



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ
ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

**Ανάπτυξη Μεθοδολογίας Αυτόματου Εντοπισμού της
Αθηρωματικής Πλάκας σε Εικόνες Υπερήχων του Αρτηριακού
Τοιχώματος**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Αικατερίνη Α. Μπουφέα

Επιβλέπουσα: Κωνσταντίνα Σπ. Νικήτα

Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Οκτώβριος 2014



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ
ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

Ανάπτυξη Μεθοδολογίας Αυτόματου Εντοπισμού της Αθηρωματικής Πλάκας σε Εικόνες Υπερήχων του Αρτηριακού Τοιχώματος

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Αικατερίνη Α. Μπουφέα

Επιβλέπουσα: Κωνσταντίνα Σπ. Νικήτα
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 20^η Οκτωβρίου 2014.

.....
Κωνσταντίνα Σπ. Νικήτα
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

.....
Διονύσιος-Δημήτριος Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Ανδρέας-Γεώργιος Σταφυλοπάτης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Οκτώβριος 2014

.....
Αικατερίνη Α. Μπουφέα

Διπλωματούχος Ηλεκτρολόγος Μηχανικός και Μηχανικός Υπολογιστών Ε.Μ.Π.

Copyright © Αικατερίνη Μπουφέα, 2014.
Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξ ολοκλήρου ή τμήματος αυτής, για εμπορικό σκοπό. Επιτρέπεται η ανατύπωση, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό, εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης, υπό την προϋπόθεση να αναφέρεται η πηγή προέλευσης και να διατηρείται το παρόν μήνυμα. Ερωτήματα που αφορούν τη χρήση της εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς τον συγγραφέα.

Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτό το έγγραφο εκφράζουν τον συγγραφέα και δεν πρέπει να ερμηνευθεί ότι αντιπροσωπεύουν τις επίσημες θέσεις του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.

Περίληψη

Η αθηρωμάτωση αποτελεί μια χρόνια εκφυλιστική ασθένεια, η οποία προσβάλλει κύριες αρτηρίες. Ασβέστιο, λιπίδια και κύτταρα συσσωρεύονται στα τοιχώματα της καρωτιδικής αρτηρίας με αποτέλεσμα σταδιακά να αποφράσσουν τη ροή του αίματος προς τον εγκέφαλο. Η ύπαρξη αθηρωματικής πλάκας αποτελεί το κυριότερο αίτιο πρόκλησης ισχαιμικών εγκεφαλικών επεισοδίων. Η ανάγκη λήψης εγκυρότερης απόφασης σχετικά με τη θεραπεία που θα ακολουθηθεί, επεμβατική ή μη, οδήγησε στην ανάπτυξη υποβοηθούμενων από υπολογιστή συστημάτων αξιολόγησης της νόσου. Η κύρια απεικονιστική μέθοδος που χρησιμοποιείται για τον κλινικό έλεγχο των καρωτίδων είναι το υπερηχογράφημα. Στην παρούσα διπλωματική εργασία παρουσιάζεται μια μεθοδολογία αυτόματου εντοπισμού της αθηρωματικής πλάκας σε εικόνες υπερήχων του αρτηριακού τοιχώματος. Ο προτεινόμενος αλγόριθμος βασίζεται στη θεωρία των γεωδαιτικών παραμορφώσιμων μοντέλων με χρήση επιπεδοσύνολων. Τα χαρακτηριστικά που καθορίζουν τις δυνάμεις που οδηγούν τα επιπεδοσύνολα στα τελικά όρια της αθηρωματικής πλάκας προήλθαν από ανάλυση κίνησης της ακολουθίας εικόνων υπερήχων B-σάρωσης. Για την αρχικοποίηση της καμπύλης των ενεργών περιοχών αναπτύχθηκε μεθοδολογία ανίχνευσης ακμών από εικόνα που προήλθε από υπερηχογράφημα Doppler. Ο αλγόριθμος εφαρμόστηκε σε ακολουθίες εικόνων υπερήχων 30 ασθενών με αθηρωμάτωση στην καρωτίδα. Τα αποτελέσματα της κατάτμησης αξιολογήθηκαν με βάση διαθέσιμη ground truth πληροφορία. Στο σύνολο των ασθενών αυτών ο αλγόριθμος παρουσιάζει συντελεστή Dice 62.68%, συντελεστή επικάλυψης 49.56% και ακρίβεια 96.50%. Μελλοντικές βελτιώσεις του αλγορίθμου μπορούν να τον καταστήσουν χρήσιμο εργαλείο στην διάγνωση και παρακολούθηση ασθενών με αθηρωματική πλάκα. Συνοψίζοντας, η παρούσα εργασία ανέδειξε άλλη μια συνιστώσα της χρησιμότητας της ανάλυσης κίνησης του αρτηριακού τοιχώματος και οδήγησε αφενός, ως σύνολο, στην ανάπτυξη ενός χρήσιμου εργαλείου για τον εντοπισμό της αθηρωματικής πλάκας, και αφετέρου σε επιμέρους μεθοδολογίες επεξεργασίας εικόνων υπερήχων.

Λέξεις κλειδιά: αθηρωμάτωση, υπέρηχος, καρωτίδα, ανάλυση κίνησης, αυτόματη κατάτμηση, επιπεδοσύνολα, γεωδαιτικά παραμορφώσιμα μοντέλα, ενεργές περιοχές.

Abstract

Atherosclerosis is a chronic degenerative disease that affects the main arteries. Calcium, lipids and cells accumulate in the walls of the carotid artery blocking the blood flow to the brain. The presence of atherosclerotic plaque is the major cause of ischemic strokes. The need for taking the most appropriate decision for the treatment to be followed, invasive or non, has led to the development of Computer Aided Diagnosis (CAD) systems. The main imaging method used for clinical testing is carotid ultrasound. This thesis presents a methodology for automated detection of the plaque in ultrasound images of the arterial wall. The proposed algorithm is based on the theory of geodesic deformable model (GDM) using level-sets method. Motion analysis of the ultrasound B-mode video was used to extract characteristics that determine the forces who lead the level-sets toward the boundaries of the plaque. For the initialization of the curve of the active regions we developed an edge-detection algorithm. The algorithm was applied to sequences of ultrasound images of 30 patients with carotid atherosclerosis. The segmentation results were evaluated based on available ground truth information. The algorithm displays Dice coefficient 62.68%, overlap rate 49.56% and accuracy 96.50%. Future improvements of the algorithm can make it a useful tool for diagnosing and monitoring patients with atherosclerotic carotid plaque. To conclude, the study revealed another component concerning the utility of the motion analysis of the arterial wall and led to the development of a useful tool, for the detection of atherosclerotic plaque, as well as individual methodologies of ultrasound image processing.

Key words: atherosclerosis, ultrasound, carotid, motion analysis, automated segmentation, level-sets, geodesic deformable model, active regions.

Ευχαριστίες

Ολοκληρώνοντας τη διπλωματική μου εργασία θα ήθελα να ευχαριστήσω την επιβλέπουσα καθηγήτρια κ. Κωνσταντίνα Νικήτα για τη δυνατότητα που μου έδωσε να ασχοληθώ με ένα ραγδαία εξελισσόμενο επιστημονικό πεδίο και ένα τόσο ενδιαφέρον θέμα. Επίσης θα ήθελα να ευχαριστήσω την Υποψήφια Διδάκτορα Αιμιλία Γαστουνιώτη για την καθοδήγηση, το υλικό και την πολύτιμη βοήθεια που μου παρείχε κατά τη διάρκεια της εκπόνησης της εργασίας. Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένειά μου για την κατανόηση και την ηθική συμπαράσταση που μου παρείχαν καθόλη τη διάρκεια των σπουδών μου.

Πίνακας Περιεχομένων

Περίληψη.....	6
Abstract.....	7
Ευρετήριο Εικόνων.....	11
Ευρετήριο Πινάκων.....	15
Κεφάλαιο 1. Εισαγωγή.....	16
1.1 Ανατομικά Στοιχεία για την Καρωτίδα.....	17
1.2 Αθηρωμάτωση στην Καρωτίδα.....	19
1.3 Διάγνωση της Αθηρωματικής Νόσου.....	21
1.4 Απεικόνιση της Καρωτίδας με Υπερηχογραφικές Καταγραφές.....	23
1.5 Εξαγωγή Χαρακτηριστικών από Εικόνες Υπερήχων Β-σάρωσης.....	26
1.5.1 Ανάλυση Υφής.....	26
1.5.2 Ανάλυση Κίνησης.....	28
1.6 Κατάτμηση Εικόνων του Αρτηριακού Τοιχώματος: Βιβλιογραφική Επισκόπηση.....	29
1.6.1 Αξιολόγηση Αποτελεσμάτων Αλγορίθμων Κατάτμησης.....	31
1.6.2 Μεθοδολογίες Κατάτμησης του Αρτηριακού Τοιχώματος από Εικόνες Υπερήχων.....	34
1.7 Σκοπός και Δομή της Εργασίας.....	41
Κεφάλαιο 2. Υλικό και Μέθοδοι.....	42
2.1 Απεικονιστικές Καταγραφές Αγγείων με Αθηρωματική Πλάκα.....	43
2.2 Θεωρητικό Υπόβαθρο της Μεθοδολογίας.....	45
2.2.1 Ανάλυση Ανεξάρτητων Συνιστωσών (Independent Component Analysis – ICA).....	45
2.2.2 Πληροφορία Αμοιβαιότητας (Mutual Information).....	47
2.2.3 Γεωδαιτικές Ενεργές Περιοχές για Επιβλεπόμενη Κατάτμηση (Geodesic Active Regions for Supervised Segmentation).....	50
2.3 Σχεδίαση Προτεινόμενης Μεθοδολογίας.....	66
2.3.1 Εξαγωγή Χρωματικού Χάρτη της Πληροφορία Αμοιβαιότητας της Κίνησης των Εικονοστοιχείων.....	66
2.3.2 Στάδιο Αρχικοποίησης.....	68

2.3.3 Στάδιο Τελικής Κατάτμησης.....	70
2.4 Μετρικές Αξιολόγησης της Μεθοδολογίας.....	73
Κεφάλαιο 3. Αποτελέσματα.....	76
3.1 Βήματα Μεθοδολογίας και Τελικής Κατάτμησης.....	77
3.2 Στάδιο Αρχικοποίησης.....	80
3.3 Δημιουργία Χρωματικών Χαρτών (Color Maps) με τα Αποτελέσματα της Ανάλυσης Κίνησης.....	85
3.4 Στάδιο Εκπαίδευσης Αλγορίθμου Κατάτμησης.....	87
3.5 Στάδιο Κατάτμησης.....	89
3.6 Μετρήσεις Αξιολόγησης του Αλγορίθμου.....	95
Κεφάλαιο 4. Συμπεράσματα.....	99
4.1 Γενικά Σχόλια.....	100
4.2 Σχολιασμός Μετρήσεων Απόδοσης του Αλγορίθμου.....	102
4.3 Συνεισφορά της Εργασίας.....	107
Βιβλιογραφία.....	109

Ευρετήριο Εικόνων

Εικόνα 1: Σχηματική αναπαράσταση της αορτής και των διακλαδώσεών της.....	18
Εικόνα 2: Τα τρία στρώματα του τοιχώματος της αρτηρίας: το εσωτερικό (intima), το ενδιάμεσο (Media) και το εξωτερικό (Adventitia).....	18
Εικόνα 3: Η αθηρωματική πλάκα στην καρωτίδα.....	21
Εικόνα 4: Απεικόνιση καρωτίδας με (α) υπερήχους Triplex και (β) Doppler.....	22
Εικόνα 5: Σαρωτής B-Mode.....	25
Εικόνα 6: Γραφική αναπαράσταση της απόστασης Hausdorff. Η απόσταση d_1 είναι η ελάχιστη απόσταση μεταξύ του πιο μακρινού σημείου του ορίου S_1 από το πιο κοντινό σημείο του ορίου S_2 . Η απόσταση d_2 είναι η ελάχιστη απόσταση μεταξύ του πιο μακρινού σημείου του ορίου S_2 από το πιο κοντινό σημείο του ορίου S_1 . Η απόσταση Hausdorff είναι η μέγιστη τιμή μεταξύ των d_1 και d_2	32
Εικόνα 7: Παραδείγματα εικόνων υπερήχων. Αριστερά: Εικόνα υπερήχων B-σάρωσης. Δεξιά: Εικόνα υπερήχων Doppler.....	44
Εικόνα 8: Μεθοδολογία επιπεδοσυνόλων και διάδοση της καμπύλης. Η αριστερή στήλη παρουσιάζει την εξελισσόμενη συνάρτηση επιπεδοσυνόλων, ενώ η δεξιά την καμπύλη που αντιστοιχεί στις μηδενικές τιμές της επιφάνειας των επιπεδοσυνόλων. Φαίνεται επίσης ο μηχανισμός που επιτρέπει τις μεταβολές της τοπολογίας.....	60
Εικόνα 9: Αριστερά: Τοπική κατάτμηση που υποδεικνύει ένα σημείο του ορίου. Κέντρο: τοπική κατάτμηση που υποδεικνύει ένα σημείο που δεν ανήκει στο όριο. Δεξιά: οι τοπικές κατατμήσεις που εξετάζονται στην εργασία.....	61
Εικόνα 10: Διάγραμμα ροής αλγορίθμου αυτόματης κατάτμησης αρτηριακού τοιχώματος από εικόνες υπερήχων.....	67
Εικόνα 11: Διάγραμμα ροής αλγορίθμου αρχικοποίησης μέσω της εικόνας που λαμβάνεται με τη μέθοδο Doppler.....	69
Εικόνα 12: Εικόνες υπερήχων B-σάρωσης (αριστερά) και Doppler (δεξιά).....	77
Εικόνα 13: Χρωματικός χάρτης πληροφορίας αμοιβαιότητας της κίνησης των εικονοστοιχείων.....	77
Εικόνα 14: Αριστερά: Αρχική εικόνα μεθοδολογίας ανίχνευσης ακμών στην εικόνα υπερήχων Doppler. Δεξιά: Τελική καμπύλη αρχικοποίησης ύστερα από επεξεργασία της	

αριστερής εικόνας με μορφολογικούς τελεστές.....	78
Εικόνα 15: (α) Αρχική καμπύλη επιπεδοσυνόλων. (β) Καμπύλη επιπεδοσυνόλων ύστερα από την πρώτη επανάληψη του βρόχου των γεωδαιτικών ενεργών περιοχών. (γ) Καμπύλη επιπεδοσυνόλων ύστερα από 60 επαναλήψεις του βρόχου. (δ) Τελική καμπύλη ορίων αθηρωματικής πλάκας ύστερα από 120 επαναλήψεις του βρόχου.....	78
Εικόνα 16: Περιοχές αθηρωματικής πλάκας (λευκό χρώμα) ύστερα από επεξεργασία της τελικής καμπύλης των επιπεδοσυνόλων με μορφολογικούς τελεστές.....	79
Εικόνα 17: Εικόνα υπερήχων Β-σάρωσης με επισημείωση των ορίων της αθηρωματικής πλάκας. Με μπλε χρώμα σημειώνονται τα όρια που δίνονται από την ground truth πληροφορία. Με κόκκινο χρώμα σημειώνονται τα όρια όπως αυτά εντοπίζονται από τον αλγόριθμο αυτόματης κατάτμησης.....	79
Εικόνα 18: Στιγμιότυπο ακολουθίας εικόνων υπερήχων.....	80
Εικόνα 19: Εικόνα υπερήχου Doppler για τον ίδιο ασθενή.....	81
Εικόνα 20: 1η περίπτωση καμπύλης αρχικοποίησης. Αριστερά: Εικόνα που προκύπτει μετά την ανίχνευση ακμών. Δεξιά: Τελική καμπύλη αρχικοποίησης όπως προκύπτει μετά την επεξεργασία με μορφολογικούς τελεστές για την εξάλειψη όσο το δυνατόν περισσότερων λανθασμένων ακμών.....	82
Εικόνα 21: 2η περίπτωση καμπύλης αρχικοποίησης. Αριστερά: Εικόνα που προκύπτει μετά την ανίχνευση ακμών. Δεξιά: Τελική καμπύλη αρχικοποίησης όπως προκύπτει μετά την επεξεργασία με μορφολογικούς τελεστές για την εξάλειψη όσο το δυνατόν περισσότερων λανθασμένων ακμών.....	82
Εικόνα 22: 3η περίπτωση καμπύλης αρχικοποίησης. Αριστερά: Εικόνα που προκύπτει μετά την ανίχνευση ακμών. Δεξιά: Τελική καμπύλη αρχικοποίησης όπως προκύπτει μετά την επεξεργασία με μορφολογικούς τελεστές για την εξάλειψη όσο το δυνατόν περισσότερων λανθασμένων ακμών.....	83
Εικόνα 23: Υπέρθεση της καμπύλης αρχικοποίησης στο πρώτο στιγμιότυπο της ακολουθίας εικόνων υπερήχων για την 1η περίπτωση.....	83
Εικόνα 24: Υπέρθεση της καμπύλης αρχικοποίησης στο πρώτο στιγμιότυπο της ακολουθίας εικόνων υπερήχων για την 2η περίπτωση.....	84
Εικόνα 25: Υπέρθεση της καμπύλης αρχικοποίησης στο πρώτο στιγμιότυπο της ακολουθίας εικόνων υπερήχων για την 3η περίπτωση.....	84
Εικόνα 26: Χρωματικός Χάρτης (Color Map) που αντιστοιχεί στον ασθενή του	

παραδείγματος 1 της παραγράφου 3.4.....	86
Εικόνα 27: Χρωματικός Χάρτης (Color Map) που αντιστοιχεί στον ασθενή του παραδείγματος 2 της παραγράφου 3.4.....	86
Εικόνα 28: Χρωματικός Χάρτης (Color Map) που αντιστοιχεί στον ασθενή του παραδείγματος 3 της παραγράφου 3.4.....	87
Εικόνα 29: Παράδειγμα 1. Καμπύλη πιθανοτήτων για την περιοχή της πλάκας (συμβολισμός 'o'). Καμπύλη πιθανοτήτων για την περιοχή του παρασκηνίου (συμβολισμός '*').....	88
Εικόνα 30: Παράδειγμα 2. Καμπύλη πιθανοτήτων για την περιοχή της πλάκας (συμβολισμός 'o'). Καμπύλη πιθανοτήτων για την περιοχή του παρασκηνίου (συμβολισμός '*').....	88
Εικόνα 31: Παράδειγμα 1. Τελική κατάτμηση που εκτιμά ο αλγόριθμος γεωδαιτικών ενεργών περιοχών.....	89
Εικόνα 32: Παράδειγμα 1. Τελική εκτίμηση της θέσης της αθηρωματικής πλάκας ύστερα από επεξεργασία με μορφολογικούς τελεστές. Με άσπρο χρώμα παρουσιάζεται η περιοχή της αθηρωματικής πλάκας και με μαύρο η υπόλοιπη περιοχή (αυλός – τοίχωμα).....	90
Εικόνα 33: Εικόνα υπερήχων Β-σάρωσης με επισημείωση των ορίων της αθηρωματικής πλάκας. Με μπλε χρώμα σημειώνονται τα όρια που δίνονται από την ground truth πληροφορία. Με κόκκινο χρώμα σημειώνονται τα όρια όπως αυτά εντοπίζονται από τον αλγόριθμο αυτόματης κατάτμησης.....	91
Εικόνα 34: Παράδειγμα 2. Τελική κατάτμηση που εκτιμά ο αλγόριθμος γεωδαιτικών ενεργών περιοχών.....	92
Εικόνα 35: Παράδειγμα 2. Τελική εκτίμηση της θέσης της αθηρωματικής πλάκας ύστερα από επεξεργασία με μορφολογικούς τελεστές.....	92
Εικόνα 36: Εικόνα υπερήχων Β-σάρωσης με επισημείωση των ορίων της αθηρωματικής πλάκας. Με μπλε χρώμα σημειώνονται τα όρια που δίνονται από την ground truth πληροφορία. Με κόκκινο χρώμα σημειώνονται τα όρια όπως αυτά εντοπίζονται από τον αλγόριθμο αυτόματης κατάτμησης.....	93
Εικόνα 37: Παράδειγμα 3. Τελική κατάτμηση που εκτιμά ο αλγόριθμος γεωδαιτικών ενεργών περιοχών.....	94
Εικόνα 38: Παράδειγμα 3. Τελική εκτίμηση της θέσης της αθηρωματικής πλάκας ύστερα από επεξεργασία με μορφολογικούς τελεστές.....	94

Εικόνα 39: Εικόνα υπερήχων Β-σάρωσης με επισημείωση των ορίων της αθηρωματικής πλάκας. Με μπλε χρώμα σημειώνονται τα όρια που δίνονται από την ground truth πληροφορία. Με κόκκινο χρώμα σημειώνονται τα όρια όπως αυτά εντοπίζονται από τον αλγόριθμο αυτόματης κατάτμησης.....	95
Εικόνα 40: Παραδείγματα αποτελεσμάτων αλγορίθμου κατάτμησης για πέντε διαφορετικές περιπτώσεις όπου σημειώθηκε μέση απόδοση της μεθοδολογίας. Η πρώτη στήλη αντιστοιχεί στο χρωματικό χάρτη που προκύπτει από την ανάλυση κίνησης της ακολουθίας εικόνων υπερήχων. Η δεύτερη στήλη αντιστοιχεί στο αποτέλεσμα του αλγορίθμου γεωδαιτικών ενεργών περιοχών. Στην τρίτη στήλη εμφανίζονται τα τελικά όρια της αθηρωματικής πλάκας όπως ορίζονται από την ground truth πληροφορία (μπλε χρώμα) και από τον αλγόριθμο αυτόματης κατάτμησης (κόκκινο χρώμα).....	96
Εικόνα 41: Μετρήσεις ακρίβειας αλγορίθμου και σύγκριση μέσης και ενδιάμεσης τιμής με άλλες εργασίες.....	103
Εικόνα 42: Συγκριτικό διάγραμμα τιμών μέτρησης Dice (ή KI).....	104
Εικόνα 43: Μετρήσεις επικάλυψης (overlap).....	105
Εικόνα 44: Τιμές True-Positive Fraction για το σύνολο των δειγμάτων στα οποία εφαρμόστηκε ο αλγόριθμος (μπλε καμπύλη). Η κόκκινη ευθεία αντιπροσωπεύει τη μέση τιμή και η πράσινη την ενδιάμεση τιμή του συνόλου των μετρήσεων. Η μαύρη ευθεία παρουσιάζει τη μέση τιμή της αντίστοιχης μέτρησης του αλγορίθμου των Loizou et al....	106
Εικόνα 45: Τιμές True-Negative Fraction για το σύνολο των δειγμάτων στα οποία εφαρμόστηκε ο αλγόριθμος.....	106

Ευρετήριο Πινάκων

Πίνακας 1: Προσεγγιστικές τιμές εξασθένησης για διάφορους τύπους ανθρώπινου ιστού (σύμφωνα με τους Haney & O'Brien (1986)).....	24
Πίνακας 2: Σύγκριση μεθοδολογιών κατάτμησης του αρτηριακού τοιχώματος και μέτρησης του πάχους του ενδιάμεσου στρώματος (IMT).....	39
Πίνακας 3: Σύγκριση μεθοδολογιών εντοπισμού της αθηρωματικής πλάκας.....	40
Πίνακας 4: Ρυθμίσεις της διάταξης υπερήχων για την καταγραφή πραγματικών χρονικών ακολουθιών εικόνων υπερήχων της καρωτίδας σε διαμήκη τομή.....	44
Πίνακας 5: Αποτελέσματα μετρήσεων αξιολόγησης των αποτελεσμάτων του αλγορίθμου.....	97

Κεφάλαιο 1. Εισαγωγή

Σε αυτό το κεφάλαιο παρουσιάζονται εισαγωγικά στοιχεία και ανατομικές πληροφορίες για την καρωτιδική αρτηρία και γίνεται αναφορά στην αθηρωματική νόσο, μία από τις σοβαρότερες καρδιαγγειακές παθήσεις. Γίνεται εστίαση στην υπερηχογραφία ως μέθοδο καταγραφής του αρτηριακού τοιχώματος και αναλύονται μεθοδολογίες επεξεργασίας εικόνων υπερήχων για κατάτμηση του αρτηριακού τοιχώματος και ανίχνευση της αθηρωματικής πλάκας. Παρουσιάζονται επίσης σχετικές βιβλιογραφικές εργασίες κατάτμησης εικόνων υπερήχων της καρωτίδας. Τέλος παρατίθεται ο σκοπός της παρούσας διπλωματικής εργασίας.

1.1 Ανατομικά Στοιχεία για την Καρωτίδα

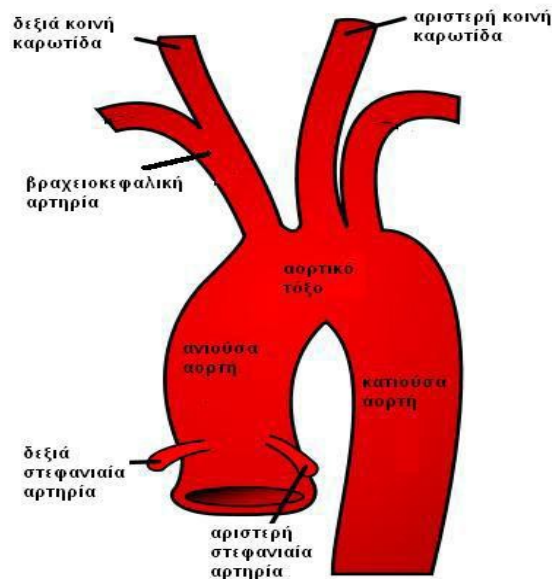
Οι κοινές καρωτίδες (αριστερή και δεξιά κοινή καρωτίδα) είναι δύο αρτηρίες που τροφοδοτούν με αίμα την κεφαλή και το λαιμό. Βρίσκονται μέσα στους ιστούς του λαιμού και μπορούν να ψηλαφιστούν αν πιέσουμε ελαφρά κατά μήκος κάθε πλευράς της τραχείας μέχρι να αισθανθούμε παλμό. Κάθε μία από αυτές διακλαδίζεται στην έσω και την έξω καρωτίδα (Εικόνα 1). Οι έσω καρωτίδες μεταφέρουν αίμα κυρίως στο εσωτερικό του κρανίου, δηλαδή στον εγκέφαλο, αλλά και στα μάτια, το μέτωπο και τη μύτη. Οι δε έξω καρωτίδες διακλαδίζονται σε πολλά σημεία τροφοδοτώντας περιοχές έξω από το κρανίο, πχ. το λαιμό, το λάρυγγα, το φάρυγγα και το πρόσωπο [6]. Το θωρακικό της μέρος πηγάζει από την αορτή. Η δεξιά καρωτίδα, αποτελεί διακλάδωση της βραχιοκεφαλικής αρτηρίας. Ξεκινάει από την περιοχή του αυχένα και δεν έχει καθόλου θωρακικό μέρος. Στο αυχενικό τους μέρος οι δύο κοινές καρωτίδες είναι όμοιες: Διασχίζουν το λαιμό προς τα πάνω έως το σημείο διαχωρισμού τους (bifurcation point) σε εσωτερική και εξωτερική.

Το τοίχωμα της καρωτίδας, όπως όλων των αρτηριών, αποτελείται από τα εξής τρία ομόκεντρα στρώματα, τα οποία απεικονίζονται στην Εικόνα 2:

1. Έσω Χιτώνας (Intima) : Ο έσω χιτώνας σχηματίζεται από μια στριβάδα ενδοθηλιακών κυττάρων, τα οποία είναι επίπεδα και επιμηκυμένα προς την κατεύθυνση ροής του αίματος, με εξαίρεση τις περιοχές κοντά σε διακλαδώσεις, όπου η ροή του αίματος είναι σύνθετη και το σχήμα των κυττάρων είναι συνήθως πολυγωνικό. Αυτή η στριβάδα ενδοθηλιακών κυττάρων επικάθεται στο βασικό υμένα, κάτω από τον οποίο αναγνωρίζεται μια υποενδοθηλιακή στριβάδα χαλαρού συνδετικού ιστού που περιέχει λίγα λεία μυϊκά κύτταρα. Στις αρτηρίες ο έσω χιτώνας χωρίζεται από το μέσο χιτώνα με ένα έσω ελαστικό έλασμα, που αποτελεί το εξωτερικό όριο του έσω χιτώνα. Αυτό το έλασμα, το οποίο αποτελείται από ελαστίνη, έχει θυρίδες που επιτρέπουν τη διάχυση ουσιών για τη διατροφή των κυττάρων βαθιά στο κυτταρικό τοίχωμα. Στα νεαρά άτομα με υγιές τοίχωμα καρωτίδας, ο έσω χιτώνας είναι πολύ λεπτός, αλλά το πάχος του αυξάνεται και η ευκαμψία του μειώνεται με την πάροδο του χρόνου, με αποτέλεσμα η συνεισφορά του στη μηχανική συμπεριφορά του τοιχώματος να είναι πιο σημαντική.

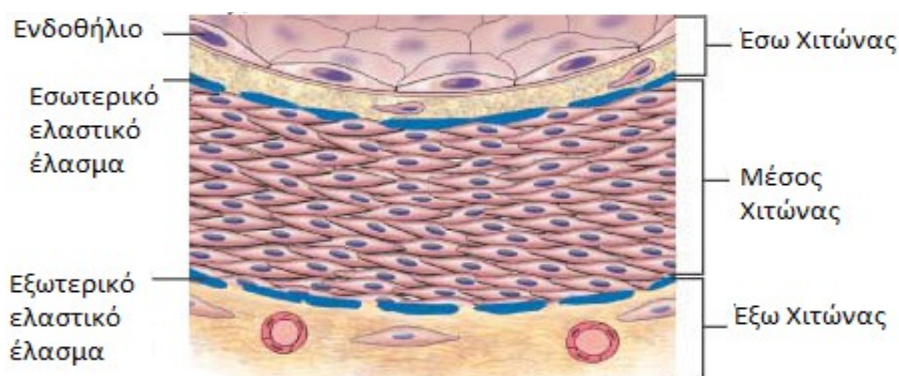
2. Μέσος Χιτώνας (Media) : Ο μέσος χιτώνας μιας ελαστικού τύπου αρτηρίας όπως η κοινή καρωτίδα αποτελείται από στριβάδες λείων μυϊκών κυττάρων, μεταξύ των οποίων παρεμβάλλονται ελαστικά ελάσματα. Είναι υπεύθυνος για τη συστολή και διαστολή της

αρτηρίας και καθορίζει σε μεγάλο βαθμό το πάχος και τον τρόπο κίνησής της.



Εικόνα 1: Σχηματική αναπαράσταση της αορτής και των διακλαδώσεών της

3. Έξω Χιτώνας (Adventitia) : Ο έξω χιτώνας αποτελείται κυρίως από κολλαγόνο και ελαστικές ίνες. Ο έξω χιτώνας βαθμιαία συνδέεται με το συνδετικό ιστό του οργάνου, διαμέσου του οποίου πορεύεται το αγγείο. Αν και το συγκεκριμένο τμήμα του αρτηριακού τοιχώματος αποτελεί μόνο το 10% αυτού, θεωρείται ότι λειτουργεί σαν μία προστατευτική θήκη για την αρτηρία και προσφέρει ευστάθεια σε όλες τις πιθανές διευθύνσεις κίνησης, λόγω της ακανόνιστης μορφής των ινών κολλαγόνου [6], [7].



Εικόνα 2: Τα τρία στρώματα του τοιχώματος της αρτηρίας : το εσωτερικό (Intima), το ενδιάμεσο (Media) και το εξωτερικό (Adventitia).

1.2 Αθηρωμάτωση στην Καρωτίδα

Στις περισσότερες βιομηχανοποιημένες χώρες, τα καρδιαγγειακά νοσήματα (Cardiovascular diseases) αποτελούν την πρώτη αιτία θανάτου που μπορεί να προληφθεί [1]. Στις Ηνωμένες Πολιτείες της Αμερικής ένας στους τρεις θανάτους προέρχεται από καρδιαγγειακές ασθένειες, ενώ στην Ευρώπη το ποσοστό αυτό αγγίζει το 50% (42% στους άνδρες και 52% στις γυναίκες) [2] [3]. Οι κυριότερες μορφές των καρδιαγγειακών νοσημάτων είναι η στεφανιαία νόσος και το εγκεφαλικό επεισόδιο. Έχει παρατηρηθεί ότι το μεγαλύτερο ποσοστό ισχαιμικών και εγκεφαλικών επεισοδίων προκαλούνται από αθηρωματικές αλλοιώσεις (πλάκες) στην καρωτιδική αρτηρία.

Η αθηρωμάτωση στην καρωτίδα αντιμετωπίζεται είτε επεμβατικά με ενδαρτηρεκτομή (endarterectomy), μία χειρουργική επέμβαση κατά την οποία αφαιρείται η αθηρωματική πλάκα από το εσωτερικό του αγγείου, ή με τοποθέτηση stent, μία μη επεμβατική μέθοδο αγγειοπλαστικής, είτε με συντηρητική θεραπεία μέσω φαρμακευτικής αγωγής και κατάλληλου διαιτολογίου. Το κόστος των επεμβατικών μεθόδων αποκατάστασης είναι σημαντικό. Δεδομένου μάλιστα ότι δεν προκαλούν εγκεφαλικά επεισόδια όλες οι αθηρωματικές πλάκες στην καρωτίδα, και επειδή η ενδαρτηρεκτομή είναι μία επικίνδυνη επέμβαση, είναι πολύ σημαντική η προσεκτική επιλογή των ασθενών που θα υποβληθούν σε χειρουργική επέμβαση.

Μέχρι τώρα, ο βασικότερος παράγοντας που καθορίζει τη θεραπεία είναι το ποσοστό στένωσης της αρτηρίας σε συνδυασμό με αγγειοεγκεφαλικές διαταραχές που αναφέρονται από τον ασθενή ή διαγιγνώσκονται μέσω Αξονικής ή Μαγνητικής Τομογραφίας. Ωστόσο, υπάρχουν ενδείξεις ότι αυτή η κλινική πρακτική δεν εξασφαλίζει έγκυρη αναγνώριση των αλλοιώσεων, καθώς δε μπορούν να εντοπισθούν από τον ασθενή όλα τα συμπτώματα, ενώ αξονική ή μαγνητική τομογραφία χρησιμοποιείται μόνο σε ένα μικρό ποσοστό ασθενών με αυξημένη πιθανότητα εμφάνισης εγκεφαλικού επεισοδίου [4].

Η ανάγκη για προσδιορισμό επιπρόσθετων παραμέτρων για καλύτερη διάγνωση και επιλογή των ασθενών προς επέμβαση καθώς και για μείωση του κόστους, διεύρυνε τη χρήση των υπερήχων στην εκτίμηση παραμέτρων όπως η μορφολογία και η υφή της πλάκας καθώς και η ελαστικότητα του αγγείου. Η απεικόνιση των καρωτίδων με τεχνολογία υπερήχων χρησιμοποιείται ευρέως στη διάγνωση της αθηρωμάτωσης. Η απεικόνιση αυτή βασίζεται στην αλληλεπίδραση υπερήχων με βιολογικούς ιστούς και έχει συμβάλει στην

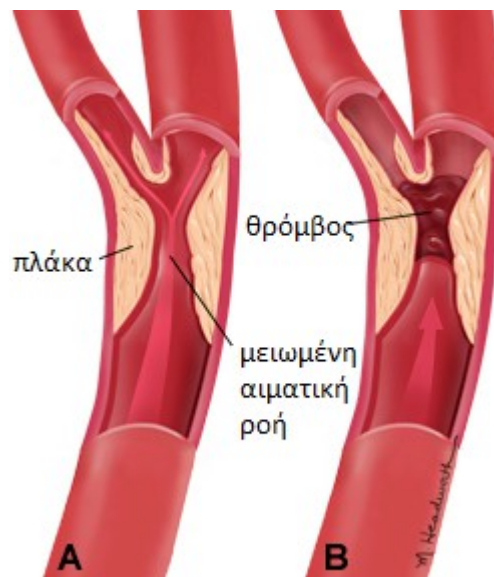
εκτίμηση παραμέτρων στις οποίες βασίζεται η επιλογή των ασθενών που πρέπει να υποβληθούν σε χειρουργική επέμβαση, όπως ο βαθμός της στένωσης και η ηχογένεια (echogenity) της αθηρωματικής πλάκας [5].

Η αθηρωμάτωση αποτελεί μια χρόνια εκφυλιστική ασθένεια και χαρακτηρίζεται από εμφάνιση αλλοιώσεων στο εσωτερικό των αρτηριών. Αρχικά οι αλλοιώσεις πλήττουν τον έσω χιτώνα με τη συσσώρευση λιπιδίων πάνω στο αρτηριακό τοίχωμα. Με την πάροδο του χρόνου, παρατηρείται ανάπτυξη λείων μυϊκών κυττάρων, εναπόθεση λιπιδίων και ασβεστίου και συσσώρευση συνδετικού ιστού, δημιουργώντας τη λεγόμενη αθηρωματική πλάκα. Οι αλλοιώσεις σταδιακά επεκτείνονται στα υπόλοιπα στρώματα του αρτηριακού τοιχώματος προκαλώντας στένωση της καρωτίδας με αποτέλεσμα την εμφάνιση διαταραχών στην κυκλοφορία του αίματος και στην τροφοδότηση του εγκεφάλου με αίμα (Εικόνα 3). Η στένωση της αρτηρίας επιδεινώνεται με την πάροδο του χρόνου και έχει παρατηρηθεί ότι το 6.9% των ηλικιωμένων ατόμων (>65 χρονών) εμφανίζει αθηρωμάτωση στην καρωτίδα [4]. Η στένωση υποβοηθά τη συγκόλληση των ερυθρών αιμοσφαιρίων και τη δημιουργία μικρών εμβολών, τα οποία με τη ροή του αίματος εισχωρούν σε μικρότερες αρτηρίες με κίνδυνο να τις φράξουν και να διακοπεί η παροχή αίματος στον εγκέφαλο.

Όταν διακοπεί η παροχή του αίματος σε μία περιοχή του εγκεφάλου, τα κύτταρα δεν οξυγονώνονται φυσιολογικά και πεθαίνουν. Η βλάβη του εγκεφάλου που ακολουθεί ονομάζεται εγκεφαλικό επεισόδιο. Ένα εγκεφαλικό επεισόδιο μπορεί να είναι ελαφρύ ή σοβαρό με προσωρινά ή μόνιμα αποτελέσματα. Η σοβαρότητα ενός εγκεφαλικού επεισοδίου εξαρτάται από την έκταση και την περιοχή της καταστροφής των νευρικών κυττάρων. Διαφορετικές περιοχές του εγκεφάλου ελέγχουν διαφορετικές λειτουργίες κι έτσι τα συμπτώματα εξαρτώνται από την περιοχή η οποία θα υποστεί τη βλάβη. Ακόμα και ένα ελαφρύ εγκεφαλικό, δηλαδή, μπορεί να είναι καταστροφικό, εάν επηρεάσει ένα κρίσιμο σημείο του εγκεφάλου.

Εάν η νόσος της καρωτίδας είναι ελαφριάς μορφής, η φαρμακευτική αγωγή μπορεί να μειώσει τον κίνδυνο του εγκεφαλικού επεισοδίου. Οι φαρμακευτικές ουσίες που χρησιμοποιούνται είτε ελαττώνουν τη ροή ή τη δημιουργία θρόμβων είτε ελέγχουν συνυπάρχουσες παθήσεις, όπως ο διαβήτης και η υπέρταση. Η αγγειοχειρουργική επέμβαση δίνει τη δυνατότητα να αποφύγουμε το εγκεφαλικό επεισόδιο, με την αφαίρεση της πλάκας που περιορίζει την αιματική ροή προς τον εγκέφαλο. Σε σοβαρές περιπτώσεις, συνιστάται η καρωτιδική ενδαρτηρεκτομή [6] ή και η διαστολή με μπαλόνι και η τοποθέτηση

ενδαρτηριακού νάρθηκα (stent) με ενδοαγγειακή χειρουργική. Η επέμβαση προτείνεται στον ασθενή όταν η στένωση υπερβαίνει το 70% σε ασυμπτωματικούς ασθενείς ή το 50% σε ασθενείς που έχουν ήδη σχετικά συμπτώματα. Το κόστος και των δύο μεθόδων αποκατάστασης είναι σημαντικό. Η ενδαρτηρεκτομή, επιπλέον, καθότι είναι επεμβατική, μπορεί να έχει αρνητικές συνέπειες στην υγεία του ασθενή. Είναι συνεπώς ιδιαίτερος σημαντικό να αποφεύγονται περιττές επεμβάσεις.



