



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

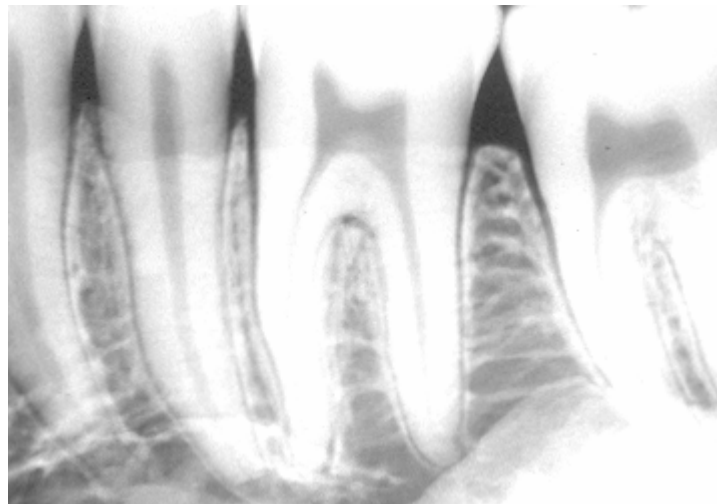
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

**ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ ΚΑΙ
ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**ΔΙΟΡΘΩΣΗ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ ΣΕ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΕΣ
ΕΙΚΟΝΕΣ**



Μαρία Γ. Κουτσουπίδου

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

Αθήνα, Σεπτέμβριος 2008



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

**ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ
ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ**

ΔΙΟΡΘΩΣΗ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ ΣΕ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΕΣ ΕΙΚΟΝΕΣ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Μαρία Γ. Κουτσοπίδου

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

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 15η Σεπτεμβρίου 2008.

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

.....
Ν. Ουζούνουλου
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Κ. Νικήτα
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Σεπτέμβριος 2008

.....
Μαρία Γ. Κουτσουπίδου
Διπλωματούχος Ηλεκτρολόγος Μηχανικός και Μηχανικός Υπολογιστών Ε.Μ.Π.

Copyright © Μαρία Γ. Κουτσουπίδου, 2008
Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

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

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

Περίληψη

Σκοπός της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι η σύγκριση και αξιολόγηση τριών γνωστών μεθόδων διόρθωσης αντίθεσης σε οδοντιατρικές εικόνες σύμφωνα με μία συγκεκριμένη εικόνα-αναφορά. Η πιο συνηθισμένη απεικονιστική διαγνωστική μέθοδος στην οδοντιατρική είναι η ψηφιακή ακτινογραφία. Η τεχνική που χρησιμοποιείται για την παρακολούθηση της εξέλιξης μια οδοντικής ή γναθικής ασθένειας, καθώς και η θεραπεία τους είναι η ψηφιακή αφαιρετική ακτινογραφία. Προκειμένου η συγκεκριμένη τεχνική να παρέχει αξιόπιστα αποτελέσματα θα πρέπει οι υπό εξέταση εικόνες να έχουν την ίδια αντίθεση των επιπέδων του γκρι. Σε αντίθετη περίπτωση, στην τελική ακτινογραφία εμφανίζονται μικροδιαφορές (artifacts) μη βιολογικής αιτιολογίας που αποπροσανατολίζουν τη διάγνωση του ειδικού – οδοντιάτρου.

Πιο συγκεκριμένα, στα πλαίσια της διπλωματικής αναπτύχθηκαν και εφαρμόστηκαν οι ακόλουθες τεχνικές διόρθωσης της αντίθεσης: ο αλγόριθμος του Ruttimann, η Ομαλοποίηση Εντάσεων ιστογράμματος και η Εξίσωση ιστογράμματος. Αυτές οι τρεις τεχνικές εφαρμόζονται μέσω της Matlab σε πραγματικές οδοντιατρικές εικόνες και συγκρίνονται τα αποτελέσματα της εφαρμογής τους. Με βάση αυτά, αναδεικνύεται η πιο αποτελεσματική τεχνική διόρθωσης της αντίθεσης για πρακτική εφαρμογή στη ψηφιακή αφαιρετική ακτινογραφία.

Λέξεις Κλειδιά

Αλγόριθμος του Ruttimann, ομαλοποίηση εντάσεων ιστογράμματος, εξίσωση ιστογράμματος, διόρθωση αντίθεσης, αφαιρετική ακτινογραφία δοντιών, διαγνωστική οδοντιατρική

Abstract

The objective of this thesis is the evaluation and the qualitative and quantitative comparison of three contrast-correction methods towards dental subtraction radiography. Radiography is the most usual diagnostic method in dentistry. The most common technique for observing the progress of dental or maxillofacial lesions and/or the progression of their treatment is the digital subtraction radiography. A necessary condition in order this technique to give trustworthy results, is the same contrast between the images to be subtracted. If this condition does not meet, no-biological artifacts may also appear in the subtracted image causing confusion to the experts - dentists.

Specifically, three contrast-correction methods have been developed and applied in this thesis: the Ruttimann 's algorithm, the Normalization of Histogram Intensities method and the Histogram Equalization method. These techniques have been applied to real dental images in a Matlab environment and their results have been evaluated both qualitatively and quantitatively. Based on these results, the most effective method for practical applications has been final chosen.

Key words

Ruttimann 's algorithm, histogram Intensities Normalization, histogram Equalization, contrast correction dental subtraction radiography, dental diagnostic methods

Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα της διπλωματικής μου εργασίας, επίκουρο καθηγητή Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών Ε.Μ.Π. κ. Γεώργιο Ματσόπουλο για την πρότασή του να ασχοληθώ με αυτό το καινοτόμο θέμα, αλλά και για την καθοδήγηση και υποστήριξή του.

Επίσης, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον κ. Θεόδωρο Οικονομόπουλο για την πολύτιμη βοήθειά που μου προσέφερε κατά τη διάρκεια της εκπόνησης της διπλωματικής εργασίας.

Τέλος, ιδιαίτερες ευχαριστίες οφείλω στον καθηγητή Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών Ε.Μ.Π. κ. Νικόλαο Ουζούνογλου για την ανάθεση της διπλωματικής εργασίας.

Περιεχόμενα

Περιεχόμενα.....	6
Κεφάλαιο 1 Εισαγωγή	11
Κεφάλαιο 2 Ψηφιακή Αφαιρετική Ακτινογραφία Δοντιών.....	13
2.1 Εισαγωγή.....	13
2.2 Απεικονιστικές Τεχνικές Διάγνωσης Οδοντιατρικών Παθήσεων	13
2.2.1 Απεικόνιση με Ακτίνες Χ	14
2.2.2 Magnetic Resonance Imaging (MRI).....	17
2.2.3 Υπό Έρευνα Απεικονιστικές Τεχνικές Διάγνωσης Οδοντιατρικών Παθήσεων	18
2.3 Ψηφιακή Αφαιρετική Ακτινογραφία στην Οδοντιατρική (Digital Subtraction Radiography in Dentistry).....	23
Κεφάλαιο 3 Τεχνικές Διόρθωσης Αντίθεσης σε Οδοντιατρικές Εικόνες.....	28
3.1 Εισαγωγή.....	28
3.2 Μέθοδοι Διόρθωσης Αντίθεσης.....	29
3.2.1 Αλγόριθμος του Ruttimann.....	29
3.2.2 Εφαρμογή του αλγορίθμου του Ruttimann σε οδοντιατρική ακτινογραφία	31
3.2.3 Ομαλοποίηση Εντάσεων Ιστογράμματος (Histogram Intensity Normalization)	36
3.2.4 Εφαρμογή του αλγορίθμου της Ομαλοποίησης Εντάσεων Ιστογράμματος (Histogram Normalization) σε οδοντιατρική ακτινογραφία.....	37
3.2.5 Εξίσωση Ιστογράμματος.(Histogram Equalization).....	40
3.2.6 Εφαρμογή του αλγορίθμου της Εξίσωσης Ιστογράμματος (Histogram Equalization) σε οδοντιατρική ακτινογραφία	41
Κεφάλαιο 4 Αποτελέσματα Πειραματική Διαδικασίας	45
4.1 Εισαγωγή.....	45
4.2 Περιγραφή Πειραματικής Διαδικασίας.....	45
4.3 Αποτελέσματα.....	49
4.3.1 Ποιοτικά αποτελέσματα.....	49
4.3.2 Ποσοτικά αποτελέσματα.....	72
Κεφάλαιο 5 Συμπεράσματα	81
5.1 Ανακεφαλαίωση.....	81
5.2 Μελλοντικές επεκτάσεις	82
Παράρτημα.....	83
Βιβλιογραφία	84

Εικόνες – Σχήματα

- 2.1 Εσωστοματική ακτινογραφία
- 2.2 Πανοραμική ακτινογραφία
- 2.3 Κεφαλομετρική ακτινογραφία
- 2.4 Ολοκληρωμένο αντίγραφο με πανοραμική και κάθετη ανακατασκευή της γνάθου.
- 2.5 Μηχανισμός εφαρμογής της συμβατικής αξονικής τομογραφίας και της CBVT
- 2.6 Σε αυτήν την MRI απεικόνιση φαίνονται οι θύλακες των νεύρων των τραπεζιτών με ελλειψοειδές σχήμα
- 2.7 Απεικόνιση της αλλοίωσης από τερηδόνα με την πολύ-φωτονική μέθοδο
- 2.8 Διαγραμματικά η μέθοδος με την οποία η OCT παράγει ένα A-scan και ο τρόπος απεικόνισης μίας τομής του δοντιού (B-scan) μέσω διαδοχικών A-scan
- 2.9 μέθοδος υπερήχων για 3D απεικόνιση με C-scan (α)άθικτο δόντι, (b)δόντι με επίστρωση αμαγάλματος
- 2.10 Πολυχρωματική εκπομπή και χρόνος διάδοσης παρέχουν διαφορετικές πληροφορίες
- 2.11 subtraction radiography (DSR). Οι περιοχές απώλειας ή κέρδους απεικονίζονται με σκούρες ή ανοιχτές αντίστοιχα αποχρώσεις του γκρι
- 2.12 Οστικό κέρδος στην περιοχή διαχωρισμού της ρίζας μετά από GTR θεραπεία (Guided Tissue Regeneration). (α) Ακτινογραφία αναφορά κατά τη διάρκεια της θεραπείας. (b) Ακτινογραφία 6 μήνες μετά τη θεραπεία. (c) DSR: η λευκή περιοχή στη ρίζα δείχνει το οστικό κέρδος (d) Υπέρθωση της αρχικής εικόνας και της περιοχής κέρδους σε πράσινο

- 3.1 Παράδειγμα αντιστοίχισης των επιπέδων του q-ιστογράμματος στα επίπεδα του p-ιστογράμματος με 8 επίπεδα στην κλίμακα του γκρι
- 3.2 Συνέχεια του παραδείγματος του σχήματος 3.1. Κάτω: το ιστόγραμμα που πρέπει να τροποποιηθεί. Πάνω: το ιστόγραμμα-αναφορά (λευκές στήλες) και το διορθωμένο ιστόγραμμα (μαύρες στήλες)
- 3.3 Παράδειγμα διόρθωσης αντίθεσης σε ακτινογραφία μπροστινών και πλάγιων τομέων με τον αλγόριθμο του Ruttimann με βάση μια ακτινογραφία αναφορά και η αντίστοιχη subtracted εικόνα.
- 3.4 Subtracted Radiography σε εικόνες που δεν έχουν όμοια αντίθεση
- 3.5 Ιστογράμματα των εικόνων 3.3.
- 3.6 Παράδειγμα διόρθωσης αντίθεσης σε ακτινογραφία μπροστινών και πλάγιων τομέων με τον αλγόριθμο του Ruttimann σε blocks 8x8 με βάση μια ακτινογραφία αναφορά και η αντίστοιχη subtracted εικόνα
- 3.7 Ιστογράμματα των εικόνων 3.6
- 3.8 Παράδειγμα διόρθωσης αντίθεσης σε ακτινογραφία κυνόδοντα και προγομφίων με τον αλγόριθμο της ομαλοποίησης εντάσεων ιστογράμματος με βάση μια ακτινογραφία αναφορά και η αντίστοιχη subtracted εικόνα
- 3.9 Ιστογράμματα των εικόνων 3.8
- 3.10 Παράδειγμα διόρθωσης αντίθεσης σε ακτινογραφία κυνόδοντα και προγομφίων με τον αλγόριθμο της ομαλοποίησης εντάσεων ιστογράμματος σε blocks 8x8 με βάση μια ακτινογραφία αναφορά και η αντίστοιχη subtracted εικόνα
- 3.11 Ιστογράμματα των εικόνων 3.10
- 3.12 Η μέθοδος Histogram Equalization διανέμει καλύτερα τις εντάσεις των pixels στο ιστόγραμμα

- 3.13 Παράδειγμα διόρθωσης αντίθεσης σε ακτινογραφία κυνόδοντα και προγομφίων με τον αλγόριθμο της εξίσωσης ιστογράμματος με βάση μια ακτινογραφία αναφορά και η αντίστοιχη subtracted εικόνα
- 3.14 Ιστογράμματα των εικόνων 3.13
- 3.15 Παράδειγμα διόρθωσης αντίθεσης σε ακτινογραφία κυνόδοντα και προγομφίων με τον αλγόριθμο της εξίσωσης ιστογράμματος σε blocks 8x8 με βάση μια ακτινογραφία αναφορά και η αντίστοιχη subtracted εικόνα
- 3.16 Ιστογράμματα των εικόνων 3.15

- 4.1 Συσκευή λήψης ακτινογραφιών με τυποποιημένες γεωμετρικά προβολές ή με διαφορετικές γωνίες στον κάθετο και οριζόντιο άξονα
- 4.2 Οι διαφορετικές διευθύνσεις της δέσμης των ακτίνων X. Η γεωμετρική προβολή των ακτίνων μπορεί να μεταβάλλεται κάθετα και οριζόντια
- 4.3 Το block διάγραμμα της διαδικασίας ευθυγράμμισης των ακτινογραφιών
- 4.4 Η ακτινογραφία αναφορά και οι 24 ακτινογραφίες που προέκυψαν με μετατόπισης της κεντρικής ακτίνας X κατά 3 ή 6 μοίρες πάνω-κάτω ή δεξιά-αριστερά σε σχέση με τη θέση αναφοράς.
- 4.5 Οι ακτινογραφίες του σχήματος 4.4 , αφού ευθυγραμμίστηκαν με τη reference και κόπηκαν τα περιθώριά τους.
- 4.6 - 4.13 Ορισμένες ακτινογραφίες του σχήματος 4.5 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο του Ruttimann και η subtracted εικόνα από τη reference
- 4.14 Οι ακτινογραφίες με διορθωμένη αντίθεση μέσω του αλγορίθμου του Ruttimann
- 4.15 Οι subtracted εικόνες, δηλαδή το αποτέλεσμα της ψηφιακής αφαίρεσης της reference ακτινογραφίας από τις ακτινογραφίες του σχήματος 4.14
- 4.16 - 4.21 Ορισμένες ακτινογραφίες του σχήματος 4.5 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο του Ruttimann σε blocks 8x8 και η subtracted εικόνα από τη reference
- 4.22 Οι ακτινογραφίες με διορθωμένη αντίθεση μέσω του αλγορίθμου του Ruttimann
- 4.23 Οι subtracted εικόνες, δηλαδή το αποτέλεσμα της ψηφιακής αφαίρεσης της reference ακτινογραφίας από τις ακτινογραφίες του σχήματος 4.22
- 4.24 – 4.27 Ορισμένες ακτινογραφίες του σχήματος 4.5 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο του Ruttimann σε blocks 4x4 και η subtracted εικόνα από τη reference
- 4.28 – 4.30 Ορισμένες ακτινογραφίες του σχήματος 4.5 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο του Ruttimann σε blocks 16x16 και η subtracted εικόνα από τη reference
- 4.31 – 4.35 Ορισμένες ακτινογραφίες του σχήματος 4.5 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο της ομαλοποίησης εντάσεων ιστογράμματος και η subtracted εικόνα από τη reference
- 4.36 Οι ακτινογραφίες με διορθωμένη αντίθεση μέσω του αλγορίθμου της ομαλοποίησης εντάσεων ιστογράμματος
- 4.37 Οι subtracted εικόνες, δηλαδή το αποτέλεσμα της ψηφιακής αφαίρεσης της reference ακτινογραφίας από τις ακτινογραφίες του σχήματος 4.36
- 4.38 – 4.40 Ορισμένες ακτινογραφίες του σχήματος 4.5 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο της ομαλοποίησης εντάσεων ιστογράμματος σε blocks 8x8 και η subtracted εικόνα από τη reference

- 4.41 Οι ακτινογραφίες με διορθωμένη αντίθεση μέσω του αλγορίθμου της Ομαλοποίησης εντάσεων ιστογράμματος σε blocks μεγέθους 8x8 pixels
- 4.42 Οι subtracted εικόνες, δηλαδή το αποτέλεσμα της ψηφιακής αφαίρεσης της reference ακτινογραφίας από τις ακτινογραφίες του σχήματος 4.41
- 4.43 – 4.45 Ορισμένες ακτινογραφίες του σχήματος 4.5 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο της Ομαλοποίησης εντάσεων ιστογράμματος σε blocks 4x4 και η subtracted εικόνα από τη reference
- 4.46 – 4.48 Ορισμένες ακτινογραφίες του σχήματος 4.5 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο της Ομαλοποίησης εντάσεων ιστογράμματος σε blocks 16x16 και η subtracted εικόνα από τη reference
- 4.49 – 4.53 Ορισμένες ακτινογραφίες του σχήματος 4.5 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο της εξίσωσης ιστογράμματος και η subtracted εικόνα από τη reference
- 4.54 Οι ακτινογραφίες με διορθωμένη αντίθεση μέσω του αλγορίθμου της Εξίσωσης ιστογράμματος.
- 4.55 Οι subtracted εικόνες, δηλαδή το αποτέλεσμα της ψηφιακής αφαίρεσης της reference ακτινογραφίας από τις ακτινογραφίες του σχήματος 4.54.
- 4.56 – 4.58 Ορισμένες ακτινογραφίες του σχήματος 4.5 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο της εξίσωσης ιστογράμματος σε blocks 8x8 και η subtracted εικόνα από τη reference
- 4.59 Οι ακτινογραφίες με διορθωμένη αντίθεση μέσω του αλγορίθμου της Εξίσωσης ιστογράμματος σε blocks μεγέθους 8x8 pixels.
- 4.60 Οι subtracted εικόνες, δηλαδή το αποτέλεσμα της ψηφιακής αφαίρεσης της reference ακτινογραφίας από τις ακτινογραφίες του σχήματος 4.59
- 4.61 – 4.63 Ορισμένες ακτινογραφίες του σχήματος 4.5 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο της εξίσωσης ιστογράμματος σε blocks 4x4 και η subtracted εικόνα από τη reference
- 4.64 – 4.66 Ορισμένες ακτινογραφίες του σχήματος 4.5 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο της εξίσωσης ιστογράμματος σε blocks 16x16 και η subtracted εικόνα από τη reference
- 4.67 – 4.71 Διαγράμματα μέσης τιμής και τυπικής απόκλισης των subtracted εικόνων για ορισμένες ακτινογραφίες του σχήματος 4.5
- 4.72 Διάγραμμα μέσης τιμής των μέσων τιμών και των 24 εικόνων και των τυπικών τους αποκλίσεων
- 4.73 Διάγραμμα μέσης τιμής των μέσων τιμών και των 24 εικόνων και των τυπικών τους αποκλίσεων για όλες τις μεθόδους εκτός από την εξίσωση ιστογράμματος σε όλη την εικόνα και σε blocks μεγέθους 16x16 pixels
- 4.74 Η μέση τιμή των subtracted εικόνων για τις τρεις μεθόδους εφαρμοσμένες σε blocks
- 4.75 Η τυπική απόκλιση των subtracted εικόνων για τις τρεις μεθόδους εφαρμοσμένες σε blocks.

Πίνακες

- 4.1 Η **μέση τιμή** της αφαιρετικής (subtracted) εικόνας που προκύπτει από την αντίστοιχη ακτινογραφία της δεύτερης στήλης, η οποία έχει διορθωθεί με τις αντίστοιχες μεθόδους είτε σε ολόκληρη την εικόνα είτε σε τετραγωνικές περιοχές (blocks) αυτής.
- 4.2 Η **τυπική απόκλιση** της αφαιρετικής (subtracted) εικόνας που προκύπτει από την αντίστοιχη ακτινογραφία της δεύτερης στήλης, η οποία έχει διορθωθεί με τις αντίστοιχες μεθόδους είτε σε ολόκληρη την εικόνα είτε σε τετραγωνικές περιοχές (blocks) αυτής.

Κεφάλαιο 1

Εισαγωγή

Η διαγνωστική οδοντιατρική ασχολείται με την ανίχνευση μίας βλάβης οδοντιατρικού ενδιαφέροντος και την παρακολούθηση της εξέλιξης της μέσω της εφαρμογής κατάλληλου θεραπευτικού σχήματος σε συγκεκριμένο χρονικό διάστημα. Υπάρχουν αρκετές απεικονιστικές μέθοδοι για την ανίχνευση μίας αλλοίωσης στη στοματική κοιλότητα. Μεταξύ αυτών, η πιο διαδεδομένη είναι η απεικόνιση με ακτίνες X. Όμως, η παρακολούθηση της βλάβης στο χρόνο απαιτεί μία τεχνική που να επιτρέπει τη σύγκριση ακτινογραφιών που έχουν συλλεχθεί σε διαφορετικές χρονικές στιγμές. Η τεχνική αυτή ονομάζεται Ψηφιακή Αφαιρετική Ακτινογραφία με επίκεντρο εφαρμογής τα δόντια.

Η αφαιρετική ακτινογραφία είναι, στην ουσία, η αφαίρεση των τιμών των εικονοστοιχείων (pixels) δύο ακτινογραφιών με σκοπό την εμφάνιση των διαφορών τους, δηλαδή τις αλλαγές που έχει υποστεί ο ιστός στο χρονικό διάστημα που παρεμβάλλεται μεταξύ αυτών των ακτινογραφιών. Για να έχει, όμως, αυτή η μέθοδος αξιόπιστα αποτελέσματα, θα πρέπει το περιεχόμενο των δύο εικόνων να είναι ευθυγραμμισμένο και η αντίθεσή τους να είναι η ίδια. Σε αντίθετη περίπτωση, στη αφαιρετική ακτινογραφία θα εμφανιστούν artifacts που θα αποπροσανατολίσουν τη διάγνωση. Η ευθυγράμμιση και η όμοια αντίθεση είναι δύο προϋποθέσεις που απαιτούν την ύπαρξη συγκεκριμένων συνθηκών κατά την ακτινογράφιση. Αυτές οι συνθήκες, όμως, δεν είναι εύκολο να αναπαραχθούν οπότε θα πρέπει αυτά τα δύο στοιχεία, η θέση των δοντιών και η αντίθεση, να διορθωθούν τεχνητά μετά τη λήψη της ακτινογραφίας.

Συνεπώς, αυτή η διπλωματική εργασία θα ασχοληθεί με το σκέλος της διόρθωσης της αντίθεσης. Βασικός στόχος είναι η μελέτη τριών μεθόδων διόρθωσης αντίθεσης (ο

αλγόριθμος του Ruttimann, η Ομαλοποίηση Εντάσεων Ιστογράμματος και η Εξίσωση Ιστογράμματος) και η ανάδειξη της πιο αξιόπιστης και αποτελεσματικής από αυτές. Για το σκοπό αυτό, θα εφαρμοστούν αυτές οι μέθοδοι σε συγκεκριμένες πραγματικές οδοντιατρικές εικόνες και θα αναλυθούν τα αποτελέσματα τους.

Αναλυτικότερα, στο Κεφάλαιο 2 θα γίνει μία σύντομη ανασκόπηση των σύγχρονων απεικονιστικών μεθόδων που χρησιμοποιούνται στη διαγνωστική οδοντιατρική (ακτίνες X, MRI, καθώς και άλλες που βρίσκονται σε πειραματικό στάδιο) και μια πιο αναλυτική περιγραφή της Ψηφιακής Αφαιρετικής Ακτινογραφίας Δοντιών.

Στο Κεφάλαιο 3 θα αναλυθούν οι τρεις μέθοδοι διόρθωσης αντίθεσης που αναφέρθηκαν πιο πάνω. Σε κάθε περίπτωση, θα δοθούν ορισμένα χαρακτηριστικά παραδείγματα εφαρμογής αυτών των μεθόδων σε οδοντιατρικές εικόνες. Στο Κεφάλαιο 4 θα παρουσιαστεί η πειραματική διαδικασία που ακολουθήθηκε και τα αποτελέσματά της, καθώς και η ποιοτική ανάλυση των αποτελεσμάτων. Ως αποτελέσματα της πειραματικής διαδικασίας θεωρούνται οι εικόνες με διορθωμένη αντίθεση, καθώς και οι αντίστοιχες αριθμητικές μετρήσεις που αποδεικνύουν την αποτελεσματικότερη μέθοδο διόρθωσης της αντίθεσης.

Τέλος, στο Κεφάλαιο 5 παρουσιάζονται τα συμπεράσματα της διπλωματικής και γίνεται αναφορά σε μελλοντικές επεκτάσεις μέσω της εφαρμογής νέων μεθόδων που θα μπορούσαν να αναπτυχθούν ή υπαρχουσών μέσω συγκεκριμένων βελτιώσεων.

Κεφάλαιο 2

Ψηφιακή Αφαιρετική Ακτινογραφία Δοντιών

2.1 Εισαγωγή

Στο Κεφάλαιο αυτό πραγματοποιείται θεωρητική αναφορά στις απεικονιστικές μεθόδους που χρησιμοποιεί η σύγχρονη οδοντιατρική για διαγνωστικούς σκοπούς, όπως οι ακτίνες X, η αξονική τομογραφία και σε περιορισμένες περιπτώσεις, η MRI. Στη συνέχεια, παρουσιάζονται συνοπτικά κάποιες άλλες απεικονιστικές μέθοδοι, οι οποίες βρίσκονται σε ερευνητικό στάδιο, αλλά με πολλές προοπτικές. Τέλος, αναλύεται η μέθοδος της Ψηφιακής Αφαιρετικής Ακτινογραφίας (Digital Subtraction Radiography), οι περιοχές εφαρμογής της στην οδοντιατρική και οι προϋποθέσεις που απαιτούνται για αξιόπιστα αποτελέσματα.

2.2 Απεικονιστικές Τεχνικές Διάγνωσης Οδοντιατρικών Παθήσεων

Σε αυτήν την παράγραφο θα παρουσιαστούν οι σύγχρονες τεχνικές που χρησιμοποιούνται για τη διαγνωστική απεικόνιση στην οδοντιατρική. Οι πιο διαδεδομένες τεχνικές είναι αυτές που χρησιμοποιούν ακτίνες X (ακτινογραφία, αξονική τομογραφία). Όμως θα γίνει και μια σύντομη αναφορά και σε άλλες μη διαδεδομένες μεθόδους, καθώς και σε κάποιες που βρίσκονται σε πειραματικό

στάδιο. Ο διαχωρισμός των μεθόδων γίνεται με βάση το είδος των κυμάτων που χρησιμοποιούνται για την απεικόνιση.

2.2.1 Απεικόνιση με Ακτίνες X

Προς το τέλος του 19^{ου} αιώνα, ο Γερμανός φυσικός Roentgen μελετούσε τις ιδιότητες των ηλεκτρονίων που επιταχύνονταν μέσα σε σωλήνα χαμηλής πίεσης από ηλεκτρικό πεδίο και έπεφταν σε μεταλλικό στόχο. Ο Roentgen παρατήρησε ότι όταν πλησίαζε στο σωλήνα μια φθορίζουσα ουσία, τότε η ουσία ακτινοβόλυνε φως, ενώ όταν πλησίαζε φωτογραφικό φιλμ, τότε αυτό μαύριζε. Υποστήριξε ότι τα φαινόμενα αυτά οφείλονται σε έναν νέο τύπο ακτίνων, τις οποίες ονόμασε ακτίνες X.

Οι ακτίνες X είναι η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία με μήκη κύματος 0.01-10 nm, αντίστοιχες συχνότητες 30×10^{15} Hz με 30×10^{18} Hz και ενέργεια που κυμαίνεται στα 120 eV to 120 keV. Όταν οι ακτίνες X διαπερνούν ένα υλικό, τότε μέρος της ακτινοβολίας απορροφάται από αυτό. Η απορρόφηση της ακτινοβολίας εξαρτάται από τη φύση του υλικού, το πάχος του και το μήκος κύματος της ακτινοβολίας. Όσο μεγαλύτερος είναι ο ατομικός αριθμός των ατόμων του υλικού που απορροφά την ακτινοβολία, τόσο μεγαλύτερη είναι η απορρόφηση.

Σε αυτήν την ιδιότητα βασίζεται και η ιατρική εφαρμογή των ακτίνων X. Τα βαριά χημικά στοιχεία, όπως το ασβέστιο που περιέχεται στα δόντια και τα οστά, απορροφούν περισσότερο τις ακτίνες σε σχέση με ελαφρότερα στοιχεία, όπως ο άνθρακας, οξυγόνο, υδρογόνο, άζωτο που περιέχονται στους υπόλοιπους ιστούς. Αν λοιπόν, μεταξύ της πηγής των ακτίνων X και μιας φθορίζουσας οθόνης τοποθετηθεί ο υπό εξέταση ιστός, τότε πάνω στην οθόνη θα φανούν σαν σκιές οι λεπτομέρειες του ιστού (ακτινοσκόπηση). Αν στη θέση της φθορίζουσας οθόνης τοποθετηθεί φωτογραφική πλάκα, θα έχουμε την ανάλογη εικόνα (ακτινογραφία).

Μια άλλη εφαρμογή των ακτίνων X στην ιατρική και οδοντιατρική είναι η αυτοματοποιημένη αξονική τομογραφία (CT). Η πηγή των ακτίνων X παράγει μία αποκλίνουσα δέσμη. Η δέσμη των ακτίνων διαπερνούν τον ιστό και η απορρόφηση τους από αυτόν μετράται από μία διάταξη ανιχνευτών στην άλλη πλευρά. Το σύστημα περιστρέφεται γύρω από τον ιστό και με τη βοήθεια ηλεκτρονικού υπολογιστή αποδίδεται η τρισδιάστατη (3D – three dimensional) δομή του ιστού.

Ακτινογραφία (X ray)

Οι ακτίνες X είναι ένα πολύ σημαντικό εργαλείο που χρησιμοποιείται στην οδοντιατρική για διάγνωση, σχεδιασμό θεραπείας και παρακολούθηση της εξέλιξης της θεραπείας που έχει εφαρμοστεί. Σύμφωνα με τη UNSCEAR Report [10] και την IAEA RS-G-1.5 [11], οι οδοντιατρικές εξετάσεις είναι οι πιο συχνές ακτινογραφικές διαδικασίες με ποσοστό 21% παγκοσμίως.

Υπάρχουν τρεις βασικοί τύποι οδοντιατρικής ακτινογραφίας: i) οι εσωστοματικές ακτινογραφίες (περιακρορικές ή αυτές όπου τα film συγκρατείται από τα δόντια του ασθενούς (bitewing)) (Εικόνα 2.1), ii) οι πανοραμικές (Εικόνα 2.2) και iii) οι κεφαλομετρικές (Εικόνα 2.3). Οι bitewing ακτινογραφίες δείχνουν τα άνω και κάτω πίσω δόντια και πώς τα δόντια εφαρμόζουν μεταξύ τους. Χρησιμοποιούνται για ανίχνευση αποσύνθεσης μεταξύ των δοντιών και οστικής απώλειας εξαιτίας ουλίτιδας ή κάποιας άλλης οδοντικής ασθένειας. Οι περιακρορικές απεικονίζουν ολόκληρο το δόντι έως το ακρορικό και τα οστά που το στηρίζουν και χρησιμοποιούνται για ανίχνευση βλαβών στο καλυμμένο από το ούλο τμήμα του δοντιού ή στη γνάθο, όπως, αποστήματα, κύστες, όγκους και οστικές αλλοιώσεις από διάφορες οδοντικές

ασθένειες. Οι πανοραμικές ακτινογραφίες αποδίδουν μία πιο ευρύτερη εικόνα των γνάθων, των δοντιών, της ρινικής κοιλότητας και των κροταφογναθικών συνδέσμων. Αυτές οι ακτινογραφίες δεν ανιχνεύουν κοιλότητες, αλλά βρίσκουν χτυπημένα δόντια, οστικές ανωμαλίες, κύστες, όγκους, μολύνσεις και ραγίσματα. Τέλος, οι κεφαλομετρικές προβολές απεικονίζουν ολόκληρο το κεφάλι του ασθενούς και είναι απαραίτητες για τη μελέτη των δοντιών σε σχέση με την υπόλοιπη στοματική κοιλότητα. [12]



Εικόνα 2.1: Εσωστοματική ακτινογραφία



Εικόνα 2.2: Πανοραμική ακτινογραφία



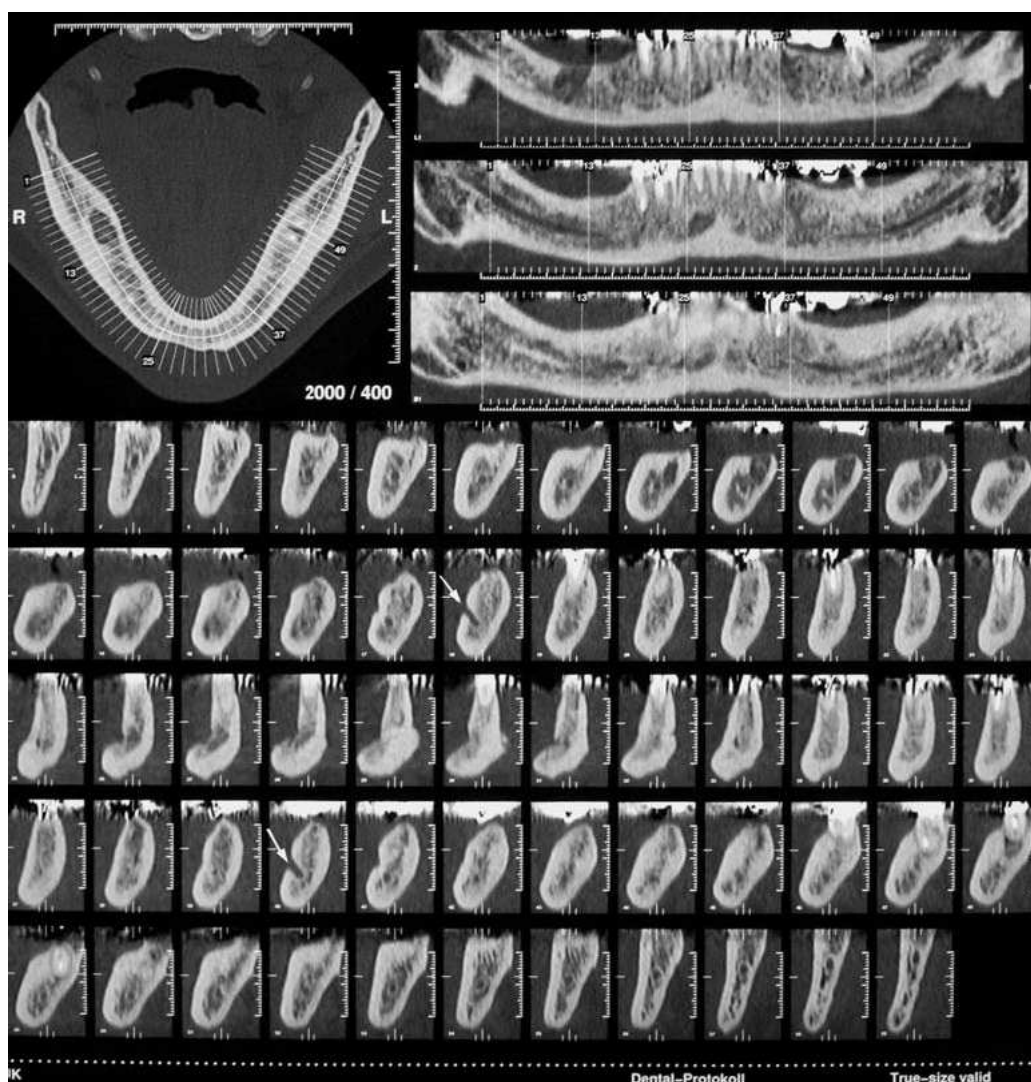
Εικόνα 2.3: Κεφαλομετρική ακτινογραφία

Οι εσωστοματικές ακτινογραφίες χρησιμοποιούνται εδώ και πολλά χρόνια για την εκτίμηση οστικών απωλειών (απώλεια μεταλλικών στοιχείων από την οδοντίνη και την αδαμαντίνη) που οφείλεται σε περιοδοντικές ασθένειες και σε τερηδόνα. Επίσης, χρησιμοποιούνται και για την παρακολούθηση της εξέλιξης των ασθενειών αυτών. Ωστόσο αυτή η μέθοδος παρατήρησης των ακτινογραφιών με γυμνό μάτι δεν αποδίδει παρά μόνο για μεγάλες μεταβολές στους ιστούς. Η αυξημένη επεξεργαστική δυνατότητα που μας προσφέρουν οι σημερινοί υπολογιστές μας επιτρέπει να ανιχνεύουμε αλλαγές στα πρώτα τους στάδια με τη μέθοδο της **Ψηφιακής Αφαιρετικής Ακτινογραφίας (Digital Subtraction Radiography)** [13], η οποία θα παρουσιαστεί εκτενέστερα σε επόμενη παράγραφο του κεφαλαίου (2.3). Αυτή η μέθοδος έχει δείξει πολύ θετικά αποτελέσματα στη διάγνωση και παρακολούθηση της

ελάττωσης φατνιακού οστού και στην εκτίμηση της θεραπείας της ασθένειας (Grondahl & Grondahl 1983, Bragger et al. 1988, Jeffcoat et al. 1991).

