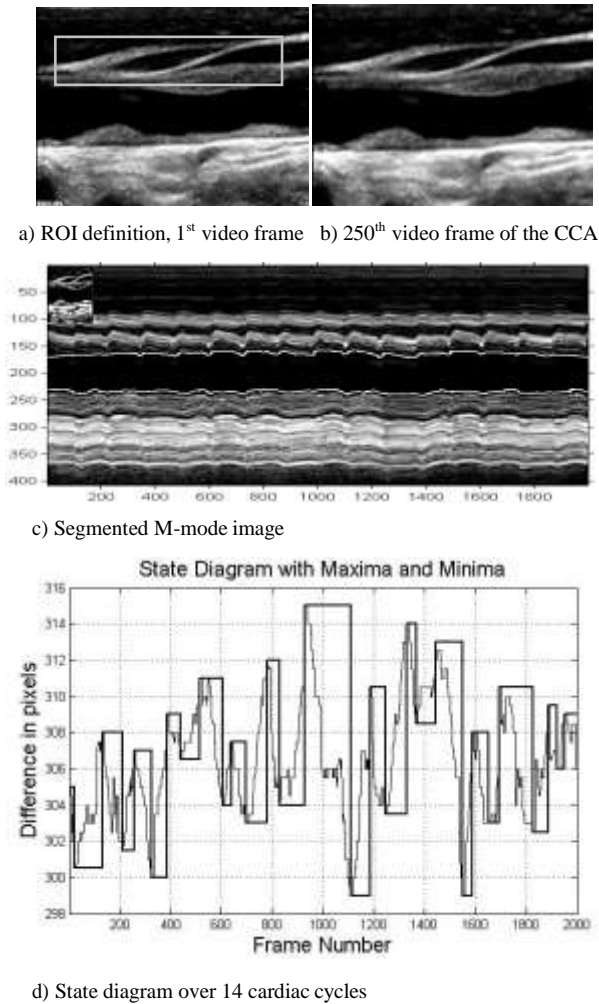


Fig. 1 Illustration of the steps followed for computing the M-mode image and the states diagram from a video of a S subject at the age of 67 with 70% stenosis. a) First frame of the B-mode ultrasound video and definition of an ROI over the plaque by the user of the system, b) 250 frame of the video, c) Segmented M-mode image at the far and near wall boundaries, the M-mode image showing dynamic variations of the near and far wall boundary, d) Diameter change derived from the subtraction of the near and far wall boundaries from point c), with systolic and diastolic video frames from 0-2000 (100 frames per second = 20 seconds). Contraction frames: 23, 210, 324, 441, 607, 698, 829, 1112, 1247, 1369, 1552, 1654, 1828, 1921. Distension Frames: 1, 130, 256, 385, 515, 642, 781, 929, 1188, 1331, 1443, 1587, 1696, 1889, 1953; Maximum carotid diameter 19.2 mm at frame 929, Minimum carotid diameter: 18.59 mm at frame 1.

B. Region of Interest (ROI) Selection

The atherosclerotic carotid plaque was identified in the first video frame [4], and a rectangular region of interest (ROI) was manually placed by the user of the proposed system around it (see Fig. 1a). The ROI was then extended

to each consecutive video frame, and texture features were extracted from all the ROIs of the video frames and saved for further analysis.

C. M-mode Generation and State Identification

The M-mode image [2], [4] which illustrates the dynamic variations of the artery throughout the cardiac cycle, for each video (see Fig. 1c) can be generated in such a way that it crosses all plaque borders having maximum motion in opposite directions [4], [6]. From the M-mode image, the near and far wall boundaries of the CCA may be detected (see also Fig. 1c). The state diagram (see Fig. 1d) can thus be generated by subtracting the near and far wall boundaries of the M-mode image, as documented in [6], thus identifying diastolic and systolic time points (see also Fig. 1d).

