



ΑΤΕΙ ΜΕΣΣΟΛΟΓΓΙΟΥ

ΤΜΗΜΑ ΤΗΛΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΑΚΩΝ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΚΑΙ ΔΙΚΤΥΩΝ

**ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ
ΕΙΚΟΝΑΣ ΣΕ ΠΑΡΑΛΛΗΛΕΣ ΑΡΧΙΤΕΚΤΟΝΙΚΕΣ
ΠΟΛΛΑΠΛΩΝ ΠΥΡΗΝΩΝ**

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Λάιος Αναστάσιος

Επιβλέποντες: Βώρος Νικόλαος

Μαριάτος Ευαγγελινός

Ναύπακτος 2013



ΑΤΕΙ ΜΕΣΣΟΛΟΓΓΙΟΥ

ΤΜΗΜΑ ΤΗΛΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΑΚΩΝ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΚΑΙ ΔΙΚΤΥΩΝ

**ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ
ΕΙΚΟΝΑΣ ΣΕ ΠΑΡΑΛΛΗΛΕΣ ΑΡΧΙΤΕΚΤΟΝΙΚΕΣ
ΠΟΛΛΑΠΛΩΝ ΠΥΡΗΝΩΝ**

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Λάιος Αναστάσιος

Επιβλέποντες: Βώρος Νικόλαος

Μαριάτος Ευαγγελινός

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 12η Μαρτίου 2013

.....
Ν. Βώρος
Καθηγητής ΤΕΣΥΔ

.....
Ε. Μαριάτος
Καθηγητής ΤΕΣΥΔ

.....
Β. Μαράτου
Καθηγήτρια ΤΕΣΥΔ

Ναύπακτος 2013

.....
Λάιος Αναστάσιος

Διπλωματούχος Τηλεπικοινωνιακών Συστημάτων και Δικτύων

Copyright © Λάιος Αναστάσιος, 2013

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 το συγγραφέα και δεν πρέπει να ερμηνευθεί ότι αντιπροσωπεύουν τις επίσημες θέσεις του Τμήματος Τηλεπικοινωνιακών Συστημάτων και Δικτύων.

Περίληψη

Στα πλαίσια της πτυχιακής εργασίας θα γίνει μελέτη, ανάλυση και υλοποίηση ενός αλγορίθμου επεξεργασίας εικόνας. Θα δημιουργηθεί αλγόριθμος επεξεργασίας εικόνας ο οποίος χρησιμοποιείται σε συστήματα παρακολούθησης ατόμων με προβλήματα υγείας. Ένας τέτοιος αλγόριθμος είναι η ευθυγράμμιση ιατρικών δεδομένων. Η διαδικασία της ευθυγράμμισης έχει ως στόχο τη διόρθωση των σχετικών μετατοπίσεων στο χώρο έτσι ώστε στα ευθυγραμμισμένα δεδομένα οι ίδιες ανατομικές περιοχές να συμπίπτουν χωρικά.

Ο αλγόριθμος αμοιβαίας πληροφορίας που δημιουργήθηκε για τις ανάγκες της εργασίας σαν μέθοδος ευθυγράμμισης εικόνας μπορεί να χρησιμοποιηθεί για ακτινολογικές εικόνες που λαμβάνονται μέσω Μαγνητικής (MRI) και Υπολογιστικής (CT) τομογραφίας και χρησιμοποιούνται από ιατρούς διαφόρων ειδικοτήτων για παρακολούθηση και αξιολόγηση θεραπευτικών διαδικασιών στη μετέπειτα πορεία των ασθενών. Αφού γίνει λήψη ακτινολογικών εικόνων του ίδιου αντικειμένου πριν και μετά τη θεραπεία, είναι επιθυμητό οι εικόνες αυτές να αφαιρεθούν ώστε να παρατηρηθούν οι διαφορές μεταξύ τους. Η ανάγκη για ευθυγράμμιση των εικόνων προκύπτει από τη χωρική μετατόπιση μεταξύ των εικόνων, η οποία συνήθως οφείλεται σε κινήσεις των ασθενών, σε ακούσιες κινήσεις του σώματος (π.χ. αναπνοή, καρδιακή λειτουργία), σε διατάξεις απεικονιστικών συστημάτων που δεν είναι σταθερές (π.χ. αισθητήρας CCD), καθώς και στην ανάπτυξη ανωμαλιών που προκαλούν παραμορφώσεις (π.χ. κύστες, όγκοι).

Η υλοποίηση του αλγορίθμου έγινε σε περιβάλλον MATLAB. 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. Εφαρμόζοντας το μετασχηματισμό στην εικόνα προς ευθυγράμμιση παίρνουμε την επιθυμητή ευθυγραμμισμένη εικόνα.

Λέξεις Κλειδιά

Ευθυγράμμιση ιατρικών δεδομένων, ακτινολογικές εικόνες, επεξεργασία εικόνας, ταίριασμα προτύπων, γεωμετρικός μετασχηματισμός, συντελεστής αμοιβαίας πληροφορίας, υπολογιστική τομογραφία, τεχνικές ευθυγράμμισης, γλώσσα υψηλού επιπέδου.

Abstract

In this thesis will be a study, analysis and implementation of an image processing algorithm. Created image processing algorithm which is used in monitoring people with health problems. This algorithm is the registration of medical data. The task of registration is to eliminate spatial differences between two images allowing matching anatomical regions to coincide.

The mutual information algorithm which created for the work as image registration method can be used for radiological images. Radiological images can be used from experts for monitoring and evaluating therapeutic procedures on the subsequent course of patients. Radiographs of the same object are acquired by experts over a period of time and are subtracted to produce a difference image. This image records changes in the bone structure supporting the teeth or implants. However, the differences between these images may not only be due to clinically significant changes, but are also very often the result of differences in the patient's position, acquisition from different viewpoints or employment of different sensors. These spatial misalignments comprise the need for registration before subtraction.

The implementation of the algorithm was in an environment MATLAB. The MATLAB is an integrated development environment and a high level programming language. It has great graphics capabilities, speed of implementation algorithms, many ready functions implemented mainly via the available toolbox.

Keywords

Registration medical data, radiological images, image processing, pattern matching, geometric transformation, mutual information, computed tomography, registration techniques, high-level language.

Ευχαριστίες

Η πτυχιακή αυτή εργασία εκπονήθηκε υπό την επίβλεψη του κ. Μαριάτου Ευαγγελινού και του κ. Βώρου Νικόλαου, καθηγητές στη Σχολή Τηλεπικοινωνιακών Συστημάτων και Δικτύων, στους οποίους οφείλω ιδιαίτερες ευχαριστίες για την ανάθεσή της και στο άριστο κλίμα συνεργασίας καθ' όλη τη διάρκεια εκπόνησής της. Επίσης, θα ήθελα να ευχαριστήσω τους γονείς, την οικογένεια και τους φίλους μου για τη στήριξη και τη βοήθειά τους κατά τη διάρκεια των σπουδών μου και φυσικά πάνω από όλα για την υπομονή τους.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΡΟΛΟΓΟΣ	
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1	10
1.1 Σκοπός πτυχιακής εργασίας	10
1.2 Εισαγωγή στις διαδικασίες ψηφιακής επεξεργασίας εικόνων	11
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2	15
2.1 Οι Τύποι Εικόνων και η Δομή τους στο MATLAB	15
2.1.1 Ενδεικτικές (indexed) εικόνες.....	15
2.1.2 Ασπρόμαυρες (grayscale) εικόνες.....	15
2.1.3 Δυαδικές (binary) εικόνες.....	16
2.1.4 Εικόνες RGB.....	16
2.2 Χρήσιμες Συναρτήσεις Ανάλυσης και Επεξεργασίας Εικόνας με το MATLAB®	17
2.2.1 Μετατροπή μιας έγχρωμης εικόνας σε ασπρόμαυρη.....	17
2.2.2 Περιστροφή εικόνας.....	17
2.2.3 Αποκοπή τμήματος μιας εικόνας.....	17
2.2.4 Ιστόγραμμα εικόνων.....	18
2.3 Χρήσιμα Φίλτρα Εξάλειψης Θορύβου Εικόνας στο MATLAB®	18
2.3.1 Το Φίλτρο Noise Removal (Απομάκρυνση Θορύβου).....	18
2.4 Τα Φίλτρα στο MATLAB®-Linear Filtering (Γραμμικό Φιλτράρισμα)	19
2.4.1 Convolution (Συνέλιξη).....	19
2.4.2 The filter2 Function.....	19
2.5 Edge Detection (Ανίχνευση Ακμών)	19
2.5.1 Edge Detection Στο MATLAB®.....	20
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3	21
3.1 Ψηφιακή επεξεργασία ιατρικών εικόνων στα πλαίσια της Βιοϊατρικής	21
3.1.1 Ιατρική απεικόνιση.....	21
3.2 Τεχνικές απεικόνισης στην Τομογραφία	21
3.2.1 Υπολογιστική τομογραφία (CT).....	21
3.2.2 Τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίου (P.E.T.).....	22
3.2.3 Απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού (MRI).....	23
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4	26
4.1 Επισκόπηση Μεθόδων Ευθυγράμμισης Εικόνων	26
4.1.1 Ευθυγράμμιση Ιατρικών Δεδομένων.....	26
4.2 Ταξινόμηση Μεθόδων Ευθυγράμμισης	27
4.2.1 Διάσταση μετασχηματισμού.....	27
4.2.2 Είδος γεωμετρικού μετασχηματισμού.....	28
4.2.3 Ιδιότητες των δεδομένων.....	31
4.2.4 Αυτοματοποίηση και διαδραστικότητα.....	32
4.2.5 Τεχνική αναζήτησης.....	32
4.3 Μέθοδοι Ευθυγράμμισης	33
4.3.1 Τεχνικά Ζητήματα.....	33
4.3.2 Ευθυγράμμιση βασισμένη σε εξωγενή χαρακτηριστικά.....	37
4.3.3 Ευθυγράμμιση βασισμένη σε ενδογενή χαρακτηριστικά.....	38

4.3.4	Σύντηξη ιατρικών δεδομένων.....	39
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5.....		40
5.1	Μέθοδοι Αμοιβαίας Πληροφορίας.....	40
5.2	Mutual Information.....	40
5.3	Επιλογή μέτρου ομοιότητας.....	41
5.4	Αποτελέσματα – Συμπεράσματα.....	41
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6.....		44
6.1	Μελλοντικές Εφαρμογές.....	44
6.1.1	Perfusion Studies.....	44
6.1.2	Ευθυγράμμιση σε Ψηφιακά Δεδομένα Ασθενών με Χρήση.....	44
6.1.3	Ευθυγράμμιση και Κατάτμηση Εικόνας.....	44
6.1.4	Ευθυγράμμιση με Σκοπό την Βελτίωση της Λήψης Εικόνας.....	44
6.1.5	Ευθυγράμμιση Προ κ' Δια-Εγχειρητικών Εικόνων σε Επεμβ.....	45
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....		
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α (ΚΩΔΙΚΑΣ).....		
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β.....		

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

1.1 Σκοπός Πτυχιακής Εργασίας

Η πτυχιακή αυτή εργασία παρουσιάζει μια μέθοδο αυτόματης ευθυγράμμισης ιατρικών εικόνων. Συγκεκριμένα ακτινολογικών εικόνων που λαμβάνονται μέσω υπολογιστικής αξονικής τομογραφίας και χρησιμοποιούνται από ιατρούς διαφόρων ειδικοτήτων για την αξιολόγηση και παρακολούθηση θεραπευτικών διαδικασιών.

Κατά τη διαδικασία αυτή λαμβάνονται ακτινολογικές εικόνες του ίδιου αντικειμένου πριν και μετά τη θεραπεία. Στη συνέχεια οι 2 εικόνες ευθυγραμμίζονται ώστε να προκύψει μια τρίτη εικόνα στην οποία θα απεικονίζονται οι μεταβολές που πιθανόν να έχουν δημιουργηθεί. Μεταβολές μπορεί να έχουμε σε κρανία, πνεύμονες, οστά, δόντια κλπ.

Η επιτυχία της μεθόδου αυτής εξαρτάται σημαντικά από τον τρόπο λήψης των ακτινολογικών εικόνων και τη γεωμετρία της διάταξης. Επιπρόσθετα σημαντικό παράγοντα παίζει και το μέγεθος των εικόνων, για μεγάλες εικόνες παίρνει αρκετό χρόνο αφού αποτελεί μια βαριά διαδικασία.

Η μέθοδος ευθυγράμμισης που παρουσιάζεται στη διπλωματική αυτή εργασία είναι αυτόματη και δεν απαιτεί ορισμό σημείων από το χρήστη, ανίχνευση συγκεκριμένων ανατομικών δομών ή κατάτμηση των εικόνων.

1.2 Εισαγωγή στην Ψηφιακή Επεξεργασία

Εισαγωγή

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

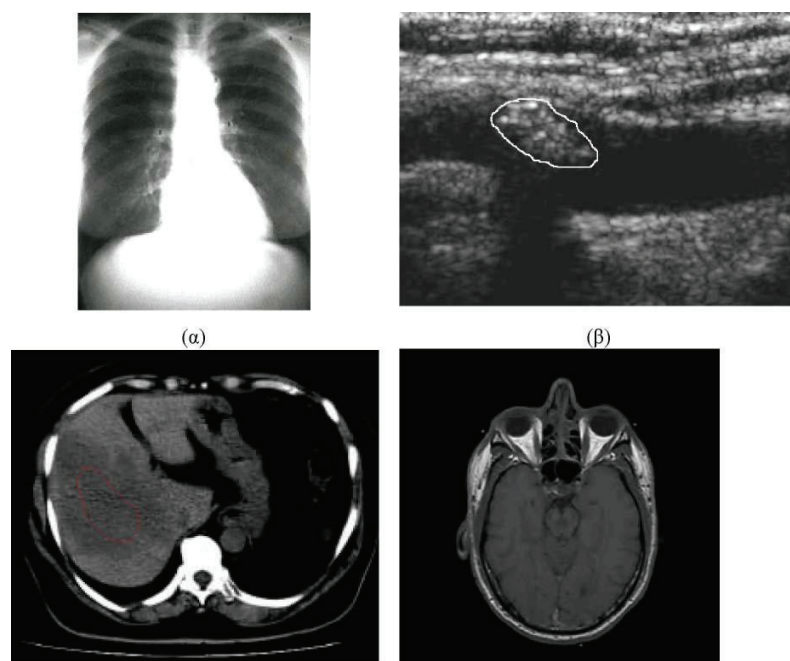
Εισαγωγή στις διαδικασίες ψηφιακής επεξεργασίας εικόνων.

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

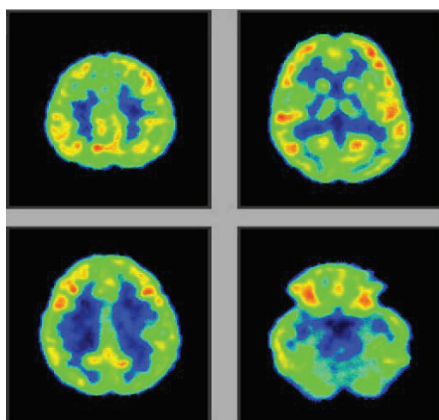
υψηλής ποιότητας στην οθόνη του υπολογιστή. Τα σύγχρονα συστήματα ιατρικής απεικόνισης παρέχουν πληροφορία για εσωτερικές δομές του ανθρώπινου σώματος με βάση σύνολα δεδομένων 2, 3, 4 ή ακόμη και 5 διαστάσεων. Μερικά χαρακτηριστικά παραδείγματα αναφέρονται στη συνέχεια. Δεδομένα δύο διαστάσεων (2D) μπορεί 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.



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



Εικόνα: Τομές από εξέταση τομογραφίας εκπομπής ποζιτρονίων (εγκέφαλος)

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 σημαντικότερο βαθμό από τη χρήση σύγχρονων τεχνικών ψηφιακής επεξεργασίας και παρουσίασης πολυδιάστατων απεικονιστικών δεδομένων.

