



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

Αυτόματη Ευθυγράμμιση Τρισδιάστατων Ιατρικών Δεδομένων

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Πόλυς Ν. Γεωργίου

Επιβλέπων: Γιώργος Ματσόπουλος
Επ. Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Σεπτέμβριος 2011



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

Αυτόματη Ευθυγράμμιση Τρισδιάστατων Ιατρικών Δεδομένων

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Πόλυς Ν. Γεωργίου

Επιβλέπων: Γιώργος Ματσόπουλος
Επ. Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 25^η Οκτωβρίου 2011.

.....
Γ. Ματσόπουλος
Επ. Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Ν. Ουζούνογλου
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Δ. Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Σεπτέμβριος 2011

.....
Πόλυς Ν. Γεωργίου

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

Copyright © Πόλυς Ν. Γεωργίου, 2011

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

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

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

Περίληψη

Σκοπός της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι η παρουσίαση μιας μεθόδου αυτόματης ευθυγράμμισης τρισδιάστατων 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.

Η μέθοδος μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την ευθυγράμμιση ακτινολογικών εικόνων που λαμβάνονται μέσω υπολογιστικής αξονικής τομογραφίας και χρησιμοποιούνται από οδοντιάτρους για παρακολούθηση και αξιολόγηση θεραπευτικών διαδικασιών. 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. Στην εικόνα διαφορών απεικονίζεται ιδιαίτερα χρήσιμη πληροφορία για τους ειδικούς όπως για παράδειγμα η μέτρηση της οστικής υποστήριξης προς τα εμφυτεύματα. 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 προτεινόμενη μέθοδος βασίζεται σε ζεύγη αντιστοιχών σημείων αλλά προϋποθέτει εύρεση χαρακτηριστικών σημείων μόνο στη μια από τις δύο εικόνες. Η εύρεση των αντιστοιχών σημείων στην εικόνα προς ευθυγράμμιση γίνεται αυτόματα και βάσει των ζευγαριών σημείων που προκύπτουν υπολογίζονται απευθείας οι παράμετροι του μετασχηματισμού με προσέγγιση ελαχίστων τετραγώνων. Εφαρμόζοντας το μετασχηματισμό στην εικόνα προς ευθυγράμμιση παίρνουμε την επιθυμητή ευθυγραμμισμένη εικόνα.

Λέξεις Κλειδιά

Ευθυγράμμιση τρισδιάστατων ιατρικών δεδομένων, ακτινολογικές εικόνες, εύρεση χαρακτηριστικών σημείων, αυτόματη αντιστοίχιση σημείων, ταίριασμα προτύπων, γεωμετρικός μετασχηματισμός, υπολογιστική τομογραφία.

Abstract

Subject of this diploma thesis is the presentation of a method for automatic registration of 3D medical images. The task of registration is to eliminate spatial differences between two images allowing matching anatomical regions to coincide.

Image registration can be used in digital subtraction radiography employed by dentists to monitor and evaluate therapeutic procedures. 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 proposed method automatically extracts the most distinctive points from the reference image and searches for their corresponding points in the second image. Based on these points pairs, least squares approximation is employed to calculate an optimal affine transformation that aligns the two images.

Keywords

3D medical image registration, image alignment, digital subtraction radiography, point extraction, automatic point correspondence, template matching, geometric transformation, computed tomography.

Ευχαριστίες

Η διπλωματική αυτή εργασία εκπονήθηκε κατά το ακαδημαϊκό έτος 2010-2011 υπό την επίβλεψη του κ. Γεώργιου Ματσόπουλου, καθηγητή της Σχολής Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών του Ε.Μ.Π., στον οποίο οφείλω ιδιαίτερες ευχαριστίες για την ανάθεσή της και το άριστο κλίμα συνεργασίας καθ' όλη τη διάρκεια εκπόνησής της. Επίσης, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Θεόδωρο Οικονομόπουλο, υποψήφιο διδάκτορα της σχολής, για τη βοήθεια και την καθοδήγησή του. Τέλος, ευχαριστώ τους γονείς, την οικογένεια και τους φίλους μου για τη στήριξη και τη βοήθειά τους κατά τη διάρκεια των σπουδών μου.

Περιεχόμενα

Περίληψη	i
Abstract	ii
Ευχαριστίες	iii
Περιεχόμενα.....	v
1 Εισαγωγή.....	1
1.1 Σκοπός Διπλωματικής Εργασίας.....	1
1.2 Διάρθρωση Διπλωματικής Εργασίας.....	1
2 Επισκόπηση Μεθόδων Ευθυγράμμισης Εικόνων	3
2.1 Ευθυγράμμιση Ιατρικών Δεδομένων.....	3
2.2 Ταξινόμηση Μεθόδων Ευθυγράμμισης.....	4
2.2.1 Διάσταση μετασχηματισμού.....	5
2.2.2 Είδος γεωμετρικού μετασχηματισμού	5
2.2.3 Ιδιότητες των δεδομένων	10
2.2.4 Αυτοματοποίηση και διαδραστικότητα	11
2.2.5 Τεχνική αναζήτησης.....	11
2.3 Κριτήρια Αξιολόγησης Μεθόδων Ευθυγράμμισης.....	12
2.3.1 Συνάρτηση επιτυχίας.....	12
2.3.2 Αποτίμηση μεθόδων ευθυγράμμισης.....	16
2.4 Ευθυγράμμιση βασισμένη σε εξωγενή χαρακτηριστικά	18
2.5 Ευθυγράμμιση βασισμένη σε ενδογενή χαρακτηριστικά	20
2.6 Σύντηξη ιατρικών δεδομένων	21
3 Μεθοδολογία Αυτόματης Ευθυγράμμισης Εικόνων	23
3.1 Εύρεση Χαρακτηριστικών Σημείων	24
3.1.1 Επιλογή μέτρου ομοιότητας.....	24
3.1.2 Καθορισμός της σημαντικότητας των pixels της εικόνας.....	24
3.1.3 Επιλογή των χαρακτηριστικών σημείων	26
3.2 Αρχική Ευθυγράμμιση.....	27
3.2.1 Ευθυγράμμιση του κέντρου μάζας των εικόνων	28
3.2.2 Μετασχηματισμός των κέντρων μάζας των τομών	29

3.3	Αντιστοίχιση Σημείων.....	31
3.4	Μετασχηματισμός Εικόνας.....	32
3.4.1	Εύρεση του πίνακα μετασχηματισμού	33
3.4.2	Εφαρμογή του μετασχηματισμού	34
3.5	Υπολογισμός Δείκτη Ταύτισης	34
3.5.1	Εύρεση ακμών στις εικόνες.....	34
3.5.2	Υπολογισμός απόστασης μεταξύ εικόνων	36
4	Αποτελέσματα	39
4.1	Ευθυγράμμιση εικόνων με γνωστή παραμόρφωση.....	39
4.2	Ευθυγράμμιση πραγματικών εικόνων	43
5	Αξιολόγηση	47
5.1	Αξιολόγηση της προτεινόμενης μεθόδου ευθυγράμμισης	47
5.2	Μελλοντικές βελτιώσεις και επεκτάσεις.....	47
	Βιβλιογραφία.....	49

1 Εισαγωγή

1.1 Σκοπός Διπλωματικής Εργασίας

Στη διπλωματική αυτή εργασία παρουσιάζεται μια μέθοδος αυτόματης ευθυγράμμισης τρισδιάστατων ιατρικών δεδομένων. Συγκεκριμένα, ακτινολογικών εικόνων που λαμβάνονται μέσω υπολογιστικής αξονικής τομογραφίας και χρησιμοποιούνται από οδοντιάτρους για παρακολούθηση και αξιολόγηση θεραπευτικών διαδικασιών. Κατά τη διαδικασία αυτή, λαμβάνονται ακτινολογικές εικόνες του ίδιου αντικειμένου πριν και μετά τη θεραπεία. Στη συνέχεια, οι δύο αυτές εικόνες ευθυγραμμίζονται και αφαιρούνται ώστε να προκύψει μια εικόνα διαφορών στην οποία απεικονίζονται μεταβολές σε οστά, δόντια ή εμφυτεύματα.

Η επιτυχία της μεθόδου αυτής εξαρτάται σημαντικά από τον τρόπο λήψης των ακτινολογικών εικόνων και τη γεωμετρία της διάταξης. Η τυποποίηση της διαδικασίας αυτής δεν είναι πάντα εφικτή αφού προϋποθέτει έλεγχο όλων των βαθμών ελευθερίας, τόσο του απεικονιστικού συστήματος όσο και του υπό εξέταση αντικειμένου. Η περιστροφή και η μετατόπιση ενός αντικειμένου στον χώρο μας δίνει συνολικά 6 βαθμούς ελευθερίας. Άρα για το σύστημά μας έχουμε συνολικά 12 βαθμούς ελευθερίας για τα δύο αντικείμενα (απεικονιστικό σύστημα και υπό εξέταση αντικείμενο). Η δυσκολία έλεγχου όλων αυτών των βαθμών ελευθερίας, που εξαρτώνται άμεσα από την τοποθέτηση του ασθενούς σε σχέση με το σύστημα απεικόνισης, την κλίμακα και ανάλυση των εικόνων κτλ, δημιουργεί την ανάγκη ανάπτυξης αλγορίθμων γεωμετρικής ευθυγράμμισης εικόνων. Οι αλγόριθμοι αυτοί απαιτούν γνώση αντίστοιχων σημείων ή ανατομικών δομών, που ανιχνεύονται είτε αυτόματα ή ορίζονται από τον χρήστη, και βάση αυτών προσδιορίζουν τον κατάλληλο μετασχηματισμό που συνδέει τα συστήματα συντεταγμένων των δύο απεικονίσεων.

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 Διάρθρωση Διπλωματικής Εργασίας

Στα κεφάλαια που ακολουθούν γίνεται μια σύντομη εισαγωγή στις έννοιες που χρησιμοποιούνται, παρουσιάζονται μερικές τεχνικές ευθυγράμμισης που αναφέρονται στη βιβλιογραφία, εξηγείται βήμα προς βήμα η προτεινόμενη μέθοδος και παρουσιάζονται ενδεικτικά αποτελέσματα.

Πιο αναλυτικά, στο δεύτερο κεφάλαιο γίνεται μια επισκόπηση των μεθόδων ευθυγράμμισης ιατρικών δεδομένων που συναντούμε στη βιβλιογραφία.

Στο τρίτο κεφάλαιο περιγράφεται αναλυτικά η μέθοδος αυτόματης ευθυγράμμισης που προτείνεται. Η ανάλυση ακολουθεί τα βήματα του αλγορίθμου και όπου είναι αναγκαίο παρουσιάζονται διάφορες τεχνικές που έχουν χρησιμοποιηθεί και τα κριτήρια επιλογής τους έναντι άλλων παρόμοιων τεχνικών.

Τα αποτελέσματα της μεθόδου παρουσιάζονται το τέταρτο κεφάλαιο. Σε αυτά περιλαμβάνονται τόσο εικόνες όσο και ποσοτικοποίηση σφαλμάτων και λοιπά αριθμητικά δεδομένα.

Τέλος, στο πέμπτο κεφάλαιο αξιολογείται η προτεινόμενη μέθοδος και αναφέρονται πιθανές επεκτάσεις και μελλοντικές βελτιώσεις.

2 Επισκόπηση Μεθόδων Ευθυγράμμισης Εικόνων

2.1 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-Χ 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 πρόιμη 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, $I_F(\mathbf{r}), \mathbf{r} \in D_1 \subset \mathcal{R}^N$, και η άλλη ως η εικόνα αναφοράς, $I_R(\mathbf{r}), \mathbf{r} \in D_2 \subset \mathcal{R}^N$, όπου N η διάσταση των εικόνων ($N=2$ για ακτινογραφίες, $N=3$ για δεδομένα τομογραφίας, κλπ). Στόχος κάθε μεθόδου

ευθυγράμμισης είναι ο προσδιορισμός ενός μετασχηματισμού, $T : D_1 \rightarrow \mathfrak{R}^N$, τέτοιου ώστε η μετασχηματισμένη εικόνα, $I_T(\mathbf{r})$,

$$I_T(T(\mathbf{r})) = I_F(\mathbf{r}), \text{ αν } T(\mathbf{r}) \in D_2 \quad (2.1)$$

και η $I_R(\mathbf{r})$ να περιέχουν την ίδια ανατομική πληροφορία στη θέση $\mathbf{r} \in D_2$. Από την Εξ. 2.1 φαίνεται ότι μπορεί να υπάρχουν περιοχές στην εικόνα αναφοράς $\mathbf{r} \in D_2$ οι οποίες να μην απεικονίζονται στην προς ευθυγράμμιση εικόνα. Οι περιοχές αυτές δεν ανήκουν στο επικαλυπτόμενο τμήμα των εικόνων και στη μετασχηματισμένη εικόνα θεωρούνται κενές, δηλαδή $I_T(\mathbf{r}_i) = 0$ για $\mathbf{r}_i \in D_2 \mid T^{-1}(\mathbf{r}_i) \notin D_1$.

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.

2.2 Ταξινόμηση Μεθόδων Ευθυγράμμισης

Η διαδικασία της ευθυγράμμισης διαφοροποιείται ανάλογα με το πρόβλημα που πρέπει να αντιμετωπιστεί καθώς και την εφαρμοζόμενη μέθοδο. Στις εργασίες [1]-[4] 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 [5]-[7]. Ακόμα, ευθυγράμμιση μπορεί να εφαρμόζεται κατά την ακτινοθεραπεία, όπου οι ακτινογραφίες επιβεβαίωσης πεδίων ακτινοβολήσης (portal images) ευθυγραμμίζονται με τα CT δεδομένα [8], [9]. Η ευθυγράμμιση με ένα σύνολο δεδομένων το οποίο “σχηματίστηκε” από μια βάση συλλογής απεικονιστικών δεδομένων από διαφορετικές πηγές ονομάζεται ευθυγράμμιση με άτλαντα. Το 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

2.2.1 Διάσταση μετασχηματισμού

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

2.2.2 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. Στη συνέχεια παρουσιάζονται οι βασικοί γεωμετρικοί μετασχηματισμοί ευθυγράμμισης προσαρμοσμένοι στις τρεις διαστάσεις (3D – three dimensional).

2.2.2.1 Συμπαγής μετασχηματισμός

Ο συμπαγής μετασχηματισμός διατηρεί αναλλοίωτο το σχήμα των αντικειμένων. Αναλύεται σε συνιστώσες περιστροφής και μετατόπισης. Στις τρεις διαστάσεις ο 3×3 πίνακας περιστροφής R αποτελεί το γινόμενο τριών πινάκων, R_x, R_y, R_z , κάθε ένας από τους οποίους αντιπροσωπεύει την περιστροφή γύρω από τον αντίστοιχο άξονα. Το σημείο $\mathbf{r} = (x, y, z)$ μετασχηματίζεται στο σημείο $\mathbf{r}' = (x', y', z')$ σύμφωνα με τη σχέση:

$$\mathbf{r}' = R\mathbf{r} + \mathbf{d} \quad (2.2)$$

όπου $R = R_x R_y R_z$ και $\mathbf{d} = \begin{bmatrix} d_x \\ d_y \\ d_z \end{bmatrix}$ το 3×1 διάνυσμα της μετατόπισης. Σε μορφή

πινάκων η (2.2) γράφεται:

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \varphi_x & -\sin \varphi_x \\ 0 & \sin \varphi_x & \cos \varphi_x \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos \varphi_y & 0 & \sin \varphi_y \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \varphi_y & 0 & \cos \varphi_y \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos \varphi_z & -\sin \varphi_z & 0 \\ \sin \varphi_z & \cos \varphi_z & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} dx \\ dy \\ dz \end{pmatrix} \quad (2.3)$$

όπου $\varphi_x, \varphi_y, \varphi_z$ οι γωνίες περιστροφής γύρω από τους άξονες x, y, z αντίστοιχα και dx, dy, dz η μετατόπιση στους αντίστοιχους άξονες [10].

2.2.2.2 Μετασχηματισμός τύπου affine

Ένας μετασχηματισμός καλείται τύπου affine όταν κάθε ευθεία γραμμή σε μια εικόνα μετασχηματίζεται σε ευθεία γραμμή με ταυτόχρονη διατήρηση της σχέσεως παραλληλίας. Εφαρμόζεται κυρίως σε εικόνες στερεών αντικειμένων οι οποίες έχουν πιθανώς υποστεί παραμόρφωση (όπως οι εικόνες MR) ή όταν δεν υπάρχουν επαρκείς πληροφορίες που αφορούν στον τρόπο ανάκτησης των εικόνων. Ο μετασχηματισμός τύπου affine μπορεί να αναλυθεί σε ένα γραμμικό μετασχηματισμό και σε μια μετατόπιση, και στις τρεις διαστάσεις, εκφράζεται από την εξίσωση:

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} dx \\ dy \\ dz \end{pmatrix} \quad (2.4)$$

όπου $\begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{pmatrix}$ είναι ένας πίνακας με πραγματικές τιμές.

