



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ
ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

**Ποιοτική και Ποσοτική Ανάλυση Ψηφιακών Εικόνων
Δοντιών και Τηλεματική/Κινητή Αξιοποίηση των
Αποτελεσμάτων της Επεξεργασίας**

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

Τζόρτζια Δ. Κουτσούρη

Αθήνα, Δεκέμβριος 2014



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ
ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

Ποιοτική και Ποσοτική Ανάλυση Ψηφιακών Εικόνων Δοντιών και Τηλεματική/Κινητή Αξιοποίηση των Αποτελεσμάτων της Επεξεργασίας

Συμβουλευτική Επιτροπή : Αν. Καθ. Γεώργιος Ματσόπουλος

Καθ. Κωνσταντίνα Νικήτα

Καθ. Παναγιώτης Τσανάκας

Εγκρίθηκε από την επταμελή εξεταστική επιτροπή την 23/12/2014.

.....
Γ. Ματσόπουλος
Αν. Καθηγητής Ε.Μ.Π

.....
Κ. Νικήτα
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π

.....
Π. Τσανάκας
Καθηγητής Ε.Μ.Π

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

.....
Α. Σταφυλοπάτης
Καθηγητής Ε.Μ.Π

.....
Α. Πρέντζα
Επ. Καθηγήτρια Παν. Πειραιά

.....
Σ. Κόλλιας
Καθηγητής Ε.Μ.Π

Αθήνα, Δεκέμβριος 2014

.....

Τζόρτζια Δ. Κουτσούρη

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

Copyright © Τζόρτζια Δ. Κουτσούρη, 2014

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.

Στην οικογένειά μου, για την ανυπολόγιστη στήριξή τους

Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά όλους όσους συνέβαλλαν στην υλοποίηση αυτής της διδακτορικής διατριβής. Η περάτωση της δεν θα ήταν δυνατή χωρίς την καθοδήγηση και την συμπαράσταση του επιβλέποντός μου, Αν. Καθ. Γεώργιου Ματσόπουλου. Συνέβαλλε καθοριστικά, όλα αυτά τα χρόνια, στην επιτυχή ολοκλήρωση αυτής της προσπάθειας, με τις συμβουλές του και την υποστήριξή του, επιστημονική και ηθική. Θα ήθελα, επίσης, να εκφράσω τις ευχαριστίες μου στα μέλη της επταμελούς επιτροπής μου Καθ. Κωνσταντίνα Νικήτα, Καθ. Παναγιώτη Τσανάκα, Καθ. Ανδρέα Σταφυλοπάτη, επ. Καθ. Ανδριάννα Πρέντζα και Αν. Καθ. Αργυρώ Πολυχρονοπούλου. Ιδιαίτερα όμως, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Καθ. Δημήτρη Φωτιάδη για την αμέριστη συμπαράσταση που προσέφερε σε όλα τα στάδια αυτής της προσπάθειας, από την ουσιαστική συνεισφορά του στη διατριβή, μέχρι την τελική διόρθωση του κειμένου. Να ευχαριστήσω, επίσης, τον Αν. Καθ. Φραγκίσκο Φραγκίσκο της οδοντιατρικής του Πανεπιστημίου Αθηνών που ήταν μέλος της πρώτης πενταμελούς επιτροπής μου, αλλά συνταξιοδοτήθηκε μέχρι να ολοκληρωθεί η παρούσα εργασία.

Επίσης, θα ήθελα να αναφερθώ ιδιαίτερω στις Δρ. Δήμητρα Ιλιοπούλου και Δρ. Εύη Τριπολίτη, οι οποίες με τις γνώσεις τους, τις ιδέες τους και την φιλική τους πάντα διάθεση με βοήθησαν καθ' όλη τη διάρκεια αυτής της πορείας. Θα ήθελα ακόμα να ευχαριστήσω τον Δρ. Θοδωρή Οικονομόπουλο, του οποίου η συμβολή υπήρξε καθοριστική.

Θα ήθελα να εκφράσω τις ευχαριστίες μου στην Ελεάννα Νεστορίδη για τις φιλολογικές της παρατηρήσεις και τον χρόνο που διέθεσε. Να ευχαριστήσω, επίσης, όλα τα μέλη του εργαστηρίου Βιοϊατρικής Τεχνολογίας, όπου το καθένα με άμεσο ή έμμεσο τρόπο μου συμπαραστάθηκε σε αυτή την προσπάθεια, και κυρίως

τους φίλους μου Χάρη και Αλέξανδρο. Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω για την συμπαράστασή του και τη βοήθεια του το φίλο μου Γιώργο.

Το μεγαλύτερο ευχαριστώ, όμως, το οφείλω στην οικογένεια μου, στους γονείς μου Κλεοπάτρα και Δημήτρη, στα αδέρφια μου Κλειώ και Θάνο, στον παππού μου Σπύρο Σωτηρίου και στις γιαγιάδες μου Αρετή και Θεοκλήτη, για την αμέριστη υποστήριξη τους σε όλη μου την πορεία.

Περιεχόμενα

Ευχαριστίες.....	3
Περιεχόμενα.....	5
Ευρετήριο εικόνων.....	9
Ευρετήριο πινάκων.....	15
Περίληψη.....	17
Abstract.....	19
Εισαγωγή.....	21
Κεφάλαιο 1 –Τα δόντια.....	25
1.1 Γενικά στοιχεία για τα δόντια.....	25
1.1.1 Ο οδοντικός φραγμός.....	25
1.1.2 Ανατομία δοντιού.....	27
1.1.3 Η Αδαμαντίνη.....	29
1.1.4 Η αδαμαντινο-οδοντινική σύναψη.....	32
1.1.5 Η Οδοντίνη.....	32
Κεφάλαιο 2 – Απεικονιστικές Τεχνικές στην Οδοντιατρική.....	37
2.1 Ακτινολογικές τεχνικές.....	37
2.1.1 Μέσα λήψης ακτινογραφικών δεδομένων.....	38
2.1.2 Ενδοστοματική ακτινογραφία.....	44
2.1.3 Εξωστοματική ακτινογραφία.....	49
2.1.4 Αφαιρετική ακτινογραφία.....	58
2.2 Τεχνική ψηφιακής φωτογραφίας.....	60
2.2.1 Μέσα λήψης ψηφιακής φωτογραφίας.....	61
2.2.2 Ενδοστοματική κάμερα.....	66
2.3 Απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού.....	68

2.4	Τεχνική απεικόνισης υπερήχων	71
2.5	Εναλλακτικές τεχνικές απεικόνισης.....	73
Κεφάλαιο 3 - Βιβλιογραφική επισκόπηση μεθόδων ευθυγράμμισης ιατρικών απεικονιστικών δεδομένων.....		77
3.1	Ευθυγράμμιση ιατρικών δεδομένων	77
3.1.1	Ευθυγράμμιση ιατρικών δεδομένων	80
3.1.2	Είδος γεωμετρικού μετασχηματισμού.....	80
3.1.3	Ιδιότητες των δεδομένων.....	84
3.1.4	Αυτοματοποίηση / διαδραστικότητα.....	86
3.1.5	Τεχνικές αναζήτησης.....	87
3.2	Κριτήρια αξιολόγησης μεθόδων ευθυγράμμισης	88
3.2.1	Συνάρτηση επιτυχίας.....	88
3.2.2	Αποτίμηση μεθόδων ευθυγράμμισης.....	93
3.3	Ευθυγράμμιση βασισμένη σε εξωγενή χαρακτηριστικά	95
3.4	Ευθυγράμμιση βασισμένη σε ενδογενή χαρακτηριστικά.....	97
3.5	Σύντηξη ιατρικών δεδομένων	99
3.6	Συμπεράσματα – σχόλια.....	99
Κεφάλαιο 4 – Μεθοδολογία βελτίωσης της αντίθεσης των οδοντιατρικών εικόνων		101
4.1	Η αναγκαιότητα της βελτίωσης της αντίθεσης.....	101
4.2	Προτεινόμενη Μεθοδολογία.....	104
4.2.1	Μοντελοποίηση εικόνας με βάση την θεωρία των PIFS.....	104
4.2.2	Τμηματοποίηση εικόνας.....	106
4.2.3	Αλγόριθμος βελτίωσης της αντίθεσης	107
4.3	Δεδομένα και Αποτελέσματα	110
4.3.1	Διεύρυνση της αντίθεσης	111
4.3.2	Μάσκα Όξυνσης	112
4.3.3	Εξισορρόπηση ιστογράμματος περιορισμένης αντίθεσης.....	113
4.3.4	Ποιοτική αξιολόγηση	114
4.3.5	Ποσοτική Αξιολόγηση	117
4.4	Παρατηρήσεις και Συμπεράσματα.....	120
4.4.1	Παράμετροι του αλγορίθμου τμηματοποίησης της εικόνας.....	121

4.4.2	Παράμετροι του αλγορίθμου βελτίωσης της αντίθεσης.....	122
	Κεφάλαιο 5 – Αυτόματη ευθυγράμμιση 3διάστατων οδοντιατρικών δεδομένων	127
5.1	Μεθοδολογία Αυτόματης Ευθυγράμμισης Εικόνων.....	127
5.1.1	Εύρεση Χαρακτηριστικών Σημείων	128
5.1.2	Αρχική Ευθυγράμμιση	131
5.1.3	Αντιστοίχιση Σημείων.....	135
5.1.4	Μετασχηματισμός Εικόνας	136
5.1.5	Υπολογισμός Δείκτη Ταύτισης.....	138
5.2	Αποτελέσματα.....	142
5.2.1	Ευθυγράμμιση εικόνων με γνωστή παραμόρφωση	142
	Κεφάλαιο 6 – Τηλεματικές Εφαρμογές.....	147
6.1	Εφαρμογές τηλεϊατρικής με έμφαση στην ιατρική εικόνα.....	147
6.1.1	Ορισμός	147
6.1.2	Στόχοι.....	148
6.1.3	Εφαρμογές	148
6.1.4	Πλεονεκτήματα.....	150
6.1.5	Τηλε-Ακτινολογία.....	151
6.1.6	Τηλε-Χειρουργική.....	153
6.1.7	Τηλε-δερματολογία	154
6.1.8	Τηλε-οφθαλμολογία	154
6.1.9	Τηλε-καρδιολογία	155
6.1.10	Τηλε-παθολογία	155
6.1.11	Τηλε-εκπαίδευση	156
6.2	Φορητοί αισθητήρες	156
6.2.1	Παρακολούθηση Υγείας & Ευεξίας.....	161
6.2.2	Παρακολούθηση της ασφάλειας.....	163
6.3	Κινητές Εφαρμογές	169
	Κεφάλαιο 7 - Συμπεράσματα και μελλοντικές επεκτάσεις	195
7.1	Συμπεράσματα	195
7.2	Μελλοντικές επεκτάσεις.....	198
	Βιβλιογραφία	201
	Δημοσιεύσεις	224

Ευρετήριο εικόνων

Εικόνα 1-1: Η σειρά που είναι τοποθετημένα τα μόνιμα δόντια στην άνω γνάθο [1].	27
Εικόνα 1-2: Σχηματική αναπαράσταση της μύλης, ρίζας και του αυχένα α) πρόσθιου και β) οπίσθιου δοντιού [1].	27
Εικόνα 1-3: Ανατομία δοντιού. Οι τέσσερις επιμέρους ιστοί του δοντιού [1].	28
Εικόνα 1-4: Οδοντόγραμμα της άνω γνάθου με την ονομασία των επιφανειών των δοντιών, η οποία παραμένει και για τα δόντια της κάτω γνάθου [1].	29
Εικόνα 1-5: Η διάταξη των πρισμάτων. Εικόνα από ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης [4].	30
Εικόνα 1-6: Η φορά των πρισμάτων στην αδαμαντίνη [4].	31
Εικόνα 1-7: Τα οδοντινοσωληνάρια διασχίζουν σιγμοειδώς τη μάζα της οδοντίνης [4].	34
Εικόνα 1-8: Οι οδοντινοβλαστοί και τα οδοντινοσωληνάρια που σχηματίζονται κατά τη διάρκεια εναπόθεσης της οδοντίνης γύρω από τις αποφυάδες τους [4].	34
Εικόνα 1-9: Στο σημείο που το ούλο έχει υποχωρήσει η οδοντίνη είναι πλέον εκτεθειμένη. Τα στόμια των οδοντινοσωληναρίων είναι οι κύριες πύλες εισόδου των ερεθισμάτων (ζεστό, κρύο, πίεση, ωσμωτικό) τα οποία μεταβιβάζονται προς τον πολφό ενεργοποιώντας τις νευρικές ίνες και προκαλώντας οδοντικό πόνο [6].	36
Εικόνα 2-1: Οδοντιατρικό ακτινογραφικό φιλμ για ενδοστοματική χρήση [32].	40
Εικόνα 2-2: Υποδοχείς ακτίνων X ψηφιακής ακτινογραφίας: α) Ψηφιακοί αισθητήρες CCD και το καλώδιο μεταφοράς ψηφιακών δεδομένων, που συνδέει τον αισθητήρα με τον ηλεκτρονικό υπολογιστή, β) σύγκριση αισθητήρων CMOS και PSP ως προς την άνεση του ασθενούς. Η πλάκα PSP χαρακτηρίζεται από ευκαμψία και μικρότερο πάχος συγκριτικά με το άκαμπτο του CMOS αισθητήρα και την έξοδο του καλωδίου από το στόμα [42].	43
Εικόνα 2-3: Σύστημα ψηφιακής ακτινογραφίας (CS 7600 της Carestream)	43
Εικόνα 2-4: Τεχνικές περιακρορριζικής ακτινογραφίας: α) Η τεχνική του παραλληλισμού, και β) η τεχνική της διχοτόμου [46].	45
Εικόνα 2-5: Παραδείγματα περιακρορριζικής ακτινογραφίας: α) με την τεχνική της διχοτόμου, και β) με την τεχνική του παραλληλισμού. Γίνεται εμφανές πως η τεχνική του παραλληλισμού παρέχει πιο ακριβείς και αξιόπιστες εικόνες [46].	46
Εικόνα 2-6: Ακτινογραφίες μυλικής σύγκλισης: α) μασητική τερηδόνα στην οδοντίνη, και β) αρχόμενη μασητική τερηδόνα στην οδοντίνη [22].	47

Εικόνα 2-7: Παράδειγμα κλινικής τοποθέτησης για απόκτηση ακτινογραφίας μυλικής σύγκλισης [46].	48
Εικόνα 2-8: Παράδειγμα τοποθέτησης ασθενούς για την λήψη ακτινογραφίας δήξεως του μπροστινού μέρους της άνω γνάθου και των άνω πρόσθιων δοντιών: α) Κατά την λήψη της ακτινογραφίας ο ασθενής τοποθετείται με την μασητική επιφάνεια οριζόντια και παράλληλη προς το πάτωμα και καλείται να στηρίξει μια προστατευτική ασπίδα του θυρεοειδούς. Ο υποδοχέας ακτίνων X τοποθετείται επίπεδα μέσα στο στόμα, στις μασητικές επιφάνειες της κάτω γνάθου. Η κεφαλή είναι τοποθετημένη πάνω από τον ασθενή, με στόχο προς τον υποδοχέα σε γωνία 65° - 70° , μέσω της γέφυρας της μύτης, β) Διάγραμμα που δείχνει την τοποθέτηση του υποδοχέα ακτίνων X και την γωνία λήψης [46].	48
Εικόνα 2-9: Παραδείγματα ακτινογραφιών δήξεως [53, 54].	49
Εικόνα 2-10: Ασθενής τοποθετημένος για λήψη πανοραμικής ακτινογραφίας [46].	51
Εικόνα 2-11: Παραδείγματα πανοραμικών ακτινογραφιών [46].	51
Εικόνα 2-12: Παραδείγματα κεφαλομετρικής ακτινογραφίας [46].	52
Εικόνα 2-13: Διάγραμμα που επιδεικνύει πως οι τρεις διαστάσεις της σιαγόνας προβάλλονται ως ψηφιακή εικόνα αποτελούμενη από έναν πίνακα διδιάστατων pixels [46].	53
Εικόνα 2-14: Η κατασκευή της CT εικόνας: α) Τα δεδομένα μια εικόνας ενός επιπέδου λαμβάνονται από πολλαπλές προβολές που πραγματοποιήθηκαν κατά τη διάρκεια μιας περιστροφής 360° γύρω από τον ασθενή, β) Μία εικόνα ενός επιπέδου κατασκευάζεται από τα χαρακτηριστικά απορρόφησης του θέματος και εμφανίζεται ως διαφορές σε οπτική πυκνότητα, που κυμαίνονται από -1000 έως 1.000 μονάδες Hounsfield. Πολλά επίπεδα μπορούν να απεικονιστούν από πολλαπλές συνεχόμενες σαρώσεις, γ) Η εικόνα αποτελείται από μία μήτρα των επιμέρους pixels που αντιπροσωπεύουν την όψη ενός όγκου που ονομάζεται voxel. Παρά το γεγονός ότι οι διαστάσεις a και b καθορίζονται εν μέρει από το πρόγραμμα του υπολογιστή που χρησιμοποιείται για την κατασκευή της εικόνας, η διάσταση c ελέγχεται από τους κατευθυντήρες όπως και στο α), δ) Κυβοειδή voxels μπορεί να δημιουργηθούν από το αρχικό ορθογώνιο voxel με παρεμβολή υπολογιστή και ε) Αυτό επιτρέπει το σχηματισμό τρισδιάστατης εικόνας [58].	54
Εικόνα 2-15: Παράδειγμα τρισδιάστατης απεικόνισης υπολογιστικής τομογραφίας [59].	56
Εικόνα 2-16: Αρχές λειτουργίας συμβατικού ιατρικού υπολογιστικού τομογράφου (αριστερά) και κωνικής δέσμης υπολογιστικού τομογράφου (δεξιά) [62].	57
Εικόνα 2-17: Ο οδοντιατρικός υπολογιστικός τομογράφος NewTom9000 (QR, Verona, Italy) [62].	57
Εικόνα 2-18: Παραδείγματα εικόνων οδοντιατρικού υπολογιστικού τομογράφου κωνικής δέσμης. Πρόκειται για κάθετες τομές ανά 2mm στην άνω γνάθο ασθενούς στον οποίο πρόκειται να τοποθετηθούν εμφυτεύματα [67].	58
Εικόνα 2-19: Παράδειγμα αφαιρετικής ακτινογραφίας για την αξιολόγηση της εξέλιξης όμορης τερηδόνας: α) ακτινογραφία μυλικής σύγκλισης που δείχνει τερηδόνα στην εγγύς επιφάνεια του πρώτου γομφίου, β) ακτινογραφία μετά από 12	

μήνες, και γ) οι περιοχές που παρουσιάζουν διαφορές μεταξύ των δυο ακτινογραφιών εμφανίζονται με μαύρο και στην συγκεκριμένη περίπτωση η όμορη τερηδόνα έχει εξελιχτεί [39].	59
Εικόνα 2-20: Ψηφιακός μωσαϊκός αισθητήρας που επιτρέπει την διάκριση του χρώματος και δείχνει την θέση των κόκκινων, πράσινων και μπλε φίλτρων [69].	62
Εικόνα 2-21: Οι συμπαγείς κάμερες είναι ακατάλληλες για οδοντιατρική χρήση λόγω του φαινομένου της παράλλαξης [76].	64
Εικόνα 2-22: Η ψηφιακή μονοοπτική reflex μηχανή με LCD οθόνη στο πίσω μέρος [76].	64
Εικόνα 2-23: α) Φλας δακτυλίδι, και β) Φλας μονής κατεύθυνσης αποτελούμενη από δυο διμερή φλας τοποθετημένα σε ένα βραχίονα [79].	65
Εικόνα 2-24: α) Εικόνα τραβηγμένη από με φλας δακτυλίου η οποία είναι απαλλαγμένη από σκιές, επίπεδη και ήπια, και β) Εικόνα τραβηγμένη με φλας μονής κατεύθυνσης τοποθετημένα σε διμερή ρύθμιση. Οι σκιές και οι επισημάνσεις δημιουργούν βάθος [79].	66
Εικόνα 2-25: Ενδοστοματική ασύρματη κάμερα (SuperVista, ImageWorks, NY) [80].	67
Εικόνα 2-26: Συμβατικός 1.5 Tesla μαγνητικός τομογράφος [87].	69
Εικόνα 2-27: Παράδειγμα μαγνητικής τομογραφίας όπου οι σκληροί οδοντικοί ιστοί απεικονίζονται με μαύρο χρώμα [91].	70
Εικόνα 2-28: α) Δεύτερος γομφίος δεξιάς κάτω γνάθου με εμφανή τερηδόνα όμορων επιφανειών και αμφισβητήσιμη μασητική τερηδόνα, β) Εικόνα που ελήφθη με μαγνητικό συντονισμό SWIFT με χρόνο σάρωσης 100 δευτερόλεπτα. Στην εικόνα, αν και υπάρχει θόρυβος, η δομή του δοντιού και η ύπαρξη τερηδόνας είναι εμφανείς [89].	71
Εικόνα 2-29: Παράδειγμα υπερηχογραφήματος μιας περιακρορριζικής αλλοίωσης όπου το μαύρο βέλος υποδεικνύει μια υποηχητική, καλά περιγεγραμμένη κοιλότητα [104].	72
Εικόνα 3-1: Παραδείγματα εφαρμογής διδιάστατων ολικών και τοπικών μετασχηματισμών στην αρχική εικόνα.	84
Εικόνα 3-2: Τοποθέτηση στερεοτακτικού πλαισίου σε ασθενή πριν από τη διαδικασία ευθυγράμμισης.	95
Εικόνα 3-3: Εξωτερικά σημάδια στο δέρμα και απεικόνισή τους σε υπολογιστική τομογραφία.	97
Εικόνα 4-1: Διάγραμμα της προτεινόμενης μεθοδολογίας βελτίωσης της αντίθεσης με χρήση των Συστημάτων Επαναληπτικών Συναρτήσεων με Διαμέριση (PIFS) σε συνδυασμό με την τεχνική Ανάπτυξης περιοχών.	110
Εικόνα 4-2: Βελτίωση της αντίθεσης του κόκκινου καναλιού μιας ψηφιακής έγχρωμης φωτογραφικής εικόνας της μασητικής επιφάνειας: α) Η αρχική εικόνα, β) Η βελτιωμένη εικόνα με την χρήση της προτεινόμενης μεθοδολογίας (PIFS), γ) Η βελτιωμένη εικόνα με την χρήση της μεθόδου Διεύρυνσης της Αντίθεσης (Contrast Stretching), δ) Η βελτιωμένη εικόνα με την χρήση της μεθόδου Κυβικής Μάσκας	

Όξυνσης (Cubic Unsharp Masking), ε) Η βελτιωμένη εικόνα με την χρήση της μεθόδου Προσαρμοστικής Εξισορρόπησης Ιστογράμματος Περιορισμένης Αντίθεσης (CLAHE).	115
Εικόνα 4-3: Βελτίωση της αντίθεσης μιας οδοντιατρικής ακτινογραφίας: α) Η αρχική εικόνα, β) Η βελτιωμένη εικόνα με την χρήση της προτεινόμενης μεθοδολογίας (PIFS), γ) Η βελτιωμένη εικόνα με την χρήση της μεθόδου Διεύρυνσης της Αντίθεσης (Contrast Stretching), δ) Η βελτιωμένη εικόνα με την χρήση της μεθόδου Κυβικής Μάσκας Όξυνσης (Cubic Unsharp Masking), ε) Η βελτιωμένη εικόνα με την χρήση της μεθόδου Προσαρμοστικής Εξισορρόπησης Ιστογράμματος Περιορισμένης Αντίθεσης (CLAHE).	116
Εικόνα 4-4: Βελτίωση της αντίθεσης μιας οδοντιατρικής ακτινογραφίας που έχει υποστεί μείωση της αντίθεσης κατά 50%: α) Η αρχική εικόνα, β) Η βελτιωμένη εικόνα με την χρήση της προτεινόμενης μεθοδολογίας (PIFS), γ) Η βελτιωμένη εικόνα με την χρήση της μεθόδου Διεύρυνσης της Αντίθεσης (Contrast Stretching), δ) Η βελτιωμένη εικόνα με την χρήση της μεθόδου Κυβικής Μάσκας Όξυνσης (Cubic Unsharp Masking), ε) Η βελτιωμένη εικόνα με την χρήση της μεθόδου Προσαρμοστικής Εξισορρόπησης Ιστογράμματος Περιορισμένης Αντίθεσης (CLAHE).	117
Εικόνα 4-5: α) Η αρχική εικόνα και η βελτιωμένη εικόνα που προκύπτει με την προτεινόμενη μέθοδο PIFS για: β) $\lambda=0.45$, γ) $\lambda=1$, δ) $\lambda=2.1$ και, ε) $\lambda=5$	124
Εικόνα 4-6: Η απόδοση του προτεινόμενου αλγορίθμου καθώς μεταβάλλεται η τιμή του γ που χρησιμοποιείται για την αποκωδικοποίηση. Ο κάθετος άξονας αναπαριστά το κέρδος αντίθεσης ενώ ο οριζόντιος άξονας την τιμή του γ της αποκωδικοποίησης.	124
Εικόνα 5-1: Βήματα αλγόριθμου προτεινόμενης μεθόδου ευθυγράμμισης.	128
Εικόνα 5-2: Εύρεση χαρακτηριστικών σημείων.	130
Εικόνα 5-3: Παράδειγμα εύρεσης χαρακτηριστικών σε τομές της εικόνας.	131
Εικόνα 5-4: Αντίστοιχες τομές από τις δύο εικόνες μετά την ευθυγράμμιση του κέντρου μάζας.	133
Εικόνα 5-5: Αντίστοιχες τομές από τις δύο εικόνες μετά τον μετασχηματισμό των κέντρων μάζας των τομών.	134
Εικόνα 5-6: Παράδειγμα αντιστοίχισης σημείων σε τομές των εικόνων.	136
Εικόνα 5-7: Εικόνα πριν και μετά τη συνέλιξη με Gaussian φίλτρο.	139
Εικόνα 5-8: Μέτρο της παράγωγου της εικόνας και δυαδική εικόνα ακμών.	140
Εικόνα 5-9: Μετασχηματισμός απόστασης της εικόνας ακμών.	141
Εικόνα 5-10: Επικάλυψη αντίστοιχων προβολών των εικόνων της δοκιμής 3 πριν και μετά την ευθυγράμμιση. Με χρώμα εμφανίζονται οι διαφορές.	144
Εικόνα 5-11: Επικάλυψη αντίστοιχων προβολών του ζεύγους εικόνων BK πριν και μετά την ευθυγράμμιση. Με χρώμα εμφανίζονται οι διαφορές.	145
Εικόνα 5-12. Επικάλυψη αντίστοιχων προβολών του ζεύγους εικόνων JL πριν και μετά την ευθυγράμμιση. Με χρώμα εμφανίζονται οι διαφορές.	145

Εικόνα 5-13: Επικάληψη αντίστοιχων προβολών του ζεύγους εικόνων NL πριν και μετά την ευθυγράμμιση. Με χρώμα εμφανίζονται οι διαφορές.....	146
Εικόνα 5-14: Επικάληψη αντίστοιχων προβολών του ζεύγους εικόνων SZP πριν και μετά την ευθυγράμμιση. Με χρώμα εμφανίζονται οι διαφορές.....	146
Εικόνα 5-15: Επικάληψη αντίστοιχων προβολών του ζεύγους εικόνων PE πριν και μετά την ευθυγράμμιση. Με χρώμα εμφανίζονται οι διαφορές.....	146
Εικόνα 6-1: Αναπαράσταση ενός συστήματος απομακρυσμένης παρακολούθησης υγείας βασισμένου σε φορέσιμους αισθητήρες [273].....	157
Εικόνα 6-2: Εύκαμπτος ασύρματος αισθητήρας ECG με έναν πλήρως λειτουργικό μικροελεγκτή από την IMEC [273].....	158
Εικόνα 6-3: Χρησιμοποίηση φορέσιμων αισθητήρων στην καθημερινότητα: a) p-Eyeglasses για φυσιολογική παρακολούθηση [274], b) u-Bed για συνεχή παρακολούθηση φυσιολογικών σημάτων [275], c) u-Chair για παρακολούθηση πολλαπλών φυσιολογικών σημάτων [276], d) h-Shirt [274], e) BP watch [275], f) ασύρματος αισθητήρας καρδιακών παλμών δακτύλου [276], g) WAP συσκευή [277], h) PDA ασύρματη συσκευή και μετρητής παλμών [278], i) ασύρματο βασισμένο σε κινητό τηλέφωνο και μετρητής παλμών [279] και j) οργανική φωτοκρυσταλλοτρίοδος υψηλής ευαισθησίας για επιδερμικούς και εύκαμπτους βιοαισθητήρες [282].....	162
Εικόνα 6-4: Το πρόγραμμα ProeTEX στοχεύει να δημιουργήσει «έξυπνα» ενδύματα για εργαζόμενους εκτάκτων αναγκών [273].....	168
Εικόνα 6-5: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “Eprocrates”	169
Εικόνα 6-6: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “Sanford Guide”	170
Εικόνα 6-7: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “Micromedex Drug Reference”	171
Εικόνα 6-8: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “5-Minute Emergency Medical Consult”	172
Εικόνα 6-9: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “DSM-5 Diagnostic Criteria”	173
Εικόνα 6-10: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “Essential Anatomy 4”	174
Εικόνα 6-11: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “VisualDx”	176
Εικόνα 6-12: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “IMAIOS e-Anatomy”	177
Εικόνα 6-13: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “Isabel ”	178
Εικόνα 6-14: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “Johns Hopkins ABX Guide 2014 ”	179
Εικόνα 6-15: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “Omnio”	180
Εικόνα 6-16: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “Fast Facts for Critical Care”	181
Εικόνα 6-17: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “Shots Immunizations 2014”	182
Εικόνα 6-18: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “ADA Oral Pathologist”	183
Εικόνα 6-19: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “MedCalc Pro”	185
Εικόνα 6-20: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “Lab Values Pro”	186

Εικόνα 6-21: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “Pocket Lab Values”	187
Εικόνα 6-22: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “5 minute Emergency Medicine Consult”	188
Εικόνα 6-23: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “Diagnosaurus DDx”	189
Εικόνα 6-24: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “eMedic”	190
Εικόνα 6-25: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “OsiriX HD”	192
Εικόνα 6-26: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “Tarascon Hospital Medicine”	193
Εικόνα 6-27: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “Resuscitation”	194

Ευρετήριο πινάκων

Πίνακας 4-1: Απόδοση του αλγορίθμου PIFS βελτίωσης εικόνας, συγκριτικά με τις τεχνικές Διεύρυνσης της αντίθεσης, Κυβικής μάσκας όξυνσης και CLAHE, σε ότι αφορά στο κέρδος αντίθεσης της βελτιωμένης εικόνας ως προς την αρχική εικόνα.	119
Πίνακας 4-2: Απόδοση του αλγορίθμου PIFS βελτίωσης εικόνας σε εικόνες με θόρυβο, συγκριτικά με τις τεχνικές Διεύρυνσης της αντίθεσης, Κυβικής μάσκας όξυνσης και CLAHE, σε ότι αφορά στο κέρδος αντίθεσης της βελτιωμένης εικόνας προς την αρχική εικόνα.	119
Πίνακας 5-1. Αποτελέσματα ευθυγράμμισης εικόνων με γνωστή παραμόρφωση.	143
Πίνακας 5-2. Αποτελέσματα ευθυγράμμισης πραγματικών εικόνων.	144

Περίληψη

Το αντικείμενο της παρούσας διδακτορικής διατριβής είναι η ποιοτική και ποσοτική ανάλυση των Ψηφιακών Εικόνων των Δοντιών και ειδικότερα ακτινογραφιών και η Τηλεματική/Κινητή Αξιοποίηση των Αποτελεσμάτων της Επεξεργασίας τους. Παρουσιάζονται οι απεικονιστικές τεχνικές που χρησιμοποιούνται στην οδοντιατρική και οι τεχνικές λήψης οδοντιατρικών – ακτινογραφικών δεδομένων, αλλά και άλλες τεχνικές. Στο πλαίσιο της διατριβής παρουσιάζονται τεχνικές για τη βελτίωση της ποιότητας και της αντίθεσης οδοντιατρικών εικόνων – αφού οι εικόνες προς επεξεργασία είναι χαμηλής ανάλυσης, τεχνικές ευθυγράμμισης εικόνων και μέθοδοι τηλεματικής / κινητής χρήσης των εικόνων δοντιών μετά από τη σχετική επεξεργασία.

Αρχικά, προτείνεται ένας νέος αλγόριθμος βελτίωσης της αντίθεσης που συνδυάζει την τεχνική ανάπτυξης περιοχών (Region Growing) και τον αλγόριθμο των Συστημάτων Επαναληπτικών Συναρτήσεων με Διαμέριση (Partitioned Iterated Function Systems -PIFS). Η εικόνα αρχικά τμηματοποιείται μέσω της μεθόδου ανάπτυξης περιοχών σε περιοχές domain και περιοχές range και στη συνέχεια ο αλγόριθμος PIFS βελτιστοποίησης εικόνας εφαρμόζεται ξεχωριστά σε κάθε περιοχή. Τα PIFS που ορίζονται για κάθε περιοχή μοντελοποιούνται από έναν συστολικό μετασχηματισμό (contractive transformation) που αποτελείται από έναν αφινικό χωρικό μετασχηματισμό (affine spatial transform), καθώς και τον γραμμικό μετασχηματισμό των επιπέδων του γκρι των pixels της περιοχής της εικόνας. Ο μετασχηματισμός των επιπέδων του γκρι καθορίζεται από δύο παραμέτρους που προσαρμόζουν τη φωτεινότητα και την αντίθεση της μετασχηματισμένης περιοχής της εικόνας. Αφού ο αλγόριθμος PIFS εφαρμοστεί σε κάθε περιοχή της εικόνας, δημιουργείται μια βαθυπερατή έκδοση της αρχικής εικόνας. Η εικόνα βελτιωμένης αντίθεσης λαμβάνεται συνδυάζοντας κατάλληλα την αρχική εικόνα με την βαθυπερατή έκδοσή της.

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

Τέλος, προτείνεται ολοκληρωμένο κινητό σύστημα με χρήση smartphones για την χρήση των αποτελεσμάτων επεξεργασίας των εικόνων. Οι εικόνες λαμβάνονται από τον ίδιο τον χρήστη, ο οποίος έχει τη δυνατότητα να επεξεργαστεί τις εικόνες αυτές, να βελτιώσει την αντίθεσή τους και να ζητήσει ταύτιση. Οι εικόνες, αλλά και τα αποτελέσματα της επεξεργασίας μπορούν να αποσταλούν σε κεντρικό εξυπηρετητή και βέβαια να μεταφερθούν στον ειδικευμένο οδοντίατρο ο οποίος μπορεί να έχει και εικόνα της πορείας της εξέλιξης ασθενειών των δοντιών.

Λέξεις Κλειδιά: Ψηφιακές εικόνες Δοντιών, Ψηφιακή Επεξεργασία εικόνων, Βελτίωση της αντίθεσης, PIFS, Τμηματοποίηση, Ταύτιση, Κινητό Σύστημα Επεξεργασίας, Τηλεματική.

Abstract

The objective of this thesis is the qualitative and quantitative analysis of Dental Digital Images and x-rays in particular and the telematics/mobile utilization of the results of the processing. The imaging modalities used in dentistry, the dental – radiographic acquisition techniques, and other techniques are presented in the thesis. Furthermore, due to the fact that images to be processed are of low resolution, image quality improvement and contrast enhancement techniques are also presented along with image registration and post processing telematics/mobile image utilization techniques.

Initially, a new contrast enhancement algorithm that combines the Region Growing segmentation and the theory of Partitioned Iterated Function Systems (PIFS) is proposed. The image is initially partitioned, through the Region Growing method, into domain regions and range regions, and the PIFS enhancement algorithm is applied separately to each image segment. The defined PIFS of each section are modeled by a contractive transformation which consists of an affine spatial transform, as well as the linear transform of the gray-levels of the image segment pixels. The transformation of the gray-levels is determined by two parameters which adjust the brightness and the contrast of the transformed image segment. After the PIFS algorithm is applied to each extracted image segment, a lowpass version of the original image is created. The contrast-enhanced image is obtained by suitably combining the original image with its lowpass version.

Next, the methodology used for the automatic registration of 3-D datasets is presented based on pairs of relevant points. The problem is reduced in complexity by registering only specific (characteristic) image data points instead of the whole image dataset. This reduction in the complexity of the problem allows for the calculation of the optimal registration in a direct manner without the need of optimization techniques. The characteristic image points are determined in an

automatic way only in the reference image and are subsequently paired with the relevant points in the image under registration. The transformation parameters are calculated directly from the pairs of points with a least squared estimation. Next, the transformation is applied in the image under registration and the measure of match between the two images is determined. This procedure can be repeated until the required measure of match is achieved. This procedure is applied to the dental images.

Finally, we propose an integrated mobile system with the use of smartphones in order to take advantage of the results of the image processing performed. Images are captured from the user himself, who has the ability to process those images, improve their contrast and request for a match. The images per se as well as the results of the processing can be transmitted to a central server, as well as can be transmitted to a specialized dentist who can have a view of the evolution of the dental disease.

Keywords: Dental digital images, Digital Image processing, Contrast enhancement, PIFS, Segmentation, Image registration, Digital imaging, mHealth application, mobile processing system, telematics.

Εισαγωγή

Τα τελευταία χρόνια, οι ασθένειες των δοντιών έχουν μειωθεί δραστικά στις ανεπτυγμένες χώρες. Αυτό οφείλεται στην καλύτερη στοματική υγιεινή και διατροφή, και στα μέτρα πρόληψης. Η ευρεία όμως χρήση του φθορίου όμως, πέρα από την μείωση της εμφάνισης της τερηδόνας στις λείες κυρίως επιφάνειες των δοντιών, αποτελεί το κυριότερο αίτιο της αύξησης των μασητικών βλαβών. Οι μασητικές επιφάνειες εξακολουθούν να αποτελούν τις πιο ευπαθείς περιοχές του στόματος, αφενός λόγω της ευρείας χρήσης του φθορίου και αφετέρου λόγω της πολύπλοκης μορφολογίας τους που καθιστούν δύσκολη την αφαίρεση της μικροβιακής πλάκας. Η συνέπεια αυτής της αλλαγής είναι η ανάγκη για διαφορετική φιλοσοφία όσον αφορά στον τρόπο και τα μέσα διάγνωσης των ασθενειών των δοντιών, αλλά και για μια περισσότερο συντηρητική αντιμετώπιση από τον οδοντίατρο. Οι οδοντίατροι θα πρέπει να καταβάλουν μεγαλύτερη προσπάθεια από ότι στο παρελθόν για να εντοπίσουν τις ασθένειες των δοντιών σε πρώιμα στάδια και να κάνουν ακριβή διάγνωση του σταδίου εξέλιξής των.

Τα νέα ερευνητικά δεδομένα προτείνουν αναχαίτιση των βλαβών των δοντιών σε πρώιμο στάδιο, καθιστώντας την έγκυρη και έγκαιρη διάγνωση πρόκληση για τον κλινικό οδοντίατρο. Η έγκαιρη διάγνωση δίνει την δυνατότητα, με την εφαρμογή κατάλληλων προληπτικών μέτρων να αναχαιτιστεί η εξέλιξη μιας αρχόμενης βλάβης, ενώ σε περίπτωση που έχει ήδη σχηματιστεί κοιλότητα δίνει την δυνατότητα της έγκαιρης αποκατάστασής της. Προς αυτή την κατεύθυνση, έχει υλοποιηθεί μεγάλος αριθμός κλινικών μελετών και έχουν αναπτυχθεί πολλοί

μέθοδοι με στόχο την εγκυρότερη ανίχνευση των αλλοιώσεων. Τελευταία όμως φαίνεται ότι ο ασθενής θα πρέπει να συμμετέχει ενεργά στην παρακολούθηση των ασθενειών των δοντιών, να μπορεί να παρακολουθεί την εξέλιξή της και να μπορεί από μόνος του να παίρνει αποφάσεις για το πότε θα πρέπει να απευθύνεται στον γιατρό. Σε αυτό αρχικά η προσέγγιση ήταν αυτή της Τηλεϊατρικής, όπου ο ασθενής μπορούσε από μακριά, οποιαδήποτε στιγμή και από οπουδήποτε να επικοινωνεί με τον γιατρό. Η εξέλιξη αυτή τα τελευταία χρόνια είναι ραγδαία και έτσι φτάσαμε σήμερα να έχουμε φορέσιμα συστήματα παρακολούθησης τα οποία σε πολλές περιπτώσεις είναι και εμφυτεύσιμα. Η τάση σήμερα είναι τα συστήματα τα οποία είναι φορέσιμα (και κινητά) και παίρνουν αποφάσεις σε πραγματικό χρόνο που μπορούν να υποστηρίξουν τον ασθενή και όχι μόνο τον γιατρό όπως αυτά ήταν παλιότερα.

Σκοπός της παρούσας διδακτορικής διατριβής είναι η ανάπτυξη μεθόδων επεξεργασίας εικόνας εντοπισμού των βλαβών των δοντιών, που θα υποβοηθούν τον οδοντίατρο κατά τη διάρκεια της ανίχνευσης των περιοχών που πάσχουν και θα τον βοηθούν στην εύρεση του σταδίου εξέλιξης. Δίνεται έμφαση σε μεθόδους που μπορούν να βελτιώσουν την αντίθεση και κατά συνέπεια τις εικόνες και σε μεθόδους ταύτισης. Οι αλγόριθμοι και μεθοδολογίες μπορούν να μεταφερθούν και σε ένα κινητό σύστημα το οποίο σε πραγματικό χρόνο μπορεί να δίνει πληροφορίες σχετικά με τον εντοπισμό και την εξέλιξη των ασθενειών των δοντιών στον ίδιο τον ασθενή για να μπορεί πλέον αυτός να μεταφέρει την πληροφορία στον γιατρό του και να κάνει ο ίδιος διαχείριση της εξέλιξης των ασθενειών των δοντιών και των προβλημάτων που υπάρχουν.

Η διδακτορική διατριβή εκπονήθηκε στο Εργαστήριο Βιοϊατρικής Τεχνολογίας, της Σχολής Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου υπό την επίβλεψη και την καθοδήγηση του επίκουρου καθηγητή Γεώργιου Ματσόπουλου. Η διάρθρωση της διατριβής έχει ως εξής:

Το **Κεφάλαιο 1** περιέχει τη γενική εισαγωγή στις ιατρικές έννοιες που θα χρησιμοποιούνται στη παρούσα διατριβή. Παρουσιάζεται η ανατομία του δοντιού

και ειδικότερα η νόσος της τερηδόνας δίνοντας έμφαση στην περιγραφή της τερηδόνας των μασητικών επιφανειών.

Στο **Κεφάλαιο 2** γίνεται ανασκόπηση των βασικών απεικονιστικών τεχνικών – συστημάτων που χρησιμοποιούνται κλινικά στην Οδοντιατρική. Παρουσιάζονται οι κατηγορίες και οι μέθοδοι λήψης οδοντιατρικών ακτινογραφικών δεδομένων και ψηφιακών φωτογραφικών δεδομένων καθώς επίσης και η τεχνική απεικόνισης μαγνητικού συντονισμού, η τεχνική απεικόνισης υπερήχων και διάφορες νεότερες εναλλακτικές τεχνικές.

Στο **Κεφάλαιο 3** παρουσιάζεται αναλυτικά τα η βιβλιογραφία σχετικά με τις τεχνικές ευθυγράμμισης ιατρικών απεικονιστικών δεδομένων. Έμφαση δίνεται στην ταξινόμηση των μεθόδων ευθυγράμμισης, στα κριτήρια μεθόδων ευθυγράμμισης, σε ευθυγράμμιση βασισμένη σε ενδογενή και εξωγενή χαρακτηριστικά και στη σύντηξη των ιατρικών δεδομένων, όλα αυτά υπό το πρίσμα της εφαρμογής αυτών των μεθόδων σε οδοντιατρικές εικόνες.

Στο **Κεφάλαιο 4** παρουσιάζεται μια τεχνική διόρθωσης της αντίθεσης οδοντιατρικών ακτινογραφιών που συνδυάζει την τεχνική Ανάπτυξης Περιοχών και τον αλγόριθμο των Συστημάτων Επαναληπτικών Συναρτήσεων με Διαμέριση (PIFS). Η προτεινόμενη PIFS μέθοδος βελτίωσης της αντίθεσης συγκρίνεται με άλλες τρεις ευρέως χρησιμοποιούμενες μεθόδους βελτίωσης της αντίθεσης. Ο συγκεκριμένος αλγόριθμος, στη συνέχεια, χρησιμοποιείται για την βελτίωση της αντίθεσης των φωτογραφικών δεδομένων μας, στο στάδιο της προεπεξεργασίας των εικόνων.

Στο **Κεφάλαιο 5** παρουσιάζεται μεθοδολογία ταύτισης που χρησιμοποιείται για αυτόματη ευθυγράμμιση τρισδιάστατων συνόλων δεδομένων και βασίζεται σε ζεύγη αντίστοιχων σημείων. Το πρόβλημα ανάγεται από την ευθυγράμμιση όλου του συνόλου των δεδομένων στην ευθυγράμμιση συγκεκριμένων χαρακτηριστικών σημείων. Η μεθοδολογία αυτή εφαρμόζεται σε εικόνες δοντιών και γενικότερα εικόνες οδοντιατρικής φύσης.

Στο **Κεφάλαιο 6** παρουσιάζεται το υπόβαθρο που αφορά κινητά συστήματα διάγνωσης και παρακολούθηση ασθενειών και συστήματα αποφάσεων για τον

ασθενή με έμφαση σε συστήματα τηλεϊατρικής και κινητά συστήματα. Τέλος παρουσιάζεται το κινητό (φορέσιμο) σύστημα στο οποίο έχει αναπτυχθεί η εφαρμογή για παροχή υπηρεσιών επί τόπου στον ασθενή και υποστήριξης απόφασης σχετικά με την εξέλιξη των ασθενειών των δοντιών.

Τέλος, στο **Κεφάλαιο 7** παρατίθενται τα συμπεράσματα που προκύπτουν από την αξιολόγηση των μεθόδων βελτίωσης και ευθυγράμμισης των οδοντιατρικών εικόνων. Συζητείται η εφαρμογή των μεθοδολογιών αυτών σε συστήματα τηλεϊατρικής και κινητά συστήματα τα οποία βοηθούν τον ασθενή στην παρακολούθηση της υγείας των δοντιών του. Επιπλέον, προτείνονται σημεία βελτίωσης και παρατίθενται προτάσεις για πιθανές μελλοντικές επεκτάσεις.

Κεφάλαιο 1 –Τα δόντια

1.1 Γενικά στοιχεία για τα δόντια

1.1.1 Ο οδοντικός φραγμός

Τα δόντια βρίσκονται στο εσωτερικό της στοματικής κοιλότητας, είναι διατεταγμένα στις δύο γνάθους, στηρίζονται στο οστό των γνάθων και σχηματίζουν τον οδοντικό φραγμό. Διαφέρουν μεταξύ τους στη θέση, στο σχήμα και στο μέγεθος. Η ανομοιομορφία αυτή δημιουργεί ένα σύνολο που εξασφαλίζει μαζί με τις γνάθους και με τα άλλα μαλακά μέρη της περιοχής (παρειές, χείλη, γλώσσα) την ομιλία, τη μάσηση και το χαμόγελο και τέλος διαμορφώνουν την αισθητική του κάτω τριτημορίου του προσώπου [1].

Η ανατολή μιας σειράς δοντιών από το οστό των γνάθων ονομάζεται οδοντοφυΐα. Στον άνθρωπο υπάρχουν δύο οδοντοφυΐες, η **νεογιλή** (deciduous ή primary) και η **μόνιμη** (permanent ή secondary). Τα δόντια στη νεογιλή οδοντοφυΐα ανατέλλουν σε ηλικία από περίπου 6 μέχρι 33 μηνών. Σταδιακά, τα νεογιλά δόντια αποπίπτουν και αντικαθίστανται από τα μόνιμα, σε μια χρονική περίοδο που ξεκινά στην ηλικία των 6-8 ετών και φθάνει μέχρι 12-13 ετών (για τους τρίτους γομφίους ο χρόνος αυτός φθάνει στα 17-21 έτη). Τα δόντια των δύο οδοντοφυϊών διαφέρουν στον αριθμό (20 στη νεογιλή, 32 στη μόνιμη), στο μέγεθος και στα μορφολογικά χαρακτηριστικά ακόμα κι αν ανήκουν στην ίδια ομάδα δοντιών[2].

Θεωρούμε μια νοητή οριζόντια γραμμή που χωρίζει την άνω γνάθο (maxillary ή upper) από την κάτω γνάθο (mandibular ή lower) και τη νοητή κάθετη μέση γραμμή

του προσώπου που χωρίζει τη κάθε γνάθο σε δεξιό (right) και αριστερό (left) ημιμόριο. Έτσι ο οδοντικός φραγμός χωρίζεται σε τέσσερα τεταρτημόρια: άνω δεξιό, άνω αριστερό, κάτω δεξιό και κάτω αριστερό και η θέση του κάθε δοντιού προσδιορίζεται από το τεταρτημόριο στο οποίο βρίσκεται. Κάθε τεταρτημόριο φέρει τον ίδιο αριθμό και τις ίδιες ομάδες δοντιών [2, 3].

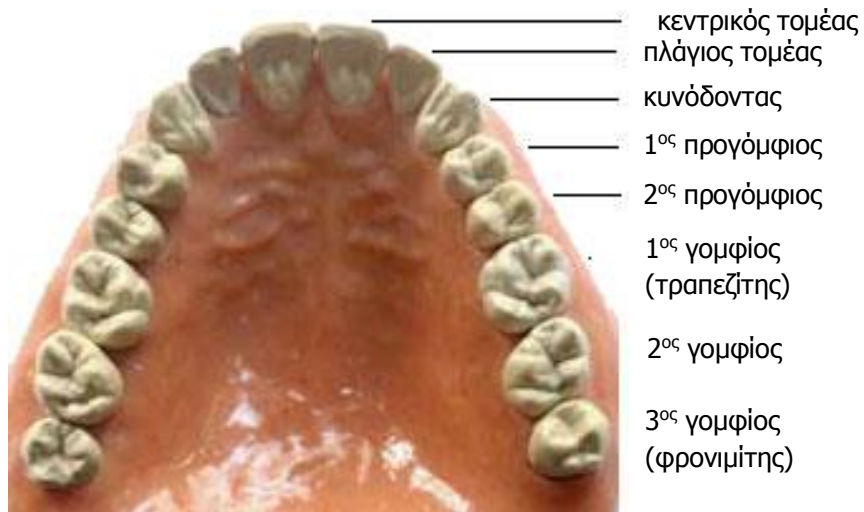
Οι ομάδες διακρίνουν τα δόντια ανάλογα με την εξωτερική μορφολογία τους και την θέση τους στις γνάθους. Σε κάθε ομάδα δοντιών ανήκουν από ένα έως τρία δόντια, τα οποία εμφανίζονται στο κάθε τεταρτημόριο με συγκεκριμένη σειρά σε σχέση με τη μέση γραμμή. Οι ομάδες είναι οι εξής [1]:

- Τομείς (incisors)
- Κυνόδοντες (canines)
- Προγόμφιοι (premolars)
- Γομφίοι (molars)

Στη νεογιλή οδοντοφυΐα, οι ομάδες των δοντιών είναι τρεις: τομείς, κυνόδοντες και γομφίοι ενώ στη μόνιμη οδοντοφυΐα, οι ομάδες των δοντιών είναι τέσσερις: τομείς, κυνόδοντες, προγόμφιοι και γομφίοι. Οι τομείς και οι κυνόδοντες χαρακτηρίζονται ως πρόσθια δόντια (anterior teeth), οι προγόμφιοι και οι γομφίοι ως οπίσθια (posterior teeth).

Η σειρά που είναι τοποθετημένα τα μόνιμα δόντια σε κάθε τεταρτημόριο από τη μέση γραμμή και άνω, είναι (Εικόνα 1.1) [1]:

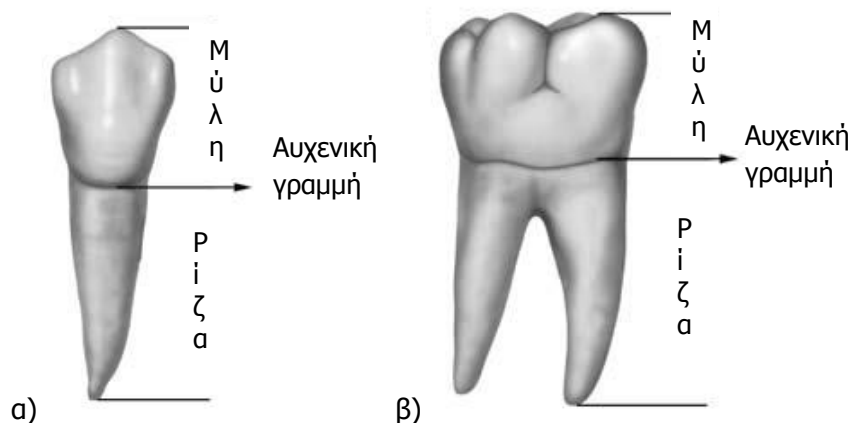
- Τομείς: κεντρικός τομέας (central incisor) και πλάγιος τομέας (lateral incisor).
- Κυνόδοντες (canines): είναι ένας.
- Προγόμφιοι: πρώτος προγόμφιος (first premolar) και δεύτερος προγόμφιος (second premolar).
- Γομφίοι: πρώτος, δεύτερος και τρίτος γομφίος (ο τελευταίος μπορεί και να μην ανατείλει) (first, second, third molar).



Εικόνα 1-1: Η σειρά που είναι τοποθετημένα τα μόνιμα δόντια στην άνω γνάθο [1].

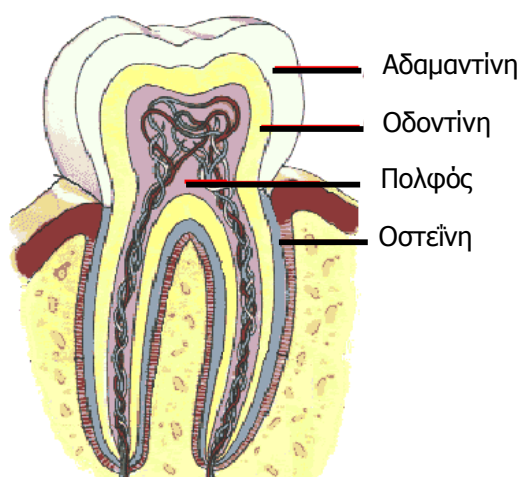
1.1.2 Ανατομία δοντιού

Κάθε δόντι αποτελείται από την **μύλη** (crown) και την **ρίζα** (root). Η μύλη είναι το τμήμα του δοντιού που προβάλλει μέσα στη στοματική κοιλότητα και η ρίζα βρίσκεται μέσα στο φατνίο. Τα δύο αυτά τμήματα, μύλη και ρίζα, χωρίζονται και ενώνονται μεταξύ τους στην περιοχή του δοντιού που αποκαλείται **αυχένας** (cervical) (Εικόνα 1.2). Κάποια από τα δόντια του οδοντικού φραγμού έχουν μία ρίζα και χαρακτηρίζονται ως μονόριζα, άλλα έχουν δύο και χαρακτηρίζονται ως δίριζα, άλλα έχουν τρεις και χαρακτηρίζονται ως τρίριζα και σπανίως άλλα τέσσερις [1, 2].



Εικόνα 1-2: Σχηματική αναπαράσταση της μύλης, ρίζας και του αυχένα α) πρόσθιου και β) οπίσθιου δοντιού [1].

Κάθε δόντι αποτελείται από τέσσερις επιμέρους ιστούς: την αδαμαντίνη (enamel), την οδοντίνη (dentin), τον πολφό (pulp) και την οστεΐνη (cementum) (Εικόνα 1.3). Η **αδαμαντίνη** βρίσκεται στη μύλη του δοντιού και καλύπτει την εξωτερική επιφάνεια της οδοντίνης της μύλης. Αποτελεί την σκληρότερη ουσία του ανθρώπινου σώματος, προστατεύοντας έτσι το δόντι κατά την μάσηση. Η **οδοντίνη** βρίσκεται στην μύλη και στην ρίζα, είναι πιο μαλακή από την αδαμαντίνη και περιέχει μερικές από τις νευρικές ίνες του πολφού. Ο **πολφός** βρίσκεται στο κέντρο του δοντιού και περιέχει τα αγγεία και τα νεύρα του δοντιού εξυπηρετώντας έτσι την θρέψη του δοντιού. Η **οστεΐνη** καλύπτει την εξωτερική επιφάνεια της οδοντίνης στην ρίζα και βοηθά στη σύνδεση του δοντιού με το οστό της γνάθου [1, 3].



Εικόνα 1-3: Ανατομία δοντιού. Οι τέσσερις επιμέρους ιστοί του δοντιού [1].

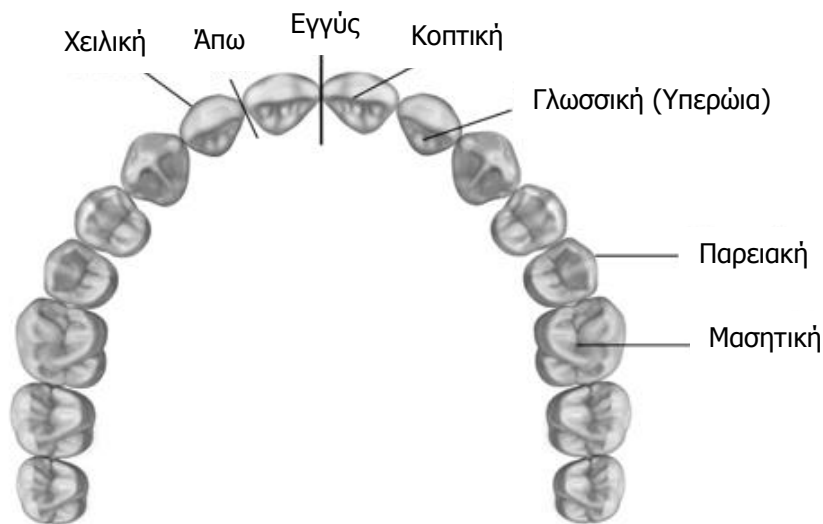
Τα δόντια έχουν επιφάνειες, οι οποίες παίρνουν την ονομασία τους από τα ανατομικά στοιχεία προς τα οποία είναι προσανατολισμένες (Εικόνα 1.4).

Οι επιφάνειες των **προσθίων** δοντιών είναι οι ακόλουθες [1]:

- προστομιακή ή χειλική (labial): η επιφάνεια προς τα χείλη.
- γλωσσική (lingual) ή υπερώϊα (palatal): η επιφάνεια προς τη γλώσσα.
- κοπτική (incisal) ή κοπτικό χείλος (incisal edge).
- εγγύς όμορη (mesial proximal): η επιφάνεια που εφάπτεται στο όμορο δόντι και είναι πλησιέστερη προς τη μέση γραμμή.
- άπω όμορη (distal proximal): η απέναντι επιφάνεια της εγγύς.

Οι επιφάνειες των **οπισθίων** δοντιών είναι οι ακόλουθες [1]:

- προστομαϊκή ή παρειακή (buccal): η επιφάνεια προς την παρειά.
- γλωσσική (lingual) ή υπερώια (palatal): η επιφάνεια προς τη γλώσσα.
- μασητική (occlusal).
- εγγύς όμορη: η επιφάνεια που εφάπτεται στο όμορο δόντι και είναι πλησιέστερη προς τη μέση γραμμή.
- άπω όμορη: η απέναντι επιφάνεια της εγγύς.



Εικόνα 1-4: Οδοντόγραμμα της άνω γνάθου με την ονομασία των επιφανειών των δοντιών, η οποία παραμένει και για τα δόντια της κάτω γνάθου [1].

1.1.3 Η Αδαμαντίνη

Η αδαμαντίνη περιβάλλει το μυλικό τμήμα των δοντιών και έχει ως κύριο ρόλο την προστασία της οδοντίνης και του πολφού από εξωτερικούς παράγοντες που ενδέχεται να βλάψουν τις υποκείμενες στοιβάδες κατά τη λειτουργία του στοματογναθικού συστήματος. Η αδαμαντίνη διαφέρει από τους άλλους ενασβεστωμένους ιστούς στα εξής γνωρίσματα:

- είναι ο πλέον ενασβεστωμένος και σκληρότερος ιστός του σώματος
- αποτελεί τον μόνο ενασβεστωμένο ιστό επιθηλιακής προέλευσης
- είναι ο μόνος ιστός που δεν περιέχει κύτταρα ή κυτταρικά στοιχεία
- δεν απορροφάται, δεν ανασχηματίζεται και δεν αναγεννάται.

Το πάχος της αδαμαντίνης δεν είναι ομοιόμορφο σε όλη τη μυλική επιφάνεια των δοντιών. Ανάλογα με τον τύπο του δοντιού, το πάχος στα φύματα της μασητικής

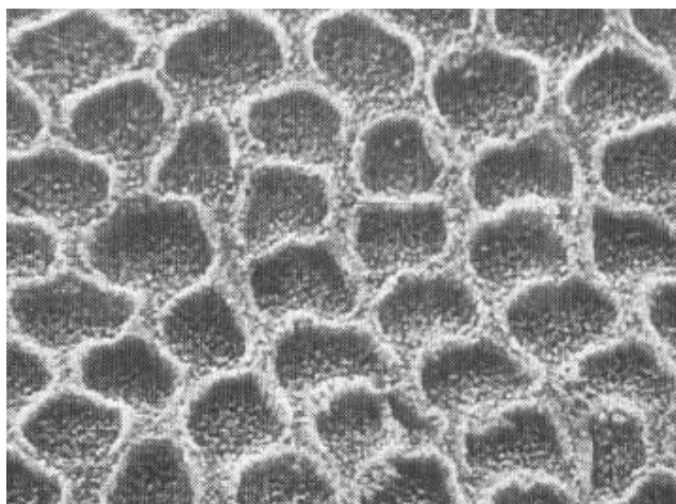
επιφάνειας μπορεί να φθάσει τα 2,5 χιλιοστά, ενώ στην υπόλοιπη μμασητική επιφάνεια τα 1,8-2 χιλιοστά.

Χημική σύσταση της αδαμαντίνης

Αποτελείται από ανόργανα συστατικά σε ποσοστό 95% του βάρους της, από οργανικά σε ποσοστό 1-2%, ενώ το υπόλοιπο 2-4% είναι νερό. Το φωσφορικό ασβέστιο με τη μοριακή μορφή του **υδροξυαπατίτη** αποτελεί το κύριο ανόργανο συστατικό της αδαμαντίνης. Οι υδροξυαπατίτες ανήκουν στα εξαγωνικά συστήματα των κρυσταλλικών πλεγμάτων. Εμφανίζουν 3 κρυσταλλογραφικούς άξονες, όπου ο άξονας c είναι ο μεγαλύτερος. Το οργανικό υπόστρωμα της αδαμαντίνης αποτελείται από δυο ομάδες πρωτεϊνών: α) τις πρωτεΐνες που ανήκουν στην ομάδα των αμελογενινών (amelogenins) και β) σε αυτές που δεν ανήκουν στην ομάδα των αμελογενινών, τις μη-αμελογενίνες (non-amelogenis) όπως η ταφτελίνη, η αμελοβλαστίνη, η εναμελίνη και οι αδαμαντινικές πρωτεάσες.

Μικροδομή της αδαμαντίνης

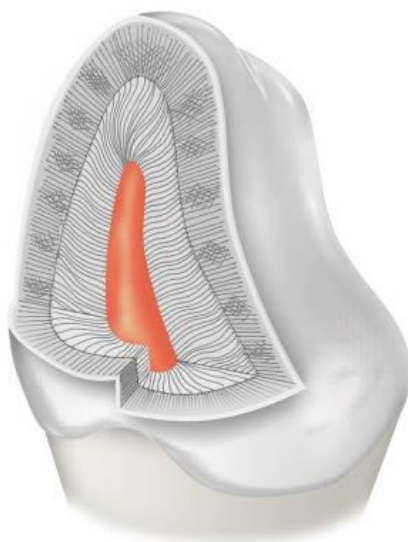
Η αδαμαντίνη αποτελείται από τα **αδαμαντινικά πρίσματα** (enamel rods ή enamel prisms), τα οποία εκτείνονται ελικοειδώς από την αδαμαντινοοδοντική ένωση μέχρι την εξωτερική αδαμαντινική επιφάνεια και συνάπτονται μεταξύ τους με την παρεμβολή της **μεσοπρισματίας ουσίας** (interrod enamel). Τα αδαμαντινικά πρίσματα είναι ενασβεστωμένες μονάδες που έχουν σχήμα μανιταριού και εμφανίζουν κεφαλή, αυχένα και ουρά (Εικόνα 1.5).



Εικόνα 1-5: Η διάταξη των πρισμάτων. Εικόνα από ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης [4].

Κάθε πρίσμα αποτελείται από πολλούς κρυστάλλους υδροξυαπατίτη. Οι κρύσταλλοι υδροξυαπατίτη διατάσσονται σε δεσμίδες των 1000 κρυστάλλων, σχηματίζοντας τα αδαμαντινικά πρίσματα. Ο προσανατολισμός των κρυστάλλων του υδροξυαπατίτη δεν είναι ομοιόμορφος σε όλο το πρίσμα. Στον αυχένα και στην ουρά του πρίσματος ο προσανατολισμός τους είναι κάθετος του επιμήκη άξονα του πρίσματος, ενώ στην κεφαλή του πρίσματος η διεύθυνση τους είναι παράλληλη. Το γεγονός αυτό επηρεάζει τον ρυθμό της διάδοσης της τερηδόνας εφόσον οι κρύσταλλοι διαλύονται ταχύτερα κατά τον εγκάρσιο άξονα σε σχέση με τον επιμήκη. Επιπλέον, μεταξύ των πρισμάτων δημιουργείται μια μεσόφαση στην περιφέρεια τους, με αποτέλεσμα να υπάρχει μεγαλύτερο διακρυσταλλικό διάστημα. Συνεπώς, οι περιοχές αυτές αποτελούν οδούς διάχυσης προς το εσωτερικό του ιστού, διευκολύνοντας έτσι την εξάπλωση της τερηδονικής προσβολής.

Η πορεία των πρισμάτων είναι κάθετη στην αδαμαντινο-οδοντική ένωση (dentinal-enamel junction - DEJ). Έτσι, στην περιοχή των φυμάτων, των υπεργέρσεων δηλαδή της μασητικής επιφάνειας, τα πρίσματα έχουν φορά παράλληλη προς τον άξονα του δοντιού, στη μέση της μύλης φέρονται κάθετα, ενώ προς τον αυχένα αποκλίνουν λοξά προς τη ρίζα (Εικόνα 1.6). Η ιδιόμορφη αυτή διάταξη των αδαμαντινικών πρισμάτων δημιουργεί τις προϋποθέσεις για να ανταποκριθεί η αδαμαντίνη κατά την άσκηση μεγάλων μασητικών φορτίων [4, 5].



Εικόνα 1-6: Η φορά των πρισμάτων στην αδαμαντίνη [4].

1.1.4 Η αδαμαντινο-οδοντινική σύναψη

Η αδαμαντινο-οδοντινική σύναψη αποτελεί το εξωτερικό όριο της οδοντίνης στη μύλη των δοντιών και πρόκειται για μια ζώνη πάχους 20-40 μm όπου τμήμα της αδαμαντίνης δημιουργεί δεσμό με τμήμα της οδοντίνης. Πιο συγκεκριμένα, είναι η μεσόφαση του ενασβεστωμένου υποστρώματος της επενδυτικής οδοντίνης και του εσωτερικού στρώματος της αδαμαντίνης, που αποκαλείται άπρισμα αδαμαντίνη. Η αδαμαντίνη αυτή αποτελείται από κρυστάλλους υδροξυαπατίτη οι οποίοι δεν εμφανίζουν τη μορφή πρισμάτων. Ο δεσμός των δύο αυτών σκληρών ιστών, διαφορετικής προέλευσης, σύνθεσης, ποσοστού ενασβεστίωσης και επομένως διαφορετικής μηχανικής συμπεριφοράς, είναι μη επίπεδη και έχει σχήμα οδοντωτό. Αυτή η δομή είναι ιδανική προκειμένου να αντέξει τις μασητικές φορτίσεις [4, 5].

