



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

**«ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΓΡΑΦΙΚΗΣ ΔΙΕΠΙΦΑΝΕΙΑΣ ΧΡΗΣΤΗ ΣΕ
ΠΛΑΤΦΟΡΜΑ ΜΑΤΛΑΒ ΜΕ ΠΑΡΑΛΛΗΛΗ ΕΦΑΡΜΟΓΗ
ΕΞΕΛΙΓΜΕΝΩΝ ΑΛΓΟΡΙΘΜΩΝ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΚΑΙ
ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ»**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Άγγελος Αμπατζόγλου

Βλάσιος Ζαχαρής

Επιβλέπων : Δημήτριος Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π

Αθήνα , Φεβρουάριος 2006



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

**«ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΓΡΑΦΙΚΗΣ ΔΙΕΠΙΦΑΝΕΙΑΣ ΧΡΗΣΤΗ ΣΕ
ΠΛΑΤΦΟΡΜΑ ΜΑΤΛΑΒ ΜΕ ΠΑΡΑΛΛΗΛΗ ΕΦΑΡΜΟΓΗ
ΕΞΕΛΙΓΜΕΝΩΝ ΑΛΓΟΡΙΘΜΩΝ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΚΑΙ
ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ»**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Άγγελος Αμπατζόγλου

Βλάσιος Ζαχαρής

Επιβλέπων : Δημήτριος Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 17^η Φεβρουαρίου 2006.

.....
Κουτσούρης Δημήτριος
Καθηγητής ΕΜΠ

.....
Νικήτα Κωνσταντίνα
Καθηγητής ΕΜΠ

.....
Τσανάκας Παναγιώτης
Καθηγητής ΕΜΠ

Αθήνα , Φεβρουάριος 2006

.....
Άγγελος Αμπατζόγλου
Βλάσιος Ζαχαρής

Διπλωματούχοι Ηλεκτρολόγοι Μηχανικοί και Μηχανικοί Υπολογιστών Ε.Μ.Π.

Copyright © Άγγελος Αμπατζόγλου, 2006.

Copyright © Βλάσιος Ζαχαρής, 2006.

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

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

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

Περίληψη

Ο ρόλος της ιατρικής απεικόνισης στη διαγνωστική και θεραπευτική διαδικασία στην εποχή μας έχει ενισχυθεί σημαντικά . Το γεγονός αυτό έχει συντελέσει σε μία θεαματική επίσης αύξηση της αναγκαιότητας για την κατάλληλη ψηφιακή επεξεργασία μιας λαμβανόμενης εικόνας . Το MATLAB είναι ένα ολοκληρωμένο περιβάλλον προγραμματισμού και ταυτόχρονα υψηλού επιπέδου γλώσσα προγραμματισμού. Έχει μεγάλες γραφικές δυνατότητες, ευκολία και ταχύτητα υλοποίησης αλγορίθμων, πολλές έτοιμες συναρτήσεις που υλοποιούνται κυρίως μέσω των toolbox που διαθέτει και επιπλέον την δυνατότητα ανάπτυξης μιας γραφικής διεπιφάνειας μεταξύ του χρήστη και του αποκρυμμένου κώδικα της εφαρμογής. Στην παρούσα λοιπόν διπλωματική εργασία αναπτύχθηκε μια γραφική διεπιφάνεια στο περιβάλλον του MATLAB που παρέχει ένα σύνολο εξελιγμένων αλγορίθμων για την ανάλυση και ψηφιακή επεξεργασία ιατρικών εικόνων.

Λέξεις Κλειδιά

Matlab , GUI , ψηφιακή επεξεργασία εικόνας , ιατρική εικόνα , vessel , bsegm , colimage, gfilter , imsnake , thesseus , thesseusSVD , fusetool.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΡΟΛΟΓΟΣ	
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1	1
ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΗ ΨΗΦΙΑΚΗ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ	1
1.1 Εισαγωγή στις διαδικασίες ψηφιακής επεξεργασίας εικόνων	2
1.2 Αποθήκευση , file types και τεχνολογίες συμπίεσης ψηφιακών εικόνων.....	6
1.3 Διανομή ψηφιακών εικόνων.....	9
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2	
ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ – ΒΕΛΤΙΩΣΗ ΕΙΚΟΝΑΣ	9
2.1 Ανάλυση και αξιολόγηση της εικόνας.....	9
2.2 Βελτίωση εικόνας	18
2.2.1 Βασικά εργαλεία επεξεργασίας εικόνας.....	20
2.2.2 Επεμβάσεις στην φωτεινότητα την αντίθεση και την καμπύλη γ	22
2.2.3 Διόρθωση χρώματος.....	24
2.2.4 Το gamma στο ιστόγραμμα.....	27
2.2.5 Τεχνολογίες βελτίωσης ευκρίνειας.....	27
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3	
ΨΗΦΙΑΚΗ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΕΙΚΟΝΩΝ ΣΤΑ ΠΛΑΙΣΙΑ ΤΩΝ	29
ΕΦΑΡΜΟΓΩΝ ΤΗΣ ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΗΣ	
3.1 Ιατρική απεικόνιση.....	29
3.2 Τεχνικές απεικόνισης στη τομογραφία.....	29
3.2.1 Υπολογιστική τομογραφία CT.....	29
3.2.2 Τομογραφία εκπομπής Ποζιτρονίου PET.....	31
3.2.3 Απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού MRI.....	32
3.3 Στοιχεία ψηφιακής επεξεργασίας ιατρικής εικόνας στο πρόγραμμα Matlab.	35
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4	
ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΓΡΑΦΙΚΗΣ ΔΙΕΠΙΦΑΝΕΙΑΣ ΣΕ ΠΛΑΤΦΟΡΜΑ MATLAB	46
4.1 Εισαγωγή στο σύστημα Matlab	46
4.2 Επεξεργασία γραφικών στη πλατφόρμα του Matlab	50
4.3 Ανάπτυξη γραφικής διεπιφάνειας χρήστη.....	57
4.4 Ανεξαρτητοποίηση της γραφικής διεπιφάνειας χρήστη από την πλατφόρμα με την χρησιμοποίηση του Matlab Compiler 4.....	68
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5	
ΕΞΕΛΙΓΜΕΝΟΙ ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΙ ΑΝΑΛΥΣΗΣ & ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ	75
ΕΙΚΟΝΩΝ	
5.1 Βρογχοσκοπική ανάλυση.....	75
5.1.1 Αυτοφθορίζουσα βρογχοσκόπηση.....	76

5.1.2 Η μέθοδος των αυτοφθορισμού.....	78
5.1.3 Συμπεράσματα.....	90
5.2 Αμφιβλειτουργοειδική κατάτμηση.....	101
5.2.1 Κάμερα πυθμένα.....	101
5.2.2 Φλουοροαγγειογραφία.....	102
5.2.3 Αλγόριθμος VESSEL.....	103
5.2.4 Αλγόριθμος IMSNAKE.....	106
5.3 Ευθυγράμμιση και σύντηξη ιατρικών εικόνων.....	109
5.3.1 Μέθοδοι ευθυγράμμισης.....	109
5.3.2 Απεικόνιση των συνδυασμένων εικόνων.....	112
5.3.3 Αυτόματη ευθυγράμμιση τομογραφιών εγκεφάλου με χρήση της μεγιστοποίησης της αμοιβαίας πληροφορίας.....	112
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	122

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΗΝ ΨΗΦΙΑΚΗ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Ψηφιακή Επεξεργασία Εικόνων (ΨΕΕ) είναι η εφαρμογή της ψηφιακής επεξεργασίας σημάτων πάνω σε συγκεκριμένα σήματα (εικόνες). Η επεξεργασία, μετάδοση και κατανόηση των εικόνων αποτελούν πεδία συνεχώς αναπτυσσόμενης έρευνας. Το μέγεθος μιας εικόνας απαιτεί τεράστια ταχύτητα υλοποίησης των αλγορίθμων για λειτουργία σε πραγματικό χρόνο. Η τεχνολογία ολοκληρωμένων κυκλωμάτων πολύ μεγάλης κλίμακας (VLSI), σε συνδυασμό με την ανάπτυξη αρχιτεκτονικών συνεχούς ροής (pipelining) με μεγάλο βαθμό παραλληλισμού, βοήθησε στη δυνατότητα υλοποίησης πολλών πολύπλοκων αλγορίθμων. Η ταυτόχρονη ελάττωση του κόστους των μνημών, επεξεργαστών, και γενικά της υπολογιστικής ισχύος, έχει κάνει οικονομικά βιώσιμη την ανάπτυξη συστημάτων επικοινωνίας και, επεξεργασίας εικόνων ακόμα και για οικιακή χρήση.

Οι αλγόριθμοι επεξεργασίας εικόνων εξυπηρετούν διάφορους σκοπούς σαν τους επόμενους:

α) την βελτίωση της ποιότητας των εικόνων, με χρήση κατάλληλων φίλτρων η την αποκατάσταση τους στην αρχική τους μορφή μετά από αλλοίωση τους λόγω επίδρασης θορύβου.

β) την κωδικοποίηση τους, έτσι ώστε η πληροφορία τους να μπορεί να περιγραφεί από μία σειρά όσο γίνεται μικρότερου αριθμού bit (συμπύεση δεδομένων) N με σκοπό την γρήγορη μετάδοση τους μέσω διαύλων περιορισμένης χωρητικότητας (bandwidth), ή την αποτελεσματική αποθήκευση τους σε περιορισμένο αποθηκευτικό χώρο με ικανοποιητική ποιότητα εικόνας.

γ) την μετατροπή φωτογραφιών σε εικόνες δύο μόνο αποχρώσεων (μαύρου-άσπρου), για εκτύπωση ή επίδειξη σε δυαδική μορφή.

δ) την τροποποίηση των εικόνων (π.χ. pixelate) εφαρμόζοντας έτσι επάνω τους «καλλιτεχνικές» φόρμες και απόψεις.

Υπάρχει μεγάλη ποικιλία πρακτικών εφαρμογών της ΨΕΕ. Ένας μερικά αντιπροσωπευτικός κατάλογος είναι ο επόμενος:

1) *Ιατρικές και βιοϊατρικές εφαρμογές*: ανάκτηση, επεξεργασία, βελτίωση ποιότητας, μετάδοση, αποθήκευση ιατρικών εικόνων (π.χ. ακτινογραφιών) μαζί με σήματα (π.χ. καρδιογραφήματα) και κείμενα (π.χ. ιστορικό ασθενών) σε βάσεις δεδομένων (ή και βιντεοδίσκους), τομογραφία, αυτόματη διάγνωση ασθενειών από ιατρικές εικόνες.

2) *Διαστημικές εφαρμογές*: μετάδοση, βελτίωση ποιότητας και αποκατάσταση, κατανόηση εικόνων παρμένων από διαστημόπλοια.

3) *Δορυφορική φωτογραφισή γήινης επιφάνειας*: αποθήκευση τεράστιου όγκου συμπιεσμένων ψηφιακών εικόνων, αυτόματη χαρτογράφηση, αναγνώριση του είδους καλλιέργειας γεωργικών εκτάσεων, σεισμολογικές έρευνες.

4) *Τηλεσυνέντευξη*: μετάδοση και επεξεργασία εικόνων μέσω τηλεφωνικών ή δορυφορικών καναλιών για οπτική επικοινωνία. Ίσως τα μελλοντικά τηλέφωνα να είναι ολοκληρωμένα συστήματα ταυτόχρονης μετάδοσης ήχου και εικόνας.

5) *Ψηφιακή Τηλεόραση και Συστήματα Πολυμέσων*: αύξηση διακριτικής ικανότητας, βελτίωση της ποιότητας της εικόνας, ψηφιοποίηση τηλεόρασης (τηλεόραση υψηλής ευκρίνειας HDTV), ολοκλήρωση τηλεόρασης και υπολογιστών, αναζήτηση και ανάκληση με βάση το περιεχόμενο από βάσεις δεδομένων πολυμέσων.

6) *Είσοδος-Έξοδος υπολογιστών (ακόμα και προσωπικών)*: ρομποτική όραση, π.χ. σε περιβάλλον βιομηχανικής συναρμολόγησης μηχανημάτων (computer vision, ανάπτυξη υπολογιστών "πέμπτης γενιάς").

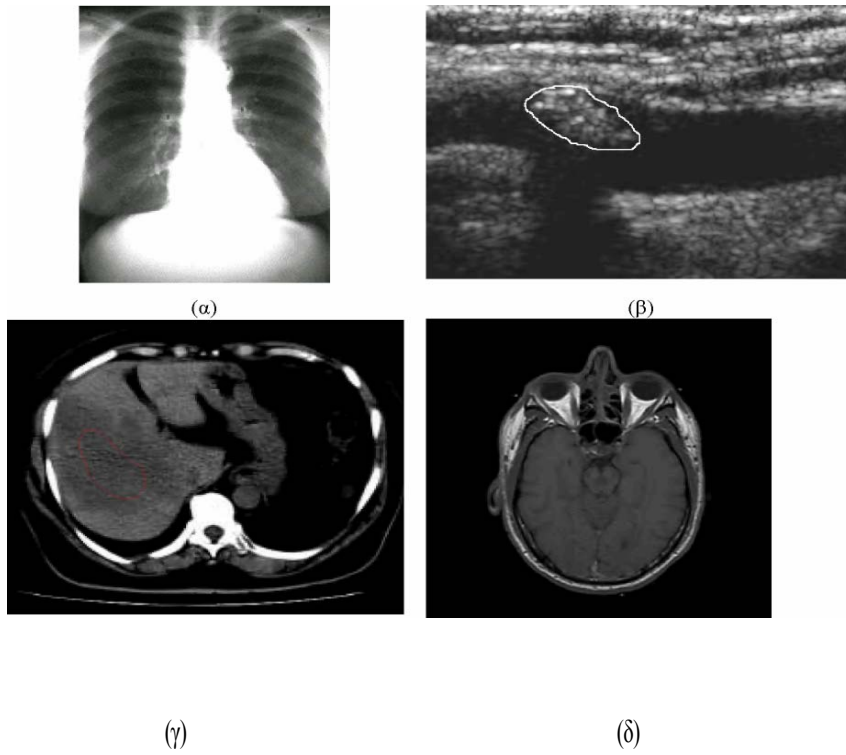
1.1 Εισαγωγή στις διαδικασίες ψηφιακής επεξεργασίας εικόνων.

Η έγκαιρη αλλά και σωστή διάγνωση, η εκτίμηση της πορείας μιας νόσου, καθώς και η χάραξη μίας θεραπείας βασίζονται σήμερα σε υψηλό βαθμό στην ιατρική απεικόνιση και εξαρτώνται τόσο από τη συλλογή των απεικονιστικών δεδομένων όσο και από την ερμηνεία αλλά και την διαχείριση των λαμβανόμενων εικόνων. Τον τελευταίο καιρό, ο ρόλος της ιατρικής απεικόνισης στη διαγνωστική και θεραπευτική διαδικασία έχει ενισχυθεί θεαματικά εξαιτίας όχι μόνο των εξελίξεων στα ανιχνευτικά συστήματα αλλά και στην αλματώδη αύξηση της επεξεργαστικής ικανότητας των υπολογιστών. Για παράδειγμα, μια από τις σημαντικότερες εξελίξεις στην ιατρική απεικόνιση σχετίζεται με την τομογραφική απεικόνιση του ανθρώπινου σώματος, η οποία εξαρτάται ουσιαστικά από τις διαθέσιμες δυνατότητες υπολογιστικής ισχύος και αποθήκευσης δεδομένων, και παράγει τρισδιάστατες (3D) αναπαραστάσεις υψηλής ποιότητας στην οθόνη του υπολογιστή. Τα σύγχρονα συστήματα ιατρικής απεικόνισης παρέχουν πληροφορία

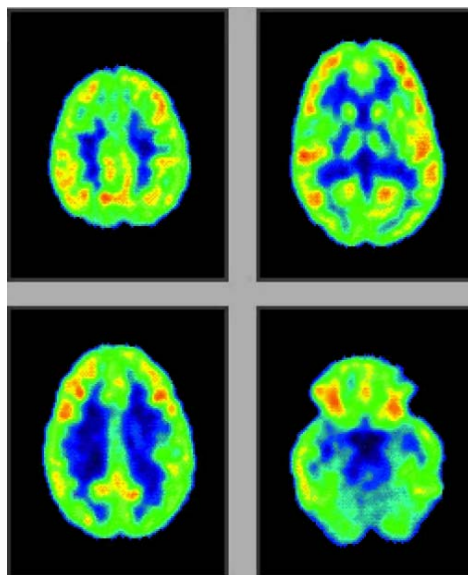
για εσωτερικές δομές του ανθρώπινου σώματος με βάση σύνολα δεδομένων 2, 3, 4 ή ακόμη και 5 διαστάσεων. Μερικά χαρακτηριστικά παραδείγματα αναφέρονται στη συνέχεια. Δεδομένα δύο διαστάσεων (2D) μπορεί να αντιστοιχούν σε μια ψηφιακή ακτινογραφία, μια τομογραφική εικόνα από ένα σύνολο δεδομένων υπολογιστικής τομογραφίας (CT), μαγνητικής τομογραφίας (MRI), τομογραφίας εκπομπής ποζιτρονίων (PET), τομογραφίας εκπομπής φωτονίου (SPECT), μια εικόνα υπερηχοτομογραφίας (US), λειτουργικής μαγνητικής τομογραφίας (fMRI) κ.λπ. Δεδομένα τριών διαστάσεων (3D) μπορεί να αντιστοιχούν σε μια χρονική αλληλουχία από 2D δεδομένα (ακτινογραφίες ή εικόνες τομογραφίας από δυναμική μελέτη κάποιας περιοχής ενδιαφέροντος), ένα σύνολο από τομογραφικές εικόνες ενός στατικού αντικειμένου ενδιαφέροντος .

Δεδομένα τεσσάρων διαστάσεων (4D) μπορεί να αντιστοιχούν σε δυναμική αλληλουχία 3D δεδομένων από μία δυναμική τομογραφική μελέτη (Σχ. 3(β)-(γ)). Δεδομένα πέντε διαστάσεων (5D) μπορεί να αντιστοιχούν σε μια χρονική αλληλουχία 3D δεδομένων από μια δυναμική τομογραφική μελέτη που απεικονίζει επιπλέον την τιμή κάποιας παραμέτρου ενδιαφέροντος (π.χ. μελέτη μαγνητικής φασματοσκοπίας της καρδιάς) .

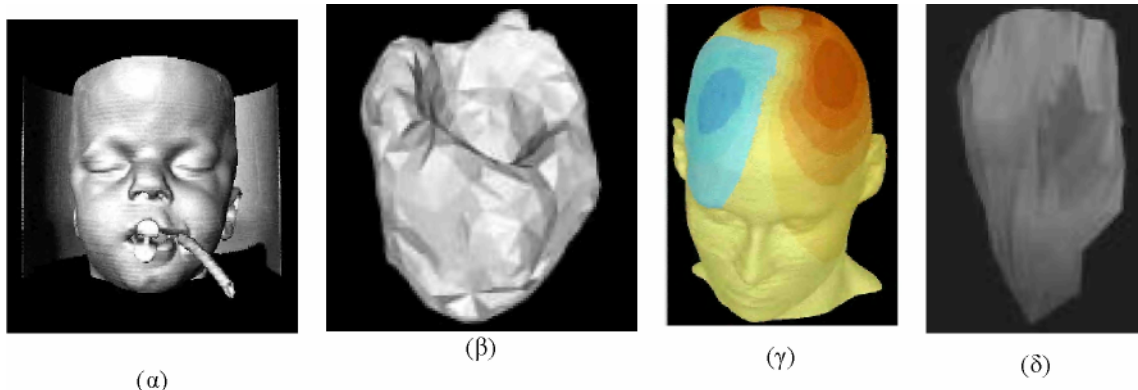
Από τις τομογραφικές εξετάσεις, η υπολογιστική και μαγνητική τομογραφία και οι υπέρηχοι παρέχουν ανατομική και δομική πληροφορία. Αυτό το επιτυγχάνουν απεικονίζοντας σε κάθε στοιχείο των δεδομένων τους κάποια φυσική ποσότητα που παρουσιάζει διαφοροποίηση μεταξύ των ιστών, όπως είναι η εξασθένιση των ακτινών X στην υπολογιστική τομογραφία, διάφορες τιμές αποδιέγερσης μαγνητικά ενεργών υλικών στη μαγνητική τομογραφία, η ακουστική αντίσταση στην υπερηχοτομογραφία. Οι Απεικονιστικές τεχνικές της πυρηνικής ιατρικής (PET, SPECT) καθώς και η λειτουργική μαγνητική τομογραφία (fMRI) παρέχουν πληροφορίες σχετικά με τη λειτουργία των δομών ενδιαφέροντος με βάση τη διάχυση ουσιών που παρατηρείται στα εξεταζόμενα όργανα κατά το μεταβολισμό τους.



Σχήμα 1.1 Παραδείγματα 2D ιατρικών δεδομένων, (α) Ακτινογραφία θώρακα, (β) Υπερηχοτομογραφία καρωτίδας (αθηρωματική πλάκα), (γ) Υπολογιστική τομογραφία άνω κοιλίας (ηπατοκυτταρικός καρκίνος). (δ) Μαγνητική τομογραφία (εγκέφαλος)



Σχήμα 1.2 Τομές από εξέταση τομογραφίας εκπομπής ποζιτρονίων (εγκέφαλος)



Σχήμα 1.3 Παραδείγματα πολυδιάστατων ιατρικών δεδομένων α) ανακατασκευή εξωτερικής επιφάνειας κεφαλιού από δεδομένα υπολογιστικής τομογραφίας (3D) (β) Στιγμιότυπο από δυναμική τομογραφική μελέτη καρδιάς (γ) Κατανομή ηλεκτρικού πεδίου στο ανθρώπινο κεφάλι (δ) Στιγμιότυπο από δυναμική τομογραφική μελέτη καρδιάς με κωδικοποίηση της συσταλτικότητας του μυοκαρδίου

Με δεδομένη τη διαθεσιμότητα σε υλικό και λογισμικό καθώς και τη συνεχή βελτίωση σε διακριτική ανάλυση και αξιοπιστία των ιατρικών απεικονιστικών συστημάτων, ο αρχικός στόχος της αξιοποίησης της πολυδιάστατης (2D, 3D, 4D) απεικονιστικής πληροφορίας προς την κατεύθυνση της ουσιαστικής διάγνωσης και θεραπείας ασθενειών έχει αρχίσει να πραγματοποιείται. Η ιατρική απεικόνιση χρησιμοποιείται ευρέως σε μια πλειάδα εφαρμογών της σημερινής κλινικής πρακτικής όπως στην υποβοήθηση της διάγνωσης, στη προσομοίωση χειρουργικής επέμβασης, στο σχεδιασμό της ακτινοθεραπείας και στην ποσοτικοποίηση της ιστοπαθολογίας. Για τη βέλτιστη αξιοποίηση της τεράστιας ποσότητας διαθέσιμης πληροφορίας, είναι απαραίτητη η χρήση τεχνικών ψηφιακής επεξεργασίας για τη γρήγορη και ακριβή εξαγωγή της ουσιαστικής πληροφορίας καθώς και για το συνδυασμό πληροφορίας από διαφορετικές πηγές. Ως αποτέλεσμα, η επεξεργασία, ανάλυση και παρουσίαση ιατρικών απεικονιστικών δεδομένων αποτελεί σήμερα ένα σημαντικό πεδίο στην ιατρική απεικόνιση. Ο συνδυασμός υψηλής ποιότητας ψηφιακών ιατρικών εικόνων και υψηλής απόδοσης/χαμηλού κόστους υπολογιστών επιτρέπει την ανάπτυξη εξελιγμένων τεχνικών και συστημάτων για την αποτελεσματική επεξεργασία και πολυδιάστατη παρουσίαση/εποπτεία ιατρικών δεδομένων, προσφέροντας νέες δυνατότητες για την αξιολόγηση απεικονιστικών ευρημάτων, τη σχεδίαση και αποτίμηση θεραπευτικών παρεμβάσεων.

Μέχρι σήμερα, η αξιολόγηση ιατρικών εικόνων γινόταν αποκλειστικά από ειδικευμένους ιατρούς. Ωστόσο η αξιολόγηση από ανθρώπους περιορίζεται από τα μη συστηματικά πρότυπα αναζήτησης του ανθρώπου, την παρουσία δομικού θορύβου στην εικόνα και την ύπαρξη πολύπλοκων ασθενειών που απαιτούν το

συνδυασμό τεράστιας ποσότητας απεικονιστικών και κλινικών δεδομένων. Η υποβοήθηση της διάγνωσης από υπολογιστή, που ορίζεται ως η διάγνωση που τίθεται από ιατρό/απεικονιστή όταν αυτός χρησιμοποιεί την έξοδο ενός υπολογιστικού συστήματος ανάλυσης ιατρικής εικόνας ως δεύτερη γνώμη κατά τη διαδικασία ανίχνευσης βλαβών, εκτίμησης της έκτασης ασθενειών και λήψης διαγνωστικών αποφάσεων, μπορεί να βελτιώσει σημαντικά τη διαδικασία αξιολόγησης ιατρικών εικόνων.

Επίσης, η αξιοποίηση ιατρικών απεικονιστικών δεδομένων προς την κατεύθυνση μιας αποτελεσματικότερης χειρουργικής επέμβασης, αποτελεί έναν πολύ ενδιαφέροντα και παράλληλα δύσκολο στόχο, καθώς τα ανατομικά δεδομένα του ασθενή, όπως αυτά συλλέγονται μετά από τομογραφική σάρωση, πρέπει να συσχετιστούν με τα πραγματικά δεδομένα της χειρουργικής επέμβασης, λαμβάνοντας υπόψη την κίνηση οργάνων και ιστών κατά τη διάρκεια της επέμβασης. Σήμερα, σύγχρονες τεχνικές εικονικής πραγματικότητας μπορούν να συμβάλουν σημαντικά στην αξιοποίηση της απεικονιστικής πληροφορίας για το σχεδιασμό και την προσομοίωση χειρουργικών επεμβάσεων. Επιπλέον, πεδία όπως ο σχεδιασμός της ακτινοθεραπείας με βάση τα τομογραφικά δεδομένα του ασθενούς που μπορεί να προέρχονται και από διαφορετικά απεικονιστικά συστήματα μπορούν να επωφεληθούν σε σημαντικότατο βαθμό από τη χρήση σύγχρονων τεχνικών ψηφιακής επεξεργασίας και παρουσίασης πολυδιάστατων απεικονιστικών δεδομένων. [17]

1.2 Αποθήκευση , File Types και τεχνολογίες συμπίεσης ψηφιακών εικόνων.

Τα κύρια πρότυπα εικόνων είναι:

Tiff & Jpeg

Ένα αρχείο tiff ή jpeg, αποτελείται από:

Header:-Horizontal and vertical dimension (pixel)

-Type of image (grasses n colors)

-Bit depth Comp. Tech

-IPTC info

Hi Res Pointer (start)

HiRes Pointer (end)

-IPTC -IPTC(VP 13 field) MAC

Εκτός απο τα κύρια πρότυπα υπάρχουν και εναλλακτικά πρότυπα όπως: BMP. EPS. PSD. GIF. PhotoCD. Jpeg 2000.

Για παράδειγμα ένα αρχείο 600x800, ασπρόμαυρη φωτογραφία των 8bit χωρίς compression θα είναι:

Header: W=600 H=800 Fs=GS Bps=8 Comp=NO Image data: 480000bytes of image data

Το ίδιο αρχείο σε διαφορετικές μορφές θα είναι:

Στο Photoshop 4Mb

Σε Tiff(L2W) 284MB

Σε JPEG “MAX” 286KB

Σε JPEG “MEDIUM” 59KB

Σε JPEG “LOW” 46KB

Σε EPS 5,5MB

Tiff: L2W: Lossless compression

50% reduction

EPS: Postscript layout program

EPS: Περιέχει πληροφορίες για Half toning και δίνει μεγαλύτερα αρχεία σε MB .

DCS: Desktop color separation

Q-Express: Αποτελείται απο πέντε αρχεία : Y, M, C, BR συν ένα αρχείο για Preview για position για layout

JPEG: Lossy compression μέχρι και 20:1. Αποτελεί πλέον κάτι σαν Industry standard.

Για να επιλέξουμε το σωστό Format πρέπει να έχουμε υπόψιν μας τα πιο κάτω Format:

Capture Formats

Master Archive Formats

Formats for Processing

Formats for Delivery

Formats for Commercial Printing

Formats for Desktop Printing

Formats for Web Delivery

1.3 Διανομή Ψηφιακών Εικόνων .

Η διανομή των ψηφιακών εικόνων μπορεί να γίνει με τους ακόλουθους τρόπους:

- Με την χρήση μεταφερόμενων και αφαιρούμενων μέσων όπως οπτικοί δίσκοι, Flash Memory, δισκέτες κτλ.
- Με ειδικές εφαρμογές παρουσίασης (viewers)
- Μέσω του διαδικτύου με HTML σελίδες, ηλεκτρονικό ταχυδρομείο και Internet – Λύσεις e-commerce.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ – ΒΕΛΤΙΩΣΗ ΕΙΚΟΝΑΣ

2.1 Ανάλυση και Αξιολόγηση της Εικόνας

Τα βασικά χαρακτηριστικά μίας εικόνας, είναι τα γνωρίσματα εκείνα που μας επιτρέπουν να αξιολογούμε την ποιότητα της με βάση κάποια δεδομένα και να αποφασίζουμε σχετικά με το είδος και το εύρος των επεμβάσεων επεξεργασίας εικόνας που είναι απαραίτητες. Χαρακτηριστικά που συχνά χρησιμοποιούμε για την αξιολόγηση μίας εικόνας είναι:

- Η Φωτεινότητα,
- Η Αντίθεση,
- Η Διαύγεια ή η Ασάφεια,
- Η Ανάλυση ή Χωρική Διακριτικότητα
- Ο Θόρυβος που περιέχει η εικόνα.

Διεθνώς παραμένει πάντα σε εξέλιξη μια μάχη ανάμεσα στον παράγοντα Χρώμα και τον παράγοντα Αντίθεση.

Η πλειοψηφία των θεατών μιας εικόνας δείχνει να αντιλαμβάνεται και να προτιμά την λεπτομέρεια στην εικόνα. Η λεπτομέρεια, όπως αυτή σε πολλές φορές προβάλλεται μέσα από αυξημένη αντίθεση, είναι κατανοητή από όλους. Αντίθετα, το χρώμα είναι σε μεγάλο βαθμό υποκειμενικό.

Η προσαρμοστικότητα που έχει το σύστημα ανθρώπινης όρασης φροντίζει ώστε να εξισορροπεί τα χρώματα του περιβάλλοντος με καθαρά ψυχολογικό τρόπο, στα χρώματα που «γνωρίζουμε» πως είναι τα σωστά. Σαν αποτέλεσμα, όταν βρεθούμε σε ένα περιβάλλον φωτισμού με διαφορετικά χαρακτηριστικά από το φως ημέρας, το οπτικό μας σύστημα, μέσα σε σύντομο διάστημα προσαρμόζει τα χρώματα ώστε αυτά να δείχνουν «φυσικά» και κανονικά. Για το λόγο αυτό, λευκοί τοίχοι κάτω από το φως του ηλίου δείχνουν λευκοί στο μάτι μας ακόμα και κάτω από το φως λάμπας πυράκτωσης ή λάμπας φθορισμού. Το σύστημα όρασης μας αγνοεί τις αποχρώσεις που οι δύο διαφορετικοί φωτισμοί επιβάλλουν στην εικόνα που βλέπουμε και προβάλλει το χρώμα που «γνωρίζουμε» πως είναι το σωστό. Δυστυχώς αυτό έχει αρνητικά αποτελέσματα στην ικανότητα και

αξιοπιστία του ματιού να αξιολογεί εικόνες όσον αφορά τη χρωματική τους ισορροπία μιας εικόνας και κάνει την αξιολόγηση της εικόνας με τεχνικό τρόπο απαραίτητη. Η λογική του «δείχνει σωστή στο μάτι» σε πολλές περιπτώσεις ενσωματώνει την επικίνδυνη παγίδα του να «νομίζουμε πως δείχνει σωστή στο μάτι» επειδή απλά «φανταζόμαστε πως δείχνει σωστή».

Η επεξεργασία εικόνας σε υπολογιστή προσφέρει πληθώρα εργαλείων αξιολόγησης της εικόνας και μας επιτρέπει να παρακάμπτουμε και να αποφεύγουμε παρόμοιες παγίδες.

Τα παραπάνω εισάγουν την αμφιλεγόμενη έννοια της Φυσιολογικής Εικόνας. Η έννοια αυτή έχει σαν λογικό επακόλουθο πως το αποτέλεσμα μιας επεξεργασίας σχεδόν πάντα είναι περισσότερο πετυχημένο όσο λιγότερο γίνεται αντιληπτή η ύπαρξη επεξεργασίας (με την προφανή εξαίρεση των ειδικών τεχνικών που γίνονται συχνά για να είναι ορατά).

Κάθε pixel μίας εικόνας περιέχει ένα αριθμό που περιγράφει την ένταση του ορισμένου pixel. Σε ένα σύστημα τριών χρωμάτων των 24 bit, κάθε χρώμα θα καθορίζεται από ένα αριθμό 8bit και επομένως θα έχει μία τιμή ανάμεσα στο 0 και το 255. Το Μαύρο ορίζεται σαν 0,0,0 και το άσπρο σαν 255,255,255. Το μέσον του εύρους χρωμάτων είναι το 128,128,128 ενώ το κόκκινο είναι 255,0,0 το πράσινο είναι 0,255,0 και το μπλε είναι 0,0,255. Ανάμεσα στο 000 και το 255,255,255 υπάρχουν περίπου 16,7 εκατομμύρια χρωματικές διαβαθμίσεις. Ο αριθμός αυτός είναι και το σύνολο των πληροφοριών που αναφέρεται στο ορισμένο pixel. Η τιμή αυτή καθαυτή αλλά και σε συνδυασμό με τις αντίστοιχες τιμές γειτονικών ή και απομακρυσμένων pixel επιτρέπει τον χαρακτηρισμό της εικόνας στο σύνολο της και τον καθορισμό των χαρακτηριστικών της όπως παρουσιάστηκαν παραπάνω.

Η Φωτεινότητα (Brightness) είναι ένας όρος που χρησιμοποιείται για να περιγράψει το γενικό ποσό φωτός που υπάρχει σε μια εικόνα. Είναι μια αποτύπωση του κατά πόσο μια εικόνα είναι φωτεινή ή σκοτεινή. Μια φωτογραφία που έχει υπό-εκτεθεί έχει χαμηλή φωτεινότητα ενώ αντίθετα μια φωτογραφία που έχει υπερεκταθεί έχει υψηλή φωτεινότητα.

Η Αντίθεση (Contrast) μίας εικόνας είναι μια αποτύπωση των διαφορών ανάμεσα στα ακραία pixel, δηλαδή ανάμεσα στο πιο φωτεινό και το πιο σκοτεινό pixel μιας εικόνας. Εικόνες που διαθέτουν μεγάλο εύρος τόνων έχουν μεγάλη

αντίθεση (φωτογραφία με κανονική ηλιοφάνεια) ενώ εικόνες με περιορισμένο εύρος τόνων είναι χαμηλής αντίθεσης (φωτογραφία σε ομίχλη). Μια εικόνα έχει φτωχή αντίθεση (είναι χαμηλού contrast.) εάν περιέχει τιμές pixel. μέσα σε ένα στενό εύρος (μια εικόνα της οποίας τιμές κυμάνθηκαν από 100 έως 140 θα είχε φτωχή αντίθεση). Μια εικόνα έχει καλή αντίθεση (υψηλό contrast) εάν αποτελείται από ένα ευρύ φάσμα τιμών φωτεινότητας που εκτείνεται από το μαύρο μέχρι το λευκό.

Το ποσό της κλίμακας έντασης που αξιοποιείται στην πράξη από μια εικόνα καλείται δυναμική περιοχή "dynamic range". Μια εικόνα με καλή αντίθεση θα έχει ευρεία δυναμική περιοχή. Σε ένα σύστημα των 8bit, υπάρχουν 256 διαθέσιμοι τόνοι του γκρι, από το μαύρο μέχρι το λευκό. Αν μια εικόνα διαθέτει περιορισμένο εύρος τόνων, για παράδειγμα ανάμεσα στο 90 και το 154 (εύρος 64 τόνοι) αυτό στην ουσία είναι ταυτόσημο με μια εικόνα των 6 bit, καθώς $2^6=64$ διαβαθμίσεις. Σαν αποτέλεσμα έχουμε περιορίσει την δυναμική περιοχή της εικόνας κατά δύο bit.

Η Καμπύλη γ είναι μια ένδειξη του ποσοστού σκοτεινών και φωτεινών τόνων που υπάρχουν σε μια εικόνα και ιδιαίτερα του συσχετισμού που προσδιορίζει τους μεσαίους τόνους. Προσφέρει ένα τρόπο να μεταβάλλεται η σχετική φωτεινότητα και αντίθεση μίας εικόνας χωρίς να επηρεάζονται οι ακραίες τιμές και με τον τρόπο αυτό να αποφεύγεται το παραπάνω πρόβλημα.

2.1.1 Αξιολόγηση Εικόνας με το Ιστόγραμμα

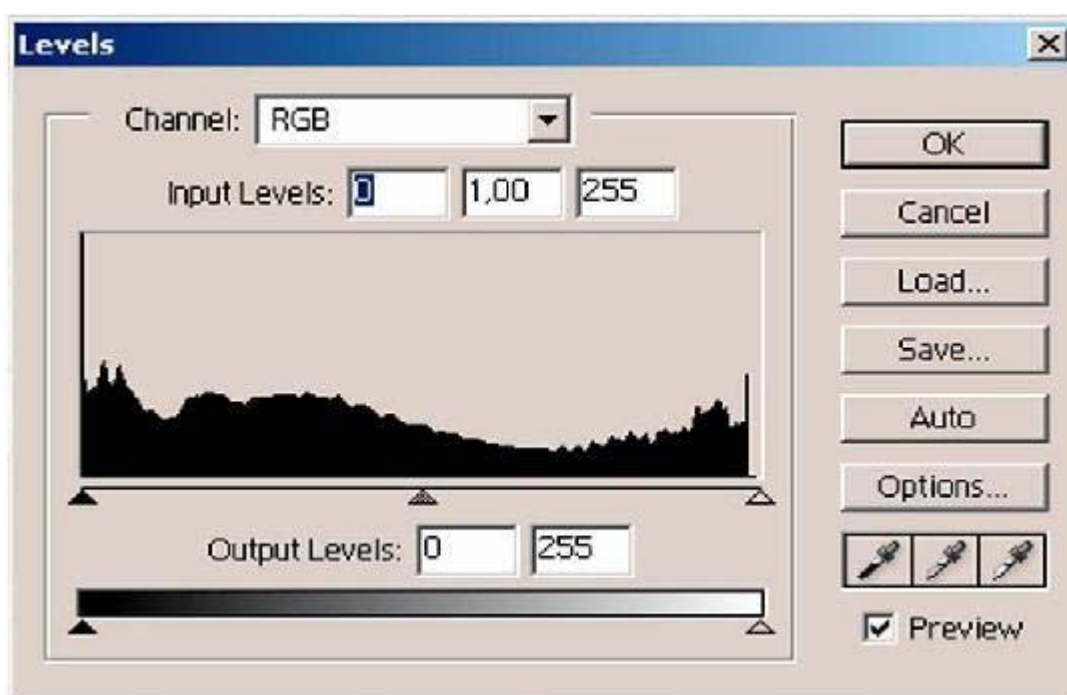
Όλες οι ψηφιακές εικόνες αποτελούνται από ένα πλέγμα εικονοστοιχείων (pixel) που κάθε ένα χαρακτηρίζεται από τη θέση (x,y), την φωτεινότητα και για μια έγχρωμη εικόνα, το χρώμα του. Στην περίπτωση μίας εικόνας 24bit, η φωτεινότητα και το χρώμα εκφράζονται από τον συνδυασμό τριών τιμών έντασης φωτός που αντιστοιχούν στα τρία πρωτεύοντα χρώματα (R ,G,B) και που μπορούν να έχουν τιμές από 0 έως 255. Όσο μεγαλύτερες είναι οι τιμές ενός pixel, τόσο πιο φωτεινό θα δείχνει και όσο μικρότερες τόσο πιο σκοτεινό.

Είναι πολύ εύκολο να κάνουμε μια πρώτη και γρήγορη αξιολόγηση της ποιότητας μίας εικόνας τουλάχιστον όσον αφορά τα παραπάνω τεχνικά χαρακτηριστικά της (και σίγουρα όχι την αισθητική της), χρησιμοποιώντας το εξαιρετικά εύχρηστο εργαλείο του ιστογράμματος.

2.1.1.1 Περιγραφή

Το ιστόγραμμα είναι ένα γραφικό εργαλείο που αφενός μας δίνει μια οπτική απεικόνιση της ποιότητας μίας εικόνας αφετέρου μας επιτρέπει μέσα από συνδυασμένες ενέργειες να επεμβούμε στην φωτεινότητα την αντίθεση, την χρωματική ισορροπία και την καμπύλη γ μίας εικόνας. Την χρήση του σαν εργαλείο διόρθωσης και επεξεργασίας θα δούμε σε επόμενο κεφάλαιο. Εδώ θα αντιμετωπίσουμε το Ιστόγραμμα σαν ένα εργαλείο ανάλυσης και αξιολόγησης μιας εικόνας.

Ένα τυπικό ιστόγραμμα παρουσιάζεται στην Εικόνα 2.1



Εικόνα 2.1 Το ιστόγραμμα

Σε ένα ιστόγραμμα, ο οριζόντιος άξονας (άξονας x) αντιπροσωπεύει την κλίμακα έντασης (0 έως 255 σε ένα σύστημα των 8 bit), και ο κατακόρυφος άξονας (άξονας y) μετρά τον αριθμό από pixel στην εικόνα που έχουν μια ορισμένη αξία έντασης. Σε Gray Scale 8 εικόνες, ο άξονας x αντιπροσωπεύει τις τιμές του γκρι από 0 μέχρι 255. Για εικόνες true colour, έχουμε τη δυνατότητα να επιλέξουμε ώστε ο άξονας X , να μετράει είτε τη συνδυασμένη φωτεινότητα της εικόνας είτε τα χωριστά κανάλια χρώματος της (π.χ. Κόκκινο ή πράσινο ή μπλε, hue ή saturation ή intensity)όπως θα δούμε παρακάτω.

Στα περισσότερα λογισμικά επεξεργασίας, υπάρχει άμεσο αριθμητικό δείγμα των τιμών Pixel της εικόνας που έχουν επιλεγεί σαν κάτω όριο (μαύρο) άνω όριο (λευκό)

και κεντρικό σημείο (ουδέτερο γκρί). Τα pixel μιας εικόνας που έχουν αυτές τις τιμές απεικονίζονται αντίστοιχα σαν μαύρα, λευκά ουδέτερα.

Μας δίνεται επιπλέον η δυνατότητα αντιστοίχισης των ακραίων τιμών (μαύρου & λευκού) με αντίστοιχες τιμές εξόδου. Κάθε συσκευή εξόδου θα αντιστοιχήσει αυτόματα τις τιμές εισόδου στις τιμές εξόδου και να αναπροσαρμόσει όλες τις ενδιάμεσες ανάλογα. Περισσότερα όμως στο κεφάλαιο της Επεξεργασίας.

Το ιστόγραμμα λοιπόν μας δείχνει με γραφικό τρόπο πόσα pixel μίας εικόνας έχουν κάθε τιμή έντασης. Ακόμα και αν υπάρχουν και πόσα pixel με κάποια δεδομένη τιμή έντασης. Δεν μας δείχνει όμως που βρίσκονται τα pixel αυτά μέσα στην εικόνα.

Μέσα από τις παραπάνω πληροφορίες, το ιστόγραμμα μας παρουσιάζει άμεσα και γραφικά ποιο είδος ανεπαρκειών φωτεινότητας ή αντίθεσης μπορεί να υπάρχουν σε μια εικόνα. Για την ανάλυση και αξιολόγηση της εικόνας, ας δούμε αρχικά το ιστόγραμμα με περισσότερες λεπτομέρειες.

Αρχικά, η εικόνα μας χωρίζεται σε τρεις τονικές περιοχές ενδιαφέροντος:

- Περιοχή Σκούρων Τόνων (Shadows), είναι τα σκοτεινότερα τμήματα της εικόνας με τόνους προς το μαύρο, στα οποία όμως υπάρχει ακόμα αξιοποιήσιμη ή χρήσιμη πληροφορία.
- Περιοχή Ανοικτών Τόνων (Highlights), είναι τα φωτεινότερα τμήματα της εικόνας με τόνους προς το λευκό, στα οποία όμως υπάρχει ακόμα αξιοποιήσιμη ή χρήσιμη πληροφορία.
- Περιοχή Μεσαίων Τόνων (Mid Tones), είναι τα τμήματα της εικόνας με τόνους γύρω από την κεντρική περιοχή έντασης χρώματος ή την περιοχή του ουδέτερου γκρί.

Οι τρεις παραπάνω περιοχές παρουσιάζονται γραφικά στο Ιστόγραμμα, στον οριζόντιο άξονα x , με τους Σκούρους Τόνους Αριστερά, τους Ανοικτούς Τόνους δεξιά και ανάμεσα τους την Περιοχή Μεσαίων Τόνων. Μια ματιά στο ιστόγραμμα μιας εικόνας είναι σε πολλές περιπτώσεις αρκετή για να καταλάβουμε τα ειδικότερα χαρακτηριστικά της εικόνας όπως φωτεινότητα, αντίθεση κλπ.

Το χρήσιμο χαρακτηριστικό του ιστογράμματος είναι πως μας δίνει μια γραφική εικόνα της ποιότητας της εικόνας. Στόχος μας είναι σχεδόν πάντα η

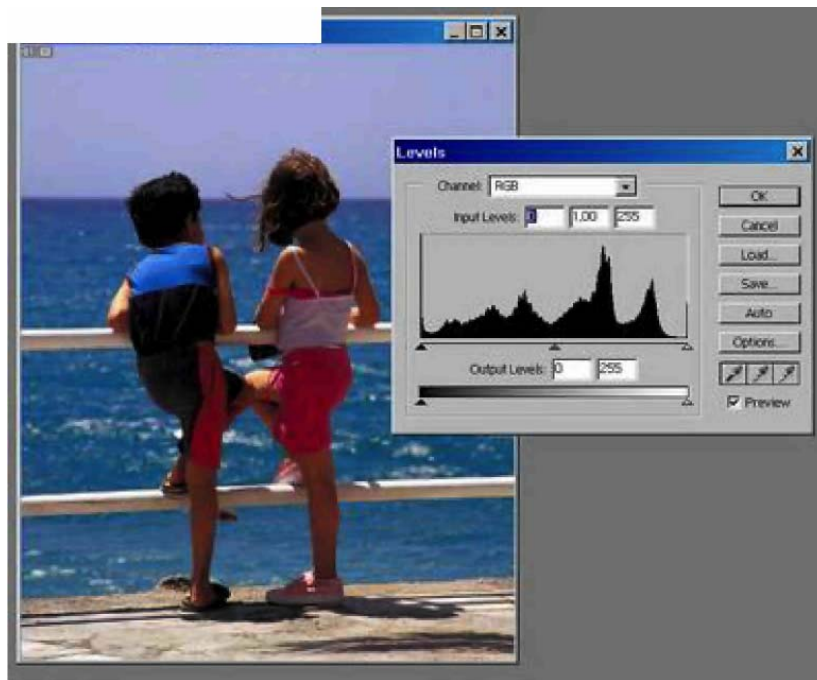
αξιοποίηση του πλήρους εύρους τόνων που μας προσφέρει το σύστημα που δουλεύουμε. Αν για παράδειγμα χρησιμοποιούμε 24bit εικόνες, είναι άδικο να χρησιμοποιούμε μόνο μια περιοχή τόνων 5bit για το κόκκινο χρώμα. Αυτό θα είναι προφανές αν στο κανάλι του κόκκινου στο ιστόγραμμα δούμε τόνους να περιορίζονται σε μια στενή περιοχή του οριζόντιου άξονα. Αυτό σημαίνει πως αντί για 256 διαβαθμίσεις κόκκινου, χρησιμοποιούμε μόνο 64 διαβαθμίσεις.