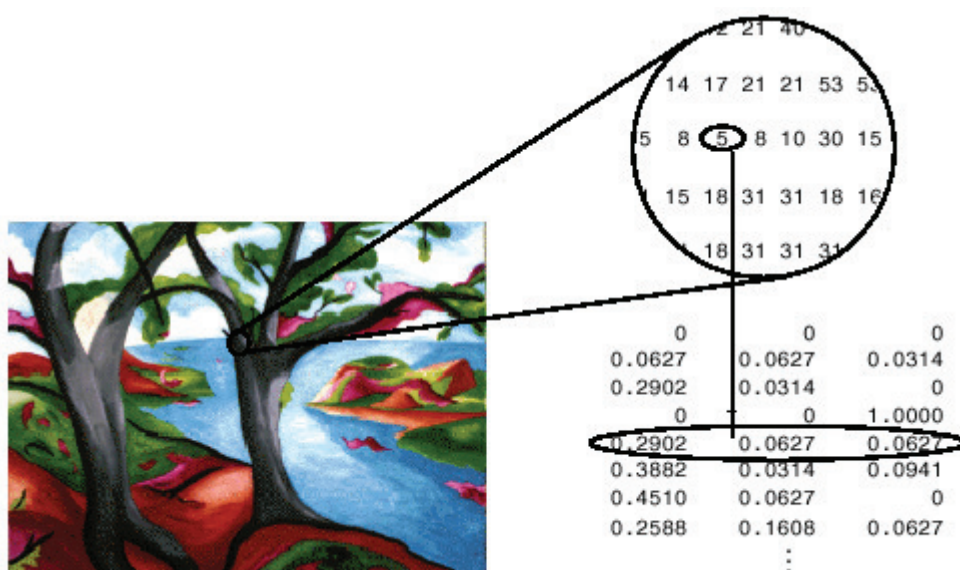
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

2.1 Οι Τύποι Εικόνων και η Δομή τους στο MATLAB [2],[9]

Το MATLAB® υποστηρίζει 4 βασικούς τύπους εικόνων: **Ενδεικτικές (indexed) εικόνες**, **Ασπρόμαυρες εικόνες**, **Διαδικές εικόνες**, **Εικόνες RGB**.

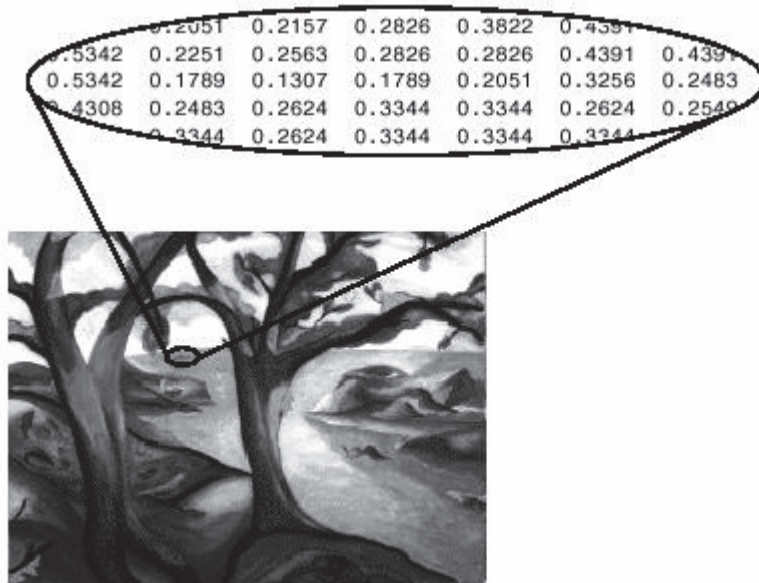
2.1.1 Ενδεικτικές (indexed) εικόνες

Μια indexed εικόνα αποτελείται από ένα πίνακα δεδομένων X , και ένα πίνακα χρωμάτων-παλέτα (color map), map . Ο map είναι ένας $m \times 3$ πίνακας κλάσης `double` ο οποίος περιέχει κινητής υποδιαστολής (floating-point) τιμές εύρους $[0,1]$ και υπάρχει αποθηκευμένος μέσα στο MATLAB®. Κάθε μια από τις γραμμές του map καθορίζει τα κόκκινα, πράσινα και μπλε συστατικά κάθε χρώματος αντίστοιχα. Μια ενδεικτική εικόνα χρησιμοποιεί “direct mapping” των τιμών του pixel σε color map τιμές. Το χρώμα κάθε pixel της εικόνας καθορίζεται χρησιμοποιώντας την ανταποκρινόμενη τιμή του X σαν ένδειξη στον map . Η τιμή 1 δείχνει την πρώτη γραμμή του map , η 2 την δεύτερη κ.ο.κ.



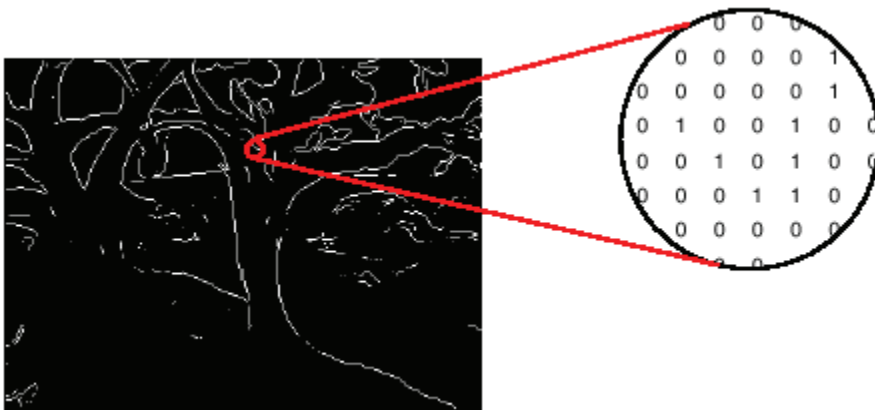
2.1.2 Ασπρόμαυρες (grayscale) εικόνες

Μια ασπρόμαυρη εικόνα (εικόνα έντασης) είναι ένας πίνακας δεδομένων I του οποίου οι τιμές αναπαριστούν την ένταση του φωτός. Το MATLAB® αποθηκεύει μια εικόνα έντασης σε ένα απλό πίνακα, του οποίου κάθε στοιχείο αναφέρεται σε ένα και μοναδικό pixel. Ο πίνακας μπορεί να είναι κλάσης `double`, `uint8` ή `uint16`. Τα στοιχεία του πίνακα αναπαριστούν διάφορες εντάσεις του φωτός (επίπεδα του γκρι) όπου η ένταση 0 αναπαριστά το μαύρο και η ένταση 1, 255 ή 65535 αναπαριστά το λευκό.



2.1.3 Διαδικές (binary) εικόνες

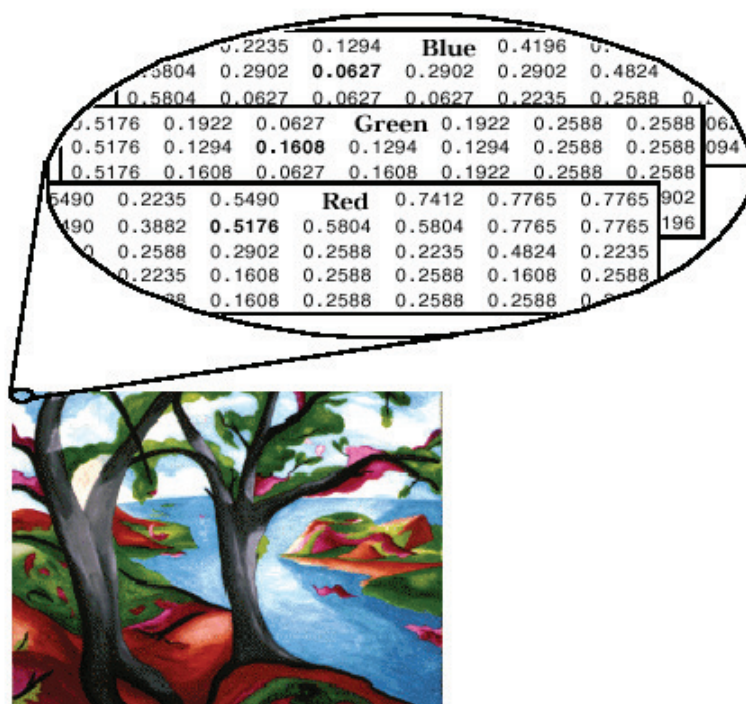
Σε μια δυαδική εικόνα κάθε pixel προέρχεται από μία από τις δυο διακριτές τιμές (0 ή 1). Βασικά αυτές οι δυο τιμές αναφέρονται σε on ή off. Μια δυαδική εικόνα αποθηκεύεται σαν ένα διδιάστατο πίνακα μηδενικών (off pixels) και μονάδων (on pixels). Μια δυαδική εικόνα μπορεί να θεωρηθεί σαν ένα ειδικό είδος ασπρόμαυρης εικόνας η οποία όμως περιέχει μόνο μαύρο και άσπρο.



2.1.4 Εικόνες RGB

Μια **RGB εικόνα**, ορισμένες φορές αναφέρεται και σαν “truecolor” (πραγματικού χρώματος) εικόνα, αποθηκεύεται στο MATLAB® σαν ένα πίνακα δεδομένων $m \times n \times 3$ ο οποίος καθορίζει τα κόκκινα, πράσινα και μπλε χρωματιστά στοιχεία κάθε ανεξάρτητου pixel. Οι RGB εικόνες δεν χρησιμοποιούν χάρτη χρωμάτων (color map). Το χρώμα του κάθε pixel καθορίζεται από τον συνδυασμό των κόκκινων, πράσινων και μπλε εντάσεων. Ένας RGB MATLAB® πίνακας μπορεί να είναι κλάσης double, uint8 ή uint16. Σε ένα πίνακα κλάσης double κάθε χρώμα είναι μια τιμή στον πίνακα

μεταξύ 0 και 1. Ένα pixel του οποίου το χρώμα έχει τιμή (0,0,0) παρουσιάζει το μαύρο ενώ ένα pixel το οποίο έχει τιμή μέσα στον πίνακα (1,1,1) παρουσιάζει το λευκό. Τα στοιχεία των τριών χρωμάτων για κάθε pixel αποθηκεύονται στις τρεις διαστάσεις του πίνακα.



2.2 Χρήσιμες Συναρτήσεις Ανάλυσης και Επεξεργασίας Εικόνας με το MATLAB®

2.2.1 Μετατροπή μιας έγχρωμης εικόνας σε ασπρόμαυρη

Η μετατροπή μιας εικόνας σε ασπρόμαυρη γίνεται με την εντολή **rgb2gray**.

2.2.2 Περιστροφή εικόνας

Η εντολή **imrotate** περιστρέφει μια εικόνα χρησιμοποιώντας μια ειδική παρεμβολική μέθοδο και τη γωνία περιστροφής με την οποία επιθυμούμε να περιστρέψουμε την εικόνα.

Υπάρχουν τρεις μέθοδοι περιστροφής: η Nearest, Bilinear και η Bicubic. Η γωνία περιστροφής καθορίζεται σε μοίρες. Εάν καθορίσουμε μια θετική τιμή η εντολή θα περιστρέψει την εικόνα αριστερόστροφα.

2.2.3 Αποκοπή τμήματος μιας εικόνας

Η εντολή **imcrop** αποσπά ένα ορθογώνιο τμήμα από οποιαδήποτε εικόνα εμείς επιθυμούμε. Καθορίζουμε το τμήμα της εικόνας το οποίο επιθυμούμε να 'κόψουμε' με τη βοήθεια του mouse. Όταν καλούμε την εντολή **imcrop** ο cursor μετατρέπεται σε ένα σταυρό με τη βοήθεια του οποίου επιλέγουμε την περιοχή την οποία θέλουμε να 'αποκόψουμε'. Η περιοχή αυτή είναι μια νέα εικόνα.

2.2.4 Ιστόγραμμα εικόνων

Το ιστόγραμμα μιας εικόνας είναι ένας πίνακας ο οποίος παρουσιάζει τις μεταβολές της έντασης σε μια ασπρόμαυρη ή ενδεικτική εικόνα. Η ιστογραμμική εντολή **imhist** δημιουργεί ένα σχεδιάγραμμα το οποίο περιέχει η κάθετες γραμμές. Η κάθε γραμμή αναπαριστά ένα εύρος τιμών.

2.3 Χρήσιμα Φίλτρα Εξάλειψης Θορύβου Εικόνας στο MATLAB®

2.3.1 Το Φίλτρο Noise Removal (Απομάκρυνση Θορύβου)

Οι ψηφιακές εικόνες επηρεάζονται από μια μεγάλη ποικιλία τύπων θορύβου, και ιδιαίτερα αυτές που προέρχονται από ιατρικές συσκευές. Υπάρχουν διάφοροι τρόποι με τους οποίους ο θόρυβος μπορεί να παρουσιαστεί σε μια εικόνα, ανάλογα με το πώς είναι η εικόνα φτιαγμένη. Υπάρχουν διάφοροι τρόποι για να αφαιρέσεις ή να μειώσεις τον θόρυβο σε μία εικόνα. Διαφορετικές μέθοδοι για διαφορετικούς τύπους θορύβου. Οι μέθοδοι αυτοί είναι οι παρακάτω:

Linear filtering (Γραμμικά Φίλτρα), Median Filtering, Adaptive Filtering

Linear Filtering (Γραμμικά Φίλτρα)

Τα γραμμικά φίλτρα χρησιμοποιούνται για να αφαιρεθούν διάφοροι τύποι θορύβου. Συγκεκριμένα φίλτρα όπως τα φίλτρα Gaussian ή “averaging”, χρησιμοποιούνται γι’αυτό το σκοπό. Για παράδειγμα, ένα “averaging filter” είναι χρήσιμο για να αφαιρεί κόκκους θορύβου από μια εικόνα. Κάθε pixel τοποθετείται στο μέσο των γειτονικών pixels, και οι τοπικές αποκλίσεις λόγω των κόκκων μειώνονται.

Median Filtering

Στο Φιλτράρισμα με Median Filter (είναι παρόμοιο με ένα averaging filter) κάθε pixel παίρνει την μέση τιμή των γειτονικών pixel. Ωστόσο με median filtering η τιμή ενός εξερχόμενου pixel καθορίζεται από το median των γειτονικών pixel. Η εντολή **medfilt2** θέτει σε εφαρμογή το median filtering. Η εντολή **medfilt2** αφαιρεί το θόρυβο ‘salt & pepper’ πολύκαλά, χωρίς να θολώσει την εικόνα.

Adaptive Filtering

Η εντολή **wiener2** τροποποιεί τοπικές αντιθέσεις της εικόνας. Όταν οι αντιθέσεις είναι μεγάλες, η **wiener2** εκτελεί λίγη εξομάλυνση ενώ όταν είναι μικρές περισσότερη. Αυτή η προσέγγιση συχνά δίνει καλύτερα αποτελέσματα από τα γραμμικά φίλτρα. Τα προσαρμοστικά φίλτρα είναι πιο επιλεκτικά από ένα γραμμικό φίλτρο προστατεύοντας ακμές και άλλα υψηλής συχνότητας κομμάτια της εικόνας. Η εντολή **wiener2** χρησιμοποιεί προκαταρκτικούς υπολογισμούς και εφαρμόζει το φίλτρο στην εισερχόμενη εικόνα. Όμως χρειάζεται περισσότερο χρόνο για υπολογισμούς από το γραμμικό φιλτράρισμα. Η **wiener2** δουλεύει καλύτερα όταν ο θόρυβος είναι συνεχής και αυξανόμενος (“white”) όπως ο θόρυβος τύπου Gaussian.

2.4 Τα Φίλτρα στο MATLAB®-Linear Filtering (Γραμμικό Φιλτράρισμα)

Φιλτράρισμα είναι μια τεχνική με την οποία τροποποιούμε ή προβάλλουμε μία εικόνα. Για παράδειγμα, μπορείς να φιλτράρεις μια εικόνα για να τονίσεις ορισμένα χαρακτηριστικά ή για να αφαιρέσεις άλλα. Το φιλτράρισμα είναι μια λειτουργία γειτονικών pixel, στην οποία η τιμή κάθε pixel της εικόνα που έχει περάσει από το φίλτρο καθορίζεται τοποθετώντας κάποιον αλγόριθμο στις τιμές των γειτονικών pixel της εικόνας πριν αυτή περάσει από το φίλτρο. Με τον όρο γραμμικό φιλτράρισμα εννοούμε το φιλτράρισμα στο οποίο η τιμή κάθε εξερχόμενου pixel είναι ένας γραμμικός συνδυασμός των τιμών των εισερχομένων γειτονικών pixel. Για παράδειγμα, ένας αλγόριθμος που υπολογίζει ένα σταθμισμένο μέσο όρο από τα γειτονικά pixel είναι ένας τύπος από τη λειτουργία των γραμμικών φίλτρων.

2.4.1 Convolution (Συνέλιξη)

Στο MATLAB®, το γραμμικό φιλτράρισμα εικόνων υλοποιείται με δύοδιαστατη **Συνέλιξη**. Στη συνέλιξη, η τιμή ενός εξερχόμενου pixel υπολογίζεται από τον πολλαπλασιασμό στοιχείων από δύο πίνακες. Ο ένας από αυτούς τους πίνακες αναπαριστά την εικόνα, καθώς ο άλλος πίνακας είναι το φίλτρο. Η αναπαράσταση αυτού του φίλτρου είναι γνωστή ως “επεξεργαστής συνέλιξης”. Στο MATLAB® η **conv2** κάνει φιλτράρισμα εικόνας τοποθετώντας τον επεξεργαστή συνέλιξης στον πίνακα της εικόνας.

2.4.2 The filter2 Function

Επιπρόσθετα το MATLAB® μας παρέχει την εντολή **filter2** για δυσδιάστατα γραμμικά φίλτρα. Η **filter2** δίνει τα ίδια αποτελέσματα με την **conv2** και διαφέρει στο γεγονός ότι παίρνει το υπολογιστικό μόριο ως εισερχόμενη παράσταση παρά ως επεξεργαστή συνέλιξης. (η **filter2** λειτουργεί εκτελώντας τον επεξεργαστή συνέλιξης από το υπολογιστικό μόριο και μετά καλεί την **conv2**). Η λειτουργία της εντολής **filter2** ονομάζεται «**correlation**».