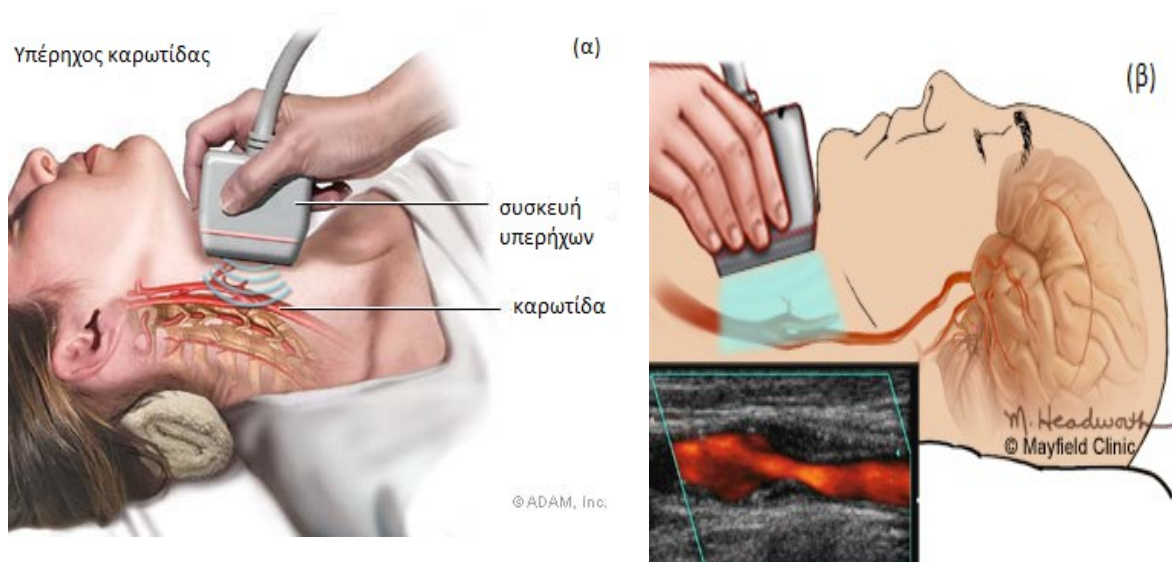
Εικόνα 3: Η αθηρωματική πλάκα στην καρωτίδα

1.3 Διάγνωση της Αθηρωματικής Νόσου

Η κύρια απεικονιστική μέθοδος που χρησιμοποιείται για τον κλινικό έλεγχο των καρωτίδων είναι το υπερηχογράφημα με Doppler και η απεικόνιση με υπερήχους Triplex (Εικόνα 4). Το υπερηχογράφημα με Doppler μετρά την αιματική ροή στις καρωτιδικές αρτηρίες με χρήση υπερηχητικών κυμάτων, ενώ στην εξέταση με υπερήχους Triplex χρησιμοποιείται ένας μικρός ηχοβολέας που παράγει υψηλές συχνότητες και δημιουργεί την εικόνα της αρτηρίας και του αυλού. Οι δύο αυτές εξετάσεις είναι ανώδυνες, χωρίς χρήση σκιαγραφικής ουσίας, ενέσεις ή ακτινοβολία. Επιπλέον είναι σύντομες (διαρκούν περίπου δέκα λεπτά) και δεν χρειάζεται νοσηλεία. Εάν τα αποτελέσματα των εξετάσεων και τα συμπτώματα δείχνουν στένωση της καρωτίδας, ο ασθενής μπορεί να χρειαστεί περαιτέρω

έλεγχο με αγγειογραφία, μια ακτινολογική εξέταση κατά την οποία χρησιμοποιείται σκιαγραφικό που εγχέεται στις αρτηρίες προς τον εγκέφαλο. Αυτή δείχνει το ακριβές σημείο της στένωσης, της απόφραξης ή άλλης αλλοίωσης.

Τα τελευταία χρόνια, το ερευνητικό ενδιαφέρον στρέφεται προς την κατεύθυνση της ανάπτυξης βιοχημικών ή βασιζόμενων σε χαρακτηριστικά ανάλυσης εικόνας δεικτών (markers) και της ενσωμάτωσής τους σε συστήματα διάγνωσης με τη βοήθεια υπολογιστή (Computer-aided diagnosis – CAD), τα οποία συμβάλλουν στην εγκυρότερη διάγνωση από ειδικούς αγγειολόγους. Σημαντικοί δείκτες για την κλινική αξιολόγηση του κινδύνου εμφάνισης εγκεφαλικού επεισοδίου αποτελούν το πάχος του ενδιάμεσου στρώματος, η οριοθέτηση της αθηρωματικής πλάκας καθώς και η διάμετρος και το ποσοστό της στένωσης της καρωτιδικής αρτηρίας [52]. Η χρήση οικονομικών τεχνικών απεικόνισης και ανάλυσης είναι ένας από τους βασικούς στόχους των ερευνητών, συνεπώς παρουσιάζει ιδιαίτερο επιστημονικό ενδιαφέρον η αναβάθμιση του ρόλου της ανάλυσης εικόνων υπερήχων. Ένας επιπλέον λόγος για τον οποίο συγκεντρώνεται το ενδιαφέρον στην ένταξη της ανάλυσης εικόνων υπερήχων σε συστήματα υποβοηθούμενης από υπολογιστή διάγνωσης είναι η δυνατότητα προσαρμογής και χρήσης τους στην κλινική πράξη, καθώς οι εικόνες υπερήχων είναι η ευρέως χρησιμοποιούμενη τεχνική απεικόνισης για τον έλεγχο, τη διάγνωση και την παρακολούθηση της αθηρωματικής πλάκας [4].



Εικόνα 4: Απεικόνιση καρωτίδας με
α) Υπερήχους Triplex και β) Doppler

1.4 Απεικόνιση της Καρωτίδας με Υπερηχογραφικές Καταγραφές

Υπέρηχος είναι μια μηχανική ταλάντωση/δόνηση της ύλης με συχνότητα πάνω από το ακουστικό όριο (audible range 20kHz). Οι διαγνωστικοί υπέρηχοι αντιστοιχούν σε συχνότητες στην περιοχή 1-50MHz. Η μικροσκοπία υπερήχων χρησιμοποιεί συχνότητες μέχρι την περιοχή των 200MHz για την εξέταση δομών μέσα στα κύτταρα. Το κύμα διαδίδεται μέσα στον ιστό σαν μία διαταραχή των σωματιδίων του μέσου που συντηρεί τη διάδοση του κύματος. Ένα διαδιδόμενο κύμα όταν συναντήσει ένα μέσο με διαφορετικές μέσες τιμές ακουστικών ιδιοτήτων θα ανακλαστεί μερικώς ενώ, ένα μέρος του κύματος θα συνεχίσει και θα διαδοθεί μέσα στο δεύτερο μέσο, πιθανόν σε μία νέα διεύθυνση. Καθώς το κύμα διαδίδεται μέσα σε ένα μέσο, η ενέργειά του μειώνεται συναρτήσει της απόστασης που διανύει. Η ενέργεια μπορεί να μεταβάλλεται λόγω ανάκλασης, σκέδασης ή απορρόφησής της από το μέσο και μετατροπής της σε θερμότητα. Οι μηχανισμοί απορρόφησής στους βιολογικούς ιστούς είναι αρκετά σύνθετοι αλλά υποθέτουμε ότι προέρχονται κυρίως από:

1. κλασσική απορρόφηση εξαιτίας του ιξώδους (viscosity)
2. φαινόμενα χαλάρωσης (relaxation phenomena)

Και τα δύο αυτά φαινόμενα εξαρτώνται από τη συχνότητα του κύματος.

Ένα υπερηχητικό κύμα που διαδίδεται μέσα σε ιστό εξασθενεί λόγω των φαινομένων απορρόφησης και σκέδασης σε αυτό. Στη σκέδαση οφείλουμε τη δυνατότητα απεικόνισης της εσωτερικής υφής των οργάνων. Η εξασθένηση εξαρτάται από τη συχνότητα, και μάλιστα αυξάνεται καθώς αυξάνεται η συχνότητα. Συχνά μάλιστα υποθέτουμε ότι υπάρχει μια γραμμική εξάρτηση της εξασθένησης ανάμεσα στην απόσταση που διανύθηκε και τη συχνότητα του κύματος. Για τους ιατρικούς υπερήχους, η συνήθης χρησιμοποιούμενη μονάδα εξασθένησης είναι dB/[MHz·cm]. Χαρακτηριστικές τιμές για διάφορους τύπους ιστών παρουσιάζονται στον Πίνακα 1. Η εξάρτηση της εξασθένησης από τη συχνότητα έχει ως αποτέλεσμα τη μεγαλύτερη εξασθένηση των υψηλών συχνοτήτων σε σχέση με τις χαμηλές. Επομένως, το φάσμα (κατανομή συχνοτήτων) του συλλεγόμενου σήματος μεταβάλλεται όταν ο παλμός διαδίδεται μέσω του ιστού και η μέση τιμή συχνότητας μειώνεται.

Στην περίπτωση των αθηρωματικών πλακών, οι υπέρηχοι μας παρέχουν μία οπτικοποιημένη εκδοχή των εσωτερικών και εξωτερικών τοιχωμάτων της αρτηρίας. Οι

τεχνικές υπερηχητικής απεικόνισης αναλύουν κυρίως το πλάτος, ενώ τα εργαλεία που στηρίζονται στο φαινόμενο Doppler αναλύουν τη συχνότητα των αντηχήσεων [5].

Η απλούστερη μέθοδος παρουσίασης των αντηχήσεων είναι η **A-σάρωση** (Amplitude mode – A-mode), στην οποία ο άξονας x του παλμογράφου αντιπροσωπεύει το βάθος διείσδυσης και ο άξονας y το πλάτος των λαμβανόμενων σημάτων. Η μέθοδος αυτή παρέχει πληροφορίες κατά μήκος μίας «ακτίνας» και χρησιμοποιείται για τη μέτρηση βασικών ανατομικών χαρακτηριστικών με γραμμικές διαστάσεις [8].

Στη μέθοδο **B-σάρωσης** (Brightness mode – B-mode), το πλάτος μίας αντήχησης αντιπροσωπεύεται από ένα σημείο ανάλογης φωτεινότητας ή απόχρωσης του γκρι (gray scale display) στην αντίστοιχη γεωμετρική του θέση, με αποτέλεσμα την απεικόνιση μίας τομής του σώματος [8].

Πίνακας 1: Προσεγγιστικές τιμές εξασθένησης για διάφορους τύπους ανθρώπινου ιστού (σύμφωνα με τους Haney & O'Brien (1986))

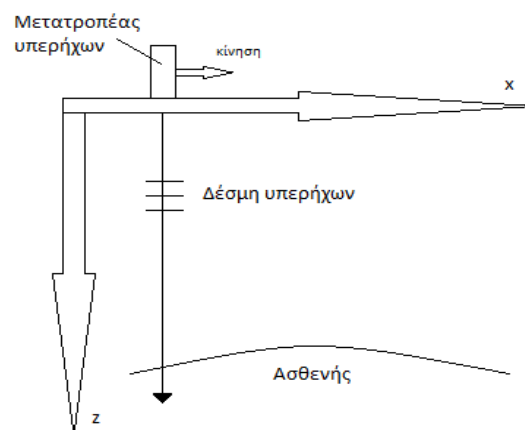
Τύπος ιστού	Εξασθένηση (dB/[MHz·cm])
Ήπαρ	0.6 – 0.9
Νερό	0.8 – 1.0
Σπλήνας	0.5 – 1.0
Λίπος	1.0 – 2.0
Αίμα	0.17 – 0.24
Πλάσμα	0.01
Οστό	16.0 – 23.0

Η τεχνική **M-σάρωσης** (Motion mode – M-mode) αποτελεί συνδυασμό των δύο προηγούμενων μεθόδων. Η απόσταση μέσα στον ασθενή αντιπροσωπεύεται από την κάθετη ακτίνα και το πλάτος της αντήχησης από ένα σημείο κατάλληλης φωτεινότητας. Η κάθετη ακτίνα μετακινείται κατά μήκος της οριζόντιας διάστασης με σταθερή ταχύτητα, με αποτέλεσμα οι ακίνητες δομές να προκαλούν ανακλάσεις στο ίδιο σημείο, ενώ οι κινούμενες δομές να παράγουν ένα γράφημα της κίνησής τους [5].

Μια πιο πρόσφατη μέθοδος απεικόνισης με υπερήχους είναι η υπερηχογραφία Doppler, που βασίζεται στο ομώνυμο φαινόμενο, δηλαδή τη μεταβολή της παρατηρούμενης

συχνότητας ενός κύματος λόγω της σχετικής κίνησης πομπού-δέκτη. Τα συστήματα Doppler των υπερήχων χρησιμοποιούνται για τη μέτρηση της ταχύτητας και του όγκου της ροής του αίματος στην καρδιά και τα αγγεία. Οι κυριότεροι ανακλαστές των υπερήχων στο αίμα είναι τα ερυθρά αιμοσφαίρια, η κατανομή της ταχύτητας των οποίων μπορεί να προσδιοριστεί με την εκτίμηση της συχνότητας μετατόπισης Doppler. Στην απεικόνιση με χρήση του φαινομένου Doppler χρησιμοποιούμε συνεχές κύμα για καταγραφή πολύ μικρών ταχυτήτων και παλμικό Doppler για εκτίμηση της κατανομής της ταχύτητας του αίματος. 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 B-mode) [8].

Στην παρούσα εργασία θα χρησιμοποιήσουμε εικόνες υπερήχων B-σάρωσης (B-Mode). Η τεχνική αυτή βασίζεται στην εστίαση της δέσμης υπερήχων του μετατροπέα σε ένα επίπεδο προκειμένου να έχουμε σάρωση μιας τομής του σώματος. Όπως φαίνεται και στην Εικόνα 4 ο μετατροπέας κινείται στον άξονα των x και η δέσμη κατευθύνεται προς τον άξονα των z τέμνοντας τον ιστό του ασθενή.



Εικόνα 5: Σαρωτής B-Mode

Η χρήση υπερήχων για διαγνωστικούς σκοπούς παρουσιάζει πληθώρα πλεονεκτημάτων. Αρχικά, τα αντίστοιχα απεικονιστικά μηχανήματα έχουν χαμηλό κόστος, δεν απαιτούν ειδική προετοιμασία του χώρου στον οποίο θα εγκατασταθούν και μπορούν εύκολα να μεταφερθούν σε άλλο χώρο. Επιπλέον, η χρήση τους χαρακτηρίζεται ακίνδυνη καθώς δεν έχει αποδειχθεί τα κύτταρα ύστερα από ακτινοβολία με υπερήχους να

παρουσιάζουν βλάβη ή διαφοροποίηση. Τέλος, η διαδικασία της σάρωσης είναι γρήγορη και ανώδυνη για τον ασθενή ενώ ταυτόχρονα οι παρεχόμενες πληροφορίες εμφανίζουν υψηλή διαγνωστική αξία.

Από την άλλη πλευρά, η χρήση υπερήχων συνοδεύεται και από μειονεκτήματα, κυρίως ως προς την ποιότητα του απεικονιστικού αποτελέσματος. Ένα από αυτά είναι η σκίαση, η οποία οφείλεται στους διαφορετικούς συντελεστές εξασθένησης των υπερήχων στις διάφορες ανατομικές δομές και τα όργανα που συναντούν καθώς επίσης και ο θόρυβος τύπου speckle. Τέλος, λόγω της διάθλασης της δέσμης υπερήχων προκύπτουν διάφορα σφάλματα γεωμετρικής φύσης που μπορούν να οδηγήσουν στην αλλοιωμένη απεικόνιση κάποιων οργάνων ή και στην απεικόνισή τους σε λάθος θέση.

Η απεικόνιση της καρωτίδας με υπερήχους αποτελεί μια ευρέως χρησιμοποιούμενη τεχνική διάγνωσης της αθηροσκλήρωσης, καθώς επιτρέπει τη μη παρεμβατική αξιολόγηση του βαθμού στένωσης και της μορφολογίας της πλάκας [9]. Μέσω της ανάλυσης με τη χρήση ηλεκτρονικών υπολογιστών και κατάλληλου λογισμικού επεξεργασίας εικόνας το υπερηχογράφημα μπορεί να αποδειχθεί πολύ χρήσιμο σαν ένα επικουρικό εργαλείο στην ανίχνευση βλαβών, την εκτίμηση της σοβαρότητας της ασθένειας καθώς και στη λήψη σχετικών αποφάσεων. Ωστόσο, τα στοιχεία που μπορούμε να εξάγουμε από τις απεικονίσεις αυτές είναι περιορισμένα λόγω της μη ύπαρξης συστηματικής μεθόδου αναζήτησης από ανθρώπους, του θορύβου και της ύπαρξης σύνθετων ασθενειών που απαιτούν ένα μεγάλο αριθμό εικόνων και πλήθος ιατρικών πληροφοριών.

1.5 Εξαγωγή Χαρακτηριστικών από Εικόνες Υπερήχων Β-σάρωσης

1.5.1 Ανάλυση Υφής

Αφού απομονωθεί η περιοχή της πλάκας (είτε με αυτόματη κατάτμηση είτε από ειδικευμένο γιατρό), είναι δυνατή η ανάλυση της υφής της, δηλαδή η εξαγωγή στατιστικών ιδιοτήτων που σχετίζονται με την κατανομή φωτεινότητας της πλάκας. Ένα συχνά χρησιμοποιούμενο μέγεθος υφής, και ένα από τα πρώτα που βρέθηκε ότι διέφερε μεταξύ συμπτωματικών και ασυμπτωματικών ασθενών, είναι η διάμεσος της φωτεινότητας των εικονοστοιχείων (pixels) της πλάκας (Gray-Scale Median-GSM). Χαμηλή GSM, δηλαδή πλάκα με σχετικά μικρή φωτεινότητα, σημαίνει μεγαλύτερο κίνδυνο εμφάνισης

συμπτωμάτων [11]. Αυτό συμβαίνει διότι οι ασταθείς πλάκες, λόγω της χημικής τους σύστασης τείνουν να μην ανακλούν τις ακτίνες υπερήχων (echolucent) και επομένως εμφανίζονται πιο “σκοτεινές” από τις σταθερές, οι οποίες τις ανακλούν (echogenic) και απεικονίζονται πιο “λευκές” [12]. Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, οι ασταθείς πλάκες αποτελούνται κυρίως από λιπίδια, ενώ οι σταθερές περιέχουν μεγάλη ποσότητα ασβεστίου. Αυτή η διαφορά στη σύσταση έχει ως συνέπεια οι δύο τύποι αθηρωματικής πλάκας να έχουν διαφορετική ακουστική εμπέδηση. Η τιμή της ακουστικής εμπέδησης των ασταθών πλακών είναι πιο κοντά στις ακουστικές εμπεδήσεις των γειτονικών μέσων διάδοσης με αποτέλεσμα να ευνοείται η απορρόφηση του κύματος. Αντίθετα, οι σταθερές πλάκες έχουν διαφορετική ακουστική εμπέδηση, γεγονός που οδηγεί στην ανάκλαση μεγάλου μέρους της εκπεμπόμενης δέσμης.

Η εξαγωγή πιο σύνθετων χαρακτηριστικών υφής, όπως στατιστικά πρώτης και δεύτερης τάξης, μέθοδοι με το μετασχηματισμό κυματιδίου (wavelet) ή πολυκλιμακωτή ανάλυση υφής, προσφέρουν επιπλέον πληροφορίες για τη δομή και την επικινδυνότητα της πλάκας. Έχουν γίνει αρκετές μελέτες με στόχο την εξαγωγή χαρακτηριστικών υφής που να έχουν διαγνωστική αξία στη διαφοροποίηση μεταξύ συμπτωματικών και ασυμπτωματικών πλακών. Κάποια από τα δοκιμασμένα τέτοια χαρακτηριστικά περιγράφονται στη συνέχεια.

Όπως ήδη αναφέρθηκε, συχνά εξάγονται στατιστικές ιδιότητες πρώτης, δεύτερης και υψηλότερης τάξης των εικόνων. Ως στατιστικές ιδιότητες πρώτης τάξης (First Order Statistics -- FOS) ορίζονται στατιστικές μετρήσεις που εξαρτώνται από τις τιμές μεμονωμένων εικονοστοιχείων και όχι από τη σχετική θέση των εικονοστοιχείων στο επίπεδο της εικόνας, όπως για παράδειγμα η μέση τιμή, η διάμεσος, χαρακτηριστικά που προκύπτουν από ανάλυση του ιστογράμματος φωτεινότητων της εικόνας κα. Από το ιστόγραμμα μπορεί να εξαχθεί πλήθος μετρήσεων, όπως το ποσοστό λευκών εικονοστοιχείων (percentage white). Χαρακτηρίζοντας ως λευκά τα εικονοστοιχεία με φωτεινότητα μεγαλύτερη από κάποιο κατώφλι, υπολογίζεται το ποσοστό των λευκών εικονοστοιχείων επί του συνόλου των εικονοστοιχείων της πλάκας [13].

Οι στατιστικές ιδιότητες δεύτερης τάξης (Second Order Statistics - SOS) εξετάζουν εξαρτήσεις μεταξύ ζευγών εικονοστοιχείων και είναι ενδεικτικές της κατανομής της φωτεινότητας στην εικόνα. Παράδειγμα ιδιοτήτων δεύτερης τάξης είναι η μήτρα συνεμφάνισης φωτεινότητων (Gray-Level Co-occurrence Matrix - GLCM), η οποία εκφράζει την πιθανότητα ένα εικονοστοιχείο με φωτεινότητα I_1 να απέχει ορισμένη

απόσταση από ένα εικονοστοιχείο με φωτεινότητα I_2 [14]. Ιδιότητες υψηλότερης τάξης (Higher Order Statistics - HOS) αφορούν συνδυασμούς περισσοτέρων από δύο εικονοστοιχεία, όπως, παραδείγματος χάριν, οι μήτρες μήκους διαδρομής φωτεινότητας (Gray-Level Run-Length Matrices) [15], οι οποίες αποτελούν ένδειξη της συχνότητας ύπαρξης συνεχόμενων εικονοστοιχείων συγκεκριμένης φωτεινότητας σε κάποια διεύθυνση. Επιπλέον, κατά κόρον έχουν χρησιμοποιηθεί οι μετρήσεις ενέργειας του Laws, δηλαδή μετρήσεις ενέργειας σε εικόνες που προέκυψαν από το γραμμικό φιλτράρισμα της εικόνας της πλάκας με συγκεκριμένες μάσκες [16].

Ένα ακόμη χρήσιμο χαρακτηριστικό υφής είναι η διάσταση φράκταλ (fractal dimension) της εικόνας, η οποία υπολογίζεται με διάφορους τρόπους. Για ένα σήμα δύο διαστάσεων, όπως μια εικόνα, η διάσταση φράκταλ είναι ένας ρητός αριθμός με δυνατές τιμές στο διάστημα $[2,3)$ και αποτελεί ένδειξη της “τραχύτητάς” της. Όσο πιο τραχεία φαίνεται η επιφάνεια της εικόνας, τόσο μεγαλύτερη η διάσταση φράκταλ της [17]. Επίσης, χαρακτηριστικά υφής μπορούν να εξαχθούν από μορφολογικά επεξεργασμένες εικόνες. Ως μορφολογική επεξεργασία ορίζεται η εφαρμογή συγκεκριμένων τελεστών συνόλων σε δυαδικές εικόνες (θεωρώντας ότι τα μαύρα εικονοστοιχεία αποτελούν ένα σύνολο και τα λευκά το συμπλήρωμά του) ή γενίκευση τέτοιων τελεστών σε εικόνες της κλίμακας του γκρι. Παραδείγματα τελεστών είναι το “άνοιγμα” (open), το “κλείσιμο” (close), η “διαστολή” (dilation) και η “συστολή” (erosion). Αυτού του τύπου η επεξεργασία εξετάζει μια εικόνα σε πολλές διαφορετικές κλίμακες και μπορεί, επομένως, να ενταχθεί και στο πλαίσιο της πολυκλιμακωτής ανάλυσης. Πολυκλιμακωτή ανάλυση ή αποσύνθεση, όπως ονομάζεται, μπορεί να γίνει και με άλλους τρόπους, όπως παραδείγματος χάριν με χρήση πολυκλιμακωτών μετασχηματισμών (wavelet [18] ή ridgelet [19]).

1.5.2 Ανάλυση Κίνησης

Η Β-μέθοδος σάρωσης υπερήχων σε συνδυασμό με κατάλληλους αλγόριθμους επιτρέπουν τη μελέτη της κίνησης του αρτηριακού τοιχώματος. Οι αλγόριθμοι αυτοί εφαρμόζονται σε μια ακολουθία εικόνων (βίντεο) και μετρούν το δισδιάστατο διανυσματικό πεδίο ταχυτήτων ανάμεσα σε διαδοχικές εικόνες. Οι αλγόριθμοι ανάλυσης κίνησης μπορούν να διακριθούν σε δύο μεγάλες κατηγορίες: τους συνεχείς και τους διακριτούς [20]. Οι συνεχείς βασίζονται στην παραγωγή (gradient) της εικόνας και σε σχέσεις ή εξαρτήσεις

μεταξύ των χωρικών και χρονικών της παραγώγων. Σημαντικότεροι εκπρόσωποι αυτής της κατηγορίας είναι ο αλγόριθμος οπτικής ροής (optical flow) και οι παραλλαγές αυτού, οι οποίοι έχουν χρησιμοποιηθεί με επιτυχία στην εκτίμηση της κίνησης του τοιχώματος της καρωτίδας [10].

Αντίθετα, οι διακριτοί αλγόριθμοι βασίζονται στην αντιστοιχία τμημάτων των εικόνων. Ο συνηθέστερα χρησιμοποιούμενος από αυτούς είναι ο αλγόριθμος ταύτισης περιοχών (block matching). Ο αλγόριθμος αυτός χρησιμοποιεί μια περιοχή, δηλαδή ένα σύνολο εικονοστοιχείων, της πρώτης εικόνας της ακολουθίας ως περιοχή αναφοράς και επιχειρεί να εντοπίσει σε κάθε επόμενη εικόνα την περιοχή που μοιάζει περισσότερο με την περιοχή αναφοράς. Αφού βρεθεί η καλύτερη δυνατή ταύτιση, επιστρέφεται το διάνυσμα μετατόπισης. Η διαδικασία επαναλαμβάνεται για κάθε επόμενη εικόνα μέχρι το τέλος του βίντεο. Το προς παρακολούθηση σύνολο εικονοστοιχείων επιλέγεται με βάση κάποιο κριτήριο. Συχνά επιλέγονται ακμές ή γωνίες της εικόνας, μικρές καμπύλες, τμήματα γραμμών, απλές τετραγωνικές περιοχές ή άλλα σημεία ενδιαφέροντος [20]. Πρόσφατα έχει προταθεί η βελτίωση της ακρίβειας του αλγορίθμου ταύτισης περιοχών κάνοντας χρήση του φίλτρου Kalman [21] ή άλλων τεχνικών προσαρμοστικής ταύτισης περιοχών [49]. Οι συνεχείς μέθοδοι ανάλυσης κίνησης εν γένει μειονεκτούν σε σχέση με τις διακριτές, διότι απαιτούν μεγαλύτερο υπολογιστικό φόρτο και είναι περισσότερο ευαίσθητες στο θόρυβο, αφού ο τελεστής της παραγώγου τον ενισχύει. Ακόμη, το γεγονός ότι γίνεται διακριτή προσέγγιση της παραγώγου μεγαλώνει ακόμη περισσότερο την επίδραση του θορύβου [20].

Με χρήση των αλγορίθμων ανάλυσης κίνησης σε ακολουθίες εικόνων Β-μεθόδου σάρωσης υπερήχων διαμήκων τομών της καρωτίδας, μελετάται η κίνηση του τοιχώματος της καρωτίδας τόσο κατά τη διαμήκη όσο και κατά την ακτινική συνιστώσα. Έτσι, εξάγονται πληροφορίες για το πλάτος και τη διεύθυνση της κίνησης, την ταχύτητα (κατά μέτρο και διεύθυνση) και τις παραμορφώσεις που υφίσταται το τοίχωμα του αγγείου [22].

1.6 Κατάτμηση Εικόνων του Αρτηριακού Τοιχώματος: Βιβλιογραφική Επισκόπηση

Ως αυτόματη κατάτμηση εικόνας ορίζεται η διαδικασία απομόνωσης των αντικειμένων της εικόνας από το φόντο, δηλαδή ο χωρισμός της εικόνας σε περιοχές που είναι συνδεδεμένες και ομοιογενείς με βάση κάποιο κριτήριο, όπως το επίπεδο του γκρι, η

υφή, η κίνηση, το βάθος, με μηδενική ή ελάχιστη ανθρώπινη παρέμβαση.

Υπάρχουν δυο διαφορετικές προσεγγίσεις κατάτμησης, οι βασισμένες σε όριο (boundary-based) και οι βασισμένες σε περιοχή (region-based). Οι βασισμένες σε όριο προσεγγίσεις περιλαμβάνουν τις μεθόδους ανίχνευσης ακμών και τις μεθόδους ενεργών περιγραμμάτων (snakes, balloons, level sets, geodesic snakes). Οι βασισμένες σε περιοχή προσεγγίσεις μπορούν να ταξινομηθούν στις μεθόδους αύξησης περιοχών (διάσπασης - συγχώνευσης, watershed), τις στατιστικές μεθόδους βασισμένες στους τυχαίους τομείς Markov (MRFs), και τις μεθόδους κλίσης (που ελαχιστοποιούν τις ενεργειακές συναρτήσεις). Οι ανωτέρω καλύτερες μέθοδοι είτε από τις βασισμένες σε όριο είτε από τις βασισμένες σε περιοχή προσεγγίσεις έχουν χρησιμοποιηθεί κυρίως για τις εικόνες έντασης (και σε μερικές περιπτώσεις για έγχρωμες) χρησιμοποιώντας είτε την αντίθεση της φωτεινότητας είτε τα τοπικά στατιστικά ως κριτήρια ομοιογένειας για την κατάτμηση. Επιπλέον, θα μπορούσαν σε γενικές γραμμές να λειτουργήσουν με ποικίλα άλλα οπτικά κριτήρια όπως: κριτήριο «σειράς-βάθους» (range-depth), υφή και κίνηση. Επιπρόσθετα, έχουν υπάρξει προσπάθειες να ενσωματωθούν οι βασισμένες στο όριο και οι βασισμένες σε περιοχή προσεγγίσεις σε μια ισχυρή μικτή προσέγγιση. Αυτό οφείλεται μερικώς στο γεγονός ότι οι δύο συμπληρωματικές προσεγγίσεις έχουν αλληλοσυγκρουόμενους στόχους: οι βασισμένες σε περιοχή ιδέες εκμεταλλεύονται τις ιδιότητες ομοιογένειας, ενώ οι βασισμένες σε όριο ιδέες προσπαθούν να κεφαλαιοποιήσουν τις πιθανές ανομοιογένειες των ίδιων στοιχείων εικόνας. Για την τμηματοποίηση των εικόνων έχουν αναπτυχθεί πολλές τεχνικές. Δεν υπάρχει όμως γενική μέθοδος και σταθερές προδιαγραφές που να καθορίζουν την ποιότητα και την αποτελεσματικότητα των τεχνικών αυτών. Ανάλογα με την εφαρμογή πρέπει να επιλέγεται και η κατάλληλη τεχνική τμηματοποίησης.

Στην περίπτωση της διάγνωσης της αθηροσκλήρωσης, απομονώνεται μία εικόνα από το βίντεο του υπερήχου της καρωτίδας, με στόχο να απομονωθεί η πλάκα και οι υπόλοιπες περιοχές του αγγείου. Συχνά απαιτείται μια αρχικοποίηση του αλγορίθμου με επισήμανση μιας περιοχής ενδιαφέροντος (Region Of Interest-ROI) κοντά στη θέση της πλάκας από ειδικό. Με τη βοήθεια της Β-μεθόδου σάρωσης ή της μεθόδου Doppler υπολογίζεται ο βαθμός στένωσης της αρτηρίας, δηλαδή το ποσοστό του εμβαδού του αγγείου που καταλαμβάνεται από την πλάκα. Το μέγεθος αυτό είναι κρίσιμο στη λήψη απόφασης για το εάν ένας ασθενής θα οδηγηθεί σε επέμβαση ή όχι, παρά το ότι, όπως προειπώθηκε, η σύνθεση της πλάκας φαίνεται να είναι αυτή που την καθιστά επικίνδυνη και

όχι το μέγεθός της. Επιπλέον, με τη χρήση αλγορίθμων κατάτμησης εικόνων μπορεί να γίνει αυτόματη διάκριση μεταξύ των τριών στρωμάτων του αγγείου, ώστε να μετρηθεί με ακρίβεια το πάχος του εσωτερικού και του ενδιάμεσου στρώματος (Intima-Media Thickness - IMT). Το IMT έχει μεγάλη αξία, καθώς αποτελεί ένδειξη πιθανής ανάπτυξης καρδιαγγειακών παθήσεων και της σοβαρότητας της αθηροσκλήρωσης. Χρησιμοποιείται, επίσης, συχνά για τον έλεγχο της αποτελεσματικότητας της θεραπευτικής αγωγής. Η κατάτμηση εικόνας προσφέρει ακόμη τη δυνατότητα μέτρησης του όγκου και της διαμέτρου των αγγείων [10]. Τέλος, αλγόριθμοι αυτόματης κατάτμησης μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την πλήρη αυτοματοποίηση της διαδικασίας εξαγωγής χαρακτηριστικών υφής ή/και κίνησης, αντικαθιστώντας τη χειροκίνητη επισήμανση της περιοχής της πλάκας και άλλων περιοχών ενδιαφέροντος η οποία είναι συχνά πηγή λαθών, αφού απαιτεί μεγάλη εμπειρία και εξειδίκευση.

Για την αξιολόγηση των αποτελεσμάτων των αλγορίθμων κατάτμησης χρησιμοποιείται ένα ευρύ φάσμα γεωμετρικών και στατιστικών κυρίως μεθόδων αξιολόγησης. Στην υποενότητα που ακολουθεί αναφέρονται οι συνηθέστερες μεθοδολογίες αξιολόγησης που συναντώνται στη βιβλιογραφία ενώ στο Κεφάλαιο 2 θα δοθούν λεπτομερώς οι ορισμοί των μεθόδων που θα χρησιμοποιηθούν για την αξιολόγηση του αλγορίθμου που αναπτύχθηκε στο πλαίσιο της παρούσας εργασίας.

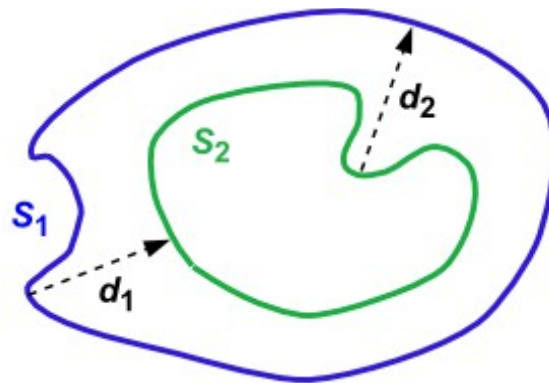
1.6.1 Αξιολόγηση Αποτελεσμάτων Αλγορίθμων Κατάτμησης

Στην παρούσα παράγραφο θα παρουσιάσουμε μερικές από τις συνηθέστερες μετρικές αξιολόγησης των αποτελεσμάτων των αλγορίθμων κατάτμησης ιατρικών εικόνων.

Σε περιπτώσεις ευθείων και οριζόντιων αγγείων, ιδιαίτερα αποδοτικός τρόπος αξιολόγησης του αλγορίθμου κατάτμησης αποτελεί η μέση απόλυτη απόσταση (*mean absolut distance-MAD*), με την οποία υπολογίζεται η μέση απόσταση της καμπύλης ορίου που ανιχνεύει ο αλγόριθμος από τη γνωστή από τους ειδικούς καμπύλη (ground truth). Αυτή η μέτρηση μπορεί να χρησιμοποιηθεί όταν τα δύο προκύπτοντα όρια – ground truth και από τον αλγόριθμο – αποτελούνται από ίσο αριθμό σημείων. Συνήθως χρησιμοποιείται η μέθοδος της παρεμβολής (interpolation) προκειμένου να έχουμε ένα σημείο ορίου για κάθε στήλη της εικόνας [47].

Η απόσταση *Hausdorff* μεταξύ δύο ορίων είναι το μέτρο της μέγιστης απόστασης

που πρέπει κανείς να διανύσει εάν κινείται από ένα σημείο του ενός ορίου προς το άλλο όριο. Με άλλα λόγια, δοθέντων των ορίων S_1 και S_2 , υπολογίζουμε την ευκλείδεια απόσταση κάθε κορυφής του S_1 από τις κορυφές του S_2 (Εικόνα 6). Ο βασικότερος περιορισμός του συγκεκριμένου μέτρου αξιολόγησης είναι ότι μετρώνται μόνο αποστάσεις μεταξύ των κορυφών των ορίων και συνεπώς είναι αποδοτικό μόνο όταν τα δύο όρια έχουν συγκρίσιμο πλήθος κορυφών. Επιπλέον, εάν η δειγματοληψία που εφαρμόζεται στο όριο S_1 διαφέρει σημαντικά από τη δειγματοληψία που εφαρμόζεται στο όριο S_2 , η μέτρηση αυτή δε μπορεί να οδηγήσει σε αξιόπιστα αποτελέσματα [47].



Εικόνα 6: Γραφική αναπαράσταση της απόστασης Hausdorff. Η απόσταση d_1 είναι η ελάχιστη απόσταση μεταξύ του πιο μακρινού σημείου του ορίου S_1 από το πιο κοντινό σημείο του ορίου S_2 . Η απόσταση d_2 είναι η ελάχιστη απόσταση μεταξύ του πιο μακρινού σημείου του ορίου S_2 από το πιο κοντινό σημείο του ορίου S_1 . Η απόσταση Hausdorff είναι η μέγιστη τιμή μεταξύ των d_1 και d_2 .

Σε σύγκριση με τις παραπάνω μετρικές αξιολόγησης, πιο εύρωστο και αξιόπιστο μέτρο της απόστασης μεταξύ δύο δοθέντων ορίων αποτελεί το μέτρο απόστασης *πολύγραμμα*. Η κεντρική ιδέα είναι η μέτρηση της απόστασης κάθε κορυφής του ενός ορίου από όλα τα τμήματα του άλλου ορίου. Η μέτρηση αυτή είναι ανεξάρτητη από το πλήθος των σημείων του κάθε ορίου [47].