1.1.5 Η Οδοντίνη

Η οδοντίνη είναι ένας ζωντανός ιστός, ο οποίος αποτελεί τον μεγαλύτερο όγκο του δοντιού και εκτείνεται στη μύλη και στη ρίζα του δοντιού καθορίζοντας το μέγεθος και το σχήμα του δοντιού. Η οδοντίνη φυσιολογικά δεν εκτίθεται στο στοματικό περιβάλλον εφόσον στη μύλη καλύπτεται από την αδαμαντίνη, ενώ στη ρίζα καλύπτεται από την οστεΐνη. Η σύσταση της οδοντίνης θυμίζει αυτή του οστού. Κύριο χαρακτηριστικό της είναι η δυνατότητα αναγέννησής της, σε αντίθεση με την αδαμαντίνη. Υπό την επίδραση βλαπτικών ερεθισμάτων (όπως τερηδόνα, τραύμα, χημικά ερεθίσματα, αποτριβή, κάταγμα) που έχουν επεκταθεί στον πολφό, δίνεται το σήμα να διαπλαστεί εκ νέου οδοντίνη κάτω από τις περιοχές που εμφανίζεται η βλάβη.

Η οδοντίνη που σχηματίζεται κατά την διάπλαση των δοντιών μέχρι την πλήρη ανατολή τους, ονομάζεται πρωτογενής οδοντίνη (primary dentin) και αποτελεί το μεγαλύτερο ποσό μάζας της οδοντίνης ενός δοντιού. Η οδοντίνη που σχηματίζεται κατά τη διάρκεια της φυσιολογικής λειτουργίας τους, ονομάζεται δευτερογενής οδοντίνη (secondary dentin). Η δευτερογενής οδοντίνη τοπογραφικά βρίσκεται προς την πολφική πλευρά του δοντιού και ο φυσιολογικός ρυθμός παραγωγής της είναι αργός. Η οδοντίνη που σχηματίζεται ως αντίδραση στην επίδραση των εξωτερικών βλαπτικών ερεθισμάτων κατά τη διάρκεια της ζωής του δοντιού,

ονομάζεται τριτογενής (tertiary dentin), η οποία μπορεί να είναι επανορθωτική ή αντιδραστική (reparative or reactionary).

Χημική σύσταση της οδοντίνης

Η χημική σύσταση της οδοντίνης αποτελείται από ανόργανα συστατικά σε ποσοστό 68-70% του βάρους της, από οργανικά σε ποσοστό 18-20%, ενώ το υπόλοιπο 10% περίπου είναι νερό.

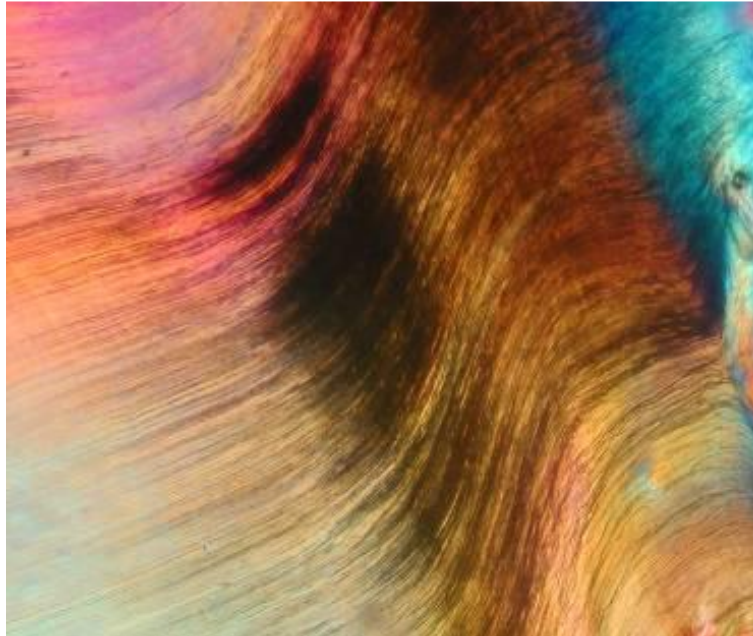
Όπως και στους άλλους ενασβεστωμένους ιστούς, το κύριο ανόργανο συστατικό της οδοντίνης είναι το φωσφορικό ασβέστιο. Στη δομή της οδοντίνης υπάρχει κυρίως με τη μορφή κρυστάλλων υδροξυαπατίτη, αλλά και με τη πρόδρομη μορφή των κρυστάλλων υδροξυαπατίτη, δηλαδή άμορφο φωσφορικό ασβέστιο. Ένα άλλο συστατικό που υπάρχει σε μεγάλη περιεκτικότητα στην οδοντίνη είναι το ανθρακικό ασβέστιο. Οι κρύσταλλοι του υδροξυαπατίτη της οδοντίνης διαφέρουν από αυτούς της αδαμαντίνης ως προς το μέγεθος. Είναι μικρότεροι και λεπτότεροι με αποτέλεσμα να παρουσιάζουν μεγαλύτερη επιφάνεια επαφής με τα οξέα της τερηδογόνους δράσης. Συνεπώς, σε συνδυασμό με τη μικρότερη σκληρότητα που παρουσιάζει η οδοντίνη εξηγείται η ταχύτερη εξάπλωση της τερηδόνας στην οδοντίνη συγκριτικά με την αδαμαντίνη.

Τα οργανικά συστατικά της οδοντίνης καθορίζουν τις ιδιότητές της και την βιολογική της συμπεριφορά, αν και αποτελούν μόνο το 1/5 του βάρους της. Το 90% του βάρους των οργανικών συστατικών της οδοντίνης αποτελείται από κολλαγόνο, ενώ το υπόλοιπο από μη κολλαγονούχα στοιχεία όπως, διάφορες γλυκοπρωτεΐνες, λιποπρωτεΐνες, υδατάνθρακες και λίπη.

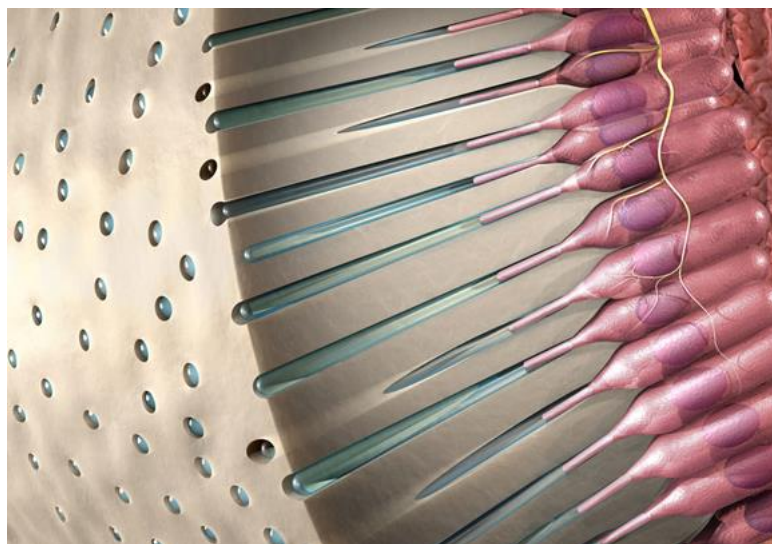
Μικροδομή της οδοντίνης

Το κύριο χαρακτηριστικό της δομής της οδοντίνης, που τη διαφοροποιεί από τους υπόλοιπους ενασβεστωμένους ιστούς, είναι τα οδοντινοσωληνάρια (dentinal tubules), που διασχίζουν σιγμοειδώς όλη τη μάζα της (Εικόνα 1.7) και περιέχουν στον αυλό τους ή σε τμήματα του αυλού τους τις οδοντινοβλαστικές αποφυάδες (odontoblast processes). Τα οδοντινοσωληνάρια, που σχηματίζονται κατά τη διάρκεια εναπόθεσης της οδοντίνης γύρω από τις αποφυάδες των

οδοντινοβλαστών (odontoblasts), δεν αποτελούν κενούς σωλήνες αλλά στον αυλό τους βρίσκονται διάφορα στοιχεία. Οι οδοντινοβλαστικές αποφυάδες καταλαμβάνουν μεγάλο τμήμα του όγκου τους (Εικόνα 1.8).



Εικόνα 1-7: Τα οδοντινοσωληνάρια διασχίζουν σιγμοειδώς τη μάζα της οδοντίνης [4]



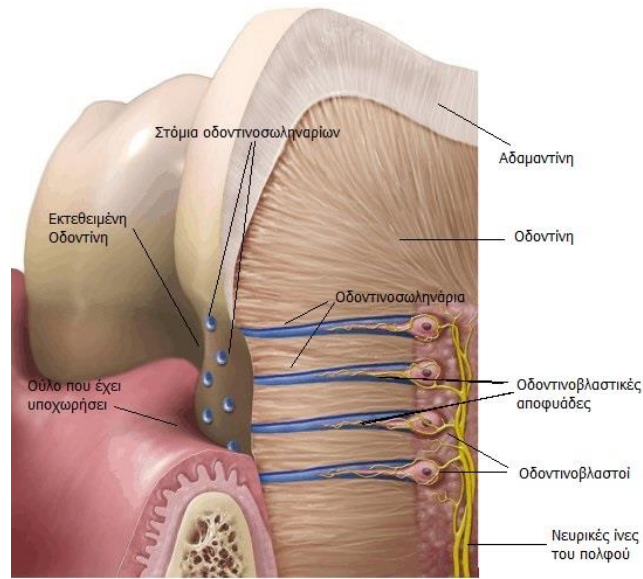
Εικόνα 1-8: Οι οδοντινοβλαστοί και τα οδοντινοσωληνάρια που σχηματίζονται κατά τη διάρκεια εναπόθεσης της οδοντίνης γύρω από τις αποφυάδες τους [4].

Ο χώρος μεταξύ των τοιχωμάτων της οδοντίνης και των οδοντινοβλαστικών αποφυάδων ονομάζεται περιοδοντινοβλαστικός χώρος όπου υπάρχουν τα εξής στοιχεία: α) κολλαγόνα ινίδια, που συνήθως διακρίνονται για το μεγάλο πάχος τους, β) αμύελες νευρικές ίνες, γ) κρύσταλλοι ανόργανων αλάτων και δ) το υγρό των ιστών ή λέμφος της οδοντίνης.

Η κυρίως οδοντίνη βρίσκεται μεταξύ των οδοντινοσωληναρίων και ονομάζεται μεσοσωληναριακή οδοντίνη. Η ποσότητά της μειώνεται όσο πλησιάζει τον πολφό. Το οδοντινικό υλικό που περιβάλλει τα οδοντινοσωληνάκια, αναφέρεται ως περισωληναριακή οδοντίνη. Πρόκειται για υλικό με σαφώς υψηλότερο βαθμό ενασβεστίωσης, συγκριτικά με την μεσοσωληναριακή οδοντίνη, όπου περιέχει αραιότερες κολλαγόνες ίνες που συνεχονται με αυτές της μεσοσωληναριακής οδοντίνης.

Λόγω της πολφικής πίεσης παρατηρείται μία αργή, συνεχή κίνηση του υγρού των οδοντινοσωληναρίων, λόγω τριχοειδικών δυνάμεων, η οποία μειώνεται καθώς απομακρύνεται από τον πολφό και πλησιάζει προς την αδαμαντίνη. Το φαινόμενο αυτό εκφράζει την διαπερατότητα της οδοντίνης. Επίσης, μέσω της κίνησης του υγρού των οδοντινοσωληναρίων μεταβιβάζονται και τα κάθε είδους εξωτερικά ερεθίσματα προς τον πολφό.

Ο μηχανισμός μέσω του οποίου τα ερεθίσματα προκαλούν πολφική διέγερση είναι ο ακόλουθος. Τα στόμια των οδοντινοσωληναρίων είναι οι κύριες πύλες εισόδου των ερεθισμάτων. Κάθε τύπος ερεθίσματος (π.χ. ζεστό, κρύο, πίεση, ωσμωτικό) προκαλεί τη γρήγορη κίνηση του υγρού των οδοντινοσωληναρίων, με αποτέλεσμα να αλλάζει το σχήμα των οδοντινοβλαστών και να αναπτύσσεται πίεση. Με αυτό τον τρόπο ενεργοποιούνται οι νευρικές ίνες και έτσι προκαλείται η πολφική διέγερση και εκλύεται ο οδοντικός πόνος (Εικόνα 1.9). Λόγω της αύξησης του αριθμού και του εύρους των οδοντινοσωληναρίων σε περιοχές πλησίον του πολφού, αυξάνεται η διαπερατότητα της οδοντίνης και συνεπώς και η ένταση των ερεθισμάτων που φθάνουν στον πολφό σε κοιλότητες μεγάλου βάθους. [4, 5]



Εικόνα 1-9: Στο σημείο που το ούλο έχει υποχωρήσει η οδοντίνη είναι πλέον εκτεθειμένη. Τα στόμια των οδοντινοσωληναρίων είναι οι κύριες πύλες εισόδου των ερεθισμάτων (ζεστό, κρύο, πίεση, ωσμωτικό) τα οποία μεταβιβάζονται προς τον πολφό ενεργοποιώντας τις νευρικές ίνες και προκαλώντας οδοντικό πόνο [6].

Κεφάλαιο 2 – Απεικονιστικές Τεχνικές στην Οδοντιατρική

Οι απεικονιστικές τεχνικές αποτελούν ένα πολύτιμο βοήθημα για τον κλινικό οδοντίατρο εφόσον παρέχουν την δυνατότητα επιβεβαίωσης της διάγνωσης διαφόρων οδοντιατρικών νόσων, της παρακολούθησης της εξέλιξης μιας αλλοίωσης ή της αποτίμησης θεραπευτικών χειρουργικών διαδικασιών. Έτσι, μια πλειάδα απεικονιστικών συστημάτων εντάχθηκαν στην καθημερινή κλινική πρακτική τόσο για τις ανάγκες της διάγνωσης και πρόγνωσης, όσο και για τις ανάγκες της αξιολόγησης. Κάθε είδος οδοντιατρικής απεικόνισης πρέπει να χαρακτηρίζεται από εγκυρότητα, να επιβαρύνει όσο το δυνατόν λιγότερο τον οργανισμό και να διεξάγεται σε σύντομο χρονικό διάστημα. Οι βασικότερες τεχνικές που χρησιμοποιούνται στη συντριπτική πλειοψηφία των περιπτώσεων της κλινικής οδοντιατρικής είναι οι ακτινολογικές τεχνικές και η τεχνική της ψηφιακής φωτογραφίας ενώ η χρήση εναλλακτικών μεθόδων απεικόνισης, όπως οι υπέρηχοι και ο μαγνητικός συντονισμός είναι περιορισμένη.

2.1 Ακτινολογικές τεχνικές

Στις 8 Νοεμβρίου του 1895 ανακαλύφθηκαν οι ακτίνες-Χ από τον Wilhelm Conrad Roentgen, καθώς παρατήρησε ότι οι ακτίνες αυτές ήταν ικανές να διαπερνούν το ανθρώπινο σώμα και να παράγουν μια εικόνα αυτού απεικονίζοντας με λεπτομέρεια τις οστικές δομές [30]. Από τότε και έπειτα διάφορες ακτινολογικές τεχνικές χρησιμοποιούνται σε πλήθος οδοντιατρικών εφαρμογών και η Οδοντιατρική Ακτινολογία αποτελεί ένα από κυριότερα τμήματα της οδοντιατρικής επιστήμης. Οι οδοντιατρικές ακτινογραφίες χωρίζονται ανάλογα με την τοποθεσία των ακτινογραφικών αισθητήρων στις ενδοστοματικές (intraoral X-Rays) όπως η

περιακρορριζική ακτινογραφία, η ακτινογραφία μυλικής σύγκλεισης και η ακτινογραφία δήξεως, όπου λαμβάνονται με την βοήθεια υποδοχέων ακτίνων Χ μικρού μεγέθους που εισάγονται μέσα στο στόμα και στις εξωστοματικές (extraoral X-Rays) όπως η πανοραμική ακτινογραφία και η κεφαλομετρική ακτινογραφία, όπου οι υποδοχείς ακτίνων Χ τοποθετούνται εκτός στόματος.

Η συμβατική ακτινογραφία εξελίχθηκε σε ψηφιακή ακτινογραφία και τη δεκαετία του 1980 άρχισε να εξαπλώνεται και στην οδοντιατρική με την κατασκευή των ενδοστοματικών ψηφιακών συσκευών λήψεως ακτινογραφιών. Οι πρώτες αυτές υλοποιήσεις των συστημάτων δεν υποστήριζαν την σύνθεση κεφαλομετρικών και πανοραμικών ακτινογραφιών και επομένως δεν ήταν δυνατή η αποκλειστική χρήση της ψηφιακής ακτινογραφίας και η πλήρης απαγκίστρωση από τις συμβατικές τεχνικές ακτινογραφίας. Η κατάσταση αυτή όμως άλλαξε στις αρχές της δεκαετίας του 2000 όπου αναπτύχθηκε πλήθος ενδοστοματικών και εξωστοματικών συσκευών λήψης ψηφιακών ακτινογραφιών και η ψηφιακή οδοντιατρική απεικόνιση εξαπλώθηκε ραγδαία αντικαθιστώντας την κλασική ακτινογραφία, έχοντας αναγνωριστεί ως πιο αξιόπιστη και ανώτερη ποιοτικά μορφή απεικόνισης [31].

2.1.1 Μέσα λήψης ακτινογραφικών δεδομένων

Συμβατική ακτινογραφία

Για τη λήψη οδοντιατρικών δεδομένων, στις συμβατικές αναλογικές τεχνικές χρησιμοποιείται ακτινογραφικό φιλμ, το οποίο περιέχει χημικές ακτινοευαίσθητες ουσίες που αποτελούν το μέσο καταγραφής της εικόνας. Το ακτινογραφικό φιλμ αποτελείται από δύο βασικά συστατικά: το γαλάκτωμα (emulsion) και τη βάση του γαλακτώματος που χρησιμεύει ως στηρικτικό υπόστρωμα έχοντας αρκετό πάχος προσδίδοντας ικανοποιητική συγκράτηση στο γαλάκτωμα το οποίο επιχρίεται και στις δύο πλευρές της βάσης. Το γαλάκτωμα αποτελείται από δύο βασικά συστατικά την ζελατίνη και τους κρυστάλλους αλογονιδίου του αργύρου, ουσίες ευαίσθητες στο ορατό φως και στις ακτίνες Χ. Όταν η δέσμη των ακτίνων Χ αλληλεπιδρά με τις φωτοευαίσθητες ουσίες του γαλακτώματος τότε υφίσταται χημική μεταβολή των κρυστάλλων του αλογονιδίου του αργύρου δημιουργώντας μη ορατό ψηφιδωτό το

οποίο αποκαλούμε λανθάνουσα εικόνα (latent image). Στη φάση αυτή το φιλμ δεν εμφανίζει τίποτα αλλά χρειάζεται επεξεργασία από ειδικά υγρά και ανάλογα με την έκθεση των κρυστάλλων στην ακτινοβολία σε κάθε θέση, διαφέρει η αντίδραση με το διάλυμα. Μετά την διαδικασία αυτή προσκολλάται ο άργυρος στην ζελατίνη, προκαλώντας την αμαύρωση της πλάκας και δημιουργώντας την ορατή εικόνα (visible image) [32]. Οι προκύπτουσες εικόνες χαρακτηρίζονται ως αναλογικές και χαρακτηρίζονται από μια συνέχεια των επιπέδων του γκρι από τη μία περιοχή στην άλλη, έχοντας ως όρια το απόλυτο λευκό και το απόλυτο μαύρο [33].

Το βασικότερο μειονέκτημα της ακτινογραφίας είναι οι αναπόφευκτοι κίνδυνοι που προκύπτουν από την ιονίζουσα ακτινοβολία. Παρόλο που οι δόσεις ακτινοβολίας στην οδοντιατρική ακτινογραφία είναι μικρές, η έκθεση του ασθενούς στην ακτινοβολία πρέπει να ελαττώνεται όπου αυτό είναι εφικτό, όπως ορίζει η αρχή με την επωνυμία ALARA (as low as reasonably achievable) [34].

Τα ακτινογραφικά φιλμ (Εικόνα 2.1) τα οποία είναι διαθέσιμα για ενδοστοματική ακτινογραφία είναι τα φιλμ ευαισθησίας D,E και F, με το φιλμ D να είναι χαμηλότερης ευαισθησίας και βραδύτερο και το F να είναι υψηλότερης ευαισθησίας και ταχύτερο. Η χρήση φιλμ υψηλότερης ευαισθησίας μπορεί να συντελέσει σε μείωση της δόσης της ακτινοβολίας μέχρι και 50% διότι μειώνει τον χρόνο έκθεσης του ασθενή στην ακτινοβολία χωρίς να υποβιβάσει την ευκρίνεια στη διάγνωση. Δεν πρέπει να χρησιμοποιούνται φιλμ βραδύτερα από το φιλμ ευαισθησίας E [34]. Πολλές μελέτες έδειξαν πως ενώ το φιλμ ευαισθησίας E έχει χαμηλότερη ανάλυση από το φιλμ ευαισθησίας D, η απόδοση των δύο φιλμ ως προς την διάγνωση είναι παρόμοια και προτείνεται η αντικατάσταση του φιλμ ευαισθησίας D από το φιλμ ευαισθησίας E στην κλινική πράξη [35]. Από την άλλη, σύμφωνα με την μελέτη των Ilguy et al [36] τα φιλμ ευαισθησίας E και F έχουν χαμηλότερη ευαισθησία (55% και 57% αντίστοιχα) και εξειδίκευση (49% και τα δύο) συγκριτικά με το φιλμ ευαισθησίας D (63% ευαισθησία και 57% εξειδίκευση) όσον αφορά στον εντοπισμό τεχνητής μασητικής τερηδόνας γομφίων.



Εικόνα 2-1: Οδοντιατρικό ακτινογραφικό φιλμ για ενδοστοματική χρήση [32].

Ψηφιακή ακτινογραφία

Η πρώτη μορφή ψηφιακής ακτινογραφίας βασίστηκε στην έμμεση τεχνική, στην μετατροπή δηλαδή του φιλμ της συμβατικής ακτινογραφίας σε ψηφιακή ακτινογραφική εικόνα, η οποία προβάλλεται στην οθόνη ενός υπολογιστή. Ο απαραίτητος εξοπλισμός για την ψηφιοποίηση είναι ο προσωπικός υπολογιστής, ο μετατροπέας της εικόνας από αναλογική σε ψηφιακή (scanner) και η οθόνη. Το βασικότερο μειονέκτημα είναι η απώλεια και η παραμόρφωση πληροφοριών κατά τη διάρκεια της μετατροπής της εικόνας από αναλογική σε ψηφιακή, όπως συμβαίνει σε κάθε μετατροπή δεδομένων [37]. Τα πλεονεκτήματα αυτής της μετατροπής είναι η ευκολότερη αποθήκευση των δεδομένων και η δυνατότητα ψηφιακής επεξεργασίας και βελτίωσης της εικόνας που σύμφωνα με μελέτες αντισταθμίζει το μειονέκτημα της απώλειας πληροφοριών και βελτιώνει την απόδοση της διάγνωσης [35].

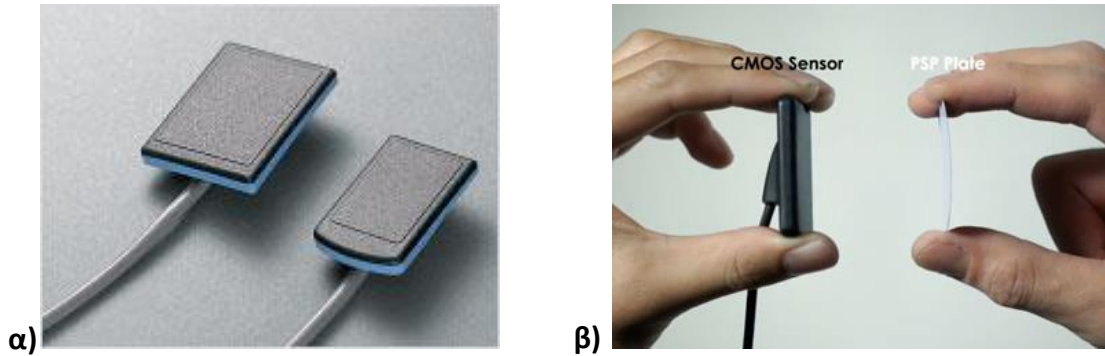
Κατά τη διάρκεια των τελευταίων ετών εγκαταλείφθηκε η τεχνική της ψηφιοποίησης του συμβατικού φιλμ (έμμεση ψηφιακή ακτινογραφία) και εξαπλώθηκε η χρήση των άμεσων ψηφιακών ακτινολογικών συστημάτων (άμεση ψηφιακή ακτινογραφία) όπου η αρχική εικόνα συλλαμβάνεται σε ψηφιακή μορφή, αποτελείται δηλαδή από διακεκριμένα πακέτα πληροφορίας που ονομάζονται

pixels. Τα κυριότερα πλεονεκτήματα της άμεσης ψηφιακής ακτινογραφίας είναι η χαμηλότερη έκθεση στην ιονίζουσα ακτινοβολία συγκριτικά με την συμβατική ακτινογραφία διότι οι αισθητήρες που χρησιμοποιούνται έχουν μεγαλύτερη ευαισθησία από το ακτινογραφικό φιλμ, η άμεση εμφάνιση της εικόνας στην οθόνη του προσωπικού υπολογιστή και η δυνατότητα ψηφιακής επεξεργασίας της εικόνας. Πιο συγκεκριμένα, με τη χρήση μαθηματικών συναρτήσεων, αλγορίθμων και φίλτρων μεταβάλλεται η τιμή της έντασης των pixels, βελτιώνοντας την ποιότητα της εικόνας και τροποποιώντας άλλα χαρακτηριστικά όπως το ζουμ, την αντίθεση, την πυκνότητα και την φωτεινότητα της εικόνας [34, 35, 37-40].

Ως μεταβατική τεχνική μεταξύ της άμεσης και της έμμεσης μπορεί να χαρακτηριστεί η χρήση της φωτοευαίσθητης φωσφορίζουσας πλάκας (photostimulable phosphor plate – PSP plate). Τα πρώτα ακτινογραφικά συστήματα PSP παρουσιάστηκαν το 1981 από την Fuji Corporation (Tokyo, Japan). Η φωτοευαίσθητη φωσφορίζουσα πλάκα αποτελείται από μια βάση πολυεστέρα και καλύπτεται από ένα γαλάκτωμα κρυσταλλικών αλογονιδίων, η οποία ενεργοποιείται με την έκθεση στις ακτίνες Χ. Έτσι οι ακτίνες Χ αποθηκεύονται στη πλάκα PSP ως λανθάνουσα εικόνα με τη μορφή ηλεκτρονικής διέγερσης του γαλακτώματος. Η ενέργεια που αποθηκεύεται στο γαλάκτωμα απελευθερώνεται ως μπλε φθορίζον φως όταν το PSP σαρώνεται με τη χρήση ενός ειδικού σαρωτή laser ηλίου-νέον. Το εκπεμπόμενο φως συλλέγεται από τον φωτοπολλαπλασιαστικό σωλήνα (photomultiplier tube) και παράγει ανάλογο της έντασης ηλεκτρικό σήμα, το οποίο μετατρέπεται σε ψηφιακό. Συνεπώς, σε κάθε σημείο του πλακιδίου η ένταση των ακτίνων Χ μετατρέπεται σε έναν αριθμό που αντιστοιχεί στην φωτεινότητα του συγκεκριμένου pixel. Πλεονεκτήματα αυτής της τεχνικής είναι το γεγονός πως ο υποδοχέας είναι ασύρματος, εύκαμπτος και δε ξεπερνά σε μέγεθος το συμβατικό φιλμ. Επιπλέον, μετά τη χρήση τους τα πλακίδια επανέρχονται στην αρχική τους κατάσταση όταν εκτεθούν σε λευκό φως και μπορούν να επαναχρησιμοποιηθούν, εφόσον ακολουθηθούν σωστά οι κανόνες υγιεινής [34, 37, 38, 41].

Τα συστήματα άμεσης ψηφιακής ακτινογραφίας χρησιμοποιούν ειδικούς αισθητήρες, αντί του ακτινογραφικού φιλμ ή της φωτοευαίσθητης φωσφορίζουσας πλάκας. Δύο τύποι αισθητήρων είναι διαθέσιμοι, οι αισθητήρες συζευγμένων φορτίων (charge-coupled device - CCD) και οι αισθητήρες σύνθετων ημιαγωγών οξειδίου μετάλλου (complex metal oxide semiconductors - CMOS). Οι αισθητήρες CCD, διαθέτουν κυψέλες ευαίσθητες στις ακτίνες X και έτσι όταν αυτές προσπίπτουν μετατρέπονται σε διαφορά δυναμικού. Οι κυψέλες αυτές που αντιστοιχούν στα pixels της ψηφιακής εικόνας, είναι συνδεδεμένες σε σειρά και βρίσκονται τοποθετημένες σε γραμμές και στήλες σχηματίζοντας έναν 512×512 πίνακα. Κάθε κυψέλη ανάλογα με τη διαφορά δυναμικού (που προκύπτει από την ένταση των ακτίνων X) αποκτά έναν αριθμό που αντιστοιχεί στην ένταση του συγκεκριμένου pixel και προκύπτει με τη βοήθεια του ψηφιοαναλογικού μετατροπέα. Οι αισθητήρες CMOS εξωτερικά είναι παρόμοιοι με τους αισθητήρες CCD, χρησιμοποιούν παρόμοια τεχνολογία αλλά με χαμηλότερο κόστος κατασκευής. Τα συστήματα άμεσης ψηφιακής ακτινογραφίας με χρήση αισθητήρων CCD και CMOS εμφανίζουν την εικόνα στην οθόνη του υπολογιστή αμέσως μετά την έκθεση σε αντίθεση με τα συστήματα PSP που χρειάζονται κάποιο χρονικό διάστημα για την σάρωση. Έχουν επίσης σημαντικά πλεονεκτήματα ως προς την κατανάλωση ενέργειας, την κατασκευή και τον σχεδιασμό. Υστερούν όμως ως προς τον λόγο σήματος προς θόρυβο, ως προς την ενεργό περιοχή και ως προς τον όγκο και την ακαμπτότητα των αισθητήρων (Εικόνα 2.2). Επιπλέον, οι αισθητήρες πρέπει να καλύπτονται με μια προστατευτική συσκευή εφόσον δεν είναι εφικτό να αποστειρωθούν [34, 37, 38, 41].

Το πρώτο άμεσο σύστημα ενδοστοματικής ακτινογραφίας εφευρέθηκε από τον Dr. Frances Mouyen και κατασκευάστηκε από την εταιρία Trophy Radiologie (Vincennes, France) το 1984 και ονομάστηκε RadioVisioGraphy [37], ενώ η πρώτη μελέτη δημοσιεύτηκε το 1989 από τον ίδιο τον Mouyen [43].



Εικόνα 2-2: Υποδοχείς ακτίνων Χ ψηφιακής ακτινογραφίας: α) Ψηφιακοί αισθητήρες CCD και το καλώδιο μεταφοράς ψηφιακών δεδομένων, που συνδέει τον αισθητήρα με τον ηλεκτρονικό υπολογιστή, β) σύγκριση αισθητήρων CMOS και PSP ως προς την άνεση του ασθενούς. Η πλάκα PSP χαρακτηρίζεται από ευκαμψία και μικρότερο πάχος συγκριτικά με το άκαμπτο του CMOS αισθητήρα και την έξοδο του καλωδίου από το στόμα [42].

Έκτοτε πληθώρα συστημάτων έχει κατακλύσει την αγορά και ολοένα και περισσότεροι οδοντίατροι εξοπλίζουν τα ιατρεία τους με τα συστήματα αυτά (Εικόνα 2.3). Η αντικατάσταση του εξοπλισμού συμβατικής ακτινογραφίας με εξοπλισμό ψηφιακής είναι ιδιαίτερα δαπανηρός και επιπλέον απαιτείται εκ νέου εκπαίδευση στη χρήση των νέων συστημάτων, τόσο στον εξοπλισμό όσο και στο λογισμικό, που από πολλούς οδοντιάτρους έχει χαρακτηριστεί πολύπλοκη [44]. Από την άλλη, τα πλεονεκτήματα που προσφέρει η ψηφιακή ακτινογραφία και το κόστος του ακτινογραφικού φιλμ όπως επίσης και των χημικών που απαιτούνται για την εμφάνιση, στρέφουν τους ιατρούς προς την ψηφιακή ακτινογραφία.



Εικόνα 2-3: Σύστημα ψηφιακής ακτινογραφίας (CS 7600 της Carestream)

Συνοψίζοντας, τα πλεονεκτήματα της ψηφιακής ακτινογραφίας έναντι της συμβατικής είναι ποικίλα με το σημαντικότερο την δυνατότητα ψηφιακής

αποθήκευσης και επεξεργασίας των ληφθέντων εικόνων. Η δυνατότητα αποθήκευσής του σε ψηφιακά μέσα αποθήκευσης όπως σκληροί δίσκοι, CD-ROM, DVD, κάρτες μνήμης εξοικονομεί τεράστιο φυσικό χώρο και διευκολύνει παράλληλα τη μεταφορά δεδομένων. Μέσω της ψηφιακής επεξεργασίας των εικόνων διευκολύνεται η διαδικασία της εξέτασης αφού η πλειοψηφία των ιατρικών ψηφιακών συστημάτων ψηφιακής ακτινογραφίας παρέχουν ενσωματωμένο λογισμικό που δίνει διάφορες δυνατότητες στον χρήστη όπως, βελτίωσης της αντίθεσης για αποτελεσματικότερο εντοπισμό αλλοιώσεων, εξαγωγής μετρήσεων για αντικειμενική εκτίμηση γωνιών και αποστάσεων καθώς και φιλτραρίσματος πληροφορίας για διόρθωση περιοχών με ψευδοενδείξεις (artifacts). Επιπλέον, η ψηφιακή επεξεργασία των δεδομένων παρέχει απεριόριστα πλεονεκτήματα στην οδοντιατρική καθώς πληθώρα μελετών επικεντρώνεται στην ανάπτυξη καινοτομιών που διευκολύνουν την ιατρική πράξη δίνοντας δυνατότητες στους οδοντιάτρους που ξεπερνούν κατά πολύ τις δυνατότητες της συμβατικής ακτινογραφίας. Ενδεικτικά αναφέρονται η δυνατότητα ψηφιακής υπέρθεσης δεδομένων για σύγκριση, η δυνατότητα αυτόματου εντοπισμού αλλοιώσεων και τμηματοποίησης περιοχών ενδιαφέροντος μέσω κατάλληλου αλγορίθμου και η δυνατότητα τρισδιάστατης ανακατασκευής δεδομένων που απεικονίζουν τρισδιάστατη πληροφορία. Ακόμα, μέσω της διαδικασίας της συμπίεσης τα ψηφιακά οδοντιατρικά δεδομένα μπορούν να αποσταλούν μέσω διαδικτύου ή ηλεκτρονικού ταχυδρομείου, συμβάλλοντας στην εύκολη και γρήγορη ανταλλαγή δεδομένων και στην ανάπτυξη της τηλεϊατρικής. Ένα εξίσου σημαντικό πλεονέκτημα της ψηφιακής ακτινογραφίας συγκριτικά με την συμβατική ακτινογραφία, όπως έχει ήδη αναφερθεί, είναι η μειωμένη δόση ακτινοβολίας και η εξοικονόμηση χρόνου και χρήματος μιας και δεν απαιτείται πλέον η εμφάνιση του φωτογραφικού φιλμ μέσω πολύπλοκων, χρονοβόρων και δαπανηρών διαδικασιών [31, 45].

2.1.2 Ενδοστοματική ακτινογραφία

Στην ενδοστοματική ακτινογραφία οι υποδοχείς ακτίνων Χ, που είτε πρόκειται για φιλμ στην περίπτωση της συμβατικής ακτινογραφίας είτε πρόκειται για PSP πλάκες ή ψηφιακούς αισθητήρες στην περίπτωση της ψηφιακής ακτινογραφίας,

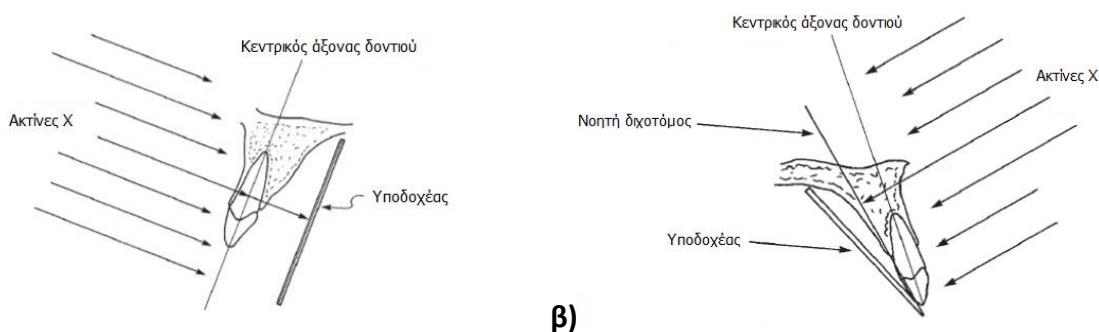
τοποθετούνται εντός της στοματικής κοιλότητας. Τα είδη της διδιάστατης ενδοστοματικής ακτινογραφίας διαφέρουν μεταξύ τους ως προς τον τρόπο λήψης και προβολής των εικονιζόμενων αντικειμένων και είναι τα εξής [46]:

- περιακρορριζική ακτινογραφία (periapical radiography) ή αλλιώς και οπισθοφατνική
- ακτινογραφία μυλικής σύγκλεισης (bitewing radiography)
- ακτινογραφία δήξεως (occlusal radiography)

Περιακρορριζική Ακτινογραφία

Η περιακρορριζική ακτινογραφία έχει τη δυνατότητα να προβάλλει μεμονωμένα δόντια και τους ιστούς γύρω από τις κορυφές. Κάθε εικόνα δείχνει συνήθως από δύο έως τέσσερα δόντια και παρέχει λεπτομερείς πληροφορίες σχετικά με τα δόντια και το φατνιακό οστό που τα περιβάλλει [46]. Υπάρχουν δύο τεχνικές προβολής για την περιακρορριζική ακτινογραφία:

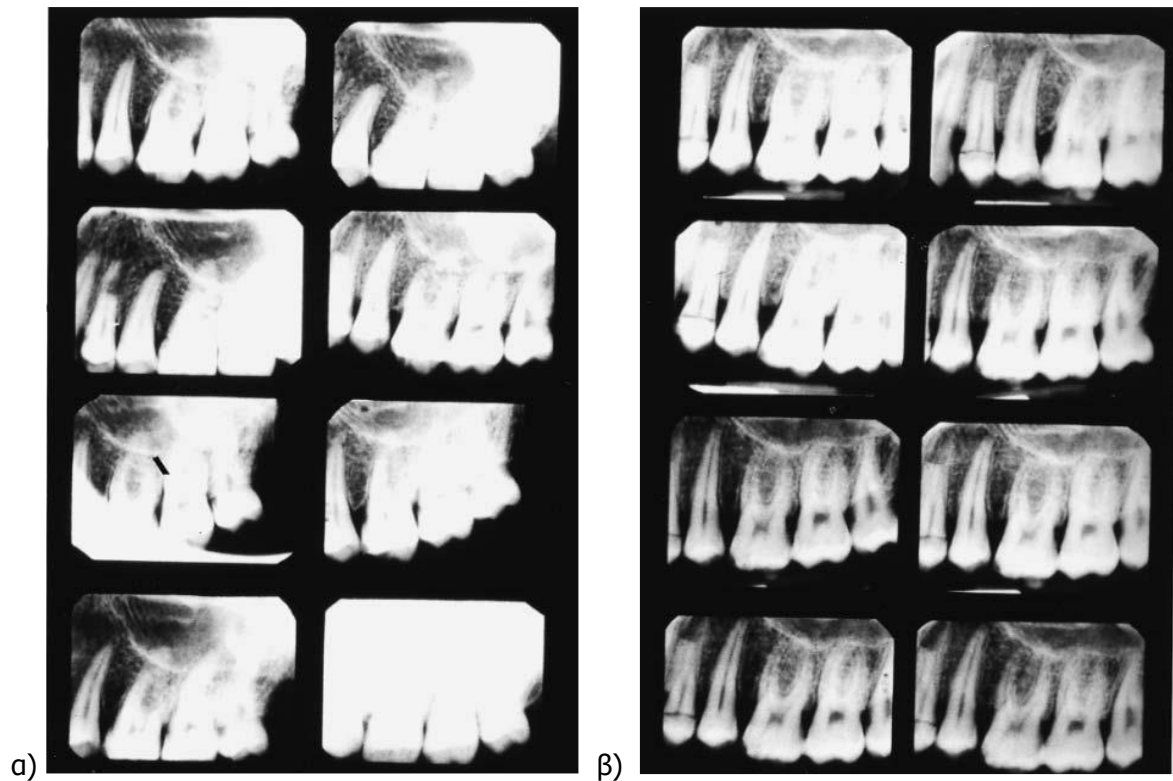
- η τεχνική του παραλληλισμού (paralleling technique) όπου ο υποδοχέας ακτίνων Χ (το φιλμ, η PSP πλάκα ή ο ψηφιακός αισθητήρας) τοποθετείται παράλληλα με τον κεντρικό άξονα του δοντιού και η κεφαλή των ακτίνων Χ ρίχνει την δέσμη παράλληλα προς το δόντι και τον υποδοχέα ακτίνων Χ (Εικόνα 2.4α)).
- η τεχνική της διχοτόμου (bisecting-angle technique) όπου ο υποδοχέας ακτίνων Χ τοποθετείται όσο το δυνατόν πλησιέστερα προς την υπερώια/γλωσσική επιφάνεια του δοντιού. Η γωνία που σχηματίζεται από τον υποδοχέα ακτίνων Χ και τον μεγάλο άξονα του δοντιού διχοτομείται νοητά και η κεφαλή της δέσμης των ακτίνων Χ τοποθετείται σε ορθή γωνία προς αυτή τη νοητή διχοτόμο, στοχεύοντας την κορυφή των δοντιών (Εικόνα 2.4β)) [47].



α)

β)

Εικόνα 2-4: Τεχνικές περιακρορριζικής ακτινογραφίας: α) Η τεχνική του παραλληλισμού, και β) η τεχνική της διχοτόμου [46].



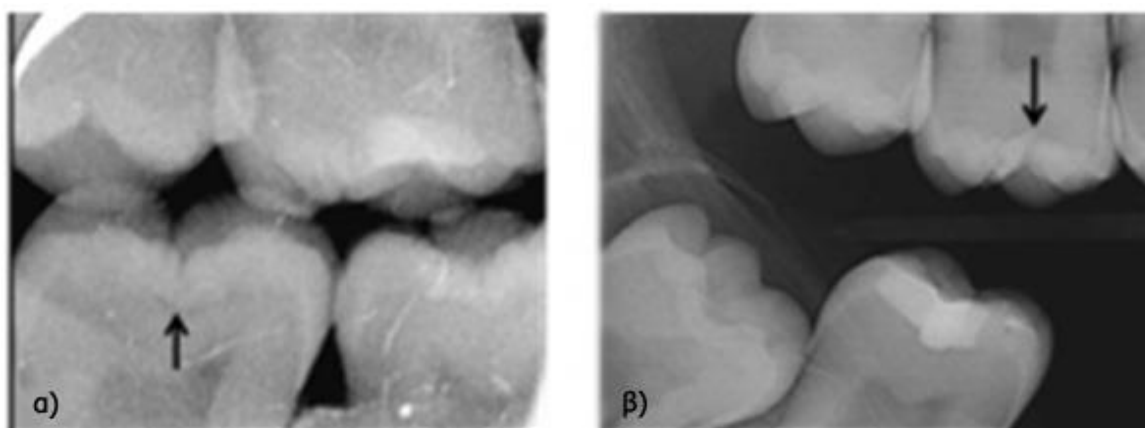
Εικόνα 2-5: Παραδείγματα περιακρορριζικής ακτινογραφίας: α) με την τεχνική της διχοτόμου, και β) με την τεχνική του παραλληλισμού. Γίνεται εμφανές πως η τεχνική του παραλληλισμού παρέχει πιο ακριβείς και αξιόπιστες εικόνες [46].

Η τεχνική του παραλληλισμού παρέχει πιο αξιόπιστες πληροφορίες σχετικά με την έκταση μιας παθολογικής διαδικασίας εφόσον παρέχει πιο ακριβείς, λιγότερο παραμορφωμένες εικόνες και προτείνεται ως η τεχνική που θα πρέπει να επιλέγεται για περιακρορριζική ακτινογραφία (Εικόνα 2.5) [48]. Η τεχνική της διχοτόμησης προτείνεται ως εναλλακτική τεχνική για περιπτώσεις που η μέθοδος του παραλληλισμού δεν μπορεί να εφαρμοστεί εξαιτίας της ανατομίας του στόματος του ασθενούς ή της δυσφορίας που μπορεί να προκαλέσουν τα στηρίγματα που χρησιμοποιούνται για τον υποδοχέα των ακτίνων Χ [49].

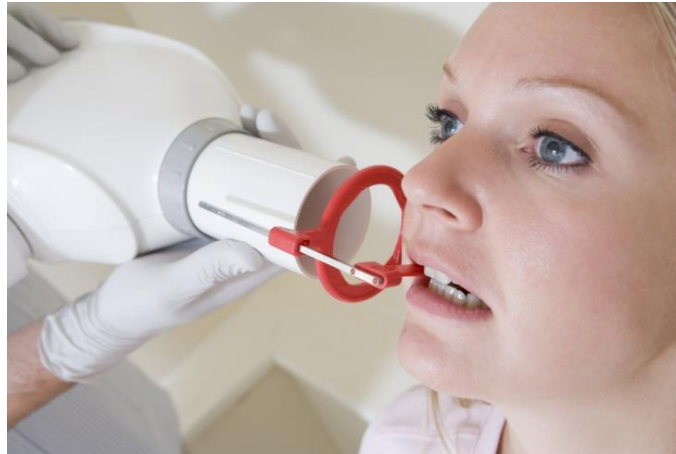
Η περιακρορριζική ακτινογραφία χρησιμοποιείται κυρίως για την αξιολόγηση της υγείας των περιακρορριζικών ιστών, για την εκτίμηση των δοντιών και των παρακείμενων ιστών μετά από τραύμα και για την αξιολόγηση των ακρορριζικής παθολογίας εντός του φατνιακού οστού. Επιπλέον, χρησιμοποιείται για να αποσαφηνιστεί η παρουσία ή απουσία εγκλείστου δοντιού. Τέλος, σε κάποιες περιπτώσεις χρησιμοποιείται κατά τη διάρκεια ή / και μετά από χειρουργικές και ενδοδοντικές θεραπείες [46].

Ακτινογραφία μυλικής σύγκλισης

Η ακτινογραφία μυλικής σύγκλισης (bitewing radiography) αποτελεί την πιο διαδεδομένη και έγκυρη ακτινογραφική μέθοδο ενδοστοματικής ακτινογραφίας για τον εντοπισμό της τερηδόνας (Εικόνα 2.6). Η τεχνική της ακτινογραφίας μυλικής σύγκλισης προτάθηκε από τον Raper το 1925 και χρησιμοποιείται μέχρι και σήμερα με μικρές μόνο τροποποιήσεις [38]. Το ακτινογραφικό πλακίδιο βρίσκεται πάνω στον συγκρατητήρα ακτινογραφιών, τον οποίο συγκρατεί ο ασθενής με τα δόντια του δαγκώνοντας το πτερύγιο (wing) που διαθέτει (Εικόνα 2.7). Έτσι προκύπτει και η αγγλική ορολογία “bitewing” της τεχνικής [38]. Η ακτινογραφία μυλικής σύγκλισης παρέχει την δυνατότητα εντοπισμού αρχόμενων τερηδονικών αλλοιώσεων καλύτερα από τις υπόλοιπες δισδιάστατες ακτινογραφικές τεχνικές και επιτρέπει την εκτίμηση της εξάπλωσης της τερηδόνας [50]. Πέρα από την ανίχνευση και παρακολούθηση της προόδου της τερηδόνας, αυτός ο τύπος ενδοστοματικής ακτινογραφίας χρησιμοποιείται για την εκτίμηση των υφιστάμενων αποκαταστάσεων και της περιοδοντικής κατάστασης. Προσφέρει ικανοποιητική απεικόνιση του φατνιακού οστού και αποτελεί μια αποτελεσματική μέθοδο για την ανίχνευση της φατνιακής οστικής απώλειας [51]



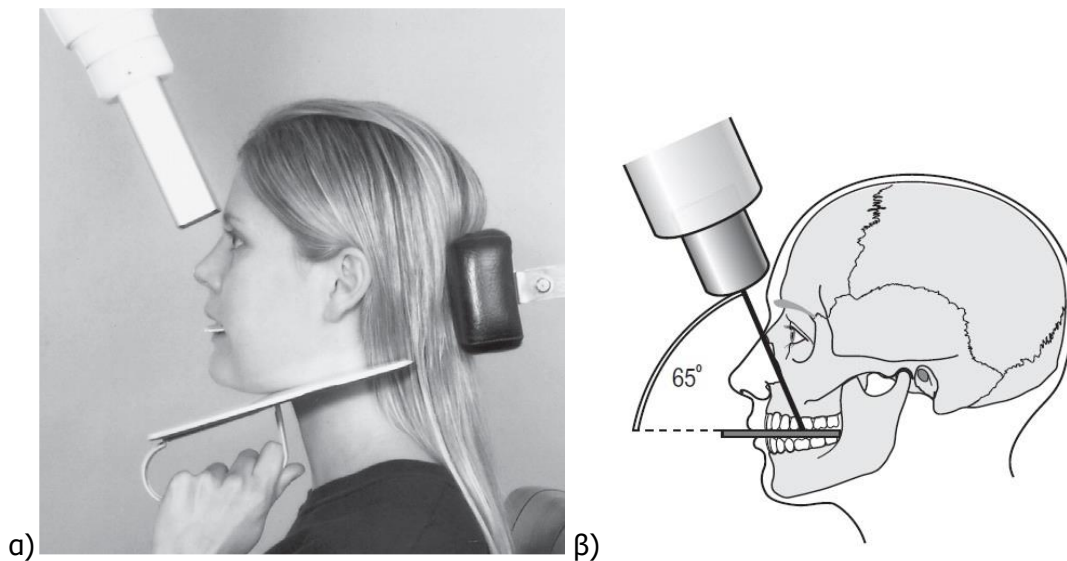
Εικόνα 2-6: Ακτινογραφίες μυλικής σύγκλισης: α) μασητική τερηδόνα στην οδοντίνη, και β) αρχόμενη μασητική τερηδόνα στην οδοντίνη [22].



Εικόνα 2-7: Παράδειγμα κλινικής τοποθέτησης για απόκτηση ακτινογραφίας μυλικής σύγκλισης [46].

Ακτινογραφία δήξεως

Η ακτινογραφία δήξεως (occlusal radiography) είναι μια ενδοστοματική τεχνική όπου ο υποδοχέας των ακτίνων Χ τοποθετείται στο μασητικό επίπεδο (Εικόνα 2.8).



Εικόνα 2-8: Παράδειγμα τοποθέτησης ασθενούς για την λήψη ακτινογραφίας δήξεως του μπροστινού μέρους της άνω γνάθου και των άνω πρόσθιων δοντιών: α) Κατά την λήψη της ακτινογραφίας ο ασθενής τοποθετείται με την μασητική επιφάνεια οριζόντια και παράλληλη προς το πάτωμα και καλείται να στηρίξει μια προστατευτική ασπίδα του θυρεοειδούς. Ο υποδοχέας ακτίνων Χ τοποθετείται επίπεδα μέσα στο στόμα, στις μασητικές επιφάνειες της κάτω γνάθου. Η κεφαλή είναι τοποθετημένη πάνω από τον ασθενή, με στόχο προς τον υποδοχέα σε γωνία 65° - 70° , μέσω της γέφυρας της μύτης, β) Διάγραμμα που δείχνει την τοποθέτηση του υποδοχέα ακτίνων Χ και την γωνία λήψης [46].

Η ακτινογραφία δήξεως έχει μεγάλη διαγνωστική σημασία στην οδοντιατρική πράξη καθώς υπάρχουν πολλές περιπτώσεις όπου οι ακτινογραφίες μυλικής σύγκλισης και οι περιακρορριζικές δεν επαρκούν [52]. Βοηθούν κυρίως στη ανίχνευση της παρουσίας έγκλειστων κυνοδόντων, ξένων σωμάτων, διατηρούμενων ριζών και στην εκτίμηση του μεγέθους και της έκτασης βλαβών όπως κύστεις ή όγκους στην πρόσθια άνω γνάθο. Στην Εικόνα 2.9 δίνονται παραδείγματα ακτινογραφιών δήξεως.



Εικόνα 2-9: Παραδείγματα ακτινογραφιών δήξεως [53, 54].

2.1.3 Εξωστοματική ακτινογραφία

Στην εξωστοματική ακτινογραφία το φιλμ, οι πλάκες PSP, ή οι ψηφιακοί αισθητήρες τοποθετούνται εκτός της στοματικής κοιλότητας, πίσω από το κεφάλι του ασθενούς και αντίθετα από το απεικονιζόμενο αντικείμενο. Οι πιο διαδεδομένες τεχνικές διδιάστατης εξωστοματικής ακτινογραφίας είναι:

- πανοραμική ακτινογραφία (panoramic radiography)
- κεφαλομετρική ακτινογραφία (cephalometric radiography)

ενώ οι επικρατέστερες τεχνικές τρισδιάστατης εξωστοματικής ακτινογραφίας είναι :

- συμβατική υπολογιστική τομογραφία (computed tomography)
- υπολογιστική τομογραφία κωνικής δέσμης (Cone Beam Computed Tomography ή CBCT)

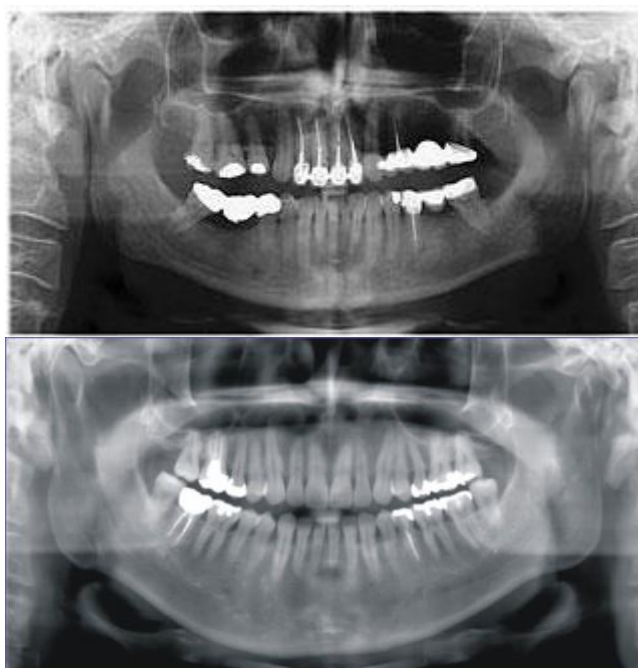
Πανοραμική ακτινογραφία

Η πανοραμική ακτινογραφία (panoramic radiography) είναι μια πανοραμική σάρωση της διδιάστατης όψης των σιαγόνων και των υποστηρικτικών δομών τους από αυτί σε αυτί. Ο εξοπλισμός λήψης πανοραμικών ακτινογραφιών αποτελείται από έναν περιστρεφόμενο βραχίονα που έχει στο ένα άκρο την πηγή των ακτίνων Χ και στην άλλη των υποδοχέα. Λαμβάνεται με τον ασθενή να είναι τοποθετημένος με το κεφάλι του να στέκεται μεταξύ της γεννήτριας και του υποδοχέα των ακτίνων Χ (Εικόνα 2.10). Καθώς ο βραχίονας περιστρέφεται προβάλλεται στον υποδοχέα των ακτίνων το τμήμα της ανατομίας του ασθενούς που σαρώνεται την συγκεκριμένη στιγμή. Μόλις ολοκληρωθεί η διαδικασία και έχει σαρωθεί περιμετρικά όλο το κρανίο προβάλλεται η πλήρης πανοραμική ανατομία [55].

Η πανοραμική ακτινογραφία (Εικόνα 2.11) αποτελεί μια δημοφιλή τεχνική στο τομέα της οδοντιατρικής και οι κύριοι λόγοι για αυτό περιλαμβάνουν ότι όλα τα δόντια και οι υποστηρικτικές δομές τους εμφανίζονται σε μια εικόνα, η τεχνική είναι σχετικά απλή και η δόση της ακτινοβολίας είναι σχετικά χαμηλή. Απαιτείται περίπου το 1/5 της δόσης από έναν έλεγχο πλήρους στόματος με χρήση ενδοστοματικής ακτινογραφίας. Το βασικότερο μειονέκτημα αυτής της τεχνικής είναι ότι η προκύπτουσα προβολή είναι μια διατομεακή ακτινογραφία που παράγεται με την κίνηση του εξοπλισμού και, όπως και σε όλες τις μορφές τομογραφίας, μόνο δομές εντός της τομής θα είναι εμφανείς και στη τελική εικόνα. Η ποιότητα της πανοραμικής εικόνας είναι γενικά κατώτερη από αυτή που λαμβάνεται με τη χρήση ενδοστοματικών ακτινογραφικών τεχνικών και η ερμηνεία της πιο περίπλοκη [46]. Χρησιμοποιείται κυρίως για διαγνωστικά προβλήματα όπου απαιτείται ευρεία κάλυψη των σιαγόνων. Παραδείγματα τέτοιων περιπτώσεων είναι η αξιολόγηση τραύματος, ο εντοπισμός του τρίτου γομφίου, η επιβεβαίωση γνωστών ή προς υποψία μεγάλων αλλοιώσεων, η αξιολόγηση της φατνιακής κορυφής για την εισαγωγή οδοντικών εμφυτευμάτων και η αποτίμηση χειρουργικών επεμβάσεων άνω ή κάτω γνάθου. Αυτές οι εργασίες δεν απαιτούν την υψηλή ευκρίνεια και τις έντονες λεπτομέρειες των ενδοστοματικών ακτινογραφιών [47, 55].



Εικόνα 2-10: Ασθενής τοποθετημένος για λήψη πανοραμικής ακτινογραφίας [46].



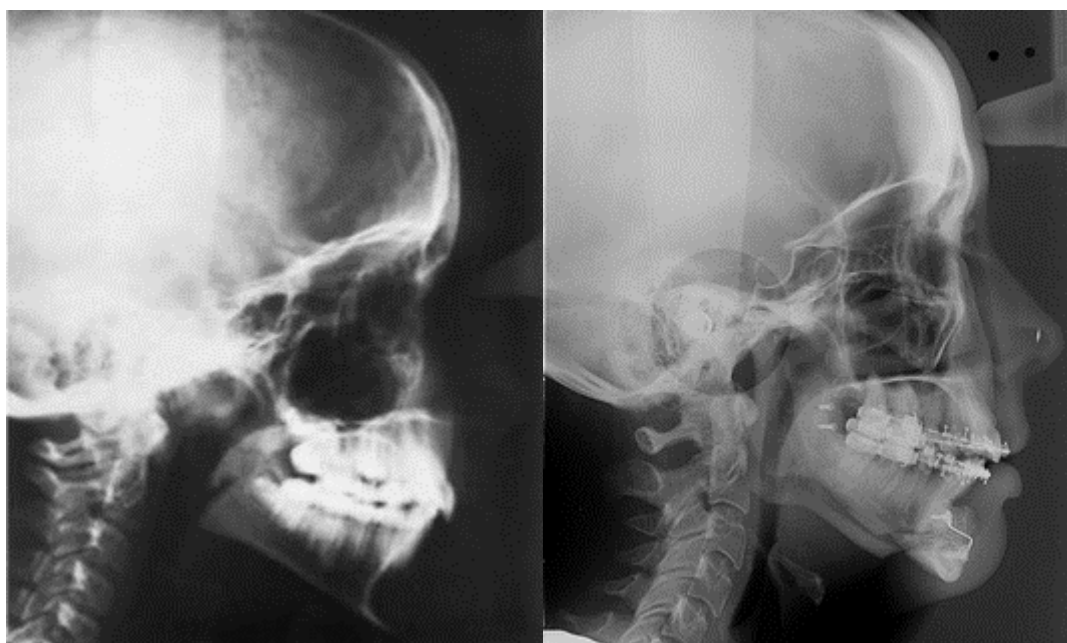
Εικόνα 2-11: Παραδείγματα πανοραμικών ακτινογραφιών [46].

Κεφαλομετρική ακτινογραφία

Η κεφαλομετρική ακτινογραφία (cephalometric radiography) (Εικόνα 2.12) αποτελεί μια τυποποιημένη μορφή ακτινογραφίας κρανίου που χρησιμοποιείται εκτενώς στην οδοντιατρική για να αξιολογήσει τις σχέσεις των δοντιών προς τις

σιαγώνες και των σιαγώνων προς το υπόλοιπο του σκελετού του προσώπου. Η τυποποίηση είναι απαραίτητη για την ανάπτυξη της εφόσον η μέτρηση και η σύγκριση συγκεκριμένων αποστάσεων, σημείων και γραμμών του προσώπου αποτελεί πλέον αναπόσπαστο κομμάτι της ορθοδοντικής αξιολόγησης [46].

Η κύρια συνεισφορά της αφορά κυρίως στους τομείς της ορθοδοντικής και της προγναθικής χειρουργικής. Στην ορθοδοντική αποτελεί απαραίτητο βοήθημα για την αρχική διάγνωση και την επιβεβαίωση των υποκείμενων ανωμαλιών στο σκελετικό ή μαλακό ιστό του κρανίου. Συνεισφέρει στο σχεδιασμό της θεραπείας, στην παρακολούθηση της προόδου της και στην αξιολόγηση των αποτελεσμάτων της. Παρομοίως στην προγναθική χειρουργική βοηθά στην προεγχειρητική αξιολόγηση των σκελετικών και μαλακών ιστών, στον προγραμματισμό της θεραπείας και στην μετεγχειρητική εκτίμηση των αποτελεσμάτων [46, 56].

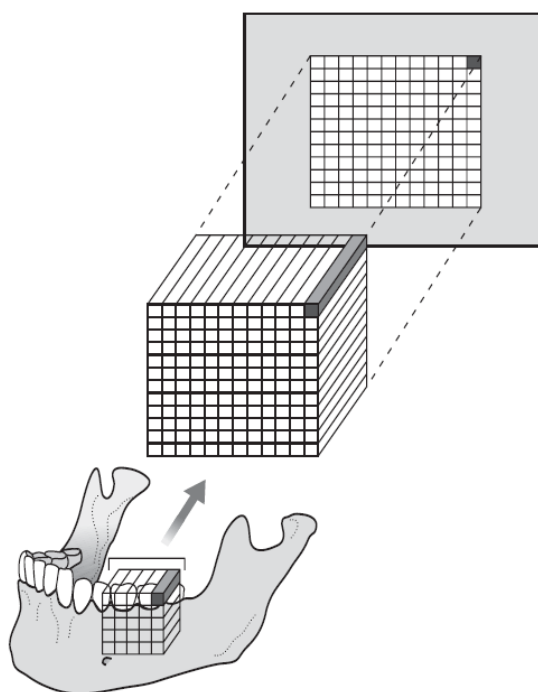


Εικόνα 2-12: Παραδείγματα κεφαλομετρικής ακτινογραφίας [46].

Μέχρι πρόσφατα η συμβατική κεφαλομετρική ανάλυση γινόταν με τον εντοπισμό ακτινογραφικών οροσημάτων σε επικαλύψεις αιθυλεστέρα και την μέτρηση των γραμμικών και γωνιακών τιμών. Με τη ραγδαία εξέλιξη της υπολογιστικής ακτινογραφίας, η ψηφιακή ανίχνευση έχει αντικαταστήσει σταδιακά τις χειρωνακτικές μεθόδους ανίχνευσης [57].

Συμβατική υπολογιστική τομογραφία

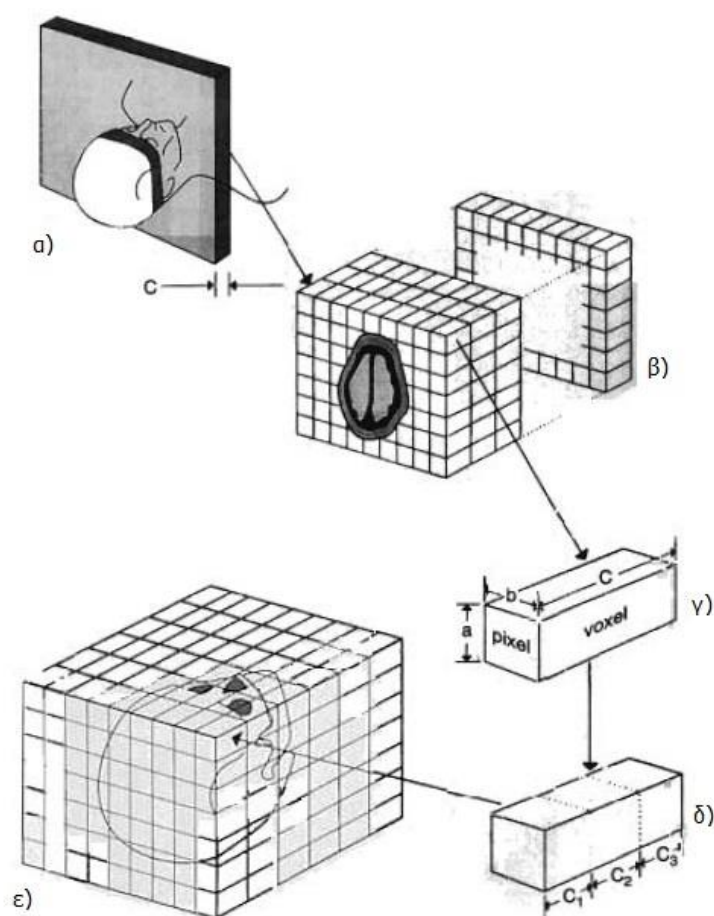
Οι διδιάστατες τεχνικές που περιγράφηκαν, τόσο σε αναλογική όσο και σε ψηφιακή μορφή, προβάλλουν στις δύο διαστάσεις του μέσου απεικόνισης τις τρισδιάστατες δομές των απεικονιζόμενων αντικειμένων. Στην ψηφιακή, κάθε pixel δύο διαστάσεων αντιπροσωπεύει ένα κυβοειδές τριών διαστάσεων, ή αλλιώς ενός voxel, του ασθενούς. Αυτό φαίνεται διαγραμματικά στην Εικόνα 2.13. Το βάθος του κυβοειδούς εξαρτάται από το πάχος του μέρους του σώματος που διαπερνάται από τις ακτίνες X. Κάθε pixel μετρά την συνολική απορρόφηση ακτίνων X στο σύνολο του κάθε voxel [46]. Αυτός ο διδιάστατος περιορισμός έχει ξεπεραστεί με την ανάπτυξη της υπολογιστικής τομογραφίας (computed tomography - CT).



Εικόνα 2-13: Διάγραμμα που επιδεικνύει πως οι τρεις διαστάσεις της σιαγόνας προβάλλονται ως ψηφιακή εικόνα αποτελούμενη από έναν πίνακα διδιάστατων pixels [46].