D. Texture Features Analysis

Texture may provide useful information for characterizing the atherosclerotic carotid plaque in both images [2] and videos [6]. Using a system developed in Matlab[®] software [6], we extracted 70 different texture features from the plaque ROIs from all above mention video groups (N, A, S), where only the most significant are presented here. The following texture feature groups were extracted: (i) Statistical features (SF): 1) gray scale median, (ii) spatial gray level dependence matrices (SGLDM) as proposed by [2]: 1) entropy, 2) contrast. Selected texture features were plotted and displayed through the cardiac cycle (see Fig. 2-Fig. 4).

E. Statistical Analysis

The Mann-Whitney U rank sum test was used in order to identify if for each set of features a significance difference (SD) or not (NSD) exists between N, A and S groups. For significance difference, we require $p < 0.05$. The coefficient of variation %CV [6], which describes the difference as a percentage of the pooled mean value with $\%CV = \frac{\sigma}{\bar{m}}$, with σ , the standard deviation and \bar{m} the mean value of each feature was also computed. Additionally, the Spearman Correlation coefficient (ρ), between all three different aforementioned groups (N, A, S) was calculated.

III. RESULTS

Figure 1 illustrates a case of a male symptomatic subject at the age of 67 years old with a stenosis of 70% and an atherosclerotic carotid plaque at the far wall of the right CCA. The segmented M-mode image is shown in Fig. 1c) where Fig. 1d) presents the state diagram of the video with systolic and diastolic states over 14 consecutive cardiac cycles.

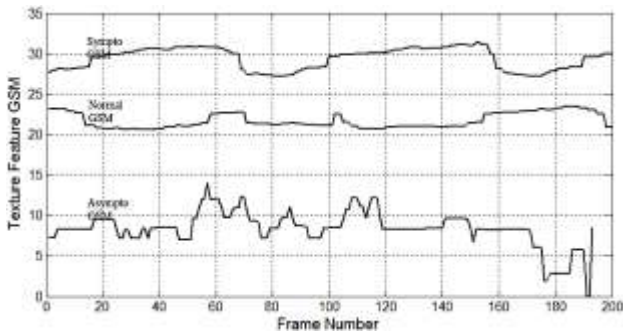


Fig. 2 Gray-Scale Median (GSM) texture feature variability for a N, an A and a S subject extracted from the carotid plaque ROIs

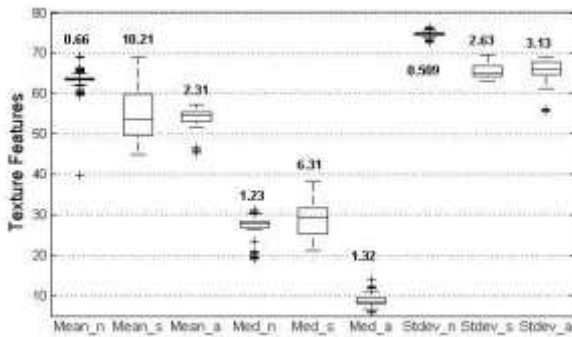


Fig. 3 Box plots for the texture mean (Mean), median (Med) and standard deviation (Stdev) for the normal (_n), symptomatic (_s) and asymptomatic (_a) videos extracted from all the ROIs investigated in this study. Inter-quartile (\pm IQR) values are shown above the box plots. Straight lines connect the nearest observation with 1.5 of the IQR of the lower and upper quartiles. Unified shapes indicate possible outliers with values between the ends of the 1.5xIQR

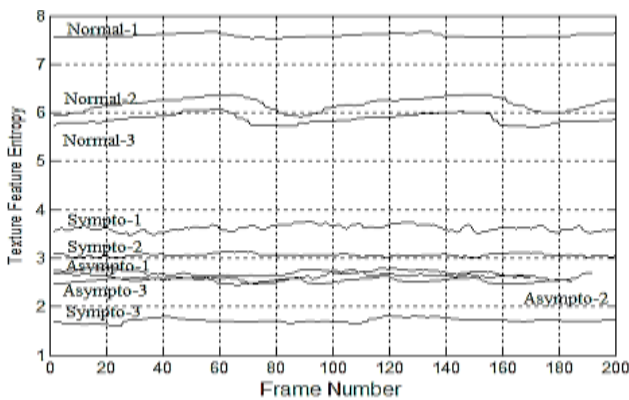


Fig. 4 Line plots for 3 subjects (N, A, S) for the texture feature entropy

Table 1 tabulates texture features (mean \pm IQR) extracted from all the videos from the three different groups investigated (N/A/S). After performing the Mann-Whitney rank sum test for all the features presented in Table 1 we found

statistically significant differences between all different groups investigated (N-S, N-A, A-S).