Υπολογιστική Τομογραφία (Computed Tomography - CT)

Η αξονική τομογραφία (CT) παρέχει 3-D απεικόνιση των οδοντικών και γναθικών δομών (Εικόνα 2.4) [15] με σκοπό τη διάγνωση παθήσεων και το σχεδιασμό της θεραπείας. Στο παρελθόν, τέτοιου είδους απεικόνιση περιοριζόταν για χειρουργική χρήση. Στη πορεία, όμως, η μείωση του κόστους και της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας οδήγησαν στην ευρεία διάδοση της μεθόδου. [14]

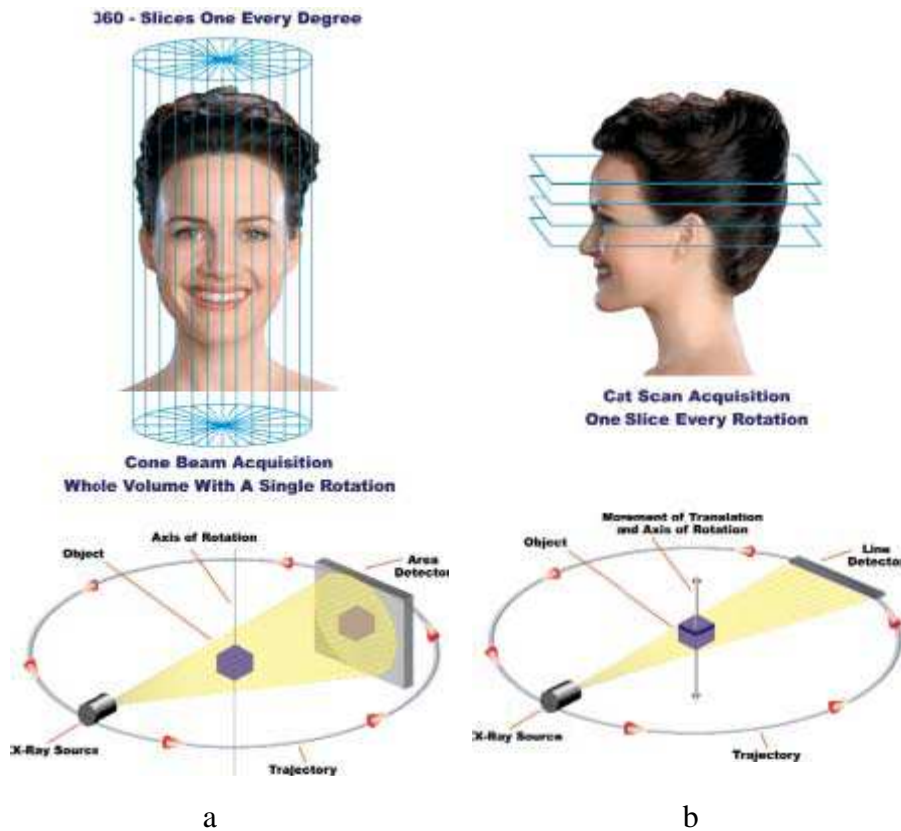


Εικόνα 2.4: Ολοκληρωμένο αντίγραφο με πανοραμική και κάθετη ανακατασκευή της γνάθου. Στο κάτω μέρος φαίνονται πολλαπλές εγκάρσιες απεικονίσεις που αντιστοιχούν στους σχεδιασμένους άξονες της γνάθου.

Η τεχνική της οδοντιατρικής αξονικής τομογραφίας, που είναι επίσης γνωστή και ως Dentascan, αναπτύχθηκε από τον Schwarz et al το 1987. Εκείνη την περίοδο τα οδοντικά εμφυτεύματα είχαν αυξηθεί πολύ και είχε μεγαλώσει η ανάγκη για ακριβή και αξιόπιστη απεικόνιση της στοματικής κοιλότητας. [15]

Τα τελευταία χρόνια έχει αναπτυχθεί η τεχνολογία CT απεικόνισης στην οδοντιατρική. Εκτός από τη συμβατική αξονική τομογραφία, έχει πραγματοποιηθεί η cone-beam volumetric tomography (CBVT) και η multi-detector row helical tomography (MDCT) [16]. Η βασική διαφορά των τεχνικών αυτών είναι ο τρόπος

συλλογής των δεδομένων (Σχήμα 2.5). Η πηγή των ακτίνων X για τη συμβατική ακτινογραφία απαιτεί πολύ περισσότερη ενέργεια από αυτή για CBVT. [14]



Σχήμα 2.5: Μηχανισμός εφαρμογής της (a) συμβατικής αξονικής τομογραφίας και της (b) CBVT.

Η MDCT χρησιμοποιείται για πιο γρήγορη απεικόνιση, προσφέροντας μεγαλύτερη ανάλυση και με λιγότερη απαιτούμενη ακτινοβολία [16].

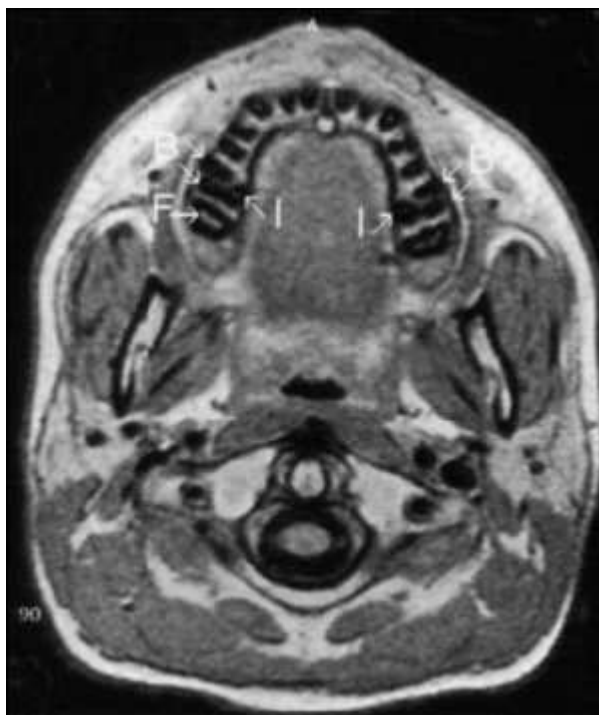
2.2.2 Magnetic Resonance Imaging (MRI)

Τα δόντια και η οδοντο-φαρνιακή περιοχή ήταν πάντοτε ορατή στην MRI στο κάτω ένα τρίτο του κεφαλιού, αλλά συνήθως παραβλέπεται από τους γιατρούς και τους ακτινολόγους. Έχει συμβεί και μία παύση στη μελέτη της διαγνωστικής δυνατότητας που παρέχει αυτή η μέθοδος στην οδοντιατρική. [9] Προς το παρόν, η χρήση της MR απεικόνισης, ως διαγνωστικό εργαλείο, στην οδοντιατρική είναι περιορισμένη στην εκτίμηση όγκων και στη διάγνωση οστεομυελίτιδας της κάτω γνάθου. Η μέθοδος αυτή έχει χρησιμοποιηθεί για οστεομετρία της γνάθου και τα αποτελέσματα είναι συγκρίσιμα με αυτά της οδοντικής CT.

Η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού (MRI) (Εικόνα 2.6) είναι μία μη παρεισφρητική απεικονιστική τεχνική που χρησιμοποιεί την αλληλεπίδραση ραδιοσυχνότητας, ένα ισχυρό μαγνητικό πεδίο και ανθρώπινο ιστό για να λάβει εικόνες από τα επίπεδα μέσα στο σώμα. Το μαγνητικό πεδίο που δημιουργείται είναι 2.000 με 3.000 φορές μεγαλύτερο από το μαγνητικό πεδίο της γης. Επιπλέον, ο πυρηνικός μαγνητικός συντονισμός μπορεί να δώσει εικόνες με εξαιρετική λεπτομέρεια.

Στο μετρούμενο σήμα συμβάλει μόνο ένα μικρό ποσοστό πρωτονίων (ελεύθερων κατιόντων υδρογόνου που υπάρχουν σε αφθονία στο ανθρώπινο σώμα), λόγω της

διαφορετικής διάταξής τους στο μαγνητικό πεδίο. Τα πρωτόνια έχουν την ιδιότητα να απορροφούν ενέργεια όταν εκτίθενται σε σύντομους ραδιοκυματικούς παλμούς στη συχνότητα συντονισμού τους. Στη συνέχεια επανεκπέμπουν την απορροφημένη ενέργεια και επανέρχονται σε ισορροπία. Αυτή η ενέργεια λαμβάνεται ως το MRI σήμα. Η λεπτή διαφοροποίηση των σημάτων που προέρχονται από διαφορετικούς ιστούς αποτελούν την πληροφορία για την απεικόνιση, μέσω σύνθετων υπολογισμών σε ηλεκτρονικό υπολογιστή, των διαφορετικών οργάνων.



Εικόνα 2.6: Σε αυτήν την MRI απεικόνιση φαίνονται οι θύλακες των νεύρων των τραπεζιτών με ελλειψοειδές σχήμα.[9]

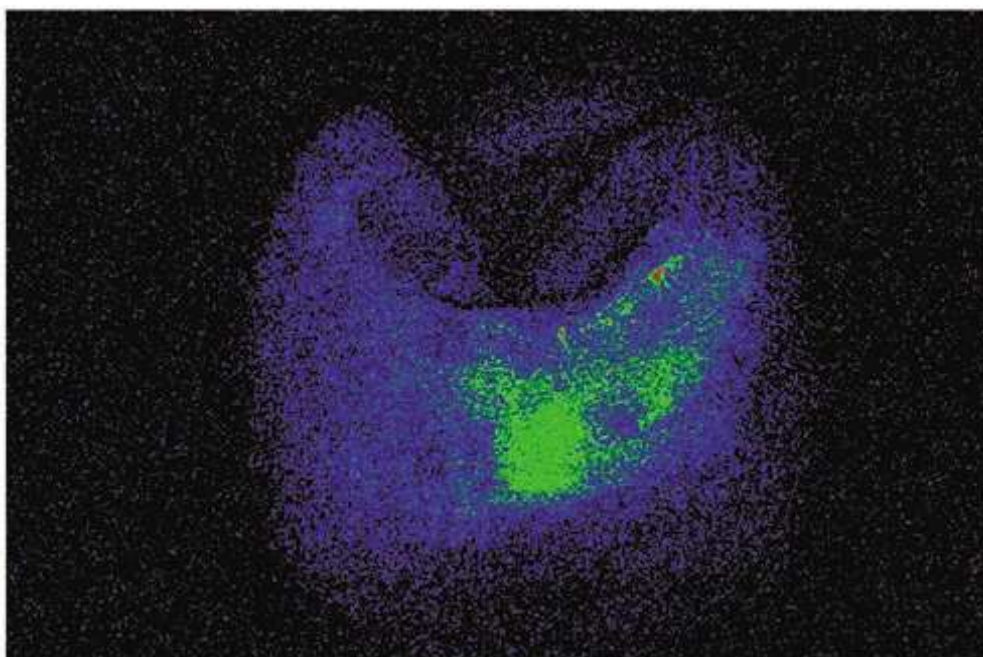
2.2.3 Υπό Έρευνα Απεικονιστικές Τεχνικές Διάγνωσης Οδοντιατρικών Παθήσεων

Ένα πλήθος νέων τεχνικών διάγνωσης οδοντικών παθήσεων είχαν παρουσιαστεί συγκεντρωμένα και προταθεί για περαιτέρω έρευνα από τους A.Hall και J.M. Girkin το 2004, οι οποίες όμως, δεν εφαρμόζονται ακόμα κλινικά. Οι τεχνικές αυτές βασίζονται στο διαφορετικό τρόπο με τον οποίο κύματα διαφόρων συχνοτήτων απορροφούνται από τους ιστούς και στην τεχνολογική πρόοδο που μας επιτρέπει να καταγράψουμε αυτήν την αλληλεπίδραση.

Πολύ-φωτονική Απεικόνιση (Multi-photon Imaging)

Τα συστήματα ανίχνευσης τερηδόνας, όπως το QLF, στηρίζονται στο σήμα φθορισμού που παρατηρείται όταν το δόντι εκτεθεί σε μπλε φως ($\lambda \sim 488-514\text{nm}$). Αυτό κάνει το υγιές δόντι να φθορίζει. Ο αλλοιωμένος οδοντικός ιστός μπορεί, επίσης να φθορίζει, αλλά η φθορά που έχει υποστεί ο ιστός αυτός συνεπάγεται έντονη σκέδαση της ακτινοβολίας και ανιχνεύεται λίγος ή καθόλου φθορισμός. Συνεπώς, το υγιές τμήμα του δοντιού φθορίζει σε $\lambda > 520\text{nm}$, ενώ το υπόλοιπο παραμένει σκοτεινό. Όμως, δεν μπορούμε να συλλέξουμε φως από διαφορετικά βάθη του δοντιού (ακόμα και με ομοεστιακή μικροσκοπία φτάνουμε μέχρι τα $100\mu\text{m}$ από την εξωτερική

επιφάνεια του δοντιού). Η σκέδαση που συμβαίνει όταν συναντάται η αλλοίωση δεν επιτρέπει την είσοδο του φωτός πιο βαθιά μέσα σ' αυτή. Από την άλλη πλευρά, αν αυξήσουμε την ένταση της ακτινοβολίας, υπάρχει κίνδυνος τραυματισμού των ιστών.



Εικόνα 2.7: Απεικόνιση της αλλοίωσης από τερηδόνα με την πολύ-φωτονική μέθοδο.

Συνεπώς, απαιτείται μια ακτινοβολία μεγαλύτερου μήκους κύματος που να μειώνει το φαινόμενο της σκέδασης, να εισχωρεί πιο βαθιά στους ιστούς και να μειώνει τα επίπεδα της φωτοτοξικότητας. Για πολύ-φωτονική απεικόνιση έχει χρησιμοποιηθεί υπέρυθη ακτινοβολία ($\lambda=850\text{nm}$). Σε αυτήν την τεχνική δύο υπέρυθρα φωτόνια (ίση ενέργεια με ένα μπλε φωτόνιο) απορροφούνται ταυτόχρονα. Το γεγονός αυτό είναι πιο πιθανό όσο αυξάνεται η ένταση της ακτινοβολίας. Για να μην καούν οι ιστοί, από την αύξηση της θερμοκρασίας, χρησιμοποιούνται πολύ σύντομοι παλμοί (100 fs) laser των 850 nm. Με αυτόν τον τρόπο μπορεί να πραγματοποιηθεί η εξέταση του κάθε δοντιού σε διαφορετικά βάθη. Αν αλλάξει η εστίαση ακολουθιακά, θα συλλεχθούν κάθετες τομές φθορισμού (υγιές ιστός) ή μη (αλλοιωμένος ιστός) του δοντιού. Κατά συνέπεια, λαμβάνεται μια τρισδιάστατη εικόνα του δοντιού. Για να δοθεί έμφαση στο παθολογικό τμήμα, προβάλλεται το αρνητικό της εικόνας που συλλέχθηκε (Εικόνα 2.7).

Αυτή η μέθοδος επιτρέπει την παρατήρηση αλλοιώσεων σε βάθος μέχρι 500 μm . Σήμερα, αυτή η μέθοδος έχει εφαρμοστεί μόνο σε εξαγμένα δόντια, καθώς ο μεγάλος και πολύπλοκος εξοπλισμός laser που απαιτείται θα αργήσει να κατασκευαστεί σε κλινικά χρησιμοποιήσιμη μορφή. Το ότι δεν είναι παρεισφορητική είναι το πλεονέκτημα αυτής της μεθόδου για την απόκτηση ποσοτικών μετρήσεων για την απώλεια ιχνοστοιχείων (λόγω της τερηδόνας) ως συνάρτηση της απώλειας φθορισμού. [6]

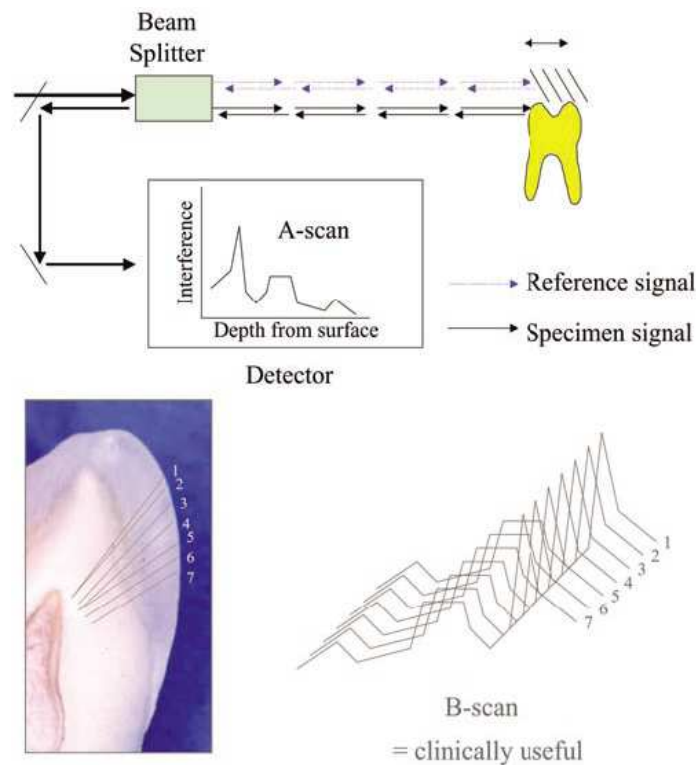
Optical Coherence Tomography (OCT)

Είναι μία μέθοδος απεικόνισης που έχει αναπτυχθεί για διαφανείς ή ημι-διαφανείς δομές. Τα δόντια ανήκουν στη δεύτερη κατηγορία. Στην αρχή χρησιμοποιήθηκε στην οφθαλμολογία και στη συνέχεια στο δέρμα και τους ιστούς της γαστρεντερικής οδού.

Τα τελευταία 10 χρόνια έχει μεγαλώσει το ενδιαφέρον για την εφαρμογή της μεθόδου στην οδοντιατρική.

Η OCT χρησιμοποιεί φως, το μήκος κύματος του οποίου καθορίζει τη σκέδαση και το βάθος της διείσδυσης. Επίσης, το λ επηρεάζει την ανάλυση της τεχνικής. Στις περισσότερες περιπτώσεις έχουν χρησιμοποιηθεί μήκη κύματος από 840 έως 1310 nm. Αυτά έχουν σαν αποτέλεσμα απεικονιστικά βάθη 0.6-2.0 mm. Το βάθος ανάλυσης σε αυτά τα συστήματα κυμαίνεται στα 10 με 17 μm .

Η τεχνική αυτή στηρίζεται στη συμβολή του φωτός. Όταν μία ακτίνα διαχωριστεί σε δύο και μετά επανασυνδέεται, η συμβολή δημιουργεί ένα σχέδιο, η ένταση του οποίου καθορίζεται από το επίπεδο του φωτός της κάθε ακτίνας. Στα OCT συστήματα χρησιμοποιούνται Super Luminescent διόδους (SLDs), ως πηγή φωτός. Αυτού του τύπου οι πηγές παράγουν ακτινοβολία με ευρύ φάσμα συχνοτήτων, κάθε μία από τις οποίες θα παράγει το δικό της πρότυπο (pattern). Παρ' όλα αυτά, σε κάποιες περιπτώσεις, η συγχώνευση των προτύπων θα έχει σαν αποτέλεσμα κάποια από αυτά να εμφανίζουν περιορισμένη διακριτική ικανότητας (θόλωμα). Τα σήματα που δεν έχουν υποστεί αλλοιώσεις μπορούν να ανιχνευτούν και να δώσουν τη δυνατότητα να διαχωριστούν τα δείγματα οπτικά. Το εύρος φάσματος καθορίζει το βάθος ανάλυσης της τεχνικής.



Σχήμα 2.8: Διαγραμματικά η μέθοδος με την οποία η OCT παράγει ένα A-scan και ο τρόπος απεικόνισης μίας τομής του δοντιού (B-scan) μέσω διαδοχικών A-scan.

Η ένταση της συμβολής είναι συνάρτηση της σκέδασης που προκαλείται από τις αλλαγές στη δομή των ιστών. Η διαφοροποίηση στη σκέδαση μετράται σε σχέση με το βάθος από ένα σημείο στην επιφάνεια του δοντιού που ονομάζεται «A-scan». Παίρνοντας αρκετά A-scan σημεία κατά μήκος μιας γραμμής παράγεται πληροφορία από ένα «κομμάτι» οδοντικού ιστού, το οποίο είναι το τομόγραμμα. Η κίνηση κατά μήκος των A-scan καλείται B-scan και απαιτείται χρόνος 30 με 60 sec για 1 cm μήκος B-scan. Για να παραχθεί ένα A-scan, φως από κατάλληλη πηγή περνά από έναν

διαχωριστή ακτίνων για να διαχωριστεί σε δύο συνεκτικές ακτίνες φωτός: την ακτίνα-δείγματος και την ακτίνα-αναφοράς (Σχήμα 2.8). Η πρώτη κατευθύνεται προς το δόντι και σκεδάζεται ανάλογα με τη φύση του ιστού (οι αλλοιωμένοι ιστοί είναι γνωστό ότι σκεδάζουν σε μεγαλύτερο ποσοστό την ακτινοβολία από τους υγιείς). Κάποιο ποσοστό της ακτινοβολίας θα επιστρέψει στο διαχωριστή (back-scattering). Η ακτίνα αναφοράς κινείται προς ένα κινούμενο καθρέφτη που τη στέλνει πίσω στο διαχωριστή (beam splitter). Εκεί ενώνεται με την ακτινοβολία που έχει επιστρέψει από το δόντι. Η νέα ακτίνα εστιάζεται σε έναν ανιχνευτή φωτός, όπου κάθε βαθμός συμβολής μπορεί να ανιχνευτεί. Συνεπώς, για ένα σημείο, μπορούν να καταγραφούν αλλαγές στη σκέδαση σαν συνάρτηση του βάθους του δοντιού. Η B-scan τομογραφία προκύπτει αν επαναλάβουμε τη διαδικασία μετακινώντας την ακτίνα δείγματος κατά 20 μm πλευρικά πάνω στο δείγμα.

Κλινικά εξετάζεται η ανάπτυξη χειρολαβής για ενδοστοματική τομογραφία, αν και δεν έχουν καταγραφεί μέχρι τώρα in vivo δεδομένα. [6]

Υπέρηχος (Ultrasound)

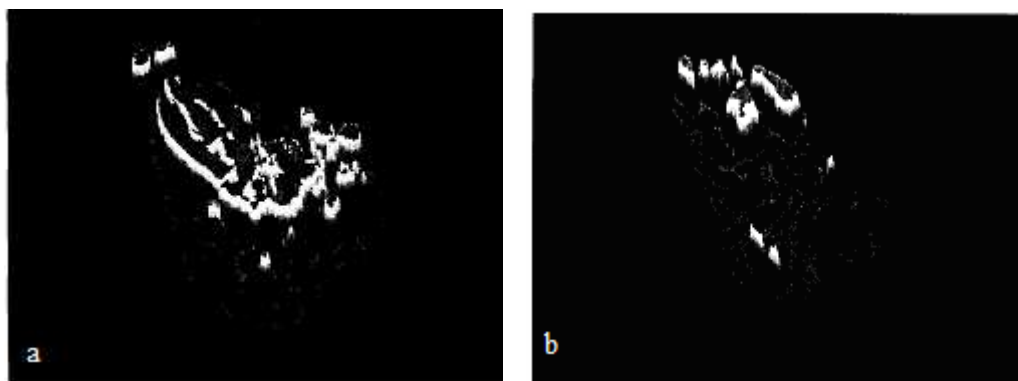
Τα ηχητικά κύματα είναι διαμήκη ή κύματα πίεσης που διαδίδονται σε αέρια, υγρά και στερεά μέσα. Τα υπερηχητικά κύματα ($f > 20,000$ Hz) έχουν τις συνηθισμένες ιδιότητες των κυμάτων: ανακλώνται, διαθλώνται, σκεδάζονται και απορροφούνται. Η ταχύτητα εξαρτάται από τις μηχανικές ιδιότητες του μέσου (ελαστικότητα, πυκνότητα), γι' αυτό και ο ήχος ταξιδεύει με διαφορετική ταχύτητα στα διάφορα υλικά, καθώς και από το μήκος κύματος. Τα ηχητικά κύματα δημιουργούν ελαστική παραμόρφωση στα μέσα από τα οποία διέρχονται, προκαλώντας συστολή ή διαστολή, και όπου υπάρχει στερεό υλικό, η ελαστική παραμόρφωση συνοδεύεται και από μια συνιστώσα διάτμησης.

Το μέσο, όταν από αυτό διέρχεται ηχητικό κύμα, χαρακτηρίζεται από τη σύνθετη ακουστική αντίσταση ($Z = \sqrt{E \cdot \rho}$, ρ η πυκνότητα και E η ελαστικότητα του μέσου).

Όταν το κύμα αλλάζει υλικό μέσο, ένα μέρος ανακλάται στη διαχωριστική επιφάνεια και το υπόλοιπο συνεχίζει στο δεύτερο μέσο. Η ανάκλαση του κύματος στη διαχωριστική επιφάνεια αυξάνεται με το τετράγωνο της διαφοράς των ακουστικών αντιστάσεων των μέσων. Συνεπώς, το ανακλώμενο κύμα μας παρέχει πληροφορία για τη δομή του δείγματος, ενώ ο χρόνος που χρειάζεται για να επιστρέψει δείχνει τη θέση στην οποία βρίσκεται η αλλαγή της δομής.

Υπέρηχοι παράγονται συνήθως από μία εναλλασσόμενη πηγή τάσης εφαρμοσμένη σε έναν πιεζο-ηλεκτρικό κρύσταλλο. Το μέσο μεταξύ της πηγής και του υπό εξέταση δείγματος αποτελείται από υλικό με όμοια αντίσταση με αυτή του δείγματος. Στην περίπτωση των δοντιών έχει χρησιμοποιηθεί υδράργυρος και στελέχη από αλουμίνιο. Για πιο αποδοτική κλινική χρήση έχουν χρησιμοποιηθεί νερό και γλυκερίνη. Με αυτό τον τρόπο, αποφεύγεται η ανάκλαση στην εξωτερική επιφάνεια του δοντιού και μεγιστοποιείται το ποσό των υπερήχων που εισέρχονται στο δείγμα.

Στις μετρήσεις που έχουν γίνει μέχρι τώρα, φαίνεται ότι η μέθοδος αυτή ανιχνεύει την απώλεια μεταλλικών στοιχείων στα δόντια και το μέγεθος της αλλοίωσης υπερπηδώντας τη συνένωση οδοντίνης/αδαμαντίνης. Ωστόσο, οι Louwarse και Huysmans (2001), έδειξαν ότι δεν μπορεί να μετρηθεί αλλοίωση στην αδαμαντίνη μικρότερη των 4 mm. Μία άλλη προσέγγιση είναι η εκπομπή των υπερήχων παράλληλα με την εξωτερική επιφάνεια του δοντιού για την ανίχνευση κοιλοτήτων και ασυνεχειών. Στην Εικόνα 2.9 φαίνονται δύο παραδείγματα απεικόνισης δοντιών με αυτήν τη μέθοδο.



Εικόνα 2.9: μέθοδος υπερήχων για 3D απεικόνιση με C-scan [7]
 (a)άθικτο δόντι, (b)δόντι με επίστρωση αμαγάλματος

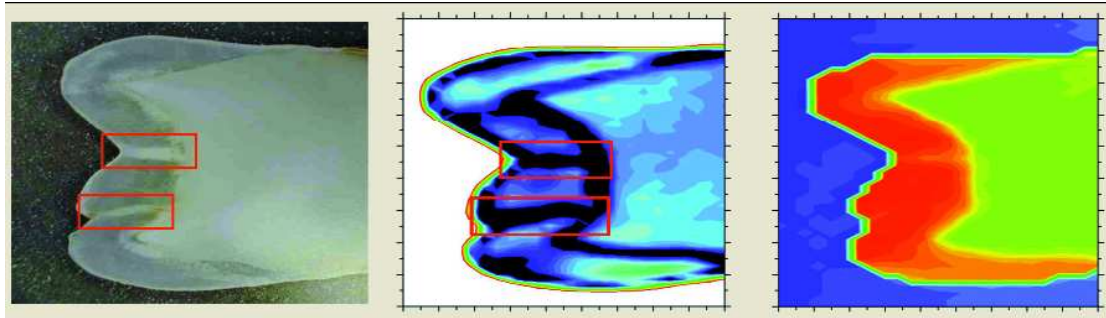
Η μέθοδος των υπερήχων είναι ένα αξιόπιστο και γρήγορο εργαλείο, όμως θα πρέπει να γίνουν περαιτέρω *in vivo* μετρήσεις για να αποδειχθεί ότι μπορεί να χρησιμοποιηθεί κλινικά. [6]

Απεικόνιση Terahertz

Αυτή η μέθοδος απεικόνισης χρησιμοποιεί κύματα της τάξης των 10^{12} Hz (ή μήκος κύματος περίπου 30 μm). Για την ανίχνευση terahertz ακτινοβολίας, φωτοαγωγάμοι ανιχνευτές σε συνδυασμό με την τεχνική «free-space electro-optical sampling» (EOS) μπορούν να χρησιμοποιηθούν.

Τα πλεονεκτήματα αυτής της απεικονιστικής μεθόδου είναι: η σχετική διαπερατότητα των ανθρώπινων ιστών στις terahertz ακτίνες, η χαμηλή ενέργεια που απαιτείται για απεικόνιση ($\sim 1 \mu\text{V}$), η χρήση μη-ιονιζουσών ακτινοβολιών, και η μη τροποποίηση του φορτίου των ιστών. Θεωρείται απίθανη κάποια δυσμενής θερμική επίπτωση, ενώ το κόστος ενός τέτοιου συστήματος είναι όμοιο με αυτό για MRI (Magnetic Reference Imaging). Ωστόσο, η τιμή για την ακριβή, πολύ γρήγορη τεχνολογία laser, που απαιτείται, αναμένεται να μειωθεί. Προσφέρεται για πολύ καθαρή απεικόνιση λόγω του πολύ μικρού ποσοστού θορύβου που εμφανίζεται στη μέθοδο. Όμως, εξαιτίας του σχετικά μεγάλου μήκους κύματος (σε σχέση με τις X-rays), παρουσιάζεται μικρή χωρική ανάλυση (250 μm). Τέλος, χρειάζεται μεγάλη προσοχή κατά την προσπάθεια ερμηνείας των αποτελεσμάτων, καθώς οι terahertz ακτίνες απορροφούνται σε μεγάλο ποσοστό από το νερό. [6]

Επιπλέον, η μέση και φασματική απορρόφηση, ο χρόνος μετάδοσης πληροφορίας και ο δείκτης διάθλασης μπορούν εύκολα να καταγραφούν μαζί. Κατά συνέπεια, με τη μέθοδο αυτή, παρέχεται η δυνατότητα τεσσάρων διαφορετικών απεικονίσεων με μία εφαρμογή της διαδικασίας. Κάθε απεικόνιση εστιάζει σε διαφορετικού είδους λεπτομέρειες και αποτυπώνει διαφορετικού είδους διαγνωστικές πληροφορίες. Για παράδειγμα, ένας πολυχρωματικός terahertz παλμός παρέχει τα μέσα ανίχνευσης τερηδόνας στα πρώτα στάδια ανάπτυξης. Καθώς οι αλλοιώσεις και οι κοιλότητες μειώνουν το μεταλλικό περιεχόμενο του δοντιού, η τερηδόνα εμφανίζεται ως περιοχή υψηλότερης απορρόφησης της ακτινοβολίας (Εικόνα 2.10.b). Το διαφορετικό χημικό περιεχόμενο αδαμαντίνης και οδοντίνης συνεπάγονται διαφορετικό δείκτη διάθλασης. Επίσης, τα στρώματα αυτά μπορούν να διακριθούν εύκολα με το χρόνο διάδοσης της ακτινοβολίας (Εικόνα 2.10.c). [8]



Εικόνα 2.10: Πολυχρωματική εκτομή και χρόνος διάδοσης παρέχουν διαφορετικές πληροφορίες.

(a) Οι αλλοιώσεις από τερηδόνα φαίνονται μέσα στα πλαίσια.

(b) Terahertz απεικόνιση προσβεβλημένου δοντιού. Με μαύρο εμφανίζονται οι περιοχές υψηλής απορρόφησης.

(c) Terahertz απεικόνιση που παρουσιάζει τα οδοντικά επίπεδα. Η κόκκινη απόχρωση δείχνει τη μεγαλύτερη καθυστέρηση, ενώ η πράσινη τη μικρότερη. Η έντονη αντίθεση στους χρωματισμούς οφείλεται στην μεγάλη διαφορά στους δείκτες διάθλασης ($n=3.0$ για αδαμαντίνη και $n=2.6$ για οδοντίνη).

Προς το παρόν, οι οδοντιατρικές εφαρμογές αυτής της μεθόδου είναι περιορισμένες, αλλά πολλά υποσχόμενες. Ένας διαμήκως κομμένος ανθρώπινος προγόμφιος έχει απεικονιστεί με αυτόν τον τρόπο από την άθικτη πλευρά του. Έχει απεικονιστεί η διαχωριστική επιφάνεια αδαμαντίνης-οδοντίνης και οδοντίνης-νεύρου. Διαμήκη τμήματα τριών δοντιών έχουν παρουσιάσει αυξημένη απορρόφηση ακτινοβολίας εξαιτίας τερηδόνας σε πρόωρο στάδιο, και έχει φανεί ότι η μέθοδος αυτή μπορεί να διακρίνει την τερηδόνα από ιδιοπαθή έλλειψη μετάλλων στην αδαμαντίνη. [6]

2.3 Ψηφιακή Αφαιρετική Ακτινογραφία στην Οδοντιατρική (Digital Subtraction Radiography in Dentistry) [1]

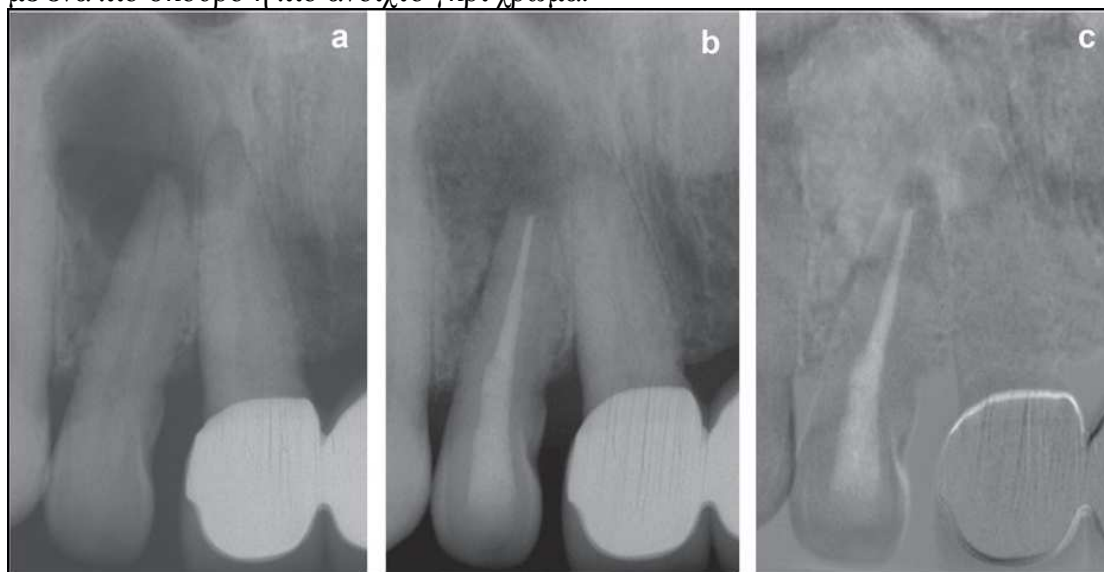
Η ακτινογραφία δοντιών είναι το κυριότερο διαγνωστικό εργαλείο που διατίθεται για την ανίχνευση βλαβών στα δόντια και τη γνάθο. Με τις ακτινογραφίες, όμως, απεικονίζεται σε δύο διαστάσεις (2D – two dimensional) ένας χώρος τριών διαστάσεων, επικαλύπτοντας έτσι απεικονίσεις διαφορετικών ανατομικά δομών σε μία εικόνα. Συνεπώς, γίνεται δύσκολη η παρατήρηση και ανίχνευση πιθανών αλλοιώσεων στους ιστούς.