Η αξονική τομογραφία ανακαλύφθηκε από τον Hounsfield το 1974 και σήμερα, έπειτα από βελτιώσεις, η οδοντιατρική αξονική τομογραφία χρησιμοποιείται για τη διάγνωση της στοματικής και γναθοπροσωπικής παθολογίας. Το κύριο πλεονέκτημά της έναντι των διδιάστατων ακτινογραφιών είναι το γεγονός ότι μπορεί να εξαλείψει την υπέρθεση των εικόνων των παρακείμενων ιστών. Δεδομένου ότι παρέχει εικόνες οστών με υψηλή ποιότητα, είναι η πιο ευρέως

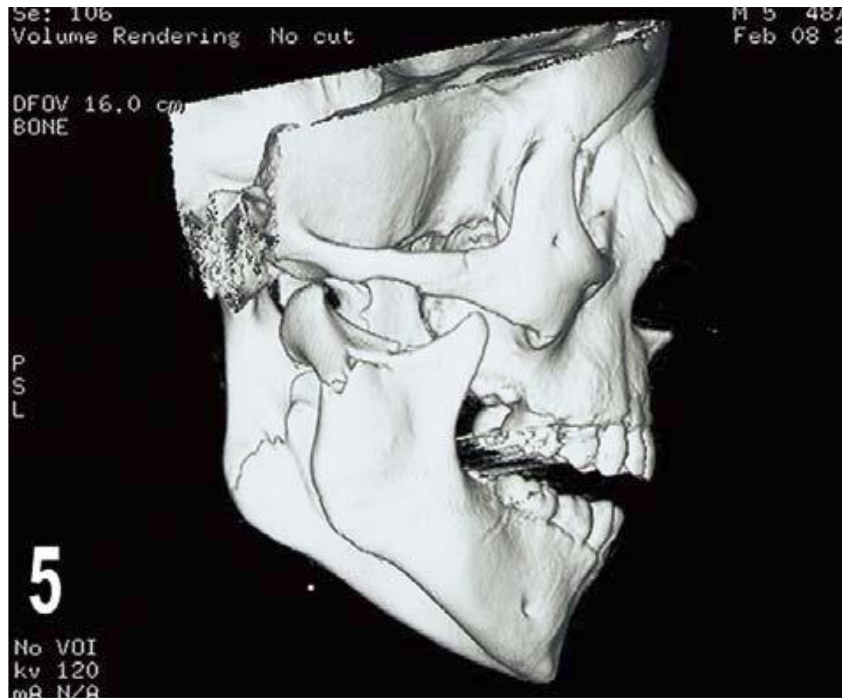
χρησιμοποιούμενη τεχνική απεικόνισης. Οι τομογραφικές εικόνες, που λαμβάνονται ως εγκάρσιες διατομές, αποθηκεύονται στον υπολογιστή και στη συνέχεια ανασυντάσσονται. Με αυτό τον τρόπο, λαμβάνονται απεικονίσεις του αντικειμένου ενδιαφέροντος (του κρανίου όσον αφορά σε οδοντιατρικές εφαρμογές) σε αξονικό, οβελιαίο και στεφανιαίο επίπεδο. Όταν αυτά τα επίπεδα συνδυαστούν με τη βοήθεια λογισμικού, μπορεί να ληφθεί τρισδιάστατη εικόνα (Εικόνα 2.14).



Εικόνα 2-14: Η κατασκευή της CT εικόνας: α) Τα δεδομένα μια εικόνας ενός επιπέδου λαμβάνονται από πολλαπλές προβολές που πραγματοποιήθηκαν κατά τη διάρκεια μιας περιστροφής 360° γύρω από τον ασθενή, β) Μία εικόνα ενός επιπέδου κατασκευάζεται από τα χαρακτηριστικά απορρόφησης του θέματος και εμφανίζεται ως διαφορές σε οπτική πυκνότητα, που κυμαίνονται από -1000 έως 1.000 μονάδες Hounsfield. Πολλά επίπεδα μπορούν να απεικονιστούν από πολλαπλές συνεχόμενες σαρώσεις, γ) Η εικόνα αποτελείται από μία μήτρα των επιμέρους pixels που αντιπροσωπεύουν την όψη ενός όγκου που ονομάζεται voxel. Παρά το γεγονός ότι οι διαστάσεις a και b καθορίζονται εν μέρει από το πρόγραμμα του υπολογιστή που χρησιμοποιείται για την κατασκευή της εικόνας, η διάσταση c ελέγχεται από τους κατευθυντήρες όπως και στο α), δ) Κυβοειδή voxels μπορεί να δημιουργηθούν από το αρχικό ορθογώνιο voxel με παρεμβολή υπολογιστή και ε) Αυτό επιτρέπει το σχηματισμό τρισδιάστατης εικόνας [58].

Οι εικόνες λαμβάνονται από περιστρεφόμενο σύστημα πηγής ακτινοβολίας με τον ασθενή ενδιάμεσα των δύο αυτών στοιχείων, σε ύπτια θέση και κατά τη διάρκεια ήρεμης αναπνοής [58]. Για την αξιολόγηση μαλακών ιστών κάποιες φορές χρειάζεται ενέσιμη χορήγηση παραγόντων αντίθεσης (contrast agents) με στόχο την βελτίωση της απεικονιστικής δυνατότητας της αξονικής τομογραφίας. Όταν λαμβάνεται μια αξονική τομογραφία της στοματικής και γναθοπροσωπικής περιοχής, οι εικόνες αποκτούνται από την κορυφή του μετωπιαίου κόλπου προς την υπογενίδια περιοχή. Η αξονική τομογραφία χρησιμοποιείται σε γναθοπροσωπική χειρουργική, επανορθωτική χειρουργική, ορθογναθική χειρουργική, οδοντιατρικές εφαρμογές και εμφύτευμα, ανίχνευση αλλοιώσεων, όπως κύστες/όγκοι, τραύματα και ασθένειες των κροταφογναθικών αρθρώσεων.

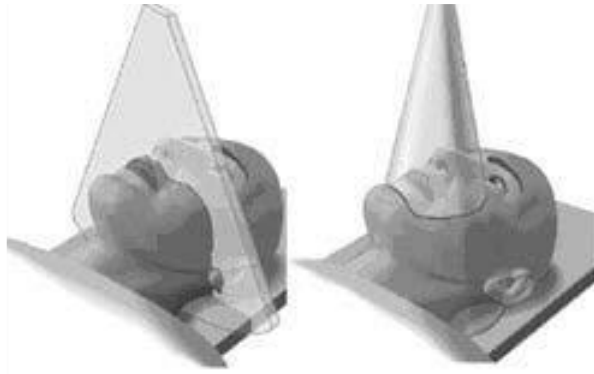
Η οδοντιατρική αξονική τομογραφία έχει πολλά πλεονεκτήματα έναντι των δισδιάστατων ακτινογραφικών τεχνικών. Καταρχήν, η ανεπιθύμητη υπέρθεση άλλων ιστών στην περιοχή εξαλείφεται και εξαιτίας της υψηλής ανάλυσης της αξονικής τομογραφίας, οι διαφορές μεταξύ των ιστών με διαφορετικές φυσικές πυκνότητες μπορούν να διακριθούν καλύτερα. Είναι γεγονός ότι με την υπολογιστική τομογραφία είναι εφικτό να διακριθούν ιστοί των οποίων η φυσική πυκνότητα διαφέρει λιγότερο από 1%, ενώ στις συμβατικές τεχνικές χρειάζεται διαφορά πυκνότητας τουλάχιστον 10% για να μπορούν να διακριθούν. Επιπλέον, είναι δυνατή η λήψη εικόνων των ιστών που βρίσκονται σε αξονικό, στεφανιαίο και οβελιαίο επίπεδο και δεν δημιουργεί καμία παραμόρφωση. Αποτελεί ένα ιδιαίτερα χρήσιμο εργαλείο για το σχεδιασμό της οδοντικής εισαγωγής του εμφυτεύματος. Τέλος, στην παρουσία σχηματισμών όπως είναι οι κύστες και οι όγκοι μπορεί να προσδιορίσει αν αυτοί οι σχηματισμοί έχουν στερεά ή υγρή δομή μέσω μετρήσεων της πυκνότητας [58]. Τα κύρια μειονεκτήματα της οδοντιατρικής αξονικής τομογραφίας είναι η αναγκαιότητα χορήγησης παραγόντων αντίθεσης για την απεικόνιση των μαλακών ιστών, η μεγαλύτερη έκθεση του ασθενούς σε ακτινοβολία και η υποβάθμιση της εικόνας από μεταλλικά αντικείμενα όπως το οδοντιατρικό στέμμα και τα σφραγίσματα [47]. Στην Εικόνα 2.15 προβάλλεται παράδειγμα απεικόνισης υπολογιστικής αξονικής τομογραφίας.



Εικόνα 2-15: Παράδειγμα τρισδιάστατης απεικόνισης υπολογιστικής τομογραφίας [59].

Υπολογιστική τομογραφία κωνικής δέσμης

Στις αρχές του 2000 η αξονική τομογραφία εξελίχθηκε στην υπολογιστική τομογραφία κωνικής δέσμης, η οποία αποτελεί μία αξονική τομογραφία αποκλειστικά για οδοντιατρική χρήση. Η υπολογιστική τομογραφία κωνικής δέσμης που ονομάζεται και ογκομετρική τομογραφία (volumetric tomography), πήρε το όνομά της εξαιτίας της δέσμης ακτινοβολίας κωνικού σχήματος που χρησιμοποιεί. Η βασική της διαφορά έναντι της συμβατικής υπολογιστικής ακτινογραφίας είναι στο ότι δεν απαιτείται η αρχική λήψη εγκάρσιων τομών για την ανασύνθεση της εικόνας (Εικόνα 2.16), αλλά οι τομές αυτές δημιουργούνται ψηφιακά από τον υπολογιστή μετά από επεξεργασία του ψηφιακού ειδώλου του αντικείμενου που ακτινοβολήθηκε. Επίσης, το σύστημα πηγής ακτινοβολίας και αισθητήρα περιστρέφεται μόνο μια φορά κατά 360° γύρω από τον ασθενή ενώ η τράπεζα παραμένει ακίνητη. Κατά την περιστροφή αυτή εκπέμπεται μία ακτίνα X ανά μοίρα περιστροφής και με αυτό τον τρόπο λαμβάνεται το τρισδιάστατο είδωλο του αντικείμενου από διαφορετικές γωνίες [60, 61].



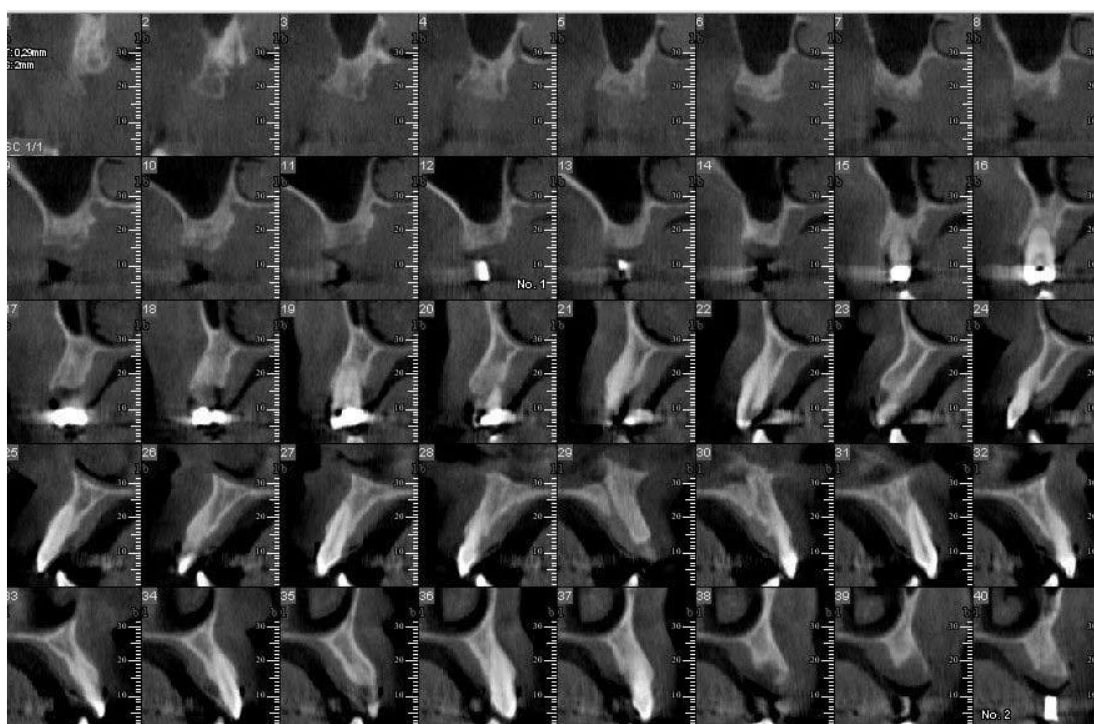
Εικόνα 2-16: Αρχές λειτουργίας συμβατικού ιατρικού υπολογιστικού τομογράφου (αριστερά) και κωνικής δέσμης υπολογιστικού τομογράφου (δεξιά) [62].

Η ποιότητα που λαμβάνεται τόσο από τον συμβατικό υπολογιστικό τομογράφο όσο και από τον τομογράφο κωνικής δέσμης είναι εξίσου υψηλή, με τον δεύτερο όμως να παρέχει σημαντικά μικρότερη δόση ακτινοβολίας [63, 64]. Οι τομογράφοι κωνικής δέσμης παρέχουν την δυνατότητα περιορισμού του πεδίου ακτινοβολήσης και μειώνουν σημαντικά τον χρόνο ακτινοβολήσης. Γίνεται λοιπόν εύκολα κατανοητό γιατί ο οδοντιατρικός υπολογιστικός τομογράφος κωνικής δέσμης ονομάζεται και χαμηλής δόσης οδοντιατρικός υπολογιστικός τομογράφος (Εικόνα 2.17). Επιπλέον, οι εικόνες που λαμβάνονται από τον οδοντιατρικό υπολογιστικό τομογράφο κωνικής δέσμης (Εικόνα 2.18) παρέχουν μείωση των ψευδοενδείξεων (artifacts) που προέρχονται από μεταλλικές προσθέσεις [65, 66].



Εικόνα 2-17: Ο οδοντιατρικός υπολογιστικός τομογράφος NewTom9000 (QR, Verona, Italy) [62].

Η νέα αυτή απεικονιστική μέθοδος συνοδεύτηκε από την ανάπτυξη λογισμικού το οποίο είναι συμβατό με οποιονδήποτε ηλεκτρονικό υπολογιστή καθιστώντας τα συστήματα του αξονικού τομογράφου κωνικής δέσμης διαδραστικά συστήματα. Στα συστήματα της συμβατικής αξονικής τομογραφίας η ανασύνθεση των τομογραφικών εικόνων ήταν εφικτή μόνο στο λογισμικό του υπολογιστή του αξονικού τομογράφου και οι τομογραφικές εικόνες περιορίζονταν στις στατικές εικόνες που αποτελούσαν το προϊόν της εκτύπωσης [67].



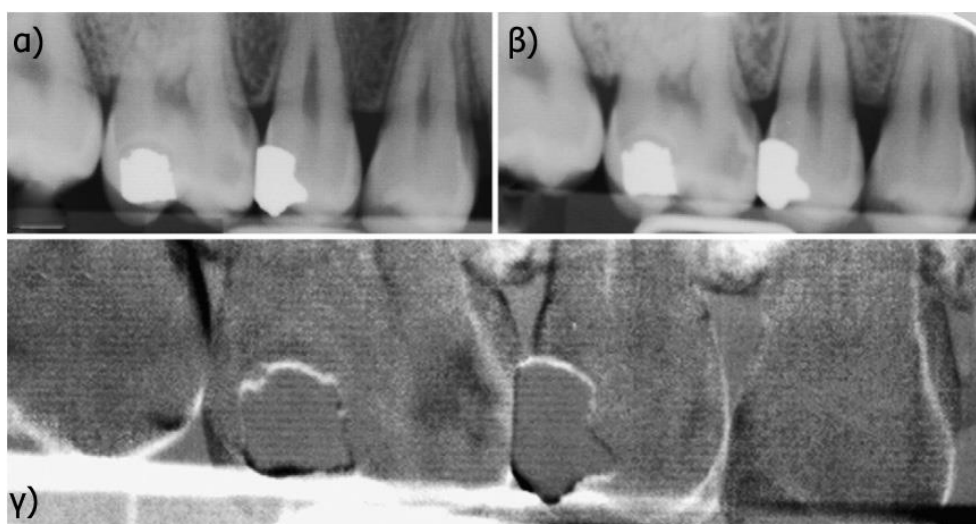
Εικόνα 2-18: Παραδείγματα εικόνων οδοντιατρικού υπολογιστικού τομογράφου κωνικής δέσμης. Πρόκειται για κάθετες τομές ανά 2mm στην άνω γνάθο ασθενούς στον οποίο πρόκειται να τοποθετηθούν εμφυτεύματα [67].

2.1.4 Αφαιρετική ακτινογραφία

Η αφαιρετική ακτινογραφία (digital subtraction radiography) εισάχθηκε από τον B. G. Zeides des Plantes τη δεκαετία του 1920 αλλά ξεκίνησε να χρησιμοποιείται στην οδοντιατρική αρκετά χρόνια αργότερα, τη δεκαετία του 1980 [68]. Η μέθοδος αυτή επιτρέπει τον εντοπισμό μικρών διαφορών μεταξύ διαδοχικών ακτινογραφιών οι οποίες διαφορετικά δεν θα είχαν εντοπιστεί εξαιτίας της υπέρθεσης των ανατομικών δομών και των διαφορών στην ακτινογραφική πυκνότητα που είναι πολύ μικρές για να παρατηρηθούν από ανθρώπινο μάτι [44]. Η διαδικασία είναι αρκετά απλή. Λαμβάνεται μια πρώτη ακτινογραφία και μετά την πάροδο κάποιου

χρονικού διαστήματος κατά την οποία τα στοιχεία της πρώτης έχουν μεταβληθεί, λαμβάνεται μια δεύτερη. Για να είναι αξιόπιστα τα αποτελέσματα πρέπει οι δύο ακτινογραφίες να είναι παρόμοιες σε ό,τι αφορά στην φωτεινότητα και στην γεωμετρία προβολής. Οι δύο εικόνες συγκρίνονται υπολογιστικά pixel με pixel και προκύπτει μια νέα εικόνα η οποία δείχνει τις διαφορές μεταξύ των δύο εικόνων και «διώχνει» τα στοιχεία εκείνα που έχουν παραμείνει αμετάβλητα [37, 44].

Η αφαιρετική ακτινογραφία έχει χρησιμοποιηθεί για την αξιολόγηση της εξέλιξης, αναχαίτισης και υποχώρησης μιας τερηδονικής αλλοίωσης (Εικόνα 2.19). Η αξία των pixel της αρχικής εικόνας αφαιρείται από την αξία των αντίστοιχων pixel της τελικής εικόνας και συνεπώς όταν δεν υπάρχει κάποια αλλαγή το pixel της τελικής εικόνας θα είναι 0. Όταν η αλλοίωση έχει εξελιχτεί ή έχει υποχωρήσει τότε το pixel της τελικής εικόνας θα είναι διάφορο του 0. Η υποχώρηση της βλάβης θα έχει ως αποτέλεσμα pixels μεγαλύτερα του 0 ενώ η εξέλιξη pixels μικρότερα του 0. Επειδή όμως οι αρνητικές τιμές των pixels δε μπορούν να εμφανιστούν στην οθόνη, συνήθως προστίθεται η τιμή 127 στο αποτέλεσμα της αφαιρετικής διαδικασίας.



Εικόνα 2-19: Παράδειγμα αφαιρετικής ακτινογραφίας για την αξιολόγηση της εξέλιξης όμορης τερηδόνας: α) ακτινογραφία μυλικής σύγκλισης που δείχνει τερηδόνα στην εγγύς επιφάνεια του πρώτου γομφίου, β) ακτινογραφία μετά από 12 μήνες, και γ) οι περιοχές που παρουσιάζουν διαφορές μεταξύ των δυο ακτινογραφιών εμφανίζονται με μαύρο και στην συγκεκριμένη περίπτωση η όμορη τερηδόνα έχει εξελιχτεί [39].

Έτσι όλες οι ανατομικές δομές που παρέμειναν αμετάβλητες στις δυο ακτινογραφίες εμφανίζονται ως ουδέτερο γκρι φόντο. Οι περιοχές όπου η

αλλοίωση υποχώρησε εμφανίζονται φωτεινότερες από το φόντο ενώ αυτές όπου η αλλοίωση εξελίχτηκε εμφανίζονται σκουρότερες από το φόντο [38, 39, 44, 68]. Είναι σημαντικό να ξεκαθαριστεί πως η αφαιρετική ακτινογραφία δεν εντοπίζει την τερηδόνα αλλά εντοπίζει αλλαγές οι οποίες είναι ικανές να αποκαλύψουν την συμπεριφορά της στην πάροδο του χρόνου. Από την περιγραφή γίνεται εύκολα κατανοητό πως οι δυο ακτινογραφίες πρέπει να είναι απόλυτα ευθυγραμμισμένες και με παρόμοια αντίθεση και πυκνότητα καθώς οποιαδήποτε αισθητή διαφορά στην ευθυγράμμιση ή στην αντίθεση και στην πυκνότητα θα οδηγήσει σε pixels που λανθασμένα θα αξιολογηθούν ως αλλαγή. Για την αντιμετώπιση του προβλήματος αυτού έχουν αναπτυχθεί αλγόριθμοι που πραγματοποιούν την ευθυγράμμιση των εικόνων και προσαρμογή της αντίθεσης και της πυκνότητας τους [39, 44, 68]. Επιπλέον, είναι προφανώς απαραίτητο ο αριθμός των pixels να είναι ίδιος στις δυο εικόνες, γεγονός που εύκολα επιτυγχάνεται με τα συστήματα PSP, CCD και CMOS ψηφιακής ακτινογραφίας [37].

2.2 Τεχνική ψηφιακής φωτογραφίας

Η έννοια και η διαδικασία της φωτογραφίας παρουσιάστηκαν για πρώτη φορά το 1839 από τον Louis Daguerre και το ίδιο έτος ο Alexander Wolcott σχεδίασε την πρώτη φωτογραφική μηχανή που στηριζόταν στην ιδέα του Daguerre. Μέχρι τότε, για τις εικονικές αναπαραστάσεις και περιγραφές της κατάστασης των δοντιών και των διαφόρων διαδικασιών χρησιμοποιούταν το ιχνογράφημα (ιατρικό σχέδιο). Με την εξάπλωση όμως της τεχνικής της φωτογραφίας το ιατρικό σχέδιο αντικαταστήθηκε από την ιατρική φωτογραφία. Η πρόοδος στην τεχνική της φωτογραφίας συνεχίστηκε για τα επόμενα 150 χρόνια και στις αρχές του 21^{ου} αιώνα εξελίχθηκε στην ψηφιακή φωτογραφία [69]. Στη σημερινή εποχή, η ψηφιακή οδοντιατρική φωτογραφία αποτελεί πλέον ένα αναπόσπαστο κλινικό και εργαστηριακό εργαλείο για τον οδοντίατρο δεδομένου ότι βοηθά στην απόκτηση γνώσης και την κατάλληλη αξιοποίησή της. Η λήψη καλής ποιότητας φωτογραφιών είναι ένα άριστο και πολυποίκιλο μέσο σχεδίασης, τεκμηρίωσης και επικοινωνίας.

Σε έρευνα [70] που έγινε στην Αγγλία το 2004 σε τυχαίο δείγμα 1000 γενικών οδοντιάτρων αποδείχθηκε ότι το 36% χρησιμοποιούσαν την τεχνική της

φωτογραφίας στην κλινική πράξη. Το 65% από αυτούς χρησιμοποιούσαν ενδοστοματική 35mm κάμερα, το 18% ψηφιακή κάμερα και το 12% ψηφιακή ενδοστοματική κάμερα. Οι βασικοί λόγοι που έκαναν χρήση της φωτογραφίας ήταν 72% για συμβουλευτική και ενεργοποίηση των ασθενών, 68% για τεκμηρίωση πιθανής αστικής ευθύνης, 63% για την εκπόνηση του σχεδίου θεραπείας και 43% για επικοινωνία με το εργαστήριο. Σε παρόμοια έρευνα [71] που πραγματοποιήθηκε πάλι στην Αγγλία το 2010 σε τυχαίο δείγμα 1000 γενικών οδοντιάτρων, το ποσοστό των οδοντιάτρων που έκαναν χρήση της φωτογραφίας αυξήθηκε σε 48%, εκ των οποίων το 59% χρησιμοποιούσαν ψηφιακή κάμερα, το 34% ενδοστοματική 35mm κάμερα και το 19% βιντεοκάμερα. Οι βασικοί λόγοι χρήσης της φωτογραφίας ήταν 84% για την εκπόνηση του σχεδίου θεραπείας, 75% για συμβουλευτική και ενεργοποίηση των ασθενών, 71% για τεκμηρίωση πιθανής αστικής ευθύνης, και 64% για επικοινωνία με το εργαστήριο. Με την σύγκριση των δύο αυτών ερευνών είναι προφανής η αύξηση της χρήσης της φωτογραφίας ως απεικονιστικής τεχνικής και της ψηφιακής φωτογραφικής μηχανής ως μέσο λήψης.

Ο σκοπός της ψηφιακής οδοντιατρικής φωτογραφικής εικόνας είναι να καταγράψει τις οπτικές λεπτομέρειες της φυσιοπαθολογίας των μαλακών και σκληρών οδοντικών ιστών καθώς επίσης και των διαδικασιών αποκατάστασή τους [72]. Αποτελεί ένα κλινικό μέσο ευρείας εφαρμογής και προσιτής τιμής που εφαρμόζεται ως εργαλείο τεκμηρίωσης, επικοινωνίας, συμβουλευτικής, ποιοτικού ελέγχου και προβολής, ενώ στο εξωτερικό λειτουργεί και ως μέσο τεκμηρίωσης πιθανών απεμπλοκών από προβλήματα αστικής ευθύνης [69]. Η λήψη φωτογραφιών των αλλοιώσεων οδοντικών ιστών δίνει την δυνατότητα παρακολούθησης της πορείας της βλάβης και της επανεξέτασης σε δεύτερο χρόνο.

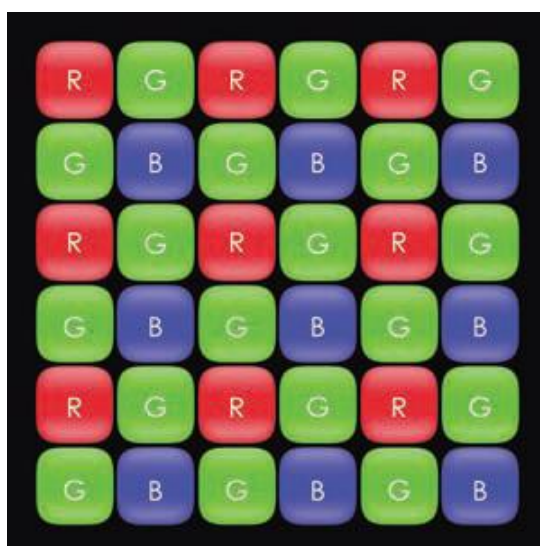
2.2.1 Μέσα λήψης ψηφιακής φωτογραφίας

Στο παρελθόν, για την λήψη φωτογραφιών χρησιμοποιούσαν φωτογραφικό φιλμ το οποίο βασιζόταν στην ίδια αρχή λειτουργίας με το ακτινογραφικό φιλμ. Το φωτογραφικό φιλμ, όπως και το ακτινογραφικό που περιγράφηκε παραπάνω, αποτελείται από κρυστάλλους του αλογονιδίου του αργύρου σε ένα γαλάκτωμα ζελατίνης, οι οποίοι φορτίζονται ηλεκτρικά κατά αναλογία της ποσότητας του

φωτός που πέφτει σε κάθε περιοχή του φιλμ μέσω χημικής αντίδρασης. Αργότερα, κατά τη διαδικασία της εμφάνισης του φιλμ κάθε φορτισμένο μόριο μεγεθύνεται και αμαυρώνεται δημιουργώντας έναν κόκκο, το βασικό ορατό συστατικό του φιλμ. Το σύνολο των κόκκων συνδυάζεται για να συνθέσει από κοινού την φωτογραφική εικόνα.

Η ψηφιακή φωτογραφική μηχανή χρησιμοποιεί το ορατό φως για να ενεργοποιήσει τους αισθητήρες ζευγμένων φορτίων (CCD) ή τους αισθητήρες σύνθετων ημιαγωγών οξειδίου μετάλλου (CMOS) που διαθέτει, κατά αναλογία με τα συστήματα άμεσης ψηφιακής ακτινογραφίας που χρησιμοποιούν τις ακτίνες Χ. Οι αισθητήρες αποθηκεύουν ένα ηλεκτρικό φορτίο ανάλογα με την ποσότητα του φωτός που προσπίπτει σε κάθε τμήμα του αισθητήρα. Η εικόνα μετατρέπεται σε κουκίδες ψηφιακών πληροφοριών χρώματος, τα pixels, που συνδυάζονται για να δημιουργήσουν την τελική εικόνα [73].

Τα φωτοευαίσθητα ηλεκτρόδια των ψηφιακών αισθητήρων (CCD ή CMOS) είναι σε θέση να μετρήσουν τα επίπεδα φωτεινότητας, αλλά δε μπορούν να μετρήσουν τα μήκη κύματος, δηλαδή την απόχρωση (hue). Η διάκριση του χρώματος επιτυγχάνεται με την τοποθέτηση ενός μωσαϊκού (mosaic) φίλτρου που αποτελείται από διατεταγμένα κόκκινα, πράσινα και μπλε φίλτρα (Εικόνα 2.20).



Εικόνα 2-20: Ψηφιακός μωσαϊκός αισθητήρας που επιτρέπει την διάκριση του χρώματος και δείχνει την θέση των κόκκινων, πράσινων και μπλε φίλτρων [69].

Κάθε φίλτρο επιτρέπει μόνο το συγκεκριμένο μήκος κύματος του χρώματος του να περάσει, ενώ παράλληλα μπλοκάρει τα συμπληρωματικά χρώματα. Το επίπεδο χρώματος για τα υπόλοιπα δύο χρώματα για οποιοδήποτε pixel δίνεται μέσω γραμμικής παρεμβολής από τα δεδομένα των παρακείμενων pixels [69, 74, 75].

Οι ψηφιακές κάμερες μπορούν να ενταχθούν σε δύο μεγάλες κατηγορίες:

- **Συμπαγείς κάμερες.** Οι συμπαγείς κάμερες (compact cameras) (Εικόνα 2.21) έχουν περιορισμένες ενδοστοματικές επιδόσεις αλλά χρησιμοποιούνται με σχετικά καλά αποτελέσματα για εξωστοματικές φωτογραφίες. Όταν χρησιμοποιούνται χωρίς την χρήση βοηθητικών εξαρτημάτων έχουν ορισμένα όρια στην απόκτηση λεπτομερειών, ιδιαίτερα στην οπίσθια περιοχή. Ένα ακόμα σημαντικό μειονέκτημα των συμπαγών καμερών είναι πως πάσχουν από παράλλαξη. Παράλλαξη είναι η διαφορά μεταξύ της εικόνας που φαίνεται στο σκόπευτρο και της εικόνας που καταγράφει ο αισθητήρας [76]. Το ενσωματωμένο φλας έχει διαφορετική θέση για δράση σε σύγκριση με την κατεύθυνση της φωτογράφισης. Ένα επιπλέον μειονέκτημα αυτού του τύπου φλας είναι πως δημιουργεί σκιές στην οπίσθια περιοχή μειώνοντας έτσι την ποιότητα και την ποσότητα των πληροφοριών στην εικόνα [77]. Για αυτούς τους λόγους, η χρήση αυτού του τύπου μηχανών για οδοντιατρικούς σκοπούς δε συνιστάται.
- **Ψηφιακές μονοοπτικές reflex μηχανές.** Οι ψηφιακές μονοοπτικές reflex μηχανές (Digital Single Lens Reflex ή DSLR) (Εικόνα 2.22) αποτελούν τις πιο ευέλικτες μηχανές για την επίτευξη των καλύτερων δυνατών αποτελεσμάτων. Οι μηχανές αυτές προσφέρουν προβολή και μέτρηση μέσω του φακού, ακριβή εστίαση και ακριβή διαμόρφωση. Το κυριότερο πλεονέκτημα είναι η εξάλειψη του φαινομένου της παράλλαξης καθώς το κάτοπτρο, ο φακός και ο αισθητήρας βρίσκονται όλοι στον ίδιο άξονα. Τα βασικά τμήματα από τα οποία αποτελείται μια DSLR μηχανή που προορίζεται για οδοντιατρική χρήση είναι το σώμα της μηχανής, ο φακός και το φλας. Η επιλογή του σωστού τύπου φακού και φλας είναι απαραίτητη για την λήψη των καλύτερων δυνατών δεδομένων και θα αναλυθεί παρακάτω [69].



Εικόνα 2-21: Οι συμπαγείς κάμερες είναι ακατάλληλες για οδοντιατρική χρήση λόγω του φαινομένου της παράλλαξης [76].



Εικόνα 2-22: Η ψηφιακή μονοοπτική reflex μηχανή με LCD οθόνη στο πίσω μέρος [76].

Στο κλινικό οδοντιατρείο, θα χρειαστεί είτε η λήψη εξωστοματικής φωτογραφίας (πρόσωπο, προφίλ, προσθετικές εργασίες, ανατομικά μέρη κλπ.) είτε ενδοστοματικής φωτογραφίας (μασητική επιφάνεια, πρόσθια επιφάνεια κλπ.). Συνεπώς, για οδοντιατρική χρήση είναι απαραίτητος ένας φακός διπλού σκοπού, για πορτραίτα και για μακροσκοπικές λήψεις. Οι καταλληλότεροι φακοί για οδοντιατρική φωτογραφία είναι οι μακροφακοί (macros) με εστιακή απόσταση από 100mm έως 105mm καθώς παρέχουν τον ιδανικό συνδυασμό μεγεθυντικής ικανότητας και βολικής απόστασης από τον ασθενή κατά τη διάρκεια της φωτογράφισης [69]. Η ποιότητα του φακού έχει σημαντική επιρροή στην τελική ποιότητα της εικόνας. Ο μεγεθυντικός παράγοντας αντιπροσωπεύει την μεγεθυντική ισχύ του φακού και ένας φακός με μεγεθυντικό παράγοντα 1:1 δημιουργεί μια εικόνα στον αισθητήρα ίδιου μεγέθους με το αντικείμενο που φωτογραφίζεται, ενώ μεγεθυντικός παράγοντας 1:10 σημαίνει πως η εικόνα που θα

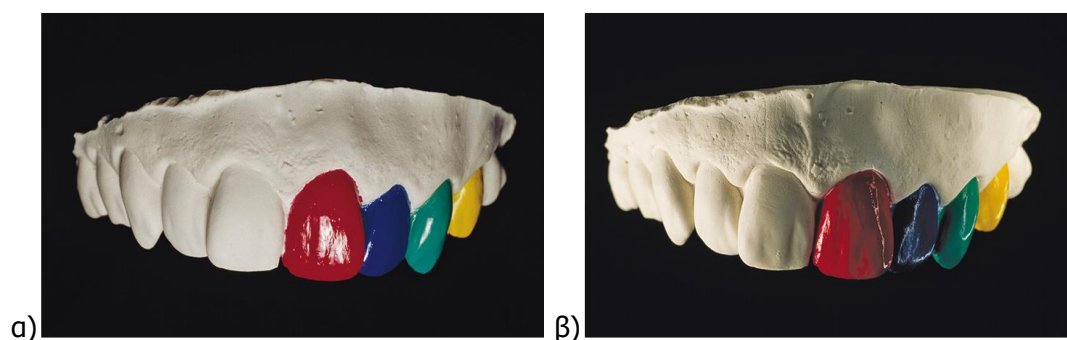
δημιουργηθεί στον αισθητήρα είναι το ένα δέκατο του μεγέθους του αντικειμένου που φωτογραφίζεται. Οι φακοί άρα που προορίζονται για οδοντιατρικές εφαρμογές πρέπει να έχουν δυνατότητα μεγέθυνσης από 1:1 ως 1:10. Για μια 35mm DSLR μια εικόνα 1:1 συνήθως αντιστοιχεί σε τέσσερις κοπτήρες της άνω γνάθου ενώ η ρύθμιση 1:10 είναι πρακτική για φωτογραφίες προσώπου [69, 76, 78].



Εικόνα 2-23: α) Φλας δακτυλίδι, και β) Φλας μονής κατεύθυνσης αποτελούμενη από δυο διμερή φλας τοποθετημένα σε ένα βραχίονα [79].

Στις ενδοστοματικές λήψεις, ιδίως στις πλευρικές επιφάνειες, αντιμετωπίζονται δυσκολίες όπως ανεπαρκής φωτισμός και έντονες σκιές. Συνεπώς, οι οδοντιατρικές φωτογραφίες λαμβάνονται σχεδόν πάντοτε με τη χρήση φλας. Οι επικρατέστεροι τύποι φλας στην οδοντιατρική είναι το φλας δακτυλίου (ring flash) και το φλας μονής κατεύθυνσης (uni-directional flash) (Εικόνα 2.23) [79]. Το φλας δακτυλίου χρησιμοποιείται κυρίως από οδοντιάτρους χωρίς φωτογραφική εμπειρία καθώς με τη χρήση του μπορεί να επιτευχθούν αποδεκτά αποτελέσματα [69]. Αυτός ο τύπος φλας δημιουργεί μια ενιαία εκπομπή φωτός, που ευνοεί τη λήψη φωτογραφιών στα οπίσθια δόντια ή σε περιοχές με δύσκολη πρόσβαση. Σημειώνει σημαντικά πλεονεκτήματα όπως μικρή διάρκεια δράσης οπότε και μειωμένο κίνδυνο μετακίνησης της κάμερας, μεγάλη ένταση φωτός η οποία συνεπάγεται μικρή έκθεση και μικρό άνοιγμα κλείστρου και μικρή εκπομπή θερμότητας για περισσότερη άνεση του ασθενούς. Επιπλέον, η θερμοκρασία του χρώματος είναι παρόμοια με τη θερμοκρασία του φωτός του ήλιου και τέλος, το μικρό μέγεθός του διευκολύνει τη λήψη της φωτογραφίας. Το κύριο μειονέκτημα του φλας δακτυλίου είναι η ομοιόμορφη απόδοση του φωτός η οποία δημιουργεί μια επίπεδη, ήπια και

ανιαρή εικόνα χωρίς σκιές. Ενώ είναι εξαιρετικό για το φωτισμό των οπίσθιων περιοχών του στόματος, δε συνιστάται για τα πρόσθια δόντια ή τις αποκαταστάσεις διότι η ομοιόμορφη εκπομπή φωτός εξαφανίζει τις λεπτομέρειες, τη διαύγεια και τις λεπτές μεταβάσεις του χρώματος. Από την άλλη, το φλας μονής κατεύθυνσης δημιουργεί σκιές και επισημάνσεις (highlights) και τα δόντια και τα ούλα φαίνονται τρισδιάστατα με αυξημένη αντίθεση και λεπτομέρεια. Στην οδοντιατρική ο πιο συνηθισμένος τύπος φωτισμού μονής κατεύθυνσης είναι δυο διμερή φλας τοποθετημένα σε ένα βραχίονα. Ο βραχίονας επιτρέπει να τοποθετηθούν τα φλας όπως είναι επιθυμητό ανάλογα με τα χαρακτηριστικά της στοματικής κοιλότητας του ασθενούς. Αποτελεί την ιδανική επιλογή για φωτογράφιση πρόσθιων δοντιών για την απεικόνιση αποχρώσεων, υφής και διαύγειας, τα οποία αποτελούν κρίσιμης σημασίας χαρακτηριστικά για την αισθητική προσθετική (Εικόνα 2.24) [79].



Εικόνα 2-24: α) Εικόνα τραβηγμένη από με φλας δακτυλίου η οποία είναι απαλλαγμένη από σκιές, επίπεδη και ήπια, και β) Εικόνα τραβηγμένη με φλας μονής κατεύθυνσης τοποθετημένα σε διμερή ρύθμιση. Οι σκιές και οι επισημάνσεις δημιουργούν βάθος [79].

2.2.2 Ενδοστοματική κάμερα

Η πρώτη ενδοστοματική κάμερα (Intraoral camera ή IOC) εμφανίστηκε στα τέλη της δεκαετίας του 1980 και ήταν αναλογική. Η πρώτη κατοχύρωση πνευματικού δικαιώματος έγινε το 1987 από την Fuji Optical Systems και εξελίχθηκε με ραγδαίους ρυθμούς. Τα πρώτα συστήματα διαθέτουν μια οδοντική συσκευή χειρός όπου αποτελείται μια πηγή φωτός, μια απομακρυσμένη βιντεοκάμερα κεφαλής και ένα οδοντιατρικό ενδοσκόπιο. Τυπικά μια ενδοστοματική κάμερα μεγεθύνει το αρχικό μέγεθος των δοντιών από 40-60 φορές, επιτρέποντας έτσι την ανακάλυψη ορισμένων τύπων λεπτομερειών και ελαττωμάτων που δεν θα ήταν εφικτή

διαφορετικά. Σήμερα, οι ενδοστοματικές κάμερες μπορεί να είναι είτε ενσύρματες είτε ασύρματες (Εικόνα 2.25).



Εικόνα 2-25: Ενδοστοματική ασύρματη κάμερα (SuperVista, ImageWorks, NY) [80].

Η ενδοστοματική εξέταση με χρήση ενδοστοματικής κάμερας πρέπει να πραγματοποιείται από τεταρτημόριο σε τεταρτημόριο σε δόντια όπου έχει προηγηθεί καλό στέγνωμα. Το στέγνωμα του δοντιού είναι απαραίτητο καθώς μειώνει την αντανάκλαση του φωτός και δημιουργεί εικόνα με μεγαλύτερη οξύτητα (sharpening) στην οθόνη [81]. Ο ασθενής πρέπει να τοποθετείται έτσι ώστε να είναι σε θέση να παρακολουθεί την οθόνη και την εξέλιξη της εξέτασης. Ένα από τα πλεονεκτήματα αυτής της μεθόδου είναι ότι ο ασθενής μπορεί να δει στην οθόνη τη συνολική διαδικασία και να επισημανθεί η προσοχή του σε περιοχές όπου υπάρχει κάποια αλλοίωση ή κάποιο πρόβλημα. Η μέθοδος αυτή καθιστά ευκολότερη την εξήγηση στον ασθενή σχετικά με την κλινική του κατάσταση και τις πιθανές διαθέσιμες θεραπείες.

Οι ενδοστοματικές κάμερες έχουν αναφερθεί ως χρήσιμα εργαλεία για την ορθοδοντική τεκμηρίωση και αποτελούν πολύτιμα βοηθήματα για την κλινική οδοντιατρική, την έρευνα και τον εντοπισμό της τερηδόνας. Μπορούν επίσης να χρησιμοποιηθούν ως σύστημα υποστήριξης για εφαρμογές τηλεοδοντιατρικής [82, 83]. Επιπλέον, σε συνδυασμό με την ανάπτυξη λογισμικού μπορεί να αποτελέσουν εργαλεία για την αυτόματη ανίχνευση αλλοιώσεων αλλά και για εκπαιδευτικούς σκοπούς [84].

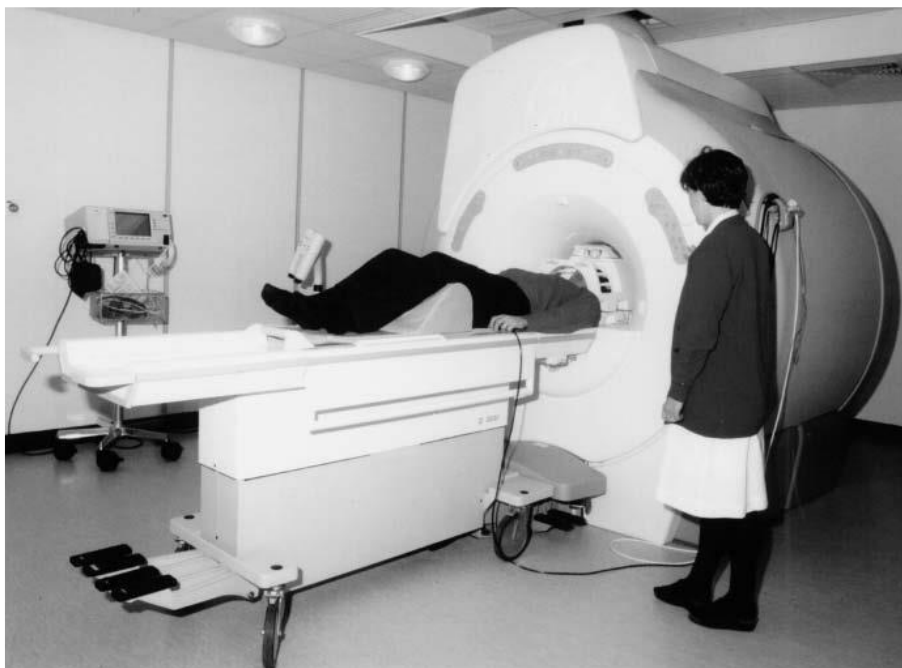
2.3 Απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού

Η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού (Magnetic Resonance Imaging ή MRI) αποτελεί μια ακίνδυνη απεικονιστική τεχνική η οποία δε χρησιμοποιεί ιονίζουσα ακτινοβολία. Η χρήση του μαγνητικού συντονισμού, ως βάση για ιατρική απεικόνιση, ανακαλύφθηκε το 1970 από τον Raymond Damadian. Η πρώτη εικόνα MRI δημοσιεύτηκε το 1973 και η πρώτη μελέτη σε άνθρωπο πραγματοποιήθηκε το 1977 [85]. Πρόκειται, πλέον, για μια διαγνωστική μέθοδο ακρίβειας που βρίσκει εφαρμογές στο χώρο της οδοντιατρικής, αλλά και της ευρύτερης περιοχής της κεφαλής.

Ο ασθενής τοποθετείται εντός ενός μεγάλου μαγνήτη ο οποίος προκαλεί ισχυρό στατικό μαγνητικό πεδίο, το οποίο προκαλεί μαγνητικό συντονισμό των πυρήνων του υδρογόνου που υπάρχουν στο ανθρώπινο σώμα (Εικόνα 2.26). Το υδρογόνο βρίσκεται σε αφθονία σε όλους τους ιστούς του σώματος ως μέρος του μορίου του νερού. Οι πυρήνες του υδρογόνου, που φυσιολογικά είναι σε τυχαίες τροχιές, λόγω του συντονισμού ευθυγραμμίζονται με το μαγνητικό πεδίο αποκτώντας κινητική ενέργεια και συγκεκριμένη συχνότητα περιστροφής. Αυτό συντελεί στην ανάπτυξη της επιμήκους μαγνητικής δύναμης. Ταυτόχρονα εφαρμόζεται ηλεκτρομαγνητικό πεδίο με τη μορφή ραδιοκυμάτων κάθετα προς το μαγνητικό πεδίο. Τα ραδιοκύματα που εκπέμπονται έχουν την ίδια συχνότητα με τους περιστρεφόμενους πυρήνες υδρογόνου, οι οποίοι απορροφούν ενέργεια και εκτρέπονται κατά 90° ή 180° από την τροχιά τους. Έτσι μειώνεται η επιμήκης μαγνητική δύναμη και δημιουργείται η εγκάρσια μαγνητική δύναμη. Όταν αυτή η διέγερση σταματήσει οι πυρήνες του υδρογόνου επανέρχονται στην προηγούμενη κατάστασή τους, ευθυγραμμίζονται δηλαδή με το μαγνητικό πεδίο. Κατά τη διάρκεια της επαναφοράς ελευθερώνουν την ενέργεια που πήραν κατά τη διέγερση. Η ενέργεια αυτή ανιχνεύεται από τα πηνία-δέκτες της συσκευής MRI και μετά από πολύπλοκη ψηφιακή επεξεργασία ανασυντίθενται υπό μορφή εικόνας [86, 87].

Η επαναφορά (relaxation) των πυρήνων από την διεγερμένη κατάσταση στην προηγούμενη κατάσταση (ευθυγράμμιση με το μαγνητικό πεδίο) γίνεται μέσω δύο

μηχανισμών T1 και T2. Ο χρόνος επαναφοράς T1 μετρά το χρονικό διάστημα της περιστροφής των πρωτονίων στον επιμήκη άξονα κατά την ευθυγράμμιση μετά τη διακοπή των ραδιοκυμάτων και ο χρόνος επαναφοράς T2 μετρά το ρυθμό εξαφάνισης της εγκάρσιας μαγνητικής δύναμης [86].

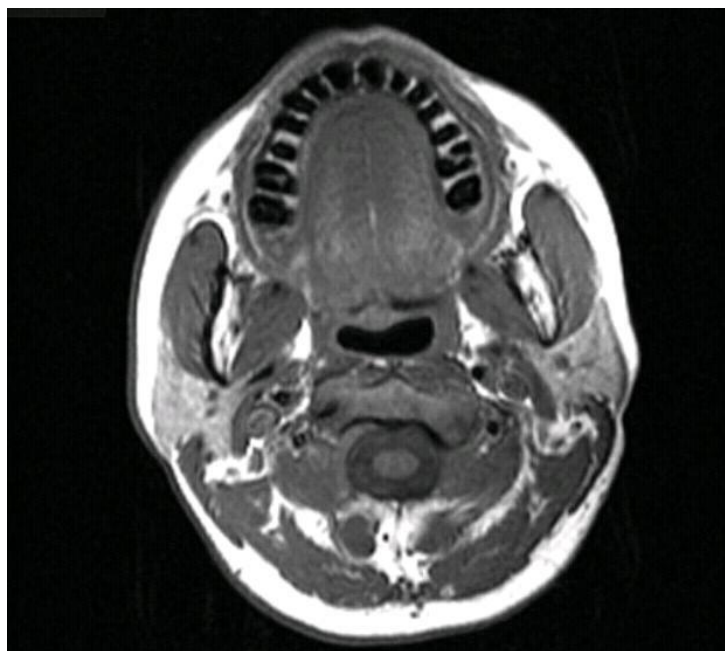


Εικόνα 2-26: Συμβατικός 1.5 Tesla μαγνητικός τομογράφος [87].

Η χρήση της μαγνητικής τομογραφίας στην οδοντιατρική αφορά κυρίως στην αξιολόγηση της κροταφογοναθικής διάρθρωσης μιας και αποτελεί τη μοναδική μέθοδο απεικόνισης της θέσης και της λειτουργίας του διάρθριου δίσκου [88]. Επίσης, χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση ενδοκρανιακών βλαβών και για την ανίχνευση αρχόμενων αλλοιώσεων των μαλακών μορίων. Επιπλέον, η MRI είναι χρήσιμη για τον εντοπισμό και την παρακολούθηση του καρκίνου αλλά και φλεγμονωδών παθολογικών καταστάσεων σε σιελογόνους αδένες και τους αγωγούς τους, γλώσσα και έδαφος τους στόματος.

Εντούτοις, ο μαγνητικός συντονισμός δεν χρησιμοποιείται για την εξέταση των οδοντικών ιστών διότι οι σκληροί ιστοί όπως είναι τα δόντια και τα οστά δίνουν μαύρο σήμα εξαιτίας της μικρής περιεκτικότητας τους σε νερό και κατ' επέκταση σε πυρήνες υδρογόνου. Όπως έχουμε ήδη αναφέρει στο Κεφάλαιο 1 το 70% της οδοντίνης και το 95% της αδαμαντίνης αποτελείται από ανόργανα συστατικά, ενώ η

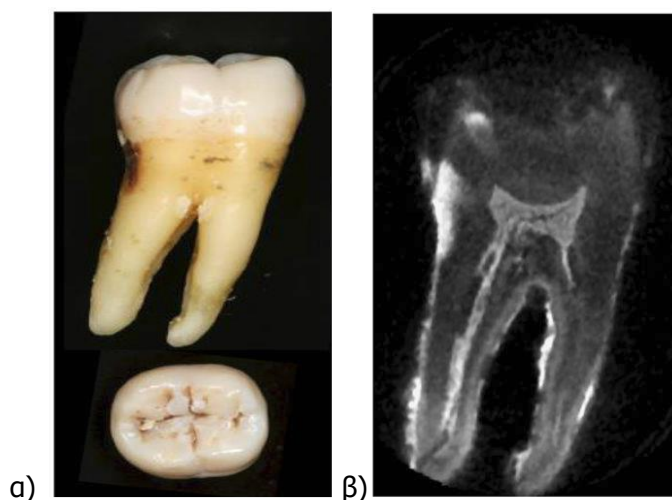
περιεκτικότητα σε νερό της οδοντίνης είναι 10% και της αδαμαντίνης αγγίζει το 4%. Συνεπώς, το μικρό ποσοστό των μορίων υδρογόνου (που υπάρχει στο νερό) κινείται περιορισμένα λόγω της μεγάλης πυκνότητας των ανόργανων ιστών με αποτέλεσμα το σήμα να εξασθενεί πολύ γρήγορα μετά τη διέγερση των ραδιοκυμάτων. Ο εγκάρσιος χρόνος χαλάρωσης T2 του οδοντικού ιστού έχει πολλαπλές συνιστώσες με μέσο T2 περίπου 200μs για την οδοντίνη και 60 μs για την αδαμαντίνη. Τα χρονικά αυτά διαστήματα είναι μικρότερα από εκείνο που χρησιμοποιεί μια συμβατική απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού για να επιτύχει χωρική κωδικοποίηση, το οποίο είναι τυπικά πάνω από 1ms. Το σήμα δηλαδή από τους σκληρούς οδοντικούς ιστούς φθίνει πριν πραγματοποιηθεί η ψηφιοποίηση του σήματος MRI με αποτέλεσμα η προκύπτουσα φωτεινότητα να είναι πολύ μικρή ή μηδενική (μαύρη εικόνα) (Εικόνα 2.27) [89, 90].



Εικόνα 2-27: Παράδειγμα μαγνητικής τομογραφίας όπου οι σκληροί οδοντικοί ιστοί απεικονίζονται με μαύρο χρώμα [91].

Με στόχο να ξεπεραστεί αυτή η δυσκολία πρόσφατα αναπτύχθηκε μια μέθοδος μαγνητικού συντονισμού όπου ονομάζεται SWIFT (Sweep Imaging with Fourier Transformation) [92]. Η μέθοδος αυτή χρησιμοποιεί έναν σαρωτή εκπομπής ραδιοκυμάτων και ταυτόχρονης απόκτησης του σήματος όπου καθιστά δυνατή τη συλλογή σημάτων που προέρχονται από μόρια με εξαιρετικά μικρό εγκάρσιο χρόνο χαλάρωσης T2. Η εικόνα που προκύπτει από αυτή τη μέθοδο δείχνει αρκετά καλά

την οδοντιατρική ανατομία, καθιστώντας ευδιάκριτες τις δομές της αδαμαντίνης, της οδοντίνης και του πολφού. Όπως είναι αναμενόμενο, η αδαμαντίνη έχοντας χαμηλότερη περιεκτικότητα σε νερό και μικρότερο T2 εκπέμπει λιγότερο έντονο σήμα από την οδοντίνη [89].



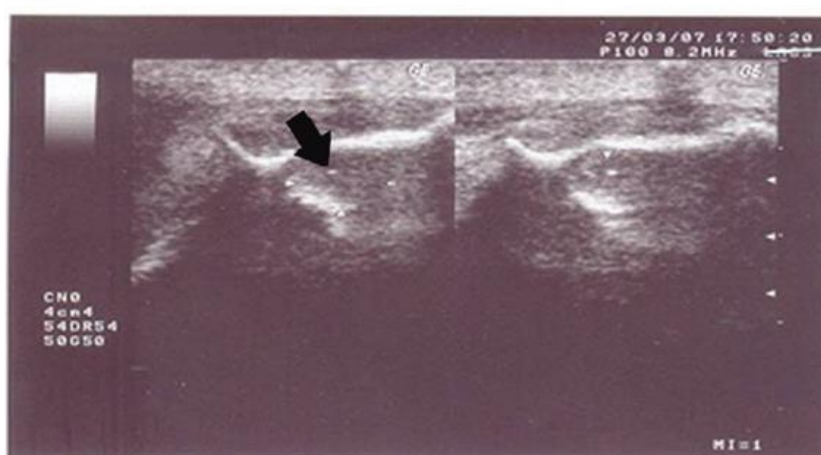
Εικόνα 2-28: α) Δεύτερος γομφίος δεξιάς κάτω γνάθου με εμφανή τερηδόνα όμορων επιφανειών και αμφισβητήσιμη μασητική τερηδόνα, β) Εικόνα που ελήφθη με μαγνητικό συντονισμό SWIFT με χρόνο σάρωσης 100 δευτερόλεπτα. Στην εικόνα, αν και υπάρχει θόρυβος, η δομή του δοντιού και η ύπαρξη τερηδόνας είναι εμφανείς [89].

2.4 Τεχνική απεικόνισης υπερήχων

Η τεχνική απεικόνισης υπερήχων (Ultrasound ή US) εφαρμόστηκε στις αρχές του περασμένου αιώνα ως τεχνική επιθεώρησης υλικών και δεν ήταν παρά το 1950 που χρησιμοποιήθηκε ως μη επεμβατική μέθοδος απεικόνισης του ανθρώπινου σώματος με πρώτη εφαρμογή στην Γυναικολογία και στην Μαιευτική. Σύντομα επεκτάθηκε και στο τομέα της Οδοντιατρικής και οι πρώτες μελέτες εμφανίστηκαν στα τέλη της δεκαετίας του 1960. Η διαγνωστική αυτή μέθοδος χρησιμοποιεί τους υπερήχους που εκπέμπονται από ένα παλλόμενο κρύσταλλο στο σώμα του ασθενούς. Η παραγωγή των υπερηχητικών κυμάτων βασίζεται στο πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο, δηλαδή στην μετατροπή της μηχανικής ενέργειας σε ηλεκτρική και αντίστροφα από ειδικούς κρυστάλλους που παρατηρήθηκε για πρώτη φορά το 1880 από τους J. και P. Curie [93-95]. Το φάσμα των συχνοτήτων των υπερηχητικών κυμάτων που εφαρμόζεται στη διαγνωστική κυμαίνεται από 0.5 έως 10MHz. Τα κύματα που διαχέονται στο χώρο ανακλώνται ή απορροφώνται από τα

παρεμβαλλόμενα αντικείμενα. Υπολογίζοντας το βαθμό διάθλασης των αντικειμένων αυτών, ο οποίος εξαρτάται από τη σύσταση των αντικειμένων αυτών, είναι δυνατή η διάκριση των αντικειμένων [96].

Με την τεχνική των υπερήχων λαμβάνονται λεπτές τομές του οργάνου που εξετάζεται, στις οποίες απεικονίζεται με λεπτομέρεια η ακριβής θέση των υποκείμενων ιστών. Η εικόνα που λαμβάνεται είναι ασπρόμαυρη με διαβαθμίσεις του γκρι, οι οποίες εξαρτώνται από την ηχογένεια των ιστών, η οποία καθορίζει την αντανakλαστικότητα της υπερηχητικής ακτίνας (Εικόνα 2.29). Στην οδοντιατρική, η τεχνική αυτή χρησιμοποιείται κυρίως για την απεικόνιση των ανατομικών δομών της τραχηλοπροσωπικής χώρας, οι οποίες είναι διαπερατές από τις ακτίνες Χ και στην ακτινογραφία η απεικόνισή τους γίνεται μετά την έγχυση σκιαγραφικού υγρού [97]. Μελέτες έχουν αποδείξει ότι η τεχνική υπερήχων μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την μέτρηση του πάχους της αδαμαντίνης [98], του πάχους των μυών και των ουλών [99] και την διάγνωση περιακρορριζικών αλλοιώσεων [100, 101]. Χρησιμοποιείται επίσης για την διάγνωση περιοδοντικών παθήσεων [102], την τοποθέτηση και παρακολούθηση εμφυτευμάτων [103] τον εντοπισμό της τερηδόνας, την αξιολόγηση των οδοντιατρικών και γναθοπροσωπικών καταγμάτων και των κροταφογναθικών διαταραχών [99].



Εικόνα 2-29: Παράδειγμα υπερηχογραφήματος μιας περιακρορριζικής αλλοίωσης όπου το μαύρο βέλος υποδεικνύει μια υποηχητική, καλά περιγεγραμμένη κοιλότητα [104].

Τα πλεονεκτήματα της διαγνωστικής με υπερήχους είναι η ακίνδυνη χρήση τους μιας και δεν επιβαρύνουν τον ασθενή με ιονίζουσα ακτινοβολία, η άνετη και

γρήγορη διαδικασία σάρωσης, το χαμηλό κόστος της και η άμεση απεικόνιση στην οθόνη του υπολογιστή. Εντούτοις, απαιτείται ειδική γνώση από τον εξεταστή, κυρίως γνώση των δομών, και σωστή αξιολόγηση των ηχοδομικών χαρακτηριστικών. Αν και η απεικονιστική τεχνική των υπερήχων στην οδοντιατρική έχει μελετηθεί για πάνω από 40 χρόνια και αποτελεί μια πολλά υποσχόμενη μέθοδο, χρειάζεται ακόμα μελέτη για την ένταξή της στην κλινική πράξη [105, 106].

2.5 Εναλλακτικές τεχνικές απεικόνισης

Πέρα από τις τεχνικές που αναλύθηκαν παραπάνω έχουν προταθεί διάφορες εναλλακτικές τεχνικές απεικόνισης από ερευνητές, η πλειοψηφία των οποίων βρίσκεται ακόμα σε στάδιο μελετών και δοκιμών. Οι κυριότερες από αυτές τις τεχνικές είναι:

- **Τομογραφία οπτικής συνοχής.** Η τεχνική της τομογραφίας οπτικής συνοχής (Optical Coherence Tomography ή OCT) αποτελεί μια τρισδιάστατη εξωσωματική τεχνική λήψης που χαρακτηρίζεται από την παραγωγή εικόνων υψηλής γεωμετρικής ανάλυσης. Η πηγή παράγει ακτίνες φωτός ευρέως φάσματος και κάθε ακτίνα διαχωρίζεται και ανασυντίθεται. Για κάθε ακτίνα δημιουργείται ένα διακριτό πρότυπο. Η ένταση των προτύπων αυτών εξαρτάται από το επίπεδο του ανακλώμενου φωτός το οποίο με τη σειρά του εξαρτάται από τη σύνθεση και τη δομή των υπό εξέταση ιστών. Η χρήση της συγκεκριμένης τεχνικής στην οδοντιατρική είναι περιορισμένη και βρίσκεται ακόμα σε πειραματικό στάδιο [107-110]. Η απεικόνιση τομογραφίας οπτικής συνοχής έχει τη δυνατότητα να απεικονίζει και να παρακολουθεί σε πραγματικό χρόνο στην οθόνη ενός υπολογιστή την πρόωρη απασβεστίωση, την επανασβεστίωση, την δευτερογενή τερηδόνα, την αποτυχία αποκατάστασης, την περιοδοντική νόσο, δυσπλασίες στους μαλακούς ιστούς και προκαρκινικές αλλοιώσεις [111]. Ενώ γενικώς η τομογραφία οπτικής συνοχής απεικονίζει δομές πάχους 1-2 χιλιοστών, μελέτη έχει δείξει ότι σε οδοντιατρικές δομές είναι σε θέση να απεικονίσει δομές σε βάθος 4 χιλιοστών με κατάλληλη ρύθμιση του συστήματος λήψης [112]. Υπάρχουν πολλαπλές λειτουργικές μέθοδοι τομογραφίας οπτικής συνοχής, οι πιο σημαντικές από τις οποίες είναι η τομογραφία οπτικής συνοχής ευαίσθητη στην πόλωση (Polarization sensitive Optical coherence tomography ή PS-OCT), η Doppler τομογραφία οπτικής συνοχής (Doppler OCT) και η τομογραφία οπτικής συνοχής

εξαρτημένη από το μήκος κύματος (Wave length dependent OCT) εκ των οποίων η πρώτη αποτελεί την πιο διαδεδομένη [113].

- **Πολυφωτονική απεικόνιση.** Η τεχνική της πολυφωτονικής απεικόνισης χρησιμοποιεί τις ιδιότητες του φθορισμού των αντικειμένων και στην οδοντιατρική χρησιμοποιείται για την απεικόνιση των οδοντικών ιστών. Η αδαμαντίνη του δοντιού αποτελείται σε μεγάλο ποσοστό από ανόργανα μεταλλικά στοιχεία και κυρίως υδροξυαπατίτη, ο οποίος έχει την ιδιότητα να φθορίζεται εύκολα. Επιπλέον, το βασικό οργανικό συστατικό της οδοντίνης είναι το ινώδες κολλαγόνο το οποίο παρουσιάζει ισχυρό αυτοφθορισμό. Συνεπώς, υπό την έκθεση συγκεκριμένου μήκους κύματος φωτός οι οδοντικοί ιστοί αποδίδουν φθορίζουσα ακτινοβολία η οποία ανιχνεύεται από ειδικούς αισθητήρες και παράγεται μια τρισδιάστατη απεικόνιση του δοντιού. Στην πράξη, μετακινώντας το επίπεδο εστίασης μέσα στον ιστό και καταγράφοντας τις διατμημένες εικόνες του δοντιού σχηματίζεται μια τρισδιάστατη εικόνα [114]. Στην τεχνική αυτή δυο υπέρυθρα φωτόνια απορροφώνται ταυτόχρονα. Εφαρμόζεται κυρίως για τον εντοπισμό αλλοιώσεων που έχουν προκληθεί από τερηδόνα [114] και για τον εντοπισμό οδοντικής πέτρας που έχει σχηματιστεί κάτω από τα ούλα [115]. Οι υγιείς οδοντικοί ιστοί φθορίζουν έντονα ενώ οι προσβεβλημένοι από την τερηδόνα ιστοί φθορίζουν σε πολύ μικρότερο βαθμό. Η συγκεκριμένη τεχνική έχει εφαρμοστεί δοκιμαστικά μόνο σε εξαγμένα δόντια και η κλινική του εφαρμογή είναι δύσκολη καθώς ο εξοπλισμός είναι πολύπλοκος και ογκώδης [116].
- **Συνεστιακή μικροσκοπία οπτικών ινών.** Η τεχνική της συνεστιακής μικροσκοπίας οπτικών ινών (fibre optic confocal microscopy ή FOCOM) βασίζεται στις αρχές της συμβατικής συνεστιακής μικροσκοπίας και σε διάφορες μελέτες χρησιμοποιήθηκε για τον εντοπισμό τερηδόνας [117-119]. Η μελέτη τώρα επικεντρώνεται στη δημιουργία της πρώτης συσκευής χειρός FOCOM για την *in vivo* ανίχνευση [118].
- **Απεικόνιση Terahertz.** Η τεχνική αυτή αποτελεί μια εξωστοματική τεχνική ακτινοβολίας που χρησιμοποιεί μήκη κύματος της τάξεως των 30μm, δηλαδή συχνότητα της τάξεως των 10^{12} Hz. Για να ληφθεί μια εικόνα από Terahertz ακτινοβολία το υπό εξέταση αντικείμενο τοποθετείται στην ευθεία της δέσμης αλλά είναι επίσης δυνατόν να καταγραφούν Terahertz εικόνες χρησιμοποιώντας ανιχνευτή CCD. Αν και η τεχνική αυτή παρουσιάζει αρκετά πλεονεκτήματα έναντι των ακτινογραφικών τεχνικών όπως τη χρήση μη ionίζουσας ακτινοβολίας και την απαίτηση χαμηλής ενέργειας δεν χρησιμοποιείται εξαιτίας του κόστους του εξοπλισμού, της προσεκτικής ερμηνείας που απαιτείται και της κακής ποιότητας εικόνων

που παράγει. Το τελευταίο οφείλεται στο μεγάλο μήκος κύματος που χρησιμοποιείται το οποίο προκαλεί μεγάλη μείωση της χωρικής ανάλυσης των δεδομένων και συνεπώς χαμηλής ευκρίνειας τελική εικόνα [120]. Οι οδοντιατρικές εφαρμογές της συγκεκριμένης τεχνικής είναι περιορισμένες αλλά μελέτη απέδειξε την αυξημένη απορρόφηση terahertz από αρχόμενη μασητική τερηδόνα και την ικανότητα διάκρισης της τερηδόνας από ιδιοπαθή υποασβεστίωση της αδαμαντίνης [121].