2.5 Edge Detection (Ανίχνευση Ακμών)

Οι ακμές γενικά είναι σημεία εικόνας με μεγάλη ποικιλία στις φωτεινές τιμές, ή σύνορα των αντικειμένων στο σκηνικό. Στον υπολογιστή η ανίχνευση ακμών παραδοσιακά εφαρμόζεται με το ταίριασμα του σήματος με κάποιου τύπου γραμμικού φίλτρου, συνήθως ένα φίλτρο που να χρησιμοποιεί την πρώτη ή τη δεύτερη παράγωγο. Ένα περιττό συμμετρικό φίλτρο που θα προσεγγίζει τη πρώτη παράγωγο και θα συμπίπτει στην έξοδο της συνέλιξης θα ανταποκρίνεται στις ακμές (φωτεινές ασυνέχειες) της εικόνας. Ένα ακόμα συμμετρικό φίλτρο που θα προσεγγίζει τη δεύτερη παράγωγο και θα τέμνει το 0 (Zero – crossing) στην έξοδο της συνέλιξης θα ανταποκρίνεται στις ακμές.

2.5.1 Edge Detection Στο MATLAB®

Η εντολή **edge** στο MATLAB® ανιχνεύει τις ακμές σε μια εικόνα. Η εντολή παίρνει μια εικόνα **I** και επιστρέφει μια δυαδική εικόνα ίδιου μεγέθους με της **I** έχοντας τα '1' εκεί όπου η λειτουργία βρήκε τις ακμές και τα μηδενικά σε όλη την υπόλοιπη εικόνα.. Η εντολή υποστηρίζει έξι διαφορετικές μεθόδους ανίχνευσης: **SOBEL**, **PREWITT**, **ROBERTS**, **LAPLACIAN OF GAUSSIAN**, **ZEROCROSSINGS**, **CANNY**.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

3.1 Ψηφιακή επεξεργασία ιατρικών εικόνων στα πλαίσια της Βιοϊατρικής [1]

3.1.1 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 εξασθένισης 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 δισδιάστατη τομή και για δεδομένη ενέργεια ακτίνων X. Η σύσταση των δομών του σώματος διαφέρει ελαφρώς και, συνεπώς, οι διακυμάνσεις του συντελεστή εξασθένισης 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 εξασθένισης των ακτίνων X, και κατ' επέκταση της πυκνότητας του σώματος σ' ένα δισδιάστατο 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 εξασθένισης. 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 1sec 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 90° μετατοπίζει το \mathbf{M} κατά 90° , 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 απόσβεση 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:

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

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 που καθορίζεται και από τα δύο είδη παραγόντων. 2*

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 μετριέται 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.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

4.1 Επισκόπηση Μεθόδων Ευθυγράμμισης Εικόνων [7]

4.1.1 Ευθυγράμμιση Ιατρικών Δεδομένων

Η ευθυγράμμιση ιατρικών δεδομένων έχει ως στόχο τη διόρθωση των σχετικών μετατοπίσεων στο χώρο έτσι ώστε στα ευθυγραμμισμένα δεδομένα οι ίδιες ανατομικές περιοχές να συμπίπτουν χωρικά. Η πιο συνήθης περίπτωση στην οποία εφαρμόζεται ευθυγράμμιση δεδομένων είναι για να συνδυαστεί η πληροφορία που προέρχεται από διαφορετικές απεικονιστικές τεχνικές. Η σύνθεση (σύντηξη) των ευθυγραμμισμένων εικόνων μεγιστοποιεί τη διαγνωστικά διαθέσιμη πληροφορία, π.χ. οι ιατρικές απεικονιστικές διατάξεις SPECT και τομογραφίας εκπομπής ποζιτρονίων (PET) παρέχουν λειτουργική πληροφορία ακόμα και σε πολύ αρχικά στάδια εξέλιξης των καρκινικών όγκων, αλλά δεν αποδίδουν αξιόπιστα τα ανατομικά χαρακτηριστικά του υπό εξέταση οργάνου. Αντιθέτως οι άλλες απεικονιστικές τεχνικές τομογραφίας, όπως είναι η αξονική (CT) και η μαγνητική (MR) τομογραφία, οι υπέρηχοι και οι ακτίνες-X παρέχουν ανατομική πληροφορία αλλά συνήθως επιτρέπουν τον προσδιορισμό του καρκινικού όγκου όταν αυτός είναι σε πιο όψιμο στάδιο σε σύγκριση με το PET. Η συνδυασμένη χρήση τεχνικών τομογραφίας είναι συνεπώς πολύ πιο αποτελεσματική αφού επιτρέπει την πρόωμη διάγνωση και τον ακριβή εντοπισμό του καρκινικού όγκου και επομένως τον αποτελεσματικότερο σχεδιασμό της ακτινοθεραπείας του.

Επίσης πολλές φορές είναι αναγκαία η ευθυγράμμιση ιατρικών δεδομένων για την ανάδειξη μεταβολών μεταξύ δεδομένων που έχουν ανακτηθεί σε διαφορετικές χρονικές στιγμές προκειμένου να αξιολογηθεί η πορεία κάποιας νόσου ή να αποτιμηθεί η αποτελεσματικότητα της θεραπείας. Στην περίπτωση αυτή η σύντηξη των δεδομένων υλοποιείται με στόχο την ανάδειξη των μεταβολών, όπως γίνεται κατά τη μέτρηση της οστικής υποστήριξης προς τα εμφυτεύματα με χρήση οδοντιατρικών ακτινογραφιών. Τέλος, η ευθυγράμμιση δεδομένων εφαρμόζεται σε περιπτώσεις όπου χρησιμοποιούνται δεδομένα από ανατομικούς άτλαντες σε συνδυασμό με πραγματικά κλινικά δεδομένα, καθώς και σε μελέτες επί πληθυσμού ασθενών.

Για την ευθυγράμμιση δύο εικόνων, η μία επιλέγεται ως η εικόνα προς ευθυγράμμιση, και η άλλη ως η εικόνα αναφοράς, όπου η διάσταση των εικόνων (για ακτινογραφίες, για δεδομένα τομογραφίας, κλπ).

Η ανάγκη για ευθυγράμμιση των εικόνων προκύπτει όταν δεν τηρείται το κλινικό πρωτόκολλο κατά την ανάκτηση των εικόνων από τις διαφορετικές απεικονιστικές τεχνικές και συγκεκριμένα όταν δεν λαμβάνονται υπόψη τα χαρακτηριστικά των απεικονιστικών συστημάτων και η σχετική γεωμετρία συστήματος - ασθενούς. Επίσης, συχνή είναι η χωρική μετατόπιση μεταξύ των εικόνων, η οποία συνήθως οφείλεται σε κινήσεις των ασθενών, σε ακούσιες κινήσεις του σώματος (π.χ. αναπνοή, καρδιακή λειτουργία), σε διατάξεις απεικονιστικών συστημάτων που δεν είναι σταθερές (π.χ. αισθητήρας CCD), καθώς και στην ανάπτυξη ανωμαλιών που προκαλούν παραμορφώσεις (π.χ. κύστες, όγκοι). Η επιλογή της μεθόδου ευθυγράμμισης σχετίζεται άμεσα με τη μορφολογία της απεικονιζόμενης περιοχής, με

το είδος των απεικονιστικών τεχνικών που εφαρμόζονται, καθώς επίσης και με την ύπαρξη παραμορφώσεων ή αλλοιώσεων στα τομογραφικά δεδομένα.

4.2 Ταξινόμηση Μεθόδων Ευθυγράμμισης

Η διαδικασία της ευθυγράμμισης διαφοροποιείται ανάλογα με το πρόβλημα που πρέπει να αντιμετωπιστεί καθώς και την εφαρμοζόμενη μέθοδο. Στις εργασίες γίνεται ανασκόπηση και ταξινόμηση των μεθόδων ευθυγράμμισης. Η διαδικασία της ευθυγράμμισης μπορεί να ταξινομηθεί με βάση τα κριτήρια που διατυπώθηκαν από τους Van den Elsen et al [4]. Η επιλογή των κριτηρίων εξαρτάται από το πρόβλημα της ευθυγράμμισης. Το πρόβλημα της ευθυγράμμισης καθορίζεται από την τεχνική απεικόνισης των δεδομένων, το συσχετισμό των δεδομένων και την προέλευσή τους.

Η τεχνική που χρησιμοποιείται κατά την απεικόνιση μπορεί να είναι κοινή και στα δύο σύνολα δεδομένων (π.χ. CT-CT, MR-MR), ή μπορεί να διαφέρει (π.χ. CT-ακτινογραφίες, MR-PET). Στην δεύτερη περίπτωση οι τιμές χρωματικών πυκνοτήτων σε κάθε εικόνα αντιπροσωπεύουν διαφορετικά χαρακτηριστικά του ιστού, οπότε μπορεί να είναι δύσκολη η αντιστοίχιση των τιμών χρωματικών πυκνοτήτων από τη μία εικόνα στην άλλη. Επίσης μπορεί να ευθυγραμμίζονται απεικονιστικά δεδομένα με δεδομένα κάποιου μοντέλου απεικόνισης της ανατομίας ή φυσιολογίας, με σκοπό τον εντοπισμό ανωμαλιών σε σχέση με τις φυσιολογικές δομές ή την κατάτμηση των δεδομένων[6]. Ακόμα, ευθυγράμμιση μπορεί να εφαρμόζεται κατά την ακτινοθεραπεία, όπου οι ακτινογραφίες επιβεβαίωσης πεδίων ακτινοβολήσης (portal images) ευθυγραμμίζονται με τα CT δεδομένα. Η ευθυγράμμιση με ένα σύνολο δεδομένων το οποίο «σηματίστηκε» από μια βάση συλλογής απεικονιστικών δεδομένων από διαφορετικές πηγές ονομάζεται ευθυγράμμιση με άτλαντα. Στο πρόβλημα της ευθυγράμμισης εξαρτάται επίσης από την προέλευση των δεδομένων, η οποία αφορά στην απεικονιζόμενη περιοχή του σώματος, π.χ. εγκέφαλος, θώρακας, κοιλία.

Τα κριτήρια στα οποία βασίζεται η ταξινόμηση των μεθόδων ευθυγράμμισης είναι τα εξής:

- Διάσταση μετασχηματισμού
- Είδος γεωμετρικού μετασχηματισμού (transformation)
- Ιδιότητες των δεδομένων
- Αυτοματοποίηση και διαδραστικότητα
- Τεχνική αναζήτησης

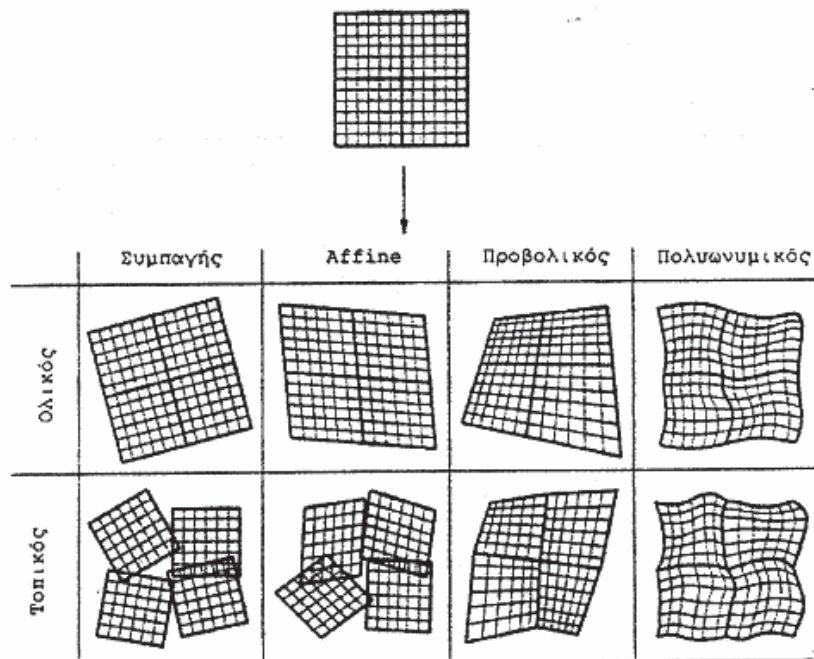
4.2.1 Διάσταση μετασχηματισμού

Ο μετασχηματισμός μπορεί να είναι μονοδιάστατος, δισδιάστατος για ευθυγράμμιση εικόνων προβολών ή τομών του ίδιου επιπέδου, τρισδιάστατος για ευθυγράμμιση τρισδιάστατων συνόλων δεδομένων ή χρονικών ακολουθιών δισδιάστατων εικόνων και τετραδιάστατος για την ευθυγράμμιση χρονικών ακολουθιών τρισδιάστατων συνόλων δεδομένων.

4.2.2 Είδος γεωμετρικού μετασχηματισμού

Ο καθορισμός του μετασχηματισμού αποτελεί το πιο βασικό βήμα κατά τη διαδικασία της ευθυγράμμισης. Αν ο μετασχηματισμός εφαρμόζεται στο σύνολο της εικόνας καλείται ολικός, ενώ αν μετασχηματίζει μόνο κάποια περιοχή της εικόνας καλείται τοπικός. Οι τοπικοί μετασχηματισμοί σπανίως εφαρμόζονται απευθείας σε μια εικόνα διότι στα όρια των περιοχών εφαρμογής τους δημιουργούνται ασυνέχειες. Η δημιουργία τοπικών ασυνεχειών εξαρτάται από το βαθμό ελαστικότητας του μετασχηματισμού, καθώς επίσης και από την τήρηση συγκεκριμένων περιορισμών κατά την εφαρμογή του τοπικού μετασχηματισμού.

Ανάλογα με το βαθμό ελαστικότητάς του ένας μετασχηματισμός ευθυγράμμισης μπορεί να είναι συμπαγής (rigid), τύπου affine, προβολικός (projective), ή καμπυλόγραμμος (curved). Σημαντικό στοιχείο στην κατηγοριοποίηση των μετασχηματισμών ευθυγράμμιση αποτελεί η διάσταση που αυτοί εφαρμόζονται. Για παράδειγμα, μια μονοδιάστατη (1D) μέθοδος μπορεί να πραγματοποιεί ευθυγράμμιση μιας χρονικής σειράς από αναλλοίωτες στο πεδίο του χώρου εικόνες. Οι 2D μέθοδοι, ευθυγραμμίζουν εικόνες προβολών ή τομών από τομογραφικές μεθόδους με την προϋπόθεση ότι έχουν ανακτηθεί από το ίδιο επίπεδο αναφορικά με τον ασθενή. Οι 3D μέθοδοι αντιμετωπίζουν τις τομογραφικές εικόνες όχι σαν σύνολο μεμονωμένων τομών αλλά σαν ένα ενιαίο 3D σύνολο δεδομένων που μπορεί να ευθυγραμμιστεί με ένα άλλο.



Εικόνα: Εφαρμογή των διαφόρων κατηγοριών 2D μετασχηματισμών σε πειραματικό πλέγμα

Μετασχηματισμός Συμπαγούς Σώματος

Το μοντέλο του μετασχηματισμού συμπαγούς σώματος (rigid model) είναι το πιο περιορισμένο μοντέλο χωρικού μετασχηματισμού. Για να θεωρηθεί ένας μετασχηματισμός συμπαγής θα πρέπει να διατηρεί την χωρική απόσταση μεταξύ οποιονδήποτε σημείων σταθερή.

Ένας, τέτοιου τύπου μετασχηματισμός μπορεί να αναλυθεί σε μετατόπιση και σε στροφή. Η μετατόπιση, είναι μια σταθερή μετατόπιση στο χώρο :

$$x' = x + t_x \quad y' = y + t_y \quad (7)$$

όπου t_x και t_y είναι οι παράμετροι μετατόπισης στους άξονες x και y . Αντίστοιχα η στροφή θα δίνεται από την παρακάτω σχέση :

$$\begin{aligned} x' &= x \cos\theta + y \sin\theta \\ y' &= -x \sin\theta + y \cos\theta \end{aligned} \quad (8)$$

όπου θ είναι η γωνία στροφής του αντικειμένου. Οι παραπάνω σχέσεις μπορούν να γραφτούν σε ένα πίνακα ομογενών συντεταγμένων, σύμφωνα με τις σχέσεις που ακολουθούν :

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} \cos\theta & \sin\theta & 0 \\ -\sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} \\ & \quad (9) \\ \begin{bmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & t_x \\ 0 & 1 & t_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} \end{aligned}$$

Ένας τέτοιου τύπου μετασχηματισμός, ο οποίος, περιλαμβάνει πρώτα μετατόπιση και στην συνέχεια στροφή μπορεί να γραφτεί ως εξής :

$$T_{rigid} = \begin{bmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta & \sin\theta & t_x \\ -\sin\theta & \cos\theta & t_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} \quad (10)$$

Μερικές από τις εφαρμογές του στερεού μοντέλου, περιλαμβάνουν περιπτώσεις όπου οι ανατομικές δομές είναι στέρεες και άκαμπτες ή ακόμη και περιπτώσεις όπου για διαγνωστικούς και θεραπευτικούς σκοπούς απαιτείται αυτή η θεώρηση. Συνήθως, είναι λογικό να θεωρούμε το κρανίο στέρεο και άκαμπτο καθώς αυτό περιορίζει την κίνηση του εγκεφάλου.