Η ακτινογραφική εξέταση παρουσιάζει δύο βασικά μειονεκτήματα. Πρώτον, οι οδοντικές και γναθικές βλάβες συνήθως εξελίσσονται αργά ώστε να μην μπορούν να εκτιμηθούν εύκολα με διαδοχικές ακτινογραφίες και δεύτερον ο «θόρυβος» δημιουργεί οπτική σύγχυση και περιορίζει τη δυνατότητα ανίχνευσης μικρών αλλοιώσεων. Η Ψηφιακή Αφαιρετική Ακτινογραφία καταδεικνύει αυτές τις αλλαγές, καθώς μειώνει το «δομικό θόρυβο» (structural noise) αναιρώντας τις δομές που παραμένουν αναλλοίωτες στις ακτινογραφίες και αφήνοντας ένα ουδέτερο ανατομικά φόντο (Εικόνα 2.11).

Οι εικόνα της διαφοράς (Digital Subtraction Radiography - DSR) είναι κατάλληλη προκειμένου ποσοτικές πληροφορίες να εξαχθούν, όπως μετρήσεις πυκνότητας επιφάνειας και απόστασης. Οι τρόποι για την πραγματοποίηση αυτών των μετρήσεων ποικίλουν από οπτική παρατήρηση και δια χειρός μετρήσεις έως ανάλυση εικόνων μέσω ηλεκτρονικού υπολογιστή.

Η αφαιρετική ακτινογραφία (DSR) παρουσιάστηκε για πρώτη φορά στην οδοντιατρική το 1980. Χρησιμοποιούταν για να συγκρίνει ακτινογραφίες που είχαν βγει σε διαδοχικές επισκέψεις των ασθενών. Η μέθοδος που εφαρμοζόταν ήταν η αφαίρεση όλων των αδιαφοροποίητων δομών και η αντικατάστασή τους στην εικόνα

με ένα ουδέτερο γκρι. Αντίθετα οι περιοχές που είχαν διαφοροποιηθεί εμφανίζονταν με ένα πιο σκούρο ή πιο ανοιχτό γκρι χρώμα.



Εικόνα 2.11: subtraction radiography (DSR). Οι περιοχές απώλειας ή κέρδους απεικονίζονται με σκούρες ή ανοιχτές αντίστοιχα αποχρώσεις του γκρι. [2]

- (a) η κοιλότητα για την απονεύρωση είναι έτοιμη
- (b) η απονεύρωση έχει επιτευχθεί, η βελτίωση παρατηρείται στην κορυφή της ρίζας
- (c) DSR: το εμφρακτικό υλικό και θεραπευμένη περιοχή τονίζονται με ανοιχτό γκρι

Η ψηφιακή αφαίρεση σε οδοντιατρικές εικόνες έχει εφαρμοστεί στην οδοντιατρική ακτινογραφία για περισσότερο από 20 χρόνια. Η αφαιρετική ακτινογραφία με ταινία (film) ήταν η καθιερωμένη μέθοδος για εγκεφαλική αγγειογραφία και χρησιμοποιούταν ευρέως μέχρι την εμφάνιση της ψηφιακής αφαιρετικής ακτινοσκόπησης στα τέλη του 1970. Σήμερα χρησιμοποιούνται τα συστήματα χωρίς film φωτοηλεκτρονικής απεικόνισης και κυρίως το ακτινοσκοπικό video.

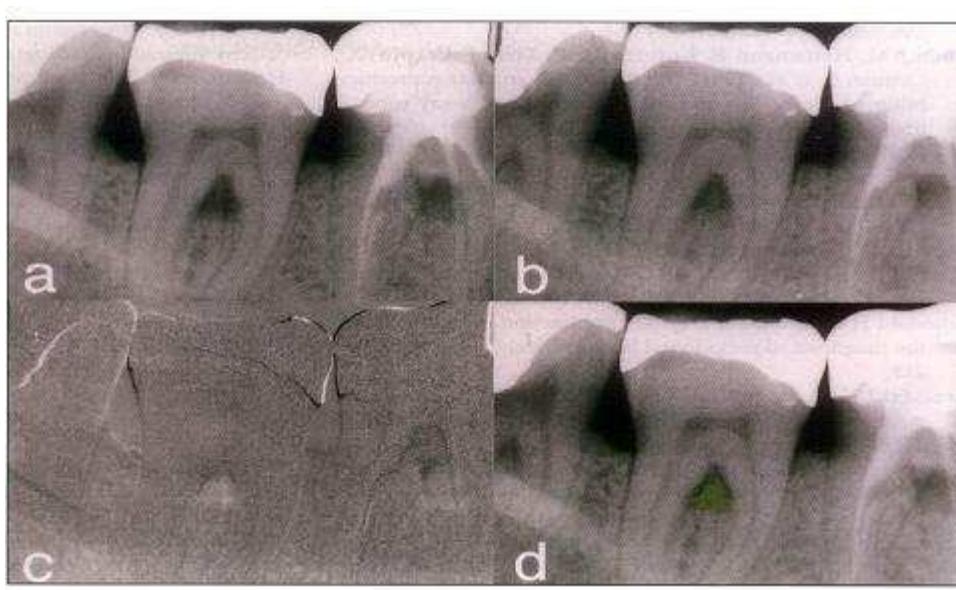
Μέθοδοι και Εφαρμογές

Για την εφαρμογή της αφαιρετικής ακτινογραφίας απαιτείται αρχικά η συλλογή δύο εικόνων του ίδιου αντικειμένου σε διαφορετικές χρονικές στιγμές, η εφαρμογή τεχνικών ευθυγράμμισης και εξίσωσης της αντίθεσής τους και τέλος η δημιουργία μιας αφαιρετικής εικόνας μέσω της αφαίρεσης των τιμών των αντίστοιχων pixels στις δύο εικόνες. Με αυτό τον τρόπο προκύπτει μία ομοιόμορφη εικόνα διαφοράς. Αν υπάρχει κάποια διαφορά μεταξύ των ακτινογραφιών της εξέτασης αναφοράς και αυτών των επόμενων ελέγχων, η αλλαγή αυτή εμφανίζεται ως πιο ανοιχτή περιοχή, όταν αντιπροσωπεύει κέρδος, ενώ εμφανίζεται ως πιο σκούρα περιοχή όταν αντιπροσωπεύει απώλεια. (Εικόνα 2.12).

Η Ψηφιακή Αφααιρετική Ακτινογραφία (DSR) έχει επιφέρει σημαντική βελτίωση στην ανίχνευση οδοντικών και γναθοπροσωπικών αλλοιώσεων. Βελτιώνει την ανίχνευση αλλαγών στην πυκνότητα των οστικών ιστών και κυρίως αυξάνει την ευαισθησία και την ακρίβεια των εκτιμήσεων. Με τη συμβατική ακτινογραφία, μία αλλαγή κατά 30-60% στα μεταλλικά στοιχεία του ιστού μπορεί να ανιχνευθεί από έναν έμπειρο ακτινολόγο - οδοντίατρο. Οι αλλοιώσεις, όμως που περιορίζονται στο σπογγώδες οστό δεν μπορούν να ανιχνευθούν εύκολα εξαιτίας της λιγότερο μεταλλικής σύστασής του σε σχέση με το φλοιώδες οστό. Αντίθετα, με την Αφααιρετική μέθοδο μπορούν να εντοπιστούν 1-5% αλλαγές ανά μονάδα όγκου στο κυψελοειδές οστό

καθώς και σημαντική διαφοροποίηση στο ύψος του οστού της φατνιακής ακρολοφίας κατά 0.78 mm.

Αυτή η τεχνική εφαρμόζεται ως διαγνωστική μέθοδος στην περιοδοντολογία γιατί προσφέρει τη δυνατότητα πολύ υψηλής ευαισθησίας για ανίχνευση αλλαγών έως και 1% , όπως και αλλαγές στην τρίτη διάσταση (οστική πυκνότητα, πάχος). Επίσης, βλάβες μεγέθους 0.49 mm σε βάθος φλοιώδους οστού μπορούν να γίνουν αντιληπτές, τη στιγμή που στη συμβατική ακτινογραφία θα έπρεπε να είναι τρεις φορές μεγαλύτερες. Επιπλέον, η μέθοδος αυτή μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να υπολογίσουμε το οστό σε κάθε μία από τις τρεις φάσεις: εμφύτευση, εκτίμηση και συντήρηση.



Εικόνα 2.12: Οστικό κέρδος στην περιοχή διαχωρισμού της ρίζας μετά από GTR θεραπεία (Guided Tissue Regeneration). [3]

- (a) Ακτινογραφία αναφορά κατά τη διάρκεια της θεραπείας
- (b) Ακτινογραφία 6 μήνες μετά τη θεραπεία
- (c) DSR: η λευκή περιοχή στη ρίζα δείχνει το οστικό κέρδος
- (d) Υπέρθωση της αρχικής εικόνας και της περιοχής κέρδους σε πράσινο.

Μία άλλη εφαρμογή της Αφαιρετικής Ακτινογραφίας αναφέρεται στο κροταφογναθικό σύνδρομο (TMJ) με πανοραμικές κυρίως απεικονίσεις. Τα προγράμματα απεικόνισης της κροταφογναθικής άρθρωσης επιτρέπουν την εμφάνιση του δεξιά και αριστερά γναθικού κονδύλου, είτε σε ανοιχτή είτε σε κλειστή θέση, σε ένα μόνο film. Όμως η κεφαλή του κονδύλου και ο χώρος εσωτερικά της άρθρωσης δεν φαίνονται καθαρά λόγω της υπέρθεσης των περιβαλλόντων δομών και της πλάγιας προβολής της άρθρωσης. Συνεπώς, η DSR τεχνική μπορεί να μειώσει σημαντικά την υπέρθεση αυτή για την καλύτερη παρατήρηση του κονδύλου.

Η Ψηφιακή Αφαιρετική Ακτινογραφία έχει χρησιμοποιηθεί επίσης για την εκτίμηση της εξέλιξης βλαβών που οφείλονται σε τερηδόνα. Οι αλλοιώσεις αυτές δεν μπορούν να μετρηθούν εύκολα με τη συμβατική ακτινογραφία γιατί είναι σχεδόν διαφανείς στις ακτίνες X. Η τεχνική βασίζεται στην αφαίρεση των τιμών των pixels της εικόνας αναφοράς από τις αντίστοιχες τιμές της δεύτερης εικόνας. Αν δεν έχει επέρθει καμία μεταβολή, το αποτέλεσμα είναι μηδέν. Αντίθετα, αν υπάρχει μείωση ή αύξηση της τερηδόνας το αποτέλεσμα της αφαίρεσης είναι διάφορο του μηδενός. Πιο συγκεκριμένα, αν στο διάστημα μεταξύ των δύο ακτινογραφιών παρατηρείται εξέλιξη της βλάβης, η διαφορά θα είναι θετική (μεγαλύτερη του μηδενός). Ενώ, αν η

τερηδόνα θεραπεύεται, η διαφορά θα είναι μικρότερη του μηδενός. Όμως, δεν μπορούμε να προβάλλουμε αρνητικές τιμές των pixels. Για αυτό το λόγο, προσθέτουμε στο τελικό αποτέλεσμα ένα κατώφλι περίπου ίσο με 127.

Επιπλέον, χρησιμοποιείται για τον έλεγχο των δοντιών που υφίστανται ενδονοτική θεραπεία και παρέχει τη δυνατότητα ανίχνευσης απορρόφησης ρίζας έως και κατά 0.5 mm. Ακόμα και όταν χρησιμοποιούνται ακτινογραφίες που έχουν προκύψει με χαμηλή ακτινοβολία, μπορεί να προσδιοριστούν αλλαγές στους μαλακούς ιστούς. Συνεπώς, οποιαδήποτε αλλοίωση (συμπεριλαμβανομένων οστικών κύστεων και όγκων) που μπορεί να εξελίσσεται με το χρόνο μπορεί να μελετηθεί με αυτήν την τεχνική.

Περιορισμοί

Απαραίτητη προϋπόθεση για μια επιτυχή εκτέλεση της μεθόδου της Ψηφιακής Αφαιρετικής Ακτινογραφίας είναι η ακριβής αναπαραγωγή των συνθηκών και της γεωμετρίας, που ίσχυαν κατά την πρώτη ακτινογραφία-αναφορά. Θα πρέπει η κάθε επόμενη ακτινογραφία να είναι ευθυγραμμισμένη με την πρώτη και να έχουν την ίδια ακριβώς αντίθεση. Η εφαρμογή της μεθόδου, μέχρι τώρα, έχει δείξει ότι η τεχνική αυτή είναι ιδιαίτερα ευαίσθητη στο θόρυβο και ότι ακόμα και ελάχιστες αλλαγές στις συνθήκες που ισχύουν κατά τη λήψη των ακτινογραφιών μπορούν να επιφέρουν μεγάλα σφάλματα στα αποτελέσματα. Η μη εκπλήρωση αυτών των προϋποθέσεων μπορεί να προκαλέσει την εμφάνιση, στην αφαιρετική εικόνα, μη υπαρκτών δομών (artifacts) που δύσκολα διακρίνονται από τις πραγματικές βιολογικές αλλαγές. Ως εκ τούτου, θα πρέπει η προβολική γεωμετρία του χώρου, η πυκνότητα και η αντίθεση να είναι τυποποιημένες από μία πυκνομετρική διαβάθμιση για την αποφυγή της παρερμηνείας των αποτελεσμάτων. Αν και η ακριβής αναπαραγωγή του χώρου δεν είναι αυστηρώς απαραίτητη, κάποιες μορφές μηχανικής τυποποίησης θα αυξήσουν την αξιοπιστία της διαδικασίας. Ωστόσο, διαφορές στην ένταση και στην αντίθεση των εικόνων θα παρακωλύσουν το έργο της ανίχνευσης και θα οδηγήσουν σε αναξιόπιστες ποσοτικές μετρήσεις. Η πυκνότητα και αντίθεση επηρεάζονται από τη χρονική διάρκεια της διαδικασίας, τη θερμοκρασία του υποκειμένου (ασθενούς) και την εξασθένησή του λόγω ηλικίας ή άλλων παραγόντων. Συνεπώς, η πυκνομετρική διαβάθμιση ή κάποιο άλλο εργαλείο θα πρέπει να είναι ενσωματωμένα στο σύστημα απεικόνισης ώστε να διορθώνουν τις διαφορές μεταξύ των ακτινογραφιών, αφού πρώτα αυτές έχουν ψηφιοποιηθεί έμμεσα με επιτραπέζιο σαρωτή ή ψηφιακή κάμερα. Διάφορες τεχνικές έχουν χρησιμοποιηθεί για να εξισώσουν τις εντάσεις των pixels μεταξύ της εικόνας αναφοράς και των επόμενων ακτινογραφιών. Όλες οι μέθοδοι στηρίζονται, είτε σε εσωτερικό είτε σε εξωτερικό calibration. Αυτό μπορεί να επιτευχθεί αλλάζοντας την αντίθεση, την φωτεινότητα και τις τιμές γάμμα. Το υπάρχον λογισμικό (software) για ψηφιακή απεικόνιση περιλαμβάνει συνήθως και εργαλείο επεξεργασίας του ιστογράμματος της εικόνας όπως και εργαλεία για την προσαρμογή της φωτεινότητας και της αντίθεσης και της διόρθωσης με βάση τις γάμμα τιμές.

Προβολικά λάθη (artifacts) μπορεί να οφείλονται σε λάθος γωνία της κεντρικής ακτίνας σε σχέση με το φορέα του film και το ίδιο το film όταν βρίσκεται σε συγκεκριμένη γεωμετρία, όπως και όταν η γωνία του film αλλάζει, ενώ η ακτίνα X παραμένει σταθερή. Ο Grondalh απέδειξε ότι μικρότερη από 3 μοίρες απόκλιση στη γωνία δημιουργεί αξιόπιστες αφαιρεμένες εικόνες. Ο Ruttimann μείωσε το σφάλμα στις 2 μοίρες [4]. Για να αντιμετωπίσουμε την ανάγκη για σωστή τοποθέτηση, πολλές μέθοδοι έχουν προταθεί. Σε μία από αυτές, προσαρμόζονται κλειστά πλαίσια (stents), κατασκευασμένα από ακρυλικό ή άλλα αποτυπωτικά υλικά, για να ευθυγραμμίζουν,

κατά τη λήψη της ακτινογραφίας, την οδοντοστοιχία. Η εφαρμογή των stent όμως είναι δυνατή για περιορισμένο αριθμό ασθενών και για περιορισμένο χρονικό διάστημα καθώς τα δόντια μπορεί να κινούνται με το χρόνο, καθιστώντας τα stents άχρηστα. Υπάρχει ένα χρονικό όριο δύο χρόνων για τη χρησιμοποίηση του stent από την πρώτη φορά εφαρμογής του. Άλλες δυσκολίες στη εφαρμογή των stents είναι η δύσκολη χρήση τους σε ενδοουλικές περιοχές, η διαφορετική δύναμη δαγκώματος του ασθενή σε κάθε λήψη, το υψηλό κόστος, η διατήρηση προσβεβλημένων stents, ο έλεγχος μολύνσεων από αυτά και η χρονοβόρα διαδικασία κατασκευής τους για κάθε ασθενή ξεχωριστά.

Σήμερα, με την εξέλιξη των προσωπικών υπολογιστών (επεξεργαστές μεγάλης ταχύτητας – μεγάλη ποικιλία στο διαθέσιμο software), η ευθυγράμμιση ψηφιακών εικόνων είναι δυνατή με σφάλματα ελάχιστων μοιρών. Το υπάρχον λογισμικό για αυτό το σκοπό βασίζεται στη σύγκριση των εικόνων, στο ταίριασμα των στοιχείων τους και στη συνέχεια στην περιστροφή ή μετακίνηση κάθετα και οριζόντια της δεύτερης εικόνας με βάση την πρώτη. Γνωστοί αλγοριθμικοί μέθοδοι είναι: οι Αυτοοργανούμενοι Χάρτες (SOMs), η μέθοδος Αυτόματης Εξαγωγής Αντίστοιχων Σημείων (Automatic Extraction of Corresponding Points), ο Trimmed Iterative Closest Point αλγόριθμος, η μέθοδος Center-Based Inner Search, καθώς και βελτιώσεις τους (EHCBIS). [5]

Κεφάλαιο 3

Τεχνικές Διόρθωσης Αντίθεσης σε Οδοντιατρικές Εικόνες

3.1 Εισαγωγή

Το Κεφάλαιο αυτό πραγματεύεται την ανάλυση των τεχνικών που επιτυγχάνουν διόρθωση της αντίθεσης σε εικόνες. Πιο συγκεκριμένα, θα παρουσιαστούν τρεις μέθοδοι που αλλάζουν την αντίθεση μιας εικόνας σύμφωνα με την αντίθεση μίας εικόνας αναφοράς (reference image).

Όπως αναφέρθηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο, στην οδοντιατρική εφαρμόζεται πολύ συχνά η τεχνική της Ψηφιακής Αφαιρετικής Ακτινογραφίας Δοντιών (Digital Subtraction Radiography). Μία απαραίτητη προϋπόθεση, ώστε αυτή η τεχνική να φέρει έγκυρα αποτελέσματα είναι να έχουν οι δύο ακτινογραφίες, που θα συγκριθούν, την ίδια (ή πολύ κοντινή) αντίθεση. Αναπαραγωγή της αντίθεσης μπορεί να επιτευχθεί με διατήρηση, μέσω ηλεκτρονικού ελέγχου, του χρόνου εκπομπής, του ρεύματος και της τάσης για την παραγωγή ακτίνων X και με προσεκτική εμφάνιση του film, μέσω ποιοτικού ελέγχου των χημικών. [17] Αυτές οι προϋποθέσεις είναι αρκετά δύσκολο να τηρηθούν, ιδιαίτερα αν έχει μεσολαβήσει μεγάλο χρονικό διάστημα μεταξύ των ακτινογραφιών, αλλά και επιπλέον, τα αποτελέσματα τους μπορεί να μην είναι πάντα τα επιθυμητά. Συνεπώς, είναι απαραίτητη η ανάπτυξη μεθόδων διόρθωσης της αντίθεσης, αντί για αναπαραγωγή της.

Στη συνέχεια θα αναπτυχθούν λεπτομερειακά οι **αλγόριθμοι διόρθωσης αντίθεσης του Ruttimann, της Ομαλοποίησης Εντάσεων Ιστογράμματος (Histogram Intensities Normalization) και Εξίσωσης Ιστογράμματος (Histogram**

Equalization). Επιπλέον θα γίνει ένας σύντομος έλεγχος της απόδοσης των τεχνικών αυτών, εφαρμόζοντας τες σε οδοντιατρικές ακτινογραφίες.

Μία άλλη τεχνική, η οποία έχει εφαρμοστεί σε πολλές περιπτώσεις επεξεργασίας εικόνας, είναι ο χωρισμός της εικόνας σε ισομεγέθη τετραγωνικές περιοχές (blocks) και η εφαρμογή των πιο πάνω τεχνικών στις περιοχές αυτές. Συνεπώς, στο τέλος της παρουσίασης κάθε αλγορίθμου, θα γίνεται έλεγχος και αυτής της εναλλακτικής μεθόδου για κάθε μία από τις τρεις τεχνικές διόρθωσης της αντίθεσης.

3.2 Μέθοδοι Διόρθωσης Αντίθεσης

Όπως έχει ειπωθεί, για την εφαρμογή της Αφαιρετικής Ακτινογραφίας είναι απαραίτητο οι δύο ακτινογραφίες που συγκρίνονται να έχουν την ίδια αντίθεση. Οι μέθοδοι που χρησιμοποιούνται για διόρθωση της αντίθεσης σε εικόνες με βάση μία δοσμένη επιθυμητή αντίθεση, επεμβαίνουν στα ιστογράμματα των εικόνων αυτών. Σε αυτή την παράγραφο θα αναλυθούν οι πιο διαδεδομένες μέθοδοι. Αυτών η απόδοση, όταν εφαρμόζονται σε οδοντιατρικές εικόνες, ζητείται να αξιολογηθεί σε αυτήν την διπλωματική εργασία. Είναι ο αλγόριθμος του Ruttimann, η ομαλοποίηση ιστογράμματος (Histogram Normalization) και η εξίσωση ιστογράμματος (Histogram Equalization). Και οι τρεις αυτές μέθοδοι μπορούν να εφαρμοστούν άμεσα σε ολόκληρη την εικόνα, αλλά και σε blocks αυτής. Δηλαδή, η αρχική εικόνα χωρίζεται σε μικρότερα blocks (μεταβλητού μεγέθους) και ο αλγόριθμος εφαρμόζεται σε κάθε block χωριστά. Στη συνέχεια τα blocks συνενώνονται δίνοντας το τελική εικόνα με τη διορθωμένη αντίθεση.

3.2.1 Αλγόριθμος του Ruttimann [17]

Η μέθοδος διόρθωσης αντίθεσης του Ruttimann είναι μη παραμετρική, δηλαδή, δε στηρίζεται στην αντιστοίχιση παραμέτρων όμοιων κατανομών.

Η μέθοδος είναι η εξής:

Θεωρούμε ότι η κβαντισμένη κλίμακα του γκρι στην εικόνα κυμαίνεται από 1 μέχρι N . Για την εικόνα με το επιθυμητό ιστόγραμμα, θεωρούμε ότι το πλήθος των στοιχείων της (pixels) με τιμή i στην κλίμακα του γκρι είναι p_i . Κατασκευάζουμε με αυτόν τον τρόπο το p -ιστόγραμμα. Ομοίως για την εικόνα της οποίας την αντίθεση θέλουμε να διορθώσουμε, κατασκευάζουμε το q -ιστόγραμμα.

Επίσης, ορίζουμε το άθροισμα S_k . Για κάθε επίπεδο k της γκρι κλίμακας, το S_k είναι

το άθροισμα των p_i για i από 1 μέχρι k : $S_k = \sum_{i=1}^k p_i$, $k \in [1, N]$. Ανάλογα ορίζουμε το

T_m για το q -ιστόγραμμα: $T_m = \sum_{j=1}^m q_j$, $m \in [1, N]$.

Η μέθοδος αυτή απαιτεί τα πιο πάνω αθροίσματα να αντιστοιχίζονται για κάθε επίπεδο m του γκρι σύμφωνα με τη σχέση (Παράρτημα):

$$\max_k [T_{m-1} < S_k \leq T_m], \quad m=1,2,\dots,N, \quad T_0=0$$

Αυτό σημαίνει ότι για κάθε m επίπεδο του q -ιστογράμματος, βρίσκουμε το μεγαλύτερο k επίπεδο του p -ιστογράμματος, ώστε το άθροισμα μέχρι το k να είναι ίσο ή μικρότερο με το άθροισμα του q -ιστογράμματος μέχρι το m , αλλά αυστηρώς

μεγαλύτερο από το άθροισμα μέχρι το $m-1$. Αυτή η αντιστοίχιση των m και k καθορίζει το μετασχηματισμό στα ιστογράμματα. Αυτός ο μετασχηματισμός περιλαμβάνει μόνο συνένωση γκρι επιπέδων του υπό-τροποποίηση ιστογράμματος. Διαχωρισμός επιπέδων σε δύο ή περισσότερα δε λαμβάνει χώρα. Παραδείγματος χάριν, αν έχει αντιστοιχηθεί το $m=3$ με το $k=5$ και το $m=7$ με το $k=6$, τότε και τα επίπεδα $m=4, 5, 6$ αντιστοιχίζονται στο $k=6$.

Στο Παράρτημα αποδεικνύεται ότι το ιστόγραμμα που δημιουργείται είναι μοναδικό και διατηρεί τη προϋπάρχουσα διάταξη: η ανισωτική σχέση μεταξύ δύο οποιοδήποτε επιπέδων διατηρείται ή μετατρέπεται σε ισότητα.

Στο Σχήμα 3.1 φαίνεται ένα παράδειγμα εφαρμογής της μεθόδου. Στο απλοποιημένο αυτό παράδειγμα η επιθυμητή μορφή ιστογράμματος είναι μία ομοιόμορφη κατανομή

GRAY LEVEL	1	2	3	4	5	6	7	8
p_i	16	16	16	16	16	16	16	16
S_k	16	32	48	64	80	96	112	128
T_m	1	8	29	63	99	120	127	128
q_j	1	7	21	34	36	21	7	1

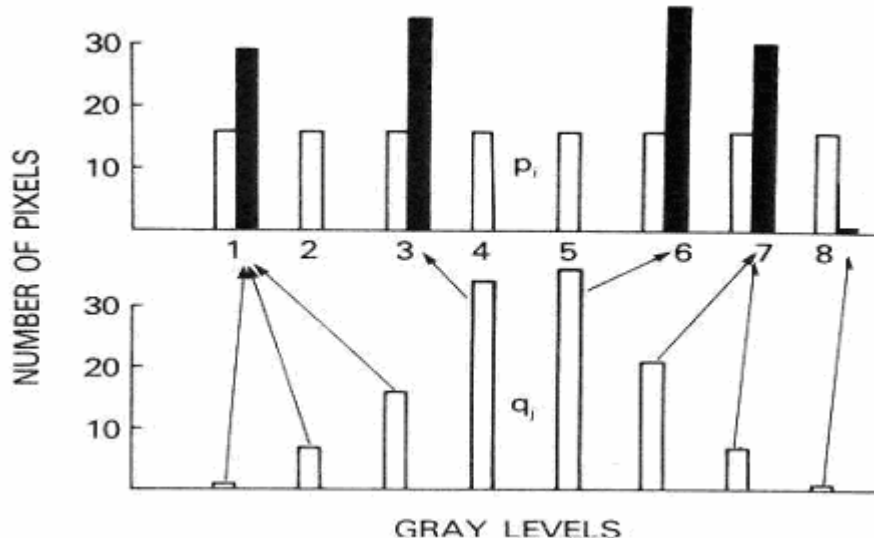
Σχήμα 3.1: Παράδειγμα αντιστοίχισης των επιπέδων του q -ιστογράμματος στα επίπεδα του p -ιστογράμματος με 8 επίπεδα στην κλίμακα του γκρι.

στα 8 επίπεδα του γκρι. (γραμμή 2 στο Σχήμα 3.1). Στην τρίτη γραμμή υπολογίζονται τα αθροίσματα S_k : $S_1=16$, $S_2=16+16=32$, $S_3=32+16=48$ κτλ. Στην τελευταία γραμμή (q_j) φαίνεται η κατανομή του q -ιστογράμματος που θα πρέπει να τροποποιήσουμε με βάση το p -ιστόγραμμα. Στη γραμμή T_m υπολογίζουμε τα αντίστοιχα αθροίσματα από το q -ιστόγραμμα: $T_1=1$, $T_2=1+5=8$, $T_3=8+21=29$ κλπ.

Αρχικά και τα 3 πρώτα επίπεδα του q -ιστογράμματος αντιστοιχίζονται στο 1^ο επίπεδο της κλίμακας του γκρι εξαιτίας της συνθήκης: $T_2=8 < S_1=16 \leq T_3=29$, που αντιστοιχεί το $m=3$ στο $k=1$. Συνεπώς και τα $m=1, 2$ αντιστοιχίζονται στο $k=1$.

Για $m=4$: $T_3=29 < \max[S_2=32, S_3=48] \leq T_4=63$. Δηλαδή, και για S_2 και S_3 ισχύει η συνθήκη. Όμως, $S_2 < S_3$. Οπότε για $m=4$, $k=3$.

Με τον ίδιο τρόπο συνεχίζουμε για όλο το ιστόγραμμα. Τα βέλη στο σχήμα 3.1 δείχνουν την αντιστοίχιση. Μετά τον υπολογισμό της κατανομής των pixels στα επίπεδα του γκρι μπορούμε να κατασκευάσουμε το τροποποιημένο ιστόγραμμα (Σχήμα 3.2). Οι λευκές στήλες στο πάνω τμήμα αντιπροσωπεύουν το επιθυμητό ιστόγραμμα, ενώ στο κάτω μέρος βρίσκεται το ιστόγραμμα που πρέπει να διορθωθεί. Τα βέλη δείχνουν πάλι την αντιστοίχιση των γκρι επιπέδων του p και q ιστογράμματος. Συνεπώς, με τις μαύρες στήλες φαίνεται το νέο ιστόγραμμα.



Σχήμα 3.2: Συνέχεια του παραδείγματος του σχήματος 3.1. Κάτω: το ιστόγραμμα που πρέπει να τροποποιηθεί. Πάνω: το ιστόγραμμα-αναφορά (λευκές στήλες) και το διορθωμένο ιστόγραμμα (μαύρες στήλες).

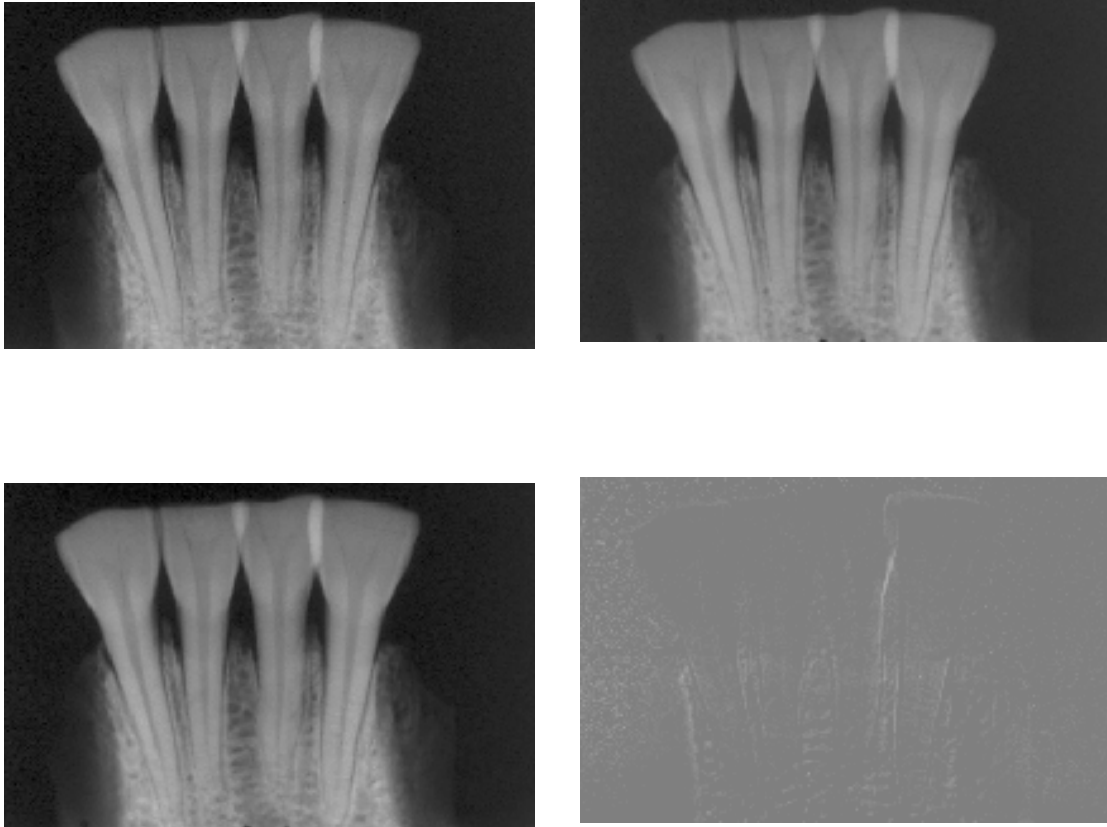
Όπως γίνεται φανερό από το πιο πάνω σχήμα, ορισμένα επίπεδα του γκρι δεν υπάρχουν πια και αυτό συμβαίνει λόγω της ιδιότητας που αναφέρθηκε πιο πάνω, ότι, δηλαδή συμβαίνει συνένωση επιπέδων του q -ιστογράμματος και όχι διαχωρισμός για τη δημιουργία του νέου ιστογράμματος.

Η ανακατασκευή της νέας εικόνας (με τη διορθωμένη αντίθεση) αλγοριθμικά γίνεται κρατώντας έναν «δείκτη», ο οποίος θα θυμάται για κάθε συγκεκριμένο pixel της εικόνας σε πιο χρωματικό επίπεδο m του γκρι ανήκει. Στη συνέχεια, μέσω της αντιστοιχίας m και k , που προέκυψε από τον αλγόριθμο του Ruttimann, και του δείκτη αυτού, αλλάζουμε την τιμή του κάθε pixel στην αντίστοιχη επιθυμητή νέα τιμή.

3.2.2 Εφαρμογή του αλγορίθμου του Ruttimann σε οδοντιατρική ακτινογραφία

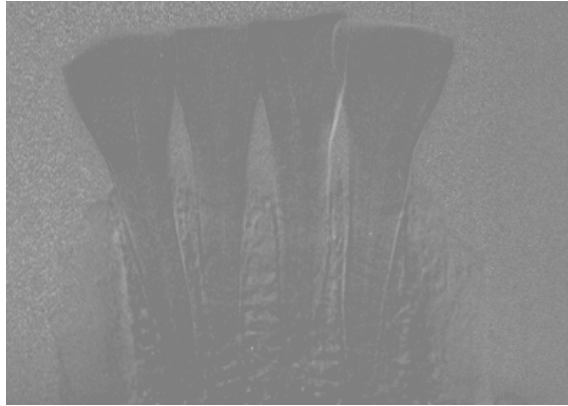
Στη συνέχεια, παρουσιάζεται ένα παράδειγμα διόρθωσης αντίθεσης ακτινογραφίας των κεντρικών και των δύο πλάγιων τομών που έχει συλλεχθεί *in vitro*. Μία ακτινογραφία την θεωρούμε ως αναφορά την οποία θέλουμε να συγκρίνουμε με μία μετέπειτα ακτινογραφία, η οποία όμως έχει διαφορετική αντίθεση.

Αρχικά οι δύο εικόνες ευθυγραμμίζονται, ώστε να μπορούν να αφαιρεθούν στη συνέχεια. Η διαδικασία αυτή γίνεται με τον Enhanced Hexagonal Center-based Inner Search αλγόριθμο [5] και στη συνέχεια κόβονται τα τμήματα γύρω από την εικόνα που προέκυψαν λόγω της μετακίνησης. Αφού οι εικόνες ευθυγραμμιστούν μεταξύ τους



Εικόνα 3.3: Πάνω αριστερά: ακτινογραφία-αναφορά.. Πάνω δεξιά: ακτινογραφία της οποίας θέλουμε να διορθώσουμε την αντίθεση. Κάτω αριστερά: η πάνω δεξιά ακτινογραφία με διορθωμένη αντίθεση με χρήση του αλγορίθμου του Ruttimann. Κάτω δεξιά: subtracted radiography της αρχικής εικόνας και της διορθωμένης κάτω αριστερά.