Στη παρούσα διδακτορική διατριβή, γίνεται χρήση εικόνων ακτίνων X και φωτογραφικών εικόνων για την ανάπτυξη τεχνικής βελτίωσης της αντίθεσης. Στη συνέχεια, γίνεται χρήση φωτογραφικών εικόνων για την ανάπτυξη αυτοματοποιημένης, με επεμβατικής τεχνικής εντοπισμού και κατηγοριοποίησης μασητικής τερηδόνας.

Κεφάλαιο 3 - Βιβλιογραφική επισκόπηση μεθόδων ευθυγράμμισης ιατρικών απεικονιστικών δεδομένων

3.1 Ευθυγράμμιση ιατρικών δεδομένων

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

Επίσης πολλές φορές είναι αναγκαία η ευθυγράμμιση ιατρικών δεδομένων για την ανάδειξη μεταβολών μεταξύ δεδομένων που έχουν ανακτηθεί σε διαφορετικές

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

Για την ευθυγράμμιση δύο εικόνων, η μία επιλέγεται ως η εικόνα προς ευθυγράμμιση, $I_F(\mathbf{r}), \mathbf{r} \in D_1 \subset \mathbb{R}^N$, και η άλλη ως η εικόνα αναφοράς, $I_R(\mathbf{r}), \mathbf{r} \in D_2 \subset \mathbb{R}^N$, όπου N η διάσταση των εικόνων ($N = 2$ για ακτινογραφίες, $N = 3$ για δεδομένα τομογραφίας, κ.λπ). Στόχος κάθε μεθόδου ευθυγράμμισης είναι ο προσδιορισμός ενός μετασχηματισμού, $T: D_1 \rightarrow \mathbb{R}^N$, τέτοιου ώστε η μετασχηματισμένη εικόνα, $I_T(\mathbf{r})$,

$$I_T(T(\mathbf{r})) = I_F(\mathbf{r}), \text{ αν } T(\mathbf{r}) \in D_2 \quad (3.1)$$

και η $I_R(\mathbf{r})$ να περιέχουν την ίδια ανατομική πληροφορία στη θέση $\mathbf{r} \in D_2$. Από την Εξ. 3.1 φαίνεται ότι μπορεί να υπάρχουν περιοχές στην εικόνα αναφοράς $\mathbf{r} \in D_2$ οι οποίες να μην απεικονίζονται στην προς ευθυγράμμιση εικόνα. Οι περιοχές αυτές δεν ανήκουν στο επικαλυπτόμενο τμήμα των εικόνων και στη μετασχηματισμένη εικόνα θεωρούνται κενές, δηλαδή $I_T(\mathbf{r}_i) = 0$ για $\mathbf{r}_i \in D_2 \mid T^{-1}(\mathbf{r}_i) \notin D_1$.

Η ανάγκη για ευθυγράμμιση των εικόνων προκύπτει όταν δεν τηρείται το κλινικό πρωτόκολλο κατά την ανάκτηση των εικόνων από τις διαφορετικές απεικονιστικές τεχνικές και συγκεκριμένα όταν δεν λαμβάνονται υπόψη τα χαρακτηριστικά των απεικονιστικών συστημάτων και η σχετική γεωμετρία συστήματος - ασθενούς. Επίσης, συχνή είναι η χωρική μετατόπιση μεταξύ των εικόνων, η οποία συνήθως οφείλεται σε κινήσεις των ασθενών, σε ακούσιες κινήσεις του σώματος (π.χ. αναπνοή, καρδιακή λειτουργία), σε διατάξεις απεικονιστικών συστημάτων που δεν

είναι σταθερές (π.χ. αισθητήρας CCD), καθώς και στην ανάπτυξη ανωμαλιών που προκαλούν παραμορφώσεις (π.χ. κύστες, όγκοι). Η επιλογή της μεθόδου ευθυγράμμισης σχετίζεται άμεσα με τη μορφολογία της απεικονιζόμενης περιοχής, με το είδος των απεικονιστικών τεχνικών που εφαρμόζονται, καθώς επίσης και με την ύπαρξη παραμορφώσεων ή αλλοιώσεων στα τομογραφικά δεδομένα.

Ταξινόμηση μεθόδων ευθυγράμμισης

Η διαδικασία της ευθυγράμμισης διαφοροποιείται ανάλογα με το πρόβλημα που πρέπει να αντιμετωπιστεί καθώς και την εφαρμοζόμενη μέθοδο. Στις εργασίες [122]-[125] γίνεται ανασκόπηση και ταξινόμηση των μεθόδων ευθυγράμμισης. Η διαδικασία της ευθυγράμμισης μπορεί να ταξινομηθεί με βάση τα κριτήρια που διατυπώθηκαν από τους Van den Elsen et al. [125]. Η επιλογή των κριτηρίων εξαρτάται από το πρόβλημα της ευθυγράμμισης. Το πρόβλημα της ευθυγράμμισης καθορίζεται από την τεχνική απεικόνισης των δεδομένων, το συσχετισμό των δεδομένων και την προέλευσή τους.

Η τεχνική που χρησιμοποιείται κατά την απεικόνιση μπορεί να είναι κοινή και στα δύο σύνολα δεδομένων (π.χ. CT-CT, MR-MR), ή μπορεί να διαφέρει (π.χ. CT-ακτινογραφίες, MR-PET). Στην δεύτερη περίπτωση οι τιμές χρωματικών πυκνοτήτων σε κάθε εικόνα αντιπροσωπεύουν διαφορετικά χαρακτηριστικά του ιστού, οπότε μπορεί να είναι δύσκολη η αντιστοίχιση των τιμών χρωματικών πυκνοτήτων από τη μία εικόνα στην άλλη. Επίσης μπορεί να ευθυγραμμίζονται απεικονιστικά δεδομένα με δεδομένα κάποιου μοντέλου απεικόνισης της ανατομίας ή φυσιολογίας, με σκοπό τον εντοπισμό ανωμαλιών σε σχέση με τις φυσιολογικές δομές ή την κατάτμηση των δεδομένων [126]-[128]. Ακόμα, ευθυγράμμιση μπορεί να εφαρμόζεται κατά την ακτινοθεραπεία, όπου οι ακτινογραφίες επιβεβαίωσης πεδίων ακτινοβολίας (portal images) ευθυγραμμίζονται με τα CT δεδομένα [129], [130]. Η ευθυγράμμιση με ένα σύνολο δεδομένων το οποίο “σχηματίστηκε” από μια βάση συλλογής απεικονιστικών δεδομένων από διαφορετικές πηγές ονομάζεται ευθυγράμμιση με άτλαντα. Το πρόβλημα της ευθυγράμμισης εξαρτάται επίσης από την προέλευση των δεδομένων, η οποία αφορά στην απεικονιζόμενη περιοχή του σώματος, π.χ. εγκέφαλος, θώρακας, κοιλία.

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

- Διάσταση μετασχηματισμού
- Είδος γεωμετρικού μετασχηματισμού (transformation)
- Ιδιότητες των δεδομένων
- Αυτοματοποίηση / διαδραστικότητα
- Τεχνικές αναζήτησης

3.1.1 Ευθυγράμμιση ιατρικών δεδομένων

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

3.1.2 Είδος γεωμετρικού μετασχηματισμού

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

Ανάλογα με το βαθμό ελαστικότητάς του ένας μετασχηματισμός ευθυγράμμισης μπορεί να είναι συμπαγής (rigid), τύπου affine, προβολικός (projective), ή καμπυλόγραμμος (curved). Σημαντικό στοιχείο στην κατηγοριοποίηση των μετασχηματισμών ευθυγράμμιση αποτελεί η διάσταση που αυτοί εφαρμόζονται. Για παράδειγμα, μια μονοδιάστατη (1D) μέθοδος μπορεί να πραγματοποιεί

ευθυγράμμιση μιας χρονικής σειράς από αναλλοίωτες στο πεδίο του χώρου εικόνες. Οι 2D μέθοδοι, ευθυγραμμίζουν εικόνες προβολών ή τομών από τομογραφικές μεθόδους με την προϋπόθεση ότι έχουν ανακτηθεί από το ίδιο επίπεδο αναφορικά με τον ασθενή. Οι 3D μέθοδοι αντιμετωπίζουν τις τομογραφικές εικόνες όχι σαν σύνολο μεμονωμένων τομών αλλά σαν ένα ενιαίο 3D σύνολο δεδομένων που μπορεί να ευθυγραμμιστεί με ένα άλλο. Στη συνέχεια παρουσιάζονται οι βασικοί γεωμετρικοί μετασχηματισμοί ευθυγράμμισης προσαρμοσμένοι στις τρεις διαστάσεις (3D – three dimensional).

Συμπαγής μετασχηματισμός

Ο συμπαγής μετασχηματισμός διατηρεί αναλλοίωτο το σχήμα των αντικειμένων. Αναλύεται σε συνιστώσες περιστροφής και μετατόπισης. Στις τρεις διαστάσεις ο 3x3 πίνακας περιστροφής R αποτελεί το γινόμενο τριών πινάκων, R_x, R_y, R_z , κάθε ένας από τους οποίους αντιπροσωπεύει την περιστροφή γύρω από τον αντίστοιχο άξονα. Το σημείο $\mathbf{r} = (x, y, z)$ μετασχηματίζεται στο σημείο $\mathbf{r}' = (x', y', z')$ σύμφωνα με τη σχέση:

$$\mathbf{r}' = R\mathbf{r} + \mathbf{d} \quad (3.2)$$

όπου $R = R_x R_y R_z$ και $\mathbf{d} = \begin{bmatrix} d_x \\ d_y \\ d_z \end{bmatrix}$ το 3x1 διάνυσμα της μετατόπισης. Σε μορφή

πινάκων η (2) γράφεται:

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\varphi_x & -\sin\varphi_x \\ 0 & \sin\varphi_x & \cos\varphi_x \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos\varphi_y & 0 & \sin\varphi_y \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\varphi_y & 0 & \cos\varphi_y \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos\varphi_z & -\sin\varphi_z & 0 \\ \sin\varphi_z & \cos\varphi_z & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} dx \\ dy \\ dz \end{pmatrix} \quad (3.3)$$

όπου $\varphi_x, \varphi_y, \varphi_z$ οι γωνίες περιστροφής γύρω από τους άξονες x, y, z αντίστοιχα και dx, dy, dz η μετατόπιση στους αντίστοιχους άξονες [131].

Μετασχηματισμός τύπου affine

Ένας μετασχηματισμός καλείται τύπου affine όταν κάθε ευθεία γραμμή σε μια εικόνα μετασχηματίζεται σε ευθεία γραμμή με ταυτόχρονη διατήρηση της σχέσεως παραλληλίας. Εφαρμόζεται κυρίως σε εικόνες στερεών αντικειμένων οι οποίες

έχουν πιθανώς υποστεί παραμόρφωση (όπως οι εικόνες MR) ή όταν δεν υπάρχουν επαρκείς πληροφορίες που αφορούν στον τρόπο ανάκτησης των εικόνων. Ο μετασχηματισμός τύπου affine μπορεί να αναλυθεί σε ένα γραμμικό μετασχηματισμό και σε μια μετατόπιση, και στις τρεις διαστάσεις, εκφράζεται από την εξίσωση:

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} dx \\ dy \\ dz \end{pmatrix} \quad (3.4)$$

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

Προβολικός μετασχηματισμός

Ένας προβολικός (projective) μετασχηματισμός απεικονίζει οποιαδήποτε ευθεία γραμμή στην πρώτη εικόνα σε ευθεία γραμμή στη δεύτερη εικόνα χωρίς να διατηρεί απαραίτητα την παραλληλία. Είναι κατάλληλος για την ευθυγράμμιση εικόνων προβολών με σύνολα τομογραφικών δεδομένων τα οποία προβάλλονται στις δύο διαστάσεις εφαρμόζοντας σε αυτά έναν 3D μετασχηματισμό. Εκτός από 2D/3D ευθυγράμμιση χρησιμοποιείται και ως ελαστικός μετασχηματισμός με περιορισμούς όταν ο πλήρης ελαστικός μετασχηματισμός αποτυγχάνει ή παρουσιάζει μεγάλη πολυπλοκότητα λόγω του πλήθους των παραμέτρων του [132]. Στις τρεις διαστάσεις μπορεί να εκφραστεί με τη μορφή:

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_1/w \\ y_1/w \\ z_1/w \end{pmatrix}, \quad \text{και} \quad \begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \\ w \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} & a_{14} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} & a_{24} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} & a_{34} \\ a_{41} & a_{42} & a_{43} & a_{44} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix} \quad (3.5)$$

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

Καμπυλόγραμμοι μετασχηματισμοί

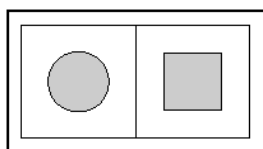
Οι καμπυλόγραμμοι (curved) μετασχηματισμοί απεικονίζουν τις ευθείες γραμμές σε καμπύλες. Γενικά δεν περιγράφονται με τη μορφή σταθερών πινάκων αλλά εκφράζονται αλγεβρικά από την εξίσωση $(x', y', z') = F(x, y, z)$, όπου F συνάρτηση που μετασχηματίζει συντεταγμένες της πρώτης εικόνας σε συντεταγμένες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

$$\begin{aligned}x' &= \sum_{k=0}^K \sum_{l=0}^L \sum_{m=0}^M a_{klm} x^k y^l z^m \\y' &= \sum_{k=0}^K \sum_{l=0}^L \sum_{m=0}^M b_{klm} x^k y^l z^m \\z' &= \sum_{k=0}^K \sum_{l=0}^L \sum_{m=0}^M c_{klm} x^k y^l z^m\end{aligned}\tag{3.6}$$

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

Ένας μετασχηματισμός που εισάγει καμπυλόμορφη μεταμόρφωση αλλά παρουσιάζει πολλές ομοιότητες με τον προβολικό είναι ο διγραμμικός (bilinear) μετασχηματισμός στις δύο διαστάσεις και αντίστοιχα τριγραμμικός (trilinear) στις τρεις διαστάσεις, ο οποίος απεικονίζει οριζόντιες και κατακόρυφες γραμμές σε ευθείες, ενώ γραμμές οποιασδήποτε άλλης διεύθυνσης σε καμπύλες. Περιγράφεται από τις εξισώσεις πολυωνυμικού τύπου (6) για $K=L=M=1$.

Στην εικόνα που ακολουθεί απεικονίζονται παραδείγματα εφαρμογής διδιάστατων ολικών και τοπικών μετασχηματισμών σε μία εικόνα αναφοράς.



Αρχική εικόνα

	<i>Συμπαγής</i>	<i>Affine</i>	<i>Προβολικός</i>	<i>Καμπυλόγραμμος</i>
Ολικός				
Τοπικός				

Εικόνα 3-1: Παραδείγματα εφαρμογής διδιάστατων ολικών και τοπικών μετασχηματισμών στην αρχική εικόνα.

Ελαστικοί μετασχηματισμοί

Στις περιπτώσεις που υπάρχουν παραμορφώσεις στα ιατρικά δεδομένα προς ευθυγράμμιση είτε λόγω κίνησης του ασθενούς είτε λόγω κινήσεων των οργάνων, οι προαναφερθέντες γεωμετρικοί μετασχηματισμοί θεωρούνται μη ικανοποιητικοί. Για παράδειγμα, στην ευθυγράμμιση δεδομένων του πνεύμονα, του μαστού και του ισχίου, όπου οι παραμορφώσεις είναι έντονες, απαιτείται η χρήση ελαστικών μετασχηματισμών οι οποίοι επιτρέπουν την καταγραφή των παραμορφώσεων και τη διόρθωσή τους σε σχέση με τα δεδομένα αναφοράς. Στους αντιπροσωπευτικότερους ελαστικούς μετασχηματισμούς περιλαμβάνονται οι μέθοδοι Thin plate Spline [133], Multiquadric [134], Piecewise Linear [135] και Weigthed Mean [136].

3.1.3 Ιδιότητες των δεδομένων

Οι μέθοδοι ευθυγράμμισης μπορούν να διαχωριστούν σε δύο βασικές κατηγορίες. Στην πρώτη κατηγορία, η οποία κάνει χρήση εξωγενών ιδιοτήτων, είναι απαραίτητη

η τοποθέτηση στον ασθενή εξωτερικών σταθερών οδηγών σημείων αναφοράς πριν την εξέταση με στόχο αυτά να μπορούν να εντοπιστούν στα δεδομένα και να χρησιμοποιηθούν για τον προσδιορισμό των παραμέτρων του μετασχηματισμού [137], [138]. Τα οδηγία σημεία μπορεί να προέρχονται από την τοποθέτηση σημαδιών σε σταθερές περιοχές του δέρματος του ασθενούς (markers) ή από την προσαρμογή στερεοτακτικών πλαισίων (stereotactic frames) ή άλλου είδους καλουπιών στο κεφάλι του ασθενούς. Η βασική δυσκολία σε αυτές τις μεθόδους έγκειται στο γεγονός ότι τα οδηγία σημεία πρέπει να παραμείνουν στον ασθενή κατά την ανάκτηση όλων των τομογραφικών δεδομένων.

Η δεύτερη κατηγορία κάνει χρήση των ενδογενών χαρακτηριστικών των εικόνων που σχετίζονται με την ανατομία του ασθενούς [139]. Είναι ανεξάρτητη από την ύπαρξη εξωτερικών οδηγών σημείων και δεν απαιτεί καμία επέμβαση στον ασθενή πριν την απεικόνιση. Οι μέθοδοι που ανήκουν στην κατηγορία αυτή χαρακτηρίζονται από το ότι δεν επιβαρύνουν τον ασθενή και δε θέτουν αυστηρούς περιορισμούς στο κλινικό πρωτόκολλο ή στο χρονικό διάστημα μεταξύ της ανάκτησης των εικόνων του ασθενούς. Βασικό τους μειονέκτημα είναι η πολυπλοκότητα και η αδυναμία ακριβούς εκτίμησης του σφάλματος της ευθυγράμμισης. Ωστόσο η ύπαρξη ενός μεγάλου όγκου δεδομένων χωρίς την ύπαρξη οδηγών σημείων θέτει την ανάγκη για μελέτη των μεθόδων που βασίζονται στη φυσιολογία των οργάνων. Στις μεθόδους αυτές επιλέγονται ενδογενή χαρακτηριστικά τα οποία επιδιώκεται να συμπέσουν χωρικά. Παραδείγματα ενδογενών χαρακτηριστικών αποτελούν περιγράμματα, επιφάνειες ή όγκοι ανατομικών δομών, χαρακτηριστικά σημεία, όργανα ή και ακμές, η υφή της εικόνας, καθώς επίσης και οι τιμές των χρωματικών πυκνοτήτων των στοιχείων της εικόνας.

Η επιλογή του χαρακτηριστικού εξαρτάται από το είδος των προς ευθυγράμμιση δεδομένων και αποτελεί σημαντικό παράγοντα για την ακρίβεια της μεθόδου. Σε πρόσφατες μελέτες αποφεύγεται η επιλογή χαρακτηριστικών που απαιτούν προεπεξεργασία των δεδομένων, όπως κατάτμηση και κατωφλίωση, λόγω της απώλειας ακρίβειας που εισάγεται από τη μείωση της χρωματικής πληροφορίας.

Παράλληλα, η ανίχνευση και απομόνωση συγκεκριμένων χαρακτηριστικών περιοχών, όπως όργανα ή/και ακμές, αποτελεί για ορισμένα σύνολα δεδομένων που προέρχονται από συγκεκριμένο σύστημα απεικόνισης μια δύσκολη και χρονοβόρα διαδικασία. Αντιθέτως, οι μέθοδοι ευθυγράμμισης που βασίζονται στις τιμές των χρωματικών πυκνοτήτων, μπορούν εν γένει να γίνουν περισσότερο ακριβείς και σίγουρα πιο αυτοματοποιημένες.

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

3.1.4 Αυτοματοποίηση / διαδραστικότητα

Ο βαθμός αυτοματοποίησης των μεθόδων ευθυγράμμισης παρουσιάζει 3 επίπεδα ανάλογα με το βαθμό αλληλεπίδρασης με το χρήστη. Μια μέθοδος χαρακτηρίζεται αυτόματη όταν ο χρήστης εισάγει στους αλγόριθμους μόνο τα δεδομένα ή και πληροφορίες σχετικές με την ανάκτηση των δεδομένων. Ημιαυτόματη χαρακτηρίζεται μια μέθοδος σε δύο περιπτώσεις: ο χρήστης πρέπει να αρχικοποιήσει τον αλγόριθμο, π.χ. με κατάτμηση των δεδομένων, ή να καθοδηγήσει τον αλγόριθμο, π.χ. με την απόρριψη ή αποδοχή προτεινόμενων λύσεων. Οι μέθοδοι στις οποίες η ευθυγράμμιση πραγματοποιείται από το χρήστη χαρακτηρίζονται ως διαδραστικές (interactive) [123] αν και είναι περισσότερο γνωστές με τον όρο χειροκίνητες (manual). Στην περίπτωση αυτή η ευθυγράμμιση βασίζεται σε κατάλληλο λογισμικό για την οπτική ή ποσοτική αποτίμηση του μετασχηματισμού, το οποίο συχνά παρέχει και μια αρχική εκτίμηση της λύσης.

3.1.5 Τεχνικές αναζήτησης

Στις μεθόδους ευθυγράμμισης που βασίζονται σε ζεύγη αντίστοιχων σημείων οι παράμετροι του μετασχηματισμού συνήθως υπολογίζονται απευθείας κάνοντας χρήση της προσέγγισης ελαχίστων τετραγώνων με επικρατούσα τεχνική την ανάλυση σε ανώμαλες ιδιοτιμές (singular value decomposition). Στις υπόλοιπες περιπτώσεις, όπου οι παράμετροι του μετασχηματισμού δε μπορούν να υπολογιστούν απευθείας, εφαρμόζεται μια τεχνική αναζήτησης των σημείων ακροτάτου της συνάρτησης που ορίζει την επιτυχία της ευθυγράμμισης. Εάν η συνάρτηση επιτυχίας δεν έχει ομαλή μαθηματικά συμπεριφορά, η μόνη τεχνική που προσδιορίζει με βεβαιότητα τις ιδανικές παραμέτρους είναι η εξαντλητική αναζήτηση σε όλο το εύρος τιμών τους. Η εξαντλητική αναζήτηση όμως δεν είναι εφικτή από άποψη χρόνου εκτέλεσης, γι' αυτό συνήθως εφαρμόζεται κάποια μέθοδος βελτιστοποίησης. Οι μέθοδοι βελτιστοποίησης αναζητούν την ελάχιστη (ή αντίστοιχα μέγιστη) τιμή της συνάρτησης επιτυχίας με συγκεκριμένη τεχνική, η οποία μπορεί να οδηγήσει σε σημείο τοπικού αντί ολικού ακρότατου. Ο προσδιορισμός του ολικού ακρότατου παρουσιάζει γενικά πολλές δυσκολίες. Δύο είναι οι τεχνικές που εφαρμόζονται συνήθως. Στην πρώτη προσδιορίζονται πολλά τοπικά ακρότατα ξεκινώντας από τυχαία σημεία του χώρου των ανεξάρτητων μεταβλητών και στη συνέχεια επιλέγονται όσα έχουν υψηλότερες τιμές (αν δεν έχουν όλα την ίδια τιμή). Στη δεύτερη μετατοπίζεται η θέση ενός σημείου που αντιστοιχεί σε τοπικό ακρότατο εκτελώντας βήματα πεπερασμένου πλάτους γύρω από αυτό, ενώ παράλληλα ελέγχεται αν η συνάρτηση σε κάθε νέο σημείο επιστρέφει καλύτερη τιμή ή αν πάντα υπερिशύει το αρχικό ακρότατο [140].

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

Κύριος εκπρόσωπος των μεθόδων ολικής βελτιστοποίησης είναι η μέθοδος της προσομοίωσης απόψησης (simulated annealing) [141], η οποία είναι κατάλληλη για τη βελτιστοποίηση συναρτήσεων με μεγάλο βαθμό μη γραμμικότητας και οποιασδήποτε μορφής οριακές συνθήκες. Μια άλλη κατηγορία μεθόδων ολικής βελτιστοποίησης αποτελούν οι μέθοδοι που κάνουν χρήση των εξελικτικών αλγορίθμων (evolutionary algorithms), όπως οι γενετικοί αλγόριθμοι (genetic algorithms). Τέλος στην κατηγορία των μεθόδων ολικής βελτιστοποίησης ανήκουν η μέθοδος της απαγορευμένης αναζήτησης (tabu search) και η μέθοδος διακλάδωσης και φραγής (branch and bound). Οι μέθοδοι ολικής βελτιστοποίησης, ενώ συνήθως υπερνικούν το πρόβλημα του εγκλωβισμού σε τοπικά ακρότατα, αδυνατούν να προσδιορίσουν τη θέση του ολικού ακροτάτου με μεγάλη ακρίβεια. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιούνται οι μέθοδοι τοπικής βελτιστοποίησης. Οι μέθοδοι τοπικής βελτιστοποίησης βασίζονται στον υπολογισμό των τιμών της συνάρτησης ή της παραγώγου της συνάρτησης. Για την επίλυση του προβλήματος της ευθυγράμμισης με υπολογισμό μόνο των τιμών της συνάρτησης οι επικρατέστερες μέθοδοι είναι η μέθοδος downhill simplex [142][143] και η μέθοδος του Powell [143]. Μέθοδοι τοπικής βελτιστοποίησης που περιλαμβάνουν και υπολογισμό της πρώτης παραγώγου της συνάρτησης και είναι συνεπώς πιο αργές, είναι η μέθοδος Συζυγών Κλίσεων (Conjugate Gradient) και η μέθοδος Variable Metric ή αλλιώς Quasi-Newton.

3.2 Κριτήρια αξιολόγησης μεθόδων ευθυγράμμισης

3.2.1 Συνάρτηση επιτυχίας

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

Αν η μέθοδος ευθυγραμμίζει λίστες από ζεύγη αντίστοιχων σημείων το κριτήριο που ορίζει την επιτυχία της ευθυγράμμισης είναι η χωρική ταύτιση των ομόλογων σημείων αναφοράς. Τα σημεία μπορεί να είναι η θέση των οδηγών σημείων στην

περίπτωση μεθόδων που χρησιμοποιούν εξωγενή χαρακτηριστικά ή σημεία δειγματοληψίας καμπυλών / επιφανειών στην περίπτωση μεθόδων που χρησιμοποιούν ενδογενείς ιδιότητες. Στην περίπτωση αυτή, οι παράμετροι του μετασχηματισμού μπορούν να υπολογιστούν με ευθύ τρόπο κάνοντας χρήση της προσέγγισης ελαχίστων τετραγώνων [144], όπου ελαχιστοποιείται το μέσο τετραγωνικό σφάλμα, MSE:

$$MSE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left\| \mathbf{r}_i' - T(\mathbf{r}_i) \right\|^2 \quad (3.7)$$

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

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

$$T = \arg \max_T [O(I_T(\mathbf{r}), I_R(\mathbf{r}))] \quad (3.8)$$

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

Απόλυτη διαφορά των χρωματικών πυκνοτήτων

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

$$C_{AD}(\mathbf{r}) = \sum_{\mathbf{r}} |I_D(\mathbf{r})| \quad (3.9)$$

όπου $I_D(\mathbf{r}) = I_R(\mathbf{r}) - I_T(\mathbf{r})$ η εικόνα της διαφοράς των χρωματικών πυκνοτήτων μεταξύ της εικόνας αναφοράς και της μετασχηματισμένης εικόνας. Η ελαχιστοποίηση του CAD αποτελεί μία από τις πρώτες μεθόδους ευθυγράμμισης που βασίζονται στο σύνολο της πληροφορίας των δεδομένων [145]-[147]. Το κριτήριο αυτό δεν είναι ικανοποιητικό στις περιπτώσεις που τα δεδομένα παρουσιάζουν τοπικές χρωματικές μεταβολές ή προέρχονται από διαφορετικές απεικονιστικές τεχνικές. Επίσης παρουσιάζει μεγάλη ευαισθησία στο θόρυβο αν αυτός δεν ακολουθεί κανονική κατανομή.

Παραλλαγές του κριτηρίου αυτού, που έχουν επίσης βρει εφαρμογή, είναι η κλίση της διαφοράς στην ευθυγράμμιση ψηφιακά ανακατασκευασμένων ακτινογραφιών με εικόνες φλουροσκοπίας (fluoroscopy) [148] και το άθροισμα των τετραγώνων των διαφορών σε οδοντιατρικές ακτινογραφίες [149]. Η ελαχιστοποίηση των τετραγώνων των διαφορών έχει εφαρμοστεί στην ευθυγράμμιση δεδομένων μαγνητικής τομογραφίας (MR-MR) [150]. Στην ίδια εργασία έγινε προσπάθεια μείωσης της ευαισθησίας του κριτηρίου αυτού τροποποιώντας το κριτήριο σύμφωνα με τη μέθοδο της ευσταθούς εκτίμησης (robust estimation). Η συνάρτηση που παρουσίασε χαμηλή ευαισθησία στην αρχικοποίηση διατηρώντας συγχρόνως χαμηλό υπολογιστικό κόστος είναι η German-McClure [151]. Επίσης η μέση τιμή των τετραγώνων των διαφορών έχει χρησιμοποιηθεί ως μέτρο αποτίμησης της ακρίβειας της ευθυγράμμισης δεδομένων μαγνητικής τομογραφίας μαστού [152].

Συντελεστής συσχέτισης

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

$$CC(I_R, I_T) = \left| \frac{\sum_{\mathbf{r}} [I_T(\mathbf{r}) - \bar{I}_T][I_R(\mathbf{r}) - \bar{I}_R]}{\sqrt{\sum_{\mathbf{r}} [I_T(\mathbf{r}) - \bar{I}_T]^2} \sqrt{\sum_{\mathbf{r}} [I_R(\mathbf{r}) - \bar{I}_R]^2}} \right| \quad (3.10)$$

όπου \bar{I}_T, \bar{I}_R είναι η μέση τιμή των εικόνων $I_T(\mathbf{r})$ και $I_R(\mathbf{r})$ αντίστοιχα. Οι απόλυτες τιμές του συντελεστή συσχέτισης ανήκουν στο διάστημα $[0,1]$. Όσο πιο κοντά είναι ο συντελεστής συσχέτισης στη μονάδα τόσο πιο πολύ συσχετίζονται οι δυο εικόνες. Μια σημαντική ιδιότητα του συντελεστή συσχέτισης είναι το ότι παραμένει αναλλοίωτος σε γραμμικούς μετασχηματισμούς της μορφής $aI + b$, δηλαδή $CC(a_1I_T + b_1, a_2I_R + b_2) = CC(I_T, I_R)$. Συνεπώς, αλλαγή στη φωτεινότητα ή/και στην αντίθεση (contrast) των εικόνων δεν επιδρά στην τιμή του συντελεστή συσχέτισης. Ο ορισμός του συντελεστή συσχέτισης μπορεί να γενικευτεί ώστε να είναι αναλλοίωτος σε μετασχηματισμούς της μορφής $aI + b_0 + b_1x + b_2y + \dots$. Ωστόσο η ευθυγράμμιση με βάση το συντελεστή συσχέτισης, χωρίς την εφαρμογή κάποιου σταδίου προεπεξεργασίας, αποτυγχάνει στην περίπτωση που οι εικόνες προέρχονται από διαφορετικές απεικονιστικές τεχνικές, επειδή σε κάθε απεικονιστική τεχνική διαφοροποιείται η τιμή της χρωματικής πυκνότητας που αποδίδεται σε κάθε ιστό και μάλιστα η σχέση που συνδέει τις χρωματικές πυκνότητες για κάθε ιστό δεν είναι απαραίτητα γραμμική.

Ο συντελεστής συσχέτισης έχει εφαρμοστεί στην ευθυγράμμιση 3D δεδομένων CT, MR και PET εγκεφάλου [153], στην ευθυγράμμιση δεδομένων CT μέσω υπολογισμού ψηφιακά ανακατασκευασμένης ακτινογραφίας [154] και στην ευθυγράμμιση ακτινογραφιών επιβεβαίωσης πεδίων ακτινοβολήσης [155]. Αντίστοιχοι συντελεστές που αποδίδουν το βαθμό συσχέτισης μεταξύ δύο εικόνων ή τμημάτων τους έχουν χρησιμοποιηθεί στις εργασίες [156] - [159]. Επίσης, η κλίση της συσχέτισης [160] έχει εφαρμοστεί στην ευθυγράμμιση δεδομένων αξονικής τομογραφίας και ακτινογραφικών φιλμ.

Εντροπία της διαφοράς

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

$$H(I_D) = -\sum_{k=0}^{G-1} P(I_D = k) \log_2 P(I_D = k) \quad (3.11)$$

όπου G το πλήθος των επιπέδων του γκρι (συνήθως 256) [161]. Η εντροπία της διαφοράς έχει χρησιμοποιηθεί στην ευθυγράμμιση 3D δεδομένων μαγνητικής τομογραφίας εγκεφάλου διαφορετικών χρονικών στιγμών [162]. Η εντροπία ανήκει στα κριτήρια ευθυγράμμισης που βασίζονται στο ιστόγραμμα των εικόνων.

Συντελεστής αμοιβαίας πληροφορίας

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

$$MI(I_T, I_R) = \sum_{k=0}^{G-1} \sum_{l=0}^{G-1} P(I_T = k, I_R = l) \log_2 \frac{P(I_T = k, I_R = l)}{P(I_T = k)P(I_R = l)} \quad (3.12)$$

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

Βασικό πλεονέκτημα του συντελεστή αμοιβαίας πληροφορίας είναι ότι μπορεί να εφαρμοστεί και σε εικόνες από διαφορετικές απεικονιστικές διατάξεις. Δεν είναι ευαίσθητο στο θόρυβο και σε αλλαγές στη φωτεινότητα ή/και στην αντίθεση (contrast) των εικόνων. Ο συντελεστής αμοιβαίας πληροφορίας έχει χρησιμοποιηθεί στην ευθυγράμμιση ιατρικών δεδομένων [163] τόσο στις δύο διαστάσεις [148] όσο και στις τρεις διαστάσεις [164] - [166] που προέρχονται από διαφορετικά απεικονιστικά συστήματα. Η ευθυγράμμιση με μεγιστοποίηση του συντελεστή αμοιβαίας πληροφορίας είναι πλήρως αυτόματη και έχει βρει εφαρμογή σε προβλήματα στα οποία χρησιμοποιείται συμπαγής μετασχηματισμός [167] καθώς και μη συμπαγής [168], [169].

Μετασχηματισμός Fourier

Υπάρχουν 2D μέθοδοι που χρησιμοποιούν το μετασχηματισμό Fourier για την ανίχνευση μικρών γεωμετρικών μετατοπίσεων, δεδομένου ότι δύο μετατοπισμένες στο χώρο εικόνες έχουν το ίδιο πλάτος Fourier αλλά διαφορετική φάση. Οι μέθοδοι που βασίζονται στον υπολογισμό της φάσης στο πεδίο Fourier δεν είναι ευαίσθητες σε μεταβολές φωτεινότητας και μπορεί να αποδειχτούν αρκετά γρήγορες. Ωστόσο μπορεί να αποτύχουν σε εικόνες με υψηλό θόρυβο ή με μεγάλες μετατοπίσεις. Οι μέθοδοι που βασίζονται στον υπολογισμό της φάσης μπορούν να χρησιμοποιηθούν και για τον υπολογισμό περιστροφών με μειωμένη ωστόσο ευστάθεια ή αύξηση στον υπολογιστικό χρόνο [170]. Μέθοδοι που υπολογίζουν τη συσχέτιση των δεδομένων στο πεδίο Fourier ή υπολογίζουν τη συσχέτιση μόνο ως προς τη φάση παρουσιάζονται στις εργασίες [171] - [173].

3.2.2 Αποτίμηση μεθόδων ευθυγράμμισης

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

Ακρίβεια (precision and accuracy)

Η ακρίβεια της μεθόδου αναφέρεται σε δύο όρους. Πρώτον αναφέρεται στο συστηματικό σφάλμα (precision), το οποίο υπολογίζεται όταν ο αλγόριθμος της ευθυγράμμισης εφαρμόζεται σε ιδανική είσοδο, π.χ. δύο όμοιες εικόνες. Ένας τρόπος υπολογισμού του συστηματικού σφάλματος είναι κάνοντας χρήση οδηγών σημείων (με εξωτερικά σημάδια ή στερεοτακτικά πλαίσια) κατά την ανάκτηση των εικόνων. Οι μετρήσεις του σφάλματος μπορούν να αναφέρονται στο συνολικό σύστημα ευθυγράμμισης ή σε επιμέρους παράγοντες, όπως στον ασθενή λόγω κίνησης ή τεχνικών σφαλμάτων (αν και αυτά προσδιορίζονται δύσκολα), στη διαδικασία ανάκτησης των εικόνων, στη μέθοδο βελτιστοποίησης. Δεύτερον η ακρίβεια αναφέρεται στο άμεσο σφάλμα (accuracy) το οποίο διαφοροποιείται ανάλογα με την περίπτωση, σε αντίθεση με το συστηματικό σφάλμα το οποίο εξαρτάται μόνο από το σύστημα ευθυγράμμισης. Το άμεσο σφάλμα μπορεί να είναι ποιοτικό ή ποσοτικό. Το ποιοτικό σφάλμα προσεγγίζεται χρησιμοποιώντας απλά εργαλεία οπτικοποίησης που θα διευκολύνουν την οπτική επαλήθευση του

αποτελέσματος. Π.χ. κατά την ευθυγράμμιση εικόνων CT και MR εγκεφάλου ένας τρόπος αποτίμησης του ποιοτικού σφάλματος από τον κλινικό ιατρό είναι η σύντηξη της ευθυγραμμισμένης εικόνας MR με το περίγραμμα του οστού όπως αυτό εξάγεται από την εικόνα CT. Το ποσοτικό σφάλμα χρειάζεται ένα πρότυπο αναφοράς το οποίο δεν υπάρχει στην κλινική πράξη και γι' αυτό το λόγο δε μπορεί να αποτιμηθεί, εκτός αν οριστεί ως προς κάποιο κριτήριο.

Ευρωστία / ευστάθεια

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

Αξιοπιστία

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

Απαιτήσεις / ανάγκες

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

Αλγοριθμική πολυπλοκότητα

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

Κλινική χρησιμότητα

Οπωσδήποτε πρέπει να διαπιστωθεί αν η μέθοδος έχει κλινική χρησιμότητα, δηλαδή κατά πόσο εξυπηρετεί ανάγκες στην κλινική πράξη και τι παραπάνω παρέχει από ήδη υπάρχουσες τεχνικές. Η απαίτηση πάντως να ικανοποιούνται όλα τα προαναφερόμενα κριτήρια συγχρόνως από μία μέθοδο αποτελεί ουτοπία. Η βαρύτητα που δίνεται στην ικανοποίηση κάθε κριτηρίου εξαρτάται από την εκάστοτε εφαρμογή και είναι θέμα προσωπικής κρίσης. Πολλές μέθοδοι θεωρούνται μη εφαρμόσιμες στην κλινική πράξη απλώς και μόνο επειδή δεν έχει γίνει ή είναι δύσκολο να γίνει περιγραφή της συμπεριφοράς τους με βάση τα υπάρχοντα κριτήρια αξιολόγησης.

3.3 Ευθυγράμμιση βασισμένη σε εξωγενή χαρακτηριστικά

Στις μεθόδους που κάνουν χρήση των εξωγενών ιδιοτήτων, η αλληλεπίδραση με το χρήστη συνήθως περιορίζεται στον προσδιορισμό μερικών σημείων που αντιστοιχούν στα αντίστοιχα σημάδια που βρίσκονται στις εικόνες, καθιστώντας αυτές τις μεθόδους ημιαυτόματες παρόλο που στη βιβλιογραφία έχουν περιγραφεί και μέθοδοι που απαιτούν πλήρη συνεργασία με το χρήστη [174]. Οι περισσότερες μέθοδοι προσδιορίζουν τις τιμές των παραμέτρων του μετασχηματισμού ευθυγράμμισης με τρόπο ευθύ. Κλασικές περιπτώσεις χρήσης στερεοτακτικών πλαισίων, είναι αυτές κατά τις οποίες πρέπει να αντιμετωπιστούν όγκοι εντοπισμένοι βαθιά μέσα στον εγκέφαλο.

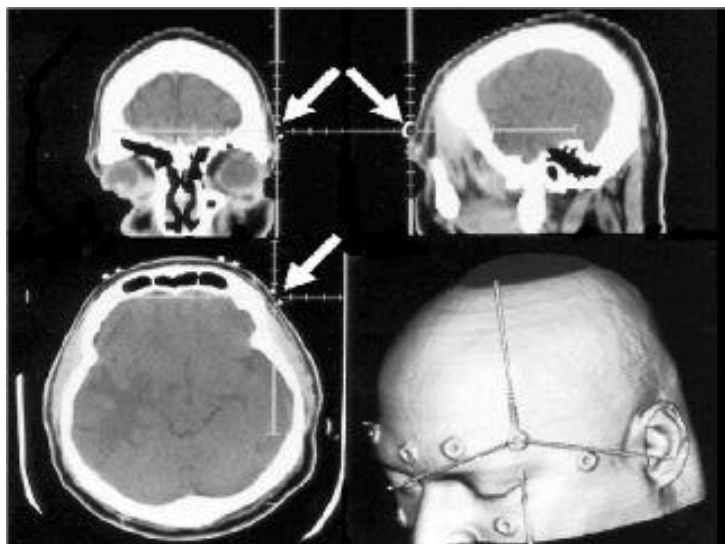


Εικόνα 3-2: Τοποθέτηση στερεοτακτικού πλαισίου σε ασθενή πριν από τη διαδικασία ευθυγράμμισης.

Για τη θεραπεία αυτών των όγκων, τοποθετείται στο κεφάλι του ασθενούς ένα πλαίσιο αναφοράς με μεγάλη σταθερότητα με καρφιά ή βίδες που στερεώνονται σε τρύπες που διανοίγονται στο κρανίο. Σε αυτές τις περιπτώσεις λαμβάνεται πρόνοια ώστε να εξασφαλίζεται η δυνατότητα ακριβούς επανατοποθέτησης του πλαισίου. Κατά τη διάρκεια των τομογραφικών απεικονίσεων, τοποθετούνται στο πλαίσιο εξωτερικά σημάδια σε σχήμα N ή V με τρόπο ώστε ικανοποιητικός αριθμός σημαδιών να είναι ορατός σε κάθε τομή και με βάση αυτά να είναι δυνατός ο προσδιορισμός της θέσης και του προσανατολισμού κάθε τομής. Οι συντεταγμένες των σημαδιών, όπως αυτές προσδιορίζονται από την απεικόνιση τους στις τομές, μερικές φορές έπειτα από την εφαρμογή ενός βήματος προ-επεξεργασίας κατά το οποίο διορθώνονται κάποια φαινόμενα διαταραχών, χρησιμοποιούνται για τον υπολογισμό του μετασχηματισμού του συνολικού όγκου του κεφαλιού σε σχέση με το σύστημα αναφοράς του 3D στερεοτακτικού πλαισίου. Σε αυτές τις περιπτώσεις, χρησιμοποιούνται μετασχηματισμοί τύπου affine και διγραμμικοί μετασχηματισμοί. Συνήθως, η ακριβής πληροφορία που παρέχουν τα σημάδια χρησιμοποιείται σε συνδυασμό με τεχνικές παρεμβολής. Η χρήσιμη πληροφορία που εξάγεται από τις ευθυγραμμισμένες με το σύστημα αναφοράς του πλαισίου εικόνες μπορεί να μεταφερθεί στη συνέχεια και σε άλλες εικόνες που ανακτώνται με βάση τη θέση του πλαισίου, ή να χρησιμοποιηθεί για την ακριβή τοποθέτηση οργάνων πάνω στο πλαίσιο κατά τη διάρκεια χειρουργικών επεμβάσεων, αποτελώντας ένα σύστημα αναφοράς προσαρμοσμένο στον ασθενή. Γενικά η ακρίβεια των μεθόδων που κάνουν χρήση στερεοτακτικών πλαισίων είναι της τάξεως του 1 mm στο εσωτερικό μιας τομής για την περίπτωση των υπολογιστικών και μαγνητικών τομογραφιών, και περίπου ίση με το μισό του πάχους των τομών κάθετα στο επίπεδο σάρωσης.

Μία άλλη μέθοδος αφορά στη χρήση σημαδιών τοποθετημένα στο δέρμα του ασθενή. Συνήθως, το πλήθος των σημαδιών στο δέρμα είναι μικρό με συνέπεια ο μετασχηματισμός που υπολογίζεται με βάση αυτά να είναι ολικός και συμπαγής ή τύπου affine. Οι μέθοδοι που βασίζονται στη χρήση σημαδιών στο δέρμα είναι κατά συνέπεια λιγότερο κατάλληλες για την ευθυγράμμιση εικόνων διαφορετικών ασθενών ή εικόνων ανατομικών δεδομένων με άτλαντες. Ένα παράδειγμα

συστήματος με σημάδια που δημιουργούν πολλά αντίστοιχα σημεία αναφοράς περιγράφεται στην εργασία [175]. Η θέση του ελαστικού καλύμματος που φέρει τα κυλινδρικά σημάδια, πρέπει να σημειώνεται στο δέρμα του ασθενούς ώστε να είναι δυνατή η επανατοποθέτησή του.



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

3.4 Ευθυγράμμιση βασισμένη σε ενδογενή χαρακτηριστικά

Οι μέθοδοι ευθυγράμμισης που βασίζονται σε ενδογενή χαρακτηριστικά προϋποθέτουν την αναγνώριση των χαρακτηριστικών και την κατάτμηση των εικόνων πριν την ευθυγράμμιση. Η αναγνώριση των χαρακτηριστικών μπορεί να επιτευχθεί με μεθόδους χαμηλού επιπέδου, όπως η ανίχνευση ακμών, ενώ στην κατάτμηση χρησιμοποιούνται μέθοδοι υψηλότερου επιπέδου οι οποίες διαφοροποιούνται ανάλογα με τις ανατομικές δομές ενδιαφέροντος. Παραδείγματα μεθόδων αυτής της κατηγορίας είναι οι μέθοδοι εξαγωγής περιγράμματος και οι μέθοδοι που βασίζονται σε σημεία [176] - [179], καθώς επίσης και οι μέθοδοι που βασίζονται σε ιδιότητες των κεντρικών αξόνων κατατετμημένων ανατομικών δομών [180].

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

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

3.5 Σύντηξη ιατρικών δεδομένων

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

α) Οι πιο συχνά χρησιμοποιούμενες στην κλινική πράξη βασίζονται στη χρήση λογικών τελεστών, ψευδοχρωματισμού ή τεχνικών ταξινόμησης. Κατά τη χρήση λογικών τελεστών, η εικόνα αναφοράς, παρέχει μια τμηματοποιημένη περιοχή ενδιαφέροντος στη μετασχηματισμένη εικόνα. Ο απλούστερος τρόπος για να το συνδυασμό αυτής της πληροφορίας είναι με τη χρήση λογικών τελεστών όπως ο τελεστής XOR. β) Κατά τη σύντηξη με χρήση ψευδοχρωματισμού, η ευθυγραμμισμένη εικόνα αποδίδεται οπτικά με χρήση μιας κλίμακας ψευδοχρωματισμού και υπερτίθεται με τη μορφή διαφάνειας στην εικόνα αναφοράς. Είναι διαθέσιμη μια ποικιλία κλιμάκων ψευδοχρωματισμού που ορίζονται με βάση ψυχοφυσιολογικά κριτήρια ή/και αλγοριθμικά κριτήρια. γ) Η σύντηξη πληροφορίας με χρήση αλγορίθμων ταξινόμησης επιτυγχάνεται με κατάλληλη επεξεργασία και των δύο ευθυγραμμισμένων εικόνων, με στόχο την παραγωγή μιας εικόνας με βάση την ταξινόμηση των χρωματικών πυκνοτήτων των εικόνων αυτών.

3.6 Συμπεράσματα – σχόλια

Με βάση την παραπάνω ανάλυση των τεχνικών ευθυγράμμισης ιατρικών δεδομένων, συμπεραίνονται τα εξής:

1. Τα δεδομένα από τα υπάρχοντα απεικονιστικά ιατρικά συστήματα είναι σε μορφή Dicom, που αποτελεί το πλέον αναγνωρισμένο πρωτόκολλο ιατρικών δεδομένων.
2. Τα περισσότερα εμπορικά λογισμικά ευθυγράμμισης παρέχουν κυρίως δυνατότητες ημιαυτόματης και αυτόματης εφαρμογής. Στην πρώτη περίπτωση, συνήθως απαιτείται ο ορισμός είτε αντίστοιχων σημείων είτε περιγραμμάτων αντίστοιχων περιοχών ενδιαφέροντος από το χρήστη

προκειμένου να χρησιμοποιηθούν στην ευθυγράμμιση. Στη δεύτερη περίπτωση, η ευθυγράμμιση πραγματοποιείται αυτόματα σε επίπεδο εικόνων (επιπέδων του γκρι).

3. Χρησιμοποιείται κυρίως ένας γενικευμένος γεωμετρικός μετασχηματισμός, π.χ. ο συμπαγής μετασχηματισμός.
4. Όλα τα εμπορικά λογισμικά παρέχουν δυνατότητες σύντηξης των δεδομένων μετά την ευθυγράμμιση είτε σε επίπεδο τομών (διδιάστατο πρόβλημα - 2D) είτε σε επίπεδο επιφανειών (τριδιάστατο πρόβλημα - 3D).

Στην παρούσα Διδακτορική Διατριβή, ακολουθεί αναλυτική μελέτη της εφαρμογής τεχνικών ευθυγράμμισης με εφαρμογή σε δισδιάστατα (2D - two dimensional) οδοντιατρικά δεδομένα μαζί με αναφορά στη σύγκριση της ακρίβειας της ευθυγράμμισης για τις διαφορετικές τεχνικές βάση συγκεκριμένου κριτηρίου ποσοτικοποίησης της ευθυγράμμισης.

Κεφάλαιο 4 – Μεθοδολογία βελτίωσης της αντίθεσης των οδοντιατρικών εικόνων

4.1 Η αναγκαιότητα της βελτίωσης της αντίθεσης

Σε πολλές περιπτώσεις, οι ψηφιακές οδοντιατρικές εικόνες που λαμβάνονται από τις απεικονιστικές τεχνικές που περιγράφηκαν στο Κεφάλαιο 2, μπορεί να μην εμφανίζουν τη βέλτιστη φωτεινότητα και αντίθεση. Στις ψηφιακές εικόνες με αντίθεση κατώτερης ποιότητας, δεν διαφέρει σημαντικά η αντίθεση μεταξύ γειτονικών χαρακτηριστικών και περιοχών της εικόνας, καθιστώντας έτσι την διάκριση τους προβληματική. Κατά συνέπεια, αυτό μπορεί να παρεμποδίσει την αντίληψη ορισμένων χαρακτηριστικών της εικόνας, είτε από τον ανθρώπινο παρατηρητή είτε από τον αλγόριθμο αυτόματης επεξεργασίας της εικόνας. Στη παρούσα διδακτορική διατριβή, ο αλγόριθμος αυτόματου εντοπισμού της μασητικής τερηδόνας σε ψηφιακές φωτογραφικές εικόνες δεν καταφέρνει να διακρίνει κάποιες αλλοιωμένες περιοχές εξαιτίας της χαμηλής αντίθεσης που παρουσιάζουν. Ένα ακόμα τυπικό παράδειγμα είναι τα δεδομένα των ακτινολογικών τεχνικών, τα οποία συχνά χαρακτηρίζονται από χαμηλή αντίθεση, λόγω των μικρών διαφορών των συντελεστών εξασθένησης των ακτίνων Χ σε γειτονικούς ιστούς [181]. Η απόκτηση υψηλής αντίθεσης στα δεδομένα απευθείας από τη συσκευή απεικόνισης είναι σχεδόν πάντοτε δαπανηρή σε χρόνο εξέτασης και σε δοσολογία ακτινοβόλησης στον ασθενή. Στην υπολογιστική τομογραφία, η χαμηλή αντίθεση αυξάνεται μόνο με την αύξηση του αριθμού των φωτονίων που απορροφούνται σε κάθε voxel, η οποία είναι ανάλογη της δόσης των ακτίνων Χ. Συνεπώς, δεδομένου του ότι οι περισσότερες οδοντιατρικές εικόνες περιέχουν

σημαντικές δομές με χαμηλή φυσική αντίθεση σε σύγκριση με τις γύρω περιοχές τους, η απόκτηση αυτών των εικόνων περιλαμβάνει έναν συμβιβασμό μεταξύ της απαίτησης για βελτιωμένη αντίθεση και των διάφορων δαπανών για την επίτευξη αυτού του στόχου, όπως η εκτεταμένη δόση ακτινοβολίας ή το χρονικό διάστημα. Σε όλες αυτές τις περιπτώσεις, η ψηφιακή βελτίωση της αντίθεσης των ληφθέντων οδοντιατρικών εικόνων, τόσο στις φωτογραφικές εικόνες, όσο και στις ακτινολογικές εικόνες, είναι απαραίτητη.

Ο στόχος της βελτίωσης της αντίθεσης της εικόνας είναι η αύξηση της επεξηγηματικότητας και της αντίληψης των πληροφοριών της, είτε από ανθρώπους είτε από αυτόματους αλγορίθμους. Οι τεχνικές βελτίωσης της αντίθεσης μπορούν να ταξινομηθούν με διάφορα κριτήρια. Το πιο ευρέως χρησιμοποιούμενο κριτήριο είναι το πεδίο της ενίσχυσης της αντίθεσης, το οποίο ομαδοποιεί τις μεθόδους ενίσχυσης της αντίθεσης σε: α) καθολικές (global) και β) τοπικές (local) [182]. Οι καθολικές τεχνικές εφαρμόζουν τον μετασχηματισμό ενίσχυσης σε ολόκληρη την εικόνα, λαμβάνοντας υπόψη μόνο τις καθολικές ιδιότητες της εικόνας, όπως τη μέση ένταση και αντίθεση ολόκληρης της εικόνας, το συνολικό ελάχιστο και μέγιστο της έντασης και ούτω καθεξής [183-185]. Αυτές οι τεχνικές είναι εννοιολογικά απλές, γρήγορες και εύκολες να εφαρμοστούν. Ωστόσο, μπορούν να εισάγουν ανεπιθύμητες ψευδοενδείξεις (artifacts) στις προκύπτουσες εικόνες σε περιοχές με εξαιρετικά υψηλή αντίθεση. Επιπλέον, μπορεί να αποτύχουν πλήρως να βελτιώσουν εικόνες χαμηλής αντίθεσης. Από την άλλη πλευρά, οι τοπικές μέθοδοι ενίσχυσης της αντίθεσης, συνήθως τμηματοποιούν την εικόνα σε μικρότερες περιοχές και ενισχύουν την αντίθεση της κάθε περιοχής ανεξάρτητα ή ανάλογα με την αντίθεση των γειτονικών περιοχών τους, λαμβάνοντας υπόψη τις επιμέρους ιδιότητες της κάθε περιοχής [186-190]. Προφανώς, η τεχνική τμηματοποίησης, που χρησιμοποιείται στις τοπικές μεθόδους βελτίωσης είναι ζωτικής σημασίας για τη συνολική αποτελεσματικότητά τους. Οι απλούστερες μέθοδοι χωρίζουν την εικόνα σε ισομεγέθη τμήματα, ενώ κάποιες πολύπλοκες μέθοδοι χρησιμοποιούν τεχνικές πλήρους κατάτμησης της εικόνας. Σε μια προσπάθεια εξισορρόπησης μεταξύ της ταχύτητας και της απλότητας των

καθολικών μεθόδων βελτίωσης και της ποιότητας των τοπικών μεθόδων βελτίωσης, μερικοί ερευνητές προτείνουν συνδυαστικές τεχνικές [191,192].

Μια από τις πιο δημοφιλείς τεχνικές ενίσχυσης της αντίθεσης είναι η εξισορρόπηση ιστογράμματος (histogram equalization) [184], η οποία θεωρείται ως βάση στη βελτίωση της εικόνας. Αυτή η συγκεκριμένη μέθοδος είναι εννοιολογικά και υπολογιστικά απλή, η οποία συνήθως παρέχει σημαντική βελτίωση στην ποιότητα της εικόνας και ευκρίνεια στον παρατηρητή. Κατά συνέπεια, χρησιμοποιείται συχνά σε πολλές εφαρμογές επεξεργασίας εικόνας. Η δημοτικότητα και η απλότητα της εξίσωσης ιστογράμματος γέννησε πολλές παράγωγες μεθόδους ενίσχυσης της αντίθεσης [193, 194].

Το Κεφάλαιο αυτό παρουσιάζει μια συνδυαστική τεχνική βελτίωσης της αντίθεσης, με βάση τη θεωρία των Συστημάτων επαναληπτικών συναρτήσεων με διαμέριση της εικόνας (Partitioned Iterated Function Systems ή PIFS) [195], η οποία θα χρησιμοποιηθεί για να βελτιώσει την απόδοση του αλγορίθμου αυτόματου εντοπισμού μασητικής τερηδόνας που αναπτύσσεται στο πλαίσιο της παρούσας διδακτορικής διατριβής. Σε αντίθεση με την αρχική ιδέα του μοντέλου PIFS, προτείνεται η εφαρμογή του σε περιοχές εικόνας, οι οποίες βασίζονται στις τοπικές διακυμάνσεις της έντασης και στα χαρακτηριστικά της εικόνας. Στη συγκεκριμένη περίπτωση, ο στόχος του αλγορίθμου PIFS είναι να βρεθούν οι περιοχές μιας εικόνας που είναι παρόμοιες με άλλες κατάλληλα μετασχηματισμένες (π.χ. συρρικνωμένες, περιστρεμμένες, ανεστραμμένες) περιοχές [196]. Το μοντέλο PIFS έχει χρησιμοποιηθεί εκτενώς στη συμπίεση εικόνας, λόγω της κλιμάκωσης που παρέχει. Υπάρχουν πολλές παραλλαγές της μεθόδου σε αυτό το πεδίο, οι οποίες συνήθως χαρακτηρίζονται ως fractal image compression [196, 197]. Ωστόσο, έχουν γίνει πολύ λίγες μελέτες όπου χρησιμοποιείται η θεωρία των PIFS στη βελτίωση της εικόνας [198, 199].

Η προτεινόμενη τεχνική συνδυάζει την μέθοδο ανάπτυξης περιοχών (Region Growing) [200] που χρησιμοποιείται για την κατάτμηση των εικόνων σε μεγάλες και μικρότερες περιοχές, με την μέθοδο των PIFS που χρησιμοποιείται για την επεξεργασία των εξαγομένων περιοχών. Ο στόχος του προτεινόμενου αλγορίθμου

είναι να παρέχει ισχυρή ενίσχυση της αντίθεσης, με αύξηση της μέσης αντίθεσης της βελτιωμένης εικόνας, χωρίς να επηρεάζονται οι πληροφορίες που αποθηκεύονται στην αρχική εικόνα. Με τον τρόπο αυτό, σε κάθε ένα από τα τρία κανάλια της έγχρωμης εικόνας της μασητικής επιφάνειας του δοντιού ενισχύεται ο αποχρωματισμός του δοντιού διευκολύνοντας την ανίχνευσή του από τον προτεινόμενο αλγόριθμο εντοπισμού μασητικής τερηδόνας. Η απόδοση του προτεινόμενου αλγόριθμου, πριν χρησιμοποιηθεί στον αλγόριθμο εντοπισμού, συγκρίθηκε με τρεις καθιερωμένες και ευρέως χρησιμοποιούμενες μεθόδους βελτίωσης της εικόνας: Διεύρυνση της αντίθεσης (Contrast Stretching) [183], Μάσκα όξυνσης (Unsharp Masking) [201] και Προσαρμοστική εξισορρόπηση ιστογράμματος περιορισμένης αντίθεσης (Contrast-Limited Adaptive Histogram Equalization - CLAHE) [202]. Ποιοτική και ποσοτική ανάλυση για διάφορες οδοντιατρικές εικόνες, έδειξε πλεονεκτική απόδοση του προτεινόμενου αλγόριθμου ενίσχυσης της αντίθεσης, σε σύγκριση με τις άλλες τρεις μεθόδους.

4.2 Προτεινόμενη Μεθοδολογία

4.2.1 Μοντελοποίηση εικόνας με βάση την θεωρία των PIFS

Η βασική ιδέα των Συστημάτων επαναληπτικών συναρτήσεων με διαμέριση της εικόνας (PIFS) είναι η αναπαράσταση μιας ασπρόμαυρης εικόνας χρησιμοποιώντας μια σειρά από συστολικούς μετασχηματισμούς.

Ένας μετασχηματισμός W καλείται **συστολικός μετασχηματισμός (contractive transformation)** αν για δύο σημεία x και y που ανήκουν σε έναν μετρικό χώρο X , η απόσταση d έχει την ιδιότητα: $d(W(x), W(y)) < s d(x, y)$ για κάποιο $s < 1$. Αυτή η ιδιότητα σημαίνει ότι ο συστολικός μετασχηματισμός φέρνει πιο κοντά δύο σημεία, ελαττώνει δηλαδή την μεταξύ τους απόσταση. Τα σημεία x και y θα πλησιάζουν πάντα το ένα το άλλο κατά ένα παράγοντα s (παράγοντας συστολής). Οι συστολικοί μετασχηματισμοί έχουν την ιδιότητα ότι όταν εφαρμόζονται επαναληπτικά συγκλίνουν σε ένα μοναδικό σημείο, το οποίο δεν αλλάζει με περαιτέρω επανάληψη. Οι συστολικοί μετασχηματισμοί ανήκουν σε ένα ευρύτερο σύνολο μετασχηματισμών που ονομάζονται αφινικοί (affine).

Σύστημα επαναληπτικών συναρτήσεων (Iterated function system ή IFS)

ονομάζεται το πεπερασμένο σύνολο συστολικών μετασχηματισμών $W = w_1, w_2, \dots, w_m$. Το W εφαρμόζεται σε σύνολα, δηλαδή σε σημεία του επιπέδου. Δεδομένου ενός συνόλου S μπορούμε να υπολογίσουμε $w_i(S)$ για κάθε i , να πάρουμε την ένωση των συνόλων αυτών και να προκύψει ένα νέο σύνολο $W(S)$. Ο Hutchinson απέδειξε ότι όταν τα w_i είναι συστολικά στο επίπεδο, τότε το W είναι συστολικό στο χώρο των υποσυνόλων του επιπέδου [195]. Το W συγκλίνει σε ένα μοναδικό σταθερό συμπαγές σύνολο A . Το συμπαγές αυτό υποσύνολο A ονομάζεται ελκυστής (attractor) ή ντετερμινιστικό fractal (deterministic fractal) του IFS [195]. Αυτό σημαίνει ότι αν πάρουμε μια αυθαίρετη εικόνα (σύνολο B), η οποία στην περίπτωση μας δεν είναι τίποτα άλλο από έναν πίνακα με τις τιμές των διαβαθμίσεων του γκρι της εικόνας, και εφαρμόσουμε σε αυτή ένα συστολικό μετασχηματισμό $W = w_1, w_2, \dots, w_m$, διαιρώντας την εικόνα σε περιοχές και εφαρμόζοντας σε κάθε μία ένα συστολικό μετασχηματισμό $w_i (i = 1, \dots, m)$, θα καταλήξουμε σε μια άλλη εικόνα (σύνολο A), το όριο του W . Η μορφή της οριακής αυτής εικόνας εξαρτάται από τον ίδιο τον μετασχηματισμό, καθώς διαφορετικοί μετασχηματισμοί συγκλίνουν σε διαφορετικό όριο. Η μέθοδος των **Συστημάτων επαναληπτικών συναρτήσεων (Partition Iterated function system ή PIFS)** είναι μια επέκταση των IFS, η οποία επιλύει κάποιες από τις δυσκολίες που προέκυψαν από την προσπάθεια εφαρμογής των IFS στην συμπίεση των εικόνων και εισήχθη από τον M. Barnsley και τον μαθητή του A. Jaquin [203]. Η μέθοδος των PIFS διαφέρει από την μέθοδο των IFS στο ότι ο μετασχηματισμός δε δρα σε όλη την εικόνα αλλά σε τμήματα αυτής. Κάθε μετασχηματισμός έχει μια χωρική συνιστώσα και μια συνιστώσα έντασης, και επηρεάζει μια περιοχή της εικόνας. Οι παράμετροι κάθε μετασχηματισμού λαμβάνονται μέσω διαδικασίας ελαχιστοποίησης.

Αρχικά, η εικόνα χωρίζεται σε μεγάλα τμήματα, που ονομάζονται *domain περιοχές*. Η συλλογή των *domain* περιοχών της εικόνας αποτελούν την *domain pool*. Η εικόνα κατανέμεται σε ακόμα μικρότερες περιοχές, που ονομάζονται *range περιοχές*. Στη συνέχεια, ορίζεται μια κατηγορία συστολικών μετασχηματισμών περιοχής. Κάθε μετασχηματισμός ανακατεύει τις θέσεις των pixels σε μία *domain* περιοχή και μεταβάλλει τα επίπεδα γκριζου των εικονοστοιχείων της περιοχής. Για να είναι ένας

μετασχηματισμός μια περιοχής της εικόνας συστολικός μετασχηματισμός πρέπει να φέρνει κάθε ζεύγος των pixels σε μια περιοχή πιο κοντά χωρικά και σε αξία. Για κάθε range περιοχή, βρίσκονται μια domain περιοχή και ένας κατάλληλος μετασχηματισμός έτσι ώστε η μετασχηματισμένη domain περιοχή να ταιριάζει καλύτερα με την range περιοχή, με την μέθοδο των ελαχίστων τετραγώνων.

Έχουν προταθεί παραλλαγές αυτού του αλγορίθμου, οι οποίες μειώνουν τον μεγάλο χώρο αναζήτησης των μετασχηματισμένων domain περιοχών χρησιμοποιώντας τεχνικές ταξινόμησης [204] ή εξελιγμένες τεχνικές κοντινότερου γείτονα [205]. Η διαδικασία για την αποκωδικοποίηση μιας εικόνας είναι επαναληπτική και ξεκινάει με μια αρχική, αυθαίρετα επιλεγμένη εικόνα. Η επόμενη εικόνα τμηματοποιείται σε range περιοχές ενώ η προηγούμενη σε domain περιοχές. Στη συνέχεια, οι τιμές του επιπέδου του γκρι της κάθε range περιοχής υπολογίζονται με κατάλληλο μετασχηματισμό των τιμών του επιπέδου του γκρι των pixels της αντίστοιχης domain περιοχής.

4.2.2 Τμηματοποίηση εικόνας

Σύμφωνα με την προτεινόμενη μεθοδολογία, η εικόνα χωρίζεται χρησιμοποιώντας μια μέθοδο που στηρίζεται στην τμηματοποίηση με βάση τα χαρακτηριστικά. Τόσο οι domain περιοχές όσο και range οι περιοχές εξάγονται με τη μέθοδο ανάπτυξης περιοχών (Region Growing) [200]. Η προτεινόμενη μέθοδος αποτελείται από τα ακόλουθα διαδοχικά στάδια:

- 1 Για κάθε pixel της εικόνας που δεν έχει ακόμα εκχωρηθεί σε κάποια περιοχή, εφάρμοσε τον αλγόριθμο Ανάπτυξης περιοχής χρησιμοποιώντας το συγκεκριμένο pixel ως αρχικό σπόρο:
 - Σύγκρινε το σπόρο με τα γειτονικά σημεία (pixels),
 - Η περιοχή αναπτύσσεται από τον σπόρο με την προσθήκη παρόμοιων γειτονικών σημείων, αυξάνοντας έτσι το μέγεθος της περιοχής. Η ομοιότητα καθορίζεται σύμφωνα με ένα προκαθορισμένο κατώφλι ανοχής.
 - Τα πρόσφατα προστιθέμενα σημεία θεωρούνται ως νέοι σπόροι και οι γείτονές τους εξετάζονται με τη σειρά. Τα σημεία που εξετάζονται προστίθενται στην περιοχή, εφόσον παρουσιάζουν ομοιότητα,

- Η διαδικασία αυτή επαναλαμβάνεται έως ότου:
 - 1) Δεν υπάρχουν νέα σημεία να προστεθούν (δεν υπάρχουν σπόροι),
 - 2) Όλα τα σημεία του χώρου αναζήτησης έχουν προστεθεί.

