



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΕΦΑΡΜΟΣΜΕΝΩΝ ΜΑΘΗΜΑΤΙΚΩΝ ΚΑΙ
ΦΥΣΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ

ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΛΟΓΙΣΜΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΓΙΑ ΤΗΝ
ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗ ΚΑΙ ΣΥΝΤΗΞΗ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΩΝ
ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΑΠΟ ΑΞΟΝΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΣΟΦΙΑ ΕΥΑΓΓΕΛΙΔΗ

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

ΑΘΗΝΑ, ΜΑΪΟΣ 2013



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

**ΣΧΟΛΗ ΕΦΑΡΜΟΣΜΕΝΩΝ ΜΑΘΗΜΑΤΙΚΩΝ ΚΑΙ
ΦΥΣΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ**

**ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΛΟΓΙΣΜΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΓΙΑ ΤΗΝ
ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗ ΚΑΙ ΣΥΝΤΗΞΗ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΩΝ
ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΑΠΟ ΑΞΟΝΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΣΟΦΙΑ ΕΥΑΓΓΕΛΙΔΗ

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

ΑΘΗΝΑ, ΜΑΪΟΣ 2013

Ευχαριστίες

Αρχικά, θα ήθελα να ευχαριστήσω ειλικρινά τον Επίκουρο Καθηγητή της σχολής Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών του ΕΜΠ κ. Γεώργιο Ματσόπουλο, αφενός για την εμπιστοσύνη που μου έδειξε με την ανάθεση της παρούσας διπλωματικής εργασίας, αλλά και για τη χωρίς φειδώ χρόνου πολύτιμη βοήθειά του ως προς την επίβλεψη αυτής, την καθοδήγηση και το συνεχές ενδιαφέρον του.

Είναι απαραίτητο επίσης να ευχαριστήσω τον Υποψήφιο Διδάκτορα κ. Θεόδωρο Οικονομόπουλο, που στάθηκε σε όλη τη διάρκεια εκπόνησης της διπλωματικής εργασίας δίπλα μου σύμβουλος με την άριστη επιστημονική κατάρτισή του, πολύτιμος οδηγός με τις παρατηρήσεις, τα σχόλια και τις παρεμβάσεις του και πάνω απ' όλα για την ενθάρρυνση που μου πρόσφερε.

Θεωρώ τον εαυτό μου πραγματικά τυχερό που είχα την ευκαιρία να συνεργαστώ με τους προαναφερθέντες επιστήμονες.

Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένεια μου που στάθηκε στο πλευρό μου καθ' όλη τη διάρκεια των σπουδών μου.

Περίληψη

Στην οδοντιατρική, όπως και σε πολλούς ιατρικούς τομείς, είναι σημαντικό να μπορούν οι ειδικοί να αξιολογήσουν τις διαφορές μεταξύ δύο συνόλων στοιχείων, που αποκτήθηκαν σε διαφορετικές χρονικές περιόδους καθώς και να μπορούν να ποσοτικοποιήσουν τις διαφορές αυτές και να είναι σε θέση να προσδιορίζουν τις ογκομετρικές διαφορές στα χαρακτηριστικά που σχετίζονται με την πρόοδο ή όχι μιας συγκεκριμένης ασθένειας, έτσι ώστε να αξιολογήσουν τελικά την αποτελεσματικότητα μιας συγκεκριμένης θεραπείας ή χειρουργικής επέμβασης. Συνεπώς, λόγω της ανάγκης αυτής, για ογκομετρική αξιολόγηση προεγχειρητικών και μετεγχειρητικών συνόλων δεδομένων, πολυάριθμες μέθοδοι έχουν προταθεί για να καταχωρήσουν τα τρισδιάστατα σύνολα. Γενικά, οι περισσότερες τρισδιάστατες τεχνικές ευθυγράμμισης ακολουθούν τις αρχές των παραδοσιακών δισδιάστατων τεχνικών ευθυγράμμισης και λειτουργούν στα τρισδιάστατα αναδημιουργημένα πρότυπα που αποκτιούνται από μία σειρά της δισδιάστατης μη ευθυγραμμισμένης εικόνας.

Στην παρούσα εργασία γίνεται αναλυτική περιγραφή του λογισμικού ογκομετρήσεων που αναπτύχθηκε στη Σχολή Ηλεκτρολόγων Μηχανικών & Μηχανικών Υπολογιστών του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου. Στην συνέχεια περιγράφεται αναλυτικά η μεθοδολογία και το λογισμικό ευθυγράμμισης και αφαίρεσης των προεγχειρητικών και μετεγχειρητικών συνόλων δεδομένων που παρήχθησαν από είκοσι ασθενείς, μέσω αξονικής τομογραφίας, οι οποίοι υπεβλήθησαν σε χειρουργική επέμβαση τοποθέτησης μοσχευμάτων. Τέλος γίνεται αναλυτική περιγραφή της ογκομέτρησης των προεγχειρητικών και των ευθυγραμμισμένων μετεγχειρητικών δεδομένων καθώς και ποιοτική και ποσοτική αξιολόγηση των αποτελεσμάτων που προέκυψαν.

Abstract

In dentistry, as in many medical fields, it is important to enable experts to evaluate the differences between two datasets acquired at different times and be able to quantify these differences, as well as to determine volumetric differences between the characteristics associated with the progression or regression of a specific disease. This allows experts to evaluate the efficiency of particular treatments or surgical procedures. Consequently, because of this need for volumetric evaluation of preoperative and postoperative data sets, numerous methods have been proposed in order to align the three-dimensional sets. Generally most three-dimensional registration techniques follow the principles of traditional two-dimensional alignment techniques and operate on three-dimensional reconstructed models, which have been obtained from a series of two-dimensional misaligned images.

The purpose of this study is to provide an analytical description of the volumetric software developed in the School of Electrical & Computer Engineering, National Technical University of Athens. Moreover, a detailed description is provided for the methodology and the software used for aligning and subtracting the preoperative and postoperative Computed Tomography (CT) data sets, which were produced by twenty patients who underwent a specific surgical procedure for periodontal bone reconstruction. Finally, a detailed description of the volumetric measurements between the preoperative and the aligned postoperative data is presented, as well as qualitative and quantitative evaluation of the obtained results.

Περιεχόμενα

Ευχαριστίες.....	3
Περίληψη.....	4
Abstract	5
Περιεχόμενα	6
1 ^ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ	9
ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	9
1.1. ΣΚΟΠΟΣ ΤΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ	9
1.2. ΔΙΑΡΘΡΩΣΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ	9
2 ^ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ	11
ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΗ ΚΑΙ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΑ	11
2.1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ	11
2.2. ΟΣΤΕΟΕΝΣΩΜΑΤΟΥΜΕΝΑ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΑ	12
2.3. ΟΣΤΙΚΗ ΑΝΑΠΛΑΣΗ	13
2.3.1. ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΟΣΤΙΚΩΝ ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΩΝ.....	13
2.3.1.1. ΑΥΤΟΓΕΝΗ ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΑ	14
2.3.1.2. ΑΛΛΟΓΕΝΗ ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΑ ΚΑΙ ΕΤΕΡΟΜΟΣΧΕΥΜΑΤΑ.....	14
2.3.1.3. ΜΗ ΟΣΤΙΚΗΣ ΠΡΟΕΛΕΥΣΗΣ ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΑ.....	15
2.3.2. ΤΕΧΝΙΚΗ ΟΣΤΙΚΗΣ ΑΝΑΠΛΑΣΗΣ	15
2.4. ΑΞΟΝΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ	17
2.4.1. ΦΥΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ.....	18
2.4.2. ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ ΣΕ ΙΑΤΡΙΚΗ ΚΑΙ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΗ.....	19
Βιβλιογραφία	21
3 ^ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ	22
3.1. ΜΕΘΟΔΟΙ ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ	22
3.1.1. ΣΚΟΠΟΣ ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ.....	22
3.1.2. ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗΣ.....	23
3.1.2.1. ΔΙΑΣΤΑΣΗ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΥ	24
3.1.2.2. ΕΙΔΟΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΚΟΥ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΥ	24
3.1.2.2.1. ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ ΤΥΠΟΥ AFFINE.....	24
3.1.2.2.2. ΣΥΜΠΑΓΗΣ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ	25
3.1.2.2.3. ΠΡΟΒΟΛΙΚΟΣ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ.....	25
3.1.2.2.4. ΚΑΜΠΥΛΟΓΡΑΜΜΟΙ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΙ.....	26

3.1.2.2.5.	ΕΛΑΣΤΙΚΟΙ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΙ.....	27
3.1.2.3.	ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΤΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ.....	27
3.1.2.3.1.	ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗ ΒΑΣΙΣΜΕΝΗ ΣΕ ΕΞΩΓΕΝΗ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ	27
3.1.2.3.2.	ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗ ΒΑΣΙΣΜΕΝΗ ΣΕ ΕΝΔΟΓΕΝΗ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ..	29
3.1.2.4.	ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΑΝΑΖΗΤΗΣΗΣ.....	31
3.1.2.5.	ΑΥΤΟΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ / ΔΙΑΔΡΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑ.....	32
3.1.3.	ΚΡΙΤΗΡΙΑ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗΣ.....	32
3.1.3.1.	ΣΥΝΑΡΤΗΣΗ ΕΠΙΤΥΧΙΑΣ	32
3.1.3.1.1.	ΑΠΟΛΥΤΗ ΔΙΑΦΟΡΑ ΤΩΝ ΧΡΩΜΑΤΙΚΩΝ ΠΥΚΝΟΤΗΤΩΝ.....	33
3.1.3.1.2.	ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΗΣ ΣΥΣΧΕΤΙΣΗΣ	34
3.1.3.1.3.	ΕΝΤΡΟΠΙΑ ΤΗΣ ΔΙΑΦΟΡΑΣ.....	35
3.1.3.1.4.	ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΗΣ ΑΜΟΙΒΑΙΑΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ.....	35
3.1.3.1.5.	ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ FOURIER	36
3.1.3.2.	ΑΠΟΤΙΜΗΣΗ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗΣ	36
3.1.3.2.1.	ΑΚΡΙΒΕΙΑ (PRECISION AND ACCURACY).....	36
3.1.3.2.2.	ΕΥΡΩΣΤΙΑ / ΕΥΣΤΑΘΕΙΑ	36
3.1.3.2.3.	ΑΞΙΟΠΙΣΤΙΑ.....	37
3.1.3.2.4.	ΑΠΑΙΤΗΣΕΙΣ / ΑΝΑΓΚΕΣ.....	37
3.1.3.2.5.	ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΗ ΠΟΛΥΠΛΟΚΟΤΗΤΑ.....	37
3.1.3.2.6.	ΚΛΙΝΙΚΗ ΧΡΗΣΙΜΟΤΗΤΑ.....	37
3.1.4.	ΣΥΝΤΗΞΗ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ.....	37
	Βιβλιογραφία	39
	4 ^ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ	44
	ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΟΓΚΟΜΕΤΡΙΚΗΣ ΔΙΑΦΟΡΑΣ ΤΩΝ ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΜΕΝΩΝ ΤΡΙΣΔΙΑΣΤΑΤΩΝ ΠΡΟΕΓΧΕΙΡΗΤΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΕΤΕΓΧΕΙΡΗΤΙΚΩΝ ΟΔΟΝΤΙΚΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ.....	44
4.1.	ΣΚΟΠΟΣ.....	44
4.2.	ΕΙΣΑΓΩΓΗ	44
4.3.	ΜΕΘΟΔΟΣ	46
4.4.	ΟΓΚΟΜΕΤΡΙΚΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ.....	48
4.5.	ΛΟΓΙΣΜΙΚΟ ΟΓΚΟΜΕΤΡΗΣΕΩΝ	51
	Βιβλιογραφία	63
	5 ^ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ	65
	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ.....	65
5.1	ΕΙΣΑΓΩΓΗ	65
5.2	ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΕΓΓΡΑΦΗΣ.....	65

5.2.1	ΠΟΙΟΤΙΚΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ.....	66
5.2.2	ΠΟΣΟΤΙΚΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ.....	67
5.3	ΟΓΚΟΜΕΤΡΙΚΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ.....	69
5.3.1	ΠΟΙΟΤΙΚΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ.....	69
5.3.2	ΠΟΣΟΤΙΚΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ.....	71
5.3.3	ΕΠΑΛΗΘΕΥΣΗ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ ΟΓΚΟΥ.....	72
	Βιβλιογραφία	75
	6° ΚΕΦΑΛΑΙΟ	76
	ΑΝΑΚΕΦΑΛΑΙΩΣΗ ΚΑΙ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΕΣ ΕΠΕΚΤΑΣΕΙΣ	76

1^ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1. ΣΚΟΠΟΣ ΤΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Οι οδοντίατροι, λόγω της αδυναμίας των συστημάτων που διαθέτουν και χρησιμοποιούν, να απεικονίσουν τρισδιάστατες τομές του εσωτερικού του στόματος, έτσι ώστε να πετύχουν το καλύτερο δυνατό αποτέλεσμα στην τοποθέτηση εμφυτευμάτων καθώς και άλλων επεμβάσεων στη στοματική κοιλότητα, αντιμετωπίζουν σοβαρά προβλήματα, τόσο κατά τη διάρκεια της εγχείρησης, όσο και κατά το μετεγχειρητικό στάδιο της αποκατάστασης του ασθενούς.

Το πρόβλημα παρουσιάζεται στην αδυναμία παρακολούθησης της απορρόφησης των εμφυτευμάτων και των οστικών εμφυτευμάτων, καθώς με τα μέχρι σήμερα απεικονιστικά συστήματα δεν τους παρέχεται η δυνατότητα να μπορούν να εκτιμήσουν το ποσοστό απορρόφησης ενός μοσχεύματος από τον ασθενή, έτσι ώστε το τελικό αποτέλεσμα να έχει διάρκεια, να είναι ανθεκτικό και να προσφέρει στον ασθενή μία στοματική κοιλότητα εξίσου καλή με μία υγιή.

Βέβαια, η τρισδιάστατη αξονική τομογραφία αποτελεί πολύ σημαντικό εργαλείο στην επιστήμη της οδοντιατρικής και έχει δώσει τη δυνατότητα στους οδοντιάτρους να προχωρήσουν πολλά βήματα στον τομέα της εμφυτευματολογίας.

Σκοπός της παρούσης εργασίας είναι η ανάπτυξη μιας πλήρους μεθοδολογικής προσέγγισης για την αυτόματη ευθυγράμμιση των τρισδιάστατων (3D) προεγχειρητικών και μετεγχειρητικών αξονικών τομογραφιών προκειμένου να παρασχεθούν στον ειδικό-ιατρό κατάλληλα εργαλεία για την ποσοτικοποίηση και αξιολόγηση ογκομετρικών διαφορών μεταξύ των δύο ιατρικών δεδομένων και την ανίχνευση οδοντικών μεταβολών.

1.2. ΔΙΑΘΡΩΣΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Η διάθρωση της εργασίας σε κεφάλαια έχει ως εξής:

Στο **Κεφάλαιο 2** παρουσιάζεται μία γενική εισαγωγή για την επιστήμη της οδοντιατρικής και των εμφυτευμάτων και παρουσιάζονται οι βασικές έννοιες και όροι της επιστήμης, ώστε να μπορεί ο αναγνώστης να παρακολουθήσει την ανάλυση που θα ακολουθήσει. Αναφέρονται τα είδη των οδοντιατρικών εμφυτευμάτων που υπάρχουν στη διάθεση της επιστήμης σήμερα, ώστε να δοθεί έμφαση στην πρόοδο που έχει κάνει η επιστήμη των υλικών μέχρι σήμερα και να αναδειχθεί ο τρόπος επενέργειάς τους με τη βοήθεια των υπάρχοντων ιατρικών απεικονιστικών συστημάτων. Επίσης, εισάγονται οι βασικές αρχές της αξονικής τομογραφίας καθώς και ο τρόπος λειτουργίας της.

Στο **Κεφάλαιο 3** γίνεται μία εισαγωγή στις μεθόδους ευθυγράμμισης των ιατρικών απεικονιστικών δεδομένων, παρουσιάζεται μια τυπική ταξινόμησή τους και γίνεται αναλυτική παρουσίασή τους. Παρατίθενται αναλυτικά τα κριτήρια αξιολόγησης των μεθόδων ευθυγράμμισης τα οποία διαφοροποιούνται ανάλογα με το αν η μέθοδος βασίζεται σε ενδογενή ή εξωγενή χαρακτηριστικά. Επίσης, περιγράφεται η διαδικασία της σύντηξης, που ακολουθεί τη διαδικασία της ευθυγράμμισης, προκειμένου να πραγματοποιηθεί σύντηξη της κοινής και μη κοινής πληροφορίας των ευθυγραμμισμένων δεδομένων καθώς και η αναλυτική παρουσίαση των διαφορετικών μεθοδολογιών που χρησιμοποιούνται ευρέως σήμερα. Τέλος, παρουσιάζεται με βάση τις υπάρχουσες μεθόδους ευθυγράμμισης, ως εμπορικά πακέτα, μια αξιολόγησή τους κατά την οποία αναφέρονται τα πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα της κάθε μίας μεθόδου καθώς επίσης η βέλτιστη εφαρμογή τους, με βάση τα χαρακτηριστικά της κάθε μεθόδου.

Στο **Κεφάλαιο 4** γίνεται αξιολόγηση της διαφοράς των καταχωρημένων τρισδιάστατων προεγχειρητικών και μετεγχειρητικών οδοντικών στοιχείων μέσω της αξονικής τομογραφίας. Αρχικά, πραγματοποιείται αναλυτική περιγραφή της προτεινόμενης αυτόματης μεθόδου ευθυγράμμισης, η οποία και εφαρμόστηκε σε είκοσι ασθενείς, από προεγχειρητικά και μετεγχειρητικά στοιχεία ακτίνων κώνων αξονικής τομογραφίας, προκειμένου να αξιολογηθεί ο όγκος του αυξημένου οστού στη φατνιακή περιοχή. Στη συνέχεια γίνεται περιγραφή του λογισμικού ογκομετρήσεων που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα μελέτη.

Στο **Κεφάλαιο 5** παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της εφαρμογής της προτεινόμενης μεθόδου ευθυγράμμισης ιατρικών δεδομένων. Στα αποτελέσματα παρουσιάζονται τα ποιοτικά αποτελέσματα που αφορούν στην εφαρμογή της ευθυγράμμισης και της σύντηξης των οδοντιατρικών δεδομένων μέσω αξονικής τομογραφίας καθώς επίσης και τα ποσοτικά αποτελέσματα που αφορούν στην αποτίμηση της προτεινόμενης μεθόδου ευθυγράμμισης πριν και μετά την εγχείρηση καθώς και στην αποτίμηση της ογκομέτρησης, δηλαδή στη διαφορά όγκου ανάμεσα στο προεγχειρητικό και μετεγχειρητικό στάδιο σε συγκεκριμένες περιοχές εμφυτευμάτων. Τέλος, γίνεται σύγκριση των μετρήσεων των όγκων που προέκυψαν με εφαρμογή της προτεινόμενης μεθόδου και των όγκων που προέκυψαν με μαθηματικό υπολογισμό.

Τέλος, στο **Κεφάλαιο 6** εξάγονται τα γενικά συμπεράσματα της παρούσας διπλωματικής εργασίας, παρατίθενται τα πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα της προτεινόμενης μεθόδου ευθυγράμμισης καθώς και τα κριτήρια με τα οποία επιλέχθηκε η συγκεκριμένη μέθοδος. Επίσης, πραγματοποιείται συγκριτική μελέτη της συγκεκριμένης μεθόδου ευθυγράμμισης με άλλες υπάρχουσες μεθόδους. Τέλος, προτείνονται λύσεις για μελλοντικές προεκτάσεις της μεθόδου που θα βοηθήσουν περαιτέρω στην εξάλειψη τυχόν προβλημάτων που παρουσιάζουν σήμερα οι ήδη υπάρχουσες μέθοδοι ευθυγράμμισης ιατρικών δεδομένων.

2^ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ

ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΗ ΚΑΙ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΑ

2.1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η ανάγκη του ανθρώπου να αναπληρώσει τα δόντια που χάθηκαν είναι πολύ παλιά. Υπάρχουν ευρήματα στην Κεντρική Αμερική, στην Ονδούρα, σε κρανίο που άνηκε σε πριγκίπισσα των Μάγια, όπου βρέθηκε ένα από τα πρώτα εμφυτεύματα φτιαγμένα από μαύρη γυαλιστερή πέτρα. Μάλιστα το εμφύτευμα αυτό φαίνεται να λειτούργησε για αρκετό διάστημα, αφού παρουσιάζει ανάλογη εναπόθεση τρυγίας με τα γειτονικά του δόντια. Ανάλογα ευρήματα αποκάλυψε η αρχαιολογική σκαπάνη στην Αίγυπτο και τη Μεσοποταμία. Οι προσπάθειες συνεχίστηκαν μέσα στους αιώνες και έτσι σήμερα τα εμφυτεύματα χρησιμοποιούνται ευρέως στην οδοντιατρική και αποτελούν ιδανική λύση στις περιπτώσεις μερικής ή ολικής νωδότητας.

Τα τελευταία χρόνια τα εμφυτεύματα χρησιμοποιούνται ευρύτατα στην καθημερινή πράξη της οδοντιατρικής επιστήμης. Μετά την επικράτηση των βασικών αρχών της οστεοενσωμάτωσης, όπως αυτές διαμορφώθηκαν από τον Branemark [1] και στη συνέχεια αξιοποιήθηκαν από πολλούς άλλους ερευνητές, η σύγχρονη κλινική οδοντιατρική πράξη έχει αλλάξει σημαντικά σε ότι αφορά την αποκατάσταση της μερικής ή/και ολικής νωδότητας των ασθενών. Η εναλλακτική λύση της αποκατάστασης με εμφυτεύματα όχι μόνο είναι πλέον πραγματικότητα αλλά αποτελεί αξιόπιστη, βάσιμη και εφικτή λύση με άριστες προδιαγραφές για ένα μακροχρόνιο επιθυμητό αποτέλεσμα.

Η χρήση των εμφυτευμάτων για τις ανάγκες της καθημερινής κλινικής οδοντιατρικής προϋποθέτει αυξημένες γνώσεις πάνω στη βιολογία των εμφυτευμάτων, στις μεθόδους αξιολόγησης των ασθενών που πρόκειται να δεχθούν εμφυτεύματα, αλλά κυρίως στη χειρουργική και προσθετική των εμφυτευμάτων.

Ωστόσο, η χειρουργική τοποθέτηση των εμφυτευμάτων δεν αποτελεί πάντα μια εύκολη και ανώδυνη διαδικασία όταν ο ασθενής δεν έχει επαρκή οστό έτσι ώστε να μπορέσει να τοποθετηθεί το εμφύτευμα. Εκεί πλέον ακολουθείται και μία επιπλέον διαδικασία, περισσότερο χρονοβόρα και επώδυνη για τον ασθενή: η οστική ανάπλαση ή το οστικό μόσχευμα.