Μια ακόμη μετρική αξιολόγησης βασίζεται στη *θεωρία της ανάλυσης λειτουργικών χαρακτηριστικών δέκτη* (*receiver operating characteristic analysis – ROC*) και συγκεκριμένα, στον υπολογισμό των κλασμάτων *TPF* (*True-Positive Fraction – Αληθές θετικό κλάσμα*), *TNF* (*True-Negative Fraction – Αληθές αρνητικό κλάσμα*), *FPF* (*False-Positive Fraction – Ψευδές θετικό κλάσμα*) και *FNF* (*False-Negative Fraction – Ψευδές*

αρνητικό κλάσμα), καθώς και στον υπολογισμό του δείκτη ομοιότητας *KI* (*similarity kappa index*) και του δείκτη επικάλυψης *overlap* (*overlap index*). Το κλάσμα TPF αναφέρεται στο πλήθος των εικονοστοιχείων που αναγνωρίζονται αληθώς, σύμφωνα με την *ground truth* πληροφορία, από τον αλγόριθμο κατάτμησης ότι ανήκουν στην περιοχή ενδιαφέροντος – περιοχή αθηρωματικής πλάκας για την παρούσα εργασία. Αντίστοιχα το κλάσμα TNF αναφέρεται στο πλήθος των εικονοστοιχείων που κατατάσσονται αληθώς από τον αλγόριθμο κατάτμησης στην περιοχή του παρασκηνίου - περιοχή αυλού ή τοιχώματος. Το κλάσμα FPF υπολογίζει το πλήθος των εικονοστοιχείων που ενώ σύμφωνα με την *ground truth* πληροφορία ανήκουν στην περιοχή του παρασκηνίου, ο αλγόριθμος κατάτμησης τα κατατάσσει στην περιοχή ενδιαφέροντος. Τέλος το κλάσμα FNF υπολογίζει αντίστοιχα το πλήθος των εικονοστοιχείων που ενώ σύμφωνα με την *ground truth* πληροφορία ανήκουν στην περιοχή ενδιαφέροντος, ο αλγόριθμος τα κατατάσσει στην περιοχή του παρασκηνίου. Οι δείκτες ομοιότητας και επικάλυψης, όπως υποδηλώνουν, αναφέρονται στα ποσοστά ομοιότητας και επικάλυψης, αντίστοιχα, μεταξύ των συνόλων της *ground truth* πληροφορίας και της κατάτμησης που προκύπτει από τον αλγόριθμο. Πιο αναλυτικός τρόπος υπολογισμού των παραπάνω ποσοτήτων θα δοθεί στο επόμενο κεφάλαιο.

Μετρική αξιολόγησης αλγορίθμων κατάτμησης ιατρικών εικόνων που χρησιμοποιείται όλο και πιο συχνά αποτελεί το *dice coefficient*. Το *dice coefficient* (ή *Sørensen index*) είναι ένα στατιστικό μέτρο της συμφωνίας δύο δειγμάτων. Συγκριτικά με την Ευκλείδεια απόσταση, η απόσταση *Sørensen* είναι αποδοτικότερη σε ετερογενή σύνολα δεδομένων και επηρεάζεται λιγότερο από ακραίες τιμές. Ο υπολογισμός του σχετίζεται με τις ποσότητες TPF, TNF, FPF και FNF και θα αναλυθεί επίσης στο Κεφάλαιο 2. Με τις παραπάνω ποσότητες σχετίζονται, τέλος, και τα μέτρα της ειδικότητας (*specificity*) και ευαισθησίας (*sensitivity*), μετρήσεις οι οποίες επίσης χρησιμοποιούνται συχνά στην αξιολόγηση αποτελεσμάτων αλγορίθμων κατάτμησης. Η ακρίβεια αναφέρεται στο ποσοστό των εικονοστοιχείων που ταξινομήθηκαν σωστά και η ευαισθησία εκφράζει την ικανότητα του αλγορίθμου να αναγνωρίζει τα εικονοστοιχεία που αντιστοιχούν στην περιοχή ενδιαφέροντος.

1.6.2 Μεθοδολογίες Κατάτμησης του Αρτηριακού Τοιχώματος από Εικόνες Υπερήχων

Τα τελευταία 20 χρόνια έχουν αναπτυχθεί πολλές εφαρμογές κατάτμησης εικόνων υπερήχων του αρτηριακού τοιχώματος [23]. Στους Πίνακες 2 και 3 παρουσιάζονται συγκεντρωτικά μερικές μέθοδοι κατάτμησης του αρτηριακού τοιχώματος από εικόνες υπερήχων [23],[24].

Οι Rignoli και Longo [29], ήταν οι πρώτοι που ανέπτυξαν τέτοιες εφαρμογές βασισμένοι σε τεχνικές ανίχνευσης ακμών (edge detection) με σκοπό τη μέτρηση του πάχους του ενδιάμεσου στρώματος (IMT). Τέτοιοι αλγόριθμοι ανίχνευσης ακμών εκμεταλλεύονται τις τιμές της φωτεινότητας κάθε εικονοστοιχείου. Ο έξω χιτώνας αποτελείται από πυκνό και ινώδη ιστό και εμφανίζει συνήθως μεγαλύτερες τιμές φωτεινότητας. Έτσι είναι σχετικά εύκολο να εντοπιστούν οι διαφορές της φωτεινότητας μεταξύ αυλού και αρτηριακού τοιχώματος και έπειτα οι διαφορές μεταξύ του μέσου και του έξω χιτώνα. Την ίδια ιδέα ακολούθησαν και οι Touboul et al. [30]. Το 2001, οι Liguori et al. [31], πρότειναν έναν αλγόριθμο ανίχνευσης ακμών που χρησιμοποιεί τις μερικές παραγώγους της εικόνας, ο οποίος όμως, δεδομένου του θορύβου που περιέχει η εικόνα, δεν μετρούσε τιμές της παραγώγου της φωτεινότητας συγκρίσιμες με τις θεωρητικές. Έτσι εφάρμοσαν επιπλέον καταφλίωση της εικόνας για μείωση του θορύβου. Ωστόσο ο παραπάνω αλγόριθμος δεν είναι πλήρως αυτόματος καθώς χρειάζεται να οριστεί από κάποιο χρήστη η περιοχή της εικόνας του υπερήχου στην οποία θα εφαρμοστεί η μέτρηση του ενδιάμεσου στρώματος. Η απόδοση του δεν αξιολογήθηκε, αλλά υπολογίστηκε η αβεβαιότητα της μέτρησης του πάχους του ενδιάμεσου στρώματος (IMT) περίπου 20 μ m. Το 2005, οι Stein et al. [32], πρότειναν έναν νέο αλγόριθμο βασισμένο σε μερικές παραγώγους με στόχο μεγαλύτερη ακρίβεια και επαναληψιμότητα. Το σφάλμα μέτρησης του ενδιάμεσου στρώματος υπολογίστηκε 12.0 \pm 6.0 μ m. Οι Faita et al. [33], δημιούργησαν την πιο βελτιωμένη εκδοχή αλγορίθμων που χρησιμοποιούν μερικές παραγώγους, με σφάλμα μέτρησης του πάχους του ενδιάμεσου στρώματος 10.0 \pm 38.0 μ m, χρησιμοποιώντας επιπλέον τελεστή ακμών απόλυτης ροπής πρώτης τάξης (first-order absolute moment edge operator - FOAM) και προσέγγιση ανίχνευσης μοτίβων. Τα μειονεκτήματα αυτού του αλγορίθμου είναι η κακή επίδοση στην περίπτωση κυρτών αγγείων και η ανάγκη για αρχικοποίηση από το χρήστη.

Το 1997, οι Wendelhag et al. [34], εισήγαγαν διαδικασίες δυναμικού προγραμματισμού (dynamic programming) για την αυτόματη ανίχνευση διεπαφών ηχούς (echo interfaces). Αυτή η τεχνική συνδυάζει μετρήσεις έντασης της ηχούς, μερικών παραγώγων της έντασης και συνέχειας ορίων για τον υπολογισμό μιας συνάρτησης κόστους. Διαφορετικά εύρη τιμών κόστους συνδέονταν με διαφορετικές περιοχές της εικόνας του υπερήχου. Εκτός από μείωση του υπολογιστικού κόστους, η διαδικασία αυτή ήταν πλήρως αυτοματοποιημένη. Ο βασικότερος περιορισμός, όμως, του αλγορίθμου ήταν η ανάγκη για εκπαίδευση, η οποία πρέπει να επαναλαμβάνεται με κάθε αλλαγή σαρωτή. Ο αλγόριθμος αυτός εμφάνιζε σφάλμα μέτρησης του πάχους του ενδιάμεσου στρώματος περίπου 40.0 ± 36.0 μm . Έναν αντίστοιχο αλγόριθμο, με όμοια πλεονεκτήματα και περιορισμούς, εισήγαγαν οι Liang et al. [35], το 2000 με σφάλμα μέτρησης του πάχους του ενδιάμεσου στρώματος 42.0 ± 20.0 μm .

Ευρεία εφαρμογή σε προβλήματα κατάτμησης ιατρικών εικόνων έχουν αλγόριθμοι βασισμένοι σε ενεργές καμπύλες (active contours /snakes). Η κεντρική ιδέα για αυτή τη μεθοδολογία είναι ότι η καμπύλη προσαρμόζει το σχήμα της έτσι ώστε να ελαχιστοποιείται μια συνάρτηση ολικής ενέργειας, η οποία υπολογίζεται από την εσωτερική και την εξωτερική ενέργεια των δυνάμεων που ασκούνται στην καμπύλη. Το 2002, οι Gutierrez et al. [36], πρότειναν τη χρήση ενεργών καμπύλων χρησιμοποιώντας τρεις διαφορετικές δυνάμεις : εσωτερική, εξωτερική και δύναμη απόσβεσης. Η δύναμη απόσβεσης βοήθησε στη λείανση και τη σταθεροποίηση της εξέλιξης της καμπύλης. Ωστόσο, η απόδοση του συγκεκριμένου αλγορίθμου ήταν σχετικά χαμηλή – σφάλμα μέτρησης του πάχους του ενδιάμεσου στρώματος περίπου ίσο με 90.0 ± 60.0 μm . Το ίδιο έτος, οι Cheng et al. [37], πρότειναν μια τεχνική βασισμένη σε ενεργές καμπύλες (snakes), η οποία όμως δεν εφαρμόστηκε σε μη ευθείες αρτηρίες. Επιπλέον εμφάνιζε το μειονέκτημα της απαίτησης αρχικοποίησης από το χρήστη. Για την αξιολόγηση του αλγορίθμου μετρήθηκε το μέσο τετραγωνικό σφάλμα (Mean Squared Error – MSE) της απόστασης μεταξύ των υπολογισμένων από τον αλγόριθμο ορίων και της υπάρχουσας κατάτμησης από ειδικούς (ground truth information). Το μέσο τετραγωνικό σφάλμα για τον υπολογισμό της διεπιφάνειας αυλού – έσω χιτώνα (Lumen – Intima - LI) μετρήθηκε 62.3 ± 60.5 μm και για τον υπολογισμό του ορίου μέσου – έσω χιτώνα (Media – Adventitia - MA) 38.4 ± 68.3 μm . Το 2007, οι Loizou et al. [38], μελέτησαν όλους τους υπάρχοντες αλγορίθμους κατάτμησης που χρησιμοποιούσαν ενεργές καμπύλες με σκοπό τον εντοπισμό και την επίλυση των

περισσότερων περιορισμών. Παρατήρησαν ότι στις περισσότερες μεθοδολογίες έλειπε η μείωση του θορύβου τύπου speckle. Έτσι πρότειναν κανονικοποίηση της έντασης της φωτεινότητας και μείωση του θορύβου τύπου speckle της εικόνας πριν την εφαρμογή των ενεργών καμπυλών. Ο αλγόριθμος που ανέπτυξαν εμφάνιζε σφάλμα μέτρησης του πάχους του ενδιάμεσου στρώματος $50.0 \pm 25.0 \mu\text{m}$.

Το 2007, οι Delsanto et al. [39], πρότειναν το συνδυασμό τοπικών στατιστικών στοιχείων (local statistics) με μεθοδολογία ενεργών καμπυλών (snakes) με στόχο την ανάπτυξη μιας πλήρως αυτόματης εφαρμογής για τη μέτρηση του πάχους του ενδιάμεσου στρώματος. Η μεθοδολογία αποτελούνταν από δύο διακριτά μέρη: (i) μια ενότητα για την τοποθέτηση της καρωτίδας στην εικόνα, η οποία είχε ως βάση τοπικά στατιστικά στοιχεία και (ii) μια ενότητα κατάτμησης και μέτρησης του ενδιάμεσου στρώματος με χρήση ενεργών καμπυλών. Το σφάλμα μέτρησης του πάχους του ενδιάμεσου στρώματος ήταν περίπου $63.0 \pm 49.1 \mu\text{m}$, ενώ το μέσο τετραγωνικό σφάλμα για τα όρια αυλού-έσω χιτώνα και μέσου-έξω χιτώνα υπολογίστηκαν $59.4 \pm 65.0 \mu\text{m}$ και $48.1 \pm 50.0 \mu\text{m}$ αντίστοιχα. Το 2008, οι Molinari et al. [40], ανέπτυξαν μια βελτιωμένη έκδοση του ίδιου αλγορίθμου. Η μεθοδολογία αυτή αποδείχθηκε εύρωστη σε περιπτώσεις αγγείων με αθηρωματική πλάκα και εμφάνιζε μέσο τετραγωνικό σφάλμα των ορίων αυλού – έσω χιτώνα και μέσου – έξω χιτώνα $56.3 \pm 50.0 \mu\text{m}$ και $50.0 \pm 43.8 \mu\text{m}$ αντίστοιχα και σφάλμα μέτρησης του ενδιάμεσου στρώματος $35.0 \pm 32.0 \mu\text{m}$. Η ίδια ερευνητική ομάδα, το 2009 [41], βελτίωσε περαιτέρω τον παραπάνω αλγόριθμο και μείωσε το μέσο τετραγωνικό σφάλμα των ορίων αυλού – έσω χιτώνα και μέσου – έξω χιτώνα σε $35.0 \pm 32.0 \mu\text{m}$ και $37.0 \pm 29.0 \mu\text{m}$ αντίστοιχα και το σφάλμα μέτρησης του πάχους του ενδιάμεσου στρώματος σε $10.0 \pm 10.0 \mu\text{m}$.

Οι Golemati et al. [42], ανέπτυξαν έναν αλγόριθμο κατάτμησης βασισμένο στο μετασχηματισμό Hough (Hough transform). Ο μετασχηματισμός Hough μπορεί εύκολα να ορίσει μαθηματικά σχήματα σε μια εικόνα και συνήθως χρησιμοποιείται για τον εντοπισμό γραμμών και κύκλων. Οι συγγραφείς επέκτειναν τις ιδιότητες του μετασχηματισμού Hough και δημιούργησαν έναν αλγόριθμο αυτόματης κατάτμησης που μπορεί να εφαρμοστεί τόσο σε διαμήκεις όσο και σε εγκάρσιες τομές της καρωτίδας. Περιορισμό αυτού του αλγορίθμου αποτελεί η απαίτηση για εικόνες με ευθεία και οριζόντια αγγεία. Για την αξιολόγηση αυτής της τεχνικής χρησιμοποιήθηκαν αποτελέσματα χειροκίνητης κατάτμησης.

Το 2009, οι Molinari et al. [43], σχεδίασαν ένα γενικό αρχιτεκτονικό μοντέλο κατάτμησης του αρτηριακού τοιχώματος, αποτελούμενο από δύο μέρη. Το πρώτο μέρος

τοποθετεί αυτόματα την καρωτιδική αρτηρία στην εικόνα και το δεύτερο αποτελείται από μια αυτόματη διαδικασία κατάτμησης, η οποία ιχνηλατεί τις διεπιφάνειες αυλού-έσω χιτώνα και μέσου χιτώνα-έξω χιτώνα. Ο αλγόριθμος αυτός παρά το γεγονός ότι είναι πλήρως αυτόματος, εμφανίζει μεγαλύτερο σφάλμα μέτρησης του ενδιάμεσου στρώματος (IMT) από τις προηγούμενες τεχνικές.

Το 2000, οι Mao et al. [28], πρώτοι ανέπτυξαν αλγόριθμο κατάτμησης για περιπτώσεις αρτηριακού τοιχώματος με αθηρωματική πλάκα σε εικόνες υπερήχων δύο διαστάσεων (2Δ). Ο αλγόριθμος αυτός βασιζόταν σε μεθοδολογία παραμορφώσιμων μοντέλων (deformable models method), και απαιτούσε την ελάχιστη χειροκίνητη παρέμβαση για αρχικοποίηση με την εισαγωγή ενός μόνο αρχικού σημείου (seed point). Ύστερα από την εισαγωγή του αρχικού σημείου από το χρήστη ο αλγόριθμος δημιουργούσε την καμπύλη αρχικοποίησης των παραμορφώσιμων μοντέλων είτε με χρήση μαθηματικών μορφολογικών τελεστών είτε μέσω αλγορίθμου κυκλικής ταύτισης σημείων. Για την αξιολόγηση του αλγορίθμου μετρήθηκαν οι τιμές της ευαισθησίας (sensitivity) και της ακρίβειας (accuracy), όπου για την περίπτωση της αρχικοποίησης με μορφολογικούς τελεστές προέκυψαν τιμές 0.925 και 0.833 αντίστοιχα. Στην περίπτωση της αρχικοποίησης με μεθοδολογία κυκλικής ταύτισης η ευαισθησία μετρήθηκε 0.763 και η ακρίβεια 0.724.

Αντίστοιχο αλγόριθμο ανίχνευσης αθηρωματικής πλάκας σε εικόνες υπερήχων τριών διαστάσεων (3Δ) βασισμένο σε γεωμετρικά παραμορφώσιμα μοντέλα (geometrically defromable models – GMD) δημιούργησαν και οι Zahalka et al. [27] το 2001. Ο αλγόριθμος αυτός ήταν πλήρως αυτόματος. Η αρχικοποίηση της καμπύλης βασίστηκε σε τεχνικές ανίχνευσης ακμών. Για την αξιολόγηση των αποτελεσμάτων του αλγορίθμου μετρήθηκε η μέση τιμή της διαφοράς των εμβαδών της αρχικής και της τελικής καμπύλης καθώς και η τυπική απόκλιση των τιμών αυτών. Ο μέσος όρος των δύο αυτών μετρήσεων είναι 0.32mm^2 και 0.29mm^2 αντίστοιχα.

Μια διαφορετική προσέγγιση προτάθηκε από τους Destrempes et al. [25], η οποία βασιζόταν σε μοντελοποίηση με μείγμα κατανομών Nakagami (Nakagami mixture distributions) και στοχαστική βελτιστοποίηση (stochastic optimization). Οι συγγραφείς μοντελοποίησαν τα σήματα ραδιοσυχνότητας (RF signals) ως συνδυασμό τριών κατανομών Nakagami. Ωστόσο, η παραπάνω μέθοδος ήταν ημι-αυτόματη. Τα μέσα τετραγωνικά σφάλματα των διεπαφών αυλού-έσω χιτώνα και μέσου-έσω χιτώνα μετρήθηκαν $21.0\pm 13.0\ \mu\text{m}$ και $0.16\pm 7.0\ \mu\text{m}$ και η απόσταση Hausdorff $1.24\pm 0.40\ \mu\text{m}$. Ο αλγόριθμος εφαρμόστηκε

σε 2Δ εικόνες υπερήχων ασθενών με αθηρωματική πλάκα αλλά δεν δοκιμάστηκε η ευρωστία του σε θόρυβο.

Το 2013, οι Ukwatta et al. [27], βασίστηκαν στη μεθοδολογία των επιπεδοσυνόλων για τη δημιουργία ημιαυτόματου αλγορίθμου κατάτμησης αθηρωματικής πλάκας σε 3Δ εικόνες υπερήχων. Για την αξιολόγηση των αποτελεσμάτων του αλγορίθμου χρησιμοποιήθηκε το μέτρο του dice coefficient, το οποίο υπολογίστηκε $95.4\% \pm 1.6\%$ για το όριο μέσου-έξω χιτώνα (MAB) και $93.1\% \pm 3.1\%$ για το όριο αυλού-έσω χιτώνα (LIB). Επίσης υπολογίστηκε 5.1% η τιμή του συντελεστή διακύμανσης.

Τέλος, το 2014, οι Loizou et al. [24], ανέπτυξαν αλγόριθμο κατάτμησης αθηρωματικής πλάκας από διαμήκεις εικόνες υπερήχων Β-σάρωσης δύο διαστάσεων (2Δ). Για την αυτόματη αρχικοποίηση του αλγορίθμου διερευνήθηκαν δυο διαφορετικές μεθοδολογίες. Στην πρώτη μεθοδολογία, η αρχική καμπύλη των ενεργών καμπύλων (snakes) προσεγγίζεται με μορφολογικούς τελεστές, στοιχεία φωτεινότητας και ανίχνευση ακμών, ενώ στη δεύτερη χρησιμοποιείται το μοντέλο ενεργών περιοχών Chan-Vese (Chan-Vese active contour model). Τα αποτελέσματα της κατάτμησης ήταν αρκετά ικανοποιητικά και για τις δύο μεθοδολογίες με μετρήσεις TNF-specificity $83.7\% \pm 7.6\%$ και $84.3\% \pm 7.5\%$, TPF-sensitivity $85.42\% \pm 8.1\%$ και $86.1\% \pm 8.0\%$, δείκτες KI 84.6% και 85.3% και δείκτες επικάλυψης 74.7% και 75.4% .

Στους πίνακες που ακολουθούν (Πίνακας 2, Πίνακας 3) παρουσιάζονται συνοπτικά οι παραπάνω μελέτες, τόσο σε υγιή όσο και σε πάσχοντα αγγεία, καθώς και τα αποτελέσματα των μετρήσεων αξιολόγησης της απόδοσής τους.

Πίνακας 2: Σύγκριση μεθοδολογιών κατάτμησης του αρτηριακού τοιχώματος και μέτρησης του πάχους του ενδιάμεσου στρώματος (IMT)

Εργασία	Έτος	Μεθοδολογία	Αυτόματη Αρχικοποίηση
Touboul et al., [30]	1992	Ανίχνευση ακμών	OXI
Abolmaesumi et al., [44]	2000	Φίλτρα Kalman	NAI (Μέθοδος Star-Kalman)
Liang et al., [35]	2000	Δυναμικός Προγραμματισμός	NAI (Αυτόματη ανάλυση κόστους)
Liguori et al., [31]	2001	Ανίχνευση ακμών	OXI
Cheng et al., [37]	2002	Ενεργές καμπύλες (snakes)	OXI
Gutierrez et al., [36]	2002	Ενεργές καμπύλες	OXI
Abdel-Dayen et al., [45]	2004	Μορφολογικοί τελεστές	OXI
Hamou et al., [46]	2004	Ανίχνευση ακμών με τελεστή Canny	OXI
Stein et al., [32]	2005	Ανίχνευση ακμών	OXI
Delsanto et al., [39]	2006	Ενεργές καμπύλες (snakes)	NAI (Local Statistics)
Loizou et al., [38]	2007	Ενεργές καμπύλες (snakes)	OXI
Golemati et al., [42]	2007	Ανίχνευση ακμών	NAI (Μετασχηματισμός Hough)
Molinari et al., [40]	2008	Ενεργές καμπύλες (snakes)	NAI (Local Statistics)
Faita et al., [33]	2009	Ανίχνευση ακμών	OXI
Molinari et al., [41]	2009	Ενεργές καμπύλες (snakes)	NAI (Local Statistics)
Molinari et al., [43]	2009	Ολοκληρωτική προσέγγιση (Integrated approach)	NAI (Linear Discriminator)

Πίνακας 3: Σύγκριση μεθοδολογιών εντοπισμού της αθηρωματικής πλάκας.

Εργασία	Έτος	Μεθο- δολογία	Αυτόματη Αρχικο- ποίηση	Μετρήσεις και Απόδοση									
				TNF / TPF (%)	KI (%)	Overlap (%)	Dice coefficient		Απόσταση Hausdorff (mm)	s (%)	a (%)	$\bar{\Delta}^3$	$\sigma(\bar{\Delta})$
							MAB ¹ (%)	LIB ² (%)					
Mao et al. [28]	2000	Μοντέλο παραμόρφωσης (Deformable model method)	OXI (μορφολογικοί τελεστές)	-	-	-	-	-	-	92.5	83.3	-	-
			OXI (κυκλική ταύτιση)	-	-	-	-	-	-	76.3	72.4	-	-
Zahalka et al. [27]	2001	Μοντέλο γεωμετρικής παραμόρφωσης (Geometrically Deformable Model-GMD)	NAI (ανίχνευση ακμών για το σχηματισμό του αρχικού περιγράμματος της πλάκας)	-	-	-	-	-	-	-	-	0.32	0.29
Slabaug et al. [54]	2009	Ενεργές καμπύλες (Region active contour)	OXI	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Destremes et al. [25]	2011	Bayesian Model	OXI	-	-	-	-	-	1.24 ± 0.40	-	-	-	-
Cheng et al. [53]	2012	Επιπεδο-σύνολα	NAI (γεωμετρικές ιδιότητες, τιμές φωτεινότητας)	96.7 ± 1.7 / -	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Ukwatta et al. [26]	2013	Επιπεδο-σύνολα (Level sets)	OXI	-	-	-	95.4 ± 1.6	93.1 ± 3.1	-	-	-	-	-
Loizou et al. [24]	2014	Ενεργές καμπύλες (Williams and Shah Snakes)	NAI (Ανίχνευση ακμών, μορφολογικοί τελεστές, στοιχεία φωτεινότητας)	83.7 ± 7.6 / 85.42 ± 8.1	84.6	74.7	-	-	-	-	-	-	-
			NAI (ενεργές καμπύλες χωρίς ακμές – Chan-Vese model)	84.3 ± 7.5 / 86.1 ± 8.0	85.3	75.4	-	-	-	-	-	-	-

1 MAB (Media – Adventitia Boundary): Όριο μέσου – έξω χιτώνα

2 LIB (Lumen – Intima Boundary): Όριο αυλού – έσω χιτώνα

3 $\bar{\Delta}$: Μέση τιμή (mm²) της διαφοράς εμβαδού μεταξύ της αρχικής και της τελικής περιοχής

* Τα TNF, TPF, KI, Overlap, s, a ορίζονται στο κείμενο.

1.7 Σκοπός και δομή της εργασίας

Με βάση τα παραπάνω συμπεραίνουμε τη αναγκαιότητα ανάπτυξης αλγορίθμων αυτόματης ανίχνευσης της αθηρωματικής πλάκας σε εικόνες υπερήχων του αρτηριακού τοιχώματος και τη χρήση τους στην κλινική πράξη. Όπως είδαμε στην παράγραφο 1.6, είναι περιορισμένες οι εργασίες οι οποίες ασχολήθηκαν και πέτυχαν ανίχνευση της πλάκας και μάλιστα μόνο η ομάδα των Loizou et al. ([24]) ανέπτυξαν αυτόματο αλγόριθμο κατάτμησης του αρτηριακού τοιχώματος από 2Δ εικόνες υπερήχων.

Σκοπός της παρούσας διπλωματικής εργασίας ήταν η ανάπτυξη ενός πλήρως αυτόματου αλγορίθμου ανίχνευσης της περιοχής της αθηρωματικής πλάκας σε 2Δ εικόνες υπερήχων της καρωτιδικής αρτηρίας. Ο αλγόριθμος αυτός αποτελείται από τρία επιμέρους στάδια. Στο πρώτο στάδιο χρησιμοποιούνται τόσο η B-Mode εικόνα όσο και η εικόνα του Doppler υπερηχογραφήματος προκειμένου να αρχικοποιηθεί η θέση του αγγείου χωρίς την ανάγκη της παρέμβασης από ειδικό. Το δεύτερο στάδιο περιλαμβάνει ανάλυση της κίνησης του αγγείου από την ακολουθία εικόνων B-σάρωσης και οδηγεί σε έναν χρωματικό χάρτη που αναδεικνύει τις συσχετίσεις των διανυσμάτων κίνησης των εικονοστοιχείων. Τέλος, στο τρίτο στάδιο, πραγματοποιείται κατάτμηση στο χρωματικό χάρτη χρησιμοποιώντας ένα μοντέλο γεωδαιτικών ενεργών καμπυλών (Geodesic Active Contour Model).

Στο κεφάλαιο που ακολουθεί αναλύεται η μεθοδολογία και ο αλγόριθμος κατάτμησης, ενώ στο τρίτο κεφάλαιο θα παρουσιασθούν τα αποτελέσματα της εφαρμογής του αλγορίθμου σε ακολουθίες εικόνων B-σάρωσης από την περιοχή της καρωτίδας. Στο τελευταίο κεφάλαιο θα συζητηθούν τα συμπεράσματα της παρούσας εργασίας.

Κεφάλαιο 2. Υλικό και Μέθοδοι

Στο κεφάλαιο αυτό θα γίνει μια ενδελεχής παρουσίαση της μεθόδου και της υλοποίησης που προτείνεται στην παρούσα εργασία για την κατάτμηση του αρτηριακού τοιχώματος και την ανίχνευση αθηρωματικής πλάκας από εικόνες υπερήχων. Η δομή του κεφαλαίου ακολουθεί την πορεία υλοποίησης της μεθόδου. Συγκεκριμένα, η μέθοδος περιλαμβάνει δύο βασικά στάδια: ένα στάδιο εκπαίδευσης (training phase) και ένα στάδιο κατάτμησης (segmentation phase) για την εύρεση των τελικών περιγραμμάτων. Στο πρώτο στάδιο χρησιμοποιείται προϋπάρχουσα πληροφορία κατάτμησης από ειδικούς (ground truth information) για την εξαγωγή στοιχείων εκπαίδευσης του αλγορίθμου. Οι πληροφορίες που εξάγονται αξιοποιούνται ως κατανομές πιθανοτήτων για την κατάτμηση που πραγματοποιείται στο δεύτερο στάδιο. Το στάδιο της κατάτμησης περιλαμβάνει έναν αλγόριθμο αρχικοποίησης (initialization) της εικόνας και αυτόματης τοποθέτησης της καρωτιδικής αρτηρίας στην εικόνα Β-σάρωσης και έναν αλγόριθμο κατάτμησης. Η μεθοδολογία που αναπτύσσεται για την τελική κατάτμηση βασίζεται σε ένα μοντέλο γεωδαιτικών ενεργών περιοχών (geodesic active regions).

Με βάση την παραπάνω λογική, το κεφάλαιο, πέραν των παραγράφων στις οποίες γίνεται περιγραφή των δεδομένων και του τρόπου προεπεξεργασίας τους, περιλαμβάνει δύο βασικές ενότητες: τη διαδικασία εκπαίδευσης και τη διαδικασία κατάτμησης.

2.1 Απεικονιστικές Καταγραφές Αγγείων με Αθηρωμάτωση

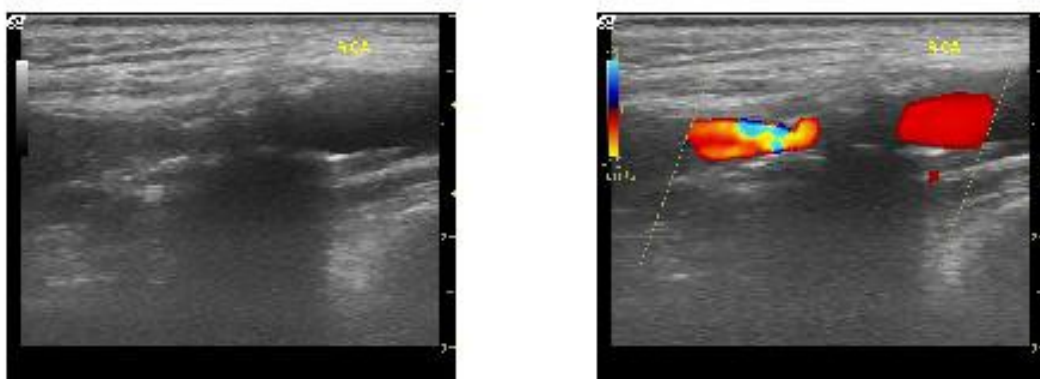
Στην παρούσα εργασία χρησιμοποιήθηκαν απεικονιστικά δεδομένα, τα οποία αντιστοιχούν σε 30 ασθενείς και συλλέχθηκαν στην Αγγειοχειρουργική Κλινική του Πανεπιστημιακού Γενικού Νοσοκομείου «Αττικών» που εδρεύει στην Αθήνα [4]. Οι ασθενείς έχουν ηλικίες που κυμαίνονται μεταξύ 56 και 80 ετών και εμφανίζουν καρωτιδική αθηρωμάτωση η οποία ευθύνεται για στένωση του αρτηριακού αυλού σε ποσοστό μεγαλύτερο από 30%. Το σύνολο αυτό των ασθενών περιελάμβανε τόσο συμπτωματικούς, δηλαδή ασθενείς με αθηρωματικές αλλοιώσεις που ευθύνονται για την πρόκληση παροδικού ισχαιμικού αγγειακού εγκεφαλικού επεισοδίου ή ισχαιμικού αγγειακού εγκεφαλικού επεισοδίου με ή χωρίς υπολειμματική νευρολογική σημειολογία, όσο και ασυμπτωματικούς ασθενείς. Για κάθε ασθενή, καταγράφηκαν μία χρονική ακολουθία εικόνων υπερήχων β-σάρωσης και μία εικόνα έγχρωμου Doppler της καρωτίδας σε διαμήκη τομή. Όλες οι απεικονιστικές καταγραφές έγιναν ακολουθώντας ένα τυποποιημένο πρωτόκολλο, το οποίο διασφαλίζει την αξιόπιστη καταγραφή της κίνησης του αρτηριακού τοιχώματος και της αθηρωματικής πλάκας της καρωτίδας. Το πρωτόκολλο αυτό ορίζει εξέταση κάθε ατόμου σε ύπτια θέση, με μια ελαφριά κλίση του κεφαλιού προς τα πίσω και προς την αντίθετη πλευρά της υπό εξέταση καρωτίδας. Πριν ξεκινήσει η διαδικασία του απεικονιστικού ελέγχου, υπήρξε ένα διάστημα ανάπαυσης του ασθενούς διάρκειας τουλάχιστον 5 λεπτών, ώστε να έχουν σταθεροποιηθεί ο καρδιακός ρυθμός και η πίεση του αίματός του. Επιπλέον, για την ελαχιστοποίηση της κίνησης που οφείλεται σε παράγοντες διαφορετικούς από τους αιμοδυναμικούς, ο χειριστής κρατούσε την κεφαλή του μηχανήματος υπερήχων με όσο το δυνατόν μεγαλύτερη σταθερότητα και ζητήθηκε από τον ασθενή να κρατά την αναπνοή του όσο διαρκούσε η διαδικασία. Η κεφαλή τοποθετήθηκε με μικρή πίεση στο λαιμό του ασθενούς, ώστε να διασφαλιστεί ότι θα είναι όσο γίνεται πιο σταθερή και ταυτόχρονα ότι η παραμόρφωση του υποκείμενου ιστού θα είναι η ελάχιστη δυνατή. Στο χώρο της εξέτασης διατηρήθηκε σταθερή θερμοκρασία δωματίου (26 °C).

Στον Πίνακα 4 παρουσιάζονται οι ρυθμίσεις που έγιναν στη διάταξη υπερήχων. Το κέρδος, που αποτελεί μια υποκειμενική παράμετρο στις ρυθμίσεις της διάταξης, ρυθμίστηκε έτσι ώστε το αίμα να είναι σκούρο και με ομοιόμορφη ηχογένεια και ο έξω χιτώνας να εμφανίζεται λεπτός, με υψηλή φωτεινότητα και, επίσης, με ομοιόμορφη ηχογένεια. Για κάθε άτομο, ο χειριστής επέλεξε μια τομή κατά μήκος του ευρύτερου τμήματος του αγγείου

με τις καλύτερες ανακλάσεις από το πάνω και κάτω τοίχωμα και, ταυτόχρονα, επιλέχθηκαν τομές που αντιστοιχούν στην περιοχή της μέγιστης στένωσης. Κάθε απεικονιστική καταγραφή διήρκεσε τουλάχιστον 3 δευτερόλεπτα, το οποίο με βάση τη χρονική ανάλυση αντιστοιχεί σε 2-3 καρδιακούς κύκλους. Η αποθήκευση των απεικονιστικών δεδομένων έγινε σε πρότυπο DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), το οποίο χρησιμοποιείται ευρέως για την αποθήκευση, διαχείριση και μεταφορά ιατρικών απεικονιστικών δεδομένων, κυρίως επειδή επιτρέπει τη διασύνδεση, συμβατότητα και βελτιστοποίηση της ροής πληροφορίας σε πληροφοριακά συστήματα υγείας. Κατόπιν, σημειώθηκαν οι περιοχές των αθηρωματικών αλλοιώσεων από έναν έμπειρο ακτινολόγο, πληροφορία η οποία χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα εργασία ως ground-truth.

Πίνακας 4: Ρυθμίσεις της διάταξης υπερήχων για την καταγραφή πραγματικών χρονικών ακολουθιών εικόνων υπερήχων της καρωτίδας σε διαμήκη τομή.

Παράμετρος	Ρύθμιση
Κεφαλή	Γραμμική 3-12 MHz
Είδος εικόνων	B-σάρωση / Έγχρωμο Doppler
Βάθος	3.5-4 cm
Persistence	0
Δυναμική περιοχή	60 ή 75 dB
Χρονική ανάλυση ακολουθιών εικόνων	≥ 25 πλαίσια/s



Εικόνα 7: Παραδείγματα εικόνων υπερήχων. Αριστερά: Εικόνα υπερήχων B-σάρωσης. Δεξιά: Εικόνα υπερήχων Doppler.

2.2 Θεωρητικό Υπόβαθρο της Μεθοδολογίας

2.2.1 Ανάλυση Ανεξάρτητων Συνιστωσών (*Independent Component Analysis – ICA*)

Στον τομέα της επεξεργασίας σημάτων, η *ανάλυση ανεξάρτητων συνιστωσών* (ICA) είναι μια υπολογιστική μέθοδος για το διαχωρισμό ενός πολυμεταβλητού σήματος σε ανεξάρτητα μη-γκαουσιανά σήματα. Το γεγονός ότι ο διαχωρισμός μικτών σημάτων με ανάλυση ανεξάρτητων συνιστωσών (ICA) δίνει ικανοποιητικά αποτελέσματα βασίζεται σε δύο υποθέσεις και τρία αποτελέσματα του συνδυασμού σημάτων.

Οι δύο υποθέσεις είναι οι ακόλουθες:

1. Τα πηγαία σήματα είναι ανεξάρτητα μεταξύ τους.
2. Οι τιμές κάθε σήματος έχουν μη-γκαουσιανές κατανομές.

Τα τρία αποτελέσματα του συνδυασμού σημάτων είναι τα εξής:

1. **Ανεξαρτησία:** Όπως και στην υπόθεση 1, τα σήματα είναι ανεξάρτητα αλλά όχι και οι συνδυασμοί τους. Αυτό συμβαίνει διότι οι συνδυασμοί των σημάτων μοιράζονται τα ίδια σήματα πηγής.
2. **Κανονικότητα:** Σύμφωνα με το Κεντρικό Οριακό Θεώρημα (Central Limit Theorem), η κατανομή ενός αθροίσματος ανεξάρτητων τυχαίων μεταβλητών τείνει προς μια γκαουσιανή κατανομή. Χωρίς άρση της γενικότητας, ένα σύνολο δύο ανεξάρτητων τυχαίων μεταβλητών έχει συνήθως κατανομή που προσεγγίζει καλύτερα την γκαουσιανή από ότι καθεμία από τις δύο αρχικές μεταβλητές. Εδώ θεωρούμε την τιμή κάθε σήματος ως τυχαία μεταβλητή.
3. **Πολυπλοκότητα:** Η χρονική πολυπλοκότητα (temporal complexity) οποιουδήποτε συνδυασμού σημάτων είναι μεγαλύτερη από αυτήν του απλούστερου σήματος από το οποίο συνίσταται.

Οι ανωτέρω αρχές συμβάλλουν στην εφαρμογή της ανάλυσης ανεξάρτητων συνιστωσών.