Μπορούμε να επιλέξουμε ποιο χαρακτηριστικό της εικόνας βλέπουμε στο ιστόγραμμα. Για μια μαυρόασπρη εικόνα απεικονίζονται οι τόνοι από μαύρο (0) μέχρι λευκό (255). Σε μια έγχρωμη εικόνα έχουμε τις παρακάτω επιλογές:

- **RGB ή Brightness**, όπου παρουσιάζεται η σχετική φωτεινότητα της εικόνας σαν συνδυασμός των τριών βασικών χρωμάτων. Επεμβάσεις εδώ μεταβάλλουν την συνολική φωτεινότητα ή την αντίθεση χωρίς να μεταβάλλουν τη χρωματική ισορροπία της εικόνας.
- **Κανάλι του Κόκκινου**. Παρουσιάζει την κατανομή κόκκινου χρώματος στην εικόνα. Επεμβάσεις στο κανάλι αυτό αυξάνουν ή μειώνουν το ποσοστό κόκκινου που υπάρχει στην εικόνα.
- **Κανάλι του Πράσινου**. Παρουσιάζει την κατανομή Πράσινου χρώματος στην εικόνα. Επεμβάσεις στο κανάλι αυτό αυξάνουν ή μειώνουν το ποσοστό Πράσινου που υπάρχει στην εικόνα.
- **Κανάλι του Μπλε**. Παρουσιάζει την κατανομή Μπλε χρώματος στην εικόνα. Επεμβάσεις στο κανάλι αυτό αυξάνουν ή μειώνουν το ποσοστό Μπλε που υπάρχει στην εικόνα.

Τα χαρακτηριστικά φωτεινότητας, αντίθεσης και gamma τροποποιούν με εύκολα αναγνωρίσιμο τρόπο τη μορφή του ιστογράμματος μιας εικόνας. Αυτό κάνει το ιστόγραμμα εξαιρετικά εύχρηστο εργαλείο αξιολόγησης. Ο αρχικός έλεγχος του Ιστογράμματος σε πολλές περιπτώσεις δείχνει ποιες είναι και οι επεμβάσεις που θα μας επιτρέψουν να βελτιώσουμε την εικόνα. Ας δούμε όμως με περισσότερες λεπτομέρειες πως παρουσιάζονται στο ιστόγραμμα διάφορες εικόνες.

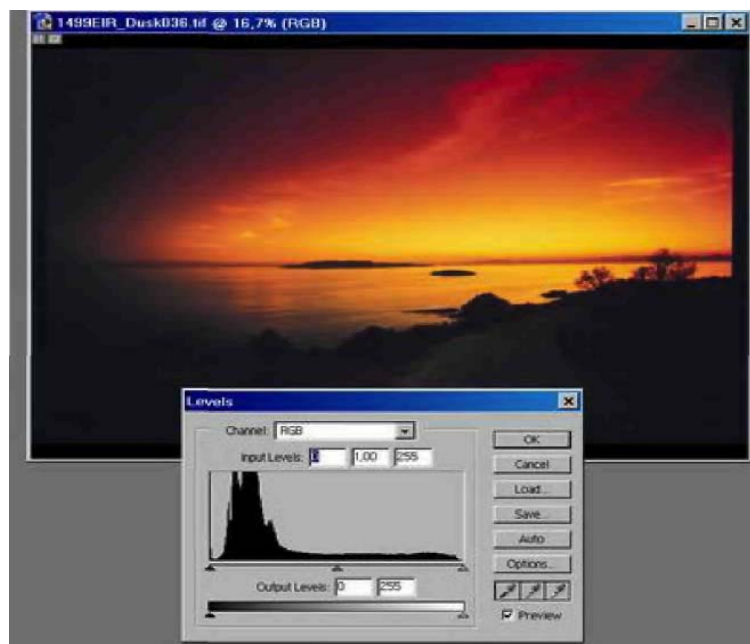
Μια εικόνα με κανονική αντίθεση και κανονική φωτεινότητα παρουσιάζει ένα ιστόγραμμα ομαλό, με ακραίες τιμές όσο πιο κοντά γίνεται στο 0 και το 255 και με ομαλή κατανομή pixel σε όλο το εύρος ενδιάμεσων τιμών.



Εικόνα2.2 Ιστόγραμμα μίας κανονικά εκφωτισμένης εικόνας

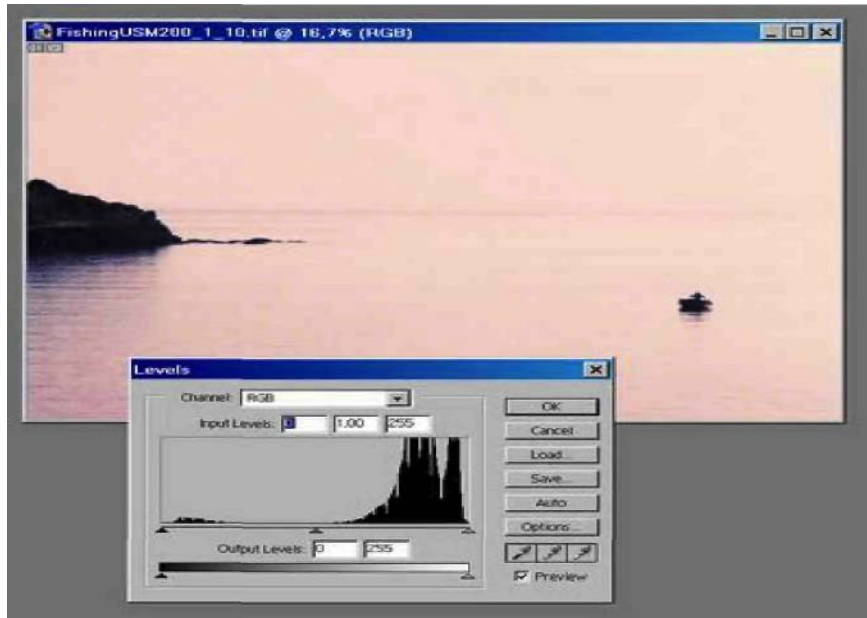
2.1.1.2 Η φωτεινότητα στο ιστόγραμμα.

Μια εικόνα που είναι σκοτεινή θα παρουσιάζει μια συγκέντρωση Pixel προς την πλευρά του 0.



Εικόνα 2.3 Ιστόγραμμα μίας σκοτεινής εικόνας

Μια εικόνα που είναι υπερβολικά φωτεινή, θα παρουσιάζει μια συγκέντρωση pixels προς την πλευρά του 255.

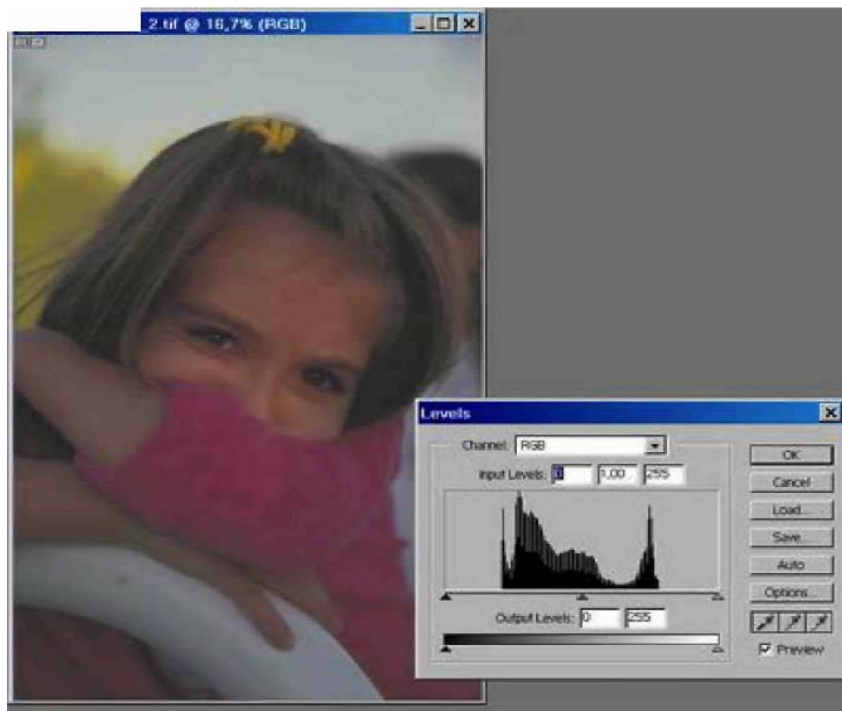


Εικόνα2.4 Ιστόγραμμα μίας φωτεινής εικόνας

Μια αλλαγή φωτεινότητας έχει επιπτώσεις στη θέση του ιστογράμματος στην κλίμακα, που γλιστρά ολόκληρο το ιστόγραμμα προς το μαύρο όταν μειώνεται, και προς το λευκό όταν αυξάνεται.

2.1.1.3 Η αντίθεση στο ιστόγραμμα.

Οι εικόνες με χαμηλή αντίθεση θα έχουν ιστόγραμμα που είναι συγκεντρωμένο σε μια πολύ στενή περιοχή του άξονα X, σε μορφή συστάδας. Η θέση της συστάδας θα δείξει εάν η εικόνα είναι πάρα πολύ σκοτεινή, φωτεινή ή απλά πάρα πολύ γκριζα.



Εικόνα 2.5 Ιστόγραμμα μίας εικόνας με χαμηλή αντίθεση

Η μεταβολή της αντίθεσης έχει επιπτώσεις στο πλάτος ενός ιστογράμματος, που συμπιέζεται όταν η αντίθεση μειώνεται, και που απλώνει όταν η αντίθεση αυξάνεται.

Ας σημειώσουμε τελειώνοντας πως μερικές ακραίες περιπτώσεις δίνουν χαρακτηριστικά ιστογράμματα:

- Μια λευκή κάρτα, θα αναπαρασταθεί στο ιστόγραμμα σαν μία κάθετη γραμμή στο 255.
- Μια μαύρη κάρτα, θα αναπαρασταθεί στο ιστόγραμμα σαν μία κάθετη γραμμή στο 0.
- Μια μεσαία γκρι κάρτα, θα αναπαρασταθεί στο ιστόγραμμα σαν μία κάθετη γραμμή στο 128.
- Μια σκακιέρα με λευκά/μαύρα τετράγωνα θα αναπαρασταθεί στο ιστόγραμμα σαν δύο κάθετες γραμμές, μία στο 0 και μία στο 255. Αξίζει να σημειώσουμε πως το ιστόγραμμα θα είναι ακριβώς το ίδιο για εικόνες με τέσσερα τετράγωνα (δύο λευκά - δύο μαύρα) ή 100 τετράγωνα (50 λευκά - 50 μαύρα) καθώς και στις δύο περιπτώσεις ο αριθμός λευκών και μαύρων pixel θα είναι ο ίδιος (το μισό του συνολικού αριθμού pixel της εικόνας). Αυτό μας δείχνει ακόμα μια φορά και με πιο χαρακτηριστικό τρόπο την αδυναμία του ιστογράμματος να μας δώσει πληροφορίες σχετικά με την διάταξη των pixel μέσα σε μια εικόνα.

2.2 Βελτίωση Εικόνας.

Η κυρίως επεξεργασία εικόνας συνήθως αποτελείται από μια σειρά ενεργειών που αποβλέπουν στην

- Ενίσχυση της Φωτεινότητας (Brightness) και της Αντίθεσης (Contrast)
- Μεταβολή της χρωματικής ισορροπίας μέσα από:
 - Διόρθωση χρώματος
 - Ενίσχυση ή μείωση έντασης χρώματος
 - Αφαίρεση κάποιας ενοχλητικής απόχρωσης
 - Χρωματισμός ή επι-χρωματισμός εικόνας.
- Μεταβολή της οξύτητας (sharpening, blurring)
- Μείωση του θορύβου και άλλων ενοχλητικών στοιχείων της εικόνας.
- Αφαίρεση ή αντικατάσταση τμημάτων της εικόνας.
- Μεταβολή της εικόνας με στόχο την αναγνώριση ή λήψη κάποιας πληροφορίας.
- Παραμόρφωση ή αλλοίωση των περιεχομένων της εικόνας.
- Μεταβολή του μεγέθους της εικόνας για διάφορους λόγους όπως:
 - Προσαρμογή στο μέσο εκτύπωσης,
 - Προσαρμογή στο επιθυμητό μέγεθος και άλλα
 - χαρακτηριστικά εκτύπωσης,
 - Προσαρμογή στο μέσο είδος ή σκοπό αποθήκευσης ή
 - διανομής της εικόνας.
- Εκτέλεση ειδικών τεχνικών (special effects)
 - Προσομοίωση τεχνητού φωτισμού
 - Προσθήκη υφής (texture)
 - Lens-flare, haze, μεταβολή του βάθους πεδίου, κλπ.

Σήμερα πλέον το σύνολο της επεξεργασίας μίας εικόνας είναι δυνατό να εκτελεστεί με ψηφιακό τρόπο και με ευρέως διαδεδομένα εργαλεία σε προσωπικούς Η/Υ.

- Info Palette Eydropper ορίζουμε μέγεθος στα 3x3 για να αποφύγουμε μέτρηση σε σημείο ψηφιακού θορύβου.
- Image Adjust/Threshold, μας επιτρέπει να ελέγξουμε ποια σημεία της

εικόνας είναι τα άκρα φωτεινότητας.

- Οι περισσότερες εικόνες ξεκινάνε από RGB και καταλήγουν σε CMYK
- Επιδερμίδα, ίσα ποσά Y & M. Ανοιχτόχρωμοι Y »M Καυκάσιοι C =1/5 ή 1/3 M
- Λατίνοι, Y > 10ή 15% M
- Το Y είναι στο RGB ότι το dot gain στο CMYK

2.2.1 Βασικά Εργαλεία Επεξεργασίας Εικόνας.

Η επεξεργασία εικόνας χρησιμοποιεί μια σειρά από βασικά και δευτερεύοντα εργαλεία. Τα εργαλεία αυτά προσφέρουν εναλλακτικούς τρόπους για την εκτέλεση των παραπάνω εργασιών. Τα βασικά εργαλεία είναι:

- Ρυθμιστικά Φωτεινότητας.
- Ρυθμιστικά Αντίθεσης.
- Ρυθμιστικά Εξισορρόπησης Χρώματος
- Το ιστόγραμμα
- Οι καμπύλη αντίθεσης (Curves)

2.2.1.1 Το Ιστόγραμμα.

Το ιστόγραμμα επιτρέπει μεγάλο εύρος διόρθωσης εικόνας με ευελιξία και με άμεση οπτική (γραφική) απεικόνιση των αποτελεσμάτων. Με το ιστόγραμμα μπορούμε να διορθώσουμε φωτεινότητα, αντίθεση και την καμπύλη γ. Είναι ιδιαίτερα χρήσιμο γιατί η οπτική παρουσίαση των χαρακτηριστικών της εικόνας επιτρέπει εύκολη διόρθωση.

2.2.1.2 Η Καμπύλη Εισόδου/Εξόδου.

Το ιστόγραμμα, παρά την ευκολία που προσφέρει στην επεξεργασία εικόνας δεν προσφέρει δυνατότητα για πραγματικά λεπτομερειακή επέμβαση στα χαρακτηριστικά της. Τις δυνατότητες αυτές προσφέρουν τα εργαλεία που βασίζονται στην καμπύλη αντίθεσης που σε πολλές περιπτώσεις συναντάται και σαν καμπύλη εισόδου / εξόδου.

Η καμπύλη αντίθεσης που συχνά αναφέρεται σαν gamma curve, είναι μια εξειδικευμένη μορφή επέμβασης στην αντίθεση μιας εικόνας επικεντρωμένη στους πολύ σκοτεινούς ή πολύ ελαφρούς τομείς μιας εικόνας. Αυτό επιτυγχάνεται με την μεταβολή των τιμών στις κεντρικές περιοχές της εικόνας (midtones), ιδιαίτερα εκείνων στο χαμηλό όριο, χωρίς επιρροή στα ακραία σημεία φωτεινότητας δηλαδή κοντά στο λευκό (255) και το μαύρο (0).

Ο έλεγχος gamma τροποποιεί μια εικόνα με την εφαρμογή των τυποποιημένων, μη γραμμικών καμπυλών gamma στη κλίμακα έντασης. Μια αξία gamma 1 είναι ισοδύναμη με την καμπύλη ταυτότητας, η οποία δεν έχει καμία επίδραση στην εικόνα. Μια αύξηση στην αξία gamma (που την θέτει σε μια αξία μεγαλύτερη από 1) θα φωτίσει γενικά μια εικόνα και θα αυξήσει την αντίθεση στις σκοτεινότερες περιοχές της. Μια μείωση στην αξία gamma (που την θέτει σε μια αξία μικρότερη από 1) θα σκουραίνει γενικά την εικόνα και θα υπογραμμίσει την αντίθεση στις φωτεινότερες περιοχές.

Το εργαλείο βασίζεται σε μια αντιστοίχιση των τιμών έντασης μίας εικόνας από 0-255 όπως αυτές υπάρχουν στο αρχείο (τιμές εισόδου) με τις τιμές που επιθυμούμε να πάρουν μετά από την επέμβαση μας (τιμές εξόδου). Η αντιστοίχιση βασίζεται σε μια καμπύλη την οποία μεταβάλλουμε για να επέμβουμε στην εικόνα.

Το μεγάλο (και πιθανόν μοναδικό) μειονέκτημα της μεθόδου αυτής είναι πως, σε αντίθεση με το ιστόγραμμα, δεν προσφέρει καμία οπτική απεικόνιση της εικόνας μας με γραφικό τρόπο. Είναι απαραίτητο επομένως να ελέγχουμε τα αποτελέσματα των επεμβάσεων που κάνουμε ελέγχοντας την εικόνα αυτή καθαυτή. Σε αντιδιαστολή προσφέρει τόση ακρίβεια, ευελιξία και εύρος δυνατοτήτων που την κάνει το αγαπημένο εργαλείο όλων των έμπειρων τεχνικών επεξεργασίας εικόνας.

Μία εικόνα πριν κάνουμε οποιαδήποτε επέμβαση απεικονίζεται σαν μία ευθεία γραμμή σε γωνία 45°. Σύμφωνα με αυτό, pixel του αρχείου με τιμές έντασης για παράδειγμα 130, απεικονίζονται στην «έξοδο» (computer monitor) με τιμές 130. Αν τώρα θέλουμε να αυξήσουμε την φωτεινότητα του ορισμένου σημείου μπορούμε να μεταβάλλουμε την καμπύλη ώστε τιμή εισόδου 130 να δίνει τιμή εξόδου 140 (άρα πιο φωτεινό pixel).

Η καμπύλη επιτρέπει απόλυτη και με ακρίβεια επιλογή της περιοχής στην οποία επεμβαίνουμε, κάτι που δεν είναι δυνατό με το ιστόγραμμα.

Όπως και στην περίπτωση του ιστογράμματος, μπορούμε να επιλέξουμε ποιο χαρακτηριστικό της εικόνας βλέπουμε στην καμπύλη αντίθεσης. Για μια μαυρόασπρη

εικόνα αντιστοιχούνται οι τόνοι εισόδου/ εξόδου από μαύρο (0) μέχρι λευκό (255). Σε μια έγχρωμη εικόνα έχουμε τις παρακάτω επιλογές:

- **RGB ή Brightness**, όπου αντιστοιχούνται οι τόνοι εισόδου/ εξόδου σαν συνδυασμός των τριών βασικών χρωμάτων. Επεμβάσεις εδώ μεταβάλλουν την συνολική φωτεινότητα, την αντίθεση ή τηνκαμπύλη γ, χωρίς να μεταβάλλουν τη χρωματική ισορροπία τηςεικόνας.
- **Κανάλι του Κόκκινου**, όπου αντιστοιχούνται οι τόνοι εισόδου/εξόδου του κόκκινου χρώματος. Επεμβάσεις στο κανάλι αυτόαυξάνουν ή μειώνουν τη φωτεινότητα, την αντίθεση ή την καμπύλημόνο για το κόκκινο κανάλι της εικόνας.
- **Κανάλι του Πράσινου**, όπου αντιστοιχούνται οι τόνοι εισόδου/εξόδου του πράσινου χρώματος. Επεμβάσεις στο κανάλι αυτόαυξάνουν ή μειώνουν τη φωτεινότητα, την αντίθεση ή την καμπύλημόνο για το πράσινο κανάλι της εικόνας.
- **Κανάλι του Μπλε**, όπου αντιστοιχούνται οι τόνοι εισόδου/ εξόδου του Μπλε χρώματος. Επεμβάσεις στο κανάλι αυτό αυξάνουν ή μειώνουν τη φωτεινότητα, την αντίθεση ή την καμπύλη μόνο για το Μπλε κανάλι της εικόνας.

Διόρθωση Εικόνας με την Καμπύλη Αντίθεσης

Η επεξεργασία εικόνων γίνεται με τον παρακάτω τρόπο:

- Επιλέγουμε το κανάλι εργασίας (RGB, R, G, ή B).
- Επιλέγουμε και καθορίζουμε την περιοχή ενδιαφέροντος τοποθετώντας σημεία ελέγχου πάνω στην γραμμή αντίθεσης.
 - Επιλέγουμε και μετακινούμε το σημείο της γραμμής που μας ενδιαφέρει είτε προς τα πάνω για να αυξήσουμε είτε προς τα κάτω για να μειώσουμε την σχέση εισόδου / εξόδου, ελέγχοντας συγχρόνως το αποτέλεσμα στην εικόνα μας. Η γραμμή μετατρέπεται σε καμπύλη που απεικονίζει την αντιστοίχιση των τιμών του αρχείου προς τις τιμές της εικόνας στο monitor.
 - Με επιβεβαίωση της επιλογής μας, οι νέες τιμές αποθηκεύονται στο αρχείο και η καμπύλη επανέρχεται σε γραμμή.

Η Καμπύλη αντίθεσης προσφέρει εξαιρετική ευελιξία καθώς μπορούμε να καθορίσουμε πολλαπλές περιοχές ενδιαφέροντος και να επέμβουμε ξεχωριστά και ανεξάρτητα σε κάθε μία για μεγάλης ακρίβειας επεξεργασία.

2.2.2 Επεμβάσεις στη Φωτεινότητα (Brightness), την Αντίθεση (Contrast) και καμπύλη γ.

Είναι απαραίτητο να είμαστε σε θέση να διακρίνουμε αν το πρόβλημα μιας εικόνας είναι στην αντίθεση ή την φωτεινότητα καθώς για την διόρθωση απαιτούνται διαφορετικές τεχνικές και εργαλεία.

Σε πολλά προγράμματα επεξεργασίας η Φωτεινότητα και η Αντίθεση μεταβάλλονται με ειδικά ρυθμιστικά αν και αυτά είναι συνήθως περιορισμένων δυνατοτήτων και δεν προσφέρουν την ευελιξία των πιο προηγμένων σύνθετων εργαλείων όπως είναι το Ιστόγραμμα και οι καμπύλες αντίθεσης.

Όταν η φωτεινότητα τροποποιείται, αυτός ο έλεγχος έχει επιπτώσεις στο σύνολο της εικόνας. Σε μια έγχρωμη εικόνα, ο έλεγχος " Brightness " ρυθμίζει τη φωτεινότητα, δηλαδή τη συνδυασμένη ένταση των τριών RGB καναλιών. Είναι επίσης δυνατό να τροποποιηθεί η φωτεινότητα μόνο για ένα μεμονωμένο κανάλι χρώματος.

Όταν η φωτεινότητα αυξάνεται, αυξάνεται η αξία κάθε pixel στην εικόνα, μετακινώντας κάθε pixel πιο κοντά στα 255, ή στο λευκό. Όταν η φωτεινότητα μειώνεται, μειώνεται η αξία σε κάθε pixel, που κινείται προς το 0, ή το Μαύρο. Μεταβάλλοντας την φωτεινότητα μίας εικόνας, μετακινούμε τις τιμές έντασης όλων των pixel με το ίδιο ποσοστό προς το λευκό για να αυξήσουμε και προς το μαύρο για να μειώσουμε. Αν για παράδειγμα αυξήσουμε την φωτεινότητα κατά ένα ποσό, στην πράξη προσθέτουμε την ίδια τιμή σε όλα τα pixel. Αν προσθέσουμε 10 μονάδες φωτεινότητας, ένα pixel με ένταση 100, γίνεται 110, ένα pixel με ένταση 200 γίνεται 210 και ένα pixel με τιμή 240 γίνεται 250. Ανάλογα και για την μείωση της φωτεινότητας.

Χρειάζεται προσοχή στην επέμβαση φωτεινότητας καθώς υπάρχει αυξημένος κίνδυνος πολύ φωτεινές περιοχές της εικόνας να χάσουν κάθε λεπτομέρεια (πχ ένα pixel με ένταση 254, αν μεταβληθεί κατά +10 περνά το 255 και γίνεται λευκό, οπότε η σχετική λεπτομέρεια χάνεται) και πολύ σκοτεινές περιοχές να μετατραπούν σε απόλυτο μαύρο. Είναι χρήσιμο όταν μεταβάλλουμε την φωτεινότητα να προσέχουμε ιδιαίτερα τις περιοχές αυτές.

Η φωτεινότητα δεν επηρεάζει ούτε μεταβάλλει το χρώμα ενός pixel. Δεν πρέπει πάντως να ξεχνάμε πως λόγω των ιδιοτήτων της ανθρώπινης όρασης, η ευαισθησία μας στα χρώματα μεταβάλλεται με τις αυξομειώσεις της φωτεινότητας.

Μεταβάλλοντας την αντίθεση, μεταβάλλουμε την απόσταση ανάμεσα στις εντάσεις που βρίσκονται στα διαφορετικά pixel. Τα φωτεινά pixel γίνονται πιο φωτεινά και τα σκοτεινά γίνονται πιο σκοτεινά και ανάλογα αναδιανέμονται τα ενδιάμεσα pixel. Για παράδειγμα, αν το πιο σκοτεινό pixel μίας εικόνας έχει ένταση 75 και το πιο φωτεινό pixel έχει τιμή 240, (αντίθεση $240-75=165$ μονάδων) αν αυξήσουμε την ένταση ώστε το σκοτεινό σημείο να πάρει τιμή 10 και το πιο φωτεινό τιμή 255, η αντίθεση αυξάνεται τώρα σε ($255 - 10 = 245$ μονάδες). Όλα τα ενδιάμεσα pixel θα μετακινηθούν ανάλογα.

Η Καμπύλη γ είναι μια ένδειξη του ποσοστού σκοτεινών και φωτεινών τόνων που υπάρχουν σε μια εικόνα και ιδιαίτερα του συσχετισμού που προσδιορίζει τους μεσαίους τόνους. Προσφέρει ένα τρόπο να μεταβάλλεται η σχετική φωτεινότητα και αντίθεση μίας εικόνας χωρίς να επηρεάζονται οι ακραίες τιμές και με τον τρόπο αυτό να αποφεύγεται το παραπάνω πρόβλημα.

2.2.2.1 Διόρθωση Φωτεινότητας και Αντίθεσης με το Ιστόγραμμα

Παράδειγμα: Εικόνα με περιορισμένη αντίθεση, με σκοτεινό σημείο στο 45 και φωτεινό στο 200.

Το ιστόγραμμα στον οριζόντιο άξονα έχει τρεις δείκτες ρύθμισης, ένα στο σημείο 0 (μαύρο), ένα στο σημείο 255 (λευκό) και ένα στο κεντρικό σημείο 128 (ουδέτερο γκρι).

Για να διορθώσουμε την παραπάνω εικόνα, σύρουμε το δείκτη του μαύρου στο 45, το δείκτη του λευκού στο 200 και παρατηρούμε πως η εικόνα ήδη παρουσιάζει αυξημένη αντίθεση. Με τον τρόπο αυτό επιβάλουμε στο πρόγραμμα επεξεργασίας μας να αντικαταστήσει τον τόνο 45 με τον τόνο 0, τον τόνο 200 με τον τόπο 255 και ανάλογα μεταφέρει όλα τα υπόλοιπα σημεία της εικόνας ανάλογα.

Με τον ίδιο τρόπο μεταβάλλουμε σκοτεινές εικόνες (μεταφέρουμε τον δείκτη του 255 στο πιο φωτεινό σημείο της εικόνας) και φωτεινές εικόνες (μεταφέρουμε τον δείκτη του 0 στο πιο σκοτεινό σημείο της εικόνας).

Παράδειγμα: Εικόνα με κανονική μεν διανομή τόνων που όμως είναι σε γενικές γραμμές σχετικά σκοτεινή.

Στην περίπτωση αυτή επεμβαίνουμε μετακινώντας τον κεντρικό δείκτη (γκρι 128) προς την πλευρά των φωτεινών τόνων. Με τον τρόπο αυτό οι μεσαίοι τόνοι γίνονται πιο φωτεινοί χωρίς να επηρεάζονται οι ακραίοι σκοτεινοί και φωτεινοί τόνοι.

2.2.2.2 Διόρθωση Φωτεινότητας και Αντίθεσης με την καμπύλη εισόδου/εξόδου (Curves)

Παράδειγμα: Εικόνα με περιορισμένη αντίθεση.

Σε αντίθεση με το ιστόγραμμα όπου βλέπουμε τα άκρα των τιμών της εικόνας (βλέπε παράδειγμα 1 παραπάνω, οι τιμές αυτές δεν είναι φανερές στο παρόν εργαλείο. Η μεταβολή της αντίθεσης δίνεται με τον παρακάτω τρόπο:

- Τοποθετούμε δύο σημεία ελέγχου κοντά στα άκρα της γραμμής αντίθεσης. Μετακινούμε το πάνω σημείο (φωτεινή περιοχή) προς τα αριστερά.
- Μετακινούμε το κάτω σημείο (σκοτεινή περιοχή) προς τα δεξιά.
- Έχουμε δημιουργήσει μια καμπύλη σχήματος "S".
- Ελέγχουμε το αποτέλεσμα στην εικόνα και μεταβάλλουμε ανάλογα.

Αν αναλύσουμε την νέα καμπύλη με βάση δύο σημεία θα δούμε πως με εξαίρεση τα δύο ακραία σημεία και το κεντρικό σημείο που μένουν αμετάβλητα, τα υπόλοιπα σημεία της εικόνας έχουν μεταβληθεί ώστε τα φωτεινά γίνονται πιο φωτεινά και τα σκοτεινά πιο σκοτεινά. Η αύξηση της κλίσης της καμπύλης στο κεντρικό τμήμα της αποτελεί αύξηση της αντίθεσης της εικόνας.

Παράδειγμα: Εικόνα που είναι σε γενικές γραμμές σχετικά σκοτεινή.

Τοποθετούμε ένα σημείο ελέγχου στο κέντρο της γραμμής και μετακινούμε προς τα πάνω ελέγχοντας το αποτέλεσμα στην εικόνα.

2.2.3 Διόρθωση Χρώματος.

Η διόρθωση χρώματος συνήθως αφορά είτε την μείωση ενός ενοχλητικού χρωματικού τόνου είτε την διόρθωση και προσαρμογή εικόνας σε κάποια δεδομένα είτε την δημιουργία ειδικών εφφέ.

Για παράδειγμα, μια φωτογραφία που τραβήχτηκε σε εσωτερικό χώρο με λάμπα πυρακτώσεως, χρησιμοποιώντας φίλμ ημέρας, θα παρουσιάσει μια έντονα πορτοκαλοκίτρινη απόχρωση. Διορθώσεις του τύπου αυτού γίνονται εύκολα με τα διαθέσιμα εργαλεία που παρουσιάστηκαν παραπάνω.

Ο συνηθισμένος τρόπος να προσεγγίζουμε την χρωματική διαμόρφωση μίας εικόνας είναι με συνδυασμό των χώρων RGB (προσθετικός) και CMY (αφαιρετικός) με δεδομένο πως τα χρώματα είναι συμπληρωματικά:

- Το R είναι συμπληρωματικό του C
- Το O είναι συμπληρωματικό του M
- Το B είναι συμπληρωματικό του Y

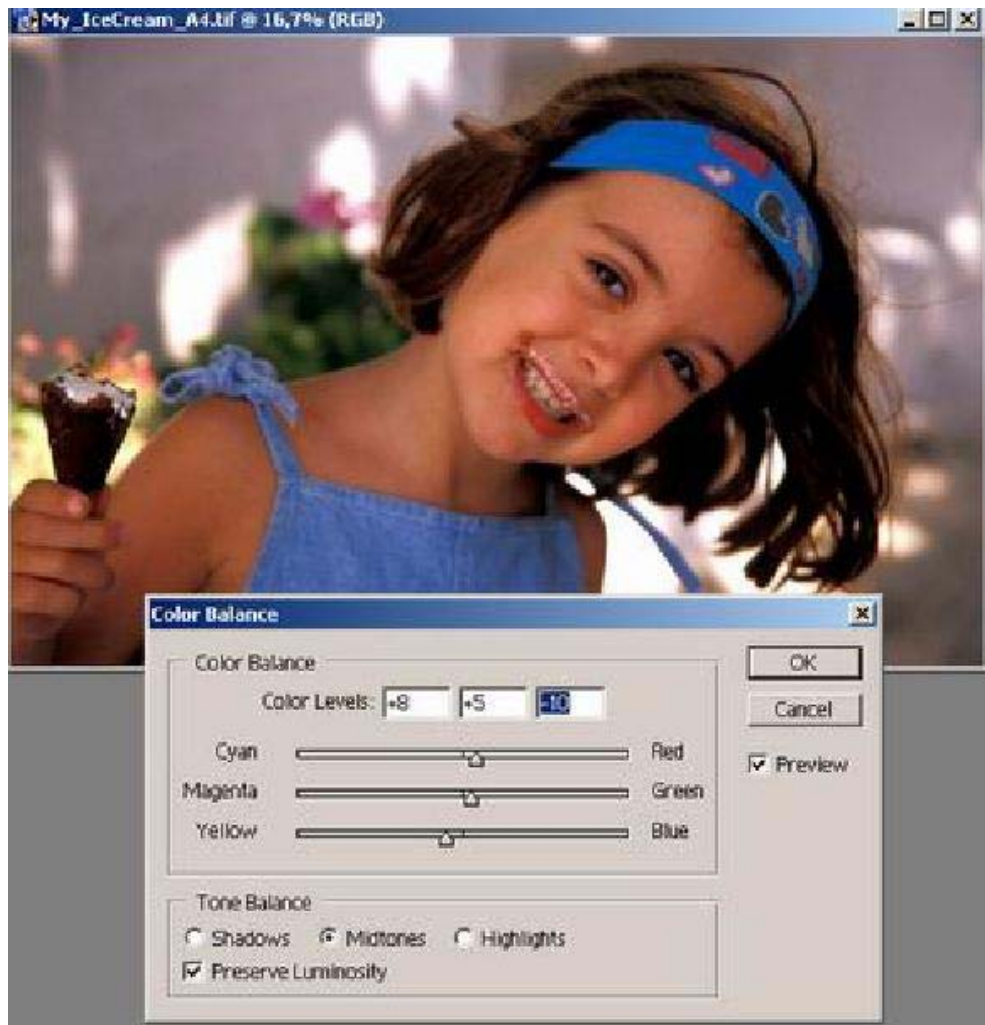
Στον RGB (προσθετικό) χώρο αξίες 0,0,0 δίνουν μαύρο και προσθέτοντας χρώμα φτάνουμε στο λευκό (255,255,255).

Στον CMY (αφαιρετικό) χώρο αξίες (255,255,255) δίνουν μαύρο και αφαιρώντας χρώμα φτάνουμε στο λευκό (0,0,0).

Το παραπάνω σημαίνει πως προσθέτοντας για παράδειγμα Μπλε (B) είναι ανάλογο του να αφαιρούμε Κίτρινο (Y). Επομένως κάθε πράξη μπορεί να αναφέρεται σαν πρόσθεση χρώματος και μπορούμε να πετύχουμε κάθε επιθυμητό αποτέλεσμα είτε προσθέτοντας κάποιο χρώμα για να το ενισχύσουμε είτε προσθέτοντας το συμπληρωματικό του για να το μειώσουμε.

2.2.3.1 Απευθείας διόρθωση Χρώματος.

- Μια εικόνα με έντονο κόκκινο (R), διορθώνεται προσθέτοντας το συμπληρωματικό του Κυανούν (C).
- Μια εικόνα με έντονο κίτρινο (Y), διορθώνεται προσθέτοντας το συμπληρωματικό του Μπλε (B).



Εικόνα 2.6 Εικόνα με τα ρυθμιστικά για τα τρία βασικά χρώματα.

2.2.3.2 Διόρθωση Χρώματος με το Ιστόγραμμα.

Στην περίπτωση αυτή επιλέγουμε το κόκκινο κανάλι του ιστογράμματος και μεταβάλλουμε ανάλογα ώστε να περιοριστεί το ποσό του κόκκινου. Αρχικά κινούμε τον κεντρικό δείκτη προς την πλευρά του λευκού (περιορίζουμε το κόκκινο στους μεσαίους τόνους). Όμοιο αποτέλεσμα μπορούμε να πετύχουμε μετακινώντας τον δείκτη του C προς την πλευρά προς την πλευρά των φωτεινών τόνων, επεμβαίνοντας στους σκοτεινούς τόνους, εφόσον με τον τρόπο αυτό δεν απαλείφουμε υπάρχουσα πληροφορία.

2.2.3.3 Διόρθωση Χρώματος εισόδου/εξόδου με την καμπύλη

Παράδειγμα: Εικόνα με έντονη κόκκινη απόχρωση. Στην περίπτωση αυτή επιλέγουμε το κόκκινο κανάλι. Τοποθετούμε ένα σημείο ελέγχου στο κέντρο της γραμμής και μετακινούμε προς τα κάτω (μειώνοντας το κόκκινο), ελέγχοντας το αποτέλεσμα στην εικόνα.

2.2.4 Το gamma στο ιστογράμμο.

Μια μείωση στο gamma ενισχύει τα χαρακτηριστικά γνωρίσματα στον ελαφρύτερο τομέα της εικόνας, με το τέντωμα του ιστογράμματος στην ανώτερη περιοχή. Μια αύξηση στο γ τεντώνει τις χαμηλότερες τιμές, που παρέχουν αυξανόμενη αντίθεση στις σκοτεινότερες περιοχές.

2.2.5 Τεχνολογίες Βελτίωσης Ευκρίνειας

Σε πολλές περιπτώσεις η επεξεργασία εικόνας ακόμα και η διαδικασία του scanning έχει σαν αποτέλεσμα η τελική εικόνα να μην είναι ικανοποιητική όσον αφορά την οξύτητα της. Η οξύτητα ((sharpness) μίας εικόνας είναι το χαρακτηριστικό που επιτρέπει τον ευκρινή διαχωρισμό αντικειμένων με μεγάλη διαφορά φωτεινότητας και τελικά επηρεάζει την ευκρίνεια της εικόνας.

Η βελτίωσης της ευκρίνειας μίας εικόνας γίνεται μέσα από μεθόδους αύξησης της οξύτητας ((sharpness). Η πιο διαδεδομένη τεχνική ονομάζεται (USM).

Η διαδικασία μεταβάλλει την καθαρότητα με την οποία διαγράφονται τα περιγράμματα αντίκειμένων που περιλαμβάνει η εικόνα.

Οι συνηθισμένες ρυθμίσεις που προσφέρονται είναι:

- **Ποσοστό (Amount).** Καθορίζει την ισχύ εφαρμογής της επεξεργασίας. Όσο αυξάνεται η τιμή, τόσο μεγαλύτερο είναι το αποτέλεσμα της διαδικασίας. Συνηθισμένες τιμές για συμβατική χρήση είναι από 120 -200.

- **Ακτίνα (Radius).** Καθορίζει τον τρόπο που εφαρμόζεται η διαδικασία σαν εύρος pixel που επηρεάζονται γύρω από τα pixel που κρίνονται σαν pixel περιγράμματος. Μικρές τιμές Ακτίνας (1 ή 2) επηρεάζει μόνο τα pixel που βρίσκονται πάνω στα περιγράμματα ενώ μεγαλύτερες τιμές (10) επηρεάζουν περισσότερα pixel γύρω από τα περιγράμματα.

- **Κατώφλι (Threshold).** Καθορίζει πόσο διαφορετικά πρέπει να είναι γειτονικά pixel ώστε να θεωρηθούν πως αποτελούν περίγραμμα και επομένως να επηρεαστούν από την διαδικασία. Τιμή 0 σημαίνει πως όλα τα pixel θα επηρεαστούν ενώ όσο αυξάνεται η τιμή περιορίζεται το εύρος των pixel που επηρεάζονται. Ο στόχος είναι να αποφύγουμε την προσθήκη θορύβου σε επιφάνειες με ομοιόμορφα χρώματα (π.χ. ουρανό)

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

ΨΗΦΙΑΚΗ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΕΙΚΟΝΩΝ ΣΤΑ ΠΛΑΙΣΙΑ ΤΩΝ ΕΦΑΡΜΟΓΩΝ ΤΗΣ ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΗΣ [14] , [15]

3.1 Ιατρική απεικόνιση

Ιατρική Απεικόνιση ονομάζεται η in vivo αναπαραγωγή της εικόνας δομών του σώματος με σκοπό τη διάγνωση, το σχεδιασμό και την παρακολούθηση των θεραπευτικών αγωγών και τη συμβολή σε πειραματικές μελέτες. Κάθε είδος ιατρικής απεικόνισης πρέπει να χαρακτηρίζεται από εγκυρότητα, να επιβαρύνει όσο το δυνατόν λιγότερο τον οργανισμό και να διεξάγεται σε σύντομο χρονικό διάστημα.

Η *Τομογραφία* είναι μια κατηγορία μεθόδων ιατρικής απεικόνισης που ανασυνθέτουν μια τομή του σώματος εκμεταλλευόμενες την αλληλεπίδραση ενός είδους ακτινοβολίας με αυτό και παρέχοντας ανατομικές ή/και λειτουργικές πληροφορίες. Η μαθηματική επεξεργασία των δεδομένων μιας τομογραφικής μεθόδου για τη δημιουργία της εικόνας ονομάζεται *Τεχνική Ανακατασκευής Εικόνας (Image Reconstruction Technique)*.

3.2 Τεχνικές απεικόνισης στην Τομογραφία

3.2.1 Υπολογιστική τομογραφία (CT)

Η Υπολογιστική Τομογραφία είναι μια ευρύτατα χρησιμοποιούμενη μέθοδος ιατρικής απεικόνισης που στηρίζεται στην αλληλεπίδραση των ακτίνων X με τους ιστούς και τα όργανα του σώματος.

Κατά τη διέλευσή τους μέσα από ένα αντικείμενο οι ακτίνες X απορροφώνται, με αποτέλεσμα η εξερχόμενη ή ανιχνευόμενη έντασή τους I_d (φωτόνια ανά μονάδα χρόνου) να είναι μικρότερη της προσπίπτουσας στο αντικείμενο έντασης I_o .

Θεωρώντας μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X, η σχέση που συνδέει τα δύο μεγέθη είναι η ακόλουθη:

$$I_d = I_o \exp(-\mu l) \quad (1)$$

όπου μ είναι ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης των ακτίνων X και l είναι το μήκος διαδρομής τους μέσα στο αντικείμενο. Ο συντελεστής μ εξαρτάται από την ενέργεια των ακτίνων X και από τη σύσταση και την πυκνότητα του αντικειμένου. Στην περίπτωση ενός μη ομογενούς μέσου, όπως το ανθρώπινο σώμα, η χωρική κατανομή του συντελεστή μ δεν είναι σταθερή και επομένως μπορούμε να γράψουμε $\mu(x,y,z)$ ή $\mu(x,y)$ για μια διδιάστατη τομή και για δεδομένη ενέργεια ακτίνων X. Η σύσταση των δομών του σώματος διαφέρει ελαφρώς και, συνεπώς, οι διακυμάνσεις του συντελεστή εξασθένησης οφείλονται σε διακυμάνσεις της πυκνότητας των επιμέρους ιστών και οργάνων. Η σχέση (1) λαμβάνει την μορφή:

$$\int_L \mu(x,y) ds = \ln(I_o / I_d) \quad (2)$$

Η ένταση I_o είναι γνωστή και συνήθως διατηρείται σταθερή, ενώ η ένταση I_d μπορεί να μετρηθεί. Συνεπώς, είναι δυνατός ο προσδιορισμός της χωρικής κατανομής του συντελεστή εξασθένησης των ακτίνων X, και κατ' επέκταση της πυκνότητας του σώματος σ' ένα διδιάστατο επίπεδο, και η αναπαράσταση της ανατομίας του, με μετρήσεις της εξερχόμενης έντασης I_d σε διάφορες ακτίνες προβολής. Η τομογραφική εικόνα εμφανίζεται με διαβαθμίσεις του γκρι (gray scale) που αντιστοιχούν σε διαβαθμίσεις της τιμής του συντελεστή εξασθένησης. Η υψηλότερη τιμή αντιστοιχεί στο λευκό (π.χ. οστά) και η χαμηλότερη στο μαύρο (π.χ. μαλακοί ιστοί).

Ένα σύστημα υπολογιστικής τομογραφίας αποτελείται από την πηγή των ακτίνων X, τους ανιχνευτές, το σύστημα απόκτησης δεδομένων (data - acquisition system DAS), την εξεταστική τράπεζα, την κονσόλα ελέγχου και τον ηλεκτρονικό υπολογιστή. Τα τρία πρώτα στοιχεία αναφέρονται συνήθως με τον όρο gantry. Η συλλογή των δεδομένων προβολής για μία εικόνα γίνεται σε χρόνο της τάξεως του

Isec και τα αποτελέσματα του αλγόριθμου ανακατασκευής παρουσιάζονται σε έναν πίνακα 1024×1024 σε διάστημα λίγων δευτερολέπτων.

3.2.2 Τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίου (P.E.T.)

Η Τομογραφία Εκπομπής Ποζιτρονίου είναι μία απεικονιστική τεχνική της πυρηνικής ιατρικής που κάνει χρήση των αλγορίθμων ανακατασκευής εικόνας της υπολογιστικής τομογραφίας. Η διαγνωστική της αξία πηγάζει από το γεγονός ότι παρέχει τόσο ανατομικές (ιστολογικές) όσο και λειτουργικές (μεταβολικές) πληροφορίες, με αποτέλεσμα να μπορεί να διαγνώσει έγκαιρα παθολογικές καταστάσεις που προκαλούν διαταραχές πρώτα σε λειτουργικό και στη συνέχεια σε ανατομικό επίπεδο, ή παθολογικές καταστάσεις οι οποίες συνδέονται μόνο με λειτουργικές διαταραχές.

