

ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΥΠΡΟΥ  
ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ



## Πτυχιακή διατριβή

«ΑΥΤΟΜΑΤΟΠΟΙΗΜΕΝΟ ΣΥΣΤΗΜΑ  
ΚΑΤΑΤΜΗΣΗΣ ΚΑΙ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΥΦΗΣ ΟΓΚΩΝ  
(ΜΗΝΙΓΓΙΩΜΑΤΩΝ) ΣΕ ΕΙΚΟΝΕΣ  
ΜΑΓΝΗΤΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ»

Μαρίνα Παπαδούρη

Λεμεσός 2011



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

## **Πτυχιακή διατριβή**

«ΑΥΤΟΜΑΤΟΠΟΙΗΜΕΝΟ ΣΥΣΤΗΜΑ  
ΚΑΤΑΤΜΗΣΗΣ ΚΑΙ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΥΦΗΣ ΟΓΚΩΝ  
(ΜΗΝΙΓΓΙΩΜΑΤΩΝ) ΣΕ ΕΙΚΟΝΕΣ  
ΜΑΓΝΗΤΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ»

Μαρίνα Παπαδούρη  
Επιβλέπων καθηγητής

Δρ. Χρίστος Λοΐζου

Λεμεσός 2011

## **Πνευματικά δικαιώματα**

Copyright © Μαρίνα Παπαδούρη, 2011

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

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

## **ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ**

Με την εργασία αυτή ολοκληρώνεται το στάδιο των προπτυχιακών μου σπουδών στο Τμήμα Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Τεχνολογιών Πληροφορικής του Τεχνολογικού Πανεπιστημίου Κύπρου.

Κρίνω λοιπόν σκόπιμο να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα Καθηγητή Δρ. Χρίστο Λοΐζου για την βοήθεια του για την εκπόνηση της διπλωματικής διατριβής στο τομέα της Βιοϊατρικής. Επίσης θερμές ευχαριστίες οφείλω στο ιατρικό διαγνωστικό κέντρο «Άγιος Θέρισσος» για την απόκτηση των εικόνων μαγνητικής τομογραφίας από ασθενείς με μηνιγγιώματα που βρίσκονται κάτω από την εποπτεία νευρολόγου.

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τους γονείς μου και τα αδέρφια μου που με στήριξαν και με στηρίζουν σε όλες μου τις αποφάσεις και την κατανόηση που έδειξαν καθ' όλη την πορεία των σπουδών μου.

Ένα τεράστιο ευχαριστώ αξίζει στους ανθρώπους που ήταν δίπλα μου όλο αυτό το διάστημα και με στήριξαν να φτάσω μέχρι το τέλος. Ευχαριστώ λοιπόν τους φίλους μου Νιόβη Μιχαηλίδη, Χριστιάνα Χατζήκυριακου και κυρίως την Χριστίνα Σπύρου αλλά και τον Χριστόδουλο Σοφοκλέους που με στήριξαν και με τον τρόπο τους συνέβαλαν στην διεκπεραίωση της διπλωματικής μου εργασίας. Εσείς μου δίνετε δύναμη καθημερινά να συνεχίσω αυτό το δύσκολο έργο δίνοντας μου κουράγιο για να ολοκληρωθεί στο τέλος με πολύ κόπο αυτή η διπλωματική. Ήσασταν και εσείς συνοδοιπόροι μου σε αυτό την δύσκολη διαδρομή. Σας ευχαριστώ που μου δώσατε την ευκαιρία να σας γνωρίσω και με κάνατε να καταλάβω πως ακόμη υπάρχουν άνθρωποι.

## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Οι όγκοι εγκεφάλου είναι όγκοι που αναπτύσσονται λόγω της ανεξέλικτης αναπαραγωγής κυττάρων του εγκεφάλου. Από την θέση και την συμπεριφορά του όγκου κρίνεται η απειλητικότητα του για την ζωή. Για την διάγνωση τους χρησιμοποιούνται κάποια απεικονίστηκα συστήματα όπως η μαγνητική τομογραφία (MT) . Μέσω της ψηφιακής επεξεργασίας εικόνας μπορούμε να αναλύσουμε εικόνες MT που έχουν ληφθεί από ασθενείς με μηνιγγιώματα.

Με την κατάτμηση και την ανάλυση υφής των όγκων, μπορούμε να βοηθήσουμε το θεράποντα ιατρό, σε ικανοποιητικό βαθμό στις διαδικασίες διάγνωσης, παρακολούθησης της νόσου, χειρουργικής επέμβασης, και θεραπείας. Έχουν δοκιμαστεί στην παρούσα εργασία τέσσερις μέθοδοι κατάτμησης. Αυτές οι μέθοδοι είναι από την ομάδα των ενεργών περιγραμμάτων, το σύνολο επιπέδων (level sets) και τα φίδια (snakes), ο μετασχηματισμός απορροής(watershed) και η κατωφλίωση (thresholding) οι οποίες αναπτύχθηκαν σε περιβάλλον Matlab μέσω μιας φιλικής διεπαφής .

Με την βοήθεια αυτών των αλγορίθμων έγινε η εξαγωγή ορισμένων γεωμετρικών χαρακτηριστικών όπως το εμβαδόν, περίμετρος, διάμετρος και ακτίνα . Όσο αφορά τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά η αποτίμηση των πιο πάνω μεθόδων κατατμήσεως, έγινε με την χρήση μεθόδων σύγκρισης των αποτελεσμάτων από αυτοματοποιημένες κατατμήσεις έχοντας σαν πρότυπο τα αποτελέσματα από την χειροκίνητη κατάτμηση .Χρησιμοποιώντας το στατιστικό έλεγχο Wilcoxon rank sum test ο οποίος έδειξε ότι σε διαφορετικά γεωμετρικά χαρακτηριστικά η απόδοση των αλγορίθμων αλλάζει. Επιπλέον όταν οι εικόνες κανονικοποιήθηκαν και επίσης υποβλήθηκαν σε κανονικοποίηση σε συνδιασμό με αποθορυβοποίηση τα αποτελέσματα έδειξαν πως δεν επιφέρουν αλλαγές στα γεωμετρικά χαρακτηριστικά κατά την κατάτμηση των εικόνων. Με την χρήση της ROC ανάλυσης βασισμένοι στα κλάσματα των σωστών θετικών (TPF), ψευδών θετικών (FPF), σωστών αρνητικών (TNF) και ψευδών αρνητικών (FNF) καλύτερη απόδοση είχαν οι μέθοδοι συνόλου επιπέδου και φιδιών.

Ακολούθως από τις κατατμηθείς περιοχές έγινε εξαγωγή χαρακτηριστικών υφής .Η υφή παρέχει χρήσιμες πληροφορίες για τα χαρακτηριστικά του όγκου στον εγκέφαλο. Η εξαγωγή χαρακτηριστικών έχει δείξει πως παθολογικές και φυσιολογικές παρουσιάζουν

διαφορετικά χαρακτηριστικά έτσι μπορούν να διαχωριστούν σε κατηγορίες και να εξαχθούν κάποια αποτελέσματα. Ο έλεγχος Wilcoxon rank sum test καθορίζει επίσης αν υπάρχουν στατιστικές διαφορές ανάμεσα στα παθολογικά και τα φυσιολογικά δείγματα. Από τα 14 χαρακτηριστικά υφής βρέθηκαν 8 χαρακτηριστικά με υψηλή διαφορά (FOS: μέση τιμή, μεσαία τιμή, ενέργεια, εντροπία. GLDS: δεύτερη γωνιακή σπουδαιότητα, εντροπία. FDTA: H1 και FPS: γωνιακό άθροισμα) 3 μέτρια (FOS: λοξότητα, κύρτωση, GLDS: αντίθεση) και 3 καθόλου (FOS: διασπορά, GLDS: μέση τιμή, FPS: ακτινικό άθροισμα).

Τέλος, καταλήγουμε στο συμπέρασμα ότι το είδος εικόνας είτε αυτή είναι η αρχική είτε η κανονικοποιημένη είτε κανονικοποιημένη μαζί με αποθορυβοποίηση δεν επιφέρει σημαντικές αλλαγές στη κατάτμηση και στα χαρακτηριστικά υφής.

Το αυτοματοποιημένο σύστημα που έχει δημιουργηθεί σε αυτή την εργασία, έχει βασικό πλεονεκτήματα τη γρήγορή κατάτμηση και ανάλυση της περιοχής ενδιαφέροντος από ότι η χειροκίνητη.

Μελλοντικά για να μπορέσει να ολοκληρωθεί το σύστημα αυτό θα μπορούσε να αναπτυχθεί το σύστημα αναγνώρισης προτύπων μέσω της ταξινόμησης από τα χαρακτηριστικά υφής που εντοπίστηκα ως διαφορετικά με υψηλή διαφορά.

Λέξεις κλειδιά:

Όγκος, Μηνιγγίωμα, Κατάτμηση, Σύνολο επιπέδου (level set), Φίδια (snakes), Απορροής (watershed), Κατωφλίωση (thresholding), Μαγνητική Τομογραφία (MT), Γεωμετρικά Χαρακτηριστικά, Χαρακτηριστικά Υφής.

## ABSTRACT

Brain tumors are developed when cells in the brain lose the ability to control their growth. From the position and the behavior of the tumor we may judge its risk and the threat that poses to the life of a patient.

Tumor diagnosis is done using magnetic resonance imaging systems (MT). By means of digital image processing we can analyze MT images which have been acquired from patients with brain meningiomas.

By the segmentation and texture analysis of tumors, we can help the attending doctor to a satisfactory extent, in diagnostic procedures, monitoring of the disease, surgery intervention, and treatment. Four tumor segmentation methods have been tested in this study: The methods are, active contours, level sets and snakes, watershed, and thresholding. They were all developed in a Matlab environment through the use of a Graphical User Interface (GUI).

Geometrical characteristics such as the area, perimeter, diameter and radius were extracted from the above segmented areas, after the application of the aforementioned algorithms. For evaluating the performance of each segmentation method, the extracted characteristics were compared with manual segmentations made by an expert observer. The Wilcoxon rank sum test applied for comparing the manual and the automated segmentation results, showed that different geometrical characteristics are significantly different for different segmentation methods. The experiments were repeated also after normalization, and after normalization and despeckle filtering. The results showed that no significantly different changes were found to almost all geometrical characteristics between all segmentation methods. Additionally, receiver operating characteristic (ROC) analysis was employed, based on the true positive fraction (TPF), false positive fraction (FPF), true negative fraction (TNF) and false negative fraction (FNF) for comparing the four different segmentation techniques. The segmentation methods level set and snakes showed the best performance in comparison with the rest of the methods.

Texture characteristics were also extracted from the segmented regions. Texture provides useful information for characterizing brain tumors. The textures extracted from the brain, showed that the pathological and the normal tissue have different characteristics so that they can be separated into different groups. The Wilcoxon rank sum test performed, showed



that out of the 14 texture characteristics investigated, 8 were found to be significantly different. These were the FOS: Mean, Median, Energy, Entropy, GLDS: Angular second moment, Entropy, FDTA: H1 and FPS: Angular sum, 3 with medium differences, FOS: Skewness, Kurtosis, GLDS: Contrast, and 3 without differences (FOS: Variance, GLDS: Mean, FPS: Radial sum).

We also found that normalization, and/or normalization and despeckle filtering does not significantly influences the texture extraction procedure.

The automated system developed in this work, has two advantages over the manual segmentation, a) the segmentation is performed quickly and accurate and b) the segmented region is analyzed based on geometrical characteristics and texture features.

In a future study, we will develop a system for recognizing the severity of the disease by comparing the extracted texture features from the aforementioned areas.

Key-words:

Tumor, Meningioma, Segmentation, Level Set, Snakes, Watershed, Thresholding, Magnetic Tomography, Geometrical Characteristics, Texture Characteristics.

# ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....	iv
ABSTRACT .....	vi
ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ .....	viii
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ .....	xi
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΩΝ .....	xiii
ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ.....	xvii
ΑΠΟΔΟΣΗ ΟΡΩΝ.....	xviii
1 Κεφάλαιο Εισαγωγή.....	1
1.1    Ανατομία εγκεφάλου .....	1
1.2    Όγκοι Εγκεφάλου .....	2
1.2.1    Μηνιγγιώματα .....	3
1.3    Συμπτώματα, Διάγνωση και Αντιμετώπιση Ασθένειας .....	5
1.4    Στατιστικά Στοιχεία.....	6
1.5    Αναδρομή στην Βιβλιογραφία και παρουσίαση προηγούμενων εργασιών για μηνιγγιώματα .....	7
1.6    Ιατρικά Απεικονιστικά συστήματα .....	12
1.6.1    Μαγνητική Τομογραφία (ΜΤ) .....	12
1.6.2    Υπολογιστική αξονική τομογραφία (CT).....	14
1.6.3    Τομογραφία Εκπομπής Ποζιτρονίου (P.E.T) .....	15
1.6.4    Τομογραφία μονοφωνικής εκπομπής (S.P.E.C.T).....	16
1.7    Αντικειμενικός σκοπός της παρούσας εργασίας .....	17
1.8    Οδηγός για τα κεφάλαια που ακολουθούν .....	19
2    Κεφάλαιο Προ-επεξεργασία και κατάτμηση εικόνων μηνιγγιωμάτων.....	21
2.1    Προ επεξεργασία εικόνας.....	24

2.1.1	Εξισορρόπηση ιστογράμματος(histogram equalization).....	24
2.1.2	Προσαρμοστική εξισορρόπηση ιστογράμματος.....	26
2.1.3	Κανονικοποίηση εικόνας (normalization).....	27
2.1.4	Φιλτράρισμα εικόνων .....	29
2.2	Κατάτμηση εικόνας .....	34
2.3	Μέθοδοι κατάτμησης.....	34
2.3.1	Ενεργά περιγράμματα-Φίδια .....	35
2.3.2	Ενεργά περιγράμματα –Σύνολο επιπέδου (Level Set) .....	42
2.3.3	Μέθοδος απορροής (watershed).....	44
2.3.4	Μέθοδος καταφλίωσης .....	45
2.3.5	Ανίχνευση ακμών .....	47
2.4	Γεωμετρικά Χαρακτηριστικά και Χαρακτηριστικά Ανάλυσης υφής.....	49
2.4.1	Γεωμετρικά Χαρακτηριστικά .....	49
2.4.2	Χαρακτηριστικά Ανάλυσης υφής.....	49
2.5	Μέτρα αξιολόγησης των εικόνων.....	54
2.5.1	Μέθοδος Wilcoxon (Wilcoxon rank sum test) .....	54
2.5.2	Θηκογράμματα (Boxplot).....	54
2.5.3	Κανονική Κατανομή.....	56
3	Κεφάλαιο Μεθοδολογία.....	57
3.1	Δείγμα εικόνων.....	57
3.1.1	Εικόνες τύπου DICOM.....	57
3.1.2	Προ επεξεργασία εικόνας.....	57
3.1.3	Μετατροπή εικόνας σε δυαδική: .....	59
3.1.4	Κατάτμηση: .....	60
3.1.5	Γεωμετρικά Χαρακτηριστικά .....	61
3.1.6	Χαρακτηριστικά υφής .....	61

3.2	Δοκιμασία αλγορίθμων.....	62
3.3	Μέτρα αποτίμηση αλγορίθμων.....	62
4	Κεφάλαιο Αποτελέσματα.....	64
4.1	Κατάτμηση όγκων με διαφορετικές μεθόδους.....	64
4.2	Γεωμετρικά χαρακτηριστικά .....	83
4.2.1	Κριτήρια ποιότητας και αξιολόγησης .....	89
4.2.2	Αποτίμηση βάση χαρακτηριστικών υφής.....	104
5	Κεφάλαιο Συζήτηση.....	111
5.1	Σύγκριση και συζήτηση αποτελεσμάτων .....	111
5.1.1	Αποτελέσματα από τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά.....	114
5.1.2	Αποτελέσματα για τα χαρακτηριστικά υφής.....	117
6	Κεφάλαιο Συμπεράσματα .....	119
6.1	Αποτίμηση εργασίας.....	119
6.2	Μελλοντική εργασία.....	121
	ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	123
	ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ .....	127

## ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 1.1 Μέθοδοι κατάτμησης όγκων εγκεφάλου που εφαρμόστηκαν από άλλους ερευνητές.....	11
Πίνακας 4.1 Στατιστικά μεγέθη, μέση τιμή, μεσαία τιμή, τυπική απόκλιση, P25%, P75% και το IQR για τα μηνιγγιώματα MT εγκεφάλου από τις αρχικές εικόνες .....	71
Πίνακας 4.2 Στατιστικά μεγέθη, μέση τιμή, μεσαία τιμή, τυπική απόκλιση, P25%, P75% και το IQR για τα μηνιγγιώματα από τις κανονικοποιημένες εικόνες.....	72
Πίνακας 4.3 Τα στατιστικά μεγέθη μέση τιμή, μεσαία τιμή, τυπική απόκλιση, P25%, P75% και το IQR για τα μηνιγγιώματα από τις κανονικοποιημένες και αποθορυβοποιημένες εικόνες MT εγκεφάλου.....	73
Πίνακας 4.6 Σύγκριση γεωμετρικών χαρακτηριστικών μεταξύ των τεσσάρων μεθόδων κατάτμησης και της χειροκίνητης από τις εικόνες αφού κανονικοποιήθηκαν και έπειτα αποθορυβοποιήθηκαν βάση του Wilcoxon rank sum test. Οι τιμές p παρουσιάζονται στο πιο κάτω πίνακα. Για την κάθε μέθοδο έχει δοθεί το συνολικό εύρος τιμών της περιμέτρου, διαμέτρου στο x και y άξονα, ακτίνα στο x και y άξονα και εμβαδού μέσα σε παρενθέσεις σε σύγκριση με το συνολικό αποτέλεσμα της χειροκίνητης.....	79
Πίνακας 4.7 Σύγκριση χειροκίνητης κατάτμησης με τις κατατμήσεις αυτόματοποιημένης μεθόδου συνόλου επιπέδου για 10 εικόνες MT εγκεφάλου.....	90
Πίνακας 4.8 Τα αποτελέσματα για TPF,FPF,TNF,FNF για την μέθοδο συνόλου επιπέδου από αρχικές εικόνες.....	92
Πίνακας 4.9 Σύγκριση χειροκίνητης κατάτμησης με αυτόματοποιημένης μεθόδου φιδιών για 10 εικόνες MT εγκεφάλου.....	94
Πίνακας 4.10 Τα αποτελέσματα για TPF,FPF,TNF,FNF για την μέθοδο φιδιών από αρχικές εικόνες.....	96
Πίνακας 4.11 Σύγκριση χειροκίνητης κατάτμησης με αυτόματοποιημένης μεθόδου απορροής για 10 εικόνες MT εγκεφάλου.....	97
Πίνακας 4.12 Τα αποτελέσματα για TPF,FPF,TNF,FNF για την μέθοδο απορροής από αρχικές εικόνες.....	99

Πίνακας 4.13 Σύγκριση χειροκίνητης κατάτμησης με την μέθοδο κατωφλίωσης για 10 εικόνες MT εγκεφάλου.....	100
Πίνακας 4.14 Τα αποτελέσματα για TPF,FPF,TNF,FNF για την μέθοδο κατωφλίωσης από αρχικές εικόνες.....	102
Πίνακας 4.15 Μέσος όρος Αποδόσεων των τεσσάρων μεθόδων κατάτμησης για τις 20 εικόνες.....	103
Πίνακας 4.16 Σύγκριση χαρακτηριστικών υφής μηνιγγιώματος MT εγκεφάλου (παθολογικού ιστού) με τα χαρακτηριστικά Υφής φυσιολογικού ιστού που έχουν εξαχθεί από τις αρχικές εικόνες.....	104
Πίνακας 4.17 Σύγκριση χαρακτηριστικών υφής μηνιγγιώματος MT εγκεφάλου (παθολογικού ιστού) με τα χαρακτηριστικά Υφής φυσιολογικού ιστού που έχουν εξαχθεί από τις κανονικοποιημένες εικόνες.....	105
Πίνακας 4.18 Σύγκριση χαρακτηριστικών υφής μηνιγγιώματος MT εγκεφάλου (παθολογικού ιστού) με τα χαρακτηριστικά Υφής φυσιολογικού ιστού που έχουν εξαχθεί τις κανονικοποιημένες και αποθορυβοποιημένες εικόνες.....	105
Πίνακας 4.19 Κατηγοριοποίηση χαρακτηριστικών υφής που έχουν εξαχθεί από μηνιγγιώματα εγκεφάλου MT, σε σχέση με την τιμή p από Wilcoxon rank sum test.....	107

## ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΩΝ

Εικόνα 1.1 (α) Πλάγια όψη του εγκεφάλου (β) Τα τρία στρώματα των κρανιακών μηνίγγων[3] .....	1
Εικόνα 1.2 (α) Παθολογικός εγκέφαλος με κατατετημημένη περιοχή ενδιαφέροντος (μηνιγγίωμα), (β) Εξαγωγή μηνιγγιώματος με κατάτμηση, (γ) Κατάτμηση οιδήματος, (δ) Οίδημα.....	3
Εικόνα 1.3. (α) Ασθενής με όγκο στον εγκέφαλο από εικόνα ΜΤ (β) Κατάτμηση όγκου με την χρήση αλγόριθμού φιδιών (γ) Εξαγωγή μηνιγγιώματος με κατάτμηση .....	4
Εικόνα 1.4 Μεθοδολογία κατάτμησης βασισμένη στην μέθοδο απορροής [2] .....	9
Εικόνα 1.5 Εικόνες από μαγνητικό τομογράφο (α) Φυσιολογικό Εγκέφαλο (β) Παθολογικό ιστό (Μηνιγγίωμα).....	13
Εικόνα 1.6 Σύγχρονος ΜΤ [17].....	13
Εικόνα 1.7 Αξονικός τομογράφος [15] .....	14
Εικόνα 1.8 Τομογράφος εκπομπής ποζιτρονίου [15].....	15
Εικόνα 1.9 Τομογράφος μονοφωνικής εκπομπής [16].....	16
Εικόνα 2.1 Εικόνα από παθολογικό ιστό ασθενή με μηνιγγίωμα σε μεγέθυνση ( βαθμός μεγέθυνσης 32x20).....	21
Εικόνα 2.2 Εικόνα ΜΤ αποχρώσεων του γκρι.....	22
Εικόνα 2.3 (α) Μετατροπή μιας εικόνας αποχρώσεως του γκρι (Εικόνα 2.2) σε δυαδική με την μέθοδο κατωφλίωσης, (β) Επεξεργασία εικόνας με την χρήση μορφολογικών τελεστών για διαχωρισμό περιοχών [ holes, open dilate],(γ) Διαχωρισμός αντικειμένων σε μια εικόνα για περαιτέρω επεξεργασία με την μέθοδο ανοίγματος με δομικό στοιχείο square(4), (δ) Προσδιορισμός αντικειμένων με ακέραιους αριθμούς στα 6 στοιχεία της εικόνας.....	23
Εικόνα 2.4 (α) Αρχική εικόνα,ΜΤ εγκεφάλου, (β) Ισοσταθμισμένη εικόνα, (γ) Ιστόγραμμα αρχικής εικόνας, (δ) Ιστόγραμμα Ισοσταθμισμένης εικόνας, (ε) Γειτονία 4x4 της αρχικής εικόνας, (στ) Γειτονία 4x4 της ισοσταθμισμένης εικόνας.....	25

Εικόνα 2.5 (α) Αρχική εικόνα ΜΤ εγκεφάλου, (β) Ισοσταθμισμένη εικόνα, (γ) Ιστόγραμμα αρχικής εικόνας, (δ) Ιστόγραμμα Ισοσταθμισμένης, (ε) Γειτονία 4x4 της αρχικής εικόνας, (στ) Γειτονία 4x4 της Ισοσταθμισμένης εικόνας.....	27
Εικόνα 2.6 (α) Αρχική εικόνα ΜΤ εγκεφάλου, (β) Ισοσταθμισμένη εικόνα, (γ) Ιστόγραμμα αρχικής εικόνας, (δ) Ιστόγραμμα Ισοσταθμισμένης, (ε) Γειτονία 4x4 της αρχικής εικόνας, (στ) Γειτονία 4x4 της Ισοσταθμισμένης εικόνας .....	28
Εικόνα 2.7 Φλιταρισμένη εικόνα με μάσκα, (α) αρχική εικόνα, (β) μάσκα 3x3, (γ) μάσκα 5x5 και (δ) μάσκα 9x9.....	30
Εικόνα 2.8 α) αρχική εικόνα ΜΤ εγκεφάλου, β) φιλτραρισμένη με το φίλτρο gaussian.....	31
Εικόνα 2.9 (α) Αρχική εικόνα ΜΤ εγκεφάλου και (β) Φιλτράρισμα εικόνας με το φίλτρο μεσαίας τιμής με παράθυρο [5 5] .....	32
Εικόνα 2.10 Φιλτάρισμα εικόνας με το υβριδικό φίλτρο μεσαίας τιμής.....	33
Εικόνα 2.11 Ανίχνευση του όγκου με την μέθοδο φιδιών α) Στην αρχική εικόνα η καμπύλη .....	35
αρχικοποιείται χειροκίνητα γύρω από τον όγκο β) Η καμπύλη έλκεται προς τις ακμές του όγκου λόγω της κλίσης.....	35
Εικόνα 2.12 Ανάπτυξη φιδιού (α) επιμηκύνεται στην κατεύθυνση εφαπτομένης (β) ελαχιστοποίηση ενέργειας μετά από ένα βήμα ανάπτυξης [14].....	36
Εικόνα 2.13 Ροή γραμμών στο πεδίο GVF [25].....	39
Εικόνα 2.14 (α) Εικόνα ΜΤ εγκεφάλου με τις αρχικές συντεταγμένες του όγκου, (β) Η εξωτερική ενέργεια, (γ) Το πεδίο εξωτερικής ενέργειας, (δ) Η κίνηση του φιδιού με κόκκινο χρώμα. ....	41
Εικόνα 2.15 Κατάτμηση όγκου μηνιγγιώματος από εικόνα ΜΤ εγκεφάλου μετά την εξέλιξη συνάρτησης συνόλου επιπέδου .....	44
Εικόνα 2.16 Κατάτμηση εικόνας ΜΤ ασθενή με όγκο (μηνιγγίωμα) στον εγκέφαλο, (α) Εικόνα ΜΤ, (β) Αποτέλεσμα της λεκάνης απορροής αλγορίθμου, (γ) Εξαγόμενος όγκος μετά την εφαρμογή της μεθόδου .....	45
Εικόνα 2.17 Παρουσίαση διάφορων μορφολογικών τελεστών σε εικόνα ΜΤ εγκεφάλου....	46



Εικόνα 2.18 Ανίχνευση ακμών σε εικόνα MT εγκεφάλου, με την μέθοδο (α) Prewitt, (β) Roberts, (γ) Sobel, (δ) Laplacian of Gaussian (Log), και (ε) Canny.....	48
Εικόνα 2.19 Boxplot (Παράδειγμα από μετρήσεις περιμέτρου από την μέθοδο συνόλου επιπέδου) .....	56
Εικόνα 3.1 Εικόνα MT εγκεφάλου τύπου Dicom .....	58
Εικόνα 3.2 Κανονικοποιημένη εικόνα MT εγκεφάλου.....	58
Εικόνα 3.3 Αποθορυβοποίηση εικόνας MT εγκεφάλου.....	59
Εικόνα 3.4 (α) Δυαδική εικόνα MT εγκεφάλου, (β) Διαχωρισμός αντικειμένων στην εικόνα .....	59
Εικόνα 3.5 (α) Αποτέλεσμα κατάτμησης MT εγκεφάλου, μετά την εκτέλεση του αλγορίθμου level set και (β) Κατατετημένη περιοχή.....	60
Εικόνα 3.6 Όρια κατάτμησης στην αρχική εικόνα.....	60
Εικόνα 4.1. Οπτική παρουσίαση των διαφόρων μεθόδων κατάτμησης σε κανονικοποιημένη εικόνα MT εγκεφάλου .....	65
Εικόνα 4.2. Οπτική παρουσίαση των διαφορετικών μεθόδων κατάτμησης σε κανονικοποιημένες και αποθορυβοποιημένες εικόνες MT εγκεφάλου.....	66
Εικόνα 4.3(α) Σύγκριση γεωμετρικών χαρακτηριστικών από την αυτόματη μέθοδο συνόλου επιπέδου και την χειροκίνητη στις κανονικοποιημένες εικόνες MT εγκεφάλου. ....	67
Εικόνα 4.3(β) Σύγκριση γεωμετρικών χαρακτηριστικών από την αυτόματη μέθοδο φιδιών και την χειροκίνητη στις κανονικοποιημένες εικόνες MT εγκεφάλου.....	68
Εικόνα 4.3(δ) Σύγκριση γεωμετρικών χαρακτηριστικών από την μέθοδο κατωφλίωσης και την χειροκίνητη στις κανονικοποιημένες εικόνες MT εγκεφάλου.....	69
Εικόνα 4.4 Θηκογράμματα, που δεικνύουν την κατανομή των διαφόρων γεωμετρικών χαρακτηριστικών (περίμετρο, διάμετρο, ακτίνα και εμβαδόν) που εξήχθησαν από τα μνηνιγγιώματα στις αρχικές εικόνες MT εγκεφάλου. Ο κάθε αριθμός αντιστοιχεί σε μια μέθοδο. (1) στη μέθοδο συνόλου επίπεδου, (2) μέθοδος φιδιών (3) μεθόδός watershed (4) κατωφλίωσης και (5) χειροκίνητη κατάτμηση .....	82
Εικόνα 4.5 Ιστογράμματα τα οποία παρουσιάζουν μια οπτική αποτύπωση της κατανομής των δεδομένων για την (α) Περίμετρο, (β) Διάμετρο x άξονα, (γ) Διάμετρο y άξονα, (δ) Ακτίνα x	

άξονα, (ε) Ακτίνα y άξονα, και (στ) Εμβαδόν, σε εικόνες πριν την προ-επεξεργασία με την μέθοδο συνόλου επιπέδου. Η συνολική έκταση του ιστογράμματος είναι ίση με τις τιμές των αποτελεσμάτων.....	84
Εικόνα 4.6 Σύγκριση κανονικών κατανομών για τις τιμές της (α) περιμέτρου (β) διαμέτρου (γ) ακτίνας και (δ) εμβαδού στις αρχικές εικόνες, οι οποίες δεν υποβλήθηκαν σε οποιαδήποτε επεξεργασία, για όλες τις μεθόδους κατάτμησης. Ο x-άξονας αντιπροσωπεύει τα δεδομένα από τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά των 20 εικόνων MT και ο y -άξονας την συνάρτηση πυκνότητα κατανομής (pdf) .....	85
Εικόνα 4.7 Ιστογράμματα τα οποία παρουσιάζουν μια οπτική εντύπωση της κατανομής των δεδομένων για την (α) Περίμετρο (β) Διάμετρο x άξονα (γ) Διάμετρο y άξονα (δ) Ακτίνα x άξονα (ε) Ακτίνα y άξονα και (στ) Εμβαδόν σε κανονικοποιημένες εικόνες με την μέθοδο συνόλου επιπέδου. Η συνολική έκταση του ιστογράμματος είναι ίση με τον αριθμό των δεδομένων.....	87
Εικόνα 4.8 Ιστογράμματα για κανονικοποιημένες και αποθρομβωποιημένες εικόνες τα οποία παρουσιάζουν (α) Περίμετρο (β) Διάμετρο (γ) Ακτίνα και (δ) Εμβαδόν σε εικόνες πριν προ επεξεργαστούν με την μέθοδο συνόλου επιπέδου.....	89
Εικόνα 4.9 Θηκογράμματα επιλεγμένων χαρακτηριστικών υφής όπου 1. Αρχικής εικόνα 2. Κανονικοποιημένη 3. Κανονικοποιημένη και Αποθρομβωποιημένης και 4. Λευκής ουσίας	108
Εικόνα 4.10 Κανονική κατανομή από χαρακτηριστικά υφής για το μέσο όρο από την ομάδα FOS από αρχικές παθολογικές εικόνες, κανονικοποιημένες εικόνες, κανονικοποιημένες αποθρομβωποιημένες εικόνες σε σύγκριση με το φυσιολογικό εγκέφαλο MT.....	109
Εικόνα 6.1 Λογικό Διάγραμμα της δομής του συστήματος διάγνωσης όγκων στον εγκέφαλο (μηνιγγιωμάτων).....	122

## ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ

Παρουσιάζονται συνοπτικά όλες οι συντομογραφίες που έχουν χρησιμοποιηθεί στο κείμενο της πτυχιακής π.χ.:

ABTA	American Brain Tumor Association
ATmC	Adaptive Template moderated Classification
CBTRUS	Cancer in Illinois- Statistics
CT	Computed Tomography
DICOM	Digital Imaging and COmmunication in Medicine
MT	Μαγνητική Τομογραφία
P.E.T	Positron Emission Tomography
S.P.E.C.T	Single Photon Emission Computerized Tomography
Κ.Ν.Σ	Κεντρικό Νευρικό Σύστημα
ROC	Receiver Operating Characteristic
TPF	True Positive Fraction
TNF	True Negative Fraction
FNF	False Negative Fraction
FPF	False Positive Fraction

## ΑΠΟΔΟΣΗ ΟΡΩΝ

Στην παρούσα εργασία έχουν χρησιμοποιηθεί ορολογίες από ξενόγλωσση βιβλιογραφία, η οποία δεν έχει αποδοθεί επισήμως στην ελληνική γλώσσα και παρατίθενται πιο κάτω.

Adaptive Histogram Equalization	Προσαρμοστική εξισορρόπηση ιστογράμματος
Angular Second Moment	Δεύτερη γωνιακή σπουδαιότητα
Angular Sum	Γωνιακό άθροισμα
Average Texture Energy	Μέση ενέργεια υφής
Coarseness	Χονδρότητα
Complexity	Πολυπλοκότητα
Despeckle	Αποθορυβοποίηση πολλαπλασιαζόμενου θορύβου
Histogram Equalization	Εξισορρόπηση ιστογράμματος
Level Set	Συνόλου επιπέδου
Normalization	Κανονικοποίηση
Radial Sum	Ακτινικό άθροισμα
Receiver Operating Characteristic (ROC)	Καμπύλη λειτουργικών χαρακτηριστικών
Roughness	Τραχύτητα
Spline	Εξομάλυνση της γραμμής αφαιρεί τον θόρυβο για καλύτερη επεξεργασία εικόνας
Information Measures of Correlation	Πληροφορίες Μέτρων της Συσχέτισης
Implicit	Έμμεση
Inverse Difference Moment	Ομοιογένεια

Sum of Squares Variance

Άθροισμα των Τετραγώνων Διασποράς

Texture Energy

Υφή Ενέργειας

Watershed

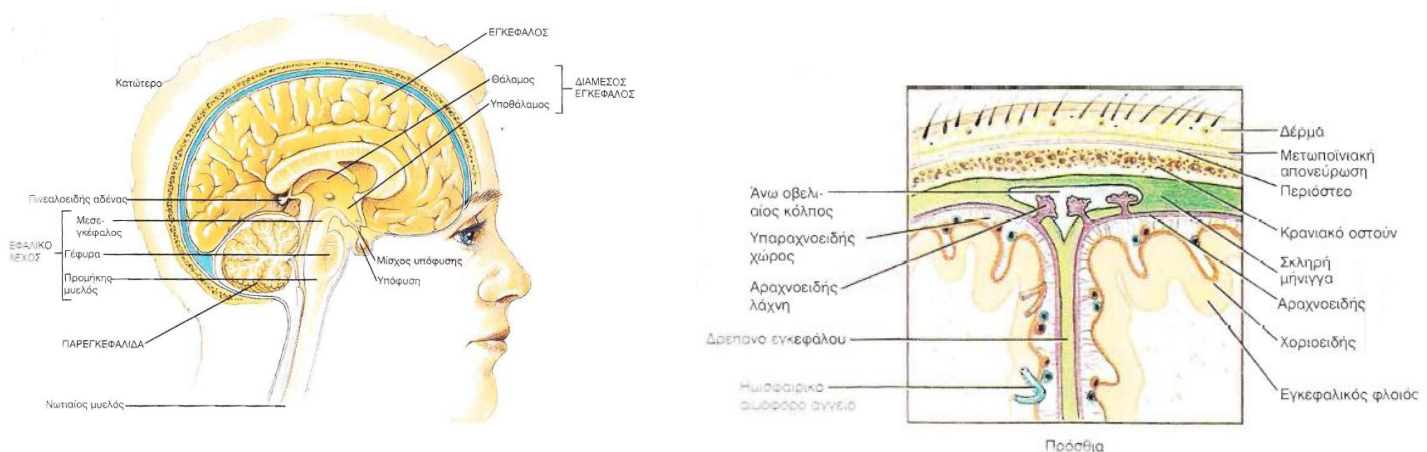
Απορροής

# 1 Κεφάλαιο Εισαγωγή

## 1.1 Ανατομία εγκεφάλου

Το νευρικό σύστημα αποτελείται από ένα κεντρικό και ένα περιφερειακό τμήμα. Η λειτουργία του νευρικού συστήματος είναι να μεταφέρει πληροφορίες από το εξωτερικό περιβάλλον και από το σώμα. Επίσης να επεξεργάζεται τις πληροφορίες που προσλαμβάνει από τον εγκέφαλο για τις πιο σύνθετες συμπεριφορές μας και ο νωτιαίος μυελός για τα αντανακλαστικά [1]-[3].

Ο εγκέφαλος χωρίζεται σε 4 κύρια μέρη το εγκεφαλικό στέλεχος, διεγκέφαλος, ημισφαίρια και παρεγκεφαλίτιδα όπως φαίνεται στο Εικόνα 1.1.(α). Ο εγκέφαλος προστατεύεται από τα οστά του κρανίου και τις μήνιγγες . Οι κρανιακές μήνιγγες περικλείουν τον εγκέφαλο, είναι συνεχείς με τις νωτιαίες μήνιγγες και διαθέτουν την ίδια βασική δομή την έξω σκληρή, η μεσαία αραχνοειδής και η έσω χοριοειδής όπως φαίνεται στην Εικόνα 1.1(β). Το εγκεφαλονωτιαίο υγρό προστατεύει τον εγκέφαλο έναντι των τραυματισμών. Το υγρό αυτό κυκλοφορεί ανάμεσα στην αραχνοειδή και τη χοριοειδή μήνιγγα του εγκεφάλου [3]. Ο εγκέφαλος αποτελεί το σπουδαιότερο τμήμα του νευρικού συστήματος γιατί μέσα από αυτό συντονίζονται όλες οι λειτουργίες. Αντιλαμβάνεται, λοιπόν κάποιος την σοβαρότητα της κατάστασης, αν παρουσιαστεί κάποια περιπλοκή τι επιπτώσεις θα έχει στην υγεία του ανθρώπου.



Εικόνα 1.1 (α) Πλάγια όψη του εγκεφάλου (β) Τα τρία στρώματα των κρανιακών μηνίγγων[3]

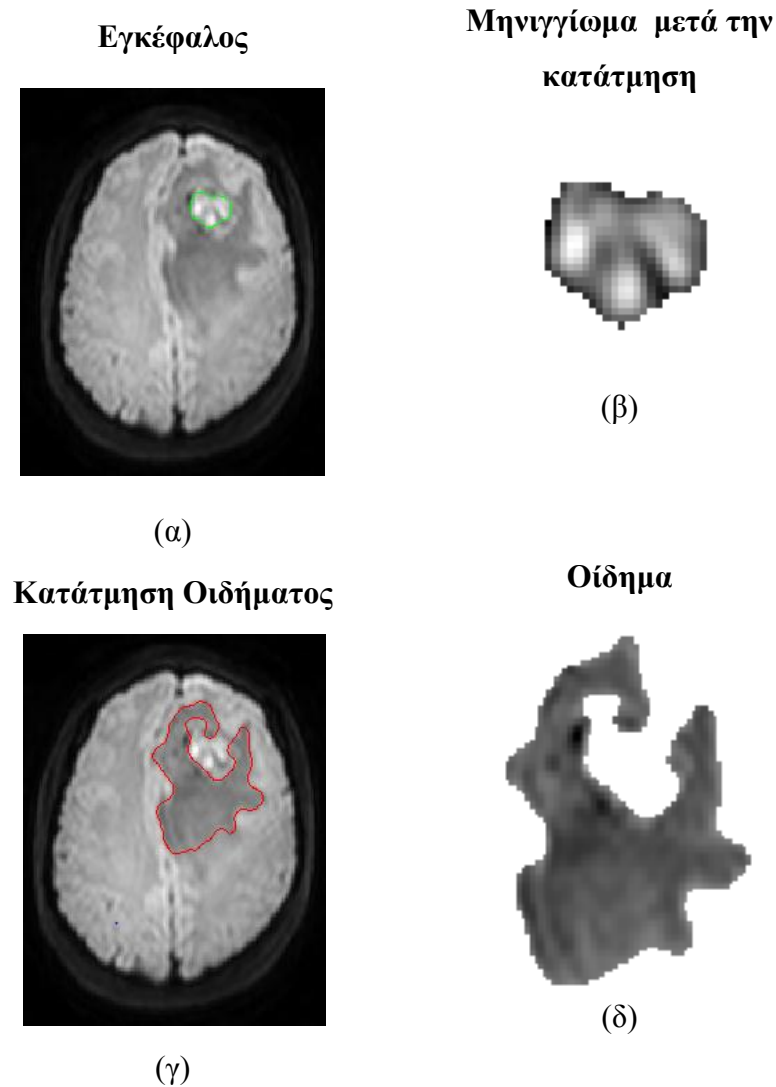
## 1.2 Όγκοι Εγκεφάλου

Ένας εγκεφαλικός όγκος, είναι οποιοσδήποτε όγκος εντός του κρανίου. Το σώμα αποτελείται από διάφορα είδη κυττάρων. Κάθε τύπος κυττάρου εκτελεί συγκεκριμένες λειτουργίες. Τα περισσότερα κύτταρα του σώματος αυξάνονται και διαιρούνται για να σχηματίσουν νέα κύτταρα για να διατηρήσει το σώμα υγιές και να λειτουργεί σωστά. Όταν τα κύτταρα διαιρούνται ανεξέλεγκτα και δημιουργούν μια μάζα ιστού που ονομάζεται όγκος. Οι όγκοι διακρίνονται σε καλοήθεις ή κακοήθεις [2,4].

Γενικά διακρίνονται διάφορες κατηγορίες όγκων όπως τα γλοιώματα, οι όγκοι των καλυπτικών μεμβρανών του κεντρικού νευρικού συστήματος (Κ.Ν.Σ), οι μεσοδερμικοί όγκοι και όγκοι εμβρυϊκής προέλευσης. Ιδιαίτερη κατηγορία αποτελούν οι μεταστατικοί όγκοι στο Κ.Ν.Σ όπως πνευμόνων, μαστός, μελάνωμα κ.λ.π. Συχνά ο μεταστατικός όγκος αποτελεί την αποκαλυπτική εντόπιση της πρωτοπαθούς νόσου [1].

Οι εγκεφαλικοί όγκοι χωρίζονται σε δύο κατηγορίες, σε πρωτογενείς και σε δευτερογενείς. Οι πρωτογενείς όγκοι όταν εμφανίζονται από μόνοι τους και οι δευτερογενείς όγκοι όταν κάνει μετάσταση ο όγκος σε άλλα μέρη του σώματος. Οι παράγοντες που μπορεί να συνεισφέρουν στα συμπτώματα και σημεία σε κάποιον ασθενή με όγκο του εγκεφάλου περιλαμβάνουν το ρυθμό αύξησης και το παθολογοανατομικό βαθμό, το μέγεθος και την εντόπιση και τα πιθανά εκκρινόμενα προϊόντα [5].

Η υποψία για έναν υποκείμενο όγκο εγκεφάλου μπορεί να τεθεί στην περίπτωση εμφάνισης ενός οιδήματος που προσλαμβάνει σκιαγραφικό, στην απεικόνιση μέσω υπολογιστικής τομογραφίας (CT) ή μέσω μαγνητικής τομογραφίας (MT), εντός ωρών από την έναρξη των συμπτωμάτων ή ο όγκος μπορεί να μην διαπιστωθεί παρά μόνο αφού περάσει ικανό χρονικό διάστημα ώστε να απορροφηθεί η αιμορραγία. Μετά από τη χορήγηση σκιαστικού μέσου, τόσο οι όγκοι του εγκεφάλου υψηλού παθολογοανατομικού βαθμού μπορεί να εμφανίζουν ενίσχυση. Τυπικά, στους όγκους του εγκεφάλου εμφανίζεται μεγαλύτερος βαθμός οιδήματος [5]. Ένα παράδειγμα όγκου που ανήκει στην κατηγορία των καλυπτικών μεμβρανών του κεντρικού νευρικού συστήματος, το μηνιγγίωμα παρουσιάζεται στην Εικόνα 1.2. Ο όγκος και το οίδημα έχουν καταταμηθεί με την μέθοδο που θα επεξηγηθεί στο κεφάλαιο 2 και έχει δημιουργηθεί στα πλαίσια αυτής της εργασίας.



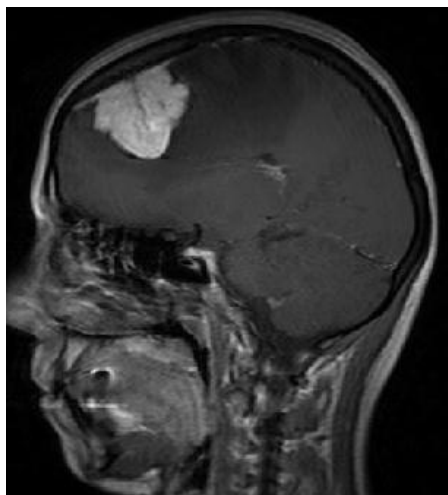
Εικόνα 1.2 (α) Παθολογικός εγκέφαλος με κατατετμημένη περιοχή ενδιαφέροντος (μηνιγγίωμα), (β) Εξαγωγή μηνιγγιώματος με κατάτμηση, (γ) Κατάτμηση οιδήματος, (δ) Οίδημα.

### 1.2.1 Μηνιγγιώματα

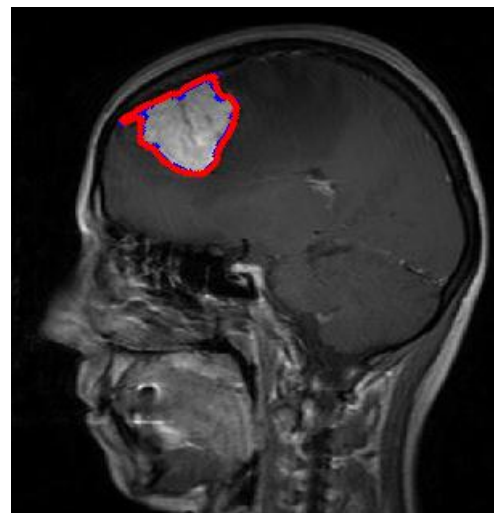
Τα μηνιγγιώματα ανήκουν στην κατηγορία των καλυπτικών μεμβρανών του Κ.Ν.Σ. Αναπτύσσονται γύρω στα 15% των όγκων του εγκεφάλου . Εμφανίζονται σαν μάζες με κανονικά όρια ή και με την μορφή πλακώδους παχύνσεως της σκληράς μήνιγγας. Στο σημείο επαφής τους με το οστό προκαλούν συχνά υπερπλασία του οστού, οι οστικές αυτές αλλαγές εκδηλώνουν την παρουσία του μηνιγγιώματος [1]. Στην Εικ.1.1 πιο πάνω δεικνύεται που ακριβώς στον εγκέφαλο βρίσκονται οι μήνιγγες. Είναι καλοήθεις όγκοι με



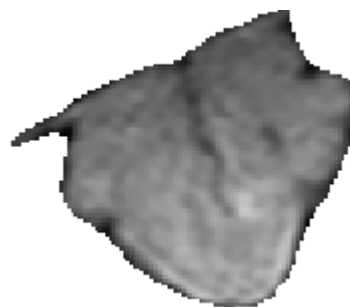
πολύ βραδεία εξέλιξη, που αν αφαιρεθούν τελείως δεν υποτροπιάζουν. Όμως οι υποτροπές παρατηρούνται από αδυναμία τέλει εκτομής, επειδή γειτνιάζουν με αρτηρίες και ευπαθείς νευρικούς σχηματισμούς [1]. Λόγο του ανεξέλεγκτου πολλαπλασιασμού των κυττάρων ο όγκος αυξάνεται με αποτέλεσμα την πίεση των ιστών και προκαλώντας στους ασθενείς προβλήματα όπως η επιληψία[1]. ΜΤ εγκεφάλου ασθενή με μηνιγγίωμα παρουσιάζεται στην Εικ.1.3.



(α)



(β)



(γ)

Εικόνα 1.3. (α) Ασθενής με όγκο στον εγκέφαλο από εικόνα ΜΤ (β) Κατάτμηση όγκου με την χρήση αλγόριθμου φιδιών (γ) Εξαγωγή μηνιγγιώματος με κατάτμηση

### 1.3 Συμπτώματα, Διάγνωση και Αντιμετώπιση Ασθένειας

Η συμπτωματολογία των όγκων του Κ.Ν.Σ εξαρτάται από την εντόπιση και τον τύπο του όγκου [1]. Στον κρανιακό χώρο οι όγκοι αυξάνουν την ενδοκρανιακή πίεση και προκαλούν διαταραχές της κυκλοφορίας του αίματος και του εγκεφαλονωτιαίου υγρού. Επίσης προκαλούν ερεθιστικά συμπτώματα όπως επιληπτικές κρίσεις. Η πρόσφατη εμφάνιση επιληπτικών κρίσεων που δεν εξηγούνται από το παρελθόν του αρρώστου θέτει την υποψία όγκου εγκεφάλου [1]. Τα συμπτώματα της ενδοκρανιακής υπέρτασης είναι η κεφαλαλγίες, εμετοί, συνειδησιακές αλλαγές. Επίσης τα μηνιγγιώματα, ως μεγάλοι όγκοι του εγκεφάλου, μπορούν να προκαλούν μετατόπιση των εγκεφαλικών δομών που οδηγεί στην εμφάνιση ψευδώς εντοπιστικών σημείων [false localizing signs], συμπεριλαμβανομένων των της ανοσμίας στην περίπτωση όγκων του μετωπιαίου λοβού που οφείλεται στη συμπίεση του οσφρητικού νεύρου ακόμη και απώλεια ακοής [6].

Η εργαστηριακή διάγνωση για τις ενδοκρανιακές βλάβες γίνεται μέσω σκιαστικού μέσου όπου οι όγκοι του εγκεφάλου υψηλού παθολογο-ανατομικού βαθμού, μπορεί να εμφανίζουν ενίσχυση στην υπολογιστική τομογραφία (CT) ή μέσω μαγνητικής τομογραφίας (MT) [1,5]. Τυπικά, στους όγκους του εγκεφάλου εμφανίζεται μεγαλύτερος βαθμός οιδήματος.

Για την θεραπεία και πρόγνωση δεν λαμβάνεται μόνο η ιστολογική υφή υπόψη αλλά και η κλινική εξέλιξη που χαρακτηρίζουν τελικά τη βιολογική καλοήθεια ή κακοήθεια των όγκων. Τα μηνιγγιώματα έχουν καλή πρόγνωση αν η εκτομή τους είναι ολική. Αυτό δεν είναι πάντοτε εφικτό και παρατηρούνται υποτροπές με μεγαλύτερα μετεγχειρητικά κατάλοιπα [1,6].