2 Επανάλαβε τη διαδικασία για όλα τα ελεύθερα pixels.

Ο προτεινόμενος αλγόριθμος αποτελεί μια πλήρως αυτόματη διαδικασία και πρέπει να εφαρμόζεται δύο φορές στην εικόνα, προκειμένου να εξάγει τις domain περιοχές και τις range περιοχές, αντίστοιχα. Για να επιτευχθεί αυτή η δυο-επιπέδων τμηματοποίηση, δύο διαφορετικά κατώφλια πρέπει να παρέχονται στον αλγόριθμο Ανάπτυξης περιοχής. Το πρώτο κατώφλι, το οποίο πρέπει να είναι σχετικά υψηλό, χρησιμοποιείται για την κατάτμηση της εικόνας σε domain περιοχές. Το δεύτερο κατώφλι, το οποίο πρέπει να είναι χαμηλότερο από το πρώτο, χρησιμοποιείται για την κατάτμηση της εικόνας σε μικρότερες range περιοχές. Στο προτεινόμενο σχήμα, τα δύο κατώφλια υπολογίζονται αυτόματα, βασιζόμενα σε ένα εμπειρικό μοντέλο το οποίο εκτιμήθηκε μετά από αρκετές δοκιμές. Τα δύο κατώτατα όρια t_D , και t_R , για την εξαγωγή της περιοχής τομέα και φάσματος, αντίστοιχα, απεικονίζονται στην Εξ. (4.1), όπου μ_I είναι η μέση ένταση της αρχικής εικόνας.

$$t_D = 1.3 \times \mu_I \tag{4.1}$$

$$t_R = \frac{t_D}{2}.$$

4.2.3 Αλγόριθμος βελτίωσης της αντίθεσης

Αφού ολοκληρωθεί η διαδικασία τμηματοποίησης της εικόνας, μια κατηγορία συστολικών μετασχηματισμών περιοχής ορίζεται για κάθε domain περιοχή. Κάθε μετασχηματισμός τροποποιεί τις θέσεις των pixels σε μία domain περιοχή και μεταβάλλει το επίπεδο του γκρι τους. Για κάθε range περιοχή, μια domain περιοχή και ένας μετασχηματισμός βρίσκονται έτσι ώστε η μετασχηματισμένη domain περιοχή να ταιριάζει καλύτερα στην range περιοχή, χρησιμοποιώντας τη διαφορά των ελαχίστων τετραγώνων ως μέτρο ταιριάσματος.

Ας εκφράσουμε την αρχική γκρι επιπέδου εικόνα $I(x, y)$ με μέγεθος pixels $N_x \times N_y$ και υποστήριξη $S = [0, N_x] \times [0, N_y]$. Η υποστήριξη S της εικόνας αρχικά κατανεμήθηκε σε μη επικαλυπτόμενες domain περιοχές $D_{i,j}$, έτσι ώστε

$S = \bigcup_{i,j} D_{i,j}$. Τα εικονοστοιχεία της εικόνας που αποδίδονται στο domain μπλοκ $D_{i,j}$ αποθηκεύονται γραμμικά στο διάνυσμα $d_{i,j}$. Κάθε domain περιοχή, στη συνέχεια τμηματοποιείται περαιτέρω σε μη επικαλυπτόμενες range περιοχές $R_{k,l}$, έτσι ώστε $D_{i,j} = \bigcup_{k,l} R_{k,l}$. Και πάλι, τα pixels της range περιοχής αποθηκεύονται στο διάνυσμα $r_{k,l}$.

Μόλις ολοκληρωθεί η τμηματοποίηση της εικόνας, υπολογίζονται οι μέσες εντάσεις όλων των domain περιοχών ($\mu_{D_{i,j}}$) και όλων των range περιοχών ($\mu_{R_{k,l}}$). Για κάθε range περιοχή, βρίσκεται η μετασχηματισμένη domain περιοχή που ελαχιστοποιεί την τετραγωνισμένη Ευκλείδεια απόσταση μέσω της Εξ. (4.2):

$$E(i, j; k, l) = \left\| \gamma(\mathbf{d}_{i,j} - \mu_{D_{i,j}}) - (\mathbf{r}_{k,l} - \mu_{R_{k,l}}) \right\|^2 \quad (4.2)$$

Η ελαχιστοποίηση της Εξ. (4.2) περιλαμβάνει ένα αρκετά μεγάλο χώρο αναζήτησης για την επιλογή της κατάλληλης domain περιοχής μέσα από την domain pool. Αυτός ο χώρος αναζήτησης μπορεί να μειωθεί σημαντικά με τη χρησιμοποίηση τεχνικών πλησιέστερου γείτονα, όπως το δέντρο k-διαστάσεων (kd-tree). Το kd-tree είναι μια δομή χωρικής κατάτμησης δεδομένων που χρησιμοποιείται για την οργάνωση σημείων σε ένα k-διάστατο χώρο. Οι domain περιοχές τοποθετούνται σωστά ως κόμβοι του δέντρου (φύλλα). Το καλύτερο ταίριασμα για μια range περιοχή κατανέμεται στη συνέχεια από την αναζήτηση στο δέντρο, χρησιμοποιώντας τον αλγόριθμο πλησιέστερου γείτονα [206]. Ο αλγόριθμος που χρησιμοποιείται στην περίπτωση μας είναι μια αναδρομική διαδικασία. Όταν συναντηθεί για πρώτη φορά ένας κόμβος στο kd-tree, ο υπο-κόμβος που βρίσκεται πλησιέστερα στο ενδιαφερόμενο σημείο εξετάζεται. Οι άλλοι υπο-κόμβοι εξετάζονται μόνο εάν η υπολογισμένη απόστασή τους είναι μικρότερη από την τρέχουσα καλύτερη απόσταση, αλλιώς ο αλγόριθμος συνεχίζει με τον επόμενο κόμβο. Όλοι οι εξεταζόμενοι κόμβοι και υπο-κόμβοι επεξεργάζονται αναδρομικά χρησιμοποιώντας στοιχειώδεις ενημερώσεις απόστασης.

Μετά την απόκτηση των τιμών των παραμέτρων για κάθε μετασχηματισμό περιοχής, ένα καθολικός συστολικός μετασχηματισμός, W , μπορεί να οριστεί από την ακόλουθη εξίσωση:

$$W(I)(x, y) = \sum_{i,j} [\gamma(I(x, y) - \mu_{R_{k(i,j),l(i,j)}}) + \mu_{D_{i,j}}] M_{i,j}(x, y), \quad (4.3)$$

$$\text{όπου } M_{i,j}(x, y) = \begin{cases} 1, & (x, y) \in D_{i,j} \\ 0, & (x, y) \notin D_{i,j} \end{cases}$$

$$\text{και } (k(i, j), l(i, j)) = \arg \min_{(i,j)} \{E(i, j; k, l)\}.$$

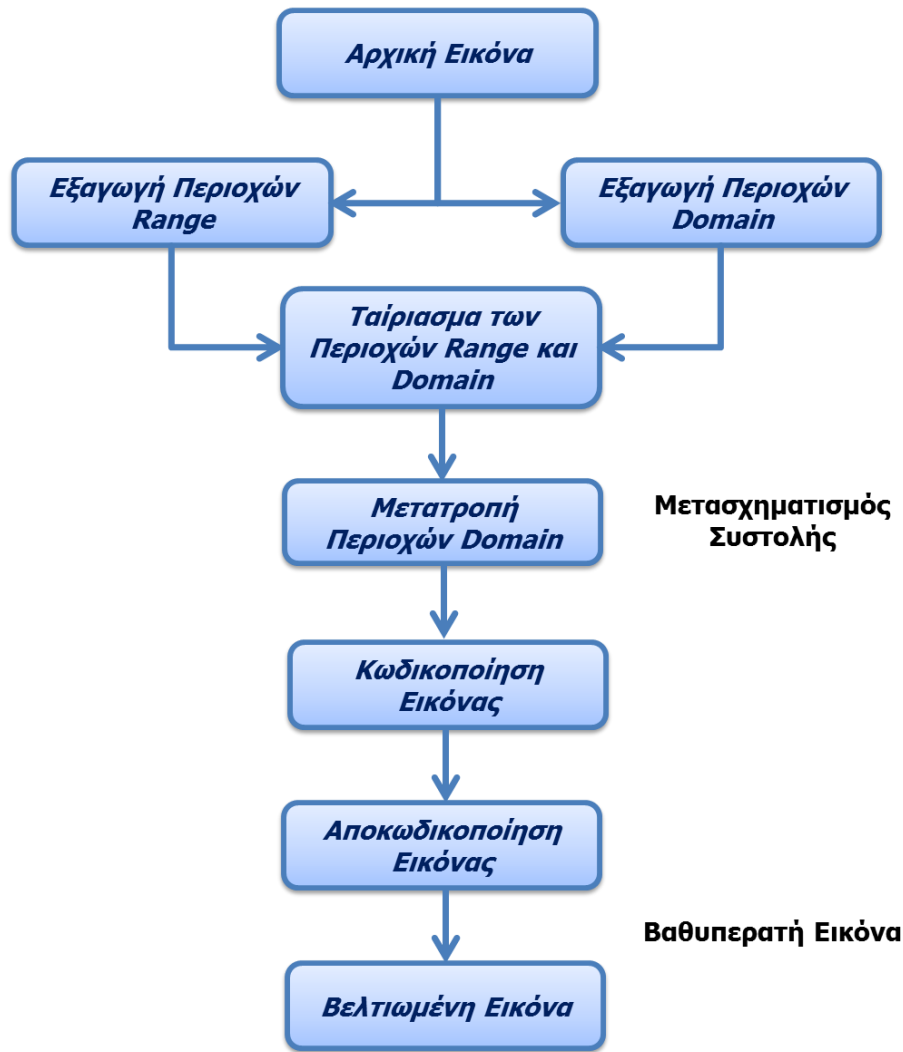
Εξ ορισμού, η απόλυτη τιμή της παραμέτρου γ πρέπει να είναι μικρότερη από 1 [196]. Προκειμένου να επιτευχθεί η επιθυμητή βελτίωση της αντίθεσης, αρχικά, η εικόνα κωδικοποιείται χρησιμοποιώντας την Εξ. (4.3), με μια σχετικά υψηλή τιμή για την παράμετρο γ (για παράδειγμα, $\gamma = 0,8$). Στη συνέχεια, η αποκωδικοποιημένη εικόνα δημιουργείται από την εκ νέου εφαρμογή της Εξ. (4.3) με χαμηλότερη τιμή για το γ (για παράδειγμα, $\gamma = 0,1$). Η προκύπτουσα εικόνα αποτελεί την βαθυπερατή έκδοση $I_{LP}(x, y)$ της αρχικής εικόνας. Έπειτα, υπολογίζεται η υψιπερατή εικόνα $I_{HP}(x, y)$, όπου δίνεται από τον τύπο:

$$I_{HP}(x, y) = I(x, y) - I_{LP}(x, y). \quad (4.4)$$

Η βελτιωμένη εικόνα $I_{enh}(x, y)$, λαμβάνεται τελικά ως:

$$I_{enh}(x, y) = I(x, y) + \lambda I_{HP}(x, y). \quad (4.5)$$

Η παράμετρος λ στην Εξ. (4.5) ρυθμίζει το κέρδος αντίθεσης. Μετά από αρκετές δοκιμές διαπιστώθηκε ότι η τιμή $\lambda = 2.1$ παρέχει την καλύτερη δυνατή ενίσχυση της αντίθεσης, χωρίς να αλλοιώνει τη βελτιωμένη εικόνα. Τα αποτελέσματα των διαφόρων παραμέτρων γ και λ θα αναλυθούν περαιτέρω σε επόμενη ενότητα. Μία σχηματική επισκόπηση της προτεινόμενης τεχνικής απεικονίζεται στην Εικόνα 4.1.



Εικόνα 4-1: Διάγραμμα της προτεινόμενης μεθοδολογίας βελτίωσης της αντίθεσης με χρήση των Συστημάτων Επαναληπτικών Συναρτήσεων με Διαμέριση (PIFS) σε συνδυασμό με την τεχνική Ανάπτυξης περιοχών.

4.3 Δεδομένα και Αποτελέσματα

Προκειμένου να ενταχθεί η προτεινόμενη μέθοδος βελτίωσης της αντίθεσης στον αυτοματοποιημένο αλγόριθμο εντοπισμού της μασητικής τερηδόνας που θα περιγραφεί στο κεφάλαιο 5, αξιολογήθηκε η απόδοσή της έναντι τριών ευρέως χρησιμοποιούμενων τεχνικών, της Διεύρυνσης της αντίθεσης (Contrast Stretching), της Κυβικής μάσκας όξυνσης (Cubic Unsharp Masking) και της Προσαρμοστικής εξισορρόπησης ιστογράμματος περιορισμένης αντίθεσης (Contrast-Limited Adaptive Histogram Equalization ή CLAHE). Η προτεινόμενη μέθοδος, καθώς και οι τρεις μέθοδοι σύγκρισης, με σκοπό να αξιολογηθούν σε όσο το δυνατόν μεγαλύτερο εύρος δεδομένων, εφαρμόστηκαν σε ένα σύνολο όχι μόνο

φωτογραφικών αλλά και ακτινογραφικών εικόνων. Τα δεδομένα που δοκιμάστηκε η απόδοση της μεθόδου ήταν 18 οδοντιατρικές ψηφιακές φωτογραφίες (τα τρία κανάλια 6 φωτογραφιών εκχωρημένα σε διαφορετικές εικόνες) και 6 οδοντιατρικές ακτινογραφίες. Οι λαμβανόμενες ενισχυμένες αντίθεσης εικόνες αξιολογήθηκαν τόσο ποιοτικά όσο και ποσοτικά. Οι τρεις τεχνικές με τις οποίες συγκρίνεται η τεχνική PIFS περιγράφονται παρακάτω.

4.3.1 Διεύρυνση της αντίθεσης

Διεύρυνση ή εξομάλυνση της αντίθεσης (Contrast Stretching), είναι μια εννοιολογικά απλή τεχνική που χρησιμοποιείται για να διορθώσει ή να ενισχύσει τη φωτεινότητα και την αντίθεση των εικόνων με επέκταση ή συμπίεση του εύρους των τιμών έντασης τους σε ένα επιθυμητό χρονικό διάστημα. Η ίδια η μέθοδος είναι γραμμική, εφόσον μια αυστηρά γραμμική συνάρτηση εφαρμόζεται στα εικονοστοιχεία της υποκείμενης εικόνας προκειμένου να επιτευχθεί η επιθυμητή διόρθωση [207]. Η διεύρυνση της αντίθεσης αποτελεί μια καθιερωμένη και ευρέως χρησιμοποιούμενη τεχνική, λόγω της απλότητάς της και της γρήγορης εκτέλεσής της. Η μέθοδος εφαρμόζεται επίσης και σε άλλους τομείς εκτός της απεικόνισης, όπως στην επεξεργασία σήματος [208].

Κάθε ψηφιοποιημένη εικόνα $I(x, y)$ μπορεί να κανονικοποιείται χρησιμοποιώντας την ακόλουθη εξίσωση για τον υπολογισμό των νέων κανονικοποιημένων τιμών $I_N(x, y)$ για κάθε pixel (x, y) :

$$I_N(x, y) = \left(I(x, y) - I^{MIN} \right) \left(\frac{I_C^{MAX} - I_C^{MIN}}{I^{MAX} - I^{MIN}} \right) + I_C^{MIN}, \quad (4.6)$$

όπου I^{MIN} και I^{MAX} είναι οι ελάχιστες και μέγιστες τιμές έντασης του I , αντίστοιχα, ενώ I_C^{MIN} και I_C^{MAX} οι επιθυμητές ελάχιστες και μέγιστες τιμές έντασης της κανονικοποιημένης εικόνας, αντιστοίχως. Για εικόνες με G επίπεδα γκρίζου ισχύει $I^{MIN}, I^{MAX}, I_C^{MIN}, I_C^{MAX} \in [0, G-1]$. Η παραγόμενη εικόνα I_N είναι η κανονικοποιημένη εκδοχή της αρχικής εικόνας I . Προκειμένου να αποφευχθεί

υπερκορεσμός στην εικόνα εξόδου $I_N(x, y) = 0$, η Εξ. (4.6) παράγει μια αρνητική τιμή ($I_N(x, y) < 0$) και, ομοίως $I_N(x, y) = G - 1$, εάν $I_N(x, y) \geq G$. Στην περίπτωση μας, η ενίσχυση της αντίθεσης επιτυγχάνεται θέτοντας $I_C^{MIN} = 0$ και $I_C^{MAX} = G - 1$, όπου σε ασπρόμαυρες εικόνες $G=256$, επεκτείνοντας έτσι την αντίθεση της ενισχυμένης εικόνας για να συμπεριλάβει ολόκληρο το διαθέσιμο φάσμα των 8-bit γκρι-επιπέδου χρωματικού χώρου. Ως εκ τούτου, η Εξ. (4.6) μπορεί να γραφτεί ως:

$$I_N(x, y) = \left(I(x, y) - I^{MIN} \right) \frac{G - 1}{(I^{MAX} - I^{MIN})}. \quad (4.7)$$

4.3.2 Μάσκα Όξυνσης

Η Μάσκα όξυνσης (Unsharp Masking) αποτελεί μια απλή προσέγγιση, όπου το ακόλουθο γραμμικό 3x3 φίλτρο εφαρμόζεται στην εικόνα [209]:

$$h(x, y) = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ -1 & 4 & -1 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix}. \quad (4.8)$$

Συνεπώς, για μια ασπρόμαυρη ψηφιακή εικόνα $I(x, y)$ μεγέθους $N_x \times N_y$ pixels, η αντίστοιχη υψιπερατή έκδοσή της $I_{HP}(x, y)$ ορίζεται ως:

$$I_{HP}(x, y) = 4I(x, y) - I(x-1, y) - I(x+1, y) - I(x, y-1) - I(x, y+1). \quad (4.9)$$

Μόλις το $I_{HP}(x, y)$ ληφθεί, η βελτιωμένη εικόνα $I_{enh}(x, y)$, λαμβάνεται τελικά χρησιμοποιώντας την Εξ. (4.5).

Η απλή γραμμική μάσκα μπορεί να ενισχυθεί χρησιμοποιώντας ένα μη-γραμμικό, κυβικό φίλτρο [201]. Σε αυτή την περίπτωση, η υψιπερατή έκδοση της αρχικής εικόνας $I_{HP}(x, y)$ επιτυγχάνεται από τον εξής τύπο:

$$I_{HP}(x, y) = [I(x-1, y) - I(x+1, y)]^2 [2I(x, y) - I(x-1, y) - I(x+1, y)] + [I(x, y-1) - I(x, y+1)]^2 [2I(x, y) - I(x, y-1) - I(x, y+1)] \quad (4.10)$$

Για άλλη μια φορά, η Εξ. (4.5) εφαρμόζεται για να υπολογίσει την ενισχυμένη εικόνα. Το κυβικό φίλτρο, παράγωγο αυτής της προσέγγισης, χρησιμοποιείται σε αυτό το κεφάλαιο.

4.3.3 Εξισορρόπηση ιστογράμματος περιορισμένης αντίθεσης

Η Εξισορρόπηση ιστογράμματος περιορισμένης αντίθεσης (CLAHE) είναι μια μέθοδος που αποτελεί βελτίωση της κλασικής μεθόδου εξισορρόπησης ιστογράμματος [183]. Ενώ η μέθοδος εξισορρόπησης ιστογράμματος θεωρεί ολόκληρη την εικόνα, ο CLAHE αλγόριθμος λειτουργεί τμηματοποιώντας την εικόνα σε περιοχές. Στη συνέχεια, η χαρακτηριστική εξισορρόπηση ιστογράμματος εκτελείται σε κάθε περιοχή ξεχωριστά. Ως εκ τούτου, η αθροιστική συνάρτηση κατανομής (cumulative distribution function ή *cdf*) υπολογίζεται για πρώτη φορά για κάθε περιοχή μεγέθους $w_x \times w_y$. Οι τιμές της *cdf* στη συνέχεια χρησιμοποιούνται για να μετασχηματιστεί το ιστόγραμμα της κάθε περιοχής σύμφωνα με την Εξ. (4.11).

$$i_{enh}(i) = \frac{cdf(i) - cdf_{min}}{(w_x \times w_y) - cdf_{min}} \times (G - 1), \quad (4.11)$$

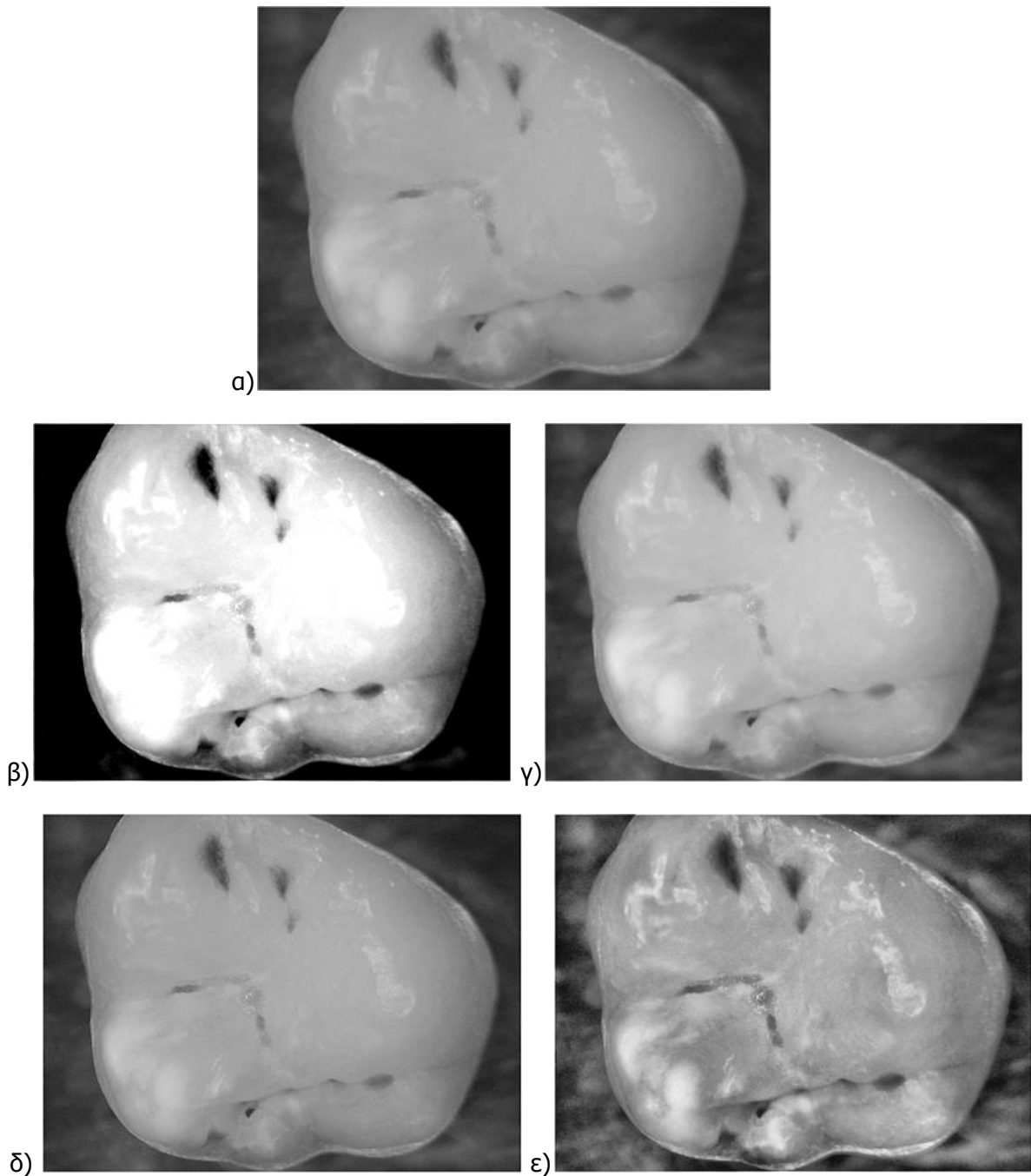
όπου, $i_{enh}(i)$ είναι η αυξημένη τιμή έντασης της έντασης i από την αρχική εικόνα, $cdf(i)$ είναι η αθροιστική πιθανότητα της i , cdf_{min} είναι η ελάχιστη αθροιστική πιθανότητα πάνω από ολόκληρη την περιοχή και το G είναι ο αριθμός των επιπέδων γκριζου στην εικόνα.

Επιπλέον της χαρτογράφησης επιπέδου, η μέθοδος CLAHE υποστηρίζει επίσης τον περιορισμό ιστογράμματος (histogram limiting), δίνοντας τη δυνατότητα να οριστεί ένα όριο στο ιστόγραμμα της βελτιωμένης εικόνας. Τα επίπεδα χρώματος πέρα από το καθορισμένο όριο ανακατανέμονται ισότιμα μεταξύ όλων των bins του

ιστογράμματος. Λαμβάνοντας όλα τα παραπάνω υπόψη, η βελτιωμένη εικόνα υπολογίζεται ανά περιοχή από τις μετασχηματισμένες εντάσεις που λαμβάνονται από την Εξ. (4.11).

4.3.4 Ποιοτική αξιολόγηση

Η ποιοτική αξιολόγηση πραγματοποιήθηκε με οπτική επιθεώρηση των προκυπτουσών βελτιωμένων εικόνων. Οι παράμετροι που χρησιμοποιήθηκαν για την ποιοτική ανάλυση προσδιορίστηκαν μετά από αρκετές δοκιμές για να εξασφαλίσουν το καλύτερα δυνατό οπτικό αποτέλεσμα από κάθε μέθοδο, όσον αφορά στην ελαχιστοποίηση των ανεπιθύμητων ψευδοενδείξεων. Οι Εικόνες 4.2, 4.3 και 4.4 απεικονίζουν τις βελτιωμένες εικόνες μετά από την εφαρμογή των τεσσάρων μεθόδων: της προτεινόμενης PIFS μεθόδου, της Κυβικής μάσκας όξυνσης, της Διεύρυνσης της αντίθεσης και της CLAHE. Οι τέσσερις τεχνικές αξιολογήθηκαν οπτικά μετά την εφαρμογή τους σε οδοντιατρικές φωτογραφίες και ακτινογραφίες. Όπως φαίνεται σε όλες τις περιπτώσεις, η προτεινόμενη μέθοδος, είναι ικανή να επιτύχει υψηλότερα επίπεδα ενίσχυσης της αντίθεσης σε σύγκριση με τις άλλες τρεις μεθόδους. Ο λόγος είναι ότι είναι σε θέση να παράγει ένα βαθύτερο επίπεδο διακύμανσης αντίθεσης, δημιουργώντας έτσι ένα ισχυρότερο οπτικό αποτέλεσμα όταν συγκρίνεται με τις άλλες τρεις τεχνικές. Η Εικόνα 4.2 παρουσιάζει το κόκκινο κανάλι μιας έγχρωμης ψηφιακής φωτογραφίας της μασητικής επιφάνειας δοντιού όπου φαίνεται πως η προτεινόμενη μέθοδος υπερτερεί έναντι των άλλων μεθόδων δεδομένου ότι διαχωρίζει ξεκάθαρα την επιφάνεια του δοντιού από το φόντο και ενισχύει τις περιοχές ενδιαφέροντος (οπές και σχισμές) που θα αναλυθούν από τον προτεινόμενο αλγόριθμο εντοπισμού και ταξινόμησης μασητικής τερηδόνας, ο οποίος θα περιγραφεί παρακάτω.



Εικόνα 4-2: Βελτίωση της αντίθεσης του κόκκινου καναλιού μιας ψηφιακής έγχρωμης φωτογραφικής εικόνας της μασητικής επιφάνειας: α) Η αρχική εικόνα, β) Η βελτιωμένη εικόνα με την χρήση της προτεινόμενης μεθοδολογίας (PIFS), γ) Η βελτιωμένη εικόνα με την χρήση της μεθόδου Διεύρυνσης της Αντίθεσης (Contrast Stretching), δ) Η βελτιωμένη εικόνα με την χρήση της μεθόδου Κυβικής Μάσκας Όξυνσης (Cubic Unsharp Masking), ε) Η βελτιωμένη εικόνα με την χρήση της μεθόδου Προσαρμοστικής Εξισορρόπησης Ιστογράμματος Περιορισμένης Αντίθεσης (CLAHE).



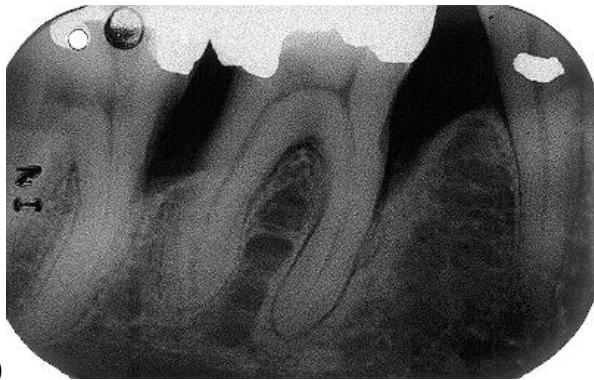
a)



β)



γ)

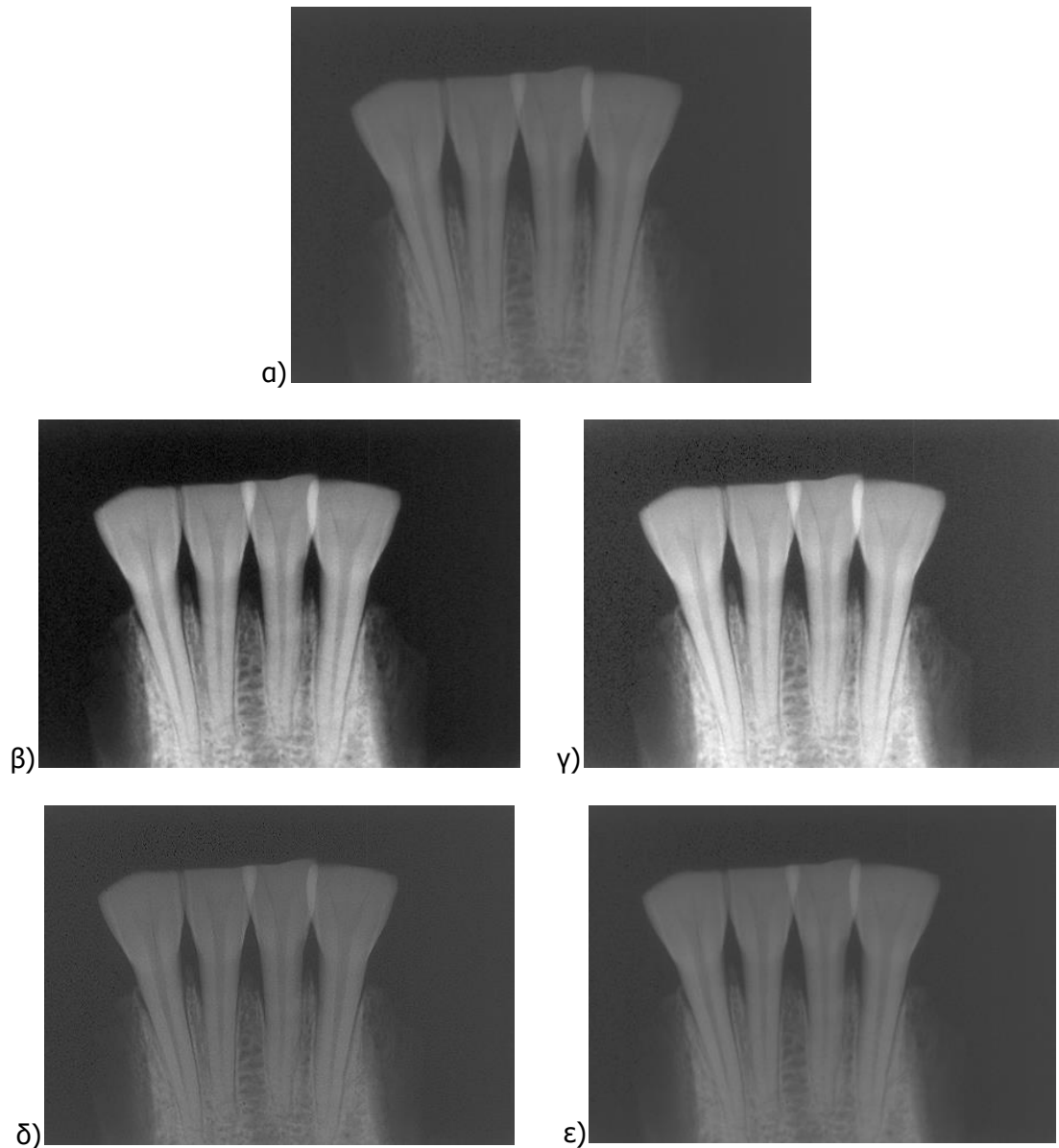


δ)



ε)

Εικόνα 4-3: Βελτίωση της αντίθεσης μιας οδοντιατρικής ακτινογραφίας: α) Η αρχική εικόνα, β) Η βελτιωμένη εικόνα με την χρήση της προτεινόμενης μεθοδολογίας (PIFS), γ) Η βελτιωμένη εικόνα με την χρήση της μεθόδου Διεύρυνσης της Αντίθεσης (Contrast Stretching), δ) Η βελτιωμένη εικόνα με την χρήση της μεθόδου Κυβικής Μάσκας Όξυνσης (Cubic Unsharp Masking), ε) Η βελτιωμένη εικόνα με την χρήση της μεθόδου Προσαρμοστικής Εξισορρόπησης Ιστογράμματος Περιορισμένης Αντίθεσης (CLAHE).



Εικόνα 4-4: Βελτίωση της αντίθεσης μιας οδοντιατρικής ακτινογραφίας που έχει υποστεί μείωση της αντίθεσης κατά 50%: α) Η αρχική εικόνα, β) Η βελτιωμένη εικόνα με την χρήση της προτεινόμενης μεθοδολογίας (PIFS), γ) Η βελτιωμένη εικόνα με την χρήση της μεθόδου Διεύρυνσης της Αντίθεσης (Contrast Stretching), δ) Η βελτιωμένη εικόνα με την χρήση της μεθόδου Κυβικής Μάσκας Όξυνσης (Cubic Unsharp Masking), ε) Η βελτιωμένη εικόνα με την χρήση της μεθόδου Προσαρμοστικής Εξισορρόπησης Ιστογράμματος Περιορισμένης Αντίθεσης (CLAHE).

4.3.5 Ποσοτική Αξιολόγηση

Η προτεινόμενη προσέγγιση βελτίωσης της αντίθεσης αξιολογήθηκε ποσοτικά εξετάζοντας τη μέση διαφορά της αντίθεσης μεταξύ της αρχικής και της ενισχυμένης εικόνας. Αυτό μπορεί επίσης να αναφέρεται ως το κέρδος αντίθεσης

της ενισχυμένης ως προς την αρχική εικόνα. Η αρχική εικόνα μεγέθους $N_x \times N_y$ συμβολίζεται με $I(x, y)$. Στη συνέχεια, η αντίθεση του εικονοστοιχείου στη θέση (x, y) εκφράζεται ως [210]:

$$c(x, y) = \frac{lv(x, y)}{lm(x, y)}, \quad (4.12)$$

όπου $lm(x, y)$ και $lv(x, y)$ δίνονται από τις ακόλουθες εξισώσεις:

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

$$lv(x, y) = \frac{1}{(2m+1)^2} \sum_{k=-m}^m \sum_{l=-m}^m [I(x+k, y+l) - lm(x, y)]^2. \quad (4.13)$$

Στην Εξ. (4.13) η ποσότητα $\frac{1}{(2m+1)^2}$ είναι το μέγεθος ενός τετραγωνικού παραθύρου σε pixels. Καθ' όλη τη ποσοτική αξιολόγηση, η τιμή αυτή είναι σταθερή και ίση με $m=2$. Η μέση αντίθεση για ολόκληρη την εικόνα $I(x, y)$ μπορεί να εκφραστεί ως:

$$\bar{C}_I = \frac{1}{N_x N_y} \sum_{y=0}^{N_y-1} \sum_{x=0}^{N_x-1} c(x, y). \quad (4.14)$$

Μετά τον υπολογισμό της μέσης αντίθεσης της αρχικής εικόνας, ο αλγόριθμος βελτίωσης εφαρμόζεται στην εικόνα και το μέσο αντίθεσης υπολογίζεται εκ νέου για την ενισχυμένη εικόνα σύμφωνα με την Εξ. (4.14). Το κέρδος αντίθεσης καθορίζεται από τη διαφορά:

$$C_{GAIN} = \bar{C}_{I_{enh}} - \bar{C}_I, \quad (4.15)$$

όπου το $\bar{C}_{I_{enh}}$ υποδηλώνει τη μέση αντίθεση της ενισχυμένης εικόνας και το \bar{C}_I τη μέση αντίθεση της αρχικής εικόνας. Προφανώς, ένα θετικό C_{GAIN} υποδηλώνει αύξηση της αντίθεσης της ενισχυμένης εικόνας σε σχέση με την αρχική, ενώ μια αρνητική τιμή σημαίνει απώλεια αντίθεσης. Επιπλέον, όσο μεγαλύτερη είναι η αξία του C_{GAIN} , τόσο ισχυρότερη είναι η προκύπτουσα αύξηση της αντίθεσης. Το

σύστημα αυτό χρησιμοποιείται για την ποσοτική αξιολόγηση του προτεινόμενου αλγορίθμου συγκριτικά με την τεχνική Διεύρυνσης της αντίθεσης, Κυβικής μάσκας όξυνσης και CLAHE. Οι παράμετροι που χρησιμοποιούνται σε όλη την ποσοτική αξιολόγηση των τεσσάρων μεθόδων προσδιορίστηκαν μετά από μια σειρά δοκιμών με στόχο να παρέχουν το βέλτιστο αποτέλεσμα για κάθε μέθοδο.

Χρησιμοποιώντας τις προαναφερθείσες παραμέτρους για τις τέσσερις μεθόδους σε σύγκριση, τα αποτελέσματα που λαμβάνονται παρουσιάζονται στον Πίνακα 4.1, όπου το κέρδος αντίθεσης στις εικόνες δοκιμής υπολογίζεται για την προτεινόμενη προσέγγιση και για τις άλλες τρεις μεθόδους. Με την εξέταση του Πίνακα 4.1, είναι προφανές ότι ο προτεινόμενος αλγόριθμος επιτυγχάνει υψηλότερη ενίσχυση της αντίθεσης συγκριτικά με τις άλλες τρεις μεθόδους.

Πίνακας 4-1: Απόδοση του αλγορίθμου PIFS βελτίωσης εικόνας, συγκριτικά με τις τεχνικές Διεύρυνσης της αντίθεσης, Κυβικής μάσκας όξυνσης και CLAHE, σε ότι αφορά στο κέρδος αντίθεσης της βελτιωμένης εικόνας ως προς την αρχική εικόνα.

	PIFS	Διεύρυνση Αντίθεσης	Κυβική Μάσκα Όξυνσης	CLAHE
Μέση Τιμή ± Τυπική Απόκλιση	6.145± 2.348	0.118± 0.141	2.984± 1.845	3.428± 1.988

Πίνακας 4-2: Απόδοση του αλγορίθμου PIFS βελτίωσης εικόνας σε εικόνες με θόρυβο, συγκριτικά με τις τεχνικές Διεύρυνσης της αντίθεσης, Κυβικής μάσκας όξυνσης και CLAHE, σε ότι αφορά στο κέρδος αντίθεσης της βελτιωμένης εικόνας προς την αρχική εικόνα.

Τύπος Θορύβου		PIFS	Διεύρυνση Εικόνας	Κυβική Μάσκα Όξυνσης	CLAHE
Gauss. Blur	Ακτίνα				
	2	3.684	0.286	0.199	0.431
	5	2.626	0.202	0.042	0.512
	10	1.981	0.154	0.013	0.399
Μέση Τιμή		2.764	0.214	0.085	0.447

RGB Noise	Τυπική Απόκλιση				
	0.05	6.666	0.000	4.096	1.821
	0.1	11.043	0.000	11.188	5.142
	0.2	23.501	0.000	23.691	10.307
Μέση Τιμή		13.737	0.000	12.992	5.757
Spread Noise	Ακτίνα				
	5	6.701	0.000	3.154	0.120
	10	8.913	0.000	5.369	2.667
	15	13.651	0.000	8.742	5.933
Μέση Τιμή		9.755	0.000	5.755	2.907
Συνολική Μέση Τιμή		8.752	0.071	6.277	3.037

Ένα από τα πιο κοινά μειονεκτήματα της ψηφιακής ακτινογραφίας είναι οι ηλεκτρονικές παρεμβολές. Προκειμένου να δοκιμαστεί ο προτεινόμενος αλγόριθμος βελτίωσης υπό τέτοιες συνθήκες, εκτιμήθηκε περαιτέρω υπό την παρουσία θορύβου. Συνεπώς, οι τέσσερις μέθοδοι αξιολογούνται ποσοτικά υπό την παρουσία του Γκαουσιανού θορύβου με ακτίνες των 2, 5 και 10 pixels, RGB θορύβου με τυπικές αποκλίσεις 0.05, 0.1 και 0.2, καθώς και θορύβου Spread, με ακτίνες των 5, 10 και 15 pixels. Τα αποτελέσματα αναφέρονται στον Πίνακα 4.2. Οι τέσσερις μέθοδοι συγκρίνονται όσον αφορά στο κέρδος της αντίθεσης της βελτιωμένης θορυβώδους εικόνας ως προς την αρχική θορυβώδη εικόνα, όπως αυτή εκφράζεται στην Εξ. (4.15). Ο Πίνακας 4.2 δείχνει ότι ο προτεινόμενος αλγόριθμος επιτυγχάνει καλύτερη ενίσχυση της αντίθεσης, παρέχοντας υψηλότερο κέρδος αντίθεσης σε σχέση με τις άλλες τρεις μεθόδους με τις οποίες συγκρίνεται.

4.4 Παρατηρήσεις και Συμπεράσματα

Στο παρόν κεφάλαιο εισήχθη μια νέα προσέγγιση για τη βελτίωση της εικόνας, βασισμένη στην τεχνική των PIFS. Όπως αναφέρθηκε, η προτεινόμενη μέθοδος βελτίωσης της αντίθεσης αποτελείται από δύο διαφορετικές διαδικασίες: α) τμηματοποίηση της εικόνας, χρησιμοποιώντας τη μέθοδο ανάπτυξης περιοχών και β) την βελτίωση της αντίθεσης, χρησιμοποιώντας τον αλγόριθμο PIFS. Η απόδοση

της προτεινόμενης μεθόδου βελτίωσης της αντίθεσης εξαρτάται από πολλές παραμέτρους, που αφορούν τόσο στην μέθοδο ανάπτυξης περιοχής όσο και στην διαδικασία βελτίωσης με χρήση PIFS. Οι βέλτιστες παράμετροι, σε κάθε περίπτωση, προσδιορίστηκαν μετά από αρκετές δοκιμές σε πολλές εικόνες. Στην ενότητα αυτή, εξετάζονται αυτές οι παράμετροι και συζητούνται οι διάφορες πτυχές που επηρεάζουν την απόδοση της μεθόδου.

4.4.1 Παράμετροι του αλγορίθμου τμηματοποίησης της εικόνας

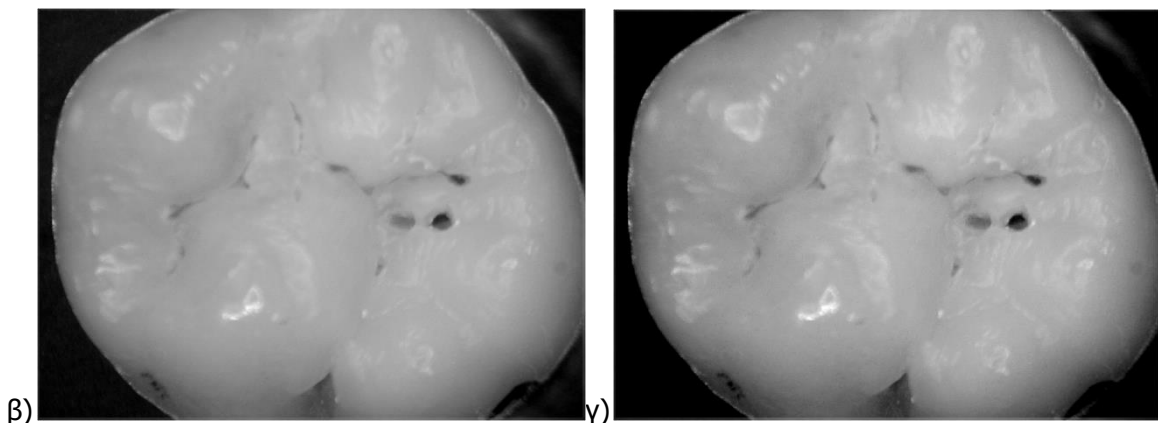
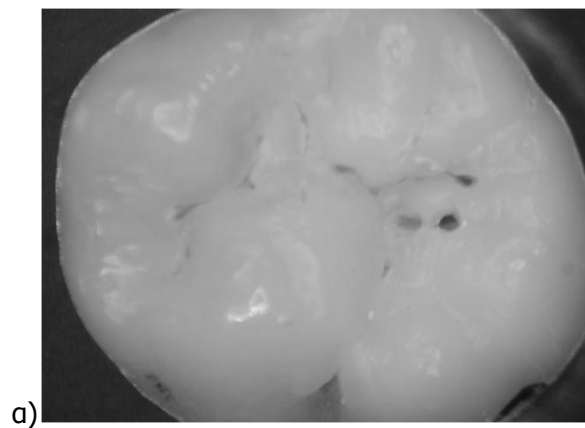
Η κεντρική ιδέα της προτεινόμενης μεθόδου είναι να ενισχύσει την αντίθεση της κάθε περιοχής εικόνας ξεχωριστά, επιτυγχάνοντας έτσι το μέγιστο κέρδος αντίθεσης και την αποφυγή υπερβολικού κορεσμού σε περιοχές της εικόνας με εξαιρετικά υψηλή ή χαμηλή μέση ένταση. Χρησιμοποιείται μια προσέγγιση τμηματοποίησης δύο φάσεων όπου αρχικά διαχωρίζει την εικόνα σε μεγάλες περιοχές και στην συνέχεια κάθε προκύπτουσα περιοχή τμηματοποιείται σε μικρότερες περιοχές. Προκειμένου να επιτευχθεί αυτό, δύο διακριτά κατώφλια πρέπει να χρησιμοποιούνται για τον αλγόριθμο ανάπτυξης περιοχών: ένα μεγάλο για την κατάτμηση της εικόνας σε domain περιοχές και ένα μικρότερο για την κατάτμηση των domain περιοχών σε range περιοχές. Οι τιμές των δύο αυτών ορίων είναι ζωτικής σημασίας για τη λήψη κατάλληλων domain και range περιοχών. Κατά συνέπεια, τα δύο κατώφλια επηρεάζουν την ποιότητα της τοπικής ενίσχυσης της αντίθεσης. Όπως αναφέρθηκε, οι τιμές για τα δύο κατώφλια προσδιορίστηκαν εμπειρικά, μετά από μια σειρά δοκιμών σε διάφορες εικόνες δοκιμής, και ορίστηκαν στην Εξ.(4.1). Εξ ορισμού, οι τιμές των κατωφλίων είναι ευθέως ανάλογες προς το μέγεθος των εξαγόμενων περιοχών. Επιπλέον, το κατώφλι της domain περιοχής t_D θα πρέπει αυστηρά να είναι μεγαλύτερο από το κατώφλι της range περιοχής t_R . Και στις δύο περιπτώσεις, χρησιμοποιώντας εξαιρετικά μικρά κατώφλια μπορεί να παραχθεί μια υπερ-τμηματοποιημένη εικόνα, ενώ χρησιμοποιώντας εξαιρετικά μεγάλα κατώφλια μπορεί να προκληθεί υπο-τμηματοποίηση. Και στις δύο προαναφερθείσες περιπτώσεις μπορεί να εισαχθούν ανεπιθύμητες στρεβλώσεις κατά την εφαρμογή της PIFS μεθόδου στις εξαγόμενες περιοχές.

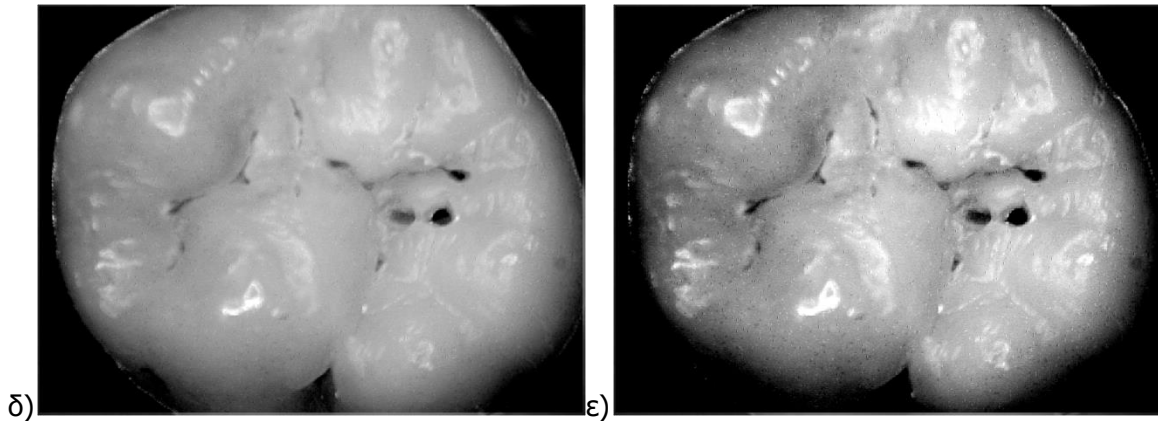
Εκτός από την ποιότητα της βελτίωσης της αντίθεσης, οι τιμές των δύο κατωφλίων ανίχνευσης περιοχής επηρεάζουν σημαντικά τον χρόνο εκτέλεσης της τεχνικής Ανάπτυξης περιοχών και κατά συνέπεια, το χρόνο εκτέλεσης της προτεινόμενης μεθόδου. Σε γενικές γραμμές, όσο μικρότερα είναι τα κατώφλια, τόσο περισσότερος χρόνος χρειάζεται για την τμηματοποίηση της εικόνας.

4.4.2 Παράμετροι του αλγορίθμου βελτίωσης της αντίθεσης

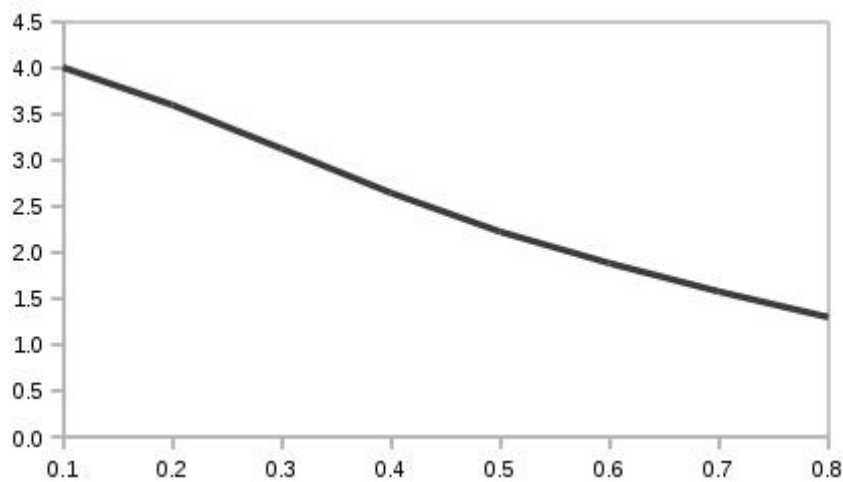
Η πιο σημαντική παράμετρος όσον αφορά στην βελτίωση της αντίθεσης των τμηματοποιημένων περιοχών της εικόνας είναι ο παράγοντας του κέρδους αντίθεσης λ . Η βέλτιστη τιμή του λ εξαρτάται κυρίως από τα χαρακτηριστικά της εικόνας εισόδου. Μετά την εφαρμογή της μεθόδου PIFS σε αρκετές εικόνες δοκιμής, εξήχθη το συμπέρασμα ότι τα βέλτιστα οπτικά αποτελέσματα ελήφθησαν χρησιμοποιώντας $\lambda=2.1$, στην πλειονότητα των περιπτώσεων δοκιμής. Αυτό φαίνεται καθαρά στην Εικόνα 4.5 όπου το μπλε κανάλι μιας έγχρωμης ψηφιακής εικόνας απομονώθηκε και ενισχύθηκε χρησιμοποιώντας τον προτεινόμενο αλγόριθμο με $\lambda=0.45$, $\lambda=1$, $\lambda=2.1$ και $\lambda=5$. Η ενισχυμένη εικόνα με $\lambda=2.1$ παρέχει την βέλτιστη αντίθεση ενώ ταυτόχρονα διατηρεί τις πληροφορίες της αρχικής εικόνας. Σε γενικές γραμμές, όσο μεγαλύτερη είναι η τιμή του λ , τόσο υψηλότερη η προκύπτουσα αύξηση της αντίθεσης. Ωστόσο, κάποια απώλεια πληροφοριών καταγράφεται για $\lambda>2.1$. Επομένως, όσο η τιμή του λ αυξάνεται περαιτέρω, η απώλεια πληροφοριών γίνεται πιο σοβαρή. Ο λόγος που συμβαίνει αυτό είναι ότι, όσο αυξάνεται το λ , όλο και λιγότερες εντάσεις του γκρι γίνονται πραγματικά αντιληπτές από τον ανθρώπινο παρατηρητή στην βελτιωμένη εικόνα. Από την άλλη πλευρά, χρησιμοποιώντας μια σχετικά χαμηλή τιμή για το λ δεν παράγεται η επιθυμητή ισχυρή βελτίωση της αντίθεσης. Αυτό προκύπτει και από την Εικόνα 4.5 όπου για τις τιμές $\lambda=0.45$ και $\lambda=1$, η ενίσχυση της αντίθεσης δεν είναι εξίσου ικανοποιητική με την ενίσχυση που επιτυγχάνεται για $\lambda=2.1$, ενώ για $\lambda=5$ η αντανάκλαση του φλας στο δόντι ενισχύεται ανεπιθύμητα και δεν είναι πλέον αντιληπτό το περίγραμμα του δοντιού. Για πολύ μεγάλες τιμές του λ η προκύπτουσα εικόνα είναι σοβαρά παραμορφωμένη. Ως εκ τούτου, η προτιμώμενη τιμή του λ πρέπει να ισορροπεί ανάμεσα στην καλύτερη δυνατή ενίσχυση της αντίθεσης χωρίς στρέβλωση της τελικής εικόνας.

Επιπλέον, η παράμετρος γ παίζει σημαντικό ρόλο στο τελικό αποτέλεσμα του προτεινόμενου αλγορίθμου. Αρκετές τιμές του γ αξιολογήθηκαν για την κωδικοποίηση/αποκωδικοποίηση μιας εικόνας δοκιμής και στη συνέχεια την βελτίωσή της χρησιμοποιώντας τον αλγόριθμο PIFS. Στην Εικόνα 4.6 φαίνεται η γραφική αναπαράσταση του προκύπτοντος κέρδους αντίθεσης έναντι της τιμής του γ που χρησιμοποιείται για την αποκωδικοποίηση. Η τιμή του γ που χρησιμοποιείται για την κωδικοποίηση διατηρήθηκε σταθερή και ίση με 0.8. Όπως προκύπτει και από την Εικόνα 4.6 όσο χαμηλότερη είναι η τιμή του γ που χρησιμοποιείται για την αποκωδικοποίηση, τόσο υψηλότερο είναι το κέρδος της αντίθεσης της βελτιωμένης εικόνας. Παρ' όλα αυτά, υπάρχει ένα κατώτατο όριο για την τιμή αυτή, πέρα από το οποίο η απώλεια πληροφοριών είναι αισθητή, παρόμοια με την περίπτωση της λ παραμέτρου. Αυτό εξαρτάται από τα χαρακτηριστικά της εικόνας εισόδου, και για τη συγκεκριμένη εικόνα δοκιμής εκτιμήθηκε σε $\gamma=0.1$.





Εικόνα 4-5: α) Η αρχική εικόνα και η βελτιωμένη εικόνα που προκύπτει με την προτεινόμενη μέθοδο PIFS για: β) $\lambda=0.45$, γ) $\lambda=1$, δ) $\lambda=2.1$ και, ε) $\lambda=5$.



Εικόνα 4-6: Η απόδοση του προτεινόμενου αλγορίθμου καθώς μεταβάλλεται η τιμή του γ που χρησιμοποιείται για την αποκωδικοποίηση. Ο κάθετος άξονας αναπαριστά το κέρδος αντίθεσης ενώ ο οριζόντιος άξονας την τιμή του γ της αποκωδικοποίησης.

Όπως αναφέρθηκε, όλες οι παράμετροι που αξιολογήθηκαν στην πραγματικότητα εξαρτώνται από το περιεχόμενο και τα χαρακτηριστικά της εικόνας εισόδου. Με άλλα λόγια, για τον καθορισμό των καλύτερων δυνατών παραμέτρων για την μέθοδο απαιτείται, ως επί το πλείστον, προσέγγιση δοκιμής και σφάλματος. Λαμβάνοντας αυτά υπόψη, οι τιμές των παραμέτρων που χρησιμοποιούνται στη παρούσα εργασία επιλέχτηκαν έτσι ώστε να παρέχουν το καλύτερο δυνατό οπτικό αποτέλεσμα και ταυτόχρονα το μέγιστο κέρδος αντίθεσης των βελτιωμένων οδοντιατρικών εικόνων, συμβάλλοντας έτσι στην βελτίωση της απόδοσης του αλγορίθμου εντοπισμού μασητικής τερηδόνας.

Συμπεράσματα

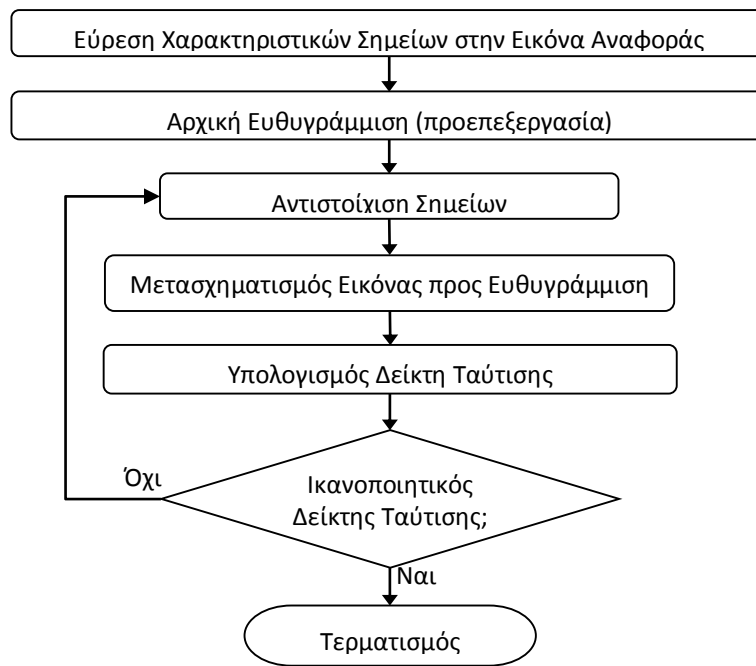
Μια νέα μέθοδος βελτίωσης της αντίθεσης, η οποία βασίζεται στην εφαρμογή των Συστημάτων επαναληπτικών συναρτήσεων με διαμέριση (Partitioned Iterated Function Systems - PIFS) σε περιοχές της εικόνας που εξάγονται με την μέθοδο ανάπτυξης περιοχών (Region Growing). Οι εικόνες τμηματοποιούνται σε μεγάλες domain περιοχές και domain κάθε περιοχή διαχωρίζεται περαιτέρω σε μικρότερες range περιοχές. Η θεωρία των PIFS εφαρμόζεται σε κάθε domain περιοχή χωριστά. Με αυτή την προσέγγιση, τα διαφορετικά επίπεδα της ενίσχυσης της αντίθεσης επιτυγχάνεται ανά περιοχή, κυρίως ανάλογα με τα χαρακτηριστικά της κάθε περιοχής. Η προτεινόμενη μέθοδος εφαρμόστηκε στα τρία κανάλια (κόκκινο, πράσινο, μπλε) 6 ψηφιακών φωτογραφικών εικόνων, σε 6 οδοντιατρικές εικόνες, καθώς επίσης και σε εικόνες με διαφορετικούς τύπους θορύβου. Η προτεινόμενη PIFS μέθοδος βελτίωσης της αντίθεσης συγκρίνεται ποιοτικά και ποσοτικά με τις μεθόδους Διεύρυνσης της αντίθεσης, Μάσκας όξυνσης και Προσαρμοστικής εξισορρόπησης ιστογράμματος περιορισμένης αντίθεσης (CLAHE). Η απόδοση των τεσσάρων μεθόδων αξιολογήθηκε ως προς το κέρδος της αντίθεσης της βελτιωμένης εικόνας ως προς την αρχική και υπολογίστηκε 6.145 ± 2.348 για την προτεινόμενη μέθοδο, 0.118 ± 0.141 για την Διεύρυνση της αντίθεσης, 2.984 ± 1.845 για την Μάσκα όξυνσης και 3.428 ± 1.988 για την μέθοδο CLAHE. Υπό την παρουσία θορύβου, για ακόμα μία φορά η μέθοδος PIFS ήταν καλύτερη από τις άλλες τρεις μεθόδους καθώς παρουσίασε μεγαλύτερο κέρδος αντίθεσης σε όλους τους τύπους θορύβου στους οποίους δοκιμάστηκε. Η συνολική μέση τιμή του κέρδους αντίθεσης υπολογίστηκε 8.752 ενώ για τις άλλες τρεις μεθόδους 0.071 , 6.277 και 3.037 αντίστοιχα.

Κεφάλαιο 5 – Αυτόματη ευθυγράμμιση 3διάστατων οδοντιατρικών δεδομένων

5.1 Μεθοδολογία Αυτόματης Ευθυγράμμισης Εικόνων

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

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



Εικόνα 5-1: Βήματα αλγόριθμου προτεινόμενης μεθόδου ευθυγράμμισης.

5.1.1 Εύρεση Χαρακτηριστικών Σημείων

Το πρώτο βήμα της ευθυγράμμισης είναι η εύρεση χαρακτηριστικών σημείων στην εικόνα αναφοράς με αυτόματο τρόπο. Η μέθοδος που θα χρησιμοποιήσουμε για την εύρεση των σημείων αυτών βασίζεται στην εργασία των Likar et al. [211] για εικόνες δύο διαστάσεων, η οποία έχει τροποποιηθεί ώστε να αντιμετωπίζει τις τομογραφικές εικόνες σαν ένα ενιαίο τρισδιάστατο σύνολο δεδομένων αντί σαν συλλογή μεμονωμένων τομών.

Η εύρεση των χαρακτηριστικών σημείων πραγματοποιείται ως εξής:

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

Επιλογή μέτρου ομοιότητας

Για τη σύγκριση δύο υποεικόνων χρειάζεται να ορίσουμε ένα μέτρο ομοιότητας. Για το μέτρο αυτό μπορούμε απλά να χρησιμοποιήσουμε τη απόλυτη διαφορά των

χρωματικών πυκνοτήτων ή και πιο σύνθετα κριτήρια όπως τον συντελεστή συσχέτισης (cross-correlation) ή τον συντελεστή αμοιβαίας πληροφορίας (mutual information).

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

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

$$C_{AD}((x, y, z), (x + i, y + j, z + k)) = \frac{1}{G} |I(x, y, z) - I(x + i, y + j, z + k)| \quad (5.1)$$

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

Καθορισμός της σημαντικότητας των pixels της εικόνας

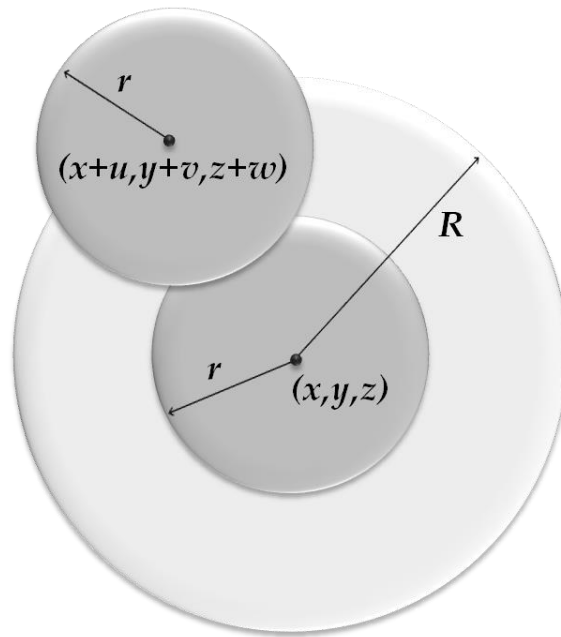
Για να καθορίσουμε τη σημαντικότητα ενός pixel (x, y, z) στην εικόνα αναφοράς, υπολογίζουμε την ομοιότητά μεταξύ της περιοχής του και κάθε γειτονικής περιοχής.

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

$$\begin{aligned} S((x, y, z), (x + u, y + v, z + w)) &= \frac{1}{GN} \sum_{\substack{\forall i, j, k; \\ i^2 + j^2 + k^2 \leq r^2}} |I(x + i, y + j, z + k) \\ &\quad - I(x + u + i, y + v + j, z + w + k)| \end{aligned} \quad (5.2)$$

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

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



Εικόνα 5-2: Εύρεση χαρακτηριστικών σημείων.

Η εφαρμογή της (5.2) για κάθε τιμή των u, v, w θα μας δώσει ένα σύνολο από τιμές ομοιότητας S για την περιοχή του (x, y, z) . Η σημαντικότητα ενός pixel εξαρτάται από τις τιμές της ομοιότητας στην περιοχή του. Όσο πιο έντονες διαφορές υπάρχουν στις ομοιότητες αυτές τόσο πιο σημαντικό είναι το pixel.

