



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

**ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ
ΥΛΙΚΩΝ**

Μεθοδολογίες Διόρθωσης και Ευθυγράμμισης Οδοντιατρικών Δεδομένων με Χρήση Εξελιγμένων Τεχνικών Επεξεργασίας Εικόνων

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

του

ΘΕΟΔΩΡΟΥ Η. ΟΙΚΟΝΟΜΟΠΟΥΛΟΥ

Διπλωματούχου Ηλεκτρονικού Μηχανικού και Επιστήμης Υπολογιστών (Aston
University, Birmingham, H.B.)

ΑΘΗΝΑ, ΙΟΥΛΙΟΣ 2013



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

**ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ
ΥΛΙΚΩΝ**

Μεθοδολογίες Διόρθωσης και Ευθυγράμμισης Οδοντιατρικών Δεδομένων με Χρήση Εξελιγμένων Τεχνικών Επεξεργασίας Εικόνων

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

του

ΘΕΟΔΩΡΟΥ Η. ΟΙΚΟΝΟΜΟΠΟΥΛΟΥ

Διπλωματούχου Ηλεκτρονικού Μηχανικού και Επιστήμης Υπολογιστών (Aston
University, Birmingham, H.B.)

ΑΘΗΝΑ, ΙΟΥΛΙΟΣ 2013



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

Μεθοδολογίες Διόρθωσης και Ευθυγράμμισης Οδοντιατρικών Δεδομένων με Χρήση Εξελιγμένων Τεχνικών Επεξεργασίας Εικόνων

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

του

ΘΕΟΔΩΡΟΥ Η. ΟΙΚΟΝΟΜΟΠΟΥΛΟΥ

Διπλωματούχου Ηλεκτρονικού Μηχανικού και Επιστήμης Υπολογιστών (Aston University,
Birmingham, H.B.)

Συμβουλευτική Επιτροπή:

Επ. Καθ. Γεώργιος Ματσόπουλος
Καθ. Νικόλαος Ουζούνογλου
Καθ. Δημήτριος Κουτσούρης

Εγκρίθηκε από την επταμελή εξεταστική επιτροπή την.....

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

.....
Ν. Ουζούνογλου
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Δ. Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Κ. Σπ. Νικήτα
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

.....
Α. Σταφυλοπάτης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Δ. Φωτιάδης
Καθηγητής Παν. Ιωαννίνων

.....
Δ. Χαλαζωνίτης
Αν. Καθηγητής ΕΚΠΑ

ΑΘΗΝΑ, ΙΟΥΛΙΟΣ 2013

Copyright © Θεόδωρου Η. Οικονομόπουλου, 2013.

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All right reserved.

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

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

Περίληψη

Το αντικείμενο της παρούσας διδακτορικής διατριβής είναι η διερεύνηση, η ανάπτυξη και η παρουσίαση τεχνικών χρωματικής διόρθωσης και γεωμετρικής ευθυγράμμισης οδοντιατρικών δεδομένων, χρησιμοποιώντας εξελιγμένες τεχνικές ψηφιακής επεξεργασίας εικόνων. Αρχικά πραγματοποιείται μια εισαγωγή στις απεικονιστικές μεθόδους οδοντιατρικών δεδομένων και στη συνέχεια μια γενικευμένη μελέτη των διαθέσιμων τεχνικών επεξεργασίας ψηφιακών εικόνων, επικεντρώνοντας στην επεξεργασία οδοντιατρικών δεδομένων. Επίσης, στα πλαίσια παρούσας διδακτορικής διατριβής, αναπτύχθηκαν διάφορες καινοτόμες τεχνικές επεξεργασίας οδοντιατρικών δεδομένων. Η έρευνα επικεντρώθηκε σε τεχνικές διόρθωσης και τεχνικές ευθυγράμμισης τόσο δισδιάστατων, όσο και τρισδιάστατων οδοντιατρικών δεδομένων. Στην πρώτη περίπτωση, η εφαρμογή των προτεινόμενων αλγορίθμων αποσκοπεί στην εξάλειψη των πιθανών χρωματικών διαφορών μεταξύ συγκρινόμενων οδοντιατρικών εικόνων, με τελικό στόχο την βέλτιστη αντίληψή τους από εξειδικευμένο ιατρικό προσωπικό ή από αλγορίθμους ψηφιακής επεξεργασίας. Όσον αφορά τις προτεινόμενες τεχνικές ευθυγράμμισης οδοντιατρικών δεδομένων, αυτές εφαρμόστηκαν σε δισδιάστατες οδοντιατρικές εικόνες, αλλά και σε τρισδιάστατους τόμους οδοντιατρικών δεδομένων, με σκοπό την χρήση των δεδομένων για τη μελέτη θεραπευτικών σχημάτων, μέσω της χρήσης τεχνικών αφαιρετικής ακτινογραφίας. Για την αποτίμηση των προτεινόμενων αλγορίθμων χρησιμοποιήθηκαν τόσο τεχνητά όσο και κλινικά δεδομένα από διάφορες μελέτες. Η αποτίμηση βασίστηκε σε ποιοτικά και ποσοτικά κριτήρια, σε σχέση με άλλες ευρέως διαδεδομένες τεχνικές διόρθωσης και ευθυγράμμισης ψηφιακών εικόνων.

Λέξεις Κλειδιά

Ψηφιακή επεξεργασία εικόνας, απεικονιστικές τεχνικές οδοντιατρικών δεδομένων, χρωματική διόρθωση ιατρικών εικόνων, ευθυγράμμιση ιατρικών εικόνων, αφαιρετική ακτινογραφία.

Abstract

The primary purpose of this PhD thesis is the research, development and presentation of advanced digital image processing techniques for correcting the color properties and spatially registering dental data. Firstly, an introduction on digital dental imaging methods is performed, followed by a generalized description of digital image processing techniques, focused on dental data. This PhD thesis also presents novel image processing techniques for modifying dental data. The research mainly concerns color correction and registration techniques, applied to flat radiographs (two-dimensional data) and three-dimensional data. The proposed color correction methodology aims to the equalization of possible color deviations between two compared dental radiographs, in order to enhance their visual perception by human observers as well as by other automated image processing algorithms. On the other hand, the proposed image registration techniques were applied to two- and three-dimensional dental data, in order to allow the evaluation of therapeutic schemes, by using subtraction radiography approaches. Both clinical and artificial dental data, from various studies, were used in order to verify the performance of all proposed correction and registration techniques. The verification was performed using both qualitative and quantitative criteria, after comparing the proposed techniques with other similar, widely used color correction and image registration methods.

Keywords:

Digital image processing, dental imaging techniques, medical data color correction, medical image registration, digital subtraction radiography.

Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά όλους τους ανθρώπους που συνέβαλλαν, είτε άμεσα, είτε έμμεσα στη συγγραφή αυτής της διδακτορικής διατριβής.

Συγκεκριμένα, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Επ. Καθηγητή κ. Γιώργο Ματσόπουλο για την αμέριστη συμπαράσταση και την καθοδήγησή του, όλα αυτά τα χρόνια που χρειάστηκαν για την εκπόνηση της διδακτορικής αυτής διατριβής. Με τις ιδέες του και την πολύτιμη βοήθειά του, σε όλα τα επίπεδα, συνέβαλε καθοριστικά στην επιτυχή ολοκλήρωση αυτής της προσπάθειας. Ευχαριστώ επίσης και τα υπόλοιπα μέλη της τριμελούς επιτροπής, τους Καθηγητές του Ε.Μ.Π. κ. Νικόλαο Ουζούνογλου και κ. Δημήτρη Κουτσούρη.

Επίσης θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Δρ. Παντελή Ασβεστά, ο οποίος με τις γνώσεις του και τις συμβουλές του με βοήθησε σημαντικά, ιδιαίτερα στα πρώτα στάδια αυτής της προσπάθειας. Ευχαριστώ επίσης τους Καθηγητές Hans-Goran Grondahl, Kerstin Grondahl και Peter Windisch για την άψογη συνεργασία τους στη συλλογή των ιατρικών δεδομένων που χρησιμοποιήθηκαν στη διδακτορική διατριβή.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά την οικογένειά μου για τη αμέριστη ηθική και υλική συμπαράσταση που μου προσέφερε καθ' όλη τη διάρκεια αυτής της διαδρομής.

Πίνακας Περιεχομένων

Περίληψη	7
Abstract	9
Κεφάλαιο 1. Εισαγωγή	17
1.1 Σκοπός διδακτορικής διατριβής	17
1.2 Περιεχόμενα διδακτορικής διατριβής	18
1.3 Αναφορές	19
Κεφάλαιο 2. Απεικονιστικές Τεχνικές στην Ψηφιακή Οδοντιατρική	21
2.1 Εισαγωγή στη ψηφιακή οδοντιατρική απεικόνιση	21
2.1.1 Βασικές αρχές	21
2.1.2 Λήψη δεδομένων	24
2.1.3 Πλεονεκτήματα ψηφιακής απεικόνισης	28
2.1.4 Μειονεκτήματα ψηφιακής απεικόνισης	30
2.2 Μέθοδοι Απεικόνισης	31
2.2.1 Επίπεδα ραδιογραφήματα	31
2.2.2 Τρισδιάστατα ραδιογραφήματα	38
2.2.3 Μη-ραδιογραφικά δεδομένα	41
2.3 Τεχνικές επεξεργασίας	47
2.3.1 Βασικές αρχές	48
2.3.2 Τροποποίηση χρωματικών ιδιοτήτων	53
2.3.3 Ευθυγράμμιση	58

2.3.4	Ψηφιακή αφαιρετική ακτινογραφία	68
2.4	Συμπεράσματα.....	71
2.5	Αναφορές	71
Κεφάλαιο 3.	Διόρθωση Αντίθεσης Οδοντιατρικών Εικόνων	79
3.1	Εισαγωγή.....	79
3.2	Μεθοδολογία.....	81
3.2.1	Τεχνική Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος.....	81
3.2.2	Περιγραφή Δεδομένων.....	85
3.2.3	Τεχνικές Αποτίμησης.....	88
3.2.4	Εναλλακτική Τεχνική Διόρθωσης.....	89
3.3	Αποτελέσματα.....	90
3.3.1	Ποιοτικά Αποτελέσματα	90
3.3.2	Ποσοτικά Αποτελέσματα	92
3.4	Ανάλυση.....	99
3.5	Συμπεράσματα.....	106
3.6	Αναφορές	107
Κεφάλαιο 4.	Ευθυγράμμιση Δισδιάστατων Οδοντιατρικών Εικόνων Βάσει Σημείων Αναφοράς.....	109
4.1	Εισαγωγή.....	109
4.2	Μεθοδολογία.....	111
4.2.1	Προ-επεξεργασία	112
4.2.2	Ορισμός Διακριτών Σημείων.....	113

4.2.3	Αυτόματος Ορισμός Αντιστοιχιών	114
4.2.4	Ευθυγράμμιση με Χρήση Γεωμετρικού Μετασχηματισμού.....	117
4.2.5	Συγκριτική Μελέτη.....	117
4.2.6	Αποτίμηση Αποτελεσμάτων Ευθυγράμμισης.....	120
4.3	Αποτελέσματα.....	120
4.3.1	Δεδομένα	120
4.3.2	Ποιοτική Αποτίμηση	123
4.3.3	Ποσοτική Αποτίμηση	126
4.4	Ανάλυση Αποτελεσμάτων.....	130
4.5	Συμπεράσματα.....	137
4.6	Αναφορές	138
Κεφάλαιο 5.	Ευθυγράμμιση και Ογκομέτρηση Τρισδιάστατων Οδοντιατρικών	
	Δεδομένων	141
5.1	Εισαγωγή.....	141
5.2	Μεθοδολογία.....	143
5.2.1	Λήψη δεδομένων.....	144
5.2.2	Τεχνική τρισδιάστατης ευθυγράμμισης	146
5.2.3	Τεχνικές Ογκομετρικής Αποτίμησης Διαφορών	150
5.3	Αποτελέσματα.....	155
5.3.1	Αποτίμηση ευθυγράμμισης	155
5.3.2	Ογκομετρική αποτίμηση.....	159
5.4	Παρατηρήσεις.....	163

5.5	Συμπεράσματα.....	166
5.6	Αναφορές	167
Κεφάλαιο 6.	Ευθυγράμμιση Τρισδιάστατων Οδοντιατρικών Δεδομένων Βάσει Τεχνητού Ανοσοποιητικού Δικτύου.....	169
6.1	Εισαγωγή.....	169
6.2	Μεθοδολογία.....	171
6.2.1	Λήψη δεδομένων.....	172
6.2.2	Ευθυγράμμιση τρισδιάστατων οδοντιατρικών δεδομένων.....	174
6.2.3	Τεχνικές αποτίμησης.....	181
6.3	Αποτελέσματα.....	184
6.3.1	Ποιοτική αποτίμηση	184
6.3.2	Ποσοτική αποτίμηση	186
6.4	Ανάλυση.....	189
6.5	Συμπεράσματα.....	193
6.6	Αναφορές	194
Κεφάλαιο 7.	Επίλογος και Μελλοντικές Επεκτάσεις	197
Δημοσιεύσεις	201	

Κεφάλαιο 1. Εισαγωγή

1.1 Σκοπός διδακτορικής διατριβής

Η συλλογή και ανάλυση ψηφιακών δεδομένων αποτελεί σημαντικό και αναπόσπαστο τμήμα της σύγχρονης οδοντιατρικής επιστήμης. Με βάση την ποιοτική ανάλυση δεδομένων από διάφορες πηγές, οι ειδικοί καλούνται να λάβουν αποφάσεις σχετικά με την αποτίμηση ή την επιλογή συγκεκριμένων θεραπευτικών σχημάτων ή εγχειρητικών διαδικασιών, ανάλογα με την εξέλιξη των εξεταζομένων οδοντιατρικών παθήσεων. Η λήψη ψηφιακών οδοντιατρικών δεδομένων σε διαφορετικές χρονικές στιγμές, παρέχει στον ειδικό τη δυνατότητα της στιγμιαίας καταγραφής της κλινικής κατάστασης της περιοχής ενδιαφέροντος (οδοντική μάζα, περιοδοντικοί ιστοί, φατνιακό οστό, στοματική κοιλότητα, κλπ) [1].

Παρά το γεγονός ότι τα τελευταία χρόνια έχει σημειωθεί σημαντική αύξηση στη αξιοποίηση ψηφιακών οδοντιατρικών δεδομένων, η διάγνωση βασίζεται κατά πλειοψηφία στην ποιοτική ανάλυση των δεδομένων αυτών από τους ειδικούς, χωρίς την περαιτέρω εμπλοκή αυτοματοποιημένων απεικονιστικών ή διαγνωστικών τεχνικών. Κατά συνέπεια, η ανάλυση των δεδομένων και τα εξαγόμενα συμπεράσματα, βασίζονται στην υποκειμενική κρίση του εκάστοτε ειδικού, χωρίς την ύπαρξη αντικειμενικών κριτηρίων ή κανόνων. Ειδικά όσον αφορά την οδοντιατρική, λόγω της ιδιαίτερης μορφολογίας των περιοχών ενδιαφέροντος, αλλά και λόγω της προβληματικής πρόσβασης σε αυτές, η έλλειψη κάποιου είδους προτυποποίησης μπορεί να οδηγήσει σε ορισμένες περιπτώσεις στη λήψη λανθασμένων αποφάσεων σχετικά με την αποτίμηση μιας φαρμακευτικής ή εγχειρητικής θεραπευτικής μεθόδου.

Η χρήση υπολογιστικών συστημάτων για την επεξεργασία ιατρικών γενικότερα και οδοντιατρικών ειδικότερα δεδομένων, είναι δυνατό να εξασφαλίσει την προτυποποιημένη ανάλυση των δεδομένων και την εξαγωγή συμπερασμάτων, τα οποία βασίζονται σε αντικειμενικά κριτήρια, κάνοντας χρήση εξειδικευμένων αλγορίθμων επεξεργασίας [2]-[3]. Οι αλγόριθμοι αυτοί περιορίζουν την εμπλοκή του ανθρώπινου παράγοντα και επεξεργάζονται τα δεδομένα με βάση τη μορφολογία τους και τις ιδιότητές τους, οι οποίες καθορίζονται σε χαμηλότερο επίπεδο από τη χρωματική κατανομή των εικονοστοιχείων που απαρτίζουν τα δεδομένα [4].

Στόχος της παρούσας διδακτορικής διατριβής είναι η παρουσίαση καινοτόμων, αυτοματοποιημένων τεχνικών επεξεργασίας οδοντιατρικών δεδομένων, με απώτερο σκοπό τη χρησιμοποίηση των δεδομένων αυτών για την εξαγωγή συμπερασμάτων και την αποτίμηση θεραπευτικών σχημάτων ή της εξέλιξης συγκεκριμένων οδοντιατρικών παθήσεων. Βασική μέριμνα της εν λόγω εργασίας δεν είναι η υποκατάσταση του ειδικού ιατρού, αλλά η παροχή βοηθητικών τεχνικών και εργαλείων, τα οποία θα διευκολύνουν τον ειδικό στη λήψη αποφάσεων και την αποτίμηση της κλινικής κατάστασης του ασθενούς.

1.2 Περιεχόμενα διδακτορικής διατριβής

Στα πλαίσια της παρούσας διδακτορικής διατριβής, αναπτύχθηκαν και παρουσιάζονται διάφορες καινοτόμες τεχνικές επεξεργασίας οδοντιατρικών δεδομένων. Η έρευνα επικεντρώθηκε σε τεχνικές διόρθωσης και τεχνικές ευθυγράμμισης τόσο δισδιάστατων, όσο και τρισδιάστατων οδοντιατρικών δεδομένων. Στην πρώτη περίπτωση, η εφαρμογή των προτεινόμενων αλγορίθμων αποσκοπεί στην εξάλειψη των πιθανών χρωματικών διαφορών μεταξύ συγκρινόμενων οδοντιατρικών εικόνων, με τελικό στόχο την βέλτιστη αντίληψή τους από το εξειδικευμένο ιατρικό προσωπικό ή από αλγορίθμους ψηφιακής επεξεργασίας. Όσον αφορά τις προτεινόμενες τεχνικές ευθυγράμμισης οδοντιατρικών δεδομένων, αυτές εφαρμόστηκαν σε δισδιάστατες οδοντιατρικές εικόνες, αλλά και σε τρισδιάστατους τόμους οδοντιατρικών δεδομένων, με σκοπό την κατάλληλη προετοιμασία των δεδομένων για τη αποτελεσματικότερη σύγκρισή τους. Για την αποτίμηση των προτεινόμενων αλγορίθμων χρησιμοποιήθηκαν τόσο τεχνητά όσο και κλινικά δεδομένα από διάφορες μελέτες. Η αποτίμηση βασίστηκε σε ποιοτικά και ποσοτικά κριτήρια, σε σχέση με άλλες ευρέως διαδεδομένες τεχνικές διόρθωσης και ευθυγράμμισης ψηφιακών εικόνων. Τα αποτελέσματα και οι παρατηρήσεις σχετικά με την επίδοση των αλγορίθμων παρουσιάζονται στα κεφάλαια που ακολουθούν.

Στο Κεφάλαιο 2 επιχειρείται μια γενική εισαγωγή στις απεικονιστικές τεχνικές που αφορούν την ψηφιακή οδοντιατρική. Επιπλέον παρουσιάζονται οι πιθανές εφαρμογές των εν λόγω τεχνικών, αλλά και της επιστήμης της πληροφορικής στην οδοντιατρική, καθώς επίσης και οι τρόποι με τους οποίους η επεξεργασία ψηφιακών δεδομένων συμβάλλει στο έργο των ειδικών οδοντιάτρων, οδοντοτεχνιτών και χειρουργών.

Το ζήτημα της διόρθωσης της αντίθεσης και της φωτεινότητας των ληφθέντων οδοντιατρικών δεδομένων αναλύεται στο Κεφάλαιο 3. Στο συγκεκριμένο κεφάλαιο αναπτύσσονται τα προβλήματα που προκύπτουν κατά τη σύγκριση δεδομένων με διαφορετικές χρωματικές ιδιότητες και πώς αυτά μπορούν να αντιμετωπιστούν. Επίσης παρουσιάζεται μια νέα μέθοδος διόρθωσης της αντίθεσης συγκρινόμενων οδοντιατρικών εικόνων, η οποία βασίζεται στην εφαρμογή των τεχνικών ευθυγράμμισης ψηφιακών εικόνων στα ιστογράμματα των υπό διόρθωση οδοντιατρικών ραδιογραφήματων. Το ιστόγραμμα της υπό διόρθωση εικόνας τροποποιείται με βάση έναν γραμμικό μετασχηματισμό, του οποίου οι παράμετροι υπολογίζονται επαναληπτικά, εφαρμόζοντας τεχνικές βελτιστοποίησης. Η προτεινόμενη τεχνική εφαρμόστηκε σε τεχνητά και κλινικά δεδομένα και πραγματοποιήθηκε συγκριτική μελέτη με μια ευρέως διαδεδομένη τεχνική διόρθωσης της αντίθεσης ψηφιακών εικόνων, βάσει ποιοτικών και ποσοτικών κριτηρίων αποτίμησης.

Στο Κεφάλαιο 4 εξετάζεται η ευθυγράμμιση δισδιάστατων οδοντιατρικών ραδιογραφήματων, τα οποία ελήφθησαν στα πλαίσια δοκιμών ενός νέου συστήματος απεικόνισης προβολών οδοντιατρικών εικόνων. Στη μελέτη που ακολούθησε, επιλέχθηκαν πέντε εικόνες αναφοράς από αντίστοιχες σειρές λήψεων δειγμάτων της κάτω γνάθου. Στη συνέχεια επιχειρήθηκε η ευθυγράμμιση των ληφθέντων εικόνων της κάθε σειράς, σε σχέση με την αντίστοιχη εικόνα αναφοράς. Η διαδικασία της ευθυγράμμισης βασίστηκε σε έναν καινοτόμο αλγόριθμο αντιστοίχισης σημείων αναφοράς, ο οποίος χρησιμοποιεί εξαγωνικά

πρότυπα εύρεσης αντίστοιχων σημείων, με βάση την ομοιότητα στην φωτεινότητα των εξεταζόμενων σημείων. Η αποτελεσματικότητα του προτεινόμενου αλγορίθμου αποτιμήθηκε συγκριτικά με τρεις αντίστοιχες μεθόδους ευθυγράμμισης, σύμφωνα με ποιοτικά, αλλά και ποσοτικά κριτήρια.

Στο Κεφάλαιο 5 παρουσιάζεται ένα ολοκληρωμένο σύστημα αυτόματου υπολογισμού του όγκου των διαφορών ανάμεσα σε δύο τόμους τρισδιάστατων δεδομένων υπολογιστικής τομογραφίας. Το σύστημα απαρτίζεται από τρία διακριτά υποσυστήματα: (α) την ευθυγράμμιση των δύο τρισδιάστατων τόμων, (β) την εύρεση των διαφορών ανάμεσα στους δύο ευθυγραμμισμένους τόμους, χρησιμοποιώντας τεχνικές ψηφιακής αφαιρετικής ακτινογραφίας και (γ) την ογκομέτρηση των διαφορών. Η επεξεργασία των εν λόγω δεδομένων πραγματοποιήθηκε στα πλαίσια της αποτίμησης ενός νέου εμφυτεύματος και μιας καινοτόμου χειρουργικής διαδικασίας για την προσθετική περιοδοντικού οστού στη στοματική κοιλότητα. Δεδομένα υπολογιστικής τομογραφίας ελήφθησαν για 20 ασθενείς πριν και μετά από την χειρουργική και εφαρμόστηκε η προτεινόμενη τεχνική ογκομέτρησης για τον υπολογισμό του όγκου του αναγεννημένου περιοδοντικού οστού. Μετά από σχετική μελέτη πιστοποίησης των μετρήσεων, αποδείχθηκε ότι οι ληφθείσες μετρήσεις παρουσίαζαν ικανοποιητικό βαθμό ακρίβειας.

Η διαδικασία της ευθυγράμμισης τρισδιάστατων τόμων οδοντιατρικών δεδομένων επεκτείνεται στο Κεφάλαιο 6, με την παρουσίαση μιας νέας μεθόδου εύρεσης αντίστοιχων σημείων και ευθυγράμμισης τρισδιάστατων δεδομένων. Η προτεινόμενη μέθοδος βασίζεται στη χρήση ανοσοποιητικών τεχνικών για τον υπολογισμό αντίστοιχων σημείων στα υπό ευθυγράμμιση δεδομένα, από ένα αρχικό νέφος σημείων από τα δεδομένα αναφοράς. Στόχος του προτεινόμενου αλγορίθμου είναι η σημαντική επιτάχυνση της διαδικασίας ευθυγράμμισης τρισδιάστατων δεδομένων, χωρίς να επηρεάζεται αρνητικά η ποιότητα ευθυγράμμισης. Ο αλγόριθμος εφαρμόστηκε σε 10 ζεύγη προεγχειρητικών και μετεγχειρητικών δεδομένων υπολογιστικής τομογραφίας, τα οποία ελήφθησαν από 10 ασθενείς μετά από συγκεκριμένη χειρουργική διαδικασία αποκατάστασης περιοδοντικού οστού. Επιπλέον χρησιμοποιήθηκαν 10 ακόμα ζεύγη δεδομένων με γνωστές γεωμετρικές διαφοροποιήσεις, τα οποία παρήχθησαν τεχνηέντως. Ακολούθησε συγκριτική μελέτη της προτεινόμενης μεθοδολογίας με την πλέον διαδεδομένη μέθοδο εύρεσης αντίστοιχων νεφών σημείων σε τρισδιάστατα δεδομένα, χρησιμοποιώντας τόσο ποιοτικά, όσο και ποσοτικά κριτήρια.

1.3 Αναφορές

- [1] Moore WS, Dental digital radiography. *Tex Dent J*, 2002,119: 404-412.
- [2] Mol A. Image processing tools for dental applications. *Dent Clin North Am* 299-318.
- [3] Escarpinati MC, Costa Vieira MA, Schiabel H. Computer technique for digital radiographic images correction based on the digitizer characteristic curve. *J Digit Imaging* 2002; 15(1): 228-230.
- [4] Castleman RK. *Digital Image Processing*. Prentice Hall, 1996: 1-53.

Κεφάλαιο 2. Απεικονιστικές Τεχνικές στην Ψηφιακή Οδοντιατρική

2.1 Εισαγωγή στη ψηφιακή οδοντιατρική απεικόνιση

Η ψηφιακή απεικόνιση χρησιμοποιείται ευρέως σε διάφορους τομείς της ιατρικής [1]-[3]. Ειδικότερα όσον αφορά την οδοντιατρική, η ψηφιακή απεικόνιση άρχισε να εξαπλώνεται κατά τη δεκαετία του 1980, οπότε και κατασκευάστηκαν οι πρώτες ενδοστοματικές συσκευές λήψης ραδιογραφημάτων [4]. Παρόλα αυτά, οι πρώιμες υλοποιήσεις των συστημάτων αυτών δεν υποστήριζαν τη σύνθεση πανοραμικών και κεφαλομετρικών εικόνων και επομένως δεν ήταν δυνατή η αποκλειστική χρήση ψηφιακών δεδομένων και η απεξάρτηση από κλασικές τεχνικές ραδιογραφίας για τον έλεγχο οδοντιατρικών παθήσεων και την αποτίμηση θεραπευτικών χειρουργικών διαδικασιών. Η κατάσταση αυτή άλλαξε δραματικά από τις αρχές της δεκαετίας του 2000. Η κατασκευή πλήθους ενδοστοματικών και εξωστοματικών συσκευών λήψης ψηφιακών εικόνων, σε συνδυασμό με τη μηχανογράφηση των περισσότερων οδοντιατρείων και κλινικών, συνέβαλαν αποφασιστικά στη ραγδαία εξάπλωση της ψηφιακής οδοντιατρικής απεικόνισης και την αναγνώριση αυτής ως αξιόπιστη, και σε πολλές περιπτώσεις ποιοτικά ανώτερη, εναλλακτική μορφή απεικόνισης, έναντι των κλασικών τεχνικών ραδιογραφίας [5].

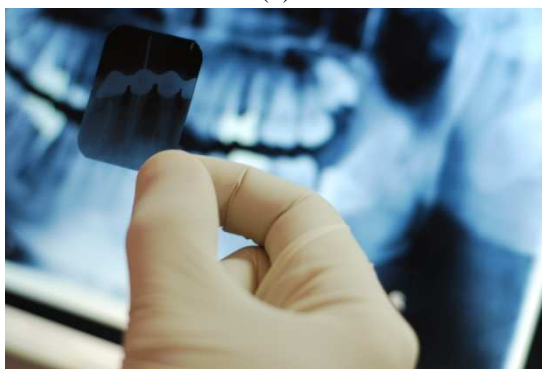
Η χρήση ψηφιακών δεδομένων στην οδοντιατρική έχει πολλά πλεονεκτήματα τόσο για τον ειδικό ιατρό (οδοντίατρο, ορθοδοντικό), όσο και για τον ίδιο τον ασθενή [6]. Στα πλεονεκτήματα αυτά συγκαταλέγονται, η δυνατότητα κεφαλομετρικής ανάλυσης, η δυνατότητα άμεσης ψηφιακής υπέρθεσης για τη σύγκριση δεδομένων που ελήφθησαν σε διαφορετικές χρονικές στιγμές, η ψηφιακή επεξεργασία των δεδομένων για τη διευκόλυνση της διάγνωσης συγκεκριμένων παθήσεων, η δραστική ελάττωση των επιπέδων ακτινοβόλησης, αλλά και η εύκολη και πρακτική αποθήκευση των δεδομένων σε ψηφιακή μορφή.

2.1.1 Βασικές αρχές

Για τη λήψη οδοντιατρικών δεδομένων, στις κλασικές αναλογικές τεχνικές ενδοστοματικής ραδιογραφίας, χρησιμοποιείται ραδιογραφικό φιλμ, το οποίο αποτελείται από κόκκους αλογονιδίου του αργύρου, τοποθετημένους σε μήτρα ζελατίνης [6]. Όταν το φιλμ εκτίθεται σε φωτόνια ακτινών Χ, οι κρύσταλλοι αλογονιδίου του αργύρου ευαισθητοποιούνται, αποδίδοντας μαύρο χρώμα κατά την εμφάνιση του φιλμ [7]. Κατά συνέπεια, στη συγκεκριμένη περίπτωση, το φιλμ δρα τόσο ως ανιχνευτής ακτινοβολίας, όσο και ως το μέσο απεικόνισης του ακτινοβολούμενου αντικειμένου. Στην Εικόνα 2.1 παρουσιάζονται μερικά προϊόντα αναλογικού φιλμ οδοντιατρικής χρήσης (α) συσκευασμένο και (β) μετά από την διαδικασία εμφάνισης.



(α)



(β)

Εικόνα 2.1. Αναλογικό φιλμ ραδιογραφίας για ενδοστοματική οδοντιατρική χρήση: (α) συσκευασμένο (πηγή: Wikimedia) και (β) μετά από την ολοκλήρωση της εμφάνισης (πηγή: Dental Blog - <http://adcofjoplin.com/blog>).

Όσον αφορά τις αναλογικές συσκευές εξω-στοματικής λήψης, επιστρατεύονται υποδοχείς δράσεων για την καταγραφή των εικόνων στο φιλμ [8]. Το φιλμ αυτού του τύπου είναι υπερευαίσθητο σε φωτόνια φωτός, τα οποία εκπέμπονται από παρακείμενες διατάξεις παραπετασμάτων ενίσχυσης. Και σε αυτή την περίπτωση το φιλμ κατασκευάζεται από μικρο-κρυστάλλους αλογονιδίου του αργύρου, οι οποίοι είναι πρωτίστως ευαίσθητοι στον φωτισμό, έναντι των ακτινών X [9]. Τα παραπετάσματα ενίσχυσης που χρησιμοποιούνται στη συγκεκριμένη περίπτωση, συμβάλλουν στη μείωση της δόσης ακτινοβολίας, αλλά επίσης ελαττώνουν την ευκρίνεια της απεικόνισης [10]. Στην Εικόνα 2.2 παρουσιάζεται παράδειγμα εμφανισμένου φιλμ εξω-στοματικής λήψης.



Εικόνα 2.2. Εμφανισμένο αναλογικό φιλμ ραδιογραφίας για εξω-στοματική οδοντιατρική χρήση (πηγή: Bob Cromwell - <http://www.cromwell-intl.com/3d>).

Αντίθετα με τις τεχνικές αναλογικής ραδιογραφίας, στη ψηφιακή ραδιογραφία η εικόνα παρουσιάζεται με τη χρήση ψηφιακών κουκίδων (εικονοστοιχείων) ή φωτοευαίσθητων στοιχείων (οθόνη υπολογιστή) [11]. Τα ψηφιακά αυτά στοιχεία απεικονίζουν συνήθως αποχρώσεις του γκρι, ανάλογα με την έκθεση ακτινοβολίας της απεικονιζόμενης περιοχής, και τακτοποιούνται σε διατάξεις πλέγματος στην πλευρά του αισθητήρα ακτινοβολίας [10]. Επομένως, στην περίπτωση της ψηφιακής απεικόνισης, τα απεικονιστικά στοιχεία έχουν σαφώς καθορισμένη διάταξη, σε αντίθεση με την τυχαία διανομή των κρυστάλλων που χρησιμοποιούνται στις κλασικές τεχνικές αναλογικής ραδιογραφίας [1]. Επιπλέον, σε αντίθεση με την αναλογική ραδιογραφία, στη ψηφιακή ραδιογραφία οι αισθητήρες ακτινοβολίας απλά ανιχνεύουν το επίπεδο ακτινοβολίας, καθώς η αποτύπωση των δεδομένων γίνεται σε διαφορετικό μέσο (οθόνη ηλεκτρονικού υπολογιστή ή ψηφιακό αρχείο).

Στην περίπτωση της ψηφιακής ραδιογραφίας, το ηλεκτρικό σήμα που παράγεται από τον αισθητήρα είναι πρακτικά ένα αναλογικό σήμα και πιο συγκεκριμένα αντιστοιχεί σε τάση ως προς το χρόνο ανίχνευσης [6]. Ο αισθητήρας συνδέεται απ' ευθείας με υπολογιστικό σύστημα, το οποίο πραγματοποιεί τη δειγματοληψία και ψηφιοποίηση του εν λόγω αναλογικού σήματος [12]. Πρακτικά, παράγεται μια ψηφιοποιημένη τιμή για κάθε εικονοστοιχείο του απεικονιζόμενου αντικειμένου, η οποία, μετά από κανονικοποίηση, μετατρέπεται σε ένα επίπεδο φωτεινότητας από τον καταγραφέα καρέ του υπολογιστικού

συστήματος [11]. Για μονόχρωμες ψηφιοποιημένες εικόνες 8 ψηφίων (8-bit), το παραγόμενο επίπεδο φωτεινότητας ποικίλει από 0 ως 255, με την τιμή 0 να αντιστοιχεί σε μαύρο, την τιμή 255 σε λευκό και όλες τις ενδιάμεσες τιμές να αντιστοιχούν σε αποχρώσεις του γκρι [11]. Το εύρος των διαθέσιμων επιπέδων φωτεινότητας της παραγόμενης ψηφιακής εικόνας καθορίζει την ανάλυση της αντίθεσης της εικόνας (χρωματική ανάλυση), ενώ οι φυσικές διαστάσεις των εικονοστοιχείων της, καθορίζουν τη γεωμετρική ανάλυση της εικόνας. Τα χαρακτηριστικά αυτά ποικίλουν ανά περίπτωση και εξαρτώνται κυρίως από τις ανάγκες και τις απαιτήσεις κάθε εφαρμογής, αλλά και τις τεχνικές προδιαγραφές των συστημάτων που χρησιμοποιούνται για τη λήψη και την ψηφιοποίηση των δεδομένων.

2.1.2 Λήψη δεδομένων

Γενικά, διακρίνονται δύο μέθοδοι παραγωγής ψηφιακών οδοντιατρικών εικόνων: (α) μέσω έμμεσης λήψης και (β) μέσω άμεσης ψηφιακής απεικόνισης [1]. Στην πρώτη περίπτωση, η ψηφιακή εικόνα δεν λαμβάνεται απ' ευθείας από τη συσκευή λήψης, αλλά παράγεται από συμβατικά αναλογικά ραδιογραφήματα, μετά από κατάλληλη επεξεργασία ψηφιοποίησης. Η διαδικασία αυτή μπορεί να περιλαμβάνει τη χρήση επίπεδου σαρωτή με ενσωματωμένο προσαρμογέα διαφανειών ή τη χρήση ειδικής φωτογραφικής μηχανής [13]. Μετά από την ψηφιοποίηση, η εικόνα μπορεί να βελτιστοποιηθεί χρησιμοποιώντας κατάλληλα πακέτα λογισμικού [14]. Στη δεύτερη περίπτωση παραγωγής ψηφιακών οδοντιατρικών εικόνων, οι ψηφιακές εικόνες είναι το άμεσο αποτέλεσμα της ακτινογραφικής διαδικασίας. Οι εικόνες μπορούν να παραχθούν είτε ευθέως από τη συσκευή ραδιογραφίας, είτε με τη διαμεσολάβηση μιας επιπλέον διαδικασίας, στην οποία η τελική ψηφιακή εικόνα συντίθεται μετά από σάρωση με λέιζερ [15].

Στις συσκευές που εφαρμόζεται σάρωση λέιζερ για την παραγωγή των ψηφιακών εικόνων, απαιτείται η χρήση φωσφορούχων πλακιδίων αποθήκευσης. Τα πλακίδια αυτά αποθηκεύουν ενέργεια όταν εκτίθενται σε ακτινοβολία και εκπέμπουν φωτισμό όταν σαρώνονται από ακτίνες λέιζερ. Ο σαρωτής λέιζερ σαρώνει την επιφάνεια του φωσφορούχου πλακιδίου και καταγράφει τον αριθμό των φωτονίων που εντοπίζονται σε κάθε θέση σάρωσης [16]. Η αρχικοποίηση και η χρήση των σαρωτών αυτών γενικά απαιτεί χαμηλό φωτισμό, καθώς τα πλακίδια φωσφόρου είναι ελαφρώς ευαίσθητα στον ορατό φωτισμό. Οι ακριβείς συνθήκες λειτουργίας εξαρτώνται από την κατασκευή του σαρωτή, καθώς μερικά προϊόντα παρουσιάζουν μεγαλύτερη ευαισθησία στο φωτισμό. Συνήθως, στις συσκευές αυτές χρησιμοποιείται λέιζερ τύπου ηλίου-νέον και η έντασή του επικεντρώνεται γύρω από τη μπάνα των 600 nm [16]. Σαρωτές μεγέθους 50×30×20 εκατοστών είναι δυνατό να εσωκλείουν πολλαπλά πλακίδια απεικόνισης, τα οποία μπορούν να χρησιμοποιηθούν ταυτόχρονα. Ο ακριβής αριθμός των πλακιδίων εξαρτάται από τον κατασκευαστή της συσκευής. Το ενδιάμεσο αυτό στάδιο επεξεργασίας, πριν από την παραγωγή της τελικής ψηφιακής εικόνας, προκαλεί μια μικρή καθυστέρηση της όλης διαδικασίας ψηφιακής ραδιογραφίας. Για παράδειγμα η εμφάνιση μέχρι 8 οπισθομυλικών ραδιογραφήματων απαιτεί περίπου 90 δευτερόλεπτα, ενώ η απεικόνιση ενός πλήρους πανοραμικού οδοντιατρικού ραδιογραφήματος απαιτεί περίπου 3 λεπτά. Και πάλι, όμως, οι χρόνοι αυτοί εξαρτώνται από τη υλοποίηση του κατασκευαστή της συσκευής. Παρά το γεγονός ότι τα πλακίδια φωσφόρου μπορούν να αποθηκεύσουν την ενέργεια της ακτινοβολίας επί σειρά ημερών, οι αποθηκευμένες πληροφορίες αρχίζουν να εξασθενούν

μετά από την παρέλευση λίγων λεπτών από τη στιγμή της ακτινοβόλησης [16], οπότε συνιστάται η άμεση σάρωση των πλακιδίων για την επίτευξη της βέλτιστης δυνατής απεικόνισης. Για τη διαγραφή της αποθηκευμένης πληροφορίας, τα πλακίδια εκτίθενται σε υψηλής έντασης φωτισμό. Τα πλακίδια φωσφόρου έχουν το μέγεθος συμβατικού φιλμ και μπορούν να επαναχρησιμοποιηθούν, αλλά απαιτούν προσεχτικό χειρισμό, λόγω της υπερευαίσθητης επιφάνειάς τους. Παραδείγματα πλακιδίων φωσφόρου και συσκευών σάρωσης παρουσιάζονται στην Εικόνα 2.3(α) και στην Εικόνα 2.3(β), αντίστοιχα.



(α)



(β)

Εικόνα 2.3. Εξοπλισμός για την παραγωγή ψηφιακών ραδιογραφημάτων με τη μέθοδο σάρωσης πλακιδίων φωσφόρου: (α) Πλακίδια φωσφόρου ScanX διαφόρων μεγεθών. (β) Συσκευή σάρωσης PSIX της εταιρίας Acteon.

Στα συστήματα που παράγουν τις ψηφιακές εικόνες απ' ευθείας, χωρίς τη διαμεσολάβηση επιπλέον σάρωσης, συνήθως ο αισθητήρας ακτινοβόλησης αποτελείται από συσκευή Διάταξης Συζευγμένου Φορτίου (CCD). Η συσκευή απαρτίζεται από κρυστάλλους σιλικόνης τοποθετημένους δικτυωτά, οι οποίοι μετατρέπουν τη φωτεινή ενέργεια σε ηλεκτρονικό ψηφιακό σήμα [17]. Η τεχνολογία αυτή χρησιμοποιείται ευρέως στις ψηφιακές βιντεοκάμερες και φωτογραφικές μηχανές. Στην περίπτωση αυτή, ο ίδιος ο αισθητήρας δεν είναι σε θέση να αποθηκεύσει τις πληροφορίες και κατά συνέπεια απαιτείται άμεση διασύνδεση (συνήθως μέσω οπτικών ινών) με συσκευή απεικόνισης, η

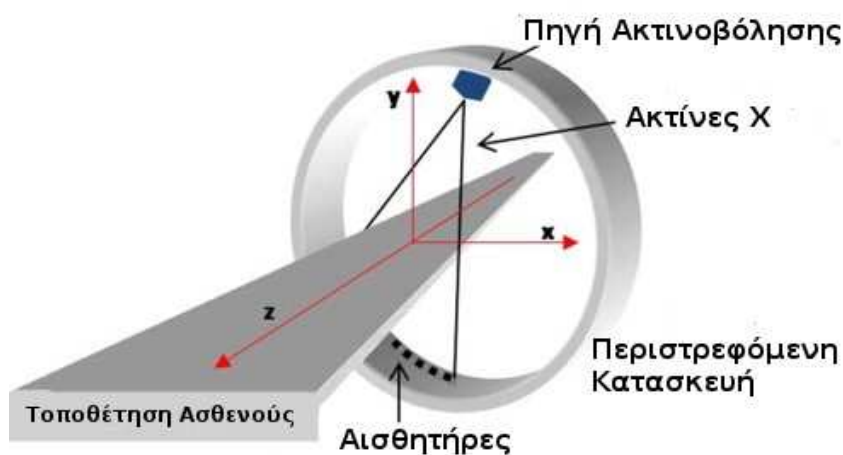
οποία αναλαμβάνει την προβολή των πληροφοριών σε πραγματικό χρόνο. Η απαίτηση αυτή αυξάνει σημαντικά την πολυπλοκότητα και το μέγεθος των συστημάτων ψηφιακής ραδιογραφίας αυτού του τύπου [18]. Ένα χαρακτηριστικό παράδειγμα τέτοιου συστήματος παρουσιάζεται στην Εικόνα 2.4. Το σημαντικότερο, όμως, πλεονέκτημα των συσκευών αυτών εντοπίζεται στον σημαντικά μειωμένο χρόνο επεξεργασίας που απαιτείται για τη λήψη και των προβολή των ραδιογραφήματων, καθώς οι εικόνες προβάλλονται απ' ευθείας στην οθόνη του υπολογιστικού συστήματος. Στις αρχικές υλοποιήσεις των συσκευών αυτών η ωφέλιμη περιοχή του αισθητήρα CCD ήταν μικρότερη από το μέγεθος του τυπικού φιλμ και έτσι απαιτούνταν πολλαπλές ακτινοβολήσεις για την απεικόνιση του συνόλου της πληροφορίας [18]. Τα τελευταία, όμως, χρόνια έχουν παραχθεί αισθητήρες οι οποίοι προσεγγίζουν ικανοποιητικά το μέγεθος του κλασικού φιλμ ραδιογραφίας.



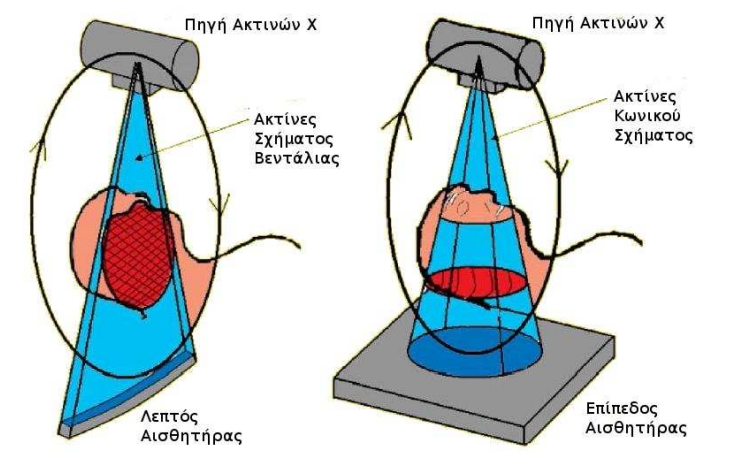
Εικόνα 2.4. Συσκευή ακτινογράφησης με αισθητήρα τύπου CCD (Kodak Rvg 5100 Digital Radiography System).

Στα συστήματα άμεσης ψηφιακής απεικόνισης συγκαταλέγονται και οι συσκευές υπολογιστικής τομογραφίας (Computed Tomography ή CT). Η έννοια και οι βασικές αρχές της υπολογιστικής τομογραφίας παρουσιάστηκαν από τους Godfrey Hounsfield και Alan Cormack το 1973 [19]. Οι συσκευές CT παράγουν τρισδιάστατες εικόνες που απεικονίζουν τις εσωτερικές δομές του σώματος ή του κρανίου του ασθενούς, χρησιμοποιώντας πολύπλοκες τεχνικές σάρωσης ακτίνων Χ. Τα τρισδιάστατα δεδομένα υπολογιστικής τομογραφίας αποτελούνται από συστοιχίες επίπεδων εικόνων, οι οποίες αντιστοιχούν σε εγκάρσιες απόψεις των τομών της απεικονιζόμενης περιοχής [20]. Οι τομές αυτές παράγονται με την έκθεση του ασθενούς σε δέσμη ακτίνων Χ σχήματος βεντάλιας ή κώνου και την αποτύπωση της διαθλώμενης ακτινοβολίας σε λεπτό, ημικυκλικό, ψηφιακό αισθητήρα. Ο ασθενής τοποθετείται ανάμεσα στην πηγή ακτινοβολίας και τον αισθητήρα, έτσι ώστε το κέντρο του αισθητήρα να βρίσκεται ακριβώς απέναντι από την πηγή ακτινοβολίας. Επομένως, κάθε επίπεδη εικόνα των δεδομένων αποτελεί προβολή μιας

πολύ λεπτής εγκάρσιας τομής της απεικονιζόμενης περιοχής [20]. Για τη συλλογή του συνόλου των τομών που απαιτούνται για τη πλήρη περιγραφή της τρισδιάστατης περιοχής, τόσο η πηγή ακτινοβολίας όσο και ο αισθητήρας περιστρέφονται περιμετρικά του σώματος του ασθενούς, μέσω ειδικής μηχανολογικής κατασκευής. Κατά τη διάρκεια της περιστροφικής αυτής κίνησης, λαμβάνονται και αποθηκεύονται οι εικόνες της υπολογιστικής τομογραφίας. Σχηματική διάταξη μιας συσκευής λήψης δεδομένων υπολογιστικής τομογραφίας παρουσιάζεται στην Εικόνα 2.5. Επιπλέον στην Εικόνα 2.6, παρουσιάζονται σχηματικά οι δύο διαθέσιμοι τύποι πηγής-αισθητήρων (ακτίνας σχήματος βεντάλιας και κωνικής ακτίνας). Όπως και στα υπόλοιπα είδη ψηφιακής ραδιογραφίας, η πληροφορία που απεικονίζεται στις παραγόμενες τομές αντιστοιχεί στην πυκνότητα των ακτινοβολούμενων δομών (όπως για παράδειγμα οστική μάζα, μαλακοί ιστοί, δόντια ή τεχνητά αντικείμενα). Λόγω της πολυπλοκότητάς τους, οι συσκευές λήψης δεδομένων υπολογιστικής τομογραφίας έχουν ιδιαίτερα αυξημένες διαστάσεις. Ένα τυπικό παράδειγμα τέτοιας συσκευής παρουσιάζεται στην Εικόνα 2.7.



Εικόνα 2.5. Σχηματική διάταξη συσκευής λήψης δεδομένων υπολογιστικής τομογραφίας (πηγή: <http://ars.els-cdn.com>).



Εικόνα 2.6. Χρησιμοποιούμενοι τύποι ακτινών Χ για τη λήψη τρισδιάστατων εικόνων υπολογιστικής τομογραφίας (πηγή: J Cant Dent Assoc 2006; 72(1): 75-80).



Εικόνα 2.7. Συσκευή υπολογιστικής τομογραφίας Optima CT-660 της εταιρίας General Electric Healthcare.

2.1.3 Πλεονεκτήματα ψηφιακής απεικόνισης

Το σημαντικότερο ίσως πλεονέκτημα της ψηφιακής ραδιογραφίας, έναντι συμβατικών τεχνικών ραδιογράφισης, είναι η δυνατότητα επεξεργασίας των ληφθέντων δεδομένων. Μέσω της ψηφιακής επεξεργασίας των δεδομένων, είναι δυνατή η επιλογή και η ενίσχυση των επιθυμητών απεικονιζόμενων πληροφοριών, διευκολύνοντας τη διαδικασία εξέτασης. Συνήθως οι κατασκευαστές των ιατρικών μηχανημάτων ψηφιακής ραδιογραφίας παρέχουν ειδικό λογισμικό για την επεξεργασία των ληφθέντων δεδομένων [14]. Τα παρεχόμενα αυτά πακέτα λογισμικού έχουν χαμηλό βαθμό προτυποποίησης και τα χαρακτηριστικά και οι δυνατότητές τους εξαρτώνται από τον εκάστοτε κατασκευαστή. Παρόλα αυτά, υπάρχει μια σειρά λειτουργιών που υποστηρίζεται από τη συντριπτική πλειοψηφία των πακέτων λογισμικού για την επεξεργασία ιατρικών ψηφιακών εικόνων:

- **Βελτίωση αντίθεσης.** Η βασική αυτή λειτουργία παρέχεται για τη διόρθωση των επιπτώσεων της υπερ-έκθεσης ή υπο-έκθεσης στην ακτινοβολία, κατά τη διάρκεια λήψης του ραδιογραφήματος. Έχει αποδειχθεί ότι η διόρθωση της αντίθεσης οδοντιατρικών εικόνων που προέρχονται από συσκευές λήψης τύπου CCD, είναι αποτελεσματικότερη από αυτή που διενεργείται σε αντίστοιχες εικόνες οι οποίες παράχθηκαν μέσω κλασικών τεχνικών αναλογικής ραδιογραφίας [1].
- **Μετρήσεις.** Συνήθως παρέχονται διάφορα εργαλεία μέτρησης, όπως για παράδειγμα ψηφιακοί χάρακες και μοιρογνωμόνια, τα οποία συμβάλουν στην αντικειμενική εκτίμηση αποστάσεων και γωνιών στις ληφθείσες ψηφιακές εικόνες. Επίσης έχει αναφερθεί εκτεταμένη χρήση των εργαλείων αυτών στο πεδίο της κεφαλομετρικής ανάλυσης [21]-[22]. Επιπλέον για τη λήψη

περαιτέρω μετρήσεων και για την σύγκριση δεδομένων, παρέχεται η δυνατότητα ψηφιακής υπέρθεσης δύο ή περισσότερων εικόνων.

- **Τρισδιάστατη ανακατασκευή.** Για δεδομένα που απεικονίζουν τρισδιάστατη πληροφορία, όπως για παράδειγμα δομές υπολογιστικής τομογραφίας (CT), συνήθως παρέχεται η δυνατότητα ανακατασκευής και προβολής των δεδομένων στις τρεις διαστάσεις [23].
- **Φιλτράρισμα πληροφορίας.** Σε περίπτωση μη ικανοποιητικής απεικόνισης μέρους ή του συνόλου των περιεχόμενων πληροφοριών της εικόνας, παρέχεται η δυνατότητα εφαρμογής διάφορων ψηφιακών φίλτρων για τη διόρθωση των προβληματικών περιοχών (για παράδειγμα εμφάνιση ή απόκρυψη μαλακού ιστού σε ένα οδοντιατρικό ραδιογράφημα) [24].

Ένα εξίσου σημαντικό πλεονέκτημα της ψηφιακής ραδιογραφίας έναντι της αναλογικής, είναι η εξοικονόμηση χρόνου. Ειδικά για τις περιπτώσεις των συσκευών λήψης τύπου CCD, όπου το απεικονιζόμενο αντικείμενο προβάλλεται άμεσα σε ηλεκτρονικό υπολογιστή μετά την ακτινοβολήση, η εξοικονόμηση χρόνου σε σχέση με τις τυπικές αναλογικές τεχνικές ραδιογραφίας, όπου απαιτείται η εμφάνιση του φιλμ, μέσω περίπλοκων και χρονοβόρων διαδικασιών, είναι πολύ σημαντική [25].

Αξιόλογο επίσης πλεονέκτημα των ψηφιακών ιατρικών δεδομένων είναι η δυνατότητα αποθήκευσής τους σε ψηφιακά μέσα αποθήκευσης. Μπορούν να χρησιμοποιηθούν οπτικά μέσα αποθήκευσης (CD-ROM, DVD), μαγνητικά μέσα αποθήκευσης (σκληροί δίσκοι), αλλά και ειδικές μνήμες (USB Flash Drives, κάρτες SD/microSD, Solid State Drives) για την αποθήκευση και τη μεταφορά ιατρικών δεδομένων. Κάθε ένα από τα σύγχρονα αυτά μέσα αποθήκευσης μπορεί να περιέχει από δεκάδες χιλιάδες ως εκατομμύρια ψηφιακές ιατρικές εικόνες.

Μετά από κατάλληλη επεξεργασία και συμπίεση, τα ψηφιακά δεδομένα μπορούν να αποσταλούν μέσω διαδικτύου ή ηλεκτρονικού ταχυδρομείου. Έτσι, ειδικοί ιατροί μπορούν να ανταλλάσσουν πληροφορίες εύκολα και ταχύτατα, ειδικά σε περιπτώσεις που απαιτείται άμεση γνωμάτευση ή θεραπεία. Η δυνατότητα αυτή των ψηφιακών δεδομένων συμβάλει στην ανάπτυξη της τηλεϊατρικής για την αποτελεσματικότερη και ταχύτερη αντιμετώπιση ιατρικών παθήσεων, ιδιαίτερα σε γεωγραφικά απομακρυσμένες ή δυσπρόσιτες περιοχές.

Αρκετοί ερευνητές έχουν ισχυριστεί ότι η εφαρμογή ψηφιακής αντί αναλογικής ραδιογραφίας, μπορεί να μειώσει τη δόση ακτινοβολήσης ως και 90% [26]. Στην πράξη, παρόλα αυτά, η χαμηλή ακτινοβολήση για τη λήψη ψηφιακών ραδιογραφήματων προκαλεί την εμφάνιση θορύβου στις ληφθείσες ψηφιακές εικόνες σε μη αποδεκτά επίπεδα. Παρά το γεγονός ότι η ελάττωση της δόσης ακτινοβολήσης δεν μπορεί να θεωρηθεί δεδομένη σε όλες τις περιπτώσεις, με τον κατάλληλο χειρισμό της συσκευής λήψης, είναι δυνατή η μείωση του επιπέδου ακτινοβολήσης κατά τη διάρκεια λήψης ψηφιακών ραδιογραφήματων, μέσω της επίτευξης κατάλληλου συμβιβασμού ανάμεσα στην ποιότητα απεικόνισης και την παρεχόμενη δόση ακτινοβολήσης. Σύμφωνα με τον Αμερικανικό Οδοντιατρικό Σύνδεσμο, τα επίπεδα ακτινοβολίας στην περίπτωση λήψης οδοντιατρικών ραδιογραφήματων αντιστοιχούν στην ακτινοβολία που λαμβάνει ο ανθρώπινος οργανισμός κατά τη διάρκεια μιας υπερατλαντικής πτήσης, ή από το ίδιο το περιβάλλον κατά τη

διάρκεια λίγων ημερών, και είναι της τάξης των $0,150mSv$ για ακτινογράφιση ολόκληρης της στοματικής κοιλότητας [7].

Τέλος, η ψηφιακή ραδιογραφία δεν απαιτεί τη χρήση επιβλαβών για το περιβάλλον χημικών για την εμφάνιση των ραδιογραφήματων, σε αντίθεση με τις κλασικές τεχνικές αναλογικής ραδιογραφίας. Τόσο οι αισθητήρες των συστημάτων CCD, όσο και τα πλακίδια των συστημάτων φωσφορούχων πλακιδίων αποθήκευσης, μπορούν να επαναχρησιμοποιηθούν για χιλιάδες λήψεις, με την προϋπόθεση ορθού χειρισμού, για την αποφυγή καταστροφής της υπερευαίσθητης επιφάνειάς τους [1].

2.1.4 Μειονεκτήματα ψηφιακής απεικόνισης

Το σύνολο των μειονεκτημάτων της ψηφιακής απεικόνισης οδοντιατρικών δεδομένων σχετίζεται με τις ιδιότητες των συστημάτων λήψης τύπου CCD. Το σημαντικότερο ίσως μειονέκτημα αφορά το κόστος των συστημάτων αυτών έναντι των αναλογικών συστημάτων ραδιογραφίας. Για παράδειγμα, το κόστος μετατροπής ενός κλασικού συστήματος ενδοστοματικής λήψης για την παραγωγή ψηφιακών εικόνων είναι της τάξης των μερικών χιλιάδων ευρώ [18]. Επομένως θα πρέπει σε κάθε περίπτωση να συνεκτιμηθεί το κόστος αυτό σε συνδυασμό με την εξοικονόμηση χρόνου και τις δυνατότητες αποθήκευσης και μεταφοράς που παρέχουν τα ψηφιακά δεδομένα.

Όπως προαναφέρθηκε, τα συστήματα λήψης τύπου CCD, ενσωματώνουν υπολογιστικό σύστημα για την άμεση προβολή και επεξεργασία των ληφθέντων εικόνων. Κατά συνέπεια, οι διαστάσεις των συστημάτων αυτών είναι σημαντικά μεγαλύτερες από αυτές των περισσότερων αναλογικών συσκευών λήψης. Επιπλέον, στις αρχικές υλοποιήσεις των συστημάτων CCD, το μέγεθος του ίδιου του αισθητήρα ήταν μικρό, λόγω τεχνολογικών περιορισμών, περιορίζοντας έτσι την περιοχή απεικόνισης. Παρόλα αυτά, σε πιο σύγχρονες υλοποιήσεις, λόγω της προόδου στην τεχνολογία των αισθητήρων CCD, το πρόβλημα αυτό έχει εξαλειφθεί πλήρως [17].

Λόγω των επαναχρησιμοποιήσιμων ενδοστοματικών αισθητήρων CCD ή πλακιδίων φωσφόρου για τη λήψη ψηφιακών ραδιογραφήματων, υπάρχει ο κίνδυνος μόλυνσης, σε περίπτωση επαφής με βιολογικό υλικό του ασθενούς. Σε μια τέτοια περίπτωση τα εξαρτήματα αυτά δεν είναι δυνατό να αποστειρωθούν και κατά συνέπεια πρέπει να απορρίπτονται, αυξάνοντας σημαντικά το κόστος συντήρησης του συστήματος.

Τέλος η χρήση και διακίνηση ψηφιακών ιατρικών δεδομένων μπορεί να προκαλέσει προβλήματα νομικής φύσης. Στο παρελθόν, και ιδιαίτερα κατά την πρώιμη χρήση των δεδομένων αυτών, είχε παρατηρηθεί η επεξεργασία ιατρικών δεδομένων με σκοπό την απάτη έναντι ασφαλιστικών φορέων. Το πρόβλημα αυτό έχει αντιμετωπιστεί σε μεγάλο βαθμό με τη διεξαγωγή ελέγχων ασφαλείας στα ψηφιακά δεδομένα. Η πλειοψηφία των κατασκευαστών λογισμικού επεξεργασίας ιατρικών ψηφιακών δεδομένων έχουν ενσωματώσει δυνατότητες εντοπισμού πιθανών μετατροπών, καθώς επίσης και δυνατότητα ανάκτησης των αυθεντικών δεδομένων σε τέτοιες περιπτώσεις. Είναι χαρακτηριστικό, ότι πολλές ασφαλιστικές εταιρίες των Η.Π.Α. δέχονται μόνο ψηφιακές

ιατρικές εικόνες που προέρχονται από πιστοποιημένα συστήματα λήψης και επεξεργασίας, τα οποία ενσωματώνουν αυτές τις δυνατότητες ασφαλείας [5].

2.2 Μέθοδοι Απεικόνισης

Σήμερα, η χρήση ραδιογραφημάτων για τη διάγνωση και θεραπεία οδοντιατρικών παθήσεων είναι ευρέως διαδεδομένη. Ειδικοί ιατροί χρησιμοποιούν οδοντιατρικά ραδιογραφήματα διαφόρων τύπων για τον εντοπισμό κρυφών οδοντικών δομών, την εύρεση καλοηθών ή κακοηθών όγκων, την εκτίμηση της απώλειας οστικής περιοδοντικής μάζας, καθώς και σε πλήθος άλλων εφαρμογών [27].

Όπως προαναφέρθηκε, τα οδοντιατρικά ραδιογραφήματα παράγονται από ειδικές συσκευές ακτινοβολήσης, είτε απ' ευθείας σε φιλμ ραδιογραφίας, είτε σε ψηφιακή μορφή. Και στις δύο περιπτώσεις η προβολή του απεικονιζόμενου αντικειμένου παράγεται με τον ίδιο τρόπο: Μια ελεγχόμενη ριπή ακτίνων Χ διαπερνά τις οδοντικές και περιοδοντικές δομές του ασθενούς. Η ακτίνα αυτή παρουσιάζει διαφορετικά επίπεδα απορροφητικότητας στα δόντια, στον περιοδοντικό οστικό ιστό και στα μαλακά μόρια της στοματικής κοιλότητας, τα οποία μεταφράζονται σε επίπεδα φωτεινότητας στους αισθητήρες των συσκευών ακτινοβολήσης. Για παράδειγμα, τα δόντια παρουσιάζονται με υψηλά επίπεδα φωτεινότητας, καθώς η ακτινοβολία που τα διαπερνά για να φτάσει στους αισθητήρες είναι σχετικά μικρή. Αντίθετα, παθήσεις όπως η τερηδόνα, διάφορες μολύνσεις ή μεταβολές στην οστική περιοδοντική μάζα, παρουσιάζονται ως περιοχές χαμηλής φωτεινότητας, καθώς διαπερνώνται από μεγαλύτερα επίπεδα ακτινοβολίας. Η εικονιζόμενη φωτεινότητα τεχνητών δομών, όπως εμφυτευμάτων, καρφίδων, σφραγισμάτων ή άλλων προσθηκών, εξαρτάται από την πυκνότητα των υλικών κατασκευής τους. Η διαφοροποίηση αυτή της φωτεινότητας μεταφράζεται σε εικόνα, η οποία αποτυπώνεται στο φιλμ ραδιογραφίας, σε περίπτωση κλασικών τεχνικών ραδιογραφίας, ή σε ψηφιακή μορφή, σε περίπτωση ψηφιακής ραδιογραφίας.

Αρχικά, η διαγνωστική οδοντιατρικών δεδομένων βασίζονταν σε επίπεδες εικόνες οι οποίες εστίαζαν σε συγκεκριμένη περιοχή του φατνιακού οστού ή σε επίπεδες προβολές του συνόλου της στοματικής κοιλότητας του ασθενούς. Στη συνέχεια όμως εξαπλώθηκε η χρήση τρισδιάστατων δεδομένων τα οποία παρέχουν μια πιο ολοκληρωμένη εικόνα της κλινικής κατάστασης του ασθενούς στις περιοχές ενδιαφέροντος.

2.2.1 Επίπεδα ραδιογραφήματα

Τα ραδιογραφήματα αυτού του τύπου αποτελούν την πλειοψηφία των δεδομένων που χρησιμοποιούνται στη διαγνωστική οδοντιατρική. Ουσιαστικά πρόκειται για προβολές, είτε συγκεκριμένων περιοχών ενδιαφέροντος, είτε ολόκληρης της στοματικής κοιλότητας του ασθενούς. Τα τρισδιάστατα φυσικά απεικονιζόμενα αντικείμενα προβάλλονται στις δύο διαστάσεις του συστήματος συντεταγμένων του φιλμ ραδιογραφίας ή της ψηφιακής οθόνης προβολής. Τα επίπεδα ραδιογραφήματα μπορούν να κατηγοριοποιηθούν ανάλογα με την τοποθεσία των αισθητήρων ακτινοβολήσης σε: (α) ενδοστοματικά, σε περίπτωση

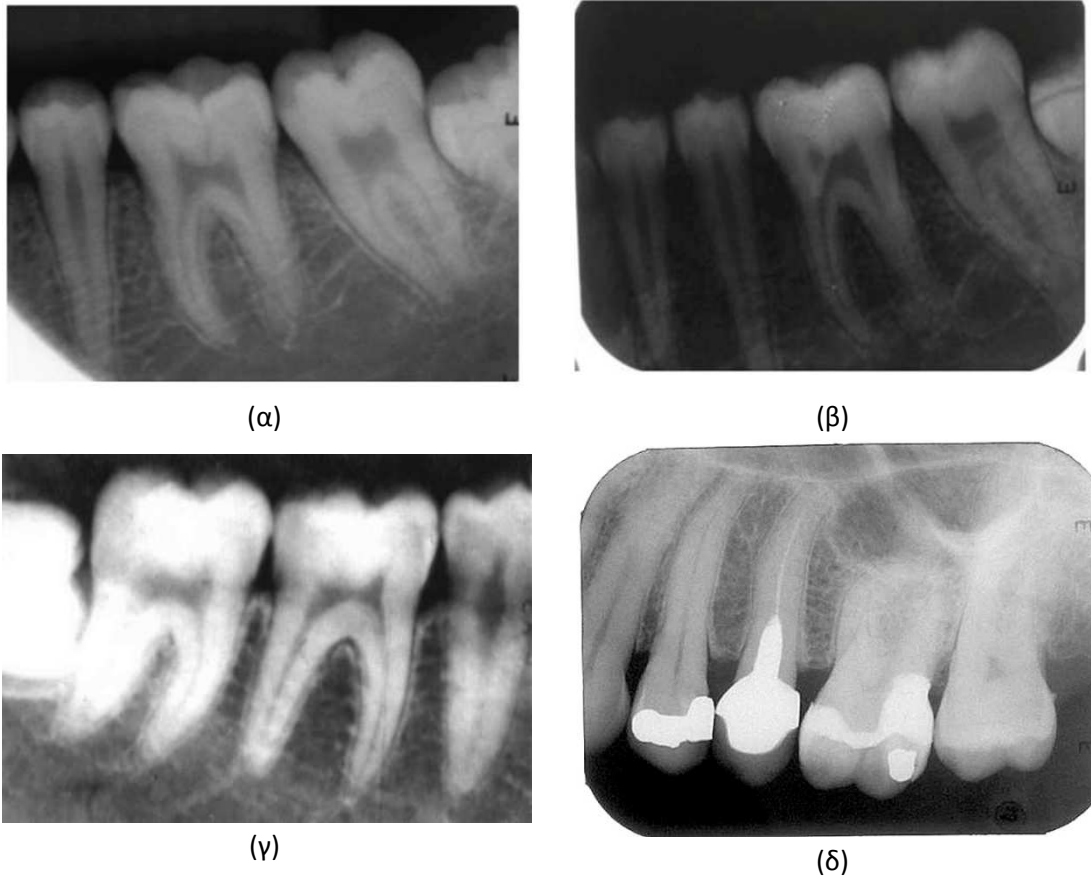
που οι αισθητήρες βρίσκονται εντός της στοματικής κοιλότητας του ασθενούς και (β) εξω-στοματικά, εφόσον οι αισθητήρες βρίσκονται εκτός στοματικής κοιλότητας [28]. Και οι δύο περιπτώσεις εξετάζονται στις ακόλουθες ενότητες.

2.2.1.1 Ενδοστοματική ραδιογραφία

Η ενδοστοματική ραδιογραφία αποτελεί ένα από τα ισχυρότερα εργαλεία για την παρακολούθηση του οδοντιατρικού ιστορικού του ασθενούς αλλά και για την κλινική αποτίμηση της γενικής οδοντιατρικής κατάστασής του. Μετά από κατάλληλη επεξεργασία και εξέταση, τα ενδοστοματικά ραδιογραφήματα ικανοποιητικής απεικονιστικής ποιότητας είναι σε θέση να αποκαλύψουν την παρουσία διαφόρων οδοντιατρικών και περιοδοντικών παθήσεων, οι οποίες δεν είναι δυνατό να εντοπιστούν μέσω συμβατικής οπτικής εξέτασης [29]. Εκτός αυτού, τα ραδιογραφήματα αυτού του τύπου χρησιμοποιούνται ευρέως σε διαδικασίες ιατροδικαστικής αναγνώρισης.

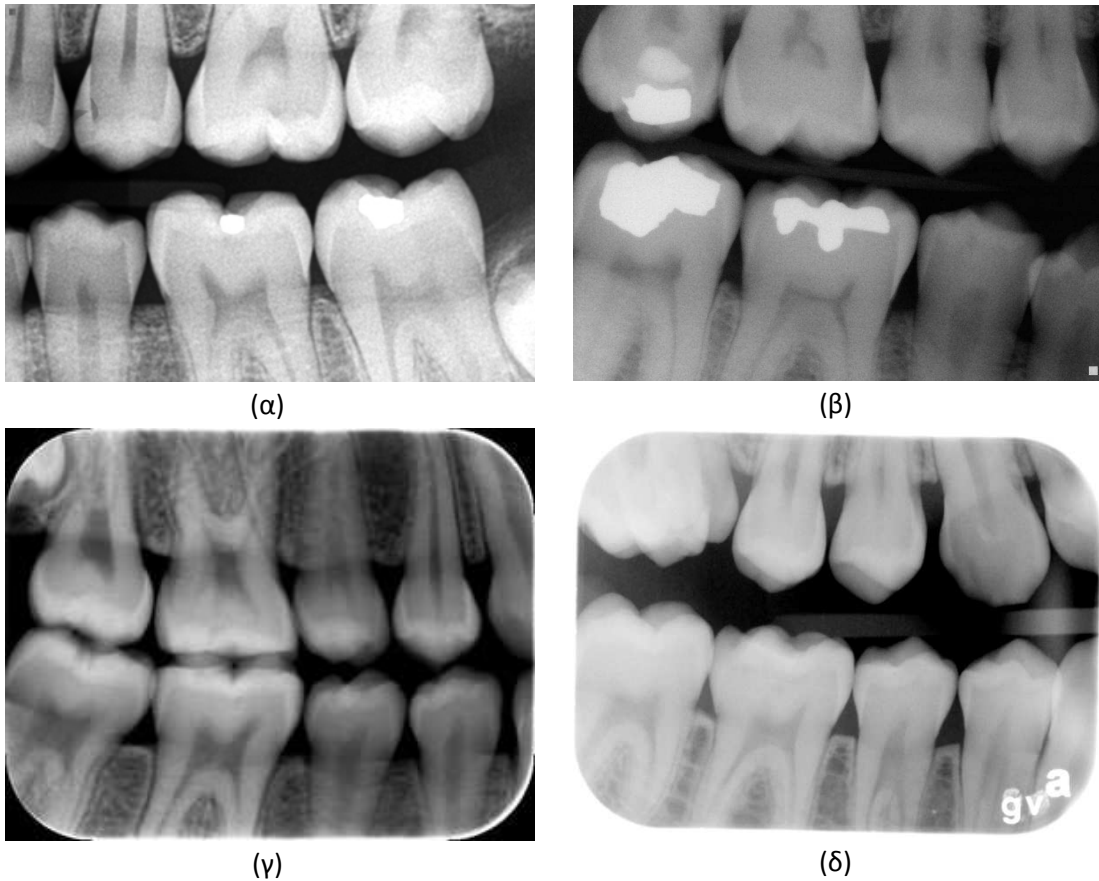
Όπως προαναφέρθηκε στην ενότητα 2.1.2, για τη λήψη δεδομένων ραδιογραφίας, το απεικονιζόμενο αντικείμενο ακτινοβολείται, με την κεντρική ακτίνα της δέσμης ακτίνων Χ να διαπερνά την περιοχή ενδιαφέροντος. Η ακτινοβολία που διαπερνά την περιοχή ενδιαφέροντος εντοπίζεται από τους αισθητήρες του συστήματος λήψης. Στην περίπτωση της ενδοστοματικής ραδιογραφίας, οι αισθητήρες αυτοί είναι τοποθετημένοι εντός της στοματικής κοιλότητας του ασθενούς, πίσω από τα ακτινοβολούμενα αντικείμενα, σε διάταξη που ελαχιστοποιεί πιθανές αλλοιώσεις της παραγόμενης εικόνας. Ανάλογα με γωνία λήψης και προβολής των εικονιζόμενων αντικειμένων, προκύπτουν τρία είδη επίπεδων ενδοστοματικών ραδιογραφημάτων: περιακρορριζικά, οπισθομυλικά (μεσοδόντια) και δήξεως (occlusal) [29].

Τα περιακρορριζικά ενδοστοματικά ραδιογραφήματα προσφέρουν μια άποψη ολόκληρου του δοντιού και των περιβαλλόντων δομών του. Η λήψη τέτοιων ραδιογραφημάτων γίνεται χρησιμοποιώντας δύο διακριτές τεχνικές: την τεχνική παραλληλισμού και τη τεχνική γωνιάς διχοτόμησης [28]. Η συνιστώμενη τεχνική είναι αυτή του παραλληλισμού, καθώς απαιτεί μικρότερη δόση ακτινοβολίας και ταυτόχρονα παράγει ραδιογραφήματα με λιγότερες παραμορφώσεις. Συνήθως η τεχνική γωνιάς διχοτόμησης χρησιμοποιείται σε περιπτώσεις που είναι αδύνατη η λήψη με τη μέθοδο του παραλληλισμού, όπως σε ασθενείς με χαμηλό γλωσσοϋπερώιο τόξο ή σε παιδιά. Το βασικό μειονέκτημα της εν λόγω τεχνικής είναι η αυξημένη δοσολογία ακτινοβολήσης που οφείλεται κυρίως στις μεγάλες γωνίες διάθλασης, οι οποίες μπορούν να επηρεάσουν ευαίσθητα όργανα, όπως τα μάτια και τους θυρεοειδείς αδένες. Παρόλα αυτά, οποιαδήποτε από τις δύο τεχνικές και αν εφαρμοστεί, πρέπει να τηρούνται αυστηρά οι κανόνες περί μέγιστης επιτρεπτής δοσολογίας ακτινοβολήσης. Τυπικά παραδείγματα περιακρορριζικών ενδοστοματικών ραδιογραφημάτων παρουσιάζονται στην Εικόνα 2.8.



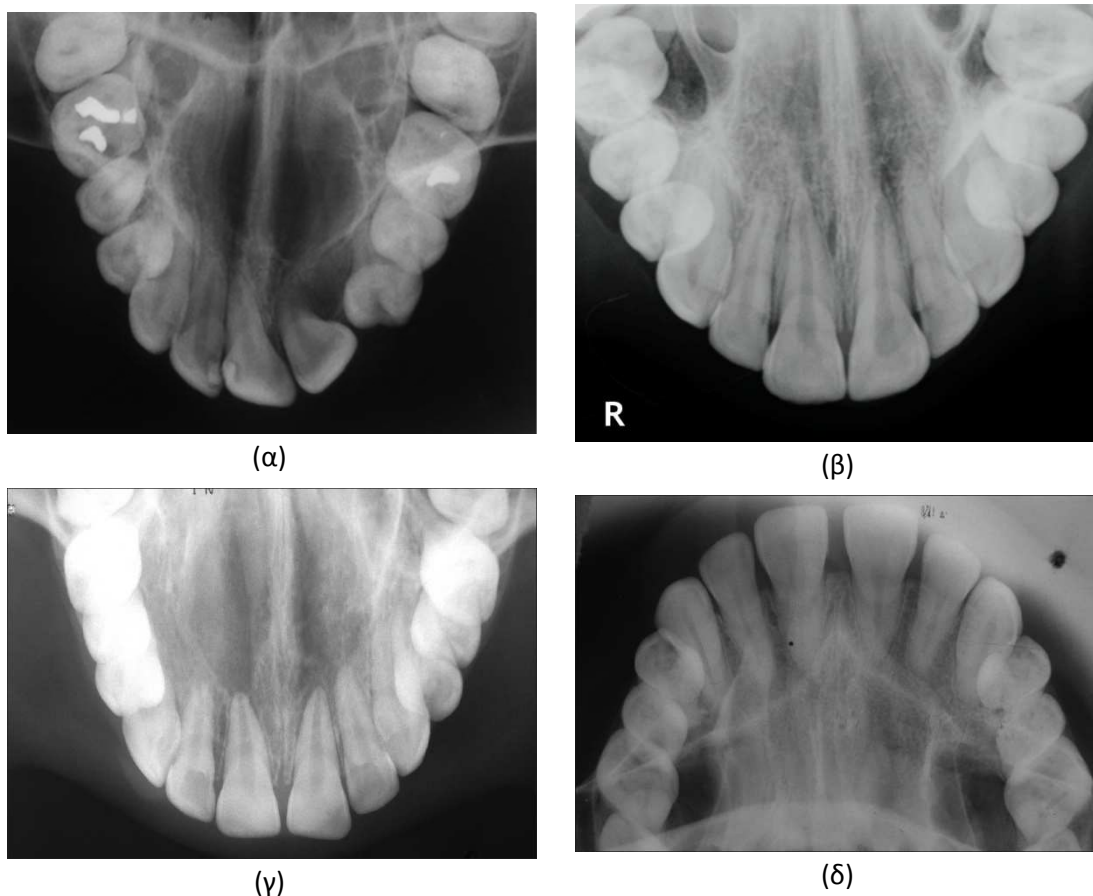
Εικόνα 2.8. Χαρακτηριστικά παραδείγματα περιακρορριζικών ενδοστοματικών ραδιογραφημάτων.

Μια επίσης ευρέως διαδεδομένη κατηγορία ενδοστοματικών επίπεδων ραδιογραφημάτων είναι τα οπισθομυλικά (μετά πτερυγίου) ραδιογραφήματα. Η εξέταση των ραδιογραφημάτων αυτού του τύπου προτάθηκε από τον Raper το 1925 [30]. Το μεγαλύτερο όφελος των εν λόγω ραδιογραφημάτων είναι η δυνατότητα που παρέχουν για τον εντοπισμό της τερηδόνας σε πολύ πρώιμο στάδιο, πριν γίνει κλινικά εμφανής. Τα οπισθομυλικά ραδιογραφήματα επιτρέπουν την εκτίμηση του μεγέθους του μυλικού θαλάμου (πολφού) των δοντιών και τον προσδιορισμό της σχετικής έκστασης διείδυσης της τερηδόνας [31]. Επιπλέον, ο συγκεκριμένος τύπος ραδιογραφημάτων διευκολύνει την αποτίμηση περιοδοντικών παθήσεων, προσφέροντας ικανοποιητική άποψη του διαφράγματος φατνιακής ακρολοφίας. Έτσι είναι εφικτή η εκτίμηση των μεταβολών στην οστική μάζα του φατνιακού οστού, συγκρίνοντας παρακείμενα δόντια. Αντίθετα, τα οπισθομυλικά ραδιογραφήματα δεν απεικονίζουν τα ακρορρίζια των δοντιών (κορυφές ριζών) και επομένως δεν είναι κατάλληλα για διάγνωση στη συγκεκριμένη περιοχή. Παραδείγματα οπισθομυλικών ραδιογραφημάτων παρουσιάζονται στην Εικόνα 2.9.



Εικόνα 2.9. Χαρακτηριστικά παραδείγματα οπισθομυλικών (μετά πτερυγίου) ενδοστοματικών ραδιογραφημάτων.

Τέλος, τα ραδιογραφήματα δήξεως χρησιμοποιούνται συνήθως επικουρικά, σε συνδυασμό με άλλους τύπους ραδιογραφημάτων, καθώς η εξέτασή τους προσφέρει μια πιο εκτεταμένη, αλλά λιγότερο λεπτομερή άποψη της άνω ή της κάτω γνάθου. Τα συγκεκριμένα ραδιογραφήματα παρέχουν τη δυνατότητα της αποτίμησης κλινικών παθήσεων στην περιοχή των χειλιών και της γλώσσας, αλλά και την παρακολούθηση της εξέλιξης καταγμάτων στην άνω και κάτω γνάθο. Επιπλέον, τα ραδιογραφήματα δήξεως βοηθούν στον εντοπισμό εγκλείστων δοντιών, διατηρούμενων ριζών, ξένων σωμάτων και λίθων στους υπογνάθιους και υπογλώσσιους σιελογόνους αδένες και αγγεία [32]. Μερικά τυπικά παραδείγματα ραδιογραφημάτων δήξεως παρουσιάζονται στην Εικόνα 2.10.



Εικόνα 2.10. Χαρακτηριστικά παραδείγματα ενδοστοματικών ραδιογραφημάτων δήξεως.

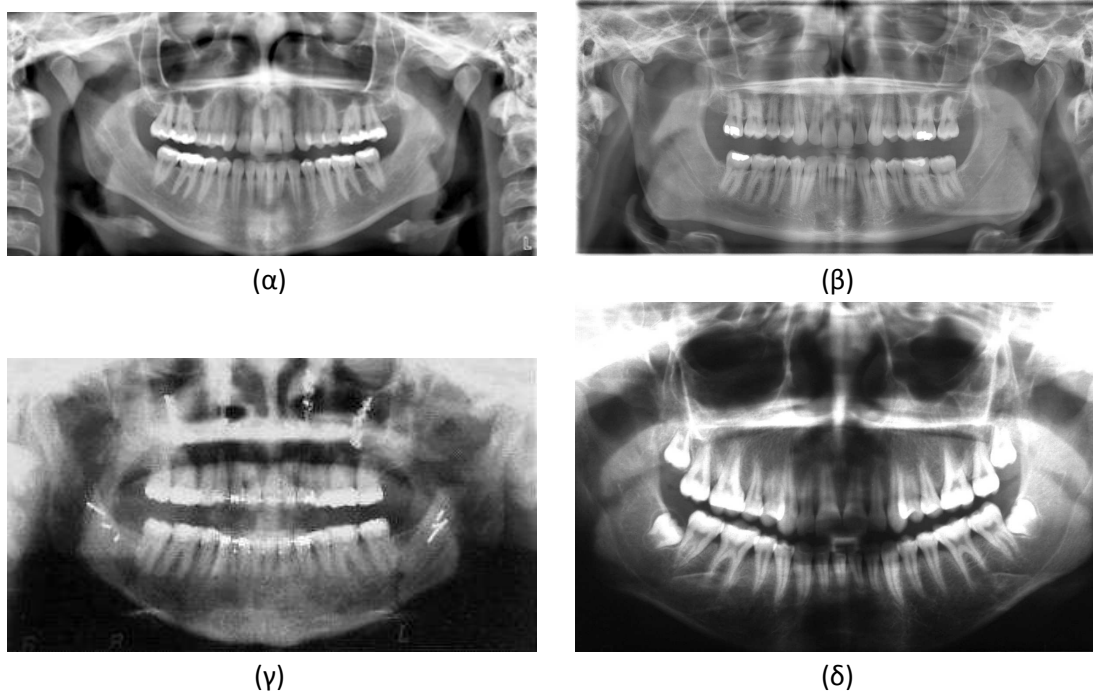
2.2.1.2 Εξωστοματική ραδιογραφία

Εκτός από τις ενδοστοματικές τεχνικές ραδιογραφίας, όπου οι αισθητήρες ακτινοβολήσης τοποθετούνται εντός της στοματικής κοιλότητας του ασθενούς, είναι δυνατή η λήψη εξωστοματικών ραδιογραφημάτων, όπου το φιλμ ή οι ψηφιακοί αισθητήρες τοποθετούνται εκτός στοματικής κοιλότητας, πίσω από τα κεφάλι του ασθενούς και αντίθετα από το απεικονιζόμενο αντικείμενο. Οι τεχνικές αυτού του τύπου προτάθηκαν από τους Newman και Friedman, αρχικά για περιπτώσεις ασθενών όπου ήταν δύσκολη ή αδύνατη η λήψη ενδοστοματικών ραδιογραφημάτων, λόγω μορφολογικών ανωμαλιών ή παθήσεων στη στοματική κοιλότητα των ασθενών [33].

Ψηφιακά εξωστοματικά ραδιογραφήματα μπορούν να παραχθούν χρησιμοποιώντας οποιαδήποτε τεχνική ψηφιακής ραδιογραφίας, δηλαδή είτε μέσω συστημάτων αισθητήρων CCD, είτε μέσω συστημάτων πλακιδίων φωσφόρου ή απλά ψηφιοποιώντας αναλογικά ραδιογραφήματα. Συνήθως, το μέγεθος των ραδιογραφημάτων αυτού του τύπου είναι σημαντικά μεγαλύτερο από τα ενδοστοματικά ψηφιακά ραδιογραφήματα, καθώς έχουν μεγαλύτερο εύρος απεικόνισης και κατ' επέκταση περιέχουν αυξημένο πλήθος πληροφοριών. Η εξωστοματική τοποθέτηση των αισθητήρων στα συγκεκριμένα

ραδιογραφήματα δεν επιτρέπει τον περιορισμό του εύρους απεικόνισης σε συγκεκριμένες περιοχές της φατνιακής ακρολοφίας ή την εστίαση σε περιορισμένη περιοχή ενδιαφέροντος. Αντίθετα, συνήθως απεικονίζεται το σύνολο των δομών της στοματικής κοιλότητας ή ακόμα και ολόκληρο το κρανίο του ασθενούς. Επομένως, για να μην υπάρξει απώλεια στην ευκρίνεια των απεικονιζόμενων αντικειμένων, συνήθως τα εξωστοματικά ραδιογραφήματα έχουν μεγάλες διαστάσεις για να διατηρηθεί ικανοποιητικός βαθμός της ψηφιακής ανάλυσης των παραγόμενων εικόνων. Οι πλέον διαδεδομένες μορφές εξωστοματικών ραδιογραφημάτων, περιλαμβάνουν τα πανοραμικά και τα κεφαλομετρικά ραδιογραφήματα [34]-[36]. Επιπλέον, τα τελευταία χρόνια έχουν προταθεί τεχνικές λήψης εξωστοματικών περιακρορριζικών ραδιογραφημάτων [37].

Οι πανοραμικές απεικονίσεις είναι ευρέως διαδομένες στην εφαρμοσμένη οδοντιατρική, καθώς παρέχουν μια γενική και ολοκληρωμένη άποψη του συνόλου της στοματικής κοιλότητας του ασθενούς. Η τεχνική λήψης πανοραμικών ραδιογραφημάτων σχεδιάστηκε και υλοποιήθηκε αρχικά από τον McDavid της οδοντιατρικής σχολής του πανεπιστημίου Texas Health Science Center των Η.Π.Α. κατά τη χρονική περίοδο 1985-1991 [38]. Η πρώτη εμπορική συσκευή λήψης ψηφιακών πανοραμικών ραδιογραφημάτων παρουσιάστηκε στη Γαλλία το 1995 (Signet). Ο εξοπλισμός λήψης πανοραμικών ραδιογραφημάτων αποτελείται από περιστρεφόμενο βραχίονα ο οποίος έχει στα δύο του άκρα την πηγή ακτινοβολίας και τους αισθητήρες ή το φιλμ. Ο ασθενής τοποθετείται έτσι ώστε το κρανίο του να βρίσκεται ανάμεσα στην πηγή και τον αισθητήρα ακτινοβολίας. Καθώς ο βραχίονας περιστρέφεται, την κάθε δεδομένη στιγμή προβάλλεται τμήμα της ανατομίας του ασθενούς στο φιλμ ή την ψηφιακή εικόνα. Κατά την ολοκλήρωση της διαδικασίας, οπότε και έχει σαρωθεί περιμετρικά ολόκληρο το κρανίο, προβάλλεται η πλήρης πανοραμική ανατομία. Η περιμετρική αυτή σάρωση παρουσιάζει πλήθος πρακτικών προβλημάτων, τα οποία κυρίως αφορούν την εστίαση των διαφόρων τμημάτων της πανοραμικής. Τα προβλήματα αυτά αντιμετωπίζονται με την αυτόματη ρύθμιση της ταχύτητας σάρωσης, η οποία μεταβάλλεται ανάλογα με τη γωνία σάρωσης. Τα πανοραμικά ραδιογραφήματα είναι ιδιαίτερα χρήσιμα για τον εντοπισμό καταγμάτων και παθήσεων στα οστά των γνάθων, καθώς καλύπτουν ένα ευρύ φάσμα των οστών του κρανίου και το σύνολο των δοντιών. Επιπλέον, λόγω της τεχνικής εξωστοματικής λήψης, τα συγκεκριμένα ραδιογραφήματα απαιτούν μειωμένη δοσολογία ακτινοβολίας. Τέλος, συμπυκνώνουν πληροφορία η οποία θα απαιτούσε τη λήψη πολλαπλών ενδοστοματικών περιακρορριζικών ραδιογραφημάτων και ραδιογραφημάτων δήξεως. Η πλήρης κάλυψη της φατνιακής ακρολοφίας του ασθενούς απαιτεί τη λήψη 18-24 ενδοστοματικών ραδιογραφημάτων, ενώ η ίδια πληροφορία παρουσιάζεται σε ένα πανοραμικό ραδιογράφημα. Στην Εικόνα 2.11 παρατίθενται τυπικά παραδείγματα πανοραμικών απόψεων.



Εικόνα 2.11. Χαρακτηριστικά παραδείγματα εξωστοματικών πανοραμικών ραδιογραφημάτων.

Λιγότερο διαδεδομένη, αλλά εξίσου χρήσιμη είναι η κεφαλομετρική ανάλυση (κεφαλομετρία), η οποία βασίζεται στην εξέταση κεφαλομετρικών ραδιογραφημάτων. Τα ραδιογραφήματα αυτού του τύπου συνήθως απεικονίζουν επίπεδες προβολές ολόκληρου του κρανίου και είναι ιδιαίτερα χρήσιμα σε εφαρμογές ορθοδοντικής, καθώς παρέχουν πληροφορίες για τη διάταξη των δοντιών στην άνω και κάτω γνάθο, αλλά και τη θέση των γνάθων σε σχέση με τα υπόλοιπα οστά του κρανίου. Η προτυποποίηση των μετρήσεων των παραπάνω πληροφοριών ήταν απαραίτητη για την υλοποίηση τεχνικών κεφαλομετρίας, οι οποίες σήμερα αποτελούν αναπόσπαστο στοιχείο της επιστήμης της ορθοδοντικής. Συνήθως η κεφαλομετρία εφαρμόζεται για την τεκμηρίωση της αρχικής διάγνωσης καθώς και για την επιβεβαίωση της ύπαρξης ανωμαλιών στο σκελετικό ή το μαλακό ιστό του κρανίου. Επίσης συνιστάται για το σχεδιασμό θεραπευτικών σχημάτων αλλά και για την αποτίμηση θεραπευτικών μεθόδων. Η χρήση ψηφιακών ραδιογραφημάτων έχει εξαπλωθεί τα τελευταία χρόνια και στην κεφαλομετρική ανάλυση [39]. Μερικές τυπικές περιπτώσεις δεδομένων κεφαλομετρίας παρουσιάζονται στην Εικόνα 2.12.



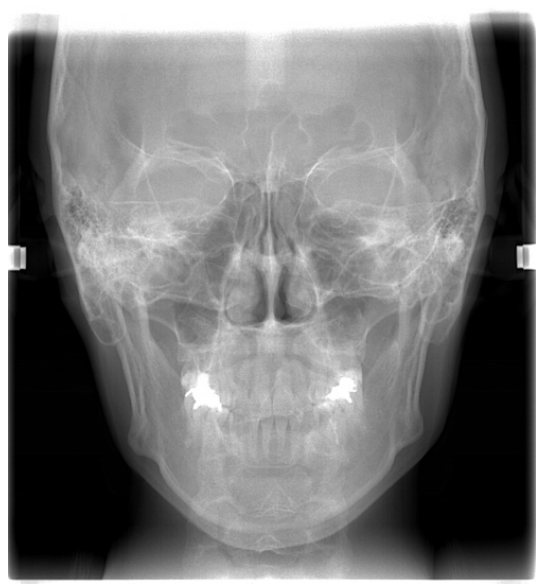
(α)



(β)



(γ)



(δ)

Εικόνα 2.12. Χαρακτηριστικά παραδείγματα εξωστοματικών κεφαλομετρικών ραδιογραφημάτων.

