



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ**

**ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΜΕ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΤΗ ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΗ**

**ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ**

# **Σύγχρονες μέθοδοι τμηματοποίησης φυσικών και βιοϊατρικών εικόνων**

ΕΚΠΟΝΗΘΗΚΕ ΑΠΟ ΤΗΝ  
ΚΑΛΛΟΥΔΑ ΕΥΑΓΓΕΛΙΑ, Α.Μ.:2016073, 4<sup>ο</sup> ΕΤΟΣ

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ  
ΔΗΜΗΤΡΗΣ ΙΑΚΩΒΙΔΗΣ



ΛΑΜΙΑ, 2019-2020

## Ευχαριστίες

Η παρούσα πτυχιακή εργασία εκπονήθηκε στο Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας στο τμήμα Πληροφορικής με εφαρμογές στη Βιοϊατρική στη Λαμία. Η υπόδειξη του πρωτότυπου θέματος, ‘Σύγχρονες μέθοδοι τμηματοποίησης φυσικών και βιοϊατρικών εικόνων’, έγινε από τον κ. Δημήτρη Ιακωβίδη παρέχοντας μου την δυνατότητα να ασχοληθώ με ένα θέμα που ανταποκρινόταν άμεσα στα ενδιαφέροντα μου και για αυτό θα ήθελα αρχικά να εκφράσω τις θερμές μου ευχαριστίες προς αυτόν. Ανεκτίμητη κρίθηκε η βοήθεια, οι συμβουλές και η στήριξη που έλαβα από τον κ. Παναγιώτη Καλοζούμη και την κα. Δήμητρα Κούτσιου, οι οποίοι συντέλεσαν στην επιτυχή εκπόνηση αυτής της εργασίας έχοντας μια πολύ εποικοδομητική συνεργασία για την οποία ειλικρινά τους ευχαριστώ.

Αναπόσπαστο κομμάτι της ακαδημαϊκής μόρφωσης που έλαβα μέχρι στιγμής αποτελούν φυσικά και όλοι οι καθηγητές του τμήματος οι οποίοι προσπαθούν καθημερινά να μεταδώσουν τις γνώσεις τους με τον καλύτερο τρόπο. Οφείλω ένα μεγάλο ευχαριστώ στον καθένα τους ξεχωριστά καθώς έπειτα από την υποδειγματική διδασκαλία τους αποτελούν πηγή έμπνευσης για όλους τους φοιτητές.

Τέλος, ένα τεράστιο ευχαριστώ στους γονείς μου που με στήριξαν ηθικά και οικονομικά σε αυτό το ταξίδι γνώσης προσφέροντας μου την ευκαιρία να εξελιχθώ ως άνθρωπος και ως επιστήμονας. Οι πολύτιμες συμβουλές και το αστείρευτο ενδιαφέρον τους αποτέλεσαν κινητήριο δύναμη για να συνεχίσω και να ολοκληρώσω αυτόν τον κύκλο σπουδών.

## Περίληψη

Στη σύγχρονη εποχή κρίνεται σκόπιμη η προσομοίωση ποικίλων ιατρικών διαδικασιών με τη χρήση τρισδιάστατων υπολογιστικών μοντέλων που προκύπτουν από την ανακατασκευή της γεωμετρίας οργάνων. Αυτές παράγονται με ιατρικά μηχανήματα και ρηξικέλευθες τεχνολογίες με σκοπό την επίτευξη διαγνώσεων υψηλής ακρίβειας. Η δημιουργία εξατομικευμένων μοντέλων με ακριβή ανατομικά χαρακτηριστικά καθίσταται εφικτή όταν οι εικόνες που προκύπτουν από τις τεχνικές απεικόνισης τμηματοποιούνται, διαχωρίζοντας το αντικείμενο ενδιαφέροντος από τα άλλα στοιχεία της εικόνας. Η εργασία αυτή πραγματεύεται την ανάλυση μεθόδων τμηματοποίησης φυσικών και βιοϊατρικών εικόνων εστιάζοντας στις τομογραφικές εικόνες (Computed Tomography, CT) και ειδικότερα στην τμηματοποίηση του εντέρου. Αυτό αποτέλεσε πρόκληση καθώς το έντερο είναι όργανο της κοιλιακής χώρας που φαίνεται διαφορετικό ανάλογα με το περιεχόμενό του στις εικόνες, έχει ακανόνιστο σχήμα και αλλάζει συνεχώς θέση σε μια ακολουθία εικόνων. Στο πλαίσιο αυτό, στην παρούσα εργασία προτείνεται μια πρωτότυπη μεθοδολογία για την αυτόματη τμηματοποίηση εικόνων άνω και κάτω κοιλίας και την ανακατασκευή της γεωμετρίας του εντέρου με σκοπό την προσομοίωση της διαδικασίας της ενδοσκόπησης με ρομποτική κάψουλα. Συγκεκριμένα, προτείνεται μια μέθοδος ‘αντίστροφης τμηματοποίησης’ η οποία αντιστοιχεί στην τμηματοποίηση όλων των άλλων στοιχείων/γεωμετριών της κοιλιακής χώρας (λίπος, οστά, ήπαρ, σπλήνα, νεφροί, μύες, αγγεία, και λοιπά όργανα) και διαδοχική αφαίρεση αυτών από την αρχική εικόνα με σκοπό το εναπομένον τμήμα να αντιπροσωπεύει το έντερο. Οι μέθοδοι που χρησιμοποιήθηκαν για την υλοποίηση της προσέγγισης περιλαμβάνουν μεθόδους αυτόματης κατωφλίωσης, μορφολογικά φίλτρα και τις μεθόδους ανάπτυξης περιοχών (Region Growing) και ενεργών περιγραμμάτων (Active Contours). Η προτεινόμενη μέθοδος εφαρμόστηκε σε 3 διαφορετικές συλλογές δεδομένων και οι εικόνες που προέκυψαν χρησιμοποιήθηκαν για την τρισδιάστατη ανακατασκευή της εκάστοτε γεωμετρίας με σκοπό την απόδειξη της αμεροληψίας και της προσαρμοστικότητας της μεθόδου. Έπειτα από σύγκριση του μοντέλου με γεωμετρίες που δημιουργήθηκαν από τμηματοποιημένες εικόνες με κλασικές μεθόδους τμηματοποίησης, η προτεινόμενη μέθοδος αναδείχθηκε να έχει την ακριβέστερη γεωμετρία με αντιληπτά ανατομικά χαρακτηριστικά χωρίς να είναι υπολογιστικά πολύπλοκη και χρονοβόρα. Η εργασία ολοκληρώθηκε με μια προκαταρκτική προσομοίωση της διαδικασίας ενδοσκόπησης με κάψουλα, μια διαδικασία που συμβάλλει στη μελλοντική βελτιστοποίηση των ενδοσκοπικών καψουλών και της διαγνωστικής τους απόδοσης.

## **Abstract**

In modern times it is considered appropriate to simulate various medical procedures using three-dimensional computer models resulting from the reconstruction of image geometry. These are produced with medical equipment and groundbreaking technologies in order to achieve high accuracy diagnoses. Creating personalized models with precise anatomical features becomes possible when the images resulting from the imaging techniques are segmented, separating the object of interest from the other elements of the image. This thesis focuses on Computed Tomography (CT) image analysis, and particularly on the segmentation of the intestine. This is a challenging task because the intestine is an organ of the abdomen with an appearance that changes depending on its contents, it has an irregular shape and its position along a sequence of images is variable. In this context a novel methodology for automated segmentation of images of the upper and lower abdomen is proposed, and applied for the intestinal reconstruction in order to simulate the process of endoscopy using a robotic capsule. More specifically, a 'reverse segmentation' method is proposed which corresponds to the segmentation of all other elements / geometries of the abdomen (fat, bone, liver, spleen, kidneys, muscles, vessels, and other organs) and their sequential removal from the original image in order the remaining portion to represent the intestine. The methods used to implement this approach include automatic thresholding methods, morphological filters, region-growing and active contour algorithms. The proposed method was applied to 3 different datasets and the resulting images were used for the intestinal reconstruction in order to prove the impartiality and adaptability of the method. After comparing the 3D reconstruction with geometries created from segmented images with classical segmentation methods, the proposed method emerged to have the most accurate geometry with perceived anatomical features without being computationally complex and time consuming. Eventually a preliminary simulation of the capsule endoscopy process was performed, aiming to a future optimization of the capsule endoscopes and their diagnostic yield.

# ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

<b>1</b>	<b>ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....</b>	<b>7</b>
1.1	ΣΤΟΧΟΣ ΚΑΙ ΣΥΝΕΙΣΦΟΡΑ .....	8
1.2	ΔΟΜΗ .....	9
<b>2</b>	<b>ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ.....</b>	<b>10</b>
2.1	ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΚΑΙ ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑ ΕΝΤΕΡΟΥ .....	10
2.1.1	Πεπτικό Σύστημα και Έντερο.....	10
2.1.2	Ανατομία παχέος εντέρου.....	10
2.1.3	Λειτουργία παχέος εντέρου.....	11
2.1.4	Αιμάτωση παχέος εντέρου.....	12
2.1.5	Ανατομία Λεπτού εντέρου .....	12
2.1.6	Δωδεκαδάκτυλο .....	12
2.1.7	Λειτουργία δωδεκαδάκτυλου.....	13
2.1.8	Αιμάτωση δωδεκαδάκτυλου.....	13
2.1.9	Ελικώδες έντερο .....	14
2.2	ΠΑΘΟΛΟΓΙΑ ΕΝΤΕΡΟΥ .....	14
2.3	ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ .....	15
2.3.1	Μαγνητική Τομογραφία .....	15
2.3.1.1	Μαγνητικός τομογράφος.....	16
2.3.1.2	Σκιαγραφικό .....	17
2.3.1.3	Πλεονεκτήματα.....	17
2.3.1.4	Περιορισμοί και μειονεκτήματα .....	18
2.3.2	Αξονική τομογραφία .....	19
2.3.2.1	Αξονικός τομογράφος.....	19
2.3.2.2	Πλεονεκτήματα.....	20
2.3.2.3	Περιορισμοί και μειονεκτήματα .....	21
2.3.3	Εικόνες αξονικής και μαγνητικής τομογραφίας.....	22
2.4	ΠΡΟΤΥΠΟ DICOM .....	23
2.4.1	Εικόνες DICOM.....	26
2.4.2	Πλεονεκτήματα προτύπου DICOM .....	27
2.4.3	Μειονεκτήματα προτύπου DICOM .....	28
2.5	ΤΜΗΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ ΦΥΣΙΚΩΝ ΚΑΙ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΩΝ ΕΙΚΟΝΩΝ .....	28
2.5.1	Εισαγωγή.....	28
2.5.2	Κλασικές Μέθοδοι Τμηματοποίησης.....	29
2.5.2.1	Μέθοδοι βασισμένες στην περιοχή.....	30
2.5.2.2	Μέθοδοι βασισμένες σε όρια .....	33
2.5.2.3	Μέθοδοι βασισμένες σε μερικές διαφορικές εξισώσεις .....	36
2.5.2.3.1	Μέθοδοι ενεργού περιγράμματος.....	36
2.5.3	Τμηματοποίηση εικόνων CT.....	38
2.5.4	Τμηματοποίηση εικόνων κοιλιακής χώρας .....	42
2.5.5	Τμηματοποίηση εντέρου.....	46
2.6	ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ.....	51
2.7	ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ .....	54
2.7.1	Εισαγωγή.....	54
2.7.2	Το περιβάλλον του Webots .....	54
2.7.3	Ενδοσκοπικές Κάψουλες.....	55
2.7.3.1	Χαρακτηριστικά.....	56
2.7.3.2	Πλεονεκτήματα.....	57
2.7.3.3	Μειονεκτήματα .....	58
2.7.3.4	Περιορισμοί.....	58
2.7.4	Τεχνικές αύξησης της απόδοσης κατά τη χρήση της ενδοσκοπικής κάψουλας.....	58
<b>3</b>	<b>ΣΚΟΠΟΣ ΕΡΕΥΝΑΣ.....</b>	<b>60</b>
<b>4</b>	<b>ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ .....</b>	<b>63</b>
4.1	ΤΜΗΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ .....	65
4.2	ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ.....	71
4.3	ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ .....	72
4.4	ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΣΥΛΛΟΓΗΣ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ .....	73

<b>5</b>	<b>ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ.....</b>	<b>74</b>
5.1	ΤΜΗΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ .....	74
5.2	ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ .....	78
5.3	ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ .....	83
<b>6</b>	<b>ΣΥΖΗΤΗΣΗ .....</b>	<b>85</b>
<b>7</b>	<b>ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΈΡΕΥΝΑ .....</b>	<b>89</b>
<b>8</b>	<b>ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ .....</b>	<b>90</b>

# 1 Εισαγωγή

Στη σημερινή εποχή η ιλιγγιώδης εξέλιξη της τεχνολογίας διαδραματίζει καίριο ρόλο στην πρόοδο της ιατρικής συμβάλλοντας στην εφαρμογή ρηξικέλευθων μεθόδων τόσο για την ίαση όσο και για την πρόληψη πληθώρας ασθενειών. Ωστόσο ένα από τα σημαντικότερα βήματα στον ιατρικό χώρο αποτελεί η διάγνωση και έπειτα η λήψη αποτελεσματικών αποφάσεων με βάση αυτήν. Για αυτό το λόγο οι ποικίλες τεχνικές απεικόνισης κατέχουν πλέον καίρια θέση στην διαγνωστική ιατρική παρέχοντας την δυνατότητα στους ιατρούς να εξετάσουν κάθε περίπτωση ξεχωριστά κατανοώντας την σε βάθος και με μεγάλη ακρίβεια. Οπτικοποιώντας τα αποτελέσματα μιας εξέτασης παράγεται ένας μεγάλος όγκος πληροφοριών σχετικά με την κατάσταση των οργάνων του ασθενή και κατά συνέπεια καθίσταται δυνατή η διάγνωση και αξιολόγηση της εκάστοτε βλάβης και κατάστασης αντίστοιχα. Ωστόσο η ποιότητα κατά τη λήψη των εικόνων εξαρτάται από την επιλογή της απεικονιστικής μεθόδου σε συνδυασμό με την περιοχή απεικόνισης του ανθρώπινου σώματος. Μια από τις πιο διαδεδομένες τεχνικές απεικόνισης στην οποία εστιάζει και η παρούσα εργασία είναι η αξονική τομογραφία. Η απεικόνιση της κοιλιακής χώρας με τη χρήση αξονικής τομογραφίας όμως περιέχει ορισμένες προκλήσεις καθώς οι παραγόμενες εικόνες έχουν πολύ χαμηλή αντίθεση και τα όρια μεταξύ των οργάνων είναι δυσδιάκριτα.

Εστιάζοντας στο έντερο, ένα από τα σημαντικότερα όργανα της κοιλιακής χώρας εντοπίζονται ασθένειες ύψιστης σημασίας που ενδέχεται να προκαλέσουν ολέθριες συνέπειες στον ασθενή. Η έγκαιρη διάγνωση αυτών με τη χρήση τεχνικών ιατρικής απεικόνισης όπως είναι η αξονική τομογραφία αποτελεί επιτακτική ανάγκη με σκοπό την άμεση ίαση των ασθενών. Κατά αυτόν τον τρόπο κρίνεται σκόπιμη η απομόνωση του εντέρου από τα υπόλοιπα όργανα της κοιλιακής χώρας με σκοπό την λεπτομερειακή μελέτη του και την εκτίμηση της κατάστασης της νόσου ή την αξιολόγηση της βλάβης που ενδέχεται να έχει προκληθεί σε αυτό. Η τμηματοποίηση είναι μια τεχνική επεξεργασίας εικόνων που έχει αποδειχθεί ιδιαίτερα χρήσιμη τα τελευταία χρόνια στον ιατρικό κλάδο παρέχοντας τη δυνατότητα μείωσης της εμβέλειας ανάλυσης και παρατήρησης συγκεκριμένων περιοχών ενδιαφέροντος με σκοπό την ενδελεχή ανάλυσή τους.

Έπειτα από την λήψη εικόνων αξονικής τομογραφίας εντέρου, η εφαρμογή τεχνικών τμηματοποίησης για την απομόνωση του εντέρου από την κοιλιακή χώρα είναι ένα απαραίτητο βήμα για την ανακατασκευή της γεωμετρίας του. Πρόκειται για μια διαδικασία που απαιτεί τμηματοποιημένες εικόνες που απεικονίζουν ένα αντικείμενο ενδιαφέροντος με σκοπό τη δημιουργία ενός τρισδιάστατου μοντέλου. Η τρισδιάστατη απεικόνιση, η οποία καθίσταται πλέον εφικτή χωρίς ιδιαίτερο υπολογιστικό κόστος χρονικά και χρηματικά χάρη στη τεχνολογική επανάσταση των τελευταίων ετών, είναι μια από τις πιο δημοφιλείς τεχνικές στον ιατρικό τομέα. Μέσω αυτής παρέχεται η δυνατότητα στους επαγγελματίες υγείας μιας πιο άμεσης και διαδραστικής παρατήρησης του εκάστοτε απεικονιζόμενου οργάνου ώστε να κατανοήσουν και να αξιολογήσουν καλύτερα τις βλάβες που προκαλεί κάθε ασθένεια εξαιτίας της αλλοίωσης που έχει επιφέρει στη γεωμετρία. Επιπροσθέτως, η τρισδιάστατη απεικόνιση συμβάλλει στην

εκπαίδευση των νέων γιατρών καθώς έχουν την ευκαιρία να οπτικοποιήσουν τις θεωρητικές γνώσεις που λαμβάνουν. Αξιοσημείωτο είναι πως τα μοντέλα αυτά είναι εξατομικευμένα και έχουν ακριβή ανατομικά χαρακτηριστικά συμβάλλοντας στην υποβοηθούμενη διάγνωση.

Το σημαντικότερο όμως είναι πως η τμηματοποίηση του εντέρου από εικόνες αξονικής τομογραφίας και η ανακατασκευή της γεωμετρίας του αποτελούν βασικά βήματα για την πραγματοποίηση προσομοιώσεων ιατρικών διαδικασιών. Βασικός σκοπός της παρούσας εργασίας είναι η προσομοίωση της ενδοσκόπησης με τη χρήση ρομποτικής κάψουλας εντός εικονικού περιβάλλοντος εντέρου. Οι προσομοιώσεις εξυπηρετούν την βελτιστοποίηση των ιατρικών διαγνώσεων καθώς παρέχουν την ευκαιρία ενδεδειγμένη παρατήρησης της ανατομίας του εντέρου στους ειδικούς. Επιπρόσθετα, μέσω των προσομοιώσεων καθίσταται εφικτή και η βελτιστοποίηση των χαρακτηριστικών της ρομποτικής κάψουλας η οποία πλοηγείται μέσα στο έντερο και καταγράφει την πορεία της σε βίντεο με σκοπό την πραγματοποίηση εξέτασης του εντέρου. Επομένως, γίνεται αντιληπτή το εύρος της σημασίας και της συμβολής των προσομοιώσεων στον ιατρικό τομέα ο οποίος οφείλει ένα σημαντικό μέρος της εξέλιξής του στην τεχνολογία. Για αυτό κρίνεται απαραίτητη η δημιουργία τρισδιάστατων μοντέλων που χρησιμοποιούνται στο εικονικό περιβάλλον της προσομοίωσης και παράγονται από έναν μεγάλο όγκο τμηματοποιημένων δισδιάστατων εικόνων εντέρου αξονικής τομογραφίας.

Παρόλα αυτά, η τμηματοποίηση του εντέρου είναι ιδιαίτερα πολύπλοκη καθώς έχει ακανόνιστο σχήμα, αλλάζει συνεχώς θέση μέσα στην ακολουθία των εικόνων ολόκληρης της συλλογής δεδομένων ενός ασθενή και έχει σχεδόν πανομοιότυπες τιμές έντασης με τους κοιλιακούς μύες. Προκειμένου να αντιμετωπιστεί αυτό το πρόβλημα, υλοποιήθηκε μια μέθοδος ‘αντίστροφης τμηματοποίησης’. Πιο συγκεκριμένα, έχοντας ως τελικό σκοπό την τμηματοποίηση του εντέρου αλλά αναγνωρίζοντας τις δυσκολίες που αυτή συνεπάγεται, προτείνεται η τμηματοποίηση όλων των άλλων στοιχείων/οργάνων που απαρτίζουν την κοιλιακή χώρα (σπλήνα, ήπαρ, μύες, οστά, λίπος, νεφροί, αγγεία και λοιπά όργανα). Η διαδοχική αφαίρεση αυτών κατά την υλοποίηση του αλγόριθμου από την αρχική εικόνα καταλήγει στην τελική παραγωγή μιας τμηματοποιημένης εικόνας που αντιπροσωπεύει το έντερο.

## **1.1 Στόχος και συνεισφορά**

Στόχος της παρούσας εργασίας είναι η πραγματοποίηση προσομοιώσεων ενδοσκόπησης, μια διαδικασία εξέτασης του λεπτού εντέρου η οποία πραγματοποιείται με τη βοήθεια ασύρματης κάψουλας (βλ. Κεφάλαιο 2). Μέσω των προσομοιώσεων ενδοσκόπησης καθίσταται εφικτή η βελτιστοποίηση των χαρακτηριστικών της ρομποτικής κάψουλας αλλά και η βελτιστοποίηση των διαγνωστικών μεθόδων αποτελώντας ακρογωνιαίο λίθο της εξέλιξης της διαγνωστικής ιατρικής. Ωστόσο, για την πραγματοποίηση αυτών είναι απαραίτητη η δημιουργία τρισδιάστατων εξατομικευμένων μοντέλων εντέρου τα οποία έχουν ακριβή ανατομικά χαρακτηριστικά και συμβάλλουν στην υποβοηθούμενη διάγνωση. Τα μοντέλα αυτά απαιτούν την ύπαρξη μεγάλου όγκου δισδιάστατων εικόνων που απεικονίζουν ένα επιθυμητό αντικείμενο, δηλαδή του εντέρου του οποίου ανακατασκευάζεται η



γεωμετρία με αποτέλεσμα την απόκτηση της τρισδιάστατης απεικόνισης. Αναπόφευκτα, προκύπτει η ανάγκη τμηματοποίησης του εντέρου από εικόνες αξονικής τομογραφίας άνω και κάτω κοιλίας προκειμένου αυτό να απομονωθεί και να χρησιμοποιηθεί για την δημιουργία των τρισδιάστατων μοντέλων. Επομένως, προτείνεται μια μέθοδος ‘αντίστροφης τμηματοποίησης’ η οποία είναι αυτόματη, έχει χαμηλό υπολογιστικό κόστος και αντιμετωπίζει επιτυχώς τη πολύπλοκη απεικόνιση του εντέρου (αποχρώσεις, γεωμετρία, κατανομή). Στοχεύοντας έτσι στην πραγματοποίηση προσομοιώσεων ενδοσκόπησης, προκύπτει η ανάγκη δημιουργίας τρισδιάστατων μοντέλων εντέρου που αποτελούν το βασικό στοιχείο του εικονικού περιβάλλοντος για την ανακατασκευή της γεωμετρίας των οποίων απαιτούνται οι τμηματοποιημένες εικόνες που απεικονίζουν μόνο το έντερο και παράγονται με τη χρήση της προτεινόμενης μεθόδου.

## **1.2 Δομή**

Στις παρακάτω ενότητες παρουσιάζεται με λεπτομέρεια το θεωρητικό υπόβαθρο, τόσο για την ανατομία-φυσιολογία του εντέρου, όσο και για τις τεχνικές απεικόνισης και τμηματοποίησης, αλλά και η προτεινόμενη μεθοδολογία. Πιο συγκεκριμένα, στο Κεφάλαιο 2 αναλύεται η ανατομία του εντέρου, οι λειτουργίες και η παθολογία του, οι τεχνικές απεικόνισης καθώς και οι τεχνικές τμηματοποίησης. Σχετικά με τις τελευταίες, έγινε μια βιβλιογραφική ανασκόπηση ως προς τις μελέτες που έχουν πραγματοποιηθεί έως σήμερα για τις εικόνες αξονικής τομογραφίας κοιλιακής χώρας και ειδικότερα εντέρου, παραθέτοντας τις πιο καινοτόμες και αποδοτικές. Στη συνέχεια, το Κεφάλαιο 3 περιέχει πληροφορίες για τον σκοπό της έρευνας αποσαφηνίζοντας το κίνητρο της παρούσας εργασίας. Στο Κεφάλαιο 4, περιγράφεται αναλυτικά η μεθοδολογία που ακολουθήθηκε σχετικά με την τμηματοποίηση του εντέρου, την ανακατασκευή της γεωμετρίας του και την προσομοίωση της διαδικασίας με την ενδοσκοπική κάψουλα. Τα Κεφάλαια 5, 6 και 7 περιλαμβάνουν αντίστοιχα τα αποτελέσματα, συμπεράσματα και τη συζήτηση.

## **2 Βιβλιογραφική ανασκόπηση**

### **2.1 Ανατομία και φυσιολογία εντέρου**

#### **2.1.1 Πεπτικό Σύστημα και Έντερο**

Το πεπτικό σύστημα εξυπηρετεί την διατροφή του ανθρώπινου οργανισμού καθώς είναι υπεύθυνο για την πρόσληψη και την επεξεργασία της τροφής. Αναπόσπαστο κομμάτι αποτελεί επίσης και η αποβολή των άχρηστων ουσιών από τον οργανισμό ύστερα από τη διαδικασία της πέψης. Αντίστοιχα με την αποβολή, στις αρμοδιότητες του πεπτικού συστήματος ανήκει και η απορρόφηση θρεπτικών συστατικών απαραίτητων για την εύρυθμη λειτουργία του οργανισμού.

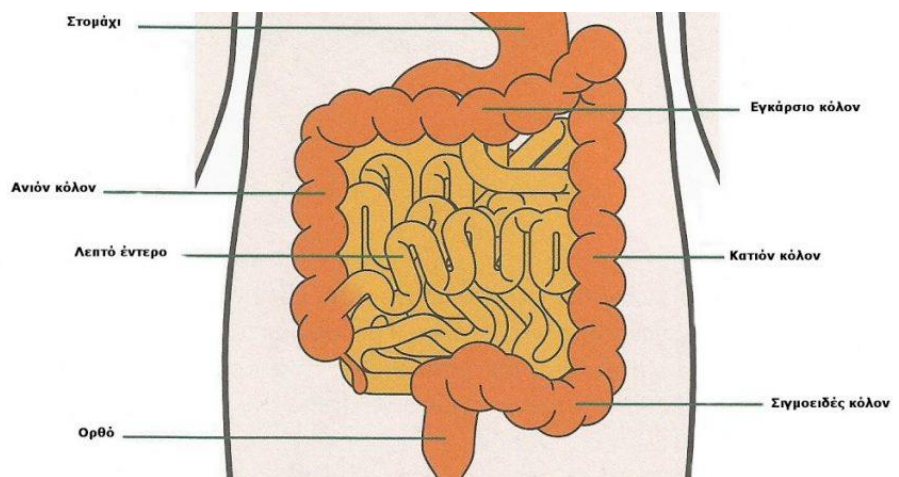
Όντας ένα σύνολο οργάνων το πεπτικό σύστημα αποτελείται από τους σιελογόνους αδένες, τη στοματική κοιλότητα (στόμα, γλώσσα, δόντια), τον οισοφάγο, το στομάχι, το συκώτι, τη χολή, το πάγκρεας, το παχύ και το λεπτό έντερο. Η παρούσα εργασία θα εστιάσει στη συμβολή του εντέρου, το οποίο συνεργάζεται με τα υπόλοιπα όργανα του πεπτικού συστήματος διαδραματίζοντας ιδιαίτερα σημαντικό ρόλο. Εφόσον το έντερο είναι ένα ενεργητικό και όχι παθητικό όργανο πραγματοποιεί 3 είδη συσταλτικών χαρακτηριστικών κινήσεων οι οποίες αξίζει να σημειωθούν. Αυτές είναι οι κινήσεις κατάτμησης, οι περισταλτικές και οι διατρέχουσες κινήσεις. Αναλυτικότερα οι κινήσεις κατάτμησης βοηθούν στην ανάμιξη του χυμού και τον φέρνουν σε επαφή με τον βλεννογόνο του εντέρου όπου και απορροφάται. Στη συνέχεια οι περισταλτικές κινήσεις προωθούν την τροφή κατά μήκος του εντέρου και τελικά οι διατρέχουσες κινήσεις σε περιόδους νηστείας, όταν έχει ολοκληρωθεί η απορρόφηση, προωθούν το εντερικό περιεχόμενο στο παχύ έντερο. Εφοδιάζοντας τον οργανισμό με θρεπτικές ουσίες αλλά και προνοώντας για την πέψη της τροφής και την απομάκρυνση περιττών ουσιών, το έντερο αποτελεί ένα σημαντικό τμήμα του πεπτικού συστήματος προς διερεύνηση.

Σκόπιμη είναι επομένως η περαιτέρω ανάλυση του εντέρου και η αποσαφήνιση ορισμένων εννοιών. Ξεκινώντας από τον ορισμό του, έντερο ονομάζεται το τμήμα του πεπτικού σωλήνα το οποίο εκτείνεται μετά από τον στόμαχο ως τον πρωκτό. Το μήκος του είναι περίπου 8,5-9,5 μ. και έχει την ελικοειδή μορφή ενός συνεχιζόμενου σωλήνα μέσα στην κοιλιακή κοιλότητα. Σε πλήρη έκταση φτάνει έως και τα 10-9,5 μ. και χωρίζεται στο λεπτό και στο παχύ έντερο. Το λεπτό έντερο έχει συνολικό μήκος 6- 6,5 μ. σε αντίθεση με το παχύ έντερο το οποίο είναι βραχύτερο με μήκος μόλις 1,5-2 μ. αλλά είναι ευρύτερο σε σύγκριση με το λεπτό έντερο. Παρακάτω παρατίθεται αναλυτικά η ανατομία και φυσιολογία των διάφορων τμημάτων του εντέρου.

#### **2.1.2 Ανατομία παχέος εντέρου**

Το παχύ έντερο είναι ένας σωλήνας μεγάλης χωρητικότητας ο οποίος περιβάλλει περιφερικά το λεπτό έντερο και αποτελείται από το τυφλό, το ανιόν, το εγκάρσιο, το κατιόν, το σιγμοειδές, το ορθό και τον πρωκτό όπως φαίνεται στο Σχήμα 1. Είναι γνωστό ότι είναι το τελευταίο τμήμα του γαστρεντερικού σωλήνα και εκτείνεται από το τυφλό έως τον πρωκτό (μαζί με το ορθό) . Το τυφλό, το ανιόν και η

ηπατική καμπή (δεξιό εγκάρσιο κόλον) απαρτίζουν το δεξιό κόλον, ενώ το αριστερό εγκάρσιο, η σπληνική καμπή, το κατιόν και το σιγμοειδές κόλον απαρτίζουν το αριστερό κόλον. Το τυφλό που εκφύεται από τη σκωληκοειδή απόφυση συνδέεται με το τελικό τμήμα του λεπτού εντέρου, τον ειλέο. Το παχύ έντερο μπορεί να διακριθεί εύκολα από το λεπτό έντερο χάρη στις τρεις παχιές, επιμήκεις μυϊκές ταινίες του που ονομάζονται κολικές ταινίες.



Σχήμα 1. Ανατομία παχέος εντέρου (Δημήτρης Τσαμής, 2015)

Το τοίχωμα του παχέος εντέρου αποτελείται από 4 στρώματα-χιτώνες. Ο εσωτερικός χιτώνας είναι ο βλεννογόνος όπου γίνεται η απορρόφηση του ύδατος και των ηλεκτρολυτών από τις τροφές οι οποίες έπειτα μεταφέρονται προς το εσωτερικό του οργανισμού. Ο δεύτερος χιτώνας από έσω προς τα έξω είναι ο υποβλεννογόνιος. Αυτός αποτελείται κυρίως από αγγεία, νεύρα και χαλαρό ιστό και χωρίζει το βλεννογόνο από τον τρίτο χιτώνα, τη μυϊκή στιβάδα. Η μυϊκή στιβάδα είναι υπεύθυνη για τη στήριξη και τις κινήσεις του εντέρου καθώς αυτό συσπάται ιδίως μετά τα γεύματα με σκοπό βέβαια την προώθηση της τροφής. Ο τέταρτος και εξωτερικότερος χιτώνας είναι ο ορογόνος που αποτελεί ένα πολύ λεπτό εξωτερικό πέταλο.

### 2.1.3 Λειτουργία παχέος εντέρου

Οι τρεις κύριες λειτουργίες του παχέος εντέρου είναι η απορρόφηση νερού και ηλεκτρολυτών από το κοπρανώδες περιεχόμενο, η κατακράτηση και η αποβολή των κοπράνων. Με τη βοήθεια μιας βαλβίδας, της ειλεοτυφλικής βαλβίδας, προωθείται η τροφή και τα περιεχόμενα του λεπτού εντέρου στο παχύ έντερο. Έτσι αφού δημιουργηθεί στο λεπτό έντερο ένας χυμός που περιέχει νερό, ηλεκτρολύτες και αρκετά συστατικά που αντιστάθηκαν στην διαδικασία πέψης και απορρόφησης του λεπτού εντέρου, μέσω της ειλεοκολικής βαλβίδας εισέρχεται στο παχύ έντερο. Περίπου το 90% του νερού που περνάει την ειλεοκολική βαλβίδα απορροφάται στο παχύ έντερο, ποσότητα που πιθανότατα φθάνει το 1,5 με 2 λίτρα ημερησίως. Όταν μαζευτεί μεγάλη ποσότητα κοπράνων στο ορθό ενεργοποιείται το αντανακλαστικό της αφόδευσης. Κατά συνέπεια συμβαίνει συστολή και χαλάρωση του σφιγκτήρα, πίεση

του ορθού και αφόδευση. Ουσιαστικά προκαλείται αγγειόσπαση, άνοιγμα πρώτης βαλβίδας, άνοιγμα δεύτερης βαλβίδας του πρωκτού και τελικά αφόδευση. Με την αποβολή των κοπράνων γίνεται παράλληλα και αποβολή του 99% των αναερόβιων βακτηρίων που υπάρχουν στο έντερο. Τα βακτήρια επιβιώνουν στο έντερο επειδή το περιβάλλον στους άλλους σωλήνες είναι όξινο και χρησιμεύουν στη σύνθεση των βιταμινών K, B12, θειαμίνης και ριβοφλαβίνης. Παράλληλα προκαλούν διάσπαση φαρμάκων, συμπληρωμάτων διατροφής και χοληστερόλης.

#### **2.1.4 Αιμάτωση παχέος εντέρου**

Η αιμάτωση του παχέος εντέρου προέρχεται από δύο κύρια αρτηριακά στελέχη, την άνω και την κάτω μεσεντέρια αρτηρία. Και τα δύο αυτά αρτηριακά στελέχη είναι κλάδοι της κοιλιακής αορτής. Το δεξιό τμήμα του παχέος εντέρου τροφοδοτείται από την άνω και το αριστερό τμήμα του παχέος εντέρου τροφοδοτείται από την κάτω μεσεντέρια αρτηρία.

#### **2.1.5 Ανατομία Λεπτού εντέρου**

Το λεπτό είναι συνέχεια του στομάχου, καθώς ξεκινάει από τον πυλωρό και καταλήγει στην ελικοειδή βαλβίδα του παχέος εντέρου με το οποίο και ενώνεται. Κύρια λειτουργία του είναι η ολοκλήρωση της διαδικασίας της πέψης και η απορρόφηση των θρεπτικών ουσιών της τροφής. Το λεπτό έντερο αποτελείται από το δωδεκαδάκτυλο και το ελικώδες έντερο, το οποίο χωρίζεται στη νήστιδα και τον ειλεό.

#### **2.1.6 Δωδεκαδάκτυλο**

Το δωδεκαδάκτυλο αποτελεί το πρώτο τμήμα του λεπτού εντέρου που έχει στενή σχέση με το πάγκρεας και έχει μήκος 25-30cm. Παρά το μήκος του η εσωτερική του επιφάνεια αυξάνεται σημαντικά λόγω του ότι η βλεννογόνος του έχει πτυχές που φέρουν λάχνες οι οποίες είναι ορατές μόνο με το μικροσκόπιο. Το όνομά του οφείλεται στο γεγονός ότι έχει πλάτος ίσο με αυτό των 12 δακτύλων. Γνωρίζοντας ότι το δωδεκαδάκτυλο ακολουθεί ημικυκλική πορεία ξεκινάει από τον πυλωρό και εκβάλλει στη νήστιδα. Επιπρόσθετα αξίζει να αναφερθεί η διαίρεση του δωδεκαδακτύλου σε 4 μοίρες. Αναλυτικά η πρώτη μοίρα ή ανώτερη ή βολβός είναι η συνηθέστερη θέση εντόπισης του έλκους στο δωδεκαδάκτυλο. Η δεύτερη μοίρα έχει μήκος 7,5cm και στο εσωτερικό της παρουσιάζει μια προεξοχή βλεννογόνου που λέγεται δωδεκαδακτυλική πτυχή ή πτυχή του Oddi. Αυτό είναι το σημείο συνένωσης της χοληδόχου κύστης με τον παγκρεατικό πόρο. Επίσης εκεί υπάρχει και ο σφιγκτήρας του Oddi που ρυθμίζει τη λειτουργία του κοινού πόρου. Στην ίδια μοίρα υπάρχει και ο επικουρικός παγκρεατικός πόρος του Santorini ο οποίος ελέγχει τον παγκρεατικό χώρο. Αντίστοιχα η τρίτη μοίρα είναι περίπου 10cm και έρχεται σε επαφή με τα μεσεντέρια αγγεία. Τέλος η τέταρτη μοίρα του δωδεκαδακτύλου έχει μήκος περίπου 2,5cm και τελειώνει στη νηστιδοδωδεκαδακτυλική καμπύλη.

Στο δωδεκαδάκτυλο εκβάλλουν ο χοληδόχος και ο παγκρεατικός πόρος οι οποίοι διοχετεύουν στο έντερο παγκρεατικό υγρό και χολή, συστατικά απαραίτητα για την πραγματοποίηση της διαδικασίας της

πέψης. Μέσα στο παγκρεατικό υγρό εκτός από χρήσιμα ένζυμα περιέχεται και σόδα (διττανθρακικό νάτριο) για την εξουδετέρωση του υδροχλωρικού οξέος που προέρχεται από το στομάχι. Η χολή αντίστοιχα περιέχει τα χολικά άλατα, τα οποία προκαλούν τη γαλακτωματοποίηση του λίπους της τροφής, δηλαδή την κατάτμηση του λίπους σε πολύ μικρά, μικροσκοπικά σταγονίδια. Με την απουσία αυτής της διαδικασίας, τα λίπη δεν πέπτονται.

### **2.1.7 Λειτουργία δωδεκαδάκτυλου**

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, βασική λειτουργία του δωδεκαδακτύλου είναι η απορρόφηση θρεπτικών συστατικών της τροφής. Κατά την προσέλευση του χυμού στο δωδεκαδάκτυλο αυτός είναι υπέρτονος και όξινος. Η συνεχής έκκριση γαστρικών υγρών και η ωσμωτική κίνηση νερού προς το χυμό προκαλούν ενυδάτωση και τον μετατρέπουν σε ισοτονικό. Η οξύτητα εξουδετερώνεται με την προσθήκη παγκρεατικού υγρού και χολής τους ήπατος. Το λεπτό έντερο έχει μια τεράστια επιφάνεια και αναγκάζει το χυμό ύστερα από κυκλική κίνηση να περάσει μέσα από τον αυλό. Ακόμη το λεπτό έντερο διαθέτει μικρές προεκβολές, τις λάχνες, με ύψος 0,5-1,2χιλ. και διάμετρο 0,1χιλ., μεταξύ των οποίων βρίσκονται εντερικοί αδένες, οι κρύπτες. Οι λάχνες καλύπτονται από απορροφητικό επιθήλιο και λόγω της παρουσίας τους το εσωτερικό του εντέρου έχει μεγάλη απορροφητική ικανότητα. Έτσι κάθε λάχνη έχει αγγεία τα οποία βοηθούν στην πέψη και απορρόφηση των θρεπτικών ουσιών όπως αμινοξέα, λίπη, άλατα, βιταμίνες, υδατάνθρακες και ηλεκτρολύτες. Οι υδατάνθρακες απορροφώνται με τη μορφή μονοσακχαριτών(γλυκόζη, φρουκτόζη, λακτόζη) στους οποίους διασπώνται από ένζυμα, μεταφέρονται στην κυκλοφορία με μόρια συμμεταφοράς και εγκαταλείπουν το κύτταρο με διάχυση. Ένζυμα όπως η θρυψίνη προκαλεί τη διάσπαση των πολυπεπτιδίων σε ολιγοπεπτίδια μέσα στο λεπτό έντερο και ύστερα σε αμινοξέα με σκοπό την απορρόφηση αυτών. Τα ελεύθερα αμινοξέα που προϋπάρχουν ακολουθούν την αντλία νατρίου-καλίου. Ο σίδηρος που πρέπει να μετατραπεί από τρισθενής σε δισθενής για την απορρόφησή του καθώς και το ασβέστιο λαμβάνονται από τον οργανισμό μέσω της διατροφής. Η παγκρεατική λιπάση αντίστοιχα διασπά τα λίπη με μονογλυκερίδια και ελεύθερα λιπαρά οξέα. Τέλος, απορροφώνται και βιταμίνες που μπορεί να είναι υδατοδιαλυτές ή λιποδιαλυτές. Οι πρώτες απορροφώνται μέσω διάχυσης με εξαίρεση την B12 η οποία είναι απαραίτητο να συνδεθεί με ενδογενή παράγοντα (συμμεταφορέας) και απορροφάται με ενδοκυττάρωση. Οι δεύτερες απορροφώνται και διασπώνται σε μικκύλια.

### **2.1.8 Αιμάτωση δωδεκαδάκτυλου**

Η αιμάτωση του δωδεκαδάκτυλου γίνεται από την άνω και κάτω παγκρεατοδωδεκαδακτυλική αρτηρία ενώ η νεύρωσή του γίνεται από το πλέγμα του Meissner ή έσω πλευρικό πλέγμα και το πλέγμα του Auerbach.

### 2.1.9 Ελικώδες έντερο

Το ελικώδες έντερο έχει μήκος 6-7m και αποτελεί συνέχεια του δωδεκαδάκτυλου. Εξωτερικά καλύπτεται από περιτόναιο, περιβάλλεται από το παχύ έντερο και κρέμεται από το μεσεντέριο, καθώς χωρίζεται στη νήστιδα και τον ειλεό. Η νήστιδα είναι το πρώτο μέρος του ελικώδους εντέρου η οποία ξεκινώντας από την νησιδοδωδεκαδακτυλική καμπύλη καταλήγει στον ειλεό. Είναι συχνά κενή, έχει πάρα πολλά αγγεία και εντοπίζεται στην ομφαλική χώρα. Αντίθετα ο ειλεός βρίσκεται στην ηβική(γαστρική) και βουβωνική χώρα, είναι μεγαλύτερος από τη νήστιδα και καταλήγει στο τυφλό.

## 2.2 Παθολογία εντέρου

Το παχύ έντερο είναι το τελευταίο τμήμα του πεπτικού συστήματος στο οποίο ολοκληρώνεται η πέψη, γίνεται η απορρόφηση θρεπτικών συστατικών, η παραγωγή και αποβολή κοπράνων. Παθήσεις στο έντερο συνεπάγονται την ανικανότητά του να λειτουργήσει σωστά με αποτέλεσμα να επηρεάζει την εύρυθμη λειτουργία όχι μόνο του πεπτικού συστήματος αλλά κατ' επέκταση ολόκληρου του οργανισμού.

Μία από τις πιο συνηθισμένες ασθένειες είναι ο καρκίνος του εντέρου και πιο συγκεκριμένα του παχέος εντέρου που καλείται ορθοκολικός καρκίνος (Francisco, 2013). Αυτό συμβαίνει διότι αναπτύσσεται είτε στο κόλον είτε στο ορθό. Αποτελεί τη δεύτερη πιο γνωστή μορφή κακοήθους νεοπλασματος στη σημερινή εποχή που είναι πηγή θνησιμότητας και τρίτο συχνότερο στους άνδρες. Σημαντικά στην εμφάνισή του επηρεάζουν η απουσία φυτικών ινών και η υπερβολική πρόσληψη λίπους στη διατροφή των ατόμων ενώ τα ακριβή αίτια παραμένουν αδιευκρίνιστα. Η κληρονομικότητα, το κάπνισμα, η παχυσαρκία όπως και άλλες γενετικές ή φλεγμονώδεις ασθένειες του εντέρου αποτελούν κάποιους παράγοντες κινδύνου που δυναμικά θα προκαλούσαν καρκίνο. Μια επίσης πιθανή αιτία είναι η ανώμαλη ανάπτυξη των επιθηλιακών κυττάρων η οποία πυροδοτείται από όλα τα παραπάνω και έτσι σχηματίζονται οι λεγόμενοι πολύποδες. Η πληθώρα αυτών χαρακτηρίζονται ως καλοήθεις αλλά κατά τη διάρκεια ύπαρξής τους μπορούν να μεταλλαχθούν και να προκαλέσουν αδενοκαρκίνωμα. Δεν είναι τυχαίο που το 98% των περιπτώσεων των ασθενών που υποφέρουν από καρκίνο παχέος εντέρου πάσχουν από αδενοκαρκίνωμα. Τα πιο ανησυχητικά συμπτώματα που μπορούν να κρούσουν τον κώδωνα του κινδύνου είναι ο έμετος, η απώλεια βάρους, η ναυτία, η κόπωση, τα ερυθρά-ματωμένα ή μαύρα κόπρανα, ο έντονος πόνος στην κοιλιακή χώρα, η διάρροια ή δυσκοιλιότητα και η διάταση της κοιλιάς. Στοχεύοντας την αντιμετώπιση του ορθοκολικού καρκίνου πολλές φορές απαιτείται χειρουργική επέμβαση. Η αφαίρεση ενός πολύποδα όταν πάνω του έχουν εμφανιστεί καρκινικά κύτταρα ονομάζεται πολυποδεκτομή, στο τέλος της οποίας τα δύο άκρα του εντέρου εκατέρωθεν της τομής συρράπτονται. Σε μερικές περιπτώσεις είναι απαραίτητη η παροδική ένωση του λεπτού και παχέος εντέρου, κάτι το οποίο καλείται ειλεοστομία ή κολοστομία. Ωστόσο υπάρχουν και άλλες τεχνικές που έχουν σκοπό τη θεραπεία του καρκίνου όπως χημειοθεραπείες, στοχευμένες βιολογικές θεραπείες και ακτινοθεραπείες.

Η ίδια πάθηση σπάνια επηρεάζει το λεπτό έντερο και τα αίτιά της παραμένουν άγνωστα. Ωστόσο μεγαλύτερη πιθανότητα εμφάνισης του καρκίνου εκεί έχουν τα άτομα που υποφέρουν από κοιλιακές

παθήσεις όπως η νόσος του Crohn, τα άτομα που έχουν κληρονομικότητα ή όσοι πάσχουν από καρκίνο παχέος εντέρου. Οι πιο βασικοί τύποι καρκίνου στο λεπτό έντερο είναι πέντε, ανάμεσά τους το αδενοκαρκίνωμα, το σάρκωμα, το λέμφωμα, ο καρκινοειδής και ο γαστρεντερικός στρωματικός όγκος. Τα πιο διαδεδομένα συμπτώματα αυτών είναι παρόμοια με αυτά του καρκίνου του παχέος εντέρου. Η θεραπεία ποικίλει ανάλογα με τον τύπο του καρκίνου από τον οποίο πάσχει ο ασθενής και περιλαμβάνει χειρουργεία, ακτινοθεραπείες και χημειοθεραπείες (Lagioia, 1996).

Μία άλλη σοβαρή πάθηση του εντέρου είναι η νόσος του Crohn η οποία έχει ως αποτέλεσμα την δημιουργία φλεγμονής σε οποιοδήποτε κομμάτι του γαστρεντερικού σωλήνα από το στόμα έως τον πρωκτό. Στο έντερο εμφανίζεται κυρίως στο βλεννογόνο και έχει συνέπειες υψηλού κινδύνου. Ανάμεσα στα τμήματα που έχουν επηρεαστεί από τη νόσο είναι δυνατό να παρεμβάλλονται και υγιή τμήματα. Ουσιαστικά οι ασθενείς εμφανίζουν στένωση των εντερικών αυλών που υποδεικνύουν τις αρχές απόφραξης του λεπτού εντέρου και προκαλούνται πόνοι στην κοιλιά, προβλήματα στην αφόδευση, κόπωση και φλεγμονή σε μάτια, στόμα, δέρμα, αρθρώσεις μέχρι και στη σπονδυλική στήλη. Τα κύρια αίτια είναι και πάλι ίδια με όσα αναφέρθηκαν παραπάνω ενώ η διάγνωση κυρίως επιτυγχάνεται μέσω κολονοσκόπησης και βιοψίας του εντέρου ενώ ενισχύεται και επιβεβαιώνεται με τη χρήση ενδοσκοπικής κάψουλας. Δυστυχώς η πλήρης απαλλαγή του ασθενούς από την νόσο δεν είναι εφικτή. Παρ' όλα αυτά η θεραπεία αποσκοπεί στη μείωση της φλεγμονής που εμφανίζεται στο έντερο και περιλαμβάνει χειρουργική, φαρμακευτική και διατροφική αντιμετώπιση (WHOLEY, 1949).

## **2.3 Τεχνικές απεικόνισης**

Δεδομένων των ποικίλων ασθενειών που σχετίζονται με το έντερο, σκόπιμη κρίνεται η εφαρμογή ορισμένων τεχνικών ιατρικής απεικόνισης με σκοπό την απεικόνισή του στο χαρτί. Αυτό μπορεί να δώσει τη δυνατότητα στο ιατρικό προσωπικό να διαμορφώσει μια πιο ολοκληρωμένη άποψη για την ασθενή και την κατάστασή του. Η εκτίμηση του σταδίου της νόσου διευκολύνεται επομένως με τη χρήση τεχνικών απεικόνισης προσδίδοντας χαρακτηριστικά μεγαλύτερης αξιοπιστίας στη διάγνωση και αποτελεσματικότητας στη θεραπεία. Τέτοιου είδους τεχνικές θεωρούνται η μαγνητική και αξονική τομογραφία που αναλύονται εκτενώς παρακάτω.