Πλέον, ο οδοντίατρος που θα τοποθετήσει τα εμφυτεύματα θα πρέπει να έχει ειδική χειρουργική εκπαίδευση καθώς και την κατάλληλη βοήθεια της τεχνολογίας για την ελαχιστοποίηση της πιθανότητας σφάλματος τόσο στην εύρεση του κατάλληλου σημείου τοποθέτησης του εμφυτεύματος όσο και στην ικανότητα να έχει μία πλήρη εικόνα του τι υπάρχει στο εσωτερικό μέσα από την περιοχή των δοντιών-ούλων. Για αυτό το σκοπό, η χρήση της αξονικής τομογραφίας στη χειρουργική οδοντιατρική είναι ευρέως διαδεδομένη (όπως και σε πολλούς άλλους κλάδους της ιατρικής) καθώς και η γνώση και χρήση λογισμικών προγραμμάτων που μπορούν πλέον να παρέχουν

τη δυνατότητα στον οδοντίατρο να έχει μία πλήρη εικόνα της κατάστασης του ασθενούς από την προεγχειρητική διαδικασία μέχρι και το πέρας όλης αυτής της χρονοβόρου και επίπονης διαδικασίας και τελικά το τελικό αποτέλεσμα.

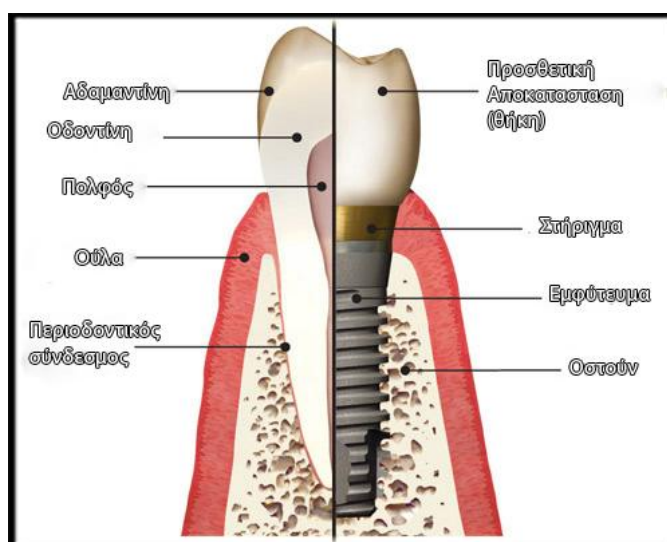
Στη συνέχεια, ακολουθεί μία σύντομη και περιεκτική περιγραφή των οστεοενσωματούμενων εμφυτευμάτων, της οστικής ανάπλασης (οστικό μόσχευμα) καθώς και της διαγνωστικής με χρήση αξονικής τομογραφίας.

2.2. ΟΣΤΕΟΕΝΣΩΜΑΤΟΥΜΕΝΑ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΑ

Η εμφυτευματολογία είναι ένας κλάδος της οδοντιατρικής που αναπτύχθηκε τα τελευταία χρόνια χωρίς ωστόσο να αποτελεί ξεχωριστή ειδικότητα.

Στην οδοντιατρική ορολογία λέγοντας εμφύτευμα ή οδοντικό εμφύτευμα, εννοούμε την τεχνητή ρίζα δοντιού κατασκευασμένη από διάφορα μέταλλα ή άλλα υλικά που “φυτεύονται” στα οστά των γνάθων για να αντικαταστήσουν ένα φυσικό δόντι που λείπει [2].

Ένα τυπικό εμφύτευμα παρουσιάζεται στην Εικόνα 1, στο οποίο γίνεται παραλληλισμός του φυσικού δοντιού με ένα οδοντικό εμφύτευμα. Στο οδοντικό εμφύτευμα μπορεί να έχει τοποθετηθεί οστικό μόσχευμα για την δημιουργία οστού, έτσι ώστε να επιτευχθεί η καλύτερη συγκράτηση του εμφυτεύματος. Μετά την τοποθέτηση του οστικού μοσχεύματος και την ενσωμάτωσή του, τοποθετείται το εμφύτευμα, το οποίο είναι κωνικού σχήματος, με συνηθέστερες διαστάσεις 4,3mm διάμετρο και 10mm μήκος. Στη συνέχεια τοποθετείται το στήριγμα (abatement), το οποίο αποτελεί μία αντιγραφή του τροχισμένου δοντιού, έτσι ώστε να υπάρξει καλύτερη εφαρμογή της θήκης (προσθετική αποκατάσταση), που είναι και το τελευταίο στάδιο των εμφυτευμάτων και αντικαθιστά το φυσικό δόντι [4][5][5].



Εικόνα 1: Χαρακτηριστική απεικόνιση εμφυτεύματος

Τα εμφυτεύματα χρησιμοποιούνται στην οδοντιατρική για πάνω από 50-60 χρόνια. Η χρονική αυτή περίοδος θα μπορούσε να διαιρεθεί σε δύο επιμέρους περιόδους: α) την εμπειρική περίοδο (μέχρι το 1970) που χαρακτηρίζεται από τη χρησιμοποίηση των υποπεριοστικών και των διαφόρων τύπων λεπιδοειδών εμφυτευμάτων, τα οποία όμως, λόγω της κατασκευής τους και της έλλειψης πειραματισμού, έρευνας και επιστημονικής τεκμηρίωσης δεν κατάφεραν να επικρατήσουν και β) την βιολογική περίοδο (από το 1970 μέχρι σήμερα), η οποία έχει ως βάση την οστεοενσωμάτωση, η οποία είναι μία βιολογική αρχή πάνω στην οποία στηρίζεται η καινούργια γενιά των εμφυτευμάτων. Τα εμφυτεύματα αυτά έχουν μελετηθεί επαρκώς σε πειραματόζωα και έχουν τεκμηριωθεί επιστημονικά, ώστε να γίνουν πλέον αποδεκτά.

2.3. ΟΣΤΙΚΗ ΑΝΑΠΛΑΣΗ

Ο όρος οστική ανάπλαση αναφέρεται σε ιστούς που τοποθετούνται σε περιοδοντικές οστικές βλάβες με σκοπό να διεγείρουν ή να βοηθήσουν τη δημιουργία οστού συντελώντας έτσι στην ανάπλαση του περιοδοντίου [4].

2.3.1. ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΟΣΤΙΚΩΝ ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΩΝ

Τα οστικά μοσχεύματα [4][5][6] ταξινομούνται σύμφωνα με την προέλευσή τους σε:

- *Αυτογενή μοσχεύματα* ή *αυτομοσχεύματα*: είναι μοσχεύματα τα οποία προέρχονται από το ίδιο άτομο.
- *Αλλογενή μοσχεύματα* ή *αλλομοσχεύματα*: είναι μοσχεύματα τα οποία προέρχονται από άλλο άτομο του ίδιου είδους.
- *Ετερομοσχεύματα* ή *ξеноμοσχεύματα*: μοσχεύματα τα οποία προέρχονται από άλλο είδος.
- *Αλλοπλαστικά μοσχεύματα*: αυτά τα οποία προέρχονται από υποκατάστατα ή συνθετικά υλικά.

Τα οστικά μοσχεύματα που χρησιμοποιούνται στις περιοδοντικές βλάβες ταξινομούνται σύμφωνα με την οστεογενετική τους δυνατότητα σε:

- *Οστεογενετικά μοσχεύματα*: δηλαδή αυτά που δημιουργούν οστό ή προάγουν τη δημιουργία νέου οστού.
- *Οστεοσυνεργή μοσχεύματα*: τα οποία παρουσιάζουν μία πιο παθητική συμπεριφορά από τα προηγούμενα και αποτελούν ένα υπόστρωμα (ή σκελετό) το οποίο θα καλυφθεί και σταδιακά θα αντικατασταθεί από νέο οστό.
- *Οστεοαδρανή μοσχεύματα*: τα οποία είναι πλήρως εγγενή βιοσυμβατά υλικά αλλά χρησιμεύουν μόνο για να πληρούν την οστική βλάβη, χωρίς να βοηθούν στη δημιουργία νέου οστού.

2.3.1.1. ΑΥΤΟΓΕΝΗ ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΑ

Τα αυτογενή μοσχεύματα ή αυτομοσχεύματα [11] προέρχονται από το ίδιο το άτομο. Ταξινομούνται σύμφωνα με την εντόπιση της περιοχής – δότη σε αυτομοσχεύματα εξωστοματικής και ενδοστοματικής προέλευσης. Και οι δύο αυτοί τύποι μοσχευμάτων έχουν τη δυνατότητα να δημιουργούν νέο οστό ή προάγουν τη δημιουργία του. Το σπογγώδες οστό και ο αιμοποιητικός μυελός θεωρούνται ιδεώδεις ιστοί για οστεογένεση.

Το αυτομόσχευμα αποτελεί την ιδανικότερη επιλογή για την αντιμετώπιση των περιοδοντικών οστικών βλαβών καθώς υπάρχει η δυνατότητα οστεογένεσης, διατήρησης της ζωτικότητας ορισμένων κυττάρων και επαναγγείωσής τους και το σημαντικότερο, απουσιάζει η πιθανότητα αντιγονικότητας, επειδή προέρχεται από το ίδιο το άτομο. Τα αυτομοσχεύματα ενδοστοματικής προέλευσης χρησιμοποιούνται ευρέως στις περιοδοντικές βλάβες σε αντίθεση με τα αυτομοσχεύματα εξωστοματικής προέλευσης, καθώς σε αυτά απαιτείται συνήθως και δεύτερη χειρουργική επέμβαση για τη λήψη τους.

Η απορρόφηση της ρίζας είναι εξαιρετικά σπάνια με την εφαρμογή των αυτομοσχευμάτων ενδοστοματικής προέλευσης. Η χρήση των μοσχευμάτων από τη λαγώνιο ακρολοφία εφαρμόζεται σήμερα σε περιπτώσεις αύξησης της φατνιακής ακρολοφίας για την τοποθέτηση οστεοενσωματούμενων οδοντικών εμφυτευμάτων.

Μετά την τοποθέτηση του αυτομοσχεύματος στην οστική βλάβη, πρώτα γίνεται η απορρόφηση του μοσχεύματος και στη συνέχεια ακολουθεί η εναπόθεση οστού, ενώ παραμένουν ορισμένοι πυρήνες μοσχεύματος εγκλωβισμένοι στο νέο οστό. Μόνο τα κύτταρα των πλέον επιφανειακών στοιβάδων του μοσχεύματος διατηρούν τη ζωτικότητά τους και αποτελούν την πρωτογενή εστία οστεογένεσης.

2.3.1.2. ΑΛΛΟΓΕΝΗ ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΑ ΚΑΙ ΕΤΕΡΟΜΟΣΧΕΥΜΑΤΑ

Τα αλλογενή μοσχεύματα που χρησιμοποιούνται σήμερα περισσότερο στις περιοδοντικές βλάβες είναι αυτά που έχουν υποστεί ψύξη και ξήρανση καθώς και εκείνα που έχουν υποστεί ψύξη, ξήρανση και απασβεστίωση. Το οστό υφίσταται ψύξη και το υδατικό τμήμα του αφαιρείται με λυοφυλοποίηση ή ξήρανση σε θερμοκρασία -40ο C υπό πίεση. Με την απασβεστίωση, ακολουθεί επεξεργασία με υδροχλωρικό οξύ μέχρι τα επίπεδα του ασβεστίου να πέσουν κάτω από το 0,07% του βάρους του μοσχεύματος. Τα μοσχεύματα αυτά προέρχονται από συμπαγές ή σπογγώδες οστό. Συνήθως στις περιοδοντικές βλάβες χρησιμοποιούνται κόκκοι μεγέθους κυμαινόμενου μεταξύ 250 – 710μm ο καθένας.

Σύμφωνα με τα βιβλιογραφικά δεδομένα [7], η εφαρμογή σε περιοδοντικές βλάβες στον άνθρωπο, τόσο των αλλογενών μοσχευμάτων που έχουν υποστεί ψύξη και ξήρανση όσο και εκείνων που έχουν υποστεί επιπλέον απασβεστίωση, επιτυγχάνεται μέση πλήρωση των οστικών βλαβών κατά 2 – 2,35 mm ή περίπου 60 – 65% του όγκου της βλάβης, ενώ στο 60 – 65% των οστικών βλαβών, η πλήρωση της οστικής βλάβης είναι ίση ή μεγαλύτερη από 50%. Έτσι, τα αλλογενή μοσχεύματα στερούνται

σημαντικής οστεογενετικής ικανότητας και διαθέτουν κυρίως οστεοσυνεργητικές δυνατότητες.

2.3.1.3. ΜΗ ΟΣΤΙΚΗΣ ΠΡΟΕΛΕΥΣΗΣ ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΑ

Οι περιορισμοί της χρήσης μοσχευμάτων οστικής προέλευσης στις περιοδοντικές οστικές βλάβες οδήγησαν στη δημιουργία μοσχευμάτων μη οστικής προέλευσης. Τα μοσχεύματα αυτά προέρχονται από φυσικά συστατικά, συστατικά του οστού, υποκατάστατά του ή είναι από συνθετικά υλικά. Όσα παρασκευάζονται από υποκατάστατα οστού ή από συνθετικά υλικά ονομάζονται αλλοπλαστικά μοσχεύματα.

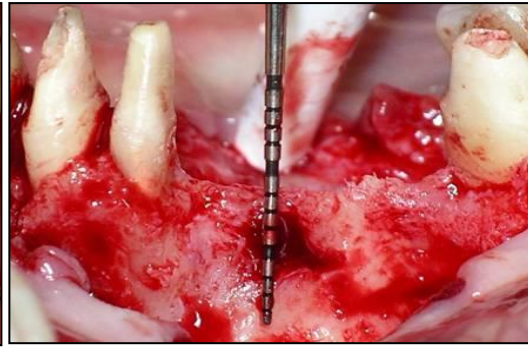
Σε αυτή την κατηγορία ανήκουν τα μοσχεύματα φωσφορικού ασβεστίου, τα οποία είναι κεραμικά υλικά πολυκρυσταλλικής δομής και παρασκευάζονται από επεξεργασία ανεξάρτητων κρυστάλλων, κυρίως τριβασικού φωσφορικού ασβεστίου ή Β-τριφωσφορικού ασβεστίου ή από το συνδυασμό τους. Τα φυσικά και χημικά τους χαρακτηριστικά μοιάζουν με εκείνα του ανόργανου τμήματος του οστού. Έχουν την ιδιότητα να αναπτύσσουν ισχυρούς δεσμούς με το οστό καθώς έχουν αναλογία ασβεστίου – φωσφόρου παρόμοια με αυτή του οστού. Βασικό τους πλεονέκτημα είναι ότι αποστειρώνονται εύκολα και δεν μεταβάλλονται [6][8].

2.3.2. ΤΕΧΝΙΚΗ ΟΣΤΙΚΗΣ ΑΝΑΠΛΑΣΗΣ

Με τοπική αναισθησία πραγματοποιείται διάνοιξη της περιοχής ενδιαφέροντος για την τοποθέτηση μοσχεύματος [9][10]. Επιδιώκεται η μέγιστη διατήρηση των ιστών των ούλων, έτσι ώστε μετά το τέλος της διαδικασίας να καλυφθεί πλήρως η οστική βλάβη και το οστικό μόσχευμα (Στάδιο 1-Εικόνα 1α). Ακολουθεί αναπέταση κρημονού ολικού πάχους, αφαίρεση του κοκκιώδους ιστού, ριζική απόξεση καθώς και λείανση της επιφάνειας της ρίζας (Στάδιο 2-Εικόνα 1β). Παράλληλα, συντελείται προετοιμασία του μοσχεύματος με την τοποθέτηση φυσιολογικού ορού για 20 – 30 λεπτά στους κόκκους του αποξηραμένου οστού και την ανάμιξή τους για το σχηματισμό παχύρευστου μείγματος (Στάδιο 3-Εικόνα 1γ). Κάθε ποσότητα μετά την τοποθέτησή της πιέζεται ελαφρά ώστε να επιτευχθεί καλή συμπίεση των κόκκων αλλά και αφαίρεση της περίσσειας του φυσιολογικού ορού. Η πλήρωση της οστικής βλάβης με το μόσχευμα γίνεται στο ίδιο ύψος με την παρυφή της φατνιακής ακρολοφίας (Στάδιο 4-Εικόνα 1δ). Ακολουθεί η επαναφορά και η συρραφή του κρημονού με τρόπο που να εξασφαλίζει την πλήρη κάλυψη της βλάβης (Στάδιο 5-Εικόνα 1ε). Η τελική αξιολόγηση γίνεται 6 – 8 μήνες μετά από την επέμβαση.



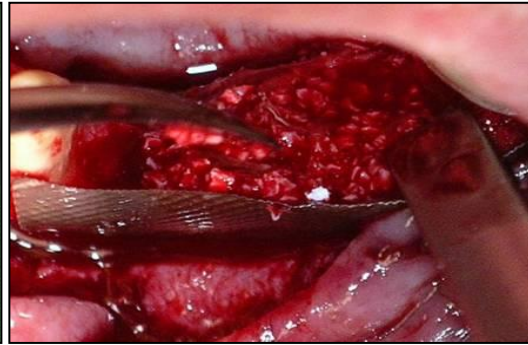
(α)-Στάδιο 1



(β)-Στάδιο 2



(γ)-Στάδιο 3



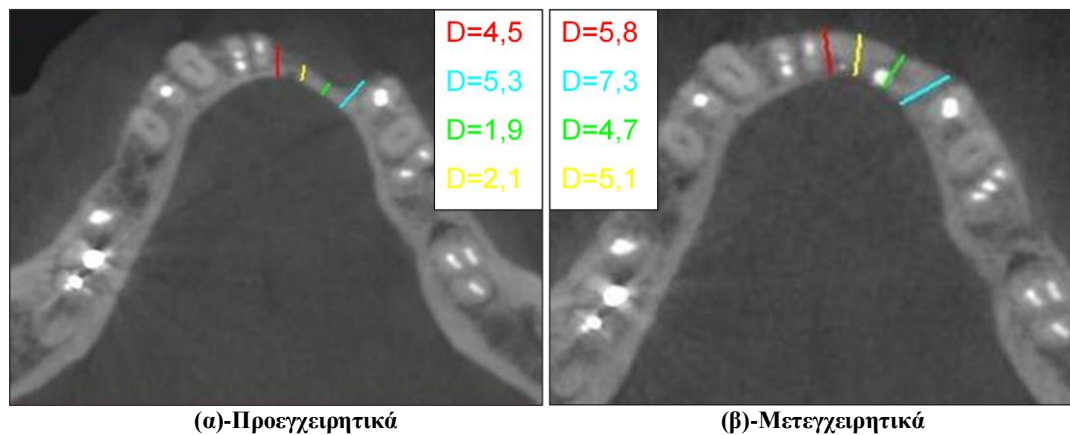
(δ)-Στάδιο 4



(ε)-Στάδιο 5

Εικόνα 1: (α), (β), (γ), (δ), (ε)

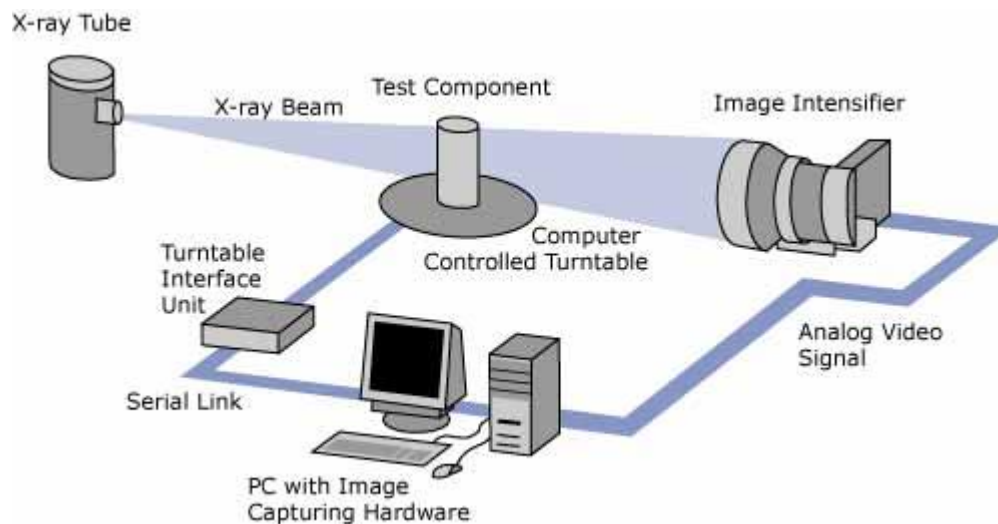
Στην Εικόνα 2α φαίνονται οι διαστάσεις του οστού πριν την εγχείρηση και την τοποθέτηση οστικού μοσχεύματος, σε 4 σημεία (κόκκινη, μπλε, πράσινη και κίτρινη γραμμή), ενώ στην Εικόνα 2β φαίνεται η απορρόφηση του οστικού μοσχεύματος οκτώ μήνες μετά την επέμβαση.



Εικόνα 2: (α), (β)

2.4. ΑΞΟΝΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ

Η υπολογιστική τομογραφία ή CT, όπως έχει διεθνώς επικρατήσει από τα αρχικά των αγγλικών λέξεων Computed Tomography, ή αξονική τομογραφία, όπως είναι γνωστή στους περισσότερους, θεωρείται η σημαντικότερη εξέλιξη στη διαγνωστική, των ακτίνων-X, από την εποχή που ο W.C. Rontgen ανακάλυψε, το 1895, αυτό το νέο “είδος ακτίνων” [11]. Η υπολογιστική τομογραφία βασίζεται στην ανακατασκευή (reconstruction) της εσωτερικής μορφολογίας των διαφόρων οργάνων του σώματος με τη σύνθεση πολλαπλών προβολών εγκάρσιων τομών του συγκεκριμένου οργάνου. Η διαδικασία της ανακατασκευής της εικόνας γίνεται πάντα με τη βοήθεια ηλεκτρονικού υπολογιστή.



Εικόνα 3: Σχηματική αναπαράσταση αξονικού τομογράφου

Στην εικόνα 3, φαίνεται μία σχηματική αναπαράσταση μίας διάταξης αξονικού τομογράφου, στην οποία ο ασθενής τοποθετείται σε ένα επίπεδο με περιστρεφόμενο δίσκο, μεταξύ μιας πηγής ακτίνων-X και ενός συστήματος απεικόνισης. Ο περιστρεφόμενος δίσκος και το σύστημα απεικόνισης είναι συνδεδεμένα με ηλεκτρονικό υπολογιστή, έτσι ώστε οι απεικονίσεις των ακτίνων-X που συλλέγονται, να μπορούν να συσχετιστούν με τη θέση του υπό εξέταση μέρους του σώματος του

ασθενούς. Το σύστημα απεικόνισης παράγει μία δισδιάστατη εικόνα του δείγματος. Εξειδικευμένο λογισμικό του ηλεκτρονικού υπολογιστή καθιστά δυνατή την παραγωγή εικόνων τομών του υπό εξέταση μέρους του ασθενούς [11].