Αφινικός Μετασχηματισμός

Ο αφινικός μετασχηματισμός μπορεί να αναλυθεί σε ένα γραμμικό μετασχηματισμό και σε μια μετατόπιση. Το αφινικό μοντέλο διατηρεί τις χωρικές σχέσεις μεταξύ των σημείων και εξασφαλίζει ότι οι παράλληλες γραμμές πριν την ευθυγράμμιση, παραμένουν παράλληλες και μετά από αυτή. Το γενικό αφινικό μοντέλο έχει 6 ανεξάρτητες παραμέτρους στον 2D χώρο :

$$\begin{aligned}x' &= a_{11}x + a_{12}y + t_x \\y' &= a_{21}x + a_{22}y + t_y\end{aligned}\quad (11)$$

$$T_{\text{affine}} = \begin{bmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & t_x \\ a_{21} & a_{22} & t_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix}\quad (12)$$

Προβολικός μετασχηματισμός

Ένας προβολικός (projective) μετασχηματισμός απεικονίζει οποιαδήποτε ευθεία γραμμή στην πρώτη εικόνα σε ευθεία γραμμή στη δεύτερη εικόνα χωρίς να διατηρεί απαραίτητα την παραλληλία. Είναι κατάλληλος για την ευθυγράμμιση εικόνων προβολών με σύνολα τομογραφικών δεδομένων τα οποία προβάλλονται στις δύο διαστάσεις εφαρμόζοντας σε αυτά έναν 3D μετασχηματισμό. Εκτός από 2D/3D ευθυγράμμιση χρησιμοποιείται και ως ελαστικός μετασχηματισμός με περιορισμούς όταν ο πλήρης ελαστικός μετασχηματισμός αποτυγχάνει ή παρουσιάζει μεγάλη πολυπλοκότητα λόγω του πλήθους των παραμέτρων του. Στις τρεις διαστάσεις μπορεί να εκφραστεί με τη μορφή:

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_1/w \\ y_1/w \\ z_1/w \end{pmatrix}, \quad \text{και} \quad \begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \\ w \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} & a_{14} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} & a_{24} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} & a_{34} \\ a_{41} & a_{42} & a_{43} & a_{44} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix}\quad (13)$$

όπου το w αντιστοιχεί στην επιπλέον ομογενή συντεταγμένη.

Συχνά χρησιμοποιείται προβολικός μετασχηματισμός 15 παραμέτρων θέτοντας:

$$a_{44} = 1.$$

Καμπυλόγραμμοι - Πολυωνυμικοί μετασχηματισμοί

Οι καμπυλόγραμμοι (curved) μετασχηματισμοί απεικονίζουν τις ευθείες γραμμές σε καμπύλες. Γενικά δεν περιγράφονται με τη μορφή σταθερών πινάκων αλλά εκφράζονται αλγεβρικά από την εξίσωση:

$$(x', y', z') = F(x, y, z)$$

όπου F συνάρτηση που μετασχηματίζει συντεταγμένες της πρώτης εικόνας σε συντεταγμένες της δεύτερης εικόνας. Ιδιαίτερα γνωστοί καμπυλόγραμμοι μετασχηματισμοί είναι οι μετασχηματισμοί πολυωνυμικού τύπου:

$$\begin{aligned} x' &= \sum_{k=0}^K \sum_{l=0}^L \sum_{m=0}^M a_{klm} x^k y^l z^m \\ y' &= \sum_{k=0}^K \sum_{l=0}^L \sum_{m=0}^M b_{klm} x^k y^l z^m \\ z' &= \sum_{k=0}^K \sum_{l=0}^L \sum_{m=0}^M c_{klm} x^k y^l z^m \end{aligned} \quad (14)$$

όπου a, b, c παράμετροι και K, L, M σταθερές οι οποίες ορίζουν την τάξη των πολυωνύμων. Όσο αυξάνει η τάξη των πολυωνύμων πληθαίνουν οι παράμετροι που πρέπει να προσδιοριστούν, με αποτέλεσμα αφενός τη δυνατότητα για μεγαλύτερη ακρίβεια και αφετέρου την αύξηση του υπολογιστικού κόστους.

Ένας μετασχηματισμός που εισάγει καμπυλόμορφη μεταμόρφωση αλλά παρουσιάζει πολλές ομοιότητες με τον προβολικό είναι ο διγραμμικός (bilinear) μετασχηματισμός στις δύο διαστάσεις και αντίστοιχα τριγραμμικός (trilinear) στις τρεις διαστάσεις, ο οποίος απεικονίζει οριζόντιες και κατακόρυφες γραμμές σε ευθείες, ενώ γραμμές οποιασδήποτε άλλης διεύθυνσης σε καμπύλες. Περιγράφεται από τις εξισώσεις πολυωνυμικού τύπου (14) για $K=L=M=1$.

4.2.3 Ιδιότητες των δεδομένων

Οι μέθοδοι ευθυγράμμισης μπορούν να διαχωριστούν σε δύο βασικές κατηγορίες. Στην πρώτη κατηγορία, η οποία κάνει χρήση εξωγενών ιδιοτήτων, είναι απαραίτητη η τοποθέτηση στον ασθενή εξωτερικών σταθερών οδηγών σημείων αναφοράς πριν την εξέταση με στόχο αυτά να μπορούν να εντοπιστούν στα δεδομένα και να χρησιμοποιηθούν για τον προσδιορισμό των παραμέτρων του μετασχηματισμού. Στα οδηγιά σημεία μπορεί να προέρχονται από την τοποθέτηση σημαδιών σε σταθερές περιοχές του δέρματος του ασθενούς (markers) ή από την προσαρμογή στερεοτακτικών πλαισίων (stereotactic frames) ή άλλου είδους καλουπιών στο κεφάλι του ασθενούς. Η βασική δυσκολία σε αυτές τις μεθόδους έγκειται στο γεγονός ότι τα οδηγιά σημεία πρέπει να παραμείνουν στον ασθενή κατά την ανάκτηση όλων των τομογραφικών δεδομένων.

Η δεύτερη κατηγορία κάνει χρήση των ενδογενών χαρακτηριστικών των εικόνων που σχετίζονται με την ανατομία του ασθενούς. Είναι ανεξάρτητη από την ύπαρξη εξωτερικών οδηγών σημείων και δεν απαιτεί καμία επέμβαση στον ασθενή πριν την απεικόνιση. Οι μέθοδοι που ανήκουν στην κατηγορία αυτή χαρακτηρίζονται από το ότι δεν επιβαρύνουν τον ασθενή και δε θέτουν αυστηρούς περιορισμούς στο κλινικό πρωτόκολλο ή στο χρονικό διάστημα μεταξύ της ανάκτησης των εικόνων του ασθενούς. Βασικό τους μειονέκτημα είναι η πολυπλοκότητα και η αδυναμία ακριβούς εκτίμησης του σφάλματος της ευθυγράμμισης. Ωστόσο η ύπαρξη ενός μεγάλου όγκου δεδομένων χωρίς την ύπαρξη οδηγών σημείων θέτει την ανάγκη για μελέτη των

μεθόδων που βασίζονται στη φυσιολογία των οργάνων. Στις μεθόδους αυτές επιλέγονται ενδογενή χαρακτηριστικά τα οποία επιδιώκεται να συμπέσουν χωρικά. Παραδείγματα ενδογενών χαρακτηριστικών αποτελούν περιγράμματα, επιφάνειες ή όγκοι ανατομικών δομών, χαρακτηριστικά σημεία, όργανα ή και ακμές, η υφή της εικόνας, καθώς επίσης και οι τιμές των χρωματικών πυκνοτήτων των στοιχείων της εικόνας.

Η επιλογή του χαρακτηριστικού εξαρτάται από το είδος των προς ευθυγράμμιση δεδομένων και αποτελεί σημαντικό παράγοντα για την ακρίβεια της μεθόδου. □ε πρόσφατες μελέτες αποφεύγεται η επιλογή χαρακτηριστικών που απαιτούν προεπεξεργασία των δεδομένων, όπως κατάτμηση και καταφλίσωση, λόγω της απώλειας ακρίβειας που εισάγεται από τη μείωση της χρωματικής πληροφορίας. Παράλληλα, η ανίχνευση και απομόνωση συγκεκριμένων χαρακτηριστικών περιοχών, όπως όργανα ή/και ακμές, αποτελεί για ορισμένα σύνολα δεδομένων που προέρχονται από συγκεκριμένο σύστημα απεικόνισης μια δύσκολη και χρονοβόρα διαδικασία. Αντιθέτως, οι μέθοδοι ευθυγράμμισης που βασίζονται στις τιμές των χρωματικών πυκνοτήτων, μπορούν εν γένει να γίνουν περισσότερο ακριβείς και σίγουρα πιο αυτοματοποιημένες.

4.2.4 Αυτοματοποίηση και διαδραστικότητα

Ο βαθμός αυτοματοποίησης των μεθόδων ευθυγράμμισης παρουσιάζει 3 επίπεδα ανάλογα με το βαθμό αλληλεπίδρασης με το χρήστη. Μια μέθοδος χαρακτηρίζεται αυτόματη όταν ο χρήστης εισάγει στους αλγόριθμους μόνο τα δεδομένα ή και πληροφορίες σχετικές με την ανάκτηση των δεδομένων.

Ημιαυτόματη χαρακτηρίζεται μια μέθοδος σε δύο περιπτώσεις: ο χρήστης πρέπει να αρχικοποιήσει τον αλγόριθμο, π.χ. με κατάτμηση των δεδομένων, ή να καθοδηγήσει τον αλγόριθμο, π.χ. με την απόρριψη ή αποδοχή προτεινόμενων λύσεων. Οι μέθοδοι στις οποίες η ευθυγράμμιση πραγματοποιείται από το χρήστη χαρακτηρίζονται ως διαδραστικές (interactive) αν και είναι περισσότερο γνωστές με τον όρο χειροκίνητες (manual). Στην περίπτωση αυτή η ευθυγράμμιση βασίζεται σε κατάλληλο λογισμικό για την οπτική ή ποσοτική αποτίμηση του μετασχηματισμού, το οποίο συχνά παρέχει και μια αρχική εκτίμηση της λύσης.

4.2.5 Τεχνική αναζήτησης

Στις μεθόδους ευθυγράμμισης που βασίζονται σε ζεύγη αντίστοιχων σημείων οι παράμετροι του μετασχηματισμού συνήθως υπολογίζονται απευθείας κάνοντας χρήση της προσέγγισης ελαχίστων τετραγώνων με επικρατούσα τεχνική την ανάλυση σε ανώμαλες ιδιοτιμές (singular value decomposition). Στις υπόλοιπες περιπτώσεις, όπου οι παράμετροι του μετασχηματισμού δε μπορούν να υπολογιστούν απευθείας, εφαρμόζεται μια τεχνική αναζήτησης των σημείων ακρότατου της συνάρτησης που ορίζει την επιτυχία της ευθυγράμμισης. Εάν η συνάρτηση επιτυχίας δεν έχει ομαλή μαθηματικά συμπεριφορά, η μόνη τεχνική που προσδιορίζει με βεβαιότητα τις ιδανικές παραμέτρους είναι η εξαντλητική αναζήτηση σε όλο το εύρος τιμών τους. Η εξαντλητική αναζήτηση όμως δεν είναι εφικτή από άποψη χρόνου εκτέλεσης, γι' αυτό συνήθως εφαρμόζεται κάποια μέθοδος βελτιστοποίησης. Οι μέθοδοι βελτιστοποίησης αναζητούν την ελάχιστη (ή αντίστοιχα μέγιστη) τιμή της συνάρτησης επιτυχίας με συγκεκριμένη τεχνική, η οποία μπορεί να οδηγήσει σε σημείο τοπικού αντί ολικού

ακρότατου. Ο προσδιορισμός του ολικού ακρότατου παρουσιάζει γενικά πολλές δυσκολίες. Δύο είναι οι τεχνικές που εφαρμόζονται συνήθως. Στην πρώτη προσδιορίζονται πολλά τοπικά ακρότατα ξεκινώντας από τυχαία σημεία του χώρου των ανεξάρτητων μεταβλητών και στη συνέχεια επιλέγονται όσα έχουν υψηλότερες τιμές (αν δεν έχουν όλα την ίδια τιμή). Στη δεύτερη μετατοπίζεται η θέση ενός σημείου που αντιστοιχεί σε τοπικό ακρότατο εκτελώντας βήματα πεπερασμένου πλάτους γύρω από αυτό, ενώ παράλληλα ελέγχεται αν η συνάρτηση σε κάθε νέο σημείο επιστρέφει καλύτερη τιμή ή αν πάντα υπερισχύει το αρχικό ακρότατο.

Οι τεχνικές που φαίνεται να υπερνικούν το πρόβλημα του εγκλωβισμού σε τοπικά ακρότατα είναι οι μέθοδοι ολικής βελτιστοποίησης. Οι μέθοδοι αυτές εντοπίζουν συνήθως με επιτυχία την περιοχή του ολικού ακρότατου αλλά δεν συγκλίνουν σε αυτό με ικανοποιητική ακρίβεια. Για το λόγο αυτό χρησιμοποιούνται κυρίως στην εύρεση μιας καλής αρχικής εκτίμησης, η οποία θα οδηγήσει στη βέλτιστη λύση με την εφαρμογή κάποιας μεθόδου τοπικής βελτιστοποίησης.

Κύριος εκπρόσωπος των μεθόδων ολικής βελτιστοποίησης είναι η μέθοδος της προσομοίωσης απόψησης (simulated annealing), η οποία είναι κατάλληλη για τη βελτιστοποίηση συναρτήσεων με μεγάλο βαθμό μη γραμμικότητας και οποιασδήποτε μορφής οριακές συνθήκες. Μια άλλη κατηγορία μεθόδων ολικής βελτιστοποίησης αποτελούν οι μέθοδοι που κάνουν χρήση των εξελικτικών αλγορίθμων (evolutionary algorithms), όπως οι γενετικοί αλγόριθμοι (genetic algorithms). Σέλος στην κατηγορία των μεθόδων ολικής βελτιστοποίησης ανήκουν η μέθοδος της απαγορευμένης αναζήτησης (tabu search) και η μέθοδος διακλάδωσης και φραγής (branch and bound). Οι μέθοδοι ολικής βελτιστοποίησης, ενώ συνήθως υπερνικούν το πρόβλημα του εγκλωβισμού σε τοπικά ακρότατα, αδυνατούν να προσδιορίσουν τη θέση του ολικού ακρότατου με μεγάλη ακρίβεια. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιούνται οι μέθοδοι τοπικής βελτιστοποίησης. Οι μέθοδοι τοπικής βελτιστοποίησης βασίζονται στον υπολογισμό των τιμών της συνάρτησης ή της παραγώγου της συνάρτησης. Για την επίλυση του προβλήματος της ευθυγράμμισης με υπολογισμό μόνο των τιμών της συνάρτησης οι επικρατέστερες μέθοδοι είναι η μέθοδος downhill simplex και η μέθοδος του Powell. Μέθοδοι τοπικής βελτιστοποίησης που περιλαμβάνουν και υπολογισμό της πρώτης παραγώγου της συνάρτησης και είναι συνεπώς πιο αργές, είναι η μέθοδος συζυγών Κλίσεων (Conjugate Gradient) και η μέθοδος Variable Metric ή αλλιώς Quasi-Newton.

4.3 Μέθοδοι Ευθυγράμμισης

4.3.1 Τεχνικά Ζητήματα

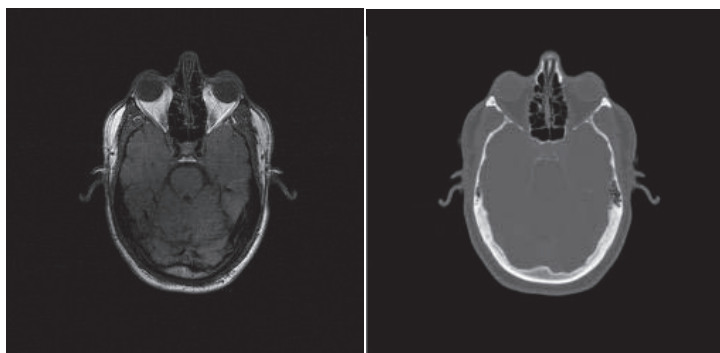
Λήψη Εικόνας

Οπτικό Πεδίο

Οι εικόνες CT και MR μιας περιοχής του ασθενούς, συχνά έχουν διαφορετικά οπτικά πεδία στην διεύθυνση που είναι κάθετη στο επίπεδο της τομής. Εξαιτίας των κινδύνων που αφορούν την ιοντίζουσα ακτινοβολία που χρησιμοποιείται στην CT, ο αριθμός των τομών που συλλέγονται διατηρείται στο ελάχιστο. Παρόλα αυτά, στην MRI υπάρχει αμελητέος κίνδυνος που σχετίζεται με την λήψη των τομών, ενώ στις

σύγχρονες τεχνικές υπάρχει η δυνατότητα μεγάλου αριθμού τομών σε μικρό χρονικό διάστημα. Με βάση τις παραπάνω διαφορές, καταλαβαίνουμε ότι είναι συνηθισμένο για μια εικόνα MR να έχει μεγαλύτερο οπτικό πεδίο σε με την αντίστοιχη CT με την οποία ευθυγραμμίζεται.