### **2.3.1 Μαγνητική Τομογραφία**

Η μαγνητική τομογραφία ή στα αγγλικά Magnetic Resonance Imaging (MRI) είναι μια ευρέως διαδεδομένη μέθοδος απεικόνισης του εσωτερικού των οργάνων εκμεταλλευόμενη τη χρήση τεχνολογιών ακτινολογίας και στοχεύοντας στη διάγνωση μιας ασθένειας ή ενός τραυματισμού με σκοπό τη θεραπεία αυτών. Η εξέταση διαρκεί περίπου από 20 έως 45 λεπτά και κατά τη διεξαγωγή της απαιτείται πλήρης ακινησία τους ασθενούς με σκοπό τον περιορισμό του θορύβου στην απεικόνιση. Επιπλέον είναι δυνατή η εφαρμογή της σε διάφορα σημεία του σώματος ανάλογα με την περιοχή ενδιαφέροντος (Sabrina

Felson, 2019) . Εστιάζοντας στο έντερο και στην απεικόνιση των ιστών του με τη χρήση της μαγνητικής τομογραφίας είναι δυνατό να εκμαιευτούν πολλές χρήσιμες πληροφορίες.

### **2.3.1.1 Μαγνητικός τομογράφος**

Βασικός συντελεστής της μεθόδου αυτής είναι ο μαγνητικός τομογράφος ο οποίος περιέχει έναν κύριο μαγνήτη, τέσσερα είδη πηνίων και έναν υπολογιστή. Κατά την υποβολή του ασθενή στην εξέταση το μαγνητικό πεδίο που δημιουργείται από τον κύριο μαγνήτη είναι συνήθως 1,5 Τέσλα τόσο ισχυρό που ξεπερνάει το μαγνητικό πεδίο της γης κατά 15.000 φορές. Ωστόσο η ραγδαία πρόοδος της τεχνολογίας έχει επιτρέψει την εφαρμογή ισχυρότερου μαγνητικού πεδίου της τάξης των 3 έως 11 Τέσλα (Laader et al., 2017) με αποτέλεσμα την βελτίωση της ποιότητας κατά την λήψη των εικόνων στις περισσότερες περιπτώσεις. Έτσι καθίσταται ευκολότερα και πιο αξιόπιστα δυνατή η διάγνωση μιας ασθένειας χωρίς να είναι απαραίτητο ότι ισχυρότερο μαγνητικό πεδίο εγγυάται πάντα καλύτερα αποτελέσματα. Αξίζει όμως να αναφερθεί ότι τη σημερινή εποχή οι μαγνήτες που χρησιμοποιούνται περισσότερο για απεικόνιση είναι οι μόνιμοι μαγνήτες, οι μαγνήτες αντιστάσεως και οι υπεραγωγίμοι μαγνήτες. Είναι γνωστό ότι οι μόνιμοι μαγνήτες είναι κατασκευασμένοι από μόνιμα μαγνητισμένο υλικό. Σε αντίθεση οι άλλοι δύο διαθέτουν πηνία τα οποία διαπερνά ηλεκτρικό ρεύμα. Στους υπεραγωγίμους μάλιστα μαγνήτες παρατηρείται το φαινόμενο της υπεραγωγιμότητας κατά το οποίο σε χαμηλές θερμοκρασίες μηδενίζεται η ηλεκτρική αντίσταση. Όσο αναφορά τα πηνία υπάρχουν 4 είδη τα οποία εξυπηρετούν αρκετά διαφορετικές λειτουργίες μεταξύ τους. Αναλυτικότερα τα πηνία βαθμίδας είναι χρήσιμα καθώς δημιουργούν τη βαθμίδα πεδίου και το χωρικό προσδιορισμό της περιοχής ενδιαφέροντος που θα απεικονιστεί. Αντίστοιχα στο στατικό μαγνητικό πεδίο προκύπτουν κάποιες ανομοιογένειες για την εξομάλυνση των οποίων είναι υπεύθυνα τα πηνία εξομάλυνσης. Δημιουργώντας μαγνητικούς παλμούς και ανιχνεύοντας σήματα FID προκύπτει η ανάγκη ύπαρξης των πηνίων ραδιοσυχνότητας. Απαραίτητη κρίνεται και η αναφορά των πηνίων επιφάνειας τα οποία διεγείρουν τους ιστούς της επιφάνειας του σώματος που έχει προεπιλεγεί και ενδιαφέρει τους ειδικούς η λήψη εικόνων υψηλής ευκρίνειας από εκεί. Αυτός ο ρόλος ανατίθεται τελικά στον υπολογιστή ο οποίος δημιουργεί αυτές τις λεπτομερείς εικόνες κάνοντας επεξεργασία των σημάτων που έλαβε και ανακατασκευάζοντάς τα. Επομένως συνολικά προκύπτει το σύστημα του μαγνητικού τομογράφου όπως φαίνεται και στο Σχήμα 2 , ένα μηχάνημα στο εσωτερικό του οποίου είναι ενσωματωμένα ο μαγνήτης και τα πηνία (Καρατόπης Α., 2007). Το σώμα του ασθενή καθώς αυτός ξαπλώνει και εισέρχεται μέσα στη συσκευή διαπερνάται από το ισχυρό μαγνητικό πεδίο, τα σήματα του οποίου λαμβάνει ο υπολογιστής και δημιουργεί τις απαραίτητες εικόνες.





Σχήμα 2. Μαγνητικός τομογράφος (Medical, 2017)

### 2.3.1.2 Σκιαγραφικό

Οι σκιαγραφικές ουσίες που χρησιμοποιούνται στη μαγνητική τομογραφία είναι συνήθως παραμαγνητικά ιόντα, παραμαγνητικά σύμπλοκα και μοριακό οξυγόνο. Η λήψη τους από τον ασθενή γίνεται είτε με ενδοαγγειακή ένεση, είτε με κατάποση είτε και με εισπνοή. Είναι γνωστό πως χρήση των σκιαγραφικών ουσιών δίνει έμφαση στα σημεία ενδιαφέροντος τονίζοντας την αντίθεση των ιστών σε μια συγκεκριμένη περιοχή. Αυτό επιτυγχάνεται με τη μεταβολή των χρόνων της μαγνητικής αποκατάστασης. Ουσιαστικά οι ουσίες αυτές περιέχουν μονήρες ηλεκτρόνιο το οποίο με την μεγάλη μαγνητική του ροπή προκαλεί μεταβολή της έντασης του ήδη υπάρχοντος μαγνητικού πεδίου. Κατά συνέπεια μειώνεται ο χρόνος μαγνητικής αποκατάστασης, ενισχύεται το σήμα και αυξάνεται η αντίθεση με αποτέλεσμα την αύξηση της ευκρίνειας των εικόνων.

### 2.3.1.3 Πλεονεκτήματα

Η μέθοδος αυτή φέρει πολλά πλεονεκτήματα (Βαγιωνάς, 1992) και το σπουδαιότερο εξ' αυτών είναι ότι ο ασθενής δεν επιβαρύνεται με ιοντίζουσα, ραδιενεργό ακτινοβολία χάρη στη χρήση του μαγνητικού πεδίου. Επιπλέον κατά τη μαγνητική τομογραφία παράγονται εικόνες χωρίς το μηχάνημα να έρχεται σε επαφή με το δέρμα του εξεταζόμενου. Αυτά καθιστούν την τεχνική ασφαλή, ακίνδυνη και ανώδυνη παρέχοντας τη δυνατότητα πολλαπλής επανάληψης όσες φορές κριθεί απαραίτητη. Ένα αδιαμφισβήτητο χαρακτηριστικό της μαγνητικής τομογραφίας είναι οι υψηλής ποιότητας εικόνες που λαμβάνει ο γιατρός. Από αυτές είναι δυνατό να αντλήσει πληροφορίες για αλλαγές στη βιοχημική κατάσταση των ιστών καθώς προσφέρει τη δυνατότητα χωρικής απεικόνισής της ακόμα και πριν την εμφάνιση της νόσου. Σκοπός είναι η πρόληψη ή η ανίχνευση μιας ασθένειας στα πολύ αρχικά της στάδια, ο χαρακτηρισμός, η εκτίμηση της πορείας της και τελικά η παρατήρηση ανταπόκρισης στη θεραπεία. Η λεπτομερής φύση των εικόνων παρέχει επίσης ποικίλες πληροφορίες για μία ενδεχόμενη βλάβη που έχει υποστεί ο εξεταζόμενος. Η λεπτομέρεια αυτή έγκειται και στη δυνατότητα λήψης εικόνων από διαφορετικές

πλευρές(λοξές, εγκάρσιες και επιμήκεις τομές ) παρέχοντας στον γιατρό πολύπλευρη και σφαιρική άποψη .

#### **2.3.1.4 Περιορισμοί και μειονεκτήματα**

Υπάρχουν ορισμένες περιπτώσεις για τις οποίες είναι απαγορευτική η εξέταση της μαγνητικής τομογραφίας καθώς μπορεί να έχει ολέθριες συνέπειες στην υγεία του ασθενούς. Ορισμένες τέτοιες περιπτώσεις αναλύονται παρακάτω αποσαφηνίζοντας τα αίτια τα οποία καθιστούν την μαγνητική τομογραφία επικίνδυνη για αυτές.

- **Εγκυμοσύνη:** Μία έγκυος γυναίκα ιδιαίτερα στους πρώτους 2-3μήνες της εγκυμοσύνης δεν συνίσταται να υποβληθεί στη διαδικασία της μαγνητικής τομογραφίας καθώς εκείνο το χρονικό διάστημα αναπτύσσονται τα εσωτερικά όργανα του εμβρύου. Σε περιπτώσεις έκτακτης και πολύ μεγάλης ανάγκης η εξέταση είναι επιτρεπτή αλλά χωρίς τη χρήση σκιαγραφικού (Mervak et al., 2019). Η λήψη σκιαγραφικού απαγορεύεται σε περίπτωση αλλεργιών σε αυτό ή σε ασθενείς με νεφροπάθεια.

- **Κλειστοφοβία:** Ορισμένοι ασθενείς που πάσχουν από κλειστοφοβία είναι δύσκολο να υπομείνουν αυτήν την εξέταση. Είναι άκρως απαραίτητο να είναι ακίνητοι καθ' όλη τη διάρκεια της διαδικασίας κατά την οποία εισέρχονται στον μαγνητικό τομογράφο είτε ολόκληροι είτε μέχρι κάποιο σημείο του σώματος ανάλογα με την περιοχή ενδιαφέροντος. Συνεπώς ένας ασθενής με κλειστοφοβία πολύ πιθανό να αγχωθεί κατά την εξέταση εφόσον ο μαγνητικός τομογράφος δεν είναι ιδιαίτερα ευρύχωρος, να κουνηθεί και να χαλάσει την ποιότητα των λαμβανόμενων εικόνων. Ωστόσο για την αντιμετώπιση αυτού του προβλήματος έχει δοθεί η λύση των ανοιχτών από όλες τις πλευρές μαγνητικών τομογράφων που χρησιμοποιείται σε κλειστοφοβικούς και σε άτομα πολύ παχύσαρκα. Αδιαμφισβήτητα όμως η ευκρίνεια και ακρίβεια των εικόνων αυτών δεν είναι ίδια με τον κλειστό μαγνητικό τομογράφο. Άλλες λύσεις είναι αρχικά η προβολή εικόνων ή χρήση μουσικών ακουσμάτων για την χαλάρωση του ασθενούς ή η χορήγηση ηρεμιστικών, φαρμάκων μέχρι και η νάρκωση με τη συγκατάθεσή του (Δασκαλόπουλος, 2012).

- **Μεταλλικά στοιχεία:** Άτομα που έχουν στο εσωτερικό του σώματός τους μεταλλικά εμφυτεύματα είναι επικίνδυνο να υποβληθούν στην διαδικασία αυτή (Watson, 2015). Η πληθώρα αυτών αφορά ανθρώπους με λάμες σε σπασμένα μέλη (χέρια, πόδια) ακόμη και περιπτώσεις που εναπόκεινται στον τομέα της αρθοπλαστικής χειρουργικής. Υπάρχουν ασθενείς που υποφέρουν από πόνους-δυσλειτουργίες στις αρθρώσεις (π.χ μηροί, γόνατα - επιγονατίδα, κνήμη, ώμοι, αγκώνες) και έπειτα από φάρμακα και ενεσοθεραπείες καταφεύγουν σε χειρουργικές επεμβάσεις εισαγωγής εμφυτευμάτων στο σώμα τους. Σε άλλες περιπτώσεις τα εμφυτεύματα μπορεί να είναι κάποια μεταλλικά ελάσματα που χρησιμοποιούνται για θεραπεία εγκεφαλικών ανευρυσμάτων εμποδίζοντας την αιματική κυκλοφορία σε αυτό, βηματοδότες, καρδιακοί απινιδωτές, κοχλιακά εμφυτεύματα, κάποια μεταλλικά ελατήρια που τοποθετούνται στις φλέβες και τεχνητές καρδιακές βαλβίδες (Sabrina Felson, 2019). Οι αντλίες ινσουλίνης(μια μικρή, αυτοματοποιημένη συσκευή η οποία μεταφέρει ινσουλίνη στο αίμα μέσω ενός

μικρού σωληνίσκου κάτω από το δέρμα) , τα μεταλλικά θραύσματα, σφαίρες, εμφυτεύματα για επένθετες οδοντοστοιχίες, τα κοσμήματα σωματικής διάτρησης όπως και γενικότερα τα κοσμήματα θεωρούνται επίσης απαγορευτικά στη μαγνητική τομογραφία. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι κατά τη διάρκεια της εξέτασης η μαγνητική ραδιοσυχνότητα επάγει ηλεκτρικό ρεύμα στα μεταλλικά εμφυτεύματα. Κατά αυτόν τον τρόπο προκαλείται αύξηση της θερμότητας των εμφυτευμάτων με αποτέλεσμα την τοπική θέρμανση του ιστού σε εκείνο το σημείο (Buchli et al., 1988). Φυσικά η αρχική, τοπική αύξηση της θερμοκρασίας εξαρτάται από το μήκος, το σχήμα, τη μόνωση και τη θέση του εμφυτεύματος στο μαγνητικό τομογράφο (Bassen et al., 2006). Επίσης άτομα που έχουν τεχνητά μέλη, σφραγίσματα ή άλλες οδοντικές παρεμβάσεις με χρήση μετάλλου ή και άτομα που φέρουν φιάλες οξυγόνου είναι αδύνατο να εξεταστούν με αυτόν τον τρόπο. Αξιοσημείωτη είναι η αναφορά των τατουάζ, μερικών από των οποίων το μελάνι περιέχει μέταλλο (Klitscher et al., 2005).

### **2.3.2 Αξονική τομογραφία**

Η μέθοδος αξονικής τομογραφίας ή στα αγγλικά Computed Tomography (CT) αφορά ουσιαστικά μια ακτινολογική εξέταση του ανθρώπινου σώματος. Εύλογα από τον ορισμό προκύπτει ότι η συγκεκριμένη τεχνική χρησιμοποιεί ιοντίζουσα ακτινοβολία X με σκοπό την απεικόνιση του σώματος σε κάθετες τομές. Χρησιμοποιώντας ακτίνες X επομένως δημιουργεί μια σειρά εικόνων από διάφορες γωνίες λήψης οι οποίες αποστέλλονται σε έναν εξωτερικό υπολογιστή. Εκεί κατασκευάζεται μια τρισδιάστατη εικόνα η οποία μπορεί να επεξεργαστεί καταλλήλως και παρέχει ποικίλες πληροφορίες για τους μαλακούς ιστούς που περιβάλλουν τα όργανα π.χ. μύες και λίπος αλλά κυρίως για τις συμπαγείς δομές όπως τα οστά. Η απεικόνιση αφορά διάφορα μέρη του σώματος και παρέχει εικόνες υψηλής ευκρίνειας και διαγνωστικής αξίας. Μέσω αυτών, σκοπός είναι η διάγνωση ανωμαλιών στο σώμα και το κεφάλι (π.χ. όγκων, κύστεων, ανωμαλιών σε αγγεία), η αξιολόγηση της βαρύτητας τραυματισμών, αποτίμηση της σημαντικότητάς τους και η εύρεση πιθανών αιτιών ενός εγκεφαλικού επεισοδίου. Ακόμη μέσω της αξονικής τομογραφίας ο χειρουργός έχει καθαρότερη εικόνα πριν την επέμβαση καθώς εκτός από οστά απεικονίζονται και μαλακοί ιστοί.

#### **2.3.2.1 Αξονικός τομογράφος**

Το σύστημα αξονικής τομογραφίας περιλαμβάνει μια λυχνία παραγωγής ακτινών X, κατευθυντήρες, ανιχνευτές, σύστημα λήψης δεδομένων και H/Y με τις περιφερειακές μονάδες του. Ο αξονικός τομογράφος είναι ένα μεγάλο μηχάνημα στο κέντρο του οποίου υπάρχει μια οπή μέσα στην οποία κινείται η ειδική εξεταστική τράπεζα είτε οριζόντια είτε κατακόρυφα. Εκεί τοποθετείται ο ασθενής με κλίση του κεφαλιού κατά  $15^0$  ώστε να μην ακτινοβοληθούν τα μάτια. Στον περιστρεφόμενο δακτύλιο του αξονικού τομογράφου όπως απεικονίζεται στο Σχήμα 3 τοποθετούνται η λυχνία (ένας αερόκενος σωλήνας με δυο ηλεκτρόδια, άνοδος-κάθοδος, υπεύθυνος για την παραγωγή ακτινών-X) και οι ανιχνευτές. Οι τελευταίοι είναι υπεύθυνοι για την καταγραφή της έντασης της εξερχόμενης δέσμης παράγοντας αναλογικά σήματα τα οποία μετατρέπονται σε ψηφιακά από το σύστημα λήψης δεδομένων.

Αυτό μεταφέρει στη συνέχεια τα σήματα στον υπολογιστή με σκοπό την ανακατασκευή της εικόνας. Ο υπολογιστής είναι αρμόδιος για τον έλεγχο όλων των λειτουργιών του αξονικού τομογράφου(π.χ. τις συνθήκες λειτουργίας της λυχνίας ακτίνων-X, τις κινήσεις της εξεταστικής τράπεζας, τις διατάξεις αποθήκευσης των δεδομένων κ.ά.). Σε αυτό το σημείο αξίζει να αναφερθεί και η λειτουργία των κατευθυντήρων οι οποίοι ρυθμίζουν τις διαστάσεις της εξερχόμενης δέσμης περιορίζοντας τη δόση στον ασθενή και ταυτόχρονα βελτιώνουν την ποιότητα της εικόνας CT περιορίζοντας τη σκεδαζόμενη ακτινοβολία. Ανά τακτά χρονικά διαστήματα ο ασθενής λαμβάνει αυτήν την ακτινοβολία, λαμβάνονται κάθετες τομές της περιοχής ενδιαφέροντος του σώματός του και έτσι προκύπτουν εικόνες που περιέχουν όλη τη σημαντική πληροφορία προς επεξεργασία. Συνήθως ο εξεταζόμενος παίρνει μια σκιαγραφική, ιωδιούχα ουσία προκειμένου αυτές οι εικόνες να έχουν μεγαλύτερη ευκρίνεια. Αφού αποθηκευτούν στον υπολογιστή αναλύονται με σκοπό να εξαχθούν τα κατάλληλα συμπεράσματα.



Σχήμα 3. Αξονικός τομογράφος (Enimerosi. & Bitsnbytes, 2019)

### 2.3.2.2 Πλεονεκτήματα

Η χρήση της αξονικής τομογραφίας χαρακτηρίζεται από πολλά πλεονεκτήματα. Το σπουδαιότερο εξ' αυτών είναι η υψηλή αντίθεση που επιτυγχάνεται με σκοπό την αναγνώριση και απεικόνιση των διαφορών μεταξύ των ιστών που ποικίλουν ως προς την πυκνότητά τους. Κατά αυτόν τον τρόπο καθίσταται δυνατός ο εντοπισμός των ιστών που μοιάζουν έως και 99%. Επιπλέον μια σημαντική δυνατότητα που παρέχει η αξονική τομογραφία είναι η απομάκρυνση των περιοχών που δεν είναι χρήσιμες από το πλάνο. Έτσι εστιάζει αποκλειστικά στις περιοχές ενδιαφέροντος αυξάνοντας την ευκρίνεια και την αξιοπιστία των εικόνων που λαμβάνει. Ακόμη υπάρχει η δυνατότητα οπτικοποίησης όγκων με σκοπό τη διάγνωση κάποιων ασθενειών. Η ταχύτητα της μεθόδου και η κατασκευή τρισδιάστατων μοντέλων με χρήση των εικόνων που λαμβάνονται από τη μέθοδο είναι αξιοσημείωτη.

### 2.3.2.3 Περιορισμοί και μειονεκτήματα

Η αξονική τομογραφία παρόλο που παρέχει τη δυνατότητα λήψης χρήσιμων εικόνων υψηλής ποιότητας έχει και κάποια μειονεκτήματα. Το σημαντικότερο εξ' αυτών είναι η μεγάλη ποσότητα ακτινών X που λαμβάνει ο ασθενής, οι οποίες έχουν αποδειχθεί ιδιαίτερα επιβλαβείς για την υγεία και αποτελούν μεταλλαξιογόνο παράγοντα. Για αυτό το λόγο αποφεύγεται η εξέταση αυτή κατά τη διάρκεια της εγκυμοσύνης κυρίως στους πρώτους μήνες κατά τους οποίους αναπτύσσονται τα όργανα του εμβρύου. Συνήθως επειδή η ακτινοβολία είναι πολύ έντονη επιλέγεται να μην ακτινοβοληθούν οι οφθαλμοί. Παρ' όλα αυτά η ακτινοβολία συνεχίζει να είναι επικίνδυνη και για άτομα που δεν ανήκουν σε ευπαθείς ομάδες καθώς προσβάλλει τα ανθρώπινα κύτταρα και μπορεί να προκαλέσει καρκίνο (Terper, 2008). Μια εξέταση αξονικής τομογραφίας κοιλιάς και λεκάνης εκλύει τέτοια ακτινοβολία που ισοδυναμεί με την ποσότητα αυτής που απορρόφησαν οι κάτοικοι της Φουκουσίμα από το ατύχημα πυρηνικής ενέργειας το 2011 (Consumer Reports, 2015). Γενικότερα όσο πιο υψηλή η ποσότητα της ακτινοβολίας που λαμβάνει ο ασθενής τόσο καλύτερη είναι και η ποιότητα της εικόνας που τελικά λαμβάνει ο γιατρός. Σε αντίθετη περίπτωση αυξάνεται ο θόρυβος στην εικόνα και μειώνεται η υψηλή διαγνωστική της αξία (Gilbert, 1972). Για αυτόν τον λόγο γίνεται προσπάθεια βελτίωσης της αναλογικής σχέσης μεταξύ ποιότητας των εικόνων και μεγάλων ποσοτήτων ακτινοβολίας.

Ωστόσο η δόση ακτινών που θα λάβει ο ασθενής ποικίλουν ανάλογα με την ασθένεια και την περιοχή εμφάνισής της, την ηλικία και την μυϊκή μάζα. Έτσι η πιθανότητα προσβολής ενός ατόμου από καρκίνο λόγω ακτινοβολίας αυξάνεται σύμφωνα με το νεαρό της ηλικίας του και για αυτό στα παιδιά συνίσταται χαμηλή δόση ακτινών. Επίσης η ποιότητα της εικόνας υποβαθμίζεται καθώς ένα τρισδιάστατο αντικείμενο που προκύπτει από την αξονική τομογραφία προβάλλεται σε μια δισδιάστατη επιφάνεια (φιλμ) (Ελευθέριος, 2007). Ο θόρυβος που προκύπτει αλλοιώνει την ευκρίνεια της εικόνας καθώς ανατομικές δομές που βρίσκονται κατά μήκος μιας οριζόντιας γραμμής συμπροβάλλονται στην ίδια περιοχή του φιλμ και αλληλεπικαλύπτονται. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την ασαφή απεικόνιση ανατομικών περιοχών διαγνωστικού ενδιαφέροντος. Σημαντική είναι και αδυναμία αβεγάδιαστης απεικόνισης των κοίλων οργάνων και ιστών κατά την απεικόνιση εγκάρσιων τομών του ανθρώπινου σώματος με ακτίνες-X. Λόγω της διαφορετικής ικανότητας κάθε οργάνου στη απορρόφηση των ακτινών όσα από αυτά επιτρέπουν τις ακτίνες να περάσουν(π.χ. στη κοιλιακή χώρα: δέρμα, αέρας και περιττώματα στο έντερο, έντερο, συκώτι κ.ά. ) φαίνονται τελικά μαύρα ή γκριζα. Αντιθέτως όργανα που αποτελούνται από στοιχεία με υψηλό ατομικό αριθμό(π.χ. στα οστά περιέχεται ασβέστιο) απορροφούν φωτόνια υψηλής ενέργειας άρα και μεγαλύτερο αριθμό ακτινών-X.

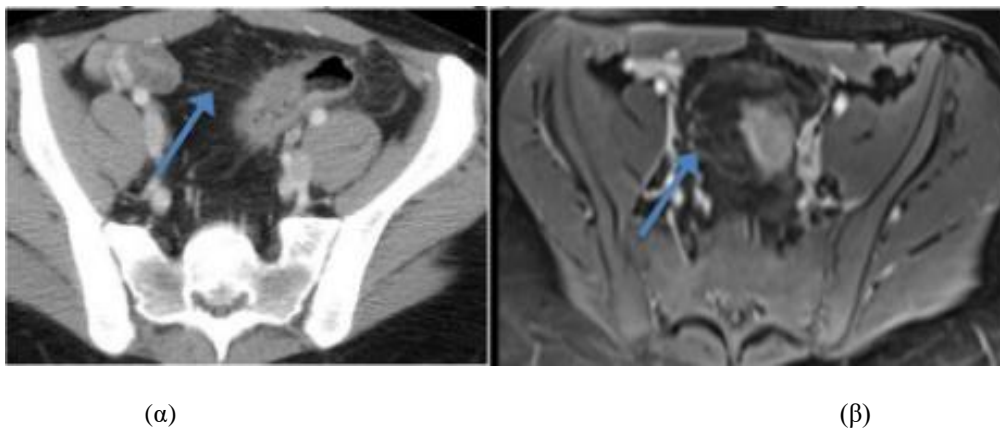
Για αυτόν τον λόγο χορηγείται συνήθως σκιαγραφική ουσία σε ασθενείς αποσκοπώντας στην ακριβέστερη απεικόνιση λεπτομερειών σε ορισμένα όργανα. Σε μερικούς ανθρώπους όμως το σκιαγραφικό προκαλεί αλλεργίες περιορίζοντας έτσι την ικανότητα λήψης εικόνων βελτιωμένης

ποιότητας. Έλεγχος της νεφρικής λειτουργίας απαιτείται πριν τη χορήγηση του σκιαγραφικού σε ασθενείς που πάσχουν από νεφρική ανεπάρκεια.

### 2.3.3 Εικόνες αξονικής και μαγνητικής τομογραφίας

Συγκρίνοντας τις εικόνες που λαμβάνονται από την αξονική και μαγνητική τομογραφία προκύπτουν ορισμένες διαφορές. Αναμφίβολα η διαγνωστική ικανότητα είναι προνόμιο και των δύο αλλά η κάθε τεχνική επιμένει σε διαφορετικές λεπτομέρειες. Ορισμένες φορές είναι απαραίτητος ο συνδυασμός τους για την τελική διάγνωση και την λήψη κάποιας ιατρικής απόφασης. Η τεχνική CT είναι πιο οικονομική, πιο γρήγορη, έχει καλύτερη χωρική επίδοση και προκύπτουν λιγότερα πλαστά αποτελέσματα κατά τη χρήση της. Ωστόσο επιβαρύνει τον ανθρώπινο οργανισμό με βλαβερή και υψηλή ποσότητα ακτινοβολίας. Η τεχνική MRI από την αντίθετη πλευρά δεν χρησιμοποιεί καθόλου ακτινοβολία. Επιπρόσθετα η απεικόνιση των μαλακών ιστών είναι ευκολότερη και δεν απαιτεί την βελτίωση της αντίθεσης όπως στις εικόνες της αξονικής τομογραφίας.

Συγκεκριμένα για το έντερο η τεχνική MRI καθιστά δυνατή τη λειτουργική αξιολόγηση των ελιγμών του ενώ με την CT αποκτώνται μόνο πληροφορίες σχετικές με την ανατομία του. Επιπλέον οι εικόνες CT δεν περιέχουν καθόλου δεδομένα που αφορούν την συστολή του εντέρου και συνήθως απαιτείται ενδοφλέβια αύξηση της αντίθεσης με την χρήση σκιαγραφικού. Αυτό υπάρχει και στις εικόνες MRI αλλά δεν είναι τόσο αναγκαίο σε αυτές. Στις εικόνες CT υπάρχει το πλεονέκτημα της δυνατότητας προσδιορισμού της ακριβούς αιτίας που προκάλεσε την ασθένεια. Ειδικότερα στην απεικόνιση του εντέρου με χρήση της αξονικής τομογραφίας είναι δυνατό να ξεχωρίσει η ζώνη της μετάβασης δηλαδή το σημείο εκείνο στο οποίο το διεσταλμένο έντερο χάνει τη διαστολή του, αλλάζει και αυτό φανερώνει την πλευρά του παθολογικού στοιχείου. Αυτό γίνεται χωρίς βελτίωση της αντίθεσης (όπως και η αναγνώριση του αέρα στο έντερο) απλά με τη μέτρηση της διαμέτρου του εντέρου (BRODER, 2015). Στο παρακάτω σχήμα η a περίπτωση αναφέρεται σε CT ενώ οι b σε MRI. Όπως φαίνεται υπάρχει διαφορά στη φωτεινότητα των εικόνων που προέρχονται από διαφορετικές τεχνικές. Οι εικόνες MRI είναι πιο φωτεινές και παρουσιάζουν έντονες αντιθέσεις. Αντίθετα οι εικόνες CT απαιτούν βελτίωση της αντίθεσης προκειμένου να βελτιωθεί η διαγνωστική τους ισχύς. Ωστόσο στις εικόνες CT τα συμπαγή στοιχεία όπως τα οστά απεικονίζονται καλύτερα από ότι στις MRI στις οποίες τα κοίλα όργανα φαίνονται σαφέστερα.



**Σχήμα4. α )** εικόνες CT που απαιτούν βελτίωση της αντίθεσης για καλύτερη απεικόνιση κοίλων οργάνων **β )** εικόνες MRI με ξεκάθαρη απεικόνιση κοίλων οργάνων (Sinha et al., 2019)

## 2.4 Πρότυπο DICOM

Εφαρμόζοντας τις παραπάνω μεθόδους απεικόνισης ο τελικός στόχος είναι η λήψη ορισμένων εικόνων, ο μεγάλος όγκος των οποίων αντιπροσωπεύουν μια σειρά από εικόνες που προκύπτουν για έναν ασθενή με τη χρήση ενός συγκεκριμένου απεικονιστικού μηχανήματος. Η ραγδαία πρόοδος της τεχνολογίας καθιστά πλέον εφικτή μέσω της αξιοποίησης της πληροφορίας που φέρουν αυτά τα δεδομένα, τη δημιουργία τρισδιάστατων μοντέλων με σκοπό την εξαγωγή διαγνωστικών συμπερασμάτων και συνεισφοράς σε ποικίλους τομείς στον χώρο της ιατρικής όπως η παθολογία, η ραδιολογία, η χειρουργική, η οδοντιατρική κ.α. (Mustra et al., 2008). Κρίθηκε επομένως απαραίτητη η δημιουργία ενός προκαθορισμένου προτύπου το οποίο εξασφαλίζει τη διαλειτουργικότητα μεταξύ των ποικίλων απεικονιστικών μηχανημάτων και συστημάτων καθώς επιτρέπει και την τυποποίηση των δεδομένων για ανταλλαγή και ανάκτηση των ιατρικών εικόνων σε ψηφιακή μορφή. Για αυτό από το 1988 χρησιμοποιείται το πρότυπο Ψηφιακής Απεικόνισης και Επικοινωνίας στην Ιατρική (Digital Imaging and Communication in Medicine - DICOM) (Mustra et al., 2008) που αποτελεί το πρότυπο που χρησιμοποιούν τα συστήματα αρχειοθέτησης εικόνων και επικοινωνίας συστημάτων (Picture Archiving and Communication System -PACS) σε όλα τα νοσοκομεία. Έτσι το πρότυπο DICOM εξασφαλίζει την αποθήκευση, την εκτύπωση και την μεταφορά όλων των εικόνων που προκύπτουν από τα απεικονιστικά μηχανήματα με βάση συγκεκριμένα κοινά χαρακτηριστικά και κανόνες. Ουσιαστικά, είναι ένα αντικειμενοστραφές πρότυπο που έχει κλάσεις δηλαδή συγκεκριμένους τύπους επικοινωνιών και αντικείμενα δηλαδή συγκεκριμένους τύπους δεδομένων και τρόπους μεταφοράς αυτών με σκοπό την καθολική διαχείριση των εικόνων ανεξάρτητα από το μηχάνημα που παράγονται.

Το DICOM αναπτύχθηκε για να τυποποιήσει τις ιατρικές εικόνες και τα σχετικά δεδομένα στοχεύοντας στην ευκολότερη ανταλλαγή. Εκτός αυτού, το DICOM ορίζει υπηρεσίες προσανατολισμένες στο δίκτυο για μεταφορά ή εκτύπωση εικόνων, μορφές ανταλλαγής δεδομένων, διαχείριση ροής εργασίας, συνέπεια και ποιότητα παρουσίασης και απαιτήσεις συμμόρφωσης συσκευών και προγραμμάτων. Πέρα από τα δεδομένα εικόνας, η μορφή αρχείου DICOM υποστηρίζει και άλλες

χρήσιμες πληροφορίες για την περιγραφή της εικόνας (Τσικνάκης, 2016). Αυτό καθιστά το DICOM εύκολο στη χρήση και την ανταλλαγή δεδομένων με μεγάλη ταχύτητα και ασφάλεια, ενώ αποφεύγεται η πιθανή σύγχυση που προκαλείται από την ύπαρξη πολλών αρχείων διαφορετικού τύπου στην ίδια μελέτη. Ένα αρχείο DICOM επομένως έχει πάντα μια επικεφαλίδα που περιλαμβάνει χρήσιμες πληροφορίες για το σύστημα που χρησιμοποιήθηκε, για τον ασθενή και για τις συμπίεσμένες ή μη εικόνες. Βασικός στόχος της συμπίεσης είναι να εντοπίσει τιμές στην εικόνα που επαναλαμβάνονται και να τις αντικαταστήσει με άλλες ώστε να καταναλώνουν λιγότερο χώρο.

Η επικεφαλίδα που φέρει το πρότυπο εμπίπτει στην κατηγορία του ορισμού αντικειμένων πληροφοριών (Information Object Definitions - IODs) (Mildenberger, 2002) που εισάγονται στο πρότυπο για τον ορισμό στοιχείων περιγράφοντας ένα συγκεκριμένο χαρακτηριστικό της εικόνας. Τα IOD περιέχουν σαφώς καθορισμένες έννοιες και τα χαρακτηριστικά τους περιγράφουν με ακρίβεια τον τύπο του αντικειμένου, τα δεδομένα του ασθενούς, τις διαδικασίες ή τις αναφορές που εκτελούνται καθώς και τις τεχνικές πληροφορίες σχετικά με τη συσκευή ιατρικής απεικόνισης που χρησιμοποιείται στη διαδικασία (Mustra et al., 2008). Τα IOD ουσιαστικά είναι πίνακες χαρακτηριστικών που ορίζουν αντικείμενα πληροφοριών. Τα αντικείμενα πληροφοριών είναι μοντέλα τα οποία αντιστοιχούν σε αντικείμενα του πραγματικού κόσμου με φυσική υπόσταση όπως για παράδειγμα το "ασθενής" είναι ένα αντικείμενο πληροφοριών που έχει χαρακτηριστικά "όνομα ασθενούς" και "αριθμό ταυτότητας ασθενούς" (Mildenberger, 2002). Οι τεχνικές πληροφορίες περιλαμβάνουν το όνομα του κατασκευαστή της συσκευής απεικόνισης, τον σειριακό αριθμό της συσκευής και άλλες λεπτομέρειες σχετικά με τη συσκευή. Υπάρχουν επίσης ιδιωτικά χαρακτηριστικά που μπορούν να χρησιμοποιηθούν από προμηθευτές εξοπλισμού για την αποθήκευση ιδιόκτητων δεδομένων που δεν μπορούν να χρησιμοποιηθούν από σταθμούς εργασίας άλλων κατασκευαστών (Mustra et al., 2008).

Άλλες σημαντικές πληροφορίες για την εικόνα όπως οι διαστάσεις της και τα bit ανά εικονοστοιχείο υπάρχουν στο αρχείο DICOM με τη μορφή ετικετών. Επιπλέον όλα στο DICOM πρότυπο θεωρούνται αντικείμενα, κάθε ένα από τα οποία ακολουθείται από ένα σύνολο χαρακτηριστικών που στην αντικειμενοστραφή γλώσσα καλούνται γνωρίσματα (Τσικνάκης, 2016). Υπάρχουν 4 κατηγορίες γνωρισμάτων που ταξινομούνται ανά στήλη και προσδίδουν διαφορετικά χαρακτηριστικά στο εκάστοτε αντικείμενο κάνοντάς το μοναδικό (Varma, 2012). Η πρώτη κατηγορία συνήθως περιέχει το όνομα της ιδιότητας ενώ η δεύτερη το όνομα της ομάδας και του στοιχείου σε αριθμητική μορφή ως μια κωδικοποίηση ώστε να αναγνωρίζονται από το σύστημα. Στην τρίτη κατηγορία παρατίθεται το γνώρισμα είδος το οποίο αναφέρει αν το χαρακτηριστικό είναι υποχρεωτικό να έχει σίγουρα τιμή (τύπου 1), αν είναι υποχρεωτικό να έχει είτε να μην έχει (τύπου 2), εάν είναι προαιρετικό (τύπου 3) ή αν εμφανίζεται τιμή υπό ορισμένες συνθήκες (τύπου 1C,2C) Η τελευταία κατηγορία σχετίζεται με τη σημασιολογική περιγραφή των γνωρισμάτων με στόχο την πλήρη αποσαφήνιση της λειτουργικότητάς τους.



Το πρότυπο DICOM ορίζει επίσης υπηρεσίες δικτύου που χρησιμοποιούνται για τη μεταφορά πληροφοριών. Για να πραγματοποιηθεί η μεταφορά δεδομένων και οι δύο σταθμοί πρέπει να υποστηρίζουν την ίδια υπηρεσία και τα ίδια αντικείμενα. Δύο σταθμοί που υποστηρίζουν τις ίδιες υπηρεσίες και αντικείμενα ονομάζονται κλάση υπηρεσίας-αντικειμένου κατά ζεύγη (Service-Object Pair Class - SOP Class). Μία από τις σημαντικές υπηρεσίες του προτύπου είναι η εκτύπωση DICOM, το οποίο επιτρέπει τη μεταφορά δεδομένων μεταξύ των μηχανημάτων για εκτύπωση μέσω δικτύου. Η επικοινωνία επιτυγχάνεται μέσω του πρωτοκόλλου δικτύου που καθορίζεται από το πρότυπο DICOM χρησιμοποιώντας TCP / IP (Mildenberger, 2002). Αυτό το πρωτόκολλο ορίζει και τη λειτουργία των κλάσεων που αντιπροσωπεύουν τις υπηρεσίες πέρα από την απλή μεταφορά των δεδομένων. Παρέχει επίσης και έναν μηχανισμό για τον μοναδικό προσδιορισμό αντικειμένων πληροφοριών για μεταφορά μέσω του δικτύου. Αντικείμενα πληροφοριών ορίζονται όχι μόνο για εικόνες αλλά και για ασθενείς, μελέτες, αναφορές και άλλες ομάδες δεδομένων. Είναι σημαντικό να αναφερθεί ότι το πρότυπο DICOM δεν ορίζει διεπαφές υλικού για την εξασφάλιση της σύνδεση του εξοπλισμού. Ωστόσο, παρέχει υποστήριξη για ανταλλαγή πληροφοριών βάσει πρωτοκόλλου ανώτερου επιπέδου (Upper Layer Protocol ULP) των μοντέλων δικτύου ISO OSI που είναι ανεξάρτητα από το φυσικό δίκτυο και για αυτό μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε διαφορετικές ρυθμίσεις δικτύου (Mustra et al., 2008).

Άξιο αναφοράς επιπροσθέτως κρίνεται και ο διαχωρισμός του προτύπου DICOM στα διάφορα τμήματα καθένα από τα οποία περιγράφει μια λειτουργία. Το εκάστοτε τμήμα χαρακτηρίζεται από έναν συγκεκριμένο τίτλο και έναν αριθμό. Έτσι, τα μέρη που αποτελούν το πρότυπο DICOM είναι τα εξής (Τσικνάκης, 2016 , Mustra et al., 2008):

1. Το πρώτο μέρος αποτελεί μια γενική εικόνα του υπόλοιπου προτύπου (overview) περιγράφοντας τις σχεδιαστικές αρχές
2. Το δεύτερο μέρος αναφέρεται στις «προϋποθέσεις συμβατότητας», υποστηρίζοντας έναν αριθμό κλάσεων και αντικειμένων που δείχνουν την επιτακτική ανάγκη του προτύπου συμβιβασμού όλων των συστημάτων με τους κανόνες του.
3. Το τρίτο μέρος ορίζει τον τρόπο καθορισμού των αντικειμένων (IODs).
4. Το τέταρτο μέρος αποτελείται από τις προδιαγραφές των κλάσεων υπηρεσιών (services classes specifications), δηλαδή από διεργασίες που εκτελούνται στα αντικείμενα. Το 4<sup>ο</sup> μέρος αποτελεί επίσης και το σημείο καθορισμού των ρόλων του χρήστη και του παρόχου μιας υπηρεσίας.
5. Το πέμπτο μέρος σχετίζεται με τον τρόπο παρουσίασης της πληροφορίας, την κωδικοποίηση και δομή των δεδομένων καθώς και τη σύνταξη της γλώσσας που είναι υπεύθυνη για την επικοινωνία με σκοπό την ανταλλαγή δεδομένων. Αυτή υλοποιείται με βάση το πρωτόκολλο ανταλλαγής δεδομένων (message exchange protocol) και το εκάστοτε αντικείμενο.
6. Το έκτο μέρος περιλαμβάνει όλα τα στοιχεία δεδομένων, τις επικεφαλίδες τους, τα ονόματά τους και ότι τα χαρακτηρίζει αποτελώντας ένα «λεξικό δεδομένων» .

7. Το έβδομο μέρος ασχολείται με το λογισμικό αλληλεπίδρασης και επικοινωνίας των συσκευών το οποίο πρέπει να συμβαδίζει πλήρως με τους κανόνες του προτύπου.

8. Το όγδοο μέρος περιέχει τις πληροφορίες που χρειάζονται για την ανταλλαγή μηνυμάτων με βάση το DICOM, χρησιμοποιώντας τα πρωτόκολλα TCP/IP και ISO-OSI που υποστηρίζονται από το πρότυπο με σκοπό την εξασφάλιση της επικοινωνίας.

9. Το ένατο μέρος πραγματεύεται την ομαλή έκβαση ροής των εντολών εφόσον ένα μήνυμα ξεκινάει από τα χαμηλότερα επίπεδα και σταδιακά φτάνει στα υψηλότερα με σκοπό να επιτευχθεί η επικοινωνία.

10. Το δέκατο μέρος καθορίζει η συμβατότητα με άλλα πρωτόκολλα.

11. Το ενδέκατο και δωδέκατο μέρος αναλύει τα μέσα ανταλλαγής δεδομένων.

#### 2.4.1 Εικόνες DICOM

Το πρότυπο DICOM υποστηρίζει διαφορετικούς τύπους εικόνων για ποικίλες ιατρικές εφαρμογές. Διαφορετικές ιατρικές εφαρμογές απαιτούν διαφορετικό επίπεδο ποιότητας εικόνας. Το DICOM υποστηρίζει πολυδιάστατες εικόνες πολλαπλών πλαισίων, οι οποίες ανάλογα με την τεχνική απεικόνισης μπορεί να είναι είτε σε κλίμακα αποχρώσεων του γκριζού είτε έγχρωμες. Ωστόσο εύλογα προκύπτει πως λόγω του μεγάλου όγκου που έχει μια συλλογή δεδομένων με εικόνες DICOM απαιτείται συμπίεση των υπάρχοντων δεδομένων. Η συμπίεση δεδομένων βασίζεται σε ευρέως χρησιμοποιούμενα πρότυπα συμπίεσης όπως JPEG, JPEG Lossless, JPEG 2000 ή MPEG-2 για πολλές εικόνες (βίντεο) ακολουθίες (Mustra et al., 2008, Varma, 2012). Αδιαμφισβήτητα αυτό έχει ένα αντίκτυπο στην ποιότητα της εικόνας και των λεπτομερειών που περιέχονται σε αυτήν την απεικόνιση. Έτσι ανάλογα με τις ποιοτικές ανάγκες της εικόνας ως προς την ύπαρξη λεπτομερειών και την γλαφυρή απεικόνιση αυτών ρυθμίζεται και η κλίμακα συμπίεσης. Οι εικόνες μαστογραφίας για παράδειγμα απαιτούν πολύ υψηλή ανάλυση, με αποτέλεσμα η συμπίεση που χρησιμοποιείται να απαιτείται να είναι ως επί το πλείστον χωρίς απώλειες μικρών λεπτομερειών που πρέπει να διατηρηθούν με σκοπό τη διασφάλιση της ακεραιότητας και της αξιοπιστίας της διάγνωσης κατά την παρατήρηση των εικόνων που παράγονται από την εξέταση. Αυτός είναι και ο λόγος που τα αρχεία εικόνας μαστογραφίας είναι αρκετά μεγάλα αν και οι εικόνες είναι όλες σε κλίμακα του γκρι.

Αυτό που κάνει όμως αυτόν τον τύπο εικόνων να διαφέρει από άλλα κοινά αρχεία είναι το μεγάλο εύρος αποχρώσεων που προσφέρει. Στις ιατρικές εικόνες CT και MRI τα εικονοστοιχεία αποθηκεύονται ως ακέραιοι αριθμοί 16-bit αντί για 8-bit αυξάνοντας κατά πολύ το εύρος των 256 αποχρώσεων του γκρι (Τσικνάκης, 2016), με  $2^{16}$  ή  $2^{12}$  αποχρώσεις εάν είναι 12-bit οι εικόνες. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την αποτύπωση λεπτομερειών κατά τον διαχωρισμό λεπτών διαφορών μεταξύ ποικίλων ιστών και τον προσδιορισμό ιδιοτήτων τους με υψηλή ευκρίνεια. Παρόλα αυτά ο τόσο μεγάλος όγκος πληροφοριών είναι αποτρεπτικός για την πραγματοποίηση της οπτικοποίησης στον υπολογιστή δημιουργώντας την ανάγκη συμπίεσης των δεδομένων για μείωση του μεγέθους της εικόνας. Το βάθος bit και η συμπίεση

που εφαρμόζονται στην εκάστοτε εικόνα περιλαμβάνονται και στην κεφαλίδα της εικόνας. Αυτό διασφαλίζει ότι η εικόνα θα εμφανίζεται σωστά ανεξάρτητα από τον εξοπλισμό του κατασκευαστή.

Έχουν ακόμη αναπτυχθεί και πολλές διαφορετικές τεχνικές προβολής των παραγόμενων εικόνων του προτύπου DICOM. Λογισμικά επεξεργασίας εικόνας π.χ. Adobe Photoshop βοηθούν σε αυτήν την οπτικοποίηση. Η ιδέα για συμπερίληψη υποστήριξης σε προγράμματα προβολής εικόνων είναι να επιτρέπεται στους ασθενείς να βλέπουν εικόνες DICOM στο σπίτι χωρίς να χρειάζεται να αποστέλλουν τις εικόνες με ειδικό πρόγραμμα προβολής σε CD-ROM ή άλλο τύπο μέσου. Το λογισμικό προβολής DICOM μπορεί να χωριστεί σε δύο κύριες κατηγορίες: ιδιόκτητους θεατές που παρέχονται με το σύστημα ιατρικής απεικόνισης, και λογισμικό προβολής DICOM τρίτων για μεμονωμένους υπολογιστές (Mustra et al., 2008). Η Adobe έχει ανέπτυξε ένα ειδικό πρόσθετο τμήμα για το Photoshop CS3 που καθιστά δυνατή την προβολή εικόνων και πληροφοριών κεφαλίδας του DICOM και εξαγωγή εικόνων σε διαφορετικές μορφές αρχείου. Επειδή το Photoshop είναι ένα ισχυρό εργαλείο για επεξεργασία εικόνας, επιτρέπει καλές ρυθμίσεις αντίθεσης και φωτεινότητα της εικόνας. Ακόμη έχουν φτιαχτεί συναρτήσεις για ανάγνωση εικόνων και κεφαλίδων DICOM στην MATLAB . Η λειτουργία αυτή της MATLAB για την ανάγνωση κεφαλίδας του DICOM είναι χρήσιμη καθώς δείχνει όλες τις αποθηκευμένες πληροφορίες, κάτι που δεν συμβαίνει σε άλλες εφαρμογές (Mustra et al., 2008).

#### **2.4.2 Πλεονεκτήματα προτύπου DICOM**

Το πρότυπο DICOM έχει τυποποιήσει την ανταλλαγή ιατρικών πληροφοριών με αποτέλεσμα να χρησιμοποιείται ένα ενιαίο πρότυπο σε όλα τα νοσοκομεία για τις ίδιες ή παρόμοιες διαδικασίες εξέτασης. Η γενική ιδέα ήταν να παρέχεται ένα πρότυπο για οικονομικά αποδοτική διασύνδεση διαφορετικών ιατρικών συστημάτων ώστε να δημιουργηθεί ένα εύχρηστο και εύκολο περιβάλλον που επιτρέπει την ανταλλαγή, κωδικοποίηση και μεταφορά δεδομένων (Varma, 2012). Είναι πολύ σημαντικό να υπάρχει ένα πρότυπο που στην αποφυγή προβλημάτων που εμφανίζονται όταν ο ασθενής μετακινείται από το ένα νοσοκομείο στο άλλο λύνοντας έτσι θέματα διαλειτουργικότητας. Το DICOM παρέχει επίσης διασύνδεση μεταξύ διαφορετικών ιατρικών συστημάτων. Το μεγάλο πλεονέκτημα της απεικόνισης DICOM έγκειται επίσης στην υποστήριξη όλων των ιατρικών κλάδων, και αυτό το καθιστά τόσο ολοκληρωμένο. Το πρότυπο DICOM έχει επίσης ένα ακόμη πλεονέκτημα σε σύγκριση με την αποθήκευση αναλογικών εικόνων και δεδομένων επειδή οι DICOM εικόνες καταλαμβάνουν λιγότερο χώρο για ψηφιακή αποθήκευση ενώ τα ψηφιακά δεδομένα μεταδίδονται εύκολα ανεξάρτητα από τη γεωγραφική περιοχή. Ωστόσο τα αναλογικά δεδομένα σε ορισμένες περιπτώσεις έχουν χειρότερη ποιότητα που προκαλείται από περιορισμένη ανθεκτικότητα των μέσων κάτι που δεν ισχύει με τα ψηφιακά δεδομένα. Λαμβάνοντας υπόψη αυτό το πρόβλημα το πρότυπο DICOM προσφέρει τη δυνατότητα μετατροπής των αναλογικών δεδομένων σε ψηφιακή μορφή DICOM (Mustra et al., 2008).