Η αξονική τομογραφία, άρχισε να αναπτύσσεται στις αρχές της δεκαετίας του 1970 και από τότε έχει καθιερωθεί ως μέθοδος ιατρικής απεικόνισης, προσφέροντας υψηλής ποιότητας εγκάρσιες εικόνες των εσωτερικών δομών του σώματος. Οι εικόνες αποτελούν τομογραφικούς χάρτες του γραμμικού συντελεστή εξασθένησης των ακτίνων-X των ιστών του ασθενούς. Η συλλογή των δεδομένων προβολής για μία εικόνα γίνεται σε χρόνο της τάξεως του 1sec και τα αποτελέσματα του αλγορίθμου ανακατασκευής παρουσιάζονται σε έναν πίνακα 1.024x1.024 σε διάστημα λίγων δευτερολέπτων.

Το βασικό μειονέκτημα της απλής ακτινογραφίας, δηλαδή η απεικόνιση ενός τρισδιάστατου αντικείμενου σε δύο διαστάσεις, οδήγησε στο τέλος της δεκαετίας του '80 άρχισε, την ευρεία χρήση της αξονικής τομογραφίας στην οδοντιατρική με σκοπό την ακριβή αναγνώριση της μορφολογίας του φατνιακού οστού πριν την τοποθέτηση των οστεοενσωματούμενων εμφυτευμάτων.

Η αξονική τομογραφία, σε αντίθεση με τις συμβατικές ακτινολογικές τεχνικές, είναι σε θέση να απεικονίσει με ακρίβεια το ύψος, το πάχος και την κλίση της κωδής φατνιακής ακρολοφίας. Επίσης, η αναγνώριση της ακριβούς θέσης των ανατομικών μορίων των οποίων η εντόπιση είναι υψίστης σημασίας για την επιτυχή τοποθέτηση των εμφυτευμάτων, είναι πολύ πιο εύκολη με την αξονική τομογραφία παρά με οποιαδήποτε άλλη συμβατική τεχνική.

2.4.1. ΦΥΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

Κατά τη διέλευσή τους μέσα από ένα αντικείμενο, οι ακτίνες-X απορροφώνται με αποτέλεσμα η εξερχόμενη ή ανιχνευόμενη έντασή του I_d (φωτόνια ανά μονάδα χρόνου) να είναι μικρότερη της προσπίπτουσας στο αντικείμενο έντασης I_0 . Θεωρώντας μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων-X, η σχέση που συνδέει τα δύο μεγέθη είναι η ακόλουθη :

$$I_d = I_0 \exp(-\mu l) \quad (1)$$

όπου μ είναι ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης των ακτίνων-X και l είναι το μήκος διαδρομής τους μέσα από το αντικείμενο. Ο συντελεστής μ εξαρτάται από την ενέργεια των ακτίνων-X και τη σύσταση και την πυκνότητα του αντικείμενου. Στην περίπτωση ενός μη ομογενούς μέσου, όπως ο ανθρώπινος οργανισμός, η χωρική κατανομή του συντελεστή μ δεν είναι σταθερή, αλλά μπορεί να περιγραφεί ως $\mu(x, y, z)$ ή $\mu(x, y)$ για μία τρισδιάστατη ή δισδιάστατη τομή, αντίστοιχα και δεδομένη ενέργεια των ακτίνων-X. Δεδομένου ότι η σύσταση των δομών του ανθρώπινου οργανισμού διαφέρει ελαφρώς, οι διακυμάνσεις του συντελεστή

εξασθένησης οφείλονται σε διακυμάνσεις της πυκνότητας των επιμέρους ιστών και οργάνων. Η σχέση (1) μπορεί να γίνει:

$$\int_L \mu(x, y) ds = \ln(I_0 / I_d) \quad (2)$$

όπου

$$I_d = I_0 e^{-(\mu E)^d} \quad (3)$$

Η ένταση I_0 είναι γνωστή και συνήθως διατηρείται σταθερή, ενώ η ένταση I_d μπορεί να μετρηθεί. Άρα είναι δυνατός ο προσδιορισμός της χωρικής κατανομής του συντελεστή εξασθένησης των ακτίνων-X και κατ' επέκταση της πυκνότητας του σώματος σε ένα διδιάστατο επίπεδο και η αναπαράσταση της ανατομίας του με μετρήσεις της εξερχόμενης έντασης I_d σε διάφορες ακτίνες προβολής. Η τομογραφική εικόνα εμφανίζεται με διαβαθμίσεις του γκρι (gray scale) που αντιστοιχούν σε διαβαθμίσεις της τιμής του συντελεστή εξασθένησης. Η υψηλότερη τιμή αντιστοιχεί στο λευκό (π.χ. οστά) με τιμή του επιπέδου του γκρι 255 και η χαμηλότερη στο μαύρο (π.χ. μαλακοί ιστοί) με τιμή 0 [11][13][2i].

2.4.2. ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ ΣΕ ΙΑΤΡΙΚΗ ΚΑΙ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΗ

Η αξονική τομογραφία ήταν μία «επανάσταση» τόσο για τον ιατρικό όσο και για τον οδοντιατρικό χώρο.

Μερικές από τις εφαρμογές της αξονικής τομογραφίας στην Ιατρική [12], είναι:

- Απλές αξονικές τομογραφίες (CT κρανίου, θώρακα, αρθρώσεων κτλ)
- Αξονικές τομογραφίες επιμέρους περιοχών ή οργάνων. Γίνονται σε περιορισμένη έκταση σε σύγκριση με τις απλές αξονικές, για καλύτερη ανάλυση της εικόνας και με ειδικές τεχνικές λήψης ή χορήγησης σκιαγραφικού για την ανάδειξη αλλοιώσεων, οι οποίες μπορεί να μην απεικονιστούν επαρκώς στις γενικές εξετάσεις μιας περιοχής (CT εγκεφάλου).
- Ειδικές αξονικές τομογραφίες:
 - Αγγειογραφίες σε όλο το σώμα (CT αορτής)
 - Δυναμικές αξονικές τομογραφίες (δυναμικές λήψεις κροταφογοναθικών αρθρώσεων)
 - Αρθρογραφίες υπό αξονικό τομογράφο, με έγχυση σκιαγραφικού.
 - 3D ανασυνθέσεις σε οποιαδήποτε περιοχή.
- Επεμβατικές πράξεις υπό αξονικό τομογράφο:

- Βιοψίες.
- Παροχτετεύσεις.
- Μυελογραφίες.
- RF θεραπείες και εγχύσεις αναλγητικών-αντιφλεγμονωδών.

Οι χρήσεις όμως και η σπουδαιότητα της αξονικής τομογραφίας στην Οδοντιατρική είναι φανερή από τους τομείς που βρίσκει εφαρμογή, όπως:

- Εμφυτευματολογία.
- Εκτίμηση έγκλειστων δοντιών.
- Εκτίμηση λοιμώξεων.
- Κροταφογναθική διάρθρωση.
- Έλεγχος παραρρινικών κόλπων.
- Έλεγχος κακώσεων γνάθου.
- Αξονική σιελογόνων αδένων.
- Έλεγχος του εδάφους του στόματος και στοματοφάρυγγα.

Βιβλιογραφία

- [1] Albrektsson, T., Zarb, G.A.: The Branemark Osseointegrated Implant. Quintessence Publishing Co., Inc. Chicago, Illinois, 1989.
- [2] Αλεξανδρίδης Κωνσταντίνος: Εισαγωγή στην εμφυτευματολογία. Ιατρικές Εκδόσεις Λίτσας, 2003: xiii-xiv & 1-6.
- [3] Fonseca R., Davis W.H.Q Reconstructive, preprosthetic oral and maxillofacial surgery. WB Saunders Ed 2nd Ed 1995: 880-896.
- [4] Aichelmann-Reidy M.E., Yukna R.A. Bone replacement grafts. The bone substitutes. Dent Clin North Am 1998.
- [5] Βρότσος Ι.Α. Μέθοδοι αποκατάστασης οστικών βλαβών, στο Πρακτ 13^{ου} Παν. Οδοντ. Συν. 1993.
- [6] Μαντζαβίνος Ζ. Σ., Βρότσος Ι.Α.: Κλινική περιοδοντολογία, Ιατρικές Εκδόσεις Λίτσας, 2002: 441-468.
- [7] Burnwell R.G.: History of bone grafting and bone substitutes with special reference to osteogenic induction, in: Urist M.R., O'Connor B.T., Burn-well G.R. Bone grafts, derivatives and substitutes. Butterworth-Heinemann Ltd, Oxford 1994: 62-63
- [8] Davy D.T. Biomechanical issues in bone transplantation. Orthop Clin North Am 1999.
- [9] Nasr H., Reidy M.E., Yukna R. Bone and bone substitutes. Periodontol 2000 1999.
- [10] Πεπελάση Ε., Βρότσος Ι.Α. Τα οστικά μοσχεύματα στην περιοδοντική θεραπεία. Περ. Ανάλ. 1992.
- [11] Κουτσούρης Δ., Νικήτα Κ., Παυλόπουλος Σ.: Ιατρικά Απεικονιστικά Συστήματα, εκδόσεις Τζιόλα, 2004: 11-18, 35-53, 55-71.
- [12] Αγγελόπουλος Π. Άγγελος, Σπυρόπουλος Δ. Νίκος, Τσιχλάκης Κωνσταντίνος: Σύγχρονη Στοματική και γναθοπροσωπική διαγνωστική και ακτινολογία, Ιατρικές Εκδόσεις Λίτσας, 3^η έκδοση, 2001: 351-368.
- [13] Willi A. Kalender, Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications, John Wiley & Sons, Ltd., November 2000.

INTERNET SITES

[1i] http://www.implant.gr/chapter_1.pdf

[2i] <http://nemertes.lis.upatras.gr/jspui/bitstream/10889/434/1/293.pdf>

3^ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ

3.1. ΜΕΘΟΔΟΙ ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ

3.1.1. ΣΚΟΠΟΣ ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ

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

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

Στην ευθυγράμμιση δύο εικόνων, η μία επιλέγεται ως η προς ευθυγράμμιση εικόνα, $I_F(\mathbf{r}), \mathbf{r} \in D_1 \subset \mathcal{R}^N$ και η άλλη ως η εικόνα αναφοράς, $I_R(\mathbf{r}), \mathbf{r} \in D_2 \subset \mathcal{R}^N$, για τις δύο ή τρεις διαστάσεις, ανάλογα με το αν πρόκειται για δεδομένα ακτινογραφίας ή τομογραφίας, αντίστοιχα. Στόχος κάθε μεθόδου ευθυγράμμισης είναι ο προσδιορισμός ενός μετασχηματισμού, $T: D_1 \rightarrow \mathcal{R}^N$, τέτοιου ώστε η μετασχηματισμένη εικόνα, $I_T(\mathbf{r})$,

$$I_T(T(\mathbf{r})) = I_F(\mathbf{r}), \text{ αν } T(\mathbf{r}) \in D_2 \quad (1)$$

και η $I_R(\mathbf{r})$ να περιέχουν την ίδια ανατομική πληροφορία στη θέση $\mathbf{r} \in D_2$. Από την Σχέση (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.

3.1.2. ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗΣ

Οι μέθοδοι της ευθυγράμμισης ταξινομούνται ανάλογα με το πρόβλημα που πρέπει να αντιμετωπισθεί καθώς και την μέθοδο που εφαρμόζεται, όπως την τεχνική απεικόνισης των δεδομένων, το συσχετισμό των δεδομένων και την προέλευσή τους., όπως φαίνεται στις εργασίες [1]-[4], όπου 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.

Υπάρχει η δυνατότητα η τεχνική που χρησιμοποιείται κατά την απεικόνιση να είναι κοινή και στα δύο σύνολα δεδομένων (π.χ. CT-CT, MR-MR), ή να διαφέρει (π.χ. CT-ακτινογραφίες, MR-PET). Το πρόβλημα που προκύπτει στην δεύτερη περίπτωση όμως είναι ότι, 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. Η τεχνική που επίσης μπορεί να εφαρμοστεί είναι η ευθυγράμμιση απεικονιστικών δεδομένων 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.

Παρακάτω παρουσιάζονται αναλυτικά τα κριτήρια, στα οποία βασίζεται η ταξινόμηση των μεθόδων ευθυγράμμισης, τα οποία είναι, η διάσταση του μετασχηματισμού, το είδος του γεωμετρικού μετασχηματισμού, οι ιδιότητες των δεδομένων, οι τεχνικές αναζήτησης και η αυτοματοποίηση και διαδραστικότητα.

3.1.2.1. ΔΙΑΣΤΑΣΗ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΥ

Με τον όρο διάσταση μετασχηματισμού εννοούμε αν ο μετασχηματισμός είναι μονοδιάστατος, δισδιάστατος ή τρισδιάστατος. Με τον δισδιάστατο μετασχηματισμό γίνεται ευθυγράμμιση τομών του ίδιου επιπέδου, ενώ με τον τρισδιάστατο γίνεται ευθυγράμμιση τρισδιάστατων συνόλων δεδομένων.

3.1.2.2. ΕΙΔΟΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΚΟΥ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΥ

Ο καθορισμός του μετασχηματισμού αποτελεί το βασικότερο βήμα κατά τη διαδικασία της ευθυγράμμισης, έτσι ο μετασχηματισμός καλείται ολικός, αν εφαρμόζεται στο σύνολο της εικόνας, 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 τύπου affine, συμπαγής (rigid), προβολικός (projective), ή καμπυλόγραμμος (curved). Σημαντικό στοιχείο στην κατηγοριοποίηση των μετασχηματισμών ευθυγράμμισης 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).

3.1.2.2.1. ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ ΤΥΠΟΥ 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:

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} dx \\ dy \\ dz \end{pmatrix} \quad (2)$$

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.

3.1.2.2.2. ΣΥΜΠΑΓΗΣ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ

Ο συμπαγής μετασχηματισμός διατηρεί αναλλοίωτο το σχήμα των αντικειμένων και 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:

$$\mathbf{r}' = R\mathbf{r} + \mathbf{d} \quad (3)$$

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 [10].

3.1.2.2.3. ΠΡΟΒΟΛΙΚΟΣ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ

Ένας προβολικός 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:

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_1/w \\ y_1/w \\ z_1/w \end{pmatrix}, \quad \text{και} \quad \begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \\ w \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} & a_{14} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} & a_{24} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} & a_{34} \\ a_{41} & a_{42} & a_{43} & a_{44} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix} \quad (4)$$

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

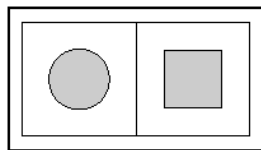
3.1.2.2.4. ΚΑΜΠΥΛΟΓΡΑΜΜΟΙ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΙ

Οι καμπυλόγραμμοι (curved) μετασχηματισμοί απεικονίζουν τις ευθείες γραμμές σε καμπύλες. Γενικά δεν περιγράφονται με τη μορφή σταθερών πινάκων αλλά εκφράζονται αλγεβρικά από την εξίσωση $(x', y', z') = F(x, y, z)$, όπου F συνάρτηση που μετασχηματίζει συντεταγμένες της πρώτης εικόνας σε συντεταγμένες της δεύτερης εικόνας. Ιδιαίτερα γνωστοί καμπυλόγραμμοι μετασχηματισμοί είναι οι μετασχηματισμοί πολυωνυμικού τύπου:

$$\begin{aligned} x' &= \sum_{k=0}^K \sum_{l=0}^L \sum_{m=0}^M a_{klm} x^k y^l z^m \\ y' &= \sum_{k=0}^K \sum_{l=0}^L \sum_{m=0}^M b_{klm} x^k y^l z^m \\ z' &= \sum_{k=0}^K \sum_{l=0}^L \sum_{m=0}^M c_{klm} x^k y^l z^m \end{aligned} \quad (5)$$

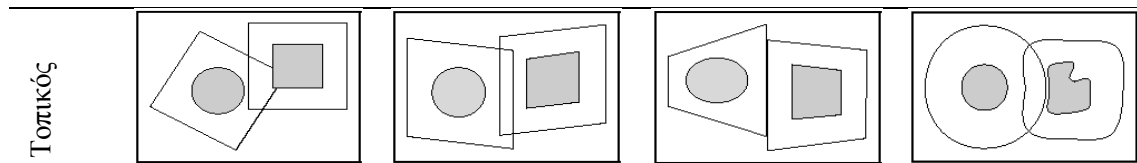
όπου a, b, c παράμετροι και K, L, M σταθερές οι οποίες ορίζουν την τάξη των πολυωνύμων. Όσο αυξάνει η τάξη των πολυωνύμων πληθαίνουν οι παράμετροι που πρέπει να προσδιοριστούν, με αποτέλεσμα αφενός τη δυνατότητα για μεγαλύτερη ακρίβεια και αφετέρου την αύξηση του υπολογιστικού κόστους.

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 (6) για $K=L=M=1$.



Αρχική εικόνα

	Συμπαγής	Affine	Προβολικός	Καμπυλόγραμμος
Ολικός				



Εικόνα 1: Παραδείγματα εφαρμογής διδιάστατων ολικών και τοπικών μετασχηματισμών στην αρχική εικόνα.

3.1.2.2.5. ΕΛΑΣΤΙΚΟΙ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΙ

Οι ελαστικοί μετασχηματισμοί είναι ιδανικοί για τις περιπτώσεις που υπάρχουν παραμορφώσεις στα, προς ευθυγράμμιση, ιατρικά δεδομένα. Οι παραμορφώσεις αυτές μπορεί να οφείλονται σε ακούσια, είτε σε εκούσια κίνηση του ασθενούς, όπως είναι η ευθυγράμμιση δεδομένων του πνεύμονα, του μαστού κλπ, όπου υπάρχουν έντονες παραμορφώσεις. Σε αυτές τις περιπτώσεις οι ελαστικοί μετασχηματισμοί καταγράφουν και διορθώνουν τα προς ευθυγράμμιση δεδομένα σύμφωνα με τα δεδομένα αναφοράς. Στους αντιπροσωπευτικότερους ελαστικούς μετασχηματισμούς περιλαμβάνονται οι μέθοδοι *Thin plate Spline* [12], *Multiquadric* [13], *Piecewise Linear* [14] και *Weigthed Mean* [15].

3.1.2.3. ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΤΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ

Οι μέθοδοι ευθυγράμμισης, μπορούν να διαχωριστούν σε δύο βασικές κατηγορίες, ανάλογα με το αν γίνεται χρήση των εξωγενών ή ενδογενών χαρακτηριστικών των εικόνων που σχετίζονται με την ανατομία του ασθενούς.

3.1.2.3.1. ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗ ΒΑΣΙΣΜΕΝΗ ΣΕ ΕΞΩΓΕΝΗ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ

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 οδηγιά σημεία μπορεί να προέρχονται από την τοποθέτηση σημαδιών σε σταθερές περιοχές του δέρματος του ασθενούς (markers) ή από την προσαρμογή στερεοτακτικών πλαισίων (stereotactic frames) ή άλλου είδους καλουπιών στο κεφάλι του ασθενούς. Η βασική δυσκολία σε αυτές τις μεθόδους έγκειται στο γεγονός ότι τα οδηγιά σημεία πρέπει να παραμείνουν στον ασθενή κατά την ανάκτηση όλων των τομογραφικών δεδομένων.

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 [18]. Οι περισσότερες μέθοδοι προσδιορίζουν τις τιμές των παραμέτρων του μετασχηματισμού ευθυγράμμισης με τρόπο ευθύ.

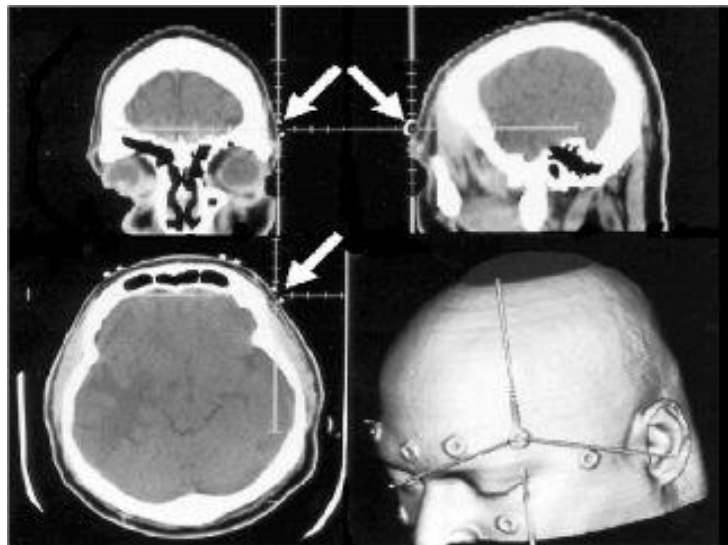
Κλασικές περιπτώσεις χρήσης στερεοτακτικών πλαισίων, είναι αυτές κατά τις οποίες πρέπει να αντιμετωπιστούν όγκοι εντοπισμένοι βαθιά μέσα στον εγκέφαλο.



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

Για τη θεραπεία αυτών των όγκων, τοποθετείται στο κεφάλι του ασθενούς ένα πλαίσιο αναφοράς με μεγάλη σταθερότητα με καρφιά ή βίδες που στερεώνονται σε τρύπες 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 χιλιοστόμετρου 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.

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 [19]. Η θέση του ελαστικού καλύμματος που φέρει τα κυλινδρικά σημάδια, πρέπει να σημειώνεται στο δέρμα του ασθενούς ώστε να είναι δυνατή η επανατοποθέτησή του.



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

3.1.2.3.2. ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗ ΒΑΣΙΣΜΕΝΗ ΣΕ ΕΝΔΟΓΕΝΗ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ

Η δεύτερη κατηγορία, στην οποία γίνεται χρήση των ενδογενών χαρακτηριστικών των εικόνων που σχετίζονται με την ανατομία του ασθενούς [20], είναι ανεξάρτητη από την ύπαρξη εξωτερικών οδηγών σημείων και δεν απαιτεί καμία επέμβαση στον ασθενή πριν την απεικόνιση. Έτσι 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.

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 [21] - [24], καθώς επίσης και οι μέθοδοι που βασίζονται σε ιδιότητες των κεντρικών αξόνων κατατετημένων ανατομικών δομών [25].

Στις μεθόδους ευθυγράμμισης που βασίζονται σε ζεύγη σημείων έχει γίνει η παραδοχή ότι δύο σύνολα δεδομένων ευθυγραμμίζονται αν συμπέσουν χωρικά κάποια χαρακτηριστικά σημεία τους. Συνεπώς το πρόβλημα ανάγεται από την ευθυγράμμιση όλου του συνόλου των δεδομένων στην ευθυγράμμιση συγκεκριμένων σημείων. Η μείωση της πολυπλοκότητας του προβλήματος επιτρέπει τον υπολογισμό της βέλτιστης ευθυγράμμισης με ευθύ τρόπο (ευθείες μέθοδοι). Αν το πρωτόκολλο που εφαρμόζεται κατά την ανάκτηση των εικόνων προϋποθέτει την τοποθέτηση κατάλληλων αντικειμένων στο σώμα του ασθενούς, με σκοπό αυτά να είναι ορατά στις εικόνες, τότε η ευθυγράμμιση μπορεί να επιτευχθεί αυτόματα βασιζόμενη στα σημάδια αυτά. Στην αντίθετη περίπτωση, στην οποία δεν έχουν κατασκευαστεί σημάδια ορατά στις εικόνες, μπορούν να οριστούν αναδρομικά από κάποιον ειδικό οδηγία σημεία με τη βοήθεια κατάλληλου λογισμικού. Ο τρόπος αυτός επιβάλει 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.