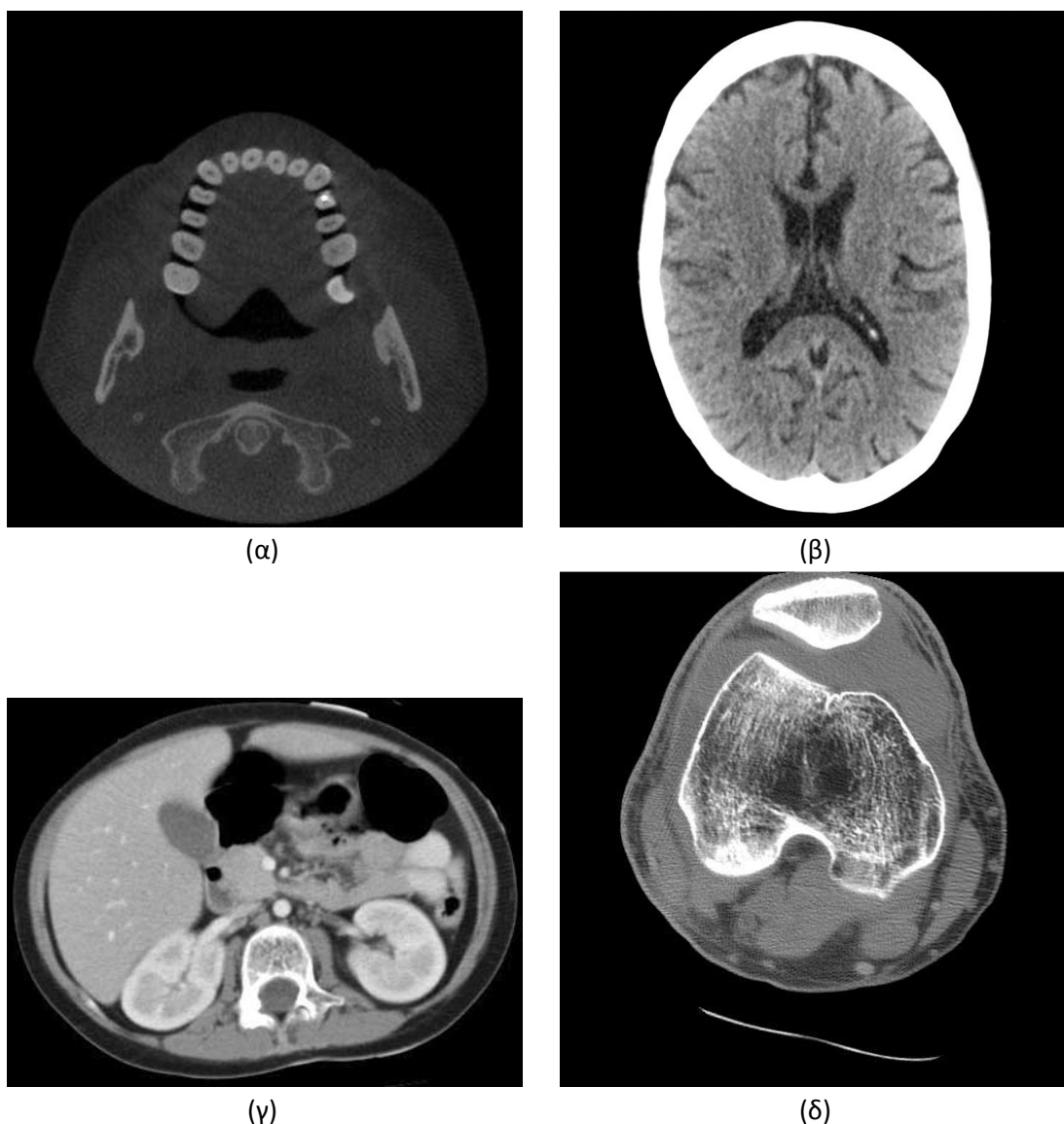
2.2.2 Τρισδιάστατα ραδιογραφήματα

Την τελευταία δεκαετία έχει εξαπλωθεί σημαντικά η χρήση τρισδιάστατων δεδομένων για τη διάγνωση και παρακολούθηση οδοντιατρικών και περιοδοντικών παθήσεων. Τα τρισδιάστατα ραδιογραφικά δεδομένα αποδίδουν πλήρως τη γεωμετρία των απεικονιζόμενων αντικειμένων στο χώρο, και κατά συνέπεια είναι τα πλέον ενδεδειγμένα για την εκτίμηση γεωμετρικών μεταβολών, όπως για παράδειγμα την απώλεια ή αναγέννηση περιοδοντικής οστικής μάζας.

Σε σχέση με τα δισδιάστατα δεδομένα, οι τρισδιάστατες απεικονιστικές δομές συνήθως έχουν σημαντικά αυξημένες απαιτήσεις αποθήκευσης και ψηφιακής επεξεργασίας, κυρίως λόγω του μεγάλου μεγέθους τους. Παράλληλα, όμως, παρουσιάζουν μια σειρά

πλεονεκτημάτων. Το σημαντικότερο ίσως από αυτά είναι η ευκρίνεια της παρουσιαζόμενης πληροφορίας, αφού εξαλείφονται τυχόν προβλήματα προβολικής γεωμετρίας [40]. Τα τρισδιάστατα δεδομένα απεικονίζουν αντικείμενα στο χώρο, σε αντίθεση με τις επίπεδες εικόνες οι οποίες ουσιαστικά απεικονίζουν τις γεωμετρικές προβολές τρισδιάστατων αντικειμένων χρησιμοποιώντας δισδιάστατο σύστημα συντεταγμένων. Επίσης, τα τρισδιάστατα δεδομένα περιέχουν πληροφορίες πολλών επιπέδων. Από μια μοναδική λήψη και μετά από κατάλληλη επεξεργασία, είναι δυνατό να εξαχθούν ποικίλες πληροφορίες, όπως για παράδειγμα η προβολή των δεδομένων από διάφορες οπτικές γωνίες. Κάτι τέτοιο θα απαιτούσε πολλαπλές λήψεις συμβατικών ραδιογραφημάτων διαφόρων τύπων, το οποίο θα συνεπάγονταν αυτομάτως αυξημένη δοσολογία ακτινοβολήσης. Ένα άλλο σημαντικό πλεονέκτημα των τρισδιάστατων ραδιογραφημάτων είναι η ίδια η διαδικασία λήψης τους. Όσον αφορά τα οδοντιατρικά δεδομένα, η λήψη τους γίνεται εξωστοματικά και επομένως η διαδικασία είναι λιγότερο επίπονη για τον ασθενή εν συγκρίσει με τις ενδοστοματικές τεχνικές ραδιογραφίας. Τέλος, τα τρισδιάστατα δεδομένα παρέχουν πληροφορίες οι οποίες δεν είναι άμεσα αναγνώσιμες από την εξέταση επίπεδων ραδιογραφημάτων. Ένα χαρακτηριστικό παράδειγμα αυτής της περίπτωσης είναι οι ογκομετρικοί υπολογισμοί, όπως λόγου χάριν η εκτίμηση του όγκου αναγεννημένου περιοδοντικού οστικού ιστού μετά από θεραπεία αποκατάστασης. Αντίθετα, απαιτούνται πλήθος επίπεδων ραδιογραφημάτων από διαφορετικές απόψεις της περιοχής ενδιαφέροντος για να εκτιμηθεί ο όγκος αυτός κατά προσέγγιση. Χρησιμοποιώντας τρισδιάστατα δεδομένα, είναι δυνατός ο υπολογισμός του όγκου με ικανοποιητική ακρίβεια.

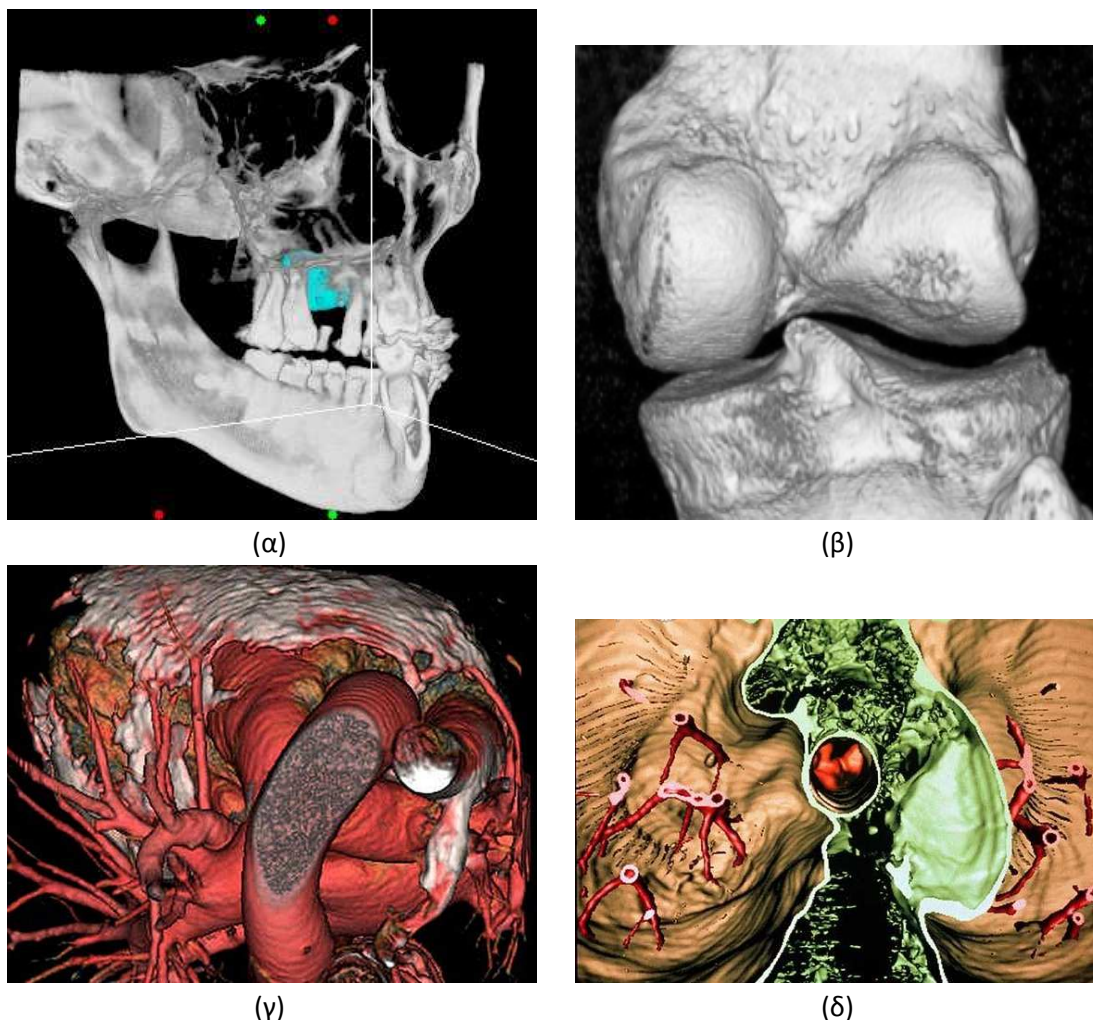
Τα πλέον διαδεδομένα τρισδιάστατα ραδιογραφήματα είναι τα δεδομένα υπολογιστικής τομογραφίας. Η διαδικασία λήψης περιγράφεται αναλυτικά στην ενότητα 2.1.2. Συνοπτικά, τα δεδομένα υπολογιστικής τομογραφίας απαρτίζονται από συστοιχίες επίπεδων εικόνων, οι οποίες αντιστοιχούν σε εγκάρσιες τομές του απεικονιζόμενου αντικειμένου (κρανίο για οδοντιατρικές εφαρμογές). Οι εικόνες αυτές λαμβάνονται από περιστρεφόμενο σύστημα πηγής ακτινοβολήσης και αισθητήρων, με τον ασθενή να τοποθετείται ενδιάμεσα των δύο αυτών στοιχείων. Στο τέλος της διαδικασίας, συνδυάζονται οι επιμέρους τομές για τη σύνθεση της πλήρους δομής των τρισδιάστατων δεδομένων υπολογιστικής τομογραφίας. Το πλήθος των ληφθέντων εικόνων, η οπτική ανάλυση των εικόνων και η απόσταση των τομών εξαρτώνται από τις δυνατότητες και τις ρυθμίσεις του συστήματος λήψης. Όπως και στα επίπεδα ραδιογραφήματα, οι τομές των δεδομένων υπολογιστικής τομογραφίας απεικονίζουν την πυκνότητα εικονιζόμενων αντικειμένων, χρησιμοποιώντας κλίμακα επιπέδων του γκρι. Έτσι για παράδειγμα συμπαγείς δομές με μεγάλη πυκνότητα, όπως οστά, δόντια και μεταλλικές κατασκευές (εμφυτεύματα, καρφίδες, πλάκες, κλπ.) παρουσιάζονται ως φωτεινές περιοχές, ενώ αντίθετα δομές με μικρή πυκνότητα, όπως για παράδειγμα μαλακοί ενδοστοματικοί ιστοί, δέρμα, αδένες, κλπ. παρουσιάζονται ως σκοτεινές περιοχές, λόγω της αυξημένης απορρόφησης της ακτινοβολίας. Χαρακτηριστικά παραδείγματα εικόνων υπολογιστικής τομογραφίας παρουσιάζονται στην Εικόνα 2.13.



Εικόνα 2.13. Παραδείγματα τομών από δεδομένα υπολογιστικής τομογραφίας: (α) άνω γνάθος, (β) εγκέφαλος, (γ) κοιλιακή χώρα και (δ) γόνατο.

Εκτός από τα γενικά πλεονεκτήματα της τρισδιάστατης απεικόνισης, τα δεδομένα υπολογιστικής τομογραφίας παρουσιάζουν κάποια πρόσθετα πλεονεκτήματα. Το σημαντικότερο ίσως από αυτά είναι η ενισχυμένη ευκρίνεια των δεδομένων αυτού του τύπου. Λόγω των ιδιοτήτων των συσκευών λήψης, οι εικόνες υπολογιστικής τομογραφίας έχουν συνήθως υψηλή αντίθεση και επομένως μεγαλύτερη ευκρίνεια από άλλες τεχνικές απεικόνισης [41]. Είναι γεγονός ότι σε μια εικόνα υπολογιστικής τομογραφίας είναι δυνατόν να διακριθούν ιστοί των οποίων η πραγματική φωτεινότητα διαφέρει λιγότερο από 1%. Επιπλέον η υπολογιστική τομογραφία μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την απεικόνιση πολλών οργάνων και περιοχών του σώματος, όπως το κεφάλι (οδοντικές και περιοδοντικές παθήσεις, οιδήματα, αιμορραγίες, κατάγματα του κρανίου, καρκινικοί όγκοι), τους πνεύμονες (μεταβολές του παρεγχύματος των πνευμόνων, κατάσταση πνευμονικών αρτηριών - ανίχνευση πνευμονικής εμβολής), την καρδιά (στεφανιαίες αρτηρίες), την κοιλιακή χώρα και τη λεκάνη (διερεύνηση κοιλιακών πόνων, παρακολούθηση καρκινικών όγκων), αλλά και τα άκρα (εντοπισμός καταγμάτων). Τέλος,

λόγω της ευρείας διάδοσης της υπολογιστικής τομογραφίας, έχουν αναπτυχθεί πλήθος εργαλείων λογισμικού για την ανακατασκευή και την παρουσίαση των δεδομένων με τη χρήση τρισδιάστατων μοντέλων απεικόνισης [14]. Τα εργαλεία αυτά βοηθούν στην καλύτερη αντίληψη των δεδομένων και κατ' επέκταση διευκολύνουν την εξέταση και τη διάγνωση. Στην Εικόνα 2.14 παρουσιάζονται παραδείγματα ανακατασκευής και απεικόνισης τρισδιάστατων δεδομένων από διάφορα εργαλεία λογισμικού.



Εικόνα 2.14. Παραδείγματα ανακατασκευασμένων τρισδιάστατων απεικονίσεων: (α) κρανίου (οδοντιατρική χρήση), (β) γονάτου (πηγή: OPENi - <http://openi.nlm.nih.gov>), (γ) καρδιάς (πηγή: <http://www.visualphotos.com>) και (δ) τραχείας (πηγή: <http://www.visualphotos.com>).

2.2.3 Μη-ραδιογραφικά δεδομένα

Στη συντριπτική πλειοψηφία των περιπτώσεων της οδοντιατρικής διαγνωστικής απεικόνισης, χρησιμοποιούνται ραδιογραφήματα διαφόρων τύπων. Η χρήση εναλλακτικών, μη ραδιογραφικών μεθόδων απεικόνισης είναι περιορισμένη στην κλινική οδοντιατρική. Το γεγονός αυτό οφείλεται κυρίως στην αυξημένη ευκρίνεια των ραδιογραφικών εικόνων, στο σχετικά χαμηλό κόστος λήψης των ραδιογραφημάτων, αλλά κυρίως στην προτυποποίηση

των τεχνικών λήψης, επεξεργασίας και εξέτασης των δεδομένων αυτού του τύπου. Παρόλα αυτά, οι τεχνικές ραδιογραφίας παρουσιάζουν ορισμένα σημαντικά μειονεκτήματα. Το κυριότερο ίσως από αυτά είναι ο κίνδυνος που ελλοχεύει από την παρατεταμένη έκθεση στην ιονίζουσα ακτινοβολία που εκπέμπεται από τις συσκευές ακτινογράφησης [42]-[43]. Παρά το γεγονός ότι ο κίνδυνος αυτός έχει ελαττωθεί σημαντικά τα τελευταία χρόνια με την πρόοδο της τεχνολογίας των συσκευών ακτινοβολήσης, αλλά και με τη θέσπιση αυστηρών προδιαγραφών και κανόνων ασφαλείας, δεν παύει να είναι υπαρκτός. Εκτός από τους κινδύνους της ακτινοβολίας, ένα πρόβλημα των δεδομένων ραδιογραφίας που αφορά αποκλειστικά την οδοντιατρική εφαρμογή, είναι η αδυναμία απεικόνισης ορισμένων οδοντικών ιστών, όπως για παράδειγμα του πολφικού ιστού. Επομένως, στις ραδιογραφικές εικόνες δεν είναι δυνατό να απεικονιστούν ταυτόχρονα οι ασβεστοποιημένοι και οι μη-ασβεστοποιημένοι οδοντικοί ιστοί. Για τους παραπάνω λόγους, αναζητούνται εναλλακτικές μέθοδοι απεικόνισης των οδοντιατρικών δεδομένων. Τα τελευταία χρόνια έχουν προταθεί πλήθος τεχνικών, οι περισσότερες όμως εκ' των οποίων βρίσκονται σε πειραματικό στάδιο, ή ακόμα χειρότερα σε θεωρητικό επίπεδο και επομένως η εξάπλωση της πρακτικής εφαρμογής τους θεωρείται αμελητέα. Οι πιο γνωστές εναλλακτικές, μη-ραδιογραφικές απεικονιστικές τεχνικές παρουσιάζονται συνοπτικά παρακάτω.

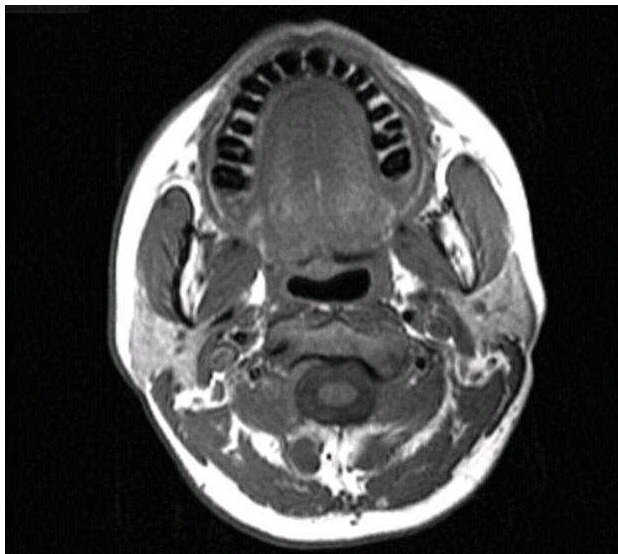
2.2.3.1 Απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού

Η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού (Magnetic Resonance Imaging ή MRI) χρησιμοποιείται ευρέως στην ιατρική απεικονιστική διαγνωστική για τη διάγνωση και την παρακολούθηση της εξέλιξης διαφόρων παθήσεων σε μαλακούς ιστούς του σώματος και του κεφαλιού. Παρόλα αυτά, η χρήση της εν λόγω τεχνικής στην οδοντιατρική είναι περιορισμένη. Πρόκειται για μια εξωσωματική τεχνική λήψης εικόνων υψηλής ποιότητας, η οποία δεν απαιτεί τη χρήση ιονίζουσας ακτινοβολίας, και βασίζεται στις αρχές του πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού [44].

Πιο συγκεκριμένα, εξετάζεται το φαινόμενο του πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού των μορίων του υδρογόνου τα οποία υπάρχουν σε αφθονία στο νερό που περιέχεται στους οργανικούς ιστούς του ασθενούς. Εφαρμόζεται ηλεκτρικός παλμός ραδιοσυχνοτήτων στην εξεταζόμενη περιοχή, η οποία περιβάλλεται από ισχυρό μαγνητικό πεδίο. Ο ηλεκτρικός αυτός παλμός προκαλεί τη διέγερση και το συντονισμό των πρωτονίων του υδρογόνου. Κατά τη περίοδο συντονισμού τους, τα πρωτόνια απορροφούν ενέργεια, την οποία στη συνέχεια ελευθερώνουν. Η διαφορετικοί ιστοί του ανθρώπινου σώματος εκλύουν διαφορετικά επίπεδα ενέργειας. Η ενέργεια αυτή εντοπίζεται από ειδικούς αισθητήρες της συσκευής MRI και, μετά από κατάλληλη ψηφιακή επεξεργασία, παρουσιάζεται υπό μορφή εικόνας [45].

Η χρήση της συγκεκριμένης απεικονιστικής τεχνικής δεν συνιστάται για την εξέταση οδοντιατρικών δεδομένων, λόγω της χαμηλής ποιότητας απεικόνισης των οδοντικών ιστών, η οποία απορρέει από τη φύση των ιστών αυτών. Τα δόντια έχουν πολύ υψηλή περιεκτικότητα σε ανόργανα στοιχεία. Είναι χαρακτηριστικό ότι το 50% της οδοντίνης και το 90% της αδαμαντίνης των δοντιών αποτελείται από ανόργανες ουσίες, ενώ ο υπόλοιπος όγκος καταλαμβάνεται από πρωτεΐνες και νερό. Εκτός από το σχετικά μικρό ποσοστό νερού, οι κινήσεις των υπαρχόντων μορίων υδρογόνου περιορίζονται από την πυκνότητα των

περιβαλλόντων ανόργανων ιστών. Κατά συνέπεια, ο εκπεμπόμενος ηλεκτρικός παλμός ραδιοσυχνοτήτων φθίνει σχετικά γρήγορα, μη επιτρέποντας έτσι την απορρόφηση ικανής ποσότητας ενέργειας για την απεικόνιση των συγκεκριμένων περιοχών. Στις εικόνες απεικόνισης μαγνητικού συντονισμού (MRI), οι εν λόγω περιοχές, που παρουσιάζουν χαμηλή απορροφητικότητα ενέργειας, απεικονίζονται ως σκοτεινές ζώνες οι οποίες παρέχουν χαμηλό επίπεδο πληροφοριών. Ένα χαρακτηριστικό παράδειγμα παρουσιάζεται στην Εικόνα 2.15. Παρόλα αυτά, τα δεδομένα MRI μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη διάγνωση και την παρακολούθηση διάφορων περιοδοντικών παθήσεων και ανωμαλιών στη στοματική κοιλότητα.



Εικόνα 2.15. Παραδείγματα εικόνας τομογραφίας η οποία ελήφθη μετά από εφαρμογή τεχνικής απεικόνισης μαγνητικού συντονισμού (MRI).

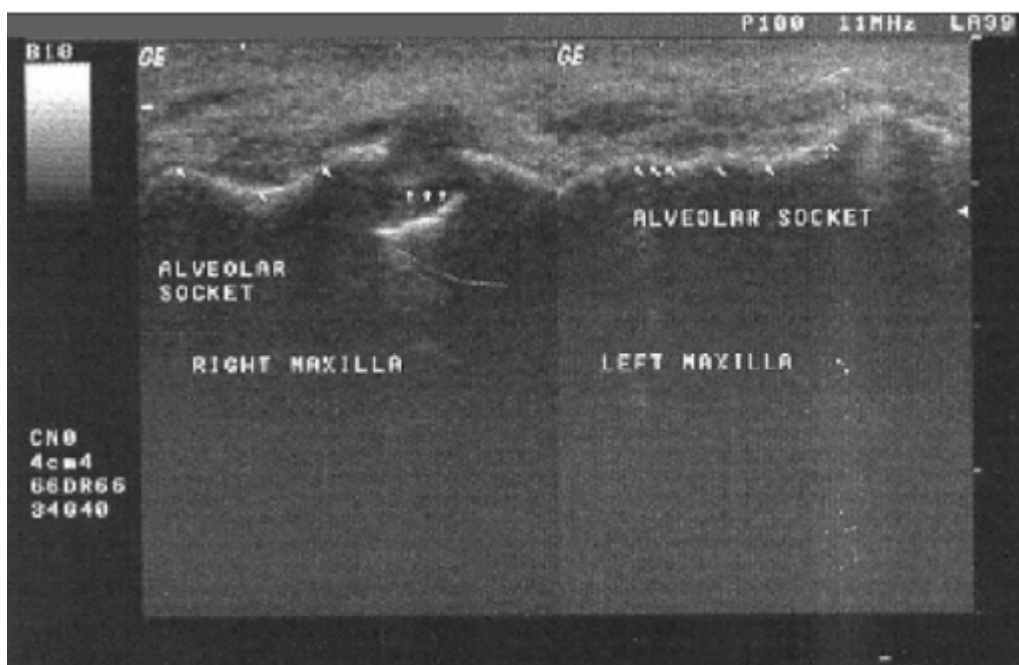
2.2.3.2 Υπέρηχος

Οι τεχνικές απεικόνισης υπερήχων βασίζονται στις φυσικές ιδιότητες των ηχητικών κυμάτων. Τα ηχητικά κύματα που διαχέονται στο χώρο, ανακλώνται ή απορροφώνται από τα παρεμβαλλόμενα φυσικά αντικείμενα. Ο βαθμός διάθλασης ή απορρόφησης εξαρτάται από τη σύσταση και τις μηχανικές ιδιότητες των αντικειμένων αυτών (πυκνότητα, ελαστικότητα, κλπ). Επομένως, είναι δυνατή η διάκριση των διαφόρων αντικειμένων, μετά από την ανίχνευση και την κατάλληλη επεξεργασία των ανακλώμενων ηχητικών κυμάτων [46]. Οι τεχνικές απεικόνισης υπερήχων είναι ευρέως διαδεδομένες σε πολλές εφαρμογές της πρακτικής ιατρικής, όπως μεταξύ άλλων, στην αναισθησιολογία (για την εισαγωγή τοπικού αναισθητικού πλησίον νεύρων και αγγείων), στην καρδιολογία (ηχοκαρδιογραφία), στη γαστρεντερολογία (κοιλιακό υπερηχογράφημα), στη γυναικολογία, στη νευρολογία (υπερηχογράφημα καρωτίδων), στη μαιευτική (εμβρυικό υπερηχογράφημα), στην οφθαλμολογία (υπερηχογραφία οφθαλμών) και στην ουρολογία (εντοπισμός διαφόρων κύστεων και καρκινικών όγκων) [47].

Οι συσκευές απεικόνισης υπερήχων διαχέουν στην εξεταζόμενη περιοχή υπερηχητικά κύματα (με συχνότητα μεγαλύτερη από 20KHz), συνήθως μέσω μιας πηγής εναλλασσόμενης τάσης, η οποία εφαρμόζεται σε πιεζοηλεκτρικό κρύσταλλο. Για τη

βέλτιστη έκχυση των ηχητικών κυμάτων, ανάμεσα στην πηγή και την εξεταζόμενη επιφάνεια τοποθετείται υλικό με αντίσταση παρόμοια με αυτή της εξεταζόμενης επιφάνειας. Στην περίπτωση οδοντιατρικής εφαρμογής, χρησιμοποιείται υδράργυρος και στοιχεία αλουμινίου, αλλά έχει επίσης προταθεί η χρήση μείγματος νερού και γλυκερίνης για την βελτίωση της αποδοτικότητας της απεικονιστικής μεθόδου. Το υλικό αυτό βοηθά στην ελαχιστοποίηση της διάθλασης των ηχητικών κυμάτων στην επιφάνεια του δοντιού, γεγονός που επιτρέπει την απεικόνιση των εσωτερικών του δομών [48].

Από το τα τέλη της δεκαετίας του 1960 έχει αποδειχθεί ότι είναι δυνατή η απεικόνιση των εσωτερικών οδοντικών δομών χρησιμοποιώντας τεχνικές ανίχνευσης ανακλώμενων υπερηχητικών κυμάτων συχνότητας 4MHz. Η σχετικά χαμηλή αυτή συχνότητα περιόριζε σημαντικά την απεικονιστική ανάλυση των δεδομένων και επομένως δεν ήταν δυνατή η ικανοποιητική απεικόνιση οδοντικών δομών μεγάλης πυκνότητας. Σε μεταγενέστερες μελέτες χρησιμοποιήθηκαν υπέρηχοι με συχνότητες 10 ως 20MHz, βελτιώνοντας σημαντικά την ευκρίνεια των απεικονιζόμενων δομών. Παρά την πρόοδο όμως της τεχνολογίας και την εισαγωγή νέων τεχνικών, δεν είναι δυνατή η παραγωγή εικόνων υψηλής ευκρίνειας, λόγω της μεγάλης πυκνότητας, και κατά συνέπεια της περιορισμένης απορροφητικότητας ηχητικών κυμάτων, των εξωτερικών οδοντικών επιφανειών (σμάλτο). Για το λόγο αυτό, ακόμα και σήμερα, δεν είναι πρακτική η χρήση απεικόνισης υπερήχων στην κλινική οδοντιατρική. Η εφαρμογή των μεθόδων αυτών βρίσκεται ακόμα σε στάδιο δοκιμών και μελετών και συνήθως περιορίζεται στη διάγνωση περιοδοντικών παθήσεων [49]. Ένα χαρακτηριστικό παράδειγμα εφαρμογής απεικόνισης υπερήχων στην οδοντιατρική, παρουσιάζεται στην Εικόνα 2.16, όπου εξετάζεται η διάβρωση του πρόσθιου τοιχώματος του φατνιακού οστού.

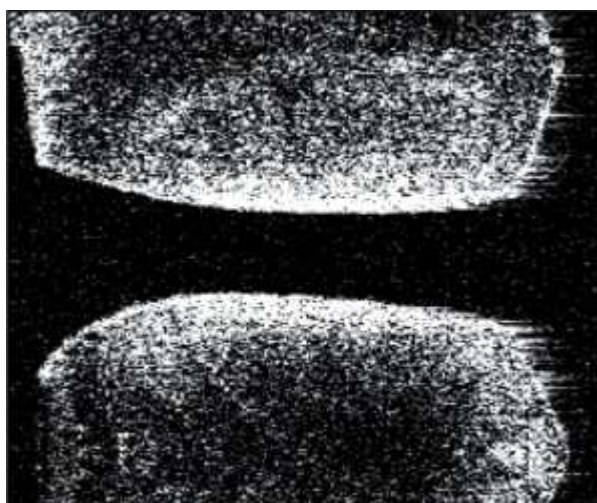


Εικόνα 2.16. Υπερηχογράφημα του φατνιακού οστού, χρησιμοποιώντας ηχητικά κύματα συχνότητας 11MHz (πηγή: OPENi - <http://openi.nlm.nih.gov>).

2.2.3.3 Τομογραφία οπτικής συνοχής

Η τεχνική Τομογραφίας Οπτικής Συνοχής (Optical Coherence Tomography ή OCT) είναι μια εξωσωματική τεχνική λήψης τρισδιάστατων δεδομένων, ή οποία χαρακτηρίζεται από την παραγωγή εικόνων υψηλής γεωμετρικής ανάλυσης. Η εν λόγω τεχνική βασίζεται στη διάχυση και την ανίχνευση ακτινών φωτός στην εξεταζόμενη περιοχή. Συνήθως χρησιμοποιούνται πηγές φωτός χαμηλής χρονικής συνοχής μέσα σε τυπικό συμβολόμετρο Michelson [50]. Η εκπεμπόμενη ακτίνα φωτός διαχωρίζεται και ανασυντίθεται. Η διαδικασία αυτή δημιουργεί ένα πρότυπο για κάθε ακτίνα. Η πηγή παράγει ακτίνες ευρέως φάσματος, δημιουργώντας έτσι διακριτά πρότυπα για κάθε εκπεμπόμενη ακτίνα φωτός. Η ένταση των προτύπων αυτών εξαρτάται από το επίπεδο του ανακλώμενου φωτός, το οποίο με τη σειρά του εξαρτάται από τη δομή και τη σύνθεση των εξεταζόμενων ιστών. Οι συσκευές λήψης δεδομένων τομογραφίας οπτικής συνοχής συνθέτουν τις εικόνες διατομής των τρισδιάστατων δομών από μια σειρά πλευρικά γειτνιαζόντων εγκάρσιων σαρώσεων.

Σήμερα, δεδομένα OCT χρησιμοποιούνται σε τρεις τομείς της απεικονιστικής ιατρικής: στη μακροσκοπική απεικόνιση, για την παρουσίαση δομών που φαίνονται δια γυμνού οφθαλμού ή που απαιτούν μικρή μεγέθυνση, στην μικροσκοπική απεικόνιση, για δομές που απαιτούν μεγάλη μεγέθυνση και τέλος στην ενδοσκοπική απεικόνιση για δομές που απαιτούν χαμηλή ή μέτρια μεγέθυνση. Η χρήση των εν λόγω δεδομένων στην οδοντιατρική είναι εξαιρετικά περιορισμένη και βρίσκεται ακόμα σε επίπεδο μελετών και δοκιμών [51]-[53]. Γενικά, οι τεχνικές απεικόνισης OCT, είναι σε θέση να απεικονίσουν δομές πάχους 1-2 χιλιοστών. Ειδικότερα για οδοντιατρικές δομές, η διείσδυση του φωτός μπορεί να προχωρήσει περαιτέρω και επομένως είναι εφικτή η απεικόνιση αντικειμένων σε βάθος 4 χιλιοστών, μετά από κατάλληλη ρύθμιση του συστήματος λήψης [54]. Στην Εικόνα 2.17 παρουσιάζεται οδοντιατρική εικόνα που ελήφθη εφαρμόζοντας την τεχνική τομογραφίας οπτικής συνοχής.

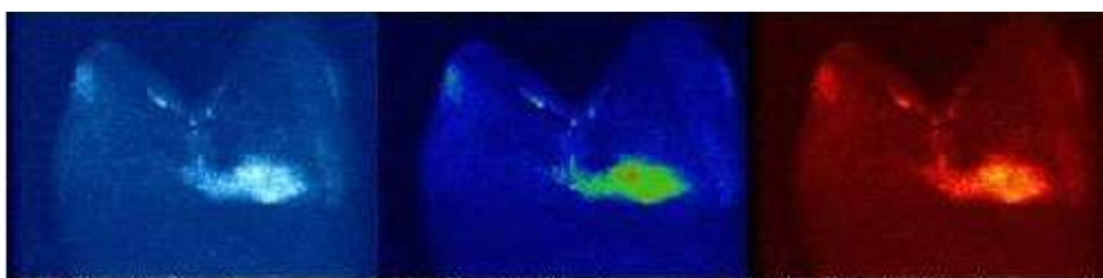


Εικόνα 2.17. Οδοντιατρικά δεδομένα τομογραφίας οπτικής συνοχής (πηγή: Timisoara Medical Journal 2010; 60(1): 74-77).

2.2.3.4 Πολυφωτονική απεικόνιση

Η τεχνική πολυφωτονικής απεικόνισης βασίζεται στις ιδιότητες φθορισμού των απεικονιζόμενων αντικειμένων. Η τεχνική αυτή ενδείκνυται για την απεικόνιση του οδοντικού ιστού, λόγω της σύστασής του. Η εξωτερική επιφάνεια του δοντιού αποτελείται σε σημαντικό βαθμό από ανόργανα μεταλλικά στοιχεία και κυρίως υδροξυαπατίτη, ο οποίος έχει κρυσταλλική δομή και φθορίζεται εύκολα. Επίσης, το βασικό οργανικό συστατικό της οδοντίνης αποτελείται από ινώδες κολλαγόνο, το οποίο παρουσιάζει ισχυρό αυτοφθορισμό. Κατά συνέπεια, όταν ο οδοντικός ιστός εκτεθεί σε φως συγκεκριμένου μήκους κύματος, αποδίδει φθορίζουσα ακτινοβολία. Η ακτινοβολία αυτή ανιχνεύεται από ειδικούς αισθητήρες και με τη βοήθεια ηλεκτρονικού υπολογιστή παράγεται μια τρισδιάστατη απεικόνιση του δοντιού.

Η πολυφωτονική απεικόνιση οδοντιατρικού ιστού είναι μια σχετικά νέα εξωστοματική τεχνική απεικόνισης, η οποία προτάθηκε από τον J. Girkin και τους συνεργάτες του το 1999 [55]-[56]. Στη συγκεκριμένη υλοποίηση χρησιμοποιούνται δύο υπέρυθρα φωτόνια, τα οποία απορροφώνται ταυτόχρονα. Η τεχνική αυτή επιτρέπει την καταγραφή της σύστασης και της ομοιομορφίας του οδοντικού ιστού και επιτρέπει τον εντοπισμό αλλοιώσεων σε βάθος μέχρι 500μm. Η εφαρμογή της τεχνικής είναι ιδανική για τον εντοπισμό αλλοιώσεων στον οδοντικό ιστό που προκαλούνται από την τερηδόνα. Ο αλλοιωμένος ιστός φθορίζει λιγότερο από τον υγιή ιστό και επομένως είναι εφικτή η καταγραφή και ο εντοπισμός του αλλοιωμένου ιστού στην παραγόμενη τρισδιάστατη απεικόνιση του δοντιού. Επιπλέον το επίπεδο της φθορίζουσας ακτινοβολίας είναι αντιστρόφως ανάλογο της έκτασης των αλλοιώσεων του ιστού. Κατά συνέπεια, η εν λόγω τεχνική απεικόνισης, επιτρέπει όχι μόνο τον εντοπισμό των ίδιων των αλλοιώσεων, αλλά και την εκτίμηση της σοβαρότητάς τους. Στην Εικόνα 2.18 παρουσιάζονται παραδείγματα τρισδιάστατων απεικονίσεων που έχουν ληφθεί χρησιμοποιώντας διάφορους τύπους φωτός. Στα παραδείγματα αυτά είναι ευδιάκριτος ο αλλοιωμένος οδοντικός ιστός που προκλήθηκε από την εξάπλωση της τερηδόνας. Η πολυφωτονική απεικόνιση έχει εφαρμοστεί μόνο δοκιμαστικά σε εξαγμένα δόντια, καθώς ο εξοπλισμός που απαιτείται είναι ογκώδης και πολύπλοκος στο χειρισμό του.



Εικόνα 2.18. Πολυφωτονική απεικόνιση δοντιών που έχουν προσβληθεί από τερηδόνα, χρησιμοποιώντας διάφορους τύπους φθορισμού (πηγή: Durham University - Biophotonics - <https://www.dur.ac.uk/cfai/biophotonics/dentalimaging>).

2.2.3.5 Άλλες τεχνικές απεικόνισης

Εκτός από τις προαναφερθείσες τεχνικές απεικόνισης οδοντιατρικών δεδομένων, έχουν προταθεί πλήθος εναλλακτικών τεχνικών από διάφορα ερευνητικά ιδρύματα. Οι περισσότερες από τις τεχνικές αυτές βρίσκονται σε πειραματικό στάδιο. Οι σημαντικότερες εξ αυτών παρουσιάζονται συνοπτικά παρακάτω:

- Συνεστιακή μικροσκοπία οπτικών ινών (fibre optic confocal microscopy). Η τεχνική αυτή βασίζεται στις αρχές της συμβατικής συνεστιακής μικροσκοπίας και χρησιμοποιείται πειραματικά για τον εντοπισμό της τερηδόνας [49].
- Φωτο-φασματοσκοπία διπλού μήκους κύματος (Dual Wavelength Photospectroscopy). Η τεχνική αυτή χρησιμοποιείται ήδη για τον υπολογισμό των επιπέδων του οξυγονωμένου και του μη-οξυγονωμένου αίματος. Επιχειρείται η εφαρμογή της τεχνικής για την εξέταση της ζωτικότητας του πολφού των δοντιών, χωρίς ωστόσο να έχει αποδειχτεί ακόμα η αποδοτικότητά της [49].
- Απεικόνιση Terahertz. Πρόκειται για εξωστοματική τεχνική ακτινοβολήσης η οποία χρησιμοποιεί μήκη κύματος της τάξης των $10^{12} Hz$. Η τεχνική αυτή παρουσιάζει σημαντικά πλεονεκτήματα έναντι της κλασικής ραδιογραφίας, όπως, τη χαμηλή ενέργεια που απαιτείται για την απεικόνιση, τη χρήση μη-ιονιζουσών ακτινοβολιών, τη δυνατότητα εξαγωγής πολλαπλών επιπέδων πληροφορίας από μια μοναδική λήψη και τη διατήρηση του ηλεκτρικού φορτίου των ακτινοβολούμενων ιστών. Παρόλα αυτά, η χρήση του σχετικά μεγάλου μήκους κύματος έχει ως αποτέλεσμα τη δραματική μείωση της χωρικής ανάλυσης των απεικονιζόμενων δεδομένων, η οποία επηρεάζει αρνητικά την ευκρίνεια των παραγόμενων εικόνων [57].

2.3 Τεχνικές επεξεργασίας

Σε αντίθεση με την κλασική αναλογική ραδιογραφία, η ψηφιακή απεικόνιση των ραδιογραφήματων, επιτρέπει την περεταίρω επεξεργασία τους. Η ψηφιακή επεξεργασία των ληφθέντων εικόνων στοχεύει κυρίως στη διευκόλυνση της διαδικασίας εξέτασης των δεδομένων. Αυτό επιτυγχάνεται είτε εφαρμόζοντας τεχνικές βελτίωσης της ευκρίνειας των ψηφιακών ραδιογραφήματων, είτε εφαρμόζοντας τεχνικές επεξεργασίας που επιτρέπουν την ευθεία σύγκριση δύο ή περισσότερων εικόνων. Στην πρώτη περίπτωση διευκολύνεται σημαντικά η διαδικασία εξέτασης, αφού μετά από κατάλληλη επεξεργασία για την ενίσχυση της ευκρίνειας των εξεταζόμενων εικόνων, διευκολύνεται ο εντοπισμός δομών, όπως για παράδειγμα περιοδοντικών ιστών ή καρκινικών όγκων, οι οποίες δεν θα ήταν δυνατό να διακριθούν δια γυμνού οφθαλμού. Κατά συνέπεια, ενισχύεται η ευκρίνεια των απεικονιζόμενων πληροφοριών, παράγοντας εικόνες οι οποίες είναι καλύτερα αντιληπτές από την ανθρώπινη όραση. Στη δεύτερη περίπτωση, εφαρμόζοντας τεχνικές γεωμετρικής

ευθυγράμμισης και αφαιρετικής ακτινογραφίας, καθίσταται δυνατή η ευθεία σύγκριση δύο ή περισσότερων ραδιογραφήματων του ιδίου ασθενούς, που έχουν ληφθεί σε διαφορετικές χρονικές στιγμές, για την παρακολούθηση της εξέλιξης διαφόρων παθήσεων ή για την αποτίμηση θεραπευτικών σχημάτων.

Ιδιαίτερα όσον αφορά στην κλινική οδοντιατρική και τους διάφορους κλάδους της, η χρήση τεχνικών επεξεργασίας ψηφιακών ραδιογραφήματων είναι εκτεταμένη. Μέσα από τη χρήση επίπεδων ραδιογραφήματων ή τρισδιάστατων δομών υπολογιστικής τομογραφίας, είναι δυνατή η μέτρηση της αποτελεσματικότητας φαρμακευτικών σκευασμάτων για την αντιμετώπιση ενδοστοματικών παθήσεων, η παρακολούθηση της διαδικασίας επούλωσης των περιοδοντικών ιστών μετά από θεραπεία αποκατάστασης, αλλά και ο έλεγχος της συμπεριφοράς του φατνιακού οστού του ασθενούς μετά από την τοποθέτηση οδοντιατρικών εμφυτευμάτων. Επιπλέον, μέσω της αύξησης της ευκρίνειας των εξεταζόμενων οδοντιατρικών ραδιογραφήματων, βελτιώνεται σημαντικά η ακρίβεια στον εντοπισμό μικρών περιακρορριζικών μεταβολών της πυκνότητας των δοντιών, αλλά και πλήθος άλλων ανωμαλιών οι οποίες είναι πρακτικά αδύνατο να εντοπιστούν μέσω απλής οπτικής εξέτασης [16].

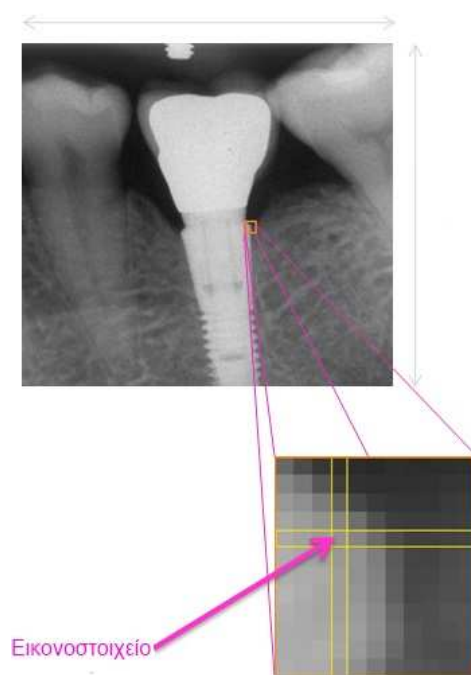
Η έννοια της ψηφιακής επεξεργασίας εικόνας ορίζεται ως η εφαρμογή μιας ή περισσότερων αριθμητικών συναρτήσεων μετασχηματισμού στην ψηφιακή αναπαράσταση της εικόνας, με σκοπό την επιθυμητή τροποποίηση της απεικονιζόμενης πληροφορίας. Επομένως, πρόκειται για μια διαδικασία η οποία παράγει μια τροποποιημένη έκδοση της αρχικής εικόνας. Επιπλέον, η ψηφιακή επεξεργασία, εμπεριέχει και την έννοια της ψηφιακής ανάλυσης εικόνας, η οποία μεταφράζει την απεικονιζόμενη πληροφορία της αρχικής εικόνας σε μη οπτικά δεδομένα, όπως για παράδειγμα σε διάφορες μετρήσεις (μέση φωτεινότητα, μέση αντίθεση, τοπική φωτεινότητα, ακμές, κλπ) [58]. Επομένως, στη ψηφιακή επεξεργασία εικόνας εμπλέκονται πλήθος άλλων γνωστικών αντικειμένων, όπως για παράδειγμα η οπτική, τα μαθηματικά, η φωτογραφία, η τεχνολογία των υπολογιστών, η στατιστική και πολλά άλλα [11].

2.3.1 Βασικές αρχές

Η επεξεργασία εικόνων από υπολογιστικά συστήματα, μπορεί να γίνει μόνο εφ' όσον η παρουσίαση των δεδομένων ακολουθεί αυστηρά προκαθορισμένα πρότυπα απεικόνισης. Το βασικό προαπαιτούμενο είναι η παρουσίαση της εικόνας σε ψηφιακή μορφή, η οποία προσφέρει μια διακριτή αναπαράσταση των απεικονιζόμενων αντικειμένων. Η διακριτή αυτή αναπαράσταση αφορά το σύνολο των χαρακτηριστικών της εικόνας, όπως λόγου χάριν τη σχετική γεωμετρία των απεικονιζόμενων αντικειμένων, τη φωτεινότητα των απεικονιζόμενων περιοχών, καθώς και πλήθος άλλων χαρακτηριστικών που αφορούν τη διαδικασία λήψης (χρόνος έκθεσης, τεχνική εμφάνισης, συνθήκες φωτισμού, κλπ).

Η διαδικασία μετατροπής του αναλογικού οπτικού σήματος σε ψηφιακή αναπαράσταση, ονομάζεται ψηφιοποίηση και απαρτίζεται από δύο διακριτές διεργασίες: το δειγματισμό και την κβάντωση [59]. Οι επίπεδες ψηφιακές εικόνες ορίζονται από δισδιάστατο πίνακα εικονοστοιχείων (pixels), τα οποία αποτελούν και τη δομική μονάδα των εικόνων. Κάθε εικονοστοιχείο ορίζεται από της συντεταγμένες του, οι οποίες

περιγράφουν τη θέση του πάνω στο επίπεδο της εικόνας (Εικόνα 2.19) και από ένα χρώμα, το οποίο με τη σειρά του περιγράφει τη φωτεινότητα του εικονοστοιχείου. Στην πλειοψηφία των ιατρικών και οδοντιατρικών ραδιογραφημάτων, το χρώμα αυτό παρουσιάζεται ως απόχρωση του γκρι και έχει ακέραια τιμή, η οποία εξαρτάται από τη χρωματική ανάλυση (βάθος χρώματος) της εικόνας και συνήθως εκφράζεται ως bits/pixel [25]. Η τιμή της συγκεκριμένης ιδιότητας καθορίζεται κατά τη διαδικασία της κβάντωσης και προσδιορίζει την δυνατότητα ενός απεικονιστικού συστήματος για τη διάκριση χρωματικών αντιθέσεων. Ένα απεικονιστικό σύστημα με χρωματική ανάλυση n , είναι ικανό να διακρίνει 2^n χρωματικές αντιθέσεις. Τυπικές τιμές για τη χρωματική ανάλυση οδοντιατρικών ραδιογραφημάτων είναι 8 και 16 bits/pixel. Επομένως, ένα σύστημα με ανάλυση 8 bits/pixel, είναι σε θέση να απεικονίσει 256 αποχρώσεις του γκρι, από το απόλυτο μαύρο (0) ως το απόλυτο λευκό (255).



Εικόνα 2.19. Απεικόνιση εικονοστοιχείου ψηφιακού ραδιογραφήματος.

Κατά συνέπεια, μια ψηφιακή εικόνα μπορεί να οριστεί ως η αριθμητική αναπαράσταση των απεικονιζόμενων αντικειμένων, με τα εικονοστοιχεία της εικόνας να αποτελούν τις δομικές της μονάδες και τις κβαντισμένες χρωματικές αποχρώσεις των εικονοστοιχείων να αποτελούν τα αριθμητικά δεδομένα της εικόνας. Μέσω κατάλληλων αλγορίθμων επεξεργασίας, είναι δυνατή η τροποποίηση τόσο της θέσης των διαφόρων εικονοστοιχείων, μετασχηματίζοντας τις συντεταγμένες τους, όσο και της χρωματικής τους ιδιότητας.

Γενικά, η επεξεργασία ψηφιακών εικόνων σε υπολογιστή, στηρίζεται στην εφαρμογή αλγορίθμων οι οποίοι χρησιμοποιούν μαθηματικά ολοκληρώματα. Με βάση τον εφαρμοζόμενο αλγόριθμο, οι τεχνικές επεξεργασίας ψηφιακών εικόνων διακρίνονται σε τρεις βασικές κατηγορίες: (α) τεχνικές επεξεργασίας σημείων (point-based transform), (β) τεχνικές επεξεργασίας χωρικών περιοχών (spatial domain transform) και (γ) τεχνικές

επεξεργασίας συχνοτήτων ή μετασχηματισμού περιοχών (frequency domain transform). Οι κατηγορίες αυτές περιγράφονται αναλυτικά στις υποενότητες που ακολουθούν.

2.3.1.1 Τεχνικές επεξεργασίας σημείων

Οι αλγόριθμοι που εμπίπτουν σε αυτή την κατηγορία, εφαρμόζουν σχετικά απλές τεχνικές μετασχηματισμού, τροποποιώντας τις υπό επεξεργασία εικόνες ανά εικονοστοιχείο. Κάθε εικονοστοιχείο της αρχικής ψηφιακής εικόνας αντικαθίσταται από ένα νέο εικονοστοιχείο, του οποίου η θέση και η χρωματική τιμή εξαρτώνται άμεσα από τα αντίστοιχα χαρακτηριστικά του αρχικού εικονοστοιχείου. Η επεξεργασία και η τροποποίηση των εικονοστοιχείων γίνεται συνήθως με μια και μοναδική σάρωση της αρχικής εικόνας. Η ίδια η τροποποίηση μπορεί να είναι γραμμική ή μη-γραμμική. Περιπτώσεις γραμμικών τροποποιήσεων περιλαμβάνουν τη ρύθμιση της φωτεινότητας, τη ρύθμιση της αντίθεσης και την αναστροφή της αντίθεσης (παραγωγή αρνητικού) [60]. Αντίθετα, στις περιπτώσεις μη-γραμμικών τροποποιήσεων συγκαταλέγονται η διόρθωση- γ (γ -correction), η κατωφλίωση (thresholding), η δυαδικοποίηση (binarization), καθώς και οι διάφοροι μετασχηματισμοί του ιστογράμματος [61].

Η γενική μορφή της γραμμικής επεξεργασίας σημείου αποδίδεται από την Εξίσωση (2.1). Σύμφωνα με την Εξίσωση (2.1), η αρχική φωτεινότητα $I(x, y)$ του εικονοστοιχείου της υπό επεξεργασία εικόνας με συντεταγμένες (x, y) , μεταβάλλεται στο νέο επίπεδο φωτεινότητας $I'(x, y)$, χρησιμοποιώντας τις ανεξάρτητες παραμέτρους α και β . Η μεταβλητή β ρυθμίζει τη μεταβολή του επιπέδου φωτεινότητας του εικονοστοιχείου, ενώ η μεταβλητή α τροποποιεί την αντίθεση του εικονοστοιχείου.

$$I'(x, y) = \alpha I(x, y) + \beta \quad (2.1)$$

Αντίθετα, στη μη γραμμική επεξεργασία σημείου, εφαρμόζονται εκθετικές τροποποιήσεις στη φωτεινότητα των εικονοστοιχείων. Η γενική μορφή των εκθετικών αυτών τροποποιήσεων παρουσιάζεται στην Εξίσωση (2.2). Σύμφωνα με το συγκεκριμένο μαθηματικό μοντέλο, η νέα φωτεινότητα $I'(x, y)$ του σημείου της υπό επεξεργασία εικόνας με συντεταγμένες (x, y) , υπολογίζεται μετά από εκθετική τροποποίηση της αρχικής φωτεινότητας $I(x, y)$ του ίδιου σημείου, χρησιμοποιώντας τον εκθέτη γ . Η τιμή του εκθέτη εξαρτάται από το περιεχόμενο της υπό επεξεργασία εικόνας, αλλά και από τις απαιτήσεις της εκάστοτε εφαρμογής [60].

$$I'(x, y) = I(x, y)^\gamma \quad (2.2)$$

Ίσως μια από τις σημαντικότερες και πλέον διαδεδομένες εφαρμογές επεξεργασίας σημείου είναι η επεξεργασία του ιστογράμματος της εικόνας. Το ιστόγραμμα μιας εικόνας περιγράφει αριθμητικά την κατανομή των επιπέδων φωτεινότητας που περιέχονται σε αυτή. Πρακτικά το ιστόγραμμα αποτελείται από δισδιάστατο πίνακα, ο οποίος καταγράφει τις περιπτώσεις εικονοστοιχείων που αντιστοιχούν σε κάθε επίπεδο φωτεινότητας της εικόνας. Το μέγεθος του πίνακα αυτού εξαρτάται από τη χρωματική ανάλυση της εικόνας. Οι τεχνικές ρύθμισης ιστογράμματος επιχειρούν να βελτιώσουν την υπό επεξεργασία

εικόνα μετασχηματίζοντας κατάλληλα το ιστόγραμμα της. Οι σημαντικότερες τροποποιήσεις ιστογράμματος συνοψίζονται ακολούθως:

- Εξίσωση ιστογράμματος (histogram equalization), όπου πραγματοποιείται η εξάπλωση των αρχικών τιμών φωτεινότητας σε ολόκληρο το εύρος της υποστηριζόμενης χρωματικής ανάλυσης και ταυτόχρονα μεταβάλλεται η συχνότητα εμφάνισης των χρωματικών επιπέδων (ενισχύονται τα επίπεδα που εμφανίζονται συχνά και μειώνονται τα επίπεδα που εμφανίζονται σπανιότερα) [24].
- Διεύρυνση ιστογράμματος (histogram stretching), όπου τροποποιείται το εύρος των χρωματικών επιπέδων της εικόνας. Συνήθως το νέο χρωματικό εύρος εξαπλώνεται σε ολόκληρο το διαθέσιμο εύρος τιμών που καθορίζεται από τη χρωματική ανάλυση της εικόνας. Υπάρχουν όμως και αρκετές περιπτώσεις (διόρθωση αντίθεσης), όπου το νέο εύρος προσαρμόζεται σε νέα καθορισμένα όρια [24].
- Υπο-δειγματοληψία, όπου μειώνεται η χρωματική ανάλυση της εικόνας, περιορίζοντας τα χρησιμοποιούμενα χρωματικά επίπεδα. Ανάλογα με τη κατανομή του αρχικού ιστογράμματος, επιλέγονται δύο ή περισσότερα χρωματικά επίπεδα του ιστογράμματος και συνενώνονται σε ένα χρωματικό επίπεδο στο τροποποιημένο ιστόγραμμα [62].
- Ψευδο-χρωματισμός (pseudo-colorization), όπου κάθε αρχικό χρωματικό επίπεδο της εικόνας αντικαθίσταται με ένα χρώμα (συνήθως απόχρωση του κόκκινου ή του μπλε), με σκοπό την καλύτερη αντίληψη των περιεχομένων της εικόνας. Η χρήση διαφόρων χρωμάτων για την αναπαράσταση των αρχικών επιπέδων του γκρι μπορεί να βελτιώσει σημαντικά την αντίληψη της απεικονιζόμενης πληροφορίας [63].

2.3.1.2 Τεχνικές επεξεργασίας χωρικών περιοχών και συχνότητων

Οι τεχνικές επεξεργασίας χωρικών περιοχών τροποποιούν την εικόνα, μεταβάλλοντας τη φωτεινότητα του κάθε εικονοστοιχείου της με βάση τη φωτεινότητα και τη θέση των γειτονικών του εικονοστοιχείων. Η γειτονική περιοχή του εικονοστοιχείου, ορίζεται συνήθως ως το σύνολο των εικονοστοιχείων τα οποία περικλείονται σε τετραγωνική περιοχή διαστάσεων $N \times N$, με επίκεντρο το ίδιο το εικονοστοιχείο. Οι τεχνικές επεξεργασίας χωρικών περιοχών επιτρέπουν την εφαρμογή ποικίλων φίλτρων επεξεργασίας εικόνας, αλλά η υλοποίησή τους είναι σημαντικά πολυπλοκότερη από αυτή των τεχνικών επεξεργασίας σημείου. Παρά το γεγονός όμως αυτό, χρησιμοποιούνται ευρέως στην επεξεργασία ψηφιακών εικόνων, και κατ' επέκταση στην επεξεργασία ιατρικών δεδομένων, λόγω των πολλών δυνατοτήτων που προσφέρουν.

Η λειτουργία των τεχνικών επεξεργασίας χωρικών περιοχών βασίζεται στη χωρική συχνότητα (spatial frequency) των υπό επεξεργασία εικόνων, η οποία αποτυπώνει το βαθμό μεταβλητότητας της φωτεινότητας συγκεκριμένων περιοχών ή του συνόλου της εικόνας. Γενικά, η χαμηλή συνολική χωρική συχνότητα υποδηλώνει την ύπαρξη μεγάλων περιοχών στην εικόνα, στις οποίες δεν παρατηρείται σημαντική μεταβολή στη φωτεινότητα των εικονοστοιχείων. Αντίθετα, η υψηλή συνολική χωρική συχνότητα προκαλείται από περιοχές

με ραγδαίες μεταβολές στην τοπική φωτεινότητα. Η καταγραφή των περιοχών αυτών στην υπό επεξεργασία εικόνα, επιτρέπει τη δημιουργία κατάλληλων φίλτρων και μετασχηματισμών, με σκοπό την ενίσχυση ή την αφαίρεση ορισμένων σημάτων από την πληροφορία της εικόνας, έτσι ώστε τελικά να βελτιωθεί η οπτική αντίληψη της εικόνας [24].

Όπως προαναφέρθηκε, η χρήση τεχνικών επεξεργασίας χωρικών περιοχών είναι ιδιαίτερα διαδεδομένη σε πλήθος εφαρμογών επεξεργασίας ψηφιακών εικόνων. Μερικές από τις πλέον σημαντικές εφαρμογές περιγράφονται περιληπτικά παρακάτω:

- **Εντοπισμός ακμών.** Ως ακμή ή περίγραμμα ενός απεικονιζόμενου αντικειμένου, ορίζεται το διακριτό όριο μεταξύ δύο ή περισσοτέρων ομοιογενών περιοχών με διαφορετικές μέσες τιμές φωτεινότητας. Κατά συνέπεια, στην ψηφιακή επεξεργασία, η ακμή μπορεί να θεωρηθεί ως μια τοπική μεταβολή της φωτεινότητας των εικονοστοιχείων της εικόνας. Πρακτικά, οι ακμές είναι δυνατό να εντοπιστούν από υπολογιστικούς αλγορίθμους με τη χρήση ψηφιακών φίλτρων [58]. Μερικές από τις πλέον διαδεδομένες τεχνικές εντοπισμού ακμών σε ψηφιακές εικόνες περιλαμβάνουν τους αλγορίθμους Canny και Sobel, καθώς επίσης και τη μέθοδο εντοπισμού διαβαθμίσεων της φωτεινότητας (gradient detection). Επιπλέον, ο εντοπισμός των ακμών μιας εικόνας, επιτρέπει τον κατακερματισμό των απεικονιζόμενων αντικειμένων της. Ο ψηφιακός κατακερματισμός χρησιμοποιείται ευρέως στην ιατρική διαγνωστική απεικόνιση για την ανάδειξη περιοχών ή δομών ενδιαφέροντος (όπως για παράδειγμα καρκινικών όγκων).
- **Όξυνση περιγραμμάτων.** Συχνά, είναι επιθυμητή η αύξηση της ευκρίνειας των περιγραμμάτων μιας εικόνας, για τη βέλτιστη αντίληψη και το διαχωρισμό των απεικονιζόμενων αντικειμένων [64]. Όπως και στην περίπτωση του εντοπισμού των ακμών, τα περιγράμματα μπορούν να ενισχυθούν εφαρμόζοντας ψηφιακά φίλτρα στην υπό επεξεργασία εικόνα. Τα φίλτρα αυτά διακρίνουν της περιοχές υψηλής και χαμηλής χωρικής συχνότητας της εικόνας και επιτυγχάνουν την όξυνση των περιγραμμάτων συνδυάζοντας ταυτόχρονα την περεταίρω μείωση του περιεχομένου χαμηλής συχνότητας και την ενίσχυση του περιεχομένου υψηλής συχνότητας, συνήθως εφαρμόζοντας κατάλληλο μετασχηματισμό Fourier. Χαρακτηριστικά παραδείγματα τεχνικών όξυνσης περιγραμμάτων περιλαμβάνουν τη μέθοδο Unsharp Masking με τις διάφορες εκδοχές της (γραμμική, κυβική, κλπ.), το μηχανισμό Laplace, καθώς επίσης και διάφορα φίλτρα Relief [58]. Ορισμένες από τις τεχνικές αυτές εφαρμόζονται ευρέως στην επεξεργασία ιατρικών εικόνων, βοηθώντας σημαντικά στη διάκριση μεταξύ δομών με χαμηλή φυσική φωτεινότητα, όπως νεύρα, βρόγχοι, κύστες, κλπ.
- **Αφαίρεση θορύβου.** Ως θόρυβος σε μια ψηφιακή εικόνα, ορίζεται η ανεπιθύμητη πληροφορία που δεν σχετίζεται με τα απεικονιζόμενα αντικείμενα. Η σημαντικότερη συνιστώσα του θορύβου στις εικόνες ραδιογραφίας είναι ο κβαντικός θόρυβος, ο οποίος οφείλεται στα χαρακτηριστικά και τις ρυθμίσεις της συσκευής λήψης, καθώς και στις συνθήκες λήψης (φωτισμός, τοποθέτηση ασθενούς, κλπ) [65]. Συνήθως ο θόρυβος αυτού του τύπου παρουσιάζει κανονική στατιστική κατανομή Gauss.

Το σήμα του θορύβου είναι δυνατό να ελαττωθεί με την εφαρμογή κατάλληλων φίλτρων. Τα πλέον διαδεδομένα φίλτρα για το σκοπό αυτό είναι τα φίλτρα μέσου (mean) και μεσαίου (median). Τα φίλτρα αυτά εξομαλύνουν τον θόρυβο, χωρίς όμως να αφήνουν ανεπηρέαστη την ωφέλιμη πληροφορία της εικόνας, καθώς δεν κάνουν ουσιαστική διάκριση ανάμεσα στο θόρυβο και τη χρήσιμη πληροφορία της εικόνας. Για το λόγο αυτό, έχουν προταθεί αλγόριθμοι που λαμβάνουν υπ' όψιν τους τα χαρακτηριστικά του θορύβου, όπως για παράδειγμα το φίλτρο Wiener [66]. Εκτός από την αφαίρεση θορύβου, σε κάποιες περιπτώσεις είναι επιθυμητή η προσθήκη τεχνητού ψηφιακού θορύβου, κυρίως για την αποτίμηση των δυνατοτήτων τεχνικών αφαίρεσης θορύβου. Περισσότερες λεπτομέρειες σχετικά με το θόρυβο στις ψηφιακές ιατρικές εικόνες παρέχονται στην ενότητα 2.3.2.

- **Ανάλυση συχνοτήτων.** Με την εφαρμογή μετασχηματισμού Fourier, είναι δυνατή η αποσύνθεση μιας εικόνας σε ημίτονα και συνημίτονα, επιτρέποντας έτσι τον καθορισμό των συνιστωσών της εικόνας. Κατά συνέπεια, η απεικονιζόμενη πληροφορία εκφράζεται στην περιοχή των συχνοτήτων, με κάθε σημείο της αρχικής εικόνας να αντιστοιχεί σε μια συχνότητα. Η διαδικασία αυτή βοηθά στην καλύτερη ανάλυση της πληροφορίας της εικόνας, καθώς ορισμένα χαρακτηριστικά της εικόνας είναι πιο ευδιάκριτα στο φάσμα, παρά στο ιστόγραμμα. Η ανάλυση συχνοτήτων έχει σχετικά περιορισμένη πρακτική χρήση στην ιατρική και την οδοντιατρική, αλλά χρησιμοποιείται εκτενώς σε πλήθος άλλων υπολογιστικών και απεικονιστικών εφαρμογών, όπως για παράδειγμα στην ανακατασκευή και την συμπίεση ψηφιακών εικόνων [67].
- **Εφαρμογή φίλτρων συχνοτήτων.** Τα φίλτρα συχνοτήτων τροποποιούν την εικόνα στο πεδίο των χωρικών συχνοτήτων. Εφαρμόζονται συνήθως για την προ-επεξεργασία των δεδομένων, ή ως τμήμα μιας πιο πολύπλοκης μεθόδου επεξεργασίας. Τα φίλτρα αυτά ορίζονται από πυρήνα συνέλιξης, το μέγεθος και τα περιεχόμενα του οποίου ποικίλουν ανάλογα με τις απαιτήσεις της εκάστοτε εφαρμογής. Γενικά, διακρίνονται τρεις κατηγορίες φίλτρων συχνοτήτων: τα φίλτρα χαμηλής διόδου (low-pass), τα οποία εξασθενούν τις υψηλές συχνότητες διατηρώντας τις υπόλοιπες συχνότητες αμετάβλητες, τα φίλτρα υψηλής διόδου (high-pass), τα οποία περιορίζουν τις χαμηλές συχνότητες και διατηρούν αμετάβλητες τις υπόλοιπες συχνότητες, και τέλος τα φίλτρα διέλευσης ζώνης (band-pass), τα οποία εξασθενούν τόσο τις πολύ υψηλές, όσο και τις πολύ χαμηλές συχνότητες, αφήνοντας αμετάβλητο ένα μεσαίο εύρος συχνοτήτων [67].

2.3.2 Τροποποίηση χρωματικών ιδιοτήτων

Σε πολλές περιπτώσεις ψηφιακών εικόνων, παρατηρείται μειωμένη ευκρίνεια η οποία προκαλείται από ακατάλληλες ρυθμίσεις φωτεινότητας και αντίθεσης. Σε τέτοιες περιπτώσεις, συνήθως η τοπική μέση αντίθεση γειτονικών περιοχών της εικόνας δεν διαφέρει σημαντικά, καθιστώντας τη διάκριση μεταξύ των περιοχών αυτών προβληματική.

Κατά συνέπεια, το γεγονός αυτό μπορεί να επηρεάσει αρνητικά τον εντοπισμό συγκεκριμένων απεικονιζόμενων δομών, είτε από τον ανθρώπινο παράγοντα, είτε από αυτοματοποιημένους αλγορίθμους ανίχνευσης. Η λήψη και η επεξεργασία ψηφιακών εικόνων με ικανοποιητικό βαθμό ευκρίνειας είναι βασικό προαπαιτούμενο σε πλήθος ερευνητικών τομέων και εφαρμογών, όπως στην τηλεπισκόπηση, στη βιομετρική ταυτοποίηση (δακτυλικού αποτυπώματος ή ίριδας), στα συστήματα οδηγικής υποβοήθησης οχημάτων αλλά και στην ανάλυση ιατρικών δεδομένων [63]. Ειδικότερα όσον αφορά τις ιατρικές εικόνες, οι απεικονιζόμενες οργανικές δομές που παρουσιάζουν χαμηλή φυσική αντίθεση, σε σχέση με τους περιβάλλοντες ιστούς, θα πρέπει να είναι εύκολα αντιληπτές κατά τη διάρκεια της οπτικής εξέτασης των εικόνων. Τέτοιες δομές περιλαμβάνουν διάφορα εσωτερικά όργανα, συνδέσμους, αγγεία, μαλακό ιστό, καρκινικούς όγκους, κλπ. και αφορούν πλήθος ιατρικών απεικονιστικών τεχνικών, όπως ραδιογραφήματα, δεδομένα υπολογιστικής τομογραφίας (CT), δεδομένα μαγνητικού συντονισμού (MRI), μαστογραφία, υπερήχους, αγγειογραφία και δεδομένα πυρηνικής ιατρικής.

Εκτός από τη βελτιστοποίηση της ευκρίνειας των εικόνων, σε πολλές εφαρμογές είναι επιθυμητή η διόρθωση των χρωματικών ιδιοτήτων μιας ή περισσότερων εικόνων, έναντι μιας εικόνας αναφοράς. Οι περιπτώσεις αυτές κυρίως αφορούν τη σύγκριση εικόνων με σκοπό την ανίχνευση διαφορών. Οι τεχνικές διόρθωσης των χρωματικών ιδιοτήτων έχουν ιδιαίτερη εφαρμογή στην ιατρική απεικόνιση, όπου απαιτείται συχνά η ευθεία σύγκριση δύο ή περισσότερων ιατρικών εικόνων, οι οποίες συνήθως λαμβάνονται σε διαφορετικές χρονικές στιγμές, για την αποτίμηση θεραπευτικών σχημάτων ή την παρακολούθηση της εξέλιξης διαφόρων παθήσεων. Η σύγκριση αυτή γίνεται είτε μέσω οπτικής εξέτασης, είτε μέσω αυτοματοποιημένων τεχνικών αφαιρετικής ακτινογραφίας, οι οποίες προαπαιτούν τη χρωματική εξισορρόπηση των συγκρινόμενων εικόνων [68]-[69]. Κλασικό παράδειγμα ιατρικών δεδομένων που χρήζουν χρωματικής διόρθωσης είναι τα ραδιογραφήματα. Ιδανικά, οι συγκρινόμενες εικόνες θα πρέπει να έχουν παρόμοια φωτεινότητα και αντίθεση, τόσο στο σύνολο των εικόνων (μέσες τιμές) όσο και στις επιμέρους περιοχές τους, ειδικά όταν πρόκειται για περιοχές εξεταστικού ενδιαφέροντος. Η συνθήκη αυτή είναι εξαιρετικά δύσκολο να ικανοποιηθεί στα συστήματα λήψης ραδιογραφήματων. Κατά συνέπεια, είναι πολύ σπάνιο τα συγκρινόμενα ραδιογραφήματα να έχουν παραπλήσιες χρωματικές ιδιότητες όταν λαμβάνονται σε διαφορετικά χρονικά διαστήματα, ακόμα και αν αυτά έχουν ληφθεί από το ίδιο σύστημα ακτινογράφησης, λόγω διαφόρων αστάθμητων παραγόντων όπως η τοποθέτηση του ασθενούς, η παρουσία θορύβου, ή ακόμα και λόγω των ρυθμίσεων του συστήματος λήψης.

Τέλος, είναι πιθανή η ύπαρξη ανεπιθύμητης πληροφορίας ή παραμορφώσεων στο σύνολο ή σε συγκεκριμένες περιοχές της ψηφιακής εικόνας. Ανάλογα με τη συχνότητα και την ένταση του ανεπιθύμητου αυτού σήματος, μπορεί να επηρεαστεί σε μεγάλο βαθμό η δυνατότητα αντίληψης των απεικονιζόμενων αντικειμένων, και επομένως απαιτείται κατάλληλη επεξεργασία για την εξάλειψη ή τον περιορισμό του ανεπιθύμητου θορύβου. Ο περιορισμός του θορύβου στα ιατρικά δεδομένα είναι απαραίτητη προϋπόθεση για την εξέτασή τους ή την περεταίρω ψηφιακή επεξεργασία τους. Το ανεπιθύμητο αυτό οπτικό σήμα, το οποίο μπορεί να προκληθεί από τη συσκευή λήψης και ψηφιοποίησης των δεδομένων, αλλά και από άλλους εξωγενείς παράγοντες (όπως για παράδειγμα από τυχαία

ηλεκτρονική ή μαγνητική παρεμβολή), μπορεί να παρεμποδίσει την εξέταση των δεδομένων από το εξειδικευμένο ιατρικό προσωπικό, αλλά κυρίως μπορεί να προκαλέσει την δυσλειτουργία ή την πλήρη αστοχία αυτοματοποιημένων αλγορίθμων επεξεργασίας, οι οποίοι είναι συνήθως πολύ ευαίσθητοι σε τέτοιου είδους σήματα.

Κάθε μια από τις προαναφερθείσες περιπτώσεις απαιτεί τη χρήση διαφορετικών τεχνικών διόρθωσης και βελτιστοποίησης. Οι περιπτώσεις αυτές εξετάζονται συνοπτικά στις ακόλουθες υποενότητες.

2.3.2.1 Βελτιστοποίηση αντίθεσης

Ο βασικός σκοπός της βελτίωσης μιας ψηφιακής εικόνας, είναι η μεγιστοποίηση της πληροφορίας που μπορεί να διακρίνει ένας παρατηρητής ή ένας αυτοματοποιημένος αλγόριθμος επεξεργασίας. Συνήθως η βελτίωση της ευκρίνειας μιας ψηφιακής εικόνας σχετίζεται άμεσα με τη χρωματική της αντίθεση. Η αύξηση της αντίθεσης της εικόνας κάνει τα εικονιζόμενα αντικείμενα πιο ευδιάκριτα και επομένως διευκολύνει το διαχωρισμό τους. Οι τεχνικές βελτιστοποίησης ψηφιακών εικόνων μπορούν να κατηγοριοποιηθούν χρησιμοποιώντας ποικίλα κριτήρια. Το πιο κοινό κριτήριο από αυτά, είναι η έκταση της διορθωμένης αντίθεσης, η οποία μπορεί να είναι καθολική ή τοπική [70]. Στην πρώτη περίπτωση, ο μετασχηματισμός αντίθεσης εφαρμόζεται στο σύνολο της ψηφιακής εικόνας, τροποποιώντας έτσι τη μέση αντίθεσή της. Σε μια τέτοια περίπτωση λαμβάνονται υπ' όψιν οι καθολικές ιδιότητες της εικόνας, όπως η μέση φωτεινότητα και η μέση αντίθεση των εικονοστοιχείων της [24], [71]-[72]. Οι τεχνικές που εμπίπτουν σε αυτή την κατηγορία είναι εννοιολογικά απλές, έχουν σχετικά περιορισμένο χρόνο επεξεργασίας και υλοποιούνται εύκολα. Παρόλα αυτά, η εφαρμογή τους μπορεί να προκαλέσει τη δημιουργία παρασίτων σε περιοχές της επεξεργασμένης εικόνας με πολύ υψηλή αντίθεση. Επιπλέον, λόγω του ότι οι τεχνικές αυτές δεν συνυπολογίζουν τις τοπικές μεταβολές της αντίθεσης, η εφαρμογή τους μπορεί να αποτύχει πλήρως σε εικόνες με πολύ χαμηλή φυσική αντίθεση. Αντίθετα, οι τεχνικές τοπικής διόρθωσης, συνήθως κατακερματίζουν την εικόνα σε μικρότερες περιοχές και επεξεργάζονται την τοπική αντίθεση της κάθε περιοχής ανεξάρτητα ή ανάλογα με την τοπική αντίθεση των γειτονικών της περιοχών. Επομένως, σε αυτή την περίπτωση λαμβάνονται υπ' όψιν οι τοπικές χρωματικές ιδιότητες της κάθε περιοχής [73]-[77]. Οι απόδοση των τεχνικών που εμπίπτουν σε αυτή την κατηγορία εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από τη μεθοδολογία κατάτμησης της εικόνας. Οι απλούστερες τεχνικές απλώς διαχωρίζουν την εικόνα σε ισομεγέθη γεωμετρικά σχήματα (τετράγωνα ή ορθογώνια), ενώ οι πιο εξελιγμένες τεχνικές χρησιμοποιούν μεθοδολογίες πλήρους ψηφιακής κατάτμησης. Διαχωρίζοντας την εικόνα σύμφωνα με το περιεχόμενό της. Σε μια προσπάθεια ισορρόπησης ανάμεσα στην ταχύτητα που προσφέρουν οι καθολικές τεχνικές και την ποιότητα που προσφέρουν οι τοπικές τεχνικές, ορισμένες μελέτες έχουν προτείνει συνδυαστικές τεχνικές [78]-[79].

Η πλέον διαδεδομένη ίσως τεχνική βελτιστοποίησης της αντίθεσης είναι η εξισορρόπηση ιστογράμματος [71]. Πρόκειται για μια εννοιολογικά απλή τεχνική με μικρές υπολογιστικές απαιτήσεις, η οποία μπορεί να προσφέρει σημαντική βελτίωση στην ποιότητα της επεξεργασμένης εικόνας και κατά συνέπεια χρησιμοποιείται σε πλήθος εφαρμογών επεξεργασίας ψηφιακών εικόνων. Παράλληλα, έχει αναπτυχθεί πλήθος

μεθόδων οι οποίες βασίζονται στην εν λόγω τεχνική [80]-[81]. Άλλες, εξίσου δημοφιλείς τεχνικές βελτιστοποίησης της αντίθεσης περιλαμβάνουν, τη διεύρυνση της αντίθεσης (Contrast Stretching) [24], την τεχνική προσαρμοστικής εξισορρόπησης ιστογράμματος περιορισμένης αντίθεσης (CLAHE) [82] και διαφόρους τύπους φίλτρων όξυνσης (Unsharp Masking) [83].

Στην επεξεργασία ιατρικών δεδομένων, η βελτιστοποίηση της αντίθεσης εφαρμόζεται συχνά σε εικόνες ραδιογραφίας, οι οποίες συνήθως χαρακτηρίζονται από χαμηλή φυσική αντίθεση, λόγω των σχετικά μικρών διαφορών στους συντελεστές εξασθένησης των ακτινών Χ, μεταξύ γειτονικών ιστών [84]. Η λήψη ραδιογραφημάτων με υψηλή αντίθεση κατευθείαν από τη συσκευή ακτινογράφησης δεν είναι πάντοτε εφικτή, εξ' αιτίας των αυξημένων απαιτήσεων στο χρόνο και τη δοσολογία ακτινοβολίας. Για παράδειγμα στις εικόνες υπολογιστικής τομογραφίας, είναι δυνατή η αύξηση της αντίθεσης, αυξάνοντας τον αριθμό των φωτονίων που απορροφούνται από τον ακτινοβολούμενο ιστό και καταγράφονται στα αντίστοιχα εικονοστοιχεία της παραγόμενης εικόνας. Η αύξηση όμως αυτή συνεπάγεται αντίστοιχη αύξηση της δοσολογίας ακτινοβολίας. Δεδομένου ότι οι περισσότερες ιατρικές εικόνες απεικονίζουν ιστούς ευαίσθητους στην ακτινοβολία, επιχειρείται ένας συμβιβασμός ανάμεσα στην ποιότητα απεικόνισης και την παρεχόμενη δοσολογία ακτινοβολίας. Κατά συνέπεια, στις περισσότερες περιπτώσεις, η ψηφιακή βελτίωση της αντίθεσης των ληφθέντων ραδιογραφημάτων είναι απαραίτητη.

2.3.2.2 Διόρθωση αντίθεσης

Σε πολλές περιπτώσεις απαιτείται η απ' ευθείας σύγκριση δύο ή περισσότερων ψηφιακών εικόνων με σκοπό τον εντοπισμό των διαφορών τους. Ιδιαίτερα στην ιατρική απεικονιστική διαγνωστική, συχνά συγκρίνονται διαδοχικά ραδιογραφήματα, τα οποία έχουν ληφθεί σε διαφορετικές χρονικές στιγμές για την παρακολούθηση της εξέλιξης παθήσεων ή την αποτίμηση θεραπευτικών σχημάτων. Λόγω των ιδιοτήτων των συσκευών ακτινογράφησης, αλλά και λόγω διάφορων άλλων εξωγενών παραγόντων, σπανίως είναι εφικτή η παραγωγή ραδιογραφημάτων με παρόμοιες χρωματικές ιδιότητες. Ακόμα και αν τα δεδομένα έχουν ληφθεί από το ίδιο σύστημα λήψης, πλήθος παραγόντων μπορεί να επηρεάσει τις χρωματικές ιδιότητες των παραγόμενων εικόνων, όπως, η γωνία λήψης, η παρουσία θορύβου ή οι ρυθμίσεις του ίδιου του συστήματος λήψης. Το γεγονός αυτό δεν επηρεάζει σημαντικά την οπτική εξέταση των εικόνων, αλλά μπορεί να παίζει καθοριστικό ρόλο στην αυτοματοποιημένη επεξεργασία των εικόνων από υπολογιστικούς αλγόριθμους. Οι αλγόριθμοι σύγκρισης ψηφιακών ραδιογραφημάτων βασίζονται κυρίως σε τεχνικές αφαιρετικής ακτινογραφίας, οι οποίες είναι ιδιαίτερα ευαίσθητες σε πιθανές χρωματικές διαφορές ανάμεσα στις συγκρινόμενες εικόνες [63], [68], [85]-[86]. Για το λόγο αυτό, πριν από τη σύγκριση των ραδιογραφημάτων, συνήθως εξισορροπούνται οι χρωματικές διαφορές των συγκρινόμενων εικόνων.

Η πλειοψηφία των τεχνικών εξισορρόπησης των χρωματικών διαφορών επικεντρώνουν στη διόρθωση της αντίθεσης των εικόνων. Συνήθως, τροποποιείται κατάλληλα η συνολική ή η τοπική αντίθεση μια εικόνας ή μιας σειράς εικόνων, σε σχέση με την εικόνα αναφοράς. Γενικά, οι τεχνικές διόρθωσης της αντίθεσης είναι δυνατό να κατηγοριοποιηθούν ως εξής [69]: (α) Τεχνικές που εφαρμόζονται απ' ευθείας στη γεωμετρική πληροφορία των εικόνων,

η οποίες λαμβάνουν υπ' όψιν τους τη φωτεινότητα των εικονοστοιχείων και (β) τεχνικές που εφαρμόζονται αποκλειστικά στο ιστόγραμμα των υπό επεξεργασία εικόνων. Στην πρώτη κατηγορία εμπίπτουν απλές ως προς την υλοποίηση μέθοδοι, όπως για παράδειγμα η κανονικοποίηση της αντίθεσης (normalization ή contrast stretching) ή η εφαρμογή διαφόρων γραμμικών φίλτρων.

2.3.2.3 Περιορισμός θορύβου

Η παρουσία θορύβου στην ιατρική απεικόνιση είναι συχνό φαινόμενο. Ως θόρυβος ορίζεται η ανεπιθύμητη πληροφορία της εικόνας, η οποία δεν σχετίζεται με τα απεικονιζόμενα αντικείμενα, αλλά αντιθέτως προκαλείται από εξωγενείς παράγοντες. Γενικά, ο θόρυβος μπορεί να κατηγοριοποιηθεί σε δύο είδη: συστηματικό και στατιστικό. Ο συστηματικός θόρυβος παράγεται κυρίως τεχνηέντως, με σκοπό τη πειραματική αποτίμηση συστημάτων ή αλγορίθμων. Ο θόρυβος αυτού του είδους μπορεί να αναπαραχθεί συνήθως με τη χρήση συγκεκριμένων και αυστηρώς καθορισμένων μαθηματικών μοντέλων [58]. Αντίθετα, ο στατιστικός θόρυβος χαρακτηρίζεται από τυχαίο σήμα, το οποίο οφείλεται κατά βάση στα χαρακτηριστικά του συστήματος λήψης ή του συστήματος απεικόνισης, αλλά και στις συνθήκες λήψης. Ο θόρυβος αυτού του είδους περιέχεται συχνά σε ραδιογραφήματα και είναι πιθανό να επηρεάσει αρνητικά την ευκρίνεια των απεικονιζόμενων λεπτομερειών χαμηλής αντίθεσης [87].

Γενικά, ο θόρυβος που επηρεάζει της ακτινογραφικές εικόνες, υπακούει στους κανόνες της στατιστικής. Το συνολικό σήμα του θορύβου απαρτίζεται από τρεις συνιστώσες: τον κβαντικό θόρυβο (quantum noise), το θόρυβο δομής ενισχυτικής πινακίδας (structure mottle) και το θόρυβο των κόκκων του φιλμ ραδιογραφίας (film graininess) [88]. Στη ψηφιακή ραδιογραφία συγκεκριμένα, η βασική συνιστώσα του θορύβου είναι ο κβαντικός θόρυβος. Πρόκειται για τυχαίο σήμα θορύβου, το οποίο εξαρτάται από τη στατιστική διακύμανση του αριθμού των φωτονίων που εντοπίζονται ανά πάσα στιγμή από τους αισθητήρες του συστήματος λήψης και οφείλεται στις ιδιότητες της ακτινοβολίας. Πιο συγκεκριμένα, το επίπεδο του κβαντικού θορύβου είναι ανάλογο του τετραγώνου του αριθμού των φωτονίων που καταγράφονται από τους ψηφιακούς αισθητήρες και κατά συνέπεια το σήμα του θορύβου ενισχύεται με τη μείωση της δόσολογίας ακτινοβολήσης.

Δύο επιπλέον είδη θορύβου που επηρεάζουν τα ψηφιακά συστήματα απεικόνισης, είναι το σκοτεινό ρεύμα και ο ηλεκτρονικός θόρυβος. Το σκοτεινό ρεύμα προκαλείται από τη δημιουργία θερμικής ενέργειας στο εσωτερικό των αισθητήρων στερεάς κατάστασης. Η θερμική αυτή ενέργεια εκλύεται ανεξάρτητα από την ακτινοβολήση του αισθητήρα. Αντίθετα, ο ηλεκτρονικός θόρυβος προκαλείται από τα ηλεκτρονικά στοιχεία του συστήματος απεικόνισης, όπως για παράδειγμα την καλωδίωση των διαφόρων κυκλωμάτων και ολοκληρωμένων στοιχείων ελέγχου [88].

Όπως προαναφέρθηκε, ο κβαντικός θόρυβος, ο οποίος αποτελεί και τη σημαντικότερη αιτία αλλοιώσεων στα ψηφιακά ραδιογραφήματα, παρουσιάζει στατιστική κατανομή, η οποία είναι δυνατό να θεωρηθεί κατά προσέγγιση ως κατανομή Gauss. Επομένως το επίπεδο φωτεινότητας των εικονοστοιχείων ψηφιακού ραδιογραφήματος που περιέχει σήμα κβαντικού θορύβου, ορίζεται από το άθροισμα της πραγματικής τιμής της

φωτεινότητας και μιας τυχαία διανεμημένης τιμής θορύβου. Όπως κάθε άλλο σήμα που ακολουθεί κατανομή Gauss, ο κβαντικός θόρυβος μπορεί να περιοριστεί με την εφαρμογή χωρικών φίλτρων στην εικόνα [67]. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιούνται συνήθως φίλτρα μέσου (mean) και μεσαίου (median). Τα φίλτρα μέσου είναι γραμμικά φίλτρα, τα οποία λειτουργούν αντικαθιστώντας την τιμή φωτεινότητας του κάθε εικονοστοιχείου, με την τιμή του μέσου όρου της φωτεινότητας των γειτονικών του εικονοστοιχείων. Με αυτό τον τρόπο εξαλείφονται οι μη αντιπροσωπευτικές τιμές της φωτεινότητας, οι οποίες προκαλούνται από το σήμα του θορύβου. Αντίθετα, τα φίλτρα μεσαίου ανήκουν στην γενική κατηγορία των στατιστικών φίλτρων (μη γραμμικά). Όπως και στα φίλτρα μέσου, η τιμή της φωτεινότητας κάθε εικονοστοιχείου της εικόνας αντικαθίσταται από τη διάμεση τιμή των φωτεινοτήτων των γειτονικών εικονοστοιχείων. Τα φίλτρα αυτού του είδους είναι ικανά να αφαιρέσουν ποικίλα σήματα θορύβου και δεν περιορίζονται μόνο στον γκαουσιανό θόρυβο, όπως τα φίλτρα μέσου.

2.3.3 Ευθυγράμμιση

Ως ευθυγράμμιση ορίζεται η διαδικασία εύρεσης κατάλληλου γεωμετρικού μετασχηματισμού, μέσω του οποίου εξομαλύνονται οι γεωμετρικές αποκλίσεις ανάμεσα σε διαφορετικές απεικονίσεις του ίδιου αντικειμένου, ή ανάμεσα σε απεικονίσεις διαφορετικών αντικειμένων. Οι απεικονίσεις αυτές μπορεί να είναι τρισδιάστατες ή δισδιάστατες (επίπεδες) και αντιστοιχούν στην προβολή της φυσικής διάταξης του απεικονιζόμενου αντικειμένου στο χώρο. Στον τομέα της ιατρικής απεικόνισης, τρισδιάστατα δεδομένα λαμβάνονται μέσω τεχνικών τομογραφίας, όπως η υπολογιστική τομογραφία (CT), η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού (MRI), η υπολογιστική τομογραφία εκπομπής μονήρους φωτονίου (SPECT) και η τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων (PET). Σε όλες τις παραπάνω περιπτώσεις η τρισδιάστατη πληροφορία αποδίδεται μέσω συστοιχιών δισδιάστατων τομών. Αντίθετα, τα δισδιάστατα δεδομένα αποτελούνται από προβολές των απεικονιζόμενων αντικειμένων σε επίπεδο φιλμ ή σε επίπεδη ψηφιακή εικόνα.

Από μαθηματικής άποψης, η διαδικασία της ευθυγράμμισης μπορεί να θεωρηθεί ως συνάρτηση η οποία δέχεται ως ορίσματα τις δύο υπό ευθυγράμμιση απεικονίσεις και παράγει ως αποτέλεσμα έναν γεωμετρικό μετασχηματισμό, ο οποίος ορίζει τις αντιστοιχίες ανάμεσα στα σημεία των δύο απεικονίσεων [89]. Οι αντιστοιχίσεις αυτές μπορεί να υπακούουν σε κάποιο γενικό κανόνα ή να είναι ανεξάρτητες για κάθε σημείο, ανάλογα με την υλοποίηση του αλγορίθμου της ευθυγράμμισης. Η επιτυχία της όλης διαδικασίας εξαρτάται άμεσα από τον επιτυχή ορισμό των παραπάνω αντιστοιχιών.

Έχουν προταθεί πλήθος μεθοδολογιών ευθυγράμμισης, οι οποίες είναι δυνατό να κατηγοριοποιηθούν βάσει ποικίλων κριτηρίων [89]-[92]. Τα κριτήρια αυτά περιλαμβάνουν:

- **Τις διαστάσεις των υπό ευθυγράμμιση εικόνων.** Όπως προαναφέρθηκε, τα ιατρικά και τα οδοντιατρικά δεδομένα, αριθμούν δύο ή τρεις διαστάσεις, ανάλογα με τη διαδικασία λήψης (ακτινογραφία, CT, MRI, SPECT, PET, κλπ).

Επομένως οι αντίστοιχες μέθοδοι ευθυγράμμισης μπορούν να κατηγοριοποιηθούν σε δισδιάστατες και τρισδιάστατες.