Μια ακόμη διαφορά μεταξύ των δύο παραπάνω τύπων απεικόνισης είναι, ότι παρόλο που οι τομογράφοι MR μπορούν να λάβουν εικόνες σε αυθαίρετες κατευθύνσεις τομών, οι τομογράφοι CT περιορίζονται σε αξονικές λήψεις, ή με προσεκτική τοποθέτηση τους ασθενούς και μέγιστη κλίση του ανιχνευτή, και στεφανιαίες λήψεις. Μπορεί να θέλουμε να ευθυγραμμίσουμε λοιπόν, εικόνες που προέρχονται από διαφορετικά πεδία, όπως για παράδειγμα sagittal MR με αξονική CT. Σε αυτή την περίπτωση, το ποσοστό της επικάλυψης των οπτικών πεδίων των εικόνων μπορεί να είναι αρκετά μικρό. Ένα παράδειγμα ζεύγους εικόνων CT, MR φαίνεται στην εικόνα που ακολουθεί.



Εικόνα: Παράδειγμα ευθυγραμμισμένων εικόνων MR (δεξιά) και CT (αριστερά).

Η διαφορά στα οπτικά πεδία των εικόνων CT και MR και η περιορισμένη περιοχή επικάλυψης των δύο εικόνων, αποτελούν σημαντικές προκλήσεις για τους αλγόριθμους ευθυγράμμισης εικόνας. Σε πολλές από τις πρώτες εφαρμογές ευθυγράμμισης CT-MR ήταν σημαντικό, ώστε να έχουμε πολύ καλή ακρίβεια, να γίνει η λήψη των εικόνων χρησιμοποιώντας παρόμοιο οπτικό πεδίο και όσο το δυνατό πιο όμοιες κατευθύνσεις τομών. Το γεγονός αυτό, περιόρισε την εφαρμογή της ευθυγράμμισης CT-MR σε μικρό αριθμό περιπτώσεων, στις οποίες είχε προαποφασιστεί η ευθυγράμμιση και επομένως υπήρχε μέριμνα για την λήψη των εικόνων του ασθενούς, με παρόμοιο οπτικό πεδίο.

Τα τελευταία χρόνια, οι δυσκολίες εξαιτίας του οπτικού πεδίου, μειώθηκαν λόγω της ευρείας χρήσης των ελικοειδών CT και των CT πολλαπλών τομών. Το γεγονός αυτό αύξησε τον αριθμό των τομών που είναι εφικτό να λαμβάνονται καθημερινά. Επιπλέον, αυξάνονται οι περιπτώσεις λήψης 3D εικόνων με χρήση MR, οι οποίες έχουν μεγαλύτερα οπτικά πεδία σε σχέση με τις λήψεις πολλαπλών τομών και περίπου ισοτροπική ανάλυση, αλλά λιγότερο καλά χαρακτηριστικά αντίθεσης. Σαν αποτέλεσμα, ο όγκος επικάλυψης μεταξύ εικόνων MR και CT γίνεται όλο και μεγαλύτερος τα τελευταία χρόνια. Παρά τις εξελίξεις στα συστήματα απεικόνισης, είναι ακόμη απαραίτητο η χρήση αλγόριθμων ευθυγράμμισης CT-MR, ακόμα και σε εικόνες με διαφορετικά οπτικά πεδία και προσανατολισμούς τομών.

Ανάλυση

Η ανάλυση των εικόνων CT είναι συνήθως υψηλότερη σε σχέση με αυτή των εικόνων MR, καθώς οι πρώτες λαμβάνονται σαν πίνακες με 512x512 pixels ενώ οι MR με 256x256 pixels. Επίσης, κάποιες τεχνικές που χρησιμοποιούνται για την επιτάχυνση της λήψης των εικόνων σε MR έχουν ως αποτέλεσμα χαμηλότερη ανάλυση στην κατεύθυνση κωδικοποίησης της φάσης σε σχέση με την ανάλυση που υποδεικνύουν οι διαστάσεις του πίνακα των pixels. Η ανάγκη για την μείωση της δόσης στην CT έχει ως αποτέλεσμα την λήψη λιγότερων και επομένως παχύτερων τομών σε σχέση με αυτές των MR. Στην λήψη πολλαπλών τομών CT, η απόσταση μεταξύ των τομών μπορεί να αλλαχθεί έτσι ώστε να ελαχιστοποιηθεί η δόση.

Οι παράγοντες που επηρεάζουν την ανάλυση, έχουν πολύ σημαντικές επιδράσεις στην ευθυγράμμιση MR-CT. Πρωτίστως, οι αλγόριθμοι ευθυγράμμισης θα πρέπει να επεξεργάζονται τις διαφορές στην ανάλυση που υπάρχουν μεταξύ των δύο αυτών απεικονίσεων. Επιπλέον, θα πρέπει να λαμβάνονται υπόψη αυτές οι διαφορές όταν γίνεται ο συνδυασμός των ευθυγραμμισμένων εικόνων. Δεν είναι δυνατό, να μετασχηματίσουμε την MR στις συντεταγμένες της CT και αντιστρόφως, χωρίς να μειώνουμε την ανάλυση της μετασχηματισμένης εικόνας. Δεδομένης της προσπάθειας που γίνεται κατά την λήψη των αρχικών δεδομένων, θα ήταν αρνητικό να χρειάζεται να μειώνουμε την ανάλυση της μιας ή της άλλης εικόνας. Το λογισμικό που χρησιμοποιείται για την παρουσίαση των ευθυγραμμισμένων εικόνων θα πρέπει να λαμβάνει υπόψη το τελευταίο γεγονός και να προσφέρει την δυνατότητα να βλέπουμε τις εικόνες με διάφορους τρόπους, όπως για παράδειγμα να δίνεται η δυνατότητα στον χρήστη να επικαλύπτει την CT με την MR και αντιστρόφως ή να επιτρέπει το συνδυασμό των εικόνων ώστε να δημιουργούν μια νέα εικόνα με υψηλότερη ανάλυση σε σχέση με τις αρχικές εικόνες.

Διαστρέβλωση της Εικόνας

Οι μαγνητικές τομογραφικές εικόνες παρουσιάζουν κάποιας μορφής διαστρέβλωση είτε από σφάλματα που προέρχονται από τα συστήματα βαθμίδας είτε σαν αποτέλεσμα της ανομοιογένειας των πεδίων που υπάρχει στα όρια μεταξύ των ιστών με διαφορετική μαγνητική επιδεκτικότητα, όπως για παράδειγμα μεταξύ μαλακού ιστού και αέρα, καθώς και μαλακών ιστών και οστών. Ο τελευταίος τύπος διαστρέβλωσης συναντάται ιδιαίτερα σε απεικονίσεις του εγκεφάλου. Παρά το γεγονός όμως ότι υπάρχουν τεχνικές για την αντιμετώπιση του παραπάνω προβλήματος, σπάνια χρησιμοποιούνται σε κλινικές εφαρμογές. Διαστρεβλώσεις που οφείλονται σε αντικείμενα σε κοινές διαγνωστικές ακολουθίες MRI έχουν μεγαλύτερη έκταση στην κατεύθυνση της βαθμίδας ανάγνωσης, μπορούν όμως να μειωθούν με κόστος όμως στο SNR, αυξάνοντας την ισχύ της βαθμίδας.

Στην περίπτωση της CT υπάρχουν διαφορετικές αιτίες για τις διαστρεβλώσεις. Ενώ οι ακτίνες X διανύουν το ανθρώπινο σώμα σε σχεδόν ευθείες γραμμές, δεν μπορεί να ειπωθεί το ίδιο και με την θέση του ασθενούς. Οι παραμορφώσεις της θέσης του ασθενούς, μπορεί να έχουν ως αποτέλεσμα κάποιες διαστρεβλώσεις ανάλογα βέβαια με την θέση της τομής. Τέτοιου είδους σφάλματα μπορεί να αντιστοιχούν και σε παραμορφώσεις ορισμένων mm σε κάποια σημεία των εικόνων. Μια ακόμη αιτία

σφαλμάτων, μπορεί να είναι τα λάθη στην ταχύτητα κίνησης της κλίνης του ασθενούς, τα οποία οδηγούν σε σφάλματα απόστασης μεταξύ διαδοχικών τομών.

Κίνηση των Ασθενών

Η κίνηση των ασθενών κατά την διάρκεια εξετάσεων CT ή MRI δυσκολεύει την διαδικασία της ευθυγράμμισης εικόνας. Στην περίπτωση της CT, αν ο ασθενής δεν παραμένει σταθερός κατά την διάρκεια της λήψης μιας τομής τότε η εικόνα παρουσιάζει το λεγόμενο «streaking» (ραβδώσεις), με αποτέλεσμα να μειώνεται η διαγνωστική ποιότητα της εικόνας. Η κίνηση του ασθενούς μεταξύ των λήψεων διαφορετικών τομών, μπορεί να μην μειώνει την διαγνωστική ποιότητα των εικόνων αλλά δυσκολεύει την διαδικασία ευθυγράμμισης. Αν ο ασθενής αλλάξει θέση κατά την λήψη των δεδομένων, τότε για όλες τις τομές που έχουν ληφθεί πριν την μετακίνηση το αντικείμενο είναι σε μία θέση, ενώ για όλες τις υπόλοιπες τομές το αντικείμενο βρίσκεται σε άλλη θέση. Για το λόγο αυτό υπάρχουν δύο μετασχηματισμοί ευθυγράμμισης που πρέπει να εφαρμοστούν μεταξύ της CT και της MRI: μία για κάθε θέση του ασθενούς κατά την CT. Ένας αλγόριθμος ευθυγράμμισης μπορεί να υπολογίσει είτε δύο ξεχωριστούς μετασχηματισμούς είτε έναν μέσο μετασχηματισμό, ανάλογα με τον τρόπο με τον οποίο λειτουργεί ο αλγόριθμος. Το παραπάνω πρόβλημα επιδεινώνεται όταν ο ασθενής μετακινηθεί αρκετές φορές και γενικά το πρόβλημα που προκύπτει από την κίνηση του ασθενούς σε εξέταση CT, μπορεί να οδηγήσει σε κακή ευθυγράμμιση ακόμα και της τάξεως των μερικών cm.

Στην περίπτωση του MRI, η λήψη δεδομένων είναι πιο πολύπλοκη. Αν πρόκειται για 2D λήψη πολλαπλών τομών είναι δεδομένο για το σύστημα να λαμβάνει μερικές τομές ταυτόχρονα. Όταν ο αριθμός των τομών που λαμβάνει το σύστημα περάσει τον αριθμό των τομών που μπορεί να λαμβάνει ταυτόχρονα, εμφανίζονται αρκετά σετ με χρονικά κενά. Η κίνηση των ασθενών κατά την διάρκεια της λήψης σε MRI μπορεί να έχει ως αποτέλεσμα τον μετασχηματισμό αυτών των τομών. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την μείωση της ακρίβειας ευθυγράμμισης. Η κίνηση και στα δύο παραπάνω συστήματα απεικόνισης, μπορεί εύκολα να αναγνωριστεί μετασχηματίζοντας τις εικόνες σε κάθετο επίπεδο. Επίσης, η κίνηση κατά την MRI, έχει ως αποτέλεσμα την δημιουργία artifacts τα οποία διαχέονται στις κατευθύνσεις κωδικοποίησης της φάσης., γεγονός που είναι φανερό μελετώντας οποιαδήποτε τομή. Γενικά, όταν πρόκειται να ευθυγραμμίσουμε κάποιες εικόνες, είναι σημαντικό να ελέγχουμε για χαρακτηριστικά κίνησης από τα οποία μπορούμε να εξάγουμε συμπεράσματα για σφάλματα που επηρεάζουν αρνητικά την διαδικασία ευθυγράμμισης.

Μεταφορά Δεδομένων

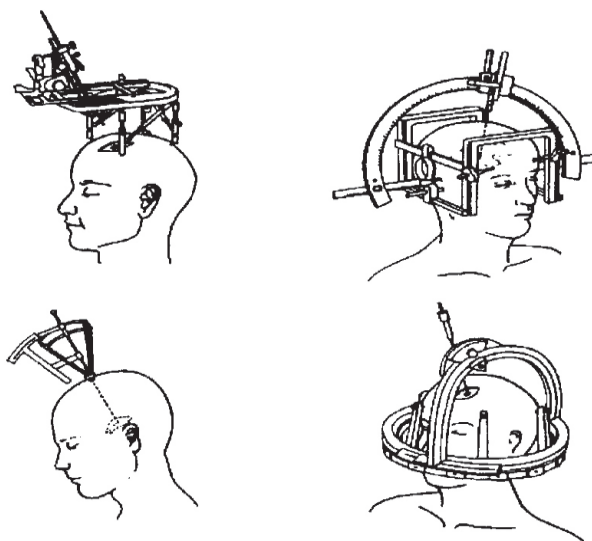
Ένα σημαντικό βήμα πριν την ευθυγράμμιση MR-CT, είναι η μεταφορά και των δύο εικόνων στον ίδιο υπολογιστή. Με την χρήση του λεγόμενου PACS (Picture Archiving and Communication Systems), είναι πλέον αρκετά άμεση η μεταφορά των εικόνων σε ένα υπολογιστικό σύστημα. Υπάρχουν όμως κάποια νοσοκομεία των οποίων τα συστήματα απεικόνισης δεν είναι συνδεδεμένα στο δίκτυο, ή δεν κάνουν χρήση συμβατικών μορφοποιήσεων των εικόνων και πρωτοκόλλων δικτύου. Σε αυτές τις περιπτώσεις, η διαδικασία της μεταφοράς των εικόνων μπορεί να αρκετά περίπλοκη. Μπορεί λοιπόν, να είναι απαραίτητο να μεταφερθούν εικόνες από έναν υπολογιστή σε κάποιον άλλο με χρήση δισκετών ή αφαιρούμενων δίσκων και χρήση ειδικού λογισμικού για την μετατροπή των εικόνων σε συμβατή με την

ευθυγράμμιση, μορφοποίηση. Αυτή η διαδικασία μπορεί να είναι χρονοβόρα, ενώ επίσης είναι πιθανό να χαθούν σημαντικά δεδομένα κατά την μεταφορά. Για παράδειγμα, πληροφορίες που βρίσκονται στο αρχείο header, πρέπει να μεταφερθούν χωρίς απώλειες.

4.3.2 Ευθυγράμμιση βασισμένη σε εξωγενή χαρακτηριστικά

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: 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.

4.3.3 Ευθυγράμμιση βασισμένη σε ενδογενή χαρακτηριστικά

Οι μέθοδοι ευθυγράμμισης που βασίζονται σε ενδογενή χαρακτηριστικά προϋποθέτουν την αναγνώριση των χαρακτηριστικών και την κατάτμηση των εικόνων πριν την ευθυγράμμιση. Η αναγνώριση των χαρακτηριστικών μπορεί να επιτευχθεί με μεθόδους χαμηλού επιπέδου, όπως η ανίχνευση ακμών, ενώ στην κατάτμηση χρησιμοποιούνται μέθοδοι υψηλότερου επιπέδου οι οποίες διαφοροποιούνται ανάλογα με τις ανατομικές δομές ενδιαφέροντος. Παραδείγματα μεθόδων αυτής της κατηγορίας είναι οι μέθοδοι εξαγωγής περιγράμματος και οι μέθοδοι που βασίζονται σε σημεία, καθώς επίσης και οι μέθοδοι που βασίζονται σε ιδιότητες των κεντρικών αξόνων κατατετημένων ανατομικών δομών.