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.

3.1.2.4. ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΑΝΑΖΗΤΗΣΗΣ

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 ακροτάτου 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 υπερσχύει το αρχικό ακρότατο [26].

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) [27], 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 ακροτάτου 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* [28][29] και η μέθοδος του *Powell* [29]. 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*.

3.1.2.5. ΑΥΤΟΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ / ΔΙΑΔΡΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑ

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.

3.1.3. ΚΡΙΤΗΡΙΑ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗΣ

3.1.3.1. ΣΥΝΑΡΤΗΣΗ ΕΠΙΤΥΧΙΑΣ

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 [30], όπου ελαχιστοποιείται το μέσο τετραγωνικό σφάλμα, MSE:

$$MSE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left\| \mathbf{r}_i' - T(\mathbf{r}_i) \right\|^2 \quad (6)$$

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:

$$T = \arg \max_T [O(I_T(\mathbf{r}), I_R(\mathbf{r}))] \quad (7)$$

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

3.1.3.1.1. ΑΠΟΛΥΤΗ ΔΙΑΦΟΡΑ ΤΩΝ ΧΡΩΜΑΤΙΚΩΝ ΠΥΚΝΟΤΗΤΩΝ

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

$$C_{AD}(\mathbf{r}) = \sum_{\mathbf{r}} |I_D(\mathbf{r})| \quad (8)$$

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 C_{AD} αποτελεί μία από τις πρώτες μεθόδους ευθυγράμμισης που βασίζονται στο σύνολο της πληροφορίας των δεδομένων [31]-[33]. 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) [34] και το άθροισμα των τετραγώνων των διαφορών σε οδοντιατρικές ακτινογραφίες [35]. Η ελαχιστοποίηση των τετραγώνων των διαφορών έχει εφαρμοστεί στην ευθυγράμμιση δεδομένων μαγνητικής τομογραφίας (MR-MR) [36]. Επίσης, έχει γίνει 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* [37]. Επίσης η μέση τιμή των τετραγώνων των διαφορών έχει χρησιμοποιηθεί ως μέτρο αποτίμησης της ακρίβειας της ευθυγράμμισης δεδομένων μαγνητικής τομογραφίας μαστού [38].

3.1.3.1.2. ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΗΣ ΣΥΣΧΕΤΙΣΗΣ

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

$$CC(I_R, I_T) = \left| \frac{\sum_{\mathbf{r}} [I_T(\mathbf{r}) - \bar{I}_T] [I_R(\mathbf{r}) - \bar{I}_R]}{\sqrt{\sum_{\mathbf{r}} [I_T(\mathbf{r}) - \bar{I}_T]^2} \sqrt{\sum_{\mathbf{r}} [I_R(\mathbf{r}) - \bar{I}_R]^2}} \right| \quad (9)$$

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 [39], στην ευθυγράμμιση δεδομένων CT μέσω υπολογισμού ψηφιακά ανακατασκευασμένης ακτινογραφίας [40] και στην ευθυγράμμιση ακτινογραφιών επιβεβαίωσης πεδίων ακτινοβολήσης [41]. Αντίστοιχοι συντελεστές που αποδίδουν το βαθμό συσχέτισης μεταξύ δύο εικόνων ή τμημάτων τους έχουν χρησιμοποιηθεί στις εργασίες [42] - [45]. Επίσης, η κλίση της συσχέτισης [46] έχει

εφαρμοστεί στην ευθυγράμμιση δεδομένων αξονικής τομογραφίας και ακτινογραφικών φιλμ.

3.1.3.1.3. ΕΝΤΡΟΠΙΑ ΤΗΣ ΔΙΑΦΟΡΑΣ

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:

$$H(I_D) = -\sum_{k=0}^{G-1} P(I_D = k) \log_2 P(I_D = k) \quad (10)$$

όπου G το πλήθος των επιπέδων του γκρι (συνήθως 256) [47]. Η εντροπία της διαφοράς έχει χρησιμοποιηθεί στην ευθυγράμμιση 3D δεδομένων μαγνητικής τομογραφίας εγκεφάλου διαφορετικών χρονικών στιγμών [48]. Η εντροπία ανήκει στα κριτήρια ευθυγράμμισης που βασίζονται στο ιστόγραμμα των εικόνων.

3.1.3.1.4. ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΗΣ ΑΜΟΙΒΑΙΑΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ

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, $P(I_T = k) P(I_R = l)$:

$$MI(I_T, I_R) = \sum_{k=0}^{G-1} \sum_{l=0}^{G-1} P(I_T = k, I_R = l) \log_2 \frac{P(I_T = k, I_R = l)}{P(I_T = k)P(I_R = l)} \quad (11)$$

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 [49] τόσο στις δύο διαστάσεις [34] όσο και στις τρεις διαστάσεις [50] - [52] 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 [53] καθώς και μη συμπαγής [54], [55].

3.1.3.1.5. ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ 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 [56]. Μέθοδοι που υπολογίζουν τη συσχέτιση των δεδομένων στο πεδίο Fourier ή υπολογίζουν τη συσχέτιση μόνο ως προς τη φάση παρουσιάζονται στις εργασίες [57] - [59].

3.1.3.2. ΑΠΟΤΙΜΗΣΗ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗΣ

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

3.1.3.2.1. ΑΚΡΙΒΕΙΑ (PRECISION AND ACCURACY)

Η ακρίβεια της μεθόδου αναφέρεται σε δύο όρους. Πρώτον αναφέρεται στο συστηματικό σφάλμα, 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.

3.1.3.2.2. ΕΥΡΩΣΤΙΑ / ΕΥΣΤΑΘΕΙΑ

Η ευρωστία ή ευστάθεια 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.

3.1.3.2.3. ΑΞΙΟΠΙΣΤΙΑ

Ο όρος αξιοπιστία 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.

3.1.3.2.4. ΑΠΑΙΤΗΣΕΙΣ / ΑΝΑΓΚΕΣ

Οι απαιτήσεις της μεθόδου 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.

3.1.3.2.5. ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΗ ΠΟΛΥΠΛΟΚΟΤΗΤΑ

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

3.1.3.2.6. ΚΛΙΝΙΚΗ ΧΡΗΣΙΜΟΤΗΤΑ

Οποσδήποτε 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.

Η απαίτηση πάντως να ικανοποιούνται όλα τα προαναφερόμενα κριτήρια συγχρόνως από μία μέθοδο αποτελεί ουτοπία. Η βαρύτητα που δίνεται στην ικανοποίηση κάθε κριτηρίου εξαρτάται από την εκάστοτε εφαρμογή και είναι θέμα προσωπικής κρίσης. Πολλές μέθοδοι θεωρούνται μη εφαρμόσιμες στην κλινική πράξη απλώς και μόνο επειδή δεν έχει γίνει ή είναι δύσκολο να γίνει περιγραφή της συμπεριφοράς τους με βάση τα υπάρχοντα κριτήρια αξιολόγησης.

3.1.4. ΣΥΝΤΗΞΗ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ

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. Οι πιο συχνά χρησιμοποιούμενες στην κλινική πράξη βασίζονται στη χρήση λογικών τελεστών, ψευδοχρωματισμού ή τεχνικών ταξινόμησης. α) 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.

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] 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.
- [19] Van den Elsen PA, Viergever MA, "Marker guided multimodality matching of the brain", *Report 3-D CV 91-26*. Utrecht University, 1991.
- [20] 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.
- [21] 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.
- [22] 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.
- [23] 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.
- [24] Yaniv ZR. *Fluoroscopic X-ray Image Processing and Registration for Computer-Aided Orthopedic Surgery*, Masters Thesis, The Hebrew University of Jerusalem, Israel, 1998.
- [25] 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.
- [26] Press W, Flannery B, Teukolsky S, Vetterling W. *Numerical recipes in C*, Cambridge University Press, 1992.
- [27] Kirkpatrick S, Gelatt CD, Vecchi MP. Optimization by simulated annealing. *Science* 1983; **220**: 671-680.
- [28] Jacoby SLS, Kowalik JS, Pizzo JT. *Iterative methods for nonlinear optimization problems*. Englewood Cliffs. NJ: Prentice Hall, 1972.
- [29] 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.

- [30] 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.
- [31] Chianos JY, Sallivan BJ. Coincident bit counting - A new criterion for image registration. *IEEE Trans Med Imaging* 1993; **12**: 30-38.
- [32] Radcliffe T, Rajapekshe R, Shaler S. Pseudocorrelation: A fast, robust, absolute, gray level image alignment algorithms. *Med Phys* 1994; **41**: 761-769.
- [33] 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.
- [34] 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.
- [35] Yoon DC. A new method for the automated alignment of dental radiographs for digital subtraction radiography. *Dentomaxillofacial Radiology* 2000; **29**: 11-19.
- [36] 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.
- [37] 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.
- [38] 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.
- [39] 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.
- [40] 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.
- [41] 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.
- [42] 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.
- [43] 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.
- [44] 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.
- [45] 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.
- [46] Brown LMG. Registration of planar film radiographs with computed tomography. In: *Procs of MMBIA*, 1996: 42-51.
- [47] 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.
- [48] 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.
- [49] 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.
- [50] 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.
- [51] Viola P, Wells III WM. Alignment by maximization of mutual information. *Int J Comp Vis* 1997; **24**(2): 137-154.
- [52] Pluim JPW, Maintz IBA, Viergever MA. Interpolation artefacts in mutual information-based image registration. *Computer vision and image understanding* 2000; **77**: 211-232.
- [53] 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.
- [54] Thevenaz P, Unser M. Optimization of mutual information for multiresolution image registration. *IEEE Trans Image Process* 2000; **9**(12): 2083-2099.
- [55] 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.
- [56] Brown LG. A survey of image registration techniques. *ACM Comput Surveys* 1992;

24(4): 325-376.

- [57] Lehmann T, Goerke C, Schmitt W, Kaupp A, Regges 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.
- [58] 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.
- [59] 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.

INTERNET SITES

- [1i] www.medical.philips.com
- [2i] www.medical.siemens.com
- [3i] www.marconimed.com
- [4i] www.imips.com
- [5i] www.nucletron.com
- [6i] www.medtronic.com
- [7i] www.varian.com

4^ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ

ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΟΓΚΟΜΕΤΡΙΚΗΣ ΔΙΑΦΟΡΑΣ ΤΩΝ ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΜΕΝΩΝ ΤΡΙΣΔΙΑΣΤΑΤΩΝ ΠΡΟΕΓΧΕΙΡΗΤΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΕΤΕΓΧΕΙΡΗΤΙΚΩΝ ΟΔΟΝΤΙΚΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

4.1. ΣΚΟΠΟΣ

Ο σκοπός αυτού του κεφαλαίου είναι η παρουσίαση μιας μεθόδου για την αυτόματη ευθυγράμμιση των τρισδιάστατων προεγχειρητικών και μετεγχειρητικών αξονικών τομογραφιών, με στόχο την ποσοτικοποίηση και αξιολόγηση των ογκομετρικών διαφορών πριν και μετά την οστική ανάπλαση.

Για την μέθοδο αυτή ελήφθησαν στοιχεία, μέσω αξονικής τομογραφίας, πριν και μετά από χειρουργική επέμβαση 20 ασθενών, έτσι ώστε να είναι δυνατό να εκτιμηθεί η αύξηση του αναγεννημένου οστού. Αξιολογήθηκε μόνο η περιοχή ενδιαφέροντος, η οποία προέκυψε μετά το συνδυασμό όλων των τομών που είχαν καθοριστεί. Η αξιολόγηση των διαφορών έγινε μέσω της τρισδιάστατης ακτινογραφίας αφαίρεσης (3D subtraction radiography). Τέλος, έγινε αξιολόγηση της ευθυγράμμισης όλων των διαθέσιμων δεδομένων, μέσω της μέτρησης της μέσης απόστασης των άκρων τους.

4.2. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η τρισδιάστατη ακτινογραφία αφαίρεσης (digital subtraction radiography) αποτελεί τον καταλληλότερο τρόπο υπολογισμού των διαφορών δύο οδοντικών συνόλων, με στοιχεία που ανήκουν σε διαφορετικές χρονικές περιόδους (προεγχειρητικά και μετεγχειρητικά).

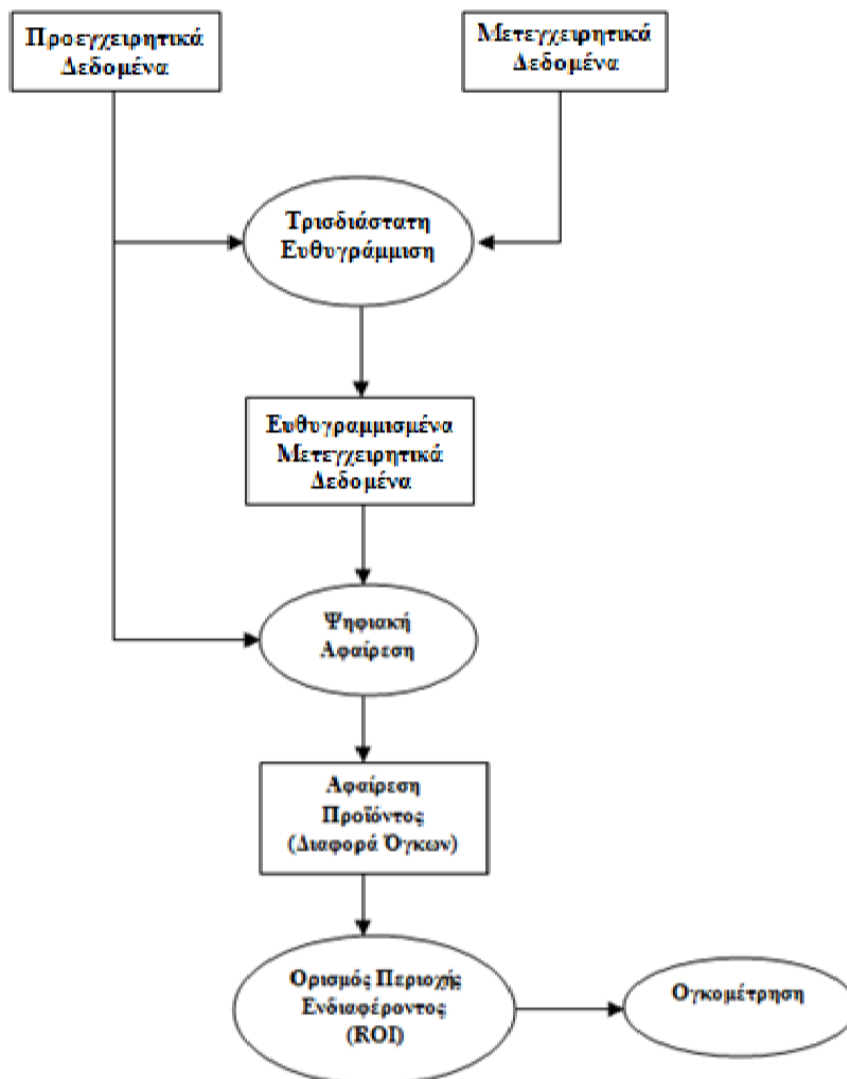
Το πρώτο βήμα για την επίτευξη του στόχου αποτελεί η τυποποίηση της γεωμετρικής προβολής και στη συνέχεια η χωρική ευθυγράμμιση πριν την αφαίρεση. Η μέθοδος της χωρικής ευθυγράμμισης είναι διαφορετική για τις 2 και τις 3 διαστάσεις, καθώς η γεωμετρική προβολή που προκύπτει από τα τρισδιάστατα σύνολα απαιτεί διαφορετική προσέγγιση. Παρόλα αυτά, για την ευθυγράμμιση των τρισδιάστατων δεδομένων [1]-[3] ακολουθούνται, τις περισσότερες φορές, οι αρχές των δισδιάστατων μεθόδων ευθυγράμμισης [1],[5],[6], όπως το Μέτρο της Αντιστοιχίας (Measure of Match – MoM).

Οι τρισδιάστατες μέθοδοι ευθυγράμμισης χωρίζονται σε δύο κατηγορίες. Η πρώτη κατηγορία περιλαμβάνει μεθόδους που βασίζονται στο γνώρισμα, δηλαδή στον προσδιορισμό και την ευθυγράμμιση διαφορετικών χαρακτηριστικών μεταξύ συνόλων, όπως οι επιφάνειες [7]-[10] που ανιχνεύονται με το χέρι ή μέσω αυτόματων αλγορίθμων. Σε αυτή την κατηγορία ανήκουν όλες οι τεχνικές που βασίζονται στο περίγραμμα και στο σημείο και παρέχουν σημαντικό πλεονέκτημα ταχύτητας, ενώ έχουν ως βασικό μειονέκτημα ότι τα πλαστά χαρακτηριστικά γνώρισμα μπορούν να αλλοιώσουν το αποτέλεσμα. Στην δεύτερη κατηγορία ανήκουν οι μέθοδοι εγγραφής

που βασίζονται στην ένταση της φωτεινότητας, οι οποίες σε αντίθεση με αυτές που βασίζονται στο γνώρισμα, είναι συνήθως πιο ακριβείς καθώς δεν απαιτείται η ανίχνευση χαρακτηριστικών γνωρισμάτων, αλλά είναι πολύ πιο αργές.

Μετά την επιτυχή ευθυγράμμιση των τρισδιάστατων ογκομετρικών δεδομένων, γίνεται υπολογισμός των διαφορών τους, μέσω της ψηφιακής ακτινογραφίας αφαίρεσης [1]-[13]. Λόγω της αδυναμίας υπολογισμού με το χέρι, εξαιτίας της ακρίβειας που απαιτείται ή της αδυναμίας να γίνουν οι διαφορές αντιληπτές, οι ειδικοί πολλές φορές χρησιμοποιούν εξειδικευμένα πακέτα λογισμικού (π.χ. maxillofacial CBCT-iCAT Vision 2.6).

Το σχέδιο αξιολόγησης όγκων περιλαμβάνει δύο στάδια: α) την ευθυγράμμιση των τρισδιάστατων δεδομένων και β) την αξιολόγηση των ογκομετρικών διαφορών τους πέραν της επιλεγμένης περιοχής ενδιαφέροντος, όπως φαίνεται παρακάτω, στο σχήμα 1.



Σχήμα 1

4.3. ΜΕΘΟΔΟΣ

Η απόκτηση των συνόλων των δεδομένων έγινε στο Πανεπιστήμιο Semmelweis, στο Τμήμα Περιοδοντολογίας, στην Βουδαπέστη της Ουγγαρίας. Είκοσι ασθενείς υπεβλήθησαν σε χειρουργικές επεμβάσεις δύο σταδίων, με στόχο την τοποθέτηση εμφυτευμάτων. Το πρώτο στάδιο περιελάμβανε μια διαδικασία αύξησης, με χρήση πτερυγίων (Branemark/Replace; Nobel Biocare, Göteborg, Σουηδία), που ακολουθήθηκε από ταυτόχρονη τοποθέτηση μοσχευμάτων, όπου ήταν δυνατό. Εν συνεχεία, η απογυμνωμένη, λόγω νωδότητας, επιφάνεια αυξήθηκε κάθετα και οριζόντια με μια μη-απορροφήσιμη μεμβράνη βοοειδούς υλικού (Bio-Oss; Geistlich, Wolhusen, Ελβετία) και ανακτήθηκε η επιφάνεια από αυτογενή κομμάτια οστών. Ακολούθως τοποθετήθηκε, είτε μία μη-απορροφήσιμη μεμβράνη (FRIOS® Bone Shield; Dentsply Friadent, Mannheim, Γερμανία), είτε μία απορροφήσιμη μεμβράνη (Resolut Adapt LT; Gore, Flagstaff, ΗΠΑ) στην εξεταζόμενη περιοχή, η οποία σταθεροποιήθηκε από βίδες τιτανίου (FRIOS® Membrane Tacks; Dentsply Friadent, Mannheim, Γερμανία). Το δεύτερο στάδιο ακολούθησε μετά από 9-12 μήνες, όπου πλέον η κάθετη και οριζόντια διευρυμένη φατνιακή ακρολοφία εμφάνιζε παρόμοια κλινική εικόνα με τα γειτονικά οστά. Οι επιφάνειες που είχαν τοποθετηθεί τα μοσχεύματα, καλύφθηκαν από νεοσχηματισμένο σκληρό ιστό, ενώ αφαιρέθηκαν οι βίδες στήριξης, έτσι ώστε να είναι δυνατή η σύνδεση συναρμογής και εισήχθησαν στηρίγματα για την τοποθέτηση των εμφυτευμάτων.

Από αυτές τις επεμβάσεις παρήχθησαν είκοσι σύνολα στοιχείων. Κάθε σύνολο αποτελείται από δύο αρχεία των εικόνων της αξονικής τομογραφίας, ένα αρχείο για το προεγχειρητικό στάδιο και ένα αρχείο για το μετεγχειρητικό στάδιο κάθε ασθενούς. Τα δύο αρχεία δείχνουν τις αλλαγές στην φατνιακή περιοχή πριν και μετά από 9-12 μήνες της επέμβασης.

Οι αξονικές τομογραφίες λήφθηκαν από το τον Classic i-CAT® (Imaging Sciences International, 1910 North Penn Road Hatfield, PA 19440) αξονικό τομογράφο.

Η σύγκριση των προεγχειρητικών και μετεγχειρητικών τρισδιάστατων όγκων γίνεται ανά τομή, έτσι ώστε να είναι εμφανείς οι διαφορές των δύο όγκων. Απαραίτητη προϋπόθεση για αυτή τη σύγκριση είναι η υιοθέτηση μιας μεθόδου τρισδιάστατης ευθυγράμμισης, ώστε να ευθυγραμμιστούν τα δύο σύνολα κατάλληλα. Τα προεγχειρητικά δεδομένα θεωρούνται ως δεδομένα αναφοράς (σύνολο στοιχείων αναφοράς), ενώ τα μετεγχειρητικά δεδομένα, που ευθυγραμμίζονται σύμφωνα με τα προεγχειρητικά, θεωρούνται ως μεταβλητά δεδομένα (μεταβλητό σύνολο στοιχείων).

Τα τρισδιάστατα δεδομένα αποτελούνται από μία σειρά επίπεδων εικόνων, οι οποίες απεικονίζουν εγκάρσιες τομές των πραγματικών αντικειμένων.

Η προτεινόμενη μέθοδος εγγραφής αποτελείται από τρία στοιχεία [14].

α) Τη λειτουργία μετασχηματισμού, για να μετασχηματιστούν αναλόγως οι συντεταγμένες των μεταβλητών δεδομένων. Η διαδικασία αυτή επιτυγχάνεται μέσω της σχέσης (1), όπου μετασχηματίζονται τα σημεία στον τρισδιάστατο χώρο.