### 2.4.3 Μειονεκτήματα προτύπου DICOM

Ένα μεγάλο μειονέκτημα του προτύπου DICOM είναι η δυνατότητα εισαγωγής πιθανώς πάρα πολλών προαιρετικών πεδίων. Αυτό το μειονέκτημα εμφανίζεται ως επί το πλείστον σε ασυνέπεια της συμπλήρωσης όλων των πεδίων με τα δεδομένα που απαιτούνται. Ορισμένα αντικείμενα εικόνας είναι συχνά ελλιπή, επειδή κάποια πεδία παραμένουν κενά ενώ άλλα γεμίζουν με εσφαλμένα δεδομένα. Ένα άλλο πρόβλημα παρουσιάζεται κατά την εμφάνιση μιας εικόνας σε μια συσκευή που είναι κατασκευασμένη από διαφορετικό κατασκευαστή, επειδή διαφορετικός εξοπλισμός απεικόνισης χρησιμοποιεί διαφορετικά εύρη συχνότητας αλλά τον ίδιο αριθμό εκχωρημένων bits. Σε αυτήν την περίπτωση η εικόνα μπορεί να εμφανίζεται ως υποεκτιθέμενη ή υπερβολική έκθεση με κακή αντίθεση. Έτσι αυτές οι παράμετροι πρέπει να ρυθμιστούν χειροκίνητα.

## 2.5 Τμηματοποίηση φυσικών και βιοϊατρικών εικόνων

### 2.5.1 Εισαγωγή

Μετά την λήψη των ιατρικών εικόνων σε μορφή DICOM κρίνεται σκόπιμη η μετάβαση στην επεξεργασία αυτών στοχεύοντας στην περαιτέρω ανάλυσή τους για την εξαγωγή έγκυρων αποτελεσμάτων υψηλής ακρίβειας. Η τμηματοποίηση εικόνας είναι ένας από τους γνωστότερους κλάδους της επεξεργασίας εικόνων και αντιστοιχεί στον προσδιορισμό παρόμοιων περιοχών σε μια εικόνα ή με άλλα λόγια στον προσδιορισμό των ομοιογενών εικονοστοιχείων της εικόνας και την ομαδοποίηση όλων αυτών των εικονοστοιχείων με βάση την υπό εξέταση κατάσταση της ομοιογένειας (Rohith John, 2017). Αυτή η κατάσταση ομοιογένειας προσδιορίζεται από το χρώμα, την υφή, το μέγεθος κλπ. Ειδικότερα στον τομέα της ιατρικής η τμηματοποίηση εικόνων χρήζει ιδιαίτερης σημασίας καθώς εξυπηρετεί στην απομόνωση οποιουδήποτε παθολογικού στοιχείου προκύψει στην απεικόνιση κατά της εξέταση του ασθενούς. Κάποιο οίδημα, πολύποδας ή ακόμη και οι συνέπειες του καρκίνου είναι ανιχνεύσιμα μέσω της μελέτης, επεξεργασίας και ανάλυσης των εικόνων. Έτσι η τμηματοποίηση συμβάλλει στην ενδελεχή μελέτη του τμήματος που έχει απομονωθεί από την εκάστοτε εικόνα καθώς στην πράξη δεν μας ενδιαφέρει ολόκληρη η εικόνα αλλά οι περιοχές ενδιαφέροντος αυτής. Η τμηματοποίηση επιπροσθέτως αποτελεί σημαντικό βήμα για την ανάλυση, κατανόηση εικόνων αλλά και για την δημιουργία τρισδιάστατων μοντέλων απεικόνισης μέσω του συνδυασμού των τμημάτων που προκύπτουν από την εφαρμογή της σε μια ακολουθία εικόνων όπως θα αναλυθεί εκτενώς παρακάτω (Zaitoun & Aqel, 2015).

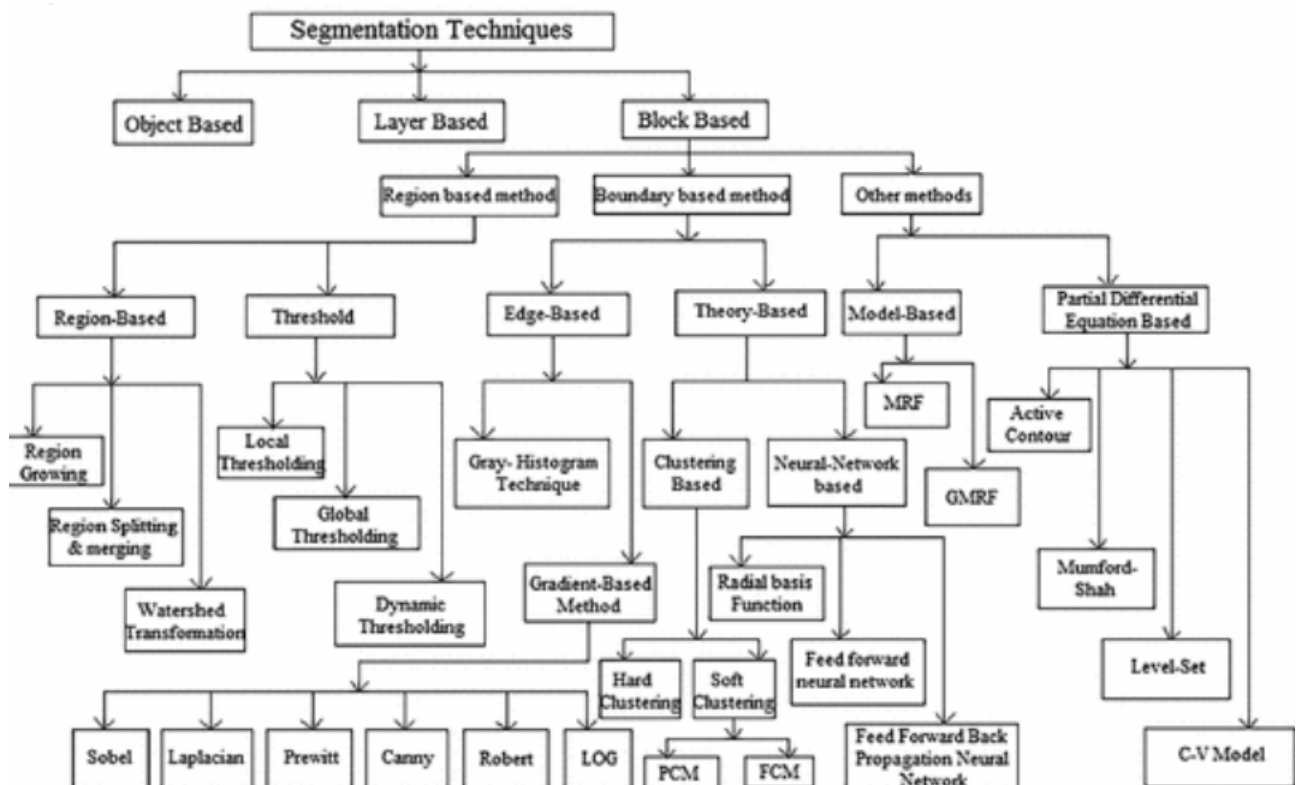
Συνεπώς εύλογα δημιουργείται η ανάγκη κατηγοριοποίησης των τεχνικών τμηματοποίησης με βάση τις παραμέτρους και τα κριτήρια που χρησιμοποιεί η κάθε μία από αυτές. Υπάρχουν ευρύτερες κατηγορίες στις οποίες εντάσσονται πληθώρα τεχνικών που εφαρμόζουν μια κοινή φιλοσοφία με διαφορετικό τρόπο. Αρχικά οι τεχνικές τμηματοποίησης διακρίνονται σε επιβλεπόμενες (supervised), ημι- επιβλεπόμενες (semi-supervised) και μη επιβλεπόμενες (unsupervised). Οι επιβλεπόμενες μέθοδοι (Costa et al., 2018) χρησιμοποιούν δεδομένα αναφοράς για την τμηματοποίηση της εικόνας και

χρειάζονται ουσιαστικά εκπαίδευση. Αυτό σημαίνει ότι απαιτούν δεδομένα που τους κατευθύνουν και επιδεικνύουν την περιοχή ενδιαφέροντος σε αντίθεση με τις μη επιβλεπόμενες μεθόδους που είναι αυτόματες (Otsu, 1979). Οι τελευταίες πραγματοποιούν την τμηματοποίηση χωρίς την επίδειξη κάποιας περιοχής ενδιαφέροντος ή την επισήμανση των δεδομένων με σκοπό την εκπαίδευση του αλγορίθμου. Οι ημι- επιβλεπόμενες μέθοδοι από την άλλη πλευρά βρίσκονται ενδιάμεσα στις δύο προηγούμενες αξιοποιώντας τον συνδυασμό δεδομένων με ετικέτα και χωρίς ετικέτα και είναι ιδιαίτερα δημοφιλείς σε εφαρμογές μηχανικής μάθησης και εξόρυξης δεδομένων (Hoos, 2020).

### **2.5.2 Κλασικές Μέθοδοι Τμηματοποίησης**

Οι τεχνικές τμηματοποίησης εικόνας ταξινομούνται αρχικά σε τρεις κύριες κατηγορίες που είναι οι μέθοδοι αντικειμένων, επιπέδων και μπλοκ (Duhan et al., 2018). Οι μέθοδοι τμηματοποίησης βάσει αντικειμένου χωρίζουν μια εικόνα σε περιοχές στις οποίες βρίσκονται τα ακριβή όρια του αντικειμένου. Το αντικείμενο μπορεί να είναι οποιοδήποτε κείμενο, φωτογραφία ή ένα γραφικό αντικείμενο κλπ. Αντίστοιχα οι τεχνικές βασισμένες στο επίπεδο διαιρούν την εικόνα σε πολλαπλά επίπεδα, δηλαδή σε προσκήνιο, φόντο και μάσκα. Το επίπεδο μάσκας αποφασίζει την ανακατασκευή της τελικής εικόνας σε συνάρτηση με τα άλλα δύο επίπεδα (Duhan et al., 2018). Οι τεχνικές αυτές ωστόσο που βασίζονται σε αντικείμενα και σε στρώματα δεν έχουν μεγάλη εφαρμογή στην ιατρική απεικόνιση, οπότε δεν θα αναλυθούν παραπάνω. Παρόλα αυτά ιδιαίτερα σημαντική είναι η τελευταία προσέγγιση τμηματοποίησης που βασίζεται σε μπλοκ, η οποία αξιοποιεί τα διάφορα χαρακτηριστικά της εικόνας για να την διαχωρίσει σε ορθογώνια μπλοκ (Zaitoun & Aqel, 2015). Τα χαρακτηριστικά στα οποία επιμένει αυτή η προσέγγιση ποικίλουν και μπορεί να είναι το ιστόγραμμα, οι αποχρώσεις της εικόνας, η κλίση, οι συντελεστές κύματος κ.λπ. (Duhan et al., 2018). Με βάση αυτά λοιπόν προκύπτουν διάφορες υποκατηγορίες σχηματίζοντας ένα πλήρες διάγραμμα ειδών τεχνικών τμηματοποίησης.

Σύμφωνα με δύο θεμελιώδη χαρακτηριστικά των εικονοστοιχείων της εικόνας, την ασυνέχεια και την ομοιότητα η κατηγορία τμηματοποίησης βάσει μπλοκ υποδιαιρείται στις μεθόδους ανίχνευσης βάσει περιοχής (Region -based), βάσει ορίων (Boundary- based) και σε άλλες μεθόδους όπως φαίνεται στο Σχήμα 5 (Duhan et al., 2018). Η πρώτη κατηγορία σχετίζεται με ιδιότητες ομοιότητας όπως γραμμές, σημεία και άκρα πραγματοποιώντας την τμηματοποίηση με βάση την προσομοίωση στα επίπεδα έντασης σύμφωνα με ένα σύνολο προϋποθέσεων. Αντίστοιχα, οι δεύτερες μέθοδοι βασίζονται σε χαρακτηριστικά ασυνέχειας των εικονοστοιχείων και σε απρόβλεπτες αλλαγές στο γκρίζο επίπεδο / ένταση της εικόνας. Έτσι εντοπίζουν διάφορες γωνίες, άκρα, σημεία καθώς και γραμμές στην εικόνα. Παρακάτω ακολουθεί μια ενδελεχής παρουσίαση ποικίλων μεθόδων τμηματοποίησης κατανεμημένες στις αντίστοιχες ευρύτερες κατηγορίες που ανήκουν σύμφωνα και με το Σχήμα 5.



Σχήμα 5. Διάρθρωση των τεχνικών τμηματοποίησης (Duhan et al., 2018)

### 2.5.2.1 Μέθοδοι βασισμένες στην περιοχή

#### A. Μέθοδοι βασισμένες στην περιοχή

Στην κατηγορία των μεθόδων βασισμένες στην περιοχή (Region-based) η εικόνα χωρίζεται στις ομοιογενείς περιοχές οι οποίες πρέπει να είναι κλειστές προκειμένου να γίνει η τμηματοποίηση κατά την οποία ομαδοποιούνται τα εικονοστοιχεία του εκάστοτε αντικειμένου. Γειτονικά εικονοστοιχεία σχηματίζουν μοτίβα με τις ίδιες εντάσεις μέσα στο σύμπλεγμα δημιουργώντας διαφορετικές υποπεριοχές στην εικόνα εισόδου (Dilpreet & Yadwinder, 2014). Κατά αυτόν τον τρόπο γίνεται η τμηματοποίηση μιας περιοχής ενδιαφέροντος για την οποία απαιτείται ο προσδιορισμός των συντεταγμένων ενός αρχικού σημείου προκειμένου να ξεκινήσει η επέκταση της γειτονιάς και να προσδιοριστεί τελικά η περιοχή που πρόκειται να τμηματοποιηθεί. Τέτοιου είδους τεχνικές είναι αρκετά χρονοβόρες ωστόσο έχουν υψηλή υπολογιστική αποτελεσματικότητα (Duhan et al., 2018). Παρακάτω παρατίθενται τα είδη των μεθόδων τμηματοποίησης που βασίζονται στην περιοχή:

##### α. Ανάπτυξη περιοχής

Η ανάπτυξη περιοχής (Region Growing) (Jain & Laxmi, 2018) είναι μια τεχνική που καθορίζει ομάδες εικονοστοιχείων για την κατασκευή μεγαλύτερων περιοχών βάσει ορισμένων προκαθορισμένων κριτηρίων. Η επιλογή των κατάλληλων σημείων αναφοράς, τα οποία μπορεί να είναι πολλαπλά είναι το πρώτο και δύσκολο βήμα της μεθόδου. Το ίδιο σύνολο ιδιοτήτων υπολογίζεται σε κάθε εικονοστοιχείο

και χρησιμοποιείται για την εκχώρηση τους σε αναπτυσσόμενες περιοχές με βάση την ομοιότητά τους. Αυτές οι ιδιότητες συνήθως σχετίζονται με την ένταση (Dhanachandra & Chanu, 2017) έτσι ώστε κάθε εικονοστοιχείο που συνδέεται με τα σημεία αναφοράς να είναι ίδιο ή αρκετά κοντινό έως ότου να μην μπορούν να προστεθούν περισσότερα εικονοστοιχεία σε μια περιοχή.

### **β. Μέθοδος διαχωρισμού και συγχώνευσης περιοχής**

Με τη μέθοδο διαχωρισμού και συγχώνευσης περιοχής (Region Splitting and Merging) ανιχνεύεται μια μη ομοιογενής περιοχή και υποδιαιρείται σε μικρότερες, μη συνδεδεμένες, τετραγωνικές περιοχές που αντιπροσωπεύονται από τους κόμβους ενός τετραπλού δέντρου. Στη συνέχεια, εάν οποιαδήποτε υποπεριοχή είναι ανομοιογενής χωρίζεται ξανά σε τέσσερα μέρη. Εάν αυτές οι περιοχές έχουν περίπου το ίδιο μέτρο ομοιογένειας, συγχωνεύονται σε μία μόνο περιοχή. Σε αυτήν τη μέθοδο (Jain & Laxmi, 2018), οι περιοχές δεν χρειάζεται να είναι συνεχόμενες

### **γ. Μετασχηματισμός «λεκάνης απορροής»**

Μια δημοφιλής μέθοδος τμηματοποίησης εικόνας είναι ο μετασχηματισμός της «λεκάνης απορροής» (Watershed Transformation), στον οποίο η κλίση της εικόνας θεωρείται τοπογραφικά ως ένα τοπίο. Το όνομα αναφέρεται μεταφορικά σε μια γεωλογική λεκάνη απορροής, το οποίο διαχωρίζει τις παρακείμενες λεκάνες (Duhan et al., 2018). Ο μετασχηματισμός λεκάνης λειτουργεί σαν τοπογραφικός χάρτης, με τη φωτεινότητα κάθε σημείου να αντιπροσωπεύει το ύψος του και βρίσκει τις γραμμές που εκτείνονται κατά μήκος των κορυφών των κορυφογραμμών. Τα πιο δημοφιλή σχήματα λεκάνης απορροής είναι από κάτω προς τα πάνω, όπου οι περιοχές αρχικοποιούνται σε τοπικά ελάχιστα και στη συνέχεια αναπτύσσονται. Θεωρείται μια εύκολη και γρήγορη τεχνική τμηματοποίησης ωστόσο αποφεύγεται σε εικόνες με έντονη υφή καθώς οδηγεί σε υπερβολική κατάτμηση της εικόνας (oversegmentation) με αποτέλεσμα να μην παραχθεί κάποια αξιόλογη τμηματοποίηση (Sheppard et al., 2004).

### **Α. Αυτόματα Κατώφλια**

Η τμηματοποίηση κατωφλίου με τα αυτόματα κατώφλια (Auto Thresholds) είναι η απλούστερη μέθοδος τμηματοποίησης εικόνας (Yogamangalam & Karthikeyan, 2013). Ουσιαστικά πρόκειται για έναν κοινό αλγόριθμο τμηματοποίησης που διαιρεί άμεσα την πληροφορία της εκάστοτε εικόνας σε γκρι κλίμακα με βάση την τιμή των εικονοστοιχείων των διαφορετικών στόχων. Η τεχνική της κατωφλίωσης απαιτεί τον αρχικό προσδιορισμό ενός κατωφλιού, το οποίο ορίζει τους στόχους κατά τη τμηματοποίηση. Έτσι τα εικονοστοιχεία συγκρίνονται με το όριο-κατώφλι που έχει τεθεί και σε κάποιες περιοχές της εικόνας που η τιμή τους υπερβαίνει το κατώφλι ανατίθεται μια συγκεκριμένη τιμή ενώ άλλες τιμές κατώτερες του κατωφλιού παίρνουν μια διαφορετική τιμή από αυτή των πρώτων (Jain & Laxmi, 2018). Οι εικόνες που προκύπτουν είναι δυαδικές (binary) έχοντας τιμές 0 και 1, οι οποίες αναθέτονται στα εικονοστοιχεία με βάση την σύγκριση που έχει οριστεί ως προς την τιμή του κατωφλιού.

Ο βασικός διαχωρισμός των μεθόδων κατωφλίωσης οφείλεται στην εμβέλεια εφαρμογής του κατωφλίου με αποτέλεσμα την δημιουργία δυο κατηγοριών, τα τοπικά και καθολικά κατώφλια (Local – global auto thresholds). Η τεχνική των τοπικών κατωφλίων διαιρεί πρώτα ολόκληρη την εικόνα σε υποπεριοχές και στη συνέχεια εκχωρεί ξεχωριστές τιμές κατωφλίου σε κάθε μία (Duhan et al., 2018). Αντίστοιχα τα καθολικά κατώφλια χρησιμοποιούν μία τιμή κατωφλίου για ολόκληρη την εικόνα μειώνοντας τον χρόνο που απαιτεί η διαδικασία τμηματοποίησης. Ωστόσο σε εικόνες με διαφορετικά στοιχεία στο προσκήνιο τα τοπικά κατώφλια έχουν καλύτερη απόδοση. Υπάρχουν όμως διάφορες τεχνικές οι οποίες εμπίπτουν στην κατηγορία της αυτόματης κατωφλίωσης γενικότερα και είτε ανήκουν στα τοπικά είτε στα καθολικά κατώφλια. Μερικές γνωστές τεχνικές (Al-amri et al., 2010, Zaitoun & Aqel, 2015) είναι η μέθοδος Huang, η Intermodes, η Isodata, η Li , η MinError, η Moments, η Percentile, η Triangle, η Yen, η Shanbhang κ.α. αλλά αυτές που χρησιμοποιούνται ευρέως είναι οι εξής:

- Η μέθοδος των μέγιστων διακυμάνσεων : Η μέθοδος των μέγιστων διακυμάνσεων (μέθοδος του Otsu) (Otsu, 1979) είναι μια από τις πιο συχνά χρησιμοποιούμενες μεθόδους αυτόματων κατωφλίων λόγω της μη παραμετρικής και της μη εποπτευόμενης φύσης του. Πρόκειται για έναν αλγόριθμο ομαδοποίησης που χρησιμοποιεί το ιστόγραμμα της εικόνας για να βρει ένα κατώφλι με σκοπό να την χωρίσει την με βάση αυτό σε δύο ομάδες. Ψάχνει λοιπόν για το κατώφλι που μεγιστοποιεί τη διακύμανση εντός μιας ομάδας, που ορίζεται ως ένα σταθμισμένο άθροισμα των διακυμάνσεων και των δύο ομάδων.

- Η μέθοδος Μέγιστης Εντροπίας: Η μέθοδος μέγιστης εντροπίας (MaxEntropy) που πρότειναν οι Kapur, Sahoo και Wong (1985) (Bhandari et al., 2014) είναι μια μέθοδος κατωφλίωσης εικόνας που χρησιμοποιεί εντροπία του ιστογράμματος. Οι τιμές κατωφλίου καθορίζονται με τέτοιο τρόπο ώστε οι ροπές γκρι επιπέδου μιας εικόνας εισόδου να διατηρούνται στην εικόνα εξόδου. Οι μετρήσεις εντροπίας του Kapur οδηγούν πάντα σε θετικές πιθανότητες και ένα καθολικό μέγιστο για την εντροπία. Η μέθοδος αυτή χρησιμοποιείται για τη μεγιστοποίηση της εντροπίας κάθε διακριτικής κατηγορίας ή του αθροίσματος των εντροπιών με βάση τη θεωρία της πληροφορίας προκειμένου να εκτελεστεί η τμηματοποίηση της εικόνας.

- Η μέθοδος μέσης τιμής : Σύμφωνα με τη μέθοδο μέσης τιμής (Mean) υπολογίζεται μια μέση τιμή έντασης όλων των εικονοστοιχείων που ανήκουν σε μια εικόνα. Αυτή η τιμή αντιπροσωπεύει το κατώφλι (Zaitoun & Aqel, 2015).

- Η μέθοδος των ελαχίστων αποχρώσεων του ιστογράμματος (Minimum): Η μέθοδος των ελαχίστων αποχρώσεων του ιστογράμματος (Minimum) προϋποθέτει ιστόγραμμα δυαδικής εικόνας με τιμές 0 και 1. Το ιστόγραμμα εξομαλύνεται επαναληπτικά έως ότου υπάρχουν μόνο δύο τοπικά μέγιστα. Επομένως εικόνες με ιστογράμματα που έχουν εξαιρετικά άνισες κορυφές ακατάλληλες για αυτήν τη μέθοδο. Το όριο  $t$  είναι τέτοιο που:

$$y_t - 1 < y_t < y_t + 1 \quad (1)$$



Όλες αυτές οι μέθοδοι κατωφλίωσης που αναφέρθηκαν παραπάνω σχετίζονται με την παραγωγή δυαδικών εικόνων και προκύπτουν από την χρήση μιας τιμής κατωφλίου. Παρόλα αυτά υπάρχει η δυνατότητα εφαρμογής περισσότερων τιμών κατωφλίου σε μια εικόνα χωρίς αυτό να θεωρείται τοπικό κατώφλι. Ορισμένες μέθοδοι, όπως για παράδειγμα αυτή του Otsu (Otsu, 1979) ή του Kapur (Bhandari et al., 2014) μπορούν να επεκταθούν έχοντας εφαρμογή και στα πολυεπίπεδα κατώφλια (Multi-level thresholding). Η τεχνική της πολυεπίπεδης κατωφλίωσης είναι μια διαδικασία που ουσιαστικά διαχωρίζει μια εικόνα γκρι επιπέδου σε πολλές διαφορετικές περιοχές. Αυτή η τεχνική καθορίζει περισσότερα από ένα κατώφλια για τη δεδομένη εικόνα και χωρίζοντάς την σε συγκεκριμένες περιοχές φωτεινότητας, οι οποίες αντιστοιχούν σε διαφορετικές περιοχές εντός της εικόνας. Η μέθοδος λειτουργεί πολύ καλά για αντικείμενα με έγχρωμο ή περίπλοκο φόντο, στο οποίο το κατώφλι δύο επιπέδων δεν αποδίδει ικανοποιητικά αποτελέσματα (K. Bhargavi & S. Jyothis, 2014).

### **2.5.2.2 Μέθοδοι βασισμένες σε όρια**

Οι μέθοδοι που είναι βασισμένες σε όρια (boundary based) αξιοποιούν κάποιο χαρακτηριστικό ασυνέχειας του εκάστοτε εικονοστοιχείου της εικόνας, χωρίζοντάς την σε περιοχές με βάση απρόβλεπτες εναλλαγές έντασης σε κλίμακα του γκρι. Έτσι εντοπίζονται διάφορες γωνίες, άκρα, σημεία καθώς και γραμμές στην εικόνα (Duhhan et al., 2018).

#### **A. Μέθοδοι βασισμένες σε ακμές**

Οι μέθοδοι που είναι βασισμένες σε ακμές (Edge-based Methods) εξαρτώνται από ιδιότητες ομοιότητας όπως ακμές, σημεία και γραμμές. Η τμηματοποίηση γίνεται με βάση την αρχή της ομοιότητας στα επίπεδα έντασης σύμφωνα με ένα σύνολο προϋποθέσεων που ορίζεται από τον εκάστοτε αλγόριθμο που εντάσσεται σε αυτήν την κατηγορία (Jain & Laxmi, 2018).

##### **α. Μέθοδος κατωφλίωσης βασισμένη στο ιστόγραμμα**

Οι μέθοδοι κατωφλίωσης βάσει των χρωματικών τιμών του ιστογράμματος (Gray-Histogram Technique) απαιτούν αρχικά όπως δηλώνει το όνομα τους τον υπολογισμό του ιστογράμματος της εικόνας. Το ιστόγραμμα σχηματίζεται βάσει το επίπεδο έντασης κάθε εικονοστοιχείου έτσι ώστε οι ακμές και οι κοιλάδες να εντοπίζονται εύκολα στην εικόνα (Duhhan et al., 2018). Η επιτυχία της μεθόδου έγκειται στην σωστή εκτίμηση της τιμής κατωφλίου που διαχωρίζει τις δύο ομοιογενείς περιοχές της εικόνας σε προσκήνιο και σε φόντο μιας (K. Bhargavi & S. Jyothis, 2014). Η τιμή του κατωφλίου  $T$  καθορίζεται με βάση το ιστόγραμμα σύμφωνα με τα απεικονιζόμενα όρια της έντασης χρωμάτων γκρι κλίμακας.

##### **β. Μέθοδος βασισμένη στην κλίση**

Όσο αναφορά τις μεθόδους που είναι βασισμένες στην κλίση (Gradient-based Method), αυτές σχετίζονται με τα σημεία ασυνέχειας σε μια εικόνα. Μεταξύ δύο γειτονικών περιοχών με διαφορετικές τιμές εικονοστοιχείων δημιουργείται μια ακμή δεδομένου ότι οι τιμές των αποχρώσεων παρουσιάζουν

έντονες ασυνέχειας. Αυτή η ασυνέχεια μπορεί συχνά να ανιχνευθεί με χρήση παραγώγων που αντιπροσωπεύουν την κλίση. Ο υπολογισμός των παραγώγων μπορεί να υπολογιστεί με ποικίλους τελεστές όπως Sobel, Laplacian, Prewitt, Canny και Robert (Duhan et al., 2018). Η παράλληλη ανίχνευση ακμών γίνεται συχνά μέσω ενός χειριστή διαφορικού χώρου με σκοπό την εκτέλεση τμηματοποίησης εικόνας συνελίσσοντας την με μια μάσκα που αντιπροσωπεύει τον εκάστοτε τελεστή (Song, 2017). Αυτή η μέθοδος ανταποκρίνεται καλύτερα σε σημεία που έχουν ταχεία μετάβαση μεταξύ δύο περιοχών τα οποία ονομάζονται εικονοστοιχεία ακμής επειδή έχουν υψηλή τιμή κλίσης και πρέπει να ενωθούν για την κατασκευή κλειστών κατωφλιών.

## **B. Μέθοδοι βασισμένες στη θεωρία**

Στη κατηγορία τμηματοποίησης των μεθόδων που είναι βασισμένες στη θεωρία (Theory-based) ανήκει ένας αριθμός αλγορίθμων που αναπτύχθηκε από διαφορετικά έργα, τα οποία διαδραματίζουν καθοριστικό ρόλο για την προσέγγιση της μεθοδολογίας που ακολουθήθηκε. Σε γενικές γραμμές περιλαμβάνονται αλγόριθμοι που προσεγγίζουν μια ολόκληρη, ξεχωριστή θεωρία όπως αλγόριθμοι που αφορούν τα νευρωνικά δίκτυα, γενετικοί αλγόριθμοι αλλά και αλγόριθμοι ομαδοποίησης (Duhan et al., 2018).

### **α. Μέθοδοι ομαδοποίησης**

Οι μέθοδοι ομαδοποίησης (Clustering-based) λειτουργούν ως ταξινομητές των αντικειμένων της εικόνας κατηγοριοποιώντας τα σε έναν προκαθορισμένο αριθμό συστάδων που επαρκεί για τη διάκριση όλων των διαφορετικών αντικειμένων χωρίς εκπαιδευτικά δεδομένα. Πρόκειται δηλαδή για μεθόδους μη εποπτευόμενης μάθησης που στηρίζονται στη βασική αρχή μεγιστοποίησης της ομοιότητας εντός της κλάσης, καθώς και η ομοιότητα μεταξύ των διαφορετικών κλάσεων ελαχιστοποιείται (Duhan et al., 2018). Οι συστάδες αντιπροσωπεύουν ουσιαστικά τις διάφορες κατηγορίες-κλάσεις στις οποίες ανήκουν τα αντικείμενα της εικόνας. Τα χαρακτηριστικά απεικόνισης όπως το χρώμα, το μέγεθος, η ένταση, η υφή, κ.λπ., επηρεάζουν αυτούς τους αλγόριθμους ομαδοποίησης. Υπάρχουν πολλές μέθοδοι ομαδοποίησης οι οποίες διαφέρουν ως προς τον τρόπο που προσεγγίζουν την δημιουργία των συστάδων και την κατανομή των εικονοστοιχείων σε αυτές (Dhanachandra & Chanu, 2017) και είναι οι εξής:

- Αλγόριθμος k-μέσων: Ο αλγόριθμος ομαδοποίησης k-μέσων (k-means Algorithm) (Rohith John, 2017) είναι ένας από τους πιο συχνά χρησιμοποιούμενους αλγόριθμους ομαδοποίησης. Αρχικά, προσδιορίζεται αυτόματα ένας αριθμός k συστάδων και όλα τα δεδομένα χωρίζονται σε k υποομάδες. Τυχαία, ορίζεται ένα κεντροειδές για κάθε ομάδα και στην πορεία υπολογίζεται η ευκλείδεια απόσταση μεταξύ των δεδομένων και αυτού του κερκοειδούς κάθε συστάδας ξεχωριστά. Έπειτα, όλα τα δεδομένα κατηγοριοποιούνται στις συστάδες εκ νέου με βάση τις κοντινότερες αποστάσεις που έχουν προκύψει από τον υπολογισμό. Μετά τον υπολογισμό της μέσης τιμής των δεδομένων σε κάθε συστάδα, αυτός ο αριθμός εκχωρείται ως νέο κεντροειδές. Η ίδια διαδικασία επαναλαμβάνεται έως ότου τα δεδομένα σταματήσουν να αλλάζουν ομάδες και να αναπτυχθούν ορισμένες αντιπροσωπευτικές κατηγορίες

αντικειμένων της εικόνας. Ειδικότερα σε εικόνες με πολλαπλά αντικείμενα ενδιαφέροντος προτείνεται αυτή η μέθοδος (K. Bhargavi & S. Jyothi, 2014) καθώς συμβάλλει στο διαχωρισμό των αντικειμένων τα οποία ομαδοποιούνται με βάση τις χρωματικές τους τιμές έτσι ώστε να τμηματοποιηθούν αντίστοιχα.

- Αλγόριθμος μεγιστοποίησης προσδοκίας: Ο αλγόριθμος μεγιστοποίησης προσδοκίας (Expectation-Maximization Algorithm – EM) είναι μια γενικευμένη περίπτωση αλγόριθμου κ-μέσων καθώς ο τελευταίος εύκολο να κολλήσει σε ένα τοπικό βέλτιστο. Ο αλγόριθμος EM επιμένει λιγότερο από τον αλγόριθμο κ-μέσων σε ένα τοπικό βέλτιστο με αποτέλεσμα να έχει αυξημένη προσαρμοστικότητα. Η βασική ιδέα είναι να αντιστοιχηθούν τα σημεία δεδομένων σε διαφορετικές ομάδες αντί να εκχωρηθούν σε ένα μόνο σύμπλεγμα. Για να γίνει αυτή η μερική εκχώρηση, μοντελοποιείται κάθε σύμπλεγμα χρησιμοποιώντας μια πιθανότητα κατανομής. Έτσι, ένα σημείο δεδομένων συσχετίζεται με ένα σύμπλεγμα με συγκεκριμένη πιθανότητα και ανήκει στο σύμπλεγμα με την υψηλότερη πιθανότητα στην τελική εκχώρηση (T.K. Moon, 1996). Αρχικά, υπολογίζεται η πιθανότητα ένα σημείο δεδομένων να προέρχεται από ένα σύμπλεγμα για κάθε σημείο δεδομένων και κάθε σύμπλεγμα. Στη συνέχεια, για τη διανομή κάθε συμπλέγματος, ενημερώνονται οι παράμετροί του με βάση τις πιθανότητες από το προηγούμενο βήμα.

- Αλγόριθμος κ-κοντινότερων γειτόνων: Ο αλγόριθμος του κοντινότερου γείτονα (κ-Nearest Neighbors Algorithm - k-NN) είναι μια εποπτευόμενη μέθοδος που περιέχει αρχικά έναν αριθμό χαρακτηρισμένων ομάδων με γνωστά δείγματα γειτόνων (Duhan et al., 2018). Σε περίπτωση προσθήκης νέου δείγματος  $x$  που πρέπει να ταξινομηθεί, υπολογίζονται οι ευκλείδειες αποστάσεις όλων των δειγμάτων  $N$ . Το δείγμα  $x$  αποδίδεται στην συστάδα που περιλαμβάνει τους  $k$  πλησιέστερους γείτονες. Ο αριθμός  $k$  είναι επίσης αυτόματα προκαθορισμένος ή επιλεγόμενος από τον χρήστη. Η τμηματοποίηση γίνεται ομαδοποιώντας τις χρωματικές τιμές των γειτόνων με βάση την ένταση για ένα αντικείμενο ή μια περιοχή ενδιαφέροντος.

- Αλγόριθμος ασαφούς λογικής c-μέσων: Ο αλγόριθμος ασαφών c-μέσων (Fuzzy c-means algorithm) γενικεύει τον αλγόριθμο κ-μέσων, επιτρέποντας την πραγματοποίηση της τμηματοποίησης με βάση τη θεωρία ασαφών συνόλων (Fuzzy set theory) (Aruna Kumar & Harish, 2018). Στις ιατρικές εικόνες, υπάρχει αβεβαιότητα ως προς την ασάφεια στα ανακριβή επίπεδα γκρίζου και τις ακμές των αντικειμένων με αποτέλεσμα την πρόκληση δυσκολίας ως προς την ακριβή τμηματοποίηση (Lei & Ouyang, 2019). Έτσι τα ασαφή σύνολα σχεδιάστηκαν για να αντιπροσωπεύουν μαθηματικά την αβεβαιότητα και την ασάφεια ενώ χαρακτηρίζονται κυρίως από τιμές συμμετοχής στοιχείων που είναι μεταξύ 0 και 1. Η τιμή συμμετοχής κάθε εικονοστοιχείου υπολογίζεται σε περίπτωση συμμετοχής ή όχι στις ομάδες που δημιουργούνται και ονομάζεται πλέον τιμή ιδιότητας μέλους. Αυτή καθορίζει τον βαθμό μεριδίου του συγκεκριμένου εικονοστοιχείου σε κάθε συστάδα που έχει δημιουργηθεί καθώς τα όρια είναι ασαφή και δεν υπάρχουν μόνο οι δύο περιπτώσεις συμμετοχής ή απουσίας από μια συστάδα. Επίσης τα εικονοστοιχεία λόγω της ασάφειας πολλές φορές δε συμμετέχουν αποκλειστικά σε μια μόνο

συστάδα. Ουσιαστικά μελετάται το ποσοστό συμμετοχής των εικονοστοιχείων στην εκάστοτε συστάδα (Lei & Ouyang, 2019).

- Ο αλγόριθμος DBSCAN: Ο αλγόριθμος DBSCAN (Ienco & Bordogna, 2018) είναι μια γνωστή προσέγγιση ομαδοποίησης με βάση την πυκνότητα τιμών των εικονοστοιχείων που αφαιρεί αποτελεσματικά τον θόρυβο και χρησιμοποιείται για κλιμάκωση δεδομένων μεγάλης κλίμακας. Πρόκειται για μια ιδιαίτερα χρήσιμη τεχνική στην εξόρυξη χωρικών δεδομένων χάρη στην ικανότητά της να βρίσκει ομάδες αντικειμένων με ετερογενή σχήματα και ομοιογενείς κατανομές τοπικής πυκνότητας στο χώρο των χαρακτηριστικών (Hou et al., 2016). Απαιτεί ωστόσο τον ορισμό της ακτίνας κάθε γειτονιάς σε μια ομάδα καθώς και έναν ελάχιστο αριθμό σημείων που απαρτίζουν μια γειτονιά.

### **β. Μέθοδοι βασισμένες στα νευρωνικά δίκτυα**

Οι μέθοδοι τμηματοποίησης που βασίζονται στα νευρωνικά δίκτυα (Neural Network) προσομοιώνουν τις στρατηγικές μάθησης του ανθρώπινου εγκεφάλου με σκοπό τη λήψη αποφάσεων (Dilpreet & Yadwinder, 2014). Στη σημερινή εποχή, αυτή η μέθοδος είναι ιδιαίτερα δημοφιλής και χρησιμοποιείται κυρίως για την τμηματοποίηση ιατρικών εικόνων διαχωρίζοντας το εκάστοτε επιθυμητό αντικείμενο ή περιοχή από το παρασκήνιο-φόντο. Καθώς πραγματοποιείται χαρτογράφηση των νευρωνικών δικτύων, κάθε νευρώνας αναγνωρίζεται ως ένα ξεχωριστό εικονοστοιχείο της εικόνας. Ένα νευρωνικό δίκτυο αποτελείται από μεγάλο αριθμό συνδεδεμένων κόμβων- νευρώνων και κάθε σύνδεση έχει ένα συγκεκριμένο βάρος. Στη συνέχεια, με τη χρήση εξισώσεων, οι ακμές της εικόνας επιτάσσουν κάθε νευρώνα να αποκτήσει την ελάχιστη ενέργεια που ορίζεται από το νευρωνικό δίκτυο. Η επεξεργασία γίνεται σε επίπεδα κατά τα οποία από το επίπεδο εισόδου τα δεδομένα περνούν στο κρυφό επίπεδο, επεξεργάζονται και εξέρχονται από το επίπεδο εξόδου. Η γενίκευση, η μαθησιακή ικανότητα και η μνήμη είναι οι τρεις βασικές ιδιότητες του νευρικού δικτύου (Duhan et al., 2018). Αυτό συμβαίνει διότι τα νευρωνικά δίκτυα αποκτούν μια αρχική εκπαίδευση των δεδομένων, γεγονός που τα καθιστά πολύπλοκα, χρονοβόρα και κοστοβόρα.

#### **2.5.2.3 Μέθοδοι βασισμένες σε μερικές διαφορικές εξισώσεις**

Οι μέθοδοι που είναι βασισμένες σε μερικές διαφορικές εξισώσεις (Partial Differential Equation-based) είναι γρήγορες μέθοδοι τμηματοποίησης, σχεδιασμένες κατάλληλα για επίλυση προβλημάτων στα οποία το σχήμα-όρια του αντικειμένου ενδιαφέροντος προσδιορίζονται κατά προσέγγιση (Duhan et al., 2018). Πρόκειται για μεθόδους ανθεκτικές στο θόρυβο που εντοπίζουν ακμές και όρια. Ο πιο συνηθισμένος εκπρόσωπος της κατηγορίας αυτής είναι η μέθοδος των ενεργών περιγραμμάτων που περιγράφεται ενδελεχώς παρακάτω.

##### **2.5.2.3.1 Μέθοδοι ενεργού περιγράμματος**

Οι ενεργές μέθοδοι περιγράμματος (Active Contours) γνωστές και ως μοντέλα φιδιών (snake models), που προτάθηκαν αρχικά από τους (Kass et al., 1988), περιγράφουν τα όρια ενός αντικειμένου σε μια

εικόνα στοχεύοντας στην παραμόρφωση ενός δοθέντος περιγράμματος για το εν λόγω αντικείμενο. Η παραμόρφωση καθορίζεται από δεδομένες δυνάμεις προκειμένου να ελαχιστοποιηθεί και να εναρμονιστεί πλήρως με τα όρια του αντικείμενου στοχεύοντας στην επιτυχή τμηματοποίησή του. Αυτές οι δυνάμεις μπορούν να χαρακτηριστούν ως εσωτερικές ή εξωτερικές ανάλογα με το την κατεύθυνση της παραμόρφωσης που θέλουν να προκαλέσουν. Οι εσωτερικές δυνάμεις προέρχονται από τη γεωμετρία του περιγράμματος και χρησιμοποιούνται για να οριοθετήσουν τους περιορισμούς στο σχήμα του περιγράμματος. Οι εξωτερικές ενσωματώνουν πληροφορίες από την τμηματοποιημένη εικόνα. Το αρχικό περίγραμμα δίνεται από τον χρήστη και δίνει ενδεικτικά τη περιοχή που βρίσκεται το αντικείμενο που πρέπει να ανιχνευθεί με ακρίβεια. Πάνω σε αυτό, ασκούνται οι δυνάμεις που προαναφέρθηκαν οι οποίες τ το ωθούν να μικρύνει ώστε να πλαισιώσει τα όρια του αντικειμένου.

Η διαδρομή που ακολουθείται από τις μεθόδους ενεργού περιγράμματος για τον καθορισμό δυνάμεων, καθιστά τις διάφορες μεθόδους διαφορετικές (Yushkevich et al., 2006). Επομένως, οι μέθοδοι διανέμονται σε δύο κατηγορίες, με βάση τις ακμές και με βάση την περιοχή. Αξιοποιώντας τις βαθμίδες έντασης της εικόνας, οι μέθοδοι που βασίζονται στις ακμές, αν και περιγράφουν τα όρια ενός αντικείμενου είναι ευαίσθητες στον θόρυβο και την αρχική τοποθέτηση του περιγράμματος (Jifeng et al., 2007). Αντίθετα, οι μέθοδοι με βάση την περιοχή χρησιμοποιούν τις εντάσεις των εικονοστοιχείων, χαρακτηριστικά υφής και σχήματος μιας εικόνας τοπικά ή σε όλη την εικόνα, προκειμένου να προσαρμόσουν τις καμπύλες περιγράμματος στα όρια του αντικειμένου (L. Wang et al., 2017). Μεταξύ των μοντέλων ενεργού περιγράμματος με βάση την περιοχή, το μοντέλο Chan-Vese (CV) (L. Wang et al., 2017) είναι ευρέως γνωστό καθώς υποθέτει ότι οι εικόνες που θα υποβληθούν σε επεξεργασία έχουν ομοιογενείς εντάσεις και μπορούν να χωριστούν σε αρκετές υποπεριφέρειες ανάλογα με τα χαρακτηριστικά έντασης. Το μοντέλο CV έχει το πλεονέκτημα της υψηλής ευαισθησίας στην ανίχνευση δυσδιάκριτων ακμών σε εικόνες με χαμηλή ένταση. Ωστόσο έπειτα οι Li και Zhang (C. Li et al., 2007) βελτίωσαν το μοντέλο χρησιμοποιώντας την τοπική ενέργεια δυαδικής τοποθέτησης (Local Binary Fitting – LBF energy) και την τοπική ενέργεια εικόνας (Local Image Fitting – LIF), αντίστοιχα. Η κατασκευή μιας τοπικής ενέργειας υβριδικής τοποθέτησης εικόνας (Local Hybrid Image Fitting – LHIF) για ακριβή τμηματοποίηση αξιοποιώντας τη δύναμη και των δύο μοντέλων LBF και LIF είναι μια ιδέα που προτείνεται στο (Jifeng et al., 2007).

Οι μέθοδοι ενεργού περιγράμματος κατηγοριοποιούνται σε 4 ομάδες: μέθοδοι καθορισμού επιπέδου (Level Set), μοντέλο ροής φορέα κλίσης (Gradient Vector Flow Model), μοντέλο μπαλονιού (Balloon Model) και γεωμετρικό ή γεωδαιτικό ενεργό περίγραμμα (Geometric or Geodesic Active Contour - GAC).

- Η μέθοδος καθορισμού επιπέδου:

Η μέθοδος καθορισμού επιπέδου (R.S & M.V, 2017) είναι μια αριθμητική λύση για την επεξεργασία τοπολογικών αλλαγών στα περιγράμματα. Η βασική ιδέα είναι να αντιπροσωπευτούν οι καμπύλες ή οι

επιφάνειες των αντικειμένων της εικόνας ως το σύνολο μηδενικών επιπέδων μιας υπερ-επιφάνειας υψηλότερης διάστασης. Αυτή η τεχνική όχι μόνο παρέχει πιο ακριβείς αριθμητικές εφαρμογές αλλά και χειρίζεται την τοπολογική αλλαγή πολύ εύκολα. Μεταξύ των μεθόδων καθορισμού επιπέδου, το πιο ενδιαφέρον θα ήταν η εστίαση σε μεθόδους βάσει στατιστικών περιοχών (Nock & Nielsen, 2004), στις οποίες το περίγραμμα εξελίσσεται σύμφωνα με την τοποθέτηση στατιστικών μοντέλων σε ένταση, χρώμα, υφή ή κίνηση σε καθεμία από τις διαχωρισμένες περιοχές (Cremers et al., 2007).

- Μοντέλο ροής κλίσης διανύσματος:

Το μοντέλο ροής κλίσης διανύσματος αποτελεί μια επέκταση του μοντέλου φιδιού που χρησιμοποιεί το πεδίο ροής διαβάθμισης ως ενεργειακό περιορισμό για να καθορίσει τη ροή του περιγράμματος (Ding et al., 2017).

- Μοντέλο μπαλονιού:

Το μοντέλο μπαλονιού είναι ένα μοντέλο ενεργού περιγράμματος που προσθέτει μια δύναμη πληθωρισμού στην μεθοδολογία του κάνοντας την καμπύλη να συμπεριφέρεται σαν ένα μπαλόνι που διογκώνεται. Όταν διέρχεται από τις ακμές, σταματά αν η ακμή είναι ισχυρή ή διέρχεται εάν η ακμή είναι πολύ ασθενής σε σχέση με τη δύναμη της διόγκωσης του μπαλονιού. Αυτό αποφεύγει την «παγίδευση» της καμπύλης από πλαστά απομονωμένα ακραία σημεία και κάνει το αποτέλεσμα πολύ πιο ευαίσθητο στις αρχικές συνθήκες (Cohen, 1991).

- Μοντέλο γεωμετρικού ενεργού περιγράμματος:

Το μοντέλο γεωμετρικού ενεργού περιγράμματος αποτελεί μια μέθοδο η οποία τροποποιεί την ομαλή καμπύλη που καθορίζεται στο σχέδιο ευκλείδειας απόστασης μετακινώντας τα σημεία της καμπύλης κάθετα (R.S & M.V, 2017).

### 2.5.3 Τμηματοποίηση εικόνων CT

Μετά την διεξοδική ανάλυση των τεχνικών τμηματοποίησης που έχουν υλοποιηθεί κατά το πέρασμα των χρόνων σκόπιμη κρίνεται η εξειδίκευση αυτών στις εικόνες αξονικής τομογραφίας που μελετώνται στην παρούσα εργασία. Οι απλές τεχνικές τμηματοποίησης μπορούν να τροποποιηθούν, να εξελιχθούν και να συνδυαστούν μεταξύ τους διατηρώντας η κάθε μία την ταυτότητά της φυσικά με σκοπό την επίτευξη της βέλτιστης τμηματοποίησης σε κάθε εφαρμογή. Ειδικότερα στον ιατρικό τομέα οι εικόνες αξονικής τομογραφίας έχοντας χαμηλή αντίθεση δυσχεραίνουν το έργο των απλών τεχνικών τμηματοποίησης επιτάσσοντας τον συνδυασμό τους για την λήψη βελτιωμένων αποτελεσμάτων.

Όσο αναφορά τις εικόνες αξονικής τομογραφίας τα τελευταία έτη έχουν αναπτυχθεί ποικίλες καινοτόμες τεχνικές οι οποίες αξιοποιώντας τις κλασσικές μεθόδους τμηματοποίησης επιτυγχάνουν ακριβή αποτελέσματα. Η αναζήτηση περιορίστηκε τεχνικές που αφορούσαν την τμηματοποίηση ιατρικών εικόνων αξονικής τομογραφίας από το έτος 2017 και έπειτα με στόχο την εξασφάλιση των πιο σύγχρονων μεθόδων.