- **Τη βάση της ευθυγράμμισης.** Πρόκειται για το βασικό κριτήριο, σύμφωνα με το οποίο ευθυγραμμίζονται τα δεδομένα. Βάση ευθυγράμμισης μπορεί να αποτελέσει η αντιστοίχιση συγκεκριμένων υποσυνόλων σημείων από τις δύο εικόνες, η αντιστοίχιση της μέσης τοπικής φωτεινότητας, η αντιστοίχιση γραμμών (ακμών) ή επιπέδων. Σε ορισμένες περιπτώσεις χρησιμοποιούνται τεχνητά στοιχεία (στερεοτακτικό πλαίσιο ή διακριτά σημεία), τα οποία συνδυάζονται με την ανατομική πληροφορία των απεικονιζόμενων περιοχών και χρησιμοποιούνται ως βάση για τη διαδικασία ευθυγράμμισης. Οι τεχνικές ευθυγράμμισης που βασίζονται σε εξωγενή στοιχεία θεωρούνται ως εξωτερικά υποβοηθούμενες τεχνικές, σε αντίθεση με τις εγγενείς τεχνικές, οι οποίες βασίζονται αποκλειστικά στην ανατομία των απεικονιζόμενων περιοχών. Σε περίπτωση που δεν είναι δυνατός ο ορισμός γεωμετρικών αντιστοιχιών, χρησιμοποιούνται τεχνικές ευθυγράμμισης με βάση την αντιστοίχιση προτύπων φωτεινότητας (intensity template matching).
- **Το γεωμετρικό μετασχηματισμό.** Ο γεωμετρικός μετασχηματισμός ορίζει το μαθηματικό μοντέλο σύμφωνα με το οποίο θα μεταβληθεί η γεωμετρία των απεικονιζόμενων αντικειμένων στις υπό ευθυγράμμιση εικόνες, έτσι ώστε να μειωθεί ή να εκμηδενιστεί η γεωμετρικής τους απόκλιση. Υπάρχουν πολλά είδη γεωμετρικών μετασχηματισμών, οι οποίοι γενικά διακρίνονται σε άκαμπτους (συμπαγείς) και εύκαμπτους (ελαστικούς). Στη πρώτη περίπτωση πρέπει εξ' ορισμού να διατηρείται η παραλληλία των απεικονιζόμενων δομών (γραμμών ή επιπέδων), μετά από την εφαρμογή της διαδικασίας ευθυγράμμισης. Αντίθετα, στη δεύτερη περίπτωση επιτρέπεται η ελαστική παραμόρφωση των υπό ευθυγράμμιση δεδομένων.
- **Τον απαιτούμενο βαθμό διάδρασης.** Ο βαθμός διάδρασης καθορίζει τη συχνότητα παρέμβασης του ανθρώπινου παράγοντα για την ορθή εφαρμογή της μεθοδολογίας ευθυγράμμισης. Σύμφωνα με το κριτήριο αυτό, οι τεχνικές ευθυγράμμισης μπορούν να κατηγοριοποιηθούν σε: (α) αυτόματες, (β) ημι-αυτόματες και (γ) χειροκίνητες. Στις αυτόματες τεχνικές ευθυγράμμισης, η παρέμβαση του ανθρώπινου παράγοντα είναι περιορισμένη, καθώς οι τιμές των απαιτούμενων παραμέτρων υπολογίζονται συνήθως αυτόματα από τα χαρακτηριστικά των υπό επεξεργασία εικόνων. Στην περίπτωση των ημι-αυτόματων τεχνικών ευθυγράμμισης, συνήθως απαιτείται ο χειροκίνητος καθορισμός των παραμέτρων του αλγορίθμου ή η χειροκίνητη αρχικοποίηση του αλγορίθμου. Τέλος, οι πλήρως χειροκίνητες τεχνικές ευθυγράμμισης βασίζονται στον χειροκίνητο ορισμό τόσο διακριτών σημείων (markers), όσο και παραμέτρων.
- **Τη διαδικασία βελτιστοποίησης.** Η βελτιστοποίηση αποτελεί το σημαντικότερο τμήμα της συνολικής διαδικασίας της ευθυγράμμισης. Πρόκειται για μια επαναληπτική διαδικασία μέσω της οποίας μεγιστοποιείται το κριτήριο ομοιότητας ή ελαχιστοποιείται το σφάλμα ανάμεσα στην εικόνα αναφοράς και την υπό ευθυγράμμιση εικόνα. Έχουν προταθεί πλήθος αλγορίθμων βελτιστοποίησης, οι οποίες βασίζονται σε κυλιόμενα συστήματα συναρτήσεων,

νευρωνικά δίκτυα, εξομοίωση ανοσοποιητικών συστημάτων, ή γεννήτριες ψευδο-τυχαίων αριθμών. Λόγω του γεγονότος ότι η βελτιστοποίηση αποτελεί σημαντικό στοιχείο της ευθυγράμμισης, οι τεχνικές ευθυγράμμισης μπορούν να κατηγοριοποιηθούν ανάλογα με τον προτιμώμενο αλγόριθμο βελτιστοποίησης.

- **Το είδος των δεδομένων.** Οι τεχνικές ευθυγράμμισης μπορούν επίσης να κατηγοριοποιηθούν ανάλογα με το είδος των δεδομένων που επεξεργάζονται. Υπάρχουν για παράδειγμα τεχνικές οι οποίες μπορούν να ευθυγραμμίσουν αποκλειστικά δεδομένα του ίδιου τύπου (CT-CT ή MRI-MRI) και τεχνικές οι οποίες μπορούν να επεξεργαστούν δεδομένα που έχουν ληφθεί χρησιμοποιώντας διαφορετικές μεθόδους λήψης (CT-MRI ή MRI-PET). Οι τεχνικές ευθυγράμμισης που εμπίπτουν στην πρώτη κατηγορία ονομάζονται μονοτροπικές (monomodal), ενώ αυτές που ανήκουν στη δεύτερη κατηγορία ονομάζονται πολυτροπικές (multimodal).
- **Το υποκείμενο της ευθυγράμμισης.** Το υποκείμενο της διαδικασίας ευθυγράμμισης ορίζεται από την προέλευση των υπό ευθυγράμμιση δεδομένων. Με αυτό το κριτήριο διακρίνονται τρεις περιπτώσεις: (α) τα υπό ευθυγράμμιση δεδομένα προέρχονται από τον ίδιο ασθενή (πιθανόν σε διαφορετικές χρονικές στιγμές), (β) τα υπό ευθυγράμμιση δεδομένα προέρχονται από διαφορετικούς ασθενείς και (γ) επιχειρείται ευθυγράμμιση των δεδομένων ενός ασθενούς έναντι ενός ιατρικού άτλαντα.
- **Το αντικείμενο της ευθυγράμμισης.** Ως αντικείμενο της ευθυγράμμισης ορίζεται η συγκεκριμένη περιοχή της ανατομίας του ασθενούς η οποία πρέπει να ευθυγραμμιστεί. Κατά συνέπεια υπάρχουν αρκετές τεχνικές ευθυγράμμισης οι οποίες στοχεύουν σε συγκεκριμένες ανατομικές περιοχές ή έχουν βελτιστοποιηθεί για συγκεκριμένες ανατομικές περιοχές.

Παρόλα αυτά, όλες οι τεχνικές ευθυγράμμισης έχουν κάποια κοινά στοιχεία, ανεξάρτητα από την κατηγορία στην οποία ανήκουν. Πιο συγκεκριμένα, το σύνολο των τεχνικών ευθυγράμμισης απαρτίζεται από τα ακόλουθα τρία βασικά συστατικά, τα οποία αναλύονται περαιτέρω στις ενότητες που ακολουθούν:

- Έναν γεωμετρικό μετασχηματισμό,
- Μια συνάρτηση ομοιότητας ή σφάλματος,
- Μια διαδικασία βελτιστοποίησης.

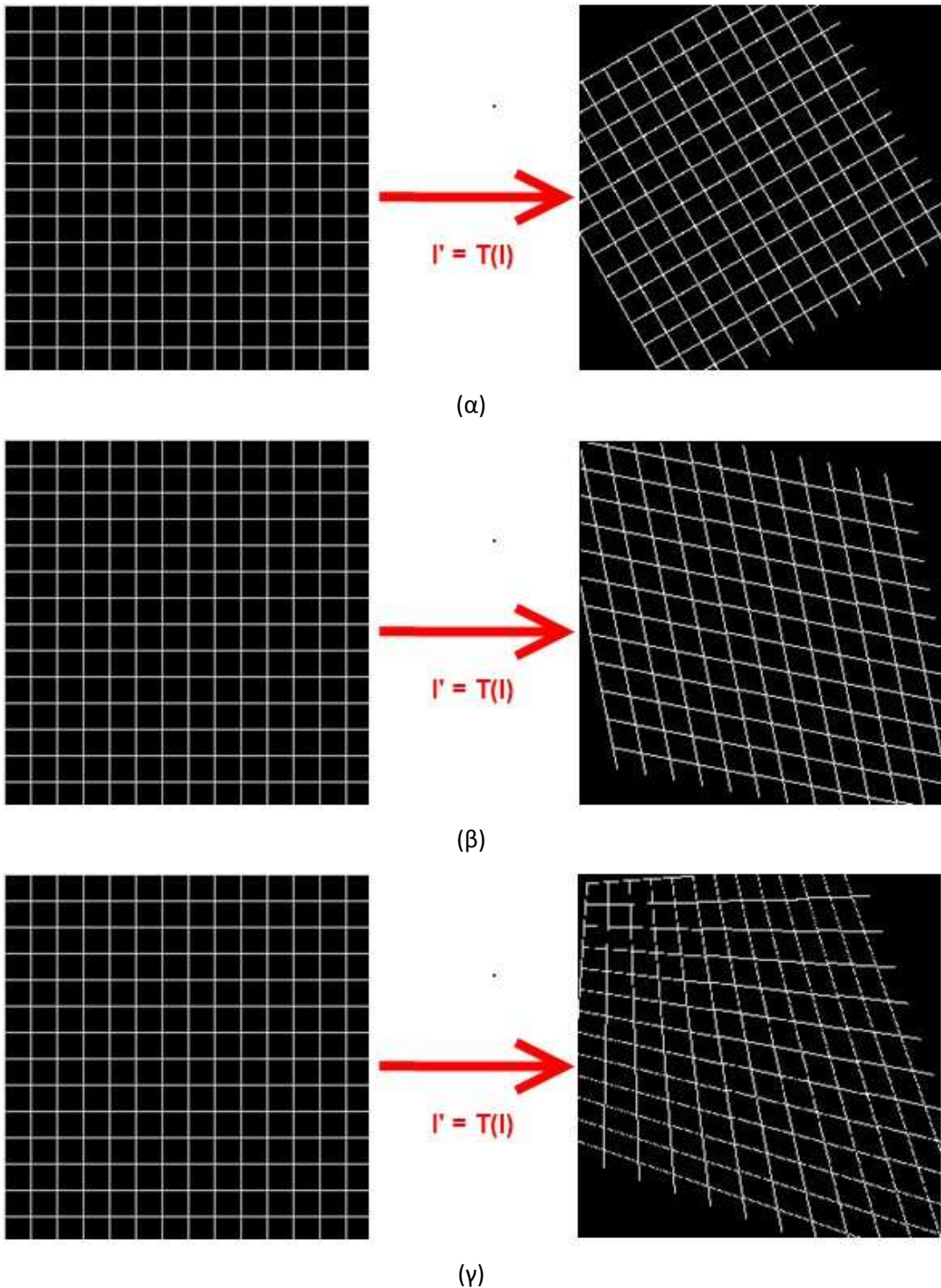
Η ευθυγράμμιση ψηφιακών δεδομένων είναι μια επαναληπτική διαδικασία, η οποία ευθυγραμμίζει τη γεωμετρία μια δομής δεδομένων I_F , σε σχέση μια άλλη δομή δεδομένων αναφοράς I_R . Σε κάθε επανάληψη της διαδικασίας, τα υπό ευθυγράμμιση δεδομένα I_F μετασχηματίζονται μέσω γεωμετρικού μετασχηματισμού, του οποίου οι παράμετροι παράγονται από μια μέθοδο βελτιστοποίησης. Οι νέες παράμετροι του μετασχηματισμού παράγονται μετά από τον υπολογισμό του κριτηρίου ομοιότητας (ή σφάλματος) ανάμεσα στα δεδομένα αναφοράς I_R και στα μετασχηματισμένα δεδομένα I'_F . Η επαναληπτική διαδικασία τερματίζεται όταν επιτευχθεί το βέλτιστο δυνατό

αποτέλεσμα, δηλαδή όταν μεγιστοποιηθεί η τιμή της συνάρτησης ομοιότητας (ή αντίστοιχα όταν ελαχιστοποιηθεί η τιμή της συνάρτησης σφάλματος). Οι βέλτιστες παράμετροι του μετασχηματισμού εφαρμόζονται τότε στην υπό ευθυγράμμιση εικόνα I_F , παράγοντας την τελική ευθυγραμμισμένη εικόνα I_{TR} .

2.3.3.1 Γεωμετρικός μετασχηματισμός

Όπως προαναφέρθηκε, ο βασικός σκοπός της διαδικασίας ευθυγράμμισης είναι ο μετασχηματισμός μιας δομής δεδομένων έτσι ώστε να ελαχιστοποιηθούν ή να εκμηδενιστούν οι γεωμετρικές αποκλίσεις, σε σχέση μια άλλη δομή δεδομένων (δεδομένα αναφοράς). Αυτό επιτυγχάνεται μέσω μιας επαναληπτικής διαδικασίας, σε κάθε επανάληψη της οποίας το σύστημα συντεταγμένων των δεδομένων μετατοπίζεται με βάση έναν προκαθορισμένο γεωμετρικό μετασχηματισμό. Ο γεωμετρικός μετασχηματισμός ορίζεται από συγκεκριμένο αριθμό παραμέτρων, οι οποίες ελέγχουν τη μετατόπιση των συντεταγμένων κάθε σημείου των δεδομένων. Ο αριθμός των παραμέτρων ποικίλει και εξαρτάται από την πολυπλοκότητα του μετασχηματισμού. Οι απλούστεροι μετασχηματισμοί (απλή μετατόπιση του απεικονιζόμενου αντικειμένου) ορίζονται από αριθμό παραμέτρων ίσο με τον αριθμό των Καρτεσιανών αξόνων του συστήματος συντεταγμένων (για παράδειγμα 2 ή 3 για δισδιάστατα ή τρισδιάστατα δεδομένα, αντίστοιχα) [93]. Πιο πολύπλοκοι μετασχηματισμοί, οι οποίοι περιέχουν περιστροφές ή ελαστικές μετατοπίσεις, μπορεί να απαιτούν δεκάδες παραμέτρους για την πλήρη περιγραφή τους, ειδικότερα σε συστήματα συντεταγμένων πολλών διαστάσεων [94].

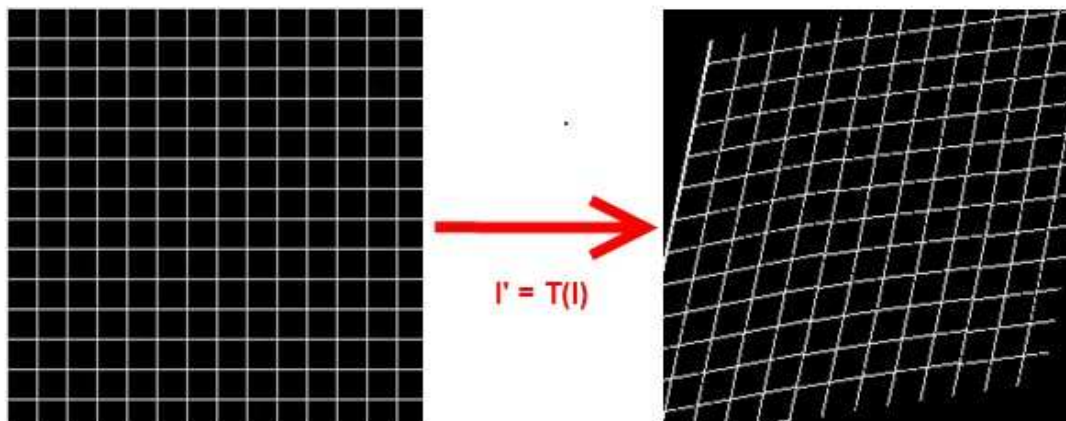
Οι γεωμετρικοί μετασχηματισμοί κατηγοριοποιούνται ανάλογα με το βαθμό ελευθερίας του μετασχηματισμού σε συμπαγείς μετασχηματισμούς (rigid transformations) και εύκαμπτους μετασχηματισμούς (non-rigid transformation). Οι μετασχηματισμοί που ανήκουν στη πρώτη κατηγορία είναι μετασχηματισμοί με σχετικά λίγους βαθμούς ελευθερίας και περιορίζονται σε απλές μετατοπίσεις και περιστροφές. Οι μετασχηματισμοί αυτού του τύπου είναι οι πλέον κοινοί και ευρέως διαδεδομένοι, λόγω της ταχύτητάς τους αλλά και της ευκολίας στην υλοποίησή τους. Οι συμπαγείς γεωμετρικοί μετασχηματισμοί διατηρούν τις αναλογίες των αποστάσεων των σημείων των μετασχηματισμένων δεδομένων, καθώς επίσης διατηρούν αναλλοίωτες τις ευθείες γραμμές, τις επίπεδες επιφάνειες και τις αναλογίες των γωνιών. Συνήθως οι συμπαγείς μετασχηματισμοί ορίζονται από συστήματα συναρτήσεων, όπου κάθε συνάρτηση ορίζει τον συσχετισμό της κάθε συντεταγμένης του Καρτεσιανού συστήματος συντεταγμένων με τις παραμέτρους του μετασχηματισμού. Κατά συνέπεια, ο αριθμός των συναρτήσεων που απαιτούνται για τον ορισμό του μετασχηματισμού είναι ανάλογος των διαστάσεων του συστήματος συντεταγμένων των δεδομένων. Εναλλακτικά, τα συστήματα συναρτήσεων που ορίζουν τις μετασχηματισμένες συντεταγμένες του κάθε σημείου των δεδομένων, είναι δυνατό να αποδοθούν και υπό μορφή αριθμητικής πινάκων. Στην κατηγορία των συμπαγών μετασχηματισμών εμπίπτουν μερικοί από τους πλέον διαδεδομένους μετασχηματισμούς όπως, ο αφινικός, ο γραμμικός, ο διγραμμικός, ο προβολικός και πλήθος άλλων [95]. Στην Εικόνα 2.20 παρουσιάζονται χαρακτηριστικές περιπτώσεις συμπαγών μετασχηματισμών.



Εικόνα 2.20. Παραδείγματα συμπαγών (άκαμπτων) γεωμετρικών μετασχηματισμών: (α) απλός γραμμικός, (β) αφινικός και (γ) διγραμμικός.

Αντίθετα, οι εύκαμπτοι γεωμετρικοί μετασχηματισμοί επιτρέπουν παραμορφώσεις πολλών βαθμών ελευθερίας. Ο πλέον διαδεδομένος εύκαμπτος γεωμετρικός μετασχηματισμός είναι ο ελαστικός μετασχηματισμός (elastic transformation). Ο συγκεκριμένος μετασχηματισμός ορίζεται από 150 ανεξάρτητες παραμέτρους σε δισδιάστατο σύστημα συντεταγμένων και 2000 ανεξάρτητες παραμέτρους όταν εφαρμόζεται σε τρισδιάστατα δεδομένα [96]. Ο ελαστικός μετασχηματισμός

χρησιμοποιείται στην επεξεργασία ιατρικών δεδομένων για την ευθυγράμμιση μαλακών ιστών, όπου λόγω της φυσικής ελαστικότητας των απεικονιζόμενων αντικειμένων, είναι ανέφικτη η χρήση άκαμπτων μετασχηματισμών. Ένα παράδειγμα ελαστικού μετασχηματισμού παρουσιάζεται στην Εικόνα 2.21.



Εικόνα 2.21. Παραδείγματα ελαστικού μετασχηματισμού.

2.3.3.2 Συνάρτηση ομοιότητας

Σε κάθε βήμα της επαναληπτικής διαδικασίας ευθυγράμμισης, η προς ευθυγράμμιση εικόνα μετασχηματίζεται χρησιμοποιώντας συγκεκριμένες τιμές των παραμέτρων του μετασχηματισμού. Κατόπιν, η μετασχηματισμένη εικόνα συγκρίνεται με την εικόνα αναφοράς βάσει προκαθορισμένων κριτηρίων. Συνήθως τα κριτήρια αυτά αποτελούνται από συναρτήσεις ομοιότητας ή σφάλματος, οι οποίες ποσοτικοποιούν το βαθμό σύμπτωσης ή απόκλισης ανάμεσα στην ευθυγραμμισμένη εικόνα και την εικόνα αναφοράς. Οι συναρτήσεις αυτές υπολογίζουν κάποιον συντελεστή, ο οποίος προκύπτει από το συνδυασμό των τιμών της φωτεινότητας ή των αποστάσεων αντίστοιχων σημείων ή περιοχών στα υπό επεξεργασία δεδομένα.

Η προτιμώμενη συνάρτηση ομοιότητας εξαρτάται από την εφαρμογή της διαδικασίας ευθυγράμμισης και πρωτίστως από το είδος των υπό επεξεργασία δεδομένων. Για το λόγο αυτό έχουν προταθεί πλήθος τέτοιων συναρτήσεων, οι περισσότερες εκ των οποίων προέρχονται από στατιστικές εφαρμογές. Τα σημαντικότερα κριτήρια ομοιότητας που χρησιμοποιούνται ευρέως στην ευθυγράμμιση ψηφιακών εικόνων συνοψίζονται παρακάτω.

Ίσως το απλούστερο κριτήριο ομοιότητας είναι ο υπολογισμός της μέσης τιμής των απόλυτων διαφορών της φωτεινότητας των αντίστοιχων σημείων των δεδομένων αναφοράς και των υπό ευθυγράμμιση δεδομένων. Ο υπολογισμός του κριτηρίου αυτού γίνεται σύμφωνα με την Εξίσωση (2.3), όπου $I_R(i)$ και $I'_F(i)$ είναι οι φωτεινότητες των συνολικά N αντίστοιχων σημείων i από τα δεδομένα αναφοράς και τα μετασχηματισμένα υπό ευθυγράμμιση δεδομένα, αντίστοιχα. Το κριτήριο αυτό είναι απλό στην υλοποίηση και μειώνει σημαντικά το συνολικό χρόνο που απαιτείται για την ολοκλήρωση της ευθυγράμμισης και κατά συνέπεια χρησιμοποιείται συνήθως σε μεγάλες δομές δεδομένων

για την επιτάχυνση της διαδικασίας. Ουσιαστικά, η μέση απόλυτη διαφορά της φωτεινότητας αποτελεί κριτήριο σφάλματος και επομένως απαιτείται η ελαχιστοποίησή του για την επίτευξη ικανοποιητικού αποτελέσματος ευθυγράμμισης.

$$AD = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^N |I_R(i) - I'_F(i)| \quad (2.3)$$

Ένα από τα πλέον δημοφιλή κριτήρια ομοιότητας είναι ο συντελεστής συσχέτισης. Το συγκεκριμένο κριτήριο ομοιότητας εξετάζει το βαθμό συσχέτισης ανάμεσα σε δύο σύνολα τιμών και προέρχεται από τη στατιστική. Στην περίπτωση της ψηφιακής ευθυγράμμισης, τα δύο αυτά σύνολα τιμών απαρτίζονται από τις τιμές φωτεινότητας των σημείων των δεδομένων αναφοράς $I_R(i)$ και των μετασχηματισμένων, υπό ευθυγράμμιση δεδομένων $I'_F(i)$. Στην Εξίσωση (2.4) παρουσιάζεται η μαθηματική συνάρτηση του συντελεστή συσχέτισης για συνολικά N σημεία. Ο συντελεστής συσχέτισης ποσοτικοποιεί το βαθμό ομοιότητας των συγκρινόμενων δεδομένων και επομένως απαιτείται η μεγιστοποίησή του για τη βέλτιστη δυνατή ευθυγράμμιση [63].

$$CC = \frac{N \sum_{i=0}^N I_R(i) I'_F(i) - \sum_{i=0}^N I_R(i) \sum_{i=0}^N I'_F(i)}{\sqrt{N \sum_{i=0}^N I_R^2(i) - \left(\sum_{i=0}^N I_R(i) \right)^2} \sqrt{N \sum_{i=0}^N I'^2_F(i) - \left(\sum_{i=0}^N I'_F(i) \right)^2}} \quad (2.4)$$

Επίσης, είναι δυνατό να εξεταστεί η ομοιομορφία των εικόνων αναλογίας. Το κριτήριο αυτό, το οποίο προτάθηκε από τον Woods και τους συνεργάτες του [97], χρησιμοποιεί τους λόγους της φωτεινότητας των αντίστοιχων σημείων στα δεδομένα αναφοράς $I_R(i)$ και στα μετασχηματισμένα υπό ευθυγράμμιση δεδομένα $I'_F(i)$, για την παραγωγή μιας νέας δομής δεδομένων αναλογίας, όπου το κάθε σημείο της ισούται με $R(i) = \frac{I'_F(i)}{I_R(i)}$. Στη συνέχεια εξετάζεται η ομοιομορφία των δεδομένων αναλογίας, η οποία μεγιστοποιείται όταν ελαχιστοποιείται η τυπική απόκλιση των τιμών $R(i)$. Για το σκοπό αυτό υπολογίζεται η κανονικοποιημένη τυπική απόκλιση, σύμφωνα με την Εξίσωση (2.5), για N συνολικά σημεία.

$$RUI = \frac{\sum_{i=0}^N \left(R(i) - \frac{1}{N} \sum_{i=0}^N R(i) \right)^2}{\sum_{i=0}^N R(i)} \quad (2.5)$$

Ένα επίσης ευρέως διαδεδομένο κριτήριο ομοιότητας είναι ο συντελεστής κοινής πληροφορίας. Το στατιστικό αυτό κριτήριο ποσοτικοποιεί το βαθμό συσχέτισης δύο ανεξάρτητων μεταβλητών. Στην περίπτωση της ψηφιακής επεξεργασίας εικόνας, μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τον υπολογισμό της σύμπτωσης της απεικονιζόμενης πληροφορίας δύο

εικόνων [98]. Υποθέτοντας ότι $H(I_R)$ και $H(I'_F)$ είναι οι οριακές εντροπίες των δεδομένων αναφοράς και των μετασχηματισμένων υπό ευθυγράμμιση δεδομένων και $H(I_R, I'_F)$ η κοινή εντροπία τους, ο συντελεστής κοινής πληροφορίας μπορεί να υπολογιστεί χρησιμοποιώντας την Εξίσωση (2.6). Λόγω της πολυπλοκότητας του κριτηρίου και των πολλών αριθμητικών πράξεων που εμπλέκονται στον υπολογισμό του, ο συντελεστής κοινής πληροφορίας χρησιμοποιείται σε δεδομένα περιορισμένου μεγέθους ή σε εφαρμογές όπου ο χρόνος επεξεργασίας δεν αποτελεί κρίσιμο παράγοντα.

$$MI = H(I_R) + H(I'_F) - H(I_R, I'_F) \quad (2.6)$$

Όλα τα παραπάνω κριτήρια ομοιότητας σχετίζονται άμεσα με τη φωτεινότητα των σημείων των υπό ευθυγράμμιση δεδομένων. Είναι επίσης δυνατή η χρήση κριτηρίων τα οποία δεν εξαρτώνται από τις χρωματικές ιδιότητες των δεδομένων. Τα κριτήρια αυτά βασίζονται κυρίως στον υπολογισμό αποστάσεων [99]. Ένα τυπικό παράδειγμα τέτοιου κριτηρίου είναι η μέση απόσταση ανάμεσα στις ακμές των δεδομένων αναφοράς και των υπό ευθυγράμμιση δεδομένων. Η γεωμετρική σύμπτωση ή απόκλιση των δεδομένων μπορεί να σχετιστεί άμεσα με την απόσταση των ακμών τους. Αυτό βέβαια προϋποθέτει την εξαγωγή των ακμών των δεδομένων πριν από τον υπολογισμό του κριτηρίου. Με την πάροδο των χρόνων έχουν προταθεί αρκετές τεχνικές για την επιτάχυνση και τη βελτιστοποίηση της διαδικασίας αυτής, η γνωστότερη εκ των οποίων είναι η μέθοδος των Χαρτών Απόστασης (Distance Maps) [100].

Σε περιπτώσεις που είναι γνωστές οι αντιστοιχίες των σημείων ανάμεσα στα δεδομένα αναφοράς και τα υπό ευθυγράμμιση δεδομένα, είναι δυνατή η χρήση της απόστασης των αντίστοιχων σημείων ως κριτήριο ομοιότητας. Ιδανικά, η απόσταση αυτή θα πρέπει να εκμηδενιστεί για να επιτευχθεί η βέλτιστη δυνατή ευθυγράμμιση των δεδομένων. Το κριτήριο αυτό χρησιμοποιείται συχνά σε ημιαυτόματους αλγόριθμους ευθυγράμμισης, όπου απαιτείται ο καθορισμός διακριτών σημείων (markers) στα δεδομένα [101]-[103].

2.3.3.3 Μέθοδος βελτιστοποίησης

Η μέθοδος βελτιστοποίησης αποτελεί σημαντικό και αναπόσπαστο τμήμα της διαδικασίας ευθυγράμμισης ψηφιακών δεδομένων. Η μέθοδος βελτιστοποίησης καθορίζει τη διαδικασία παραγωγής νέων τιμών για τις παραμέτρους του μετασχηματισμού, λαμβάνοντας υπ' όψιν την τιμή του κριτηρίου ομοιότητας. Τελικός στόχος της βελτιστοποίησης είναι ο υπολογισμός τιμών για τις παραμέτρους του μετασχηματισμού οι οποίες, εφαρμοζόμενες στα υπό ευθυγράμμιση δεδομένα, παράγουν την καλύτερη δυνατή ακρίβεια ευθυγράμμισης.

Έχουν προταθεί πλήθος αλγορίθμων βελτιστοποίησης, οι οποίοι μπορούν να ταξινομηθούν σε τρεις γενικές κατηγορίες, ανάλογα με την υπερκείμενη λογική του αλγορίθμου [90], [95]: (α) Μαθηματικά μοντέλα, (β) επαναληπτικοί αλγόριθμοι και (γ) ευρετικοί αλγόριθμοι.

Η πρώτη κατηγορία περιλαμβάνει τις γνωστότερες και πλέον διαδεδομένες τεχνικές βελτιστοποίησης. Οι τεχνικές αυτές βασίζονται σε γνωστά μαθηματικά μοντέλα επίλυσης πολλαπλών εξισώσεων με σκοπό την ελαχιστοποίηση ή τη μεγιστοποίηση συναρτήσεων. Οι μαθηματικοί αλγόριθμοι βελτιστοποίησης συνήθως τερματίζονται μετά από προκαθορισμένο αριθμό επαναλήψεων ή προαιρετικά μέσω κάποιο αριθμητικού κριτηρίου τερματισμού. Τα πιο δημοφιλή μαθηματικά μοντέλα βελτιστοποίησης, τα οποία μπορούν να χρησιμοποιηθούν αυτόνομα ή συνδυαστικά, περιλαμβάνουν:

- Τη μέθοδο του Brent,
- Την τεχνική εύρεσης χρυσής τομής (Golden Section Search),
- Τη μέθοδο μονοδιάστατης εύρεσης πρώτων παραγώγων (One-Dimensional Search with First Derivatives),
- Τη μέθοδο Downhill Simplex και
- Τη μέθοδο Powell.

Οι επαναληπτικοί αλγόριθμοι βελτιστοποίησης συνήθως χρησιμοποιούνται για την επίλυση προβλημάτων μη-γραμμικού προγραμματισμού. Οι αλγόριθμοι αυτοί εκτελούνται επαναληπτικά, συγκλίνοντας στη βέλτιστη επίλυση του προβλήματος μετά από το τέλος κάθε επαναληπτικής κλίσης. Στην περίπτωση της ψηφιακής επεξεργασίας εικόνων, το πρόβλημα προς επίλυση θεωρείται η μεγιστοποίηση του κριτηρίου ομοιότητας (ή η ελαχιστοποίηση του σφάλματος) των υπό ευθυγράμμιση δεδομένων. Οι αλγόριθμοι αυτοί είναι αρκετά πολύπλοκοι και έχουν κατά κανόνα αυξημένες απαιτήσεις ως προς το χρόνο εκτέλεσής τους. Μερικά παραδείγματα αλγορίθμων που εμπίπτουν στην κατηγορία αυτή παρατίθενται παρακάτω:

- Μέθοδος του Newton (και οι διάφορες παραλλαγές της),
- Μέθοδος συζευγμένης κλίσης (Conjugate Gradient),
- Μέθοδος καθόδου κλίσης (Gradient Descent),
- Τεχνικές εσωτερικών σημείων (Interior Point Methods),
- Τεχνικές υπό-κλίσης (Subgradient Methods),
- Ελλειψοειδής μέθοδος,
- Διάφορες τεχνικές παρεμβολών (Interpolation Methods) και
- Διάφορες μέθοδοι εύρεσης προτύπων (Pattern Search Methods).

Τέλος, η διαδικασία βελτιστοποίησης μπορεί να υλοποιηθεί με τη χρήση ευρετικών αλγορίθμων. Οι αλγόριθμοι αυτοί είναι αρκετά πολύπλοκοι καθώς μιμούνται διάφορα εξελικτικά μοντέλα. Η χρήση τους στις διάφορες μεθοδολογίες ευθυγράμμισης ψηφιακών δεδομένων είναι σχετικά περιορισμένη. Μερικά παραδείγματα ευρετικών αλγορίθμων βελτιστοποίησης αναφέρονται παρακάτω:

- Μιμητικός αλγόριθμος (Memetic algorithm),
- Τεχνική διαφορικής εξέλιξης (Differential Evolution),
- Μέθοδος δυναμικής χαλάρωσης (Dynamic Relaxation),
- Γενετικοί αλγόριθμοι (Genetic Algorithms),
- Αλγόριθμος Nelder-Mead,

- Αλγόριθμος σμήνους σωματιδίων (Particle Swarm Optimization),
- Αλγόριθμος προσομοιωμένης απόπτωσης (Simulated Annealing).

2.3.3.4 Ευθυγράμμιση μέσω αντιστοίχισης σημείων

Όπως προαναφέρθηκε η ευθυγράμμιση των ψηφιακών δεδομένων μπορεί να επιτευχθεί είτε χρησιμοποιώντας το σύνολο της πληροφορίας (των σημείων) των υπό ευθυγράμμιση εικόνων, είτε περιορίζοντας τη διαδικασία σε συγκεκριμένο αριθμό προεπιλεγμένων σημείων. Στη δεύτερη περίπτωση, οι γενικές αρχές που περιγράφηκαν στις παραπάνω ενότητες αναφορικά με το γεωμετρικό μετασχηματισμό, τη συνάρτηση ομοιότητας και τη διαδικασία βελτιστοποίησης, εξακολουθούν να ισχύουν, με τη μόνη διαφορά ότι εφαρμόζονται σε επιλεγμένα νέφη σημείων των δεδομένων, αντί για το σύνολο των σημείων τους [103]. Οι τεχνικές ευθυγράμμισης που βασίζονται σε υποσύνολα σημείων των δεδομένων, γενικά απαρτίζονται από τις ακόλουθες διαδικασίες, οι οποίες αναφέρονται με τη σειρά εκτέλεσής τους:

1. Καθορισμός διακριτών σημείων στα δεδομένα αναφοράς.
2. Εύρεση αντίστοιχων σημείων στα υπό ευθυγράμμιση δεδομένα.
3. Υπολογισμός καθολικού γεωμετρικού μετασχηματισμού από τις αντιστοιχίες των διακριτών σημείων.
4. Εφαρμογή καθολικού γεωμετρικού μετασχηματισμού στην υπό ευθυγράμμιση εικόνα.

Ο καθορισμός διακριτών σημείων μπορεί να γίνει χειροκίνητα ή μέσω κάποιου αυτοματοποιημένου αλγορίθμου εντοπισμού διακριτών στοιχείων [104]. Τα διακριτά αυτά στοιχεία αποτελούνται από σημεία με γεωμετρικό ενδιαφέρον, όπως για παράδειγμα γωνίες και διακλαδώσεις ακμών. Το βήμα του καθορισμού των διακριτών σημείων στα δεδομένα αναφοράς είναι πολύ σημαντικό, καθώς η επιλογή ακατάλληλων σημείων, όπως για παράδειγμα σημείων που δεν διαφέρουν σημαντικά από τα γειτονικά τους σημεία, θα επηρεάσει αρνητικά τη διαδικασία αντιστοίχισης και κατ' επέκταση την ποιότητα της ευθυγράμμισης.

Μετά τον επιτυχή καθορισμό των διακριτών σημείων στα δεδομένα αναφοράς, πραγματοποιείται ο υπολογισμός των αντίστοιχών τους σημείων στα υπό ευθυγράμμιση δεδομένα. Πρόκειται για μια προσεγγιστική επαναληπτική διαδικασία, η οποία ξεκινά από μια αρχική, περιορισμένης ακρίβειας προσέγγιση των αντιστοιχιών και μετά από συγκεκριμένο αριθμό επαναλήψεων καταλήγει στη βέλτιστη λύση. Η διαδικασία αυτή περιλαμβάνει την εφαρμογή μιας μεθόδου βελτιστοποίησης, η οποία μεγιστοποιεί την τιμή μιας συνάρτησης ομοιότητας (ή ελαχιστοποιεί την τιμή μιας συνάρτησης σφάλματος), μετά από τον γεωμετρικό μετασχηματισμό των συντεταγμένων των εκτιμώμενων αντίστοιχων σημείων. Σε αυτή την περίπτωση, η ομοιότητα ανάμεσα στα διακριτά σημεία και τις εκτιμώμενες αντιστοιχίες τους μπορεί να χαρακτηριστεί από ποικίλα κριτήρια, όπως για παράδειγμα τη σύγκλιση της μέσης φωτεινότητας προκαθορισμένου αριθμού γειτονικών τους σημείων ή της απόστασης από σταθερές γεωμετρικές δομές [100]-[103].

Οι αντιστοιχίες των διακριτών σημείων που προέκυψαν από το προηγούμενο βήμα της διαδικασίας χρησιμοποιούνται για τον υπολογισμό των παραμέτρων ενός καθολικού μετασχηματισμού. Η διαδικασία αυτή μπορεί να θεωρηθεί ως περίπτωση προσέγγισης καμπύλης (μετασχηματισμός) από νέφος σημείων (αντιστοιχίες διακριτών σημείων). Για τη λύση τέτοιων προσεγγιστικών προβλημάτων υπάρχει πλήθος μαθηματικών μοντέλων και μεθοδολογιών, όπως για παράδειγμα η τεχνική της αποσύνθεσης ιδιαζουσών ιδιοτιμών (Singular Value Decomposition) [105]. Με την ολοκλήρωση της διαδικασίας αυτής, ορίζονται οι παράμετροι ενός καθολικού γεωμετρικού μετασχηματισμού, ο οποίος εφαρμόζεται στο σύνολο των σημείων της υπό ευθυγράμμισης εικόνας.

2.3.4 Ψηφιακή αφαιρετική ακτινογραφία

Η ψηφιακή αφαιρετική ακτινογραφία χρησιμοποιείται εκτεταμένα στη διαγνωστική ιατρική και οδοντιατρική, για τη σύγκριση ψηφιακών ιατρικών δεδομένων [68], [85]-[86]. Η σύγκριση πραγματοποιείται εφαρμόζοντας αφαιρετικές τεχνικές στα συγκρινόμενα δεδομένα, με σκοπό την ανάδειξη και την επισήμανση των όποιων διαφορών τους. Τα άμεσα οφέλη της ψηφιακής αφαιρετικής ακτινογραφίας είναι η ελαχιστοποίηση των λεπτομερειών και της πολυπλοκότητας του φόντου των συγκρινόμενων εικόνων, η συμπίεση της δυναμικής περιοχής των εικόνων και η ενίσχυση του σήματος των διαφορών ανάμεσα στα συγκρινόμενα δεδομένα. Όλα τα παραπάνω στοιχεία βοηθούν στην ανάδειξη των διαφορών μεταξύ διαφόρων δομών δεδομένων, διευκολύνοντας τον εντοπισμό των διαφορών αυτών, είτε από εξειδικευμένο ιατρικό προσωπικό, είτε από κάποιον αυτοματοποιημένο αλγόριθμο ανίχνευσης.

Η ψηφιακή αφαιρετική ακτινογραφία εισήχθη ως έννοια στην οδοντιατρική τη δεκαετία του 1980. Έκτοτε, έχει χρησιμοποιηθεί ευρέως για τη σύγκριση οδοντιατρικών ραδιογραφημάτων του ιδίου ασθενούς, τα οποία ελήφθησαν σε διαφορετικές χρονικές περιόδους, για τον εντοπισμό πιθανών αλλαγών, τόσο στον οδοντικό ιστό, όσο και στον ενδοστοματικό οστικό ιστό (για παράδειγμα στο φατνιακό οστό) [106]-[110]. Οι τεχνικές αφαιρετικής ακτινογραφίας παίζουν σημαντικό ρόλο στην οδοντιατρική διαγνωστική, καθώς η εφαρμογή τους διευκολύνει τον υπολογισμό ποσοτικών μετρήσεων, όπως για παράδειγμα διάφορες γραμμικές μετρήσεις, μετρήσεις περιοχών και πυκνότητας. Οι μετρήσεις αυτές μπορούν να πραγματοποιηθούν οπτικά επί τις απεικόνισης των διαφορών των συγκρινόμενων οδοντιατρικών δεδομένων, ή μέσω αυτόματων αλγορίθμων [108]-[110]. Η εφαρμογή τεχνικών αφαιρετικής ακτινογραφίας βελτιώνει αισθητά την ακρίβεια και αυξάνει την ευαισθησία της ανίχνευσης διαφορών στην οδοντική μάζα και τις ενδοστοματικές οστικές δομές. Είναι χαρακτηριστικό το γεγονός ότι, ένας έμπειρος ακτινολόγος είναι σε θέση να διακρίνει διαφορές στην ανόργανη οδοντική μάζα, της τάξης του 30-60%. Αντίθετα, η εφαρμογή τεχνικών αφαιρετικής ακτινογραφίας επιτρέπει τον εντοπισμό διαφορών της τάξης του 1-5% ανά μονάδα όγκου του οδοντικού ιστού και ως 1% για διαφορές που εντοπίζονται στην περιοδοντική οστική μάζα [111]-[112]. Λόγω της αυξημένης ακρίβειας που προσφέρει, αλλά και εξ' αιτίας της απλοποίησης και της διευκόλυνσης της διαγνωστικής διαδικασίας, η ψηφιακή αφαιρετική ακτινογραφία

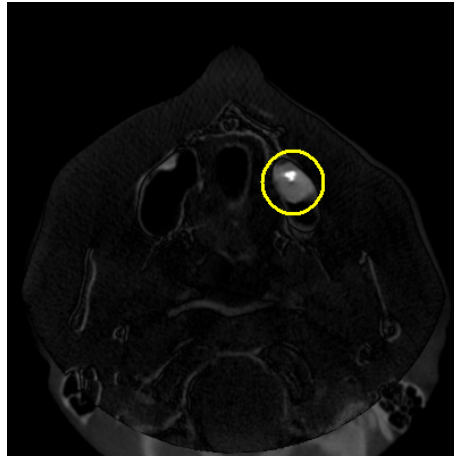
εφαρμόζεται σε πλήθος οδοντιατρικών κλινικών περιπτώσεων, οι οποίες συνοψίζονται παρακάτω:

- Διάγνωση περιοδοντικών παθήσεων,
- Παρακολούθηση προσθετικών περιοδοντικών θεραπειών (π.χ. αποκατάσταση φατνιακού οστού),
- Απεικόνιση και εξέταση της κροταφογναθικής άρθρωσης,
- Εξέταση της εξέλιξης διάφορων οδοντικών παθήσεων (π.χ. τερηδόνα).
- Εντοπισμός ενδοστοματικών και περιοδοντικών καρκινικών όγκων.

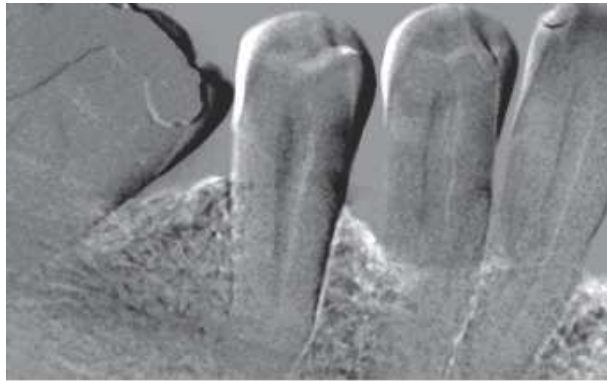
Στην απλούστερή της εκδοχή, η ψηφιακή αφαιρετική ακτινογραφία παράγει μια δομή δεδομένων, η οποία περιέχει τις διαφορές των αντίστοιχων σημείων των συγκρινόμενων δεδομένων. Η πληροφορία κάθε σημείου των ψηφιακών δεδομένων αντιστοιχεί σε μια τιμή φωτεινότητας. Κατά συνέπεια, η διαφορά αυτή των αντίστοιχων σημείων αντικατοπτρίζει την απόκλιση των συγκρινόμενων σημείων ως προς τη φωτεινότητά τους. Η εν λόγω απόκλιση μπορεί να εκφραστεί ως το αποτέλεσμα της αφαίρεσης των τιμών της φωτεινότητας των σημείων. Επομένως για κάθε αντιστοιχία i των συγκρινόμενων δομών δεδομένων A και B , η διαφορά των αντίστοιχων σημείων προκύπτει από την Εξίσωση (2.7), όπου $I_A(i)$ και $I_B(i)$, είναι η φωτεινότητες των σημείων i στα δεδομένα A και B αντίστοιχα.

$$D(i) = I_A(i) - I_B(i) \quad (2.7)$$

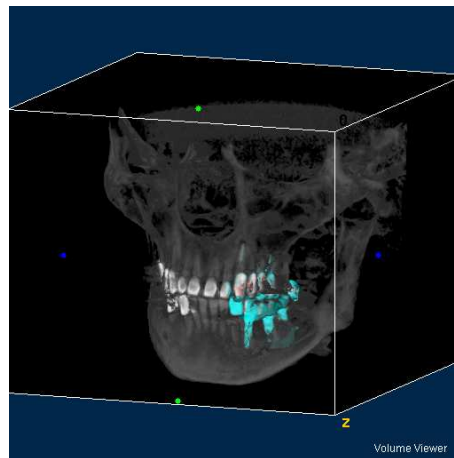
Όπως προκύπτει από την Εξίσωση (2.7), η τιμή της διαφοράς $D(i)$ είναι μηδενική εφόσον η φωτεινότητες των αντίστοιχων σημείων i συμπίπτουν. Σε αντίθετη περίπτωση, η διαφορά είναι ευθέως ανάλογη της απόκλισης των τιμών της φωτεινότητας των δύο συγκρινόμενων σημείων. Σε περίπτωση που η τιμή της διαφοράς $D(i)$ είναι θετική, η πληροφορία που υπάρχει στα δεδομένα A απουσιάζει από τα δεδομένα B , στην αντιστοιχία σημείων i . Αντίστοιχα, για $D(i) < 0$, η πληροφορία που υπάρχει στη δομή δεδομένων B απουσιάζει από τη δομή δεδομένων A . Σε περίπτωση που δεν απαιτείται ο χαρακτηρισμός της διαφοράς, αρκεί ο υπολογισμός της απόλυτης τιμής $|D(i)|$. Ο συνδυασμός του συνόλου των ζευγών των αντίστοιχων σημείων των συγκρινόμενων δεδομένων, έχει ως αποτέλεσμα την παραγωγή μιας νέας δομής δεδομένων, η οποία έχει τις ίδιες διαστάσεις με αυτές των συγκρινόμενων δεδομένων και η οποία απεικονίζει τις διαφορές $D(i)$ ή $|D(i)|$, για κάθε ζεύγος σημείων των συγκρινόμενων δεδομένων. Οι τεχνικές ψηφιακής ακτινογραφίας μπορούν να εφαρμοστούν είτε σε επίπεδες εικόνες ραδιογραφημάτων, είτε σε τρισδιάστατες δομές δεδομένων τομογραφίας. Στην Εικόνα 2.22 παρουσιάζονται παραδείγματα εφαρμογής ψηφιακής αφαιρετικής ακτινογραφίας. Πιο συγκεκριμένα, στην Εικόνα 2.22α καταγράφεται η απόλυτη διαφορά της φωτεινότητας δύο τομών υπολογιστικής τομογραφίας. Στην Εικόνα 2.22β παρουσιάζεται η κανονικοποιημένη διαφορά μεταξύ δύο οδοντιατρικών ραδιογραφημάτων. Τέλος στην Εικόνα 2.22γ παρατίθεται μια περίπτωση αφαιρετικής ακτινογραφίας τρισδιάστατων δεδομένων τομογραφίας με ψευδο-χρωματικό χαρακτηρισμό των διαφορών.



(α)



(β)



(γ)

Εικόνα 2.22. Παραδείγματα εφαρμογών ψηφιακής αφαιρετικής ακτινογραφίας: (α) Απόλυτη διαφορά φωτεινότητας δύο αντίστοιχων τομών δεδομένων υπολογιστικής τομογραφίας, (β) Κανονικοποιημένη διαφορά δύο οδοντιατρικών ραδιογραφημάτων και (γ) Διαφορές δύο τρισδιάστατων δομών υπολογιστικής τομογραφίας με υπέρθεση των διαφορών στα δεδομένα αναφοράς και ψευδο-χρωματική ανάδειξη των διαφορών.

Για την επιτυχή εφαρμογή των τεχνικών ψηφιακής αφαιρετικής ακτινογραφίας υπάρχουν δύο βασικές προϋποθέσεις: (α) η εύρεση των αντίστοιχων σημείων για τον υπολογισμό της διαφοράς της φωτεινότητάς τους και (β) η σύμπτωση των χρωματικών ιδιοτήτων των συγκρινόμενων δεδομένων. Για την αντιστοίχιση των σημείων, απαιτείται η

γεωμετρική σύγκλιση των συγκρινόμενων δεδομένων [106]. Αυτό μπορεί να επιτευχθεί κατά τη διαδικασία λήψης των δεδομένων, χρησιμοποιώντας κατάλληλο υποστηρικτικό εξοπλισμό για την ακριβή τοποθέτηση του ασθενούς, σε σχέση με την πηγή ακτινοβολίας. Κάτι τέτοιο όμως είναι πρακτικά δύσκολο, ιδιαίτερα όταν οι λήψεις των δεδομένων πραγματοποιούνται σε διαφορετικά χρονικά διαστήματα. Εναλλακτικά, είναι δυνατή η ψηφιακή ευθυγράμμιση των δεδομένων πριν από την εφαρμογή των τεχνικών αφαιρετικής ακτινογραφίας. Η προσέγγιση αυτή διασφαλίζει τη γεωμετρική σύγκλιση των συγκρινόμενων δεδομένων, χωρίς να περιπλέκει τη διαδικασία λήψης. Εκτός όμως από τη γεωμετρική τους ευθυγράμμιση, τα συγκρινόμενα δεδομένα θα πρέπει να έχουν παραπλήσιες χρωματικές ιδιότητες. Εκτεταμένες διαφορές στη συνολική αντίθεση ή τη φωτεινότητα των συγκρινόμενων δεδομένων επηρεάζουν αρνητικά τον εντοπισμό των διαφορών τους, καθώς παράγουν ανεπιθύμητη πληροφορία, η οποία θα πρέπει να απομονωθεί, πριν από την αποτίμηση των διαφορών. Οι πιθανές χρωματικές διαφορές ανάμεσα στα συγκρινόμενα δεδομένα είναι δυνατό να εξαλειφθούν μετά από κατάλληλη επεξεργασία των δεδομένων από εξειδικευμένους αλγορίθμους χρωματικής διόρθωσης.

2.4 Συμπεράσματα

Στο κεφάλαιο αυτό επιχειρήθηκε μια εισαγωγή στις γενικές αρχές της ψηφιακής απεικόνισης και του σημαντικού ρόλου που μπορεί να διαδραματίσει στην οδοντιατρική διαγνωστική. Όπως προαναφέρθηκε, η χρήση ψηφιακών ραδιογραφημάτων επιτρέπει την κατά βούληση επεξεργασία των δεδομένων με στόχο τη διευκόλυνση της διαγνωστικής διαδικασίας από το κλινικό προσωπικό, αλλά ακόμα και την πλήρη αυτοματοποίηση συγκεκριμένων διαγνωστικών διεργασιών, μέσω επεξεργασίας των δεδομένων από κατάλληλους υπολογιστικούς αλγορίθμους. Τα τελευταία χρόνια, με τη ραγδαία αύξηση των επιδόσεων των υπολογιστικών συστημάτων, αλλά και τη συνεχόμενη μείωση του κόστους τέτοιων συστημάτων, έχει παρατηρηθεί σημαντική εξάπλωση της χρήσης ψηφιακών ιατρικών και οδοντιατρικών δεδομένων, έναντι των παραδοσιακών αναλογικών ραδιογραφημάτων. Η εξάπλωση αυτή έχει οδηγήσει στην άνθηση της έρευνας καινοτόμων αλγορίθμων επεξεργασίας ψηφιακών ιατρικών δεδομένων, οι οποίοι στοχεύουν σε διάφορες κλινικές εφαρμογές, συμπεριλαμβανομένης και της οδοντιατρικής, αλλά και της περιοδοντολογίας. Βασικός σκοπός των υπολογιστικών αυτών τεχνικών δεν είναι η αντικατάσταση του ανθρώπινου παράγοντα, ο οποίος πάντα θα παίζει τον πρωταρχικό ρόλο, αλλά η υποβοήθηση του κλινικού προσωπικού στη διαγνωστική διαδικασία και κατ' επέκταση στη λήψη αποφάσεων.

2.5 Αναφορές

- [1] Bansal G. Digital radiography. A comparison with modern conventional imaging. *Postgrad Med J.* 2006;82:425–428.
- [2] Siegel E, Reiner B, Abiri M, et al. The filmless radiology reading room: a survey of established picture archiving and communication system sites. *J Digit Imaging.* 2000;13:22–23.
- [3] Fratt L. Lessons from pioneers—digital mammography. What you need to do it right. *Health Imaging & IT.* 2005;3:30–34.

- [4] Mouyen M, Benz C, Sonnabend E, et. al. Presentations and physical evaluation of RadioVisioGraphy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1989 Aug;68(2):238-42.
- [5] van der Stelt PF. Research utilizing dental electronic record. Joint symposium IADR, AADR and ADEA. San Diego, CA. March 6, 2002.
- [6] Razmus TF. An overview of oral and maxillofacial imaging. In: Razmus TF, Williamson GF. *Current Oral and Maxillofacial Imaging.* Philadelphia, WB Saunders, 1996. p 6-7.
- [7] Bushong SC. *Radiologic science for technologists: Physics, biology, and protection.* 7th Edition. St. Louis, CV Mosby, 2001:374.
- [8] Farman AG, Farman TT. Extraoral and Panoramic Systems. In: Miles D, editor. *Applications of Dental Imaging Modalities in Dentistry.* *Dent Clin North Am.* 2000 Apr;44(2):257-72.
- [9] Razmus TF. Image receptors and producing diagnostic quality images. In: Razmus TF, Williamson GF. *Current Oral and Maxillofacial Imaging.* Philadelphia, WB Saunders, 1996. p 60-5.
- [10]Pharoah MJ, White SC. *Oral Radiology Principles and Interpretation.* 4th Edition. St. Louis, Mosby, 2000. p. 75.
- [11]van der Stelt PF. Principles of Digital Imaging. In: Miles DA, editor. *Applications of Digital Imaging Modalities for Dentistry.* *Dent Clin North Am.* 2000 Apr;44(2):237-48.
- [12]Sanderink GC, Miles DA. Intraoral Detectors. In: Miles DA, editor. *Applications of Digital Imaging Modalities for Dentistry.* *Dent Clin North Am.* 2000 Apr;44(2):249-55.
- [13]Ritt D, Pierce G, Whitaker M, Poling R. Repeatability and calibration results of GAFchromic EBT film with flatbed and medical sanners. Colorado Springs, Colo.: *Radiological Imaging Technology;* 2005.
- [14]I-CAT Vision 3D medical data visualization software. Home page URL: <http://www.croallradiography.com/icatvision.html>.
- [15]Williams MB, Krupinski EA, Strauss KJ, et al. Digital radiography image quality: Image acquisition. *J Am Coll Radiol.* 2007;4:371-388.
- [16]Brennan J. An introduction to digital radiography in dentistry. *Journal of Orthodontics* 2002; 29(1): 66-69.
- [17]Paurazas SB, Geist JR, Pink FE, et. al. Comparison of diagnostic accuracy of digital imaging using CCD and CMOS-APS sensors with E-speed film in the detection of periapical bony lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2000 Mar;89(3):356-62.
- [18]Fossum ER. Active pixel sensors: Are CCDs dinosaurs? *International Society for Optical Engineering (SPIE)* 1993;1900:2-14.
- [19]Herman GT, *Fundamentals of computerized tomography: Image reconstruction from projection,* 2nd edition, Springer, 2009.
- [20]Natterer F. *The mathematics of computerized tomography.* B. G. Teubner, Stuttgart, 1986.
- [21]Lim KF, Foong KW. Phosphor-stimulated computed cephalometry reliability of landmark identification. *Br J Orthod* 1997; 24: 301-08.

- [22]Gotfredsen E, Kragsskov J, Wenzel A. Development of a system for craniofacial analysis from monitor displaying images. *Dentomaxillofacial Radiology* 1991; 28: 23–26.
- [23]Udupa JK and Herman GT, *3D Imaging in Medicine*, 2nd Edition, CRC Press, 2000.
- [24]Gonzalez R, Woods R. *Digital Image Processing*. Addison-Wesley (1992).
- [25]Gillespy T 3rd and Rowberg AH. Displaying radiologic images on personal computers: image processing and analysis. *J Digit Imaging* 1994 May;7(2): 51-60.
- [26]Wenzel A, Borg E, Hintze H. Accuracy of caries diagnosis in digital images from charge coupled device and storage phosphor systems: An in-vitro study. *Dentomaxillofacial Radiology* 1995; 24: 250.
- [27]Mol A. Image processing tools for dental applications. *Dent Clin North Am* 299-318.
- [28]Whaites E. *Essentials of dental radiography and radiology*. 3rd ed. Edinburgh: Churchill Livingstone; 2002. *Periapical radiography*; p. 92.
- [29]Bird DL, Robinson D. Torres and Ehrlich *modern dental assisting*, 8th ed. St. Louis, Mo. : Elsevier, 2005.
- [30]Wenzel A. Bitewing and digital bitewing radiography for detection of caries lesions. *J Dent Res*. 2004;83 Spec No C:C72-5.
- [31]Akarşlan ZZ, Akdeveliöğlü M, Güngör K, Erten H. A comparison of the diagnostic accuracy of bitewing, periapical, unfiltered and filtered digital panoramic images for approximal caries detection in posterior teeth. *Dentomaxillofac Radiol*. 2008 Dec;37(8):458-63.
- [32]Tai CC, Miller PA, Packota GV, Wood RE. The occlusal radiograph revisited. *Oral Health*. 1994 Nov;84(11):47-50, 53.
- [33]Newman ME, Friedman S. Extraoral radiographic technique: an alternative approach. *J Endod*. 2003;29:419–421.
- [34]Roldán-Chicano R, Oñate-Sánchez RE, López-Castaño F, Cabrerizo-Merino MC, Martínez-López F. Panoramic radiograph as a method for detecting calcified atheroma plaques. Review of literature. *Medicina oral, patología oral y cirugía bucal* (2006), 11 (3): E261–6.
- [35]Friedlander AH, Altman L. Carotid artery atheromas in postmenopausal women. Their prevalence on panoramic radiographs and their relationship to atherogenic risk factors. *Journal of the American Dental Association* (2001), 132 (8): 1130–6.
- [36]Lim KF, Foong KW. Phosphor-stimulated computed cephalometry reliability of landmark identification. *Br J Orthod* 1997; 24: 301–08.
- [37]Rahul K, Neha K and Ekta P. Extraoral periapical radiography: an alternative approach to intraoral periapical radiography. *Imaging Sci Dent*. 2011 December; 41(4): 161–165.
- [38]McDavid WD, Dove SB, Welander U, Tronje G. Electronic system for digital acquisition of rotational panoramic radiographs. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1991 Apr;71(4):499-502.
- [39]Tenti FV. Cephalometric analysis as a tool for treatment planning and evaluation. *European Journal of Orthodontics* 1981 3(4):241-245.

- [40]Mol A, Dunn SM, The performance of projective standardization for digital subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003; 96: 373-382.
- [41]Parks ET, Williamson GF. Digital radiography: an overview. *J Contemp Dent Pract.* 2002;3:23–39.
- [42]Smith-Bindman R, Lipson J, Marcus R. Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. *Arch. Intern. Med.* (2009), 169 (22): 2078–86.
- [43]Tubiana M. Comment on Computed Tomography and Radiation Exposure. *N. Engl. J. Med.* (2008), 358 (8): 852–3.
- [44]Carrington A, McLachlan AD. *Introduction To Magnetic Resonance*, Chapman and Hall, London 1967.
- [45]Stark DD, Bradley WG. *Magnetic Resonance Imaging*, C.V. Mosby Co., St. Louis, MO 1988.
- [46]Corso JF. Bone-conduction thresholds for sonic and ultrasonic frequencies. *Journal of the Acoustical Society of America* (1963), 35 (11): 1738–1743.
- [47]Rapacholi MH. *Essentials of Medical Ultrasound: A Practical Introduction to the Principles, Techniques and Biomedical Applications*. Humana Press 1982.
- [48]Walmsley AD. Applications of ultrasound in dentistry. *Ultrasound Med Biol.* (1988), 14(1):7-14.
- [49]Hall A, Girkin JM. A Review of Potential New Diagnostic Modalities for Caries Lesions. *J Dent Res* 83(Spec Iss C):C89-C94, 2004.
- [50]Fercher AF, Drexler W, Hitzenberger CK, Lasser T. Optical coherence tomography-principles and applications. *Reports on Progress in Physics* 66(2), 239-303 (2003).
- [51]Colston BW Jr, Everett MJ, Sathyam US, DaSilva LB, Otis LL. Imaging of the oral cavity using optical coherence tomography. *Monographs in oral science* 17(32-55 (2000).
- [52]Otis LL, Colston BW Jr, Everett MJ, Nathel H. Dental optical coherence tomography: a comparison of two in vitro systems. *Dento maxillo facial radiology* 29(2), 85-89 (2000).
- [53]Otis LL, Everett MJ, Sathyam US, Colston BW Jr. Optical coherence tomography: a new imaging technology for dentistry. *The Journal of the American Dental Association* 131(4), 511-514 (2000).
- [54]Fried D, Xie J, Shafi S, Featherstone JDB, Breunig TM, Charles L. Imaging caries lesions and lesion progression with polarization sensitive optical coherence tomography," *Journal of biomedical optics* 7(4), 618-627 (2002)
- [55]Girkin JM, Hall AF, Creanor F. Two-photon Imaging of Intact Dental Tissue, *Dental Caries* 2 317-325 (2000)
- [56]Girkin JM, Burns D, Dowson MD. Macroscopic multiphoton biomedical imaging using semiconductor saturable Bragg reflector modelocked lasers. *Proc. SPIE*, 3616 , 92 (1999).
- [57]Arnone D, Ciesla C, Pepper M. Terahertz imaging comes into view. *PhysicsWorld.* April 2000; Pages: 35–40.
- [58]Castleman RK. *Digital Image Processing*. Prentice Hall, 1996: 1-53.

- [59]Lee SD. Digital Imaging. A Practical Handbook. Library Association Publishing, 2001.
- [60]Analoui M. Radiographic image enhancement. Part I: spatial domain techniques. *Dentomaxillofac Radiol* 2001,30: 1-9.
- [61]Russ JC. The Image Processing Handbook. 3rd ed. CRC Press, 1998.
- [62]Ruttimann UE, Wesser RL, Schmidt E. A robust digital method for film contrast correction in subtraction radiography, in *Journal of Periodontal Research*, vol 21 (1986): 486-495.
- [63]E.I. Zacharaki, G.K. Matsopoulos, P.A. Asvestas, K. Gröndahl and H.G. Gröndahl. A digital subtraction radiography scheme based on automatic multiresolution registration, in *Dentomaxillofacial Radiology*, vol 33 (2004): 1-14.
- [64]Zakia DR. Perception and Imaging. Focal Press, 1997.
- [65]Prince JL, Links JM. Medical imaging signals and systems. Prentice-Hall, 2005.
- [66]Wiener N. Extrapolation, Interpolation, and Smoothing of Stationary Time Series. New York: Wiley 1949.
- [67]Siemer RE, Tranter WH, Fannin DR. Signals and Systems Continuous and Discrete. Prentice Hall, 1998.
- [68]R.L. Webber, U.E. Ruttimann and H.G. Grondahl. X-ray image subtraction as a basis for assessment of periodontal changes, in *Journal of Periodontal Research*, vol 17 (1982): 509-511
- [69]B. Likar, R. Bernard and F. Pernus. Contrast matching techniques for digital subtraction radiography: an objective evaluation, in *Proceedings of the AMIA Annual Fall Symposium* (1996): 294-298.
- [70]V. Kumar and H. Bansal, "Performance evaluation of contrast enhancement techniques for digital images," *Int. J. Comp. Sci. Technol.* 2(1), 23–27 (2011).
- [71]T. Acharya and A. K. Ray, *Image Processing: Principles and Applications*, Wiley-Interscience (2005).
- [72]M. A. Yousuf and M. R. H. Rakib, "An effective image contrast enhancement method using global histogram equalization," *J. Sci. Res.* 3(1), 43–50 (2011).
- [73]T. Arici and Y. Altunbasak, "Image local contrast enhancement using adaptive non linear filters," in *IEEE Int. Conf. on Im. Proc.* (2006).
- [74]J. Y. Kim, L. S. Kim, and S. H. Hwang, "An advanced contrast enhancement using partially overlapped sub-block histogram equalization, *IEEE Tran. Circ. Syst. Vid. Technol.* 11(4), 475–484 (2001).
- [75]K. Subr, A. Majumder, and S. Irani, "Greedy algorithm for local contrast enhancement of images," in *Int. Conf. Im. Anal. Proc.*, pp. 171–179 (2005).
- [76]J. Iyad and H. Ying, "A new method for image contrast enhancement based on automatic specification of local histograms," *Int. J. Comp. Sci. Net. Sec.* 7(7), 1–10 (2007).
- [77]J. L. Starck et al., "Gray and color image contrast enhancement by the curvelet transform," *IEEE Trans. Im. Proc.* 12(6), 706–717 (2003).
- [78]H. Kabir, A. Al-Wadud, and O. Chae1, "Brightness preserving image contrast enhancement using weighted mixture of global and local transformation functions," *Int. Arab. J. Inf. Tech.* 7(4), 403–410 (2010).

- [79]R. Mokhtar et al., "Image enhancement techniques using local, global, bright, dark and partial contrast stretching for acute leukemia images," in Proc. World Con. Eng., pp. 1 (2009).
- [80]D. Menotti et al., "Multi-histogram equalization methods for contrast enhancement and brightness preserving," IEEE Trans. Consum. Electron. 53(3) (2007).
- [81]S. D. Chen and A. Ramli, "Minimum mean brightness error bi-histogram equalization in contrast enhancement," IEEE Trans. Consum. Electron. 49(4), 1310-1319 (2003).
- [82]K. Zuiderveld, "Contrast limited adaptive histogram equalization," Heckbert, Graphics Gems IV, Academic Press (1994).
- [83]G. Ramponi, "A cubic unsharp masking technique for contrast enhancement," Signal Processing 67(2), 211-222 (1998).
- [84]R.A. Lewis, "Medical phase contrast x-ray imaging: current status and future prospects," Phys. Med. Biol. 49, 3573-3583 (2004).
- [85]Grondahl HG, Grondahl K. Subtraction radiography for the diagnosis of periodontal bone lesions. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1983; 55: 208-13.
- [86]Reddy MS, Jeffcoat MK. Digital subtraction radiography. Dent Clin of North Am 1993; 37(4): 553-556.
- [87]Gravel P, Beaudoin G, Guise JAD. A method for modelling noise in medical images. IEEE Trans Med Imag (2004), 23(10): 1221-1232.
- [88]Kandarakis I. Physical and Technological Principles of Actinodiagnostic, 3rd Edition, 2001.
- [89]Hajnal JV, Hill DLG, Hawkes DJ. Medical image registration. CRC Press, 2001.
- [90]Maintz JBA, Viergever MA. A survey of medical image registration. Med Image Anal (1998), 2: 1-36.
- [91]C. R. Maurer, Jr. and J. M. Fitzpatrick, "A review of medical image registration, in Interactive Image-Guided Neurosurgery (R. J. Maciunas, ed.), pp. 17-44, Park Ridge, IL: American Association of Neurological Surgeons, 1993.
- [92]P. A. van den Elsen, Multimodality matching of brain images. Ph.D. thesis, Utrecht University, Utrecht, The Netherlands, 1993.
- [93]Alper NM, Bradshaw JF, Kennedy D, Coreia JA. The principal axis transformation - a method for image registration. J Nucl Med (1990), 31: 1717-1722.
- [94]Bookstein FL. Principal warps: Thin-plate splines and the decomposition of deformations. IEEE Trans Patt Anal Mach Intel (1989), 11(6): 567-585.
- [95]Zitova B, Flusser J. Image registration methods: a survey. Im Vis Comp (2003), 21: 977-1000.
- [96]Bajcsy R, Kovacic S. Multiresolution elastic matching. Comp Vis Graph Im Proc (1989), 46: 1-21.
- [97]Woods PR, Cherry SR, Mazziotta JC. Rapid automated algorithm for aligning and reslicing PET images. J. Comput. Assist. Tomogr (1992), 16: 620-633.
- [98]Pluim JPW, Maintz JB, Viergever MA. Mutual information based registration of medical images: a survey. IEEE Trans Med Imag (2003), 22: 986-1004.
- [99]Laliberte F, Gagnon L, Sheng Y. Registration and fusion of retinal images: An evaluation study. IEEE Trans Med Im (2003), 22(5): 404-418.

- [100] Zeng PF, Hirata T. Distance map based enhancement for interpolated images. *Lec Not Comp Sc* (2003), 2616: 429-449.
- [101] Cao Z, Pan S, Li R, Balachandran R, Fitzpatrick MJ, Chapman WC, Dawant BM. Registration of medical images using an interpolated closest point transform: Method and validation, *Med Imag Anal* (2004), 8(4): 421-427.
- [102] Chetverikov D, Svirko D, Stepanov D. The Trimmed Iterative Closest Point Algorithm. *Int Conf Patt Recog* (2002), 3: 545-548.
- [103] Besl PJ, McKay ND. A method of registration of 3-D shapes. *IEEE Trans Patt Anal Mach Intell* (1992), 14(2): 239-256.
- [104] Likar B, Pernus F. Automatic extraction of corresponding points for the registration of medical images. *Med Phys* (1999), 26: 1678–1686.
- [105] Press WH, Teukolsky SA, Vetterling WT, Flannery BP. *Numerical Recipes in C: The Art of Scientific Computing*. Cambridge, England: Cambridge University Press, 2nd ed., 1992.
- [106] 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.
- [107] Lofthag-Hansen S, Gröndahl K, Ekestubbe A. Cone-beam CT for preoperative implant planning in the posterior mandible: visibility of anatomic landmarks. *Clinical Impl Dent Relat Res* (2008), Published Online.
- [108] Simion M, Jovanovic SA, Tinti C, Benfenati SP. Long-term evaluation of osseointegrated implants inserted at the time or after vertical ridge augmentation. A retrospective study on 123 implants with 1-5 year follow-up. *Clin Oral Implants Res* (2001), 12(1):35-45.
- [109] Dahlin C, Simion M, Hatano N. Long-term follow-up on soft and hard tissue levels following guided bone regeneration treatment in combination with a xenogeneic filling material: a 5-year prospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. (2010), 12(4): 263-270.
- [110] Lofthag-Hansen S, Huuonen S, Gröndahl K, Gröndahl H-G. Limited cone-beam CT and intraoral radiography for the diagnosis of periapical pathology. *Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* (2007), 103: 114-119.
- [111] Fidler A, Liker B, Influence of developer exhaustion on accuracy of quantitative digital subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* (2000), 90: 233-239.
- [112] Gurgan C, Gröndahl K, Wennstrom JL. Radiographic detectability of bone loss in the bifurcation of mandibular molars: an experimental study. *Dentomaxillofac Radiol* (1994), 23: 143-148.

Κεφάλαιο 3. Διόρθωση Αντίθεσης Οδοντιατρικών Εικόνων

3.1 Εισαγωγή

Σε πλήθος εφαρμογών ψηφιακής απεικόνισης ιατρικών δεδομένων, είναι απαραίτητη η απ' ευθείας σύγκριση δύο ή περισσότερων εικόνων, οι οποίες ελήφθησαν χρησιμοποιώντας τις ίδιες ή διαφορετικές μεθόδους απεικόνισης. Συνήθως η λήψη των εικόνων αυτών από την περιοχή ενδιαφέροντος, γίνεται σε διακριτές χρονικές περιόδους, έτσι ώστε να είναι δυνατή η αποτίμηση ενός θεραπευτικού σχήματος μετά την παρέλευση συγκεκριμένου χρονικού διαστήματος, μέσω της εξέτασης των εικόνων από εξειδικευμένο ιατρικό προσωπικό.

Στην περίπτωση δισδιάστατων οδοντιατρικών ραδιογραφήματων, μετά από την αντιπαράθεση δύο ή περισσότερων εικόνων από τον ίδιο ασθενή που ελήφθησαν σε διαφορετικές χρονικές στιγμές, οι ειδικοί είναι σε θέση να αναγνωρίσουν χαρακτηριστικά στοιχεία, τα οποία σχετίζονται με την πρόοδο ή την υποχώρηση συγκεκριμένων οδοντιατρικών ασθενειών και παθήσεων. Η διαδικασία αυτή είναι δυνατό να αυτοματοποιηθεί, εφαρμόζοντας τεχνικές αφαιρετικής ακτινογραφίας στις εν λόγω εικόνες, μετά από την ευθυγράμμισή τους, σε σχέση με την εικόνα αναφοράς [1]-[4]. Σκοπός της αυτοματοποιημένης αυτής διαδικασίας είναι η ανάδειξη των διαφορών ανάμεσα σε δύο ή περισσότερα οδοντιατρικά ραδιογραφήματα, έτσι ώστε να διευκολυνθεί ο ειδικός στην εξαγωγή συμπερασμάτων σχετικά με την πρόοδο συγκεκριμένης οδοντιατρικής πάθησης ή την αποτίμηση μιας θεραπευτικής μεθόδου. Για την επιτυχία της παραπάνω μεθοδολογίας, πρέπει απαραίτητως να τηρούνται δύο προϋποθέσεις: Οι συγκρινόμενες εικόνες (α) να είναι απολύτως ευθυγραμμισμένες και (β) να μην παρουσιάζουν μεγάλες διαφορές στην φωτεινότητα και στην αντίθεσή τους. Λόγω διαφόρων παραγόντων, όπως η γωνία λήψης, η παρουσία ψηφιακού θορύβου, ο εξωτερικός φωτισμός ή ακόμα και λόγω παραγόντων που εξαρτώνται από τον ίδιο τον εξοπλισμό που χρησιμοποιήθηκε για την λήψη των εικόνων (ρυθμίσεις), είναι εξαιρετικά δύσκολο να τηρηθούν τα δύο προαναφερθέντα κριτήρια κατά τη διαδικασία λήψης των εικόνων. Η επίδραση των παραγόντων αυτών ενισχύεται σημαντικά σε περιπτώσεις, όπως αυτή της παρούσας μελέτης, στις οποίες η περίοδος των διαδοχικών λήψεων από την περιοχή οδοντιατρικού ενδιαφέροντος του ασθενούς μπορεί να είναι της τάξης εβδομάδων ή και μηνών.

Οι τεχνικές ψηφιακής αφαιρετικής ακτινογραφίας, οι οποίες χρησιμοποιούνται κατά κόρον για τη σύγκριση ιατρικών εικόνων, είναι ιδιαίτερα ευαίσθητες σε διαφορές στη φωτεινότητα ή στην αντίθεση ανάμεσα στα συγκρινόμενα ραδιογραφήματα. Οι εν λόγω τεχνικές αναδεικνύουν τις διαφορές ανάμεσα στις συγκρινόμενες εικόνες, υπολογίζοντας την μέση τιμή της απόλυτης διαφοράς των αντίστοιχων εικονοστοιχείων τους. Επομένως, η εφαρμογή τεχνικών ψηφιακής αφαιρετικής ακτινογραφίας σε εικόνες με μεγάλες διαφορές στην αντίθεση ή στη φωτεινότητά τους, προκαλεί την εμφάνιση ανεπιθύμητης πληροφορίας στην αποτύπωση των διαφορών, στις περιοχές των εικόνων που παρατηρούνται οι αναντιστοιχίες στην αντίθεση ή στη φωτεινότητα. Το γεγονός αυτό

καθιστά προβληματική την ποιοτική ανάλυση των εικόνων και επομένως την διάγνωση, λόγω της ανάμιξης χρήσιμων και ανεπιθύμητων πληροφοριών. Κατά συνέπεια, κρίνεται απαραίτητη η εφαρμογή αλγορίθμων διόρθωσης των συγκρινόμενων ραδιογραφημάτων, μέσω της εξομάλυνσης των διαφορών στην αντίθεση και τη φωτεινότητά τους.

Τα τελευταία χρόνια έχουν προταθεί πλήθος τεχνικών διόρθωσης ψηφιακών εικόνων. Οι τεχνικές αυτές μπορούν να διαχωριστούν λειτουργικά σε δύο γενικές κατηγορίες [5]: (α) Μέθοδοι που ενεργούν απ' ευθείας στα εικονοστοιχεία των υπό επεξεργασία εικόνων [6]-[7] και (β) Μέθοδοι που ενεργούν στα ιστογράμματα των υπό επεξεργασία εικόνων [8]-[15]. Οι τεχνικές που ανήκουν στην πρώτη κατηγορία είναι απλές στην λογική και την υλοποίησή τους και περιλαμβάνουν πολύ γνωστούς και ευρέως διαδεδομένους αλγορίθμους στην επεξεργασία εικόνας όπως, ομαλοποίηση αντίθεσης (contrast stretching/normalization) [6], φίλτρο Boxcar [7], κλπ. Οι απλές αυτές τεχνικές συνήθως παρουσιάζουν περιορισμένη πιστότητα σε σχέση με τις πιο πολύπλοκες τεχνικές διόρθωσης, αλλά είναι ταχύτερες στην εκτέλεση τους και επομένως ενδείκνυνται για χρήση σε εφαρμογές πραγματικού χρόνου ή σε ενσωματωμένα συστήματα ελέγχου, όπου υπάρχουν περιορισμοί στην πολυπλοκότητα και την επεξεργαστική ισχύ. Η δεύτερη κατηγορία τεχνικών διόρθωσης περιλαμβάνει ποιό εξελιγμένες και πολύπλοκες μεθόδους [8]-[13], οι οποίες κατά πλειοψηφία βασίζονται στη θεωρία των συσσωρευτικών πιθανοτήτων [9], [16] ή στη συνάρτηση συσσωρευτικής πυκνότητας (cumulative density function) [15]. Και οι δύο αυτές αρχές εξαρτώνται από τα ιστογράμματα των υπό επεξεργασία εικόνων. Στην κατηγορία αυτή εμπίπτουν αλγόριθμοι όπως: η τεχνική διόρθωσης που προτάθηκε από τον Ruttimann και τους συνεργάτες του [9], η εξίσωση ιστογράμματος [8], η ανάπλαση ιστογράμματος [10] και η ισοπέδωση ιστογράμματος [16]. Οι τεχνικές που βασίζονται στην επεξεργασία του ιστογράμματος των εικόνων, παρουσιάζουν συνήθως αυξημένη ακρίβεια και καλύτερη ποιότητα απεικόνισης, σε σχέση με τις απλές τεχνικές που ανήκουν στην πρώτη κατηγορία, απαιτώντας παράλληλα μεγαλύτερο χρόνο για την εκτέλεσή τους. Κατά συνέπεια ενδείκνυνται για χρήση σε ιατρικές εφαρμογές, όπως στην προ-επεξεργασία με σκοπό την εφαρμογή τεχνικών ψηφιακής αφαιρετικής ακτινογραφίας.

Στο παρόν κεφάλαιο παρουσιάζεται μια καινοτόμος τεχνική διόρθωσης της αντίθεσης ψηφιακών εικόνων, με έμφαση στην επεξεργασία οδοντιατρικών ψηφιακών ραδιογραφημάτων. Η προτεινόμενη τεχνική *Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος*, ενεργεί αποκλειστικά στο ιστόγραμμα της υπό διόρθωσης εικόνας, εφαρμόζοντας αλγορίθμους και μεθόδους αντίστοιχες με αυτές που εφαρμόζονται στην τυπική χωρητική ευθυγράμμιση διδιάστατων εικόνων [17]. Η εν λόγω τεχνική αποτιμήθηκε τόσο ποιοτικά, όσο και ποσοτικά, αφού εφαρμόστηκε σε τέσσερις ομάδες οδοντιατρικών ραδιογραφημάτων, οι οποίες αριθμούν συνολικά 92 ζεύγη εικόνων. Τα ζεύγη εικόνων που χρησιμοποιήθηκαν αποτελούνται από ραδιογραφήματα με γνωστές αλλά και άγνωστες μεταβολές στην αντίθεση και τη φωτεινότητά τους. Η ομαδοποίησή τους διεξήχθη με βάση την διαφορά στην αντίθεση και τη φωτεινότητα των δύο εικόνων του κάθε ζεύγους. Έτσι οι τέσσερις ομάδες εικόνων περιείχαν ζεύγη με (α) προκαθορισμένη διαφορά στην αντίθεση, (β) προκαθορισμένη διαφορά στη φωτεινότητα, (γ) προκαθορισμένη συνδυαστική διαφορά στην αντίθεση και τη φωτεινότητα, (δ) προκαθορισμένη ανομοιόμορφη (μη γραμμική) διαφορά στην αντίθεση και τη φωτεινότητα και (ε) άγνωστη συνδυαστική διαφορά στην

αντίθεση και τη φωτεινότητα. Πραγματοποιήθηκε συγκριτική μελέτη για την αποτίμηση της αποτελεσματικότητας της προτεινόμενης μεθόδου. Η προτεινόμενη μεθοδολογία συγκρίθηκε με την ευρέως διαδεδομένη τεχνική διόρθωσης που προτάθηκε από τον Ruttimann (Robust Film Correction) [9]. Η ποσοτική ανάλυση των αποτελεσμάτων της μελέτης, μετά από την εφαρμογή όλων των μεθόδων διόρθωσης στα 92 ζεύγη οδοντιατρικών ραδιογραφημάτων, έγινε με βάση συγκεκριμένου μετρήσιμου μεγέθους, το οποίο ποσοτικοποιεί τη διαφορά στην αντίθεση των συγκρινόμενων εικόνων.

Το υπόλοιπο κεφάλαιο έχει την ακόλουθη διάρθρωση: Στην ενότητα "Μεθοδολογία" παρουσιάζεται η προτεινόμενη τεχνική διόρθωσης, τα δεδομένα που χρησιμοποιήθηκαν στη μελέτη, σύντομη περιγραφή της συγκρινόμενης μεθόδου, καθώς επίσης και η διαδικασία και οι μέθοδοι αποτίμησης των αποτελεσμάτων της εφαρμογής της προτεινόμενης μεθόδου στα οδοντιατρικά ραδιογραφήματα της μελέτης. Στην ενότητα "Αποτελέσματα", επιχειρείται η ποιοτική και ποσοτική ανάλυση των αποτελεσμάτων. Τέλος στην ενότητα "Ανάλυση", παρουσιάζεται μια βαθύτερη ανάλυση των διαφόρων στοιχείων της προτεινόμενης τεχνικής διόρθωσης, δίδοντας έμφαση στις διάφορες παραμέτρους που επηρεάζουν την απόδοση και την ταχύτητα εκτέλεσης της μεθόδου.

3.2 Μεθοδολογία

Στο παρόν κεφάλαιο παρουσιάζεται η προτεινόμενη τεχνική διόρθωσης οδοντιατρικών ραδιογραφημάτων. Παρατίθενται οι λεπτομέρειες της υλοποίησης των διαφόρων υπομονάδων και αλγορίθμων που απαρτίζουν την προτεινόμενη τεχνική, τόσο σε λογικό, όσο και σε τεχνικό επίπεδο. Στη συνέχεια πραγματοποιείται μια λεπτομερής περιγραφή των δεδομένων που χρησιμοποιήθηκαν στη μελέτη πιστοποίησης της προτεινόμενης μεθόδου, αλλά και της μεθοδολογίας που εφαρμόστηκε για την πιστοποίηση. Τέλος, ακολουθεί μια σύντομη περιγραφή της εναλλακτικής τεχνικής διόρθωσης ψηφιακών εικόνων, οι οποία χρησιμοποιήθηκε ως μέτρο σύγκρισης στην εν λόγω μελέτη.

3.2.1 Τεχνική Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος

Η προτεινόμενη τεχνική "Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος" επιχειρεί την επέκταση των αρχών της χωρητικής ευθυγράμμισης ψηφιακών εικόνων, με στόχο την εφαρμογή αυτών στα ιστογράμματα των εικόνων, αντί για το σύνολο των εικονοστοιχείων τους [1], [18]-[19]. Με τον τρόπο αυτό, η γεωμετρική πληροφορία της υπό διόρθωση εικόνας παραμένει αμετάβλητη, ενώ παράλληλα επιτυγχάνεται η επιθυμητή προσαρμογή στη φωτεινότητα και στην αντίθεση της εικόνας. Κατά συνέπεια, υποθέτοντας ότι επιχειρείται η διόρθωση μιας ψηφιακής εικόνας σε σχέση με μια εικόνα αναφοράς, η προτεινόμενη τεχνική, εξάγει τα ιστογράμματα των δύο εικόνων και στη συνέχεια, μέσω μιας επαναληπτικής διαδικασίας, αναμορφώνει το ιστόγραμμα της υπό διόρθωση εικόνας, έτσι ώστε αυτό να ταυτίζεται όσο το δυνατό καλύτερα με το ιστόγραμμα της εικόνας αναφοράς. Συνοπτικά, ο προτεινόμενος αλγόριθμος απαρτίζεται από τα παρακάτω βήματα:

Διόρθωση Αντίθεσης

1. Εξαγωγή ιστογράμματος από τις δύο εικόνες (εικόνα αναφοράς και υπό διόρθωση εικόνα).
2. Εφαρμογή του αλγορίθμου βελτιστοποίησης Simplex για τον υπολογισμό των παραμέτρων ενός γραμμικού μετασχηματισμού.
3. Εφαρμογή του γραμμικού μετασχηματισμού στο ιστογράμμα της υπό διόρθωση εικόνας
4. Υπολογισμός ενός κριτηρίου ταύτισης (ή σφάλματος), ανάμεσα στο ιστογράμμα της εικόνας αναφοράς και στο μετασχηματισμένο ιστογράμμα της υπό διόρθωση εικόνας.
5. Εφ' όσον το κριτήριο ταύτισης δεν έχει τη μέγιστη τιμή του (επίτευξη τοπικού μεγίστου), ή δεν έχει εκτελεστεί ο μέγιστος επιτρεπτός αριθμός επαναλήψεων, ο αλγόριθμος επιστρέφει στο βήμα 2, οπότε και υπολογίζονται νέοι παράμετροι για το γραμμικό μετασχηματισμό του ιστογράμματος της υπό διόρθωση εικόνας. Σε αντίθετη περίπτωση, η επίτευξη της μέγιστης τιμής του κριτηρίου ταύτισης συμπίπτει με την εύρεση των βέλτιστων παραμέτρων του μετασχηματισμού και κατά συνέπεια τη λήξη της επαναληπτικής διαδικασίας (συνέχεια στο βήμα 6).
6. Οι βέλτιστες παράμετροι χρησιμοποιούνται για την εφαρμογή του τελικού γραμμικού μετασχηματισμού στο ιστογράμμα της υπό διόρθωση εικόνας, μεταβάλλοντας έτσι την αντίθεση και τη φωτεινότητά της.

Όπως προαναφέρθηκε, ο μετασχηματισμός που χρησιμοποιείται για την αναμόρφωση του ιστογράμματος μεταβάλλει γραμμικά τα επίπεδα του ιστογράμματος, σύμφωνα με την ακόλουθη εξίσωση [20]:

$$i_{H_C} = i_{H_F} \alpha + D \quad (3.1)$$

Σύμφωνα με την Εξίσωση (3.1), κάθε επίπεδο i_{H_F} του ιστογράμματος της υπό διόρθωση εικόνας μετατοπίζεται στη νέα του θέση (επίπεδο) i_{H_C} στη διορθωμένη εικόνα, με βάση τις παραμέτρους α και D του γραμμικού μετασχηματισμού. Οι βέλτιστες τιμές των δύο προαναφερθέντων παραμέτρων υπολογίζονται μέσω της τεχνικής βελτιστοποίησης Simplex, η οποία χρησιμοποιείται ευρέως για την εύρεση λύσεων σε περιπτώσεις γραμμικών προβλημάτων [21]-[22]. Σύμφωνα και με τα βήματα του αλγορίθμου, τα οποία παρουσιάστηκαν περιληπτικά παραπάνω, η προτεινόμενη τεχνική είναι μια επαναληπτική διαδικασία, η οποία υπολογίζει τον βέλτιστο μετασχηματισμό για το ιστογράμμα της υπό διόρθωση εικόνας, βάσει κάποιου συγκεκριμένου κριτηρίου ομοιότητας των ιστογραμμάτων των επεξεργαζόμενων εικόνων. Ο βέλτιστος μετασχηματισμός επιτυγχάνεται υπολογίζοντας τις βέλτιστες παραμέτρους του μετασχηματισμού, οι οποίες στη περίπτωση της προτεινόμενης τεχνικής αριθμούν δύο. Για την επιτάχυνση της διαδικασίας του υπολογισμού των τιμών των δύο παραμέτρων, οι πιθανές τιμές περιορίζονται σε προκαθορισμένο εύρος για κάθε παράμετρο. Μετά από πλήθος δοκιμών, προτιμήθηκε το εύρος τιμών που περιγράφεται από την Εξίσωση (3.2).

$$1 \leq \alpha_{\max} \leq 2$$

$$25 \leq D_{\max} \leq 175, \alpha_{\max}, D_{\max} \in R \text{ (σύνολο πραγματικών αριθμών)} \quad (3.2)$$

Σε κάθε επανάληψη της διαδικασίας για την εύρεση των βέλτιστων τιμών των παραμέτρων του γραμμικού μετασχηματισμού, επιχειρείται η σύγκριση του μεταβαλλόμενου ιστογράμματος της υπό διόρθωση εικόνας με το ιστόγραμμα της εικόνας αναφοράς. Η σύγκριση αυτή γίνεται με βάση το συντελεστή διασυσχέτισης (cross-correlation coefficient), ο οποίος στην περίπτωση αυτή χρησιμοποιείται για την ποσοτικοποίηση της συσχέτισης ανάμεσα στα ιστογράμματα των επεξεργαζόμενων εικόνων [23]. Ο συντελεστής διασυσχέτισης διατυπώνεται στην Εξίσωση (3.3), όπου $H_R(i)$ και $H_C(i)$ είναι οι τιμές των ιστογραμμάτων της εικόνας αναφοράς και της διορθωμένης εικόνας, αντίστοιχα, για το επίπεδο ιστογράμματος i , ενώ η σταθερά G εκφράζει τον συνολικό αριθμό των χρωματικών επιπέδων των δύο εικόνων (256 για οδοντιατρικές εικόνες διαβαθμίσεων του γκρι).

$$CC = \frac{G \sum_{i=1}^G H_R(i) H_C(i) - \sum_{i=1}^G H_R(i) \sum_{i=1}^G H_C(i)}{\sqrt{G \sum_{i=1}^G H_R^2(i) - (\sum_{i=1}^G H_R(i))^2} \sqrt{G \sum_{i=1}^G H_C^2(i) - (\sum_{i=1}^G H_C(i))^2}} \quad (3.3)$$

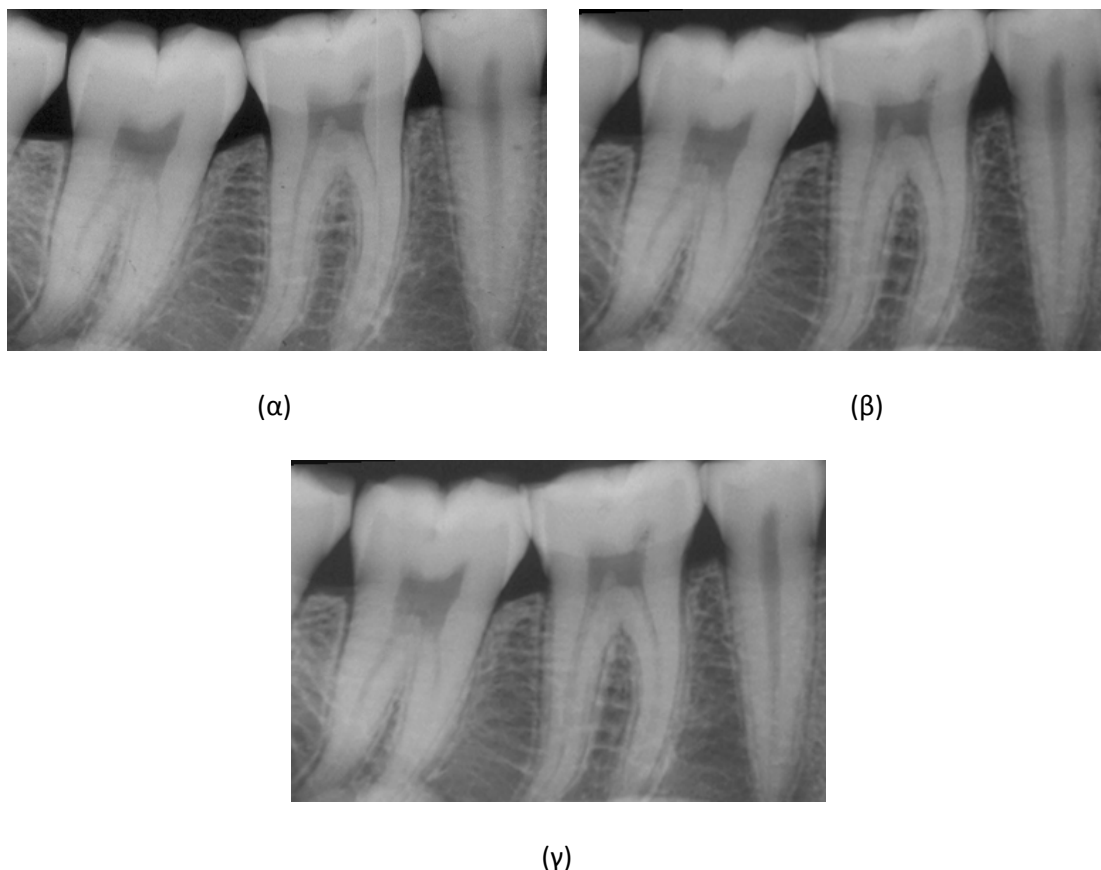
Όπως προαναφέρθηκε, η Εξίσωση (3.1) χρησιμοποιείται για τον μετασχηματισμό του ιστογράμματος της υπό διόρθωση εικόνας. Οι παράμετροι που αφορούν την εν λόγω εξίσωση ανήκουν στο σύνολο των πραγματικών αριθμών ($\alpha, D \in R$). Κατά συνέπεια, το αποτέλεσμα που προκύπτει από την εξίσωση, το οποίο προσδιορίζει το νέο, μετασχηματισμένο επίπεδο του ιστογράμματος i_{H_C} για το αρχικό επίπεδο i_{H_F} της υπό διόρθωση εικόνας, είναι επίσης πραγματικός αριθμός. Στις οδοντιατρικές εικόνες 256 επιπέδων του γκρι, στις οποίες εφαρμόστηκε η προτεινόμενη τεχνική, τα επίπεδα των ιστογραμμάτων των εικόνων προσδιορίζονται από ακεραίους αριθμούς με βεληνεκές από 0 έως 255. Αυτό συνεπάγεται ότι τα μετασχηματισμένα επίπεδα που προκύπτουν από την εφαρμογή της Εξίσωσης (3.1), θα πρέπει να μετατραπούν σε ακέραιους, έτσι ώστε να αντιστοιχούν σε έγκυρα επίπεδα του γκρι στη μετασχηματισμένη εικόνα. Για το λόγω αυτό χρησιμοποιήθηκε ένας επιπλέον απλός μετασχηματισμός γραμμικής παρεμβολής [24], ο οποίος παρατίθεται στην Εξίσωση (3.4). Ο μετασχηματισμός αυτός λαμβάνει υπ' όψιν τους δύο εγγύτερους ακεραίους της τιμής, η οποία προκύπτει από την Εξίσωση (3.1), και υπολογίζει το τελικό διορθωμένο επίπεδο $H_C(i)$ της εικόνας για $j = \lfloor i_{H_C} \rfloor$ και $h = i_{H_C} - j$.

$$H_C(i) = (1-h)H_F(j) + hH_F(j+1) \quad (3.4)$$

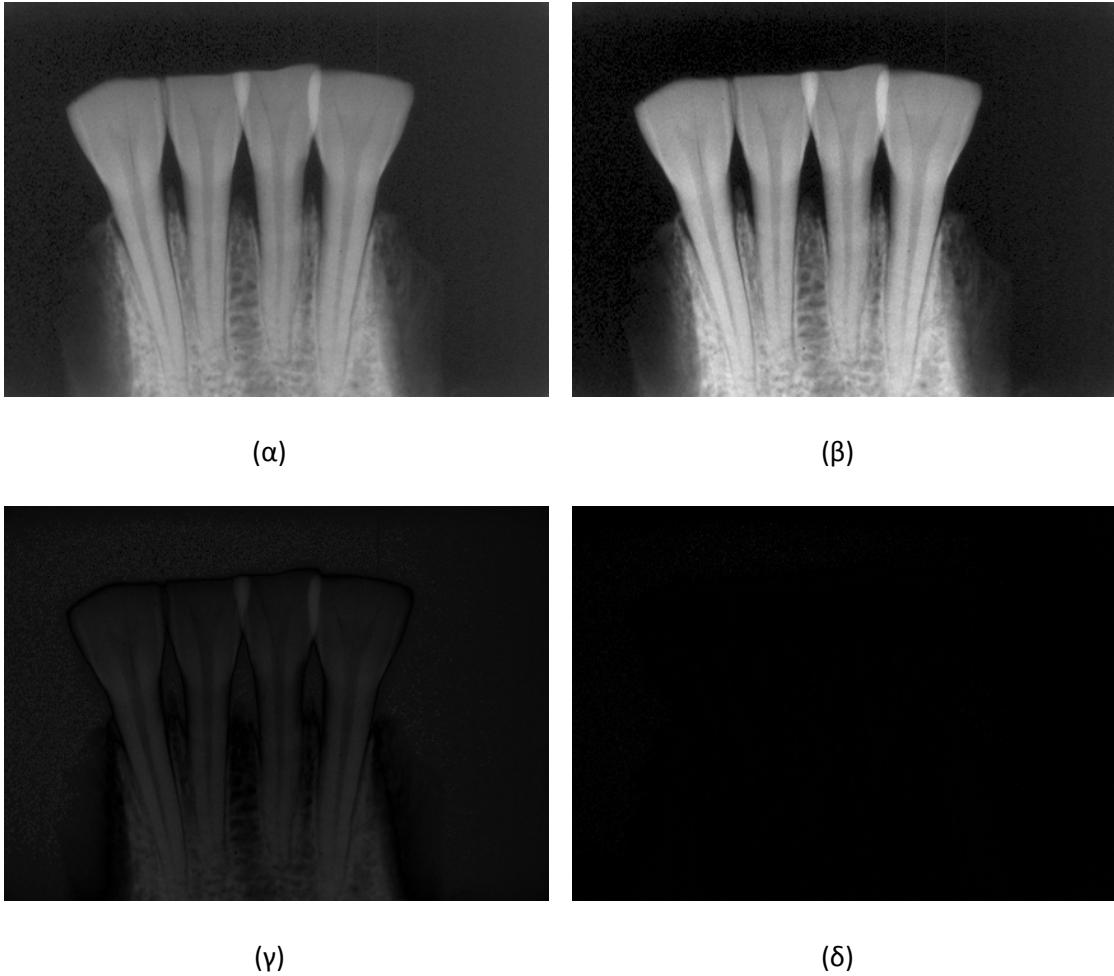
Ένα χαρακτηριστικό παράδειγμα εφαρμογής της προτεινόμενης τεχνικής παρουσιάζεται στην Εικόνα 3.1, όπου εξετάζεται ζεύγος ευθυγραμμισμένων ραδιογραφήματων με άγνωστη διαφορά στην αντίθεση. Όπως φαίνεται στη εν λόγω εικόνα, η τεχνική *Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος* είναι ικανή να αυξήσει τη συνολική αντίθεση του υπό διόρθωση ραδιογραφήματος (Εικόνα 3.1β), το οποίο αρχικά είναι πολύ πιο σκοτεινό από το ραδιογράφημα αναφοράς (Εικόνα 3.1α). Μετά από την εφαρμογή της τεχνικής διόρθωσης,

Διόρθωση Αντίθεσης

η αντίθεση του διορθωμένου ραδιογραφήματος (Εικόνα 3.1γ) συμπίπτει με αυτή του ραδιογραφήματος αναφοράς. Ένα επιπλέον παράδειγμα παρέχεται στην Εικόνα 3.2. Το παράδειγμα αυτό υποδεικνύει την ανάγκη για τη διόρθωση της αντίθεσης σε περιπτώσεις τεχνικών ψηφιακής ακτινογραφίας. Στο εν λόγω παράδειγμα χρησιμοποιήθηκε ζεύγος ραδιογραφήματων όπου η υπό διόρθωση εικόνα (Εικόνα 3.2β) παρουσιάζει αυξημένη αντίθεση κατά 30% σε σχέση με την εικόνα αναφοράς (Εικόνα 3.2α). Όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.2, σε περίπτωση που δεν εφαρμοστεί η τεχνική διόρθωσης της αντίθεσης, η εικόνα διαφοράς (Εικόνα 3.2γ), η οποία υπολογίζεται από την απόλυτη διαφορά των αντίστοιχων εικονοστοιχείων των δύο συγκρινόμενων ραδιογραφήματων, περιέχει σημαντικό βαθμό ανεπιθύμητης πληροφορίας. Η ανεπιθύμητη αυτή πληροφορία οφείλεται στις διαφορές στην αντίθεση και τη φωτεινότητα των δύο συγκρινόμενων ραδιογραφήματων. Η παρατήρηση αυτή μπορεί να επιβεβαιωθεί και από τη σχετικά υψηλή μέση τιμή της φωτεινότητας της εικόνας διαφοράς, η οποία στη συγκεκριμένη περίπτωση είναι 18,312. Αντίθετα, εφαρμόζοντας την τεχνική *Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος* πριν από τον υπολογισμό της εικόνας διαφοράς, επιτυγχάνεται σαφώς καλύτερο αποτέλεσμα, όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.2δ. Η συγκεκριμένη εικόνα διαφοράς περιέχει σχεδόν μηδενική ανεπιθύμητη πληροφορία, γεγονός που επιβεβαιώνεται και από τη χαμηλή μέση τιμή της φωτεινότητάς της, που σε αυτή την περίπτωση ανέρχεται σε μόλις 1,039.