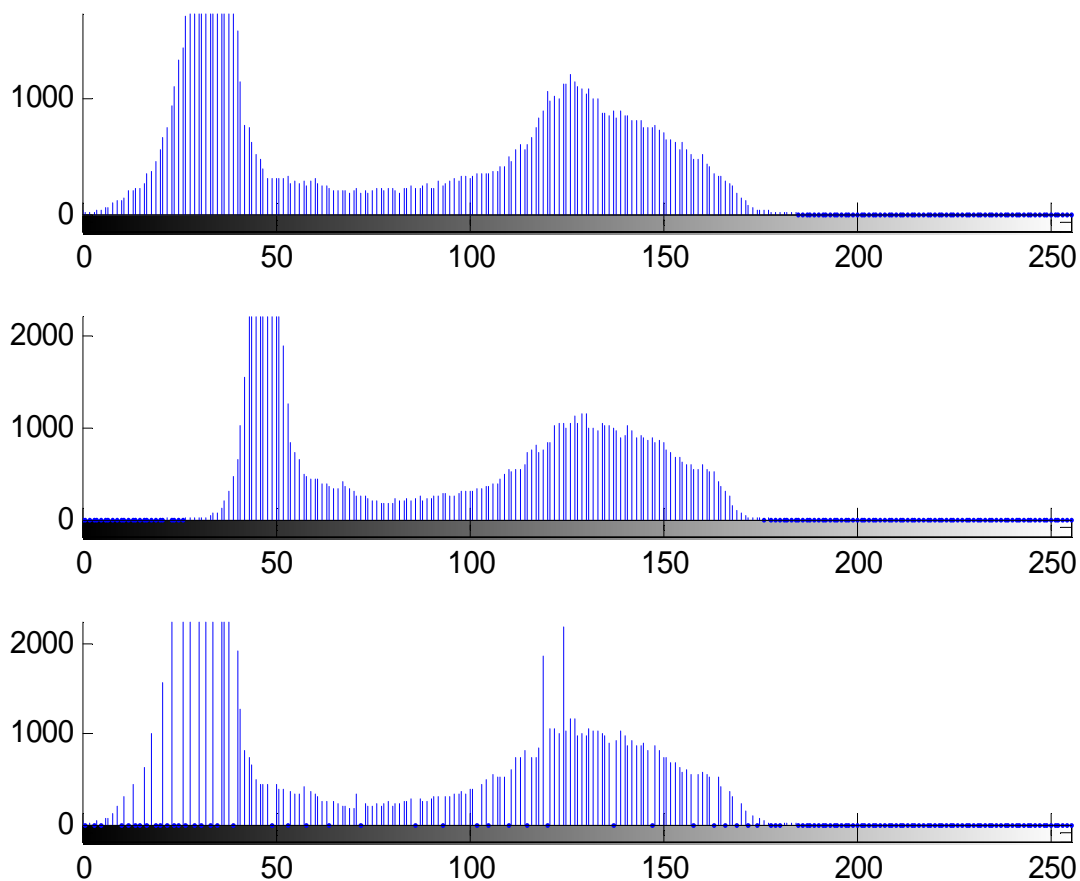
χρησιμοποιούμε τον αλγόριθμο του Ruttimann για να διορθώσουμε την αντίθεση της δεύτερης με βάση την πρώτη. Τα αποτελέσματα φαίνονται στην εικόνα 3.3. Είναι φανερή η διαφορά στην αντίθεση μεταξύ των δύο επάνω εικόνων που θα πρέπει να συγκριθούν. Επίσης είναι φανερή και η βελτίωση που υφίσταται η δεύτερη εικόνα (Εικόνα 3.3-κάτω αριστερά). Συνεπώς όταν αφαιρεθούν οι δύο ακτινογραφίες με τη μέθοδο της Digital Subtracted Radiography (Εικόνα 3.3-κάτω δεξιά), θα εμφανιστούν μόνο οι πραγματικές βιολογικές διαφορές και όχι χρωματικές διαφορές λόγω λάθους αντίθεσης ή κακής ευθυγράμμισης. Θα πρέπει να αναφερθεί σε αυτό το σημείο, ότι κατά την αφαίρεση των ακτινογραφιών, προσθέτουμε την τιμή 127 σε κάθε pixel. Αυτό συμβαίνει για να εμφανιστεί ένα ουδέτερο γκρι χρώμα στις αναλλοίωτες περιοχές, όπως συνηθίζεται σε ιατρικές εφαρμογές και για να μην προκύψει αρνητική τιμή κατά την αφαίρεση της πρώτης εικόνας από τη δεύτερη-τροποποιημένη. Θα ήταν σκόπιμο να δείξουμε την εικόνα που θα προέκυπτε από τη μέθοδο της Digital Subtracted Radiography, αν δεν είχε διορθωθεί η αντίθεση στη δεύτερη ακτινογραφία (Εικόνα 3.4).



Εικόνα 3.4: Subtracted Radiography σε εικόνες που δεν έχουν όμοια αντίθεση.

Στην Εικόνα 3.4 δεν μπορούν να διακριθούν οι πραγματικές βιολογικές αλλαγές από αυτές που οφείλονται στην μη αντιστοίχιση της αντίθεσης των ακτινογραφιών. Τα δόντια ξεχωρίζουν από το background και τα ούλα χρωματικά: έχουν πιο σκούρα απόχρωση. Αυτό θα οδηγούσε σε λάθος συμπέρασμα, και θα θεωρούνταν ότι τα δόντια έχουν υποστεί οστική αλλοίωση.

Καλύτερη παρατήρηση του αλγορίθμου του Ruttimann μπορεί να γίνει παρατηρώντας τα ιστογράμματα των τριών ακτινογραφιών: της αρχικής-αναφοράς, της δεύτερης που πρέπει να τροποποιηθεί και της τροποποιημένης (Σχήμα 3.5). Στο αρχικό ιστόγραμμα βλέπουμε ότι οι τιμές των pixels είναι κατανομημένες μεταξύ του 0 και του 175. Επίσης βλέπουμε ότι υπάρχει μεγάλη συγκέντρωση pixels στις τιμές γύρω από το 35. Αντίθετα στη δεύτερη εικόνα, τα pixels έχουν τιμές από 40 έως 160, ενώ το μεγαλύτερο ποσοστό των pixels της εικόνας έχουν τιμές γύρω από το 50. Μετά την εφαρμογή του αλγορίθμου του Ruttimann, το ιστόγραμμα της προκύπτουσας εικόνας βλέπουμε να «απλώνει» και μακροσκοπικά το σχήμα του ιστογράμματος θυμίζει περισσότερο αυτό της αρχικής εικόνας-αναφοράς. Επιπλέον, αν κοιτάξουμε τοπικά το σχήμα του νέου ιστογράμματος, έχει διατηρήσει τις σχηματικές λεπτομέρειες που είχε πριν από την εφαρμογή του αλγορίθμου. Αυτό είναι και το κυριότερο πλεονέκτημα του αλγορίθμου του Ruttimann σε σχέση με τις παραμετρικές μεθόδους διόρθωσης της αντίθεσης [17].

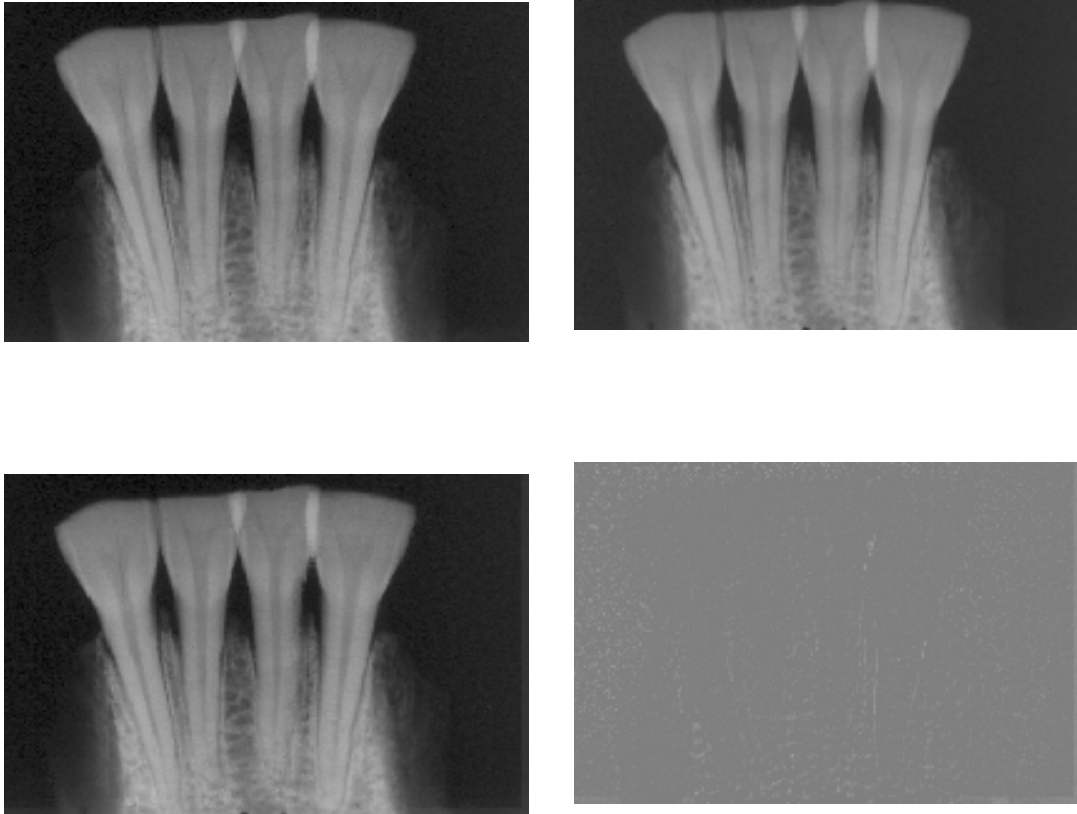


Σχήμα 3.5: Πάνω: το ιστόγραμμα της αρχικής εικόνας του σχήματος 3.3
 Μέση: το ιστόγραμμα της δεύτερης εικόνας, της οποίας η αντίθεση θα τροποποιηθεί.
 Κάτω: το ιστόγραμμα της εικόνας με το διορθωμένο contrast μέσω του αλγορίθμου του Ruttimann.

Η διόρθωση της αντίθεσης στη δεύτερη εικόνα μπορεί να δειχθεί και με στατιστικά μεγέθη. Η μέση τιμή της αρχικής εικόνας είναι $\mu=82.5322$ και η τυπική απόκλιση $\sigma=49.8467$. Αντίθετα, για τη δεύτερη εικόνα έχουμε $\mu=90.9675$ και $\sigma=43.2192$. Το ότι η δεύτερη εικόνα έχει μεγαλύτερη μέση τιμή και χαμηλότερη τυπική απόκλιση δηλώνει ότι εκτέθηκε σε μικρότερη ποσότητα ακτινοβολίας. Με τον αλγόριθμο του Ruttimann προκύπτει ακτινογραφία, της οποίας τα στατιστικά χαρακτηριστικά είναι: $\mu=82.2388$ και $\sigma=49.6987$. Με αυτό τον τρόπο είναι πολύ εύκολο να διαπιστώσουμε ότι η αντίθεση της κάτω αριστερά ακτινογραφία στην Εικόνα 3.3 πλησιάζει κατά πολύ την αντίθεση της αρχικής.

Τέλος, ο αλγόριθμος του Ruttimann μπορεί να εφαρμοστεί και σε τετραγωνικές περιοχές (blocks) της εικόνας που θα πρέπει να τροποποιηθεί: η εικόνα χωρίζεται σε blocks, των οποίων το μέγεθος μπορούμε να αλλάζουμε σε κάθε περίπτωση και στη συνέχεια ο αλγόριθμος εφαρμόζεται σε κάθε block ξεχωριστά. Αν χωρίσουμε την εικόνα σε blocks διαστάσεων 8×8 , τότε ο αλγόριθμος εφαρμόζεται επαναληπτικά σε υποεικόνες των 64 pixels. Αφού πραγματοποιηθούν όλες οι επαναλήψεις, τα τροποποιημένα blocks συνενώνονται για να κατασκευαστεί η τελική εικόνα με τη διορθωμένη αντίθεση.

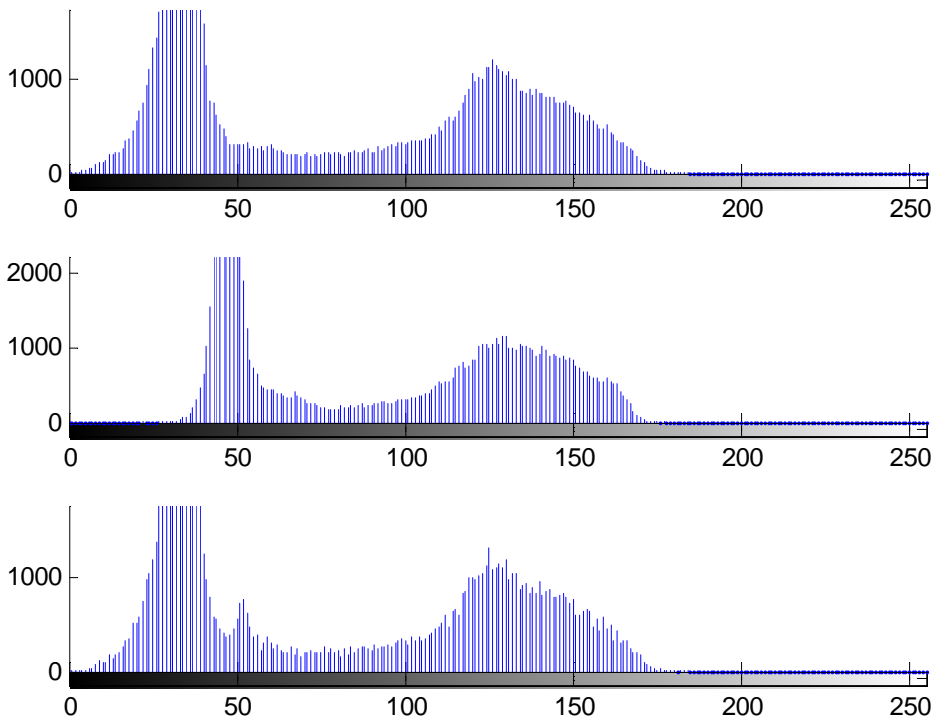
Εφαρμόζουμε στις προηγούμενες ακτινογραφίες δοντιών (Εικόνες 3.3 –πάνω) την τροποποιημένη μέθοδο σε blocks 8×8 . Τα αποτελέσματα φαίνονται στην εικόνα 3.6.



Εικόνα 3.6: Πάνω αριστερά: ακτινογραφία-αναφορά.. Πάνω δεξιά: ακτινογραφία της οποίας θέλουμε να διορθώσουμε την αντίθεση. Κάτω αριστερά: η πάνω δεξιά ακτινογραφία με διορθωμένη αντίθεση με χρήση του αλγορίθμου του Ruttimann σε blocks 8x8. Κάτω δεξιά: subtracted radiography της αρχικής εικόνας και της διορθωμένης κάτω αριστερά.

Και τα αντίστοιχα ιστογράμματα φαίνονται στο Σχήμα 3.7.

Η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση της εικόνας που προκύπτει με αυτήν τη μέθοδο εφαρμογής του αλγορίθμου του Ruttimann είναι $\mu= 82.9909$ και $\sigma=49.4732$. οι τιμές αυτές αποδεικνύουν ότι και αυτή η μέθοδος αποδίδει ικανοποιητικά.



Σχήμα 3.7: Πάνω: το ιστόγραμμα της αρχικής εικόνας του σχήματος 3.6
 Μέση: το ιστόγραμμα της δεύτερης εικόνας, της οποίας η αντίθεση θα τροποποιηθεί.
 Κάτω: το ιστόγραμμα της εικόνας με το διορθωμένο contrast μέσω του αλγορίθμου του Ruttimann σε blocks των 8x8.

3.2.3 Ομαλοποίηση Εντάσεων Ιστογράμματος (Histogram Intensity Normalization)

Στην επεξεργασία εικόνας, ομαλοποίηση (normalization) είναι η διαδικασία αλλαγής του εύρους τιμών των εντάσεων των pixels της εικόνας [19]. Η γραμμική αυτή μέθοδος έχει εφαρμογή σε πολλούς τομείς και συνήθως χρησιμοποιείται για «άπλωμα» των τιμών σε όλο το εύρος της κλίμακας του γκρι, [0,255] [18].

Στην παρούσα εφαρμογή, ο στόχος μας είναι η εξίσωση της αντίθεσης της δεύτερης ακτινογραφίας με αυτήν της πρώτης. Οπότε δεν ενδιαφέρει το ιστόγραμμα της δεύτερης (float) εικόνας να «απλωθεί» σε όλη την κλίμακα του γκρι, αλλά να «απλωθεί» ή «συγκεντρωθεί» στο εύρος τιμών της πρώτης (reference) εικόνας. Αυτό μπορεί να γίνει με μία τροποποίηση της κλασσικής μεθόδου:

Θεωρούμε:

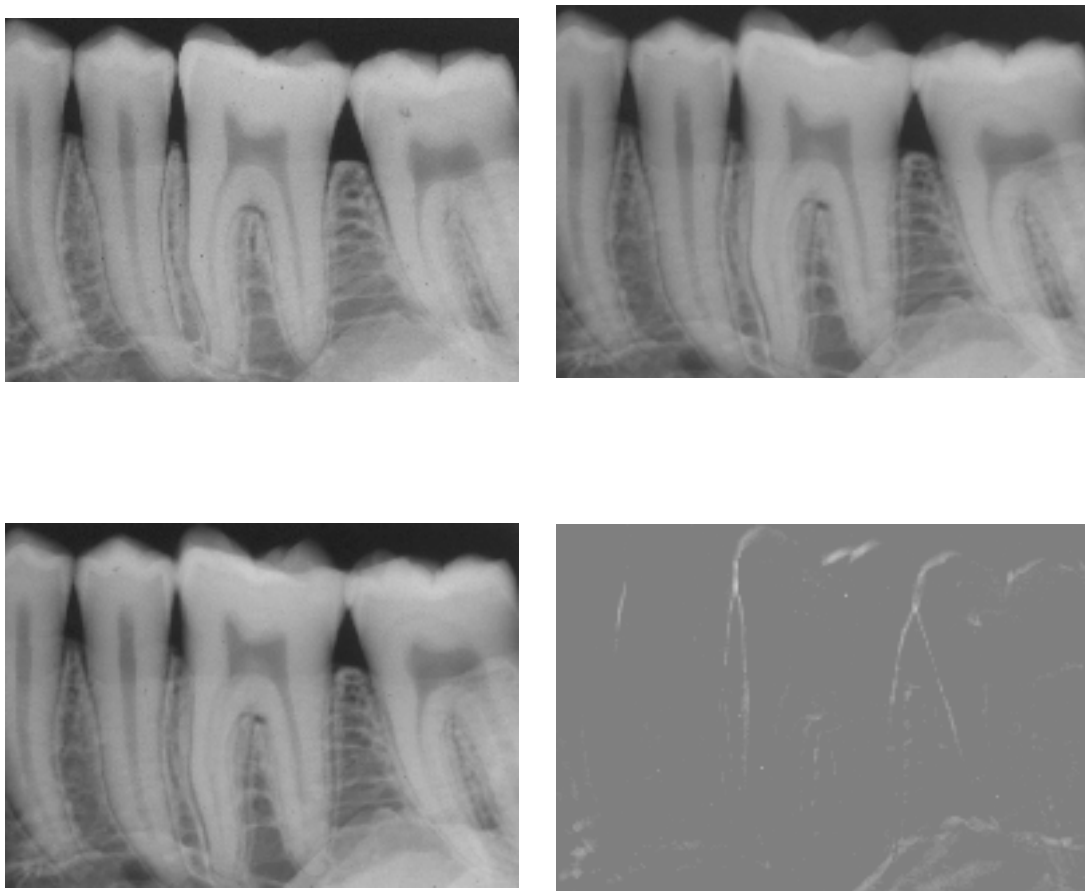
- IF_{min} η ελάχιστη τιμή που παρατηρήθηκε στην float εικόνα.
- IF_{max} η μέγιστη τιμή που παρατηρήθηκε στην float εικόνα.
- IR_{min} η ελάχιστη τιμή που παρατηρήθηκε στην reference εικόνα.
- IR_{max} η μέγιστη τιμή που παρατηρήθηκε στην reference εικόνα.

Αφού βρεθούν αυτές οι τιμές, για κάθε pixel της float εικόνας, με ένταση IF , βρίσκουμε τη νέα τιμή της έντασης, I , με τον τύπο:

$$I = (IF - IF_{min}) \cdot \frac{IR_{max} - IR_{min}}{IF_{max} - IF_{min}} + IR_{min} .$$

3.2.4 Εφαρμογή του αλγορίθμου της Ομαλοποίησης Εντάσεων Ιστογράμματος (Histogram Normalization) σε οδοντιατρική ακτινογραφία

Για να ελέγξουμε την αποτελεσματικότητα της μεθόδου αυτής, θα την εφαρμόσουμε σε οδοντιατρική ακτινογραφία. Οι ακτινογραφίες που θα χρησιμοποιήσουμε έχουν τραβηχτεί *in vitro* και απεικονίζουν έναν πλαϊνό τομέα, έναν κυνόδοντα και δύο προγομφίους. Έχουν τραβηχτεί σε διαφορετικές χρονικές στιγμές και συνεπώς έχουν διαφορετική αντίθεση. Πριν εφαρμόσουμε τον αλγόριθμο της ομαλοποίησης στη δεύτερη εικόνα, επεξεργαζόμαστε τις ακτινογραφίες, όπως στην προηγούμενη περίπτωση: ευθυγράμμιση και αποκοπή των νέων περιοχών που δημιουργήθηκαν (παράγραφος 3.2.2). Τέλος, αφαιρούμε την πρώτη ακτινογραφία από τη διορθωμένη και προκύπτει η *subtracted image* (Εικόνα 3.8-κάτω δεξιά).

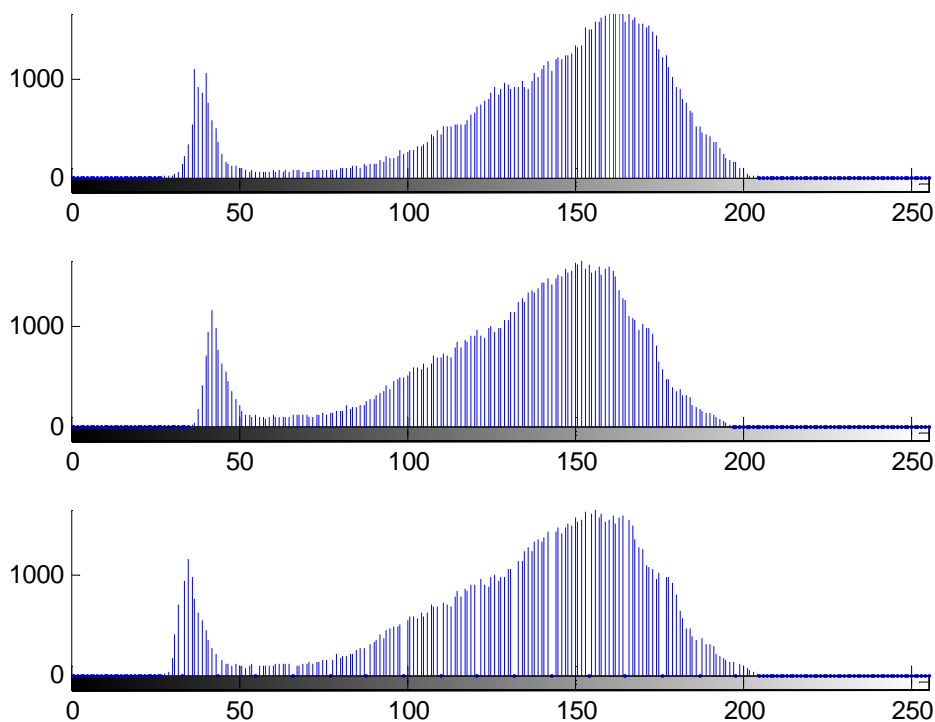


Εικόνα 3.8: Πάνω αριστερά: ακτινογραφία-αναφορά (reference).. Πάνω δεξιά: ακτινογραφία της οποίας θέλουμε να διορθώσουμε την αντίθεση (float). Κάτω αριστερά: η πάνω δεξιά ακτινογραφία με διορθωμένη αντίθεση με χρήση του αλγορίθμου της Ομαλοποίησης Έντασης Ιστογράμματος. Κάτω δεξιά: *subtracted radiography* της αρχικής εικόνας και της διορθωμένης κάτω αριστερά.

Σε αυτή την περίπτωση, η δεύτερη ακτινογραφία εκτέθηκε σε περισσότερη ακτινοβολία από την πρώτη, καθώς η μέση τιμή της κάθε ακτινογραφίας είναι: $\mu_1=140.3043$ και $\mu_2=131.6371$, ενώ η τυπική απόκλιση είναι $\sigma_1=38.9088$ και $\sigma_2=35.6928$.

Παρατηρώντας την εικόνα που προέκυψε, ακόμα και με γυμνό μάτι, φαίνεται η βελτίωση στην αντίθεση σε σχέση με τη float εικόνα (Εικόνα 3.8-πάνω δεξιά). Ποσοτικά αποδεικνύεται αυτό που προκύπτει από παρατήρηση, δηλαδή η νέα εικόνα έχει $\mu=133.2576$ και $\sigma=39.2556$, τιμές που βρίσκονται πολύ κοντά στις επιθυμητές.

Επίσης, παρατηρώντας τα ιστογράμματα των τριών εικόνων (Σχήμα 3.9), βλέπουμε ότι, αν και από την αρχή οι εικόνες δεν παρουσίαζαν μεγάλες διαφορές στα ιστογράμματα, το πρώτο (reference) καταλαμβάνει το ίδιο εύρος τιμών με το τρίτο (corrected), ενώ το δεύτερο είναι λίγο πιο μαζεμένο σε μικρότερο εύρος. Μία ακόμη παρατήρηση που μπορούμε να κάνουμε είναι ότι, όπως και στην περίπτωση του αλγορίθμου του Ruttimann, ορισμένα επίπεδα του γκρι χάνονται από τη νέα εικόνα.



Σχήμα 3.9: Πάνω: το ιστόγραμμα της αρχικής εικόνας (reference).

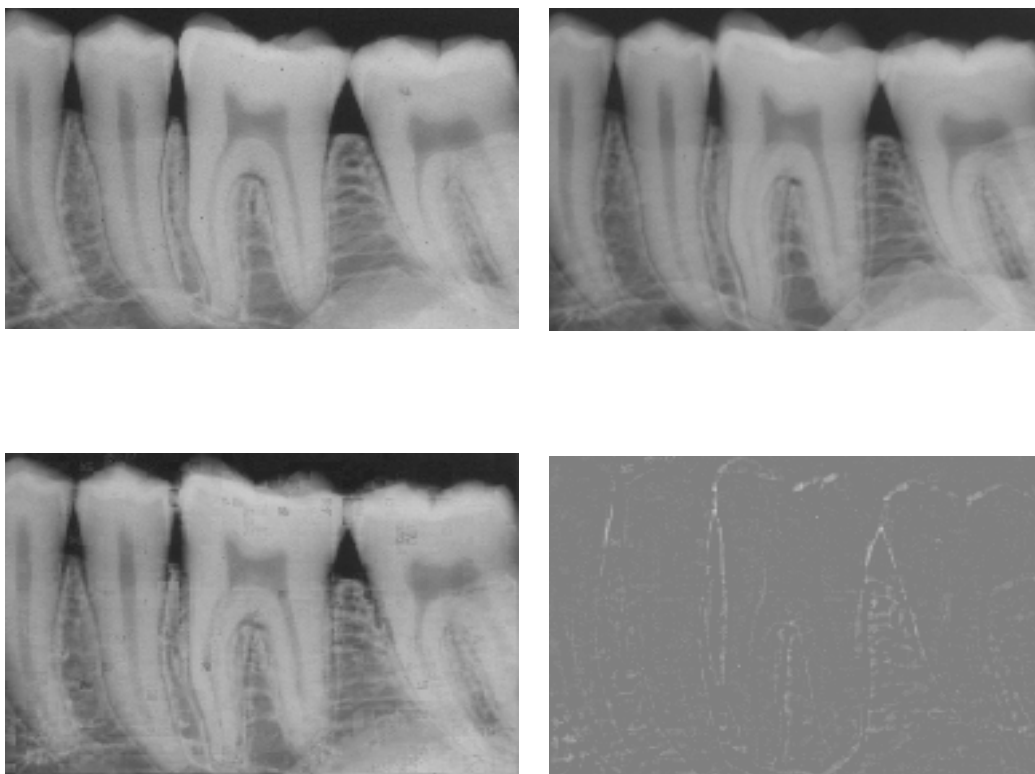
Μέση: το ιστόγραμμα της δεύτερης εικόνας, της οποίας η αντίθεση θα τροποποιηθεί (float).

Κάτω: το ιστόγραμμα της εικόνας με το διορθωμένο contrast μέσω του αλγορίθμου της ομαλοποίησης εντάσεων ιστογράμματος.

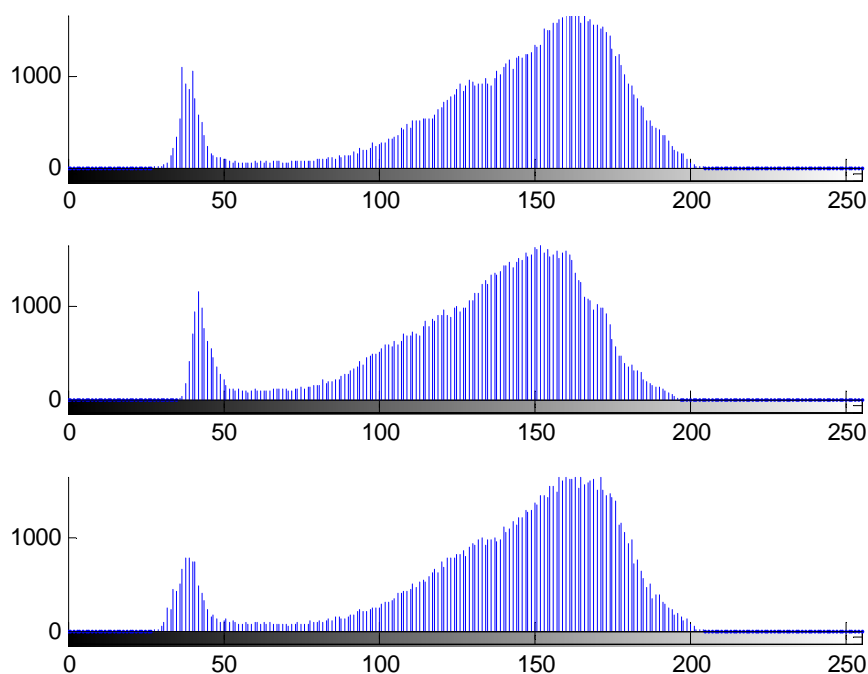
Ο αλγόριθμος αυτός μπορεί να εφαρμοστεί σε blocks. Η διαφορά στην εφαρμογή του αλγορίθμου βρίσκεται στο ότι σε αυτήν την περίπτωση θα αναζητούνται οι μικρότερες και μεγαλύτερες τιμές των pixel του κάθε block της εικόνας-reference και της float εικόνας. Δηλαδή:

- IF_{min} η ελάχιστη τιμή που παρατηρήθηκε στο block από την float εικόνα.
- IF_{max} η μέγιστη τιμή που παρατηρήθηκε στο block από την float εικόνα.
- IR_{min} η ελάχιστη τιμή που παρατηρήθηκε στο block από την reference εικόνα.
- IR_{max} η μέγιστη τιμή που παρατηρήθηκε στο block από την reference εικόνα.

Ο γραμμικός τύπος που εφαρμόζεται είναι ο ίδιος. Αφού πραγματοποιηθεί ο μετασχηματισμός, τα διορθωμένα blocks συνενώνονται για την ανακατασκευή της διορθωμένης εικόνας. Εφαρμόζουμε στις προηγούμενες ακτινογραφίες δοντιών (Εικόνες 3.8 –πάνω) την τροποποιημένη μέθοδο σε blocks 8x8. Τα αποτελέσματα φαίνονται στην εικόνα 3.10. Τα ιστογράμματα των εικόνων φαίνονται στο σχήμα 3.11, ενώ η μέση τιμή της διορθωμένης εικόνας είναι $\mu=139.9804$ και η τυπική απόκλιση είναι $\sigma=38.7722$.



Εικόνα 3.10: Πάνω αριστερά: ακτινογραφία-αναφορά.. Πάνω δεξιά: ακτινογραφία της οποίας θέλουμε να διορθώσουμε την αντίθεση. Κάτω αριστερά: η πάνω δεξιά ακτινογραφία με διορθωμένη αντίθεση με χρήση του αλγορίθμου της Ομαλοποίησης Εντάσεων Ιστογράμματος σε blocks 8x8. Κάτω δεξιά: subtracted radiography της αρχικής εικόνας και της διορθωμένης κάτω αριστερά.



Σχήμα 3.11: Πάνω: το ιστόγραμμα της αρχικής εικόνας (reference).

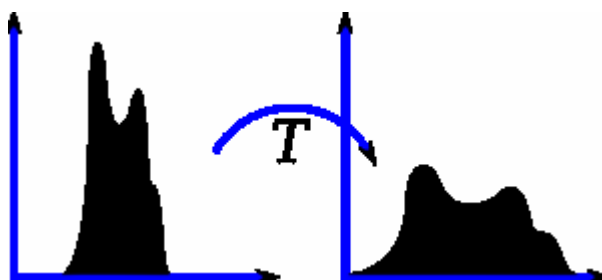
Μέση: το ιστόγραμμα της δεύτερης εικόνας, της οποίας η αντίθεση θα τροποποιηθεί (float).

Κάτω: το ιστόγραμμα της εικόνας με το διορθωμένο contrast μέσω του αλγορίθμου της ομαλοποίησης εντάσεων ιστογράμματος σε blocks 8x8.

3.2.5 Εξίσωση Ιστογράμματος.(Histogram Equalization) [20]

Γενικά, η εξίσωση ιστογράμματος είναι μία μέθοδος, που ανήκει στην ευρύτερη κατηγορία επεξεργασίας εικόνας, και πετυχαίνει εξισορρόπηση αντίθεσης χρησιμοποιώντας το ιστόγραμμα της εικόνας.

Αυτή η μέθοδος, συνήθως, αυξάνει την τοπική αντίθεση σε πολλές εικόνες, ειδικότερα, όταν τα δεδομένα της εικόνας χαρακτηρίζονται από σχετικά όμοιες τιμές αντίθεσης. Με αυτήν την αναπροσαρμογή, που πετυχαίνει η μέθοδος, γίνεται καλύτερη διανομή των εντάσεων στο ιστόγραμμα (Εικόνα 3.12). Αυτό επιτρέπει στις περιοχές με χαμηλότερη αντίθεση να αποκτήσουν μεγαλύτερη, χωρίς να επηρεαστεί η ολική αντίθεση. Η μέθοδος αυτή, δηλαδή, διανέμει αποτελεσματικά σε όλο το ιστόγραμμα τις πιο συχνές τιμές έντασης χρώματος.



Εικόνα 3.12: Η μέθοδος Histogram Equalization διανέμει καλύτερα τις εντάσεις των pixels στο ιστόγραμμα.

Ένα μεγάλο πλεονέκτημα αυτής της μεθόδου είναι ότι είναι αναστρέψιμη. Δηλαδή, αν είναι γνωστή η συνάρτηση που χρησιμοποιήθηκε, υπάρχει η δυνατότητα ανάκτησης της αρχικής εικόνας, χρησιμοποιώντας την αντίστροφη. Αντίθετα, ένα σημαντικό μειονέκτημα είναι ότι η μέθοδος μπορεί να αυξήσει την αντίθεση του θορύβου, ενώ να ελαττώσει το επιθυμητό σήμα. Επίσης η histogram equalization μπορεί να παράγει ανεπιθύμητα αποτελέσματα (όπως την ορατή παράγωγο της εικόνας-ακμές) όταν εφαρμόζεται σε εικόνες με μικρό χρωματικό βάθος. Για παράδειγμα, αν εφαρμοστεί σε εικόνα των 8-bit, η οποία απεικονίζεται με παλέτα 8 bits του γκρι, θα μειώσει και άλλο το χρωματικό βάθος (τον αριθμό των μοναδικών σκιάων του γκρι). [20]

Επίσης, χρησιμοποιώντας τη βασική ιδέα της μεθόδου, να μετασχηματίσουμε το ιστόγραμμα της εικόνας με βάση μία δεδομένη επιθυμητή μορφή ιστογράμματος, αντί να διανεμηθούν οι τιμές των pixels σε όλα τα επίπεδα του γκρι. Το επιθυμητό ιστόγραμμα θα προέρχεται από την εικόνα reference.