Κατά την τομογραφία PET χορηγείται στον ασθενή ένα ραδιοφάρμακο το οποίο συγκεντρώνεται επιλεκτικά στην περιοχή ενδιαφέροντος και διασπάται εκπέμποντας ποζιτρόνια (σωμάτια β^+). Κάθε ποζιτρόνιο χάνει την κινητική του ενέργεια σε πολύ μικρή απόσταση από το σημείο παραγωγής του και συναντώντας ένα ηλεκτρόνιο αλληλεπιδρά μαζί του μέσω του φαινομένου της εξαύλωσης. Τα δύο σωμάτια εξαφανίζονται προκαλώντας την ταυτόχρονη δημιουργία δύο ακτίνων γ ενέργειας 511keV (μάζα ηρεμίας σωματιδίων $\beta = 511\text{keV}$) που κινούνται σε αντίθετες διευθύνσεις. Οι ακτίνες γ διαπερνούν τους ιστούς του σώματος και προσπίπτουν στους ανιχνευτές που περιβάλλουν τον ασθενή. Κάθε φορά που ενεργοποιούνται ταυτόχρονα δύο ανιχνευτές, καταγράφεται ένα γεγονός εξαύλωσης, το οποίο συνέβη κατά μήκος της γραμμής που συνδέει τους δύο ανιχνευτές. Όταν η συλλογή των δεδομένων ολοκληρωθεί, γίνονται οι απαραίτητες διορθώσεις για την απορρόφηση των ακτίνων γ , τις τυχαίες και σκεδασμένες συμπτώσεις και τις απώλειες λόγω νεκρού χρόνου και απόδοσης ανίχνευσης, και στη συνέχεια εφαρμόζεται ένας αλγόριθμος της υπολογιστικής τομογραφίας για την ανακατασκευή της εικόνας, η οποία είναι ένας χάρτης της κατανομής του ραδιοφαρμάκου στο επίπεδο της τομής. Δεδομένου ότι η κατανομή του ραδιοφαρμάκου εξαρτάται από τις βιοκινητικές του ιδιότητες και τη φυσιολογική ή μη κατάσταση της περιοχής ενδιαφέροντος, η τομογραφική εικόνα PET παρέχει πληροφορίες για την ανατομία και τη λειτουργία

στη συγκεκριμένη περιοχή. Η δημιουργία τρισδιάστατων εικόνων είναι επίσης δυνατή.

3.2.3 Απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού (MRI)

Το φαινόμενο του Πυρηνικού Μαγνητικού Συντονισμού (Nuclear Magnetic Resonance or NMR) άρχισε να χρησιμοποιείται στους τομείς της βιολογίας και της ιατρικής τη δεκαετία του 1970, με τη διενέργεια φασματοσκοπικών αναλύσεων σε υγρά του σώματος (ούρα, αίμα, εγκεφαλονωτιαίο υγρό) και σε ιστούς *ex vivo* και αργότερα με την *in vivo* φασματοσκοπία σε πειραματόζωα. Εν συνεχεία αναπτύχθηκε η μέθοδος της Μαγνητικής Τομογραφίας, η οποία καθιερώθηκε ως μία σημαντική ιατρική απεικονιστική τεχνική τη δεκαετία του 1980 με την παρουσία, στον χώρο αυτό, μεγάλων εταιρειών (Siemens, Philips, General Electric, Picker κ.λπ.). Σήμερα οι μέθοδοι MRI χρησιμοποιούνται κυρίως για εξετάσεις στο κρανίο, στη σπονδυλική στήλη, στα οστά και στις αρθρώσεις και στο καρδιαγγειακό σύστημα.

Οι απεικονιστικές τεχνικές MRI εκμεταλλεύονται το φαινόμενο του μαγνητικού συντονισμού των πυρήνων ορισμένων στοιχείων που βρίσκονται στον ανθρώπινο οργανισμό και έχουν spin 1/2 (^1H , ^{13}C , ^{31}P , ^{23}Na , ^{19}F). Ο ευρύτερα χρησιμοποιούμενος πυρήνας είναι ο πυρήνας ^1H , δηλαδή το πρωτόνιο, εξαιτίας της υψηλής συγκέντρωσής του στον οργανισμό και της τιμής του γυρομαγνητικού του λόγου g (μεγαλύτερη από εκείνη κάθε άλλου πυρήνα) που οδηγούν σε υψηλή τιμή του λαμβανόμενου σήματος.

Όταν ο οργανισμός τοποθετείται μέσα σ' ένα μαγνητικό πεδίο H_0 , οι μαγνητικές ροπές των πυρήνων προσανατολίζονται παράλληλα ή αντιπαράλληλα προς αυτό, με αποτέλεσμα την εμφάνιση ενός ανύσματος μαγνήτισης \mathbf{M} στη διεύθυνση του πεδίου, με μέτρο M_0 ανάλογο του H_0 .

Δεδομένου ότι η μαγνήτιση M_0 είναι πολύ μικρή σε σχέση με το πεδίο, η μέτρησή της είναι εφικτή μόνο εάν απομακρυνθεί από τον άξονα z στο επίπεδο. Για τον σκοπό αυτό χρησιμοποιείται ένας παλμός ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας στην

περιοχή των ραδιοσυχνοτήτων (RF pulse) που ταλαντώνεται με τη συχνότητα Larmor ω_0 . Ισχύει:

$$\omega_0 = g \cdot H_0$$

Η διάρκεια και η ένταση του παλμού RF καθορίζουν πόσο θα απομακρυνθεί το άνυσμα \mathbf{M} από τον άξονα z. Ένας παλμός RF 90ο μετατοπίζει το \mathbf{M} κατά 90ο, μηδενίζοντας τη συνιστώσα M_z και μεγιστοποιώντας τις M_x και M_y . Ένας παλμός RF 180 ο μεγιστοποιεί αρνητικά την M_z και μηδενίζει τις M_x και M_y .

Η μεταπτωτική κίνηση της μαγνήτισης M_{xy} δημιουργεί ένα μεταβαλλόμενο μαγνητικό πεδίο, το οποίο παράγει ραδιοκύματα που αποσβένονται με την απόσβεσή της. Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται **Ελεύθερη Απόσβεση Επαγωγής** (Free Induction Decay or FID). Τα ραδιοκύματα έχουν συχνότητα ίση με τη συχνότητα Larmor των πυρήνων που τα δημιουργούν και μπορούν να ανιχνευθούν από κατάλληλα συντονισμένα πηνία δέκτες.

Τα σήματα NMR εξαρτώνται από την πυκνότητα των πυρήνων και από τους χρόνους αποκατάστασης T_1 και T_2 . Η επιμήκης σταθερά χρόνου χαλάρωσης T_1 (longitudinal relaxation time constant) χαρακτηρίζει τον μηχανισμό αποκατάστασης spin - πλέγματος (spin - lattice relaxation), δηλαδή τη μεταφορά ενέργειας από την υψηλότερη ενεργειακά στάθμη στο περιβάλλον του πυρήνα. Η εγκάρσια σταθερά χρόνου χαλάρωσης T_2 (transverse relaxation time constant) χαρακτηρίζει το μηχανισμό αποκατάστασης spin - spin (spin - spin relaxation), δηλαδή την αλληλεπίδραση των spin γειτονικών πυρήνων, που εξαρτάται από τον προσανατολισμό και τις αποστάσεις τους και προκαλεί διαπλάτυνση των γραμμών απορρόφησης λόγω μικρής μετατόπισης των ενεργειακών σταθμών.

Η σταθερά χρόνου T_1 καθορίζει τον ρυθμό αποκατάστασης της συνιστώσας M_z προς μία μέγιστη τιμή ισορροπίας, καθώς ισχύει:

$$M_z(t) = M_0 \left(1 - e^{-t/T_1}\right)$$

Επομένως η T_1 προσδιορίζει το ποσό της μαγνήτισης που είναι διαθέσιμο για να απομακρυνθεί ξανά από τον z- άξονα και συνεπώς όσο πιο μικρή είναι η τιμή της

(γρηγορότερη αποκατάσταση) τόσο πιο μεγάλο είναι το σήμα NMR. Ουσιαστικά η σταθερά T_1 είναι ο χρόνος να αποκατασταθεί η μαγνήτιση στο 63% της αρχικής της τιμής.

Η σταθερά χρόνου T_2 καθορίζει το ρυθμό απόσβεσης της συνιστώσας M_{xy} λόγω απώλειας της συμφωνίας φάσεως των περιστρεφόμενων μαγνητικών ροπών των πυρήνων και κατ' επέκταση προσδιορίζει τον ρυθμό απόσβεσης του σήματος. Ισχύει:

$$M_{xy}(t) = M_{xy_0} (e^{-t/T_2})$$

Ουσιαστικά η σταθερά T_2 είναι ο χρόνος ώστε η μαγνήτιση να μειωθεί κατά 63% της αρχικής της τιμής. Ο μηχανισμός αποκατάστασης spin - spin δεν μπορεί να συνεχισθεί μετά το τέλος της αποκατάστασης spin - lattice και για αυτό $T_2 \leq T_1$. Ο ρυθμός απόσβεσης του σήματος επηρεάζεται και από εξωγενείς παράγοντες (π.χ. ανομοιογένειες του στατικού μαγνητικού πεδίου). Έτσι ορίζεται ένας ισοδύναμος χρόνος αποκατάστασης T_2^* που καθορίζεται και από τα δύο είδη παραγόντων.

Οι χρόνοι T_1 και T_2 των πρωτονίων του νερού είναι μεγαλύτεροι όταν το νερό είναι ελεύθερο και μικρότεροι όταν είναι δεσμευμένο. Η χρονική σταθερά T_1 των ιστών είναι μικρότερη από εκείνη του νερού (είναι της τάξεως των 200msec) και εξαρτάται από την αναλογία μεταξύ ελεύθερου και δεσμευμένου νερού, το περιεχόμενο στους ιστούς οξυγόνο, την κόπωση και την ηλικία. Η αύξηση του T_1 στους καρκινικούς ιστούς οφείλεται στην αύξηση της συγκέντρωσης του ελεύθερου νερού. Επομένως η σταθερά T_1 έχει και πρακτική διαγνωστική σημασία.

Το μαγνητικό πεδίο με το οποίο αλληλεπιδρά κάθε πυρήνας είναι στην πραγματικότητα η συνισταμένη του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου και των εσωτερικών πεδίων που προέρχονται από το περιβάλλον του πυρήνα. Συγκεκριμένα, τα περιβάλλοντα ηλεκτρόνια προστατεύουν τον πυρήνα σε ένα βαθμό που εξαρτάται από την πυκνότητά τους και συνεπώς από το χημικό περιβάλλον του πυρήνα. Το φαινόμενο αυτό προκαλεί τη μετατόπιση των φασματικών γραμμών NMR (χημική μετατόπιση - chemical shift).

Όταν η ενέργεια RF εισάγεται στον οργανισμό και μετρίεται κατά τη διάρκεια της διέγερσης των πυρήνων και της απόκτησης των δεδομένων, είναι απαραίτητο να

χωροθετηθεί, έτσι ώστε να προσδιορισθεί η υπό μελέτη τομή και να είναι δυνατή η ανακατασκευή της εικόνας της. Η υπέρθεση ενός κεκλιμένου μαγνητικού πεδίου στο στατικό πεδίο συνεπάγεται τη διαφοροποίηση της τιμής της συχνότητας Larmor των πυρήνων κατά τη διεύθυνση της κλίσης και τη δυνατότητα επιλεκτικής διέγερσης μιας συγκεκριμένης περιοχής.

Ένας μαγνητικός τομογράφος χρησιμοποιεί μαγνήτες και πηνία για τη δημιουργία του στατικού πεδίου B_0 , των κεκλιμένων πεδίων, των πεδίων ραδιοσυχνότητας και ορισμένων ταλαντούμενων πεδίων (shimming fields) που βελτιώνουν τη χωρική ομοιογένεια του στατικού πεδίου. Ένας ηλεκτρονικός υπολογιστής παρέχει τις πληροφορίες ελέγχου στους κεκλιμένους και RF ενισχυτές, επεξεργάζεται τα δεδομένα και καθοδηγεί την αποθήκευσή τους και την παρουσίαση των εικόνων.

3.3 Στοιχεία ψηφιακής επεξεργασίας ιατρικής εικόνας με Matlab

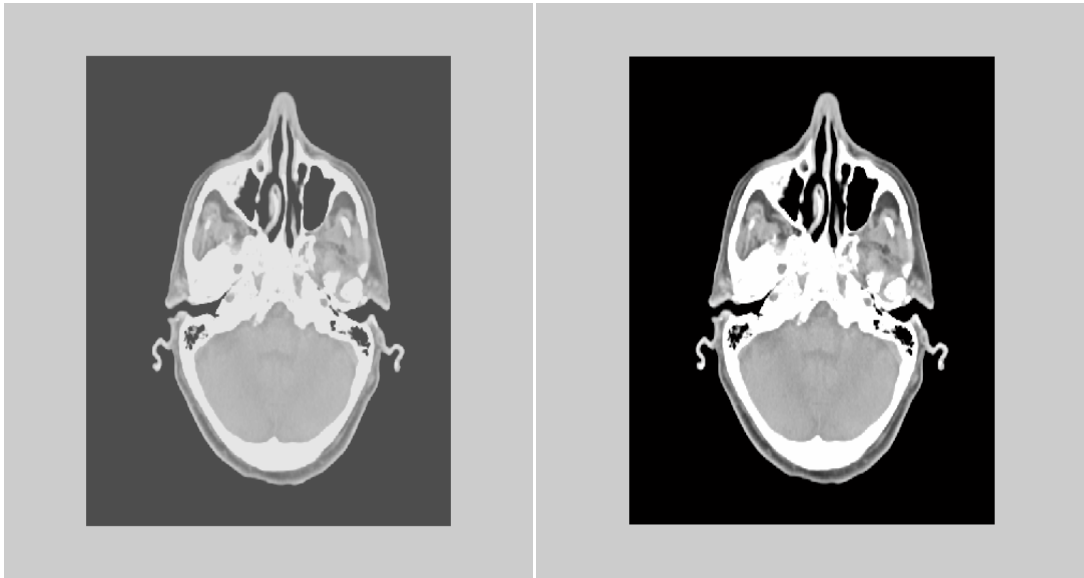
Για να επεξεργαστεί ένας ηλεκτρονικός υπολογιστής μία εικόνα θα πρέπει αυτή να είναι ψηφιοποιημένη, δηλαδή ένα σύνολο διακριτών στοιχείων που λέγονται pixels, αν πρόκειται για 2 διαστάσεις ή voxels αν πρόκειται για 3 διαστάσεις. Ουσιαστικά μία ψηφιακή εικόνα είναι ένας πίνακας μικρών ορθογωνίων, όπου η τιμή του καθενός αντιπροσωπεύει το χρώμα του. Για μία grayscale (ή intensity) εικόνα, η τιμή του pixel αντιπροσωπεύει τη διαβάθμιση του γκρι. Ο πιο διαδεμένος τύπος pixel είναι το byte, το οποίο είναι ένας αριθμός αποθηκευμένος ως 8-bit ακέραιος με τιμές από 0-255 (1-256 στο Matlab). Το μηδέν είναι το μαύρο και το 255 είναι το άσπρο. Για την αναπαράσταση έγχρωμων εικόνων (RGB) το κάθε pixel αντιπροσωπεύεται από 3 συνισταμένες, το κόκκινο (Red), το πράσινο (Green) και το μπλέ (Blue). Η τιμή του κάθε pixel επομένως είναι ένα διάνυσμα των τιμών των 3 χρωμάτων. Η ψηφιακή επεξεργασία μιας ιατρικής εικόνας προσβλέπει στο γεγονός της ανάδειξης πληροφορίας η οποία είναι κλινικά χρήσιμη και αθέατη με γυμνό οφθαλμό.

Image Enhancement

Ονομάζεται η κατηγορία των μεθόδων μετασχηματισμού που χρησιμοποιούνται για την αύξηση της ορατότητας (visibility) μιας περιοχής ή μιας δομής της εικόνας,

έτσι ώστε να είναι εγκυρότερες οι εξαγόμενες πληροφορίες και ευκολότερη η εφαρμογή άλλων τεχνικών.

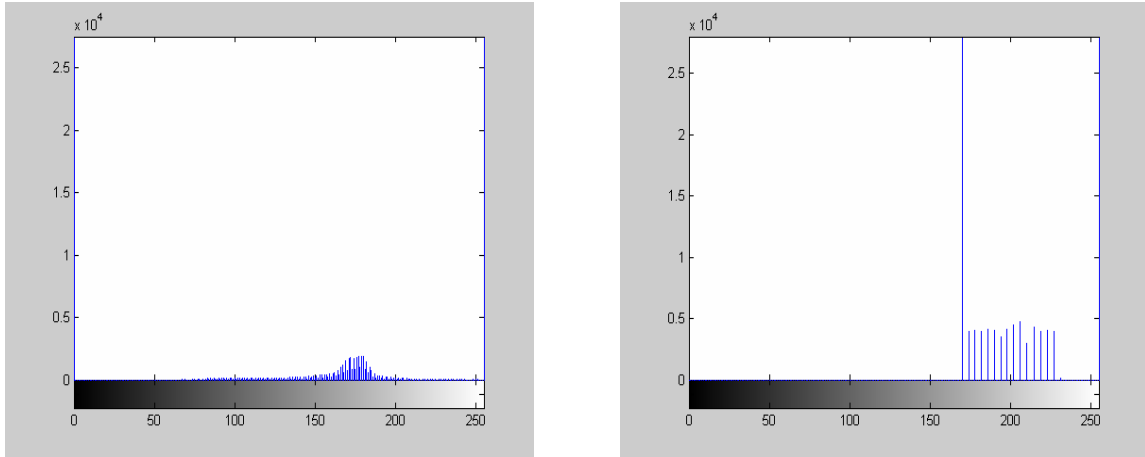
- Contrast Enhancement: Καλείται η διαδικασία αύξησης της αντίθεσης της εικόνας (contrast) μέσω του μετασχηματισμού των τιμών της έντασης των pixels που τελικά εμφανίζονται στην εικόνα.



$I1 = imadjust(I, stretchlim(I), [0.3 \ 0.9]);$

Εικόνα 3.1: Αρχική εγκόρσια εγκεφαλική τομή με CT (αριστερά) και προσαρμοσμένη εγκόρσια εγκεφαλική τομή με CT (δεξιά)

- Histogram Equalization: Η τεχνική αυτή χρησιμοποιεί το ιστόγραμμα της έντασης της εικόνας, και μεταβάλλει τις τιμές των pixels, έτσι ώστε κάθε pixel να διατηρεί τη σειρά του (φωτεινότερο ή σκοτεινότερο από άλλα), ενώ παράλληλα κάθε δυνατή τιμή της έντασης να παρουσιάζεται από τον ίδιο αριθμό pixels.



$I3 = \text{histeq}(I); \text{figure}; \text{imhist}(I); \text{figure}; \text{imhist}(I3);$

Εικόνα 3.2: Ιστόγραμμα αρχικής (αριστερά) και κανονικοποιημένης (δεξιά) CT εικόνας

Image Segmentation (Τμηματοποίηση)

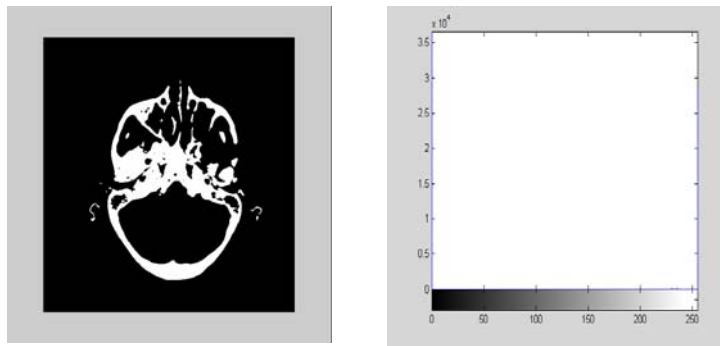
Συνίσταται στη διαίρεση της εικόνας σε περιοχές που αντιστοιχούν στις δομικές μονάδες (περιοχές) για την καλύτερη ανάλυσή τους. Οι αλγόριθμοι που εφαρμόζονται στηρίζονται στην ασυνέχεια-απότομη μεταβολή των τιμών των pixels (ανίχνευση μεμονωμένων σημείων, γραμμών ή ακμών) ή στην ομοιότητά τους (π.χ. thresholding).

- Thesholding: Ένας απλός τρόπος εφαρμογής του είναι ο καθορισμός μιας κλίμακας τιμών των pixels στην αρχική εικόνα, ο προσδιορισμός των pixels που ανήκουν σε αυτήν και η τοποθέτηση των υπολοίπων στο background. Η δημιουργηθείσα εικόνα παρουσιάζεται συνήθως με τη χρήση άσπρου-μαύρου ή δύο άλλων χρωμάτων. Άλλες εφαρμογές είναι οι multilevel thresholding, thresholding from texture, multiple thresholding crietia etc.

- Region Growing: Είναι μια διαδικασία που ομαδοποιεί pixels σε μεγαλύτερες περιοχές. Η πιο απλή εκδοχή της είναι η pixel aggregation, η οποία ξεκινά με μια ομάδα «σπόρων» (seeds) και προσδιορίζει μια περιοχή προσαρτώντας σε κάθε «σπόρο» εκείνα τα γειτονικά pixels που έχουν παρόμοιες ιδιότητες (διαβάθμιση του γκρι, χρώμα, υφή). Θεμελιώδεις δυσκολίες της τεχνικής αυτής είναι η επιλογή των αρχικών «σπόρων» και των κριτηρίων ομοιότητας καθώς και η διαμόρφωση ενός

stopping rule με τη χρήση εννοιών όπως το μέγεθος και το σχήμα της περιοχής, η ομοιότητα του υπό εξέταση pixel με την ήδη δημιουργηθείσα περιοχή κ.ά.

Σε μία CT εικόνα εγκεφάλου μας ενδιαφέρει η κατακράτηση του κρανιακού οστού. Αυτό επιτυγχάνεται διακρίνοντας τι τιμή έχει το οστό στην εικόνα, χρησιμοποιώντας την εντολή *pixel on*. Έτσι, για αυτή την τιμή απομονώνουμε το κρανίο από τις άλλες ανατομικές δομές, δημιουργώντας προγραμματιστικά έναν απλό βρόχο (loop). Η επιλογή της τιμής κατωφλίωσης (thresholding) επιβεβαιώνεται και από το ιστόγραμμα.



Εικόνα 3.3: Κατωφλιωμένη (thresholded) CT εικόνα εγκεφάλου (ανάδειξη κρανιακού οστού-αριστερά) και το ιστόγραμά του (δεξιά)

Μορφολογικοί Τελεστές

Οι μορφολογικοί τελεστές συνήθως χρησιμοποιούν μία binary ή grayscale εικόνα και ένα δομικό στοιχείο σαν είσοδο και τα συνδυάζουν χρησιμοποιώντας ένα set operator (τομή, ένωση, κ.τ.λ.). Επεξεργάζονται αντικείμενα στην εικόνα εισόδο, βασισμένοι στα χαρακτηριστικά του σχήματός της, τα οποία είναι κωδικοποιημένα μέσα στο δομικό στοιχείο. Τέτοιες επεξεργασίες είναι η erosion, dilation, opening και closing.

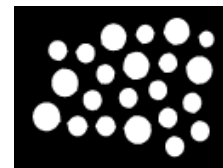
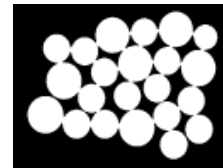
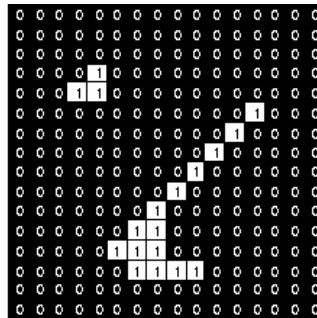
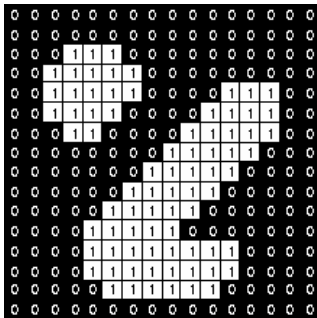
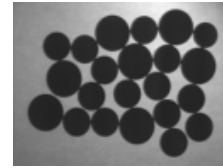


- Erosion (Διάβρωση): Η βασική επίδραση αυτού του τελεστή είναι να διαβρώνει τα σύνορα της περιοχής των pixels που βρίσκονται στο προσκήνιο (π.χ. λευκά pixels).

1	1	1
1	1	1
1	1	1

Set of coordinate points =

{ (-1, -1), (0, -1), (1, -1),
 (-1, 0), (0, 0), (1, 0),
 (-1, 1), (0, 1), (1, 1) }



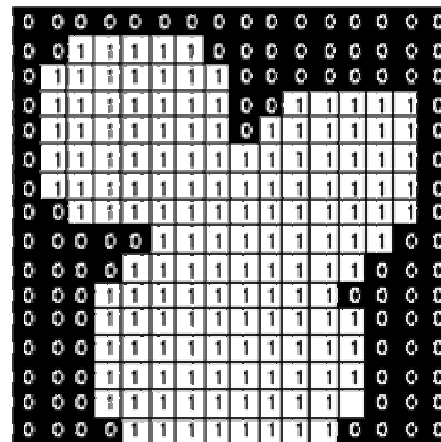
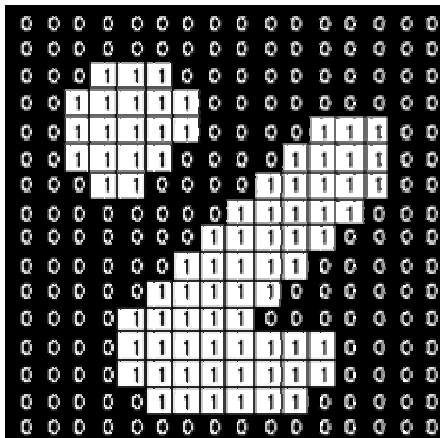
- Dilation (Διαστολή): Η βασική επίδραση πάνω στην εικόνα είναι η διεύρυνση των συνόρων των περιοχών των pixels που βρίσκονται στο προσκήνιο (π.χ. λευκά pixels)



1	1	1
1	1	1
1	1	1

Set of coordinate points =

{ (-1, -1), (0, -1), (1, -1),
 (-1, 0), (0, 0), (1, 0),
 (-1, 1), (0, 1), (1, 1) }



- Opening (Άνοιγμα): Η βασική επίδραση είναι μία erosion η οποία ακολουθείται από μία dilation. Το βασικό μειονέκτημα είναι ότι επιδρά πάνω σε όλες τις περιοχές των pixels σε προσκήνιο, αδιάκριτα.
- Closing (Κλείσιμο): Η βασική επίδραση είναι μία dilation η οποία ακολουθείται από μία erosion.

Στην επεξεργασία ιατρικής εικόνας οι παραπάνω μορφολογικοί τελεστές αξιοποιούνται κυρίως για την κατάτμηση ανατομικών περιοχών υψηλού ενδιαφέροντος (π.χ. νεοπλασία, εγκέφαλος) με τη χρήση του region growing.

SE=strel('square',4); BW2=imerode(I4,SE); figure; imshow(BW2);



Εικόνα 3.4: Διαβρωμένη (eroded) εικόνα κρανιακού οστού

Image Measurements

Οι μετρήσεις που μπορούν να πραγματοποιηθούν σε χαρακτηριστικά της εικόνας με διάφορες τεχνικές χωρίζονται σε τέσσερις ομάδες: φωτεινότητα, θέση, μέγεθος και σχήμα. Η δυνατότητα μεγέθυνσης τμήματος της εικόνας μπορεί να αποδειχθεί χρήσιμη, ειδικά σε εικόνες κακής διακριτικής ικανότητας. Τα αποτελέσματα αυτών των τεχνικών χρησιμοποιούνται συχνά για στατιστική ανάλυση ή γραφικές παραστάσεις.

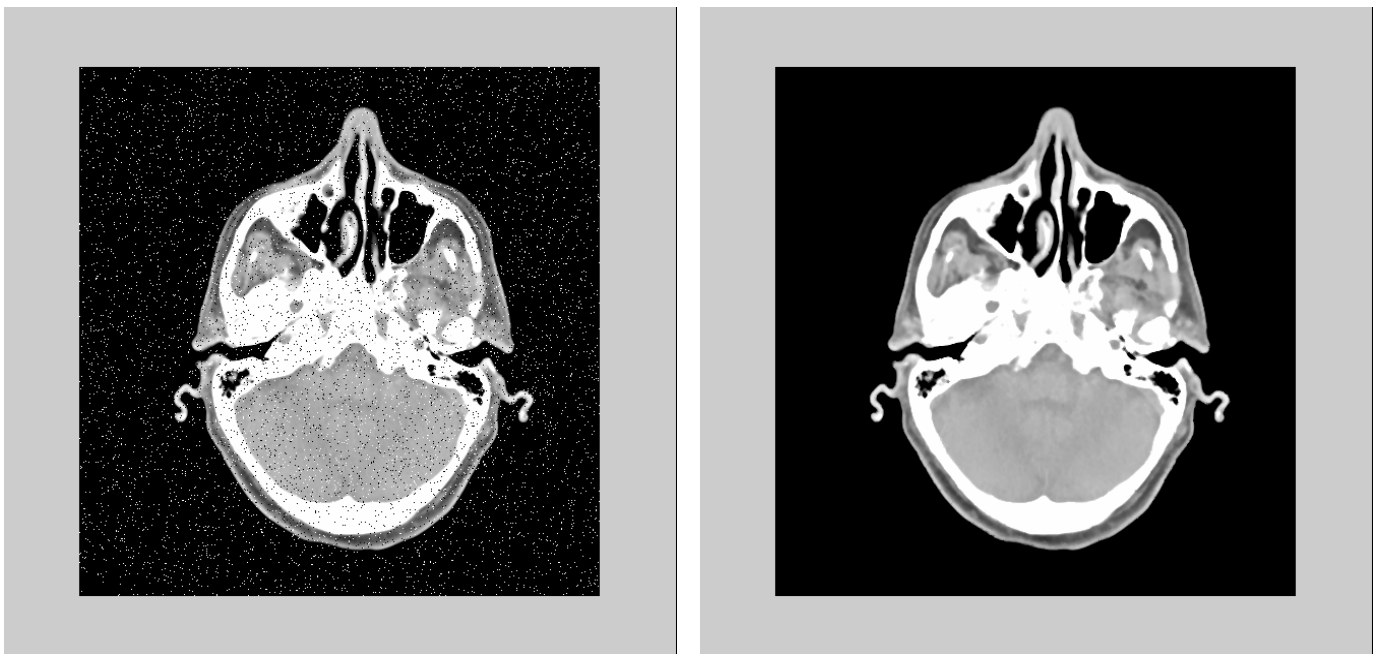
Θόρυβος-Εξάλειψη

Πολλές φορές οι εικόνες που προέρχονται από τα διάφορα ιατρικά μηχανήματα «κουβαλούν» μαζί τους θόρυβο, ο οποίος είναι ανεπιθύμητος. Αυτός εξαλείφεται με διάφορα φίλτρα, κυρίως με Median. Προκειμένου να αντιμετωπιστούν οι συνέπειες του θορύβου στην εικόνα εφαρμόζεται αρχικά το ψηφιακό φίλτρο Median. Το φίλτρο Median αντικαθιστά την τιμή ενός pixel με την ενδιάμεση τιμή από ένα παράθυρο pixels στη γειτονιά του. Για παράδειγμα, ας θεωρήσουμε ένα παράθυρο 3x3 στη

γειτονιά ενός pixel που έχει τιμή 15, με τιμές των γειτονικών pixels {10, 20, 20, 20, 15, 20, 20, 25, 100}. Το φίλτρο Median αναδιατάσσει τις τιμές κατά αύξουσα διάταξη {10, 15, 20, 20, 20, 20, 20, 20, 25, 100} και επιλέγει την ενδιάμεση τιμή 20 για να αντικαταστήσει την τιμή 15.

Το Median φίλτρο είναι πολύ καλό για τον θόρυβο salt and pepper καθώς οι τιμές των pixels, με αυτόν, διαφέρουν πολύ από τις περιβάλλουσες τιμές. Το Median φίλτρο είναι πολύ καλύτερο από το Mean καθώς διατηρεί τις αιχμηρές ακμές, που παρουσιάζονται στη εικόνα.

```
I5=imnoise(I,'salt & pepper');figure; imshow(I5);I6=medfilt2(I5);  
figure;imshow(I6);
```



Εικόνα 3.5: CT εικόνα εγκεφάλου με “salt and pepper” θόρυβο (αριστερά) και ίδια εικόνα με εξάλειψη του θορύβου (δεξιά)

Ανίχνευση Χαρακτηριστικών

Συνήθως σε μία ιατρική εικόνα θέλουμε να ανιχνεύσουμε ακμές. Η έρευνα δείχνει ότι κυρίως χρησιμοποιούμε Sobel και Canny ανικχευτές ακμών.

Ο Sobel τελεστής δίνει έμφαση σε περιοχές υψηλής χωρικής συχνότητας, οι οποίες αντιστοιχούν σε ακμές. Θεωρητικά ο Sobel τελεστής αποτελείται από 3x3 πυρήνες -δομικά στοιχεία συνέλιξης.

-1	0	+1
-2	0	+2
-1	0	+1

Gx

+1	+2	+1
0	0	0
-1	-2	-1

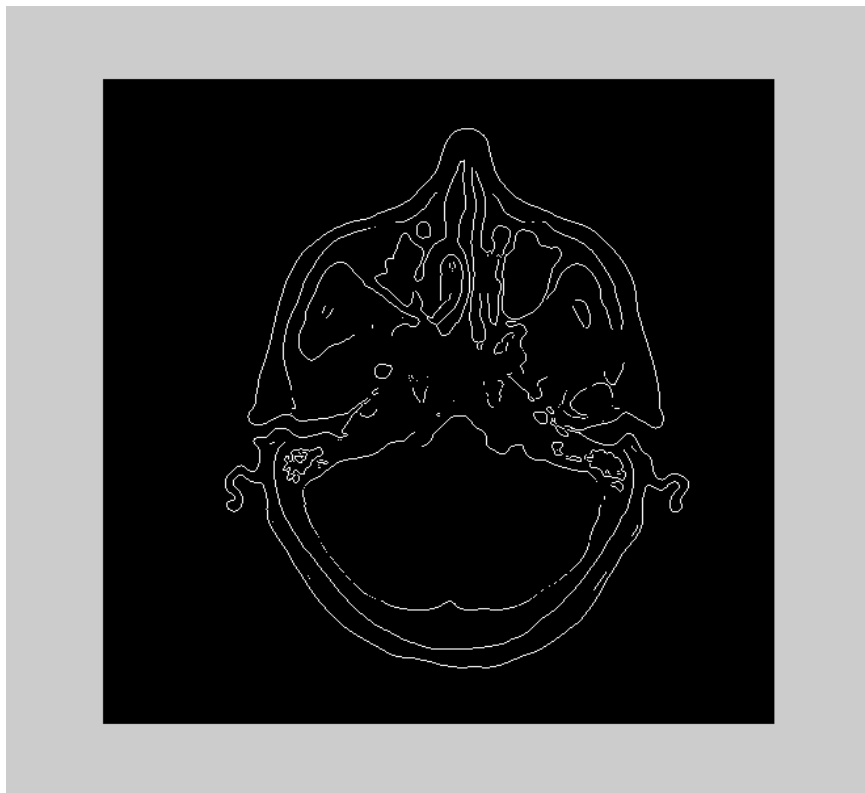
Gy

P ₁	P ₂	P ₃
P ₄	P ₅	P ₆
P ₇	P ₈	P ₉

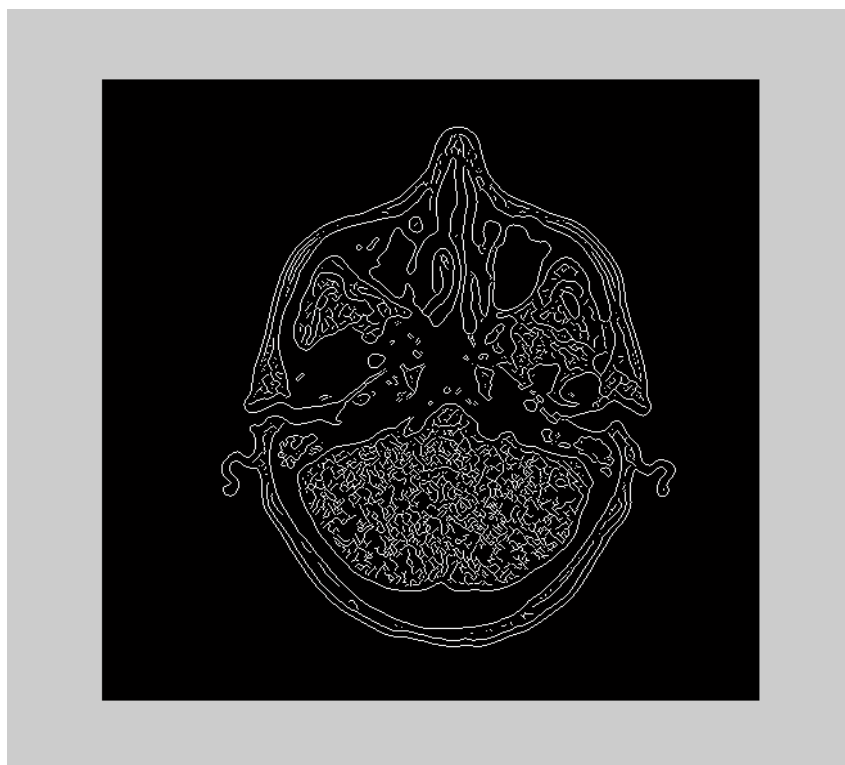
Χρησιμοποιώντας τον παραπάνω πυρήνα η προσεγγιστική τιμή του μέτρου της βαθμίδας είναι:

$$|G| = |(P_1 + 2 \times P_2 + P_3) - (P_7 + 2 \times P_8 + P_9)| + |(P_3 + 2 \times P_6 + P_9) - (P_1 + 2 \times P_4 + P_7)|$$

Ο Canny τελεστής ανιχνεύει ασυνέχειες στην ένταση των pixels. Πρώτα από όλα η εικόνα υποβάλλεται σε μία εξομάλυνση με Gaussian συνέλιξη. Έπειτα επιβάλλεται ένας 2-D τελεστής πρώτης παραγώγου για να αναδείξει περιοχές με υψηλή χωρική πρώτη παράγωγο. Οι ακμές αναδεικνύουν λουρίδες, καθώς όλες οι περιοχές που δεν έχουν υψηλή πρώτη παράγωγο παίρνουν την τιμή μηδέν. Έτσι, η εικόνα που παίρνουμε είναι εικόνα με λεπτές γραμμές.



Εικόνα 3.6: Επίδραση του Sobel τελεστή πάνω στην αρχική CT εγκάρσια εικόνα εγκεφάλου



Εικόνα 3.7: Επίδραση του Canny τελεστή πάνω στην αρχική CT εγκάρσια εικόνα εγκεφάλου

Πολλές φορές είναι κλινικά χρήσιμο η Canny εικόνα να είναι πράσινη. Αυτό επιτυγχάνεται εάν την κάνουμε έγχρωμη (RGB).

`I8=edge(I,'canny');E1=cat(3,I8,I8,I8);`

Επίσης κλινικά χρήσιμο είναι το γεγονός της πρόσθεσης ή της αφαίρεσης δύο εικόνων με τις εντολές **`imadd`** και **`imsubtract`**

Γεωμετρικός Μετασχηματισμός Εικόνας

Η συλλογή των δεδομένων των διαφορετικών απεικονιστικών τεχνικών πρέπει να γίνεται υπό τις ίδιες συνθήκες, δηλαδή: ίδια τοποθέτηση του ασθενούς σε σχέση με το σύστημα συντεταγμένων κάθε συσκευής, ανάκτηση αντίστοιχων τομών ίδιου πάχους και μεσοδιαστήματος, ίδια ανάλυση (resolution) και κλίμακα (scaling) των εικόνων κ.ά. Δεδομένης της δυσκολίας πλήρωσης αυτών των προϋποθέσεων, έχουν αναπτυχθεί Αλγόριθμοι Ευθυγράμμισης Εικόνων (Image Registration Algorithms) που στοχεύουν στην αντιμετώπιση πιθανών αποκλίσεων.

Τέτοιοι αλγόριθμοι χρησιμοποιούν συνήθως τον αφινικό μετασχηματισμό (affine transformation), ο οποίος απεικονίζει μεταβλητές (π.χ. τιμές έντασης των pixels, τα οποία βρίσκονται σε δεδομένη θέση στην αρχική εικόνα) σε νέες μεταβλητές, εφαρμόζοντας έναν γραμμικό συνδυασμό μεταφοράς, στροφής ή και κλιμάκωσης.

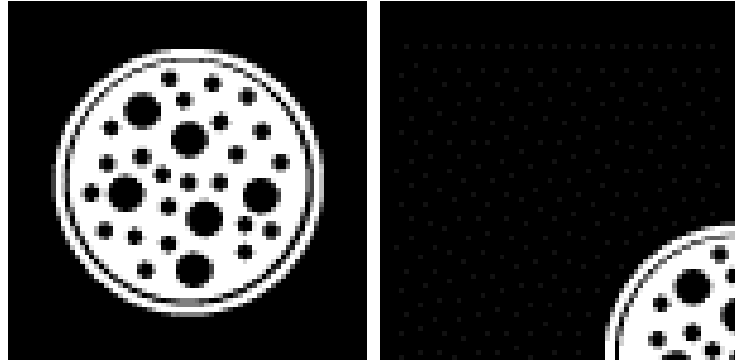
Η γενική μορφή αυτού του μετασχηματισμού δίνεται από την εξίσωση:

$$\begin{vmatrix} x_2 \\ y_2 \end{vmatrix} = A \times \begin{vmatrix} x_1 \\ y_1 \end{vmatrix} + B$$

όπου A είναι ο πίνακας στροφής ή και κλιμάκωσης και ο B, ο πίνακας μεταφοράς.

Στη μεταφορά, ένα στοιχείο της εικόνας στη θέση (x1,y1) απεικονίζεται στη θέση (x2,y2) μεταφερόμενο βάσει των εξισώσεων:

$$\begin{aligned} X_2 &= X_1 + b_1 \\ Y_2 &= Y_1 + b_2 \end{aligned} \quad \text{με πίνακες} \quad A = \begin{vmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{vmatrix}, B = \begin{vmatrix} b_1 \\ b_2 \end{vmatrix}$$

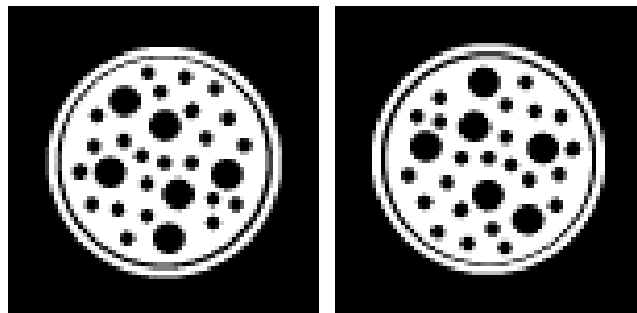


Στη στροφή, ένα στοιχείο του πίνακα που βρίσκεται στη θέση (x_1, y_1) απεικονίζεται στη θέση (x_2, y_2) περιστρεφόμενο κατά γωνία θ γύρω από την αρχή 0. Έτσι:

$$x_2 = \cos(\theta) * (x_1) - \sin(\theta) * (y_1)$$

$$y_2 = \sin(\theta) * (x_1) + \cos(\theta) * (y_1)$$

$$A = \begin{vmatrix} \cos(\theta) & -\sin(\theta) \\ \sin(\theta) & \cos(\theta) \end{vmatrix}, B = \begin{vmatrix} 0 \\ 0 \end{vmatrix}$$



ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΓΡΑΦΙΚΗΣ ΔΙΕΠΙΦΑΝΕΙΑΣ ΣΕ ΠΛΑΤΦΟΡΜΑ MATLAB

4.1 Εισαγωγή στο σύστημα Matlab

Το MATLAB είναι ένα ολοκληρωμένο περιβάλλον προγραμματισμού και ταυτόχρονα υψηλού επιπέδου γλώσσα προγραμματισμού. Χρησιμοποιείται κυρίως για τεχνικό προγραμματισμό. Έχει μεγάλες γραφικές δυνατότητες, ευκολία και ταχύτητα υλοποίησης αλγορίθμων, και πολλές έτοιμες συναρτήσεις που υλοποιούνται κυρίως μέσω των toolbox που διαθέτει. Το βασικό στοιχείο του MATLAB είναι ο πίνακας. Τα διανύσματα εκφράζονται σαν πίνακας διάστασης $1 \times N$ ενώ οι αριθμοί σαν πίνακες διάστασης 1×1 .

Έναρξη και έξοδος

1. Από το μενού «Έναρξη» ανοίγουμε το μενού «Προγράμματα» και κατόπιν το μενού «Matlab». Επιλέγουμε «Matlab».
2. Για την έξοδο από το Matlab γράφουμε quit στο παράθυρο εντολών (command window) του Matlab με το προτροπτικό >>.

Μερικές γενικές Οδηγίες

1. Το Matlab δουλεύει με διπλή ακρίβεια. Κάνει διάκριση μεταξύ κεφαλαίων και πεζών. Όλες οι εντολές του εισάγονται με μικρά.
2. Χρησιμοποιήστε format long για να πάρετε αποτελέσματα με διπλή ακρίβεια και format για να επαναφέρετε την επίδειξη των αποτελεσμάτων στην αρχική μορφή.
3. Στο Matlab οι δείκτες αρχίζουν από το 1 (και όχι από το 0).
4. Το ελληνικό ερωτηματικό (;) μετά από μια δήλωση, έχει σαν αποτέλεσμα να μην παρουσιαστούν τα αποτελέσματα της δήλωσης αυτής στην οθόνη του Matlab.
5. Τα σχόλια (που ακολουθούν το σύμβολο %) δεν εκτελούνται.
6. Για να σταματήσετε την ολοκλήρωση της εκτέλεσης μιας εντολής ή την εμφάνιση αποτελεσμάτων στην οθόνη, πατήστε CTRL+C.

7. Χρησιμοποιήστε τα πλήκτρα με άνω / κάτω βέλη για να κινηθείτε μεταξύ των εντολών που δώσατε και για να τις αλλάξετε / ξαναεκτελέσετε.

Γενικής Χρήσης εντολές.

>>helpwin ή helpdesk για να δούμε τη βοήθεια του MATLAB.

>>help [elfun | elmat | specfun] Για να εμφανίσουμε βασικές συναρτήσεις του MATLAB.

>>help <function> Μας εξηγεί τι κάνει η συνάρτηση <function>.

Παράδειγμα: Για να πάρετε βοήθεια για την εντολή stem, απλά γράψτε help stem.

>>type <function> Παρουσιάζεται ο κώδικας της συγκεκριμένης συνάρτησης.

Παράδειγμα: Για να τον κώδικα της εντολής factor, απλά γράψτε type factor.

>>lookfor <key> Αναζήτηση συναρτήσεων βάσει μιας λέξης κλειδί <key>.

Παράδειγμα: Για να βρείτε τις εντολές που σχετίζονται με εικόνα, απλά γράψτε lookfor image.

>>whos Εμφάνιση (αναλυτικά) όλων των μεταβλητών, στη μνήμη του περιβάλλοντος Matlab.

Εισαγωγή Πινάκων

Υπάρχουν διάφοροι τρόποι για να εισάγουμε πίνακες.

1. Άμεσα γράφοντας μια σειρά από αριθμούς.

>> A= [1 3 4 8 6 9] % Παραγωγή ενός διανύσματος γραμμής A.

>> B= [1 2 3 ; 4 5 6; 7 8 9] % Παραγωγή ενός πίνακα B μεγέθους 3x3.

>> C= [1:5] % Παραγωγή ενός διανύσματος C από 1 έως 5 με βήμα 1.

>> C= [0:pi/4:pi] % Παραγωγή ενός διανύσματος C με βήμα $\pi/4$.

>> x=0:0.01:2; % Παραγωγή ενός διανύσματος x με βήμα 0.01.

2. Από εξωτερικά αρχεία

3. Χρησιμοποιώντας ενσωματωμένες συναρτήσεις

>> D= ones(3,2) % Δημιουργία ενός πίνακα 3x2 με άσσους παντού.

>> D= zeros(2,3) % Δημιουργία ενός πίνακα 2x3 με μηδενικά παντού.