Στις μεθόδους ευθυγράμμισης που βασίζονται σε ζεύγη σημείων έχει γίνει η παραδοχή ότι δύο σύνολα δεδομένων ευθυγραμμίζονται αν συμπέσουν χωρικά κάποια χαρακτηριστικά σημεία τους. Συνεπώς το πρόβλημα ανάγεται από την ευθυγράμμιση όλου του συνόλου των δεδομένων στην ευθυγράμμιση συγκεκριμένων σημείων. Η μείωση της πολυπλοκότητας του προβλήματος επιτρέπει τον υπολογισμό της βέλτιστης ευθυγράμμισης με ευθύ τρόπο (ευθείες μέθοδοι). Αν το πρωτόκολλο που εφαρμόζεται κατά την ανάκτηση των εικόνων προϋποθέτει την τοποθέτηση κατάλληλων αντικειμένων στο σώμα του ασθενούς, με σκοπό αυτά να είναι ορατά στις εικόνες, τότε η ευθυγράμμιση μπορεί να επιτευχθεί αυτόματα βασιζόμενη στα σημάδια αυτά. Στην αντίθετη περίπτωση, στην οποία δεν έχουν κατασκευαστεί σημάδια ορατά στις εικόνες, μπορούν να οριστούν αναδρομικά από κάποιον ειδικό οδηγία σημεία με τη βοήθεια κατάλληλου λογισμικού. Ο τρόπος αυτός επιβάλλει την αλληλεπίδραση με το χρήστη για τον ορισμό των οδηγών σημείων, ενώ ο μετασχηματισμός υπολογίζεται στη συνέχεια με αυτόματο τρόπο. Η ευθυγράμμιση βασισμένη σε ζεύγη σημείων εμφανίζει μεγαλύτερο βαθμό αυτοματοποίησης όταν ορίζονται από το χρήστη τα σημεία μόνο στη μία εικόνα και προσδιορίζονται με αυτόματο τρόπο τα ομόλογά τους στην άλλη εικόνα.

Βασικός λόγος για την υλοποίηση μιας ευθείας μεθόδου είναι ότι οι ευθείες μέθοδοι, επειδή δεν κάνουν χρήση τεχνικών αναζήτησης, δεν εγκλωβίζονται σε τοπικά ακρότατα και οδηγούν πάντα σε κάποια λύση κοντινή της βέλτιστης. Συνεπώς αν τα δεδομένα είναι κατάλληλα για τον εντοπισμό οδηγών σημείων τότε οι μέθοδοι αυτές θεωρούνται αρκετά αξιόπιστες και συχνά εφαρμόζονται για την αποτίμηση αυτομάτων μεθόδων που χρησιμοποιούν τεχνικές βελτιστοποίησης. Ευθυγράμμιση βασισμένη σε ζεύγη σημείων – που αποτελείται από δύο βήματα, την τοποθέτηση των οδηγών σημείων ή την αυτόματη εύρεση σημείων ή/και περιοχών ενδιαφέροντος στις εικόνες και τον υπολογισμό του μετασχηματισμού που ευθυγραμμίζει τα σημεία – έχει εφαρμοστεί τόσο σε 2D όσο και 3D δεδομένα.

4.3.4 Σύντηξη ιατρικών δεδομένων

Μετά την ολοκλήρωση της διαδικασίας ευθυγράμμισης, η σύντηξη των δεδομένων αποτελεί το επόμενο βήμα επεξεργασίας τους με σκοπό την παρουσίαση της πληροφορίας από τα δύο ευθυγραμμισμένα σύνολα δεδομένων. Η σύντηξη των ευθυγραμμισμένων δεδομένων μπορεί να βασιστεί σε διαφορετικές μεθοδολογίες:

(α) Οι πιο συχνά χρησιμοποιούμενες στην κλινική πράξη βασίζονται στη χρήση λογικών τελεστών, ψευδοχρωματισμού ή τεχνικών ταξινόμησης. Κατά τη χρήση λογικών τελεστών, η εικόνα αναφοράς, παρέχει μια τμηματοποιημένη περιοχή ενδιαφέροντος στη μετασχηματισμένη εικόνα. Ο απλούστερος τρόπος για να το συνδυασμό αυτής της πληροφορίας είναι με τη χρήση λογικών τελεστών όπως ο τελεστής XOR.

(β) Κατά τη σύντηξη με χρήση ψευδοχρωματισμού, η ευθυγραμμισμένη εικόνα αποδίδεται οπτικά με χρήση μιας κλίμακας ψευδοχρωματισμού και υπερτίθεται με τη μορφή διαφάνειας στην εικόνα αναφοράς. Είναι διαθέσιμη μια ποικιλία κλιμάκων ψευδοχρωματισμού που ορίζονται με βάση ψυχοφυσιολογικά κριτήρια ή/και αλγοριθμικά κριτήρια.

(γ) Η σύντηξη πληροφορίας με χρήση αλγορίθμων ταξινόμησης επιτυγχάνεται με κατάλληλη επεξεργασία και των δύο ευθυγραμμισμένων εικόνων, με στόχο την παραγωγή μιας εικόνας με βάση την ταξινόμηση των χρωματικών πυκνοτήτων των εικόνων αυτών.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

5.1 Μέθοδοι αμοιβαίας πληροφορίας [10]

Η αξιοποίηση της αμοιβαίας πληροφορίας (Mutual Information) μεταξύ δύο εικόνων εμφανίστηκε σχετικά πρόσφατα και αποτελεί μια από τις κορυφαίες τεχνικές για την ευθυγράμμιση πολυτροπικών εικόνων. Η ευθυγράμμιση πολυτροπικών εικόνων είναι συχνά δύσκολο έργο, αλλά αναγκαίο για την επίλυση ιδιαίτερα των ιατρικών απεικονίσεων. Η σύγκριση των ανατομικών εικόνων του σώματος ενός ασθενούς μπορεί να οδηγήσει σε μια διάγνωση η οποία θα ήταν δύσκολο να γίνει διαφορετικά, ειδικά χωρίς τη χρήση σύγχρονων υπολογιστικών συστημάτων.

Ένα από τα πρώτα άρθρα που προτείνει η τεχνική είναι αυτή των Viola and Wells. Οι συγγραφείς περιέγραψαν την εφαρμογή της Mutual Information για την ευθυγράμμιση εικόνων μαγνητικής τομογραφίας καθώς και της 3D απεικόνισης που ταιριάζει με την πραγματικότητα. Έπειτα ακολούθησαν και άλλα πειράματα και από άλλους επιστήμονες

5.2 Mutual Information

Η αμοιβαία πληροφορία μετρά την ποσότητα της κοινής πληροφορίας που εμπεριέχεται μεταξύ δύο τυχαίων μεταβλητών (εικόνων).

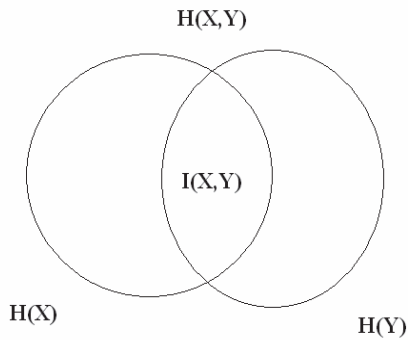
Έστω X και Y είναι δύο τυχαίες μεταβλητές(εικόνες) με κατανομές πιθανοτήτων $p(x)$ και $q(y)$, αντίστοιχα, και από κοινού κατανομή πιθανότητας PDF (X, Y) . Αμοιβαία πληροφορία, $I(X, Y)$, είναι η σχετική εντροπία μεταξύ της κοινής κατανομής πιθανότητας, και η κατανομή του προϊόντος, d , όπου $d(x, y) = p(x)q(y)$.

$$I(X, Y) = \sum_{x \in X} \sum_{y \in Y} r(x, y) \log \frac{r(x, y)}{p(x)q(y)}$$

Χρησιμοποιώντας την από πάνω σχέση επιτρέπει στην αμοιβαία πληροφορία να εκφράζεται σε όρους εντροπίας.

$$I(X, Y) = H(X) + H(Y) - H(X, Y)$$

Η σχέση αυτή φαίνεται και στο διάγραμμα Venn παρακάτω.



Εικόνα: Σχέση μεταξύ εντροπίας, κοινής εντροπίας και αμοιβαίας πληροφορίας

Τέλος, βασικό πλεονέκτημα του συντελεστή αμοιβαίας πληροφορίας είναι ότι μπορεί να εφαρμοστεί και σε εικόνες από διαφορετικές απεικονιστικές διατάξεις. Δεν είναι ευαίσθητο στο θόρυβο και σε αλλαγές στη φωτεινότητα ή/και στην αντίθεση (contrast) των εικόνων. Ο συντελεστής αμοιβαίας πληροφορίας έχει χρησιμοποιηθεί στην ευθυγράμμιση ιατρικών δεδομένων τόσο στις δύο διαστάσεις όσο και στις τρεις διαστάσεις [12],[15] που προέρχονται από διαφορετικά απεικονιστικά συστήματα. Η ευθυγράμμιση με μεγιστοποίηση του συντελεστή αμοιβαίας πληροφορίας είναι πλήρως αυτόματη και έχει βρει εφαρμογή σε προβλήματα στα οποία χρησιμοποιείται συμπαγής μετασχηματισμός καθώς και μη συμπαγής.

5.3 Επιλογή μέτρου ομοιότητας

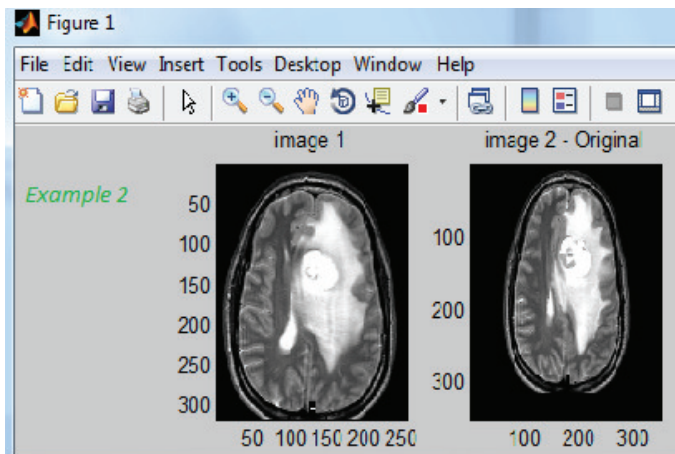
Για τη σύγκριση δύο υποεικόνων χρειάζεται να ορίσουμε ένα μέτρο ομοιότητας. Για το μέτρο αυτό μπορούμε απλά να χρησιμοποιήσουμε τη απόλυτη διαφορά των χρωματικών πυκνοτήτων ή και πιο σύνθετα κριτήρια όπως τον συντελεστή συσχέτισης (cross-correlation) ή την αμοιβαία πληροφορία (mutual information).

Στην παρούσα υλοποίηση ευθυγράμμισης εικόνων έχει επιλεγεί η μέθοδος της αμοιβαία πληροφορίας με την χρήση της εντροπίας.

5.4 Αποτελέσματα – Συμπεράσματα

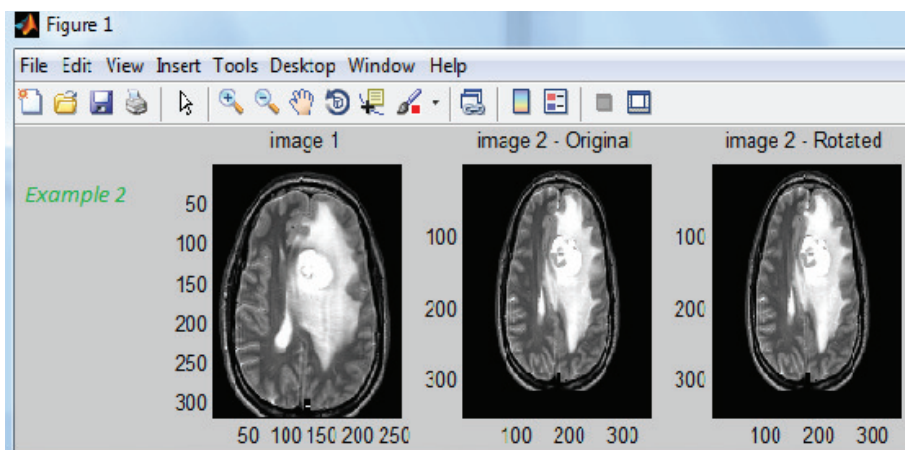
Η προτεινόμενη μέθοδος, σε αντίθεση με τις περισσότερες μεθόδους ευθυγράμμισης έχει σαν οδηγό την πρώτη εικόνα που εισάγουμε στο σύστημα και προσπαθεί να ταιριάξει την δεύτερη εικόνα εισαγωγής σε σχέση με την πρώτη.

Βήμα 1^ο



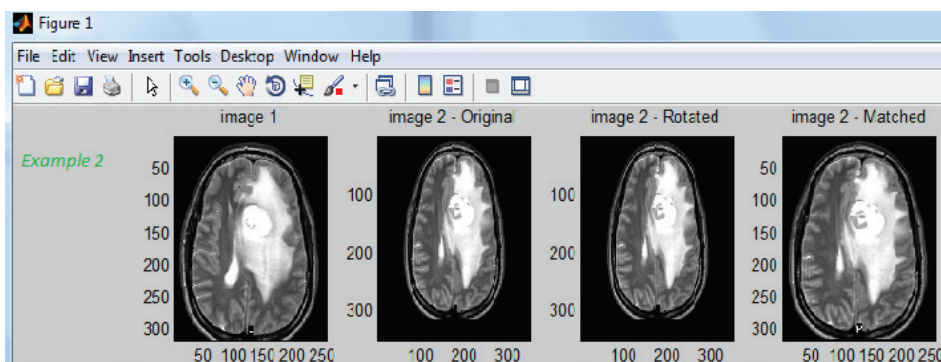
Γίνεται εισαγωγή 2 εικόνων στο πρόγραμμά μας. Η 1^η εικόνα είναι ο οδηγός και με βάση αυτή <<θα ταιριάξει>> η δεύτερη εικόνα πάνω της.

Βήμα 2^ο



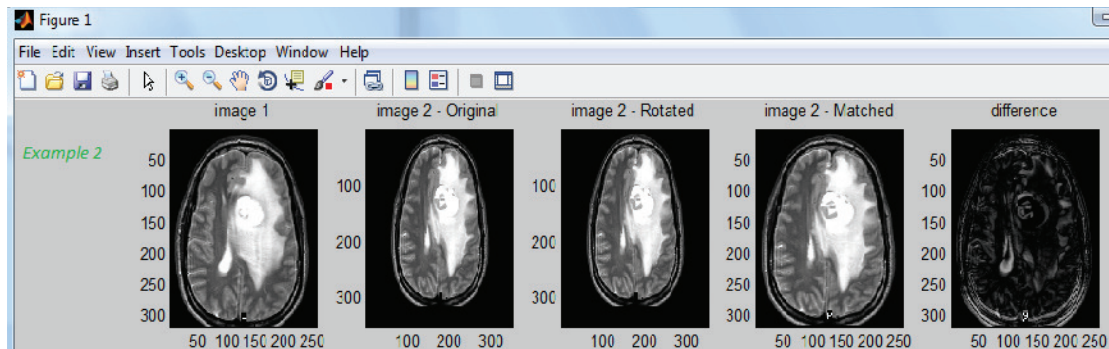
Εφόσον έχει γίνει η εισαγωγή των εικόνων, η αμέσως επόμενη διαδικασία είναι πρώτα το rotation και έπειτα η αυξομείωση του μεγέθους και ο μετασχηματισμός.

Βήμα 3^ο



Αφού ο αλγόριθμος έκανε την επεξεργασία που χρειάστηκε, σαν τελικό αποτέλεσμα είναι το ταίριασμα των 2 εικόνων.

Βήμα 4^ο



Στο τελικό βήμα είναι η διαφορά που υπάρχει ανάμεσα στις 2 ευθυγραμμισμένες εικόνες.

Τα βέλτιστα ποσοστά που μας δίνει το Matlab από την εφαρμογή της MI σε σχέση με τις μοίρες την θέση και τον αριθμό της αμοιβαίας πληροφορίας είναι:

```
max mutual information: 1.127340
Results
*****
theta:    0
I:        1
J:        52
*****
```

Τρέχοντας και τα υπόλοιπα παραδείγματα θα πάρουμε ανάλογα αποτελέσματα.

Τέλος ορισμένοι τρόποι που θα μπορούσαν να κάνουν πιο βέλτιστη την εφαρμογή του registration αλγορίθμου είναι :

-αν είχαμε 2 διαφορετικές εικόνες να ορίζαμε εμείς τα σημεία ή την περιοχή εφαρμογής του αλγορίθμου ή

-αντί να ψάχναμε για ομοιότητες στις εικόνες να δοκιμάζαμε να ψάξουμε για ανομοιότητες.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6

6.1 Μελλοντικές Εφαρμογές

Στην συνέχεια παρατίθενται ορισμένες προβλέψεις για το μέλλον αυτής της ανερχόμενης τεχνολογίας καθώς και οι τομείς στους οποίους αναμένουμε σημαντική πρόοδο.

6.1.1 Perfusion Studies

Η ευθυγράμμιση συμπαγούς και μη συμπαγούς σώματος δίνει την δυνατότητα σε τεχνολογίες απεικόνισης perfusion να υλοποιηθούν, καθώς οι ασθενείς δεν μένουν αρκετά σταθεροί κατά την διάρκεια μιας δυναμικής εξέτασης διάρκειας αρκετών λεπτών. Αυτού του τύπου η απεικόνιση σίγουρα θα έχει σημαντικό μέλλον και χρησιμότητα σε κλινικές εφαρμογές. Η απεικόνιση της καρδιάς με MRI εξελίσσεται ραγδαία και το ενδιαφέρον για την μελέτη του μεταβολισμού των καρκινικών όγκων και της αγγείο-γένεσης βοηθά στην ανάπτυξη της απεικόνισης MR για την ογκολογία.