Ορισμός ανεξαρτησίας συνιστωσών

Η ανάλυση ανεξάρτητων συνιστωσών βρίσκει τις ανεξάρτητες συνιστώσες μέσω

μεγιστοποίησης της στατιστικής ανεξαρτησίας των εκτιμηθέντων συνιστωσών. Μπορούμε να επιλέξουμε μεταξύ διαφορετικών τρόπων ορισμού της ανεξαρτησίας και του αλγορίθμου ICA. Οι δύο πιο διαδεδομένοι ορισμοί για ανάλυση ICA είναι οι εξής:

1. Ελαχιστοποίηση της πληροφορίας αμοιβαιότητας (mutual information)
2. Μεγιστοποίηση της μη-Γκαουσιανής (non-Gaussianity)

Η οικογένεια των αλγορίθμων που βασίζονται στην ελαχιστοποίηση της πληροφορίας αμοιβαιότητας χρησιμοποιεί μέτρα όπως η απόκλιση Kullback-Leibler και η μέγιστη εντροπία. Η οικογένεια των αλγορίθμων που βασίζονται στη μη-Γκαουσιανή, με βάση το κεντρικό οριακό θεώρημα, χρησιμοποιεί τις ιδιότητες της κύρτωσης (kurtosis) και της νεγεντροπίας (negentropy).

Τυπικοί αλγόριθμοι για ανάλυση ανεξάρτητων συνιστωσών χρησιμοποιούν κεντράρισμα (centering) – αφαίρεση του μέσου και δημιουργία μέσου μηδενικού σήματος, λεύκανση (whitening) – συνήθως με χρήση ιδιοτιμών διάσπασης και μείωση των διαστάσεων ως στάδια προεπεξεργασίας προκειμένου να απλοποιηθεί και να μειωθεί η πολυπλοκότητα του προβλήματος για τον πραγματικό επαναληπτικό αλγόριθμο. Η λεύκανση και η μείωση των διαστάσεων μπορεί να επιτευχθεί με εφαρμογή ανάλυσης κύριων συνιστωσών (principal component analysis) ή με διάσπαση σε απλές τιμές (singular value decomposition). Η λεύκανση διασφαλίζει ότι όλες οι διαστάσεις αντιμετωπίζονται ισάξια a priori πριν την εφαρμογή του αλγορίθμου.

Γενικά, με ανάλυση ICA δεν είναι δυνατόν να αναγνωριστεί το ακριβές πλήθος των πηγαίων σημάτων, μια μοναδικά ορθή ταξινόμηση των πηγαίων σημάτων ή η κατάλληλη κλιμάκωση (scaling) των πηγαίων σημάτων. Η ανάλυση ICA είναι χρήσιμη για τυφλό διαχωρισμό σημάτων και έχει ποικίλες εφαρμογές.

Γενικός Μαθηματικός Ορισμός

Τα δεδομένα αντιπροσωπεύονται από το τυχαίο διάνυσμα $x = (x_1, \dots, x_m)^T$ και οι συνιστώσες από το τυχαίο διάνυσμα $s = (s_1, \dots, s_m)^T$. Στόχος είναι ο μετασχηματισμός των δεδομένων παρατήρησης x χρησιμοποιώντας γραμμικό στατικό μετασχηματισμό W οριζόμενο ως $s = Wx$ στις μέγιστα ανεξάρτητες συνιστώσες (maximally independent components) s οι οποίες μετρώνται από κάποια συνάρτηση ανεξαρτησίας $F(s_1, \dots, s_m)$.

Αναγνωριστικότητα (Identifiability)

Οι ανεξάρτητες συνιστώσες είναι αναγνωρίσιμες και από μετάθεση ή κλιμάκωση των πηγών. Η ιδιότητα της αναγνωρισιμότητας απαιτεί τα εξής:

- Το πολύ μία από τις πηγές s_k είναι Γκαουσιανή,
- Το πλήθος των παρατηρούμενων σημάτων, m , πρέπει να είναι τουλάχιστον όσο το πλήθος των εκτιμώμενων συνιστωσών n : $m \geq n$. Αντίστοιχα πρέπει η μήτρα μίξης A πρέπει να είναι πλήρους τάξης ώστε να ορίζεται η αντίστροφη της.

2.2.2 Πληροφορία Αμοιβαιότητας (Mutual Information)

Στη θεωρία των πιθανοτήτων και της πληροφορίας, η πληροφορία αμοιβαιότητας (mutual information ή transinformation) δύο τυχαίων μεταβλητών αποτελεί μέτρο εξάρτησης της μίας μεταβλητής από την άλλη.

Ορισμός πληροφορίας αμοιβαιότητας

Τυπικά, η πληροφορία αμοιβαιότητας δύο διακριτών τυχαίων μεταβλητών X και Y μπορεί να οριστεί ως:

$$I(X;Y) = \sum_{y \in Y} \sum_{x \in X} p(x,y) \log\left(\frac{p(x,y)}{p(x)p(y)}\right) \quad (2.1)$$

όπου $p(x,y)$ η συνάρτηση από κοινού κατανομής πιθανότητας (joint probability distribution function) των X και Y , και $p(x)$ και $p(y)$ οι περιθώριες συναρτήσεις κατανομής πιθανότητας (marginal probability distribution functions) των X και Y αντίστοιχα.

Στην περίπτωση των συνεχών τυχαίων μεταβλητών, το άθροισμα αντικαθίσταται από ένα ορισμένο διπλό ολοκλήρωμα και ο ορισμός έχει ως εξής:

$$I(X;Y) = \int_Y \int_X p(x,y) \log\left(\frac{p(x,y)}{p(x)p(y)}\right) \quad (2.2)$$

Διαισθητικά, η πληροφορία αμοιβαιότητας μετράει την πληροφορία που μοιράζονται οι μεταβλητές X και Y , μετράει, δηλαδή, κατά πόσο η γνώση της μίας μεταβλητής μειώνει την αβεβαιότητα της άλλης. Για παράδειγμα, έστω X και Y ανεξάρτητες μεταβλητές. Τότε, αν η γνώση της μεταβλητής X δεν παρέχει πληροφορίες για την Y και το αντίστροφο, η πληροφορία αμοιβαιότητας ισούται με μηδέν. Αντίθετα, εάν το

X είναι μια ντετερμινιστική συνάρτηση του Y και το Y μια ντετερμινιστική συνάρτηση του X τότε όλη η μεταφερόμενη από το X πληροφορία μοιράζεται με το Y , δηλαδή η γνώση του X καθορίζει την τιμή του Y και αντίστροφα. Ως αποτέλεσμα, σε αυτήν την περίπτωση, η πληροφορία αμοιβαιότητας συμπίπτει με την αβεβαιότητα του Y (ή X) και μόνο, ήτοι την εντροπία του Y (ή X). Μια πολύ ειδική περίπτωση είναι όταν οι X και Y είναι η ίδια τυχαία μεταβλητή.

Η πληροφορία αμοιβαιότητας είναι ένα μέτρο της εγγενούς εξάρτησης που εκφράζεται στην από κοινού κατανομή των X και Y σε σχέση με την από κοινού κατανομή των X και Y υπό την παραδοχή της ανεξαρτησίας. Έτσι, η πληροφορία αμοιβαιότητας μετράει την εξάρτηση με την ακόλουθη έννοια: $I(X;Y) = 0$ αν και μόνο αν οι X και Y είναι ανεξάρτητες τυχαίες μεταβλητές. Αυτό μπορεί εύκολα ναδειχθεί: αν X και Y είναι ανεξάρτητες μεταβλητές, τότε $p(x,y) = p(x) \cdot p(y)$, και ως εκ τούτου:

$$\log\left(\frac{p(x,y)}{p(x)p(y)}\right) = \log 1 = 0 \quad (2.3)$$

Επιπλέον, η πληροφορία αμοιβαιότητας είναι μη αρνητικός αριθμός (δηλαδή $I(X;Y) \geq 0$) και συμμετρική (δηλαδή $I(X;Y) = I(Y;X)$).

Σχέση με άλλες ποσότητες

Η πληροφορία αμοιβαιότητας μπορεί ισοδύναμα να εκφραστεί ως:

$$\begin{aligned} I(X;Y) &= H(X) - H(X|Y) \\ &= H(Y) - H(Y|X) \\ &= H(X) + H(Y) - H(X,Y) \\ &= H(X,Y) - H(X|Y) - H(Y|X) \end{aligned} \quad (2.4)$$

όπου $H(X)$ και $H(Y)$ οι περιθώριες εντροπίες, $H(X|Y)$ και $H(Y|X)$ οι υπό συνθήκη εντροπίες και $H(X,Y)$ η από κοινού εντροπία των X και Y . Κάνοντας χρήση της ανισότητας του Jensen στον ορισμό της πληροφορίας αμοιβαιότητας μπορούμε να δείξουμε ότι η $I(X;Y)$ είναι μη αρνητική και κατά συνέπεια, $H(X) \geq H(X|Y)$.

Διαισθητικά, εάν η εντροπία $H(X)$ θεωρηθεί ως μέτρο της αβεβαιότητας μιας τυχαίας μεταβλητής, τότε η $H(X|Y)$ είναι το μέτρο της ποσότητας των πληροφοριών που η Y δεν παρέχει για τη X . Αυτό ονομάζεται “ποσότητα αβεβαιότητας του X που παραμένει ενώ το Y είναι γνωστό”, και έτσι το δεξί μέλος της πρώτης ανισότητας μπορεί να ονομασθεί

"η ποσότητα της αβεβαιότητας του X , μείον την ποσότητα της αβεβαιότητας του X που παραμένει ενώ το Y είναι γνωστό", το οποίο είναι ισοδύναμο του "η ποσότητα της αβεβαιότητας του X που εξαλείφεται αν είναι γνωστό το Y ".

Στην περίπτωση των διακριτών μεταβλητών ισχύει $H(X|X) = 0$ και επομένως $H(X) = I(X;X)$. Έτσι $I(X;X) \geq I(X;Y)$. Έτσι προκύπτει η βασική αρχή ότι μια μεταβλητή περιέχει τουλάχιστον τόση πληροφορία για τον εαυτό της όση μπορεί να παρέχει οποιαδήποτε άλλη μεταβλητή.

Αν A και B δύο σύνολα μεταβλητών, τότε η πληροφορία αμοιβαιότητας μεταξύ τους είναι:

$$I(A, B) = H(A \cup B) + H(A \cap B) - H(A) - H(B) \quad (2.5)$$

Παραλλαγές της πληροφορίας αμοιβαιότητας

Πληθώρα παραλλαγών της πληροφορίας αμοιβαιότητας έχουν προταθεί προκειμένου να προσαρμόζονται σε διαφορετικές ανάγκες και εφαρμογές. Επιγραμματικά αναφέρονται οι προσαρμοσμένη πληροφορία αμοιβαιότητας (Adjusted mutual information), απόλυτη πληροφορία αμοιβαιότητας (Absolute mutual information), πληροφορία αμοιβαιότητας για διακριτά δεδομένα (Mutual information for discrete data), υπό συνθήκη πληροφορία αμοιβαιότητας (conditional mutual information) και πολυμεταβλητή πληροφορία αμοιβαιότητας (multivariate mutual information).

Εφαρμογές

Σε πολλές εφαρμογές απαιτείται η μεγιστοποίηση της πληροφορίας αμοιβαιότητας (δηλαδή η αύξηση των εξαρτήσεων μεταξύ των μεταβλητών), το οποίο ισοδυναμεί με την ελαχιστοποίηση της υπό συνθήκη εντροπίας. Η παραπάνω θεωρία εφαρμόζεται σε τομείς όπως η τεχνολογία μηχανών αναζήτησης (search engine technology), οι τηλεπικοινωνίες (telecommunications), η στατιστική μηχανική (statistical mechanics), η μάθηση δέντρων αποφάσεων (decision tree learning) και η μηχανική μάθηση (machine learning). Επιπλέον η πληροφορία αμοιβαιότητας χρησιμοποιείται στον τομέα της ψηφιακής επεξεργασίας σημάτων ως μέτρο ομοιότητας μεταξύ δύο σημάτων. Στον τομέα της ανάλυσης και επεξεργασίας ιατρικών εικόνων, χρησιμοποιείται συχνά για την παραμόρφωση και τοποθέτηση μιας εικόνας σε συγκεκριμένο σύστημα συντεταγμένων σε σχέση με μια εικόνα

αναφοράς (image registration). Στην παρούσα εργασία χρησιμοποιούμε την πληροφορία αμοιβαιότητας όπως εφαρμόζεται στην περίπτωση των Bayesian δικτύων. Χρησιμοποιείται, δηλαδή, για την εκπαίδευση των δομών Bayesian δικτύων, ερμηνεύοντας την αιτιατή σχέση μεταξύ τυχαίων μεταβλητών.

2.2.3 Γεωδαιτικές Ενεργές Περιοχές για Επιβλεπόμενη Κατάτμηση (Geodesic Active Regions for Supervised Segmentation)

Το πρόβλημα της κατάτμησης μπορεί να αναχθεί σε πρόβλημα διαχωρισμού μη-επικαλυπτόμενων περιοχών, οι οποίες εμφανίζουν ομογενείς ιδιότητες υφής, κίνησης ή/και άλλων χαρακτηριστικών. Εάν υπάρχει διαθέσιμη a priori γνώση σχετικά με κάποια χαρακτηριστικά της δοθείσας εικόνας (π.χ. υφής, κίνησης κ.α.) το πρόβλημα ορίζεται ως πρόβλημα επιβλεπόμενης κατάτμησης.

Στην παρούσα εργασία εφαρμόζουμε τη θεωρία της ανάλυσης κίνησης (motion analysis) και των επιπεδοσυνόλων (level-sets) στο πρόβλημα της επιβλεπόμενης κατάτμησης. Το πρώτο στάδιο περιλαμβάνει ανάλυση κίνησης και μοντελοποίηση των δεδομένων και ονομάζεται στάδιο εκπαίδευσης (learning phase). Η μοντελοποίηση της κίνησης απαιτεί την υιοθέτηση ενός γενικού πλαισίου κίνησης, ικανό να περιγράψει ένα ευρύ σύνολο εικόνων και δεδομένων εισόδου.

Η κατάτμηση εικόνων με βάση χαρακτηριστικά της εικόνας χρησιμοποιεί δύο βασικές τεχνικές επεξεργασίας εικόνων. Η *βασισμένη σε όρια κατάτμηση* (boundary-based segmentation) επικαλείται την αναδημιουργία μιας εικόνας δύναμης (strength image) και την εξαγωγή εξεχόντων ακμών. Η *βασισμένη σε περιοχή κατάτμηση* (region-based segmentation) χρησιμοποιεί την ομοιογένεια (homogeneity) χωρικών ιδιοτήτων και χαρακτηριστικών. Η μεθοδολογία των Γεωδαιτικών Ενεργών Περιοχών συνδυάζει τις δυο παραπάνω τεχνικές κατάτμησης (boundary-based και region-based).

Το πρώτο στάδιο της μεθοδολογίας επιβλεπόμενης κατάτμησης περιλαμβάνει ανάλυση κίνησης (motion analysis) και μοντελοποίηση με στόχο τη δημιουργία μοντέλων που περιλαμβάνουν χαρακτηριστικά κίνησης για τα διάφορα τμήματα της εικόνας εισόδου. Η μοντελοποίηση των χαρακτηριστικών πραγματοποιείται με χρήση συναρτήσεων

πυκνότητας πιθανότητας (Probability Density Functions – PDFs). Έπειτα, δεδομένης της εικόνας εισόδου και των συναρτήσεων πυκνότητας πιθανότητας, υπολογίζεται, για κάθε εικονοστοιχείο (pixel), η πιθανότητά του να ανήκει στα όρια μεταξύ δύο περιοχών. Η πιθανότητα που υπολογίζεται αποτελεί τη *βασισμένη-σε-όρια πληροφορία* (boundary-based information) και το στάδιο αυτό του αλγορίθμου ορίζεται ως *ενότητα ορίου* (Boundary Module). Επιπλέον, εξάγεται η *βασισμένη σε περιοχή πληροφορία* (region-based information), υπολογίζοντας την πιθανότητα κάθε εικονοστοιχείο να ανήκει σε μία περιοχή και αυτό το στάδιο του αλγορίθμου ονομάζεται *ενότητα περιοχής* (Region Module). Το στάδιο της κατάτμησης εφαρμόζεται χρησιμοποιώντας ένα ενιαίο συνδυαστικό των δυο ανωτέρω ενότητων μοντέλο, το οποίο αναφέρεται στη βελτιστοποίηση μιας συνάρτησης καμπύλης.

Το πρόβλημα των Γεωδαιτικών Ενεργών Περιοχών στοχεύει στην εύρεση της καλύτερης ελαχίστου μήκους γεωδαιτικής καμπύλης, αποτελούμενης από εικονοστοιχεία με αυξημένη πιθανότητα να ανήκουν σε όρια δύο περιοχών της εικόνας εισόδου, καθώς και στη βέλτιστη ομαδοποίηση, με βάση τα χαρακτηριστικά της εικόνας, των εικονοστοιχείων σε διαφορετικές περιοχές. Το μοντέλο αυτό συνδυάζει πληροφορίες για τα όρια και τις περιοχές σε ένα ενιαίο μοντέλο Ενεργού Περιγράμματος (Active Contour Model). Για τη βελτιστοποίηση της καμπύλης χρησιμοποιείται μεθοδολογία κλίσης-καθόδου (gradient-descent), όπου η εφαρμογή των εξισώσεων πυκνότητας πιθανότητας (Probability Density Equations – PDEs) προσεγγίζεται με επιπεδοσύνολα. Το αποτέλεσμα της προκύπτουσας εξίσωσης πυκνότητας πιθανότητας είναι η διάδοση μιας αρχικής καμπύλης προς την κατεύθυνση της τελικής καμπύλης κατάτμησης, καθοδηγούμενης τόσο από εξωτερικές δυνάμεις όσο και από στατιστικές δυνάμεις ορίων και περιοχών.

Καθορισμός της Ενότητας των Ορίων

Το πρόβλημα της ενότητας των ορίων μπορεί αρχικά να θεωρηθεί ως πρόβλημα ακριβούς εξαγωγής των ορίων μεταξύ των δύο περιοχών της εικόνας εισόδου. Η λύση του προβλήματος αυτού δίνεται από το μοντέλο γεωδαιτικών ενεργών περιοχών, ελαχιστοποιώντας την εξίσωση:

$$E(\partial R) = \int_0^1 g(p_c(I(\partial R_A(c)))) |\partial R_A| dc \quad (2.6)$$

Καθορισμός της Ενότητας των Περιοχών

Ταυτόχρονα, το υπό εξέταση πρόβλημα ισοδυναμεί με τη δημιουργία ενός σταθερού πλαισίου, το οποίο συνδυάζει τα δεδομένα παρατήρησης, τις σχετιζόμενες υποθέσεις και τις αναμενόμενες ιδιότητές τους. Η κατάτμηση αυτή μπορεί να θεωρηθεί ως πρόβλημα βελτιστοποίησης αναφορικά με την εκ των υστέρων (a posteriori) πιθανότητα τμήματος πλαισίου, δεδομένου του συνόλου παρατήρησης. Έστω $[p_s(P(R) | I)]$ η a posteriori συνάρτηση πυκνότητας πιθανότητας τμήματος πλαισίου αναφορικά με τα διαφορετικά τμήματα $P(R)$ της εικόνας εισόδου I . Η συνάρτηση πυκνότητας πιθανότητας δίνεται από τον κανόνα του Bayes ως:

$$p_s(P(R)|I) = \frac{p(I|P(R))}{p(I)} p(P(R)) \quad (2.7)$$

όπου

- $p(I | P(R))$ η a posteriori πιθανότητα κατάτμησης για την εικόνα I , δοθέντος του διαμερίσματος $P(R)$,
- $p(P(R))$ η πιθανότητα του διαμερίσματος $P(R)$ στο χώρο όλων των πιθανών διαμερισμάτων της εικόνας
- και $p(I)$ η πιθανότητα η I να είναι η εικόνα εισόδου στο χώρο όλων των πιθανών εικόνων.

Αν υποθέσουμε ότι όλα τα διαμερίσματα έχουν εκ των προτέρων (a priori) ισοδύναμη πιθανότητα εμφάνισης $[p(P(R))=1/Z]$, όπου Z το πλήθος των πιθανών διαμερισμάτων, μπορούμε να αγνοήσουμε τους σταθερούς όρους $p(I)$, $p(P(R))$ και η συνάρτηση πυκνότητας ισοδυναμεί με:

$$\hat{p}_s(P(R)|I) = p(I| \{R_A, R_B\}) \quad (2.8)$$

Άλλωστε, δεν υπάρχει επικάλυψη μεταξύ των διαφορετικών περιοχών και επιπλέον η

πιθανότητα εμφάνισής τους εξαρτάται μόνο από το σύνολο των παρατηρήσεων (εντός της περιοχής). Συνεπώς η παραπάνω εξίσωση λαμβάνει την ακόλουθη μορφή:

$$\begin{aligned} p_s(P(R)|I) &= p([I|R_A] \cap [I|R_B]) \\ &= p(I|R_A)p(I|R_B) \end{aligned} \quad (2.9)$$

όπου $p(I|R_A)$ (αντίστοιχα $p(I|R_B)$) είναι η a posteriori πιθανότητα εμφάνισης της περιοχής R_A (αντίστοιχα R_B), δοθέντων των τιμών του χαρακτηριστικού κίνησης που αντιστοιχούν στην εικόνα.

Τέλος, αν υποθέσουμε ότι τα εικονοστοιχεία κάθε διαμερίσματος είναι ανεξάρτητα, η οποία είναι μια κοινώς χρησιμοποιούμενη υπόθεση, τότε μπορούμε να αντικαταστήσουμε την πιθανότητα εμφάνισης του διαμερίσματος με την από κοινού πιθανότητα (joint probability) μεταξύ των εικονοστοιχείων της περιοχής:

$$p(I|R_X) = \prod_{s \in R_X} p_X(I(s)) \quad (2.10)$$

όπου $X \in \{A, B\}$.

Λαμβάνοντας υπόψιν όλα τα παραπάνω, η a posteriori πιθανότητα κατάτμησης για ένα διαμέρισμα $P(R)$ δοθείσας της εικόνας παρατήρησης I υπολογίζεται ως:

$$\hat{p}_s(P(R)|I) = \prod_{s \in R_A} p_A(I(s)) \prod_{s \in R_B} p_B(I(s)) \quad (2.11)$$

Η μεγιστοποίηση της απλοποιημένης a posteriori πιθανότητας κατάτμησης (segmentation probability) ισοδυναμεί με την ελαχιστοποίηση της συνάρτησης $[-\log(\cdot)]$ της πιθανότητας, δηλαδή:

$$E(\partial(P(R))) = \iint_{R_A} \log[p_A(I(x, y))] dx dy - \iint_{R_B} \log[p_B(I(x, y))] dx dy \quad (2.12)$$

Ας προσπαθήσουμε τώρα να αναλύσουμε τον βασισμένο-σε-περιοχή όρο (region-based term):

- Υποθέτουμε ότι ένα εικονοστοιχείο s είναι σωστά κατηγοριοποιημένο και ότι η αληθής κατάσταση (true case) είναι h_A . Τότε αυτό το εικονοστοιχείο εμφανίζεται στην R_A τοποθετημένη μέτρηση (fitting measurement). Η πιθανότητα που αντιστοιχεί στην αληθή περίπτωση $[p_A(I(s))]$ είναι μεγαλύτερη από την πιθανότητα της αντίθετης περίπτωσης $[p_B(I(s))]$, με αποτέλεσμα ελάχιστη συνεισφορά (minimum contribution) στην αντικειμενική συνάρτηση $[-\log(p_A(I(s)))]$.
- Από την άλλη πλευρά, αν αυτό το εικονοστοιχείο δεν είναι σωστά κατηγοριοποιημένο, εμφανίζεται για παράδειγμα στην R_A μέτρηση τοποθέτησης ενώ η αληθής κατάσταση είναι h_B . Είναι προφανές ότι η “ποινή” της αντικειμενικής συνάρτησης λόγω κακής κατηγοριοποίησης του εικονοστοιχείου αυτού θα είναι υψηλότερη σε σύγκριση με εκείνη που θα εισήγαγε αν είχε παρθεί η κατάλληλη απόφαση.

Συνοψίζοντας, αυτός ο όρος της βασισμένης-σε-περιοχή ενέργειας ορίζεται χρησιμοποιώντας την τμηματοποίηση που καθορίζει η καμπύλη και στοχεύει στη μεγιστοποίηση της a posteriori πιθανότητας κατάτμησης, δοθείσας της εικόνας εισόδου.

Αντικειμενική Συνάρτηση Γεωδαιτικών Ενεργών Περιοχών (Geodesic Active Regions Objective Function)

Στη συνέχεια, οι δυο διαφορετικές ενότητες κατάτμησης συνδυάζονται ορίζοντας την αντικειμενική συνάρτηση Γεωδαιτικών Ενεργών Περιοχών ως:

$$E(\partial R) = a \int_0^1 g(p_c(I(\partial R_A(c)))) |\partial \dot{R}_A(c)| dc \quad (2.13)$$

όπου a θετική σταθερά εξισορρόπησης της συνεισφοράς των δύο όρων $[0 \leq a \leq 1]$.

Προκειμένου να αναλύσουμε τη λειτουργία της αντικειμενικής συνάρτησης αναζητούμε σύνολο καμπύλων οι οποίες να:

- i. [Όρος Ορίου] είναι κανονικές [Εξ. (2.13): κανονικότητα], ελαχίστου μήκους, και να έλκονται από τα αληθή όρια των περιοχών [Εξ (2.13): έλξη ορίων (boundary attraction)],
- ii. [Όρος Περιοχής] ορίζουν μια κατάτμηση της εικόνας η οποία να μεγιστοποιεί την a posteriori πιθανότητα κατάτμησης (frame partition probability).

Κάνοντας χρήση της μεθόδου κλίσης-καθόδου (gradient descent method) ελαχιστοποιείται η αντικειμενική συνάρτηση. Αν $u = (x_A, y_A)$ είναι ένα σημείο της αρχικής καμπύλης ∂R_A και υπολογίζουμε τις εξισώσεις Euler-Lagrange μέσω του θεωρήματος Stokes (Caselles et al., 1997; Zhu and Yuille, 1996), τότε οι καμπύλες (∂R_A) παραμορφώνονται μέσω της ακόλουθης εξίσωσης:

$$\frac{\partial u}{\partial t} = a \log\left(\frac{p_B(I(u))}{p_A(I(u))}\right) N(u) + (1-a)(g(p_c(I(u)))K(u) - \nabla_g(p_c(I(u))N(u))N(u)) \quad (2.14)$$

Η ληφθείσα PDE εξίσωση κίνησης περιλαμβάνει δύο είδη δυνάμεων, δρώντων στις διαδιδόμενες καμπύλες προς την κανονική εσωτερική κατεύθυνση (inward normal direction):

– Δύναμη Περιοχής (Region Force): Η δύναμη αυτή συμβάλλει στη συστολή ή διαστολή της καμπύλης στην κατεύθυνση που μεγιστοποιείται η a posteriori πιθανότητα κατάτμησης. Ας προσπαθήσουμε να αναλύσουμε αυτή τη δύναμη για ένα δοθέν εικονοστοιχείο u της καμπύλης θεωρώντας ότι κατατάσσεται στην h_A κατάσταση,

• εάν η αληθής κατάσταση του u είναι η h_B , τότε η υπό συνθήκη συνάρτηση πυκνότητας που αντιπροσωπεύει αυτήν την κατάσταση [$p_B(I(u))$] πρέπει να υποστηρίζει την αληθή κατάσταση [$p_B(I(u)) > p_A(I(u))$], δίνοντας ως αποτέλεσμα μια θετική δύναμη, η οποία να συστέλλει την καμπύλη ώστε να διέλθει από αυτό το εικονοστοιχείο:

$$\begin{aligned} p_B(I(u)) > p_A(I(u)) &\Rightarrow \frac{p_B(I(u))}{p_A(I(u))} > 1 \\ &\Rightarrow \log\left(\frac{p_B(I(u))}{p_A(I(u))}\right) > 0 \\ &\Rightarrow a \log\left(\frac{p_B(I(u))}{p_A(I(u))}\right) > 0 \end{aligned} \quad (2.15)$$

- από την άλλη πλευρά, εάν η αληθής κατάταξη του u είναι η h_A , τότε αυτή η δύναμη στοχεύει στην επέκταση της καμπύλης ώστε να συμπεριλάβει αυτό το εικονοστοιχείο.

– Δύναμη Ορίου (Boundary Force): Η δύναμη ορίου περιέχει πληροφορίες αναφορικά με τα όρια των διαφορετικών περιοχών και αποτελείται από δύο όρους. Ο ένας όρος, καθοριζόμενος από το φαινόμενο καμπυλότητας (curvature effect), συστέλλει την καμπύλη και ο άλλος όρος (όρος τελειοποίησης - refinement term) έλκει την καμπύλη προς τα όρια του αντικειμένου.

Γενίκευση Μοντέλου

Η γενική παραδοχή στην οποία βασίστηκε το προτεινόμενο πλαίσιο βασίζεται στο γεγονός ότι όλα τα τμήματα έχουν ίση πιθανότητα εμφάνισης. Αν και η υπόθεση αυτή δεν είναι έγκυρη, δεν περιορίζει το προτεινόμενο μοντέλο. Αυτό συμβαίνει καθώς το ίδιο πλαίσιο μπορεί να ανακτηθεί αντικαθιστώντας την a posteriori πιθανότητα κατάτμησης με τη μικτή πιθανότητα (joint probability), κάτι το οποίο αποτελεί κοινώς χρησιμοποιούμενο βασισμένο-σε-περιοχή κριτήριο βελτιστοποίησης. Το προτεινόμενο μοντέλο μπορεί να γενικευθεί εύκολα θεωρώντας για μια συγκεκριμένη εφαρμογή την ύπαρξη συναρτήσεων οι οποίες να δεσμεύουν τις ιδιότητες ορίου και περιοχής για τις διαφορετικές περιοχές.

Έτσι, αν θεωρήσουμε

- Ένα πρόβλημα κατάτμησης με $N + 1$ τάξεις [N τάξεις συν την τάξη του παρασκηνίου R_0],
- Ένα σύνολο συναρτήσεων προσέλκυσης ορίου [$b_i : \mathbb{R} \times \mathbb{R} \rightarrow \mathbb{R}, i \in [1, N]$] το οποίο “δεσμεύει” τα χαρακτηριστικά των ορίων των διαφορετικών τάξεων (για εικονοστοιχεία που ανήκουν όρια αυτή η συνάρτηση επιστρέφει τιμές ελαχίστου),
- Ένα σύνολο συναρτήσεων ομογένειας περιοχής (region homogeneity functions) [$r_i : \mathbb{R} \times \mathbb{R} \rightarrow \mathbb{R}, i \in [1, N]$] το οποίο “δεσμεύει” τα χαρακτηριστικά περιοχής για τις διαφορετικές τάξεις (για εικονοστοιχεία που ανήκουν εντός της περιοχής η συνάρτηση επιστρέφει τιμές ελαχίστου),

τότε, το πλαίσιο των Γεωδαιτικών Ενεργών Περιοχών ανάγεται στην ελαχιστοποίηση της:

$$E(\partial R) = \sum_{i=1}^N a \iint_{R_i} r_i(I(x, y)) dx dy + \sum_{i=1}^N (1-a) \int_0^1 b_i(I(\partial R_i(c_i))) |\partial \dot{R}_i(c_i)| dc_i \quad (2.16)$$

Η γενικευμένη αντικειμενική συνάρτηση ελαχιστοποιείται μέσω μιας μεθόδου κλίσης-καθόδου (gradient descent method) και καταλήγει σε ένα σύστημα N εξισώσεων κίνησης (μία για κάθε τάξη/καμπύλη) της μορφής:

$$\begin{aligned} \frac{\partial u_i}{\partial t} = & a(r_i(u_i) - r_{oi}(u_i))N_i(u_i) \\ & + (1-a)(b_i(u_i)K_i(u_i) - \nabla b_i(u_i)N_i(u_i))N_i(u_i), \quad \forall i \in [1, N] \end{aligned} \quad (2.17)$$

όπου έγινε έμμεσα η παραδοχή ότι το εικονοστοιχείο u_i βρίσκεται μεταξύ των περιοχών R_i και R_{oi} .

Σύμφωνα με τις ανωτέρω εξισώσεις, μια δοθείσα καμπύλη διαδίδεται κατά μήκος της κανονικής της κατεύθυνσης υπό την επίδραση των δύο ακολούθων δυνάμεων:

- Μια βασισμένη-σε-περιοχή δύναμη, η οποία κινεί την καμπύλη προς την κατεύθυνση που δημιουργείται ο βέλτιστος χάρτης κατάτμησης (σύμφωνα με τις ιδιότητες περιοχής), χρησιμοποιώντας το σύνολο παρατηρήσεων και τις αναμενόμενες ιδιότητες των διαφορετικών περιοχών,
- Μια βασισμένη-σε-όριο δύναμη, η οποία συστέλλει την καμπύλη υπό την επίδραση ενός περιορισμού κανονικότητας (φαινόμενο καμπυλότητας – curvature effect), προς την κατεύθυνση των ορίων των διαφορετικών περιοχών (σύμφωνα με τις ιδιότητες ορίου).

Τότε το προτεινόμενο πλαίσιο χρησιμοποιείται ως εξής:

Αρχικά, ένα σύνολο τυχαίων καμπύλων χρησιμοποιείται για την αρχικοποίηση των θέσεων των περιοχών. Έπειτα, κάθε περιοχή αναδιαμορφώνεται σύμφωνα με την αντίστοιχη κίνηση (Εξ. (2.17)) προς την κατεύθυνση της τελικής κατάτμησης. Η αλληλεπίδραση μεταξύ των θέσεων των περιοχών εξασφαλίζεται μέσω της βασισμένης-σε-περιοχή δύναμης, δεδομένου ότι για ένα συγκεκριμένο εικονοστοιχείο το οποίο αποδίδεται σε δύο διαφορετικές περιοχές, εμφανίζονται στις αντίστοιχες εξισώσεις κίνησης [PDE]

δυνάμεις με διαφορετικά πρόσημα.

Μέθοδοι Επιπεδοσυνόλων (Level Set Methods)

Οι ληφθείσες εξισώσεις κίνησης μπορούν να υλοποιηθούν χρησιμοποιώντας ένα προσεγγιστικό σύστημα διαφορών (Lagrangian approach). Ωστόσο, σε αυτήν την περίπτωση, το προκύπτον μοντέλο δεν είναι ικανό να αντιμετωπίσει τοπολογικές αλλαγές και αριθμητικές προσεγγίσεις και είναι αρκετά ασταθές. Αυτοί οι περιορισμοί μπορούν να αποφευχθούν κάνοντας χρήση του έργου που πρώτοι εισήγαγαν οι Osher και Sethian (Osher and Sethian, 1988; Sethian, 1996; Osher and Fedkiw, 2000), τη θεωρία των επιπεδοσυνόλων (Εικόνα 7) όπου η κεντρική ιδέα είναι η αναπαράσταση του κινούμενου μέτωπου $\partial R(c, t)$ ως το μηδενικό επιπεδοσύνολο (zero-level set)

$$\varphi(\partial R(c, t), t) = 0$$

μιας συνάρτησης φ . Αυτή η αναπαράσταση του $\partial R(c, t)$ είναι έμμεση, μη παραμετρική και εσωτερική (implicit, parameter-free and intrinsic). Επιπρόσθετα, είναι ανεξάρτητη από την τοπολογία καθώς διαφορετικές τοπολογίες του μηδενικού επιπεδοσυνόλου δεν συνεπάγονται διαφορετικές τοπολογίες της συνάρτησης φ .

Εύκολα αποδεικνύεται ότι εάν το κινούμενο μέτωπο εξελίσσεται σύμφωνα με την εξίσωση

$$\frac{\partial}{\partial t} \partial R(c, t) = F(\partial R(c, t)) N \quad (2.18)$$

για μια δοθείσα συνάρτηση F , τότε η ενσωματωμένη συνάρτηση φ παραμορφώνεται σύμφωνα με την

$$\frac{\partial}{\partial t} \varphi(p, t) = F(p) |\nabla \varphi(p, t)| \quad (2.19)$$

Για αυτήν την αναπαράσταση επιπεδοσυνόλων αποδεικνύεται ότι η λύση είναι ανεξάρτητη της ενσωματωμένης συνάρτησης φ . Συχνά χρησιμοποιούμενη ενσωματωμένη συνάρτηση αποτελεί η προσημασμένη Ευκλείδεια απόσταση από την εξελισσόμενη διεπιφάνεια.

Έτσι, το σύστημα των εξισώσεων κίνησης που οδηγεί τη διάδοση της καμπύλης στο πλαίσιο των Γενικευμένων Γεωδαιτικών Ενεργών Περιοχών μετατρέπεται σε σύστημα εξέλιξης πολλαπλών επιφανειών ως εξής:

$$\begin{aligned} \frac{\partial \varphi_i}{\partial t}(u) = & a(r_i(u) - r_{oi}(u)) |\nabla \varphi_i(u)| \\ & + (1-a) \left((b_i(u) K_i(u) + \nabla b_i(u) \frac{\nabla \varphi_i(u)}{|\nabla \varphi_i(u)|}) |\nabla \varphi_i(u)|, \quad \forall i \in [1, N] \right) \end{aligned} \quad (2.20)$$

Γεωδαιτικές Ενεργές Περιοχές για Επιβλεπόμενη Κατάτμηση (Geodesic Active Regions for Supervised Segmentation)

Το πρόβλημα της κατάτμησης μπορεί να θεωρηθεί ως πρόβλημα διαχωρισμού μιας εικόνας (ορισμένης από καμπύλες) σε μη επικαλυπτόμενες περιοχές οι οποίες εμφανίζουν κοινές ιδιότητες και χαρακτηριστικά κίνησης.

Στη συνέχεια παρατίθενται μερικοί χρήσιμοι ορισμοί:

- Έστω I η εικόνα εισόδου και $D(I) = \{I_j: j \in [1, M]\}$ το σύνολο των αποκρίσεων της εικόνας εισόδου στα επιβαλλόμενα φίλτρα [το αποτέλεσμα της συνέλιξης μεταξύ της εικόνας εισόδου και των διαφόρων φίλτρων].
- Έστω $P(R) = \{R_i: i \in [1, N]\}$ μια τμηματοποίηση της εικόνας σε N μη επικαλυπτόμενες περιοχές,
- Έστω $\partial P(R) = \{\partial R_i: i \in [1, N]\}$ τα όρια των περιοχών με βάση την τμηματοποίηση $P(R)$.
- Έστω t_i τα στοιχεία κίνησης που σχετίζονται με την περιοχή R_i , και $p\{t_x, B\}(s)$ η πιθανότητα ενός δοθέντος εικονοστοιχείου s να ανήκει στα όρια της περιοχής R_x ,

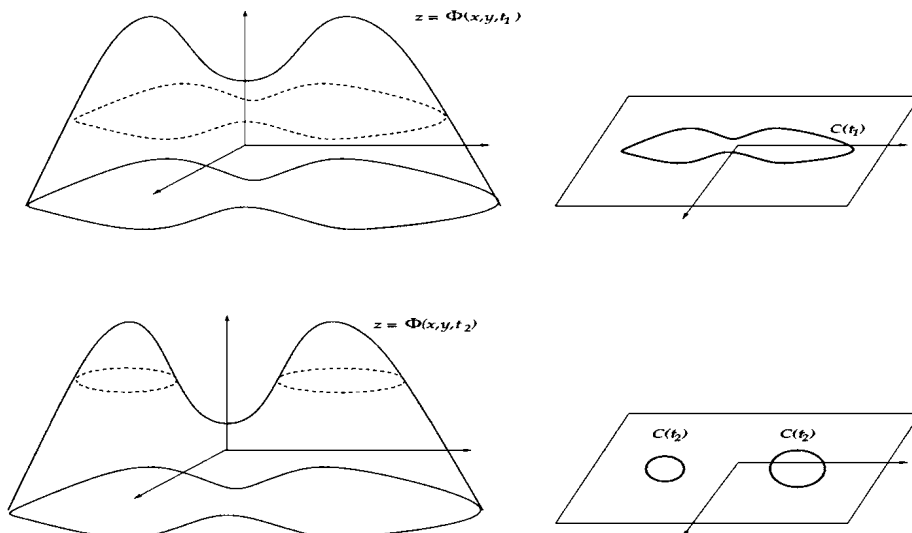
Τότε, στόχος του προτεινόμενου πλαισίου είναι είτε ο διαχωρισμός της περιοχής του παρασκηνίου από τις υπόλοιπες περιοχές (εξαγωγή της περιοχής του παρασκηνίου), είτε η εξαγωγή μιας περιοχής με συγκεκριμένα χαρακτηριστικά κίνησης. Και στις δύο περιπτώσεις, η άγνωστη μεταβλητή του μοντέλου αναφέρεται σε μια καμπύλη ∂R η οποία εξελίσσεται προς την κατεύθυνση των ορίων μεταξύ της επιλεγμένης περιοχής και των υπολοίπων περιοχών της εικόνας εισόδου.