2.2.2.3 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 [11]. Στις τρεις διαστάσεις μπορεί να εκφραστεί με τη μορφή:

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_1/w \\ y_1/w \\ z_1/w \end{pmatrix}, \quad \text{και} \quad \begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \\ w \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} & a_{14} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} & a_{24} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} & a_{34} \\ a_{41} & a_{42} & a_{43} & a_{44} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix} \quad (2.5)$$

όπου το w αντιστοιχεί στην επιπλέον ομογενή συντεταγμένη. Συχνά χρησιμοποιείται προβολικός μετασχηματισμός 15 παραμέτρων θέτοντας $a_{44} = 1$.

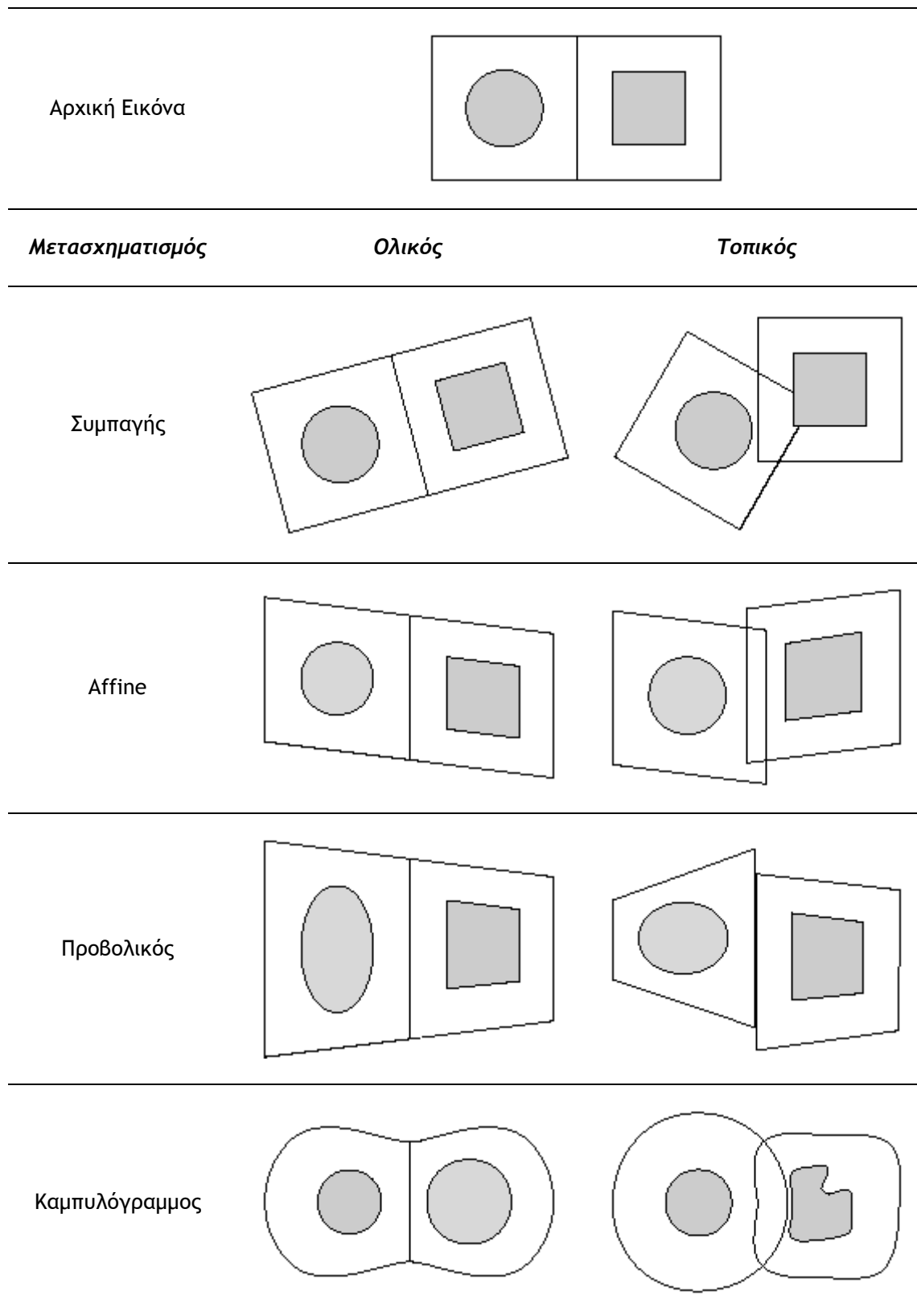
2.2.2.4 Καμπολόγραμμοι μετασχηματισμοί

Οι καμπολόγραμμοι (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 καμπολόγραμμοι μετασχηματισμοί είναι οι μετασχηματισμοί πολυωνυμικού τύπου:

$$\begin{aligned}x' &= \sum_{k=0}^K \sum_{l=0}^L \sum_{m=0}^M a_{klm} x^k y^l z^m \\y' &= \sum_{k=0}^K \sum_{l=0}^L \sum_{m=0}^M b_{klm} x^k y^l z^m \\z' &= \sum_{k=0}^K \sum_{l=0}^L \sum_{m=0}^M c_{klm} x^k y^l z^m\end{aligned}\tag{2.6}$$

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 (2.6) για $K=L=M=1$.



Σχήμα 1. Παραδείγματα εφαρμογής δισδιάστατων ολικών και τοπικών μετασχηματισμών στην αρχική εικόνα.

2.2.3 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 [16], [17]. Τα οδηγά 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 οδηγά 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 [18]. 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. Σε πρόσφατες μελέτες αποφεύγεται η επιλογή χαρακτηριστικών που απαιτούν προεπεξεργασία των δεδομένων, όπως κατάτμηση και κατωφλίωση, 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.

2.2.4 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) [2] 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.

2.2.5 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 [19].

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) [20], 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). Τέλος 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 [21][22] και η μέθοδος του Powell [22]. 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.

2.3 Κριτήρια Αξιολόγησης Μεθόδων Ευθυγράμμισης

2.3.1 Συνάρτηση επιτυχίας

Στη συνέχεια παρουσιάζονται τα συνήθη κριτήρια που χρησιμοποιούνται ως μέτρο της επιτυχίας της ευθυγράμμισης. Τα κριτήρια αυτά διαφοροποιούνται ανάλογα με το αν η μέθοδος ευθυγράμμισης βασίζεται σε εξωγενή ή ενδογενή χαρακτηριστικά.

Αν η μέθοδος ευθυγραμμίζει λίστες από ζεύγη αντίστοιχων σημείων το κριτήριο που ορίζει την επιτυχία της ευθυγράμμισης είναι η χωρική ταύτιση των ομόλογων σημείων αναφοράς. Τα σημεία μπορεί να είναι η θέση των οδηγών σημείων στην περίπτωση μεθόδων που χρησιμοποιούν εξωγενή χαρακτηριστικά ή σημεία δειγματοληψίας καμπυλών/επιφανειών στην περίπτωση μεθόδων που χρησιμοποιούν ενδογενείς ιδιότητες. Στην περίπτωση αυτή, οι παράμετροι του μετασχηματισμού μπορούν να υπολογιστούν με ευθύ τρόπο κάνοντας χρήση της προσέγγισης ελαχίστων τετραγώνων [23], όπου ελαχιστοποιείται το μέσο τετραγωνικό σφάλμα, MSE:

$$MSE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left\| \mathbf{r}_i' - T(\mathbf{r}_i) \right\|^2 \quad (2.7)$$

ως προς τις παραμέτρους του μετασχηματισμού $T(\bullet)$. $\mathbf{r}_i = (x_i, y_i, z_i)$ και $\mathbf{r}_i' = (x_i', y_i', z_i')$, $i = 1, 2, \dots, n$, είναι τα αντίστοιχα ζεύγη σημείων στο προς ευθυγράμμιση σύνολο δεδομένων και στο σύνολο δεδομένων αναφοράς αντίστοιχα και $\|\bullet\|$ συμβολίζει την Ευκλείδεια νόρμα.

Αν η ευθυγράμμιση βασίζεται στις τιμές των χρωματικών πυκνοτήτων των στοιχείων της εικόνας ως συναρτήσεις επιτυχίας χρησιμοποιούνται κριτήρια ομοιότητας (O), τα οποία εκφράζουν ένα μέτρο του συσχετισμού μεταξύ των εικόνων. Στόχος είναι ο προσδιορισμός του μετασχηματισμού που μεγιστοποιεί την τιμή του κριτηρίου ομοιότητας μεταξύ της μετασχηματισμένης εικόνας $I_T(\mathbf{r})$ και της εικόνας αναφοράς $I_R(\mathbf{r})$ στην περιοχή επικάλυψης:

$$T = \arg \max_T [O(I_T(\mathbf{r}), I_R(\mathbf{r}))] \quad (2.8)$$

Στη συνέχεια, παρουσιάζονται τα συνήθη κριτήρια ομοιότητας τα οποία βρίσκουν εφαρμογή τόσο στην επίλυση δισδιάστατων όσο και τρισδιάστατων προβλημάτων. Τα κριτήρια ομοιότητας υπολογίζονται μόνο στα επικαλυπτόμενα τμήματα των εικόνων.

2.3.1.1 Απόλυτη διαφορά των χρωματικών πυκνοτήτων

Το άθροισμα της απόλυτης διαφοράς χρωματικών πυκνοτήτων περιγράφεται από τη σχέση:

$$C_{AD}(\mathbf{r}) = \sum_{\mathbf{r}} |I_D(\mathbf{r})| \quad (2.9)$$

όπου $I_D(\mathbf{r}) = I_R(\mathbf{r}) - I_T(\mathbf{r})$ η εικόνα της διαφοράς των χρωματικών πυκνοτήτων μεταξύ της εικόνας αναφοράς και της μετασχηματισμένης εικόνας. Η ελαχιστοποίηση του CAD αποτελεί μία από τις πρώτες μεθόδους ευθυγράμμισης που βασίζονται στο σύνολο της πληροφορίας των δεδομένων [24]-[26]. Το κριτήριο αυτό δεν είναι ικανοποιητικό στις περιπτώσεις που τα δεδομένα παρουσιάζουν τοπικές χρωματικές μεταβολές ή προέρχονται από διαφορετικές απεικονιστικές τεχνικές. Επίσης παρουσιάζει μεγάλη ευαισθησία στο θόρυβο αν αυτός δεν ακολουθεί κανονική κατανομή.

Παραλλαγές του κριτηρίου αυτού, που έχουν επίσης βρει εφαρμογή, είναι η κλίση της διαφοράς στην ευθυγράμμιση ψηφιακά ανακατασκευασμένων ακτινογραφιών με εικόνες φλουροσκοπίας (fluoroscopy) [27] και το άθροισμα των τετραγώνων των διαφορών σε οδοντιατρικές ακτινογραφίες [28]. Η ελαχιστοποίηση των τετραγώνων των διαφορών έχει εφαρμοστεί στην ευθυγράμμιση δεδομένων μαγνητικής τομογραφίας (MR-MR) [29]. Στην ίδια εργασία έγινε προσπάθεια μείωσης της ευαισθησίας του κριτηρίου αυτού τροποποιώντας το κριτήριο σύμφωνα με τη μέθοδο της ευσταθούς εκτίμησης (robust estimation). Η συνάρτηση που παρουσίασε χαμηλή ευαισθησία στην αρχικοποίηση διατηρώντας συγχρόνως χαμηλό υπολογιστικό κόστος είναι η German-McClure [30]. Επίσης η μέση τιμή των τετραγώνων των διαφορών έχει χρησιμοποιηθεί ως μέτρο αποτίμησης της ακρίβειας της ευθυγράμμισης δεδομένων μαγνητικής τομογραφίας μαστού [31].

2.3.1.2 Συντελεστής συσχέτισης

Ο συντελεστής συσχέτισης (cross-correlation coefficient, CC) των χρωματικών πυκνοτήτων υπολογίζεται με βάση τη σχέση:

$$CC(I_R, I_T) = \left| \frac{\sum_{\mathbf{r}} [I_T(\mathbf{r}) - \bar{I}_T][I_R(\mathbf{r}) - \bar{I}_R]}{\sqrt{\sum_{\mathbf{r}} [I_T(\mathbf{r}) - \bar{I}_T]^2} \sqrt{\sum_{\mathbf{r}} [I_R(\mathbf{r}) - \bar{I}_R]^2}} \right| \quad (2.10)$$

όπου \bar{I}_T, \bar{I}_R είναι η μέση τιμή των εικόνων $I_T(\mathbf{r})$ και $I_R(\mathbf{r})$ αντίστοιχα. Οι απόλυτες τιμές του συντελεστή συσχέτισης ανήκουν στο διάστημα $[0,1]$. Όσο πιο κοντά είναι ο συντελεστής συσχέτισης στη μονάδα τόσο πιο πολύ συσχετίζονται οι δυο εικόνες. Μια σημαντική ιδιότητα του συντελεστή συσχέτισης είναι το ότι παραμένει αναλλοίωτος σε γραμμικούς μετασχηματισμούς της μορφής $aI + b$, δηλαδή $CC(a_1 I_T + b_1, a_2 I_R + b_2) = CC(I_T, I_R)$. Συνεπώς, αλλαγή στη φωτεινότητα ή/και στην αντίθεση (contrast) των εικόνων δεν επιδρά στην τιμή του

συντελεστή συσχέτισης. Ο ορισμός του συντελεστή συσχέτισης μπορεί να γενικευτεί ώστε να είναι αναλλοίωτος σε μετασχηματισμούς της μορφής $aI + b_0 + b_1x + b_2y + \dots$. Ωστόσο η ευθυγράμμιση με βάση το συντελεστή συσχέτισης, χωρίς την εφαρμογή κάποιου σταδίου προεπεξεργασίας, αποτυγχάνει στην περίπτωση που οι εικόνες προέρχονται από διαφορετικές απεικονιστικές τεχνικές, επειδή σε κάθε απεικονιστική τεχνική διαφοροποιείται η τιμή της χρωματικής πυκνότητας που αποδίδεται σε κάθε ιστό και μάλιστα η σχέση που συνδέει τις χρωματικές πυκνότητες για κάθε ιστό δεν είναι απαραίτητα γραμμική.

Ο συντελεστής συσχέτισης έχει εφαρμοστεί στην ευθυγράμμιση 3D δεδομένων CT, MR και PET εγκεφάλου [32], στην ευθυγράμμιση δεδομένων CT μέσω υπολογισμού ψηφιακά ανακατασκευασμένης ακτινογραφίας [33] και στην ευθυγράμμιση ακτινογραφιών επιβεβαίωσης πεδίων ακτινοβολήσης [34]. Αντίστοιχοι συντελεστές που αποδίδουν το βαθμό συσχέτισης μεταξύ δύο εικόνων ή τμημάτων τους έχουν χρησιμοποιηθεί στις εργασίες [35] - [38]. Επίσης, η κλίση της συσχέτισης [39] έχει εφαρμοστεί στην ευθυγράμμιση δεδομένων αξονικής τομογραφίας και ακτινογραφικών φιλμ.

2.3.1.3 Εντροπία της διαφοράς

Θεωρώντας την τιμή χρωματικών πυκνοτήτων I των στοιχείων μιας εικόνας ως τυχαία μεταβλητή με κατανομή πιθανότητα $P(I = k)$, η εντροπία (H) της εικόνας της διαφοράς των χρωματικών πυκνοτήτων μεταξύ της εικόνας αναφοράς και της μετασχηματισμένης εικόνας, I_D , ορίζεται ως:

$$H(I_D) = - \sum_{k=0}^{G-1} P(I_D = k) \log_2 P(I_D = k) \quad (2.11)$$

όπου G το πλήθος των επιπέδων του γκρι (συνήθως 256) [40]. Η εντροπία της διαφοράς έχει χρησιμοποιηθεί στην ευθυγράμμιση 3D δεδομένων μαγνητικής τομογραφίας εγκεφάλου διαφορετικών χρονικών στιγμών [41]. Η εντροπία ανήκει στα κριτήρια ευθυγράμμισης που βασίζονται στο ιστόγραμμα των εικόνων.

2.3.1.4 Συντελεστής αμοιβαίας πληροφορίας

Ο συντελεστής αμοιβαίας πληροφορίας (mutual information, MI) αποτελεί ένα δείκτη του βαθμού εξάρτησης μεταξύ των εικόνων I_T και I_R , μετρώντας την απόσταση μεταξύ της από κοινού πιθανότητας να ισχύει $P(I_T = k, I_R = l)$, και της πιθανότητας στην περίπτωση πλήρους ανεξαρτησίας, $P(I_T = k) P(I_R = l)$.

$$MI(I_T, I_R) = \sum_{k=0}^{G-1} \sum_{l=0}^{G-1} P(I_T = k, I_R = l) \log 2 \frac{P(I_T = k, I_R = l)}{P(I_T = k)P(I_R = l)} \quad (2.12)$$

Ισοδύναμα, ο συντελεστής αμοιβαίας πληροφορίας υποδηλώνει τη μείωση της αβεβαιότητας όσον αφορά στην I_T όταν είναι γνωστή η I_R ή ακόμα το ποσό της πληροφορίας που η I_R περιέχει για τη I_T .