## 1.4 Στατιστικά Στοιχεία

Σύμφωνα με τα στατιστικά στοιχεία του αμερικανικού οργανισμού American Brain Tumor Association [7] ( ABTA) μέχρι το Μάρτιο του 2010 έδειξε πως οι όγκοι είναι στατιστικά συχνότεροι στα παιδιά και στους μεγαλύτερους ενήλικες. Οι δε μεταστατικοί όγκοι εκείνοι που αρχίζουν δηλαδή ως καρκίνοι αλλού στο σώμα και καταλήγουν στον εγκέφαλο είναι πιο κοινοί στους ενήλικες από ότι στα παιδιά. Τα γεγονότα και τα στατιστικά στοιχεία εδώ περιλαμβάνουν τους όγκους στον εγκέφαλο και το κεντρικό νευρικό σύστημα (συμπεριλαμβανομένου του νωτιαίου μυελού, της υπόφυσης και της επίφυσης όγκων αδένα).

Οι όγκοι στον εγκέφαλο είναι η δεύτερη κύρια αιτία του καρκίνου που προκαλούν θάνατο των παιδιών κάτω των 20 ετών (η λευχαιμία είναι η πρώτη). Η δεύτερη κύρια αιτία των καρκίνων στους άντρες μέχρι τα 39 και των γυναικών κάτω των 20 ετών. Επίσης η πέμπτη κύρια αιτία γυναικών μεταξύ 20-39 ετών [7].

Αναμένεται το 2010, περίπου 4.030 παιδιά μικρότερα των 20 ετών να διαγνωστούν με πρωτοπαθή όγκους του εγκεφάλου, από τα οποία 2.880 θα είναι μικρότερα της ηλικίας των 15 ετών. Επίσης εκτιμάται ότι 62.930 νέες περιπτώσεις των πρωτογενών όγκων του εγκεφάλου αναμένεται να διαγνωστούν και περιλαμβάνει τόσο κακοήθη (23.720) και καλοήθη (39.210) όγκους του εγκεφάλου. Οι εκτιμήσεις αυτές βασίζονται σε αίτηση της ηλικίας-φύλου-φυλής-ειδικά ποσοστά από την στατιστική έκθεση CBTRUS [8] που χρησιμοποιήθηκε μεταξύ των ετών 2004-2006 καθώς και από την Cancer in Illinois-Statistics [8].

Στις Ηνωμένες Πολιτείες το έτος 2004 εκτιμάται ότι 612.000 άνθρωποι ζούσαν με τη διάγνωση των πρωτογενών όγκων. Συγκεκριμένα, περισσότερα από 124.000 άτομα ζούσαν με έναν κακοήθη όγκο και περισσότερα από 488.000 άτομα που ζουν με ένα καλοήθη όγκο [7].

Τα μηνιγγιώματα, στα οποία εστιάζεται η παρούσα διπλωματική εργασία, αντιπροσωπεύουν το 34% του συνόλου των πρωτογενών όγκων του εγκεφάλου, καθιστώντας τους πιο κοινούς πρωτοπαθούς όγκου του εγκεφάλου. Οι ακόλουθες ηλικιακές ομάδες είναι οι πιο κοινές πρωτοπαθείς όγκου του εγκεφάλου.

Μεταξύ των ηλικιών 35-44, μηνιγγίωμα (το ποσοστό συχνότητας είναι 3,74 περιπτώσεις ανά 100.000 άτομα-έτος) . Στις ηλικίες 45-54, μηνιγγίωμα (7,39 ανά 100.000). Στις

ηλικίες 55-64 ετών, μηνιγγίωμα (12,48 ανά 100.000. Στις ηλικίες 65-74, μηνιγγίωμα (21.27 ανά 100.000) . Στις ηλικίες 75-84, μηνιγγίωμα (30,25 ανά 100.000) και σε ηλικίες 85 και άνω, μηνιγγιώματα (36.90 ανά 100.000). [7-9]

## **1.5 Αναδρομή στην Βιβλιογραφία και παρουσίαση προηγούμενων εργασιών για μηνιγγιώματα**

Εκτενέστερα πιο κάτω αναλύονται οι μέθοδοι που έχουν χρησιμοποιηθεί για την κατάτμηση εγκεφαλικών όγκων από άλλους διάφορους ερευνητές και ποια τα αποτελέσματα τους μέσα από την βιβλιογραφική ανασκόπηση. Οι μέθοδοι παρουσιάζονται επίσης συνοπτικά στον Πιν.1.1.

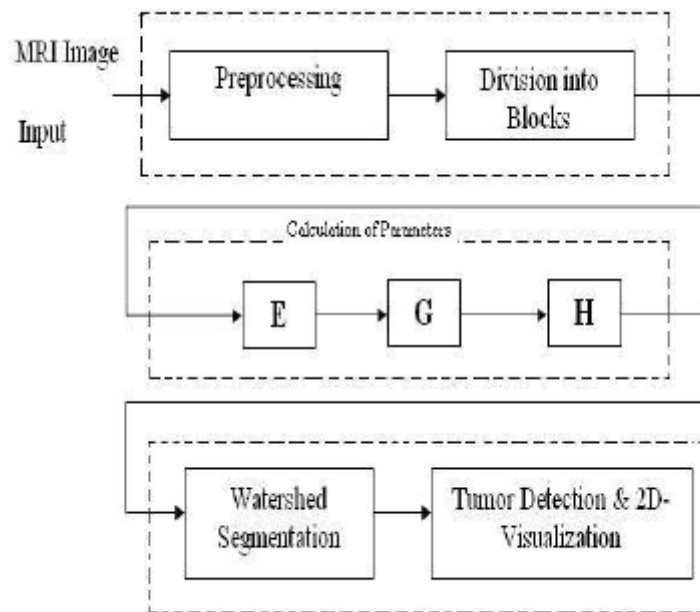
Οι M.R.Kaus et al.(1999) [10] ανέπτυξαν ένα αυτοματοποιημένο σύστημα για την κατάτμηση εγκεφαλικού όγκου από 3D εικόνων MT βασισμένο σε Adaptive Template moderated Classification (ATmC ). Ήταν ένας συνδυασμός στατιστικής ταξινόμησης και ανατομική γνώση από ψηφιακό άτλαντα. Εφαρμόστηκε σε 13 ασθενείς με όγκο στον εγκέφαλο (5 με μηνιγγιώματα και 8 με χαμηλού βαθμού γλοιώματα) διαφορετικού μεγέθους, σχήμα και θέση. Οι ταξινομητές είναι τεχνική αναγνώρισης μορφής προτύπων , που διαχωρίζει ένα χαρακτηριστικό χώρο χρησιμοποιώντας ονομασίες για κάθε περιοχή. Ο πιο χαρακτηριστικός χώρος είναι οι εντάσεις της εικόνας , δηλαδή διαιρεί την εικόνα σε διαφορετικές κατηγορίες ιστού που βασίζονται στην τιμή της έντασης. Το πρόβλημα που παρουσιάστηκε είναι η διαφορετική κατανομή ένταση των ιστών που οδηγεί σε λάθος ταξινομήσεις. Για αποφυγή του προβλήματος αυτού χρησιμοποιούν ένα άτλαντα από κανονικό εγκέφαλο. Έτσι οι δομές ενδιαφέροντος μπορούν να βρεθούν πιο εύκολα. Η απόδοση του συστήματος ήταν υψηλή τόσο σε υπολογιστικό χρόνο όσο και από τα αποτελέσματα σε σύγκριση με την κατάτμηση των ειδικών. [10]

Οι M. Prastawa et al. (2003) [11] έχουν αναπτύξει ένα αυτοματοποιημένο σύστημα κατάτμησης όγκου βασισμένο σε «Προσδοκία Μεγιστοποίησης κατάτμησης» (Expectation Maximization Segmentation) που οδηγεί σε αντικειμενική και αναπαραγωγίσιμη κατάτμηση που τα αποτελέσματα είναι πολύ κοντά στην χειροκίνητη κατάτμηση. Επιπλέον η μέθοδος αυτή μπορεί να κατατμήσει την λευκή ουσία, φαιά ουσία, εγκεφαλονωτιαίο υγρό και το οίδημα. Η κατάτμηση αυτή καθοδηγείται από ένα χωρικό πιθανολογικό ανατομικό άτλαντα

που περιέχει έμπειρη προηγμένη γνώση σχετικά με τις δομές του εγκεφάλου. Βασικά ο άτλαντας δημιουργείται με βάση ανατομικά χαρακτηριστικά που χρειάζονται κατάτμηση έτσι χρησιμοποιείται σαν αναφορά για την κατάτμηση νέων εικόνων. Αυτός ο άτλαντας τροποποιείται με το αντικείμενο συγκεκριμένων εγκεφαλικών όγκων, πριν από αυτό υπολογίζεται με βάση την αυξανόμενη αντίθεση. Η μέθοδος αυτή παρέχει αποτελέσματα που έχουν αποστάσεις επιφάνειας περίπου 1-4mm σε σύγκριση με την χειροκίνητη κατάτμηση. Επίσης μπορεί να εφαρμοστεί σε διάφορους τύπους όγκων. Η ημιαυτόματη μέθοδος συμφωνεί περισσότερο με την χειροκίνητη κατάτμηση από ότι η αυτόματη άλλα τουλάχιστο δεν απαιτείται η εποπτεία του χρήστη [11].

Οι H. Khotanlou et al. [12] προτείνουν μια πλήρως αυτοματοποιημένη μέθοδο κατάτμησης διαφόρων τύπων όγκων σε 3D MT βασισμένη στην ανάλυση της συμμετρίας και των παραμορφωμένων μοντέλων (deformable models). Αρχικά χρησιμοποιούν την προσέγγιση διαμέσου επιπέδου συμμετρίας και την ανίχνευση των όγκων ως ασυμμετρία σε σχέση με το επίπεδο. Για να υπολογιστεί η συμμετρία υπολογίζεται στο επίπεδο κάποιος βαθμός ομοιότητας μεταξύ της εικόνας και της ανάκλασης με την εκτίμηση του επιπέδου. Το καλύτερο επίπεδο επιλέγεται από την μέγιστη ομοιότητα. Έτσι χρησιμοποιείται το κατά προσέγγιση επίπεδο συμμετρίας. Παθολογικοί εγκέφαλοι συνήθως δεν είναι συμμετρικοί, ως εκ τούτου το επίπεδο συμμετρίας υπολογίζεται για την κατάτμηση. Για το φυσιολογικό εγκέφαλο έχει παρατηρηθεί ότι το επίπεδο συμμετρίας με την γκρίζα εικόνα του εγκέφαλου και του κατατετμημένου είναι περίπου ίσα. Η ακριβής κατάτμηση επιτυγχάνεται με ένα πρωτότυπο συνδυασμό παραμορφωμένων μοντέλων και χωρικών σχέσεων [12]. Τα παραμορφωμένα μοντέλα είναι μέθοδοι που απεικονίζουν την φυσική κίνηση βασισμένη σε τεχνικές κατανομής των ορίων περιοχής με την χρήση κλειστών παραμετρικών καμπύλων ή επιφανειών που παραμορφώνεται με την επίδραση εσωτερικής και εξωτερικής δύναμης. Οι εσωτερικές δυνάμεις υπολογίζονται από μέσα από την καμπύλη ή επιφάνεια και οι εξωτερικές από την εικόνα [13]. Η μέθοδος αυτή εφαρμόστηκε σε 10 διαφορετικές 3D MT εικόνες που περιέχουν διαφορετικούς όγκους σε σχέση με το μέγεθος, σχήμα, θέση και εντάσεις επιτρέποντας έτσι το μεγαλύτερο εύρος εφαρμογής της μεθόδου. Όλα αυτά τα αποτελέσματα δείχνουν την υψηλή ακρίβεια της προτεινόμενης μεθόδου, η οποία επιβεβαιώθηκε και από μια οπτική αξιολόγηση που πραγματοποιείται από τους ειδικούς ιατρούς [12].

Οι R. Ratan et al. (2009) [2] ανέπτυξαν ένα σύστημα ανίχνευσης όγκων στον εγκέφαλο βασισμένη στη πολύ-παραμετρική ανάλυση σε 2D και 3D εικόνων MT. Η κατάτμηση αυτή είναι βασισμένη στην μέθοδο απορροής (watershed) σε περιβάλλον matlab. Αυτή η μέθοδος μπορεί να κατάτμηση έναν όγκο υπό την προϋπόθεση ότι οι επιθυμητές παράμετροι θέτονται κατάλληλα. Επίσης δεν απαιτεί κάποια αρχικοποίηση ενώ άλλοι απαιτούν αρχικοποίηση στο εσωτερικό του όγκου [2]. Η μέθοδος watershed χρησιμοποιεί την γενική ιδέα ανίχνευσης ακμών και της μαθηματικής μορφολογίας για να διαχωρίσει την εικόνα σε ομοιογενείς περιοχές. Η κατάτμηση αυτή χρησιμοποιεί την ένταση ως παράμετρο που τμηματοποιεί ολόκληρο το σύνολο των στοιχείων της εικόνας. Όπως χαρακτηρίζεται από το όνομα του γεμίζει με νερό τις κοιλάδες στις διαφορές περιοχές έτσι καθορίζει το σημείο που ξεχειλίζει η κάθε περιοχή [13]. Η ροή της διαδικασίας παρουσιάζεται στην πιο κάτω Εικ.1.4.



Εικόνα 1.4 Μεθοδολογία κατάτμησης βασισμένη στην μέθοδο απορροής [2]

Αρχικά εισάγεται η εικόνα μαγνητικής τομογραφίας αφού υποστεί επεξεργασία. Στην συνέχεια εξετάζεται ο τρόπος με τον οποίο οι εικόνες διακρίνονται σε περιοχές που χρησιμοποιούν ένα μπλοκ με βάση την μέθοδο. Στη δεύτερη ενότητα δείχνει πως ταξινομούνται σε κάθε μπλοκ με τον υπολογισμό των τιμών πολλαπλών παραμέτρων. Κάθε ταξινομημένο μπλοκ πρέπει να μελετηθεί ως προς τις 3 παραμέτρους. Παράμετρος E οι ακμές με βάση την ανίχνευση ακμών του Sobel, παράμετρος G η τιμή του γκρι και H η τοπική αντίθεση των εικονοστοιχείων. Στο τελευταίο στάδιο εκτελείται η κατάτμηση

watershed. Τα αποτελέσματα της αυτοματοποιημένης κατάτμησης συγκρίθηκαν με την χειροκίνητη κατάτμηση. Η οπτικοποίηση και η ποσοτική εκτίμηση των αποτελεσμάτων της κατάτμησης αποδεικνύουν την αποτελεσματικότητα αυτής της προσέγγισης [2].

Οι M. Rajya et al. (2010) [14] ανέπτυξαν μια μέθοδο σε ασαφές ταξινόμηση των voxel όγκου και φόντου για την κατάτμηση 3D ΜΤ. Έχουν εφαρμόσει ένα γεωδεδειγμένο παραμορφώσιμο μοντέλο που προνόησαν οι R. Kimmel, V. Caselles et al. για κατάτμηση αντικείμενου το οποίο επιτρέπει τη σύνδεση κλασικών φιδιών (snakes) με βάση την ελαχιστοποίηση της ενέργειας και των γεωμετρικών ενεργών περιγραμμάτων με βάση την θεωρία της καμπύλης εξέλιξης. Ένας χάρτης πιθανοτήτων όγκου χρησιμοποιείται για να καθοδηγήσει τοπικά την κατεύθυνση διάδοσης και την ταχύτητα ενός συνόλου επίπεδου φιδιού (level set snake) . Επίσης ο χάρτης πιθανότητας χρησιμοποιείται για την αυτόματη έναρξη του φιδιού. Οι δυνάμεις της εικόνας είναι ισορροπημένες με τους σφαιρικούς περιορισμούς ομαλότητας για να συγκλίνουν σταθερά σε μια ομαλή κατάτμηση όγκων σε αυθαίρετη τοπολογία. Η προ επεξεργασία της εικόνας ήταν σημαντική για την αφαίρεση θορύβου έτσι ώστε η κατάτμηση να είναι καλύτερη. Το φίλτρο που χρησιμοποιήθηκε ήταν ανίσοτροπο το οποίο είχε προταθεί από τους Malladi and Sethian που είναι ειδικά σχεδιασμένο στην θεωρία επιπέδων. Η μέθοδος δοκιμάστηκε σε εικόνες τύπου T2. Μετά τις 300 επαναλήψεις η κατάτμησης φιδιού ολοκληρώνεται, τα αποτελέσματα ήταν αρκετά ικανοποιητικά. Η εξισορρόπηση δυνάμεων  $p(A)$ - $p(B)$  κάνει το φίδι πολύ σταθερό και δεν διαρρέει σε γειτονικές δομές [14].

Πίνακας 1.1 Μέθοδοι κατάτμησης όγκων εγκεφάλου που εφαρμόστηκαν από άλλους ερευνητές.

Ερευνητές	Μέθοδος	Αποτελέσματα	Αριθμός Εικόνων
M.R.Kaus et al. (1999) [10]	Αυτοματοποιημένο σύστημα για την κατάτμηση εγκεφαλικού όγκου από 3D εικόνων MT βασισμένο σε ATmC (Adaptive Template moderated Classification).	Υψηλή απόδοση του συστήματος σε υπολογιστικό χρόνο και σε σύγκριση με την κατάτμηση των ειδικών.	13 (5 με μηνιγγιώματα και 8 με χαμηλού βαθμού γλοιώματα)
M. Prastawa et al. (2003) [11]	Ανάπτυξη ενός αυτοματοποιημένου συστήματος κατάτμησης όγκου βασισμένο σε «Προσδοκία Μεγιστοποίησης κατάτμησης» (Expectation Maximization Segmentation).	Τα αποτελέσματα έχουν αποστάσεις επιφάνειας περίπου 1-4mm σε σύγκριση με την χειροκίνητη κατάτμηση. Επίσης μπορεί να εφαρμοστεί σε διάφορους τύπους όγκων. Δεν απαιτείται η εποπτεία του χρήστη.	Η κατάτμηση έγινε σε πέντε περιπτώσεις όγκων.
H.Khotanlou et al.(2007) [12]	Αυτοματοποιημένη μέθοδο κατάτμησης διαφόρων τύπων όγκων σε 3D MT βασισμένη στην ανάλυση της συμμετρίας και των παραμορφωμένων μοντέλων	Υψηλή ακρίβεια της μεθόδου, επιβεβαιώθηκε και από μια οπτική αξιολόγηση από τους ειδικούς ιατρούς	10 διαφορετικές 3D MT εικόνες που περιέχουν διαφορετικούς όγκους σε σχέση με το μέγεθος, σχήμα, θέση και εντάσεις
R. Ratan et al.(2009) [2]	Σύστημα ανίχνευσης όγκων στον εγκέφαλο βασισμένη στη πολύ-παραμετρική ανάλυση σε 2D και 3D εικόνων MT. Η κατάτμηση αυτή είναι βασισμένη στην μέθοδο απορροής (watershed).	Η οπτικοποίηση και η ποσοτική εκτίμηση των αποτελεσμάτων της κατάτμησης αποδεικνύουν την αποτελεσματικότητα αυτής της προσέγγισης.	128 εικόνες
M. Rajya et al. (2010) [14]	Μεθοδο με ασαφές ταξινόμηση των voxel όγκου και φόντου για την κατάτμηση 3D MT. Έχουν εφαρμοστεί ένα γεωδεδιστικό παραμορφώσιμο μοντέλο που προνόησαν οι R. Kimmel, V. Caselles et al.	Μετά τις 300 επαναλήψεις η κατάτμησης φιδιού ολοκληρώνεται. Τα αποτελέσματα ήταν αρκετά ικανοποιητικά.	8 εικόνες



## 1.6 Ιατρικά Απεικονιστικά συστήματα

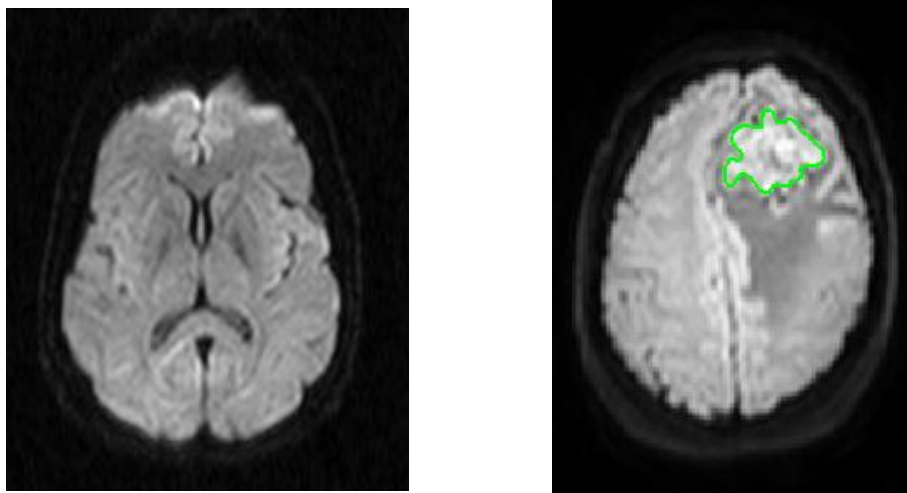
Ιατρική απεικόνιση είναι οι τεχνικές και οι διαδικασίες που χρησιμοποιούνται για να δημιουργήσουν εικόνες από το ανθρώπινο σώμα για κλινικούς λόγους. Από τα πιο σημαντικά συστήματα είναι η ΜΤ, η υπολογιστική αξονική τομογραφία (CT), η τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων και τομογραφία μονοφωτονικής εκπομπής (S.P.E.C.T). [15,16]. Στην Εικόνα 1.5 παρουσιάζονται τα τέσσερα αυτά απεικονιστικά συστήματα. Οι ιατρικές εικόνες αξιολογούνται από νευρολόγο ιατρό. Τα τελευταία χρόνια με την ανάπτυξη της τεχνολογίας ο υπολογιστής διαδραματίζει καθοριστικό ρόλο. Με τον υπολογιστή μπορεί να υποβοηθηθεί η διάγνωση της κατάστασης του ασθενεί από τον ιατρό που χρησιμοποιεί ένα σύστημα ανάλυσης ιατρικής εικόνας ως μια δεύτερη γνώμη με τον τρόπο αυτό μπορεί να κάνει μια πιο εμπειροτάτη διάγνωση της κλινικής κατάστασης [16]. Παρακάτω περιγράφονται περιληπτικά τα διάφορα απεικονιστικά συστήματα.

### 1.6.1 Μαγνητική Τομογραφία (ΜΤ)

Η απεικόνιση μέσω ΜΤ είναι μια πολύ σημαντική τεχνική που χρησιμοποιείται για διάγνωση διαφόρων ασθενειών. Έτσι είναι δυνατή η λήψη υψηλής ποιότητας εγκάρσιες εικόνες των εσωτερικών δομών του σώματος. Η μέθοδος αυτή έχει ιδιαίτερα πλεονεκτήματα δεδομένου ότι είναι μη επεμβατική, δεν χρησιμοποιεί ακτίνες Χ, έχει ψηλή ευκρίνεια και διακρίνει τους μαλακούς ιστούς υπό οποιοδήποτε γωνία ή επίπεδο απεικόνισης. Η τεχνική αυτή βασίζεται στο μαγνητικό πεδίο και ραδιοκυμάτων. Ο ασθενής ξαπλώνει μέσα σ' ένα κυλινδρικό μαγνήτη και κινείται μέσα στη συσκευή το σώμα εκτίνεται σ' ένα μαγνητικό πεδίο 10.000-30.000 φορές ισχυρότερο από το μαγνητικό πεδίο της γης [16]. Έτσι μετρούμε τις ραδιοσυχνότητες που επανεκπέμπονται από τους πυρήνες των ατόμων των ιστών οι οποίες είναι ανάλογες του μαγνητικού πεδίου μέσα στο οποίο βρίσκονται (θέση) καθώς και των γύρω πυρήνων, περιβάλλοντος και της ακολουθίας των παλμών διέγερσης (ένταση.) Από το σήμα υπολογίζονται οι χρόνοι χαλάρωσης T1 και T2. Η τιμή του χρόνου T1 εξαρτάται από τον τύπο του ιστού δηλαδή, υψηλή τιμή για το εγκεφαλονωτιαίο υγρό χαμηλή τιμή για το λίπος. Η τιμή του χρόνου T2 εξαρτάται από τον τύπο του ιστού δηλαδή, μικρή τιμή για το λίπος μεγαλύτερη για το εγκεφαλονωτιαίο υγρό. Οι χρόνοι T1 και T2 μπορεί να διαφέρουν σημαντικά από ιστό σε ιστό και κατά συνέπεια καθορίζουν την αντίθεση της εικόνας [16]. Η ΜΤ είναι πολύ χρήσιμη στην διάγνωση πρώιμων εγκεφαλικών επεισοδίων καθώς και πρώιμων καρκίνων. Εντοπίζει τους όγκους του εγκεφάλου ακριβέστερα από κάθε άλλη μέθοδο και δείχνει την έκταση της βλάβης [16]. Μπορεί να χρησιμοποιηθεί σκιαγραφικό

υλικό. Η MT είναι ακατάλληλη για άτομα με μεταλλικές προσθήκες. Μερικοί ασθενείς αισθάνονται κλειστοφοβικά μέσα στο μηχάνημα και ενοχλούνται από τον δυνατό ήχο.

Στην παρούσα εργασία οι εικόνες που επεξεργάστηκαν ήταν από μαγνητικό τομογράφο. Στην Εικόνα 1.5 είναι δυο εικόνες από MT . Η εικόνα (α) είναι τομή («φέτα») από φυσιολογικό εγκέφαλο ενώ η (β) όπως μπορούμε να παρατηρήσουμε είναι από ασθενή που πάσχει από την πάθηση.



Εικόνα 1.5 Εικόνες από μαγνητικό τομογράφο (α) Φυσιολογικό Εγκέφαλο (β) Παθολογικό ιστό (Μηνιγγίωμα)



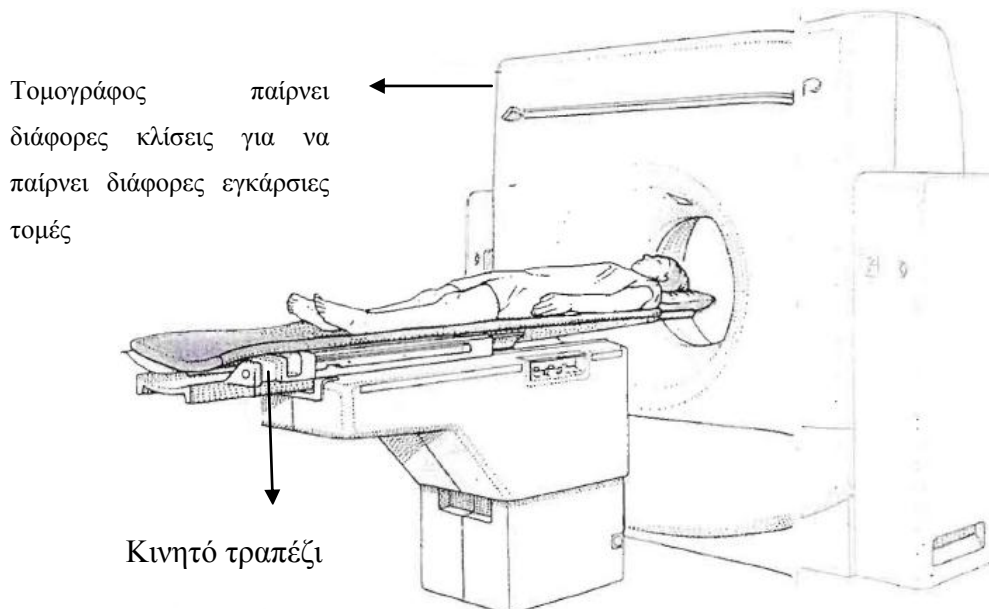
Εικόνα 1.6 Σύγχρονος MT [17]

### 1.6.2 Υπολογιστική αξονική τομογραφία (CT)

Η Αξονική τομογραφία ή Υπολογιστική τομογραφία (Axial Tomography or Computed Tomography - CT) είναι μια από τις μεθόδους εξέτασης του ανθρώπινου σώματος. Η ανάπτυξη της αξονικής τομογραφίας στην δεκαετία του 1970 αποτέλεσε επανάσταση για την ιατρική διάγνωση. Η τεχνική αυτή χρησιμοποιεί ακτίνες X που διαπερνούν το σώμα υπό πολλές γωνίες και με την βοήθεια ενός υπολογιστή παράγουν εγκάρσιες εικόνες περιοχών όπως η κοιλιακή χώρα και ο εγκέφαλος.

Ο ασθενής ξαπλώνει σε ένα κινητό τραπέζι, το οποίο εισέρχεται στο μεγάλο κυκλικό άνοιγμα του αξονικού τομογράφου. Η κάθε ανίχνευση γίνεται μόλις 2-5 δευτερόλεπτα. Μια χαμηλή δόση ακτίνων X παράγεται από μια μικρή πηγή που βρίσκεται μέσα στον αξονικό τομογράφο, ο οποίος περιστρέφεται γύρω από τον εξεταζόμενο. Την ακτινοβολία «πιάνουν» ανιχνευτές, οι οποίοι βρίσκονται στην απέναντι πλευρά του τομογράφου. Με κάθε παλμό ακτινοβολίας, οι ανιχνευτές παράγουν ηλεκτρικά σήματα που αποθηκεύονται σε έναν υπολογιστή.

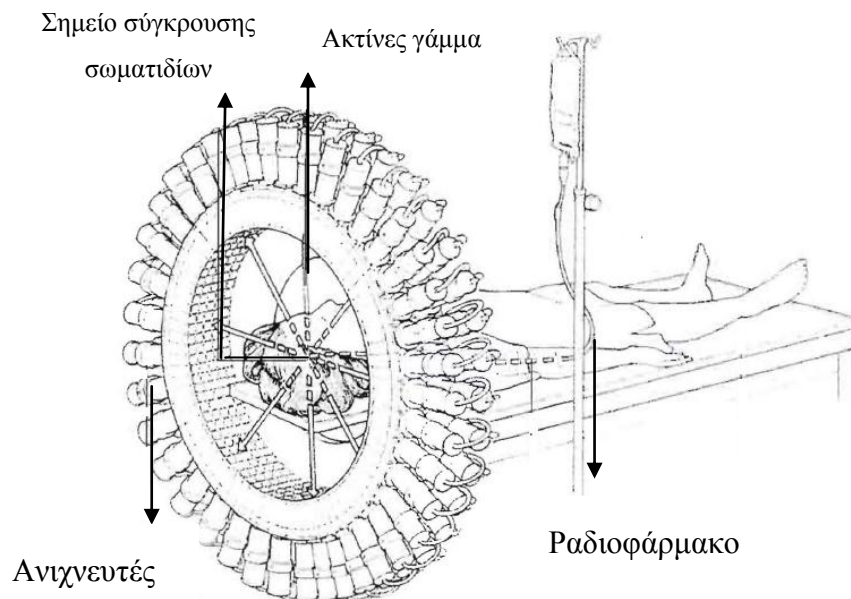
Από τις πληροφορίες που συγκεντρώνει ο υπολογιστής μπορεί να ανασυνθέσει την εικόνα μιας τομής του σώματος [15].



Εικόνα 1.7 Αξονικός τομογράφος [15]

### 1.6.3 Τομογραφία Εκπομπής Ποζιτρονίου (P.E.T)

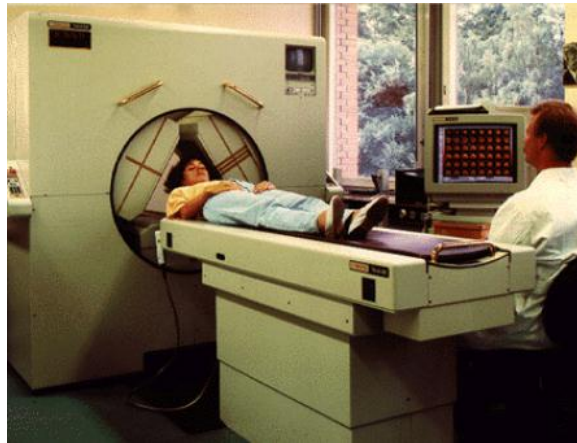
Πρόκειται για μια ειδική μορφή σπινθηρογραφήματος, το οποίο χρησιμοποιεί ειδικά ραδιοϊσότοπα που εκπέμπουν σωματίδια, τα οποία ονομάζονται ποζιτρόνια. Με την χορήγηση ραδιοφαρμάκου στον ασθενή βοηθούν στην συμμετοχή βιοχημικών διεργασιών συγκεντρωμένες σε ιστούς που μεταβολικός είναι πιο δραστήριοι. Όταν ένα ποζιτρόνιο συγκρουστεί με ένα ηλεκτρόνιο, εκπέμπει ενέργεια με την μορφή ζεύγους γάμμα που κατευθύνονται πως αντίθετες κατευθύνσεις. Με την περιστοίχιση του ασθενούς από έναν δακτύλιο ανιχνευτών συνδεδεμένων μ' ένα υπολογιστή, μπορεί να υπολογιστεί το σημείο προέλευσης αυτών των ακτινών και να σχηματιστεί η εικόνα στην οθόνη. Μια από τις κύριες εφαρμογές του είναι η εξέταση του εγκεφάλου για ανίχνευση όγκων [15,16].



Εικόνα 1.8 Τομογράφος εκπομπής ποζιτρονίου [15]

#### 1.6.4 Τομογραφία μονοφωνικής εκπομπής (S.P.E.C.T)

Είναι επίσης μια τεχνική της πυρηνικής ιατρικής. Αρχικά γίνεται με την χορήγηση ραδιοφαρμάκων στον ασθενή για την επιλεκτική συγκέντρωση ραδιοφαρμάκου σε ιστούς και όργανα. Εκπέμπει ακτίνες γάμμα χαμηλής ενέργειας, σε σχέση με τα συστήματα P.E.T, οι οποίες καταγράφονται από ανιχνευτές της διάταξης για την δημιουργία τοπογραφικής εικόνας. Επίσης σε σύγκρισή με τις εικόνες της P.E.T δεν έχουν τόση λεπτομέρεια αλλά πλεονεκτεί σε θέμα κόστους [15,16].



Εικόνα 1.9 Τομογράφος μονοφωνικής εκπομπής [16]

## 1.7 Αντικειμενικός σκοπός της παρούσας εργασίας

Σκοπός της παρούσας διπλωματικής εργασίας, είναι η διερεύνηση της ασθενείας που προκαλείται από τα μηνιγγιώματα στον εγκέφαλο για την έγκυρη διάγνωση και αντιμετώπιση της ασθένειας. Έγκειται έτσι η ανάγκη για ανάπτυξη ενός αυτοματοποιημένου υπολογιστικού συστήματος το οποίο θα προσδιορίζει την ανώμαλη περιοχή του όγκου που είναι ορατή και να την εξαγάγει. Για την υλοποίηση αυτού του σταδίου είναι απαραίτητο να εντοπίσουμε τα ακριβή όρια του όγκου. Μετά από μια εκτενές αναδρομή στην βιβλιογραφία για μελέτες που είχαν πραγματοποιηθεί στην κατάτμηση όγκων στον εγκέφαλο εφαρμόστηκαν τέσσερις από τις μεθόδους αυτές σε δείγμα 20 εικόνων MT . Αυτές οι μέθοδοι είναι από την ομάδα των ενεργών περιγραμμάτων [13,14,23,25,26], το σύνολο επιπέδων (level sets) [14,27,28] και τα φίδια (snakes) [12,14,23,25,26], ο μετασχηματισμός απορροής(watershed) [2,13] και η κατωφλίωση (thresholding) [13].

Για την αποτίμηση των πιο πάνω μεθόδων κατατμήσεως, έγινε σύγκριση των αυτοματοποιημένων αποτελεσμάτων κατάτμησης έχοντας σαν πρότυπο τα χειροκίνητα αποτελέσματα κατάτμησης. Η επιλογή της καλύτερης μεθόδου έγινε συγκρίνοντας από τις κατετμημένες περιοχές από τους τέσσερις αλγορίθμους τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά όπως εμβαδό, περίμετρο, διάμετρο και ακτίνα με την χειροκίνητη κατάτμηση χρησιμοποιώντας το στατιστικό έλεγχο Wilcoxon rank sum test (βλ. κεφ 2.5 και 3.5). Αυτό έδειξε ότι σε διαφορετικά γεωμετρικά χαρακτηριστικά η απόδοση των αλγορίθμων αλλάζει. Επιπλέον όταν οι εικόνες κανονικοποιήθηκαν και επίσης υποβλήθηκαν σε κανονικοποίηση σε συνδυασμό με αποθορυβοποίηση τα αποτελέσματα έδειξαν πως δεν επιφέρουν αλλαγές στα γεωμετρικά χαρακτηριστικά κατά την κατάτμηση των εικόνων. Με την χρήση της ROC ανάλυσης βασισμένοι στα κλάσματα των σωστών θετικών (TPF), ψευδών θετικών (FPF), σωστών αρνητικών (TNF) και ψευδών αρνητικών (FNF) καλύτερη απόδοση είχαν οι μέθοδοι συνόλου επιπέδου και ακολουθούσε η μέθοδος των φιδιών.

Οι όγκοι αφού κατατμήθηκαν αποθηκεύτηκαν για περαιτέρω επεξεργασία όπως για εξαγωγή των χαρακτηριστικών υφής. Τα χαρακτηριστικά υφής του όγκου εξάχθηκαν από τις 20 εικόνες MT και ακολούθως από τις εικόνες μετά από κανονικοποίηση (βλ. κεφ. 2.1) και αποθορυβοποίηση (βλ. κεφ 2.1). Η αποθορυβοποίηση έγινε με το υβριδικό φίλτρο μεσαίας τιμής (hypermedia) (βλ. κεφ 2.1.7) για μια επανάληψη. Στην συνέχεια δημιουργήθηκαν ιστογράμματα στα οποία γίνεται η σύγκριση των αποτελεσμάτων με την υπάρχουσα

κανονική κατανομή (Normal Distribution) για να διαπιστώσουμε αν υπάρχει ταύτιση ή όχι έτσι ώστε να εξαχθούν τα συμπεράσματα με του συστήματος που δημιουργήθηκε.

Για την εύρεση του καλύτερου αλγόριθμου κατάτμησης βάση των αποτελεσμάτων και μέσα από τις γραφικές παραστάσεις της κανονικής κατανομής συμπεραίνουμε ότι υπάρχει ταύτιση με την χειροκίνητη κατάτμηση σε μεγάλο βαθμό με τον αλγόριθμο συνόλου επιπέδου. Καθόλου συμβατότητα δε υπάρχει με τον αλγόριθμο απορροής.

Επίσης με βάση τα χαρακτηριστικά υφής συγκρίθηκαν τα αποτελέσματα του παθολογικού εγκεφάλου με τον φυσιολογικό και αποδείχτηκε πως οι δυο δομές μπορούν να ταξινομηθούν (ομαδοποιηθούν) αφού υπάρχει στατιστική διαφορά μεταξύ τους . Συγκεκριμένα βρέθηκαν 8 χαρακτηριστικά με υψηλή διαφορά (FOS: μέση τιμή, μεσαία τιμή, ενέργεια, εντροπία. GLDS: δεύτερη γωνιακή σπουδαιότητα, εντροπία. FDTA:H1 και FPS: γωνιακό άθροισμα).

## 1.8 Οδηγός για τα κεφάλαια που ακολουθούν

Στο κείμενο που ακολουθεί αναλύεται το θεωρητικό υπόβαθρο όσο αφορά τις τεχνικές επεξεργασίας ιατρικών εικόνων καθώς και η εκτενέστερη ανάλυση της εφαρμογής που υλοποιήθηκε .

Στο Κεφάλαιο 1 παρουσιάστηκε αναλυτικά το πρόβλημα και οι επιπτώσεις που έχει στον άνθρωπο η πάθηση από όγκους στον εγκέφαλο, καθώς επίσης και τρόποι διάγνωσης και θεραπείας. Αναφέρθηκαν και κάποια στατιστικά στοιχεία που αφορούν τους όγκους και συγκεκριμένα τα μηνιγγιώματα για να ενισχυθεί η ανάγκη εύρεσης συστημάτων ανίχνευσης όγκων στον εγκέφαλο.

Στο Κεφάλαιο 2 περιγράφονται οι τρόποι προ επεξεργασία και κατάτμηση εικόνας μηνιγγιωμάτων. Είναι ένα εισαγωγικό κεφάλαιο που εισάγει τον αναγνώστη στην αναγκαιότητα επεξεργασίας εικόνας κάνοντας αναφορά στους τύπους εικόνας (δυαδική, απόχρωση του γκρι, έγχρωμες), πως μπορεί να γίνει η προ επεξεργασία μιας εικόνας χρησιμοποιώντας κάποιες τεχνικές όπως η επέκταση φωτεινότητας και φιλτράρισμα έτσι επιτυγχάνονται καλύτερα αποτελέσματα κατάτμησης στην εικόνα. Επίσης σε αυτό το κεφάλαιο απασχολεί ένα μεγάλο υποκεφάλαιο στην επεξεργασία ιατρικών εικόνων η κατάτμηση. Πρόκειται για μια ιδιαίτερα σημαντική λειτουργία στη βιοϊατρική επεξεργασία εικόνας, καθώς χρησιμοποιείται για την απομόνωση φυσιολογικών και βιολογικών δομών ενδιαφέροντος. Περιγράφονται αναλυτικά οι μέθοδοι κατάτμησης που χρησιμοποιήθηκαν δίνοντας και τις μαθηματικές τους αναλύσεις. Πέρα από την κατάτμηση δίνεται και ιδιαίτερη έμφαση στα γεωμετρικά χαρακτηριστικά καθώς και στα χαρακτηριστικά υφής όπου μέσα από αυτά δίνονται σημαντικές πληροφορίες για τις δομές ενδιαφέροντος ανάμεσα σε παθολογικές και φυσιολογικές περιοχές.

Το Κεφάλαιο 3 αναφέρεται στην μεθοδολογία. Σε αυτό το σημείο περιγράφονται τα στάδια προ επεξεργασίας των 20 εικόνων που πάρθηκαν από ασθενείς με μηνιγγίωμα και 20 από φυσιολογικούς. Οι εικόνες είναι τύπου Dicom. Τα δείγματα των ασθενών που δοκιμάστηκαν από τους τέσσερις αλγορίθμους που χρησιμοποιήθηκαν στην εργασία αυτή για εξαγωγή αποτελεσμάτων καθώς έγινε και η οπτική παρατήρηση για αποτίμηση των μεθόδων. Τα αποτελέσματα της κάθε αυτόματης κατάτμησης συγκρίθηκαν με την χειροκίνητη κατάτμηση χρησιμοποιώντας τον έλεγχο Wilcoxon rank sum test. Μέσα από τον έλεγχο αυτό επιλέγηκε η καλύτερη μέθοδος μέσα από την οποία κατατμήθηκαν οι όγκοι.



Επίσης εξάχθηκαν και χαρακτηριστικά υφής από τους παθολογικούς εγκεφάλους και τα οποία συγκρίθηκαν με τις 20 εικόνες από τους φυσιολογικούς.

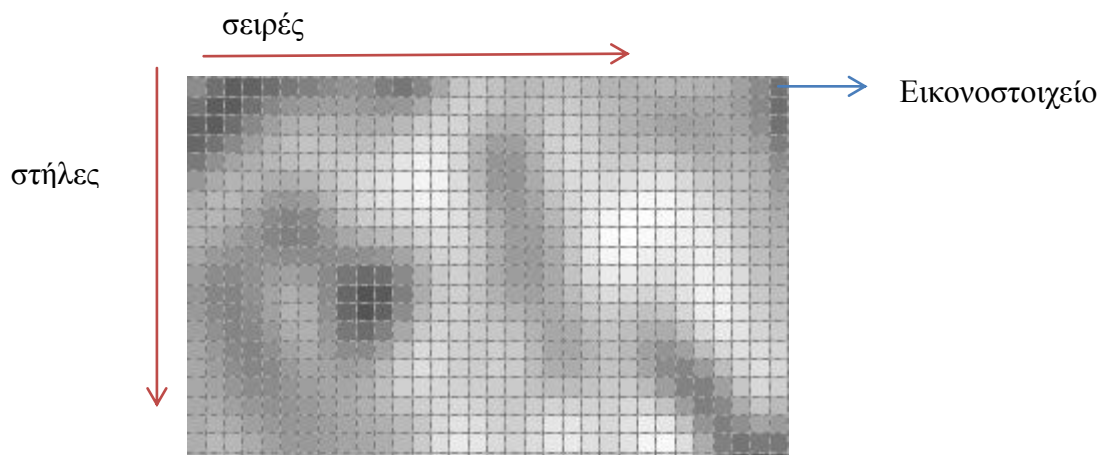
Το Κεφάλαιο 4 αναφέρεται στα αποτελέσματα. Αφού επιλέγηκε η καλύτερη μέθοδος κατάτμησης από την συλλογή των γεωμετρικών χαρακτηριστικών και της ανάλυσης ROC αποθηκεύτηκαν σε ένα πίνακα αποτελεσμάτων για την περαιτέρω επεξεργασία τους. Στην ενότητα αυτή περιγράφονται τα αποτελέσματα που αφορούν την κατάτμηση των αρχικών, κανονικοποιημένων καθώς και την κατάτμηση των εικόνων που κανονικοποιήθηκαν και στην συνέχεια αποθρομβοποιήθηκαν για να συγκρίνουμε τα χαρακτηριστικά υφής τους και να καταλήξουμε στα καλύτερα αποτελέσματα. Στην συνέχεια δημιουργήθηκαν τα ιστογράμματα και συγκρίθηκαν με την κανονική κατανομή (Normal Distribution) για να διαπιστώσουμε αν υπάρχει ταύτιση.

Το Κεφάλαιο 5 αναφέρεται στη συζήτηση και περιγράφονται αναλυτικά τα αποτελέσματα της διπλωματικής έρευνας και εξαγωγή χρήσιμων συμπερασμάτων του συστήματος.

Το Κεφάλαιο 6 αναφέρεται στα συμπεράσματα. Μετά την συλλογή των αποτελεσμάτων έγινε η αποτίμηση της εργασίας όπου έγινε ο έλεγχος των στόχων που τέθηκαν αν ήταν ορθοί ή όχι δηλαδή από τις μεθόδους που επιλέχθηκαν ποια έχει την καλύτερη απόδοση και σε πιο ποσοστό είναι ορθή η κατάτμηση και δεύτερο τα χαρακτηριστικά υφής που πάρθηκαν από φυσιολογικούς ιστούς και από παθολογικούς σε ποια συμπεράσματα οδηγούν. Τέλος αναφέρεται η μελλοντική εργασία για το πως θα μπορούσε να εξελιχθεί το σύστημα σε ένα πιο ευέλικτο που θα βοήθα των ειδικό γιατρό στην πιο έγκυρη διάγνωση του.

## 2 Κεφάλαιο Προ-επεξεργασία και κατάτμηση εικόνων μηνιγγιωμάτων

Η ψηφιακή επεξεργασία εικόνας αναπτύχθηκε με την ραγδαία εξέλιξη των υπολογιστών και είναι μια σημαντική εφαρμογή στον τομέα κυρίως της βιοϊατρικής. Ο όρος εικόνα χρησιμοποιείται για την απεικόνιση κάποιου σκηνικού και περιλαμβάνει την αποτύπωση πληροφοριών. Εικόνες από CT, MT καθώς και από άλλα μηχανήματα μπορούν να επεξεργαστούν ως ψηφιακές εικόνες. Με τον όρο ψηφιακή εικόνα εννοούμε ένα ορθογώνιο, διαιρεμένο με γραμμές και στήλες σε ορθογώνιες περιοχές που κάθε μία έχει συγκεκριμένη τιμή φωτεινότητας όπως φαίνεται στην Εικ.2.1 [18, 19].

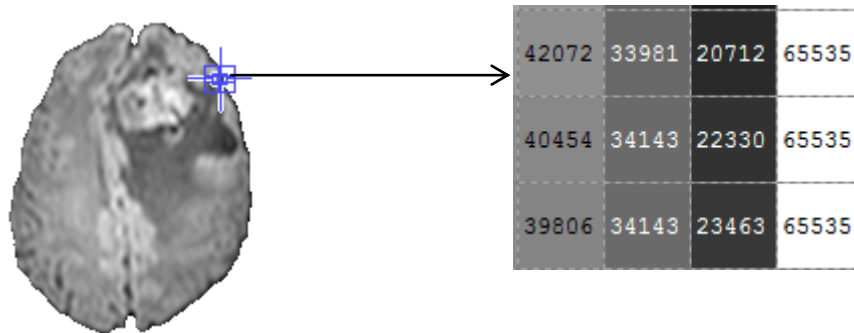


Εικόνα 2.1 Εικόνα από παθολογικό ιστό ασθενή με μηνιγγίωμα σε μεγέθυνση ( βαθμός μεγέθυνσης 32x20).

Κάθε ένα από τα κελία ονομάζεται εικονοστοιχείο (pixel προέρχεται από την φράση picture element) και εύκολα διακρίνονται στην πιο πάνω εικόνα. Μια ψηφιακή εικόνα είναι ένα δισδιάστατο ψηφιακό σήμα της μορφής  $f(x,y)$  όπου  $x,y$  οι συντεταγμένες στο χωρικό επίπεδο και η  $f$  αντιπροσωπεύει την φωτεινότητα σε μια εικόνα με  $f \in [0,65535]$ .

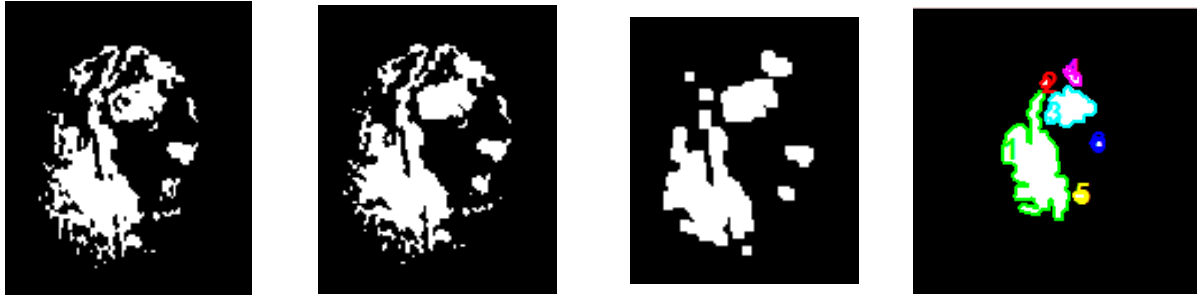
Οι ψηφιακές εικόνες χωρίζονται σε τρία είδη βάση των χρωμάτων που περιέχουν δηλαδή σε 1) εικόνες αποχρώσεων του γκριζου, 2) δυαδικές εικόνες, και 3) σε έγχρωμες εικόνες [18, 19].

Στις εικόνες αποχρώσεων του γκρι (gray level images) όπως στην Εικόνα 2.2, κάθε εικονοστοιχείο των εικόνων μπορεί να χρωματιστεί με μία από τις αποχρώσεις του γκρι οι οποίες ξεκινούν από το μαύρο και καταλήγουν στο άσπρο. Η απόχρωση κάθε εικονοστοιχείου απαιτεί πληροφορία ενός byte. [19] Στην εργασία αυτή επειδή οι εικόνες είναι 16 bits λαμβάνονται αποχρώσεις από 0-65535 χρωματισμούς. Το 0 είναι το μαύρο σημείο στην εικόνα και το 65535 είναι το άσπρο .