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

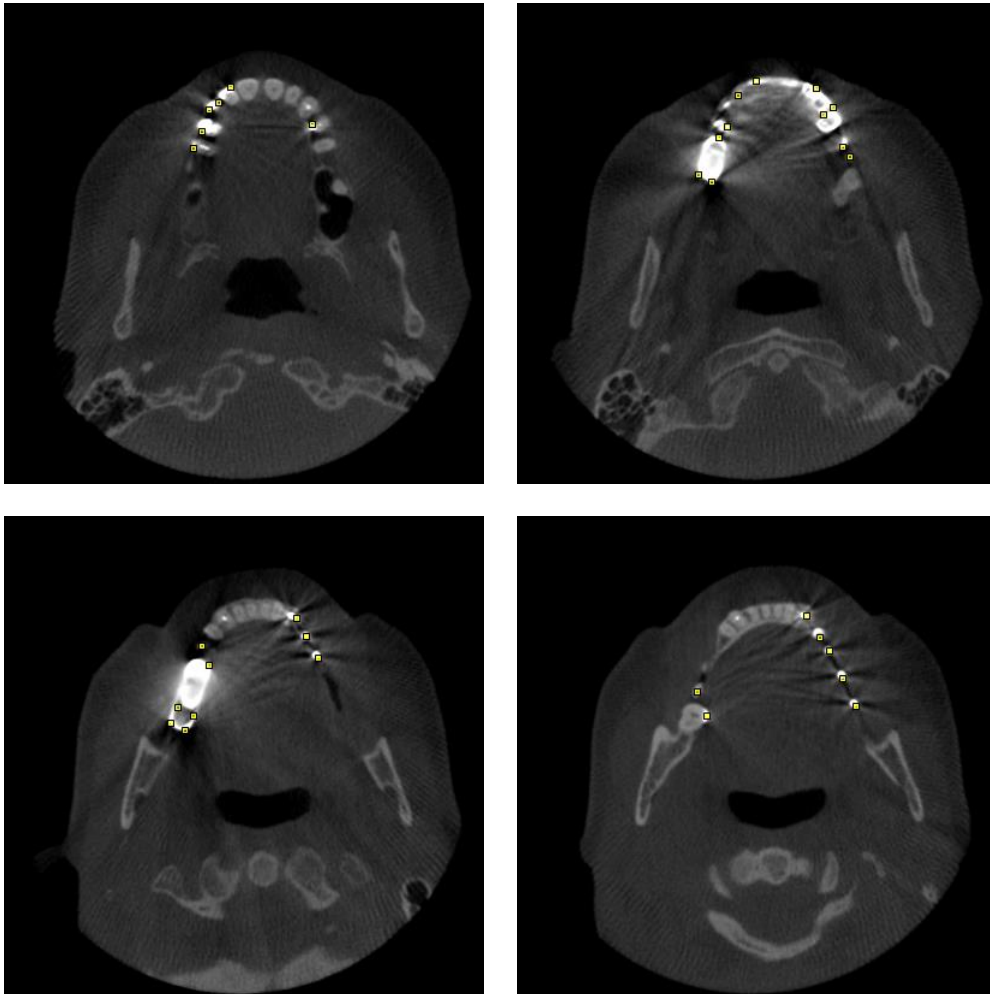
$$D(x, y, z) = \prod_{\forall p \in A} S((x, y, z), (x_p, y_p, z_p)) \quad (5.3)$$

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

Επιλογή των χαρακτηριστικών σημείων

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

επιλέγουμε το επόμενο σημείο στη λίστα που απέχει τουλάχιστον d_{min} από όλα τα χαρακτηριστικά σημεία που έχουμε ήδη επιλέξει. Επαναλαμβάνουμε μέχρι να επιλέξουμε το πολύ n σημεία.



Εικόνα 5-3: Παράδειγμα εύρεσης χαρακτηριστικών σε τομές της εικόνας.

5.1.2 Αρχική Ευθυγράμμιση

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

Θα ήταν επιθυμητό στο στάδιο αυτό να παίρνουμε μια αρχική εκτίμηση όλων των παραμέτρων του μετασχηματισμού, τόσο της μετατόπισης όσο και της

περιστροφής. Αυτό όμως είναι πολύ δύσκολο καθώς ο στόχος και η πολυπλοκότητα ενός τέτοιου προβλήματος πρακτικά το ταυτίζουν με το ίδιο το πρόβλημα της ευθυγράμμισης που προσπαθούμε να επιλύσουμε.

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

Ευθυγράμμιση του κέντρου μάζας των εικόνων

Υπολογίζουμε το κέντρο μάζας τόσο της εικόνας αναφοράς όσο και της εικόνας προς ευθυγράμμιση σύμφωνα με τη σχέση (5.4).

$$\begin{bmatrix} x_{cm} \\ y_{cm} \\ z_{cm} \end{bmatrix} = \frac{1}{\sum_{\forall x,y,z} I(x,y,z)} \begin{bmatrix} \sum_{\forall x,y,z} x \cdot I(x,y,z) \\ \sum_{\forall x,y,z} y \cdot I(x,y,z) \\ \sum_{\forall x,y,z} z \cdot I(x,y,z) \end{bmatrix} \quad (5.4)$$

Όπως φαίνεται στην (Κεφάλαιο 5.4) η εικόνα I θεωρείται ως ενιαίο τρισδιάστατο σύνολο δεδομένων και όχι σαν μεμονωμένες τομές.

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

$$\begin{bmatrix} \delta_x \\ \delta_y \\ \delta_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_{cm}^F - x_{cm}^R \\ y_{cm}^F - y_{cm}^R \\ z_{cm}^F - z_{cm}^R \end{bmatrix} \quad (5.5)$$

Μπορούμε επίσης στον υπολογισμό του κέντρου μάζας να αγνοήσουμε τα pixels των οποίων η ένταση είναι κάτω από κάποιο κατώφλι. Για παράδειγμα, σε ακτινογραφικές εικόνες μπορούμε με τον τρόπο αυτό να λάβουμε υπόψη μόνο τα

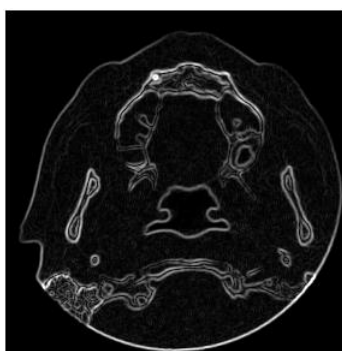
οστά και τα δόντια που είναι πιο σταθερές δομές σε σύγκριση με τους μαλακούς ιστούς.

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

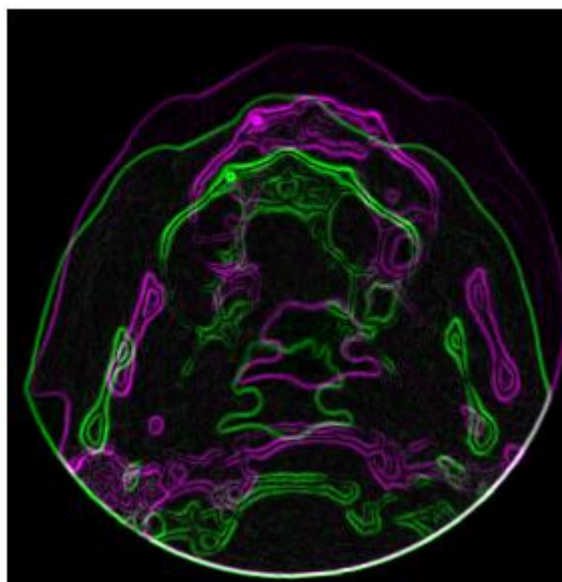
Αντίθετα, οι εκτιμήσεις των μετατοπίσεων στους άξονες x και y δεν είναι πάντα καλές. Στις δοκιμές σε πραγματικά δεδομένα, τα αποτελέσματα δεν φαίνεται να είναι αξιόπιστα.



εικόνα αναφοράς



εικόνα προς ευθυγράμμιση



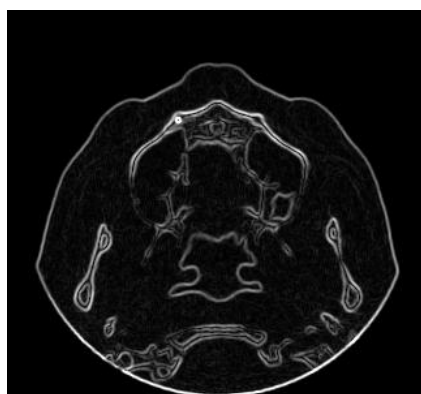
επικάλυψη των δύο τομών

Εικόνα 5-4: Αντίστοιχες τομές από τις δύο εικόνες μετά την ευθυγράμμιση του κέντρου μάζας.

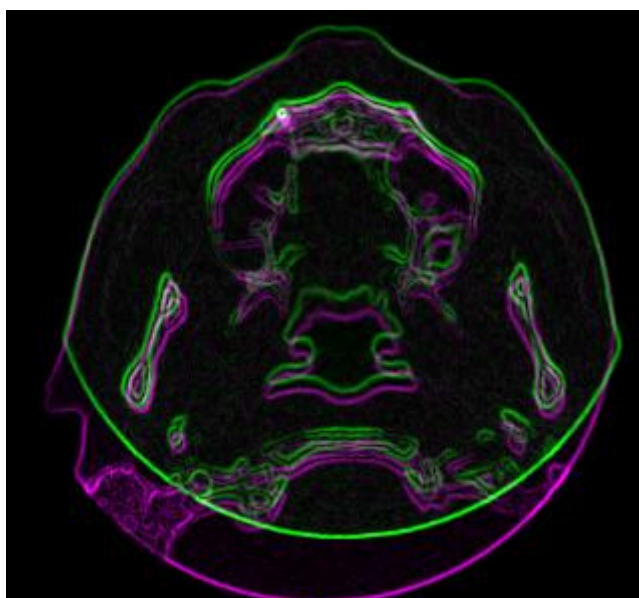
Μετασχηματισμός των κέντρων μάζας των τομών

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

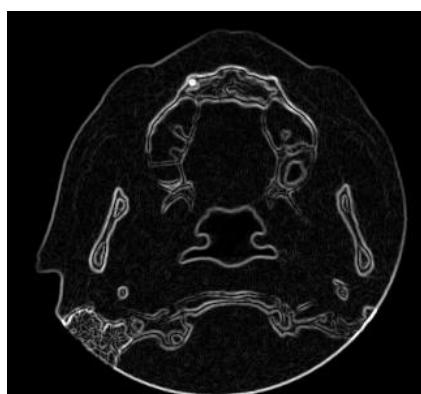
Αρχικά εφαρμόζουμε τη μέθοδο ευθυγράμμισης του κέντρου μάζας για να πάρουμε μια εκτίμηση της διαφοράς στη θέση των τομών (μετατόπιση στον άξονα z). Στη συνέχεια υπολογίζουμε ξεχωριστά τα κέντρα μάζας κάθε τομής τόσο της εικόνας αναφοράς όσο και της εικόνας προς ευθυγράμμιση. Με τον τρόπο αυτό παίρνουμε για κάθε εικόνα μια λίστα από κέντρα μάζας, όσα και το πλήθος των τομών στην εικόνα. Για κάθε εικόνα υπολογίζουμε με τη μέθοδο των ελαχίστων τετραγώνων το μετασχηματισμό από ένα ιδανικό σύστημα συντεταγμένων στο κέντρο της εικόνας στο σύστημα συντεταγμένων των κέντρων μάζας, χρησιμοποιώντας τα σημεία στην αντίστοιχη λίστα. Αφαιρώντας τις αντίστοιχες τιμές μετατόπισης των αξόνων x και y από τις παραμέτρους των δύο μετασχηματισμών παίρνουμε μια καλή εκτίμηση της σχετικής μετατόπισης μεταξύ των δύο εικόνων στους άξονες x και y.



εικόνα αναφοράς



επικάλυψη των δύο τομών



εικόνα προς ευθυγράμμιση

Εικόνα 5-5: Αντίστοιχες τομές από τις δύο εικόνες μετά τον μετασχηματισμό των κέντρων μάζας των τομών.

5.1.3 Αντιστοίχιση Σημείων

Σε αντιστοιχία με την μέθοδο εύρεσης των χαρακτηριστικών σημείων, η μέθοδος που προτείνεται για αντιστοίχιση σημείων βασίζεται επίσης στην εργασία των Likar et al. [211] αλλά με σημαντικές παραλλαγές που αφορούν κυρίως στην υποστήριξη τρισδιάστατων δεδομένων και στον τρόπο σύγκρισης των προτύπων. Εφ' όσον έχουμε χαρακτηριστικά σημεία μόνο στην εικόνα αναφοράς, θα πρέπει να ψάξουμε για τα αντίστοιχά τους στην εικόνα προς ευθυγράμμιση ώστε να δημιουργήσουμε ζεύγη σημείων. Αναζητούμε τα σημεία αυτά σε αντίστοιχες περιοχές στην εικόνα προς ευθυγράμμιση και χρησιμοποιούμε τεχνικές ταιριάσματος προτύπων για βρούμε τη θέση τους.

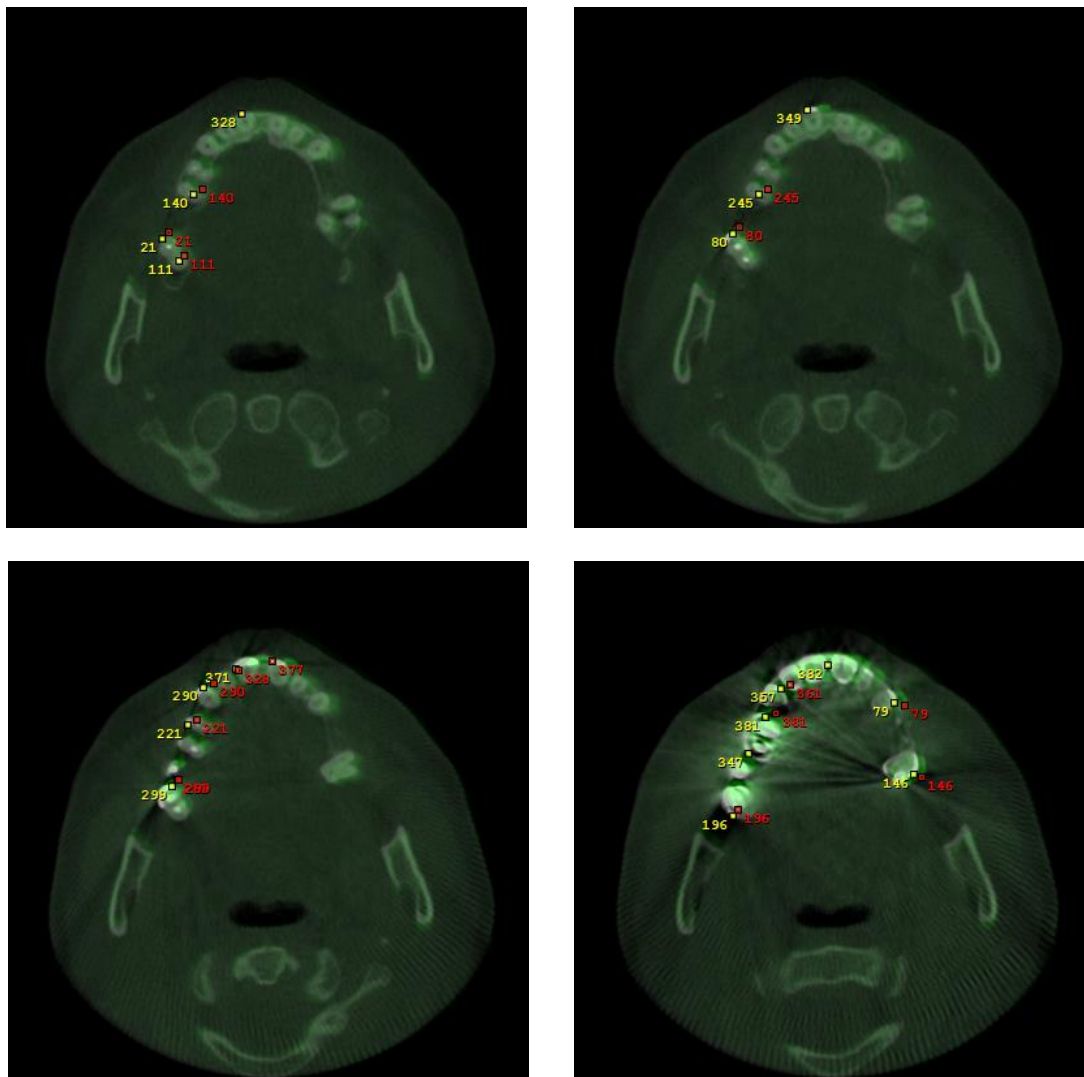
Για κάθε χαρακτηριστικό σημείο (x_i, y_i, z_i) της εικόνας αναφοράς, ψάχνουμε το σημείο (x'_i, y'_i, z'_i) που μπορεί να του αντιστοιχεί σε μια σφαιρική περιοχή αναζήτησης στην εικόνα προς ευθυγράμμιση με κέντρο το (x_i, y_i, z_i) και ακτίνα R . Για κάθε σημείο της περιοχής αναζήτησης (x_i+u, y_i+v,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

$$CC(I_R, I_T) = \frac{\left| \frac{\sum_p [I_T(\mathbf{p}) - \bar{I}_T][I_R(\mathbf{p}) - \bar{I}_R]}{p} \right|}{\sqrt{\sum_p [I_T(\mathbf{p}) - \bar{I}_T]^2} \sqrt{\sum_p [I_R(\mathbf{p}) - \bar{I}_R]^2}} \quad (5.6)$$

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

φωτεινότητα ή/και στην αντίθεση (contrast) των εικόνων δεν επιδρά στην τιμή του συντελεστή συσχέτισης.

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



Εικόνα 5-6: Παράδειγμα αντιστοίχισης σημείων σε τομές των εικόνων.

5.1.4 Μετασχηματισμός Εικόνας

Αφού βρούμε τα ζεύγη σημείων στις δύο εικόνες μπορούμε να εκτιμήσουμε τις παραμέτρους του μετασχηματισμού από την εικόνα προς ευθυγράμμιση στην

εικόνα αναφοράς. Εφαρμόζοντας το μετασχηματισμό αυτό στην εικόνα προς ευθυγράμμιση παίρνουμε την ευθυγραμμισμένη εικόνα.

Εύρεση του πίνακα μετασχηματισμού

Ο μετασχηματισμός που χρησιμοποιείται είναι τύπου affine και έχει γενικά τη μορφή της εξίσωσης (5.7).

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \delta_x \\ \delta_y \\ \delta_z \end{pmatrix} \quad (5.7)$$

Μπορούμε να ξαναγράψουμε την (5.7) χρησιμοποιώντας ομογενή διανύσματα συντεταγμένων ώστε να συνδυάσουμε τη μήτρα περιστροφής και το διάνυσμα μετατόπισης σε μια ομογενή μήτρα μετασχηματισμού όπως φαίνεται στην εξίσωση (5.8).

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} & \delta_x \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} & \delta_y \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} & \delta_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix} \quad (5.8)$$

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

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

Η λύση του προβλήματος ελαχιστοποίησης είναι της μορφής (5.9).

$$X = (A^T A)^{-1} A^T B \quad (5.9)$$

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

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

Εφαρμογή του μετασχηματισμού

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

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} & \delta_x \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} & \delta_y \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} & \delta_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (5.10)$$

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

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

5.1.5 Υπολογισμός Δείκτη Ταύτισης

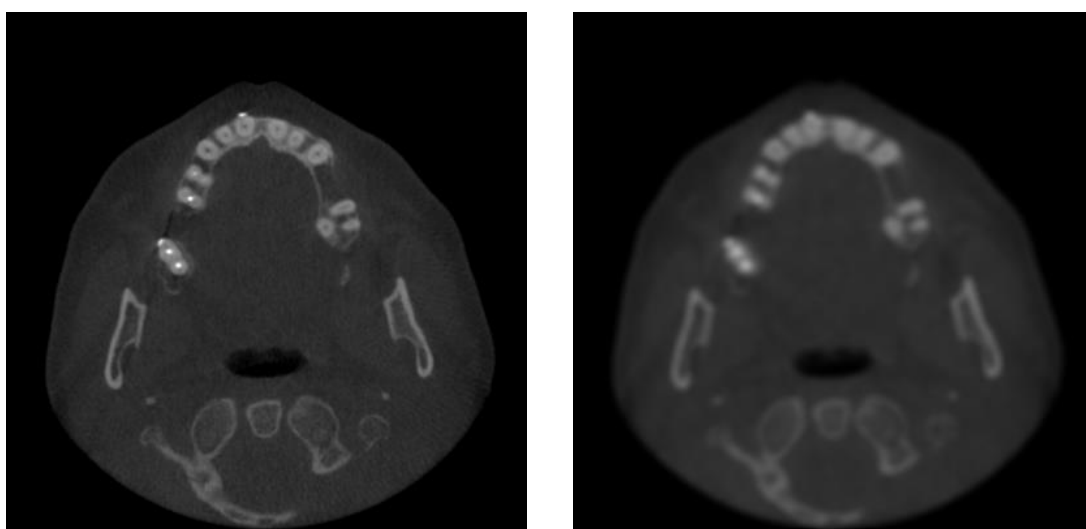
Παρόλο που η ποιοτική αξιολόγηση του αποτελέσματος της ευθυγράμμισης είναι σχετικά εύκολη με απλή επισκόπηση των εικόνων, η μέθοδος αυτή δεν μπορεί να θεωρηθεί αντικειμενική ούτε μπορεί να χρησιμοποιηθεί για σύγκριση αποτελεσμάτων. Για το λόγο αυτό υπολογίζουμε ένα δείκτη ταύτισης (measure of match)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

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

Εύρεση ακμών στις εικόνες

Για υπολογισμό των ακμών της τρισδιάστατης εικόνας εφαρμόζεται η μέθοδος Canny [212] σε κάθε τομή της εικόνας ξεχωριστά. Στην περίπτωση μας αυτό είναι αρκετό αφού μπορούμε να θεωρήσουμε ότι οι δισδιάστατες εικόνες ακμών που προκύπτουν είναι τομές μιας νέας τρισδιάστατης εικόνας ακμών.

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



Εικόνα 5-7: Εικόνα πριν και μετά τη συνέλιξη με Gaussian φίλτρο.

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

$$G = \sqrt{G_x^2 + G_y^2} \quad (5.11)$$

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

$$G_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & -1 \\ 1 & 0 & -1 \\ 1 & 0 & -1 \end{bmatrix} * I \quad G_y = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix} * I \quad (5.12)$$

Υπολογίζουμε επίσης την κατεύθυνση της παραγώγου ως εξής:

$$\theta = \arctan\left(\frac{G_y}{G_x}\right) \quad (5.13)$$

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

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

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



Εικόνα 5-8: Μέτρο της παράγωγου της εικόνας και δυαδική εικόνα ακμών.

Υπολογισμός απόστασης μεταξύ εικόνων

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

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



Εικόνα 5-9: Μετασχηματισμός απόστασης της εικόνας ακμών.

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

$$d = \frac{1}{N} \sum_{i,j} I_{ij} \cdot DM_{ij} \quad (5.14)$$

όπου:

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

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

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

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

$$MOM(I_{ref}, I_{reg}) = \frac{1}{M} \sum_{k=1}^M d_k \quad (5.15)$$

όπου:

d_k η απόσταση μεταξύ δύο αντίστοιχων τομών, από τη σχέση (5.14)

M ο αριθμός των τομών στις τρισδιάστατες εικόνες.

5.2 Αποτελέσματα

5.2.1 Ευθυγράμμιση εικόνων με γνωστή παραμόρφωση

Προκειμένου να αξιολογηθεί η προτεινόμενη μέθοδος ευθυγράμμισης, αρχικά χρησιμοποιούνται εικόνες οι οποίες έχουν παραμορφωθεί από γνωστούς μετασχηματισμούς. Εφ' όσον η μήτρα του μετασχηματισμού που παραμόρφωσε την εικόνα είναι γνωστή, μπορούμε να υπολογίσουμε τη νέα θέση των χαρακτηριστικών σημείων στην εικόνα προς ευθυγράμμιση με τη σχέση (5.16):

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} & \delta_x \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} & \delta_y \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} & \delta_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix} \quad (5.16)$$

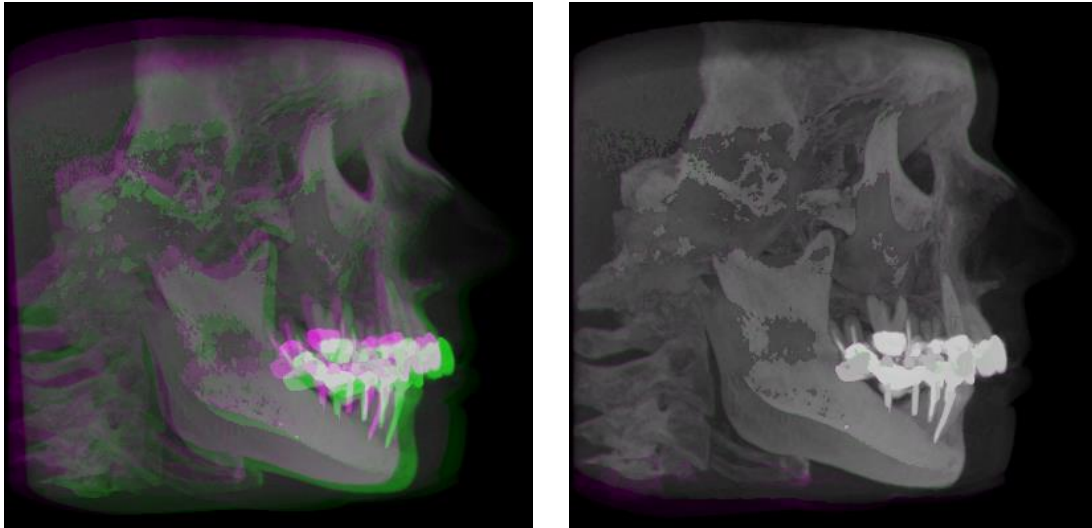
Στη συνέχεια υπολογίζουμε τη ρίζα της μέσης τετραγωνικής διαφοράς (root mean squared difference - *RMSD*) μεταξύ των γνωστών σημείων που υπολογίσαμε (p_i) και των σημείων που βρέθηκαν κατά την αντιστοίχιση (p'_i):

$$RMSD = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \|p_i - p'_i\|^2} \quad (5.17)$$

Στον Πίνακα 5.1 παρουσιάζονται ενδεικτικά έξι δοκιμές σε εικόνες που παραμορφώθηκαν με γνωστό μετασχηματισμό (Μ/Σ) και καταγράφηκαν η ρίζα της μέσης τετραγωνικής διαφοράς (*RMSD*, εξ. 5.17), ο δείκτης ταύτισης (*MOM*, εξ. 5.15), οι εκτιμήσεις των παραμέτρων του μετασχηματισμού και ο αριθμός των επαναλήψεων του αλγορίθμου που απαιτήθηκαν.

Πίνακας 5-1. Αποτελέσματα ευθυγράμμισης εικόνων με γνωστή παραμόρφωση.

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



Εικόνα 5-10: Επικάληψη αντίστοιχων προβολών των εικόνων της δοκιμής 3 πριν και μετά την ευθυγράμμιση. Με χρώμα εμφανίζονται οι διαφορές.

Ευθυγράμμιση πραγματικών εικόνων

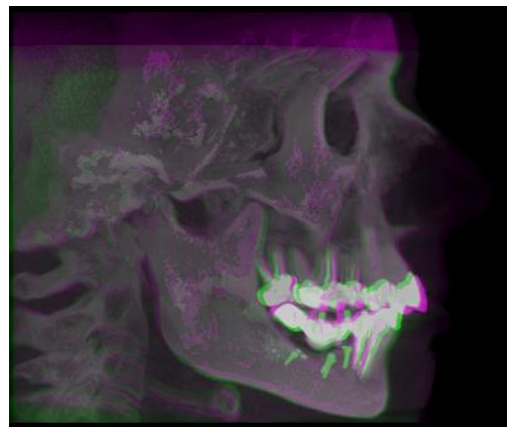
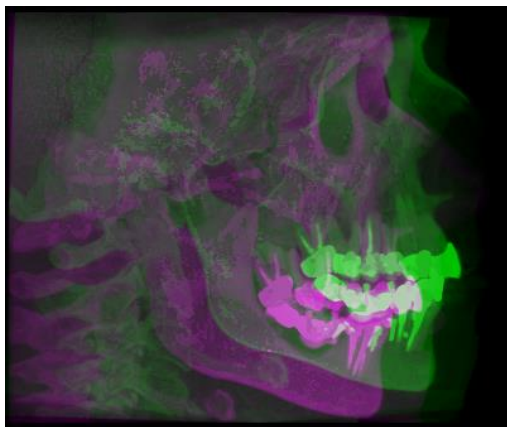
Στις πραγματικές εικόνες δεν είναι δυνατόν να αξιολογήσουμε την αντιστοίχιση των σημείων οπότε βασιζόμαστε μόνο στην τιμή του δείκτη ταύτισης. Όπως παρατηρήσαμε και στην προηγούμενη παράγραφο, ο δείκτης ταύτισης δε δίνει πάντα με ακρίβεια την απόλυτη απόσταση μεταξύ των εικόνων αλλά δίνει αξιόπιστες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

Οι δοκιμές έγιναν σε 18 ζεύγη πραγματικών εικόνων που πάρθηκαν από οδοντίατρο πριν και μετά τη θεραπεία ασθενών. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον Πίνακα 5.2.

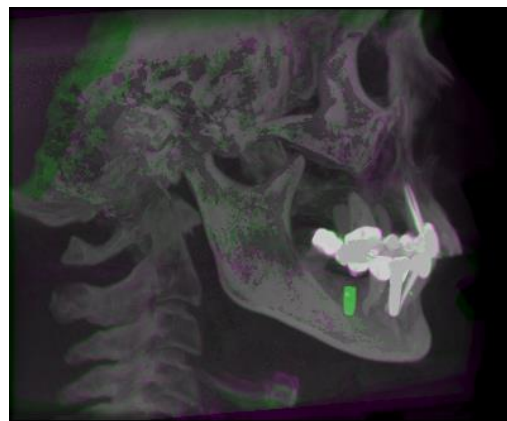
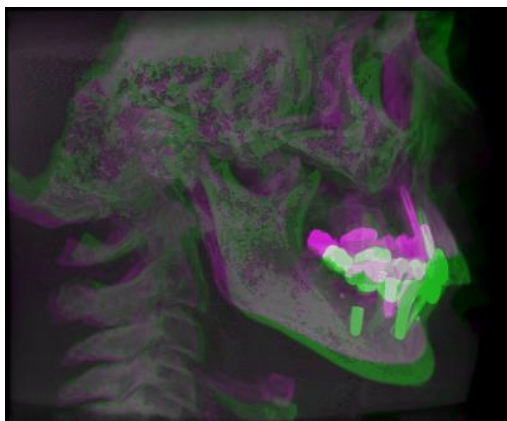
Πίνακας 5-2. Αποτελέσματα ευθυγράμμισης πραγματικών εικόνων.

	Ζεύγος Εικόνων	MOM [pixels]	MOM [mm]	Αρ. Επαναλήψεων
1	BA *	32,7	13,1	15
2	BK	21,5	8,6	9
3	HM	21,4	11,5	20
4	HZS	42,4	16,9	19
5	JL	21,2	8,5	18
6	JT	4,9	1,9	1
7	ΚΝΙ	35,4	14,1	18

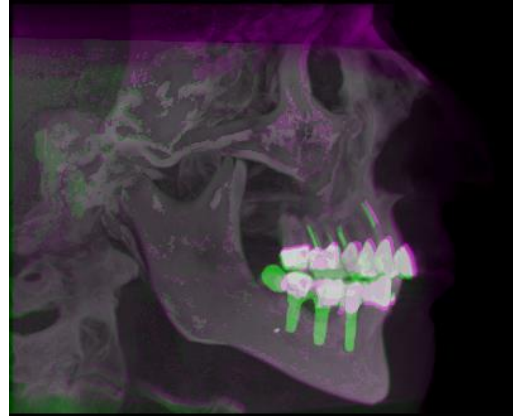
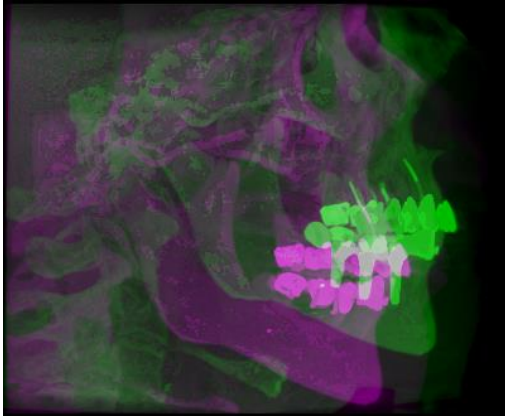
8	MA	24,8	9,9	2
9	MK *	37,4	15,0	40
10	NL	20,9	8,3	5
11	PE	17,3	6,9	21
12	PK *	38,8	15,5	40
13	SZP	37,6	15,1	9
14	VE	24,6	9,8	12
15	VGY	27,7	11,1	20
16	VI *	32,8	13,1	30
17	VKI	16,8	6,7	24
18	VT *	37,3	14,9	50



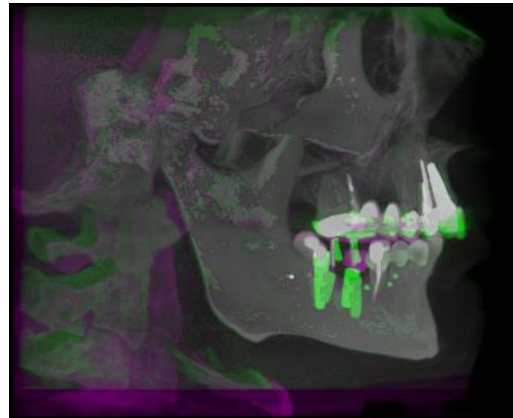
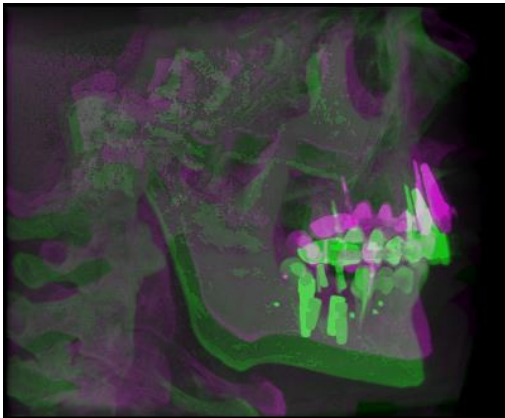
Εικόνα 5-11: Επικάληψη αντίστοιχων προβολών του ζεύγους εικόνων ΒΚ πριν και μετά την ευθυγράμμιση. Με χρώμα εμφανίζονται οι διαφορές.



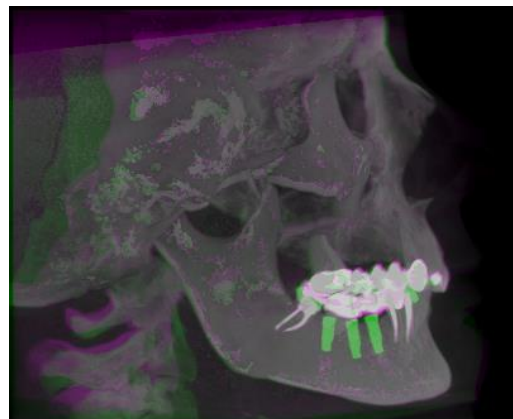
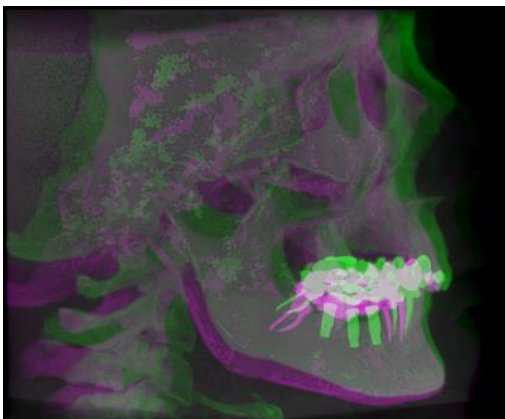
Εικόνα 5-12. Επικάληψη αντίστοιχων προβολών του ζεύγους εικόνων JL πριν και μετά την ευθυγράμμιση. Με χρώμα εμφανίζονται οι διαφορές.



Εικόνα 5-13: Επικάληψη αντίστοιχων προβολών του ζεύγους εικόνων NL πριν και μετά την ευθυγράμμιση. Με χρώμα εμφανίζονται οι διαφορές.



Εικόνα 5-14: Επικάληψη αντίστοιχων προβολών του ζεύγους εικόνων SZP πριν και μετά την ευθυγράμμιση. Με χρώμα εμφανίζονται οι διαφορές.



Εικόνα 5-15. Επικάληψη αντίστοιχων προβολών του ζεύγους εικόνων PE πριν και μετά την ευθυγράμμιση. Με χρώμα εμφανίζονται οι διαφορές.

Κεφάλαιο 6 – Τηλεματικές Εφαρμογές

6.1 Εφαρμογές τηλεϊατρικής με έμφαση στην ιατρική εικόνα

6.1.1 Ορισμός

Σύμφωνα με την Παγκόσμιο Οργανισμό Υγείας τηλεϊατρική είναι «Η παροχή υπηρεσιών ιατρικής φροντίδας, όπου η απόσταση είναι ένας κρίσιμος παράγοντας, από επαγγελματίες του χώρου χρησιμοποιώντας τεχνολογίες πληροφορικής και επικοινωνιών:

- για την ανταλλαγή έγκυρης πληροφορίας για ιατρική διάγνωση, πρόγνωση και θεραπεία ασθενειών και τραυμάτων,
- για την συνεχιζόμενη εκπαίδευση εκείνων που παρέχουν ιατρική φροντίδα,
- για την έρευνα και εφαρμογή-αξιολόγηση των ερευνητικών αποτελεσμάτων, με στόχο τη βελτίωση της υγείας των ατόμων και της κοινωνίας [283]

Συνεπώς ο όρος τηλεϊατρική περιγράφει την χρήση τηλεπικοινωνιακών και πληροφοριακών τεχνολογιών για την παροχή υπηρεσιών εξ' αποστάσεως χωρίς τη συνηθισμένη, πρόσωπο με πρόσωπο, επαφή του γιατρού με τον ασθενή. Για να την επίτευξη των παραπάνω η τηλεϊατρική κάνει χρήση των τηλεφωνικών γραμμών, συστημάτων τηλεδιάσκεψης, τηλεομοιότυπα, υπολογιστές, δορυφόρους, οπτικές ίνες και γενικά όλα τα τηλεπικοινωνιακά μέσα [284]. Με την εισαγωγή, τελευταία,

δικτύων μεγάλου εύρους και χωρητικότητας το ενδιαφέρον για την τηλεϊατρική έχει γίνει ακόμα εντονότερο και έχει ως αποτέλεσμα την εφαρμογές τηλεϊατρικής να είναι δυνατή η μεταφορά δεδομένων όπως:

- Βιοσήματα,
- Εργαστηριακές αναλύσεις,
- Εικόνες 2D ή 3D,
- Δεδομένα ιατρικού φακέλου,
- Συνοδευτικά δεδομένα.

6.1.2 Στόχοι

Κύριοι στόχοι της τηλεϊατρικής είναι [285]:

- Μεταφορά της πληροφορίας, όχι του ασθενή.
- Καλύτερη πληροφορία στους ασθενείς.
- Ιατρική εμπειρογνωμοσύνη, διαθέσιμη σε όλους ανεξάρτητα από τη τοποθεσία του ασθενή.
- Μεγαλύτερη αποτελεσματικότητα και παραγωγικότητα των υπηρεσιών ιατρικής περίθαλψης.
- Γρηγορότερες και ασφαλέστερες αποφάσεις για θεραπεία, χάρις στη μεταφορά ιατρικών εικόνων και την εύκολη πρόσβαση στον ιατρικό φάκελο.

6.1.3 Εφαρμογές

Οι σημαντικότερες εφαρμογές της τηλεϊατρικής, σύμφωνα με τη βιβλιογραφία, είναι οι ακόλουθες:

- Τηλε-Διάγνωση / Τηλε-Συμβούλευση
 - Τηλε-Ακτινολογία: μετάδοση ακτινολογικών εικόνων
 - Τηλε-Δερματολογία: μετάδοση δερματολογικών εικόνων
 - Τηλε-Παθολογία: μετάδοση παθολογοανατομικών εξετάσεων
 - Τηλε-Οφθαλμολογία: μετάδοση οφθαλμολογικών εικόνων
 - Τηλε-Καρδιολογία: μετάδοση ηλεκτροκαρδιογραφημάτων από ένα σημείο σε ένα άλλο για διάγνωση και συμβουλή.

- Τηλε-Ψυχιατρική: οπτικοακουστική επικοινωνία μεταξύ του ασθενή και του ιατρού ώστε να γίνει η διάγνωση και να δοθούν οι κατάλληλες συμβουλές.
- Τηλεϊατρική για επείγοντα περιστατικά: αφορά είτε την εφαρμογή της τηλεϊατρικής σε ασθενοφόρα-διαμετακομιστικούς σταθμούς είτε την εφαρμογή της τηλεϊατρικής σε περίπτωση πολεμικών συγκρούσεων, φυσικών καταστροφών ή σοβαρών τρομοκρατικών επιθέσεων, όπου χρειάζεται επείγουσα ιατρική περίθαλψη μεγάλης κλίμακας και με ιδιαίτερες απαιτήσεις σε εξειδικευμένων ιατρικό προσωπικό.

αφορά την παροχή εξειδικευμένης ιατρικής γνώσης με τη μορφή διάγνωσης ή συμβουλών, ανεξαρτήτως γεωγραφικών περιορισμών, μέσα από τη χρήση τηλεματικών συστημάτων.

- Τηλε-Συνδιάσκεψη ιατρικών ομάδων: συνδιάσκεψη ομάδας ιατρών, οι οποίοι βρίσκονται σε διαφορετικά γεωγραφικά σημεία, για γνωμάτευση και εξέταση κλινικών ευρημάτων
- Τηλε-Παρακολούθηση: η δυνατότητα παρακολούθησης του ασθενή από ομάδα ιατρικού ανθρώπινου δυναμικού σε πραγματικό χρόνο ενώ βρίσκεται στο σπίτι του συμβάλλοντας στην έγκαιρη διάγνωση και στην πρόληψη οποιουδήποτε δυσάρεστου, για την υγεία του ασθενή, περιστατικού
- Τηλε-Εκπαίδευση: που καλύπτει τις ανάγκες του ενεργού ιατρικού και παραϊατρικού προσωπικού για συνεχή ενημέρωση σε διάφορους τομείς της ιατρικής. Επιπλέον εξασφαλίζεται εκπαίδευση του υγιούς πληθυσμού μέσω προγραμμάτων Αγωγής Υγείας, με σκοπό να διαμορφωθούν νέοι τρόποι συμπεριφοράς, όχι μόνο για την πρόληψη των νοσημάτων, αλλά και για την προστασία και προαγωγή της υγείας.
- Τηλε-Θεραπεία: η από απόσταση παρακολούθηση ασθενών, όπου ο ασθενής επισκεπτόμενος την πλησιέστερη προς τον τόπο διαμονής του ιατρική μονάδα μπορεί να τυγχάνει ιατρικής φροντίδας από απομακρυσμένο ιατρικό κέντρο ως προς την πάθησή του.
- Τηλε-Χειρουργική: η δυνατότητα σύνδεσης δύο χειρουργείων, επιτρέποντας την επικοινωνία χειρουργών (μικρής εμπειρίας) στα χειρουργεία και χειρουργών (με μεγάλη εμπειρία) σε απομακρυσμένες περιοχές, προκειμένου να διεκπεραιωθεί μια χειρουργική διαδικασία.

Για μια εφαρμογή τηλεϊατρικής χρειάζεται:

- Τηλεπικοινωνιακή υποδομή, ενσύρματη ή ασύρματη.
- Ιατρικό εξοπλισμό, που μπορεί να αφορά είτε συνήθεις ιατρικές συσκευές, είτε συσκευές κατασκευασμένες για τηλεϊατρικές εφαρμογές ή ακόμη και μικροσκοπικούς αισθητήρες καταγραφής βιοσημάτων.
- Συστήματα επεξεργασίας δεδομένων.

6.1.4 Πλεονεκτήματα

Από την περιγραφή των κλινικών εφαρμογών της τηλεϊατρικής μπορεί να διαπιστώσει κανείς τα πλεονεκτήματα που προσφέρει η χρήση της τηλεϊατρικής τόσο στο δημόσιο όσο και στον ιδιωτικό τομέα της υγείας [286]. Συγκεκριμένα με τις εφαρμογές τηλεϊατρικής επιτυγχάνεται:

- Εξοικονόμηση χρημάτων.
- Μείωση της γεωγραφικής και φυσικής απομόνωσης ασθενών (έκτακτα περιστατικά).
- Εξάλειψη φαινομένου μετανάστευσης προς τα αστικά κέντρα.
- Αποφυγή επανάληψης επώδυνων εξετάσεων και λαθών στην θεραπεία.
- Δυνατότητα παροχής συμβουλών από ειδικούς και από το εξωτερικό.
- Αναβάθμιση των παρεχομένων υπηρεσιών υγείας σε επίπεδο τοπικής αυτοδιοίκησης.
- Διευκόλυνση και αναβάθμιση της συνεχιζόμενης εκπαίδευσης ιατρών.
- Εκσυγχρονισμός του περιβάλλοντος εργασίας ιατρικού προσωπικού με χρήση σύγχρονης τεχνολογίας (ηλεκτρονικοί ιατρικοί φάκελοι).
- Ευρεία κάλυψη ιατρικών περιστατικών και ευρεία γεωγραφική κάλυψη.
- Εξειδικευμένη προνοσοκομειακή περίθαλψη.
- Συνεχής παρακολούθηση βιολογικών παραμέτρων.
- Ίσα δικαιώματα πρόσβαση στις υπηρεσίες της υγείας για όλους τους πολίτες.
- Αναβαθμισμένες υπηρεσίες υγείας στους πολίτες απομακρυσμένων περιοχών.

- Διάχυση ιατρικής πληροφορίας.
- Ευφυής διαχείριση ιατρικών πόρων.

6.1.5 Τηλε-Ακτινολογία

Από τις παραπάνω κλινικές εφαρμογές της τηλεϊατρικής η τηλε-ακτινολογία θεωρείται η πιο δημοφιλής και πιο ώριμη εφαρμογή στον τομέα της τηλεϊατρικής διότι: α) η ειδικότητα αυτή δεν απαιτεί την απ' ευθείας επαφή με τον ασθενή αλλά βασίζεται στην μελέτη των εικόνων του ασθενή, β) υπάρχουν ήδη πρότυπα, αποδεκτά από την παγκόσμια ιατρική κοινότητα, που εγγυούνται την ποιότητα τόσο της εικόνας όσο και της διάγνωσης, γ) υπάρχουν μελέτες που επιβεβαιώνουν την αποτελεσματικότητα και τα οικονομικά οφέλη τέτοιου είδους εφαρμογών [287].

Η τηλε-ακτινολογία βασίζεται στην μετάδοση εικόνων (ακτινογραφίες, αξονικές, μαγνητικές τομογραφίες, υπερηχογραφήματα, αγγειογραφήματα, εικόνες μικροσκοπίου κ.α.) από ένα μικρό και απομακρυσμένο ιατρικό κέντρο σε ένα εξειδικευμένο διαγνωστικό κέντρο με έμπειρο προσωπικό που τις αξιολογεί [288].

Συστατικά στοιχεία συστημάτων τηλε-ακτινολογίας

Τα βασικά συστατικά στοιχεία ενός συστήματος τηλε-οφθαλμολογίας είναι:

- σύστημα ανάκτησης και ψηφιοποίησης ιατρικής εικόνας,
- σύστημα μετάδοσης ψηφιακής εικόνας.

Η τυπική διαδικασία η οποία ακολουθείται σε μια εφαρμογή τηλε-ακτινολογίας είναι η εξής: η εικόνα λαμβάνεται από τον ασθενή, ψηφιοποιείται, αν δεν είναι ήδη σε ψηφιακή μορφή και αποθηκεύεται σε ένα σύστημα αρχειοθέτησης και διαχείρισης εικόνων ή μεταδίδεται απευθείας [289]. Τα τελευταία χρόνια η διαδικασία αυτή εμπλουτίστηκε με τη δυνατότητα επεξεργασίας ιατρικών εικόνων.

Πρότυπα στα οποία βασίζονται τα συστήματα τηλε-ακτινολογίας

Η όλη διαδικασία που περιγράφηκε στην προηγούμενη παράγραφο βασίζεται στη χρήση προτύπων τόσο όσον αφορά την ψηφιοποίηση και αρχειοθέτηση των εικόνων όσο και την μετάδοσή τους [290]. Τρία από τα πιο διαδεδομένα πρότυπα/συστήματα είναι το HL7 [291], το DICOM, το PACS.

Το **HL7 (Health Level 7)** είναι ένα διεθνές σύνολο από ανοιχτά πρότυπα τα οποία επιτρέπουν την επικοινωνία αλλά και την ανεξάρτητη λειτουργία των διαφόρων συστημάτων πληροφοριών υγείας (health information systems) όπως τα ακόλουθα

- Hospital Information Systems (HIS)
- Laboratory Information Systems (US)
- Radiology Information Systems (RIS)
- In-patient Clinical Patient Repositories (CDR)
- Out-patient Electronic Medical Records (EMR)

Σκοπός του HL7 είναι να παρέχει ένα πρότυπο για την ανταλλαγή, διαχείριση και την ανάπτυξη των δεδομένων τα οποία αφορούν την ιατρική φροντίδα που παρέχεται στον ασθενή καθώς και τη διαχείριση, μεταφορά και εκτίμηση των υπηρεσιών υγείας. Ορίζει το περιεχόμενο, τη μορφή των δεδομένων με την οποία τα κλινικά και οικονομικά δεδομένα θα ανταλλάσσονται μεταξύ διαφορετικών υπολογιστικών συστημάτων υγείας. Επιπλέον καθορίζει τις ενέργειες που γίνονται και προκαλούν τη ροή των δεδομένων (trigger events) και τα μηνύματα λάθους (error messaging) τα οποία προκύπτουν όταν η ανταλλαγή των δεδομένων δεν είναι επιτυχής.

Το **DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine)** είναι το παγκόσμιο standard για την μεταφορά ψηφιακών εικόνων από ένα πλήθος ιατρικών μηχανημάτων, που διαθέτουν αυτή την τεχνολογία, αλλά και μεταξύ υπολογιστών. Το DICOM ενεργοποιεί την ψηφιακή επικοινωνία μεταξύ διαγνωστικών και θεραπευτικών μηχανημάτων από διάφορους κατασκευαστές. Βρίσκει εφαρμογή σε δικτυακό περιβάλλον αφού χρησιμοποιεί το γνωστό μας πρωτόκολλο TCP/IP.

Το **PACS (Picture Archiving and Communication System)** είναι συστήματα που διευκολύνουν την επισκόπηση εικόνας σε διαγνωστικό πληροφοριακό περιβάλλον, την υποβολή ιατρικής διάγνωσης, τις διαβουλεύσεις, την επικοινωνία με μακρινούς τερματικούς σταθμούς υπολογιστών, καθώς επίσης και την αρχειοθέτηση των εικόνων σε μαγνητικά ή οπτικά μέσα χρησιμοποιώντας συσκευές σύντομης ή μακροπρόθεσμης αποθήκευσης. Τα PACS επιτρέπουν την επικοινωνία διαμέσου

τοπικών δικτύων ή δικτύων ευρείας περιοχής. Έχουν επίσης τη δυνατότητα να χρησιμοποιήσουν δημόσιες υπηρεσίες επικοινωνιών. Περιλαμβάνουν επίσης τις διεπαφές ιατρικών μηχανημάτων και τις πύλες που παρέχουν δυνατότητα διασύνδεσης με τα συστήματα υγειονομικής περίθαλψης και τα συστήματα πληροφοριών των άλλων τμημάτων του νοσοκομείου.

Η επεξεργασία των ιατρικών εικόνων περιλαμβάνει διαδικασίες όπως: η 3D αναπαράσταση των υπό εξέταση ανατομικών δομών, η κατάτμηση των περιοχών ενδιαφέροντος, η βελτίωση της ποιότητας της εικόνας, η εξαγωγή χαρακτηριστικών από τις περιοχές ενδιαφέροντος, η ταξινόμησή των περιοχών ενδιαφέροντος ως καλοήθους ή κακοήθους, η σύντηξη διαφορετικών μορφών εικόνας παρέχοντας πληροφορίες για την ανατομία και τη λειτουργία μιας ανατομικής δομής. Οι διαδικασίες γίνονται είτε αυτόματα είτε απαιτούν την επέμβαση του χρήστη και στοχεύουν στην εξόρυξη πληροφορίας η οποία θα βοηθήσει τους ειδικούς σε μια πιο έγκαιρη και έγκυρη διάγνωση [292].

Χρήστες ενός συστήματος τηλε-ακτινολογίας

Οι χρήστες ενός συστήματος τηλε-ακτινολογίας μπορούν να χωριστούν σε τρεις ομάδες: ακτινολόγοι σε ετοιμότητα οι οποίοι καλούνται να κάνουν τη γνωμάτευση των εικόνων από το σημείο το οποίο βρίσκονται ανά πάσα στιγμή, ακτινολόγοι στο νοσοκομείο οι οποίοι αξιολογούν τις εικόνες από το ακτινολογικό τμήμα του νοσοκομείου στο οποίο εργάζονται και γιατροί πρωτοβάθμιας υγείας οι οποίοι στέλνουν τις εικόνες του ασθενή σε ένα κεντρικό νοσοκομείο ώστε εξειδικευμένα προσωπικό να κάνει την επισκόπηση και να τους καθοδηγήσει για το πώς θα αντιμετωπίσουν τον ασθενή [293].

6.1.6 Τηλε-Χειρουργική

Μία άλλη εφαρμογή της τηλεϊατρικής η οποία βασίζεται σε ιατρικές εικόνες, με την ευρύτερη έννοια, είναι τηλε-χειρουργική. Η τηλε-χειρουργική ασχολείται με τη δυνατότητα χειρουργικής επέμβασης σε απομακρυσμένα μέρη και την ενίσχυση της χειρουργικής δεξιότητας. Βασικός λόγος για την ανάπτυξη της τηλεχειρουργική είναι η ανάγκη διάχυσης των εξειδικευμένων λαπαροσκοπικών χειρουργικών τεχνικών και γνώσεων. Βασίζεται στη χρήση ρομποτικών συστημάτων, τα οποία

επιτρέπουν στους χειρουργούς του κεντρικού νοσοκομείου να συμμετέχουν ενεργά στην χειρουργική διαδικασία και στην αμφίδρομη μετάδοση κινούμενης εικόνας και ήχου. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα μια εφαρμογή τηλε-χειρουργικής να απαιτεί αυξημένες τηλεπικοινωνιακές υποδομές καθώς και εξειδικευμένο λογισμικό το οποίο θα προσομοιώνει, στο κεντρικό νοσοκομείο, την κατάσταση η οποία επικρατεί στο απομακρυσμένο χειρουργείο. Για το σκοπό αυτό γίνεται χρήση συστημάτων εικονικής πραγματικότητας. Οι μελλοντικές εφαρμογές τηλε-χειρουργικής, πέρα από την αίσθηση της όρασης, εστιάζουν και στην δυνατότητα μετάδοσης της αίσθησης της αφής¹¹.

Η δυνατότητα πραγματοποίησης χειρουργικής επέμβασης στο διάστημα, στον τόπο μιας φυσικής καταστροφής, στο πολεμικό μέτωπο, σε απομονωμένα νησιά, καθιστούν την τηλε-χειρουργική μια από τις πιο ενδιαφέρουσες εφαρμογές της τηλεϊατρικής.

Ένα πρότυπο το οποίο θεωρείται βασικό εργαλείο σε τέτοιου είδους εφαρμογές είναι το **MPEG (Motion Pictures Experts Group)**[294] το οποίο χρησιμοποιείται για την μετάδοση video σε συνδυασμό με ήχο σε πραγματικό ή μη χρόνο.

6.1.7 Τηλε-δερματολογία

Σκοπός των εφαρμογών τηλε-δερματολογίας είναι η παροχή συμβουλών, διαγνωστικών και θεραπευτικών οδηγιών σε μη εξειδικευμένους δερματολόγους. Για να επιτευχθεί αυτό δερματολογικές εικόνες τους ασθενή μαζί με το ιστορικό του, εργαστηριακές αναλύσεις, καθώς και οποιαδήποτε άλλης μορφής εξέταση κρίνεται απαραίτητη, μεταδίδονται στον εξειδικευμένο δερματολόγο ώστε να αποφανθεί για την κατάσταση του ασθενή. Ένας από τους βασικούς λόγους που οδήγησαν στην ανάπτυξη συστημάτων τηλε-δερματολογίας είναι η μεγάλη συχνότητα εμφάνισης δερματολογικών περιστατικών τα οποία τυγχάνουν ελλιπούς φροντίδας[295].

6.1.8 Τηλε-οφθαλμολογία

Τα συστήματα τηλε-οφθαλμολογίας[295],[296] βασίζονται στην μετάδοση στατικών οφθαλμολογικών εικόνων οι οποίες παράγονται είτε

- από CCD κάμερα η οποία έχει τοποθετηθεί μπροστά από ένα οφθαλμολογικό μικροσκόπιο ή μια ακτινογραφική αγγειογραφική συσκευή,
- από ψηφιακή κάμερα η οποία είναι συνδεδεμένη με τα οφθαλμολογικά όργανα.
- από τα οφθαλμοσκόπιο laser για την εξέταση προβλημάτων στον αμφιβληστροειδή.

6.1.9 Τηλε-καρδιολογία

Η ανάγκη για γρήγορη διάγνωση είναι ιδιαίτερα σημαντική στην περίπτωση ασθενών με καρδιολογικά προβλήματα. Τα περισσότερα συστήματα τηλε-καρδιολογίας ασχολούνται με την μετάδοση του ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Μια εφαρμογή τηλε-καρδιολογίας απαιτεί

- Ομάδα από ειδικούς καρδιολόγους (ειδικός καρδιολόγος, επεμβατικός καρδιολόγος, καρδιοχειρουργός κ.τ.λ)
- Διαθεσιμότητα της υπηρεσίας σε 24ωρη βάση
- Χαμηλό χρόνο απόκρισης
- Ψηφιακό ηλεκτροκαρδιογράφο
- Δυνατότητες αναζήτησης και σύγκρισης παλιότερων εξετάσεων των ασθενών.

Τα τελευταία χρόνια είναι δυνατή και η μετάδοση εικόνων οι οποίες συνοδευόμενες από τις κατάλληλες τεχνικές επεξεργασίας και ανάλυσης παρέχουν στους γιατρούς δυνατότητες μιας πληρέστερης εικόνας της κατάστασης του ασθενούς.

6.1.10 Τηλε-παθολογία

Η τηλε-παθολογία^{13,14} μελετά δείγματα ιστού είτε μέσω στατικών εικόνων των δειγμάτων είτε μέσω κινούμενης εικόνας η οποία προέρχεται από το μικροσκόπιο. Όπως και στα συστήματα τηλε-οφθαλμολογίας απαιτείται ψηφιακή κάμερα η οποία είναι συνδεδεμένη με το μικροσκόπιο, συστήματα ψηφιοποίησης, κωδικοποίησης και μετάδοσης της εικόνας. Μια ιδιαιτερότητα των συστημάτων τηλε-οφθαλμολογίας είναι ότι βασίζονται στην ανάλυση έγχρωμων εικόνων. Για το λόγο αυτό θα πρέπει τέτοιου είδους συστήματα να διασφαλίζουν την ποιότητα των

εικόνων και να ελαχιστοποιούν τις πιθανότητες αλλοίωσής τους από εξωγενείς παράγοντες.

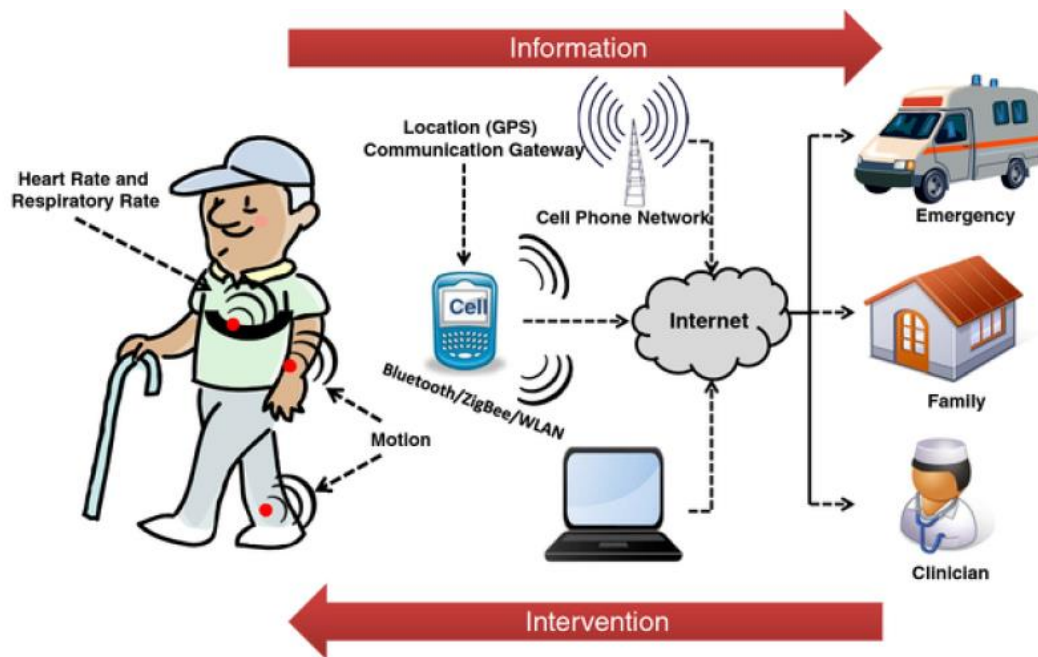
6.1.11 Τηλε-εκπαίδευση

Κάποια από τα συστήματα τα οποία ανήκουν στις παραπάνω κατηγορίες μπορεί να χρησιμοποιηθεί και για εκπαιδευτικούς σκοπούς. Κάποιος εκπαιδευόμενος μπορεί να το χρησιμοποιεί για να αυτό-εκπαιδευθεί σε διαγνωστικές τεχνικές, βλέποντας ταυτόχρονα τα δεδομένα για τον ασθενή και τη θεραπεία που ακολουθήθηκε, ενώ ένας γιατρός μπορεί να χρησιμοποιεί τα δεδομένα για να εξηγήσει στον ασθενή του την πορεία της ασθένειάς του. Επιπλέον τα συστήματα τηλε-εκπαίδευσης, με τη χρήση πολυμέσων, διανέμουν τη γνώση στους ενδιαφερόμενους και τους εξασκούν σε κλινικές διαδικασίες (π.χ. χειρουργικές επεμβάσεις) μέσω συστημάτων προσομοίωσης.

Υπάρχει μεγάλος αριθμός συστημάτων για κάθε μία από τις εφαρμογές της τηλεϊατρικής που αναφέρθηκαν στον παρόν κείμενο τα οποία αναπτύχθηκαν είτε στο πλαίσιο εθνικών και ευρωπαϊκών προγραμμάτων είτε για εμπορικούς σκοπούς.

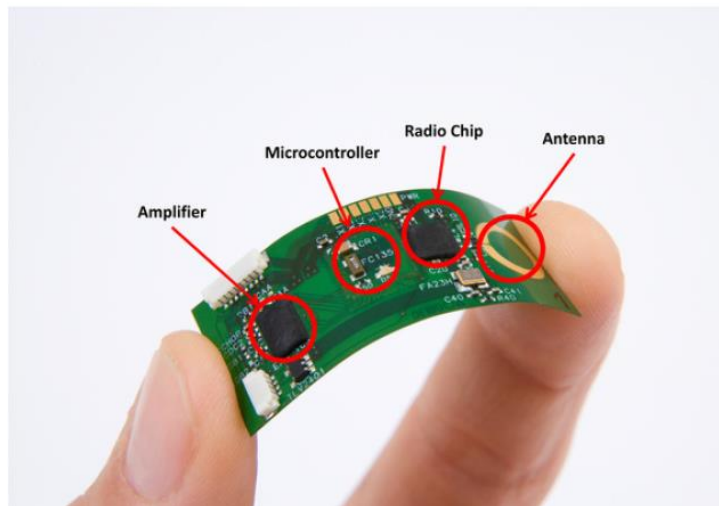
6.2 Φορητοί αισθητήρες

Οι φυσιολογικές μετρήσεις ενδιαφέροντος περιλαμβάνουν τον καρδιακό ρυθμό, τον αναπνευστικό ρυθμό, την αρτηριακή πίεση, τον κορεσμό οξυγόνου του αίματος, καθώς και τη μυϊκή δραστηριότητα. Οι παράμετροι που εξάγονται από τις μετρήσεις αυτές μπορούν να παρέχουν δείκτες της κατάστασης υγείας και θα έχουν τεράστια διαγνωστική αξία. Μέχρι πρόσφατα, η συνεχής παρακολούθηση των φυσιολογικών παραμέτρων ήταν δυνατή μόνο στο νοσοκομειακό περιβάλλον. Αλλά σήμερα, με τις εξελίξεις στον τομέα της φορέσιμης τεχνολογίας, τη δυνατότητα της συνεχούς, ακριβούς και σε πραγματικό χρόνο παρακολούθησης των φυσιολογικών σημάτων είναι πια πραγματικότητα.



Εικόνα 6-1: Αναπαράσταση ενός συστήματος απομακρυσμένης παρακολούθησης υγείας βασισμένου σε φορέσιμους αισθητήρες [273]

Η ενσωμάτωση της παρακολούθησης αυτών των μετρήσεων σε ένα φορητό σύστημα συχνά απαιτεί ευρηματικά σχέδια και καινοτόμες θέσεις των αισθητήρων. Για παράδειγμα. Ο Asada et al. [213] παρουσίασε έναν αισθητήρα σχήματος δαχτυλιδιού για τη μέτρηση του κορεσμού του οξυγόνου του αίματος (SpO_2) και τον καρδιακό ρυθμό. Ο αισθητήρας-δαχτυλίδι ήταν εντελώς αυτόνομος. Φορετός στη βάση του δαχτύλου (όπως ένα δαχτυλίδι), ενσωματώνει τεχνικές για τη μείωση θορύβου στην κίνηση, που σχεδιάστηκαν για να βελτιωθεί η ακρίβεια της μέτρησης. Οι εφαρμογές του αισθητήρα δαχτυλίδι έχουν εύρος από τη διάγνωση της υπέρτασης ως τη διαχείριση της συμφορητικής καρδιακής ανεπάρκειας. Μια συσκευή παρακολούθησης της αρτηριακής πίεσης βασισμένη στη φωτοπληθυσμογραφία (PPG) αναπτύχθηκε στη συνέχεια από την ίδια ερευνητική ομάδα [214]. Ο αισθητήρας ενσωματώνει ένα καινοτόμο αισθητήρα ύψους που βασίζεται σε δύο MEMS επιταχυνσιόμετρα για τη μέτρηση της μετατόπισης της υδροστατικής πίεσης του PPG αισθητήρα σε σχέση με την καρδιά. Η μέση αρτηριακή πίεση αίματος προέρχεται από το πλάτος εξόδου του PPG αισθητήρα λαμβάνοντας υπόψη το ύψος του αισθητήρα σε σχέση με την καρδιά.



Εικόνα 6-2: Εύκαμπτος ασύρματος αισθητήρας ECG με έναν πλήρως λειτουργικό μικροελεγκτή από την IMEC [273]

Ένα άλλο παράδειγμα έξυπνο σχέδιο είναι το σύστημα που αναπτύχθηκε από τον Corbishley et al. [215] για τη μέτρηση του αναπνευστικού ρυθμού, χρησιμοποιώντας έναν μικροσκοπικό φορητό ακουστικό αισθητήρα (δηλαδή μικρόφωνο). Το μικρόφωνο τοποθετήθηκε στο λαιμό για να καταγράψει ακουστικά σήματα που συνδέονται με την αναπνοή, τα οποία περνούν από ζωνοπερατό φίλτράρισμα για να λάβει τη διαμόρφωση του σήματος. Με την ανάπτυξη τεχνικών για το φίλτράρισμα του περιβαλλοντικού θορύβου και άλλων θορύβων, ο συγγραφέας κατάφερε να επιτύχει ακρίβεια μεγαλύτερη από 90% στη μέτρηση του ρυθμού αναπνοής. Οι συγγραφείς παρουσίασαν επίσης έναν αλγόριθμο για την ανίχνευση των απνοιών, βάσει της προαναφερθείσας τεχνολογίας τηλεπαρακολούθησης.