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 [42] τόσο στις δύο διαστάσεις [27] όσο και στις τρεις διαστάσεις [43] - [45] 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 [46] καθώς και μη συμπαγής [47], [48].

2.3.1.5 Μετασχηματισμός Fourier

Υπάρχουν 2D μέθοδοι που χρησιμοποιούν το μετασχηματισμό Fourier για την ανίχνευση μικρών γεωμετρικών μετατοπίσεων, δεδομένου ότι δύο μετατοπισμένες στο χώρο εικόνες έχουν το ίδιο πλάτος Fourier αλλά διαφορετική φάση. Οι μέθοδοι που βασίζονται στον υπολογισμό της φάσης στο πεδίο Fourier δεν είναι ευαίσθητες σε μεταβολές φωτεινότητας και μπορεί να αποδειχτούν αρκετά γρήγορες. Ωστόσο μπορεί να αποτύχουν σε εικόνες με υψηλό θόρυβο ή με μεγάλες μετατοπίσεις. Οι μέθοδοι που βασίζονται στον υπολογισμό της φάσης μπορούν να χρησιμοποιηθούν και για τον υπολογισμό περιστροφών με μειωμένη ωστόσο ευστάθεια ή αύξηση στον υπολογιστικό χρόνο [49]. Μέθοδοι που υπολογίζουν τη συσχέτιση των δεδομένων στο πεδίο Fourier ή υπολογίζουν τη συσχέτιση μόνο ως προς τη φάση παρουσιάζονται στις εργασίες [50] - [52].

2.3.2 Αποτίμηση μεθόδων ευθυγράμμισης

Η πλήρης αποτίμηση μιας μεθόδου ευθυγράμμισης απαιτεί τη διερεύνηση των παρακάτω χαρακτηριστικών.

2.3.2.1 Ακρίβεια (precision and accuracy)

Η ακρίβεια της μεθόδου αναφέρεται σε δύο όρους. Πρώτον αναφέρεται στο συστηματικό σφάλμα (precision), το οποίο υπολογίζεται όταν ο αλγόριθμος της ευθυγράμμισης εφαρμόζεται σε ιδανική είσοδο, π.χ. δύο όμοιες εικόνες.

Ένας τρόπος υπολογισμού του συστηματικού σφάλματος είναι κάνοντας χρήση οδηγών σημείων (με εξωτερικά σημάδια ή στερεοτακτικά πλαίσια) κατά την ανάκτηση των εικόνων. Οι μετρήσεις του σφάλματος μπορούν να αναφέρονται στο συνολικό σύστημα ευθυγράμμισης ή σε επιμέρους παράγοντες, όπως στον ασθενή λόγω κίνησης ή τεχνικών σφαλμάτων (αν και αυτά προσδιορίζονται δύσκολα), στη διαδικασία ανάκτησης των εικόνων, στη μέθοδο βελτιστοποίησης. Δεύτερον η ακρίβεια αναφέρεται στο άμεσο σφάλμα (accuracy) το οποίο διαφοροποιείται ανάλογα με την περίπτωση, σε αντίθεση με το συστηματικό σφάλμα το οποίο εξαρτάται μόνο από το σύστημα ευθυγράμμισης. Το άμεσο σφάλμα μπορεί να είναι ποιοτικό ή ποσοτικό. Το ποιοτικό σφάλμα προσεγγίζεται χρησιμοποιώντας απλά εργαλεία οπτικοποίησης που θα διευκολύνουν την οπτική επαλήθευση του αποτελέσματος. Π.χ. κατά την ευθυγράμμιση εικόνων CT και MR εγκεφάλου ένας τρόπος αποτίμησης του ποιοτικού σφάλματος από τον κλινικό ιατρό είναι η σύντηξη της ευθυγραμμισμένης εικόνας MR με το περίγραμμα του οστού όπως αυτό εξάγεται από την εικόνα CT. Το ποσοτικό σφάλμα χρειάζεται ένα πρότυπο αναφοράς το οποίο δεν υπάρχει στην κλινική πράξη και γι' αυτό το λόγο δε μπορεί να αποτιμηθεί, εκτός αν οριστεί ως προς κάποιο κριτήριο.

2.3.2.2 Ευρωστία και ευστάθεια

Η ευρωστία (robustness) ή ευστάθεια (stability) μιας μεθόδου σημαίνει μικρές διαταραχές στην είσοδο να προκαλούν αντίστοιχα μικρές διακυμάνσεις στην έξοδο. Στην περίπτωση της ευθυγράμμισης εικόνων, μια μέθοδος θεωρείται ευσταθής αν το αποτέλεσμα της ευθυγράμμισης παραμείνει σχεδόν το ίδιο ύστερα από μικρή παραμόρφωση ή μετακίνηση της προς ευθυγράμμιση εικόνας.

2.3.2.3 Αξιοπιστία

Ο όρος αξιοπιστία (reliability) δείχνει το κατά πόσο η συμπεριφορά μιας μεθόδου ευθυγράμμισης είναι η αναμενόμενη, όταν αυτή εφαρμόζεται σε διαφορετικά σύνολα κλινικών δεδομένων. Μια μέθοδος που εμφανίζει υψηλή αξιοπιστία συχνά χαρακτηρίζεται ως εύρωστη, αφού συγκλίνει για μεγάλες μεταβολές στα δεδομένα εισόδου.

2.3.2.4 Απαιτήσεις και ανάγκες

Οι απαιτήσεις της μεθόδου (resource requirements) όσον αφορά στη χρήση μηχανημάτων καθώς επίσης και στη δυσκολία υλοποίησης και εφαρμογής του λογισμικού, πρέπει να αξιολογούνται ανάλογα με τα κλινικά οφέλη που παρέχει η μέθοδος.

2.3.2.5 Αλγοριθμική πολυπλοκότητα

Η αλγοριθμική πολυπλοκότητα και ο υπολογιστικός χρόνος των μεθόδων πρέπει να ικανοποιούν τους περιορισμούς που τίθενται από το κλινικό περιβάλλον.

2.3.2.6 Κλινική χρησιμότητα

Οποδήποτε πρέπει να διαπιστωθεί αν η μέθοδος έχει κλινική χρησιμότητα, δηλαδή κατά πόσο εξυπηρετεί ανάγκες στην κλινική πράξη και τι παραπάνω παρέχει από ήδη υπάρχουσες τεχνικές.

2.4 Ευθυγράμμιση βασισμένη σε εξωγενή χαρακτηριστικά

Στις μεθόδους που κάνουν χρήση των εξωγενών ιδιοτήτων, η αλληλεπίδραση με το χρήστη συνήθως περιορίζεται στον προσδιορισμό μερικών σημείων που αντιστοιχούν στα αντίστοιχα σημάδια που βρίσκονται στις εικόνες, καθιστώντας αυτές τις μεθόδους ημιαυτόματες παρόλο που στη βιβλιογραφία έχουν περιγραφεί και μέθοδοι που απαιτούν πλήρη συνεργασία με το χρήστη [53]. Οι περισσότερες μέθοδοι προσδιορίζουν τις τιμές των παραμέτρων του μετασχηματισμού ευθυγράμμισης με τρόπο ευθύ.

Κλασικές περιπτώσεις χρήσης στερεοτακτικών πλαισίων, είναι αυτές κατά τις οποίες πρέπει να αντιμετωπιστούν όγκοι εντοπισμένοι βαθιά μέσα στον εγκέφαλο.

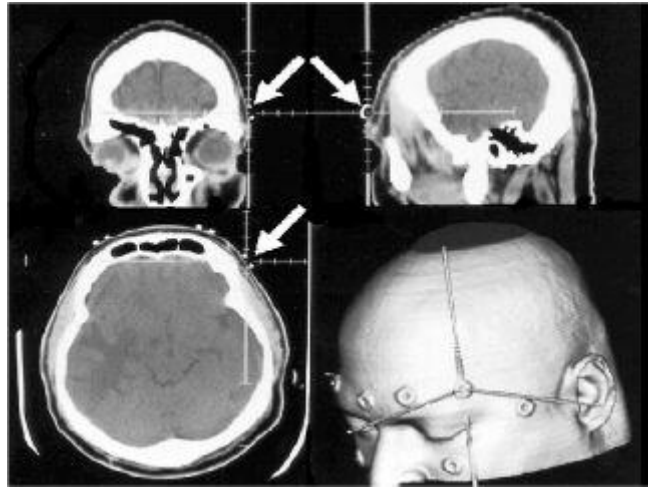
Για τη θεραπεία αυτών των όγκων, τοποθετείται στο κεφάλι του ασθενούς ένα πλαίσιο αναφοράς με μεγάλη σταθερότητα με καρφιά ή βίδες που στερεώνονται σε τρόπες που διανοίγονται στο κρανίο. Σε αυτές τις περιπτώσεις λαμβάνεται πρόνοια ώστε να εξασφαλίζεται η δυνατότητα ακριβούς επανατοποθέτησης του πλαισίου. Κατά τη διάρκεια των τομογραφικών απεικονίσεων, τοποθετούνται στο πλαίσιο εξωτερικά σημάδια σε σχήμα N ή V με τρόπο ώστε ικανοποιητικός αριθμός σημαδιών να είναι ορατός σε κάθε τομή και με βάση αυτά να είναι δυνατός ο προσδιορισμός της θέσης και του προσανατολισμού κάθε τομής. Οι συντεταγμένες των σημαδιών, όπως αυτές προσδιορίζονται από την απεικόνιση τους στις τομές, μερικές φορές έπειτα από την εφαρμογή ενός βήματος προ-επεξεργασίας κατά το οποίο διορθώνονται κάποια φαινόμενα διαταραχών, χρησιμοποιούνται για τον υπολογισμό του μετασχηματισμού του συνολικού όγκου του κεφαλιού σε σχέση με το σύστημα αναφοράς του 3D στερεοτακτικού πλαισίου. Σε αυτές τις περιπτώσεις, χρησιμοποιούνται μετασχηματισμοί τύπου affine και διγραμμικοί μετασχηματισμοί. Συνήθως, η ακριβής πληροφορία που παρέχουν τα σημάδια χρησιμοποιείται σε συνδυασμό με τεχνικές

παρεμβολής. Η χρήσιμη πληροφορία που εξάγεται από τις ευθυγραμμισμένες με το σύστημα αναφοράς του πλαισίου εικόνες μπορεί να μεταφερθεί στη συνέχεια και σε άλλες εικόνες που ανακτώνται με βάση τη θέση του πλαισίου, ή να χρησιμοποιηθεί για την ακριβή τοποθέτηση οργάνων πάνω στο πλαίσιο κατά τη διάρκεια χειρουργικών επεμβάσεων, αποτελώντας ένα σύστημα αναφοράς προσαρμοσμένο στον ασθενή. Γενικά η ακρίβεια των μεθόδων που κάνουν χρήση στερεοτακτικών πλαισίων είναι της τάξεως του 1 mm στο εσωτερικό μιας τομής για την περίπτωση των υπολογιστικών και μαγνητικών τομογραφιών, και περίπου ίση με το μισό του πάχους των τομών κάθετα στο επίπεδο σάρωσης.



Σχήμα 2. Τοποθέτηση στερεοτακτικού πλαισίου σε ασθενή πριν από τη διαδικασία ευθυγράμμισης.

Μία άλλη μέθοδος αφορά στη χρήση σημαδιών τοποθετημένα στο δέρμα του ασθενή. Συνήθως, το πλήθος των σημαδιών στο δέρμα είναι μικρό με συνέπεια ο μετασχηματισμός που υπολογίζεται με βάση αυτά να είναι ολικός και συμπαγής ή τύπου affine. Οι μέθοδοι που βασίζονται στη χρήση σημαδιών στο δέρμα είναι κατά συνέπεια λιγότερο κατάλληλες για την ευθυγράμμιση εικόνων διαφορετικών ασθενών ή εικόνων ανατομικών δεδομένων με άτλαντες. Ένα παράδειγμα συστήματος με σημάδια που δημιουργούν πολλά αντίστοιχα σημεία αναφοράς περιγράφεται στην εργασία [54]. Η θέση του ελαστικού καλύμματος που φέρει τα κυλινδρικά σημάδια, πρέπει να σημειώνεται στο δέρμα του ασθενούς ώστε να είναι δυνατή η επανατοποθέτησή του.



Σχήμα 3. Εξωτερικά σημάδια στο δέρμα και απεικόνισή τους σε υπολογιστική τομογραφία.

2.5 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 [55] - [58], καθώς επίσης και οι μέθοδοι που βασίζονται σε ιδιότητες των κεντρικών αξόνων κατατετημένων ανατομικών δομών [59].

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 βασισμένη 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.

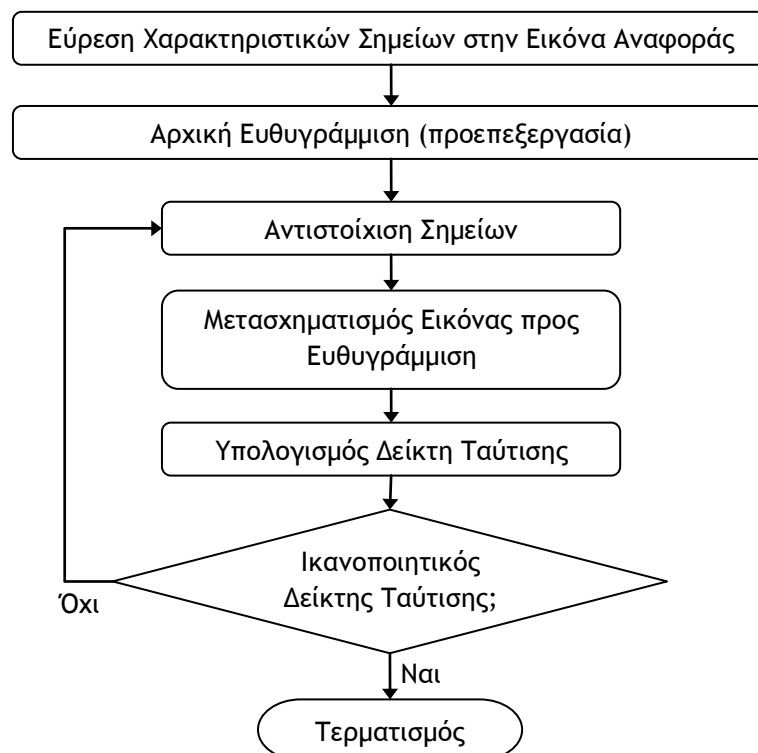
2.6 Σύντηξη ιατρικών δεδομένων

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.

3 Μεθοδολογία Αυτόματης Ευθυγράμμισης Εικόνων

Η προτεινόμενη μέθοδος χρησιμοποιείται για αυτόματη ευθυγράμμιση τρισδιάστατων συνόλων δεδομένων και βασίζεται σε ζεύγη αντιστοιχών σημείων. Με τον τρόπο αυτό το πρόβλημα ανάγεται από την ευθυγράμμιση όλου του συνόλου των δεδομένων στην ευθυγράμμιση συγκεκριμένων χαρακτηριστικών σημείων. Η μείωση αυτή της πολυπλοκότητας του προβλήματος επιτρέπει τον υπολογισμό της βέλτιστης ευθυγράμμισης με ευθύ τρόπο χωρίς την ανάγκη χρήσης μεθόδων βελτιστοποίησης. Τα χαρακτηριστικά σημεία προσδιορίζονται με αυτόματο τρόπο μόνο στην εικόνα αναφοράς και στη συνέχεια αντιστοιχίζονται με τα ομόλογά τους στην προς ευθυγράμμιση εικόνα. Οι παράμετροι του μετασχηματισμού υπολογίζονται απευθείας από τα ζεύγη σημείων με προσέγγιση ελαχίστων τετραγώνων. Στη συνέχεια εφαρμόζεται ο μετασχηματισμός στην εικόνα προς ευθυγράμμιση και υπολογίζεται ένας δείκτης ταύτισης (measure of match) των δύο εικόνων. Η διαδικασία μπορεί να επαναληφθεί ώστε να πετύχουμε τον επιθυμητό δείκτη ταύτισης.

Ο αλγόριθμος παρουσιάζεται στο παρακάτω διάγραμμα. Το κάθε βήμα αναλύεται λεπτομερώς στα υποκεφάλαια που ακολουθούν.



Σχήμα 4. Βήματα αλγόριθμου προτεινόμενης μεθόδου ευθυγράμμισης.

3.1 Εύρεση Χαρακτηριστικών Σημείων

Το πρώτο βήμα της ευθυγράμμισης είναι η εύρεση χαρακτηριστικών σημείων στην εικόνα αναφοράς με αυτόματο τρόπο. Η μέθοδος που θα χρησιμοποιήσουμε για την εύρεση των σημείων αυτών βασίζεται στην εργασία των Likar et al. [60] για εικόνες δύο διαστάσεων, η οποία έχει τροποποιηθεί ώστε να αντιμετωπίζει τις τομογραφικές εικόνες σαν ένα ενιαίο τρισδιάστατο σύνολο δεδομένων αντί σαν συλλογή μεμονωμένων τομών.