Εικόνα 3.1. Αποτελέσματα εφαρμογής της προτεινόμενης τεχνικής σε ευθυγραμμισμένο ζεύγος ραδιογραφήματων. Η υπό διόρθωση εικόνα (β) μετασχηματίζεται (γ) έτσι ώστε η αντίθεσή της να συμπίπτει με την αντίθεση της εικόνας αναφοράς (α).



Εικόνα 3.2. Εφαρμογή τεχνικής αφαιρετικής ακτινογραφίας σε ζεύγος ραδιογραφημάτων όπου η υπό διόρθωση εικόνα (β) έχει αυξημένη αντίθεση κατά 30% σε σχέση με την εικόνα αναφοράς (α). Παρουσιάζονται οι εικόνες διαφοράς, χωρίς διόρθωση της αντίθεσης (γ) και με διόρθωση της αντίθεσης με βάση την τεχνική *Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος* (δ).

3.2.2 Περιγραφή Δεδομένων

Στη μελέτη που πραγματοποιήθηκε για την πιστοποίηση της προτεινόμενης τεχνικής διόρθωσης της αντίθεσης οδοντιατρικών ραδιογραφημάτων, χρησιμοποιήθηκαν συνολικά 92 ζεύγη οδοντιατρικών εικόνων, διαχωρισμένα σε τέσσερις γενικές κατηγορίες, ανάλογα με τη διαδικασία ανάκτησης των εικόνων κάθε ζεύγους. Κάθε ζεύγος απαρτίζεται από την εικόνα αναφοράς, η οποία προσδιορίζει το επιθυμητό επίπεδο αντίθεσης, και την υπό διόρθωση εικόνα. Σε κάθε περίπτωση, η υπό διόρθωση εικόνα παρουσιάζει γνωστές (τεχνητές) ή άγνωστες διαφορές στην αντίθεση και τη φωτεινότητά της, σε σχέση με την εικόνα αναφοράς. Οι τρεις κατηγορίες εικόνων που χρησιμοποιήθηκαν στη μελέτη (Κατηγορίες I-III), οι οποίες αριθμούν συνολικά 72 ζεύγη, περιέχουν υπό διόρθωση ραδιογραφήματα, τα οποία έχουν τροποποιηθεί τεχνηέντως. Η τελευταία κατηγορία (Κατηγορία IV) περιέχει ζεύγη με άγνωστες διαφορές αντίθεσης και φωτεινότητας ανάμεσα στο ραδιογράφημα αναφοράς και στο υπό διόρθωση ραδιογράφημα.

Όλα τα ραδιογραφήματα που χρησιμοποιήθηκαν για την πιστοποίηση της προτεινόμενης τεχνικής, ανακτήθηκαν από συγκεκριμένη εργαστηριακή μελέτη. Η πειραματική διάταξη που χρησιμοποιήθηκε περιγράφεται παρακάτω: Μια ξηρή γνάθος τοποθετήθηκε σε ειδική συσκευή η οποία επιτρέπει την κάθετη και την οριζόντια περιστροφή της γνάθου και της φωτογραφικής ταινίας (φιλμ) σε σχέση με το κέντρο της ακτίνας-Χ που εκπέμπει η συσκευή ακτινογράφησης. Η απόσταση του αντικειμένου από την πηγή ακτινοβολίας, αλλά και η απόσταση του αντικειμένου από την φωτογραφική ταινία, ήταν σταθερές στα 40 και 0,5 εκατοστά, αντίστοιχα. Τα ληφθέντα ραδιογραφήματα ψηφιοποιήθηκαν με τη βοήθεια επίπεδου σαρωτή (Agfa Arcus II), παράγοντας εικόνες ψηφιογραφικού τύπου (bitmap) 256 επιπέδων του γκρι. Σε κάθε περίπτωση, για τη λήψη της εικόνας αναφοράς, το κέντρο του αντικειμένου (ξηρή γνάθος και συσκευή στήριξης) ήταν ευθυγραμμισμένο με την κάθετη προβολή της πηγής ακτινοβολίας. Για την ανάκτηση των υπό διόρθωση εικόνων, πραγματοποιήθηκαν διάφορες λήψεις υπό γωνία 0, 3 και 6 μοιρών κάθετα και οριζόντια, σε σχέση με το κέντρο της πηγής ακτινοβολίας.

3.2.2.1 Δεδομένα με άγνωστη διαφορά αντίθεσης

Τρεις κατηγορίες εικόνων περιλαμβάνουν ζεύγη ραδιογραφήματων με άγνωστες διαφορές στην αντίθεση και στη φωτεινότητα ανάμεσα στην εικόνα αναφορά και την υπό διόρθωση εικόνα (Κατηγορία I-III). Η εικόνα αναφοράς, στα ζεύγη της κατηγορίας αυτής, εξήχθη από λήψη του αντικειμένου υπό μηδενική γωνία (κάθετα και οριζόντια). Αντίθετα, οι υπό διόρθωση εικόνες ελήφθησαν υπό διάφορους συνδυασμούς γωνιών ± 3 και ± 6 μοιρών, τόσο στον κάθετο, όσο και στον οριζόντιο άξονα. Σε όλες αυτές τις περιπτώσεις, και για κάθε ζεύγος εικόνων, πραγματοποιήθηκε ευθυγράμμιση του υπό διόρθωση ραδιογραφήματος σε σχέση με το ραδιογράφημα αναφοράς. Η διαδικασία της ευθυγράμμισης ήταν ανεξάρτητη από τις χρωματικές ιδιότητες (αντίθεση και φωτεινότητα) των εικόνων, έτσι ώστε να μην επηρεαστεί η μετέπειτα εφαρμογή του αλγορίθμου διόρθωσης της αντίθεσης. Κατά συνέπεια χρησιμοποιήθηκαν οι ακμές των εικόνων, οι οποίες ανακτήθηκαν με την εφαρμογή του αλγορίθμου Canny και στα δύο ραδιογραφήματα του εκάστοτε ζεύγους [26]. Μετά την εξαγωγή των ακμών, υπολογίστηκαν οι παράμετροι ενός καθολικού αφινικού μετασχηματισμού (affine transformation), ο οποίος παρουσιάζεται στην Εξίσωση (3.5), όπου οι αρχικές συντεταγμένες του κάθε εικονοστοιχείου (x, y) της υπό διόρθωση εικόνας μετασχηματίζονται στις συντεταγμένες (x', y') , σύμφωνα με τις έξι παραμέτρους του μετασχηματισμού [17].

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_1 & a_2 & d_x \\ a_3 & a_4 & d_y \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ 1 \end{pmatrix} \quad (3.5)$$

Οι βέλτιστες παράμετροι του μετασχηματισμού, υπολογίστηκαν με βάση την τεχνική βελτιστοποίησης του Χάρτη Απόστασης (Distance Map) [27]. Η εν λόγω τεχνική απαιτεί την ελαχιστοποίηση του μετρήσιμου μεγέθους που περιγράφεται στην Εξίσωση (3.6), όπου ο χάρτης απόστασης της μετασχηματισμένης εικόνας, πλάτος N και ύψους M , ορίζεται από τη μεταβλητή $DM_{I_{GTR}}$. Πρακτικά, η Εξίσωση (3.6) υπολογίζει τη μέση Ευκλείδεια απόσταση των ακμών της εικόνας αναφοράς I_R , όπου κάθε εικονοστοιχείο ορίζεται από τις

συντεταγμένες (x, y) , από τις εγγύτερες ακμές της μετασχηματισμένης εικόνας I_{GTR} , των οποίων τα εικονοστοιχεία ορίζονται από τις συντεταγμένες (x', y') . Μετά από τον υπολογισμό των βέλτιστων παραμέτρων σε κάθε ζεύγος ραδιογραφήματων, εφαρμόστηκε ο μετασχηματισμός που περιγράφεται στην Εξίσωση (3.5) στην υπό διόρθωση εικόνα, ευθυγραμμίζοντάς την έτσι με την εικόνα αναφοράς.

$$MOM = \frac{1}{M \times N} \sum_{i: I_R(x, y)_i \neq 0} DM_{I_{GTR}}(x', y')_i \quad (3.6)$$

3.2.2.2 Δεδομένα με γνωστή διαφορά αντίθεσης και φωτεινότητας

Μια επιπλέον κατηγορία ραδιογραφήματων (Κατηγορία IV) χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα μελέτη για την δοκιμή του προτεινόμενου αλγορίθμου σε ζεύγη εικόνων με γνωστές διαφορές στην αντίθεση και τη φωτεινότητα. Τα ραδιογραφήματα που ανήκουν στην Κατηγορία IV, περιέχουν μόνο διαφορές στην αντίθεση. Για τη δημιουργία των ζευγών αυτών, επιλέχθηκε μια εικόνα αναφοράς από την Κατηγορία I (βλ. ενότητα 3.2.2.1), η οποία τροποποιήθηκε τεχνηέντως μέσω του λογισμικού ανοιχτού κώδικα GNU Image Manipulation Program (GIMP) [25]. Για την παραγωγή των υπό διόρθωση εικόνων της συγκεκριμένης κατηγορίας ραδιογραφήματων, η αντίθεση της αρχικής εικόνας αυξομειώθηκε από 5% ως 50% σε διαστήματα του 5%. Κατά συνέπεια προέκυψαν 10 υπό διόρθωση ραδιογραφήματα με μειωμένη αντίθεση σε σχέση με το ραδιογράφημα αναφοράς, κατά 5%, 10%, 15%, 20%, 25%, 30%, 35%, 40%, 45% και 50%. Αντίστοιχα, προέκυψαν 10 επιπλέον υπό διόρθωση ραδιογραφήματα με ενισχυμένη αντίθεση σε σχέση με το ραδιογράφημα αναφοράς, κατά 5%, 10%, 15%, 20%, 25%, 30%, 35%, 40%, 45% και 50%. Η επιλογή των εν λόγω κατηγοριών έγινε έτσι ώστε να αποτιμηθεί η προτεινόμενη τεχνική, τόσο σε ρεαλιστικά κλινικά δεδομένα (Κατηγορίες I-III), όσο και σε ακραίες, μη-ρεαλιστικές περιπτώσεις (Κατηγορία IV). Το σύνολο των οδοντιατρικών ραδιογραφήματων που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα μελέτη συνοψίζεται στον Πίνακα 3.1.

Πίνακας 3.1. Λεπτομέρειες σχετικές με της κατηγορίες ραδιογραφήματων που χρησιμοποιήθηκαν για την αποτίμηση της προτεινόμενης τεχνικής.

Κατηγορία	Αριθμός Ζευγών	Μέγεθος Εικόνας	Περιγραφή	Ανάκτηση Υπό Διόρθωση Εικόνων
I	24			
II	24	380x242	Ευθυγραμμισμένα ζεύγη με άγνωστες διαφορές αντίθεσης	Ευθυγράμμιση με βάση τις ακμές της εικόνας αναφοράς
III	24			
IV	20	428x310	Ζεύγη με γνωστές διαφορές αντίθεσης	Χειροκίνητη τροποποίηση αντίθεσης εικόνας αναφοράς

3.2.3 Τεχνικές Αποτίμησης

Η προτεινόμενη τεχνική διόρθωσης της αντίθεσης πιστοποιήθηκε τόσο ποιοτικά όσο και ποσοτικά σε οδοντιατρικά ραδιογραφήματα. Η ποιοτική αποτίμηση της μεθόδου αφορά κυρίως την οπτική εξέταση των παραγόμενων διορθωμένων ραδιογραφήματων και τη σύγκριση αυτών με τα ραδιογραφήματα αναφοράς, σε κάθε περίπτωση. Η διαδικασία όμως αυτή είναι σχετικά υποκειμενική, αφού η αποτίμηση επαφίεται αποκλειστικά στην κρίση του παρατηρητή. Ειδικότερα σε περιπτώσεις όπου η αρχική διαφορά αντίθεσης ανάμεσα στην εικόνα αναφοράς και την υπό διόρθωση εικόνα είναι μικρή (για παράδειγμα στις κατηγορίες ραδιογραφήματων I-III), η οπτική αποτίμηση είναι ιδιαίτερα προβληματική. Κατά συνέπεια απαιτούνται επιπλέον αντικειμενικά κριτήρια σύγκρισης, τα οποία θα βασίζονται σε συγκεκριμένα μετρήσιμα μεγέθη.

Το κριτήριο ποσοτικής αποτίμησης που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα μελέτη είναι η Μέση Τετραγωνική Ρίζα της διαφοράς στην αντίθεση του διορθωμένου ραδιογραφήματος από το ραδιογράφημα αναφοράς (Contrast Root Mean Square Difference - CRMSD). Το κριτήριο αυτό αποτελεί τροποποίηση του κλασικού κριτηρίου της Μέσης Τετραγωνικής Ρίζας της Απόκλισης (Root Mean Square Deviation), το οποίο χρησιμοποιείται ευρέως για την εύρεση διαφορών ανάμεσα σε διανυσματικά μεγέθη [28]. Στην περίπτωση της προτεινόμενης τεχνικής, τα συγκρινόμενα διανύσματα περιέχουν τιμές της αντίθεσης των εικονοστοιχείων των δύο συγκρινόμενων ραδιογραφήματων. Κατά συνέπεια, η Μέση Τετραγωνική Ρίζα Διαφοράς Αντίθεσης, δύο εικόνων με πλάτος M και ύψος N εικονοστοιχεία, μπορεί να υπολογιστεί από την Εξίσωση (3.7). Για τον υπολογισμό του κριτηρίου, απαιτείται η ποσοτικοποίηση της αντίθεσης του κάθε εικονοστοιχείου των δύο συγκρινόμενων εικόνων. Στην περίπτωσή μας, η αντίθεση εικονοστοιχείου με συντεταγμένες (x, y) ορίζεται ως $c_r(x, y)$ και $c_c(x, y)$ για τα εικονοστοιχεία του ραδιογραφήματος αναφοράς και του διορθωμένου ραδιογραφήματος, αντίστοιχα [29]. Η αντίθεση εικονοστοιχείου με συντεταγμένες (x, y) , υπολογίζεται από το λόγο που φαίνεται στην Εξίσωση (3.8), με τον αριθμητή και τον παρονομαστή του λόγου να αναλύονται πλήρως στην Εξίσωση (3.9), όπου, $I(x+k, y+l)$ είναι η φωτεινότητα του εικονοστοιχείου με συντεταγμένες $(x+k, y+l)$ και η σταθερά $(2m+1)^2$ με $m=2$, ορίζει παράθυρο μεγέθους 5×5 , στο οποίο περικλείονται τα γειτονικά εικονοστοιχεία.

$$CRMSD = \sqrt{\frac{\sum_{y=0}^M \sum_{x=0}^N (c_r(x, y) - c_c(x, y))^2}{M \times N}} \quad (3.7)$$

$$c(x, y) = \frac{lv(x, y)}{lm(x, y)} \quad (3.8)$$

$$lm(x, y) = \frac{1}{(2m+1)^2} \sum_{k=-m}^m \sum_{l=-m}^m I(x+k, y+l) \quad (3.9)$$

$$lv(x, y) = \frac{1}{(2m+1)^2} \sum_{k=-m}^m \sum_{l=-m}^m [I(x+k, y+l) - lm(x, y)]^2$$

Η Εξίσωση (3.7) εφαρμόστηκε σε όλα τα ζεύγη οδοντιατρικών ραδιογραφημάτων της μελέτης, για τον υπολογισμό της μέσης τετραγωνικής ρίζας της διαφοράς στην αντίθεση (CRMSD) ανάμεσα στο ραδιογράφημα αναφοράς και το διορθωμένο ραδιογράφημα κάθε ζεύγους. Έτσι έγινε δυνατή η ποσοτικοποίηση της απόδοσης της προτεινόμενης τεχνικής. Πρακτικά η μέτρηση CRMSD είναι ανάλογη της απόκλισης της αντίθεσης ανάμεσα στις δύο συγκρινόμενες εικόνες. Κατά συνέπεια, η επίδοση της εφαρμοζόμενης τεχνικής διόρθωσης είναι αντιστρόφως ανάλογη της τιμής CRMSD και επομένως η ελαχιστοποίηση της υπολογιζόμενης τιμής CRMSD είναι το ζητούμενο για μια επιτυχή διόρθωση στην αντίθεση.

3.2.4 Εναλλακτική Τεχνική Διόρθωσης

Στο πλαίσιο της πιστοποίησης της προτεινόμενης τεχνικής διόρθωσης, πραγματοποιήθηκε συγκριτική μελέτη, αποτιμώντας την αποτελεσματικότητα της προτεινόμενης τεχνικής έναντι της δημοφιλούς μεθόδου διόρθωσης Robust Film Correction, η οποία προτάθηκε από τον Ruttimann και τους συνεργάτες του [9]. Στην παρούσα ενότητα παρουσιάζονται περιληπτικά οι βασικές αρχές της συγκεκριμένης μεθόδου, η οποία ενεργεί απ' ευθείας στα ιστογράμματα των υπό διόρθωση εικόνων. Χρησιμοποιώντας τη συνάρτηση συσσωρευτικής πυκνότητας (cumulative density function), η εν λόγω μέθοδος επιχειρεί την υπο-δειγματοληψία της υπό διόρθωση εικόνας, προσπαθώντας να ανασχηματίσει το ιστόγραμμα της, σύμφωνα με το ιστόγραμμα της εικόνας αναφοράς [16].

Η μεθοδολογία που προτάθηκε από τον Ruttimann επεξεργάζεται το ιστόγραμμα της υπό διόρθωση εικόνας με αλληλοδιάδοχο τρόπο [9]. Για κάθε χρωματικό επίπεδο m της υπό διόρθωση εικόνας, βρίσκεται το μεγαλύτερο δυνατό χρωματικό επίπεδο k στην εικόνα αναφοράς, τέτοιο ώστε το συσσωρευτικό άθροισμα στο ιστόγραμμα της εικόνας αναφοράς, μέχρι το επίπεδο k , να είναι μικρότερο ή ίσο με το συσσωρευτικό άθροισμα στο ιστόγραμμα της υπό διόρθωση εικόνας μέχρι το επίπεδο m . Επομένως, για κάθε χρωματικό επίπεδο της υπό διόρθωση εικόνας, βρίσκεται το αντίστοιχο επίπεδο στην εικόνα αναφοράς. Η αντιστοιχία αυτή δεν είναι αυστηρώς ένα προς ένα. Είναι δυνατό, ένα επίπεδο της εικόνας αναφοράς να αντιστοιχίζεται με περισσότερα του ενός επίπεδα της διορθωμένης εικόνας, χωρίς να ισχύει το αντίστροφο. Το σύνολο των αντιστοιχιών που προκύπτουν στο τέλος της διαδικασίας, ορίζουν το μετασχηματισμό στο ιστόγραμμα της υπό διόρθωση εικόνας, έτσι ώστε η αντίθεσή της να προσεγγίζει αυτή της εικόνας αναφοράς.

Η συγκεκριμένη τεχνική διόρθωσης εφαρμόστηκε στο σύνολο των 92 ζευγών οδοντιατρικών ραδιογραφημάτων της μελέτης και υπολογίστηκε η τιμή CRMSD σε κάθε περίπτωση, σύμφωνα με την Εξίσωση (3.7). Οι μετρήσεις αυτές συγκρίθηκαν ευθέως με τις

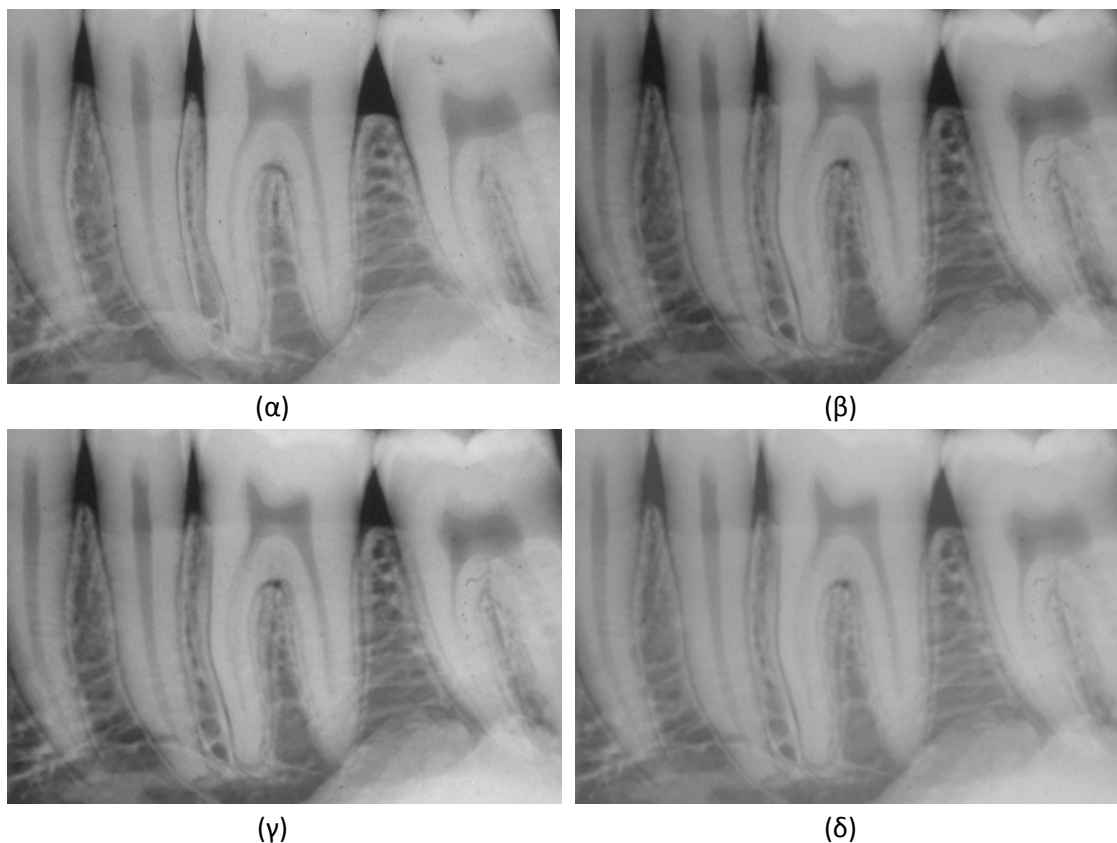
αντίστοιχες μετρήσεις που προέκυψαν από την εφαρμογή της προτεινόμενης τεχνικής *Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος* στα ίδια ζεύγη ραδιογραφημάτων.

3.3 Αποτελέσματα

Για την εξαγωγή συμπερασμάτων αναφορικά με την αποτελεσματικότητα της προτεινόμενης τεχνικής, εφαρμόστηκαν η προτεινόμενη τεχνική και η μέθοδος Robust Film Correction στο σύνολο των 92 ζευγών οδοντιατρικών ραδιογραφημάτων. Η ποιοτική και ποσοτική σύγκριση των δύο τεχνικών πραγματοποιήθηκε με βάση τη διαδικασία η οποία περιγράφηκε στην ενότητα 3.2.3. Τόσο η ποιοτική ανάλυση, μέσω της οπτικής εξέτασης των διορθωμένων ραδιογραφημάτων, όσο και η ποσοτική ανάλυση, μέσω της αποτίμησης των μετρήσεων CRMSD, έδειξαν ότι η προτεινόμενη τεχνική διόρθωσης υπερέχει της μεθόδου που προτάθηκε από τον Ruttimann και τους συνεργάτες του [9], στο σύνολο των οδοντιατρικών ραδιογραφημάτων που χρησιμοποιήθηκαν στη μελέτη, αφού η προτεινόμενη τεχνική παράγαγε διορθωμένα ραδιογραφήματα τα οποία παρουσίαζαν μικρή απόκλιση από τα ραδιογραφήματα αναφοράς, ως προς τη μέση αντίθεση των εικονοστοιχείων τους. Στην παρούσα ενότητα παρουσιάζονται τα ποιοτικά και ποσοτικά αποτελέσματα της συγκριτικής μελέτης.

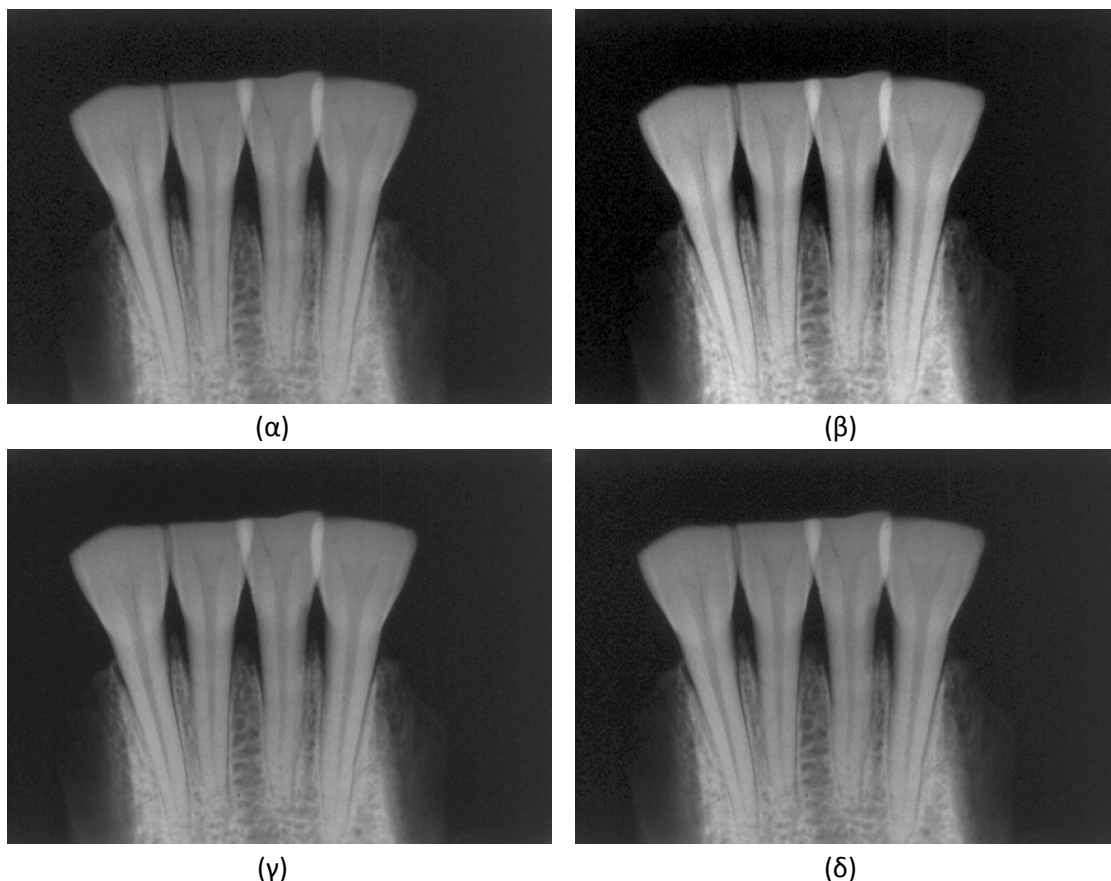
3.3.1 Ποιοτικά Αποτελέσματα

Η ποιοτική αποτίμηση της προτεινόμενης τεχνικής πραγματοποιήθηκε μέσω της οπτικής εξέτασης των παραγόμενων διορθωμένων εικόνων και της απ' ευθείας σύγκρισης αυτών με τις εικόνες αναφοράς του κάθε ζεύγους. Ένα χαρακτηριστικό παράδειγμα παρουσιάζεται στην Εικόνα 3.3. Στο παράδειγμα αυτό εξετάζεται η περίπτωση ενός ζεύγους ραδιογραφημάτων από την Κατηγορία III, η οποία περιλαμβάνει ευθυγραμμισμένα ζεύγη ραδιογραφημάτων με άγνωστες διαφορές στην αντίθεσή τους. Στην περίπτωση αυτή η υπό διόρθωση εικόνα (Εικόνα 3.3β) παρουσιάζει μειωμένη φωτεινότητα αλλά ελαφρώς υψηλότερη αντίθεση σε σχέση με την εικόνα αναφοράς (Εικόνα 3.3α). Όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.3γ, η μέθοδος διόρθωσης του Ruttimann αυξάνει περεταίρω την αντίθεση της διορθωμένης εικόνας. Κατά συνέπεια, η τελική αντίθεση της διορθωμένης εικόνας είναι πολύ μεγαλύτερη από αυτή της εικόνας αναφοράς, το οποίο στη συγκεκριμένη περίπτωση δεν είναι επιθυμητό, αφού αλλοιώνει την πληροφορία που περιέχεται στο ραδιογράφημα. Αντίθετα, η προτεινόμενη τεχνική της *Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος* (Εικόνα 3.3δ), παράγει διορθωμένη εικόνα, της οποίας η μέση αντίθεση δεν παρουσιάζει σημαντική απόκλιση από αυτή της εικόνας αναφοράς.



Εικόνα 3.3. Οπτική αποτίμηση της προτεινόμενης τεχνικής, χρησιμοποιώντας ζεύγος ραδιογραφημάτων από την Κατηγορία III (ευθυγραμμισμένες εικόνες με άγνωστες διαφορές αντίθεσης). (α) Η εικόνα αναφοράς, (β) η υπό διόρθωση εικόνα, η διορθωμένη εικόνα χρησιμοποιώντας (γ) τη μέθοδο του Ruttimann και (δ) την προτεινόμενη τεχνική Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος.

Παρά το γεγονός ότι η οπτική ανάλυση των αποτελεσμάτων αποτελεί άμεσο και χρήσιμο κριτήριο αποτίμησης, σε πολλές περιπτώσεις η εφαρμογή της είναι δύσκολη ή και αδύνατη. Στην παρούσα μελέτη, υπήρξε πλήθος περιπτώσεων (Κατηγορίες I-III) όπου η διαφορές στην αντίθεση των ραδιογραφημάτων αναφοράς και των διορθωμένων ραδιογραφημάτων ήταν πολύ μικρές και επομένως ήταν πρακτικά αδύνατη η διάκρισή τους μέσω οπτικής ανάλυσης. Παράλληλα, σε αρκετές περιπτώσεις, οι δύο συγκρινόμενες τεχνικές παράγαγαν διορθωμένες εικόνες, των οποίων η αντίθεση διέφερε ελάχιστα, κάνοντας αδύνατη τη διάκριση στην απόδοση των δύο τεχνικών μέσω οπτικής εξέτασης. Ένα τέτοιο παράδειγμα παρουσιάζεται στην Εικόνα 3.4, η οποία αφορά ζεύγος ραδιογραφημάτων από την Κατηγορία IV (γνωστές διαφορές αντίθεσης). Παρά το γεγονός ότι η υπό διόρθωση εικόνα (Εικόνα 3.3β) έχει αντίθεση αυξημένη κατά 30% σε σχέση με την εικόνα αναφοράς (Εικόνα 3.4α), οι διαφορές στην αντίθεση των παραγόμενων διορθωμένων εικόνων που προκύπτουν από την εφαρμογή της τεχνικής του Ruttimann (Εικόνα 3.4γ) και της προτεινόμενης τεχνικής (Εικόνα 3.4δ), δεν είναι διακριτές δια γυμνού οφθαλμού. Κατά συνέπεια η ποσοτική ανάλυση των αποτελεσμάτων αποτελεί βασική προϋπόθεση για την αποτίμηση της απόδοσης της προτεινόμενης τεχνικής διόρθωσης.



Εικόνα 3.4. Οπτική αποτίμηση των δύο συγκρινόμενων τεχνικών διόρθωσης, χρησιμοποιώντας ζεύγος ραδιογραφημάτων από την Κατηγορία IV (γνωστές διαφορές αντίθεσης). (α) Η εικόνα αναφοράς, (β) η υπό διόρθωση εικόνα, η οποία παρουσιάζει 30% αυξημένη αντίθεση σε σχέση με την εικόνα αναφοράς, η διορθωμένη εικόνα (γ) δια της μεθόδου του Ruttimann και (δ) δια της προτεινόμενης τεχνικής.

3.3.2 Ποσοτικά Αποτελέσματα

Η ποσοτική αποτίμηση των αποτελεσμάτων της παρούσας μελέτης, πραγματοποιήθηκε με βάση το κριτήριο της Μέσης Τετραγωνικής Ρίζας της διαφοράς στην αντίθεση του διορθωμένου ραδιογραφήματος από το ραδιογράφημα αναφοράς (Contrast Root Mean Square Difference - CRMSD), όπως αυτό περιγράφηκε αναλυτικά στην ενότητα 3.2.3. Οι μετρήσεις CRMSD ελήφθησαν, για κάθε ζεύγος, υπολογίζοντας πρακτικά τη διαφορά στην αντίθεση του κάθε εικονοστοιχείου της διορθωμένης εικόνας από το αντίστοιχο εικονοστοιχείο της εικόνας αναφοράς. Όπως προαναφέρθηκε, όσο μικρότερη είναι η τιμή του CRMSD που υπολογίστηκε, τόσο μικρότερη είναι και η μέση διαφορά της αντίθεσης των συγκρινόμενων εικόνων και επομένως τόσο καλύτερη είναι η ποιότητα της διόρθωσης που επετεύχθη. Κατά συνέπεια, όταν συγκρίνονται μια ή περισσότερες τεχνικές με βάση το κριτήριο CRMSD, βέλτιστη, ως προς την ποιότητα της διόρθωσης, θεωρείται η τεχνική η οποία επιτυγχάνει την ελάχιστη τιμή του κριτηρίου. Το συγκεκριμένο κριτήριο χρησιμοποιήθηκε για την σύγκριση της προτεινόμενης τεχνικής *Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος* με την ευρέως διαδεδομένη μέθοδο διόρθωσης που προτάθηκε από τον Ruttimann και τους συνεργάτες του. Μετρήσεις τιμών CRMSD ελήφθησαν και για τις δύο τεχνικές για κάθε ένα από τα 92 συνολικά ζεύγη ραδιογραφημάτων της μελέτης. Τα

μετρήσιμα αποτελέσματα που παρουσιάζονται στην ενότητα αυτή κατηγοριοποιήθηκαν με βάση την μεθοδολογία ανάκτησης των υπό διόρθωση εικόνων (ραδιογραφήματα με άγνωστες διαφορές αντίθεσης, τα οποία εμπίπτουν στις Κατηγορίες I-III, και ραδιογραφήματα με γνωστές διαφορές αντίθεσης, τα οποία εμπίπτουν στην Κατηγορία IV).

Οι μετρήσεις που αφορούν το σύνολο των εικόνων που ανήκουν στην Κατηγορία III, όπου περιλαμβάνονται ευθυγραμμισμένα ζεύγη ραδιογραφημάτων, παρουσιάζονται στον Πίνακα 3.2. Στον πίνακα αυτό καταγράφονται οι τιμές CRMSD, οι οποίες υπολογίστηκαν συγκρίνοντας την μέση αντίθεση της εικόνας αναφοράς της Κατηγορίας III με τη μέση αντίθεση όλων των διορθωμένων ραδιογραφημάτων της ίδιας κατηγορίας. Επιπλέον, για κάθε περίπτωση παρέχεται η τιμή CRMSD πριν από τη διόρθωση, έτσι ώστε να είναι ορατή η επίδραση της διαδικασίας διόρθωσης σε όλες της εικόνες της κατηγορίας, για κάθε αλγόριθμο. Όπως προκύπτει από τον Πίνακα 3.2, η προτεινόμενη τεχνική *Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος* υπερτερεί της συγκρινόμενης μεθόδου σε 18 από τις 24 περιπτώσεις. Επιπροσθέτως, αποδίδει καλύτερα κατά μέσο όρο στο σύνολο της συγκεκριμένης κατηγορίας (Κατηγορία III), αφού επιτυγχάνει μέσο CRMSD ίσο με 0,725, αντί του 0,760 που επιτυγχάνεται εφαρμόζοντας τη μεθοδολογία του Ruttimann. Παράλληλα η προτεινόμενη τεχνική παρουσιάζει μεγαλύτερη συνέπεια στις μετρήσεις της κατηγορίας αυτής, λόγω της χαμηλότερης μέσης τυπικής απόκλισης που υπολογίστηκε για το σύνολο των ζευγών της κατηγορίας. Οι παραπάνω παρατηρήσεις ισχύουν ιδιαίτερα για τα ζεύγη 14 και μετέπειτα, σύμφωνα με την αρίθμηση που έχει γίνει στον Πίνακα 3.2, όπου η τεχνική του Ruttimann αποδίδει συστηματικά χειρότερα από την προτεινόμενη τεχνική, όπως φαίνεται από τις υψηλότερες τιμές CRMSD που παράγει για τα συγκεκριμένα ζεύγη.

Διόρθωση Αντίθεσης

Πίνακας 3.2. Σύγκριση της προτεινόμενης τεχνικής με τη μέθοδο του Ruttimann, μετά από την εφαρμογή τους στα ζεύγη ραδιογραφημάτων της Κατηγορίας III (ευθυγραμμισμένες εικόνες). Η σύγκριση πραγματοποιήθηκε με βάση τη μέτρηση της Μέσης Τετραγωνικής Ρίζας της διαφοράς της αντίθεσης (CRMSD), ανάμεσα στην εικόνα αναφοράς και στη διορθωμένη εικόνα. Σε παρένθεση παρατίθεται η μέτρηση CRMSD πριν από την εφαρμογή των αλγορίθμων διόρθωσης της αντίθεσης.

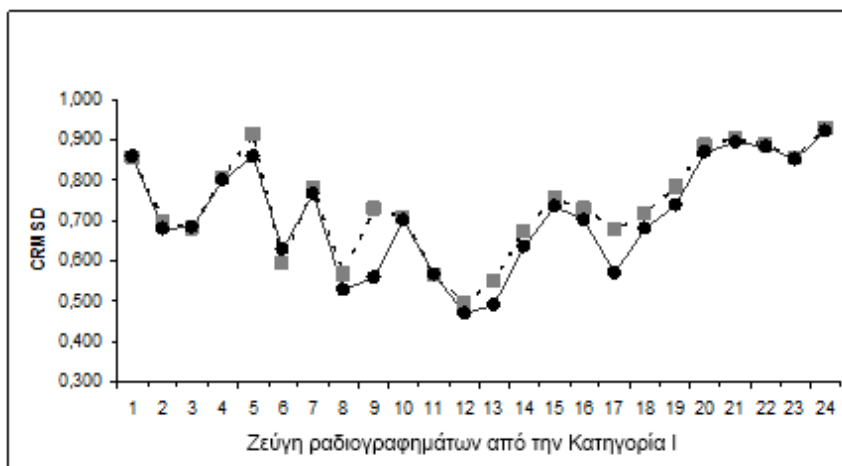
Ζεύγος Ραδιογραφημάτων (μέτρηση CRMSD πριν από τη διόρθωση)	CRMSD	
	Τεχνική Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος	Μέθοδος Ruttimann
Ζεύγος 1 (0.997)	0,887	0,963
Ζεύγος 2 (0.788)	0,688	0,706
Ζεύγος 3 (0.940)	0,844	0,876
Ζεύγος 4 (1.148)	1,033	1,139
Ζεύγος 5 (0.820)	0,722	0,772
Ζεύγος 6 (0.897)	0,838	0,887
Ζεύγος 7 (0.717)	0,628	0,549
Ζεύγος 8 (0.699)	0,609	0,532
Ζεύγος 9 (0.823)	0,822	0,829
Ζεύγος 10 (0.686)	0,587	0,557
Ζεύγος 11 (0.443)	0,422	0,347
Ζεύγος 12 (0.371)	0,365	0,315
Ζεύγος 13 (0.725)	0,710	0,685
Ζεύγος 14 (0.453)	0,431	0,504
Ζεύγος 15 (0.882)	0,770	0,830
Ζεύγος 16 (0.588)	0,426	0,466
Ζεύγος 17 (0.603)	0,446	0,527
Ζεύγος 18 (0.743)	0,626	0,679
Ζεύγος 19 (1.182)	0,944	1,040
Ζεύγος 20 (0.979)	0,874	0,921
Ζεύγος 21 (1.130)	0,997	1,127
Ζεύγος 22 (0.931)	0,855	0,911
Ζεύγος 23 (1.076)	0,989	1,073
Ζεύγος 24 (1,083)	0,879	1,013
<i>Μέση Τιμή ± Τυπική Απόκλιση</i>	0,725 ± 0,202	0,760 ± 0,245

Η προτεινόμενη τεχνική *Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος* επιτυγχάνει συνολικά καλύτερες επιδόσεις από τη μεθοδολογία του Ruttimann και στα υπόλοιπα ευθυγραμμισμένα ζεύγη εικόνων με άγνωστες διαφορές στην αντίθεση (Κατηγορίες I και II). Οι μετρήσιμες τιμές CRMSD που υπολογίστηκαν για τα ζεύγη ραδιογραφημάτων των Κατηγοριών I-III παρουσιάζονται συγκεντρωτικά στον Πίνακα 3.3. Η προτεινόμενη τεχνική υπερτερεί της μεθόδου του Ruttimann, όπως αποδεικνύεται από τις χαμηλότερες μέσες τιμές των μετρήσεων CRMSD που φαίνονται στον Πίνακα 3.3. Τα αποτελέσματα που παρατίθενται στον Πίνακα 3.3 παρουσιάζονται σχηματικά, υπό μορφή γραφήματος, στην Εικόνα 3.5, όπου αποτυπώνεται το σύνολο των τιμών CRMSD για την Κατηγορία I (Εικόνα 3.5α) και την Κατηγορία II (Εικόνα 3.5β). Όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.5, στις περισσότερες περιπτώσεις η προτεινόμενη τεχνική διόρθωσης (συμπαγής γραμμή με μαύρους κύκλους) επιτυγχάνει χαμηλότερες μετρήσεις CRMSD από τη μέθοδο διόρθωσης αντίθεσης του Ruttimann (διακεκομμένη γραμμή με γκρι τετράγωνα).

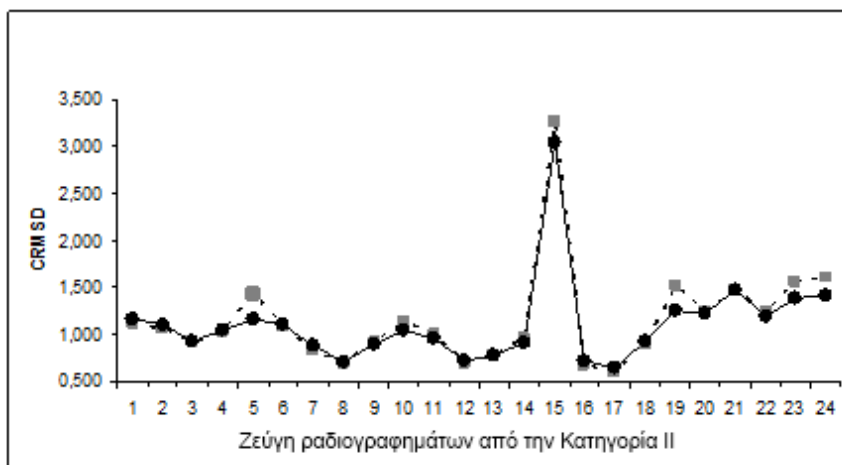
Πίνακας 3.3. Αποτίμηση της απόδοσης της προτεινόμενης τεχνικής Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος, σε σχέση με τη μέθοδο διόρθωσης αντίθεσης του Ruttimann, με βάση τη Μέση Τετραγωνική Ρίζα της διαφοράς της αντίθεσης (CRMSD). Παρουσιάζονται οι μέσες τιμές των μετρήσεων CRMSD για τις κατηγορίες ραδιογραφημάτων I-III, οι οποίες αφορούν ευθυγραμμισμένες εικόνες με άγνωστες διαφορές στην αντίθεση.

Κατηγορία Ραδιογραφημάτων	CRMSD	
	Τεχνική Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος	Μέθοδος Ruttimann
Κατηγορία I	0,710 ± 0,137	0,738 ± 0,126
Κατηγορία II	1,114 ± 0,472	1,157 ± 0,536
Κατηγορία III	0,725 ± 0,202	0,760 ± 0,245
Μέση Τιμή	0,850	0,885

Διόρθωση Αντίθεσης



(α)



(β)

Εικόνα 3.5. Αποτύπωση των μετρήσεων CRMSD για το σύνολο των ζευγών ραδιογραφημάτων των Κατηγοριών I-II. Η συμπαγής γραμμή απεικονίζει τις μετρήσεις που αφορούν την προτεινόμενη τεχνική, ενώ η διακεκομμένη γραμμή αυτές που αφορούν τη μέθοδο του Ruttimann.

Η τελευταία κατηγορία ραδιογραφημάτων που χρησιμοποιήθηκε για την αποτίμηση της προτεινόμενης τεχνικής *Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος*, περιέχει ζεύγη ραδιογραφημάτων με γνωστές διαφορές ανάμεσα στην αντίθεση του ραδιογραφήματος αναφοράς και του υπό διόρθωση ραδιογραφήματος (Κατηγορία IV). Όπως προαναφέρθηκε, τα υπό διόρθωση ραδιογραφήματα της κατηγορίας αυτής έχουν τροποποιηθεί με τέτοιο τρόπο, ώστε να παρουσιάζουν σημαντικές μεταβολές στην αντίθεσή τους, σε σχέση με το ραδιογράφημα αναφοράς. Τα ζεύγη ραδιογραφημάτων αυτής της κατηγορίας χρησιμοποιήθηκαν για την αποτίμηση της προτεινόμενης μεθόδου σε ακραίες, αλλά μη ρεαλιστικές, μεταβολές της αντίθεσης. Οι τιμές CRMSD που υπολογίστηκαν πριν και μετά από την εφαρμογή του προτεινόμενου αλγορίθμου διόρθωσης της αντίθεσης, αλλά και του αλγορίθμου που προτείνεται από τον Ruttimann και τους συνεργάτες του, στα ραδιογραφήματα της

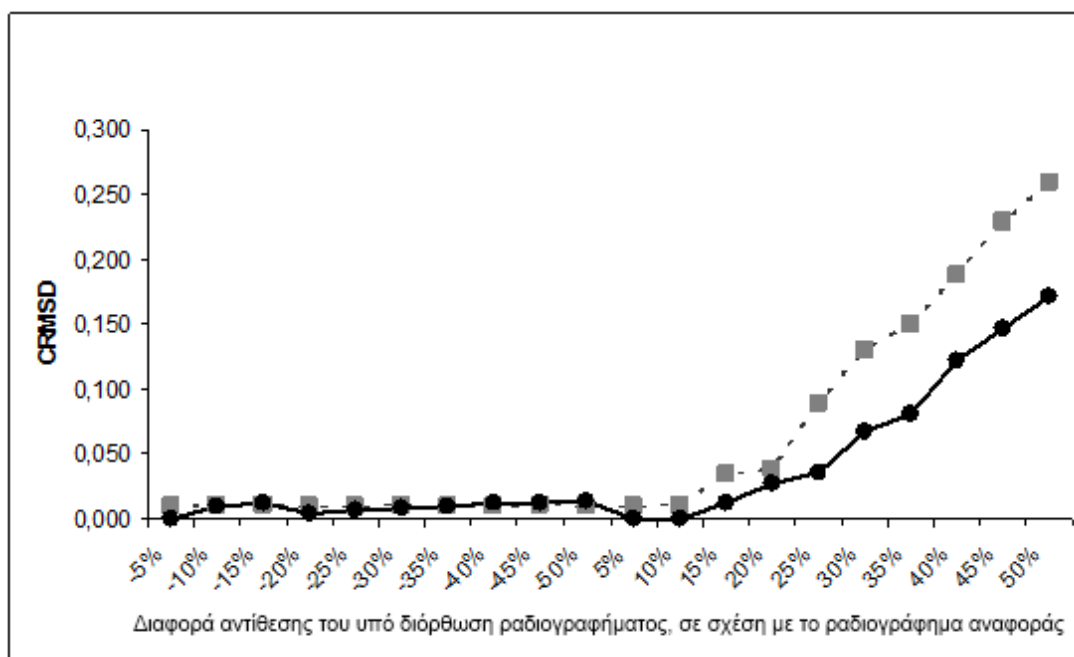
Διόρθωση Αντίθεσης

Κατηγορίας IV, παρατίθενται στον Πίνακα 3.4. Όπως φαίνεται στον Πίνακα 3.4, η προτεινόμενη τεχνική *Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος* αποδίδει καλύτερα από τη μέθοδο του Ruttimann σε 15 από τις 20 συνολικά περιπτώσεις που εξετάστηκαν. Στα ζεύγη ραδιογραφήματων όπου η υπό διόρθωση εικόνα έχει μικρότερη αντίθεση από την εικόνα αναφοράς, οι δύο συγκρινόμενες τεχνικές αποδίδουν παρόμοια. Αντίθετα στις περιπτώσεις που το υπό διόρθωση ραδιογράφημα έχει αυξημένη αντίθεση σε σχέση με το ραδιογράφημα αναφοράς, η προτεινόμενη τεχνική *Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος* αποδίδει σαφώς καλύτερα, παρουσιάζοντας μάλιστα χαμηλότερες μετρήσεις CRMSD στο σύνολο των 10 ζευγών που έχουν αυτή την ιδιότητα. Η υπεροχή της προτεινόμενης τεχνικής πιστοποιείται και από τις χαμηλότερες μέσες τιμές CRMSD και τυπικής απόκλισης ($0,038 \pm 0,052$) για το σύνολο των εικόνων της Κατηγορίας IV, σε σχέση με τις αντίστοιχες τιμές που υπολογίστηκαν για τη μέθοδο του Ruttimann ($0,062 \pm 0,082$).

Πίνακας 3.4. Αποτίμηση της απόδοσης της προτεινόμενης μεθόδου Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος, σε σχέση με τη μέθοδο διόρθωσης αντίθεσης του Ruttimann, χρησιμοποιώντας ζεύγη ραδιογραφήματων με γνωστές διαφορές στην αντίθεση (Κατηγορία IV). Η σύγκριση πραγματοποιήθηκε με βάση τη Μέση Τετραγωνική Ρίζα της διαφοράς της αντίθεσης (CRMSD) ανάμεσα στο ραδιογράφημα αναφοράς και στο διορθωμένο ραδιογράφημα.

Τεχνητή διαφορά της αντίθεσης του υπό διόρθωση ραδιογραφήματος από το ραδιογράφημα αναφοράς	Τεχνική Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος	CRMSD Μέθοδος Ruttimann
Μείωση 5%	0,000	0,010
Μείωση 10%	0,009	0,011
Μείωση 15%	0,012	0,011
Μείωση 20%	0,004	0,010
Μείωση 25%	0,007	0,010
Μείωση 30%	0,008	0,011
Μείωση 35%	0,010	0,010
Μείωση 40%	0,013	0,010
Μείωση 45%	0,012	0,011
Μείωση 50%	0,014	0,010
Αύξηση 5%	0,000	0,010
Αύξηση 10%	0,000	0,011
Αύξηση 15%	0,013	0,034
Αύξηση 20%	0,027	0,038
Αύξηση 25%	0,035	0,089
Αύξηση 30%	0,067	0,130
Αύξηση 35%	0,081	0,150
Αύξηση 40%	0,122	0,188
Αύξηση 45%	0,147	0,229
Αύξηση 50%	0,171	0,259
Μέση Τιμή ± Τυπική Απόκλιση	0,038 ± 0,052	0,062 ± 0,082

Οι παραπάνω παρατηρήσεις μπορούν να υποστηριχθούν εξετάζοντας το γράφημα που παρουσιάζεται στην Εικόνα 3.6, όπου έχουν αποτυπωθεί οι μετρήσεις CRMSD για την προτεινόμενη τεχνική διόρθωσης της αντίθεσης (συμπαγής γραμμή με μαύρα κυκλικά σημεία), σε αντιδιαστολή με τις αντίστοιχες μετρήσεις για τη μέθοδο διόρθωσης του Ruttimann (διακεκομμένη γραμμή με γκρι τετραγωνικά σημεία). Όπως φαίνεται και στη γραφική παράσταση της Εικόνα 3.6, και οι δύο τεχνικές αποδίδουν εξαιρετικά για τα ζεύγη των ραδιογραφήματων όπου η υπό διόρθωση εικόνα έχει μειωμένη αντίθεση σε σχέση με την εικόνα αναφοράς. Στις περιπτώσεις αυτές και οι δύο τεχνικές αποδίδουν τιμές CRMSD μικρότερες από 0,015. Αντίθετα, η αύξηση της αντίθεσης του υπό διόρθωση ραδιογραφήματος προκαλεί τη βαθμιαία υποβάθμιση της απόδοσης και των δύο συγκρινόμενων μεθόδων. Πιο συγκεκριμένα, η μέθοδος του Ruttimann αποτυγχάνει να διορθώσει ραδιογραφήματα με αρχική διαφορά στην αντίθεση πάνω από 25%, ενώ η απόδοση της μεθόδου παρουσιάζει ραγδαία επιδείνωση για μεγαλύτερες διαφορές (τιμές CRMSD μεγαλύτερες από 0,1). Η προτεινόμενη τεχνική *Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος* είναι πιο ανθεκτική στις διαφορές αυτού του τύπου, καθώς είναι σε θέση να διορθώσει επαρκώς ραδιογραφήματα με αυξημένη αντίθεση ως 35%, σε σχέση με το ραδιογράφημα αναφοράς.



Εικόνα 3.6 Αποτύπωση των μετρήσεων CRMSD για την προτεινόμενη τεχνική Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος (συμπαγής γραμμή με κυκλικά σημεία) και για τη μέθοδο του Ruttimann (διακεκομμένη γραμμή με τετραγωνικά σημεία), μετά από την εφαρμογή τους στα ραδιογραφήματα της Κατηγορίας IV.

Προκειμένου να πιστοποιηθεί η εγκυρότητα των ποσοτικών αποτελεσμάτων που παρατέθηκαν στην ενότητα αυτή, πραγματοποιήθηκε επιπλέον στατιστικός έλεγχος σημαντικότητας. Οι τιμές CRMSD που υπολογίστηκαν για την τεχνική *Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος* και τη μέθοδο του Ruttimann, ελέγχθηκαν ανά ζεύγος, χρησιμοποιώντας τη

δοκιμασία t (student's t -test) [30]. Ο εν λόγω στατιστικός έλεγχος χρησιμοποιείται ευρέως σε πλήθος εφαρμογών για την αποτίμηση της σημαντικότητας της διαφοράς μεταξύ δύο μέσων τιμών. Στην παρούσα μελέτη, η προτεινόμενη τεχνική διόρθωσης της αντίθεσης αποδίδει καλύτερα από την αντίστοιχη τεχνική του Ruttimann, επιτυγχάνοντας χαμηλότερες μετρήσεις CRMSD σε όλες τις διαθέσιμες κατηγορίες ραδιογραφημάτων (Πίνακες 3.3 και 3.4). Η δοκιμή t στην περίπτωση αυτή εφαρμόστηκε για να πιστοποιηθεί αν η διαφορά που διαπιστώθηκε στην απόδοση των δύο μεθόδων είναι σημαντική, από στατιστικής απόψεως. Κατά συνέπεια, για να εξεταστεί το σύνολο των διαθέσιμων δεδομένων, πραγματοποιήθηκαν τέσσερις δοκιμές t , μία για κάθε κατηγορία ραδιογραφημάτων. Σε κάθε περίπτωση, η αμφίπλευρη δοκιμή t εφαρμόστηκε με προκαθορισμένη στάθμη εμπιστοσύνης 95% και τη μηδενική υπόθεση ότι η απόδοση των δύο τεχνικών, βάση των υπολογισμένων μέσων τιμών CRMSD, δεν διαφέρουν σημαντικά. Οι πιθανότητες που υπολογίστηκαν για τις Κατηγορίες I, II, III και IV ήταν αντίστοιχα $p_1 = 0.0033$, $p_2 = 0.0455$, $p_3 = 0.0107$ και $p_4 = 0.0028$. Βάσει των πιθανοτήτων αυτών η μηδενική υπόθεση μπορεί να απορριφθεί για την προκαθορισμένη στάθμη εμπιστοσύνης (95%). Κατά συνέπεια είναι ασφαλές να συμπεράνουμε ότι η προτεινόμενη τεχνική *Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος* αποδίδει συστηματικά καλύτερα από την μέθοδο διόρθωσης αντίθεσης του Ruttimann.

3.4 Ανάλυση

Με βάση τα ποιοτικά και ποσοτικά αποτελέσματα που παρουσιάστηκαν στις προηγούμενες ενότητες, φαίνεται ότι η προτεινόμενη τεχνική διόρθωσης της αντίθεσης, η οποία στηρίζεται στην εφαρμογή τεχνικών γεωμετρικής ευθυγράμμισης εικόνων στο ιστογράμμα του υπό διόρθωση ραδιογραφήματος, αποδίδει συστηματικά καλύτερα από την ευρέως διαδεδομένη μέθοδο του Ruttimann. Η προτεινόμενη τεχνική αποδίδει κατά μέσο όρο καλύτερα στο σύνολο των τεσσάρων κατηγοριών ραδιογραφημάτων που χρησιμοποιήθηκαν για την αποτίμηση της μεθόδου, οι οποίες περιείχαν συνολικά 92 ζεύγη ραδιογραφημάτων. Η διαφορά στην απόδοση υπέρ της τεχνικής *Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος* ήταν ιδιαίτερα εμφανής στα ζεύγη στα οποία η υπό διόρθωση εικόνα παρουσίαζε σημαντικά αυξημένη αντίθεση σε σχέση με την εικόνα αναφοράς. Η αποτίμηση της απόδοσης των δύο συγκρινόμενων μεθόδων πραγματοποιήθηκε σύμφωνα με το ποσοτικό κριτήριο της Μέσης Τετραγωνικής Ρίζας της διαφοράς της αντίθεσης ανάμεσα στο ραδιογράφημα αναφοράς και στο διορθωμένο ραδιογράφημα (CRMSD), με ζητούμενο την ελαχιστοποίηση του συγκεκριμένου κριτηρίου για την επίτευξη βέλτιστης διόρθωσης της αντίθεσης.

Για την αποτίμηση παρόμοιων μελετών που αφορούν τη σύγκριση μεθόδων για τη διόρθωση της αντίθεσης ψηφιακών εικόνων, χρησιμοποιούνται συνήθως οι μετρήσεις της μέσης τιμής της φωτεινότητας και της τυπικής απόκλισης της φωτεινότητας, πριν και μετά από την εφαρμογή της τεχνικής διόρθωσης. Με τον τρόπο αυτό αξιολογούνται οι μεταβολές στις εν λόγω ιδιότητες των ψηφιακών εικόνων, από τις οποίες εξαρτάται η αντίθεση των εικόνων. Παρά το γεγονός όμως ότι αυτές οι δύο μετρήσεις επαρκούν στις περισσότερες περιπτώσεις, αποτελούν κατά προσέγγιση εκτίμηση της αντίθεσης. Αντιθέτως, το κριτήριο της Μέσης Τετραγωνικής Ρίζας της διαφοράς της αντίθεσης (CRMSD), το οποίο περιγράφηκε αναλυτικά στην ενότητα 3.2, αφορά αποκλειστικά τη

μέτρηση της διαφοράς της αντίθεσης ανάμεσα σε δύο ψηφιακές εικόνες και επομένως επιτρέπει την ευθεία ποσοτικοποίηση της αντίθεσης των εμπλεκόμενων εικόνων. Λόγω του ότι η αντίθεση μιας μη-παραμορφωμένης ψηφιακής εικόνας έχει σαφώς περιορισμένο εύρος, το οποίο κυμαίνεται πρακτικά από 0,2 ως 2,0, οι μετρήσιμες τιμές CRMSD παρουσιάζουν αυξημένη ευαισθησία, ακόμα και σε πολύ μικρές διαφορές στην αντίθεση των συγκρινόμενων εικόνων. Κατά συνέπεια οι σχετικά μικρές διαφορές που φαίνονται στα αποτελέσματα που παρουσιάζονται στους Πίνακες 3.2, 3.3 και 3.4, υπέρ της προτεινόμενης τεχνικής, στην πραγματικότητα αντιστοιχούν σε σημαντικές διαφοροποιήσεις στην απόδοση των δύο συγκρινόμενων τεχνικών διόρθωσης της αντίθεσης. Η παρατήρηση αυτή υποστηρίχθηκε και από τις στατιστικές δοκιμές σημαντικότητας που έγιναν για όλες τις διαθέσιμες κατηγορίες ραδιογραφημάτων.

Όπως προαναφέρθηκε στην περιγραφή της προτεινόμενης μεθοδολογίας στην ενότητα 3.2, η τεχνική *Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος* βασίζεται σε δύο ανεξάρτητες παραμέτρους, οι οποίες καθορίζουν τη συμπεριφορά του αλγορίθμου βελτιστοποίησης Simplex, που αποτελεί τμήμα της συνολικής υλοποίησης της τεχνικής. Πιο συγκεκριμένα, οι μεταβλητές D_{\max} και α_{\max} ορίζουν τις μέγιστες δυνατές τιμές των παραμέτρων D και α , αντίστοιχα, οι οποίες καθορίζουν με τη σειρά τους το γραμμικό μετασχηματισμό του ιστογράμματος, σύμφωνα με την Εξίσωση (3.1). Η εξίσωση αυτή αποτελεί σημαντικό παράγοντα της προτεινόμενης τεχνικής διόρθωσης, καθώς χρησιμοποιείται για το μετασχηματισμό του ιστογράμματος της υπό διόρθωση εικόνας. Ο αλγόριθμος βελτιστοποίησης Simplex, ο οποίος εφαρμόζεται στην τεχνική *Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος*, προσπαθεί να ελαχιστοποιήσει τη διαφορά στην αντίθεση ανάμεσα στην εικόνα αναφοράς και την υπό διόρθωση εικόνα, μετασχηματίζοντας το ιστόγραμμα της τελευταίας, χρησιμοποιώντας πλήθος συνδυασμών τιμών για τις παραμέτρους D και α . Οι συνδυασμοί αυτοί επιλέχθηκαν σύμφωνα με το παρακάτω εύρος τιμών:

$$\begin{aligned} -\alpha_{\max} < \alpha < \alpha_{\max} \\ -D_{\max} < D < D_{\max} \end{aligned} \quad (3.10)$$

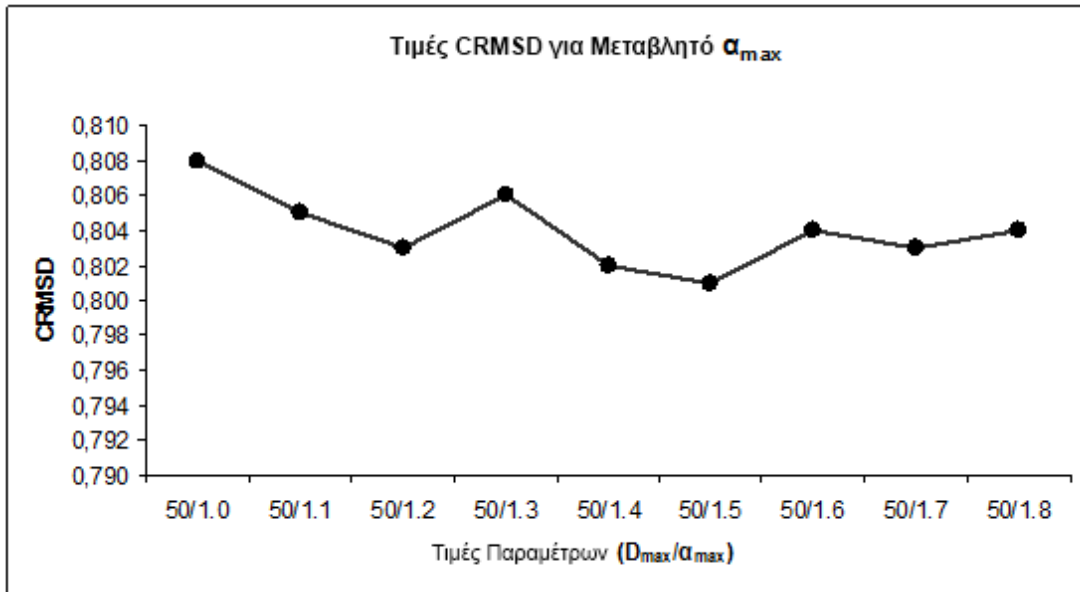
Κατά συνέπεια, η επιλογή κατάλληλων ορίων για τις τιμές των παραμέτρων D και α είναι πολύ σημαντική για τη βέλτιστη απόδοση της τεχνικής *Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος*. Παρά το γεγονός ότι η προτεινόμενη τεχνική διόρθωσης της αντίθεσης μπορεί να λειτουργήσει χρησιμοποιώντας οποιοσδήποτε τιμές για τις εν λόγω παραμέτρους, μόνο συγκεκριμένες τιμές εξασφαλίζουν τη βέλτιστη απόδοση του αλγορίθμου. Οι τιμές αυτές εξαρτώνται από τα χαρακτηριστικά κάθε εικόνας. Επομένως, για την εύρεση των βέλτιστων τιμών στην παρούσα μελέτη, απαιτήθηκε πλήθος δοκιμών ανά ζεύγος ραδιογραφημάτων, έτσι ώστε να επιτευχθεί η καλύτερη δυνατή διόρθωση της αντίθεσης σε κάθε περίπτωση.

Η επίδραση που έχει η τροποποίηση των μέγιστων επιτρεπτών τιμών των παραμέτρων D και α στην απόδοση της τεχνικής *Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος* φαίνεται στις γραφικές παραστάσεις της Εικόνας 3.7. Για το παράδειγμα αυτό επιλέχθηκε ένα ζεύγος ραδιογραφημάτων από την Κατηγορία II. Η τεχνική *Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος* εφαρμόστηκε στο συγκεκριμένο ζεύγος ραδιογραφημάτων, χρησιμοποιώντας πλήθος

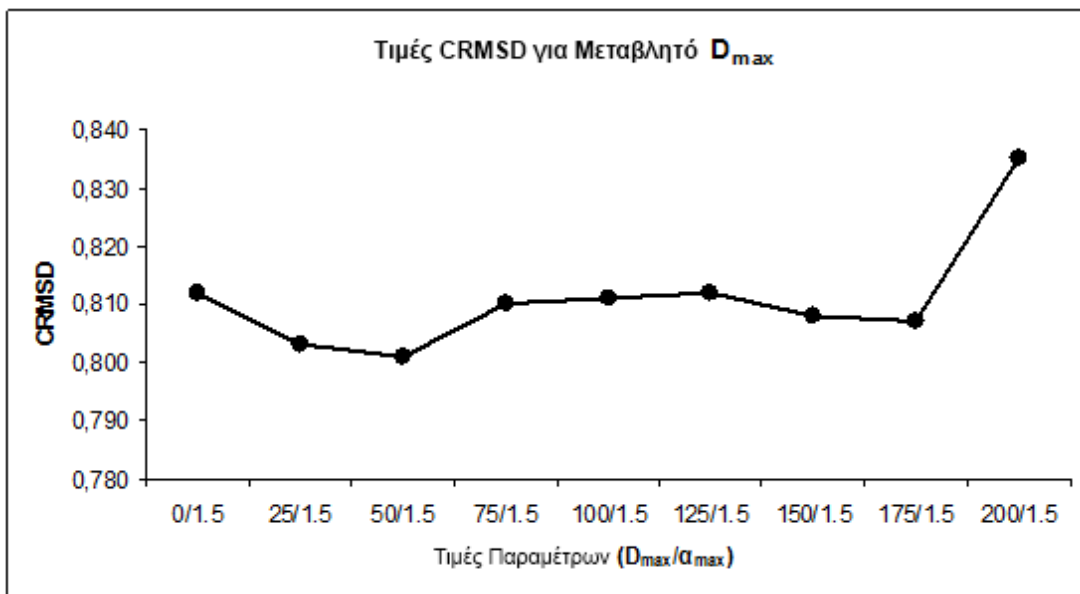
Διόρθωση Αντίθεσης

συνδυασμών των τιμών D_{\max} και α_{\max} , λαμβάνοντας παράλληλα και καταγράφοντας μετρήσεις CRMSD για κάθε περίπτωση. Η Εικόνα 3.7α δείχνει της διακυμάνσεις στην απόδοση της προτεινόμενης τεχνικής διόρθωσης όταν μεταβάλλεται η τιμή α_{\max} , κρατώντας σταθερή την τιμή D_{\max} . Ομοίως, η Εικόνα 3.7β παρουσιάζει τις μεταπτώσεις στην απόδοση της τεχνικής όταν μεταβάλλεται η τιμή D_{\max} , για σταθερό α_{\max} . Όπως συμπεραίνουμε από την Εικόνα 3.7, οι χαμηλότερες μετρήσεις CRMSD καταγράφονται για $D_{\max} = 50$ και $\alpha_{\max} = 1,5$. Επομένως, οι προαναφερθείσες τιμές επιτυγχάνουν τη μεγαλύτερη δυνατή σύγκλιση ανάμεσα στην μέση αντίθεση της εικόνας αναφοράς και σε αυτή της υπό διόρθωση εικόνας και κατά συνέπεια είναι οι βέλτιστες για το συγκεκριμένο ζεύγος ραδιογραφημάτων.

Διόρθωση Αντίθεσης



(α)



(β)

Εικόνα 3.7. Δοκιμές για την επιλογή των βέλτιστων τιμών D_{max} και α_{max} για ζεύγος ραδιογραφημάτων της Κατηγορίας II. Δοκιμές με (α) σταθερό D_{max} (50) και μεταβλητό α_{max} (1,0-1,8) και (β) μεταβλητό D_{max} (0-200) και σταθερό α_{max} (1,5).

Μετά από την εύρεση των βέλτιστων μέγιστων τιμών των προαναφερθέντων παραμέτρων για τα 92 ζεύγη ραδιογραφημάτων της παρούσας μελέτης, η τεχνική *Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος* και η μέθοδος διόρθωσης του Ruttimann εφαρμόστηκαν στο σύνολο των ζευγών. Στις περισσότερες περιπτώσεις, η προτεινόμενη τεχνική διόρθωσης της αντίθεσης υπήρξε οριακά ταχύτερη από την αντίστοιχη τεχνική του Ruttimann. Για τη

διόρθωση της αντίθεσης των ραδιογραφήματων του κάθε ζεύγους απαιτήθηκαν, κατά μέσο όρο, ένα ως δύο δευτερόλεπτα, χρησιμοποιώντας την τεχνική *Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος*. Ο χρόνος εκτέλεσης της μεθόδου εξαρτήθηκε κυρίως από τα μορφολογικά χαρακτηριστικά των ραδιογραφήματων του κάθε ζεύγους, καθώς ο χρόνος που απαιτείται από τον αλγόριθμο Simplex για την ελαχιστοποίηση του σφάλματος ανάμεσα στην εικόνα αναφοράς και στη διορθωμένη εικόνα, ποικίλει σε κάθε περίπτωση. Αντίθετα, η μέθοδος του Ruttimann παρουσιάζει γενικά σταθερό χρόνο εκτέλεσης, παρά το γεγονός ότι είναι κατά μέσο όρο αργότερη από την προτεινόμενη τεχνική. Όλες οι δοκιμές που περιγράφηκαν παραπάνω πραγματοποιήθηκαν σε κοινό σύστημα αναφοράς (φορητός υπολογιστής με επεξεργαστή AMD Mobile Sempron στα 1.6GHz, κεντρικής μνήμης 2GB, με λειτουργικό σύστημα Microsoft Windows XP).

Όπως προαναφέρθηκε στην εισαγωγή του παρόντος κεφαλαίου (βλ. ενότητα 3.1), οι τεχνικές διόρθωσης της αντίθεσης ψηφιακών ιατρικών εικόνων χρησιμοποιούνται κυρίως για την υποστήριξη και την βελτιστοποίηση των αποτελεσμάτων της αφαιρετικής ακτινογραφίας, η οποία αφορά τον εντοπισμό και την αποτίμηση των διαφορών ανάμεσα σε δύο ή περισσότερες εικόνες. Σε γενικές γραμμές, οι μεθοδολογίες αφαιρετικής ακτινογραφίας αποτελούνται από τις ακόλουθες επιμέρους διεργασίες:

1. Διόρθωση της αντίθεσης του ληφθέντος ραδιογραφήματος, με βάση το ραδιογράφημα αναφοράς. Το ραδιογράφημα αναφοράς έχει ληφθεί συνήθως από τον ίδιο ασθενή σε προγενέστερο χρόνο.
2. Ευθυγράμμιση του ληφθέντος ραδιογραφήματος σε σχέση με το ραδιογράφημα αναφοράς.
3. Υπολογισμός της (απόλυτης) διαφοράς της φωτεινότητας των εικονοστοιχείων του ληφθέντος ραδιογραφήματος και του ραδιογραφήματος αναφοράς.

Οι διεργασίες (2) και (3) είναι προαπαιτούμενες, ενώ η διεργασία (1) χρησιμοποιείται για την βελτιστοποίηση των αποτελεσμάτων που θα προκύψουν από τις διεργασίες (2) και (3). Κατά συνέπεια, η διόρθωση της αντίθεσης σε αυτές τις περιπτώσεις δεν είναι βασικό προαπαιτούμενο, αλλά η χρήση της είναι κοινή πρακτική στην ιατρική απεικόνιση.

Παρά το γεγονός ότι η διόρθωση της αντίθεσης των συγκρινόμενων ραδιογραφήματων ενισχύει τα αποτελέσματα που λαμβάνονται από τις τεχνικές αφαιρετικής ακτινογραφίας, η σειρά εκτέλεσης των επιμέρους διεργασιών δεν είναι αυστηρά προκαθορισμένη. Η σειρά αυτή μπορεί όμως να επηρεάσει σημαντικά τα αποτελέσματα, ιδιαίτερα σε περιπτώσεις όπου η μέθοδος ευθυγράμμισης των εικόνων βασίζεται στα επίπεδα φωτεινότητας των εικονοστοιχείων. Σύμφωνα με τις τρεις διεργασίες που προαναφέρθηκαν, υπάρχουν δύο πιθανές περιπτώσεις: Διόρθωση της αντίθεσης των εικόνων πριν ή μετά από την ευθυγράμμισή τους. Για τη μελέτη των δύο αυτών περιπτώσεων, πραγματοποιήθηκε επιπλέον δοκιμή, χρησιμοποιώντας τα ζεύγη ραδιογραφήματων της Κατηγορίας Ι. Κατά συνέπεια η προτεινόμενη τεχνική *Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος* εφαρμόστηκε πριν και μετά από την γεωμετρική ευθυγράμμιση των ραδιογραφήματων του κάθε ζεύγους. Τα στοιχεία της μεθόδου γεωμετρικής ευθυγράμμισης που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα υλοποίηση περιλαμβάνουν τον αφινικό (affine) μετασχηματισμό ο οποίος φαίνεται στην Εξίσωση (3.5), τον συντελεστή συσχέτισης [23] (παρόμοιος με αυτόν που παρουσιάζεται

στην Εξίσωση (3.3)) και τη μέθοδο βελτιστοποίησης Downhill Simplex [22] για τον υπολογισμό των παραμέτρων του αφινικού μετασχηματισμού. Κατά συνέπεια η μεθοδολογία γεωμετρικής ευθυγράμμισης που χρησιμοποιήθηκε είναι παρόμοια με τον αλγόριθμο *Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος*, ο οποίος υλοποιείται στην προτεινόμενη τεχνική διόρθωσης της αντίθεσης. Η διαφορά έγκειται στο γεγονός ότι στην πρώτη περίπτωση η μέθοδος εφαρμόζεται στη φωτεινότητα των εικονοστοιχείων της υπό ευθυγράμμισης εικόνας, ενώ στην περίπτωση της προτεινόμενης τεχνικής εφαρμόζεται στα επίπεδα του ιστογράμματος της υπό διόρθωση εικόνας.

Τα αποτελέσματα της επιπλέον αυτής δοκιμής παρουσιάζονται στον Πίνακα 3.5, όπου οι δύο παραπάνω περιπτώσεις συγκρίνονται με βάση τη μέση φωτεινότητα της εικόνας που προκύπτει από τον υπολογισμό της απόλυτης διαφοράς των συγκρινόμενων εικόνων. Όσον αφορά τις τεχνικές αφαιρετικής ακτινογραφίας, είναι επιθυμητό οι εικόνες που απεικονίζουν τη διαφορά να έχουν χαμηλή μέση φωτεινότητα, έτσι ώστε οι διαφορές να είναι διακριτές ευκολότερα, κατά τη διάρκεια της εξέτασης. Επιπλέον, λόγω του ότι χρησιμοποιήθηκε η ίδια μεθοδολογία στα ίδια ζεύγη ραδιογραφημάτων, η όποια διαφορά στην μέση φωτεινότητα των εικόνων που προκύπτουν από την εφαρμογή της τεχνικής αφαιρετικής ακτινογραφίας οφείλεται αποκλειστικά στη σειρά εκτέλεσης της διαδικασίας διόρθωσης της αντίθεσης (πριν ή μετά από τη γεωμετρική ευθυγράμμιση). Όπως όμως φαίνεται στον Πίνακα 3.5, η απόδοση είναι παρόμοια στις δύο περιπτώσεις, όσον αφορά το προϊόν της αφαιρετικής ακτινογραφίας. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα που παρουσιάζονται στον Πίνακα 3.5, η διόρθωση της αντίθεσης μετά από την ευθυγράμμιση των ραδιογραφημάτων παράγει μικρότερο μέσο όρο για τη μέση φωτεινότητα των εικόνων διαφοράς που υπολογίστηκαν από τα ζεύγη τη Κατηγορίας I (5,183 έναντι 5,249). Παρόλα αυτά, η μικρή αυτή υπεροχή δεν πιστοποιείται στατιστικά. Πραγματοποιήθηκε δοκιμή *t* στις τιμές του Πίνακα 3.5, για τις δύο περιπτώσεις που εξετάστηκαν, η οποία απέδειξε ότι δεν υπάρχει συστηματική διαφορά στην απόδοση των δύο περιπτώσεων. Κατά συνέπεια, με βάση τα αποτελέσματα που εξήχθησαν από τη συγκεκριμένη κατηγορία ραδιογραφημάτων, είναι ασφαλές να συμπεράνουμε ότι η σειρά στην οποία πραγματοποιείται η διόρθωσης της αντίθεσης δεν επηρεάζει ουσιαστικά το τελικό αποτέλεσμα της τεχνικής αφαιρετικής ακτινογραφίας.

Διόρθωση Αντίθεσης

Πίνακας 3.5. Αποτίμηση της ποιότητας του αποτελέσματος της αφαιρετικής ακτινογραφίας (εικόνα διαφοράς) όταν η διόρθωση της αντίθεσης εφαρμόζεται πριν και μετά από την γεωμετρική ευθυγράμμιση των ραδιογραφημάτων. Η σύγκριση πραγματοποιήθηκε με βάση τη μέση φωτεινότητα των εικόνων διαφοράς.

Ζεύγος Ραδιογραφημάτων	Μέση Φωτεινότητα Εικόνων Διαφοράς	
	Διόρθωση Αντίθεσης Πριν από την Ευθυγράμμιση	Διόρθωση Αντίθεσης Μετά από την Ευθυγράμμιση
Ζεύγος 1	5,593	5,529
Ζεύγος 2	5,470	5,094
Ζεύγος 3	5,057	5,538
Ζεύγος 4	5,130	5,518
Ζεύγος 5	6,070	5,298
Ζεύγος 6	4,847	4,847
Ζεύγος 7	4,592	4,408
Ζεύγος 8	4,103	4,158
Ζεύγος 9	4,742	4,240
Ζεύγος 10	4,848	4,644
Ζεύγος 11	4,564	4,995
Ζεύγος 12	4,330	4,674
Ζεύγος 13	4,091	3,979
Ζεύγος 14	4,568	4,242
Ζεύγος 15	5,134	5,381
Ζεύγος 16	5,042	4,883
Ζεύγος 17	5,303	5,087
Ζεύγος 18	5,186	5,308
Ζεύγος 19	5,321	5,036
Ζεύγος 20	7,315	6,793
Ζεύγος 21	6,111	6,056
Ζεύγος 22	6,440	5,948
Ζεύγος 23	5,931	6,238
Ζεύγος 24	6,195	6,494
<i>Μέση Τιμή ± Τυπική Απόκλιση</i>	5,249 ± 0,786	5,183 ± 0,749

Τέλος, όπως προαναφέρθηκε στην ενότητα 3.2.1, η προτεινόμενη τεχνική διόρθωσης ιστογράμματος εξισώνει την αντίθεση δύο εικόνων, μετασχηματίζοντας το ιστόγραμμα της υπό διόρθωση εικόνας, με βάση το ιστόγραμμα της εικόνας αναφοράς. Οι παράμετροι του γραμμικού μετασχηματισμού που χρησιμοποιείται για την μορφοποίηση του ιστογράμματος βελτιστοποιούνται από την τεχνική Downhill Simplex. Η τμηματοποίηση αυτή στο σχεδιασμό του προτεινόμενου αλγορίθμου επιτρέπει την τροποποίηση και βελτίωσή του σε πιθανή μελλοντική επέκταση της παρούσας μελέτης. Για παράδειγμα, ο απλουστευμένος γραμμικός μετασχηματισμός, θα μπορούσε μελλοντικά να αντικατασταθεί από ένα μη-γραμμικό μοντέλο με περισσότερες παραμέτρους, επιτρέποντας έτσι μεγαλύτερη ευελιξία στην τροποποίηση των ιστογραμμάτων. Επίσης, η τεχνική βελτιστοποίησης Simplex θα μπορούσε να συμπληρωθεί με τη χρήση επιπλέον μεθόδων βελτιστοποίησης, όπως για παράδειγμα με τη μέθοδο Powell, η οποία συνήθως χρησιμοποιείται επικουρικά με τη μέθοδο Simplex στη συμβατική γεωμετρική ευθυγράμμιση ψηφιακών εικόνων. Τέλος, πλήθος εναλλακτικών συναρτήσεων υπολογισμού σφάλματος θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν αντί του συντελεστή συσχέτισης που προτιμήθηκε στην παρούσα μελέτη. Παράλληλα, πιθανές μελλοντικές επεκτάσεις της μελέτης θα μπορούσαν να εξετάσουν την εφαρμογή της τεχνικής *Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος* και σε άλλους τύπους ιατρικών δεδομένων (όπως για παράδειγμα CT, MRI, απεικονίσεις αμφιβληστροειδούς, κλπ), αλλά και να συγκρίνουν την τεχνική με πλήθος άλλων ανάλογων τεχνικών διόρθωσης της αντίθεσης.

3.5 Συμπεράσματα

Στην ενότητα αυτή παρουσιάστηκε μια νέα τεχνική διόρθωσης της αντίθεσης ψηφιακών οδοντιατρικών εικόνων. Η προτεινόμενη τεχνική χρησιμοποιεί μεθόδους και αλγορίθμους που εφαρμόζονται σε προβλήματα κλασικής γεωμετρικής ευθυγράμμισης εικόνων, για την ελαχιστοποίηση των διαφορών ανάμεσα στα ιστογράμματα ενός ζεύγους εικόνων. Ακολούθησε συγκριτική μελέτη για την αποτίμηση της ποιότητας διόρθωσης της τεχνικής *Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος*. Η νέα τεχνική καθώς και η ευρέως διαδεδομένη μέθοδος του Ruttimann, εφαρμόστηκαν σε συνολικά 92 ζεύγη οδοντιατρικών ραδιογραφήματων, τα οποία περιείχαν τόσο γνωστές (προκατασκευασμένες) όσο και άγνωστες διαφορές στην αντίθεση των ραδιογραφήματων του ζεύγους. Τα αποτελέσματα εκτιμήθηκαν με βάση τη Μέση Τετραγωνική Ρίζα της διαφοράς της αντίθεσης (CRMSD) ανάμεσα στην εικόνα αναφοράς και τη διορθωμένη εικόνα του κάθε ζεύγους. Με βάση τις ληφθείσες τιμές CRMSD, εκτιμήθηκε ότι η προτεινόμενη τεχνική *Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος* υπερέχει έναντι της γνωστής μεθόδου διόρθωσης του Ruttimann. Το συμπέρασμα αυτό επιβεβαιώθηκε και με τη διεξαγωγή δοκιμής *t*, η οποία απέδειξε ότι η υπεροχή της προτεινόμενης μεθόδου, ως προς τις μετρήσεις CRMSD στα συγκεκριμένα ζεύγη ραδιογραφήματων, είναι στατιστικά σημαντική.

3.6 Αναφορές

- [1] Zacharaki EI, Matsopoulos GK, Asvestas PA, Gröndahl K, Gröndahl HG. A digital subtraction radiography scheme based on automatic multiresolution registration. *Dentomaxillofac Rad* 2004; 33: 1-14.
- [2] 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.
- [3] Gröndahl HG, Gröndahl K. Subtraction radiography for the diagnosis of periodontal bone lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1983; 55: 208-13.
- [4] Reddy MS, Jeffcoat MK. Digital subtraction radiography. *Dent Clin of North Am* 1993; 37(4): 553-556.
- [5] Likar B, Bernard R, Pernus F. Contrast matching techniques for digital subtraction radiography: an objective evaluation. *Proc AMIA Annu Fall Symp.* 1996; 294-298.
- [6] Davies E. *Machine vision: theory, algorithms and practicalities.* Academic Press, 1990; 26-27, 79-99.
- [7] Lewin JM, Isaacs PK, Vance V, Larke FJ. Dual-energy contrast-enhanced digital subtraction mammography: feasibility. *Radiology* 2003; 229: 261-268.
- [8] Efferd N. *Digital image processing: a practical introduction using java.* Addison-Wesley. Essex 2000.
- [9] Ruttimann UE, Wesser RL, Schmidt E. A robust digital method for film contrast correction in subtraction radiography. *J Periodont Res* 1986; 21: 486-495.
- [10] Tabirca SM, Pitt I, Murphy D. A discrete model for histogram shaping. *Smarandache notions* 2002; 259-265.
- [11] Ozturk A, Gungor C, Guneri P, Tugsel Z, Gogus S. A histogram smoothing method for digital subtraction radiography. *ADVIS* 2004; 3261: 392-399.
- [12] Ohki M, Okano T, Yamada N. A contrast-correction method for digital subtraction radiography. *J Periodont Res* 1988; 23: 277-28.
- [13] Leung CC. A robust generalized fuzzy operator approach to film contrast correction in digital subtraction radiography. *Med Biol Eng Comput* 2006; 44: 95-104.
- [14] Pizer SM, Amburn EP, Austin JD, Cromartie R, Geslowitz A, Greer T, Romeny BH, Zimmerman JB, Zuiderveld K. Adaptive histogram equalization and its variations. *Comput Vis, Graph, Im Proc* 1987; 39: 355-368.
- [15] Hildebolt CF, Walkup RK, Conover GL, Yokoyama-Crothers N, Bartlett TQ, Vannier MW, ShROUT MK, Camp JJ. Histogram-matching and histogram flattening contrast correction methods: a comparison. *Dentomaxillofac Radiol* 1996; 25(1): 42-47.
- [16] Billingsley P. *Probability and Measure.* New York, Toronto, London: John Wiley and Sons 1979.
- [17] Gonzalez RC, Woods RE, *Digital Image Processing.* New York: Addison-Wesley 1992.
- [18] Lehmann TM, Gröndahl HG, Benn DK. Computer-based registration for digital subtraction in dental radiology. *Dentomaxillofac Rad* 2000; 29: 323-346.
- [19] Maintz JBA, Viergever MA. A survey of medical image registration. *Med Im Anal* 1998; 2: 1-36.
- [20] Lang S. *Linear algebra,* Berlin, New York: Springer-Verlag 1987.
- [21] Cormen TH, Leiserson CE, Rivest RL, Stein C. *Introduction to algorithms,* second edition. MIT Press and McGraw-Hill, 2001; 790-804.