>> D= eye(3) % Δημιουργία ενός μοναδιαίου πίνακα 3x3.

>> D= magic(4) % Δημιουργία ενός magic πίνακα 4x4.

4. Φτιάχνοντας τα δικά μας αρχεία τύπου M.

Διαχείριση Διανυσμάτων και Πινάκων

Τα στοιχεία μιας σειράς προσδιορίζονται από το δείκτη τους, έτσι για ένα διάνυσμα:

>>l=length(x) % Επιστρέφει το μήκος ενός διανύσματος x.

>>[sx,sy]=size(B) % Επιστρέφει το μέγεθος του πίνακα B.

>>p=x(3) % Το τρίτο στοιχείο του x. Οι δείκτες ξεκινούν από το 1.

>>A(1) % Το πρώτο στοιχείο του διανύσματος A.

>>A(1:3) % Τα πρώτα 3 στοιχεία του διανύσματος A.

Πράξεις με πίνακες

Οι πράξεις με μεταβλητές στο MATLAB είναι οι ίδιες όπως στις περισσότερες γλώσσες προγραμματισμού.

+ Πρόσθεση

- Αφαίρεση

* Πολλαπλασιασμός πινάκων

.* Πολλαπλασιασμός στοιχείο-στοιχείο 2 πινάκων ίσου μεγέθους

/ Διαίρεση

./ Διαίρεση στοιχείο-στοιχείο.

^ Ύψωση σε δύναμη ενός πίνακα

.^ Ύψωση σε δύναμη των στοιχείων ενός πίνακα.

Μια Λίστα από Χρήσιμες Εντολές

- exp, sin, cos, tan, acos, asin, atan,
- log2, log10 (για λογάριθμους με βάση 2 και 10 αντίστοιχα)
- real (πραγματικό μέρος), imag (φανταστικό μέρος), sqrt (τετραγωνική ρίζα),
- abs (απόλυτη τιμή ή μέτρο μιγαδικού), angle (γωνία ή φάση σε radians),
- pi (για τη σταθερά $\pi=3,14\dots$), i ή j (για τη μιγαδική σταθερά)
- cumsum, prod, int, diff, sign
- min, max, sum, fix, conj, find
- for, if

Δημιουργία Γραφικών Παραστάσεων

Για να απεικονίσουμε γραφικά τα αποτελέσματα μιας δισδιάστατης συνάρτησης χρησιμοποιούμε συναρτήσεις της βιβλιοθήκης graph2d.

Η πιο βασική εντολή της βιβλιοθήκης είναι η plot.

>>plot(x,y) εμφανίζει το γράφημα συνεχούς χρόνου του y ως προς το x

>>stem(x,y) εμφανίζει το γράφημα διακριτού χρόνου του y ως προς το x

>>bar(x,y) εμφανίζει το γράφημα διακριτού χρόνου με μπάρες.

>> grid εμφανίζεται το πλέγμα της γραφικής παράστασης.

>> xlabel, ylabel εμφανίζει ετικέτες στους άξονες.

>> axis αλλάζει τα διαστήματα στους άξονες.

>> hold on σχεδιάζει το επόμενο διάγραμμα πάνω στο προηγούμενο.

>> subplot χωρίζει το παράθυρο της εικόνας σε μικρότερες εικόνες.

Δημιουργία προγραμμάτων σε αρχεία-M

Οι ακολουθίες εντολών του MATLAB μπορούν να γραφούν σε αρχεία των οποίων οι ονομασίες θα έχουν κατάληξη **m**, και θα ονομάζονται κατ' αναλογία **αρχεία-M**.

Πληκτρολογώντας το όνομα ενός τέτοιου αρχείου, χωρίς το **m**, προκαλούμε την εκτέλεση όλων των εντολών.

Για παράδειγμα ένα αρχείο-M δημιουργείτε από το μενού File – New – M-file.

Δημιουργία συναρτήσεων

Στο MATLAB μπορούμε να δημιουργήσουμε τις συναρτήσεις που εμείς θέλουμε βάζοντας σαν πρώτη λέξη του προγράμματος το function. Αυτά τα αρχεία ονομάζονται αρχεία συναρτήσεων είναι και αυτά αρχεία M και λαμβάνουν εξωτερικά ορίσματα τα οποία περιέχονται σε παρενθέσεις αμέσως μετά το όνομα της συνάρτησης . Τα αρχεία συναρτήσεων μπορούν να χρησιμοποιηθούν για μεγάλα προγράμματα που περιέχουν περίπλοκες συναρτήσεις. Μπορούμε να καλέσουμε μια συνάρτηση μέσα από ένα άλλο αρχείο M έτσι ώστε να περιορίσουμε το μέγεθος των προγραμμάτων και να υπάρχει μια καλύτερη οργάνωση στη δομή του προγράμματος. Αυτή η τεχνική χρησιμοποιήθηκε και στην υλοποίηση της δικής μας εφαρμογής .

4.2 Επεξεργασία γραφικών στη πλατφόρμα του Matlab

Οι Εικόνες στο MATLAB και η εργαλειοθήκη επεξεργασίας εικόνας

Η βασική δομή δεδομένων σε MATLAB είναι η *σειρά*, ένα διαταγμένο σύνολο πραγματικών ή σύνθετων στοιχείων. Αυτό το αντικείμενο ταιριάζει φυσικά στην αντιπροσώπευση των *εικόνων*, των real-valued διαταγμένων συνόλων χρώματος ή των στοιχείων έντασης.

Το MATLAB αποθηκεύει τις περισσότερες εικόνες ως δισδιάστατες σειρές (δηλ., μήτρες), στις οποίες κάθε στοιχείο της μήτρας αντιστοιχεί σε ένα ενιαίο *pixel* στην επιδειχθείσα εικόνα. (Το *pixel* προέρχεται από το *Picture Element* και δείχνει συνήθως ένα ενιαίο σημείο σε μια οθόνη υπολογιστών.)

Παραδείγματος χάριν, μια εικόνα που αποτελείται από 200 σειρές και 300 στήλες των διαφορετικών χρωματισμένων σημείων θα αποθηκευόταν σε MATLAB ως μήτρα 200x300. Μερικές εικόνες, όπως οι εικόνες *truecolor* οι γνωστές RGB, απαιτούν ένα τρισδιάστατο πίνακα, όπου το πρώτο πλάνο στην τρίτη διάσταση αντιπροσωπεύει τις κόκκινες εντάσεις *pixel*, το δεύτερο πλάνο αντιπροσωπεύει τις πράσινες εντάσεις *pixel*, και το τρίτο πλάνο αντιπροσωπεύει τις μπλε εντάσεις *pixel*. Αυτή η σύμβαση καθιστά την εργασία με τις εικόνες σε MATLAB παρόμοια με την εργασία με οποιοδήποτε τύπο στοιχείων μητρών, και το MATLAB εξαιρετικά ισχυρή πλατφόρμα για τις εφαρμογές επεξεργασίας εικόνας.

Δεδομένα ανάγνωσης εικόνας

Η λειτουργία `imread` διαβάζει μια εικόνα από οποιοδήποτε υποστηριζόμενο `format` αρχείου, σε οποιαδήποτε από τα υποστηριζόμενα `depths`. Τα περισσότερα `format` αρχείων εικόνας χρησιμοποιούν 8 bit για να αποθηκεύσουν τις τιμές *pixel*. Όταν οι εικόνες διαβάζονται στη μνήμη, το MATLAB τις αποθηκεύει ως κατηγορία `uint8`. Για τα `format` αρχείων που υποστηρίζουν τα δεκαεξάμπιτα στοιχεία, PNG και TIFF, το MATLAB αποθηκεύει τις εικόνες ως κατηγορία `uint16`.

Σημείωση : για τις `indexed` εικόνες, η εντολή `imread` πάντα διαβάζει το `colormap` σε μια μήτρα διπλάσιας κατηγορίας, ακόμα κι αν η ίδια η εικόνα είναι κατηγορίας `uint8` ή `uint16`.

Παραδείγματος χάριν, αυτός ο κώδικας διαβάζει μια εικόνα `truecolor` στο χώρο εργασίας MATLAB ως μεταβλητή RGB.

```
RGB = imread('football.jpg')
```

Αυτός ο κώδικας διαβάζει μια `indexed` εικόνα με το συνδεδεμένο `colormap` της στο χώρο εργασίας MATLAB σε δύο χωριστές μεταβλητές.

```
[ X, map ] = imread('trees.tif')
```

Σε αυτά τα παραδείγματα, το `imread` συμπεραίνει το `format` αρχείων που χρησιμοποιείται από το περιεχόμενο του αρχείου. Μπορείτε επίσης να διευκρινίσετε το `format` αρχείων ως `argument` στο `imread`. Το MATLAB υποστηρίζει πολλά κοινά `format` αρχείων γραφικής παράστασης, όπως το Microsoft (`bmp`), το GIF, το JPEG, το PNG, και το TIFF.

Στοιχεία εικόνας γραψίματος

Η λειτουργία `imwrite` γράφει μια εικόνα σε ένα αρχείο γραφικής παράστασης με ένα από τα υποστηριζόμενα `formats`. Η πιο βασική σύνταξη για το `imwrite` παίρνει το μεταβλητό όνομα εικόνας και ένα όνομα αρχείου. Εάν περιλαμβάνετε μια επέκταση στο όνομα αρχείου, το MATLAB συμπεραίνει το επιθυμητό `format` αρχείων από αυτήν.

Αυτό το παράδειγμα φορτώνει τη συνταγμένη εικόνα `X` από ένα MAT-αρχείο, `clown.mat`, το οποίο περιέχει τη μήτρα στοιχείων και τη συνδεδεμένη `colormap` και γράφει έπειτα την εικόνα σε ένα `bmp` αρχείο.

```
Load CLOWN
```

```
whos
```

Name	Size	Bytes	Class
X	200x320	512000	double array

```
caption 2x14 char array
```

```
map 81x31944 double array
```

```
grant total is 64245 elements using 513948 bytes
```

```
imwrite(X,map,'clown.bmp')
```

Χρησιμοποιώντας την εντολή `imshow` στην απεικόνιση εικόνων

Μπορείτε να χρησιμοποιήσετε τη λειτουργία `imshow` για να επιδείξετε μια εικόνα που έχει εισαχθεί ήδη στο χώρο εργασίας MATLAB ή για να επιδείξετε μια εικόνα που αποθηκεύεται σε ένα αρχείο γραφικής παράστασης. Παραδείγματος χάριν, αυτός ο κώδικας διαβάζει μια εικόνα στο χώρο εργασίας MATLAB και την επιδεικνύει έπειτα σε ένα παράθυρο σχήματος MATLAB.

```
moon = imread('moon.tif')
```

```
imshow (moon)
```

Χρησιμοποίηση της εντολής `imtool` για να ερευνήσουμε την εικόνα

Το εργαλείο εικόνας είναι ένα εργαλείο επίδειξης εικόνας που παρέχει επίσης την πρόσβαση σε διάφορα άλλα σχετικά εργαλεία, όπως το εργαλείο περιοχών pixel, το εργαλείο πληροφοριών εικόνας, και το Adjust Contrast. Με την εντολή `imtool` παρέχονται επίσης εξαιρετικά εργαλεία πλοήγησης που μπορούν να βοηθήσουν στην επεξεργασία μεγάλων εικόνων, όπως scroll bars, το εργαλείο επισκόπησης, το pan tool, και τα κουμπιά zoom. Γενικά με την εντολή `imtool` παρουσιάζεται ένα ενσωματωμένο περιβάλλον για την επίδειξη των εικόνων και την εκτέλεση κοινών στόχων επεξεργασίας εικόνας.

Παραδείγματος χάριν, αυτός ο κώδικας διαβάζει την εικόνα από το αρχείο `moon.tif` και την επιδεικνύει έπειτα στο εργαλείο εικόνας.

```
moon = imread('moon.tif')
```

```
imtool('moon.tif')
```

Χωρικοί μετασχηματισμοί μιας εικόνας

Ο χωρικός μετασχηματισμός τροποποιεί τη χωρική σχέση μεταξύ των pixel σε μια εικόνα, χαρτογραφώντας τις θέσεις των pixel από την εικόνα εισαγωγής στις νέες θέσεις στην εικόνα παραγωγής. Το toolbox του Matlab το οποίο και εμείς χρησιμοποιήσαμε στην εφαρμογή μας περιλαμβάνει λειτουργίες που εκτελούν ορισμένους εξειδικευμένους χωρικούς μετασχηματισμούς, όπως η επαναταξινόμηση και η περιστροφή μιας εικόνας. Επιπλέον το toolbox περιλαμβάνει λειτουργίες που χρησιμοποιήσαμε για να εκτελέσουμε πολλούς τύπους 2D και 3D χωρικών μετασχηματισμών, συμπεριλαμβανομένων ειδικών μετασχηματισμών.

Interpolation: Παρέχει τις βασικές πληροφορίες για τους χωρικούς μετασχηματισμούς

Resizing an Image : Με την εντολή `imresize` τροποποιούμε το μέγεθος της αρχικής εικόνας εισαγωγής (Η δυνατότητα αυτή παρέχεται στην εφαρμογή).

Rotating an image: Με την εντολή `imrotate` περιστρέφουμε την αρχική εικόνα εισαγωγής (Η δυνατότητα αυτή παρέχεται στην εφαρμογή – μόνο αριστερόστροφα).

Cropping an image: Με την εντολή `imcrop` επιλέγουμε ειδικά την περιοχή της εικόνας που θέλουμε να επεξεργαστούμε (Η δυνατότητα αυτή παρέχεται στην εφαρμογή – η επιλογή της περιοχής γίνεται από τον χρήστη με την χρήση του mouse).

Performing general 2-d spatial transformations: Με την εντολή `imtransform` από το Toolbox επιτυγχάνουμε ένα γενικό χωρικό μετασχηματισμό μιας 2D εικόνας.

Performing N-dimensional spatial transformations: Παρέχονται εντολές από το Toolbox που μπορείτε να χρησιμοποιήσετε για να εκτελέσετε τους ND χωρικούς μετασχηματισμούς πινάκων.

Γραμμικό φιλτράρισμα

Το φιλτράρισμα είναι μια τεχνική για την επεξεργασία μιας εικόνας. Παραδείγματος χάριν, μπορείτε να φιλτράρετε μια εικόνα για να υπογραμμίσετε ορισμένα χαρακτηριστικά γνωρίσματα ή να αφαιρέσετε άλλα χαρακτηριστικά γνωρίσματα.

Οι διαδικασίες επεξεργασίας εικόνας που εφαρμόζονται με το φιλτράρισμα περιλαμβάνουν τη λείανση, την όξυνση, κτλ. Αυτές οι διαδικασίες παρέχονται και στην εφαρμογή μας με τα push buttons `Smooth` και `Sharpen`.

Το φιλτράρισμα είναι μια *neighborhood operation*, στην οποία η αξία οποιουδήποτε δεδομένου pixel στην εικόνα παραγωγής καθορίζεται με την εφαρμογή κάποιου αλγορίθμου στις τιμές των pixel στη γειτονιά του αντίστοιχου pixel εισαγωγής. Η γειτονιά ενός pixel είναι κάποιο σύνολο pixel, που καθορίζεται από τις θέσεις τους σχετικά με εκείνο το pixel.

Το *γραμμικό φιλτράρισμα* είναι το φιλτράρισμα στο οποίο η αξία ενός pixel παραγωγής είναι ένας γραμμικός συνδυασμός των τιμών των pixel στη γειτονιά του pixel εισαγωγής.

Στην εφαρμογή μας γίνεται χρήση διαφόρων τεχνικών φιλτραρίσματος πέραν του γραμμικού για την επίτευξη και ικανοποιητική απόδοση λειτουργιών που παρέχονται όπως η `Remove Noise`, η `Perimeter` και άλλες. Ειδικότερα για την λειτουργία `Remove Noise` γίνεται αναφορά σε παράγραφο που ακολουθεί.

Μορφολογικές διαδικασίες

Η *μορφολογία* είναι ένα ευρύ σύνολο διαδικασιών επεξεργασίας εικόνας που επεξεργάζονται τις εικόνες βασισμένες στις μορφές. Οι μορφολογικές διαδικασίες εφαρμόζουν ένα στοιχείο δόμησης σε μια εικόνα εισαγωγής, που δημιουργεί μια εικόνα παραγωγής του ίδιου μεγέθους. Οι πιο βασικές μορφολογικές διαδικασίες είναι η διαστολή και η διάβρωση. Σε μια μορφολογική λειτουργία, η αξία κάθε pixel στην εικόνα παραγωγής είναι υπολογισμένη με βάση μια σύγκριση του αντίστοιχου

pixel στην εικόνα εισαγωγής με τους ‘γείτονές’ της. Με την επιλογή του μεγέθους και της μορφής της ‘γειτονιάς’, μπορεί να κατασκευαστεί μια ειδική μορφολογική λειτουργία που είναι ευαίσθητη στην εικόνα εισαγωγής.

Αφαίρεση θορύβου

Οι ψηφιακές εικόνες είναι επιρρεπείς σε ποικίλους τύπους θορύβου. Ο θόρυβος είναι το αποτέλεσμα των λαθών στη διαδικασία ανακτήσεως εικόνας που οδηγούν στις τιμές pixel που δεν απεικονίζουν τις αληθινές εντάσεις. Υπάρχουν διάφοροι τρόποι όπου ο θόρυβος μπορεί να εισαχθεί σε μια εικόνα, ανάλογα με το πώς η εικόνα δημιουργείται.

Παραδείγματος χάριν:

- Εάν η εικόνα ανιχνεύεται από μια φωτογραφία που αποτυπώνεται σε film, το film είναι μια πηγή θορύβου. Ο θόρυβος μπορεί επίσης να είναι το αποτέλεσμα της ζημίας στην ταινία

- Εάν η εικόνα αποκτάται άμεσα σε ψηφιακή μορφή, ο μηχανισμός για τα στοιχεία (όπως ένας ανιχνευτής CCD) μπορεί να εισαγάγει το θόρυβο.

- Η ηλεκτρονική διαβίβαση στοιχείων εικόνας μπορεί να εισαγάγει το θόρυβο.

Το toolbox του Matlab που χρησιμοποιήσαμε παρέχει διαφορετικούς τρόπους να αφαιρεθεί ή να μειωθεί ο θόρυβος σε μια εικόνα. Οι διαφορετικές μέθοδοι είναι καλύτερες για τα διαφορετικά είδη θορύβου. Οι διαθέσιμες μέθοδοι περιλαμβάνουν

- “Using Linear Filtering”
- “Using Median Filtering”
- “Using Adaptive Filtering”

Για να μιμηθεί κάποιος το θόρυβο σε μία εικόνα η εργαλειοθήκη παρέχει τη λειτουργία *imnoise*, την οποία μπορείτε να χρησιμοποιήσετε για να προσθέσετε τους διάφορους τύπους θορύβων σε μια εικόνα.

Ρύθμιση έντασης

Οι τεχνικές αύξησης της έντασης μιας εικόνας χρησιμοποιούνται για να βελτιώσουν μια εικόνα, όπου "η βελτίωση" καθορίζεται μερικές φορές αντικειμενικά

(π.χ., αυξήστε την αναλογία σήματος προς θόρυβο), και μερικές φορές υποκειμενικά (π.χ., καταστήστε ορισμένα χαρακτηριστικά γνωρίσματα ευκολότερα να γίνουν αντιληπτά με την τροποποίηση των χρωμάτων ή των εντάσεων). Η ρύθμιση έντασης είναι μια τεχνική που χαρτογραφεί τις τιμές έντασης μιας εικόνας σε μια νέα σειρά.

Παίρνοντας πληροφορίες για τα pixel

Η εργαλειοθήκη επεξεργασίας εικόνας παρέχει διάφορες λειτουργίες οι οποίες επιστρέφουν πληροφορίες για τις τιμές των στοιχείων που αποτελούν μια εικόνα. Αυτές οι λειτουργίες επιστρέφουν πληροφορίες για τα στοιχεία εικόνας με διάφορες μορφές, όπως :

- “Information About Image Pixels”
- “Intensity Profile of an Image”
- “Contour Plot of Image Data”
- “Image Histogram”
- “Summary Statistics About an Image”
- “Properties for Image Regions”

Πολλές από τις παραπάνω λειτουργίες παρέχονται και στην εφαρμογή μας όπως π.χ. η `impixel` και η `imhist`.

Ανάλυση μιας εικόνας

Οι τεχνικές ανάλυσης εικόνας επιστρέφουν πληροφορίες για τη δομή μιας εικόνας. Ενδεικτικές τεχνικές ανάλυσης εικόνας είναι οι ακόλουθες :

- “Detecting Edges”
- “Tracing Boundaries”
- “Detecting Lines Using the Hough Transform”
- “Using Quadtree Decomposition”

Η εργαλειοθήκη του matlab περιλαμβάνει επίσης τις λειτουργίες που επιστρέφουν τις πληροφορίες για τη σύσταση μιας εικόνας.

4.3 Ανάπτυξη γραφικής διεπιφάνειας χρήστη

Τι είναι ένα GUI;

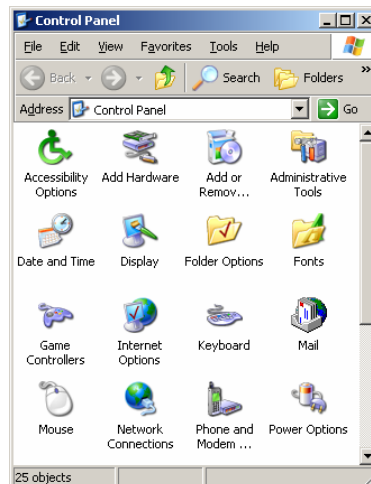
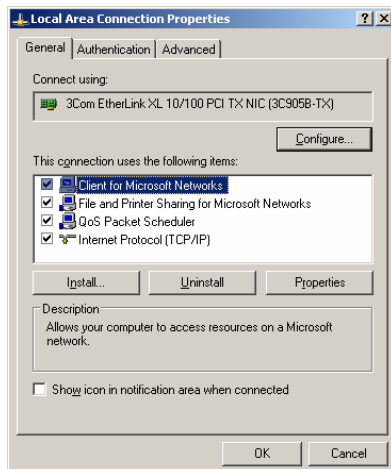
Το GUI σημαίνει Graphical User Interface.

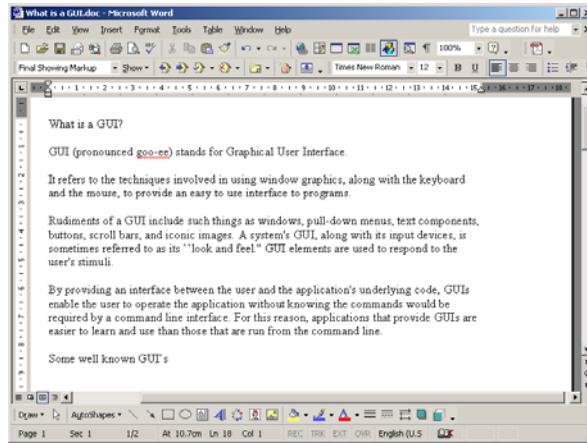
Αναφέρεται στις τεχνικές που περιλαμβάνονται σε χρησιμοποίηση της γραφικής παράστασης παραθύρων, μαζί με το πληκτρολόγιο και το ποντίκι, ώστε να δημιουργηθεί μια εύχρηστη διεπιφάνεια ενός προγράμματος.

Τα στοιχεία ενός GUI περιλαμβάνουν objects όπως τα παράθυρα, τις επιλογές pull-down, τα τμήματα κειμένων, τα κουμπιά, τα scroll bars, και τα παράθυρα εικόνας. Το GUI μιας εφαρμογής, μαζί με τις συσκευές εισαγωγής της, αναφέρεται μερικές φορές ως "look and feel". Τα διάφορα στοιχεία ενός GUI χρησιμοποιούνται για να αποκριθούν στα ερεθίσματα του χρήστη.

Με την παροχή μιας διεπιφάνεια μεταξύ του χρήστη και του αποκρυμμένου κώδικα της εφαρμογής, επιτρέπεται στο χρήστη να λειτουργήσει την εφαρμογή χωρίς γνώση των εντολών που θα απαιτούνταν από μια διεπαφή γραμμών εντολής. Για αυτόν τον λόγο, οι εφαρμογές που παρέχουν GUIs είναι ευκολότερες να γίνουν γνωστές και να χρησιμοποιηθούν από εκείνες που οργανώνονται σε υπό τη μορφή γραμμής εντολής.

Μερικά καλά γνωστά GUI

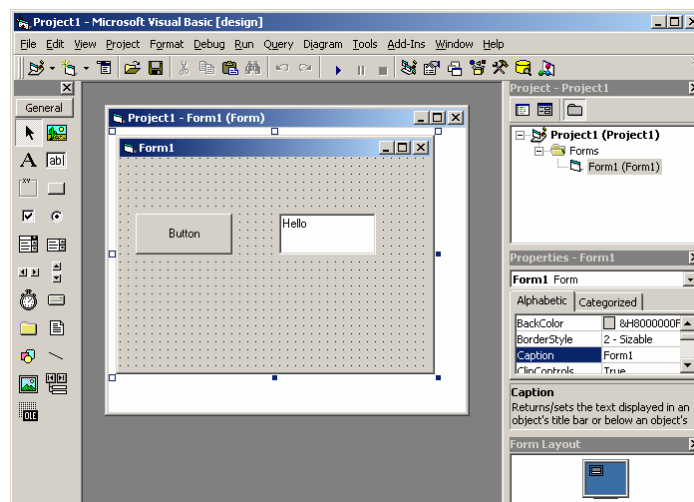




Τα WORD, Network Configuration και Control Panel προσφέρουν λειτουργικότητα ελέγχου για τον έλεγχο του υπολογιστή και των στοιχείων χωρίς ανάγκη για τις εντολές και τα scripts επιπέδων συστημάτων. Οι περισσότερες διαδικασίες στα διάφορα στοιχεία μπορούν να γίνουν με την χρήση εικονιδίων και buttons . Τα γραφικά ενδιάμεσα με τον χρήστη δεν περιορίζονται στα παράθυρα. Τα περισσότερα λειτουργικά συστήματα χρησιμοποιούν GUIs με πιο κοινό τύπο αυτόν των του γνωστού λειτουργικού συστήματος WINDOWS.

Προγραμματισμός GUI

Εργαλεία ανάπτυξης όπως η Visual Basic παρέχουν τις λειτουργίες για το γρήγορο γραφικό σχεδιασμό μιας διεπαφάνειας. Η VB είναι ένα εργαλείο development με το οποίο τα παραθυρικά προγράμματα μπορούν να δημιουργηθούν εύκολα. Το επαγγελματικό, εμπορικό λογισμικό τείνει να γραφτεί σε Visual C++ αν και ο σχεδιασμός μιας διεπιφάνειας είναι πιο επίμοχθος σε αυτό το εργαλείο development.



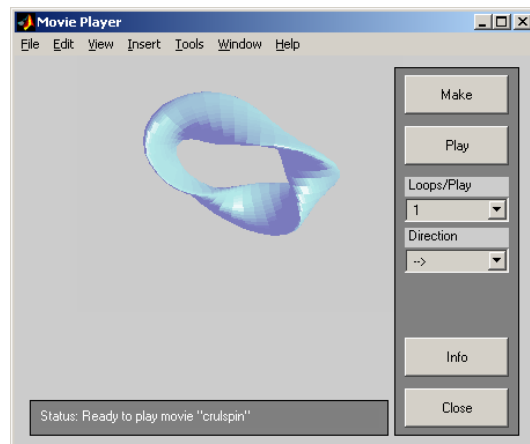
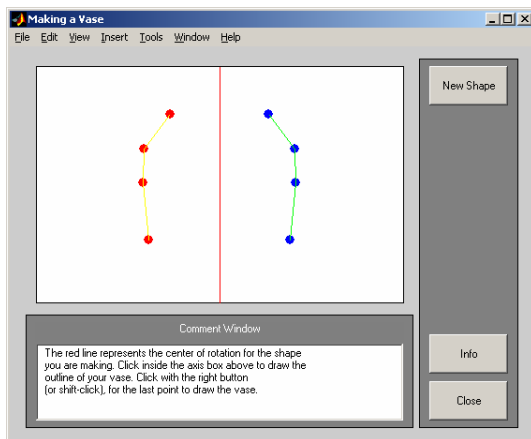
Το Visual Studio, ένα προϊόν της Microsoft, που αναφέρεται ανωτέρω μπορεί να φανεί περίπλοκο αλλά πραγματικά παρέχει τα πολύ απλά εργαλεία για την δημιουργία ενός GUI. Τα κουμπιά, οι επιλογές, τα παράθυρα κειμένου κ.λπ... επιλέγονται από επιλογές και τοποθετούνται γραφικά σε μια σελίδα.

Matlab GUI

Το Matlab προσφέρει ένα εργαλείο σχεδιασμού GUI και μερικά λεπτομερή και χρήσιμα λειτουργικά στοιχεία για την ανάπτυξη ευπαρουσίαστων εφαρμογών. Επισημαίνεται ότι η πλήρης χρήση και η κατανόηση του εργαλείου GUIDE για την ανάπτυξη μιας διεπιφάνειας σε περιβάλλον Matlab είναι πέρα από το πεδίο αυτής της διπλωματικής εργασίας. Μερικά απλά παραδείγματα θα επιδείξουν πώς το σύστημα λειτουργεί.

Γιατί να χτίσετε GUI στο περιβάλλον Matlab;

Το Matlab χρησιμοποιείται κυρίως για την επεξεργασία των μητρώων και των αριθμητικών στοιχείων. Μια κοινή χρήση για το Matlab είναι ως εργαλείο για έναν μηχανικό για να λυθούν τα πολύπλοκα μαθηματικά προβλήματα σε έναν υπολογιστή. Πρόσφατα αναπτύσσονται εφαρμογές σε περιβάλλον Matlab ώστε άλλοι χρήστες να επεξεργαστούν διάφορα στοιχεία. Είναι γεγονός ότι αυτοί οι χρήστες ίσως δεν επιθυμούν να καταλάβουν το μηχανισμό για το πρόβλημα, απλά ακριβώς θέλουν να εισαγάγουν τα στοιχεία και να πάρουν ένα αποτέλεσμα. Τα ενδιάμεσα Interfaces με τον χρήστη παρέχουν αυτήν την λειτουργία. Τα στοιχεία μπορούν να εισαχθούν γραφικά και τα αποτελέσματα παρουσιάζονται και προσαρμόζονται χρησιμοποιώντας οικεία κουμπιά και ελέγχους.



Στα παραπάνω σχήματα φαίνονται παραδείγματα προγραμμάτων επίδειξης Matlab

ΠΕΡΙΒΑΛΛΟΝ GUIDE

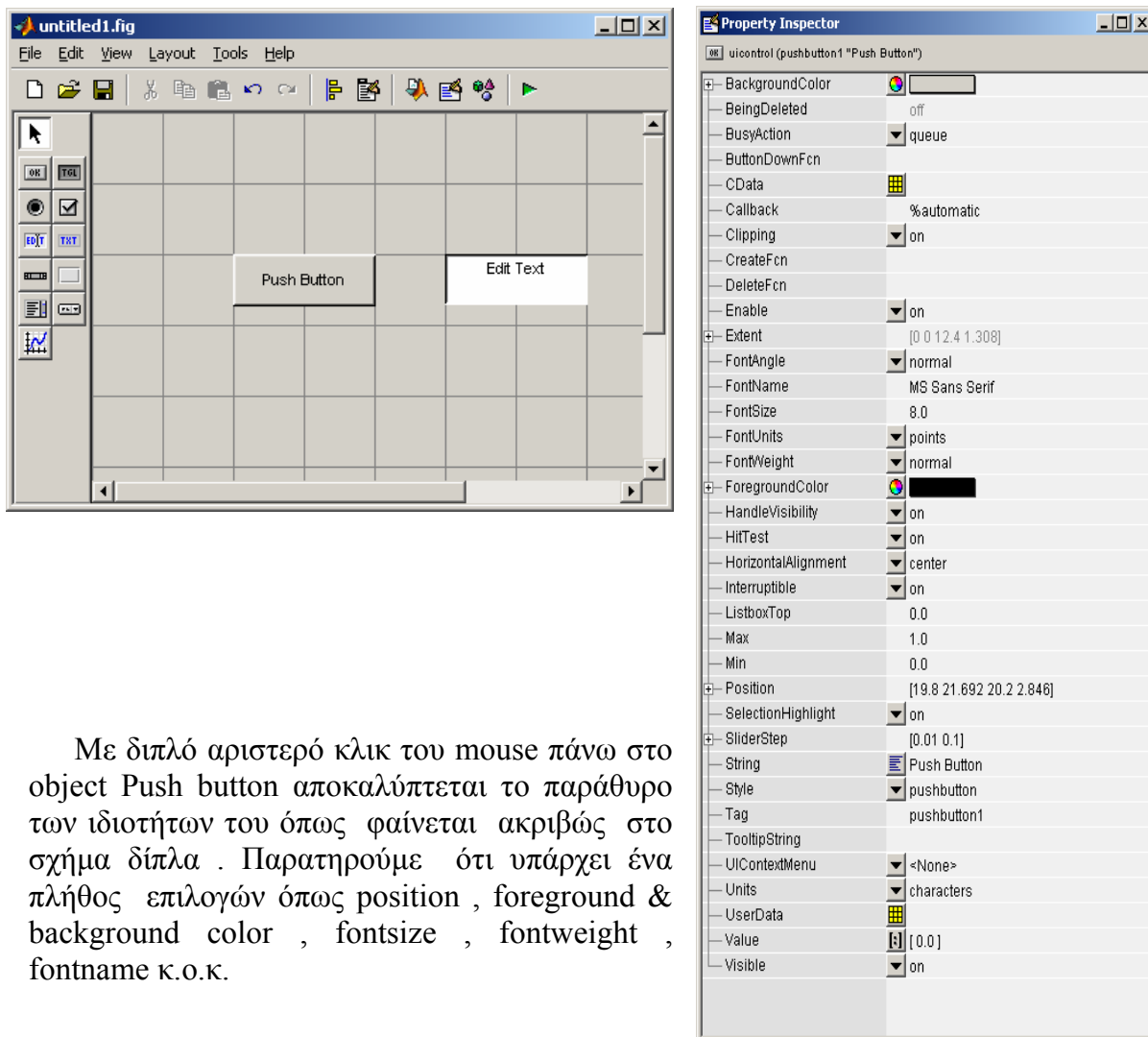
Το Matlab παρέχει το περιβάλλον GUIDE για το σχεδιασμό, τη δημιουργία και την ανάπτυξη μιας διεπιφάνειας .

Ένα απλό παράδειγμα

Έναρξη του Guide από τη γραμμή εντολών του Matlab.

Επιλογή έναρξης με blank GUI

Επιλογή Push Button και edit text στην κενή φόρμα



Με διπλό αριστερό κλικ του mouse πάνω στο object Push button αποκαλύπτεται το παράθυρο των ιδιοτήτων του όπως φαίνεται ακριβώς στο σχήμα δίπλα . Παρατηρούμε ότι υπάρχει ένα πλήθος επιλογών όπως position , foreground & background color , fontsize , fontweight , fontname κ.ο.κ.

Αλλαγή:

‘Tag’ σε ‘button_one’

‘string’ σε ‘press’



Σιγουρευτείτε ότι η επιλογή callback είναι %automatic

Με διπλό αριστερό κλικ του mouse πάνω στο object edit text αποκαλύπτεται το παράθυρο των ιδιοτήτων του .

Αλλαγή:

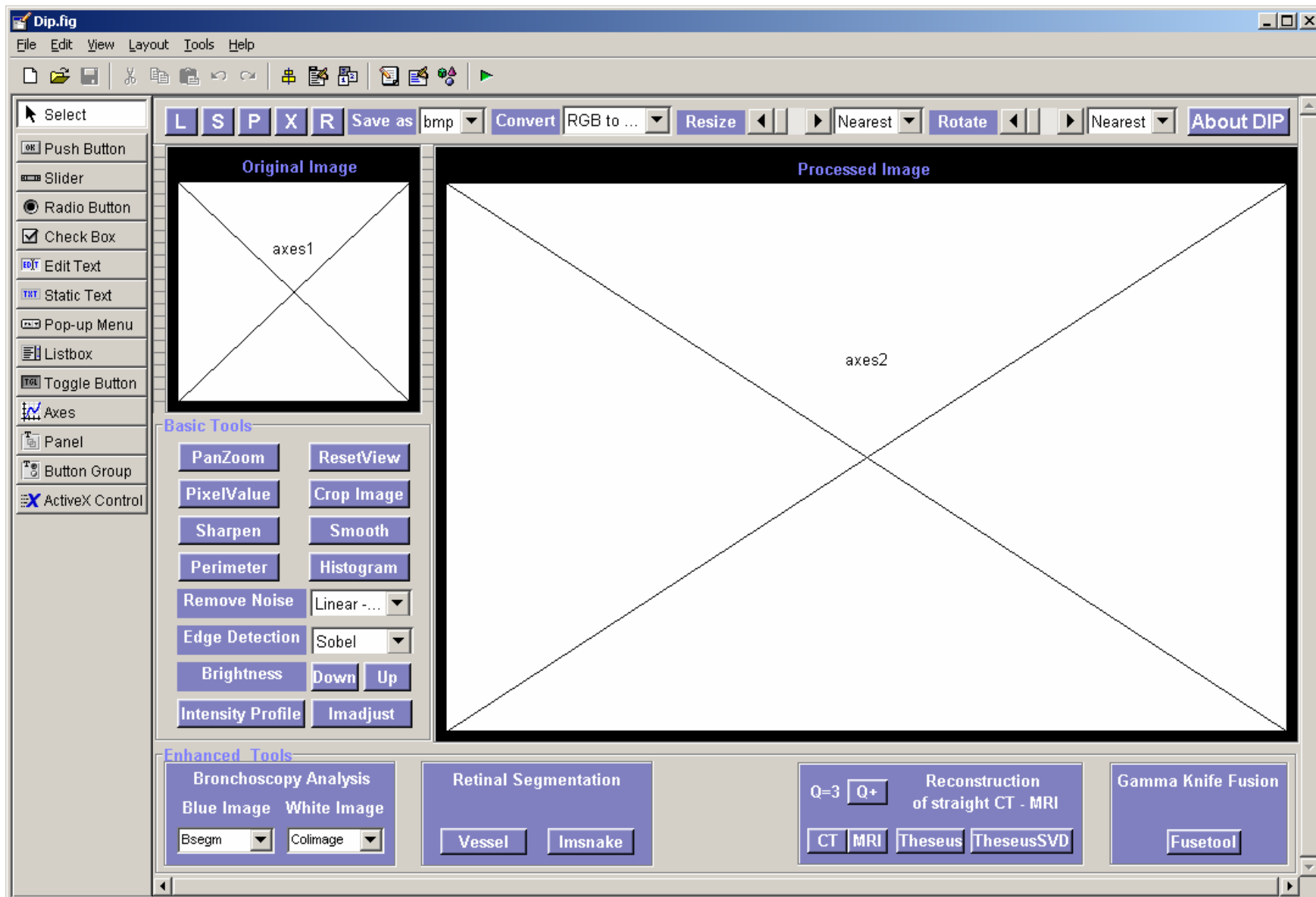
‘tag’ σε ‘edit_one’

‘string’ σε (nothing)

Τώρα αποθήκευση του προγράμματος ως simple.fig

Ταυτόχρονα παρατηρείται η δημιουργία του αρχείου Simple.m το οποίο είναι ένα περίπλοκο σύνολο εντολών και λειτουργιών. Είναι αρκετά εύκολο όμως εύκολο να διαμορφωθεί το πρόγραμμα έτσι ώστε να κάνει αυτό που θέλουμε .

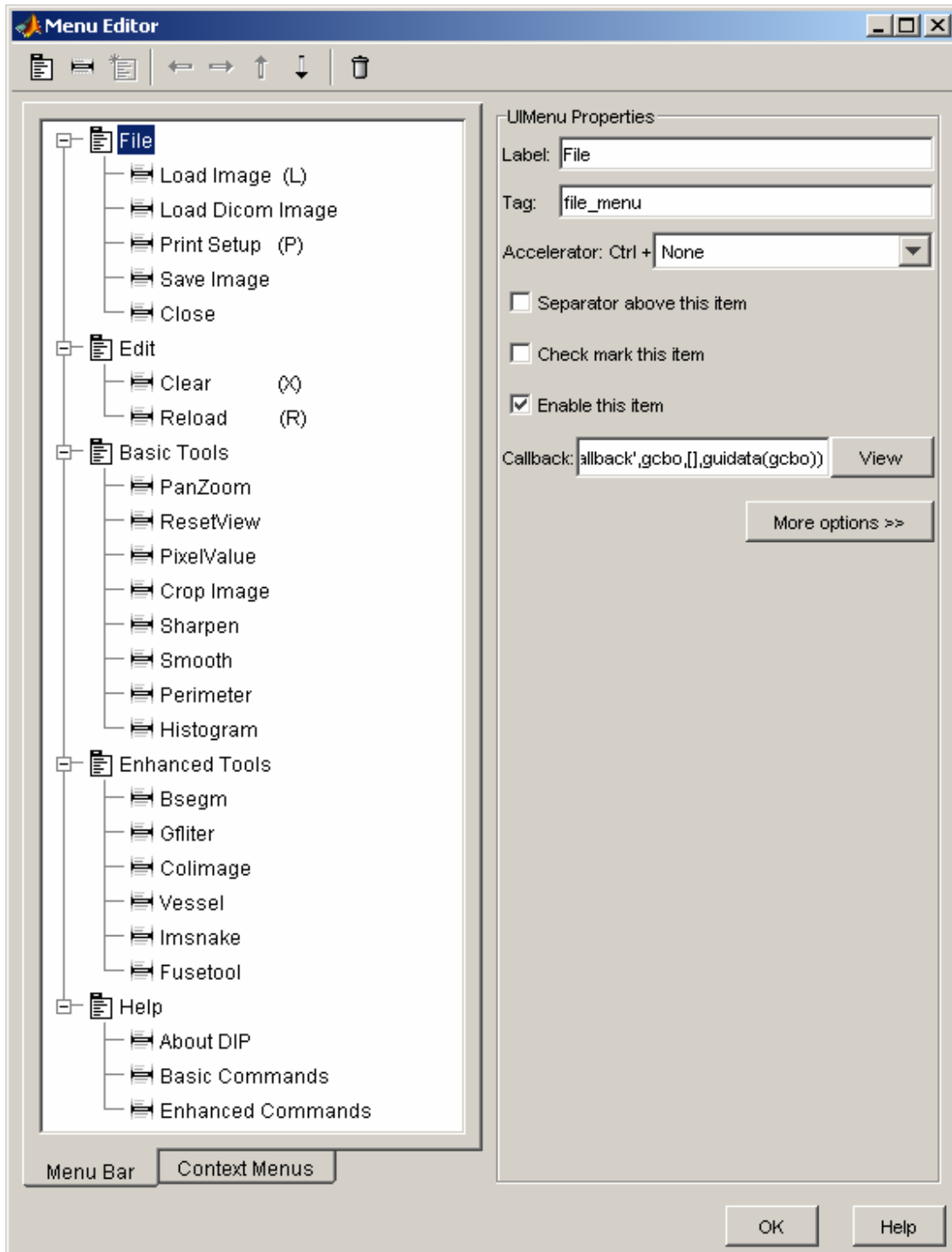
Το παραπάνω είναι ένα πολύ απλό παράδειγμα. Ακολουθώντας όμως αυτό το τρόπο σκέψης και χρησιμοποιώντας σχεδόν το σύνολο των γραφικών δυνατοτήτων του GUI αναπτύχθηκε η γραφική διεπιφάνεια της εφαρμογής μας όπως αυτή φαίνεται στο ακόλουθο σχήμα .



Βήματα υλοποίησης του GUI της εφαρμογής μας

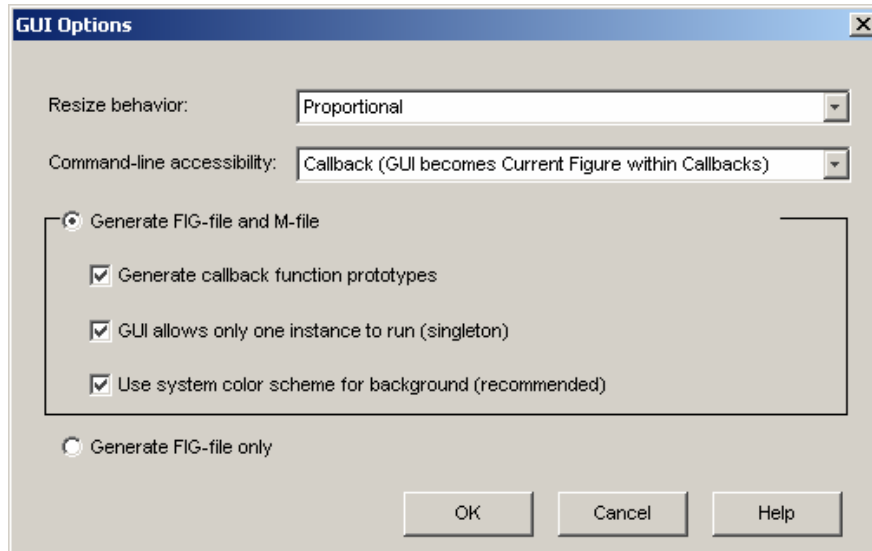
Βήμα 1

Δημιουργία του menu από το menu editor tool όπως φαίνεται και στο ακόλουθο σχήμα αναλυτικά .



Βήμα 2

Επιλογή των ακόλουθων GUI options .

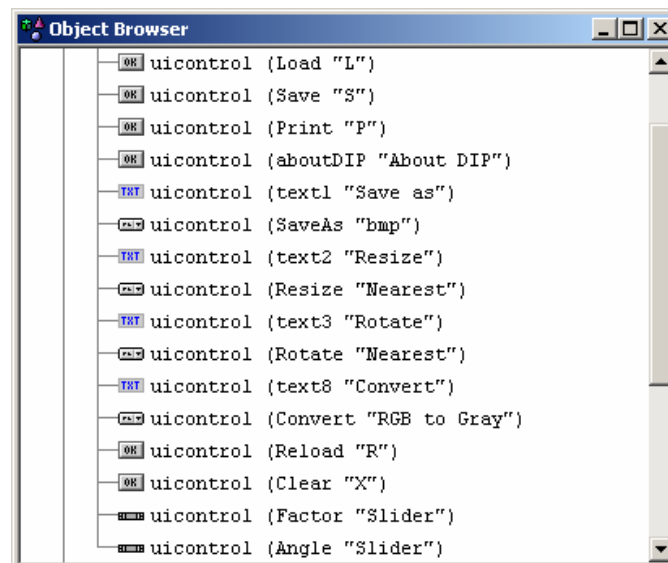


Βήμα 3

Σχεδιασμός από το tool panel των βασικών panel από τα οποία θα αποτελείται το GUI της εφαρμογής μας.

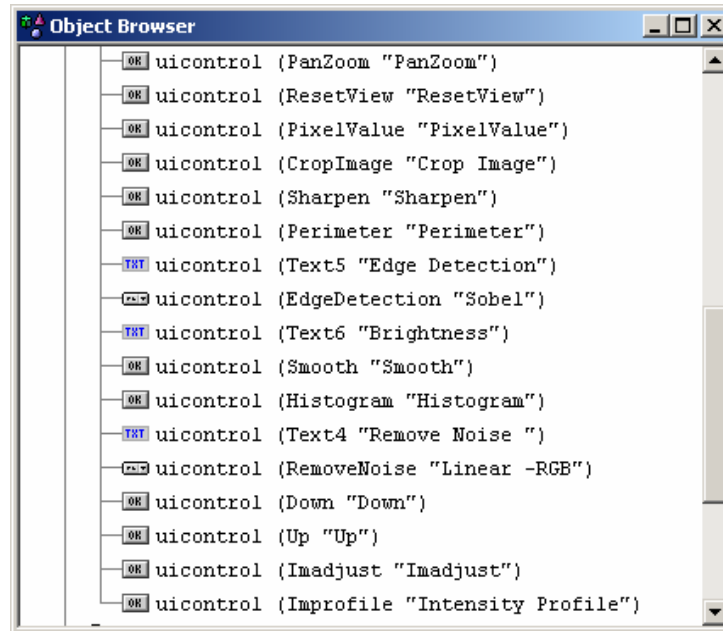
Βήμα 4

Σχεδιασμός των ακόλουθων objects στο πρώτο panel.