Η μέθοδος λειτουργεί ως εξής:

Θεωρούμε το αθροιστικό ιστόγραμμα της εικόνας που θέλουμε να μορφοποιήσουμε (float εικόνα):

$$c_q(i) = \sum_{j=0}^i q_j, i \in [0, N-1],$$
 όπου q_j είναι το πλήθος των pixels με τιμή j και N το

πλήθος των επιπέδων της γκρι κλίμακας της εικόνας. Ομοίως, ορίζουμε και το

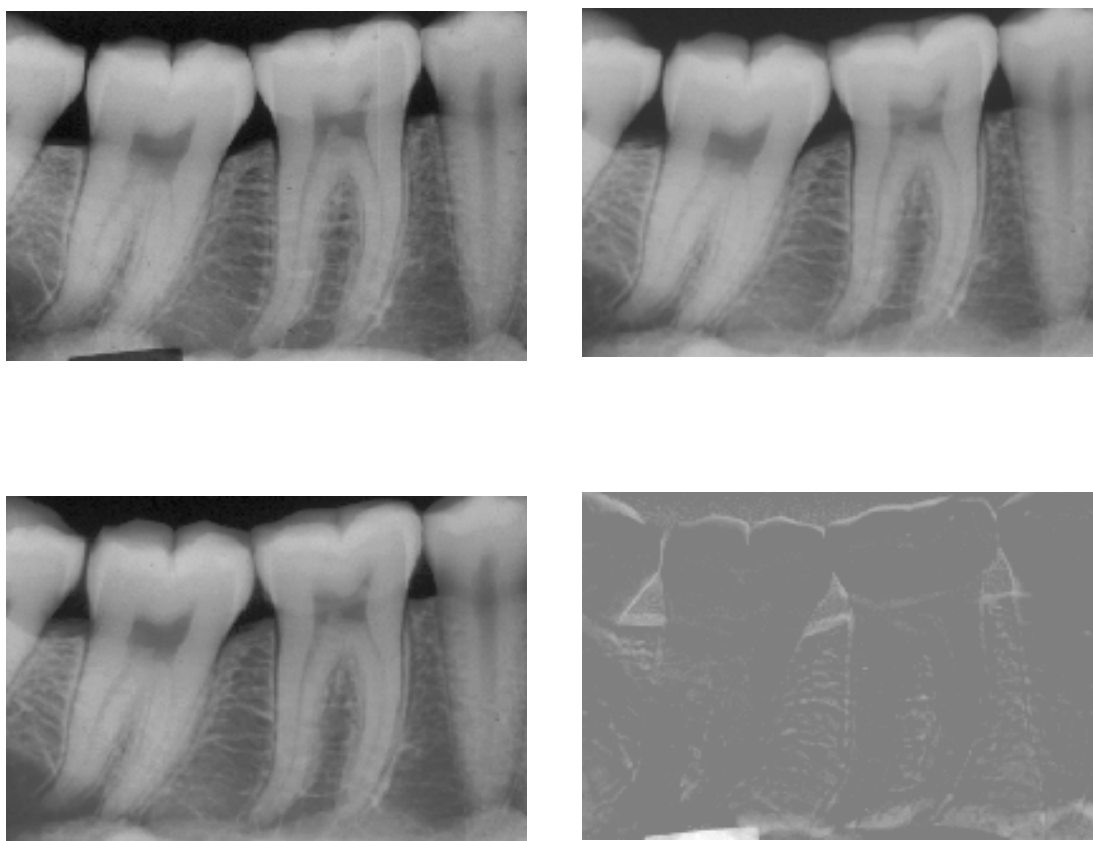
αθροιστικό ιστόγραμμα της reference εικόνας:
$$c_p(i) = \sum_{j=0}^i p_j, i \in [0, N-1],$$
 όπου p_j

είναι το πλήθος των pixels με τιμή j στη reference εικόνα. Ο αλγόριθμος αυτός προσπαθεί να βρει έναν μετασχηματισμό, T , ο οποίος να ελαχιστοποιεί τη διαφορά $|c_p(T(k)) - c_q(k)|$ για όλες τις τιμές k των pixels. Η εύρεση του μετασχηματισμού περιορίζεται από την προϋπόθεση να είναι μονότονος συνάρτηση και να μην

ξεπεράσει η $c_p(T(a))$ τη $c_q(a)$ με μεγαλύτερη διαφορά από το μισό της απόστασης της αρίθμησης στο a . [21]

3.2.6 Εφαρμογή του αλγορίθμου της Εξίσωσης Ιστογράμματος (Histogram Equalization) σε οδοντιατρική ακτινογραφία

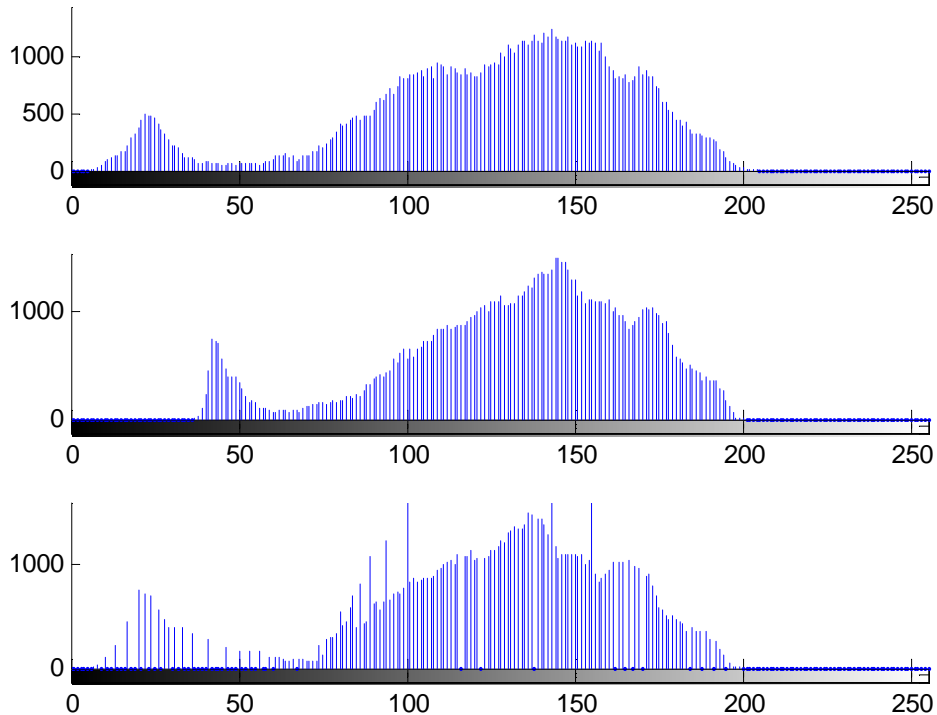
Όπως, έγινε και με τις προηγούμενες δύο μεθόδους, θα εφαρμοστεί η μέθοδος Histogram Equalization σε οδοντιατρικές ακτινογραφίες. Στις περιεκτικές ακτινογραφίες που θα χρησιμοποιηθούν, και οι οποίες έχουν τραβηχτεί in vitro, απεικονίζονται ο κυνόδοντας και δύο τραπεζίτες. Η δεύτερη ακτινογραφία (float) ευθυγραμμίζεται με την πρώτη [5] και κόβονται τα περιττά τμήματα που δημιουργούνται. Αφού εφαρμόσουμε τον αλγόριθμο, αφαιρούμε μεταξύ τους ψηφιακά τις δύο ακτινογραφίες (reference και corrected). Οπότε στην εικόνα 3.13 φαίνονται η αρχική, η επόμενη, η διορθωμένη και η subtracted εικόνα.



Εικόνα 3.13: Πάνω αριστερά: ακτινογραφία-αναφορά (reference).. Πάνω δεξιά: ακτινογραφία της οποίας θέλουμε να διορθώσουμε την αντίθεση (float). Κάτω αριστερά: η πάνω δεξιά ακτινογραφία με διορθωμένη αντίθεση με χρήση του αλγορίθμου της Εξίσωσης Ιστογράμματος. Κάτω δεξιά: subtracted radiography της αρχικής εικόνας και της διορθωμένης κάτω αριστερά.

Στα ιστογράμματα των τριών εικόνων, που φαίνονται στο σχήμα 3.14, φαίνεται ότι το ιστογράμμα της αρχικής εικόνας περιέχει μεγαλύτερο πλήθος επιπέδων της κλίμακας του γκρι σε σχέση με τη δεύτερη. Έτσι, με τη μέθοδο αυτή, παρατηρείται βελτίωση του ιστογράμματος το οποίο μοιάζει στο γενικό σχήμα με αυτό της αρχικής εικόνας, αλλά διατηρεί τοπικά το σχήμα της δεύτερης εικόνας.

Η μέση τιμή των εντάσεων της δεύτερης εικόνας είναι $\mu_2=132.9560$ και η τυπική απόκλιση $\sigma_2=35.7797$. Μετά την εφαρμογή της μεθόδου, η νέα εικόνα παρουσιάζει τιμές $\mu=124.7854$ και $\sigma=37.4002$, οι οποίες πλησιάζουν περισσότερο τις αντίστοιχες τιμές της αρχικής εικόνας: $\mu_1=124.8471$ και $\sigma_1=41.0309$.



Σχήμα 3.14: Πάνω: το ιστόγραμμα της αρχικής εικόνας (reference).

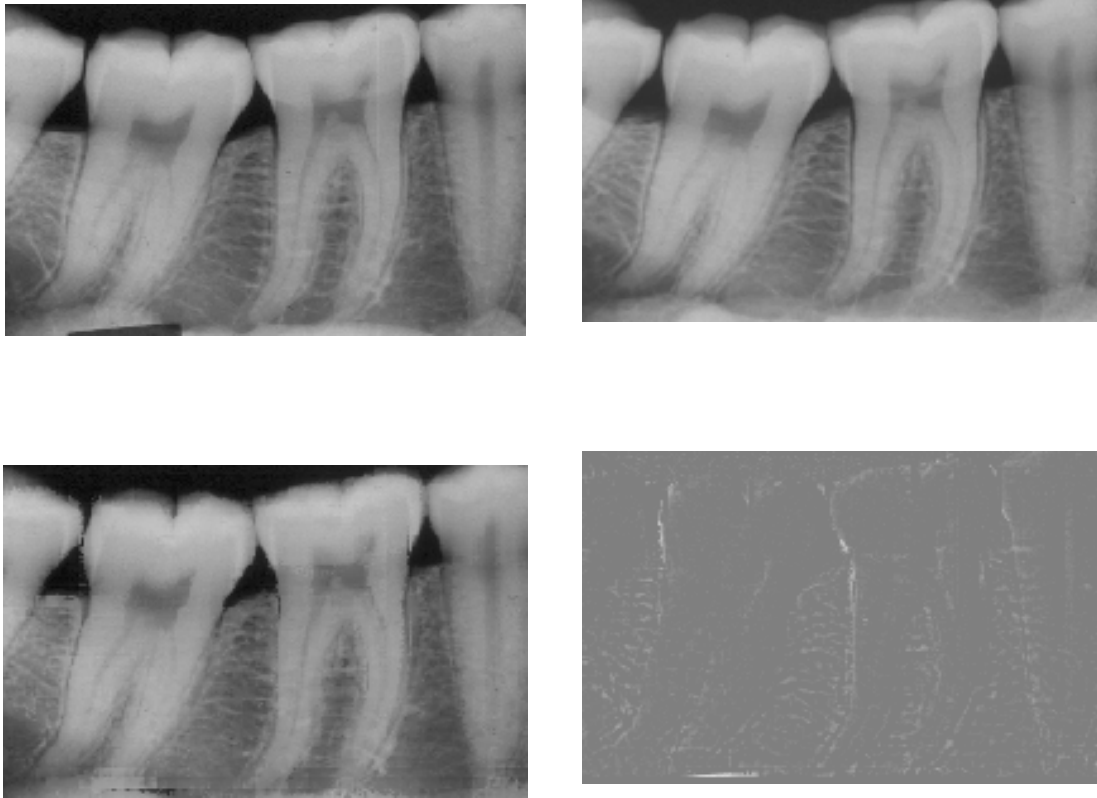
Μέση: το ιστόγραμμα της δεύτερης εικόνας, της οποίας η αντίθεση θα τροποποιηθεί (float).

Κάτω: το ιστόγραμμα της εικόνας με το διορθωμένο contrast μέσω του αλγορίθμου της εξίσωσης ιστογράμματος..

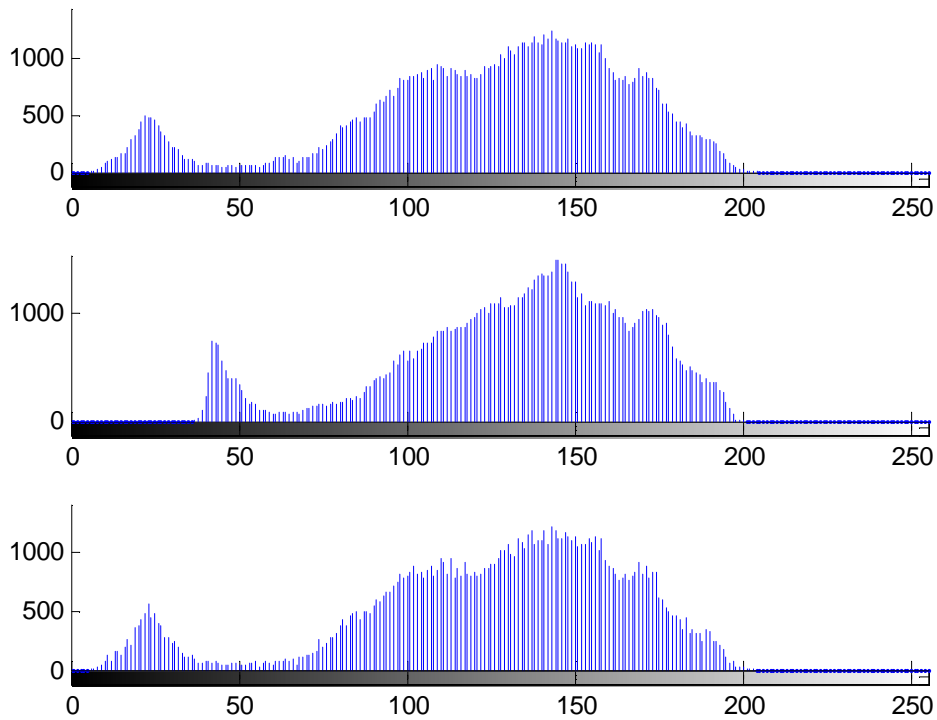
Όταν ο αλγόριθμος εφαρμόζεται σε blocks, εφαρμόζεται η ίδια διαδικασία που αναφέρθηκε πιο πάνω σε κάθε block. Η εφαρμογή αυτή είναι αρκετά χρονοβόρα, καθώς πρέπει να βρεθεί κατάλληλος μετασχηματισμός για ένα μεγάλο πλήθος από blocks. Όμως, η τεχνική αυτή έχει πολύ ικανοποιητικά αποτελέσματα, τα οποία για τις προηγούμενες ακτινογραφίες φαίνονται στην εικόνα 3.15 (για blocks 8×8).

Σε αυτήν την περίπτωση η μέση τιμή της τροποποιημένης εικόνας είναι $\mu=124.8949$ και η τυπική απόκλιση $\sigma=41.1483$.

Τα ιστογράμματα φαίνονται στο Σχήμα 3.16 Το ιστόγραμμα της τελικής εικόνας φαίνεται να έχει την επιθυμητή μορφή, ενώ δε χάνει η εικόνα πολλές συνιστώσες του γκρι.



Εικόνα 3.15: Πάνω αριστερά: ακτινογραφία-αναφορά (reference).. Πάνω δεξιά: ακτινογραφία της οποίας θέλουμε να διορθώσουμε την αντίθεση (float). Κάτω αριστερά: η πάνω δεξιά ακτινογραφία με διορθωμένη αντίθεση με χρήση του αλγορίθμου της Εξίσωσης Ιστογράμματος σε blocks 8x8. Κάτω δεξιά: subtracted radiography της αρχικής εικόνας και της διορθωμένης κάτω αριστερά.



Σχήμα 3.16: Πάνω: το ιστόγραμμα της αρχικής εικόνας (reference).

Μέση: το ιστόγραμμα της δεύτερης εικόνας, της οποίας η αντίθεση θα τροποποιηθεί (float).

Κάτω: το ιστόγραμμα της εικόνας με το διορθωμένο contrast μέσω του αλγορίθμου της εξίσωσης ιστογράμματος σε blocks 8x8.

Κεφάλαιο 4

Αποτελέσματα Πειραματική Διαδικασίας

4.1 Εισαγωγή

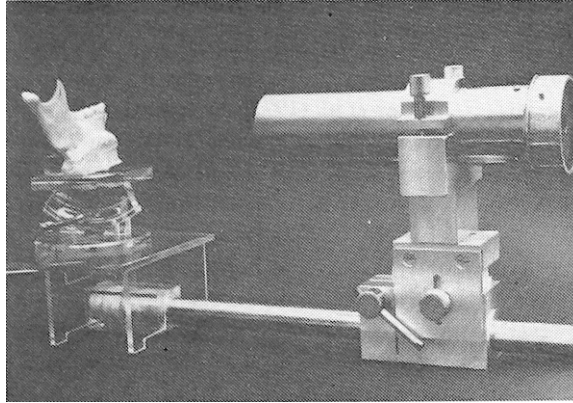
Στο Κεφάλαιο αυτό παρουσιάζεται αναλυτικά η διαδικασία που εφαρμόστηκε για την εξαγωγή των ποιοτικών και ποσοτικών αποτελεσμάτων αυτής της διπλωματικής. Επίσης θα παρουσιαστούν και θα αναλυθούν τα αποτελέσματα της πειραματικής διαδικασίας. Σκοπός είναι η εξαγωγή συμπερασμάτων για την αποτελεσματικότητα και αξιοπιστία των τριών προτεινόμενων μεθόδων διόρθωσης αντίθεσης με βάση την αντίθεση μιας εικόνας αναφοράς αλλά και η σύγκριση των μεθόδων μεταξύ τους για ανάδειξη της αποδοτικότερης.

4.2 Περιγραφή Πειραματικής Διαδικασίας

Το πειραματικό μέρος αυτής της εργασίας χωρίζεται σε τρία βασικά στάδια: στη λήψη των ακτινογραφιών, στην ευθυγράμμιση των ακτινογραφιών με βάση μία συγκεκριμένη ακτινογραφία που θεωρούμε εικόνα αναφορά (reference) και τέλος, τη διόρθωση της αντίθεσης των ακτινογραφιών με βάση την ίδια reference ακτινογραφία με την εφαρμογή των τριών διαφορετικών τεχνικών διόρθωσης της αντίθεσης. Η αξιολόγηση αυτών των τεχνικών αποτελεί και το αντικείμενο αυτής της διπλωματικής εργασίας. Το δεύτερο και τρίτο στάδιο είναι απαραίτητα για τη ψηφιακή αφαίρεση των ακτινογραφιών.

Λήψη Ακτινογραφιών

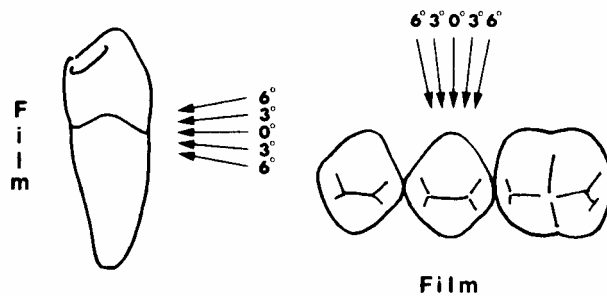
Η διαδικασία λήψης των ακτινογραφιών που χρησιμοποιήθηκαν βασίζεται στη διαδικασία που εφάρμοσαν οι K. Grondahl, H.G. Grondahl και R. Webber, για να διερευνήσουν αν επηρεάζεται η ανίχνευση μικρών αλλοιώσεων μέσω της αφαιρετικής ακτινογραφίας δοντιών σε περιπτώσεις που δε διατηρείται η γεωμετρία του χώρου και η γωνία προβολής της ακτίνας X.[22] Η διαδικασία αυτή είναι η εξής:



Εικόνα 4.1: Συσκευή λήψης ακτινογραφιών με τυποποιημένες γεωμετρικά προβολές ή με διαφορετικές γωνίες στον κάθετο και οριζόντιο άξονα.

Τμήμα γνάθου που περιλαμβάνει έναν πλαϊνό τομέα, έναν κυνόδοντα και τους δύο προγομφίους τοποθετείται στη συσκευή (Εικόνα 4.1). Η συσκευή αυτή επιτρέπει στο δείγμα και στο film να περιστρέφονται κάθετα και οριζόντια σε σχέση με την κεντρική ακτίνα X. Η εστίαση στο δείγμα και η απόσταση μεταξύ δείγματος και film διατηρούνται σταθερά στα 40 cm και 0.5 cm αντίστοιχα. Χρησιμοποιήθηκε Kodak D-film το οποίο εκτέθηκε με 60 KVp και 10 mA, ενώ το χρονόμετρο τέθηκε, έτσι ώστε να αποδώσει στις περιοχές του γναθικού οστού πυκνότητα ίση με αυτήν των κλινικών ακτινογραφιών (μέση πυκνότητα = 1.2). Για τα film χρησιμοποιήθηκε αυτόματη εμφάνιση (Dentimatic, Palomex).

Για την ακτινογραφία αναφοράς (reference) χρησιμοποιήθηκε η κεντρική ακτίνα της δέσμης κάθετη στο μεγάλο άξονα των δοντιών, όπως κρίθηκε υποκειμενικά, και χωρίς να υπάρχουν επιφανειακές επικαλύψεις μεταξύ γειτονικών δοντιών. Στη συνέχεια, λήφθηκαν οι νέες ακτινογραφίες αλλάζοντας τις γωνίες προβολής, είτε κάθετα, είτε οριζόντια, είτε σε συνδυασμό (Σχήμα 4.2). Όπως φαίνεται στο σχήμα 4.2, η κεντρική ακτίνα μετακινείται κατά 3° και 6° πάνω και κάτω από την κάθετη ευθεία στο μεγάλο άξονα του δοντιού. Ομοίως, και κατά 3° και 6° δεξιά και αριστερά από αυτόν. Συνεπώς, βγήκαν συνολικά 24 ακτινογραφίες εκτός από τη reference, η οποία είναι για 0° στον οριζόντιο και στον κατακόρυφο άξονα.



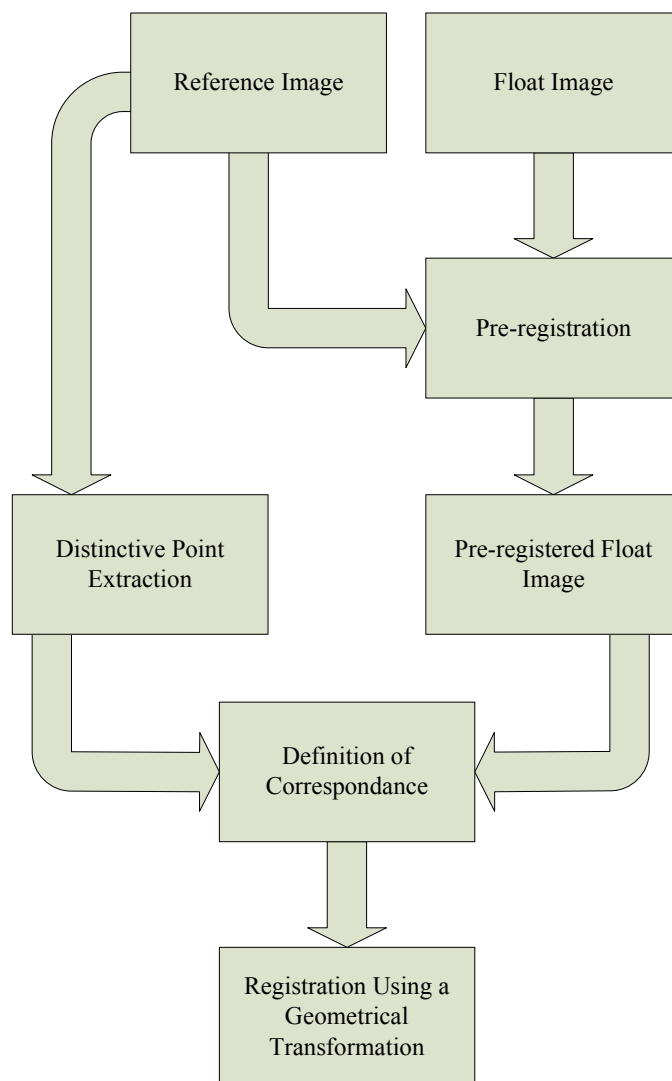
Σχήμα 4.2: Οι διαφορετικές διευθύνσεις της δέσμης των ακτίνων X. Η γεωμετρική προβολή των ακτίνων μπορεί να μεταβάλλεται κάθετα και οριζόντια.

Για τη ψηφικοποίηση των εικόνων χρησιμοποιήθηκε μία κάμερα υψηλής ποιότητας, που παράγει ένα RS-170 σήμα με ανάλυση 525 lp/frame, έναν 8-bit (256 gray levels) μετατροπέα από αναλογικό σε ψηφιακό σήμα και έναν υπολογιστή.

Ευθυγράμμιση Ακτινογραφιών [5]

Αυτό το στάδιο είναι απαραίτητο για τη σωστή εξαγωγή συμπερασμάτων κατά την παρατήρηση και ανάλυση των subtracted εικόνων. Η διαδικασία της ευθυγράμμισης των 24 ακτινογραφιών με τη reference ακτινογραφία, όπως φαίνεται στο block διάγραμμα του σχήματος 4.3 [5], περιλαμβάνει μία πρόχειρη προ-ευθυγράμμιση των εικόνων αυτών με τη reference, για να μειώσει την πολυπλοκότητα και το χρόνο της μετέπειτα διαδικασίας, που παράγει μία νέα float εικόνα. Αυτή η εικόνα θα συγκριθεί με τη reference για να επιτευχθεί ευθυγράμμιση. Από τη reference εξάγονται χαρακτηριστικά σημεία για να χρησιμοποιηθούν στο πρόγραμμα ευθυγράμμισης.

Ο αλγόριθμος που χρησιμοποιήθηκε για την ακριβή ευθυγράμμιση είναι ο enhanced hexagonal centre-based inner search algorithm (EHCBIS) [9], εξέλιξη του CBIS αλγορίθμου. Ο στόχος αυτών των αλγορίθμων είναι, μέσω αναζήτησης στη float εικόνα, να βρουν κοινές περιοχές με τη reference και να ανακαλύψουν την ακριβή γεωμετρική συσχέτιση των δύο εικόνων. Ο αλγόριθμος EHCBIS δεν κάνει εξαντλητική αναζήτηση, όπως ο CBIS, αλλά σαρώνει το χώρο μόνο για τα συγκεκριμένα σημεία που έχουν εξαχθεί από τη reference εικόνα. Επιπλέον, η γειτονιά αναζήτησης είναι ένα εξάγωνο σταθερού μεγέθους. Αυτά τα δύο στοιχεία είναι και τα βασικότερα πλεονεκτήματά του σε σχέση με τον CBIS. [5]



Σχήμα 4.3: Το block διάγραμμα της διαδικασίας ευθυγράμμισης των ακτινογραφιών.

Τέλος, αφού βρεθεί η γεωμετρική σχέση που συνδέει τις δύο εικόνες χρησιμοποιείται ένας γεωμετρικός μετασχηματισμός για την τελική ευθυγράμμιση της float εικόνας σε σχέση με τη reference.

Μετά την ευθυγράμμιση των εικόνων δημιουργούνται μαύρες περιοχές γύρο από το πλαίσιο των εικόνων εξαιτίας της μετακίνησης ή περιστροφή των για να ευθυγραμμιστούν. Τα νέα αυτά μαύρα τμήματα που δημιουργούνται επηρεάζουν το ιστόγραμμα της εικόνας και συνεπώς και τη διαδικασία διόρθωσης της αντίθεσής τους. Για αυτό το λόγο, οι εικόνες που παράχθηκαν και η reference κόβονται περιμετρικά, έτσι ώστε να έχουν το ίδιο μέγεθος και να μην περιλαμβάνει καμία τέτοια μαύρη περιοχή.

Διόρθωση αντίθεσης

Η διόρθωση της αντίθεσης των εικόνων έγινε με τις τρεις μεθόδους που αναλύθηκαν στο προηγούμενο κεφάλαιο, δηλαδή με τον αλγόριθμο του **Ruttimann**, την **Ομαλοποίηση Εντάσεων Ιστογράμματος (Histogram Intensities Normalization)** και την **Εξίσωση Ιστογράμματος (Histogram Equalization)**, σε ολόκληρη την εικόνα αλλά και σε τετραγωνικές περιοχές (blocks) της διαφορετικών μεγεθών. Τα αποτελέσματα παρατίθενται στην επόμενη παράγραφο (παράγραφος 4.3).

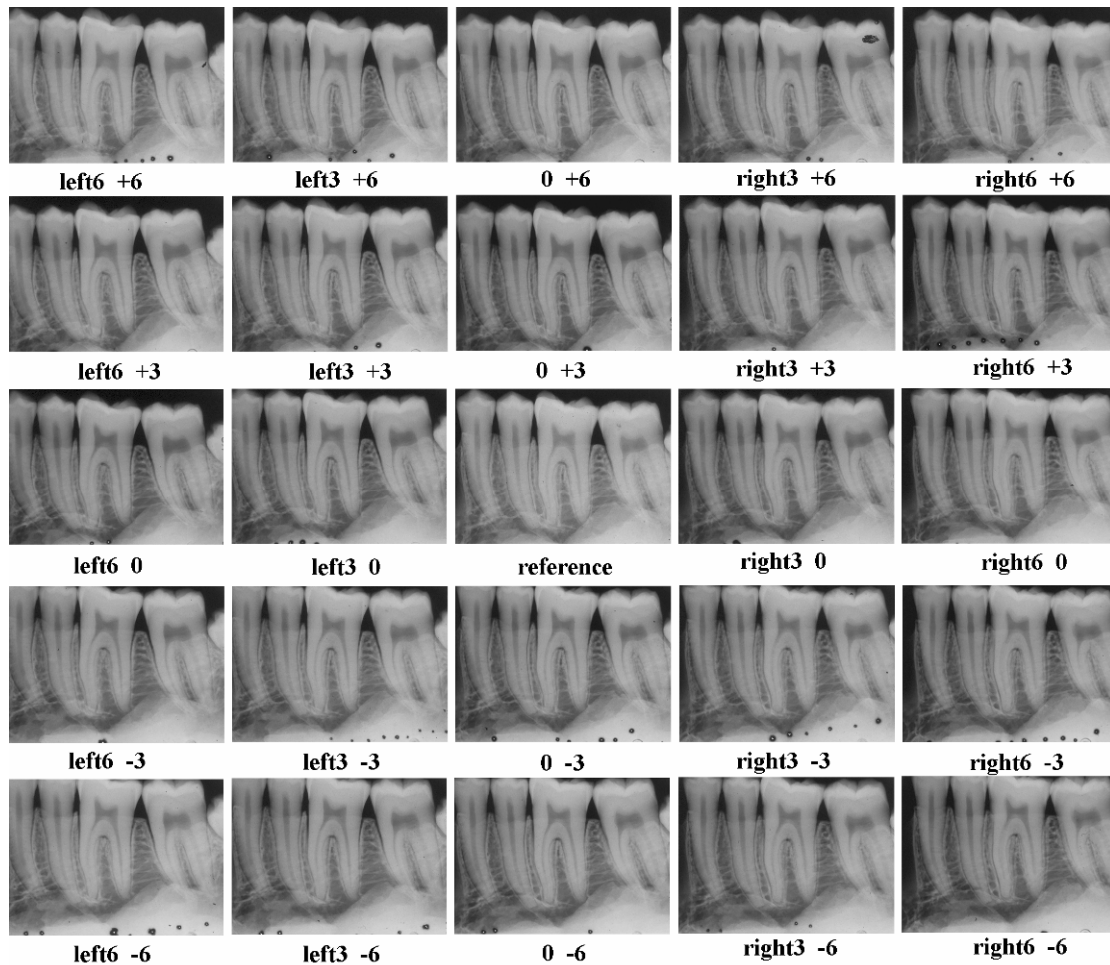
Μετά τη διόρθωση της αντίθεσης των εικόνων, ακολουθεί η αφαίρεση της reference από την κάθε διορθωμένη εικόνα. Έτσι, προκύπτει η αφαιρετική (subtracted) εικόνα, η οποία θα εξεταστεί για την ανίχνευση βλαβών ή αλλοιώσεων. Η αφαίρεση γίνεται ψηφιακά, δηλαδή αφαιρείται η τιμή του pixel της μίας εικόνας από την τιμή του αντίστοιχου pixel της άλλης. Για να μην προκύψουν αρνητικές τιμές, αλλά και για να υπάρχει ένα ουδέτερο χρώμα, με βάση το οποίο θα ανιχνευθεί αν υπάρχει οστικό κέρδος ή οστική απώλεια, στο τελικό αποτέλεσμα της αφαίρεσης προστίθεται η τιμή 127 (η μεσαία τιμή της 8-bit κλίμακας του γκρι).

4.3 Αποτελέσματα

Σαν αποτέλεσμα της πειραματικής διαδικασίας που περιγράφηκε προηγουμένως, περιμένουμε να δούμε τις διορθωμένες εικόνες αλλά και κάποια ποσοτικά μεγέθη που θα βοηθήσουν στην αξιολόγηση των τριών αλγορίθμων. Το κριτήριο αξιολόγησης των μεθόδων στο ποιοτικό τμήμα της ανάλυσης των αποτελεσμάτων θα είναι το κατά πόσο παραμένουν σκιές που δεν δείχνουν κάποια βιολογική αλλοίωση, στις subtracted εικόνες.

4.3.1 Ποιοτικά αποτελέσματα

Οι εικόνες που ελήφθησαν με *in vitro* ακτινογράφιση του τμήματος της γνάθου, όπως αναφέρθηκε στην προηγούμενη παράγραφο, φαίνονται στο Σχήμα 4.4, όπου έχουν τοποθετηθεί σύμφωνα με τη γωνία της δέσμης εκπομπής στον κατακόρυφο και οριζόντιο άξονα με την οποία συλλέχθηκαν.



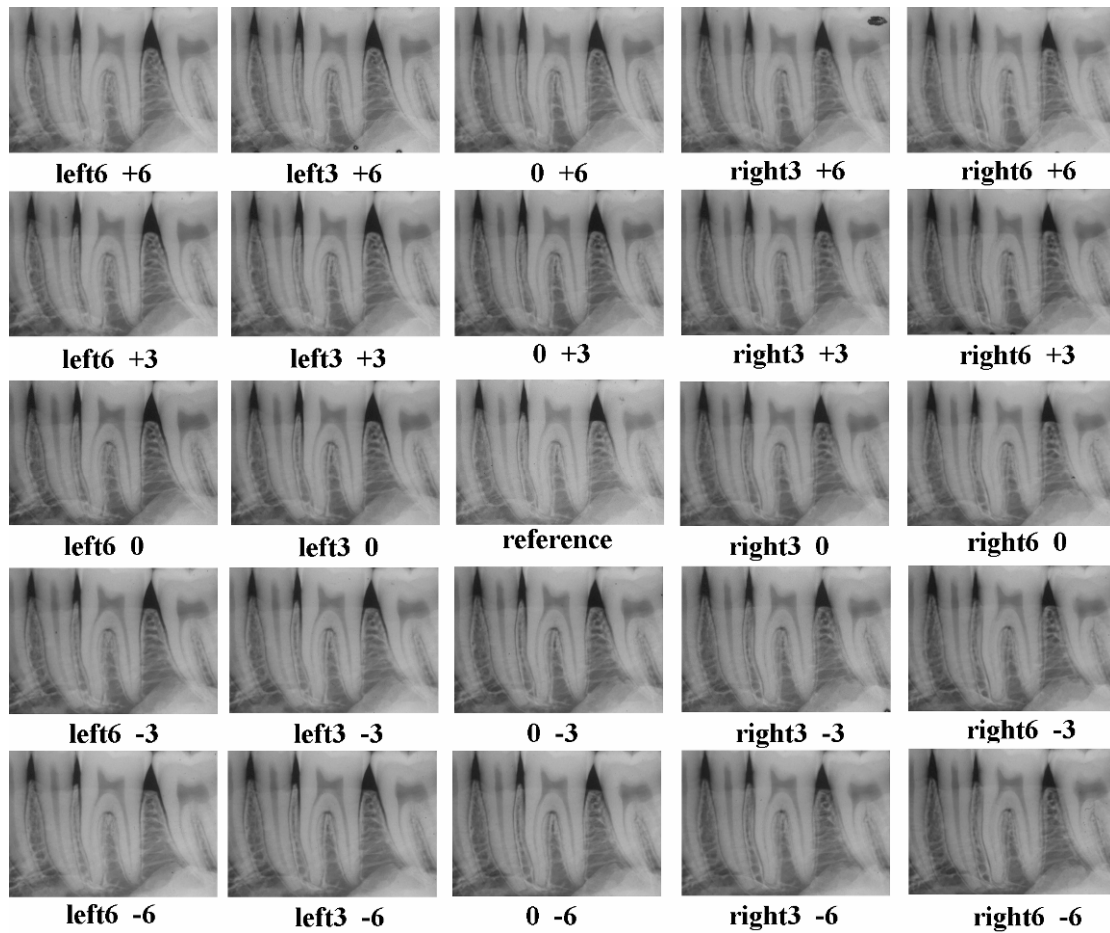
Σχήμα 4.4: Η ακτινογραφία αναφορά (στο κέντρο) και οι 24 ακτινογραφίες που προέκυψαν με μετατόπισης της κεντρικής ακτίνας X κατά 3 ή 6 μοίρες πάνω-κάτω ή δεξιά-αριστερά σε σχέση με τη θέση αναφοράς.

Μετά από την ευθυγράμμιση των ακτινογραφιών σε σχέση με την εικόνα-reference και την αποκοπή των μαύρων πρόσθετων τμημάτων, οι ακτινογραφίες φαίνονται στο επόμενο σχήμα (Σχήμα 4.5).

Στη συνέχεια, εφαρμόζουμε στις εικόνες αυτές τις μεθόδους, που αναλύθηκαν στο προηγούμενο κεφάλαιο, για τη διόρθωση της αντίθεσης και παρουσιάζονται και οι subtracted εικόνες.