6.1.2 Ευθυγράμμιση σε Ψηφιακά Δεδομένα Ασθενών με Χρήση Πολυμέσων

Πολυμεσικά συστήματα για την ψηφιακή καταγραφή, αποθήκευση και επεξεργασία των ιατρικών δεδομένων, θα αποτελούν σύντομα απαραίτητα παράγοντα στην σύγχρονη λειτουργία ενός νοσοκομείου. Τα συστήματα αυτά θα διαχειρίζονται ραδιολογικές εικόνες καθώς και άλλες πληροφορίες για τον ασθενή. Η ολοκλήρωση αυτής της πληροφορίας και η συσχέτιση της με άλλα δεδομένα θα βοηθήσει στην λειτουργία ενός συστήματος αποφάσεων και διαγνώσεων με καλύτερο βαθμό απόδοσης. Σε τέτοιου είδους συστήματα θα πρέπει να θεωρείται δεδομένη ευθυγράμμιση και σύντηξη εικόνων από διαφορετικά απεικονιστικά συστήματα.

6.1.3 Ευθυγράμμιση και Κατάτμηση Εικόνας

Το πρόβλημα της κατάτμησης εικόνας, υπήρξε ανέκαθεν ανεξάρτητο από αυτό της ευθυγράμμισης εικόνας, αλλά πλέον είναι αποδεκτό ότι μια καλή διαδικασία κατάτμησης μπορεί να επιτευχθεί μέσω της ευθυγράμμισης μιας εικόνας με μία πρότυπη εικόνα (atlas). Με τον τρόπο αυτό είναι εφικτός ο διαχωρισμός ανατομικών και παθολογικών δομών για ποιοτική και ποσοτική αξιολόγηση. Μία σχετική με τα προηγούμενα χρήση της ευθυγράμμισης εικόνας είναι η σύντηξη της λειτουργικής και της μεταβολικής πληροφορίας η οποία έχει ληφθεί με μεθόδους που αποκαλύπτουν μικρό μέρος από την δομική πληροφορία σε κατατμημένες ανατομικές εικόνες. Για παράδειγμα, υψηλής ανάλυσης εικόνες που έχουν κατατμηθεί με κατηγοριοποίηση ιστών μπορούν επιτρέψουν την ανίχνευση λεπτών αλλαγών στον μεταβολισμό.

6.1.4 Ευθυγράμμιση με Σκοπό την Βελτίωση της Λήψης Εικόνας

Η ευθυγράμμιση αρχίζει και χρησιμοποιείται πλέον για την βελτίωση της λήψης εικόνας. Για παράδειγμα η εφαρμογή της ευθυγράμμισης κατά την διαδικασία λήψης, μπορεί να βοηθήσει στην δυναμική προσαρμογή της θέσης των τομών σε MRI. Επιπλέον η ευθυγράμμιση εικόνων που έχουν ήδη ληφθεί, μπορεί να χρησιμοποιηθεί

για την μείωση του οπτικού πεδίου όταν γίνεται χρήση ιονίζουσας ακτινοβολίας με σκοπό την μείωση της δόσης. Άλλες εφαρμογές σχετίζονται με την ευθυγράμμιση εικόνας για την βελτίωση της ποιότητας ή την μείωση του χρόνου λήψης ή την ευθυγράμμιση παλαιών και νέων εικόνων .

6.1.5 Ευθυγράμμιση Προ και Δια-Εγχειρητικών Εικόνων σε Επεμβάσεις

Εμπορικά διαθέσιμα συστήματα επεμβάσεων που βασίζονται σε ιατρικές εικόνες, περιορίζονται αυτή την στιγμή σε εφαρμογές όπου ο η ανατομία του ασθενούς μπορεί να θεωρηθεί ως συμπαγής, παρόλα αυτά, η τεχνολογία αυτού του τύπου είναι πολύ αναπτυσσόμενη και σε εφαρμογές μαλακών ιστών όπου υπάρχουν μεγάλες παραμορφώσεις. Αρκετά απεικονιστικά συστήματα αναπτύσσονται με επεμβατική ικανότητα, όπως MR, CT, φθοροσκοπία ακτίνων X και υπέρηχοι καθώς και οπτικά όπως ενδοσκόπια και μικροσκόπια. Οι τεχνικές ευθυγράμμισης, θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν για να αναβαθμίσουν την χωρική πληροφορία σε ακριβείς και λεπτομερείς αναπαραστάσεις του ασθενούς που προκύπτουν από προ-εγχειρητικές εικόνες που χρησιμοποιούν συχνά ανεπαρκή και χαμηλότερης ποιότητας από τις διεγχειρητικές εικόνες.

Βιβλιογραφία

- [1]. Δημήτριος Κουτσούρης : “Επεξεργασία και τηλεμεταφορά ακτινολογικών και δερματολογικών εικόνων” , Ε.Μ.Π , Αθήνα.
- [2]. Νικόλαος Αποστόλου , «Μελέτη, σχεδίαση και ανάπτυξη εξελιγμένων αλγορίθμων για ψηφιακή ανάλυση και επεξεργασία ιατρικών εικόνων σε ενοποιημένη πλατφόρμα», PhD Thesis 2005.
- [3]. Rafael C. Gonzalez, Richard E. Woods, Steven L. Eddins Digital, ”Image Processing Using MATLAB”.
- [4] Van den Elsen PA, Pol EJD, Viergever MA. Medical image matching—a review with classification. *IEEE Engng Med Biol* 1993; **12**: 26-39.
- [5] «Ψηφιακή Επεξεργασία Εικόνας», Πίττας Ιωάννης
- [6] Cuisenaire O, Thiran J, Macq B, Michel C, de Volder A, Marques F. Automatic registration of 3D MR images with a computerized brain atlas. *Procs SPIE: Medical imaging: Image Processing* 1996; **2710**: 438-448.
- [7] Πόλυς Ν. Γεωργίου. Διπλωματική εργασία. Αυτόματη Ευθυγράμμιση Τρισδιάστατων Ιατρικών Δεδομένων
- [8] Medical Image Analysis Methods, Costaridou L, ed., Boca Raton, FL: Taylor & Francis Group LCC, CRC Press, 2005:225-70.
- [9] N. Apostolou, L. Theophilou, K. Kardaras, D. Koutsouris, “Development of Advanced Image Analysis Platform for the Detection of Pediatric DVTs”, *J. Qual.Life Res.*, pg. 205-210, vol. 3, Issue 2, 2005

SCIENTIFIC PAPERS:

- [10] J.B. Antoine Maintz and Max A. Viergever, (1997), A Survey of Medical Image Registration
- [11] Multimodal Images Registration Constrained by Rigid Structures with Applications in Radiotherapy
- [12] Medical Image Registration Using Mutual Information
Frederik Maes, Dirk Vandermeulen and Paul Suetens
- [13] L. Ibanez, W. Schroeder, and the Insight Consortium, *The ITK Software Guide*, The Insight Consortium, 2005, pp. 347-533. <http://www.itk.org/>
- [14] Josien P.W. Pluim, J.B.Antoine Maintz and Max A. Viergever, Mutual Information based registration of Medical Images: a survey

[15] Paul Viola and William Wells, (1997), Alignment by Maximization of Mutual Information

[16] I. Vajda, Theory of Statistical Inference and Information. Dordrecht, The Netherlands: Kluwer, 1989.

[17] T. M. Cover and J. A. Thomas, *Elements of Information Theory*. New York: Wiley, 1991.

[18] Geoffrey Egnal, Kostas Daniilidis,(1999) "Image Registration Using Mutual Information"

[19] D. Mattes, D. R. Haynor, H. Vesselle, T. Lewellen and W. Eubank, "PET-CT Image Registration in the Chest Using Free-form Deformations", IEEE Transactions in Medical Imaging. Vol.22, No.1, January 2003. pp.120-128.

Internet Pages

[20] http://en.wikipedia.org/wiki/Image_registration

[21] http://www.statisticalengineering.com/joint_marginal_conditional.htm

[22] <http://www.mathworks.com/help/vision/image-registration.html>

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α

ΚΩΔΙΚΑΣ

Im_reg.m

```
function [image_match, image_dif, theta, I, J] = im_reg(image1, image2, angle, step);

image1 = rgb2gray(image1);           % Μετατροπή εικόνας σε κλίμακα του
γκρι (για ταχύτερη επεξεργασία)

if( isa(image1, 'uint16') )           % Αν η εικόνα 1 είναι ένας 16-bit unsigned
integer
    image1 = double(image1)/65535*255;
else
    image1 = double(image1);
end

[image1_i, image1_j] = size(image1);

image1 = round(image1);               % Τύπος' image 1

%                               Εικόνα                               2
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

image2 = rgb2gray(image2);           % Μετατροπή εικόνας σε κλίμακα του
γκρι (για ταχύτερη επεξεργασία)

if( isa(image2, 'uint16') )           % Αν η εικόνα 1 είναι ένας 16-bit unsigned
integer
    image2 = double(image2)/65535*255;
else
    image2 = double(image2);
end

[image2_i, image2_j] = size(image2);   % Πάρτε τις διαστάσεις του image2

%                               Γωνία                               αναζήτησης                               χώρου
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

[a, b] = size(angle);                 % Πάρτε τις διαστάσεις της γωνίας
```



```
% Περιστρέψτε την εικόνα 2 και μετακινήσέ την για να δούμε πότε θα ταιριάζει με την εικόνα 1 %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

```
for k = 1 : b
    fprintf('Trying rotation angle: %f\n', angle(k));
    image2a = imrotate(image2, angle(k), 'bilinear');
    image2a = round(image2a);
    [m1, n1] = size(image2a);
    for i = 1 : step : (m1 - image1_i)
        for j = 1 : step : (n1 - image1_j)
            image2ab = image2a( i : (i+image1_i-1), j : (j + image1_j - 1) );
            image2ab = round(image2ab);
            h(k, i, j) = mutual_information( image1, image2ab );           %
        end
    end
    fprintf('.');
end
fprintf('\n');
end
```

```
% Μετά την ολοκλήρωση της άνω διαδικασίας, επιλέξτε την καλύτερη λύση %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

```
[a, b] = max(h( : ));
```

```
% Εμφάνιση Μέγιστης Αμοιβαίας Πληροφορίας εικόνα 1 και εικόνα 2 %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
fprintf('max mutual information: %f \n', a );
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

```
% Αποκτήστε καλύτερη γωνία (K), 'movement' in x-axis (I) and 'movement' in y-axis (J) %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

```
[K, I, J] = ind2sub(size(h), b);
theta = angle(K);
```

```
% Κατασκευάστε τις τελικές εικόνες %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

```
im_rot = imrotate(image2, theta, 'bilinear');
image_match = im_rot(I : (I+image1_i-1), J : (J+image1_j-1));
```

```
% Κατασκευάστε μια εικόνα που δείχνει την απόλυτη διαφορά των δύο εισαγόμενων εικόνων %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

```
image_dif = imabsdiff(image1, image_match);
```

```
%                               Δημιουργία                               εικόνας  
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%  
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

```
H.Position = [100 100 1000 200];  
figure(H);
```

```
subplot(1, 5, 1);  
imagesc(image1);  
title('image 1');
```

```
subplot(1, 5, 2);  
imagesc(image2);  
title('image 2 - Original');
```

```
subplot(1, 5, 3);  
imagesc(im_rot);  
title('image 2 - Rotated');
```

```
subplot(1, 5, 4);  
imagesc(image_match);  
title('image 2 - Matched');
```

```
subplot(1, 5, 5);  
imagesc(image_dif);  
title('difference');
```

```
colormap (gray);
```

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%  
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%  
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

Mutual_information.m

```
function h = mutual_information(image_1, image_2)
```

```
% Πάρτε δύο εικόνες του ίδιου μεγέθους και να επιστρέψετε το 2D κοινό ιστόγραμμα  
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%  
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%  
%%
```

```
rows = size(image_1, 1);
```

```
cols = size(image_1, 2);
```

```
N = 256;
```

```

h = zeros(N, N);

for i = 1 : rows;
    for j = 1 : cols;
        h(image_1(i, j) + 1, image_2(i, j) + 1) = h(image_1(i, j) + 1, image_2(i, j) + 1) +
1;
    end
end
%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

[r, c] = size(h);

b = h./(r*c);

y_marg = sum(b);

x_marg = sum(b');

Hy = 0;

for i = 1 : c;                % στήλες
    if( y_marg(i)~=0 )
        Hy = Hy + -(y_marg(i)*(log2(y_marg(i)))); % Οριακή εντροπία για εικόνα 1
    end
end

Hx = 0;

for i = 1 : r;                % γραμμές
    if( x_marg(i)==0 )
        %do nothing
    else
        Hx = Hx + -(x_marg(i)*(log2(x_marg(i)))); % Οριακή εντροπία για εικόνα 2
    end
end

h_xy = -sum(sum(b.*(log2(b+(b==0)))));

h = (Hx + Hy)/h_xy;          % Αμοιβαία πληροφορία [Normalized
Method]

```

im_reg_example_1.m

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%
%
% Παράδειγμα 1
%
% Όμοιες εικόνες, Περιστρευμένες.
%
% Για ένα περίεργο λόγο όταν προσπαθούμε διάφορους συνδυασμούς γωνίας,
% δεν δίνει πάντα το καλύτερο αποτέλεσμα.
%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

clc;
clear;
close all;

image1 = imread('ex1a.png'); % Read image 1
image2 = imread('ex1b.png'); % Read image 2

% image1 = double(rgb2gray(image1));
% image2 = double(rgb2gray(image2));

[image_match, image_dif, theta, I, J] = im_reg( image1, image2, [-30:15:30], 1 ); %
rotate +-30 degrees, move +-1 pixels

fprintf('Results \n');
fprintf('***** \n');
fprintf( 'theta:   %d \n', theta );
fprintf( 'I:       %d \n', I );
fprintf( 'J:       %d \n', J );
fprintf('***** \n');
```

im_reg_example_2.m

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%
%
% Παράδειγμα 2
%
% Διαφορετικές εικόνες, διαφορετικά μεγέθη.
%
%
%
%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

```

clc;
clear;
close all;

image1 = imread('ex2a.jpg'); % Read image 1
image2 = imread('ex2b.jpg'); % Read image 2

% image1 = double(rgb2gray(image1));
% image2 = double(rgb2gray(image2));

[image_match, image_dif, theta, I, J] = im_reg( image1, image2, [-15:15:15], 1 ); %
rotate +-15 degrees, move +-1 pixels

fprintf('Results \n');
fprintf('***** \n');
fprintf( 'theta:   %d \n', theta );
fprintf( 'I:       %d \n', I );
fprintf( 'J:       %d \n', J );
fprintf('***** \n');

```

im_reg_example_3.m

```

%%%%%%%%%%
%
%
% Παράδειγμα 3
%
%
% Διαφορετικές εικόνες, διαφορετικά μεγέθη, περιστρευμένες.
%
%
%
%%%%%%%%%%