Μια ισχυρή τεχνική με την ονομασία μεθόδου Τρισδιάστατου Προσαρμοστικού Ευδιάκριτου Ενεργού Περιγράμματος (3D Adaptive Crisp Active Contour Method - 3D ACACM) (Rebouças Filho et al., 2017), χρησιμοποιείται για την τμηματοποίηση CT εικόνων πνεύμονα. Η μέθοδος ξεκινά με μια σφαίρα εντός του πνεύμονα (αντικείμενο ενδιαφέροντος) η οποία παραμορφώνεται από δυνάμεις που δρουν πάνω της προς τα όρια του πνεύμονα. Αυτή η διαδικασία εκτελείται επαναληπτικά προκειμένου να ελαχιστοποιηθεί μια ενεργειακή συνάρτηση που σχετίζεται με το τρισδιάστατο χρησιμοποιούμενο μοντέλο που προκαλεί την παραμόρφωση. Συγκρινόμενη με άλλες κλασσικές μεθόδους παρουσιάζει μεγαλύτερη ευαισθησία και προσαρμοστικότητα στα όρια του πνεύμονα ανεξάρτητα από το είδος της ασθένειας που μπορεί να παραμορφώσει τον πνεύμονα ενώ η μέθοδος καλείται να αναγνωρίσει τα όριά του.

Εφόσον η τμηματοποίηση του παρεγχύματος είναι απαραίτητη για την ακριβή διάγνωση διάφορων πνευμονικών παθήσεων μια άλλη μέθοδος που ονομάζεται Επιλεκτική Δυαδική μέθοδος (Selective Binary) και νέα Γκαουσιανή Προσημασμένη Δύναμη Πίεσης (Gaussian-new Signed Pressure Force - SBGF-new SPF) (Nithila & Kumar, 2019) πραγματεύεται την τμηματοποίηση του πνεύμονα από εικόνες CT. Αρχικά χρησιμοποιεί την μέθοδο καθορισμού επιπέδου σε δυαδική μορφή, ένα γκαουσιανό φίλτρο για κανονικοποίηση ρυθμίζοντας την διακύμανση. Το αρχικό περίγραμμα δηλώνεται αυτόματα και είναι ανεξάρτητο από την εμφάνιση του πνεύμονα. Στη συνέχεια εφαρμόζεται η δύναμη του μπαλονιού (balloon force) των ενεργών περιγραμμάτων το οποίο ρυθμίζει τις δυνάμεις που ασκούνται στο περίγραμμα του πνεύμονα ανάλογα με τις προσημασμένες δυνάμεις πίεσης (Signed Pressure Force - SPF) που ασκούνται και επηρεάζουν την λειτουργία του. Πρόκειται για μια αποδοτική μέθοδο, με πολύ μικρό χρόνο εκτέλεσης (17'') και ακριβή αποτελέσματα.

Μια άλλη προσέγγιση, το διανυσματικό μοντέλο των ενεργών περιγραμμάτων (Vector-valued Active Contour) (Fang et al., 2020) χρησιμοποιείται για την τμηματοποίηση μη φυσιολογικών περιοχών ιστού πολυτροπικών ιατρικών εικόνων αξονικής τομογραφίας πνευμόνων και εγκεφαλικών όγκων. Προκειμένου να γίνει χρήση πληροφοριών με βάση την περιοχή και τις ακμές των πολυτροπικών ιατρικών εικόνων απαιτείται η υλοποίηση μιας εξελικτικής προσέγγισης για την ελαχιστοποίηση της ενεργειακής λειτουργίας. Δεδομένου ότι κάθε κανάλι της εικόνας έχει τα δικά του χαρακτηριστικά σήματος, αντί να χρησιμοποιηθεί ξεχωριστή εφαρμογή κάθε καναλιού, οι υβριδικές πληροφορίες χρησιμοποιούνται ταυτόχρονα για τις πληροφορίες περιοχής. Τα δισδιάστατα διανυσματικά πεδία (2D vector fields) στα διαφορετικά κανάλια λαμβάνονται υπόψη για την απόκτηση πληροφοριών με βάση τις ακμές.

Η μεθοδολογία τμηματοποίησης οζιδίων (Rakesh & Mahesh, 2021) που αποτελούν τα αρχικά στάδια εμφάνισης του καρκίνου στον πνεύμονα κινείται σε παρόμοιες προδιαγραφές με την προηγούμενη χρησιμοποιώντας τον συνδυασμό τριών τεχνικών. Αρχικά πραγματοποιεί την τμηματοποίηση των πνευμόνων με τη χρήση κατωφλίων που βελτιστοποιούνται από έναν αλγόριθμο βέλτιστης αναζήτησης

κούκων. Στη συνέχεια στη τμηματοποιημένη εικόνα του πνεύμονα χρησιμοποιούνται τα ενεργά περιγράμματα με σκοπό την απόκτηση των τμημάτων των οζιδίων. Στο τρίτο στάδιο εμπλέκεται η τεχνική τυχαίων πεδίων Markov (Markov Random Field - MRF) με σκοπό την βελτιστοποίηση του αποτελέσματος.

Μια νέα μαθηματική διατύπωση (Swierczynski et al., 2018) που συνδυάζει την τμηματοποίηση με την καταχώριση τρισδιάστατων εικόνων CT πνεύμονα χρησιμοποιεί ξανά την κλασική τμηματοποίηση Chan-Vese. Αυτή συνδυάζεται με έναν αλγόριθμο καταγραφής των εικόνων που βασίζεται σε μη γραμμική ένταση χρησιμοποιώντας μια γενικευμένη διαμόρφωση καθορισμού επιπέδου. Ο συνδυασμός τεχνικών καταχώρισης με τμηματοποίηση έχει δύο βασικά πλεονεκτήματα: επιτρέπει την εξάλειψη του προβλήματος της προετοιμασίας επιφανειακών μεθόδων τμηματοποίησης και την ενσωμάτωση προηγούμενων γνώσεων στην εγγραφή με μαθηματικά δικαιολογημένο τρόπο, ενώ παραμένει υπολογιστικά ελκυστικός.

Άλλη μια μέθοδος τμηματοποίησης εικόνων CT σχετικών με τις νεφρικές βλάβες παρουσιάζει μια υβριδική τεχνική τμηματοποίησης βασισμένη στις ακμές (Kaur et al., 2019). Ένα από τα πιο σημαντικά βήματα στην ανάλυση ιστών με ιατρικές εικόνες είναι η σωστή προσέγγιση της θέσης, του μεγέθους και του σχήματος της βλάβης που παίζει σημαντικό ρόλο στη μείωση του αριθμού των ψευδών θετικών για την αποτελεσματική διάγνωση των νεφρικών βλαβών. Έτσι αυτή η μέθοδος προτείνει μια υβριδική τεχνική τμηματοποίησης που βασίζεται σε δύο μεθόδους που περιλαμβάνουν Χωρική Διαισθητική Ασαφή Ομαδοποίηση c-μέσων (Spatial Intuitionistic Fuzzy c-Means Clustering- SIFCM) που ενσωματώνει λεπτομέρειες χωρικής εικόνας και κανονικοποιημένες μεθόδους απόστασης level-set για την εξαγωγή νεφρικών βλαβών σωστά και αποτελεσματικά. Η προτεινόμενη τεχνική λειτουργεί χρησιμοποιώντας μια προσέγγιση της περιοχής ενδιαφέροντος (ROI) που δίνεται από τη μέθοδο SIFCM για σωστή οριοθέτηση των βλαβών. Συγκρινόμενη με ποικίλες υπάρχουσες τεχνικές τμηματοποίησης επιτυγχάνει την καλύτερη τμηματοποίηση των βλαβών στα νεφρά, ακόμη και για εικόνες με χαμηλή αντίθεση και παρουσία θορύβου. Επιπλέον, διαθέτει την ικανότητα να ελέγχει τις παραμέτρους προσαρμοστικά από τη μέθοδο SIFCM.

Καινοτόμος παρουσιάζεται και η μέθοδος Σύνθεσης Αραιού Σχήματος Ιδιοδιαστήματος (Eigenspace Sparse Shape Composition) (G. Chen et al., 2019) η οποία υλοποιεί αυτόματη τμηματοποίηση παθολογικών στοιχείων στον πνεύμονα σε τρισδιάστατες εικόνες CT χαμηλής αντίθεσης. Η σύνθεση αραιού σχήματος ενσωματώνεται στο μοντέλο του διαστήματος με βάση τα ιδιοδιανύσματα των σχημάτων. Αυτό ονομάζεται σύνθεση αραιού σχήματος ιδιοδιαστήματος και χρησιμοποιείται για τη μείωση του σφάλματος ανακατασκευής τοπικού σχήματος που προκαλείται από αδύναμες και παραπλανητικές πληροφορίες λόγω της χαμηλής έντασης. Για την αρχικοποίηση του μοντέλου σχήματος, εισάγεται μια μέθοδος αναγνώρισης που βασίζεται σε ένα λεξικό εμφάνισης, ειδικό για τον χειρισμό βλαβών και τοπικών λεπτομερειών. Επιπλέον, μια νέα στρατηγική αναζήτησης ακμών βασισμένη στο



πεδίο ροής κλίσης προτείνεται για να καθοδηγήσει, να κατευθύνει και να ρυθμίσει την παραμόρφωση του σχήματος ως προς το όριο του στόχου.

Άξιες αναφοράς είναι και δύο μέθοδοι που χρησιμοποιούν τα γραφήματα περικοπής (Graph Cuts) για την τμηματοποίηση του συκωτιού με διαφορετικό βέβαια τρόπο η κάθε μία. Η πρώτη προσέγγιση (Lu et al., 2018) ενσωματώνει πολυδιάστατα χαρακτηριστικά στα γραφήματα περικοπής τμηματοποιώντας αρχικά το συκώτι προσεγγιστικά. Στη συνέχεια υπολογίζεται το πεδίο απόστασης με βάση το αρχικό σχήμα σε ολόκληρη την εικόνα, το οποίο στοχεύει στην αυτόματη κατασκευή γραφημάτων με σκοπό τη βελτίωση της αρχικής τμηματοποίησης. Τέλος, τα πολυδιάστατα χαρακτηριστικά και οι περιορισμοί σχήματος ενσωματώνονται στο πλαίσιο των γραφημάτων περικοπής. Η δεύτερη προσέγγιση (Huang et al., 2018) αντίστοιχα χρησιμοποιεί ένα μοντέλο το οποίο βασίζεται στις εντάσεις και φέρει την πρότερη πληροφορία για τις θέσεις δίνοντας τις απαραίτητες αρχικοποιήσεις στα γραφήματα περικοπής. Προτείνεται η βελτίωση αντίθεσης με βάση ομοιότητες και διαφορές των οργάνων για την ενίσχυση των αδύναμων ακμών των μαλακών οργάνων στις εικόνες και την αποφυγή της υπερβολικής κατάτμησης.

Σκόπιμη ωστόσο κρίνεται και η συζήτηση των μεθόδων που χρησιμοποιούν τον αλγόριθμο «λεκάνης απορροής» συνδυάζοντάς τον είτε με την μέθοδο ασαφούς λογικής c-μέσων είτε με φίλτρα με σκοπό την τμηματοποίηση είτε του πνεύμονα είτε του συκωτιού. Η πρώτη προσέγγιση αξιοποιεί τον αλγόριθμο «λεκάνης απορροής» (marker-based watershed), τα ουδετεροφορικά σύνολα (neutrosophic sets - NS), και τον αλγόριθμο ομαδοποίησης γρήγορης ασαφούς c-μέσων (Fast Fuzzy c-means Clustering Algorithm - FFCM) (Anter & Hassenian, 2019). Αρχικά βελτιώνεται η αντίθεση της εικόνας, έπειτα μετασχηματίζεται σε τομέα NS και περιγράφεται με τη χρήση τριών υποομάδων (ποσοστό αλήθειας T, ποσοστό αβεβαιότητας I, και ποσοστό ψευδούς F). Με τη βοήθεια μορφολογικών φίλτρων ολοκληρώνεται η βελτιστοποίησή της, εφαρμόζεται ο αλγόριθμος watershed για τμηματοποίηση και στη πορεία η τεχνική των ασαφών c-μέσων για τον διαχωρισμό των όγκων από το υπόλοιπο συκώτι. Όσο αναφορά τη δεύτερη τεχνική (Mudathir et al., 2020) παρουσιάζει μεγάλη συνάφεια με την πρώτη καθώς αρχικά χρησιμοποιεί ορισμένα φίλτρα για βελτίωση αντίθεσης, έπειτα τον αλγόριθμο της «λεκάνης απορροής» και τελικά κάνει εξαγωγή χαρακτηριστικών για να καθορίσει την ύπαρξη ή όχι παθολογικών ιστών που έχουν μολυνθεί από καρκίνο στις εικόνες CT πνεύμονα.

Ενδιαφέρουσα τεχνική φαίνεται να είναι και αυτή της συν-ομαδοποίησης (co-clustering) (Lian et al., 2019) που χρησιμοποιείται για τμηματοποίηση όγκων στον πνεύμονα τρισδιάστατων εικόνων. Ο αλγόριθμος λαμβάνει υπόψη ότι οι δύο συμπληρωματικοί τρόποι απεικόνισης (PET-CT) μπορούν να συνδυάσουν λειτουργικές και ανατομικές πληροφορίες για τη βελτίωση της απόδοσης τμηματοποίησης. Εφαρμόζεται η θεωρία των συναρτήσεων πεποίθησης για την εγγύηση της ακρίβειας σε εικόνες θολές, με θόρυβο και ασαφή όρια. Ακόμη, η μετρική απόστασης για τον ποσοτικό προσδιορισμό των παραμορφώσεων της ομαδοποίησης και της χωρικής ομαλότητας προσαρμόζεται επαναληπτικά κατά τη διάρκεια της διαδικασίας ομαδοποίησης. Από την άλλη πλευρά, για να ενισχυθεί η συνεπής

τμηματοποίηση των εικόνων των δύο διαφορετικών τεχνικών απεικόνισης, προτάθηκε ένας συγκεκριμένος όρος πλαισίου στη συνάρτηση αντικειμενικής ομαδοποίησης. Τέλος, κατά τη διάρκεια της επαναληπτικής διαδικασίας βελτιστοποίησης, τα αποτελέσματα ομαδοποίησης για τους δύο διαφορετικούς τρόπους προσαρμόζονται περαιτέρω μέσω μιας στρατηγικής σύντηξης πληροφοριών βασισμένη σε πεποιθήσεις (belief-functions-based fusion strategy).

Ένας άλλος πλήρως αυτοματοποιημένος αλγόριθμος τμηματοποίησης εικόνων σχετικών με τον πνεύμονα βασίζεται στην τεχνική τυχαίου δάσους (random forest) (C. Liu, 2019). Ο αλγόριθμος αυτός αποτελείται από πέντε βασικά βήματα: προεπεξεργασία εικόνας, εξαγωγή περιοχής πνευμόνων, εξάλειψη τραχείας, διαχωρισμός πνευμόνων και διόρθωση περιγράμματος. Η προεπεξεργασία επιδιώκει την αφαίρεση θορύβου της εικόνας και υλοποιείται με μια καινοτόμο προσέγγιση συσχέτισης κανονικών διανυσμάτων (normal vector correlation-based). Στη συνέχεια εφαρμόζεται η τεχνική δειγματοληψίας από τμήματα της εικόνας (superpixels) για μια αρχική προσεγγιστική τμηματοποίηση ενώ ένας τυχαίος ταξινομητής δασών (random forest classifier) χρησιμοποιείται για την ταξινόμηση των τμημάτων (superpixels) κάθε υπομεγέθους που έχουν προκύψει στις σωστές ομάδες με βάση τα χαρακτηριστικά που εξήχθησαν από αυτά. Το αρχικό αποτέλεσμα τμηματοποίησης των πνευμόνων βελτιώνεται περαιτέρω μέσω της απομάκρυνσης της τραχείας χρησιμοποιώντας μια επαναληπτική προσέγγιση κατωφλίου, διαχωρισμού των πνευμόνων με βάση τις πληροφορίες της ακολουθίας των εικόνων και διόρθωσης περιγράμματος με μια τεχνική ανίχνευσης γωνίας

Αδιαμφισβήτητη είναι η συνεισφορά στο τομέα της τμηματοποίησης ιατρικών εικόνων CT των μεθόδων που χρησιμοποιούν μηχανική μάθηση, νευρωνικά δίκτυα και γενετικούς αλγορίθμους. Μερικές αξιολογικές δουλειές με εντυπωσιακά αποτελέσματα είναι (Dong et al., 2019), (X. Liu et al., 2018), (Segnet et al., 2020), (Şengün et al., 2020), (Heller et al., 2021), (Lin et al., 2021), (Amyar et al., 2020), (X. Chen et al., 2020), (Y. Wang et al., 2020), (Gao et al., 2021), (Z. Zhang, 2021) και πολλές άλλες. Ωστόσο η παρούσα εργασία δεν πραγματοποιείται τέτοιου είδους τεχνικές καθώς απαιτούν υψηλό υπολογιστικό κόστος ως προς την πολυπλοκότητα και το χρόνο, οπότε δεν θα αναλυθούν περαιτέρω.

#### **2.5.4 Τμηματοποίηση εικόνων κοιλιακής χώρας**

Περιορίζοντας λίγο την εμβέλεια της βιβλιογραφικής ανασκόπησης είναι φρόνιμο να αναφερθούν ορισμένοι αλγόριθμοι που υλοποιούνται σε εικόνες CT μόνο της κοιλιακής χώρας. Αυτές απεικονίζουν τα διάφορα όργανα της κοιλιάς όπως σπλήνα, συκώτι, στομάχι, έντερο αλλά και άλλα σημαντικά στοιχεία όπως τα κόκαλα και το λίπος. Κατά αυτόν τον τρόπο καθίσταται δυνατή η παρακολούθηση των πιο καινοτόμων μεθόδων τμηματοποίησης που εστιάζουν σε μελέτες με αντικείμενο την κοιλιακή χώρα και την παθολογία του εκάστοτε οργάνου αυτής για καλύτερη μελέτη και διάγνωση στον ιατρικό τομέα.

Η πιο απλή αλλά ταυτόχρονα αποδοτική τεχνική τμηματοποίησης είναι η εφαρμογή κατωφλίου την οποία αξιοποιεί η μελέτη (Siri et al., 2020) για την τμηματοποίηση του ήπατος από εικόνες CT κοιλιακής χώρας. Αυτό το άρθρο προτείνει ένα νέο μοντέλο τμηματοποίησης συκωτιού πολλαπλών κατωφλίων

βασισμένο στη μέθοδο Κατανομής διαφοράς κλίσης (Slope Difference Distribution - SDD) του ιστογράμματος της εικόνας. Η μέθοδος αποτελείται από τρία στάδια, στο πρώτο εκ των οποίων μειώνεται ο θόρυβος της εικόνας χρησιμοποιώντας ένα φίλτρο μέσης τιμής. Στο δεύτερο στάδιο, οι αυτόματες τιμές κατωφλίου λαμβάνονται από την SDD του ιστογράμματος εικόνας. Αυτές οι τιμές διαχωρίζουν το ήπαρ με ακρίβεια από ολόκληρη την εικόνα ενώ στο τρίτο στάδιο, τα αρχικά σημεία για την τμηματοποίηση επιλέγονται αυτόματα χρησιμοποιώντας τη μέθοδο γρήγορης πορείας (Fast Marching - FMM) για την ανακάλυψη των συνόρων του ήπατος στην εικόνα CT χωρίς να απαιτείται ουσιαστικά παρέμβαση του χρήστη.

Παρόμοια είναι και η τεχνική που εξετάζεται στο (Thein & Mada, 2021) και πραγματεύεται την τμηματοποίηση πέτρας στα νεφρά από εικόνες CT. Τρεις αλγόριθμοι κατωφλίου με βάση την ένταση, το μέγεθος και τη θέση εφαρμόζονται για την αφαίρεση ανεπιθύμητων περιοχών όπως αφαίρεση μαλακών οργάνων, των οστών σκελετού και φλεβών, αγγείων, λίπους με σκοπό την απόκτηση της επιθυμητής τμηματοποίησης της πέτρας στα νεφρά. Επιπρόσθετα η μέθοδος βελτιστοποίησης σμήνους σωματιδίων ή αποικίας μυρμηγκιών (Particle Swarm Optimization) βασίζεται σε πολλαπλή κατωφλίωση (multilevel thresholding) (SCQPSO) (Y. Li et al., 2017) και δε διαφέρει πολύ καθώς πραγματεύεται βελτιστοποίηση των παραμέτρων του αλγορίθμου του Otsu, η οποία είναι μια από τις κλασικότερες μεθόδους κατωφλίωσης.

Η μέθοδος που παρουσιάζεται στο (Mahdy & Ezzat, 2020) πραγματεύεται και αυτή την εφαρμογή πολλαπλών κατωφλίων βασισμένη στον αλγόριθμο Ηλεκτρομαγνητικής βελτιστοποίησης (Electro-Magnetic Optimization - EMO) για την τμηματοποίηση όγκων του ήπατος. Αρχικά χρησιμοποιούνται δύο μέθοδοι ενεργού περιγράμματος, η βασισμένη στην περιοχή και η γεωδαιτική μέθοδος ενεργού περιγράμματος για την τμηματοποίηση του ήπατος από τους μαλακούς ιστούς στις εικόνες της κοιλιακής χώρας. Στη συνέχεια χρησιμοποιείται η μέθοδος του Otsu και Karur εφαρμόζοντας πολλαπλά κατώφλια, η τιμές των οποίων βελτιώνονται με την χρήση του EMO ο οποίος υλοποιείται δυο φορές έχοντας ως αντικειμενικές συναρτήσεις μια φορά τον αλγόριθμο του Otsu και μια του Karur. Κατά αυτόν τον τρόπο καθίσταται εφικτή η τμηματοποίηση του όγκου στο ήπαρ από τις ήδη τμηματοποιημένες εικόνες που προέκυψαν από το αποτέλεσμα εφαρμογής των ενεργών περιγραμμάτων.

Την παραπάνω μέθοδο συμπληρώνει η τεχνική του άρθρου (Alirr & Rahni, 2018) η οποία πραγματεύεται αυτόματη τμηματοποίηση του ήπατος από εικόνες CT με την αξιοποίηση των εντάσεων και της τεχνικής του ενεργού περιγράμματος. Αρχικά χρησιμοποιήθηκαν πολλαπλές τιμές κατωφλίωσης με σκοπό την ομαδοποίηση των διάφορων ιστών της κοιλιακής χώρας. Έπειτα αφού είχαν αφαιρεθεί οι πυκνοί ιστοί, χρησιμοποιήθηκε ένα μοντέλο εντοπισμού σχήματος με σκοπό την προσέγγιση της τοποθεσίας του ήπατος. Σε εκείνη την περιοχή ενδιαφέροντος εκτιμήθηκε ένα εύρος έντασης και έχοντας ως μάσκα την περιοχή ένας αλγόριθμος ενεργών περιγραμμάτων εφαρμόστηκε με σκοπό την

παραμόρφωση του του αρχικού περιγράμματος τόσο ώστε να πλαισιώσει επακριβώς το ήπαρ. Η τμηματοποίηση που προκύπτει τελικά για το ήπαρ είναι ακριβής.

Μια καινοτόμος μέθοδος στο (Xiong et al., 2019) πραγματεύεται την ανίχνευση του αδενοκαρκινώματος του παγκρέατος των πόρων (PDAC), του πιο κοινού καρκίνου του παγκρέατος. Λαμβάνοντας υπόψη το γεγονός ότι η ύπαρξη όγκου μπορεί να επηρεάσει τόσο το σχήμα όσο και την υφή του παγκρέατος, το σύστημα FusionNet χρησιμοποιεί πληροφορία για εξαγωγή του σχήματος και της υφής ταυτόχρονα. Τμηματοποιείται έτσι στην αρχή το πάγκρεας και ύστερα αυτό χρησιμοποιείται ως μάσκα για να συμβεί η εκπαίδευση του δικτύου με σκοπό την ανίχνευση του PDAC.

Άλλη μια ενδιαφέρουσα τεχνική που πραγματεύεται την τμηματοποίηση όγκων ήπατος της κοιλιακής χώρας παρουσιάζεται στο άρθρο (Rela et al., 2020) και χρησιμοποιεί έναν συνδυασμό τμημάτων εικόνας από δειγματοληψία (superpixels) και ομαδοποίησης ασαφών c-μέσων. Πρόκειται ουσιαστικά για μια πλήρως αυτόματη μέθοδο η οποία μέσω της χρήσης των τμημάτων εικόνας από δειγματοληψία (superpixels) και ενός μορφολογικού χειριστή που εξασφαλίζει την ακρίβεια της θέσης μειώνοντας σημαντικά τον χρόνο υλοποίησης. Έπειτα εφαρμόζεται η τεχνική των ασαφών c-μέσων η οποία χρησιμοποιεί την πρότερη πληροφορία που έχει εξαχθεί από τα τμήματα εικόνας από δειγματοληψία (superpixels), (ουσιαστικά μια προσεγγιστικά τμηματοποιημένη εικόνα ως προς την περιοχή ενδιαφέροντος) και πραγματοποιεί την ακριβή τμηματοποίηση. Ακολουθεί εξαγωγή χαρακτηριστικών για την αναγνώριση ύπαρξης του όγκου στο ήπαρ. Η μέθοδος αυτή λειτουργεί εξίσου καλά και σε έγχρωμες εικόνες έχοντας πολύ χαμηλό υπολογιστικό κόστος.

Στοχεύοντας στην τμηματοποίηση και πάλι του ήπατος στο (Anter & Hassenian, 2018) προτείνεται μια μέθοδος η οποία συνδυάζει τα ουδετεροφορικά σύνολα (neutrosophic sets - NS), τη βελτιστοποίηση σμήνους σωματιδίων ή αποικίας μυρμηγκιών (Particle Swarm Optimization - PSO), και τον αλγόριθμο ομαδοποίησης γρήγορης ασαφούς c-μέσων (Fast Fuzzy c-mean - FFCM). Αρχικά εφαρμόζεται στις εικόνες ένα φίλτρο μέση τιμής για βελτίωση της αντίθεσης. Ακολουθεί η μετατροπή της εικόνας CT σε περιοχή NS η οποία περιγράφεται χρησιμοποιώντας τρία υποσύνολα, δηλαδή: ποσοστό αλήθειας T, ποσοστό ψευδούς F, και ποσοστό αβεβαιότητας I. Η εντροπία χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της αβεβαιότητας στον τομέα NS. Έπειτα χρησιμοποιείται ο FFCM σε συνδυασμό με τον PSO για βελτιστοποίηση των συστάδων που προκύπτουν με σκοπό την τμηματοποίηση του ήπατος από τα άλλα στοιχεία της εικόνας της κοιλιακής χώρας. Πρόκειται δηλαδή για μια τεχνική ακριβής, λιγότερο χρονοβόρα και λιγότερο ευαίσθητη στον θόρυβο που αποδίδει καλά σε μη ομοιόμορφη εικόνες CT.

Ένα ακόμη σημαντικό ζήτημα είναι η τμηματοποίηση των μυών που υπάρχουν στην κοιλιακή χώρα και έχουν πολύ χαμηλή αντίθεση. Στο (Chung et al., 2017) προτείνεται μια πλήρως αυτοματοποιημένη μέθοδος για την τμηματοποίηση μυϊκών, σπλαχνικών και υποδόριων λιπωδών ιστών, ακολουθώντας την προσέγγιση μοντελοποίησης σχήματος για την ανάλυση του σκελετικού μυός. Το σχήμα των μυών αντιπροσωπεύεται από κωδικοποιημένες παραμορφώσεις ελεύθερης μορφής (Free Form Deformations)

σε σχέση με ένα μέσο σχήμα. Το μοντέλο σχήματος εκπαιδεύεται από χειροκίνητες τμηματοποιημένες εικόνες και χρησιμοποιείται σε συνδυασμό με την πληροφορία εμφάνισης του ιστού που παράχθηκε προηγουμένως.

Ευρέως διαδεδομένος είναι και ο αλγόριθμος «λεκάνης απορροής» ο οποίος χρησιμοποιείται σε εφαρμογές τμηματοποίησης οργάνων από εικόνες κοιλιακής χώρας. Μια ενδιαφέρουσα προσέγγιση στο (Belgherbi, 2017) αποτελεί ο κατακερματισμός του ήπατος, του σπλήνα και των νεφρών από μια εικόνα κοιλιακής χώρας. Αρχικά υλοποιείται ένα φίλτρο ανισοτροπικής διάχυσης ακολουθούμενο από τα μορφολογικά φίλτρα για βελτίωση της αντίθεσης και μείωση θορύβου. Στη συνέχεια, προχωράμε στην ιεραρχική κατάτμηση των προαναφερμένων οργάνων με τη χρήση του αλγορίθμου «λεκάνης απορροής». Η δεύτερη προσέγγιση (Wieclawek, 2018) πραγματοποιείται την αυτοματοποιημένη τμηματοποίηση των νεφρών με τη χρήση ενός τρισδιάστατου αλγορίθμου «λεκάνης απορροής» (marker-controlled watershed). Το πρωτότυπο και το πιο περίπλοκο βήμα στην τρέχουσα πρόταση είναι μια αυτόματη δημιουργία εικόνων με χρήση τρισδιάστατων επισημάνσεων. Το τελικό στάδιο τμηματοποίησης των νεφρών είναι μια ανάλυση της επισημασμένης εικόνας που λαμβάνεται από τον αλγόριθμο «λεκάνης απορροής». Αποτελείται από μορφολογικές λειτουργίες και ανάλυση σχήματος.

Άλλη μια δημοφιλής τεχνική που έχει χρησιμοποιηθεί για την υλοποίηση τμηματοποιήσεων σε εικόνες κοιλιακής χώρας είναι τα γραφήματα περικοπής. Μια πρώτη προσέγγιση από το (Liao et al., 2017) παρουσιάζει την τμηματοποίηση του ήπατος με έναν αυτοματοποιημένο τρόπο. Αρχικά γίνεται ομαδοποίηση κορυφής πυκνότητας (density peak clustering) και ένας συνδυασμός του μοντέλου PCA (region based) και ενός μοντέλου έντασης, βασισμένα σε χαρακτηριστικά εικονοστοιχεία που διαχωρίζουν το ήπαρ από το φόντο (background). Στη συνέχεια, αυτά τα μοντέλα καθώς και ένας περιορισμός θέσης που υπολογίζεται επαναλαμβανόμενα, ενσωματώνονται στα γραφήματα περικοπής με σκοπό την τμηματοποίηση του ήπατος σε κάθε εικόνα της συλλογής δεδομένων. Στη συνέχεια μια μέθοδος βασισμένη στην πορεία των ορίων των αντικειμένων (border marching) εφαρμόζεται με σκοπό την ενίσχυση της ακρίβειας της τμηματοποίησης για απομάκρυνση περιττών στοιχείων (π.χ αγγεία, φλέβες).

Γραφήματα περικοπής χρησιμοποιούνται και στο (Deng et al., 2018) για τμηματοποίηση της αορτής από εικόνες CT κοιλιακής χώρας. Αρχικά φτιάχνονται κάποιοι χάρτες πιθανότητας (probability maps) με τη χρήση των ενσωματωμένων χαρακτηριστικών διάκρισης (Discriminative Integrated Feature - DIF) και των τυχαίων δασών (Random Forests - RFs) που περιέχουν χαρακτηριστικά χαμηλού επιπέδου και άλλα διακριτά χαρακτηριστικά, συμπεριλαμβανομένων των ιδιοτιμών του πίνακα Hessian και του τοπικού περιγραφέα ομοιότητας. Επιπρόσθετα, επιβάλλεται ένας νέος περιορισμός προσαρμοστικής εξομάλυνσης που εξασφαλίζει μια ακριβή λύση. Ο προσαρμοστικός όρος εξομάλυνσης κατασκευάζεται από τα DIF και από τα βάρη βάσει δεδομένων. Δύο είδη βαρών βάσει δεδομένων αναπτύσσονται με βάση την ιδέα ότι η ασυνέχεια δύο γειτονικών εικονοστοιχείων με διαφορετικές ετικέτες θα πρέπει να διαφέρει από

αυτή των δύο γειτονικών εικονοστοιχείων με την ίδια ετικέτα. Η τελική τμηματοποίηση επιτυγχάνεται βελτιστοποιώντας τη συνάρτηση κόστους με τη χρήση των γραφημάτων κοπής παρέχοντας ακριβή αποτελέσματα τμηματοποίησης αορτής ακόμη και συγκρινόμενη με μεθόδους μηχανικής μάθησης.

Οι τελευταίες, είναι αρκετά διαδεδομένες στην ιατρική τα τελευταία χρόνια όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως (βλ.2.5.3). Ιδίως σε εικόνες κοιλιακής χώρας έχουν πραγματοποιηθεί πληθώρα ερευνών όπως (Hu et al., 2017), (Gibson et al., 2018), (Roth et al., 2018), (Zhou et al., 2019), (Hemke et al., 2020), (Dabiri et al., 2019), (Y. Wang et al., 2019), (Perez et al., 2020), (Park et al., 2020), , (Zhou et al., 2020), (Kavur et al., 2021) οι οποίες χρησιμοποιούν νευρωνικά δίκτυα και μεθόδους μηχανικής μάθησης οι οποίες παρά την υψηλή ακρίβεια που προσδίδουν στο αποτέλεσμα έχουν αρκετά υψηλό υπολογιστικό κόστος και δεν αποτελούν αντικείμενο αυτής της εργασίας.

### 2.5.5 Τμηματοποίηση εντέρου

Εξετάζοντας ενδελεχώς την βιβλιογραφία και όσες έρευνες έχουν γίνει πιο συγκεκριμένα πλέον πάνω σε εικόνες CT εντέρου διαπιστώθηκε πως υπάρχει περιορισμένος αριθμός αυτών ειδικότερα μελετών αυτοματοποιημένων μεθόδων τμηματοποίησης. Ορισμένες εργασίες όπως, (Devi & Radhakrishnan, 2015), (Lamash et al., 2019), (Hemke et al., 2020), (Oda et al., 2020), (Y. Liu et al., 2020), (Yeon et al., 2020) , (Gonzalez et al., 2021) χρησιμοποιούν νευρωνικά δίκτυα και τεχνικές μηχανικής μάθησης, εκπαιδεύοντάς τα με σκοπό την τμηματοποίηση του εντέρου ή μέρους αυτού. Ωστόσο τα αποτελέσματα σε όλες τις έρευνες δεν είναι ακριβή ιδίως όταν μελετούν εικόνες ασθενών. Τα ποικίλα παθολογικά στοιχεία στο έντερο κάνουν ακόμη πιο πολύπλοκη την τμηματοποίησή του από εικόνες CT με πολύ χαμηλή αντίθεση.

Παρόλα αυτά τα τελευταία χρόνια έχουν γίνει και ορισμένες προσπάθειες τμηματοποίησης του εντέρου με έναν πιο αυτόματο τρόπο. Μία εξ αυτών (Oda et al., 2019) προτείνει φίλτρα βελτίωσης για περιοχές με συγκεκριμένο, με βάση την ανάλυση ακτινικής δομής (Radial Structure Tensor - RST), τα οποία ονομάζουμε «φίλτρα ευρυχωρίας». Η ανάλυση RST μπορεί να χρησιμοποιηθεί με παρόμοιο τρόπο με την ανάλυση Hessian για την ταξινόμηση των δομών με βάση την ένταση. Ωστόσο, το RST δεν επαρκεί για την ενίσχυση περιοχών που έχουν μικρή αντίθεση ή μη τυπική μορφολογία. Τα προτεινόμενα φίλτρα μας ενισχύουν αυτές τις περιοχές επεκτείνοντας το σχήμα αναζήτησης ακτινών της ανάλυσης RST ώστε να λειτουργεί ως φίλτρο αξιολόγησης της ευρυχωρίας. Η τεχνική εφαρμόστηκε σε εικόνες εντέρου από ασθενείς που έπασχαν από ειλεό, γεγονός που αυξάνει το βαθμό δυσκολίας. Παρόλα αυτά η μέθοδος είχε πολύ καλά αποτελέσματα με Dice score ίσο με 0.68.

Με σκοπό την μείωση της χειροκίνητη συμμετοχή από τον χρήστη που εμπλέκεται στην τμηματοποίηση του εντερικού σωλήνα, σε μια άλλη έρευνα (Hua et al., 2018) προτείνεται ένας αλγόριθμος που βασίζεται στην περιοχή που αναπτύσσεται χρησιμοποιώντας εντροπία πολλαπλών τιμών ως πρότυπο περιφερειακής ανάπτυξης. Αυτός ο αλγόριθμος λειτουργεί όμως για έγχρωμες εικόνες (όχι CT) τις οποίες μετατρέπει πρώτα από τον χρωματικό χώρο RGB στον χρωματικό χώρο HSV. Στη

συνέχεια, τα σημεία αρχικοποίησης για τον αλγόριθμο Ανάπτυξης περιοχής δημιουργούνται αυτόματα από το ιστόγραμμα του hue στον χώρο HSV. Σύμφωνα με την ομοιότητα των διανυσμάτων εντροπίας με διαφορετική ακτίνα, το εντερικό κανάλι τμηματοποιείται αυτόματα και σταδιακά κατά την εξέλιξη του αλγορίθμου ανάπτυξης περιοχής στη συλλογή των εικόνων.

Ενδιαφέρουσα παρουσιάζεται και η μελέτη (W. Zhang et al., 2015) η οποία υλοποιεί τμηματοποίηση εντέρου σε εικόνες CT κοιλιακής χώρας με έναν αρκετά διαφορετικό τρόπο. Με κίνητρο τα χαρακτηριστικά έντασης την ανατομική σχέση μεταξύ του μεσεντερικού αγγείου και του λεπτού εντέρου και την πιθανή χρησιμότητα του μεσεντερικού αγγειακού συστήματος για τον προσδιορισμό της πορείας του λεπτού εντέρου η μέθοδος υλοποιεί αγγειακή χαρτογράφηση. Οι κύριες μεσεντερικές αρτηρίες χωρίζονται πρώτα χρησιμοποιώντας μια μέθοδο ανίχνευσης αγγείων ενώ τα μικρά αγγεία τμηματοποιούνται με τη χρήση πολλαπλών τιμών μετά την εφαρμογή φίλτρων βελτίωσης αγγείων. Ο μεσεντερικός αγγειακός χάρτης χτίζεται συνδέοντας τα σημεία διακλάδωσης των αγγείων και το λεπτό έντερο τμηματοποιείται με τη χρήση αυτού και της ασαφούς συνάρτησης συνέχειας. Πρόκειται ουσιαστικά για μια καινοτόμο μέθοδο, η οποία ήταν από τις πρώτες που χρησιμοποιήθηκαν για τρισδιάστατη τμηματοποίησης εντέρου.

Όπως φαίνεται στον πίνακα που ακολουθεί όλες οι μέθοδοι τμηματοποίησης που παρουσιάστηκαν (2.5.3-2.5.5) είναι συγκεντρωμένες στον πίνακα 1. Αυτός περιέχει ακόμη και τα μέτρα αξιολόγησης που χρησιμοποιήθηκαν για να ελέγξουν την τμηματοποίηση καθώς και τα πλεονεκτήματα και τους περιορισμούς της κάθε μεθόδου εφόσον αυτά αναφέρονται.

**Πίνακας 1.** Μέθοδοι τμηματοποίησης της κοιλιακής χώρας και του εντέρου σε εικόνες CT

Αλγόριθμοι	Αξιολόγηση	Πλεονεκτήματα	Περιορισμοί
<b>A. CT segmentation</b>			
3D ACACM (Rebouças Filho et al., 2017)	F-measure = 99,22% 40 εικόνες αξονικής τομογραφίας στήθους από υγιείς και ασθενείς εξεταζόμενους	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Μειώνει τα λάθη τμηματοποίησης.</li> <li>• Αυξημένη σταθερότητα και ευαισθησία ανεξάρτητα από το είδος της ασθένειας στον πνεύμονα που καλείται να τμηματοποιήσει.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Λόγω αυξημένης σταθερότητας αγνοεί ορισμένα μικρά σημεία (π.χ. αγγεία και εσωτερικές κυψελίδες του πνεύμονα).</li> <li>• Πιο αργό σε σύγκριση με κάποιες της μεθόδους (π.χ Ανάπτυξη Περιοχής) με 4 λεπτά εκτέλεσης.</li> </ul>
SBGF-new SPF (Nithila & Kumar, 2019)	• Accuracy = 98.95%	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ταχύτερη τεχνική συγκριτικά με τις μεθόδους ενεργού περιγράμματος με χρόνο εκτέλεσης 17sec.</li> <li>• Ακριβή αποτελέσματα τμηματοποίησης αναγνωρίζοντας ακόμη και πολύ μικρά αντικείμενα</li> <li>• Απαίτηση μικρού αριθμού επαναλήψεων</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Αυτόματη αρχικοποίηση του περιγράμματος</li> <li>• Ευαισθησία στον θόρυβο</li> </ul>
Μοντέλο vector-valued ενεργού περιγράμματος (Fang et al., 2020)	• Jaccard index (JAC) = 78% 20 εικόνες πνευμόνων με	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ανθεκτικότητα σε εικόνες χαμηλής που περιέχουν αντικείμενα παρόμοιας έντασης</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Υπάρχει δυσκολία εντοπισμού των ακμών πολύπλοκες ιατρικές εικόνες με δυσδιάκριτα όρια αντικειμένων</li> </ul>

	<p>καρκίνο από το κέντρο Rouen της Γαλλίας με</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Jaccard index (JAC) = 93%</li> </ul> <p>15 εικόνες εγκεφάλου με όγκο από το νοσοκομείο του ιατρικού πανεπιστημίου Dalian</p>		<ul style="list-style-type: none"> <li>Η αρχικοποίηση γίνεται από τον χρήστη και αυξάνει το χρόνο υλοποίησης της μεθόδου</li> </ul>
Μέθοδος τμηματοποίησης οξιδίων (Rakesh & Mahesh, 2021)	<ul style="list-style-type: none"> <li>Average volume error (AVE) = 96,8%</li> <li>Coefficient of similarity = 91,4%</li> <li>RMSE = 58,4%</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Αυξημένη ταχύτητα</li> <li>Μειωμένη πολυπλοκότητα</li> <li>Καλή απόδοση συγκριτικά με γνωστά υπάρχοντα μοντέλα</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Υπάρχουν περιθώρια βελτίωσης της απόδοσης</li> </ul>
Μέθοδος τμηματοποίησης με Chan-Vese σε συνδυασμό με εγγραφή εικόνων (Swierczynski et al., 2018)	<ul style="list-style-type: none"> <li>Dice measure = 96% (segmentation)</li> <li>Target Registration Error = 3.4 mm (registration)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Αποφυγή αρχικοποιήσεων από το χρήστη</li> <li>Δεν απαιτεί training</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Μεγαλύτερο TRE συγκριτικά με της μεθόδους</li> <li>Αυξημένος υπολογιστικός χρόνος</li> </ul>
Υβριδική τεχνική τμηματοποίησης με βάση της ακμές (Kaur et al., 2019)	<ul style="list-style-type: none"> <li>TP rate = 81%</li> <li>FN rate = 12%</li> <li>Accuracy = 85%</li> <li>Jaccard similarity = 80%</li> <li>Dice coefficient = 79%</li> </ul> <p>40 CT εικόνες από το ινστιτούτο PGIMER της Chandigarh στην Ινδία</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Πολύ καλή απόδοση σε εικόνες με χαμηλή αντίθεση ή ασαφή όρια αντικειμένων</li> <li>Ανθεκτικότητα στον θόρυβο</li> <li>Προσαρμοστικότητα σε διαφορετικές υφές και σχήματα</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Δεν έχει δοκιμαστεί σε πολλές συλλογές δεδομένων οπότε δεν είναι σίγουρη η προσαρμοστικότητα της μεθόδου σε της εικόνες</li> </ul>
Eigenspace Sparse Shape Composition (G. Chen et al., 2019)	<p>78 τρισδιάστατες CT εικόνες πνευμόνων χαμηλής αντίθεσης αξιολογήθηκαν με 1.71mm average symmetric surface distance (ASD), 19mm maximum surface distance (MSD), 97% true positive fraction (TPF), 15% false positive fraction (FPF) και 97% dice similarity coefficient (DSC)</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Άμεση ανταπόκριση σε προκλήσεις (θολό όριο, κινητικά αντικείμενα, όγκοι κοντά στα όρια, αιχμηρά σχήματα)</li> </ul>	



Μέθοδος Graph cuts σε συνδυασμό με την αξιοποίηση πληροφορίας σχήματος για αυτόματη τμηματοποίηση (Lu et al., 2018)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Volumetric overlap-error volume = 8.6%,</li> <li>• Difference symmetric surface distance = 1.6 mm</li> </ul> <p>20 εικόνες από την ανοιχτή βάση Sliver07</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Volumetric overlap-error volume = 5.3%,</li> <li>• Difference symmetric surface distance = 1.0 mm</li> </ul> <p>20 εικόνες από τη βάση 3Dircadb</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Υψηλή ταχύτητα υπολογισμού</li> <li>• Καλή ανταπόκριση σε εικόνες χαμηλής έντασης</li> <li>• Πλήρως αυτοματοποιημένη μέθοδος. Δεν χρειάζεται καθόλου εκπαίδευση</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Υλοποιήσιμο μόνο για CT εικόνες από το συκώτι</li> </ul>
Μέθοδος Graph cuts και αναγνώριση χαρακτηριστικών για αυτόματη τμηματοποίηση (Huang et al., 2018)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Dice measure = 84%</li> </ul> <p>40 εικόνες από τη δημόσια βάση δεδομένων Sliver07</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Dice measure = 94%</li> </ul> <p>40 εικόνες από τη δημόσια βάση δεδομένων 3Dircadb1</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Μικρό κόστος σε χρόνο και κόπο</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Η ακρίβεια της τμηματοποίησης πρέπει να βελτιωθεί</li> <li>• Μεγάλη εξάρτηση από την αρχικοποίηση. Ανάγκη περαιτέρω αυτοματοποίησης.</li> </ul>
Η μέθοδος marker-based Watershed σε συνδυασμό με φίλτρα και εξαγωγή χαρακτηριστικών (Mudathir et al., 2020)	<p>Η μόνη μετρική αξιολόγησης που χρησιμοποιείται είναι ο χρόνος</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Απλή, μη κοστοβόρα μέθοδος με αυξημένη ταχύτητα συγκριτικά με της</li> <li>• Χρήσιμη της ιατρικές διαγνώσεις</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Βελτίωση της ακρίβειας της μεθόδου</li> <li>• Χρήση της μέτρου αξιολόγησης</li> </ul>
Η μέθοδος NS, Watershed, FFCM (Anter & Hassenian, 2019)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Jaccard Index = 86,84%</li> <li>• Correlation = 91.66%</li> <li>• Dice coefficient = 92,88%</li> <li>• Accuracy = 95%</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Μεγάλη ακρίβεια και σωστή απόδοση στην τμηματοποίηση</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Υψηλή υπολογιστική πολυπλοκότητα που οδηγεί σε χρονοβόρα λήψη αποτελεσμάτων. Δεν ενδείκνυται για real-time εφαρμογές.</li> </ul>
Co-clustering (Lian et al., 2019)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Dice coefficient (DSC) = 86%</li> <li>• Sensitivity (SEN) = 86%</li> <li>• Positive predictive value (PPV) = 86%</li> <li>• Hausdorff distance (HD) = 2.51 mm</li> <li>• Mean absolute surface distance (MSD) = 22%</li> </ul> <p>21 ζεύγη εικόνων (για τεχνικές PET και CT)</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ανθεκτικότητα στο θόρυβο</li> <li>• Καλή απόδοση σε εικόνες με χαμηλή αντίθεση</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Απαιτεί εκπαίδευση η οποία μπορεί να αποβεί αρκετά χρονοβόρα</li> </ul>
Μέθοδος αυτόματης τμηματοποίησης με βάσει τον random forest classifier	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Jaccard's index = 96,38%</li> <li>• Dice similarity coefficient = 98,67%</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Πολύ καλή απόδοση ακόμη και συγκριτικά με μεθόδους deep learning</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Η απόδοση του αλγορίθμου είναι ανάλογη με την αύξηση του υπολογιστικού χρόνου</li> </ul>

(C. Liu, 2019)			
<b>B. Abdominal Segmentation</b>			
Μέθοδος πολλαπλής κατωφλίωσης σε συνδυασμό με FMM (Siri et al., 2020)	<ul style="list-style-type: none"> <li>Jaccard Coefficient (JC) = 91%</li> <li>55 CT εικόνες από το κέντρο Hubli, Karnataka της India</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Καλή απόδοση σε εικόνες με χαμηλή αντίθεση και δυσδιάκριτα όρια</li> <li>Απλή και γρήγορη μέθοδος</li> </ul>	
Μέθοδος που βασίζεται στην εφαρμογή ποικίλων κατωφλίων και μορφολογικών φίλτρων (Thein & Mada, 2021)	<ul style="list-style-type: none"> <li>Sensitivity) = 95,24%</li> <li>Εικόνες από 30 ασθενείς με νεφροπάθεια</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Απλότητα</li> <li>Ευκολία κατανόησης και εφαρμογής</li> <li>Υψηλή ταχύτητα</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Δεν έχει μεγάλη ανθεκτικότητα στον θόρυβο</li> </ul>
Μέθοδος πολλαπλής κατωφλίωσης (AC, Otsu, Kapur ) βασισμένη στον EMO (Mahdy & Ezzat, 2020)	<ul style="list-style-type: none"> <li>Sensitivity = 97,05%</li> <li>Specificity = 99,88%</li> <li>Accuracy = 98,47%</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Χαμηλό υπολογιστικό κόστος</li> <li>Ακρίβεια και την ταχύτητα τμηματοποίησης</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Δεν έχει μεγάλη ανθεκτικότητα στον θόρυβο</li> </ul>
Μέθοδος αυτόματης τμηματοποίησης με βάση τις εντάσεις των περιοχών και την τεχνική των ενεργών περιγραμμάτων (Aliri & Rahni, 2018)	<ul style="list-style-type: none"> <li>Absolute Relative Volume Difference (ARVD) = 2,2%</li> <li>Volume Overlap Error (VOE) = 7,07%</li> <li>Dice coefficient (DSC) = 96,32%</li> <li>Εικόνες από τη γνωστή βάση SLIVER07</li> <li>Absolute Relative Volume Difference (ARVD) = 4,4%</li> <li>Volume Overlap Error (VOE) = 10,31%</li> <li>Dice coefficient (DSC) = 94,51%</li> <li>Εικόνες από τη γνωστή βάση 3D-IRCAD</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Ανεξαρτησία από σχήμα, θέση, μέγεθος ήπατος</li> <li>Δεν απαιτεί εκπαίδευση</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Η μέθοδος ενεργού περιγράμματος σε μερικές συλλογές δεδομένων με πολύ χαμηλή αντίθεση δε λειτουργεί σωστά με αποτέλεσμα να ξεχειλίζει το περίγραμμα στα γειτονικά όργανα</li> <li>Τα ασαφή όρια σε μερικές συλλογές δεδομένων προκαλούν υπερβολική κατάτμηση (oversegmentation)</li> <li>Η ύπαρξη όγκων στο ήπαρ μπορεί να επηρεάσει αρνητικά μερικές φορές το αποτέλεσμα</li> </ul>
FusionNet (Xiong et al., 2019)	<ul style="list-style-type: none"> <li>Sensitivity (SEN) = 92,65%</li> <li>Specificity (SPEC) = 97%</li> <li>ROC AUC Score (AUC) = 97,72%</li> <li>F1 Score (F1) = 94,03%</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Ανθεκτικότητα και προσαρμοστικότητα στον θόρυβο</li> <li>Πολύ καλή απόδοση</li> <li>Συνδυάζει πληροφορίες σχήματος και έντασης</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Χρονοβόρο καθώς απαιτεί εκπαίδευση</li> </ul>
Superpixel based Fast fuzzy c mean clustering (SFFCM) (Rela et al., 2020)	<ul style="list-style-type: none"> <li>Accuracy = 99,58%</li> <li>Sensitivity = 87,77%</li> <li>Specificity = 99,93%</li> <li>Dice coefficient = 91,54%</li> <li>Rfn = 8,34%</li> <li>Jaccard of index = 84,64%</li> <li>20 εικόνες CT από τη βάση δεδομένων liveratlas</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Αυξημένη ταχύτητα υλοποίησης</li> <li>Πλήρως απαλλαγμένη από την παρέμβαση του χρήστη ως προς τις παραμέτρους</li> <li>Υψηλή αποδοτικότητα και για έγχρωμες εικόνες</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Ευαισθησία στο θόρυβο</li> </ul>

NS-PSOFFCM αλγόριθμος (Anter & Hassenian, 2018)	<ul style="list-style-type: none"> <li>Jaccard of index και Dice coefficient (για κάθε εικόνα)</li> <li>Mean square error (MSE) = 7%</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Λειτουργεί καλά σε μη ομοιόμορφες εικόνες</li> <li>Ανθεκτικότητα στον θόρυβο</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Όσο και να μειώθηκε η πολυπλοκότητα παραμένει ένας χρονοβόρος αλγόριθμος</li> </ul>
Μέθοδος Shape modeling και PCA (Chung et al., 2017)	<ul style="list-style-type: none"> <li>Jaccard scores = 95%</li> <li>Spearman's correlation coefficients = 99,4%</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Υψηλή ακρίβεια-σωστά αποτελέσματα στις εικόνες που χρησιμοποιεί.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Δεν λειτουργεί καλά για εικόνες με χαμηλή αντίθεση ή ανωμαλίες σχήματος. Ουσιαστικά υπάρχει χαμηλή ευαισθησία και προσαρμοστικότητα.</li> <li>Χρειάζεται ένα είδος εκπαίδευσης γεγονός που επηρεάζει το χρόνο υλοποίησης</li> </ul>
3D marker-controlled watershed αλγόριθμος (Wieclawek, 2018)	<ul style="list-style-type: none"> <li>Sensitivity = 90,29%</li> <li>Specificity = 99,96%</li> <li>Dice coefficient = 91.68%</li> <li>Jakard index = 85,09%</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Κατάλληλο για τμηματοποίηση μεγάλου όγκο δεδομένων</li> <li>Η μέθοδος λειτουργεί ανεξάρτητα από την κατάσταση του ασθενούς, το μέγεθος και το σχήμα του αντικειμένου τμηματοποίησης</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Ανάγκη βελτίωσης της ακρίβειας</li> </ul>
Μέθοδος με Graph cuts και border marching (Liao et al., 2017)	<ul style="list-style-type: none"> <li>VOE = 5,8%</li> <li>RVD= -0,1%</li> <li>ASD = 1mm</li> <li>RMSD=2mm</li> <li>MSD=21,2mm</li> </ul> <p>Εικόνες από τη βάση SLIVER07</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Αντιμετωπίζει επιτυχώς παραλλαγές έντασης και πολύπλοκα σχήματα</li> <li>Δεν απαιτεί πολύ χρόνο για εκπαίδευση των μοντέλων</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Δεν λειτουργεί καλά για εικόνες με παθολογικά στοιχεία ήπατος</li> <li>Η ανθεκτικότητα στον θόρυβο και η προσαρμοστικότητα της μεθόδου απαιτούν βελτίωση</li> </ul>
Μέθοδος graph cuts (Deng et al., 2018)	<ul style="list-style-type: none"> <li>Dice metric (DM) = 96,90%</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Πολύ καλή απόδοση τμηματοποίησης ακόμη και συγκριτικά με μεθόδους deep learning</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Υψηλό υπολογιστικό κόστος σε χρόνο και πολυπλοκότητα</li> </ul>
<b>C. Intestinal Segmentation</b>			
Μέθοδος Spaciousness Filters (Oda et al., 2019)	<ul style="list-style-type: none"> <li>Dice score = 68%</li> </ul> <p>7 συλλογές δεδομένων ατόμων με ειλεό</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Μπορεί να επεκταθεί και σε ευρύτερες εφαρμογές</li> <li>Χαμηλό υπολογιστικό κόστος</li> <li>Βελτιώνει περιοχές ακανόνιστου σχήματος</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Σε εικόνες με χαμηλή αντίθεση υπάρχει χαμηλή ευαισθησία αναγνώρισης ανάμεσα στο έντερο και το τοίχωμα της κοιλιακής χώρας (έχουν παρόμοιες τιμές)</li> </ul>
Μέθοδος βασισμένη στην τεχνική Ανάπτυξη Περιοχής σε συνδυασμό με Multi-scale Entropy (Hua et al., 2018)	<ul style="list-style-type: none"> <li>Δεν γίνεται κάποιο evaluation</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Πλήρως αυτοματοποιημένη μέθοδος που δεν απαιτεί την ανθρώπινη παρέμβαση σε κανένα σημείο</li> <li>Κατάλληλη για τμηματοποίηση μεγάλου όγκου δεδομένων</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Σε περιοχές της εικόνας με χαμηλή αντίθεση αλλά διαφορετική υφή παίρνει ορισμένες φορές παραπάνω σημεία από όσα χρειάζονται</li> </ul>
Μέθοδος Mesenteric Vasculature-guided (W. Zhang et al., 2013)	<ul style="list-style-type: none"> <li>Accuracy = 82,5%</li> </ul> <p>11 συλλογές εικόνων ασθενών με καρκινοειδείς όγκους</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Ανθεκτικότητα στην αλλαγή θέσης, μεγέθους και σχήματος του εντέρου</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Υψηλό υπολογιστικό κόστος</li> <li>Δυσκολία σε εικόνες χαμηλής έντασης</li> </ul>

## 2.6 Ανακατασκευή γεωμετρίας

Η τρισδιάστατη ανακατασκευή γεωμετρίας (3D Recontruction) (Ma & Liu, 2018) προκύπτει με την αξιοποίηση ενός μεγάλου όγκου δισδιάστατων εικόνων οι οποίες απεικονίζουν το ίδιο αντικείμενο.