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ b_1 & b_2 & b_3 \\ c_1 & c_2 & c_3 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} dx \\ dy \\ dz \end{pmatrix} \quad (1)$$

όπου υπάρχουν οι ανεξάρτητες παράμετροι, a_i, b_i, c_i για $i=1,2,3$ και οι διαφορές dx, dy, dz .

Έτσι τα σημεία από τα μεταβλητά δεδομένα με τις αρχικές συντεταγμένες μετασχηματίζονται στις νέες συντεταγμένες, μέσω των ισοτήτων (2):

$$\begin{aligned} x' &= a_1 x + a_2 y + a_3 z + dx \\ y' &= b_1 x + b_2 y + b_3 z + dy \\ z' &= c_1 x + c_2 y + c_3 z + dz \end{aligned} \quad (2)$$

Με την εφαρμογή της σχέσης (1) το σύνολο των δεδομένων μπορεί να μετασχηματιστεί στο χώρο, με περιστροφή και αυξομείωση, που καθορίζονται από τις 12 παραμέτρους του μοντέλου μετασχηματισμού. Το προτεινόμενο σχέδιο υιοθετεί την τεχνική της τριγραμμικής παρεμβολής, δεδομένου ότι όλες οι παράμετροι άρα και οι μετασχηματισμένες συντεταγμένες είναι πραγματικοί αριθμοί. Με τη τεχνική της τριγραμμικής παρεμβολής υπολογίζεται η ένταση της φωτεινότητας κάθε μετασχηματισμένου σημείου [15] μετά την επιλογή οκτώ γειτονικών σημείων.

β) Το μέτρο της αντιστοίχισης ή αντικειμενικής συνάρτησης με σκοπό να υπολογιστεί η απόκλιση των δεδομένων αναφοράς και των μετασχηματισμένων δεδομένων.

Η ευθυγράμμιση εικόνας είναι μια διαδικασία στην οποία εφαρμόζονται δοκιμές και εις άτοπον απαγωγές, επαναλαμβανόμενα. Σε κάθε επανάληψη, μια πρόσφατα μετασχηματισμένη εικόνα αξιολογείται έναντι του συνόλου εικόνας ή των στοιχείων αναφοράς. Η αντικειμενική συνάρτηση που προτιμήθηκε είναι η Μέση Απόλυτη Διαφορά (Average Absolute Difference) μεταξύ των δεδομένων αναφοράς και των ευθυγραμμισμένων δεδομένων, ανά τομή.

Αυτό εκφράζεται μέσω της σχέσης (3):

$$\bar{D} = \frac{1}{N \times W \times H} \sum_{z=0}^{N-1} \sum_{y=0}^{H-1} \sum_{x=0}^{W-1} |V_R(x', y', z') - V_F(x, y, z)| \quad (3)$$

όπου $V_R(x', y', z')$ η ένταση σε κλίμακα του γκρι του (x', y', z') σημείου από τα δεδομένα αναφοράς και $V_F(x, y, z)$ είναι η ένταση του σημείου (x, y, z) από τα μεταβλητά δεδομένα.

Ουσιαστικά, μέσω της σχέσης (3) υπολογίζεται η μέση απόλυτη διαφορά μεταξύ των δεδομένων αναφοράς και των μετασχηματισμένων μεταβλητών δεδομένων, σε όλες τις τομές N, πλάτους W και ύψους H.

Όσο μικρότερη είναι η μέτρηση της μέσης απόλυτης διαφοράς, τόσο καλύτερα συμπίπτουν τα δεδομένα αναφοράς και τα μετασχηματισμένα μεταβλητά δεδομένα.

γ) Η Μέθοδος Βελτιστοποίησης Simplex η οποία χρησιμοποιεί το Μέτρο της Αντιστοίχισης για να υπολογίσει τις βέλτιστες παραμέτρους για το μοντέλο μετασχηματισμού. Οι βέλτιστες παράμετροι πρέπει να επιτύχουν την καλύτερη ευθυγράμμιση των μεταβλητών δεδομένων σε σχέση με τα δεδομένα αναφοράς.

Προκειμένου να επιτευχθεί η ευθυγράμμιση των υπό μελέτη δεδομένων, απαιτείται να συνδυαστούν κατάλληλα η συνάρτηση μετασχηματισμού και το μέτρο της αντιστοίχισης. Αυτό επιτυγχάνεται μέσω της ελαχιστοποίησης της μέσης απόλυτης διαφοράς του μέτρου της αντιστοίχισης (σχέση 3), με την εισαγωγή στη συνάρτηση μετασχηματισμού, μετά από κάθε επανάληψη της μεθόδου ευθυγράμμισης, ενός νέου συνόλου παραμέτρων, το οποίο ελαχιστοποιεί την αντικειμενική συνάρτηση.

Το προτεινόμενο τρισδιάστατο σχέδιο ευθυγράμμισης χρησιμοποιεί την μέθοδο *Downhill Simplex* για την βελτιστοποίηση των παραμέτρων μετασχηματισμού [16], η οποία είναι μία επαναλαμβανόμενη διαδικασία, που χρησιμοποιεί την προς τα κάτω κατευθυντικότητα (Downhill) μέσω μιας M-διάστατης τοπολογίας, έως ότου παρουσιαστεί τουλάχιστον ένα τοπικό ακρότατο (μέγιστο ή ελάχιστο). Η διαδικασία συνεχίζεται είτε έως να επιτευχθεί ο μέγιστος αριθμός επαναλήψεων είτε έως η σειρά Simplex να κινηθεί λιγότερο από το προκαθορισμένο ανεκτό επίπεδο σε μία συγκεκριμένη επανάληψη.

4.4. ΟΓΚΟΜΕΤΡΙΚΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ

Η ογκομετρική αξιολόγηση βασίζεται στην ψηφιακή ακτινογραφία αφαίρεσης (Digital Subtraction Radiography), δηλαδή στην διαφορά όγκου που θα προκύψει μεταξύ προεγχειρητικών και μετεγχειρητικών συνόλων δεδομένων, σε έναν συγκεκριμένο τομέα ενδιαφέροντος. Έτσι ο προτεινόμενος αλγόριθμος περιλαμβάνει τα ακόλουθα στάδια.

- Ψηφιακή αφαίρεση (digital subtraction) των προεγχειρητικών και ευθυγραμμισμένων μετεγχειρητικών δεδομένων, ανά τομή.

Η ψηφιακή ακτινογραφία αφαίρεσης εκτελείται με τη λήψη της απόλυτης διαφοράς μεταξύ των συγκρινόμενων εικόνων ή των συνόλων στις τρεις διαστάσεις, με την 3^η διάσταση να είναι το βάθος των τομών.

Από την σχέση (4), που δίνεται παρακάτω, υπολογίζεται η απόλυτη διαφορά των προεγχειρητικών και μετεγχειρητικών δεδομένων ανά τομή.

$$V_{diff}(x, y, z) = |V_R(x, y, z) - V_{TR}(x, y, z)|$$

$$\begin{aligned} x &= 0, \dots, W - 1 \\ \forall(x, y, z) \quad y &= 0, \dots, H - 1 \\ z &= 0, \dots, N - 1 \end{aligned} \tag{4}$$

όπου, N: τομές, W: πλάτος, H: ύψος τομών, V_R : προεγχειρητικά δεδομένα ή δεδομένα αναφοράς, V_{TR} : ευθυγραμμισμένα μετεγχειρητικά δεδομένα και V_{diff} : απόλυτη διαφορά μεταξύ της έντασης των δύο συνόλων δεδομένων.

Στην περίπτωση που τα δύο σύνολα δεδομένων ευθυγραμμίστηκαν επιτυχώς, τα δεδομένα V_{diff} πρέπει να αποτελούνται από εικονοστοιχεία χαμηλής έντασης (dark), τονίζοντας τις διαφορές των δύο συνόλων δεδομένων, που αντιστοιχούν στους πρόσφατα σχηματισμένους σκληρούς ιστούς.

- Καθορισμός των περιοχών ενδιαφέροντος, οι οποίες προκύπτουν μετά τον υπολογισμό της διαφοράς του όγκου για κάθε τομή. Οι περιοχές ενδιαφέροντος είναι τα τμήματα των τρισδιάστατων δεδομένων που περιέχουν τις υπό αξιολόγηση τροποποιήσεις. Τα σύνολα δεδομένων αποτελούνται από μία σειρά δισδιάστατων εικόνων που αντιστοιχούν στις τομές όγκου και με τον καθορισμό μιας περιοχής ενδιαφέροντος (ROI – Region of Interest) για κάθε τομή, προκύπτει, μετά από τον συνδυασμό όλων των διαδοχικών περιοχών, ο όγκος ενδιαφέροντος (VOI – Volume of Interest).

Ένα σχέδιο βασισμένο στη μέθοδο κατάτμησης αυξανόμενων περιοχών (Region Growing) [17] προτιμάται, καθώς ο καθορισμός των περιοχών ενδιαφέροντος (ROI) μπορεί να περιγραφεί ως πρόβλημα κατάτμησης εικόνας.

Η ανωτέρω μέθοδος περιλαμβάνει τα ακόλουθα στάδια, τα οποία εφαρμόζονται στα δεδομένα διαφοράς (difference volume) των προεγχειρητικών και μετεγχειρητικών δεδομένων.

Βήμα 1^ο: Γίνεται χειροκίνητος καθορισμός μιας ευρείας περιοχής αναζήτησης για όλες τις τομές.

Βήμα 2^ο: Γίνεται επεξεργασία της πρώτης τομής.

- Το κέντρο της περιοχής αναζήτησης θεωρείται ως αρχικό σημείο (seed point) για τον αλγόριθμο αυξανόμενων περιοχών.
- Η εφαρμογή της αυξανόμενης περιοχής γίνεται με χρήση του αρχικού σημείου, το οποίο περιορίζεται στην περιοχή αναζήτησης, ως ακολούθως:

- Συγκρίνεται το αρχικό σημείο με τα γειτονικά του.
- Αυξάνεται η περιοχή από το αρχικό σημείο με την προσθήκη των παρόμοιων γειτονικών σημείων. Η επιλογή των παρόμοιων γειτονικών σημείων καθορίζεται σύμφωνα με ένα προκαθορισμένο κατώτατο όριο ανοχής.
- Πλέον τα σημεία που προστέθηκαν θεωρούνται ως νέα αρχικά σημεία, έτσι ώστε να εξετασθούν τα γειτονικά τους, τα οποία, εάν εμφανίζουν ομοιότητα προστίθενται στην περιοχή.
- Η διαδικασία επαναλαμβάνεται μέχρι να μην έχει προστεθεί κανένα νέο αρχικό σημείο ή όλα τα σημεία της περιοχής αναζήτησης να έχουν προστεθεί.

Βήμα 3^ο: Γίνεται επανάληψη της διαδικασίας για όλες τις τομές.

Ο προτεινόμενος αλγόριθμος είναι μια ημιαυτόματη διαδικασία, που απαιτεί τον καθορισμό μίας μόνο περιοχής αναζήτησης από τον χρήστη, ενώ οι περαιτέρω χειροκίνητες ρυθμίσεις επιβάλλονται όταν υπάρχει αποτυχία στην ανίχνευση μιας περιοχής, λόγω μη έγκυρου αρχικού σημείου ή ακατάλληλου κατώτατου ορίου.

Μια πρόσθετη τεχνική κατάτμησης χρησιμοποιήθηκε σε αυτή τη μελέτη, ως εναλλακτική λύση της ανάπτυξης περιοχών, η οποία στηρίζεται στην εξαγωγή ζωνών έντασης βασιζόμενων στα κατώτατα όρια σε κάθε τομή του υπαγόμενου όγκου.

Όπως και η μέθοδος κατάτμησης αυξανόμενων περιοχών, έτσι και η εναλλακτική μέθοδος κατάτμησης εφαρμόζεται στο προϊόν αφαίρεσης των προεγχειρητικών και μετεγχειρητικών δεδομένων. Η διαδικασία περιγράφεται παρακάτω:

Βήμα 1^ο: Γίνεται χειροκίνητος καθορισμός μιας ευρείας ορθογώνιας περιοχής αναζήτησης ή πολλαπλάσιων πολυγωνικών περιοχών αναζήτησης σε κάθε τομή.

Βήμα 2^ο: Γίνεται καθορισμός ενός σταθερού αριθμού ζωνών κατώτατων ορίων έντασης.

Βήμα 3^ο: Γίνεται επεξεργασία της πρώτης τομής με ταξινόμηση των σημείων της περιοχής αναζήτησης σε μία από τις προκαθορισμένες ζώνες έντασης και στη συνέχεια γίνεται χειροκίνητη επιλογή μίας ή περισσότερων ζωνών ως περιοχών ενδιαφέροντος (ROI) της κάθε τομής.

Βήμα 4^ο: Γίνεται επανάληψη για όλες τις τομές.

Η μέθοδος αυτή, παρόλο που απαιτεί περισσότερη επέμβαση από τον χρήστη, γενικά επιτυγχάνει ακριβέστερη κατάτμηση, έναντι της μεθόδου κατάτμησης των αυξανόμενων περιοχών.

- Ογκομετρικές μετρήσεις με συνδυασμό των καθορισμένων περιοχών ενδιαφέροντος, έτσι ώστε να ληφθούν οι μετρικές διαστάσεις του όγκου ενδιαφέροντος (VOI), οι οποίες μπορούν να απεικονισθούν ως ακολουθία περιοχών ενδιαφέροντος (ROI) από κάθε τομή.

Αυτό επιτυγχάνεται μέσω της σχέσης (5),

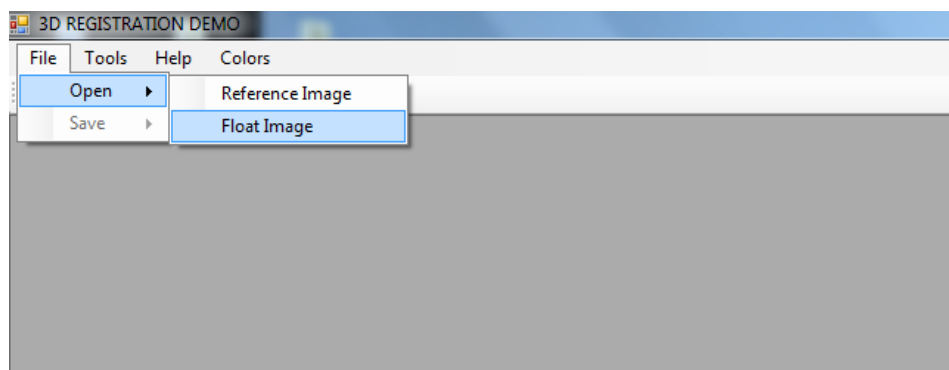
$$v_{metric} = \sum_{z=1}^N \sum_{i=1}^{R_z} (X_{res} Y_{res} Z_{res}) \quad (5)$$

όπου οι ποσότητες X_{res} , Y_{res} , Z_{res} αντιστοιχούν στην προβολή του X-άξονα, Y-άξονα και στην απόσταση των διατομών αντίστοιχα.

Η σχέση (5) εφαρμόζεται σε όλες τις N τομές των δεδομένων που προκύπτουν από την αφαίρεση και καθορίζει το άθροισμα όλων των R_z των σημείων των περιοχών ενδιαφέροντος (ROI), με όγκο $X_{res} \cdot Y_{res} \cdot Z_{res}$ σε κάθε τομή Z και για όλες τις N τομές.

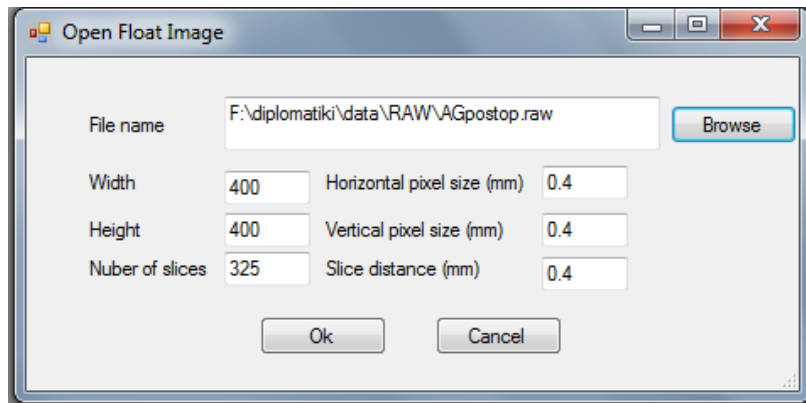
4.5. ΛΟΓΙΣΜΙΚΟ ΟΓΚΟΜΕΤΡΗΣΕΩΝ

- Η ευθυγράμμιση του μετεγχειρητικού συνόλου σύμφωνα με το προεγχειρητικό σύνολο αναφοράς επιτυγχάνεται μέσω του προγράμματος *3D Registration*, όπως περιγράφεται παρακάτω.



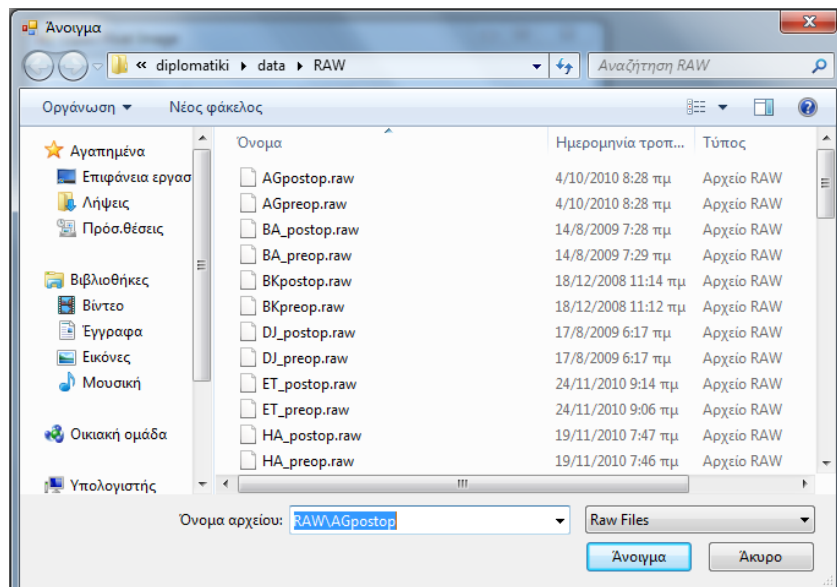
Εικόνα 1

Αρχικά με την επιλογή από το μενού *File>Open>Float Image* (Εικόνα 1) εμφανίζεται ένα νέο παράθυρο (Εικόνα 2), όπου ο χρήστης επιλέγει το, προς ευθυγράμμιση, μετεγχειρητικό σύνολο ενός ασθενούς που θα εισαχθεί με την επιλογή *Browse*, ώστε να ανοίξουν όλα τα αρχεία και στην συνέχεια την επιλογή του επιθυμητού αρχείου που θα εισαχθεί με την επιλογή *Άνοιγμα*. (Εικόνα 3).



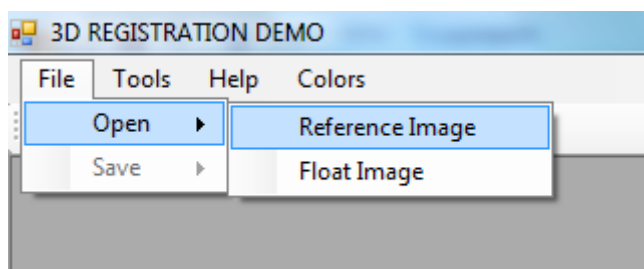
Εικόνα 2

Στη συνέχεια ο χρήστης ρυθμίζει τις παραμέτρους, πλάτος και ύψος στα 400 εικονοστοιχεία, τον αριθμό των τομών στις 325 και τέλος το οριζόντιο και κατακόρυφο μέγεθος εικονοστοιχείων καθώς και την απόσταση των τομών στα 0,4 χιλιοστόμετρα (Εικόνα 2) και επιλέγει *Ok*.



Εικόνα 3

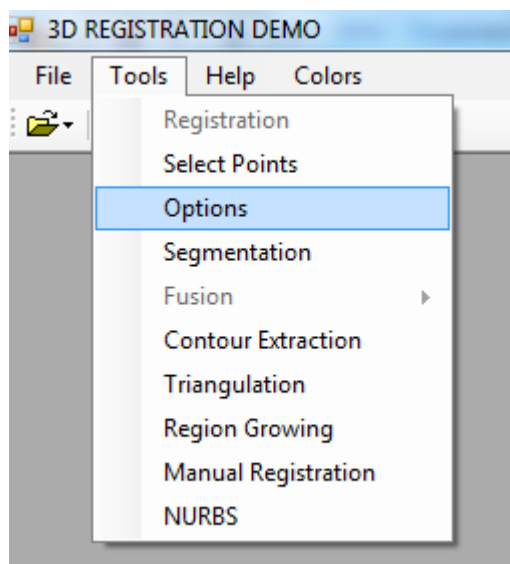
Ακολούθως με την επιλογή από το μενού *File>Open>Reference Image* (Εικόνα 4) ο χρήστης εισαγάγει ένα προεγχειρητικό σύνολο, το οποίο ορίζεται σαν σύνολο αναφοράς, έτσι ώστε να γίνει η ευθυγράμμιση του μετεγχειρητικού συνόλου σύμφωνα με το προεγχειρητικό σύνολο αναφοράς. Η διαδικασία εισαγωγής του προεγχειρητικού συνόλου, καθώς και η ρύθμιση των παραμέτρων παραμένουν ίδιες με προηγουμένως.



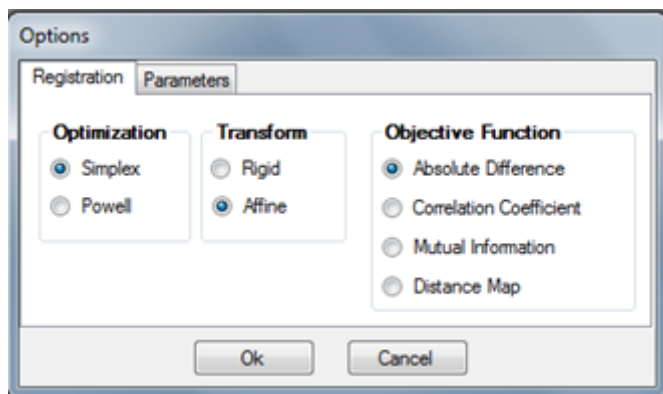
Εικόνα 4

Αφού έχει γίνει και η εισαγωγή των προεγχειρητικών συνόλων, από το μενού ο χρήστης επιλέγει *Tools>Options* (Εικόνα 5) και εμφανίζεται ένα νέο παράθυρο. Στο πεδίο *Optimization* επιλέγεται *Simplex*, στο πεδίο *Transform* επιλέγεται *Affine* και στο πεδίο *Objective Function* επιλέγεται *Absolute Difference* (εικόνα 6).