Εικόνα 2.2 Εικόνα ΜΤ αποχρώσεων του γκρι

Με τον όρο δυαδικές εικόνες (binary images) εννοούμε ότι κάθε εικονοστοιχείο των εικόνων χαρακτηρίζεται είτε από άσπρο ή μαύρο. Για κάθε εικονοστοιχείο απαιτείται ένα bit πληροφορίας [19]. Οι δυαδικές μπορούν να τύχουν καλύτερης επεξεργασίας από τις άλλες εικόνες εφόσον οι τιμές φωτεινότητας κυμαίνονται μεταξύ 0 και 1 . Οι δυαδικές εικόνες αποθηκεύουν πληροφορία μόνο για την μορφή των αντικειμένων σε μια εικόνα έτσι μπορούμε να απομονώσουμε καλύτερα μια περιοχή που μας ενδιαφέρει. Επίσης το λογισμικό MATLAB® με την εντολή  $[X N =]bwlabel(bw1)$  δίνει την δυνατότητα να ονομαστούν τα  $N$  αντικείμενα με ακέραιους αριθμούς της δυαδικής εικόνας  $bw1$  παίρνοντας έτσι ακριβώς τα όρια του σημείου ενδιαφέροντος . Εκτός αυτού είναι και πιο εύκολος ο υπολογισμός των γεωμετρικών χαρακτηριστικών, όπως επιφάνεια και περίμετρος, να γίνει με την δυαδική εικόνα αφού τονίζονται καλύτερα οι πληροφορίες οι οποίες θέλουμε να εξάγουμε [18]. Τέτοιο παράδειγμα παρουσιάζεται στην Εικ.2.3.



(α)

(β)

(γ)

(δ)

Εικόνα 2.3 (α) Μετατροπή μιας εικόνας αποχρώσεως του γκρι (Εικόνα 2.2) σε δυαδική με την μέθοδο κατωφλίωσης, (β) Επεξεργασία εικόνας με την χρήση μορφολογικών τελεστών για διαχωρισμό περιοχών [ holes, open dilate],(γ) Διαχωρισμός αντικειμένων σε μια εικόνα για περαιτέρω επεξεργασία με την μέθοδο ανοίγματος με δομικό στοιχείο square(4), (δ) Προσδιορισμός αντικειμένων με ακέραιους αριθμούς στα 6 στοιχειά της εικόνας

Στις έγχρωμες εικόνες (color images) τα εικονοστοιχεία βασίζονται στα τρία βασικά χρώματα δηλαδή κόκκινο, πράσινο και μπλε (RGB=Red Green Blue). Για κάθε ένα από τα τρία αυτά χρώματα λαμβάνονται 256 αποχρώσεις δηλαδή πληροφορία του ενός byte στη περίπτωση εικόνων 8 μπίτ. Έτσι κάθε εικονοστοιχείο της έγχρωμης εικόνας, απαιτεί 3 bytes για να μπορεί να αναπαρασταθεί σωστά.

Μέσα από την επεξεργασία εικόνας αποσκοπούμε στην καλύτερη εμφάνιση για καλύτερα αποτελέσματα όσο αφορά την παρατήρηση και την προετοιμασία για αυτόματη κατάτμηση έτσι ώστε να πάρουμε τις μετρήσεις των χαρακτηριστικών της δομής που μας ενδιαφέρει. Για καλύτερα αποτελέσματα στην εικόνα εφαρμόζεται προ-επεξεργασία όπως το φιλτράρισμα με την χρήση έτοιμων φίλτρων όπως μέσης τιμής, επέκταση της αντίθεσης. Οι εφαρμογές προ-επεξεργασίας παρουσιάζονται στο υποκεφάλαιο 2.1. Για απομόνωση του σημείου ενδιαφέροντος χρησιμοποιείται η κατάτμηση που είναι βασισμένη σε διάφορους τύπους αλγορίθμου όπως αυτά μελετήθηκαν στην βιβλιογραφία. Επίσης εξαγωγή χαρακτηριστικών υφής από φυσιολογικές δομές και παθολογικές για εξαγωγή συμπερασμάτων για την εξέλιξη της νόσου. Με αυτή την μεθοδολογία μπορεί να αναπτυχθεί ένα σύστημα για την υποβοήθηση της διάγνωσης από τον θεράποντα ιατρό.

## 2.1 Προ επεξεργασία εικόνας

Η χρησιμοποίηση κάποιων τεχνικών βελτιστοποίησης αποσκοπεί στην καλύτερη οπτική εμφάνιση μιας εικόνα και στην αποτελεσματικότερη ανάλυση τους σε μεταγενέστερα στάδια για καλύτερη εξαγωγή πληροφορίας. Τέτοιες εφαρμογές είναι η εξισορρόπηση ιστογράμματος, προσαρμοστική εξισορρόπηση ιστογράμματος και η κανονικοποίηση αυτές οι τεχνικές αφορούν την επέκταση φωτεινότητας και αναλύονται πιο κάτω [18, 19].

### 2.1.1 Εξισορρόπηση ιστογράμματος(histogram equalization)

Η μέθοδος αυτή βελτιώνει την ποιότητα της μετασχηματίζοντας τοις γκρι φωτεινότητες της εικόνας έτσι ώστε να κατανέμονται ομοιόμορφα σε όλο το εύρος της φωτεινότητας.

Αν υποθέσουμε ότι έχουμε μια εικόνα  $I(k, m)$  αποχρώσεων του γκρι με διαστάσεις  $N \times M$  έτσι ώστε  $I(k, m) \in \{0, \dots, L - 1\}$  όπου  $L$  επίπεδο φωτεινότητας εικόνας. Αν  $h(g)$ ,  $g=0, \dots, L-1$ , το ιστόγραμμα της εικόνας  $I$ . Υπολογίζουμε την αθροιστική πιθανότητα από την σχέση

$$P(g) = \frac{1}{N \times M} \sum_{i=0}^g h(i), g = 0, \dots, L - 1 \quad (2.1)$$

Η συνάρτηση μετασχηματισμού φωτεινότητας ορίζεται ως

$$T(g) = \text{int}[L \cdot P(g)] \quad (2.2)$$

Έτσι κάθε φωτεινότητα της αρχικής εικόνας  $I(k, m)$  μετασχηματίζεται στην φωτεινότητα της νέας εικόνας  $H(k, m)$  βάση τη σχέσης

$$H(k, m) = T(I(k, m)), k = 0, \dots, N - 1 \text{ και } m=0, \dots, M-1 \quad (2.3)$$

Με τον τρόπο αυτό οι τιμές φωτεινότητας από την αρχική εικόνα θα επεκταθούν σε όλο το εύρος από  $0..L-1$  αυξάνοντας την αντίθεση φωτεινότητας [18].

Ένα παράδειγμα φαίνεται και στην Εικ. 2.4, και μέσα από τα ιστογράμματα διαπιστώνουμε ότι μετά την εφαρμογή της επέκτασης φωτεινότητας χρησιμοποιείτε το διαθέσιμο φάσμα φωτεινότητας από την πιο μικρή μέχρι την πιο μεγάλη ένταση φωτεινότητας άρα είναι αυξημένης αντίθεσης σε σχέση με την αρχική και επιλέγοντας μια γειτονία  $4 \times 4$  μπορούμε να παρατηρήσουμε και τις αλλαγές που γίνονται στα εικονοστοιχεία.

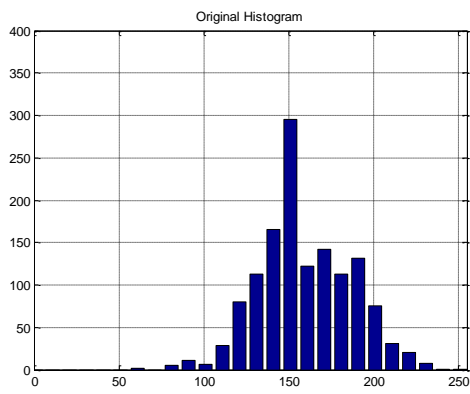
Η εξισορρόπηση γίνεται βάση μιας συνάρτησης μετασχηματισμού φωτεινότητας που χρησιμοποιεί η εντολή `histeq` στο λογισμικό Matlab.



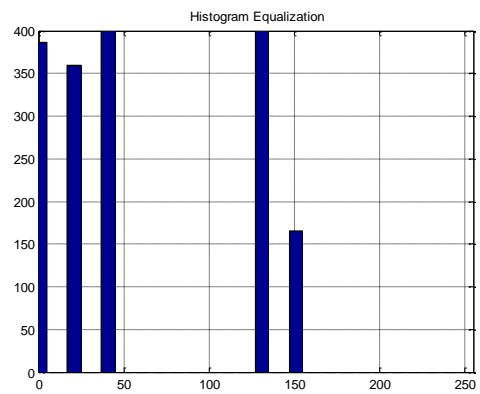
(α)



(β)



(γ)



(δ)

31716	31230	34790	37703
32039	30907	33981	36570
34790	32201	33334	35599
39645	35276	33657	34628

(ε)

2080	2080	6241	10402
3121	2080	5201	8322
6241	3121	4161	7282
13523	6241	4161	6241

(στ)

Εικόνα 2.4 (α) Αρχική εικόνα, MT εγκεφάλου, (β) Ισοσταθμισμένη εικόνα, (γ) Ιστόγραμμα αρχικής εικόνας, (δ) Ιστόγραμμα Ισοσταθμισμένης εικόνας, (ε) Γειτονία 4x4 της αρχικής εικόνας, (στ) Γειτονία 4x4 της ισοσταθμισμένης εικόνας.

Δηλαδή αν πάρουμε τις τιμές της φωτεινότητας σε μια γειτονία 4x4, όπως φαίνεται στην πιο πάνω Εικ.2.4(ε)-(στ), μπορούμε να παρατηρήσουμε τις μεταβολές που συμβαίνουν με βάση τις αριθμητικές τιμές των εικονοστοιχείων.

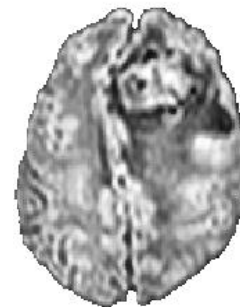
Οι τιμές της φωτεινότητας κυμαίνονται από 0-65535 για εικόνες 16bit. (Βλ.κεφ 3).

### 2.1.2 Προσαρμοστική εξισορρόπηση ιστογράμματος

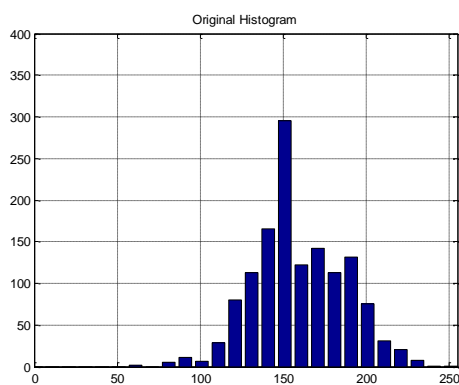
Η διαφορά που έχει αυτή η μέθοδος με την εξισορρόπηση ιστογράμματος είναι πως υπολογίζεται ένα ιστόγραμμα για κάθε τμήμα της εικόνας ξεχωριστά. Στην αρχική εικόνα εφαρμόζεται τοπική και προσαρμοστική αύξηση της αντίθεσης όπως φαίνετε στην Εικ. 2.5 και επιλέγοντας μια γειτονία 4x4 μπορούμε να παρατηρήσουμε και τις αλλαγές που γίνονται στα εικονοστοιχεία.



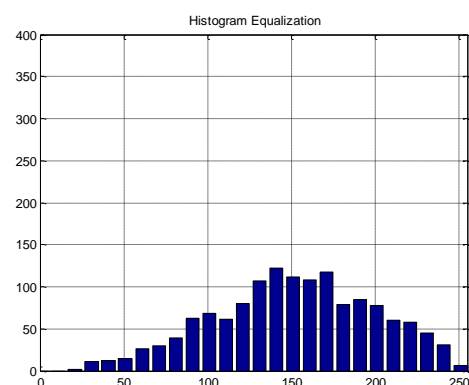
(α)



(β)



(γ)



(δ)

31716	31230	34790	37703
32039	30907	33981	36570
34790	32201	33334	35599
39645	35276	33657	34628

(ε)

11448	12226	20035	27464
12264	11599	18055	24730
16384	13157	16669	23013
24249	18490	16736	20496

(στ)

Εικόνα 2.5 (α) Αρχική εικόνα ΤΜ εγκεφάλου, (β) Ισοσταθμισμένη εικόνα, (γ) Ιστόγραμμα αρχικής εικόνας, (δ) Ιστόγραμμα Ισοσταθμισμένης, (ε) Γειτονία 4x4 της αρχικής εικόνας, (στ) Γειτονία 4x4 της Ισοσταθμισμένης εικόνας

Η εξισορρόπηση λοιπόν ιστογράμματος, βελτιώνει μια τοπική αντίθεση. Η διαδικασία αυτή επιδρά σε μικρές περιοχές της εικόνας, οι οποίες λέγονται πλακίδια, και όχι σε όλη την εικόνα. Η αντίθεση κάθε πλακιδίου ενισχύεται, έτσι ώστε το ιστόγραμμα της περιοχής να ταιριάζει σε ένα ομοιόμορφο ιστόγραμμα. Στο Matlab χρησιμοποιείται η `adapthisteq`.

### 2.1.3 Κανονικοποίηση εικόνας (normalization)

Η μέθοδος της κανονικοποίησης, όπως φαίνετε στην Εικ. 2.6 εφαρμόζεται αφαιρώντας από την τιμή κάθε στοιχείου της εικόνας την ελάχιστη τιμή από τα στοιχεία ενός διανύσματος και διαιρώντας την μέγιστη τιμή πλην την ελάχιστη δηλαδή, το εύρος των τιμών των αντίστοιχων στοιχείων, σύμφωνα με την εξίσωση:

$$I_{norm} = \frac{I - \min}{\max - \min} \quad (2.4)$$

οπού  $I$  η αρχική εικόνα και  $I_{norm}$  η κανονικοποιημένη εικόνα που προκύπτει [18]. Το αποτέλεσμα της μεθόδου δίδει μια τιμή στο  $I_{norm}$  μεταξύ του μηδέν και ένα. Όταν  $I_{norm}=0$  η εικόνα έχει μηδενική αντίθεση και για  $I_{norm}=1$  έχει μέγιστη αντίθεση. Το βήμα αυτό προσφέρει καλύτερα αποτελέσματα όσο αφορά τις ιατρικές εικόνες και συγκεκριμένα έχει καλύτερα αποτελέσματα στα χαρακτηριστικά υφής.

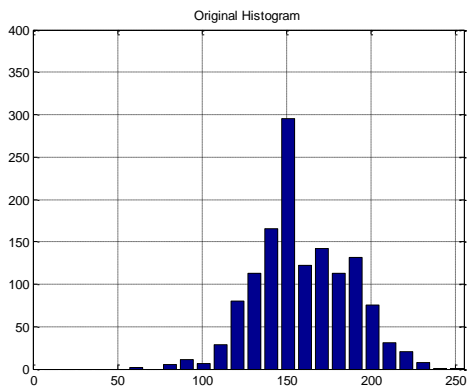




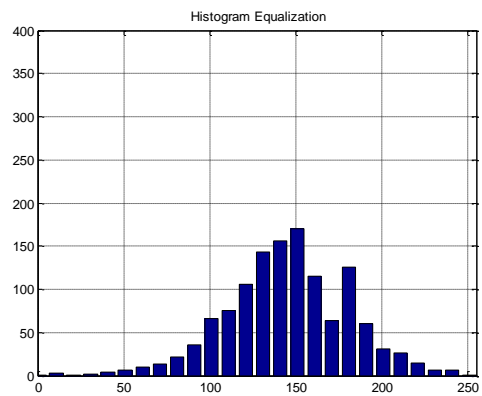
(α)



(β)



(γ)



(δ)

31716	31230	34790	37703
32039	30907	33981	36570
34790	32201	33334	35599
39645	35276	33657	34628

0.37	0.36	0.43	0.48
0.38	0.36	0.41	0.46
0.43	0.38	0.40	0.44
0.52	0.44	0.41	0.42

Εικόνα 2.6 (α) Αρχική εικόνα ΜΤ εγκεφάλου, (β) Ισοσταθμισμένη εικόνα, (γ) Ιστόγραμμα αρχικής εικόνας, (δ) Ιστόγραμμα Ισοσταθμισμένης, (ε) Γειτονία 4x4 της αρχικής εικόνας. (στ) Γειτονία 4x4 της Ισοσταθμισμένης εικόνας .

Αξίζει να σημειώσουμε πως στο σύστημα που υλοποιήθηκε σε αυτή την εργασία χρησιμοποιείται η τρίτη μέθοδος δηλαδή η κανονικοποίηση.

#### 2.1.4 Φιλτράρισμα εικόνων

Όσο αφορά το φιλτράρισμα μιας εικόνας εννοούμε με κάποιο τρόπο να εξαλείψουμε τις διακυμάνσεις φωτεινότητας που εισάγονται στις εικόνες από τα απεικονιστικά συστήματα, διάφορους εξωγενείς παράγοντες και άλλους παράγοντες [18] και που γενικά ονομάζεται θόρυβος. Αυτό επιτυγχάνεται με την χρήση καταλλήλων φίλτρων καταπίεσης θορύβου. Στις εικόνες MT έχουμε προσθετικό μοντέλο θορύβου έτσι τα φίλτρα που χρησιμοποιήθηκαν ήταν για προσθετικό θόρυβο.

Ο τύπος της αρχικής εικόνας ορίζεται

$$G(m, n) = f(m, n) * u(m, n) + v(m, n) \quad (2.5)$$

Όπου  $G(m, n)$  η αποκατεστημένη εικόνα,  $f(m, n)$ , η αρχική,  $u(m, n)$  ο πολλαπλασιαζόμενος θόρυβος και  $v(m, n)$  ο αθροιστικός θόρυβος. [19] Στις εικόνες MT παρουσιάζετε κυρίως αθροιστικό θόρυβο και έτσι το  $u(m, n)$  παραλείπεται από την (2.5) [19].

Πιο κάτω παρουσιάζονται μερικά φίλτρα που έχουν χρησιμοποιηθεί για καλύτερευση των εικόνων MT σε αυτή την εργασία, όπως το φίλτρο μέσης τιμής, το φίλτρο Gauss, το φίλτρο μεσαίας τιμής και το υβριδικό φίλτρο μεσαίας τιμής [18,20].

##### 2.1.4.1 Φίλτρο μέσης τιμής

Το φίλτρο μέσης τιμής, είναι μια από τις πιο απλές τεχνικές των εικόνων αποχρώσεων του γκρι [19]. Το φίλτρο αυτό ανήκει στην κατηγορία των γραμμικών φίλτρων δηλαδή αν η πράξη που εκτελείται στα εικονοστοιχεία είναι γραμμική. Η φιλοσοφία της μεθόδου αυτής είναι η αντικατάσταση της φωτεινότητας σε κάθε εικονοστοιχείο με την μέση φωτεινότητα σε μια γειτονία του έτσι μειώνεται η μεταβλητότητα τοπικά σε κάθε εικονοστοιχείο [18].

Αν  $N$  είναι μια γειτονία της εικόνας  $I(x, y)$  τότε το στοιχείο θα αντικατασταθεί χρησιμοποιώντας τον τύπο πιο κάτω [18]:

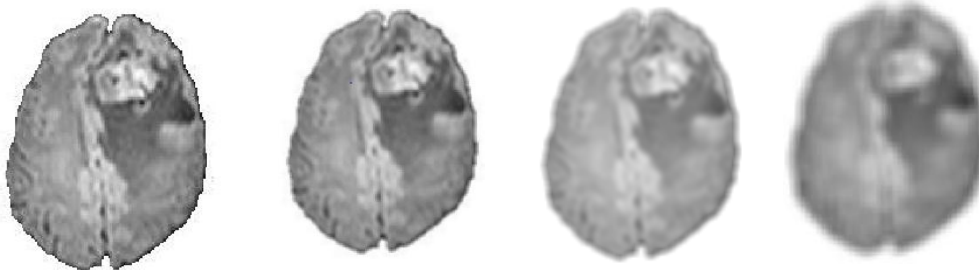
$$I'(x, y) = \frac{1}{M} \sum_{(x, y) \in N} I(x, y) \quad (2.6)$$

όπου  $I'(x, y)$  η φιλταρισμένη εικόνα .

Για παράδειγμα σε μια γειτονία διαστάσεων  $3 \times 3$  που προσαρμόζεται κατάλληλα στις περιοχές των ορίων της εικόνας ένα  $3 \times 3$  φίλτρο μέσης τιμής υλοποιείται με την μάσκα

$$\begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

Μπορούν να χρησιμοποιηθούν και άλλες μάσκες με διαστάσεις,  $5 \times 5$ ,  $9 \times 9$  και άλλες. [19] Στην Εικόνα 2.7 παρουσιάζεται μια αρχική εικόνα MT εγκεφάλου και στη συνέχεια με την χρήση φίλτρου μέσης τιμής  $3 \times 3$ ,  $5 \times 5$  και  $9 \times 9$  . Όπως μπορούμε να παρατηρήσουμε όσο η μάσκα μεγαλώνει τόσο πιο πολύ θάμπωμα υφίσταται η εικόνα και έτσι οι λεπτομέρειες χάνονται.



(α)

(β)

(γ)

(δ)

Εικόνα 2.7 Φιλταρισμένη εικόνα με μάσκα, (α) αρχική εικόνα, (β) μάσκα

$3 \times 3$ , (γ) μάσκα  $5 \times 5$  και (δ) μάσκα  $9 \times 9$

#### 2.1.4.2 Φίλτρο Gauss

Είναι και αυτό ένα γραμμικό φίλτρο κατωδιαβατό, δηλαδή φίλτρο που επιτρέπει την διέλευση χαμηλών συχνοτήτων, και εφαρμόζονται με την συνέλιξη μιας μάσκας,  $h(x, y)$ , με την συνάρτηση της ψηφιακής εικόνας [19]. Με τον όρο συνέλιξη εννοούμε την μετακίνηση ενός φίλτρου αφού περιστραφεί κατά  $180^\circ$  πάνω από την εικόνα και υπολογίζεται το άθροισμα των γινομένων των συντελεστών του φίλτρου με τα αντίστοιχα εικονοστοιχεία της εικόνας. Η συνάρτηση Gaussian δίνεται από [19]:

$$g(i, j) = e^{-\frac{(i^2+j^2)}{2\sigma^2}} \quad (2.7)$$

όπου  $\sigma$  η τυπική απόκλιση  $i$  και  $j$  οι διαστάσεις της εικόνας και  $g(i, j)$  η φλιταρισμένη εικόνα.

Ένα παράδειγμα φιλτραρίσματος με την μέθοδο Gauss φαίνεται στην Εικ.2.8 . Μειονέκτημα τους είναι πως επηρεάζουν τις τιμές των περιοχών της εικόνας που εμφανίζονται απότομες μεταβολές [19].



Εικόνα 2.8 α) αρχική εικόνα MT εγκεφάλου, β) φιλτραρισμένη με το φίλτρο gaussian

### 2.1.4.3 Φίλτρο μεσαίας τιμής

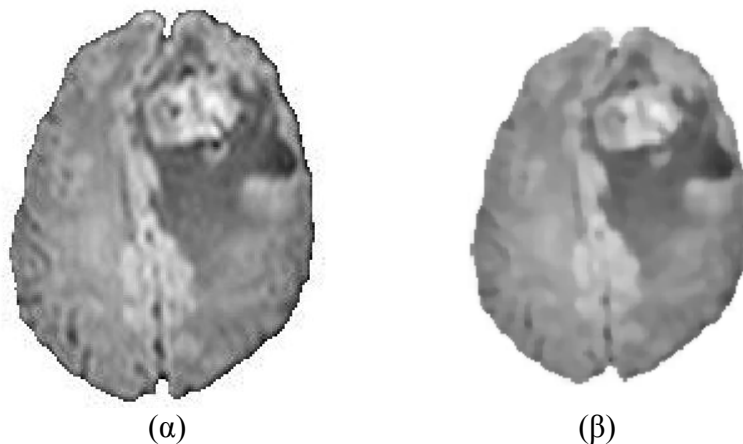
Είναι μια μη γραμμική τεχνική, δηλαδή αν η πράξη που εκτελείται στα εικονοστοιχεία είναι μη γραμμική. Αν έχουμε ένα σύνολο  $A = \{a_1, a_2, \dots, a_n\}$  η τιμή median είναι ίση με την μεσαία τιμή του συνόλου. Σε ένα σύνολο το οποίο έχει περιττό αριθμό στοιχείων ταξινομούνται τα στοιχεία του συνόλου κατά αύξουσα τιμή όποτε το median του συνόλου ισούται με το μεσαίο στοιχείο αν έχουμε περιττό αριθμό στοιχείων ή με την μέση τιμή των δυο γειτονικών μεσαίων στοιχείων στην περίπτωση αρτίου αριθμού στοιχείων όπως φαίνεται και στο (2.8). [18]

$$media(A) = \begin{cases} a_{\frac{n+1}{2}} & \text{αν } n \text{ περιττός} \\ \frac{1}{2}(a_{\frac{n}{2}} + a_{\frac{n}{2}+1}) & \text{αν } n \text{ άρτιος} \end{cases} \quad (2.8)$$

Για παράδειγμα αν από την εικόνα την οποία επεξεργαζόμαστε πάρουμε μια γειτονία 3x3 όπως φαίνεται πιο κάτω με:

$$I = \begin{array}{|c|c|c|} \hline 31716 & 31230 & 34790 \\ \hline 32039 & 30907 & 33981 \\ \hline 34790 & 32201 & 33334 \\ \hline \end{array}$$

τότε βάση του φίλτρου μεσαίας τιμής, οι τιμές των εικονοστοιχείων θα ταξινομηθούν ως εξής {30907,31230,31716,32039,32201,33334,33981,34790,34790} και έτσι επιλέγεται η μεσαία τιμή 32039 για να αντικαταστήσει την τιμή 30907 της αρχικής εικόνας. Το φίλτρο μέσης τιμής είναι πιο αποτελεσματικό από την συνέλιξη αφού μειώνει τον θόρυβο και διατηρεί τις ακμές σε περιπτώσεις προσθετικού θορύβου. [19] Αυτό μπορούμε να το διαπιστώσουμε και από το Εικόνα 2.9 όπου με την χρήση του συγκεκριμένου παραθύρου [5 5] οι ακμές είναι πιο έντονες.



Εικόνα 2.9 (α) Αρχική εικόνα MT εγκεφάλου και (β) Φιλτράρισμα εικόνας με το φίλτρο μεσαίας τιμής με παράθυρο [5 5]

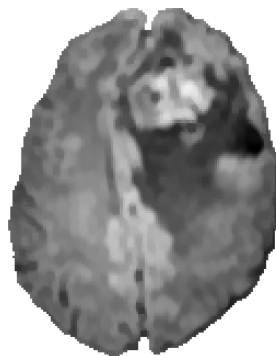
#### 2.1.4.4 Υβριδικό φίλτρο μεσαίας τιμής

Το υβριδικό φίλτρο μεσαίας τιμής [20] είναι μια άλλη τροποποίηση του φίλτρου μέσης τιμής που καλείται και ως διατήρηση γωνίας μέσου φίλτρου. Το υβριδικό φίλτρο μεσαίας τιμής εφαρμόζεται χρησιμοποιώντας την πιο κάτω μάσκα σε μια γειτονία 5x5:

$$\begin{array}{ccccc} | & E & - & D & - & C & | \\ | & - & E & D & C & - & | \\ | & F & F & A & B & B & | \\ | & - & G & H & I & - & | \\ | & G & - & H & - & I & | \end{array} \quad (2.9)$$

Αντικαθιστά, έτσι το μεσαίο εικονοστοιχείο στο A με την μέση τιμή  $\text{median}(A, \text{median}(A, B, D, F, H), \text{med}(A, C, E, G, I))$

Αυτό το φίλτρο αν και έχει μεγάλη υπολογιστική πολυπλοκότητα λειτουργεί πολύ καλύτερα στη διατήρηση ακμών από ότι το κανονικό φίλτρο μέσης τιμής. Αυτό το φίλτρο χρησιμοποιήθηκε στην εργασία αυτή για την εξομάλυνση των εικόνων όπως παρουσιάζεται στην Εικόνα 2.10.



Εικόνα 2.10 Φλιτάρισμα εικόνας με το υβριδικό φίλτρο μεσαίας τιμής

## 2.2 Κατάτμηση εικόνας

Η κατάτμηση ή τμηματοποίηση εικόνων είναι ο προσδιορισμός και η απομόνωση αντικειμένων οι περιοχών σε μια εικόνα. Πρόκειται για μια ιδιαίτερα σημαντική λειτουργία στη βιοϊατρική επεξεργασία εικόνας, καθώς χρησιμοποιείται για την απομόνωση φυσιολογικών και βιολογικών δομών ενδιαφέροντος. Τα προβλήματα που σχετίζονται με την κατάτμηση έχουν μελετηθεί επαρκώς και ένας μεγάλος αριθμός προσεγγίσεων έχουν αναπτυχθεί. Γενικές προσεγγίσεις για την κατάτμηση έχουν ομαδοποιηθεί σε τρεις κατηγορίες: (1) μέθοδος βασισμένη στα εικονοστοιχεία, (2) χωρικές μέθοδοι και (3) μέθοδοι βασισμένη στις ακμές. Η μέθοδος βασισμένη στα εικονοστοιχεία είναι η πιο εύκολη όσο αφορά την κατανόηση και την εφαρμογή, αλλά είναι επίσης η λιγότερη ισχυρή και ιδιαίτερα ευαίσθητη στο θόρυβο [21,22].

Ο όγκος των ιατρικών εικόνων έφερε στο προσκήνιο την ανάγκη ανάπτυξης ενός συστήματος με την χρήση υπολογιστή ώστε να επεξεργάζονται τις εικόνες και μέσω αλγορίθμων κατάτμησης να επικεντρώνονται στο σημείο ενδιαφέροντος για να εξάγουν πληροφορίες όσο αφορά την έγκυρη διάγνωση και θεραπεία. Τονίζεται πως στόχος είναι η υποβοήθηση και όχι η αντικατάσταση του ιατρού.

Σε αυτή την εργασία έχει επιλεγεί η μέθοδος βασισμένη στην ακμές για καλύτερο εντοπισμό των ορίων του σημείου ενδιαφέροντος. Η ακμή εντοπίζεται βάση των διαφορών που υπάρχουν στην ένταση φωτεινότητας ή σε χαρακτηριστικά χώρου.

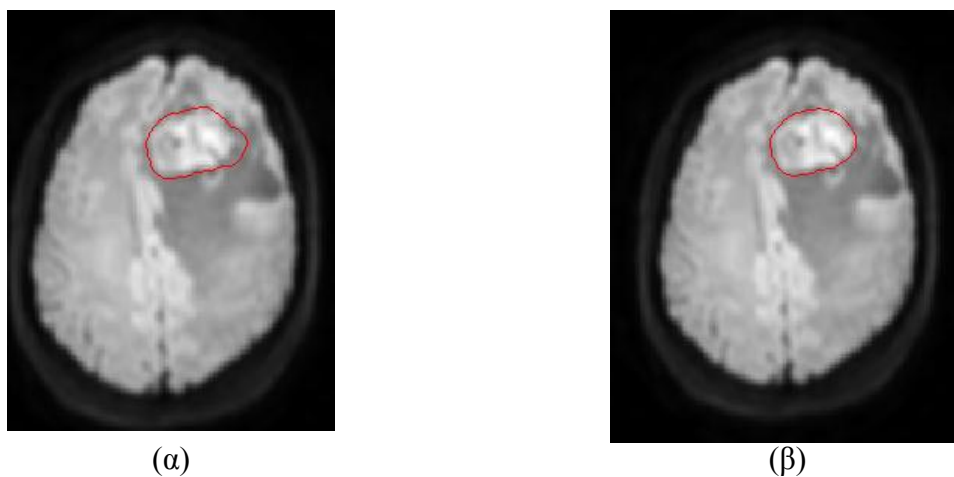
## 2.3 Μέθοδοι κατάτμησης

Μέσα από την βιβλιογραφία αρκετές μέθοδοι κατάτμησης έχουν υλοποιηθεί και δοκιμαστεί αλλά δεν είναι όλοι αποτελεσματικοί για τον ίδιο τύπο εικόνας. Αναφορικά αυτές οι μέθοδοι παρατίθενται πιο κάτω, κατωφλίωση (Thresholding)[13], ανάπτυξη περιοχής (Region Growing)[13], ενεργά περιγράμματα (Active Contour) [13,14,23,25,26] Σε αυτήν την ομάδα ανήκουν οι αλγόριθμοι φιδιών (snakes) [12,14,23,25,26], συνόλου επιπέδων (level set)[14,27,28], ανίχνευση ακμών (edge detection) [18], Μέθοδος απορροής (watershed) [2,13], Ταξινομητές (Classifiers) [13], Ομαδοποίηση (Clustering) [13], Μοντέλα Μάρκο (Markov Random Field Models) [13], Παραμορφωμένα Μοντέλα (Deformable Models) [12, 13], ανατομικοί άτλαντες (Atlas Guided Approaches) [11,13], Νευρωνικά δίκτυα (Neural Networks) [13] και Υβριδικές τεχνικές κατάτμησης (Hybrid Techniques) [13].

Στην ερευνά αυτή αναλύθηκαν και χρησιμοποιήθηκαν τέσσερις μέθοδοι κατάτμησης α) Ενεργά Περιγράμματα –Φίδια β) Ενεργά Περιγράμματα-Σύνολο επιπέδου γ) Μετασχηματισμός απορροής και δ) Κατωφλίωση τα οποία εξηγούνται πιο κάτω.

### 2.3.1 Ενεργά περιγράμματα-Φίδια

Τα ενεργά περιγράμματα (φίδια) είναι ένας αλγόριθμος που εισήχθηκε πρώτα από τον Kass et al. [23], ο οποίος παραμορφώνει ένα περίγραμμα για να εγκλωβίσει το αντικείμενο ενδιαφέροντος από μια εικόνα. Συνήθως τα χαρακτηριστικά γνωρίσματα των αντικειμένων είναι γραμμές δηλ. ακμές ορίων του αντικειμένου. Ο Kass ονόμασε αλγόριθμο φιδιού, γιατί τα παραμορφωμένα περιγράμματα μοιάζουν με φίδια καθώς κινούνται. Ένα παράδειγμα των ενεργών περιγραμμάτων για την ανίχνευση του όγκου δίνεται στην Εικόνα 2.11.



Εικόνα 2.11 Ανίχνευση του όγκου με την μέθοδο φιδιών α) Στην αρχική εικόνα η καμπύλη αρχικοποιείται χειροκίνητα γύρω από τον όγκο β) Η καμπύλη έλκεται προς τις ακμές του όγκου λόγω της κλίσης

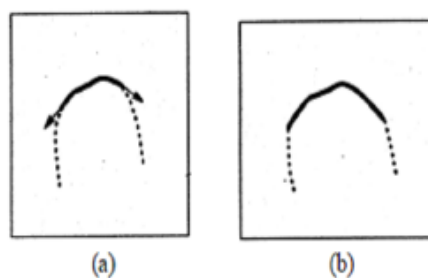
Λαμβάνοντας υπόψη μια προσέγγιση του ορίου ενός αντικειμένου στην εικόνα, ένα ενεργό πρότυπο μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να βρει το πραγματικό όριο. Τα ενεργά περιγράμματα ορίζονται ως η ενέργεια όπου η ενέργεια του φιδιού εξαρτάται από το σχήμα και τη θέση της εντός της εικόνας. Βλ. εξίσωση (2.11)). Τοπικά ελάχιστα αυτής της ενέργειας αντιστοιχούν με επιθυμητές ιδιότητες της εικόνας. Τα φίδια μπορεί να είναι



αντιληπτά ως μια ειδική περίπτωση ενός μιας γενικότερης τεχνικής της αντιστοίχισης ενός παραμορφωμένου μοντέλου σε μια εικόνα μέσω της ελαχιστοποίησης της ενέργειας [14]. Αφού πρώτα οριστεί η καμπύλη πραγματοποιείται η ελαχιστοποίηση του συναρτησιακού και η σύγκλιση της καμπύλης στο ενεργειακό ελάχιστο της εικόνας με την μέθοδο ελαχιστοποίησης της κλίσης. Η μέθοδος που βασίζεται στην ελαχιστοποίηση της κλίσης παρουσιάζει αδυναμίες όπως ότι χρησιμοποιεί μόνο τοπική πληροφορία. για αυτό το λόγο πρέπει να οριστεί η καμπύλη κοντά στο σημείο ενδιαφέροντος. Αυτό σημαίνει ότι η αρχικοποίηση της καμπύλης πρέπει να γίνει κοντά στο επιθυμητό περίγραμμα. Έτσι γίνεται μια ενημέρωση για την ώθηση του φιδιού [14]. Όμως αυτό το μοντέλο είναι ευαίσθητο στο θόρυβο και αυτό έχει ως αποτέλεσμα η καμπύλη να ξεφύγει, να συγκλίνει δηλαδή σε άλλο τοπικό ελάχιστο, από το σημείο ενδιαφέροντος [14].

Κανονικά, υπάρχουν δύο είδη μοντέλων φιδιών: το έμμεσο (implicit), και το παραμετρικό [14]. Απεριόριστα μοντέλα αποτελούνται κατά βάση από την ενσωμάτωση του φιδιού, όπως το μηδενικό σύνολο επίπεδου (zero level set) που έχει οριστεί από μια υψηλότερη συνάρτηση διαστάσεων και την επίλυση των αντίστοιχων εξισώσεων κίνησης.

Στην Εικ.2.12 η μέθοδος αυτή ξεκινά με ένα μόνο φίδι το οποίο χωρίζεται σε κομμάτια. Μετά από κάθε βήμα ανάπτυξης, η ενέργεια του κάθε φιδιού ελαχιστοποιείται όπου οι άκρες τραβιούνται προς το πραγματικό περίγραμμα όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.



Εικόνα 2.12 Ανάπτυξη φιδιού (α) επιμηκύνεται στην κατεύθυνση εφαπτομένης (β) ελαχιστοποίηση ενέργειας μετά από ένα βήμα ανάπτυξης [14]

### 2.3.1.1 Μαθηματική έκφραση συνάρτησης φιδιού

Το περίγραμμα ορίζεται στο  $(x,y)$  επίπεδο μιας εικόνας ως μια παραμετρική καμπύλη με:

$$v(s) = (x(s), y(s)) \quad (2.10)$$

Το περίγραμμα είναι η διαδικασία της ενέργειας  $E_{snake}$  το οποίο ορίζεται από τους τρεις όρους της ενέργειας [23]:

$$E_{snake} = E_{internal} + E_{external} + E_{constraint} \quad (2.11)$$

Οι όροι της ενέργειας ορίζονται με τρόπο τέτοιο ώστε η τελική θέση του περιγράμματος να ελαχιστοποιήσουν το ενεργειακό συναρτησιακό που έχει την μορφή [23]:

$$E_{*snake} = \int_0^1 E_{snake}(v(s)) ds = \int_0^1 E_{int}(v(s)) + E_{image}(v(s)) + E_{con}(v(s)) ds \quad (2.12)$$

Όπου  $s$  είναι η παράμετρος της καμπύλης.  $E_{snake}$  αντιστοιχεί στην ενέργεια της καμπύλης και είναι η πρόσθεση των τριών όρων. Ο όρος  $E_{int}$  ορίζεται ως η εσωτερική (internal) ενέργεια της καμπύλης. Ο όρος  $E_{image}$  αντιστοιχεί στην ενέργεια της εικόνας, δυνάμεις που ωθούν την καμπύλη προς τα χαρακτηριστικά τα οποία εξέχουν στην και εξαρτάται από την κλίση της εικόνας. Ο τρίτος όρος  $E_{con}$  αντιστοιχεί στις δυνάμεις που επιβάλλουν εξωτερικούς περιορισμούς στην εξέλιξη της καμπύλης [23].

Η εσωτερική ενέργεια του φιδιού μπορεί να οριστεί ως:

$$E_{int} = (\alpha(s)|v_{(s)}|^2 + \beta(s)|v_{ss}(s)|^2) \frac{1}{2} \quad (2.13)$$

Με  $\alpha(s)$  να χρησιμοποιείται για τον έλεγχο της ελαστικότητας και τον δεύτερο όρο  $\beta(s)$  για έλεγχο της ακαμψίας της καμπύλης. Η  $v_{(s)}$  και  $v_{ss}(s)$  είναι η πρώτη και δεύτερη παράγωγος της καμπύλης αντίστοιχα [23].

Η ενέργεια της εικόνας εκφράζεται ως ο συνδυασμός βαρύτητας (weighted) των τριών συναρτήσεων ενέργειας :

$$E_{image} = w_{line}E_{line} + w_{edge}E_{edge} + w_{term}E_{term} \quad (2.14)$$

όπου  $E_{line} = I(x, y)$  (αντιστοιχεί στην ένταση των γραμμών της εικόνας, το φίδι έλκεται από τις φωτεινές γραμμές ή τις σκοτεινές γραμμές)

$$E_{edge} = -|\nabla I(x, y)|^2$$

Χρησιμοποιώντας τον πιο πάνω όρο έχουμε σαν αποτέλεσμα το φίδι να έλκεται από τις καμπύλες της εικόνας με μεγάλη κλίση. [23]

Προκειμένου να βρεθούν τα τερματικά των ευθύγραμμων τμημάτων και οι γωνίες, χρησιμοποιείται η καμπυλότητα των γραμμών επιπέδου σε μικρό βαθμό στην εικόνα. Έστω  $C(x, y) = G_{\sigma}(x, y) * I(x, y)$  εφαρμογή συνέλιξης γκαουσιανής συνάρτησης με τυπική απόκλιση  $\sigma$ , με την εικόνα έτσι ώστε να εξομαλυνθεί ελαφρώς η εικόνα.

Έστω  $\theta = \tan^{-1} \frac{C_y}{C_x}$  είναι η κλίση της γωνιάς και έστω  $n = (\cos \theta, \sin \theta)$  και  $n_{\perp} = (-\sin \theta, \cos \theta)$  είναι μοναδιαία διανύσματα κατά μήκος και κάθετα της κατεύθυνσης κλίσης. Στην συνέχεια η καμπυλότητα του περιγράμματος επιπέδου  $C(x, y)$  μπορεί να γραφτεί:

$$E_{term} = \frac{\partial \theta}{\partial n_{\perp}} = \frac{C_{yy}C_x^2 - 2C_{xy}C_xC_y + C_{xx}C_y^2}{(C_x^2 + C_y^2)^{\frac{3}{2}}} \quad (2.15)$$

Στη συνέχεια, η καμπυλότητα του περιγράμματος επιπέδου  $C(x, y)$  μπορεί να γραφτεί συνδυάζοντας  $E_{edge}$  και  $E_{term}$ , για να δημιουργηθεί το φίδι που θα προσελκύεται από τις ακμές και τα τερματικά.

### 2.3.1.2 Δυνάμεις μπαλονιού

Ο Cohen (1991) [24], εισάγει ένα πρότυπο της παραμόρφωσης φιδιών που λύνει μερικά από τα προβλήματα που παρουσίαζε η ελαχιστοποίηση της ενέργειας της καμπύλης, την γνωστή ως φιδιών που εισήχθη από τον Kass et al. [23]. Οι εξωτερικές δυνάμεις, που εισάγει ο Cohen, οι οποίες ωθούν την καμπύλη προς τις άκρες είναι για να δώσουν πιο σταθερά αποτελέσματα. Το αρχικό φίδι όταν δεν είναι αρκετά κοντά στο περίγραμμα δεν το προσελκύει και απομακρύνεται. Το μοντέλο του Cohen κάνει την καμπύλη να συμπεριφέρεται ως ένα μπαλόνι. Η δύναμη μπαλονιού μπορεί να φουσκώνει ή να

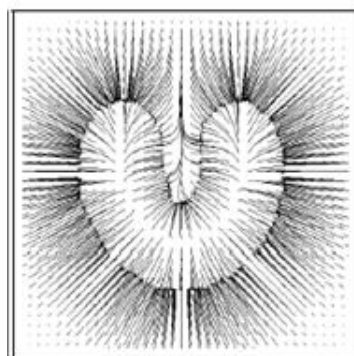
ξεφουσκώνει την καμπύλη. Εξ ου και το φίδι πρέπει να αρχικοποιηθεί είτε εξ ολοκλήρου στο εσωτερικό του αντικειμένου, ή εντελώς τα καθορισμένα όρια του αντικείμενου. Η δύναμη αυτή μπορεί να αποφύγει χαμηλής έντασης ακμές της εικόνας και αντισταθμίζει την τάση των ενεργών περιγραμμάτων συρρίκνωσης. Με αυτό τον τρόπο είναι πιο ανθεκτικό στο θόρυβο και στις μεταβολές της αρχικής θέσης. Είναι κατάλληλο για περίπτωση ομοιογενών αντικειμένων και ακατάλληλο για περισσότερα από ένα αντικείμενα. Η δύναμη του μπαλονιού δίνεται από την έκφραση:

$$F = k_1 \tilde{n}(s)k \quad (2.16)$$

όπου  $\tilde{n}(s)$  το μοναδιαίο κάθετο διάνυσμα στην καμπύλη στην θέση  $v(s)$  και  $k_1$  πραγματική σταθερά. Αν το πρόσημο είναι θετικό τότε η δύναμη αυξάνεται, «φουσκώνει» σε αντίθετη περίπτωση συρρικνώνεται. Αν συναντήσει αδύνατες ακμές που μπορεί να οφείλονται σε θόρυβο το μοντέλο αυτό μπορεί να συνεχίσει.[24]

### 2.3.1.3 Κλίση διανύσματος ροής

Οι Xu et al. (1997) [25] ανέπτυξαν μια μέθοδο για μια νέα δύναμη για εξωτερικά περιγράμματα. Αυτή η εξωτερική δύναμη, η οποία ονομάζεται κλίση διανύσματος ροής (gradient vector flow-GVF), υπολογίζεται ως η διάχυση του διανύσματος κλίσης του γκρι επιπέδου ή δυαδικού χάρτη ακμών που προέρχονται από την εικόνα. Η ελαχιστοποίηση της ενεργειακής συνάρτησης πραγματοποιείται με την λύση δυο γραμμικών μερικών διαφορικών εξισώσεων και πλεονεκτεί στο γεγονός πως δεν εξαρτάται από την αρχικοποίηση της καμπύλης. Επίσης παρέχει καλύτερη έλξη και συντηρεί τις ακμές τοπικών ελαχίστων στο πεδίο ενέργειας [25].



Εικόνα 2.13 Ροή γραμμών στο πεδίο GVF [25]

Στην θέση της συνάρτησης ελαχιστοποίησης της ενέργειας χρησιμοποιείται η εξίσωση δύναμης ισορροπίας ως εξής:

$$F_{int} + F_{ext}^1 = 0 \quad (2.17)$$

όπου  $F_{int} = \alpha x''(s) - \beta x''''(s)$  και  $F_{ext}^1 = -\nabla E_{ext}$

Για την ελαχιστοποίηση της ενέργειας το φίδι πρέπει να ικανοποιεί την εξίσωση Euler

$$\alpha x''(s) - \beta x''''(s) - \nabla E_{ext} = 0 \quad (2.18)$$

Όπου  $\alpha$  η ελαστικότητα του περιγράμματος και  $\beta$  η ακαμψία.

Η εσωτερική δύναμη  $F_{int}$  αποτρέπει το τέντωμα και σκύβει, ενώ η εξωτερική δύναμη  $F_{ext}^1$  τραβά το φίδι προς το επιθυμητό περίγραμμα της εικόνας.

Για να βρεθεί η θέση ισορροπίας του φιδιού θέτουμε την μερική παράγωγο του  $x$ ,  $x_t(s, t) = \frac{\partial x}{\partial t}$  ίση με μηδέν. Προκύπτει έτσι η εξίσωση:

$$x_t(s, t) = \alpha x''(s) - \beta x''''(s) - \nabla E_{ext} \quad (2.19)$$

Βάση του Xu et al. [25] οι προσεγγίσεις που έκαναν για το μοντέλο αυτό δίνονται πιο κάτω.

Η προσέγγιση είναι να χρησιμοποιηθεί η συνάρτηση ισορροπίας δύναμης (2.17) για το σχεδιασμό σημείου εκκίνησης του φιδιού. Ορίζεται μια νέα στατική εξωτερική δύναμη  $F_{ext}^1 = v(x, y)$  η οποία καλείται κλίση διανύσματος ροής. Για να αποκτηθεί η αντιστοιχεί εξίσωση δυναμικού φιδιού αντικαθιστάται η δύναμη  $-\nabla E_{ext}$  στην εξίσωση (2.19) με  $v(x, y)$  προκύπτει:

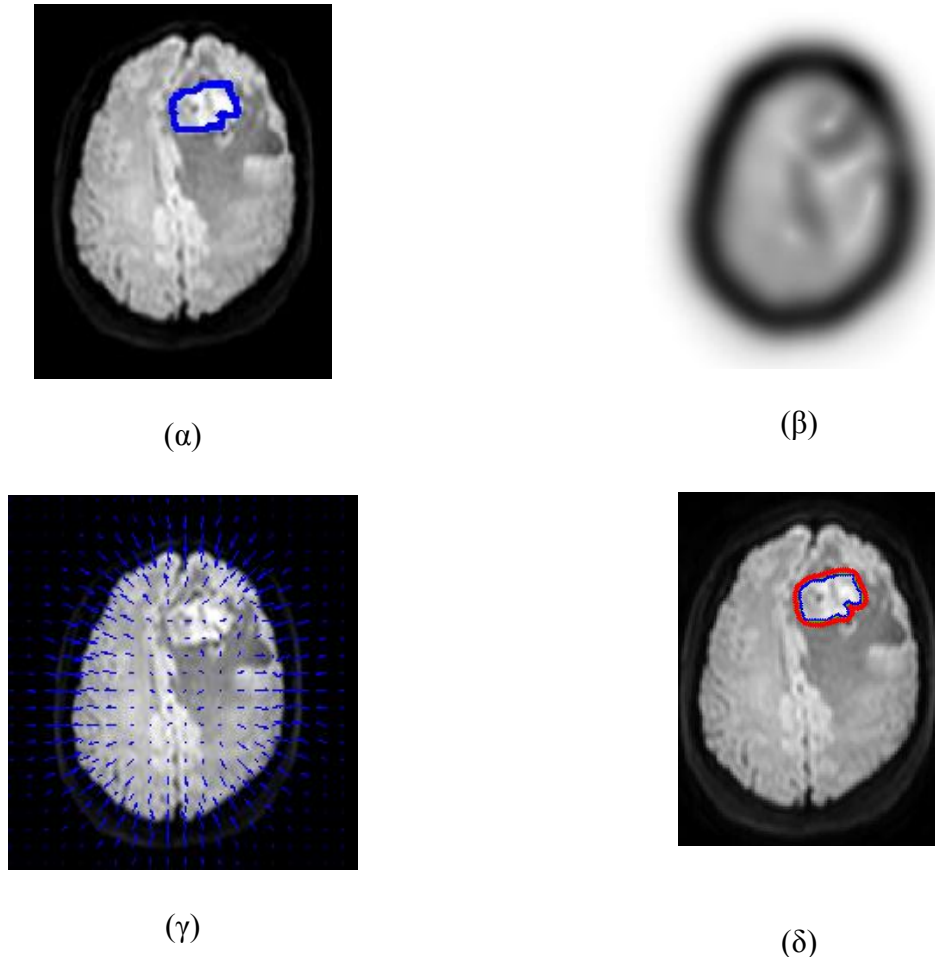
$$x_t(s, t) = \alpha x''(s) - \beta x''''(s) + v(x, y) \quad (2.20)$$

Η  $v(x, y)$  ορίζεται για να ελαχιστοποίηση την πιο κάτω συνάρτηση ενέργειας

$$E = \iint \mu(u_x^2 + u_y^2 + v_x^2 + v_y^2) + |\nabla f|^2 |v - \nabla f|^2 dx dy \quad (2.21)$$

Το  $f(x, y)$  αντιπροσωπεύει τον χάρτη ακμών της εικόνας. Η βασική σύνδεση των GVF για εικόνες γρι επιπέδου και δυαδικές ισχύει το ίδιο. Για να υπολογιστεί η GVF για γκρι επίπεδα της εικόνας υπολογίζεται από την συνάρτηση του χάρτη ακμών. Υπολογίζεται είτε βάση  $f^{(1)}(x, y) = |\nabla I(x, y)|$  ή  $f^{(2)}(x, y) = |\nabla[G_{\sigma(x,y)} * I(x, y)]|$  αλλά η δεύτερη συνάρτηση είναι πιο ισχυρή στο θόρυβο. Η παράμετρος  $\mu$  κανονικοποιεί τις τιμές που έχει τον έλεγχο της ανταλλαγής των δυο όρων στην πιο πάνω σχέση ολοκλήρωσης [25]. Με αυτό τον τρόπο ελέγχεται η έλξη για τα σωστά όρια του αντικειμένου.