```

```

clc;
clear;
close all;

image1 = imread('ex3a.tif'); % Read image 1
image2 = imread('ex3b.tif'); % Read image 2

% image1 = double(rgb2gray(image1));
% image2 = double(rgb2gray(image2));

[image_match, image_dif, theta, I, J] = im_reg( image1, image2, [-10:10:10], 1 ); %
rotate +-10 degrees, move +-1 pixels

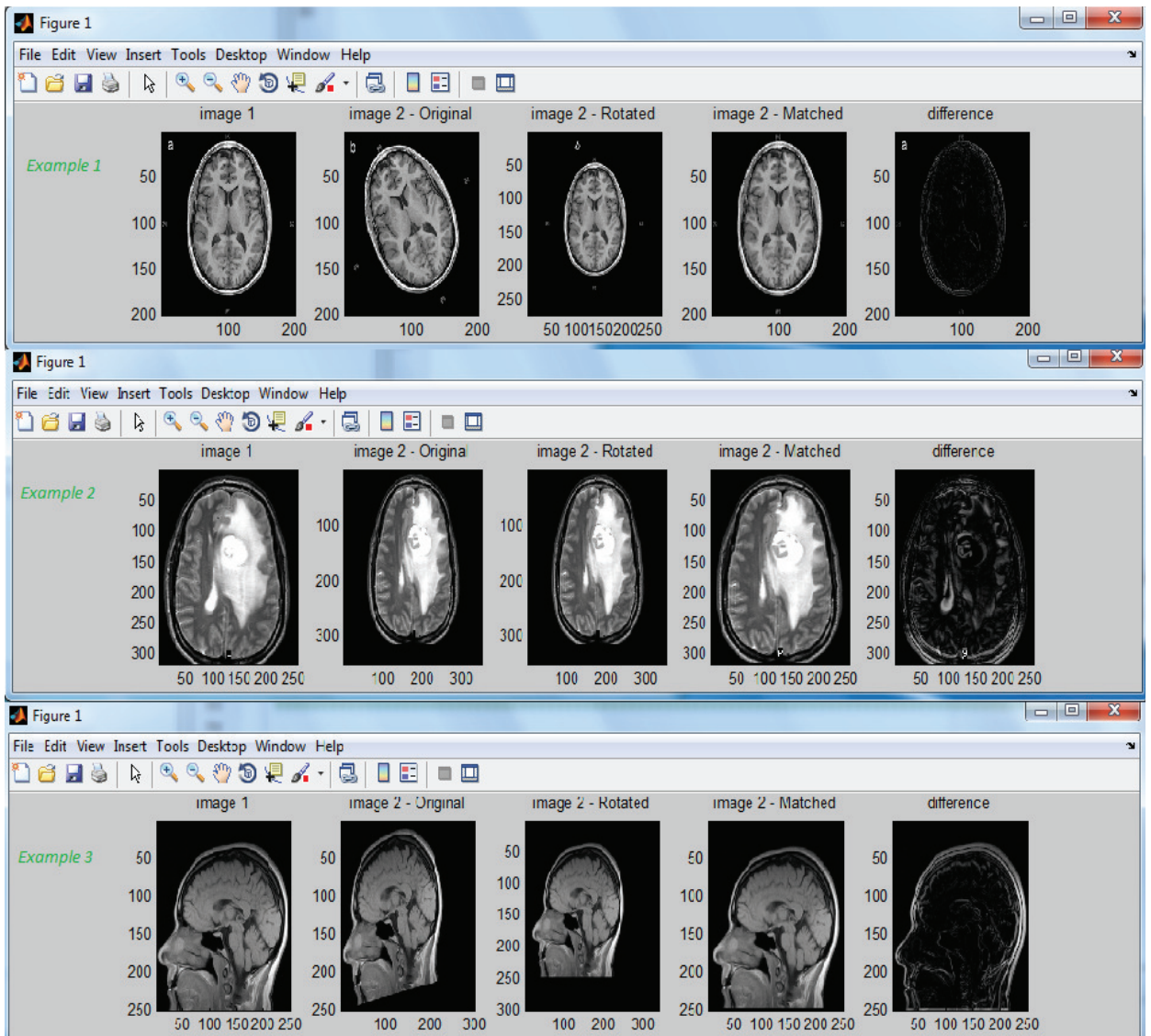
fprintf('Results \n');
fprintf('***** \n');

```

```

fprintf( 'theta:   %d \n', theta );
fprintf( 'I:      %d \n', I );
fprintf( 'J:      %d \n', J );
fprintf( '***** \n');

```



Εικόνα: Αποτελέσματα από την εκτέλεση του αλγορίθμου αμοιβαίας πληροφορίας

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β

ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΓΡΑΦΙΚΗΣ ΔΙΕΠΙΦΑΝΕΙΑΣ ΣΕ ΠΛΑΤΦΟΡΜΑ MATLAB

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 π/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.  
>>r=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 .

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 αντιπροσώπηση 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 ζουμ. 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

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 μμηθεί 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.

Ανάπτυξη γραφικής διεπιφάνειας χρήστη

Τι είναι ένα GUI;

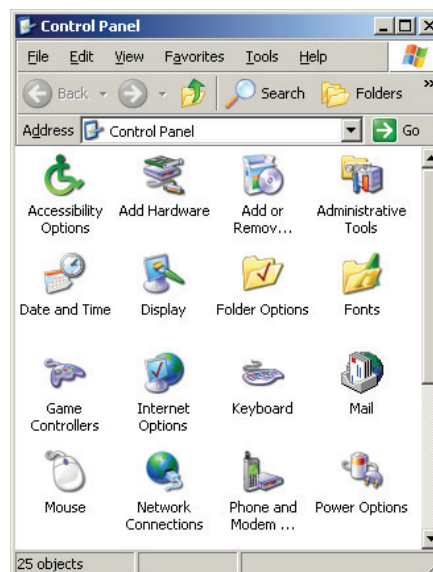
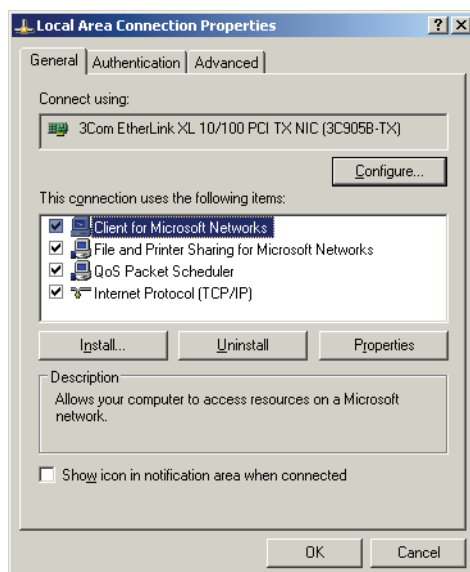
Το GUI σημαίνει Graphical User Interface.

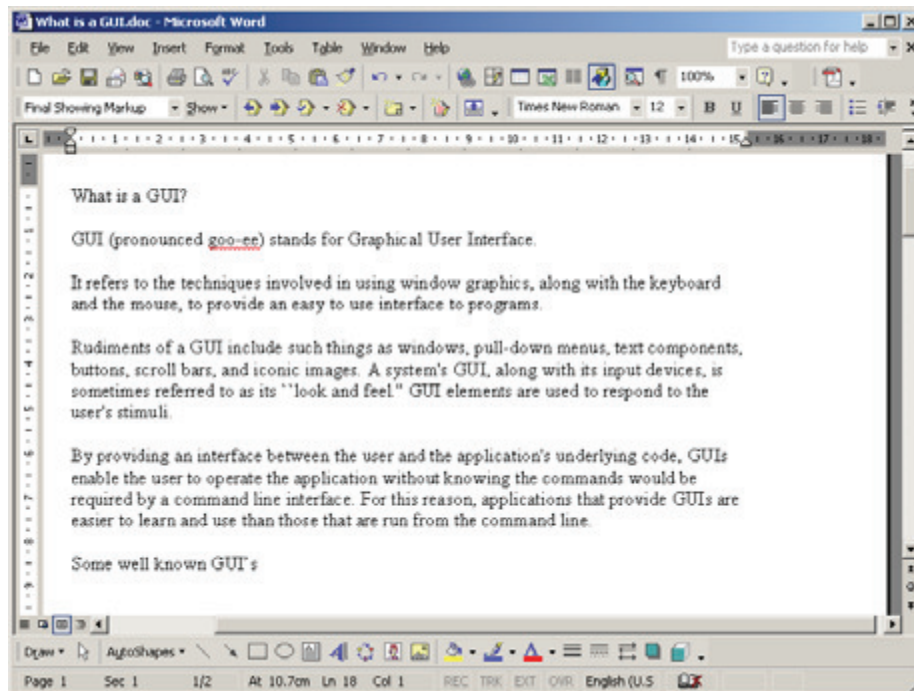
Αναφέρεται στις τεχνικές που περιλαμβάνονται σε χρησιμοποίηση της γραφικής παράστασης παραθύρων, μαζί με το πληκτρολόγιο και το ποντίκι, ώστε να δημιουργηθεί μια εύχρηστη διεπιφάνεια ενός προγράμματος.

Τα στοιχεία ενός GUI περιλαμβάνουν objects όπως τα παράθυρα, τις επιλογές pull-down, τα τμήματα κειμένων, τα κουμπιά, τα scroll bars, και τα παράθυρα εικόνων. 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

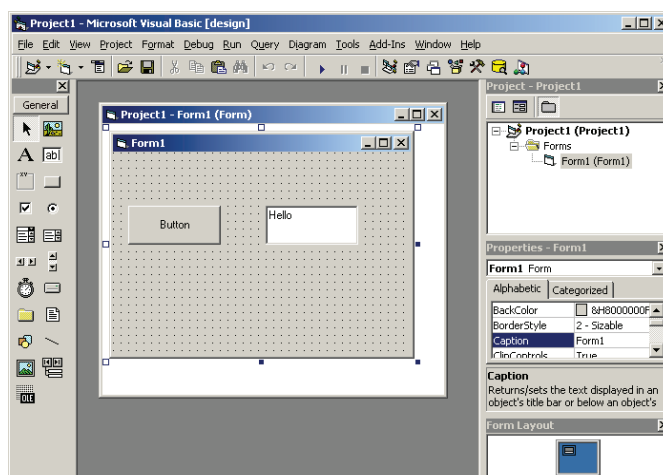




Τα WORD, Network Configuration και Control Panel προσφέρουν λειτουργικότητα ελέγχου για τον έλεγχο του υπολογιστή και των στοιχείων χωρίς ανάγκη για τις εντολές και τα scripts επιπέδων συστημάτων. Οι περισσότερες διαδικασίες στα διάφορα στοιχεία μπορούν να γίνουν με την χρήση εικονιδίων και buttons . 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 διεπαφάνειας είναι πιο επίμοχθος σε αυτό το εργαλείο development.



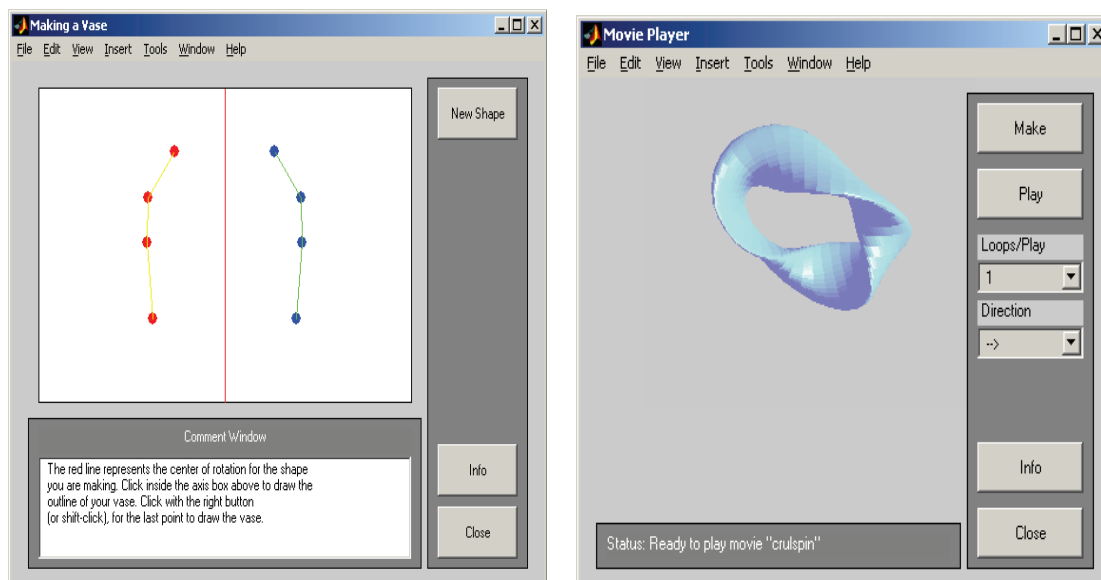
Το Visual Studio, ένα προϊόν της Microsoft, που αναφέρεται ανωτέρω μπορεί να φανεί περίπλοκο αλλά πραγματικά παρέχει τα πολύ απλά εργαλεία για την δημιουργία ενός GUI. Τα κουμπιά, οι επιλογές, τα παράθυρα κειμένου κ.λπ... επιλέγονται από επιλογές και τοποθετούνται γραφικά σε μια σελίδα.

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 μητρών 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

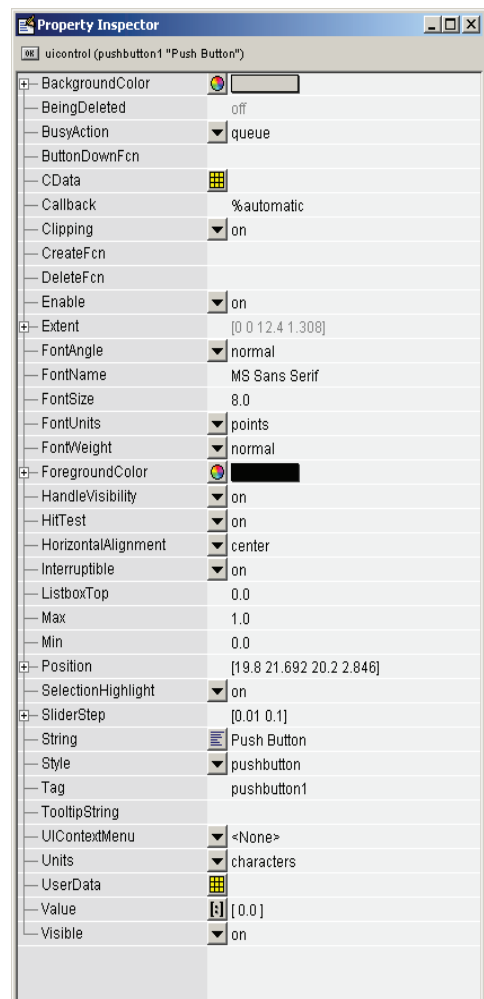
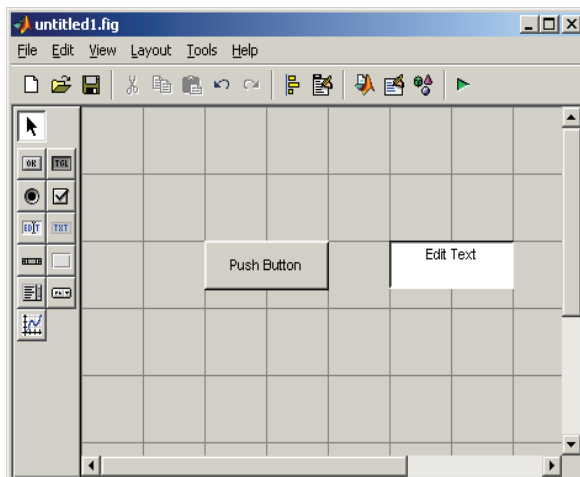
Το Matlab παρέχει το περιβάλλον GUIDE για το σχεδιασμό, τη δημιουργία και την ανάπτυξη μιας διεπιφάνειας .

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:

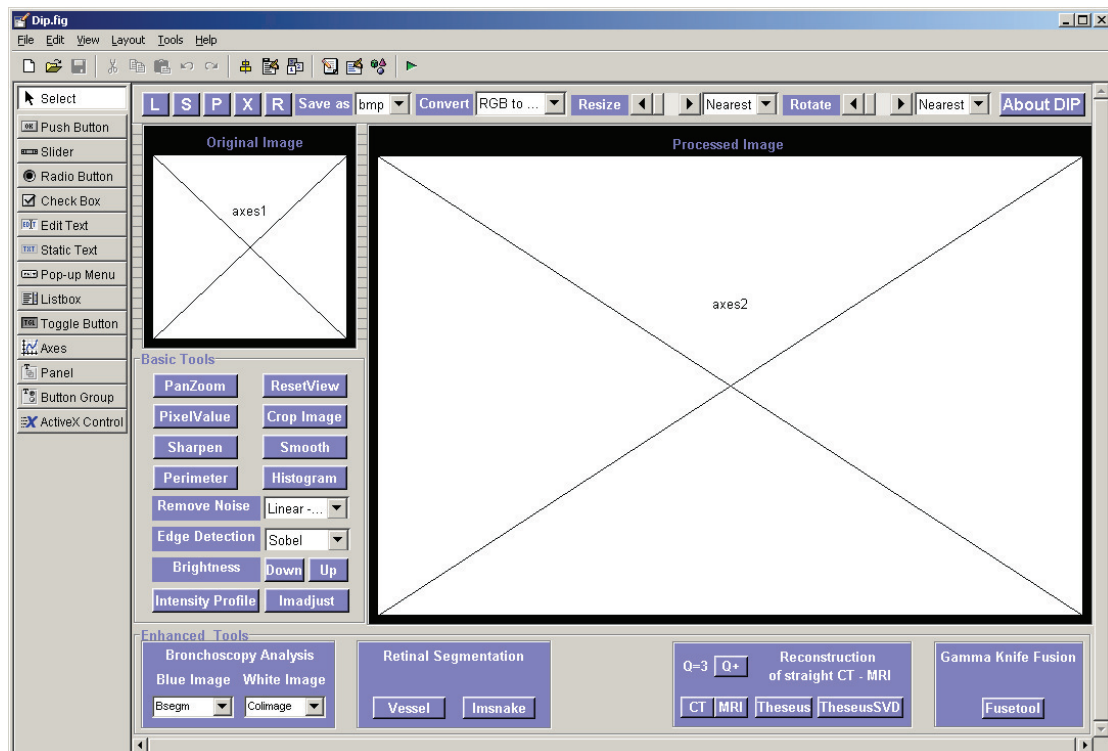
‘tag’ σε ‘edit_one’

‘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



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 mcc

Ακολουθως περιγράφεται αναλυτικά η εντολή mcc, 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 :

```
mcc - 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, χρησιμοποιείστε 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 cpllib: 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 debbuging	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 τις 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.

Ακολούθως 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 καταχωρήθει το ακόλουθο DLL σε κάθε υπολογιστή .

mwcommmgr.dll mwcomutil.dll

Σε DOS prompt εισάγεται regsvr32 < dllname >

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