- [22] Press WH, Teukolsky SA, Vetterling WT, Flannery BP. Numerical recipes in C: the art of scientific computing. 1988-1992.
- [23] Edwards AL. An introduction to linear regression and correlation. San Francisco, CA: W. H. Freeman 1976; 33-46.
- [24] Meijering E (2002) A chronology of interpolation: from ancient astronomy to modern signal and image processing. Proc of the IEEE 90(3): 319-342
- [25] A. Peck. Beginning GIMP: From Novice to Professional, Second Edition, Apress (2008)
- [26] Canny J: A computational approach to edge detection. IEEE Trans Pattern Anal and Mach Intell 1986; 8: 679-714.
- [27] Zeng PF, Hirata T. Distance map based enhancement for interpolated images. Lect Notes Comp Science 2003; 2616: 429-449.
- [28] Casella G, Lehmann EL. Theory of point estimation. Springer Texts in Statistics, 1999.
- [29] De Vries FP. Automatic, adaptive, brightness independent contrast enhancement. Signal Process. 1990; 21: 169-182.
- [30] Spiegel MR. Theory and problems of probability and statistics. New York: McGraw-Hill 1992; 116-117.

Κεφάλαιο 4. Ευθυγράμμιση Δισδιάστατων Οδοντιατρικών Εικόνων Βάσει Σημείων Αναφοράς

4.1 Εισαγωγή

Η ιατρική απεικόνιση χρησιμοποιείται σε πλήθος εφαρμογών όπου απαιτείται η γεωμετρική ευθυγράμμιση ιατρικών εικόνων από τον ίδιο ή από διαφορετικό τύπο δεδομένων. Για παράδειγμα, μπορεί να απαιτηθεί η ευθυγράμμιση δομών που περιέχουν ανατομικές πληροφορίες (CT-CT ή CT-MRI), η ευθυγράμμιση ανατομικών ατλάντων και δυναμικών μελετών (CT-PET, CT-SPECT, MRI-PET) ή η ευθυγράμμιση δεδομένων του ίδιου τύπου, συμπεριλαμβανομένων των οδοντιατρικών ακτινογραφιών, οι οποίες έχουν ληφθεί χρησιμοποιώντας τον ίδιο εξοπλισμό σε διαφορετικές χρονικές στιγμές.

Η γεωμετρική ευθυγράμμιση των ιατρικών δεδομένων αποδεικνύεται ιδιαίτερα χρήσιμη στην εφαρμογή τεχνικών αφαιρετικής ακτινογραφίας, οι οποίες χρησιμοποιούνται για την ανίχνευση συγκεκριμένων χαρακτηριστικών των ιατρικών εικόνων, τα οποία σχετίζονται αποκλειστικά με την εξέλιξη συγκεκριμένων παθήσεων. Όσον αφορά τα οδοντιατρικά δεδομένα, οι ειδικοί συνήθως αναγνωρίζουν μεταβολές στην οστική μάζα που υποστηρίζει τα δόντια (περιοδοντικά οστά), συγκρίνοντας ραδιογραφήματα, τα οποία έχουν ληφθεί σε διαφορετικές χρονικές στιγμές. Μελέτες έχουν αποδείξει ότι η επιτυχής εφαρμογή των τεχνικών αφαιρετικής ακτινογραφίας που χρησιμοποιούνται για τον εντοπισμό των μεταβολών, εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από το επίπεδο τυποποίησης της προβολικής γεωμετρίας των συγκρινόμενων ιατρικών εικόνων [1]. Παρόλα αυτά, η τυποποίηση της προβολικής γεωμετρίας κατά τη διάρκεια της λήψης των δεδομένων, δεν εγγυάται από μόνη της την επιτυχή εφαρμογή των τεχνικών αφαιρετικής ακτινογραφίας. Καθώς δεν είναι δυνατό πρακτικά να επιτευχθεί η ακριβής αναπαραγωγή της γεωμετρίας των συγκρινόμενων ιατρικών εικόνων, η γεωμετρική ευθυγράμμιση των δεδομένων αποτελεί βασικό προαπαιτούμενο, πριν από την εφαρμογή των τεχνικών αφαιρετικής ακτινογραφίας [2]-[4].

Υπάρχουν αρκετά χαρακτηριστικά των συγκρινόμενων ιατρικών εικόνων τα οποία μπορούν να χρησιμοποιηθούν κατά τη διαδικασία της ευθυγράμμισης. Τα χαρακτηριστικά αυτά εξαρτώνται από τον τύπο των δεδομένων, τη γενικότερη εφαρμογή στα πλαίσια της οποίας πραγματοποιείται η ευθυγράμμιση, αλλά και από την ίδια τη μεθοδολογία που ακολουθείται για την γεωμετρική ευθυγράμμιση των δεδομένων. Επιπλέον, έχει πραγματοποιηθεί πλήθος συγκριτικών μελετών που αφορούν μεθόδους ευθυγράμμισης δεδομένων, ανάλογα με τον τύπο των δεδομένων τα οποία επεξεργάζονται, αλλά και ανάλογα με την εφαρμοζόμενη τεχνική ευθυγράμμισης [5]-[7]. Ανάλογα με τη βάση της ευθυγράμμισης, οι τεχνικές ευθυγράμμισης μπορούν να ταξινομηθούν σε δύο γενικές κατηγορίες: (α) τεχνικές που βασίζονται στην ομοιότητα των υπό ευθυγράμμιση εικόνων και (β) τεχνικές που βασίζονται σε κοινά διακριτά χαρακτηριστικά των εικόνων. Οι τεχνικές της πρώτης κατηγορίας επιτυγχάνουν την γεωμετρική ευθυγράμμιση των δεδομένων, μέσω της ελαχιστοποίησης ενός κριτηρίου ομοιότητας ανάμεσα στα δεδομένα αναφοράς και τα

υπό ευθυγράμμιση δεδομένα, λαμβάνοντας παράλληλα υπ' όψιν τους περιορισμούς και τις απαιτήσεις του μετασχηματισμού των δεδομένων [8]-[9]. Αντιθέτως, οι τεχνικές που ανήκουν στη δεύτερη κατηγορία, ευθυγραμμίζουν τα δεδομένα με βάση τις συντεταγμένες διακριτών κοινών χαρακτηριστικών, όπως για παράδειγμα κοινά σημεία ενδιαφέροντος, ακμές, κορυφές, επιφάνειες, κλπ. Οι τεχνικές αυτές υπολογίζουν προσεγγιστικά τον γενικό μετασχηματισμό της υπό ευθυγράμμισης εικόνας από τους συσχετισμούς των κοινών αυτών διακριτών σημείων [10]-[12]. Σε κάθε περίπτωση, τα διακριτά σημεία των εικόνων μπορούν να προσδιοριστούν είτε χειροκίνητα, είτε αυτόματα, μέσω κατάλληλου αλγορίθμου ανίχνευσης. Στη μελέτη που παρουσιάζεται στο παρόν κεφάλαιο χρησιμοποιείται ένας αλγόριθμος αυτόματης ανίχνευσης διακριτών σημείων, ο οποίος συνδυάζεται με τη προτεινόμενη τεχνική ευθυγράμμισης οδοντιατρικών εικόνων. Η προτεινόμενη τεχνική ανήκει στη δεύτερη κατηγορία τεχνικών ευθυγράμμισης, η οποία περιλαμβάνει τεχνικές που βασίζονται στη χρήση κοινών χαρακτηριστικών σημείων των υπό ευθυγράμμιση εικόνων. Οι τεχνικές αυτές αναφέρονται επίσης και ως σημειακές τεχνικές ευθυγράμμισης, λόγω του ότι ενεργούν σε περιορισμένο αριθμό σημείων και όχι στο σύνολο της πληροφορίας που περιλαμβάνεται στα εξεταζόμενα δεδομένα.

Σύμφωνα με τη βιβλιογραφία, έχουν προταθεί προσφάτως αρκετές σημειακές τεχνικές ευθυγράμμισης ψηφιακών εικόνων [13]-[14]. Όπως επιτάσσει η γενική μεθοδολογία των τεχνικών αυτού του τύπου, αρχικά εξάγεται ένα περιορισμένο σύνολο σημείων από την εικόνα αναφοράς. Στη συνέχεια υπολογίζεται ο συσχετισμός των σημείων αυτών με τα αντίστοιχά τους σημεία στην υπό ευθυγράμμιση εικόνα. Τέλος, με βάση τον συσχετισμό αυτό, ορίζεται κατά προσέγγιση ένας γεωμετρικός μετασχηματισμός, ο οποίος εφαρμόζεται στο σύνολο της υπό ευθυγράμμιση εικόνας. Με τον τρόπο αυτό επιτυγχάνεται η γεωμετρική ευθυγράμμιση σε σχέση με την εικόνα αναφοράς. Στη συντριπτική πλειοψηφία των σημειακών τεχνικών ευθυγράμμισης, οι παράμετροι του γεωμετρικού μετασχηματισμού υπολογίζονται μετά από την ελαχιστοποίηση της απόστασης των αντίστοιχων διακριτών σημείων της εικόνας αναφοράς και της υπό ευθυγράμμιση εικόνας. Η διαδικασία αυτή είναι επαναληπτική και εξαρτάται κυρίως από την γεωμετρία των δεδομένων. Η διαδικασία ξεκινά από μια αρχική εκτίμηση των αντίστοιχων σημείων και μετά από μια σειρά αυτοματοποιημένων δοκιμών, καταλήγει στη βέλτιστη αντιστοίχιση, η οποία στη συνέχεια χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό των παραμέτρων του μετασχηματισμού [15]-[16].

Για την εκτίμηση των αντιστοιχιών είναι δυνατό να χρησιμοποιηθεί και η φωτεινότητα των σημείων, εκτός από τις γεωμετρικές τους ιδιότητες [17]. Η προσέγγιση αυτή υιοθετήθηκε στην προτεινόμενη τεχνική ευθυγράμμισης, όπου ένα σύνολο εξεχόντων σημείων εξάγεται από την εικόνα αναφοράς, με βάση τη φωτεινότητα των εν λόγω σημείων σε σχέση με τα γειτονικά τους σημεία. Κατόπιν, τα αντίστοιχα σημεία υπολογίζονται κατά προσέγγιση στην υπό ευθυγράμμιση εικόνα, χρησιμοποιώντας μια νέα αυτοματοποιημένη τεχνική εύρεσης αντιστοιχιών, η οποία βασίζεται σε εξαγωνικά κεντροβαρή πρότυπα (Enhanced Hexagonal Center-based Inner Search). Η απόδοση της προτεινόμενης τεχνικής αποτιμήθηκε στα πλαίσια συγκριτικής μελέτης, με παρόμοιες τεχνικές εύρεσης αντιστοιχιών, όπως τη μέθοδο Αυτο-οργανωμένων Χαρτών (Self-Organizing Maps) [18], τη μέθοδο Αυτόματης Εξαγωγής Αντίστοιχων Σημείων (Automatic Extraction of Corresponding

Points) [17], και μια βελτιωμένη έκδοση του Επαναληπτικού Αλγορίθμου Εγγύτερων Σημείων (Trimmed Iterated Closest Point Algorithm) [14]. Όλες οι τεχνικές εφαρμόστηκαν σε πλήθος ζευγών οδοντιατρικών ραδιογραφημάτων. Μετά από ενδελεχή έλεγχο των αποτελεσμάτων, εκτιμήθηκε ότι η προτεινόμενη τεχνική, συνδυαζόμενη με έναν προβολικό μετασχηματισμό, αποδίδει καλύτερα από τις τρεις μεθόδους που προαναφέρθηκαν, όσον αφορά τόσο την ποιότητα της ευθυγράμμισης που επιτεύχθηκε χρησιμοποιώντας τα αντίστοιχα σημεία που προέκυψαν από την εφαρμογή της, όσο και τη δυνατότητα αναπαραγωγής των αποτελεσμάτων. Παράλληλα, η συγκριτική μελέτη επεκτάθηκε με την εφαρμογή της προτεινόμενης τεχνικής και των υπόλοιπων συγκρινόμενων μεθόδων σε θορυβώδη ζεύγη ραδιογραφημάτων, τα οποία είχαν τεχνηέντως τροποποιηθεί, έτσι ώστε να περιέχουν θόρυβο με κατανομή Gaussian, θολότητα και διάφορες ελαστικές παραμορφώσεις. Μετά από ποιοτική και ποσοτική ανάλυση των παραγόμενων ευθυγραμμισμένων εικόνων, υπό αυτές τις συνθήκες, εκτιμήθηκε και πάλι ότι η προτεινόμενη τεχνική οδηγούσε στην παραγωγή ευθυγραμμισμένων εικόνων με μεγαλύτερη ακρίβεια από τις υπόλοιπες μεθόδους.

Στο παρόν κεφάλαιο παρουσιάζεται η προτεινόμενη τεχνική εύρεσης αντίστοιχων σημείων Enhanced Hexagonal Center-based Inner Search (EHCBIS). Στη συνέχεια ενσωματώνεται η τεχνική αυτή σε μια πλήρη μεθοδολογία γεωμετρικής ευθυγράμμισης δισδιάστατων εικόνων, με σκοπό την πλήρως αυτοματοποιημένη ευθυγράμμιση οδοντιατρικών ραδιογραφημάτων. Τα αποτελέσματα της ευθυγράμμισης χρησιμοποιούνται και για την αποτίμηση της απόδοσης της προτεινόμενης τεχνικής.

4.2 Μεθοδολογία

Η προτεινόμενη μεθοδολογία αυτόματης σημειακής ευθυγράμμισης οδοντιατρικών ραδιογραφημάτων απαρτίζεται από τις ακόλουθες διακριτές διεργασίες:

- Προ-επεξεργασία ζεύγους οδοντιατρικών ραδιογραφημάτων (αρχική ευθυγράμμιση περιορισμένης ακρίβειας)
- Αυτοματοποιημένος καθορισμός διακριτών σημείων στην εικόνα αναφοράς του ζεύγους.
- Εύρεση αντίστοιχων σημείων στο υπό ευθυγράμμιση ραδιογράφημα, χρησιμοποιώντας την τεχνική EHCBIS
- Υπολογισμός παραμέτρων γεωμετρικού μετασχηματισμού από τις αντιστοιχίες των σημείων και εφαρμογή του μετασχηματισμού στο σύνολο της υπό ευθυγράμμιση εικόνας

Η μεθοδολογία, η οποία παρουσιάζεται σχηματικά στην Εικόνα 4.1, αναλύεται λεπτομερώς στις ακόλουθες ενότητες.



Εικόνα 4.1. Διάγραμμα της προτεινόμενης μεθοδολογίας σημειακής ευθυγράμμισης οδοντιατρικών εικόνων.

4.2.1 Προ-επεξεργασία

Για τη βελτιστοποίηση της απόδοσης της προτεινόμενης τεχνικής εύρεσης αντίστοιχων σημείων, απαιτείται κατάλληλη προ-επεξεργασία των δεδομένων. Η διεργασία αυτή εξασφαλίζει τόσο την ταχύτερη απόδοση της προτεινόμενης τεχνικής, όσο και τον υπολογισμό ακριβέστερων αντιστοιχιών. Κατά την προ-επεξεργασία, επιχειρείται μια αρχική ευθυγράμμιση των ραδιογραφημάτων. Το υπό ευθυγράμμιση ραδιογράφημα, το οποίο μπορεί να οριστεί από τον δισδιάστατο πίνακα I_F , ευθυγραμμίζεται σύμφωνα με το ραδιογράφημα αναφοράς, το οποίο ορίζεται από τον δισδιάστατο πίνακα I_R , εφαρμόζοντας απλές μετατοπίσεις στον κατακόρυφο (y) και τον οριζόντιο (x) άξονα του συστήματος συντεταγμένων. Η διαδικασία αυτή αυτοματοποιείται με τη χρήση της μεθόδου βελτιστοποίησης Downhill Simplex, η οποία υπολογίζει τις δύο παραμέτρους της μετατόπισης και πιο συγκεκριμένα την μετατόπιση D_x στον οριζόντιο άξονα και τη μετατόπιση D_y στον κατακόρυφο άξονα. Μετά την ολοκλήρωση της διαδικασίας προκύπτει μια ευθυγραμμισμένη εικόνα περιορισμένης ακρίβειας (I'_F), η οποία αντικαθιστά το αρχικό υπό ευθυγράμμιση ραδιογράφημα (I_F). Η μειωμένη ακρίβεια της εικόνας που προκύπτει από την προ-επεξεργασία των ραδιογραφημάτων οφείλεται κυρίως στον απλουστευμένο μετασχηματισμό που υιοθετήθηκε για την συγκεκριμένη διεργασία. Ο

εν λόγω μετασχηματισμός προτιμήθηκε καθώς το βασικό απαιτούμενο της προεπεξεργασίας είναι να βελτιώσει τη σχετική θέση των ραδιογραφήματων σε μικρό χρονικό διάστημα, προϋπόθεση η οποία καλύπτεται πλήρως από τις μετατοπίσεις στους δύο άξονες του δισδιάστατου συστήματος συντεταγμένων.

4.2.2 Ορισμός Διακριτών Σημείων

Στη σημαντική αυτή διεργασία της συνολικής μεθοδολογίας εξάγονται αυτομάτως πιθανά διακριτά σημεία από το ραδιογράφημα αναφοράς. Για την εύρυθμη λειτουργία των υπολοίπων διεργασιών της μεθοδολογίας, τα εξαχθέντα σημεία θα πρέπει να είναι τα πλέον χαρακτηριστικά σημεία της εικόνας, τα οποία περιέχουν το μεγαλύτερο δυνατό βαθμό πληροφορίας, σε σχέση με τα εγγύτερα γειτονικά τους σημεία. Σε μια ψηφιακή εικόνα, όπου το κάθε σημείο της χαρακτηρίζεται από το επίπεδο φωτεινότητάς του, ένα σημείο (εικονοστοιχείο) θεωρείται διακριτό, όταν η φωτεινότητά του διαφέρει σημαντικά από αυτή των γειτονικών του σημείων. Στον αλγόριθμο που υιοθετήθηκε στην παρούσα μελέτη, εξετάζεται μια κυκλική γειτονιά σημείων, ακτίνας r . Ο αλγόριθμος ανίχνευσης διακριτών σημείων βελτιστοποιήθηκε με τη χρήση ολόκληρων γειτονιών σημείων, αντί μοναδικών σημείων. Κατά συνέπεια, για κάθε εικονοστοιχείο του ραδιογραφήματος αναφοράς, με συντεταγμένες (x, y) , η κυκλική γειτονιά ακτίνας r , με κέντρο το συγκεκριμένο εικονοστοιχείο, συγκρίνεται με της κυκλικές γειτονιές ίδιου μεγέθους με κέντρα όλα τα σημεία που βρίσκονται περιμετρικά του σημείου (x, y) , σε ακτίνα R . Πρακτικά, αυτό σημαίνει ότι, ο ψηφιακός κύκλος εικονοστοιχείων ακτίνας r γύρω από το σημείο (x, y) , συγκρίνεται με όλους τους ψηφιακούς κύκλους ακτίνας r , οι οποίοι έχουν επίκεντρο τις συντεταγμένες $(x+k, y+l)$, όπου $k^2 + l^2 < R^2$. Συνήθως η ακτίνα R είναι μεγαλύτερη από την ακτίνα r , αλλά είναι επίσης δυνατό οι δύο ακτίνες να είναι ίσες. Αντίθετα, εξ' ορισμού, το μήκος της ακτίνας r δεν μπορεί να υπερβαίνει αυτό της ακτίνας R . Σε κάθε περίπτωση, οι επιλεγμένες τιμές των παραμέτρων αυτών παίζουν πολύ σημαντικό ρόλο στην επιλογή κατάλληλων διακριτών σημείων και κατ' επέκταση και στο τελικό αποτέλεσμα της ευθυγράμμισης των ραδιογραφήματων. Οι τιμές που χρησιμοποιήθηκαν για τις συγκεκριμένες παραμέτρους στην παρούσα μελέτη είναι $R = 25$ και $r = 5$. Οι επιλογή των τιμών αυτών αιτιολογείται στην ενότητα 4.4 του παρόντος κεφαλαίου. Για τη σύγκριση των κυκλικών γειτονιών σημείων που απαιτείται από τον αλγόριθμο ανίχνευσης διακριτών σημείων, χρησιμοποιήθηκε η μέση απόλυτη διαφορά της φωτεινότητας των γειτονιών [17], ως κριτήριο ομοιότητας. Επομένως, για κάθε εικονοστοιχείο του ραδιογραφήματος αναφοράς και για $k^2 + l^2 < R^2$, υπολογίζεται η συνάρτηση ομοιότητας που περιγράφεται στην Εξίσωση (4.1).

$$Sim((x, y), (x+k, y+l)) = \frac{1}{(G-1)N} \sum |I_R(x+i, y+j) - I_R(x+k+i, y+l+j)| \quad (4.1)$$

Στην παραπάνω εξίσωση η σταθερά G ορίζει τον αριθμό των επιπέδων του γκρι της εικόνας, η οποία στη περίπτωση των οδοντιατρικών ραδιογραφήματων της παρούσας μελέτης ισούται με 256, ενώ η τιμή N καθορίζει το πλήθος των εικονοστοιχείων που

απαρτίζουν την κυκλική ψηφιακή γειτονιά ακτίνας r . Ο βαθμός διάκρισης του κάθε σημείου του ραδιογραφήματος αναφοράς, με συντεταγμένες (x, y) , εκτιμάται υπολογίζοντας την τιμή της συνάρτησης ομοιότητας $Sim(\cdot)$ για κάθε εικονοστοιχείο με συντεταγμένες $(x+k, y+l)$, όπου $k^2 + l^2 < R^2$. Εν συνεχεία τα σημεία του ραδιογραφήματος ταξινομούνται ανάλογα με την υπολογισμένη τιμή του κριτηρίου ομοιότητας, παρέχοντας έτσι τη δυνατότητα να επιλεγθεί προκαθορισμένος αριθμός διακριτών σημείων. Συνήθως, τα σημεία αυτά παρατηρούνται κατά μήκος ακμών της εικόνας, ή σε περιοχές της εικόνας με σημαντικές μεταπτώσεις στην αντίθεση.

4.2.3 Αυτόματος Ορισμός Αντιστοιχιών

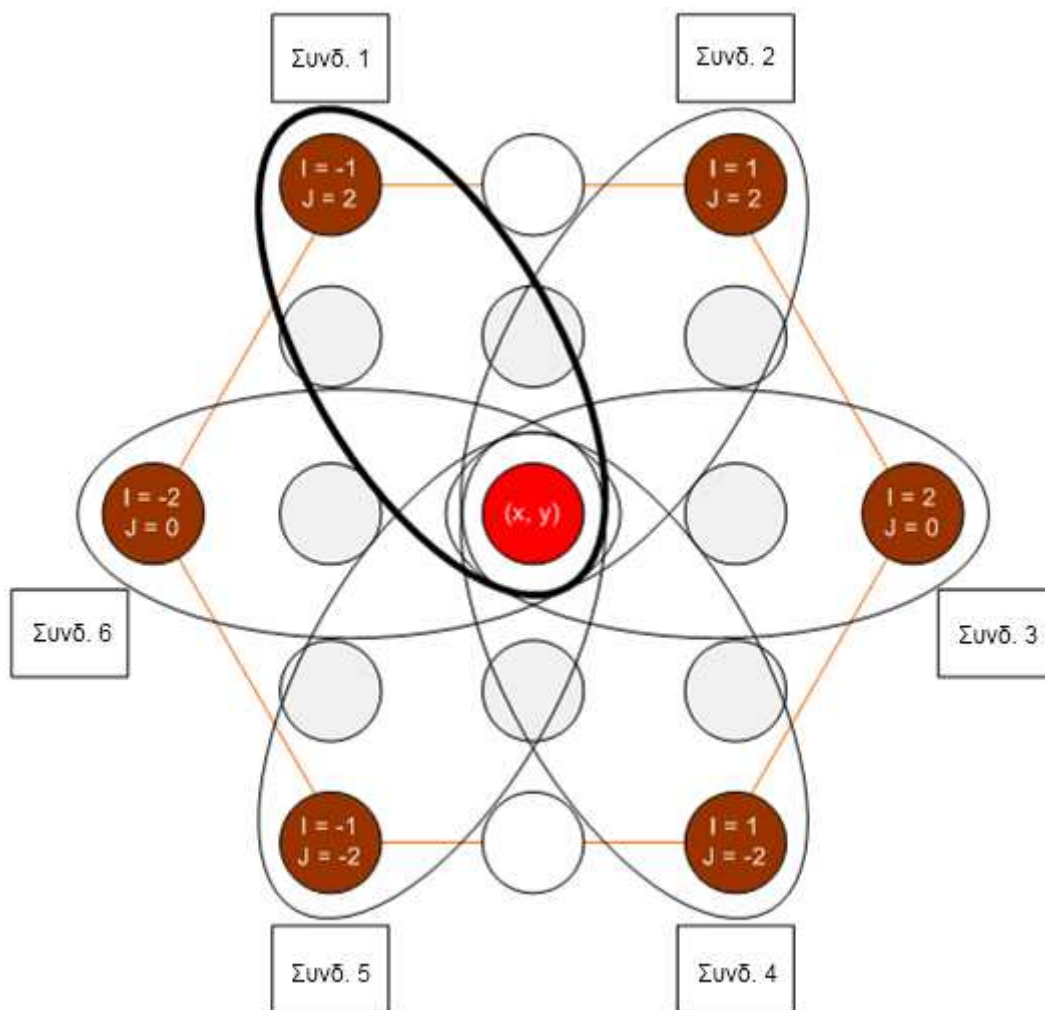
Μετά από την ολοκλήρωση της διαδικασίας εύρεσης διακριτών σημείων στο ραδιογράφημα αναφοράς, υπολογίζονται αυτομάτως τα αντίστοιχά τους σημεία στο υπό ευθυγράμμιση ραδιογράφημα. Η προτεινόμενη τεχνική υπολογισμού αντιστοιχιών αποτελεί μια βελτιστοποιημένη εκδοχή του αλγορίθμου Center-based Inner Search (CBIS) [20]. Όπως και η μέθοδος CBIS, η προτεινόμενη τεχνική Enhanced Hexagonal Center-based Inner Search (EHCBIS) υπολογίζει προσεγγιστικά τη διαφορά θέσης των αντικειμένων μιας εικόνας, προβλέποντας την καλύτερη δυνατή λύση κατόπιν μιας επαναληπτικής δοκιμαστικής διαδικασίας. Ο αρχικός αλγόριθμος CBIS στόχευε κυρίως σε εφαρμογές ανίχνευσης κίνησης μεταξύ διαδοχικών καρέ βίντεο, οπότε είναι ικανός να ανιχνεύει σχετικά μικρές μετατοπίσεις. Αυτός είναι άλλωστε και ο βασικός λόγος που εφαρμόστηκε η διαδικασία της προ-επεξεργασίας των δεδομένων, η οποία περιγράφηκε αναλυτικά στην ενότητα 0, έτσι ώστε να πραγματοποιηθεί μια αρχική εκτίμηση της μετατόπισης πριν από την ευθυγράμμιση των εικόνων.

Η βασική βελτίωση της προτεινόμενης τεχνικής σε σχέση με τον αρχικό αλγόριθμο CBIS, αφορά την αποδοτικότητα του αλγορίθμου. Ο αρχικός αλγόριθμος εφαρμόζεται στο σύνολο των εικονοστοιχείων της εικόνας αναφοράς, προσπαθώντας να εντοπίσει αντίστοιχα σημεία, με βάση τη φωτεινότητα, για κάθε σημείο της εικόνας αναφοράς. Αντίθετα, σύμφωνα με την προτεινόμενη τεχνική, η διαδικασία ανίχνευσης εφαρμόζεται σε συγκεκριμένα σημεία της εικόνας αναφοράς, τα διακριτά σημεία, τα οποία έχουν εντοπιστεί από την προηγούμενη διεργασία της συνολικής μεθοδολογίας. Κατά συνέπεια, η αρχική μέθοδος CBIS δεν μπορεί να θεωρηθεί ως σημειακή τεχνική ευθυγράμμισης. Επιπλέον, ο αλγόριθμος CBIS επιτρέπει τη χρήση ποικίλων προτύπων για την εξέταση πιθανών αντίστοιχων σημείων στην υπό ευθυγράμμιση εικόνα, όπως εξαγωνικά, διαγώνια ή κυκλικά πρότυπα διαφόρων μεγεθών. Αντίθετα, η προτεινόμενη τεχνική EHCBIS χρησιμοποιεί αποκλειστικά εξαγωνικά πρότυπα σταθερού μεγέθους. Η προτεινόμενη τεχνική αποτελεί ουσιαστικά την επέκταση του αρχικού αλγορίθμου CBIS στον κλάδο των σημειακών τεχνικών ευθυγράμμισης ψηφιακών εικόνων.

Η βασική αρχή της προτεινόμενης τεχνικής εύρεσης αντιστοιχιών EHCBIS, είναι η ακριβείς προσαρμογή και η βελτιστοποίηση μιας αρχικής εκτίμησης της αντιστοίχισης, η οποία στην περίπτωση μας λαμβάνεται από τη διαδικασία της προ-επεξεργασίας. Αυτό επιτυγχάνεται με την ελαχιστοποίηση των διαφορών στη φωτεινότητα ανάμεσα στα διακριτά σημεία που εξήχθησαν από την εικόνα αναφοράς I_R και τα πιθανά αντίστοιχα

τους σημεία στην υπό ευθυγράμμιση προ-επεξεργασμένη εικόνα I'_F . Πιο συγκεκριμένα, έστω \mathbf{P}_n (όπου $n=1,2,\dots,M$) ένα εξαχθέν διακριτό σημείο, με συντεταγμένες (x_n, y_n) , από την εικόνα αναφοράς και \mathbf{P}'_n το πιθανό αντίστοιχό του σημείο, με συντεταγμένες (x'_n, y'_n) , στην προ-επεξεργασμένη υπό ευθυγράμμιση εικόνα. Βάσει του προτεινόμενου αλγορίθμου, αρχικά $x'_n = x_n$ και $y'_n = y_n$. Στη συνέχεια η φωτεινότητα του σημείου \mathbf{P}_n συγκρίνεται με τη φωτεινότητα όλων των σημείων της υπό ευθυγράμμιση εικόνας, τα οποία βρίσκονται στις παρυφές ενός ψηφιακού εξαγώνου με κέντρο το σημείο \mathbf{P}'_n . Η διαφορά στην αντίθεση των εν λόγω σημείων υπολογίζεται με βάση την Εξίσωση (4.2) για $i = -2, -1, 1, 2$ και $j = -2, -1, 0, 1, 2$. Στην ίδια εξίσωση, η φωτεινότητα του σημείου \mathbf{P}_n ορίζεται ως $I_R(x_n, y_n)$, ενώ αντίστοιχα η φωτεινότητα του σημείου \mathbf{P}'_n ορίζεται ως $I'_F(x'_n, y'_n)$. Η λειτουργία της τεχνικής παρουσιάζεται σχηματικά στην Εικόνα 4.2.

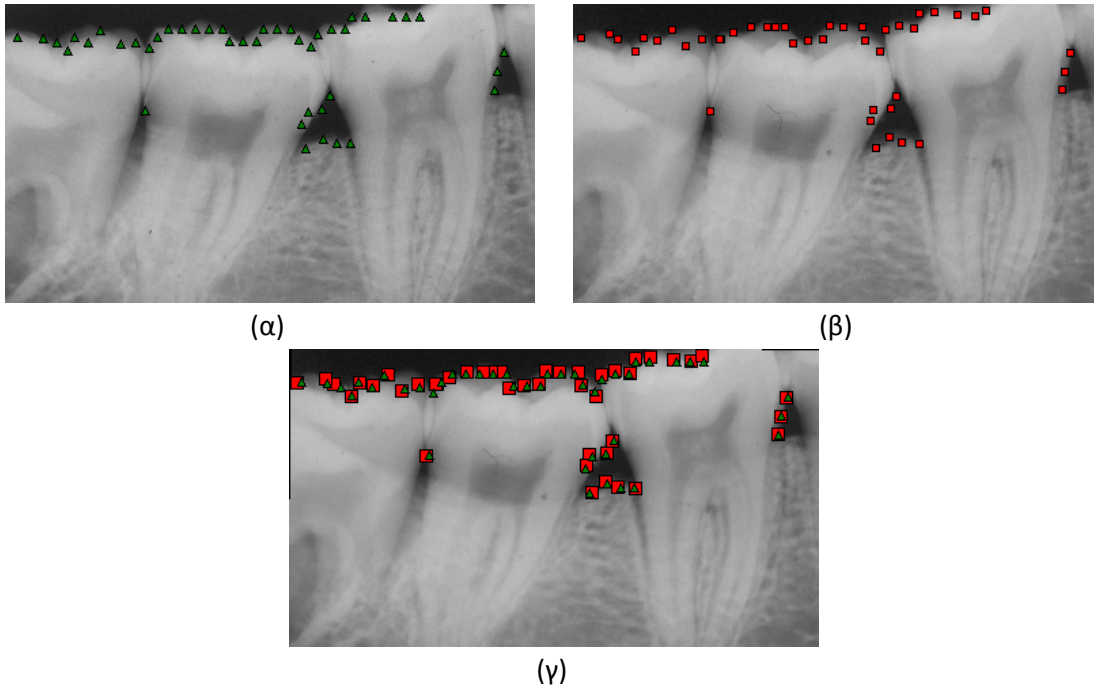
$$Iv(i, j; x_n, y_n, x'_n, y'_n) = |I_R(x_n, y_n) - I'_F(x'_n + i, y'_n + j)| \quad (4.2)$$



Εικόνα 4.2. Σχηματική παρουσίαση του υπολογισμού διαφορών ανάμεσα στα διακριτά σημεία της εικόνας αναφοράς και στα πιθανά αντίστοιχά τους σημεία.

Στην περίπτωση της παρούσας μελέτης προτιμήθηκε η χρήση εξαγώνου μήκους πέντε (5) εικονοστοιχείων, τόσο για την απλοποίηση της διαδικασίας αντιστοίχισης, όσο και για τη σταθερότητα της μεθόδου, όπως θα αποδειχθεί στην ενότητα 4.4. Μετά τον υπολογισμό της διαφοράς στη φωτεινότητα των διακριτών εικονοστοιχείων της εικόνας αναφοράς και των εικονοστοιχείων της υπό ευθυγράμμιση εικόνας, για όλους τους δυνατούς συνδυασμούς (Groups) που φαίνονται στην Εικόνα 4.2, μέσω της Εξίσωσης (4.2), ο συνδυασμός ο οποίος επιτυγχάνει την ελάχιστη διαφορά θεωρείται ότι περιλαμβάνει το πιθανό αντίστοιχο σημείο του διακριτού σημείου της εικόνας αναφοράς (γκρι κύκλοι στην Εικόνα 4.2). Στην περίπτωση των συνδυασμών 3 και 6, υπάρχει μόνο ένα πιθανό αντίστοιχο σημείο, οπότε το σημείο αυτό αντικαθιστά την πρωτότερη εκτίμηση για το σημείο P'_n . Οι υπόλοιποι συνδυασμοί περιλαμβάνουν δύο πιθανά αντίστοιχα σημεία. Σε τέτοιες περιπτώσεις, επιλέγεται το σημείο το οποίο βρίσκεται εγγύτερα στον συνδυασμό με τη μικρότερη διαφορά στη φωτεινότητα. Για παράδειγμα, αν το πιθανό αντίστοιχο σημείο βρίσκεται στον Συνδυασμό 1 (βλ. Εικόνα 4.2), υπολογίζονται οι διαφορές των συνδυασμών 2 και 6 και επιλέγεται το σημείο του Συνδυασμού 1 το οποίο βρίσκεται εγγύτερα στον Συνδυασμό 2 ή 6, ανάλογα με το ποιός από τους δύο αυτούς συνδυασμούς παρουσιάζει τη μικρότερη υπολογισμένη διαφορά στη φωτεινότητα. Η παραπάνω διαδικασία εφαρμόζεται για κάθε διακριτό σημείο της εικόνας αναφοράς. Όταν υπολογιστούν οι αρχικές εκτιμήσεις των αντιστοιχιών για το σύνολο των διακριτών σημείων, η όλη διαδικασία επαναλαμβάνεται διαδοχικά, χρησιμοποιώντας τις εκτιμώμενες αντιστοιχίες της προηγούμενης επανάληψης, μέχρι ο αλγόριθμος να συγκλίνει στις βέλτιστες δυνατές αντιστοιχίσεις, ή μέχρι να επιτευχθεί ο προκαθορισμένος αριθμός των μέγιστων δυνατών επαναλήψεων. Στην περίπτωση της προτεινόμενης τεχνικής εύρεσης αντιστοιχιών, η αντιστοίχιση θεωρείται αποδεκτή αν η μέση διαφορά στη φωτεινότητα των διακριτών σημείων της εικόνας αναφοράς και των υπολογισμένων αντιστοιχιών τους σημείων της υπό ευθυγράμμιση εικόνας, είναι μικρότερη από το προκαθορισμένο κατώφλι $Td_{ave} = 5$. Επίσης, όπως προαναφέρθηκε, στην υλοποίηση της προτεινόμενης τεχνικής χρησιμοποιήθηκε εξαγώνο μήκους πέντε (5) εικονοστοιχείων, το οποίο επιτρέπει τη μετατόπιση των εκτιμώμενων αντιστοιχιών κατά ένα σημείο σε κάθε επανάληψη του αλγορίθμου. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την αποφυγή μεγάλων μετατοπίσεων, οι οποίες θα μπορούσαν να οδηγήσουν σε λανθασμένη εκτίμηση των τελικών αντιστοιχιών.

Στην Εικόνα 4.3 παρουσιάζεται χαρακτηριστικό παράδειγμα εφαρμογής της προτεινόμενης τεχνικής εύρεσης αντιστοιχιών EHCBS, με σκοπό τη γεωμετρική ευθυγράμμιση δύο οδοντιατρικών ραδιογραφήματων. Τα τριγωνικά σημεία στην Εικόνα 4.3α αντιστοιχούν στα εξαχθέντα διακριτά σημεία του ραδιογραφήματος αναφοράς, ενώ τα τετραγωνικά σημεία στην Εικόνα 4.3β αντιστοιχούν στα ομόλογά τους σημεία στο υπό ευθυγράμμιση ραδιογράφημα, όπως αυτά υπολογίστηκαν με βάση την προτεινόμενη τεχνική. Τέλος στην Εικόνα 4.3γ φαίνεται η αντιστοίχιση των σημείων στο ευθυγραμμισμένο ραδιογράφημα, όπου παρατηρείται επιτυχής αντιστοίχιση.



Εικόνα 4.3. Εφαρμογή της προτεινόμενης τεχνικής εύρεσης αντίστοιχων σημείων EHCBSIS. Για τα διακριτά σημεία της εικόνας αναφοράς (α), υπολογίζονται τα αντίστοιχά τους σημεία στη υπό ευθυγράμμιση εικόνα (β). Τα διακριτά και τα υπολογισμένα αντίστοιχά τους σημεία προβάλλονται στην ευθυγραμμισμένη εικόνα (γ).

4.2.4 Ευθυγράμμιση με Χρήση Γεωμετρικού Μετασχηματισμού

Μετά από την εύρεση των αντιστοιχιών, τα ιατρικά δεδομένα ευθυγραμμίζονται χρησιμοποιώντας τον τυπικό προβολικό μετασχηματισμό της Εξίσωσης (4.3), ο οποίος ορίζεται από οκτώ (8) ανεξάρτητες παραμέτρους.

$$\begin{pmatrix} u \\ v \\ w \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_1 & a_2 & dx \\ a_3 & a_4 & dy \\ a_5 & a_6 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ 1 \end{pmatrix}, \quad \begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} u/w \\ v/w \end{pmatrix} \quad (4.3)$$

Οι παράμετροι του προβολικού μετασχηματισμού ορίζονται από το σύνολο των ζευγών των διακριτών σημείων και των αντιστοιχιών τους. Στην παρούσα μελέτη τα ζεύγη αυτά υπολογίστηκαν εφαρμόζοντας την προτεινόμενη τεχνική, αλλά και πλήθος άλλων συγκρινόμενων μεθόδων εύρεσης αντιστοιχιών. Για όλες τις περιπτώσεις, οι βέλτιστες τιμές των παραμέτρων του μετασχηματισμού υπολογίστηκαν χρησιμοποιώντας τη μέθοδο Singular Value Decomposition (SVD) [19] για την επίλυση των γραμμικών εξισώσεων που προέκυψαν από τα ζεύγη αντίστοιχων σημείων.

4.2.5 Συγκριτική Μελέτη

Η απόδοση της προτεινόμενης τεχνικής εύρεσης αντίστοιχων σημείων Enhanced Hexagonal Center-based Inner Search (EHCBSIS), αποτιμήθηκε σε σχέση με τρεις άλλες ευρέως διαδεδομένες τεχνικές εύρεσης αντιστοιχιών, με βάση την ακρίβεια της ευθυγράμμισης οδοντιατρικών ραδιογραφημάτων, η οποία επιτεύχθηκε από τις

εκτιμώμενες αντιστοιχίες σε κάθε περίπτωση. Στη συγκριτική μελέτη συμπεριλήφθησαν η μέθοδος Αυτο-οργανωμένων Χαρτών (Self-Organizing Maps ή SOMs), η μέθοδος Αυτόματης Εξαγωγής Αντίστοιχων Σημείων (Automatic Extraction of Corresponding Points ή AECP), και μια βελτιωμένη έκδοση του Επαναληπτικού Αλγορίθμου Εγγύτερων Σημείων (Trimmed Iterated Closest Point Algorithm ή TrICP). Όλες αυτές οι τεχνικές περιγράφονται περιληπτικά στις ακόλουθες ενότητες.

4.2.5.1 Μέθοδος Self Organizing Maps

Η μέθοδος Self Organizing Maps (SOMs) στηρίζεται σε έναν αλγόριθμο νευρωνικών δικτύων, ο οποίος έχει τη δυνατότητα αυτο-εκμάθησης, μέσω μιας επαναληπτικής διαδικασίας [18]. Το μοντέλο του νευρωνικού δικτύου που χρησιμοποιείται στη μέθοδο SOMs, έχει προταθεί από τον Kohonen [21] και απαρτίζεται από ένα επίπεδο m νευρώνων, οι οποίοι είναι διατεταγμένοι σε μονοδιάστατο ή δυσδιάστατο πλέγμα (πίνακα). Στην περίπτωση εύρεσης αντιστοιχιών, μοναδικός νευρώνας j τοποθετείται σε κάθε διακριτό σημείο της εικόνας αναφοράς. Στη συνέχεια ορίζεται διάνυσμα w_j για κάθε νευρώνα, το οποίο περιέχει τις παραμέτρους ενός τοπικού μετασχηματισμού. Μετά από κατάλληλη αρχικοποίηση του νευρωνικού δικτύου, σε κάθε επανάληψη της διαδικασίας παράγεται τυχαίο διάνυσμα x , το οποίο επίσης περιέχει τις παραμέτρους τοπικού μετασχηματισμού. Ο νευρώνας j με διάνυσμα μετασχηματισμού w_j θεωρείται ως επικρατέστερος αν ικανοποιεί τη συνθήκη που περιγράφεται στην Εξίσωση (4.4). Στη συνέχεια, τροποποιούνται τα διανύσματα μετασχηματισμού του επικρατέστερου νευρώνα j και των γειτονικών του νευρώνων i , σύμφωνα με την Εξίσωση (4.5), όπου n ο αριθμός της τρέχουσας επανάληψης του αλγορίθμου και h_{ij} μια συνάρτηση γκαουσιανής κατανομής (Gaussian distribution), η οποία εξαρτάται από την απόσταση ανάμεσα στον επικρατέστερο νευρώνα και την τιμή του n .

$$j = \underset{i}{\operatorname{argmin}}(\|x - w_i\|) \quad (4.4)$$

$$w_i(n+1) = w_i(n) + h_{ij}(n)[x(n) - w_i(n)] \quad (4.5)$$

Η επαναληπτική διαδικασία τερματίζεται όταν πραγματοποιηθεί προκαθορισμένος αριθμός επαναλήψεων για παράδειγμα ($n = 5000$). Μετά από την ολοκλήρωση της επαναληπτικής διαδικασίας, τα διανύσματα μετασχηματισμού του κάθε νευρώνα περιέχουν τις βέλτιστες παραμέτρους του τοπικού μετασχηματισμού, ο οποίος στη συνέχεια εφαρμόζεται στο σημείο που μοντελοποιεί ο νευρώνας, έτσι ώστε να υπολογιστεί το αντίστοιχο του σημείο στην υπό ευθυγράμμιση εικόνα.

4.2.5.2 Μέθοδος Likar για την Αυτόματη Εύρεση Αντίστοιχων Σημείων

Η συγκεκριμένη τεχνική εύρεσης αντιστοιχιών, χρησιμοποιεί μια μεθοδολογία αντιστοίχισης προτύπων για την εκτίμηση των αντίστοιχων σημείων (Automatic Extraction of Corresponding Points ή AECP) [17]. Για τον υπολογισμό της αντιστοιχίας ενός σημείου με συντεταγμένες (x, y) , ορίζεται κυκλική περιοχή ακτίνας r στην εικόνα αναφοράς, η οποία μετακυλύετε διαδοχικά πάνω από κυκλική περιοχή ακτίνας R της υπό ευθυγράμμισης εικόνας, με κέντρο που ορίζεται από τις συντεταγμένες (x, y) . Καθώς το πρότυπο μετακυλύετε πάνω από την προκαθορισμένη περιοχή της υπό ευθυγράμμισης εικόνας,

καταγράφονται οι διαφορές στη φωτεινότητα ανάμεσα στο πρότυπο και τα υποκείμενα εικονοστοιχεία. Για την ποσοτικοποίηση των διαφορών χρησιμοποιείται η Εξίσωση (4.1). Σε αυτή την περίπτωση, η περιοχή που ελαχιστοποιεί την τιμή της συνάρτησης ομοιότητας θεωρείται ως η κυκλική γειτονιά του αντίστοιχου σημείου. Επομένως, το κεντρικό σημείο της περιοχής αυτής θεωρείται ως η εκτίμηση της αντιστοιχίας του διακριτού σημείου με συντεταγμένες (x, y) στην υπό ευθυγράμμιση εικόνα. Η βασική προϋπόθεση της εν λόγω τεχνικής είναι η κυκλική περιοχή στην εικόνα αναφοράς να είναι μικρότερη ή ίση με την κυκλική περιοχή της υπό ευθυγράμμισης εικόνας, η οποία χρησιμοποιείται για την ανίχνευση της αντιστοιχίας, δηλαδή $R \geq r$. Επιπλέον, για μικρές τιμές της ακτίνας R , η περιοχή ανίχνευσης περιορίζεται σημαντικά, με αποτέλεσμα την πιθανότητα εύρεσης λανθασμένης αντιστοιχίας. Αντίθετα, για υπερβολικά μεγάλες τιμές της ακτίνας R , η περιοχή ανίχνευσης μεγεθύνεται ανάλογα, αυξάνοντας σημαντικά το χρόνο υπολογισμού της αντιστοιχίας. Κατά συνέπεια η επιλογή των τιμών των δύο ακτινών επηρεάζει σε μεγάλο βαθμό την απόδοση του συγκεκριμένου αλγορίθμου. Η επίδραση αυτή αναλύεται περαιτέρω στην ενότητα 4.4.

4.2.5.3 Μέθοδος *Trimmed Iterated Closest Point (TrICP)*

Η μέθοδος αυτή αποτελεί μια βελτιωμένη εκδοχή της βασικής τεχνικής *Iterated Closest Point (ICP)* [15], η οποία χρησιμοποιείται ευρέως σε εφαρμογές εύρεσης αντιστοιχιών, λόγω της αποδοτικότητάς, της απλότητας, αλλά κυρίως λόγω της ταχύτητάς της. Εξ' αιτίας της ευρείας διάδοσης της συγκεκριμένης τεχνικής, έχουν προταθεί πλήθος τροποποιήσεων και βελτιώσεων, οι οποίες στοχεύουν κυρίως στην εξειδικευμένη εφαρμογή της μεθόδου σε διάφορους τομείς. Στην παρούσα μελέτη επιλέχθηκε ο αλγόριθμος *Trimmed Iterated Closest Point (TrICP)* [14], ο οποίος μεγιστοποιεί την αποδοτικότητα του αρχικού αλγορίθμου ICP. Ο εν λόγω αλγόριθμος προσπαθεί να ελαχιστοποιήσει τη μέση απόσταση ανάμεσα σε δύο σύνολα σημείων, τα οποία έχουν εξαχθεί από την εικόνα αναφοράς και από τη υπό ευθυγράμμιση εικόνα. Αυτό επιτυγχάνεται για κάθε σημείο του συνόλου της εικόνας αναφοράς, με την εύρεση του πλησιέστερου σημείου από το σύνολο της υπό ευθυγράμμιση εικόνας, μέσω μιας επαναληπτικής διαδικασίας. Κατά συνέπεια, για την εφαρμογή της μεθόδου TrICP, απαιτείται ο ορισμός διακριτών σημείων, όπως αυτός περιγράφηκε αναλυτικά στην ενότητα 4.2.2, και στις δύο εικόνες (εικόνα αναφοράς και υπό ευθυγράμμιση εικόνα). Η διαφοροποίηση της τεχνικής TrICP σε σχέση με τον αρχικό αλγόριθμο ICP, έγκειται στο γεγονός ότι η εν λόγω τεχνική δεν εφαρμόζεται στο σύνολο των σημείων, αλλά σε προκαθορισμένο αριθμό σημείων τα οποία παρουσιάζουν τις μικρότερες διαφορές στην απόσταση. Κατά συνέπεια οι παράμετροι του τελικού μετασχηματισμού υπολογίζονται με βάση τις καλύτερες αντιστοιχίες σημείων, αυξάνοντας έτσι σημαντικά την αποδοτικότητα του αλγορίθμου. Για τη βέλτιστη απόδοση της τεχνικής TrICP, εξάγεται μεγαλύτερος αριθμός διακριτών σημείων από την υπό ευθυγράμμιση εικόνα, παρέχοντας έτσι περισσότερα εναλλακτικά αντίστοιχα σημεία για κάθε διακριτό σημείο της εικόνας αναφοράς. Όπως κάθε άλλη παραλλαγή του αλγορίθμου ICP, η τεχνική TrICP απαιτεί να μην υπάρχουν σημαντικές μετατοπίσεις στις δύο εικόνες. Επομένως είναι αναγκαία η προεπεξεργασία των δεδομένων για μια ταχεία, περιορισμένης ακρίβειας ευθυγράμμιση των εικόνων, πριν από την εφαρμογή του αλγορίθμου.

4.2.6 Αποτίμηση Αποτελεσμάτων Ευθυγράμμισης

Όπως προαναφέρθηκε, η προτεινόμενη τεχνική εύρεσης αντιστοιχιών Enhanced Hexagonal Center-based Inner Search (EHCBIS), αποτιμήθηκε σε σχέση με τρεις γνωστές παρόμοιες τεχνικές: Τη μέθοδο Self-Organized Maps (SOMs), τη μέθοδο αυτόματης αντιστοίχισης σημείων που προτάθηκε από τον Likar και τους συνεργάτες του (AECF) και τέλος τον αλγόριθμο Trimmed Iterated Closest Point (TrICP). Όλες οι παραπάνω τεχνικές εφαρμόστηκαν σε ζεύγη οδοντιατρικών ραδιογραφημάτων και οι ευθυγραμμισμένες εικόνες σε κάθε περίπτωση εξετάστηκαν τόσο ποιοτικά όσο και ποσοτικά. Η ποιοτική αποτίμηση της προτεινόμενης τεχνικής και των υπολοίπων συγκρινόμενων μεθόδων πραγματοποιήθηκε μέσω οπτικής εξέτασης των ευθυγραμμισμένων ραδιογραφημάτων από εξειδικευμένο νοσηλευτικό προσωπικό. Για την ποσοτική αποτίμηση των αποτελεσμάτων χρησιμοποιήθηκε το κριτήριο της Ρίζας της Μέσης Τετραγωνικής Διαφοράς (Root Mean Square Difference ή RMSD) ανάμεσα στη φωτεινότητα των εικονοστοιχείων του ραδιογραφήματος αναφοράς και του ευθυγραμμισμένου ραδιογραφήματος [4]. Έστω I_R η εικόνα αναφοράς και I_{GTR} η ευθυγραμμισμένη εικόνα η οποία προκύπτει από την εφαρμογή του τελικού μετασχηματισμού που υπολογίστηκε από τις αντιστοιχίες των διακριτών σημείων. Τότε, το κριτήριο RMSD το οποίο αφορά μόνο τα N εικονοστοιχεία στα οποία οι δύο εικόνες επικαλύπτονται, υπολογίζεται σύμφωνα με την Εξίσωση (4.6). Καθώς το συγκεκριμένο κριτήριο αναφέρεται στη διαφορά των ευθυγραμμισμένων εικόνων του κάθε ζεύγους, εξυπακούεται ότι όσο μικρότερη είναι η τιμή του κριτηρίου RMSD, τόσο ακριβέστερη είναι η ευθυγράμμιση που επιτεύχθηκε.

$$RMSD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (I_R(\vec{r}_i) - I_{GTR}(\vec{r}_i))^2}{N}} \quad (4.6)$$

4.3 Αποτελέσματα

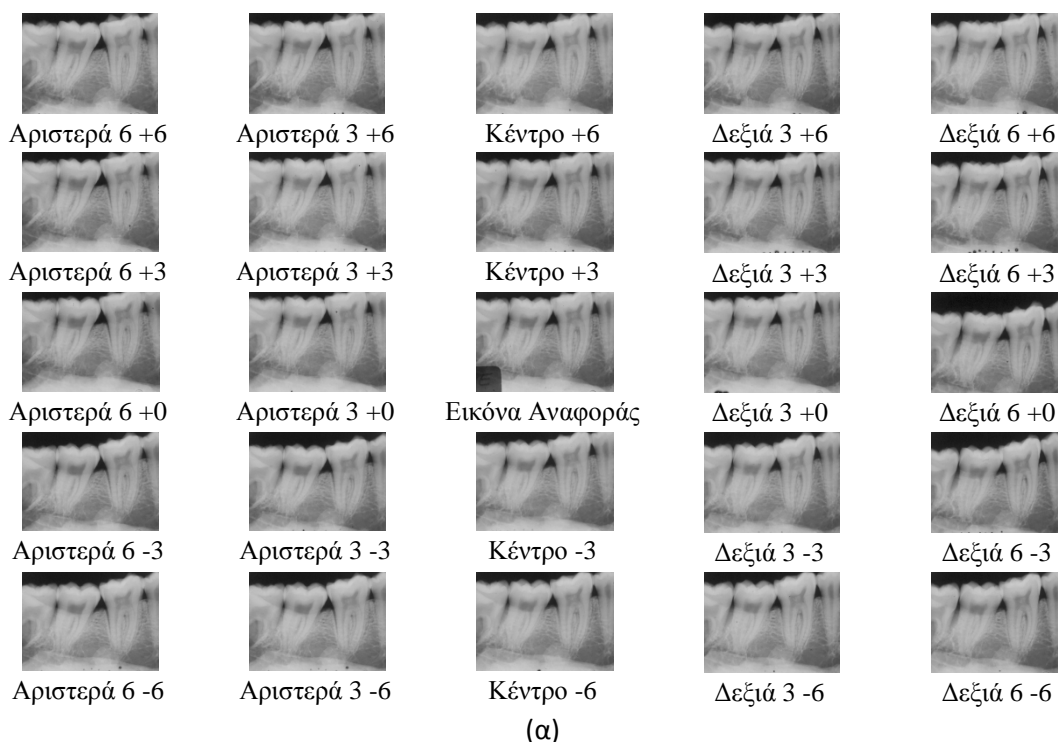
Στην ενότητα αυτή παρουσιάζονται αναλυτικά τα ποιοτικά και ποσοτικά αποτελέσματα, αλλά και τα συμπεράσματα που εξήχθησαν μετά από την εφαρμογή της προτεινόμενης τεχνικής και των υπόλοιπων συγκρινόμενων μεθόδων στο σύνολο των ζευγών οδοντιατρικών ραδιογραφημάτων που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα μελέτη. Επίσης παρουσιάζονται τα δεδομένα στα οποία εφαρμόστηκαν οι αλγόριθμοι εύρεσης αντιστοιχιών σημείων, αλλά και οι τεχνικές λήψης και ψηφιοποίησης τους.

4.3.1 Δεδομένα

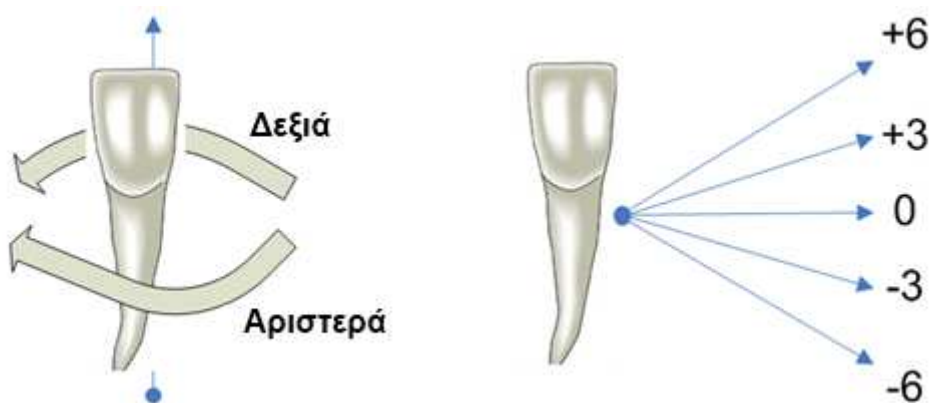
Η προτεινόμενη τεχνική εφαρμόστηκε σε μεγάλο εύρος δεδομένων τα οποία προήλθαν από δύο κατηγορίες μελετών. Στην πρώτη κατηγορία εμπίπτει μελέτη, η οποία πραγματοποιήθηκε σε ελεγχόμενες συνθήκες εργαστηρίου (in vitro). Μια ξηρή γνάθος προσαρμόστηκε σε ειδική ακτινολογική διάταξη η οποία επιτρέπει στο αντικείμενο και το ακτινολογικό φιλμ να περιστρέφονται στον οριζόντιο και στον κατακόρυφο άξονα σε σχέση με το κεντρικό σημείο της προβαλλόμενης ακτίνας από την πηγή ακτίνων Χ. Η απόσταση του αντικειμένου από την πηγή, αλλά και η απόσταση του αντικειμένου από το φιλμ ακτινογραφίας διατηρήθηκαν σταθερές στα 40 εκατοστά και τα 0,5 εκατοστά αντίστοιχα. Τα ληφθέντα ραδιογραφήματα ψηφιοποιήθηκαν μέσω ενός επίπεδου σαρωτή (Agfa Arcus

II), παράγοντας εικόνες 256 αποχρώσεων του γκρι. Για κάθε ζεύγος ραδιογραφημάτων, το ραδιογράφημα αναφοράς ελήφθη τοποθετώντας τη γνάθο έτσι ώστε η προβολή του οριζόντιου άξονα του αντικειμένου να είναι κάθετη με την κεντρική ακτίνα της δέσμης των ακτινών Χ της πηγής ακτινοβολίας. Στη συνέχεια, τα προς ευθυγράμμιση ραδιογραφήματα του κάθε ζεύγους ελήφθησαν μετακινώντας το αντικείμενο στον οριζόντιο και των κατακόρυφο άξονα σε σχέση με την πηγή ακτινοβολίας, χρησιμοποιώντας διαφόρους συνδυασμούς γωνιών 0, 3 και 6 μοιρών. Ένα τυπικό παράδειγμα εφαρμογής του παραπάνω πρωτόκολλου λήψης παρουσιάζεται στην Εικόνα 4.4α (Κατηγορία Ραδιογραφημάτων I), όπου φαίνονται οι 24 συνολικά εικόνες που παρήχθησαν από τη συγκεκριμένη ξηρή γνάθο. Το ίδιο το πρωτόκολλο λήψης παρουσιάζεται σχηματικά στην Εικόνα 4.4β. Σύμφωνα με τη διάταξη που παρουσιάζεται στην Εικόνα 4.4β, το ραδιογράφημα αναφοράς κάθε ζεύγους ελήφθη υπό μηδενική γωνία τόσο στον κατακόρυφο, όσο και στον οριζόντιο άξονα. Χρησιμοποιώντας την παραπάνω διάταξη παρήχθησαν συνολικά 96 ζεύγη ραδιογραφημάτων, τα οποία διαχωρίστηκαν σε τέσσερις κατηγορίες ανάλογα με την ξηρή γνάθο που χρησιμοποιήθηκε σε κάθε περίπτωση (Κατηγορίες I-IV). Οι περισσότερες από τις ψηφιακές εικόνες που παρήχθησαν περιείχαν περιοχές λευκών πλαισίων, τα οποία αντιστοιχούν σε περιοχές του αντικειμένου που βρίσκονται εκτός ορίων του φιλμ ακτινογραφίας. Οι περιοχές αυτές αφαιρέθηκαν μετά από περεταίρω ψηφιακή επεξεργασία των εικόνων (περικοπή μεγέθους). Το τελικό μέγεθος των επεξεργασμένων ψηφιακών ραδιογραφημάτων που ελήφθησαν υπό ελεγχόμενες εργαστηριακές συνθήκες, χρησιμοποιώντας την παραπάνω διαδικασία λήψης, είναι 428×310 εικονοστοιχεία.

Ευθυγράμμιση Βάσει Σημείων



(α)



(β)

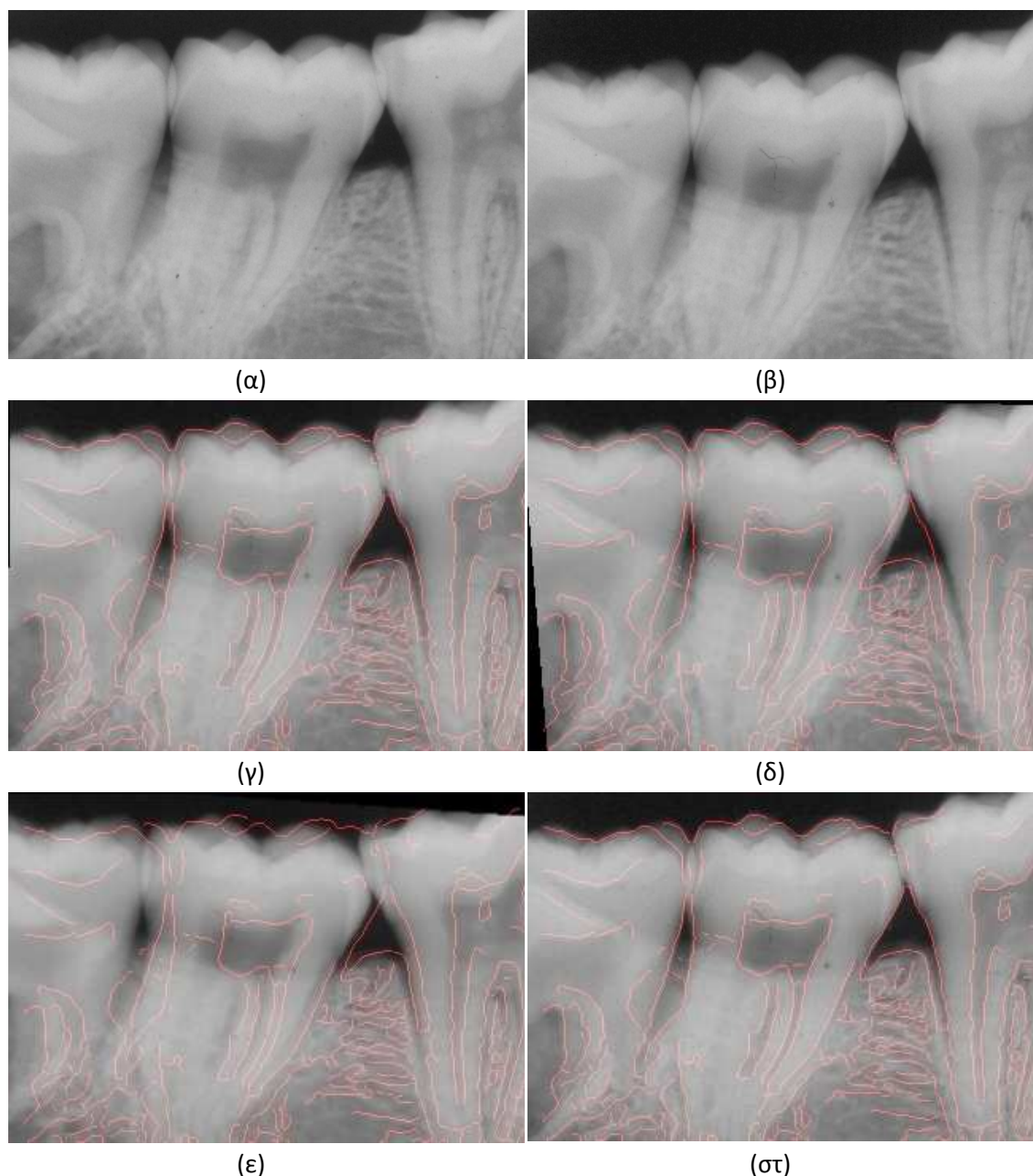
Εικόνα 4.4. Παρουσίαση των 24 ζευγών ραδιογραφημάτων της Κατηγορίας Ι (α) που προκύπτουν από την εφαρμογή καθορισμένου πρωτοκόλλου λήψης (β) σε ελεγχόμενες εργαστηριακές συνθήκες.

Επιπλέον, για την αποτίμηση της προτεινόμενης τεχνικής και των συγκρινόμενων με αυτή μεθόδων, χρησιμοποιήθηκαν ραδιογραφήματα από τέσσερις κλινικές μελέτες, στις οποίες τα δεδομένα ελήφθησαν υπό μη αυστηρά ελεγχόμενες συνθήκες σε κλινικό περιβάλλον, χρησιμοποιώντας τυπικές συσκευές ακτινογραφίας. Η πρώτη κλινική μελέτη αφορούσε την αποτίμηση των αποτελεσμάτων της υποουλικής παροχής αντιβιοτικών σε ασθενείς με απώλεια περιοδοντικού οστού [22]. Επιλέχθηκαν επτά ασθενείς με μέτρια ως σοβαρά συμπτώματα, παρέχοντας έτσι επτά ζεύγη ραδιογραφημάτων. Η δεύτερη μελέτη αφορούσε την παρακολούθηση της εξέλιξης της θεραπείας ασθενών μετά από την τοποθέτηση οδοντιατρικών εμφυτευμάτων (τύπου Astra Tech AB και Brånemark της εταιρίας Nobel Biocare) για την υποστήριξη περιοδοντικού οστού. Στην περίπτωση αυτή ελήφθησαν ραδιογραφήματα σε διαφορετικές χρονικές στιγμές μετά από την τοποθέτηση

των εμφυτευμάτων. Συνολικά 15 ζεύγη ραδιογραφημάτων συλλέχθηκαν από την παραπάνω μελέτη. Η τρίτη κατά σειρά μελέτη πραγματοποιήθηκε σε σκύλους για τη μέτρηση απώλειας περιοδοντικού οστού γύρω από τοποθετημένα οδοντιατρικά εμφυτεύματα [22]. Η απώλεια οστού σε αυτή την περίπτωση προκλήθηκε με την εισαγωγή αντρεισμάτων στα εμφυτεύματα και την τοποθέτηση βαμβακερών προσδέσεων. Από την μελέτη αυτή παρήχθησαν πέντε ζεύγη εικόνων, μετά από τη λήψη έξι ραδιογραφημάτων από τη δεξιά πλευρά της σιαγόνας ενός αντικειμένου και τη χρήση ενός από τα ραδιογράφηματά ως εικόνας αναφοράς. Συνολικά, από όλες της μελέτες που πραγματοποιήθηκαν σε κλινικές μη αυστηρώς ελεγχόμενες συνθήκες, παρήχθησαν 27 ζεύγη ραδιογραφημάτων. Όλα τα ραδιογράφημα ψηφιοποιήθηκαν μέσω ενός επίπεδου σαρωτή (Agfa Arcus II), παράγοντας εικόνες 256 επιπέδων του γκρι. Για όλες τις παραπάνω κλινικές μελέτες, ως ραδιογράφημα αναφοράς θεωρήθηκε το πρώτο ραδιογράφημα που ελήφθη σε κάθε περίπτωση. Το μέσο μέγεθος των ψηφιοποιημένων σημείων (εικονοστοιχείων) των ραδιογραφημάτων ήταν 0,05×0,05 χιλιοστά, ενώ όλες οι εικόνες είχαν σταθερό μέγεθος 428×310 εικονοστοιχείων.

4.3.2 Ποιοτική Αποτίμηση

Η ποιοτική αποτίμηση της προτεινόμενης τεχνικής, σε σχέση με τις υπόλοιπες τρεις μεθόδους που περιγράφηκαν περιληπτικά στις ενότητες 4.2.5.1, 4.2.5.2 και 4.2.5.3, πραγματοποιήθηκε με βάση την οπτική εξέταση των ευθυγραμμισμένων ραδιογραφημάτων τα οποία προέκυψαν από τις υπολογισμένες αντιστοιχίες σε κάθε περίπτωση. Ένα παράδειγμα ευθυγράμμισης ζεύγους από την Κατηγορία I παρατίθεται στην Εικόνα 4.5. Στην Εικόνα 4.5α φαίνεται το ραδιογράφημα αναφοράς, ενώ στην Εικόνα 4.5β, το υπό ευθυγράμμιση ραδιογράφημα. Τα ευθυγραμμισμένα ραδιογράφημα για την προτεινόμενη τεχνική EHCBIS και τις μεθόδους AECR, TrICP και SOMs, παρουσιάζονται στην Εικόνα 4.5γ, Εικόνα 4.5δ, Εικόνα 4.5ε και Εικόνα 4.5στ, αντίστοιχα. Σε όλες τις ευθυγραμμισμένες εικόνες έχουν υπερτεθεί οι ακμές του ραδιογραφήματος αναφοράς, όπως αυτές εντοπίστηκαν μετά από την εφαρμογή φίλτρου κλήσεων Sobel, με μέγεθος παραθύρου 3×3 εικονοστοιχείων [23]. Η ποιότητα της ευθυγράμμισης είναι ανάλογη της σύμπτωσης των ακμών του ραδιογραφήματος αναφοράς στα απεικονιζόμενα αντικείμενα του ευθυγραμμισμένου ραδιογραφήματος. Όπως φαίνεται στην Εικόνα 4.5, τα αντίστοιχα σημεία που υπολογίζονται από την προτεινόμενη τεχνική, οδηγούν σε ποιοτικότερη ευθυγράμμιση, σε σχέση με τις υπόλοιπες συγκρινόμενες μεθόδους, καθώς οι ακμές της εικόνας αναφοράς συμπίπτουν καλύτερα με την ευθυγραμμισμένη εικόνα στην περίπτωση της προτεινόμενης τεχνικής (Εικόνα 4.5γ), σε σχέση με τις υπόλοιπες τεχνικές (Εικόνα 4.5δ, Εικόνα 4.5ε και Εικόνα 4.5στ).

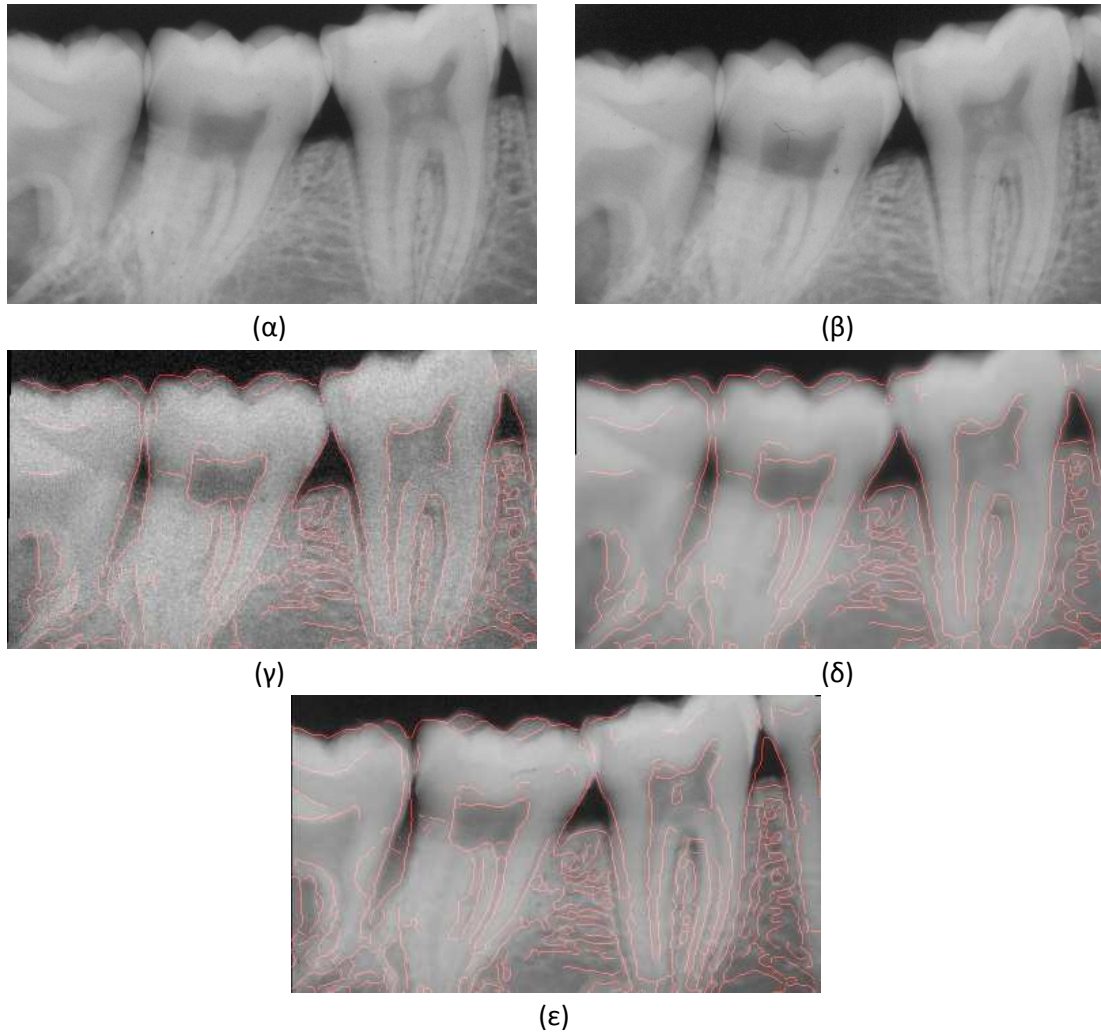


Εικόνα 4.5. Παράδειγμα ευθυγράμμισης ζεύγους οδοντιατρικών ραδιογραφημάτων. Το υπό ευθυγράμμιση ραδιογράφημα (β) ευθυγραμμίζεται γεωμετρικά σε σχέση με το ραδιογράφημα αναφοράς (α), χρησιμοποιώντας μετασχηματισμούς ευθυγράμμισης οι οποίοι προέκυψαν από τις αντιστοιχίες σημείων που υπολογίστηκαν εφαρμόζοντας τις τεχνικές (γ) EHCBS (δ) AECR (ε) SOMs και (στ) TrICP. Σε όλες τις περιπτώσεις υπερτίθενται οι ακμές του ραδιογραφήματος αναφοράς (α).

Επιπρόσθετα, η απόδοση της μεθοδολογίας ευθυγράμμισης η οποία χρησιμοποιεί την προτεινόμενη τεχνική αντιστοίχισης σημείων EHCBS, αποτιμήθηκε ποιοτικά σε ζεύγη παραμορφωμένων ραδιογραφημάτων. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιήθηκαν τρία είδη παραμόρφωσης, τα οποία εφαρμόστηκαν στην υπό ευθυγράμμιση εικόνα κάθε ζεύγους ραδιογραφημάτων. Αρχικά προστέθηκε γκαουσιανός θόρυβος (Gaussian noise) με τυπική απόκλιση 0, 7, 14, 21 και 28 εικονοστοιχείων, παράγοντας έτσι πέντε ζεύγη εικόνων. Στη συνέχεια εφαρμόστηκε γκαουσιανό θόλωμα (Gaussian blurring) με ακτίνα θόλωσης 0, 2, 4,

6 και 8 εικονοστοιχείων, παράγοντας πέντε επιπλέον ζεύγη παραμορφωμένων εικόνων. Τέλος, παρήχθησαν πέντε επιπλέον ζεύγη μετά από την εφαρμογή ελαστικής παραμόρφωσης, χρησιμοποιώντας το παραμορφωτικό μοντέλο Thin-Plate Spline (TPS) [24], με ποικίλους συντελεστές ελαστικότητας λ (0,001, 0,01, 0,1, 1 και 10). Οι συγκεκριμένοι τύποι παραμορφώσεων χρησιμοποιήθηκαν για την εξομοίωση τριών κοινών προβλημάτων που προκύπτουν κατά τη διαδικασία λήψης ραδιογραφήματων. Πιο συγκεκριμένα, ο γκαουσιανός θόρυβος έχει παρόμοια χαρακτηριστικά με πιθανές ηλεκτρονικές παρεμβολές, το θόλωμα εξομοιώνει ανωμαλίες στην εστίαση της συσκευής ψηφιοποίησης, ενώ η ελαστική παραμόρφωση εξομοιώνει μη γραμμικές διαφορές ανάμεσα σε ραδιογραφήματα που ελήφθησαν σε διαφορετικές χρονικές στιγμές, οι οποίες μπορεί να προέκυψαν εξ' αιτίας κάποιας πάθησης (για παράδειγμα μιας περιοδοντικής ασθένειας).

Η Εικόνα 4.6 παρουσιάζει ένα παράδειγμα ποιοτικής αποτίμησης της ευθυγράμμισης, μετά από αντιστοίχιση σημείων με βάση την τεχνική EHCBS, με την παρουσία θορύβου στην υπό ευθυγράμμιση εικόνα. Στην Εικόνα 4.6α και την Εικόνα 4.6β φαίνονται το ραδιογράφημα αναφοράς και το υπό ευθυγράμμιση ραδιογράφημα, αντίστοιχα, ενώ στην Εικόνα 4.6γ, Εικόνα 4.6δ και Εικόνα 4.6ε παρουσιάζονται αντίστοιχα οι τελικές ευθυγραμμισμένες εικόνες υπό την παρουσία γκαουσιανού θορύβου με τυπική απόκλιση 7 εικονοστοιχείων, γκαουσιανού θολώματος με ακτίνα θόλωσης 2 εικονοστοιχείων και ελαστικής παραμόρφωσης με συντελεστή ελαστικότητας $\lambda=0,01$. Και πάλι, σε κάθε περίπτωση υπερτίθενται οι ακμές του ραδιογραφήματος αναφοράς στα ευθυγραμμισμένα ραδιογραφήματα. Μετά από οπτική εξέταση της Εικόνας 6, προκύπτει ότι, παρά το γεγονός ότι η προτεινόμενη τεχνική εύρεσης αντίστοιχων σημείων επηρεάζεται από την παρουσία θορύβου, τα τελικά αποτελέσματα της ευθυγράμμισης είναι γενικά αποδεκτά.



Εικόνα 4.6. Παράδειγμα ευθυγράμμισης ζεύγους οδοντιατρικών ραδιογραφήματων με βάση αντιστοιχίες σημείων που προέκυψαν από την εφαρμογή της μεθόδου EHCBS, υπό την παρουσία θορύβου. Το υπό ευθυγράμμιση ραδιογράφημα (β) ευθυγραμμίζεται γεωμετρικά σε σχέση με το ραδιογράφημα αναφοράς (α), μετά από την προσθήκη (γ) γκαουσιανού θορύβου με τυπική απόκλιση 7 εικονοστοιχείων, (δ) γκαουσιανού θολώματος με ακτίνα θόλωσης 2 εικονοστοιχείων και (ε) ελαστικής παραμόρφωσης με συντελεστή ελαστικότητας $\lambda = 0,01$.

4.3.3 Ποσοτική Αποτίμηση

Εκτός από την οπτική εξέταση των ευθυγραμμισμένων εικόνων που προέκυψαν από τις αντιστοιχίσεις των σημείων, τα οποία υπολογίστηκαν εφαρμόζοντας την προτεινόμενη τεχνική αντιστοίχισης αλλά και τις συγκρινόμενες με αυτή μεθόδους, επιπλέον πραγματοποιήθηκε ποσοτική αποτίμηση της ευθυγράμμισης μέσω του κριτηρίου της Ρίζας της Μέσης Τετραγωνικής Διαφοράς (Root Mean Square Difference ή RMSD) ανάμεσα στη φωτεινότητα των εικονοστοιχείων του ραδιογραφήματος αναφοράς και του ευθυγραμμισμένου ραδιογραφήματος, όπως αυτό περιγράφηκε αναλυτικά στην ενότητα 4.2.6. Ενδεικτικά, στον Πίνακα 4.1 παρατίθενται τα αποτελέσματα για δείγμα 24 ζευγών ραδιογραφήματων από την Κατηγορία Ι. Μελετώντας τον συγκεκριμένο πίνακα, συμπεραίνουμε ότι η προτεινόμενη τεχνική παράγει αντιστοιχίες σημείων τα οποία

Ευθυγράμμιση Βάσει Σημείων

οδηγούν σε ακριβέστερη ευθυγράμμιση τις πλειοψηφίας των ζευγών αυτής της κατηγορίας, σε σχέση με τις υπόλοιπες συγκρινόμενες τεχνικές, σύμφωνα με το κριτήριο RMSD. Συγκεκριμένα, σε 21 από τα 24 ζεύγη ραδιογραφήματων που παρουσιάζονται στον Πίνακα 4.1, ο αλγόριθμος EHCBS απέδωσε καλύτερα από τις υπόλοιπες τρεις τεχνικές αντιστοίχισης, παράγοντας μικρότερες τιμές RMSD. Επιπροσθέτως, η μέση τιμή RMSD για το σύνολο του δείγματος των 24 ζευγών ραδιογραφήματων που εξετάζονται στον Πίνακα 4.1, είναι σαφώς χαμηλότερη χρησιμοποιώντας την τεχνική EHCBS (5,593), σε σχέση με τις τεχνικές Self Organizing Maps (6,781), Automatic Extraction of Corresponding Points (9,561) και Trimmed Iterative Closest Point (9,563). Τέλος, η σταθερότητα που επιδεικνύει η προτεινόμενη τεχνική EHCBS αποδεικνύεται και από τη χαμηλή μέση τυπική απόκλιση (1,023) που παρουσιάζει για το σύνολο των ζευγών ραδιογραφήματων του Πίνακα 4.1, σε σχέση με τις μεθόδους SOMs, AECF και TrICP (1,592, 1,895 και 4,745 αντίστοιχα).

Πίνακας 4.1. Απόδοση των τεσσάρων συγκρινόμενων μεθόδων αντιστοίχισης σημείων, σύμφωνα με την ποιότητα των παραχθέντων ευθυγραμμισμένων ραδιογραφήματων με Βάση το κριτήριο RMSD, σε ζεύγη ραδιογραφήματων της κατηγορίας I.

Ζεύγη Ραδιογραφήματων	Self Organizing Maps	Automatic Extraction of Corresponding Points	Trimmed Iterative Closest Point	Enhanced Hexagonal Center- Based Inner Search
Ζεύγος 1	7,368	9,874	6,170	6,169
Ζεύγος 2	5,862	10,951	6,548	5,688
Ζεύγος 3	9,251	9,514	6,454	5,775
Ζεύγος 4	9,870	10,730	7,181	5,680
Ζεύγος 5	7,583	8,892	17,902	7,596
Ζεύγος 6	5,445	10,608	5,730	5,286
Ζεύγος 7	6,778	11,200	7,591	6,524
Ζεύγος 8	5,036	4,503	3,702	4,034
Ζεύγος 9	8,277	6,821	8,854	4,851
Ζεύγος 10	5,244	11,502	12,239	4,804
Ζεύγος 11	7,604	9,747	14,993	7,029
Ζεύγος 12	3,590	10,320	4,130	3,858
Ζεύγος 13	6,341	10,478	6,544	4,749
Ζεύγος 14	6,768	11,857	7,962	5,710
Ζεύγος 15	6,291	7,175	13,375	5,321
Ζεύγος 16	5,422	8,799	4,976	4,104
Ζεύγος 17	4,562	6,084	8,753	4,290
Ζεύγος 18	6,033	10,459	6,748	5,348
Ζεύγος 19	7,043	12,463	16,980	6,607
Ζεύγος 20	7,846	9,802	7,846	7,433
Ζεύγος 21	5,808	9,427	15,800	5,575
Ζεύγος 22	9,847	7,874	11,088	5,448
Ζεύγος 23	7,856	10,398	21,002	5,905
Ζεύγος 24	7,026	9,991	6,950	6,448
RMSD				
Μέση Τιμή ± Τυπική Απόκλιση	6,781 ± 1,592	9,561 ± 1,895	9,563 ± 4,745	5,593 ± 1,023

Ευθυγράμμιση Βάσει Σημείων

Η ποσοτική ανάλυση των ευθυγραμμισμένων εικόνων που προέκυψαν από το σύνολο των 96 ζευγών της εργαστηριακής μελέτης και των 27 ζευγών της κλινικής μελέτης, έδειξε ότι η προτεινόμενη τεχνική Hexagonal Center-based Inner Search αποδίδει σαφώς καλύτερα από τις υπόλοιπες τρεις γνωστές τεχνικές αντιστοίχισης, αναφορικά με την ακρίβεια των ευθυγραμμισμένων εικόνων που προκύπτουν από τις εκτιμώμενες αντιστοιχίσεις σημείων. Αυτό μπορεί να υποστηριχθεί από τις μετρήσεις που παρατίθενται στον Πίνακα 4.2, όπου, για κάθε συγκρινόμενη τεχνική, καταγράφονται οι μέσες τιμές RMSD, η τυπική απόκλιση των τιμών RMSD και ο μέσος χρόνος ολοκλήρωσης της επεξεργασίας. Όπως φαίνεται στον Πίνακα 4.2, η τεχνική EHCBIS υπερτερεί ποιοτικά σε όλες τις διαθέσιμες κατηγορίες ζευγών ραδιογραφημάτων. Επιπλέον, όσον αφορά το χρόνο επεξεργασίας των τεσσάρων μεθόδων, η τεχνική EHCBIS μαζί με την τεχνική Automatic Extraction of Corresponding Points, είναι σαφώς ταχύτερες από τις μεθόδους Trimmed Iterative Closest Point και Self Organizing Maps.

Πίνακας 4.2. Απόδοση των τεσσάρων συγκρινόμενων μεθόδων αντιστοίχισης σημείων, σύμφωνα με την ποιότητα των παραχθέντων ευθυγραμμισμένων ραδιογραφημάτων με Βάση το κριτήριο RMSD, για όλες τις κατηγορίες ζευγών ραδιογραφημάτων.

Κατηγορίες Ζευγών Ραδιογραφημάτων	Self Organizing Maps	Automatic Extraction of Corresponding Points	Trimmed Iterative Closest Point	Enhanced Hexagonal Center-Based Inner Search
<i>Εργαστηριακή Μελέτη</i> <i>Κατηγορία I</i> <i>(24 ζεύγη)</i>	6,781 ± 1,592	9,561 ± 1,895	9,563 ± 4,745	5,593 ± 1,023
<i>Χρόνος Επεξεργασίας</i>	88,7"	61,3"	111,8"	63,9"
<i>Εργαστηριακή Μελέτη</i> <i>Κατηγορία II</i> <i>(24 ζεύγη)</i>	13,299 ± 5,410	6,252 ± 1,113	7,357 ± 1,858	5,783 ± 0,928
<i>Χρόνος Επεξεργασίας</i>	89,1"	62,7"	114,0"	61,6"
<i>Εργαστηριακή Μελέτη</i> <i>Κατηγορία III</i> <i>(24 ζεύγη)</i>	17,828 ± 4,202	16,545 ± 3,767	16,738 ± 3,500	14,060 ± 3,084
<i>Χρόνος Επεξεργασίας</i>	89,6"	59,9"	115,7"	61,5"
<i>Εργαστηριακή Μελέτη</i> <i>Κατηγορία IV</i> <i>(24 ζεύγη)</i>	18,691 ± 10,343	18,757 ± 11,014	21,292 ± 9,695	16,969 ± 12,378
<i>Χρόνος Επεξεργασίας</i>	89,9"	61,5"	119,2"	62,9"
<i>Κλινική Μελέτη</i> <i>Κατηγορία V</i> <i>(27 ζεύγη)</i>	31,656 ± 10,879	32,337 ± 15,965	32,451 ± 16,919	28,758 ± 18,265
<i>Χρόνος Επεξεργασίας</i>	118,8"	90,3"	166,3"	89,9"

Η ποσοτική ανάλυση των αποτελεσμάτων της προτεινόμενης τεχνικής και των συγκρινόμενων με αυτή μεθόδων, περιλαμβάνει επίσης την αποτίμηση των παραγόμενων ευθυγραμμισμένων εικόνων υπό της παρουσία τριών τύπων παραμορφώσεων στην υπό ευθυγράμμιση εικόνα: γκαουσιανού θορύβου, γκαουσιανού θολώματος και ελαστικής παραμόρφωσης. Στον Πίνακα 4.3 παρουσιάζονται τα εν λόγω ποιοτικά αποτελέσματα, τα οποία βασίζονται στο κριτήριο RMSD, το οποίο περιγράφεται αναλυτικά στην ενότητα 4.2.6. Από τα δεδομένα που καταγράφονται στον Πίνακα 4.3, είναι προφανές ότι όλες οι τεχνικές αντιστοίχισης σημείων επηρεάζονται αρνητικά από την παρουσία θορύβου στις υπό επεξεργασία εικόνες. Παρόλα αυτά, η προτεινόμενη τεχνική EHCBS διατηρεί την υπεροχή της σε σχέση με τις υπόλοιπες τρεις συγκρινόμενες μεθόδους, στην πλειοψηφία των περιπτώσεων που εξετάστηκαν. Για την ακρίβεια, μόνο σε δύο περιπτώσεις όπου εφαρμόστηκαν ελαστικές παραμορφώσεις με χαμηλό συντελεστή ελαστικότητας λ (0,001 και 0,01), η μέθοδος Trimmed Iterative Closest Point υπερέχει των υπολοίπων μεθόδων, συμπεριλαμβανομένης και της προτεινόμενης τεχνικής. Αυτό οφείλεται κυρίως στην καταλληλότητα των τεχνικών οι οποίες έχουν ως βάση τον αλγόριθμο Iterative Closest Point, για τον εντοπισμό ελαστικών παραμορφώσεων. Αναφορικά με τις παραμορφώσεις αυτού του τύπου, η προτεινόμενη τεχνική θα μπορούσε να βελτιωθεί σημαντικά με τη χρήση ελαστικού μετασχηματισμού για τη μετατόπιση των εκτιμώμενων αντίστοιχων σημείων, καθώς σε μια τέτοια περίπτωση ο μετασχηματισμός αυτός θα ήταν καταλληλότερος από τον προβολικό μετασχηματισμό ο οποίος υιοθετήθηκε κατά την υλοποίηση της τεχνικής. Για τις υπόλοιπες περιπτώσεις μη ελαστικών παραμορφώσεων, η τεχνική EHCBS υπερτερεί έναντι των υπολοίπων μεθόδων αντιστοίχισης, σε 13 από τις 15 περιπτώσεις που εξετάστηκαν με βάση το κριτήριο RMSD. Το γεγονός αυτό καταδεικνύει ότι η προτεινόμενη τεχνική είναι λιγότερο επιρρεπής σε παρεμβολές θορύβου στις υπό επεξεργασία εικόνες, από ότι οι υπόλοιπες τρεις τεχνικές αντιστοίχισης.

Πίνακας 4.3. Απόδοση των τεσσάρων συγκρινόμενων μεθόδων αντιστοίχισης σημείων, σύμφωνα με την ποιότητα των παραχθέντων ευθυγραμμισμένων ραδιογραφημάτων με Βάση το κριτήριο RMSD, υπό την παρουσία θορύβου.

		Self Organizing Maps	Automatic Extraction of Corresponding Points	Trimmed Iterative Closest Point	Enhanced Hexagonal Center-Based Inner Search
<i>Γκαουσιανός Θόρυβος (σ σε αριθμό εικονοστοιχείων)</i>	0	6,596	11,502	10,393	4,804
	7	7,807	11,789	12,239	7,114
	14	15,002	15,095	18,802	13,614
	21	18,828	19,230	20,587	17,007
	28	25,216	66,552	26,642	24,964
<i>Γκαουσιανό Θόλωμα (ακτίνα θόλωσης)</i>	0	5,111	8,340	5,013	4,419
	2	6,596	8,489	5,812	4,804
	4	6,624	8,622	6,916	5,048
	6	7,198	9,245	9,042	5,894
	8	8,281	11,502	12,239	6,945
<i>Ελαστική Παραμόρφωση (λ)</i>	0.001	11,241	10,264	8,544	9,513
	0.01	8,817	9,973	6,633	8,417
	0.1	9,014	8,793	8,093	6,414
	1	9,795	10,369	8,471	5,542
	10	9,437	10,994	7,474	5,550

4.4 Ανάλυση Αποτελεσμάτων

Στο παρόν κεφάλαιο παρουσιάστηκε η τεχνική Enhanced Hexagonal Center-based Inner Search (EHCBIS), για την αυτόματη εύρεση αντίστοιχων σημείων, με σκοπό την ευθυγράμμιση ψηφιοποιημένων οδοντιατρικών ραδιογραφημάτων. Η αποδοτικότητα της τεχνικής αποτιμήθηκε τόσο ποιοτικά όσο και ποσοτικά, συγκριτικά με τρεις ευρέως διαδεδομένες μεθόδους αντιστοίχισης: τη μέθοδο Self Organizing Maps (SOMs) [18], τη μέθοδο Automatic Extraction of Corresponding Points (AECF) [17] και τον αλγόριθμο Trimmed Iterated Closest Point (TriCP) [14].