Η εύρεση των χαρακτηριστικών σημείων πραγματοποιείται ως εξής:

- Επιλογή ενός μέτρου ομοιότητας.
- Καθορισμός της «σημαντικότητας» κάθε pixel της εικόνας λαμβάνοντας υπόψη τα γειτονικά του pixels.
- Επιλογή των πιο «σημαντικών» pixels ως χαρακτηριστικών σημείων, ικανοποιώντας τυχόν περιορισμούς ελάχιστης απόστασης μεταξύ τους και μέγιστου αριθμού σημείων.

3.1.1 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 τον συντελεστή αμοιβαίας πληροφορίας (mutual information).

Στην προτεινόμενη μέθοδο επιλέγουμε την απόλυτη διαφορά χρωματικών πυκνοτήτων που υπολογίζεται γρηγορότερα από ότι οι άλλες πιο σύνθετες μέθοδοι λόγω του όγκου των δεδομένων και του μεγάλου πλήθους υπολογισμών που απαιτούνται.

Ορίζουμε το μέτρο ομοιότητας ώστε οι τιμές του να είναι κανονικοποιημένες στο διάστημα $[0, 1]$ ως εξής:

$$C_{AD}((x, y, z), (x + i, y + j, z + k)) = \frac{1}{G} |I(x, y, z) - I(x + i, y + k, z + k)| \quad (3.1)$$

όπου G η μέγιστη δυνατή τιμή φωτεινότητας στην εικόνα I (για 8-bit grayscale εικόνες είναι $G = 2^8 - 1 = 255$).

3.1.2 Καθορισμός της σημαντικότητας των pixels της εικόνας

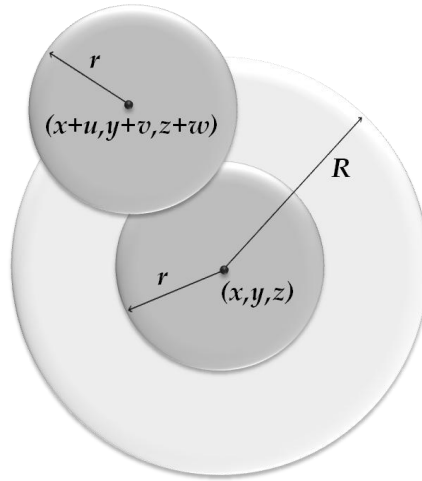
Για να καθορίσουμε τη σημαντικότητα ενός pixel (x, y, z) στην εικόνα αναφοράς, υπολογίζουμε την ομοιότητά μεταξύ της περιοχής του και κάθε γειτονικής περιοχής.

Δηλαδή υπολογίζουμε την ομοιότητα $S((x, y, z), (x+u, y+v, z+w))$ μεταξύ της σφαίρας ακτίνας r και κέντρου (x, y, z) και μιας σφαίρας ίδιας ακτίνας με κέντρο $(x+u, y+v, z+w)$ για κάθε u, v, w που ανήκουν στη σφαιρική περιοχή ακτίνας R γύρω από το (x, y, z) .

$$\begin{aligned}
 & S((x, y, z), (x + u, y + v, z + w)) \\
 &= \frac{1}{GN} \sum_{\substack{\forall i, j, k; \\ i^2 + j^2 + k^2 \leq r^2}} |I(x + i, y + j, z + k) \\
 &\quad - I(x + u + i, y + v + k, z + w + k)|
 \end{aligned} \tag{3.2}$$

$$\forall u, v, w; u^2 + v^2 + w^2 \leq R^2$$

όπου N ο αριθμός των pixels που ανήκουν στη σφαίρα με ακτίνα r .



Σχήμα 5. Εύρεση χαρακτηριστικών σημείων.

Η εφαρμογή της (3.2) για κάθε τιμή των u, v, w θα μας δώσει ένα σύνολο από τιμές ομοιότητας S για την περιοχή του (x, y, z) . Η σημαντικότητα ενός pixel εξαρτάται από τις τιμές της ομοιότητας στην περιοχή του. Όσο πιο έντονες διαφορές υπάρχουν στις ομοιότητες αυτές τόσο πιο σημαντικό είναι το pixel.

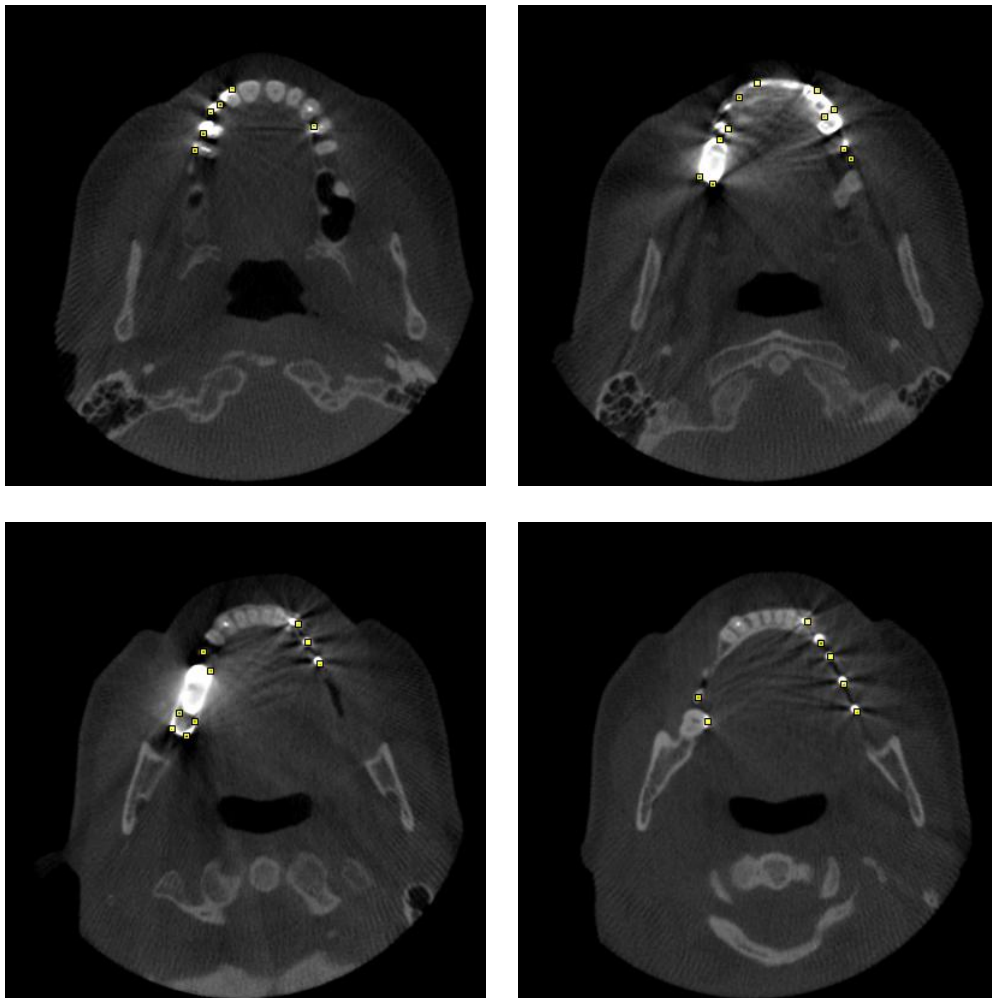
Ορίζουμε τη σημαντικότητα D του pixel (x, y, z) ως το γινόμενο των τιμών ομοιότητας στην περιοχή A ως εξής:

$$D(x, y, z) = \prod_{\forall p \in A} S((x, y, z), (x_p, y_p, z_p)) \tag{3.3}$$

Για επιτάχυνση των υπολογισμών, παίρνουμε για περιοχή A ένα σφαιρικό κέλυφος ακτίνας 3 pixels με κέντρο το (x, y, z) .

3.1.3 Επιλογή των χαρακτηριστικών σημείων

Αφού υπολογίσουμε τη σημαντικότητα κάθε pixel της εικόνας αναφοράς, θα πρέπει να επιλέξουμε από αυτά τα καλύτερα, ικανοποιώντας παράλληλα και περιορισμούς για το πλήθος των σημείων (n) και την ελάχιστη απόσταση (d_{min}) μεταξύ τους. Για το πετύχουμε αυτό αρχικά ταξινομούμε τη λίστα των σημείων κατά φθίνουσα σημαντικότητα. Ως πρώτο χαρακτηριστικό σημείο επιλέγουμε το πρώτο σημείο στη λίστα, αυτό δηλαδή με τη μεγαλύτερη τιμή σημαντικότητας. Στη συνέχεια επιλέγουμε το επόμενο σημείο στη λίστα που απέχει τουλάχιστον d_{min} από όλα τα χαρακτηριστικά σημεία που έχουμε ήδη επιλέξει. Επαναλαμβάνουμε μέχρι να επιλέξουμε το πολύ n σημεία.

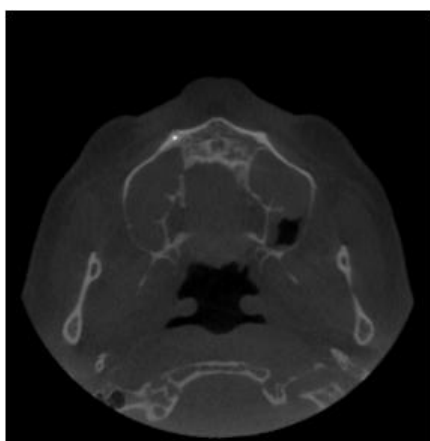


Σχήμα 6. Παράδειγμα εύρεσης χαρακτηριστικών σε τομές της εικόνας.

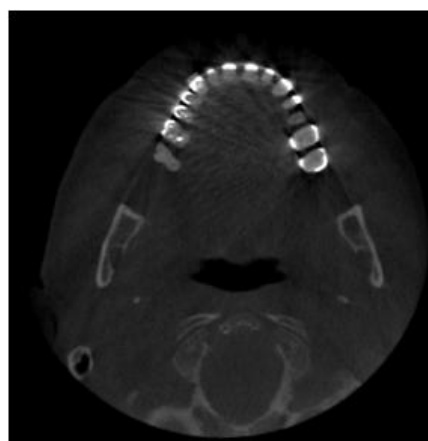
3.2 Αρχική Ευθυγράμμιση

Στο στάδιο της αρχικής ευθυγράμμισης προσπαθούμε να φέρουμε τις δύο εικόνες όσον το δυνατό πιο κοντά ώστε να βοηθήσουμε τη μετέπειτα ευθυγράμμιση. Το στάδιο αυτό, παρόλο που μπορεί να θεωρηθεί ως ένα βήμα προεπεξεργασίας, κρίνεται ιδιαίτερα σημαντικό για την επιτυχή αντιστοίχιση των σημείων.

Θα ήταν επιθυμητό στο στάδιο αυτό να παίρνουμε μια αρχική εκτίμηση όλων των παραμέτρων του μετασχηματισμού, τόσο της μετατόπισης όσο και της περιστροφής. Αυτό όμως είναι πολύ δύσκολο καθώς ο στόχος και η πολυπλοκότητα ενός τέτοιου προβλήματος πρακτικά το ταυτίζουν με το ίδιο το πρόβλημα της ευθυγράμμισης που προσπαθούμε να επιλύσουμε.



εικόνα αναφοράς



εικόνα προς ευθυγράμμιση

Σχήμα 7. Αντίστοιχες τομές από τις δύο εικόνες πριν την ευθυγράμμιση.

Παρακάτω προτείνουμε δύο μεθόδους που εκτιμούν τη μετατόπιση μεταξύ των δύο εικόνων. Η πρώτη μέθοδος βασίζεται στα κέντρα μάζας των εικόνων και δίνει μια καλή εκτίμηση της μετατόπισης στον άξονα z , αλλά φαίνεται να αποτυγχάνει στην εκτίμηση των μετατοπίσεων στους άξονες x και y . Η δεύτερη μέθοδος αποτελεί επέκταση της πρώτης και δίνει σημαντικά καλύτερες εκτιμήσεις στους x και y άξονες.

3.2.1 Ευθυγράμμιση του κέντρου μάζας των εικόνων

Υπολογίζουμε το κέντρο μάζας τόσο της εικόνας αναφοράς όσο και της εικόνας προς ευθυγράμμιση σύμφωνα με τη σχέση (3.4).

$$\begin{bmatrix} x_{cm} \\ y_{cm} \\ z_{cm} \end{bmatrix} = \frac{1}{\sum_{\forall x,y,z} I(x,y,z)} \begin{bmatrix} \sum_{\forall x,y,z} x \cdot I(x,y,z) \\ \sum_{\forall x,y,z} y \cdot I(x,y,z) \\ \sum_{\forall x,y,z} z \cdot I(x,y,z) \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

Όπως φαίνεται στην (3.4) η εικόνα I θεωρείται ως ενιαίο τρισδιάστατο σύνολο δεδομένων και όχι σαν μεμονωμένες τομές.

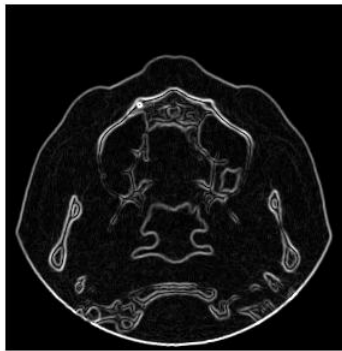
Αφαιρώντας τις συντεταγμένες του κέντρου μάζας της εικόνας προς ευθυγράμμιση ($x_{cm}^F, y_{cm}^F, z_{cm}^F$) από τις αντίστοιχες της εικόνας αναφοράς ($x_{cm}^R, y_{cm}^R, z_{cm}^R$) παίρνουμε μια εκτίμηση της μετατόπισης.

$$\begin{bmatrix} \delta_x \\ \delta_y \\ \delta_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_{cm}^F - x_{cm}^R \\ y_{cm}^F - y_{cm}^R \\ z_{cm}^F - z_{cm}^R \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

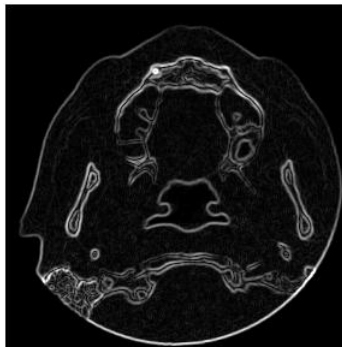
Μπορούμε επίσης στον υπολογισμό του κέντρου μάζας να αγνοήσουμε τα pixels των οποίων η ένταση είναι κάτω από κάποιο κατώφλι. Για παράδειγμα, σε ακτινογραφικές εικόνες μπορούμε με τον τρόπο αυτό να λάβουμε υπόψη μόνο τα οστά και τα δόντια που είναι πιο σταθερές δομές σε σύγκριση με τους μαλακούς ιστούς.

Από δοκιμές σε πραγματικά δεδομένα, παρατηρούμε ότι η μέθοδος αυτή δίνει καλές εκτιμήσεις της μετατόπισης στον z -άξονα που αντιστοιχεί στη θέση των τομών. Στα δεδομένα μας παρουσιάζονται συχνά σημαντικές αποκλίσεις στη θέση αντίστοιχων τομών στις δύο εικόνες. Αν το πρόβλημα αυτό δεν αντιμετωπιστεί, η ευθυγράμμιση ενδέχεται να αποτύχει.

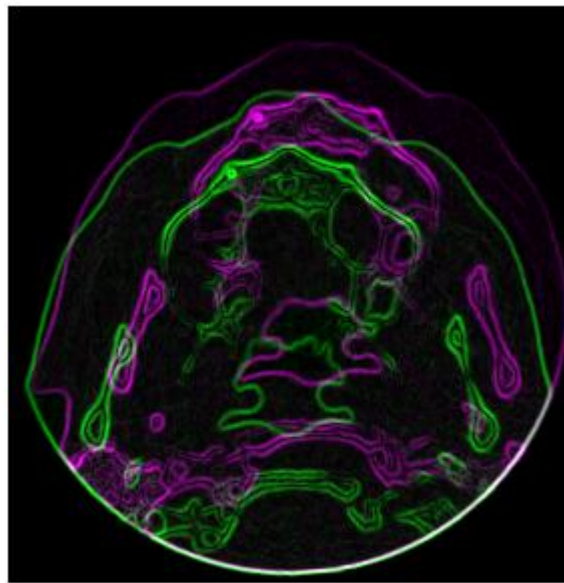
Αντίθετα, οι εκτιμήσεις των μετατοπίσεων στους άξονες x και y δεν είναι πάντα καλές. Στις δοκιμές σε πραγματικά δεδομένα, τα αποτελέσματα δεν φαίνεται να είναι αξιόπιστα.



εικόνα αναφοράς



εικόνα προς ευθυγράμμιση



επικάλυψη των δύο τομών

Σχήμα 8. Αντίστοιχες τομές από τις δύο εικόνες μετά την ευθυγράμμιση του κέντρου μάζας.