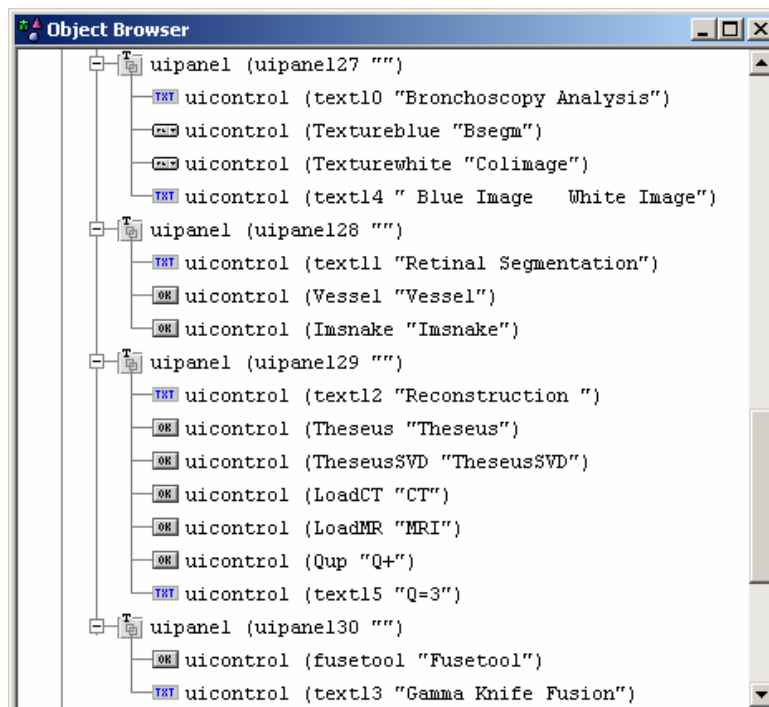
Βήμα 5

Σχεδιασμός των ακόλουθων objects στο δεύτερο panel.



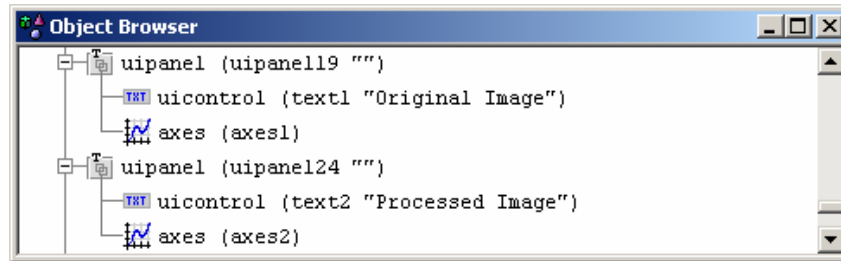
Βήμα 6

Σχεδιασμός των ακόλουθων objects στο τρίτο panel.



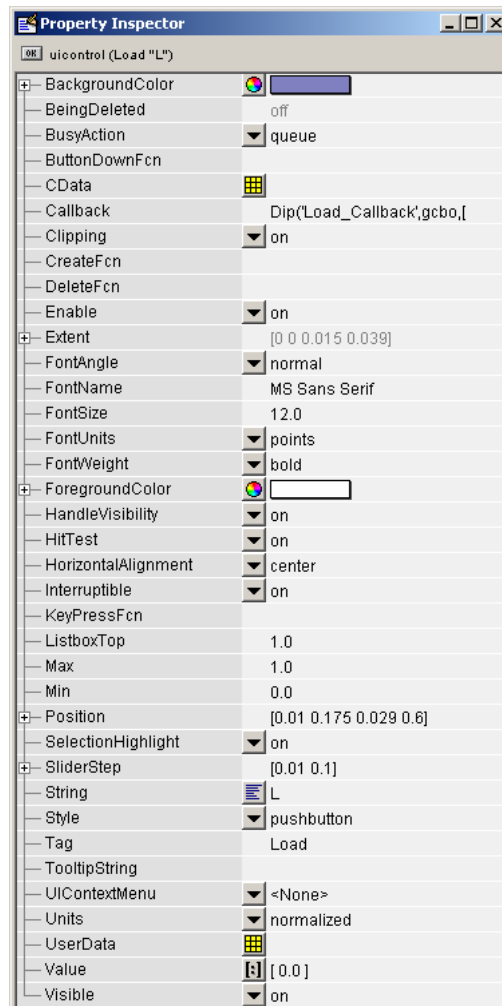
Βήμα 7

Σχεδιασμός των ακόλουθων objects στο τέταρτο panel.



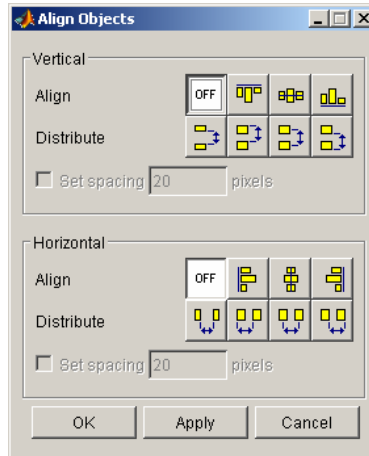
Βήμα 8

Ρύθμιση των ιδιοτήτων κάθε object ξεχωριστά από την επιλογή Property Inspector όπως φαίνεται στο ακόλουθο σχήμα χαρακτηριστικά για το Push Button Object L.



Βήμα 9

Ομαδοποίηση των Objects σε κάθε panel και στοίχιση με το align tool βάσει ενός object που γίνεται οδηγός για το alignment των υπολοίπων .



Βήμα 10

Το τελευταίο βήμα που απομένει είναι η προσθήκη του κώδικα πίσω από κάθε object του GUI.. Επιλέγοντας με δεξί κλικ σε ένα object View και διαδοχικά Callback ο Matlab editor ανοίγει προς τροποποίηση του αρχείου του αντίστοιχου του fig που έχουμε δημιουργήσει στα παραπάνω βήματα με το Guide tool. Ένα χαρακτηριστικό παράδειγμα φαίνεται στο ακόλουθο σχήμα για το object “push button” L.

```
% --- Executes on button press in Load.
function Load_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Load (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
global a;
global b;
pathname='';
[filename,pathname]=uigetfile([pathname '*.jpg'],'Select an RGB image');
if filename~=0
a=imread([pathname, filename]);
rgbflag=isrgb(a);
if rgbflag==1
axes(handles.axes1);
imshow(a);
b=a;
axes(handles.axes2);
imshow(b);
else
end
end
```

4.4 Ανεξαρτητοποίηση της γραφικής διεπιφάνειας χρήστη από την πλατφόρμα του Matlab με την χρησιμοποίηση του MATLAB® Compiler 4

Μετατροπή ενός προγράμματος MATLAB σε αυτόνομη εφαρμογή και ανεξάρτητο τμήμα λογισμικού

Ο μεταγλωττιστής MATLAB® επιτρέπει να μετατραπεί αυτόματα ένα πρόγραμμα MATLAB σε ανεξάρτητη εφαρμογή.

Οι εφαρμογές που δημιουργήθηκαν με τη χρησιμοποίηση του μεταγλωττιστή MATLAB δεν απαιτούν MATLAB για να τρέξουν.

Ο μεταγλωττιστής MATLAB μειώνει σημαντικά το χρόνο ανάπτυξης εφαρμογής με την εξάλειψη της διαδικασίας μεταγλώττισης του κώδικα MATLAB σε C ή C ++. Τόσο οι αυτόνομες εφαρμογές όσο και τα τμήματα λογισμικού μπορούν να μεταγλωττιστούν χρησιμοποιώντας μόνο μία εντολή και έπειτα γρήγορα να διανεμηθούν στους τελικούς χρήστες που δεν εργάζονται σε MATLAB.

Με τη χρησιμοποίηση των προϊόντων ανάπτυξης MATLAB και του μεταγλωττιστή MATLAB, μπορούν να μετατραπούν εφαρμογές MATLAB σε πρόσθετους τύπους λογισμικού, όπως τα ADD-INS Excel και COM αντικείμενα, για τη χρήση μέσα σε άλλα προγράμματα.

Ανάπτυξη μίας εφαρμογής

Το MATLAB είναι ένα ενσωματωμένο περιβάλλον που παρέχει τα εργαλεία για να αναπτυχθεί γρήγορα μία προσωπική εφαρμογή . Το MATLAB περιλαμβάνει μια υψηλού επιπέδου, γλώσσα προγραμματισμού και ενσωματωμένες λειτουργίες για math, graphics, και data ανάλυση. Τα εργαλεία ανάπτυξης MATLAB περιλαμβάνουν έναν συγκεκριμένο συντάκτη γλώσσας ,έναν debugger διορθωτή και διαδραστικά εργαλεία για τα γραφικά ενδιάμεσα με τον χρήστη (GUIs).

Μετατροπή μιας εφαρμογής.

Χρησιμοποιώντας το μεταγλωττιστή MATLAB, μπορείτε να μετατραπεί αυτόματα η εφαρμογή MATLAB σε:

- Αυτόνομη εφαρμογή
- σε C ή C++ βιβλιοθήκες (DLLs στα Windows, κοινές βιβλιοθήκες σε Linux και Unix)

- σε τμήματα λογισμικού, όπως τα αντικείμενα COM ή το ADD-INS Excel, για τη χρήση μέσα σε άλλες εφαρμογές (με τα προϊόντα MATLAB Builder).

Μόνο μια εντολή επιτρέπει στο μεταγλωττιστή MATLAB:

- να καθορίσει τις λειτουργίες MATLAB για την τελική εφαρμογή
- να παραγάγει τον κώδικα C ή C++ για να δημιουργήσει το εκτελέσιμο
- να κλειδώσει όλα τα αρχεία σε ένα ενιαίο, συμπιεσμένο αρχείο
- να συντάξει τον κώδικα διεπαφών C ή C++ σε κώδικα αντικειμένου
- να συνδέσει τα αρχεία και τις βιβλιοθήκες αντικειμένου για να δημιουργήσει το εκτελέσιμο

Ο μεταγλωττιστής MATLAB μπορεί να ενσωματώσει τα πηγαία αρχεία C ή C++ στην τελική εφαρμογή.

Δημιουργία μιας βιβλιοθήκης λειτουργίας

Η δημιουργία μιας βιβλιοθήκης λειτουργίας MATLAB είναι δυνατή χρησιμοποιώντας την ίδια εντολή που χρησιμοποιείτε για την δημιουργία μιας αυτόνομης εφαρμογής. Ο μεταγλωττιστής MATLAB παράγει ένα αρχείο Header που περιλαμβάνετε την εφαρμογή σε C ή C++ και ένα αρχείο βιβλιοθηκών για τη σύνδεση με την εφαρμογή .

Επιπλέον με τη χρησιμοποίηση του MATLAB Builder σε συνδυασμό με το μεταγλωττιστή MATLAB μπορεί να μετατραπεί αυτόματα η εφαρμογή MATLAB σε ADD-IN ώστε να χρησιμοποιηθεί σε άλλες εφαρμογές όπως προγράμματα σε Visual Basic, C ή C++, ή οποιαδήποτε άλλη COM-συμβατή τεχνολογία.

Διανομή της εφαρμογής.

Μετά από την δημιουργία της εφαρμογής με το μεταγλωττιστή MATLAB, μπορείτε το λογισμικό μπορεί να διανεμηθεί στους τελικούς χρήστες για να το τρέξουν ανεξάρτητα από MATLAB. Ο μεταγλωττιστής MATLAB παρέχει τις δυνατότητα που επιτρέπουν να συσκευαστούν οι ενισχυτικές βιβλιοθήκες MATLAB που απαιτούνται για να τρέξουν την τελική εφαρμογή.

Μεταγλώττιση του MATLAB και των εργαλειοθηκών.

Ο MATLAB Compiler υποστηρίζει την πλήρη γλώσσα MATLAB και τις περισσότερες βασισμένες στο MATLAB εργαλειοθήκες, με μερικές εξαιρέσεις. Για περισσότερες λεπτομέρειες μπορείτε να επισκεφθείτε την παρακάτω ηλεκτρονική διεύθυνση .

www.mathworks.com/products/compiler/compiler-support.html

Απαραίτητα προϊόντα

MATLAB

Σχετικά προϊόντα

MATLAB Builder για αντικείμενα COM

MATLAB Builder για ADD-INS του Microsoft Excel

Απαιτήσεις πλατφόρμας και συστήματος .

Ο μεταγλωττιστής MATLAB απαιτεί ένα σύστημα C ή C ++ μεταγλωττιστή (όπως το GCC ή το Visual C ++) για να παράγει τα αυτόνομα executables και τις βιβλιοθήκες. Για τις πρόσθετες απαιτήσεις πλατφορμών και συστημάτων, μπορείτε να επισκεφθείτε την παρακάτω ηλεκτρονική διεύθυνση .

www.mathworks.com/products/compiler

Χρησιμοποιώντας την εντολή mcs

Ακολουθώς περιγράφεται αναλυτικά η εντολή mcs, η οποία είναι η εντολή που καλεί το μεταγλωττιστή MATLAB.

Δημιουργία μιας αυτόνομης εφαρμογής

Παράδειγμα 1

Για να δημιουργηθεί αυτόνομα έναν εκτελέσιμο από το mymfile.m, χρησιμοποιείτε η εντολή ως ακολούθως :

```
mcs - m mymfile
```

Παράδειγμα 2

Για να δημιουργηθεί μια αυτόνομη εφαρμογή από το `mymfile.m`, βάζουμε τα προκύπτοντα αρχεία C και τα εκτελέσιμα στον κατάλογο `/files/target`, και χρησιμοποιούμε την εντολή ως ακολούθως :

```
mcc -m -I /files/source -d /files/target mymfile
```

Παράδειγμα 3

Για να δημιουργηθεί μια αυτόνομη εφαρμογή `mymfile1` από το `mymfile1.m` και το `mymfile2.m` χρησιμοποιούμε μια ενιαία `mcc` κλήση ως ακολούθως:

```
mcc -m mymfile1 mymfile2
```

Δημιουργία μιας βιβλιοθήκης

Παράδειγμα 1

Για να δημιουργήσετε μία κοινή βιβλιοθήκη C από `foo.m`, χρησιμοποιείτε την εντολή ως ακολούθως :

```
mcc -l foo.m
```

Παράδειγμα 2

Για να δημιουργηθεί μία κοινή βιβλιοθήκη C με την ονομασία `library_one` από το `foo1.m` και το `foo2.m`, χρησιμοποιούμε την εντολή ως ακολούθως :

```
mcc -W lib:library_one -T link:lib foo1 foo2
```

Στους ακόλουθους πίνακες παρατίθενται αναλυτικά όλα τα options της εντολής **mcc**.

ΕΠΙΛΟΓΗ	ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ	ΣΧΟΛΙΟ/ΕΠΙΛΟΓΗ
-a filename	Προσθέτει το όνομα αρχείου στο αρχείο CTF	Κανένα
-b	Παράγει λειτουργία τύπου, συμβατή με το Excel	Απαιτεί τον Matlab Builder για Excel
-B filename [:arg[,arg]]	Αντικαθιστά το B όνομα αρχείου στην γραμμή εντολών mcs με τα περιεχόμενα του ονόματος αρχείου	Το αρχείο θα πρέπει να περιέχει μόνο mcs λειτουργίες γραμμής εντολών Αυτά είναι τα συμπεριλαμβανόμενα MathWorks αρχεία λειτουργιών: B csharedlib : foo C shared βιβλιοθήκη B cpplib: foo C++ βιβλιοθήκη
-c	Παράγει C κώδικα	Ισοδύναμο με το -T codegen
-d directory	Τοποθετεί τα αποτελέσματα σε μία ορισμένη θέση	Κανένα
-f filename	Χρησιμοποιείται το ορισμένο αρχείο options , όταν καλείτε η mbuild	Προτείνεται το mbuild -setup
-g	Παράγει πληροφορία debugging	Κανένα
-G	Το ίδιο με την -g	Κανένα
-I directory	Προσθέτει ένα directory στο path αναζήτησης για τα M-files	Το path Matlab συμπεριλαμβάνεται αυτόματα όταν τρέχει από το Matlab αλλά όχι σε κέλυφος Dos/Unix
-l	Μακροεντολή για την δημιουργία βιβλιοθήκης λειτουργιών	Ισοδύναμη με τον -W lib -T link:lib
-m	Μακροεντολή για την δημιουργία αυτόνομης εφαρμογής	Ισοδύναμη με -W main -T link:exe
-M string	Εισάγει string στο mbuild	Χρησιμοποιείται για να οριστούν επιλογές χρόνου μεταγλώττισης
-N	Καθαρίζει το path από όλα εκτός από έναν μικρό αριθμό απαιτούμενων directories	Κανένα

ΕΠΙΛΟΓΗ	ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ	ΣΧΟΛΙΟ/ΕΠΙΛΟΓΗ
-o output file	Ορίζει το όνομα του τελικού εκτελέσιμου αρχείου	Κανένα
-P directory	Προσθέτει ένα κατάλογο στο path μεταγλώττισης σε ένα πλαίσιο order-sensitive	Απαιτεί την επιλογή -N
-R option	Ορίζει επιλογές χρόνου εκτέλεσης για το MCR	option= nojvm nojit
-T target	Ορίζει το στάδιο εξόδου	target = codegen compile:bin link:bin όπου bin: Exe & lib
-v	Verbose: απεικονίζει τα στάδια μεταγλώττισης	Κανένα
-w option	Απεικονίζει μηνύματα προειδοποίησης	option= list level level:string όπου level= disable enable error
-W type	Ελέγχει την παραγωγή των function wrappers	type= main cpplib:<string> lib:<string> none cop:compname , cname , version
-γ licensefile	Χρησιμοποιεί το licensefile για να ελέγξει την άδεια του μεταγλωτιστή	Κανένα
-z path	Καθορίζει το path για της βιβλιοθήκες και τα περιεχόμενα αρχεία	Κανένα
-?	Απεικονίζει μηνύματα βοήθειας	Κανένα

Καταλήγοντας η εντολή που χρησιμοποιήθηκε , με τις κατάλληλες παραμέτρους , για την δημιουργία της ανεξάρτητης από το Matlab εφαρμογής μας είναι η ακόλουθη :

Mcc -a fusetool.mat -m Dip.m fusetool.m fusef.m

Όπου Dip.m είναι το Matlab file της εφαρμογής μας .

Πλήρης ανεξαρτητοποίηση της εφαρμογής από το Matlab.

Ακολουθως παρέχονται πληροφορίες για το πώς μπορεί μια ανεξάρτητη εφαρμογή Matlab να χρησιμοποιηθεί από τους τελικούς χρήστες χωρίς καν να είναι εγκατεστημένη στον υπολογιστή τους η πλατφόρμα Matlab. Σε αυτή την περίπτωση λοιπόν γίνεται διανομή μαζί με την εφαρμογή exe και του **MCR** ή αναλυτικά **Matlab Component Runtime**.

Εγκατάσταση του MCR σε έναν υπολογιστή.

Προτού μπορέσουν να τρέξουν οι τελικοί χρήστες τα προγράμματα που έχουν παραχθεί από τον μεταγλωττιστή MATLAB στους υπολογιστές τους πρέπει να εγκαταστήσουν το MCR, εάν δεν είναι ήδη παρόν.

Σημειώστε ότι το MCR είναι έκδοση συγκεκριμένη, έτσι πρέπει να εξασφαλιστεί ότι οι τελικοί χρήστες έχουν την κατάλληλη έκδοση του MCR που εγκαθίσταται στους υπολογιστές τους.

Για να προετοιμάσουν τη μηχανή στα Windows, οι χρήστες Windows πρέπει απλά να εγκαταστήσουν το MCR με τη χρησιμοποίηση του Utility MCRInstaller (MCRInstaller.exe).

Για να προετοιμάσει η μηχανή στο Unix, οι χρήστες Unix πρέπει να;

- εγκαταστήσουν το MCR
- θέσουν τα κατάλληλα Paths
- θέσουν τις απαραίτητες μεταβλητές περιβάλλοντος

Οι χρήστες Unix πρέπει να εκτελέσουν το MCR Installer, που είναι ένα αρχείο ZIP, και έπειτα χειροκίνητα θέτουν τις μεταβλητές paths και περιβάλλοντος όπως απαιτείται. Οι χρήστες Windows μπορούν επίσης να χρησιμοποιήσουν MCRInstaller.zip για να εγκαταστήσουν το MCR, αλλά το Utility MCRInstaller απλοποιεί τη διαδικασία.

Ανάπτυξη μιας αυτόνομης εφαρμογής σε ένα δίκτυο.

Μπορείτε να επεκτείνετε μια αυτόνομη εφαρμογή σε ένα δίκτυο έτσι ώστε μπορεί να προσεγγιστεί από όλους τους χρήστες χωρίς να πρέπει να έχουν εγκαταστήσει το MCR στους μεμονωμένους υπολογιστές τους.

- 1** Σε οποιαδήποτε υπολογιστή, εκτελέστε το MCRInstaller.exe για να εγκαταστήσετε MATLAB Component Runtime .
- 2** Αντιγράψτε τον ολόκληρο κατάλογο MCR σε ένα δικτυακό drive.
- 3** Αντιγράψτε την αυτόνομη εφαρμογή σε έναν χωριστό κατάλογο στον δικτυακό drive και προσθέστε το μονοπάτι < mcr_root>\<ver>\<runtime>\<arch > σε όλους τους υπολογιστές του δικτύου.

Εάν χρησιμοποιείτε είτε το MATLAB Builder για COM είτε το MATLAB Builder για Excel, πρέπει να καταχωρηθεί το ακόλουθο DLL σε κάθε υπολογιστή .

mwcommgr.dll mwcomutil.dll

Σε DOS prompt εισάγεται regsvr32 < dllname >

Αυτά τα DLLs βρίσκονται στην θέση < mcr_root><ver><arch >.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

ΕΞΕΛΙΓΜΕΝΟΙ ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΙ ΑΝΑΛΥΣΗΣ & ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΕΙΚΟΝΩΝ [21]

5.1 Βρογχοσκοπική ανάλυση

Μια από τις πιο σύγχρονες απεικονιστικές μεθόδους ανίχνευσης του καρκίνου του πνεύμονα, είναι η μέθοδος της βρογχοσκόπησης. Η μέθοδος της βρογχοσκόπησης βασίζεται σε μια συσκευή που ονομάζεται βρογχοσκόπιο. Ένα ελαστικό λεπτό καλώδιο, το οποίο έχει φακό, οπτική ίνα και μια πηγή φωτός στο τέλος του εισάγεται στους ανθρώπινους αεραγωγούς δια μέσου της ρινικής οδού, του στόματος (συνηθέστερο) ή δια μέσου τραχειοστομίας. Ο ειδικός μπορεί άμεσα να διακρίνει την εικόνα σε μια οθόνη και να κατευθύνει το λεπτό καλώδιο με την κάμερα ώστε να απεικονιστούν οι περιοχές ενδιαφέροντος για τη διάγνωση. Είναι επίσης δυνατό να εισαχθούν διαφορετικά όργανα, μέσω ενός σωλήνα εντός του λεπτού καλωδίου, γνωστός ως οπτικό κανάλι.

Η ραγδαία εξέλιξη στο χώρο της τεχνολογίας, της απεικόνισης, και της πληροφορικής επέκτεινε τα όρια της χρήσης του βρογχοσκοπίου. Το κέντρο βάρους των βρογχοσκοπήσεων παραμένει ο καρκίνος του πνεύμονα σε όλο το φάσμα των μορφών του με σκοπό τη διαγνωστική αλλά κυρίως τη θεραπευτική προσέγγιση της νόσου. Αποτέλεσμα, η επεμβατική βρογχοσκόπηση να είναι η πρώτη επιλογή όπου αυτό είναι δυνατό.

Η μέθοδος αυτή έχει πολυάριθμα πλεονεκτήματα. Ένα από αυτά είναι η δυνατότητα να αποκτήσουμε δεδομένα, από τις περιοχές που μας ενδιαφέρουν και μόνο. Αυτό δεν είναι εφικτό χρησιμοποιώντας μια ραδιογραφική μέθοδο, η οποία δίνει στατικές τρισδιάστατες εικόνες. Επίσης, οι εικόνες διανέμονται σε πραγματικό χρόνο κάνοντας τη μέθοδο γρήγορη και αποτελεσματική και εξουδετερώνοντας την αναμονή για εικόνες δεδομένων. Επιπρόσθετα, το επίπεδο της λεπτομέρειας μπορεί να είναι σημαντικά υψηλότερο στη βρογχοσκόπηση, με την όψη της επιφάνειας και τη μικρή της δομή να είναι ένα κριτήριο κατά τη διάγνωση. Τέλος, χρησιμοποιώντας κατάλληλα όργανα, είναι δυνατό να πάρουμε βιοψίες και να πραγματοποιήσουμε μικρές επεμβάσεις.

Ένα βασικό μειονέκτημα αυτής της μεθόδου έχει αποδειχθεί ότι είναι η μη ακριβής ποσοτική εκτίμηση, όπως η μέτρηση των διαφορετικών διαμέτρων, περιοχών κ.τ.λ., που είναι ωστόσο μεγάλου ενδιαφέροντος σε πολλές περιπτώσεις. Καθώς η απόσταση από τα εικονιζόμενα αντικείμενα είναι άγνωστη και δύσκολη στην εκτίμηση, ο ιατρός λαμβάνει μόνο μια γενική και ανακριβή ενημέρωση. Είναι συχνά σημαντικό να ξέρουμε ακριβώς το

μέγεθος ορισμένων αντικειμένων, όπως των εξογκωμάτων που παρατηρούνται σε διάφορες ασθένειες. Μια άλλη όψη του προβλήματος φαίνεται στις χειρουργικές επεμβάσεις, όπου το μέγεθος της αρτηρίας, καθώς και το αντικείμενο της εγχείρησης, είναι σημαντικά κριτήρια στην επιλογή των κατάλληλων οργάνων και του μεγέθους των.

Επιπλέον, οι εικόνες του βρογχοσκοπίου επηρεάζονται από μια έντονη ακτινική παραμόρφωση εξαιτίας της θέσης του βρογχοσκοπίου. Αυτή η παραμόρφωση κάνει την εκτίμηση ακόμα πιο δύσκολη.

Όλες αυτές οι δυσκολίες που συναντώνται στο κλασσικό βρογχοσκόπιο δημιουργούν ένα πεδίο συνεχούς έρευνας για τη βελτίωση των ήδη χρησιμοποιούμενων βρογχοσκοπίων και κατ'επέκταση την εξέλιξη της ίδιας της μεθόδου. Χαρακτηριστικό παράδειγμα, η εξέλιξη από το απλό άκαμπτο βρογχοσκόπιο στο σύγχρονο εύκαμπτο που επιτρέπει την είσοδο του οργάνου σε όλους σχεδόν τους τμηματικούς βρόγχους. Η επεμβατική βρογχοσκόπηση, όσον αφορά τις κλασσικές της ενδείξεις (απόφραξη μεγάλου αεραγωγού από εξωφυτική μάζα, καλοήθεις στενώσεις της τραχείας) αλλά και εφαρμογή της στην αντιμετώπιση πρώιμων μορφών καρκίνου, έγινε αποτελεσματικότερη με την εισαγωγή διαγνωστικών τεχνικών όπως είναι το βρογχοκυψελιδικό έκπλυμα, η ενδοβρογχική υπερηχογραφία, και η **αυτοφθορίζουσα βρογχοσκόπηση**, την οποία θα εξετάσουμε εκτενώς.

5.1.1 Αυτοφθορίζουσα Βρογχοσκόπηση (ΑΦΒ)

Είναι γνωστό ότι ο καρκίνος του πνεύμονα εξελίσσεται μέσα από μία διαδοχή παθολογοανατομικών σταδίων που ξεκινά από τη μεταπλασία και καταλήγει στο καρκίνωμα in situ (CIS) και στο διηθητικό καρκίνο. Δεδομένης της κακής γενικά πρόγνωσης της νόσου όταν ανιχνευθεί στην A/A θώρακος, είναι απόλυτα δικαιολογημένο το ενδιαφέρον που υπάρχει για την ανεύρεση, αντιμετώπιση και παρακολούθηση προνεοπλασματικών αλλοιώσεων .

Είναι επίσης γνωστό, ότι η εκπομπή ενός συγκεκριμένου μήκους κύματος φωτός μεταξύ 400-600 nm προκαλεί φθορισμό των κυττάρων. Αυτό το είδος φθορισμού καλείται αυτοφθορισμός. Η φθορίζουσα βρογχοσκόπηση εντοπίζει παθολογικές περιοχές στο βρογχικό βλεννογόνο βασιζόμενη στο διαφορετικό φθορισμό φυσιολογικών από τα νεοπλασματικά κύτταρα (το φυσιολογικό βρογχικό επιθήλιο εμφανίζεται πρασινωπό κυρίως εξαιτίας των φθορίζουσών ουσιών του συνδετικού ιστού, ενώ το παθολογικό σκούρο κόκκινο – καφέ) .

Η ανίχνευση δυσπλασίας ή καρκινώματος *in situ* χωρίς τη χρήση κάποιου φαρμάκου αποτέλεσε μία συναρπαστική ανακάλυψη. Πρόσφατες πρόοδοι στην απεικονιστική τεχνολογία κάνουν πιθανή την επανεξέταση της χρήσης του αυτοφθορισμού των ιστών για την πρόιμη ανίχνευση καρκινικών ή προκαρκινικών αλλοιώσεων.

Το πρώτο και πιο διαδεδομένο σύστημα φθορίζουσας βρογχοσκόπησης είναι το LIFE (Lung Imaging or Light Induced Fluorescence Endoscope) ενώ νεώτερα συστήματα είναι το D-Light (K. Storz) και το SAFE 100 (Pentax). Το 'LIFE' μπορεί να αναδείξει διαφορές στον αυτοφθορισμό των ιστών μεταξύ προκαρκινικών, καρκινικών και φυσιολογικών βρογχικών ιστών με αποτέλεσμα τη νέα και συναρπαστική πιθανότητα ανίχνευσης και εντοπισμού των αλλοιώσεων αυτών.

Η φθορίζουσα βρογχοσκόπηση είναι δυνητικά χρήσιμη στην προεγχειρητική εκτίμηση των ασθενών με καρκίνο για να καθοριστεί η έκταση της ενδοβρογχικής διασποράς και για ανιχνευθούν συνυπάρχουσες αλλοιώσεις ή *in situ* καρκινώματα που δεν είναι ορατά στη συμβατική εξέταση με λευκό φως. Σε ασθενείς που έχουν υποβληθεί σε πλήρη χειρουργική εξαίρεση για στάδιο I πνευμονικού καρκίνου και σε ασθενείς με καρκίνο κεφαλής ή τραχήλου, η φθορίζουσα βρογχοσκόπηση μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την παρακολούθηση της ανάπτυξης δεύτερου πρωτοπαθούς καρκίνου. Όλες οι βρογχοσκοπικά προσπελάσιμες περιοχές του τραχειοβρογχικού δένδρου μπορούν να εξεταστούν με αυτή τη τεχνική. Λαμβάνοντας βιοψίες από ύποπτες περιοχές έχουμε μία πολύτιμη πηγή για τη μελέτη των αποτελεσμάτων των διάφορων χημειοπροφυλακτικών παραγόντων και για τη μοριακή βιολογία του πνευμονικού καρκίνου.

Οι αλλοιώσεις του βλεννογόνου επί δυσπλασίας και καρκινώματος *in situ* τις περισσότερες φορές έχουν τη μορφή ειδικών ευρημάτων όπως ένα ανεπαίσθητο οίδημα ή υπεραϊμία του βλεννογόνου, ευρήματα που μπορεί να μην επισημανθούν ακόμη και από έμπειρους βρογχοσκόπους με το λευκό φως της απλής βρογχοσκόπησης. Η μέθοδος μπορεί να προσδιορίσει την επιφάνεια της ύποπτης περιοχής και τα όρια αυτής επί του βλεννογόνου, ενώ σε συνδυασμό με CT υψηλής διακριτικής ευκρίνειας ή με τους ενδοβρογχικούς υπερήχους προσδιορίζεται το βάθος της διήθησης του βρογχικού τοιχώματος, σημεία καθοριστικά για την επιλογή της θεραπείας δεδομένου ότι η διείδυση εντός του βρογχικού τοιχώματος των ενδοσκοπικών θεραπευτικών τεχνικών (Laser, PDT, βραχυθεραπεία) εξαντλείται σε λίγα χιλιοστά. Αποδίδουν στην ΑΦΒ θετική προγνωστική αξία στην ανίχνευση ενδοεπιθηλιακών νεοπλασματικών αλλοιώσεων 22-76%. Ωστόσο είναι άγνωστη η σημασία των υπόπτων ευρημάτων στην ΑΦΒ που συνοδεύεται από αρνητικές βιοψίες.

Το φθορίζον πρότυπο του βρογχικού βλεννογόνου μπορεί να αντανakλά πρώιμες γενετικές ανωμαλίες που δεν ανιχνεύονται παθολογοανατομικά και οι οποίες δύνανται να εξελιχθούν σε διηθητικό καρκίνο. Ο ρόλος της ΑΦΒ δεν έχει ακόμα διασαφηνιστεί πλήρως. Ψευδώς θετικά αποτελέσματα που οφείλονται σε τραύμα ή φλεγμονή δεν έχουν τόση σημασία όσο ψευδώς αρνητικά αποτελέσματα. Ειδικοί πληθυσμοί που θα ωφεληθούν από τη μέθοδο είναι εργαζόμενοι σε επιβεβαρυμένους χώρους ή βαρείς καπνιστές .

Η αυτοφθορίζουσα βρογχοσκόπηση (ΑΦΒ) μπορεί επίσης να αποτελέσει ένα πολύτιμο εργαλείο στην εκπαίδευση των βρογχοσκόπων για τις λεπτές αλλαγές που μπορούν να φανούν στη παραδοσιακή βρογχοσκόπηση. Πρόσφατες μελέτες έχουν δείξει ότι η φθορίζουσα βρογχοσκόπηση ως εξέταση ρουτίνας, χωρίς την ανάγκη των φωτοευαισθητοποιητών σε ασθενείς με υψηλό κίνδυνο πνευμονικού καρκίνου μπορεί να οδηγήσει σε σημαντική αύξηση της συχνότητας ανίχνευσης του καρκίνου *in situ*, συγκρινόμενη με τη βρογχοσκόπηση με λευκό φως.

Οι ενδείξεις για φθορίζουσα βρογχοσκόπηση είναι πιθανόν να επεκταθούν στο μέλλον καθώς η τεχνική σταδιακά βελτιώνεται. Η φθορίζουσα βρογχοσκόπηση μπορεί να επιτρέψει την ανάπτυξη νέων στρατηγικών για τον καλύτερο χειρισμό του πνευμονικού καρκίνου συνδυάζοντας μεθόδους έγκαιρης ανίχνευσης και εντοπισμού με τη χημειοπροφύλαξη και τις μορφές ενδοβρογχικής θεραπείας. Κλινικές μελέτες χρειάζονται για να τεκμηριώσουν την αξία και τη θέση αυτής της μεθόδου στο πλαίσιο των σύγχρονων αποδεκτών πρακτικών.

5.1.2 Η Μέθοδος του Αυτοφθορισμού στην Πρώιμη Ανίχνευση Καρκίνου των Πνευμόνων

5.1.2.1 Εισαγωγή

Ο καρκίνος του πνεύμονα παραμένει ένα από τα επιθετικότερα νεοπλάσματα και είναι υπεύθυνος για ένα μεγάλο αριθμό θανάτων στις αναπτυγμένες χώρες. Αν και η χειρουργική αφαίρεση του όγκου παραμένει η καλύτερη δυνατότητα θεραπείας, η πλειοψηφία των ασθενών (80%) εμφανίζει συμπτώματα όταν η νόσος είναι ήδη αρκετά εκτεταμένη ώστε να μην επιδέχεται πλέον χειρουργική παρέμβαση. Από το μικρό ποσοστό των ασθενών που θα χειρουργηθούν το 50% θα υποτροπιάσει έτσι ώστε η πενταετής επιβίωση να είναι τελικά εφικτή μόνο στο 7%-13%.

Αυτά τα πραγματικά απογοητευτικά συμπεράσματα εξηγούνται αν αναλογιστεί κανείς μερικά στοιχεία από την φυσική ιστορία της νόσου. Ο Geddes περιγράφει ένα αντιπροσωπευτικό πρότυπο ανάπτυξης καρκίνου του πνεύμονα όπου νεόπλασμα διαμέτρου 1cm, που είναι και το μικρότερο μέγεθος που μπορεί να εντοπισθεί στην Α/α θώρακος, έχει υποστεί ήδη 30 διπλασιασμούς του όγκου του (volume doublings).

Ένας ταχύτατα αναπτυσσόμενος όγκος του πνεύμονα όπως είναι ο μικροκυτταρικός χρειάζεται περίπου 2-4 χρόνια για να φτάσει σε αυτό το μέγεθος ενώ ένας μη μικροκυτταρικός χρειάζεται αντίστοιχα 7-9 χρόνια. Και στις δύο περιπτώσεις υπάρχει αρκετός χρόνος για να δώσει ο όγκος μεταστάσεις πριν ανιχνευτεί στην Α/α θώρακος ή γίνει συμπτωματικός.

Είναι γνωστό ότι η συχνότερη αιτία καρκίνου του πνεύμονα είναι το κάπνισμα. Ο Shopland και οι συνεργάτες του αναφέρουν ότι το 10% από τους βαρείς καπνιστές θα εμφανίσουν στο μέλλον καρκίνο του πνεύμονα ενώ ο Witsuba και οι συνεργάτες του εντόπισαν γενετικές ανωμαλίες συμβατές με καρκινογένεση στο 64% των καπνιστών με μακροσκοπικά φυσιολογικό βλεννογόνο.

Ο Auerbach και οι συνεργάτες του πριν 40 χρόνια μελετώντας την επίδραση του καπνού στο βρογχικό επιθήλιο, περιέγραψαν την παρουσία προνεοπλασματικών βλαβών σε μεγάλη έκταση του τραχειοβρογχικού δένδρου σε βαρείς καπνιστές. Οι παρατηρήσεις αυτές οδήγησαν στην υπόθεση ότι ο καρκίνος του πνεύμονα εξελίσσεται μέσα από μια διαδοχή μορφολογικών σταδίων που ξεκινά από την μεταπλασία και καταλήγει στο καρκίνωμα in situ (CIS) και στο διηθητικό καρκίνο.

Δεν είναι ακόμα γνωστό αν όλες οι προνεοπλασματικές βλάβες έχουν τη δυνατότητα να εξελιχθούν σε διηθητικό καρκίνο. Follow-up σε κυτταρολογικές πτυέλων καπνιστών αποκάλυψε ότι το 10% των βλαβών με μέτρια δυσπλασία (moderate dysplasia) και περισσότερο από 40% των βλαβών με σοβαρή δυσπλασία (severe dysplasia) πρόκειται να εξελιχθούν σε διηθητικό καρκίνο σε διάστημα που ποικίλλει από 8 έως 82 μήνες ανάλογα με την βλάβη.

Λόγω του ότι η παρουσία συμπτωμάτων συνήθως αποκαλύπτει προχωρημένη νόσο, ένας πιθανά πιο αποτελεσματικός τρόπος να βελτιώσουμε την πρόγνωση είναι να διαγνώσουμε τον καρκίνο του πνεύμονα σε ασυμπτωματικό στάδιο και να τον αντιμετωπίσουμε σ' αυτή την αρχική φάση.

Οι μέχρι τώρα προσπάθειες πρώιμης διάγνωσης με περιοδική ακτινογραφία θώρακος και κυτταρολογική εξέταση πτυέλων φαίνεται να έχουν αποτύχει. Καινούργιες μέθοδοι όπως η ελικοειδής χαμηλής δόσης CT -θώρακος, και μοριακοί δείκτες στα πτύελα (p53, p16, p31, κ.ά.) κερδίζουν συνεχώς έδαφος. Είναι ήδη γνωστό ότι η καρκινογένεση είναι μία πολυσταδιακή διαδικασία κατά την οποία, συσσωρεύονται επίκτητες γενετικές βλάβες που προκαλούνται από εισπνεόμενα καρκινογόνα, καθοδηγώντας τα κύτταρα του βρογχικού επιθηλίου από τον φυσιολογικό, στον προνεοπλασματικό [μεταπλασία, δυσπλασία, καρκίνος *in situ* (CIS)] και τελικά, στον κακοήθη φαινότυπο. Οι προνεοπλασματικές βλάβες είναι πολύ μικρές σε μέγεθος (1,5 mm-8 mm) κι έτσι είναι δύσκολο να ανιχνευθούν ακόμα κι από έναν έμπειρο βρογχοσκόπο. Οι συμβατικές μέθοδοι ελέγχου του βρογχικού δένδρου, όπως η κοινή βρογχοσκόπηση, έχουν τη δυνατότητα εντοπισμού του 30% των προνεοπλασματικών βλαβών. Τα τελευταία χρόνια καινούργιες τεχνικές συμβάλλουν σημαντικά στον καλύτερο εντοπισμό μεγαλύτερου αριθμού προνεοπλασματικών βλαβών.

Μια τέτοια τεχνική είναι η φθορίζουσα βρογχοσκόπηση η οποία αποτελείται από μία πηγή φωτός από Xenon κι ένα οπτικό φίλτρο που προσαρμόζεται στο βρογχοσκόπιο. Φωτίζοντας με μπλε φως (442 nm), η φθορίζουσα βρογχοσκόπηση έχει τη δυνατότητα να εντοπίζει περιοχές παθολογικού φθορισμού στο βρογχικό βλεννογόνο βασιζόμενη στο διαφορετικό φθορισμό των νεοπλασματικών κυττάρων σε σχέση με τα φυσιολογικά. Είναι γνωστό ότι η εκπομπή ενός συγκεκριμένου μήκους κύματος φωτός μεταξύ 400nm-600nm, προκαλεί φθορισμό των κυττάρων. Αυτό το είδος του φθορισμού καλείται αυτοφθορισμός και οφείλεται σε ενδογενείς φθορίζουσες ουσίες οι οποίες, στην περίπτωση του βρογχικού δένδρου, βρίσκονται στην υποβλεννογόνια στοιβάδα και είναι το κολλαγόνο και η ελαστίνη.

Όταν μία μονοχρωματική ακτίνα φωτός των 442 nm (μπλε φως) οδηγείται πάνω στον βλεννογόνο των βρόγχων, οι ενδογενείς φθορίζουσες ουσίες της υποβλεννογονίας στοιβάδας διεγείρονται, αντανακλούν και φθορίζουν σε μεγαλύτερο μήκος κύματος φωτός 500 nm που αντιστοιχεί στο πράσινο. Οι προνεοπλασματικές βλάβες υπολογίζεται ότι φθορίζουν περίπου 10 φορές λιγότερο, με αποτέλεσμα να υπερισχύει η κόκκινη απόχρωση. Πού οφείλεται όμως ο διαφορετικός φθορισμός των νεοπλασματικών κυττάρων;

Ως πιθανά αίτια αναφέρονται: α) Το αυξημένο πάχος του επιθηλίου μιας καρκινικής βλάβης, β) η καταστροφή στοιχείων του συνδετικού ιστού της υποβλεννογονίας στοιβάδας από μεταλλοπρωτεΐνάσες που εκκρίνουν τα καρκινικά κύτταρα γ) η αυξημένη αιμάτωση και δ) η αυξημένη παραγωγή γαλακτικού οξέος απ'τα καρκινικά κύτταρα.

Ένα μειονέκτημα της μεθόδου του αυτοφθορισμού ήταν η ένταση του χρώματος στη φθορίζουσα εικόνα, που συχνά ήταν τόσο χαμηλή ώστε να μην διακρίνεται με γυμνό μάτι. Το πρόβλημα αυτό λύθηκε με τη χρήση εξωγενών φθορίζόντων ουσιών οι οποίες εκλεκτικά συγκεντρώνονται στα καρκινικά κύτταρα και ενισχύουν το φθορισμό τους όταν εκτίθενται στο υπεριώδες φως.

Έτσι ο φθορισμός των νεοπλασματικών κυττάρων μπορεί να ενισχυθεί με τη χορήγηση εξωγενών φθορίζόντων ουσιών όπως το 5-ALA που συγκεντρώνεται εκλεκτικά στα καρκινικά κύτταρα. Από τις μελέτες που υπάρχουν στη διεθνή βιβλιογραφία, η παγκόσμια εμπειρία με τη φθορίζουσα βρογχοσκόπηση έδειξε ότι η μέθοδος αυτή έχει τουλάχιστον διπλάσια ευαισθησία από την κοινή βρογχοσκόπηση στον εντοπισμό των προνεοπλασματικών βλαβών (Πίνακας 5.1.1, Πίνακας 5.1.2) .

	<i>Βορ. Αμερική (No =553)^a</i>	<i>Ευρώπη (No=508)^b</i>	<i>ΝΑΑσία (No=401)^c</i>
Δείκτης εντοπισμού	27%	47%	51%
Ειδικότητα	88%	79%	75%
ΘΠΑ	31%	28%	37%
ΑΠΑ	86%	89%	84%

ΘΠΑ: θετική προγνωστική αξία, ΑΠΑ: Αρνητική προγνωστική αξία

a. Lam et al and Khanavkar et al

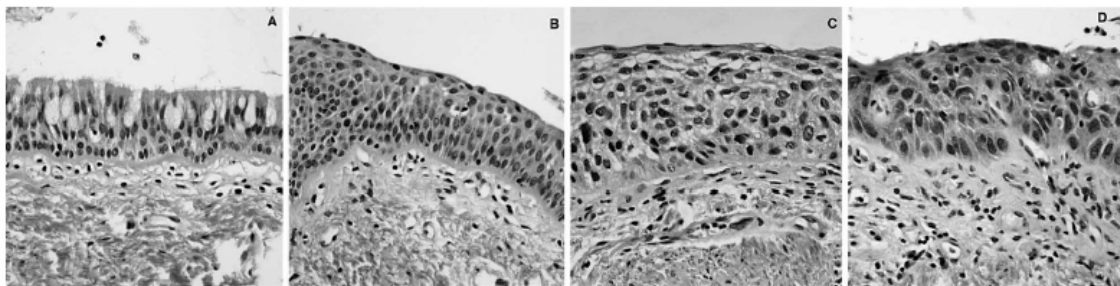
b. Nakhosteen et al. and Yokomise et al

c. Ikeda et al and Lee et al

ΠΙΝΑΚΑΣ 5.1.1 Εντοπισμός προνεοπλασματικών βλαβών με την κοινή βρογχοσκόπηση.

	<i>Βορ. Αμερική (No =553)^a</i>	<i>Ευρώπη (No=508)^b</i>	<i>ΝΑΑσία (No =401)^c</i>
Δείκτης εντοπισμού	71%	83%	88%
Ειδικότητα	67%	57%	71%
ΘΠΑ	29%	25%	47%
ΑΠΑ	92%	95%	95%

ΠΙΝΑΚΑΣ 5.1.2 Εντοπισμός προνεοπλασματικών βλαβών με τη φθορίζουσα βρογχοσκόπηση.