Σε αυτή την εργασία χρησιμοποιήθηκε υφιστάμενος αλγόριθμος κατάτμησης με το βασικό μοντέλο φιδιού που εισήχθηκε από τον Kass et al. Ένα φίδι είναι ενεργό περίγραμμα, στο οποίο τα σημεία ελκύονται από τις ακμές και άλλα όρια της εικόνας. Ο αλγόριθμος περιλαμβάνει μια δύναμη μπαλονιού, αποτελέσματα δυαδικής κατάτμησης εικόνας και η μέθοδος κλίσης διανύσματος ροής όπως φαίνεται στην εφαρμογή στην Εικ. 2.14.



Εικόνα 2.14 (α) Εικόνα ΜΤ εγκεφάλου με τις αρχικές συντεταγμένες του όγκου, (β) Η εξωτερική ενέργεια, (γ) Το πεδίο εξωτερικής ενέργειας, (δ) Η κίνηση του φιδιού με κόκκινο χρώμα.

Στην Εικ. 2.14 α) αφού εντοπιστεί το σημείο ενδιαφέροντος ορίζονται οι αρχικές συντεταγμένες του όγκου. Στην συνέχεια υπολογίζεται το πεδίο εξωτερικής δύναμης της εικόνας βάση της εξίσωσης (2.14) όπως φαίνεται στην Εικ. 2.14 β. Στην συνέχεια υπολογίζεται η κλίση διανύσματος ροής βάση της εξίσωσης (2.21) για τους λόγους που εξηγήθηκαν πιο πάνω. Οι δυνάμεις GVF προσελκύουν σημεία ομοιόμορφα προς το όριο (Εικ. 2.14δ). Η κίνηση του φιδιού αρχίζει όπως φαίνεται στην Εικ. 2.14 δ.

### 2.3.2 Ενεργά περιγράμματα –Σύνολο επιπέδου (Level Set)

Η μέθοδος συνόλου επιπέδου προτάθηκε από τους Osher και Sethian το 1987 [26] για την καταγραφή κινούμενων στόχων. Η μέθοδος αυτή έχει αποδειχθεί ότι είναι επιτυχής ως αριθμητική επινόηση. Έκτοτε, διάφορες παραλλαγές και βελτιώσεις έχουν πραγματοποιηθεί. Η μέθοδος αυτή αντιμετωπίζει τοπολογικές αλλαγές φυσικά και εύκολα έτσι λύνει το πρόβλημα της τοπολογίας που παρουσιάζουν τα ενεργά περιγράμματα [26].

Η ιδέα των συνόλων επιπέδου είναι να δημιουργηθεί ένα περίγραμμα, ως το μηδενικό επίπεδο, που θα προσπαθεί να εγκλωβίσει μέσα του το αντικείμενο ενδιαφέροντος χρησιμοποιώντας μια συνάρτηση, της οποίας το επίπεδο μηδέν θα αντιστοιχεί στο πραγματικό περίγραμμα του αντικειμένου. Η καθορισμένη συνάρτηση συνόλου επιπέδου εξελίσσεται σύμφωνα με μια μερική διαφορική εξίσωση. Στο φορμαλισμό του συνόλου επιπέδου υλοποιείται εύκολα με την προσθήκη της εξίσωσης εξέλιξης. Η μέθοδος ορισμού επιπέδου έχει πολλά πλεονεκτήματα. Πρώτο το περίγραμμα που αντιπροσωπεύεται από την συνάρτηση συνόλου επιπέδου να χειρίζεται τις τοπολογικές αλλαγές αυτόματα κατά την διάρκεια εξέλιξης του. Δεύτερο η καμπύλη μπορεί να αλλάζει δυναμικά [26].

Στην διατύπωση του συνόλου επιπέδου της κίνησης των ενεργών περιγραμμάτων τα μέτωπα που δηλώνονται από το  $C$  η οποία είναι η καμπύλη, αντιπροσωπεύονται από το μηδενικό σύνολο επιπέδων:

$$C(t) = \{(x, y) | \varphi(t, x, y) = 0\} \quad (2.22)$$

Από μια συνάρτηση συνόλου επιπέδου  $\varphi(t, x, y)$ .

Η καμπύλης  $C(t) = (x(t), y(t))$  εξελίσσεται σύμφωνα με την σχέση:

$$\frac{\partial C}{\partial t} = FN \quad (2.21)$$

όπου  $F$  η ταχύτητα που ορίζεται στην καμπύλη και εξαρτάται από τις ακμές της εικόνας.

Η κανονική για την καμπύλη / επιφάνεια μπορεί να προσδιοριστεί άμεσα από το επίπεδο συνόλου συνάρτηση [26]:

$$N = -\frac{\nabla\varphi}{|\nabla\varphi|} \quad (2.22)$$

όπου  $N$  είναι το κάθετο διάνυσμα δείχνει προς τα έξω της καμπύλης  $C$

Η καμπυλότητα μπορεί επίσης να ανακτηθεί από τη έμμεση (implicit) συνάρτηση, παίρνοντας τη δεύτερη παράγωγο για το μήκος του τόξου:

$$\frac{\partial^2 \varphi}{\partial s^2} \frac{\partial}{\partial s} (\varphi_x x_s + \varphi_y y_s) = \varphi_{xx} x_s^2 + 2\varphi_{xy} x_s y_s + \varphi_{yy} y_s^2 + \varphi_x x_{ss} + \varphi_y y_{ss} = \varphi_{xx} x_s^2 + 2\varphi_{xy} x_s y_s + \varphi_{yy} y_s^2 + \{\nabla \varphi, C_{ss}\} = 0 \quad (2.23)$$

Σε περίπτωση που δεν παρατηρούμε μεταβολή, εφόσον η έμμεση (implicit) συνάρτηση έχει σταθερή τιμή "μηδέν", και δεδομένου ότι  $C_{ss} = (x_{ss}, y_{ss}) = KN$ , καθώς και,

$N = -\frac{\nabla \varphi}{|\nabla \varphi|}$  μπορεί εύκολα να αποδειχτεί ότι [26]:

$$K = \frac{\varphi_{xx} \varphi_y^2 - 2\varphi_{xy} \varphi_x \varphi_y + \varphi_{yy} \varphi_x^2}{(\varphi_x^2 + \varphi_y^2)^{3/2}} \quad (2.24)$$

όπου  $K$  η καμπυλότητα. Το  $N$  και  $K$  που προκύπτουν από την συνάρτηση  $\varphi$  καλούνται γεωμετρικοί όροι.

Έτσι προκύπτει η εξίσωση εξέλιξης της συνάρτησης συνόλου επίπεδου  $\varphi$  και μπορεί να γραφτεί στην ακόλουθη μορφή [26]:

$$\frac{\partial \varphi}{\partial t} \cdot N = F \quad (2.25)$$

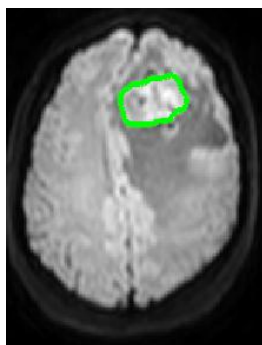
$$\frac{\partial \varphi}{\partial t} + F |\nabla \varphi| = 0 \quad (2.26)$$

Όπου  $F$  η συνάρτηση ταχύτητας, για την κατάτμηση της εικόνας, εξαρτάται από τα δεδομένα της εικόνας και της συνάρτησης συνόλου επιπέδου  $\varphi$ . Η σχέση (2.26) ισχύει στο μηδενικό σύνολο επιπέδου και επεκτείνεται και στο υπόλοιπο.

Εδώ ο όρος  $|\nabla \varphi|$  είναι η Ευκλείδεια απόσταση και  $t$  ο χρόνος. Αυτό είναι μια μερική διαφορική εξίσωση και ιδιαίτερα εξίσωση του Hamilton-Jacobi και μπορεί να λυθεί αριθμητικά, για παράδειγμα με την μέθοδο πεπερασμένων διαφορών σε καρτεσιανό πλέγμα [27].

Στην εργασία αυτή η υλοποίηση της μεθόδου βασίστηκε στο αλγόριθμο που ανέπτυξαν οι Chunming Li et al. [27] ο υπολογισμός είναι πολύ αποτελεσματικός όπως παρουσιάζεται και στην Εικ 2.13.

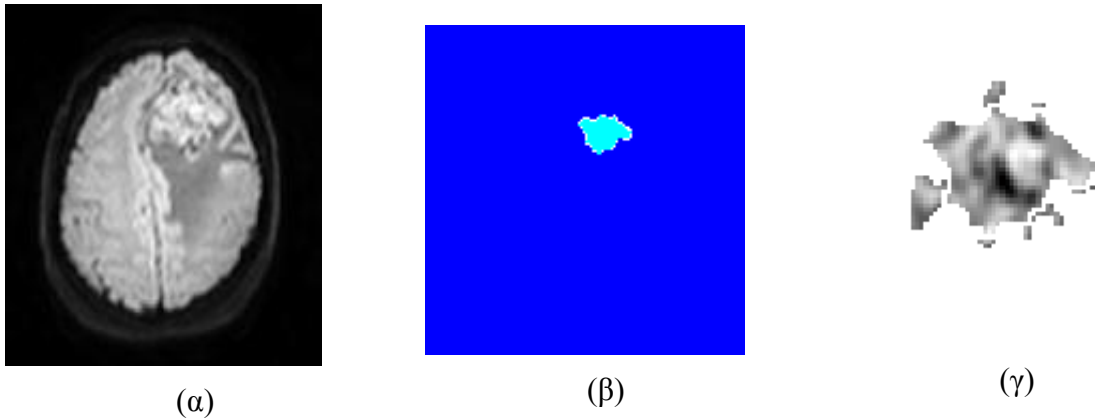




Εικόνα 2.15 Κατάτμηση όγκου μηνιγγιώματος από εικόνα ΜΤ εγκεφάλου μετά την εξέλιξη συνάρτησης συνόλου επιπέδου

### 2.3.3 Μέθοδος απορροής (watershed)

Η μέθοδος watershed[13] είναι αρχικά μια έννοια της τοπογραφίας, η οποία είναι η κοινή γραμμή μεταξύ υδάτων που προέρχονται από διαφορετικές λεκάνες. Στην επεξεργασία εικόνας γκρι-κλίμακα θεωρείται ως τοπογραφικό ανάγλυφο, όπου η ανύψωση αναφαίρετε στα γκρι επίπεδα της εικόνας. Η μέθοδος χρησιμοποιεί την γενική ιδέα ανίχνευσης ακμών και της μαθηματικής μορφολογίας για να διαχωρίσει την εικόνα σε ομοιογενείς περιοχές. Η κατάτμηση αυτή χρησιμοποιεί την ένταση ως παράμετρο που τμηματοποιεί ολόκληρο το σύνολο των στοιχείων της εικόνας. Όπως χαρακτηρίζεται από το όνομα του γεμίζει με νερό τις κοιλάδες στις διαφορές περιοχές έτσι καθορίζει το σημείο που ξεχειλίζει η κάθε περιοχή. Δηλαδή εξετάζει τα γκρι επίπεδα της εικόνας ως τοπογραφική επιφάνεια με τα ελάχιστα που διαπερνιούνται και βυθίζει την επιφάνεια στο νερό. Έπειτα τα νερά από διαφορετικά ελάχιστα θα γεμίσει ως πάνω τις λεκάνες και τελικά παράγεται η ένωση γραμμών απορροής [13].



Εικόνα 2.16 Κατάτμηση εικόνας ΜΤ ασθενή με όγκο (μηνιγγίωμα) στον εγκέφαλο, (α) Εικόνα ΜΤ, (β) Αποτέλεσμα της λεκάνης απορροής αλγορίθμου, (γ) Εξαγόμενος όγκος μετά την εφαρμογή της μεθόδου

### 2.3.4 Μέθοδος κατωφλίωσης

Με την μέθοδο αυτή δημιουργούμε από μια εικόνα απόχρωση του γκρι σε δυαδική . Η διαδικασία κατωφλίωσης καθορίζει μια τιμή έντασης, η οποία καλείται κατώφλι, χωρίζοντας τις επιθυμητές κλάσεις. Η τμηματοποίηση βάζει σε ομάδα όλα τα εικονοστοιχεία που έχουν ένταση μεγαλύτερη από το κατώφλι σε μια κλάση και τα υπόλοιπα σε άλλη. Δηλαδή προκύπτει η πιο κάτω σχέση:

$$b(x, y) = \begin{cases} 1 & I(x, y) > T \\ 0 & I(x, y) \leq T \end{cases} \quad (2.27)$$

Όπου  $T$  είναι το κατώφλι,  $(x, y)$  οι συντεταγμένες των εικονοστοιχείων της αρχικής εικόνας  $I(x, y)$  και  $b(x, y)$  η δυαδική εικόνα που προκύπτει. Η επιτυχία της κατωφλίωσης εξαρτάται από το πόσο καλά επιλέγεται το κατώφλι το οποίο συνήθως επιλέγεται εμπειρικά. Επίσης με την χρήση των μορφολογικών τελεστών και ενός δομικού στοιχείου μπορεί να βελτιστοποιηθεί το αποτέλεσμα. Τέτοιες επεξεργασίες είναι η διαστολή (dilation), η διάβρωση, το ανοίγματα και κλείσιμο. Με την διαστολή επεκτείνονται τα σύνορα των περιοχών των άσπρων εικονοστοιχείων. Η συστολή (erosion) διαβρώνει τα σύνορα της περιοχής των εικονοστοιχείων, μεγαλώνει το μέγεθος των μαύρων αντικειμένων στην δυαδική εικόνα. Με τα ανοίγματα (open) εξαφανίζει πολύ μικρά αντικείμενα με μεγαλύτερη ακρίβεια. Αρχικά διαβρώνει και στην συνέχεια διαστέλλει την εικόνα. Με το κλείσιμο (close)

εξαφανίζει πολύ μικρές οπές και κενά αλλά για αντικείμενα και μεγάλες ακμές δεν εφαρμόζεται. Λειτουργεί πρώτα με διαστολή και μετά με διάβρωση [19]. Τέτοιες λειτουργίες παρουσιάζονται στην Εικόνα 2.17 . Οι λειτουργίες γίνονται με βάση την δυαδική εικόνα 2.17(α). Η κατωφλίωση είναι μία απλή, αποτελεσματική τεχνική κατάτμησης. Αρκετές τεχνικές προτάθηκαν για αυτόματη εύρεση κατωφλίου, καμία όμως δεν είναι απολύτως αποτελεσματική [13,18, 19].



(α) Δυαδική εικόνα MT εγκεφάλου



(β) Διαστολή με δομικό στοιχείο square (4)



(γ) Συστολή με δομικό στοιχείο square (4)



(γ) Άνοιγμα με δομικό στοιχείο square (4)



(ε) Κλείσιμο με δομικό στοιχείο square (4)

Εικόνα 2.17 Παρουσίαση διάφορων μορφολογικών τελεστών σε εικόνα MT εγκεφάλου

### 2.3.5 Ανίχνευση ακμών

Μια άλλη μέθοδος κατάτμησης είναι η ανίχνευση ακμών. Είναι ένα σύνολο από σημεία ασυνέχειας τα οποία καθορίζουν το όριο ανάμεσα σε δύο ομοιόμορφες περιοχές. Οι ακμές αποτελούν βασικά χαρακτηριστικά της εικόνας και δεδομένου ότι φέρουν χρήσιμες πληροφορίες για τα όρια των αντικειμένων, η μη ενσωμάτωση πληροφορίας σχετικά με αυτές, ειδικά σε εικόνες όπου υπάρχουν έντονες αντιθέσεις. Ως σημείο ακμής ορίζεται το σημείο όπου η μεταβολή της φωτεινής έντασης είναι τοπικό μέγιστο. Η ανίχνευση των σημείων μπορεί να γίνει με τη χρήση των διανυσμάτων πρώτων μερικών παραγώγων της φωτεινής έντασης δηλαδή της κλίσης. Ένας δεύτερος τρόπος είναι με το άθροισμα των δεύτερων παραγώγων δηλαδή της λαπλασιανής [28].

Για να ανιχνεύσουμε τις ακμές χρησιμοποιούνται μάσκες. Η κάθε μάσκα έχει αδυναμία σε συγκεκριμένα είδη θορύβου για αυτό έχουν προταθεί πολλά είδη μασκών στη βιβλιογραφία. Μερικά από αυτά είναι Prewitt, Roberts, Log, Canny και Sobel [18]. Με τις μεθόδους Prewitt, Roberts και Sobel βρίσκουμε τις ακμές χρησιμοποιώντας διαφορετικούς τύπους πινάκων για την κάθε μέθοδο. Επιστρέφει τις ακμές σε εκείνα τα σημεία όπου η κλίση είναι μέγιστη (βλ. Εικ. 2.17). Η μέθοδος Laplacian of Gaussian (Log) βρίσκει τις ακμές με την ανίχνευση διασταυρώσεων μηδενικών μετά από φιλτράρισμα με το αντίστοιχο της μεθόδου φίλτρο, το οποίο είναι φτιαγμένο έτσι ώστε να βρίσκει και μικρές διαφορές φωτεινότητας. Η μέθοδος Canny ανιχνεύει ακμές με την εύρεση των τοπικών μέγιστων της κλίσης της εικόνας. Η κλίση υπολογίζεται χρησιμοποιώντας την παράγωγο ενός Gaussian φίλτρου. Η μέθοδος Canny χρησιμοποιεί κατωφλίωση, δηλαδή δύο όρια, για να ανιχνεύσει έντονες και αδύνατες ακμές, και περιλαμβάνει τις αδύνατες ακμές στην εικόνα εξόδου μόνο εάν αυτές συνδέονται με έντονες. Γενικά ο Sobel και Canny είναι οι καλύτερες μέθοδοι ανίχνευσης ακμών [28].

Η εικόνα που παίρνουμε είναι μια εικόνα με λεπτές άσπρες γραμμές. Η ανίχνευση ακμών από μόνη της δεν μπορεί να χρησιμεύσει στην κατάτμηση εικόνων. Πρέπει να συνδυαστούν γειτονικές ακμές για να ορίσουν τα όρια περιοχών [28]. Αυτό μπορούμε να το διαπιστώσουμε από τις εικόνες στην Εικόνα 2.17 όπου οι ακμές που ανιχνεύτηκαν δεν είναι ακριβώς τα όρια του μηνιγγιωμάτος για αυτό δεν είναι αξιόπιστη. Έτσι για να πάρουμε την τελική κατάτμηση θα πρέπει να συνδυαστεί με μια άλλη μέθοδο.



(α)



(β)



(γ)



(δ)



(ε)

Εικόνα 2.18 Ανίχνευση ακμών σε εικόνα ΜΤ εγκεφάλου, με την μέθοδο (α) Prewitt, (β) Roberts, (γ) Sobel, (δ) Laplacian of Gaussian (Log), και (ε) Canny

## **2.4 Γεωμετρικά Χαρακτηριστικά και Χαρακτηριστικά Ανάλυσης υφής**

Η αναγνώριση των προτύπων καλούνται χαρακτηριστικά και θεωρούνται οποιαδήποτε μετρήσιμα μεγέθη τα οποία εξάγονται από την εικόνα[18]. Σε αυτή την ενότητα θα δούμε δυο κατηγορίες χαρακτηριστικών τα Γεωμετρικά Χαρακτηριστικά και τα Χαρακτηριστικά Υφής . Μέσα από αυτά τα χαρακτηριστικά θα πάρουμε κάποιες μετρήσεις οι οποίες θα μας βοηθήσουν στην εξαγωγή των αποτελεσμάτων μας μέσα από την σύγκριση τους.

### **2.4.1 Γεωμετρικά Χαρακτηριστικά**

Τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά προκύπτουν από την γεωμετρική μορφή των αντικειμένων στην εργασία αυτή των όγκων. Τέτοια χαρακτηριστικά είναι η περίμετρος, η επιφάνεια ,η διάμετρος και η ακτίνα και τα οποία έχουν χρησιμοποιηθεί σε αυτή την εργασία για να αξιολογηθεί η καλύτερη μέθοδος κατάτμησης [18].

Η περίμετρος ενός αντικειμένου είναι το μήκος του εξωτερικού περιγράμματος του αντικειμένου. Η επιφάνεια που είναι ο αριθμός των εικονοστοιχείων μέσα στο αντικείμενο . Η διάμετρος που έχει την ίδια έκταση με την περιοχή και η ακτίνα που ορίζεται ως η μέγιστη και η ελάχιστη από το κέντρο μάζας της επιφάνειας του αντικειμένου από την περίμετρο [18].

Τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά που χρησιμοποιούνται στην εργασία αυτή είναι η παράμετρος, διάμετρος, ακτίνα και εμβαδόν.

### **2.4.2 Χαρακτηριστικά Ανάλυσης υφής**

Η υφή παρέχει χρήσιμες πληροφορίες για τα χαρακτηριστικά του όγκου στον εγκέφαλο η οποίες χρησιμοποιούνται για την ερμηνεία και την ανάλυση πολλών τύπων εικόνας. Η υφή αναφέρεται στη χωρική αλληλοσυσχέτιση και η διάταξη των βασικών στοιχείων της εικόνας. Οπτικά, οι εν λόγω χωρικές σχέσεις και ρυθμίσεις των εικονοστοιχείων της εικόνας θεωρούνται μεταβολές στα πρότυπα έντασης ή γκρι αποχρώσεων της εικόνας. Ως εκ τούτου, χαρακτηριστικά υφής πρέπει να προέρχονται από τις γκρι αποχρώσεις της εικόνας. Αν και είναι εύκολο για τους ανθρώπους να αναγνωρίσουν την υφή, είναι αρκετά ένα δύσκολο έργο που πρέπει να οριστεί, και εν συνεχεία να ερμηνευθεί από ψηφιακούς υπολογιστές.

Τα χαρακτηριστικά υφής κατηγοριοποιούνται σε στατιστικές, δομικές και φασματικές ομάδες [29,30,31]. Οι παθολογικές περιοχές αναγνωρίζονται βάσει κάποιων χαρακτηριστικών όπως το σχήμα, συμμετρικότητα και ομαλότητα. Επιφάνειες που παρουσιάζουν διαφορετικά χαρακτηριστικά μπορούν να διακριθούν σε παθολογικές ή φυσιολογικές [18, 30,31].

Στην εργασία αυτή τέσσερις ομάδες διαφορετικών χαρακτηριστικών υφής εξάχθηκαν από τους κατατεταγμένους όγκους τόσο από τις κανονικοποιημένες και τις αποθορυβοποιημένες εικόνες χρησιμοποιώντας τους αλγόριθμους Στατιστικά Χαρακτηριστικά (FOS -First Order Statistics), Στατιστικές Διαφορές Γκρι Επιπέδου (GLDS- Gray Level Difference Statistics), FDTA (Fractal Dimension Texture Analysis) και Φάσμα Ισχύος Fourier (FPS-Fourier Power Spectrum). Πιο κάτω αναφέρονται οι οκτώ ομάδες χαρακτηριστικών υφής [29,30].

1. Στατιστικά Χαρακτηριστικά (*Statistical Features*) [29]: Σε αυτήν την κατηγορία οι παράμετροι προέρχονται από τα γκρι επίπεδα ιστογράμματος και υπολογίζονται κάποια χαρακτηριστικά όπως ο μέσος όρος, μέση τιμή, διασπορά ( $\sigma^2$ ), λοξότητα ( $\sigma^3$ ) και κύρτωση ( $\sigma^4$ ).

Έστω  $z$  η τυχαία μεταβλητή της έντασης της φωτεινότητας της εικόνας και  $p(z_i), i = 1, 2 \dots L$  το αντίστοιχο ιστόγραμμα όπου  $L$  είναι τα επίπεδα φωτεινότητας [19]. Ο μέσος όρος ορίζεται ως:

$$\text{Μέσος όρος: } \mu(z) = \sum_{i=1}^L (z_i - m)^n p(z_i) \quad (2.28)$$

όπου  $m$  η μέση τιμή του  $z$  δηλαδή η μέση τιμή των εντάσεων των εικονοστοιχείων της εικόνας που αποτελεί πρώτη τάξης στατιστικό στοιχείο και ορίζεται [19]:

$$\text{Μέση τιμή: } m = \sum_{i=1}^L z_i p(z_i) \quad (2.29)$$

Η διασπορά αποτελεί δεύτερας τάξης στατιστικό στοιχείο και έχει ιδιαίτερη σημασία στην περιγραφή της υφής. Είναι ένα μέτρο της αντίθεσης γκρι επιπέδου που μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τον καθορισμό περιγραφής της σχετικής ομαλότητας και ορίζεται ως [19]:

$$\text{Διασπορά: } \sigma^2 = \sum_{i=1}^L (z_i - m)^2 p(z_i) \quad (2.30)$$

Η λοξότητα αποτελεί τρίτη τάξη στατιστικού στοιχείου και είναι το μέτρο της ασυμετρίας των εικονοστοιχείων [19]:

$$\text{Λοξότητα : } s = \frac{\sum_{i=1}^L (z_i - m)^3 p(z_i)}{\sigma^3} \quad (2.31)$$

Η κύρτωση αποτελεί τετάρτης τάξης στατιστικού στοιχείου και είναι μέτρο που υπολογίζει κατά πόσο η κατανομή των εντάσεων έχει κορύφωση ή είναι επίπεδη σε σχέση με την φυσιολογική κατανομή:

$$\text{Κύρτωση: } k = \frac{\sum_{i=1}^L (z_i - m)^4 p(z_i)}{\sigma^4} \quad (2.32)$$

2. Spatial Gray Level Dependence Matrices- SGLDM [29,30]: ο αλγόριθμος αυτός προτείνεται από τους Haralick et al. (1973) [32] και βασίζεται στον υπολογισμό της συνάρτησης δευτέρας τάξης πυκνότητας πιθανότητας  $f(i, j, d, \theta)$ . Η συνάρτηση  $f(i, j, d, \theta)$  είναι η πιθανότητα δυο εικονοστοιχείων (k,l) και (m,n) σε απόσταση d που βρίσκονται στην διεύθυνση που καθορίζεται από την γωνία  $\theta$  και έχουν τιμές επιπέδου γκρι i και j. Τα χαρακτηριστικά τα οποία εξάγονται είναι τα εξής: Δεύτερη γωνιακή σπουδαιότητα (*angular second moment*), αντίθεση (*contrast*), συσχέτιση (*correlation*), άθροισμα των τετραγώνων διασποράς (*sum of squares variance*), ομοιογένεια (*inverse difference moment*), μέσος όρος (*sum average*), ολική διασπορά (*sum variance*), ολική εντροπία (*sum entropy*), εντροπία (*entropy*), διαφορά διασποράς (*difference variance*), διαφορά εντροπία (*difference entropy*), πληροφορίες μέτρων της συσχέτισης (*information measures of correlation*).

Η αντίθεση είναι ένα μέτρο του ποσού των παρών τοπικών διακυμάνσεων στην εικόνα.

Η εντροπία είναι ένα χαρακτηριστικό το οποίο μετρά την τυχαιότητα των φωτεινοτήτων στην εικόνα και ορίζεται ως:

$$\text{Entropy} = - \sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{N-1} f(i, j) \log_2 f[i, j] \quad (2.33)$$

Όπου N το μέγεθος του πίνακα και P(i,j) γκρι επιπέδου πίνακας συνεμφάνισης [18]

Η ενέργεια ορίζεται ως:

$$\text{Energy} = \sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{N-1} f^2[i, j] \quad (2.34)$$

Η Δεύτερη γωνιακή σπουδαιότητα ορίζεται ως:

$$\text{Angular second moment} = \sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{N-1} \frac{f(i, j)}{1+(i-j)^2} \quad (2.35)$$

το οποίο είναι ένα μέτρο για την ομοιογένεια της εικόνας



Η συσχέτιση ορίζεται ως:

$$Correlation = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{N-1} (i-\mu_x)(j-\mu_y)f[i,j]}{\sigma_x \sigma_y} \quad (2.36)$$

Όπου  $\mu_x, \mu_y, \sigma_x, \sigma_y$  είναι οι μέσες τιμές και οι τυπικές αποκλίσεις.

3. *Gray Level Difference Statistics- GLDS* [18,30] χρησιμοποιεί στατιστικά στοιχεία πρώτης τάξης στοιχείων τοπικών τιμών με βάση τις απόλυτες διαφορές μεταξύ των ζευγαριών αποχρώσεων του γκρι χρώματος ή των κατά μέσο όρο επιπέδου του γκρι, προκειμένου να εξαχθούν τα χαρακτηριστικά υφής. Τα μέτρα που υπολογίζονται είναι τέσσερα η αντίθεση (contrast), δεύτερη γωνιακή σπουδαιότητα (angular second moment), εντροπία (entropy) και μέση τιμή (mean).

4. *Neighborhood Gray Tone Difference Matrix-NGTDM*: Το πρότειναν οι Amadasun και King (1989) [33], προκειμένου να εξαχθούν χαρακτηριστικά υφής που αντιστοιχούν σε οπτικές ιδιότητες της υφής. Τα μέτρα που υπολογίζονται είναι χονδρότητα (coarseness), αντίθεση (contrast), (business), πολυπλοκότητα (complexity) και δύναμη (strength).

5. *Statistical Feature Matrix- SFM* [18,30]: Είναι μέτρα που οι στατιστικές ιδιότητες των εικονοστοιχείων ανά ζεύγη σε διάφορες αποστάσεις μέσα σε μια εικόνα χρησιμοποιούνται για τη στατιστική ανάλυση. Με βάση την SFM υπολογίζονται τα ακόλουθα χαρακτηριστικά υφής: χονδρότητα (coarseness), αντίθεση (contrast), περιοδικότητα (periodicity), και τραχύτητα (roughness).

6. *Laws Texture Energy Measures (TEM)* [18,30] είναι γνωστά ως φίλτρα μέτρησης της ενέργειας υφής. Η διαμόρφωση των χαρακτηριστικών προκύπτει από τα τρία διανύσματα μήκους 3 το κάθε ένα  $L_3 = (1,2,1)$ ,  $E_3 = (-1,0,1)$  και  $S_3 = (-1,2, -1)$  όπου L σχετίζεται με τον τονισμό της μέσης τιμής, E λειτουργεί ως ανίχνευση ακμών και S τονίζει τα στίγματα σε μια γραμμή. Όταν γίνει η συνέλιξη των διανυσμάτων με τον εαυτό τους και μεταξύ τους θα έχουν ως αποτέλεσμα πέντε διανύσματα μήκους πέντε  $L_5 = L_3 * L_3 = (1,4,6,4,1)$ ,  $E_5 = L_3 * E_3 = (-1,-2,0,2,1)$  και  $S_5 = L_3 * S_3 = (-1,0,2,0,-1)$ . Με την περαιτέρω αυτό συνέλιξη προκύπτουν

επτά διανύσματα μήκους 7,  $L7=(1,6,15,20,15,6,1)$ ,  $E7=(-1 -4,-5, 0, 5,4,1)$  και  $S7=(-1 -2, 1, 4, 1 -2 -1)$ . Τα φίλτρα που προκύπτουν από πιο πάνω εφαρμόζονται στην εικόνα και στην συνέχεια για τον υπολογισμό ενός στατιστικού μεγέθους της εικόνας π.χ ενέργεια. Τα ακόλουθα χαρακτηριστικά υφής εξάγονται LL - υφή της ενέργειας ( texture energy) από LL kernel, EE- υφή της ενέργειας από EE kernel, SS - υφή της ενέργειας από SS kernel, LE – (μέση ενέργεια υφής ) average texture energy από LE και EL kernels, ES - μέση ενέργεια υφής από ES και SE kernels, LS - μέση ενέργεια υφής από LS και SL kernels.

7. *Fractal Dimension Texture Analysis- FDTA* [29,30]: Η τεχνική αυτή βασίζεται στο μοντέλο του Mandelbrot [34] προκειμένου να περιγράψει την τραχύτητα των φυσικών επιφανειών. Ένας τρόπος για να μετρηθεί η διαφορά του τόνου και τα χαρακτηριστικά υφής είναι η επεξεργασία της εικόνας με διαφορετικές αναλύσεις . Η πυραμιδική προσέγγιση είναι μια τεχνική εύρεση πολλαπλών ανάλυσης μιας εικόνας. Το  $H(k)$  είναι η παράμετρος  $H$  εκτιμητή από την εικόνα  $I(k)$  σε αυτή την εργασία υπολογίστηκαν από τις 4 διαφορετικές αναλύσεις  $k=1,2,3,4$  μόνο για  $k=1$ .

8. *Fourier Power Spectrum- FPS* [29,30]: Υπολογίζεται το φάσμα συχνοτήτων μιας εικόνας με την χρήση του μετασχηματισμού Fourier για την εξαγωγή κάποιων συμπερασμάτων για τα χαρακτηριστικά υφής μιας εικόνας.

$$\Phi(x, y) \equiv F(u, v)F^*(x, y) = |F(u, v)|^2$$

όπου  $\Phi$  είναι το φάσμα ισχύος του δείγματος και  $*$  ο συζυγής αριθμός. Αν οι τιμές για το  $|F(u, v)|^2$  είναι μεγάλες τότε η υφή είναι τραχύ, σε λεπτή υφή των τιμών θα είναι πιο απλωμένες.

Για το χαρακτηρισμό της υφής χρησιμοποιούνται τα αθροίσματα για ακτινικά τμήματα (radial sum) και γωνικά τμήματα (angular sum).

## 2.5 Μέτρα αξιολόγησης των εικόνων

### 2.5.1 Μέθοδος Wilcoxon (Wilcoxon rank sum test)

Το παραμετρικό τεστ, Wilcoxon rank sum test, είναι μια στατιστική μέθοδος η οποία μας βοηθά να εξάγουμε κάποια συμπεράσματα για ένα συγκεκριμένο δείγμα και να συγκρίνουμε μετρήσεις ανά ζεύγη, κατά πόσο δηλαδή είναι όμοιες ή όχι οι κατανομές των δειγμάτων προς σύγκριση. Ο έλεγχος αθροίσματος διατάξεων του Wilcoxon (Wilcoxon rank sum test) για την  $H_0$  οι διάμεσοι των μέτρων είναι ίσες. Θεωρούμε ότι οι μετρήσεις προέρχονται από ανεξάρτητα δείγματα και ότι οι κατανομές τους έχουν την ίδια γενική μορφή. Όλες οι τιμές διατάσσονται σε αύξουσα σειρά. Το μικρότερο άθροισμα διατάξεων  $W$  ακολουθεί προσεγγιστικά κανονική κατανομή:

$$Z_W = \frac{W - \mu_W}{s_W} \sim N(0,1) \quad (2.37)$$

$$\text{όπου } \mu_W = \frac{n_1(n_1+n_2+1)}{2} \quad (2.38),$$

$$s_W^2 = \frac{n_1 n_2 (n_1 + n_2 + 1)}{12} \quad (2.39)$$

και  $n_1, n_2$  μήκος των τιμών με το μικρότερο και μεγαλύτερο άθροισμα [35,36].

Σαν επίπεδο σημαντικότητας χρησιμοποιείται η τιμή  $p=0.05$ . Επιστρέφει το αποτέλεσμα της δοκιμής στην κενή υπόθεση και ανάλογα με το επίπεδο σημαντικότητας γίνεται δεκτή ή απορρίπτεται. Αν δηλαδή η τιμή  $p$  είναι μεγαλύτερη από το 0.05 τότε δεχόμαστε την υπόθεση διαφορετικά την απορρίπτουμε [35].

### 2.5.2 Θηκογράμματα (Boxplot)

Τα θηκογράμματα είναι μια γραφική στατιστική αναπαράσταση των χαρακτηριστικών μιας κατανομής που χρησιμοποιεί πέντε στατιστικά στοιχεία την μεσαία τιμή, οι ακραίες τιμές που αντιστοιχούν στο πρώτο τεταρτημόριο ( $Q_1$ ) 25% και το τρίτο τεταρτημόριο ( $Q_3$ ) 75%, μέγιστη τιμή και ελάχιστη τιμή. Η Εικ.2.18 παρουσιάζει τη μορφή του θηκογράμματος με την κάτω βάση να είναι το  $Q_1$  την πάνω βάση το  $Q_3$  την κόκκινη γραμμή η μεσαία τιμή [37]. Το  $Q$  (quantile) αντιπροσωπεύει τα ποσοστιαία του δείγματος σε σχέση με τα ποσοστιαία του πληθυσμού της κανονικής κατανομής [36].

Οι διακεκομμένες γραμμές εκτείνονται από τα μέσα των βάσεων μέχρι τις οριακές που αντιστοιχούν στην μέγιστη τιμή και την ελάχιστη τιμή . Η μέγιστη τιμή ορίζεται ως:

$$Q_3 + 1.5(Q_3 - Q_1) \quad (2.40)$$

και η ελάχιστη τιμή ως:

$$Q_3 - 1.5(Q_3 - Q_1) \quad (2.41)$$

[37]

Αν υπάρχουν τιμές έξω από το εύρος των δυο οριακών τιμών καλούνται εξωτερικές τιμές.

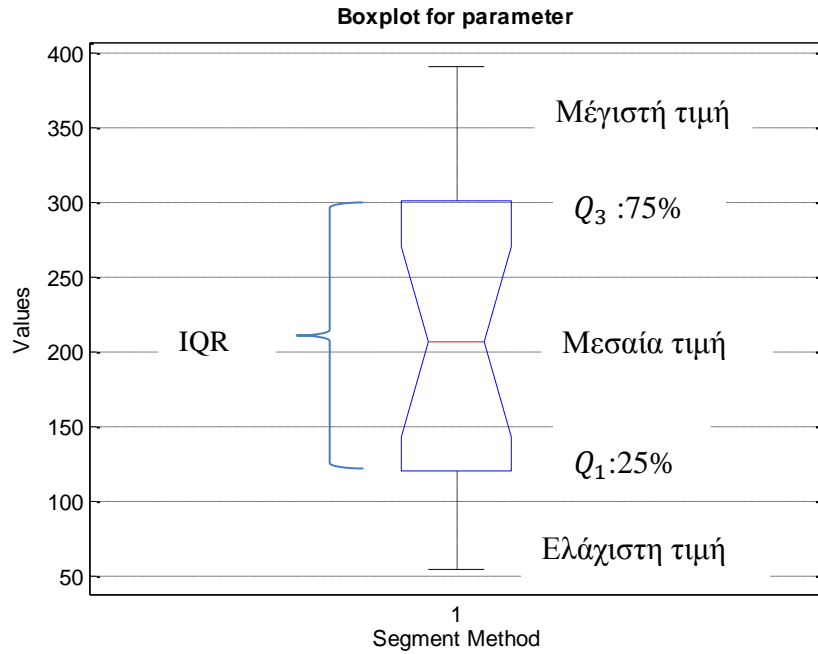
Οι πληροφορίες που αντλούμε από τα θηκογράμματα είναι το κεντρικό διάστημα με το 50% των παρατηρήσεων. Οι διακεκομμένες γραμμές και η θέση της μεσαίας τιμής μας δίνουν την εικόνα της κατανομής. Οι εξωτερικές τιμές αντιστοιχούν σε εκτροπές τιμών [37].

Το IQR (inter quartile range) είναι το διάστημα μεταξύ των τεταρτημόριων  $Q_1$  και  $Q_3$  και δίδεται σαν:

$$IQR = Q_3 - Q_1 \quad (2.42)$$

και εκφράζει την διάδοση των δεδομένων και μας δείχνει που κυμαίνονται οι περισσότερες τιμές του πειράματος [38].

Τα θηκογράμματα είναι χρήσιμα σε περίπτωση που έχουμε να συγκρίνουμε διάφορα σύνολα δειγμάτων για αυτό το λόγο για την αποτίμηση της εργασίας υπολογίστηκαν τα θηκογράμματα (boxplot) που αντιστοιχούν σε κάποια χαρακτηριστικά τα οποία επιλέχτηκαν.



Εικόνα 2.19 Boxplot (Παράδειγμα από μετρήσεις περιμέτρου από την μέθοδο συνόλου επιπέδου)

### 2.5.3 Κανονική Κατανομή

Η κανονική κατανομή ή κατανομή Gauss χρησιμοποιείται για την ανάλυση μετρήσεων οι οποίες έχουν κατά προσέγγιση ένα συμμετρικό ιστόγραμμα σε σχήμα καμπάνας η συνάρτηση πυκνότητας πιθανότητας μιας τυχαίας μεταβλητής  $X$  με κανονική κατανομή καθορίζεται από την σχέση:

$$y = f(x|\mu, \sigma) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}} \quad (2.43)$$

όπου  $\mu$  ο μέσος όρος και  $\sigma$  η τυπική απόκλιση είναι οι παράμετροι της κανονικής κατανομής. Η Κανονική κατανομή είναι συμμετρική περί την μέση τιμή  $\mu$  και η τυπική απόκλιση  $\sigma$  παρέχει προσδιορισμό του απλώματος των μετρήσεων της μεταβλητής [39].

## **3 Κεφάλαιο Μεθοδολογία**

### **3.1 Δείγμα εικόνων**

Στην παρούσα εργασία θα επεξεργαστούμε σαράντα εικόνες (20 παθολογικές και 20 φυσιολογικές) MT τύπου Digital Imaging and Communication in Medicine (DICOM) αποχρώσεως του γκρι με στόχο την καλύτερη ανάδειξη της διαγνωστικής πληροφορίας που μπορεί να εξαχθεί. Είκοσι εικόνες από παθολογικό εγκέφαλο χρησιμοποιήθηκαν σε αυτή την εργασία, από τις οποίες οι επτά έχουν μέγεθος 256x256 και δεκατρείς 512x512.

#### **3.1.1 Εικόνες τύπου DICOM**

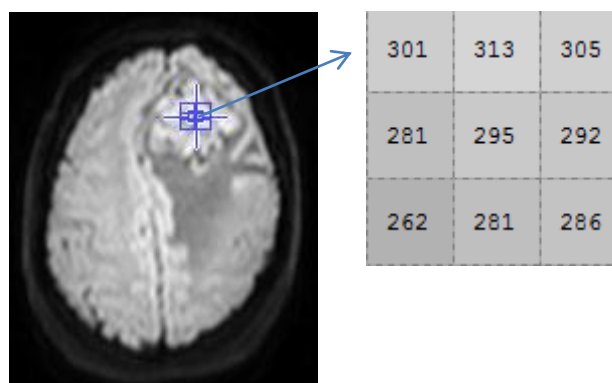
Το πρότυπο DICOM (Πρότυπο μεταφοράς ιατρικών ψηφιακών εικόνων) τα τελευταία χρόνια αποτελεί το βασικό πρότυπο στην ψηφιακή ιατρική εικόνα[40]. Είναι μια ομάδα πρωτοκόλλων που θέτουν κανόνες όσο αφορά την ψηφιακή απεικόνιση και την μετάδοση από τα απεικονιστικά συστήματα στα τερματικά μιας ιατρικής μονάδας. Με το DICOM γίνεται πιο εύκολα η διανομή των δεδομένων στο δίκτυο. Οι εικόνες που έχουν παρθεί και επεξεργαστεί στην εργασία αυτή είναι είκοσι με ασθενής οι οποίοι πάσχουν από την ασθένεια και είκοσι από άτομα φυσιολογικά .

Σε αυτό το μέρος της εργασίας περιγράφετε η διαδικασία με την οποία αναπτύχθηκε η αυτόματη κατάτμηση του όγκου στον εγκέφαλο.

#### **3.1.2 Προ επεξεργασία εικόνας**

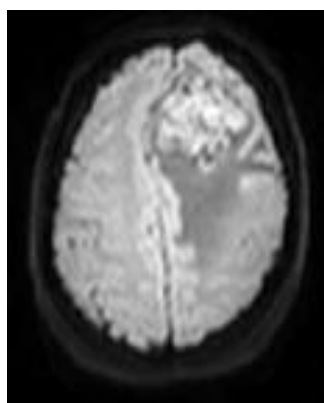
Αρχικά γίνεται η εισαγωγή της εικόνας προς επεξεργασία είτε αυτή είναι από ασθενή που πάσχει από την πάθηση ή από φυσιολογικό εγκέφαλο. Οι εικόνες είναι τύπου Dicom των 12 bits για να εκμεταλλευτούμε όλη την πληροφορία η κλάση του πίνακα είναι uint16 (δηλαδή 16 bits) όπου η ένταση των εικονοστοιχείων για το μαύρο είναι το 0 και η ένταση για τα λευκά 65535.

Στην Εικ.3.1 έχει γίνει η εισαγωγή της εικόνας και παίρνοντας μια γειτονία 3x3 μπορούμε να δούμε τις τιμές της έντασης.



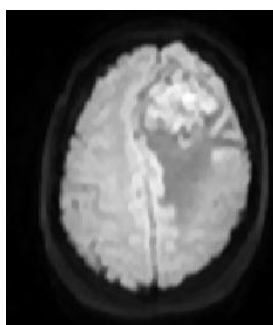
Εικόνα 3.1 Εικόνα MT εγκεφάλου τύπου Dicom

Πριν την εφαρμογή της κατάτμησης εκτελείται η κανονικοποίηση όπως αυτή εξηγείται στο Κεφ.2 μέρος 2.1.3. Με αυτό τον τρόπο αυξάνουμε την ορατότητα μιας περιοχής ή μιας δομής μιας εικόνας έτσι ώστε να διαπιστώσουμε αν η εξαγωγή της πληροφορίας είναι πιο έγκυρη.



Εικόνα 3.2 Κανονικοποιημένη εικόνα MT εγκεφάλου

Επίσης σε αυτό το σημείο μπορεί να γίνει αποθρομβοποίηση έτσι ώστε στη συνέχεια να μπορέσουμε να κρίνουμε αν έχει καλύτερα αποτελέσματα στην μέθοδο της κατάτμησης. Στην εργασία χρησιμοποιήθηκε το υβριδικό φίλτρο μέσης τιμής, όπως αναφέρεται στο Κεφ.2 μέρος 2.1.4.4. Το φίλτρο αυτό λειτουργεί πολύ καλύτερα στη διατήρηση ακμών από ότι το κανονικό φίλτρο μέσης τιμής.



Εικόνα 3.3 Αποθορυβοποίηση εικόνας ΜΤ εγκεφάλου

Σε αυτό το μέρος μπορεί να γίνει είτε μόνο κανονικοποίηση ή κανονικοποίηση μαζί με αποθορυβοποίηση και αυτό γίνεται για να κρίνουμε που έχουμε καλύτερα αποτελέσματα.

### 3.1.3 Μετατροπή εικόνας σε δυαδική:

Στην συνέχεια γίνεται η μετατροπή της εικόνας σε δυαδική όπου κάθε εικονοστοιχείο παίρνει μια από τις δυο τιμές 0 ή 1 ανάλογα με το κατώφλι. Στόχος αυτού του σταδίου είναι να καταφέρουμε να απομονώσουμε το σημείο ενδιαφέροντος, δηλαδή των όγκο. Η μετατροπή σε δυαδική γίνεται σύμφωνα με την θεωρία που δόθηκε στο Κεφ.2.

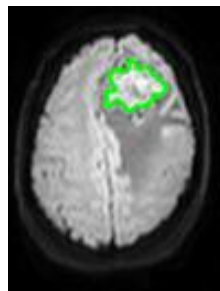


Εικόνα 3.4 (α) Δυαδική εικόνα ΜΤ εγκεφάλου, (β) Διαχωρισμός αντικειμένων στην εικόνα



### 3.1.4 Κατάτμηση:

Στο στάδιο αυτό εφαρμόστηκε ο αλγόριθμος κατάτμησης συνόλου επιπέδου ο οποίος έχει επεξηγηθεί στο υποκεφάλαιο 2.3.2 . Η μέθοδος αυτή επιλέχτηκε ως η καλύτερη για τον τύπο εικόνων που επεξεργάστηκαν στην εργασία αυτή όπως θα εξηγηθεί στο κεφάλαιο 4. Για 20 επαναλήψεις παίρνουμε το αποτέλεσμα που φαίνεται στην πιο κάτω εικόνα . Ο αλγόριθμος έχει δοκιμαστεί σε 20 εικόνες MT.



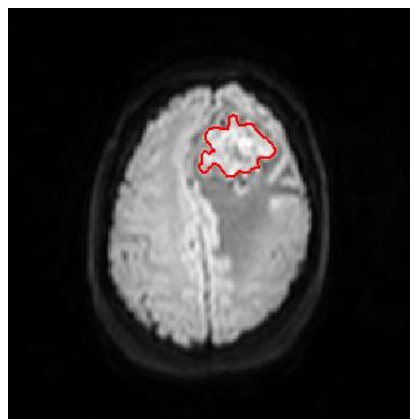
(α)



(β)

Εικόνα 3.5 (α) Αποτέλεσμα κατάτμησης MT εγκεφάλου, μετά την εκτέλεση του αλγορίθμου level set και (β) Κατατετμημένη περιοχή

Για να μπορέσουμε να κρίνουμε καλύτερα το αποτέλεσμα ρίχνουμε τα όρια της κατάτμησης στην αρχική εικόνα. Παρατηρούμε ότι σε μεγάλο βαθμό έχει βρει τα όρια του όγκου.



Εικόνα 3.6 Όρια κατάτμησης στην αρχική εικόνα

### **3.1.5 Γεωμετρικά Χαρακτηριστικά**

Είναι πολύ σημαντική η εξαγωγή χαρακτηριστικών και η σύγκριση τους για να μπορέσουμε να καταλήξουμε σε κάποια συμπεράσματα. Τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά που εξάγονται από τους κατατμηθείς περιοχές, είναι η περίμετρος, διάμετρος, ακτίνα και εμβαδό τα οποία φυλάγονται σε ένα πίνακα . Τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά περιγράφονται στο υποκεφάλαιο 2.4.1.

### **3.1.6 Χαρακτηριστικά υφής**

Από τις είκοσι εικόνες ΜΤ εγκεφάλου, εξάχθηκαν τα μνηγιγώματα από τον εγκέφαλο εφαρμόζοντας αλγόριθμο κατάτμησης συνόλου επιπέδου και ακολούθως εξάχθηκαν τα χαρακτηριστικά υφής από τα μνηγιγώματα με αλγόριθμο ανάλυσης 12bits εικόνων. Τα χαρακτηριστικά υφής και η στατιστική ανάλυση υπολογίστηκαν από περιοχές παθολογικού εγκεφάλου αρχικά από τις αρχικές εικόνες, από κανονικοποιημένες εικόνες και στην συνέχεια από κανονικοποιημένες και αποθρομβωποιημένες. Για την σύγκριση με τον παθολογικό εξάχθηκαν επίσης από είκοσι εικόνες η λευκή ουσία φυσιολογικού εγκεφάλου από την οποία εξήχθησαν τα χαρακτηριστικά υφής.