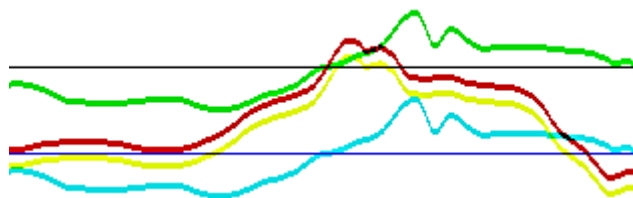
3.2.2 Μετασχηματισμός των κέντρων μάζας των τομών

Η μέθοδος αυτή αποτελεί επέκταση της μεθόδου ευθυγράμμισης του κέντρου μάζας για βελτίωση την εκτίμησης των μετατοπίσεων στους άξονες x και y .

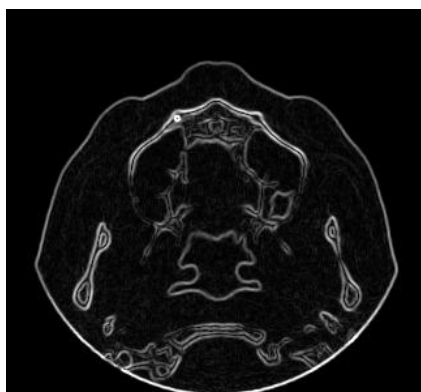
Αρχικά εφαρμόζουμε τη μέθοδο ευθυγράμμισης του κέντρου μάζας για να πάρουμε μια εκτίμηση της διαφοράς στη θέση των τομών (μετατόπιση στον άξονα z). Στη συνέχεια υπολογίζουμε ξεχωριστά τα κέντρα μάζας κάθε τομής τόσο της εικόνας αναφοράς όσο και της εικόνας προς ευθυγράμμιση. Με τον τρόπο αυτό παίρνουμε για κάθε εικόνα μια λίστα από κέντρα μάζας, όσα και το πλήθος των τομών στην εικόνα.

Για κάθε εικόνα υπολογίζουμε με τη μέθοδο των ελαχίστων τετραγώνων το μετασχηματισμό από ένα ιδανικό σύστημα συντεταγμένων στο κέντρο της εικόνας στο σύστημα συντεταγμένων των κέντρων μάζας, χρησιμοποιώντας τα σημεία στην αντίστοιχη λίστα.

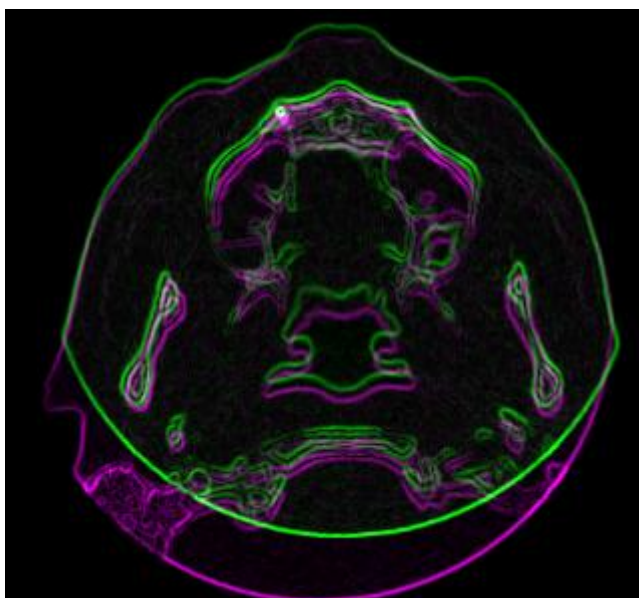
Αφαιρώντας τις αντίστοιχες τιμές μετατόπισης των αξόνων x και y από τις παραμέτρους των δύο μετασχηματισμών παίρνουμε μια καλή εκτίμηση της σχετικής μετατόπισης μεταξύ των δύο εικόνων στους άξονες x και y .



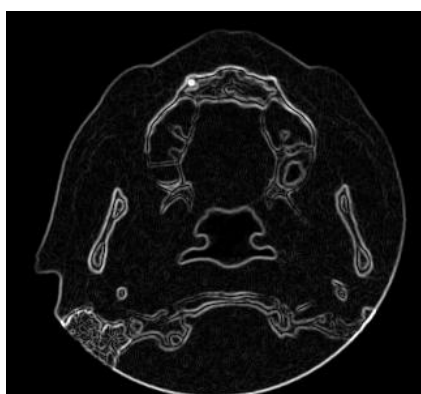
Σχήμα 9. Αποκλίσεις των κέντρων μάζας της κάθε εικόνας από το ιδεατό κέντρο. Με γαλάζιο και πράσινο τα κέντρα μάζας της εικόνας αναφοράς πριν και μετά τον μετασχηματισμό. Αντίστοιχα με κίτρινο και κόκκινο για την εικόνα προς ευθυγράμμιση.



εικόνα αναφοράς



επικάλυψη των δύο τομών



εικόνα προς ευθυγράμμιση

Σχήμα 10. Αντίστοιχες τομές από τις δύο εικόνες μετά τον μετασχηματισμό των κέντρων μάζας των τομών.

3.3 Αντιστοίχιση Σημείων

Σε αντιστοιχία με την μέθοδο εύρεσης των χαρακτηριστικών σημείων, η μέθοδος που προτείνεται για αντιστοίχιση σημείων βασίζεται επίσης στην εργασία των Likar et al. [60] αλλά με σημαντικές παραλλαγές που αφορούν κυρίως στην υποστήριξη τριοδιάστατων δεδομένων και στον τρόπο σύγκρισης των προτύπων.

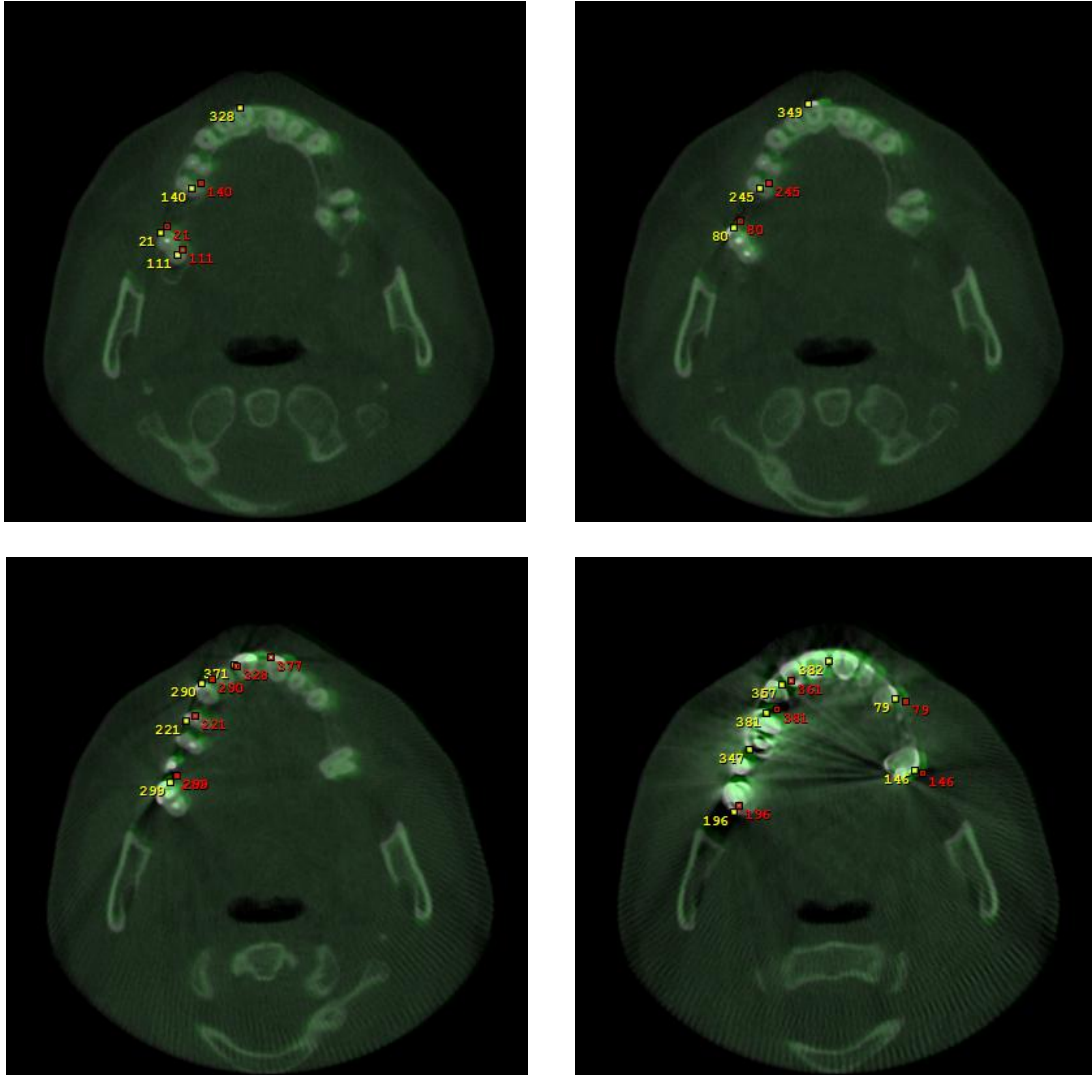
Εφ' όσον έχουμε χαρακτηριστικά σημεία μόνο στην εικόνα αναφοράς, θα πρέπει να ψάξουμε για τα αντίστοιχά τους στην εικόνα προς ευθυγράμμιση ώστε να δημιουργήσουμε ζεύγη σημείων. Αναζητούμε τα σημεία αυτά σε αντίστοιχες περιοχές στην εικόνα προς ευθυγράμμιση και χρησιμοποιούμε τεχνικές ταιριάσματος προτύπων για βρούμε τη θέση τους.

Για κάθε χαρακτηριστικό σημείο (x_i, y_i, z_i) της εικόνας αναφοράς, ψάχνουμε το σημείο (x'_i, y'_i, z'_i) που μπορεί να του αντιστοιχεί σε μια σφαιρική περιοχή αναζήτησης στην εικόνα προς ευθυγράμμιση με κέντρο το (x_i, y_i, z_i) και ακτίνα R . Για κάθε σημείο της περιοχής αναζήτησης (x_i+u, y_i+v, z_i+w) υπολογίζουμε τον κανονικοποιημένο συντελεστή συσχέτισης (normalized cross-correlation coefficient) μεταξύ της σφαίρας κέντρου (x_i+u, y_i+v, z_i+w) και ακτίνας r στην εικόνα προς ευθυγράμμιση και του προτύπου ίδιας μορφής με κέντρο (x_i, y_i, z_i) στην εικόνας αναφοράς.

$$CC(I_R, I_T) = \left| \frac{\sum_p [I_T(\mathbf{p}) - \bar{I}_T][I_R(\mathbf{p}) - \bar{I}_R]}{\sqrt{\sum_p [I_T(\mathbf{p}) - \bar{I}_T]^2} \sqrt{\sum_p [I_R(\mathbf{p}) - \bar{I}_R]^2}} \right| \quad (3.6)$$

όπου I_R η σφαιρική υποεικόνα στην εικόνα προς ευθυγράμμιση με κέντρο το (x_i, y_i, z_i) και ακτίνα R και I_T η σφαιρική υποεικόνα πρότυπο στην εικόνα αναφοράς με κέντρο το (x_i, y_i, z_i) και ίδια ακτίνα R . \bar{I}_T, \bar{I}_R είναι η μέση τιμή των εικόνων I_T και I_R αντίστοιχα. Οι απόλυτες τιμές του συντελεστή συσχέτισης ανήκουν στο διάστημα $[0, 1]$. Όσο πιο κοντά είναι ο συντελεστής συσχέτισης στη μονάδα τόσο πιο πολύ συσχετίζονται οι δυο εικόνες. Μια σημαντική ιδιότητα του συντελεστή συσχέτισης είναι το ότι παραμένει αναλλοίωτος σε γραμμικούς μετασχηματισμούς της μορφής $aI + b$, δηλαδή $CC(a_1 I_T + b_1, a_2 I_R + b_2) = CC(I_T, I_R)$. Συνεπώς, αλλαγή στη φωτεινότητα ή/και στην αντίθεση (contrast) των εικόνων δεν επιδρά στην τιμή του συντελεστή συσχέτισης.

Το σημείο (x'_i, y'_i, z'_i) που ψάχνουμε θα είναι το (x_i+u, y_i+v, z_i+w) με το μεγαλύτερο συντελεστή συσχέτισης. Σημεία που δίνουν χαμηλούς συντελεστές, κάτω από ένα καθορισμένο κατώφλι, απορρίπτονται. Έτσι είναι δυνατόν να μη δημιουργηθούν ζεύγη για όλα τα χαρακτηριστικά σημεία.



Σχήμα 11. Παράδειγμα αντιστοίχισης σημείων σε τομές των εικόνων.

3.4 Μετασχηματισμός Εικόνας

Αφού βρούμε τα ζεύγη σημείων στις δύο εικόνες μπορούμε να εκτιμήσουμε τις παραμέτρους του μετασχηματισμού από την εικόνα προς ευθυγράμμιση στην εικόνα αναφοράς. Εφαρμόζοντας το μετασχηματισμό αυτό στην εικόνα προς ευθυγράμμιση παίρνουμε την ευθυγραμμισμένη εικόνα.

3.4.1 Εύρεση του πίνακα μετασχηματισμού

Ο μετασχηματισμός που χρησιμοποιείται είναι τύπου affine και έχει γενικά τη μορφή της εξίσωσης (3.7).

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \delta_x \\ \delta_y \\ \delta_z \end{pmatrix} \quad (3.7)$$

Μπορούμε να ξαναγράψουμε την (3.7) χρησιμοποιώντας ομογενή διανύσματα συντεταγμένων ώστε να συνδυάσουμε τη μήτρα περιστροφής και το διάνυσμα μετατόπισης σε μια ομογενή μήτρα μετασχηματισμού όπως φαίνεται στην εξίσωση (3.8).

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} & \delta_x \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} & \delta_y \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} & \delta_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix} \quad (3.8)$$

όπου $\begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{pmatrix}$ η μήτρα περιστροφής και $\begin{pmatrix} \delta_x \\ \delta_y \\ \delta_z \end{pmatrix}$ το διάνυσμα μετατόπισης.

Στη μορφή αυτή μπορούμε εύκολα να εκτιμήσουμε την ομογενή μήτρα του μετασχηματισμού με τη μέθοδο των ελαχίστων τετραγώνων. Δηλαδή να βρούμε τον πίνακα X που ελαχιστοποιεί την ευκλείδεια νόρμα $\|AX - B\|$.

Η λύση του προβλήματος ελαχιστοποίησης είναι της μορφής (3.9).

$$X = (A^T A)^{-1} A^T B \quad (3.9)$$

όπου A και B είναι πίνακες $N \times 4$ με τις ομογενείς συντεταγμένες των σημείων της εικόνας αναφοράς και της εικόνας προς ευθυγράμμιση αντίστοιχα. N είναι ο αριθμός των σημείων και X ο ζητούμενος πίνακας του μετασχηματισμού.

Ο υπολογισμός της μήτρας $(A^T A)^{-1}$ μπορεί να γίνει με χρήση της μεθόδου Singular Value Decomposition (SVD) ή με παραγοντοποίηση QR/LQ.

3.4.2 Εφαρμογή του μετασχηματισμού

Για να μετασχηματίσουμε την εικόνα προς ευθυγράμμιση πολλαπλασιάζουμε τις συντεταγμένες κάθε σημείου της εικόνας με τον πίνακα μετασχηματισμού που υπολογίσαμε.

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} & \delta_x \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} & \delta_y \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} & \delta_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (3.10)$$

όπου $\begin{pmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \\ 1 \end{pmatrix}$ οι συντεταγμένες στην αρχική εικόνα προς ευθυγράμμιση.

Εφ' όσον η εικόνα αποτελείται από διακριτά pixels, για τον υπολογισμό ενδιάμεσων τιμών κάνουμε προσέγγιση με τριγωνική παρεμβολή. Όσα σημεία βγαίνουν εκτός των ορίων της εικόνας αγνοούνται.