Τα τελευταία χρόνια, η παρακολούθηση των φυσιολογικών μετρήσεων έχει ωφεληθεί σημαντικά από τις εξελίξεις στο πεδίο των ευέλικτων κυκλωμάτων και την ενσωμάτωση της τεχνολογίας των αισθητήρων σε φορέσιμα στοιχεία [216]. Ένας ευέλικτος, χαμηλής κατανάλωσης αισθητήρας PPG, φορητός στο αυτί, για την παρακολούθηση του καρδιακού ρυθμού παρουσιάστηκε από τους Patterson et al. [217]. Ο αισθητήρας είναι κατάλληλος για μακροχρόνια παρακολούθηση χάρη στη θέση και το διακριτικό του σχεδιασμό. Αν και συστήματα αυτού του τύπου έχουν δείξει ελπιδοφόρα αποτελέσματα, χρειάζεται επιπλέον μελέτη για την επίτευξη την μείωσης του θορύβου κίνησης [218],[219]. Η κατάλληλη εξασθένιση του θορύβου κίνησης είναι απαραίτητη για την εφαρμογή της από τους φορέσιμους αισθητήρες.

Ορισμένα από τα προβλήματα του θορύβου κίνησης θα μπορούσαν να ελαχιστοποιηθούν με την ενσωμάτωση των αισθητήρων σε στενά ενδύματα. Μια συγκριτική ανάλυση των διαφορετικών φορετών συστημάτων παρακολούθησης αναπνευστικής λειτουργίας παρουσιάστηκε από τους Lanata et al. [220]. Η ανάλυση έδειξε ότι η πιεζοηλεκτρική πνευμογραφία αποδίδει καλύτερα από τη σπιρομέτρηση. Ωστόσο, εξελίξεις στις τεχνικές επεξεργασίας σήματος για τον περιορισμό του θορύβου της κίνησης είναι απαραίτητες.

Οι βιοχημικοί αισθητήρες έχουν πρόσφατα αποκτήσει μεγάλο ενδιαφέρον μεταξύ των ερευνητών στον τομέα της φορέσιμης τεχνολογίας. Αυτοί οι τύποι των αισθητήρων μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την παρακολούθηση της βιοχημείας, καθώς και των επιπέδων των χημικών ενώσεων στην ατμόσφαιρα (π.χ. για τη διευκόλυνση παρακολούθησης των ανθρώπων που εργάζονται σε επικίνδυνα περιβάλλοντα). Από άποψη σχεδιασμού, οι βιοχημικοί αισθητήρες είναι ίσως ότι πιο περίπλοκο αφού απαιτούν συχνά τη συλλογή, ανάλυση και διάθεση των ρευστών του σώματος. Η πρόοδος στον τομέα των φορέσιμων βιοχημικών αισθητήρων είναι αργή, αλλά η έρευνα έχει αυξήσει τους ρυθμούς της λόγω της ανάπτυξης των μικρο και νανο τεχνολογιών ένδυσης. Για παράδειγμα, ο Dudde et al. [221] ανέπτυξε ένα σύστημα έγχυσης φαρμάκων ελάχιστα επεμβατικό, φορετό, κλειστού βρόχου, σχεδόν συνεχές που μετρά τα επίπεδα γλυκόζης στο αίμα και εμποτίζει ινσουλίνη αυτόματα. Το όργανο ελέγχου γλυκόζης αποτελείται από έναν καινοτόμο αισθητήρα σιλικόνης που μετρά συνεχώς τα επίπεδα γλυκόζης, χρησιμοποιώντας μια τεχνική μικροέγχυσης και η συνεχής έγχυση ινσουλίνης επιτυγχάνεται με μια τροποποιημένη προηγμένη αντλία ινσουλίνης. Η συσκευή έχει ενσωματωμένη δυνατότητα επικοινωνίας Bluetooth για την εμφάνιση και την καταγραφή δεδομένων και λαμβάνει εντολές από μια συσκευή PDA.

Μια σειρά από βιοχημικούς αισθητήρες έχει αναπτυχθεί ως μέρος του σχεδίου BIOTEX, που υποστηρίζεται από την Ευρωπαϊκή Επιτροπή. Συγκεκριμένα, το πρόγραμμα BIOTEX εξετάζει την ενσωμάτωση των βιοχημικών αισθητήρων στην κλωστοϋφαντουργία για παρακολούθηση των σωματικών υγρών. Μέσα σε αυτό το έργο, οι ερευνητές έχουν αναπτύξει ένα σύστημα συλλογής ρευστών βασισμένο σε

ύφασμα και αισθητήρες για την *in vitro* και *in vivo* δοκιμή του pH, του νατρίου και την αγωγιμότητα από τον ιδρώτα του σώματος [222],[223]. Με την *in vitro* και *in vivo* δοκιμή του φορέσιμου συστήματος, οι ερευνητές έχουν δείξει ότι το σύστημα μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την ανάλυση σε πραγματικό χρόνο του ιδρώτα κατά τη διάρκεια σωματικής άσκησης. Ως μέρος ενός παρόμοιου έργου που ονομάζεται ProeTEX, ο Curone et al. [224] ανέπτυξε ένα φορέσιμο ένδυμα με αισθητήρες για πυροσβέστες, που ενσωματώνει έναν αισθητήρα CO₂ με αισθητήρες για να μετρήσει την κίνηση, τη θερμοκρασία περιβάλλοντος και σώματος, τη θέση, τον κορεσμό οξυγόνου στο αίμα, την καρδιακή συχνότητα και το ρυθμό αναπνοής. Το σύστημα ProeTEX μπορεί να προειδοποιήσει τους πυροσβέστες από ένα δυνητικά επικίνδυνο περιβάλλον και να παρέχει επίσης πληροφορίες σχετικά με την ευημερία τους στο κέντρο ελέγχου. Τα συστήματα που αναπτύσσονται στα προαναφερθέντα προγράμματα θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν για το σχεδιασμό φορετών συστημάτων για εφαρμογές απομακρυσμένης παρακολούθησης της υγείας.

Υπήρξε ένα αυξανόμενο ενδιαφέρον για την ανάπτυξη αυτόνομων συστημάτων lab-on-a-chip. Τέτοια συστήματα μπορούν να φέρουν επανάσταση στις point-of-care ιατρικές δοκιμές και τη διάγνωση, κάνοντας τις δοκιμές και τη διάγνωση γρήγορες, φθηνές και εύκολα προσβάσιμες. Ο Wang et al. [225] ανέπτυξε ένα σύστημα-on-chip (SOC), που ενσωματώνει αισθητήρες pH και θερμοκρασίας, για απομακρυσμένες εφαρμογές παρακολούθησης. Το SOC τους περιλαμβάνει μια γενική διεπαφή αισθητήρα, ένα ADC, έναν μικροελεγκτή, ένα κωδικοποιητή δεδομένων και έναν πομπό RF. Ομοίως, ο Ahn et al. [226] ανέπτυξε μια χαμηλού κόστους, μίας χρήσης, πλαστική lab-on-a-chip συσκευή για ανίχνευση βιοχημικών παραμέτρων, όπως η συγκέντρωση αερίων του αίματος και της γλυκόζης. Το biochip περιέχει μια ολοκληρωμένη σειρά βιοαισθητήρων για την ανίχνευση πολλαπλών παραμέτρων και χρησιμοποιεί ένα παθητικό σύστημα χειρισμού μικρορευστών αντί για ενεργές αντλίες μικρορευστών.

Τέλος, εφαρμογές στα συστήματα τηλεπαρακολούθησης στηριζόμενα στους φορέσιμους αισθητήρες [227] έχουν σε μεγάλο βαθμό στηριχτεί στους

αδρανειακούς αισθητήρες για την ανίχνευση κίνησης και εντοπισμού. Οι αισθητήρες αδράνειας περιλαμβάνουν επιταχυνσιόμετρα και γυροσκόπια. Συχνά, σε συνδυασμό με αυτά, χρησιμοποιούνται μαγνητόμετρα για να βελτιωθεί η παρακολούθηση της κίνησης. Σήμερα, οι αισθητήρες κίνησης είναι ανέξοδοι, μικροί και απαιτούν πολύ λίγη ενέργεια, κάτι που τους καθιστά εξαιρετικά ελκυστικούς για εφαρμογές παρακολούθησης ασθενών.

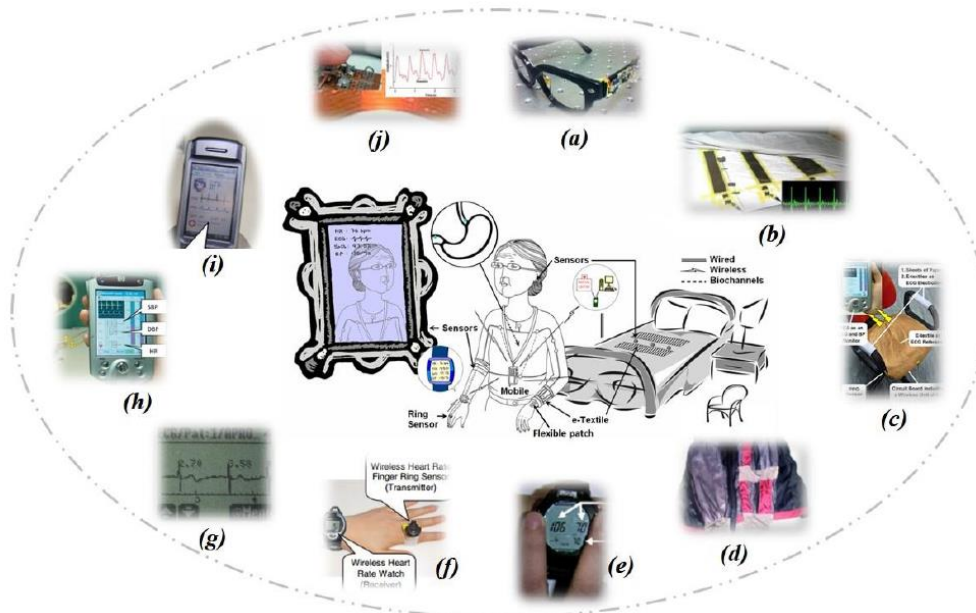
6.2.1 Παρακολούθηση Υγείας & Ευεξίας

Καθώς ο παγκόσμιος πληθυσμός γηράσκει και αυξάνονται οι δαπάνες της υγειονομικής περίθαλψης, αρκετές χώρες προωθούν προγράμματα που επιτρέπουν σε ενήλικες μεγαλύτερης ηλικίας και άτομα με χρόνιες παθήσεις να παραμείνουν στο περιβάλλον του σπιτιού, ενώ παρακολουθούνται εξ αποστάσεως για την ασφάλεια και για να διευκολύνει την εφαρμογή κλινικών παρεμβάσεων.

Παρακολούθηση δραστηριοτήτων που εκτελούνται από τους ηλικιωμένους και τα άτομα με χρόνιες παθήσεις που συμμετέχουν σε τέτοιου είδους προγράμματα θεωρούνται ως ύψιστης σημασίας. Ως εκ τούτου, σημαντικές ερευνητικές προσπάθειες έχουν γίνει για να αξιολογήσουν την ακρίβεια των φορέσιμων αισθητήρες κατά την ταξινόμηση των δραστηριοτήτων της καθημερινής ζωής (ADL). Ο Mathie et al [228] έδειξε τη σκοπιμότητα της χρήσης επιταχυνσιόμετρων για να προσδιορίσει την απόδοση της ADL από ενήλικες μεγαλύτερης ηλικίας που παρακολουθούνται στο περιβάλλον του σπιτιού. Ο Σαζόνφοφ et al [229] ανέπτυξε ένα σύστημα αισθητήρων πίεσης στο παπούτσι και επιτάχυνσης που χρησιμοποιήθηκε για να ταξινομήσει τις δραστηριότητες συμπεριλαμβανομένων του καθίσματος, της ορθοστασίας, και της βάδισης με την ικανότητα της ανίχνευσης αν οι ασθενείς πραγματοποιούσαν ταυτόχρονα κινήσεις του βραχίονα. Ο Giansanti et al [230] ανέπτυξε μια συσκευή που βασίζεται στο επιταχυνσιόμετρο, σχεδιασμένη να μετράει τα βήματα σε ασθενείς με νόσο του Πάρκινσον. Ο Aziz et al [231] χρησιμοποίησε φορέσιμους αισθητήρες για να παρακολουθεί την αποκατάσταση των ασθενών μετά από χειρουργική επέμβαση κοιλίας. Αρκετές έρευνες έχουν προτείνει ότι η δραστηριότητα παρακολούθησης για εφαρμογές ευεξίας έχει μεγάλες δυνατότητες να εντείνει τη συμμόρφωσή στην άσκηση στους

πληθυσμούς που κινδυνεύουν. Για παράδειγμα, η φορέσιμη τεχνολογία έχει χρησιμοποιηθεί για την παρακολούθηση σωματικών δραστηριοτήτων σε παχύσαρκα άτομα και να διευκολυνθεί η εφαρμογή των κλινικών επεμβάσεων που βασίζεται στην ενθάρρυνση για έναν ενεργό και υγιή τρόπο ζωής [232]-[235].

Η μακροπρόθεσμη παρακολούθηση των φυσιολογικών δεδομένων μπορεί να οδηγήσει σε βελτιώσεις στη διάγνωση και τη θεραπεία, για παράδειγμα, των καρδιαγγειακών παθήσεων. Η εμπορικά διαθέσιμη τεχνολογία παρέχει μία με τη δυνατότητα να επιτευχθεί μακροπρόθεσμη παρακολούθηση του καρδιακού ρυθμού, της αρτηριακής πίεσης, του κορεσμού οξυγόνου, του αναπνευστικού ρυθμού, της θερμοκρασίας του σώματος και της γαλβανικής απόκρισης του δέρματος. Διεξάγονται κλινικές μελέτες για να αξιολογήσουν και να επικυρώσουν την απόδοση των υλοποιήσεων φορέσιμων αισθητήρων για να παρακολουθούν τα φυσιολογικά δεδομένα για μεγάλο χρονικό διάστημα και να βελτιωθεί η κλινική διαχείριση των ασθενών, για παράδειγμα, με συμφορητική καρδιακή ανεπάρκεια [236]-[237].



Εικόνα 6-3: Χρησιμοποίηση φορέσιμων αισθητήρων στην καθημερινότητα: a) p-Eyeglasses για φυσιολογική παρακολούθηση [274], b) u-Bed για συνεχή παρακολούθηση φυσιολογικών σημάτων [275], c) u-Chair για παρακολούθηση πολλαπλών φυσιολογικών σημάτων [276], d) h-Shirt [274], e) BP watch [275], f) ασύρματος αισθητήρας καρδιακών παλμών δακτύλου [276], g) WAP συσκευή [277], h) PDA ασύρματη συσκευή και μετρητής παλμών [278], i) ασύρματο βασισμένο σε κινητό τηλέφωνο και μετρητής παλμών [279] και j) οργανική φωτο-κρυσταλλοτρίδος υψηλής ευαισθησίας για επιδερμικούς και εύκαμπτους βιοαισθητήρες [282]

Πολλές εν εξελίξει μελέτες επικεντρώνονται στην αξιολόγηση κλινικά φορετών συστημάτων που έχουν αναπτυχθεί στο πλαίσιο μεγάλων ερευνητικών έργων. Για παράδειγμα, το LiveNet, ένα σύστημα που αναπτύχθηκε στο MIT υπολογίζει την τρισδιάστατη επιτάχυνση, το ECG, το EMG είναι στο στάδιο της αξιολόγησης για την παρακολούθηση των παρκινσονικών συμπτωμάτων και τον εντοπισμό επιληπτικών κρίσεων [238]. Το Lifeguard είναι ένας προσαρμοσμένος καταγραφέας δεδομένων σχεδιασμένος για να παρακολουθεί την κατάσταση της υγείας των ατόμων σε ακραία περιβάλλοντα (διαστημικά και επίγεια) [239]. Το σύστημα έχει υποστεί δοκιμές σε εχθρικά περιβάλλοντα με καλά αποτελέσματα. Στο πλαίσιο του FP5 προγράμματος της Ευρωπαϊκής Επιτροπής, ένα έργο που ονομάζεται AMON είχε ως αποτέλεσμα την ανάπτυξη μιας συσκευής φορέσιμης στον καρπό με δυνατότητα παρακολούθησης της αρτηριακής πίεσης, της θερμοκρασίας του δέρματος, τον κορεσμό του οξυγόνου του αίματος, και του ECG. Η συσκευή έχει σχεδιαστεί για να παρακολουθούν τους ασθενείς υψηλού κινδύνου με καρδιο-αναπνευστικά προβλήματα [240]. Άλλα έργα που αξίζει να αναφερθούν που έχουν διενεργηθεί στο πλαίσιο των διαφόρων προγραμμάτων της Ευρωπαϊκής Επιτροπής είναι τα: MyHeart [241], WEALTHY [242], [243] και MagIC [244],[245]. Τα έργα αυτά οδήγησαν στην ανάπτυξη των φορέσιμων αισθητήρων στηριγμένων στην ένδυση με στόχο τον γενικό έλεγχο της υγείας των ανθρώπων στο σπίτι και σε κοινοτικούς χώρους.

6.2.2 Παρακολούθηση της ασφάλειας

Μια σειρά συσκευών έχουν αναπτυχθεί για εφαρμογές παρακολούθησης ασφάλειας, όπως η ανίχνευση πτώσεων και η αναμετάδοση μηνυμάτων συναγερμού στον φροντιστή ή μια ομάδα αντιμετώπισης καταστάσεων έκτακτης ανάγκης. Η Life Alert Classic από την Life Alert Emergency Response Inc [246] και το ιατρικό σύστημα συναγερμού AlertOne [247] αποτελούν παραδείγματα εμπορικά διαθέσιμων συσκευών ειδικά σχεδιασμένων για την παρακολούθηση της ασφάλειας. Αυτές οι συσκευές είναι απλές συσκευές αντιμετώπισης καταστάσεων έκτακτης ανάγκης που αποτελούνται από ένα κολιέ ή ένα ρολόι με ένα πλήκτρο.

Πατώντας το κουμπί, ο χρήστης έχει τη δυνατότητα να αναμεταδώσει ασύρματα ένα μήνυμα συναγερμού σε φορείς που βρίσκονται σε ένα απομακρυσμένο τηλεφωνικό κέντρο. Άλλα συστήματα ενσωματώνουν αισθητήρες στη φορητή μονάδα. Για παράδειγμα, το σύστημα Wellcore [248] χρησιμοποιεί προηγμένους μικροεπεξεργαστές και επιταχυνσιόμετρα για την παρακολούθηση της θέσης του σώματος. Το σύστημα ανιχνεύει πτώσεις ως μεμονωμένα συμβάματα από τις φυσιολογικές κινήσεις, και αυτόματα αναμεταδίδει ένα μήνυμα στο συγκεκριμένο κέντρο ή το σταθμό νοσοκόμων. Μια άλλη συσκευή αυτής της κατηγορίας είναι το MyHalo™ από τη Halo Monitoring™. Το σύστημα είναι φοριέται στο στήθος σαν μάντας και ανιχνεύει τυχόν πτώσεις, ενώ παρακολουθεί τον καρδιακό ρυθμό, τη θερμοκρασία του δέρματος, τα μοτίβα ύπνου / αφύπνισης, και τα επίπεδα δραστηριότητας [249]. Το σύστημα BrickHouse [250] διαθέτει ένα αυτόματο ανιχνευτή πτώσεων και ένα χειροκίνητο κουμπί πανικού. Τέλος, μεταξύ των πολυάριθμων διαθέσιμων εμπορικών συστημάτων, αξίζει να σημειωθεί η ITTM EasyWorls [251], ένα σύστημα που βασίζεται σε ένα κινητό τηλέφωνο που είναι εξοπλισμένο με αισθητήρες ισορροπίας που πραγματοποιούν αυτόματη κλήση σε SOS αριθμούς εάν το σύστημα εντοπίσει μια ξαφνική σύγκρουση.

Η αξιόπιστη ανίχνευση πτώσεων μέσω φορητών αισθητήρων επιτεύχθηκε από πολλές ερευνητικές ομάδες. Ερευνητές στο CSEM [252] ανέπτυξαν ένα αυτόματο σύστημα ανίχνευσης πτώσεων με τη μορφή ενός ρολογιού χειρός. Η συσκευή υλοποιεί λειτουργίες όπως την ασύρματη επικοινωνία, την αυτόματη ανίχνευση πτώσεων, τη χειροκίνητη πρόκληση συναγερμού, την αποθήκευση δεδομένων, και μια απλή διεπαφή χρήστη. Ακόμα κι αν ο καρπός είναι μια δύσκολη θέση για έναν αισθητήρα να ανιχνεύσει μια πτώση, οι ερευνητές στο έργο κατάφεραν να επιτευχθεί 90% ευαισθησία και 97% ειδικότητα στην ανίχνευση προσομοίωσης πτώσεων. Ο Bourke et al [253] πήρε μια εναλλακτική προσέγγιση και χρησιμοποίησε ένα τρι-αξονικό επιταχυνσιόμετρο ενσωματωμένο σε ένα ειδικά σχεδιασμένο γιλέκο για την ανίχνευση των πτώσεων. Ο Bianchi et al [254] χρησιμοποίησε έναν αισθητήρα βαρομετρικής πίεσης ως υποκατάστατο μέτρο του υψομέτρου για να διακρίνει τα γεγονότα πραγματικής πτώσης από τις συνήθεις δραστηριότητες της καθημερινής ζωής. Όταν δοκιμάστηκε σε ένα σύνολο 20 νέων υγιών εθελοντών, η

προτεινόμενη μέθοδος έδειξε σημαντικές βελτιώσεις σε ευαισθησία και ειδικότητα σε σύγκριση με μια υπάρχουσα τεχνική βασισμένη στο επιταχυνσιόμετρο. Τέλος, μεταξύ των πολυάριθμων συστημάτων που αναπτύχθηκαν από τους ερευνητές για ανίχνευση πτώσεων, αξίζει να σημειωθεί ότι ο Lanz et al [255] ανέπτυξε το Smart-Fall, ένα σύστημα που βασίζεται σε ένα επιταχυνσιόμετρο ενσωματωμένο σε ένα μπαστούνι για την ανίχνευση πτώσης. Οι συγγραφείς υποστήριξαν ότι το μπαστούνι είναι μια βοηθητική συσκευή που χρησιμοποιείται ευρέως για να ξεπεραστούν προβλήματα που σχετίζονται με διαταραχές ισορροπίας και, συνεπώς, ότι η ενσωμάτωση του συστήματος μέσα στο μπαστούνι είναι μια πολύ ελκυστική λύση για την επίτευξη πιο διακριτικής παρακολούθησης, ενώ θα εξασφαλίζεται η ασφάλεια των ατόμων.

Πρόσφατες εξελίξεις στην τεχνολογία των κινητών τηλεφώνων οδήγησαν στη χρησιμοποίησή τους σε συστήματα ανίχνευσης πτώσης. Συχνά, τα συστήματα αυτά συνδυάζουν την ανίχνευση πτώσης με τον εντοπισμό του ατόμου που έπεσε μέσω μιας μεθόδου βασισμένη στο GPS [256],[257]. Ο Yavuz et al [258] ανέπτυξε ένα σύστημα ανίχνευσης πτώσης που βασίζεται στα επιταχυνσιόμετρα που διατίθενται στα κινητά τηλέφωνα και ενσωμάτωσε διαφορετικούς αλγορίθμους για ανίχνευση πτώσεων. Η εφαρμογή τους εκμεταλλεύτηκε τα χαρακτηριστικά του λειτουργικού συστήματος Android 2. Οι συγγραφείς ανέπτυξαν προηγμένες τεχνικές επεξεργασίας σήματος για την επίτευξη υψηλής ακρίβειας της ανίχνευσης πτώσης. Εκτός αυτού, το σύστημα παρείχε τη θέση του θέματος χρησιμοποιώντας το Google Maps. Χρησιμοποιώντας την προσέγγιση αυτή, μια προειδοποίηση σχετικά με την πτώση και τη θέση του θέματος που υποβάλλεται σε έλεγχο, διαβιβάζεται σε έναν φροντιστή ή σε ένα μέλος της οικογένειας μέσω SMS, e-mail και μηνύματα Twitter. Η σημερινή έρευνα είναι προσανατολισμένη προς την πρόληψη των τραυματισμών που σχετίζονται με την πτώση. Πολλά συστήματα έχουν αναπτυχθεί με τη χρήση της τεχνολογίας αερόσακων [259]-[262]. Τα συστήματα αυτά στηρίζονται σε φορέσιμα επιταχυνσιόμετρα και γυροσκόπια για να προκαλέσουν την έκρηξη του αερόσακου όταν ανιχνεύεται μια πτώση. Αν και αυτά τα συστήματα μπορούν δυνητικά να βοηθήσουν να αποτραπούν τραυματισμοί που σχετίζονται με την πτώση, περαιτέρω

ανάπτυξη απαιτείται για την μείωση του μεγέθους του συστήματος αερόσακων που παρέχει προστασία στο θέμα, πριν τη σύγκρουση.

Άτομα με προβλήματα κίνησης απαιτούν πιο συγκεκριμένες προσεγγίσεις για την ανίχνευση ή την πρόληψη των πτώσεων. Ο Bachlin et al [263] ανέπτυξε ένα σύστημα για την ανίχνευση παγώματος της βάδισης (FOG), ένα συχνό σύμπτωμα στη βάδιση στη νόσο του Πάρκινσον που σχετίζεται ιδιαίτερα με πτώσεις. Το σύστημα σχεδιάστηκε για να παρέχει στα θέματα ένα ρυθμικό ακουστικό σήμα με στόχο να τονωθεί ο ασθενής να επανεκκινήσει το περπάτημα, όταν ανιχνεύεται ένα επεισόδιο FOG. Οι Smith και Bagley [264] ανέπτυξαν ένα σύστημα που θα χρησιμοποιείται σε παιδιά με δυσκολία στο περπάτημα, που είναι γνωστό ότι σχετίζεται με συχνές πτώσεις. Συγκέντρωσαν δεδομένα από ένα τρι-αξονικό επιταχυνσιόμετρο και ψηφιακές βιντεοσκοπήσεις για πάνω από 50 ώρες από 35 παιδιά με εγκεφαλική παράλυση και 51 άτομα ελέγχου. Το σύνολο δεδομένων χρησιμοποιήθηκε για την ανάπτυξη αλγορίθμων για αυτόματη σε πραγματικό χρόνο επεξεργασία των σημάτων του επιταχυνσιόμετρου για να παρακολουθεί το επίπεδο δραστηριότητας του παιδιού και να ανιχνεύσει πτώσεις [264]. Οι Sposaro et al [265] εστίασαν την προσοχή τους σε ηλικιωμένους με άνοια. Αυτά τα θέματα απαιτούν συχνή βοήθεια από φροντιστές για να ολοκληρώσουν συνήθειες δραστηριότητες της καθημερινής ζωής. Οι συγγραφείς βασίστηκαν σε μια εφαρμογή Android, το iWander, η οποία χρησιμοποιεί τις λειτουργίες GPS και επικοινωνίας που είναι διαθέσιμες μέσω smartphone, για να παρέχουν παρακολούθηση της τοποθεσίας των υποκειμένων βοήθεια όταν χρειαστεί. Το σύστημα αποδείχθηκε ότι βελτιώνει τη λειτουργική ανεξαρτησία μεταξύ των ασθενών με άνοια μειώνοντας το άγχος που έχει τεθεί στους φροντιστές.

Μια άλλη εφαρμογή των φορέσιμων αισθητήρων και των συστημάτων που έχουν λάβει πολλή προσοχή από τους ερευνητές και τους νοσοκομειακούς γιατρούς είναι ο εντοπισμός των επιληπτικών κρίσεων. Οι ψυχαναγκαστικές επιληπτικές κρίσεις (ΕΚ) πρώτου και δεύτερου βαθμού προκαλούν μια ξαφνική απώλεια της συνείδησης. Αυτά τα γεγονότα συνοδεύονται από στερεοτυπικές κινήσεις που μπορούν να παρατηρηθούν σε συνεργασία με τις αλλαγές στα χαρακτηριστικά στο

Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (EEG). Κατά την οξεία φάση, το θέμα είναι απολύτως σε θέση να αλληλεπιδράσει με το περιβάλλον. Για την ανίχνευση της ΕΚ, έχουν προταθεί και αξιολογούνται συστήματα και μέθοδοι που στηρίζονται σε φορέσιμους αισθητήρες. Ηλεκτροεγκεφαλογραφικοί Αισθητήρες (EEG) [266], 3D επιταχυνσιόμετρα στον καρπό [267], συνδυασμός EMG και επιταχυνσιομέτρων [268], και η ηλεκτροδερμική δραστηριότητα (EDA) [269] έχουν χρησιμοποιηθεί για την ανάπτυξη μεθόδων για τη διάκριση των ΕΚ από φυσιολογικές δραστηριότητες. Ο Dalton et al [270] χρησιμοποίησε ένα Nokia N810 και την πλατφόρμα SHIMMER φορέσιμων αισθητήρων για την ανίχνευση συμβαμάτων κρίσης.

Μια ενδιαφέρουσα πρόσφατη εξέλιξη είναι η ενσωμάτωση διαφόρων αισθητήρων και συστημάτων σε ένα δίκτυο για την εκτενή παρακολούθηση της ασφάλειας και για εφαρμογές υγειονομικής περίθαλψης στο έξυπνο σπίτι. Το AlarmNet είναι ένα παράδειγμα τέτοιων συστημάτων. Συλλέγει και αναλύει διάφορες ροές δεδομένων για την παρακολούθηση της συνολικής ευεξίας του ασθενούς, γνωστών ιατρικών καταστάσεων, δραστηριοτήτων της καθημερινής ζωής, καθώς και καταστάσεων έκτακτης ανάγκης. Το όλο έργο ασχολείται όχι μόνο με την τεχνολογία φορέσιμων αισθητήρων, αλλά και με την ασφάλεια/προστασία στη μεταφορά δεδομένων του ασθενούς, καθώς και τη ροή δεδομένων σε πραγματικό χρόνο [271]. Μια σημαντική συμβολή προς την ανάπτυξη νέων λύσεων στον τομέα των φορέσιμων και περιβαλλοντικών αισθητήρων και την ένταξή τους στην εκτενή παρακολούθηση της ασφάλειας και στις εφαρμογές υγειονομικής περίθαλψης στο έξυπνο σπίτι παρέχεται από το European AALIANCE (Ambient Assisted Living Innovation Alliance). Το AALIANCE είναι ένα ενεργό έργο που περιλαμβάνει πολλά ερευνητικά ινστιτούτα, εταιρείες, και πανεπιστήμια στην Ευρώπη. Ο στόχος του έργου είναι να καθορίσει τα αναγκαία μελλοντικά R&D μέτρα προς την ανάπτυξη λύσεων Ambient Assisted Living (AAL). Το πρόγραμμα δημιουργεί την υποδομή για πρακτικές εφαρμογές της φορέσιμης τεχνολογίας όπως τηλεπαρακολούθηση της κατάστασης του ασθενούς και την αυτο-διαχείριση των χρόνιων ασθενειών.



Εικόνα 6-4: Το πρόγραμμα ProeTEX στοχεύει να δημιουργήσει «έξυπνα» ενδύματα για εργαζόμενους εκτάκτων αναγκών [273].

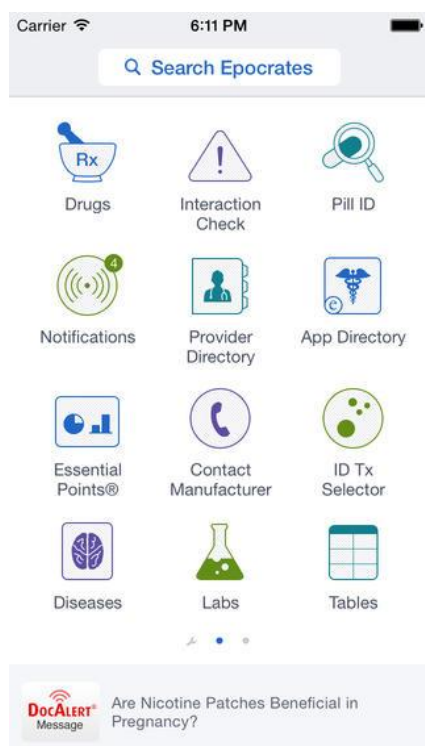
Οι εφαρμογές παρακολούθησης της ασφαλείας απαιτούν συνήθως ανίχνευση των καταστάσεων εκτάκτου ανάγκης. Η τεχνολογία τηλεπαρακολούθησης που χρησιμοποιείται για τέτοιες εφαρμογές πρέπει να είναι εξαιρετικά ισχυρή και αξιόπιστη. Ένα μεγάλο κομμάτι δουλειάς έχει πραγματοποιηθεί προς την ανάπτυξη φορητών συστημάτων για την παρακολούθηση ατόμων που εργάζονται σε εχθρικά περιβάλλοντα σε απάντηση καταστάσεων έκτακτης ανάγκης. Το έργο Proe-TEX, που πραγματοποιείται στο πλαίσιο του FP6 προγράμματος της Ευρωπαϊκής Επιτροπής, είναι ένα τέτοιο παράδειγμα. Το έργο οδήγησε στην ανάπτυξη μιας νέας γενιάς έξυπνων ενδυμάτων για την παρακολούθηση του προσωπικού έκτακτων αναγκών-καταστροφών. Αυτά τα ενδύματα επιτρέπουν τον εντοπισμό των παραμέτρων κατάστασης υγείας των χρηστών και των περιβαλλοντικών μεταβλητών, όπως η εξωτερική θερμοκρασία, η παρουσία τοξικών αερίων, και η ροή της θερμότητας που διέρχεται από τα ενδύματα. Εκτεταμένες δοκιμές των ενδυμάτων διεξάγονται σε εργαστήρια και σε σενάρια προσομοίωσης πυρόσβεσης [272]. Η πρόοδος που έχει σημειωθεί στα ανωτέρω έργα θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί για το σχεδιασμό συστημάτων για την παρακολούθηση της υγείας στο σπίτι για να χρησιμοποιηθεί για την ανίχνευση καταστάσεων εκτάκτου ανάγκης, όπως πτώσεις και επιληπτικές κρίσεις.

6.3 Κινητές Εφαρμογές

Eprocrates [297], by Eprocrates: Περισσότερα από 1 εκατομμύριο ενεργά μέλη, συμπεριλαμβανομένου του 50 τοις εκατό των Αμερικανών γιατρών, βασίζονται στην εφαρμογή Eprocrates για την καλύτερη φροντίδα των ασθενών μέσα από την παροχή κλινικών πληροφοριών. Τα χαρακτηριστικά γνωρίσματα περιλαμβάνουν:

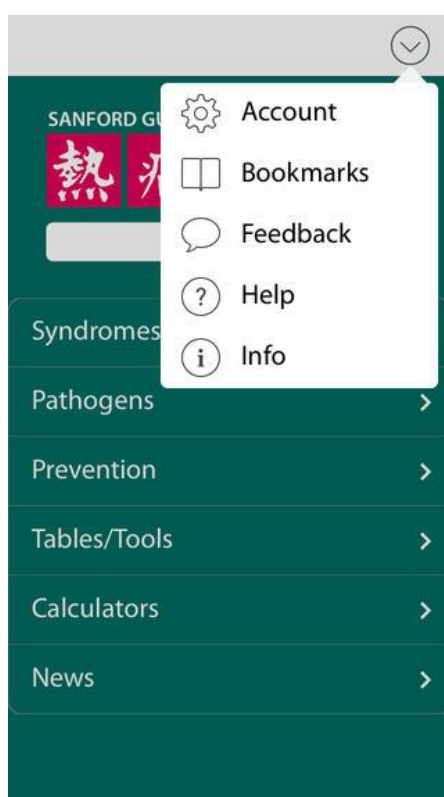
Καταλόγους με επαγγελματίες υγείας

- πληροφορίες για φάρμακα (επανεξέταση συνταγογράφησης για χιλιάδες φάρμακα, πληροφορίες σχετικά με την κάλυψη των φαρμάκων και των συντομολογιών)
- αλληλεπίδρασεις φαρμάκων (έλεγχος πιθανών επιβλαβών αλληλεπιδράσεων φαρμάκων μεταξύ έως και 30 φαρμάκων ταυτόχρονα)
- αλγόριθμους υπολογισμού ρίσκου με ιατρικά scoring συστήματα
- ιατρικά νέα (πρόσβαση σε ειδήσεις και πληροφορίες για την έρευνα στους διάφορους τομείς ενδιαφέροντος)



Εικόνα 6-5: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “Eprocrates”

Sanford Guide [298], by Antimicrobial Therapy, Inc.: Ο οδηγός Sanford για την Αντιμικροβιακή Θεραπεία είναι ένα σημείο αναφοράς για τους επαγγελματίες της υγείας που ασχολούνται με τη θεραπεία των λοιμωδών νόσων. Παρέχει πρόσβαση σε ολοκληρωμένη, εστιασμένη στην θεραπεία κάλυψη των βακτηρίων, των μυκήτων, των μυκοβακτηριακών, παρασιτικών και ιογενών λοιμώξεων και του HIV / AIDS. Παρέχει επίσης εκτενή πληροφόρηση για τα σχετικά φάρμακα, την πρόληψη, καθώς και χρήσιμους πίνακες και εργαλεία, συμπεριλαμβανομένης της δραστηριότητας φάσματος για αντιβακτηριακούς, αντιμυκητιακούς και αντιικούς παράγοντες, και αλγόριθμους για τον υπολογισμό της κατάλληλης δοσολογίας.



Εικόνα 6-6: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “Sanford Guide”

Micromedex Drug Reference [299], by Truven Health Analytics Inc.: Η εφαρμογή Micromedex Drug Reference Essentials είναι μέρος του πακέτου εφαρμογών της Micromedex, το οποίο περιλαμβάνει τις εφαρμογές Micromedex Drug Interactions και Micromedex IV Compatibility. Το πακέτο είναι μια λύση για on-the-go διαχείριση της φαρμακευτικής αγωγής. Η εφαρμογή περιέχει περιεκτικές πληροφορίες σχετικά με περισσότερους από 4500 όρους αναζήτησης, καλύπτοντας κοινές ανάγκες, όπως:

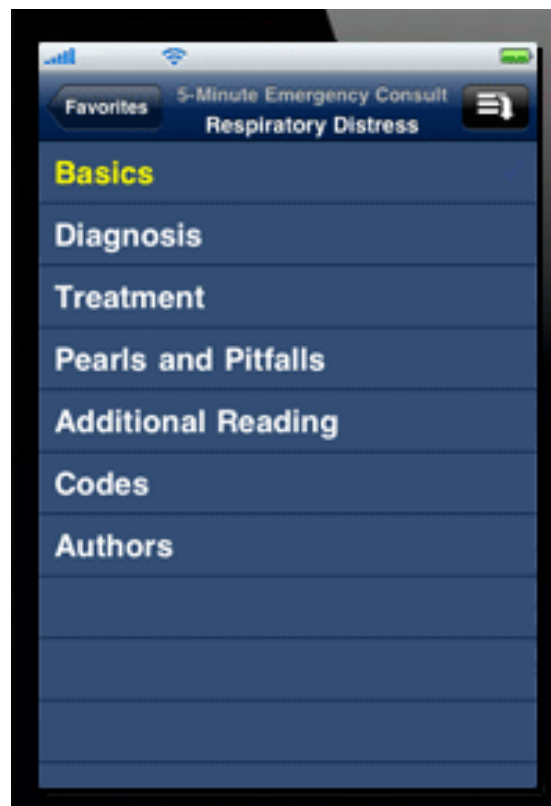
- Δόσεις για ενήλικους και παιδιά
- Ανεπιθύμητες ενέργειες (διαχωρίζονται σε «κοινές» και «σοβαρές»)
- Αλληλεπιδράσεις φαρμάκων
- Τρόπο χορήγησης
- Προειδοποιήσεις - Αντενδείξεις
- Προσαρμογές της δόσης
- Δραστικές ουσίες
- Προφυλάξεις
- Ενώ υπάρχουν ξεχωριστές κατηγορίες για θηλασμό και εγκυμοσύνη



Εικόνα 6-7: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “Micromedex Drug Reference”

5-Minute Emergency Medical Consult [299], by Unbound Medicine, Inc.: Η εφαρμογή παρέχει πληροφορίες για περισσότερες από 600 ιατρικές παθήσεις σε κινητές συσκευές. Είναι οργανωμένη σε μια αποδεδειγμένα χρήσιμη μορφή έτσι ώστε οι χρήστες μπορούν να βρουν γρήγορα και άμεσα απαντήσεις για επείγοντα περιστατικά. Τα βασικά χαρακτηριστικά της περιλαμβάνουν:

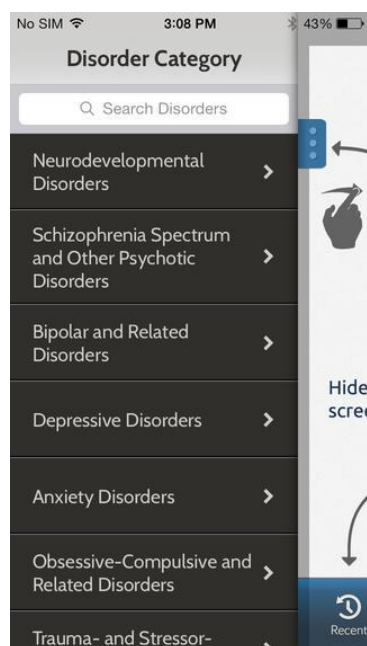
- Πλήρως ενημερωμένα στοιχεία σχετικά με τις 600 ιατρικές παθήσεις που απαντώνται στα έκτακτα περιστατικά
- Διαγνώσεις που εκτείνονται από την προ-νοσοκομειακή στο στάδιο της αποθεραπείας
- Νέα θέματα αιχμής όπως οι εξής: η bath salt δηλητηρίαση, πολυνευροπάθειες, leukocystosis, και πολλά άλλα
- ICD-9, ICD-10, καθώς και SNOMED κωδικούς που αναφέρονται σε κάθε καταχώρηση-εγγραφή
- Δείκτες Οικουμενική Αναζήτηση για αποτελεσματικότερη ευρετηριοποίηση



Εικόνα 6-8: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού ‘5-Minute Emergency Medical Consult’

DSM-5 Diagnostic Criteria [301], by American Psychiatric Association: Η εφαρμογή DSM-5™ αποτελεί την διαπρεπή ψυχιατρική αναφορά που χρησιμοποιείται από τους όλους τους σύγχρονους κλινικούς ιατρούς και ερευνητές για τη διάγνωση και την ταξινόμηση των ψυχικών διαταραχών. Η νέα και best-seller πέμπτη έκδοση είναι η πιο ολοκληρωμένη, σύγχρονη πηγή για την κλινική πρακτική και διατίθεται σε κλινικούς ιατρούς και ερευνητές όλων των κατευθύνσεων ψυχικής υγείας. Χαρακτηριστικά:

- Ενημερωμένη πρόσβαση σε ICD-9-CM και ICD-10-CM κωδικούς για κλινική και διαχειριστική χρήση
- Σχολιασμό βίντεο από τα μέλη της DSM-5 task force όπου επισημαίνονται οι αλλαγές από το DSM-IV στο DSM-5
- Βελτιωμένη πλοήγηση
- λειτουργία αναζήτησης για διαταραχές, ακρωνύμια, κωδικούς και σύμπτωματα
- Κρατά πρόσφατα ερευνηθέντα θέματα και επιτρέπει στο χρήστη να ορίζει σελιδοδείκτες
- ειδική διεπαφή iPad με side-by-side οθόνες για ανάγνωση και πλοήγηση
- ενσωμάτωση μέσω κοινωνικής δικτύωσης και ενημέρωσης όπως είναι τα Facebook, Twitter, LinkedIn, και Google+

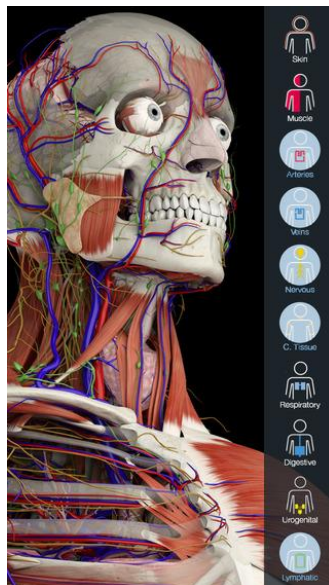


Εικόνα 6-9: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “DSM-5 Diagnostic Criteria”

Essential Anatomy 4 [302], by 3D4Medical.com, LLC: Η εφαρμογή αυτή αποτελεί την τελευταία λέξη της 3D τεχνολογίας έχοντας πρωτοποριακό και καινοτόμο σχεδιασμό. Ένας μηχανισμός με 3D γραφικά αιχμής τροφοδοτεί ένα εξαιρετικά λεπτομερές ανατομικό μοντέλο και προσφέρει εξαιρετική ποιότητα γραφικών. Η εφαρμογή αποτελεί μια μοναδική προσέγγιση στην εκμάθηση γενικής ανατομίας. Περιλαμβάνει βασική ανατομία για 11 συστήματα:

- Δερματικό
- Σκελετικό
- Μυικό
- Συνδετικός Ιστός
- φλεβικό
- αρτηριακό
- Νευρικό
- Αναπνευστικό
- Πεπτικό
- Ουρογεννητικό
- Λεμφικό

Περιλαμβάνει επίσης τον εγκέφαλο και την καρδιά.

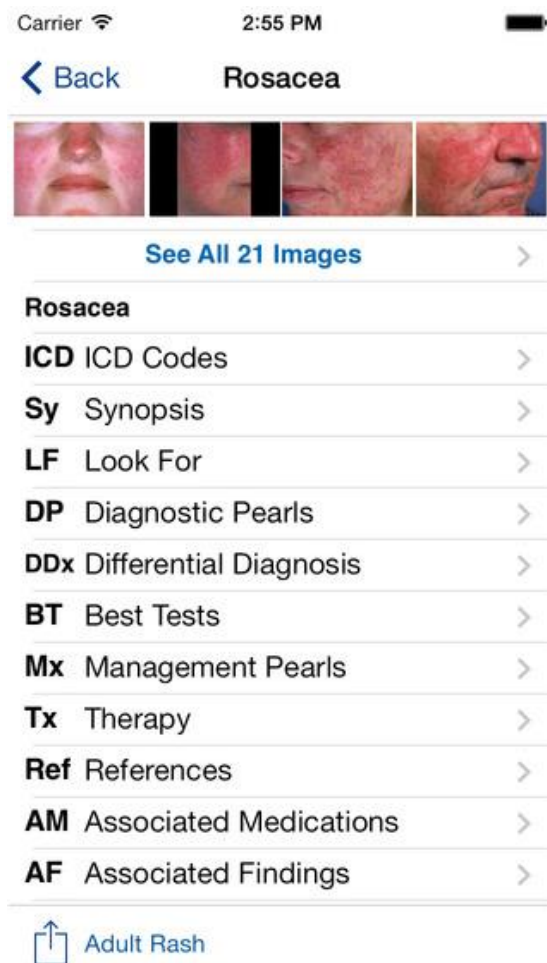


Εικόνα 6-10: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “Essential Anatomy 4”

VisualDx [303], by Logical Images: η εφαρμογή VisualDx αποτελεί ένα εργαλείο υποστήριξης αποφάσεων και σημείο αναφοράς για τους γιατρούς καθώς περιλαμβάνει περισσότερες από 1,300 διαγνώσεις και από 29,000 ιατρικές εικόνες για την υποστήριξη αποφάσεων για την διάγνωση και την θεραπεία. Συνδυάζει ιατρικές γνώσεις εμπειρογνώμονα, τυποποιημένη ορολογία, έξυπνη αναζήτηση, και τις καλύτερες ιατρικές εικόνες για να εξάγει περιεκτικές και ακριβείς απαντήσεις. Έχει σχεδιαστεί για να βοηθήσει τους ιατρούς και για την ενίσχυση της φροντίδας των ασθενών. Βοηθά στην ταυτοποίηση των δερματολογικών, μολυσματικών, γενετικών, μεταβολικών, και διατροφικών ασθενειών και στην διάγνωση καλοήθων και κακοήθων νεοπλασιών. Το σύστημα VisualDx επιτρέπει στους γιατρούς να κάνουν αναζήτηση πληροφορίας κατά τη διάγνωση για την οικοδόμηση αντικειμενικής και έγκαιρης διάγνωσης για κάθε ασθενή, Υποστηρίζει ακόμα αναζητήσεις για ανεπιθύμητες αντιδράσεις από φάρμακα. Το VisualDx Mobile είναι η μόνη επαγγελματική ιατρική εφαρμογή που δείχνει με ακρίβεια τις διάφορες παραλλαγές της κάθε νόσου διαθέτοντας πολλαπλές απεικονίσεις της κάθε ασθένειας.

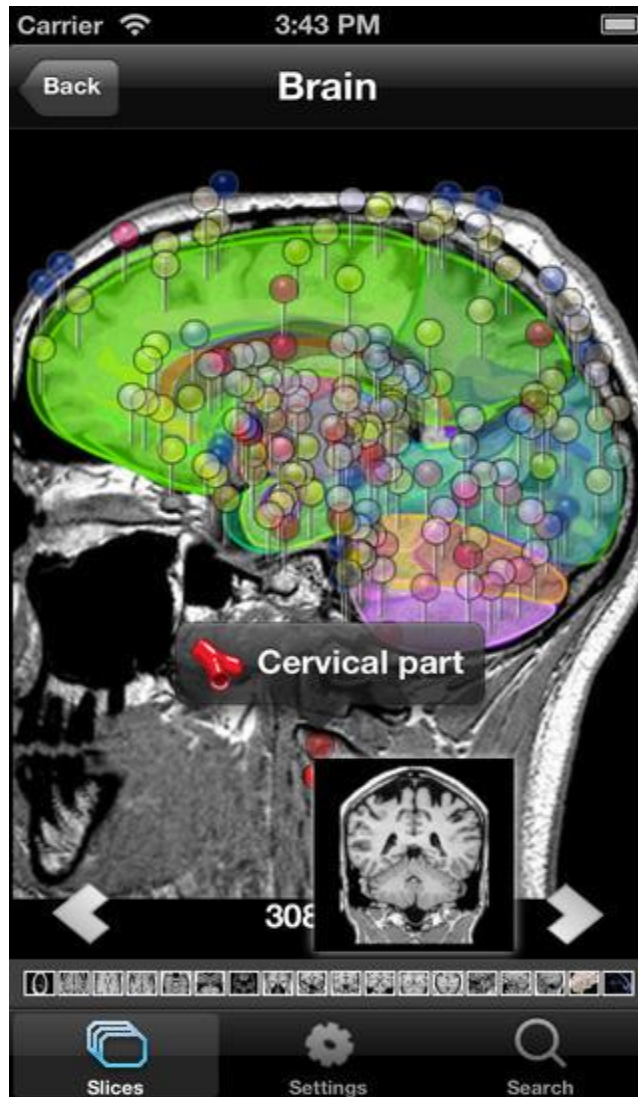
Με το VisualDx οι κλινικοί μπορούν να:

- Επιβεβαιώσουν οπτικά τη διάγνωση συγκρίνοντας ιατρικές εικόνες
- Κάνουν γρήγορες αναζητήσεις με βάση τη διάγνωση, τη φαρμακευτική αγωγή, ή τα ευρήματα των ασθενών και να πάρουν αποφάσεις για τα επόμενα στάδια σχετικά με τη διαχείριση και περίθαλψη των ασθενών.
- Δημιουργήσουν μια προσαρμοσμένη διαφορική διάγνωση με βάση τα σημάδια του ασθενούς, τα συμπτώματα, και τα άλλα βασικά ευρήματα.
- Κάνουν χρήση ICD-9 και ICD-10 κωδικών
- Οικοδομήσουν μια οπτική διαφορική διάγνωση των ασθενειών που προκαλούνται από περισσότερα από 840 φάρμακα.
- Παρέχουν on-the-spot εκπαίδευση των ασθενών με πραγματικές ιατρικές εικόνες.



Εικόνα 6-11: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “VisualDx”

IMAIOS e-Anatomy [304], by IMAIOS: είναι ένα άτλαντας της ανθρώπινης ανατομίας για γιατρούς, ακτινολόγους, φοιτητές ιατρικής και ακτινολόγιας. Βασίζεται στις βραβευμένο IMAIOS e-Anatomy και επιτρέπει στους χρήστες να κουβαλάνε στην τσέπη τους την πιο ολοκληρωμένη ανθρώπινη ανατομία για το iPad, το iPhone και το iPod touch. Περιλαμβάνει πάνω από 375.000 ανατομικές δομές και περισσότερες από 5.400 μεταφρασμένες ιατρικές ετικέτες. Οι ενότητες χωρίζονται σε τρεις βασικές ομάδες: Κεφάλι και Λαιμός (Head & Neck), Θώρακας, Κοιλιά και Πύελο και Μυοσκελετικό σύστημα. Καλύπτει πέντε διαφορετικοί απεικονιστικούς τρόπους: αξονική, μαγνητική, ακτινογραφία, ανατομικό διάγραμμα και πυρηνική. Μερικοί χαρακτηριστικοί τίτλοι στις ενότητες είναι: CT λιθοειδών οστών, CT προσώπου, διαγράμματα νωτιαίου μυελού, CT λεμφαδένων για την ογκολογία, αξονική στεφανιογραφία και διαγράμματα, MRI πυέλου και πολλά άλλα.



Εικόνα 6-12: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “ΙΜΑΙΟΣ e-Anatomy”

Isabel [305], by Isabel Healthcare: Η εφαρμογή Isabel είναι μια επικυρωμένη ιατρική εφαρμογή που δίνει τη δυνατότητα αναζητήσεων για διαγνώσεις από πολλαπλά σημάδια και συμπτώματα. Παρέχει πρόσβαση σε ένα "επαγγελματικού επιπέδου" πληροφοριακό σύστημα και καλύπτει όλες τις ηλικίες και πάνω από 6.000 ασθένειες που καλούνται να διαχειριστούν συστήματα υγείας και γιατροί σε όλο τον κόσμο. Το σύστημα Isabel έχει αξιολογηθεί εκτεταμένα με τα αποτελέσματα που εμφανίζονται σε πάνω από 30 ιατρικά περιοδικά με ανασκόπηση από ομοτίμους ειδικούς. Επίσης, έχει γραφτεί σε βιβλία και εφημερίδες και το έχουν επισημάνει οι οργανισμοί που ασχολούνται με την ασφάλεια των ασθενών ως ένα χρήσιμο εργαλείο για χρήση κατά την διαδικασία διάγνωσης. Χαρακτηριστικά:

- Αναζήτηση στην βάση δεδομένων που περιλαμβάνει περισσότερες από 6.000 εκφράσεις των διαφορετικών νόσων και υποστηρίζει διάγνωση από πολλαπλές ενδείξεις και συμπτώματα
- Εισαγωγή όρων αναζήτησης σαν ελεύθερο κείμενο
- Αποτελέσματα επικεντρωμένα κατά ηλικία και φύλο
- Τα αποτελέσματα μπορούν να βελτιωθούν με βάση το ιστορικό του ταξιδιού που μπορεί να έχει κάνει ο ασθενής
- Σύνδεσμοι από τη διάγνωση μέχρι τη γνώση μέσα από μια προσαρμόσιμη λίστα
- διαμοιρασμός αποτελεσμάτων

The screenshot shows the 'Enter clinical features' screen of the Isabel mobile application. At the top, there is a blue header with the text 'Enter clinical features'. Below this, there are several input fields and controls:

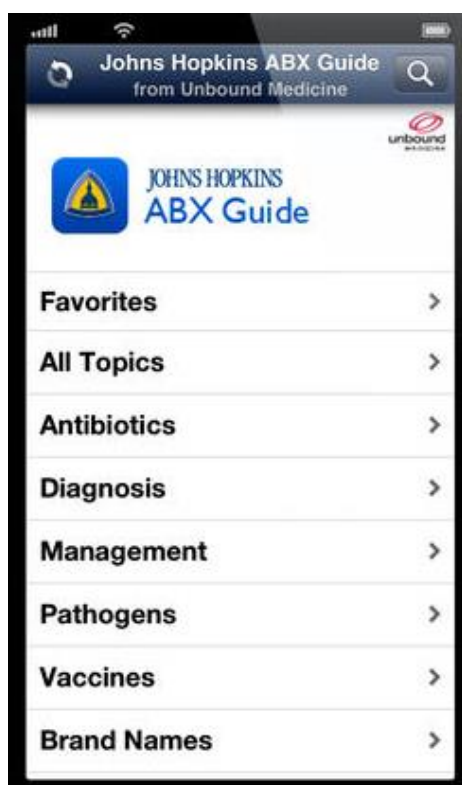
- age:** A dropdown menu currently showing 'adult (50-64yrs)'.
- gender:** Two radio buttons, 'female' (unselected) and 'male' (selected).
- travel history:** A dropdown menu currently showing 'America, North'.
- clinical features list:** A list of input fields where 'hypotension' and 'Hand edema' have been entered. Each entry has a small 'x' icon to the right for removal. Below these are three empty input fields with the placeholder text 'NO negatives, NO numbers'.
- add a clinical feature:** A blue button with a plus sign icon and the text 'add a clinical feature'.
- Clear search:** A grey button with the text 'Clear search'.
- Get checklist:** A blue button with the text 'Get checklist'.

At the bottom of the screen, there is a dark navigation bar with five icons and their corresponding labels: 'Diagnose' (heart rate icon), 'Share' (share icon), 'Help' (question mark icon), 'Settings' (gear icon), and 'More' (three dots icon).

Εικόνα 6-13: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “Isabel ”

Johns Hopkins ABX Guide 2014 [306], by Unbound Medicine, Inc: Η εφαρμογή Johns Hopkins ABX (Antibiotic) Guide 2014 από το Johns Hopkins Medicine προτείνει έγκυρες και πληροφορίες σχετικά με την αντιμετώπιση των μολυσματικών ασθενειών. Αυτή η περιεκτική πηγή οργανώνει τις λεπτομέρειες της διάγνωσης, τις ενδείξεις του φαρμάκου, την δοσολογία, τα pharmacokinetics, τις παρενέργειες και αλληλεπιδράσεις, τα παθογόνα και τα εμβόλια σε εύκολα προσβάσιμες, και γρήγορα ανάγνωσιμες καταχωρήσεις. Χαρακτηριστικά:

- Εκατοντάδες καταχωρήσεις φαρμάκων με εμπορική ονομασία αλλά και γενόσημα
- Δείκτες για διάγνωση, παθογόνα και εμβόλια
- Τεκμηριωμένες συστάσεις
- Παρατηρήσεις εμπειρογνομόνων και ανάλυσεις
- Σύνοψη με την μορφή πίνακα των διαθέσιμων φαρμάκων και του κόστους
- Ανεπιθύμητες ενέργειες και αλληλεπιδράσεις φαρμάκων



Εικόνα 6-14: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “Johns Hopkins ABX Guide 2014”

Omnio [307], by Physicians Interactive, Inc.: Η διαρκής ενημέρωση σχετικά με νέες ιατρικές πληροφορίες σήμερα είναι σαν να πίνει κάποιος νερό από τη μάνικα της πυροσβεστικής, με τις νέες πληροφορίες να διπλασιάζονται κάθε τρία έως πέντε έτη. Το Omnio φιλτράρει αυτόν το θόρυβο και βοηθά τους επαγγελματίες της υγείας να αποκτήσουν γρήγορη και εύκολη πρόσβαση σε σημαντικές και σχετικές με την ειδικότητα τους ιατρικές πληροφορίες. Περιλαμβάνει:

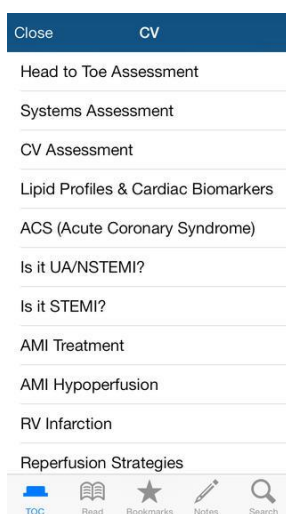
- Περιεκτική βάση δεδομένων με 2,600+ εμπορικές ονομασίες και γενόσημα φάρμακα
- Up-to-the-date πληροφόρηση για το συνταγολόγιο για περισσότερα από 5.000 προγράμματα υγείας
- Το Best-seller ιατρικό βιβλίο στον κόσμο, Το Εγχειρίδιο Merck
- Περισσότερους από 500 βασικούς ιατρικούς calculators
- Πρόσβαση σε δωρεάν πόρους ανά ειδικότητα που προέρχονται από αξιόπιστες πηγές, όπως η American Diabetes Association και το National Comprehensive Cancer Network
- Διαρκή Επιμόρφωση στην Ιατρική (Continuing Medical Education – CME)
- 500 + premium πόρους για 35+ ιατρικές ειδικότητες



Εικόνα 6-15: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “Omnio”

Fast Facts for Critical Care [308], by Kathy White Learning Systems: η εφαρμογή Fast Facts προσφέρει την πιο πρόσφατη και πληροφόρηση σχετικά με τη φροντίδα των βαρέως πάσχοντων. Οι πληροφορίες που συγκεντρώθηκαν από έναν τεράστιο αριθμό επαγγελματικών αναφορών συμπυκνώνονται και παρουσιάζονται σε μια συνοπτική και συμπαγή μορφή. Πάνω από 250 έγχρωμες εικόνες προσφέρονται για να απεικονίσουν σημαντικά πραγματικά περιστατικά, βασικές αρχές και διαδικασίες διαχείρισης των ασθενών. Ένας εύκολος στη χρήση πίνακας έγχυσης φαρμάκων βοηθά να μειωθούν τα σφάλματα στην δοσολογία. Τα σύνθετα Guidelines θεραπείας από διάφορες επαγγελματικές οργανώσεις συμπυκνώνονται για να επιταχυνθεί η κατανόηση και για την προώθηση της τεκμηριωμένης πρακτικής. Αποτελείται από κεφάλαια για:

- Καρδιαγγειακό
- Αιμοδυναμικό
- Φάρμακα
- Ηλεκτροκαρδιογράφημα
- Βηματοδότηση
- Αναπνευστικό
- Νευρολογία
- Νεφρικό / Ενδοκρινικό / Ηλεκτρολύτες
- Εργαστήριακά/ Αίμα



Εικόνα 6-16: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “Fast Facts for Critical Care”

Shots Immunizations 2014 [309], by Group on Immunization Education of the Society of Teachers of Family Medicine: Ποια εμβόλια θα συστήνατε για ένα 10

μηνών βρέφος που είχε κάνει μόνο μία δόση καθενός από τα βασικά εμβόλια; Ποια σε μια 19χρονη πρωτοετή στο κολέγιο με άσθμα που νομίζει ότι μπορεί να είναι έγκυος? Ή στον 62 ετών παππού τους με διαβήτη; Στην εφαρμογή αυτή μπορείτε να βρείτε όλες αυτές τις απαντήσεις και πολλές περισσότερες. Αποτελεί μια up-to-date ψηφιακής αναφορά για την ανοσοποίηση. Είναι ιδανική για τους κλινικούς γιατρούς, τους καθηγητές, και τους παρόχους υγειονομικής περίθαλψης ή για όσους χρειάζονται γρήγορες απαντήσεις σε δύσκολες ερωτήσεις εμβολιασμού.

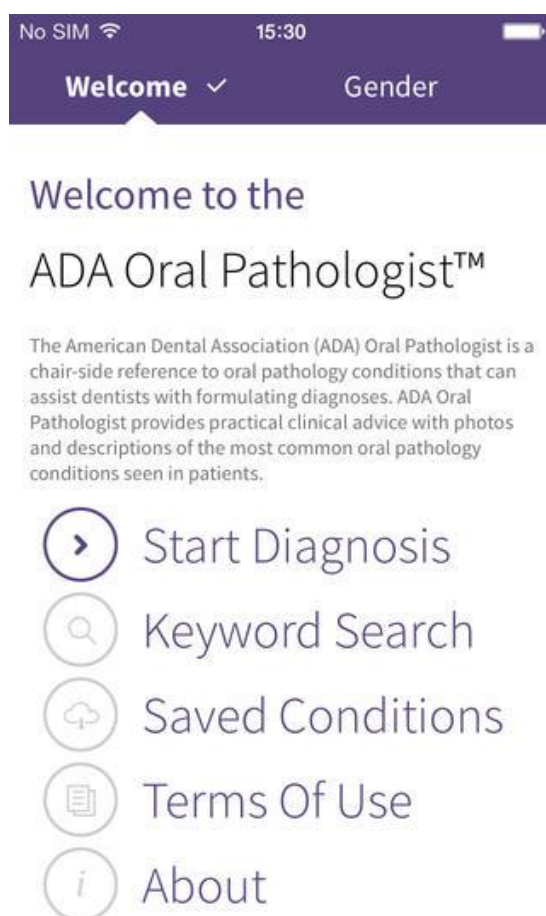
Είναι η πιο ολοκληρωμένη διαθέσιμη app για την ανοσοποίηση. Εκτός από το πλήρες σύνολο των προγραμμάτων εμβολίων CDC και πλούσιες υποσημειώσεις, περιλαμβάνει, επίσης, γραφικά, εικόνες, και σχολιασμό. Σημαντικές πληροφορίες up-to-date είναι διαθέσιμες για κάθε εμβόλιο, όπως οι εξής: βασικά, υψηλή ενδειξη κινδύνου, ανεπιθύμητες ενέργειες, αντενδείξεις, επιδημιολογία, εμπορικές ονομασίες, κτλ. Όλο το περιεχόμενο είναι γραμμένο από τους εμπειρογνώμονες της ανοσοποίησης και έχει αξιολογηθεί από έναν εμπειρογνώμονα του Εθνικού Κέντρου Ελέγχου και Πρόληψης Νοσημάτων.



Εικόνα 6-17: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “Shots Immunizations 2014”

ADA Oral Pathologist [310], by American Dental Association: Είναι μια εφαρμογή-αναφορά για τις παθήσεις της στοματικής κοιλότητας που μπορεί να βοηθήσει τους οδοντιάτρους στη διαμόρφωση διαγνώσεων. Οι παθήσεις μπορούν να αναζητηθούν με βάση το όνομα ή εισάγοντας κλινικές παρατηρήσεις. Βασίζεται σε φωτογραφίες και περιγραφές από τις πιο κοινές στοματικές παθήσεις που παρατηρούνται σε ασθενείς. Χαρακτηριστικά:

- Πρόσβαση στο περιεχόμενο από οπουδήποτε
- Δεν απαιτείται εγγραφή ή συνδρομές κάθε είδους
- Συμβατό με iPhone και iPad
- Αναζήτηση για κοινές στοματικές παθήσεις με βάση το όνομα, ή αναζητήσεις με βάση το φύλο, την ηλικία και κλινικές παρατηρήσεις
- Περιλαμβάνει προτάσεις για τη διαχείριση της κατάστασης



Εικόνα 6-18: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “ADA Oral Pathologist”

MedCalc Pro [311], by Mathias Tschopp & Pascal Pfiffner: Η εφαρμογή MedCalc Pro δίνει εύκολη πρόσβαση σε περίπλοκες ιατρικές φόρμουλες, σκορ, κλίμακες και ταξινομήσεις. Κάθε καταχώρηση έχει ξεχωριστά σχεδιαστεί και βελτιστοποιηθεί για την οθόνη του iPhone. Το τρέξιμο του MedCalc Pro σε ένα iPad αποκαλύπτει μια διεπαφή χρήστη προσαρμοσμένη στη πολύ μεγαλύτερη οθόνη iPad. Η Pro έκδοση εστιάζεται στον διαμοιρασμό των αποτελεσμάτων και στην αποθήκευση τους. Ο κλινικός μπορεί να αποστείλει ένα τύπο με όλα τα δεδομένα σε ένα συνάδελφο, μπορεί να εκτυπώσετε τύπους και αποτελέσματα ή απλά να αντιγράψει όλα τα δεδομένα στο πρόχειρο και να τα επικολλήσει οπουδήποτε αλλού χρειάζεται. Επιπλέον, η έκδοση Pro διαθέτει ένα αποκλειστικό σύστημα διαχείρισης ασθενή, που επιτρέπει να αποθηκεύονται και να ανακτώνται τα αποτελέσματα εύκολα. Μετά την αποθήκευση των αποτελεσμάτων, το MedCalc θυμάται ορισμένες τιμές του ασθενούς, όπως το ύψος, το βάρος και μια σειρά από εργαστηριακά αποτελέσματα. Ο χρήστης μπορεί επίσης να προσθέτει σημειώσεις και εικόνες σε έναν ασθενή.