Εικόνα 5.1.1: Χαρακτηριστικές μορφολογικές και αρχιτεκτονικές πτυχές από υγιές, κυλινδρικό (Α), μεταπλασία (Β), ήπια δυσπλασία (C) και αυστηρή δυσπλασία (CIS) (D) στο βρογχικό επιθήλιο.

- Το υγιές βρογχικό επιθήλιο αποτελείται από δύο έως τέσσερα στρώματα που διαμορφώνονται από τα κυλινδρικά κύτταρα που καλύπτονται από cilia στο ανώτερο μέρος (Α).
- Στον μεταπλαστικό ιστό (Β) τα κύτταρα είναι ευρέως ωοειδή, διασκορπισμένους και δείχνουν κανονική ωρίμανση.
- Στην ήπια δυσπλασία (C) η υπερκυτταρικότητα του ιστού συνοδεύεται από το αυξανόμενο πολυμορφισμό, λιγότερης συχνότητας μίτωσης και μικρή αναλογία πυρήνες/κυτταροπλασματική.
- Η αυστηρή δυσπλασία ή CIS (D) που παρουσιάζεται στην δεξιά εικόνα χαρακτηρίζεται από πολύ περισσότερο έντονο πολυμορφισμό των κυττάρων που εκθέτουν την παρατυπία, τη συχνή μίτωση και την υψηλή αναλογία πυρήνες/κυτταροπλασματική με προεξέχοντα μακρο-νουκλεοτίδια .

Η πρώτη απόπειρα διάκρισης του φθορισμού των καρκινικών κυττάρων με την φθορίζουσα βρογχοσκόπηση έγινε το 1979 χρησιμοποιώντας σαν πηγή φωτός μια λάμπα υδραργύρου και αργότερα ένα Krypton-ion laser. Βασικά μειονεκτήματα ήταν η αδυναμία εκτέλεσης κοινής και φθορίζουσας βρογχοσκόπησης την ίδια στιγμή και ο αυξημένος αριθμός ψευδώς θετικών και αρνητικών ευρημάτων. Η πρόοδος της τεχνολογίας συντέλεσε στην δημιουργία βελτιωμένων συστημάτων φθορίζουσας βρογχοσκόπησης με δημοφιλέστερο το LIFE (Lung Imaging or Light Induced Fluorescence Endoscope) σύστημα το οποία κατασκευάστηκε από τον Steven Lam σε συνεργασία με τη Xillix Technologies Corporation of Vancouver.

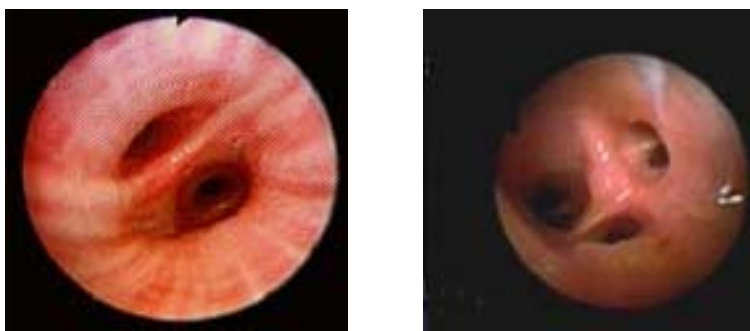
Χρησιμοποιώντας το LIFE το βρογχικό δένδρο φωτίζεται με μπλε φως (442nm) από ένα Helium-Cadmium Laser και οι φθορίζουσες εικόνες συλλέγονται από τις οπτικές ίνες του βρογχοσκοπίου. Το κόκκινο και το πράσινο μήκος κύματος φιλτράρονται κι ενισχύονται με ξεχωριστές ενισχυτικές κάμερες. Οι σχετικές πυκνότητες τους μετριοούνται και χρησιμοποιούνται για να συνθέσουν μια ψευδοεικόνα ενισχυμένη από το computer η οποία αναδεικνύει τις παθολογικές περιοχές φθορισμού όταν εμφανίζεται τελικά στο

monitor. Η φθορίζουσα βρογχοσκόπηση πραγματοποιείται ταυτόχρονα με την κοινή βρογχοσκόπηση στον ίδιο χώρο χρησιμοποιώντας ξεχωριστές πηγές φωτός.

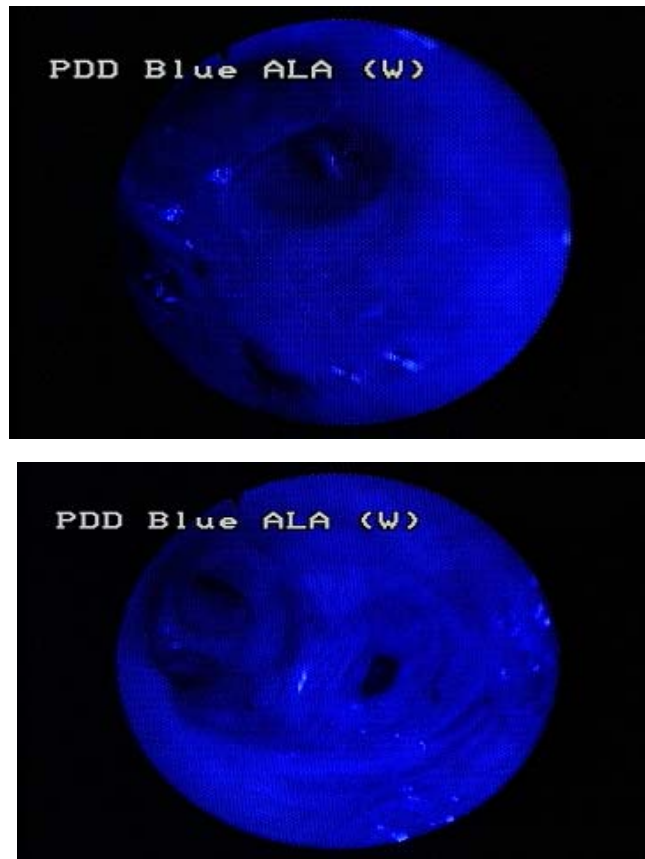
Πρόσφατα ένα άλλο σύστημα φθορίζουσας βρογχοσκόπησης έχει κατασκευασθεί από την εταιρεία Karl-Storz σε συνεργασία με το Laser Research Institute στο Μόναχο, το D-light/AF σύστημα, το οποίο εντοπίζει διαφορές στον φθορισμό των κυττάρων χρησιμοποιώντας τον συνδυασμό μιας πηγής φωτός από Xenon κι ενός οπτικού φίλτρου που εφαρμόζεται στο βρογχοσκόπιο. Το οπτικό φίλτρο μεταφέρει κόκκινο (690 nm) και πράσινο (520 nm) μήκος κύματος ταυτόχρονα, επιτρέποντας την ανίχνευση περιοχών παθολογικού φθορισμού απευθείας με γυμνό μάτι χωρίς τη χρήση ενισχυτών σύνεσης εικόνας. Ο αυτοφθορισμός των κυττάρων επιτυγχάνεται φωτίζοντας το βρογχικό δένδρο με μπλε φως μήκους κύματος 380 nm-460 nm. Το φυσιολογικό βρογχικό επιθήλιο εμφανίζεται πρασινωπό, κυρίως εξαιτίας των φθορίζοντων ουσιών του συνδετικού ιστού, ενώ το παθολογικό σκούρο κόκκινο-καφέ.

Όπως και με το LIFE η κοινή βρογχοσκόπηση μπορεί να πραγματοποιηθεί ταυτόχρονα με την φθορίζουσα βρογχοσκόπηση χρησιμοποιώντας όμως την ίδια πηγή φωτός. Οι περισσότερες από τις δημοσιευμένες κλινικές μελέτες πάνω στη φθορίζουσα βρογχοσκόπηση αφορούν το LIFE σύστημα. Στην πλειοψηφία τους η κοινή βρογχοσκόπηση προηγείται της φθορίζουσας και από τις παθολογικές περιοχές που εντοπίζονται από τη κάθε μέθοδο λαμβάνονται βιοψίες.

Παρακάτω παρουσιάζονται πραγματικές εικόνες που ελήφθησαν με τις προαναφερθείσες μεθόδους .



Εικόνα 5.1.2: Εικόνες από κοινή βρογχοσκόπηση.



Εικόνα 5.1.3: Εικόνες από D-light/AF Φθορίζουσα βρογχοσκόπηση (δ-αμινολεβουλινικό οξύ ALA).

Εκτός όμως από πολύτιμο εργαλείο πρώιμης διάγνωσης η φθορίζουσα βρογχοσκόπηση θα μπορούσε επίσης να χρησιμοποιηθεί στις παρακάτω ομάδες ασθενών:

- α) Ασθενείς με καρκίνο πνεύμονα σταδίου I-II, πριν υποβληθούν σε χειρουργική αφαίρεση του όγκου, προς καθορισμό της έκτασης του χειρουργικού πεδίου,
- β) ασθενείς με θετική κυτταρολογική πτυέλων και αρνητική A/α θώρακος και
- γ) καπνιστές με συμπτώματα και αρνητική A/α θώρακος.

Μεταξύ των παθολογοανατόμων υπάρχουν σημαντικές διαφορετικές απόψεις. Η τελευταία δημοσίευση από την Παγκόσμια Οργάνωση Υγείας για τη κατάταξη των προνεοπλασματικών βλαβών θα βοηθήσει στη βελτίωση της ακρίβειας των ιστολογικών απαντήσεων. Οι Lam και συνάδελφοι αναφέρουν ότι η συχνότητα εντόπισης της δυσπλασίας ήταν 19% ενώ του CIS, 6%. Δεν είναι ακόμα γνωστό αν όλες οι προνεοπλασματικές βλάβες έχουν τη δυνατότητα να εξελιχθούν σε διηθητικό καρκίνο. Φαίνεται ότι η υπερπλασία και η μεταπλασία είναι αντιδραστικές αλλαγές του βρογχικού επιθηλίου οι οποίες συχνά υποστρέφουν μόνες τους. Μελέτη σε κυτταρολογικές πτυέλων καπνιστών αποκάλυψε ότι το 10% των βλαβών με μέτρια δυσπλασία και περισσότερο

από 40% των βλαβών με σοβαρή δυσπλασία πρόκειται σε διάστημα 9 ετών να εξελιχθούν σε διηθητικό καρκίνο. Η φυσική ιστορία του CIS είναι άγνωστη αν και σε μία πρόσφατη μελέτη από τον Venmans και συναδέλφους βρέθηκε ότι το 56% των CIS εξελίχθηκαν σε διηθητικό καρκίνο. Όσο περισσότερες προνεοπλασματικές βλάβες μπορέσουμε να ανιχνεύσουμε τόσες περισσότερες πληροφορίες θα λάβουμε για τη φυσική ιστορία της νόσου οι οποίες πιθανά και θα μας βοηθήσουν να ανακαλύψουμε καινούργιες θεραπευτικές μεθόδους.

Αυτή τη στιγμή υπάρχουν διαθέσιμες αρκετές μέθοδοι ενδοβρογχικής θεραπείας γι' αυτές τις βλάβες, όπως φωτοδυναμική θεραπεία (PDT), ηλεκτροκαυτηριασμός, και κρυοθεραπεία οι οποίες αυξάνουν το δείκτη της πενταετούς επιβίωσης σε ποσοστό > 90%. Ένας αξιόλογος αριθμός επίσης χημειοπροφυλακτικών παραγόντων (ρετινοειδή, ανάλογα της βιταμίνης A κ.ά.), που χρησιμοποιούνται αυτή τη στιγμή σε ασθενείς υψηλού κινδύνου με δυσπλασία, μας υπόσχεται πολύ καλά αποτελέσματα στην αντιμετώπιση των βλαβών αυτών. Συγχρόνως, η φθορίζουσα βρογχοσκόπηση αύξησε σημαντικά τον δείκτη ανευρέσεως των προνεοπλασματικών βλαβών και βοήθησε να καταλάβουμε περισσότερα για την πνευμονική καρκινογένεση .

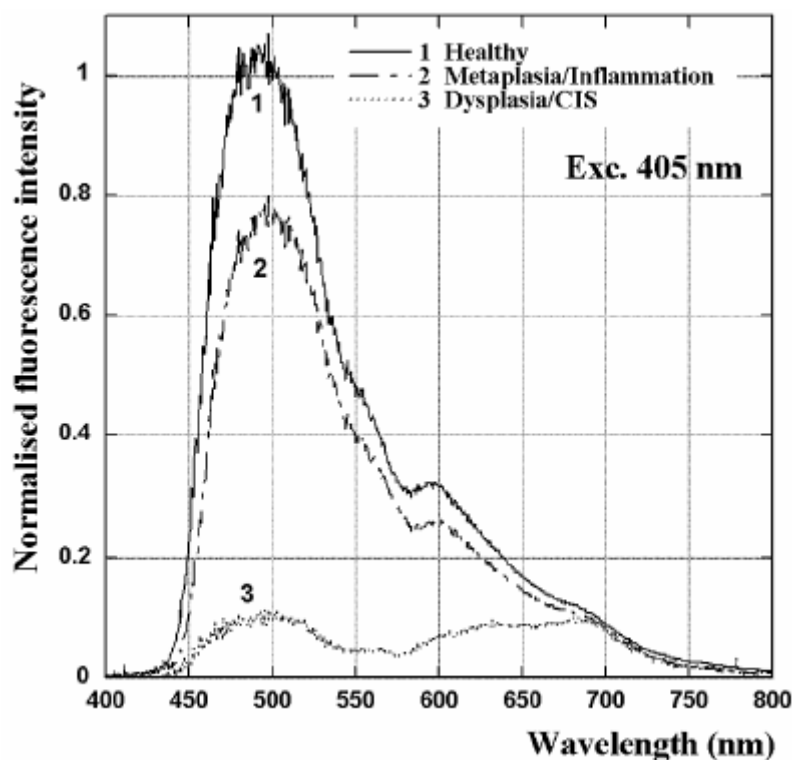
5.1.2.2 Η παρούσα κατάσταση στη βρογχοσκοπία

Δυο σημαντικές αλλαγές είναι τώρα στα πρόθυρα της υλοποίησης τους στον τομέα αυτό:

1. Διαλογή των πρώιμων σταδίων καρκίνων με υψηλή ευαισθησία και ιδιομορφία, από προσδιορισμό των σχεδίων στον ορό αίματος. Οι αρκετά πειστικές επιδείξεις αυτής της τεχνολογίας έχουν γίνει για το στήθος, τους προστατικούς και τους καρκίνους των ωοθηκών, έτσι ώστε κατά πάσα πιθανότητα μια παρόμοια διαδικασία θα αναπτυχθεί σύντομα για τους καρκίνους πρώιμων σταδίων του πνεύμονα. Οι εφαρμοσμένες μέθοδοι φαίνονται να είναι προσαρμόσιμες στην υψηλή διαλογή ρυθμού απόδοσης και πρέπει έτσι να είναι σχετικά χαμηλότερου κόστους.

2. Η ανάπτυξη του βέλτιστου καθώς επίσης και σημαντικά απλουστευμένου βρογχοσκοπικού φθορισμού. Αυτό το τελευταίο πραγματοποιήθηκε από την προσεκτική κλινική φασματοσκοπική μελέτη από το φως το οποίο προήλθε από τον φθορισμό του ιστού υγιούς αλλά και ασθενούς βρόγχου.

Σήμερα η αυτοφθορίζουσα βρογχοσκόπηση βασίζεται στην έντονα μειωμένη πράσινη ένταση αυτοφθορισμού που παρατηρήθηκε σε μερικά προκαρκινικά βρογχικά τραύματα επάνω στην ιώδη ελαφριά διέγερση. Αυτή η μείωση του πράσινου αυτοφθορισμού δεν παρατηρείται στο κανονικό mucosa γύρω από τα τραύματα, έτσι ώστε το ασθενές mucosa μπορεί να προσδιοριστεί από την αλλαγή στην ένταση αυτοφθορισμού.



Εικόνα 5.1.4: Φάσματα εκπομπής αυτοφθορισμού υγιούς (1), μεταπλαστικού ή εμπρηστικού ιστού (2), δυσπλασίας ή CIS (3), σε ανθρώπινο βρογχικό mucosa που διεγείρεται σε 405 nm in vivo.

Από την παραπάνω γραφική παρατηρούμε μεγάλη μείωση έντασης φθορισμού στην πράσινη φασματική περιοχή μεταξύ του υγιούς ιστού (1) και του δυσπλαστικού ιστού ή της CIS (3), το οποίο συμβάλλει στην υψηλή ευαισθησία της μεθόδου. Επίσης παρουσιάζει μάλλον μικρή διαφορά μεταξύ του υγιούς ιστού (1) και του μεταπλαστικού ή του εμπρηστικού mucosa (2), το οποίο πρέπει να βοηθήσει με το να μειώσει τον αριθμό ψεύτικων θετικών και να αυξήσει την ιδιομορφία της μεθόδου. Η παρατηρηθείσα μείωση στην ένταση αυτοφθορισμού του δυσπλαστικού ιστού ή της CIS (3) οφείλεται σε έναν μέχρι τώρα άγνωστο συνδυασμό παραγόντων που μπορεί να περιλαμβάνει:

1) Αλλαγές στη συγκέντρωση των φθορίζοντων μορίων όπως το κολλαγόνο, η ελαστίνη, flavins, ή οι αλλαγές στην οξειδοαναγωγική κατάσταση των τελευταίων ή NADH.

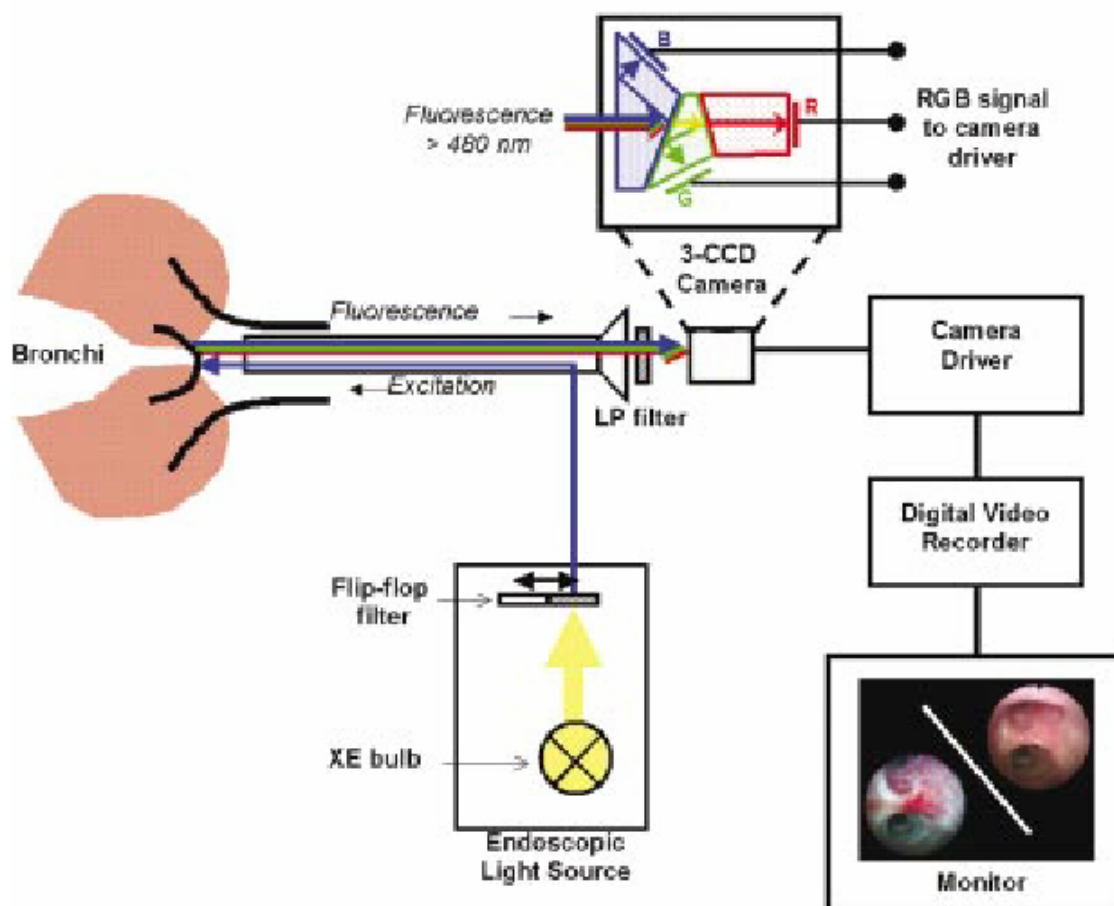
2) Αλλαγές στο πάχος του επιθηλίου.

3) Αλλαγές στο υπο-επιθηλιο vasculature .

Το γεγονός ότι απαιτούνται τουλάχιστον δύο φασματικές περιοχές (πράσινες και κόκκινες) για την ανίχνευση αυτών των πρώιμων τραυμάτων οφείλονται στην περίπλοκη τρισδιάστατη γεωμετρία των βρόγχων. Ο πράσινος φθορισμός που προέρχεται από μακρύτερα κάτω από έναν βρογχικό σωλήνα είναι πιο αδύνατος, και δεν πρέπει να συγχεθεί με την πράσινη μείωση φθορισμού λόγω της παρουσίας premalignant ή κακοήθους mucosa. Ως εκ τούτου κάποιος πρέπει να συγκρίνει την ένταση φθορισμού του "πράσινου" καναλιού (450–590 nm στην εικόνα 2) με αυτό ενός "κόκκινου" καναλιού (μεταξύ 590 nm και 700 nm στην εικόνα 2). Η κόκκινη ένταση φθορισμού, παρόμοια με αυτήν του πράσινου φθορισμού, μειώνεται με την αυξανόμενη απόσταση μεταξύ της περιοχής ιστού που παρατηρείται και του τέλος του βρογχοσκόπιου. Εντούτοις, αντίθετα από τον πράσινο φθορισμό που μειώνεται λόγω της παρουσίας ενός τραύματος, ο κόκκινος φθορισμός είναι σχεδόν ανεξάρτητος από την κατάσταση του mucosa. Κατά συνέπεια με σύγκριση του πράσινου και κόκκινου φθορισμού, το λιγότερο πράσινο φως που παρατηρείται ταυτόχρονα με το λιγότερο κόκκινο φως σημαίνει ότι το mucosa που παρατηρείται είναι πιο πέρα, ενώ το μειωμένο πράσινο φως που παρατηρείται μαζί με το κόκκινο φως που δεν μειώνεται, δείχνει την παρουσία ενός τραύματος.

Το γεγονός ότι υπάρχει μια μικρή μείωση στον κόκκινο φθορισμό σε ένα τραύμα, μπορεί σε γενικές γραμμές να οδηγήσει σε μια κάπως μειωμένη απόδοση των συσκευών μας. Εντούτοις, με το να αφήσει ένα μικρό ποσό κόκκινου φωτός μέσω του φίλτρου διέγερσης, προσθέτοντας κατά συνέπεια αναδρομικά κάποιο διασκορπισμένο κόκκινο

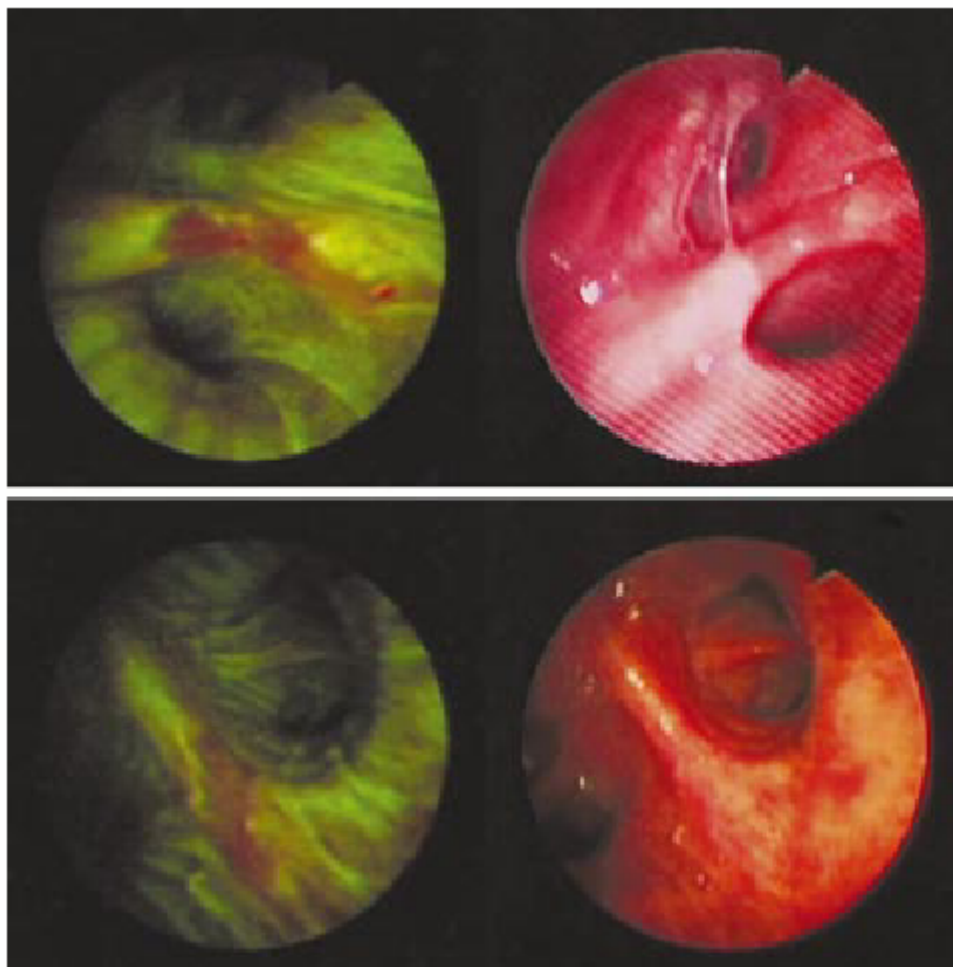
φως στο κόκκινο κανάλι ανίχνευσης φθορισμού, η επίδραση μπορεί να εξαλειφτεί αποτελεσματικά. Κατά συνέπεια, λαμβάνουμε μια πιο σταθερή εικόνα, αυτή του υποβάθρου. Επιπλέον, η προσθήκη του αναδρομικά διασκορπισμένου κόκκινου φωτός βοηθά επίσης στις στατιστικές αποδόσεις φωτονίων με την προσθήκη της έντασης στο μάλλον αδύνατο κόκκινο σήμα αναφοράς. Ο βρογχοσκοπικός φθορισμός ήταν αρχικά αρκετά σύνθετος και χρειάστηκε έναν ή περισσότερους ενισχυτές εικόνας. Οι παρούσες συσκευές έχουν απλοποιηθεί αρκετά, όπως μπορεί κανείς να αντιληφθεί από το σχηματικό διάγραμμα που παρουσιάζεται στην εικόνα 5.1.5.



Εικόνα 5.1.5: Μπλοκ διάγραμμα ενός μοντέρνου απεικονιστικού βρογχοσκόπου αυτοφθορισμού (Wolf Endoskope).

Εν συντομία, σε αυτήν την εμπορική συσκευή, ο αυτοφθορισμός προκαλείται από μια φιλτραρισμένη υψηλή πίεση του λαμπτήρα απαλλαγής Xe 300 Watt. Το flip-flop φίλτρο μεταξύ της πηγής και του ενδοσκοπίου, μαζί με το φιλτράρισμα του φωτός που επιστρέφεται από τους βρόγχους, επιτρέπει τη διαδοχική άσπρη ελαφριά απεικόνιση συντελεστή ανάκλασης και την απεικόνιση φθορισμού. Αυτή η απλή λύση πραγματοποιείται δεδομένου ότι το "διχρωϊκό φίλτρο-το φίλτρο-συνδυασμός χρώματος" που χρησιμοποιείται στην τυποποιημένη απεικόνιση συντελεστή ανάκλασης χρώματος 3 CCD για τα κόκκινα και πράσινα σήματα συμβαίνει να είναι πολύ κοντά στα βέλτιστα κόκκινα και πράσινα κανάλια για την απεικόνιση του αυτοφθορισμού. Φυσικά, στο τέλος, τα χρώματα πρέπει να ισορροπηθούν κατάλληλα για κάθε έναν από τους δύο διαφορετικούς τρόπους απεικόνισης. Μπορεί να διαπιστωθεί ότι στην εικόνα αυτοφθορισμού, κάποιο αναδρομικά διασκορπισμένο μπλε φως από την πηγή Xe πρέπει

να προστεθεί στη σύνθετη εικόνα CCD, για να δώσει έναν τόνο χρώματος πιο κοντά σε αυτό, που φάνηκε κανονικό ελαφρύ άσπρο, στο βρογχοσκόπιο .



Εικόνα 5.1.6: Οι εικόνες μετρίου αυτοφθορισμού (πάνω) και αυστηρής δυσπλασίας (κάτω) μαζί με τον αντίστοιχο άσπρο ελαφρύ συντελεστή ανάκλασης (δεξιά) βρογχικές.

Το πάνω ζευγάρι εικόνων παρουσιάζει μέτρια δυσπλασία που τοποθετείται σε ένα κέντρισμα στον ενδιάμεσο βρόγχο. Το τραύμα είναι σαφώς ορατό ως φωτεινή κόκκινη ζώνη στο πρασινωπό υγιές υπόβαθρο στην εικόνα φθορισμού που παρουσιάζεται στο αριστερό. Στην άσπρη ελαφριά εικόνα το ίδιο τραύμα εμφανίζεται ως ελαφρώς κοκκινωπή ζώνη και είναι δυσκολότερο να διακριθεί.

Το κάτω ζεύγος εικόνων παρουσιάζει αυστηρή δυσπλασία σε ένα κέντρισμα στον αριστερό ανώτερο βρόγχο λοβών. Σε αυτήν την περίπτωση το τραύμα ήταν μετά βίας ορατό (συμβατικό ελαφρύ άσπρο σε βρογχοσκόπιο) ενώ η ενδοσκόπηση φθορισμού αποκάλυψε μια φωτεινή κοκκινωπή ζώνη στο υγιές πράσινο υπόβαθρο. Τα τραύματα προσδιορίστηκαν ως μέτρια και αυστηρή δυσπλασία, αντίστοιχα, μετά από την ενδοσκόπηση.

5.1.3 Συμπεράσματα

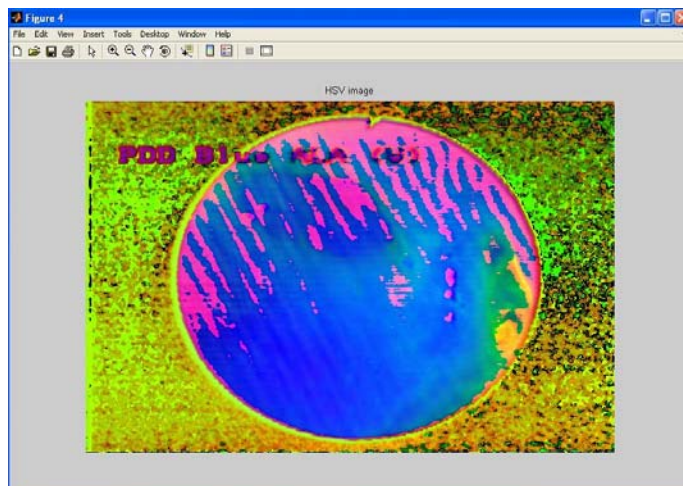
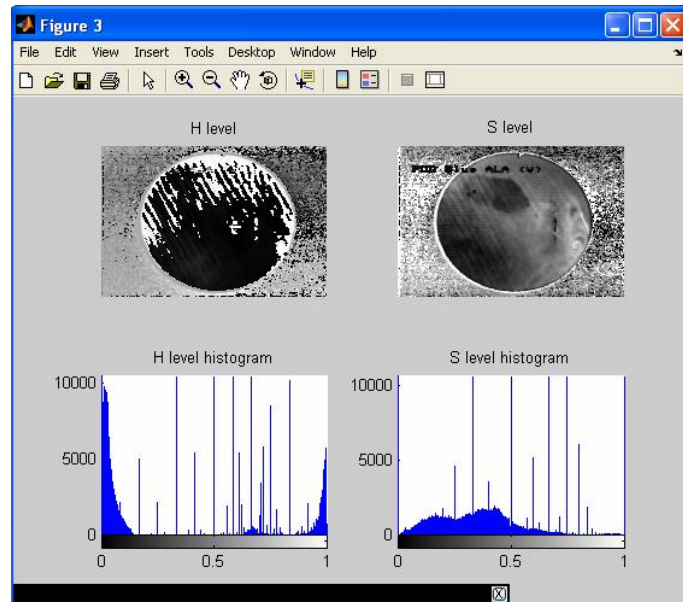
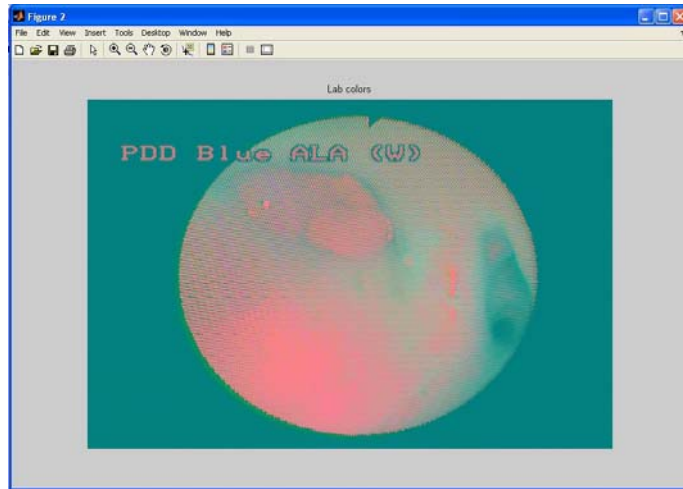
Η βρογχοσκόπηση αυτοφθορισμού βελτιώνεται συνεχώς, ιδιαίτερα σχετικά με την υψηλότερη απόδοση για το φως διέγερσης και εκπομπής. Τα λέιζερ διόδων μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως διέγερση φθορισμού και ακόμη και ως άσπρες πηγές φωτός. Μπορούν επίσης να χρησιμοποιηθούν οι παλλόμενες πηγές. Το επόμενο βήμα θα είναι αναμφισβήτητα τηλεοπτικός-αυτόματος βρογχοσκοπικός αυτοφθορισμός. Μια άλλη ενδιαφέρουσα δυνατότητα είναι η ομοεστιακή ενδοσκόπηση φθορισμού, μια τεχνική που θα βελτιώσει την αντίθεση από την απεικόνιση σε ένα επιλεγμένο βέλτιστο βάθος στον ιστό. Τελικά η τεχνική απεικόνισης αυτοφθορισμού που περιγράφεται σε αυτό το έγγραφο μπορεί να συνδυαστεί με μια αληθινή οπτική βιοψία των ύποπτων ζωνών. Με άλλα λόγια, παρά τη λήψη μιας βιοψίας στο ύποπτο mucosa, οι οπτικές μετρήσεις σημείου θα γίνουν επί του τόπου του πιθανού τραύματος χρησιμοποιώντας είτε την πολλαπλάσια φασματοσκοπία φθορισμού μήκους κύματος, τη φασματοσκοπία κατά Ραμάν και την οπτική τομογραφία συνοχής, είτε την ελαφριά διασπορά.

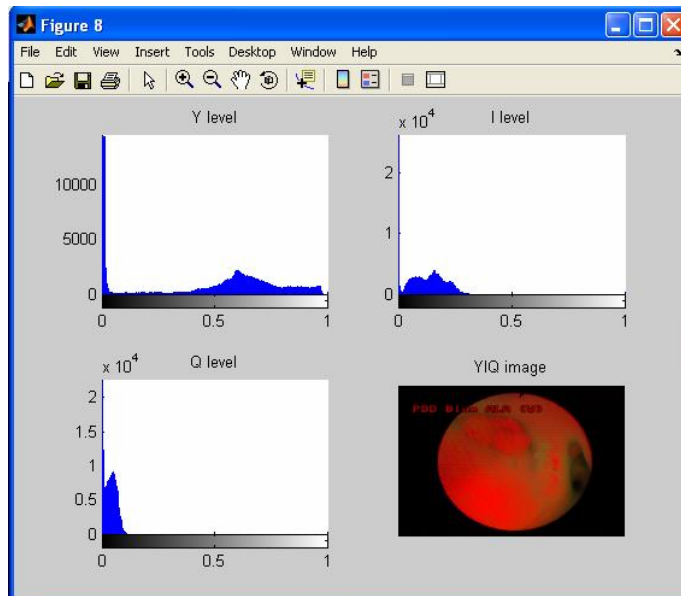
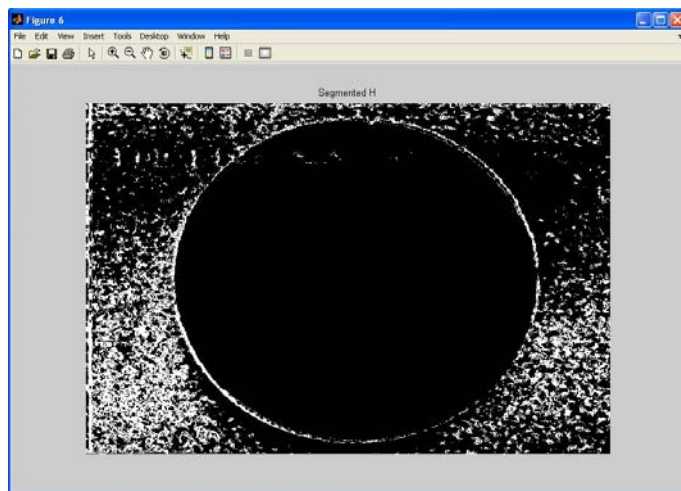
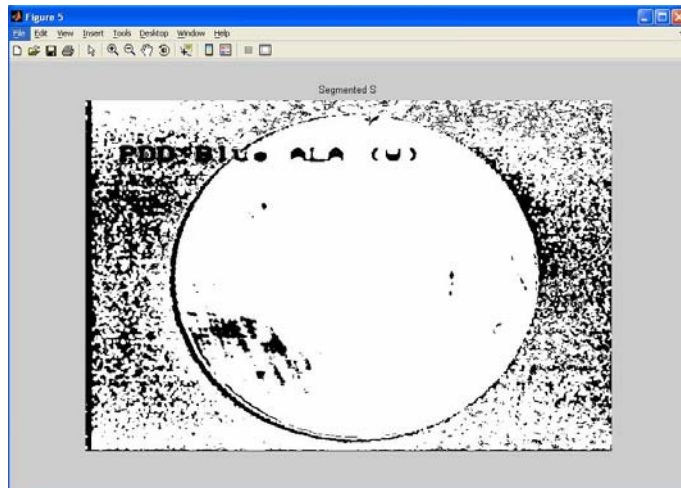
Το 1953 ο Dr Slaughter έγραψε: "Η λεπτομερής γνώση της φυσικής ιστορίας αυτής της νόσου είναι υψίστης σημασίας. Με την είσοδο του καινούργιου αιώνα ακόμα δεν γνωρίζουμε γιατί κάποιοι θα αναπτύξουν καρκίνο του πνεύμονα και κάποιοι άλλοι όχι, ούτε ποιοι από τους καπνιστές ή τους πρώην καπνιστές είναι πράγματι σε υψηλό κίνδυνο. Χρειάζονται αρκετές μελέτες ακόμα για την καλύτερη κατανόηση των δυναμικών αλλαγών του βρογχικού επιθηλίου. Το σίγουρο είναι ότι η φθορίζουσα βρογχοσκόπηση μας βοήθησε να ανιχνεύσουμε ό,τι πριν ήταν αόρατο .

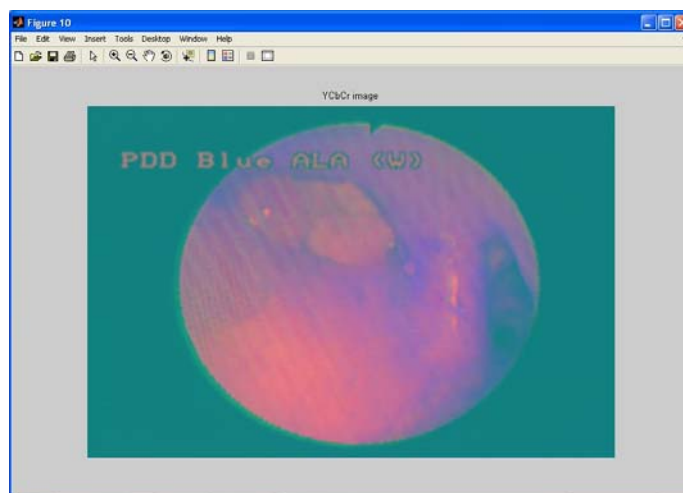
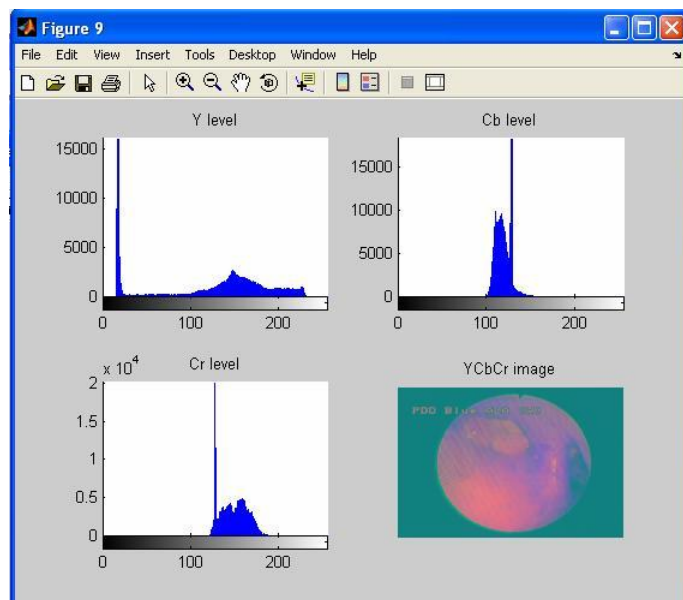
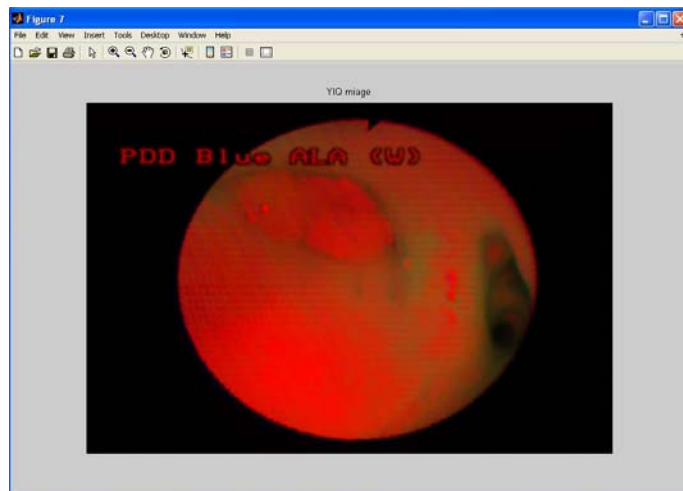
Η συνεισφορά μας στο μέλλον της βρογχοσκοπίας είναι η βοήθεια στο κλινικό έργο των πνευμονολόγων για την ανίχνευση καρκίνου στους βρόγχους σε πρώιμο στάδιο, με τη βοήθεια του H/Y και της ψηφιακής επεξεργασίας εικόνας. Μέχρι σήμερα για τα περιστατικά των οποίων η διάγνωση εκρίνετο ως αμφίβολη, η πραγματοποίηση βιοψίας ήταν αναγκαία. Το γεγονός συνεπάγεται περιττές εργαστηριακές μελέτες υψηλού κόστους. Στόχος μας είναι η μείωση του σφάλματος στη διάγνωση του καρκίνου, που στην παρούσα φάση κυμαίνεται στο 30%, σε ποσοστό της τάξεως του 15%. Ως εκ τούτου αναμένουμε έγκαιρη αλλά κυρίως εγκυρότερη διάγνωση του καρκίνου, με συνέπεια σημαντική μείωση του αντίστοιχου κόστους, καθώς και του επίπνου της διαδικασίας που επιβαρύνει τον ασθενή.

Παρακάτω παρατίθενται τα αποτελέσματα της εκτέλεσης τριών αλγορίθμων ,του colimage για λευκές εικόνες και των Bsegm και Gfilter για μπλέ εικόνες.