Η υφή αναφέρεται στη χωρική αλληλοσυσχέτιση και η διάταξη των βασικών στοιχείων της εικόνας. Τα χαρακτηριστικά υφής προέρχονται από τις γκρι αποχρώσεις της εικόνας. Στην εργασία αυτή τέσσερις ομάδες διαφορετικών χαρακτηριστικών υφής εξάχθηκαν από τους κατατμημένους όγκους τόσο από τις αρχικές, από τις κανονικοποιημένες και τις κανονικοποιημένες αποθρομβωποιημένες εικόνες χρησιμοποιώντας τους αλγόριθμους FOS, GLDS, FDTA και FPS όπως αναφέραμε στο υποκεφάλαιο 2.4.2. Χρησιμοποιώντας το Wilcoxon rank sum test υπολογίστηκαν οι στατιστικές διαφορετικές τιμές μεταξύ φυσιολογικού και παθολογικού ιστού.

### 3.2 Δοκιμασία αλγορίθμων

Σε αυτή την εργασία για να αποφασιστεί ποια είναι η καλύτερη μέθοδος κατάτμησης όγκου στον εγκέφαλο δοκιμάστηκαν τέσσερις αλγόριθμοι οι οποίοι στο τέλος συγκρίθηκαν με την χειροκίνητη κατάτμηση. Οι αλγόριθμοι που δοκιμάστηκαν αναφέρονται και αναλύονται στο Κεφ. 2.3. Αρχικά υπολογίστηκαν τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά από την κάθε μέθοδο ξεχωριστά και ακολούθως έγινε σύγκριση με βάση του στατιστικού ελέγχου Wilcoxon rank sum test. Ο έλεγχος αυτός καθορίζει πόσο διαφορετικές είναι οι τιμές μεταξύ της κάθε μεθόδου με την χειροκίνητη κατάτμηση. Η μέθοδος η οποία ήταν στατιστικά όμοια με την χειροκίνητη επιλέχθηκε σαν ο καλύτερος αλγόριθμος κατάτμησης.

### 3.3 Μέτρα αποτίμηση αλγορίθμων

Για την αξιολόγηση των μεθόδων κατάτμησης χρησιμοποιήθηκαν τρεις στατιστικοί τρόποι στους οποίους αναφερθήκαμε στην εργασία αυτή στο Κεφ.2.5 (Wilcoxon rank sum test, Θηκογράμματα και κανονική κατανομή) . Η στατιστική μέθοδο Wilcoxon rank test μας βοηθά να εξάγουμε κάποια συμπεράσματα συγκεκριμένα δείγματα και να συγκρίνουμε μετρήσεις ανά ζεύγη κατά πόσο είναι όμοιες ή όχι. Συγκρίναμε την χειροκίνητη κατάτμηση με κάθε ένα από τους τέσσερις αλγορίθμους (συνόλου επιπέδου, φιδιών, απορροής και κατωφλίωσης) . Επιστρέφει το αποτέλεσμα της δοκιμής στην κενή υπόθεση και ανάλογα με το επίπεδο σημαντικότητας που είναι 0.05 γίνεται δεκτή ή απορρίπτεται. Αν δηλαδή  $p > 0.05$  τότε δεχόμαστε την υπόθεση διαφορετικά την απορρίπτουμε. Θηκογράμματα και η κανονική κατανομή χρησιμοποιήθηκαν για την καλύτερη παρατήρηση των αποτελεσμάτων. Οι ίδιες μέθοδοι έχουν πραγματοποιηθεί και για τα χαρακτηριστικά υφής έτσι ώστε να συγκριθούν οι παθολογικές εικόνες με τις φυσιολογικές και να εξαχθούν τα αποτελέσματα.

Επίσης η καμπύλη ROC είναι μια γραφική παράσταση ελέγχου του ποσοστού των αληθώς θετικών (ευαισθησία) σε σχέση με ψευδώς θετικών αποτελεσμάτων [41]. Για τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά η ROC χρησιμοποιείται για να εκτιμηθεί η ιδιαιτερότητα (specificity) και η ευαισθησία (sensitivity) των τεσσάρων μεθόδων κατάτμησης από τα True – Positive Fraction (TPF), και False –Positive Fraction (FPF). Το TPF υπολογίζεται όταν η χειροκίνητη κατάτμηση ανιχνεύει όγκο (όταν ο όγκος υπάρχει), και η αυτοματοποιημένη μέθοδος επίσης ανιχνεύει όγκο, ενώ το FPF υπολογίζεται όταν η χειροκίνητη κατάτμηση δεν

ανιχνεύει όγκο και η αυτοματοποιημένη μέθοδος εσφαλμένα ανιχνεύει ότι υπάρχει όγκος. Το True-Negative Fraction (TNF) υπολογίζεται όταν η χειροκίνητη κατάτμηση δεν ανιχνεύει όγκο και η αυτοματοποιημένη μέθοδος τον προσδιορίζει ως τόσο απόν, ενώ το False – Negative Fraction (FNF) υπολογίζεται όταν η χειροκίνητη κατάτμηση ανιχνεύει την ύπαρξη όγκου και η αυτοματοποιημένη μέθοδος λανθασμένα ανιχνεύει την απουσία όγκου. Οι δείκτες ταξινόμησης μπορούν να υπολογιστούν ως εξής [42]:

$$TPF = \frac{|AS \cap GT|}{|GT|} \quad (3.1)$$

$$FPF = \frac{|AS \setminus GT|}{|GT|} \quad (3.2)$$

$$TNF = \frac{|AS \cap GT|}{|AS|} \quad (3.3)$$

$$FNF = \frac{|AS \setminus GT|}{|AS|} \quad (3.4)$$

όπου :

AS : Αυτοματοποιημένο Σύστημα (Automated System)

GT :Χειροκίνητη κατάτμηση (Ground Truth)

|| : πλάτος

$\cap$  :τομή (intersection) : είναι τα κοινά εικονοστοιχεία στην χειροκίνητη και την αυτοματοποιημένη κατετμημένη περιοχή

$\cup$  :ένωση (union) : είναι ο αριθμός όλων των εικονοστοιχείων που ορίζονται από την χειροκίνητη και την αυτόματη κατετμημένη περιοχή όπου τα κοινά εικονοστοιχεία λαμβάνονται υπόψη μόνο μια φορά.

Η τομή δίνει την πιθανότητα ότι και το αυτοματοποιημένο σύστημα και το χειροκίνητο εμφανίζονται, και η ένωση είναι η πιθανότητα ότι εμφανίζεται είτε το αυτοματοποιημένο είτε το χειροκίνητο [42].

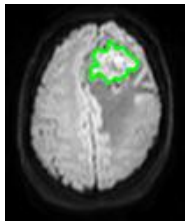

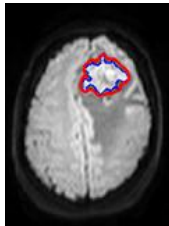



## 4 Κεφάλαιο Αποτελέσματα

Σε αυτό το κεφάλαιο θα παρουσιάσουμε τα αποτελέσματα της εργασίας. Πιο κάτω παρατίθενται τα αποτελέσματα των γεωμετρικών και των χαρακτηριστικών υφής.

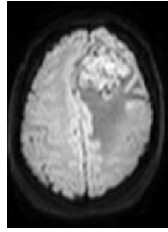
### 4.1 Κατάτμηση όγκων με διαφορετικές μεθόδους

Σκοπός της εξαγωγής των γεωμετρικών χαρακτηριστικών είναι να εντοπιστεί ο καλύτερος αλγόριθμος κατάτμησης όγκων από τις εικόνες MT .

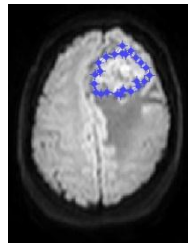
Στην Εικ. 4.1 πιο κάτω παρουσιάζονται οι πέντε διαφορετικές μέθοδοι που χρησιμοποιήθηκαν στην εργασία αυτή συμπεριλαμβανόμενης και της χειροκίνητης κατάτμησης, καθώς και ο κατατετμημένος όγκος από κάθε μέθοδο. Οι μέθοδοι αυτοί εφαρμόστηκαν σε εικόνες οι οποίες είχαν προηγουμένως κανονικοποιηθεί.

Μέθοδος	Κατάτμηση	Εξαγωγή όγκου
Σύνολο Επιπέδου		
Ενεργά Περιγράμματα-Φίδια		
Μετασχηματισμός Απορροής		

Κατωφλίωση



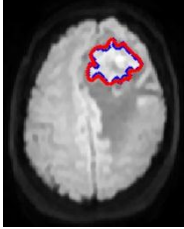

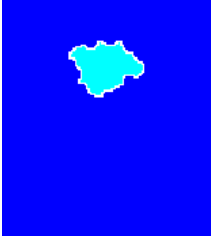

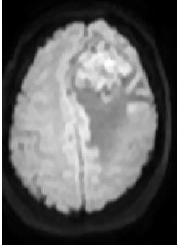

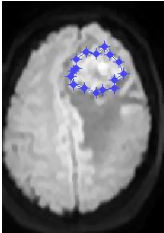



Χειροκίνητη  
κατάτμηση



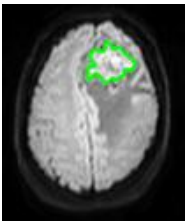

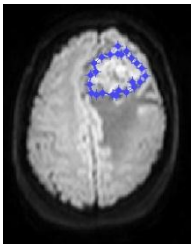

Εικόνα 4.1. Οπτική παρουσίαση των διαφόρων μεθόδων κατάτμησης σε κανονικοποιημένη εικόνα ΜΤ εγκεφάλου

Στην Εικ.4.1 παρουσιάζονται οι τέσσερις μέθοδοι κατάτμησης μαζί με τη χειροκίνητη. Μπορούμε να παρατηρήσουμε ότι η μέθοδος συνόλου επιπέδου έχει καλύτερη απόδοση συγκριτικά με τις υπόλοιπες μεθόδους που αναφέρονται στο Κεφ. 2.2 καθότι εξάγει καλύτερα της περιοχή του όγκου σε σύγκριση με την χειροκίνητη . Επίσης στην Εικ.4.2 παρουσιάζονται αντίστοιχα οι μέθοδοι κατάτμησης για εικόνες κανονικοποιημένες σε συνδυασμό με αποθορυβοποίηση και παρατηρούμε επίσης ότι η μέθοδος συνόλου επιπέδου έχει καλύτερη απόδοση συγκριτικά με τις υπόλοιπες μεθόδους.

Μέθοδος	Κατάτμηση	Εξαγωγή όγκου
Σύνολο Επιπέδου		
Ενεργά Περιγράμματα-Φίδια		
Μετασχηματισμός Απορροής		
Κατωφλίωση		
Χειροκίνητη κατάτμησης		

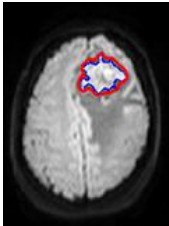

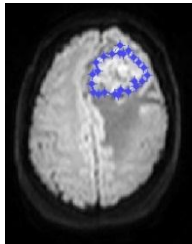



Εικόνα 4.2. Οπτική παρουσίαση των διαφορετικών μεθόδων κατάτμησης σε κανονικοποιημένες και αποθρομβωποιημένες εικόνες MT εγκεφάλου

Στην Εικ. 4.3 παρουσιάζονται τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά του εξαγόμενου όγκου με την αυτόματη μέθοδο (συνόλου επιπέδου, φιδιών, απορροής, κατωφλίωσης) σε σύγκριση με την χειροκίνητη κατάτμηση για κανονικοποιημένες εικόνες.

Μέθοδος	Κατάτμηση	Εξαγωγή όγκου	Γεωμετρικά Χαρακτηριστικά (mm)
Σύνολο Επιπέδου			Περίμετρος: 67.024 Διάμετρος x-άξονα : 14.53 Διάμετρος y άξονα: 20.40 Ακτίνα x-άξονα: 7.27 Ακτίνα y-άξονα: 10.20 Επιφάνεια: 427.22
Χειροκίνητη κατάτμηση			Περίμετρος: 72.21 Διάμετρος x-άξονα : 15.78 Διάμετρος y άξονα: 22.53 Ακτίνα x-άξονα: 7.89 Ακτίνα y-άξονα: 11.2 Επιφάνεια: 552.11

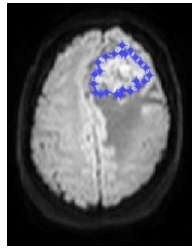
Εικόνα 4.3(α) Σύγκριση γεωμετρικών χαρακτηριστικών από την αυτόματη μέθοδο συνόλου επιπέδου και την χειροκίνητη στις κανονικοποιημένες εικόνες ΜΤ εγκεφάλου.



Μέθοδος	Κατάτμηση	Εξαγωγή όγκου	Γεωμετρικά Χαρακτηριστικά (mm)
Φίδια			Περίμετρος: 64.59 Διάμετρος x-άξονα: 14.58 Διάμετρος y άξονα: 19.76 Ακτίνα x-άξονα: 7.29 Ακτίνα y-άξονα: 9.88 Επιφάνεια: 434.86
Χειροκίνητη κατάτμηση			Περίμετρος: 72.21 Διάμετρος x-άξονα: 15.78 Διάμετρος y άξονα: 22.53 Ακτίνα x-άξονα: 7.89 Ακτίνα y-άξονα: 11.2 Επιφάνεια: 552.11
Μετασχηματισμός απορροής			Περίμετρος: 51.31 Διάμετρος x-άξονα: 13.13 Διάμετρος y άξονα: 17.37 Ακτίνα x-άξονα: 6.56 Ακτίνα y-άξονα: 8.69 Επιφάνεια: 273.13

Εικόνα 4.3(β) Σύγκριση γεωμετρικών χαρακτηριστικών από την αυτόματη μέθοδο φιδίων και την χειροκίνητη στις κανονικοποιημένες εικόνες MT εγκεφάλου.

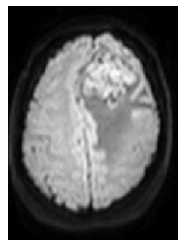
Χειροκίνητη  
κατάτμηση



Περίμετρος: 72.21  
Διάμετρος x-άξονα: 15.78  
Διάμετρος y άξονα: 22.53  
Ακτίνα x-άξονα: 7.89  
Ακτίνα y-άξονα: 11.2  
Επιφάνεια: 552.11

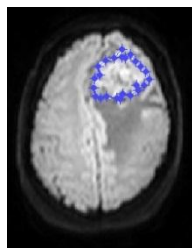
Εικόνα 4.3(γ) Σύγκριση γεωμετρικών χαρακτηριστικών από την αυτόματη μέθοδο απορροής και την χειροκίνητη στις κανονικοποιημένες εικόνες MT εγκεφάλου.

Κατωφλίωση



Περίμετρος: 82.96  
Διάμετρος x-άξονα: 15.32  
Διάμετρος y άξονα: 20.23  
Ακτίνα x-άξονα: 7.66  
Ακτίνα y-άξονα: 10.11  
Επιφάνεια: 401.168

Χειροκίνητη  
κατάτμηση



Περίμετρος: 72.21  
Διάμετρος x-άξονα: 15.78  
Διάμετρος y άξονα: 22.53  
Ακτίνα x-άξονα: 7.89  
Ακτίνα y-άξονα: 11.27  
Επιφάνεια: 552.11

Εικόνα 4.3(δ) Σύγκριση γεωμετρικών χαρακτηριστικών από την μέθοδο κατωφλίωσης και την χειροκίνητη στις κανονικοποιημένες εικόνες MT εγκεφάλου.

Από το σύνολο των δειγμάτων (20 εικόνων εγκεφάλου ΜΤ με μηνιγγίωματα) ,προτού οι εικόνες τύχουν οποιαδήποτε επεξεργασίας (π.χ κανονικοποίηση, φλιτάρισμα), εφαρμόστηκαν οι αλγόριθμοι κατάτμησης των τεσσάρων διαφορετικών μεθόδων που παρουσιάζονται στην πιο πάνω εικόνα (βλ. Εικ. 4.3). Βάση των αποτελεσμάτων των γεωμετρικών χαρακτηριστικών υπολογίστηκε ο μέσος όρος, η μέση τιμή, η τυπική απόκλιση, το P25%, P75% και το IQR (Βλ. Κεφ.2) και αυτά παρουσιάζονται στον Πίν.4.1 .

Πίνακας 4.1 Στατιστικά μεγέθη, μέση τιμή, μεσαία τιμή, τυπική απόκλιση, P25%, P75% και το IQR για τα μνηγιγώματα MT εγκεφάλου από τις αρχικές εικόνες.

Μέθοδος	Γεωμετρικά Χαρακτηριστικά	Μέση Τιμή	Μεσαία Τιμή	Τυπική απόκλιση	P25%	P75%	IQR
Συνόλου Επιπέδου	Περίμετρος(mm)	95.98	98.64	50.04	49.79	135.78	86.00
	Διάμετρος-x(mm)	24.91	25.92	11.86	14.63	37.82	23.19
	Διάμετρος-y(mm)	26.59	27.54	13.06	15.90	37.55	21.65
	Ακτίνα x (mm)	12.45	12.96	5.93	7.31	18.91	11.59
	Ακτίνα-y(mm)	13.30	13.77	6.53	7.95	18.78	10.82
	Εμβαδόν (mm)	1317.05	1392.86	1032.34	333.67	2282.46	1948.79
Φιδιών	Περίμετρος(mm)	92.30	97.32	43.18	53.60	128.74	75.13
	Διάμετρος-x(mm)	25.15	26.17	11.30	14.77	37.19	22.41
	Διάμετρος-y(mm)	26.59	27.46	12.50	16.13	37.09	20.96
	Ακτίνα x (mm)	12.57	13.08	5.65	7.39	18.59	11.21
	Ακτίνα-y(mm)	13.29	13.73	6.25	8.06	18.54	10.48
	Εμβαδόν (mm)	1323.16	1402.29	1019.70	348.61	2280.21	1931.60
Απορροής	Περίμετρος(mm)	77.81	65.60	47.87	44.36	118.06	73.70
	Διάμετρος-x(mm)	21.18	18.34	11.94	12.33	32.91	20.58
	Διάμετρος-y(mm)	21.66	16.41	13.32	12.34	34.00	21.66
	Ακτίνα x (mm)	10.59	9.17	5.97	6.17	16.46	10.29
	Ακτίνα-y(mm)	10.83	8.20	6.66	6.17	17.00	10.83
	Εμβαδόν (mm)	952.61	482.26	921.63	248.09	1606.02	1357.93
Κατωφλίωση	Περίμετρος(mm)	100.43	99.94	51.48	52.31	139.37	87.05
	Διάμετρος-x(mm)	25.36	25.92	11.57	15.16	37.80	22.64
	Διάμετρος-y(mm)	26.62	27.51	12.91	15.77	37.32	21.55
	Ακτίνα x (mm)	12.68	12.96	5.78	7.58	18.90	11.32
	Ακτίνα-y(mm)	13.31	13.75	6.46	7.88	18.66	10.78
	Εμβαδόν (mm)	1282.32	1356.24	1008.50	317.72	2223.16	1905.44
Χειροκίνητη Κατάτμηση	Περίμετρος(mm)	91.89	80.53	50.17	54.01	132.28	78.27
	Διάμετρος-x(mm)	25.42	25.41	10.98	15.60	35.21	19.60
	Διάμετρος-y(mm)	27.56	26.48	12.60	17.37	37.68	20.31
	Ακτίνα x (mm)	12.71	12.71	5.49	7.80	17.60	9.80
	Ακτίνα-y(mm)	13.78	13.24	6.30	8.69	18.84	10.15
	Εμβαδόν (mm)	1359.07	1351.30	1020.50	457.55	2249.44	1791.89

Οι τιμές του πιο πάνω πίνακα υπολογίστηκαν από το δείγμα των 20 αρχικών MT εικόνων μετά την κατάτμηση. Οι τιμές αυτές έχουν επίσης παρασταθεί και με θηκογράμματα στην Εικ.4.4 για καλύτερη οπτική παρατήρηση. Το ίδιο έχει γίνει και για τις

περιπτώσεις όπου οι εικόνες έχουν κανονικοποιηθεί και κανονικοποιηθεί με αποθορυβοποίηση. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στους πιο πίνακες 4.2 και 4.3

Πίνακας 4.2 Στατιστικά μεγέθη, μέση τιμή, μεσαία τιμή, τυπική απόκλιση, P25%, P75% και το IQR για τα μνηγιγώματα από τις κανονικοποιημένες εικόνες

Μέθοδος	Γεωμετρικά Χαρακτηριστικά	Μέση Τιμή	Μεσαία τιμή	Τυπική Απόκλιση	P25%	P75%	IQR
Συνόλου επιπέδου	Περίμετρος(mm)	95.98	98.64	50.04	49.79	135.78	86.00
	Διάμετρος-x(mm)	24.91	25.92	11.86	14.63	37.82	23.19
	Διάμετρος-y(mm)	26.59	27.54	13.06	15.90	37.55	21.65
	Ακτίνα x (mm)	12.45	12.96	5.93	7.31	18.91	11.59
	Ακτίνα-y(mm)	13.30	13.77	6.53	7.95	18.78	10.82
	Εμβαδόν (mm)	1317.05	1392.86	1032.34	333.67	2282.46	1948.79
Φίδια	Περίμετρος(mm)	92.30	97.32	43.18	53.60	128.74	75.13
	Διάμετρος-x(mm)	25.15	26.17	11.30	14.77	37.19	22.41
	Διάμετρος-y(mm)	26.59	27.46	12.50	16.13	37.09	20.96
	Ακτίνα x (mm)	12.57	13.08	5.65	7.39	18.59	11.21
	Ακτίνα-y(mm)	13.29	13.73	6.25	8.06	18.54	10.48
	Εμβαδόν (mm)	1323.16	1402.29	1019.70	348.61	2280.21	1931.60
Απορροής	Περίμετρος(mm)	77.81	65.60	47.87	44.36	118.06	73.70
	Διάμετρος-x(mm)	21.18	18.34	11.94	12.33	32.91	20.58
	Διάμετρος-y(mm)	21.66	16.41	13.32	12.34	34.00	21.66
	Ακτίνα x (mm)	10.59	9.17	5.97	6.17	16.46	10.29
	Ακτίνα-y(mm)	10.83	8.20	6.66	6.17	17.00	10.83
	Εμβαδόν (mm)	952.61	482.26	921.63	248.09	1606.02	1357.93
Κατωφλίωσης	Περίμετρος(mm)	100.43	99.94	51.48	52.31	139.37	87.05
	Διάμετρος-x(mm)	25.36	25.92	11.57	15.16	37.80	22.64
	Διάμετρος-y(mm)	26.62	27.51	12.91	15.77	37.32	21.55
	Ακτίνα x (mm)	12.68	12.96	5.78	7.58	18.90	11.32
	Ακτίνα-y(mm)	13.31	13.75	6.46	7.88	18.66	10.78
	Εμβαδόν (mm)	1282.32	1356.24	1008.50	317.72	2223.16	1905.44
Χειροκίνητη κατάτμηση	Περίμετρος(mm)	91.89	80.53	50.17	54.01	132.28	78.27
	Διάμετρος-x(mm)	25.42	25.41	10.98	15.60	35.21	19.60
	Διάμετρος-y(mm)	27.56	26.48	12.60	17.37	37.68	20.31
	Ακτίνα x (mm)	12.71	12.71	5.49	7.80	17.60	9.80
	Ακτίνα-y(mm)	13.78	13.24	6.30	8.69	18.84	10.15
	Εμβαδόν (mm)	1359.07	1351.30	1020.50	457.55	2249.44	1791.89

Πίνακας 4.3 Τα στατιστικά μεγέθη μέση τιμή, μεσαία τιμή, τυπική απόκλιση, P25%, P75% και το IQR για τα μηνιγγιώματα από τις κανονικοποιημένες και αποθρομβοποιημένες εικόνες ΜΤ εγκεφάλου.

Μέθοδος	Γεωμετρικά Χαρακτηριστικά	Μέση Τιμή	Μεσαία τιμή	Τυπική Απόκλιση	P25%	P75%	IQR
Συνόλου επιπέδου	Περίμετρος(mm)	96.20	98.64	50.37	49.79	135.78	86.00
	Διάμετρος-x(mm)	24.96	25.92	11.92	14.63	37.82	23.19
	Διάμετρος-y(mm)	26.64	27.54	13.13	15.90	37.55	21.65
	Ακτίνα x (mm)	12.48	12.96	5.96	7.31	18.91	11.59
	Ακτίνα-y(mm)	13.32	13.77	6.57	7.95	18.78	10.82
	Εμβαδόν (mm)	1317.68	1392.86	1033.41	333.67	2282.46	1948.79
Φιδιά	Περίμετρος(mm)	92.30	97.32	43.18	53.60	128.74	75.13
	Διάμετρος-x(mm)	25.15	26.17	11.30	14.77	37.19	22.41
	Διάμετρος-y(mm)	26.59	27.46	12.50	16.13	37.09	20.96
	Ακτίνα x (mm)	12.57	13.08	5.65	7.39	18.59	11.21
	Ακτίνα-y(mm)	13.29	13.73	6.25	8.06	18.54	10.48
	Εμβαδόν (mm)	1323.16	1402.29	1019.70	348.61	2280.21	1931.60
Απορρόης	Περίμετρος(mm)	77.81	65.60	47.87	44.36	118.06	73.70
	Διάμετρος-x(mm)	21.18	18.34	11.94	12.33	32.91	20.58
	Διάμετρος-y(mm)	21.66	16.41	13.32	12.34	34.00	21.66
	Ακτίνα x (mm)	10.59	9.17	5.97	6.17	16.46	10.29
	Ακτίνα-y(mm)	10.83	8.20	6.66	6.17	17.00	10.83
	Εμβαδόν (mm)	952.61	482.26	921.63	248.09	1606.02	1357.93
Κατωφλίσωσης	Περίμετρος(mm)	100.43	99.94	51.48	52.31	139.37	87.05
	Διάμετρος-x(mm)	25.36	25.92	11.57	15.16	37.80	22.64
	Διάμετρος-y(mm)	26.62	27.51	12.91	15.77	37.32	21.55
	Ακτίνα x (mm)	12.68	12.96	5.78	7.58	18.90	11.32
	Ακτίνα-y(mm)	13.31	13.75	6.46	7.88	18.66	10.78
	Εμβαδόν (mm)	1282.32	1356.24	1008.50	317.72	2223.16	1905.44
Χειροκίνητη κατάτμηση	Περίμετρος(mm)	91.89	80.53	50.17	54.01	132.28	78.27
	Διάμετρος-x(mm)	25.42	25.41	10.98	15.60	35.21	19.60
	Διάμετρος-y(mm)	27.56	26.48	12.60	17.37	37.68	20.31
	Ακτίνα x (mm)	12.71	12.71	5.49	7.80	17.60	9.80
	Ακτίνα-y(mm)	13.78	13.24	6.30	8.69	18.84	10.15
	Εμβαδόν (mm)	1359.07	1351.30	1020.50	457.55	2249.44	1791.89

Συγκρίνοντας τους Πιν.4.1-4.3 παρατηρούμε, ότι βάση των αποτελεσμάτων των γεωμετρικών χαρακτηριστικών από τις αρχικές εικόνες είναι ίδια με τα αποτελέσματα που πάρθηκαν τόσο από τις κανονικοποιημένες εικόνες όσο και απ τις εικόνες οι οποίες αρχικά κανονικοποιήθηκαν και μετά από φιλτράρισα. Επιπλέον από την διακύμανση των τιμών (IQR) δίνεται η δυνατότητα να εξαχθούν συμπεράσματα σχετικά με την κατανομή που μας ενδιαφέρει. Για το σκοπό αυτό έχουν αναπαρασταθεί τα θηκογράμματα όπως παρουσιάζονται στην Εικ.4.6.

Οι πίνακες 4.4, 4.5 και 4.6 παρουσιάζουν τα αποτελέσματα γεωμετρικών χαρακτηριστούν για τοις αρχικές εικόνες, κανονικοποιημένες και κανονικοπιήμενες με αποθορυβοποίηση αντίστοιχα, προς αποτίμηση των τεσσάρων μεθόδων κατάτμησης (Συνόλου επιπέδων, Φιδιών, Μετασχηματισμού απορροής και Κατωφλίωσης). Τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά που εξήχθησαν ήταν η περίμετρος, διάμετρος στο  $x$  άξονα και  $y$  άξονα, ακτίνα στο  $x$  άξονα και  $y$  άξονα και το εμβαδόν από κάθε εστία μετά την αυτοματοποιημένη και χειροκίνητη κατάτμηση. Τα αποτελέσματα από τις αυτοματοποιημένες μεθόδους κατάτμησης έχουν συγκριθεί με αυτά της χειροκίνητης και οι τιμές σύγκρισης δίδονται από τις τιμές  $p$  μέσα από τον στατιστικό έλεγχο Wilcoxon rank sum test, όπως έχει εξηγηθεί στο σχετικό Κεφ. 3.3 της Μεθοδολογίας.

Πίνακας 4.4 Σύγκριση γεωμετρικών χαρακτηριστικών μεταξύ των τεσσάρων μεθόδων κατάτμησης και της χειροκίνητης από τις αρχικές εικόνες βάση του Wilcoxon rank sum test. Οι τιμές p παρουσιάζονται στο πιο κάτω πίνακα. Για την κάθε μέθοδο έχει δοθεί το συνολικό εύρος τιμών της περιμέτρου, διαμέτρου στο x και y άξονα, ακτίνα στο x και y άξονα και εμβαδού μέσα σε παρενθέσεις σε σύγκριση με το συνολικό αποτέλεσμα της χειροκίνητης.

Αυτόματη Κατάτμηση		Χειροκίνητη κατάτμηση					
		Περίμετρος (1837.7mm)	Διάμετρος x- άξονα (508.38mm)	Διάμετρος y-άξονα (551.13mm )	Ακτίνα x- άξονα (254.19mm )	Ακτίνα-y άξονα (275.56mm)	Εμβαδόν ( 27181.49 mm)
Μέθοδος	Γεωμετρικά Χαρακτηριστικά	Τιμή p	Τιμή p	Τιμή p	Τιμή p	Τιμή p	Τιμή p
<i>Συνόλου</i>  <i>Επιπέδου</i>	Περίμετρος (1919.65mm)	0.99	-	-	-	-	-
	Διάμετρος x-άξονα (498.19mm)	-	0.86	-	-	-	-
	Διάμετρος y – άξονα (531.82mm)	-	-	0.71	-	-	-
	Ακτίνα x-άξονα (249.09mm)	-	-	-	0.86	-	-
	Ακτίνα y-άξονα (265.91mm)	-	-	-	-	0.71	-
	Εμβαδόν (26340.97mm)	-	-	-	-	-	0.68
<i>Φίδια</i>	Περίμετρος (1846.03mm)	0.92	-	-	-	-	-
	Διάμετρος x-άξονα (502.95mm)	-	0.90	-	-	-	-
	Διάμετρος y – άξονα (531.71mm)	-	-	0.71	-	-	-
	Ακτίνα x-άξονα (251.48mm)	-	-	-	0.90	-	-
	Ακτίνα y-άξονα (265.85mm)	-	-	-	-	0.71	-
	Εμβαδόν (26463.16mm)	-	-	-	-	-	0.69



<i>Απορροής</i>	Περίμετρος (1556.26mm)	0.30	-	-	-	-	-
	Διάμετρος x-άξονα (423.535mm)	-	0.22	-	-	-	-
	Διάμετρος y – άξονα (433.12mm)	-	-	0.11	-	-	-
	Ακτίνα x-άξονα (211.76mm)	-	-	-	0.22	-	-
	Ακτίνα y-άξονα (216.56mm)	-	-	-	-	0.11	-
	Εμβαδόν (19052.11mm)	-	-	-	-	-	0.13
<i>Κατωφλίωση</i>	Περίμετρος (2008.53mm)	0.73	-	-	-	-	-
	Διάμετρος x-άξονα (507.15mm)	-	0.97	-	-	-	-
	Διάμετρος y – άξονα (532.31mm)	-	-	0.71	-	-	-
	Ακτίνα x-άξονα (253.31mm)	-	-	-	0.97	-	-
	Ακτίνα y-άξονα (266.15mm)	-	-	-	-	0.71	-
	Εμβαδόν (25646.45mm)	-	-	-	-	-	0.58

Στον πίνακα 4.4 έχει δοθεί για την κάθε μέθοδο το συνολικό εύρος τιμών της περιμέτρου, διαμέτρου στο x και y άξονα, ακτίνα στο x και y άξονα και εμβαδού μέσα σε παρενθέσεις σε σύγκριση με το συνολικό αποτέλεσμα της χειροκίνητης κατάτμησης. Όπως μπορούμε να παρατηρήσουμε βάση των πιο πάνω αποτελεσμάτων την καλύτερη απόδοση, όσον αφορά την περίμετρο, είχε η εφαρμογή της μεθόδου συνόλου επιπέδων ( $p=0.99$ ) δηλαδή αυτή ή μέθοδος κατάτμησης παρουσιάζει την μεγαλύτερη ομοιότητα με την χειροκίνητη κατάτμηση. Επιπλέον όμως παρατηρούμε ότι η τιμή  $p$  αλλάζει και διαφορετικοί αλγόριθμοι κατάτμησης αποδίδουν καλύτερα σε άλλα γεωμετρικά χαρακτηριστικά. Για παράδειγμα για την διάμετρο στο x άξονα καλύτερη απόδοση έχει ο αλγόριθμος φιδιών ενώ στο y άξονα η κατωφλίωση. Βάση της περιμέτρου δεικνύει ότι η μέθοδος συνόλου επιπέδου είναι πιο κοντά στην χειροκίνητη κατάτμηση. Η μέθοδος απορροής όπως αποδεικνύεται από τα πιο πάνω αποτελέσματα είναι η χειρότερη μέθοδος κατάτμησης όγκων (περίμετρος  $p=0.30$ , διάμετρος x άξονας  $p=0.22$ , διάμετρος y άξονας  $p=0.11$ , ακτίνα x άξονας  $p=0.22$ , ακτίνα y άξονα  $p=0.11$  και εμβαδό= 0.13).

Η πιο πάνω διαδικασία επαναλήφθηκε και για τις κανονικοποιημένες εικόνες τα αποτελέσματα δίνονται στο πίνακα 4.5

Πίνακας 4.5 Σύγκριση γεωμετρικών χαρακτηριστικών μεταξύ των τεσσάρων μεθόδων κατάτμησης και της χειροκίνητης από τις κανονικοποιημένες εικόνες βάση του Wilcoxon rank sum test. Οι τιμές p παρουσιάζονται στο πιο κάτω πίνακα. Για την κάθε μέθοδο έχει δοθεί το συνολικό εύρος τιμών της περιμέτρου, διαμέτρου στο x και y άξονα, ακτίνα στο x και y άξονα και εμβαδού μέσα σε παρενθέσεις σε σύγκριση με το συνολικό αποτέλεσμα της χειροκίνητης.

Αυτόματη Κατάτμηση		Χειροκίνητη κατάτμηση					
		Περίμετρος (1837.7mm)	Διάμετρος x- άξονα (508.38mm)	Διάμετρος y- άξονα (551.13mm)	Ακτίνα x- άξονα (254.19mm )	Ακτίνα-y άξονα (275.56m m)	Εμβαδόν ( 27181.49 mm)
Μέθοδος	Γεωμετρικά Χαρακτηριστικά	Τιμή p	Τιμή p	Τιμή p	Τιμή p	Τιμή p	Τιμή p
<i>Συνόλου</i>  <i>Επιπέδου</i>	Περίμετρος (1919.65mm)	0.99	-	-	-	-	-
	Διάμετρος x-άξονα (498.19mm)	-	0.86	-	-	-	-
	Διάμετρος y – άξονα (531.82mm)	-	-	0.71	-	-	-
	Ακτίνα x-άξονα (249.09mm)	-	-	-	0.86	-	-
	Ακτίνα y-άξονα (265.91mm)	-	-	-	-	0.71	-
	Εμβαδόν (26340.97mm)	-	-	-	-	-	0.68
<i>Φίδια</i>	Περίμετρος (1846.03mm)	0.92	-	-	-	-	-
	Διάμετρος x-άξονα (502.95mm)	-	0.90	-	-	-	-
	Διάμετρος y – άξονα (531.71mm)	-	-	0.71	-	-	-
	Ακτίνα x-άξονα (251.48mm)	-	-	-	0.90	-	-
	Ακτίνα y-άξονα (265.85mm)	-	-	-	-	0.71	-
	Εμβαδόν (26463.16mm)	-	-	-	-	-	0.69

<i>Απορροής</i>	Περίμετρος (1556.26mm)	0.30	-	-	-	-	-
	Διάμετρος x-άξονα (423.535mm)	-	0.22	-	-	-	-
	Διάμετρος y – άξονα (433.12mm)	-	-	0.11	-	-	-
	Ακτίνα x-άξονα (211.76mm)	-	-	-	0.22	-	-
	Ακτίνα y-άξονα (216.56mm)	-	-	-	-	0.11	-
	Εμβαδόν (19052.11mm)	-	-	-	-	-	0.13
<i>Κατωφλίωση</i>	Περίμετρος (2008.53mm)	0.73	-	-	-	-	-
	Διάμετρος x-άξονα (507.15mm)	-	0.97	-	-	-	-
	Διάμετρος y – άξονα (532.31mm)	-	-	0.71	-	-	-
	Ακτίνα x-άξονα (253.31mm)	-	-	-	0.97	-	-
	Ακτίνα y-άξονα (266.15mm)	-	-	-	-	0.71	-
	Εμβαδόν (25646.45mm)	-	-	-	-	-	0.58

Όπως μπορούμε να παρατηρήσουμε, από τον Πιν.4.5, τα αποτελέσματα των γεωμετρικών χαρακτηρισμών δεν επηρεάζονται από την κανονικοποίηση των εικόνων αφού δεν υπάρχει καμία μεταβολή των τιμών.

Η πιο πάνω διαδικασία επαναλήφθηκε και για την περίπτωση όπου οι εικόνες αφού κανονικοποιήθηκαν και έπειτα αποθορυβοποιήθηκαν με το υβριδικό φίλτρο μεσαίας τιμής όπως αναφέρθηκε στο Κεφ.2.1.4.4. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στο πίνακα 4.6.

Πίνακας 4.6 Σύγκριση γεωμετρικών χαρακτηριστικών μεταξύ των τεσσάρων μεθόδων κατάτμησης και της χειροκίνητης από τις εικόνες αφού κανονικοποιήθηκαν και έπειτα αποθρομβοποιήθηκαν βάση του Wilcoxon rank sum test. Οι τιμές p παρουσιάζονται στο πιο κάτω πίνακα. Για την κάθε μέθοδο έχει δοθεί το συνολικό εύρος τιμών της περιμέτρου, διαμέτρου στο x και y άξονα, ακτίνα στο x και y άξονα και εμβαδού μέσα σε παρενθέσεις σε σύγκριση με το συνολικό αποτέλεσμα της χειροκίνητης.

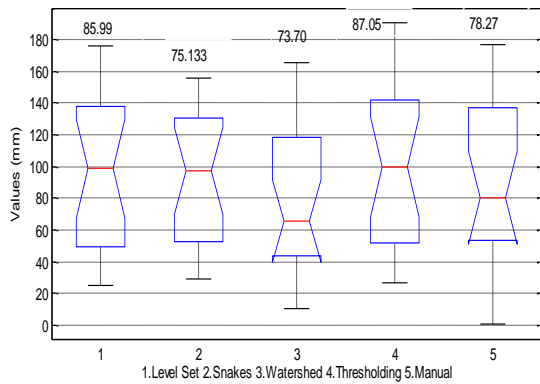
Αυτόματη Κατάτμηση		Χειροκίνητη κατάτμηση					
		Περίμετρος (1837.7mm)	Διάμετρος x-άξονα (508.38mm)	Διάμετρος y-άξονα (551.13mm)	Ακτίνα x- άξονα (254.19mm)	Ακτίνα-y άξονα (275.56mm)	Εμβαδόν ( 27181.49 mm)
Μέθοδος	Γεωμετρικά Χαρακτηριστικά	Τιμή p	Τιμή p	Τιμή p	Τιμή p	Τιμή p	Τιμή p
<i>Συνόλου</i>  <i>Επιπέδου</i>	Περίμετρος (1919.65mm)	0.99	-	-	-	-	-
	Διάμετρος x-άξονα (498.19mm)	-	0.86	-	-	-	-
	Διάμετρος y – άξονα (531.82mm)	-	-	0.71	-	-	-
	Ακτίνα x-άξονα (249.09mm)	-	-	-	0.86	-	-
	Ακτίνα y-άξονα (265.91mm)	-	-	-	-	0.71	-
	Εμβαδόν (26340.97mm)	-	-	-	-	-	0.68
<i>Φίδια</i>	Περίμετρος (1846.03mm)	0.92	-	-	-	-	-
	Διάμετρος x-άξονα (502.95mm)	-	0.90	-	-	-	-
	Διάμετρος y – άξονα (531.71mm)	-	-	0.71	-	-	-
	Ακτίνα x-άξονα (251.48mm)	-	-	-	0.90	-	-
	Ακτίνα y-άξονα (265.85mm)	-	-	-	-	0.71	-
	Εμβαδόν (26463.16mm)	-	-	-	-	-	0.69

<i>Απορροής</i>	Περίμετρος (1556.26mm)	0.30	-	-	-	-	-
	Διάμετρος x-άξονα (423.535mm)	-	0.22	-	-	-	-
	Διάμετρος y – άξονα (433.12mm)	-	-	0.11	-	-	-
	Ακτίνα x-άξονα (211.76mm)	-	-	-	0.22	-	-
	Ακτίνα y-άξονα (216.56mm)	-	-	-	-	0.11	-
	Εμβαδόν (19052.11mm)	-	-	-	-	-	0.13
<i>Κατωφλίωση</i>	Περίμετρος (2008.53mm)	0.73	-	-	-	-	-
	Διάμετρος x-άξονα (507.15mm)	-	0.97	-	-	-	-
	Διάμετρος y – άξονα (532.31mm)	-	-	0.71	-	-	-
	Ακτίνα x-άξονα (253.31mm)	-	-	-	0.97	-	-
	Ακτίνα y-άξονα (266.15mm)	-	-	-	-	0.71	-
	Εμβαδόν (25646.45mm)	-	-	-	-	-	0.58

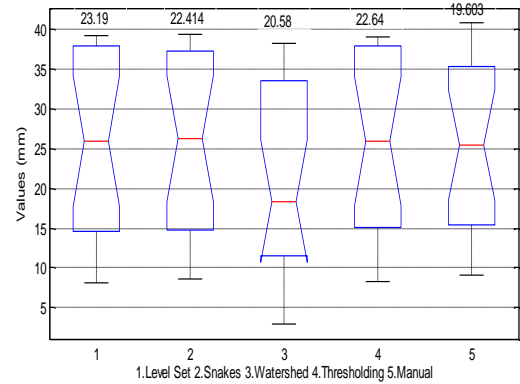
Όπως μπορούμε να παρατηρήσουμε, από τον Πιν. 4.6, τα αποτελέσματα των γεωμετρικών χαρακτηρισμών δεν επηρεάζονται από την κανονικοποίηση και αποθορυβοποίηση των εικόνων αφού δεν υπάρχει καμία μεταβολή των τιμών.

Συγκρίνοντας τα αποτελέσματα των πινάκων 4.4, 4.5 και 4.6, δηλαδή αρχικές, κανονικοποιημένες, κανονικοποιημένες αποθορυβοποιημένες εικόνες καταλήγουμε στο συμπέρασμα ότι δεν υπάρχει καμία διαφορά στις τιμές των γεωμετρικών χαρακτηριστικών.

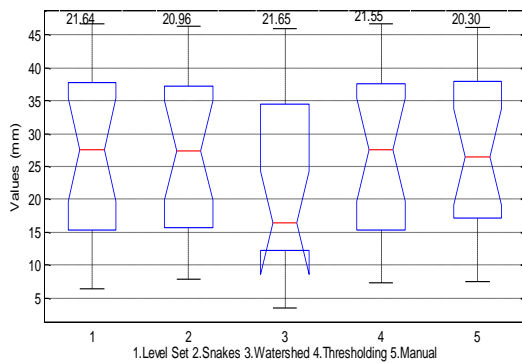
Επιπλέον για την αξιολόγηση των αποτελεσμάτων υπολογίστηκαν θηκογράμματα τα οποία παρουσιάζουν τα πέντε στατιστικά στοιχεία που αναλύθηκαν στο Κεφ. 2.5.2 για τους τρεις διαφορετικούς τύπους εικόνων που έχουν αναλυθεί (συνόλου επιπέδου, φιδιών, απορροής, κατωφλίωσης). Στο πάνω μέρος της κάθε μεθόδου αναγράφεται το IQR.



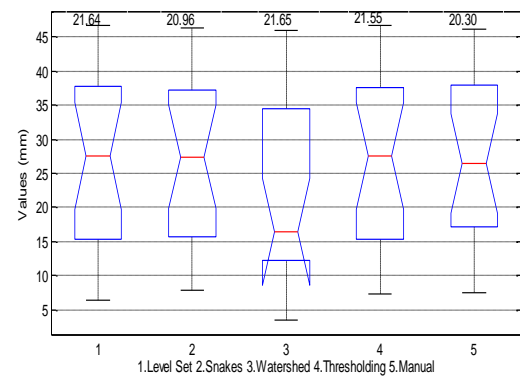
(α) Περίμετρος



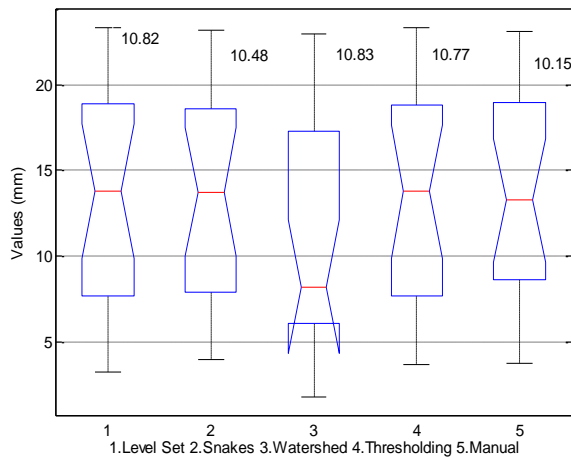
(β) Διάμετρος x



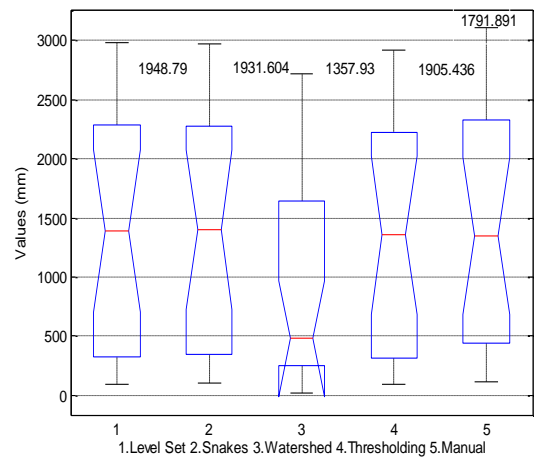
(γ) Διάμετρος y



(δ) Ακτίνα x



(ε) Ακτίνα y



(στ) Εμβαδόν

Εικόνα 4.4 Θηκογράμματα, που δεικνύουν την κατανομή των διαφόρων γεωμετρικών χαρακτηριστικών (περίμετρο, διάμετρο, ακτίνα και εμβαδόν) που εξήχθησαν από τα μνηνιγγιώματα στις αρχικές εικόνες MT εγκεφάλου. Ο κάθε αριθμός αντιστοιχεί σε μια μέθοδο. (1) στη μέθοδο συνόλου επίπεδου, (2) μέθοδος φιδιών (3) μεθόδός watershed (4) κατωφλίωσης και (5) χειροκίνητη κατάτμηση

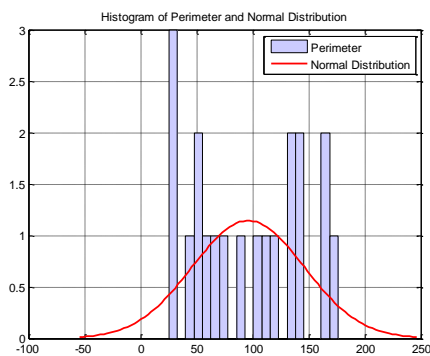
Στην Εικ. 4.4 από τα θηκογράμματα διακρίνουμε την διακύμανση των τιμών της περιμέτρου, διαμέτρου στον άξονα x και y, της ακτίνας στο x και y και του εμβαδού για την κάθε μέθοδο ξεχωριστά. Τα αποτελέσματα αυτά είναι η αναπαράσταση του πίνακα 4.1 για τα τέσσερα στατιστικά στοιχεία (μεσαία τιμή, P25%, P75% και IQR). Τα αποτελέσματα αυτά δείχνουν ότι συγκριτικά με την χειροκίνητη μέθοδο οι μέθοδοι συνόλου επιπέδου, φιδιών και κατωφλίωσης έχουν αρκετά καλή κατανομή. Συγκεκριμένα στην Εικ.4.4 (β), (γ), (στ) οι τρεις αυτές μέθοδοι έχουν την ίδια κατανομή. Παράλληλα σαν την χειρότερη μέθοδο μπορούμε να κατατάξουμε την μέθοδο απορροής αφού η κατανομή της διαφέρει κατά πολύ από αυτήν της χειροκίνητης κατάτμησης. Επιπρόσθετα στην κατανομή της μεθόδου της απορροής παρατηρείται παραμόρφωση στις ακραίες τιμές του Q1(25%).

Θηκογράμματα δημιουργήθηκαν και για τις δυο άλλες περιπτώσεις, κανονικοποίηση και κανονικοποίηση σε συνδυασμό με αποθορυβοποίηση, δεν υπήρξε όμως καμία διαφορά στις κατανομές συγκριτικά με τα θηκογράμματα που δημιουργήθηκαν βάση των

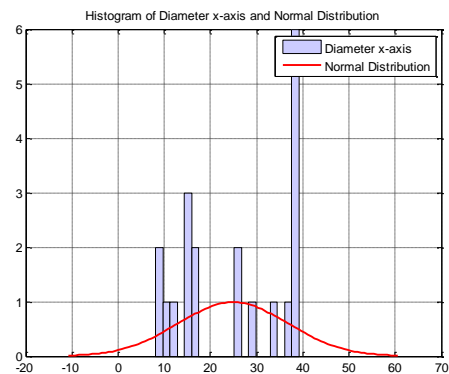
γεωμετρικών χαρακτηριστικών που διεξάχθηκαν από τις αρχικές εικόνες, και για αυτό δεν παρουσιάζονται σε αυτή την εργασία .

## 4.2 Γεωμετρικά χαρακτηριστικά

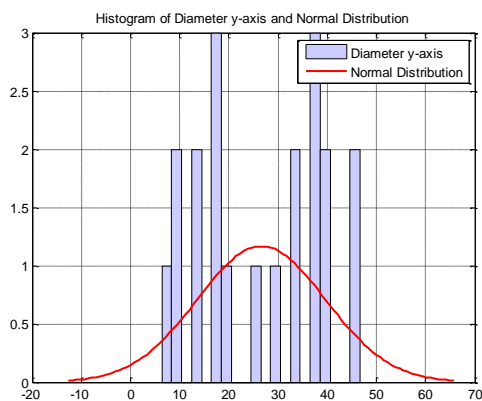
Η Εικ.4.5 παρουσιάζει ιστογράμματα για τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά (περίμετρος, διάμετρος, ακτίνα, εμβαδόν) τα οποία εξάχθηκαν με την μέθοδο συνόλου επιπέδου από τα μνηγιγώματα των αρχικών εικόνων.