Δεδομένων των εικόνων που προκύπτουν από τη τμηματοποίηση ενός επιθυμητού αντικειμένου, η ανακατασκευή γεωμετρίας στοχεύει μέσω της χρήση αυτών στη δημιουργία ενός τρισδιάστατου μοντέλου που αντιστοιχεί στο αντικείμενο. Για αυτό χρησιμοποιεί ποικίλες γεωμετρικές σχέσεις προβολής προς τα εμπρός, προς τα πίσω, κανονικοποίηση υπό το πρίσμα πολλών υποθέσεων για να θέσει τη σκηνή και την τρισδιάστατη γεωμετρία του αντικειμένου (G. Wang et al., 2018). Η συμβολή αυτής της τεχνικής στον ιατρικό τομέα είναι ανεκτίμητη καθώς καθιστά εφικτή την εξατομικευμένη προσομοίωση ιατρικών διαδικασιών για κάθε ασθενή παρέχοντας τη δυνατότητα στους επιστήμονες υγείας να μελετήσουν ενδελεχώς την εκάστοτε περίπτωση ασθένειας. Δημιουργώντας ένα τρισδιάστατο μοντέλο για ένα όργανο ενός εξεταζόμενου καθίσταται δυνατή η παρατήρηση ποικίλων λεπτομερειών της ανατομίας του οργάνου με ακρίβεια προκειμένου να γίνει η διάγνωση ύπαρξης μιας ασθένειας και η αξιολόγηση της βλάβης της. Η τρισδιάστατη γεωμετρία συμβάλλει επίσης στην δημιουργία προσομοίωσης ιατρικών διαδικασιών που αφορούν το όργανο υπό εξέταση αυξάνοντας την ακρίβεια παρατήρησης και την αλληλεπίδραση της διαδικασίας με τον γιατρό.

Αδιαμφισβήτητα, για την υλοποίηση της ανακατασκευής γεωμετρίας του εκάστοτε οργάνου απαιτούνται εικόνες που έχουν ληφθεί με τη χρήση τεχνικών απεικόνισης και έχουν έπειτα διαχωρίσει το όργανο ενδιαφέροντος από τα άλλα όργανα της εικόνας. Για την αμφοτέρη εξυπηρέτηση των σκοπών επομένως υπάρχουν ορισμένα έτοιμα λογισμικά που προσφέρουν πληθώρα εργαλείων τόσο για την τμηματοποίηση όσο και για την ανακατασκευή της γεωμετρίας ενός οργάνου. Ένα από αυτά είναι το ITK-SNAP (Yushkevich et al., 2006), το οποίο προσφέρει τέσσερις μεθόδους τμηματοποίησης που είναι η αυτόματη κατωφλίωση (Auto Threshold), η ομαδοποίηση με τον αλγόριθμο μεγιστοποίησης προσδοκίας (Expectation Maximization - EM), η προσέλκυση ακμών βασισμένη στην κλίση της εικόνας (Edge Attraction) και η ταξινόμηση με τον αλγόριθμο τυχαίων δασών (Random Forest). Ουσιαστικά υλοποιούν μια διαδικασία επεξεργασίας πριν την τμηματοποίηση η οποία μειώνει όλες τις τιμές έντασης εικόνας που είναι διαθέσιμες σε ένα εικονοστοιχείο σε μία μόνο κλιμακούμενη τιμή με αποτέλεσμα να διακρίνει ξεκάθαρα την εικόνα σε προσκίνητο και φόντο (Yushkevich et al., 2018).

Η μέθοδος αυτόματης κατωφλίωσης (βλ. §2.5.2.1) υπολογίζει την πιθανότητα  $P_{obj}(x)$  του εικονοστοιχείου  $x$  να ανήκει στο αντικείμενο ενδιαφέροντος και την πιθανότητα  $P_{bkg}(x)$  να ανήκει στο φόντο με στοιχειώδη τρόπο. Μια συνάρτηση δυαδικού κατωφλίου με ανώτερες και κατώτερες τιμές κατωφλίου που παρέχονται από τον χρήστη εφαρμόζεται σε ένα στοιχείο έντασης εικόνας που επιλέγεται επίσης από τον χρήστη. Οι τιμές έντασης μεταξύ του κατώτερου και του ανώτερου ορίου αντιστοιχίζονται σε θετικές τιμές και οι τιμές εκτός του κατωφλίου αντιστοιχούν σε αρνητικές τιμές. Η τελική εικόνα είναι της μορφής  $g(x) = P_{obj}(x) - P_{bkg}(x)$  (Yushkevich et al., 2006)

Για την υλοποίηση της ομαδοποίησης (clustering) (Yushkevich et al., 2018) που εμπίπτει σε μη εποπτευόμενο τρόπο ταξινόμησης, η εικόνα υπολογίζεται επίσης από τη διαφορά μεταξύ των πιθανοτήτων το αντικείμενο να ανήκει στο προσκίνητο και στο φόντο για κάθε εικονοστοιχείο. Αυτές οι

πιθανότητες υπολογίζονται επίσης χρησιμοποιώντας όλες τις διαθέσιμες τιμές έντασης εικόνας σε κάθε εικονοστοιχείο. Ωστόσο, αυτή η εκτίμηση επιτυγχάνεται χωρίς εκπαίδευση δεδομένων χρησιμοποιώντας ένα γκαουσιανό μοντέλο σε συνδυασμό με τον αλγόριθμο μεγιστοποίησης προσδοκίας (T.K. Moon, 1996). Ο αλγόριθμος EM (βλ. §2.5.2.2) επιτρέπει την εκτίμηση παραμέτρων σε πιθανοτικά μοντέλα με ελλιπή δεδομένα. Ο χρήστης καθορίζει τον αριθμό των διακριτών κλάσεων στην εικόνα και οι αρχικές παράμετροι για κάθε κλάση ορίζονται τυχαία χρησιμοποιώντας τον αλγόριθμο ομαδοποίησης k-μέσων (Ng et al., 2006).

Στη μέθοδο τμηματοποίησης προσέλκυσης άκρων (Yushkevich et al., 2018), η τελική εικόνα έχει το εύρος  $[0,1]$  και προκύπτει από την κλίση ενός στοιχείου έντασης εικόνας που επιλέγεται από τον χρήστη (βλ. §2.5.2.2). Οι τιμές μεγάλης κλίσης (δυνατά άκρα) της αρχικής εικόνας αντιστοιχίζονται σε τιμές μικρής ταχύτητας της τελικής εικόνας. Ο τρόπος προσέλκυσης ακρών αντιστοιχεί στην προσέγγιση «γεωδαιστικών ενεργών περιγραμμάτων» και η εφαρμογή του στο ITK-SNAP περιγράφεται στο (Yushkevich et al., 2006). Στην μέθοδο τμηματοποίησης που βασίζεται στις ακμές επίσης εφαρμόζεται αρχικά ένα γκαουσιανό φίλτρο και η τιμή της εξομάλυνσης που προκαλεί ορίζεται αυτόματα από το χρήστη.

Στον εποπτευόμενο τρόπο ταξινόμησης (classification), εκτιμάται η πιθανότητα  $P_{obj}(x)$  του εικονοστοιχείου  $x$  που ανήκει στο αντικείμενο ενδιαφέροντος και η πιθανότητα  $P_{bkg}(x)$  να ανήκει στο φόντο εκπαιδεύοντας έναν τυχαίο ταξινομητή δασών (random forest classifier) (Criminisi & Shotton, 2012) σε ένα σύνολο εικονοστοιχείων που ταυτοποίησε ο χρήστης προσθέτοντας ετικέτες στην εικόνα. Κάθε εικονοστοιχείο που επισημαίνει με ετικέτα ο χρήστης αντιμετωπίζεται ως ξεχωριστό παράδειγμα  $\{F_j, y_j\}$  για την εκπαίδευση του ταξινομητή δασικών τυχαίων αποφάσεων, όπου το  $F_j$  δηλώνει το διάνυσμα χαρακτηριστικών που σχετίζεται με το  $j$ -th εικονοστοιχείο, ενώ  $y_j \in \{1, \dots, k\}$  είναι η κατηγορία της ορισμένης κλάσης (Yushkevich et al., 2018). Ουσιαστικά, ο χρήστης επισημαίνει μία ή περισσότερες ετικέτες τμηματοποίησης που αντιστοιχούν στο αντικείμενο ενδιαφέροντος και οι υπόλοιπες ετικέτες αντιστοιχίζονται στο φόντο για τον υπολογισμό των  $P_{obj}(x)$  και  $P_{bkg}(x)$ . Οι πιθανότητες υπολογίζονται χρησιμοποιώντας όλες τις διαθέσιμες τιμές έντασης εικόνας στο  $x$ . Ο τυχαίος αλγόριθμος δασών (Criminisi & Shotton, 2012) εφαρμόζεται στα δεδομένα εκπαίδευσης. Ο αλγόριθμος εκπαιδεύει ένα σύνολο ταξινομητών δέντρων αποφάσεων. Κάθε δέντρο αποφάσεων εκπαιδεύεται χρησιμοποιώντας ένα τυχαίο δείγμα εκκίνησης των δεδομένων εκπαίδευσης και ένα τυχαίο δείγμα των χαρακτηριστικών (Criminisi & Shotton, 2012). Ο αριθμός των δέντρων αποφάσεων και το βάθος κάθε δέντρου αποφάσεων είναι παραμέτρους ρυθμιζόμενες από το χρήστη.

Στη συνέχεια εφόσον η εικόνα έχει οριστεί με αυτές τις τεχνικές σε προσκήνιο και φόντο εφαρμόζονται τα ενεργά περιγράμματα. Ουσιαστικά δίνεται η δυνατότητα στον χρήστη να ορίζει σημεία ενδιαφέροντος τοποθετώντας μπαλόνια (τεχνική ενεργών περιγραμμάτων) στην εικόνα τα οποία έπειτα πραγματοποιούν την τμηματοποίηση όπως αναλύεται παραπάνω (βλ. §2.5.2.3.1). Τέλος, η ανακατασκευή

γεωμετρίας γίνεται αυτόματα από το λογισμικό μετά την ολοκλήρωση της τμηματοποίησης παρέχοντας την ευκαιρία παρατήρησης και επεξεργασίας του τρισδιάστατου μοντέλου αλλά και χρήσης αυτού σε άλλες εφαρμογές, όπως στην πραγματοποίηση προσομοιώσεων σχετικών ιατρικών διαδικασιών.

## **2.7 Προσομοίωση**

### **2.7.1 Εισαγωγή**

Ύστερα από την ανακατασκευή της γεωμετρίας του εκάστοτε οργάνου στον τομέα της ιατρικής, έχει δημιουργηθεί ένα τρισδιάστατο μοντέλο. Αυτό οφείλεται στον συνδυασμό της σειριακής τμηματοποίησης εικόνων που προκύπτουν από τις τεχνικές απεικόνισης και της ανακατασκευής της γεωμετρίας των τμηματοποιημένων εικόνων. Το τρισδιάστατο μοντέλο μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε ποικίλα εικονικά περιβάλλοντα με σκοπό την προσομοίωση διαδικασιών και την παρατήρησή τους στην πράξη. Οι προσομοιώσεις (simulations) είναι ιδιαίτερα χρήσιμες στον ιατρικό τομέα έχοντας τόσο διαγνωστική αξία για τον εκάστοτε έμπειρο γιατρό όσο και εκπαιδευτική αξία για τους νέους επαγγελματίες υγείας. Οι προσομοιώσεις ουσιαστικά μπορούν να αντιπροσωπεύσουν μια καινοτόμο και διαδραστική μέθοδο διδασκαλίας καθώς παρέχουν την ευκαιρία στους νέους ιατρούς να εργαστούν και να εξασκηθούν σε περιβάλλοντα που είναι πιο κοντά και αντιπροσωπευτικά στις πραγματικές συνθήκες (Eyikara et al., 2017, Gunn et al., 2018). Αδιαμφισβήτητη είναι όμως και η συνεισφορά των προσομοιώσεων ως προς τις διαγνώσεις των νόσων στον τομέα της ιατρικής συμβάλλοντας έτσι στην επίλυση των διαφοριών μεταξύ των γιατρών, ξεδιαλύνοντας τις ασάφειες και οδηγώντας τους επαγγελματίες υγείας στη λήψη ορθότερων αποφάσεων ως προς το κάθε ζήτημα που καλούνται να διευθετήσουν (Kostopoulou et al., 2017).

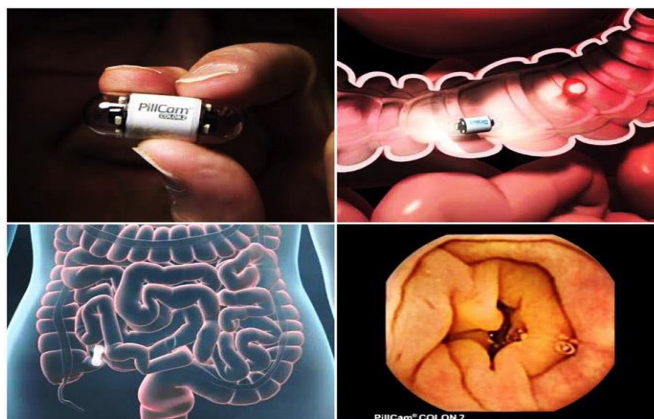
### **2.7.2 Το περιβάλλον του Webots**

Η παρούσα εργασία εστιάζει στην ανακατασκευή γεωμετρίας του εντέρου και συνεπώς στην προσομοίωσή του στο περιβάλλον του Webots (Karoui et al., 2017). Το Webots είναι ένα προγραμματιστικό περιβάλλον προσομοίωσης και τρισδιάστατης αναπαράστασης αντικειμένων. Η λειτουργία του επικεντρώνεται στη μοντελοποίηση των ρομπότ και του περιβάλλοντός τους, καθώς και στον προγραμματισμό των ελεγκτών τους με σκοπό την επίτευξη της αναπαράστασης. Το περιβάλλον του Webots λοιπόν προσφέρει την δυνατότητα πραγματοποίησης ποικίλων προσομοιώσεων. Ανάμεσα στα διάφορα εργαλεία που διαθέτει είναι και οι ρομποτικές κάψουλες που μοιάζουν με αυτές που χρησιμοποιούνται στην ιατρική. Ουσιαστικά ένα τρισδιάστατο μοντέλο εντέρου που προκύπτει από την ανακατασκευή της γεωμετρίας του, εισάγεται στο Webots και μέσα σε αυτό τοποθετείται μία ρομποτική κάψουλα. Σε αυτήν υπάρχει η δυνατότητα να δοθούν χαρακτηριστικά και ιδιότητες κίνησης, προσανατολισμού με σκοπό να πλοηγείται μέσα στο μοντέλο του εντέρου και να ανιχνεύει εμπόδια. Επιπρόσθετα στη ρομποτική κάψουλα καθίσταται η εφικτή και η προσθήκη κάμερας προκειμένου να οπτικοποιηθεί η διαδρομή της μέσα στο μοντέλο του εντέρου. Όλη αυτή η διαδικασία προσομοιώνει την

εισαγωγή ενδοσκοπικής κάψουλας στον οργανισμό των ασθενών που εφαρμόζεται με σκοπό την λήψη εικόνων από το έντερο καθώς πλοηγείται στο εσωτερικό του καταγράφοντας τη διαδρομή της σε βίντεο. Αυτή η διαδικασία, τείνει να αντικαταστήσει την κολονοσκόπηση στον τομέα της ιατρικής καθώς είναι ανώδυνη και αποτελεσματική. Παρακάτω παρουσιάζεται αναλυτικά η λειτουργία της ενδοσκοπικής κάψουλας και η χρήση αυτής στην ιατρική.

### 2.7.3 Ενδοσκοπικές Κάψουλες

Η ενδοσκοπική κάψουλα είναι ένα χρήσιμο διαγνωστικό εργαλείο που έχει γίνει ευρέως γνωστό όχι μόνο στον επιστημονικό κόσμο αλλά και στον τομέα της ιατρικής. Η διαδικασία αξιοποίησης της κάψουλας περιλαμβάνει την κατάποσή της από τον εξεταζόμενο, την αυτόματη προώθησή της σύμφωνα με τον εντερικό προσανατολισμό και τελικά την αποβολή της με φυσικό τρόπο. Κατά τη διάρκεια παραμονής της κάψουλας στο έντερο γίνεται λήψη εικόνων και αποστολή αυτών με τη χρήση εξειδικευμένου λογισμικού σε έναν ασύρματο υπολογιστή (Σκοτινιώτης, 2016). Η ενδοσκοπική κάψουλα έκανε την εμφάνισή της το 2001 καθιστώντας εφικτή την οπτικοποίηση του λεπτού εντέρου και λύνοντας κατά αυτόν τον τρόπο σοβαρά κλινικά προβλήματα. (Iakovidis & Koulaouzidis, 2015). Η τεχνική ενδοσκόπησης με τη χρήση κάψουλας που εξελίσσεται με ιλιγγιώδη ταχύτητα θεωρείται ότι αγγίζει την έννοια της διεπιστημονικότητας. Εκμεταλλευόμενη ιατρικές γνώσεις και την εφαρμογή αυτών σε νέα τεχνολογικά μέσα έχει στόχο την αύξηση της ακρίβειας των ιατρικών διαγνώσεων. Αξιοσημείωτη είναι η χρήση εξειδικευμένου λογισμικού που χρησιμοποιούν οι κάψουλες το οποίο συνεχώς αναβαθμίζεται αποσκοπώντας στην βελτιστοποίηση της ευκρίνειας των εικόνων και στην ανίχνευση παθολογικών στοιχείων σε συνδυασμό με την εύρεση της κατάλληλης θέσης αυτών (Vasilakakis et al., 2019) Πιο συγκεκριμένα η αξιοποίηση της ενδοσκοπικής κάψουλας, συνεισφέρει σε τομείς εντοπισμού ανωμαλιών, όπως αιμορραγίες, στη διάγνωση και διερεύνηση οίδημάτων του λεπτού εντέρου. Ωστόσο η σχέση αποδοτικότητας και τιμής για τις μικροκάψουλες δεν έχει ακόμη αξιολογηθεί επισήμως. Σύμφωνα με μια έρευνα του Hassan (Spada et al., 2015) οι μικροκάψουλες είναι καλύτερες σε σύγκριση με την κολονοσκόπηση κατά 30%. Αυτή η σύγκριση βασίζεται σε μαθηματικά μοντέλα Markov και αφορά τη σχέση απόδοσης και κόστους. Μια σχηματική αναπαράσταση φαίνεται παρακάτω στο Σχήμα 6:



Σχήμα 6. Διαδικασία ενδοσκόπησης με κάψουλα (Soares, 2016)

### 2.7.3.1 Χαρακτηριστικά

Στη σημερινή εποχή υπάρχουν ορισμένες εταιρείες όπως η Given Imaging Ltd και η Olympus, η αγορά των οποίων σχετίζεται με τις ενδοσκοπικές κάψουλες. Ένα σύστημα ενδοσκόπησης περιλαμβάνει εκτός από την ασύρματη κάψουλα, ένα σύστημα καταγραφής δεδομένων και έναν εξωτερικό ηλεκτρονικό υπολογιστή. Κοινά χαρακτηριστικά σε όλες τις μικροκάψουλες είναι τουλάχιστον μια κάμερα η οποία αποτελεί μέρος του συστήματος αγωγής εικόνας (microchip) και λαμβάνει το λιγότερο 2 εικόνες ανά δευτερόλεπτο και το περισσότερο 30. Συνολικά οι μικροκάψουλες καταγράφουν καθ' όλη τη διάρκεια της εξέτασης 55.000-60.000 εικόνες. Μια δίοδος εκπομπής φωτός η οποία εστιάζει στη περιοχή ενδιαφέροντος με σκοπό την απόκτηση ευδιάκριτων εικόνων έχει το λιγότερο 4 και το μέγιστο 16 φώτα. Ένας φακός που εστιάζει σε μικρή απόσταση και ένας οπτικός θόλος που εμποδίζει την αντανάκλαση του φωτός από τη πηγή αποτελούν εξίσου χαρακτηριστικά της κάψουλας. Οι ενδοσκοπικές κάψουλες επιπρόσθετα διαθέτουν μια κεραία εκπομπής ραδιοσυχνοτήτων και έναν αναμεταδότη. Αξιοσημείωτο είναι πως η πληθώρα των ενδοσκοπικών καψουλών ζυγίζει γύρω στα 3-4γρ. ενώ πολύ μικρό είναι και το μέγεθός τους ώστε να είναι εύκολη η κατάποση, η κίνηση μέσα στο έντερο και τελικά η αποβολή τους από το ανθρώπινο σώμα. Επιπλέον όλες οι κάψουλες διαθέτουν μπαταρίες που διαρκούν περίπου 8-12 ώρες. Διάφορα άλλα συστατικά για τη μετάδοση των πληροφοριών όπως ένα εξειδικευμένο λογισμικό για κάθε κάψουλα μαζεύουν δεδομένα και τα στέλνουν σε έναν εξωτερικό πομπό. Το σύστημα ψηφιακής καταγραφής έχει 8 αισθητήρες οι οποίοι τοποθετούνται στην κοιλιά του ασθενούς και καταγράφουν δεδομένα. Έτσι οι εικόνες που λαμβάνει η μικροκάψουλα μεταδίδονται με ραδιοσυχνότητες σε αυτούς τους αισθητήρες. Από εκεί οι εικόνες μεταφέρονται σε έναν ηλεκτρονικό υπολογιστή με εξειδικευμένο λογισμικό για την επεξεργασία και ανάλυσή τους (Π.Κέκος, 2014).

Το πιο γνωστό μοντέλο ενδοσκοπικής κάψουλας είναι το μοντέλο της PillCam (Riccioni, 2012), το οποίο είναι εξοπλισμένο από μια διπλή κάμερα. Η πρώτη απόπειρα έγινε το 2006. Μετά την κατάποση ο συνολικός χρόνος λειτουργίας της είναι περίπου 10 ώρες και λαμβάνονται 2 εικόνες ανά δευτερόλεπτο από κάθε κάμερα. Η γωνία θέασης αυτών των εικόνων είναι 156°. Όσο αναφορά την μπαταρία “πέφτει σε χειμερία νάρκη” για να εξοικονομηθεί ενέργεια μέχρις ότου η κάψουλα φτάσει στο έντερο. Κάθε



κάμερα περιέχει έναν αναπτυγμένο τεχνολογικά ελεγκτή φωτός με αποτέλεσμα να στοχεύει μια έκταση διπλάσια του μεγέθους της και σε μεγάλο βάθος. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα τη λήψη εικόνων που προσφέρουν τη δυνατότητα παρατήρησης συγκεκριμένων περιοχών στο λεπτό έντερο για διάγνωση ασθενειών. Στη συνέχεια αυτές συλλέγονται από έναν εξωτερικό, φορητό καταγραφέα ο οποίος αφότου ολοκληρωθεί η εξέταση συνδέεται με κατάλληλο εξοπλισμό. Τα δεδομένα του επεξεργάζονται από εξειδικευμένα λειτουργικά συστήματα.

Επόμενες προσπάθειες που έγιναν είχαν σκοπό την βελτίωση της εικόνας, του προσδιορισμού της τοποθεσίας του σημείου ενδιαφέροντος που εντοπίζει η κάμερα και του χρόνου λειτουργίας της μπαταρίας. Έτσι προκύπτει αλλαγή στη γωνία λήψης των εικόνων, στην ποσότητα αυτών ανά δευτερόλεπτο και στο λογισμικό που χρησιμοποιείται έπειτα. Η δεύτερη γενιά επομένως (Riccioni, 2012) έχει γωνία  $172^{\circ}$  και ο ρυθμός λήψης εικόνων εξαρτάται από την ταχύτητα της κάψουλας μέσα στο έντερο. Κατά τη διάρκεια κίνησης της κάψουλας μπορούν να ληφθούν 35 εικόνες το δευτερόλεπτο σε αντίθεση με το όταν είναι οπτικά στάσιμη που μπορούν μόνο 4. Εκτός αυτού, η δεύτερη γενιά καμερών αποκτά 14 εικόνες το λεπτό μέχρι να φτάσει στο λεπτό έντερο και δεν σταματά να λειτουργεί. Ο εξωτερικός καταγραφέας είναι πιο εξελιγμένος τεχνολογικά όπως και το λογισμικό που χρησιμοποιείται, αφού διαθέτει πρόσθετα, διαγνωστικά χαρακτηριστικά σχετικά με την επεξεργασία βίντεο και εικόνων. Ακόμη βελτιωμένα χαρακτηριστικά αναγνώρισης χρωμάτων προσδίδουν μεγαλύτερη λεπτομέρεια και ευκρίνεια στην εικόνα.

### **2.7.3.2 Πλεονεκτήματα**

Η μέθοδος χρήσης της ενδοσκοπικής κάψουλας είναι μια μη-επεμβατική τεχνική που δεν χρησιμοποιεί ιοντίζουσα ακτινοβολία. Σκοπός της είναι η λήψη εικόνων του εντέρου υψηλής ευκρίνειας για διάγνωση ποικίλων ασθενειών όπως καρκίνος, πολύποδες, αιμορραγίες και φλεγμονές. Ένα αδιαμφισβήτητο πλεονέκτημα είναι ότι ο εξεταζόμενος δεν κινδυνεύει ούτε πονάει κατά τη διάρκεια της εξέτασης, εφόσον το μόνο που απαιτείται είναι η κατάποση της κάψουλας. Στη συνέχεια η διαδικασία είναι αυτοματοποιημένη χωρίς να είναι απαραίτητη η παρέμβαση του γιατρού. Κατά αυτόν τον τρόπο οι ασθενείς είναι δυνατό να αποφύγουν την επίπονη διαδικασία της κολonosκόπησης (Riccioni, 2012). Επίσης η άμεση λήψη εικόνων δίχως να προϋποθέτουν αναμονή είναι ένα επίτευγμα της μεθόδου. Η διαγνωστική ικανότητα που προσφέρεται από αυτές τις εικόνες για το λεπτό έντερο υπολογίζεται γύρω στο 50% (Vasilakakis et al., 2019) και συνεπάγεται τη δυνατότητα πρόγνωσης ή και οργάνωσης θεραπείας της νόσου. Ιδιαίτερα στη νόσο του Crohn η ενδοσκοπική κάψουλα αξιοποιείται για τη διάγνωση και παρακολούθησή της ως συμπληρωματική μέθοδος του MRI (Kopylov & Seidman, 2014). Η υψηλή ποιότητα των εικόνων θα μπορούσε να εφαρμοστεί και στην απόδοση ενδείξεων παθολογικών στοιχείων εκτός του λεπτού εντέρου. Ανωμαλίες και ασθένειες στον οισοφάγο, οι οποίες χρειάζονται συνεχή παρακολούθηση μπορούν να μελετηθούν με την χρήση της ενδοσκοπικής κάψουλας (Parker et al., 2014).

### **2.7.3.3 Μειονεκτήματα**

Οι ενδοσκοπικές κάψουλες αν και φέρουν ποικίλα πλεονεκτήματα έχουν ακόμη σημαντικές προοπτικές βελτίωσης για να αντικαταστήσουν άλλες, παραδοσιακές τεχνικές. Μία σημαντική έλλειψη στη σύλληψη της ιδέας και στο σχεδιασμό αυτών είναι η απουσία ικανότητας καθοδήγησης της κάψουλας. Η περισταλτική κίνηση του εντέρου καθορίζει τελικά την διαδρομή της κάψουλας, η οποία όπως εύλογα προκύπτει είναι εντελώς παθητική. Όμως η τοποθεσία και ο προσανατολισμός της ενδοσκοπικής κάψουλας στο έντερο χρήζουν υψηλής σημασίας. Κατά τη διάρκεια της εξέτασης κρίνεται ιδιαίτερα κρίσιμη η ακριβής ανίχνευση της θέσης της ανωμαλίας.

Σε αυτό το σημείο αξίζει να προστεθεί πώς όταν και αν η κάψουλα εντοπίσει σωστά ένα συγκεκριμένο σημείο ακόμη δεν είναι εφικτό να μεταφέρει εκεί κάποιο φάρμακο ή να προβεί σε βιοψία της περιοχής. Συνεπώς η μέθοδος αυτή στερείται ακόμη τη δυνατότητα άμεσης και αυτόνομης θεραπείας (Vasilakakis et al., 2019).

Ένα επιπρόσθετο γεγονός που απασχολεί την επιστημονική κοινότητα είναι η διάρκεια ζωής της μπαταρίας. Μια μπαταρία που είναι ενσωματωμένη στη μικροκάψουλα είναι περιορισμένης ισχύος και χρόνου γεγονός που οφείλεται στο μικρό μέγεθός της. Αυτό δημιουργεί διάφορα προβλήματα εφόσον η μπαταρία μπορεί να σβήσει πριν την έγκαιρη ολοκλήρωση της εξέτασης. Κάτι τέτοιο όμως μπορεί να φέρει ολιστικά αποτελέσματα καθώς θα οδηγούσε σε αναξιόπιστο ή ελλιπή προσδιορισμό αποτελεσμάτων της κατάστασης του λεπτού εντέρου.

### **2.7.3.4 Περιορισμοί**

Αξίζει να αναφερθεί πως οι ενδοσκοπικές κάψουλες δεν συνιστανται κατά τη διάρκεια της κύησης ή σε άτομα που πάσχουν από στένωση του λεπτού εντέρου, από σύνδρομο εντερικής ψευδοαπόφραξης καθώς και σε ασθενείς με καρδιακό βηματοδότη. Η διέλευση της κάψουλας είναι πιο δύσκολη όταν παρουσιάζεται στένωση του εντερικού αυλού καθώς υπάρχει κίνδυνος να εγκλωβιστεί με αποτέλεσμα την άμεση ανάγκη για χειρουργείο. Επίσης σε άτομα με καρδιακό απινιδωτή δεν προτείνεται η χρήση ενδοσκοπικής κάψουλας γιατί οι ραδιοσυχνότητες που εκπέμπει για να μεταφέρει σήμα στις εξωτερικές συσκευές ψηφιακής καταγραφής υπάρχει υψηλή πιθανότητα να δημιουργήσουν παρεμβολές στην λειτουργία της συσκευής (Π.Κέκος, 2014).

### **2.7.4 Τεχνικές αύξησης της απόδοσης κατά τη χρήση της ενδοσκοπικής κάψουλας**

Βελτιώνοντας την ποιότητα των εικόνων προκύπτει ένα θετικό αποτέλεσμα για τη διαγνωστική ικανότητα της μεθόδου χρήσης της ενδοσκοπικής κάψουλας. Τέτοιου είδους βελτιώσεις θα μπορούσαν να περικλείουν τεχνικές για ταχύτερη συλλογή και αποστολή των εικόνων προς επεξεργασία. Η καλύτερη χρονική απόδοση είναι δυνατό να επιτευχθεί με την απομάκρυνση ορισμένων περιττών εικόνων που δεν φέρουν κάποια συγκεκριμένη ή σημαντική πληροφορία πριν την επεξεργασία αυτών (Vasilakakis et al., 2019). Κατά αυτόν τον τρόπο απαιτείται ένα αρχικό φιλτράρισμα των εικόνων με

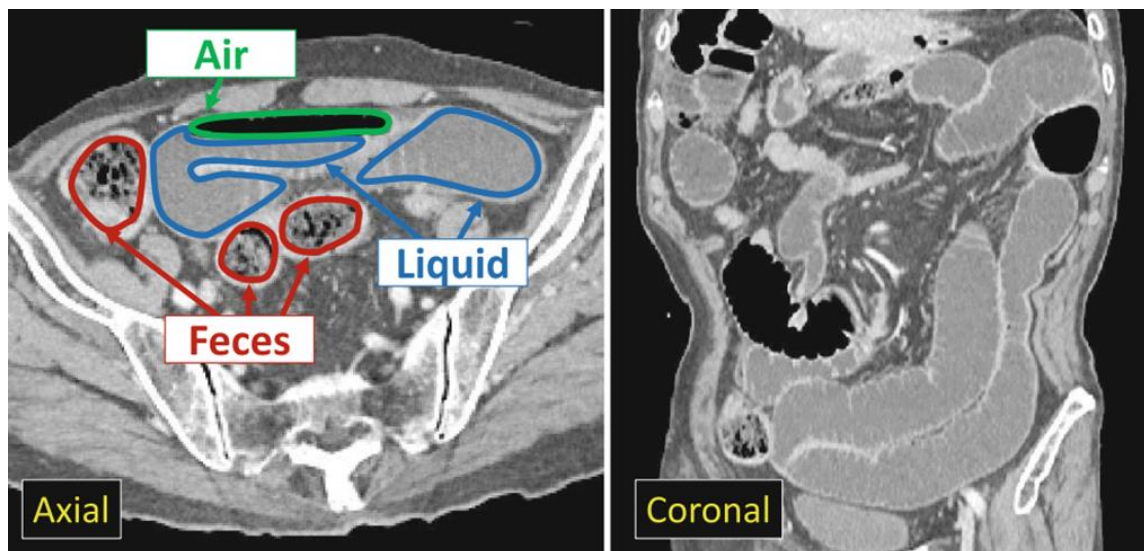
σκοπό τη διαπίστωση για το αν πληρούν τα κριτήρια ώστε να υποστούν περαιτέρω επεξεργασία και ανάλυση.

Η αξιοπιστία των εικόνων επηρεάζεται επίσης και από την κατάσταση του εντέρου. Υπολείμματα και άλλα περιττά στοιχεία στο έντερο (π.χ. κόπρανα) μπορούν να χαλάσουν την ποιότητα της εικόνας. Για αυτό είναι απαραίτητος ο καθαρισμός του εντέρου κάτι το οποίο επιτυγχάνεται με λήψη καθαρτικών από τον ασθενή (Riccioni, 2012).

Όσο αναφορά την επίτευξη της επιτυχούς τοποθέτησης της κάψουλας μέσα στο λεπτό έντερο για την ακριβή ανίχνευση των ανωμαλιών υπάρχουν ορισμένες, επικουρικές τεχνικές. Αυτές έχουν τη δυνατότητα να στέλνουν ηλεκτρομαγνητικά σήματα, μαγνητικά σήματα ή σήματα ραδιοσυχνοτήτων (Koulaouzidis et al., 2015), (Than et al., 2012). Άλλες τεχνικές εμπλέκουν την αξονική τομογραφία και την τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων στοχεύοντας στην ακριβή εύρεση θέσης των παθολογικών στοιχείων (Omori et al., 2015), (Than et al., 2019). Με αυτόν τον τρόπο όμως επιβαρύνουν τον εξεταζόμενο με ραδιενέργεια και έχουν αρνητικά αποτελέσματα για την υγεία του ασθενούς.

### 3 Σκοπός έρευνας

Υστερα από ενδελεχή βιβλιογραφική ανασκόπηση, παρατέθηκε παραπάνω πληθώρα μελετών μέσω των οποίων καθίσταται ορατή η χρησιμότητα της προσομοίωσης ιατρικών διαδικασιών με σκοπό την βελτιστοποίηση των διαγνώσεων. Ωστόσο οι προσομοιώσεις διαδικασιών που σχετίζονται με το έντερο, όπως η ενδοσκόπηση, απαιτούν την ύπαρξη τρισδιάστατων μοντέλων εντέρου. Τα εξατομικευμένα μοντέλα προκύπτουν από τμηματοποιημένες εικόνες οι οποίες απεικονίζουν το αντικείμενο ενδιαφέροντος. Αυτό φανερώνει την επιτακτική ανάγκη επίλυσης του προβλήματος τμηματοποίησης του εντέρου καθώς το έντερο είναι ένα από τα όργανα της κοιλιακής χώρας το οποίο έχει μελετηθεί λιγότερο σε σχέση με τα υπόλοιπα. Κάτι τέτοιο προκύπτει εύλογα και από την έρευνα που έγινε καθώς οι βιβλιογραφικές αναφορές ως προς την αυτοματοποιημένη τμηματοποίηση του εντέρου από εικόνες αξονικής τομογραφίας είναι περιορισμένες. Αυτό συμβαίνει διότι το έντερο έχει ακανόνιστο σχήμα και περίπλοκη διαμόρφωση σχηματίζοντας πολλαπλούς, πολύπλοκους βρόχους κατά μήκος της κοιλιακής χώρας, κάτι που δυσχεραίνει τη διερεύνησή του. Επιπροσθέτως ανάλογα με το διαφορετικό του περιεχόμενο (αέρας, υγρά, περιττώματα) απεικονίζεται διαφορετικά στις εικόνες αξονικής τομογραφίας όπως φαίνεται και στο Σχήμα 7.



Σχήμα 7. Απεικόνιση του εντέρου ανάλογα με το διαφορετικό περιεχόμενό του (Oda et al., 2019)

Επομένως, γίνεται αντιληπτό πως τα διάφορα συστατικά του εντέρου διαφοροποιούν την απεικόνισή του με αποτέλεσμα να είναι επιθυμητή η τμηματοποίηση μιας δομής τριών διαφορετικών μορφών. Σύμφωνα με το Σχήμα 7, οι μαύρες περιοχές αντιπροσωπεύουν τον αέρα που περιέχεται στο έντερο ενώ αυτές με την πορώδη απεικόνιση, τα περιττώματα τα οποία έχουν έντονες ακμές προσδίδοντας στο σχήμα ασαφή χαρακτηριστικά. Τα στοιχεία της εικόνας με τις απαλές αποχρώσεις του γκριζου παριστάνουν τα υγρά περιεχόμενα του εντέρου. Ωστόσο στις εικόνες αξονικής τομογραφίας υπάρχει πολύ χαμηλή αντίθεση και παρόμοια κατανομή έντασης όσο αφορά τα στοιχεία του εντέρου συγκριτικά

με τα άλλα όργανα που απαρτίζουν την κοιλιακή χώρα. Το έντερο συγκεκριμένα εμφανίζει και υψηλή εγγύτητα με τα άλλα όργανα (όπως μυς, αγγείο, νεφροί και ήπαρ) καθιστώντας την τμηματοποίησή του ακόμη πιο δύσκολη. Επίσης ο μεγάλος όγκος των δεδομένων σε μια εξέταση αξονικής τομογραφίας έχει ως συνέπεια την παραγωγή μιας ακολουθίας εικόνων και σε κάθε μια από αυτές το έντερο εμφανίζεται διαδοχικά σε άλλη θέση. Άλλο ένα στοιχείο που αξίζει να αναφερθεί είναι και η αλλοίωση της δομής του εντέρου σε περίπτωση κάποιας σχετικής με αυτό ασθένειας. Πληθώρα ασθενειών του εντέρου προκαλούν σοβαρά προβλήματα υγείας στον ασθενή καταστρέφοντας την δομή του εντέρου και καθιστώντας την τμηματοποίησή του ακόμη πιο δύσκολη υπόθεση. Επομένως η ασάφεια που υπάρχει στα όρια του κάθε οργάνου λόγω χαμηλής αντίθεσης, η διαφορετική θέση και απεικόνιση ανάλογα με το περιεχόμενο όπως και το ακανόνιστο σχήμα καθιστούν το έντερο περιοχή στην οποία τα όρια είναι πολύ δύσκολο να τμηματοποιηθούν.

Ποικίλες έρευνες, χρησιμοποιούν νευρωνικά δίκτυα και πλησιάζουν στην εύρεση πιθανών λύσεων για την τμηματοποίηση του εντέρου. Ωστόσο τέτοιες τεχνικές είναι ιδιαίτερα κοστοβόρες, χρονοβόρες και υπολογιστικά πολύπλοκες. Υπάρχουν περιπτώσεις ασθενών για τους οποίους αποτελεί άμεση ανάγκη η διάγνωση και γρήγορη λήψη αποφάσεων από τους γιατρούς. Παρόλα αυτά τις περισσότερες φορές δεν υπάρχει ομοφωνία μεταξύ των επιστημόνων υγείας ως προς την αξιολόγηση μιας βλάβης που προκαλείται από κάποια ασθένεια. Συγκεκριμένα, στη παθολογία του εντέρου περιλαμβάνονται ποικίλες επώδυνες ασθένειες οι οποίες απαιτούν συστηματική παρακολούθηση, έγκαιρη διάγνωση και άμεση αντιμετώπιση. Είναι σημαντικό να σημειωθεί πως η τμηματοποίηση διαδραματίζει ενισχυτικό ρόλο στην υποβοηθούμενη διάγνωση. Ακόμη, μέσω της τμηματοποίησης του εντέρου παρέχεται η δυνατότητα ανακατασκευής της γεωμετρίας του συμβάλλοντας στις αναλυτικές μελέτες των γιατρών οι οποίες καθιστούν εφικτή την εξερεύνηση πληθώρας λεπτομερειών υπό το πρίσμα της παρατήρησης μιας τρισδιάστατης δομής. Τα εξατομικευμένα τρισδιάστατα μοντέλα, παρουσιάζουν ακριβή ατομικά χαρακτηριστικά και είναι ιδιαίτερα χρήσιμη κυρίως για νέους επαγγελματίες υγείας ως ένα εργαλείο εξάσκησης.

Παρόλα αυτά, κατασκευάζοντας ένα τρισδιάστατο μοντέλο, καθίσταται εφικτή και η εκπλήρωση του τελικού σκοπού που θέτει η παρούσα εργασία ο οποίος σχετίζεται με την προσομοίωση της διαδικασίας ενδοσκόπησης. Η ενδοσκόπηση, όπως αναλύεται στην §2.7 είναι μια ιατρική διαδικασία εξέτασης του εντέρου κατά την οποία ο ασθενής καταπίνει μια μικροκάψουλα και αυτή πλοηγείται στο έντερο καταγράφοντας σε βίντεο την πορεία της. Η προσομοίωση της συμβάλλει τόσο στη βελτιστοποίηση των χαρακτηριστικών της ασύρματης κάψουλας όσο και των διαγνωστικών μεθόδων. Για αυτό, η αυτόματη τμηματοποίηση του εντέρου αποτελεί πρωταρχικό και ακρογωνιαίο λίθο για την πραγματοποίηση έγκυρων και άμεσων διαγνώσεων που στόχο έχουν την αξιολόγηση του τραύματος της ασθένειας και την ίαση αυτής κατά τω δύναμιν. Έτσι η σημασία της τμηματοποίησης εντοπίζεται στο διαχωρισμό και την απομόνωση του αντικειμένου ενδιαφέροντος δηλαδή του εντέρου από όλα τα υπόλοιπα όργανα της

κοιλιακής χώρας για την δημιουργία ενός τρισδιάστατου μοντέλου το οποίο χρησιμοποιείται για την πραγματοποίηση προσομοιώσεων ιατρικών διαδικασιών.

Λαμβάνοντας όλα αυτά τα στοιχεία υπόψιν, δεδομένης της δυσκολίας τμηματοποίησης του εντέρου η παρούσα εργασία προτείνει έναν καινοτόμο τρόπο αυτοματοποιημένης ‘αντίστροφης τμηματοποίησης’. Εφόσον η αμιγής τμηματοποίηση του εντέρου αποτελεί μεγάλη πρόκληση αλλά επιτακτική ανάγκη για τον επιστημονικό τομέα κρίθηκε σκόπιμη η ανάπτυξη μιας μεθοδολογίας που στοχεύει στην τμηματοποίηση όλων των άλλων στοιχείων της εικόνας της κοιλιακής χώρας. Επειδή η τμηματοποίηση του εντέρου είναι τόσο πολύπλοκη, καθίσταται ευκολότερα εφικτή η τμηματοποίηση των άλλων οργάνων ξεχωριστά και η σταδιακή αφαίρεσή τους από την εικόνα. Κατά αυτόν τον τρόπο, το εκάστοτε όργανο τμηματοποιείται και αφαιρείται από την εικόνα διαδοχικά με αποτέλεσμα το εναπομένον τμήμα να αντιπροσωπεύει το έντερο χωρίς αυτό να έχει υποστεί στην ουσία καμία άμεση τμηματοποίηση. Παρακάτω στο Κεφάλαιο 4 ακολουθεί η ακριβής περιγραφή της μεθοδολογίας που εφαρμόστηκε για την ανάπτυξη του αλγορίθμου τμηματοποίησης όπως και τα βήματα ανακατασκευής γεωμετρίας μετά την εξαγωγή τμηματοποιημένων εικόνων εντέρου. Την δημιουργία του τρισδιάστατου μοντέλου ακολουθεί η περιγραφή της προσομοίωσης της διαδικασίας ενδοσκόπησης με μικροκάψουλα που έγινε χρησιμοποιώντας το 3D μοντέλο του εντέρου. Μεταβαίνοντας στα Κεφάλαια 5,6 και 7 ακολουθούν τα αποτελέσματα, συμπεράσματα και συζήτηση της έρευνας στα οποία εμπεριέχονται και συγκρίσεις της ανακατασκευασμένης γεωμετρίας που προέκυψε από την προτεινόμενη μέθοδο με 4 μοντέλα που δημιουργήθηκαν από κοινές μεθόδους τμηματοποίησης.