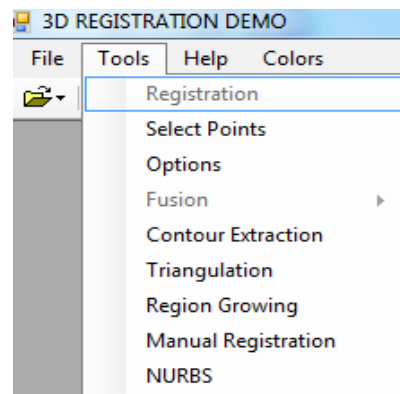
Τέλος, με την επιλογή από το μενού *Tools>Registration* (Εικόνα 7) ξεκινάει η ευθυγράμμιση του μετεγχειρητικού συνόλου, σύμφωνα με το προεγχειρητικό σύνολο αναφοράς (Εικόνα 8).



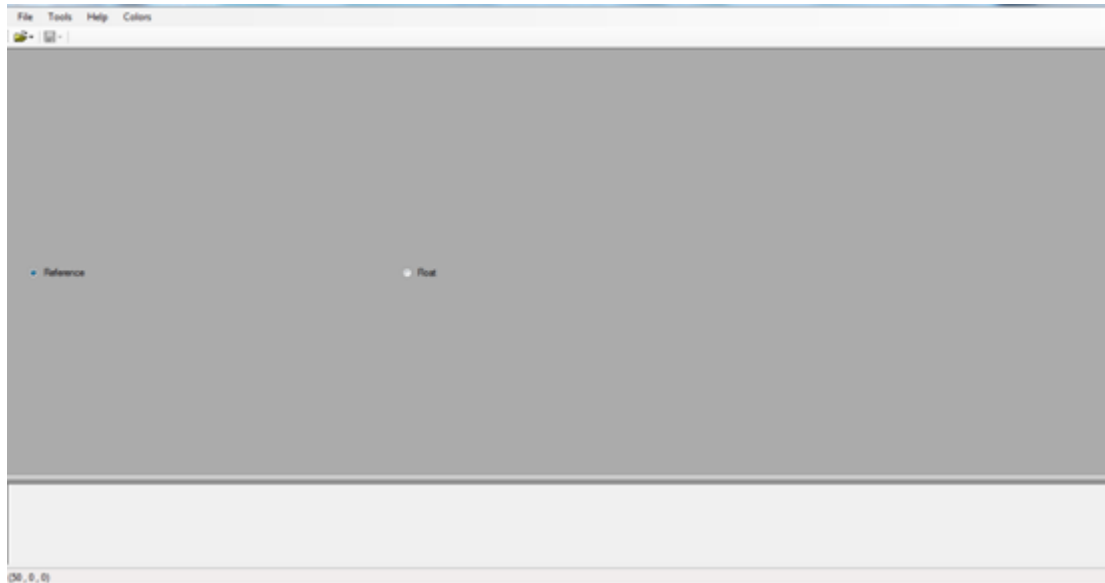
Εικόνα 5



Εικόνα 6

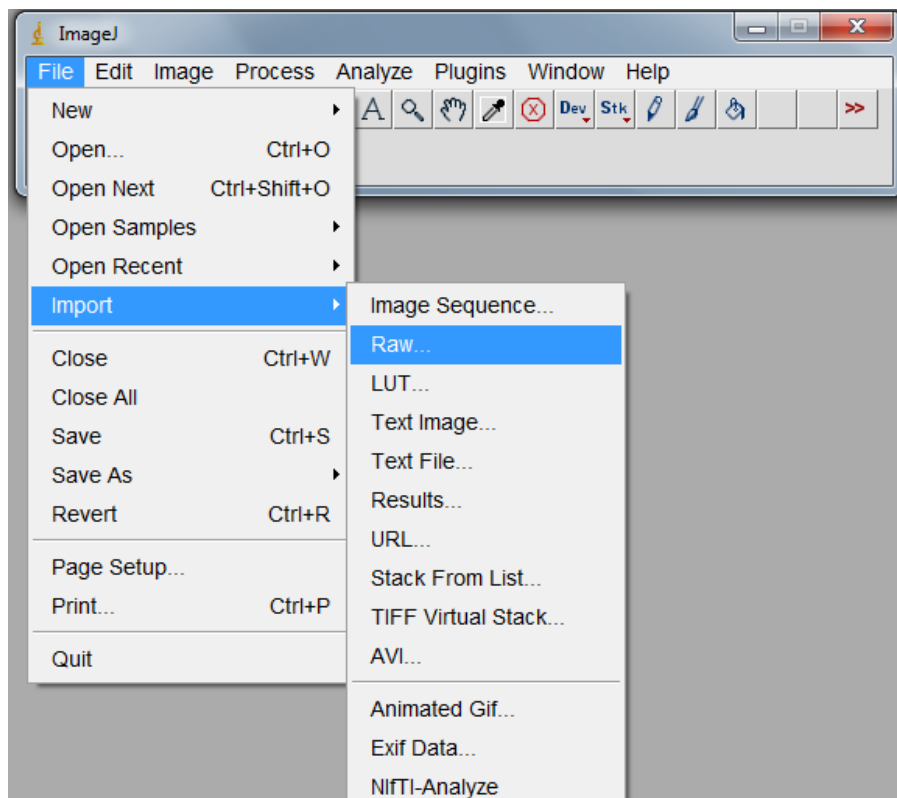


Εικόνα 7



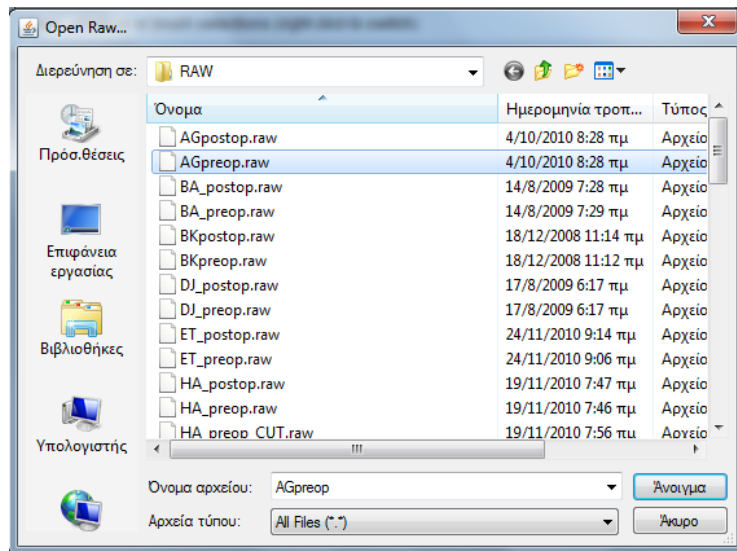
Εικόνα 8

- Μέσω του προγράμματος *ImageJ* γίνεται η ψηφιακή αφαίρεση των προεχειρητικών και ευθυγραμμισμένων μετεχειρητικών όγκων, όπως προέκυψαν από το *3D Registration*, σε μία βάση *slice-by-slice*.



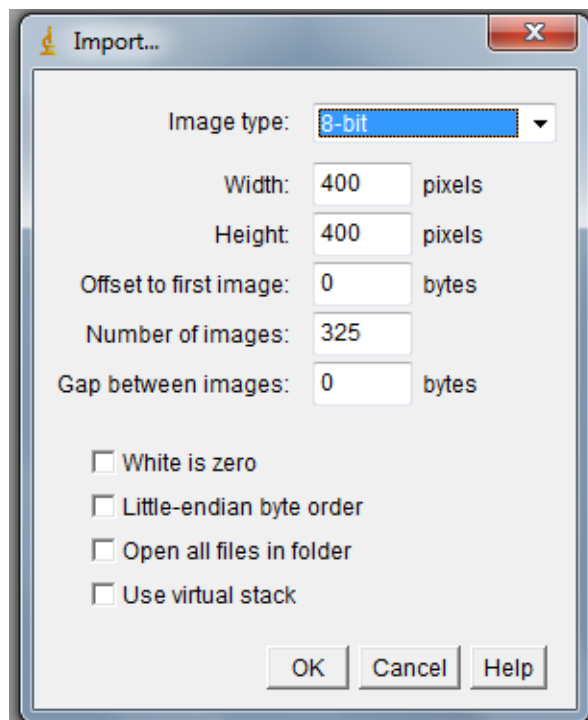
Εικόνα 9

Αρχικά με την επιλογή από το μενού *File>Import>Raw* (Εικόνα 9) ανοίγει ένα νέο παράθυρο (Εικόνα 10) από το οποίο θα επιλεγθεί ένα προεχειρητικό σύνολο στοιχείων και για να εισαχθεί θα γίνει η επιλογή *Άνοιγμα*.



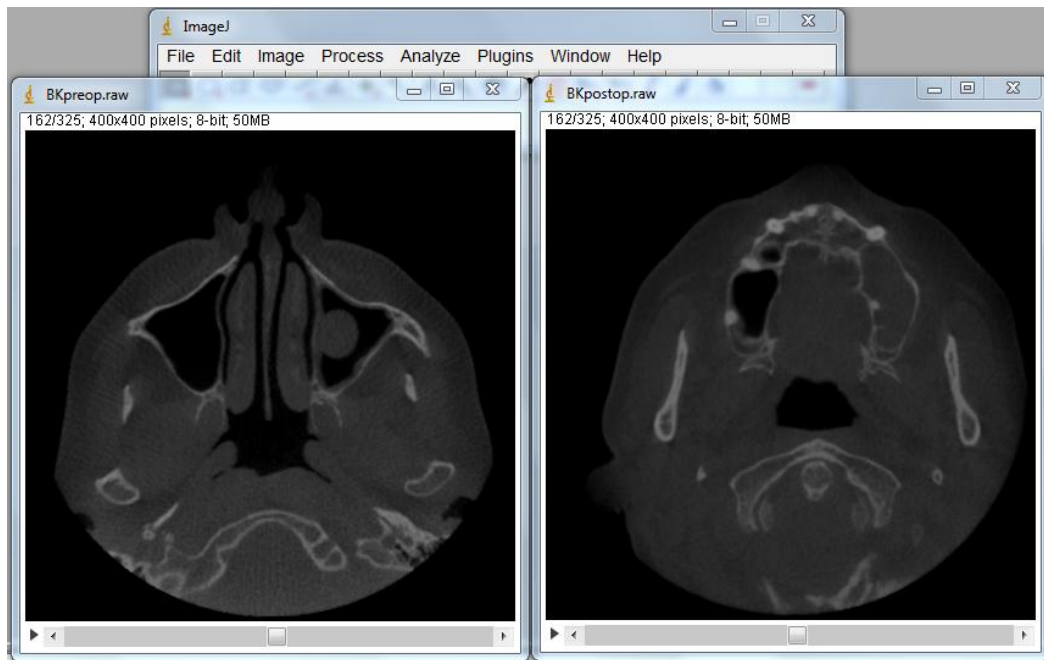
Εικόνα 10

Μετά την επιλογή του επιθυμητού αρχείου εμφανίζεται ένα νέο παράθυρο, όπου ο χρήστης ρυθμίζει τις παραμέτρους και συγκεκριμένα το πλάτος και το ύψος σε 400 εικονοστοιχεία και τον αριθμό των εικόνων στις 325, ενώ τις άλλες παραμέτρους τις αφήνει 0 (Εικόνα 11) και επιλέγεται *Ok*.



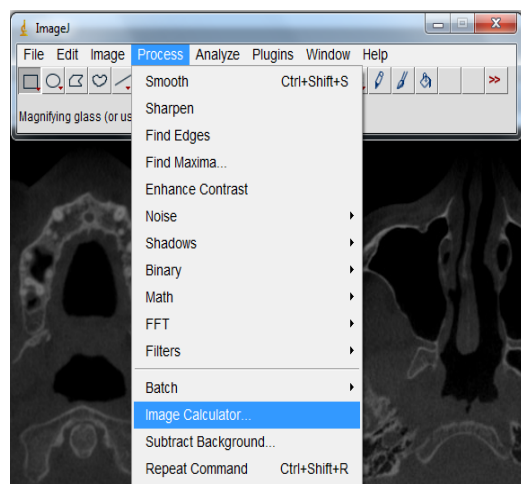
Εικόνα 11

Η ίδια διαδικασία επαναλαμβάνεται άλλη μία φορά, αυτή τη φορά όμως για την εισαγωγή του ευθυγραμμισμένου μετεγχειρητικού συνόλου (Εικόνα 12).

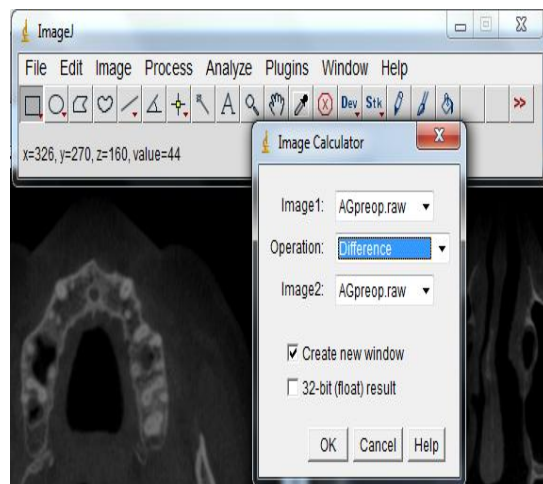


Εικόνα 12

Στη συνέχεια με την επιλογή από το μενού *Process>Image Calculator* (Εικόνα 13) εμφανίζεται ένα νέο παράθυρο, όπου στην ένδειξη *Operator* επιλέγεται *Difference* (Εικόνα 14), έτσι ώστε να υπολογισθεί η διαφορά του προεγχειρητικού και του ευθυγραμμισμένου μετεγχειρητικού συνόλου.



Εικόνα 13



Εικόνα 14

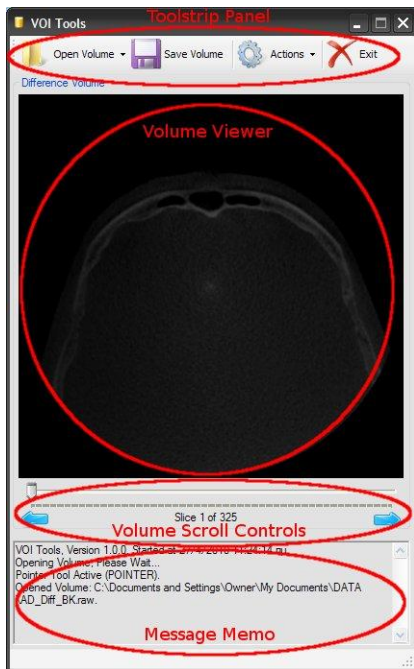
Τέλος εμφανίζεται ένα νέο παράθυρο στο οποίο φαίνονται τα αποτελέσματα της αφαίρεσης του προεγχειρητικού συνόλου με το ευθυγραμμισμένο μετεγχειρητικό σύνολο, για τις 325 τομές που επιλέχθηκαν (Εικόνα 15).



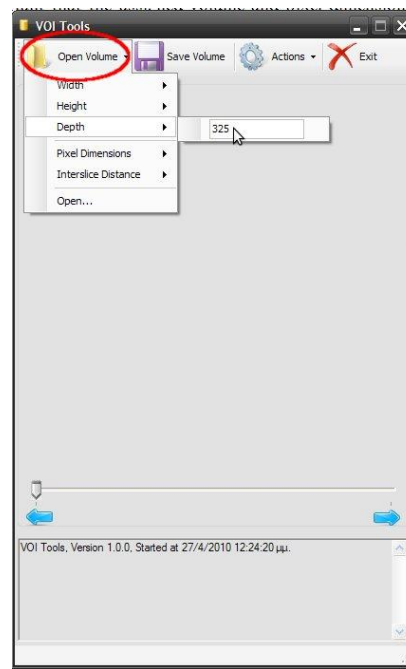
Εικόνα 15

- Η ογκομέτρηση των δύο συνόλων (προεγχειρητικών και ευθυγραμμισμένων μετεγχειρητικών) μετά την αφαίρεση, γίνεται μέσω του προγράμματος *VOITools*, όπως περιγράφεται παρακάτω.

Αρχικά, με την επιλογή από το μενού *Open Volume* γίνεται ο έλεγχος και η ρύθμιση των παραμέτρων. Στις παραμέτρους πλάτος και ύψος τομής επιλέγονται τα 400 εικονοστοιχεία, στο βάθος όγκου οι 325 τομές και στο πλάτος εικονοστοιχείων καθώς και στην απόσταση μεταξύ τομών, τα 0,4 εικονοστοιχεία (Εικόνες 16, 17). Μετά την ρύθμιση των παραμέτρων επιλέγεται *Open* και εμφανίζεται ένα νέο παράθυρο.



Εικόνα 16



Εικόνα 17

Μετά την επιτυχή φόρτωση του όγκου, η πρώτη τομή εμφανίζεται στο *Volume Viewer* και μέσω των επιλογών *Προηγούμενο* ή *Επόμενο* γίνεται η μετάβαση στις επόμενες ή προηγούμενες τομές (Εικόνα 18).



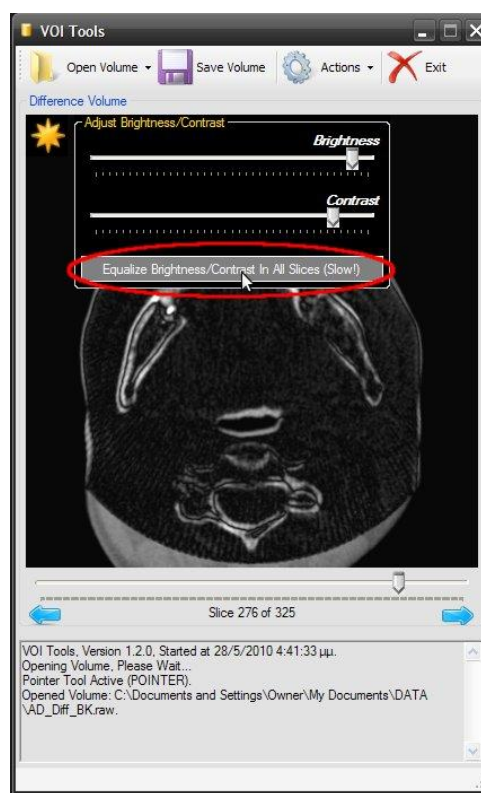
Εικόνα 18

Μέσω της επιλογής που βρίσκεται στην πάνω αριστερή γωνία του παραθύρου ο χρήστης μπορεί να ρυθμίσει την αντίθεση και την φωτεινότητα (Εικόνα 19). Οι

ρυθμίσεις αυτές γίνονται διαφορετικά για κάθε τομή, ενώ οι κοινές ρυθμίσεις για όλες τις τομές επιτυγχάνονται μέσω της επιλογής *Equalize Brightness/Contrast In All Slices*, στο κάτω μέρος του πίνακα, που έχει εμφανιστεί (Εικόνα 20).

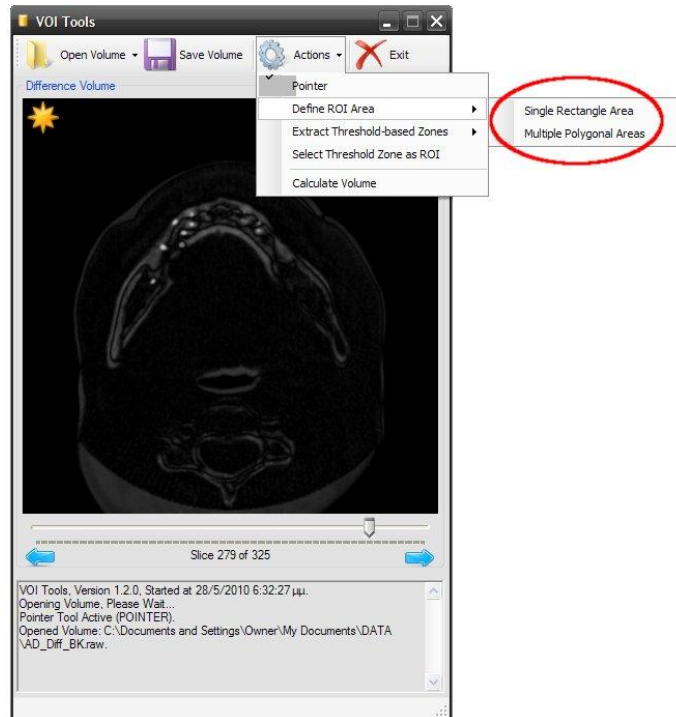


Εικόνα 19



Εικόνα 20

Στην συνέχεια ο χρήστης πρέπει να ορίσει μία γενική περιοχή ενδιαφέροντος, προκειμένου να επιταχυνθεί η διαδικασία. Από το μενού, μέσω της επιλογής *Actions>Define ROI Area*, εμφανίζονται οι επιλογές *Single Rectangle Area* και *Multiply Polygonal Area* (Εικόνα 21), οι οποίες παρέχουν την δυνατότητα στον χρήστη να επιλέξει μία ορθογώνια ή μία πολυγωνική περιοχή. Ο κέρσορας αλλάζει σε ένα “χέρι”, ανεξάρτητα από την επιλογή του χρήστη και ακολούθως γίνεται η επιλογή της επιθυμητής περιοχής σε ορθογώνια ή πολυγωνική, ανάλογα με τις ανάγκες που υπάρχουν. Μέσω της πολυγωνικής περιοχής επιτρέπεται ο καθορισμός μιας πιο διευρυμένης περιοχής ενδιαφέροντος, συγκριτικά με την ορθογώνια (Εικόνες 22, 23).