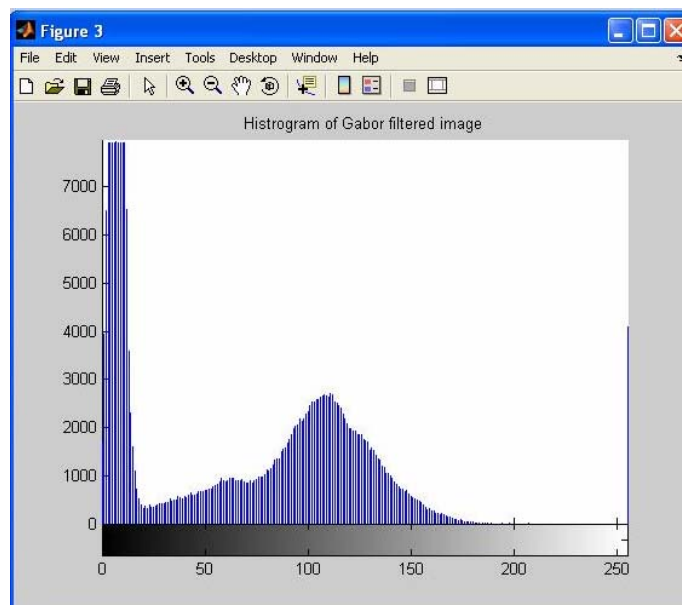
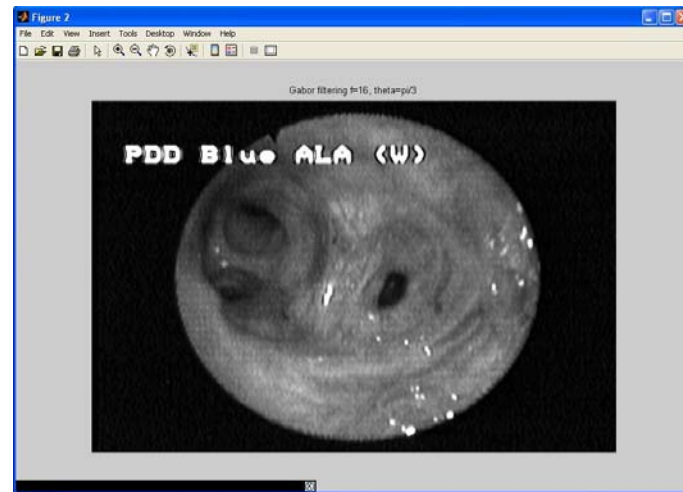
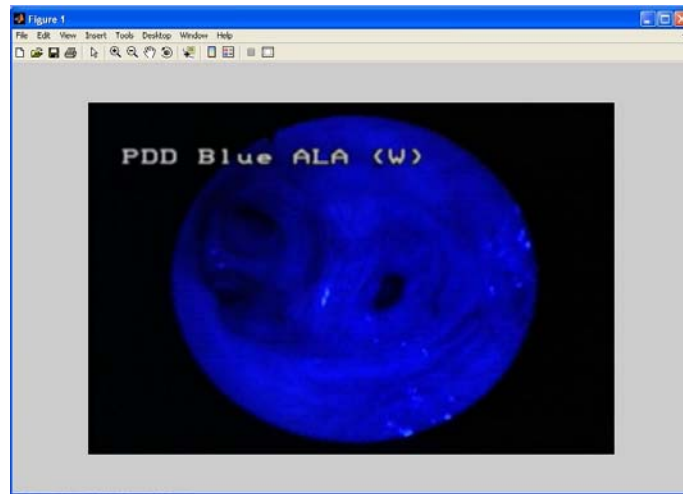
«COLIMAGE»

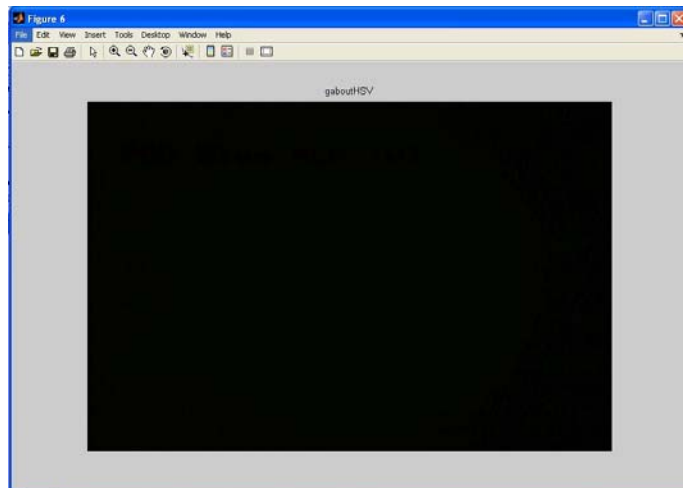
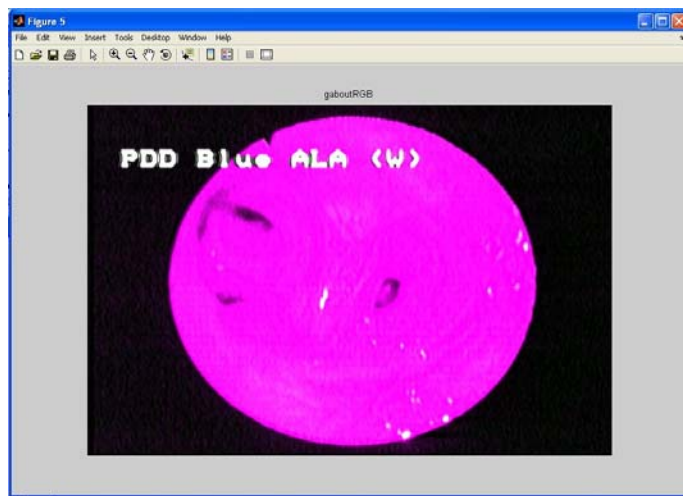
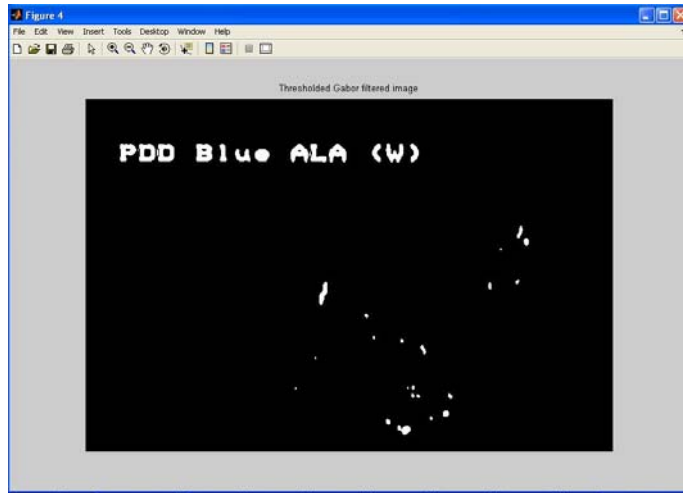


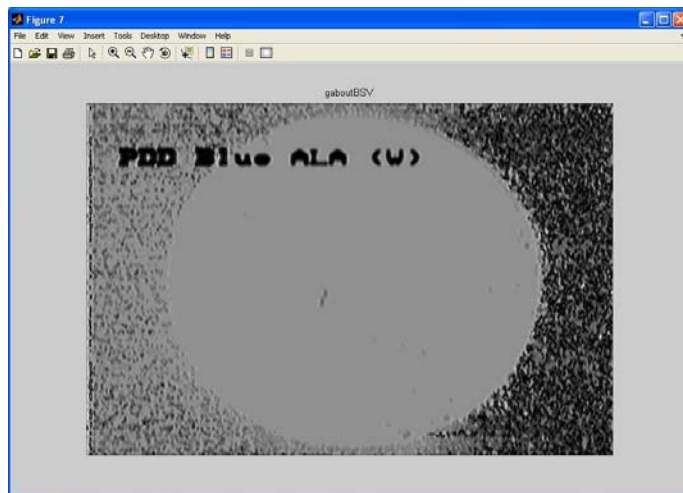




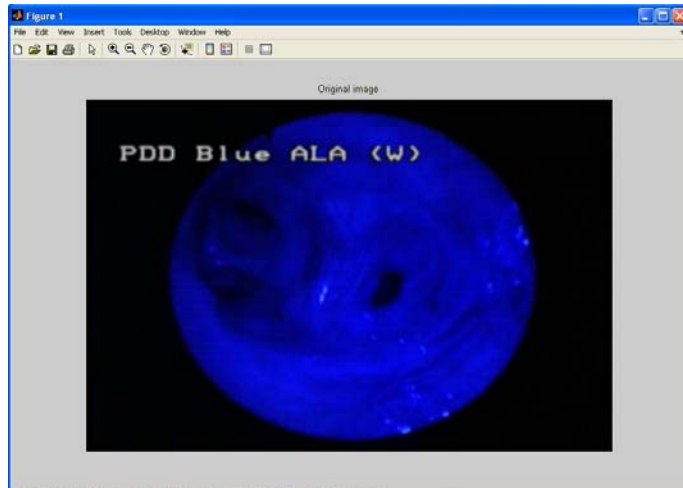
«GFILTER»

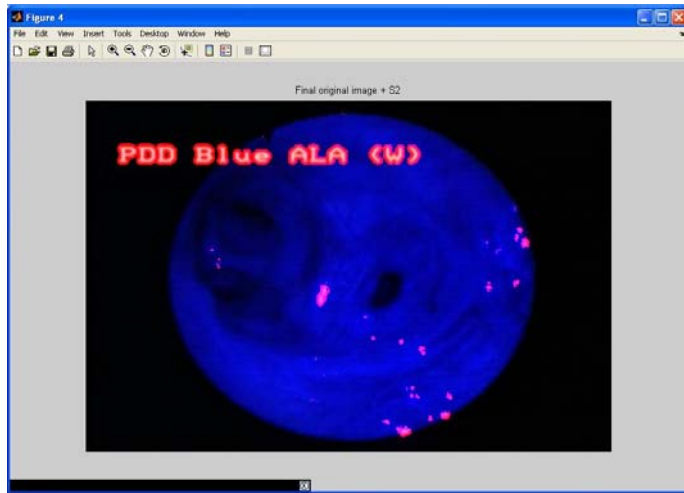
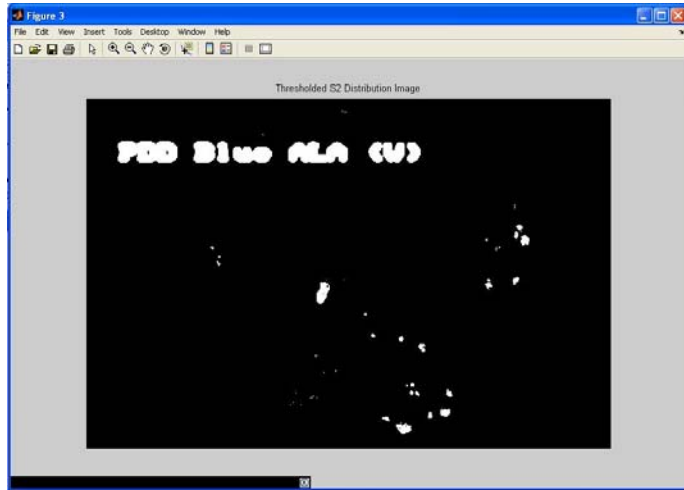


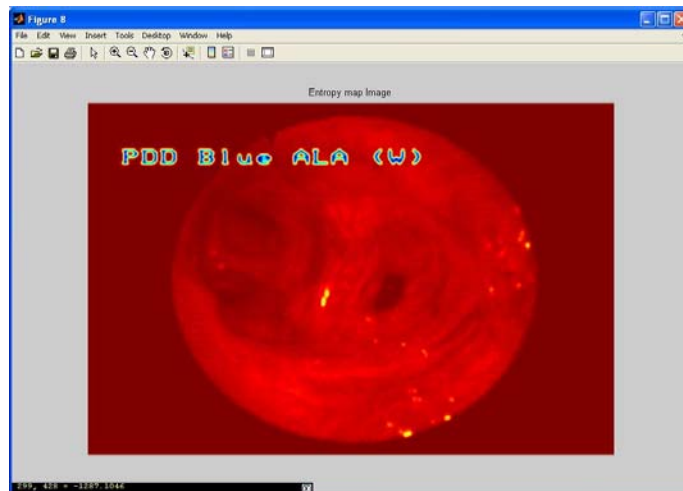
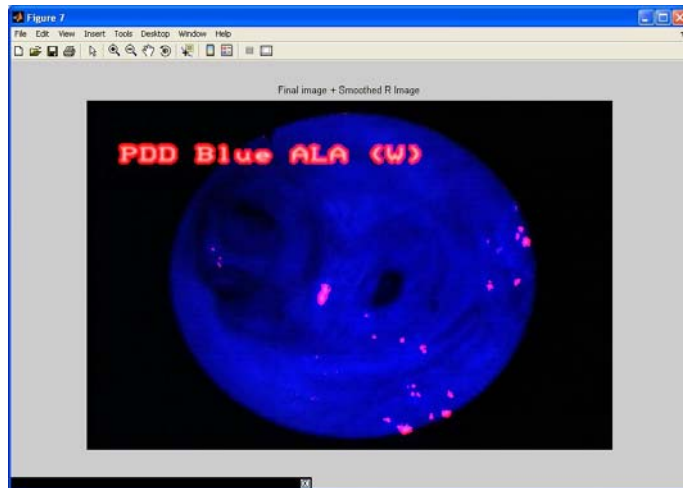


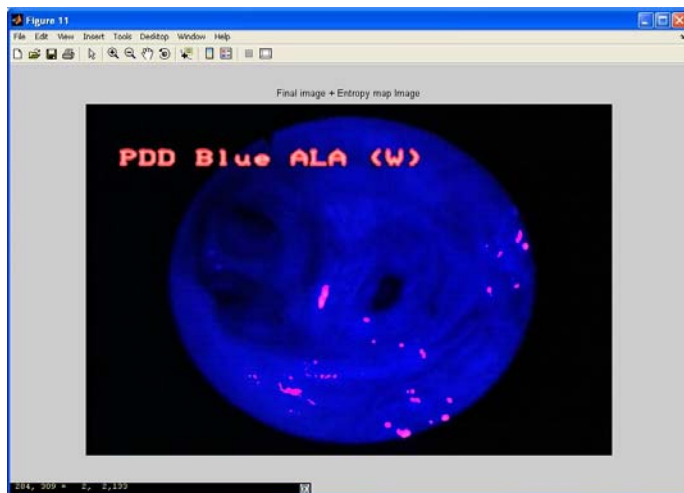
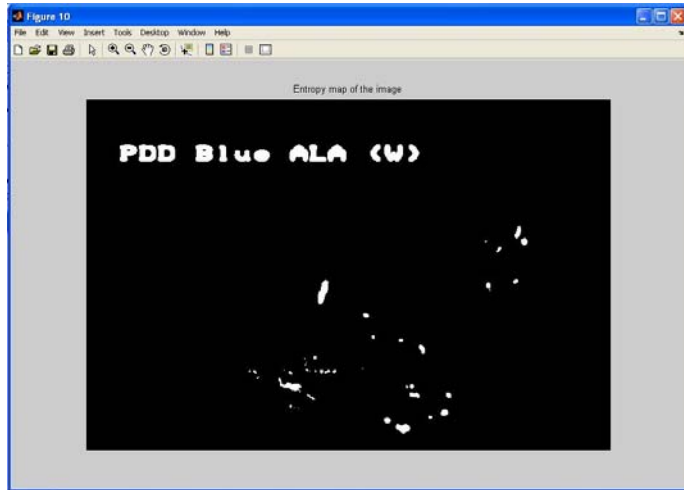
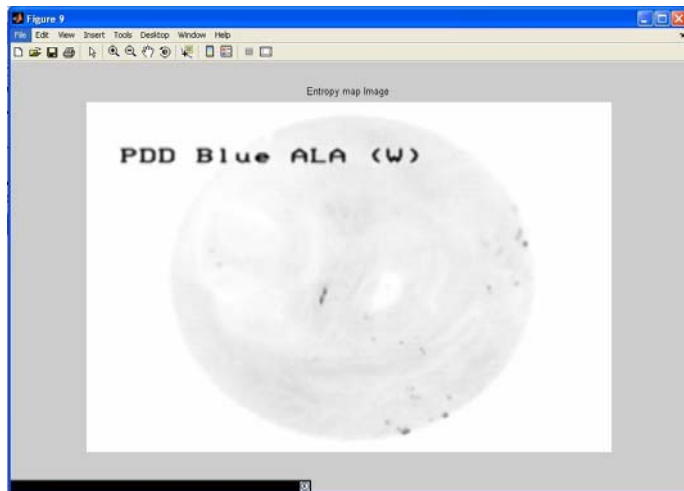


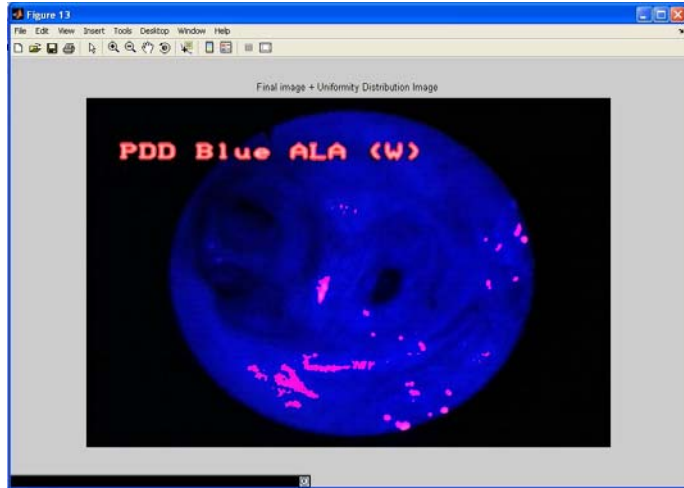
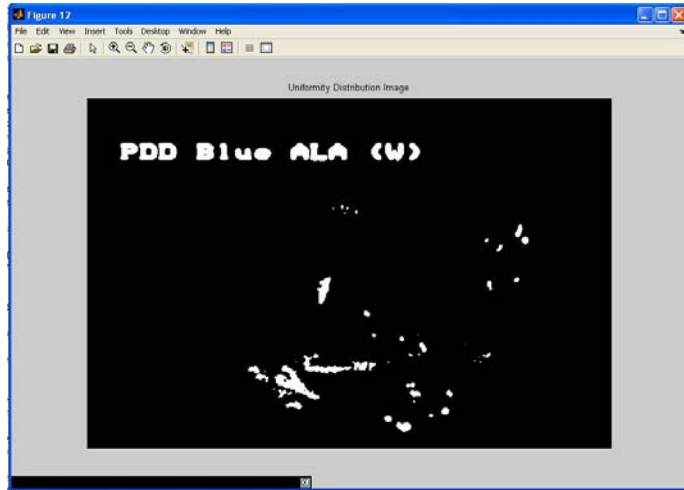
«BSEGM»







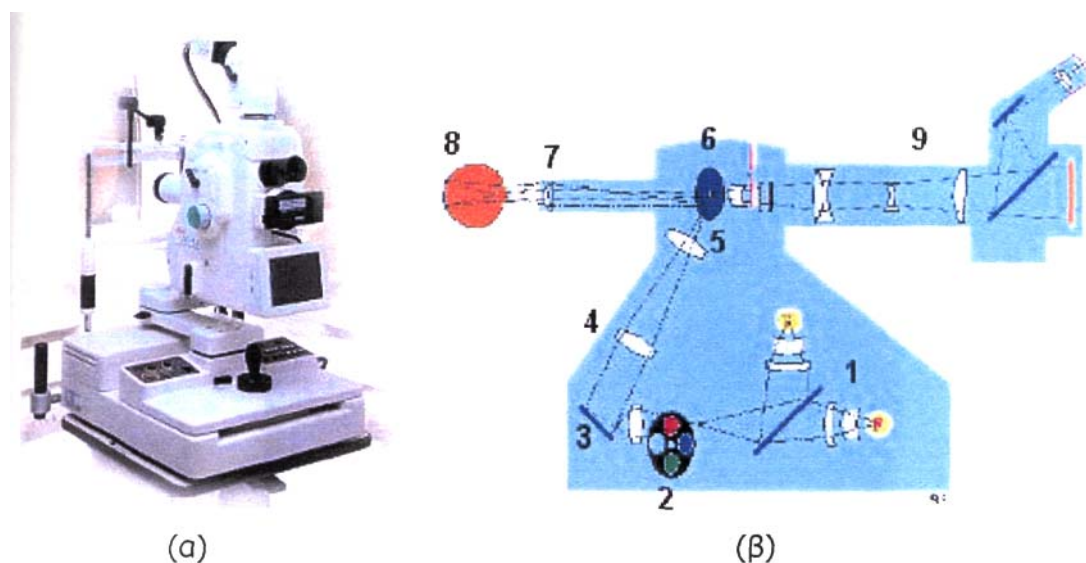




5.2 Αμφιβληστροειδική κατάτμηση

5.2.1 Κάμερα Πυθμένα

Ο αμφιβληστροειδής είναι στην ουσία το "φωτογραφικό φιλμ" του οφθαλμού. Οι εικόνες περνάνε μέσα από τον κερατοειδή χιτώνα και το φακό και εστιάζονται στον αμφιβληστροειδή χιτώνα, ο οποίος τις μετατρέπει σε ηλεκτρικά ερεθίσματα, τα οποία οδηγούνται στον εγκέφαλο, ενεργοποιούν το κέντρο όρασης και προσφέρουν στον άνθρωπο τη δυνατότητα τρισδιάστατης αντίληψης του κόσμου. Η απεικόνιση του αμφιβληστροειδούς καθώς και των αγγείων και διαφόρων άλλων δομών (οπτικός δίσκος, ωχρή κηλίδα) που περιέχει, με σκοπό την έγκαιρη διάγνωση τυχόν αλλοιώσεων, πραγματοποιείται με ειδικευμένα όργανα τις λεγόμενες κάμερες πυθμένα (fundus cameras) (Εικόνα 5.2.1(α)). Με τις κάμερες πυθμένα πραγματοποιείται άμεση καταγραφή της κατάστασης του αμφιβληστροειδή, γιατί με την συγκεκριμένη εξέταση η κόρη του ματιού χρησιμοποιείται σαν είσοδος αλλά και σαν έξοδος των φωτεινών ακτινών.



Εικόνα 5.2.1: (α) Τυπική κάμερα πυθμένα. (β) Εξαρτήματα κάμερας πυθμένα.

Η κάμερα πυθμένα είναι ένα μικροσκόπιο χαμηλής ισχύος, στο άνω άκρο του οποίου προσαρμόζεται μια κάμερα. Παλαιότερα η κάμερα ήταν μια κοινή φωτογραφική μηχανή και οι εικόνες αποτυπώνονταν στο φωτογραφικό φιλμ. Σήμερα με την εξέλιξη της ψηφιακής τεχνολογίας χρησιμοποιούνται CCD-κάμερες, οι οποίες επικοινωνούν με ηλεκτρονικό υπολογιστή στον οποίο στέλνουν τα δεδομένα για απεικόνιση και περαιτέρω επεξεργασία, με χρήση κατάλληλου λογισμικού. Η συσκευή χαρακτηρίζεται από τη γωνία σάρωσης, η οποία καθορίζει τη μεγέθυνση που μπορεί να επιτευχθεί. Γωνία σάρωσης 30°

δημιουργεί εικόνες με μεγέθυνση της τάξης του 2.5, αντίθετα γωνίες 45°-140° προκαλούν σμίκρυνση των απεικονιζόμενων δομών. Στην εικόνα 2(β) παρουσιάζονται τα εσωτερικά εξαρτήματα μιας κάμερας πυθμένα. Μια λυχνία (1) ακτινοβολεί φως το οποίο κατευθύνεται σε ένα σύνολο οπτικών φίλτρων (2) και στη συνέχεια σε ένα κυκλικό κάτοπτρο (3). Το κάτοπτρο αντανακλά τις φωτεινές ακτίνες σε μια σειρά φακών (4), οι οποίοι εστιάζουν την ακτινοβολία σε μια ειδική μάσκα (5). Η μάσκα αποκόπτει το φως που πέφτει σε έναν κυκλικό δίσκο στην κεντρική της περιοχή και ανακλά το υπόλοιπο σε ένα κυκλικό κάτοπτρο (6) που φέρει μια οπή στο κέντρο του. Το τελευταίο οδηγεί το φως στον αντικειμενικό φακό (7) της κάμερας, από όπου εξέρχεται της συσκευής και εισέρχεται στον οφθαλμό (8) από την κόρη. Υποθέτοντας ότι το σύστημα φωτισμού είναι κατάλληλα εστιασμένο, η εικόνα του αμφιβληστροειδή μεταδίδεται δια μέσου της κόρης στον κεντρικό μη φωτιζόμενο κυκλικό δίσκο της μάσκας από όπου οδηγείται σε μια σειρά διορθωτικών φακών και από εκεί στο φακό της κάμερας (9).

5.2.2 Φλουοροαγγειογραφία

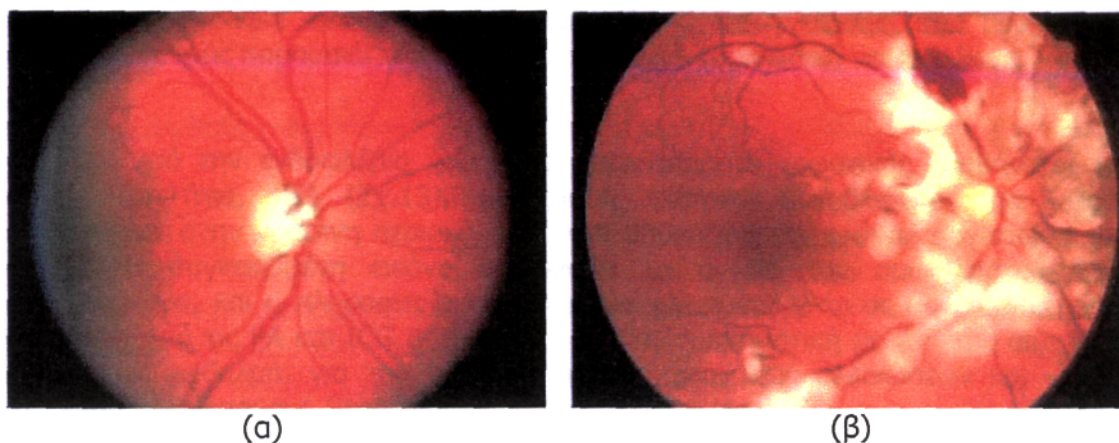
Πρόκειται για εξεταστική μέθοδο του πυθμένα του ματιού. Η φλουοροαγγειογραφία (fluorescein angiography, FA) βασίζεται στη φωτογράφιση του φθορισμού που εκπέμπει η φλουοροσκεΐνη κατά τη διόδο της μέσα από τα αγγεία του πυθμένα. Η φλουοροσκεΐνη, είναι μια χρωστική ουσία που ακτινοβολεί στην περιοχή του πορτοκαλί χρώματος.

Αρχικά χορηγείται στον εξεταζόμενο ενδοφλεβίως νατριούχο άλας φλουοροσκεΐνης 10% και η φωτογράφιση αρχίζει 5-7sec μετά την ένεση, με ρυθμό λήψης μια φωτογραφία/sec για τα επόμενα 20sec. Ο χρόνος κυκλοφορίας της φλουοροσκεΐνης από την χορήγηση της μέχρι την εμφάνιση της στον πυθμένα κυμαίνεται από 5 έως 30 sec και εξαρτάται από τον καρδιακό ρυθμό του ασθενούς και από την κατάσταση των αγγείων του.



Εικόνα 5.2.2: Εικόνα πυθμένα τύπου FA υγιούς οφθαλμού.

Με την τόσο λεπτή αυτή εξέταση ελέγχονται τυχόν παθολογίες των αγγείων του αμφιβληστροειδούς όπως επίσης φλεγμονές και εκφυλιστικές αλλοιώσεις. Σε φυσιολογικές καταστάσεις (Εικόνα 5.2.2) η χρωστική κυκλοφορεί μόνο μέσα στα αγγεία. Σε παθολογικές καταστάσεις εξαγγειώνεται (Εικόνα 5.2.3). Τα κύρια στάδια της τεχνικής είναι η προαρτηριακή, η αρτηριακή, η τριχοειδής και η πρόιμη και τελική φάση.



Εικόνα 5.2.3 : Παθολογικές εικόνες τύπου FA :

(α) Γλαυκωματική οπτική θηλή

(β) Τραυματισμένος αμφιβληστροειδής.

5.2.3 Αλγόριθμος VESSEL

Στην παρούσα διπλωματική εργασία , χρησιμοποιήσαμε δυο τεχνικές για να ανιχνεύσουμε τα αιμοφόρα αγγεία σε εικόνες οπτικού βυθού υπολογίζοντας δυο φίλτρα: το *Tophat Filter* και το *Adaptive Filter*. Στη συνέχεια έγινε συνέλιξη της αρχικής εικόνας με κάθε ένα από τα δυο φίλτρα και προέκυψαν δυο φιλτραρισμένες εικόνες, η *tophat* και η *adaptive*, οι οποίες απεικονίζουν το περίγραμμα των αγγείων. Οι εικόνες που χρησιμοποιήθηκαν έχουν ληφθεί με τη μέθοδο της φλουοροαγγειογραφίας. Έτσι κάποιες από αυτές απεικόνιζαν λευκά αγγεία, ενώ κάποιες άλλες μαύρα αγγεία. Σε αυτές τις εικόνες με τα μαύρα αγγεία χρειάστηκε να γίνει μια προ-επεξεργασία. Πιο συγκεκριμένα έγινε μια αναστροφή του χρώματος των αγγείων από μαύρα σε λευκά. Έπειτα επαναλήφθηκε η διαδικασία όπως και στις υπόλοιπες εικόνες.

Ο αλγόριθμος που δημιουργήθηκε για την ανίχνευση των αγγείων σε εικόνες οπτικού βυθού, περιλαμβάνει και τις δυο τεχνικές που προαναφέρθηκαν. Αυτός αναπτύχθηκε σε περιβάλλον MATLAB[®] και αποτελείται από τα εξής στάδια:

Αλγόριθμος ανίχνευσης οπτικών αιμοφόρων αγγείων:

ΒΗΜΑ 1⁰ : «Φορτώνεται» η εικόνα.

ΒΗΜΑ 2⁰ : Συνελίσσεται με ένα γκαουσιανό φίλτρο κατάλληλης τιμής απόκλισης.

ΒΗΜΑ 3⁰ : Ενισχύονται οι ακμές της εικόνας.

ΒΗΜΑ4⁰ :Πραγματοποιείται μετασχηματισμός *Tophat* βάσει μορφολογικών τελεστών.

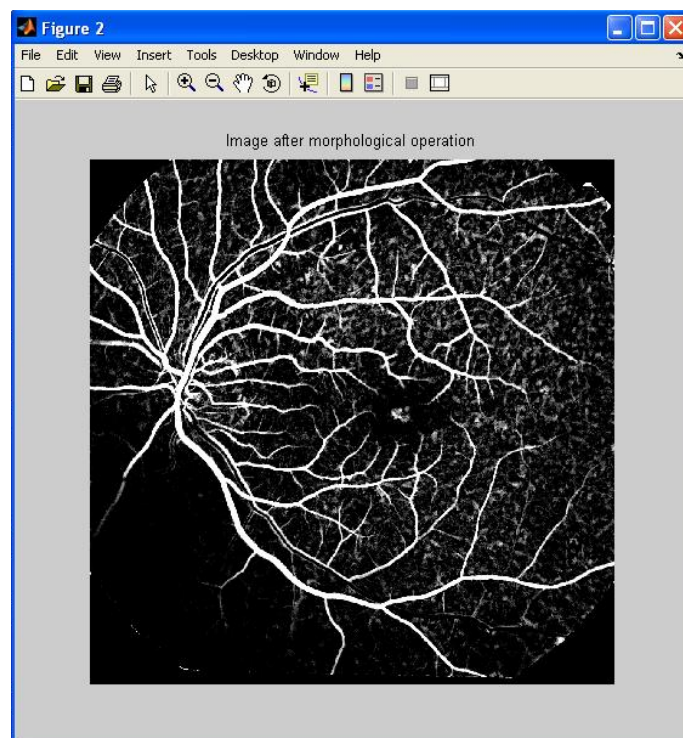
ΒΗΜΑ5⁰: Συμπιέζονται οι λανθασμένες ακμές με τη μέθοδο της κατωφλίωσης-υστέρησης.

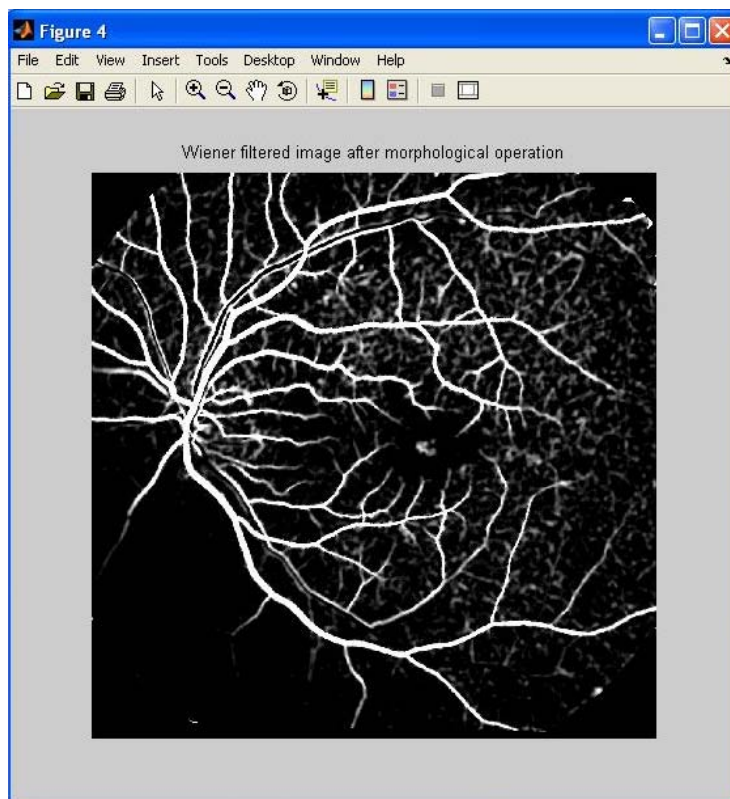
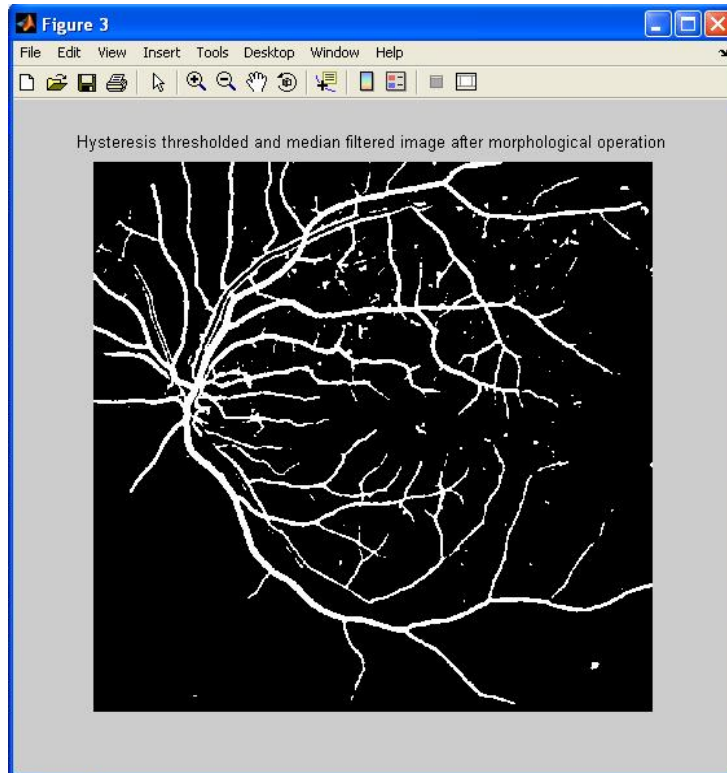
ΒΗΜΑ6⁰ :Πραγματοποιείται *Adaptive Filtering* με την επιβολή του *Wiener*.

ΒΗΜΑ7⁰ :Επιβάλλεται κατωφλίωση για τη συμπίεση των ανεπιθύμητων ακμών.

ΒΗΜΑ8⁰ :Παρουσιάζονται όλες οι εικόνες που προκύπτουν, ύστερα από κάθε βήμα του αλγόριθμου.

Πιο κάτω δίνονται τα αποτελέσματα της εφαρμογής του αλγορίθμου VESSEL μέσω της διεπιφάνειας DIP που κατασκευάσαμε για αυτήν την διπλωματική εργασία.





5.2.4 Αλγόριθμος Imsnake

Η μέθοδος εύρεσης του περιγράμματος του οπτικού δίσκου, η οποία παρουσιάζεται σε αυτή την εργασία αξιοποιεί το μοντέλο του ενεργού περιγράμματος. Η τεχνική προϋποθέτει τη σχεδίαση ενός πρόχειρου περιγράμματος από το χρήστη-αρχικοποίηση. Σκοπός της μεθόδου είναι η προσαρμογή της συνοριακής καμπύλης που δίνεται από το χρήστη, στο πραγματικό περίγραμμα του οπτικού δίσκου.

Ο αλγόριθμος της ανίχνευσης του περιγράμματος του οπτικού δίσκου ο οποίος χρησιμοποιεί το μοντέλο των “snakes”, αναπτύχθηκε σε περιβάλλον MATLAB[®] και αποτελείται από τα εξής στάδια:

Αλγόριθμος ανίχνευσης περιγράμματος οπτικού δίσκου:

ΒΗΜΑ 1^ο : «Φορτώνεται» την εικόνα.

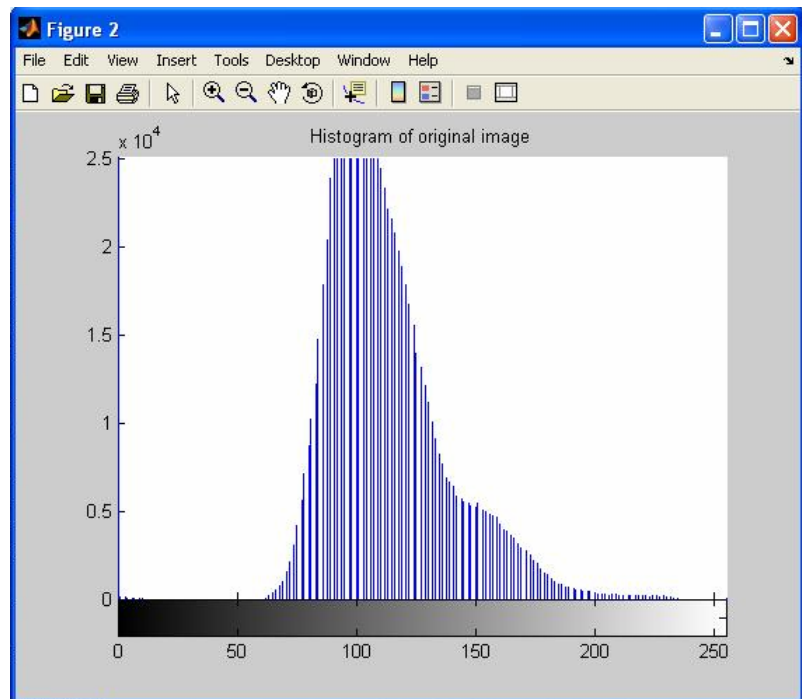
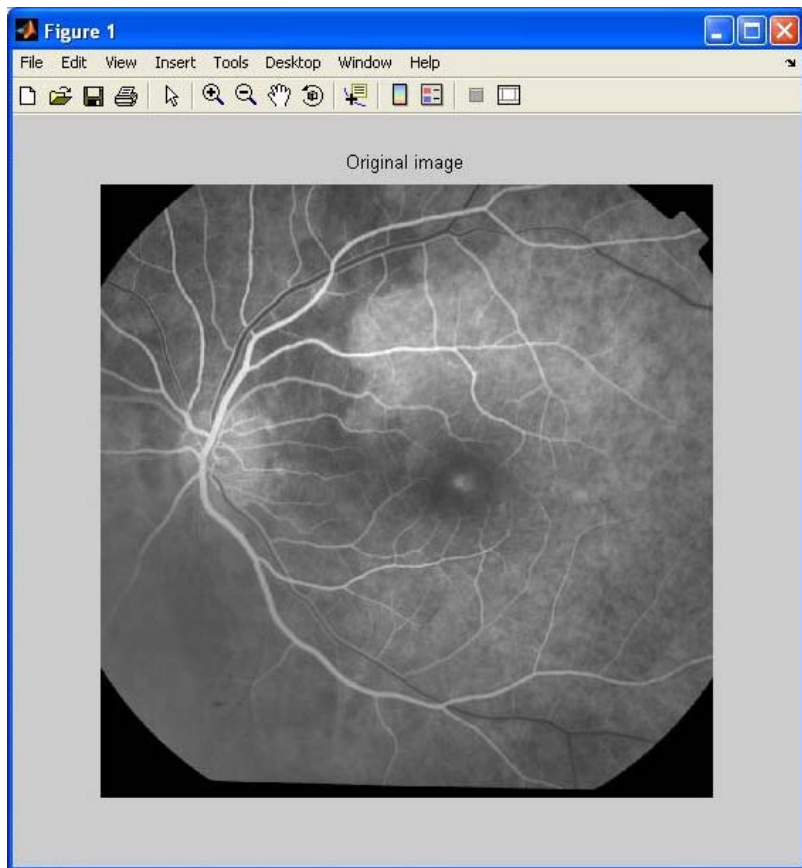
ΒΗΜΑ 2^ο : Υπολογίζεται η βαθμίδα της εικόνας στο χώρο με συνέλιξη ενός γκαουσιανού φίλτρου.

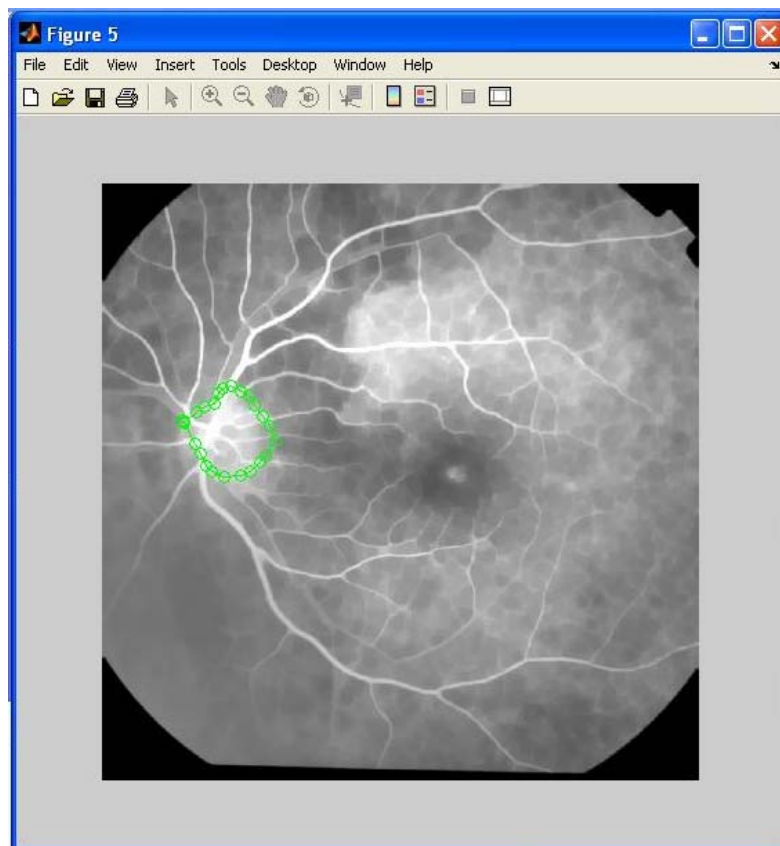
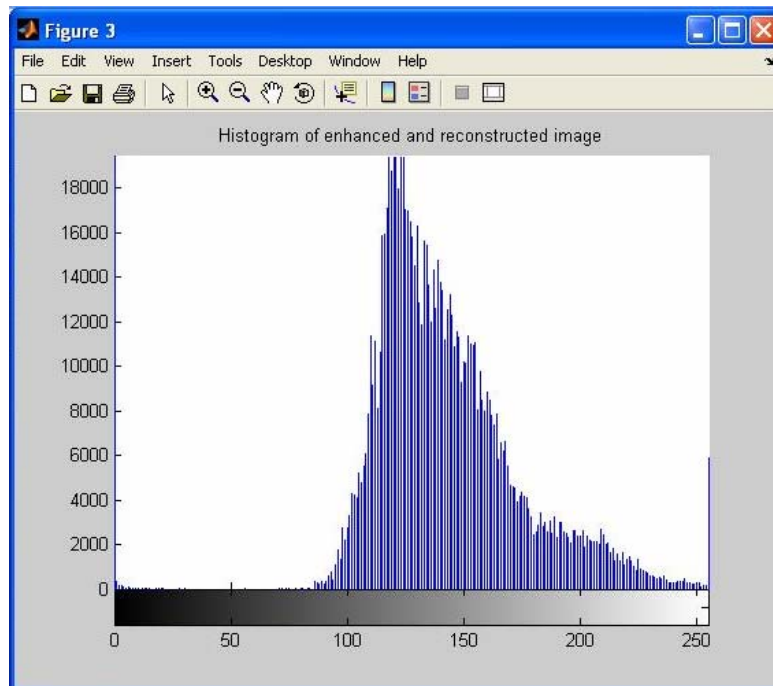
ΒΗΜΑ 3^ο : Κάνω αρχικοποίηση της μεθόδου τοποθετώντας «σημάδια» πάνω στην εικόνα και γύρω από την επιθυμητή περιοχή, διαγράφοντας το πρώτο περίγραμμα.

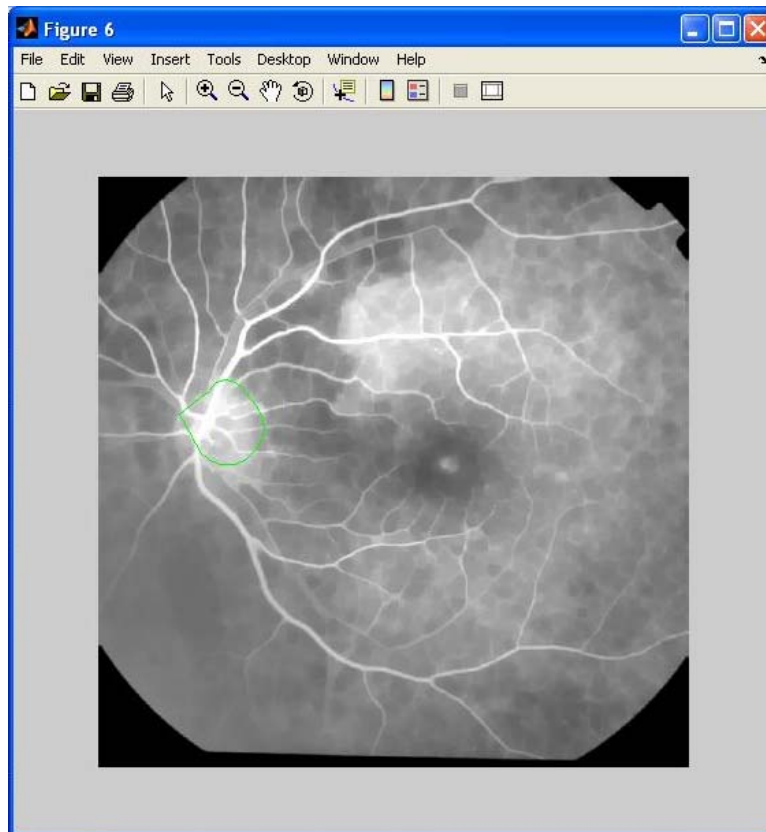
ΒΗΜΑ 4^ο : Οι συντεταγμένες του αρχικού περιγράμματος τροποποιούνται βάσει εσωτερικών και εξωτερικών ελαστικών δυνάμεων. Οι παράμετροι των δυνάμεων έχουν προ-επιλεχθεί, όπως και ο αριθμός των επαναλήψεων.

ΒΗΜΑ 5^ο : Παρουσιάζεται το νέο περίγραμμα, με διαφορετικό χρώμα από το παλιό, ώστε να μπορεί να γίνει και η σύγκριση.

Πιο κάτω δίνονται τα αποτελέσματα της εφαρμογής του αλγορίθμου IMSNAKE μέσω της διεπιφάνειας DIP που κατασκευάσαμε για αυτήν την διπλωματική εργασία.







5.3 Ευθυγράμμιση και σύντηξη ιατρικών εικόνων

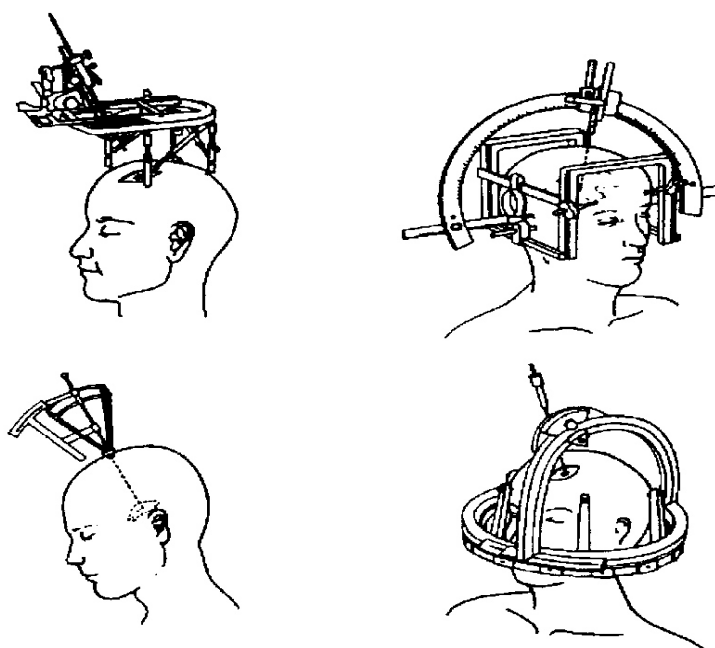
5.3.1 Μέθοδοι Ευθυγράμμισης

Ευθυγράμμιση με Χρήση Γεωμετρικών Χαρακτηριστικών

Οι πρώτες τεχνικές ευθυγράμμισης για εικόνες του εγκεφάλου από CT και MRI, βασίζονταν σε δείκτες ή σε στερεοταξικά πλαίσια. Οι δείκτες, είναι είτε συγκεκριμένα σημεία μέσα στις ανατομικές δομές είτε εξωτερικά σημεία τοποθετημένα με τεχνητό τρόπο (fiducial markers) πάνω στο κρανίο με ειδικά τοποθετημένα πλαίσια στο κρανίο. Και στις δύο περιπτώσεις, η πλέον δεδομένη προσέγγιση ευθυγράμμισης περιλαμβάνει τον υπολογισμό του μετασχηματισμού συμπαγούς σώματος που ευθυγραμμίζει τους δείκτες σύμφωνα με το κριτήριο των ελαχίστων τετραγώνων. Όταν κάνουμε χρήση εξωτερικών δεικτών, αυτοί πρέπει να είναι εμφανείς, τόσο στην CT όσο και στην MRI και επιπλέον να μην εισάγουν σφάλματα στις εικόνες (artifacts). Δείκτες που αφορούν λιπαρές δομές εμφανίζονται πολύ έντονοι σε MR, αλλά είναι κακή επιλογή επειδή τα πρωτόνια που βρίσκονται στο λίπος έχουν διαφορετικές συχνότητες συντονισμού από τα πρωτόνια που βρίσκονται στο νερό και για το λόγο αυτό εμφανίζονται μετατοπισμένα. Η καλύτερη επιλογή για δείκτες είναι η χρήση υλικών αντίθεσης κατάλληλων και για CT

και για MR, αλλά χρειάζεται προσοχή για να διασφαλιστεί το γεγονός ότι οι δείκτες είναι εμφανείς για όλες τις συχνότητες ενδιαφέροντος στην MR.