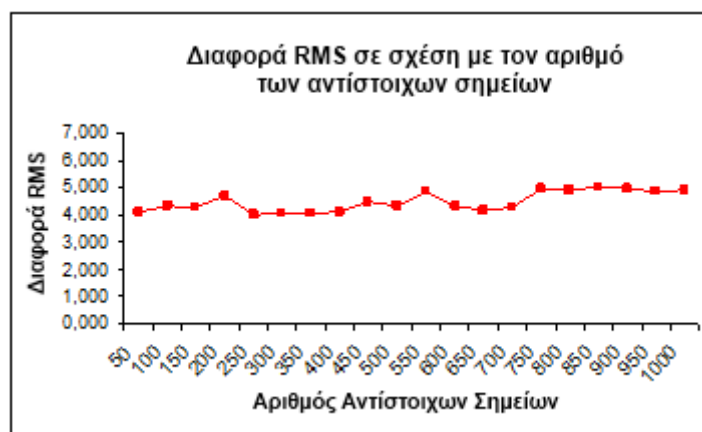
Όπως προαναφέρθηκε, η προτεινόμενη τεχνική EHCBIS αποτελεί μια βελτιστοποιημένη παραλλαγή του αλγορίθμου Center-based Inner Search, ο οποίος υπολογίζει τις αντιστοιχίες των σημείων ελαχιστοποιώντας τη διαφορά φωτεινότητας ανάμεσα στα διακριτά σημεία που εξήχθησαν από την εικόνα αναφοράς και τα υποψήφια αντίστοιχα τους σημεία από την υπό ευθυγράμμιση εικόνα. Τα υποψήφια αντίστοιχα σημεία βρίσκονται στις παρυφές ενός ιδεατού ψηφιακού εξαγώνου με κέντρο που ορίζεται από τις συντεταγμένες του διακριτού σημείου. Στη συγκεκριμένη υλοποίηση που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα μελέτη, το εξαγώνο είχε πλάτος πέντε (5) εικονοστοιχείων, για λόγους απλοποίησης, αλλά και σταθερότητας του αλγορίθμου. Η χρήση μεγαλύτερου εξαγώνου θα περιέπλεκε τη διαδικασία επιλογής αντίστοιχων σημείων, καθώς σε μια τέτοια περίπτωση θα υπήρχε μεγάλο πλήθος υποψήφια σημείων τα οποία θα περιλαμβάνονταν στην επικρατούσα

κατηγορία (βλ. Εικόνα 4.2). Επομένως σε μια τέτοια περίπτωση θα ήταν απαραίτητος ο ορισμός επιπλέον κριτηρίων επιλογής, κάτι που θα καθυστερούσε, αλλά και θα περιέπλεκε σημαντικά τη διαδικασία, χωρίς ωστόσο να αναμένεται ανάλογη αξιοσημείωτη αύξηση των επιδόσεων του αλγορίθμου.

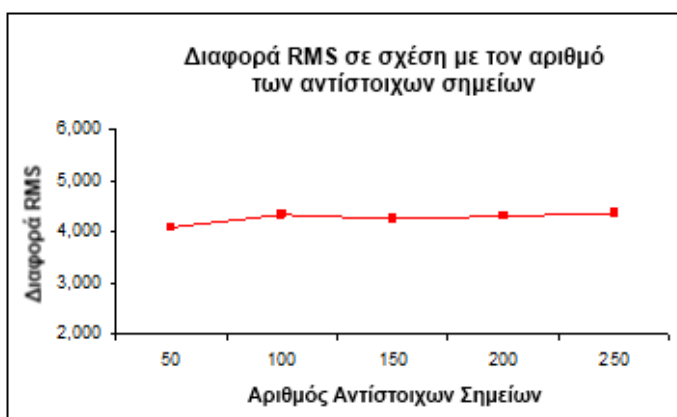
Η ακρίβεια και η ταχύτητα της προτεινόμενης τεχνικής εύρεσης αντίστοιχων σημείων επηρεάζονται από την επιλογή δύο παραμέτρων: (α) Τον αριθμό των αντίστοιχων σημείων που απαιτούνται για τον καθορισμό αποδεκτού γενικού μετασχηματισμού ευθυγράμμισης και (β) Την ελάχιστη επιτρεπτή απόσταση των αντίστοιχων σημείων. Οι δύο αυτές παράμετροι, οι οποίες συσχετίζονται, πρέπει να τροποποιηθούν κατάλληλα, για τη βέλτιστη απόδοση της τεχνικής EHCBS.

Ο βέλτιστος αριθμός αντίστοιχων σημείων υπολογίστηκε μετά από μια σειρά δοκιμών με διάφορα από τα διαθέσιμα ζεύγη ραδιογραφημάτων. Τμήμα των δοκιμών αυτών παρουσιάζεται σχηματικά στην Εικόνα 4.7α, όπου φαίνεται η απόδοση της μεθόδου, με βάση την ακρίβεια των παραγόμενων ευθυγραμμισμένων ραδιογραφημάτων, σύμφωνα με το κριτήριο RMSD, για πλήθος αντίστοιχων σημείων που κυμαίνεται από 50 ως 1000. Για κάθε περίπτωση που φαίνεται στην Εικόνα 4.7α, η ελάχιστη επιτρεπτή απόσταση μεταξύ των σημείων ποικίλει από 1 ως 10, έτσι ώστε να επιτευχθεί η βέλτιστη ακρίβεια ευθυγράμμισης, με βάση το κριτήριο RMSD (μικρότερη τιμή RMSD). Οι καλύτερη δυνατοί συνδυασμοί που προέκυψαν μετά από πλήθος δοκιμών ήταν: Για 50 και 100 σημεία η ελάχιστη απόσταση εκτιμήθηκε στα 10 εικονοστοιχεία, για 150 σημεία στα 8 εικονοστοιχεία, για 200 και 250 σημεία στα 4 εικονοστοιχεία, για 300 με 400 σημεία στα 2 εικονοστοιχεία και τέλος για 500 ή περισσότερα σημεία η ελάχιστη επιτρεπτή απόσταση υπολογίστηκε στο ένα εικονοστοιχείο. Όπως φαίνεται στην Εικόνα 4.7α, η προτεινόμενη τεχνική αποδίδει βέλτιστα για 250 με 300 αντίστοιχα σημεία. Παρόλα αυτά, η τεχνική EHCBS συγκρίθηκε με άλλες τεχνικές εύρεσης αντιστοιχιών (βλ. ενότητα 4.3), για τις περισσότερες εκ των οποίων το συγκεκριμένο εύρος τιμών (250-300 σημεία) προκαλούσε σημαντική υστέρηση στην απόδοση. Κατά συνέπεια για τη διεξαγωγή μιας ουσιαστικής και αμερόληπτης συγκριτικής μελέτης, χρησιμοποιήθηκαν τελικώς 50 αντίστοιχα σημεία, αριθμό για τον οποίο όλες οι συγκρινόμενες μέθοδοι αποδίδουν αποδεκτά. Προς επιβεβαίωση των παραπάνω παρατηρήσεων, πραγματοποιήθηκε νέα σειρά δοκιμών, όπου η προτεινόμενη μέθοδος εφαρμόστηκε για κυμαινόμενο αριθμό σημείων, κρατώντας την ελάχιστη επιτρεπτή μεταξύ τους απόσταση σταθερή στα δέκα (10) εικονοστοιχεία. Από τα αποτελέσματα που παρουσιάζονται στην Εικόνα 4.7β, προκύπτει ότι ο αριθμός των 50 αντίστοιχων σημείων είναι ο βέλτιστος για τη συγκεκριμένη ελάχιστη απόσταση. Η αντίστροφη δοκιμή παρουσιάζεται στην Εικόνα 4.7γ, όπου φαίνονται τα αποτελέσματα της εφαρμογής της τεχνικής EHCBS για 50 σημεία με κυμαινόμενη την ελάχιστη μεταξύ τους απόσταση, από 5 ως 25 εικονοστοιχεία. Και πάλι προκύπτει ότι για τον συγκεκριμένο αριθμό αντίστοιχων σημείων, βέλτιστες μετρήσεις RMSD λαμβάνονται με την ελάχιστη επιτρεπτή απόσταση μεταξύ των σημείων στα 10 εικονοστοιχεία.

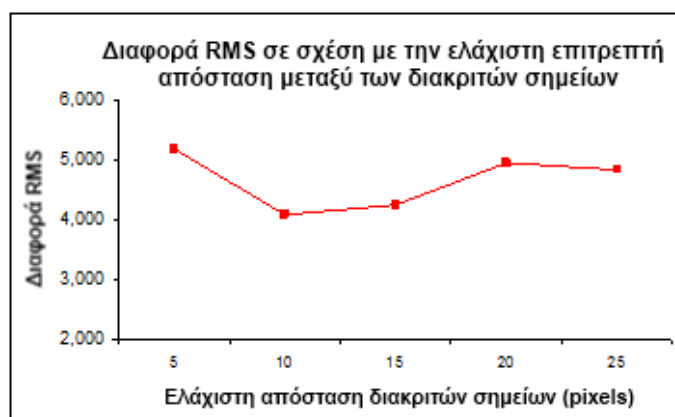
Ευθυγράμμιση Βάσει Σημείων



(α)



(β)



(γ)

Εικόνα 4.7. Μεταπτώσεις στην ακρίβεια της ευθυγράμμισης χρησιμοποιώντας αντίστοιχα σημεία που υπολογίζονται από την τεχνική EHCBS, για (α) μεταβλητό αριθμό αντίστοιχων σημείων και μεταβλητή ελάχιστη επιτρεπτή απόσταση μεταξύ τους, (β) μεταβλητό αριθμό αντίστοιχων σημείων με σταθερή την ελάχιστη επιτρεπτή απόσταση μεταξύ τους στα 10 εικονοστοιχεία και (γ) σταθερό αριθμό 50 αντίστοιχων σημείων και μεταβλητή την ελάχιστη επιτρεπτή μεταξύ τους απόσταση.

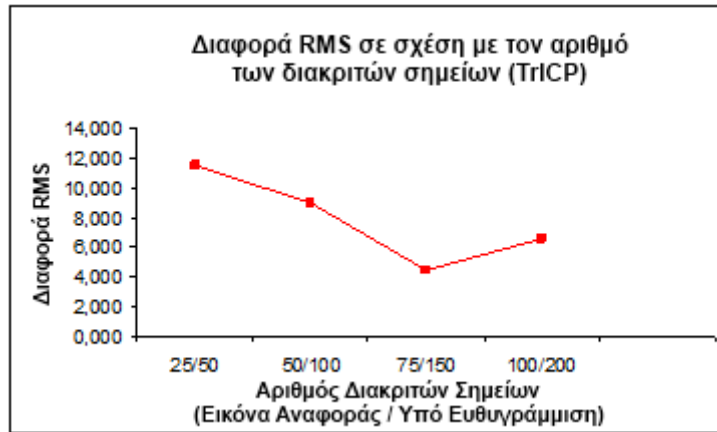
Ο συνδυασμός των 50 αντίστοιχων σημείων με 10 εικονοστοιχεία ελάχιστη επιτρεπτή απόσταση μεταξύ τους, αποδείχθηκε ότι είναι ο βέλτιστος για τη μέθοδο Automatic Extraction of Corresponding Points. Επομένως, ο συγκεκριμένος συνδυασμός τιμών των δύο παραμέτρων χρησιμοποιήθηκε και για την αποτίμηση των μεθόδων Self Organizing Maps και Trimmed Iterated Closest Point. Κατά συνέπεια, για όλες τις συγκρινόμενες τεχνικές εξήχθησαν 50 διακριτά σημεία από τα ραδιογραφήματα αναφοράς του κάθε ζεύγους. Για τη μέθοδο Trimmed Iterated Closest Point, όπου απαιτείται ο καθορισμός διακριτών σημείων και στην υπό ευθυγράμμιση εικόνα, εξήχθησαν 100 σημεία με την ελάχιστη επιτρεπτή μεταξύ τους απόσταση στα 5 εικονοστοιχεία, αφού για τη συγκεκριμένη υλοποίηση του αλγορίθμου ICP που επιλέχθηκε στην παρούσα μελέτη απαιτείται η εξαγωγή περισσότερων σημείων στην υπό ευθυγράμμιση εικόνα.

Όλα τα ψηφιοποιημένα ραδιογραφήματα που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα μελέτη έχουν μέγεθος 428×310 εικονοστοιχεία. Δεδομένου του γεγονότος ότι στην

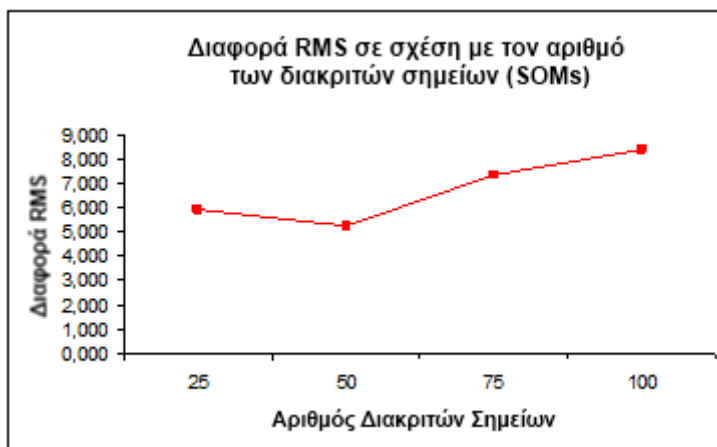
ψηφιακή απεικόνιση το κάθε εικονοστοιχείο αντιστοιχεί σε ένα σημείο του εικονιζόμενου αντικειμένου, για κάθε διακριτό σημείο της εικόνας αναφοράς υπάρχουν 132.680 υποψήφια αντίστοιχα σημεία. Κατά συνέπεια, υπολογίζοντας 50 αντίστοιχα σημεία, χρησιμοποιείται μόλις το 0,04% της συνολικής πληροφορίας της εικόνας. Παρά του γεγονότος ότι η προτεινόμενη τεχνική αποδίδει τα βέλτιστα για 250 με 350 διακριτά σημεία, εξακολουθεί να υπερέχει των υπολοίπων συγκρινόμενων τεχνικών ακόμα και χρησιμοποιώντας μόλις το 0,04% της συνολικής πληροφορίας των ραδιογραφημάτων για τη επίτευξη αποδεκτού αποτελέσματος ευθυγράμμισης.

Το σύνολο των συγκρινόμενων μεθόδων που χρησιμοποιήθηκαν για την αποτίμηση της προτεινόμενης τεχνικής αντιστοίχισης EHCBS επηρεάζονται σε σημαντικό βαθμό από την επιλογή των παραμέτρων εφαρμογής τους. Για παράδειγμα, όπως φαίνεται στην Εικόνα 4.8, τόσο η μέθοδος Self Organizing Maps, όσο και ο αλγόριθμος Trimmed Iterated Closest Point, παρουσιάζουν μεγάλη ευαισθησία στην επιλογή του πλήθους των αντίστοιχων σημείων που επεξεργάζονται. Στην Εικόνα 4.8α παρουσιάζεται μελέτη της συμπεριφοράς του αλγορίθμου TriCP για μεταβλητό αριθμό αντίστοιχων σημείων. Ανάλογη μελέτη παρουσιάζεται στην Εικόνα 4.8β για τη μέθοδο SOMs. Και στις δύο περιπτώσεις οι μεταπτώσεις στις μετρήσεις RMSD είναι αρκετά σημαντικές και σαφώς μεγαλύτερες συγκρινόμενες με τις ελάχιστες διαφορές που καταγράφηκαν στην αντίστοιχη δοκιμή της τεχνικής EHCBS (βλ. Εικόνα 4.7β). Η απόδοση της τεχνικής Automatic Extraction of Corresponding Points, η οποία προτάθηκε από τους Likar και Pernus, δεν εξαρτάται από το πλήθος των αντίστοιχων σημείων, αλλά επηρεάζεται σημαντικά από την επιλογή των δύο ακτινών των κυκλικών προτύπων που αναφέρθηκαν στην ενότητα 4.2.5.2. Η επιρροή των παραμέτρων αυτών στις επιδόσεις της μεθόδου παρουσιάζεται στην Εικόνα 4.9, όπου σε συγκεκριμένο ζεύγος ραδιογραφημάτων έχει εφαρμοστεί η τεχνική AECF για διαφόρους συνδυασμούς των δύο ακτινών. Πιο συγκεκριμένα, η Εικόνα 4.9α παρουσιάζει τις μεταπτώσεις στην ακρίβεια της ευθυγραμμισμένης εικόνας, με βάση το κριτήριο RMSD, για μεταβαλλόμενες τιμές της εσωτερικής ακτίνας r , ενώ η Εικόνα 4.9γ παρουσιάζει την αντίστοιχη δοκιμή για ποικίλες τιμές της εξωτερικής ακτίνας R . Όπως προκύπτει από τη μελέτη των αποτελεσμάτων των δοκιμών που παρατίθενται στην Εικόνα 4.9, οι βέλτιστες τιμές των δύο ακτινών είναι $r = 5$ και $R = 25$. Η εν λόγω τιμές χρησιμοποιήθηκαν για την αποτίμηση της μεθόδου AECF στην παρούσα μελέτη. Ο χρόνος εκτέλεσης της τεχνικής AECF εξαρτάται άμεσα από το μέγεθος των προτύπων που χρησιμοποιούνται για την εύρεση των αντίστοιχων σημείων, και επομένως από το μήκος των δύο ακτινών. Αυτό ισχύει ιδιαιτέρως για την εσωτερική ακτίνα r (Εικόνα 4.9β) και σε μικρότερο βαθμό για την εξωτερική ακτίνα R (Εικόνα 4.9δ). Τυχόν αύξηση του μήκους των δύο ακτινών προκαλεί σχεδόν εκθετική αύξηση του χρόνου εκτέλεσης. Κατά συνέπεια, οποιαδήποτε τιμή $r \geq 9$ και $R \geq 100$, καθιστά την εφαρμογή της συγκεκριμένης μεθόδου μη πρακτική.

Ευθυγράμμιση Βάσει Σημείων

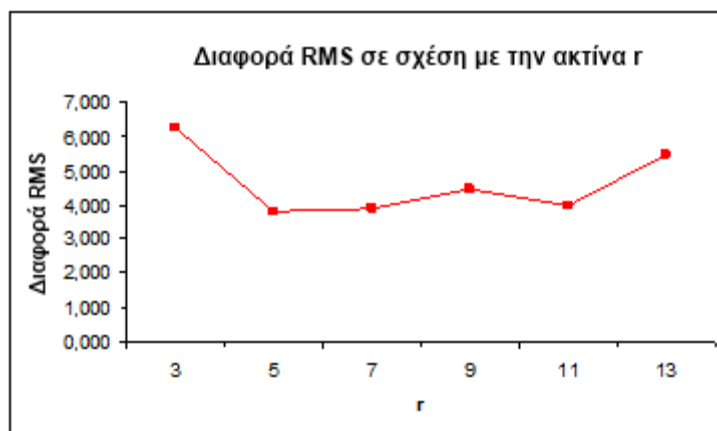


(α)



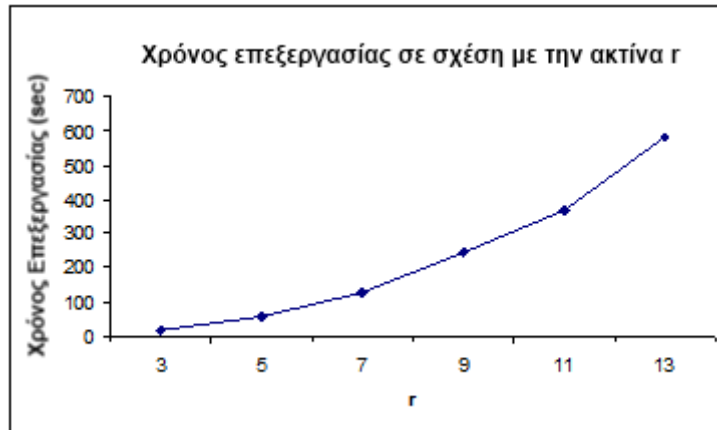
(β)

Εικόνα 4.8. Μεταπτώσεις στην ακρίβεια της ευθυγράμμισης χρησιμοποιώντας κυμαινόμενο πλήθος αντίστοιχων σημείων για (α) τον αλγόριθμο Trimmed Iterated Closest Point και (β) τη μέθοδο Self Organizing Maps.

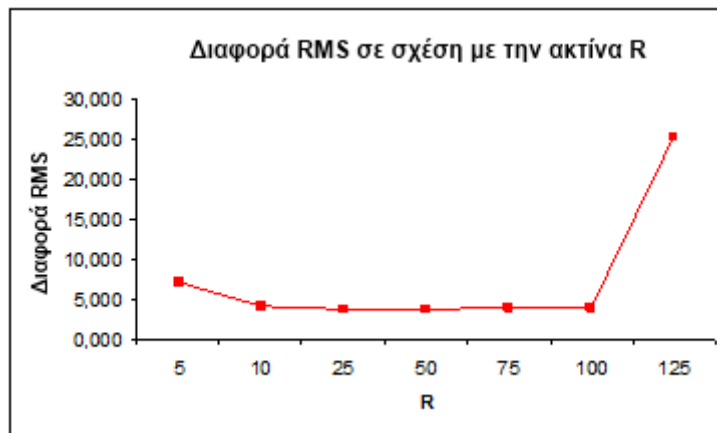


(α)

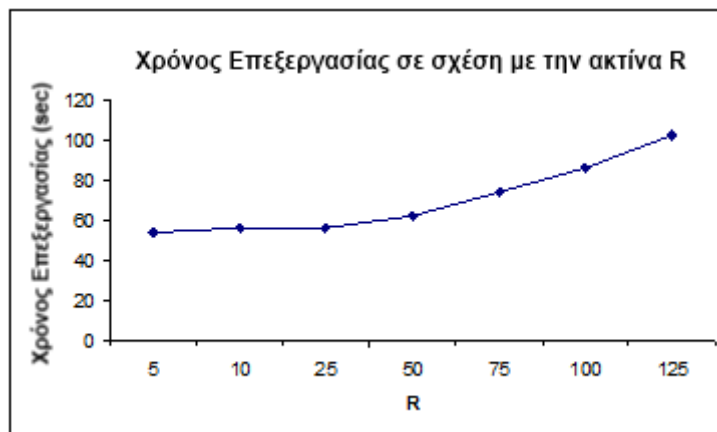
Ευθυγράμμιση Βάσει Σημείων



(β)



(γ)



(δ)

Εικόνα 4.9. Μεταπτώσεις στην ακρίβεια της ευθυγράμμισης και το χρόνο επεξεργασίας της μεθόδου Automatic Extraction of Corresponding Points για διάφορα μήκη ακτίνας r και R . Επιρροή της μεταβολής της εσωτερικής ακτίνας r (α) στην ακρίβεια ευθυγράμμισης και (β) στο χρόνο επεξεργασίας. Επιρροή της εξωτερικής ακτίνας R (γ) στην ακρίβεια ευθυγράμμισης και (δ) στο χρόνο επεξεργασίας.

Αναφορικά με το χρόνο επεξεργασίας που απαιτείται για τον υπολογισμό των αντιστοιχιών από την προτεινόμενη τεχνική αντιστοίχισης EHCBS, παρατηρήθηκε ότι γενικά υστερεί έναντι της μεθόδου AECR, για τις τιμές των παραμέτρων που αναφέρθηκαν

παραπάνω. Παρόλα αυτά, η διαφορά στο χρόνο επεξεργασίας των δύο μεθόδων είναι κατά μέσο όρο μικρότερη από τρία δευτερόλεπτα για τα οδοντιατρικά ψηφιακά ραδιογραφήματα μεγέθους 428×310 που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα μελέτη. Απεναντίας, η προτεινόμενη τεχνική EHCBS αποδείχτηκε σαφώς ταχύτερη τόσο από τη μέθοδο Self Organizing Maps (SOMs), όσο και από τον αλγόριθμο Trimmed Iterated Closest Point (TrICP). Ειδικά για τη μέθοδο TrICP, όπου απαιτείται η χρονοβόρα διαδικασία της εξαγωγής διακριτών σημείων και από την υπό ευθυγράμμιση εικόνα, ο χρόνος εκτέλεσής της είναι σχεδόν ο διπλάσιος του αντίστοιχου χρόνου της τεχνικής EHCBS. Όσον αφορά τη μέθοδο SOMs, ο αυξημένος χρόνος εκτέλεσης οφείλεται κυρίως στο γεγονός ότι απαιτείται μεγάλος αριθμός επαναληπτικών εκτελέσεων του αλγορίθμου για τον υπολογισμό αντιστοιχιών ακριβείας. Οι παραπάνω παρατηρήσεις αντανακλώνονται και στα αποτελέσματα που παρατίθενται στον Πίνακα 4.2, όπου παρουσιάζονται οι μέσοι χρόνοι επεξεργασίας για κάθε τεχνική, για όλες τις διαθέσιμες κατηγορίες ραδιογραφήματων. Όλες οι μετρήσεις που αφορούν τους χρόνους εκτέλεσης των συγκρινόμενων μεθόδων αντιστοίχισης έγιναν σε κοινό υπολογιστικό σύστημα αναφοράς (Επεξεργαστής Mobile Sempron με συχνότητα λειτουργίας 1.6GHz, 2GB κεντρικής μνήμης και λειτουργικό σύστημα Microsoft Windows XP).

Σύμφωνα με την περιγραφή της υλοποίησης της προτεινόμενης μεθόδου (βλ. ενότητα 4.2.4), χρησιμοποιήθηκε προβολικός γεωμετρικός μετασχηματισμός για την ευθυγράμμιση των ραδιογραφήματων του κάθε ζεύγους. Οι ανεξάρτητες παράμετροι του μετασχηματισμού υπολογίστηκαν από τις αντιστοιχίες σημείων που προέκυψαν από την εφαρμογή της τεχνικής EHCBS. Ο λόγος που προτιμήθηκε ο προβολικός μετασχηματισμός έναντι ενός απλούστερου μοντέλου (π.χ. αφινικού), αφορά τις γεωμετρικές ιδιότητες των ενδοστοματικών ραδιογραφιών, όπου γενικά δεν διατηρείται η παραλληλότητα των προβαλλομένων αντικειμένων. Λόγω του γεγονότος ότι στα ψηφιακά ραδιογραφήματα ο προβολικός μετασχηματισμός υποθέτει την ύπαρξη απείρως μικρού εστιακού σημείου [2], το οποίο αντιστοιχεί σε ιδανική σημειακή πηγή ακτινογράφησης, έχει προταθεί από πλήθος ερευνητών η χρήση δισδιάστατης προβολικής γεωμετρίας για την ευθυγράμμιση οδοντιατρικών ραδιογραφήματων [1], [4], [25]. Εκτός του προβολικού μετασχηματισμού, ο οποίος τελικά υιοθετήθηκε, δοκιμάστηκε και ο αφινικός μετασχηματισμός, ο οποίος, όπως αναμενόταν, παρήγαγε ευθυγραμμισμένες εικόνες μικρότερης ακρίβειας.

Όπως προαναφέρθηκε, η προτεινόμενη τεχνική αντιστοίχισης EHCBS απαιτεί την προεπεξεργασία των δεδομένων πριν από την εφαρμογή της, για τον υπολογισμό μιας αρχικής, ταχείας, περιορισμένης ακρίβειας εκτίμησης της ευθυγράμμισης. Η διαδικασία αυτή δεν απαιτείται σε περίπτωση που τα ραδιογραφήματα του ζεύγους παρουσιάζουν μικρές διαφορές στη γεωμετρική διάταξη των εικονιζόμενων αντικειμένων (για παράδειγμα για μετατοπίσεις μικρότερες από 5 εικονοστοιχεία). Οι μέθοδοι Self Organizing Maps και Automatic Extraction of Corresponding Points, δεν απαιτούν την προ-επεξεργασία των εικόνων, σε αντίθεση με τις τεχνικές EHCBS και TrICP. Επιπλέον, παρά το γεγονός ότι η προεπεξεργασία των δεδομένων γενικά βελτιώνει την τελική ποιότητα ευθυγράμμισης, η αποτυχία της διαδικασίας, λόγω για παράδειγμα επιλογής ακατάλληλων παραμέτρων, επηρεάζει αρνητικά τις τελικές ευθυγραμμισμένες εικόνες. Η διεξαγωγή, ωστόσο, της διαδικασίας προ-επεξεργασίας των δεδομένων δεν μπορεί να θεωρηθεί ως μειονέκτημα

της προτεινόμενης μεθοδολογίας ευθυγράμμισης, καθώς χρησιμοποιείται εκτενώς για την ευθυγράμμιση ιατρικών δεδομένων, στις περισσότερες περιπτώσεις χωρίς να απαιτείται η παρέμβαση του ανθρώπινου παράγοντα [26]-[27].

Κοινός περιορισμός όλων των μεθόδων γεωμετρικής ευθυγράμμισης ψηφιακών εικόνων, συμπεριλαμβανομένης και της προτεινόμενης μεθοδολογίας, αποτελεί ο μεγάλος βαθμός εξάρτησης της ακρίβειας των μεθόδων από πιθανά προβολικά σφάλματα που προκύπτουν κατά τη διαδικασία λήψης των εικόνων. Αυτό ισχύει κυρίως για δεδομένα κλινικών μελετών (in vitro), για τα οποία συνήθως δεν τηρείται αυστηρά καθορισμένο πρωτόκολλο λήψης. Στην παρούσα μελέτη, η υλοποίηση της τεχνικής EHCBS για την εύρεση αντίστοιχων σημείων, σε συνδυασμό με τη χρήση του προβολικού μετασχηματισμού για την τελική ευθυγράμμιση των ραδιογραφήματων, συμβάλλουν στον περιορισμό τις επιρροής των προβολικών σφαλμάτων, καθώς ενδείκνυται η χρήση του συγκεκριμένου μετασχηματισμού σε τέτοιες περιπτώσεις [1], [25], [28]. Αντίθετα, οι συνέπειες των προβολικών σφαλμάτων δεν αφορούν δεδομένα που προέρχονται από εργαστηριακές μελέτες (in vivo) με αυστηρά καθορισμένες διαδικασίες λήψης των δεδομένων, καθώς σε τέτοιες περιπτώσεις τυχόν μετατοπίσεις ή περιστροφές της πηγής ακτινοβολίας του αντικειμένου ή του υλικού αποτύπωσης (φίλμ) ελέγχονται αυστηρά ως προς την προβολική τους γεωμετρία μέσω της τυποποίησης της διαδικασίας [1], [29].

4.5 Συμπεράσματα

Στο παρόν κεφάλαιο παρουσιάστηκε μια βελτιστοποιημένη εκδοχή της μεθόδου Center-based Inner Search (CBIS), για την εύρεση αντίστοιχων σημείων σε ψηφιοποιημένα οδοντιατρικά ραδιογραφήματα. Η προτεινόμενη τεχνική Enhanced Hexagonal Center-based Inner Search (EHCBS) ενσωματώθηκε σε μια πλήρη μεθοδολογία σημειακής ευθυγράμμισης οδοντιατρικών ραδιογραφήματων. Η απόδοση της προτεινόμενης τεχνικής αποτιμήθηκε συγκριτικά με τις ευρέως διαδεδομένες μεθόδους αντιστοίχισης Self Organizing Maps, Automatic Extraction of Corresponding Points και Trimmed Iterative Closest Point, με βάση την ακρίβεια των παραχθέντων ευθυγραμμισμένων ραδιογραφήματων. Βάσει του κριτηρίου RMSD, το οποίο ποσοτικοποιεί τη διαφορά ανάμεσα στην εικόνα αναφοράς και την ευθυγραμμισμένη εικόνα, η προτεινόμενη τεχνική EHCBS υπερέιχε κατά μέσο όρο έναντι των υπολοίπων συγκρινόμενων μεθόδων αντιστοίχισης. Η τεχνική EHCBS απέδωσε καλύτερα κατά μέσο όρο, τόσο στα 96 ζεύγη ραδιογραφήματων που προήλθαν από την εργαστηριακή μελέτη (in vitro), όσο και στα 27 επιπλέον ζεύγη τα οποία προήλθαν από κλινική μελέτη (in vivo). Παράλληλα, η τεχνική αποδείχθηκε αρκετά ανεκτική στην παρουσία διαφόρων ειδών θορύβου στα υπό ευθυγράμμιση ραδιογραφήματα. Επιπλέον η προτεινόμενη τεχνική παρουσίασε αυξημένη σταθερότητα στην απόδοσή της ακόμα και για σημαντικές τροποποιήσεις των παραμέτρων ελέγχου της. Τέλος αποδείχθηκε ότι η τεχνική EHCBS απαιτεί αμελητέα ποσότητα της συνολικής πληροφορίας των ραδιογραφήματων για τον υπολογισμό κατάλληλων αντιστοιχιών, οι οποίες οδηγούν σε επιτυχή ευθυγράμμιση των δεδομένων.

4.6 Αναφορές

- [1] Mol A, Dunn SM. The performance of projective standardization for digital subtraction radiography. *Oral. Surg. Oral. Med. Oral. Pathol. Oral. Radiol. Endod.* 2003; 96: 373-382.
- [2] Lehmann TM, Gröndahl H-G, Benn DK. Computer-based registration for digital subtraction in dental radiology. *Dentomaxillofac. Rad.* 2000; 29: 323-346.
- [3] Yoon DC. A new method for the automated alignment of dental radiographs for digital subtraction radiography. *Dentomaxillofac. Rad.* 2000; 29: 11-19.
- [4] Zacharaki EI, Matsopoulos GK, Asvestas PA, Gröndahl K, Gröndahl H-G. A digital subtraction radiography scheme based on automatic multiresolution registration. *Dentomaxillofac. Rad.* 2004; 33: 1-14.
- [5] Maintz JBA, Viergever MA. A survey of medical image registration. *Med. Im. Anal.* 1998; 2: 1-36.
- [6] Hajnal JV, Hill DLG, Hawkes DJ, Eds. Medical image registration. CRC Press, 2001.
- [7] Zitova B, Flusser J. Image registration methods: a survey. *Im. Vis. Comp.* 2003; 21: 977-1000.
- [8] Pluim JPW, Maintz JB, Viergever MA. Mutual information based registration of medical images: a survey. *IEEE Trans. Med. Imag.* 2003; 22: 986-1004.
- [9] Johnson H, Christensen G. Consistent landmark and intensity-based image registration. *IEEE Trans. Med. Imag.* 2002; 21: 450-461.
- [10] Pizer S, Fritsch D, Yushkevich P, Johnson V, Chaney E. Segmentation, registration, and measurement of shape variation via image object shape. *IEEE Trans. Med. Imag.* 1996; 18: 851-865.
- [11] Bookstein F. Shape and the information in medical images: A decade of the morphometric synthesis. *Comp. Vis. Im. Under.* 1997; 66: 97-118.
- [12] Pitiot A, Thompson P, Toga A. Adaptive elastic segmentation of brain MRI via shape model guided evolutionary programming. *IEEE Trans. Med. Imag.* 2002; 21: 910-923.
- [13] Cao Z, Pan A, Li R, Balachandran R, Fitzpatrick MJ, Chapman WC, Dawant BM. Registration of medical images using an interpolated closest point transform: Method and validation. *Med. Image Analysis* 2004; 8(4): 421-427.
- [14] Chetverikov D, Svirko D, Stepanov D. The Trimmed Iterative Closest Point Algorithm. *Int. Conf. Patt. Recog.* 2002; 3: 545-548.
- [15] Besl PJ, McKay ND. A method of registration of 3-D shapes. *IEEE Trans. Patt. Anal. Mach. Intell.* 1992; 14(2): 239-256.
- [16] Bedekar AS, Haralick RM. A Bayesian method for triangulation and its application to finding corresponding points. *Int Conf. Im. Proc.* 1995; 2: 2362.
- [17] Likar B, Pernus F. Automatic extraction of corresponding points for the registration of medical images. *Med. Phys.* 1999; 26: 1678-1686.
- [18] Matsopoulos GK, Asvestas PA, Mouravliansky NA, Delibasis KK. Multimodal registration of retinal images using self organizing maps. *IEEE Trans. Med. Imag.* 2004; 23(12): 1557-1563.
- [19] Press WH, Teukolsky SA, Vetterling WT, Flannery BP. Numerical recipes in C: The art of scientific computing. 1988-1992.
- [20] Zhu C, Lin X, Chau L-P, Po L-M. Enhanced hexagonal search for fast block motion estimation. *IEEE Trans. Circ. Sys. Video Tech.* 2004; 14: 1210-1214.
- [21] Kohonen T. Self organizing maps. Berlin, Germany: Springer-Verlag, 2000.

- [22]Borg E, Gröndahl K, Persson LG, Gröndahl H-G. Marginal bone level around implants assessed in digital and film radiographs: in vivo study in the dog. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* 2000; 2(1): 10-17.
- [23]Gonzalez R, Woods R. *Digital Image Processing*, Addison Wesley 1992; 414 – 428.
- [24]Matsopoulos GK, Mouravliansky NA, Asvestas PA, Delibasis KK, Kouloulas V. Thoracic non-rigid registration combining self organizing maps and radial basis functions. *Med. Im. Anal.* 2005; 9: 237-254.
- [25]Ostuni J, Fisher E, Van der Stelt PF, Dunn SM. Registration of dental radiographs using projective geometry. *Dentomaxillofac. Radiol.* 1993; 22: 199-203.
- [26]Stammberger T, Hohe J, Englmeier KH, Reiser M, Eckstein F. Elastic registration of 3D cartilage surfaces from MR image data for detecting local changes in cartilage thickness. *Magn. Reson. Med.* 2000; 44(4): 592-601.
- [27]Scheuring M, Rezk-Salama C, Barfufl H, Schneider A, Greiner G. Augmented reality based on fast deformable 2D-3D registration for image-guided surgery. *Med. Im. Proc. SPIE* 2002; 4681: 436-445.
- [28]Lehmann TM, Gröndahl K, Gröndahl H-G, Schmitt W, Spitzer K. Observer-independent registration of perspective projection prior to subtraction of in vivo radiographs. *Dentomaxillofac. Radiology* 1998; 27: 140-150.
- [29]Gröndahl K, Gröndahl H-G, Webber RL. Influence of variations in projection geometry on the detectability of periodontal bone lesions. *J. Clin. Periodontol.* 1984; 11: 411-420.

Κεφάλαιο 5. Ευθυγράμμιση και Ογκομέτρηση Τρισδιάστατων Οδοντιατρικών Δεδομένων

5.1 Εισαγωγή

Σε πολλούς τομείς της ιατρικής (θωρακική ογκολογία, στοματική και γναθοπροσωπική χειρουργική, περιοδοντολογία, κλπ.) απαιτείται η εκτίμηση των ογκομετρικών διαφορών μεταξύ δύο ή περισσότερων δομών που απεικονίζουν ανατομικές πληροφορίες (CT, MRI) και οι οποίες ελήφθησαν από τον ίδιο ασθενή σε διαφορετικές χρονικές στιγμές [1]. Η ποσοτική εκτίμηση των διαφορών αυτών επιτρέπει την αναγνώριση των ογκομετρικών αλλαγών σε διακριτά χαρακτηριστικά του απεικονιζόμενου αντικειμένου, τα οποία σχετίζονται αποκλειστικά με την εξέλιξη συγκεκριμένων ασθενειών, παθολογικών ή μορφολογικών νοσημάτων, συμβάλλοντας έτσι στην αποτίμηση της αποδοτικότητας εφαρμοζόμενων θεραπειών ή χειρουργικών διαδικασιών [2]-[3].

Ειδικά όσον αφορά οδοντιατρικά δεδομένα, ο απλούστερος και συνάμα αποδοτικότερος τρόπος για την εκτίμηση των διαφορών μεταξύ δεδομένων που ελήφθησαν σε διαφορετικές χρονικές στιγμές, είναι η εφαρμογή τεχνικών ψηφιακής αφαιρετικής ακτινογραφίας [1]-[4]. Μελέτες έχουν αποδείξει ότι η επιτυχία των τεχνικών αφαιρετικής ακτινογραφίας εξαρτάται κυρίως από το βαθμό προτυποποίησης της προβολικής γεωμετρίας των απεικονιζόμενων αντικειμένων [5]. Ωστόσο, η προτυποποίηση της προβολικής γεωμετρίας κατά τη διάρκεια λήψης των δεδομένων δεν αρκεί από μόνη της για την επίτευξη βέλτιστων αποτελεσμάτων από την εφαρμογή των τεχνικών αφαιρετικής ακτινογραφίας. Κατά τη λήψη ραδιογραφημάτων του ίδιου αντικειμένου σε διαφορετικές χρονικές στιγμές, η ακριβής αναπαραγωγή της απεικονιστικής γεωμετρίας των εικόνων δεν είναι απολύτως εγγυημένη. Κατά συνέπεια, απαιτείται η γεωμετρική ευθυγράμμιση των δεδομένων πριν από την εφαρμογή των τεχνικών αφαιρετικής ακτινογραφίας [6]-[7]. Στη βιβλιογραφία έχουν προταθεί πλήθος μεθόδων για την ευθυγράμμιση δισδιάστατων ιατρικών εικόνων διαφόρων τύπων [8]-[9]. Παρά το γεγονός ότι οι αλγόριθμοι αυτοί είναι γενικά ακριβείς και αποδοτικοί όταν εφαρμόζονται σε δισδιάστατες ιατρικές εικόνες, η προβολική γεωμετρία που εμπλέκεται στα τρισδιάστατα δεδομένα απαιτεί διαφορετική προσέγγιση. Για παράδειγμα, πλήθος κρίσιμων χαρακτηριστικών που απεικονίζονται στις τρεις διαστάσεις, όπως η τοποθεσία του γναθιαίου πόρου, τα ιγμόρεια, η ρινική κοιλότητα ή η κλίση της φατνιακής ακρολοφίας, δεν είναι δυνατό να περιγραφούν πλήρως στις δύο διαστάσεις και επομένως αποτελούν μη εκμεταλλεύσιμη πληροφορία για τη διαδικασία της ευθυγράμμισης [10]. Επιπλέον, η δυνατότητα εκτίμησης τρισδιάστατων ογκομετρικών διαφορών έχει εξέχουσα σημασία για τους ειδικούς ιατρούς, καθώς βοηθά στην ποσοτική αποτίμηση των αποτελεσμάτων της εφαρμογής χειρουργικών διαδικασιών αποκατάστασης (για παράδειγμα την ενσωμάτωση αναγεννημένου ή προστιθέμενου ιστού), καθώς επίσης και στην παρατήρηση της μακροχρόνιας σταθερότητας και συμπεριφοράς χειρουργικά αποκατεστημένων οστικών ιστών [11]-[12].

Για το λόγο αυτό, έχουν προταθεί πλήθος μεθοδολογιών για την ευθυγράμμιση ψηφιακών τρισδιάστατων δεδομένων [13]. Γενικά, οι περισσότερες τεχνικές ευθυγράμμισης τρισδιάστατων δεδομένων στηρίζονται στις βασικές αρχές των κλασικών μεθόδων ευθυγράμμισης δύο διαστάσεων, με τη διαφορά ότι εφαρμόζονται σε ανακατασκευασμένα τρισδιάστατα μοντέλα, τα οποία προκύπτουν από συστοιχίες δισδιάστατων μη ευθυγραμμισμένων εικόνων [14]-[15]. Η ευθυγράμμιση των δεδομένων, σε σχέση με τα δεδομένα αναφοράς, πραγματοποιείται με τον ορισμό ενός μοντέλου μετασχηματισμού μέσω της ελαχιστοποίησης της τιμής μιας πολυπαραγοντικής συνάρτησης, η οποία ποσοτικοποιεί το βαθμό ομοιότητας μεταξύ των ευθυγραμμισμένων δεδομένων και των δεδομένων αναφοράς [1]. Κατ' αντιστοιχία με τις τεχνικές ευθυγράμμισης δισδιάστατων δεδομένων, οι τεχνικές ευθυγράμμισης τρισδιάστατων δεδομένων ταξινομούνται σε δύο ευρείες κατηγορίες: (α) τεχνικές που βασίζονται στα χαρακτηριστικά των απεικονιζόμενων αντικειμένων και (β) τεχνικές που βασίζονται στο επίπεδο φωτεινότητας των εικονοστοιχείων των εικονιζόμενων αντικειμένων. Οι τεχνικές που εμπίπτουν στην πρώτη κατηγορία στηρίζονται στον εντοπισμό και την αντιστοίχιση διακριτών χαρακτηριστικών των υπό ευθυγράμμιση δεδομένων, όπως διακριτά σημεία, ακμών ή επιφανειών [16]-[18]. Τα διακριτά αυτά χαρακτηριστικά μπορούν να οριστούν είτε χειροκίνητα, οπότε και απαιτείται η παρέμβαση του ανθρώπινου παράγοντα, είτε μέσω κάποιου εξειδικευμένου αυτόματου αλγορίθμου ανίχνευσης. Το σύνολο των τεχνικών ευθυγράμμισης που βασίζονται στην αντιστοίχιση ακμών ή σημείων εμπίπτουν στη συγκεκριμένη κατηγορία. Οι τεχνικές αυτές συνήθως έχουν σημαντικό πλεονέκτημα στο χρόνο επεξεργασίας σε σχέση με τις τεχνικές που λειτουργούν με βάση τη φωτεινότητα των υπό ευθυγράμμιση δεδομένων, αλλά η αποδοτικότητά τους εξαρτάται άμεσα από την ακρίβεια του υποκείμενου αλγορίθμου εντοπισμού διακριτών χαρακτηριστικών (σημείων ή ακμών). Αυτό πρακτικά σημαίνει ότι ο εντοπισμός λανθασμένων ή ανακριβών σημείων ή ακμών, ενδέχεται να επηρεάσει αρνητικά τη διαδικασία ευθυγράμμισης. Αντίθετα, οι τεχνικές ευθυγράμμισης που βασίζονται στη φωτεινότητα των υπό ευθυγράμμιση δεδομένων, λειτουργούν χρησιμοποιώντας το σύνολο των εικονοστοιχείων των τρισδιάστατων δεδομένων [19]-[20]. Οι συγκεκριμένες τεχνικές απαιτούν συνήθως αυξημένο χρόνο επεξεργασίας, αλλά παράγουν κατά κανόνα υψηλής ακρίβειας ευθυγραμμισμένα δεδομένα, καθώς η εξάρτησή τους από εξωγενείς παράγοντες είναι περιορισμένη.

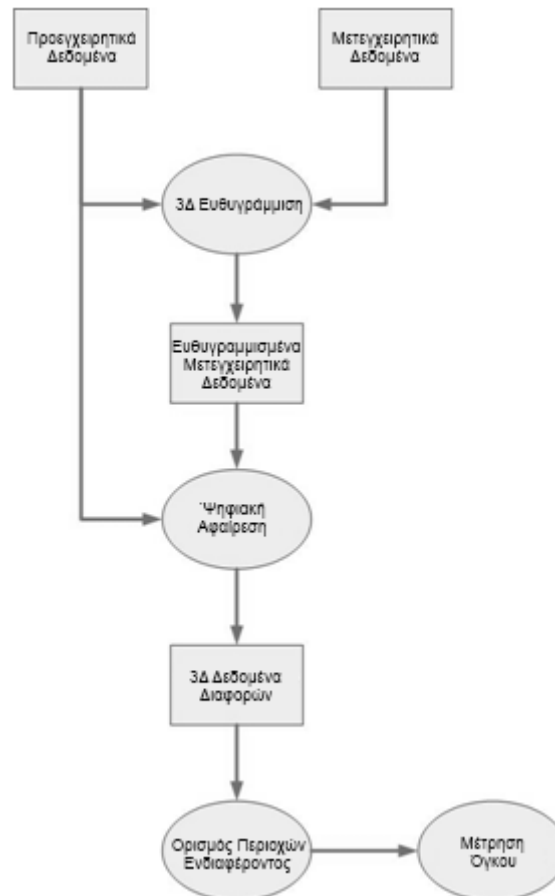
Μετά από την επιτυχή ευθυγράμμιση των τρισδιάστατων δεδομένων, είναι εφικτή η εκτίμηση των διαφορών τους, εφαρμόζοντας τυπικές τεχνικές ψηφιακής αφαιρετικής ακτινογραφίας [1]-[4]. Πρακτικά, για τον υπολογισμό των διαφορών αυτών με συμβατικές μεθόδους, εξειδικευμένο ιατρικό προσωπικό εκτελεί γραμμικές μετρήσεις σε μεμονωμένες τομές των τρισδιάστατων δεδομένων (αναφοράς και υπό ευθυγράμμιση), χρησιμοποιώντας ειδικές εφαρμογές λογισμικού (για παράδειγμα το πακέτο λογισμικού i-CAT Vision [21]). Παρόλα αυτά, δεν είναι πάντοτε εφικτός ο χειροκίνητος υπολογισμός των ογκομετρικών διαφορών ανάμεσα σε δύο ή περισσότερες δομές τρισδιάστατων δεδομένων, κυρίως λόγω του γεωμετρικού σχήματος και της τοποθεσίας των εικονιζόμενων αντικειμένων. Επιπλέον, οι γραμμικές μετρήσεις μπορούν να παρέχουν μόνο περιορισμένης ακρίβειας εκτίμηση των διαφορών ανάμεσα στα ευθυγραμμισμένα δεδομένα στην περιοχή ενδιαφέροντος. Σε πολλές περιπτώσεις αυτό αρκεί για την αποτίμηση των αποτελεσμάτων συγκεκριμένων

θεραπευτικών σχημάτων ή χειρουργικών διαδικασιών. Υπάρχει όμως πλήθος περιπτώσεων όπου είτε απαιτείται αυξημένη ακρίβεια, είτε οι εικονιζόμενες διαφορές δεν είναι εύκολα αντιληπτές από τον παρατηρητή. Σε τέτοιες περιπτώσεις κρίνεται αναγκαία η χρήση λογισμικού που υλοποιεί εξειδικευμένους αλγορίθμους ευθυγράμμισης και ογκομέτρησης για την υποβοήθηση της ογκομετρικής αποτίμησης των διαφορών [22]-[23].

Το παρόν κεφάλαιο παρουσιάζει μια πλήρη μεθοδολογία για την ευθυγράμμιση τρισδιάστατων προεγχειρητικών και μετεγχειρητικών δεδομένων υπολογιστικής τομογραφίας (CT), με απώτερο σκοπό την αποτίμηση των ογκομετρικών διαφορών τους οι οποίες, για τα συγκεκριμένα δεδομένα, αντιστοιχούν σε αναγεννημένο οστό στη φατνιακή περιοχή. Κατά συνέπεια, ο διττός σκοπός της παρούσας μελέτης είναι, αφενός ο καθορισμός και η περιγραφή των τεχνικών που χρησιμοποιήθηκαν για την αυτόματη ευθυγράμμιση των τρισδιάστατων οδοντιατρικών δεδομένων και αφετέρου ο ορισμός κατάλληλης μεθόδου αποτίμησης των ογκομετρικών διαφορών ανάμεσα στα προεγχειρητικά δεδομένα αναφοράς και τα μετεγχειρητικά ευθυγραμμισμένα δεδομένα. Συνολικά είκοσι (20) περιπτώσεις ασθενών εξετάστηκαν στην παρούσα μελέτη. Η κάθε περίπτωση περιλαμβάνει μια τρισδιάστατη απεικόνιση CT του ασθενούς πριν από την εφαρμογή της κλινικής μεθόδου αποκατάστασης (προεγχειρητικά δεδομένα) και μια αντίστοιχη τρισδιάστατη απεικόνιση μετά από την πραγματοποίηση της εγχειρητικής διαδικασίας (μετεγχειρητικά δεδομένα). Σε κάθε περίπτωση, τα μετεγχειρητικά δεδομένα ευθυγραμμίστηκαν σε σχέση με τα προεγχειρητικά δεδομένα (δεδομένα αναφοράς), χρησιμοποιώντας μια τεχνική τρισδιάστατης ευθυγράμμισης. Κατόπιν, τα ευθυγραμμισμένα μετεγχειρητικά δεδομένα συγκρίθηκαν με τα προεγχειρητικά δεδομένα εφαρμόζοντας τεχνικές ψηφιακής αφαιρετικής ακτινογραφίας, για την απεικόνιση των διαφορών τους. Τέλος υπολογίστηκε ο όγκος των διαφορών σε συγκεκριμένες περιοχές ενδιαφέροντος. Στη συντριπτική πλειοψηφία των περιπτώσεων που εξετάστηκαν, η προτεινόμενη τεχνική πέτυχε υψηλής ακρίβειας ευθυγράμμιση των δεδομένων, συμβάλλοντας έτσι στη βελτίωση των ογκομετρικών αποτελεσμάτων.

5.2 Μεθοδολογία

Η προτεινόμενη μεθοδολογία για τον υπολογισμό του όγκου των διαφορών ανάμεσα σε δύο δομές τρισδιάστατων δεδομένων, αποτελείται από δύο διακριτές διεργασίες: (α) την ευθυγράμμιση των δεδομένων και (β) την ογκομετρική εκτίμηση των διαφορών τους σε προκαθορισμένη περιοχή ενδιαφέροντος. Η πλήρης μεθοδολογία παρουσιάζεται σχηματικά στην Εικόνα 5.1. Στην παρούσα ενότητα περιγράφονται αναλυτικά οι τεχνικές που χρησιμοποιήθηκαν για την ευθυγράμμιση των προεγχειρητικών και των μετεγχειρητικών δεδομένων, καθώς επίσης και οι μέθοδοι που εφαρμόστηκαν για τον υπολογισμό του όγκου των διαφορών ανάμεσα στα ευθυγραμμισμένα δεδομένα.



Εικόνα 5.1. Σχηματικό διάγραμμα της προτεινόμενης μεθοδολογίας ευθυγράμμισης τρισδιάστατων οδοντιατρικών δεδομένων και ογκομετρικής εκτίμησης των διαφορών τους σε καθορισμένες περιοχές ενδιαφέροντος.

5.2.1 Λήψη δεδομένων

Για την εκτίμηση των αποτελεσμάτων της προτεινόμενης μεθοδολογίας χρησιμοποιήθηκαν δεδομένα τα οποία συλλέχθηκαν στα πλαίσια κλινικής μελέτης που διεξήχθη με σκοπό την αποτίμηση ενός καινοτόμου χειρουργικού θεραπευτικού σχήματος. Συγκεκριμένα, είκοσι ασθενείς οι οποίοι έχριζαν θεραπείας, λόγω αλλοιώσεων του φατνιακού οστού, υποβλήθηκαν σε χειρουργική επέμβαση δύο σταδίων. Το πρώτο στάδιο αφορά τη διεργασία προσθετικής οστού, χρησιμοποιώντας ένα νέο εμφύτευμα σχήματος πτερυγίου μερικού πάχους. Εάν υπήρχε η δυνατότητα, ανάλογα με την περίπτωση, τοποθετήθηκαν επιπρόσθετα υποστηρικτικά εμφυτεύματα (τύπου Branemark/Replace της εταιρίας Nobel Biocare, Göteborg, Σουηδία). Μη αναρροφούμενα ορυκτά βοοειδών (Bio-Oss, της εταιρίας Geistlich, Wolhusen, Ελβετία), αλλά και τοπικά ληφθέντα αυτογενή τμήματα οστού, προστέθηκαν στη νωδό ακρολοφία, σε οριζόντια και κατακόρυφη διάταξη. Μετά από την τοποθέτηση των μοσχευμάτων, μια μη αναρροφούμενη μεμβράνη τιτανίου (FRIOS® Bone Shield, της εταιρίας Dentsply Friadent, Mannheim, Γερμανία) ή μια αναρροφούμενη μεμβράνη (Resolut Adapt LT, της εταιρίας Gore, Flagstaff, ΗΠΑ), προσαρμόστηκαν κατάλληλα και τοποθετήθηκαν πάνω από τα μοσχεύματα. Σε κάθε περίπτωση οι μεμβράνες συγκρατήθηκαν χρησιμοποιώντας καρφίδες τιτανίου (FRIOS® Membrane Tacks, της εταιρίας Dentsply Friadent, Mannheim, Γερμανία). Εννέα με δώδεκα

μήνες μετά από την αρχική επέμβαση, πραγματοποιήθηκε το δεύτερο στάδιο της διαδικασίας. Κατά τη διάρκεια του δευτέρου σταδίου της εγχειρητικής διαδικασίας παρατηρήθηκε ότι, από κλινικής άποψης, η οριζόντια και κατακόρυφα ενισχυμένη φατνιακή ακρολοφία των ασθενών παρουσίαζε παρόμοια κλινική εικόνα με τα γειτονικά οστά. Σε αυτή τη φάση, οι εκτεθειμένες επιφάνειες των εμφυτευμάτων είχαν ήδη καλυφθεί από νέο αναγεννημένο οστικό ιστό. Κατά τη διάρκεια της δεύτερης επέμβασης αφαιρέθηκαν οι κοχλίες στερεώσεως και καλύψεως έτσι ώστε να διευκολυνθεί η πρόσβαση για την τοποθέτηση συνδετικών στηριγμάτων. Τέλος, τοποθετήθηκαν κολοβώματα επούλωσης στις περιοχές των εμφυτευμάτων. Για κάθε έναν από τους είκοσι ασθενείς που συμμετείχαν στη μελέτη, ελήφθη ζεύγος τρισδιάστατων δεδομένων CT, τα οποία απεικονίζουν την κλινική εικόνα της στοματικής κοιλότητας του ασθενούς πριν από την εφαρμογή του παραπάνω κλινικού πρωτοκόλλου (προεγχειρητικά δεδομένα) και 9-12 μήνες μετά τη διεξαγωγή της πρώτης φάσης της όλης θεραπευτικής διαδικασίας (μετεγχειρητικά δεδομένα). Κατά συνέπεια παρήχθησαν συνολικά είκοσι ζεύγη τρισδιάστατων δεδομένων, δηλαδή ένα ζεύγος για κάθε εξεταζόμενο ασθενή. Τόσο η εγχειρητική διαδικασία, όσο και η παραγωγή των δεδομένων που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα μελέτη, πραγματοποιήθηκαν στο Τμήμα Περιοδοντολογίας του Πανεπιστημίου Semmelweis της Βουδαπέστης, υπό την επίβλεψη του καθηγητή Peter Windisch.

Το σύνολο των δεδομένων που περιλαμβάνονται στην παρούσα μελέτη δημοσιοποιήθηκαν με την έγκριση της Θεσμικής Επιτροπής Επιστήμης και Ερευνητικής Δεοντολογίας του Πανεπιστημίου Semmelweis της Βουδαπέστης (αριθμός πρωτοκόλλου: 77/2011). Όπως προαναφέρθηκε, το κάθε ζεύγος δεδομένων απαρτίζεται από δύο συστοιχίες εικόνων υπολογιστικής τομογραφίας κωνικής δέσμης (cone beam CT), για την απεικόνιση της προεγχειρητικής και της μετεγχειρητικής κατάστασης του κάθε ασθενούς. Ο συνδυασμός της κάθε συστοιχίας των εικονιζόμενων τομών του ασθενούς συνθέτει μια πλήρη απεικόνιση του κρανίου και των περιοχών όπου αναμένονται διαφοροποιήσεις στο φατνιακό οστό, στις τρεις διαστάσεις, πριν και 9-12 μήνες μετά την εισαγωγή των οδοντιατρικών εμφυτευμάτων. Το σύνολο των εικόνων CT κωνικής δέσμης ελήφθησαν από μια κλασική διάταξη ακτινοβολίας i-CAT (Imaging Sciences International, 1910 North Penn Road Hatfield, PA 19440, ΗΠΑ). Όπως προαναφέρθηκε τα δεδομένα ελήφθησαν κατά τη διάρκεια πολύπλοκων διαδικασιών οδοντιατρικής προσθετικής θεραπείας. Η διάταξη i-CAT προτιμήθηκε έναντι αντίστοιχων λύσεων CT κωνικής δέσμης με μικρότερο εύρος απεικόνισης, καθώς, για όλους τους ασθενείς που συμμετείχαν στη μελέτη, εκτός από τη διαδικασία προσθετικής, πραγματοποιήθηκαν και άλλες επεμβάσεις και θεραπείες και επομένως απαιτήθηκε η απεικόνιση ολόκληρης της στοματικής κοιλότητας.

Όλες οι εικόνες τομών που συνθέτουν τα δεδομένα τα οποία χρησιμοποιήθηκαν για την αποτίμηση της προτεινόμενης μεθοδολογίας, ελήφθησαν χρησιμοποιώντας κοινές παραμέτρους στη διάταξη λήψης. Οι παράμετροι αυτοί ήταν: υψηλή συχνότητα, σταθερό δυναμικό, σταθερή τάση ακτινοβολίας στα 120kVp και ένταση ρεύματος 3-8mA. Ο ανιχνευτής εικόνας αποτελούνταν από επίπεδο πίνακα άμορφης σιλικόνης, μεγέθους 20cm x 25cm. Η λήψη των εικόνων πραγματοποιήθηκε μετά από μοναδική περιστροφική σάρωση 360 μοιρών με το χρόνο σάρωσης στα 40 δευτερόλεπτα.

Το σύνολο των παραχθέντων δεδομένων ψηφιοποιήθηκε, χρησιμοποιώντας το πρότυπο DICOM, ως συστοιχίες εικόνων αποχρώσεων του γκρι, οι οποίες αντιστοιχούν στις τομές των δεδομένων CT. Βάσει του επιλεγθέντος προτύπου, χρησιμοποιήθηκαν 16 ψηφία (16-bit) για τον ορισμό του κάθε εικονοστοιχείου των εικόνων. Το μέγεθος της κάθε εικόνας είναι 400×400 εικονοστοιχεία, με κάθε εικονοστοιχείο να αντιστοιχεί σε τετραγωνική περιοχή μεγέθους $0,4\text{mm} \times 0,4\text{mm}$ του εικονιζόμενου αντικειμένου. Η απόσταση μεταξύ των τομών είναι σταθερή στα $0,4\text{mm}$ για όλα τα δεδομένα. Ο αριθμός των τομών (εικόνων CT) που ελήφθησαν εξαρτάται από την κάθε περίπτωση ασθενούς και κυμαίνεται από 322 ως 327 τομές. Για την απλοποίηση και επιτάχυνση της επεξεργασίας, όλα τα δεδομένα τύπου DICOM μετασχηματίστηκαν σε δομές ακατέργαστων δεδομένων (RAW) 256 αποχρώσεων του γκρι (8-bit grayscale), χρησιμοποιώντας το εργαλείο ανοιχτού κώδικα XMedCon [24].

5.2.2 Τεχνική τρισδιάστατης ευθυγράμμισης

Η προτεινόμενη μεθοδολογία ογκομετρικής αποτίμησης βασίζεται στην άμεση σύγκριση των προεγχειρητικών και των μετεγχειρητικών τρισδιάστατων δεδομένων σε επίπεδο εικονοστοιχείων. Η σύγκριση αυτή αποτελεί καταγραφή των διαφορών των δύο τρισδιάστατων δομών δεδομένων ανά τομή. Αυτή η διαδικασία, όμως, απαιτεί την απόλυτα επιτυχή ευθυγράμμιση των δύο δομών δεδομένων, καθώς ουσιαστικά υπολογίζονται οι διαφορές των αντίστοιχων εικονοστοιχείων. Λόγω της φύσης των δεδομένων που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα μελέτη (τρειςδιάστατη απεικόνιση), απαιτείται η χρήση κατάλληλης τεχνικής τρισδιάστατης ευθυγράμμισης. Στη περίπτωση αυτή τα προεγχειρητικά δεδομένα στοιχίζονται με βάση τα μετεγχειρητικά δεδομένα και επομένως τα πρώτα αποτελούν τα υπό ευθυγράμμιση δεδομένα, ενώ τα τελευταία αποτελούν τα δεδομένα αναφοράς.

Όπως προαναφέρθηκε, οι τρισδιάστατες δομές δεδομένων που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα μελέτη, πρακτικά απαρτίζονται από συστοιχίες επίπεδων εικόνων, κάθε μία εκ των οποίων αντιστοιχεί σε μια τομή των δεδομένων τομογραφίας. Όπως κάθε άλλη μέθοδος ευθυγράμμισης ψηφιακών εικόνων, η προτεινόμενη τεχνική αποτελείται από τρία βασικά συστατικά στοιχεία:

- Μια συνάρτηση γεωμετρικού μετασχηματισμού, η οποία μετασχηματίζει τις συντεταγμένες των σημείων των υπό ευθυγράμμιση δεδομένων.
- Μια συνάρτηση υπολογισμού σφάλματος, για την εκτίμηση της απόκλισης των δεδομένων αναφοράς από τα ευθυγραμμισμένα δεδομένα.
- Μια μέθοδος βελτιστοποίησης, η οποία επιχειρεί να ελαχιστοποιήσει την τιμή της παραπάνω συνάρτησης υπολογισμού σφάλματος, μέσω της παραγωγής κατάλληλων παραμέτρων μετασχηματισμού. Οι βέλτιστες παράμετροι μετασχηματισμού αντιστοιχούν στην ακριβέστερη δυνατή ευθυγράμμιση των δεδομένων.

5.2.2.1 Μοντέλο Μετασχηματισμού

Η συνάρτηση μετασχηματισμού που προτιμήθηκε για την υλοποίηση της προτεινόμενης τεχνικής τρισδιάστατης ευθυγράμμισης, είναι ένας αφινικός μετασχηματισμός ειδικά τροποποιημένος για να είναι σε θέση να μετασχηματίζει συντεταγμένες σημείων στον χώρο. Το μοντέλο τρισδιάστατου μετασχηματισμού που χρησιμοποιήθηκε στην συγκεκριμένη υλοποίηση ορίζεται από την εξίσωση πινάκων η οποία παρουσιάζεται στην Εξίσωση (5.1). Το σύστημα ορίζεται από 12 ανεξάρτητες παραμέτρους μετασχηματισμού και πιο συγκεκριμένα τις παραμέτρους (a_i, b_i, c_i) για $i = 1, 2, 3$, οι οποίες καθορίζουν τις περιστροφικές κινήσεις και την κλίμακα του μοντέλου, καθώς και τις παραμέτρους dx , dy και dz , οι οποίες καθορίζουν τη μετατόπιση στους τρεις άξονες του συστήματος συντεταγμένων.

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ b_1 & b_2 & b_3 \\ c_1 & c_2 & c_3 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} dx \\ dy \\ dz \end{pmatrix} \quad (5.1)$$

Κατά συνέπεια, όλα τα σημεία των υπό ευθυγράμμιση δεδομένων, με συντεταγμένες (x, y, z) , μετασχηματίζονται με τη μετατόπισή τους στις νέες τους συντεταγμένες (x', y', z') σύμφωνα με το σύστημα εξισώσεων που παρουσιάζεται παρακάτω:

$$\begin{aligned} x' &= a_1x + a_2y + a_3z + dx \\ y' &= b_1x + b_2y + b_3z + dy \\ z' &= c_1x + c_2y + c_3z + dz \end{aligned} \quad (5.2)$$

Εφαρμόζοντας τον μετασχηματισμό που περιγράφεται στις Εξισώσεις (5.1) και (5.2) σε κάθε σημείο των υπό ευθυγράμμιση τρισδιάστατων δεδομένων, το σύνολο των δεδομένων μπορεί να μετασχηματιστεί γεωμετρικά ανάλογα με την περιστροφή, την κλίμακα και τη μετατόπιση που ορίζονται από τις 12 παραμέτρους του μετασχηματισμού. Όλες οι παραπάνω παράμετροι ανήκουν στο σύνολο των πραγματικών αριθμών και επομένως οι μετασχηματισμένες συντεταγμένες των σημείων που υπολογίζονται από την εφαρμογή του μοντέλου είναι επίσης πραγματικοί αριθμοί. Για το λόγο αυτό, η προτεινόμενη τεχνική ευθυγράμμισης χρησιμοποιεί έναν αλγόριθμο τρίγραμμης παρεμβολής (Trilinear Interpolation), ο οποίος λαμβάνει υπ' όψιν του οκτώ γειτονικά σημεία του κάθε μετασχηματισμένου σημείου για τον υπολογισμό της φωτεινότητάς του [25].

5.2.2.2 Συνάρτηση υπολογισμού σφάλματος

Γενικά, η ευθυγράμμιση των ψηφιακών απεικονιστικών δεδομένων είναι μια επαναληπτική εμπειρική διαδικασία. Σε κάθε επανάληψη της διαδικασίας, μια νέα εκτίμηση των μετασχηματισμένων δεδομένων παρουσιάζεται και αξιολογείται σε σχέση με τα δεδομένα αναφοράς. Η αξιολόγηση αυτή πραγματοποιείται με βάση μια συνάρτηση υπολογισμού σφάλματος, η οποία ποσοτικοποιεί το βαθμό ομοιότητας των ευθυγραμμισμένων δεδομένων και των δεδομένων αναφοράς. Οι περισσότερες μέθοδοι ευθυγράμμισης χρησιμοποιούν ευρέως διαδεδομένες συναρτήσεις σφάλματος, όπως τον Συντελεστή Συσχέτισης (Correlation Coefficient), την Αμοιβαία Πληροφορία (Mutual

Information), τον Χάρτη Απόστασης (Distance Map), κλπ. [26]-[27]. Οι συναρτήσεις αυτές είναι πολύ αποδοτικές όταν χρησιμοποιούνται σε δισδιάστατες εικόνες ή σε δεδομένα περιορισμένου μεγέθους. Παρόλα αυτά, ο υπολογισμός τους απαιτεί σημαντικό βαθμό πολύπλοκων αριθμητικών πράξεων, καθιστώντας τη χρήση τους μη πρακτική για μεγάλες δομές τρισδιάστατων δεδομένων. Το μέγεθος των δεδομένων που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα μελέτη (τα οποία υπερβαίνουν τις 320 τομές CT) αποτρέπει τη χρήση πολύπλοκων συναρτήσεων σφάλματος.

Επομένως, προτιμήθηκε η χρήση μιας πιο απλής και ταχείας συνάρτησης υπολογισμού σφάλματος και πιο συγκεκριμένα η μέση τιμή της απόλυτης διαφοράς της φωτεινότητας των αντίστοιχων σημείων των δεδομένων αναφοράς και των ευθυγραμμισμένων δεδομένων. Έστω $V_R(x, y, z)$ η φωτεινότητα του σημείου με συντεταγμένες (x, y, z) στα δεδομένα αναφοράς και $V_{TR}(x', y', z')$ η φωτεινότητα του αντίστοιχού του σημείου με συντεταγμένες (x', y', z') στα ευθυγραμμισμένα δεδομένα. Τότε, για δομές δεδομένων αποτελούμενες από N τομές, ύψους H και πλάτους W , η συνάρτηση σφάλματος υπολογίζεται με βάση την Εξίσωση (5.3). Η τιμή της εν λόγω εξίσωσης είναι αντιστρόφως ανάλογη με το βαθμό ομοιότητας των συγκρινόμενων δομών δεδομένων.

$$\bar{D} = \frac{1}{N \times W \times H} \sum_{z=0}^{N-1} \sum_{y=0}^{H-1} \sum_{x=0}^{W-1} |V_{TR}(x', y', z') - V_R(x, y, z)| \quad (5.3)$$

5.2.2.3 Μέθοδος βελτιστοποίησης

Ο γεωμετρικός μετασχηματισμός, που περιγράφεται στην ενότητα 5.2.2.1 και η συνάρτηση σφάλματος που περιγράφεται στην ενότητα 5.2.2.2, πρέπει να συνδυαστούν κατάλληλα για την επιτυχή ευθυγράμμιση των υπό επεξεργασία δεδομένων. Σε κάθε επαναληπτική εκτέλεση του αλγορίθμου ευθυγράμμισης, υπολογίζονται νέες παράμετροι για τον γεωμετρικό μετασχηματισμό, οι οποίες ιδανικά θα πρέπει να ελαχιστοποιούν την τιμή της συνάρτησης σφάλματος. Κατά κανόνα, στην πλειοψηφία των μεθόδων ευθυγράμμισης ψηφιακών δεδομένων, αυτό επιτυγχάνεται από μια τεχνική βελτιστοποίησης. Κατά συνέπεια, ο βασικός σκοπός της τεχνικής βελτιστοποίησης, είναι ο υπολογισμός κατάλληλων παραμέτρων μετασχηματισμού, έτσι ώστε οι δύο υπό ευθυγράμμιση τρισδιάστατες δομές δεδομένων να συγκλίνουν προοδευτικά, ως προς τη γεωμετρία τους, μετά από κάθε επανάληψη του αλγορίθμου. Στην περίπτωση της προτεινόμενης μεθοδολογίας, αυτό επιτυγχάνεται ελαχιστοποιώντας τη μέση απόλυτη διαφορά της φωτεινότητας μεταξύ των δύο υπό ευθυγράμμιση δομών τρισδιάστατων δεδομένων, σύμφωνα με την Εξίσωση (5.3).

Η προτεινόμενη μεθοδολογία τρισδιάστατης ευθυγράμμισης χρησιμοποιεί τη μέθοδο Downhill Simplex για τη βελτιστοποίηση των παραμέτρων μετασχηματισμού [28]. Η συγκεκριμένη μέθοδος καθορίζεται από μια επαναληπτική διαδικασία, η οποία παράγει αυτομάτως την καλύτερη δυνατή λύση, μέσω μιας τοπογραφίας M διαστάσεων. Η διαδικασία αυτή προκαλεί την κλιμακωτή μείωση της τιμής της συνάρτησης σφάλματος και τερματίζεται με τον εντοπισμό τοπικού ελαχίστου (ή μεγίστου). Η μέθοδος Downhill Simplex

αρχικοποιείται χρησιμοποιώντας $M + 1$ βρόγχους, οι οποίοι καθορίζουν την αρχική διάταξη. Αν ένας εκ των βρόγχων αυτών θεωρηθεί ως το σημείο έναρξης P_0 , τότε οι υπόλοιποι M βρόγχοι μπορούν να περιγραφούν από τη διανυσματική εξίσωση $P_i = P_0 + e_i$ όπου e_i είναι διανύσματα διαστάσεων M . Ο αλγόριθμος τότε εκτελεί μια σειρά βημάτων, όπου οι βρόγχοι που περιέχουν παραμέτρους μετασχηματισμού οι οποίες μεγιστοποιούν την τιμή της συνάρτησης σφάλματος (χειρότερες περιπτώσεις) αντικαθίστανται από νέους βρόγχους. Οι νέοι αυτοί βρόγχοι σχηματίζονται μετά από την παρέκταση της συμπεριφοράς της συνάρτησης σφάλματος στους υπολοίπους βρόγχους της τοπολογίας. Κατά την ενσωμάτωση του αλγορίθμου Downhill Simplex στην προτεινόμενη μεθοδολογία, καθορίστηκαν δύο κριτήρια τερματισμού της επαναληπτικής διαδικασίας βελτιστοποίησης: (α) η μη αξιοσημείωτη βελτίωση στην τιμή της συνάρτησης σφάλματος ανάμεσα σε δύο διαδοχικές επαναλήψεις (βάσει προκαθορισμένου κατωφλιού) και (β) η πραγματοποίηση του ανώτερου επιτρεπτού αριθμού επαναλήψεων.

5.2.2.4 Μέθοδος αποτίμησης ευθυγράμμισης

Η ακρίβεια της ευθυγράμμισης των τρισδιάστατων δεδομένων είναι δυνατό να εκτιμηθεί ποσοτικά, υπολογίζοντας τη μέση απόσταση μεταξύ των ακμών των προεγχειρητικών δεδομένων και των ευθυγραμμισμένων μετεγχειρητικών δεδομένων. Ο αλγόριθμος που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα μελέτη απαρτίζεται από τις ακόλουθες διαδικασίες:

- Εξαγωγή των ακμών από το σύνολο των τομών των δεδομένων αναφοράς (προεγχειρητικά), χρησιμοποιώντας τον αλγόριθμο ανίχνευσης ακμών Cannoy [29].
- Εξαγωγή των ακμών από το σύνολο των τομών των ευθυγραμμισμένων δεδομένων (μετεγχειρητικά), χρησιμοποιώντας τον ίδιο αλγόριθμο.
- Υπολογισμός της μέσης απόστασης των ακμών. Το κριτήριο αυτό υπολογίζεται λαμβάνοντας υπ' όψιν τα εγγύτερα σημεία που ανήκουν στις ακμές των δεδομένων αναφοράς και των ευθυγραμμισμένων δεδομένων, ανά τομή.

Έστω E_z ο συνολικός αριθμός των σημείων που ανήκουν σε ακμές της τομής z των τρισδιάστατων ευθυγραμμισμένων δεδομένων, $(\tilde{x}_i, \tilde{y}_i)$ οι συντεταγμένες του δισδιάστατου σημείου ακμής i της τομής z των ευθυγραμμισμένων δεδομένων και τέλος DM_z ο Χάρτης Απόστασης (Distance Map) της τομής z των ευθυγραμμισμένων δεδομένων [30]. Τότε, το κριτήριο που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα μελέτη για την εκτίμηση της απόκλισης μεταξύ των δεδομένων αναφοράς V_R και των ευθυγραμμισμένων δεδομένων V_{TR} μπορεί να υπολογιστεί σύμφωνα με την Εξίσωση (5.4).

$$MED = \frac{1}{N} \sum_{z=1}^N \left(\frac{1}{E_z} \sum_{i=1}^E DM_z(\tilde{x}_i, \tilde{y}_i) \right) \quad (5.4)$$

Πρακτικά, η Εξίσωση (5.4) περιγράφει μια διεργασία δύο σταδίων: (α) τον υπολογισμό της μέσης απόστασης των ακμών για κάθε τομή, χρησιμοποιώντας τον Χάρτη Απόστασης της τομής και (β) τον υπολογισμό της μέσης τιμής των αποστάσεων που υπολογίστηκαν στο προηγούμενο στάδιο, δηλαδή, τον υπολογισμό της μέσης απόστασης για το σύνολο των τομών των τρισδιάστατων δεδομένων. Εξ' ορισμού, η μέση απόσταση των ακμών μετράται σε σημεία, ή εικονοστοιχεία για ψηφιακά δεδομένα, αλλά εφόσον οι πραγματικές διαστάσεις των σημείων είναι γνωστές, οι μετρήσεις μπορούν εύκολα να μετατραπούν σε οποιαδήποτε μετρική μονάδα (χιλιοστά, εκατοστά, και ούτω καθεξής). Επίσης, δεδομένου ότι το συγκεκριμένο κριτήριο εκτιμά την απόκλιση των ευθυγραμμισμένων δεδομένων, εξυπακούεται ότι η ακρίβεια της επιτευχθείσας ευθυγράμμισης είναι αντιστρόφως ανάλογη της μέσης τιμής της απόστασης των ακμών. Τα αποτελέσματα των μετρήσεων που ελήφθησαν μετά από την εφαρμογή της προτεινόμενης μεθοδολογίας παρουσιάζονται στις ενότητες που ακολουθούν.

5.2.3 Τεχνικές Ογκομετρικής Αποτίμησης Διαφορών

Η τεχνική ευθυγράμμισης τρισδιάστατων δεδομένων που παρουσιάστηκε στην ενότητα 5.2.2, χρησιμοποιήθηκε για την επεξεργασία των δεδομένων με απώτερο σκοπό την ογκομετρική εκτίμηση των διαφορών των δεδομένων τομογραφίας, που ελήφθησαν πριν και μετά την επέμβαση προσθετικής στο φατνιακού οστό. Κάτι τέτοιο επιτυγχάνεται μέσω της απ' ευθείας σύγκρισης των προεγχειρητικών και των ευθυγραμμισμένων μετεγχειρητικών δεδομένων, εφαρμόζοντας τεχνικές αφαιρετικής ακτινογραφίας και κατόπιν υπολογίζοντας τον όγκο των διαφορών που προκύπτουν.

Οι διαφορές ανάμεσα σε δύο ευθυγραμμισμένες δομές δεδομένων, σε συγκεκριμένες περιοχές ενδιαφέροντος, είναι δυνατό να αποκαλυφθούν υπολογίζοντας τη διαφορά των ψηφιακών τιμών της φωτεινότητας των αντίστοιχων εικονοστοιχείων, στις αντίστοιχες τομές των δύο τρισδιάστατων δομών. Βασική και απαραίτητη συνθήκη για την ακριβή απεικόνιση των διαφορών είναι η επιτυχής ευθυγράμμιση των συγκρινόμενων δεδομένων. Σε αντίθεση με τις κλασικές μεθόδους ογκομετρικής αποτίμησης μετά από οδοντιατρική επέμβαση προσθετικής οστού, η προτεινόμενη τεχνική δεν απαιτεί τη λήψη πολλαπλών μετρήσεων τόσο από τα προεγχειρητικά, όσο και από τα μετεγχειρητικά δεδομένα. Αντίθετα, η διαφορά του όγκου του φατνιακού οστού πριν και μετά από την επέμβαση, μπορεί να υπολογιστεί απλά εξετάζοντας τις ψηφιακές διαφορές των συγκρινόμενων δεδομένων. Συνοπτικά, η προτεινόμενη τεχνική ογκομετρικής αποτίμησης αποτελείται από τις ακόλουθες σειριακά εκτελούμενες διεργασίες:

- Εφαρμογή τεχνικής ψηφιακής αφαιρετικής ακτινογραφίας ανάμεσα στα προεγχειρητικά και τα ευθυγραμμισμένα μετεγχειρητικά δεδομένα, ανά τομή.
- Καθορισμός περιοχών ενδιαφέροντος σε κάθε τομή των ψηφιακών δεδομένων που προκύπτουν από την προηγούμενη αφαιρετική διεργασία (δεδομένα διαφοράς).
- Μέτρηση του όγκου των διαφορών μετά από τον συνδυασμό των καθορισμένων περιοχών ενδιαφέροντος.

5.2.3.1 Ψηφιακή Αφαιρετική Ακτινογραφία

Η εφαρμογή τεχνικών ψηφιακής αφαιρετικής ακτινογραφίας στις ευθυγραμμισμένες τρισδιάστατες δομές δεδομένων, αποκαλύπτει και επισημαίνει τις διαφορές τους, υποθέτοντας ότι οι τρισδιάστατες δομές έχουν ευθυγραμμιστεί με ακρίβεια, έτσι ώστε να συμπίπτουν τα αντίστοιχα σημεία που συγκρίνονται σε κάθε τομή. Ειδικότερα όσον αφορά τα τρισδιάστατα δεδομένα, οι διαφορές τους αυτές είναι δυνατό να μοντελοποιηθούν ως αντικείμενα στον τρισδιάστατο χώρο. Η ιδιότητα αυτή είναι ιδιαίτερα σημαντική στην παρούσα μελέτη, καθώς διευκολύνεται η αποτίμηση των μεταβολών στα τρισδιάστατα μετεγχειρητικά δεδομένα, σε σχέση με τα δεδομένα που ελήφθησαν από τον ίδιο ασθενή πριν από την επέμβαση αποκατάστασης ενδοστοματικού οστού.

Συνήθως, η αφαιρετική ακτινογραφία στηρίζεται στον υπολογισμό της μέσης απόλυτης διαφοράς της φωτεινότητας των εικονοστοιχείων των συγκρινόμενων ψηφιακών εικόνων ή τρισδιάστατων δομών. Στην τελευταία περίπτωση, η οποία περιλαμβάνει και τα δεδομένα που χρησιμοποιούνται στην παρούσα μελέτη, η γενική αρχή της αφαιρετικής ακτινογραφίας επεκτείνεται στις τρεις διαστάσεις με την εισαγωγή της έννοιας του βάθους, το οποίο περιγράφεται από τη θέση της κάθε τομής στη συστοιχία των τομών των τρισδιάστατων δεδομένων υπολογιστικής τομογραφίας. Κατά συνέπεια, μετά από την εφαρμογή τεχνικών ψηφιακής αφαιρετικής ακτινογραφίας στις αντίστοιχες τομές των τρισδιάστατων ευθυγραμμισμένων δομών, συντίθεται μια νέα τρισδιάστατη δομή V_{diff} , της οποίας το κάθε σημείο εικονίζει τη διαφορά στη φωτεινότητα των αντίστοιχων σημείων των προεγχειρητικών και των μετεγχειρητικών δεδομένων. Η τρισδιάστατη δομή απεικόνισης των διαφορών N τομών πλάτους W και ύψους H , περιγράφεται από το μαθηματικό μοντέλο της Εξίσωσης (5.5).

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

$$\forall(x, y, z) \begin{cases} x = 0, \dots, W - 1 \\ y = 0, \dots, H - 1 \\ z = 0, \dots, N - 1 \end{cases} \quad (5.5)$$

Πρακτικά, η φωτεινότητα κάθε σημείου της δομής V_{diff} στο χώρο, με συντεταγμένες (x, y, z) , ισούται με την απόλυτη τιμή της διαφοράς της φωτεινότητας των αντίστοιχων σημείων των προεγχειρητικών (V_R) και των ευθυγραμμισμένων μετεγχειρητικών (V_{TR}) δεδομένων. Με την προϋπόθεση ότι οι δύο συγκρινόμενες δομές τρισδιάστατων δεδομένων έχουν ευθυγραμμιστεί επιτυχώς, ο δομή V_{diff} που απεικονίζει τις διαφορές τους θα πρέπει να απαρτίζεται από σημεία χαμηλής φωτεινότητας, με εξαίρεση τις περιοχές που εντοπίζονται οι διαφορές. Όσον αφορά τα δεδομένα που χρησιμοποιούνται στην παρούσα μελέτη, οι περιοχές αυτές αντιστοιχούν σε νέο σχηματισμένο φατνιακό οστό, ως αποτέλεσμα της κλινικής μεθόδου αποκατάστασης που περιγράφηκε στην ενότητα 5.2.1.

5.2.3.2 Καθορισμός τομέων ενδιαφέροντος

Βάσει της προτεινόμενης μεθοδολογίας, μετά από τον εντοπισμό του συνόλου των διαφορών ανάμεσα στα προεγχειρητικά και τα μετεγχειρητικά δεδομένα, η ογκομετρική εκτίμηση πραγματοποιείται σε περιορισμένο τομέα ενδιαφέροντος των δεδομένων. Ο συγκεκριμένος τομέας περιέχει τις μεταβολές στη στοματική κοιλότητα του ασθενούς, οι οποίες οφείλονται αποκλειστικά στη μελετώμενη θεραπευτική διαδικασία. Όπως προαναφέρθηκε, οι τρισδιάστατες δομές δεδομένων που χρησιμοποιήθηκαν για την αποτίμηση της προτεινόμενης μεθόδου, αποτελούνται από συστοιχίες επίπεδων εικόνων, οι οποίες αντιστοιχούν στις τομές των δεδομένων τομογραφίας. Επομένως, ο τρισδιάστατος τομέας ενδιαφέροντος μπορεί να οριστεί συνδυάζοντας επίπεδες περιοχές ενδιαφέροντος, οι οποίες μπορούν να καθοριστούν σε κάθε τομή των δεδομένων. Ο καθορισμός των επίπεδων αυτών περιοχών μπορεί να θεωρηθεί ως περίπτωση κατάτμησης ψηφιακής εικόνας και επομένως είναι δυνατό να εφαρμοστεί οποιαδήποτε τεχνική κατάτμησης.

Στην παρούσα μελέτη επιλέχθηκε μια τεχνική κατάτμησης η οποία βασίζεται στον αλγόριθμο Region Growing [31]. Η προτεινόμενη τεχνική απαρτίζεται από τα ακόλουθα σειριακά εκτελούμενα βήματα, τα οποία εφαρμόζονται στην τρισδιάστατη δομή που απεικονίζει τις διαφορές ανάμεσα στα προεγχειρητικά και τα ευθυγραμμισμένα μετεγχειρητικά δεδομένα:

- Χειροκίνητος ορισμός μιας ευρείας περιοχής επεξεργασίας, η οποία είναι κοινή για το σύνολο των τομών, έτσι ώστε να περιοριστεί ο απαιτούμενος χρόνος επεξεργασίας.
- Επεξεργασία πρώτης τομής:
 - Το κέντρο της ορισθείσας ευρείας περιοχής επεξεργασίας θεωρείται ως το σημείο αρχικοποίησης του αλγορίθμου Region Growing.
 - Εφαρμογή του αλγορίθμου Region Growing, περιορισμένου στην περιοχή επεξεργασίας:
 - Σύγκριση του σημείου αρχικοποίησης με τα γειτονικά του σημεία με βάση τη φωτεινότητα.
 - Τα γειτονικά σημεία που παρουσιάζουν αυξημένο βαθμό συσχέτισης με το σημείο αρχικοποίησης (βάσει προκαθορισμένου κατωφλιού) προστίθενται στην περιοχή ενδιαφέροντος.
 - Κάθε νέο σημείο της περιοχής ενδιαφέροντος θεωρείται ως νέο σημείο αρχικοποίησης και εξετάζονται και πάλι τα γειτονικά του σημεία ως προς το βαθμό συσχέτισής τους.
 - Η παραπάνω διαδικασία επαναλαμβάνεται ώσπου:
 - Δεν προστίθενται νέα σημεία στην περιοχή ενδιαφέροντος (δεν υπάρχουν άλλα σημεία αρχικοποίησης),
 - Όλα τα σημεία της περιοχής επεξεργασίας έχουν προστεθεί στην περιοχή ενδιαφέροντος.
- Επανάληψη της όλης διαδικασίας για όλες τις τομές των δεδομένων.

Η προτεινόμενη τεχνική ορισμού των τρισδιάστατων τομέων ενδιαφέροντος αποτελεί μια ημιαυτόματη διεργασία, η οποία περιορίζει την εμπλοκή του ανθρώπινου παράγοντα μόνο στον καθορισμό των γενικών περιοχών επεξεργασίας. Παρόλα αυτά, υπάρχουν περιπτώσεις τομών στις οποίες ο αλγόριθμος Region Growing αποτυγχάνει να εξάγει τις περιοχές ενδιαφέροντος με ακρίβεια. Αυτό μπορεί να οφείλεται είτε στη χρήση ακατάλληλων σημείων αρχικοποίησης, είτε στη χρήση ακατάλληλων κατωφλιών συσχέτισης, με αποτέλεσμα την υπερεκτίμηση ή την υποεκτίμηση των περιοχών ενδιαφέροντος στις επηρεαζόμενες τομές. Σε τέτοιες περιπτώσεις κρίθηκε απαραίτητη η χειροκίνητη παρέμβαση για τη διόρθωση των εν λόγω περιοχών.

Παράλληλα με την ημιαυτόματη τεχνική κατάτμησης που στηρίζεται στον αλγόριθμο Region Growing, προτείνεται πρόσθετη υποβοηθούμενη τεχνική χειροκίνητου καθορισμού των τομέων ενδιαφέροντος στα τρισδιάστατα δεδομένα απεικόνισης των υπό εκτίμηση διαφορών. Η προτεινόμενη τεχνική βασίζεται στον καθορισμό ζωνών φωτεινότητας σε κάθε τομή των τρισδιάστατων δεδομένων, βάσει μεταβλητών κατωφλιών. Η εναλλακτική αυτή τεχνική κατάτμησης ορίζεται από τις ακόλουθες σειριακά εκτελούμενες διεργασίες:

- Χειροκίνητος ορισμός μιας ευρείας περιοχής επεξεργασίας, κοινής για το σύνολο των τομών, ή πολλαπλών πολυγωνικών περιοχών σε κάθε τομή, για τον περιορισμό του απαιτούμενου χρόνου επεξεργασίας.
- Ορισμός προκαθορισμένου αριθμού ζωνών φωτεινότητας, οι οποίες περιγράφονται από το κατώτερο και το ανώτερο επίπεδο φωτεινότητας των εικονοστοιχείων που θα ανήκουν στη ζώνη.
- Επεξεργασία της πρώτης τομής των τρισδιάστατων δεδομένων τομογραφίας:
 - Ομαδοποίηση όλων των εικονοστοιχείων της περιοχής επεξεργασίας, ανάλογα με το επίπεδο φωτεινότητάς τους, σε μια από τις προκαθορισμένες ζώνες φωτεινότητας.
 - Χειροκίνητη επιλογή μιας ή περισσότερων ζωνών φωτεινότητας, για τον ορισμό της περιοχής ενδιαφέροντος της τομής.
- Επανάληψη της διαδικασίας για το σύνολο των τομών.

Η παραπάνω διαδικασία απαιτεί γενικά μεγαλύτερη παρέμβαση του ανθρώπινου παράγοντα, σε σχέση με την πιο αυτοματοποιημένη τεχνική που βασίζεται στον αλγόριθμο Region Growing, αλλά κατά κανόνα επιτυγχάνει ακριβέστερη κατάτμηση των δεδομένων και επομένως ακριβέστερο ορισμό των τρισδιάστατων τομέων ενδιαφέροντος.

5.2.3.3 Ογκομετρική εκτίμηση

Η τελική διεργασία της προτεινόμενης μεθοδολογίας είναι ο υπολογισμός του όγκου των διαφορών στους ορισμένους τομείς ενδιαφέροντος. Ο όγκος αυτός, ο οποίος στη συγκεκριμένη μελέτη αντιστοιχεί στον όγκο του αναγεννημένου φατνιακού περιοδοντικού οστού, μπορεί να υπολογιστεί εφόσον είναι γνωστές οι πραγματικές διαστάσεις των εικονοστοιχείων των τρισδιάστατων δεδομένων στο επιλεγμένο μετρικό σύστημα, καθώς επίσης και η απόσταση μεταξύ των διαδοχικών τομών των δεδομένων υπολογιστικής

τομογραφίας. Ο υπολογισμός του όγκου γίνεται αθροίζοντας το σύνολο των μοναδιαίων όγκων του κάθε σημείου R_z που ανήκει στην περιοχή ενδιαφέροντος της κάθε τομής z για το σύνολο των N τομών του καθορισμένου τομέα ενδιαφέροντος. Τα δεδομένα που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα μελέτη έχουν κοινό μήκος εικονοστοιχείου X_{res} , ύψος εικονοστοιχείου Y_{res} και απόσταση μεταξύ διαδοχικών τομών Z_{res} , τα οποία ισούνται με 0,4 χιλιοστά. Επομένως κάθε εικονοστοιχείο των δεδομένων περιγράφεται στο χώρο από γεωμετρικό σχήμα κύβου με διαστάσεις $X_{res} \times Z_{res} \times Y_{res}$. Λαμβάνοντας υπ' όψιν τις παραπάνω παρατηρήσεις, ο όγκος των διαφορών στους καθορισμένους τομείς ενδιαφέροντος μπορεί να εκφραστεί στο επιλεγμένο μετρικό σύστημα με βάση την Εξίσωση (5.6). Η ακρίβεια της μέτρησης εξαρτάται σε σημαντικό βαθμό από την ανάλυση των υπό επεξεργασία δεδομένων. Κατά συνέπεια, η χρήση δεδομένων υψηλής ανάλυσης, με μικρές φυσικές διαστάσεις εικονοστοιχείων, συμβάλει στην επίτευξη μετρήσεων μεγάλης ακρίβειας.

$$V_{metric} = \sum_{z=1}^N \sum_{i=1}^{R_z} (X_{res} Y_{res} Z_{res}) \quad (5.6)$$

5.2.3.4 Αποτίμηση ογκομετρικού υπολογισμού

Η ακρίβεια των ογκομετρικών υπολογισμών της προτεινόμενης μεθοδολογίας αποτιμήθηκε μετά από την εφαρμογή της σε πέντε αντικείμενα γνωστής γεωμετρίας και διαστάσεων. Ο πραγματικός όγκος των αντικειμένων αυτών υπολογίστηκε αυτόνομα, χρησιμοποιώντας τα αντίστοιχα μαθηματικά μοντέλα. Κατόπιν τούτου, εφαρμόστηκε η προτεινόμενη μεθοδολογία στα ίδια αντικείμενα και εξετάστηκε η απόκλιση των δύο μετρήσεων.