3.5 Υπολογισμός Δείκτη Ταύτισης

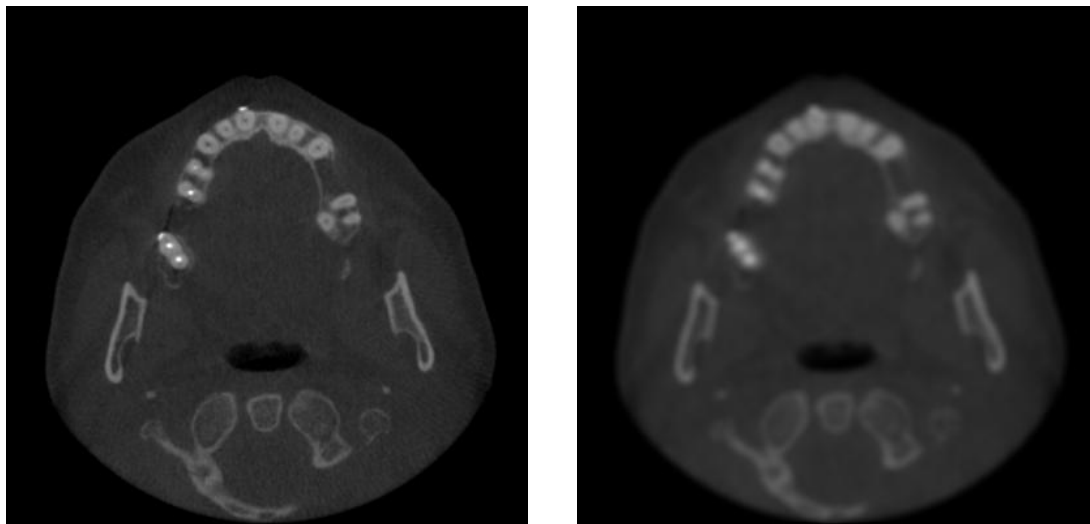
Παρόλο που η ποιοτική αξιολόγηση του αποτελέσματος της ευθυγράμμισης είναι σχετικά εύκολη με απλή επισκόπηση των εικόνων, η μέθοδος αυτή δεν μπορεί να θεωρηθεί αντικειμενική ούτε μπορεί να χρησιμοποιηθεί για σύγκριση αποτελεσμάτων. Για το λόγο αυτό υπολογίζουμε ένα δείκτη ταύτισης (measure of match) που μας δίνει ποσοτικά ένα μέτρο επιτυχίας της μεθόδου ευθυγράμμισης.

Για τον υπολογισμό του δείκτη ταύτισης αρχικά βρίσκουμε τις ακμές κάθε τομής, τόσο στην εικόνα αναφοράς όσο και στην ευθυγραμμισμένη εικόνα. Στη συνέχεια υπολογίζουμε την απόσταση μεταξύ αντίστοιχων τομών για κάθε τομή των εικόνων. Ο δείκτης ταύτισης θα είναι ο μέσος όρος των αποστάσεων αυτών.

3.5.1 Εύρεση ακμών στις εικόνες

Για υπολογισμό των ακμών της τρισδιάστατης εικόνας εφαρμόζεται η μέθοδος Canny [61] σε κάθε τομή της εικόνας ξεχωριστά. Στην περίπτωση μας αυτό είναι αρκετό αφού μπορούμε να θεωρήσουμε ότι οι δισδιάστατες εικόνες ακμών που προκύπτουν είναι τομές μιας νέας τρισδιάστατης εικόνας ακμών.

Αρχικά κάνουμε συνέλιξη της διδιάστατης εικόνας (τομής) με ένα Gaussian φίλτρο ώστε να ελαττώσουμε το θόρυβο στην εικόνα. Η εικόνα που προκύπτει είναι ελαφρώς θολή αλλά οι ακμές που μας ενδιαφέρουν δεν επηρεάζονται.



Σχήμα 12. Εικόνα πριν και μετά τη συνέλιξη με Gaussian φίλτρο.

Στη συνέχεια υπολογίζουμε την παράγωγο G της εικόνας συνδυάζοντας τις παραγώγους στην οριζόντια και κάθετη κατεύθυνση:

$$G = \sqrt{G_x^2 + G_y^2} \quad (3.11)$$

Οι παράγωγοι υπολογίζονται χρησιμοποιώντας μάσκες Sobel ή Prewitt. Η συνέλιξη της εικόνας I με τις μάσκες αυτές μας δίνει εκτιμήσεις των παραγώγων τις εικόνας στις δύο κατευθύνσεις (G_x και G_y).

$$G_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & -1 \\ 1 & 0 & -1 \\ 1 & 0 & -1 \end{bmatrix} * I \quad G_y = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix} * I \quad (3.12)$$

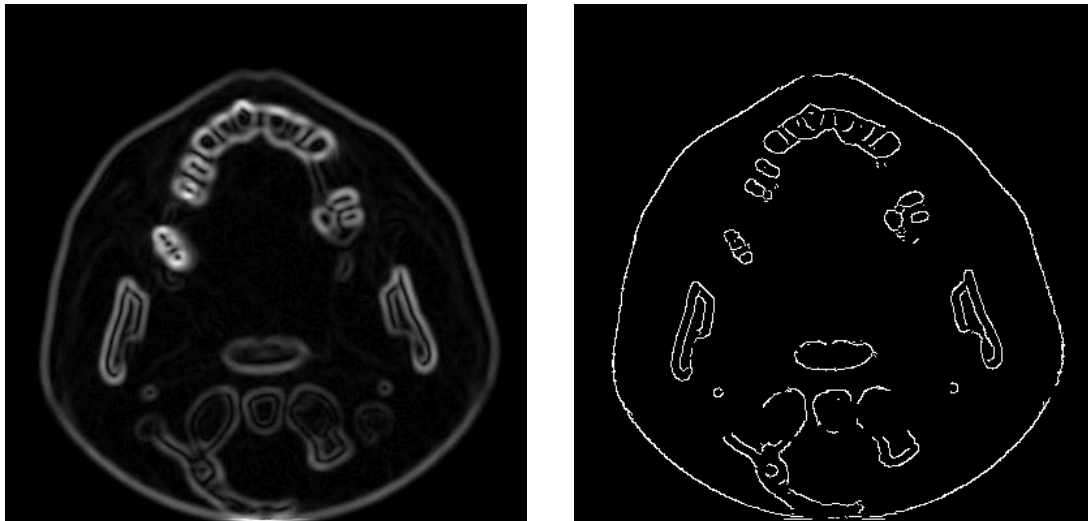
Υπολογίζουμε επίσης την κατεύθυνση της παραγώγου ως εξής:

$$\theta = \arctan\left(\frac{G_y}{G_x}\right) \quad (3.13)$$

Η γωνία στρογγυλοποιείται γύρω από τις 0° , 45° , 90° , 135° , 180° , 225° , 270° , και 315° ώστε να πάρουμε τις 8 κατευθύνσεις: ανατολικά, βορειοανατολικά, βόρεια, βορειοδυτικά, δυτικά, νοτιοδυτικά, νότια και νοτιοανατολικά.

Για κάθε σημείο στην εικόνα της παραγώγου, θεωρούμε ότι ανήκει στην ακμή της εικόνας αν η τιμή του είναι τοπικό μέγιστο στην κατεύθυνση που του αντιστοιχεί. Με τον τρόπο αυτό προκύπτει μια δυαδική εικόνα με τις ακμές της εικόνας. Η μέθοδος αυτή συναντάται συχνά στη βιβλιογραφία ως non-maximum suppression.

Οι ακμές φιλτράρονται περαιτέρω μέσω μιας διαδικασίας κατωφλίωσης με υστέρηση. Η διαδικασία αυτή απαιτεί τον καθορισμό δύο κατωφλίων, του υψηλού και του χαμηλού. Θεωρώντας ότι η ακμή της εικόνας θα είναι μια συνεχής γραμμή, μπορούμε να αποκόψουμε σημεία τα οποία δεν συνιστούν γραμμή αλλά έχουν μεγάλη τιμή παραγώγου με εφαρμογή του υψηλού κατωφλίου. Με τον τρόπο αυτό παίρνουμε τις πιο σίγουρες ακμές της εικόνας. Στη συνέχεια, χρησιμοποιώντας τη διαδικασία εύρεσης των ακμών με τις κατευθύνσεις που αναφέρθηκε πιο πάνω, ψάχνουμε ακμές μέχρι να βρούμε ένα σημείο εκκίνησης που ορίζεται από το χαμηλό κατώφλι.



Σχήμα 13. Μέτρο της παράγωγου της εικόνας και δυαδική εικόνα ακμών.

3.5.2 Υπολογισμός απόστασης μεταξύ εικόνων

Για να εκτιμήσουμε την απόσταση μεταξύ δύο τομών (δισδιάστατων εικόνων) υπολογίζουμε αρχικά το μετασχηματισμό απόστασης της πρώτης εικόνας ακμών (της τομής αναφοράς). Στη συνέχεια συνδυάζουμε την αντίστοιχη εικόνα ακμών της άλλης τομής (της ευθυγραμμισμένης τομής) με το μετασχηματισμό απόστασης και υπολογίζουμε τη μέση απόσταση μεταξύ τους.

Ο μετασχηματισμός απόστασης της δυαδικής εικόνας ακμών είναι μια νέα διαδιάστατη εικόνα στην οποία η τιμή κάθε pixel είναι η απόστασή του από το κοντινότερο pixel ακμής. Ως μετρικό απόστασης μπορεί να χρησιμοποιηθεί η ευκλείδεια απόσταση, η απόσταση σκακιέρας (chessboard ή Chebyshev) ή η απόσταση Manhattan (city block ή taxicab geometry).



Σχήμα 14. Μετασχηματισμός απόστασης της εικόνας ακμών.

Η μέση απόσταση d μεταξύ των δύο εικόνων ακμών υπολογίζεται ως εξής, θεωρώντας ότι στα σημεία των ακμών η τιμή του pixel είναι 1 ενώ στα υπόλοιπα 0.

$$d = \frac{1}{N} \sum_{i,j} I_{ij} \cdot DM_{ij} \quad (3.14)$$

όπου:

I η δυαδική εικόνα ακμών της ευθυγραμμισμένης τομής και I_{ij} η αντίστοιχη τιμή του pixel στη θέση (i, j)

DM ο μετασχηματισμός απόστασης της εικόνας ακμών της εικόνας αναφοράς και DM_{ij} η αντίστοιχη τιμή του pixel στη θέση (i, j)

N ο αριθμός των pixels που αποτελούν ακμές της εικόνας I (δηλ. των pixels με τιμή 1).

Ο δείκτης ταύτισης (measure of match - MOM) μεταξύ της τρισδιάστατης εικόνας αναφοράς (I_{ref}) και της τρισδιάστατης ευθυγραμμισμένης εικόνας (I_{reg}) θα είναι ο μέσος όρος των αποστάσεων κάθε τομής.

$$MOM(I_{ref}, I_{reg}) = \frac{1}{M} \sum_{k=1}^M d_k \quad (3.15)$$

όπου:

d_k η απόσταση μεταξύ δύο αντίστοιχων τομών, από τη σχέση (3.14)

M ο αριθμός των τομών στις τρισδιάστατες εικόνες.

4 Αποτελέσματα

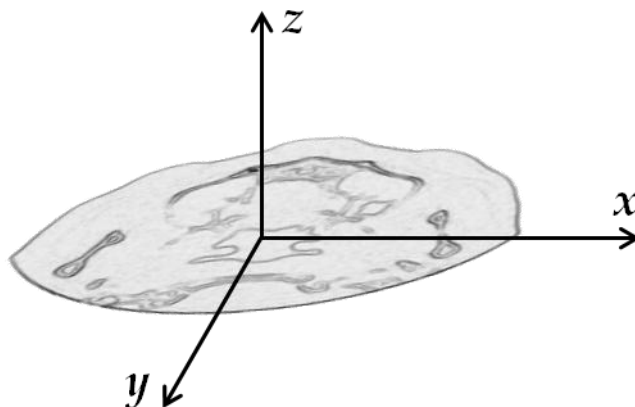
4.1 Ευθυγράμμιση εικόνων με γνωστή παραμόρφωση

Προκειμένου να αξιολογηθεί η προτεινόμενη μέθοδος ευθυγράμμισης, αρχικά χρησιμοποιούνται εικόνες οι οποίες έχουν παραμορφωθεί από γνωστούς μετασχηματισμούς.

Εφ' όσον η μήτρα του μετασχηματισμού που παραμόρφωσε την εικόνα είναι γνωστή, μπορούμε να υπολογίσουμε τη νέα θέση των χαρακτηριστικών σημείων στην εικόνα προς ευθυγράμμιση με τη σχέση (4.1):

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} & \delta_x \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} & \delta_y \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} & \delta_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix} \quad (4.1)$$

Η σύμβαση που ακολουθούμε για το σύστημα συντεταγμένων και τους άξονες της εικόνας παρουσιάζεται στο Σχήμα 15.



Σχήμα 15. Σύμβαση του συστήματος συντεταγμένων της εικόνας.

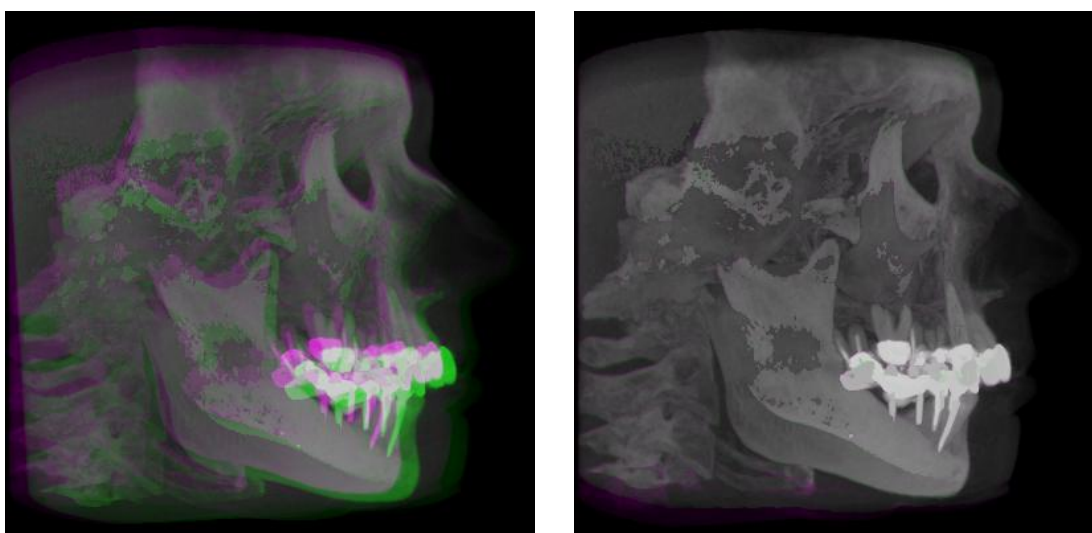
Στη συνέχεια υπολογίζουμε τη ρίζα της μέσης τετραγωνικής διαφοράς (root mean squared difference - *RMSD*) μεταξύ των γνωστών σημείων που υπολογίσαμε (p_i) και των σημείων που βρέθηκαν κατά την αντιστοίχιση (p'_i):

$$RMSD = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \|p_i - p'_i\|^2} \quad (4.2)$$

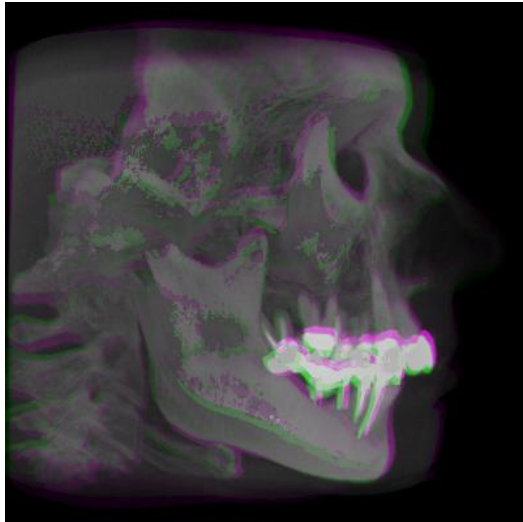
Στον Πίνακα 1 παρουσιάζονται ενδεικτικά έξι δοκιμές σε εικόνες που παραμορφώθηκαν με γνωστό μετασχηματισμό (Μ/Σ) και καταγράφηκαν η ρίζα της μέσης τετραγωνικής διαφοράς (*RMSD*, εξ. 4.2), ο δείκτης ταύτισης (*MOM*, εξ. 3.15), οι εκτιμήσεις των παραμέτρων του μετασχηματισμού και ο αριθμός των επαναλήψεων του αλγορίθμου που απαιτήθηκαν.

	Παραμ. Γνωστού Μ/Σ $\theta_x, \theta_y, \theta_z, \delta_x, \delta_y, \delta_z$	RMSD [pixels]	Εκτίμηση Παραμ. Μ/Σ $\theta'_x, \theta'_y, \theta'_z, \delta'_x, \delta'_y, \delta'_z$	MOM [mm]	Αρ. Επαν.
1	0, 0, 0, 4, -10, 0	0.00	0, 0, 0, +4, -10, 0	0.00	1
2	2, 0, 0, -5, 6, -3	0.35	2, -0.1, 0, -4.4, 6.6, -2.3	2.85	2
3	3, 0, 0, -3, 2, -1	0.59	2.7, 0.1, 0, -3.3, 2.1, 1	4.66	2
4	-2, -3, -1, 5, -2, -3	0.95	-2, -2.9, -1.1, 4.9, -2.2, -2.5	2.31	1
5	5, 0, 0, 0, -10, 0	1.03	4.8, 0, 0.1, -0.2, -10.2, 0	3.58	3
6	-5, -2, -2, 5, -6, -4	2.69	-4.8, -2.8, -2.1, 9.2, -7.9, -7.1	5.88	20

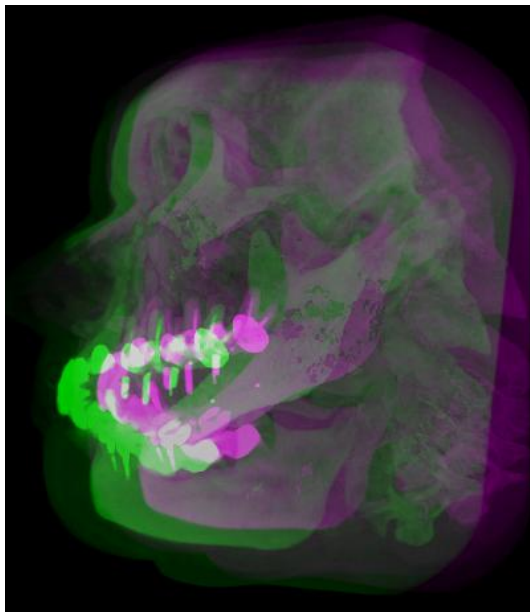
Πίνακας 1. Αποτελέσματα ευθυγράμμισης εικόνων με γνωστή παραμόρφωση.