## 4 Μεθοδολογία

Εξετάζοντας τα απεικονιζόμενα στοιχεία που απαρτίζουν την κοιλιακή χώρα στις εικόνες αξονικής τομογραφίας και απαιτείται να τμηματοποιηθούν, παρατηρήθηκαν αυτά να είναι το λίπος, τα κόκαλα, το ήπαρ, οι μύες, οι νεφροί και ορισμένα διάσπαρτα αγγεία. Το λίπος της κοιλιακής χώρας έχει μια απόχρωση του σκούρου γκριζου καθώς αποτελεί τον πιο μαλακό ιστό της και απορροφά την λιγότερη ακτινοβολία. Κατά συνέπεια, οι τιμές της έντασης στο λίπος διαφέρουν αρκετά σε σχέση με τα υπόλοιπα στοιχεία γεγονός που το καθιστά εύκολα τμηματοποιήσιμο. Για αυτό τον λόγο, για το λίπος επιλέχθηκε η τεχνική τμηματοποίησης του αυτόματου κατωφλιού με τον αλγόριθμο του Otsu. Η ίδια τεχνική εφαρμόζεται και για την τμηματοποίηση των οστών τα οποία είναι τα πιο συμπαγή στοιχεία της εικόνας με αποτέλεσμα να απορροφούν την περισσότερη ακτινοβολία κατά της διάρκεια εξέτασης της αξονικής τομογραφίας. Αυτό πρακτικά σημαίνει πως φαίνονται εντελώς άσπρα κάτι που τους προσδίδει το χαρακτηριστικό της εύκολης ανίχνευσης μεταξύ των άλλων στοιχείων της εικόνας της κοιλιακής χώρας. Έτσι επιλέχθηκε και για την τμηματοποίηση των οστών ο αλγόριθμος κατωφλίωσης του Otsu. Στη συνέχεια χρησιμοποιώντας τον αλγόριθμο του ανάπτυξης περιοχής (Region Growing) τμηματοποιήθηκαν το ήπαρ και ο σπλήνας που έχουν παρόμοιες τιμές έντασης μεταξύ τους και σχετικά πιο διακριτά όρια από τα υπόλοιπα στοιχεία. Η αρχικοποίηση των συντεταγμένων ενός σημείου για το εκάστοτε όργανο γίνεται αυτόματα με ανθρώπινη παρέμβαση ύστερα από εμπειρική παρατήρηση και δοκιμή πολλαπλών τιμών. Παρόλα αυτά το αρχικό σημείο που καλείται αλλιώς και σπόρος (seed) ορίζεται μία μόνο φορά για όλη την ακολουθία των εικόνων. Επιπροσθέτως, φίλτρα μέσης τιμής καθώς και μορφολογικά φίλτρα χρησιμοποιήθηκαν για βελτίωση της αντίθεσης της εικόνας και την απαλοιφή των ατελειών αντίστοιχα. Έτσι με την χρήση μορφολογικών φίλτρων επιτυγχάνεται και η ικανοποιητική τμηματοποίηση ποικίλων μικρών δομών όπως τα αγγεία και οι φλέβες που απεικονίζονται τελικά ως ορισμένες μικρές κουκίδες. Στη πορεία τμηματοποιούνται οι νεφροί με τη μέθοδο Γεωδαιτικών Ενεργών Περιγραμμάτων (Geodesic Active Contours) χρησιμοποιώντας ως μάσκα το αποτέλεσμα της τμηματοποίησης της προηγούμενης εικόνας κατά την εξέλιξη της ακολουθίας των εικόνων στη συλλογή δεδομένων. Ωστόσο με την υλοποίηση των διάφορων αλγορίθμων και την εφαρμογή φίλτρων παρατηρήθηκε η απώλεια πληροφορίας του εντέρου που σχετιζόταν με τα σημεία που αντιπροσώπευαν τον αέρα σε αυτό. Για το λόγο τα σημεία αυτά απομονώθηκαν με τη χρήση αυτόματου κατωφλιού (Auto Threshold) και προστέθηκαν στο τέλος στην εικόνα. Το τελευταίο και δυσκολότερο τμήμα της μεθοδολογίας όμως αποτέλεσαν οι μύες της κοιλιακής χώρας. Οι τιμές έντασης και υψής αυτών των δομών είναι παρόμοιες και πολύ κοντά με αυτές του εντέρου σε διάφορα σημεία. Επιπροσθέτως, η αλλαγή της θέσης των στοιχείων μέσα στην ακολουθία των εικόνων της συλλογής δεδομένων δυσχεραίνουν κατά πολύ την τμηματοποίηση. Το πρόβλημα αυτό αντιμετωπίστηκε με τη χρήση των Ενεργών Περιγραμμάτων Χωρίς Ακμές (Active Contours Without Edges) (Chan & Vese, 2001), μια τεχνική με ιδιαίτερη ευαισθησία στα δυσδιάκριτα όρια. Τελικά μετά από την αφαίρεση και των μύων από την εικόνα το εναπομένον τμήμα

αντιστοιχεί στο έντερο έχοντας εξασφαλίσει την επιτυχή τμηματοποίηση όλων των διαφορετικών μορφών απεικόνισης ανάλογα με το περιεχόμενό του. Τα βήματα της προτεινόμενης μεθόδου περιγράφονται αναλυτικά και σχηματικά στην §4.1 ενώ επιγραμματικά είναι τα εξής:

- Βήμα 1<sup>ο</sup> : Ανάγνωση των όλων των εικόνων της βάσης
- Βήμα 2<sup>ο</sup> : Εφαρμογή φίλτρου μέσης τιμής για εξομάλυνση της αρχικής εικόνας
- Βήμα 3<sup>ο</sup>: Χρήση του αλγορίθμου του Otsu στην εικόνα του 2<sup>ου</sup> βήματος για τμηματοποίηση λίπους. Αφαίρεση αυτού από την 2<sup>η</sup> εικόνα. (βλ. Σχήματα 8,9,10 β)
- Βήμα 4<sup>ο</sup>: Εφαρμογή φίλτρου συνέλιξης της εικόνας με έναν πίνακα συσχέτισης στην 3<sup>η</sup> εικόνα και σε αυτήν χρήση του αλγορίθμου Otsu για την τμηματοποίηση των οστών. Αφαίρεση αυτών από την 3<sup>η</sup> εικόνα.
- Βήμα 5<sup>ο</sup> : Εφαρμογή του αλγορίθμου ανάπτυξης περιοχής στην 4<sup>η</sup> με σκοπό την τμηματοποίηση και την τελική αφαίρεση του ήπατος και της σπλήνας.
- Βήμα 6<sup>ο</sup> : Χρήση μορφολογικών φίλτρων στην 5<sup>η</sup> εικόνα για εξάλειψη ατελειών.
- Βήμα 7<sup>ο</sup> : Εφαρμογή Γεωδαιτικών Ενεργών Περιγραμμάτων για τμηματοποίηση των νεφρών από την 6<sup>η</sup> εικόνα. Χρήση μιας αρχικής μάσκας για την πρώτη εικόνα της βάσης. Στη συνέχεια ως μάσκα χρησιμοποιούνται η εικόνα που ανάκλυτε από την τμηματοποίησης της προηγούμενης δημιουργώντας μια ‘κυκλικότητα’ στον αλγόριθμο. Αφαίρεση των νεφρών από την εικόνα του 6<sup>ου</sup> βήματος.
- Βήμα 8<sup>ο</sup> : Χρήση αυτόματου κατωφλίου με βάση την παρατήρηση του ιστογράμματος για τμηματοποίηση των μαύρων σημείων που αντιπροσωπεύουν τον αέρα στο έντερο και προσθήκη αυτών στην 7<sup>η</sup> εικόνα.
- Βήμα 9<sup>ο</sup> : Εφαρμογή των Ενεργών Περιγραμμάτων Χωρίς Ακμές στην 8<sup>η</sup> εικόνα με σκοπό την τμηματοποίηση των κοιλιακών μυών. Αφαίρεση αυτών από την εικόνα. Το εναπομένον τμήμα αντιπροσωπεύει το έντερο και με τις 3 διαφορετικές μορφές απεικόνισής του χωρίς να έχει υποστεί ουσιαστικά το ίδιο άμεση τμηματοποίηση.

Η πραγματοποίηση ακριβούς τμηματοποίησης μέσω των βημάτων της προτεινόμενης μεθόδου ήταν ένας τρόπος επίτευξης της ανακατασκευής της γεωμετρίας του εντέρου, μια διαδικασία που απαιτεί τμηματοποιημένες εικόνες στις οποίες απεικονίζεται μόνο το επιθυμητό αντικείμενο. Η ανακατασκευή γεωμετρίας για τις τρεις συλλογές δεδομένων έγινε στο ITK-SNAP (βλ. §2.6) και με βάση τις τμηματοποιημένες εικόνες που προέκυψαν χρησιμοποιώντας τέσσερις κλασικούς αλγορίθμους τμηματοποίησης του λογισμικού που είναι η Αυτόματη Κατωφλίωση (Auto Threshold), ο Αλγόριθμος Μεγιστοποίησης Προσδοκίας (Expectation Maximization), ο Αλγόριθμος Τυχαίων Δασών (Random Forest) και η Προσέλκυση Ακμών με βάση την κλίση (Edge Attraction). Στόχος αυτού του βήματος είναι η απόκτηση μοντέλων από ένα αξιόπιστο λογισμικό, για την πραγματοποίηση συγκρίσεων με το μοντέλο της προτεινόμενης μεθόδου και κατά συνέπεια την αξιολόγηση της απόδοσής της. Δυστυχώς δεν υπήρχαν διαθέσιμα επισημειωμένα δεδομένα (ground truth) από κάποιον ειδικό για να γίνει η



αξιολόγηση της μεθόδου. Συνεπώς, μοναδικό μέτρο αξιολόγησης αποτέλεσαν οι τρισδιάστατες γεωμετρικές που δημιουργήθηκαν μέσω του ITK-SNAP.

Το τρίτο μέρος της εργασίας περιλαμβάνει μια προκαταρκτική προσπάθεια προσομοίωσης της διαδικασίας της ενδοσκοπησης με τη χρήση ρομποτικής κάψουλας εντός εικονικού περιβάλλοντος εντέρου. Η προσομοίωση έγινε στο εικονικό περιβάλλον του Webots στο οποίο εισάχθηκε ένα τρισδιάστατο μοντέλο εντέρου και μέσα σε αυτό μια ρομποτική κάψουλα. Παρακάτω ακολουθούν περιγραφικά οι ανάλυση όλων των βημάτων που έγιναν για την επίτευξη των αντίστοιχων αποτελεσμάτων καθώς και ποικίλες εικόνες για καλύτερη κατανόηση του περιεχομένου

#### 4.1.Τμηματοποίηση

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως η προτεινόμενη μέθοδος τμηματοποίησης του εντέρου καλείται «αντίστροφη τμηματοποίηση» και αποτελείται από διαδοχικά βήματα. Σε κάθε βήμα γίνεται η τμηματοποίηση ενός από τα πέντε στοιχεία των εικόνων της κοιλιακής χώρας και η σταδιακή αφαίρεση αυτών από την εικόνα που προκύπτει κάθε φορά με αποτέλεσμα τα στοιχεία της εικόνας συνεχώς να μειώνονται έως ότου παραμείνει μόνο το έντερο.

1. Αρχικά , εφαρμόζεται ένα φίλτρο μέσης τιμής για εξομάλυνση της εικόνας και μείωση του θορύβου. Το φίλτρο μέσης τιμής αντικαθιστά τη φωτεινότητα κάθε εικονοστοιχείου με τη μέση φωτεινότητα μιας  $N$  γειτονιάς με αποτέλεσμα την μείωση της μεταβλητότητας τοπικά στο εκάστοτε εικονοστοιχείο και τελικά τη θάμπωση της εικόνας (Παπαμάρκος, 2015). Έστω  $I$  η εικόνα με  $(i,j)$  το εικονοστοιχείο,  $N$  η γειτονιά αυτού,  $M$  το πλήθος των εικονοστοιχείων της γειτονιάς η οποία αντικαθιστά τα pixels με βάση τη σχέση:

$$I'(i,j) = \frac{1}{M} \sum_{(x,y) \in N} I(x,y) \quad (2)$$

2. Μετά την βελτίωση της αντίθεσης εφαρμόζεται ο αλγόριθμος του Otsu (βλ. 2.5.) με σκοπό την τμηματοποίηση του λίπους. Ο αλγόριθμος αυτός βρίσκει το βέλτιστο κατώφλι χωρίζοντας τα εικονοστοιχεία της εικόνας σε δύο ομάδες  $C_0$  και  $C_1$  και με βάση τις σκοτεινές και φωτεινές αποχρώσεις του ιστογράμματος μεγιστοποιεί τη διακύμανση μεταξύ τους. Έστω επομένως στο επίπεδο  $k$  του ιστογράμματος,  $\omega(k)$  η πιθανότητα ένα εικονοστοιχείο να ανήκει στην  $C_0$  και  $1 - \omega(k)$  η πιθανότητα να ανήκει στην  $C_1$ . Έστω  $\mu(k)$  το κέντρο βάρους του ιστογράμματος στο επίπεδο  $k$  και  $\mu_L$  το κέντρο βάρους όλου του ιστογράμματος. Η μεγιστοποίηση της διακύμανσης που δίνεται από την παρακάτω σχέση οδηγεί στην εύρεση του βέλτιστου κατωφλίου (Otsu, 1979).

$$\sigma_B^2 = \frac{[\mu_L(\omega(k)) - \mu(k)]^2}{\omega(k)[1 - \omega(k)]} \quad (3)$$

Ωστόσο, ο αλγόριθμος του Otsu χρησιμοποιήθηκε δύο φορές με σκοπό την τμηματοποίηση δυο διαφορετικών δομών, του λίπους και των οστών. Κατά αυτόν τον τρόπο παράχθηκαν δύο διαφορετικά κατώφλια από τον ίδιο αλγόριθμο καθώς εισάχθηκαν σε αυτόν δυο διαφορετικές εικόνες.

3. Με σκοπό την τμηματοποίηση του λίπους χρησιμοποιήθηκε ως είσοδος μια εικόνα βελτιωμένης αντίθεσης μέσω του μέσου (median) φίλτρου όπως περιγράφηκε παραπάνω. Αφού τμηματοποιήθηκε και αφαιρέθηκε το λίπος από την αρχική εικόνα, στην εικόνα που προέκυψε εφαρμόστηκε ένα φίλτρο που την συνελίσσει με έναν πίνακα συσχέτισης  $H$  με βάση την παρακάτω σχέση. Τα  $\{b_i\}$  και  $\{a_i\}$  είναι οι συντελεστές του φίλτρου, τα  $m$  και  $n$  δηλώνουν την τάξη του φίλτρου ενώ τα  $Z$  δηλώνουν τον μεσχηματισμό- $z$  που εφαρμόζεται και  $H$  είναι το παραγόμενο αποτέλεσμα (Viswanathan, 2010):

$$H(Z) = \frac{b_0 + b_1Z^{-1} + b_2Z^{-2} + b_nZ^{-n}}{a_0 + a_1Z^{-1} + a_2Z^{-2} + a_mZ^{-m}} \quad (4)$$

Με βάση την εφαρμογή του φίλτρου και έπειτα την χρήση του αλγορίθμου Otsu βρέθηκε ένα διαφορετικό κατώφλι με το οποίο εντοπίζονται τα οστά. Με αφαίρεση αυτών από την προηγούμενη εικόνα προκύπτει μια νέα εικόνα από την οποία απουσιάζουν τα οστά και το λίπος.

4. Σε αυτήν εφαρμόζονται εκ νέου τα μορφολογικά φίλτρα με σκοπό την απαλοιφή ατελειών που ενδέχεται να έχουν περισσέψει κατά την αφαίρεση των δυο προαναφερθέντων στοιχείων. Στα μορφολογικά φίλτρα ανήκουν η διάβρωση (erosion), η διαστολή (dilation) και με βάση αυτά το άνοιγμα (opening) και το κλείσιμο (closing). Η διάβρωση αντικαθιστά την τιμή κάθε εικονοστοιχείου με την ελάχιστη τιμή της γειτονιάς ενώ η διαστολή με τη μέγιστη. Το άνοιγμα και το κλείσιμο είναι βασισμένα στα δύο πρώτα με το άνοιγμα να ορίζεται ως η διαστολή μιας διαβρωμένης εικόνας ενώ το κλείσιμο ως η διάβρωση μιας διεσταλμένης εικόνας. Η αντικατάσταση που συμβαίνει ακολουθεί τους κανόνες της συνέλιξης καθώς χρησιμοποιείται μια δυαδική μάσκα η οποία σαρώνει την εικόνα ανά εικονοστοιχείο, συνελίσσεται και ανάλογα με τις τιμές που φέρει αποφασίζεται και ποιοι γείτονες θα ληφθούν υπόψη επηρεάζοντας το αποτέλεσμα (Anter & Hassenian, 2019).

5. Έπειτα από την απομάκρυνση κάποιων ατελειών στην εικόνα, εφαρμόζεται ο αλγόριθμος ανάπτυξης περιοχής μέσω του οποίου καθίσταται επιτυχής η τμηματοποίηση των δυο μεγάλων οργάνων της κοιλιακής χώρας τα οποία έχουν παρόμοιες εντάσεις μεταξύ τους, δηλαδή του σπλήνα και του ήπατος. Ο αλγόριθμος ανάπτυξης περιοχής βασίζεται σε γεωμετρικά χαρακτηριστικά χωρίζοντας την εικόνα σε διαφορετικές περιοχές με βάση τις αποχρώσεις. Τα σημεία αρχικοποίησης των περιοχών καλούνται “σπόροι” και αποτελούν εναρκτήρια σημεία για την ανάπτυξη περιοχών και την υλοποίηση συγκρίσεων με βάση τα κριτήρια ομοιότητας. Στην ουσία ο αλγόριθμος ξεκινάει από ένα σημείο και έπειτα συγκρίνει τις τιμές των γειτονικών εικονοστοιχείων με αυτές του σπόρου. Τα γεωμετρικά κριτήρια ομοιότητας για την ανάπτυξη των περιοχών ορίζονται από την παρακάτω σχέση στην οποία  $D$  είναι το πλήθος των ασθενών εικονοστοιχείων,  $P_i$  και  $P_j$  είναι οι παράμετροι των  $R_i$  και  $R_j$  που είναι οι περιοχές ενώ το  $\xi$  ελέγχει το μέγεθος των περιοχών (Παπαμάρκος, 2015).

$$\frac{D}{\min(P_i, P_j)} > \xi \quad (5)$$

Στον αλγόριθμο της παρούσας εργασίας ως μέτρο ομοιότητας χρησιμοποιήθηκε η διαφορά της τιμής έντασης ενός εικονοστοιχείου με την μέση ένταση της περιοχής (Dirk-Jan Kroon, 2021). Το εικονοστοιχείο με τη μικρότερη υπολογισμένη διαφορά αποδίδεται στην περιοχή η οποία μεγαλώνει μέχρι η διαφορά έντασης μεταξύ της μέσης περιοχής και του νέου εικονοστοιχείου να γίνει μεγαλύτερη από ένα συγκεκριμένο όριο που έχει οριστεί εξ αρχής. Αφού τμηματοποιηθούν και αυτά τα δύο όργανα ξεχωριστά έχοντας διαφορετικούς σπόρους το καθένα αλλά διατηρώντας αυτούς για όλο την βάση των εικόνων, γίνεται πρόσθεση των αποτελεσμάτων τους και εκ νέου αφαίρεση του αθροίσματος από την εικόνα που είχε προκύψει προηγουμένως. Επομένως έχει επιτευχθεί όπως φαίνεται και στις εικόνες παρακάτω η αφαίρεση του λίπους, των οστών, του σπλήνα, του ήπατος και των αγγείων-φλεβών.

6. Στη συνέχεια με τη χρήση της μεθόδου των Γεωδαιτικών Ενεργών Περιγραμμάτων επιτυγχάνεται η τμηματοποίηση των νεφρών που αποτελεί ένα αρκετά δύσκολο τμήμα του αλγορίθμου καθώς οι νεφροί δεν έχουν μια συνεχή δομή, παρουσιάζουν πληθώρα ασυνεχειών και έχουν παρόμοια ένταση με τους μύες άρα και με διάφορες περιοχές του εντέρου. Ωστόσο χρησιμοποιώντας μια “κυκλική μέθοδο” των ενεργών περιγραμμάτων επιτυγχάνεται η επιτυχής τμηματοποίησή τους. Αυτό υλοποιείται αξιοποιώντας ως μάσκα αρχικοποίησης, η οποία απαιτείται από την τεχνική των Ενεργών Περιγραμμάτων, κάθε φορά το αποτέλεσμα της προηγούμενης τμηματοποιημένης εικόνας. Μόνο για την πρώτη εικόνα της βάσης ορίζεται η μάσκα αυτόματα. Στη συνέχεια, κάθε αποτέλεσμα τμηματοποίησης των νεφρών αποτελεί μάσκα για την τμηματοποίηση της επόμενης εικόνας με αποτέλεσμα η μάσκα να προσαρμόζεται με βάση την εξέλιξη της ακολουθίας των εικόνων και να μην είναι στατική. Αξιοποιείται ουσιαστικά πληροφορία που προκύπτει την τμηματοποίηση της εκάστοτε εικόνας προκειμένου να τμηματοποιηθεί η επόμενη αυξάνοντας έτσι την ευαισθησία της και προσαρμοστικότητα της μεθόδου. Με τη χρήση αυτής της διάδοσης της τμηματοποίησης, η δισδιάστατη τμηματοποίηση μιας εικόνας της βάσης μπορεί να αποβεί χρήσιμη για την τμηματοποίηση μεγάλου όγκου εικόνων, ο συνδυασμός των οποίων οδηγεί σε μια τρισδιάστατη απεικόνιση. Σε αυτό το σημείο αξίζει να αναφερθεί πως συγκεκριμένα το είδος των ενεργών περιγραμμάτων που χρησιμοποιείται είναι το Γεωδαιτικών Ενεργών Περιγραμμάτων που αναλύεται με λεπτομέρεια στο Κεφάλαιο 2. Τα Ενεργά Περιγράμματα, δεχόμενα προσεγγιστικά μια περιοχή ενδιαφέροντος προσαρμόζουν τα όρια του αρχικού περιγράμματος στο αντικείμενο που προορίζεται για τμηματοποίηση. Τα Γεωδαιτικά Ενεργά Περιγράμματα εξελίσσονται στο χρόνο σύμφωνα με τα εγγενή γεωμετρικά χαρακτηριστικά της εικόνας και έχουν την τάση να συγχωνεύονται επιτρέποντας την ταυτόχρονη ανίχνευση πολλών αντικειμένων. Ένα γεωδαιτικό περίγραμμα ουσιαστικά αντιπροσωπεύει το ελάχιστο μονοπάτι αποστάσεων μεταξύ δύο σημείων (Goldenberg et al., 1999) και συνδυάζεται με τη γενικότερη φιλοσοφία των ενεργών περιγραμμάτων που βασίζονται στην ελαχιστοποίηση της ενέργειας. Έστω  $C$  είναι το περίγραμμα,  $U$  η γεωδαιτική ροή καμπύλης,  $E$  η ενέργεια,  $L$  η Lagrangian,  $q, \lambda, m$  παραμετρικοί περιορισμοί,  $|\nabla I|$  «ανιχνευτής ακμής»,  $g: [0, +\infty]$

→  $R +$  είναι μια αυστηρά μειούμενη συνάρτηση έτσι ώστε  $g(r) \rightarrow 0$  και  $r \rightarrow \infty$ . Η παρακάτω σχέση αντιπροσωπεύει την σχετική εξίσωση των Γεωδαιτικών Ενεργών Περιγραμμάτων:

$$C(q):[0,1] \rightarrow R^2 \quad (6)$$

$$U(C) = -\lambda * g(|\nabla I(C)|)^2 \quad (7)$$

$$L(C) = \frac{m}{2} |C'| - U(C) \quad (8)$$

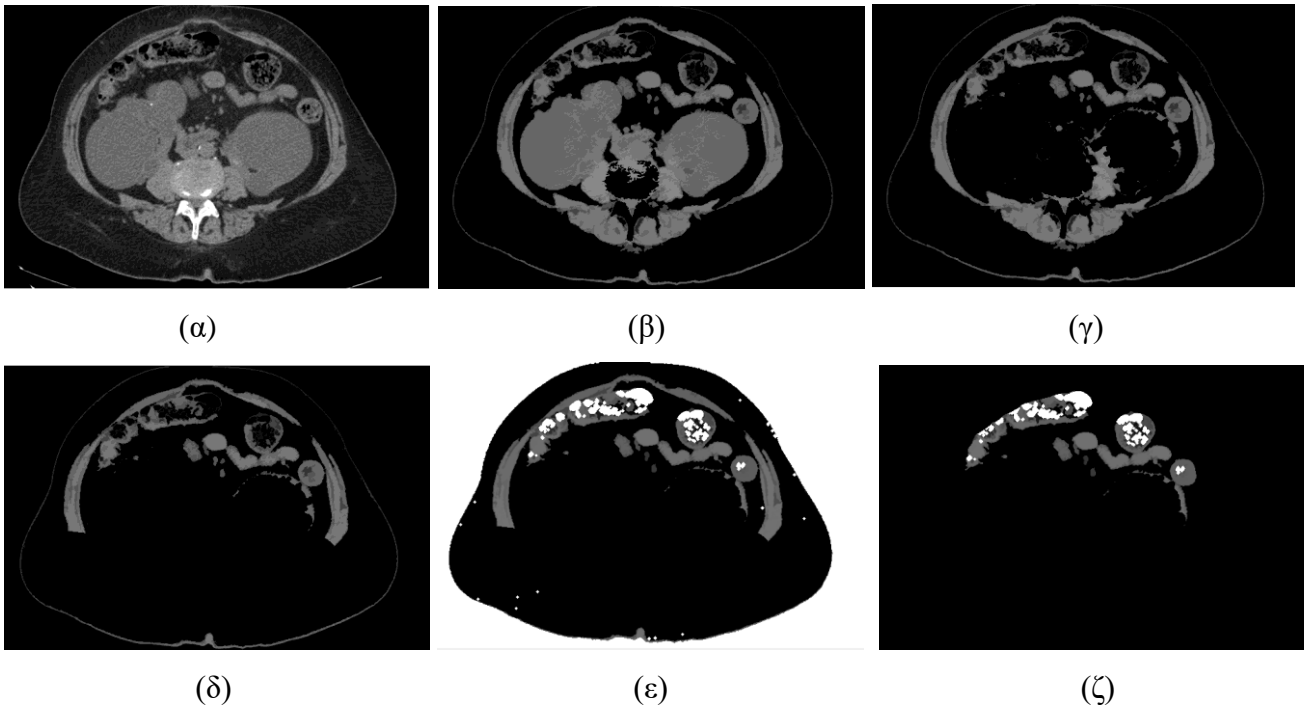
$$E(C) = \int_0^1 L(C(q))dq \quad (9)$$

7. Μετά από την τμηματοποίηση των νεφρών με την τεχνική των Γεωδαιτικών Ενεργών Περιγραμμάτων και την αφαίρεση από την εικόνα παρατηρήθηκε πως ορισμένα σημεία του εντέρου απουσιάζουν. Όπως έχει ήδη αναφερθεί παραπάνω το έντερο ανάλογα με το περιεχόμενό του έχει και διαφορετική απεικόνιση. Έτσι λοιπόν τα μαύρα σημεία που αντιπροσωπεύουν τον αέρα στο έντερο με την διαδοχική εφαρμογή ποικίλων αλγορίθμων και φίλτρων απουσιάζουν από την τελική εικόνα με αποτέλεσμα να χάνεται πληροφορία. Επομένως τα σημεία αυτά εντοπίστηκαν ξεχωριστά στην αρχική εικόνα και τέλος προστέθηκε στο έντερο. Για να εξασφαλιστεί η καλύτερη οπτικοποίηση του αποτελέσματος παρατηρήθηκε προσεκτικά η κατανομή των τιμών των αποχρώσεων στο ιστόγραμμα στο οποίο το εύρος κάθε περιοχής αντιστοιχεί σε ένα λόφο. Η κορυφή του πρώτου λόφου του ιστογράμματος αντιστοιχεί στα μαύρα σημεία που αντιπροσωπεύουν τον αέρα και με την εφαρμογή του αντίστοιχου αυτόματου κατωφλίου υλοποιείται η τμηματοποίησή τους. Στη συνέχεια τα σημεία αυτά προστίθενται στην εικόνα καθώς αποτελούν τμήμα του εντέρου.
8. Συνεχίζοντας, απομένει η τμηματοποίηση των μυών της κοιλιακής χώρας για την οποία δοκιμάστηκαν ποικίλες μέθοδοι καθώς αποτέλεσε το πιο πολύπλοκο κομμάτι της εργασίας. Οι κοιλιακοί μύες έχουν σχεδόν πανομοιότυπες τιμές έντασης με κάποια τμήματα του εντέρου με αποτέλεσμα να έχουν τις ίδια αποχρώσεις και ο διαχωρισμός τους να είναι ιδιαίτερα πολύπλοκος. Για την καλύτερη τμηματοποίηση των μυών όμως κρίθηκε απαραίτητη η εφαρμογή της τεχνικής Ενεργών Περιγραμμάτων Χωρίς Ακμές των Chan Vese (Chan & Vese, 2001) η οποία χρησιμοποιείται για τον διαχωρισμό στατιστικά διαφορετικών αλλά ομοιογενών προσκηνίων και φόντων. Όπως και παραπάνω τα ενεργά περιγράμματα δέχονται μια αρχική μάσκα και προσπαθούν να προσαρμόσουν το περίγραμμα στα όρια του αντικειμένου ενδιαφέροντος με αποτέλεσμα να επιτυγχάνεται η τμηματοποίηση των κοιλιακών μυών. Στην προκειμένη περίπτωση εντοπίζεται μια εξάρτηση σχετικά με την αρχική μάσκα των ενεργών περιγραμμάτων και την αλλαγή θέσης των στοιχείων της κοιλιακής χώρας κατά την ακολουθία των εικόνων στη βάση καθώς η μάσκα δεν προσαρμόζεται επακριβώς στα όρια του κοιλιακού τοιχώματος ωστόσο εξασφαλίζεται ένα ικανοποιητικό αποτέλεσμα που επιτρέπει τη δημιουργία ενός τρισδιάστατου αντικειμένου. Το τελικό αντικείμενο

που απομένει στην εικόνα μετά την τμηματοποίηση και των μυών αντιπροσωπεύει το έντερο. Παρακάτω ακολουθούν τα σχήματα που αντιπροσωπεύουν το τελικό αποτέλεσμα.

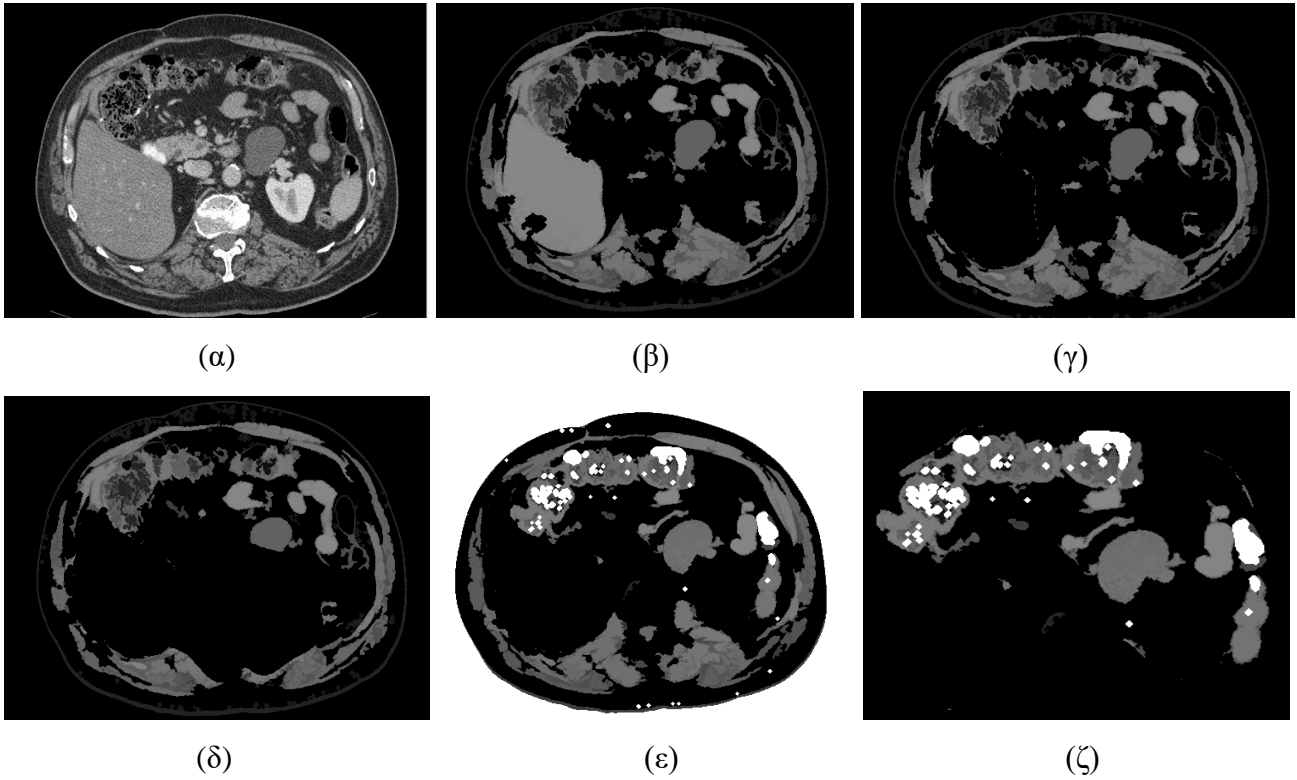
Η εικόνα που προκύπτει είναι ουσιαστικά ένα αποτέλεσμα λογικών πράξεων με συντελεστές της τμηματοποίησης κάθε στοιχείου της κοιλιακής χώρας. Όλα τα στοιχεία αφαιρούνται σταδιακά από την αρχική εικόνα και τελικά το τμήμα που περισσεύει αντιστοιχεί στο έντερο. Κατά αυτόν τον τρόπο καθίσταται εφικτή η ανακατασκευή της γεωμετρίας του εντέρου. Τα σχήματα που ακολουθούν παρουσιάζουν αναλυτικά τα βασικά βήματα της διαδικασίας για την εκάστοτε συλλογή δεδομένων επιτρέποντας την παρακολούθηση ροής της προτεινόμενης μεθοδολογίας ως προς κάθε βήμα.

- 1<sup>η</sup> Συλλογή Δεδομένων:



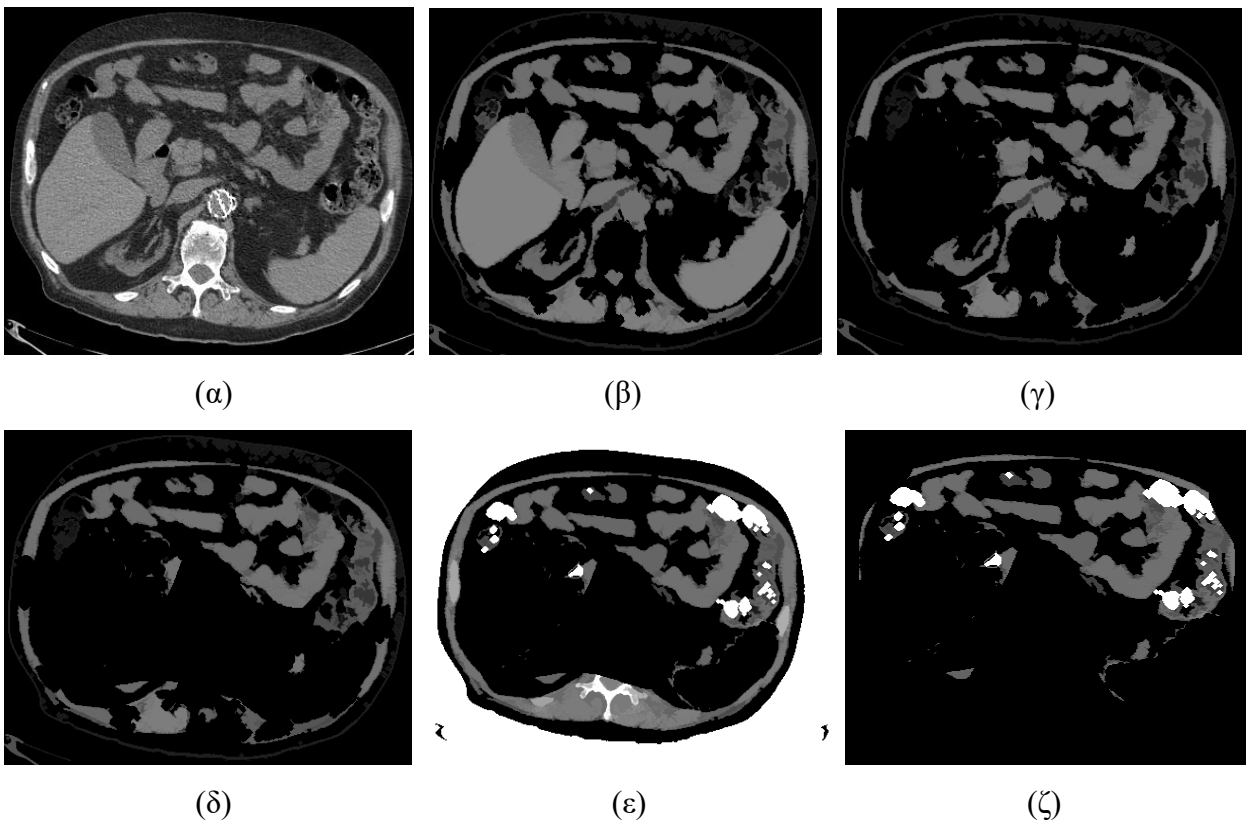
**Σχήμα 8. (α) Αρχική εικόνα από τη 1<sup>η</sup> συλλογή δεδομένων (β) Τμηματοποίηση οστών και λίπους με Otsu (γ) Τμηματοποίηση ήπατος και σπλήνα με Ανάπτυξη Περιοχής (δ) Τμηματοποίηση νεφρών με Γεωδαιτικό Ενεργό Περίγραμμα (ε) Προσθήκη σημείων αέρα (ζ) Τμηματοποίηση μυών με χρήση Ενεργού Περιγράμματος χωρίς Ακμές**

- 2<sup>η</sup> Συλλογή Δεδομένων:



Σχήμα 9. (α) Αρχική εικόνα από τη 2<sup>η</sup> συλλογή δεδομένων (β) Τμηματοποίηση οστών και λίπους με Otsu (γ) Τμηματοποίηση ήπατος και σπλήνα με Ανάπτυξη Περιοχής (δ) Τμηματοποίηση νεφρών με Γεωδαιτικό ενεργό περίγραμμα (ε) Προσθήκη σημείων αέρα (ζ) Τμηματοποίηση μυών με χρήση Ενεργού Περιγράμματος χωρίς Ακμές

- 3<sup>η</sup> Συλλογή Δεδομένων:

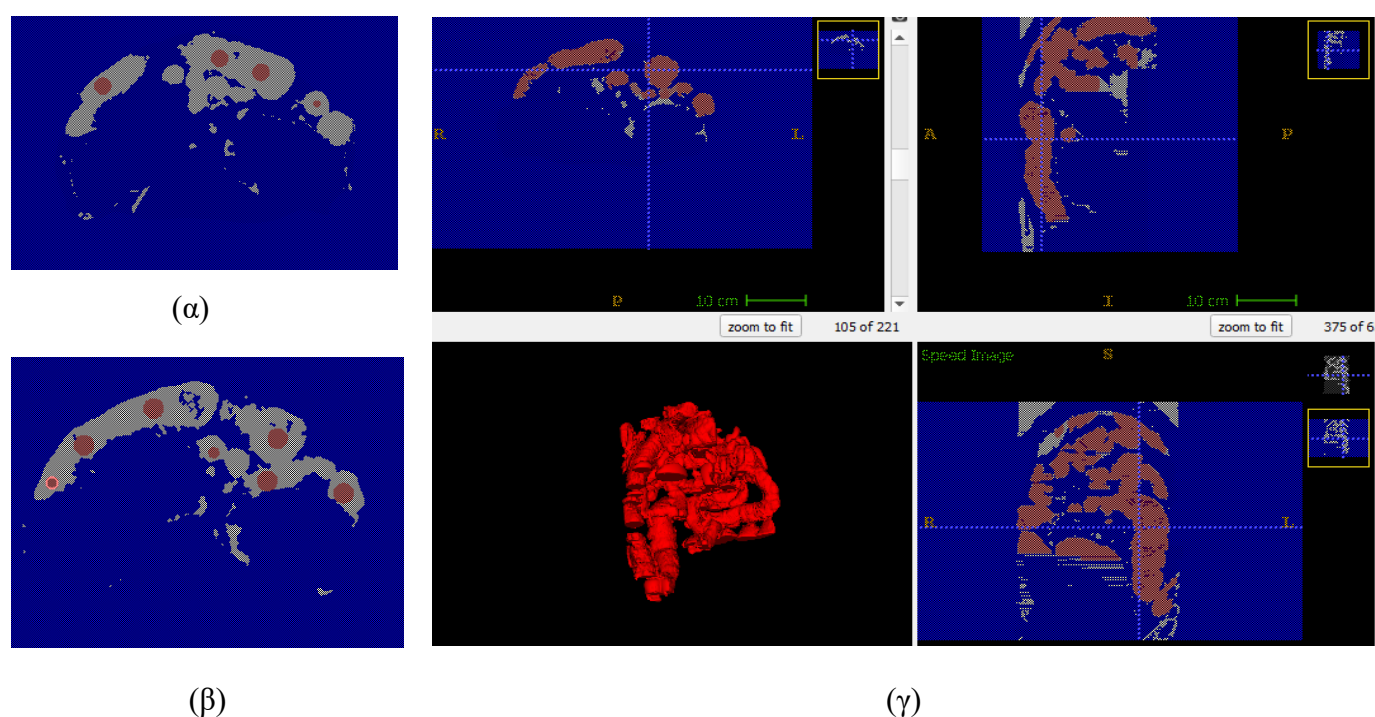


**Σχήμα 10.** (α) Αρχική εικόνα από τη 3<sup>η</sup> συλλογή δεδομένων (β) Τμηματοποίηση οστών και λίπους με Otsu (γ) Τμηματοποίηση ήπατος και σπλήνα με Ανάπτυξη Περιοχής (δ) Τμηματοποίηση νεφρών με Γεωδαιτικό ενεργό περίγραμμα (ε) Προσθήκη σημείων αέρα (ζ) Τμηματοποίηση μυών με χρήση Ενεργού Περιγράμματος χωρίς Ακμές

## 4.2 Ανακατασκευή γεωμετρίας

Ύστερα από την επιτυχή τμηματοποίηση του εντέρου καθίσταται εφικτή η ανακατασκευή της γεωμετρίας του μέσω του ITK-SNAP. Το ITK-SNAP όπως αναφέρθηκε και παραπάνω στο Κεφάλαιο 2, έχει τέσσερις μεθόδους τμηματοποίησης οι οποίες είναι η αυτόματη κατωφλίωση με τις τιμές των κατωφλίων να ορίζονται από τον χρήστη, η ταξινόμηση με χρήση του αλγορίθμου τυχαίων δασών, η ομαδοποίηση με χρήση του αλγορίθμου μεγιστοποίησης προσδοκίας και η προσέλευση ακμών με βάση την κλίση της εικόνας. Κατά την αξιοποίηση του αλγορίθμου μεγιστοποίησης προσδοκίας χρησιμοποιήθηκαν 2 συστάδες, ως τιμή ανώτατου κατωφλίου ορίστηκε η τιμή 50, η ταξινόμηση με τον αλγόριθμο τυχαίων δασών έγινε με βάση 2 ετικέτες και για τη μέθοδο βασισμένη στην κλίση χρησιμοποιήθηκε τιμή εξομάλυνσης ίση με 7 για όλες τις συλλογές εικόνων. Όλα αυτά απαιτούνται από το ITK-SNAP για να διαχωρίσουν το προσκήνιο και το φόντο σε κάθε συλλογή δεδομένων.

Μετά την υλοποίηση και των τεσσάρων αυτών τεχνικών για την τμηματοποίηση των εικόνων για κάθε ακολουθία εικόνων ξεχωριστά δημιουργήθηκε για την καθεμία ένα τρισδιάστατο μοντέλο. Αυτό υλοποιήθηκε με την χρήση της μεθόδου ενεργού περιγράμματος μπαλονιού στην οποία σημεία τοποθετούνται αρχικά στο αντικείμενο ενδιαφέροντος και η καμπύλη των περιγραμμάτων τους συμπεριφέρεται σαν ένα μπαλόνι που διογκώνεται με αποτέλεσμα να καλύπτει όλη την περιοχή ενδιαφέροντος όπως φαίνεται στο Σχήμα 11. Συνολικά δημιουργήθηκαν 4 μοντέλα από την εκάστοτε συλλογή πληροφοριών που προέκυψαν με την κάθε μέθοδο τμηματοποίησης.

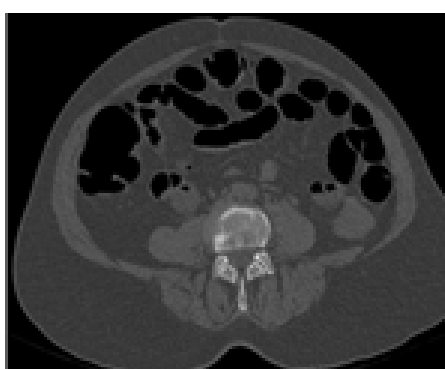


**Σχήμα 11.** (α, β) Αρχικοποίηση σημείων για το ενεργό περίγραμμα μπαλονιού (γ) Συνολική εικόνα του ITK-SNAP αφού έχει δημιουργηθεί το 3D μοντέλο

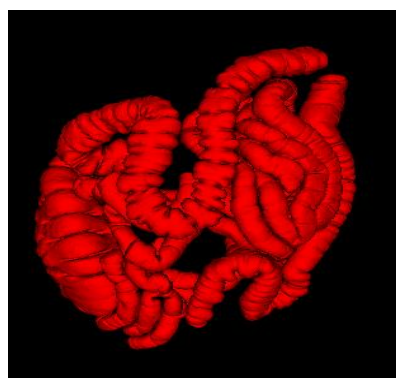
Στη συνέχεια οι τμηματοποιημένες εικόνες του εντέρου της προτεινόμενης μεθόδου εισάχθηκαν και αυτές στο ITK-SNAP με σκοπό την ανακατασκευή της γεωμετρίας του εντέρου σε κάθε συλλογή δεδομένων ξεχωριστά. Συνολικά, παράχθηκαν τρία τρισδιάστατα μοντέλα εντέρου τα οποία συγκρίνονται με τα αρχικά με σκοπό την εξαγωγή των απαραίτητων συμπερασμάτων. Οι μέθοδοι του ITK-SNAP είναι απλές και κατανοητές, ωστόσο δεν έχουν την απαραίτητη ευαισθησία για την επιτυχή τμηματοποίηση του εντέρου. Η προτεινόμενη συνδυαστική μέθοδος, ούσα πιο σύνθετη, έχει μεγαλύτερη ανθεκτικότητα στον θόρυβο και υψηλότερη προσαρμοστικότητα με αποτέλεσμα την επιτυχημένη ανακατασκευή γεωμετρίας του εντέρου. Έτσι το τρισδιάστατο μοντέλο που δημιουργήθηκε μπορεί να εξυπηρετήσει τη πραγματοποίηση της προσομοίωσης της διαδικασίας ενδοσκόπησης σε ένα εικονικό περιβάλλον τοποθετώντας σε αυτό μια ρομποτική κάψουλα.

### 4.3 Προσομοίωση

Στο εικονικό περιβάλλον του Webots εισήχθη ένα VRML αρχείο που περιείχε ένα τρισδιάστατο μοντέλο του εντέρου. Ωστόσο για την εξασφάλιση ακριβέστερων αποτελεσμάτων χρησιμοποιήθηκε ένα μοντέλο εντέρου που ανακατασκευάστηκε από εικόνες εικονικής κολονοσκόπησης (virtual colonoscopy) στις οποίες το έντερο απεικονίζεται ξεκάθαρα (βλ. Σχήμα 9.β) ως ορισμένα μεγάλα μαύρα σημεία όπως φαίνεται στο Σχήμα 9.α. Μια σαφέστερη απεικόνιση αυτόματα οδηγεί και στην κατασκευή ενός ευκρινέστερου μοντέλου το οποίο διευκολύνει τη διαδικασία της προσομοίωσης. Επιπρόσθετα εφόσον οι διαδικασίες της τμηματοποίησης, ανακατασκευής και προσομοίωσης εξετάζονταν παράλληλα ως μέρη της παρούσας πτυχιακής εργασίας κρίθηκε αδύνατο χρονικά να μελετηθεί η διαδικασία της προσομοίωσης πάνω στο τρισδιάστατο μοντέλο που προέκυψε από την προτεινόμενη μέθοδο.



(α)



(β)

**Σχήμα 12. α) Αρχική εικόνα εντέρου από εικονική κολονοσκόπηση β) Τρισδιάστατο μοντέλο εντέρου που δημιουργήθηκε από το (α) και χρησιμοποιήθηκε στο Webots**

Επομένως για το εικονικό περιβάλλον εντέρου χρησιμοποιήθηκε το μοντέλο του Σχήματος 9.β μέσα στο οποίο τοποθετήθηκε ένα ρομπότ που προσομοιώνει μια ρομποτική. Το ρομπότ προγραμματίστηκε σε γλώσσα java μέσω ενός ελεγκτή (controller) για να είναι σε θέση να πλοηγείται μέσα στο μοντέλο του εντέρου. Πάνω στο ρομπότ τοποθετήθηκαν ρόδες για την εξασφάλιση της κίνησης, αισθητήρας κίνησης



και μια κάμερα με σκοπό τη λήψη εικόνων για να αναπαρασταθεί πλήρως η διαδικασία της ενδοσκόπησης. Επιπροσθέτως, στο μοντέλο του εντέρου τοποθετήθηκαν τρεις σφαίρες με διαφορετικά μεγέθη και χρώμα τα οποία το ρομπότ καλείται να αναγνωρίσει. Στην ουσία οι σφαίρες αντιπροσωπεύουν τον εκάστοτε όγκο που μπορεί να αναπτυχθεί στο έντερο και με τη διαδικασία της ενδοσκόπησης πρέπει να ανιχνευτεί.