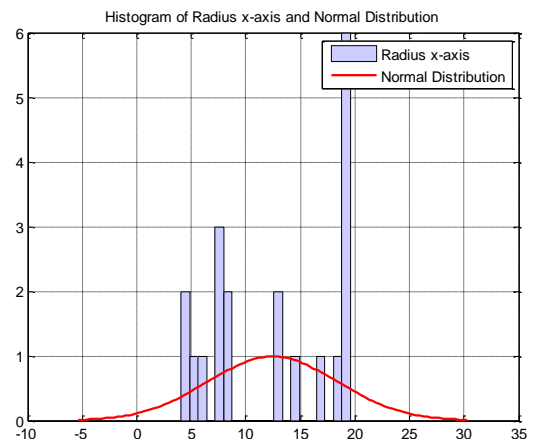
(α) Περίμετρος



(β) Διάμετρος x -άξονα

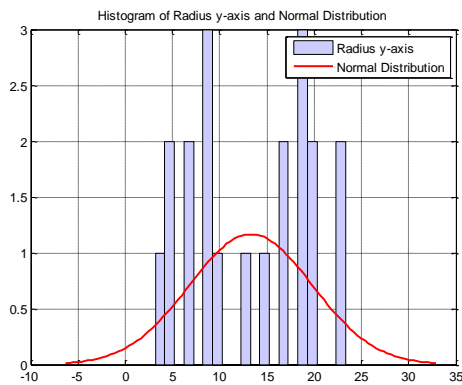


(γ) Διάμετρος y -άξονα

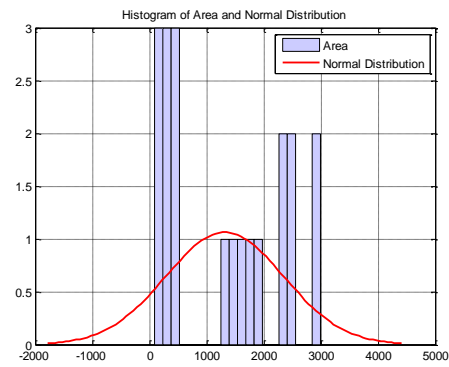


(δ) Ακτίνα x -άξονα





(ε) Ακτίνα y -άξονα

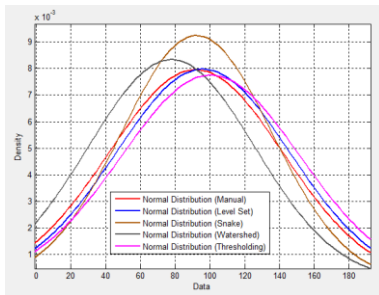


(στ) Εμβαδόν

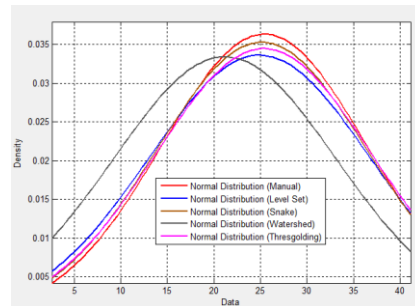
Εικόνα 4.5 Ιστογράμματα τα οποία παρουσιάζουν μια οπτική αποτύπωση της κατανομής των δεδομένων για την (α) Περίμετρο, (β) Διάμετρο x άξονα, (γ) Διάμετρο y άξονα, (δ) Ακτίνα x άξονα, (ε) Ακτίνα y άξονα, και (στ) Εμβαδόν, σε εικόνες πριν την προεπεξεργασία με την μέθοδο συνόλου επιπέδου. Η συνολική έκταση του ιστογράμματος είναι ίση με τις τιμές των αποτελεσμάτων

Στην Εικ.4.5, παρουσιάζονται τα ιστογράμματα τα οποία αναπαριστούν την εμφάνιση των διαφόρων τιμών που εξάγονται από τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά. Βάση του ιστογράμματος για την περίμετρο (βλ.Εικ. 4.5 (α)), στο x άξονα παρουσιάζεται το εύρος των τιμών του γεωμετρικού χαρακτηριστικού της περιμέτρου (25-176mm) έτσι ώστε να έχουμε μια οπτική εντύπωση της κατανομής των δεδομένων. Επιπλέον στον ίδιο άξονα παρουσιάζεται η κανονική κατανομή του συγκεκριμένου γεωμετρικού χαρακτηριστικού. Από αυτό το ιστόγραμμα μπορούν να διεξαχθούν συμπεράσματα συγκριτικά με το θηκόγραμμα της Εικ. 4.4 (α). Όπως μπορούμε να παρατηρήσουμε, η μεσαία τιμή του ιστογράμματος κυμαίνεται γύρω στο 100 όπως και στο θηκόγραμμα της περιμέτρου για την μέθοδο συνόλου επιπέδου, και συγκριτικά με την μεσαία τιμή που είναι ίση με  $\approx 80$  του προτύπου σύγκρισης (χειροκίνητη κατάτμηση), μπορούμε να συμπεράνουμε ότι είναι αρκετά κοντά. Το επιθυμητό αποτέλεσμα όμως θα ήταν η μεσαία τιμή της περιμέτρου για την μέθοδο συνόλου επιπέδου να ήταν σχεδόν η ίδια με το πρότυπο σύγκρισης (χειροκίνητη κατάτμηση). Όσο αφορά τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά ακτίνας και διαμέτρου στο x,y άξονα οι μεσαίες τιμές είναι σχεδόν ίδιες με τα αντίστοιχα γεωμετρικά χαρακτηριστικά της κατετμημένης περιοχής που πάρθηκε από τη χειροκίνητη μέθοδο. Αντιθέτως, παρατηρώντας το γεωμετρικό χαρακτηριστικό του εμβαδού διεξάγουμε το συμπέρασμα ότι η μεσαία τιμή που είναι ίση

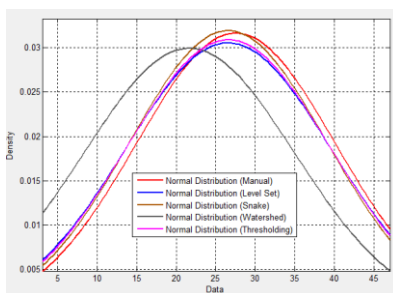
με=1392.86 της μεθόδου συνόλου επιπέδου διαφέρει από αυτή της χειροκίνητης κατάτμησης η οποία έχει μεσαία τιμή =1351.30.



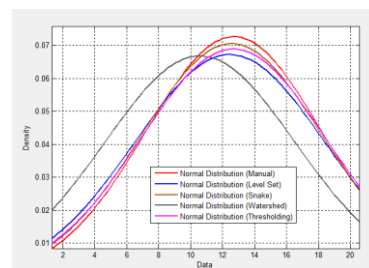
(α) Περίμετρος



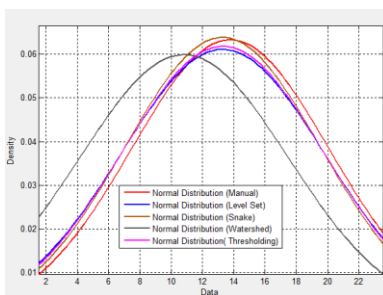
(β) Διάμετρος x-άξονα



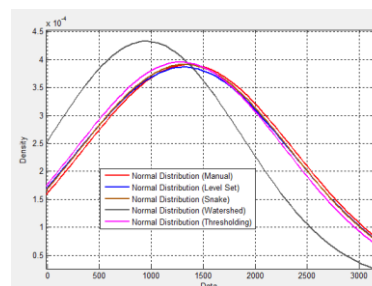
(γ) Διάμετρος y-άξονα



(δ) Ακτίνα x-άξονα



(ε) Ακτίνα y-άξονα

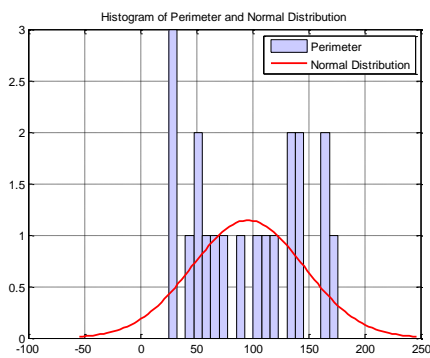


(στ) Εμβαδόν

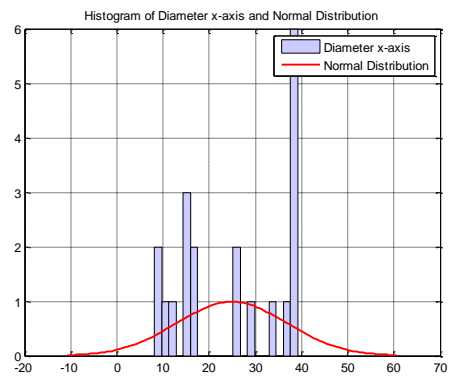
Εικόνα 4.6 Σύγκριση κανονικών κατανομών για τις τιμές της (α) περιμέτρου (β) διαμέτρου (γ) ακτίνας και (δ) εμβαδού στις αρχικές εικόνες, οι οποίες δεν υποβλήθηκαν σε οποιαδήποτε επεξεργασία, για όλες τις μεθόδους κατάτμησης. Ο x-άξονας αντιπροσωπεύει τα δεδομένα από τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά των 20 εικόνων MT και ο y-άξονας την συνάρτηση πυκνότητα κατανομής (pdf)

Στην Εικ. 4.6 παρουσιάζονται οι κατανομές των διαφόρων μεθόδων κατάτμησης συμπεριλαμβανόμενης και της χειροκίνητης για τις τιμές της (α) περιμέτρου (β) διαμέτρου (γ) ακτίνας και (δ) εμβαδού στις αρχικές εικόνες . Στην Εικ. 4.6(α) με κόκκινο χρώμα παρουσιάζεται η χειροκίνητη κατάτμηση και παρατηρούμε ότι υπάρχει ταύτιση με την μέθοδο του συνόλου επιπέδου αλλά και με την καταφλίωση . Ενώ όπως μπορούμε να παρατηρήσουμε καθόλου δεν την προσεγγίζει η μέθοδος απορροής . Παρατηρούμε ότι και στα υπόλοιπα γεωμετρικά χαρακτηριστικά οι μέθοδοι συνόλου επιπέδου, φιδιών και καταφλίωσης προσεγγίζουν περισσότερο την κατανομή της χειροκίνητης κατάτμησης.

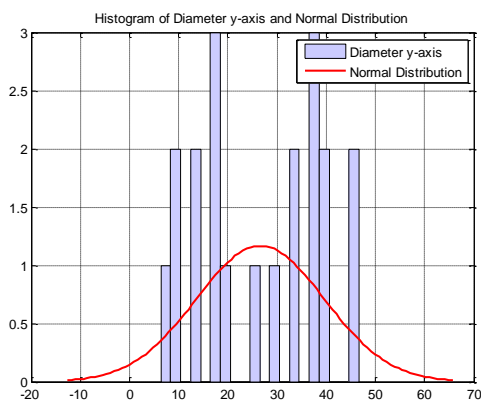
Ακλουθούν οι γραφικές αναπαραστάσεις για τις κανονικοποιημένες εικόνες



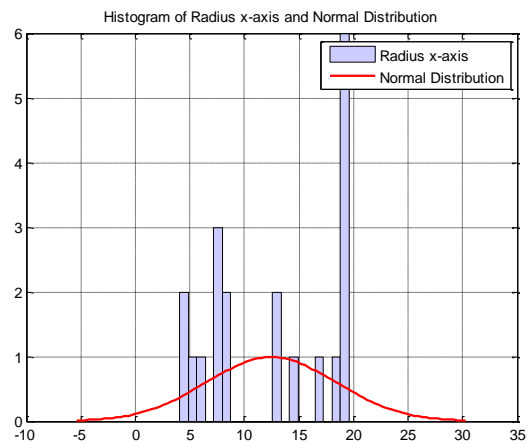
(α) Περίμετρος



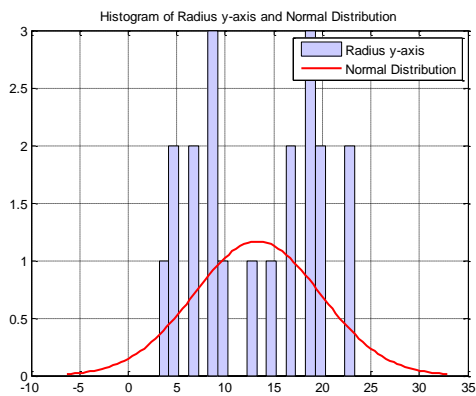
(β) Διάμετρος x -άξονα



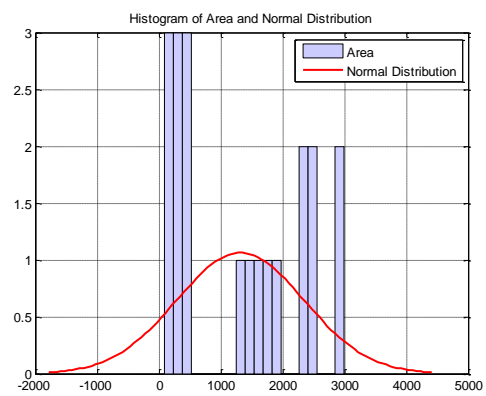
(γ) Διάμετρος y -άξονα



(δ) Ακτίνα x -άξονα



(ε) Ακτίνα y-άξονα

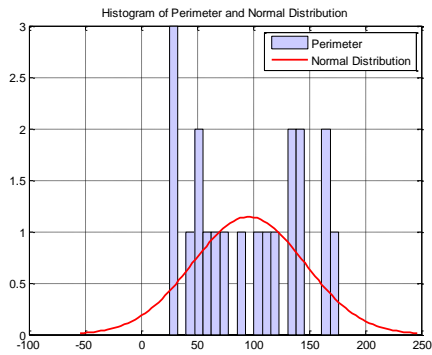


(στ) Εμβαδόν

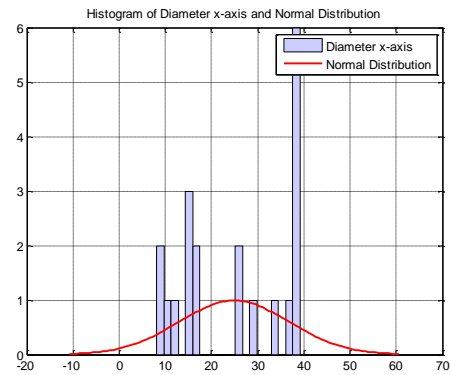
Εικόνα 4.7 Ιστογράμματα τα οποία παρουσιάζουν μια οπτική εντύπωση της κατανομής των δεδομένων για την (α) Περίμετρο (β) Διάμετρο x άξονα (γ) Διάμετρο y άξονα (δ) Ακτίνα x άξονα (ε) Ακτίνα y άξονα και (στ) Εμβαδόν σε κανονικοποιημένες εικόνες με την μέθοδο συνόλου επιπέδου. Η συνολική έκταση του ιστογράμματος είναι ίση με τον αριθμό των δεδομένων.

Όπως προκύπτει από τα αποτελέσματα της Εικ.4.7, δεν παρατηρείται καμία διαφορά στα ιστογράμματα για τα δεδομένα των γεωμετρικών χαρακτηριστικών από τις κανονικοποιημένες εικόνες σε σχέση με τα ιστογράμματα από τις αρχικές εικόνες.

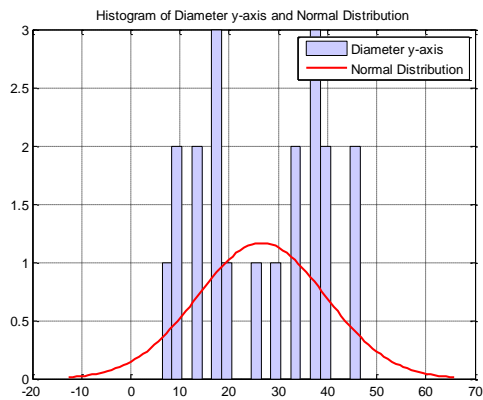
Ακλουθούν οι γραφικές αναπαραστάσεις για τις κανονικοποιημένες και αποθρομβοποιημένες εικόνες.



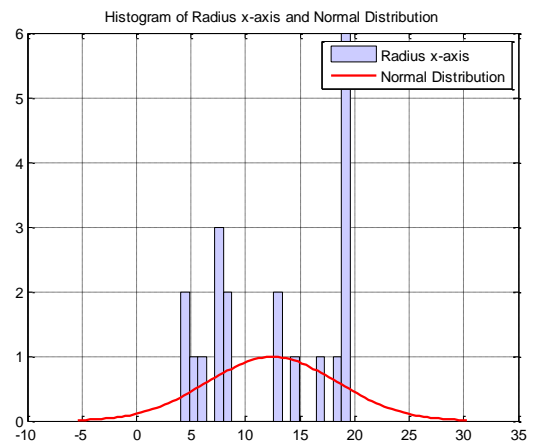
(α) Περίμετρος



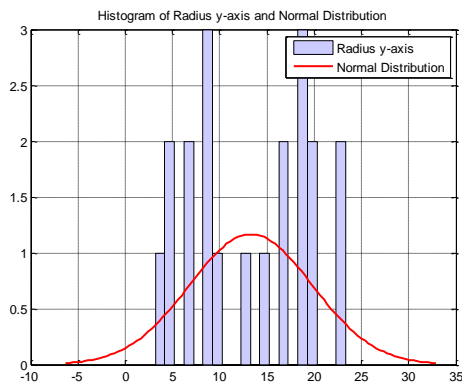
(β) Διάμετρος x -άξονα



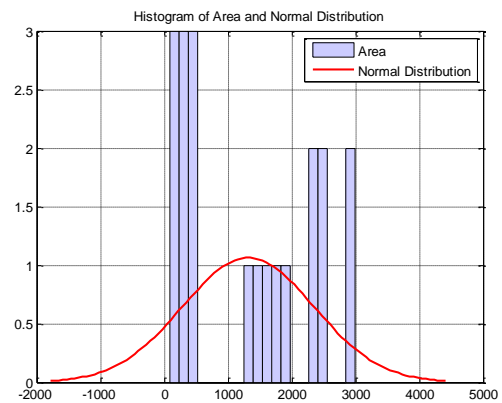
(γ) Διάμετρος y -άξονα



(δ) Ακτίνα x -άξονα



(ε) Ακτίνα  $y$ -άξονα



(στ) Εμβαδόν

Εικόνα 4.8 Ιστογράμματα για κανονικοποιημένες και αποθορυβοποιημένες εικόνες τα οποία παρουσιάζουν (α) Περίμετρο (β) Διάμετρο (γ) Ακτίνα και (δ) Εμβαδόν σε εικόνες πριν προεξεργαστούν με την μέθοδο συνόλου επιπέδου

Παρατηρώντας τα αποτελέσματα της Εικ. 4.8, επίσης δεν παρατηρείται καμία διαφορά στα ιστογράμματα για τα δεδομένα των γεωμετρικών χαρακτηριστικών από τις κανονικοποιημένες εικόνες αλλά και από τις αρχικές.

#### 4.2.1 Κριτήρια ποιότητας και αξιολόγησης

Για την αξιολόγηση των αλγορίθμων κατάτμησης συγκρίθηκαν η χειροκίνητη κατάτμηση με την αυτοματοποιημένη. Η χειροκίνητη κατάτμηση αποτελεί το πρότυπο για να αξιολογηθεί η αυτόματη κατάτμηση βάση των σχέσεων που αναφέρθηκαν στο Κεφ.3.3. Στους πιο κάτω πίνακες τα αποτελέσματα από την ανάλυση ROC βασισμένα στο TNF, TPF, FNF και FPF για τις τέσσερις μεθόδους κατάτμησης μνηγιγωμάτων σε 20 εικόνες MT εγκεφάλου τύπου Dicom. Το TNF δεν μπορεί να αναπαρασταθεί σχηματικά, αφού ορίζεται σαν τα σημεία του όγκου που δεν βρήκε η χειροκίνητη κατάτμηση αλλά ούτε και η αυτοματοποιημένη μέθοδος έτσι στους πίνακες που ακολουθούν αναπαριστώνται σχηματικά TPF, FNF και FPF για κάθε μέθοδο.

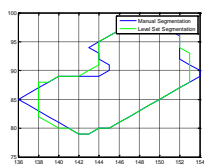
Πίνακας 4.7 Σύγκριση χειροκίνητης κατάτμησης με τις κατατμήσεις αυτόματοποιημένης μεθόδου συνόλου επιπέδου για 10 εικόνες MT εγκεφάλου.

Εικόνα περιγράμματος  
μηνιγιώματος

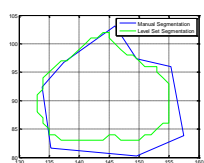
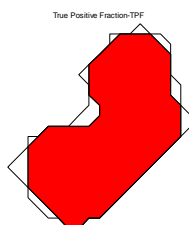
TPF

FPF

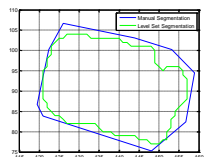
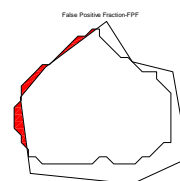
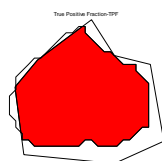
FNF



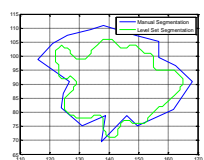
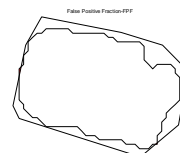
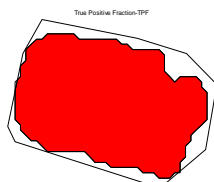
IM\_0044



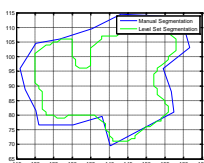
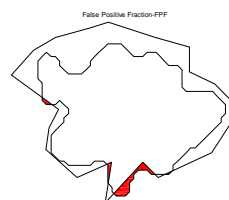
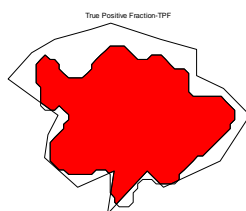
IM\_0047



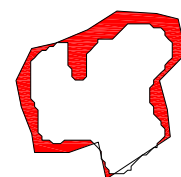
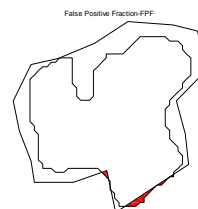
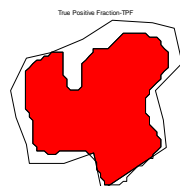
IM\_0049

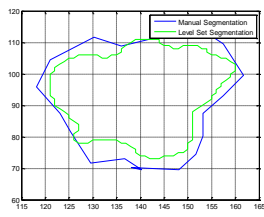


IM\_0051

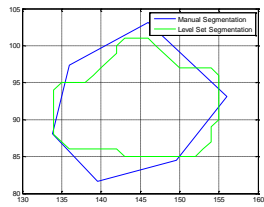
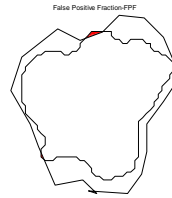
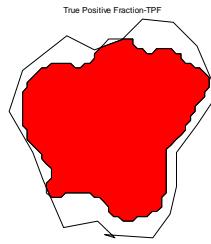


IM\_0053

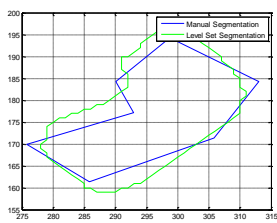
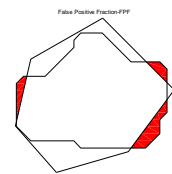
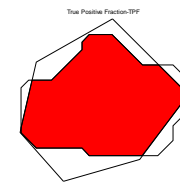




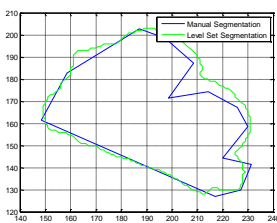
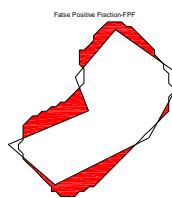
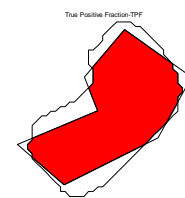
IM\_0055



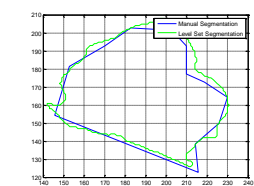
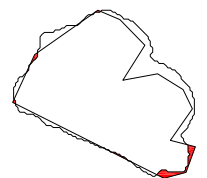
IM\_0136



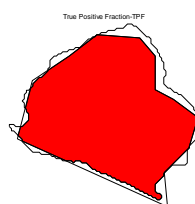
IM\_0162



IM\_0290



IM\_0291





Στον Πίν.4.7 γίνεται γραφική σύγκριση του αλγορίθμου της μεθόδου συνόλου επιπέδου και χειροκίνητης κατάτμησης, χρησιμοποιώντας σχηματικά σχεδιαγράμματα. Το αποτέλεσμα από την χειροκίνητη κατάτμηση αποτελεί το πρότυπο για να αξιολογήσουμε το αποτέλεσμα από την μέθοδο των συνόλων επιπέδου. Οι δυο κατατετημένες περιοχές μπορούν να συγκριθούν σχηματικά με την χρήση των δεικτών TPF,FPF και FNF όπως παρατηρούμε στο πίνακα 4.8.(Βλ.Κεφ.3.3)

Πίνακας 4.8 Τα αποτελέσματα για TPF,FPF,TNF,FNF για την μέθοδο συνόλου επιπέδου από αρχικές εικόνες

Μέθοδος	Εικόνες	TPF	FPF	TNF	FNF
<b>Συνόλου Επιπέδου</b>	IM_0044.dcm	0.95	0.02	0.94	0.02
	IM_0047.dcm	0.78	0.19	0.96	0.24
	IM_0049.dcm	0.81	0.19	1.00	0.23
	IM_0051.dcm	0.71	0.28	0.98	0.39
	IM_0053.dcm	0.72	0.27	0.99	0.38
	IM_0055.dcm	0.73	0.27	1.00	0.36
	IM_0136.dcm	0.78	0.16	0.93	0.19
	IM_0162.dcm	0.96	0.26	0.76	0.20
	IM_0290.dcm	0.98	0.13	0.87	0.12
	IM_0291.dcm	0.96	0.06	0.91	0.05
	IM_0292.dcm	0.94	0.03	0.92	0.03
	IM_0294.dcm	0.90	0.06	0.96	0.06
	IM_0295.dcm	0.94	0.08	0.87	0.07
	IM_0326.dcm	0.94	0.01	0.93	0.01
	IM_0327.dcm	0.91	0.08	0.98	0.08
	IM_0329.dcm	0.94	0.03	0.97	0.03
	IM_0330.dcm	0.92	0.06	0.97	0.06
	IM_0331.dcm	0.88	0.08	0.97	0.09
	IM_0332.dcm	0.88	0.10	0.98	0.11
	IM_0345.dcm	0.89	0.05	0.94	0.06
	<b>Σύνολο</b>	17.53	2.39	18.82	2.77

Ο Πίν.4.8 ταξινομεί τα αποτελέσματα από την ανάλυση ROC βασισμένα στα TPF, TNF, FPF και FNF για τις 20 εικόνες MT εγκεφάλου, βάση των οποίων γίνεται σύγκριση της μεθόδου συνόλου επιπέδου με την χειροκίνητη κατάτμηση. Βάση των πιο πάνω αποτελεσμάτων παρατηρείται ότι η μέθοδος αυτή έχει αρκετά καλή απόδοση αφού η πιθανότητα να ανιχνεύει την ύπαρξη όγκου όταν και η χειροκίνητη κατάτμηση την ανιχνεύει

(η πιθανότητα αυτή χαρακτηρίζεται από το TPF, Βλ. Κεφ. 3.3 ) είναι πολύ μεγάλη σε αρκετές εικόνες (π.χ στην εικόνα IM\_0290.dcm το TPF=0.9829) Επιπλέον παρουσιάζει σχετικά μικρή πιθανότητα στο να ανιχνεύσει λανθασμένα την μη ύπαρξη όγκου όταν η χειροκίνητη κατάτμηση ανιχνεύει ότι υπάρχει παρουσία όγκου (η πιθανότητα αυτή χαρακτηρίζεται από το FPF, Βλ. Κεφ. 3.3) (IM\_0044.dcm FPF=0.0174) . Την καλή απόδοση που παρουσιάζει η μέθοδος αυτή την ενισχύει επιπλέον και ο συντελεστής TNF αφού παρουσιάζει μεγάλη πιθανότητα στο να μην ανιχνεύσει όγκο όταν ταυτόχρονα και με την χειροκίνητη κατάτμηση δεν υπάρχει ανίχνευση όγκου. Τέλος οι πιθανότητες που δίνονται από τον συντελεστή FNF είναι πολύ μικρές και αυτό είναι θετικό γιατί υπάρχει μικρή πιθανότητα στην μέθοδο συνόλου επιπέδου να μην ανιχνεύσει τον όγκο, όταν η χειροκίνητη κατάτμηση τον ανιχνεύει .

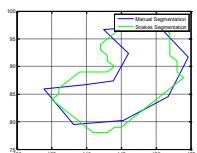
Πίνακας 4.9 Σύγκριση χειροκίνητης κατάτμησης με αυτόματοποιημένης μεθόδου φιδίων για 10 εικόνες MT εγκεφάλου

Εικόνα περιγράμματος  
μηνιγιώματος

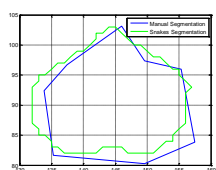
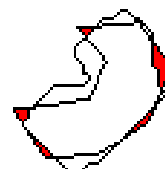
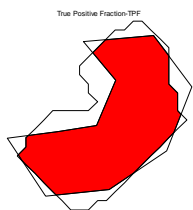
TPF

FPF

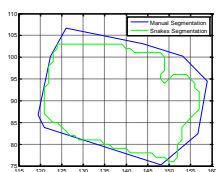
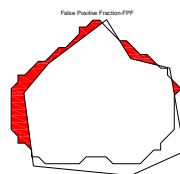
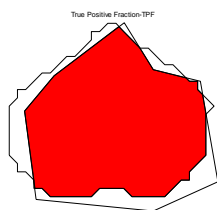
FNF



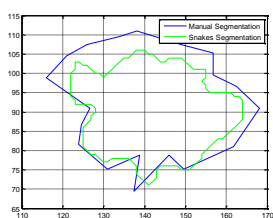
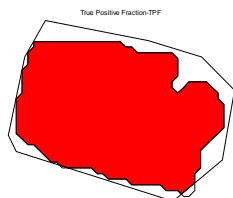
IM\_0044



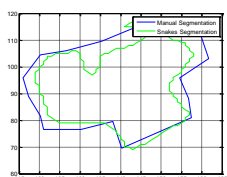
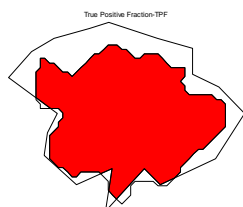
IM\_0047



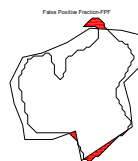
IM\_0049

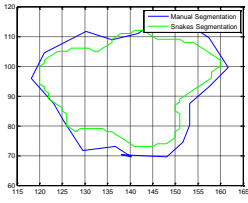


IM\_0051

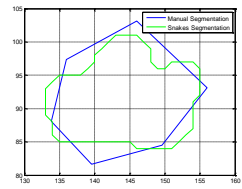
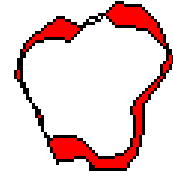
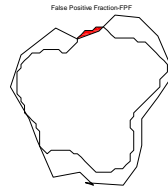
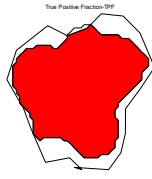


IM\_0053

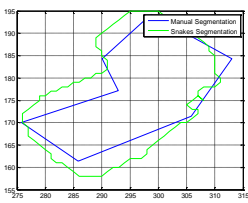
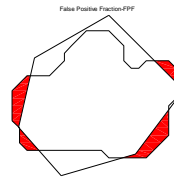
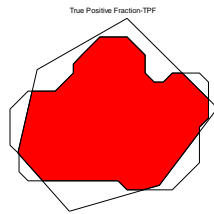




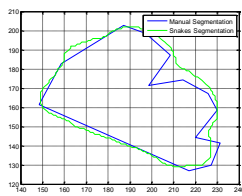
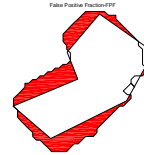
IM\_0055



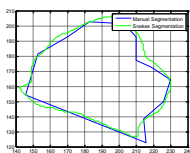
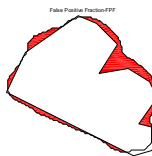
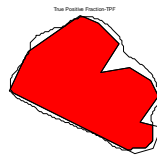
IM\_0136



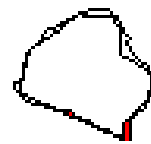
IM\_0162



IM\_0290



IM\_0291



Πίνακας 4.10 Τα αποτελέσματα για TPF,FPF,TNF,FNF για την μέθοδο φιδιών από αρχικές εικόνες

Μέθοδος	Εικόνες	TPF	FPF	TNF	FNF
Φιδιών	IM_0044.dcm	0.91	0.15	0.79	0.13
	IM_0047.dcm	0.88	0.00	0.89	0.00
	IM_0049.dcm	0.81	0.19	1.00	0.23
	IM_0051.dcm	0.72	0.26	0.97	0.36
	IM_0053.dcm	0.76	0.22	0.97	0.28
	IM_0055.dcm	0.75	0.25	0.99	0.32
	IM_0136.dcm	0.81	0.10	0.90	0.11
	IM_0162.dcm	0.96	0.38	0.70	0.27
	IM_0290.dcm	0.98	0.13	0.87	0.11
	IM_0291.dcm	0.97	0.07	0.91	0.07
	IM_0292.dcm	0.95	0.03	0.93	0.03
	IM_0294.dcm	0.91	0.06	0.96	0.06
	IM_0295.dcm	0.95	0.09	0.87	0.08
	IM_0326.dcm	0.94	0.03	0.91	0.03
	IM_0327.dcm	0.91	0.07	0.98	0.07
	IM_0329.dcm	0.95	0.03	0.98	0.03
	IM_0330.dcm	0.92	0.07	0.98	0.07
	IM_0331.dcm	0.88	0.09	0.97	0.10
	IM_0332.dcm	0.89	0.10	0.99	0.11
	IM_0345.dcm	0.89	0.05	0.94	0.06
	<b>Σύνολο</b>	17.73	2.36	18.49	2.54

Παρομοίως ισχύει και στον Πίν.4.10 . Παρατηρούμε πως και η μέθοδος φιδιών είναι μια αρκετά καλή μέθοδος κατάτμησης αφού παρουσιάζει αρκετά καλή απόδοση στην ανίχνευση όγκου όταν και η χειροκίνητη τον ανιχνεύει σε αρκετέ εικόνες με μέγιστη ανίχνευση στην εικόνα (η πιθανότητα αυτή χαρακτηρίζεται από το TPF, Βλ.Κεφ.3.3 ) IM\_0290.dcm με TPF=0.9814 . Επίσης μικρή πιθανότητα στο να ανιχνεύσει λανθασμένα την μη ύπαρξη όγκου όταν η χειροκίνητη κατάτμηση ανιχνεύει ότι υπάρχει παρουσία όγκου (η πιθανότητα αυτή χαρακτηρίζεται από το FPF, Βλ.Κεφ.3.3) (IM\_0047.dcm FPF=0.0047) . Την καλή απόδοση που παρουσιάζει η μέθοδος αυτή την ενισχύει επιπλέον και ο συντελεστής TNF αφού παρουσιάζει μεγάλη πιθανότητα στο να μην ανιχνεύσει όγκο όταν ταυτόχρονα και με την χειροκίνητη κατάτμηση δεν υπάρχει ανίχνευση όγκου. Τέλος οι πιθανότητες που δίνονται από τον συντελεστή FNF είναι πολύ μικρές και αυτό είναι θετικό γιατί υπάρχει μικρή πιθανότητα στην μέθοδο φιδιών να μην ανιχνεύσει τον όγκο, όταν η χειροκίνητη κατάτμηση τον ανιχνεύει.

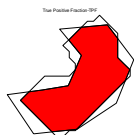
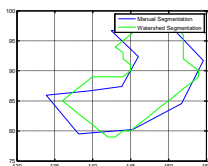
Πίνακας 4.11 Σύγκριση χειροκίνητης κατάτμησης με αυτόματοποιημένης μεθόδου απορροής για 10 εικόνες MT εγκεφάλου.

Εικόνα περιγράμματος  
μηνιγιώματος

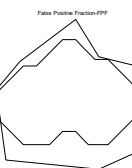
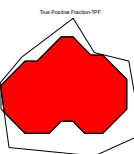
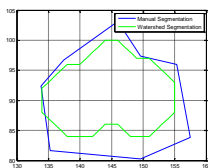
TPF

FPF

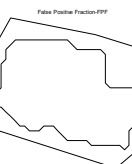
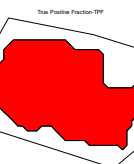
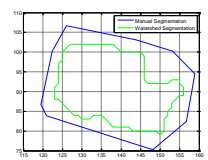
FNF



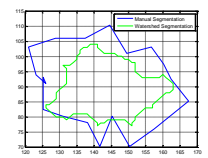
IM\_0044



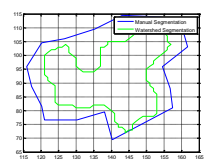
IM\_0047



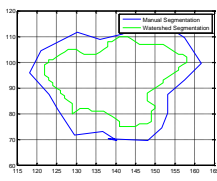
IM\_0049



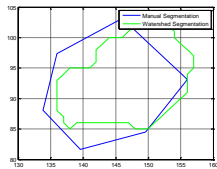
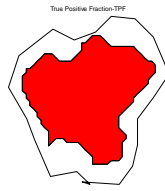
IM\_0051



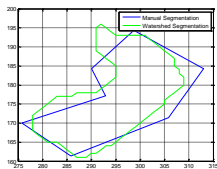
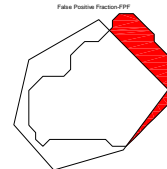
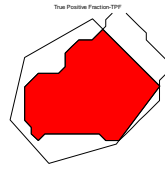
IM\_0053



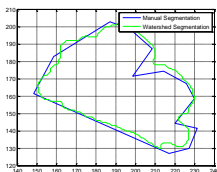
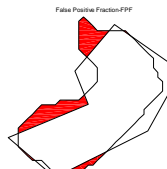
IM\_0055



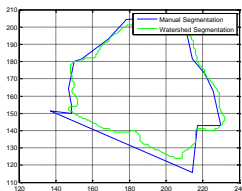
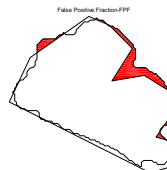
IM\_0136



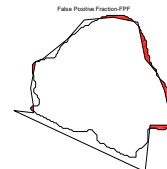
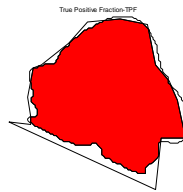
IM\_0162



IM\_0290



IM\_0291



Πίνακας 4.12 Τα αποτελέσματα για TPF,FPF,TNF,FNF για την μέθοδο απορροής από αρχικές εικόνες

Μέθοδος	Εικόνες	TPF	FPF	TNF	FNF
Απορροής	IM_0044.dcm	0.8121	0.0551	0.8594	0.0583
	IM_0047.dcm	0.6464	0.3513	0.9964	0.5414
	IM_0049.dcm	0.5713	0.4287	1	0.7505
	IM_0051.dcm	0.5101	0.4866	0.948	0.9936
	IM_0053.dcm	0.5278	0.4722	0.9999	0.8946
	IM_0055.dcm	0.5621	0.4379	1	0.7789
	IM_0136.dcm	0.7066	0.1261	0.8085	0.1443
	IM_0162.dcm	0.8144	0.0288	0.8385	0.0296
	IM_0290.dcm	0.9307	0.0024	0.9329	0.0024
	IM_0291.dcm	0.8927	0.0725	0.9625	0.0782
	IM_0292.dcm	0.8927	0.0725	0.9625	0.0782
	IM_0294.dcm	0.8207	0.172	0.9912	0.2078
	IM_0295.dcm	0.889	0.172	0.9912	0.2078
	IM_0326.dcm	0.7635	0.2233	0.983	0.2875
	IM_0327.dcm	0.4608	0.5392	1	1
	IM_0329.dcm	0.8774	0.1168	0.9934	0.1322
	IM_0330.dcm	0.8472	0.1473	0.9936	0.1728
	IM_0331.dcm	0.8112	0.1739	0.9819	0.2105
	IM_0332.dcm	0.7645	0.2329	0.9967	0.3037
	IM_0345.dcm	0.4639	0.5286	0.9841	1
	<b>Σύνολο</b>	14.57	4.84	19.22	7.87

Βάση των πιθανοτήτων που δίνονται από τους δείκτες (TPF,FPF,TNF,FNF) η μέθοδος αυτή δεν μπορεί να χαρακτηριστεί αξιόπιστη . Αν και παρουσιάζει πάρα πολύ ψηλές πιθανότητες στο να μην ανιχνεύσει όγκο όταν η χειροκίνητη κατάτμηση δεν ανιχνεύει ( π.χ IM\_0053 99.9%) εντούτοις, παρουσιάζει σε μερικές περιπτώσεις χαμηλές πιθανότητες στο να ανιχνεύσει όγκο, όταν και η χειροκίνητη μέθοδος ανιχνεύει. .Επιπλέον ο δείκτης FNF παρουσιάζει σε αρκετές περιπτώσεις ψηλές πιθανότητες, δηλαδή υπάρχει μεγάλη πιθανότητα η μέθοδος απορροής να μην ανιχνεύσει όγκο όταν η χειροκίνητη μέθοδος ανιχνεύει την παρουσία του όπως στην εικόνα IM\_0051 FNF=99.36%.



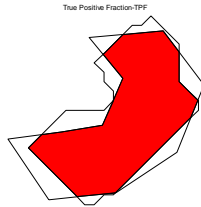
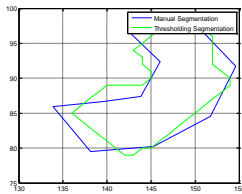
Πίνακας 4.13 Σύγκριση χειροκίνητης κατάτμησης με την μέθοδο κατωφλίωσης για 10 εικόνες ΜΤ εγκεφάλου.

Εικόνα περιγράμματος  
μηνιγιώματος

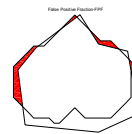
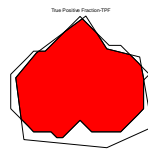
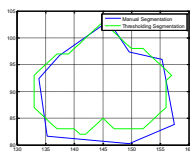
TPF

FPF

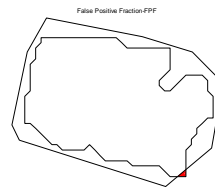
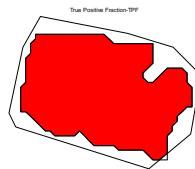
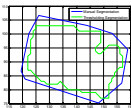
FNF



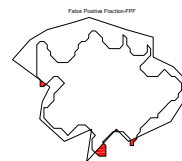
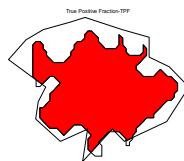
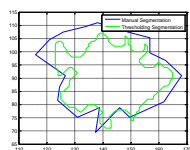
IM\_0044



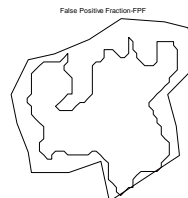
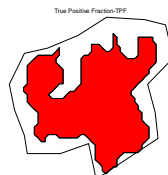
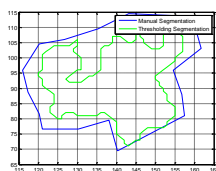
IM\_0047



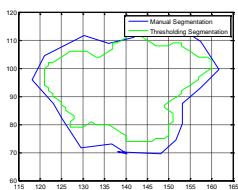
IM\_0049



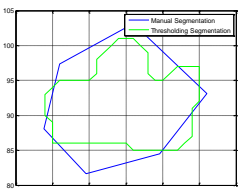
IM\_0051



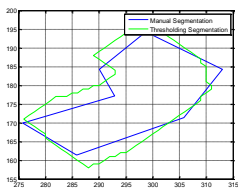
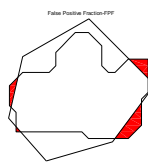
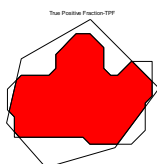
IM\_0053



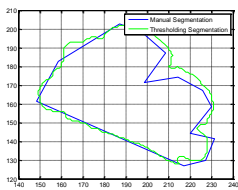
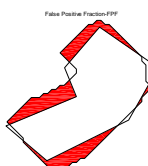
IM\_0055



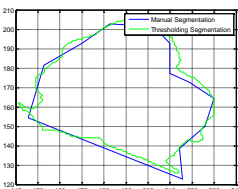
IM\_0136



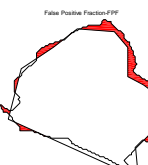
IM\_0162



IM\_0290



IM\_0291



Πίνακας 4.14 Τα αποτελέσματα για TPF,FPF,TNF,FNF για την μέθοδο κατωφλίωσης από αρχικές εικόνες

Μέθοδος	Εικόνες	TPF	FPF	TNF	FNF
Κατωφλίωση	IM_0044.dcm	0.81	0.06	0.86	0.06
	IM_0047.dcm	0.84	0.11	0.94	0.13
	IM_0049.dcm	0.74	0.26	1.00	0.35
	IM_0051.dcm	0.65	0.34	0.98	0.51
	IM_0053.dcm	0.58	0.42	1.00	0.74
	IM_0055.dcm	0.69	0.31	1.00	0.45
	IM_0136.dcm	0.72	0.23	0.93	0.29
	IM_0162.dcm	0.95	0.26	0.76	0.20
	IM_0290.dcm	0.97	0.10	0.89	0.09
	IM_0291.dcm	0.95	0.02	0.93	0.02
	IM_0292.dcm	0.93	0.00	0.93	0.00
	IM_0294.dcm	0.88	0.09	0.97	0.10
	IM_0295.dcm	0.93	0.05	0.88	0.05
	IM_0326.dcm	0.91	0.04	0.94	0.04
	IM_0327.dcm	0.88	0.10	0.98	0.11
	IM_0329.dcm	0.93	0.05	0.98	0.05
	IM_0330.dcm	0.90	0.08	0.98	0.09
	IM_0331.dcm	0.87	0.11	0.97	0.12
	IM_0332.dcm	0.87	0.06	0.92	0.06
	IM_0345.dcm	0.88	0.08	0.95	0.08
	<b>Σύνολο</b>	16.87	2.75	18.79	3.54

Βάση των πιθανοτήτων που προκύπτουν από τον πιο πάνω πίνακα μπορεί και η μέθοδος κατωφλίωσης να θεωρηθεί και αυτή σαν μια καλή μέθοδος όπως τις μεθόδους συνόλου επιπέδου και φιδιών. Παρουσιάζει ψηλές πιθανότητες στο TPF και TNF όπου αυτό είναι και το επιθυμητό και χαμηλές πιθανότητες στο FPF και FNF.

Καταληκτικά στον Πιν.4.15 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα από τον μέσο όρο των πιθανοτήτων που αποδίδουν οι δείκτες (TPF,FPF,TNF,FNF) .

Πίνακας 4.15 Μέσος όρος Αποδόσεων των τεσσάρων μεθόδων κατάτμησης για τις 20 εικόνες

Μέθοδος	Μέσος Όρος Αποδόσεων			
	TPF	FPF	TNF	FNF
Συνόλου Επιπέδου	0.88	0.12	0.94	0.14
Φιδιών	0.89	0.12	0.92	0.13
Απορροής	0.73	0.24	0.96	0.39
Κατωφλίωσης	0.84	0.14	0.94	0.18

Τα αποτελέσματα αυτού του πίνακα αποσκοπούν στην εξεύρεση της καλύτερης μεθόδου κατάτμησης. Γενικά καλύτερη μέθοδος μπορεί να θεωρηθεί η μέθοδος των φιδιών και η μέθοδος συνόλου επιπέδου. Οι δύο αυτές μέθοδοι παρουσιάζουν μεγάλη πιθανότητα στο να ανιχνεύσουν όγκο όταν η χειροκίνητη κατάτμηση επίσης τον ανιχνεύει. Η μέθοδος συνόλου επιπέδου όμως παρουσιάζει μεγαλύτερη πιθανότητα από ότι η μέθοδος των φιδιών στο να μην ανιχνεύσει όγκο όταν και η χειροκίνητη μέθοδος δεν ανιχνεύει. Η μέθοδος απορροής μπορεί να θεωρηθεί ως η χειρότερη επιλογή μεθόδου κατάτμησης συγκριτικά με τις υπόλοιπες τρεις μεθόδους αφού παρουσιάζει την χαμηλότερη πιθανότητα στο να ανιχνεύσει όγκο όταν η χειροκίνητη μέθοδος ανιχνεύει και επιπλέον παρουσιάζει την μεγαλύτερη πιθανότητα στο να ανιχνεύσει λανθασμένα την απουσία όγκου όταν η χειροκίνητη κατάτμηση ανιχνεύει ότι υπάρχει όγκος .

Τα αποτελέσματα αυτά ισχύουν και για τις κανονικοποιημένες εικόνες και τις κανονικοποιημένες με αποθορυβοποίηση αφού τα αποτελέσματα ήταν τα ίδια. Έχουμε δείξει ότι αν στη εικόνα εφαρμόσουμε προ-επεξεργασία τότε τα αποτελέσματα κατάτμησης δεν αλλάζουν βάση της πιο πάνω αξιολόγησης.

## 4.2.2 Αποτίμηση βάση χαρακτηριστικών υφής

Τα αποτελέσματα χαρακτηριστικών υφής, παρουσιάζονται στο πίνακα 4.16, όπου υπολογίστηκαν ο μέσος όρος, η μέση τιμή το 25<sup>ο</sup> και 75<sup>ο</sup> ποσοστό που αντιστοιχούν στην ελάχιστη και μέγιστη τιμή. Το IQR (inter quartile range) το οποίο αντιπροσωπεύει το διάστημα μεταξύ μέγιστης και ελάχιστης τιμής εκφράζει την διάδοση των δεδομένων.

Πίνακας 4.16 Σύγκριση χαρακτηριστικών υφής μηνιγγιώματος ΜΤ εγκεφάλου (παθολογικού ιστού) με τα χαρακτηριστικά Υφής φυσιολογικού ιστού που έχουν εξαχθεί από τις αρχικές εικόνες.