Ruttimann's Algorithm

Αρχικά εφαρμόζεται σε ολόκληρη την εικόνα. Στα επόμενα σχήματα παρουσιάζονται για ορισμένες περιπτώσεις η ευθυγραμμισμένη εικόνα πριν διορθωθεί η αντίθεσή της, αφού διορθωθεί η αντίθεση και η subtracted (Εικόνες 4.5 - 4.13). Ενώ, στα Σχήματα 4.14 και 4.15 φαίνονται όλες οι εικόνες με διορθωμένη αντίθεση και όλες οι subtracted ακτινογραφίες.



Σχήμα 4.5: Οι ακτινογραφίες του σχήματος 4.4 , αφού ευθυγραμμίστηκαν με τη reference και κόπηκαν τα περιθώριά τους.



Εικόνα 4.6: Η ακτινογραφία left6 +3 πριν και μετά το contrast correction και η subtracted εικόνα από τη reference.



Εικόνα 4.7: Η ακτινογραφία left6 0 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο του Ruttimann και η subtracted εικόνα από τη reference.



Εικόνα 4.8: Η ακτινογραφία left3 0 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο του Ruttimann και η subtracted εικόνα από τη reference.



Εικόνα 4.9: Η ακτινογραφία 0 +3 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο του Ruttimann και η subtracted εικόνα από τη reference.



Εικόνα 4.10: Η ακτινογραφία 0 -6 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο του Ruttimann και η subtracted εικόνα από τη reference.



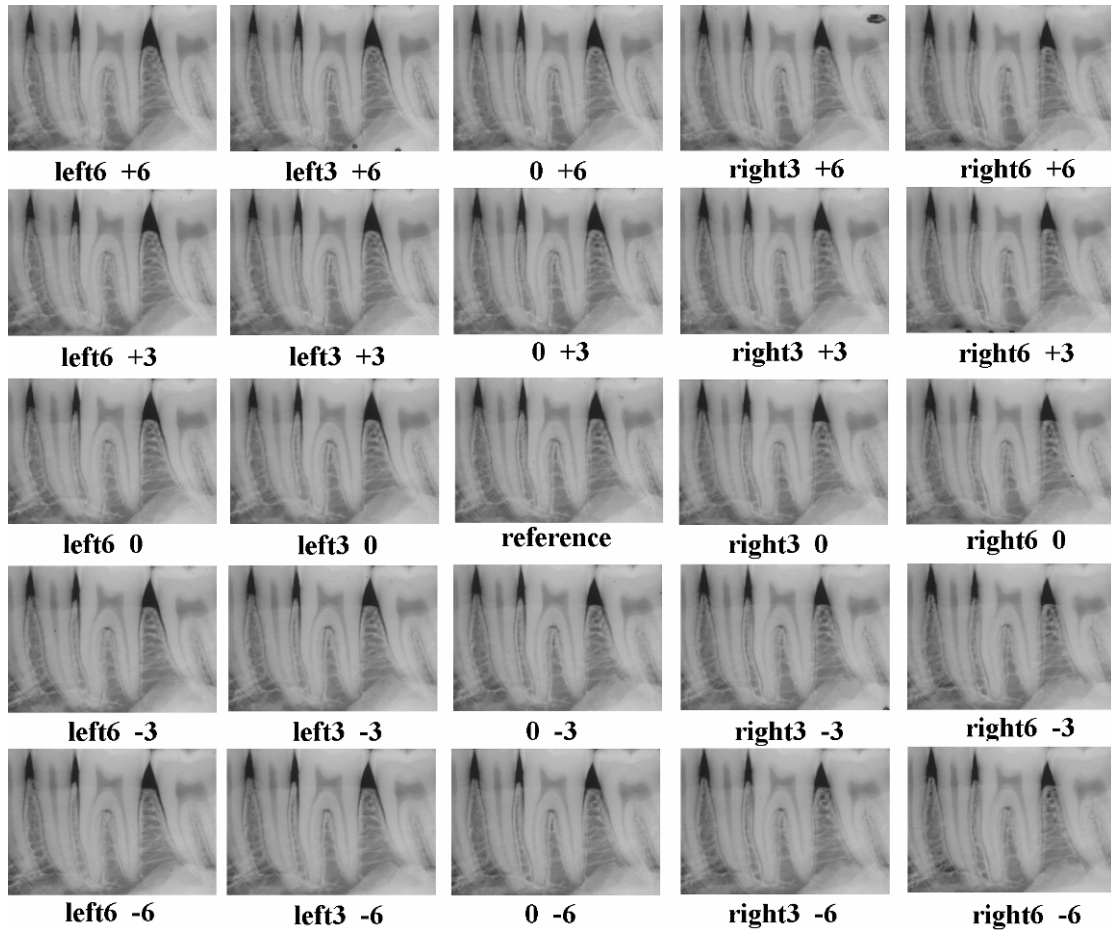
Εικόνα 4.11: Η ακτινογραφία right3 -3 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο του Ruttimann και η subtracted εικόνα από τη reference.



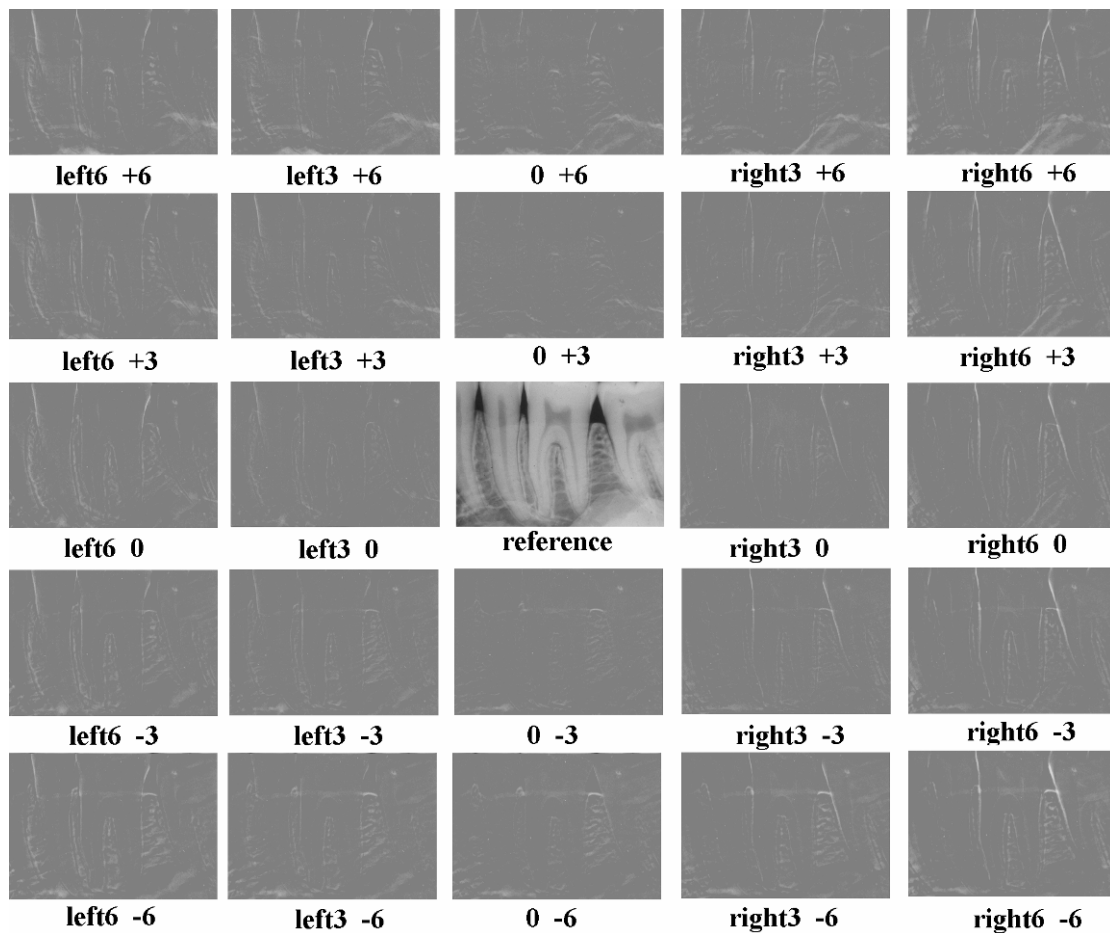
Εικόνα 4.12: Η ακτινογραφία right6 0 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο του Ruttimann και η subtracted εικόνα από τη reference.



Εικόνα 4.13: Η ακτινογραφία right6 -6 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο του Ruttimann και η subtracted εικόνα από τη reference.



Εικόνα 4.14: Οι ακτινογραφίες με διορθωμένη αντίθεση μέσω του αλγορίθμου του Ruttimann.



Εικόνα 4.15: Οι subtracted εικόνες, δηλαδή το αποτέλεσμα της ψηφιακής αφαίρεσης της reference ακτινογραφίας από τις ακτινογραφίες του σχήματος 4.14.

Ο αλγόριθμος του Ruttimann, εφαρμοσμένος σε τετραγωνικές περιοχές (blocks) μεγέθους 8x8 της εικόνας, έδωσε τα εξής αποτελέσματα για κάποιες χαρακτηριστικές περιπτώσεις (Εικόνες 4.16-4.21). Συνολικά τα αποτελέσματα και για τις 24 εικόνες φαίνονται στα σχήματα 4.22 και 4.23.



Εικόνα 4.16: Η ακτινογραφία left6 +6 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο του Ruttimann σε 8x8 blocks και η subtracted εικόνα από τη reference.



Εικόνα 4.17: Η ακτινογραφία left3 +3 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο του Ruttimann σε 8x8 blocks και η subtracted εικόνα από τη reference.



Εικόνα 4.18: Η ακτινογραφία 0 +6 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο του Ruttimann σε 8x8 blocks και η subtracted εικόνα από τη reference.



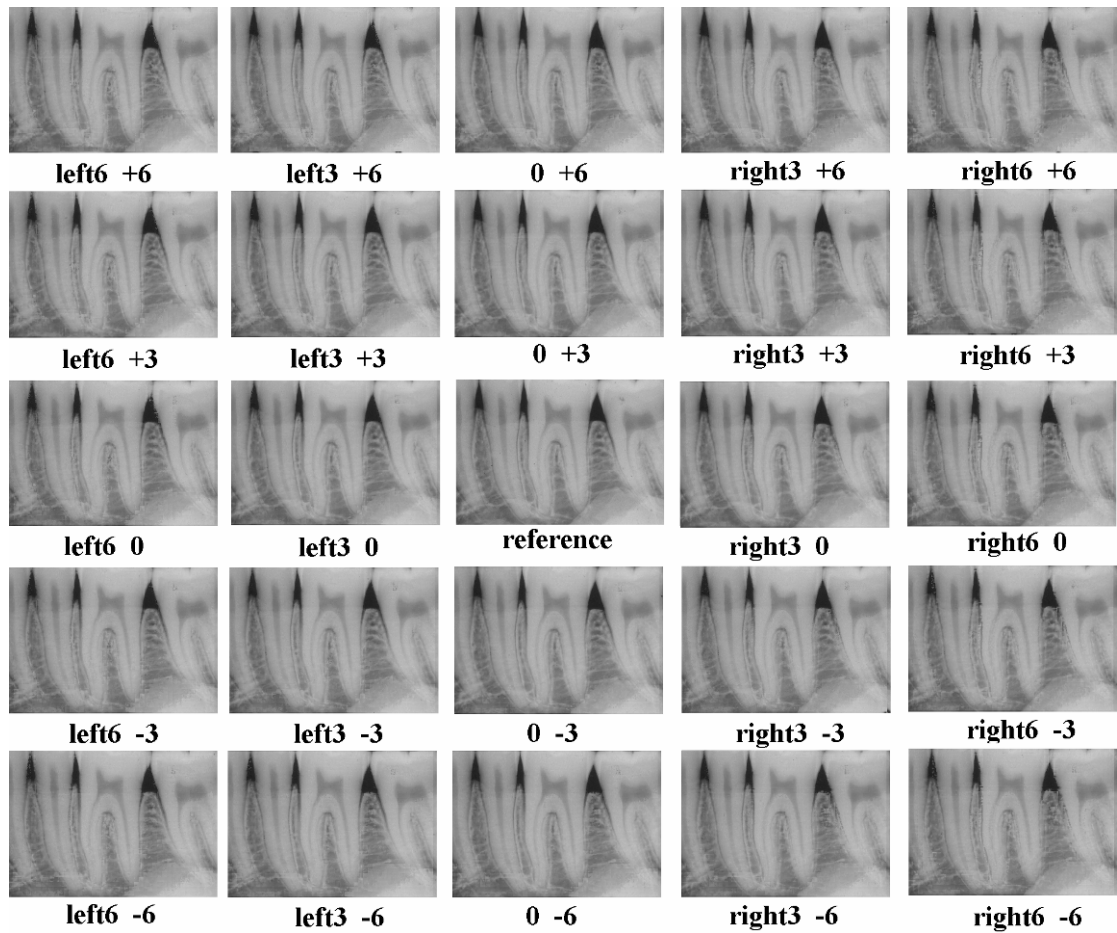
Εικόνα 4.19: Η ακτινογραφία right3 -3 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο του Ruttimann σε 8x8 blocks και η subtracted εικόνα από τη reference.



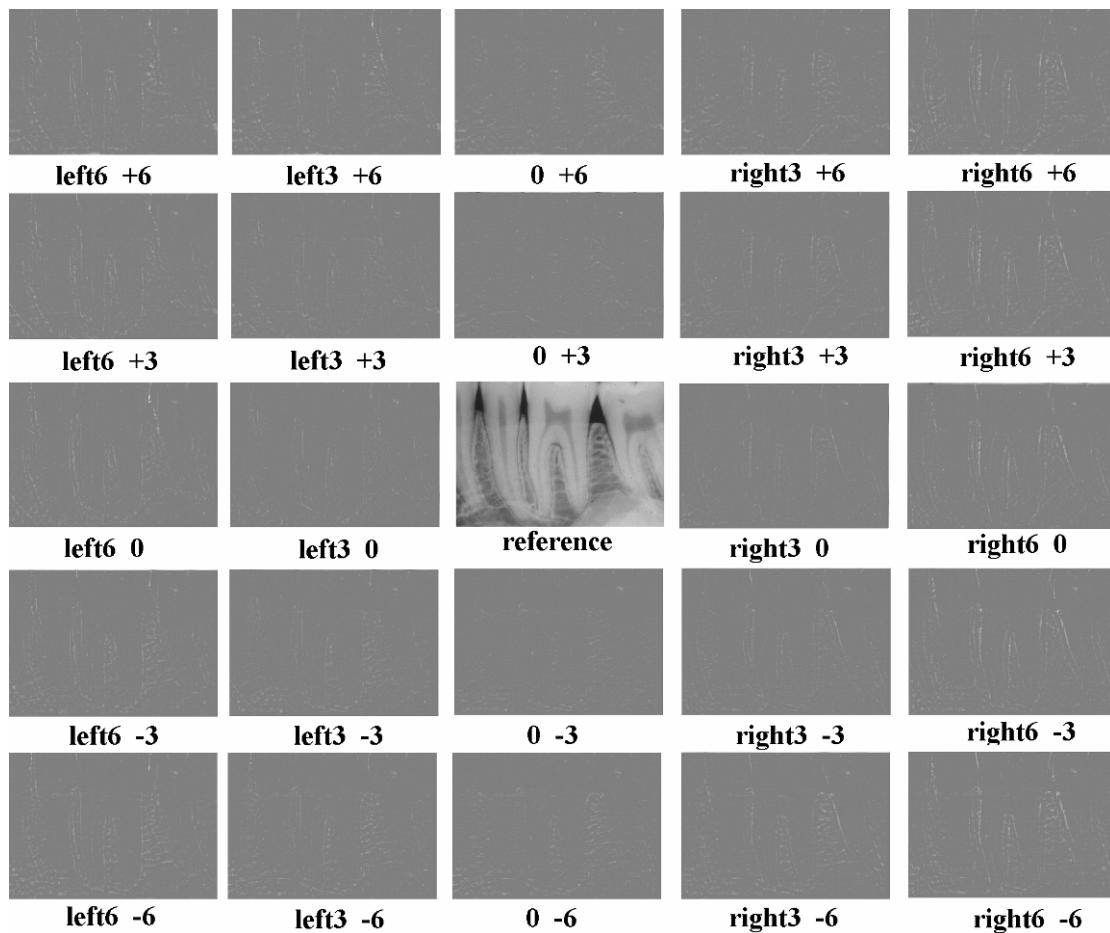
Εικόνα 4.20: Η ακτινογραφία right6 -6 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο του Ruttimann σε 8x8 blocks και η subtracted εικόνα από τη reference.



Εικόνα 4.21: Η ακτινογραφία right6 +3 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο του Ruttimann σε 8x8 blocks και η subtracted εικόνα από τη reference.



Εικόνα4.22: Οι ακτινογραφίες με διορθωμένη αντίθεση μέσω του αλγορίθμου του Ruttimann σε blocks 8x8.



Εικόνα 4.23: Οι subtracted εικόνες, δηλαδή το αποτέλεσμα της ψηφιακής αφαίρεσης της reference ακτινογραφίας από τις ακτινογραφίες του σχήματος 4.22.

Στη συνέχεια παρατίθενται και ορισμένες αφαιρεμένες ακτινογραφίες, οι οποίες προήλθαν από διόρθωση αντίθεσης με τον αλγόριθμο του Ruttimann για διαφορετικού μεγέθους blocks, όπως 4x4 (εικόνες 4.24-4.27) και 16x16 (εικόνες 4.28-4.30).



Εικόνα 4.24: Η ακτινογραφία left6 0 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο του Ruttimann σε 4x4 blocks και η subtracted εικόνα από τη reference.



Εικόνα 4.25: Η ακτινογραφία left3 +3 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο του Ruttimann σε 4x4 blocks και η subtracted εικόνα από τη reference.



Εικόνα 4.26: Η ακτινογραφία 0 -6 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο του Ruttimann σε 4x4 blocks και η subtracted εικόνα από τη reference.



Εικόνα 4.27: Η ακτινογραφία right6 +6 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο του Ruttimann σε 4x4 blocks και η subtracted εικόνα από τη reference.



Εικόνα 4.28: Η ακτινογραφία left6 -3 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο του Ruttimann σε 16x16 blocks και η subtracted εικόνα από τη reference.



Εικόνα 4.29: Η ακτινογραφία 0 +6 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο του Ruttimann σε 16x16 blocks και η subtracted εικόνα από τη reference.



Εικόνα 4.30: Η ακτινογραφία right6 0 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο του Ruttimann σε 16x16 blocks και η subtracted εικόνα από τη reference.

Παρατηρώντας τα αποτελέσματα που έδωσε ο αλγόριθμος του Ruttimann για όλη την εικόνα, αλλά και σε blocks αυτής, είναι προφανές ότι η διόρθωση της αντίθεσης σε αυτό το set ακτινογραφιών είναι πολύ ικανοποιητική. Μία σημαντική παρατήρηση είναι ότι για block μεγέθους 4x4 pixels επιτεύχθηκε η καλύτερη διόρθωση αντίθεσης, όπως μπορεί να διακριθεί με γυμνό μάτι. Αυτό μπορεί να φανεί και από τις αντίστοιχες subtracted εικόνες, οι οποίες εικονίζουν τα λιγότερα artifacts που οφείλονται σε μικρές διαφορές στην αντίθεση. Γενικά, όπως φαίνεται, όσο μικρότερο είναι το block τόσο καλύτερα είναι τα αποτελέσματα. Όμως, ένα τόσο μικρό block μεταφράζεται σε πολλές επαναλήψεις του αλγορίθμου και συνεπώς σε ένα αρκετά χρονοβόρο πρόγραμμα.

Ομαλοποίηση Εντάσεων Ιστογράμματος (Histogram Intensities Normalization)

Στις ευθυγραμμισμένες εικόνες, τώρα εφαρμόζεται ο αλγόριθμος της ομαλοποίησης των εντάσεων. Τα αποτελέσματα για διάφορες χαρακτηριστικές περιπτώσεις φαίνονται στα σχήματα 4.31-4.35, όπου παρατίθεται η αρχική-ευθυγραμμισμένη ακτινογραφία, η ίδια με διορθωμένη αντίθεση μέσω αυτού του αλγορίθμου και η subtracted εικόνα, ύστερα από ψηφιακή αφαίρεση με τη reference. Στα Σχήματα 4.36 και 4.37 φαίνονται όλες οι ακτινογραφίες των οποίων η αντίθεση έχει διορθωθεί και οι αντίστοιχες subtracted ακτινογραφίες.



Εικόνα 4.31: Η ακτινογραφία left6 +3 πριν και μετά το contrast correction με την ομαλοποίηση εντάσεων ιστογράμματος και η subtracted εικόνα από τη reference.



Εικόνα 4.32: Η ακτινογραφία 0 -3 πριν και μετά το contrast correction με την ομαλοποίηση εντάσεων ιστογράμματος και η subtracted εικόνα από τη reference.



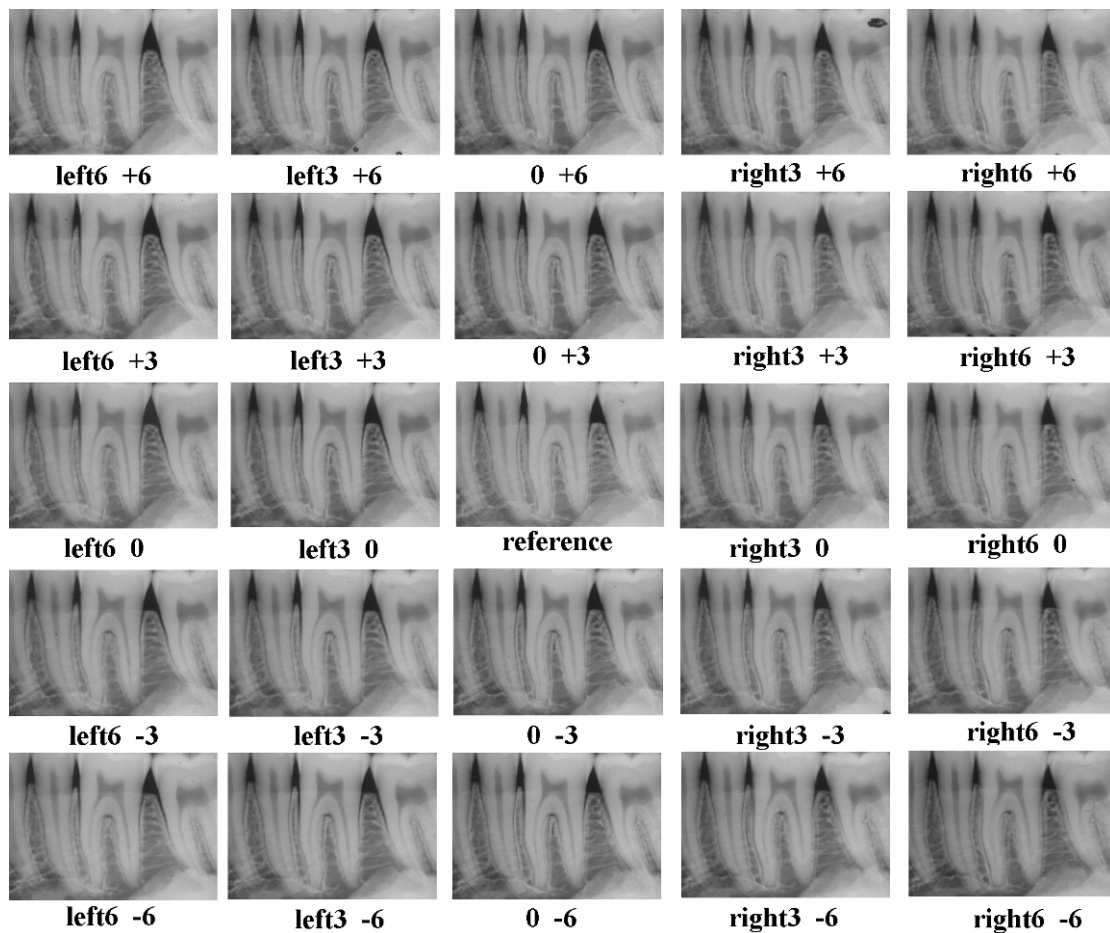
Εικόνα 4.33: Η ακτινογραφία right3 0 πριν και μετά το contrast correction με την ομαλοποίηση εντάσεων ιστογράμματος και η subtracted εικόνα από τη reference.



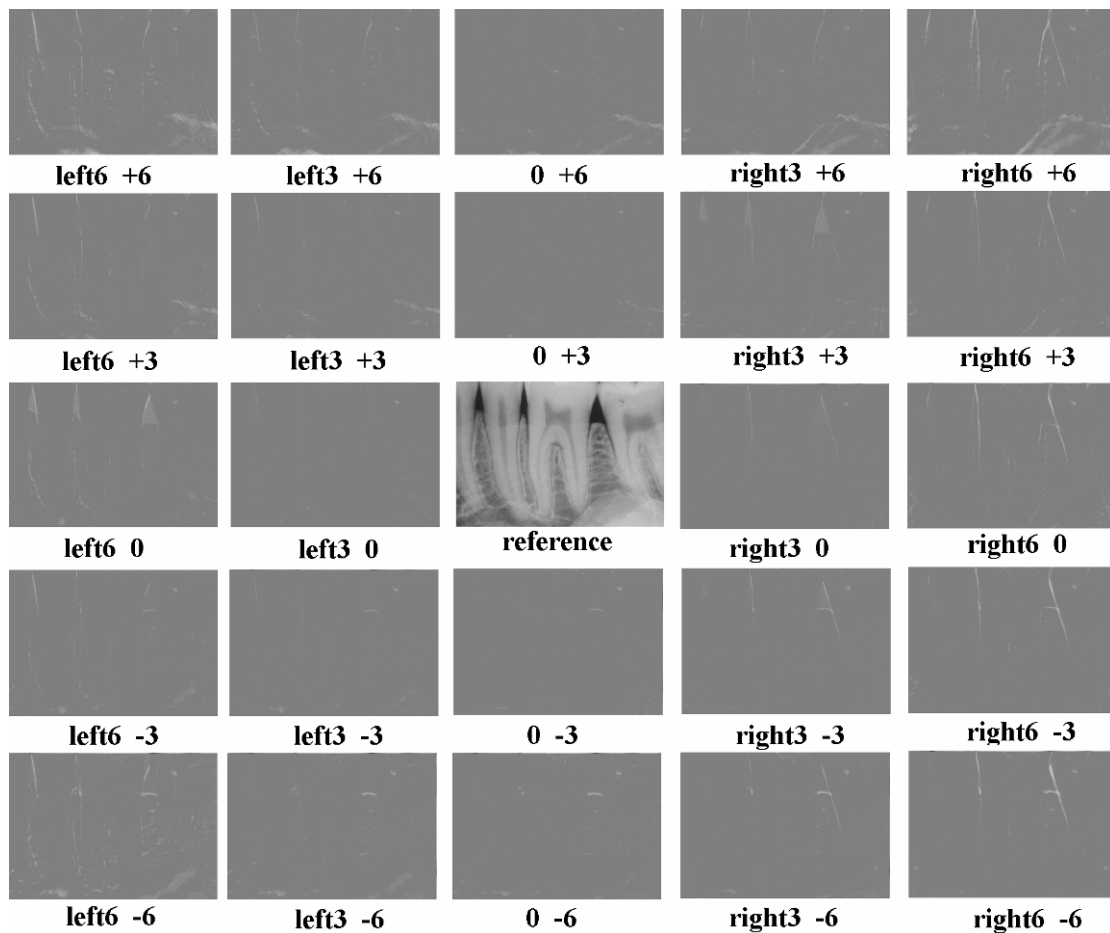
Εικόνα 4.34: Η ακτινογραφία right6 +3 πριν και μετά το contrast correction με την ομαλοποίηση εντάσεων ιστογράμματος και η subtracted εικόνα από τη reference.



Εικόνα 4.35: Η ακτινογραφία right3 -6 πριν και μετά το contrast correction με την ομαλοποίηση εντάσεων ιστογράμματος και η subtracted εικόνα από τη reference.



Εικόνα 4.36: Οι ακτινογραφίες με διορθωμένη αντίθεση μέσω του αλγορίθμου της Ομαλοποίησης εντάσεων ιστογράμματος.



Εικόνα 4.37: Οι subtracted εικόνες, δηλαδή το αποτέλεσμα της ψηφιακής αφαίρεσης της reference ακτινογραφίας από τις ακτινογραφίες του σχήματος 4.36.

Στη συνέχεια, παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της εφαρμογής του αλγορίθμου αυτού (Histogram Intensities Normalization) σε blocks. Αρχικά, στα Σχήματα 4.38-4.40 φαίνονται πως διαμορφώνονται ορισμένες ακτινογραφίες, σε πιο μεγάλο μέγεθος για καλύτερη παρατήρηση των αποτελεσμάτων, ενώ στα Σχήματα 4.41 και 4.42 φαίνονται όλες οι ακτινογραφίες για block μεγέθους 8x8.



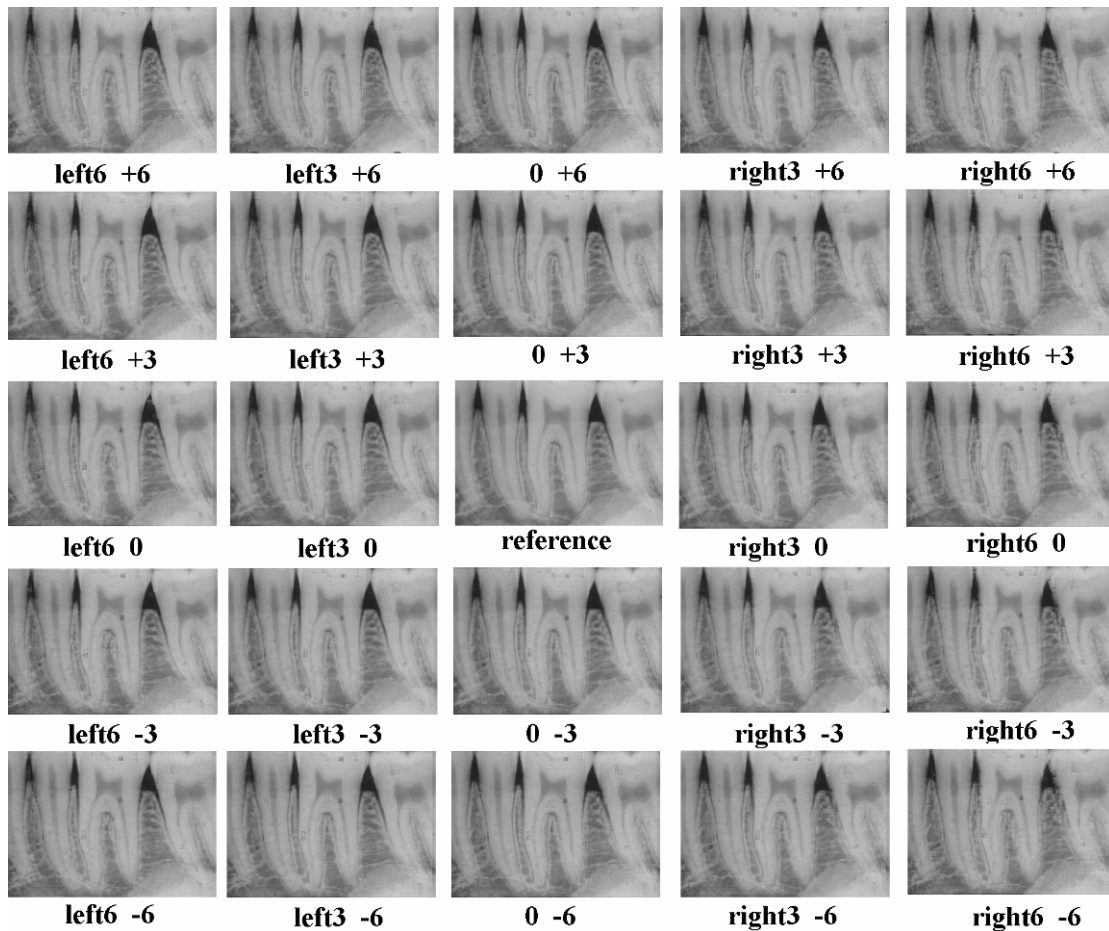
Εικόνα 4.38: Η ακτινογραφία left6 +6 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο της ομαλοποίησης εντάσεων ιστογράμματος σε 8x8 blocks και η subtracted εικόνα από τη reference.



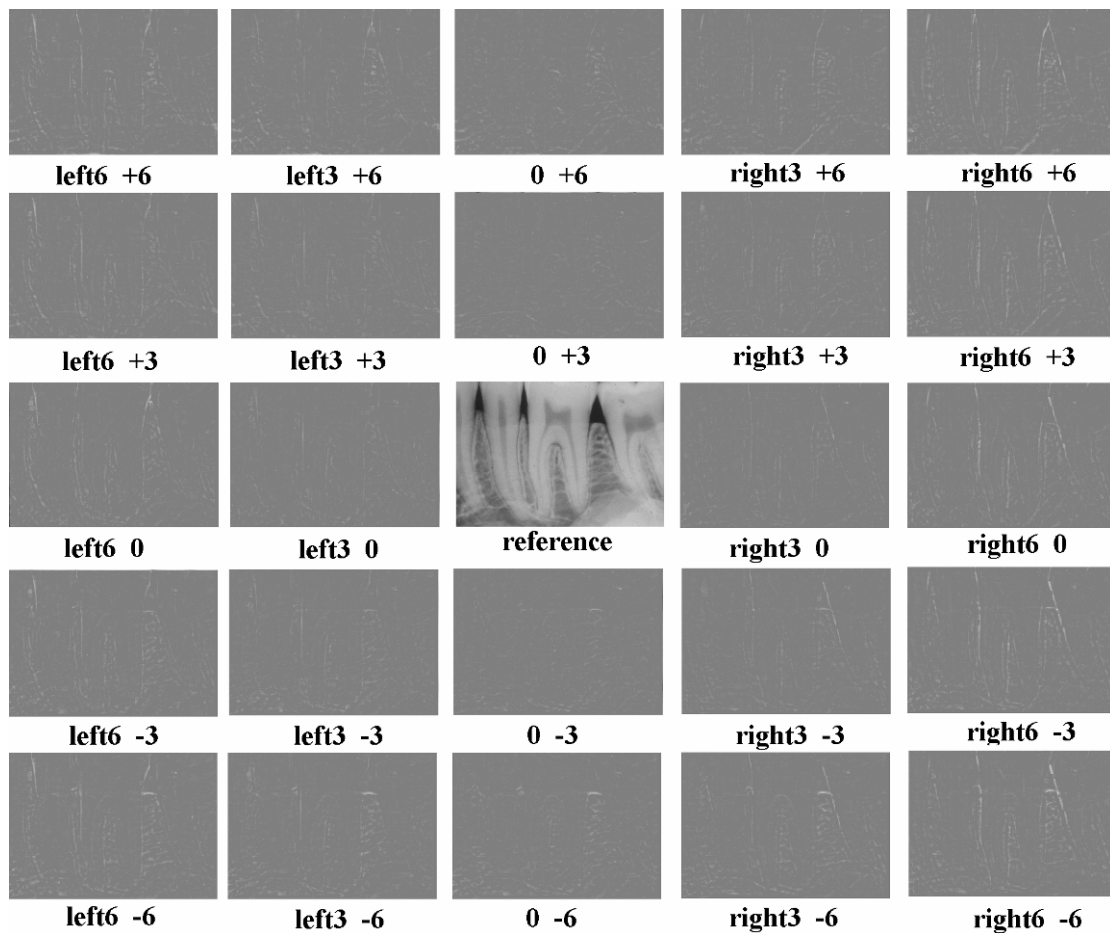
Εικόνα 4.39: Η ακτινογραφία right6 -3 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο της ομαλοποίησης εντάσεων ιστογράμματος σε 8x8 blocks και η subtracted εικόνα από τη reference.



Εικόνα 4.40: Η ακτινογραφία left6 -6 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο της ομαλοποίησης εντάσεων ιστογράμματος σε 8x8 blocks και η subtracted εικόνα από τη reference.



Εικόνα 4.41: Οι ακτινογραφίες με διορθωμένη αντίθεση μέσω του αλγορίθμου της Ομαλοποίησης εντάσεων ιστογράμματος σε blocks μεγέθους 8x8 pixels.



Εικόνα 4.42: Οι subtracted εικόνες, δηλαδή το αποτέλεσμα της ψηφιακής αφαίρεσης της reference ακτινογραφίας από τις ακτινογραφίες του σχήματος 4.41.

Στη συνέχεια παρατίθενται και ορισμένες ακτινογραφίες με διορθωμένη αντίθεση και οι αντίστοιχες αφαιρεμένες (subtracted), οι οποίες προήλθαν από διόρθωση αντίθεσης με τη μέθοδο ομαλοποίησης εντάσεων ιστογράμματος για διαφορετικού μεγέθους blocks, όπως 4x4 (εικόνες 4.43-4.45) και 16x16 (εικόνες 4.46-4.48).



Εικόνα 4.43: Η ακτινογραφία 0 +3 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο της ομαλοποίησης εντάσεων ιστογράμματος σε 4x4 blocks και η subtracted εικόνα από τη reference.



Εικόνα 4.44: Η ακτινογραφία right6 +6 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο της ομαλοποίησης εντάσεων ιστογράμματος σε 4x4 blocks και η subtracted εικόνα από τη reference.