#### **4.4 Περιγραφή συλλογής δεδομένων**

Ο προτεινόμενος αλγόριθμος ‘αντίστροφης τμηματοποίησης’ υλοποιήθηκε στην MATLAB και οι τελικές εικόνες που προέκυψαν αποθηκεύτηκαν μεμονωμένα σε ένα αρχείο ως DICOM. Στο Κεφάλαιο 8 παρατίθεται και ο αντίστοιχος κώδικας. Για την αξιολόγηση της εφαρμοσιμότητας της μεθόδου χρησιμοποιήθηκαν 3 διαφορετικές συλλογές εικόνων ασθενών που περιέχουν μια ακολουθία τύπου DICOM πολλαπλών εικόνων αξονικής τομογραφίας κοιλιακής χώρας το καθένα. Η πρώτη βάση δεδομένων περιλαμβάνει 337 RGB εικόνες μεγέθους 1113x637 που καταλαμβάνουν 911 MB, οι οποίες προέρχονται από το Γενικό Νοσοκομείο Σύρου. Η δεύτερη συλλογή δεδομένων έχει 562 RGB εικόνες, μεγέθους 512x512 που καταλαμβάνουν 562MB που προέρχονται από το Γενικό Νοσοκομείο Λαμίας. Αντίστοιχα η τρίτη συλλογή πληροφοριών αποτελείται από 151 16-bit εικόνες μεγέθους 512x512 που καταλαμβάνουν 76 MB. Πρόσθετες πληροφορίες σχετικές με τις συλλογές εικόνων και την προέλευση τους δεν υπάρχουν καθώς προέρχονται όλα μετά από διαδικασία ανωνυμοποίησης που έχει γίνει με σκοπό την διαφύλαξη προσωπικών δεδομένων των ασθενών. Κατά την επεξεργασία αυτή που έχουν υποστεί δυστυχώς έχουν χαθεί και πληροφορίες από τις δύο πρώτα συλλογές δεδομένων καθώς οι εικόνες έχουν μετατραπεί σε 8-bit αντί για 16-bit, ένα μέγεθος το οποίο είναι αντιπροσωπευτικό των εικόνων DICOM. Αυτό κατέστησε ακόμη πιο δύσκολη τη διαδικασία της τμηματοποίησης καθώς οι τιμές Hounsfield Units (HU) (Schubert., 2020) που δείχνουν την απορρόφηση της ακτινοβολίας από τον εκάστοτε ιστό δεν ήταν διαθέσιμες. Αυτό που μπορεί να εξαχθεί σαν πληροφορία από την παρατήρηση των εικόνων είναι η ύπαρξη κάποιας ασθένειας στον εξεταζόμενο καθώς και στις τρεις ακολουθίες εικόνων, η δομή του εντέρου έχει αλλοιωθεί σε μεγάλο βαθμό.

## **5 Αποτελέσματα**

Μετά την ανάλυση της μεθοδολογίας που ακολουθήθηκε για την εκπόνηση της παρούσας εργασίας κρίνεται απαραίτητη η παρουσίαση και συζήτηση των αποτελεσμάτων της. Παρακάτω ακολουθούν ορισμένα σχήματα που επιτρέπουν την παρακολούθηση ροής της μεθοδολογίας για κάθε συλλογή δεδομένων ως προς και τα τρία σκέλη, την τμηματοποίηση των εικόνων κοιλιακής χώρας, την ανακατασκευή γεωμετρίας του εντέρου και την προκαταρκτική προσομοίωση της διαδικασίας ενδοσκόπησης.

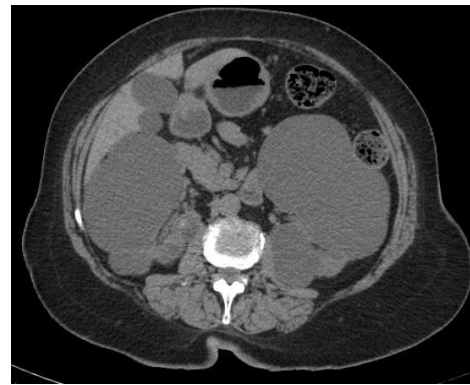
### **5.1 Τμηματοποίηση**

Σε αυτή την υποενότητα απεικονίζονται τα αποτελέσματα που αφορούν την διαδικασία της τμηματοποίησης για την εκάστοτε συλλογή εικόνων ξεχωριστά. Οι σχηματικές απεικονίσεις περιλαμβάνουν την αρχική εικόνα και από κάτω την τελική με σκοπό την ευκολότερη και σαφέστερη σύγκριση αλλά και αξιολόγηση του αποτελέσματος. Οι εικόνες είναι τυχαία αλλά σειριακά επιλεγμένες από όλη την ακολουθία της εκάστοτε βάσης προκειμένου να αξιολογηθεί όσο το δυνατό περισσότερο η εφαρμοσιμότητα της προτεινόμενης μεθόδου. Επιπλέον, έγινε προσπάθεια αντιστοίχισης των απεικονιζόμενων σημείων μεταξύ των τριών διαφορετικών συλλογών δεδομένων ώστε τα στιγμιότυπα των εικόνων να παρουσιάζουν προσεγγιστικά το ίδιο σημείο της κοιλιακής χώρας.

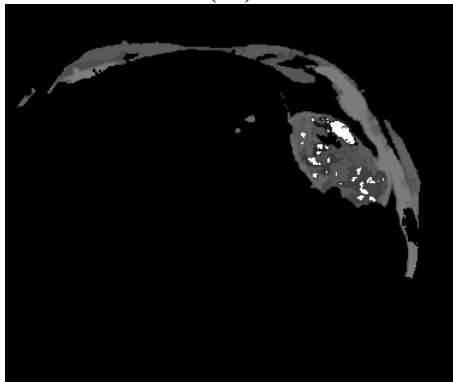
- 1<sup>η</sup> Συλλογή Δεδομένων:



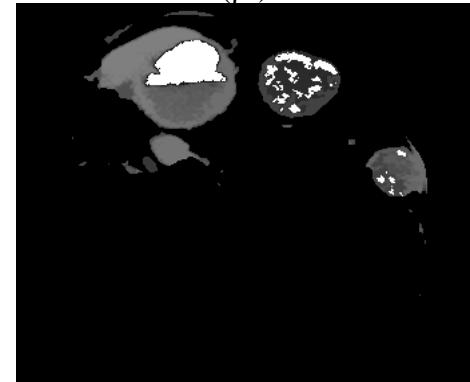
(α<sub>1</sub>)



(β<sub>1</sub>)



(α<sub>2</sub>)



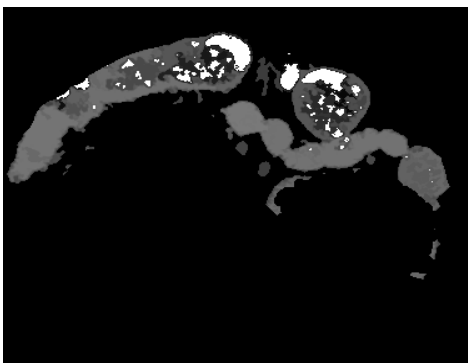
(β<sub>2</sub>)



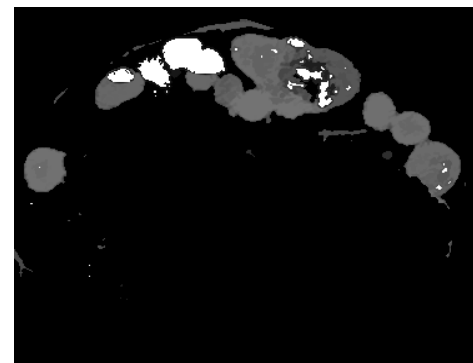
(γ<sub>1</sub>)



(δ<sub>1</sub>)



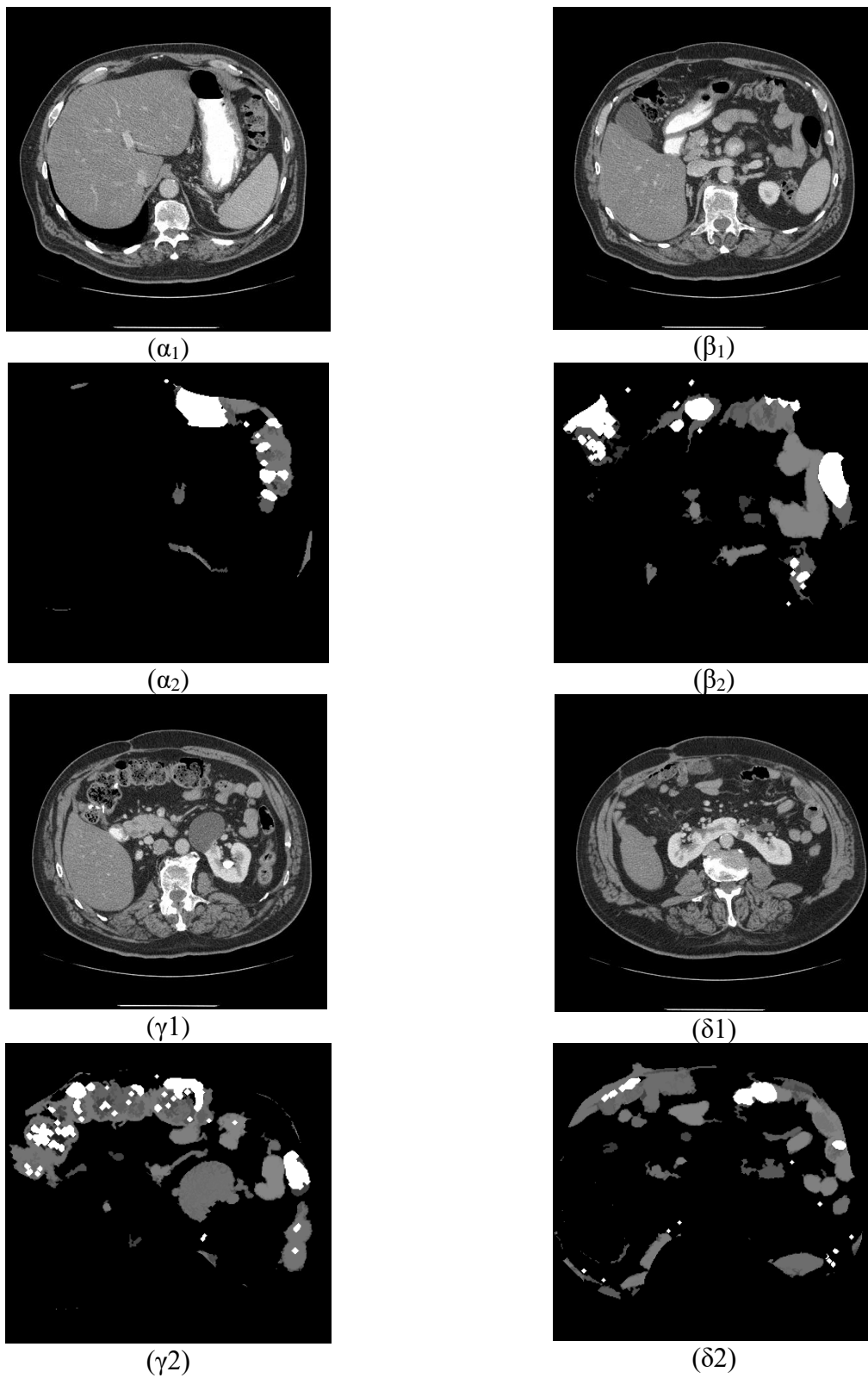
(γ<sub>2</sub>)



(δ<sub>2</sub>)

Σχήμα 13. Ζευγάρια αρχικών και τελικών αποτελεσμάτων τμηματοποίησης με την προτεινόμενη μέθοδο: (α<sub>1</sub>)-(α<sub>2</sub>), (β<sub>1</sub>)-(β<sub>2</sub>), (γ<sub>1</sub>)-(γ<sub>2</sub>), (δ<sub>1</sub>)-(δ<sub>2</sub>)

- 2<sup>η</sup> Συλλογή Δεδομένων:



Σχήμα 14. Ζευγάρια αρχικών και τελικών αποτελεσμάτων τμηματοποίησης με την προτεινόμενη μέθοδο: (α<sub>1</sub>)-(α<sub>2</sub>), (β<sub>1</sub>)-(β<sub>2</sub>), (γ<sub>1</sub>)-(γ<sub>2</sub>), (δ<sub>1</sub>)-(δ<sub>2</sub>)

- 3<sup>η</sup> Συλλογή Δεδομένων:



(α<sub>1</sub>)



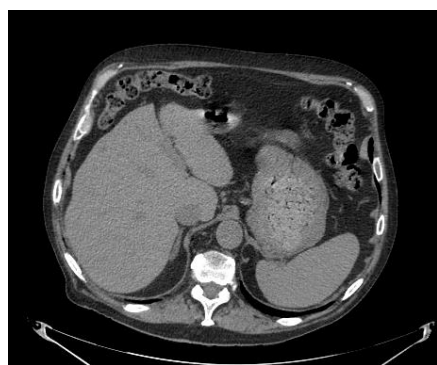
(β<sub>1</sub>)



(α<sub>2</sub>)



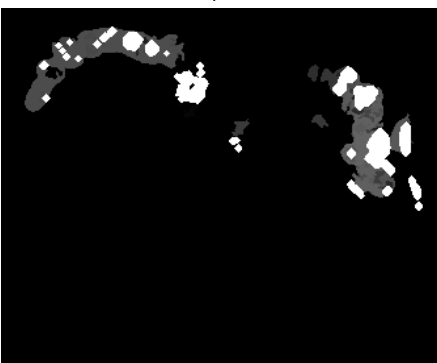
(β<sub>2</sub>)



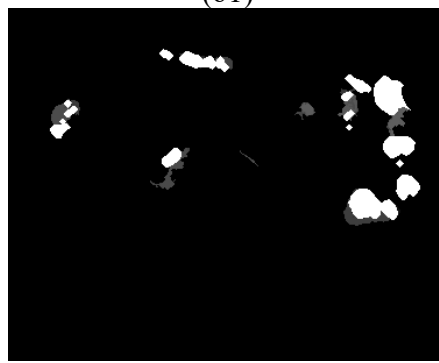
(γ<sub>1</sub>)



(δ<sub>1</sub>)



(γ<sub>2</sub>)



(δ<sub>2</sub>)

Σχήμα 15. Ζευγάρια αρχικών και τελικών αποτελεσμάτων τμηματοποίησης με την προτεινόμενη μέθοδο: (α<sub>1</sub>)-(α<sub>2</sub>), (β<sub>1</sub>)-(β<sub>2</sub>), (γ<sub>1</sub>)-(γ<sub>2</sub>), (δ<sub>1</sub>)-(δ<sub>2</sub>)

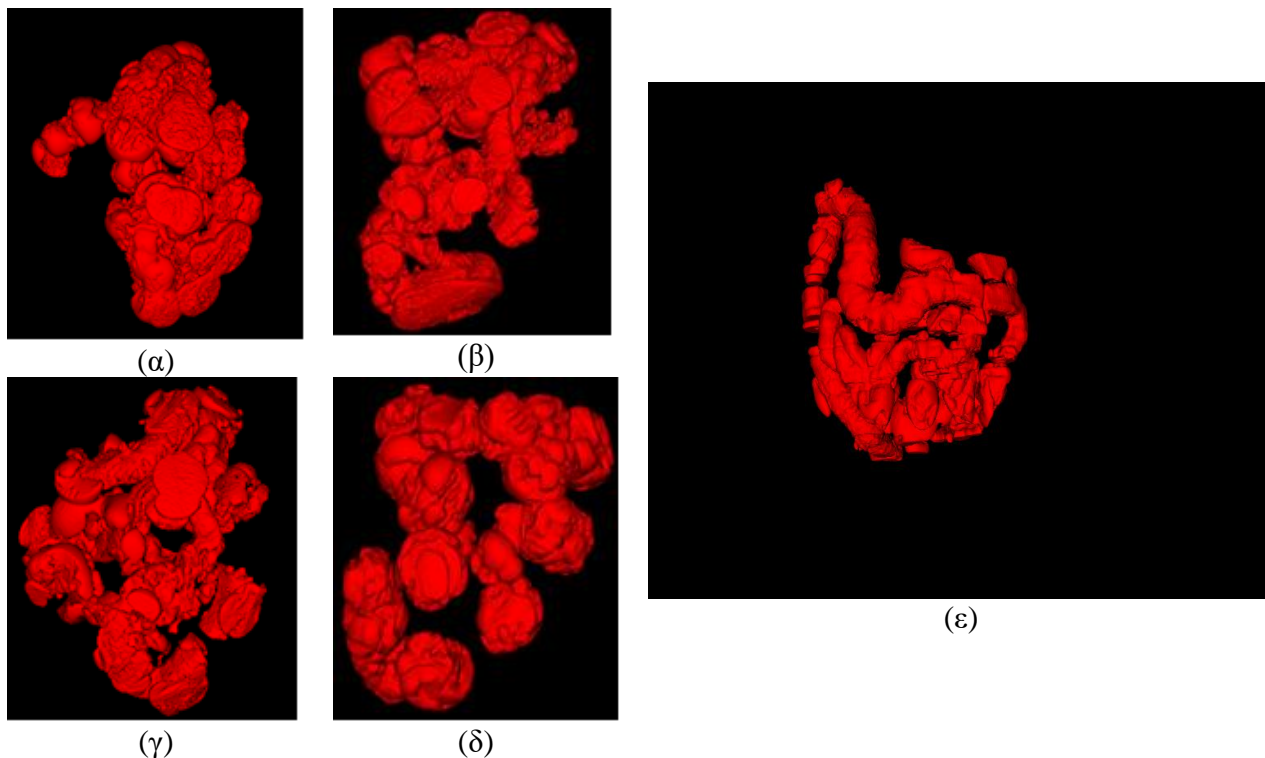
Στα παραπάνω σχήματα απεικονίζονται τέσσερα στιγμιότυπα για κάθε σετ εικόνων αξονικής τομογραφίας κοιλιακής χώρας που φανερώνουν τα αποτελέσματα της τμηματοποίησης σε όλη την έκταση της ακολουθίας των εικόνων κάθε βάσης και αποτελούν αντιπροσωπευτικές περιπτώσεις. Η 1<sup>η</sup> συλλογή δεδομένων ήταν το πιο δύσκολα διαχειρίσιμη καθώς περιείχε εικόνες με πολύ χαμηλή αντίθεση μεταξύ των οργάνων αλλά και η δομή του εντέρου ήταν αρκετά αλλοιωμένη. Ωστόσο, η τμηματοποίηση του εντέρου δεν υστερεί συγκριτικά με τα άλλα δύο σύνολα εικόνων γεγονός που φανερώνει την προσαρμοστικότητα της προτεινόμενης μεθόδου.

Εύκολα γίνεται αντιληπτό πως από όλες τις εικόνες και στις τρεις συλλογές εικόνων απουσιάζουν πλήρως τα οστά, το λίπος, ο σπλήνας και το ήπαρ. Χρησιμοποιώντας και συνδυάζοντας μεθόδους με χαμηλό υπολογιστικό κόστος, γρήγορες και κατανοητές πραγματοποιήθηκε η τμηματοποίηση πληθώρας στοιχείων που εμποδίζουν την ακριβή τμηματοποίηση του εντέρου. Ακόμα, αξιοσημείωτη είναι η αναφορά στην επιτυχή τμηματοποίηση και των τριών μορφών του εντέρου που διαφέρουν ανάλογα με το περιεχόμενό του (αέρας, περιττώματα, υγρά). Κατά αυτόν τον τρόπο εξασφαλίζεται η απόκτηση της ολικής πληροφορίας που φέρουν για το έντερο οι διαφορετικές μορφές του με αποτέλεσμα τη δημιουργία λεπτομερών τρισδιάστατων και εξατομικευμένων μοντέλων τα οποία απεικονίζουν με λεπτομέρεια τα ανατομικά του χαρακτηριστικά.

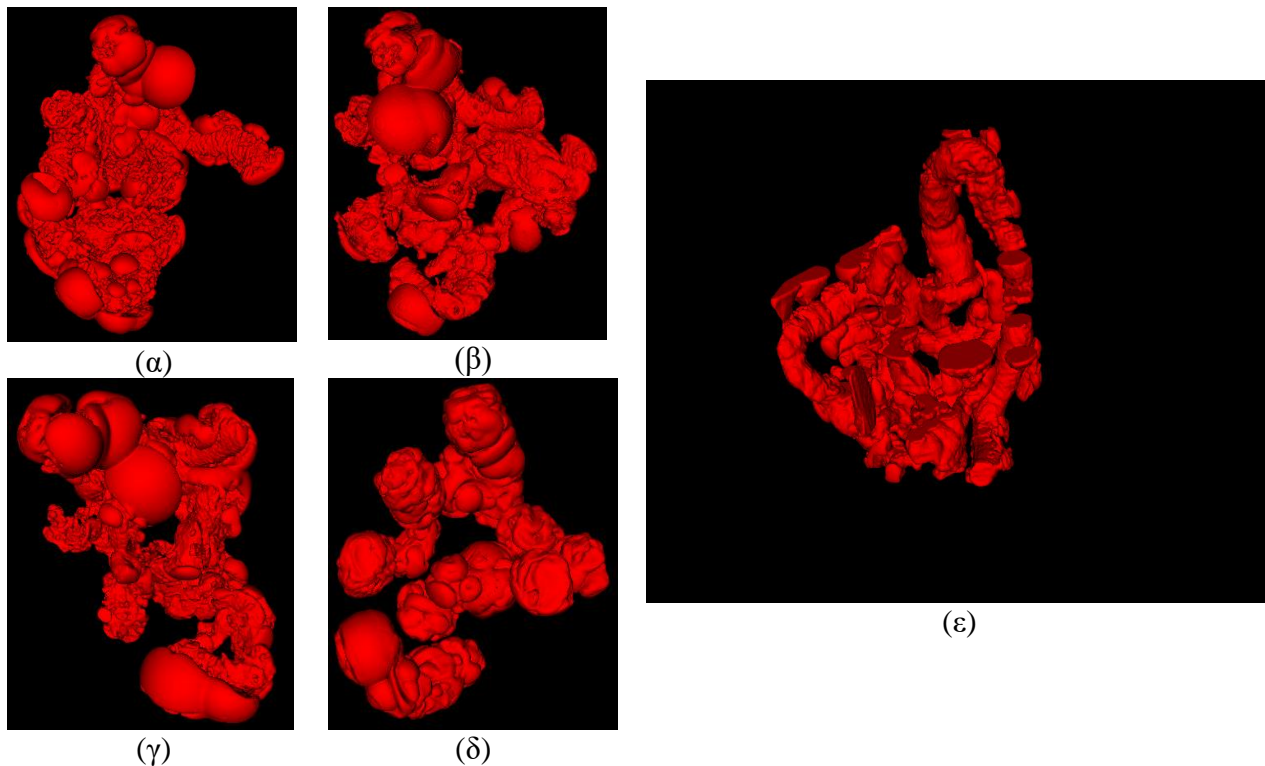
## 5.2 Ανακατασκευή Γεωμετρίας

Μετά από την ολοκλήρωση της τμηματοποίησης ακολούθησε η ανακατασκευή γεωμετρίας η οποία υλοποιήθηκε όπως αναφέρθηκε προηγουμένως μέσω του ITK-SNAP. Παρακάτω παρατίθενται τα τρισδιάστατα μοντέλα που προέκυψαν από το λογισμικό του ITK-SNAP τόσο με χρήση των τμηματοποιημένων εικόνων της προτεινόμενης μεθόδου όσο και με τις μεθόδους του λογισμικού για κάθε ακολουθία εικόνων ξεχωριστά. Όπως φαίνεται από τα Σχήματα 16-21 οι εικόνες α-δ αντιστοιχούν στα μοντέλα που προέκυψαν από τους κλασσικούς αλγορίθμους ενώ η με την προτεινόμενη μέθοδο. Επιπροσθέτως για κάθε βάση εικόνων παρατίθεται και η πρόσθια και η οπίσθια ανατομική όψη των μοντέλων.

- 1<sup>η</sup> Συλλογή Δεδομένων:

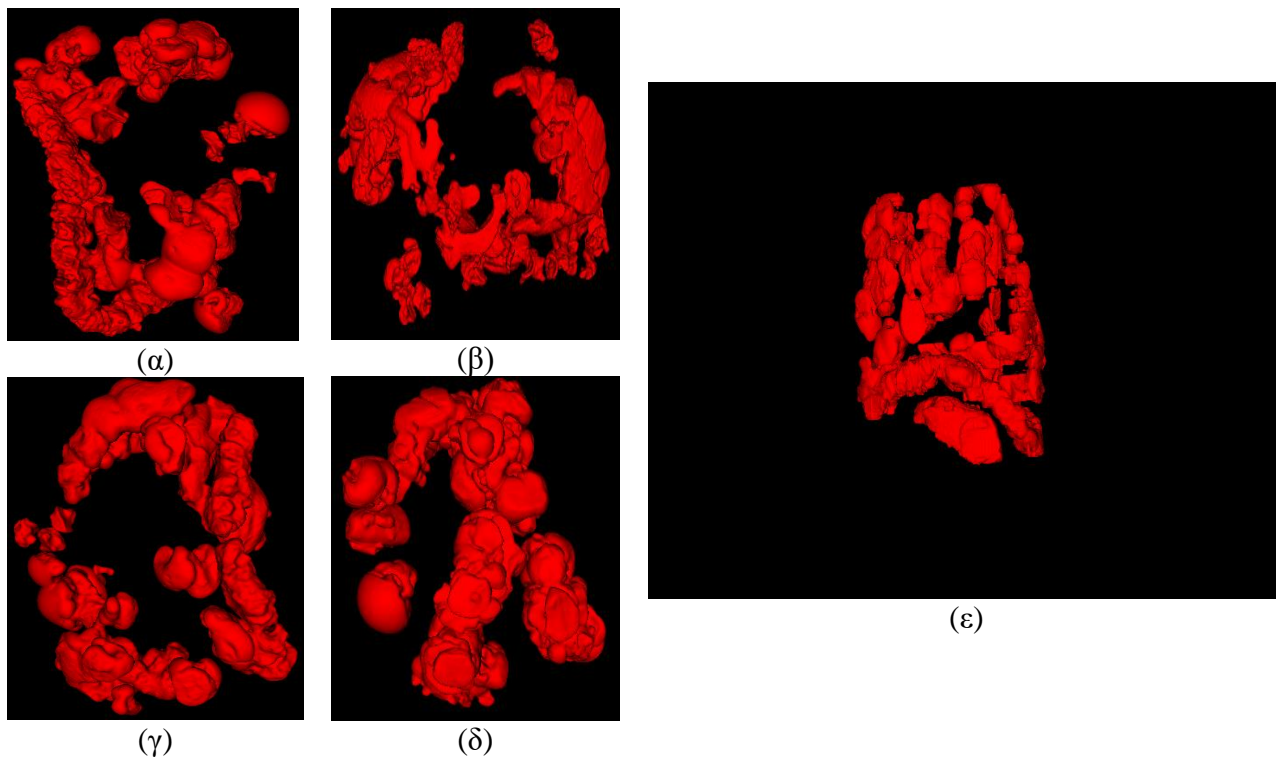


Σχήμα 16. Πρόσθια όψη τρισδιάστατων μοντέλων εντέρου από τμηματοποίηση εικόνων με τεχνικές: (α) Αυτόματη Κατωφλίωση (β) Αλγόριθμος Μειστοποίησης Προσδοκίας (γ) Αλγόριθμος τυχαίων δασών (δ) Προσέλκυση Ακμών με βάση την κλίση (ε) Προτεινόμενη μέθοδος

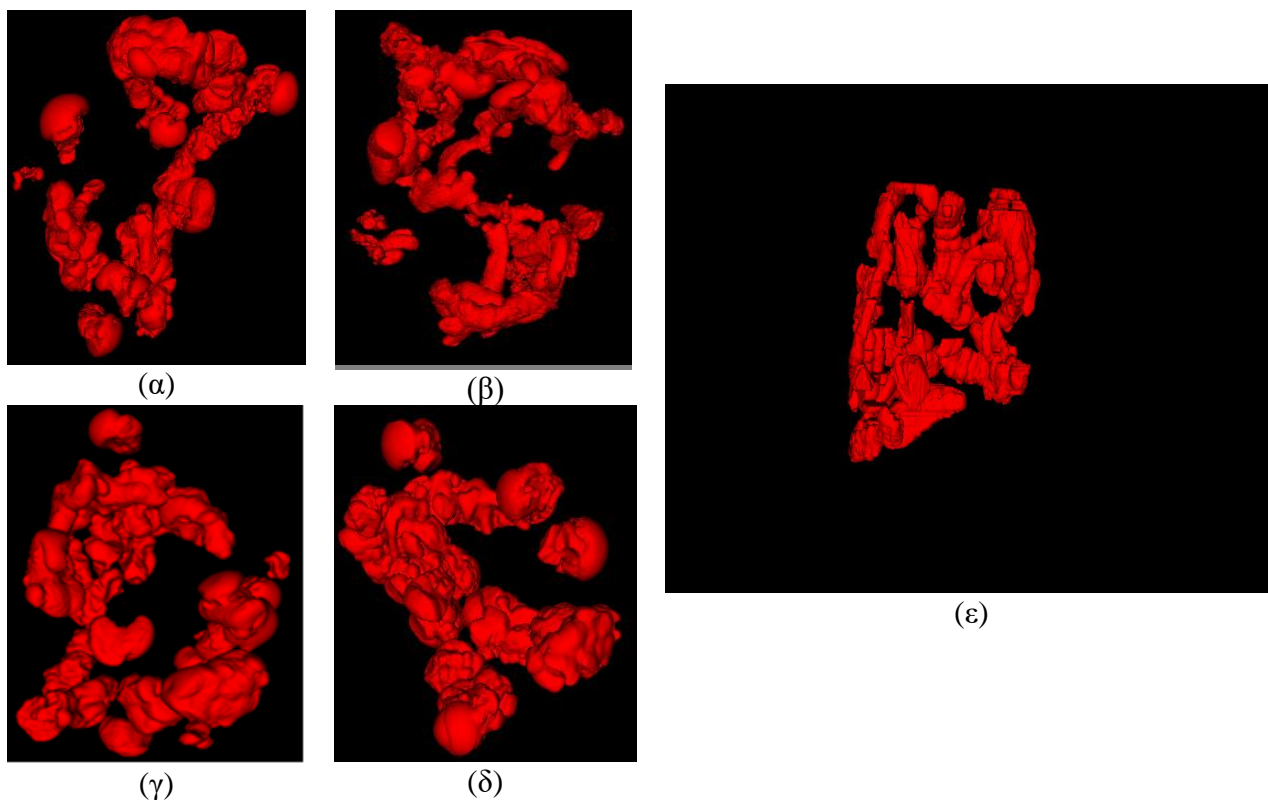


Σχήμα 17. Οπίσθια όψη τρισδιάστατων μοντέλων εντέρου από τμηματοποίηση εικόνων με τεχνικές: (α) Αυτόματη Κατωφλίωση (β) Αλγόριθμος Μειστοποίησης Προσδοκίας (γ) Αλγόριθμος τυχαίων δασών (δ) Προσέλκυση Ακμών με βάση την κλίση (ε) Προτεινόμενη μέθοδος

- 2<sup>η</sup> Συλλογή Δεδομένων:



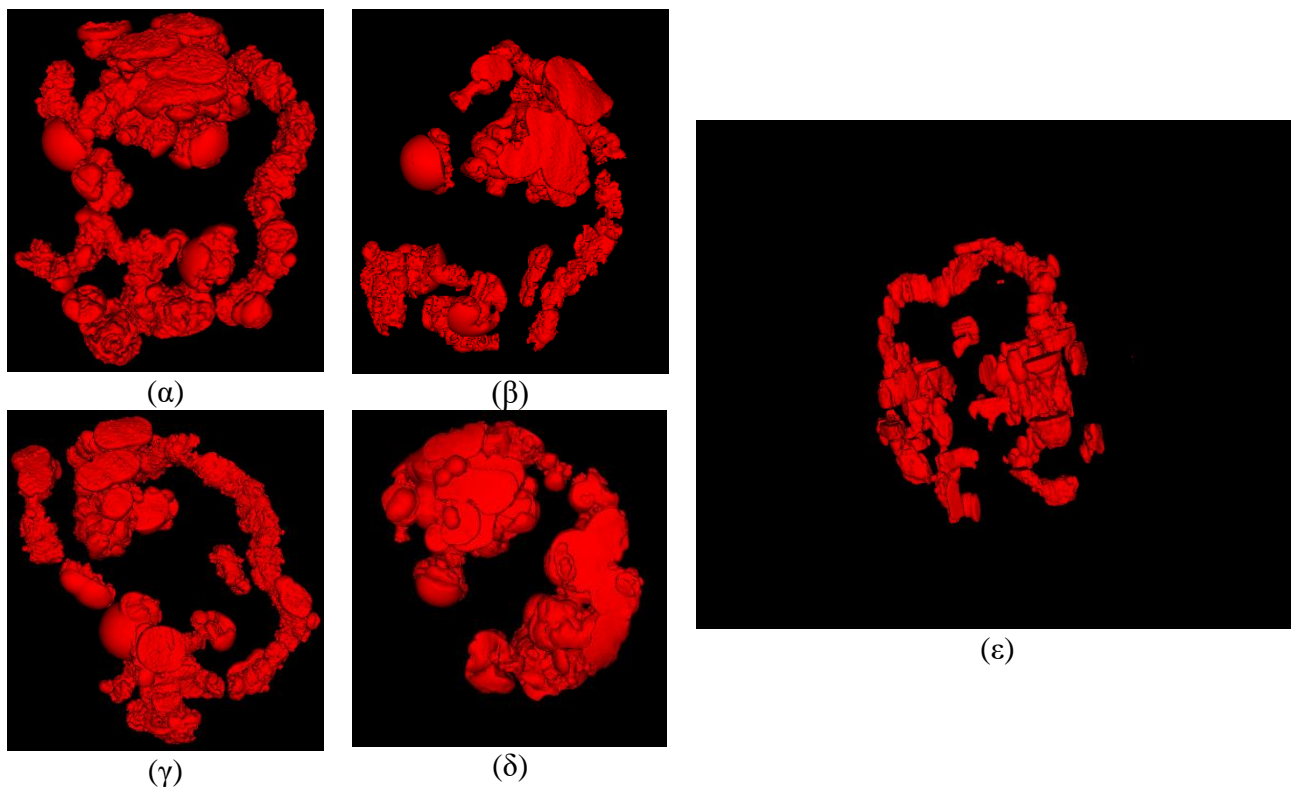
Σχήμα 18. Πρόσθια όψη τρισδιάστατων μοντέλων εντέρου από τμηματοποίηση εικόνων με τεχνικές: (α) Αυτόματη Κατωφλίωση (β) Αλγόριθμος Μειστοποίησης Προσδοκίας (γ) Αλγόριθμος τυχαίων δασών (δ) Προσέλκυση Ακμών με βάση την κλίση (ε) Προτεινόμενη μέθοδος



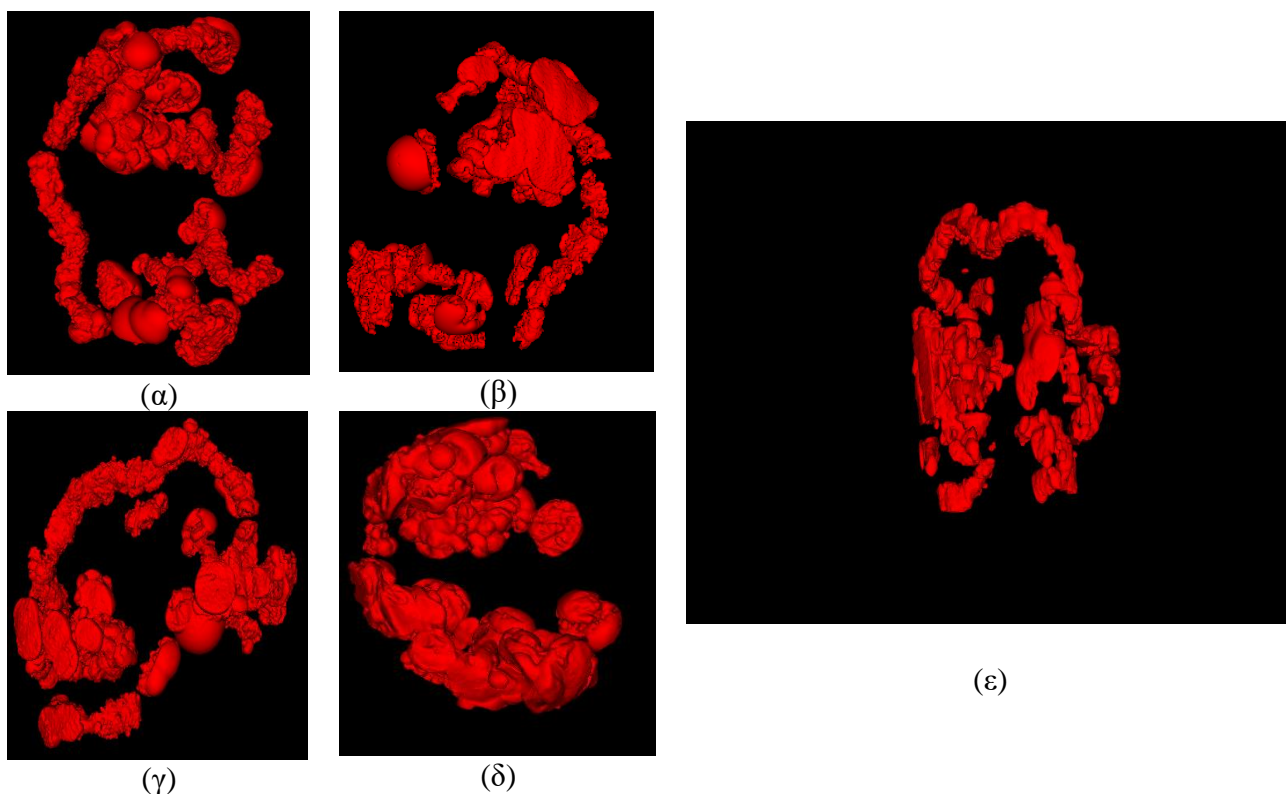
Σχήμα 19. Οπίσθια όψη τρισδιάστατων μοντέλων εντέρου από τμηματοποίηση εικόνων με τεχνικές: (α) Αυτόματη Κατωφλίωση (β) Αλγόριθμος Μειστοποίησης Προσδοκίας (γ) Αλγόριθμος τυχαίων δασών (δ) Προσέλκυση Ακμών με βάση την κλίση (ε) Προτεινόμενη μέθοδος



- 3<sup>η</sup> Συλλογή Δεδομένων :



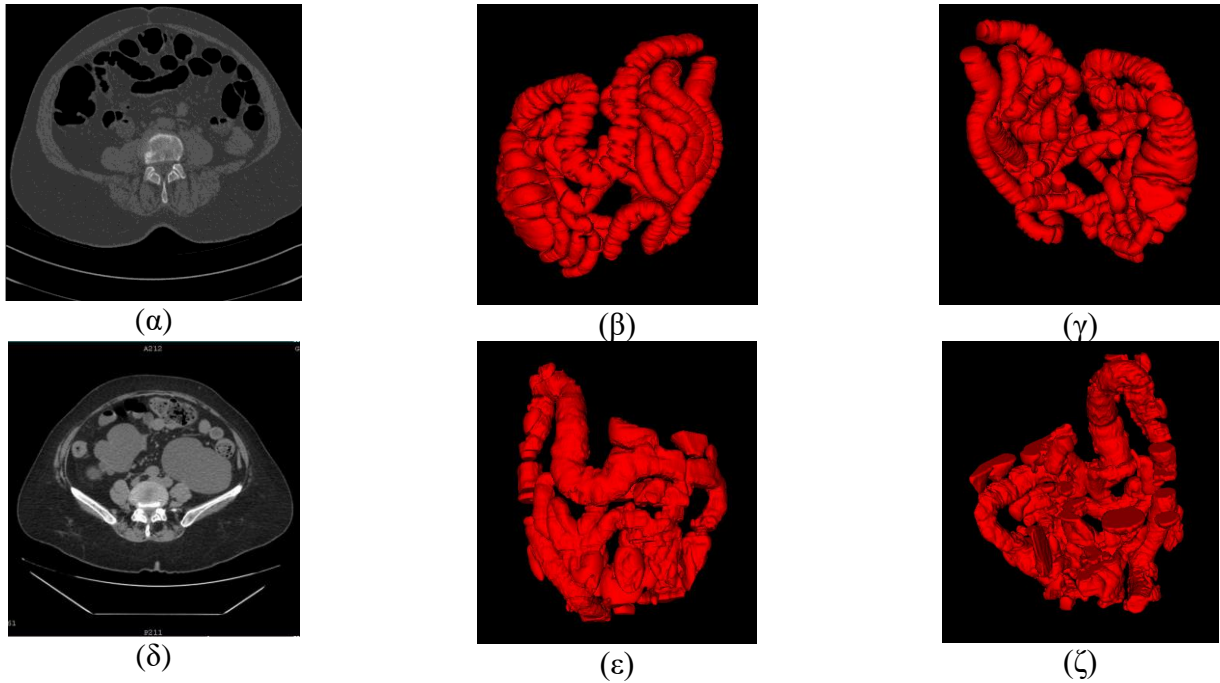
Σχήμα 20. Πρόσθια όψη τρισδιάστατων μοντέλων εντέρου από τμηματοποίηση εικόνων με τεχνικές: (α) Αυτόματη Κατωφλίωση (β) Αλγόριθμος Μειστοποίησης Προσδοκίας (γ) Αλγόριθμος τυχαίων δασών (δ) Προσέλκυση Ακμών με βάση την κλίση (ε) Προτεινόμενη μέθοδος



Σχήμα 21. Οπίσθια όψη τρισδιάστατων μοντέλων εντέρου από τμηματοποίηση εικόνων με τεχνικές: (α) Αυτόματη Κατωφλίωση (β) Αλγόριθμος Μειστοποίησης Προσδοκίας (γ) Αλγόριθμος τυχαίων δασών (δ) Προσέλκυση Ακμών με βάση την κλίση (ε) Προτεινόμενη μέθοδος

Χρησιμοποιώντας τις εικόνες της προτεινόμενης μεθοδολογίας είναι ευδιάκριτο από τα παραπάνω σχήματα πως το τρισδιάστατου μοντέλου του εντέρου που δημιουργήθηκε υπερτερεί σε σχέση με τα άλλα μοντέλα. Συγκρίνοντας το προτεινόμενο μοντέλο με τα άλλα 4 σε κάθε βάση και για κάθε όψη εύλογα προκύπτει ότι στο πρώτο απεικονίζεται ευδιάκριτα η γεωμετρία του εντέρου. Στα Σχήματα 16-21, το έντερο φαίνεται ένας κοίλος σωλήνας που σχηματίζει πολλαπλούς βρόγχους σε αντίθεση με τα υπόλοιπα σχήματα στα οποία παρουσιάζεται μια ασαφής, αλλοιωμένη γεωμετρία. Επιπροσθέτως, σε όλα τα άλλα μοντέλα παρατηρούνται πάνω στον σωλήνα του εντέρου διάφορες καμπύλες σαν μπαλόνια και πεπλατυσμένες δομές που υποδηλώνουν την ύπαρξη άλλων στοιχείων που δεν αντιστοιχούν στο έντερο σε ένα μεγάλο εύρος της ακολουθίας των εικόνων. Τέτοια στοιχεία μπορεί να είναι τμήματα γειτονικών οργάνων αλλά και κοιλιακοί μύες όπως φαίνεται πολύ έντονα στις εικόνες πρόσθιας όψης της 3<sup>ης</sup> βάσης εικόνων (βλ. Σχήμα 20). Ωστόσο με την χρήση της προτεινόμενης μεθόδου οι ατέλειες της τμηματοποίησης δεν επεκτείνονταν σε όλο το εύρος των εικόνων της βάσης αλλά περιορίζονταν σε μερικές από αυτές στις οποίες τα όρια των οργάνων ήταν πιο δυσδιάκριτα. Το γεγονός αυτό οδηγεί στην δημιουργία ενός βέλτιστου τρισδιάστατου μοντέλου το οποίο απεικονίζει με μεγάλη ακρίβεια τις λεπτομέρειες της ανατομίας του εντέρου και έτσι συμβάλλει στην διάγνωση ασθενειών. Είναι ιδιαίτερα σημαντικό να τονιστεί πως τα μοντέλα των άλλων μεθόδων κρίνονται ανεπαρκή και εντελώς ακατάλληλα για πραγματοποίηση διαγνώσεων καθώς όλα τα ανατομικά χαρακτηριστικά έχουν αλλοιωθεί από την ύπαρξη πολλαπλών επιπρόσθετων στοιχείων με αποτέλεσμα τελικά την παρουσίαση ακαθόριστων γεωμετριών. Αυτό ουσιαστικά πυροδότησε και την ανάγκη δημιουργίας μιας συνδυαστικής μεθόδου με την οποία μπορεί να γίνει εφικτός ο σχεδιασμός εξατομικευμένων 3D μοντέλων με υψηλή διαγνωστική αξία.

Στη συνέχεια, στο Σχήμα 22α παρατίθεται μια εικόνα από εικονική κολονοσκόπηση, το μοντέλο της οποίας στα Σχήματα 22β και 22γ αποτελεί το ιδανικό πρότυπο. Στο Σχήμα 22α το έντερο απεικονίζεται ευδιάκριτα από όλα τα υπόλοιπα στοιχεία της κοιλιακής χώρας ως ορισμένα μαύρα σημεία. Στο σχήμα 22δ παρουσιάζεται μια εικόνα από τη 1<sup>η</sup> συλλογή δεδομένων που παρατίθεται στην εργασία και αντίστοιχα τα Σχήματα 22ε και 22ζ είναι οι όψεις του μοντέλου που προκύπτει. Συγκρίνοντας αυτά τα δύο μοντέλα και λαμβάνοντας υπόψη το βαθμός δυσκολίας που είχε η ανακατασκευή γεωμετρίας της δεύτερης εικόνας φαίνεται πως το δεύτερο μοντέλο πλησιάζει σε μεγάλο βαθμό το πρώτο. Η γεωμετρία του εντέρου και τα ανατομικά του χαρακτηριστικά είναι ευδιάκριτα και στα δύο μοντέλα, με το δεύτερο να υστερεί ως προς την οπίσθια όψη. Σε αυτή καθίστανται περισσότερο ορατές οι ασυνέχειες που εντοπίζονται στο μοντέλο χωρίς αυτές να υπάρχουν σε μεγάλο βαθμό ή να αποτελούν ένα άλυτο ζήτημα. Τόσο οι ασυνέχειες όσο και η τμηματοποίηση των κοιλιακών μυών αποτελούν πρωταρχικό μέλημα της μελλοντικής ενασχόλησης της παρούσας εργασίας.



Σχήμα 22. (α) Αρχική εικόνα εντέρου με αέρα (β) Πρόσθια όψη ανακατασκευασμένης γεωμετρίας της 1ης αρχικής εικόνας (γ) Οπίσθια όψη ανακατασκευασμένης γεωμετρίας της 1ης αρχικής (δ) Αρχική εικόνα εντέρου από τη 1<sup>η</sup> συλλογή δεδομένων που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα εργασία (ε) Πρόσθια όψη ανακατασκευασμένης γεωμετρίας της 2ης αρχικής (ζ) Οπίσθια όψη ανακατασκευασμένης γεωμετρίας της 1ης αρχικής

### 5.3 Προσομοίωση

Όπως αναφέρθηκε και στην §4.3, ένα 3D μοντέλο εντέρου που δημιουργήθηκε από εικόνες εικονικής κολονοσκόπησης χρησιμοποιήθηκε για την πραγματοποίηση προκαταρκτικής προσομοίωσης της διαδικασίας ενδοσκόπησης. Η ρομποτική κάψουλα που τοποθετήθηκε στο εσωτερικό του μοντέλου εντέρου προγραμματίστηκε με σκοπό την επίτευξη της πλοήγησής της και την καταγραφή της διαδρομής που ακολουθεί μέσω μιας κάμερας που τοποθετήθηκε στην πρόσθια όψη της. Στο Σχήμα 23 απεικονίζεται το εικονικό περιβάλλον του Webots, η ρομποτική κάψουλα τοποθετημένη στην είσοδο του 3D μοντέλου εντέρου καθώς και η εικόνα που αυτή καταγράφει η οποία φαίνεται πάνω στα αριστερά του σχήματος. Πρόκειται για μια ιδιαίτερα σημαντική διαδικασία, ύψιστης διαγνωστικής αξίας η οποία παρέχει τη δυνατότητα μέσω της εκτενούς και ενδεδειγμένης παρατήρησης βελτιστοποίησης των χαρακτηριστικών της κάψουλας και των διαγνώσεων που γίνονται μέσω αυτής.

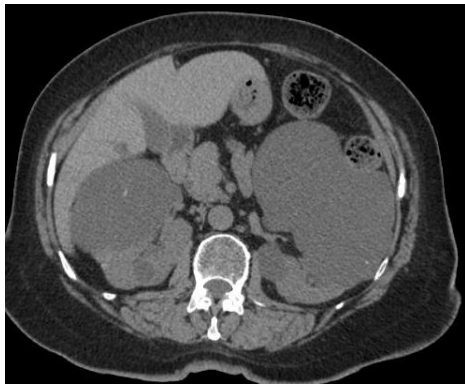


**Σχήμα 23. Προσομοίωση ενδοσκόπησης στο περιβάλλον του Webots**

## 6 Συζήτηση

Η αυτοματοποιημένη τμηματοποίηση του εντέρου από εικόνες αξονικής τομογραφίας παραμένει μια πρόκληση για τον επιστημονικό τομέα εξαιτίας των ποικίλων ιδιοτήτων που έχει το έντερο. Το ακανόνιστο σχήμα του, η μεγάλη εγγύτητα που έχει με τα άλλα όργανα της κοιλιακής χώρας, τα ασαφή όρια οριοθέτησής του, η συνεχής αλλαγή θέσης αλλά και η διαφορετική απεικόνιση ανάλογα με το περιεχόμενό του (αέρας, υγρά, περιττώματα) καθιστούν ιδιαίτερα δύσκολη την τμηματοποίηση του εντέρου. Για αυτό το λόγο η παρούσα εργασία προτείνει μία μη επιβλεπόμενη μεθοδολογία τμηματοποίησης εντέρου από εικόνες αξονικής τομογραφίας εφαρμόζοντας μια μέθοδο ‘αντίστροφης’ τμηματοποίησης. Σε αντίθεση με άλλους αλγόριθμους που έχουν εφαρμοστεί για αυτόν το σκοπό και χρησιμοποιούν κυρίως νευρωνικά δίκτυα, που απαιτούν εκπαίδευση και υψηλό υπολογιστικό κόστος, η προτεινόμενη μέθοδος είναι αυτοματοποιημένη. Εφόσον η τμηματοποίηση του εντέρου είναι τόσο απαιτητική, κρίθηκε συνετή η τμηματοποίηση όλων των άλλων στοιχείων των εικόνων της κοιλιακής χώρας. Εφαρμόζοντας λοιπόν διάφορους αλγόριθμους, έναν για κάθε όργανο της κοιλιάς και αφαιρώντας αυτά τα τμήματα από την αρχική εικόνα, τα τμήματα που απομένουν στα τελικά αποτελέσματα αντιπροσωπεύουν αποκλειστικά το έντερο. Η προτεινόμενη μεθοδολογία είναι απλή και κατανοητή, βασισμένη σε απλούς αλγόριθμους τμηματοποίησης. Άξιο αναφοράς αποτελεί ακόμη και η υψηλή ταχύτητα της μεθόδου η οποία εξασφαλίζεται από την εφαρμογή των μεθόδων που δεν απαιτούν εκπαίδευση σε αντίθεση με τη χρήση των νευρωνικών δικτύων τα οποία είναι πολύ πιο χρονοβόρα και απαιτούν πολλές ώρες για την παραγωγή αποτελεσμάτων.