Καθορισμός της Ενότητας Ορίου (Setting the Boundary Module)

Προκειμένου να χρησιμοποιήσουμε το μοντέλο των Γεωδαιτικών Ενεργών Περιοχών, χρειάζεται να εξάγουμε πληροφορίες αναφορικά με τα αληθή όρια κάθε περιοχής.

Έστω ένα εικονοστοιχείο s , μια τμηματοποίηση της τοπικής περιοχής του εικονοστοιχείου $N(s)$ και έστω $N_R(s)$ και $N_L(s)$ οι τοπικές υπό-περιοχές που σχετίζονται με αυτήν την τμηματοποίηση. Επιπλέον, έστω $p_{B_{t_k}}(I(N(s)))$ η συνάρτηση πυκνότητας πιθανότητας ορίου (boundary probability density function) δεδομένης της υπόθεσης k , $[p(I(N(s))|B_{t_k})]$ η υπό συνθήκη πιθανότητα ορίου και $[p(I(N(s))|\bar{B}_{t_k})]$ η υπό συνθήκη πιθανότητα μη-ορίου (non-boundary). Τότε, σύμφωνα με τον κανόνα του Bayes και κάνοντας μερικές παραδοχές σχετικά με τη συνολική a priori πιθανότητα ορίου (Paragios and Deriche, 1999a) μπορεί εύκολα να δειχθεί ότι η πιθανότητα ένα εικονοστοιχείο s να ανήκει στα όρια της περιοχής t_k , δοθείσας της κατάτμησης της τοπικής γειτονιάς του, $N(s)$, δίνεται από τη σχέση,

$$p_{B_{t_k}}(s) = \frac{p(I(N(s))|B_{t_k})}{p(I(N(s))|B_{t_k}) + p(I(N(s))|\bar{B}_{t_k})} \quad (2.21)$$



Εικόνα 8: Μεθοδολογία επιπεδοσυνόλων και διάδοση της καμπύλης. Η αριστερή στήλη παρουσιάζει την εξελισσόμενη συνάρτηση επιπεδοσυνόλων, ενώ η δεξιά την καμπύλη που αντιστοιχεί στις μηδενικές τιμές της επιφάνειας των επιπεδοσυνόλων. Φαίνεται επίσης ο μηχανισμός που επιτρέπει μεταβολές της τοπολογίας [48]

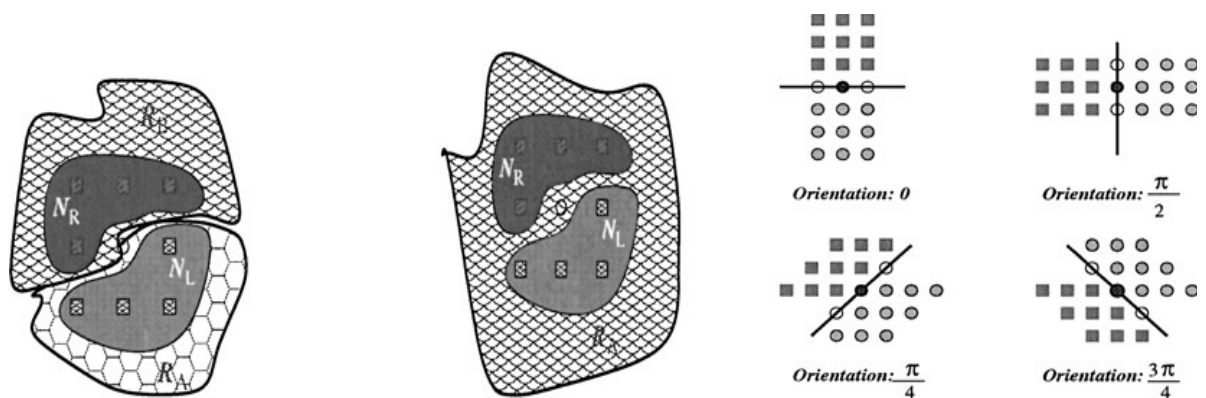
Τότε, οι υπό συνθήκη όριο/μη-όριο πιθανότητες μπορούν να εκτιμηθούν απευθείας από γνωστές ποσότητες (Paragios & Deriche (1999d) και Zeng et al. (1998)) ως εξής:

***k* Συνθήκη Ορίου (Εικόνα 9 (αριστερά)):**

Αν s ένα εικονοστοιχείο που ανήκει στο t_k όριο, τότε υπάρχει μια κατάτμηση $[N_L(s), N_R(s)]$ όπου η πιο πιθανή συνθήκη κίνησης για την “αριστερή” τοπική περιοχή είναι t_k και για τη “δεξιά” $t_j [j = k]$, ή αντίστροφα,

***k* Συνθήκη Μη-Ορίου (Εικόνα 9 (κέντρο)):**

Από την άλλη πλευρά, εάν το εικονοστοιχείο s δεν ανήκει στο t_k όριο, τότε για κάθε πιθανή κατάτμηση της τοπικής περιοχής η πιο πιθανή συνθήκη κίνησης τόσο για την “αριστερή” όσο και για τη “δεξιά” τοπική περιοχή είναι t_k , ή t_i και t_j , με $\{i, j\} = k$.



Εικόνα 9: Αριστερά: Τοπική κατάτμηση που υποδεικνύει ένα σημείο του ορίου. Κέντρο: Τοπική κατάτμηση που υποδεικνύει ένα σημείο που δεν ανήκει στο όριο. Δεξιά: Οι τοπικές κατατμήσεις που εξετάζονται στην εργασία [48]

Σαν συνέπεια, οι συναρτήσεις πυκνότητας υπό συνθήκη ορίου/όχι-ορίου πιθανότητας δίνονται από την:

$$p(I(N(s))|B_k) = p_k(I(N_R(s)))p_j(I(N_L(s))) + p_j(I(N_R(s)))p_k(I(N_L(s))) \tag{2.22}$$

$$p(I(N(s))|\bar{B}_k) = p_k(I(N_R(s)))p_k(I(N_L(s))) + p_i(I(N_R(s)))p_j(I(N_L(s)))$$

όπου $\{i, j\}$ μπορούν να είναι ταυτόσημα και

– $p_k(I(N_R(s)))$ η πιθανότητα η “δεξιά” τοπική περιοχή $[N_R(s)]$ να ανήκει στην υπόθεση της k περιοχής, δοθέντων των παρατηρούμενων τιμών κίνησης εντός της περιοχής $[I(N_R(s))]$,

– $p_j (I(N_L(s)))$ η πιθανότητα η “αριστερή” τοπική περιοχή $[N_L(s)]$ να ανήκει στην υπόθεση της j περιοχής, δοθέντων των παρατηρούμενων τιμών κίνησης εντός της περιοχής $[I(N_L(s))]$.

Έχοντας ορίσει την πιθανότητα ένα εικονοστοιχείο να είναι σημείο του ορίου k , το επόμενο πρόβλημα είναι ο ορισμός των διαμερίσεων της τοπικής περιοχής (neighborhood). Θεωρούμε τέσσερις διαφορετικές διαμερίσεις και οι τοπικές περιοχές θεωρούνται παράθυρα με διαστάσεις 3×3 εικονοστοιχεία (Εικόνα 9 (δεξιά)). Δεδομένου ότι ο στόχος της προσέγγισής μας είναι είτε ο διαχωρισμός της περιοχής του παρασκήνιου t_{R0} από τις υπόλοιπες περιοχές είτε ο καθορισμός της περιοχής που ανταποκρίνεται στις συνθήκες κίνησης που μας ενδιαφέρουν (για απλοποίηση του συμβολισμού συμβολίζουμε αυτήν την περιοχή επίσης ως R_0), έχουμε να υπολογίσουμε μόνο την πιθανότητα ορίου για την υπόθεση t_{R0} .

Αυτό μπορεί να πραγματοποιηθεί εύκολα δεδομένου ότι εάν ένα δοθέν εικονοστοιχείο πληρεί την υπόθεση πιθανότητας ορίου t_{R0} τότε υπάρχει ένα διαμέρισμα για το οποίο:

- Σύμφωνα με το σύνολο παρατηρήσεων, για μια από τις τοπικές περιοχές η πιο πιθανή ανάθεση ιδιοτήτων κίνησης είναι η t_{R0} ,
- Η πιο πιθανή ανάθεση ιδιοτήτων κίνησης για τις υπόλοιπες τοπικές περιοχές είναι διαφορετική από την t_{R0} .

Ως εκ τούτου, για κάθε εικονοστοιχείο της εικόνας και για κάθε διαμέριση ελέγχουμε εάν η πιο πιθανή υπόθεση είναι να ανήκει στο παρασκήνιο ή όχι. Εάν υπάρχει τοπική περιοχή με χρονική ανάθεση υφής (most temporal texture assignment) t_{R0} , τότε η πιθανότητα ορίου $[p_C]$ εκτιμάται σύμφωνα με την εξίσωση (2.21). Διαφορετικά, η πιθανότητα ορίου δεδομένου ότι ισχύει η υπόθεση t_{R0} για το δοθέν εικονοστοιχείο ορίζεται ως μηδέν. Επιπρόσθετα, εάν υπάρχουν περισσότερα από ένα τοπικά διαμερίσματα που να ορίζουν μη-μηδενικές τιμές πιθανότητας ορίου, τότε χρησιμοποιείται η μεγαλύτερη τιμή.

Τότε, η ενότητα της βασισμένης-σε-όριο επιβλεπόμενης κατάτμησης μπορεί να οριστεί ως εξής

$$E(P(R)) = \int_0^1 g(p_C(\partial R(c))) |\partial \dot{R}(c)| dc \quad (2.23)$$

όπου $g(\cdot)$ μία Γκαουσιανή συνάρτηση.

Η αποδοτικότητα της ενότητας της βασισμένης-σε-όριο επιβλεπόμενης κατάτμησης έχει αποδειχθεί από τους Paragios και Deriche (1999a). Το βασικό μειονέκτημα αυτής της περιορισμένης προσέγγισης είναι η ευαισθησία της στις αρχικές συνθήκες. Με άλλα λόγια, απαιτείται μια αρχική καμπύλη η οποία να περιλαμβάνει πλήρως την αντίστοιχη περιοχή ενδιαφέροντος ή να περιλαμβάνεται από αυτήν. Έτσι, περιπτώσεις στις οποίες μια περιοχή περιβάλλεται πλήρως από άλλες περιοχές δεν είναι δυνατόν να αντιμετωπιστούν με τη βασισμένη-σε-όριο ενότητα.

Καθορισμός της Ενότητας Περιοχής (Setting the Region Module)

Έστω $p(P(R) | D(R))$ η a posteriori πιθανότητα κατάτμησης δεδομένης της διαμέρισης $P(R)$. Αφού οι a posteriori πιθανότητες περιοχής $p(D(I)(R_i)|t_{R_i})$ είναι ανεξάρτητες, η συνολική a posteriori πιθανότητα κατάτμησης δίνεται από τη σχέση:

$$\begin{aligned} p(P(R)|D(I)) &= p\left(\bigcap_{i=0}^N [D(R_i)|t_{R_i}]\right) \\ &= \prod_{i=0}^N p(D(R_i)|t_{R_i}) \end{aligned} \quad (2.24)$$

όπου $D(R_i)$ τα πολυδιάστατα δεδομένα χαρακτηριστικών κίνησης που σχετίζονται με την περιοχή R_i . Δεδομένου ότι το σύνολο των δεδομένων παρατήρησης αναφέρεται σε πολυδιάστατα δεδομένα χαρακτηριστικών κίνησης, ο όρος της περιοχής/στατιστικός όρος (region/statistical term) αναφέρεται σε πολυμεταβλητές δεσμευμένες πιθανότητες.

Προκειμένου να απλοποιήσουμε το μοντέλο, μπορούμε να υποθέσουμε ότι οι αποκρίσεις στα διαφορετικά φίλτρα είναι ανεξάρτητες. Τότε η a posteriori πιθανότητα κατάτμησης δίνεται από τη σχέση

$$p(P(R)|D(I)) = \prod_{i=0}^N \prod_{j=1}^M p(I_j(R_i)|t_{R_i}) \quad (2.25)$$

όπου $p(I_j(R_i)|t_{R_i})$ η a posteriori πιθανότητα κατάτμησης για μια περιοχή R_i δεδομένων των στοιχείων I_j .

Για να προσπεράσουμε τους περιορισμούς και τα σφάλματα που δημιουργεί η παραπάνω υπόθεση (DeBonet & Viola, 1998), συνδυάζουμε τις αποκρίσεις των φίλτρων χρησιμοποιώντας τις μετρήσεις αξιοπιστίας τους w_j . Τότε, η λειτουργία των Γεωδαιτικών Ενεργών Περιοχών για επιβλεπόμενη κατάτμηση συνίσταται στην ελαχιστοποίηση

$$E(\partial(P(R))) = (1-a) \int_0^1 g(p_C(\partial R(c))) |\partial \dot{R}(c)| dc \quad (2.26)$$

$$-a \sum_{i=0}^N \iint_R \sum_{j=1}^M w_j \log [p_{(t_R, j)} I_j(x, y)]$$

Η ερμηνεία της παραπάνω συνάρτησης είναι σαφής και στοχεύει στην εύρεση μιας κανονικής καμπύλης η οποία να έλκεται από τα πραγματικά όρια μεταξύ της περιοχής του παρασκηνίου (ή περιοχής ενδιαφέροντος) και των υπολοίπων περιοχών, ενώ την ίδια στιγμή στοχεύει στη δημιουργία ενός διαμερίσματος της εικόνας εισόδου που να μεγιστοποιεί την a posteriori πιθανότητα κατάτμησης.

Ελαχιστοποίηση της Αντικειμενικής Συνάρτησης (Minimizing the Objective Function)

Έστω $u=(x, y)$ ένα σημείο της αρχικής καμπύλης. Αυτό το σημείο μπορεί να ανήκει είτε στην περιοχή R_0 είτε στην περιοχή R_k . Βασιζόμενοι σε αυτήν την υπόθεση, υπολογίζουμε τις εξισώσεις Euler-Lagrange (Caselles et al., 1997; Zhu and Yuille, 1996), και εξάγουμε την ακόλουθη εξίσωση κίνησης:

$$\frac{\partial u}{\partial t} = [a \sum_{j=1}^N w_j \log \frac{p_{(t_R, j)}(I_j(u))}{p_{(t_R, j)}(I_j(u))} (1-a)(g(p_C(u))K(u) - \nabla g(p_C(u))N(u))]N(u) \quad (2.27)$$

Η ερμηνεία της ανωτέρω εξίσωσης πυκνότητας πιθανότητας (PDE) είναι προφανής. Δοθείσας μιας αρχικής καμπύλης, δημιουργείται μια διαμέριση της εικόνας [οριζόμενη από μια καμπύλη η οποία έλκει τα όρια της περιοχής] όπου η περιοχή εξωτερικά της καμπύλης ανήκει στην περιοχή του παρασκηνίου (ή περιοχή ενδιαφέροντος) ενώ οι περιοχές εσωτερικά της καμπύλης ανήκουν σε άλλες περιοχές. Η ληφθείσα εξίσωση πυκνότητας

πιθανότητας εφαρμόζεται με χρήση μεθόδων επιπεδοσυνόλων όπου η ακόλουθη εξίσωση ανανεώνει τη συνάρτηση των επιπεδοσυνόλων:

$$\begin{aligned} \frac{\partial \phi}{\partial t}(u) = & a \sum_{j=1}^N w_j \log \left(\frac{p_{\{t_R, j\}}(I_j(u))}{p_{\{y_R, j\}}(I_j(u))} \right) |\nabla \phi(u)| \\ & + (1-a) (g(p_C(u)) K(u) - \frac{\nabla \phi(u)}{|\nabla \phi(u)|} \cdot \nabla g(p_C(u))) |\nabla \phi(u)| \end{aligned} \quad (2.28)$$

Προκειμένου να μειώσουμε το απαιτούμενο υπολογιστικό κόστος του υπολογισμού της παραπάνω εξίσωσης, χρησιμοποιούμε τη Μέθοδο Narrow (Narrow Method) (Adalsteinsson & Sethian, 1995). Η κεντρική έννοια αυτής της μεθόδου είναι η εφαρμογή της εξίσωσης εξέλιξης των επιπεδοσυνόλων μόνο εντός μιας περιορισμένης περιοχής γύρω από την πρόσφατη θέση των εξελισσόμενων καμπύλων (στην εσωτερική και εξωτερική κατεύθυνση). Έτσι, η περιοχή στην οποία εργαζόμαστε μειώνεται αισθητά με αποτέλεσμα να μειώνεται αισθητά και η υπολογιστική πολυπλοκότητα ανά επανάληψη του αλγορίθμου. Ωστόσο, αυτή η μέθοδος απαιτεί συχνή επανα-αρχικοποίηση των συναρτήσεων επιπεδοσυνόλων η οποία και πραγματοποιείται χρησιμοποιώντας τον αλγόριθμο Fast Marching (Sethian, 1996). Έναν παρόμοιο αλγόριθμο στον τομέα του αυτομάτου ελέγχου πρότεινε και ο Tsitsiklis (1995). Η απαίτηση για επανα-αρχικοποίηση μπορεί να εξαλειφθεί διαφοροποιώντας την ενσωματωμένη συνάρτηση επιπεδοσυνόλων όπως πρότειναν οι Gomes και Faugeras (2000).

Ένας εναλλακτικός τρόπος για επιπλέον μείωση της υπολογιστικής πολυπλοκότητας εισήχθη από τον αλγόριθμο του Hermes (Paragios and Deriche, 2000b) ο οποίος προτείνει ένα σύντομο τρόπο παραμόρφωσης της αρχικής καμπύλης ώστε να ελαχιστοποιηθεί η αντικειμενική συνάρτηση. Στην περίπτωση μας, η εξίσωση που παραμορφώνει την αρχική καμπύλη μπορεί να γραφτεί στη γενική μορφή ως:

$$\Phi_{(x,y)}^{t+1} = \Phi_{(x,y)}^t + V(x, y, \Phi) dt \quad (2.29)$$

όπου $V(x, y, \Phi)$ η εξίσωση της ταχύτητας διάδοσης, εξαρτώμενη από τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά της εικόνας.

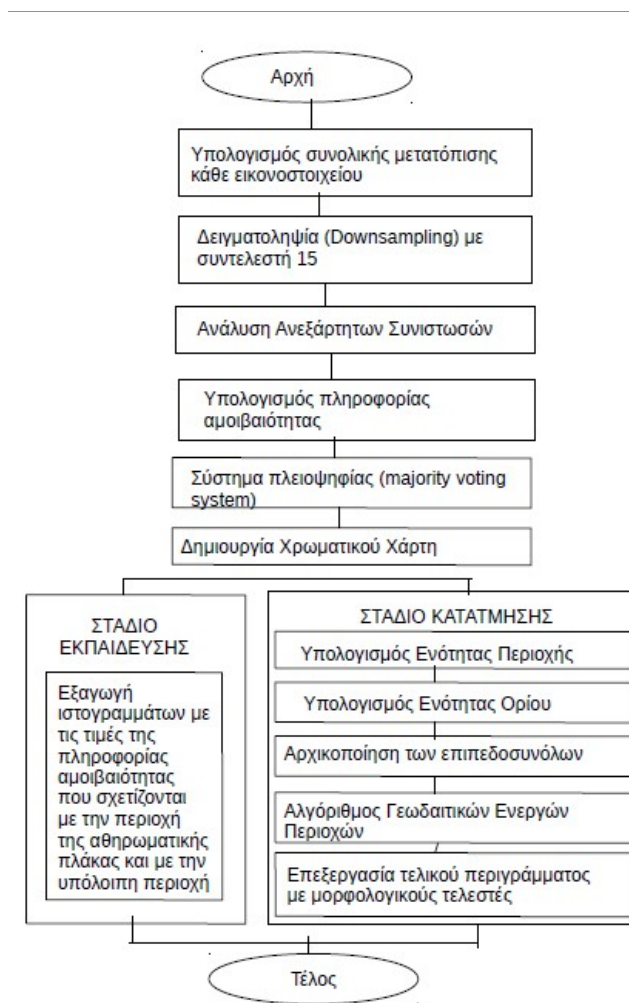
Δεδομένου ότι η ταχύτητα $V(x, y, \Phi)$ εκτιμάται γενικά σύμφωνα με τα χαρακτηριστικά της εικόνας, υπάρχουν σημεία των οποίων το μέτωπο εξελίσσεται ταχύτερα από άλλων. Η ιδέα-κλειδί στην οποία βασίζεται η προσέγγιση του Hermes είναι η τοπική εξέλιξη του μετώπου σύμφωνα με τις τιμές διάδοσης των σημείων του. Ο αλγόριθμος επιλέγει σε κάθε στάδιο το σημείο με την υψηλότερη κατά απόλυτη τιμή ταχύτητα διάδοσης από ένα σύνολο πραγματικών σημείων της καμπύλης, και παραμορφώνει την εικόνα επιπεδοσυνόλων τοπικά.

2.3 Σχεδίαση Προτεινόμενης Μεθοδολογίας

Στην παρούσα εργασία εφαρμόστηκε ένα τροποποιημένο μοντέλο Γεωδαιτικών Ενεργών Περιοχών για Επιβλεπόμενη Κατάτμηση, ανάλογο αυτού που παρουσιάστηκε ανωτέρω. Ως χαρακτηριστικά κατάτμησης χρησιμοποιήθηκαν στοιχεία κίνησης και όχι στοιχεία υφής. Επομένως η μοντελοποίησή μας δεν περιλαμβάνει φίλτρα επεξεργασίας των εικόνων εισόδου, δεδομένου ότι δεν υπάρχει ανάγκη για εξάλειψη των διαφόρων μορφών θορύβου που περιέχονται στις εικόνες υπερήχων.

2.3.1 Εξαγωγή Χρωματικού Χάρτη της Πληροφορίας Αμοιβαιότητας της Κίνησης των Εικονοστοιχείων

Αρχικά υπολογίστηκε για κάθε εικονοστοιχείο η μετατόπισή του στο χώρο της εικόνας στο σύνολο των εικόνων σε σχέση με τη μεσαία εικόνα της ακολουθίας σε κάθε μια από τις δύο ανεξάρτητες συνιστώσες της εικόνας (οριζόντιος και κάθετος άξονας) και ύστερα υπολογίστηκε το μέτρο της συνολικής του μετατόπιση. Στη συνέχεια, έπειτα από δειγματοληψία με συντελεστή 15 για μείωση του υπολογιστικού κόστους και του χρόνου εκτέλεσης του αλγορίθμου, εφαρμόστηκε στα αποτελέσματα αλγόριθμος ανάλυσης ανεξάρτητων συνιστωσών (Independent Component Analysis – ICA). Ο αλγόριθμος ICA που χρησιμοποιήθηκε εφαρμόζει αρχικά στο διάνυσμα εισόδου τεχνική λεύκανσης (whitening) και κανονικοποίησης (normalization). Σαν έξοδο του αλγορίθμου αυτού λάβαμε 50 ανεξάρτητα διανύσματα κίνησης.



Εικόνα 10: Διάγραμμα ροής αλγορίθμου αυτόματης κατάτμησης αρτηριακού τοιχώματος από εικόνες υπερήχων.

Μετά την εφαρμογή του αλγορίθμου ICA, υπολογίστηκε η πληροφορία αμοιβαιότητας (mutual information) της μετατόπισης καθενός εκ των ανεξάρτητων διανυσμάτων σε σχέση με τη μετατόπιση όλων των εικονοστοιχείων. Σαν τελική πληροφορία αμοιβαιότητας χρησιμοποιήθηκε αυτή που προήλθε από σύστημα πλειοψηφίας (majority voting system). Η πληροφορία αυτή μεταφράστηκε σε τιμές χρώματος. Για την οπτικοποίηση των διαφορών στην κίνηση μεταξύ των διαφορετικών περιοχών της εικόνας που αποτελούν και διαφορετικές περιοχές της καρωτιδικής αρτηρίας πραγματοποιήθηκε υπέρθεση των τιμών χρώματος που αντιστοιχούν στην πληροφορία αμοιβαιότητας στην αρχική εικόνα Β-σάρωσης.

Στην Εικόνα 10 παρουσιάζεται το διάγραμμα ροής της παραπάνω διαδικασίας.

Στη συνέχεια, η εργασία διακρίνεται σε δύο φάσεις, το στάδιο της αρχικοποίησης της καμπύλης των επιπεδοσυνόλων του αλγορίθμου κατάτμησης και το στάδιο της κατάτμησης, το οποίο συμπεριλαμβάνει και το στάδιο της εκπαίδευσης.

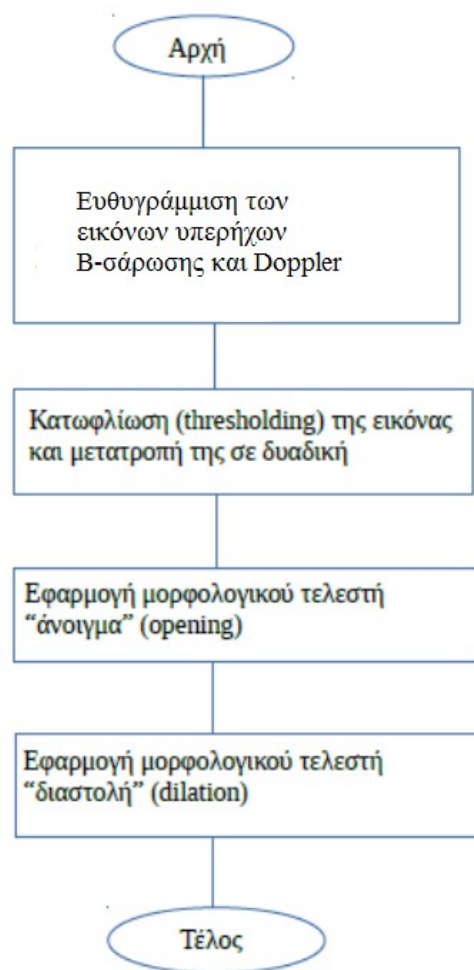
2.3.2 Στάδιο Αρχικοποίησης

Στο στάδιο της αρχικοποίησης επιθυμούμε να τοποθετήσουμε προσεγγιστικά στην εικόνα εισόδου την καμπύλη που διαχωρίζει τις δύο επιθυμητές περιοχές – αθηρωματική πλάκα και υπόλοιπη εικόνα. Αυτό μπορεί να γίνει με δύο τρόπους. Ο πρώτος τρόπος είναι ο ορισμός τυχαίων σημείων της εικόνας τα οποία να αποτελούν όρια των δύο περιοχών και η καμπύλη που ορίζουν να δοθεί ως αρχική καμπύλη στον αλγόριθμο της τελικής κατάτμησης. Ο δεύτερος τρόπος υπάρχει σαν επιλογή εάν είναι διαθέσιμη η εικόνα του υπερήχου με τη μέθοδο Doppler και αναλύεται στη συνέχεια.

Όπως αναφέρθηκε και στο προηγούμενο κεφάλαιο, με τη μέθοδο Doppler λαμβάνουμε μια εικόνα η οποία απεικονίζει με χρώμα τις περιοχές οι οποίες διαρρέονται από αίμα και με διαφορετικές φωτεινότητες του γκρι τις υπόλοιπες περιοχές. Έτσι για την αρχικοποίηση αυτή δημιουργείται ένας αλγόριθμος ανίχνευσης ακμών ο οποίος να διαχωρίζει την περιοχή που διαρρέεται από αίμα από τις υπόλοιπες περιοχές. Αρχικά, πραγματοποιείται ευθυγράμμιση της εικόνας Doppler ως προς την πρώτη εικόνα της ακολουθίας υπερήχων. Στη συνέχεια, ο αλγόριθμος ανίχνευσης ακμών εντοπίζει και διαχωρίζει την περιοχή με χρώμα από την περιοχή των αποχρώσεων του γκρι. Για τον εντοπισμό των περιοχών αυτών ο αλγόριθμος εξετάζει την τιμή της φωτεινότητας κάθε εικονοστοιχείου. Δεδομένου ότι η εικόνα εισόδου είναι της μορφής RGB, η φωτεινότητα του κάθε εικονοστοιχείου καθορίζεται από τρεις συνιστώσες χρωμάτων. Πιο συγκεκριμένα, η πρώτη συνιστώσα αποτελεί την τιμή της έντασης του κόκκινου χρώματος, η δεύτερη του πράσινου και η τρίτη του μπλε. Ένα εικονοστοιχείο με διαφορετικές τιμές σε τουλάχιστον δύο από τις τρεις συνιστώσες της φωτεινότητας εμφανίζεται έγχρωμο, ενώ ένα εικονοστοιχείο με ίσες τιμές φωτεινότητας και στις τρεις συνιστώσες του εμφανίζει φωτεινότητα κάποια απόχρωση του γκρι που ορίζει αυτή η τιμή. Κατηγοριοποιώντας τα εικονοστοιχεία της εικόνας που λαμβάνεται με τη μέθοδο Doppler σε έγχρωμα και μη, λαμβάνουμε μια καμπύλη που αποτελεί το όριο μεταξύ της περιοχής του αυλού και του αρτηριακού τοιχώματος ή της περιοχής της αθηρωματικής πλάκας, στις περιπτώσεις όπου

εμφανίζεται αθηρωμάτωση. Στην καμπύλη που προκύπτει από τον αλγόριθμο ανίχνευσης ακμών, έπειτα από κατωφλίωση και μετατροπή της σε δυαδική, εφαρμόζουμε μορφολογικούς τελεστές, άνοιγμα (opening) και διαστολή (dilation), προκειμένου να απορριφθούν όσο το δυνατόν περισσότερες λανθασμένες ακμές και να βελτιστοποιηθεί η τελική καμπύλη που επιστρέφει σαν αποτέλεσμα ο αλγόριθμος. Η καμπύλη αυτή αποτελεί την καμπύλη αρχικοποίησης του αλγορίθμου των επιπεδοσυνόλων.

Στην εικόνα που ακολουθεί (Εικόνα 11) παρουσιάζεται το διάγραμμα ροής του αλγορίθμου αρχικοποίησης.



Εικόνα 11: Διάγραμμα ροής αλγορίθμου αρχικοποίησης μέσω της εικόνας που λαμβάνεται με τη μέθοδο Doppler.

2.3.3 Στάδιο Τελικής Κατάτμησης

Το στάδιο της τελικής κατάτμησης περιλαμβάνει τη διαδικασία εξαγωγής των ιστογραμμάτων εκπαίδευσης (στάδιο εκπαίδευσης) και τη μεθοδολογία των επιπεδοσυνόλων για τον προσδιορισμό της περιοχής της αθηρωματικής πλάκας (Εικόνα 10).

Στο στάδιο της εκπαίδευσης επιθυμούμε να δημιουργήσουμε ένα σύνολο δεδομένων εκπαίδευσης του αλγορίθμου τα οποία θα χρησιμοποιηθούν στο στάδιο της κατάτμησης. Σε αυτό το στάδιο χρησιμοποιούνται περιγράμματα της αθηρωματικής πλάκας όπως αυτά σχεδιάστηκαν χειροκίνητα από ειδικούς (ground truth information). Για κάθε μία από τις δοθείσες ακολουθίες εικόνων Β-σάρωσης για τις οποίες διατίθενται τα όρια της πλάκας συσχετίστηκε η τιμή της πληροφορίας αμοιβαιότητας (mutual information) κάθε εικονοστοιχείου με πληροφορία σχετικά με το αν αντιστοιχεί ή όχι σε αθηρωματική πλάκα. Συνδυάζοντας έτσι όλες τις διαθέσιμες ακολουθίες εικόνων υπερήχων υπολογίζονται τα ιστογράμματα των τιμών αυτών. Πιο αναλυτικά, εξάγεται ένα ιστόγραμμα με την κατανομή των τιμών mutual information των εικονοστοιχείων που αντιστοιχούν σε αθηρωματική πλάκα και αντίστοιχα ένα ιστόγραμμα για αυτές των εικονοστοιχείων που ανήκουν στην υπόλοιπη περιοχή της εικόνας. Αυτά τα ιστογράμματα χρησιμοποιήθηκαν ως στοιχεία πιθανοτήτων στο στάδιο της κατάτμησης, όπως θα περιγραφεί στην επόμενη παράγραφο.

Στο σημείο αυτό πρέπει να διευκρινιστεί ότι προκειμένου να έχουμε αξιόπιστα αποτελέσματα κατάτμησης το σύνολο δεδομένων εκπαίδευσης δημιουργήθηκε με το μοντέλο leave-one-out cross validation της στατιστικής ανάλυσης. Δηλαδή, για κάθε ασθενή, δημιουργήθηκε ένα διαφορετικό σύνολο δεδομένων εκπαίδευσης βασισμένο στην ground truth πληροφορία των υπόλοιπων 29 ασθενών ενώ η δοθείσα χειροκίνητη κατάτμηση αυτού του ασθενή χρησιμοποιήθηκε για τις μετρήσεις αξιολόγησης των αποτελεσμάτων του αλγορίθμου.

Το στάδιο της κατάτμησης αποτελεί το τελικό στάδιο του αλγορίθμου μας. Στο στάδιο αυτό χρησιμοποιούμε τις καμπύλες πιθανοτήτων ένα εικονοστοιχείο να ανήκει στην περιοχή της πλάκας ή όχι με βάση τη συνολική του μετατόπιση. Ο αλγόριθμος κατάτμησης βασίζεται στη θεωρία των Γεωδαιτικών Ενεργών Περιοχών όπως παρουσιάστηκε σε προηγούμενη παράγραφο του κεφαλαίου.

Αρχικά υπολογίστηκε, με βάση τις καμπύλες πιθανοτήτων που εξήχθησαν κατά το

στάδιο της εκπαίδευσης, την πιθανότητα κάθε εικονοστοιχείο της εικόνας εισόδου να ανήκει σε περιοχή αθηρωματικής πλάκας ή όχι. Κατά αντιστοιχία με τη θεωρία της παραγράφου 2.2.3, επιθυμούμε να διαχωρίσουμε την εικόνα εισόδου σε δυο διαφορετικές περιοχές, την περιοχή της πλάκας που είναι και η περιοχή ενδιαφέροντος και την υπόλοιπη περιοχή που περιλαμβάνει τον αυλό και το τοίχωμα της καρωτιδικής αρτηρίας και θεωρείται ως το παρασκήνιο (background) της εικόνας. Με υπολογισμένες λοιπόν τις προαναφερθείσες πιθανότητες υπολογίστηκαν οι ενότητες Περιοχής (Region Module) και Ορίου (Boundary Module).

Στην ενότητα της περιοχής επιθυμούμε να υπολογίσουμε την *a posteriori* πιθανότητα ένα εικονοστοιχείο να ανήκει σε μία από τις δύο επιθυμητές περιοχές – περιοχή αθηρωματικής πλάκας ή υπόλοιπη περιοχή (αυλός, αρτηριακό τοίχωμα). Για αυτό το σκοπό χρησιμοποιήθηκαν τα ιστογράμματα που υπολογίστηκαν στο στάδιο της εκπαίδευσης. Όπως προαναφέρθηκε, κατά το στάδιο της εκπαίδευσης, χρησιμοποιώντας εικονοστοιχεία για τα οποία υπήρχε διαθέσιμη κατηγοριοποίηση από ειδικούς σε αθηρωματική πλάκα ή παρασκήνιο και υπολογισμένη *mutual information*, δημιουργούνται καμπύλες πιθανοτήτων για κάθε μια από τις δυο διαφορετικές περιοχές κατάτμησης. Με βάση τις καμπύλες πιθανοτήτων, υπολογίζεται για κάθε εικονοστοιχείο τις πιθανότητες να ανήκει σε κάθε μια από τις δύο περιοχές. Η τελική δύναμη της ενότητας περιοχής που συντελεί στη συστολή ή τη διαστολή της καμπύλης ώστε να συμπεριλάβει τα επιθυμητά εικονοστοιχεία υπολογίστηκε με βάση τις σχέσεις (2.15) ως ο λογάριθμος του λόγου της πιθανότητας του κάθε εικονοστοιχείου να ανήκει στην περιοχή της πλάκας προς την πιθανότητά του να ανήκει στην υπόλοιπη περιοχή.

Η ενότητα του ορίου υλοποιήθηκε με έναν επαναληπτικό βρόχο ο οποίος, για κάθε εικονοστοιχείο, υπολογίζει αρχικά τα τέσσερα διαφορετικά γειτονικά διαμερίσματα – με προσανατολισμό 0 , $\frac{\pi}{4}$, $\frac{\pi}{2}$ και $\frac{3\pi}{4}$ - σύμφωνα και με το θεωρητικό υπόβαθρο όπως αυτό παρουσιάστηκε στην παράγραφο 2.2.3. Με βάση τις ορισθείσες διαμερίσεις και τις πιθανότητες των αντίστοιχων εικονοστοιχείων να ανήκουν ή όχι στην περιοχή της αθηρωματικής πλάκας, υπολογίστηκε η πιθανότητα του κεντρικού εικονοστοιχείου να αποτελεί όριο των δύο περιοχών. Για τον υπολογισμό αυτό χρησιμοποιήθηκαν οι σχέσεις (2.21) και (2.22). Με αυτή τη διαδικασία ελέγχεται για κάθε εικονοστοιχείο και για κάθε διαμέριση εάν η πιο πιθανή υπόθεση είναι το εικονοστοιχείο αυτό να ανήκει στο

παρασκηνίο. Δεδομένου ότι θεωρούνται τέσσερις διαφορετικές υποθέσεις διαμέρισης προκύπτουν και τέσσερις τιμές πιθανότητας το εικονοστοιχείο να ανήκει στα όρια μεταξύ των δύο περιοχών. Σαν τελική τιμή πιθανότητας το κάθε εικονοστοιχείο να ανήκει σε όριο μεταξύ των περιοχών της πλάκας και του παρασκηνίου λαμβάνεται η μεγαλύτερη τιμή.

Αφού υπολογίστηκαν οι Ενότητες Περιοχής και Ορίου, δημιουργείται ο αλγόριθμος επιπεδοσυνόλων για την τελική κατάτμηση. Ο αλγόριθμος αυτός περιλαμβάνει δύο στάδια: το στάδιο της αρχικοποίησης, όπως αυτό παρουσιάστηκε στην ενότητα 2.3.2 και το στάδιο της βελτιστοποίησης της αρχικής καμπύλης.