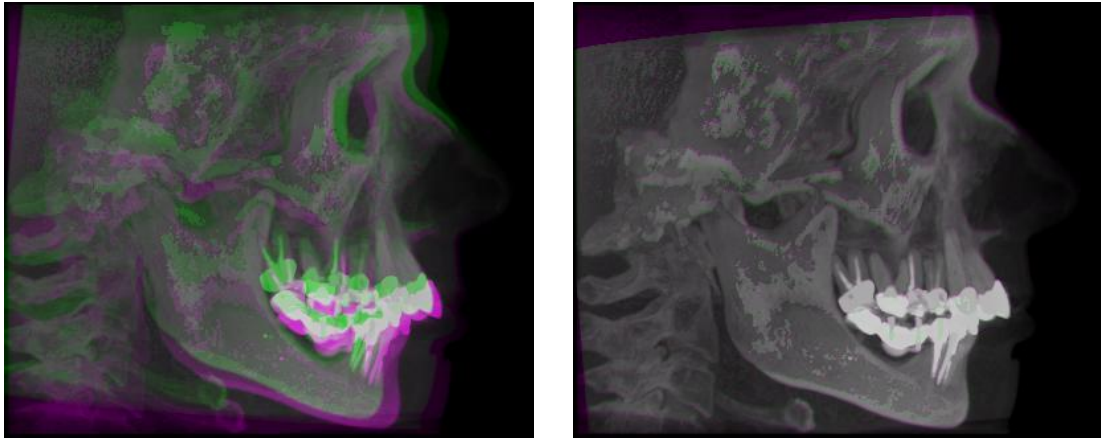
Σχήμα 16. Επικάλυψη αντίστοιχων προβολών των εικόνων της δοκιμής 3 πριν και μετά την ευθυγράμμιση. Με χρώμα εμφανίζονται οι διαφορές.



Σχήμα 17. Επικάλυψη αντίστοιχων προβολών των εικόνων της δοκιμής 4 πριν και μετά την ευθυγράμμιση. Με χρώμα εμφανίζονται οι διαφορές.

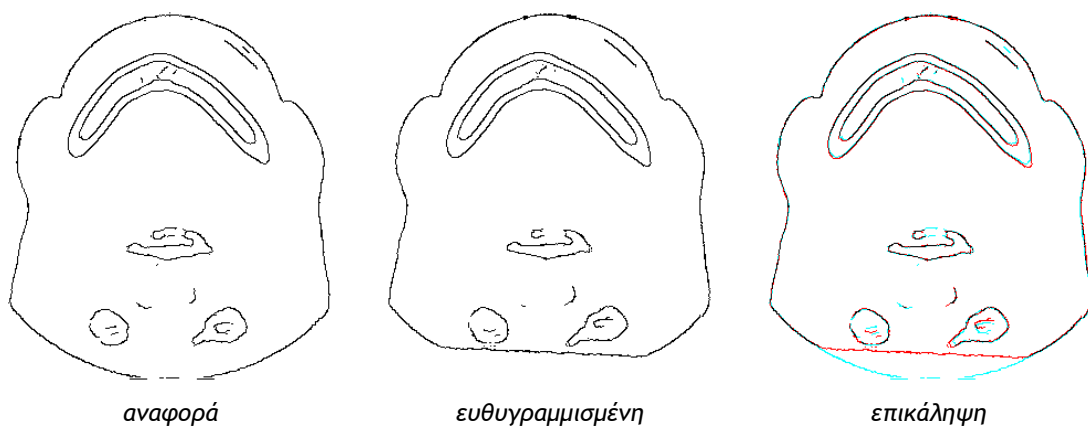


Σχήμα 18. Επικάλυψη αντίστοιχων προβολών των εικόνων της δοκιμής 5 πριν και μετά την ευθυγράμμιση. Με χρώμα εμφανίζονται οι διαφορές.



Σχήμα 19. Επικάληψη αντίστοιχων προβολών των εικόνων της δοκιμής 6 πριν και μετά την ευθυγράμμιση. Με χρώμα εμφανίζονται οι διαφορές.

Σε μερικές περιπτώσεις ο δείκτης ταύτισης δίνει μεγαλύτερες αποστάσεις από αυτές που παρατηρούμε οπτικά στο αποτέλεσμα της ευθυγράμμισης. Αυτό εμφανίζεται κυρίως σε εικόνες με σημαντικές γωνίες περιστροφής όπου, λόγω της ευθυγράμμισης, περιοχές στα άκρα της εικόνας βγαίνουν εκτός του πλαισίου και αποκόπτονται. Παράδειγμα του προβλήματος αυτού παρουσιάζεται στο Σχήμα 20. Παρατηρούμε ότι παρόλο που οι δύο εικόνες συμπίπτουν πρακτικά παντού (μαύρο χρώμα στην επικάλυψη), η αποκοπή της ευθυγραμμισμένης εικόνας (κόκκινο χρώμα) θα αυξήσει τη μέση απόσταση μεταξύ των δύο εικόνων, δίνοντας έτσι χειρότερη τιμή στο δείκτη ταύτισης.



Σχήμα 20. Παράδειγμα αποκοπής ακμών μετά την ευθυγράμμιση.

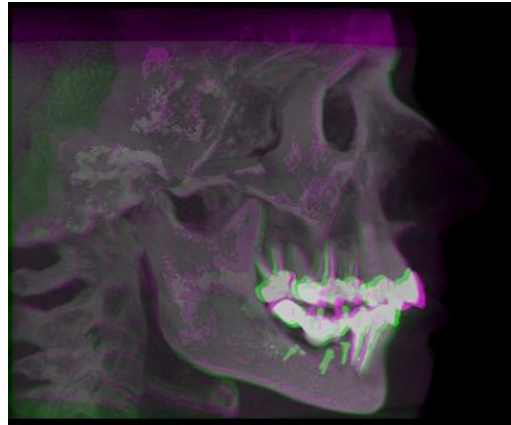
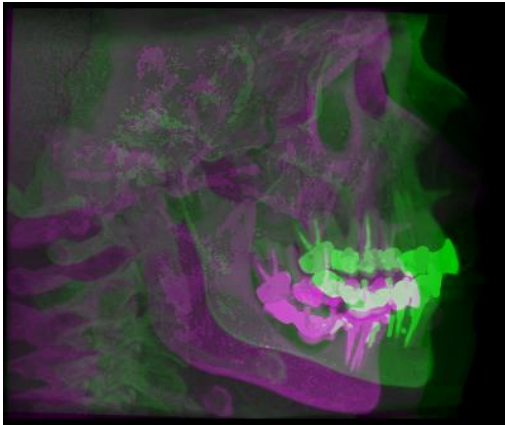
4.2 Ευθυγράμμιση πραγματικών εικόνων

Στις πραγματικές εικόνες δεν είναι δυνατόν να αξιολογήσουμε την αντιστοιχία των σημείων οπότε βασιζόμαστε μόνο στην τιμή του δείκτη ταύτισης. Όπως παρατηρήσαμε και στην προηγούμενη παράγραφο (βλ. Σχήμα 20) ο δείκτης ταύτισης δε δίνει πάντα με ακρίβεια την απόλυτη απόσταση μεταξύ των εικόνων αλλά δίνει αξιόπιστες τιμές για σχετικές συγκρίσεις.

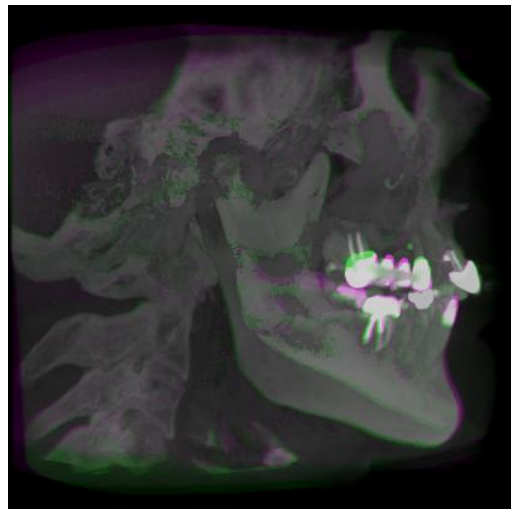
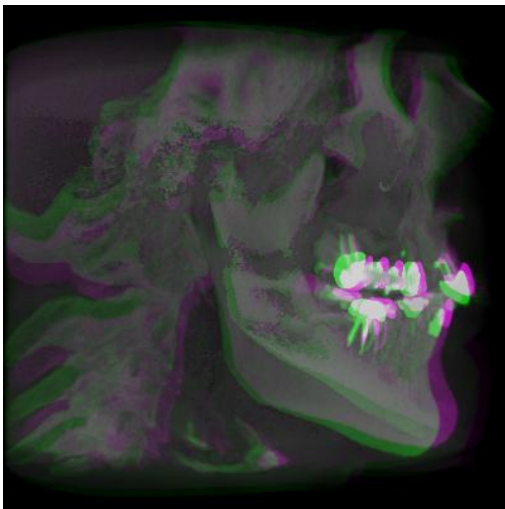
Οι δοκιμές έγιναν σε 18 ζεύγη πραγματικών εικόνων που πάρθηκαν από οδοντίατρο πριν και μετά τη θεραπεία ασθενών. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον Πίνακα 2.

	Ζεύγος Εικόνων	MOM [pixels]	MOM [mm]	Αρ. Επαναλήψεων
1	BA *	32,7	13,1	15
2	BK	21,5	8,6	9
3	HM	21,4	11,5	20
4	HZS	42,4	16,9	19
5	JL	21,2	8,5	18
6	JT	4,9	1,9	1
7	KNI	35,4	14,1	18
8	MA	24,8	9,9	2
9	MK *	37,4	15,0	40
10	NL	20,9	8,3	5
11	PE	17,3	6,9	21
12	PK *	38,8	15,5	40
13	SZP	37,6	15,1	9
14	VE	24,6	9,8	12
15	VGY	27,7	11,1	20
16	VI *	32,8	13,1	30
17	VKI	16,8	6,7	24
18	VT *	37,3	14,9	50

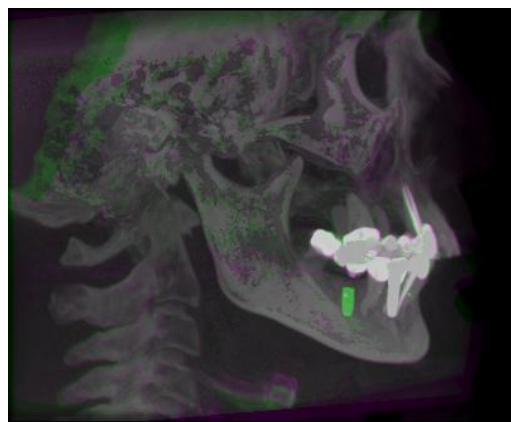
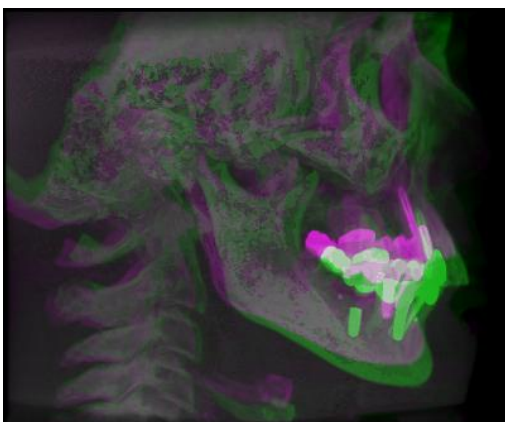
Πίνακας 2. Αποτελέσματα ευθυγράμμισης πραγματικών εικόνων.



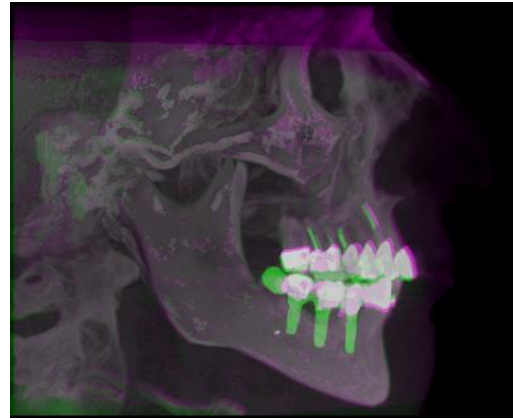
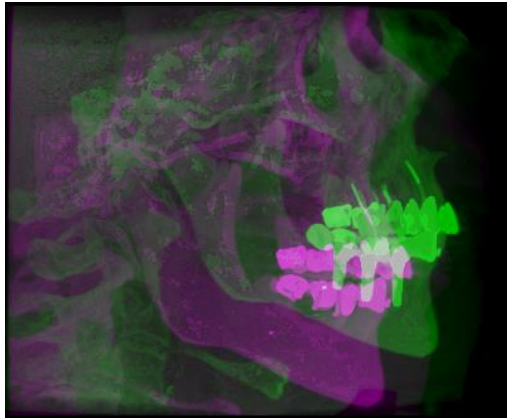
Σχήμα 21. Επικάληψη αντίστοιχων προβολών του ζεύγους εικόνων BK πριν και μετά την ευθυγράμμιση. Με χρώμα εμφανίζονται οι διαφορές.



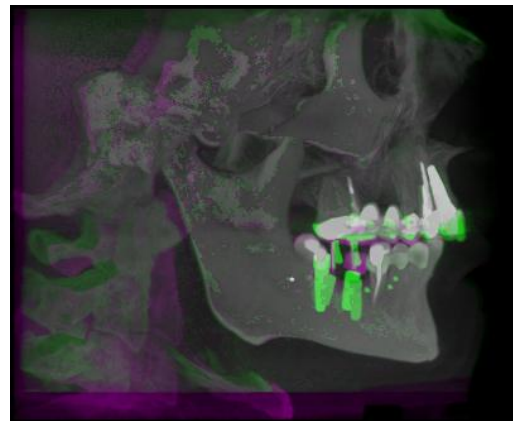
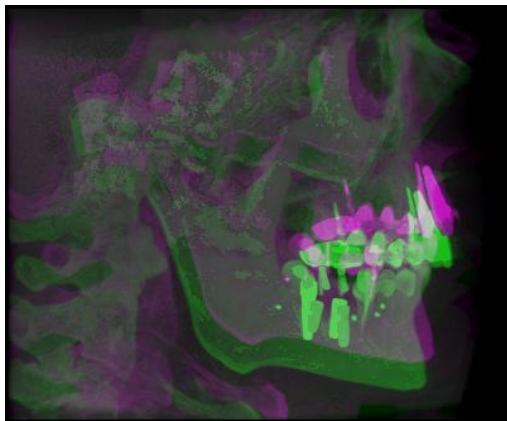
Σχήμα 22. Επικάληψη αντίστοιχων προβολών του ζεύγους εικόνων MA πριν και μετά την ευθυγράμμιση. Με χρώμα εμφανίζονται οι διαφορές.



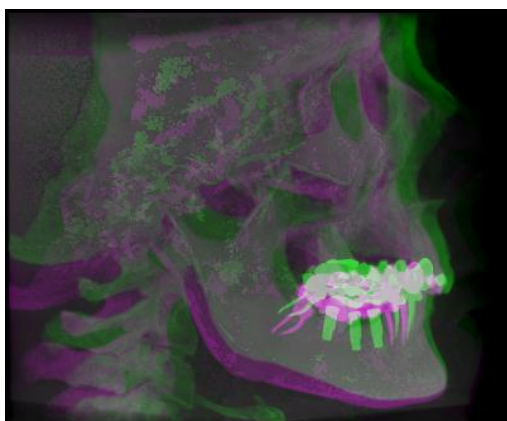
Σχήμα 23. Επικάληψη αντίστοιχων προβολών του ζεύγους εικόνων JL πριν και μετά την ευθυγράμμιση. Με χρώμα εμφανίζονται οι διαφορές.



Σχήμα 24. Επικάληψη αντίστοιχων προβολών του ζεύγους εικόνων NL πριν και μετά την ευθυγράμμιση. Με χρώμα εμφανίζονται οι διαφορές.