Το πρώτο αντικείμενο αναφοράς που χρησιμοποιήθηκε για την επαλήθευση των ογκομετρικών υπολογισμών της παρούσας μελέτης, είναι ένα τυπικό οδοντιατρικό εμφύτευμα. Το συγκεκριμένο εμφύτευμα μπορεί να θεωρηθεί ως αντικείμενο ημικωνικής κατασκευής, ύψους $h = 8,5mm$, με διάμετρο επιφάνειας κορυφής $D_{top} = 3,75mm$ και διάμετρο επιφάνειας βάσης $D_{bot} = 2,761mm$. Βάσει των γεωμετρικών τους ιδιοτήτων, ο όγκος ημικωνικών αντικειμένων μπορεί να υπολογιστεί από την Εξίσωση (5.7).

$$V_{half-cone} = \frac{\pi h}{12} (D_{bot}^2 + D_{bot} D_{top} + D_{top}^2) \quad (5.7)$$

Τα υπόλοιπα αντικείμενα αναφοράς που χρησιμοποιήθηκαν για την αποτίμηση των ογκομετρικών υπολογισμών της προτεινόμενης μεθοδολογίας, είναι κυλινδρικά οδοντιατρικά εμφυτεύματα διαφόρων μεγεθών. Ο πραγματικός όγκος κυλίνδρου διαμέτρου D και ύψους h , υπολογίζεται μέσω του μαθηματικού μοντέλου που παρουσιάζεται στην Εξίσωση (5.8).

$$V_{cylinder} = \frac{\pi h D^2}{4} \quad (5.8)$$

5.3 Αποτελέσματα

Η ενότητα αυτή παρουσιάζει τα αποτελέσματα της εφαρμογής της προτεινόμενης μεθοδολογίας στο σύνολο των διαθέσιμων τρισδιάστατων δεδομένων της μελέτης. Ειδικότερα, εξετάζεται η ακρίβεια, τόσο του αλγορίθμου ευθυγράμμισης των προεγχειρητικών και μετεγχειρητικών δεδομένων, όσο και των ογκομετρικών υπολογισμών του αναγεννημένου φατνιακού οστού, μετά από την οδοντιατρική επέμβαση αποκατάστασης.

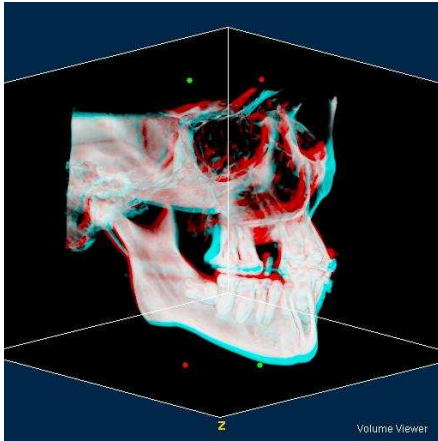
5.3.1 Αποτίμηση ευθυγράμμισης

Η αποδοτικότητα και η ακρίβεια της προτεινόμενης τεχνικής ευθυγράμμισης τρισδιάστατων οδοντιατρικών δεδομένων τομογραφίας, αποτιμήθηκαν χρησιμοποιώντας τόσο ποιοτικά, όσο και ποσοτικά κριτήρια. Τα αποτελέσματα του ποιοτικού και ποσοτικού ελέγχου παρουσιάζονται στις ακόλουθες ενότητες.

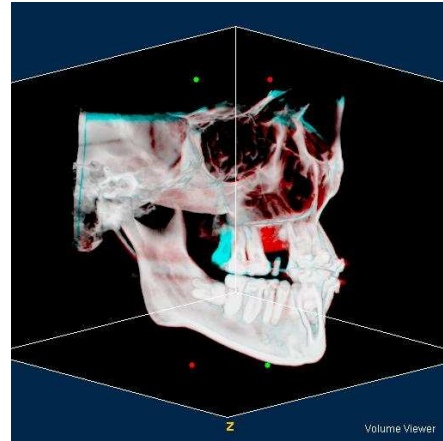
5.3.1.1 Ποιοτική αποτίμηση

Η ποιοτική αποτίμηση των ευθυγραμμισμένων δεδομένων έγινε μέσω οπτικής εξέτασης. Για τη διευκόλυνση της διαδικασίας αυτής, πραγματοποιήθηκε απεικόνιση των τρισδιάστατων προεγχειρητικών και μετεγχειρητικών δεδομένων, μετά από ψηφιακή ανακατασκευή τους μέσω ανεξάρτητης εφαρμογής λογισμικού (εργαλείο Volume Viewer του πακέτου λογισμικού ImageJ) [32]. Κατόπιν πραγματοποιήθηκε ψηφιακή σύντηξη των δύο τρισδιάστατων δομών δεδομένων πριν και μετά από την εφαρμογή της τεχνικής ευθυγράμμισης, καταδεικνύοντας με αυτό τον τρόπο την επίδραση της ευθυγράμμισης στη σχετική γεωμετρία των δύο τρισδιάστατων δομών. Τρεις τέτοιες περιπτώσεις παρουσιάζονται στην Εικόνα 5.2 (Περιπτώσεις I, II και III). Στις ανακατασκευασμένες τρισδιάστατες δομές που παρουσιάζονται στην Εικόνα 5.2, πληροφορία που υπάρχει αποκλειστικά στα προεγχειρητικά δεδομένα απεικονίζεται με κυανή απόχρωση, ενώ πληροφορία που υπάρχει μόνο στα μετεγχειρητικά δεδομένα απεικονίζεται με ερυθρή απόχρωση. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα που παρατίθενται στην Εικόνα 5.2, στο σύνολο των εξεταζόμενων περιπτώσεων (Εικόνα 5.2β, Εικόνα 5.2δ και Εικόνα 5.2στ) έχει επιτευχθεί ευθυγράμμιση ικανοποιητικής ακρίβειας, ανάμεσα στα προεγχειρητικά και τα μετεγχειρητικά δεδομένα. Αντίθετα, τα μη ευθυγραμμισμένα δεδομένα (Εικόνα 5.2 α, Εικόνα 5.2γ και Εικόνα 5.2ε) παρουσιάζουν σημαντικές γεωμετρικές αποκλίσεις σε σχέση με τα δεδομένα αναφοράς, ιδιαίτερα στις περιπτώσεις II και III, όπως φαίνεται στις Εικόνα 5.2γ και Εικόνα 5.2ε, αντίστοιχα.

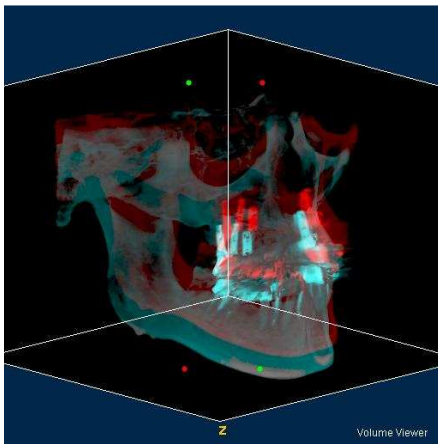
Ευθυγράμμιση και Ογκομέτρηση Τρισδιάστατων Δεδομένων



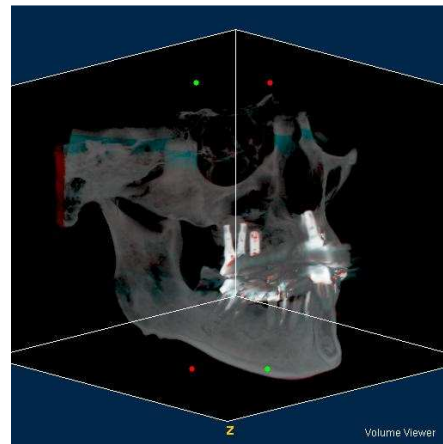
(α)



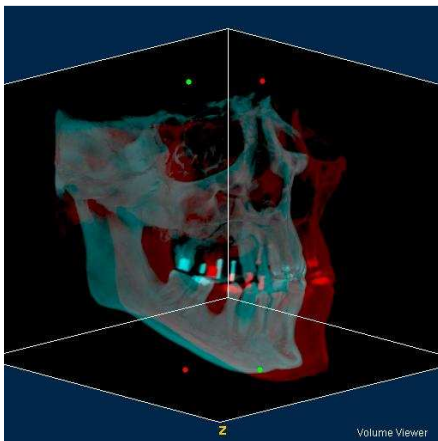
(β)



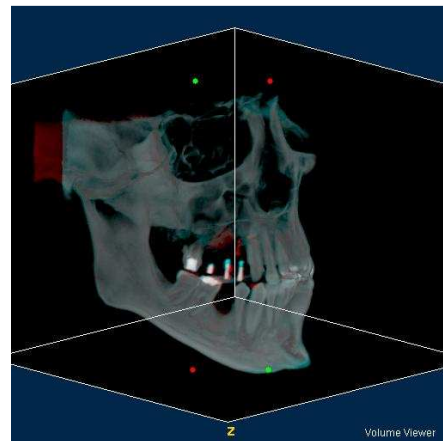
(γ)



(δ)



(ε)



(στ)

Εικόνα 5.2. Ψηφιακή σύντηξη προεγχειρητικών και μετεγχειρητικών ανακατασκευασμένων τρισδιάστατων δεδομένων πριν και μετά από την εφαρμογή της προτεινόμενης τεχνικής ευθυγράμμισης. Στα συγκεκριμένα παραδείγματα παρουσιάζονται οι αποκλίσεις στη σχετική γεωμετρία για (α) Μη ευθυγραμμισμένα δεδομένα της περίπτωσης I, (β) Ευθυγραμμισμένα δεδομένα της περίπτωσης I, (γ) Μη ευθυγραμμισμένα δεδομένα της περίπτωσης II, (δ) Ευθυγραμμισμένα δεδομένα της περίπτωσης II, (ε) Μη ευθυγραμμισμένα δεδομένα της περίπτωσης III και (στ) Ευθυγραμμισμένα δεδομένα της περίπτωσης III.

5.3.1.2 Ποσοτική αποτίμηση

Εκτός της οπτικής εξέτασης των ευθυγραμμισμένων δεδομένων, πραγματοποιήθηκε ποσοτικός έλεγχος των αποτελεσμάτων με βάση το κριτήριο της μέσης απόστασης των ακμών των ευθυγραμμισμένων τρισδιάστατων δομών, το οποίο περιγράφεται αναλυτικά στην ενότητα 5.2.2.4. Στην περίπτωση της παρούσας μελέτης, χρησιμοποιείται η Εξίσωση (5.4) για τον υπολογισμό της μέσης απόστασης των ακμών των προεγχειρητικών και των μετεγχειρητικών δεδομένων πριν και μετά από την εφαρμογή της προτεινόμενης τεχνικής τρισδιάστατης ευθυγράμμισης. Ο υπολογισμός της μέσης απόστασης των ακμών των δεδομένων πριν και μετά από την ευθυγράμμιση, μπορεί να αποδώσει ποσοτικά τη βελτίωση της σχετικής γεωμετρίας των δεδομένων, ως αποτέλεσμα της διαδικασίας ευθυγράμμισης. Ελήφθησαν μετρήσεις για το σύνολο των είκοσι εξεταζόμενων περιπτώσεων. Για λόγους καλύτερης κατανόησης των αποτελεσμάτων, οι μετρήσεις των αποκλίσεων παρουσιάζονται σε χιλιοστά, στον Πίνακα 5.1.

Όπως φαίνεται από τα αποτελέσματα που παρατίθενται στον Πίνακα 5.1, η βελτίωση που επιτεύχθηκε μετά από την εφαρμογή της τεχνικής ευθυγράμμισης εξαρτάται άμεσα από τα χαρακτηριστικά της κάθε περίπτωσης. Γενικά, μικρές τιμές της μέσης απόστασης των ακμών αντιστοιχούν σε σημαντική σύμπτωση των ακμών των συγκρινόμενων τρισδιάστατων δομών και επομένως σε ακριβέστερη ευθυγράμμιση των δεδομένων. Η προτεινόμενη τεχνική τρισδιάστατης ευθυγράμμισης πέτυχε μέση απόκλιση μικρότερη από 2 χιλιοστά σε 18 από τις συνολικά 20 εξεταζόμενες περιπτώσεις. Επιπλέον, σε 9 περιπτώσεις καταγράφηκαν αποκλίσεις μικρότερες του χιλιοστού. Οι τιμές αυτές αντικατοπτρίζουν σχεδόν ιδανική ευθυγράμμιση των μετεγχειρητικών δεδομένων σε σχέση με τα προεγχειρητικά δεδομένα, στους προκαθορισμένους τομείς ενδιαφέροντος. Παρόλα αυτά, παρατηρήθηκαν περιπτώσεις (IX και X), όπου καταγράφηκαν σχετικά υψηλές αποκλίσεις. Οι αποκλίσεις αυτές οφείλονταν κυρίως σε αντανάκλασεις που προκλήθηκαν από μεταλλικά αντικείμενα (κοχλίες, υποστηρίγματα) που υπήρχαν στις εξεταζόμενες περιοχές των συγκεκριμένων περιπτώσεων. Οι αντανάκλασεις αυτές επηρέασαν τον αλγόριθμο εντοπισμού των ακμών και κατά συνέπεια και τις μετρήσεις των αποκλίσεων. Παρόλα αυτά, οι περιπτώσεις αυτές μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την ογκομετρική αποτίμηση του αναγεννημένου ιστού, καθώς οι ληφθέντες μετρήσεις δεν αντιστοιχούν στην πραγματική ποιότητα ευθυγράμμισης των δεδομένων.

Ευθυγράμμιση και Ογκομέτρηση Τρισδιάστατων Δεδομένων

Πίνακας 5.1. Υπολογισμένες τιμές μέσης απόστασης ακμών για όλες τις εξεταζόμενες περιπτώσεις, πριν και μετά από την εφαρμογή της προτεινόμενης τεχνικής ευθυγράμμισης.

Οι τιμές παρουσιάζονται σε χιλιοστά, υποθέτοντας ότι τα εικονοστοιχεία των τρισδιάστατων δεδομένων ορίζονται από ψηφιακό κύβους διαστάσεων $0,4 \times 0,4 \times 0,4$ χιλιοστών.

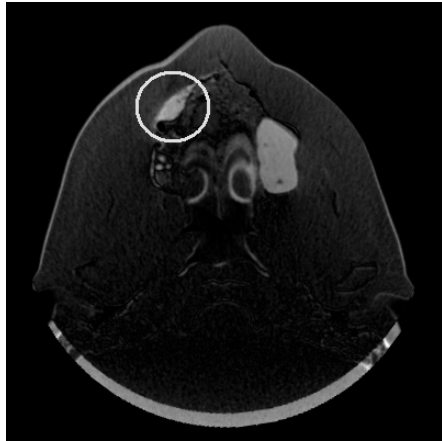
<i>Περίπτωση (Ασθενής)</i>	<i>Απόκλιση Πριν από την Ευθυγράμμιση</i>	<i>Απόκλιση Μετά από την Ευθυγράμμιση</i>
<i>I</i>	4,090	0,988
<i>II</i>	5,072	0,758
<i>III</i>	12,996	1,143
<i>IV</i>	3,582	1,274
<i>V</i>	13,203	1,011
<i>VI</i>	5,739	1,982
<i>VII</i>	7,295	0,883
<i>VIII</i>	15,958	1,607
<i>IX</i>	34,452	5,787
<i>X</i>	15,881	5,824
<i>XI</i>	3,756	0,242
<i>XII</i>	11,754	1,614
<i>XIII</i>	11,710	1,665
<i>XIV</i>	13,323	0,102
<i>XV</i>	23,298	0,447
<i>XVI</i>	18,459	0,878
<i>XVII</i>	18,000	0,265
<i>XVIII</i>	14,910	1,037
<i>XIX</i>	7,508	1,182
<i>XX</i>	10,699	0,951
<i>Μέση Τιμή ± Τυπική Απόκλιση</i>	12,584 ± 7,535	1,483 ± 1,558

5.3.2 Ογκομετρική αποτίμηση

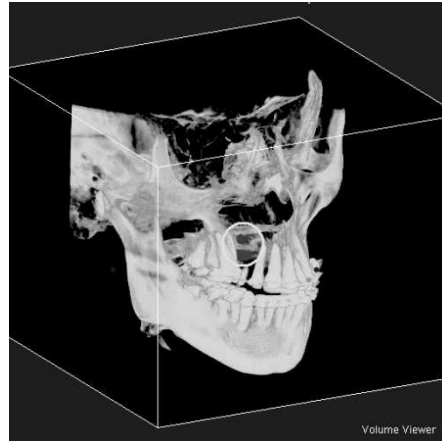
Όπως και στην περίπτωση του ελέγχου των αποτελεσμάτων της διαδικασίας ευθυγράμμισης, για την ογκομετρική αποτίμηση των εξαχθέντων αποτελεσμάτων, πραγματοποιήθηκε τόσο ποιοτικός έλεγχος των εντοπισμένων διαφορών στο φατνιακό οστό στους τομείς ενδιαφέροντος, όσο και ποσοτικός έλεγχος του εκτιμώμενου όγκου των διαφορών αυτών. Τα αποτελέσματα των ελέγχων για το σύνολο των δεδομένων της μελέτης παρουσιάζονται στις ενότητες που ακολουθούν.

5.3.2.1 Ποιοτική αποτίμηση εντοπισμένων τομέων ενδιαφέροντος

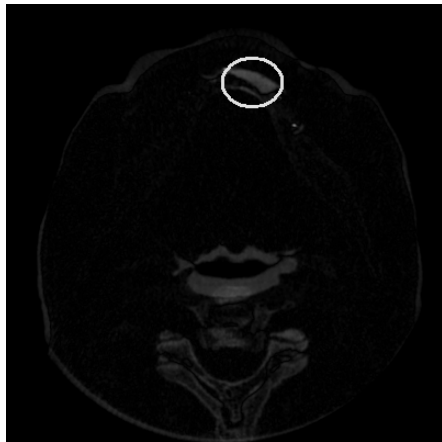
Για τη σύνθεση των τομέων ενδιαφέροντος, έπρεπε να καθοριστούν οι επίπεδες περιοχές ενδιαφέροντος σε κάθε τομή των δεδομένων που απεικονίζουν τις διαφορές ανάμεσα στα προεγχειρητικά και τα ευθυγραμμισμένα μετεγχειρητικά δεδομένα. Στην περίπτωση μας ο όγκος των τομέων ενδιαφέροντος αντιστοιχεί στον όγκο του αναγεννημένου φατνιακού οστού μετά από την εφαρμογή του θεραπευτικού σχήματος που περιγράφηκε συνοπτικά στην ενότητα 5.2.1. Μετά από τον αυτοματοποιημένο ή τον χειροκίνητο καθορισμό των περιοχών αυτών (βλ. ενότητα 5.2.3.2), πραγματοποιήθηκε οπτικός έλεγχος σε κάθε τομή των τρισδιάστατων δεδομένων, για την πιστοποίηση της ακρίβειας των επιλεχθέντων περιοχών. Μερικά σχετικά παραδείγματα παρουσιάζονται στην Εικόνα 5.3α-γ, όπου φαίνονται οι εντοπισμένες περιοχές ενδιαφέροντος (εντός του κύκλου) σε τομές των δεδομένων που προέκυψαν από τη εφαρμογή τεχνικών ψηφιακής αφαιρετικής ακτινογραφίας στα ευθυγραμμισμένα δεδομένα των περιπτώσεων I-III. Συνδυάζοντας το σύνολο των εντοπισμένων περιοχών ενδιαφέροντος από όλες τις τομές των δεδομένων, συνθέτουμε τον τομέα ενδιαφέροντος των δεδομένων για κάθε περίπτωση. Κατάλληλα παραδείγματα παρουσιάζονται στην Εικόνα 5.3δ-στ, όπου φαίνονται οι εντοπισμένοι τομείς ενδιαφέροντος για τις περιπτώσεις ασθενών I-III (εντός του κύκλου). Οι τομείς ενδιαφέροντος απεικονίζονται με υπέρθεση στα τρισδιάστατα δεδομένα που προκύπτουν από τη σύντηξη των προεγχειρητικών δεδομένων και των δεδομένων αφαιρετικής ακτινογραφίας.



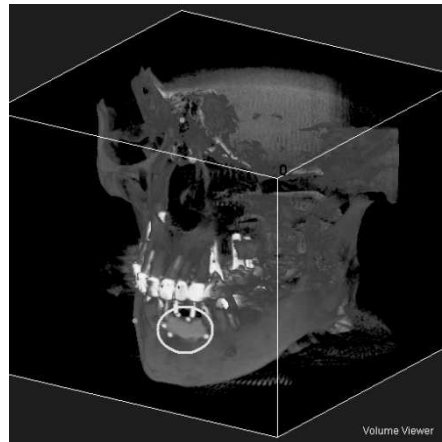
(α)



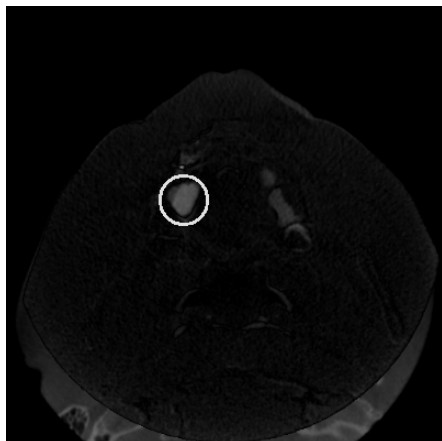
(δ)



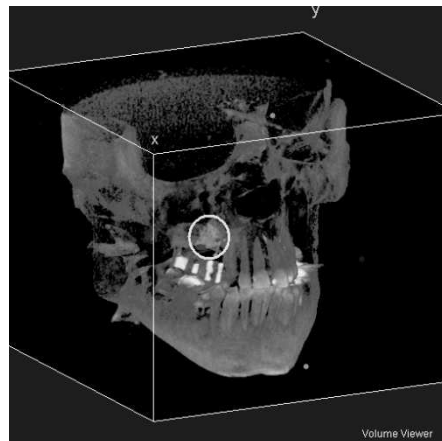
(β)



(ε)



(γ)



(στ)

Εικόνα 5.3. Έλεγχος των εντοπισμένων περιοχών ενδιαφέροντος σε τομές των δεδομένων αφαιρετικής ακτινογραφίας για (α) την περίπτωση εξεταζόμενου ασθενούς I, (β) την περίπτωση II και (γ) την περίπτωση III. Έλεγχος των εντοπισμένων τομών ενδιαφέροντος στα τρισδιάστατα δεδομένα που προκύπτουν από τη σύντηξη των προεγχειρητικών δεδομένων και των δεδομένων αφαιρετικής ακτινογραφίας για (δ) την περίπτωση εξεταζόμενου ασθενούς I, (ε) την περίπτωση II και (στ) την περίπτωση III.

5.3.2.2 Ποσοτική ογκομετρική αποτίμηση

Ο όγκος κάθε τομέα ενδιαφέροντος υπολογίστηκε ποσοτικά βάσει της Εξίσωσης (5.6), χρησιμοποιώντας το μετρικό σύστημα μονάδων, σε κυβικά χιλιοστά (mm^3). Τα μετρήσιμα αποτελέσματα του όγκου των τομέων ενδιαφέροντος, παραδείγματα των οποίων φαίνονται στην Εικόνα 5.3δ-στ, παρουσιάζονται στον Πίνακα 5.2, για το σύνολο των είκοσι περιπτώσεων που εξετάστηκαν στην παρούσα μελέτη.

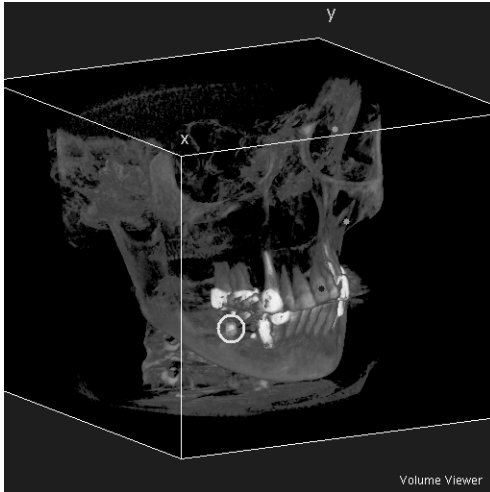
Πίνακας 5.2. Υπολογισμένες τιμές όγκου των τομέων ενδιαφέροντος για το σύνολο των εξεταζόμενων περιπτώσεων ασθενών. Ο μετρούμενος όγκος αντιστοιχεί στον όγκο του αναγεννημένου φατνιακού οστού, 9-12 μήνες μετά από την πραγματοποίηση της αρχικής περιοδοντικής επέμβασης αποκατάστασης.

<i>Περίπτωση (Ασθενής)</i>	<i>Όγκος (mm^3)</i>
<i>I</i>	1076
<i>II</i>	914
<i>III</i>	1962
<i>IV</i>	1040
<i>V</i>	431
<i>VI</i>	431
<i>VII</i>	245
<i>VIII</i>	467
<i>IX</i>	512
<i>X</i>	330
<i>XI</i>	964
<i>XII</i>	1154
<i>XIII</i>	1512
<i>XIV</i>	383
<i>XV</i>	216
<i>XVI</i>	636
<i>XVII</i>	628
<i>XVIII</i>	480
<i>XIX</i>	407
<i>XX</i>	785

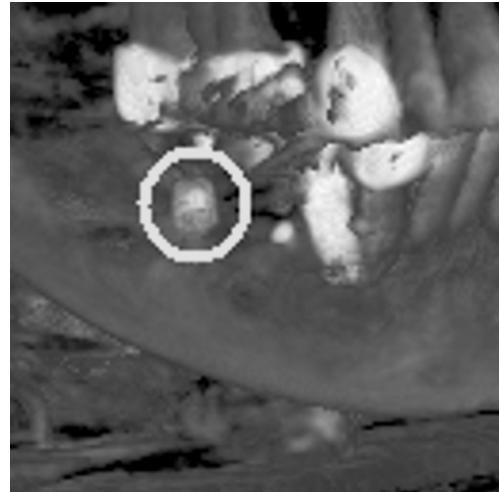
Όπως προαναφέρθηκε, οι ογκομετρικοί αυτοί υπολογισμοί πιστοποιήθηκαν, ως προς την ακρίβειά τους, συγκρίνοντας τον πραγματικό όγκο πέντε αντικειμένων αναφοράς με τον όγκο που υπολογίστηκε μετά από την εφαρμογή της προτεινόμενης μεθοδολογίας. Οι πραγματικοί όγκοι των αντικειμένων αναφοράς υπολογίστηκαν χρησιμοποιώντας την Εξίσωση (5.7) και την Εξίσωση (5.8), αντικαθιστώντας τις γνωστές διαστάσεις των αντικειμένων σε κάθε περίπτωση. Στη συνέχεια εφαρμόστηκε η προτεινόμενη ογκομετρική τεχνική και εκτιμήθηκε ο όγκος των ιδίων αντικειμένων στο μετρικό σύστημα μονάδων μέσω της Εξίσωσης (5.6). Οι πραγματικοί και η εκτιμούμενοι όγκοι των αντικειμένων αναφοράς αντιπαρατίθενται στον Πίνακα 5.3. Όπως προκύπτει από τις μετρήσεις που φαίνονται στον Πίνακα 5.3, οι εκτιμούμενες τιμές παρουσιάζουν μεγάλο βαθμό ακρίβειας, καθώς σε κάθε περίπτωση, η διαφορά από την πραγματική τιμή του όγκου δεν υπερβαίνει τα $0,4mm^3$. Ένα χαρακτηριστικό παράδειγμα παρουσιάζεται στην Εικόνα 5.4α, όπου φαίνεται το πρώτο αντικείμενο αναφοράς ημικωνικής κατασκευής, το οποίο προέρχεται από την εξεταζόμενη περίπτωση V (εντός κυκλικής περιοχής). Στην Εικόνα 5.4β φαίνεται και πάλι το ίδιο αντικείμενο αναφοράς σε μεγέθυνση.

Πίνακας 5.3. Πραγματικοί και εκτιμούμενοι όγκοι των αντικειμένων αναφοράς, για την επαλήθευση των μετρήσεων της προτεινόμενης ογκομετρικής τεχνικής.

Αντικείμενο Αναφοράς (Γεωμετρικό Σχήμα)	Διαστάσεις (mm)	Εξεταζόμενη Περίπτωση	Πραγματικός Όγκος (mm^3)	Εκτιμούμενος Όγκος (mm^3)
Εμφύτευμα 1 (Ημικωνικό)	$h = 8,5$	V	71,289	71,360
	$D_{top} = 3,75$			
	$D_{bot} = 2,761$	IX		110,528
Εμφύτευμα 2 (Κυλινδρικό)	$h = 10$ $D = 3,75$	X	110,491	110,464
		XVII		110,656
		XVIII		110,848
Εμφύτευμα 3 (Κυλινδρικό)	$h = 11,5$ $D = 4$	IX	144,571	144,576
Εμφύτευμα 4 (Κυλινδρικό)	$h = 8,5$ $D = 4$	IX	106,857	106,944
Εμφύτευμα 5 (Κυλινδρικό)	$h = 8,5$ $D = 3,75$	XVIII	93,917	93,888



(α)



(β)

Εικόνα 5.4. Το πρώτο αντικείμενο αναφοράς (Εμφύτευμα 1), για την επαλήθευση των μετρούμενων όγκων της προτεινόμενης ογκομετρικής τεχνικής. (α) Απεικόνιση του αντικειμένου στα προεγχειρητικά δεδομένα που προέρχονται από την εξεταζόμενη περίπτωση V. (β) Μεγέθυνση αντικειμένου αναφοράς.

5.4 Παρατηρήσεις

Η λήψη γραμμικών μετρήσεων στον κατακόρυφο και τον οριζόντιο άξονα αναφοράς από εξειδικευμένο προσωπικό, έχει εξέχουσα σημασία για την εκτίμηση της μέγιστης έκτασης του αναγεννημένου περιοδοντικού ιστού. Οι γραμμικές αυτές μετρήσεις παρέχουν πληροφορίες αναφορικά με την επιτυχία ή τους περιορισμούς του ακολουθούμενου θεραπευτικού σχήματος. Παρά το γεγονός ότι οι μετρήσεις αυτές έχουν ικανοποιητική ακρίβεια, αποτελούν απλή εκτίμηση του προστιθέμενου οστικού ιστού, χωρίς να είναι σε θέση να αποδώσουν πλήρως τον όγκο του. Στις περισσότερες περιπτώσεις ο ακριβείς υπολογισμός του όγκου αυτού είναι αδύνατος λόγω της μη-τυπικής γεωμετρίας του μετρούμενου όγκου. Επιπλέον, η παραδοσιακή προσέγγιση των γραμμικών μετρήσεων, απαιτεί τη λήψη πολλαπλών μετρήσεων από πλήθος δειγμάτων, τόσο από τα προεγχειρητικά, όσο και από τα μετεγχειρητικά δεδομένα. Η χειροκίνητη αυτή επαναλαμβανόμενη διαδικασία είναι κουραστική και χρονοβόρα. Εκτός των αντικειμενικών μειονεκτημάτων της παραδοσιακής προσέγγισης για την αποτίμηση του όγκου του αναγεννημένου οστικού ιστού, κρίθηκε σημαντική η δυνατότητα παροχής τρισδιάστατων ογκομετρικών υπολογισμών ακριβείας, περιορίζοντας την υποκειμενικότητα του ανθρώπινου παράγοντα. Η μεθοδολογία η οποία προτείνεται στο παρόν κεφάλαιο, επιτρέπει την αποτίμηση της σταδιακής ή ταυτόχρονης εφαρμογής τεχνικών προσθετικής περιοδοντικού οστικού ιστού. Λόγω της προτυποποίησης του προτεινόμενου αλγορίθμου, είναι εφικτή η χρήση του για τη σύγκριση της αποτελεσματικότητας διαφόρων τεχνικών αποκατάστασης περιοδοντικού οστικού ιστού, μέσω του υπολογισμού του ακριβούς όγκου του αναγεννημένου ιστού για κάθε εφαρμοζόμενη τεχνική. Το τελικό αποτέλεσμα της προτεινόμενης μεθοδολογίας είναι ο υπολογισμός μιας μοναδικής, αναπαραγόμενης μέτρησης του όγκου του τρισδιάστατου τομέα ενδιαφέροντος, ο οποίος εξάγεται από τα δεδομένα που απεικονίζουν τις διαφορές ανάμεσα στα προεγχειρητικά και τα

ευθυγραμμισμένα μετεγχειρητικά δεδομένα. Στο μεγαλύτερο τμήμα της, η εφαρμογή της μεθοδολογίας είναι αυτοματοποιημένη, απαιτώντας ελάχιστη παρέμβαση του ανθρώπινου παράγοντα. Η ολοκληρωμένη μεθοδολογία ογκομετρικών υπολογισμών θα μπορούσε να εφαρμοστεί είτε αυτόνομα, είτε σε συνδυασμό με την κλασική μεθοδολογία των πολλαπλών γραμμικών μετρήσεων, για την επαλήθευσή τους.

Η προτεινόμενη μεθοδολογία εξαρτάται άμεσα από την εφαρμογή τεχνικών ψηφιακής αφαιρετικής ακτινογραφίας για την ανάδειξη των διαφορών ανάμεσα στις συγκρινόμενες δομές τρισδιάστατων δεδομένων τομογραφίας. Επομένως, όπως άλλωστε και σε κάθε άλλη περίπτωση χρήσης τέτοιων τεχνικών, απαιτείται η ακριβείς ευθυγράμμιση των δεδομένων πριν από τον εντοπισμό των διαφορών τους. Είναι γεγονός ότι η αποδοτικότητα και η ακρίβεια της όλης μεθοδολογίας είναι ευθέως ανάλογη της ποιότητας της τρισδιάστατης ευθυγράμμισης των δεδομένων. Όπως προαναφέρθηκε στην ενότητα 5.2.2, η τεχνική ευθυγράμμισης που προτιμήθηκε στην παρούσα μελέτη, χρησιμοποιεί τον αφινικό μετασχηματισμό για την μετατόπιση των υπό ευθυγράμμιση δεδομένων, τη μέση τιμή της απόλυτης διαφοράς της φωτεινότητας των αντίστοιχων σημείων των δεδομένων ως συνάρτηση σφάλματος, και τέλος τη μέθοδο Downhill Simplex για την βελτιστοποίηση των παραγόμενων παραμέτρων του μετασχηματισμού.

Γενικά, τα διαθέσιμα μοντέλα μετασχηματισμού, μπορούν να διαχωριστούν σε δύο ευρείες κατηγορίες: άκαμπτα (συμπαγή) και εύκαμπτα (ελαστικά). Τα εύκαμπτα μοντέλα μετασχηματισμού συνήθως ορίζονται από ελαστικούς μετασχηματισμούς, οι οποίοι παραμορφώνουν το υπό μετασχηματισμό αντικείμενο χωρίς γεωμετρικούς περιορισμούς. Αντίθετα, οι συμπαγείς μετασχηματισμοί παρέχουν ένα πιο ελέγξιμο μοντέλο, το οποίο παραμορφώνει το μετασχηματισμένο αντικείμενο σε σχέση με πεπερασμένο αριθμό επιπέδων. Κατά συνέπεια, στην περίπτωση των τρισδιάστατων δεδομένων, το αντικείμενο μπορεί να μετασχηματιστεί σε σχέση με το κατακόρυφο και το οριζόντιο επίπεδο, τα οποία ορίζονται από τους τρεις άξονες του τρισδιάστατου συστήματος συντεταγμένων. Οι είκοσι δομές δεδομένων που συλλέχθηκαν για την παρούσα μελέτη δεν παρουσίαζαν σημαντικές ελαστικές παραμορφώσεις και επομένως προτιμήθηκε η χρήση συμπαγούς μετασχηματισμού για την ευθυγράμμισή τους. Συγκεκριμένα, χρησιμοποιήθηκε το πλέον γενικευμένο και διαδομένο μοντέλο συμπαγούς μετασχηματισμού, ο αφινικός μετασχηματισμός, για την κάλυψη του μεγαλύτερου δυνατού εύρους περιπτώσεων.

Όπως προαναφέρθηκε, το μεγάλο μέγεθος των δεδομένων που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα μελέτη, απαίτησε τη χρήση μιας απλής και ταχείας συνάρτησης υπολογισμού σφάλματος, προκειμένου να είναι δυνατή η ευθυγράμμιση των τρισδιάστατων δεδομένων σε εύλογο χρονικό διάστημα. Συνήθως, για την ευθυγράμμιση δισδιάστατων εικόνων προτιμούνται αρκετά πολύπλοκες συναρτήσεις υπολογισμού σφάλματος, όπως ο Συντελεστής Συσχέτισης (Correlation Coefficient), η Συσχέτιση Κλίσης (Gradient Correlation), η Αμοιβαία Πληροφορία (Mutual Information), ο Χάρτης Απόστασης (Distance Map) και πλήθος άλλων παρόμοιων κριτηρίων. Παρά το γεγονός ότι τα κριτήρια αυτά αποδίδουν με ακρίβεια το βαθμό ομοιότητας ανάμεσα στα συγκρινόμενα δεδομένα, η χρήση τους είναι πρακτική μόνο για την επεξεργασία επίπεδων εικόνων ή μικρών συστοιχιών εικόνων. Αρκετά από τα κριτήρια αυτά εφαρμόστηκαν δοκιμαστικά ως

συναρτήσεις υπολογισμού σφάλματος στα πλαίσια της προτεινόμενης τεχνικής ευθυγράμμισης, χρησιμοποιώντας κάποιες από τις τρισδιάστατες δομές της μελέτης. Η ποιότητα ευθυγράμμισης που προέκυψε σε όλες τις εξεταζόμενες περιπτώσεις ήταν ικανοποιητική, αλλά ο ιδιαίτερα αυξημένος χρόνος επεξεργασίας που απαιτήθηκε στο σύνολο των περιπτώσεων καθιστούν την εφαρμογή της προτεινόμενης μεθοδολογίας μη πρακτική. Για παράδειγμα, απαιτήθηκαν περίπου 5 ώρες για την ευθυγράμμιση τρισδιάστατων δεδομένων 325 τομών, χρησιμοποιώντας τον Συντελεστή Συσχέτισης ως συνάρτηση σφάλματος και περίπου 7 ώρες για τα ίδια δεδομένα, χρησιμοποιώντας την Αμοιβαία Πληροφορία. Αντιθέτως, η χρήση του κριτηρίου της μέσης απόλυτης διαφοράς της φωτεινότητας, η οποία περιγράφεται στην Εξίσωση (5.3) και η οποία τελικά προτιμήθηκε στην υλοποίηση της προτεινόμενης μεθοδολογίας, απαιτεί μόλις 2 ώρες για την ευθυγράμμιση των ιδίων δεδομένων. Ο χρόνος επεξεργασίας για τα υπόλοιπα δεδομένα ήταν ευθέως ανάλογος του μεγέθους των υπό ευθυγράμμιση δεδομένων. Γενικά, για τα τρισδιάστατα δεδομένα που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα μελέτη, τα οποία αποτελούνταν από 322 με 327 τομές, ο χρόνος επεξεργασίας κυμάνθηκε με μικρές αποκλίσεις γύρω στις 2 ώρες. Το σύνολο των δοκιμών, από τις οποίες προέκυψαν οι παραπάνω μετρήσεις, πραγματοποιήθηκαν σε κοινό υπολογιστικό σύστημα αναφοράς (φορητός ηλεκτρονικός υπολογιστής με επεξεργαστή AMD Sempron με συχνότητα λειτουργίας 1.6GHz και 2GB κεντρικής μνήμης, σε λειτουργικό σύστημα Microsoft Window XP).

Οι περιορισμοί στο χρόνο επεξεργασίας, λόγω του μεγέθους των δεδομένων, επέβαλαν και την επιλογή του αλγόριθμου Downhill Simplex για τη βελτιστοποίηση των τιμών των παραμέτρων του τρισδιάστατου μετασχηματισμού. Στις περισσότερες περιπτώσεις ευθυγράμμισης επίπεδων εικόνων (δισδιάστατων δεδομένων), ο αλγόριθμος Downhill Simplex χρησιμοποιείται συνδυαστικά με άλλες μεθόδους βελτιστοποίησης, όπως για παράδειγμα ο αλγόριθμος Powell, για την αύξηση της ακρίβειας των παραγόμενων παραμέτρων του μετασχηματισμού. Παρόλα αυτά, μια τέτοια συνδυαστική προσέγγιση στα δεδομένα της παρούσας μελέτης, τα οποία αριθμούν πάνω από 320 τιμές, θα ήταν μη πρακτική, λόγω του υπερβολικά αυξημένου χρόνου επεξεργασίας. Η ταχύτητα της τεχνικής τρισδιάστατης ευθυγράμμισης θα μπορούσε να βελτιωθεί χρησιμοποιώντας μειωμένης ευκρίνειας δείγματα των αρχικών δεδομένων. Σε μια τέτοια περίπτωση η ευθυγράμμιση των δεδομένων θα ήταν σαφώς ταχύτερη, επηρεάζοντας ωστόσο αρνητικά την ακρίβεια της συνολικής μεθοδολογίας, καθώς οι ογκομετρικοί υπολογισμοί θα έπρεπε να πραγματοποιηθούν σε τρισδιάστατα δεδομένα χαμηλής ευκρίνειας και ανάλυσης.

Όπως προαναφέρθηκε, ο καθορισμός των τρισδιάστατων τομών ενδιαφέροντος σε κάθε εξεταζόμενη περίπτωση, έγινε χρησιμοποιώντας μια εκ των δύο προτεινόμενων ημιαυτόματων τεχνικών κατάτμησης ψηφιακών δεδομένων: τον αλγόριθμο Region Growing ή μέσω ζωνών φωτεινότητας. Πραγματοποιήθηκε πλήθος δοκιμών, χρησιμοποιώντας και τις δύο τεχνικές στις ίδιες δομές τρισδιάστατων δεδομένων και οι εξαχθέντες τομείς ενδιαφέροντος εξετάστηκαν από ειδικούς. Εξετάστηκε τόσο η ακρίβεια των εξαχθέντων τομών ενδιαφέροντος, όσο και η χρησιμότητα της κάθε τεχνικής. Μετά από την εξέταση πλήθους περιπτώσεων εξήχθη το συμπέρασμα ότι η τεχνική των ζωνών φωτεινότητας αποτελεί μια πιο ελεγχόμενη διαδικασία για τον καθορισμό των περιοχών ενδιαφέροντος

σε κάθε τομή, οπότε και θεωρήθηκε ακριβέστερη σε σχέση με τον πιο αυτοματοποιημένο αλγόριθμο Region Growing. Κατά συνέπεια, η συγκεκριμένη τεχνική προτιμήθηκε στην πλειοψηφία των περιπτώσεων που εξετάστηκαν στην παρούσα μελέτη.

Από τις παραπάνω παρατηρήσεις, προκύπτει ότι η προτεινόμενη μεθοδολογία για την ευθυγράμμιση τρισδιάστατων οδοντιατρικών δεδομένων και την ογκομετρική αποτίμηση των διαφορών τους, παρουσιάζει σημαντικό βαθμό ευελιξίας ως προς την υλοποίησή της. Ο αρθρωτός σχεδιασμός της μεθοδολογίας παρέχει πλήθος δυνατοτήτων για τη τροποποίηση και βελτιστοποίησή της, ανάλογα με τα εξεταζόμενα δεδομένα. Εξυπακούεται ότι οι συστατικοί αλγόριθμοι και μέθοδοι που χρησιμοποιήθηκαν στη παρούσα μελέτη, έχουν επιλεγεί και τροποποιηθεί για την επίτευξη βέλτιστων αποτελεσμάτων στις συγκεκριμένες τρισδιάστατες δομές δεδομένων τομογραφίας της μελέτης.

5.5 Συμπεράσματα

Στο κεφάλαιο αυτό παρουσιάστηκε αυτοματοποιημένη τεχνική για την ευθυγράμμιση τρισδιάστατων οδοντιατρικών δεδομένων τομογραφίας κωνικής ακτίνας. Η προτεινόμενη τεχνική ενσωματώθηκε σε μια πλήρη μεθοδολογία για την ογκομετρική αποτίμηση των διαφορών ανάμεσα σε δομές τρισδιάστατων δεδομένων. Πλήθος δοκιμών σε συνολικά είκοσι περιπτώσεις εφαρμογής συγκεκριμένης εγχειρητικής διαδικασίας για την αποκατάσταση περιοδοντικού φατνιακού οστού, απέδειξαν ότι η προτεινόμενη τεχνική ευθυγράμμισε επιτυχώς τα προεγχειρητικά και τα μετεγχειρητικά δεδομένα σε κάθε εξεταζόμενη περίπτωση. Η επιτυχής ευθυγράμμιση των δεδομένων σε συνδυασμό με την εφαρμογή τεχνικών ψηφιακής αφαιρετικής ακτινογραφίας, διευκολύνει τον αποτελεσματικό υπολογισμό του όγκου των διαφορών μεταξύ των προεγχειρητικών και των ευθυγραμμισμένων μετεγχειρητικών δεδομένων, σε προκαθορισμένους τρισδιάστατους τομείς ενδιαφέροντος. Κατά συνέπεια, η προτεινόμενη καινοτόμος μεθοδολογία επιτρέπει την ποσοτική αποτίμηση των αλλαγών που συντελούνται στον περιοδοντικό οστικό ιστό του ασθενούς, ως αποτέλεσμα συγκεκριμένων θεραπευτικών παρεμβάσεων (για παράδειγμα μετά από επεμβάσεις προσθετικής οστού ή ενδοστοματική θεραπεία). Τέλος, η προτεινόμενη μεθοδολογία θα ήταν ιδανική για την παρακολούθηση της προόδου ή της εξέλιξης διαφόρων παθολογικών νοσημάτων στη γναθοπροσωπική περιοχή, όπως για παράδειγμα χρόνιες περιακρορριζικές φλεγμονώδεις παθήσεις, όγκους διείσδυσης στον οστικό ιστό, περιοδοντικές παθήσεις και λοιπών άλλων χρόνιων διαταραχών.

5.6 Αναφορές

- [1] 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.
- [2] 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.
- [3] Gröndahl HG, Gröndahl K. Subtraction radiography for the diagnosis of periodontal bone lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1983; 55: 208-13.
- [4] Reddy MS, Jeffcoat MK. Digital subtraction radiography. *Dent Clin of North Am* 1993; 37(4): 553-556.
- [5] Mol A, Dunn SM. The performance of projective standardization for digital subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003; 96: 373-382.
- [6] Lehmann TM, Gröndahl HG, Benn DK. Computer-based registration for digital subtraction in dental radiology. *Dentomax Radiol* 2000; 29: 323-346.
- [7] Yoon DC. A new method for the automated alignment of dental radiographs for digital subtraction radiography. *Dentomax Radiol* 2000; 29: 11-19.
- [8] Matsopoulos GK, Asvestas PA, Mouravliansky NA, Delibasis KK. Multimodal registration of retinal images using self organizing maps. *IEEE Trans Med Imag* 2004; 23: 1557-1563.
- [9] 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.
- [10] Lofthag-Hansen S, Gröndahl K, Ekestubbe A. Cone-beam CT for preoperative implant planning in the posterior mandible: visibility of anatomic landmarks. *Clinical Impl Dent Relat Res* 2008; Published Online.
- [11] Simion M, Jovanovic SA, Tinti C, Benfenati SP. Long-term evaluation of osseointegrated implants inserted at the time or after vertical ridge augmentation. A retrospective study on 123 implants with 1-5 year follow-up. *Clin Oral Implants Res*. 2001; 12(1):35-45.
- [12] Dahlin C, Simion M, Hatano N. Long-term follow-up on soft and hard tissue levels following guided bone regeneration treatment in combination with a xenogeneic filling material: a 5-year prospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010; 12(4): 263-270.
- [13] Maintz JBA, Viergever MA. A survey of medical image registration. *Med Im Anal* 1998; 2(1): 1-36.
- [14] Lofthag-Hansen S, Huumonen S, Gröndahl K, Gröndahl H-G. Limited cone-beam CT and intraoral radiography for the diagnosis of periapical pathology. *Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007; 103: 114-119.
- [15] Champleboux G, Lavalley S, Szeliski R, Brunie L. From accurate range imaging sensor calibration to accurate model-based 3D object localization. *CVPR Proc: Comp Soc Conf on Comp Vis and Patt Rec*. IEEE Computer Society 1986; 435-437.
- [16] 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.
- [17] Besl PJ, McKay ND. A method of registration of 3-D shapes. *IEEE Trans Patt Anal Mach Intell* 1992; 14: 239-256.

- [18] Matsopoulos GK, Mouravliansky NA, Asvestas PA, Delibasis KK, Kouloulas V. Thoracic non-rigid registration combining self organizing maps and radial basis functions. *Med Im Anal* 2005; 9: 237-254.
- [19] Parraga A, Craene MD, Pettersson J, Susin A, Macq B. Non-rigid registration methods assessment of 3D CT images for head-neck radiotherapy. *SPIE Proc Med Im San Diego, CA, USA*, 2007.
- [20] Zollei L, Grimson E, Norbash A, Wells W. 2D-3D rigid registration of X-ray fluoroscopy and CT images using mutual information and sparsely sampled histogram estimators. *Comp Vis and Patt Rec* 2001; 2: 696-703.
- [21] I-CAT Vision 3D medical data visualization software. Home page URL: <http://www.croallradiography.com/icatvision.html>
- [22] Gavrielides MA, Kinnard LM, Myers KJ, Petrick N. Noncalcified lung nodules: volumetric assessment with thoracic CT. *Radiol* 2009; 251: 26-37.
- [23] Kalkner K, Kubicek G, Nilsson J, Lundell M, Levitt S, Nilsson S. Prostate volume determination: differential volume measurements comparing CT and TRUS. *Radiotherapy and Oncology* 2006; 81(2): 179-183.
- [24] Nolf E. XMedCon - an open-source medical image conversion toolkit. *Euro J Nucl Med* 2003; 30(2): S246.
- [25] Meijering E. A chronology of interpolation: from ancient astronomy to modern signal and image processing. *IEEE Proc* 2002; 90(3): 319-342.
- [26] Laliberte F, Gagnon L, Sheng Y. Registration and fusion of retinal images: An evaluation study. *IEEE Trans Med Im* 2003; 22(5): 404-418.
- [27] Edwards AL. The correlation coefficient. Ch. 4 in *An introduction to linear regression and correlation*. San Francisco: W. H. Freeman 1976; 33-46.
- [28] Press WH, Teukolsky SA, Vetterling WT, Flannery BP. *Numerical recipes in C: the art of scientific computing (2nd edn)*. Cambridge University Press, 1992.
- [29] Canny J. A computational approach to edge detection. *IEEE Trans Patt Anal Mach Intell* 1986; 8: 679-714.
- [30] Zeng PF, Hirata T. Distance map based enhancement for interpolated images. *Lec Not Comp Sc* 2003; 2616: 429-449.
- [31] Gonzalez RC, Woods RE. *Digital image processing (2nd edn)*. New Jersey: Prentice Hall, 2002.
- [32] ImageJ: Image Processing and Analysis in Java. NIH. URL: <http://rsb.info.nih.gov/ij/>

Κεφάλαιο 6. Ευθυγράμμιση Τρισδιάστατων Οδοντιατρικών Δεδομένων Βάσει Τεχνητού Ανοσοποιητικού Δικτύου

6.1 Εισαγωγή

Η ακριβής γεωμετρική ευθυγράμμιση της απεικονιζόμενης πληροφορίας αποτελεί βασικό προαπαιτούμενο σε πλήθος εφαρμογών της ιατρικής επιστήμης [1]-[4]. Συχνά, ειδικοί ιατροί στηρίζονται σε ψηφιακά ιατρικά δεδομένα για την αποτίμηση συγκεκριμένων θεραπευτικών σχημάτων ή για την εκτίμηση της προόδου κάποιας πάθησης, μέσω της εξέτασης δεδομένων τα οποία ελήφθησαν σε διαφορετικές χρονικές στιγμές [5]-[7]. Λόγω της έλλειψης αυστηρά προκαθορισμένων πρωτοκόλλων λήψης των δεδομένων, η γεωμετρική σύμπτωση δεδομένων που προέρχονται από διαδοχικές λήψεις, σε διαφορετικές χρονικές στιγμές, δεν μπορεί να θεωρηθεί δεδομένη [6], [8].

Η γεωμετρική ευθυγράμμιση των ιατρικών δεδομένων απαιτείται ιδιαίτερα σε περιπτώσεις όπου η επεξεργασία των δεδομένων πραγματοποιείται μέσω αυτοματοποιημένων υπολογιστικών αλγορίθμων, όπως για παράδειγμα κατά την εφαρμογή τεχνικών αφαιρετικής ακτινογραφίας [9]-[11]. Οι συγκεκριμένες τεχνικές αναδεικνύουν τυχόν διαφορές ανάμεσα στα συγκρινόμενα δεδομένα, οι οποίες προκύπτουν από τη ψηφιακή αφαίρεση των τιμών της φωτεινότητας των αντίστοιχων σημείων των δεδομένων. Η εφαρμογή τέτοιων τεχνικών σε μη ευθυγραμμισμένα δεδομένα, προκαλεί την εμφάνιση ανεπιθύμητης πληροφορίας, ιδιαίτερα πλησίον των φυσικών ακμών των εικονιζόμενων αντικειμένων [11]. Η ανεπιθύμητη αυτή πληροφορία μπορεί να καταστήσει δύσκολη ή ακόμα και αδύνατη την περαιτέρω ανάλυση και αποτίμηση των δεδομένων. Κατά συνέπεια, πριν από την εφαρμογή αυτοματοποιημένων τεχνικών σύγκρισης, απαιτείται η ακριβείς γεωμετρική ευθυγράμμιση των συγκρινόμενων δεδομένων [9].

Η ευθυγράμμιση των ιατρικών δεδομένων είναι δυνατό να επιτευχθεί μέσω της εφαρμογής αυτοματοποιημένων τεχνικών ψηφιακής ευθυγράμμισης εικόνων [12]-[14]. Όπως προαναφέρθηκε στο Κεφάλαιο 4, η ψηφιακή ευθυγράμμιση είναι μια επαναληπτική διαδικασία, η οποία μετασχηματίζει μια δισδιάστατη ή τρισδιάστατη δομή δεδομένων, με βάση μια άλλη δομή η οποία θεωρείται ως η δομή δεδομένων αναφοράς [4]. Συνήθως, οι τεχνικές ευθυγράμμισης υψηλής ακρίβειας λαμβάνουν υπ' όψιν τους το σύνολο των σημείων που απαρτίζουν τις υπό ευθυγράμμιση δομές δεδομένων (καθολικές τεχνικές ευθυγράμμισης) [2]-[3],[9],[12]. Οι πληροφορίες που αξιοποιούνται για κάθε σημείο περιλαμβάνουν τη σχετική θέση του σημείου στα δεδομένα, αλλά και την τιμή του σημείου, η οποία στις ψηφιακές εικόνες αντιστοιχεί στην ένταση της φωτεινότητάς του. Παρά το γεγονός ότι οι καθολικές τεχνικές ευθυγράμμισης είναι ιδιαίτερα ακριβείς και αποδοτικές σε δισδιάστατα ιατρικά δεδομένα (επίπεδα ραδιογραφήματα, μαστογραφίες, εικόνες υπερήχων, κλπ.), το αυξημένο μέγεθος των δεδομένων που εμπλέκονται στην τρισδιάστατη απεικόνιση, καθιστά τη χρήση καθολικών τεχνικών ευθυγράμμισης μη-πρακτική σε τέτοιες

περιπτώσεις [15]. Τα τρισδιάστατα απεικονιστικά δεδομένα αποτελούνται συνήθως από πλήθος επίπεδων εικόνων τομογραφίας, αυξάνοντας έτσι σημαντικά το χρόνο επεξεργασίας που απαιτείται για τα δεδομένα αυτού του τύπου, σε σχέση με τα δισδιάστατα δεδομένα. Επομένως, για τις περιπτώσεις αυτές, θα μπορούσε να εξεταστεί η δυνατότητα της αξιοποίησης μόνο ενός μικρού υποσυνόλου των σημείων των δεδομένων για την επιτυχή ευθυγράμμισή τους. Η ιδέα αυτή οδήγησε στην ανάπτυξη σημειακών τεχνικών τρισδιάστατης ευθυγράμμισης [16]-[17]. Αρχικά, οι τεχνικές αυτές υπολογίζουν τις αντιστοιχίες ανάμεσα σε δύο περιορισμένα υποσύνολα σημείων από τις δύο υπό ευθυγράμμιση τρισδιάστατες δομές δεδομένων και στη συνέχεια προσδιορίζουν έναν γενικό γεωμετρικό μετασχηματισμό, παρεκτείνοντας τους γεωμετρικούς συσχετισμούς των αντίστοιχων σημείων στο σύνολο των σημείων των υπό ευθυγράμμιση δεδομένων [15].

Το σημαντικότερο ίσως στοιχείο ενός σημειακού αλγορίθμου ευθυγράμμισης, είναι η ενσωματωμένη τεχνική αντιστοίχισης των σημείων. Γενικά, μια τεχνική αντιστοίχισης σημείων μπορεί να εκληφθεί ως μια διαδικασία δύο σταδίων. Το πρώτο στάδιο αφορά την εξαγωγή διακριτών σημείων στα δεδομένα αναφοράς. Αυτό μπορεί να επιτευχθεί είτε χρησιμοποιώντας τις γεωμετρικές ιδιότητες των σημείων [18], όπως για παράδειγμα κατά την επιλογή γωνιακών σημείων, των κεντροειδών σημείων μιας επιφάνειας και των διατομών, ή χρησιμοποιώντας ως κριτήριο την ένταση της φωτεινότητας των σημείων [19]. Συνήθως τα διακριτά σημεία εξάγονται μόνο από τα δεδομένα αναφοράς, αλλά υπάρχουν τεχνικές αντιστοίχισης που απαιτούν την εξαγωγή σημείων και από τις δύο υπό ευθυγράμμιση δομές δεδομένων (τεχνικές βασιζόμενες στον αλγόριθμο ICP) [16]. Το δεύτερο στάδιο των τεχνικών αντιστοίχισης σημείων αφορά τον κατά προσέγγιση υπολογισμό των αντιστοιχιών των διακριτών σημείων που εξήχθησαν στο πρώτο στάδιο της διαδικασίας [19].

Στην περίπτωση των τρισδιάστατων δεδομένων, τα εξαχθέντα σημεία και οι αντιστοιχίες τους μπορούν να μοντελοποιηθούν ως νέφη σημείων στον τρισδιάστατο χώρο [16]. Στην παρούσα μελέτη, ένα νέφος διακριτών σημείων εξάγεται από κάθε δομή δεδομένων αναφοράς. Η διακριτότητα του κάθε σημείου των δεδομένων αναφοράς υπολογίζεται με βάση τις διακυμάνσεις της φωτεινότητας του σημείου σε σχέση με τη μέση φωτεινότητα μιας γειτονικής του περιοχής με προκαθορισμένο μέγεθος [19]. Σύμφωνα με την προτεινόμενη μεθοδολογία, οι αντιστοιχίες των διακριτών σημείων στα υπό ευθυγράμμιση δεδομένα, υπολογίζονται χρησιμοποιώντας έναν πλήρως αυτοματοποιημένο αλγόριθμο εύρεσης αντιστοιχιών τρισδιάστατων νεφών σημείων, ο οποίος βασίζεται σε κατάλληλα τροποποιημένη υλοποίηση ενός Τεχνητού Ανοσοποιητικού Δικτύου (Artificial Immune Network ή AIN) [20]. Τα Τεχνητά Ανοσοποιητικά Δίκτυα είναι μια σχετικά καινοτόμος κατηγορία αλγορίθμων για τη βελτιστοποίηση πολυτροπικών συναρτήσεων [21]. Οι αλγόριθμοι αυτοί μοντελοποιούν τα εξαχθέντα νέφη σημείων των δεδομένων ως κύτταρα ενός νευρωνικού δικτύου. Μέσω μιας επαναληπτικής διαδικασίας βελτιστοποίησης, κάθε κύτταρο του δικτύου μπορεί να εξελιχτεί, να μεταλλαχθεί, να κλωνοποιηθεί ή να αφαιρεθεί από το δίκτυο. Τα κύτταρα αυτά ορίζονται από πλήθος αυτόνομων παραμέτρων, οι οποίες καθορίζουν τη γεωμετρική θέση και την ένταση της φωτεινότητας των σημείων που συσχετίζονται με αυτά. Μετά το πέρας της επαναληπτικής διαδικασίας, τα κύτταρα που μοντελοποιούν τα αντίστοιχα σημεία στα υπό ευθυγράμμιση

δεδομένα, εξελίσσονται με τέτοιο τρόπο ώστε να συμπίπτουν γεωμετρικά με τα διακριτά σημεία στα δεδομένα αναφοράς. Το προϊόν της παραπάνω διαδικασίας βελτιστοποίησης είναι ο υπολογισμός ενός μοναδικού αντίστοιχου σημείου στα υπό ευθυγράμμιση δεδομένα, για κάθε διακριτό σημείο των δεδομένων αναφοράς. Οι αντιστοιχίες που προέκυψαν για το σύνολο των διακριτών σημείων, χρησιμοποιούνται εν συνεχεία για τον υπολογισμό των παραμέτρων ενός καθολικού μετασχηματισμού, ο οποίος τελικά εφαρμόζεται στα υπό ευθυγράμμιση δεδομένα, έτσι ώστε να τα ευθυγραμμίσει σε σχέση με τα δεδομένα αναφοράς. Η απόδοση του αλγορίθμου εύρεσης αντιστοιχιών AIN αποτιμήθηκε σε σχέση με την ευρέως διαδεδομένη τεχνική αντιστοίχισης Iterated Closest Point (ICP) [16]. Και οι δύο τεχνικές ενσωματώθηκαν στην προτεινόμενη μεθοδολογία τρισδιάστατης ευθυγράμμισης και εφαρμόστηκαν σε συνολικά 20 ζεύγη τρισδιάστατων δομών δεδομένων υπολογιστικής τομογραφίας κωνικής δέσμης ακτινών (CT cone-beam). Κάθε ζεύγος απαρτίζεται από μια δομή δεδομένων αναφοράς και μια επιπλέον τρισδιάστατη δομή προς ευθυγράμμιση. Τα δεδομένα των ζευγών που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα μελέτη, εμφανίζουν τόσο γνωστές (τεχνητές), όσο και άγνωστες γεωμετρικές διαφορές μεταξύ τους.

Το παρόν κεφάλαιο έχει την ακόλουθη διάρθρωση: Στην Ενότητα 6.2 παρουσιάζεται η μεθοδολογία λήψης των δεδομένων που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα μελέτη, αλλά και οι προτεινόμενες τεχνικές εξαγωγής των διακριτών σημείων και υπολογισμού των αντίστοιχών τους σημείων. Επιπλέον παρατίθενται λεπτομέρειες σχετικά με τις τεχνικές αποτίμησης της προτεινόμενης μεθοδολογίας. Στην Ενότητα 6.3 παρουσιάζονται τα ποιοτικά και ποσοτικά αποτελέσματα που συλλέχθηκαν μετά από την εφαρμογή της προτεινόμενης μεθοδολογίας στο σύνολο των δεδομένων της μελέτης. Τέλος, στην Ενότητα 6.4 επιχειρείται η ανάλυση των παραπάνω αποτελεσμάτων, σε σχέση με τις ιδιότητες των διαφόρων συστατικών στοιχείων της προτεινόμενης μεθοδολογίας.

6.2 Μεθοδολογία

Στην ενότητα αυτή παρουσιάζονται οι επιμέρους τεχνικές που συνθέτουν την προτεινόμενη μεθοδολογία σημειακής ευθυγράμμισης τρισδιάστατων ιατρικών δεδομένων υπολογιστικής τομογραφίας. Πιο συγκεκριμένα, παρουσιάζονται οι λεπτομέρειες της υλοποίησης της μεθόδου εξαγωγής νεφών διακριτών σημείων, αλλά και της τεχνικής εύρεσης αντιστοιχιών μέσω του αλγορίθμου AIN. Η προτεινόμενη μεθοδολογία εφαρμόστηκε σε συνολικά 20 ζεύγη τρισδιάστατων δομών υπολογιστικής τομογραφίας, οι οποίες ελήφθησαν κατά τη διάρκεια μιας ανεξάρτητης οδοντιατρικής μελέτης. Κατά συνέπεια, η προτεινόμενη μεθοδολογία βελτιστοποιήθηκε για εφαρμογή σε τρισδιάστατα οδοντιατρικά δεδομένα, παρά το γεγονός ότι μπορεί να χρησιμοποιηθεί κάλλιστα για πληθώρα τρισδιάστατων απεικονίσεων, ιατρικών ή μη εφαρμογών. Η απόδοση της προτεινόμενης μεθοδολογίας αποτιμήθηκε βάσει συγκεκριμένων ποιοτικών και ποσοτικών κριτηρίων, τα οποία επίσης παρουσιάζονται στο παρόν κεφάλαιο.

6.2.1 Λήψη δεδομένων

Στην παρούσα μελέτη χρησιμοποιήθηκαν συνολικά 20 ζεύγη τρισδιάστατων δομών τομογραφίας κωνικής δέσμης ακτινών (Cone-beam CT). Κάθε ζεύγος απαρτίζεται από μια τρισδιάστατη δομή δεδομένων αναφοράς και μια τρισδιάστατη δομή δεδομένων υπό ευθυγράμμιση. Σε 10 ζεύγη, οι γεωμετρικές διαφορές ανάμεσα στα δεδομένα αναφοράς και στα υπό ευθυγράμμιση δεδομένα, τα οποία ελήφθησαν σε διαφορετικές χρονικές στιγμές, είναι άγνωστες και οφείλονται αποκλειστικά στο μη αυστηρώς καθορισμένο πρωτόκολλο λήψης των δεδομένων. Στα υπόλοιπα 10 ζεύγη, τα υπό ευθυγράμμιση δεδομένα παρήχθησαν τεχνηέντως από τα δεδομένα αναφοράς, εφαρμόζοντας προκαθορισμένους γεωμετρικούς μετασχηματισμούς.

6.2.1.1 Ζεύγη με άγνωστες γεωμετρικές διαφορές

Τα δεδομένα αυτής της κατηγορίας προέρχονται από την κλινική μελέτη που περιγράφηκε στην Ενότητα 5.2.1, χρησιμοποιώντας το ίδιο κλινικό πρωτόκολλο λήψης δεδομένων, το οποίο εφαρμόστηκε σε 10 επιπλέον ασθενείς που συμμετείχαν στην εν λόγω κλινική μελέτη. Οι 10 αυτοί ασθενείς παρουσίαζαν βλάβες στην κυψελιδική περιοχή του φατνιακού οστού, η οποίες αντιμετώπιστηκαν με τη διεξαγωγή εγχειρητικής διαδικασίας τοποθέτησης εμφυτευμάτων. Η εγχειρητική αυτή διαδικασία πραγματοποιήθηκε σε δύο στάδια. Στο πρώτο στάδιο πραγματοποιήθηκε προσθετική οστού στην περιοχή της βλάβης, χρησιμοποιώντας καινοτόμα εμφυτεύματα σχήματος πτερυγίου μερικού πάχους. Τα εμφυτεύματα αυτά υποστηρίχθηκαν από επιπλέον εμφυτεύματα τύπου Branemark/Replace της εταιρίας Nobel Biocare (Göteborg, Σουηδία), όπου αυτό ήταν εφικτό. Στη συνέχεια, μη αναρροφούμενα ορυκτά βοοειδών (Bio-Oss, της εταιρίας Geistlich, Wolhusen, Ελβετία), αλλά και τοπικά ληφθέντα αυτογενή τμήματα οστού, προστέθηκαν στη νωδό ακρολοφία, σε οριζόντια και κατακόρυφη διάταξη. Μετά από την τοποθέτηση των μοσχευμάτων, μια μη αναρροφούμενη μεμβράνη τιτανίου (FRIOS® Bone Shield, της εταιρίας Dentsply Friadent, Mannheim, Γερμανία) ή μια αναρροφούμενη μεμβράνη (Resolut Adapt LT, της εταιρίας Gore, Flagstaff, ΗΠΑ), προσαρμόστηκαν κατάλληλα και τοποθετήθηκαν πάνω από τα μοσχεύματα. Οι μεμβράνες αυτές συγκρατήθηκαν χρησιμοποιώντας καρφίδες τιτανίου (FRIOS® Membrane Tacks, της εταιρίας Dentsply Friadent, Mannheim, Γερμανία). Το δεύτερο στάδιο της διαδικασίας πραγματοποιήθηκε εννέα με δώδεκα μήνες μετά από την αρχική επέμβαση. Κατά τη διάρκεια του δεύτερου σταδίου της εγχειρητικής διαδικασίας παρατηρήθηκε ότι η οριζόντια και κατακόρυφα ενισχυμένη φατνιακή ακρολοφία των ασθενών παρουσίαζε παρόμοια κλινική εικόνα με τα υγιή γειτονικά οστά. Σε αυτή τη φάση, οι εκτεθειμένες επιφάνειες των εμφυτευμάτων είχαν ήδη καλυφθεί από νέο αναγεννημένο οστό. Κατά τη διάρκεια της δεύτερης επέμβασης αφαιρέθηκαν οι κοχλίες στερεώσεως και καλύψεως, έτσι ώστε να διευκολυνθεί η πρόσβαση για την τοποθέτηση συνδετικών στηριγμάτων. Τέλος, τοποθετήθηκαν κολοβώματα επούλωσης στις περιοχές των εμφυτευμάτων. Για κάθε έναν από τους 10 επιπλέον ασθενείς που συμμετείχαν στη μελέτη, ελήφθη ζεύγος τρισδιάστατων δεδομένων CT, τα οποία απεικονίζουν την κλινική εικόνα της στοματικής κοιλότητας του ασθενούς πριν από την εφαρμογή του παραπάνω κλινικού πρωτοκόλλου (προεγχειρητικά δεδομένα) και 9-12 μήνες μετά τη διεξαγωγή της πρώτης φάσης της όλης θεραπευτικής διαδικασίας (μετεγχειρητικά δεδομένα). Σε κάθε περίπτωση, τα προεγχειρητικά δεδομένα θεωρήθηκαν

ως τα δεδομένα αναφοράς του ζεύγους, ενώ τα αντίστοιχά τους μετεγχειρητικά δεδομένα θεωρήθηκαν ως τα υπό ευθυγράμμιση δεδομένα. Τόσο η εγχειρητική διαδικασία, όσο και η παραγωγή των δεδομένων που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα μελέτη, πραγματοποιήθηκαν στο Τμήμα Περιοδοντολογίας του Πανεπιστημίου Semmelweis της Βουδαπέστης, υπό την επίβλεψη του καθηγητή Peter Windisch.

Το σύνολο των δεδομένων που περιλαμβάνονται στην παρούσα μελέτη δημοσιοποιήθηκαν με την έγκριση της Θεσμικής Επιτροπής Επιστήμης και Ερευνητικής Δεοντολογίας του Πανεπιστημίου Semmelweis της Βουδαπέστης (αριθμός πρωτοκόλλου: 77/2011). Όπως προαναφέρθηκε, το κάθε ζεύγος δεδομένων απαρτίζεται από δύο συστοιχίες εικόνων υπολογιστικής τομογραφίας κωνικής δέσμης (cone beam CT), για την απεικόνιση της προεγχειρητικής και της μετεγχειρητικής κατάστασης του κάθε ασθενούς. Ο συνδυασμός της κάθε συστοιχίας των εικονιζόμενων τομών του ασθενούς συνθέτει μια πλήρη απεικόνιση του κρανίου και των περιοχών όπου αναμένονται διαφοροποιήσεις στο φατνιακό οστό, στις τρεις διαστάσεις, πριν και 9-12 μήνες μετά την εισαγωγή των οδοντιατρικών εμφυτευμάτων. Το σύνολο των εικόνων CT κωνικής δέσμης ελήφθησαν από μια κλασική διάταξη ακτινοβόλησης i-CAT (Imaging Sciences International, 1910 North Penn Road Hatfield, PA 19440, ΗΠΑ). Όπως προαναφέρθηκε, τα δεδομένα ελήφθησαν κατά τη διάρκεια πολύπλοκων διαδικασιών οδοντιατρικής προσθετικής θεραπείας. Η διάταξη i-CAT προτιμήθηκε έναντι αντίστοιχων λύσεων CT κωνικής δέσμης με μικρότερο εύρος απεικόνισης, καθώς, για όλους τους ασθενείς που συμμετείχαν στη μελέτη, εκτός από τη διαδικασία προσθετικής, πραγματοποιήθηκαν και άλλες επεμβάσεις και θεραπείες και επομένως απαιτήθηκε η απεικόνιση ολόκληρης της στοματικής κοιλότητας.

Όλες οι εικόνες τομών που συνθέτουν τα δεδομένα τα οποία χρησιμοποιήθηκαν για την αποτίμηση της προτεινόμενης μεθοδολογίας, ελήφθησαν χρησιμοποιώντας κοινές παραμέτρους της διάταξης λήψης. Οι παράμετροι συνοψίζονται ακολούθως: υψηλή συχνότητα, σταθερό δυναμικό, σταθερή τάση ακτινοβόλησης στα 120kVp και ένταση ρεύματος 3-8mA. Ο ανιχνευτής εικόνας αποτελούνταν από επίπεδο πίνακα άμορφης σιλικόνης, μεγέθους 20cm × 25cm. Η λήψη των εικόνων πραγματοποιήθηκε μετά από μοναδική περιστροφική σάρωση 360 μοιρών με το χρόνο σάρωσης στα 40 δευτερόλεπτα.

Το σύνολο των παραχθέντων δεδομένων ψηφιοποιήθηκε, χρησιμοποιώντας το πρότυπο DICOM, ως συστοιχίες εικόνων αποχρώσεων του γκρι, οι οποίες αντιστοιχούν στις τομές των δεδομένων CT. Βάσει του επιλεχθέντος προτύπου, χρησιμοποιήθηκαν 16 ψηφία (16-bit) για τον ορισμό της χρωματικής τιμής του κάθε εικονοστοιχείου των εικόνων. Το μέγεθος της κάθε εικόνας είναι 400 × 400 εικονοστοιχεία, με κάθε εικονοστοιχείο να αντιστοιχεί σε τετραγωνική περιοχή πραγματικών διαστάσεων 0,4mm × 0,4mm. Η απόσταση μεταξύ των τομών είναι σταθερή στα 0,4mm για όλα τα δεδομένα. Ο αριθμός των τομών (εικόνων CT) που ελήφθησαν εξαρτάται από την κάθε περίπτωση ασθενούς και κυμαίνεται από 322 ως 327 τομές. Για την απλοποίηση και επιτάχυνση της επεξεργασίας, όλα τα δεδομένα τύπου DICOM μετασηματίστηκαν σε δομές ακατέργαστων δεδομένων (RAW) 256 αποχρώσεων του γκρι (8-bit grayscale), χρησιμοποιώντας το εργαλείο ανοιχτού κώδικα XMedCon [22].

6.2.1.2 Ζεύγη με γνωστές γεωμετρικές διαφορές

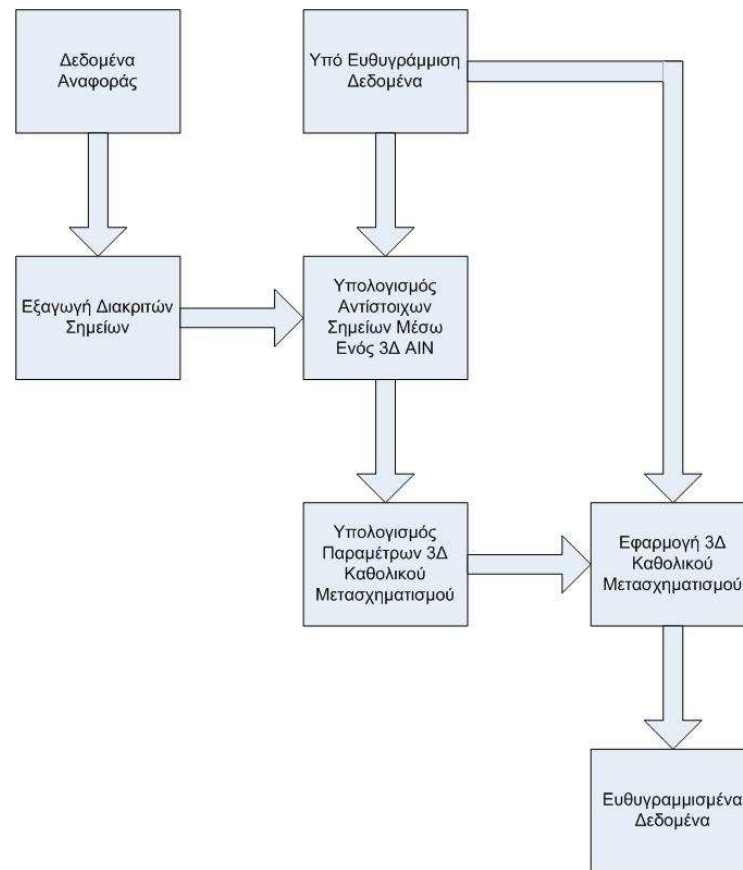
Για την παραγωγή 10 επιπλέον ζευγών δεδομένων με γνωστές γεωμετρικές αποκλίσεις, χρησιμοποιήθηκε μια προεγχειρητική δομή δεδομένων, η οποία ελήφθη σύμφωνα με τη διαδικασία που περιγράφεται στην Ενότητα 6.2.1.1. Τα δεδομένα αυτά αποτελούν τα δεδομένα αναφοράς για τα 10 ζεύγη αυτού του τύπου. Στη συνέχεια, για κάθε ζεύγος παρήχθει τεχνηέντως μια υπό ευθυγράμμιση τρισδιάστατη δομή δεδομένων, μετασχηματίζοντας κατάλληλα τα δεδομένα αναφοράς. Τα δεδομένα μετασχηματίστηκαν χειροκίνητα, χρησιμοποιώντας το πακέτο λογισμικού ImageJ για την εφαρμογή διαφόρων συνδυασμών μετατοπίσεων και περιστροφών στους τρεις άξονες του τρισδιάστατου συστήματος συντεταγμένων των δεδομένων [23]. Οι μετασχηματισμοί αυτοί πραγματοποιήθηκαν με βάση το μοντέλο του Τρισδιάστατου Άκαμπτου Μετασχηματισμού (3D Rigid body transformation), το οποίο ορίζεται από τον πίνακα μετασχηματισμού που παρουσιάζεται στην Εξίσωση (6.1).

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \alpha \cos \beta & \cos \alpha \sin \beta \sin \gamma - \sin \alpha \cos \gamma & \cos \alpha \sin \beta \cos \gamma + \sin \alpha \sin \gamma \\ \sin \alpha \cos \beta & \sin \alpha \sin \beta \sin \gamma + \cos \alpha \cos \gamma & \sin \alpha \sin \beta \cos \gamma - \cos \alpha \sin \gamma \\ -\sin \beta & \cos \beta \sin \gamma & \cos \beta \cos \gamma \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} dx \\ dy \\ dz \end{pmatrix} \quad (6.1)$$

Επομένως, σύμφωνα με τον παραπάνω μετασχηματισμό, για την παραγωγή των υπό ευθυγράμμιση δεδομένων, κάθε σημείο των δεδομένων αναφοράς με συντεταγμένες (x, y, z) , μετατίθεται στη νέα του τοποθεσία, η οποία περιγράφεται από τις συντεταγμένες (x', y', z') . Η μετάθεση αυτή καθορίζεται από τις έξι ανεξάρτητες παραμέτρους του τρισδιάστατου άκαμπτου μετασχηματισμού: α, β, γ οι οποίες ορίζουν την περιστροφή στον άξονα x, y, z , αντίστοιχα και dx, dy, dz , οι οποίες ορίζουν τη μετατόπιση στον άξονα x, y και z , αντίστοιχα. Τα υπό ευθυγράμμιση δεδομένα παρήχθησαν εφαρμόζοντας διάφορους συνδυασμούς περιστροφών από 0 ως 10 μοίρες και μετατοπίσεων από 0 ως 20 εικονοστοιχεία (σημεία).

6.2.2 Ευθυγράμμιση τρισδιάστατων οδοντιατρικών δεδομένων

Ο στόχος της προτεινόμενης μεθοδολογίας είναι η γεωμετρική ευθυγράμμιση μιας τρισδιάστατης δομής δεδομένων τομογραφίας (υπό ευθυγράμμιση δεδομένα) σε σχέση με μια δομή δεδομένων αναφοράς. Η προτεινόμενη μεθοδολογία απαρτίζεται από τρεις σειριακά εκτελούμενες διεργασίες: (α) την εξαγωγή νέφους διακριτών σημείων από τα δεδομένα αναφοράς, (β) την εύρεση του αντίστοιχου νέφους σημείων στα υπό ευθυγράμμιση δεδομένα, χρησιμοποιώντας ένα Τεχνητό Ανοσοποιητικό Δίκτυο και (γ) τον καθορισμό ενός καθολικού γεωμετρικού μετασχηματισμού ο οποίος προκύπτει από τις παραπάνω αντιστοιχίες σημείων και ο οποίος τελικά εφαρμόζεται στο σύνολο των υπό ευθυγράμμιση δεδομένων. Όλες οι παραπάνω διεργασίες αναπτύσσονται λεπτομερώς στις ακόλουθες υποενότητες. Η προτεινόμενη μεθοδολογία τρισδιάστατης σημειακής ευθυγράμμισης συνοψίζεται στο σχηματικό διάγραμμα που παρουσιάζεται στην Εικόνα 6.1.



Εικόνα 6.1. Σχηματικό διάγραμμα της προτεινόμενης μεθοδολογίας για την ευθυγράμμιση τρισδιάστατων δεδομένων τομογραφίας, μέσω της αντιστοίχισης σημείων χρησιμοποιώντας τρισδιάστατο Τεχνητό Ανοσοποιητικό Δίκτυο.

6.2.2.1 Εξαγωγή διακριτών σημείων

Η διεργασία της εξαγωγής διακριτών σημείων είναι πολύ σημαντική για την απόδοση της συνολικής μεθοδολογίας ευθυγράμμισης. Η τεχνική εξαγωγής σημείων θα πρέπει να διασφαλίζει την επιλογή των βέλτιστων σημείων από τα δεδομένα αναφοράς, καθώς η επιλογή ακατάλληλων σημείων μπορεί να έχει αρνητική επίδραση στη διαδικασία αντιστοίχισης που ακολουθεί, και κατά συνέπεια στην ποιότητα ευθυγράμμισης της συνολικής μεθοδολογίας.

Τα εξαχθέντα σημεία θα πρέπει να είναι τα πλέον διακριτά σημεία των δεδομένων, τα οποία αποδίδουν το μέγιστο εύρος πληροφορίας, σε σχέση με τα άμεσα γειτονικά τους σημεία. Στα ψηφιακά απεικονιστικά δεδομένα, η πληροφορία αυτή σχετίζεται με την ένταση της φωτεινότητας, ενώ τα φυσικά σημεία των απεικονιζόμενων αντικειμένων αποδίδονται με τη μορφή εικονοστοιχείων. Ένα εικονοστοιχείο θεωρείται διακριτό εφόσον η φωτεινότητά του διαφέρει σημαντικά σε σχέση με αυτή των γειτονικών του εικονοστοιχείων. Στην περίπτωση των τρισδιάστατων δομών δεδομένων που χρησιμοποιούνται στην παρούσα μελέτη, τα γειτονικά αυτά εικονοστοιχεία περικλείονται σε ψηφιακή σφαίρα ακτίνας r , με επίκεντρο το υποψήφιο διακριτό σημείο. Για την εξάλειψη πιθανών τοπικών ακραίων τιμών της φωτεινότητας, η διακριτότητα των σημείων υπολογίζεται μετά από τη σύγκριση ολόκληρων γειτονιών σημείων ίδιου μεγέθους. Κατά

συνέπεια, για κάθε σημείο (x, y, z) των δεδομένων αναφοράς, η σφαιρική γειτονιά του ακτίνας r συγκρίνεται, ως προς τη μέση φωτεινότητά της, με τη σφαιρική γειτονιά ίδιου μεγέθους του κάθε σημείου που βρίσκεται στην επιφάνεια ιδεατού σφαιρικού κελύφους ακτίνας R , με επίκεντρο το σημείο (x, y, z) . Επομένως, η ψηφιακή σφαίρα ακτίνας r με επίκεντρο το σημείο (x, y, z) , συγκρίνεται με όλες τις ψηφιακές σφαίρες ακτίνας r με επίκεντρα $(x+k, y+l, z+m)$, όπου $k^2 + l^2 + m^2 < R^2$. Μετά από πλήθος δοκιμών με διάφορες δομές δεδομένων που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα μελέτη, εκτιμήθηκε ότι οι βέλτιστες τιμές για τις δύο προαναφερθείσες ακτίνες είναι $R=9$ και $r=3$. Ως κριτήριο σύγκρισης των σφαιρικών γειτονιών σημείων, χρησιμοποιήθηκε η μέση απόλυτη διαφορά στην ένταση της φωτεινότητας. Το κριτήριο αυτό μπορεί να υπολογιστεί μέσω της Εξίσωσης (6.2), για το σύνολο των εικονοστοιχείων (x, y, z) των δεδομένων αναφοράς V_R για $k^2 + l^2 + m^2 < R^2$, χρησιμοποιώντας σφαιρικές γειτονιές ακτίνας r , η οποίες περιέχουν συνολικά N σημεία [19].

$$\begin{aligned} Sim((x, y, z), (x+k, y+l, z+m)) = \\ = \frac{1}{(G-1)N} \sum |V_R(x+i, y+j, z+h) - V_R(x+k+i, y+l+j, z+m+h)| \end{aligned} \quad (6.2)$$

Η διακριτότητα του κάθε σημείου (x, y, z) των δεδομένων αναφοράς V_R είναι δυνατό να εκτιμηθεί μέσω της Εξίσωσης (6.2), υπολογίζοντας το γινόμενο όλων των μετρήσεων $Sim()$ για το σύνολο των εικονοστοιχείων με συντεταγμένες $(x+k, y+l, z+m)$, όπου $k^2 + l^2 + m^2 < R^2$. Για τον σχηματισμό του νέφους διακριτών σημείων επιλέγεται προκαθορισμένος αριθμός σημείων, τα οποία παρουσιάζουν τα υψηλότερα γινόμενα του κριτηρίου ομοιότητας $Sim()$. Τα σημεία αυτά συνήθως συσσωρεύονται κατά μήκος των ακμών των απεικονιζόμενων αντικειμένων, ή γενικά σε περιοχές των δεδομένων με μεγάλες διακυμάνσεις στην αντίθεση της φωτεινότητας.

6.2.2.2 Υπολογισμός αντιστοιχιών

Μετά από τον καθορισμό του νέφους των διακριτών σημείων στα δεδομένα αναφοράς, είναι δυνατός ο προσδιορισμός του αντίστοιχου νέφους σημείων στα υπό ευθυγράμμιση δεδομένα. Για το σκοπό αυτό, η προτεινόμενη μεθοδολογία ενσωματώνει κατάλληλα τροποποιημένο Τεχνητό Ανοσοποιητικό Δίκτυο (Artificial Immune Network ή AIN) [20]. Στις διατάξεις των δικτύων αυτών, τα υποψήφια αντίστοιχα σημεία στα υπό ευθυγράμμιση δεδομένα μοντελοποιούνται ως οργανικά κύτταρα [23]-[25]. Μέσω μιας επαναληπτικής διαδικασίας, η οποία προσομοιάζει τη γενετική μετάλλαξη ενός ζωντανού οργανισμού, τα κύτταρα αυτά εξελίσσονται με τρόπο τέτοιο, ώστε στο τέλος της διαδικασίας να συμπίπτουν γεωμετρικά με τα διακριτά σημεία των δεδομένων αναφοράς. Σε κάθε βήμα της παραπάνω διαδικασίας, τροποποιούνται οι ιδιότητες των κυττάρων του δικτύου, προστίθενται νέα κύτταρα στο δίκτυο ή αφαιρούνται υπάρχοντα κύτταρα από το δίκτυο, αναπλάθοντας έτσι το νέφος σημείων των υπό ευθυγράμμιση δεδομένων [23]. Ουσιαστικά πρόκειται για μια διαδικασία βελτιστοποίησης, όπου το ζητούμενο είναι η ελαχιστοποίηση των γεωμετρικών αποκλίσεων ανάμεσα στα διακριτά σημεία και τα εκτιμώμενα αντίστοιχα τους σημεία [20].

Η βασική συνιστώσα του Τεχνητού Ανοσοποιητικού Δικτύου είναι το κύτταρο, το οποίο αποτελεί τη μονάδα του πληθυσμού του δικτύου [21]. Κάθε κύτταρο του δικτύου περιέχει ένα διάνυσμα το οποίο ορίζει τις παραμέτρους ενός γεωμετρικού μετασχηματισμού. Ο μετασχηματισμός αυτός περιγράφει τη μετάλλαξη που υφίσταται το κύτταρο κατά τη διάρκεια της επαναληπτικής εκτέλεσης του γενετικού αλγορίθμου βελτιστοποίησης AIN. Επιπλέον, κάθε κύτταρο σχετίζεται με μια μέτρηση καταλληλότητας. Η μέτρηση αυτή βασίζεται σε συγκεκριμένο κριτήριο ομοιότητας ή σφάλματος και υπολογίζεται μετά από κάθε μετάλλαξη του κυττάρου, η οποία συντελείται βάσει των παραμέτρων μετασχηματισμού του κυττάρου [23]. Έστω $V_R(i)$ διακριτό σημείο των δεδομένων αναφοράς και $V_F(i)$ το υποψήφιο αντίστοιχο του σημείο στα υπό ευθυγράμμιση δεδομένα, το οποίο μοντελοποιείται από το κύτταρο $c(i)$ του Τεχνητού Ανοσοποιητικού Δικτύου. Υποθέτοντας ότι το σημείο $V_F(i)$ μετασχηματίζεται χρησιμοποιώντας των γεωμετρικό μετασχηματισμό $T_{\vec{p}_i}$, ο οποίος ορίζεται από το παραμετρικό διάνυσμα \vec{p}_i , τότε η καταλληλότητα του κυττάρου $c(i)$ μπορεί να υπολογιστεί ποσοτικά μέσω της Εξίσωσης (6.3), για το επιλεγμένο κριτήριο ομοιότητας *MoM* [20].

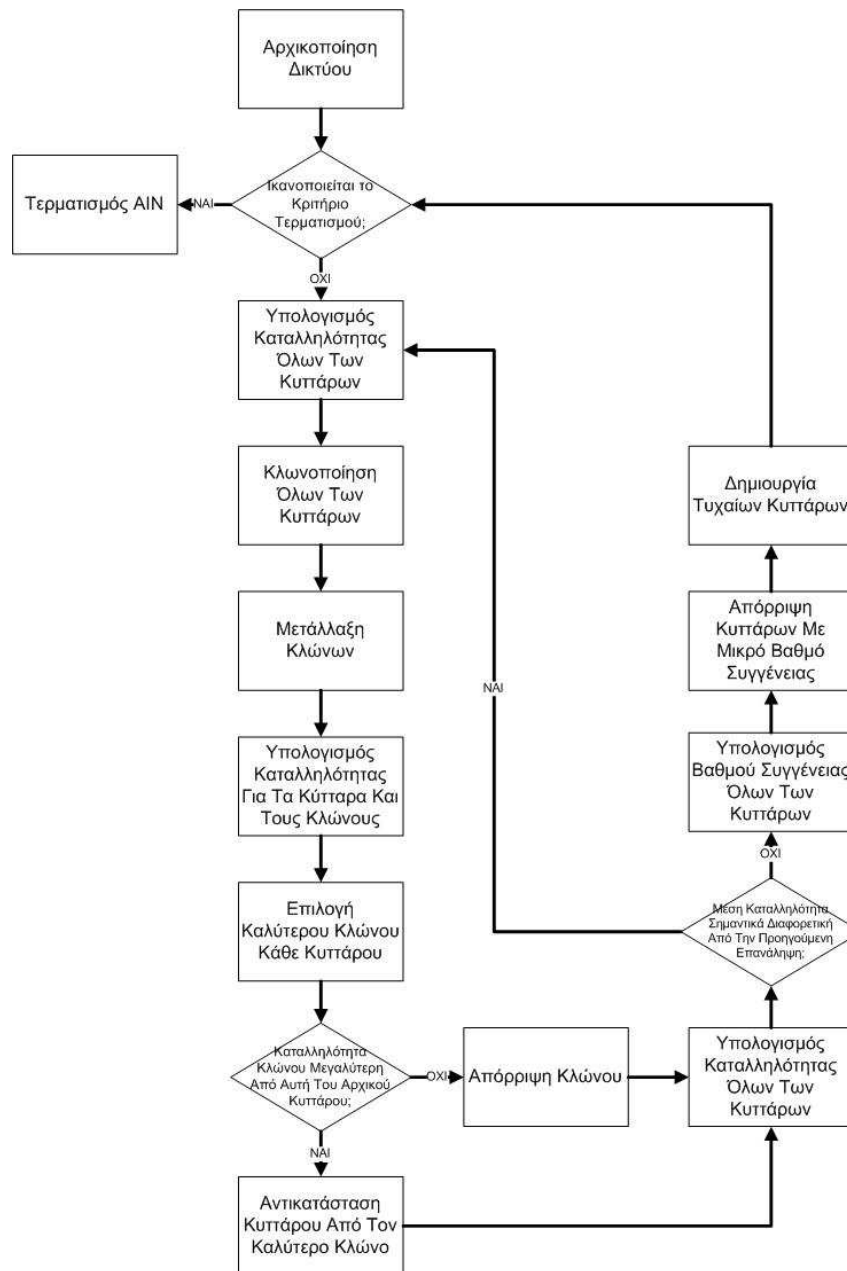
$$f_i = MoM(V_R(i), T_{\vec{p}_i}(V_F(i))) \quad (6.3)$$

Το κριτήριο ομοιότητας που επιλέχθηκε για την υλοποίηση του αλγορίθμου AIN της προτεινόμενης μεθοδολογίας είναι μια εκδοχή του συντελεστή συσχέτισης, τροποποιημένο κατάλληλα για τη σύγκριση σημείων [26]. Το συγκεκριμένο κριτήριο ομοιότητας συγκρίνει τη μέση φωτεινότητα μιας κυβικής περιοχής με επίκεντρο το διακριτό σημείο στα δεδομένα αναφοράς, με τη μέση φωτεινότητα της ισομεγέθους κυβικής περιοχής με επίκεντρο το υποψήφιο αντίστοιχο σημείο στα υπό ευθυγράμμιση δεδομένα. Ο παραπάνω συντελεστής συσχέτισης μπορεί να υπολογιστεί χρησιμοποιώντας την Εξίσωση (6.4), όπου $V_R(x, y, z)$ και $V_F(x, y, z)$ είναι οι φωτεινότητες των εικονοστοιχείων με συντεταγμένες (x, y, z) στα δεδομένα αναφοράς και στα υπό ευθυγράμμιση δεδομένα, αντίστοιχα, ενώ η σταθερά N ορίζει των συνολικό αριθμό των εικονοστοιχείων που περιλαμβάνονται στην κυβική περιοχή σύγκρισης.

$$CC = \frac{N \sum_{x,y,z} V_R(x, y, z) V_F(x, y, z) - \sum_{x,y,z} V_R(x, y, z) \sum_{x,y,z} V_F(x, y, z)}{\sqrt{N \sum_{x,y,z} V_R^2(x, y, z) - \left(\sum_{x,y,z} V_R(x, y, z) \right)^2} \sqrt{N \sum_{x,y,z} V_F^2(x, y, z) - \left(\sum_{x,y,z} V_F(x, y, z) \right)^2}} \quad (6.4)$$

Μια εξίσου σημαντική παράμετρος του ανοσοποιητικού δικτύου είναι ο βαθμός συγγένειας του κυττάρου με τα υπόλοιπα κύτταρα του δικτύου [25]. Η συγκεκριμένη παράμετρος παίζει σημαντικό ρόλο στη λήψη αποφάσεων του αλγορίθμου AIN, κατά τη μορφοποίηση του ανοσοποιητικού δικτύου, καθώς ελέγχει την παραγωγή και την απόρριψη των κλωνοποιημένων κυττάρων του δικτύου. Τα κύτταρα αυτά προκύπτουν από την αντιγραφή υπάρχοντων μονάδων του δικτύου και παράγονται σε κάθε επανάληψη της διαδικασίας βελτιστοποίησης του αλγορίθμου AIN. Η διαδικασία της κλωνοποίησης προσομοιώνει τη γενετική διαδικασία της οργανικής υπερμετάλλαξης [21]. Με βάση όλες

τις παραπάνω ιδιότητες του Τεχνητού Ανοσοποιητικού Δικτύου, ο αλγόριθμος AIN μπορεί να περιγραφεί από το διάγραμμα κατάστασης που παρατίθεται στην Εικόνα 6.2.