Εικόνα 21



Εικόνα 22

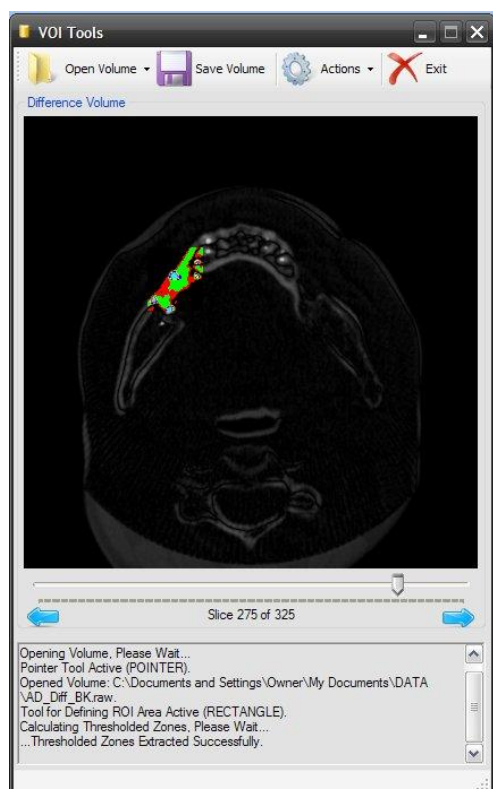


Εικόνα 23

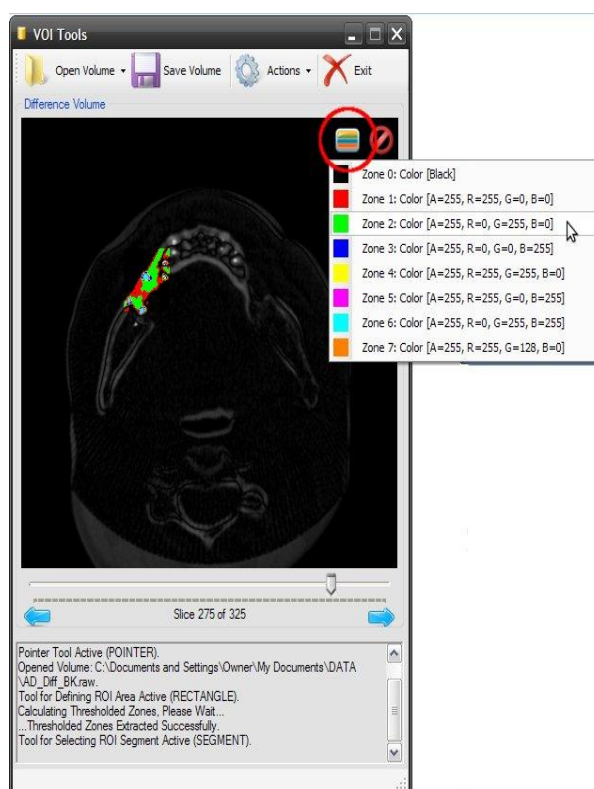
Με την επιλογή από το μενού *Actions>Extract Threshold-bases Zones* ο χρήστης επιλέγει την περιοχή ενδιαφέροντος και εμφανίζεται ένας νέος κατάλογος, από τον οποίο επιλέγεται ο αριθμός των ζωνών καταφλίου, ο οποίος εξαρτάται από τα

χαρακτηριστικά του όγκου, όπως το χρώμα και το εύρος της οριοθετημένης περιοχής ενδιαφέροντος. Μόλις γίνει η επιλογή του επιθυμητού αριθμού ζωνών, η καθορισμένη περιοχή ενδιαφέροντος σε κάθε τομή, κατανέμεται με τον επιλεγμένο αριθμό ζωνών (Εικόνα 24).

Στην συνέχεια, με την επιλογή από το μενού *Actions>Select Threshold Zone as ROI*, ο κέρσορας θα αλλάξει σε ένα “χέρι”, έτσι ώστε να μπορεί να γίνει η επιλογή της τομής ως περιοχής ενδιαφέροντος. Εναλλακτικά, ο χρήστης μπορεί να επιλέξει στο πάνω δεξιό μέρος του παραθύρου την ένδειξη *Θγκος*, ώστε να γίνει η επιλογή της επιθυμητής ζώνης χρώματος από τη λίστα (Εικόνα 25).



Εικόνα 24

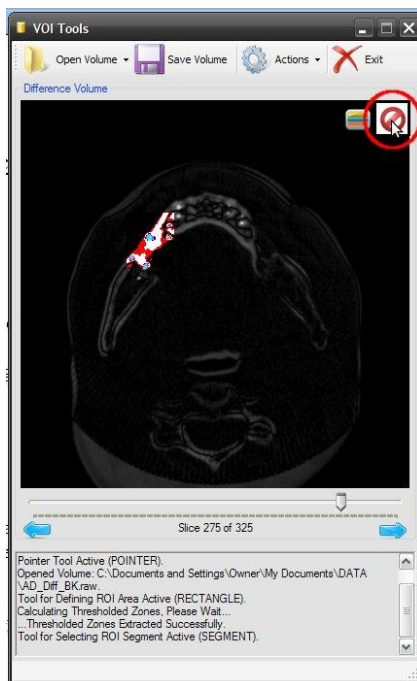


Εικόνα 25

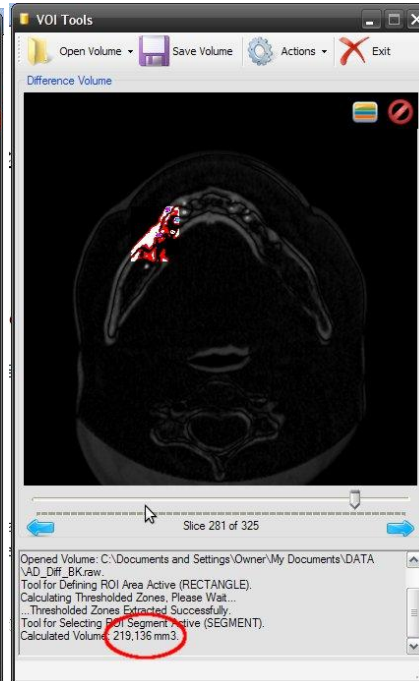
Η επιλεγμένη ζώνη επισημαίνεται με λευκό χρώμα, ενώ το λογισμικό υποστηρίζει την επιλογή πολλών χρωματικών ζωνών ανά περιοχή ενδιαφέροντος. Η επαναφορά της επιλογής από τον χρήστη, γίνεται μέσω της ένδειξης που υπάρχει στην πάνω δεξιά γωνία του παραθύρου (Εικόνα 26). Η διαδικασία αυτή επαναλαμβάνεται για όλες τις τομές του όγκου ενδιαφέροντος, με 20 έως 50 τομές ανάλογα με τον όγκο.

Όταν όλες οι τομές ενδιαφέροντος έχουν επιλεγεί, με την επιλογή από το μενού *Actions>Calculate Volume* μετριέται η ένταση της περιοχής ενδιαφέροντος και στην συνέχεια εμφανίζεται ένα μήνυμα στο κάτω μέρος του παραθύρου, με βάση την επιλεγμένη περιοχή ενδιαφέροντος (Εικόνα 27). Ο χρήστης μπορεί να διορθώσει την

επιλεγμένη περιοχή ενδιαφέροντος σε κάθε τομή, έτσι ώστε να υπολογισθεί εκ νέου ο όγκος, μέσω της επιλογής *Reset-Reselect*.



Εικόνα 26



Εικόνα 27

Τέλος, με την επιλογή από το μενού *Save Volume*, γίνεται η αποθήκευση των ογκομετρήσεων.

Βιβλιογραφία

- [1] Brown LG. A survey of image registration techniques. *Comp Surveys* 1992; 24(4): 325-76.
- [2] Maintz JBA, Viergever MA, A survey of medical image registration. *Med Im Anal* 1998; 2(1): 1-36.
- [3] Zitova B, Flusser J. Image registration methods: a survey. *Im Vis Comp* 2003; 21: 977-1000.
- [4] Zacharaki EI, Matsopoulos GK, Asvestas PA, Gröndahl K, Gröndahl HG. A digital subtraction radiography scheme based on automatic multiresolution registration. *Dentomax Radiol* 2004; 33: 1-14.
- [5] Lehmann TM, Gröndahl HG, Benn DK. Computer-based registration for digital subtraction in dental radiology. *Dentomax Radiol* 2000; 29: 323-346.
- [6] Lehmann TM, Gröndahl K, Gröndahl HG, Schmitt W, Spitzer K. Observer-independent registration of perspective projection prior to subtraction of in vivo radiographs. *Dentomax Radiol* 1998; 27: 140-150.
- [7] Hartkens T, Rohr K, Stiehl HS. Evaluation of 3D operators for the detection of anatomical point landmarks in MR and CT images, *Comp Vis and Im Under* 2002; 86(2): 118-136.
- [8] Fitzgibbon AW. Robust registration of 2D and 3D point sets. *Im and Vis Comp* 2003; 21(13-14): 1145-1153.
- [9] Besl PJ, McKay ND. A method of registration of 3-D shapes. *IEEE Trans Patt Anal Mach Intell* 1992; 14: 239-256.
- [10] Matsopoulos GK, Mouravliansky NA, Asvestas PA, Delibasis KK, Kouloulis V. Thoracic non-rigid registration combining self organizing maps and radial basis functions. *Med Im Anal* 2005; 9: 237-254.
- [11] Webber RL, Ruttimann UE, Gröndahl H-G. X-ray image subtraction as a basis for assessment of periodontal changes. *J Periodont Res* 1982; 17: 509-11.

- [12] Grondahl HG, Grondahl K. Subtraction radiography for the diagnosis of periodontal bone lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1983; 55: 208-13.
- [13] Reddy MS, Jeffcoat MK. Digital subtraction radiography. *Dent Clin of North Am* 1993; 37(4): 553-556.
- [14] Economopoulos TL, Asvestas PA, Matsopoulos GK, Molnar B, Windisch P. Volumetric difference evaluation of registered three-dimensional preoperative and postoperative CT dental data 2011.
- [15] Meijering E. A chronology of interpolation: from ancient astronomy to modern signal and image processing. *IEEE Proc* 2002; 90(3): 319-342.
- [16] Press WH, Teukolsky SA, Vetterling WT, Flannery BP. *Numerical recipes in C: the art of scientific computing* (2nd edn). Cambridge University Press, 1992.
- [17] Gonzalez RC, Woods RE. *Digital image processing* (2nd edn). New Jersey: Prentice Hall, 2002.

5^ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

5.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η προτεινόμενη μέθοδος τρισδιάστατης ευθυγράμμισης ενσωματώθηκε σε ένα πλήρες σχέδιο για την ανίχνευση και τον υπολογισμό των ογκομετρικών διαφορών μεταξύ των δεδομένων που προέκυψαν από τις προεγχειρητικές και μετεγχειρητικές αξονικές τομογραφίες του ίδιου ασθενούς. Προέκυψαν συνολικά 20 σύνολα, από τον προεγχειρητικό και μετεγχειρητικό έλεγχο των 20 ασθενών με κάθε σύνολο να χαρακτηρίζει έναν προεγχειρητικό και έναν μετεγχειρητικό όγκο.

Αρχικά οι δύο όγκοι σε κάθε σύνολο ευθυγραμμίστηκαν μετασχηματίζοντας κατάλληλα το σύνολο των μετεγχειρητικών δεδομένων, ώστε να ταιριάζουν χωρικά με το σύνολο των προεγχειρητικών δεδομένων. Στη συνέχεια εισήχθη στη μέθοδο το μέγεθος της απόλυτης διαφοράς όγκου, το οποίο προέκυψε από ψηφιακή αφαίρεση των προεγχειρητικών και των ευθυγραμμισμένων μετεγχειρητικών όγκων. Με έναν από τους δύο αλγόριθμους κατάτμησης καθορίστηκαν οι περιοχές ενδιαφέροντος, ενώ οι ογκομετρικές μετρήσεις ελήφθησαν από τις ανιχνευμένες περιοχές ενδιαφέροντος.

5.2 ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΕΓΓΡΑΦΗΣ

Τα ευθυγραμμισμένα δεδομένα που προέκυψαν αξιολογήθηκαν ποιοτικά και ποσοτικά. Η ποσοτική αξιολόγηση έγινε με τον υπολογισμό της μέσης απόστασης άκρων (*MED* - *Mean Edge Distance*) μεταξύ των προεγχειρητικών δεδομένων αναφοράς (V_R) και των ευθυγραμμισμένων μετεγχειρητικών δεδομένων (V_{TR}), μέσω της σχέσης (1):

$$MED = \frac{1}{N} \sum_{z=1}^N \left(\frac{1}{E_z} \sum_{i=1}^E DM_z(\tilde{x}_i, \tilde{y}_i) \right) \quad (1)$$

όπου, E_z ο αριθμός των σημείων-άκρων στην z-τομή των ευθυγραμμισμένων μετεγχειρητικών δεδομένων, $(\tilde{x}_i, \tilde{y}_i)$ οι συντεταγμένες ενός δισδιάστατου σημείου-άκρου από την z-τομή των ευθυγραμμισμένων μετεγχειρητικών δεδομένων και DM_z ο χάρτης απόστασης της z-τομή 0.

Μέσω της σχέσης (1) γίνεται ο υπολογισμός της μέσης απόστασης από τον χάρτη απόστασης (*Distance Map*) κάθε ζευγαριού τομών και ο υπολογισμός της μέσης απόστασης για όλες τις τομές.

Ο αλγόριθμος που υιοθετήθηκε για αυτόν το λόγο πραγματοποιεί εξαγωγή των άκρων όλων των τομών από το σύνολο αναφοράς (προεγχειρητικά δεδομένα) και στη συνέχεια από τα ευθυγραμμισμένα μετεγχειρητικά δεδομένα με τη χρήση της

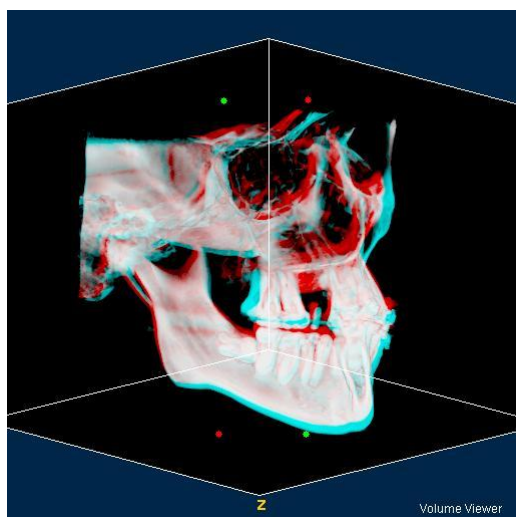
μεθόδου *Canny Edge Detector* [2] και στη συνέχεια με εφαρμογή του κριτηρίου μέσης απόστασης άκρων υπολογίζει τη μικρότερη απόσταση μεταξύ κάθε σημείου-άκρου των προεγχειρητικών και των ευθυγραμμισμένων μετεγχειρητικών δεδομένων, ανά τομή.

Μικρές τιμές της μέτρησης μέσης απόστασης άκρων αντιστοιχούν στους επιτυχώς ευθυγραμμισμένους όγκους.

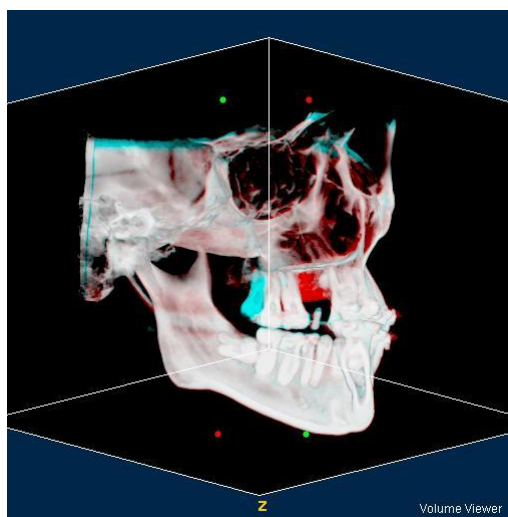
5.2.1 ΠΟΙΟΤΙΚΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ

Η ποιοτική αξιολόγηση εκτελέστηκε με την βοήθεια της οπτικής αξιολόγησης, μετά την αναδημιουργία των προεγχειρητικών, μετεγχειρητικών και ευθυγραμμισμένων μετεγχειρητικών συνόλων, μέσω του προγράμματος *ImageJ Volume Viewer* [3]. Τα προεγχειρητικά και μετεγχειρητικά δεδομένα “συγχωνεύθηκαν”, πριν και μετά από την διαδικασία ευθυγράμμισης, προκειμένου να είναι δυνατή η οπτική αξιολόγηση των αποτελεσμάτων της ευθυγράμμισης.

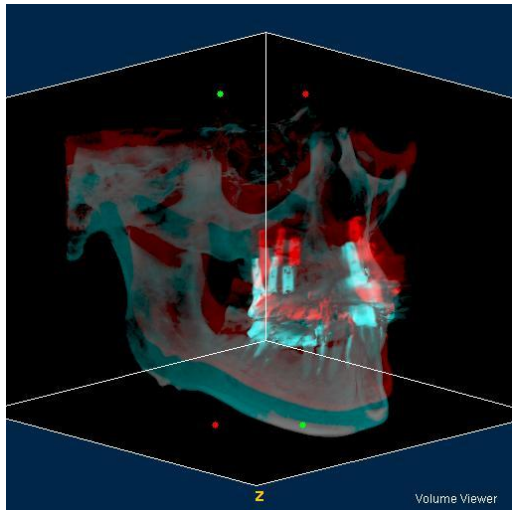
Στις εικόνες του Σχήματος 1 που ακολουθούν παρουσιάζονται τα αναδημιουργημένα δεδομένα για τρία σύνολα (I, II, III). Οι πληροφορίες που αφορούν τα προεγχειρητικά δεδομένα αναφοράς παρουσιάζονται με μπλε χρώμα, ενώ οι πληροφορίες που αφορούν τα, προς ευθυγράμμιση, μετεγχειρητικά δεδομένα παρουσιάζονται με κόκκινο χρώμα. Στις εικόνες β, δ, στ παρατηρείται σημαντική βελτίωση, μετά την ευθυγράμμιση μεταξύ των προεγχειρητικών και των ευθυγραμμισμένων μετεγχειρητικών δεδομένων και για τα τρία σύνολα. Αντίθετα, στις εικόνες α, γ, ε, τα εξεταζόμενα μετεγχειρητικά δεδομένα έχουν μία αρκετά μεγάλη χωρική απόκλιση έναντι των προεγχειρητικών δεδομένων αναφοράς, ειδικότερα τα σύνολα II και III, όπως φαίνεται στις εικόνες γ και ε.



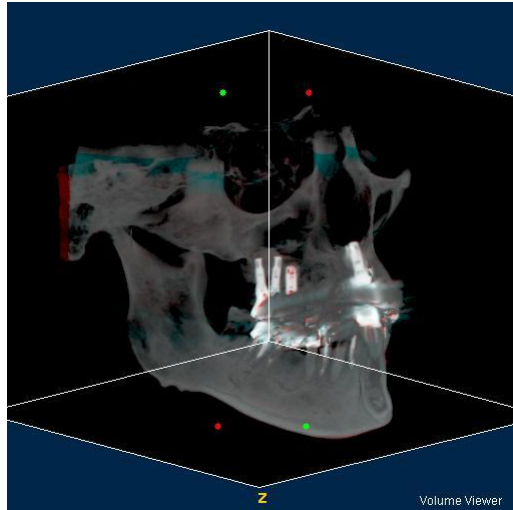
(α) Σύνολο I πριν την εγγραφή



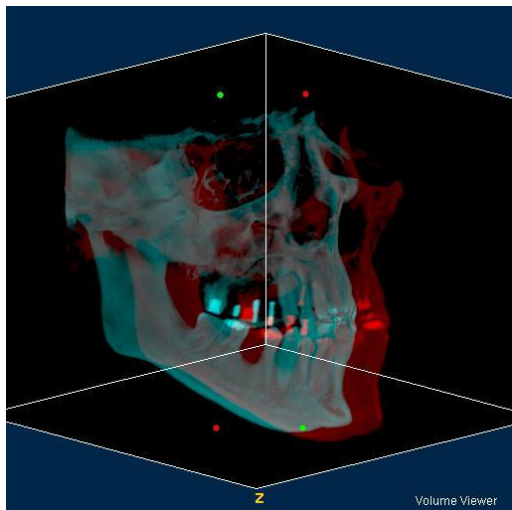
(β) Σύνολο I μετά την εγγραφή



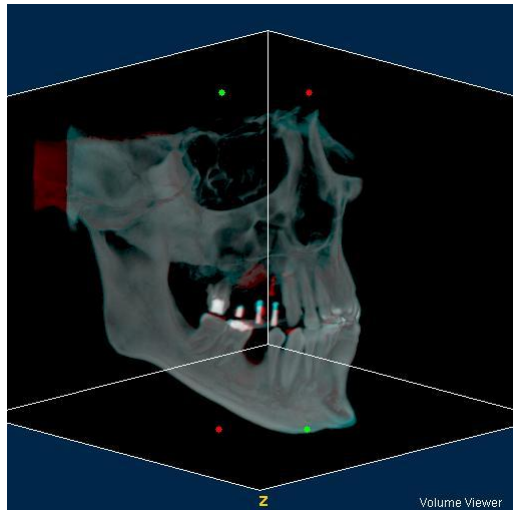
(γ) Σύνολο II πριν την εγγραφή



(δ) Σύνολο II μετά την εγγραφή



(ε) Σύνολο III πριν την εγγραφή



(στ) Σύνολο III μετά την εγγραφή

Σχήμα 1

5.2.2 ΠΟΣΟΤΙΚΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ

Η ποσοτική αξιολόγηση πραγματοποιήθηκε μέσω της χρήσης της μέσης απόστασης άκρων (*MED*) μεταξύ δύο τομών, μέσω της σχέσης (1), η οποία χρησιμοποιήθηκε για να λάβει τις μετρήσεις *MED* μεταξύ των προεγχειρητικών και μετεγχειρητικών δεδομένων πριν και μετά από την διαδικασία ευθυγράμμισης. Οι μετρήσεις μέσης απόστασης άκρων ελήφθησαν και για τους 20 ασθενείς πριν και μετά από την εφαρμογή του αλγορίθμου ευθυγράμμισης και τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον Πίνακα 1.

Πίνακας 1.Υπολογισμός Μέσης Απόστασης Άκρων (*MED*) σε χιλιοστάμετρα για όλα τα σύνολα σε χιλιοστάμετρα

(υπόθεση: μέγεθος εικονοστοιχείων 0.4x0.4 χιλιοστάμετρα)

<i>Σύνολα</i>	<i>Πριν την ευθυγράμμιση</i>	<i>Μετά την ευθυγράμμιση</i>
<i>I</i>	3,988	0,753
<i>II</i>	17,833	0,897
<i>III</i>	3,587	1,266
<i>IV</i>	28,073	1,014
<i>V</i>	13,022	0,785
<i>VI</i>	8,564	1,438
<i>VII</i>	6,328	0,784
<i>VIII</i>	25,002	1,715
<i>IX</i>	33,010	5,347
<i>X</i>	14,568	5,862
<i>XI</i>	19,756	0,549
<i>XII</i>	9,253	1,426
<i>XIII</i>	10,028	0,298
<i>XIV</i>	18,327	1,567
<i>XV</i>	22,438	0,463
<i>XVI</i>	26,064	1,289
<i>XVII</i>	20,937	0,209
<i>XVIII</i>	17,509	1,503
<i>XIX</i>	4,235	0,967
<i>XX</i>	21,362	1,853
<i>Μέση Τιμή ± Απόκλιση</i>	16,194 ± 8,627	1,499 ± 1,480

Για τις τιμές της μέσης απόστασης άκρων, όπως αυτές φαίνονται στον Πίνακα 1, η ποιότητα της ευθυγράμμισης εξαρτάται άμεσα από τα χαρακτηριστικά κάθε συνόλου, όπως η παρουσία αντανάκλασεων στα δεδομένα, λόγω μεταλλικών αντικειμένων.