Εικόνα 4.45: Η ακτινογραφία left6 -6 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο της ομαλοποίησης εντάσεων ιστογράμματος σε 4x4 blocks και η subtracted εικόνα από τη reference.



Εικόνα 4.46: Η ακτινογραφία left6 0 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο της ομαλοποίησης εντάσεων ιστογράμματος σε 16x16 blocks και η subtracted εικόνα από τη reference.



Εικόνα 4.47: Η ακτινογραφία 0 +3 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο της ομαλοποίησης εντάσεων ιστογράμματος σε 16x16 blocks και η subtracted εικόνα από τη reference.



Εικόνα 4.48: Η ακτινογραφία right3 -6 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο της ομαλοποίησης εντάσεων ιστογράμματος σε 16x16 blocks και η subtracted εικόνα από τη reference.

Και με αυτή η μέθοδος, όπως και ο αλγόριθμος του Ruttimann, είναι αποτελεσματική. Η διόρθωση της αντίθεσης είναι ικανοποιητική και ιδιαίτερα όταν

εφαρμόζεται σε blocks μικρού μεγέθους. Σύγκριση των μεθόδων που έχουν εξεταστεί έως τώρα – Ruttimann’s algorithm και Histogram Intensities Normalization- δεν είναι εύκολο να γίνει με απλή παρατήρηση των ακτινογραφιών. Και σε αυτήν την περίπτωση είναι γεγονός ότι όσο μικραίνουμε το μέγεθος του block, τόσο λιγότερα artifacts εμφανίζονται στη subtracted εικόνα.

Εξίσωση Ιστογράμματος (Histogram Equalization)

Όπως έγινε και με τους προηγούμενους δύο αλγόριθμους, επεξεργαζόμαστε τις ευθυγραμμισμένες εικόνες με τον αλγόριθμο της εξίσωσης ιστογράμματος. Οπότε στα επόμενα σχήματα δίνονται τα αποτελέσματα (Εικόνες 4.49-4.55).



Εικόνα 4.49: Η ακτινογραφία left6 +6 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο της εξίσωσης ιστογράμματος και η subtracted εικόνα από τη reference.



Εικόνα 4.50: Η ακτινογραφία left3 +3 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο της εξίσωσης ιστογράμματος και η subtracted εικόνα από τη reference.



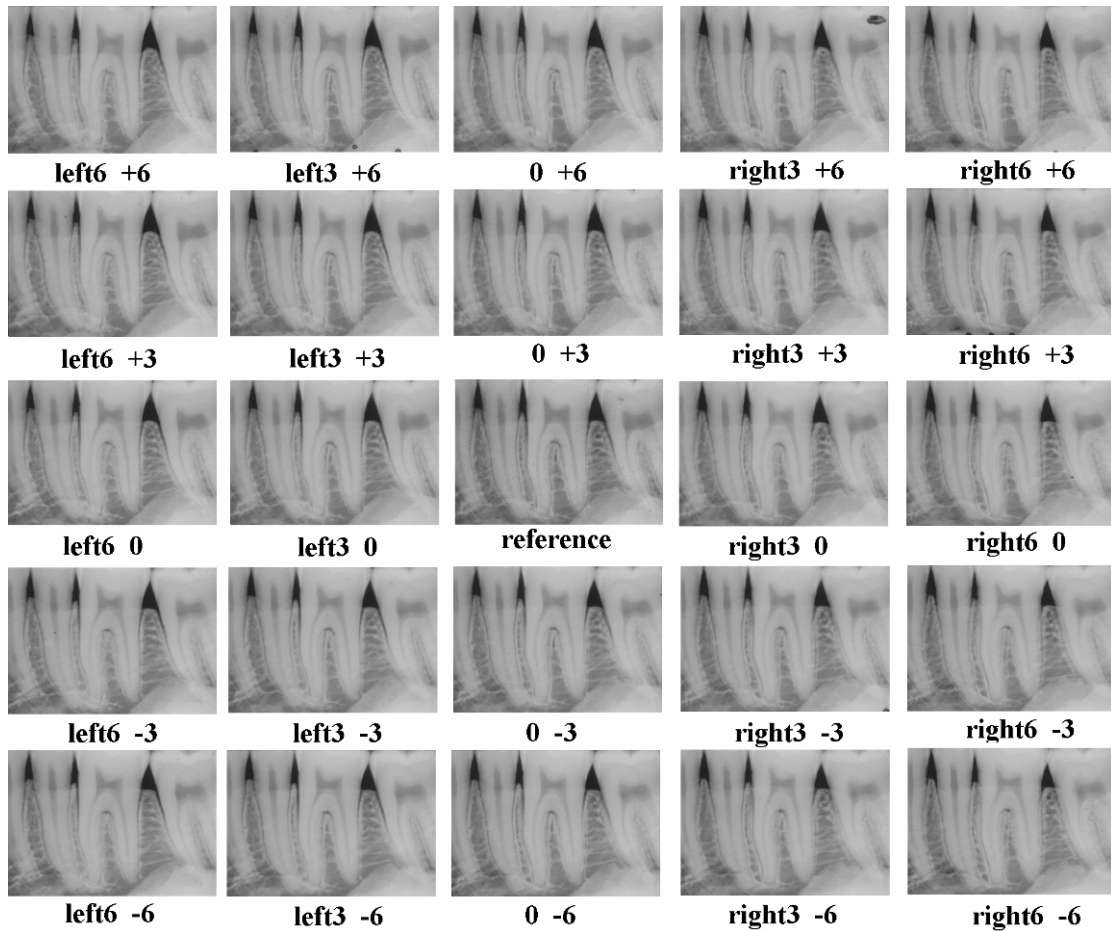
Εικόνα 4.51: Η ακτινογραφία right3 +3 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο της εξίσωσης ιστογράμματος και η subtracted εικόνα από τη reference.



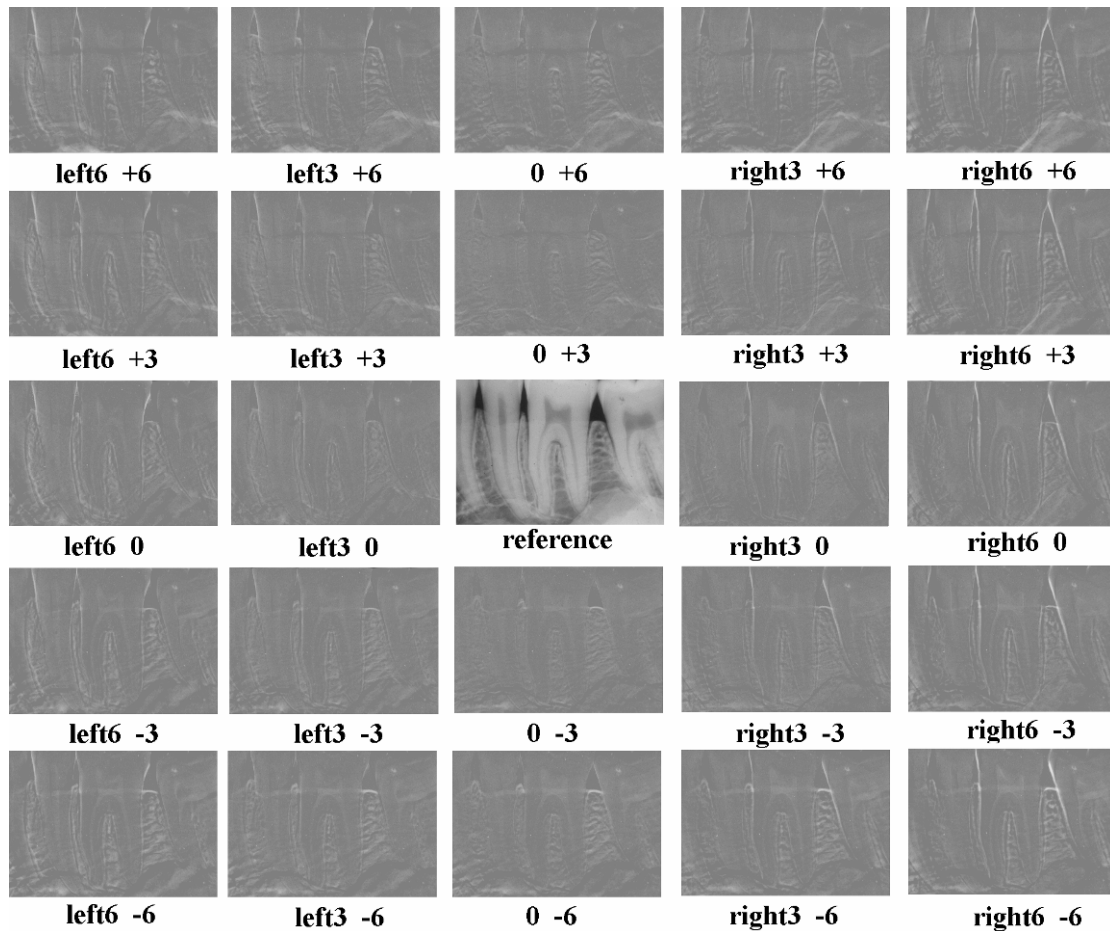
Εικόνα 4.52: Η ακτινογραφία right6 +6 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο της εξίσωσης ιστογράμματος και η subtracted εικόνα από τη reference.



Εικόνα 4.53: Η ακτινογραφία 0 +6 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο της εξίσωσης ιστογράμματος και η subtracted εικόνα από τη reference.



Εικόνα 4.54: Οι ακτινογραφίες με διορθωμένη αντίθεση μέσω του αλγορίθμου της Εξίσωσης ιστογράμματος.



Εικόνα 4.55: Οι subtracted εικόνες, δηλαδή το αποτέλεσμα της ψηφιακής αφαίρεσης της reference ακτινογραφίας από τις ακτινογραφίες του σχήματος 4.54.

Εφαρμόζοντας τη μέθοδο Εξίσωσης Ιστογράμματος (Histogram Equalization) σε blocks 8x8 των ακτινογραφιών παίρνουμε τα αποτελέσματα που φαίνονται στα Σχήματα 4.56-4.60.



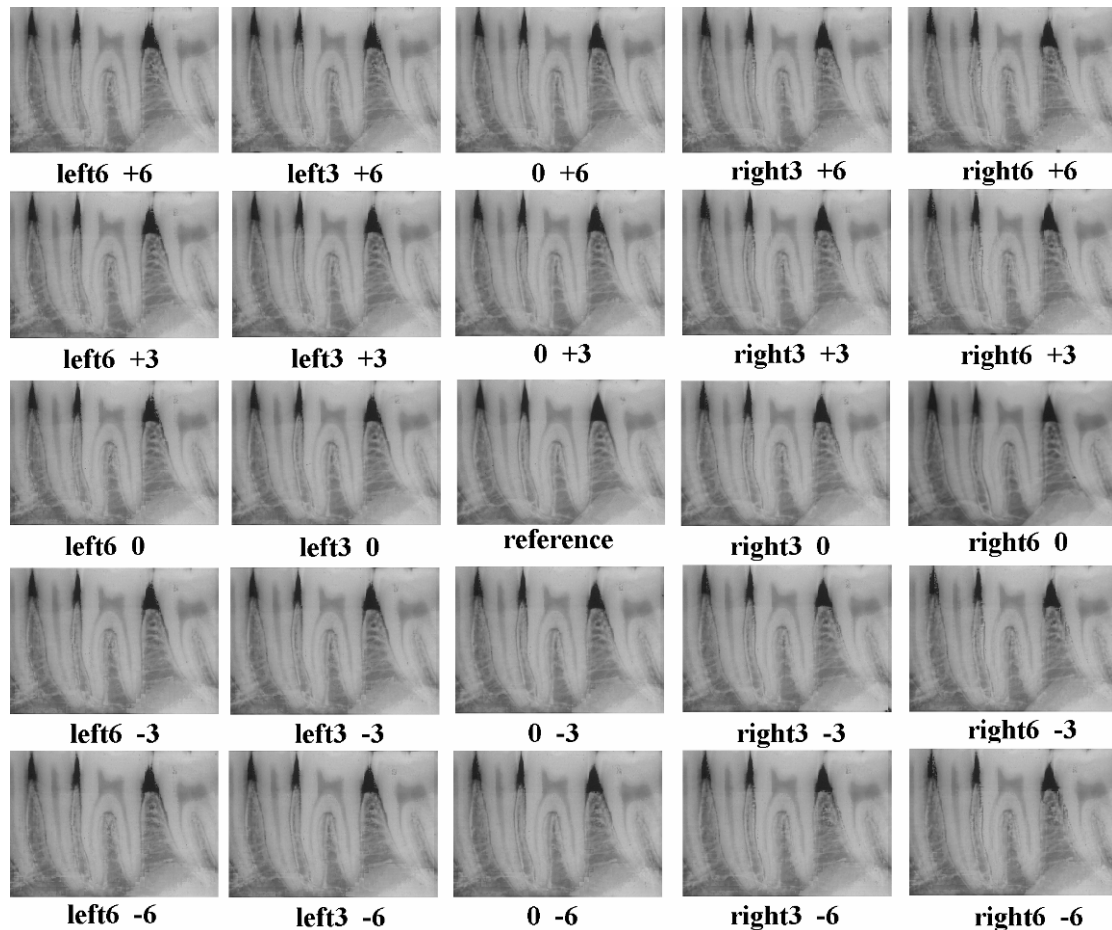
Εικόνα 4.56: Η ακτινογραφία left6 +3 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο της εξίσωσης ιστογράμματος σε blocks των 8x8 pixels και η subtracted εικόνα από τη reference.



Εικόνα 4.57: Η ακτινογραφία right3 -3 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο της εξίσωσης ιστογράμματος σε blocks των 8x8 και η subtracted εικόνα από τη reference.

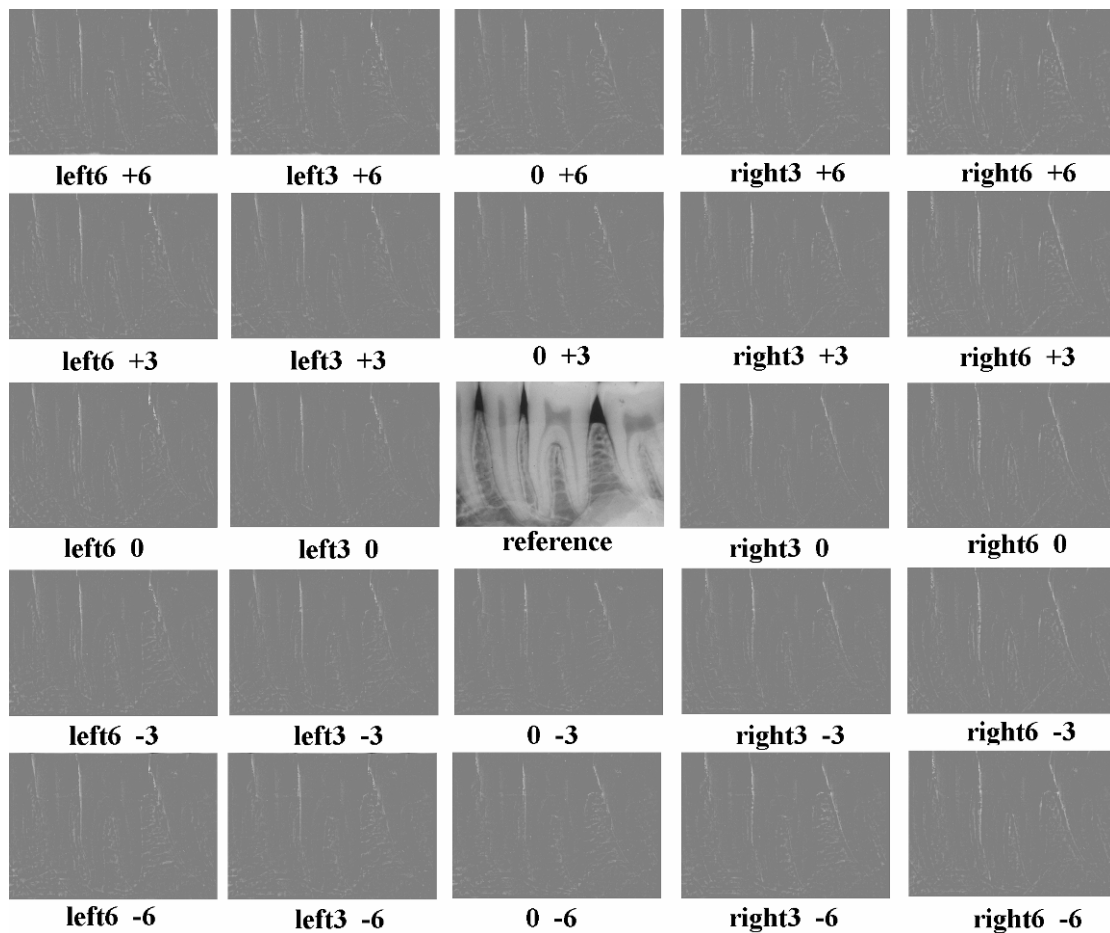


Εικόνα 4.58: Η ακτινογραφία right3 +6 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο της εξίσωσης ιστογράμματος σε blocks των 8x8 και η subtracted εικόνα από τη reference.



Εικόνα 4.59: Οι ακτινογραφίες με διορθωμένη αντίθεση μέσω του αλγορίθμου της Εξίσωσης ιστογράμματος σε blocks μεγέθους 8x8 pixels.

Στη συνέχεια ελέγχουμε τα αποτελέσματα αυτής της μεθόδου (Histogram Equalization) και για blocks διαφορετικών μεγεθών. Στα Σχήματα 4.61-4.63 βλέπουμε τις τροποποιημένες εικόνες και τις αντίστοιχες αφαιρεμένες (subtracted) για blocks 4x4, ενώ στα Σχήματα 4.64-4.66 παρουσιάζονται οι αντίστοιχες ακτινογραφίες για blocks μεγέθους 16x16.



Εικόνα 4.60: Οι subtracted εικόνες, δηλαδή το αποτέλεσμα της ψηφιακής αφαίρεσης της reference ακτινογραφίας από τις ακτινογραφίες του σχήματος 4.59.



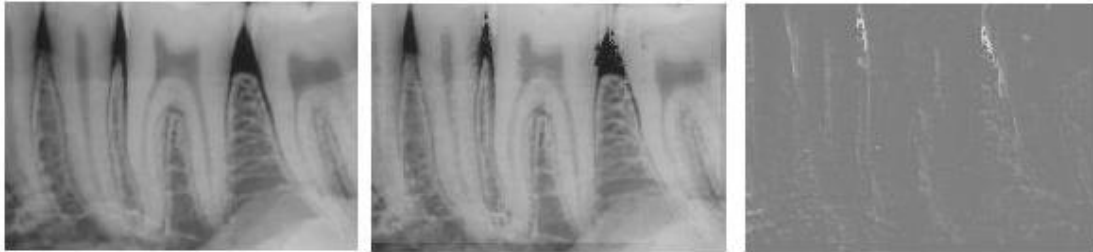
Εικόνα 4.61: Η ακτινογραφία left6 -3 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο της εξίσωσης ιστογράμματος σε blocks των 4x4 και η subtracted εικόνα από τη reference.



Εικόνα 4.62: Η ακτινογραφία 0 -6 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο της εξίσωσης ιστογράμματος σε blocks των 4x4 και η subtracted εικόνα από τη reference.



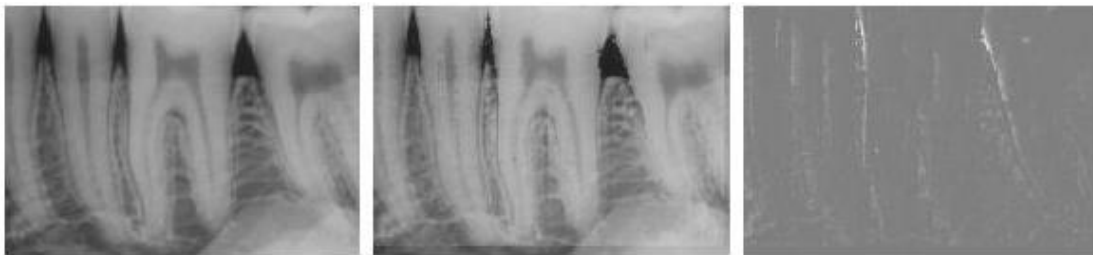
Εικόνα 4.63: Η ακτινογραφία left3 +6 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο της εξίσωσης ιστογράμματος σε blocks των 4x4 και η subtracted εικόνα από τη reference.



Εικόνα 4.64: Η ακτινογραφία left3 +3 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο της εξίσωσης ιστογράμματος σε blocks των 16x16 και η subtracted εικόνα από τη reference.



Εικόνα 4.65: Η ακτινογραφία right6 -6 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο της εξίσωσης ιστογράμματος σε blocks των 16x16 και η subtracted εικόνα από τη reference.



Εικόνα 4.66: Η ακτινογραφία right3 0 πριν και μετά το contrast correction με τον αλγόριθμο της εξίσωσης ιστογράμματος σε blocks των 16x16 και η subtracted εικόνα από τη reference.

Από την εικόνα 4.55 βλέπουμε ότι, όταν αυτή η μέθοδος εφαρμόζεται σε όλη την ακτινογραφία, τα αποτελέσματα δεν είναι αρκετά ικανοποιητικά. Σε αντίθεση με τις δύο προηγούμενες μεθόδους, στις subtracted εικόνες της 4.55 μπορούμε να διακρίνουμε σχεδόν καθαρά τα τέσσερα δόντια. Αυτό σημαίνει ότι η αντίθεση της τροποποιημένης εικόνας απέχει αρκετά από αυτή της reference. Αντίθετα, από τα επόμενες εικόνες παρατηρούμε ότι, όταν ο αλγόριθμος της εξίσωσης ιστογράμματος εφαρμόζεται σε blocks, το αποτέλεσμα βελτιώνεται αισθητά. Ιδιαίτερα για blocks μεγέθους 4x4 pixels, ή ακόμα και για 8x8, η τροποποιημένη ακτινογραφία έχει πολύ κοντινή αντίθεση με τη reference. Το αρνητικό σημείο είναι ότι η εφαρμογή της μεθόδου αυτής σε blocks είναι εξαιρετικά χρονοβόρα.

4.3.2 Ποσοτικά αποτελέσματα

Η σύγκριση των διορθωμένων ακτινογραφιών με τις τρεις μεθόδους διόρθωσης της αντίθεσης που εξετάζονται και των αντίστοιχων subtracted εικόνων δεν είναι εύκολο να παρέχει κάποιο συμπέρασμα για την απόδοση των μεθόδων αυτών. Για την αξιολόγηση τους απαιτούνται ποσοτικές μετρήσεις, οι οποίες θα παρέχουν την πληροφορία που απαιτείται και θα είναι πιο εύκολο να συγκριθούν μεταξύ τους. Αυτές οι τιμές είναι η μέση τιμή, μ , και η τυπική απόκλιση, σ , των subtracted εικόνων.

Η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση υπολογίζονται για την απόλυτη τιμή της διαφοράς των δύο εικόνων: της τροποποιημένης και της reference, χωρίς να προστεθεί ο σταθερός όρος 127. (Η πρόσθεση της τιμής αυτής απαιτείται μόνο για την καλύτερη παρουσίαση της subtracted εικόνας.) Συνεπώς, κριτήριο για την αποτελεσματικότητα της κάθε μεθόδου είναι οι στατιστικές αυτές μετρήσεις να είναι πολύ μικρές ή και να πλησιάζουν το 0. Δεν μπορεί να απαιτηθεί η μέση τιμή να είναι ίση με το 0, καθώς οι δύο εικόνες πιθανόν να έχουν διαφορές που οφείλονται σε βιολογικά αίτια.

Θα υπολογιστούν οι τιμές αυτές για κάθε μία από τις 24 ακτινογραφίες και για κάθε μέθοδο. Η σύγκριση θα γίνει μεταξύ των μεθόδων για την ίδια εικόνα. Είναι προφανές ότι η πιο αποτελεσματική μέθοδος θα παρουσιάζει τις μικρότερες μέσες τιμές και τυπικές αποκλίσεις για τις περισσότερες ακτινογραφίες. Στη σύγκριση θα συμμετέχουν οι τρεις μέθοδοι εφαρμοσμένες σε ολόκληρη την εικόνα και σε blocks χαρακτηριστικών μεγεθών (4x4, 8x8, 16x16).

Στον Πίνακα 4.1 φαίνεται η μέση τιμή της subtracted εικόνας κάθε ακτινογραφίας για όλες τις μεθόδους, ενώ στον Πίνακα 4.2 βλέπουμε την τυπική απόκλιση.

Μια γρήγορη παρατήρηση που μπορεί να γίνει από τον Πίνακα 4.1 είναι ότι πολύ μικρή μέση τιμή για τη subtracted εικόνα δίνει η μέθοδος της ομαλοποίησης των εντάσεων σε ολόκληρη την εικόνα, ενώ αντίθετα η μέθοδος της εξίσωσης ιστογράμματος σε ολόκληρη την εικόνα και σε blocks των 16x16 pixels δίνει μάλλον μη ικανοποιητικά αποτελέσματα για τη μέση τιμή και την τυπική απόκλιση. Τα αντίστοιχα αποτελέσματα για τον αλγόριθμο του Ruttimann είναι αρκετά χαμηλά, αποδεικνύοντας πολύ καλή απόδοση είτε εφαρμοστεί σε blocks είτε σε ολόκληρη την εικόνα.

Στην καλύτερη αξιολόγηση των αποτελεσμάτων που δίνονται στους δύο πίνακες, βοηθά η μελέτη των αντίστοιχων διαγραμμάτων. Στα Σχήματα 4.67 έως και 4.71 δίνονται τα διαγράμματα μέσης τιμής και τυπικής απόκλισης ορισμένων περιπτώσεων, που θεωρείται ότι είναι αντιπροσωπευτικές του συνόλου των ακτινογραφιών (με μπλε χρώμα φαίνεται η μέση τιμή και με κόκκινο χρώμα η τυπική απόκλιση). Στο Σχήμα 4.72 φαίνεται το διάγραμμα που αντικατοπτρίζει τη γενικότερη συμπεριφορά των μεθόδων, καθώς έχουμε πάρει τη μέση τιμή των μ και σ για όλες τις υπό εξέταση ακτινογραφίες.

Μέση τιμή Subtracted images

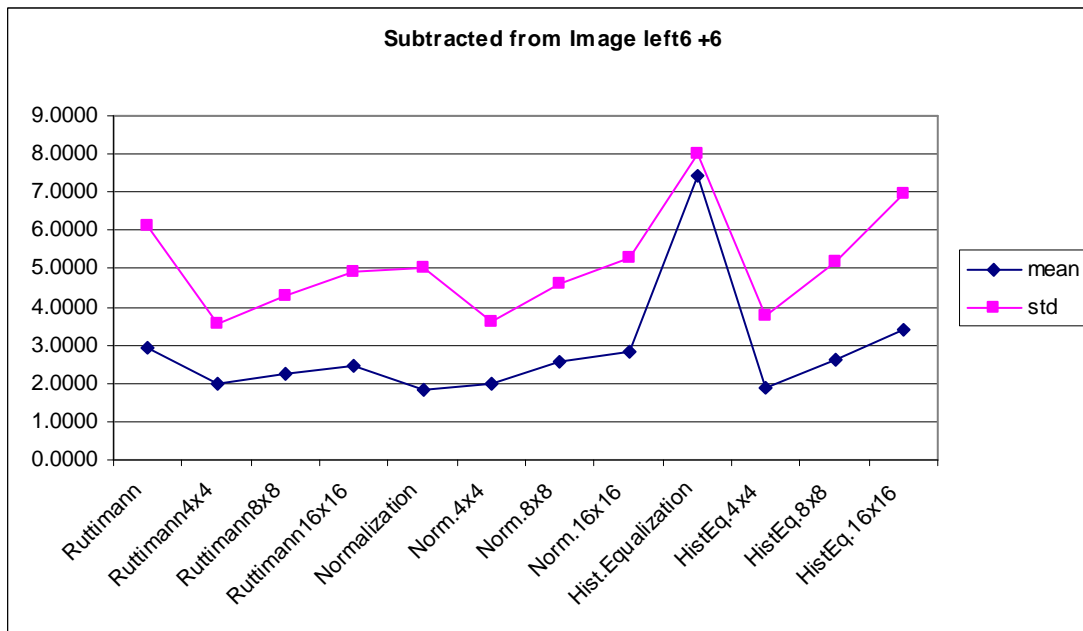
Float images		Subtracted Images											
		<u>Ruttimann</u>			<u>Normalization</u>			<u>Histogram Equalization</u>					
№	position	<u>Ruttimann Blocks</u>			<u>Normalization Blocks</u>			<u>Histogram Equalization Blocks</u>					
		4x4	8x8	16x16	4x4	8x8	16x16	-	4x4	8x8	16x16		
1	l6+6	2.9380	1.9761	2.2441	2.4582	1.8150	1.9926	2.5393	2.8199	7.4387	1.9050	2.5920	3.4042
2	l6+3	2.5938	1.8406	2.0359	2.0982	0.7337	1.8491	2.3308	2.3055	7.1938	1.8016	2.4207	3.0986
3	l6+-0	2.6084	1.8296	2.0564	2.1363	0.7456	1.8668	2.2698	2.1944	7.2525	1.8313	2.4455	3.1077
4	l6-3	2.5666	1.8496	2.0340	2.1111	0.4715	1.8627	2.3469	2.3591	7.2635	1.7977	2.4145	3.1152
5	l6-6	2.9671	1.9398	2.2107	2.4149	1.5658	1.9820	2.5955	2.8235	7.5506	1.8800	2.5569	3.3740
6	l3+6	2.7771	1.8484	2.1043	2.2882	1.0029	1.9095	2.3060	2.4297	7.3563	1.8807	2.5194	3.2638
7	l3+3	2.0118	1.6711	1.7682	1.7560	0.4026	1.6895	2.0178	1.9737	6.9097	1.6814	2.2203	2.8541
8	l3+-0	1.7369	1.5853	1.6121	1.5561	0.1185	1.5769	1.8252	1.7104	6.7960	1.6111	2.0987	2.7182
9	l3-3	2.0628	1.6911	1.7879	1.7800	0.2683	1.6945	2.0438	2.0521	6.9814	1.6974	2.2353	2.8811
10	l3-6	2.4863	1.7602	1.9189	2.0293	0.5457	1.7463	2.1815	2.3055	7.2806	1.7486	2.3351	3.0743
11	0+6	2.2485	1.7342	1.8790	1.9307	0.4634	1.7368	2.0809	2.2115	7.0077	1.7370	2.3135	3.0075
12	0+3	1.5494	1.5299	1.5351	1.4458	0.1512	1.5323	1.6836	1.6370	6.7325	1.5672	2.0483	2.6350
13	0-3	1.6690	1.5488	1.5721	1.5066	0.1556	1.5319	1.7283	1.7895	6.7942	1.5948	2.0812	2.6951
14	0-6	2.3388	1.7024	1.8181	1.8854	0.3886	1.6992	2.0635	2.1917	7.1802	1.7100	2.2705	2.9760
15	r3+6	2.6779	1.7967	1.9898	2.1465	0.8109	1.8237	2.2311	2.5123	7.4064	1.7877	2.4120	3.1646
16	r3+3	1.9719	1.6762	1.7681	1.7619	0.5738	1.6921	1.9988	1.9773	6.8157	1.6794	2.2205	2.8477
17	r3+-0	1.7454	1.5849	1.6168	1.5653	0.2157	1.5978	1.7897	1.7743	6.8166	1.6052	2.1001	2.7035
18	r3-3	2.0882	1.6840	1.8201	1.8125	0.3350	1.7336	1.9802	1.9458	7.0326	1.7371	2.2748	2.8866
19	r3-6	2.5679	1.8083	2.0042	2.0874	0.4570	1.8132	2.2032	2.3277	7.2392	1.7910	2.4017	3.0982
20	r6+6	3.1613	2.0641	2.3468	2.6134	1.8569	2.0908	2.7689	3.2506	7.5182	1.9482	2.6589	3.5138
21	r6+3	2.6978	1.9427	2.1639	2.2581	0.4175	1.9712	2.4711	2.7221	7.3380	1.8538	2.5065	3.2051
22	r6+-0	2.4166	1.8810	2.0421	2.1230	0.7406	1.9191	2.4004	2.6756	7.1692	1.7950	2.4128	3.1020
23	r6-3	2.7024	1.9604	2.1715	2.2698	0.4718	1.9675	2.5137	2.7393	7.3373	1.8622	2.4971	3.2131
24	r6-6	3.1444	2.0059	2.2638	2.4463	0.5245	1.9930	2.6172	2.9163	7.6272	1.9126	2.5966	3.3644

Πίνακας 4.1: Η μέση τιμή της αφαιρετικής (subtracted) εικόνας που προκύπτει από την αντίστοιχη ακτινογραφία της δεύτερης στήλης, η οποία έχει διορθωθεί με τις αντίστοιχες μεθόδους είτε σε ολόκληρη την εικόνα είτε σε τετραγωνικές περιοχές (blocks) αυτής.