Table 1 also shows the %CV for each texture feature and the Spearman correlation coefficient, ρ , for N, A and S groups. For the %CV, it is shown that the N-A group was significantly higher when compared with the A-S and N-S groups. We also illustrate the MAE between all groups studied. The plaque GSM for the N group was higher when compared with the S and the A groups and the same applies for the texture features standard deviation, entropy and contrast. The highest Spearman correlation coefficient, ρ , was found for the texture feature GSM for all different groups studied (0.69/0.69/0.72).

Figure 2 illustrates line plots for the GSM texture feature variability over all cardiac cycles for a N, A and a S subject. The plaque GSM for the S subject was significantly higher when compared with the GSM of the N and the A subjects. It is clearly shown that there is plaque GSM variability per frame throughout the cardiac cycle.

Figure 3 presents box plots for the texture feature mean (Mean), median (Med) and standard deviation (Stdev) for the N (_n), A (_a) and S (_s) groups for all subject investigated showing the same trend as in Table 1 and Fig. 2.

Finally, Fig. 4 presents line plots for the texture feature entropy for the N, A, and S subjects investigated. It is shown that there is a texture feature variability between systolic and diastolic frames for all groups investigated.

Similar analysis as in this study was also performed in [11], where texture features were extracted from videos of the CCA from normal and abnormal subjects. In [10], a dynamic texture analysis and segmentation approach were utilized in order to classify patterns from human motion using dynamic texture features analysis.

IV. DISCUSSION AND CONCLUSION

The preliminary results of this study demonstrate the following:

- The %CV for the A group was significantly higher compared to the S and N groups.
- Similar to the aforementioned trend was also the case for the texture features mean, entropy, GSM and standard deviation.
- There is a plaque GSM variability per frame throughout the cardiac cycle, and this differs for the systolic and diastolic states.
- The Spearman correlation coefficient was significantly lower for texture features between A and S group.
- Statistical significant differences were found for all textures examined in this study and for all groups (N, A and S).

Table 1 Selected texture features (mean (\pm IQR)) that showed statistical significant difference, extracted from the ROIs from all 30 videos investigated for the three different groups (N / A / S)

Texture Feature	N / A / S	%CV	ρ	%MAE
		(N-S / N-A / A-S)	(N-S / N-A / A-S)	(N-S / N-A / A-S)
Mean (SF)	63.5(0.66) / 54.1(2.36) / 57.8(7.58)	20.5 / 38.6 / 26.16	0.0002/0.002/0.02	8.18 / 1.67 / 13.92
Median (SF)	27.75(0.67) / 8.45(2.36) / 28.94(6.32)	30.1 / 88.0 / 73.1	0.69 / 0.69 / 0.72	0.62 / 7.29/ 1.95
Standard Deviation (SF)	74.79(0.5) / 65.0(3.11) / 65.62(2.62)	9.1/16.4/12.6	0.38/0.002 / 0.13	2.68 / 5.54 / 5.28
Entropy (SGLDM)	6.07(0.04) / 2.89(0.07) / 5.95(1.49)	15.0 / 15.4 / 32.7	0.004 / 0.31 / 0.12	10.41 / 7.98 / 4.96
Contrast (SGLDM)	287(8.1) / 142(12.29) / 116(15.8)	17.1 / 35.1 / 28.8	0.05 / 0.25 / 0.15	1.6 / 3.72 / 8.12

IQR: Inter-quartile range, SF: Statistical features, SGLDM: Spatial level dependence matrix, %CV: Coefficient of variation, ρ : Spearman correlation, %MAE: Percentage of the mean absolute error

It shown in this study, that some of the texture features, as well as the %CV, may be used to separate groups of subjects in normal and abnormal. It may also be also possible in the future to utilize above texture features in the separation of A from S subjects, thus proving an additional monitoring tool for the physician to evaluate the risk of stroke. However, the results of this study should be further examined and validated on a larger number of subjects, so that concrete conclusions can be drawn for the texture feature variability throughout the cardiac cycle and how this is connected with the progression of cardiovascular disease.