Σχήμα 25. Επικάληψη αντίστοιχων προβολών του ζεύγους εικόνων SZP πριν και μετά την ευθυγράμμιση. Με χρώμα εμφανίζονται οι διαφορές.



Σχήμα 26. Επικάληψη αντίστοιχων προβολών του ζεύγους εικόνων PE πριν και μετά την ευθυγράμμιση. Με χρώμα εμφανίζονται οι διαφορές.

5 Αξιολόγηση

5.1 Αξιολόγηση της προτεινόμενης μεθόδου ευθυγράμμισης

Η προτεινόμενη μέθοδος, σε αντίθεση με τις περισσότερες μεθόδους ευθυγράμμισης που συναντούνται στη βιβλιογραφία, προϋποθέτει εύρεση σημείων μόνο στη μια εκ των δύο εικόνων. Το γεγονός αυτό μειώνει σημαντικά τον χρόνο που απαιτείται για ευθυγράμμιση.

Επίσης, τόσο ο αλγόριθμος εύρεσης χαρακτηριστικών σημείων όσο και ο αλγόριθμος αυτόματης αντιστοίχισης των σημείων μπορούν να παραλληλοποιηθούν μοιράζοντας τον υπολογιστικό φόρτο σε περισσότερους του ενός επεξεργαστές. Με τον τρόπο αυτό μπορούν να αξιοποιηθούν οι δυνατότητες των σύγχρονων πολυπύρηνων υπολογιστών.

Η επιτυχία της προτεινόμενης μεθόδου εξαρτάται σημαντικά από το αποτέλεσμα του βήματος αρχικής ευθυγράμμισης. Εφ' όσον η μέθοδος δουλεύει μόνο με χαρακτηριστικά σημεία από την εικόνα αναφοράς, η αντιστοίχιση των σημείων αυτών στην εικόνα προς ευθυγράμμιση, ψάχνοντας σε αντίστοιχες περιοχές, προϋποθέτει μια καλή αρχική ευθυγράμμιση. Όταν όμως τηρείται το κλινικό πρωτόκολλο οι περιστροφές και οι μετατοπίσεις είναι σχετικά μικρές. Στην περίπτωση αυτή, ακόμη και αν αποτύχει η αρχική ευθυγράμμιση, ο αλγόριθμος θα συγκλίνει σε μικρό αριθμό επαναλήψεων.

Όσον αφορά την ταχύτητα του αλγορίθμου, είναι δυνατόν να πετύχουμε χρόνους εκτέλεσης από μερικά λεπτά μέχρι και μερικές ώρες ανάλογα με την επιλογή των παραμέτρων και την επιθυμητή ακρίβεια. Στην περίπτωσή μας κάνουμε ένα συμβιβασμό μεταξύ ταχύτητας και ακρίβειας των αποτελεσμάτων επιλέγοντας ικανοποιητική ακρίβεια σε όρια αποδεκτά από τους ειδικούς αλλά και πρακτικούς χρόνους εκτέλεσης.

5.2 Μελλοντικές βελτιώσεις και επεκτάσεις

Τόσο η ακρίβεια όσο και ο χρόνος εκτέλεσης της προτεινόμενης μεθόδου μπορούν να βελτιωθούν σημαντικά με χρήση ενός καλύτερου αλγορίθμου αρχικής ευθυγράμμισης. Στην παρούσα εργασία οι μέθοδοι αρχικής ευθυγράμμισης που χρησιμοποιήθηκαν δίνουν εκτιμήσεις μόνο για τη μετατόπιση αγνοώντας εντελώς τυχόν περιστροφές. Η εύρεση ενός αλγορίθμου που δίνει καλές εκτιμήσεις τόσο της μετατόπισης όσο και της περιστροφής θα ήταν σημαντική βελτίωση.

Επίσης, παρόλο που μπορούμε να θεωρήσουμε ότι η περιοχή του κρανίου και της γνάθου που εξετάζουμε έχει σχετικά σταθερό σχήμα, υπάρχουν περιοχές στις οποίες παρουσιάζονται μικρές παραμορφώσεις. Στην περίπτωση αυτή θα μπορούσαμε, εκτός του affine μετασχηματισμού που χρησιμοποιούμε σε όλη την εικόνα, να εφαρμόσουμε και κάποιο ελαστικό μετασχηματισμό τοπικά σε κάποιες περιοχές ώστε να βελτιώσουμε την ευθυγράμμιση.

Τέλος, αξίζει να διερευνηθεί η δυνατότητα του αλγορίθμου να ευθυγραμμίζει εικόνες διαφορετικού τύπου, κάτι που χρειάζεται κατά τη σύντηξη εικόνων. Αυτό ίσως να είναι δυνατό με κατάλληλη τροποποίηση του κριτηρίου ομοιότητας που χρησιμοποιείται στο ταίριασμα προτύπων κατά την αυτόματη αντιστοίχιση σημείων.

Βιβλιογραφία

- [1] Zitova B, Flusser J. Image registration methods: a survey. *Image and Vision Computing* 2003; **21**: 977-1000.
- [2] Maintz JBA, Viergever MA. A survey of medical image registration. *Med Image Anal* 1998; **2**: 1-36.
- [3] Maurer CR, Fitzpatrick JM. A review of medical image registration. In: Maciunas RJ, ed. *Interactive Image – Guided Neurosurgery*. Park Ridge, IL: American Association of Neurological Surgeons, 1993: 14-44.
- [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] 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.
- [6] Jain AK, Zhong Y, Lakshmanan, S. Object matching using deformable templates. *IEEE Trans Pattern Anal Machine Intel* 1996; **18**(3): 267-277.
- [7] Amit Y, Kong A. Graphical templates for model registration. *IEEE Trans Pattern Anal Machine Intel* 1996; **18**(3): 225-236.
- [8] Gilhuijs K, van de Ven P, van Herk M. Automatic three-dimensional inspection of patient setup in radiation therapy using portal images, simulator images, and computed tomography data. *Medical Physics* 1996; **23**(3): 389-399.
- [9] Troccaz J, Laieb N, Vassal P, Menguy Y, Cinquin P, Bolla M, Giraud JY. Patient setup optimization for external conformal radiotherapy. *Journal of image guided surgery* 1995; **1**: 113-120.
- [10] Thevenaz P, Ruttimann UE, Unser M. A pyramid approach to subpixel registration based on intensity. *IEEE Trans Image Process* 1998; **7**: 27-41.
- [11] Hsu C-T, Beuker RA. Multiresolution feature-based image registration. *Procs SPIE: Visual Communications and Image Processing* 2000; **4067**: 1490-1498.
- [12] Bookstein FL. Principal warping: thin-plate splines and the decomposition of deformations. *IEEE Trans Pattern Anal. Mach. Intell* 1989; **6**:567-585.
- [13] Hardy RL. Theory and applications of the multiquadric-biharmonic method– 20 years of discovery-1969-1988. *Comput. Math. Appl.* 1990; **19**:163-208.
- [14] Goshtasby A. Design and recovery of 2-D and 3-D shapes using rational Gaussian curves and surfaces. *Int. J. Comput. Vis.* 1995; **10**:233-256.
- [15] Coshtasby A. Piecewise linear mapping function for image registration. *Pattern Recognit.* 1986; **19**:459-466.
- [16] Mandava VR, Fitzpatrick JM, Maurer CR, Jr, Maciunas RJ, Allen GS. Registration of multimodal volume head images via attached markers. *Procs*

- SPIE: Medical Imaging VI: Image Processing* 1992; **1652**: 271-282.
- [17] West J, Fitzpatrick JM, Wang MY, Dawant BM, *et al.* Comparison and evaluation of retrospective intermodality brain image registration techniques. *J Comput Assisted Tomography* 1997; **21**: 554-566.
- [18] Maintz JBA, Van den Elsen PA, Viergever MA. Comparison of feature-based matching of CT and MR brain images. In: *Procs Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine*, Nice France, April, 1995: 219-228.
- [19] Press W, Flannery B, Teukolsky S, Vetterling W. *Numerical recipes in C*, Cambridge University Press, 1992.
- [20] Kirkpatrick S, Gelatt CD, Vecchi MP. Optimization by simulated annealing. *Science* 1983; **220**: 671-680.
- [21] Jacoby SLS, Kowalik JS, Pizzo JT. *Iterative methods for nonlinear optimization problems*. Englewood Cliffs. NJ: Prentice Hall, 1972.
- [22] Maes F, Vandermeulen D, Suetens P. Comparative evaluation of multiresolution optimization strategies for multimodality image registration by maximization of mutual information. *Med Image Anal* 1999; **3**: 373-386.
- [23] Lehmann TM, Gröndahl K, Gröndahl H-G, Schmitt W, Spitzer K. Observer-independent registration of perspective projection prior to subtraction of *in vivo* radiographs. *Dentomaxillofacial Radiology* 1998; **27**: 140-150.
- [24] Chianos JY, Sallivan BJ. Coincident bit counting - A new criterion for image registration. *IEEE Trans Med Imaging* 1993; **12**: 30-38.
- [25] Radcliffe T, Rajapekshe R, Shaler S. Pseudocorrelation: A fast, robust, absolute, gray level image alignment algorithms. *Med Phys* 1994; **41**: 761-769.
- [26] Yu JJ-H, Hung B-N, Liou C-L. Fast algorithm for digital retinal image alignment. In: *Procs IEEE Ann. Int. Conf. Engineering Medicine Biology Society, Images Twenty-First Century*, November, 1989; **2**: 374-375.
- [27] Penney GP, Weese J, Little JA, Desmedt P, Hill DLG, Hawkes DJ. A comparison of similarity measures for use in 2D-3D medical image registration. *IEEE Trans Medical Imaging* 1998; **17**(4): 586-595.
- [28] Yoon DC. A new method for the automated alignment of dental radiographs for digital subtraction radiography. *Dentomaxillofacial Radiology* 2000; **29**: 11-19.
- [29] Nikou C, Heitz F, Armspach J-P. Robust registration of dissimilar single and multimodal images. In: Burkhardt H, Neumann B, eds. *Computer Vision – ECCV '98; vol. II, LNCS 1407*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 1998: 51-56.
- [30] Black MJ, Rangarajan A. On the unification of line processes, outliers rejection and robust statistics in early vision. *International Journal of Computer Vision* 1996; **19**(1): 57-91.
- [31] Rueckert D, Hayes C, Studholme C, Summers P, Leach M, Hawkes DJ. Non-

- rigid registration of breast MR images using mutual information. In: Wells WM *et al.*, eds. *MICCAI, LNCS 1496*. Berlin Heidelberg: Springer, 1998: 1144-1152.
- [32] West J, Fitzpatrick JM, Wang MY, Dawant BM, Maurer CR, Jr., Kessler RM, Maciunas RJ. Retrospective intermodality registration techniques for images of the head: Surface-based versus volume-based. *IEEE Trans Med Imaging* 1999; **18**(2): 144-150.
- [33] Lemieux L, Jagoe R, Fish DR, Kitchen ND, Thomas DGT. A patient-to-computed-tomography image registration method based on digitally reconstructed radiographs. *Med Phys* 1994; **21**(11): 1749-1760.
- [34] Dong L, Boyer AL. A portal image alignment and patient setup verification procedure using moments and correlation techniques. *Physics in medicine and biology* 1996; **41**: 697-723.
- [35] Studholme C, Hill DLG, Hawkes DJ. Multiresolution voxel similarity measures for MR-PET registration. In: Bizais Y *et al.*, eds. *Information Processing in Medical Imaging*, Amsterdam, The Netherlands: Kluwer, 1995: 287-298.
- [36] Lau C-M, Adah T, Wang Y. Coregistration of PET/MR brain images by multi-feature correlation matching. In: *Procs Fifteenth Southern Biomedical Engineering Conference*, March, 1996.
- [37] Cideciyan AV, Jacobson SG, Kemp CM, Knighton RW, Nagel JH. Registration of high resolution images of the retina. *Procs SPIE: Medical Imaging VI: Image Processing* 1992; **1652**: 310-322.
- [38] Bhat DN, Nayar SK. Ordinal measures for visual correspondence. In: *Procs of IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*. Los Alamitos, CA, computer society press, 1996: 351-357.
- [39] Brown LMG. Registration of planar film radiographs with computed tomography. In: *Procs of MMBIA*, 1996: 42-51.
- [40] Buzug TM, Weese J, Fassnacht C, Lorenz C. Image registration: convex weighting functions for histogram-based similarity measures. In: Troccaz J, Grimson E, Mösges R, eds. *Procs of CVRMed/MRCAS*, Berlin: Springer, 1997: 203-212.
- [41] Holden M, Hill DLG, Denton ERE, Jarosz JM, Cox TCS, Rohlfing T, Goodey J, Hawkes DJ. Voxel similarity measures for 3-D serial MR brain image registration. *IEEE Trans Med Imaging* 2000; **19**: 94-102.
- [42] Collignon A, Maes F, Delaere D, Vandermeulen D, Suetens P, Marshal G. Automated multi-modality image registration based on information theory. In: Bizais Y, Barillot C, Paola RDi, eds. *Information Processing in Medical Imaging*, Dordrecht: Kluwer Academic, 1995: 263-274.
- [43] Maes F, Collignon A, Vandermeulen D, Marchal G, Suetens P. Multimodality

- image registration by maximization of mutual information. *IEEE Trans Med Imaging* 1997; **16**: 187-198.
- [44] Viola P, Wells III WM. Alignment by maximization of mutual information. *Int J Comp Vis* 1997; **24**(2): 137-154.
- [45] Pluim JPW, Maintz IBA, Viergever MA. Interpolation artefacts in mutual information-based image registration. *Computer vision and image understanding* 2000; **77**: 211-232.
- [46] Wells III WM, Viola P, Atsumi H, Nakajima S, Kikinis R. Multi-modal volume registration by maximization of mutual information. *Med Image Anal* 1996; **1**: 35-51.
- [47] Thevenaz P, Unser M, Optimization of mutual information for multiresolution image registration. *IEEE Trans Image Process* 2000; **9**(12): 2083-2099.
- [48] Meyer CR, Boes JL, Kim B, Bland PH, Zasadny KR, Kison PV, Koral K, Frey KA, Wahl RL. Demonstration of accuracy and clinical versatility of mutual information for automatic multimodality image fusion using affine and thin-plate spline warped geometric deformations. *Med Image Anal* 1997; **1**(3): 195-206.
- [49] Brown LG. A survey of image registration techniques. *ACM Comput Surveys* 1992; **24**(4): 325-376.
- [50] Lehmann T, Goerke C, Schmitt W, Kaupp A, Reppes R. A rotation-extended cepstrum technique optimized by systematic analysis of various sets of X-ray images. *Procs SPIE: Medical Imaging: Image processing* 1996; **2710**: 390-401.
- [51] Shekarforoush H, Berthod M, Zerubia J. Subpixel image registration by estimating the polyphase decomposition of cross power spectrum. In: *Procs of IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*. Los Alamitos, CA, computer society press, 1996: 532-537.
- [52] Wang J, Reinstein LE, Hanley J, Meek AG. Investigation of a phase-only correlation technique for anatomical alignment of portal images in radiation therapy. *Physics in medicine and biology* 1996; **41**: 1045-1058.
- [53] Miura S, Kanno I, Jida H, Murakami K, Takahashi K, et al, "Anatomical adjustments in brain positron emission tomography using CT images;". *J. Comput. Assist. Tomogr* 1988; **12** (2): 363-367.
- [54] Van den Elsen PA, Viergever MA, "Marker guided multimodality matching of the brain", *Report 3-D CV 91-26*. Utrecht University, 1991.
- [55] Tang TSY, Ellis RE, Fichtinger G. Fiducial registration from a single X-ray image; a new technique for fluoroscopic guidance and radiotherapy. In: *Procs of MICCAI 2000*; **1935**: 502-511.
- [56] Weese J, Buzug TM, Lorenz C, Fassnacht, C. An approach to 2D/3D registration of a vertebra in 2D X-ray fluoroscopies with 3D CT images. In:

Procs of CVRMed/MRCAS, 1997: 119.

- [57] Weese J, Penney GP, Desmedt P, Buzug TM, Hill DLG, Hawkes DJ. Voxel-based 2-D/3-D registration of fluoroscopy images and CT scans for image-guided surgery. *IEEE Trans Information Technology in Biomedicine* 1997; **1**(4): 284-293.
- [58] Yaniv ZR. *Fluoroscopic X-ray Image Processing and Registration for Computer-Aided Orthopedic Surgery*, Master's Thesis, The Hebrew University of Jerusalem, Israel, 1998.
- [59] Yushkevich P, Fritsch D, Pizer S, Chaney E. Towards automatic, model-driven determination of 3D patient setup errors in conformal radiotherapy, *Technical Report TR99-007*, Department of Computer Science, University of North Carolina–Chapel Hill, 1999.
- [60] Likar B, Pernus F. Automatic Extraction of Corresponding Points for the Registration of Medical Images. *Medical Physics* 1999; **26**(8): 1678-1686
- [61] Canny J. A Computational Approach to Edge Detection, *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence* 1986; **8**(6): 679-698.