Παρόλα αυτά, η χαμηλή αντίθεση των εικόνων αξονικής τομογραφίας αλλά και η αλλοίωση της δομής του εξεικονιζόμενου εντέρου εξαιτίας της ασθένειας του κάθε εξεταζόμενου επηρεάζουν την προσαρμοστικότητα της μεθόδου. Οι τιμές έντασης μεταξύ του εντέρου και του κοιλιακού τοιχώματος είναι σχεδόν πανομοιότυπες με αποτέλεσμα ο εκάστοτε αυτοματοποιημένος αλγόριθμος να καταλήγει είτε σε ‘Υπερ-τμηματοποίηση’ (oversegmentation) χάνοντας ένα μέρος της πληροφορίας του εντέρου είτε σε υπερχειλίση προσθέτοντας στο τελικό αποτέλεσμα και κάποια τμήματα τοιχώματος που δεν αντιστοιχούν στο έντερο. Το πρόβλημα αυτό λύνεται εν μέρει με την χρήση του προτεινόμενου αλγόριθμου των Ενεργών Περιγραμμάτων Χωρίς Ακμές ωστόσο σε ορισμένα σημεία απαιτείται αύξηση της ευαισθησίας του. Τα δυσδιάκριτα όρια του εντέρου συγχέουν τον υπολογισμό με αποτέλεσμα να τμηματοποιούνται στην προκειμένη περίπτωση και να παραμένουν στην τελική εικόνα επιπρόσθετα σημεία που αντιστοιχούν στους κοιλιακούς μύες παρά τις αυστηρές παραμέτρους που έχουν ληφθεί υπόψιν όπως φαίνεται στο Σχήμα 24. Με την ανάκτηση των HU, οι οποίες δεν ήταν διαθέσιμες για τις συγκεκριμένες συλλογές δεδομένων που χρησιμοποιήθηκαν θα μπορούσε να αυξηθεί η ευαισθησία των ενεργών περιγραμμάτων καθώς θα υπήρχε διαχωρισμός ανάμεσα στις τιμές απορρόφησης ακτινοβολίας ανάμεσα στον ιστό των κοιλιακών μυών και του εντέρου.



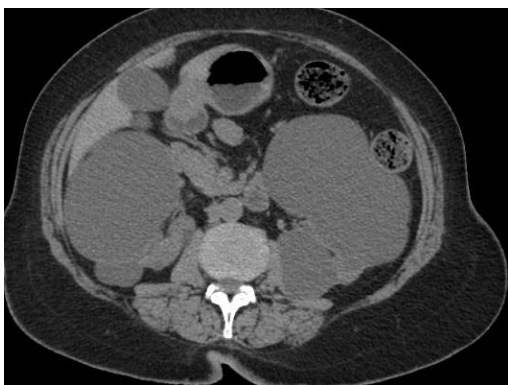
(α)



(β)

**Σχήμα 24. (α) Αρχική εικόνα (β) Τμηματοποιημένη εικόνα εντέρου στην οποία απεικονίζονται τμήματα κοιλιακών μυών**

Επιπροσθέτως κρίσιμη κρίνεται και η αναφορά στην τεχνική Ανάπτυξης Περιοχής που απαιτεί αρχικοποίηση των συντεταγμένων ενός σημείου του οργάνου που προορίζεται για τμηματοποίηση. Ο αλγόριθμος αυτός είναι ευαίσθητος στον θόρυβο και έχει μεγάλη εξάρτηση από την θέση του επιθυμητού αντικειμένου. Ωστόσο, κατά την εκτέλεση του αλγορίθμου στην ακολουθία των εικόνων εκτός από το έντερο αλλάζουν θέση και τα υπόλοιπα στοιχεία της κοιλιακής χώρας. Κάτι τέτοιο έχει ως αποτέλεσμα, μετά τη βέλτιστη αρχικοποίηση των συντεταγμένων ενός σημείου προς τμηματοποίηση του ήπατος και του σπλήνα, ο αλγόριθμος σε μερικές εικόνες να συγχέεται και να τμηματοποιεί περισσότερα σημεία που αντιστοιχούν στο έντερο. Αυτό προκαλεί ορισμένες ασυνέχειες στις εικόνες (βλ. Σχήμα 25) οι οποίες είναι εμφανείς στο τρισδιάστατο μοντέλο που δημιουργείται και οφείλεται κυρίως στην αυτοματοποιημένη φύση του αλγορίθμου καθώς το σημείο αρχικοποίησης είναι μοναδικό για όλη την βάση και δεν αλλάζει για κάθε εικόνα, γεγονός που επηρεάζει τελικά την προσαρμοστικότητα της μεθόδου. Η προσαρμογή του αρχικού σημείου για κάθε εικόνα ανάλογα με την αλλαγή θέσης και απόχρωσης ενδέχεται να βελτιστοποιήσει το τελικό αποτέλεσμα και αποτελεί έναν από τους μελλοντικούς στόχους.



(α)

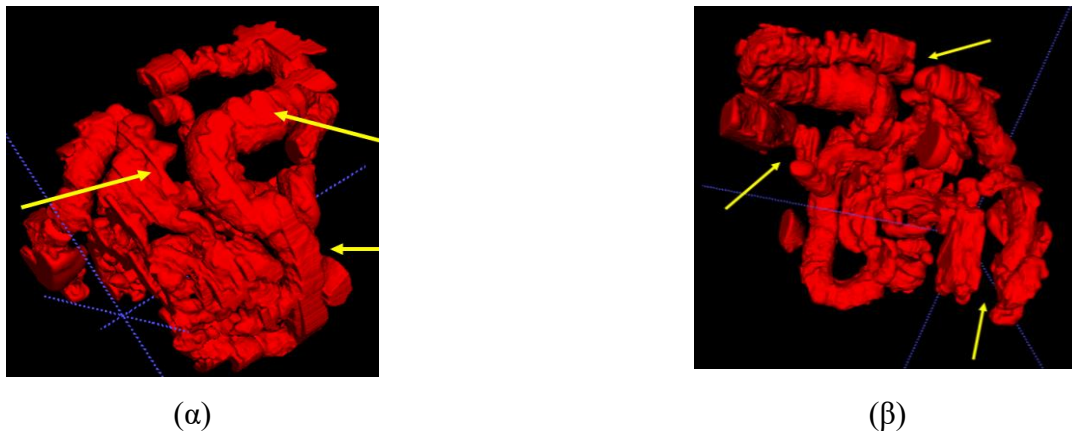


(β)

**Σχήμα 25. (α) Αρχική εικόνα (β) Τμηματοποιημένη εικόνα εντέρου στην οποία απεικονίζονται ασυνέχειες**

Κατά συνέπεια οι περιορισμοί που προκύπτουν από την προτεινόμενη μέθοδο ‘αντίστροφης τμηματοποίησης’ σχετίζονται με την αφαίρεση των κοιλιακών μυών από την τελική εικόνα και την ύπαρξη ασυνεχειών σε ορισμένες από αυτές.

Με την απόκτηση των τμηματοποιημένων εικόνων που αντιπροσωπεύουν το έντερο όμως, εξυπηρετείται η ανακατασκευή της γεωμετρίας του με σκοπό τη χρήση αυτής σε ένα εικονικό περιβάλλον για την προσομοίωση της τεχνικής ενδοσκόπησης με μικροκάψουλα. Έτσι, δημιουργώντας το τρισδιάστατο μοντέλο με τη χρήση των τμηματοποιημένων εικόνων, οι περιορισμοί αποτυπώνονται στην γεωμετρία. Αυτό απεικονίζεται στο Σχήμα 26 όμως όπως φαίνεται δεν επηρεάζει σε μεγάλο βαθμό την γεωμετρία του εντέρου και τα απεικονιζόμενα ανατομικά του χαρακτηριστικά.



Σχήμα 26. (α) Κοιλιακοί μύες στο 3D μοντέλο εντέρου (β) Ασυνέχειες στο 3D μοντέλο εντέρου

Ωστόσο δεν υπήρχαν επισημειωμένα δεδομένα από κάποιον ειδικό για καμία από τις διαθέσιμες συλλογές εικόνων καθώς πρωτίτερα είχαν υποστεί επεξεργασία ανωνυμοποίησης. Για την εγγύηση και διασφάλιση της διαγνωστικής αξίας που εξασφαλίζει η προτεινόμενη μέθοδος ήταν η σύγκριση ανάμεσα σε ανακατασκευασμένες γεωμετρίες με τη χρήση εικόνων που προέκυψαν από άλλες μεθόδους τμηματοποίησης για τις ίδιες συλλογές δεδομένων. Έτσι οι συγκρίσεις έγιναν ανάμεσα στα μοντέλα που δημιουργήθηκαν με κλασικές μεθόδους τμηματοποίησης του ITK-SNAP για κάθε συλλογή εικόνων και στα αντίστοιχα μοντέλα της προτεινόμενης μεθόδου. Αδιαμφισβήτητα, αυτή η σύγκριση δε αντικαθιστά την ανάγκη αξιολόγησης της μεθόδου τμηματοποίησης με βάση τα απαραίτητα επισημειωμένα δεδομένα. Παρόλα αυτά από την §5.2 το μοντέλο της προτεινόμενης μεθόδου απεικονίζει με σαφήνεια τα ανατομικά χαρακτηριστικά του εντέρου και έχει καθορισμένη γεωμετρία η οποία υπερτερεί της γεωμετρίας των άλλων μοντέλων άσχετα από τους περιορισμούς που προέκυψαν από την διαδικασία της τμηματοποίησης. Τελικό σκοπό αποτέλεσε η προσομοίωση της διαδικασίας ενδοσκόπησης με τη χρήση ρομποτικής κάψουλας εντός εικονικού περιβάλλοντος εντέρου. Εξαιτίας όμως της παράλληλης μελέτης των 3 τμημάτων στα οποία διακρίνεται η παρούσα εργασία (τμηματοποίηση, ανακατασκευή γεωμετρίας και προσομοίωση) και της καλύτερης απεικόνισης που προέκυψε από εικόνες εικονικής κολονοσκόπησης για την προσομοίωση της ενδοσκόπησης χρησιμοποιήθηκε ένα μοντέλο εντέρου που δημιουργήθηκε από

αυτές τις εικόνες. Έτσι έγινε μια προκαταρκτική προσπάθεια προσομοίωσης η οποία αναλύεται στην §5.3 φανερώνοντας την συμβολή των διαδικασιών προσομοίωσης τόσο στη βελτιστοποίηση ιατρικών διαγνώσεων όσο και των χαρακτηριστικών των ρομποτικών καψουλών.



## 7 Συμπεράσματα και Μελλοντική Έρευνα

Συμπερασματικά η παρούσα εργασία πραγματεύεται τμηματοποίηση εικόνων άνω και κάτω κοιλίας αξονικής τομογραφίας μέσω της εφαρμογής μιας προτεινόμενης μεθόδου ‘αντίστροφης τμηματοποίησης’, την ανακατασκευή της γεωμετρίας του εντέρου και μια προκαταρκτική προσπάθεια προσομοίωσης της διαδικασίας της ενδοσκόπησης με χρήση ρομποτικής κάψουλας εντός εικονικού περιβάλλοντος εντέρου. Με βάση τους 3 βασικούς άξονες που μελετήθηκαν προκύπτουν τα εξής:

- Η προτεινόμενη μέθοδος είναι αυτοματοποιημένη και δεν απαιτεί εκπαίδευση. Έχει χαμηλό υπολογιστικό κόστος και υψηλή ταχύτητα.
- Γίνεται συνδυασμός κλασικών μεθόδων τμηματοποίησης (Αλγόριθμος Otsu, Ανάπτυξη Περιοχής, Γεωδαιτικό Ενεργό Περίγραμμα, Ενεργό Περίγραμμα Χωρίς Ακμές)
- Παρουσιάζει ακεραιότητα και προσαρμοστικότητα ως προς την τμηματοποίηση ορισμένων στοιχείων (οστά, σπλήνα, ήπαρ, λίπος).
- Με την «αντίστροφη τμηματοποίηση» αποφεύγονται οι δυσκολίες που έχουν να κάνουν με την διαφορετική απεικόνιση των περιεχομένων του εντέρου
- Γίνεται σύγκριση με 3D μοντέλα από τμηματοποιημένες εικόνες με κλασικούς αλγορίθμους (Αυτόματη Κατωφλίωση, Αλγόριθμος Μεγιστοποίησης Προσδοκίας, Αλγόριθμος τυχαίων δασών, Προσέλκυση Ακμών με βάση την κλίση).
- Η προτεινόμενη μέθοδος εξασφαλίζει την δημιουργία ενός 3D μοντέλου που αντικατοπτρίζει την γεωμετρία του εντέρου με σημαντική λεπτομέρεια σε αντίθεση με τις άλλες μεθόδους.

Θέτοντας μελλοντικούς στόχους, βασικό μέλημα αποτελεί η δημιουργία μιας βάσης δεδομένων για την τμηματοποίηση εντέρου εικόνων αξονικής τομογραφίας προκειμένου να γίνει δυνατή η αξιολόγηση και η σύγκριση των αποτελεσμάτων της προτεινόμενου μεθόδου με βάση αυτήν. Επιπρόσθετα, μέρος της μελλοντικής εργασίας θεωρείται και η βελτίωση της τμηματοποίησης των κοιλιακών μυών, όπως και η αντιμετώπιση των ασυνεχειών κατά την εφαρμογή της μεθόδου. Προτείνεται ο συνδυασμός μεθόδων που μελετήθηκαν εκτενώς στη βιβλιογραφία, για αύξηση της ευαισθησίας και προσαρμοστικότητας των ενεργών περιγραμμάτων όπως και η βελτιστοποίηση της αρχικοποίησης του αλγορίθμου ανάπτυξης περιοχής αντίστοιχα για την διερεύνηση της επίλυση των περιορισμών.

## 8 Βιβλιογραφία

- Al-amri, S. S., Kalyankar, N. V., & S.D., K. (2010). *Image Segmentation by Using Threshold Techniques*.  
<https://arxiv.org/abs/1005.4020>
- Alirr, O. I., & Rahni, A. A. A. (2018). Automatic liver segmentation from ct scans using intensity analysis and level-set active contours. *Journal of Engineering Science and Technology*, 13(11), 3821–3839.
- Amyar, A., Modzelewski, R., Li, H., & Ruan, S. (2020). Multi-task deep learning based CT imaging analysis for COVID-19 pneumonia : Classification and segmentation. *Computers in Biology and Medicine*, 126(September), 104037.  
<https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2020.104037>
- Anter, A. M., & Hassenian, A. E. (2018). Computational intelligence optimization approach based on particle swarm optimizer and neutrosophic set for abdominal CT liver tumor segmentation. *Journal of Computational Science*, 25, 376–387.  
<https://doi.org/10.1016/j.jocs.2018.01.003>
- Anter, A. M., & Hassenian, A. E. (2019). CT liver tumor segmentation hybrid approach using neutrosophic sets, fast fuzzy c-means and adaptive watershed algorithm. *Artificial Intelligence in Medicine*, 97(March 2018), 105–117.  
<https://doi.org/10.1016/j.artmed.2018.11.007>
- Aruna Kumar, S. V., & Harish, B. S. (2018). A Modified Intuitionistic Fuzzy Clustering Algorithm for Medical Image Segmentation. *Journal of Intelligent Systems*, 27(4), 593–607. <https://doi.org/10.1515/jisys-2016-0241>
- Bassen, H., Kainz, W., Mendoza, G., & Kellom, T. (2006). MRI-induced heating of selected thin wire metallic implants - Laboratory and computational studies - Findings and new questions raised. *Minimally Invasive Therapy and Allied Technologies*, 15(2), 76–84. <https://doi.org/10.1080/13645700600640931>
- Belgherbi, A. (2017). Computer-aided detection of simultaneous abdominal organ from CT images based on iterative watershed transform. *Medical Technologies Journal*, 1(1), 8–8. <https://doi.org/10.26415/2572-004x-vol1iss1p8-8>
- Bhandari, A. K., Singh, V. K., Kumar, A., & Singh, G. K. (2014). Cuckoo search algorithm and wind driven optimization based study of satellite image segmentation for multilevel thresholding using Kapur's entropy. *Expert Systems with Applications*, 41(7), 3538–3560. <https://doi.org/10.1016/j.eswa.2013.10.059>
- BRODER, J. (2015). *CT of Small Bowel Obstruction*. OCTOBER 14, 2015. <https://epmonthly.com/article/ct-of-small-bowel-obstruction/>
- Buchli, R., Boesiger, P., & Meier, D. (1988). Heating effects of metallic implants by MRI examinations. *Magnetic Resonance in Medicine*, 7(3), 255–261. <https://doi.org/10.1002/mrm.1910070302>
- Chan, T. F., & Vese, L. A. (2001). Active contours without edges. *IEEE Transactions on Image Processing*, 10(2), 266–277.  
<https://doi.org/10.1109/83.902291>
- Chen, G., Xiang, D., Zhang, B., Tian, H., Yang, X., Shi, F., Zhu, W., Tian, B., & Chen, X. (2019). Automatic Pathological Lung Segmentation in Low-Dose CT Image Using Eigenspace Sparse Shape Composition. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 38(7), 1736–1749. <https://doi.org/10.1109/TMI.2018.2890510>
- Chen, X., Yao, L., Zhang, Y., & Member, S. (2020). *Residual Attention U-Net for Automated Multi-Class Segmentation of COVID-19 Chest CT Images*. 14(8), 1–7.

- Chung, H., Cobzas, D., Birdsell, L., Lieffers, J., & Baracos, V. (2017). Automated segmentation of muscle and adipose tissue on CT images for human body composition analysis. *Medical Imaging 2009: Visualization, Image-Guided Procedures, and Modeling*, 7261, 72610K. <https://doi.org/10.1117/12.812412>
- Cohen, L. D. (1991). On active contour models and balloons. *CVGIP: Image Understanding*, 53(2), 211–218. [https://doi.org/10.1016/1049-9660\(91\)90028-N](https://doi.org/10.1016/1049-9660(91)90028-N)
- Consumer Reports. (2015). The surprising dangers of CT scans and X-rays Patients are often exposed to cancer-causing radiation for little medical reason, a Consumer Reports investigation finds. *January 27, 2015 06:00 AM*. <https://www.consumerreports.org/cro/magazine/2015/01/the-surprising-dangers-of-ct-sans-and-x-rays/index.htm>
- Costa, H., Foody, G. M., & Boyd, D. S. (2018). Remote Sensing of Environment Supervised methods of image segmentation accuracy assessment in land cover mapping. *Remote Sensing of Environment*, 205(December 2016), 338–351. <https://doi.org/10.1016/j.rse.2017.11.024>
- Cremers, D., Rousson, M., & Deriche, R. (2007). A review of statistical approaches to level set segmentation: Integrating color, texture, motion and shape. *International Journal of Computer Vision*, 72(2), 195–215. <https://doi.org/10.1007/s11263-006-8711-1>
- Criminisi, A., & Shotton, J. (2012). *Decision forests : A unified framework for classification , regression , density estimation , manifold learning and semi- Decision Forests : A Unified Framework for Classification , Regression , Density Estimation , Manifold Learning and Semi-Supervised Learning. 2.*
- Dabiri, S., Popuri, K., Cespedes, E. M., Caan, B. J., Baracos, V. E., & Faisal, M. (2019). Computerized Medical Imaging and Graphics Muscle segmentation in axial computed tomography ( CT ) images at the lumbar ( L3 ) and thoracic ( T4 ) levels for body composition analysis. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 75, 47–55. <https://doi.org/10.1016/j.compmedimag.2019.04.007>
- Deng, X., Zheng, Y., Xu, Y., Xi, X., Li, N., & Yin, Y. (2018). Graph cut based automatic aorta segmentation with an adaptive smoothness constraint in 3D abdominal CT images. *Neurocomputing*, 310, 46–58. <https://doi.org/10.1016/j.neucom.2018.05.019>
- Devi, K. G., & Radhakrishnan, R. (2015). *Automatic Segmentation of Colon in 3D CT Images and Removal of Opacified Fluid Using Cascade Feed Forward Neural Network. 2015(2).*
- Dhanachandra, N., & Chanu, Y. J. (2017). A Survey on Image Segmentation Methods using Clustering Techniques. *European Journal of Engineering Research and Science*, 2(1), 15. <https://doi.org/10.24018/ejers.2017.2.1.237>
- Dilpreet, K., & Yadwinder, K. (2014). Various Image Segmentation Techniques: A Review. *International Journal of Computer Science and Mobile Computing*, 3(5), 809–814. [www.ijcsmc.com](http://www.ijcsmc.com)
- Ding, K., Xiao, L., & Weng, G. (2017). Active contours driven by region-scalable fitting and optimized Laplacian of Gaussian energy for image segmentation. *Signal Processing*, 134(50), 224–233. <https://doi.org/10.1016/j.sigpro.2016.12.021>
- Dirk-Jan Kroon. (2021). *Segmentation by growing a region from seed point using intensity mean measure (1.0.0.0)*. MATLAB Central File Exchange. [mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/19084-region-growing](https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/19084-region-growing)
- Dong, X., Lei, Y., Wang, T., Thomas, M., & Tang, L. (2019). *Automatic multiorgan segmentation in thorax CT images using*

*U-net-GAN*. <https://doi.org/10.1002/mp.13458>

- Duhan, M., Jaglan, P., & Dass, R. (2018). *A Comparative Analysis of Various Image Segmentation Techniques*.
- Eyikara, E., Sciences, H., Baykara, Z. G., Sciences, H., Citation, S., October, R., & Ozdamli, F. (2017). The Importance of Simulation in Nursing Education. *The Importance of Simulation in Nursing Education*, 9(1, (2017)02-07), 1–6.
- Fang, L., Wang, X., & Wang, L. (2020). Multi-modal medical image segmentation based on vector-valued active contour models. *Information Sciences*, 513, 504–518. <https://doi.org/10.1016/j.ins.2019.10.051>
- Francisco, A. R. L. (2013). Colorectal Cancer: Guide for Patients. *Journal of Information and Modeling Chemical*, 53(9), 1689–1699. <https://doi.org/10.1017/CBO9781107415324.004>
- Gao, K., Su, J., Jiang, Z., Zeng, L., Feng, Z., Shen, H., Rong, P., Xu, X., Qin, J., Yang, Y., Wang, W., & Hu, D. (2021). Dual-branch combination network ( DCN ): Towards accurate diagnosis and lesion segmentation of COVID-19 using CT images. *Medical Image Analysis*, 67, 101836. <https://doi.org/10.1016/j.media.2020.101836>
- Gibson, E., Giganti, F., Hu, Y., Bonmati, E., Bandula, S., Gurusamy, K., Davidson, B., Pereira, S. P., Clarkson, M. J., & Barratt, D. C. (2018). *Automatic Multi-Organ Segmentation on Abdominal CT With Dense V-Networks*. 37(8), 1822–1834.
- Gilbert, P. F. (1972). The reconstruction of a three-dimensional structure from projections and its application to electron microscopy. II. Direct methods. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B. Biological Sciences*, 182(66), 89–102. <https://doi.org/10.1098/rspa.1970.0119>
- Goldenberg, R., Kimmel, R., Rivlin, E., & Rudzsky, M. (1999). Fast geodesic active contours. *Lecture Notes in Computer Science (Including Subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, 1682(1), 34–45. [https://doi.org/10.1007/3-540-48236-9\\_4](https://doi.org/10.1007/3-540-48236-9_4)
- Gonzalez, Y., Shen, C., Jung, H., Nguyen, D., Jiang, S. B., Albuquerque, K., & Jia, X. (2021). Semi-automatic sigmoid colon segmentation in CT for radiation therapy treatment planning via an iterative 2 . 5-D deep learning approach. *Medical Image Analysis*, 68, 101896. <https://doi.org/10.1016/j.media.2020.101896>
- Gunn, T., Jones, L., Bridge, P., Rowntree, P., & Nissen, L. (2018). The use of virtual reality simulation to improve technical skill in the undergraduate medical imaging student. *Interactive Learning Environments*, 26(5), 613–620. <https://doi.org/10.1080/10494820.2017.1374981>
- Heller, N., Isensee, F., Maier-hein, K. H., Hou, X., Xie, C., Li, F., Nan, Y., Mu, G., Lin, Z., Han, M., Yao, G., Gao, Y., Zhang, Y., Wang, Y., Hou, F., Yang, J., Xiong, G., Tian, J., Zhong, C., ... Weight, C. (2021). The state of the art in kidney and kidney tumor segmentation in contrast-enhanced CT imaging : Results of the KiTS19 challenge. *Medical Image Analysis*, 67, 101821. <https://doi.org/10.1016/j.media.2020.101821>
- Hemke, R., Buckless, C. G., Tsao, A., Wang, B., & Torriani, M. (2020). *Deep learning for automated segmentation of pelvic muscles , fat , and bone from CT studies for body composition assessment*. 387–395.
- Hoos, H. H. (2020). A survey on semi-supervised learning. *Machine Learning*, 109(2), 373–440. <https://doi.org/10.1007/s10994-019-05855-6>

- Hou, J., Gao, H., & Li, X. (2016). *DSets-DBSCAN: A Parameter-Free*. 25(7), 3182–3193.
- Hu, P., Wu, F., Peng, J., Bao, Y., Chen, F., & Kong, D. (2017). *Automatic abdominal multi-organ segmentation using deep convolutional neural network and time-implicit level sets*. 399–411. <https://doi.org/10.1007/s11548-016-1501-5>
- Hua, X., Qian, J., Zhao, H., Liu, L., Liiu, L., & Wu, Y. (2018). *Automatic Intestinal Canal Segmentation Based Region Growing with Multi-Scale Entropy*. 2018 3rd IEEE International Conference on Image, Vision and Computing, ICIVC 2018, 273–277. <https://doi.org/10.1109/ICIVC.2018.8492854>
- Huang, Q., Ding, H., Wang, X., & Wang, G. (2018). *Fully automatic liver segmentation in CT images using modified graph cuts and feature detection*. *Computers in Biology and Medicine*, 95(September 2017), 198–208. <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2018.02.012>
- Iakovidis, D. K., & Koulaouzidis, A. (2015). *Software for enhanced video capsule endoscopy: Challenges for essential progress*. *Nature Reviews Gastroenterology and Hepatology*, 12(3), 172–186. <https://doi.org/10.1038/nrgastro.2015.13>
- Ienco, D., & Bordogna, G. (2018). *Fuzzy extensions of the DBScan clustering algorithm*. *Soft Computing*, 22(5), 1719–1730. <https://doi.org/10.1007/s00500-016-2435-0>
- Jain, S., & Laxmi, V. (2018). *Color image segmentation techniques: A survey*. *Lecture Notes in Electrical Engineering*, 453, 189–197. [https://doi.org/10.1007/978-981-10-5565-2\\_17](https://doi.org/10.1007/978-981-10-5565-2_17)
- Jifeng, N., Chengke, W., Shigang, L., & Shuqin, Y. (2007). *NGVF: An improved external force field for active contour model*. *Pattern Recognition Letters*, 28(1), 58–63. <https://doi.org/10.1016/j.patrec.2006.06.014>
- K. Bhargavi, & S. Jyothi. (2014). *A Survey on Threshold Based Segmentation Technique in Image Processing*. *International Journal of Innovative Research & Development*, 3(12), 234–239. [https://www.researchgate.net/profile/Singaraju\\_Jyothi2/publication/309209325\\_A\\_Survey\\_on\\_Threshold\\_Based\\_Segmentation\\_Technique\\_in\\_Image\\_Processing/links/5805bb6f08aee314f68e2879/A-Survey-on-Threshold-Based-Segmentation-Technique-in-Image-Processing.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Singaraju_Jyothi2/publication/309209325_A_Survey_on_Threshold_Based_Segmentation_Technique_in_Image_Processing/links/5805bb6f08aee314f68e2879/A-Survey-on-Threshold-Based-Segmentation-Technique-in-Image-Processing.pdf)
- Karoui, O., Guerfala, E., Koubaa, A., Khalgui, M., Tovar, E., Wu, N., Al-Ahmari, A., & Li, Z. (2017). *Performance evaluation of vehicular platoons using Webots*. *IET Intelligent Transport Systems*, 11(8), 441–449. <https://doi.org/10.1049/iet-its.2017.0036>
- Kass, M., Witkin, A., & Terzopoulos, D. (1988). *Snakes: Active contour models*. *International Journal of Computer Vision*, 1(4), 321–331. <https://doi.org/10.1007/BF00133570>
- Kaur, R., Juneja, M., & Mandal, A. K. (2019). *A hybrid edge-based technique for segmentation of renal lesions in CT images*. *Multimedia Tools and Applications*, 78(10), 12917–12937. <https://doi.org/10.1007/s11042-018-6421-7>
- Kavur, A. E., Gezer, N. S., Barı, M., Aslan, S., Conze, P., Groza, V., Pham, D. D., Chatterjee, S., Ernst, P., Baydar, B., Lachinov, D., Han, S., Pauli, J., Isensee, F., Perkonigg, M., Sathish, R., Rajan, R., Sheet, D., Dovletov, G., ... Maierhein, K. H. (2021). *Challenge report CHAOS Challenge - combined ( CT-MR ) healthy abdominal organ segmentation*. 69. <https://doi.org/10.1016/j.media.2020.101950>
- Klitscher, D., Blum, J., Kreitner, K. F., & Rommens, P. M. (2005). *MRT-induzierte verbrennung bei tätowierungen. Fallbericht eines unfallchirurgischen patienten*. *Unfallchirurg*, 108(5), 410–414. <https://doi.org/10.1007/s00113-004->

- Kopylov, U., & Seidman, E. G. (2014). Role of capsule endoscopy in inflammatory bowel disease. *World Journal of Gastroenterology*, 20(5), 1155–1164. <https://doi.org/10.3748/wjg.v20.i5.1155>
- Kostopoulou, O., Porat, T., Corrigan, D., Mahmoud, S., & Delaney, B. C. (2017). Diagnostic accuracy of GPs when using an earlyintervention decision support system: A high-fidelity simulation. *British Journal of General Practice*, 67(656), e201–e208. <https://doi.org/10.3399/bjgp16X688417>
- Laader, A., Beiderwellen, K., Kraff, O., Maderwald, S., Wrede, K., Ladd, M. E., Lauenstein, T. C., Forsting, M., Quick, H. H., Nassenstein, K., & Umutlu, L. (2017). 1.5 versus 3 versus 7 Tesla in abdominal MRI: A comparative study. *PLoS ONE*, 12(11), 1–18. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0187528>
- Lagioia, M. (1996). *Καρκίνος λεπτού εντέρου*. 18.04.1996. <https://www.humanitas.net/el/diseases/καρκίνος-λεπτού-εντέρου/>
- Lamash, Y., Kurugol, S., Freiman, M., & War, S. K. (2019). *Curved Planar Reformatting and Convolutional Neural Network-Based Segmentation of the Small Bowel for Visualization and Quantitative Assessment of Pediatric Crohn 's Disease From MRI*. <https://doi.org/10.1002/jmri.26330>
- Lei, X., & Ouyang, H. (2019). Image segmentation algorithm based on improved fuzzy clustering. *Cluster Computing*, 22(s6), 13911–13921. <https://doi.org/10.1007/s10586-018-2128-9>
- Li, C., Kao, C. Y., Gore, J. C., & Ding, Z. (2007). Implicit active contours driven by local binary fitting energy. *Proceedings of the IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*. <https://doi.org/10.1109/CVPR.2007.383014>
- Li, Y., Bai, X., Jiao, L., & Xue, Y. (2017). Partitioned-cooperative quantum-behaved particle swarm optimization based on multilevel thresholding applied to medical image segmentation. *Applied Soft Computing Journal*, 56, 345–356. <https://doi.org/10.1016/j.asoc.2017.03.018>
- Lian, C., Ruan, S., Dencœux, T., Li, H., & Vera, P. (2019). *Joint Tumor Segmentation in PET-CT Images Using Co-Clustering and Fusion Based on Belief Functions*. 28(2), 755–766.
- Liao, M., Zhao, Y. qian, Liu, X. yao, Zeng, Y. zhan, Zou, B. ji, Wang, X. fang, & Shih, F. Y. (2017). Automatic liver segmentation from abdominal CT volumes using graph cuts and border marching. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 143, 1–12. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2017.02.015>
- Lin, X., Jiao, H., Pang, Z., Chen, H., Wu, W., Wang, X., Xiong, L., Chen, B., & Huang, Y. (2021). *Lung Cancer and Granuloma Identification using Three Dimension Deep Radiomic Features in CT Imaging*. <https://doi.org/10.1016/j.clc.2021.02.004>
- Liu, C. (2019). *A fully automatic segmentation algorithm for CT lung images based on random forest*. <https://doi.org/10.1002/mp.13939>
- Liu, X., Guo, S., Yang, B., Ma, S., Zhang, H., Li, J., Sun, C., & Jin, L. (2018). *Automatic Organ Segmentation for CT Scans Based on Super-Pixel and Convolutional Neural Networks*. 748–760.
- Liu, Y., Lei, Y., Fu, Y., Wang, T., & Tang, X. (2020). *CT-based multi-organ segmentation using a 3D self-attention U-net*

network for pancreatic radiotherapy. <https://doi.org/10.1002/mp.14386>

- Lu, X., Xie, Q., Zha, Y., & Wang, D. (2018). Fully automatic liver segmentation combining multi-dimensional graph cut with shape information in 3D CT images. *Scientific Reports*, 8(1), 1–9. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-28787-y>
- Ma, Z., & Liu, S. (2018). A review of 3D reconstruction techniques in civil engineering and their applications. *Advanced Engineering Informatics*, 37(March), 163–174. <https://doi.org/10.1016/j.aei.2018.05.005>
- Mahdy, L. N., & Ezzat, K. A. (2020). Automatic segmentation system for liver tumors based on the multilevel thresholding and electromagnetism optimization algorithm. *March*, 1256–1270. <https://doi.org/10.1002/ima.22432>
- Medical, I. Π.-Δ. Κ. (2017). *Μαγνητικός Τομογράφος*. 24/07/2017. <https://medical-rafinas.gr/μαγνητική-τομογραφία/>
- Mervak, B. M., Altun, E., McGinty, K. A., Hyslop, W. B., Semelka, R. C., & Burke, L. M. (2019). MRI in pregnancy: Indications and practical considerations. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 49(3), 621–631. <https://doi.org/10.1002/jmri.26317>
- Mildenberger, P. (2002). *Introduction to the DICOM standard*. 920–927. <https://doi.org/10.1007/s003300101100>
- Mudathir, O., Elfadel, A., Salah, S., Gamar, M., & Nour-aldaem, Z. (2020). *Detection of lung Cancer on CT Scan Using Image Processing Techniques*.
- Mustra, M., Delac, K., & Grgic, M. (2008). *Overview of the DICOM Standard*. September, 10–12.
- Ng, H. P., Ong, S. H., Foong, K. W. C., Goh, P. S., & Nowinski, W. L. (2006). Medical image segmentation using k-means clustering and improved watershed algorithm. *Proceedings of the IEEE Southwest Symposium on Image Analysis and Interpretation, 2006*, 61–65. <https://doi.org/10.1109/ssiai.2006.1633722>
- Nithila, E. E., & Kumar, S. S. (2019). Segmentation of lung from CT using various active contour models. *Biomedical Signal Processing and Control*, 47, 57–62. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2018.08.008>
- Nock, R., & Nielsen, F. (2004). Statistical region merging. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 26(11), 1452–1458. <https://doi.org/10.1109/TPAMI.2004.110>
- Oda, H., Nishio, K., Kitasaka, T., Amano, H., Takimoto, A., Uchida, H., Suzuki, K., Itoh, H., Oda, M., & Mori, K. (2020). *Visualizing intestines for diagnostic assistance of ileus based on intestinal region segmentation from 3D CT images*. <https://doi.org/https://doi.org/10.1117/12.2548910>
- Oda, H., Nishio, K., Kitasaka, T., Villard, B., Amano, H., Chiba, K., Hinoki, A., Uchida, H., Suzuki, K., Itoh, H., Oda, M., & Mori, K. (2019). Spaciousness Filters for Non-contrast CT Volume Segmentation of the Intestine Region for Emergency Ileus Diagnosis. In *Lecture Notes in Computer Science*. Springer, Cham. [https://doi.org/https://doi.org/10.1007/978-3-030-32689-0\\_11](https://doi.org/https://doi.org/10.1007/978-3-030-32689-0_11)
- Omori, T., Nakamura, S., & Shiratori, K. (2015). Localization of the patency capsule by abdominal tomosynthesis. *Digestion*, 91(4), 318–325. <https://doi.org/10.1159/000381471>
- Otsu, N. (1979). Threshold Selection Method From Gray-Level Histograms. *IEEE Trans Syst Man Cybern, SMC-9*(1), 62–66. <https://doi.org/10.1109/tsmc.1979.4310076>

- Park, H. J., Shin, Y., Park, J., Kim, H., Lee, I. S., Seo, D., Huh, J., Lee, T. Y., & Park, T. (2020). *Development and Validation of a Deep Learning System for Segmentation of Abdominal Muscle and Fat on Computed Tomography*. 21(1), 88–100.
- Perez, A. A., Pickhardt, P. J., Elton, D. C., Sandfort, V., & Summers, R. M. (2020). Fully automated CT imaging biomarkers of bone, muscle, and fat: correcting for the effect of intravenous contrast. *Abdominal Radiology*, *45*(4), 503–516. <https://doi.org/10.1007/s00261-020-02755-5>
- R.S, J., & M.V, S. (2017). A Review on Role of Active Contour Model in Image Segmentation Applications. *Ijarcce*, *6*(5), 675–679. <https://doi.org/10.17148/ijarcce.2017.65129>
- Rakesh, P. S., & Mahesh, D. S. (2021). Nodule Segmentation of Lung CT Image for Medical Applications. *Global Transitions Proceedings*, 0–9. <https://doi.org/10.1016/j.gltip.2021.01.011>
- Rebouças Filho, P. P., Cortez, P. C., da Silva Barros, A. C., Victor, V. H., & Tavares, R. S. J. M. (2017). Novel and powerful 3D adaptive crisp active contour method applied in the segmentation of CT lung images. *Medical Image Analysis*, *35*, 503–516. <https://doi.org/10.1016/j.media.2016.09.002>
- Rela, M., Rao, S. N., & Reddy, P. R. (2020). Liver Tumor Segmentation using Superpixel based Fast Fuzzy C Means Clustering. *International Journal of Advanced Computer Science and Applications*, *11*(11), 380–387. <https://doi.org/10.14569/IJACSA.2020.0111149>
- Riccioni, M. E. (2012). Colon capsule endoscopy: Advantages, limitations and expectations. Which novelties? *World Journal of Gastrointestinal Endoscopy*, *4*(4), 99. <https://doi.org/10.4253/wjge.v4.i4.99>
- Rohith John, R. H. (2017). Colour Based Segmentation of a Landsat Image Using K-Means Clustering Algorithm. *Journal of Image Processing & Pattern Recognition Progress*.
- Roth, H. R., Lu, L., Lay, N., Harrison, A. P., Farag, A., Sohn, A., & Summers, R. M. (2018). *Spatial aggregation of holistically-nested convolutional neural networks for automated pancreas localization and segmentation*. *Medical Image Analysis*, *45*, 94–107. <https://doi.org/10.1016/j.media.2018.01.006>
- Sabrina Felson, M. (2019). *What Is a MRI?* February 16, 2019. <https://www.webmd.com/a-to-z-guides/what-is-a-mri#1>
- Schubert., T. D. D. J. (2020). *Hounsfield Unit*. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK547721/>
- Segnet, M., Almotairi, S., Kareem, G., Aouf, M., & Almutairi, B. (2020). *Liver Tumor Segmentation in CT Scans Using Modified SegNet*.
- Şengün, K. E., Çetin, Y. T., Güzel, M. S., Can, S., & Bostancı, E. (2020). *Automatic Liver Segmentation from CT Images Using Deep Learning Algorithms : A Comparative Study*.
- Sheppard, A. P., Sok, R. M., & Averdunk, H. (2004). Techniques for image enhancement and segmentation of tomographic images of porous materials. *Physica A: Statistical Mechanics and Its Applications*, *339*(1–2), 145–151. <https://doi.org/10.1016/j.physa.2004.03.057>
- Sinha, R., Stephenson, J. A., & Rajesh, A. (2019). Optimising MRI small bowel techniques. *Clinical Radiology*, *74*(8), 592–602. <https://doi.org/10.1016/j.crad.2019.03.007>
- Siri, S. K., Kumar, S. P., & Latte, M. V. (2020). Threshold-Based New Segmentation Model to Separate the Liver from CT



- Scan Images Threshold-Based New Segmentation Model to Separate the Liver from CT Scan. *IETE Journal of Research*, 0(0), 1–8. <https://doi.org/10.1080/03772063.2020.1795938>
- Soares, D. F. A. (2016). *Capsule Endoscopy*. COLONO. <https://colono.com.br/en/exams/capsule-endoscopy/>
- Song, Y. (2017). Image Segmentation Techniques Overview. *2017 Asia Modelling Symposium (AMS)*, 103–107. <https://doi.org/10.1109/AMS.2017.24>
- Spada, C., Hassan, C., Campanale, M., & Costamagna, G. (2015). Colon capsule endoscopy. *Techniques in Gastrointestinal Endoscopy*, 17(1), 19–23. <https://doi.org/10.1016/j.tgie.2015.02.005>
- Swierczynski, P., Papież, B. W., Schnabel, J. A., & Macdonald, C. (2018). A level-set approach to joint image segmentation and registration with application to CT lung imaging. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 65, 58–68. <https://doi.org/10.1016/j.compmedimag.2017.06.003>
- T.K. Moon. (1996). *The expectation-maximization algorithm*. <https://doi.org/10.1109/79.543975>
- Tepper, S. J. (2008). Computed tomography - An increasing source of radiation exposure: Commentary. *Headache*, 48(4), 657. <https://doi.org/10.1111/j.1526-4610.2008.01071.x>
- Than, T. D., Alici, G., Zhou, H., Harvey, S., & Li, W. (2019). Enhanced Localization of Robotic Capsule Endoscopes Using Positron Emission Markers and Rigid-Body Transformation. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics: Systems*, 49(6), 1270–1284. <https://doi.org/10.1109/TSMC.2017.2719050>
- Than, T. D., Alici, G., Zhou, H., & Li, W. (2012). A review of localization systems for robotic endoscopic capsules. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 59(9), 2387–2399. <https://doi.org/10.1109/TBME.2012.2201715>
- Thein, N., & Mada, U. G. (2021). *An image preprocessing method for kidney stone segmentation in CT scan images*. 147–150.
- Varma, D. R. (2012). *Managing DICOM images : Tips and tricks for the radiologist*. 22(1). <https://doi.org/10.4103/0971-3026.95396>
- Vasilakakis, M., Koulaouzidis, A., Yung, D. E., Plevris, J. N., Toth, E., & Iakovidis, D. K. (2019). Follow-up on: optimizing lesion detection in small bowel capsule endoscopy and beyond: from present problems to future solutions. *Expert Review of Gastroenterology and Hepatology*, 13(2), 129–141. <https://doi.org/10.1080/17474124.2019.1553616>
- Viswanathan, M. (2010). *Gaussian waves*. November 23, 2010. <https://www.gaussianwaves.com/2010/11/moving-average-filter-ma-filter-2/>
- Wang, G., Ye, J. C., Mueller, K., & Fessler, J. A. (2018). Image Reconstruction is a New Frontier of Machine Learning. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 37(6), 1289–1296. <https://doi.org/10.1109/TMI.2018.2833635>
- Wang, L., Chang, Y., Wang, H., Wu, Z., Pu, J., & Yang, X. (2017). An active contour model based on local fitted images for image segmentation. *Information Sciences*, 418–419, 61–73. <https://doi.org/10.1016/j.ins.2017.06.042>
- Wang, Y., Wei, X., Liu, F., Chen, J., Zhou, Y., & Shen, W. (2020). *Deep Distance Transform for Tubular Structure Segmentation in CT Scans*. 3833–3842.
- Wang, Y., Zhou, Y., Shen, W., Park, S., Fishman, E. K., & Yuille, A. L. (2019). Abdominal multi-organ segmentation with

- organ-attention networks and statistical fusion. *Medical Image Analysis*, 55, 88–102.  
<https://doi.org/10.1016/j.media.2019.04.005>
- Watson, R. E. (2015). Lessons Learned from MRI Safety Events. *Current Radiology Reports*, 3(10), 1–7.  
<https://doi.org/10.1007/s40134-015-0122-z>
- WHOLEY, M. (1949). Drug therapy. *The Canadian Nurse*, 45(5), 352–355.
- Wieclawek, W. (2018). 3D marker-controlled watershed for kidney segmentation in clinical CT exams. *BioMedical Engineering Online*, 17(1), 1–21. <https://doi.org/10.1186/s12938-018-0456-x>
- Xiong, Y., B. B. Du, & Yan, P. (2019). *Reinforced Transformer for Medical* (Vol. 1). <https://doi.org/10.1007/978-3-030-32692-0>
- Yeon, S. S., Lee, S., Elton, D., Gulley, J. L., & Summers, R. M. (2020). Deep Small Bowel Segmentation with Cylindrical Topological Constraints. In *Lecture Notes in Computer Science*. Springer, Cham.  
[https://doi.org/https://doi.org/10.1007/978-3-030-59719-1\\_21](https://doi.org/https://doi.org/10.1007/978-3-030-59719-1_21)
- Yogamangalam, R., & Karthikeyan, B. (2013). *Segmentation Techniques Comparison in Image Processing*. 5(1), 307–313.
- Yushkevich, P. A., Pashchinskiy, A., Oguz, I., Mohan, S., Schmitt, J. E., Stein, J. M., Matthew, V., Natalie, M., Nadav, Y., Yang, S., & Gerig, G. (2018). *User-Guided Segmentation of Multi-modality Medical Imaging Datasets with ITK-SNAP*.
- Yushkevich, P. A., Piven, J., Hazlett, H. C., Smith, R. G., Ho, S., Gee, J. C., & Gerig, G. (2006). User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: Significantly improved efficiency and reliability. *NeuroImage*, 31(3), 1116–1128. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2006.01.015>
- Zaitoun, N. M., & Aqel, M. J. (2015). Survey on Image Segmentation Techniques. *Procedia Computer Science*, 65(Iccmit), 797–806. <https://doi.org/10.1016/j.procs.2015.09.027>
- Zhang, W., Liu, J., Yao, J., Louie, A., Nguyen, T. B., Wank, S., Nowinski, W. L., & Summers, R. M. (2013). Mesenteric vasculature-guided small bowel segmentation on 3-D CT. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 32(11), 2006–2021. <https://doi.org/10.1109/TMI.2013.2271487>
- Zhang, Z. (2021). *ARPM-net : A novel CNN-based adversarial method with Markov random field enhancement for prostate and organs at risk segmentation in pelvic CT images*. <https://doi.org/10.1002/mp.14580>
- Zhou, Y., Bai, S., Wang, C., Chen, X., Fishman, E., & Yuille, A. L. (2020). *Prior-aware Neural Network for Partially-Supervised Multi-Organ Segmentation*. 10672–10681.
- Zhou, Y., Wang, Y., Tang, P., Bai, S., Shen, W., Fishman, E. K., & Yuille, A. (2019). Semi-Supervised 3D Abdominal Multi-Organ Segmentation via Deep. *2019 IEEE Winter Conference on Applications of Computer Vision (WACV)*, 121–140. <https://doi.org/10.1109/WACV.2019.00020>
- Βαγιωνάς, Α. Μ. (1992). *Ο Μαγνητικό Τομογράφος*. 1–10. <http://www.hellenic-college.gr/works/helcolpedia/projects/medicine/diagnosis/magnitikos-tomografos-miteloudis-2013.pdf>
- Δασκαλόπουλος, Δ. Α. (2012). *Μαγνητική τομογραφία (MRI)*. 18 Ιανουαρίου 2012. <https://www.athenspedcard.com/gia-goneis-and-astheneis/gnoseis-kai-plerophories/an-to-paidi-sas-ekhei-suggene-kardiopatheia/pos-o-kardiologos-kanei->

Δημήτρης Τσαμής. (2015). *Γνωριμία με το Παχύ Έντερο*. <https://dtsamis.gr/>

Enimerosi., & Bitsnbytes, W. D. by. (2019). *Νέος αξονικός τομογράφος σε δύο μήνες στο Νοσοκομείο Κέρκυρας*.  
<https://enimerosi.com/details.php?id=32913#>

Ελευθέριος, Λ. (2007). *Ποιότητα εικόνας στην υπολογιστική αξονική τομογραφία*.

Καρατόπης Α., Κ. Ι. (2007). *Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού*. Πανεπιστημιακές εκδόσεις Αράκυνθος.

Π.Κέκος, Γ. (2014). *Ενδοσκόπηση με ασύρματη κάψουλα*. <https://www.kekos.gr/2014/12/11/endoskopisi-e-asyr-ati-kapsoyla/>

Παπαμάρκος, Ν. Η. (2015). *Ψηφιακή Επεξεργασία & Ανάλυση Εικόνας* (3η έκδοση).

Σκοτινιώτης, Η. (2016). *Ενδοσκοπική Κάψουλα: Η μοναδική μη επεμβατική μέθοδος απεικόνισης και διερεύνησης του λεπτού εντέρου*. <https://www.hygeia.gr/endoskopiki-kapsoyla-i-monadiki-mi-epemvatiki-methodos-apeikonisis-kai-diereynisis-toy-leptoy-enteroy/>

Τσικνάκης, Μ. (2016). *Εισαγωγή στο προ τυπο DICOM*. 1–26.