Ομάδες Χαρακτηριστικών	Χαρακτηριστικά	ΠΑΘΟΛΟΓΙΚΟΣ (Αρχική Εικόνα)						ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΟΣ (Λευκή Ουσία)						Τιμή p
		Μέση τιμή	Μεσαία τιμή	Γωμική Απόκλιση	P25%	P75%	IQR	Μέση τιμή	Μεσαία τιμή	Γωμική Απόκλιση	P25%	P75%	IQR	
Στατιστικά Χαρακτηριστικά (FOS- First Order Statistics)	Μέση τιμή	107.14	112.02	41.11	83.37	131.31	47.93	59.48	57.58	14.40	48.75	66.37	17.63	2.75E-04
	Διασπορά	5159.71	4243.99	2740.04	3057.35	6786.75	3729.39	4429.67	4815.46	2152.78	2392.81	6078.53	3685.72	5.25E-01
	Μεσαία τιμή	108.59	118.77	66.89	50.95	178.38	127.43	33.20	46.52	28.18	0.56	51.13	50.56	1.02E-03
	Λοξότητα	-0.42	-0.82	0.96	-1.08	0.20	1.28	0.42	0.34	0.50	0.05	0.63	0.58	0.005115
	Κύρτωση	2.64	2.53	1.20	1.52	3.31	1.79	1.71	1.52	0.69	1.27	1.80	0.53	0.027483
	Ενέργεια	0.12	0.04	0.12	0.03	0.17	0.15	0.23	0.23	0.07	0.19	0.27	0.08	1.01E-03
Στατιστικές Διαφορές Γκρι επιπέδου (GLDS-Gray Level Difference Statistics)	Εντροπία	3.51	3.87	0.89	2.85	4.27	1.42	2.37	2.39	0.31	2.12	2.51	0.39	5.90E-05
	Αντίθεση	195.90	172.95	71.89	161.70	188.73	27.03	292.16	214.97	175.80	167.44	371.32	203.88	0.090907
	Δεύτερη γωνιακή σπουδαιότητα(Ang)	0.31	0.23	0.16	0.18	0.43	0.25	0.51	0.50	0.08	0.46	0.56	0.10	3.75E-04
FDTA-(Fractal Dimension Texture)	Εντροπία	1.94	2.09	0.47	1.63	2.36	0.73	1.32	1.34	0.23	1.14	1.45	0.31	2.47E-04
	Μέση τιμή	4.75	4.94	1.05	4.03	5.34	1.31	4.06	3.84	1.16	3.09	4.51	1.43	0.036048
FPS Φάσμα Ισχύος Fourier (Fourier Power Spectrum)	HI	0.47	0.48	0.05	0.43	0.51	0.08	0.34	0.35	0.04	0.32	0.37	0.05	3.42E-07
	Ακτινικό άθροισμα (Radial sum)	170.48	174.33	45.07	151.64	199.86	48.22	149.07	127.29	70.69	97.54	171.36	73.83	0.096196
	Γωνιακό άθροισμα(Angular sum)	16.51	13.50	5.61	11.57	20.94	9.36	33.23	23.38	39.39	21.05	27.33	6.28	2.75E-04

Πίνακας 4.17 Σύγκριση χαρακτηριστικών υφής μηνιγγιώματος ΜΤ εγκεφάλου (παθολογικού ιστού) με τα χαρακτηριστικά Υφής φυσιολογικού ιστού που έχουν εξαχθεί από τις κανονικοποιημένες εικόνες.

Ομάδες Χαρακτηριστικών	Χαρακτηριστικά	ΠΑΘΟΛΟΓΙΚΟΣ (Με Κανονικοποίηση)						ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΟΣ						Τιμή p
		Μέση Τιμή	Μεσαία Τιμή	Τυπική Απόκλιση	P25%	P75%	IQR	Μέση Τιμή	Μεσαία Τιμή	Τυπική Απόκλιση	P25%	P75%	IQR	
Στατιστικά Χαρακτηριστικά (FOS- First Order Statistics)	Μέση τιμή	108.23	112.31	41.06	82.34	132.92	50.59	59.48	57.58	14.40	48.75	66.37	17.63	2.75E-04
	Λιασπορά	5205.66	4339.62	2716.45	3198.67	6803.97	3605.31	4429.67	4815.46	2152.78	2392.81	6078.53	3685.72	4.41E-01
	Μεσαία τιμή	116.56	143.13	67.77	52.80	180.34	127.54	33.20	46.52	28.18	0.56	51.13	50.56	6.87E-04
	Λοξότητα	-0.46	-0.87	0.96	-1.10	0.17	1.27	0.42	0.34	0.50	0.05	0.63	0.58	0.004703
	Κύρτωση	2.65	2.58	1.23	1.58	3.49	1.91	1.71	1.52	0.69	1.27	1.80	0.53	0.020735
	Ενέργεια	0.12	0.04	0.12	0.03	0.16	0.14	0.23	0.23	0.07	0.19	0.27	0.08	8.36E-04
Στατιστικές Διαφορές (GLDS-Gray Level Difference Statistics)	Εντροπία	3.49	3.85	0.87	2.86	4.21	1.35	2.37	2.39	0.31	2.12	2.51	0.39	6.61E-05
	Αντίθεση	185.52	163.46	76.50	149.03	176.88	27.85	292.16	214.97	175.80	167.44	371.32	203.88	0.012345
	Δεύτερη γωνιακή σπουδαιότητα (Angular second moment (Energy))	0.32	0.25	0.16	0.19	0.43	0.24	0.51	0.50	0.08	0.46	0.56	0.10	4.60E-04
FDTA	Εντροπία	1.92	2.01	0.46	1.61	2.32	0.70	1.32	1.34	0.23	1.14	1.45	0.31	2.22E-04
	Μεσή τιμή	4.62	4.92	1.01	3.65	5.32	1.66	4.06	3.84	1.16	3.09	4.51	1.43	0.090907
FPS (Φάσμα Ισχύος Fourier (Fourier Power Spectrum))	ΗΙ	0.47	0.48	0.05	0.42	0.51	0.09	0.34	0.35	0.04	0.32	0.37	0.05	2.96E-07
	Ακτινικό άθροισμα (Radial sum)	171.81	176.48	44.98	148.98	202.77	53.79	149.07	127.29	70.69	97.54	171.36	73.83	0.085855
	Γωνιακό άθροισμα (Angular sum)	16.86	14.08	5.60	11.94	21.31	9.37	33.23	23.38	39.39	21.05	27.33	6.28	5.09E-04

Πίνακας 4.18 Σύγκριση χαρακτηριστικών υφής μηνιγγιώματος ΜΤ εγκεφάλου (παθολογικού ιστού) με τα χαρακτηριστικά Υφής φυσιολογικού ιστού που έχουν εξαχθεί τις κανονικοποιημένες και αποθρομβοποιημένες εικόνες.

Ομάδες Χαρακτηριστικών	Χαρακτηριστικά	ΠΑΘΟΛΟΓΙΚΟΣ (Αποθρομβοποιημένη)						ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΟΣ (Λευκή Ουσία)						Τιμή p
		Μέση τιμή	Μεσαία τιμή	Τυπική απόκλιση	P25%	P75%	IQR	Μέση τιμή	Μεσαία τιμή	Τυπική απόκλιση	P25%	P75%	IQR	
Στατιστικά Χαρακτηριστικά (FOS- First Order Statistics)	Μέση τιμή	107.87	112.24	41.97	80.79	138.87	58.08	59.48	57.58	14.40	48.75	66.37	17.63	2.00E-04
	Λιασπορά	5327.89	4585.11	2729.00	3519.51	6957.67	3438.16	4429.67	4815.46	2152.78	2392.81	6078.53	3685.72	4.57E-01
	Μεσαία τιμή	115.40	146.13	69.01	53.14	176.30	123.16	33.20	46.52	28.18	0.56	51.13	50.56	5.09E-04
	Λοξότητα	-0.44	-0.85	0.98	-1.10	0.11	1.21	0.42	0.34	0.50	0.05	0.63	0.58	0.00432
	Κύρτωση	2.63	2.56	1.25	1.43	3.36	1.93	1.71	1.52	0.69	1.27	1.80	0.53	0.02227
	Ενέργεια	0.12	0.04	0.11	0.03	0.16	0.14	0.23	0.23	0.07	0.19	0.27	0.08	5.090729 18078458 2e-004
Στατιστικές Διαφορές (GLDS-Gray Level Difference Statistics)	Εντροπία	3.46	3.60	0.84	2.90	4.20	1.29	2.37	2.39	0.31	2.12	2.51	0.39	3.71E-05
	Αντίθεση	186.14	165.58	72.96	149.05	175.84	26.79	292.16	214.97	175.80	167.44	371.32	203.88	0.010581
	Δεύτερη γωνιακή σπουδαιότητα (Angular second moment (Energy))	0.32	0.26	0.15	0.18	0.44	0.26	0.51	0.50	0.08	0.46	0.56	0.10	1.79E-04
FDTA	Εντροπία	1.91	1.95	0.45	1.60	2.33	0.72	1.32	1.34	0.23	1.14	1.45	0.31	9.28E-05
	Μεσή τιμή	4.57	4.63	0.99	3.70	5.19	1.50	4.06	3.84	1.16	3.09	4.51	1.43	0.072045
FPS (Φάσμα Ισχύος Fourier (Fourier Power Spectrum))	ΗΙ	0.46	0.48	0.05	0.41	0.49	0.08	0.34	0.35	0.04	0.32	0.37	0.05	2.96E-07
	Ακτινικό άθροισμα (Radial sum)	171.85	175.34	46.67	146.53	208.25	61.72	149.07	127.29	70.69	97.54	171.36	73.83	0.076431
	Γωνιακό άθροισμα (Angular sum)	17.27	14.28	5.44	12.40	21.14	8.74	33.23	23.38	39.39	21.05	27.33	6.28	5.63E-04

Όπως παρατηρούμε στον πίνακα 4.16, βρίσκονται τα αποτελέσματα τα οποία εξήχθησαν από τις 20 εικόνες από παθολογικούς εγκέφαλους και 20 εικόνες από φυσιολογικούς εγκέφαλους. Στους παθολογικούς εγκέφαλους έχει γίνει η κατάτμηση χωρίς οι εικόνες να περάσουν από κάποια προ επεξεργασία. Η σύγκριση φυσιολογικού με παθολογικό ιστού, έδειξε ότι από τα 14 χαρακτηριστικά που είχαν συγκριθεί, τα 11 είναι διαφορετικά βάσει του στατιστικού ελέγχου Wilcoxon rank sum test βάσει και της τιμής p. Όσα χαρακτηριστικά είχαν μικρότερη τιμή από το 0.05 διαχωρίστηκαν σε διαφορετικά και τα υπόλοιπα ήταν όμοια μεταξύ τους. Από τα 14 χαρακτηριστικά 3 παρουσιάζουν ομοιότητες μεταξύ τους άρα δεν μπορούν να χρησιμοποιηθούν για περαιτέρω ανάλυση. Τα χαρακτηριστικά που δεν είχαν στατιστικές διαφορές ήταν η διασπορά από την ομάδα στατιστικά χαρακτηριστικά (FOS), η μέση τιμή από την ομάδα στατιστικές διαφορές γκρι επιπέδου και το γωνιακό άθροισμα από το φάσμα ισχύος Fourier (FPS).

Στο πίνακα 4.17 βρίσκονται τα αποτελέσματα τα οποία λήφθηκαν από τις 20 εικόνες από παθολογικούς εγκέφαλους και 20 εικόνες από φυσιολογικούς εγκέφαλους. Στους παθολογικούς εγκέφαλους έχει γίνει η κατάτμηση αφού προηγήθηκε η κανονικοποίηση των εικόνων. Επίσης τα διαφορετικά χαρακτηριστικά είναι 11. Τα χαρακτηριστικά που δεν είχαν στατιστικές διαφορές ήταν η διασπορά από την ομάδα στατιστικά χαρακτηριστικά (FOS), η μέση τιμή από την ομάδα στατιστικές διαφορές γκρι επιπέδου και το γωνιακό άθροισμα από το φάσμα ισχύος Fourier (FPS).

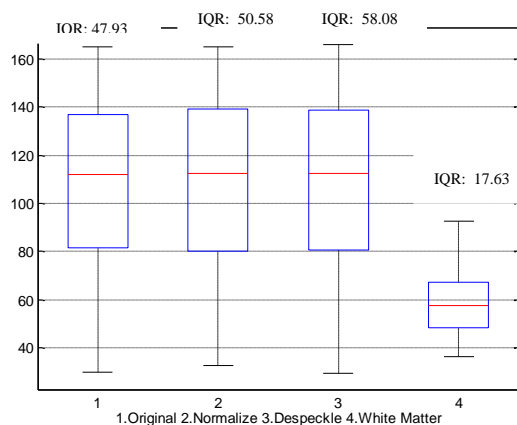
Στον πίνακα 4.18 οι παθολογικές εικόνες κανονικοποιήθηκαν και στην συνέχεια αποθορυβοποιήθηκαν. Τα διαφορετικά χαρακτηριστικά που προκύπτουν είναι 11.

Παρατηρώντας τις τιμές από τον πίνακα 4.16 με τα αποτελέσματα του πίνακα 4.17 υπάρχουν μικρές μεταβολές στις τιμές τους και ακόμη πιο μικρή διαφορά όταν οι εικόνες φιλτραριστούν.

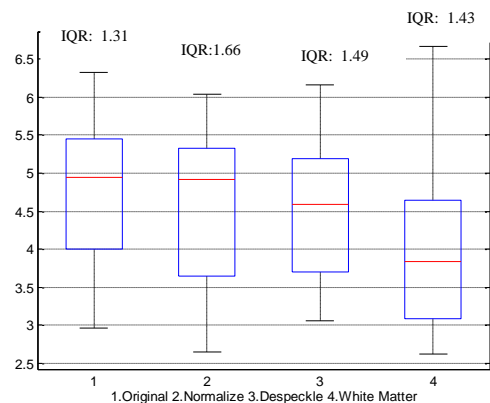
Στον Πιν.4.19 φαίνονται τα συνοπτικά αποτελέσματα από τους πίνακες 4.16-4.18. Μπορούμε να παρατηρήσουμε ότι από τα 14 χαρακτηριστικά υφής βρέθηκαν 8 χαρακτηριστικά με υψηλή διαφορά (FOS: μέση τιμή, μεσαία τιμή, ενέργεια, εντροπία. GLDS: δεύτερη γωνιακή σπουδαιότητα, εντροπία, FDTA: H1 και FPS: γωνιακό άθροισμα) 3 μέτρια ( FOS: λοξότητα, κύρτωση, GLDS: αντίθεση ) και 3 καθόλου ( FOS: διασπορά, GLDS: μέση τιμή, FPS: ακτινικό άθροισμα).

Πίνακας 4.19 Κατηγοριοποίηση χαρακτηριστικών υφής που έχουν εξαχθεί από μηνιγιώματα εγκεφάλου ΜΤ, σε σχέση με την τιμή p από Wilcoxon rank sum test

Ομάδα χαρακτηριστικών	Χαρακτηριστικά	Ικανότητα Κατηγοριοποίησης
Στατιστικά Χαρακτηριστικά (FOS)	Μέση τιμή	Αρκετά υψηλή
	Διασπορά	Καθόλου
	Μεσάια τιμή	Αρκετά υψηλή
	Λοξότητα	Μέτρια
	Κύρτωση	Μέτρια
	Ενέργεια	Αρκετά υψηλή
	Εντροπία	Αρκετά υψηλή
Στατιστικές Διαφορές Γκρι Επιπέδου (GLDS)	Αντίθεση	Μέτρια
	Δεύτερη γωνιακή σπουδαιότητα(Angular second moment (Energy))	Αρκετά υψηλή
	Εντροπία	Αρκετά υψηλή
	Μέση τιμή	Καθόλου
FDTA	H1	Αρκετά υψηλή
Φάσμα Ισχύος Fourier(FPS)	Ακτινικό άθροισμα (Radial sum)	Καθόλου
	Γωνιακό άθροισμα(Angular sum)	Αρκετά υψηλή

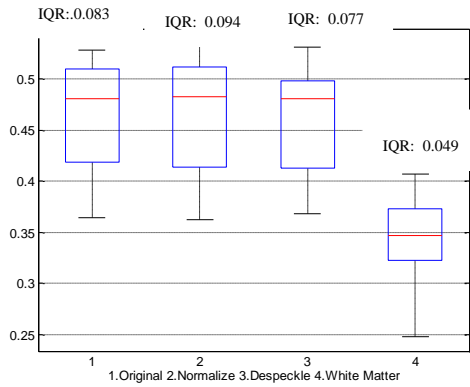


(α) Μέση τιμή από την ομάδα χαρακτηριστικών ‘Στατιστικά Χαρακτηριστικά (FOS)

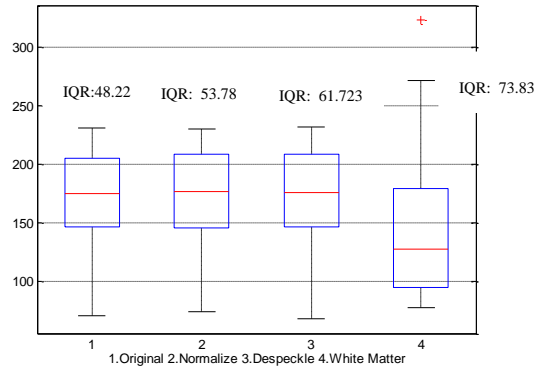


(β) Μέση τιμή από την ομάδα χαρακτηριστικών ‘Στατιστικές Διαφορές Γκρι Επιπέδου’(GLDS)

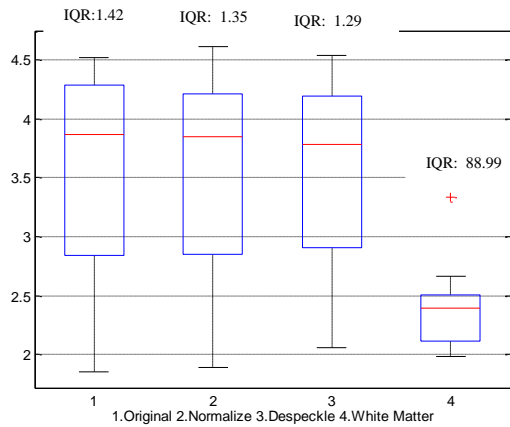




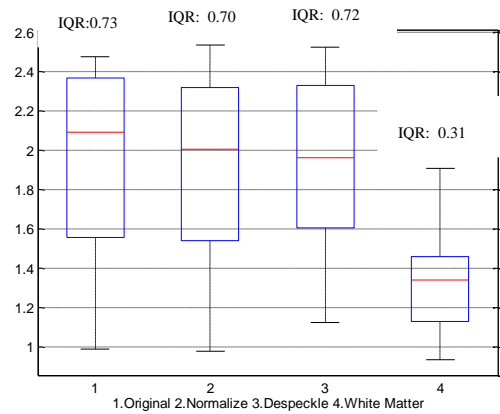
(γ) Ανάλυση εικόνας H(1) από την ομάδα χαρακτηριστικών FDTA



(δ) Ακτινικά τμήματα (radial sum) από την ομάδα 'Φάσμα Ισχύος Fourier



(ε) Εντροπία από την ομάδα χαρακτηριστικών Στατιστικά Χαρακτηριστικά' (FOS)



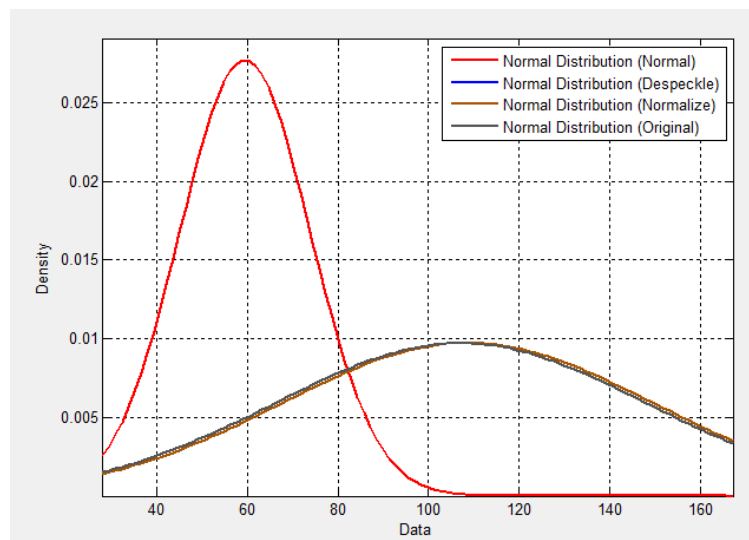
(στ) Εντροπία από την ομάδα χαρακτηριστικών 'Στατιστικές Διαφορές Γκρι Επιπέδου'(GLDS)

Εικόνα 4.9 Θηκογράμματα επιλεγμένων χαρακτηριστικών υφής όπου 1. Αρχικής εικόνα 2. Κανονικοποιημένη 3. Κανονικοποιημένη και Αποθορυβοποιημένης και 4. Λευκής ουσίας

Στην Εικ.4.9 παρουσιάζονται τα θηκογράμματα για επιλεγμένα χαρακτηριστικά υφής (α) μέση τιμή από ομάδα FOS, (β) μέση τιμή από GLDS (γ) ανάλυση εικόνας H(1) από την ομάδα χαρακτηριστικών FDTA (δ) Ακτινικά τμήματα (radial sum) από την ομάδα 'Φάσμα Ισχύος Fourier (ε) Εντροπία από την ομάδα χαρακτηριστικών Στατιστικά Χαρακτηριστικά (FOS) και (στ) Μέσος όρος από την ομάδα χαρακτηριστικών Στατιστικές Διαφορές Γκρι Επιπέδου (GLDS) τα οποία έχουν εξαχθεί από τους κατατετημένους όγκους της αρχικής εικόνας της κανονικοποιημένης και μετά από κανονικοποιημένη και αποθορυβοποιημένη.

Όπως μπορούμε να παρατηρήσουμε τα θηκογράμματα από την αρχική, κανονικοποιημένη και μετά από κανονικοποιημένη και αποθορυβοποιημένη είναι περίπου στα ίδια επίπεδα .

Όπως μπορούμε να δούμε και γραφικά η μέση τιμή από FOS, το H(1) από την ομάδα χαρακτηριστικών FDTA, η εντροπία από FOS και η εντροπία από GLDS παρουσιάζουν μεγάλη διαφορά με την λευκή ουσία του φυσιολογικού εγκεφάλου ενώ ομοιότητα παρουσιάζουν τα χαρακτηριστικά μέση τιμή από GLDS και ακτινικά τμήματα (radial sum) από την ομάδα FPS.



Εικόνα 4.10 Κανονική κατανομή από χαρακτηριστικά υφής για το μέσο όρο από την ομάδα FOS από αρχικές παθολογικές εικόνες, κανονικοποιημένες εικόνες, κανονικοποιημένες αποθορυβοποιημένες εικόνες σε σύγκριση με το φυσιολογικό εγκέφαλο MT

Με την χρήση των αποτελεσμάτων από τα χαρακτηριστικά υφής, και συγκεκριμένα από το στατιστικό χαρακτηριστικό μέσης τιμής, εξάχθηκαν οι κανονικές κατανομές για τα εξής περιοχή εγκεφάλου (λευκή ουσία), περιοχή παθολογικού εγκεφάλου (όγκου), από αρχική εικόνα, από κανονικοποιημένη εικόνα και από κανονικοποιημένη σε συνδυασμό με αποθορυβοποίηση. Στην Εικ.4.10 οι πιο πάνω κατανομές αναπαριστώνται με χρώμα κόκκινο, γκρίζο, καφέ και μπλε αντίστοιχα. Βάση των κανονικών κατανομών της Εικ. 4.10 μπορούμε να κάνουμε σύγκρισης έχοντας σαν πρότυπο την κανονική κατανομή φυσιολογικού εγκεφάλου (λευκή ουσία). Παρατηρώντας την κανονική κατανομή για την περιοχή παθολογικού εγκεφάλου (όγκου), που διεξάχθηκε από το στατιστικό χαρακτηριστικό (FOS) μέσης τιμής της αρχικής εικόνας, συμπεραίνουμε ότι δεν ακολουθεί την κανονική κατανομή που διεξάχθηκε από το στατιστικό χαρακτηριστικό (FOS) μέσης τιμής του φυσιολογικού εγκεφάλου. Παράλληλα, παρατηρούμε επίσης ότι οι κανονικές κατανομές για παθολογική περιοχή από κανονικοποιημένες εικόνες και εικόνες οι οποίες κανονικοποιήθηκαν σε συνδυασμό με αποθορυβοποίηση ακολουθούν ακριβώς την ίδια κανονική κατανομή παθολογικού εγκεφάλου από την αρχική εικόνα. Από τις πιο πάνω παρατηρήσεις συμπεραίνουμε ότι το στατιστικό χαρακτηριστικό FOS μέσης τιμής του παθολογικού εγκεφάλου κατατάσσετε σαν χαρακτηριστικό υψηλής ικανότητας κατηγοριοποίησης αφού διαφέρει κατά πολύ από αυτό του φυσιολογικού εγκεφάλου. Τέλος καταλήγουμε στο συμπέρασμα ότι ή προ-επεξεργασία με κανονικοποίηση ή και φιλτράρισμα στην εικόνα δεν επιφέρει σημαντικές αλλαγές στο συγκεκριμένο χαρακτηριστικό υφής .

## 5 Κεφάλαιο Συζήτηση

### 5.1 Σύγκριση και συζήτηση αποτελεσμάτων

Στόχος της εργασίας αυτής είναι η ανάπτυξη ενός αυτοματοποιημένου συστήματος κατάτμησης εικόνων μηνιγγιωμάτων MT εγκεφάλου. Υλοποιήθηκαν τέσσερις διαφορετικές μέθοδοι κατάτμησης (συνόλου επιπέδου, φιδιών, απορροής και κατωφλίωσης) και εφαρμόστηκαν σε δείγματα 20 εικόνων MT από μηνιγγιώματα. Ακολούθως πραγματοποιήθηκε ο υπολογισμός των γεωμετρικών χαρακτηρισμών άλλα και των χαρακτηριστικών υφής για τους όγκους σε παθολογικό αλλά και φυσιολογικό εγκέφαλο σε 20 δείγματα. Η αξιολόγηση της απόδοσης των μεθόδων υλοποιήθηκε με την χρήση του στατιστικών εργαλείων Wilcoxon rank sum test, θηκογράμματα, κανονική κατανομή και ανάλυση ROC. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι οι μέθοδοι συνόλου επιπέδου, φιδιών και κατωφλίωσης είναι πλησιέστεροι με την χειροκίνητη κατάτμηση όσο αφορά τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά και με βάση την ανάλυση ROC καλύτερος αλγόριθμος αποδείχθηκε η μέθοδος συνόλου επιπέδου. Αναφερόμενοι στα χαρακτηριστικά υφής ο έλεγχος αυτός καθόρισε αν υπάρχουν στατιστικές διαφορές ανάμεσα στα παθολογικά και τα φυσιολογικά δείγματα. Από τα 14 χαρακτηριστικά υφής που χρησιμοποιήθηκαν σε αυτή της εργασία, βρέθηκαν 11 χαρακτηριστικά με στατιστικά διαφορετικές τιμές, σύμφωνα με Wilcoxon rank sum test. Επίσης καταλήξαμε στο συμπέρασμα ότι ή προ-επεξεργασία με κανονικοποίηση ή και φιλτράρισμα στην εικόνα δεν επιφέρει σημαντικές αλλαγές στα χαρακτηριστικά υφής.

Μέσα από την βιβλιογραφική ανασκόπηση αρκετοί ερευνητές έχουν ασχοληθεί με το αντικείμενο της κατάτμησης όγκων στον εγκέφαλο και έχουν αναπτύξει συστήματα είτε αυτόματα είτε ημιαυτόματα χρησιμοποιώντας διάφορες μεθόδους κατάτμησης.

Αρχικά ο M.R.Kaus et al. (1999)[10] είχαν αναπτύξει ένα σύστημα αυτόματης κατάτμησης όγκου βάση μιας επαναληπτικής ιεραρχικής προσέγγισης που ενσωματώνει μια στατιστική ταξινόμηση σε συνδυασμό με ανατομική γνώση από ψηφιακό άτλαντα. Πριν από το στάδιο της κατάτμησης ακλούθησε η προ επεξεργασία της εικόνας εφαρμόζοντας ανισοτροπο φιλτράρισμα για μείωση του θορύβου. Αντιθέτως αν και στο σύστημα που αναπτύχθηκε στην παρούσα έρευνα χρησιμοποιήθηκε κανονικοποίηση και υβριδικό φίλτρο

μεσαίας τιμής εντούτοις δεν υπήρχε καμία διαφορά στα αποτελέσματα που πάρθηκαν πριν από την επεξεργασία της εικόνας .

Αναφερόμενοι στο σύστημα του Kaus[10] τα αποτελέσματα κατάτμησης των όγκων αξιολογήθηκαν από 4 ανεξάρτητους έμπειρους ιατρούς. Αποδεικνύεται ότι ο αλγόριθμος που χρησιμοποιήθηκε στην έρευνά τους έδωσε αποτελέσματα αρκετά καλά συγκρίσιμα με αυτά της χειροκίνητης κατάτμησης. Επίσης, το ποσοστό των σωστών θετικών προβλέψεων (TP) για αυτόματη κατάτμηση του όγκου ανέρχεται στο 91.97%, το ποσοστό των λανθασμένων θετικών προβλέψεων (FP) ανέρχεται στο 2.9% και ο αριθμός λανθασμένων αρνητικών προβλέψεων (FN) στο 10% .

Αντιθέτως το πρότυπο σύγκρισης που χρησιμοποιήθηκε, στην παρούσα μελέτη, για την σύγκριση και αξιολόγηση των μεθόδων, που αναφέρθηκαν στο Κεφ.2.2, δεν εξάχθηκε από τον ειδικό νευρολόγο αλλά από χειροκίνητη κατάτμηση του χρήστη.

Συγκρίνοντας τα αποτελέσματα της παρούσας εργασίας, για την μέθοδο του συνόλου επιπέδου, με τα αποτελέσματα του συστήματος που ανέπτυξαν οι Kaus et al. παρατηρούμε ότι τα ποσοστά των λανθασμένων θετικών και αρνητικών προβλέψεων είναι κατά πολύ μεγαλύτερα στο σύστημα της παρούσας εργασίας. Για παράδειγμα το FPF είναι 12% ενώ στο σύστημα του Kaus ανέρχεται στο 2.9% για τον όγκο, η διαφορά είναι μεγάλη. Επίσης το ποσοστό των λανθασμένων αρνητικών προβλέψεων (FNF) ήταν 14%, ενώ στο σύστημα του Kaus 10%. Συγκρίνοντας τα αποτελέσματα της παρούσας έρευνας με τα αποτελέσματα που αναφέρονται στην έρευνα του Kaus[10], οι μέθοδοι που χρησιμοποιήθηκαν στο παρόν σύστημα κατατάσσονται να έχουν χαμηλότερη απόδοση .

Ο Zhang J. et al. [43] στη συγκεκριμένη έρευνα χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος “ μια τάξη μηχανής υποστήριξης διανυσμάτων” (one-class support vector machine (SVM)), η οποία έχει την δυνατότητα να μαθαίνει την μη γραμμική κατανομή του όγκου του εγκεφάλου. Επιπλέον ο χρήστης το μόνο που έχει να κάνει είναι να δώσει ένα δείγμα εικόνας με την περιοχή του όγκου και τότε η προσέγγιση που χρησιμοποιούν μπορεί εύκολα να μάθει την μη γραμμική κατανομή του όγκου δίνοντας άριστα ένα ακριβές περίγραμμα στον όγκο. Τα αποτελέσματα μπορούν να διεξαχθούν και κατά την διάρκεια της εκπαίδευσης του SVM . Τέλος τα αποτελέσματα τους διεξάχθηκαν από ένα σύνολο εικόνων MT, από πραγματικούς ασθενείς και σε σύγκριση με τα αποτελέσματα που είχαν από χειροκίνητη κατάτμηση ειδικού, πέτυχαν με ψηλό ποσοστό στο TPF περίπου στο 90%. Αντιθέτως στην παρούσα

μελέτη αναφερόμενη στην μέθοδο συνόλου επιπέδου το ποσοστό αληθών θετικών προβλέψεων ήταν 88%.

Ο Khotanlou H.et al. [44], προτείνουν μια νέα μέθοδο για την κατάτμηση εγκεφαλικού όγκου σε 3D εικόνες μαγνητικής τομογραφίας. Η μεθοδός τους μπορεί να εφαρμοστεί σε διάφορους τύπους όγκων. Αρχικά χρησιμοποιούν την προσέγγιση διαμέσου επιπέδου συμμετρίας και την ανίχνευση των όγκων ως ασυμμετρία σε σχέση με το επίπεδο. Η ανίχνευση του όγκου γίνεται με βάση την επιλογή ασύμμετρων περιοχών σε σχέση με το κατά προσέγγιση επίπεδο συμμετρίας του εγκεφάλου και ασαφής ταξινόμησης. Το αποτέλεσμα αποτελεί την αρχικοποίηση μιας μεθόδου κατάτμησης που βασίζεται σε ένα συνδυασμό ενός παραμορφώσιμου μοντέλου και χωρικής σχέσεις, πράγμα που οδηγεί σε ακριβή κατάτμηση των όγκων. Η ανακρίβεια και η μεταβλητότητα λαμβάνονται υπόψη σε όλα τα επίπεδα, χρησιμοποιώντας κατάλληλα ασαφή μοντέλα. Τα αποτελέσματα που λαμβάνονται σε διάφορους τύπους όγκων έχει αξιολογηθεί σε σχέση με την χειροκίνητη κατάτμηση. Τα αποτελέσματα αξιολογήθηκαν βάση των δεικτών αληθών θετικών (TP) και θετικών ψευδών (FP). Η τιμή TP έδειξε ότι ένα μεγάλο μέρος του πραγματικού όγκου έχει εντοπιστεί σωστά, ενώ η τιμή FP δείχνει πόσο η ανίχνευση όγκου είναι εσφαλμένη. Τα ποσοτικά αποτελέσματα που προέκυψαν από τη σύγκριση της αυτόματης κατάτμησης με την χειροκίνητη κατάτμηση για 20 περιπτώσεις είναι για τον δείκτη ομοιότητας να κυμαίνεται από 86% έως 96%, με μέσο όρο 92%. Ο δείκτης ανίχνευσης σωστών αληθών (TP) κυμαίνεται από 79% έως 97% με μέσο όρο 93% που δείχνει μια μεγάλη ομοιότητα μεταξύ της χειροκίνητης και αυτοματοποιημένης μεθόδου. Η ψευδής αναλογία ανίχνευσης κυμαίνεται μεταξύ 2% και 12% με μέσο όρο 7,92%, η οποία δείχνει μια καλή ακρίβεια για την κατάτμηση.

Αντιθέτως τα αποτελέσματα της εργασίας αυτής, για την μέθοδο συνόλου επιπέδου που κρίθηκε ως η καλύτερη μεθοδός για τους λόγους που αναφέρθηκαν, για 20 εικόνες MT έδειξαν ότι όσο αφορά τα αποτελέσματα από θετικών αληθών κυμαίνονται από 71% έως 98% με μέσο όρο 88% και για ψευδών αληθών από 1% έως 28% με μέσο όρο 12% . Παρατηρούμε συγκριτικά με τα αποτελέσματα της μεθόδου του Khotanlou [44] η μέθοδος που χρησιμοποιήθηκε στο παρόν σύστημα κατατάσσεται να έχει χαμηλότερη απόδοση.

### 5.1.1 Αποτελέσματα από τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά

Βάση των γεωμετρικών χαρακτηριστικών, που εξάχθηκαν από τις πέντε μεθόδους συμπεριλαμβανόμενης και της χειροκίνητης κατάτμησης, χρησιμοποιήθηκαν οι στατιστικές μέθοδοι αξιολόγησης Wilcoxon rank sum test, θηκογράμματα, κανονική κατανομή και ανάλυση ROC προκειμένου να αναδειχθεί πια από τις τέσσερις μεθόδους είναι η καλύτερη για να χρησιμοποιηθεί σε αυτοματοποιημένα συστήματα κατάτμησης μηνιγγιωμάτων. Για την σύγκριση χρησιμοποιήθηκαν σαν πρότυπο τα αποτελέσματα από την χειροκίνητη κατάτμηση. Οι αξιολογήσεις αυτές έγιναν για τρεις περιπτώσεις αποτελεσμάτων. Αποτελέσματα από αρχικές εικόνες, κανονικοποιημένες και εικόνες οι οποίες υποβλήθηκαν πρώτα σε κανονικοποίηση και ακολούθως σε αποθορυβοποίηση.

Στην περίπτωση όπου χρησιμοποιήθηκαν τα αποτελέσματα των αρχικών εικόνων, γενικά βάση των στατιστικών ελέγχων καλύτερη απόδοση είχαν οι μέθοδοι συνόλου επιπέδου, φιδιών και κατωφλίωση. Αν και οι αποδόσεις των τριών μεθόδων κατάτμησης (μέθοδοι συνόλου επιπέδου, φιδιών και κατωφλίωση) δεν διέφεραν κατά πολύ μεταξύ τους ωστόσο στην μέθοδο αξιολόγησης Wilcoxon rank sum test τα αποτελέσματα της τιμής  $p$  αλλάζουν συνεχώς για κάθε γεωμετρικό χαρακτηριστικό και διαφορετικοί αλγόριθμοι κατάτμησης αποδίδουν καλύτερα σε άλλα γεωμετρικά χαρακτηριστικά. Συγκεκριμένα, είναι εμφανές ότι για το γεωμετρικό χαρακτηριστικό της περιμέτρου καλύτερη απόδοση έχει η μέθοδος συνόλου επιπέδου με τιμή  $p=0.9892$ . Αντιθέτως όμως όσο αφορά τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά της διαμέτρου και της ακτίνας στο  $x$  άξονα, η μέθοδος της κατωφλίωσης παρουσιάζεται να έχει καλύτερη απόδοση, συγκριτικά με τις υπόλοιπες μεθόδους, με τιμή  $p=0.9676$ . Αυτό όμως ανατρέπεται αν παρατηρήσουμε τα αποτελέσματα τα οποία αφορούν τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά της διαμέτρου και της ακτίνας στο  $y$  άξονα, αφού καλύτερη απόδοση έχουν οι μέθοδοι συνόλου επιπέδου, φιδιών και κατωφλίωση με ίσες τιμές  $p=0.71497$ . Σχετικά με το γεωμετρικό χαρακτηριστικό του εμβαδού καλύτερη απόδοση έχει η μέθοδος των φιδιών με τιμή  $p=0.69489$  η οποία όμως είναι πολύ κοντά με την τιμή της μεθόδου επιπέδου  $p=0.68491$ .

Η χειρίστη περίπτωση μεθόδου κατάτμησης αποδείχθηκε η μέθοδος απορροής με τις τιμές  $p$  να κυμαίνονται κάτω από το όριο κατωφλίου (Βλ. Κεφ2.5). Χαρακτηριστικά η περίμετρος είχε τιμή  $p=0.2976$ , η διάμετρος και ακτίνα στο  $x$  άξονα με τιμή  $p=0.2184$ , η διάμετρος και ακτίνα στο  $y$  άξονα με τιμή  $p=0.1135$  και το εμβαδόν με τιμή  $p=0.1333$ . (Βλ. πίνακα 4.4) Αυτό συμβαίνει γιατί ο αλγόριθμος απορροής δουλεύει βάση της έντασης στην

εικόνα. Οι απότομες ακμές δημιουργούν ψηλές κλίσεις που ονομάζονται λεκάνες απορροής . Ο χάρτης χαρακτηριστικών ακμών μετρά την ένταση για να πάρει το καλύτερο δυνατό διαχωρισμό σε κατηγορίες έτσι σε ομοιογενείς περιοχές της εικόνας με χαμηλά χαρακτηριστικά ακμών διαμορφώνει τις λεκάνες απορροής. Σε περίπτωση που εντοπίζει τιμές κάτω από ένα συγκεκριμένο όριο τις κόβει για να μειώσει τον αριθμό των περιοχών που ανιχνεύει αυτό έχει ως αποτέλεσμα να μην παίρνει τα σωστά όρια του όγκου και για αυτό το λόγο στην συγκεκριμένη περίπτωση ο αλγόριθμος απορροής δεν μας χρησιμεύει. Η διαδικασία αυτή επαναλήφτηκε τόσο σε κανονικοποιημένες εικόνες όσο και σε εικόνες οι οποίες έχουν κανονικοποιηθεί και αποθορυβοποιηθεί όμως δεν υπήρχε καμία διαφορά στα αποτελέσματα που πάρθηκαν από αρχικές εικόνες. Καταλήγουμε στο συμπέρασμα ότι η επεξεργασία στην εικόνα δεν επιφέρει καμία αλλαγή στα γεωμετρικά χαρακτηριστικά.

Όσον αφορά τα θηκογράμματα (Βλ. Εικ. 4.4) η γραφική στατιστική αναπαράσταση των χαρακτηριστικών της κατανομής της περιμέτρου για τις μεθόδους συνόλου επιπέδου έχει διακύμανση τιμών (IQR) 85.99, για τα φίδια 75.133, για την απορροή 73.70, για την κατωφλίωση 87.05 και για την χειροκίνητη 78.27. Παρατηρούμε ότι οι μέθοδοι συνόλου επιπέδου, φιδιών και κατωφλίωσης έχουν καλύτερη κατανομή . Αυτό μπορούμε να το διαπιστώσουμε και από την Εικ.4.6 . Για την κατανομή της διαμέτρου στον άξονα x και y παρατηρούμε επίσης πως οι τρεις αυτές μέθοδοι ακολουθούν την κανονική κατανομή ενώ καθόλου δεν την ακολουθεί η μέθοδος απορροής. Αυτό συμβαίνει και στα υπόλοιπα γεωμετρικά χαρακτηριστικά δηλαδή της ακτίνας και του εμβαδού.

Στην Εικ.4.6 παρουσιάζονται οι κανονικές κατανομές για όλες τις μεθόδους. Για το γεωμετρικό χαρακτηριστικό της περιμέτρου παρατηρούμε ότι την κατανομή της χειροκίνητης κατάτμησης την προσεγγίζει καλύτερα η μέθοδος συνόλου επιπέδου. Αυτό επιβεβαιώνει και το αποτέλεσμα του Wilcoxon rank sum test. Επίσης κοντά είναι και η μέθοδος της κατωφλίωσης. Η μεσαία τιμή της κατανομής της χειροκίνητης φαίνεται να είναι κοντά στο 90. Υπάρχει διαφορά με τα αποτελέσματα του πίνακα 4.1 όπου η τιμή της μεσαίας τιμής της περιμέτρου είναι 80.53. Κάνοντας σύγκριση και με τα θηκογράμματα (Βλ. Εικ. 4.4) η τιμή του πίνακα 4.1 επιβεβαιώνεται αφού φαίνεται να είναι 80. Το ίδιο συμβαίνει και με την μέθοδο των φιδιών η τιμή από τον πίνακα είναι 97.31 ενώ στη γραφική είναι περίπου 90 και στα θηκογράμματα είναι περίπου 100. Η τιμή της μεσαίας τιμής του συνόλου επιπέδου στο γράφημα φαίνεται να είναι κοντά στο 100. Το αποτέλεσμα από τον πίνακα 4.1 είναι 98 άρα επιβεβαιώνει την τιμή του γραφήματος το ίδιο και το θηκογράμμα όπου η τιμή είναι στο



100. Επίσης όσο αφορά την μεσαία τιμή της μεθόδου καταφλίωσης η τιμή του πίνακα αντιστοιχεί με το γράφημα . Στο πίνακα 4.1 το αποτέλεσμα ήταν 99.93 και στο γράφημα φαίνεται να είναι 100 το ίδιο και στο θηκόγραμμα. Όσο αφορά την μέθοδο της απορροής η μεσαία τιμή από την κατανομή είναι περίπου 80 ενώ στο πίνακα 65.60 η οποία επιβεβαιώνεται και από το θηκόγραμμα.

Για το γεωμετρικό χαρακτηριστικό της διαμέτρου στο x άξονα παρατηρούμε από την κατανομή πως επίσης οι τρεις μέθοδοι προσεγγίζουν την χειροκίνητη και οι μεσαίες τιμές είναι πάρα πολύ κοντά και κυμαίνεται στο 25. Από τον πίνακα 4.1 επιβεβαιώνονται οι τιμές (οι μεσαίες τιμές για την κάθε μέθοδο είναι συνόλου επιπέδου 25, φιδιών 26.16 καταφλίωσης 25.92 και χειροκίνητης 25.41) το ίδιο και από τα θηκογράμματα. Η τιμή της μεθόδου απορροής από την γραφική φαίνεται να είναι γύρω στο 20 ενώ από τον πίνακα 4.1 η τιμή είναι 18.34 όπως και στο θηκόγραμμα. Αντίστοιχα αυτό συμβαίνει και στα υπόλοιπα γεωμετρικά χαρακτηριστικά.

Όσο αφορά τις κανονικοποιημένες εικόνες και τις εικόνες που αφού κανονικοποιήθηκαν στην συνέχεια αποθροβυβοποιήθηκαν επειδή οι τιμές είναι οι ίδιες ισχύουν τα ίδια αποτελέσματα.

Βάση της ανάλυσης ROC και των τεσσάρων δεικτών μπορούμε να καταλήξουμε στον καλύτερο αλγόριθμο. Από τον πίνακα 4.14 τα αποτελέσματα έχουν δείξει καλύτερες τις μεθόδους των φιδιών και της συνόλου επιπέδου. Οι δύο αυτές μέθοδοι παρουσιάζουν μεγάλη πιθανότητα στο να ανιχνεύσουν όγκο όταν η χειροκίνητη κατάτμηση ανιχνεύει. Η μέθοδος συνόλου επιπέδου όμως παρουσιάζει μεγαλύτερη πιθανότητα από όταν και η χειροκίνητη μέθοδος δεν ανιχνεύει. Η μέθοδος απορροής μπορεί να θεωρηθεί ως η χειρότερη επιλογή μεθόδου κατάτμησης συγκριτικά με τις υπόλοιπες τρεις μεθόδους αφού παρουσιάζει την χαμηλότερη πιθανότητα στο να ανιχνεύσει όγκο όταν η χειροκίνητη μέθοδος ανιχνεύει και επιπλέον παρουσιάζει την μεγαλύτερη πιθανότητα στο να ανιχνεύσει λανθασμένα την απουσία όγκου όταν η χειροκίνητη κατάτμηση ανιχνεύει ότι υπάρχει όγκος. Έτσι καταλήγουμε στη μέθοδο συνόλου επιπέδου ως η καλύτερη μέθοδος κατάτμησης με ποσοστό σωστών θετικών προβλέψεων (TPF)83.78%, το ποσοστό των λανθασμένων θετικών προβλέψεων (FPF) να είναι 18.17%, το ποσοστό των λανθασμένων προβλέψεων αρνητικά (FNF) ήταν 21.23% και το ποσοστό θετικών αρνητικών προβλέψεων (TNF) να είναι 93.30%

### 5.1.2 Αποτελέσματα για τα χαρακτηριστικά υφής

Μέσα από τον στατιστικό έλεγχο αποδείχθηκε ότι ο παθολογικός εγκέφαλος μπορεί να διαχωριστεί από τον φυσιολογικό μιας και υπάρχουν στατιστικές διαφορές. Από τις 8 ομάδες χαρακτηριστικών υφής που αναφέρθηκαν στο Κεφ. 2.4.2 χρησιμοποιήθηκαν και αναλύθηκαν 6 ομάδες (FOS, GLDS, SFM, TEM, FDTA, FPS) . Προκύπτουν έτσι 29 χαρακτηριστικά από αυτά μόνο τα 14 έχουν τιμές αυτά που έχουν δοθεί στους πίνακες 4.16,4.17 και 4.18 και τα υπόλοιπα είναι NaN (Not a Number) δηλαδή ή περιέχουν μεγάλη τιμή που δεν μπορεί να προσδιοριστεί είτε είναι μηδέν. Από τα 14 χαρακτηριστικά 3 παρουσιάζουν ομοιότητες μεταξύ τους άρα δεν μπορούν να χρησιμοποιηθούν για περαιτέρω ανάλυση. Αυτά είναι η διασπορά από την ομάδα Στατιστικά Χαρακτηριστικά (FOS), η μέση τιμή από την ομάδα Στατιστικές διαφορές γκρι επιπέδου και το γωνιακό άθροισμα από το φάσμα ισχύος Fourier(FPS).

Επιπλέον παρατηρούμε στην ομάδα Στατιστικά Χαρακτηριστικά (FOS) ότι όσο αφορά τις μέσες τιμές έντασης στον παθολογικό εγκέφαλο είναι μεγαλύτερες από τον φυσιολογικό (μέση τιμή παθολογικού βάση του  $iqr= 47.93$  και μέση τιμή φυσιολογικού  $17.63$ ) . Αυτό συμβαίνει γιατί οι παθολογικές περιοχές έχουν μεγαλύτερη ένταση από ότι στο φυσιολογικό. Επίσης η μεσαία τιμή ( $iqr= 127.43$ ) και η κύρτωση ( $iqr=1.79$ ) στο παθολογικό είναι μεγαλύτερες από τις περιοχές του φυσιολογικού (αντίστοιχα οι τιμές όπως αναφέρθηκαν στον παθολογικό  $50.56$  και  $0.53$ ) αυτό υποδηλώνει την ανομοιογένεια που υπάρχει μεταξύ τους. Η διασπορά στο παθολογικό ( $iqr=3729.39$ ) δεν έχει μεγάλη διαφορά με την διασπορά στο φυσιολογικό ( $iqr=3685.72$ ) έτσι δεν μπορεί να χρησιμοποιηθεί σαν στοιχείο διαχωρισμού γιατί η διακύμανση τιμών είναι πολύ κοντά. Το γεγονός ότι ο τύπος εικόνων που επεξεργάστηκαν στην εργασία αυτή είναι τύπου Dicom κάνει πιο έντονη την διαφορά αυτή γιατί υπάρχει μεγάλο εύρος τιμών που παίρνει το κάθε εικονοστοιχείο. Όσο αφορά την λοξότητα είναι ένα μέτρο ασυμμετρίας των εικονοστοιχείων σε σχέση με την μέση τιμή των εντάσεων της εικόνας. Σε μερικές περιπτώσεις η ασυμμετρία είναι αρνητική αυτό σημαίνει ότι η ένταση της εικόνας σε σχέση με την μέση τιμή είναι προς τα αριστερά ενώ αν είναι θετικές είναι προς τα δεξιά. Η ενέργεια στο παθολογικό και η εντροπία μέσα από την διακύμανση των τιμών είναι πιο μεγάλη στο παθολογικό (ενέργεια  $iqr= 0.15$  εντροπία  $iqr=1.42$ ) από τον φυσιολογικό (ενέργεια  $iqr= 0.08$  εντροπία  $iqr=0.39$ ) και έτσι αυτό υποδηλώνει την ανομοιογένεια.

Από την ομάδα Στατιστικές διαφορές γκρι επιπέδου η αντίθεση στο παθολογικό έχει μικρότερη τιμή ( $iqr=27.03$ ) από ότι στο φυσιολογικό( $203.88$ ) αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι στις παθολογικές περιοχές η ένταση είναι αυξημένη. Η δεύτερη γωνιακή σπουδαιότητα ( $iqr=0.25$ ) και η εντροπία( $iqr=0.73$ ) έχουν διαφορά από τις φυσιολογικές δομές (αντίστοιχα  $iqr=0.10$  και  $0.31$ ) ενώ η μέση τιμή είναι παρά πολύ κοντά και τις κατατάσσει ως όμοιες (παθολογικού  $iqr=1.31$  και φυσιολογικού  $iqr=1.43$ ).

Το  $H1$  από την ομάδα FDTA το οποίο περιγράφει την τραχύτητα των επιφανειών μπορεί να χρησιμοποιηθεί αφού υπάρχει διαφορά (παθολογικό  $iqr=0.08$  και φυσιολογικό  $iqr=0.05$ ).

Όσο αφορά την φασματική ισχύ (FPS) για ακτινικό άθροισμα οι περιοχές είναι όμοιες μεταξύ τους ενώ το γωνιακό άθροισμα ως διαφορετικό και προσδιορίζει τη κατευθυντικότητα της υφής.