In the present study, we propose an integrated system for the assessment of texture features variability in ultrasound plaque videos of the CCA. To the best of our knowledge, there is only one recent study [11], where texture features variability of normal and abnormal subjects in ultrasound videos of the CCA was investigated. Compared to previous studies [4], the current study expands the analysis in a larger group of subjects (N/S/A) in order to estimate pattern/s that could lead to the classification of the normal and abnormal groups. The present findings show that texture features variability throughout the cardiac cycle differs for the three different groups investigated in this study. Further analysis must be made for the evaluation of the proposed system.

CONFLICT OF INTEREST

The authors declare that they have no conflict of interest.

REFERENCES

1. Cai X, Fan F, Li XF, Pei BQ et al. (2015) The comparison of tissue vibration signal extraction algorithm in shearwave dispersion ultrasound vibrometry. 1st Global Conf Biomed Eng & 9th Asian Pac Conf Med Biol Eng, IFMBE Proc., 2015, 47, pp 162–164
2. Christodoulou CI, Pattichis C S, Pantziaris M, Nicolaidis AN (2003) Texture-based classification of atherosclerotic carotid plaques. *IEEE Trans Med Imag* 22:7:902–912
3. Xu Y, Ling H, Ji H (2011) Dynamic texture classification using dynamic fractal analysis. *Int. Conf. Comput. Vis.*, Barcelona, Spain, 2011, pp 1219–1226
4. Loizou CP, Pantziaris M, Nicolaidis AN, Pattichis CS (2014) Athero- sclerotic carotid plaque texture features variability in ultrasound vide- os. 6th Eur. Conf. Int. Fed. Med. & Biolog. Eng. (MBEC), Dubrovnik, Croatia, 7-11 Sept., IFMBE Proc., vol. 45, 2014, pp 176-179
5. Kanber B, Hartshorne TC, Horsfield MA, Naylor AR, et al. (2013) Dynamic variations in the ultrasound greyscale median of carotid artery plaques. *Cardiovasc Ultras* 11:11-21
6. Loizou CP, Petroudi S, Pattichis CS, Pantziaris M, Nicolaidis AN (2014) An integrated system for the segmentation of atherosclerotic carotid plaque in ultrasound video. *IEEE Trans Ultras Ferroel Freq Contr* 61:1:86-101
7. Neophytou MS, Pattichis CS, Pattichis MS, Tanos V et al. (2004) Multiscale texture feature variability analysis in endoscopy imaging under different viewing positions, *CD-ROM Proc. II EFOMP Mediter. Conf. Med. Phys.*, 28-30 April 2004, pp 1-7
8. Doonan RJ, Dawson AJ, Kyriacou E, Nicolaidis AN et al. (2013) Association of ultrasonic texture and echodensity features between sides in patients with bilateral carotid atherosclerosis. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 46:3:299–305
9. Neophytou MS, Pattichis CS, Pattichis MS, V. Tanos et al. (2004) Texture analysis of the endometrium during hysteroscopy: preliminary results, *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, vol. 2, April 2004, pp 1483–1486
10. Gonçalves WN, Bruno OM (2013) Dynamic texture analysis and segmentation using deterministic partially self-Avoiding walks. *Expert Syst Appl* 40:11:4283–4300
11. Golemati S, Leharas S, Nikolaos N, Nikita NS et al. (2015) Ultrasound image based texture variability along the carotid artery wall in symptomatic subjects with low and high stenosis degrees: unveiling morphological phenomena of the vulnerable tissue. *Physics Procedia* 22:1208-1211

Author: Soulis Nicolas
Institute: Cyprus University of Technology Street: 30 Archbishop Kyprianou Str.
City: Limassol
Country: Cyprus
Email: nikolassouli@gmail.com; christos.loizou@cut.ac.cy