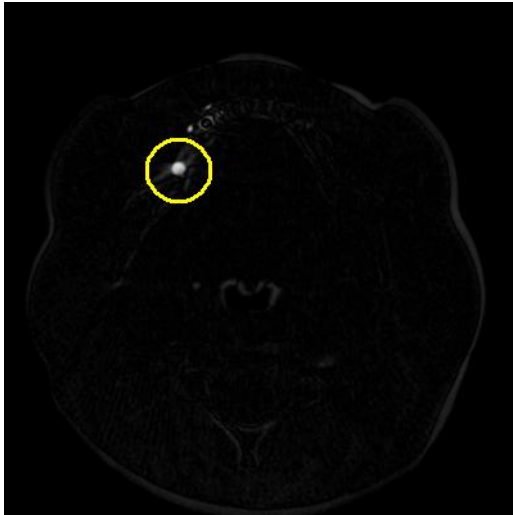
Σε 9 από τα 20 σύνολα παρατηρούνται τιμές μέσης απόστασης άκρων μικρότερες του 1 χιλιοστόμετρου, οι οποίες αντιστοιχούν σε ιδανική ευθυγράμμιση μεταξύ των προεγχειρητικών και των μετεγχειρητικών δεδομένων κάθε συνόλου στις περιοχές ενδιαφέροντος. Επίσης, σε άλλα 9 από τα 20 σύνολα παρατηρούνται τιμές μέσης απόστασης άκρων μεγαλύτερες του 1 χιλιοστόμετρου και μικρότερες των 2 χιλιοστόμετρων, οι οποίες αντιστοιχούν σε πολύ καλή ευθυγράμμιση δεδομένων. Μοναδική εξαίρεση αποτελούν τα σύνολα IX και X, στα οποία παρατηρούνται τιμές μέσης απόστασης άκρων αρκετά υψηλές (5,347 χιλιοστόμετρα και 5,862 χιλιοστόμετρα, αντίστοιχα), οι οποίες όμως οφείλονται στην παρουσία μεταλλικών αντικειμένων στα συγκεκριμένα υπό μελέτη σύνολα, τα οποία μεταλλικά αντικείμενα δημιουργούν αντανάκλασεις και αυξάνουν την τιμή της μέσης απόστασης άκρων. Παρόλα αυτά, τα σύνολα αυτά (IX και X) χρησιμοποιούνται στις ογκομετρικές μετρήσεις ακολούθως, καθώς η τιμή της μέσης απόστασης άκρων δεν ξεπερνάει τα 6 χιλιοστόμετρα, που θα καθιστούσαν την ευθυγράμμιση ελαττωματική.

5.3 ΟΓΚΟΜΕΤΡΙΚΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ

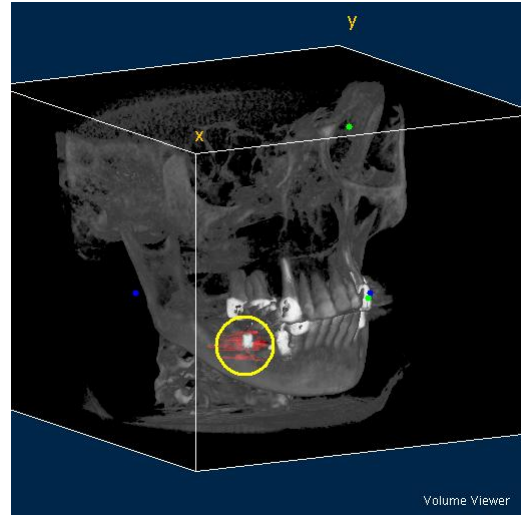
Η ογκομετρική αξιολόγηση εκτελέστηκε και αυτή με την βοήθεια της οπτικής αξιολόγησης.

5.3.1 ΠΟΙΟΤΙΚΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ

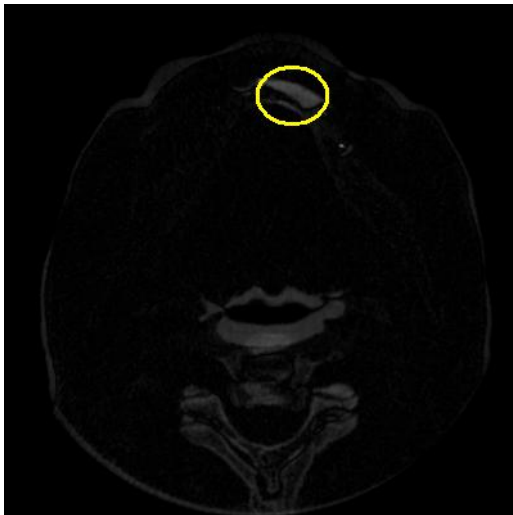
Η οπτική αξιολόγηση των περιοχών ενδιαφέροντος, που εξήχθησαν σε κάθε σύνολο από τα δεδομένα διαφοράς, εκτελέστηκε σε κάθε τομή του όγκου διαφοράς. Στο Σχήμα 2 που ακολουθεί απεικονίζονται, η καθορισμένη περιοχή ενδιαφέροντος και ο ανιχνευόμενος όγκος ενδιαφέροντος για τα σύνολα I-V. Συγκεκριμένα στις εικόνες α, γ, ε, ζ και θ, του Σχήματος 2, απεικονίζεται η καθορισμένη περιοχή ενδιαφέροντος στις επιλεγμένες τομές των δεδομένων διαφοράς (κυκλωμένη περιοχή). Με τον συνδυασμό της ανιχνευόμενης περιοχής ενδιαφέροντος από όλες τις τομές, λαμβάνεται ο όγκος ενδιαφέροντος για κάθε σύνολο, όπως φαίνεται στις εικόνες β, δ, στ, η και ι του Σχήματος 2 (κυκλωμένη περιοχή).



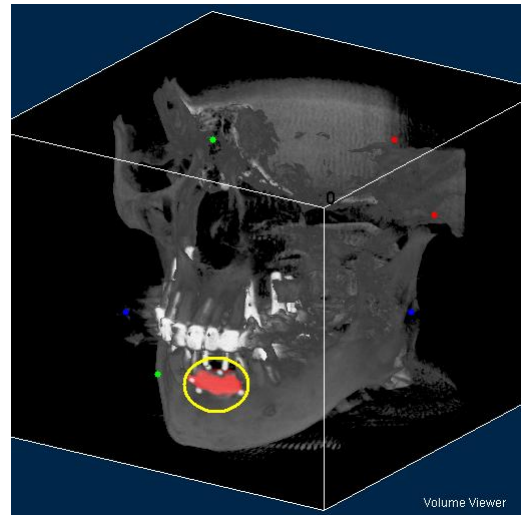
(α) Περιοχή ενδιαφέροντος (σύνολο I)



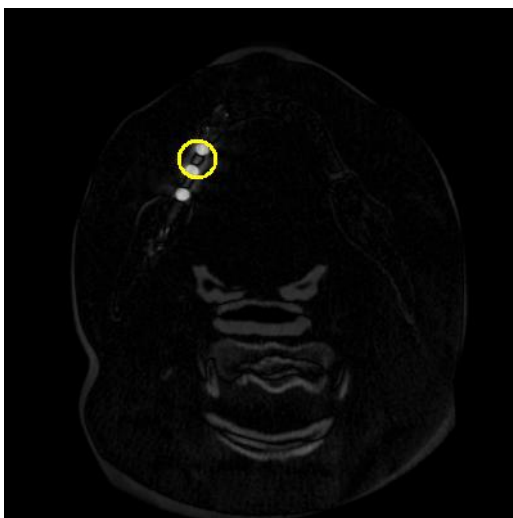
(β) Όγκος ενδιαφέροντος (σύνολο I)



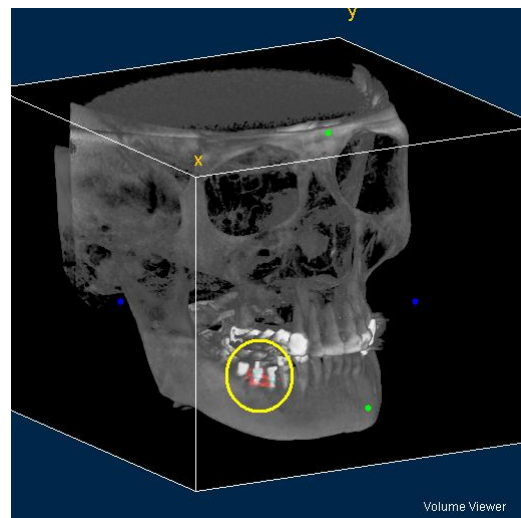
(γ) Περιοχή ενδιαφέροντος (σύνολο II)



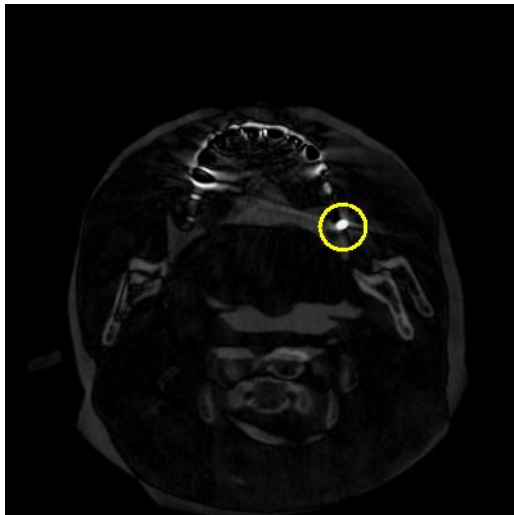
(δ) Όγκος ενδιαφέροντος (σύνολο II)



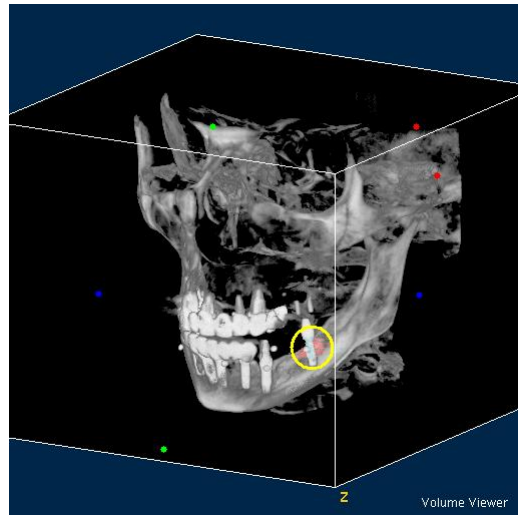
(ε) Περιοχή ενδιαφέροντος (σύνολο III)



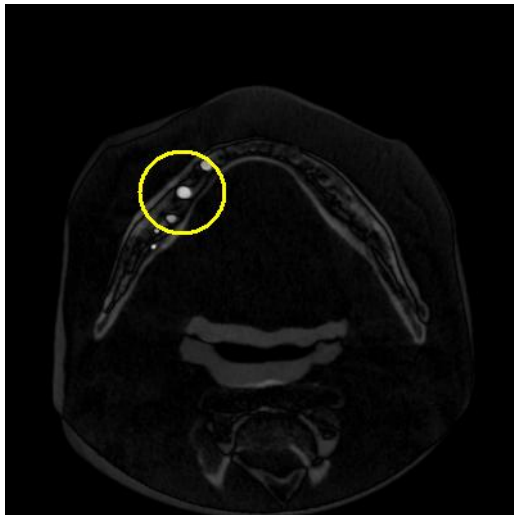
(στ) Όγκος ενδιαφέροντος (σύνολο III)



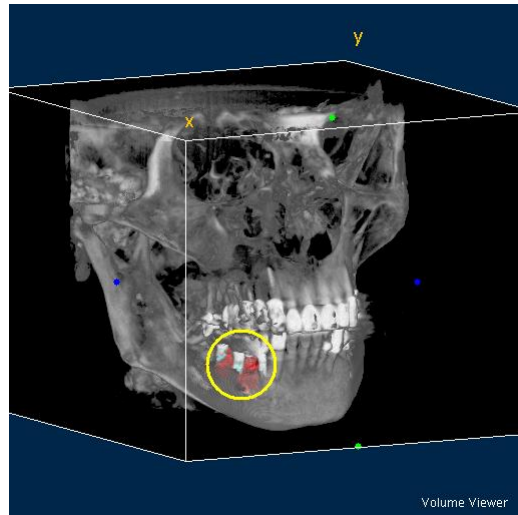
(ζ) Περιοχή ενδιαφέροντος (σύνολο IV)



(η) Όγκος ενδιαφέροντος (σύνολο IV)



(θ) Περιοχή ενδιαφέροντος (σύνολο V)



(ι) Όγκος ενδιαφέροντος (σύνολο V)

Σχήμα 2

5.3.2 ΠΟΣΟΤΙΚΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ

Μέσω της σχέσης (2), ελήφθησαν οι ποσοτικές μετρήσεις για κάθε όγκο ενδιαφέροντος (*VOI*).

$$v_{metric} = \sum_{z=1}^N \sum_{i=1}^{R_z} (X_{res} Y_{res} Z_{res}) \quad (2)$$

Ο κάθε όγκος ενδιαφέροντος εκφράζεται σε κυβικά χιλιοστάμετρα και τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον Πίνακα 2.

Πίνακας 2

<i>Σύνολο</i>	<i>Όγκος (mm³)</i>
<i>I</i>	225
<i>II</i>	1055
<i>III</i>	439
<i>IV</i>	981
<i>V</i>	864
<i>VI</i>	523
<i>VII</i>	204
<i>VIII</i>	220
<i>IX</i>	387
<i>X</i>	1113
<i>XI</i>	395
<i>XII</i>	953
<i>XIII</i>	478
<i>XIV</i>	1735
<i>XV</i>	648
<i>XVI</i>	1032
<i>XVII</i>	657
<i>XVIII</i>	550
<i>XIX</i>	738
<i>XX</i>	976

Για επαλήθευση των τιμών αυτών, ο αλγόριθμος εφαρμόστηκε σε αντικείμενα γνωστού όγκου, όπως οδοντικά εμφυτεύματα και δεν παρατηρήθηκε σημαντική απόκλιση (μικρότερη του 0,1 κυβικών χιλιοστών) των τιμών που μετρήθηκαν από τους πραγματικούς όγκους.

5.3.3 ΕΠΑΛΗΘΕΥΣΗ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ ΟΓΚΟΥ

Οι αποκτηθείσες ογκομετρικές μετρήσεις ελέγχθηκαν με τον υπολογισμό των όγκων εννιά τυποποιημένων αντικειμένων με γνωστές διαστάσεις. Τα αντικείμενα αυτά μετρήθηκαν με το χέρι και ο πραγματικός όγκος υπολογίστηκε από μαθηματική

άποψη. Στη συνέχεια εφαρμόστηκε ο προτεινόμενος αλγόριθμος εκτίμησης όγκου στα ίδια αντικείμενα και έγινε σύγκριση των μετρήσεων.

Τα τρία πρώτα αντικείμενα αναφοράς που χρησιμοποιήθηκαν ήταν οδοντικά μοσχεύματα, ημικωνικού σχήματος, των οποίων ο όγκος υπολογίστηκε από την σχέση (3):

$$V_{half-cone} = \frac{\pi h}{12} (D_{bot}^2 + D_{bot} D_{top} + D_{top}^2) \quad (3)$$

Τα άλλα έξι αντικείμενα αναφοράς ήταν κυλινδρικά μοσχεύματα διαφόρων μεγεθών και ο όγκος τους υπολογίστηκε από την σχέση (4):

$$V_{cylinder} = \frac{\pi h D^2}{4} \quad (4)$$

Τέλος έγινε εφαρμογή της σχέσης (2), όπως αναφέρεται παραπάνω, σε όλα τα αντικείμενα αναφοράς, που παράγουν τους κατ' εκτίμηση όγκους.

Οι πραγματικές και οι κατ' εκτίμηση μετρήσεις παρουσιάζονται στον Πίνακα 3 που ακολουθεί, όπου παρατηρούνται διαφορές μικρότερες από 0,4 κυβικά χιλιοστά.

<i>Μόσχευμα (Σχήμα)</i>	<i>Σύνολο</i>	<i>Πραγματικός όγκος (κυβικά χιλιοστόμετρα)</i>	<i>Κατ' εκτίμηση όγκος (κυβικά χιλιοστόμετρα)</i>
Μόσχευμα 1 (ημι-κώνος)	<i>V</i>	108.373	108.336
Μόσχευμα 2 (ημι-κώνος)	<i>XVII</i> <i>XVIII</i>	75.081	74.998 75.102
Μόσχευμα 3 (ημι-κώνος)	<i>X</i>	99.023	99.049
Μόσχευμα 4 (κυλινδρικό)	<i>X</i>	106.365	106.398
Μόσχευμα 5 (κυλινδρικό)	<i>XVII</i>	85.236	85.204
Μόσχευμα 6 (κυλινδρικό)	<i>XV</i>	98.001	97.998
Μόσχευμα 7 (κυλινδρικό)	<i>VII</i>	103.568	103.574
Μόσχευμα 8 (κυλινδρικό)	<i>III</i>	109.278	109.280
Μόσχευμα 9 (κυλινδρικό)	<i>VI</i>	85.637	85.632

Βιβλιογραφία

- [1] Zeng PF, Hirata T. Distance map based enhancement for interpolated images. *Lect Notes Comput Sc* 2003; 2616: 429-449.
- [2] Canny J. A computational approach to edge detection. *IEEE Trans Patt Anal Mach Intell* 1986; 8: 679-714.
- [3] ImageJ: Image Processing and Analysis in Java. NIH. URL: <http://rsb.info.nih.gov/ij/>

6^ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ

ΑΝΑΚΕΦΑΛΑΙΩΣΗ ΚΑΙ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΕΣ ΕΠΕΚΤΑΣΕΙΣ

Στην παρούσα μελέτη χρησιμοποιήθηκαν είκοσι σύνολα από είκοσι ασθενείς με σκοπό να αξιολογηθεί η αύξηση οστού στην φατνιακή περιοχή μετά από χειρουργική επέμβαση. Αρχικά παρουσιάστηκαν οι διαφορές μεταξύ προεγχειρητικού και μετεγχειρητικού όγκου και στην συνέχεια υπολογίστηκε ο όγκος των διαφορών τους.

Οι παραδοσιακές τεχνικές γραμμικών μετρήσεων σε δύο διαστάσεις που χρησιμοποιούν μέχρι σήμερα οι ειδικοί, αν και είναι αρκετά ακριβείς και μπορούν να παρέχουν μια εκτίμηση του αυξημένου όγκου του οστού στην πλειοψηφία των περιπτώσεων, είναι αδύνατο να υπολογίσουν τον συγκεκριμένο όγκο, λόγω της μεταβλητής γεωμετρικής μορφής του όγκου ενδιαφέροντος. Επιπλέον απαιτούν δύο σύνολα μετρήσεων και διάφορα δείγματα ανά μέτρηση, το οποίο αποτελεί μία κουραστική και επώδυνη διαδικασία. Αντίθετα, με την εφαρμογή του προτεινόμενου σχεδίου για την ογκομετρική αξιολόγηση, μαζί με τις γραμμικές μετρήσεις, είναι δυνατό να συγκριθεί η αποδοτικότητα των διαφορετικών χειρουργικών τεχνικών.

Το προτεινόμενο σχέδιο εξαρτάται από την ψηφιακή ακτινογραφία αφαίρεσης για να εκθέσει τις διαφορές μεταξύ των δύο υπαγόμενων τρισδιάστατων συνόλων των στοιχείων, με στόχο την επιτυχή ευθυγράμμιση. Η αποτελεσματικότητα ολόκληρου του σχεδίου είναι ευθέως ανάλογη με την ποιότητα της τρισδιάστατης ευθυγράμμισης. Το σχέδιο ευθυγράμμισης που υιοθετήθηκε σε αυτή τη μελέτη χρησιμοποιεί τον αφινικό μετασχηματισμό, την απόλυτη διαφορά ως κριτήριο ομοιότητας και την προς τα κάτω μονοκατευθυντική τεχνική ως μέθοδο βελτιστοποίησης.

Γενικά τα πρότυπα μετασχηματισμού μπορούν να ομαδοποιηθούν στον άκαμπτο και στον εύκαμπτο μετασχηματισμό, όπως περιγράφονται στο Κεφάλαιο 3. Δεδομένου ότι τα εύκαμπτα πρότυπα καθορίζονται συνήθως από ελαστικούς μετασχηματισμούς και στην συγκεκριμένη μελέτη τα είκοσι τρισδιάστατα σύνολα στοιχείων δεν περιέχουν σημαντικές ελαστικές παραμορφώσεις, ένα άκαμπτο πρότυπο ενσωματώθηκε στο προτεινόμενο τρισδιάστατο σχέδιο ευθυγράμμισης.

Το σύνολο δεδομένων που χρησιμοποιήθηκε σε αυτή την μελέτη απαιτεί μία απλή και γρήγορη συνάρτηση ομοιότητας, προκειμένου να ευθυγραμμιστούν τα τρισδιάστατα δεδομένα σε εύλογο χρονικό διάστημα. Επομένως η αντικειμενική συνάρτηση ομοιότητας που προτιμήθηκε σε αυτήν τη μελέτη είναι η μέση απόλυτη διαφορά των προεγχειρητικών δεδομένων αναφοράς και των ευθυγραμμισμένων μετεγχειρητικών δεδομένων.

Επίσης, για τον προτεινόμενο τρισδιάστατο αλγόριθμο ευθυγράμμισης έγινε χρήση της μεθόδου *Downhill Simplex*. Τέλος, οι περιοχές ενδιαφέροντος καθορίστηκαν χρησιμοποιώντας της ζώνες φωτεινότητας που βασίζοντα στα όρια, καθώς παρείχαν

την δυνατότητα καθορισμού των περιοχών ενδιαφέροντος με πιο ελεγχόμενο και άρα ακριβέστερο τρόπο.

Συμπερασματικά, το προτεινόμενο σχέδιο ευθυγράμμισης και αξιολόγησης διαφοράς όγκου είναι αρκετά εύκαμπτο και παρέχει δυνατότητα για μελλοντική βελτίωση και προσαρμογές.

Η προτεινόμενη μέθοδος εφαρμόστηκε σε είκοσι σύνολα είκοσι ασθενών και οι δοκιμές που εκτελέστηκαν έδειξαν ότι με την μέθοδο αυτή ευθυγραμμίστηκαν επιτυχώς τα προεγχειρητικά και μετεγχειρητικά δεδομένα σε κάθε σύνολο. Αυτό συνέβαλε στην αποτελεσματική αξιολόγηση των ογκομετρικών διαφορών μεταξύ των προεγχειρητικών και των ευθυγραμμισμένων μετεγχειρητικών δεδομένων, με χρήση της προτεινόμενης τεχνικής αξιολόγησης, η οποία βασίζεται στην ψηφιακή ακτινογραφία αφαίρεσης.

Η νέα αυτή προσέγγιση, που παρουσιάζεται στην παρούσα μελέτη, ανοίγει τον δρόμο για μία νέα ποιοτική και συγκριτική μέθοδο των αλλαγών σε σκληρούς ιστούς μετά από χειρουργικές επεμβάσεις, όπως επεμβάσεις αύξησης οστών, ενδοδοντικές επεμβάσεις καθώς επίσης επιτρέπει και την παρακολούθηση της εξέλιξης ή της υποχώρησης κάποιων παθολογικών ασθενειών στην επιστήμη της γναθοπροσωπικής, όπως χρόνια περιακροριζική φλεγμονή.