## 6 Κεφάλαιο Συμπεράσματα

### 6.1 Αποτίμηση εργασίας

Το αρχικό κίνητρο για την παρούσα έρευνα ήταν η δημιουργία ενός αυτοματοποιημένου συστήματος κατάτμησης εγκεφαλικού όγκου για την καλύτερη υποβοήθηση της διάγνωσης του θεράπον ιατρού. Για το σκοπό αυτό διεκπεραιώθηκε ένα αυτοματοποιημένο σύστημα, υλοποιημένο σε λογισμικό Matlab μέσω της γραφικής διεπαφή όπου η δομή του παρουσιάζεται στην Εικ. 6.1, το οποίο δίνει την ικανότητα εφαρμογής τεσσάρων μεθόδων κατάτμησης εγκεφαλικού όγκου (Βλ.Κεφ.2.2). Από το παρόν σύστημα εξάχθηκαν τόσο τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά όσο και τα χαρακτηριστικά υφής. Τα αποτελέσματα των γεωμετρικών χαρακτηριστικών χρησιμοποιήθηκαν για την αξιολόγηση της απόδοσης των τεσσάρων μεθόδων κατάτμησης (Βλ.Κεφ.2.2) συγκριτικά με τα αποτελέσματα του προτύπου σύγκρισης (χειροκίνητη κατάτμηση). Επιπρόσθετα, από τα αποτελέσματα των χαρακτηριστικών υφής του παθολογικού εγκεφάλου, επιλέχθηκαν τα χαρακτηριστικά υφής με υψηλή ικανότητα κατηγοριοποίησης, δηλαδή τα χαρακτηριστικά των οποίων οι τιμές τους διέφεραν κατά πολύ από τις τιμές των χαρακτηριστικών υφής του φυσιολογικού εγκεφάλου.

Αναφερόμενη στα γεωμετρικά χαρακτηριστικά βάση της μεθόδου αξιολόγησης Wilcoxon rank sum test αποδείχθηκε ότι για διαφορετικά γεωμετρικά χαρακτηριστικά διαφορετικές μέθοδοι κατάτμησης αποδίδουν καλύτερα. Για το γεωμετρικό χαρακτηριστικό της περιμέτρου καλύτερη μέθοδος αποδείχθηκε η μέθοδος συνόλου επιπέδου, για την διάμετρο και την ακτίνα στον άξονα x η μέθοδος των φιδιών, για την διάμετρο και την ακτίνα στον άξονα y οι μέθοδοι συνόλου επιπέδου, φιδιών και κατωφλίωσης είχαν την ίδια τιμή και για το εμβαδόν καλύτερη ήταν η μέθοδος των φιδιών. Βάση της στατιστικής αξιολόγησης θηκογράμματα καλύτερη μέθοδος αποδείχθηκε η μέθοδος συνόλου επιπέδου και φιδιών γιατί οι μεσαίες τιμές των γεωμετρικών χαρακτηριστικών τους προσέγγιζαν κατά πολύ τις μεσαίες τιμές των γεωμετρικών χαρακτηριστικών της χειροκίνητης κατάτμησης. Επιπλέον όσο αφορά την μέθοδο αξιολόγησης κανονικών κατανομών ισχύουν τα ίδια αποτελέσματα .

Από την ανάλυση ROS βασισμένη στους δείκτες TPF,TNF,FPF,FNF καλύτερη μέθοδος μπορεί να θεωρηθεί η μέθοδος των φιδιών και η μέθοδος συνόλου επιπέδου. Οι δύο

αυτές μέθοδοι παρουσιάζουν μεγάλη πιθανότητα στο να ανιχνεύσουν όγκο όταν η χειροκίνητη κατάτμηση επίσης τον ανιχνεύει. Η μέθοδος συνόλου επιπέδου όμως παρουσιάζει μεγαλύτερη πιθανότητα από ότι η μέθοδος των φιδιών στο να μην ανιχνεύσει όγκο όταν και η χειροκίνητη μέθοδος δεν ανιχνεύει γι 'αυτό και την κατατάσσει ως την καλύτερη μέθοδο.

Η εξαγωγή χαρακτηριστικών έχει δείξει πως παθολογικές και φυσιολογικές παρουσιάζουν διαφορετικά χαρακτηριστικά έτσι μπορούν να διαχωριστούν σε κατηγορίες και να εξαχθούν κάποια αποτελέσματα. Ο έλεγχος αυτός καθορίζει αν υπάρχουν στατιστικές διαφορές ανάμεσα στα παθολογικά και τα φυσιολογικά δείγματα. Από τα 14 χαρακτηριστικά υφής βρέθηκαν 8 χαρακτηριστικά με ψηλή διαφορά (FOS: μέση τιμή, μεσαία τιμή, ενέργεια, εντροπία. GLDS: δευτέρα γωνιακή σπουδαιότητα, εντροπία. FDTA: H1 και FPS :γωνιακό άθροισμα) 3 μέτρια ( FOS: λοξότητα, κύρτωση, GLDS: αντίθεση ) και 3 καθόλου ( FOS: διασπορά, GLDS: μέση τιμή, FPS: ακτινικό άθροισμα). (Βλ. Πίν.4.19)

Επίσης διαπιστώθηκε ότι η εξαγωγή του όγκου από τις αρχικές εικόνες, κανονικοποιημένες και κανονικοποιημένες με αποθορυβοποίηση δεν επηρεάζει τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά του όγκου και τα χαρακτηριστικά υφής καθώς οι διαφορές ήταν πολύ μικρές.

Αρχικά ο αντικειμενικός σκοπός της παρούσας έρευνας ήταν η δημιουργία αυτοματοποιημένου συστήματος το οποίο θα παρείχε την δυνατότητα να διεκπεραιώνονται άριστα κατατμήσεις εγκεφαλικού όγκου, εντούτοις όμως αυτό το σύστημα δεν μπορεί να θεωρηθεί και πλήρως αυτοματοποιημένο αφού για να δημιουργηθεί η αρχικοποίηση του περιγράμματος για κάθε εικόνα πρέπει πρώτα να δημιουργείται με την μέθοδο της κατωφλίωσης. Επιπλέον, τα αποτελέσματα που εξάχθηκαν βάση των γεωμετρικών χαρακτηριστικών δεν θεωρούνται σαν άριστη κατάτμηση συγκριτικά με το πρότυπο σύγκρισης (χειροκίνητη κατάτμηση), πλησιάζουν όμως πολύ κοντά σε αυτό. Παράλληλα, αρχικά αναμενόταν ότι με την κανονικοποίηση και αποθορυβοποίηση της αρχικής εικόνας, βάση της βιβλιογραφικής ανασκόπησης, τα χαρακτηριστικά υφής που θα εξάγονταν θα διέφεραν κατά πολύ από αυτά της αρχικής εικόνας. Στην παρούσα έρευνα αποδείχθηκε πως δεν υπήρχε διαφορά στα αποτελέσματα.

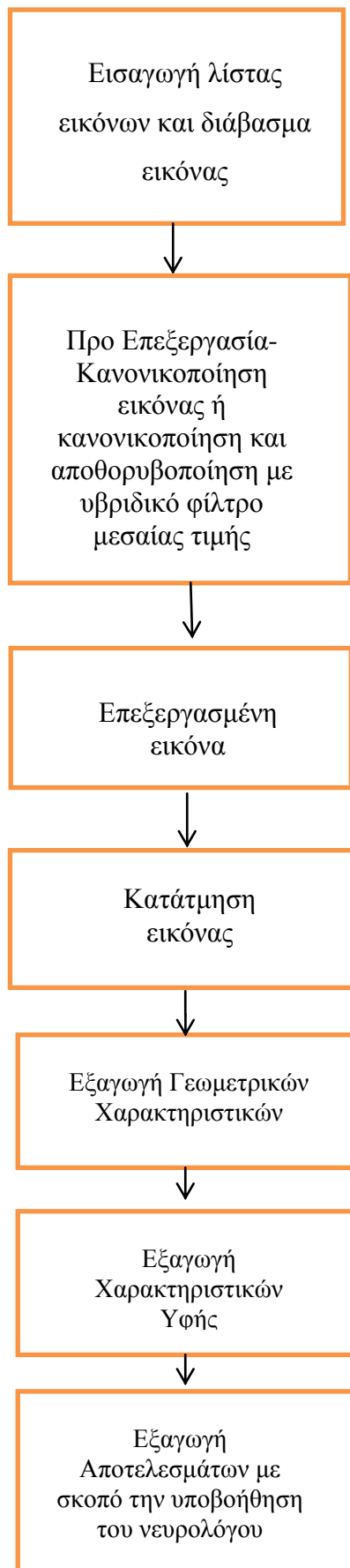
## 6.2 Μελλοντική εργασία

Κατά την υλοποίηση του συστήματος αρκετά προβλήματα είχαν δημιουργηθεί και για να μπορέσει το σύστημα αυτό να γίνει χρήσιμο στο θεράποντα ιατρό θα πρέπει να βελτιωθεί ώστε να παρέχει περισσότερη αξιοπιστία στο μέλλον.

Μέχρι τώρα το σύστημα που έχει δημιουργηθεί εξετάζει τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά και τα χαρακτηριστικά υφής του μηνιγγιώματος, το οποίο είναι ένα είδος όγκου του εγκεφάλου. Έτσι μπορούμε να πούμε, ότι εξετάζει μόνο ένα μέρος των κριτηρίων που ένας νευρολόγος θα έλεγε σε μια εικόνα MT παθολογικού εγκεφάλου. Μελλοντικός μας στόχος λοιπόν, αποτελεί η περαιτέρω κλινική αξιολόγηση του συστήματος υποβοήθησης της διάγνωσης του θεράπον ιατρού, βελτιώνοντας το παρόν σύστημα έτσι ώστε να έχει την ικανότητα να ανιχνεύει και άλλου είδους όγκους (π.χ γλοιώματα).

Επιπλέον, βάση των χαρακτηριστικών υφής που καθορίστηκαν ως χαρακτηριστικά υφής με υψηλή ικανότητα κατηγοριοποίησης, μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε μελλοντικά συστήματα σαν ταξινομητές. Οι ταξινομητές είναι αλγόριθμοι που χρησιμοποιούνται για να επιταχύνουν την ταξινόμηση των προτύπων σε ομοιογενείς κλάσεις βάση των χαρακτηριστικών[18]. Τέτοιοι ταξινομητές θα μπορούσαν να είναι τα νευρωνικά δίκτυα και η εκπαίδευσή τους να γίνει μέσω αλγορίθμων μάθησης.

Επίσης, επειδή στην παρούσα έρευνα, το δείγμα εικόνων που χρησιμοποιήθηκε για την εξαγωγή των αποτελεσμάτων ήταν πολύ μικρό (20 εικόνες), τα αποτελέσματα δεν μπορούν να θεωρηθούν σωστά και ακριβή. Για αυτό στο μέλλον θα ήταν καλό να επαναληφθεί η εργασία αυτή σε μεγαλύτερο δείγμα εικόνων. Ακόμη, το σύστημα της παρούσας εργασίας έχει κάποιους περιορισμούς στην χρήση του όσο αφορά τους τύπους εικόνων, δηλαδή δέχεται σαν είσοδο εικόνες μόνο τύπου Dicom, και δεν μπορεί να δεχθεί εικόνες διαφορετικού τύπου και από διαφορετικά μηχανήματα. Για αυτό, αν στο μέλλον η εργασία αυτή επαναληφτεί σε εικόνες οι οποίες πάρθηκαν από διαφορετικό μηχάνημα MT τότε θα προκύψουν διαφορετικά αποτελέσματα.



Εικόνα 6.1 Λογικό Διάγραμμα της δομής του συστήματος διάγνωσης όγκων στον εγκέφαλο (μηνιγγιωμάτων )

## ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] Οικονόμου Δ. 1981, "Όγκοι του νευρικού συστήματος " in *Κλινική Ογκολογία Εθνικό συμβούλιο Ογκολογίας*, Αθήνα, pp. 260-269.
- [2] Ratan R., Sharma S.,Sharma S. K. 2009, "Brain Tumor Detection based on Multi-Parameter MRI Image Analysis", *International Journal on Graphics, Vision and Image Processing* ,vol. 9, no. 3, pp. 9-17.
- [3] Tortora, G.J. & Καραχάλιος, Γ.Ν. 2006, "Ανατομία του ανθρώπινου σώματος", Έλλην, 7<sup>η</sup> Έκδοση , Εκδόσεις Έλλην, pp 524-541
- [4] Thomas E.A., Charles C.J. Carpenter, Bennett J.C., Plum F., " *Cecil Βασική Παθολογία*", Α' τόμος Ιατρικές εκδόσεις Λίτσα. p.p 535-543
- [5] Nolan C. 2010, "Πολύτιμες Γνώσεις: Πρωτοπαθείς Όγκοι Εγκεφάλου", *Seminars in Neurology*, vol. 30, no. 1, pp. 15-21, viewed 19 January 2011, <[http://www.pitsilidis.gr/mediaupload/seminars/seminars\\_t30-1.pdf](http://www.pitsilidis.gr/mediaupload/seminars/seminars_t30-1.pdf)>.
- [6] DeVita V .,Hellman S.,Rosenberg S. A. 2005, "Meningiomas" in *Cancer: Principles and Practice of Oncology*, 7<sup>th</sup> Edition, pp. 1862-1865.
- [7] ABTA 2010, March 2010-last update, *America Brain Tumor Association-ABTA*. Available: <http://www.abta.org/sitefiles/pdflibrary/ABTA-FactsandStatistics2010v3.pdf> [2011, 02/16].
- [8] Pat Quinn Governor, Damon T. Arnold 2009, November 2009-last update, *Cancer in Illinois, Statistics* [Homepage of Illinois Department of Public Health], [Online]. Available: <http://www.idph.state.il.us/cancer/statistics.htm> [2011, 02/16].
- [9] Kruchko C., D.J.,Stroup N.E 2011, March 2011-last update, *CBTRUS Statistical Report: Primary Brain and Central Nervous System Tumors Diagnosed in the United States in 2004-2007*. [Homepage of Central Brain Tumor Registry of the United States, CBTRUS], [Online]. Available: <http://www.cbtrus.org/2011-NPCR-SEER/WEB-0407-Report-3-3-2011.pdf> [2011, 02/16].
- [10] Kaus M.R.,Warfield S.K.,Nabavi A.,Chatzidakis E.,Black P.M.,Jolesz F.A.,Kikinis R, 1999, "Segmentation of Meningiomas and Low Grade Gliomas", *International Conference on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention.*, Cambridge, UK, vol. 1679, pp. 1-10.



- [11] Prastawa M. BS, Bullitt E., Moon N., Leemput K.V., Gerig G. 2003, "Automatic Brain Tumor Segmentation by Subject Specific Modification of Atlas Priors", *Academic Radiology*, vol. 10, no. 12, pp. 1341-1348.
- [12] Khotanlou H., C.O., Bloch I. 2007, "Automatic brain tumor segmentation using symmetry analysis and deformable models", *Internat. Conf.on Advances in Pattern Recognition ICAPR*, Kolkata, India , pp. 1-5.
- [13] Pham D.L., Xu C. , Prince J. L. 2000, "Current methods in medical image segmentation", *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 2, pp. 315-338.
- [14] Rajya M. , Rewri S., Sheoran S. 2010, "Application of Fuzzy System in Segmentation of MRI Brain Tumor", *International Journal of Computer Science and Information Security*, USA ,vol. 8, no. 1, pp. 260-269.
- [15] Clayman , C.B. 2006, "Ακτίνες Χ και Σπληνηρογράφημα" in *Οικογενειακή Ιατρική Εγκυκλοπαίδεια, Διάγνωση ασθενειών* , Εκδόσεις Μανιατέα, , pp. 127-165.
- [16] Νικήτα Κ., Κ.Δ., Παυλόπουλος Σ. 2005, *Ιατρικά Απεικονιστικά Συστήματα*, Τζιόλα, Θεσσαλονίκη.
- [17] Prasad P.V (ed) 2006, *Magnetic Resonance Imaging Methods and Biologic Applications*, 1st edn, Humana Press, USA.
- [18] Παπαμάρκος Ν. 2005, *Ψηφιακή επεξεργασία & ανάλυση εικόνας*, 1η edn, Γκίουρδας Β, Αθήνα.
- [19] Gonzalez R. C. , Wintz P. (ed) 1987, *Digital Image Processing*, 2nd edn, Prentice Hall, Canada.
- [20] Loizou.C.P, Pattichis.C.S. 2008, "Despeckle Filtering Algorithms and Software and Software for Ultrasound Imaging", *Synthesis Lectures on Algorithms and Software for Engineering*, Ed. Morgan & Claypool Publishers, 1537 Fourth Street, Suite 228, San Rafael, CA 94901 USA.
- [21] Semmlow, J.L. (ed) 2004, *Biosignal and Biomedical Image Processing Matlab –Based Applications*, 1st edn, Marcel Dekker, New York.
- [22] Σκόδρας Α., Α.Β. (ed) 2002, *Ψηφιακή Επεξεργασία Σήματος και Εικόνας*, Ελληνικό Ανοικτό Πανεπιστήμιο, Αθήνα. (Κεφ. 1.1-1.5, 4.1-4.2,6)
- [23] Kass M. , Witkin A. , Terzopoulos D. 1987, "Snakes: active contour models", *International Journal of Computer Vision*, vol. 1, pp. 321-331.
- [24] Cohen, L.D. 1991, "On Active Contour Models and Balloons", *Computer Vision, Graphics and Image Processing: Image Understanding*, vol. 53, pp. 211-218.

- [25] Xu C., Prince.J.L. 1997, "Gradient Vector Flow: A New External Force for Snakes", *IEEE Proc. Conf. on Comp. Vis. Patt. Recog*, pp. 66-71.
- [26] Osher.S , Paragios.N. (ed) 2003, "Level set method" in "*Geometric level set methods in imaging, vision, and graphics*", 1st edn, Springer, New York. , pp. 3-20.
- [27] Li C.,Xu C.,Gui C.,Fox M.D, 2005, "Level Set Evolution Without Re-initialization: A New Variational Formulation", *IEEE International Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*, San Diego , vol. 1, pp. 430-436.
- [28] The MathWorks, Image Processing Toolbox  
<http://www.mathworks.com/help/toolbox/images/ref/edge.html>
- [29] Loizou C.P., Pattichis C.S., Christodoulou C.I., Istepanian RSH.,Pantziaris M., Nicolaidis A. 2005, "Comparative evaluation of despeckle filtering in ultrasound imaging of the carotid artery", *IEEE Trans. Ultras. Ferroel. Freq. Contr.*, vol. 52, no. 10, pp. 1653-1669.
- [30] Kyriacou E.,Pattichis M.S.,Christodoulou C.I., Pattichis C.S., Kakkos S. ,Griffin M.,Nicolaidis A. 2005, "Ultrasound Imaging in the Analysis of Carotid Plaque Morphology for the Assessment of Stroke", *Stud Health Technol Inform*, vol.113,pp.241-75.
- [31] Tuceryan M., Jain A.K., 1998, "Chapter 2.1: Texture Analysis", *The Handbook of Pattern Recognition and Computer Vision* , Word Scientific Publishing Co., pp. 207-248.
- [32] Haralick RM, Shanmugam K, Dinstein I., 1973, "Texture Features for Image Classification", *IEEE Transactionson Systems Man. and Cybernetics* SMC-3,pp. 610-621.
- [33]Amadasun M, King R.1989, "Textural Features Corresponding to Textural Properties", *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, vol.19, no.5,pp.1264-1274.
- [34] Mandelbrot BB., "The Fractal Geometry of Nature", San Francisco CA. Freeman. 1982.
- [35] Walpole R. E.,Myers R. H. ,Myers S. L.,Ye K. 2007, "*Wilcoxon Rank- Sum Test*" in *Probability & Statistics for Engineers & Scientists*, 8th edn, Pearson Education International, USA, pp. 681-683.
- [36] Παπάνα Α., Δ.Κ. 2006, "Μέτρα Γραμμικής και μη γραμμικής Συσχέτισης χρονοσειρών για πρόβλεψη Επιληπτικής Κρίσης", , pp. 415-423.
- [37] Δαμιανού Χ.,Παπαδάτος Ν., Χαραλαμπίδης Α.Χ 2003, "Εισαγωγή στις πιθανότητες και τη Στατιστική (Διδακτικές Σημειώσεις)", Τμήμα Μαθηματικών Πανεπιστήμιο Αθηνών.
- [38] Attwood G.,Dyer G., Skipworth G. 2004, "Methods of summaring data (dispersion)" in *Revise for Statistics: No. 1 (Heinemann Modular Mathematics for Edexcel AS and A Level)*, 2nd edn, Heinemann, Oxford, pp. 20-25.

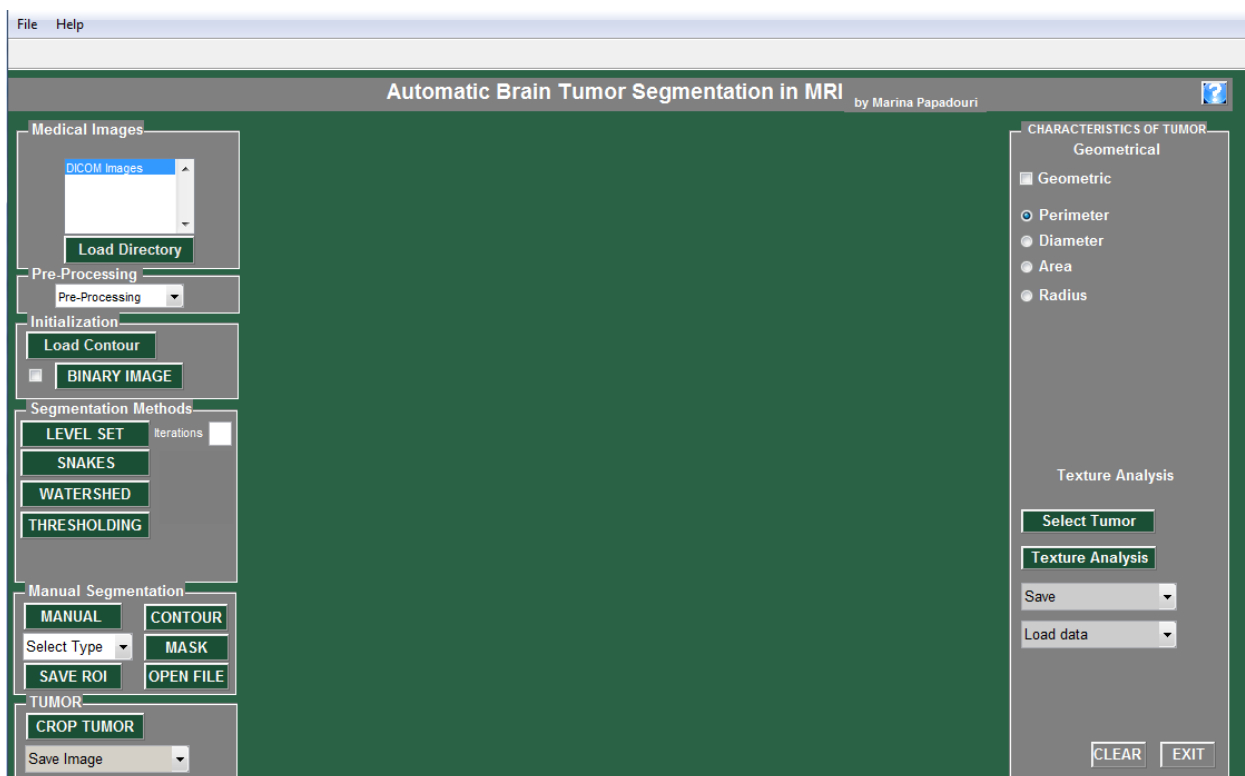
- [39] Λουκάς Β. Σωτήρης 2003, "Κανονική Κατανομή" in *Στατιστική Εκδόσεις Κριτική Επιστημονική Βιβλιοθήκη*, pp. 97-101
- [40] Κόττου Σ. (ed) 2006, "*Ηλεκτρονικοί Υπολογιστές στην Ιατρική-Δίκτυα PACS και τηλε-ακτινολογία*", Ιατρική Σχολή Πανεπιστήμιο Αθηνών, Αθήνα.
- [41] Metz C., 1978, "Basic principles of ROC analysis," *Semin. Nucl. Medic.*, vol. 8, pp. 283–298.
- [42] Loizou C.P., Pattichis C.S., Pantziaris M., Nicolaides A.N., 2007, "An Integrated System for the Segmentation of Atherosclerotic Carotid Plaque", *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 11, no 6, pp. 661-667
- [43] Zhang J. , Ma K. , Hwa Er M. and Chong V., 2004, "Tumor Segmentation from Magnetic Resonance Imaging by Learning via one-class support vector machine", *International Workshop on Advanced Image Technology (IWAIT04)*, Singapore, pp. 207-211.
- [44] Khotanlou H., Colliot O., Atif J., Bloch I., 2009, "3D brain tumor segmentation in MRI using fuzzy classification, symmetry analysis and spatially constrained deformable models", *Fuzzy Sets and Systems*, vol.160, pp.1457-1473.

## ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ

Το σύστημα αυτό υλοποιήθηκε σε Γραφικό Περιβάλλον Χρήστη χρησιμοποιώντας το λογισμικό MATLAB® στα πλαίσια της εκπόνησης της διπλωματικής εργασίας του Τεχνολογικού Πανεπιστημίου Κύπρου κατά το ακαδημαϊκό έτος 2010-2011. Το λογισμικό αυτό προορίζεται για ιατρικούς σκοπούς. Θα μπορεί να χρησιμοποιηθεί για αυτόματη, ημι-αυτόματη είτε χειροκίνητη κατάτμηση όγκων στον εγκέφαλο από εικόνες MT τύπου DICOM.

### Επεξήγηση Γραφικής Διεπαφής (GUI)

Όταν φορτωθεί το GUI εμφανίζεται στην κεντρική οθόνη του συστήματος η Εικ.1 όπως φαίνεται πιο κάτω.

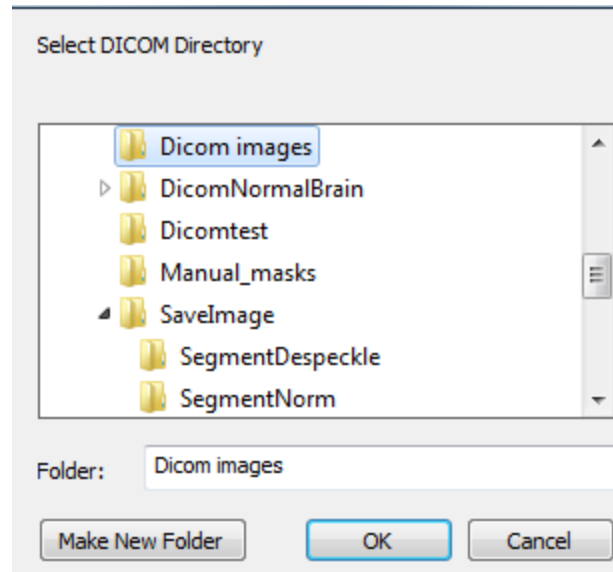


Εικόνα 1 Αρχική γραφική διεπαφή του συστήματος κατάτμησης όγκου (μηνιγγιωμάτων)

Στην αριστερή και δεξιά πλευρά του συστήματος υπάρχει μια στήλη με τις κύριες λειτουργίες που μπορεί να εκτελέσει ο χρήστης κάνοντας ένα κλικ

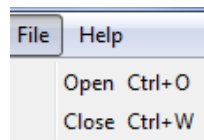
Στα αριστερά της γραφικής διεπαφής υπάρχουν έξι πάνελ.

Αρχικά θα πρέπει να φορτωθεί η εικόνα. Υπάρχουν δύο τρόποι να φορτωθεί η εικόνα είτε πατώντας το κουμπί “Load Directory” όπου εμφανίζεται ένα κουτί διαλόγου όπως φαίνεται στην Εικ.2 επιτρέποντας να την επιλογή του αρχείου που περιέχονται οι εικόνες MT τύπου DICOM .

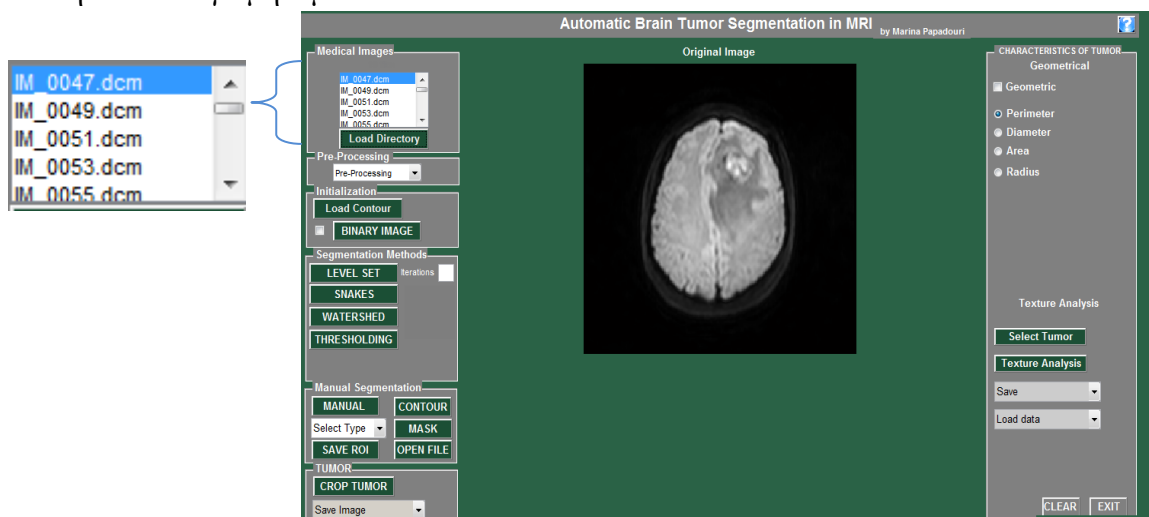


Εικόνα 2 Επιλογή αρχείου με τις εικόνες MT

Είτε από την γραμμή εντολών File/Open



Οι εικόνες φορτώνονται στην αρχική διεπαφή σε μια λίστα όπως φαίνεται στην Εικ.3 . Σε περίπτωση που επιλεγεί οτιδήποτε άλλο εκτός από εικόνες τύπου DICOM θα εμφανιστεί στην οθόνη το ανάλογο μήνυμα .

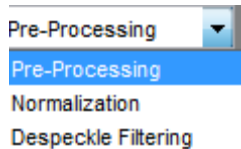


Εικόνα 3 Επιλογή εικόνας MT του ασθενή

Για παράδειγμα επιλέγουμε την εικόνα “IM\_0047.dcm” που αντιστοιχεί σε ένα ασθενή με μηνιγγίωμα και εμφανίζεται στην οθόνη.

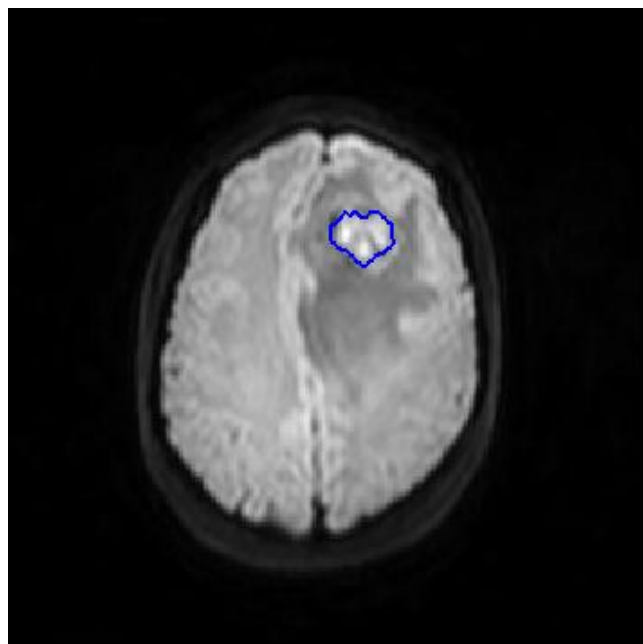
Στο δεύτερο πάνελ είναι οι τεχνικές προ- επεξεργασίας. Επιτρέπει τη βελτιστοποίηση της οπτικής εμφάνισης μιας εικόνας αλλά και την τροποποίηση με τέτοιο τρόπο ώστε να είναι αποτελεσματικότερη η παρά πέρα ανάλυση.

Οι επιλογές που δίνονται σε ένα μενού pop up είναι



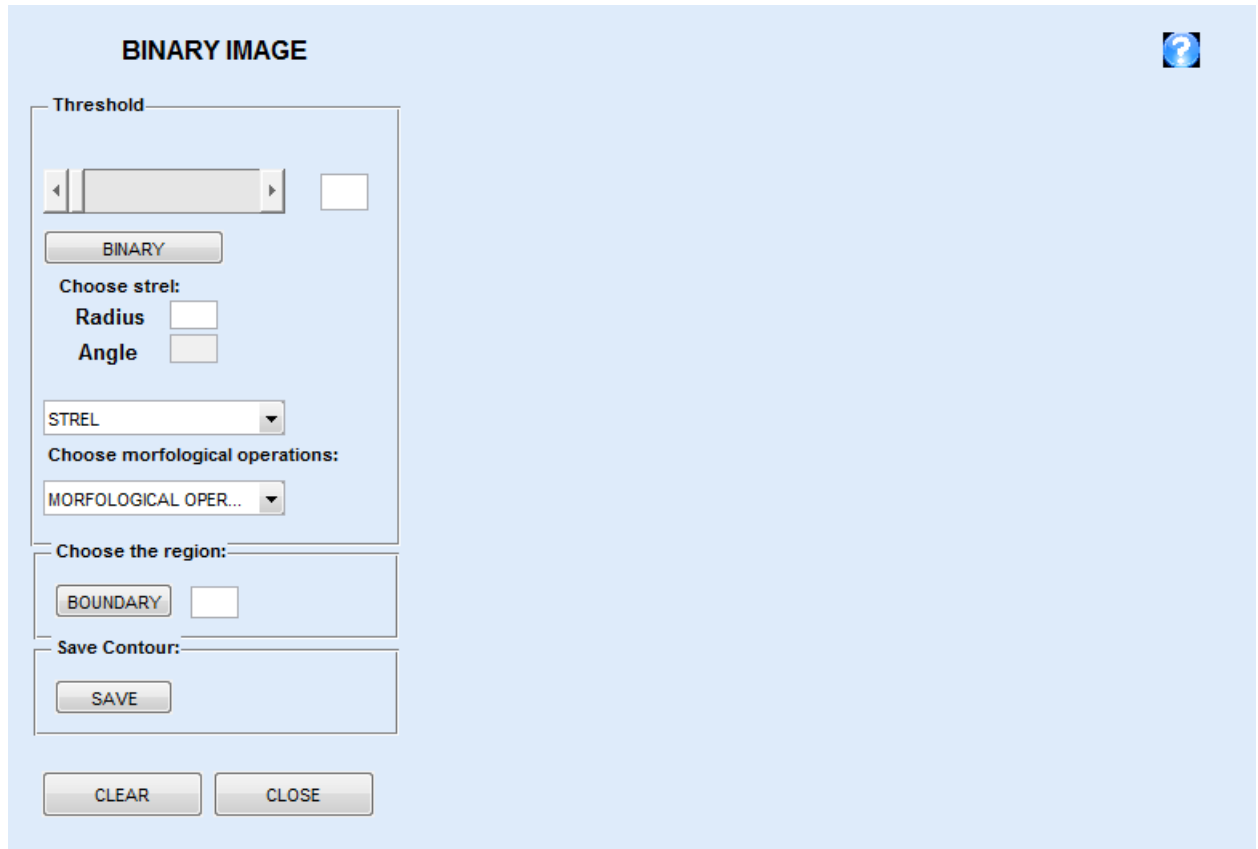
Normalization (Κανονικοποίηση ) και Despeckle Filtering (Αποθορυβοποίηση) . Οι τεχνικές αυτές χρησιμοποιούνται για να μας βοηθήσουν να εξάγουμε κάποια αποτελέσματα όσο αφορά την επεξεργασία της εικόνας αν η βελτιστοποίηση της αντίθεσης και η μείωση του θορύβου επιφέρουν σημαντικές αλλαγές στα αποτελέσματα.

Στο τρίτο πάνελ δίνεται η επιλογή αρχικοποίησης του σημείου ενδιαφέροντος δηλαδή του όγκου . Πατώντας το κουμπί “Load Contour ” φορτώνονται τα όρια του όγκου αν έχει επεξεργαστεί η συγκεκριμένη εικόνα στο παρελθόν και το κουμπί “Binary Image” απενεργοποιούνται.



Εικόνα 4 Αρχικοποίηση του όγκου

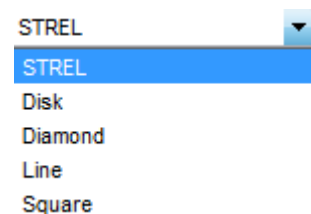
Διαφορετικά θα πρέπει να αρχικοποιηθούν τα όρια του όγκου μέσω της διαδικασίας της δυαδικής εικόνας έτσι πατώντας το κουμπί “Binary Image” ανοίγει ένα δεύτερο παράθυρο όπως φαίνεται στην Εικ. 5. Χρησιμοποιώντας κάποιες μορφολογικές πράξεις απομονώνεται το σημείο ενδιαφέροντος. Με αυτό τον τρόπο αρχικοποιούμε τα όρια γύρω από την περιοχή του όγκου.



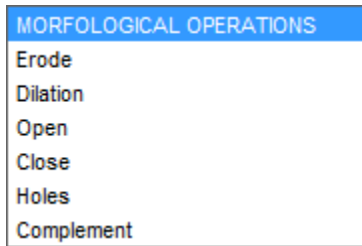
Εικόνα 5 Γραφική Διεπιφάνεια δυαδικής εικόνας

Μετακινώντας την μπάρα μεταβάλλεται η τιμή του κατωφλίου η οποία αναγράφεται δίπλα. Αφού προσδιοριστεί η τιμή, πατώντας το κουμπί “Binary” η εικόνα μετατρέπεται σε δυαδική (τιμές [0..1]). Η τιμή μεταβάλλεται μέχρι να έχουμε το επιθυμητό αποτέλεσμα στην οθόνη.

Οι αλλαγές γίνονται με την χρήση δομικών στοιχείων και μορφολογικών πράξεων αφού πρώτα επιλεγεί το μέγεθος του δομικού στοιχείου επιλέγοντας την ακτίνα του δομικού στοιχείου. Η επιλογή «angle» ενεργοποιείται μόνο στο δομικό στοιχείο «line». Στο pop up menu για επιλογή του δομικού στοιχείου υπάρχουν οι επιλογές .

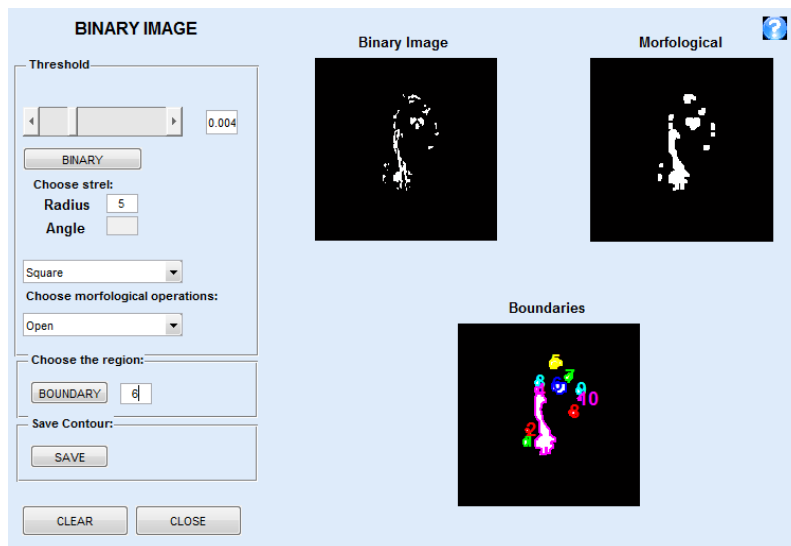


Και για μορφολογικές πράξεις οι επιλογές



Τέτοιες επεξεργασίες είναι η διαστολή (dilation), η συστολή (erosion), το ανοίγματα(open) και κλείσιμο(close). Με την διαστολή επεκτείνονται τα σύνορα των περιοχών των άσπρων εικονοστοιχείων. Η συστολή διαβρώνει τα σύνορα της περιοχής των εικονοστοιχείων, μεγαλώνει το μέγεθος των μαύρων αντικειμένων στην δυαδική εικόνα. Με τα ανοίγματα εξαφανίζει πολύ μικρά αντικείμενα με μεγαλύτερη ακρίβεια . Αρχικά διαβρώνει και στην συνέχεια διαστέλλει την εικόνα. Με το κλείσιμο εξαφανίζει πολύ μικρές οπές και κενά αλλά για αντικείμενα και μεγάλες ακμές δεν εφαρμόζεται. Με το “holes” κλείνει οπές και με το “Complement” οι περιοχές από άσπρες γίνονται μαύρες και αντίθετα.

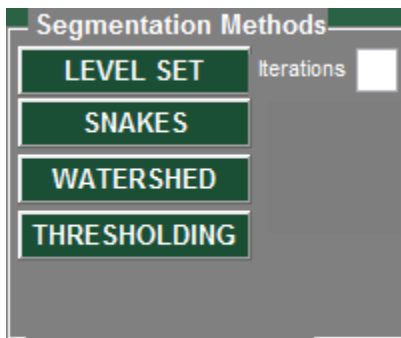
Με το κουμπί “Boundary” αφού γίνει η επεξεργασία και διαχωριστούν τα αντικείμενα στην οθόνη με την επιλογή αυτή αριθμούνται οι επιλογές και έτσι μπορεί να επιλεγεί ο αριθμός στον οποίο αντιστοιχεί ο όγκος γράφοντας το στο edit text και με το κουμπί “Save” αποθηκεύονται οι συντεταγμένες του όγκου.



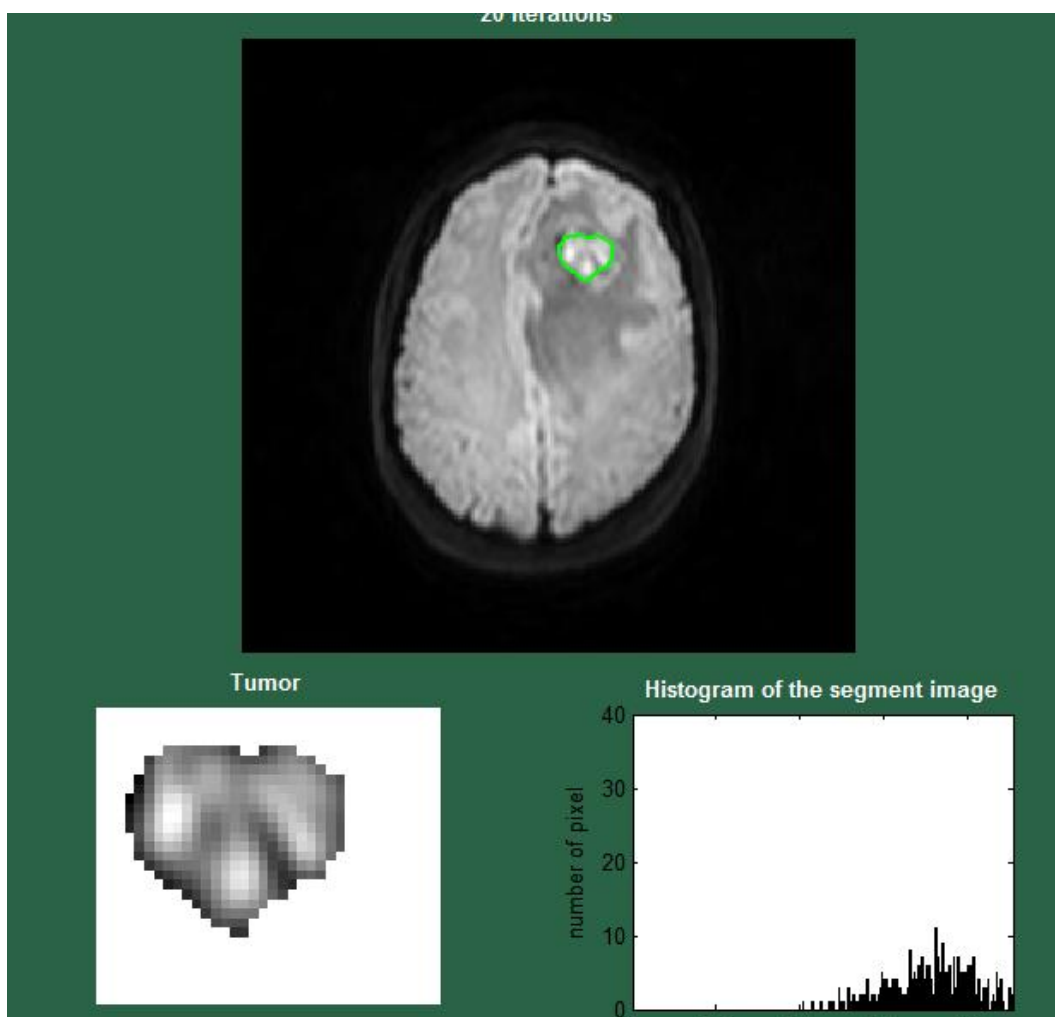
Εικόνα 6 Ολοκληρωμένη διαδικασία για να αρχικοποιηθεί ο όγκος .



Ακολουθεί η διαδικασία της κατάτμησης στο τέταρτο πάνελ. Στην εργασία αυτή χρησιμοποιήθηκαν τέσσερις μέθοδοι κατάτμησης .

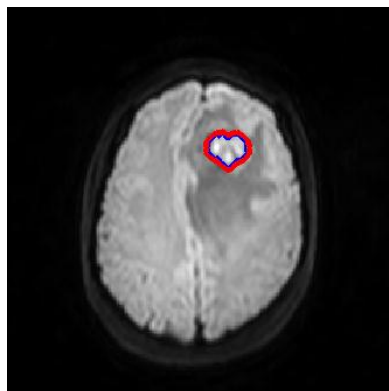


Για την χρήση της μεθόδου «level set» θα πρέπει αρχικά να δοθεί ο χρόνος επανάληψης στο Ένα παράδειγμα δίνεται στην Εικ.7.

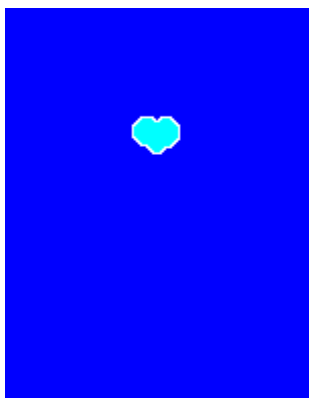


Εικόνα 7 Όγκος κατατετμημένης περιοχής με την μέθοδο συνόλου επιπέδου και το ιστόγραμμα της κατατετμημένης περιοχής

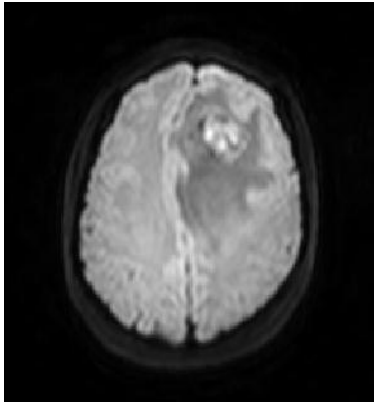
Αντίστοιχα ισχύουν και για τις υπόλοιπες μεθόδους κατάτμησης.



Εικόνα 8 Κατάτμηση με snake

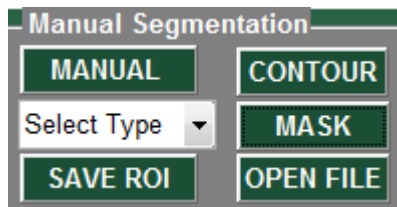



Εικόνα 9 Κατάτμηση με watershed

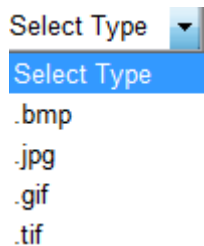


Εικόνα 10 Κατάτμηση με thresholding

Στο πέμπτο πάνελ είναι η χειροκίνητη κατάτμηση

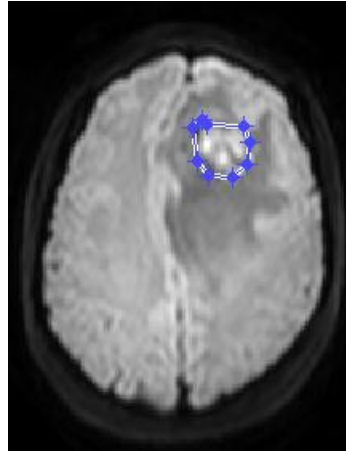


Πατώντας το κουμπί “Manual” εμφανίζεται ο σταυρός  και σου δίνετε η ευκαιρία να επιλεχτεί χειροκίνητα ο όγκος όπως παρουσιάζεται στην Εικόνα 11. Με το κουμπί “Contour” μπορεί να αποθηκευτεί το περίγραμμα από την χειροκίνητη κατάτμηση. Δίνετε η ευκαιρία χρησιμοποιώντας το περίγραμμα από την χειροκίνητη κατάτμηση να γίνει η αρχικοποίηση και έπειτα να χρησιμοποιηθούν οι αλγόριθμοι της κατάτμησης. Αυτή είναι η ημι-αυτόματη μέθοδος.



Επίσης δίνεται η δυνατότητα αποθήκευσης της περιοχής ενδιαφέροντος σε ένα από τους τέσσερις τύπους αποθήκευσης της δυαδικής μάσκας .

Πατώντας το κουμπί “Mask” εμφανίζεται η δυαδική εικόνα της χειροκίνητης κατάτμησης.



Εικόνα 11 Χειροκίνητη κατάτμηση

Στο έκτο πάνελ με το κουμπί “Crop Tumor” δίνεται η δυνατότητα κοπής του όγκου αφού εκτελεστεί η κατάτμηση και με το “Save Image” η αποθήκευση του όγκου σε τρεις μορφές είτε από την αρχική, κανονικοποιημένη ή κανονικοποιημένη με αποθορυβοποίηση.

**CHARACTERISTICS OF TUMOR**

**Geometrical**

Geometric

Perimeter

Diameter

Area

Radius

The Perimeter is:  
69.9411  
pixels and  
31.4201  
mm

**Texture Analysis**

**Select Tumor**

**Texture Analysis**

Save

Load data

**CLEAR** **EXIT**

Save Normalize Image  
Save Despeckle Image  
Save Original Image  
Save Image

Δεξιά υπάρχει και το τελευταίο πάνελ που είναι η εξαγωγή χαρακτηριστικών του όγκου.

Τα χαρακτηριστικά τα οποία μπορούμε να εξαχθούν είναι τα γεωμετρικά και συγκεκριμένα περίμετρο διάμετρο, ακτίνα και επιφάνεια σε pixels και mm. Επιλέγοντας το “Geometric” εκτελούνται όλα τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά και επιλέγοντας ένα από αυτά φαίνονται ένα-ένα.

Με το “Select Tumor” επιλέγεται ένας από τους αποθηκευμένους όγκους και υπολογίζονται τα

χαρακτηριστικά υφής πατώντας το κουμπί “Texture Analysis”.

Με την επιλογή “Save” αποθηκεύονται τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά και χαρακτηριστικά υφής και με την επιλογή “Load data” φορτώνονται τα αποτελέσματα σε excel file.