Αφού δοθεί η καμπύλη αρχικοποίησης, εφαρμόζεται ο αλγόριθμος επιπεδοσυνόλων προκειμένου να βελτιστοποιηθεί η θέση της αρχικής καμπύλης. Έχοντας υπολογίσει τις δυνάμεις των ενοτήτων ορίου και περιοχής που καθορίζουν την κίνηση και την παραμόρφωση των επιπεδοσυνόλων δημιουργείται ένας επαναληπτικός βρόχος ο οποίος βελτιστοποιεί την αρχική καμπύλη ώστε να καταλήξει στην τελική κατάτμηση. Για την ανανέωση της συνάρτησης της καμπύλης χρησιμοποιείται η εξίσωση (2.28) που παρουσιάστηκε στην παράγραφο 2.2.3 με κάποιες τροποποιήσεις. Δεδομένου ότι σαν στοιχεία κατάτμησης χρησιμοποιούνται πληροφορίες κίνησης δε χρειάστηκε να εφαρμοστούν μορφολογικά φίλτρα στην εικόνα εισόδου. Επομένως η εξίσωση (2.26) δεν περιλαμβάνει άθροισμα αφού υπάρχει μια εικόνα εισόδου και ο παράγοντας w_j που αποτελεί τα βάρη των φίλτρων εξαλείφεται (ισούται με τη μονάδα). Βασίζόμενοι σε παρατηρήσεις ορίστηκαν 120 επαναλήψεις του βρόχου μέχρι τον τερματισμό για την απόκτηση του τελικού ορίου της περιοχής της αθηρωματικής πλάκας.

Τέλος, εφαρμόστηκε μια επεξεργασία με μορφολογικούς τελεστές για την ομαλοποίηση των ορίων που προκύπτουν από τον αλγόριθμο γεωδαιτικών ενεργών περιοχών και την εξάλειψη μικρότερων περιοχών που πιθανόν ανιχνεύει λανθασμένα ο αλγόριθμος. Έτσι προέκυψε ως τελική εικόνα κατάτμησης μια δυαδική εικόνα με τιμή “1” στην περιοχή που ανιχνεύθηκε ύπαρξη αθηρωματικής πλάκας και τιμή “0” σε όλα τα υπόλοιπα εικονοστοιχεία.

2.4 Μετρικές Αξιολόγησης της Μεθοδολογίας

Για την αξιολόγηση των αποτελεσμάτων των αλγορίθμων αυτόματης κατάτμησης χρησιμοποιούνται μετρικές αξιολόγησης όπως αυτές που περιγράφηκαν στο προηγούμενο κεφάλαιο. Στην παρούσα εργασία αξιολογήσαμε τα αποτελέσματα βασιζόμενοι στη θεωρία της ανάλυσης λειτουργικών χαρακτηριστικών δέκτη (*receiver operating characteristic analysis – ROC*) και υπολογίσαμε τις ποσότητες που παρουσιάζονται αναλυτικά στη συνέχεια.

True-Positive Fraction (TPF), False-Positive Fraction (FPF), True-Negative Fraction (TNF), False-Negative Fraction (FNF)

Όπως ήδη αναλύθηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο, οι ποσότητες TPF, TNF, FPF και FNF αναφέρονται στη μέτρηση της ομοιότητας μεταξύ του ορίου που αναγνωρίζεται από τον αλγόριθμο κατάτμησης και τη ground truth πληροφορία. Οι τιμές αυτές υπολογίζονται με βάση τις σχέσεις:

$$\begin{aligned} TPF &= \frac{|AS \cap GT|}{|GT|} & FPF &= \frac{|AS - GT|}{|AS|} \\ TNF &= \frac{|\overline{AS} \cap \overline{GT}|}{|\overline{GT}|} & FNF &= \frac{|\overline{AS} - \overline{GT}|}{|\overline{AS}|} \end{aligned} \quad (2.30)$$

όπου AS: σύνολο των εικονοστοιχείων που ορίζει ο αλγόριθμος κατάτμησης, και
GT: σύνολο των εικονοστοιχείων που ορίζονται από τη ground truth πληροφορία.

Η πράξη “∩” συμβολίζει το πλήθος των κοινών εικονοστοιχείων, ενώ η πράξη “∪” συμβολίζει το πλήθος όλων των εικονοστοιχείων [51]. Τέλος, πράξη “|” συμβολίζει πλήθος των εικονοστοιχείων.

Με βάση την παραπάνω σχέση (2.30), υπολογίζεται η τιμή του δείκτη επικάλυψης, *overlap*, σύμφωνα με την εξής σχέση:

$$overlap = \frac{|GT \cap AS|}{|GT \cup AS|} \quad (2.31)$$

Οι παραπάνω ποσότητες εκφράζονται σε ποσοστό επί τοις εκατό και ικανοποιητική απόδοση έχουν αλγόριθμοι με υψηλές τιμές TPF, TNF και overlap και χαμηλές τιμές FNF και FPF.

Ακρίβεια (accuracy)

Η ακρίβεια (accuracy) χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση κυρίως συστηματικών σφαλμάτων και προσδιορίζει το ποσοστό ορθότητας μιας ποσότητας. Ο μαθηματικός της τύπος δίνεται από τη Σχέση (2.32)

$$a = \frac{TP+TN}{TP+TN+FP+FN} \quad (2.32)$$

όπου A το πλήθος των εικονοστοιχείων που περικλείονται από την “αληθή” περιοχή και TP (True-Positive), FP (False-Positive), FN (False-Negative) αντιστοιχούν στο πλήθος των εικονοστοιχείων που ανήκουν στις περιπτώσεις των κλασμάτων TPF, FPF, FNF που περιγράφηκαν στην παράγραφο 1.6.1.

Οι τιμές της ακρίβεια εκφράζονται σε ποσοστό επί τοις εκατό και μεγάλη τιμή της ακρίβειας σημαίνει ικανοποιητική απόδοση του αλγορίθμου.

Dice coefficient

Αν υποθέσουμε δύο σύνολα δεδομένων A και B, το dice coefficient D(A,B) ορίζεται ως εξής:

$$D(A, B) = \frac{2|A \cap B|}{|A| + |B|} \quad (2.33)$$

Πιο αναλυτικά, η παραπάνω σχέση αντιπροσωπεύει το μέγεθος της ένωσης των δύο

δειγμάτων διαιρούμενο από το μέσο μέγεθός τους.

Στην περίπτωση των TP, FP και FN που παρουσιάστηκαν στην παράγραφο 1.6.1, η παραπάνω σχέση μπορεί να γραφεί ως

$$D(A, B) = 2 \frac{TP}{(FP + TP) + (TP + FN)} \quad (2.34)$$

Τιμή 0 του dice coefficient σημαίνει καθόλου επικάλυψη μεταξύ των δύο δειγμάτων, ενώ τιμή 1 σημαίνει πλήρης συμφωνία. Τιμές μεγαλύτερες της μονάδας υποδηλώνουν μεγαλύτερη συμφωνία, και στην περίπτωση αλγορίθμων κατάτμησης υποδηλώνουν ότι τα αποτελέσματα αντιστοιχούν στο χρυσό πρότυπο (gold standard).

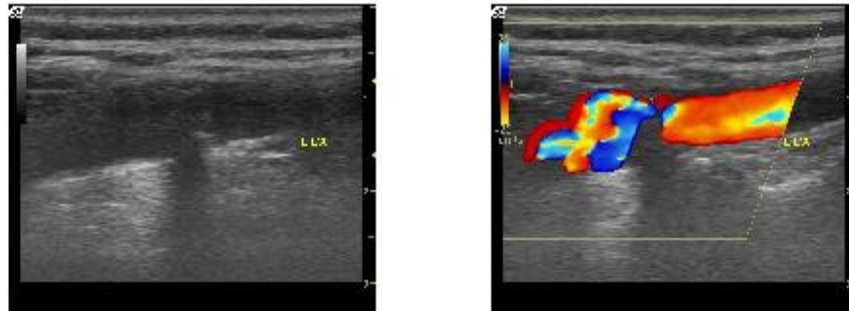
Στη βιβλιογραφία (Loizou [24]), η μέτρηση του Dice για αξιολόγηση αλγορίθμου κατάτμησης αναφέρεται και ως συντελεστής kappa (kappa index – KI).

Κεφάλαιο 3. Αποτελέσματα

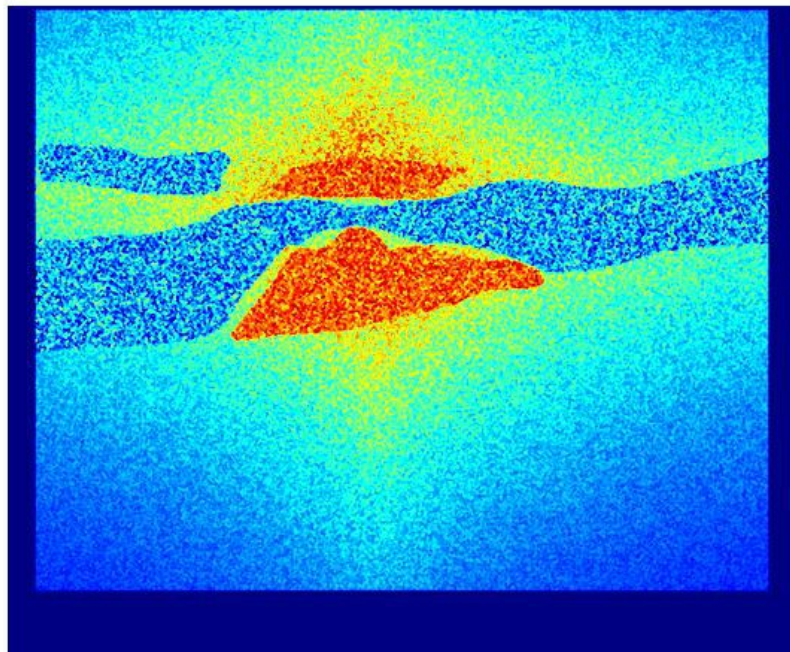
Στο κεφάλαιο αυτό παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της εφαρμογής του αλγορίθμου αυτόματης κατάτμησης του αρτηριακού τοιχώματος που αναπτύχθηκε στο πλαίσιο της διπλωματικής εργασίας και αναλύθηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο. Πιο αναλυτικά, στις επιμέρους ενότητες του κεφαλαίου αναλύονται τα αποτελέσματα των σταδίων αρχικοποίησης, εκπαίδευσης και τελικής κατάτμησης του συνολικού αλγορίθμου. Σαν παραδείγματα αποτελεσμάτων θα εξετάσουμε περιπτώσεις ασθενών όπου ο αλγόριθμος λειτούργησε ικανοποιητικά, αλλά και περιπτώσεις όπου από τον αλγόριθμο δεν προκύπτουν ικανοποιητικά αποτελέσματα. Στην τελευταία ενότητα του κεφαλαίου θα παρουσιάσουμε τα αποτελέσματα των μετρήσεων της απόδοσης του αλγορίθμου που υπολογίστηκαν όπως περιγράφηκε στο Κεφάλαιο 2.

3.1 Βήματα Μεθοδολογίας και Τελικής Κατάτμησης

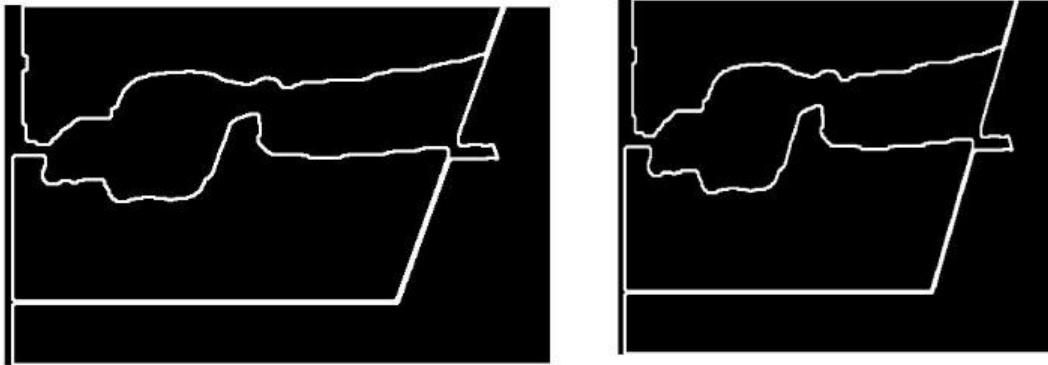
Σε αυτήν τη παράγραφο θα παρουσιάσουμε ένα ολοκληρωμένο παράδειγμα των εικόνων των επιμέρους σταδίων και της τελικής κατάτμησης του αλγορίθμου για μια περίπτωση όπου παρατηρήθηκε μέση απόδοση της μεθοδολογίας.



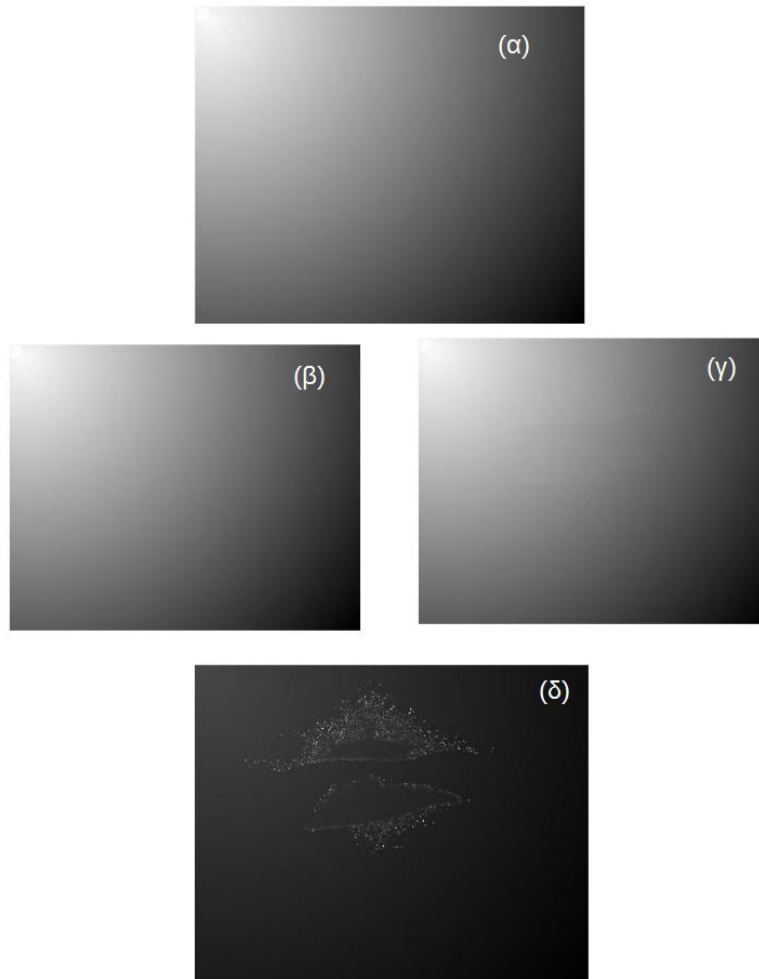
Εικόνα 12: Εικόνες υπερήχων Β-σάρωσης (αριστερά) και Doppler (δεξιά).



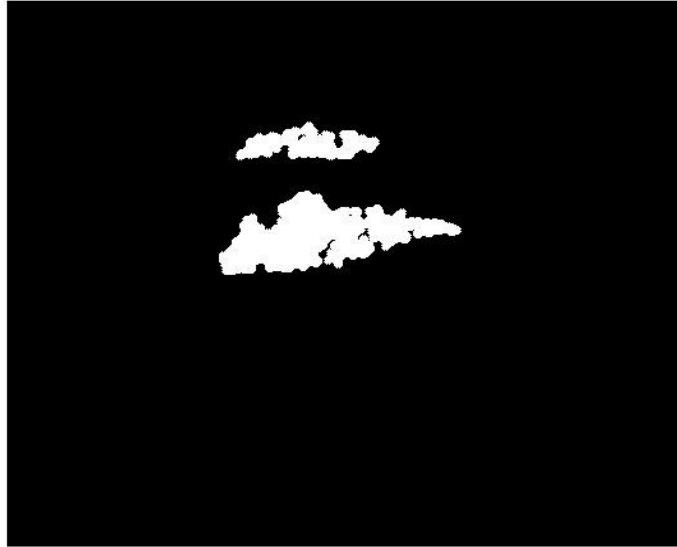
Εικόνα 13: Χρωματικός χάρτης πληροφορίας αμοιβαιότητας της κίνησης των εικονοστοιχείων.



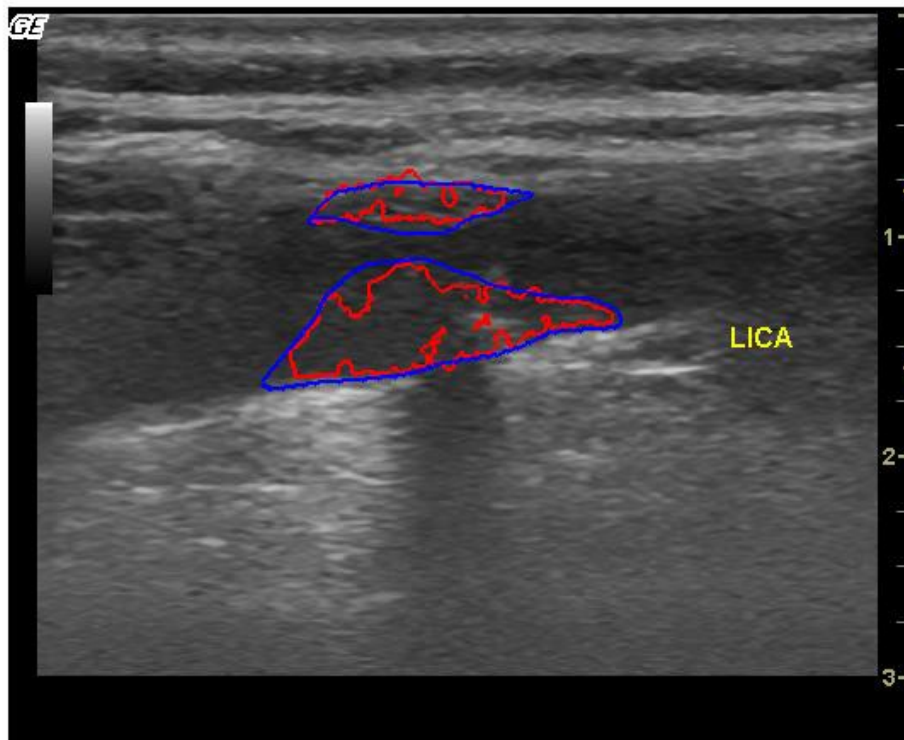
Εικόνα 14: Αριστερά: Αρχική εικόνα μεθοδολογίας ανίχνευσης ακμών στην εικόνα υπερήχων Doppler. Δεξιά: Τελική καμπύλη αρχικοποίησης ύστερα από επεξεργασία της αριστερής εικόνας με μορφολογικούς τελεστές.



Εικόνα 15: (α) Αρχική καμπύλη επιπεδοσυνόλων. (β) Καμπύλη επιπεδοσυνόλων ύστερα από την πρώτη επανάληψη του βρόχου των γεωδαιτικών ενεργών περιοχών. (γ) Καμπύλη επιπεδοσυνόλων ύστερα από 60 επαναλήψεις του βρόχου. (δ) Τελική καμπύλη ορίων αθηρωματικής πλάκας ύστερα από 120 επαναλήψεις του βρόχου.



Εικόνα 16: Περιοχές αθηρωματικής πλάκας (λευκό χρώμα) ύστερα από επεξεργασία της τελικής καμπύλης των επιπεδοσυνόλων με μορφολογικούς τελεστές.

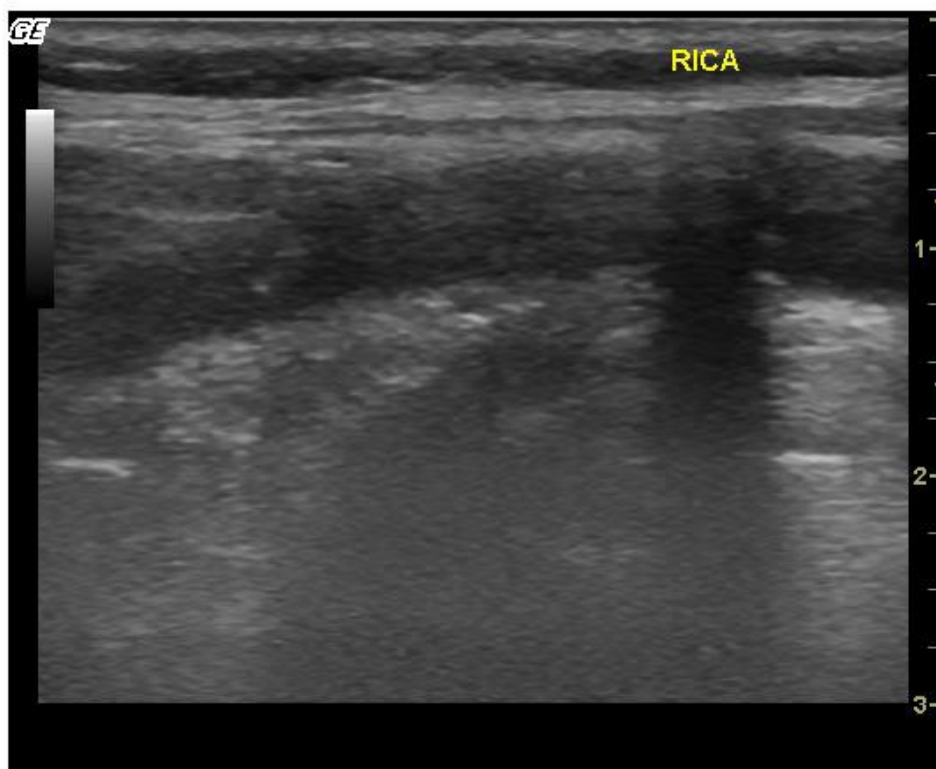


Εικόνα 17: Εικόνα υπερήχων Β-σάρωσης με επισημείωση των ορίων της αθηρωματικής πλάκας. Με μπλε χρώμα σημειώνονται τα όρια που δίνονται από την ground truth πληροφορία. Με κόκκινο χρώμα σημειώνονται τα όρια όπως αυτά εντοπίζονται από τον αλγόριθμο αυτόματης κατάτμησης.

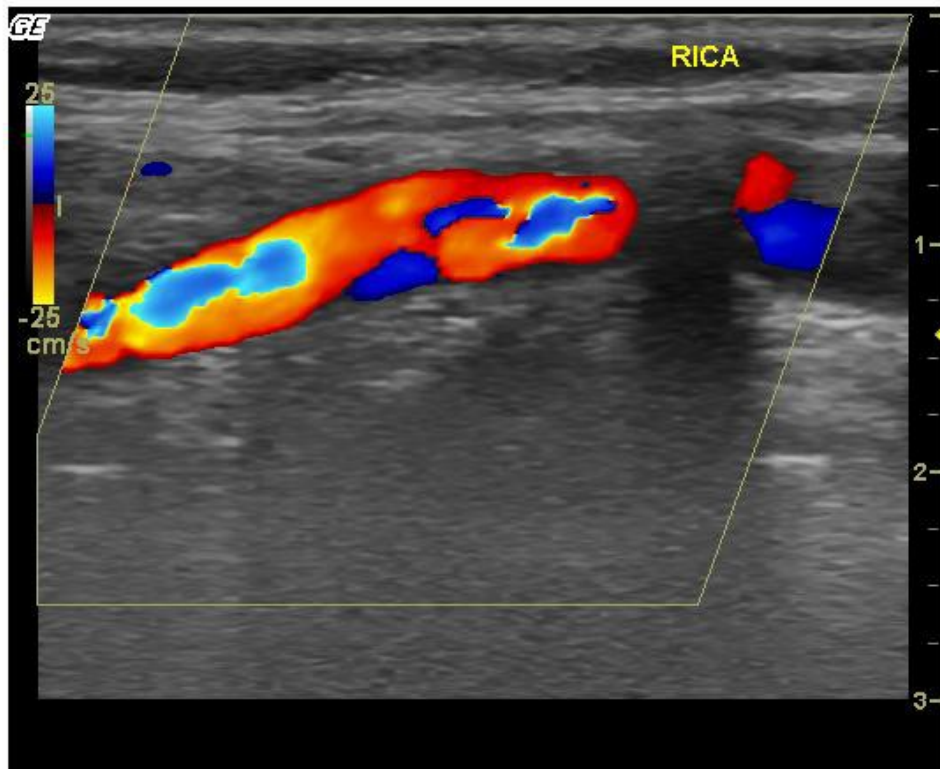
Στη συνέχεια παρουσιάζονται και σχολιάζονται αποτελέσματα για τα επιμέρους στάδια της μεθοδολογίας ανίχνευσης αθηρωματικής πλάκας σε εικόνες υπερήχων.

3.2 Στάδιο Αρχικοποίησης

Στο στάδιο της αρχικοποίησης, όπως ήδη αναφέρθηκε, χρησιμοποιήσαμε το πρώτο στιγμιότυπο της ακολουθίας εικόνων υπερήχων (Εικόνα 18) καθώς και τον υπέρηχο Doppler (Εικόνα 19) για την εξαγωγή ενός αρχικού περιγράμματος των ορίων αυλού – αρτηριακού-τοιχώματος και αυλού-αθηρωματικής πλάκας.



Εικόνα 18: Στιγμιότυπο ακολουθίας εικόνων υπερήχων.

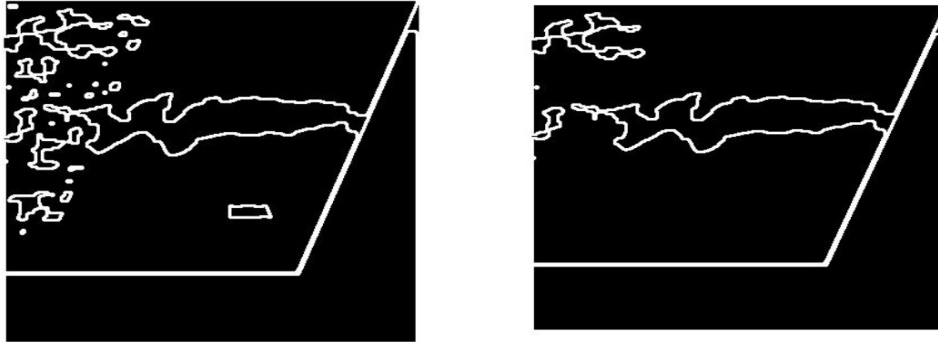


Εικόνα 19: Εικόνα υπερήχου Doppler για τον ίδιο ασθενή.

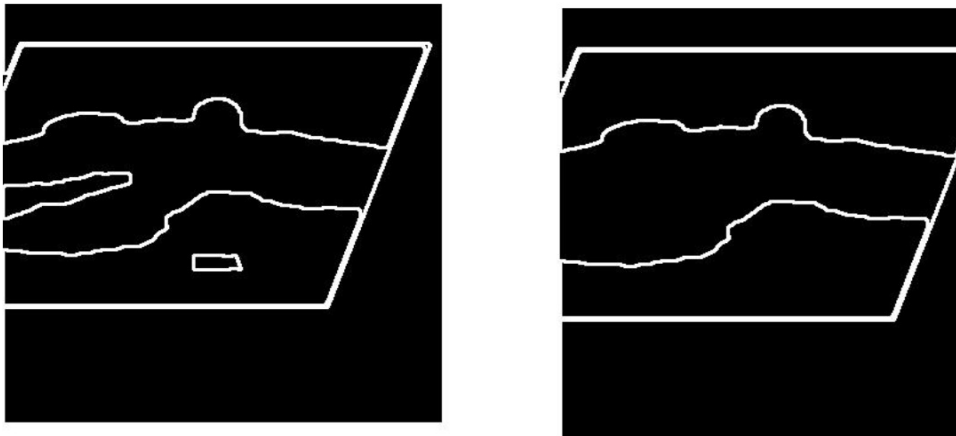
Αφού εφαρμόσουμε αλγόριθμο registration στην εικόνα του υπερήχου Doppler, πραγματοποιούμε ανίχνευση ακμών. Οι ακμές ανιχνεύονται με βάση την παρουσία ή τη μη-παρουσία χρώματος. Παρατηρούμε, ωστόσο, ότι εκτός από τις επιθυμητές ακμές ανιχνεύονται επιπλέον και λανθασμένα σημεία ως ακμές. Συνεπώς είναι αναγκαία η επεξεργασία της αρχικής εικόνας ακμών με κατάλληλο συνδυασμό μορφολογικών τελεστών έτσι ώστε να εξαλείψουμε όσο το δυνατόν περισσότερες μη επιθυμητές ακμές. Το αποτέλεσμα της επεξεργασίας αυτής αποτελεί την αρχική καμπύλη του αλγορίθμου κατάτμησης.

Οι εικόνες που ακολουθούν αποτελούν παραδείγματα της εφαρμογής της ανίχνευσης ακμών και επεξεργασίας με μορφολογικούς τελεστές στις εικόνες υπερήχων τριών διαφορετικών ασθενών, όπου μπορούμε να παρατηρήσουμε διαφορές στην απόδοση του αλγορίθμου σε κάθε περίπτωση. Το πρώτο παράδειγμα (Εικόνα 20) αποτελεί μια περίπτωση ικανοποιητικής απόδοσης του σταδίου αρχικοποίησης καθώς ο αλγόριθμος

καταφέρνει να εξαλείψει αρκετές ακμές. Στο δεύτερο παράδειγμα (Εικόνα 21) παρατηρούμε ότι εξαλείφονται και μερικές επιθυμητές ακμές που όμως δεν επηρεάζουν ιδιαίτερα το τελικό αποτέλεσμα. Τέλος, το τρίτο παράδειγμα (Εικόνα 22) είναι μια περίπτωση μη ικανοποιητικής απόδοσης του σταδίου αρχικοποίησης καθώς ο αλγόριθμος εξαλείφει τα επιθυμητά όρια του αυλού.



Εικόνα 20: 1η περίπτωση καμπύλης αρχικοποίησης. Αριστερά: Εικόνα που προκύπτει μετά την ανίχνευση ακμών. Δεξιά: Τελική καμπύλη αρχικοποίησης όπως προκύπτει μετά την επεξεργασία με μορφολογικούς τελεστές για εξάλειψη όσο το δυνατόν περισσότερων λανθασμένων ακμών.

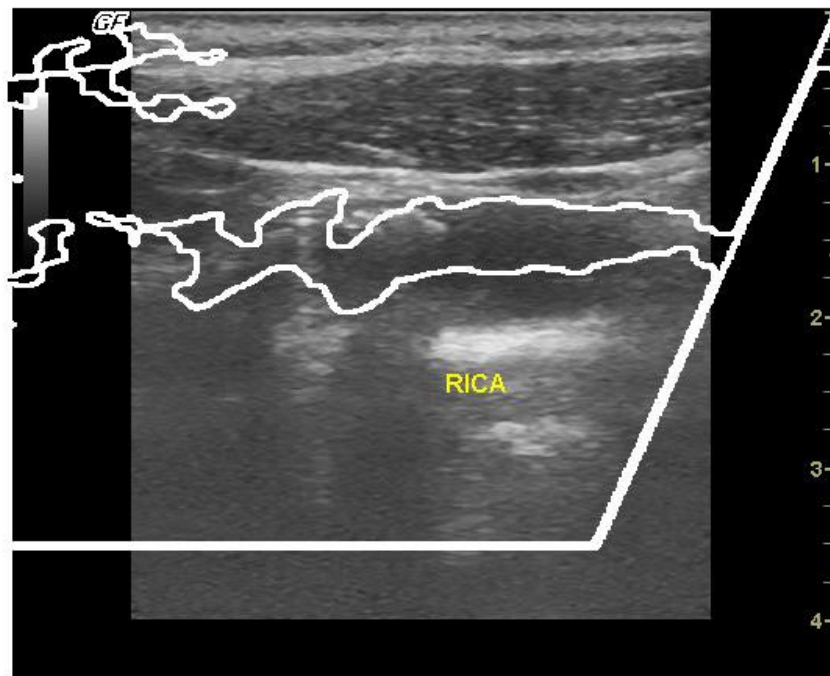


Εικόνα 21: 2η περίπτωση καμπύλης αρχικοποίησης. Αριστερά: Εικόνα που προκύπτει μετά την ανίχνευση ακμών. Δεξιά: Τελική καμπύλη αρχικοποίησης όπως προκύπτει μετά την επεξεργασία με μορφολογικούς τελεστές για εξάλειψη όσο το δυνατόν περισσότερων λανθασμένων ακμών.

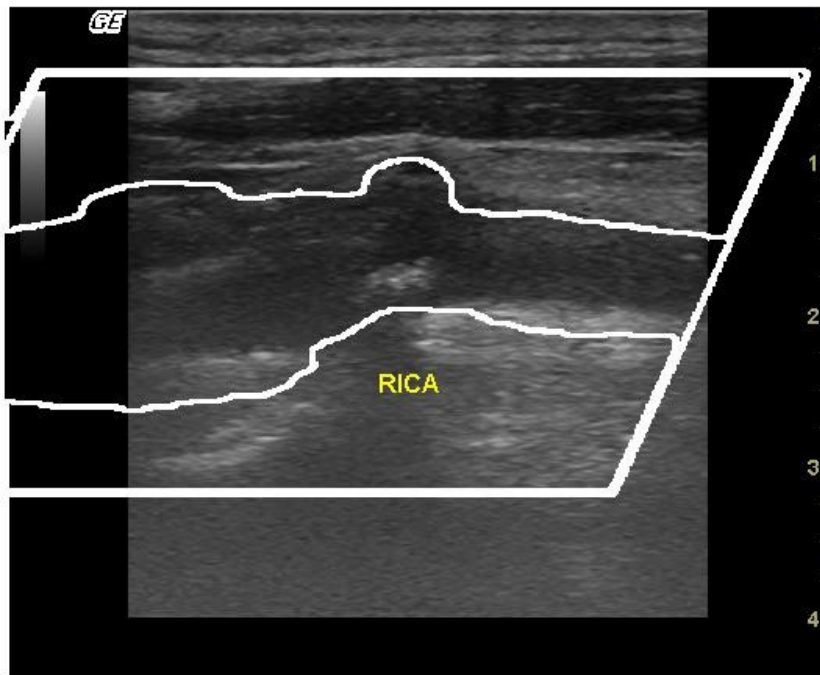


Εικόνα 22: 3η περίπτωση καμπύλης αρχικοποίησης. Αριστερά: Εικόνα που προκύπτει μετά την ανίχνευση ακμών. Δεξιά: Τελική καμπύλη αρχικοποίησης όπως προκύπτει μετά την επεξεργασία με μορφολογικούς τελεστές για εξάλειψη όσο το δυνατόν περισσότερων λανθασμένων ακμών.

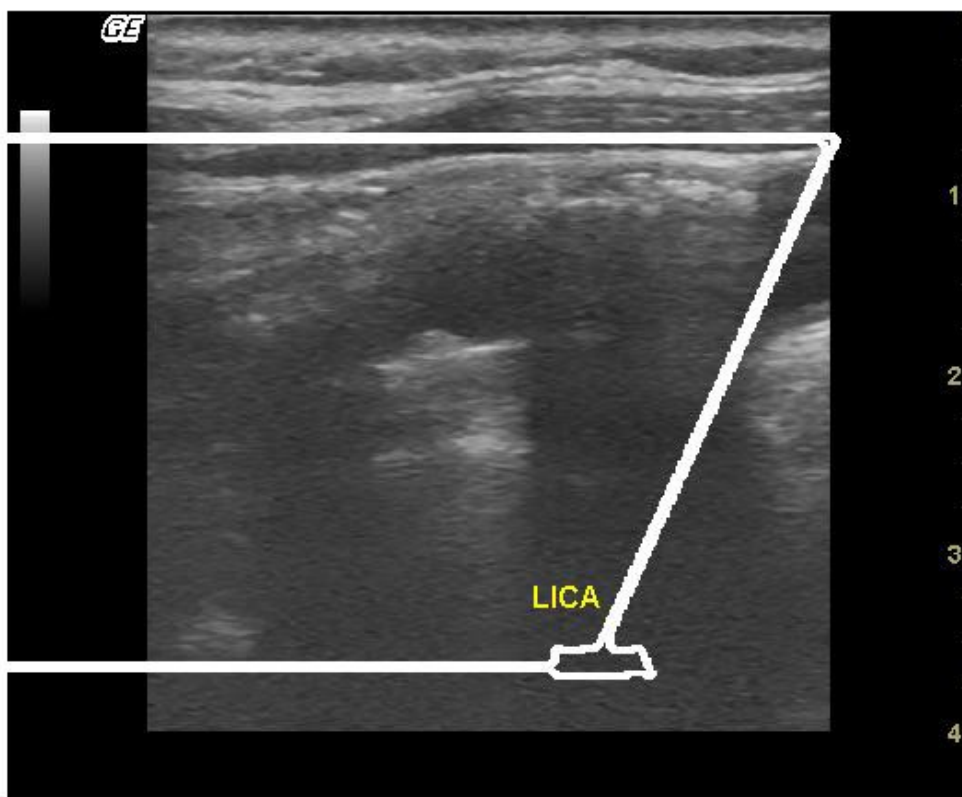
Στις επόμενες εικόνες (Εικόνα 23, Εικόνα 24, Εικόνα 25), εμφανίζουμε την καμπύλη αρχικοποίησης με υπέρθεση στην εικόνα υπερήχων Β-σάρωσης για κάθε μία από τις ανωτέρω περιπτώσεις.



Εικόνα 23: Υπέρθεση της καμπύλης αρχικοποίησης στο πρώτο στιγμιότυπο της ακολουθίας εικόνων υπερήχων για την 1η περίπτωση.



Εικόνα 24: Υπέρθεση της καμπύλης αρχικοποίησης στο πρώτο στιγμιότυπο της ακολουθίας εικόνων υπερήχων για την 2η περίπτωση.

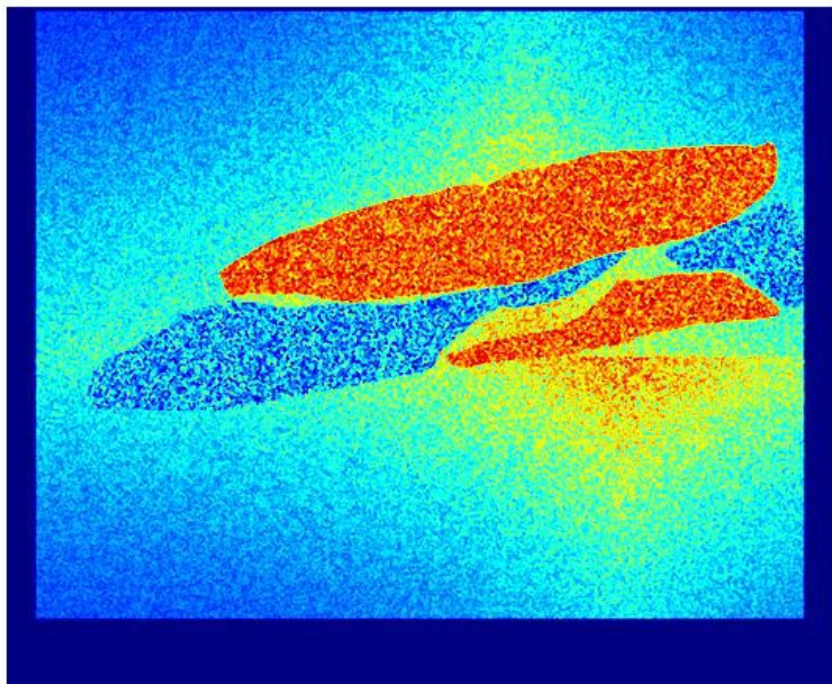


Εικόνα 25: Υπέρθεση της καμπύλης αρχικοποίησης στο πρώτο στιγμιότυπο της ακολουθίας εικόνων υπερήχων για την 3η περίπτωση.