Εικόνα 6.2. Διάγραμμα κατάστασης της προτεινόμενης τεχνικής εύρεσης αντιστοιχιών με τη χρήση τρισδιάστατου Τεχνητού Ανοσοποιητικού Δικτύου.

Όπως φαίνεται στην Εικόνα 6.2, το πρώτο βήμα του αλγορίθμου βελτιστοποίησης AIN είναι η αρχικοποίηση του δικτύου. Για κάθε διακριτό σημείο στα δεδομένα αναφοράς δημιουργείται ένα ιδεατό κύτταρο, το οποίο προστίθεται στο δίκτυο. Όπως προαναφέρθηκε, τα κύτταρα αυτά προσομοιώνουν τις υποψήφιες αντιστοιχίες των διακριτών σημείων στα υπό ευθυγράμμιση δεδομένα. Επομένως, ο αρχικός αριθμός των κυττάρων του δικτύου εξαρτάται από τον αριθμό των εξαχθέντων διακριτών σημείων, σύμφωνα με την τεχνική που περιγράφεται στην Ενότητα 6.2.2.1. Η αρχική θέση των κυττάρων του δικτύου καθορίζεται από την ευθεία προβολή των διακριτών σημείων στο

γεωμετρικό χώρο των υπό ευθυγράμμιση δεδομένων. Στη συνέχεια, το παραμετρικό διάνυσμα \vec{p}_i του κάθε κυττάρου αρχικοποιείται χρησιμοποιώντας τυχαίες τιμές για τις παραμέτρους. Οι συγκεκριμένες παράμετροι ορίζουν τον γεωμετρικό μετασχηματισμό T_{p_i} του κυττάρου, ο οποίος προσομοιώνει τη γενετική μετάλλαξη του κυττάρου του ανοσοποιητικού δικτύου. Ο μετασχηματισμός που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα μελέτη είναι ένας τρισδιάστατος αφινικός μετασχηματισμός, ο οποίος ορίζεται από τη σχέση πινάκων που παρουσιάζεται στην Εξίσωση (6.5) [27]. Σύμφωνα με την Εξίσωση (6.5), κάθε κύτταρο του δικτύου που βρίσκεται στη θέση (x, y, z) , μετατίθεται στη νέα του θέση (x', y', z') , με βάση την περιστροφή, την μετατόπιση και την κλιμάκωση που ορίζονται από τις 12 ανεξάρτητες παραμέτρους του γεωμετρικού μετασχηματισμού: d_x, d_y, d_z και a_p για $p \in [1,9]$.

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ a_4 & a_5 & a_6 \\ a_7 & a_8 & a_9 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} d_x \\ d_y \\ d_z \end{pmatrix} \quad (6.5)$$

Μετά την ολοκλήρωση της αρχικοποίησης του ανοσοποιητικού δικτύου, ακολουθεί το επαναλαμβανόμενο τμήμα του αλγορίθμου βελτιστοποίησης AIN. Η επαναληπτική αυτή διαδικασία τερματίζεται εφόσον ικανοποιούνται τα κριτήρια τερματισμού του αλγορίθμου. Στην παρούσα υλοποίηση του αλγορίθμου, η διαδικασία τερματίζεται μετά από προκαθορισμένο αριθμό επαναλήψεων. Όπως φαίνεται στην Εικόνα 6.2, κατά την έναρξη της κάθε επανάληψης της μεθόδου AIN, υπολογίζονται οι τιμές καταλληλότητας κάθε κυττάρου, οι οποίες στη συνέχεια κανονικοποιούνται στο εύρος τιμών $[0,1]$. Στη συνέχεια παράγονται αυτομάτως $N_{c(i)}$ κλώνοι για κάθε κύτταρο $c(i)$. Οι κλώνοι αυτοί μεταλλάσσονται σύμφωνα με τις ανεξάρτητες παραμέτρους του αφινικού μετασχηματισμού που παρουσιάζεται στην Εξίσωση (6.5). Ο βαθμός μετάλλαξης των κλωνοποιημένων κυττάρων είναι αντιστρόφως ανάλογος με την τιμή καταλληλότητας του κυττάρου από το οποίο προήλθαν. Η μετάλλαξη πραγματοποιείται με την τροποποίηση των παραμέτρων του μετασχηματισμού του κυττάρου. Κάθε παράμετρος p του αφινικού μετασχηματισμού τροποποιείται στη νέα της τιμή p' , σύμφωνα με την Εξίσωση (6.6) [20].

$$p' = p + rand(p_{\min}, p_{\max}) (1 - e^{-f_i^*}) \quad (6.6)$$

Επομένως, η νέα τιμή p' της κάθε παραμέτρου εξαρτάται από την προηγούμενη τιμή της p και από μια τυχαία συνάρτηση $rand()$, η οποία γεννά ομοιογενείς τυχαίες τιμές στο εύρος που ορίζεται από την ελάχιστη (p_{\min}) και τη μέγιστη (p_{\max}) επιτρεπτή τιμή της παραμέτρου. Όπως προαναφέρθηκε, η νέα τιμή της παραμέτρου επίσης εξαρτάται από την καταλληλότητα f_i του κυττάρου. Στην Εξίσωση (6.6) χρησιμοποιείται η κανονικοποιημένη τιμή της καταλληλότητας f_i^* , στο διάστημα $[0,1]$. Το παραπάνω μοντέλο μετάλλαξης διασφαλίζει ότι, όσο το κύτταρο μετατίθεται προς τη βέλτιστη θέση του, η οποία

χαρακτηρίζεται από χαμηλές τιμές f_i^* , ελαχιστοποιείται η παραμόρφωση των παραμέτρων του μετασχηματισμού, αυξάνοντας έτσι την ευρωστία του προτεινόμενου αλγορίθμου βελτιστοποίησης.

Μετά από την ολοκλήρωση της διαδικασίας μετάλλαξης, υπολογίζεται και πάλι η καταλληλότητα του συνόλου των μονάδων του ανοσοποιητικού δικτύου, τόσο των κυττάρων, όσο και των κλώνων τους. Κατόπιν τούτου, επιλέγεται ο καλύτερος κλώνος κάθε κυττάρου με βάση τις ανανεωμένες μετρήσεις καταλληλότητας. Σε περίπτωση που ο καλύτερος κλώνος εμφανίζει αυξημένη καταλληλότητα σε σχέση με το αρχικό του κύτταρο, τότε το κλωνοποιημένο κύτταρο αντικαθιστά το αρχικό. Σε μια τέτοια περίπτωση το αρχικό κύτταρο και οι υπόλοιποι κλώνοι του απορρίπτονται και αφαιρούνται από τη διάταξη του ανοσοποιητικού δικτύου.

Για την περαιτέρω βελτίωση της αποδοτικότητας του αλγορίθμου AIN, εξετάζεται επιπλέον η μέση τιμή της καταλληλότητας του συνολικού πληθυσμού του ανοσοποιητικού δικτύου στο τέλος της κάθε επανάληψης. Αν η μέση τιμή της καταλληλότητας διαφέρει σημαντικά σε σχέση με τη μέση τιμή της προηγούμενης επανάληψης, επαναλαμβάνεται η όλη διαδικασία της κλωνοποίησης, μετάλλαξης και απόρριψης των κυττάρων του δικτύου. Σε αντίθετη περίπτωση, υπολογίζεται ο βαθμός συγγένειας ανάμεσα σε όλα τα κύτταρα του δικτύου. Τα κύτταρα που εμφανίζουν βαθμό συγγένειας μικρότερο από κάποιο προκαθορισμένο κατώφλι σ_k , απορρίπτονται και αποβάλλονται από τη διάταξη του δικτύου, εκτός αν τα εν λόγω κύτταρα παρουσιάζουν υψηλές μετρήσεις καταλληλότητας. Η παραπάνω διεργασία εξασφαλίζει τον περιορισμό των πλεοναζόντων μονάδων του δικτύου. Η τιμή του κατωφλιού σ_k καθορίζεται δυναμικά για κάθε κύτταρο και εξαρτάται από τις παραμέτρους μετασχηματισμού του κυττάρου, οι οποίες αποθηκεύονται στο αντίστοιχο παραμετρικό διάνυσμα \vec{p} . Έστω i και j δύο κύτταρα του ανοσοποιητικού δικτύου με παραμετρικά διανύσματα $\vec{p}_i = \{p_i^k\}$ και $\vec{p}_j = \{p_j^k\}$, αντίστοιχα, τα οποία αποθηκεύουν N ανεξάρτητες παραμέτρους $k = 1, \dots, N$. Τα κύτταρα i και j θεωρούνται συγγενικά εφόσον ικανοποιείται η σχέση που περιγράφεται στην Εξίσωση (6.7), όπου η τιμή της κάθε παραμέτρου p^k θα πρέπει να περικλείεται στο διάστημα τιμών $[p_{\min}^k, p_{\max}^k]$ [20].

$$\frac{|p_i^k - p_j^k|}{p_{\max}^k - p_{\min}^k} < \sigma_k \quad (6.7)$$

Μετά τον έλεγχο της συγγένειας των κυττάρων και την απόρριψη των ακραίων και περιττών μονάδων του δικτύου, παραμένει ένας αριθμός κυττάρων στο δίκτυο, στο τέλος κάθε επανάληψης του αλγορίθμου βελτιστοποίησης AIN. Τα εναπομείναντα κύτταρα ονομάζονται «κύτταρα μνήμης». Τέλος, εισάγεται προκαθορισμένος μικρός αριθμός τυχαίων κυττάρων στο ανοσοποιητικό δίκτυο και η όλη διαδικασία επαναλαμβάνεται μέχρι να ικανοποιηθεί το κριτήριο τερματισμού του αλγορίθμου.

6.2.2.3 Ευθυγράμμιση

Μετά από την ολοκλήρωση της διαδικασίας εύρεσης αντίστοιχων σημείων, η οποία στην προτεινόμενη μεθοδολογία πραγματοποιείται μέσω του αλγορίθμου βελτιστοποίησης AIN, είναι δυνατός ο καθορισμός ενός καθολικού μετασχηματισμού, ο οποίος θα εφαρμοστεί τελικά στα υπό ευθυγράμμιση δεδομένα. Για το σκοπό αυτό, στην παρούσα μελέτη επιλέχθηκε ο τρισδιάστατος αφινικός μετασχηματισμός που παρουσιάστηκε στην Ενότητα 6.2.2.2. Σε αυτή την περίπτωση ο μετασχηματισμός αυτός εφαρμόζεται στο σύνολο των εικονοστοιχείων των υπό ευθυγράμμιση δεδομένων. Κατά συνέπεια, κάθε σημείο των υπό ευθυγράμμιση δεδομένων, με συντεταγμένες (x, y, z) , μετατοπίζεται στη νέα του θέση με συντεταγμένες (x', y', z') . Στο τρισδιάστατο σύστημα συντεταγμένων των δεδομένων της παρούσας μελέτης, οι νέες συντεταγμένες του κάθε σημείου υπολογίζονται βάσει της Εξίσωσης (6.8), όπου $a_{1...9}, d_x, d_y, d_z$ οι παράμετροι του καθολικού αφινικού μετασχηματισμού [27].

$$\begin{aligned}x' &= a_1x + a_2y + a_3z + d_x \\y' &= a_4x + a_5y + a_6z + d_y \\z' &= a_7x + a_8y + a_9z + d_z\end{aligned}\tag{6.8}$$

Η τιμές των 12 ανεξάρτητων παραμέτρων του καθολικού μετασχηματισμού υπολογίζονται από την παρέκταση των γεωμετρικών συσχετισμών ανάμεσα στα διακριτά σημεία και τα αντίστοιχά τους σημεία, στο σύνολο των σημείων των δεδομένων. Η διαδικασία αυτή μπορεί να θεωρηθεί ως πρόβλημα προσέγγισης γραμμικού μοντέλου και είναι δυνατό να επιλυθεί εφαρμόζοντας τεχνικές μαθηματικής ανάλυσης. Στην προτεινόμενη μεθοδολογία, οι τιμές των παραμέτρων του καθολικού αφινικού μετασχηματισμού υπολογίστηκαν από τις αντιστοιχίες των σημείων, εφαρμόζοντας τη μέθοδο Αποσύνθεσης Ιδιαζουσών Ιδιοτιμών (Singular Value Decomposition) [28].

6.2.3 Τεχνικές αποτίμησης

Όπως προαναφέρθηκε, η προτεινόμενη τεχνική εφαρμόστηκε σε ζεύγη τρισδιάστατων δεδομένων υπολογιστικής τομογραφίας τα οποία προήλθαν από συγκεκριμένη περιοδοντική κλινική μελέτη. Τα ζεύγη αυτά απαρτίζονται από υπό ευθυγράμμιση δεδομένα με γνωστές αλλά και άγνωστες μετατοπίσεις σε σχέση με τα δεδομένα αναφοράς. Και στις δύο περιπτώσεις, πραγματοποιήθηκε τόσο ποιοτική, όσο και ποσοτική ανάλυση των ληφθέντων αποτελεσμάτων. Παράλληλα, τα ποιοτικά και ποσοτικά αποτελέσματα που προέκυψαν από την εφαρμογή της τεχνικής AIN για τον υπολογισμό των αντιστοιχιών, αποτιμήθηκαν σε σχέση με τα αντίστοιχα αποτελέσματα ενός ευρέως διαδεδομένου αλγορίθμου εύρεσης αντιστοιχιών και πιο συγκεκριμένα του Επαναληπτικού Αλγορίθμου Εγγύτερων Σημείων (Iterated Closest Point ή ICP).

6.2.3.1 Ποσοτικά κριτήρια αποτίμησης

Για την ποσοτική αποτίμηση της προτεινόμενης μεθοδολογίας εξετάστηκαν η ακρίβεια της ευθυγράμμισης των παραχθέντων ευθυγραμμισμένων δεδομένων, αλλά και η ακρίβεια

της αντιστοίχισης των διακριτών σημείων. Στη πρώτη περίπτωση εξετάζεται η συνολική απόδοση της μεθοδολογίας ευθυγράμμισης, ενώ στη δεύτερη περίπτωση η απόδοση του αλγορίθμου εύρεσης αντιστοιχιών, ο οποίος αποτελεί το σημαντικότερο συστατικό στοιχείο της προτεινόμενης μεθοδολογίας.

Για την αποτίμηση της ποιότητας ευθυγράμμισης των δεδομένων, χρησιμοποιήθηκε το ποσοτικό κριτήριο του συντελεστή συσχέτισης [26]. Το κριτήριο αυτό είναι παρόμοιο με τη συνάρτηση ομοιότητας που παρουσιάστηκε στην Εξίσωση (6.4), αλλά σε αυτή την περίπτωση υπολογίζεται για το σύνολο της πληροφορίας των δεδομένων. Πρακτικά ο συντελεστής συσχέτισης ποσοτικοποιεί το βαθμό ομοιότητας των συγκρινόμενων δεδομένων. Για την αποτίμηση της ευθυγράμμισης των δεδομένων συγκρίνονται τα δεδομένα αναφοράς V_R με τα ευθυγραμμισμένα δεδομένα V_T , για κάθε ζεύγος που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα μελέτη. Ο συντελεστής συσχέτισης υπολογίζεται με βάση την Εξίσωση (6.9), για το σύνολο N των εικονοστοιχείων των δεδομένων. Η τιμή του συντελεστή συσχέτισης είναι ευθέως ανάλογη με τη γεωμετρική σύμπτωση των δεδομένων μετά από την ευθυγράμμιση. Επομένως υψηλές τιμές του συντελεστή αντιστοιχούν σε υψηλής ακρίβειας ευθυγράμμιση και αντίστροφα.

$$CC = \frac{N \sum_{x,y,z} V_R(x,y,z)V_T(x,y,z) - \sum_{x,y,z} V_R(x,y,z) \sum_{x,y,z} V_T(x,y,z)}{\sqrt{N \sum_{x,y,z} V_R^2(x,y,z) - \left(\sum_{x,y,z} V_R(x,y,z)\right)^2} \sqrt{N \sum_{x,y,z} V_T^2(x,y,z) - \left(\sum_{x,y,z} V_T(x,y,z)\right)^2}} \quad (6.9)$$

Η άμεση αποτίμηση του αλγορίθμου αντιστοίχισης είναι εφικτή μόνο στην περίπτωση που οι πραγματικές (ιδανικές) αντιστοιχίσεις των σημείων είναι γνωστές. Στην παρούσα μελέτη, αυτό ισχύει για τα ζεύγη δεδομένων που προέκυψαν από την χειροκίνητη τροποποίηση των υπό ευθυγράμμιση δεδομένων, βάσει γνωστού γεωμετρικού μετασχηματισμού (βλ. Ενότητα 6.2.1.2). Σε αυτή την περίπτωση, τα πραγματικά αντίστοιχα σημεία των εξαχθέντων διακριτών σημείων, μπορούν να υπολογιστούν εφαρμόζοντας τον μετασχηματισμό που περιγράφεται στην Εξίσωση (6.1) σε κάθε διακριτό σημείο των δεδομένων αναφοράς. Το νέφος σημείων που προκύπτει από αυτή τη διαδικασία χαρακτηρίζει τα ιδανικά αντίστοιχα σημεία των υπό ευθυγράμμιση δεδομένων. Επομένως, η απόδοση του αλγορίθμου αντιστοίχισης μπορεί να εκτιμηθεί με βάση τη γεωμετρική απόκλιση των εκτιμώμενων αντίστοιχων σημείων από τα ιδανικά αντίστοιχα σημεία. Στην παρούσα μελέτη η απόκλιση αυτή ποσοτικοποιείται χρησιμοποιώντας το κριτήριο της μέσης Ευκλείδειας απόστασης \bar{D} των εν λόγω σημείων. Η απόσταση αυτή υπολογίζεται μέσω της Εξίσωσης (6.10), για το πλήθος N των ιδανικών αντίστοιχων σημείων με συντεταγμένες (x, y, z) και των εκτιμώμενων αντίστοιχών τους σημείων με συντεταγμένες (x', y', z') . Το ζητούμενο σε αυτή την περίπτωση, σε αντίθεση με το συντελεστή συσχέτισης, είναι η ελαχιστοποίηση της απόστασης \bar{D} .

$$\bar{D} = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^N \sqrt{(x_i - x_i')^2 + (y_i - y_i')^2 + (z_i - z_i')^2} \quad (6.10)$$

6.2.3.2 Εναλλακτική τεχνική αντιστοίχισης

Όπως προαναφέρθηκε, η σημαντικότερη διεργασία της προτεινόμενης μεθοδολογίας ευθυγράμμισης τρισδιάστατων δεδομένων, είναι η εύρεση των αντιστοιχιών των εξαχθέντων διακριτών σημείων. Για την εύρεση των αντιστοιχιών, στην παρούσα μελέτη προτείνεται η χρήση μιας καινοτόμου τεχνικής, η οποία βασίζεται στην εφαρμογή Τεχνητού Ανοσοποιητικού Δικτύου σε τρισδιάστατα νέφη σημείων. Η ακρίβεια των αντιστοιχίσεων που υπολογίζονται μέσω της συγκεκριμένης τεχνικής είναι πολύ σημαντική για τη συνολική λειτουργία της μεθοδολογίας. Επιπλέον ο τροποποιημένος αλγόριθμος βελτιστοποίησης AIN που προτείνεται ως τμήμα της μεθοδολογίας ευθυγράμμισης, αποτελεί το συστατικό στοιχείο της μεθοδολογίας που παρουσιάζει το μεγαλύτερο βαθμό καινοτομίας. Για τους λόγους αυτούς, κρίθηκε αναγκαία η αποτίμηση του προτεινόμενου αλγορίθμου εύρεσης αντιστοιχιών σε σχέση με μια εναλλακτική μέθοδο αντιστοίχισης. Η μέθοδος που επιλέχθηκε στην παρούσα μελέτη υλοποιεί τον ευρέως διαδεδομένο αλγόριθμο Iterated Closest Point (ICP) [16].

Ο αλγόριθμος ICP χρησιμοποιείται κατά κόρον σε διάφορες εφαρμογές επεξεργασίας ψηφιακών δεδομένων, κυρίως λόγω της απλότητας και της ταχύτητάς του. Ο αλγόριθμος ουσιαστικά παρουσιάζει ένα ευέλικτο πλαίσιο το οποίο μπορεί να τροποποιηθεί ποικιλοτρόπως, ανάλογα με τις ανάγκες της εκάστοτε εφαρμογής. Κατά συνέπεια έχουν αναπτυχθεί πλήθος παραλλαγών του αλγορίθμου [17]. Το βασικό χαρακτηριστικό του αλγορίθμου ICP είναι ότι απαιτείται η εξαγωγή διακριτών σημείων τόσο από τα δεδομένα αναφοράς, όσο και από τα υπό ευθυγράμμιση δεδομένα. Σύμφωνα με τον αλγόριθμο ICP ακολουθείται μια επαναληπτική διαδικασία βελτιστοποίησης, όπου για κάθε διακριτό σημείο των δεδομένων αναφοράς επιλέγεται το γεωμετρικά εγγύτερο σημείο από τα υπό ευθυγράμμιση δεδομένα. Στη συνέχεια, χρησιμοποιώντας το κριτήριο των ελαχίστων τετραγώνων, υπολογίζονται οι παράμετροι ενός γεωμετρικού μετασχηματισμού, ο οποίος εφαρμόζεται στο σημείο των υπό ευθυγράμμιση δεδομένων με σκοπό την γεωμετρική προσέγγιση του αντίστοιχου διακριτού σημείου. Η επαναληπτική διαδικασία τερματίζεται εφόσον ικανοποιηθούν προκαθορισμένα κριτήρια τερματισμού, όπως για παράδειγμα η πραγματοποίηση ενός μεγίστου αριθμού επαναλήψεων ή η ασήμαντη διαφοροποίηση του κριτηρίου των ελαχίστων τετραγώνων σε διαδοχικές επαναλήψεις. Ο γεωμετρικός μετασχηματισμός που χρησιμοποιήθηκε για την υλοποίηση του αλγορίθμου ICP στην παρούσα μελέτη είναι ο τρισδιάστατος αφινικός μετασχηματισμός που χρησιμοποιήθηκε και στον αλγόριθμο AIN, ο οποίος παρουσιάζεται στην Εξίσωση (6.5). Μετά την ολοκλήρωση της επαναληπτικής διαδικασίας, ο αλγόριθμος ICP καταλήγει στη βέλτιστη δυνατή αντιστοίχιση των δύο εξαχθέντων νεφών σημείων.

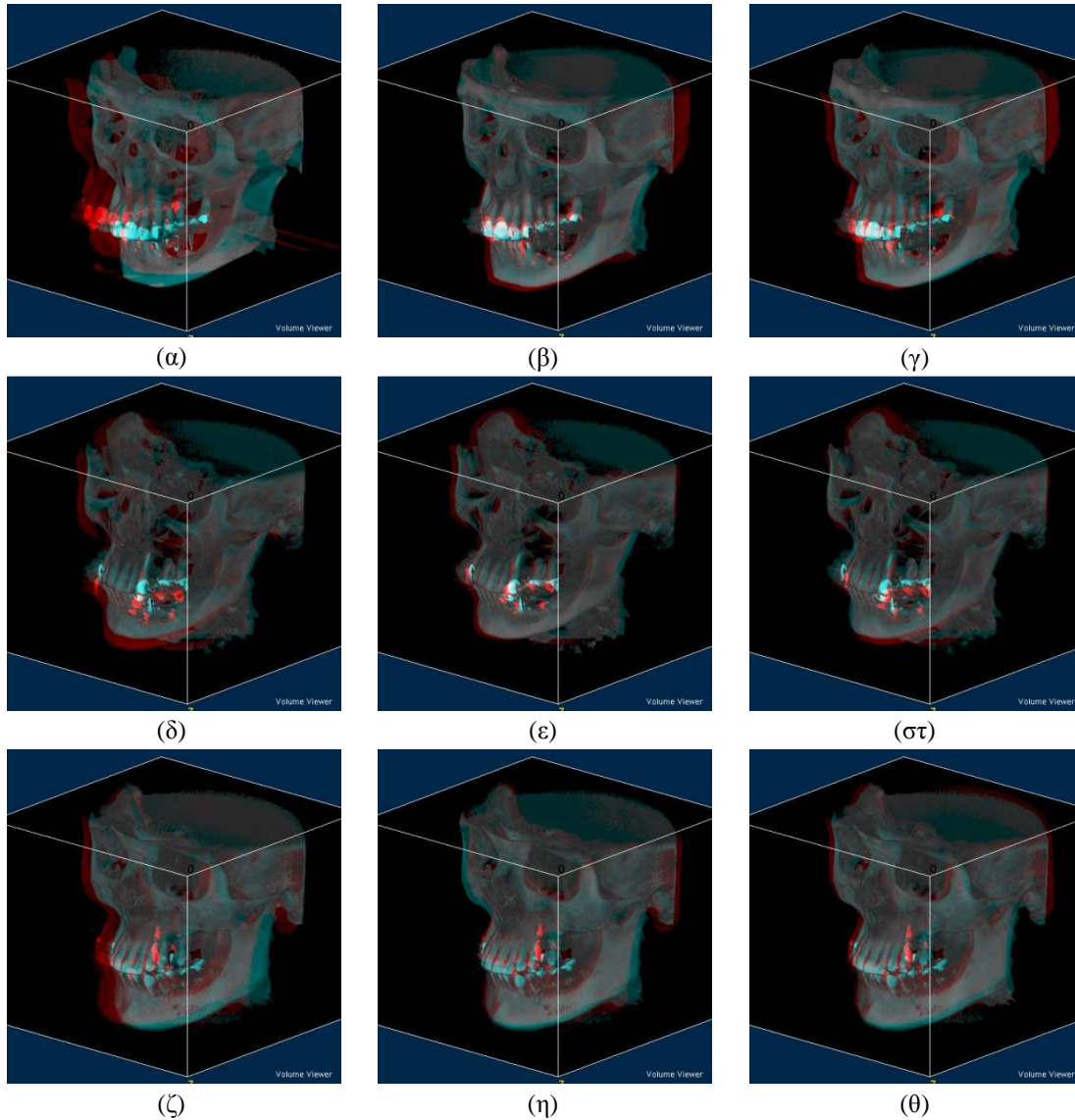
Για την αποτίμηση των αποτελεσμάτων του αλγορίθμου εύρεσης αντιστοιχιών ICP, ο αλγόριθμος ενσωματώθηκε στην προτεινόμενη μεθοδολογία ευθυγράμμισης τρισδιάστατων δεδομένων, αντικαθιστώντας των αλγόριθμο AIN. Στη συνέχεια, η τροποποιημένη μεθοδολογία εφαρμόστηκε στο σύνολο των τρισδιάστατων δεδομένων υπολογιστικής τομογραφίας της μελέτης, για τη συλλογή τόσο ποιοτικών όσο και ποσοτικών συγκριτικών αποτελεσμάτων.

6.3 Αποτελέσματα

Η προτεινόμενη μεθοδολογία εφαρμόστηκε σε συνολικά 20 ζεύγη τρισδιάστατων δεδομένων υπολογιστικής τομογραφίας, με σκοπό την γεωμετρική ευθυγράμμιση των δεδομένων κάθε ζεύγους. Παράλληλα, εφαρμόστηκε τροποποιημένη εκδοχή της μεθοδολογίας, η οποία ενσωματώνει τον αλγόριθμο εύρεσης αντιστοιχιών ICP, αντί του προτεινόμενου Τεχνητού Ανοσοποιητικού Δικτύου. Τα ποιοτικά και ποσοτικά αποτελέσματα που παρουσιάζονται στην παρούσα ενότητα καταγράφουν τις διαφορές στην απόδοση της μεθοδολογίας για τους δύο συγκρινόμενους αλγορίθμους αντιστοίχισης, ICP και AIN.

6.3.1 Ποιοτική αποτίμηση

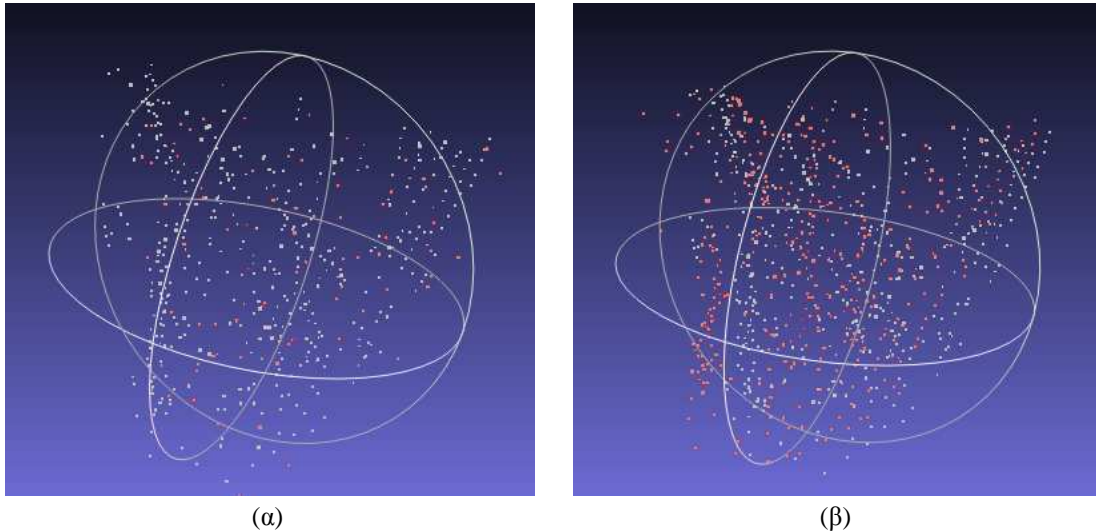
Η ποιοτική αποτίμηση των αποτελεσμάτων πραγματοποιήθηκε μέσω οπτικής εξέτασης των παραγόμενων δεδομένων. Για τα ζεύγη των δεδομένων με άγνωστες γεωμετρικές διαφορές, εκτιμήθηκε η ποιότητα των ευθυγραμμισμένων δεδομένων. Για τη διευκόλυνση της οπτικής εξέτασης των αποτελεσμάτων, πραγματοποιήθηκε ψηφιακή ανακατασκευή των ευθυγραμμισμένων δεδομένων και υπέρθεση στα δεδομένα αναφοράς, χρησιμοποιώντας την εφαρμογή ανοικτού κώδικα ImageJ [23]. Με τον τρόπο αυτό είναι εφικτή η οπτικοποίηση των πιθανών γεωμετρικών αποκλίσεων ανάμεσα στα δεδομένα αναφοράς και τα ευθυγραμμισμένα δεδομένα. Χαρακτηριστικά παραδείγματα παρατίθενται στην Εικόνα 6.3, όπου φαίνονται τρεις περιπτώσεις ζευγών δεδομένων με άγνωστες γεωμετρικές διαφορές. Σε κάθε περίπτωση παρουσιάζεται η σύντηξη των τρισδιάστατων ανακατασκευασμένων ευθυγραμμισμένων δεδομένων πριν από την ψηφιακή τους ευθυγράμμιση (Εικόνα 6.3(α), (δ) και (ζ)). Η παραπάνω διαδικασία επαναλήφθηκε για τα ευθυγραμμισμένα δεδομένα με τη χρήση του αλγορίθμου εύρεσης αντιστοιχιών AIN (Εικόνα 6.3(β), (ε) και (η)), αλλά και του αλγορίθμου ICP (Εικόνα 6.3(γ), (στ) και (θ)). Σε όλες τις απόψεις που φαίνονται στην Εικόνα 6.3, με κόκκινο χρώμα απεικονίζεται η πληροφορία που ανήκει αποκλειστικά στα ευθυγραμμισμένα δεδομένα, ενώ με κυανό χρώμα απεικονίζεται η πληροφορία που ανήκει αποκλειστικά στα δεδομένα αναφοράς. Τα υπόλοιπα απεικονιζόμενα στοιχεία (αποχρώσεων του γκρι) αποδίδουν την κοινή πληροφορία των δύο συγκρινόμενων δομών δεδομένων. Όπως φαίνεται στα παραδείγματα της Εικόνα 6.3, ο αλγόριθμος αντιστοίχισης AIN υπερτερεί του αλγορίθμου ICP, παράγοντας ευθυγραμμισμένα δεδομένα μεγαλύτερης ακρίβειας. Παρόλα αυτά, σε κάθε περίπτωση, η προτεινόμενη μεθοδολογία ευθυγράμμισης επιτυγχάνει την ικανοποιητική ευθυγράμμιση των δεδομένων, παρά το γεγονός ότι αυτά παρουσιάζουν σημαντικές αρχικές γεωμετρικές αποκλίσεις (βλ. Εικόνα 6.3(α), (δ) και (ζ)).



Εικόνα 6.3. Παραδείγματα εφαρμογής της προτεινόμενης μεθοδολογίας με σύντηξη των ανακατασκευασμένων ευθυγραμμισμένων δεδομένων και των δεδομένων αναφοράς. Παρουσιάζονται τα δεδομένα πριν από την εφαρμογή της μεθοδολογίας: (α), (δ), (ζ), τα δεδομένα μετά από την ευθυγράμμιση, χρησιμοποιώντας τον αλγόριθμο αντιστοίχισης AIN: (β), (ε), (η) και τέλος τα δεδομένα μετά από την ευθυγράμμιση, χρησιμοποιώντας τον αλγόριθμο αντιστοίχισης ICP: (γ), (στ), (θ).

Για τα ζεύγη των δεδομένων με γνωστές αρχικές γεωμετρικές αποκλίσεις, είναι δυνατή η απ' ευθείας εκτίμηση της απόδοσης του αλγορίθμου αντιστοίχισης, αφού είναι εφικτός ο υπολογισμός των πραγματικών αντίστοιχων σημείων, σύμφωνα με τη διαδικασία που αναφέρθηκε στην Ενότητα 6.2.3. Για τη διευκόλυνση της οπτικής ανάλυσης των αποτελεσμάτων, τα νέφη σημείων οπτικοποιήθηκαν χρησιμοποιώντας το λογισμικό MeshLab [29]. Ένα χαρακτηριστικό παράδειγμα παρουσιάζεται στην Εικόνα 6.4. Στο συγκεκριμένο παράδειγμα, η υπό ευθυγράμμιση εικόνα έχει μετατοπιστεί τεχνηέντως κατά 20, 20 και 10 εικονοστοιχεία στους άξονες συντεταγμένων x , y και z , αντίστοιχα. Παρουσιάζονται τα σημεία που υπολογίστηκαν χρησιμοποιώντας τον αλγόριθμο AIN (Εικόνα 6.4(α)) και τον αλγόριθμο ICP (Εικόνα 6.4(β)). Τα ιδανικά σημεία φαίνονται με γκρι

χρώμα, ενώ τα εκτιμώμενα αντίστοιχα σημεία παρουσιάζονται με κόκκινο χρώμα. Σε περίπτωση που τα ιδανικά και τα εκτιμώμενα σημεία συμπίπτουν, η απεικόνιση του σημείου γίνεται με γκρι χρώμα. Επομένως, ο αριθμός των κόκκινων σημείων που φαίνονται στην Εικόνα 6.4 είναι αντιστρόφως ανάλογος της ακρίβειας της αντιστοίχισης, καθώς τα σημεία αυτά αντικατοπτρίζουν εσφαλμένες αντιστοιχίσεις. Όπως προκύπτει από την Εικόνα 6.4, η χρήση Τεχνητού Ανοσοποιητικού Δικτύου (αλγόριθμος AIN), βελτιώνει σημαντικά την ακρίβεια της αντιστοίχισης, σε σχέση με τον αλγόριθμο ICP.



Εικόνα 6.4. Παραδείγματα αντιστοίχισης σημείων για ζεύγος δεδομένων με γνωστές αρχικές γεωμετρικές αποκλίσεις. Παρουσιάζονται τα ιδανικά αντίστοιχα σημεία (γκρι νέφος σημείων) και τα εκτιμώμενα αντίστοιχα σημεία (κόκκινο νέφος σημείων) για τον αλγόριθμο εύρεσης αντιστοιχιών (α) AIN και (β) ICP.

6.3.2 Ποσοτική αποτίμηση

Σε πολλές περιπτώσεις, η οπτική εξέταση των αποτελεσμάτων είναι δύσκολη ή ακόμα και αδύνατη, είτε λόγω της μορφολογίας των ίδιων των δεδομένων, είτε λόγω των μικρών ποιοτικών διαφορών ανάμεσα στις δύο συγκρινόμενες τεχνικές εύρεσης αντιστοιχιών, οι οποίες δεν μπορούν να εντοπιστούν δια γυμνού οφθαλμού. Κατά συνέπεια, η ποιοτική αποτίμηση των αποτελεσμάτων υποστηρίχθηκε από κατάλληλη ποσοτική μελέτη, η οποία στηρίχθηκε σε συγκεκριμένα μετρήσιμα κριτήρια. Τα κριτήρια αυτά παρουσιάστηκαν αναλυτικά στην Ενότητα 6.2.3.1.

Συνοψίζοντας, ο συντελεστής συσχέτισης χρησιμοποιήθηκε για την ποσοτική αποτίμηση των αποτελεσμάτων που προέκυψαν από την εφαρμογή της προτεινόμενης μεθοδολογίας ευθυγράμμισης σε ζεύγη δεδομένων με άγνωστες διαφορές. Για τα ζεύγη αυτά, υπολογίστηκε ο συντελεστής συσχέτισης ανάμεσα στα δεδομένα αναφοράς και στα ευθυγραμμισμένα δεδομένα. Καθώς το συγκεκριμένο κριτήριο μετρά το βαθμό ομοιότητας των συγκρινόμενων δεδομένων, το ζητούμενο σε αυτή την περίπτωση είναι η μεγιστοποίησή του. Οι ληφθείσες μετρήσεις του συντελεστή συσχέτισης για το σύνολο των ζευγών με άγνωστες αρχικές γεωμετρικές αποκλίσεις, παρουσιάζονται στον Πίνακα 6.1. Τα αποτελέσματα αυτά αφορούν την εφαρμογή της προτεινόμενης μεθοδολογίας χρησιμοποιώντας τον αλγόριθμο εύρεσης αντιστοιχιών AIN και τον εναλλακτικό αλγόριθμο

ICP. Στο σημείο αυτό θα πρέπει να σημειωθεί ότι οι σχετικά χαμηλές τιμές των μετρήσεων που φαίνονται στον Πίνακα 6.1, οφείλονται στις διαφορές του περιεχομένου των δεδομένων κάθε ζεύγους. Τα 10 συγκεκριμένα ζεύγη δεδομένων προέρχονται από κλινική περιοδοντική μελέτη προσθετικής οστικού ιστού. Κατά συνέπεια, εκτός των γεωμετρικών αποκλίσεων, τα δεδομένα αυτά διαφέρουν ποιοτικά ως προς την απεικονιζόμενη πληροφορία. Για παράδειγμα, ο αναγεννημένος οστικός ιστός, αλλά και η παρουσία διαφόρων μη οργανικών αντικειμένων (εμφυτεύματα, καρφίδες, κλπ.) στα υπό ευθυγράμμιση μετεγχειρητικά δεδομένα του ζεύγους, προκαλούν τη μείωση της τιμής του συντελεστή συσχέτισης, καθώς η πληροφορία αυτή απουσιάζει από τα προεγχειρητικά δεδομένα αναφοράς. Επομένως, στη συγκεκριμένη περίπτωση ο συντελεστής συσχέτισης μετρά και τις φυσικές διαφορές των συγκρινόμενων δεδομένων, οι οποίες είναι υπαρκτές, ακόμα και όταν έχει επιτευχθεί ιδανική ευθυγράμμιση. Πρακτικά, για τα συγκεκριμένα δεδομένα, τιμές του συντελεστή συσχέτισης μεγαλύτερες από 0,75, υποδηλώνουν ευθυγράμμιση με ικανοποιητικό βαθμό ακρίβειας. Όπως φαίνεται από τις μετρήσεις που παρατίθενται στον Πίνακα 6.1, η προτεινόμενη μεθοδολογία αποδίδει καλύτερα με την ενσωμάτωση του αλγορίθμου βελτιστοποίησης AIN. Οι μετρήσεις αυτές υποστηρίχθηκαν στατιστικά, μέσω της διεξαγωγής αμφίπλευρης δοκιμής t για τις μετρήσεις που παρήχθησαν χρησιμοποιώντας τους αλγορίθμους εύρεσης αντιστοιχιών AIN και ICP. Η δοκιμή πραγματοποιήθηκε με στάθμη εμπιστοσύνης 95% και μηδενική υπόθεση ότι τα ευθυγραμμισμένα δεδομένα που παράγονται από τους δύο αλγορίθμους δεν διαφέρουν σημαντικά ως προς την ποιότητα ευθυγράμμισής τους. Βάσει της πιθανότητας $p = 0,04369$ που προέκυψε από τη στατιστική δοκιμή t , η μηδενική υπόθεση μπορεί να απορριφθεί με βεβαιότητα 95%. Κατά συνέπεια, είναι ασφαλές να συμπεράνουμε ότι ο αλγόριθμος AIN αποδίδει συστηματικά καλύτερα από τον αλγόριθμο ICP για τα συγκεκριμένα 10 ζεύγη τρισδιάστατων δεδομένων υπολογιστικής τομογραφίας.

Πίνακας 6.1. Μετρήσεις συντελεστή συσχέτισης των ευθυγραμμισμένων δεδομένων και των δεδομένων αναφοράς, μετά από την εφαρμογή της προτεινόμενης μεθοδολογίας στο σύνολο των ζευγών δεδομένων με άγνωστες αρχικές γεωμετρικές διαφορές. Δοκιμάστηκαν οι αλγόριθμοι εύρεσης αντιστοιχιών AIN και ICP.

Ζεύγος Δεδομένων	Μέθοδος Εύρεσης Αντιστοιχιών	
	AIN	ICP
I	0,794	0,717
II	0,803	0,762
III	0,760	0,744
IV	0,988	0,983
V	0,774	0,724
VI	0,825	0,809
VII	0,841	0,821
VIII	0,882	0,881
IX	0,775	0,784
X	0,863	0,697
Μέση Τιμή ± Τυπ. Απόκλιση	0,831 ± 0,068	0,792 ± 0,087

Για τα ζεύγη τρισδιάστατων δομών δεδομένων της μελέτης με γνωστές γεωμετρικές αποκλίσεις, εκτός του συντελεστή συσχέτισης, χρησιμοποιήθηκε επιπλέον το ποσοτικό κριτήριο της μέσης απόστασης των εκτιμώμενων αντίστοιχων σημείων από τα ιδανικά αντίστοιχα σημεία (βλ. Ενότητα 6.2.3.1). Στον Πίνακα 6.2 παρουσιάζονται οι μετρήσεις του συντελεστή συσχέτισης για τα συγκεκριμένα ζεύγη. Όπως φαίνεται στον Πίνακα 6.2, ο αλγόριθμος AIN υπερτερεί σε όλες τις περιπτώσεις έναντι του αλγορίθμου ICP. Μάλιστα στα 4 από τα 10 συνολικά ζεύγη της κατηγορίας αυτής, ο αλγόριθμος ICP απέτυχε να αντιστοιχίσει τα διακριτά σημεία. Στα ζεύγη αυτά, ο αλγόριθμος ICP εγκλωβίστηκε σε κάποια τοπική μέγιστη τιμή του κριτηρίου ομοιότητας (βλ. Ενότητα 6.2.3.2), με αποτέλεσμα τη μη ολοκλήρωση της διαδικασίας εύρεσης των αντίστοιχων σημείων. Σε αντίθεση με τον αλγόριθμο ICP, το Τεχνητό Ανοσοποιητικό Δίκτυο που ενσωματώθηκε στην προτεινόμενη μεθοδολογία ευθυγράμμισης πέτυχε τον υπολογισμό των αντίστοιχων σημείων, ακόμα και σε εξαιρετικά ακραίες περιπτώσεις αποκλίσεων.

Πίνακας 6.2. Μετρήσεις συντελεστή συσχέτισης των ευθυγραμμισμένων δεδομένων και των δεδομένων αναφοράς, μετά από την εφαρμογή της προτεινόμενης μεθοδολογίας στο σύνολο των ζευγών δεδομένων με γνωστές αρχικές γεωμετρικές διαφορές. Δοκιμάστηκαν οι αλγόριθμοι εύρεσης αντιστοιχιών AIN και ICP.

Απόκλιση σε σχέση με τα δεδομένα αναφοράς (Περιστροφές στους άξονες x,y,z σε μοίρες / Μετατοπίσεις στους άξονες x,y,z σε εικονοστοιχεία)	Μέθοδος Εύρεσης Αντιστοιχιών	
	AIN	ICP
(0,0,0 / 5,5,0)	0,901	0,881
(0,0,0 / 10,10,5)	0,898	0,846
(0,0,0 / 20,20,10)	0,833	Απέτυχε
(5,5,0 / 0,0,0)	0,916	0,887
(5,5,5 / 0,0,0)	0,873	0,811
(5,5,5 / 5,5,5)	0,844	Απέτυχε
(5,5,5 / 10,10,5)	0,792	Απέτυχε
(10,10,10 / 0,0,0)	0,827	0,763
(10,10,10 / 20,20,10)	0,783	0,761
(10,5,0 / 20,10,5)	0,790	Απέτυχε
Μέση Τιμή ± Τυπ. Απόκλιση	0,846 ± 0,049	-

Ανάλογες μετρήσεις ελήφθησαν και για το κριτήριο της μέσης απόστασης των εκτιμώμενων αντίστοιχων σημείων από τα ιδανικά αντίστοιχα σημεία, για τα ζεύγη δεδομένων με γνωστές αρχικές γεωμετρικές αποκλίσεις. Οι μετρήσεις αυτές παρατίθενται στον Πίνακα 6.3. Όπως προαναφέρθηκε, το συγκεκριμένο κριτήριο δεν εξετάζει την ευθυγράμμιση των δεδομένων, αλλά την ακρίβεια των υπολογισμένων αντιστοιχήσεων των διακριτών σημείων. Ουσιαστικά, πρόκειται για κριτήριο μέτρησης σφάλματος και επομένως το ζητούμενο σε αυτή την περίπτωση είναι η ελαχιστοποίησή του. Σύμφωνα με τους πίνακες 6.2 και 6.3, μπορούμε να συμπεράνουμε ότι η ποιότητα ευθυγράμμισης των δεδομένων είναι ανάλογη της ακρίβειας της αντιστοίχισης των διακριτών σημείων.

Πίνακας 6.3. Μετρήσεις της μέσης απόστασης μεταξύ των υπολογισμένων και των ιδανικών αντίστοιχων σημείων, χρησιμοποιώντας τους αλγόριθμους εύρεσης αντιστοιχιών AIN και ICP. Η μέση απόσταση έχει υπολογιστεί με μονάδα μέτρησης το εικονοστοιχείο.

Απόκλιση σε σχέση με τα δεδομένα αναφοράς (Περιστροφές στους άξονες x,y,z σε μοίρες / Μετατοπίσεις στους άξονες x,y,z σε εικονοστοιχεία)	Μέθοδος Εύρεσης Αντιστοιχιών	
	AIN	ICP
(0,0,0 / 5,5,0)	2,382	3,094
(0,0,0 / 10,10,5)	2,599	3,408
(0,0,0 / 20,20,10)	2,935	Απέτυχε
(5,5,0 / 0,0,0)	2,220	4,283
(5,5,5 / 0,0,0)	3,068	4,932
(5,5,5 / 5,5,5)	5,336	Απέτυχε
(5,5,5 / 10,10,5)	8,512	Απέτυχε
(10,10,10 / 0,0,0)	3,147	10,126
(10,10,10 / 20,20,10)	9,944	10,097
(10,5,0 / 20,10,5)	8,759	Απέτυχε
Μέση Τιμή ± Τυπ. Απόκλιση	4,890 ± 3,031	-

6.4 Ανάλυση

Σκοπός της παρούσας μελέτης είναι η παρουσίαση μιας πλήρους μεθοδολογίας για την γεωμετρική ευθυγράμμιση τρισδιάστατων δεδομένων υπολογιστικής τομογραφίας. Για το λόγο αυτό προτάθηκε μια τεχνική τρισδιάστατης ευθυγράμμισης, η οποία βασίζεται στην αντιστοίχιση διακριτών σημείων των υπό ευθυγράμμιση δεδομένων. Για την αντιστοίχιση των σημείων, η οποία αποτελεί και τη σημαντικότερη διεργασία της προτεινόμενης μεθοδολογίας, χρησιμοποιήθηκε κατάλληλα τροποποιημένο Τεχνητό Ανοσοποιητικό Δίκτυο. Το συγκεκριμένο μοντέλο υλοποιήθηκε με την επέκταση του αλγορίθμου βελτιστοποίησης AIN στις τρεις διαστάσεις. Η πλήρης προτεινόμενη μεθοδολογία απαρτίζεται από τρεις σειριακά εκτελούμενες διεργασίες: (α) τον προσδιορισμό νέφους διακριτών σημείων στα δεδομένα αναφοράς, (β) τον υπολογισμό των αντίστοιχών τους σημείων στα υπό ευθυγράμμιση δεδομένα και (γ) την εφαρμογή καθολικού γεωμετρικού μετασχηματισμού στα υπό ευθυγράμμιση δεδομένα, με τις παραμέτρους του μετασχηματισμού να υπολογίζονται από τις αντιστοιχίσεις των σημείων. Η προτεινόμενη μεθοδολογία εφαρμόστηκε σε συνολικά 20 ζεύγη τρισδιάστατων δεδομένων, τα οποία παρουσίαζαν γνωστές αλλά και απροσδιόριστες αρχικές γεωμετρικές αποκλίσεις.

Όπως προαναφέρθηκε, ο αλγόριθμος AIN μοντελοποιεί τα εξαχθέντα νέφη σημείων των δεδομένων ως οργανικά κύτταρα ενός ανοσοποιητικού δικτύου. Μέσω μιας επαναληπτικής διαδικασίας βελτιστοποίησης, ο πληθυσμός των κυττάρων αυτών μεταλλάσσεται με στόχο τη βέλτιστη δυνατή εκτίμηση των αντιστοιχιών των διακριτών σημείων στα υπό ευθυγράμμιση δεδομένα. Η προσομοίωση της διαδικασίας της οργανικής μετάλλαξης πραγματοποιείται βάσει συγκεκριμένων ποσοτικών κριτηρίων καταλληλότητας

και συνάφειας των κυττάρων. Ειδικότερα, ο βαθμός μετάλλαξης κάθε κυττάρου του δικτύου εξαρτάται άμεσα από την καταλληλότητά του. Όσο η καταλληλότητα του κυττάρου αυξάνεται, δηλαδή όσο η ακρίβεια της αντιστοίχισης βελτιώνεται, ο βαθμός μετάλλαξης ελαττώνεται. Επομένως, ο αλγόριθμος AIN προσφέρει μια ελεγχόμενη διαδικασία μετάλλαξης, περιορίζοντας την επίδραση των τυχαίων στοιχείων του αλγορίθμου.

Η απόδοση του αλγορίθμου AIN καθορίζεται από μια σειρά παραμέτρων, οι οποίες ελέγχουν τα διάφορα στοιχεία του αλγορίθμου, όπως μεταξύ άλλων, την αρχική κατάσταση του ανοσοποιητικού δικτύου, τη διαδικασία μετάλλαξης, τη διαδικασία κλωνοποίησης, τις διαδικασίες παραγωγής και απόρριψης κυττάρων και τις συνθήκες τερματισμού της επαναληπτικής διαδικασίας βελτιστοποίησης [20]. Οι παραπάνω διαδικασίες έχουν περιγραφεί λεπτομερώς στην Ενότητα 6.2.2.2. Οι βέλτιστες τιμές των παραμέτρων του Τεχνητού Ανοσοποιητικού Δικτύου καθορίστηκαν μετά από πλήθος δοκιμών σε διάφορα ζεύγη δεδομένων της παρούσας μελέτης, εξασφαλίζοντας τον καλύτερο δυνατό συνδυασμό για τα συγκεκριμένα δεδομένα. Οι βέλτιστες τιμές του συνόλου των παραμέτρων του αλγορίθμου AIN, οι οποίες στην πλειοψηφία τους χρησιμοποιήθηκαν για την εφαρμογή του αλγορίθμου σε όλα τα ζεύγη δεδομένων της μελέτης, συνοψίζονται στον Πίνακα 6.4.

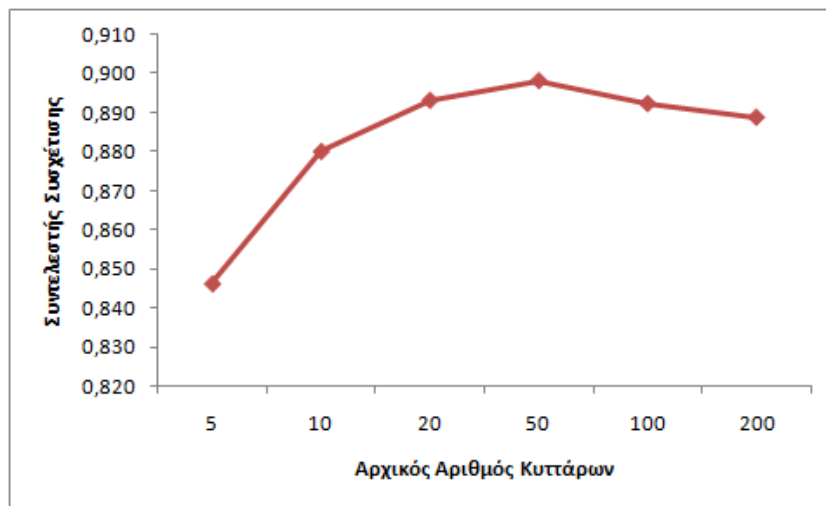
Πίνακας 6.4. Βέλτιστες παράμετροι αλγορίθμου AIN.

Παράμετρος Αλγορίθμου AIN	Βέλτιστη Τιμή	
Αρχικός αριθμός κυττάρων δικτύου	50	
Μέγιστος αριθμός κυττάρων	10000	
Αριθμός κλώνων	30	
Ποσοστό νέων τυχαίων κυττάρων	10% του τρέχοντος πληθυσμού	
Κατώφλι απόρριψης μη συναφών κυττάρων	40 εικονοστοιχεία	
Μέγιστος αριθμός επαναλήψεων	50	
Κατώφλι ομοιότητας διαδοχικών επαναλήψεων	10^{-8}	
Στοιχεία μετάλλαξης (μετασχηματισμού)	Περιστροφή στους άξονες x,y,z	-10 έως +10 μοίρες
	Μετατόπιση στους άξονες x,y,z	-50 έως +50 εικονοστοιχεία
	Κλιμάκωση	2% σμίκρυνση/μεγένθυση

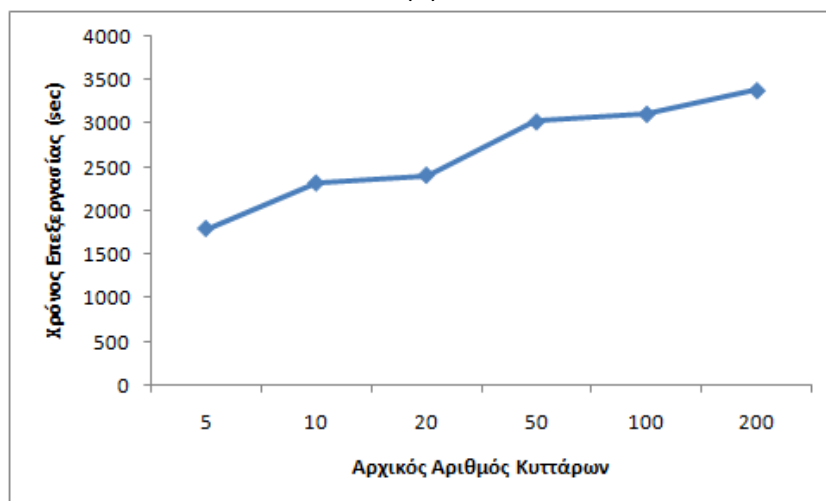
Οι σημαντικότερες εκ των παραμέτρων που παρουσιάζονται στον Πίνακα 6.4, είναι ο αρχικός αριθμός των κυττάρων του ανοσοποιητικού δικτύου και ο μέγιστος επιτρεπτός αριθμός επαναλήψεων του αλγορίθμου. Οι εν λόγω παράμετροι επηρεάζουν την απόδοση του αλγορίθμου AIN σε μεγαλύτερο βαθμό σε σχέση με τις υπόλοιπες παραμέτρους του αλγορίθμου. Για το λόγο αυτό, πραγματοποιήθηκε επιπλέον μελέτη της επίδρασης των τιμών των συγκεκριμένων παραμέτρων στη συνολική απόδοση της προτεινόμενης μεθοδολογίας. Η επίδραση αυτή εκτιμήθηκε με βάση το συντελεστή συσχέτισης ανάμεσα στα δεδομένα αναφοράς και στα ευθυγραμμισμένα δεδομένα.

Η μεθοδολογία ευθυγράμμισης με τον ενσωματωμένο αλγόριθμο AIN εφαρμόστηκε σε ζεύγος δεδομένων με άγνωστες αρχικές γεωμετρικές διαφορές, για κυμαινόμενες τιμές του αριθμού των αρχικών κυττάρων του δικτύου και του μέγιστου αριθμού επαναλήψεων. Αρχικά εκτιμήθηκε η επίδραση της διακύμανσης του αριθμού κυττάρων του δικτύου για

σταθερό αριθμό επαναλήψεων (50). Όπως φαίνεται στο γράφημα που παρουσιάζεται στην Εικόνα 6.5(α), η βέλτιστη τιμή του συντελεστή συσχέτισης για το συγκεκριμένο ζεύγος δεδομένων επιτυγχάνεται για 50 αρχικά κύτταρα. Η χρήση περαιτέρω αρχικών κυττάρων δεν βελτιώνει ουσιαστικά την ακρίβεια της ευθυγράμμισης, ενώ παράλληλα αυξάνει σημαντικά το χρόνο επεξεργασίας των δεδομένων, όπως φαίνεται στην Εικόνα 6.5(β). Στο σημείο αυτό θα πρέπει να αναφερθεί ότι ο αριθμός των αρχικών κυττάρων του δικτύου εξαρτάται από τον αριθμό των διακριτών σημείων που εντοπίστηκαν κατά το πρώτο στάδιο της προτεινόμενης μεθοδολογίας (βλ Ενότητα 6.2.2.1). Η συγκεκριμένη παράμετρος χρησιμοποιείται επίσης από τον εναλλακτικό αλγόριθμο αντιστοίχισης ICP. Για τη σύγκριση των τεχνικών AIN και ICP, δεν χρησιμοποιήθηκε η βέλτιστη τιμή της παραμέτρου που φαίνεται στον Πίνακα 6.4, καθώς κάτι τέτοιο θα έβλαπτε την αντικειμενικότητα της σύγκρισης. Επομένως, στα αποτελέσματα που παρουσιάζονται στους Πίνακες 6.1, 6.2 και 6.3, έχει χρησιμοποιηθεί τυχαίος αριθμός αρχικών κυττάρων.



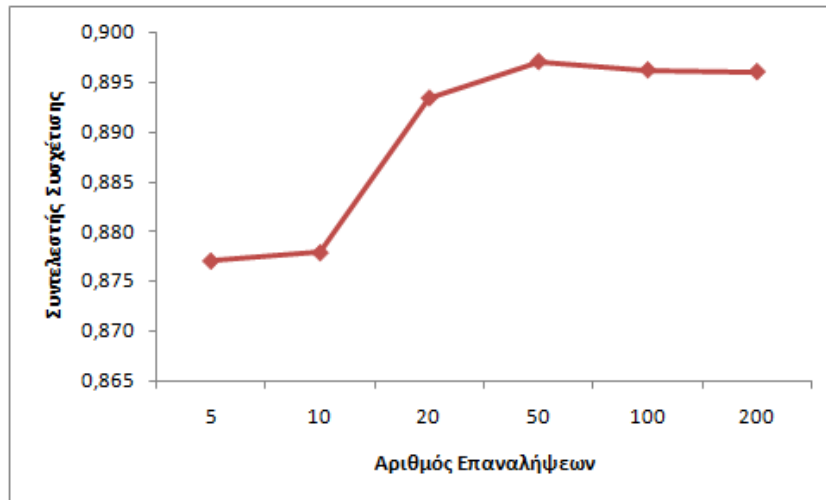
(α)



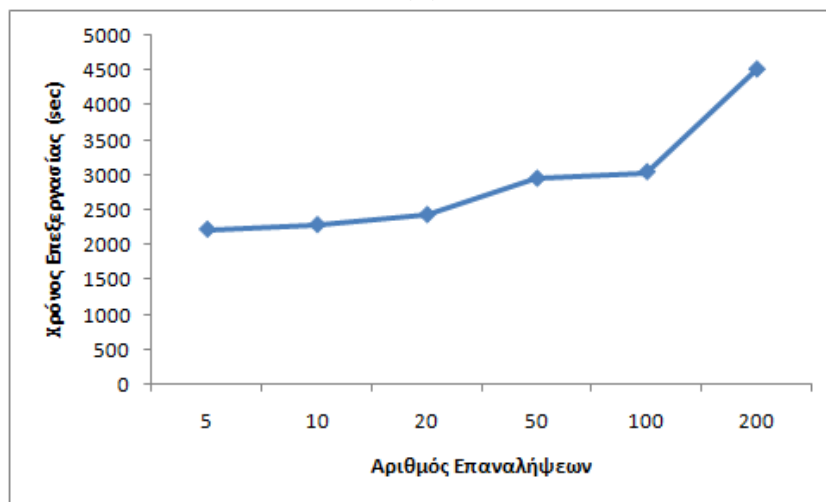
(β)

Εικόνα 6.5. Επίδραση της μεταβολής του αρχικού αριθμού κυττάρων του ανοσοποιητικού δικτύου στην συνολική απόδοση της προτεινόμενης μεθοδολογίας, για σταθερό αριθμό επαναλήψεων του αλγορίθμου (50). Εξετάζονται η επίδραση (α) στο συντελεστή συσχέτισης και (β) στο χρόνο επεξεργασίας.

Στη συνέχεια εκτιμήθηκε η επίδραση του μέγιστου αριθμού των επαναλήψεων του αλγορίθμου βελτιστοποίησης AIN, εφαρμόζοντας την προτεινόμενη μεθοδολογία στο ίδιο ζεύγος δεδομένων, για σταθερό αριθμό αρχικών κυττάρων (50). Όπως φαίνεται στην Εικόνα 6.6(α), και πάλι η ακρίβεια ευθυγράμμισης αυξάνεται όσο αυξάνεται ο αριθμός επαναλήψεων, μέχρι μιας συγκεκριμένης τιμής (50 επαναλήψεις), πέραν της οποίας δεν παρατηρείται σημαντική βελτίωση. Αντίθετα, η αύξηση του αριθμού των επαναλήψεων του αλγορίθμου AIN, προκαλεί τη ραγδαία αύξηση του χρόνου εκτέλεσης της προτεινόμενης μεθοδολογίας, όπως φαίνεται στην Εικόνα 6.6(β).



(α)



(β)

Εικόνα 6.6. Επίδραση της μεταβολής του μέγιστου αριθμού επαναλήψεων του αλγορίθμου βελτιστοποίησης AIN στην συνολική απόδοση της προτεινόμενης μεθοδολογίας, για σταθερό αριθμό αρχικών κυττάρων (50). Εξετάζονται η επίδραση (α) στο συντελεστή συσχέτισης και (β) στο χρόνο επεξεργασίας.

Όπως φαίνεται στα γραφήματα που παρουσιάζονται στην Εικόνα 6.5(β) και στην Εικόνα 6.6(β), ο χρόνος επεξεργασίας αποτελεί σημαντικό πλεονέκτημα της προτεινόμενης μεθοδολογίας ευθυγράμμισης. Η ενσωμάτωση του αλγορίθμου βελτιστοποίησης AIN, επιτρέπει στην προτεινόμενη μεθοδολογία την επεξεργασία τρισδιάστατων δεδομένων, τα οποία περιέχουν εκατοντάδες τομές, σε εύλογο χρονικό διάστημα. Το διάστημα αυτό

εξαρτάται κυρίως από το πλήθος των αρχικών σημείων, αλλά και τον αριθμό των επαναλήψεων του αλγορίθμου. Για τα δεδομένα της παρούσας μελέτης ο χρόνος αυτός κυμάνθηκε από 40 ως 50 λεπτά, χρησιμοποιώντας τις βέλτιστες τιμές των παραμέτρων του αλγορίθμου. Ο χρόνος αυτός συμπεριλαμβάνει το χρόνο που απαιτείται για την εξαγωγή των διακριτών σημείων, αλλά και για τον υπολογισμό του καθολικού γεωμετρικού μετασχηματισμού. Η επεξεργασία των δεδομένων της παρούσας μελέτης, χρησιμοποιώντας καθολικές τεχνικές τρισδιάστατης ευθυγράμμισης, θα απαιτούσε πολλαπλάσιο χρόνο. Ως μέτρο σύγκρισης θα μπορούσε να θεωρηθεί η επεξεργασία των δεδομένων της μελέτης που παρουσιάστηκε στο Κεφάλαιο 5, στην ενότητα 5.2.2. Τα δεδομένα αυτά έχουν τις ίδιες διαστάσεις με τα δεδομένα της παρούσας μελέτης, αλλά η ευθυγράμμισή τους έγινε βάσει μιας καθολικής τεχνικής, η οποία χρησιμοποιούσε το σύνολο των σημείων των δεδομένων. Στο ίδιο υπολογιστικό σύστημα αναφοράς, η καθολική τεχνική ευθυγράμμισης απαιτεί περίπου 5 ώρες για την επεξεργασία των δεδομένων, σε αντίθεση με την προτεινόμενη μεθοδολογία της παρούσας μελέτης, η οποία απαιτεί λιγότερο από μία ώρα.

Επιπλέον, η προτεινόμενη μεθοδολογία, λόγω του σπονδυλωτού σχεδιασμού της, μπορεί να τροποποιηθεί εύκολα, ανάλογα με τις ανάγκες της εκάστοτε εφαρμογής. Τα τρία συστατικά στοιχεία που απαρτίζουν την μεθοδολογία, δηλαδή η τεχνική εξαγωγής διακριτών σημείων, ο αλγόριθμος εύρεσης αντιστοιχιών και το μοντέλο καθορισμού του καθολικού γεωμετρικού μετασχηματισμού, είναι δυνατό να αντικατασταθούν με εναλλακτικές τεχνικές, ή να επεκταθούν μελλοντικά, βελτιώνοντας τη συνολική απόδοση της μεθοδολογίας.

6.5 Συμπεράσματα

Στο παρόν κεφάλαιο παρουσιάστηκε μια πλήρης μεθοδολογία για την ευθυγράμμιση τρισδιάστατων δεδομένων υπολογιστικής τομογραφίας μέσω της αντιστοίχισης διακριτών σημείων των υπό ευθυγράμμιση δεδομένων. Η αντιστοίχιση των σημείων πραγματοποιήθηκε χρησιμοποιώντας ένα κατάλληλα τροποποιημένο Τεχνητό Ανοσοποιητικό Δίκτυο, το οποίο υλοποιήθηκε μέσω του αλγορίθμου βελτιστοποίησης AIN. Η προτεινόμενη μεθοδολογία εφαρμόστηκε σε 20 συνολικά ζεύγη τρισδιάστατων δεδομένων, τα οποία παρουσίαζαν τόσο γνωστές όσο και απροσδιόριστες αρχικές γεωμετρικές αποκλίσεις. Εναλλακτικά, στην προτεινόμενη μεθοδολογία ενσωματώθηκε ο αλγόριθμος εύρεσης αντιστοιχιών ICP, αντί του ανοσοποιητικού δικτύου, για την αποτίμηση της απόδοσης του αλγορίθμου AIN. Μετά από την εφαρμογή της προτεινόμενης μεθοδολογίας στα ζεύγη δεδομένων της μελέτης, χρησιμοποιώντας και τους δύο αλγορίθμους αντιστοίχισης (AIN και ICP), μπορεί να εξαχθεί το συμπέρασμα, ότι ο αλγόριθμος βελτιστοποίησης AIN αποδίδει συστηματικά καλύτερα από τον αλγόριθμο ICP, στο σύνολο των δεδομένων. Το συμπέρασμα αυτό εξήχθη μετά από ποιοτική και ποσοτική αποτίμηση των ευθυγραμμισμένων δεδομένων. Για τα ζεύγη δεδομένων με άγνωστες αρχικές γεωμετρικές διαφορές, η ποσοτική αποτίμηση έγινε με βάση τον συντελεστή συσχέτισης των ευθυγραμμισμένων δεδομένων, ενώ για τα ζεύγη με γνωστές γεωμετρικές αποκλίσεις, όπου ήταν εφικτός ο υπολογισμός των πραγματικών αντιστοιχιών σημείων, χρησιμοποιήθηκε επιπλέον το κριτήριο της μέσης απόστασης των εκτιμώμενων σημείων από τα πραγματικά σημεία.

6.6 Αναφορές

- [1] Lester H, Arridge SR. A survey of hierarchical non-linear medical image registration. *J. Patt. Recog.* 1999; 32(1): 129-149.
- [2] Zitova B, Flusser J. Image registration methods: a survey. *Im. Vis. Comp.* 2003; 21(11): 977-1000.
- [3] Gottesfeld Brown L. A survey of image registration techniques. *ACM Comp. Surveys* 1992; 24(4): 325-376.
- [4] Hill DL, Batchelor PG, Holden M, Hawkes DJ, Medical image registration. *Phys. Med. Biol.* 2001; 46(3): 1-45.
- [5] Udupa JK, Herman GT. 3D imaging in medicine. 2nd Edition, CRC Press, 2000.
- [6] Dhawan PA. Medical imaging analysis. Hoboken, NJ: Wiley-Interscience Publication 2003.
- [7] Roobottom CA, Mitchell G, Morgan-Hughes G. Radiation-reduction strategies in cardiac computed tomographic angiography. *Clin. Radiol.* 2010; 53(11): 859–867.
- [8] Ardeshir Goshtasby A. 2-D and 3-D Image registration for medical, remote sensing, and industrial applications. Wiley Press, 2005.
- [9] 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.
- [10] Gröndahl HG, Gröndahl K. Subtraction radiography for the diagnosis of periodontal bone lesions. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.* 1983; 55: 208-13.
- [11] Mol A, Dunn SM. The performance of projective standardization for digital subtraction radiography. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 2004; 92: 373-382.
- [12] Pluim JPW, Maintz JB, Viergever MA. Mutual information based registration of medical images: a survey. *IEEE Trans. Med. Imag.* 2003; 22: 986-1004.
- [13] Ostuni J, Fisher E, Van der Stelt PF, Dunn SM. Registration of dental radiographs using projective geometry. *Dentomaxillofac. Radiol.* 1993; 22: 199-203.
- [14] Simonson K, Drescher S, Tanner F. A statistics based approach to binary image registration with uncertainty analysis. *IEEE Patt. Anal. and Mach. Intell.* 2007; 29(1): 112-125.
- [15] Johnson H, Christensen G. Consistent landmark and intensity-based image registration. *IEEE Trans. Med. Imag.* 2002; 21: 450–461.
- [16] Besl PJ, McKay ND. A method of registration of 3-D shapes. *IEEE Trans. Patt. Anal. Mach. Intell.* 1992; 14(2): 239-256.
- [17] Chetverikov D, Svirko D, Stepanov D. The trimmed iterative closest point algorithm. *Int. Conf. Patt. Recog.* 2002; 3: 545-548.
- [18] Rohr K. Localization properties of direct corner detectors. *J. Math. Imag. Vis.* 1984; 4: 139-150.
- [19] Likar B, Pernus F. Automatic extraction of corresponding points for the registration of medical images. *Med. Phys.* 1999; 26: 1678–1686.
- [20] Delibasis KK, Asvestas PA, Mouravliansky NA, Economopoulos TL, Matsopoulos GK. Artificial immune network for automatic point correspondence in medical images. *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 2007; 840-843.

- [21]De Castro NL, Timmis J. An introduction to artificial immune systems: A new computational intelligence paradigm", Springer-Verlag, Berlin, 2002.
- [22]Nolf E. XMedCon - an open-source medical image conversion toolkit". Euro J. Nucl. Med. 2003; 30(2): S246.
- [23]ImageJ: Image Processing and Analysis in Java. NIH. URL: <http://rsb.info.nih.gov/ij/>
- [24]De Castro NL, Timmis J. An artificial immune network for multimodal function optimization. Proc. of the IEEE Congress on Evolutionary Computation 2002; 1: 699-674.
- [25]De Castro NL, Von Zuben FJ. aiNET: an artificial immune network for data analysis", in Data Mining: a Heuristic Approach. Abbass H, Sarker RA, Newton CS (eds). Idea Group Publishing, USA, Chapter XII. 2001; 231 – 259.
- [26]Edwards AL. The correlation coefficient. Chapter 4 in An introduction to linear regression and correlation. San Francisco: W. H. Freeman, 1976; 33-46.
- [27]Nomizu K, Sasaki S. Affine differential geometry, Cambridge University Press, 1994.
- [28]Press WH, Teukolsky SA, Vetterling WT, Flannery BP. Numerical recipes in C: the art of scientific computing. Cambridge, England: Cambridge University Press, 2nd ed., 1992.
- [29]MeshLAB, URL: <http://meshlab.sourceforge.net/>

Κεφάλαιο 7. Επίλογος και Μελλοντικές Επεκτάσεις

Το βασικό αντικείμενο της παρούσας διδακτορικής διατριβής ήταν η επεξεργασία ψηφιακών οδοντιατρικών δεδομένων, μέσω της εφαρμογής ειδικευμένων υπολογιστικών αλγορίθμων. Στα πλαίσια της διατριβής παρουσιάστηκαν πλήθος τεχνικών για την ψηφιακή επεξεργασία, τόσο επίπεδων, όσο και τρισδιάστατων ιατρικών δεδομένων. Σε κάθε περίπτωση, παρουσιάστηκαν τα συστατικά στοιχεία των προτεινόμενων τεχνικών, μέσω της περιγραφής των αντίστοιχων μαθηματικών μοντέλων και των υπολογιστικών αλγορίθμων υλοποίησης της κάθε τεχνικής. Επίσης παρουσιάστηκαν τα δεδομένα στα οποία εφαρμόστηκε κάθε προτεινόμενη τεχνική, αλλά και συγκριτικά αποτελέσματα της τεχνικής σε σχέση με εναλλακτικές μεθόδους που έχουν προταθεί στη βιβλιογραφία. Τα αποτελέσματα κάθε τεχνικής υποστηρίχθηκαν από κατάλληλη ποιοτική και ποσοτική ανάλυση.

Αρχικά, πραγματοποιήθηκε μια ανασκόπηση των γενικών αρχών της ψηφιακής οδοντιατρικής (Κεφάλαιο 2). Παρουσιάστηκαν περιληπτικά οι τεχνικές λήψης ψηφιακών οδοντιατρικών δεδομένων, καθώς επίσης και οι διάφορες κατηγορίες των εν λόγω δεδομένων. Ιδιαίτερη έμφαση δόθηκε στα απεικονιστικά δεδομένα ραδιογραφίας (ακτινογραφίες), τα οποία χρησιμοποιήθηκαν κατά κόρον στις διάφορες μελέτες που περιλαμβάνονται στην παρούσα διδακτορική διατριβή. Τα δεδομένα αυτά περιελάμβαναν επίπεδα οδοντιατρικά ραδιογραφήματα, αλλά και τρισδιάστατες δομές υπολογιστικής τομογραφίας. Επίσης παρουσιάστηκαν οι γενικές αρχές της ψηφιακής επεξεργασίας εικόνων, δίνοντας και πάλι έμφαση στην επεξεργασία οδοντιατρικών δεδομένων.

Στη συνέχεια, εφαρμόζοντας τμήμα των παραπάνω τεχνικών επεξεργασίας, παρουσιάστηκαν τέσσερις καινοτόμες μεθοδολογίες για τη διόρθωση των χρωματικών ιδιοτήτων, την ευθυγράμμιση και την ανάλυση οδοντιατρικών δεδομένων. Το σύνολο των προτεινόμενων τεχνικών παρουσιάζει σπονδυλωτή διάρθρωση, επιτρέποντας έτσι την εύκολη αντικατάσταση ή βελτίωση των επιμέρους διεργασιών οι οποίες τις απαρτίζουν.

Στο Κεφάλαιο 3 εξετάστηκε μια νέα μέθοδος διόρθωσης της αντίθεσης επίπεδων οδοντιατρικών ραδιογραφημάτων. Η προτεινόμενη μέθοδος επεκτείνει τις αρχές της γεωμετρικής ευθυγράμμισης ψηφιακών εικόνων στα ιστογράμματα των υπό επεξεργασία ραδιογραφημάτων, με σκοπό την εξάλειψη πιθανών χρωματικών διαφοροποιήσεων. Κατά την εφαρμογή της προτεινόμενης μεθόδου, το υπό διόρθωση ιστογράμμα μετασχηματίζεται μέσω μιας επαναληπτικής διαδικασίας, η οποία προσομοιώνει τη διαδικασία βελτιστοποίησης της γεωμετρικής ευθυγράμμισης. Για τον έλεγχο της λειτουργίας της προτεινόμενης μεθόδου χρησιμοποιήθηκαν 92 ζεύγη οδοντιατρικών ραδιογραφημάτων, τόσο με γνωστές (τεχνητές), όσο και με άγνωστες χρωματικές διαφορές. Η προτεινόμενη μέθοδος Ευθυγράμμισης Ιστογράμματος αποτιμήθηκε έναντι της γνωστής τεχνικής διόρθωσης της αντίθεσης ψηφιακών εικόνων που προτάθηκε από τον Ruttimann και τους συνεργάτες του. Η σύγκριση πραγματοποιήθηκε μέσω οπτικής εξέτασης των διορθωμένων εικόνων, αλλά και βάσει ποσοτικού κριτηρίου. Η στατιστική μελέτη που ακολούθησε, απέδειξε ότι η προτεινόμενη τεχνική διόρθωσης απέδωσε συστηματικά

καλύτερα από την αντίστοιχη τεχνική του Ruttimann για τα συγκεκριμένα ζεύγη οδοντιατρικών ραδιογραφημάτων. Η σπονδυλωτή διάρθρωση της προτεινόμενης τεχνικής διόρθωσης της αντίθεσης, επιτρέπει την περαιτέρω βελτίωσή της, αντικαθιστώντας κάποια από τα συστατικά στις στοιχία, όπως για παράδειγμα τον απλό γραμμικό μετασχηματισμό ιστογράμματος που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα υλοποίηση. Σε μια μελλοντική έκδοση του αλγορίθμου, θα μπορούσε κάλλιστα να χρησιμοποιηθεί μη-γραμμικό μοντέλο μετασχηματισμού, το οποίο θα βελτίωνε σημαντικά την ευελιξία της προτεινόμενης τεχνικής.

Στο Κεφάλαιο 4 παρουσιάστηκε μια νέα σημειακή τεχνική ευθυγράμμισης επίπεδων οδοντιατρικών ραδιογραφημάτων, η οποία βασίζεται σε εξαγωγικά πρότυπα. Χρησιμοποιήθηκαν 123 ζεύγη ψηφιακών ραδιογραφημάτων τα οποία προήλθαν από κλινικές μελέτες in-vitro και in-vivo. Ο σκοπός της προτεινόμενης μεθοδολογίας ήταν η γεωμετρική ευθυγράμμιση των ραδιογραφημάτων κάθε ζεύγους, σύμφωνα με το ραδιογράφημα αναφοράς του ζεύγους. Βάσει των γενικών αρχών των σημειακών τεχνικών ευθυγράμμισης, εξήχθη προκαθορισμένος αριθμός διακριτών σημείων από το ραδιογράφημα αναφοράς. Η προτεινόμενη τεχνική Enhanced Hexagonal Center-Based Inner Search (EHCBIS), χρησιμοποιήθηκε για την εύρεση των αντίστοιχων διακριτών σημείων στο υπό ευθυγράμμιση ραδιογράφημα. Στη συνέχεια, από τις παραπάνω αντιστοιχίες των σημείων υπολογίστηκε καθολικός γεωμετρικός μετασχηματισμός, ο οποίος τελικά εφαρμόστηκε στο υπό ευθυγράμμιση ραδιογράφημα. Τα αποτελέσματα της προτεινόμενης μεθοδολογίας αποτιμήθηκαν, μέσω οπτικής εξέτασης, καθώς επίσης και με τη χρήση ποσοτικών κριτηρίων, ως προς την ακρίβεια των ευθυγραμμισμένων ραδιογραφημάτων. Στα πλαίσια της αποτίμησης, πραγματοποιήθηκε συγκριτική μελέτη, όπου η προτεινόμενη τεχνική EHCBIS συγκρίθηκε με τρεις άλλες αντίστοιχες τεχνικές υπολογισμού αντιστοιχιών (Self Organizing Maps, Automatic Extraction of Corresponding Points και Trimmed Iterative Closest Point). Το συμπέρασμα της εν λόγω μελέτης ήταν ότι η προτεινόμενη τεχνική υπερτερούσε στις περισσότερες περιπτώσεις σε σχέση με τις υπόλοιπες συγκρινόμενες τεχνικές. Παράλληλα, η προτεινόμενη τεχνική EHCBIS, επιτρέπει σημαντικά περιθώρια βελτίωσης. Για παράδειγμα, η αντικατάσταση του προβολικού μετασχηματισμού που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα υλοποίηση με ένα ελαστικό μοντέλο, θα επέτρεπε την ευθυγράμμιση εικόνων με ελαστικές παραμορφώσεις. Επίσης θα μπορούσε να εξεταστεί η χρήση της τεχνικής σε άλλους τύπους οδοντιατρικών ή ιατρικών γενικότερα δεδομένων, συμπεριλαμβανομένων και τρισδιάστατων δομών, μετά από κατάλληλη τροποποίηση.

Στο Κεφάλαιο 5 παρουσιάστηκε μια ολοκληρωμένη μεθοδολογία για την γεωμετρική ευθυγράμμιση τρισδιάστατων δεδομένων, την ανάδειξη των διαφορών τους και την εκτίμηση του όγκου των διαφορών αυτών. Η προτεινόμενη μεθοδολογία εφαρμόστηκε για την αποτίμηση μιας καινοτόμου χειρουργικής διαδικασίας αποκατάστασης οστικού ιστού στη φατνιακή κοιλότητα. Στη συγκεκριμένη μελέτη χρησιμοποιήθηκαν τρισδιάστατα δεδομένα υπολογιστικής τομογραφίας κωνικής δέσμης ακτινών από 20 συνολικά ασθενείς. Έτσι συλλέχθηκαν 20 ζεύγη δεδομένων, τα οποία περιείχαν τα προεγχειρητικά και τα μετεγχειρητικά δεδομένα, για κάθε ασθενή. Σκοπός της μελέτης ήταν η ποσοτική εκτίμηση του όγκου των διαφορών ανάμεσα στα δεδομένα κάθε ζεύγους, οι οποίες αντιστοιχούν στον αναγεννημένο οστικό ιστό. Αρχικά, τα δεδομένα αυτά ευθυγραμμίστηκαν,

χρησιμοποιώντας καθολική τεχνική ευθυγράμμισης, λόγω της απαιτούμενης αυξημένης ακρίβειας. Στη συνέχεια, αναδείχθηκαν οι διαφορές των ευθυγραμμισμένων δεδομένων, εφαρμόζοντας τεχνικές ψηφιακής αφαιρετικής ακτινογραφίας. Τέλος, πραγματοποιήθηκε η μέτρηση του όγκου των εν λόγω διαφορών, λαμβάνοντας υπ' όψιν τις πραγματικές διαστάσεις των εικονοστοιχείων των τρισδιάστατων δεδομένων. Για την αποτίμηση των ληφθέντων μετρήσεων του όγκου, η προτεινόμενη μεθοδολογία εφαρμόστηκε σε αντικείμενα γνωστών διαστάσεων και γεωμετρικού σχήματος (εμφυτεύματα). Οι πραγματικοί όγκοι των αντικειμένων αυτών συνέπεσαν σε ικανοποιητικό βαθμό με τους εκτιμώμενους όγκους που υπολογίστηκαν μετά από την εφαρμογή της προτεινόμενης μεθοδολογίας. Η προτεινόμενη μεθοδολογία, ουσιαστικά αποτελείται από τρεις ανεξάρτητες διεργασίες: την ευθυγράμμιση των δεδομένων, την ανάδειξη των διαφορών τους και τη μέτρηση του όγκου των διαφορών. Κάθε μια από αυτές τις διεργασίες θα μπορούσε να τροποποιηθεί κατάλληλα, επιτρέποντας έτσι την προσαρμογή της μεθοδολογίας στα υπό επεξεργασία δεδομένα. Για παράδειγμα, μετά από τις κατάλληλες τροποποιήσεις, η προτεινόμενη μεθοδολογία, θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί για τον εντοπισμό και την ογκομέτρηση καρκινικών όγκων σε τρισδιάστατα δεδομένα υπολογιστικής τομογραφίας (CT) ή μαγνητικού συντονισμού (MRI).

Τέλος, στο Κεφάλαιο 6 παρουσιάζεται μια πλήρης μεθοδολογία σημειακής ευθυγράμμισης τρισδιάστατων δεδομένων, η οποία βασίζεται στις αντιστοιχίες διακριτών σημείων, μέσω κατάλληλα τροποποιημένου Τεχνητού Ανοσοποιητικού Δικτύου. Η προτεινόμενη μεθοδολογία αποτελείται από τρία σειριακά εκτελούμενα στάδια: (α) την εξαγωγή διακριτών σημείων από τα δεδομένα αναφοράς, (β) την εύρεση των αντίστοιχων διακριτών σημείων στα υπό ευθυγράμμιση δεδομένα και (γ) τον υπολογισμό ενός καθολικού γεωμετρικού μετασχηματισμού, ο οποίος εφαρμόζεται στα υπό ευθυγράμμιση δεδομένα. Η καινοτομία της παραπάνω μεθοδολογίας έγκειται στην τεχνική εύρεσης των αντιστοιχιών, μέσω της επέκτασης των αρχών του Τεχνητού Ανοσοποιητικού Δικτύου στον τρισδιάστατο χώρο των δεδομένων της μελέτης. Βάσει της τεχνικής αυτής, η διαδικασία της βελτιστοποίησης μιας αρχικής εκτίμησης αντιστοιχιών, προσομοιώνει τη βιολογική διαδικασία της γενετικής μετάλλαξης ενός πληθυσμού οργανικών κυττάρων (ανοσοποιητικό δίκτυο). Η προτεινόμενη μεθοδολογία εφαρμόστηκε σε 10 ζεύγη τρισδιάστατων δεδομένων υπολογιστικής τομογραφίας με άγνωστες γεωμετρικές αποκλίσεις και σε επιπλέον 10 ζεύγη με γνωστές γεωμετρικές διαφορές. Στην πρώτη περίπτωση η ποσοτική αποτίμηση της μεθοδολογίας πραγματοποιήθηκε με βάση την ακρίβεια της ευθυγράμμισης των δεδομένων, ενώ στη δεύτερη περίπτωση, αποτιμήθηκε επιπλέον η ακρίβεια των αντιστοιχίσεων. Παράλληλα, για να εκτιμηθεί η επίδραση του ανοσοποιητικού δικτύου στην προτεινόμενη μεθοδολογία, τα 20 συνολικά ζεύγη δεδομένων ευθυγραμμίστηκαν εκ νέου, χρησιμοποιώντας μια εναλλακτική τεχνική εύρεσης αντιστοιχιών (αλγόριθμος Iterated Closest Point). Η ποιοτική και ποσοτική ανάλυση των αποτελεσμάτων, απέδειξε ότι η προτεινόμενη μεθοδολογία αποδίδει σαφώς καλύτερα ενσωματώνοντας κατάλληλα τροποποιημένο Τεχνητό Ανοσοποιητικό Δίκτυο. Η μελέτη που περιγράφεται στο Κεφάλαιο 6 θα μπορούσε μελλοντικά να επεκταθεί, εφαρμόζοντας την προτεινόμενη μεθοδολογία σε περισσότερες κλινικές περιπτώσεις, για την ασφαλέστερη αποτίμηση των παραγόμενων αποτελεσμάτων. Επιπλέον, θα μπορούσε να εξεταστεί η

Επίλογος

χρήση της μεθοδολογίας ως τμήμα πιο πολύπλοκων διαγνωστικών διαδικασιών, όπως για παράδειγμα στη μελέτη που παρουσιάστηκε στο Κεφάλαιο 5.

Διεθνή Περιοδικά

- T. Economopoulos, G.K. Matsopoulos, P.A. Asvestas, K. Grondahl and H.-G. Grondahl, "Automatic correspondence using the enhanced hexagonal centre-based inner search algorithm for point-based dental image registration", *Dentomaxillofacial Radiology* (2008) 37, 1-20.
- T.L. Economopoulos, P.A. Asvestas and G.K. Matsopoulos, "Automatic correspondence on medical images: a comparative study of four methods for allocating corresponding points", *Journal of Digital Imaging* (2010) 23 (4), 399-421.
- T.L. Economopoulos, P.A. Asvestas, and G.K. Matsopoulos, "Contrast enhancement of images using partitioned iterated function systems", *Image and Vision Computing* (2010) 28 (1), 45-54.
- T.L. Economopoulos, P.A. Asvestas, G.K. Matsopoulos, K. Grondahl and H.-G. Grondahl, "A contrast correction method for dental images based on histogram registration", *Dentomaxillofacial Radiology* (2010) 39, 300-313.
- TL Economopoulos, PA Asvestas, GK Matsopoulos, B Molnar and P Windisch. Volumetric difference evaluation of registered three-dimensional pre-operative and post-operative computed tomography dental data. *Dentomaxillofacial Radiology* (2011) 000, 1–12.
- Georgia D. Koutsouri, Theodore L. Economopoulos, George K. Matsopoulos. Image contrast enhancement through regional application of partitioned iterated function systems. *Journal of Electronic Imaging* 22(1), 013033 (Jan–Mar 2013).
- G.K. Matsopoulos and T.L. Economopoulos, "A Review of Five Automatic Point Correspondence Methods for Application on Medical Images", *Current Medical Imaging Reviews*; 2013 (to be published).

Κεφάλαια Βιβλίων

- Theodore Economopoulos, Pantelis Asvestas, George Matsopoulos. Contrast Enhancement of Images Using Partitioned Iterated Function Systems, *Advanced Concepts for Intelligent Vision Systems, Lecture Notes in Computer Science Volume 4678*, Springer Berlin Heidelberg, 2007, pp. 497-508.

Διεθνή Συνέδρια

- Theodore Economopoulos, Pantelis Asvestas, and George Matsopoulos, "Contrast enhancement of images using partitioned iterated function systems". Advanced Concepts for Intelligent Vision Systems (ACIVS) 2007.
- Delibasis KK, Asvestas PA, Mouravliansky NA, Economopoulos TL, Matsopoulos GK, "Artificial immune network for automatic point correspondence in medical images". Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2007.
- Theodore L. Economopoulos, Pantelis A. Asvestas, George K. Matsopoulos, Balint Molnar and Peter Windisch, "Volumetric difference evaluation of registered three-dimensional preoperative and postoperative CT volumes", International Conference on Information Technology and Applications in Biomedicine (ITAB) 2010.
- T.L. Economopoulos, P.A. Asvestas and G.K. Matsopoulos, "Regional Partitioned Iterated Function Systems For Digital Image Enhancement", Image Processing Theory, Tools and Applications (IPTA) 2012.