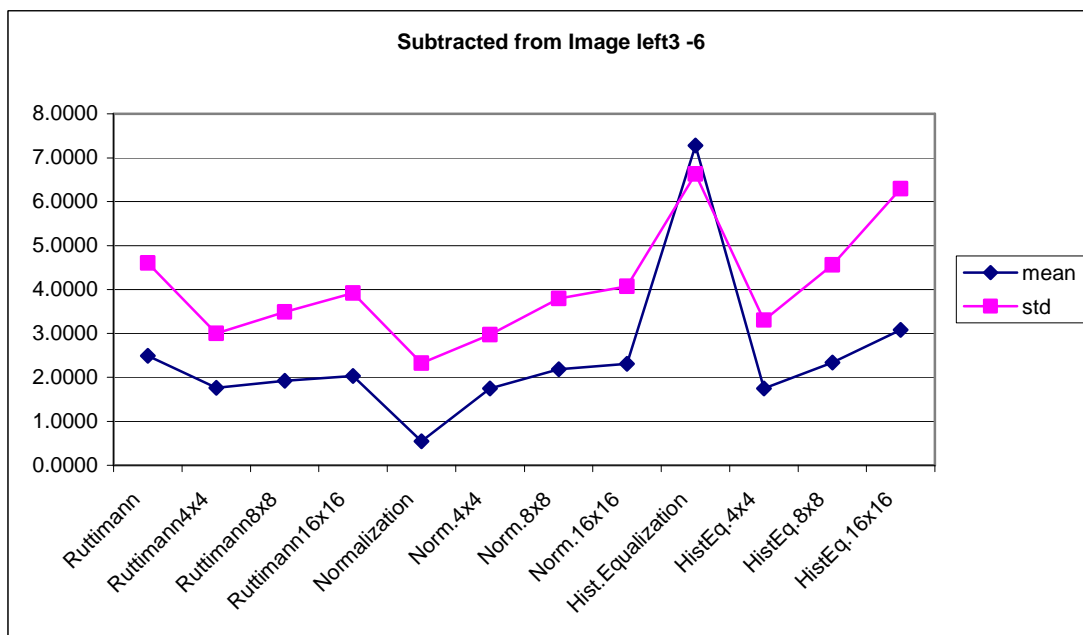
Τυπική απόκλιση Subtracted Images

Float images		Subtracted Images											
		<u>Ruttimann</u>			<u>Normalization</u>			<u>Histogram Equalization</u>					
№	position	<u>Ruttimann Blocks</u>			<u>Normalization Blocks</u>			<u>Histogram Equalization Blocks</u>					
		4x4	8x8	16x16	4x4	8x8	16x16	-	4x4	8x8	16x16		
1	l6+6	6.1356	3.5723	4.3093	4.9174	5.0417	3.5890	4.6119	5.2626	8.0197	3.7872	5.1857	6.9458
2	l6+3	5.1861	3.2441	3.8257	4.1313	2.9474	3.2086	4.1040	4.3224	7.1420	3.4660	4.8157	6.4534
3	l6+-0	5.1249	3.3766	4.0176	4.4324	3.1956	3.3471	4.1557	4.2126	7.1002	3.6300	4.9582	6.6535
4	l6-3	4.8009	3.2050	3.7436	4.0960	2.2036	3.1541	4.0232	4.1836	6.8644	3.4453	4.7248	6.4006
5	l6-6	5.5364	3.3879	4.1103	4.6307	4.0830	3.3936	4.5403	4.9361	7.6163	3.5725	4.9498	6.7075
6	l3+6	5.5950	3.3298	4.0260	4.5679	3.7850	3.3335	4.1229	4.5849	7.4795	3.6813	5.0472	6.7992
7	l3+3	3.9938	2.7675	3.1284	3.3041	2.0100	2.7799	3.3708	3.4935	5.9376	3.1516	4.3591	5.9822
8	l3+-0	3.2393	2.6437	2.8339	2.9021	1.0128	2.6249	3.0309	2.9867	5.2261	3.0588	4.1650	5.7964
9	l3-3	3.7787	2.8316	3.1619	3.3174	1.4897	2.8033	3.3942	3.5448	5.8150	3.1953	4.3705	5.9633
10	l3-6	4.6070	2.9998	3.4937	3.9186	2.3217	2.9669	3.7999	4.0748	6.6270	3.3044	4.5584	6.2925
11	0+6	4.4365	2.8747	3.3224	3.5771	2.3271	2.8744	3.4915	3.8236	6.3451	3.2727	4.4820	6.1249
12	0+3	3.0186	2.4710	2.6095	2.6454	1.1822	2.4539	2.7381	2.8535	4.8957	2.9512	4.0299	5.6776
13	0-3	3.0985	2.5232	2.7045	2.7708	1.1787	2.4981	2.8457	3.0849	5.0297	3.0119	4.0716	5.6942
14	0-6	4.3389	2.8456	3.2605	3.6393	1.9812	2.8384	3.5716	3.8854	6.3317	3.2338	4.4186	6.1280
15	r3+6	5.2989	3.0427	3.5955	4.0401	3.1534	3.0703	3.8008	4.3907	7.1776	3.3924	4.6732	6.3611
16	r3+3	3.8004	2.7993	3.1416	3.3566	2.3579	2.8009	3.3409	3.5039	5.7175	3.1979	4.3724	5.9891
17	r3+-0	3.4384	2.6115	2.8540	2.9831	1.4804	2.6422	3.0143	3.1416	5.3518	3.0455	4.2071	5.8326
18	r3-3	4.1040	2.8507	3.2606	3.4260	2.0572	2.9345	3.4625	3.6205	6.0819	3.2579	4.4725	6.0962
19	r3-6	5.0315	3.1089	3.7074	4.1248	2.3757	3.1223	3.9677	4.2953	7.0101	3.4312	4.7749	6.4837
20	r6+6	6.3859	3.6723	4.4126	5.1685	5.2169	3.7715	4.9540	5.8701	8.2963	3.8472	5.2064	7.0663
21	r6+3	5.5542	3.5011	4.1516	4.6341	2.5390	3.5479	4.5086	5.0442	7.4815	3.7073	5.0688	6.7636
22	r6+-0	5.1271	3.3795	3.9425	4.3643	3.4009	3.4672	4.4312	5.0638	6.9909	3.5939	4.9039	6.6214
23	r6-3	5.7.434	3.5937	4.2670	4.7721	3.1061	3.5992	4.6911	5.4284	7.6136	3.7807	5.1331	6.8811
24	r6-6	6.8427	3.7313	4.5009	5.2924	3.6987	3.6265	4.9683	6.0025	8.6611	3.8901	5.3947	7.2762

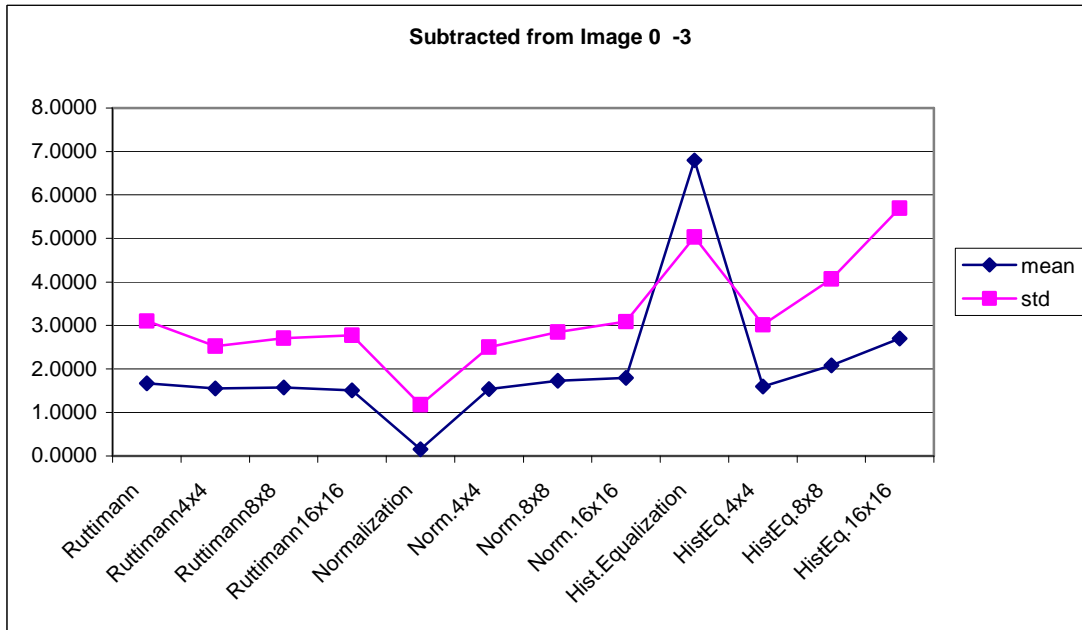
Πίνακας 4.2: Η **τυπική απόκλιση** τη subtracted εικόνας που προκύπτει από την αντίστοιχη ακτινογραφία της δεύτερης στήλης, η οποία έχει διορθωθεί με τις αντίστοιχες μεθόδους είτε σε ολόκληρη την εικόνα, είτε σε blocks αυτής.



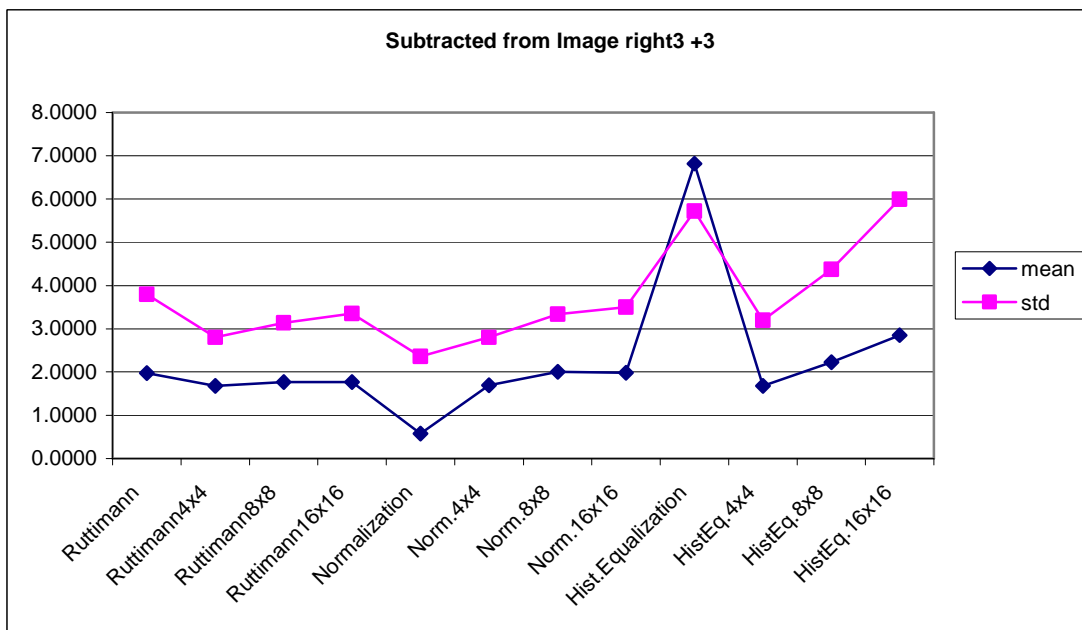
Σχήμα 4.67: Διάγραμμα μέσης τιμής (μπλε) και τυπικής απόκλισης (κόκκινο) για τη subtracted ακτινογραφία που προέρχεται από την ακτινογραφία left6 +6.



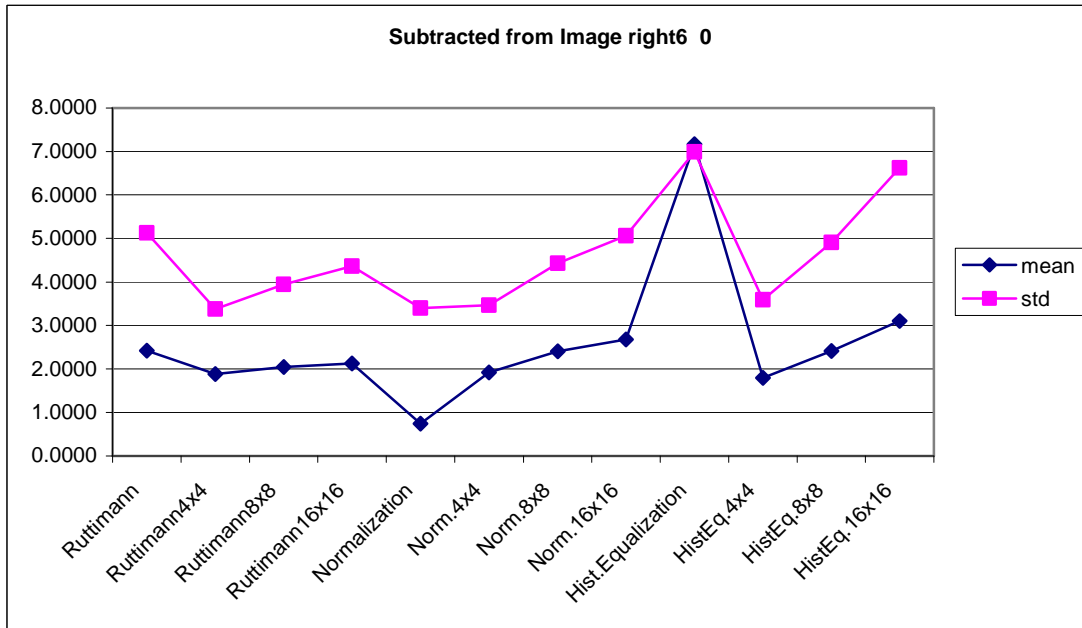
Σχήμα 4.68: Διάγραμμα μέσης τιμής (μπλε) και τυπικής απόκλισης (κόκκινο) για τη subtracted ακτινογραφία που προέρχεται από την ακτινογραφία left3 -6.



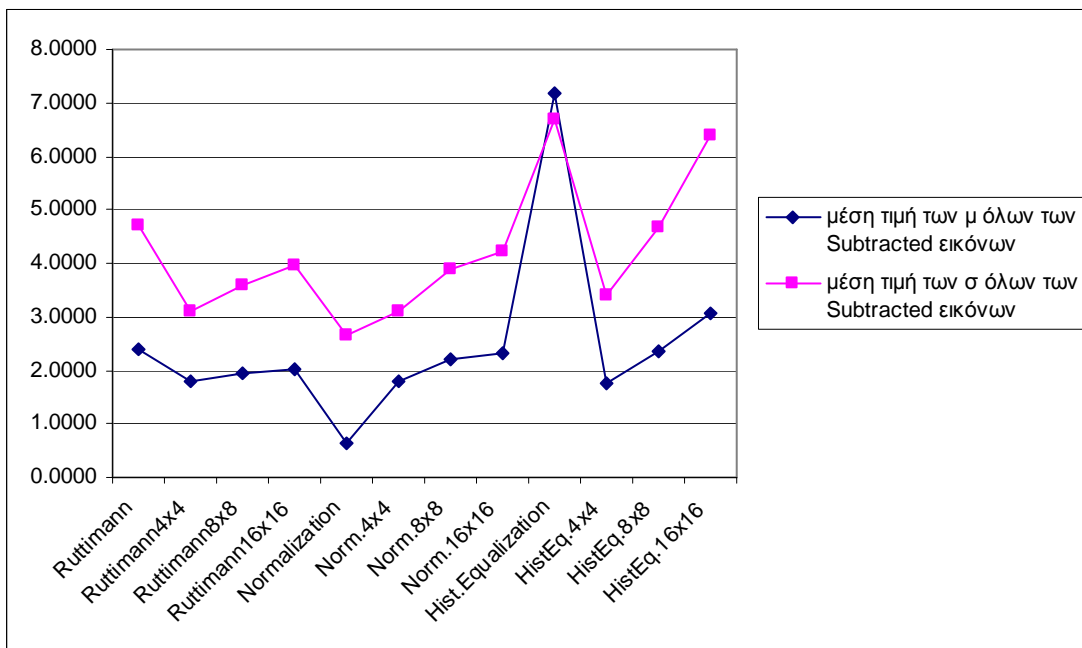
Σχήμα 4.69: Διάγραμμα μέσης τιμής (μπλε) και τυπικής απόκλισης (κόκκινο) για τη subtracted ακτινογραφία που προέρχεται από την ακτινογραφία 0 -3.



Σχήμα 4.70: Διάγραμμα μέσης τιμής (μπλε) και τυπικής απόκλισης (κόκκινο) για τη subtracted ακτινογραφία που προέρχεται από την ακτινογραφία right3 +3.



Σχήμα 4.71: Διάγραμμα μέσης τιμής (μπλε) και τυπικής απόκλισης (κόκκινο) για τη subtracted ακτινογραφία που προέρχεται από την ακτινογραφία right3 +3.

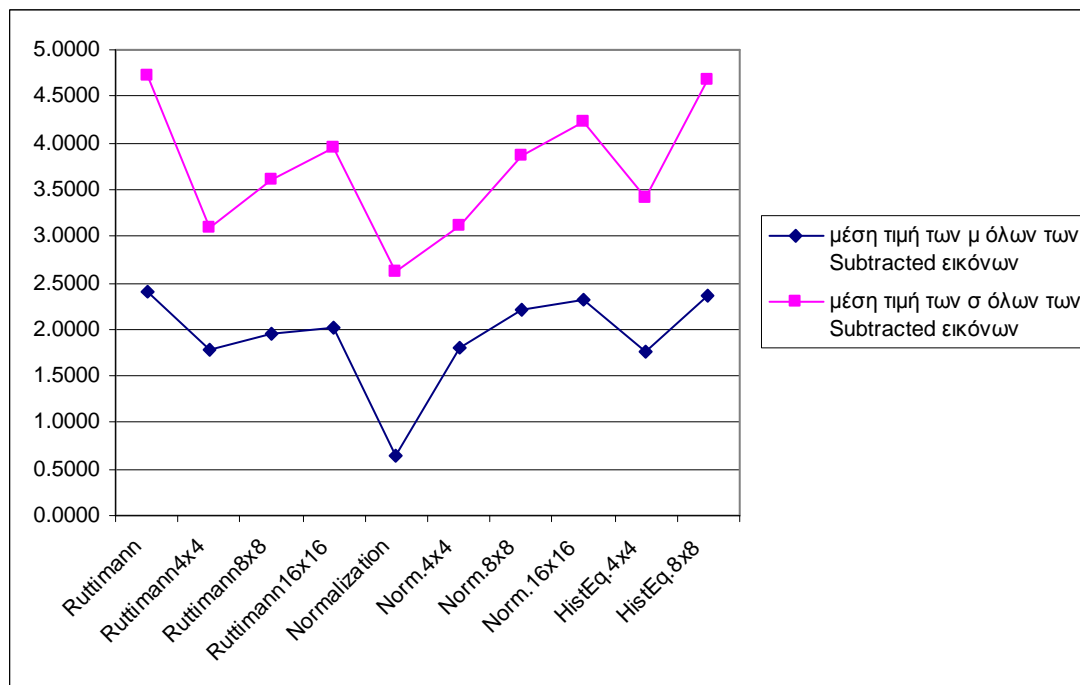


Σχήμα 4.72: Διάγραμμα μέσης τιμής των μέσων τιμών και των 24 εικόνων (μπλε) και των τυπικών τους αποκλίσεων (κόκκινο) .

Τα προηγούμενα διαγράμματα επαληθεύουν το συμπέρασμα που είχε προκύψει και από την απλή παρατήρηση των Πινάκων 4.1 και 4.2. Η εξίσωση ιστογράμματος σε ολόκληρη την εικόνα δεν παρέχει ικανοποιητικά αποτελέσματα σε σχέση με τις υπόλοιπες μεθόδους, καθώς η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση των subtracted εικόνων που δίνει ξεφεύγουν αριθμητικά αρκετά πιο υψηλά από τις άλλες. Το ίδιο παρατηρούμε, αν και όχι σε τόσο μεγάλο βαθμό, για την ίδια μέθοδο εφαρμοσμένη σε blocks των 16x16 pixels. Αντίθετα η ομαλοποίηση εντάσεων ιστογράμματος,

σύμφωνα με τα διαγράμματα και του προηγούμενους πίνακες, είναι η καλύτερη μέθοδος με τις πιο μικρές τιμές που τείνουν στο 0.

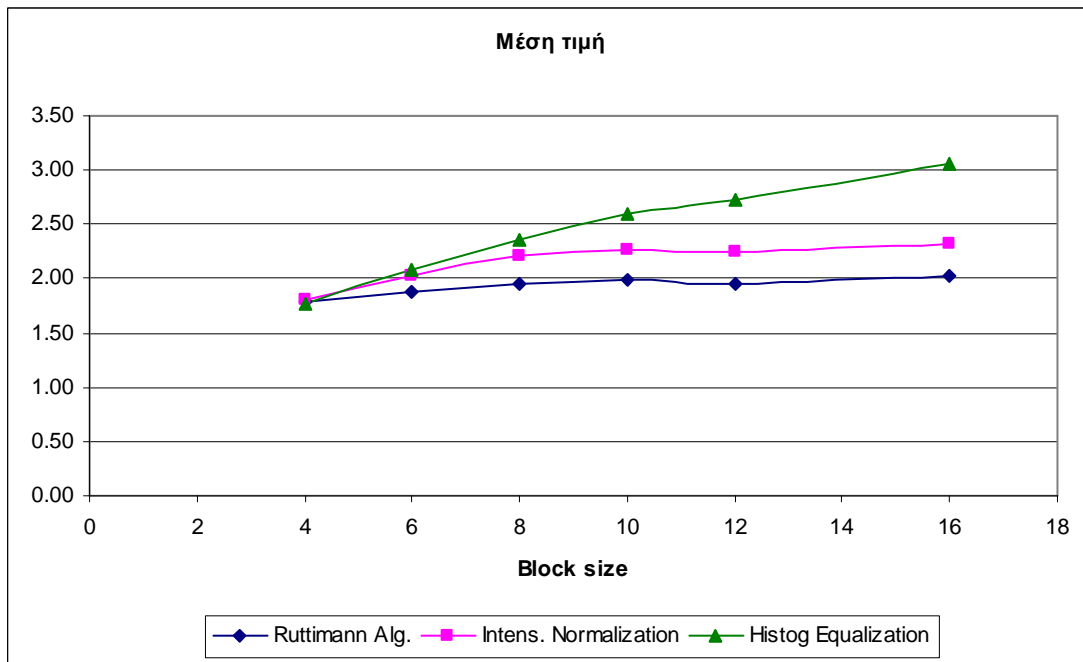
Για να έχουμε καλύτερη άποψη και των υπόλοιπων μεθόδων, στο Σχήμα 4.73 φαίνεται το διάγραμμα 4.72 χωρίς τις μεθόδους εξίσωσης ιστογράμματος σε ολόκληρη την εικόνα και σε blocks των 16x16.



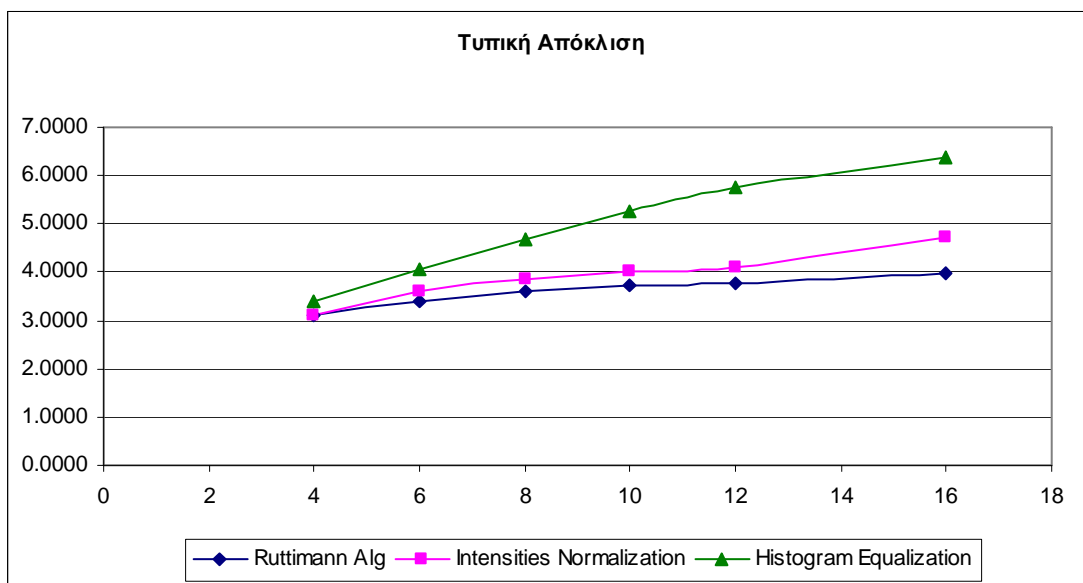
Σχήμα 4.73: Διάγραμμα μέσης τιμής των μέσων τιμών και των 24 εικόνων (μπλε) και των τυπικών τους αποκλίσεων (κόκκινο) για όλες τις μεθόδους εκτός από την εξίσωση ιστογράμματος σε όλη την εικόνα και σε blocks μεγέθους 16x16 pixels.

Από το διάγραμμα 4.72 βλέπουμε ότι αρκετά καλά αποτελέσματα δίνουν και οι τρεις μέθοδοι όταν εφαρμόζονται σε blocks μεγέθους 4x4 pixels. Ο αλγόριθμος του Ruttimann, όταν εφαρμόζεται σε ολόκληρη την εικόνα, δεν είναι αρκετά αποτελεσματικός (μέση τιμή κοντά στο 2.500, όταν η ομαλοποίηση εντάσεων δίνει μέση τιμή κοντά στο 0.500). Όμως, η απόδοσή του βελτιώνεται αισθητά όταν εφαρμόζεται σε blocks της εικόνας. Αντίθετα η απόδοση της ομαλοποίησης εντάσεων ιστογράμματος χειροτερεύει κατά πολύ όταν εφαρμοστεί σε blocks.

Στην περίπτωση του αλγορίθμου του Ruttimann και της εξίσωσης Ιστογράμματος, παρατηρήθηκε ότι η μέση τιμή μειώνεται αρκετά όταν η μέθοδος εφαρμόζεται σε blocks μικρού μεγέθους. Όμως, η εφαρμογή αυτή είναι αρκετά αργή, ιδιαίτερα όσο μικραίνει το μέγεθος του block. Για να διαπιστώσουμε τι μεγέθους block θα ήταν πιο αποδοτικό, επαναλάβαμε τα πειράματα και για τις τρεις μεθόδους για διαφορετικών μεγεθών blocks. Οπότε στο διάγραμμα 4.74 φαίνεται πως κυμαίνεται η μέση τιμή και των τριών μεθόδων συναρτήσει διαφόρων μεγεθών blocks, ενώ στο διάγραμμα 4.75 φαίνεται αντίστοιχα η τυπική απόκλιση.



Σχήμα 4.74: Η μέση τιμή των subtracted εικόνων για τις τρεις μεθόδους εφαρμοσμένες σε blocks.



Σχήμα 4.75: Η τυπική απόκλιση των subtracted εικόνων για τις τρεις μεθόδους εφαρμοσμένες σε blocks.

Από τα διαγράμματα αυτά βλέπουμε ότι η αποτελεσματικότερη μέθοδος όταν εφαρμόζεται σε blocks είναι ο αλγόριθμος του Ruttimann. Μάλιστα, παρουσιάζει σχεδόν σταθερή απόδοση όσο μεγαλώνει το μέγεθος του block. Δηλαδή, τα αποτελέσματα αυτού του αλγορίθμου είναι αρκετά ικανοποιητικά και για blocks μεγέθους 16x16, τα οποία δε καθιστούν πολύ χρονοβόρα τη διαδικασία.

Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, για blocks 4x4, οι τρεις μέθοδοι παρουσιάζουν τα ίδια αποτελέσματα. Για τέτοιο block, όμως, η μέθοδος εξίσωσης ιστογράμματος είναι πολύ αργή.

Γενικά, συμπεραίνεται ότι η καλύτερη μέθοδος διόρθωσης αντίθεσης σε οδοντιατρικές ακτινογραφίες είναι η *Ομαλοποίηση Εντάσεων Ιστογράμματος*, η οποία εφαρμόζεται σε όλη την εικόνα. Η μέθοδος αυτή είναι γραμμική και συνεπώς πολύ γρήγορη. Μία άλλη μέθοδος, η οποία έδωσε αρκετά καλά αποτελέσματα διόρθωσης αντίθεσης και επιπλέον έχει το χαρακτηριστικό ότι διατηρεί όλες τις τοπικές λεπτομέρειες του ιστογράμματος της float εικόνας, είναι ο αλγόριθμος του Ruttimann όταν εφαρμόζεται σε blocks. Όπως, μόλις είδαμε, το μέγεθος του block μπορεί να φτάνει και 16x16 pixels χωρίς να δημιουργείται μεγάλο σφάλμα. Ένα επιπλέον σημαντικό πλεονέκτημα του αλγορίθμου του Ruttimann σε σχέση με τις άλλες μεθόδους είναι το ότι μπορεί να εφαρμοστεί σε μη ευθυγραμμισμένες εικόνες. Η μέθοδος που θα ήταν καλύτερο να αποφευχθεί για να μη δημιουργηθούν λάθος συμπεράσματα κατά την ανάλυση των οδοντιατρικών subtracted εικόνων είναι η εξίσωση ιστογράμματος (Histogram Equalization).

Κεφάλαιο 5

Συμπεράσματα

5.1 Ανακεφαλαίωση

Στην παρούσα διπλωματική εργασία μελετήθηκε η ανάγκη διόρθωσης της αντίθεσης μεταξύ ακτινογραφιών που έχουν συλλεχθεί σε διαφορετικές χρονικές στιγμές. Καθώς η Αφαιρετική Ακτινογραφία δοντιών είναι ένα αξιόπιστο εργαλείο που χρησιμοποιείται πολύ συχνά από τους οδοντιάτρους, θα πρέπει να υπάρχει και μία αξιόπιστη και αποτελεσματική μέθοδος διόρθωσης της αντίθεσης των ακτινογραφιών που πρόκειται να αφαιρεθούν. Η διαδικασία της διόρθωσης της αντίθεσης είναι απαραίτητη προϋπόθεση της Ψηφιακής Αφαιρετικής Ακτινογραφίας, γιατί σε αντίθετη περίπτωση, το αποτέλεσμα της αφαίρεσης μπορεί να εισάγει λάθη (artifacts) που δεν οφείλονται σε βιολογικές αλλοιώσεις και να αποπροσανατολίσει τον ειδικό-ιατρό.

Για τη διόρθωση της αντίθεσης ακτινογραφιών με αναφορά την αντίθεση μίας συγκεκριμένης ακτινογραφίας (reference), έχουν προταθεί τρεις γνωστές μέθοδοι: ο **αλγόριθμος του Ruttimann**, η **Ομαλοποίηση εντάσεων ιστογράμματος (Histogram Intensities Normalization)** και **Εξίσωση Ιστογράμματος (Histogram Equalization)**. Αυτές οι τρεις μέθοδοι εφαρμόστηκαν σε ένα σύνολο ακτινογραφιών είτε απ' ευθείας σε ολόκληρη την εικόνα είτε σε τετραγωνικές περιοχές (blocks) αυτής και συγκρίθηκαν τα αποτελέσματά τους. Σύμφωνα με την πειραματική διαδικασία που ακολουθήθηκε, η πιο αποδοτική μέθοδος είναι η ομαλοποίηση

εντάσεων ιστογράμματος σε ολόκληρη την εικόνα, ενώ αρκετά ικανοποιητικός φάνηκε να είναι και ο αλγόριθμος του Ruttimann όταν εφαρμόζεται σε blocks, ο οποίος πλεονεκτεί σε σχέση με τους άλλους δύο αλγορίθμους στο ότι δεν απαιτείται ευθυγράμμιση των εικόνων πριν την εφαρμογή του.

5.2 Μελλοντικές επεκτάσεις

Τα αποτελέσματα των μεθόδων που χρησιμοποιήθηκαν είναι αρκετά ικανοποιητικά, και κυρίως αυτά των μεθόδων του Ruttimann και της Ομαλοποίησης εντάσεων Ιστογράμματος. Οι εικόνες, των οποίων η αντίθεση τους διορθώθηκε με τις τεχνικές αυτές, μπορούν να χρησιμοποιηθούν στην αφαιρετική ακτινογραφία δοντιών με αξιόπιστα αποτελέσματα.

Ωστόσο, υπάρχουν αρκετά περιθώρια βελτίωσης. Επιπλέον, η αντίθεση των εικόνων που χρησιμοποιήθηκαν δε διαφέρει κατά πολύ από αυτήν της εικόνας αναφοράς, γεγονός που διευκολύνει αρκετά το έργο της διόρθωσης. Σε περίπτωση που η αντίθεση των εικόνων διαφέρει περισσότερο από 10U, έχει προταθεί από τον Chung-Chu Leung μία τεχνική διόρθωσης αντίθεσης που βασίζεται στο γενικευμένο τελεστή fuzzy και στη μέθοδο των ελαχίστων τετραγώνων [23]. Τα μέχρι τώρα αποτελέσματα δείχνουν ότι μέχρι και το 50% των σφαλμάτων αντίθεσης μπορούν να διορθωθούν σε εικόνες των οποίων η διαφορά στην αντίθεση υπερβαίνει τα 10U.

Παράρτημα [17]

Οι ψηφιακές εικόνες κβαντίζονται σε N επίπεδα του γκρι. Έστω p_i ο αριθμός των pixels με γκρι επίπεδο i ιστόγραμμα- αναφορά (p-ιστόγραμμα), και ομοίως q_j ο αριθμός των pixels με γκρι επίπεδο j στο ιστόγραμμα που θα τροποποιηθεί (q-ιστόγραμμα). Συνεπώς,

$$p_i \geq 0, q_j \geq 0; i, j = 1, 2, \dots, N. \quad (1)$$

Οι αθροιστικές κατανομές στα αντίστοιχα ιστογράμματα θα είναι

$$S_k = \sum_{i=1}^k p_i, T_m = \sum_{j=1}^m q_j, k, m \in [1, N]. \quad (2)$$

Από τα (1) και (2) συνεπάγεται ότι τα S_k και T_m είναι μονότονα αύξουσες συναρτήσεις των ακεραίων k και m αντίστοιχα. Για παράδειγμα, για κάθε γκρι επίπεδο αν $k' < k$, τότε $S_{k'} < S_k$, (ή αν $m < m'$, τότε $T_m < T_{m'}$). Θεωρούμε μία αντιστοίχιση από το γκρι επίπεδο k του p-ιστογράμματος στο επίπεδο m του q-ιστογράμματος με τον περιορισμό

$$T_{m-1} < S_k \leq T_m, m = 1, 2, \dots, N, T_0 = 0. \quad (3)$$

Ισχυρισμός: Για κάθε $k \in [1, N]$ υπάρχει μόνο ένα $m \in [1, N]$ που να ικανοποιεί την (3).

Απόδειξη: Θεωρούμε ότι η (3) ικανοποιείται από ένα m και ένα $n \neq m$. Συνεπώς,

$$T_{m-1} < S_k \leq T_m \quad (4)$$

$$T_{n-1} < S_k \leq T_n \quad (5)$$

Από την (5) προκύπτει ότι

$$S_k - T_n \leq 0 \quad (6)$$

Από τις (4) και (6) αν αφαιρέσουμε την T_n , έχουμε

$$T_{m-1} - T_n < S_k - T_n \leq 0 \quad (7)$$

Αν $m > n$, τότε $m-1 \geq n$ και επειδή η T_j είναι μονότονη, συνεπάγεται ότι $T_{m-1} - T_n \geq 0$, το οποίο είναι άτοπο με βάση την (7).

Ομοίως, αν $m < n$, μπορεί ναδειχθεί ότι η $T_{n-1} - T_m \geq 0$ οδηγεί σε άτοπο με την (4) και την (5). Συνεπώς, για να ισχύουν οι (4) και (5), θα πρέπει $n = m$.

Χρησιμοποιώντας την ίδια απόδειξη μπορεί ναδειχθεί ότι ο μετασχηματισμός των γκρι επιπέδων που προσδιορίζεται από την (3) διατηρεί τη διάταξη των γκρι επιπέδων στα δύο ιστογράμματα. Δηλαδή,

$$\text{αν } k' < k'' \text{ τότε } m' < m'' \quad (8).$$

Προς το παρόν έχειδειχθεί ότι για κάθε k υπάρχει μόνο ένα m που να ικανοποιεί την (3). Ωστόσο, μπορεί να υπάρχουν διάφορα επίπεδα του γκρι $k' < k'' < \dots$, για τα οποία η (3) να ικανοποιείται από το ίδιο m , όπως φαίνεται στην (8), όταν ισχύει η ισότητα. Συνεπώς, για να είναι μοναδική η αντιστοίχιση μεταξύ του k του p-ιστογράμματος και του m του q-ιστογράμματος, διαλέγουμε τη μεγαλύτερη δυνατή τιμή των πιθανών γκρι επιπέδων από τα k', k'', \dots που σχετίζονται με το ίδιο m . Επομένως, η αντιστοίχιση ικανοποιεί τους περιορισμούς

$$\max_k [T_{m-1} < S_k \leq T_m] \quad m = 1, 2, \dots, N, T_0 = 0 \quad (9)$$

Και εξασφαλίζει μοναδικότητα στη σχέση μεταξύ των k και m .

Βιβλιογραφία

- [1] E. Hekmatian DDS, MSc, S. Sharif DDS, N. Khodaian DDS. Literature review Digital Subtraction Radiography in Dentistry. Dental Research Journal, Vol 2, No 2, 2005
- [2] Sercan Akyalın, Serpil Hazar, Pelin Góneri, Selin Gögüş and Aslıhan Mediha Ertan Erdinç. Extraction versus non-extraction: evaluation by digital subtraction radiography. The European Journal of Orthodontics Advance Access, 2007
- [3] Ernest Hausmann. Digital Subtraction Radiography: Then (1983) and Now (1998). J Dent Res 78:11, 7-10, 1999
- [4] Brent Dove S, McDavid WD, Hamilton KE. Analysis of sensitivity and specificity of a new digital subtraction system. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2000; 89:771-6.
- [5] T Economopoulos, GK Matsopoulos, PA Asvestas, K Grondalh, H-G Grondalh. Automatic correspondence using the enhanced hexagonal centre-based inner search algorithm for point-based dental image registration. DMFR May 2008 37: 185-186
- [6] A. Hall and J.M. Girkin. A Review of Potential New Diagnostic Modalities for Caries Lesions. J Dent Res 83(Spec Iss C):C89-C94, 2004
- [7] Sleiman R. Ghorayeb', and Emiliano Maione. Diagnostic Ultrasound for the Imaging of Teeth, a: Comparison between Experimental Results and Simulation Model. 2000 IEEE ULTRASONICS SYMPOSIUM: 1387-1390
- [8] Don Arnone, Craig Ciesla, Michael Pepper. Terahertz imaging comes into view. PhysicsWorld. April 2000; Pages: 35-40
- [9] L.M Tutton, BDS, MSc and P.R Goddard, MD, FRCR. MRI of the teeth. The British Journal of Radiology, 75 (2002), 552-562
- [10] UNITED NATIONS Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, Sources and Effects of Ionizing Radiation, UNSCEAR Report Volume 1, United Nations, New York (2000)
- [11] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Radiological Protection for Medical Exposure to Ionizing Radiation, Safety Guide, RS-G-1.5, IAEA, Vienna (2002)
- [12] Jan Nissl. Jaw X-ray, Teeth X-ray, X-ray, Dental Test Overview: December 1, 2006 BCHealthGuide
- [13] Rawlinson A, Ellwood RP, Davies RM: An in-vitro evaluation of a dental subtraction radiography system using bone chips on dried human mandibles. J Clin Periodontol 1999; 26: 138-142. C Munksgaard, 1999.
- [14] Robert A. Danforth, Ivan Dus, and James Mah. 3-D Volume Imaging for Dentistry: A New Dimension. NOVEMBER.2003.VOL.31.NO.11.CDA.JOURNAL: 817-823
- [15] Andre Gahleitner, G. Watzek, H. Imho. Dental CT: imaging technique, anatomy, and pathologic conditions of the jaws. Eur Radiol (2003) 13:366-376
- [16] Koji Hashimoto, Shoji Kawashima, Masao Araki, Kazuo Iwai, Kunihiko Sawada and Yutaka Akiyama. Comparison of image performance between cone-beam computed tomography for dental use and four-row multidetector helical CT. Journal for Oral Science, Vol. 48, No 1, 27-34, 2006
- [17] Urs E. Ruttimann, Richard L. Webber and Edgar Sohmidt. A robust digital method for film contrast correction in subtraction radiography. Journal of Periodontal Research 1986, 21: 486-495
- [18] <http://www.roborealm.com/help/Normalize.php>
- [19] [http://en.wikipedia.org/wiki/Normalization_\(image_processing\)](http://en.wikipedia.org/wiki/Normalization_(image_processing))
- [20] http://en.wikipedia.org/wiki/Histogram_equalization
- [21] Matlab. Image Processing Toolbox User's Guide. histeq
- [22] Kerstin Grondahl, Hans-Goran Grondahl and Richard L. Webber. Influence of variations in projection geometry on the detectability of periodontal bone lesions. Journal of Oral Periodontology 1984; 11: 411-420

[23] Chung-Chu Leung. A robust generalized fuzzy operator approach to film contrast correction in digital subtraction radiography. *Med Biol Eng Comput* (2006) 44: 95–104