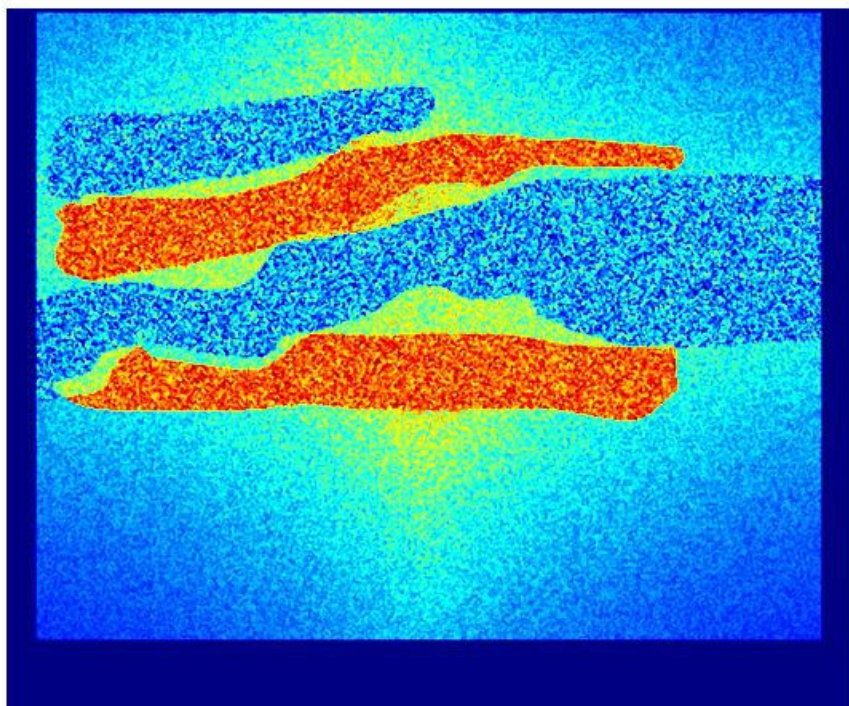
Παρατηρούμε ότι οι συντεταγμένες της καμπύλης αρχικοποίησης δεν συμπίπτουν πλήρως με τις συντεταγμένες των εικόνων της ακολουθίας εικόνων υπερήχων. Ωστόσο κάτι τέτοιο δεν αποτελεί σημαντικό πρόβλημα καθώς πρόκειται για μια απλή μετατόπιση ως προς τον οριζόντιο και κάθετο άξονα και όχι για παραμόρφωση των γεωμετρικών χαρακτηριστικών της καμπύλης. Οι δυνάμεις που θα χρησιμοποιηθούν στο στάδιο της τελικής κατάτμησης για την εύρεση του περιγράμματος της αθηρωματικής πλάκας θα οδηγήσουν την αρχική καμπύλη στη σωστή θέση σε σχέση με την εικόνα υπερήχων.

3.3 Δημιουργία Χρωματικών Χαρτών (Color Maps) με τα αποτελέσματα της ανάλυσης κίνησης

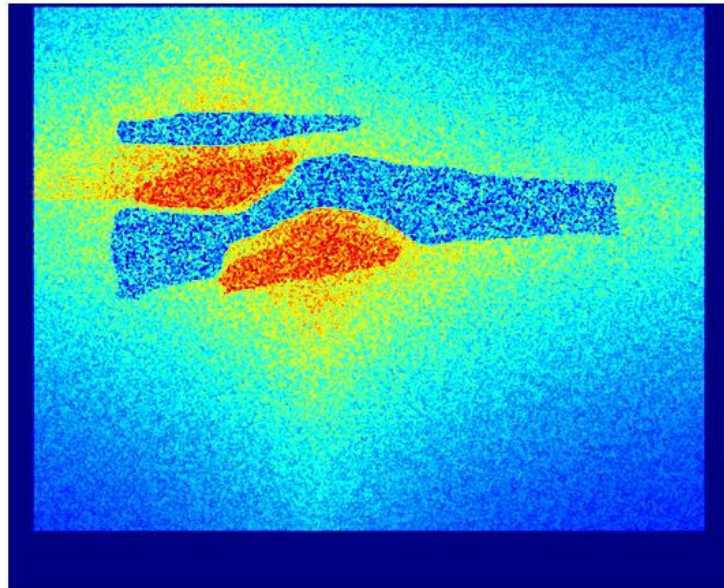
Όπως περιγράψαμε και στο προηγούμενο κεφάλαιο, το μοντέλο των γεωδαιτικών ενεργών περιοχών που χρησιμοποιήσαμε βασίστηκε σε χαρακτηριστικά κίνησης. Πιο συγκεκριμένα, από την ανάλυση κίνησης που πραγματοποιήθηκε, υπολογίσαμε το διάνυσμα της ολικής κίνησης για κάθε εικονοστοιχείο και έπειτα την πληροφορία αμοιβαιότητας της κίνησης του κάθε εικονοστοιχείου ως προς την κίνηση των υπόλοιπων εικονοστοιχείων. Το αποτέλεσμα αυτής της ανάλυσης το παρουσιάζουμε σε χρωματικούς χάρτες (color maps) προκειμένου να οπτικοποιήσουμε την πληροφορία αμοιβαιότητας που σχετίζεται με την κίνηση του κάθε εικονοστοιχείου. Οι διαφορετικοί χρωματικοί τόνοι της εικόνας υποδηλώνουν διαφορετικές τιμές πληροφορίας αμοιβαιότητας με την ελάχιστη τιμή να εμφανίζεται με μπλε χρώμα και τη μέγιστη με κόκκινο. Οι εικόνες που ακολουθούν (Εικόνα 26, Εικόνα 27, Εικόνα 28) αποτελούν παραδείγματα χρωματικών χαρτών για τρεις διαφορετικές περιπτώσεις ασθενών που επεξεργαστήκαμε στην παρούσα εργασία. Τα αποτελέσματα του αλγορίθμου κατάτμησης για τους ίδιους ασθενείς θα αναλυθούν στη συνέχεια, στην παράγραφο 3.4.



Εικόνα 26: Χρωματικός Χάρτης (Color Map) που αντιστοιχεί στον ασθενή του παραδείγματος 1 της παραγράφου 3.4.



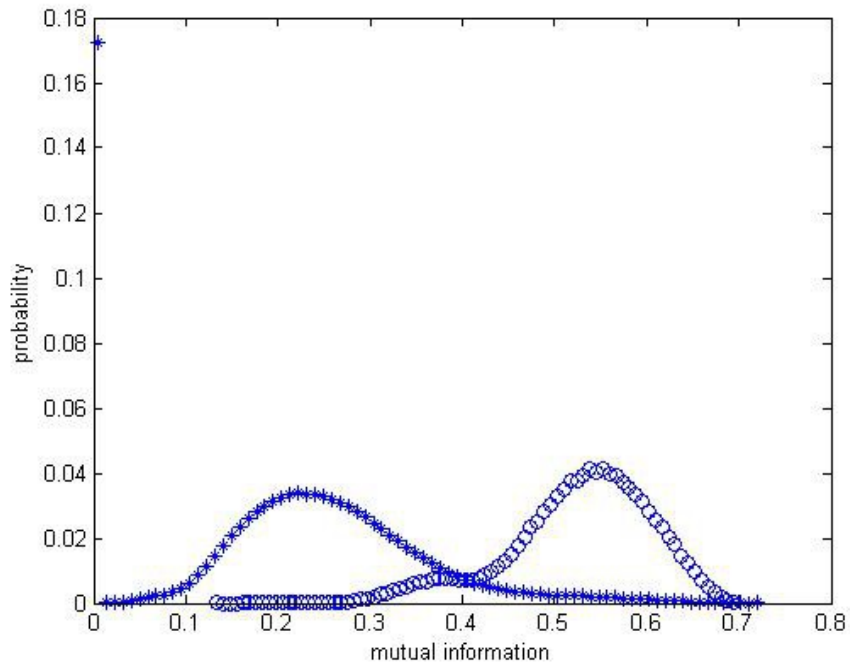
Εικόνα 27: Χρωματικός Χάρτης (Color Map) που αντιστοιχεί στον ασθενή του παραδείγματος 2 της παραγράφου 3.4.



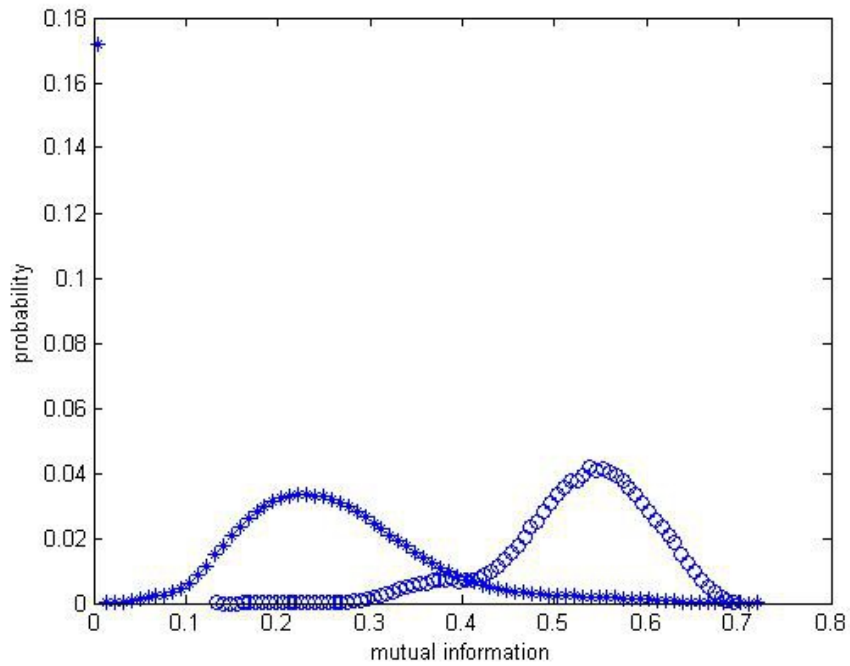
Εικόνα 28: Χρωματικός Χάρτης (Color Map) που αντιστοιχεί στον ασθενή του παραδείγματος 3 της παραγράφου 3.4.

3.4 Στάδιο Εκπαίδευσης Αλγορίθμου Κατάτμησης

Για την εκπαίδευση του αλγορίθμου χρησιμοποιήσαμε δοθείσες κατατμήσεις από ειδικούς σαν ground truth πληροφορία. Με βάση αυτήν την πληροφορία καθώς και την πληροφορία αμοιβαιότητας που σχετίζεται με την κίνηση κάθε εικονοστοιχείου, υπολογίσαμε την πιθανότητα του κάθε εικονοστοιχείου να ανήκει στην περιοχή της αθηρωματικής πλάκας καθώς και την πιθανότητα να ανήκει στην περιοχή του παρασκηνίου συναρτήσει της τιμής της πληροφορίας αμοιβαιότητας που σχετίζεται με αυτό. Με άλλα λόγια, κατηγοριοποιώντας τις τιμές πληροφορίας αμοιβαιότητας και τη συχνότητα εμφάνισής τους σε κάθε μία από τις δύο περιοχές κατάτμησης, εξήγαμε καμπύλες πιθανοτήτων που χρησιμοποιήθηκαν στο στάδιο της κατάτμησης. Στις εικόνες που ακολουθούν (Εικόνα 29, Εικόνα 30) παρουσιάζονται παραδείγματα ιστογραμμάτων από διαφορετικά σύνολα δεδομένων εκπαίδευσης. Σε κάθε εικόνα βλέπουμε τόσο την καμπύλη πιθανοτήτων που χαρακτηρίζει την περιοχή της αθηρωματικής πλάκας (συμβολίζεται με 'o') όσο και την καμπύλη πιθανοτήτων που χαρακτηρίζει τα εικονοστοιχεία του παρασκηνίου (συμβολίζεται με '*').



Εικόνα 29: Παράδειγμα 1. Καμπύλη πιθανοτήτων για την περιοχή της πλάκας (συμβολισμός 'o'). Καμπύλη πιθανοτήτων για την περιοχή του παρασκηνίου (συμβολισμός '*').



Εικόνα 30: Παράδειγμα 2. Καμπύλη πιθανοτήτων για την περιοχή της πλάκας (συμβολισμός 'o'). Καμπύλη πιθανοτήτων για την περιοχή του παρασκηνίου (συμβολισμός '*').

Όπως παρατηρούμε από τα παραπάνω ιστογράμματα, οι τιμές της πληροφορίας αμοιβαιότητας που σχετίζονται με την περιοχή του παρασκηνίου παρατηρούνται στο διάστημα $[0, 0.7]$ και συγκεντρώνονται κυρίως γύρω από την τιμή 0.25. Οι τιμές της πληροφορίας αμοιβαιότητας που σχετίζονται με την περιοχή της αθηρωματικής πλάκας εμφανίζονται στο ίδιο διάστημα τιμών, αλλά συγκεντρώνονται γύρω από την τιμή 0.55. Οι καμπύλες πιθανοτήτων αποτελούν τα δεδομένα εκπαίδευσης του τελικού αλγορίθμου κατάτμησης.

3.5 Στάδιο Κατάτμησης

Το στάδιο της τελικής κατάτμησης περιλαμβάνει έναν αλγόριθμο γεωδαιτικών ενεργών περιοχών όπως περιγράφηκε και στο προηγούμενο κεφάλαιο και επεξεργασία της περιοχής που προκύπτει από ένα συνδυασμό μορφολογικών τελεστών προκειμένου να προκύψει η τελική εκτίμηση της θέσης της αθηρωματικής πλάκας. Στα παραδείγματα που ακολουθούν παρουσιάζονται αποτελέσματα αυτού του σταδίου για διαφορετικούς ασθενείς όπου παρατηρούνται μεταβολές στην απόδοση του αλγορίθμου.

Παράδειγμα 1



Εικόνα 31: *Παράδειγμα 1. Τελική κατάτμηση που εκτιμά ο αλγόριθμος γεωδαιτικών ενεργών περιοχών.*

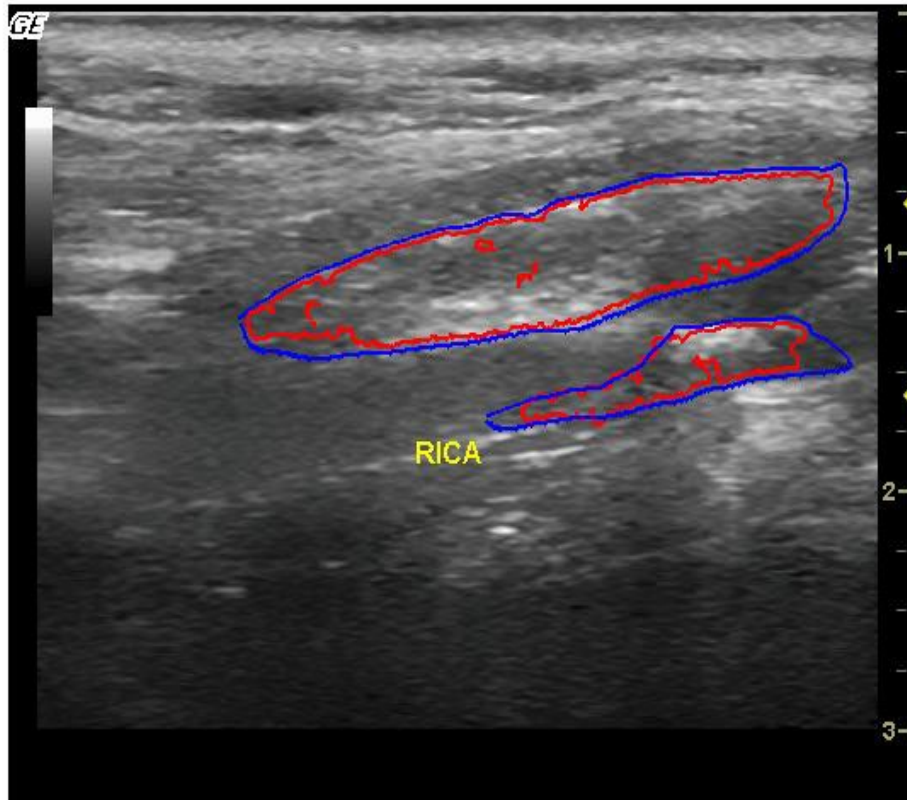
Η Εικόνα 31 παρουσιάζει το αποτέλεσμα της κατάτμησης που πραγματοποιείται από τον αλγόριθμο γεωδαιτικών ενεργών περιοχών ύστερα από 120 επαναλήψεις. Παρατηρούμε ότι τα όρια της αθηρωματικής πλάκας δεν είναι μια συνεχής καμπύλη. Έτσι χρειάστηκε περαιτέρω επεξεργασία με μορφολογικούς τελεστές προκειμένου τα όρια μεταξύ των δύο περιοχών να γίνουν πιο ευκρινή και να εξαλειφθούν σφάλματα που εμφανίζονται γύρω από την περιοχή της πλάκας.



Εικόνα 32: Παράδειγμα 1. Τελική εκτίμηση της θέσης της αθηρωματικής πλάκας ύστερα από επεξεργασία με μορφολογικούς τελεστές. Με άσπρο χρώμα παρουσιάζεται η περιοχή της αθηρωματικής πλάκας και με μαύρο η υπόλοιπη περιοχή (αυλός - τοίχωμα).

Ύστερα από επεξεργασία της Εικόνας 31 από συνδυασμό μορφολογικών τελεστών προκύπτει η Εικόνα 32, όπου φαίνονται ευδιάκριτα οι δύο διαφορετικές περιοχές που ανιχνεύονται, η περιοχή της αθηρωματικής πλάκας και η περιοχή αυλού-τοιχώματος. Με λευκό χρώμα εμφανίζονται τα εικονοστοιχεία που ανήκουν στην περιοχή της αθηρωματικής πλάκας και με μαύρο αυτά που ανήκουν στην υπόλοιπη περιοχή. Παρατηρούμε ότι σε αυτό το παράδειγμα ο αλγόριθμος λειτουργεί ικανοποιητικά καθώς καταφέρνει να εντοπίσει το μεγαλύτερο τμήμα της περιοχής της πλάκας. Αυτό μπορούμε να το επιβεβαιώσουμε και από

την επόμενη εικόνα (Εικόνα 33) όπου σημειώνουμε επάνω στο πρώτο στιγμιότυπο της ακολουθίας εικόνων υπερήχων τα όρια της πλάκας όπως ορίζονται από τον αλγόριθμο αυτόματης κατάτμησης με κόκκινο χρώμα και τα όρια της πλάκας όπως ορίζονται από την ground truth πληροφορία με μπλε χρώμα.

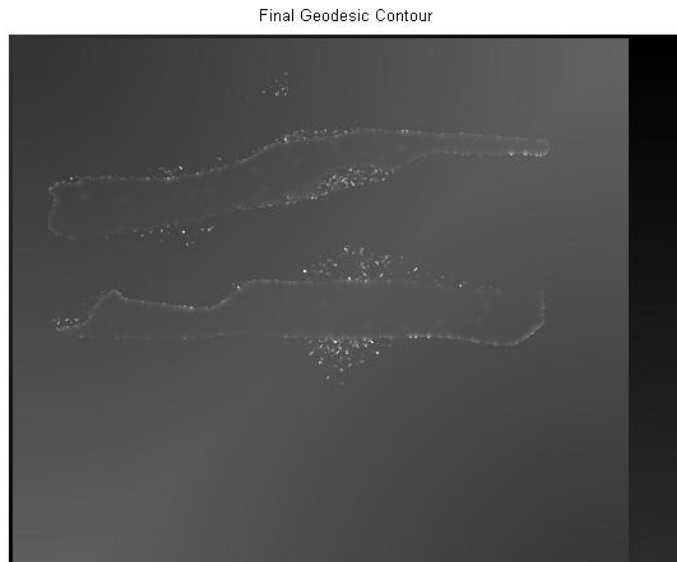


Εικόνα 33: Εικόνα υπερήχων Β-σάρωσης με επισημείωση των ορίων της αθηρωματικής πλάκας. Με μπλε χρώμα σημειώνονται τα όρια που δίνονται από την ground truth πληροφορία. Με κόκκινο χρώμα σημειώνονται τα όρια όπως αυτά εντοπίζονται από τον αλγόριθμο αυτόματης κατάτμησης.

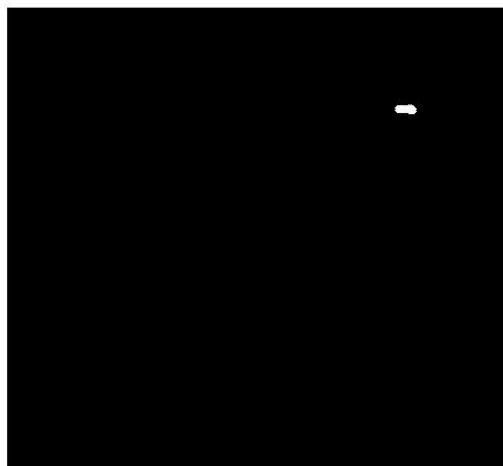
Παράδειγμα 2

Στο δεύτερο παράδειγμα θα εξετάσουμε μια περίπτωση όπου ο αλγόριθμος αυτόματης κατάτμησης δεν λειτουργεί αποδοτικά. Στην Εικόνα 34 φαίνεται η τελική καμπύλη γεωδαιτικών ενεργών περιοχών για 120 επαναλήψεις του αλγορίθμου. Ο αλγόριθμος γεωδαιτικών ενεργών περιοχών εντοπίζει τα όρια της αθηρωματικής πλάκας. Ωστόσο τα όρια αυτά δεν είναι συνεχείς καμπύλες. Προκειμένου να εξάγουμε συνεχή περιγράμματα των δύο αθηρωματικών πλακών που εντοπίζονται επεξεργασάμαστε το παραπάνω αποτέλεσμα με μορφολογικούς τελεστές. Το αποτέλεσμα αυτής της διαδικασίας,

όπως φαίνεται και στην Εικόνα 35, δεν είναι ικανοποιητικό, καθώς έπειτα από την επεξεργασία με συνδυασμό μορφολογικών τελεστών, συμπεριλαμβανομένων και των τελεστών 'άνοιγμα', 'διαστολή' και 'συστολή', χάνονται τα όρια της πλάκας. Καθώς όμως η διαδικασία αυτή λειτουργεί στις περισσότερες από τις 30 διαφορετικές περιπτώσεις ασθενών, δεν έγινε αλλαγή στον αλγόριθμο.



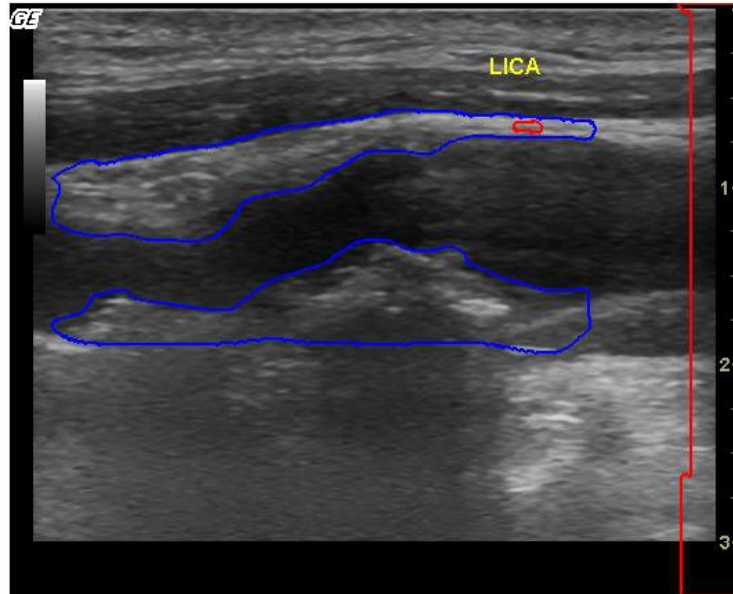
Εικόνα 34: Παράδειγμα 2. Τελική κατάτμηση που εκτιμά ο αλγόριθμος γεωδαιτικών ενεργών περιοχών.



Εικόνα 35: Παράδειγμα 2. Τελική εκτίμηση της θέσης της αθηρωματικής πλάκας ύστερα από επεξεργασία με μορφολογικούς τελεστές.

Η επόμενη εικόνα (Εικόνα 36) παρουσιάζει την αρχική εικόνα υπερήχων B-

σάρωσης με σημειωμένα τα όρια της πλάκας όπως ορίζονται από τον αλγόριθμο (κόκκινη καμπύλη) και από την ground truth πληροφορία (μπλε καμπύλη).



Εικόνα 36: Εικόνα υπερήχων B-σάρωσης με επισημείωση των ορίων της αθηρωματικής πλάκας που αντιστοιχεί στο δεύτερο παράδειγμα. Με μπλε χρώμα σημειώνονται τα όρια που δίνονται από την ground truth πληροφορία. Με κόκκινο χρώμα σημειώνονται τα όρια όπως αυτά εντοπίζονται από τον αλγόριθμο αυτόματης κατάτμησης.

Παράδειγμα 3

Το τελευταίο παράδειγμα που θα αναλύσουμε αποτελεί ένα αντιπροσωπευτικό παράδειγμα της απόδοσης του αλγορίθμου αυτόματης κατάτμησης στην πλειοψηφία των περιπτώσεων που εξετάστηκαν στο πλαίσιο της παρούσας εργασίας. Το αποτέλεσμα του αλγορίθμου γεωδαιτικών ενεργών περιοχών για 120 επαναλήψεις φαίνεται στην ακόλουθη εικόνα (Εικόνα 37). Ύστερα από επεξεργασία με μορφολογικούς τελεστές για εξαγωγή του περιγράμματος της πλάκας προκύπτουν οι εικόνες που ακολουθούν (Εικόνα 38, Εικόνα 39).

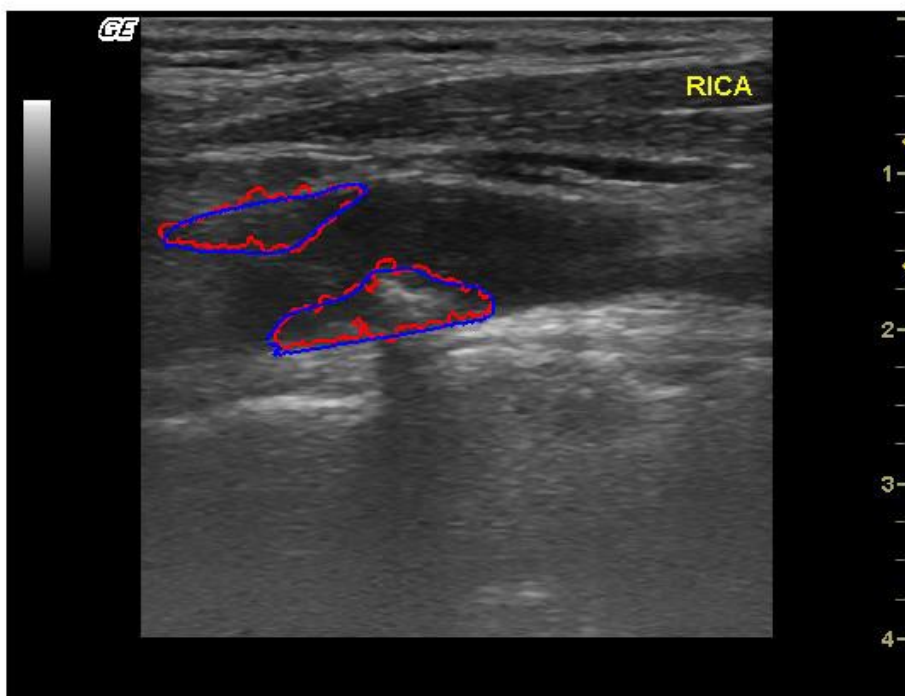
Final Geodesic Contour



Εικόνα 37: Παράδειγμα 3. Τελική κατάτμηση που εκτιμά ο αλγόριθμος γεωδαιτικών ενεργών περιοχών.



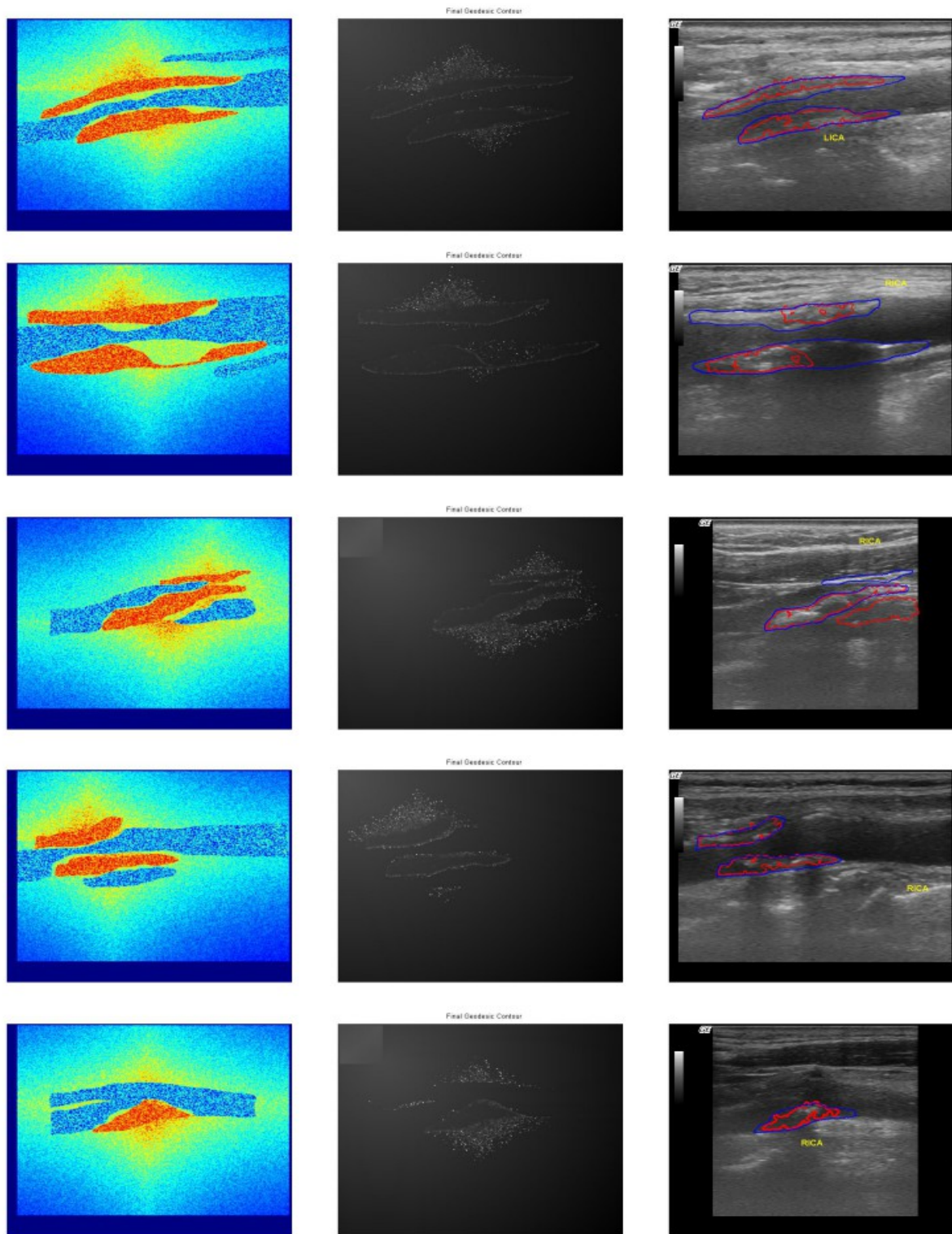
Εικόνα 38: Παράδειγμα 3. Τελική εκτίμηση της θέσης της αθηρωματικής πλάκας ύστερα από επεξεργασία με μορφολογικούς τελεστές.



Εικόνα 39: Εικόνα υπερήχων B-σάρωσης με επισημείωση των ορίων της αθηρωματικής πλάκας που αντιστοιχεί σε ένα παράδειγμα μέσης απόδοσης του αλγορίθμου. Με μπλε χρώμα σημειώνονται τα όρια που δίνονται από την *ground truth* πληροφορία. Με κόκκινο χρώμα σημειώνονται τα όρια όπως αυτά εντοπίζονται από τον αλγόριθμο αυτόματης κατάτμησης.

3.6 Μετρήσεις αξιολόγησης του αλγορίθμου

Για την αξιολόγηση των αποτελεσμάτων του αλγορίθμου μετρήσαμε τις ποσότητες True-Positive Fraction (TPF), False-Positive Fraction (FPF), True-Negative Fraction (TNF), False-Negative Fraction (FNF), Overlap, DICE και την ακρίβεια (accuracy) α, όπως περιγράφηκαν και στην παράγραφο 2.4. Οι μετρήσεις αυτές για όλο το σύνολο των περιπτώσεων στις οποίες εφαρμόστηκε ο αλγόριθμος αυτόματης κατάτμησης παρουσιάζονται στον πίνακα που ακολουθεί (Πίνακας 5).



Εικόνα 40: Παραδείγματα αποτελεσμάτων αλγορίθμου κατάτμησης για πέντε διαφορετικές περιπτώσεις όπου σημειώθηκε μέση απόδοση της μεθοδολογίας. Η πρώτη στήλη αντιστοιχεί στο χρωματικό χάρτη που προκύπτει από την ανάλυση κίνησης της ακολουθίας εικόνων υπερήχων. Η δεύτερη στήλη αντιστοιχεί στο αποτέλεσμα του αλγορίθμου γεωδαιτικών ενεργών περιοχών. Στην τρίτη στήλη εμφανίζονται τα τελικά όρια της αθηρωματικής πλάκας όπως ορίζονται από την *ground truth* πληροφορία (μπλε χρώμα) και από τον αλγόριθμο αυτόματης κατάτμησης (κόκκινο χρώμα).

Πίνακας 5: Αποτελέσματα μετρήσεων αξιολόγησης των αποτελεσμάτων του αλγορίθμου.

TPF (%)	FPF (%)	TNF (%)	FNF (%)	Overlap (%)	DICE (%)	a (%)
14.36	8.37	99.95	3.13	14.17	24.82	96.84
32.48	0.84	99.99	2.48	32.39	48.93	97.54
60.03	2.98	99.83	3.61	58.94	74.17	96.43
36.25	0.26	100	2.67	36.22	53.18	97.37
38.72	7.36	99.92	1.65	37.56	54.61	98.29
32.95	0.61	99.97	9.10	32.89	49.50	91.27
32.97	1.17	99.97	4.58	32.84	49.45	95.49
33.66	1.30	99.97	4.59	33.51	50.20	95.49
36.77	8.87	99.89	1.89	35.50	52.40	98.03
78.81	0.43	99.96	2.54	78.54	87.98	97.64
0.42	99.21	91.09	15.63	0.27	0.55	77.95
63.52	42.33	97.86	1.68	43.32	60.45	96.36
45.69	0.23	99.99	3.85	45.65	62.68	96.26
52.52	1.22	99.96	2.87	52.18	68.58	97.18
49.81	1.44	99.94	3.89	49.45	66.18	96.20
53.56	1.12	99.95	3.42	53.24	69.49	96.67
65.27	6.00	99.75	2.04	62.66	77.04	97.81
44.26	0.87	99.97	4.37	44.09	61.20	95.75
52.42	3.61	99.91	2.12	51.41	67.91	97.85
37.88	15.07	99.78	1.96	35.49	52.39	97.85
37.92	81.91	94.10	2.22	13.59	24.49	92.23
63.38	15.25	99.77	0.74	56.90	72.53	99.05
84.76	8.46	99.77	0.45	78.60	88.02	99.34
74.17	2.24	99.91	1.29	72.93	84.35	98.67
60.21	2.77	99.96	0.94	59.20	74.37	99.96
41.04	0.41	99.99	3.28	40.97	58.12	96.79
59.07	2.39	99.94	1.58	58.23	73.60	98.40
71.60	2.21	99.92	1.45	70.46	82.67	98.52
47.24	4.53	99.88	2.72	46.21	63.21	97.24
70.11	2.28	99.91	1.57	68.98	81.64	98.40
Μέση Τιμή						
49.06	10.86	99.36	3.14	46.56	61.04	96.50

Ενδιάμεση Τιμή						
48.53	2.34	99.93	2.51	45.93	62.68	97.46

Κεφάλαιο 4. Συμπεράσματα

Στο πλαίσιο της παρούσας διπλωματικής εργασίας αναπτύχθηκε ένας αλγόριθμος αυτόματης κατάτμησης του αρτηριακού τοιχώματος από εικόνες υπερήχων Β-σάρωσης και Doppler και εξετάστηκαν οι περιπτώσεις αγγείων με αθηρωματική πλάκα. Στόχος της εργασίας ήταν ο όσο το δυνατόν ακριβέστερος εντοπισμός των ορίων της αθηρωματικής πλάκας. Στις ενότητες που ακολουθούν θα γίνει σχολιασμός της αποδοτικότητας της μεθοδολογίας που ακολουθήσαμε και των αποτελεσμάτων που προέκυψαν. Θα συνοψίσουμε επιπλέον τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματα της μεθοδολογίας αυτής και τέλος θα προτείνουμε πιθανά μελλοντικά βήματα για τη βελτίωση και αξιοποίηση του αλγορίθμου.

4.1 Γενικά Σχόλια

Ο αλγόριθμος αυτόματης κατάτμησης του αρτηριακού τοιχώματος από εικόνες υπερήχων που αναπτύχθηκε στο πλαίσιο της παρούσας εργασία περιλαμβάνει τρία στάδια. Το πρώτο στάδιο αποτελεί την αρχικοποίηση του αλγορίθμου. Συνδυάζοντας τεχνικές ανίχνευσης ακμών και επεξεργασίας με μορφολογικούς τελεστές εξάγουμε την αρχική καμπύλη του ορίου της πλάκας βασιζόμενοι στην εικόνα του υπερήχου Doppler. Στη συνέχεια ακολουθεί ανάλυση κίνησης της ακολουθίας εικόνων υπερήχων Β-σάρωσης για εξαγωγή χαρακτηριστικών κίνησης στα οποία θα βασιστεί ο αλγόριθμος κατάτμησης. Τα χαρακτηριστικά κίνησης που εξάγονται αφορούν την ολική κίνηση κάθε εικονοστοιχείου στο σύνολο της ακολουθίας εικόνων. Το δεύτερο στάδιο του αλγορίθμου χρησιμοποιεί τα αποτελέσματα της ανάλυσης κίνησης μαζί με τη ground truth πληροφορία για να εξάγει καμπύλες πιθανοτήτων που να σχετίζουν την τιμή της πληροφορίας αμοιβαιότητας της ολικής κίνησης κάθε εικονοστοιχείου με την πιθανότητα αυτό το εικονοστοιχείο να ανήκει στην περιοχή της πλάκας ή στην περιοχή του παρασκηνίου (αυλός / αρτηριακό τοίχωμα). Το τελευταίο στάδιο αποτελεί την τελική κατάτμηση της εικόνας. Η μεθοδολογία της τελικής κατάτμησης εφαρμόζει τη θεωρία των γεωδαιτικών ενεργών περιοχών, όπως περιγράφηκε αναλυτικά στο Κεφάλαιο 2. Τα χαρακτηριστικά κίνησης και οι καμπύλες πιθανοτήτων καθορίζουν τις δυνάμεις που ασκούνται στα επιπεδοσύνολα προκειμένου να τα οδηγήσουν στα τελικά όρια της αθηρωματικής πλάκας.