Οι εξωτερικοί δείκτες που προσαρμόζονται στο κρανίο έχουν σημαντικά πλεονεκτήματα σε σχέσεις με τους παραπάνω δείκτες. Πρώτον, μπορούν να εμφανίζονται αρκετά επαρκώς φωτεινοί ώστε να είναι ευδιάκριτοι από τους χρήστες ή τους αλγόριθμους. Δεύτερον, είναι δυνατό να υπολογιστεί η θέση αυτών των χαρακτηριστικών με ακρίβεια καλύτερη από τις διαστάσεις των pixel/voxel χρησιμοποιώντας υπολογισμό κέντρου βάρους, δεδομένου ότι οι δείκτες είναι αρκετά



Εικόνα 5.3.1: Τυπικά παραδείγματα Στερεοταξικών Πλαισίων που χρησιμοποιούνται στην ευθυγράμμιση εικόνων CT-MR .

μεγάλοι ώστε να φαίνονται σε πολλά pixels/voxels σε όλες τις διαστάσεις. Οι δείκτες που προσαρμόζονται στο δέρμα μπορούν να αναγνωριστούν με ακρίβεια στις εικόνες. Η αναγνώριση των ανατομικών χαρακτηριστικών είναι πιο πολύ ελεγχόμενη από τον χρήστη και επομένως και από τα σημεία τα οποία επιλέγονται. Το μειονέκτημα των εξωτερικών δεικτών που προσαρμόζονται στα οστά, είναι τα γεγονόσ της επεμβατικότητας της μεθόδου. Επίσης, οι δείκτες βρίσκονται συνήθως στην περιφέρεια του οπτικού πεδίου της μαγνητικής τομογραφίας στην οποία συνήθως υπάρχει και η μεγαλύτερη διαστρέβλωση της εικόνας.

Μια εναλλακτική λύση της χρήσης σημείων στην εικόνα, αποτελεί η χρήση επιφανειών. Οι αλγόριθμοι αυτού του τύπου έχουν χρησιμοποιηθεί ευρέως στην ευθυγράμμιση CT-MR. Για την περίπτωση ευθυγράμμισης εικόνων του εγκεφάλου η καλύτερη δυνατή επιφάνεια που μπορεί να χρησιμοποιηθεί είναι το δέρμα του κρανίου. Το δέρμα όμως έχει την τάση να παραμορφώνεται ανάμεσα στις λήψεις, γεγονός που δημιουργεί σημαντικό πρόβλημα. Έτσι λοιπόν, μια εναλλακτική λύση αποτελεί η εσωτερική επιφάνεια του κρανίου για την τοποθέτηση δεικτών.

Γενικά, όταν ευθυγραμμίζουμε εικόνες με χρήση επιφανειών, πρέπει να έχουμε όσο το δυνατό περισσότερη επιφάνεια ορατή και στις δύο εικόνες. Ιδιαίτερα για την ευθυγράμμιση εικόνων του εγκεφάλου, θα πρέπει να είναι εμφανές το μεγαλύτερο μέρος του εγκεφάλου και στην CT και στην MR. Το κρανίο γενικά έχει συμμετρία ως προς τις περιστροφές και έτσι λοιπόν χωρίς επαρκή κάλυψη, οι αλγόριθμοι βασισμένοι σε επιφάνειες μπορούν να συγκλίνουν σε λάθος τοπικό ελάχιστο. Είναι, τέλος, πιθανό να αυξηθεί η ακρίβεια της ευθυγράμμισης με συνδυαστική χρήση σημείων και επιφανειών κατά την διαδικασία ευθυγράμμισης.

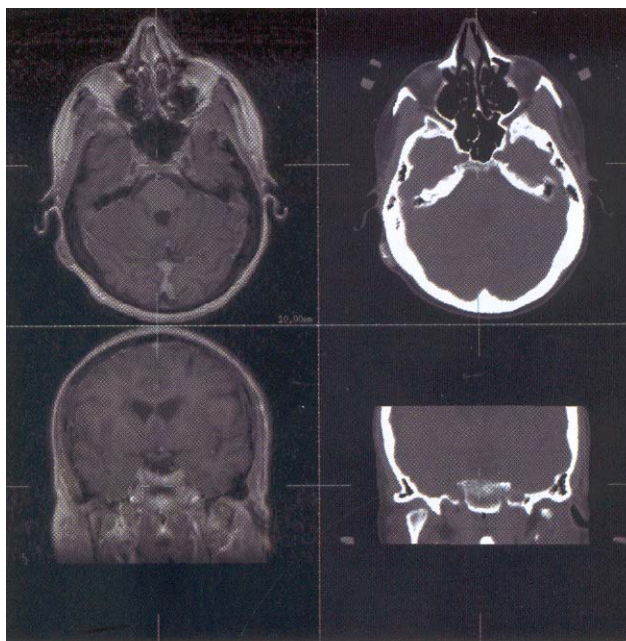
Ευθυγράμμιση με Χρήση των Τιμών Έντασης

Από τα μέσα του 1990, πλήρως αυτόματοι αλγόριθμοι χρησιμοποιήθηκαν για την ευθυγράμμιση CT-MRI εγκεφάλου με βελτιστοποίηση μέτρων ομοιότητας. Ο Van den Elsen πρότεινε έναν αλγόριθμο βασισμένο στη συσχέτιση, στον οποίο έγινε χρήση μιας μεθόδου ανακατανομής των τιμών έντασης ώστε τα οστά για παράδειγμα να γίνονται πιο σκοτεινά στην CT, όπως είναι δηλαδή στην MRI. Πρόσφατα, αποδείχθηκε ότι θεωρητικές προσεγγίσεις, όπως η Αμοιβαία Πληροφορία μπορούν να χρησιμοποιηθούν στην ευθυγράμμιση CT-MR, αλλά και άλλων περιπτώσεων.

Παράλληλα όμως θα πρέπει να δίνεται ιδιαίτερη προσοχή στην χρήση των παραπάνω τεχνικών. Παρόλο που μπορούν να είναι πλήρως αυτόματοι και να έχουν ακρίβεια ανάλογη με άλλες γνωστές τεχνικές, έχουν και πιθανότητες αποτυχίας. Μία σημαντική αιτία αποτυχίας μπορεί να είναι το γεγονός της κακής αρχικής ευθυγράμμισης. Για παράδειγμα, αν ο ασθενής είναι τοποθετημένος σε πολύ διαφορετικές θέσεις στις δύο εικόνες, ο αλγόριθμος μπορεί να αποτύχει εκτός αν ο χρήστης δώσει μια καλή αρχική εκτίμηση. Ένα επιπλέον πρόβλημα για αυτούς τους αλγόριθμους είναι η ευαισθησία ως προς το ποσοστό επικάλυψης μεταξύ των δύο εικόνων. Αν μια εικόνα έχει πολύ μεγαλύτερο οπτικό πεδίο από μια άλλη οι αλγόριθμοι είναι πιθανό να αποτύχουν ακόμη και με μια πολύ καλή αρχική εκτίμηση. Για την επίλυση του προβλήματος αυτού χρησιμοποιείται η κανονικοποιημένη αμοιβαία πληροφορία η οποία είναι λιγότερη ευέλικτη στην επικάλυψη μεταξύ των προς ευθυγράμμιση εικόνων.

5.3.2 Απεικόνιση των Συνδυασμένων Εικόνων

Όταν ολοκληρωθεί η ευθυγράμμιση των εικόνων, οι συνδυασμένες εικόνες μπορούν απεικονιστούν με πολλαπλούς τρόπους. Αυτοί περιλαμβάνουν την απεικόνιση των αντίστοιχων τομών την μία δίπλα στην άλλη και την αντιστοίχιση των αντίστοιχων σημείων, χρήση χρωμάτων επικάλυψης, ή κατάτμηση του οστού από την CT παράθεση της πάνω στην MR. Στην εικόνα που ακολουθεί φαίνεται ένα τέτοιο παράδειγμα.



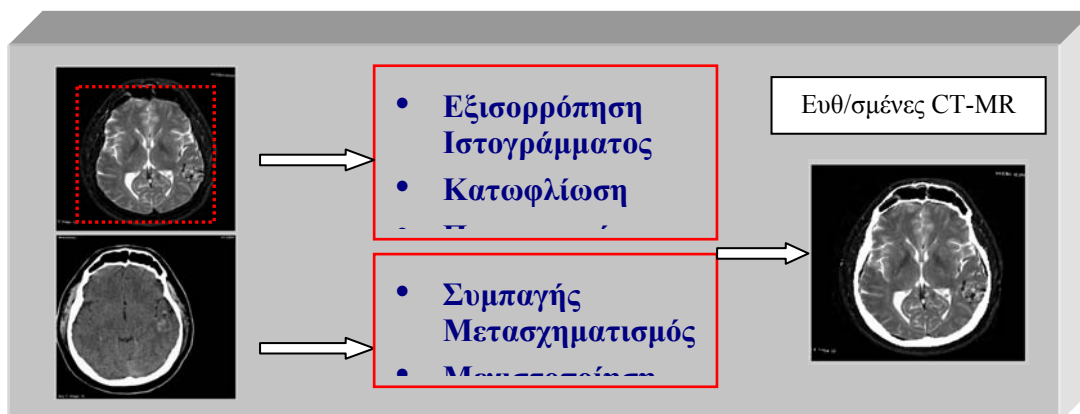
Εικόνα 5.3.2: Παραδείγματα παρουσίασης ευθυγραμμισμένων εικόνων CT-MR.

Η ευθυγράμμιση εικόνων MR και CT ήταν από τις πρώτες εφαρμογές της ευθυγράμμισης ιατρικών εικόνων. Παρά το μεγάλο αριθμό αλγόριθμων που εισήχθησαν για την ευθυγράμμιση MR-CT, οι περισσότεροι δεν χρησιμοποιούνται σε πραγματικά περιστατικά, παρά μόνο σε λίγα εξειδικευμένα κέντρα. Επιπλέον, η εφαρμοστικότητα αυτού του τύπου ευθυγράμμισης περιορίζεται αρχικά σε εικόνες

5.3.3 Αυτόματη Ευθυγράμμιση Τομογραφιών Εγκεφάλου με Χρήση της Μεγιστοποίησης της Αμοιβαίας Πληροφορίας

5.3.3.1 Ο Αλγόριθμος

Ο αλγόριθμος που παρουσιάζεται σε αυτό το κεφάλαιο βασίζεται στο παρακάτω διάγραμμα:



Σύμφωνα με το παραπάνω διάγραμμα η διαδικασία της ευθυγράμμισης ξεκινά από την εισαγωγή των εικόνων στον Η/Υ. Ο χρήστης έχει την δυνατότητα να επιλέξει την περιοχή ενδιαφέροντος της εικόνας(στην περίπτωση μας MR) που πρόκειται να ευθυγραμμιστεί με την CT. Πριν τη εφαρμογή του αλγόριθμου απαιτείται όμως κάποιου είδους επεξεργασία στις εικόνες, η οποία περιλαμβάνει την εξίσωση ιστογράμματος, κατωφλιοποίηση ακόμα και ελεγχόμενη από τον χρήστη στροφή των εικόνων. Κάθε μία από τις προηγούμενες τεχνικές έχει ως σκοπό την βελτίωση της ταχύτητας αλλά και της ακρίβειας της διαδικασίας ευθυγράμμισης, με βάση το βέλτιστο σημείο εκκίνησης.

Στην συνέχεια αρχίζει η εφαρμογή του μετασχηματισμού συμπαγούς σώματος στην μαγνητική τομογραφία και ο υπολογισμός της Αμοιβαίας Πληροφορίας των δύο εικόνων. Ο μετασχηματισμός αυτός γίνεται για ένα φάσμα γωνιών το οποίο αποτελεί επιλογή του χρήστη, ενώ στο τέλος της διαδικασίας επιλέγεται εκείνος ο μετασχηματισμός ο οποίος οδηγεί στην μέγιστη τιμή της Αμοιβαίας Πληροφορίας των δύο εικόνων. Τέτοιος τύπος μετασχηματισμού μπορεί να αναλυθεί στη μετατόπιση και στη συνέχεια. Η μετατόπιση, είναι μια σταθερή μετατόπιση στο χώρο και δίνεται από τις παρακάτω σχέσεις:

$$\begin{aligned} x' &= x + t_x \\ y' &= y + t_y \end{aligned} \tag{1}$$

όπου t_x και t_y είναι οι παράμετροι της μετατόπισης στους άξονες x και y . Αντίστοιχα, η στροφή θα δίνεται από τις εξής σχέσεις:

$$\begin{aligned} x' &= x \cos \theta + y \sin \theta \\ y' &= -x \sin \theta + y \cos \theta \end{aligned} \tag{2}$$

όπου θ είναι η γωνία περιστροφής. Οι προηγούμενες σχέσεις μπορούν να γραφτούν ως εξής:

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta & 0 \\ -\sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & t_x \\ 0 & 1 & t_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} \quad (4)$$

$$T_{rigid} = \begin{bmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta & t_x \\ -\sin \theta & \cos \theta & t_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

Το συμπαγές μοντέλο είναι το περιορισμένο χωρικό πρότυπο μετασχηματισμού. Ένας χωρικός μετασχηματισμός θεωρείται συμπαγής εάν η χωρική απόσταση μεταξύ οποιονδήποτε διαδοχικών σημείων συντηρείται. Ένας συμπαγής μετασχηματισμός μπορεί να αποσυντεθεί σε μια μετατόπιση ή/ και μια περιστροφή. Η χρήση του συμπαγούς μετασχηματισμού είναι κατάλληλη μόνο όταν η ανατομική δομή είναι άκαμπτη, ή όταν για διαγνωστικούς και θεραπευτικούς λόγους μπορεί να θεωρηθεί άκαμπτη π.χ. λεκάνη, μηρός, το κρανίο, και άλλα οστά.

Σαν είσοδο ο αλγόριθμος, εκτός από τις δύο εικόνες, χρειάζεται το φάσμα των γωνιών στο οποίο υπολογίζεται ο μετασχηματισμός, η περιοχή ενδιαφέροντος καθώς το βήμα (step) που αφορά την μετατόπιση στον x και y άξονα, σε pixels. Όσο μικρότερο είναι το βήμα τόσο μεγαλύτερη η ακρίβεια του αλγόριθμου, με κόστος όμως στον χρόνο υπολογισμού. Στην έξοδο λαμβάνουμε την βέλτιστη γωνία, την μέγιστη εντροπία για την γωνία αυτή καθώς και την σύντηξη της ευθυγραμμισμένης MR με την CT.

Στην επόμενη παράγραφο γίνεται αναλυτική περιγραφή των τεχνικών προεπεξεργασίας που αναφέρονται πιο πάνω.

5.3.3.2 Προεπεξεργασία Υπολογιστικής και Μαγνητικής Τομογραφίας Εγκεφάλου

Εξίσωση Ιστογράμματος

Στην περίπτωση της εξίσωσης ιστογράμματος ενισχύουμε την αντίθεση των εικόνων με το μετασχηματισμό των τιμών σε μια εικόνα έντασης, έτσι ώστε το ιστόγραμμα που παράγεται να ταιριάζει με ένα συγκεκριμένο ιστόγραμμα. Αυτό γίνεται λόγω της

διαφορετικής τεχνικής απεικόνισης που χρησιμοποιείται στις διαφορετικές μορφές απεικόνισης, όπως το CT και MRI.

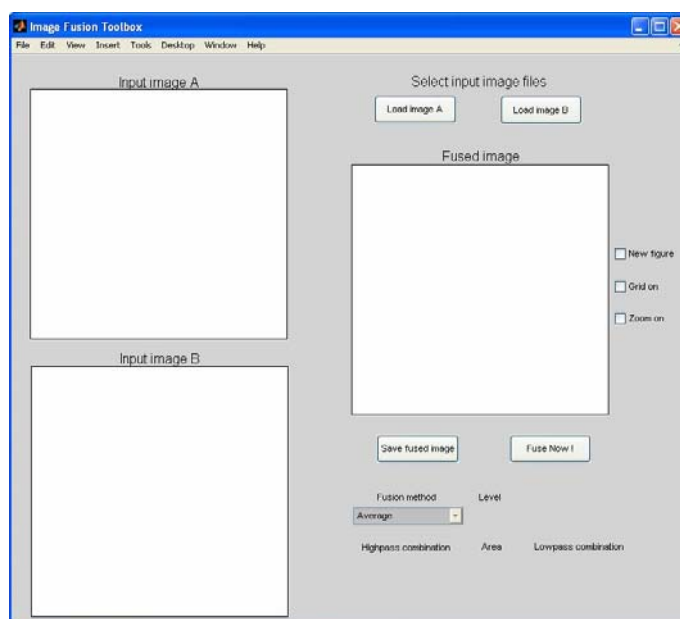
Κατωφλιοποίηση - Στροφή

Η κατωφλιοποίηση χρησιμοποιείται για την απομόνωση των τιμών εκείνων της εικόνας οι οποίες δεν είναι πρακτικά σημαντικές. Για παράδειγμα, το τελικό αποτέλεσμα μετά την ευθυγράμμιση και την σύντηξη των δύο εικόνων, περιλαμβάνει τον εγκέφαλο από την MR και το κρανίο από την CT. Έτσι λοιπόν χρησιμοποιούμε την κατωφλιοποίηση ως μέσο για την εξαγωγή του κρανίου από την CT.

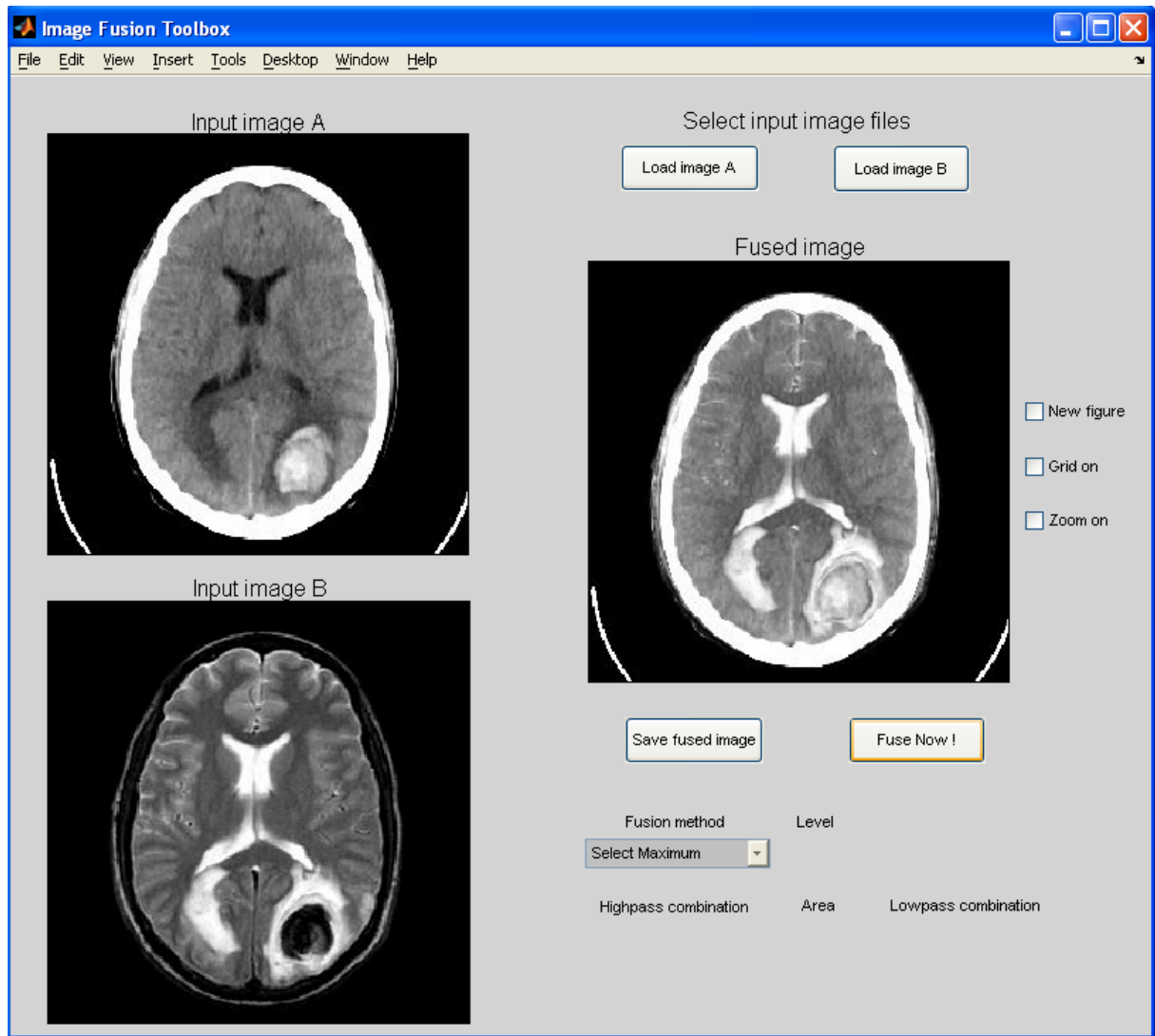
Η στροφή χρησιμοποιείται για να στρέψει ο χρήστης, ελαφρώς την μία εικόνα, ώστε να δώσει καλύτερο σημείο εκκίνησης για τον αλγόριθμο. Το βήμα αυτό απαιτεί μια απλή στροφή (περίπου -10° με 10°), έχει όμως το μειονέκτημα της αλλαγής των διαστάσεων της εικόνας και επομένως πρέπει να επανέρχεται στις αρχικές τις διαστάσεις με χρήση μεθόδων παρεμβολής (κυβικής παρεμβολής).

Αποτελέσματα χρησιμοποιούμενων αλγορίθμων

Παρακάτω παρατίθενται τα αποτελέσματα της εφαρμογής του αλγορίθμου Fusetool μέσω της διεπιφάνειας DIP.

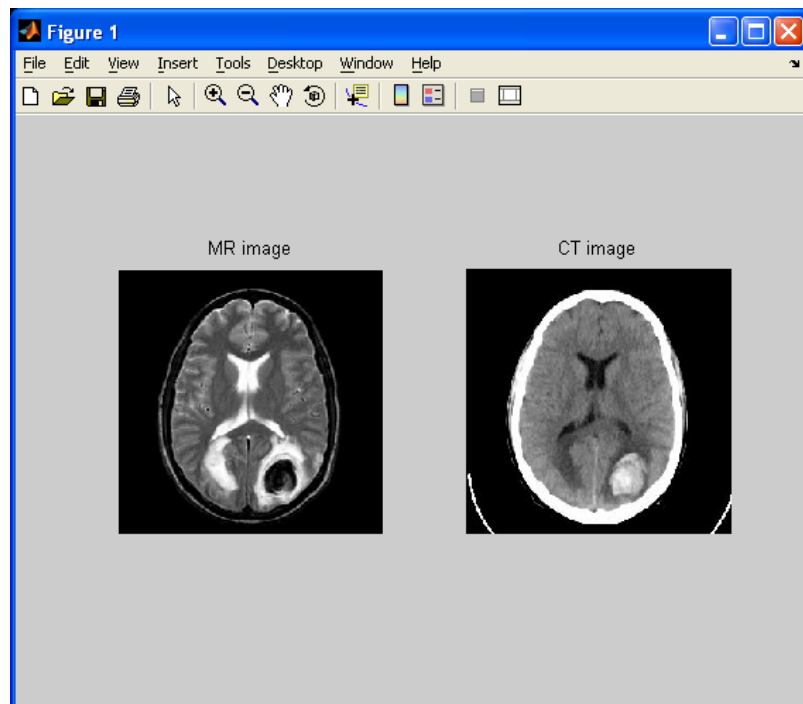


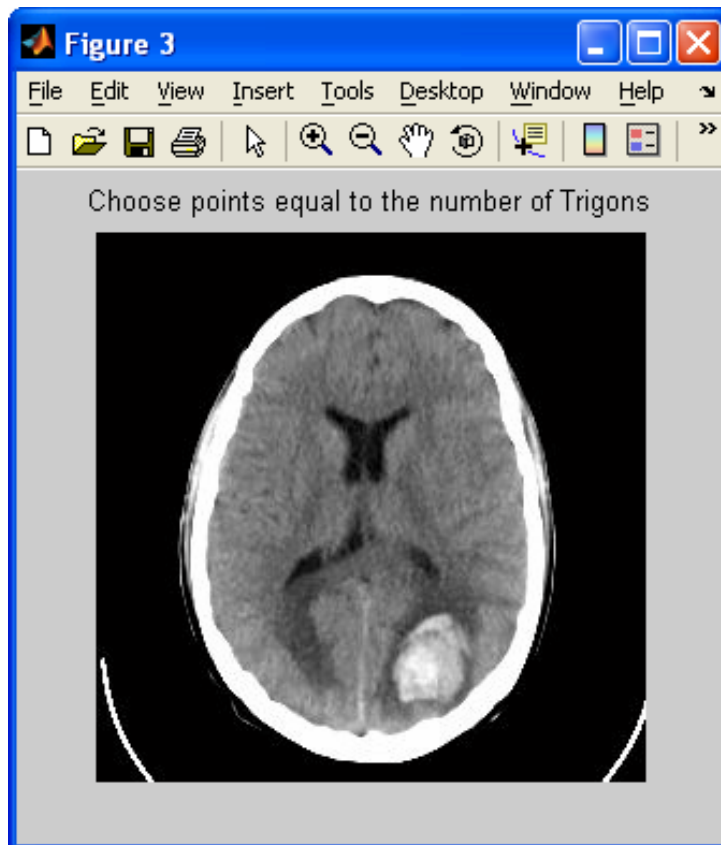
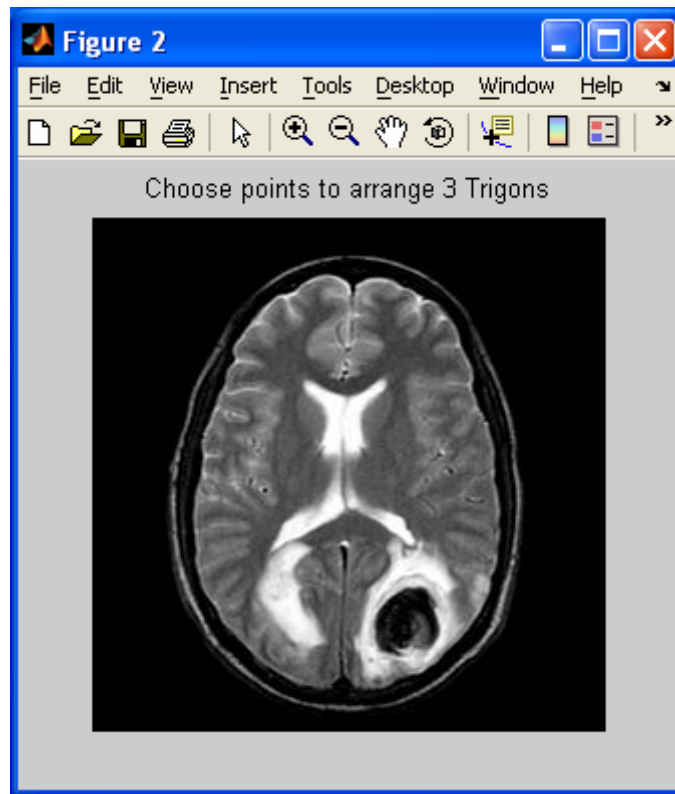
Εικόνα 5.3.4 Κεντρική φόρμα για την επιλογή των εικόνων

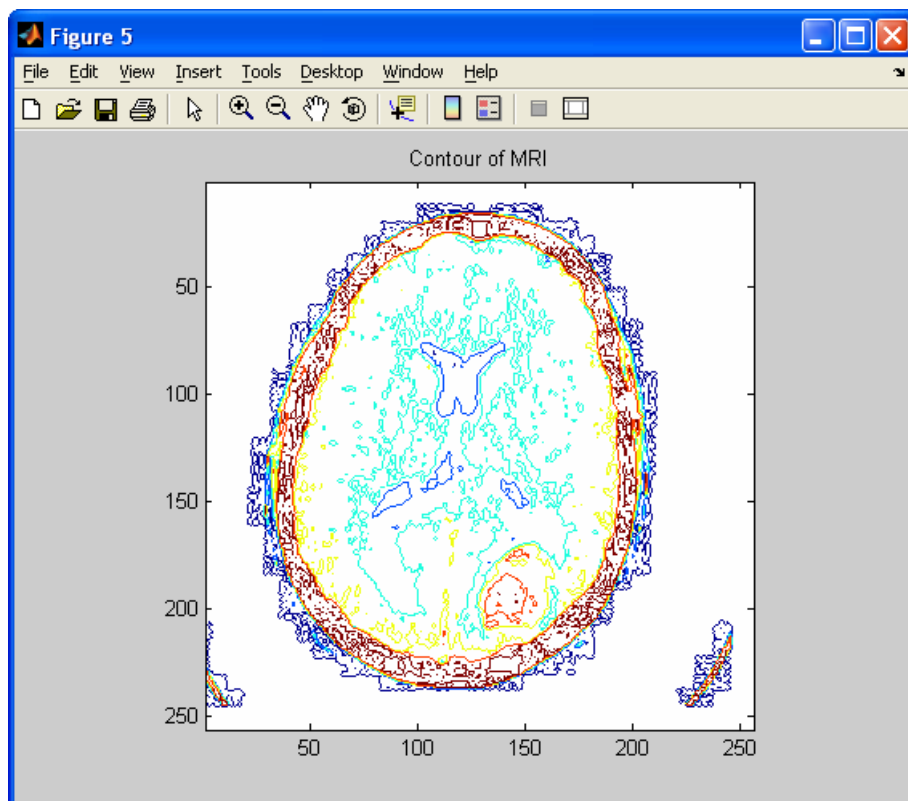
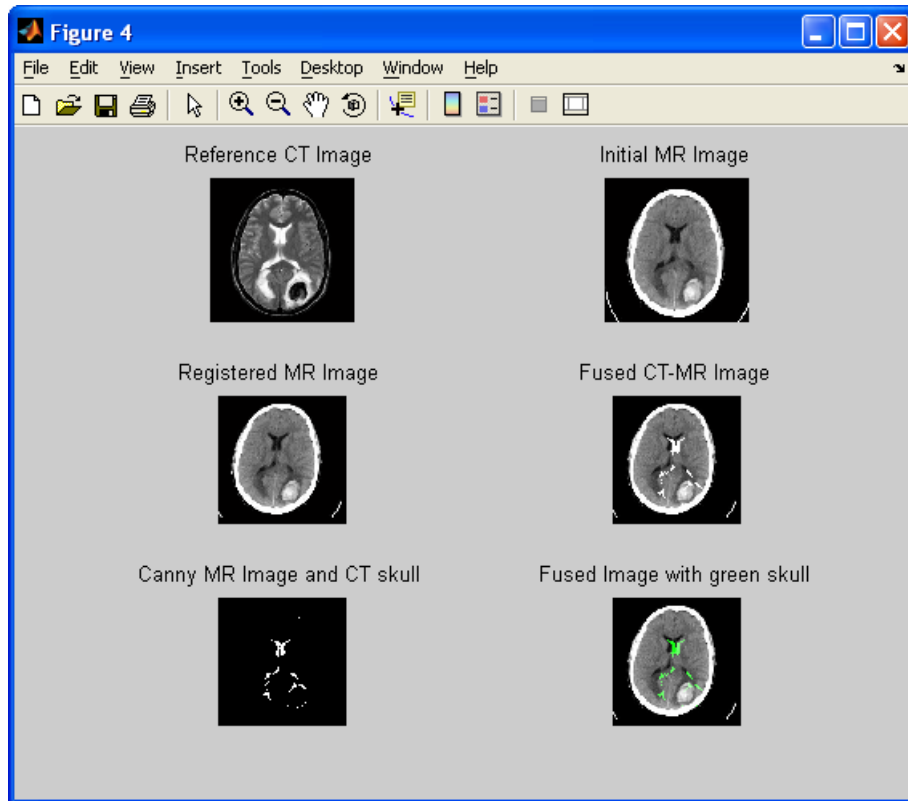


Εικόνα 5.3.5 Αποτέλεσμα για Fusion method : Select Maximum

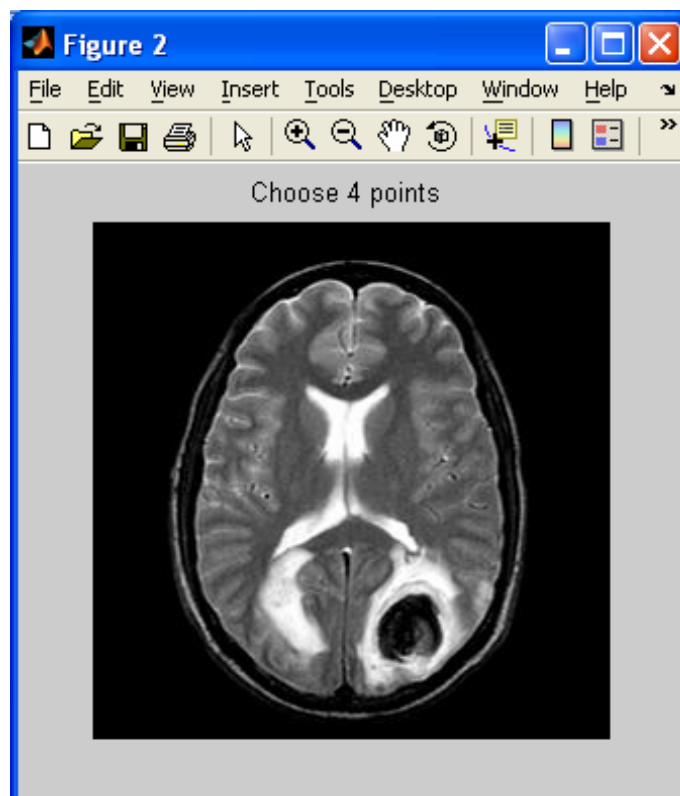
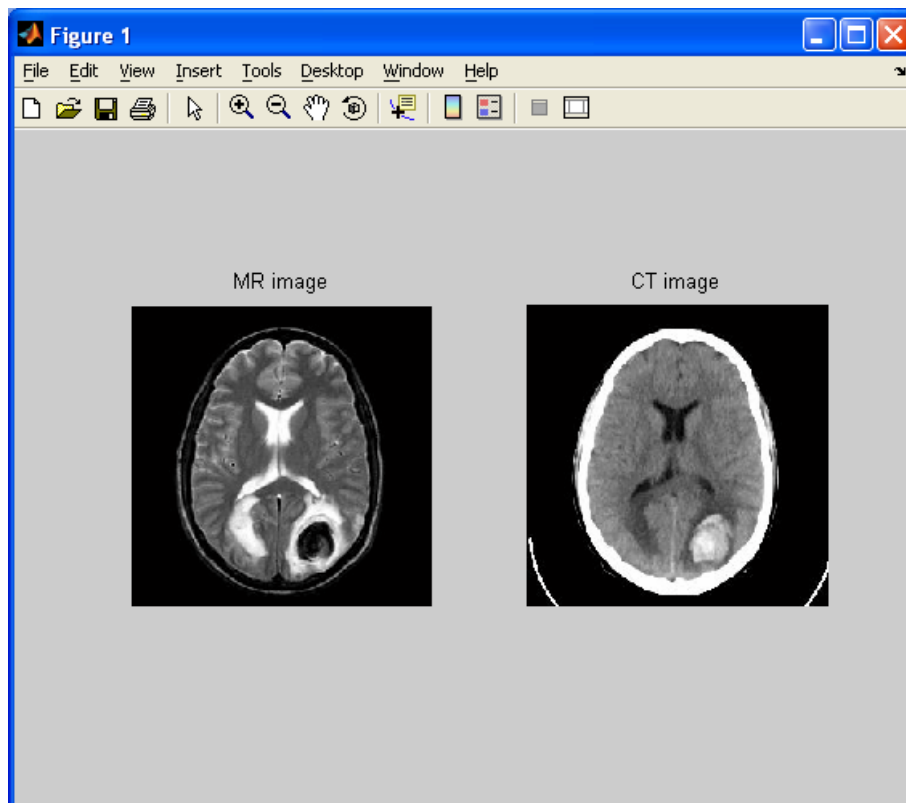
Παρακάτω παρατίθενται τα αποτελέσματα του αλγορίθμου Thesseus

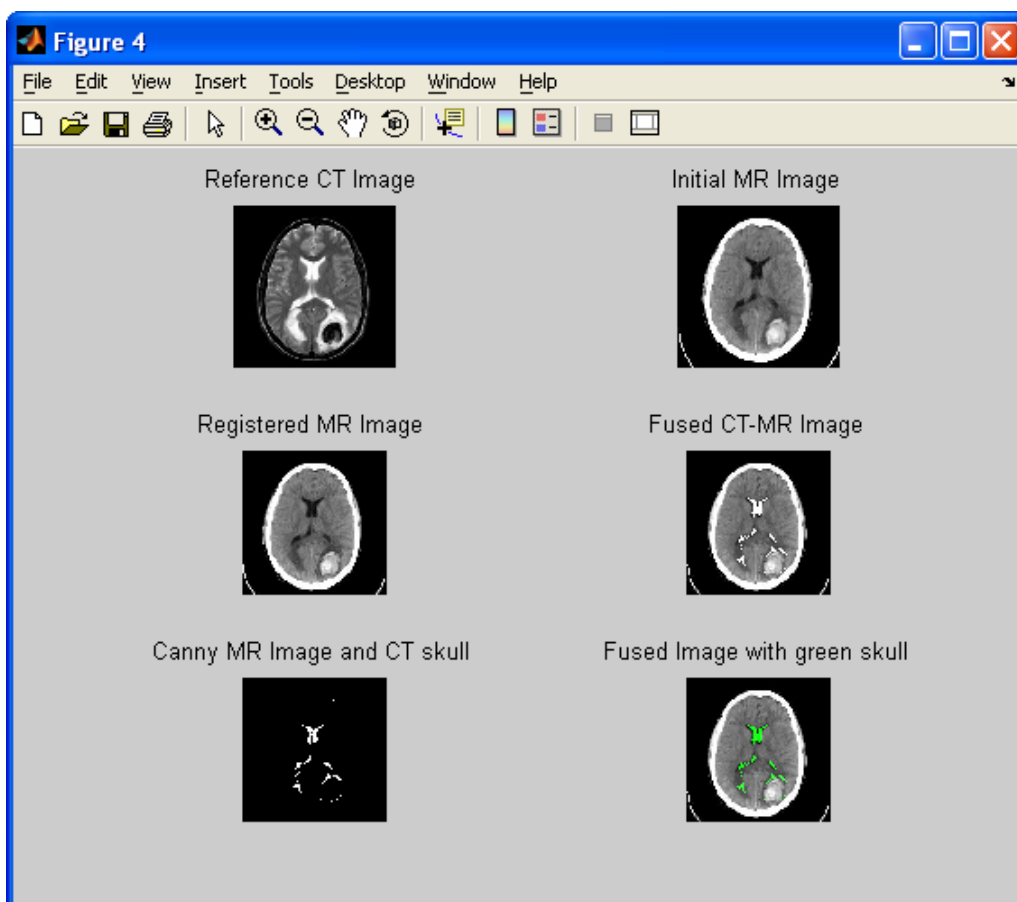
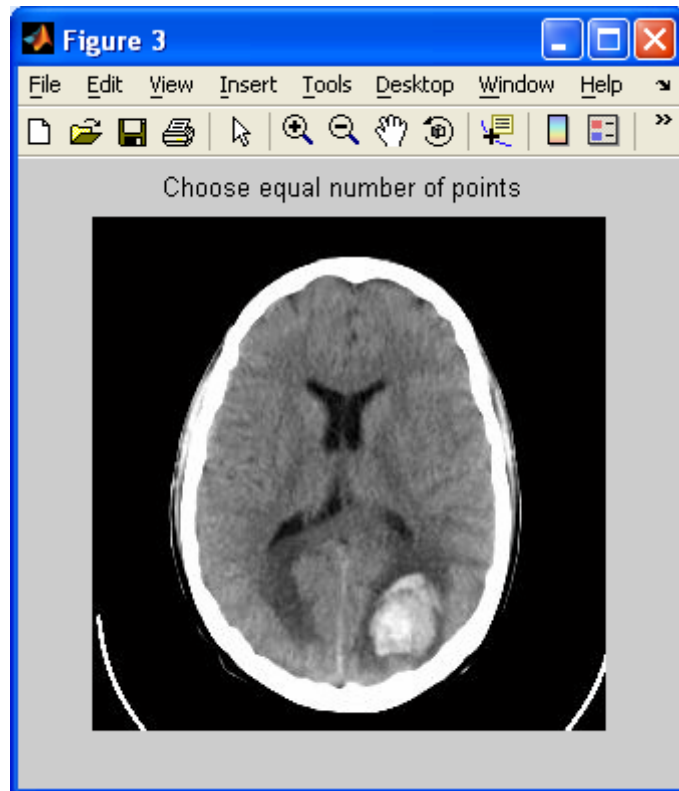


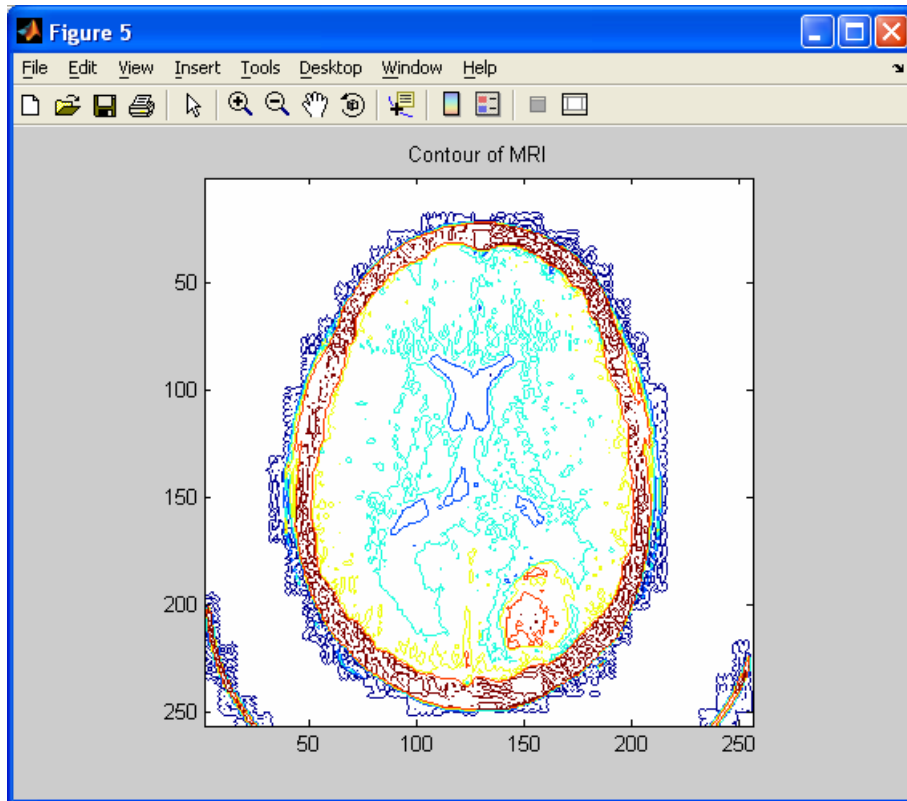




Παρακάτω παρατίθενται τα αποτελέσματα του αλγορίθμου ThesseusSVD







ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1]. Anil K. Jain, “Fundamentals of Digital Image Processing”.
- [2]. Kenneth R. Castleman, ”Digital Image Processing”.
- [3]. Milan Sonka, “Image Analysis & Computer Vision”.
- [4]. J. R. Parker, “Algorithms for Image Processing and Computer Vision”.
- [5]. Rafael C. Gonzalez, Richard E. Woods, Steven L. Eddins Digital, ”Image Processing Using MATLAB”.
- [6]. Milan Sonka, Vaclav Hlavac, Roger Boyle, “Image Processing: Analysis and Machine Vision”.
- [7]. L. D. Cohen, I. Cohen : “Finite Element Methods for Active Contour Models and Balloons for 2D and 3D Images”, IEEE Trans. Patt. Anal. Mach. Intell., 15 (1993).
- [8]. P. Fua, Y. G. Leclerc : “Model driven edge detection”, in proceedings of the “Image Understanding Workshop”, Cambridge, MA (1988).
- [9]. M. Kass, A. Witkin, D. Terzopoulos : “Snakes: Active Contour Models”, Int. J. Computer Vision, 1 (1987).
- [10]. R. Samadini : “Adaptive Snakes: Control of Damping and Material Parameters”, SPIE vol. 1570, Geometric Methods in Computer Vision (1991).
- [11]. C. Xu and J. L. Prince : “Snakes, Shapes, and Gradient Vector Flow”, IEEE Trans. Image Processing, 1 (1998).
- [12]. A. L. Yuille, D. S. Cohen, P. W. Hallinan : “Feature extraction from faces using deformable templates”, in Computer Vision and Pattern Recognition , San Diego, CA (1989).
- [13]. Στέφανος Δ. Κόλλιας : “Επεξεργασία , ανάλυση και τεχνολογία εικόνων – video” , Ε.Μ.Π , Αθήνα , Οκτώβριος 2001.

- [14]. Δημήτριος Κουτσούρης : “Επεξεργασία και τηλεμεταφορά ακτινολογικών και δερματολογικών εικόνων” , Ε.Μ.Π , Αθήνα.
- [15]. Δημήτριος Κουτσούρης : “Επεξεργασία εικόνων DICOM με τη χρήση Matlab” , Ε.Μ.Π , Αθήνα.
- [16]. Αντώνης Καρύδης :“Ψηφιακή εικόνα - Δημιουργία, Επεξεργασία και Διαχείριση” , Τμήμα Εφαρμοσμένης Πληροφορικής & Πολυμέσων , Σχολή Τεχνολογικών Εφαρμογών ΑΤΕΙ Κρήτης , Ηράκλειο .
- [17]. Κωνσταντίνα Νικήτα : “Στοιχεία επεξεργασίας ιατρικών εικόνων” , Ε.Μ.Π , Αθήνα.
- [18]. Maria Petrou, Panagiota Bosdogianni, “Image Processing: The Fundamentals”.
- [19]. Ioannis Pitas, “Digital Image Processing Algorithms and Applications”.
- [20]. Νικόλαος Μουραβλιάνσκυ, «Εξελιγμένοι αλγόριθμοι ψηφιακής επεξεργασίας εικόνων για την ευθυγράμμιση και οπτικοποίηση Ιατρικών δεδομένων», PhD Thesis, 2000.
- [21]. Νικόλαος Αποστόλου , «Μελέτη, σχεδίαση και ανάπτυξη εξελιγμένων αλγορίθμων για ψηφιακή ανάλυση και επεξεργασία ιατρικών εικόνων σε ενοποιημένη πλατφόρμα», PhD Thesis 2005.