Στο προηγούμενο κεφάλαιο παρουσιάσαμε αναλυτικά τα αποτελέσματα του σταδίου αρχικοποίησης. Παρατηρώντας τα αποτελέσματα διαπιστώνουμε ότι η αρχική καμπύλη που εξάγεται έχει μορφή αρκετά όμοια με την πραγματική καμπύλη που ορίζει τα όρια του αυλού. Ωστόσο, δεδομένου ότι το αγγείο κινείται από δυνάμεις που δέχεται (π.χ. αιματική ροή), οι αρχικές εικόνες που επεξεργαζόμαστε (Β-σάρωσης και Doppler) δεν μπορούν να ταυτίζονται πλήρως. Το αγγείο δηλαδή παρουσιάζει μια διαφορετική παραμόρφωση σε κάθε διαφορετική λήψη εικόνας. Έτσι, η καμπύλη αρχικοποίησης που προκύπτει εμφανίζεται σε μερικές περιπτώσεις μετατοπισμένη ως προς τον οριζόντιο και κάθετο άξονα ή και με διαφορετική κλιμάκωση (scaling) από την εικόνα υπερήχων Β-σάρωσης. Για την επίλυση αυτού του προβλήματος απαιτείται διερεύνηση για καλύτερο registration μεταξύ των δύο αρχικών εικόνων που προηγείται της ανίχνευσης ακμών. Με επιλογή καταλληλότερης μεθοδολογίας registration, που μπορεί να περιλαμβάνει μετατόπιση, κλιμάκωση ή/και

περιστροφή (rotation), αλλά και με αποτελεσματικότερο συνδυασμό των παραμέτρων του αλγορίθμου registration, μπορούμε να επιτύχουμε πλήρη ταύτιση των δύο ειδών εικόνων υπερήχων και συνεπώς να προκύψει καμπύλη αρχικοποίησης που να συμπίπτει με μεγαλύτερη ακρίβεια με τα όρια του αυλού. Όσον αφορά τη μεθοδολογία της εξαγωγής του περιγράμματος του αυλού με αλγόριθμο ανίχνευσης ακμών, παρατηρούμε ότι σε αρκετές περιπτώσεις ανιχνεύονται και μη επιθυμητές ακμές. Για την βελτίωση τέτοιων προβλημάτων προτείνεται η ανάπτυξη αποδοτικότερου αλγορίθμου ανίχνευσης ακμών και η διερεύνηση καταλληλότερου συνδυασμού μορφολογικών τελεστών για την απόρριψη των μη επιθυμητών ακμών που ανιχνεύονται. Τέλος, σαν επόμενο βήμα για την εξέλιξη της μεθοδολογίας, θα ήταν η αρχικοποίηση του αλγορίθμου χωρίς να γίνεται χρήση της εικόνας υπερήχου Doppler. Υπάρχουν διάφορες μεθοδολογίες τυχαίας αρχικοποίησης όπου επιλέγονται τυχαία σημεία (seed points) επάνω στην εικόνα υπερήχων B-σάρωσης να ορίζουν μια αρχική καμπύλη. Μία τέτοια μεθοδολογία θα μπορούσε να προστεθεί και στον αλγόριθμο που παρουσιάσαμε. Ωστόσο μια τυχαία ορισμένη καμπύλη αρχικοποίησης θα συνεπάγεται και ανάγκη για περισσότερες επαναλήψεις του βρόχου των ενεργών περιοχών.

Αντίστοιχα με το στάδιο της αρχικοποίησης, βελτιώσεις μπορούν να γίνουν και στα υπόλοιπα στάδια του αλγορίθμου ώστε να κατασταθεί αποδοτικότερος και να είναι δυνατή η εφαρμογή του σε μεγαλύτερο εύρος διαφορετικών περιπτώσεων αγγείων και αθηρωματικών πλακών. Συγκεκριμένα, στο στάδιο της εκπαίδευσης, θα ήταν ωφέλιμο ένα μεγαλύτερο σύνολο δεδομένων εκπαίδευσης, το οποίο θα συνεπάγεται και ακριβέστερο προσδιορισμό των πιθανοτήτων του κάθε εικονοστοιχείου να ανήκει στην περιοχή της αθηρωματικής πλάκας ή όχι ανάλογα με την τιμή της πληροφορίας αμοιβαιότητας της κίνησης που το χαρακτηρίζει.

Το στάδιο της κατάτμησης βασίζεται στη θεωρία των γεωδαιτικών ενεργών περιοχών με χρήση επιπεδοσυνόλων. Στην παρούσα εργασία επιλέξαμε χαρακτηριστικά κίνησης και συγκεκριμένα τις τιμές της πληροφορίας αμοιβαιότητας της ολικής κίνησης κάθε εικονοστοιχείου ως τη δύναμη που θα καθοδηγεί τα επιπεδοσύνολα στην εκτίμηση των τελικών ορίων της αθηρωματικής πλάκας. Σαν περαιτέρω εξέλιξη της μεθοδολογίας θα μπορούσαν να προστεθούν και επιπλέον δυνάμεις ως συνιστώσες, όπως για παράδειγμα στοιχεία υψής. Το χαρακτηριστικό που χρησιμοποιείται συχνότερα σε επεξεργασία και ανάλυση εικόνων υπερήχων είναι η τιμή της φωτεινότητας του κάθε εικονοστοιχείου. Σε αυτήν την περίπτωση όμως, είναι απαραίτητη η επεξεργασία της ακολουθίας εικόνων

υπερήχων με φίλτρα, καθώς αυτού του είδους οι εικόνες περιέχουν διάφορα είδη θορύβου που επηρεάζουν σημαντικά τις τιμές της φωτεινότητας.

Η μεθοδολογία της τελικής κατάτμησης αποτελείται από επαναληπτικό αλγόριθμο βασισμένο στη θεωρία των γεωδαιτικών ενεργών περιοχών. Παρατηρήσαμε ότι στο σύνολο των περιπτώσεων που εξετάστηκαν αρκούσαν 120 επαναλήψεις του βρόχου για να οδηγηθούν τα επιπεδοσύνολα στα τελικά όρια της αθηρωματικής πλάκας. Ωστόσο υπάρχουν και άλλοι παράγοντες προς διερεύνηση που θα μπορούσαν να αποτελούν συνθήκες τερματισμού. Θα ήταν χρήσιμο να καθοριστούν παράγοντες που να σχετίζονται άμεσα με τα χαρακτηριστικά της εκάστοτε ακολουθίας εικόνων και των δυνάμεων που οδηγούν τις ενεργές καμπύλες. Τέλος, απαιτείται βελτίωση των επιλεγμένων μορφολογικών τελεστών που χρησιμοποιούνται για την εξαγωγή του τελικού περιγράμματος της πλάκας.

Ο αλγόριθμος που αναπτύχθηκε εφαρμόστηκε σε περιπτώσεις καρωτιδικών αρτηριών που εμφανίζουν στένωση λόγω ύπαρξης αθηρωματικής πλάκας. Όπως ήδη αναφέραμε, το σημαντικότερο πλεονέκτημα του αλγορίθμου είναι ότι είναι πλήρως αυτόματος. Δε χρειάζεται καμμία χειροκίνητη παρέμβαση, ούτε για την αρχικοποίηση του αλγορίθμου αλλά ούτε και για διόρθωση της τελικής καμπύλης ορίων που ανιχνεύει, σε αντίθεση με αλγορίθμους που έχουν αναπτυχθεί σε προηγούμενες μελέτες, όπως αυτές που παρουσιάστηκαν στην παράγραφο 1.6.

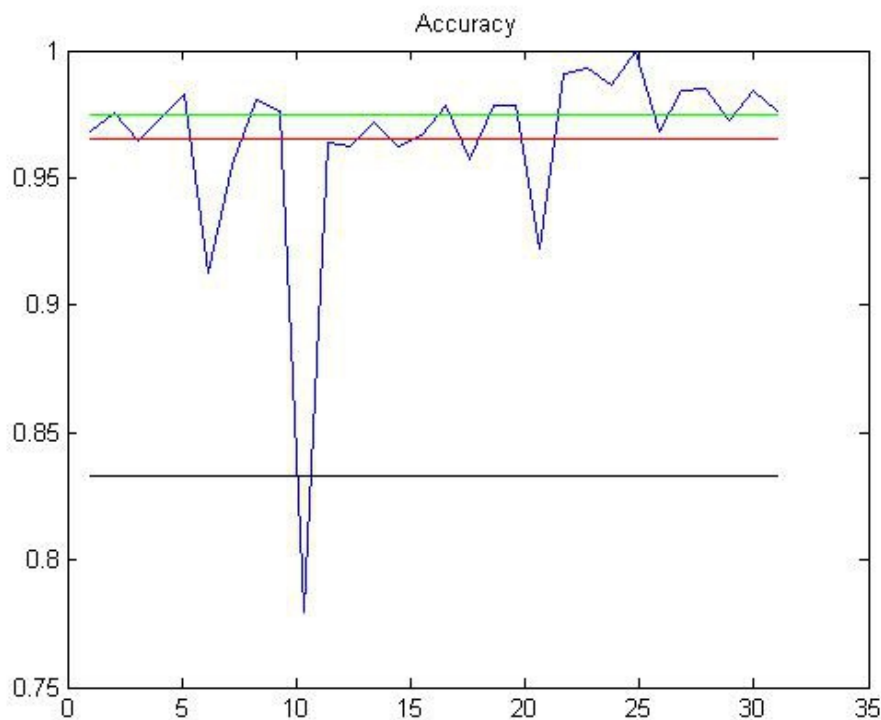
4.2 Σχολιασμός Μετρήσεων Απόδοσης του Αλγορίθμου

Τα αποτελέσματα της εφαρμογής του αλγορίθμου σε 30 περιπτώσεις ασθενών με αθηρωμάτωση στην καρωτίδα αξιολογήθηκαν με βάση τις μετρήσεις που παρουσιάστηκαν στον Πίνακα 5. Ασφαλώς, για εγκυρότερη αξιολόγηση του αλγορίθμου απαιτείται η δοκιμή του σε μεγαλύτερο σύνολο δειγμάτων (100-200 περιπτώσεις). Με αυτόν τον τρόπο μπορούν να προσδιοριστούν και να κατηγοριοποιηθούν καλύτερα τα προβλήματα που εμφανίζει ο αλγόριθμος και να εντοπιστούν τυχόν περιπτώσεις τύπων αγγείων και αθηρωματικών πλακών όπου ο αλγόριθμος δεν είναι αξιόπιστος.

Αν και προκειμένου να συγκρίνουμε την απόδοση του αλγορίθμου αυτού με αλγορίθμους που αναπτύχθηκαν στο πλαίσιο άλλων εργασιών θα έπρεπε να δοκιμαστούν στο ίδιο δείγμα, θα προσπαθήσουμε να παρουσιάσουμε και να συγκρίνουμε ανάλογες

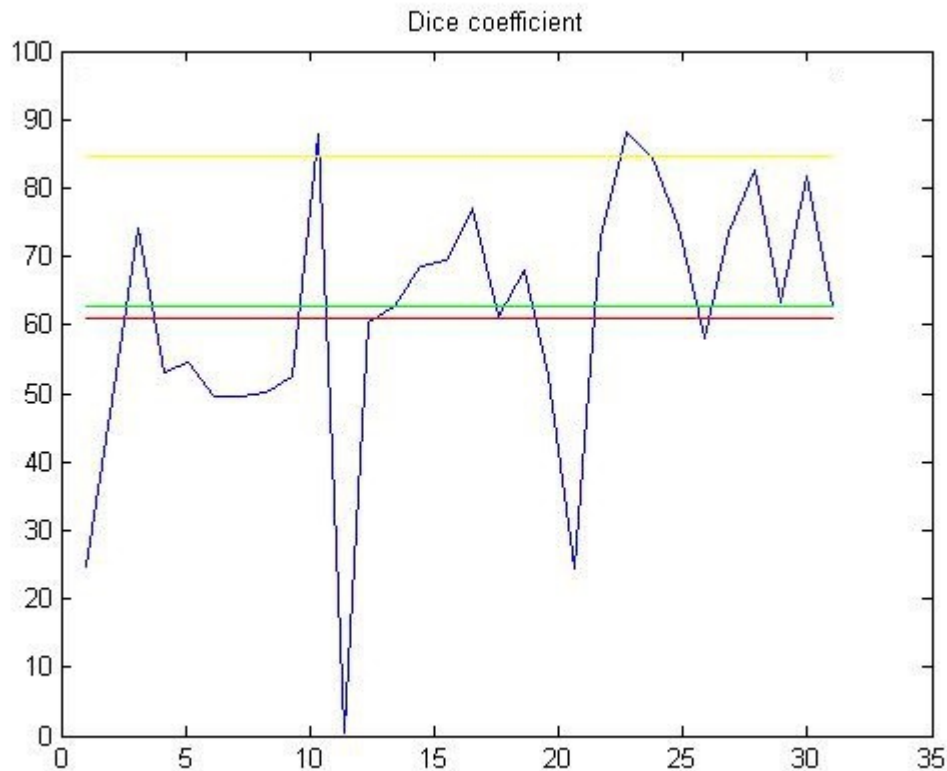
μετρήσεις που έγιναν. Θα συγκρίνουμε τον αλγόριθμο που αναπτύξαμε με αυτούς των εργασιών των Mao et al. ([28]) και Loizou et al. ([24]), όπου πρόκειται επίσης για αλγορίθμους ανίχνευσης αθηρωματικής πλάκας σε εικόνες υπερήχων δύο διαστάσεων. Ωστόσο, οι μετρήσεις αξιολόγησης έχουν πραγματοποιηθεί σε μικρότερο σύνολο δειγμάτων και επιπλέον ο πρώτος αλγόριθμος δεν περιλαμβάνει αυτόματη αρχικοποίηση.

Στην εικόνα που ακολουθεί (Εικόνα 41) παρουσιάζουμε τις τιμές της ακρίβειας για όλες τις περιπτώσεις (καμπύλη με μπλε χρώμα). Η κόκκινη οριζόντια ευθεία αντιπροσωπεύει τη μέση τιμή και η πράσινη την ενδιάμεση τιμή της ακρίβειας του συνόλου των δειγμάτων που εξετάστηκαν. Τέλος, η μαύρη γραμμή παρουσιάζει τη μέση τιμή της ακρίβειας του αλγορίθμου των Mao et al. ([28]).



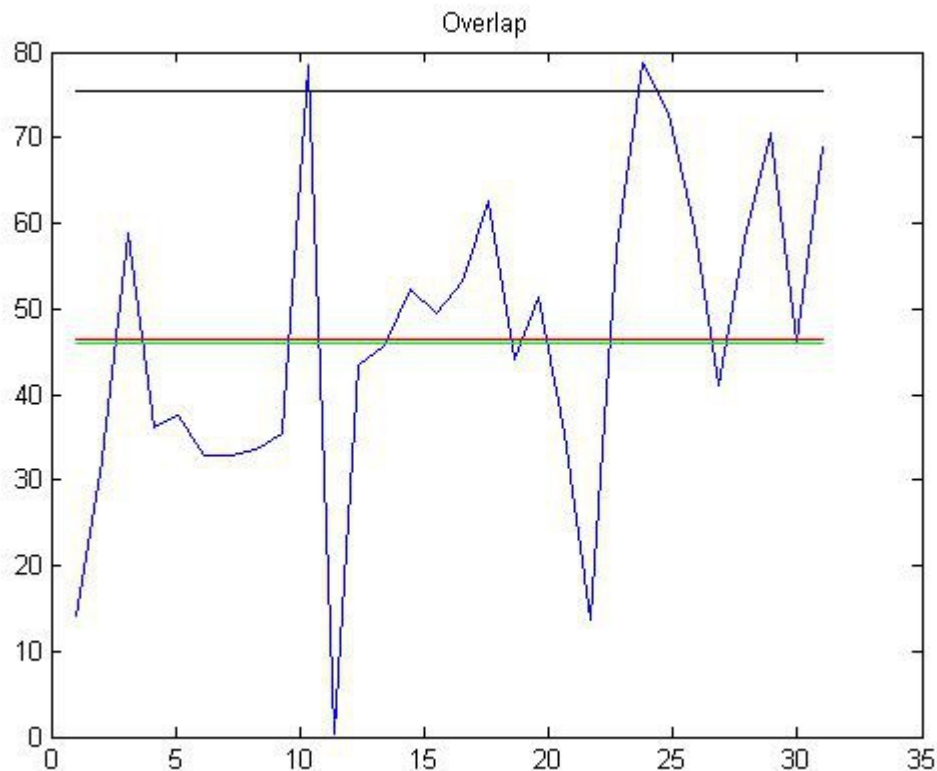
Εικόνα 41: Μετρήσεις ακρίβειας αλγορίθμου και σύγκριση μέσης και ενδιάμεσης τιμής με άλλες εργασίες.

Σημαντικός δείκτης της απόδοσης του αλγορίθμου αποτελεί και το μέτρο του Dice. Στην επόμενη εικόνα (Εικόνα 42) παρουσιάζουμε τα αντίστοιχα αποτελέσματα (μέτρησεις, μέση, ενδιάμεση τιμή) για αυτό το μέτρο. Στην εργασία Loizou et al. ([24]), το μέτρο του Dice αναφέρεται ως συντελεστής kappa (kappa index – KI). Η μέση τιμή της μέτρησης αυτής για τον αλγόριθμο των Loizou et al. εμφανίζεται με κίτρινο χρώμα.



Εικόνα 42: Συγκριτικό διάγραμμα τιμών μέτρησης Dice (ή KI).

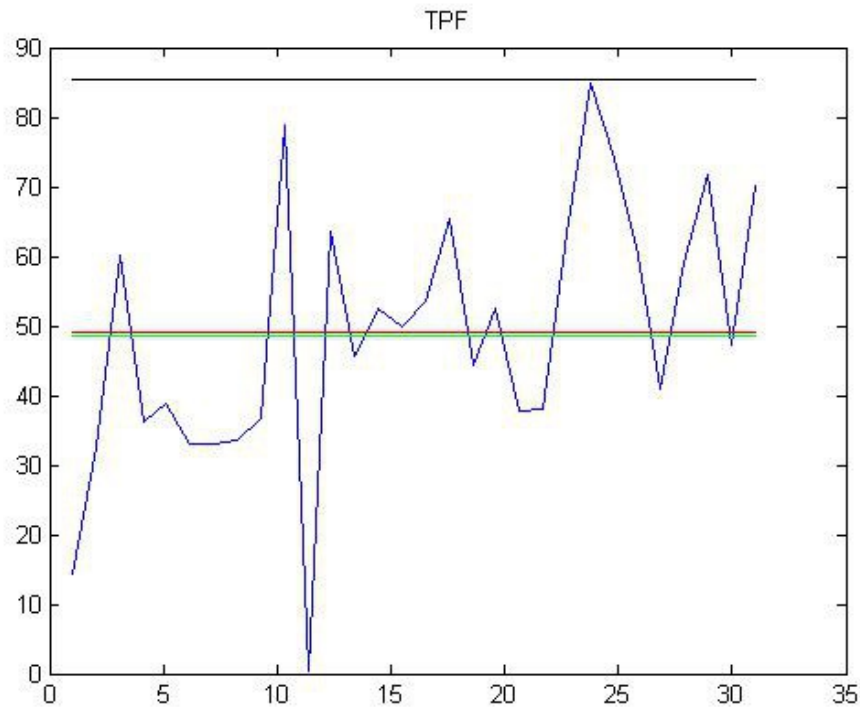
Όσον αφορά τις μετρήσεις των True-Positive Fractions και της επικάλυψης (overlap) θα συγκριθούν με την εργασία των Loizou et al. όπως παρουσιάζεται και στον Πίνακα 3, όπου έγιναν παρόμοιες μετρήσεις, σε μικρότερο όμως σύνολο περιπτώσεων. Τα αποτελέσματα αυτά παρουσιάζονται στις εικόνες που ακολουθούν.



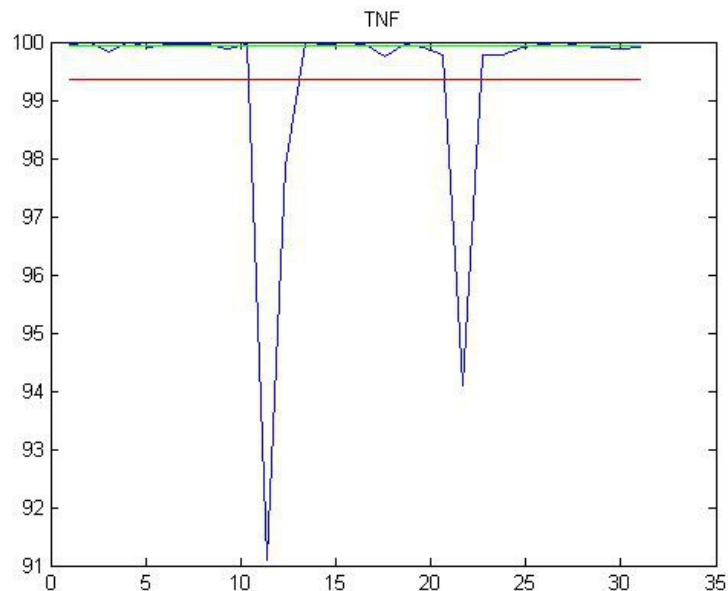
Εικόνα 43: Μετρήσεις επικάλυψης (*overlap*).

Παρατηρούμε ότι η μέση και η ενδιάμεση τιμή του συνόλου των μετρήσεών μας (κόκκινη και πράσινη οριζόντια ευθεία αντίστοιχα), είναι αρκετά κοντά μεταξύ τους και συνολικά οι τιμές της επικάλυψης του αλγορίθμου που αναπτύξαμε χαμηλότερες από τις μετρήσεις του αλγορίθμου που ανέπτυξαν οι Loizou et al. Ωστόσο, παρατηρώντας τις εικόνες υπερήχων στις οποίες εφαρμόστηκε ο τελευταίος αλγόριθμος συμπεραίνουμε ότι στην πλειοψηφία πρόκειται για περιπτώσεις ήπιας μορφής αθηρωμάτωσης με μικρό ποσοστό στένωσης της καρωτιδικής αρτηρίας. Αντίστοιχα χαμηλότερη απόδοση που οφείλεται στον ίδιο λόγο παρατηρούμε και στις μετρήσεις του TPF (Εικόνα 44).

Τέλος, παρουσιάζεται στην Εικόνα 45 το σύνολο των μετρήσεων του True-Negative Fraction (μπλε καμπύλη), η μέση τιμή (κόκκινη ευθεία) και η ενδιάμεση τιμή (πράσινη ευθεία) των μετρήσεων αυτών. Σε αυτήν την περίπτωση παρατηρείται αρκετά ικανοποιητική απόδοση της μεθοδολογίας με ενδιάμεση τιμή πάνω από 99.5%. Αυτό σημαίνει ότι ο αλγόριθμος καταφέρνει να εντοπίσει με επιτυχία το μεγαλύτερο ποσοστό των εικονοστοιχείων που δεν αντιστοιχούν στην περιοχή της αθηρωματικής πλάκας.



Εικόνα 44: Τιμές *True-Positive Fraction* για το σύνολο των δειγμάτων στα οποία εφαρμόστηκε ο αλγόριθμος (μπλε καμπύλη). Η κόκκινη ευθεία αντιπροσωπεύει τη μέση τιμή και η πράσινη την ενδιάμεση τιμή του συνόλου των μετρήσεων. Η μαύρη ευθεία παρουσιάζει τη μέση τιμή της αντίστοιχης μέτρησης του αλγορίθμου των Loizou *et al.*



Εικόνα 45: Τιμές *True-Negative Fraction* για το σύνολο των δειγμάτων στα οποία εφαρμόστηκε ο αλγόριθμος.

4.3 Συνεισφορά της Εργασίας

Η μεθοδολογία που προτάθηκε και αναλύθηκε στο πλαίσιο της παρούσας εργασίας ανέδειξε το ρόλο της εικόνας υπερήχων Doppler στην εξαγωγή του περιγράμματος του αυλού της καρωτιδικής αρτηρίας. Σημαντικός αποδείχθηκε, επίσης, και ο ρόλος της ανάλυσης κίνησης στην κατάτμηση εικόνων υπερήχων. Τα δύο αυτά εργαλεία αναμένεται να χρησιμοποιηθούν σε μελλοντικές συναφείς μελέτες αλλά και να ενθαρρύνουν ανάλογες σχεδιάσεις.

Ο αλγόριθμος αυτός μπορεί να αποτελέσει σημείο αναφοράς για μελλοντικές εργασίες στην περιοχή της κατάτμησης του αρτηριακού τοιχώματος και όχι μόνο. Τμηματικά, ο αλγόριθμος του σταδίου αρχικοποίησης μπορεί να εφαρμοστεί για τον ορισμό των ορίων του αυλού οποιασδήποτε αρτηρίας, σε εργασίες επεξεργασίας εικόνων υπερήχων για οποιουδήποτε είδους μελέτη και ανάλυση (π.χ. κίνησης, υφής). Αντίστοιχα μπορεί να χρησιμοποιηθεί το τμήμα του σταδίου κατάτμησης του αλγορίθμου. Το τμήμα αυτό μπορεί να αξιοποιηθεί αυτούσιο ενώ με τροποποίηση των χαρακτηριστικών και των δυνάμεων που οδηγούν τα επιπεδοσύνολα μπορεί να χρησιμοποιηθεί και σε άλλα συστήματα αυτόματης κατάτμησης.

Το σύνολο του αλγορίθμου, ως αλγόριθμος αυτόματης κατάτμησης αρτηριακού τοιχώματος από εικόνες υπερήχων, πρόκειται να ενσωματωθεί στο σύστημα CAROTID που αναπτύσσεται από το Εργαστήριο Βιοϊατρικών Προσομοιώσεων και Απεικονιστικής Τεχνολογίας του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου ([4]). Το σύστημα CAROTID είναι μια ηλεκτρονική πλατφόρμα για την διαχείριση περιπτώσεων ασθενών με αθηρωματική πλάκα. Γενικός στόχος της πλατφόρμας αυτής είναι η αυτόματη επεξεργασία των εικόνων υπερήχων της καρωτιδικής αρτηρίας και η αποδοτική αποθήκευση και ανάκτηση των δεδομένων του ιστορικού του ασθενή ώστε να διευκολυνθεί η συχνή παρακολούθηση τη εξέλιξης της αθηρωματικής πλάκας και η απόφαση για την θεραπεία που θα ακολουθηθεί με σκοπό τη χρήση της στην κλινική πράξη. Το σύστημα αυτό προς το παρόν χρησιμοποιεί εφαρμογή για χειροκίνητη εισαγωγή των ορίων της αθηρωματικής πλάκας από ειδικούς ιατρούς. Έτσι ο αλγόριθμος αυτόματης κατάτμησης πρόκειται να ενσωματωθεί άμεσα έπειτα από αξιολόγηση που να τον κρίνει αποδοτικό και αξιόπιστο.

Συνοψίζοντας, η παρούσα εργασία ανέδειξε άλλη μια συνιστώσα της χρησιμότητας της ανάλυσης κίνησης του αρτηριακού τοιχώματος και οδήγησε στην ανάπτυξη τόσο ενός

χρήσιμου εργαλείου, ως σύνολο, για τον εντοπισμό της αθηρωματικής πλάκας, όσο και σε επιμέρους μεθοδολογίες επεξεργασίας εικόνων υπερήχων.

Βιβλιογραφία

- [1] D.R. Labarthe, *Epidemiology and Prevention of Cardiovascular Diseases: A Global Challenge*, USA: Jones & Bartlett Learning, Sudbury, 2011.
- [2] M. Nichols, N. Townsend, R. Luengo-Fernandez, J. Leal, P. Scarborough, M. Rayner, “European Cardiovascular Disease Statistics”, in *European Heart Network and European Society of Cardiology*, Sophia-Antipolis, 2012.
- [3] V. Roger, A. Go, D. Lloyd-Jones, E. Benjamin, J. Berry, W. Borden, D. Bravata, S. Dai, E. Ford, et al., “Heart disease and stroke statistics”, *American Heart Association*, vol. 125 no. 1, e2–e220, 2012.
- [4] A. Gastouniotti, V. Koliass, S. Golemati, N. Tsiaparas, A., J. Stoitsis, N. Kadoglou, C. Gkekas, J. Kakisis, C. Liapis, P. Karakitsos, I. Sarafis, P. Angelidis, K. Nikita, “CAROTID – A web-based platform for optimal personalized management of atherosclerotic patients”, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 114, 183–193, 2014.
- [5] S. Golemati, A. Sassano, M.J. Lever, A.A. Bharath, S. Dhanjl, A.N. Nicolaides, “Carotid artery wall motion estimated from B-mode ultrasound using region tracking and block-matching”, *Ultrasound in Medicine and Biology*, vol. 29, no. 3, 387-399, 2003.
- [6] "European carotid surgery trialist' collaborative group (ECST). MRC European carotid surgery trial: Interim results of symptomatic patients with severe (70-99%) or with mild (0-29%) carotid stenosis", *Lancet*, vol. 337, 1235-1243, 1991.
- [7] S. Alamowitch, M. Eliasziw, A. Algra, H. Meldrum, HJM. Barnett, “Risk, causes and prevention of ischaemic stroke in elderly patients with symptomatic internal-carotid-artery stenosis”, *Lancet*, vol. 357, 1154-1160, 2001.
- [8] Δ. Κουτσούρης, Κ. Νικήτα, *Ιατρικά απεικονιστικά συστήματα*, ΕΜΠ, 2001.
- [9] S. Golemati, J. Stoitsis, and K. S. Nikita, "Motion analysis of the carotid artery wall and plaque using B-mode ultrasound," *Vascular Disease Prevention*, vol. 4, no.4, 296-302, 2007.
- [10] S. Golemati, A. Gastouniotti, K.S. Nikita, "Toward Novel Noninvasive and Low-Cost Markers for Predicting Strokes in Asymptomatic Carotid Atherosclerosis: The Role of Ultrasound Image Analysis", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol.60, no.3, 652-658, 2013.
- [11] N. El-Barghouty, G. Geroulakos, A. Nicolaides, A. Androulakis, V. Bahal, "Computer-Assisted Carotid Plaque Characterisation", *European Journal of Vascular and Endovascular*

Surgery, vol. 9, 389-393, 1995.

[12] E.C. Kyriacou, C. Pattichis, M. Pattichis, C. Loizou, C. Christodoulou, S.K. Kakkos, A. Ncolaidis, "A Review of Noninvasive Ultrasound Image Processing Methods in the Analysis of Carotid Plaque Morphology for the Assessment of Stroke Risk", *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 14, no. 4, 1027-1038, 2010.

[13] U. Prah, P. Holdfeldt, G. Bergstrom, B. Fagerberg, J. Hulthe, T. Gustavsson, "Percentage White: A new Feature for Ultrasound Classification of Plaque Echogenicity in Carotid Artery Atherosclerosis", *Ultrasound in Medicine and Biology*, vol. 36, no.2, 218-226, 2010.

[14] G.M. Xian, "An identification method of malignant and benign liver tumors from ultrasonography based on GLCM texture features and fuzzy SVM", *Expert Systems with Applications*, vol. 37, 6737-6741, 2010.

[15] D.H. Xu, A.S Kurani, J.D. Furst, D.S. Raicu, "Run-Length Encoding for Volumetric Texture", in *Proc. 4th IASTED International Conference on Visualization, Imaging, and Image Processing*, Marbella, Spain, 2004, 131-136.

[16] J. Stoitsis, S. Golemati, K.S. Nikita, "A Modular Software System to Assist Interpretion of Medical Images- Application to Vascular Ultrasound Images", *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 55, no. 6, 1944-1952, 2006.

[17] G.N. Srinivasan, G. Shobha, "Statistical Texture Analysis", in *Proc World Academy of Science, Engineering and Technology*, vol. 36, 1264-1269, 2008.

[18] S.G. Mallat, "A theory for multiresolution signal decomposition: the wavelet representation", *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 11, no. 7, 674-693, 1989.

[19] N.N. Tsiaparas, S. Golemati, I. Andreadis, J. Stoitsis, I. Valavanis, K.S. Nikita, "Assessment of carotid Atherosclerosis from B-mode ultrasound images using directional multi-scale texture features", *Measurement Science and Technology*, vol. 23, no. 11, 2012.

[20] P.Maragos, *"Image Analysis and Computer Vision"*, Lecture Notes, National Technical University of Athens, 2013.

[21] A. Gastounioti, S. Golemati, J. Stoitsis, K.S. Nikita, "Comparison of Kalman-filter-

based approaches for block matching in arterial wall motion analysis from B-mode ultrasound", *Measurement Science and Technology*, vol. 22, 2011.

[22] A. Gastouniotti, S. Golemati, K.S. Nikita, "Computerized analysis of ultrasound images: potential associations between texture and motion properties of the diseased arterial wall", in *IEEE International Ultrasonics Symposium*, Dresden, Germany, October 2012, 7-10.

[23] F. Molinari, G. Zeng, J. Suri, "A state of the art review on intima-media thickness (IMT) measurement and wall segmentation techniques for carotid ultrasound", *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 100, no. 3, 201-221, 2010.

[24] C.P. Loizou, S. Petroudi, M. Pantziaris, A.N. Nicolaidis, C.S. Pattichis, "An Integrated System for Segmentation of Atherosclerotic Carotid Plaque Ultrasound Video", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 61, No.1, 86-101, 2014.

[25] F. Destrempe, J. Meunier, M.F. Giroux, G. Soulez, G. Cloutier, "Segmentation of Plaques in Sequences of Ultrasonic B-Mode Images of Carotid Arteries Based on Motion Estimation and a Bayesian Model", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 58, No. 8, 2202-2211, 2011.

[26] E. Ukwatta, J. Awad, A.D. Ward, J. Samarabandu, G. Parraga, A. Fenster, "Three-dimensional ultrasound of carotid atherosclerosis: Semiautomated segmentation using level set-based method", *Medical Physics*, vol. 38, no. 5, 2479-2493, 2013.

[27] A. Zahalka, A. Fenster, "An automated segmentation method for three-dimensional carotid ultrasound images", *Physics in Medicine and Biology*, vol. 46, no. 4, 1321-1342, 2001.

[28] F. Mao, J. Gill, D. Downey, A. Fenster, "Segmentation of Carotid Artery in Ultrasound Images: Method development and evaluation technique", *Medical Physics*, vol. 27, no. 8, 1961-1970, 2000.

[29] P. Pignoli, T. Longo, "Evaluation of atherosclerosis with B-mode ultrasound imaging", *Journal of Nuclear Medicine and Allied Sciences*, vol. 32, no. 3, 166-173, 1988.

[30] P.J. Touboul, P. Prati, P.Y. Scarabin, V. Adrai, E. Thibout, P. Ducimetiere, "Use of monitoring software to improve the measurement of carotid wall thickness by B-mode imaging", *Journal of Hypertension*, vol 10, 37-41, 1992.

[31] C. Liguori, A. Paolillo, A. Pietrosanto, "An automatic measurement system for the evaluation of carotid intima-media thickness", *IEEE Transactions on Instrumentation and*

Measurement, vol. 50, no. 6, 1684-1691, 2001.

- [32] J.H. Stein, C.E. Korcarz, M.E. Mays, P.S. Douglas, M. Palta, H. Zhang, T. Lecaire, D. Paine, D. Gustafson, L. Fan, "A semiautomated ultrasound border detection program that facilitates clinical measurement of ultrasound carotid intima-media thickness", *Journal of the American Society of Echocardiography*, vol. 18, no. 3, 244-251, 2005.
- [33] F. Faita, V. Gemignani, E. Bianchini, C. Giannarelli, L. Ghiadoni, M. Demi, "Real-time measurement system for evaluation of the carotid intima-media thickness with a robust edge operator", *Journal of Ultrasound in Medicine*, vol. 27, no. 9, 1353-1361, 2008.
- [34] I. Wedelhag, Q. Liang, T. Gustavsson, J. Wikstrand, "A new automated computerized analyzing system simplifies readings and reduces the variability in ultrasound measurement of intima-media thickness", *Stroke*, vol. 28, no. 3, 2195-2200, 1997.
- [35] Q. Liang, I. Wendelhag, J. Wikstrand, T. Gustavsson, "A multiscale dynamic programming procedure for boundary detection in ultrasonic artery images", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 19, no. 2, 127-142, 2000.
- [36] M.A. Gutierrez, P.E. Pilon, S.D. Lage, L. Kopel, R.T. Carvalho, S.S. Furuie, "Automatic measurement of carotid diameter and wall thickness in ultrasound images", *Computing in Cardiology*, vol. 29, 359-362, 2002.
- [37] D.C. Cheng, A. Schmidt-Trucksass, K.S. Cheng, H. Burkhardt, "Using snakes to detect the intimal and adventitial layers of the common carotid artery wall in sonographic images", *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 67, no 1, 27-37, 2002.
- [38] C.P. Loizou, C.S. Pattichis, M. Pantziaris, T. Tyllis, A. Nicolaodes, "Snakes based segmentation of the common carotid artery intima media", *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 45, no. 1, 35-49, 2007.
- [39] S. Delsanto, F. Molinari, P. Giustetto, W. Liboni, S. Badalmenti, J.S. Suri, "Characterization of a completely user-independent algorithm for carotid artery segmentation in 2D ultrasound images", *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 56, no. 4, 1265-1274, 2007.
- [40] F. Molinari, S. Delsanto, P. Giustetto, W. Liboni, S. Badalmenti, J.S. Suri, "User-independent Plaque Segmentation and Accurate Intima-media Thickness Measurement of Carotid Artery Wall Using Ultrasound", Artech House, Norwood, 2008, 111-140.
- [41] F. Molinari, W. Liboni, P. Giustetto, S. Badalmenti, J.S. Suri, "Automatic computer-based tracings (ACT) in longitudinal 2D ultrasound images using different scanners",

Journal of Mechanics in Medicine and Biology, vol. 9, 481-505, 2009.

[42] S. Golemati, J. Stoitsis, E.G. Sifakis, T. Balkizas, K.S. Nikita, “Using the Hough transform to segment ultrasound images of longitudinal and transverse sections of the carotid artery”, *Ultrasound in Medicine and Biology*, vol. 33, no. 12, 1918-1932, 2007.

[43] F. Molinari, G. Zeng, J.S. Suri, “An integrated approach to computer-based automated tracings and its validation for 200 common carotid arterial wall ultrasound images: a new technique”, *Journal of Ultrasound in Medicine*, vol. 29, 399-418, 2010.

[44] P. Abolmaesumi, M.R. Sirouspour, S.E. Salcudean, “Real-time extraction of carotid artery contours from ultrasound images”, in *Proc IEEE International Conference on Computer Based Medical Systems*, 181-186, 2000.

[45] A.R. Abdel-Dayen, M.R. El-Sakka, “A novel morphological-based carotid artery contour extraction”, in *Canadian Conference on Electrical and Computer Engineering*, vol. 4, 1873-1876, 2004.

[46] A. Hamou, M.R. El-Sakka, “A novel segmentation technique for carotid ultrasound images”, in *International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing, ICASSP*, III-521-III-524, 2004.

[47] F. Molinari, G. Zeng, J.S. Suri, “A state of the art review on intima-media thickness (IMT) measurement and wall segmentation techniques for carotid ultrasound”, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 100, 201-221, 2010.

[48] N. Paragios, R. Deriche, “Geodesic Active Regions and Level Set Methods for Supervised Texture Segmentation”, *International Journal on Computer Vision*, vol. 46, no. 3, 223-247, 2002.

[49] A. Gastounioti, S. Golemati, J.S. Stoitsis, K.S. Nikita, “Adaptive block matching methods for carotid artery wall motion estimation from B-mode ultrasound: in silico evaluation & in vivo application”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 58, 8647-8661, 2013.

[50] F. Molinari, G. Zeng, J.S. Suri, “A state of the art review on intima-media thickness (IMT) measurement and wall segmentation techniques for carotid ultrasound”, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 100, 201-221, 2010.

[51] C.P. Loizou, C.S. Pattichis, M. Pantziaris, A. Nicolaides, “An integrated System for the Segmentation of Atherosclerotic Carotid Plaque”, *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 11, no. 6, 661-667, 2007.

- [52] C.P. Loizou, “A review of ultrasound common carotid artery image and video segmentation techniques”, *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 52, no. 10, 2014.
- [53] J. Cheng, H. Li, A. Fenster, X. Zhang, X. He, M. Ding, “Fully automatic plaque segmentation in 3D ultrasound images”, *Ultrasound in Medicine and Biology*, vol. 39, no. 2, 2431–2446, 2013.
- [54] G. Slabaugh, G. Unal, M. Wels, T. Fang, B. Rao, “Statistical region based segmentation of ultrasound images”, *Ultrasound in Medicine and Biology*, vol. 35, no. 5, 781–795, 2009.