Φόρμουλες, σκορ, κλίμακες και ταξινομήσεις που περιλαμβάνονται:

- Αναισθησιολογία (ASA, Bromage, Charlson, Cormack, Dermatome, Goldman)
- Καρδιολογία (CHADS, GRACE, EuroSCORE, Framingham, Killip, QT-c, TIMI)
- Ηλεκτρολύτες (Corrected Ca, Corrected Na, FENa, Osmolal gap)
- Εντατική (APACHE, CAM-ICU, SAPS)
- Νευρολογία (AMTS, Aphasia, Canadian rules, NIHSS, WFNS)
- Μαιευτική (APGAR, Bishop, Malinas, Wheel)
- Παιδιατρική (Age, Height, WETFAG)
- Αναπνευστικό (BODE, Epworth, GOLD, SMART-COP, Spirometry, Thoracscore)
- Νεφρικό (Cockroft, KDIGO, MDRD, RIFLE)

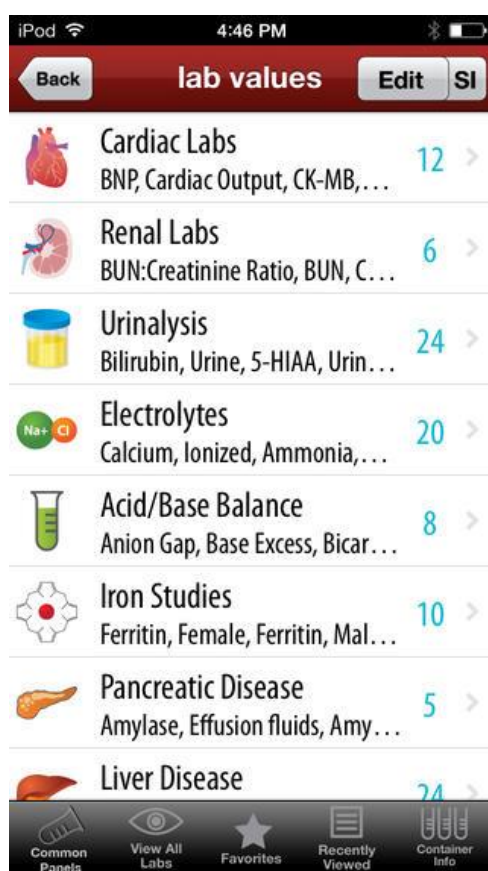


Εικόνα 6-19: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “MedCalc Pro”

Lab Values Pro [312], by HippoSoft: η εφαρμογή είναι μια σημαντική πηγή πληροφορίας για όλους τους επαγγελματίες του τομέα της υγείας: γιατρούς, νοσηλευτές και φοιτητές. Μέσα σε αυτό το app υπάρχει ό, τι χρειάζεται για να χρησιμοποιείται σαν μια γρήγορη ιατρική αναφορά. Εκατοντάδες εργαστηριακές τιμές οργανώνονται σε 16 κλασικές κατηγορίες, καθώς και 12 κοινά πάνελ. Υπάρχουν συνδέσμοι προς Google, Clinilab Navigator, Lab Tests Online, Medline Plus, και WebMD για περισσότερες πληροφορίες. Χιλιάδες ιατρικές συντομογραφίες που χρησιμοποιούνται συχνά. Περισσότερα από 400 προθέματα / επιθέματα. Ανεξάντλητοι πόροι και παραδείγματα είναι στη διάθεσή των γιατρών, έτοιμο για όποτε και όπου μπορεί να τα χρειαστούν, ως υπενθυμίσεις ή ως εκπαιδευτικό εργαλείο.. Περιλαμβάνονται:

- Panel Οξείας Ιογενούς Ηπατίτιδας
- Βασικό/ Πλήρες Μεταβολικό Panel

- Γενική αίματος
- Ανάλυση ΚΠΣ
- Panel λιπιδίων
- Εξετάσεις ηπατικής λειτουργίας
- Panel Λειτουργία Θυρεοειδούς
- Ανάλυση ούρων



Εικόνα 6-20: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “Lab Values Pro”

Pocket Lab Values [313], by Joe fry Kibuule: Σχεδιασμένη για ιατρικούς φορείς παροχής εκπαίδευσης αλλά και για καθημερινή χρήση στην πράξη, η εφαρμογή περιέχει τις σημαντικότερες πληροφορίες που απαιτούνται κατά την καθημερινή άσκηση της ιατρικής με χρήσιμες πληροφορίες για τις εργαστηριακές τιμές, τις πιθανές διαφορικές διαγνώσεις, αλλά και σχετικές ιστοσελίδες για κάθε περίπτωση. Επιπλέον, τα δεδομένα που ποικίλλουν από νοσοκομείο σε νοσοκομείο, όπως για παράδειγμα οι τιμές αναφοράς μπορούν να τροποποιηθούν ώστε να ταιριάζουν σε

κάθε ίδρυμά-οργανισμό. Οι φοιτητές Ιατρικής και νοσηλευτικής θα εκτιμήσουν επίσης το χαρακτηριστικό των σημειώσεων, το οποίο τους επιτρέπει να προσθέτουν συμπληρωματικά πληροφορίες στο app. Έχει τις περισσότερες τιμές εργαστηριακές από κάθε άλλο app στην αγορά, λόγω και της συνεχούς ανατροφοδότησης από τους χρήστες. Περιλαμβάνονται:

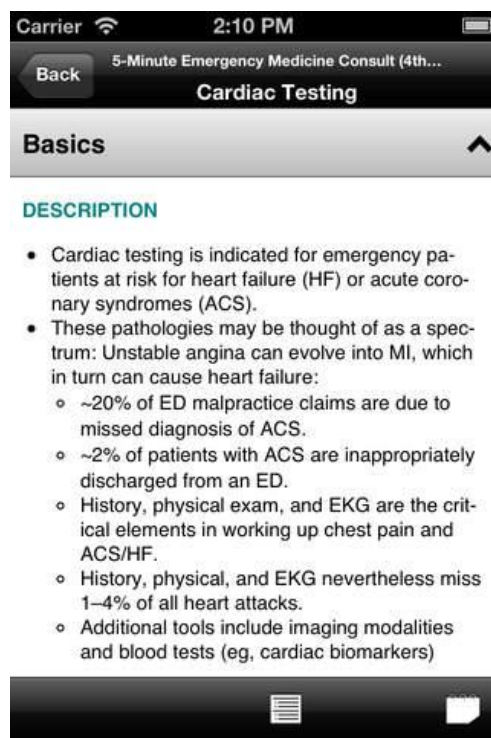
- Έλεγχος της νεφρικής λειτουργίας
- Εξετάσεις ηπατικής λειτουργίας
- Προφίλ λιπιδίων
- Η οσφυονωτιαία παρακέντηση
- Έλεγχος αντισωμάτων
- Βασικό/ Πλήρες Μεταβολικό Panel
- Γενική αίματος
- Ανάλυση ούρων
- Panel Λειτουργία Θυροειδούς



Εικόνα 6-21: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “Pocket Lab Values”

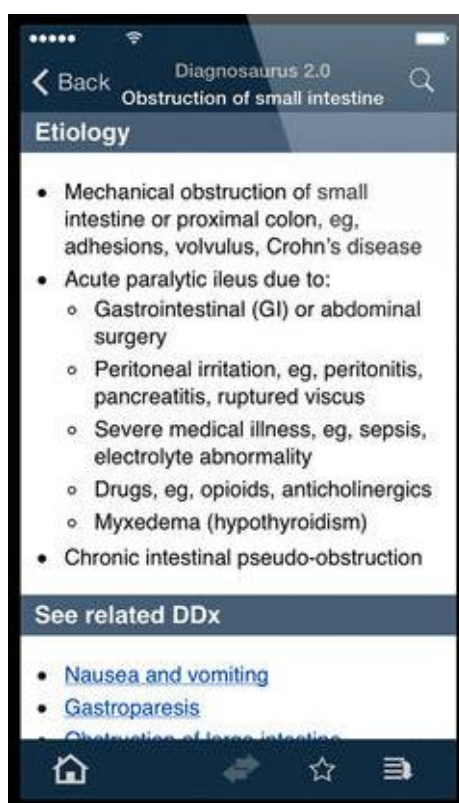
5 minute Emergency Medicine Consult [314], by Medical Wizards Corporation: Η 5-Minute Emergency Medicine Consult παρέχει πρακτικές πληροφορίες για περισσότερα από 600 κλινικά προβλήματα. Είναι οργανωμένη σε μια αποδεδειγμένα συνοπτική και συνεπή μορφή. Αυτός ο πολύτιμος οδηγός είναι χρήσιμος και για αρχάριους αλλά και για έμπειρους κλινικούς ιατρούς στα επείγοντα περιστατικά. Τα θέματα παρουσιάζονται σε μια μορφή περιγράμματος για γρήγορη πρόσβαση και η εφαρμογή είναι μια ιδανική λύση για on-the-spot συμβουλές από το κινητό. Τα χαρακτηριστικά περιλαμβάνουν:

- Αποδεδειγμένη μορφή Συμβουλευτικής-σε-5-λεπτά που επιτρέπει τον εντοπισμό πληροφοριών γρήγορα
- Πλήρη κάλυψη του συνόλου της ειδικότητας
- Hάλυψη από κάθε διαταραχής περιλαμβάνει κλινική παρουσίαση, προνοσοκομειακή, διάγνωση, θεραπεία, διάθεση, και ICD-10 κωδικοποίηση
- Διαφορική διάγνωση για κάθε κατάσταση
- Νέα θέματα για τις νεοεμφανιζόμενες λοιμώξεις, νέα πρωτόκολλα / θεραπείες, και νέα πεδία από τα επείγοντα περιστατικά.



Εικόνα 6-22: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “5 minute Emergency Medicine Consult”

Diagnosaurus DDx [315], by Unbound Medicine, Inc.: Αυτό το εργαλείο βοηθά τους επαγγελματίες του τομέα της υγείας να βγάλουν point of care διαφορικές διάγνωσης με ταχύτητα και εμπιστοσύνη. Με το Diagnosaurus μπορούν να αναζητήσουν γρήγορα περισσότερες από 1.000 διαγνώσεις ανά σύστημα οργάνων, σύμπτωμα, ή ασθένεια, ή μπορούν να δουν όλες τις πιθανές καταχωρήσεις. Το χρήσιμο "Δείτε Σχετικές διαγνώσεις" χαρακτηριστικό εξετάζει εναλλακτικές διαγνώσεις σε κάθε καταχώρηση. Το βολικό "Αγαπημένα" χαρακτηριστικό επιτρέπει να αποθηκεύονται συγκεκριμένες αναζητήσεις και σελιδοδείκτες στο προσωπικό αρχείο του χρήστη.

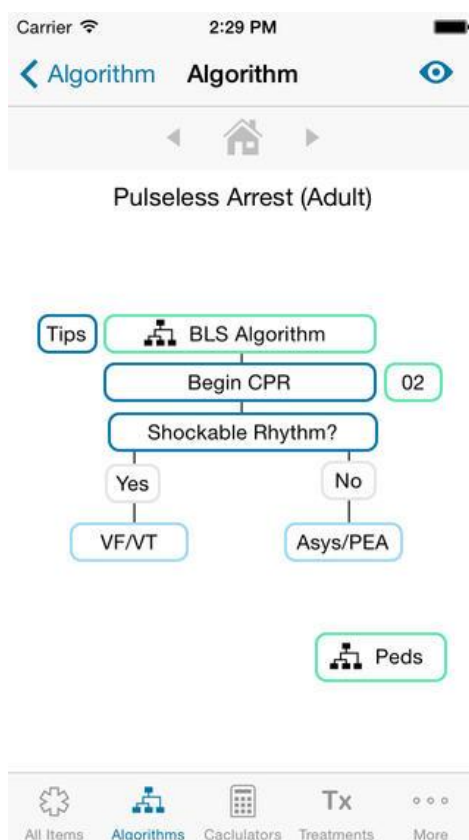


Εικόνα 6-23: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “Diagnosaurus DDx”

eMedic [316], by Iterum, LLC: Το eMedic είναι ο πιο δημοφιλής οδηγός για κινητό στον τομέα των διασωστών και του παραϊατρικού προσωπικού. Παρέχει βοηθητικούς-συμβουλευτικούς αλγόριθμους, ανατομικές απεικονίσεις, κάρτες αναφοράς επείγοντων περιστατικών, και πληροφορίες για φάρμακα. Έχει περισσότερα από 1.500 αρχεία που είναι αναζητήσιμα και διασταυρώνονται με

πρακτικούς "βλέπε επίσης" συνδέσμους. Ο χρήστης μπορεί να κάνει αναζήτηση από την κύρια λίστα ή να περιηγηθεί κατά κατηγορία - τα δεδομένα είναι διαθέσιμα στην άκρη του δακτύλου του. Η εφαρμογή περιλαμβάνει:

- Ακρωνύμια και Συνομογραφίες - περισσότερα από 700 δημοφιλή, σχετικά, ιατρικά ακρωνύμια.
- Ανατομικά Διαγράμματα - Περισσότερα από 200 ανατομικά στοιχεία που έχουν επισημανθεί σε περισσότερες από δύο δωδεκάδες απεικονίσεις.
- Αλγόριθμοι - Περισσότεροι από 30 προνοσοκομειακοί αλγόριθμοι
- Φάρμακα - συνοψίζονται περισσότερα από 400 από τα πιο συχνά συνταγογραφούμενα φάρμακα. Επίσης, περιλαμβάνονται όλα τα δημοφιλή φάρμακα που χρησιμοποιούνται στα έκτακτα περιστατικά. Οι περιγραφές περιλαμβάνουν εμπορικές ονομασίες, γενικές ονομασίες, κατασκευαστές, ομάδες φαρμάκων και ενδείξεις.
- Θεραπείες - Περισσότερες από 100 εγγραφές καλύπτουν ιατρικά προβλήματα και τραυματισμούς από απλές εκδορές, μέχρι σε πόνο στο στήθος και Υπερνατρίαμια.



Εικόνα 6-24: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού "eMedic"

OsiriX HD [317], by Pixmeo SARL: το "OsiriX HD" είναι ένα DICOM λογισμικό για iOS: το DICOM είναι το ψηφιακό πρότυπο για την αποθήκευση και τη μεταφορά ιατρικών εικόνων. Το OsiriX HD επιτρέπει τη λήψη και επεξεργασία μιας σειράς από εικόνες απευθείας στην iOS συσκευή. Είναι σε θέση να εμφανίζει εικόνες από όλες τις απεικονιστικές μεθόδους (υπερηχογράφημα, CT scanner, MRI, PET, κλπ) στην εγγενή τυποποιημένη μορφή DICOM τους που χρησιμοποιούνται από την ιατρική / επιστημονική βιομηχανία. Είναι πλήρως συμβατό με το DICOM και μπορεί να λαμβάνει εικόνες από οποιαδήποτε συσκευή απεικόνισης DICOM μέσω δικτύων / 3G και WiFi. Υποστηρίζει τα εξής πρωτόκολλα DICOM Networking: C-STORE SCP, C-MOVE SCU, C-FIND SCU, C-GET SCU, WADO.

Έχει σχεδιαστεί για να λειτουργεί απρόσκοπτα με οποιοδήποτε συμβατό DICOM λογισμικό, συμπεριλαμβανομένου του PACS. Υποστηρίζει επίσης την επικοινωνία μέσω του ενσωματωμένου VPN του iOS για ασφαλείς και κρυπτογραφημένες συνδέσεις. Παρέχει γρήγορα και διαδραστικά εργαλεία επεξεργασίας εικόνας όπως zoom, pan, cine και ρύθμιση αντίθεσης μέσω της διεπαφής οθόνης αφής πολλαπλών σημείων. Η ευκολία του να μπορούν οι χρήστες να έχουν πρόσβαση σε εικόνες DICOM από απόσταση προστίθεται στο γεγονός ότι τις εικόνες μπορούν να τις δουν σε προεπισκόπηση στην οθόνη του iPhone / iPad με ένα πολύ αποτελεσματικό και πρακτικό τρόπο δημιουργώντας έτσι μια νέα προοπτική στην τηλεακτινολογία.

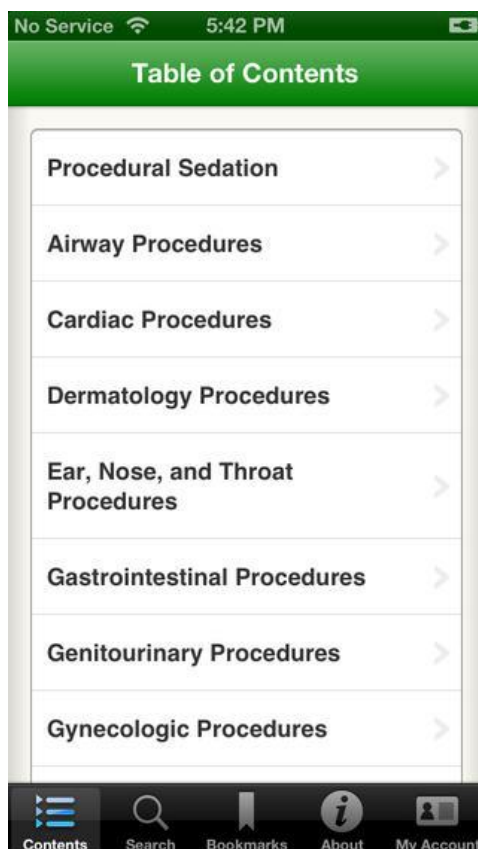
Αυτή η εφαρμογή iOS μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί ως μια βοηθητική εφαρμογή για άλλες εφαρμογές iOS: επιτρέπει να διαβάζονται σύνολα δεδομένων DICOM που λαμβάνονται από τα μηνύματα ηλεκτρονικού ταχυδρομείου ή μέσω Safari, ή να απεικονίζονται σύνολα δεδομένων DICOM που αποθηκεύονται σε φακέλους του DropBox. Υποστηρίζει επίσης μια ενσωματωμένη στο πρωτόκολλο του συστήματος URL (Osirix: //) λειτουργία για εύκολη ενσωμάτωση με RIS, HIS, ή PACS.



Εικόνα 6-25: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “OsiriX HD”

Tarascon Hospital Medicine [318], by USBMIS, Inc.: είναι μια τεκμηριωμένη, point-of-care συμπαγής αναφορά για τον πολυάσχολο κλινικό ιατρό και προορίζεται για χρήση στους θαλάμους του νοσοκομείου ή στην ΜΕΘ. Η εφαρμογή αυτή είναι μέρος της δημοφιλούς σειράς Tarascon® που είναι ένα αποτύπωμα των Jones & Bartlett Learning. Αυτός ο σύντομος και περιεκτικός οδηγός παρέχει στους ενδονοσοκομειακούς κλινικούς ιατρούς κρίσιμες πληροφορίες σχετικά με την αξιολόγηση και τη διαχείριση των κοινών ιατρικών διαταραχών που αντιμετωπίζουν στο νοσοκομείο, συμπεριλαμβανομένων των πιο κοινών καταστάσεων που απαντώνται στη ΜΕΘ. Αυτό το φιλικό προς το χρήστη βιβλίο τσέπης είναι γεμάτο με πίνακες και αλγορίθμους που προορίζονται να κατευθύνουν γρήγορα το

πολύασχολο κλινικό γιατρό σε μια τεκμηριωμένη προσέγγιση για τη διαχείριση κάθε ιατρικής κατάστασης. Είναι ένας απαραίτητος οδηγός για όλους τους ενεργεια φοιτητές ιατρικής και ειδικευόμενους γιατρούς .



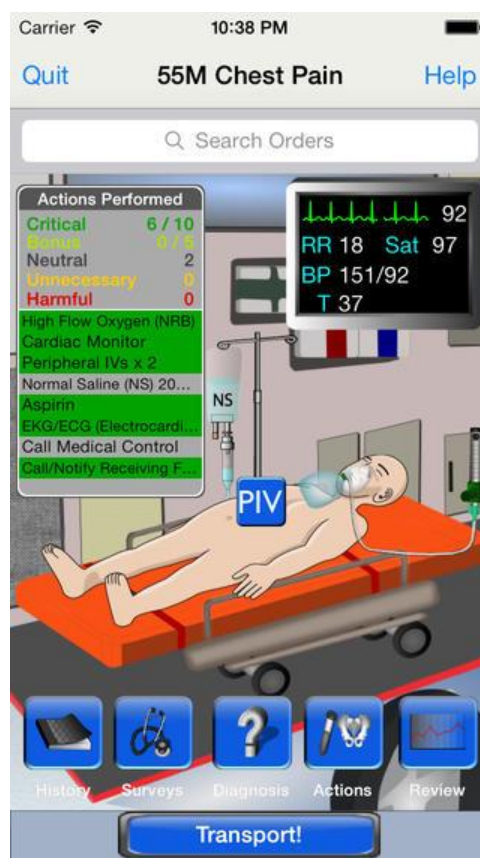
Εικόνα 6-26: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “Tarascon Hospital Medicine”

Resuscitation [319], by EM Gladiators LLC: είναι ένας βραβευμένος προσομοιωτής εικονικής πραγματικότητας που κάνει τη μάθηση της ιατρικής εθιστική. Δίνει στο χρήστη τα δεδομένα για μια χαρακτηριστική περίπτωση ενός ασθενούς. Ο χρήστης έχει τον έλεγχο και μπορεί να πάρει το ιστορικό του ασθενούς, να κάνει μια κλινική εξέταση, να παραγγείλει άλλες απαραίτητες εξετάσεις, να καταλήξει σε μια διαφορετική διάγνωση και να διαχειρίζεται την θεραπεία για την αντιμετώπιση του υποκείμενου προβλήματος του ασθενούς. Μπορεί να τοποθετήσει τον ασθενή σε ένα μόνιτορ, να εκτελέσει διάφορες διαδικασίες, να ορίσει την χορήγηση φαρμάκων και πολλά άλλα.

Είναι ένας πολύ τεχνικός ιατρικός προσομοιωτής και έχει σχεδιαστεί κυρίως για τους φοιτητές και τους επαγγελματίες της υγείας στα πρώτα τους βήματα.

Χρησιμοποιείται από πολλές ιατρικές σχολές στις Ηνωμένες Πολιτείες και έχει κερδίσει πολλά βραβεία καινοτομίας. Η θεματολογία περιλαμβάνει:

- Έκτακτα περιστατικά
- Νευρολογία
- Γυναικολογικά προβλήματα
- Γέννες
- Παιδιατρική



Εικόνα 6-27: Ενδεικτική Οθόνη Εφαρμογής Κινητού “Resuscitation”

Κεφάλαιο 7 - Συμπεράσματα και μελλοντικές επεκτάσεις

7.1 Συμπεράσματα

Κύριο πόνημα της παρούσας διδακτορικής διατριβής είναι η ανάπτυξη μεθοδολογιών για την επεξεργασία ιατρικών εικόνων της στοματικής κοιλότητας, τόσο όσον αφορά τη βελτίωση της εικόνας, όσο και την ευθυγράμμιση εικόνων που προέρχονται από διαφορετικές πηγές. Στόχος είναι η υποβοήθηση στη συνέχεια συστημάτων που παρέχουν την δυνατότητα εντοπισμού χαρακτηριστικών, αλλά και αυτομάτης διάγνωσης. Συστήματα που χρησιμοποιούν τις προταθείσες μεθοδολογίες και που αναπτύσσονται σε πλατφόρμα που βασίζεται στην χρήση smartphones πιθανό να αποτελούν λύση για παρόμοιες ασθένειες των οποίων η εξέλιξή τους μπορεί να προσδιοριστεί από επιφανειακή λήψη φωτογραφιών οι οποίες μάλιστα μπορεί να είναι και χαμηλής ανάλυσης.

Στη σύγχρονη οδοντιατρική πράξη, ο εντοπισμός προβλημάτων της στοματικής κοιλότητας γίνεται κατά βάση μέσω του οπτικού ελέγχου και ενός πλήθους οδοντιατρικών βοηθημάτων που περιγράφονται αναλυτικά στη παρούσα εργασία. Η πλειοψηφία των βοηθημάτων αυτών ενισχύουν τον οπτικό έλεγχο και η αξιολόγηση των αποτελεσμάτων τους παραμένει υποκειμενική και βασίζεται στην κρίση και την εμπειρία του ιατρού. Οι εμπορικές ιατροτεχνολογικές συσκευές που παρέχουν ποσοτικοποιημένα αποτελέσματα, δεν είναι πάντα αξιόπιστες και οι απόψεις στις διάφορες μελέτες δεν συμφωνούν ως προς την απόδοσή τους. Επίσης, από τη μελέτη των διαγνωστικών μεθόδων προβλημάτων της στοματικής κοιλότητας (και ιδιαίτερα της μασητικής τερηδόνας) προέκυψε ότι η απόδοση της κάθε μεθόδου διαφοροποιείται από τα χαρακτηριστικά της αλλοίωσης και,

συνεπώς, δε μπορεί να χαρακτηριστεί κάποια μέθοδος ως ιδανική για όλες τις περιπτώσεις. Για τους λόγους αυτούς οι ερευνητές έχουν στραφεί στην ανάπτυξη αυτοματοποιημένων μεθόδων με στόχο τον εγκυρότερο εντοπισμό των προβλημάτων της στοματικής κοιλότητας. Μια εκτενής ανασκόπηση της βιβλιογραφίας έδειξε ότι η έρευνα για την ανάπτυξη αυτοματοποιημένων μεθόδων εντοπισμού βρίσκεται ακόμα σε πρώιμο στάδιο. Οι μελέτες που έχουν διεκπεραιωθεί προς αυτή την κατεύθυνση είναι ελάχιστες και περιγράφουν τεχνικές ανίχνευσης με υπολογιστική βοήθεια, χωρίς όμως να είναι πλήρως αυτοματοποιημένες. Επιπλέον η βιβλιογραφική έρευνα έδειξε ότι δεν υπάρχουν κινητές εφαρμογές για τον εντοπισμό προβλημάτων της στοματικής κοιλότητας. Τέτοιες όμως εφαρμογές υπάρχουν για άλλες παθήσεις αλλά δεν κάνουν αυτόματο εντοπισμό παρά μόνο αποτελούν τη βάση για συστήματα τηλεϊατρικής και συνιστούν μέσο τηλεδιάγνωσης.

Οι μεθοδολογίες που προτείνονται στην παρούσα διδακτορική εργασία, αποτελούν ένα ολοκληρωμένο, πλήρως αυτοματοποιημένο σύστημα όπου δέχεται ως είσοδο εικόνες στοματικής κοιλότητας και στην πρώτη περίπτωση βελτιώνεται η αντίθεσή της και στη δεύτερη επιτυγχάνεται η ευθυγράμμισή τους. Οι επεξεργασμένες εικόνες μπορούν εύκολα να αποτελέσουν είσοδο σε ευφυή συστήματα διαγνωστικού σκοπού αλλά, όπως αναφέρθηκε, οι μελέτες που έχουν γίνει σε αυτή την κατεύθυνση είναι περιορισμένες. Επιπλέον δεν υπάρχει καμμία αναφορά στην βιβλιογραφία για λήψη εικόνων μέσω κινητής συσκευής, οι οποίες επιπλέον έχουν το μειονέκτημα της χαμηλής ανάλυσης και φυσικά της ερασιτεχνικής λήψης. Χρησιμοποιούμε λοιπόν ως «χρυσή σταθερά» την παρατήρηση ψηφιακών ακτινογραφιών όπου σύμφωνα με μελέτες είναι ισάξια της οπτικής επιθεώρησης, με κάποιες φορές να παρουσιάζει υψηλότερη ευαισθησία από αυτήν. Αναπτύξαμε, λοιπόν, ένα σύστημα που βελτιώνει τις εικόνες αυτές (αντίθεση) και συνεπώς με τον οπτικό έλεγχο. Η απόδοση της παρατήρησης ψηφιακών ακτινογραφιών επηρεάζεται άμεσα από τα χαρακτηριστικά του συστήματος λήψης, αλλά και την κίνηση του ασθενή και τα χαρακτηριστικά του περιβάλλοντος χώρου όπως πχ φωτισμός, στιγμή της ημέρας, παρουσία ή απουσία θορύβου κλπ. Για το λόγο αυτό, το αυτοματοποιημένο σύστημα που μπορεί να αναπτυχθεί στοχεύει να άρει αυτούς

τους περιορισμούς και να αποτελέσει ένα συμπλήρωμα της κλινικής εξέτασης όπου δε θα επηρεάζεται από εξωτερικές παρεμβολές και τον ανθρώπινο παράγοντα και θα παρέχει αντικειμενικές εκτιμήσεις. Υπενθυμίζεται ότι όλες οι εικόνες λαμβάνονται μέσω κινητού τηλεφώνου και έχουν όλα τα παραπάνω χαρακτηριστικά. Για τον λόγο αυτό υπάρχει και ειδικό κεφάλαιο το οποίο αναφέρεται στην βελτίωση των χαρακτηριστικών της εικόνας και ιδιαίτερα στην βελτίωση της αντίθεσης όταν οι εικόνες είναι χαμηλής ανάλυσης.

Στο πλαίσιο της βελτίωσης των αποτελεσμάτων οποιασδήποτε μεθόδου αυτόματης για τον εντοπισμό και διάγνωση προβλημάτων της στοματικής κοιλότητας προτάθηκε μια μέθοδος βελτίωσης της αντίθεσης των οδοντιατρικών ψηφιακών εικόνων με στόχο να ενισχύσει την αντίληψη ορισμένων χαρακτηριστικών της εικόνας απαραίτητα για τη διάγνωση κάποιας νόσου ή ανωμαλίας είτε από τον ειδικό είτε από κάποιο αλγόριθμο επεξεργασίας. Η μέθοδος που προτάθηκε δοκιμάστηκε σε οδοντιατρικές ακτινογραφίες και σε ψηφιακές οδοντιατρικές φωτογραφίες και έδωσε καλύτερα τόσο οπτικά όσο και ποσοτικά αποτελέσματα από τις τρεις άλλες μεθόδους με τις οποίες συγκρίθηκε.

Επιπλέον προτάθηκε μεθοδολογία για αυτόματη ευθυγράμμιση τρισδιάστατων συνόλων δεδομένων και βασίζεται σε ζεύγη αντίστοιχων σημείων μέσω της ευθυγράμμισης συγκεκριμένων χαρακτηριστικών σημείων. Πετύχαμε έτσι μείωση της πολυπλοκότητας και βέλτιστη ευθυγράμμιση χωρίς χρήση μεθόδων βελτιστοποίησης. Υπολογίστηκαν χαρακτηριστικά με αυτόματο τρόπο μόνο στην εικόνα αναφοράς και αντιστοιχήθηκαν με σημεία στην προς ευθυγράμμιση εικόνα. Υπολογίστηκε δείκτης ταύτισης των δύο εικόνων που γίνεται μέσω επαναληπτικής διαδικασίας. Η εφαρμογή της μεθοδολογίας τόσο σε πραγματικές, όσο και σε «τεχνητές» εικόνες έδειξε ότι ο αλγόριθμος και μεθοδολογία είναι πολύ αποτελεσματικές.

Οι αλγόριθμοι αξιολογήθηκαν σε μεγάλο εύρος εικόνων που προέρχονται από τη στοματική κοιλότητα. Είναι αποτελεσματικοί και μπορούν οι έξοδοι αυτών των αλγορίθμων να βελτιώσουν την επίδοση συστημάτων αυτόματου εντοπισμού και διάγνωση. Αποδείχθηκε επίσης ότι τέτοιοι αλγόριθμοι μπορούν να μεταφερθούν σε

πλατφόρμες τηλεϊατρικής και κινητών υπολογισμών, αφού έχουν επιλυθεί προβλήματα χαμηλής ανάλυσης εικόνων, χαμηλής αντίθεσης, θορύβου και βέβαια ευθυγράμμισης εικόνων. Όμως αυτό είναι πολύ κοντά στην πραγματικότητα και δημιουργεί τις προϋποθέσεις που υπάρχουν σε ένα κινητό σύστημα του οποίου οι συνθήκες λήψης της εικόνας σημαντικά επηρεάζουν την απόδοση του κινητού συστήματος.

7.2 Μελλοντικές επεκτάσεις

Οι μελλοντικές επεκτάσεις της παρούσας εργασίας χωρίζονται σε τρεις άξονες, οι οποίοι είναι η εξής:

- επέκταση του αλγορίθμου βελτίωσης της αντίθεσης με χρήση των συστημάτων PIFS και της μεθόδου ανάπτυξης περιοχών
- βελτίωση των αλγορίθμων ευθυγράμμισης
- εισαγωγή των ανωτέρω μεθόδων σε κινητή πλατφόρμα έτσι ώστε να μπορεί ο χρήστης να έχει άποψη και πληροφόρηση για την υγεία της στοματικής του κοιλότητας

Στη παρούσα διατριβή προτείνεται μια μέθοδος βελτίωσης της αντίθεσης, που συνδυάζει την μέθοδο των PIFS και την μέθοδο τμηματοποίησης ανάπτυξης περιοχών. Σε μια μελλοντική έκδοση του αλγορίθμου θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν άλλες τεχνικές τμηματοποίησης για να αξιολογηθεί το κατά πόσο θα επηρεαζόταν η απόδοση του αλγορίθμου. Επίσης, θα εξεταστεί η χρήση της προτεινόμενης τεχνικής σε άλλους τύπους οδοντιατρικών, ή ιατρικών γενικότερα δεδομένων.

Ο δεύτερος άξονας των μελλοντικών επεκτάσεων αφορά στην περαιτέρω βελτίωση του αλγορίθμου ευθυγράμμισης. Εδώ πλέον αλγόριθμος θα πρέπει να γίνει περισσότερο ευέλικτος ώστε να μπορεί να αντιμετωπίζει προβλήματα τα οποία σχετίζονται με πραγματικές εικόνες. Στις πραγματικές εικόνες δεν είναι δυνατόν να αξιολογήσουμε την αντιστοίχιση των σημείων οπότε βασιζόμαστε μόνο στην τιμή του δείκτη ταύτισης. Όπως δείξαμε και στο Κεφάλαιο 5 ο δείκτης ταύτισης δε δίνει

πάντα με ακρίβεια την απόλυτη απόσταση μεταξύ των εικόνων αλλά δίνει αξιόπιστες τιμές για σχετικές συγκρίσεις. Ο αλγόριθμος θα πρέπει να δοκιμαστεί σε μεγαλύτερο σετ δεδομένων για έλεγχο της αξιοπιστίας του.

Ο τρίτος άξονας σχετίζεται με την μεταφορά των παραπάνω μεθοδολογιών σε περιβάλλον τηλεϊατρικής και κινητών συστημάτων για χρήση από τον ίδιο των ασθενή και τον οδοντίατρο. Τέτοια ανάπτυξη θα βοηθούσε σημαντικά τη διάγνωση, πρόγνωση, αλλά και παρακολούθηση των νόσων της στοματικής κοιλότητας. Βέβαια, τέτοια συστήματα απαιτούν και την ανάπτυξη συστημάτων απόφασης που ουσιαστικά είναι αυτό που ακολουθεί τις μεθοδολογίες επεξεργασίας ιατρικής εικόνας. Πάλι, με την ανάπτυξη τέτοιων συστημάτων απαιτείται ο έλεγχος των συστημάτων σε καθημερινή κλινική πρακτική.

Βιβλιογραφία

- [1] Δουβίτσας, Γ.Π., *Οδοντική Μορφολογία και Εισαγωγή στη Σύγκλειση* 1999: Ελληνικά Γράμματα
- [2] Κακαμπούρα Α., Βουγιουκλάκης Γ. *Βασικές αρχές Οδοντικής Χειρουργικής. Ιατρικές Εκδόσεις Π. Χ. Πασχαλίδης, 2012.*
- [3] Τζιαφάς Δ. *Βιολογία των οδοντικών ιστών, Ανάπτυξη, δομή και λειτουργία. Εκδόσεις University studio press. Πρώτη έκδοση: Θεσσαλονίκη 1999.*
- [4] *Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών, Εμβρυολογία και Ιστολογία των σκληρών οδοντικών ιστών, <http://eclass.uoa.gr>*
- [5] Ραχιώτης, Χ., *In vitro και in situ αξιολόγηση των μηχανισμών δράσης ενός παράγοντα ενασβεστίωσης (CCP-ACP) στους σκληρούς οδοντικούς ιστούς, in Τμήμα Οδοντιατρικής 2006, Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών (ΕΚΠΑ): Αθήνα.*
- [6] Nisha Garg, A.G., *Textbook of Endodontics*, ed. J.M. Ltd 2014.
- [7] Todem, D., *Statistical Models for Dental Caries Data, Contemporary Approach to Dental Caries* ed. M.-γ. Li 2012: InTech.
- [8] Δουβίτσας, Γ.Π., *Οδοντική τερηδόνα* 2005, Αθήνα: Παρισιάνου Α.Ε.
- [9] Aoba, T., et al., *The intact surface layer in natural enamel caries and acid-dissolved hydroxyapatite pellets. An X-ray diffraction study. J Oral Pathol*, 1981. **10**(1): p. 32-9.
- [10] Featherstone, J.D., *The caries balance: the basis for caries management by risk assessment. Oral Health Prev Dent*, 2004. **1**: p. 259-64.

- [11] Featherstone, J.D., *Dental caries: a dynamic disease process*. Aust Dent J, 2008. **53**(3): p. 286-91.
- [12] Kidd, E.A. and O. Fejerskov, *What constitutes dental caries? Histopathology of carious enamel and dentin related to the action of cariogenic biofilms*. J Dent Res, 2004(C): p. C35-8.
- [13] Ngaotheppitak, P., C.L. Darling, and D. Fried, *Measurement of the severity of natural smooth surface (interproximal) caries lesions with polarization sensitive optical coherence tomography*. Lasers Surg Med, 2005. **37**(1): p. 78-88.
- [14] Ole Fejerskov and E. Kidd, *Dental caries. The disease and its clinical management*. 2nd ed2008, Oxford: Blackwell Munksgaard.
- [15] 1Ole Fejerskov and E. Kidd, *Dental Caries: The Disease and Its Clinical Management*. 1st ed2003, Oxford: Wiley-Blackwell.
- [16] Konig, K.G. and J.M. Navia, *Nutritional role of sugars in oral health*. Am J Clin Nutr, 1995. **62**(1 Suppl): p. 282S-283S.
- [17] Spak, C.J., G. Johnson, and J. Ekstrand, *Caries incidence, salivary flow rate and efficacy of fluoride gel treatment in irradiated patients*. Caries Res, 1994. **28**(5): p. 388-93.
- [18] Neiderud, J., D. Birkhed, and A.M. Neiderud, *Dental health and dietary habits in Greek immigrant children in southern Sweden compared with Swedish and rural Greek children*. Swed Dent J, 1991. **15**(4): p. 187-96.
- [19] Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών, *Οδοντική Μορφολογία και Εισαγωγή στη Σύγκλειση*, <http://eclass.uoa.gr>.
- [20] Souza-Zaroni, W.C., et al., *Validity and reproducibility of different combinations of methods for occlusal caries detection: an in vitro comparison*. Caries Res, 2006. **40**(3): p. 194-201.
- [21] Kuhnisch, J., et al., *Occlusal caries detection in permanent molars according to WHO basic methods, ICDAS II and laser fluorescence measurements*. Community Dent Oral Epidemiol, 2008. **36**(6): p. 475-84.
- [22] Camilo Abalos, A.J.-P., Elena Guerrero, Manuela Herrera and Rafael Llamas *How to Diagnose Hidden Caries? The Role of Laser Fluorescence, Contemporary Approach to Dental Caries*, ed. M.-y. Li2012: InTech.
- [23] Ferreira Zandona, A., et al., *The Natural History of Dental Caries Lesions: A 4-year Observational Study*. J Dent Res, 2012. **91**(9): p. 841-6.
- [24] Tranaeus, S., X.Q. Shi, and B. Angmar-Mansson, *Caries risk assessment: methods available to clinicians for caries detection*. Community Dent Oral Epidemiol, 2005. **33**(4): p. 265-73.

- [25] Ekstrand, K.R. and L. Bjorndal, *Structural analyses of plaque and caries in relation to the morphology of the groove-fossa system on erupting mandibular third molars*. Caries Res, 1997. **31**(5): p. 336-48.
- [26] AM-Medicine, Dentistry, *Dental Caries definition, Classification of Dental Caries, Classification of cavity preparations*, <http://www.am-medicine.com/>.
- [27] Zadik, Y. and R. Bechor, *Hidden occlusal caries: challenge for the dentist*. N Y State Dent J, 2008. **74**(4): p. 46-50.
- [28] Diniz, M.B., et al., *Reproducibility and accuracy of the ICDAS-II for occlusal caries detection*. Community Dent Oral Epidemiol, 2009. **37**(5): p. 399-404.
- [29] McComb, D. and L.E. Tam, *Diagnosis of occlusal caries: Part I. Conventional methods*. J Can Dent Assoc, 2001. **67**(8): p. 454-7.
- [30] Dunn, P.M., *Wilhelm Conrad Roentgen (1845-1923), the discovery of x rays and perinatal diagnosis*. Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed, 2001. **84**(2): p. F138-9.
- [31] Makdissi, J. and R. Pawar, *Digital radiography in the dental practice: an update*. Prim Dent J, 2013. **2**(1): p. 58-64.
- [32] White, SC.&Pharoah, MJ (2004). *Processing X-Ray Film*, In: *Oral Radiology: Principles and Interpretation*, White, SC.&Pharoah, MJ, (Ed), 245-250, Mosby, ISBN 978-0-323-02001-5, China.
- [33] Razmus TF. *An overview of oral and maxillofacial imaging*. In: Razmus TF, Williamson GF, eds. *Current Oral and Maxillofacial Imaging*. Philadelphia, PA: WB Saunders; 1996:6-7.
- [34] American Dental Association Council on Scientific Affairs, *The use of dental radiographs: update and recommendations*. J Am Dent Assoc, 2006. **137**(9): p. 1304-12.
- [35] Wenzel, A., et al., *Developments in radiographic caries diagnosis*. J Dent, 1993. **21**(3): p. 131-40.
- [36] Ilguy, M., et al., *Detection of artificial occlusal caries in a phosphor imaging plate system with two types of LCD monitors versus three different films*. J Digit Imaging, 2009. **22**(3): p. 242-9.
- [37] Parks, E.T. and G.F. Williamson, *Digital radiography: an overview*. J Contemp Dent Pract, 2002. **3**(4): p. 23-39.
- [38] Wenzel, A., *Bitewing and digital bitewing radiography for detection of caries lesions*. J Dent Res, 2004(C): p. C72-5.
- [39] Pretty, I.A., *Caries detection and diagnosis: novel technologies*. J Dent, 2006. **34**(10): p. 727-39.

- [40] Zangoeei booshehry, M.F., H. Khalesi, M. Gholami, L. , *Dental Caries Diagnostic Methods*. DJH, 2011. **Vol.2**(No.1).
- [41] Χρ. Τσάμης, Α. Κονδυλίδου, and Ν. Παρίσης, *Βασικές αρχές ψηφιακής πανοραμικής ακτινογραφίας*. ΣΤΟΜΑ, 2010. **38**: p. 167-174.
- [42] <http://velopex.com/en/product/apixia-digirex/>.
- [43] Mouyen, F., et al., *Presentation and physical evaluation of RadioVisioGraphy*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 1989. **68**(2): p. 238-42.
- [44] van der Stelt, P.F., *Better imaging: the advantages of digital radiography*. J Am Dent Assoc, 2008. **139**: p. 7S-13S.
- [45] Cederberg, R., *Intraoral digital radiography: elements of effective imaging*. Compend Contin Educ Dent, 2012. **33**(9): p. 656-8.
- [46] Whaites, E., *Essentials of Dental Radiography and Radiology*. 4th ed, ed. C. Livingstone 2007, Edinburgh: Elsevier.
- [47] Hasan Ayberk Altug and Aydin Ozkan (2011). *Diagnostic Imaging in Oral and Maxillofacial Pathology, Medical Imaging, Dr. Okechukwu Felix Erundu (Ed.)*, ISBN: 978-953-307-774-1, InTech, DOI: 10.5772/27416. Available from: <http://www.intechopen.com/books/medical-imaging/diagnostic-imaging-in-oral-and-maxillofacial-pathology>.
- [48] Forsberg, J. and A. Halse, *Radiographic simulation of a periapical lesion comparing the paralleling and the bisecting-angle techniques*. Int Endod J, 1994. **27**(3): p. 133-8.
- [49] Monsour, P.A., *A modification of the bisecting-angle technique for anterior periapical dental radiographs*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 1986. **62**(4): p. 468-70.
- [50] Akarslan, Z.Z., et al., *A comparison of the diagnostic accuracy of bitewing, periapical, unfiltered and filtered digital panoramic images for approximal caries detection in posterior teeth*. Dentomaxillofac Radiol, 2008. **37**(8): p. 458-63.
- [51] de Toledo, B.E., et al., *Prevalence of Periodontal Bone Loss in Brazilian Adolescents through Interproximal Radiography*. Int J Dent, 2012. **357056**(10): p. 29.
- [52] Tai, C.C., et al., *The occlusal radiograph revisited*. Oral Health, 1994. **84**(11): p. 47-50.
- [53] Aydin, U., H.H. Yilmaz, and D. Yildirim, *Incidence of canine impaction and transmigration in a patient population*. Dentomaxillofac Radiol, 2004. **33**(3): p. 164-9.

- [54] Amberkar, V.S., A. Jahagirdar, and B.R. Ahmed Mujib, *Glandular odontogenic cyst: report of an unusual bilateral occurrence*. Indian J Dent Res, 2011. **22**(2): p. 0970-9290.
- [55] Alan G. Lurie, *Panoramic Imaging, In: Oral Radiology: Principles and Interpretation*. 5th ed, ed. S.P. White, MJ,2004, China: Mosby.
- [56] Tenti, F.V., *Cephalometric analysis as a tool for treatment planning and evaluation*. Eur J Orthod, 1981. **3**(4): p. 241-5.
- [57] Albarakati, S.F., K.S. Kula, and A.A. Ghoneima, *The reliability and reproducibility of cephalometric measurements: a comparison of conventional and digital methods*. Dentomaxillofac Radiol, 2012. **41**(1): p. 11-7.
- [58] Frederiksen, NL. (2004). *Specialized Radiographic Techniques, In: Oral Radiology: Principles and Interpretation, White, SC.&Pharoah, MJ, (Ed), 245-250, Mosby, ISBN 978-0-323-02001-5, China.*
- [59] Παρίσης, Ν., *Οι εξελίξεις στην Ακτινολογία Στόματος*. ΣΤΟΜΑ, 2011. **39**: p. 73-80.
- [60] Langland EO, Langlais PR. *Principles of dental imaging. Lippincott Williams and Wilkins, 2002.*
- [61] Sukovic, P., *Cone beam computed tomography in craniofacial imaging*. Orthod Craniofac Res, 2003. **1**: p. 31-6.
- [62] Macdonald-Jankowski, D.S. and E.C. Orpe, *Some current legal issues that may affect oral and maxillofacial radiology. Part 2: digital monitors and cone-beam computed tomography*. J Can Dent Assoc, 2007. **73**(6): p. 507-11.
- [63] Bamgbose, B.O., et al., *Conebeam computed tomography (CBCT): the new vista in oral and maxillofacial imaging*. Nig Q J Hosp Med, 2008. **18**(1): p. 32-5.
- [64] Ludlow, J.B., L.E. Davies-Ludlow, and S.L. Brooks, *Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit*. Dentomaxillofac Radiol, 2003. **32**(4): p. 229-34.
- [65] Hashimoto, K., et al., *A comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical CT machine*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2003. **95**(3): p. 371-7.
- [66] Shintaku, W.H., et al., *Applications of cone-beam computed tomography in fractures of the maxillofacial complex*. Dent Traumatol, 2009. **25**(4): p. 358-66.

- [67] Κ.-Ε. Αλεξίου, Κ.Τ., *Οδοντιατρική υπολογιστική τομογραφία κωνικής δέσμης*. Οδοντοστοματολογική Πρόοδος, 2009. **62 (2)**: p. 226-247.
- [68] Hekmatian, E., S. Sharif, and N. Khodaian, *Literature review Digital Subtraction Radiography in Dentistry*. Dental Research Journal, 2008. **2(2)**.
- [69] Terry, D.A., S.R. Snow, and E.A. McLaren, *Contemporary dental photography: selection and application*. Compend Contin Educ Dent, 2008. **29(8)**: p. 432-6.
- [70] Sharland, M.R., et al., *Use of dental photography by general dental practitioners in Great Britain*. Dent Update, 2004. **31(4)**: p. 199-202.
- [71] Morse, G.A., et al., *The use of clinical photography by UK general dental practitioners*. Br Dent J, 2010. **208(1)**: p. 14-5.
- [72] Ahmad, I., *Digital dental photography. Part 2: Purposes and uses*. Br Dent J, 2009. **206(9)**: p. 459-64.
- [73] Riley, R.S., et al., *Digital photography: a primer for pathologists*. J Clin Lab Anal, 2004. **18(2)**: p. 91-128.
- [74] Zyman, P. and J.M. Etienne, *Recording and communicating shade with digital photography: concepts and considerations*. Pract Proced Aesthet Dent, 2002. **14(1)**.
- [75] Ahmad, I., *Digital dental photography. Part 3: Principles of digital photography*. Br Dent J, 2009. **206(10)**: p. 517-23.
- [76] Ahmad, I., *Digital dental photography. Part 4: choosing a camera*. Br Dent J, 2009. **206(11)**: p. 575-81.
- [77] Bengel W. *Mastering Digital Dental Photography*. Quintessence Publishing, pp. 9-47.
- [78] Wander, P., *Dental photography in record keeping and litigation*. Br Dent J, 2014. **216(4)**: p. 207-8.
- [79] Ahmad, I., *Digital dental photography. Part 5: lighting*. Br Dent J, 2009. **207(1)**: p. 13-8.
- [80] Image Works Veterinary. Available from: <http://www.imageworksveterinary.com/supervistaintraoral>.
- [81] Goldstein, R.E., *Intraoral camera helps predict and prevent tooth loss*. Tex Dent J, 2001. **118(3)**: p. 235-8.
- [82] Kopycka-Kedzierawski, D.T., C.H. Bell, and R.J. Billings, *Prevalence of dental caries in Early Head Start children as diagnosed using teledentistry*. Pediatr Dent, 2008. **30(4)**: p. 329-33.

- [83] Kopycka-Kedzierawski, D.T., R.J. Billings, and K.M. McConnochie, *Dental screening of preschool children using teledentistry: a feasibility study*. *Pediatr Dent*, 2007. **29**(3): p. 209-13.
- [84] Brullmann, D.D., C.I. Weichert, and M. Daublander, *Intraoral cameras as a computer-aided diagnosis tool for root canal orifices*. *J Dent Educ*, 2011. **75**(11): p. 1452-7.
- [85] C. D. Nayak, S.S.P., Amarinder Kaur *Role of Magnetic Resonance Imaging In Dentistry*. *Scientific Journal*, 2009. **Vol. III**.
- [86] Langlais, R.P., et al., *Magnetic resonance imaging in dentistry*. *Dent Clin North Am*, 2000. **44**(2): p. 411-26.
- [87] Gray, C.F., et al., *Advanced imaging: Magnetic resonance imaging in implant dentistry*. *Clin Oral Implants Res*, 2003. **14**(1): p. 18-27.
- [88] Emshoff, R., et al., *Comparing methods for diagnosing temporomandibular joint disk displacement without reduction*. *J Am Dent Assoc*, 2002. **133**(4): p. 442-51.
- [89] Idiyatullin, D., et al., *Dental magnetic resonance imaging: making the invisible visible*. *J Endod*, 2011. **37**(6): p. 745-52.
- [90] Tutton, L.M. and P.R. Goddard, *MRI of the teeth*. *The British Journal of Radiology*, 2002. **75**(894): p. 552-562.
- [91] *The University of Sydney, Dentistry & Oral Health, Videos & 3D Dentistry*, <http://libguides.library.usyd.edu.au/>.
- [92] Idiyatullin, D., et al., *Fast and quiet MRI using a swept radiofrequency*. *J Magn Reson*, 2006. **181**(2): p. 342-9.
- [93] Curie J, Curie P. Développement, par pression, de l'électricité polaire dans les cristaux hémihédres à faces inclinées. *Comptes Rendus de l'Académie des Sciences*. 1880;91:294–5.
- [94] Curie J, Curie P. Sur l'électricité polaire dans les cristaux hémihédres à faces inclinées. *C R Acad Sci Gen*. 1880;91:383–6.
- [95] Curie J, Curie P. Contractions et dilatations produites par des tensions dans les cristaux hémihédres à faces inclinées. *C R Acad Sci Gen*. 1880;93:1137–40.
- [96] M.H. Repacholi, D.A.B., *Essentials of Medical Ultrasound. A Practical Introduction to the Principles, Techniques, and Biomedical Applications*1982: Humana Press.
- [97] Gritzmann, N., *Sonography of the neck: current potentials and limitations*. *Ultraschall Med*, 2005. **26**(3): p. 185-96.

- [98] Hughes, D.A., et al., *Investigation of dental samples using a 35MHz focussed ultrasound piezocomposite transducer*. Ultrasonics, 2009. **49**(2): p. 212-8.
- [99] Marotti, J., et al., *Recent advances of ultrasound imaging in dentistry--a review of the literature*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol, 2013. **115**(6): p. 819-32.
- [100] Parvathy, V., et al., *Ultrasound imaging versus conventional histopathology in diagnosis of periapical lesions of endodontic origin: A comparative evaluation*. Indian J Dent Res, 2014. **25**(1): p. 54-7.
- [101] Cotti, E., et al., *Ultrasound real-time imaging in the differential diagnosis of periapical lesions*. Int Endod J, 2003. **36**(8): p. 556-63.
- [102] Guentsch, A. and P.M. Preshaw, *The use of a linear oscillating device in periodontal treatment: a review*. J Clin Periodontol, 2008. **35**(6): p. 514-24.
- [103] Choi, M., et al., *Ultrasound imagery for dental implant diagnosis and treatment planning in a porcine model*. J Prosthet Dent, 2012. **108**(6): p. 344-53.
- [104] Deepak, B., et al., *Imaging Techniques in Endodontics: An Overview*. Journal of Clinical Imaging Science, 2012. **2**(1): p. 13-13.
- [105] Ghorayeb, S.R., C.A. Bertoncini, and M.K. Hinders, *Ultrasonography in dentistry*. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control, 2008. **55**(6): p. 1256-66.
- [106] Salmon, B. and D. Le Denmat, *Intraoral ultrasonography: development of a specific high-frequency probe and clinical pilot study*. Clin Oral Investig, 2012. **16**(2): p. 643-9.
- [107] Colston, B.W., Jr., et al., *Imaging of the oral cavity using optical coherence tomography*. Monogr Oral Sci, 2000. **17**: p. 32-55.
- [108] Otis, L.L., et al., *Optical coherence tomography: a new imaging technology for dentistry*. J Am Dent Assoc, 2000. **131**(4): p. 511-4.
- [109] Otis, L.L., et al., *Dental optical coherence tomography: a comparison of two in vitro systems*. Dentomaxillofac Radiol, 2000. **29**(2): p. 85-9.
- [110] Minamino, T., et al., *Nondestructive observation of teeth post core space using optical coherence tomography: a pilot study*. J Biomed Opt, 2014. **19**(4): p. 046004.
- [111] Gimbel, C., *Optical coherence tomography diagnostic imaging*. Gen Dent, 2008. **56**(7): p. 750-7.

- [112] Fried, D., et al., *Imaging caries lesions and lesion progression with polarization sensitive optical coherence tomography*. J Biomed Opt, 2002. **7**(4): p. 618-27.
- [113] Baumgartner, A., et al., *Polarization-sensitive optical coherence tomography of dental structures*. Caries Res, 2000. **34**(1): p. 59-69.
- [114] Lin, P.Y., et al., *Imaging carious dental tissues with multiphoton fluorescence lifetime imaging microscopy*. Biomed Opt Express, 2010. **2**(1): p. 149-58.
- [115] Tung, O.-H., et al., *Characteristics of subgingival calculus detection by multiphoton fluorescence microscopy*. Journal of Biomedical Optics, 2011. **16**(6): p. 066017-066017-7.
- [116] Girkin, J.M., D. Burns, and M.D. Dawson. *Macroscopic multiphoton biomedical imaging using semiconductor saturable Bragg reflector mode-locked lasers*. 1999.
- [117] Girkin, J.M., et al., *Fibre optic confocal microscopy of early caries lesions*, in *Early Detection of Dental Caries II Proceedings of the 7th Annual Indiana Conference 2005*. p. 121.
- [118] Rousseau, C., et al., *Development of fibre-optic confocal microscopy for detection and diagnosis of dental caries*. Caries Research, 2007. **41**(Article): p. 245-251.
- [119] Rousseau, C., et al. *Application of a novel confocal imaging technique for early the detection of dental decay*. 2002.
- [120] Arnone, D.C., C. Pepper, M., *Terahertz imaging comes into view*. PhysicsWorld, 2000: p. 35-40.
- [121] Crawley, D.A., et al., *Terahertz pulse imaging: a pilot study of potential applications in dentistry*. Caries Res, 2003. **37**(5): p. 352-9.
- [122] Zitova B, Flusser J. Image registration methods: a survey. *Image and Vision Computing* 2003; **21**: 977-1000.
- [123] Maintz JBA, Viergever MA. A survey of medical image registration. *Med Image Anal* 1998; **2**: 1-36.
- [124] Maurer CR, Fitzpatrick JM. A review of medical image registration. In: Maciunas RJ, ed. *Interactive Image – Guided Neurosurgery*. Park Ridge, IL: American Association of Neurological Surgeons, 1993: 14-44.
- [125] Van den Elsen PA, Pol EJD, Viergever MA. Medical image matching—a review with classification. *IEEE Engng Med Biol* 1993; **12**: 26-39.

- [126] Cuisenaire O, Thiran J, Macq B, Michel C, de Volder A, Marques F. Automatic registration of 3D MR images with a computerized brain atlas. *Procs SPIE: Medical imaging: Image Processing* 1996; **2710**: 438-448.
- [127] Jain AK, Zhong Y, Lakshmanan, S. Object matching using deformable templates. *IEEE Trans Pattern Anal Machine Intel* 1996; **18**(3): 267-277.
- [128] Amit Y, Kong A. Graphical templates for model registration. *IEEE Trans Pattern Anal Machine Intel* 1996; **18**(3): 225-236.
- [129] Gilhuijs K, van de Ven P, van Herk M. Automatic three-dimensional inspection of patient setup in radiation therapy using portal images, simulator images, and computed tomography data. *Medical Physics* 1996; **23**(3): 389-399.
- [130] Troccaz J, Laieb N, Vassal P, Menguy Y, Cinquin P, Bolla M, Giraud JY. Patient setup optimization for external conformal radiotherapy. *Journal of image guided surgery* 1995; **1**: 113-120.
- [131] Thevenaz P, Ruttimann UE, Unser M. A pyramid approach to subpixel registration based on intensity. *IEEE Trans Image Process* 1998; **7**: 27-41.
- [132] Hsu C-T, Beuker RA. Multiresolution feature-based image registration. *Procs SPIE: Visual Communications and Image Processing* 2000; **4067**: 1490-1498.
- [133] Bookstein FL. Principal warping: thin-plate splines and the decomposition of deformations. *IEEE Trans Pattern Anal. Mach. Intell* 1989; **6**:567-585.
- [134] Hardy RL. Theory and applications of the multiquadric-biharmonic method—20 years of discovery-1969-1988. *Comput. Math. Appl.* 1990; **19**:163-208.
- [135] Goshtasby A. Design and recovery of 2-D and 3-D shapes using rational Gaussian curves and surfaces. *Int. J. Comput. Vis.* 1995; **10**:233-256.
- [136] Coshtasby A. Piecewise linear mapping function for image registration. *Pattern Recognit.* 1986; **19**:459-466.
- [137] Mandava VR, Fitzpatrick JM, Maurer CR, Jr, Maciunas RJ, Allen GS. Registration of multimodal volume head images via attached markers. *Procs SPIE: Medical Imaging VI: Image Processing* 1992; **1652**: 271-282.
- [138] West J, Fitzpatrick JM, Wang MY, Dawant BM, *et al.* Comparison and evaluation of retrospective intermodality brain image registration techniques. *J Comput Assisted Tomography* 1997; **21**: 554-566.
- [139] Maintz JBA, Van den Elsen PA, Viergever MA. Comparison of feature-based matching of CT and MR brain images. In: *Procs Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine, Nice France, April, 1995*: 219-228.

- [140] Press W, Flannery B, Teukolsky S, Vetterling W. *Numerical recipes in C*, Cambridge University Press, 1992.
- [141] Kirkpatrick S, Gelatt CD, Vecchi MP. Optimization by simulated annealing. *Science* 1983; **220**: 671-680.
- [142] Jacoby SLS, Kowalik JS, Pizzo JT. *Iterative methods for nonlinear optimization problems*. Englewood Cliffs. NJ: Prentice Hall, 1972.
- [143] Maes F, Vandermeulen D, Suetens P. Comparative evaluation of multiresolution optimization strategies for multimodality image registration by maximization of mutual information. *Med Image Anal* 1999; **3**: 373-386.
- [144] Lehmann TM, Gröndahl K, Gröndahl H-G, Schmitt W, Spitzer K. Observer-independent registration of perspective projection prior to subtraction of *in vivo* radiographs. *Dentomaxillofacial Radiology* 1998; **27**: 140-150.
- [145] Chianos JY, Sallivan BJ. Coincident bit counting - A new criterion for image registration. *IEEE Trans Med Imaging* 1993; **12**: 30-38.
- [146] Radcliffe T, Rajapekshe R, Shaler S. Pseudocorrelation: A fast, robust, absolute, gray level image alignment algorithms. *Med Phys* 1994; **41**: 761-769.
- [147] Yu JJ-H, Hung B-N, Liou C-L. Fast algorithm for digital retinal image alignment. In: *Procs IEEE Ann. Int. Conf. Engineering Medicine Biology Society, Images Twenty-First Century*, November, 1989; **2**: 374-375.
- [148] Penney GP, Weese J, Little JA, Desmedt P, Hill DLG, Hawkes DJ. A comparison of similarity measures for use in 2D–3D medical image registration. *IEEE Trans Medical Imaging* 1998; **17**(4): 586–595.
- [149] Yoon DC. A new method for the automated alignment of dental radiographs for digital subtraction radiography. *Dentomaxillofacial Radiology* 2000; **29**: 11-19.
- [150] Nikou C, Heitz F, Armspach J-P. Robust registration of dissimilar single and multimodal images. In: Burkhardt H, Neumann B, eds. *Computer Vision – ECCV '98; vol. II, LNCS 1407*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 1998: 51-56.
- [151] Black MJ, Rangarajan A. On the unification of line processes, outliers rejection and robust statistics in early vision. *International Journal of Computer Vision* 1996; **19**(1): 57-91.
- [152] Rueckert D, Hayes C, Studholme C, Summers P, Leach M, Hawkes DJ. Non-rigid registration of breast MR images using mutual information. In: Wells WM *et al.*, eds. *MICCAI, LNCS 1496*. Berlin Heidelberg: Springer, 1998: 1144-1152.

- [153] West J, Fitzpatrick JM, Wang MY, Dawant BM, Maurer CR, Jr., Kessler RM, Maciunas RJ. Retrospective intermodality registration techniques for images of the head: Surface-based versus volume-based. *IEEE Trans Med Imaging* 1999; **18**(2): 144-150.
- [154] Lemieux L, Jagoe R, Fish DR, Kitchen ND, Thomas DGT. A patient-to-computed-tomography image registration method based on digitally reconstructed radiographs. *Med Phys* 1994; **21**(11): 1749-1760.
- [155] Dong L, Boyer AL. A portal image alignment and patient setup verification procedure using moments and correlation techniques. *Physics in medicine and biology* 1996; **41**: 697-723.
- [156] Studholme C, Hill DLG, Hawkes DJ. Multiresolution voxel similarity measures for MR-PET registration. In: Bizais Y *et al.*, eds. *Information Processing in Medical Imaging*, Amsterdam, The Netherlands: Kluwer, 1995: 287-298.
- [157] Lau C-M, Adah T, Wang Y. Coregistration of PET/MR brain images by multi-feature correlation matching. In: *Procs Fifteenth Southern Biomedical Engineering Conference*, March, 1996.
- [158] Cideciyan AV, Jacobson SG, Kemp CM, Knighton RW, Nagel JH. Registration of high resolution images of the retina. *Procs SPIE: Medical Imaging VI: Image Processing* 1992; **1652**: 310-322.
- [159] Bhat DN, Nayar SK. Ordinal measures for visual correspondence. In: *Procs of IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*. Los Alamitos, CA, computer society press, 1996: 351-357.
- [160] Brown LMG. Registration of planar film radiographs with computed tomography. In: *Procs of MMBIA*, 1996: 42-51.
- [161] Buzug TM, Weese J, Fasnacht C, Lorenz C. Image registration: convex weighting functions for histogram-based similarity measures. In: Troccaz J, Grimson E, Mösges R, eds. *Procs of CVRMed/MRCAS*, Berlin: Springer, 1997: 203-212.
- [162] Holden M, Hill DLG, Denton ERE, Jarosz JM, Cox TCS, Rohlfing T, Goodey J, Hawkes DJ. Voxel similarity measures for 3-D serial MR brain image registration. *IEEE Trans Med Imaging* 2000; **19**: 94-102.
- [163] Collignon A, Maes F, Delaere D, Vandermeulen D, Suetens P, Marshal G. Automated multi-modality image registration based on information theory. In: Bizais Y, Barillot C, Paola RDi, eds. *Information Processing in Medical Imaging*, Dordrecht: Kluwer Academic, 1995: 263-274.
- [164] Maes F, Collignon A, Vandermeulen D, Marchal G, Suetens P. Multimodality image registration by maximization of mutual information. *IEEE Trans Med Imaging* 1997; **16**: 187-198.

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

- [177] Weese J, Buzug TM, Lorenz C, Fasnacht, C. An approach to 2D/3D registration of a vertebra in 2D X-ray fluoroscopies with 3D CT images. In: *Procs of CVRMed/MRCAS*, 1997: 119.
- [178] Weese J, Penney GP, Desmedt P, Buzug TM, Hill DLG, Hawkes DJ. Voxel-based 2-D/3-D registration of fluoroscopy images and CT scans for image-guided surgery. *IEEE Trans Information Technology in Biomedicine* 1997; 1(4): 284-293.
- [179] Yaniv ZR. *Fluoroscopic X-ray Image Processing and Registration for Computer-Aided Orthopedic Surgery*, Masters Thesis, The Hebrew University of Jerusalem, Israel, 1998.
- [180] Yushkevich P, Fritsch D, Pizer S, Chaney E. Towards automatic, model-driven determination of 3D patient setup errors in conformal radiotherapy, *Technical Report TR99-007*, Department of Computer Science, University of North Carolina–Chapel Hill, 1999.
- [181] R.A. Lewis, Medical phase contrast x-ray imaging: current status and future prospects, *Phys. Med. Biol.* 49, 3573-3583, 2004.
- [182] V. Kumar and H. Bansal, Performance evaluation of contrast enhancement techniques for digital images, *Int J Comp Sc Tech* 2(1), 23-27, 2011.
- [183] R. Gonzalez and R. Woods, *Digital image processing*, Addison Wesley, 414 – 428, 1992.
- [184] T. Acharya and A.K. Ray, *Image processing: principles and applications*, Wiley-Interscience, 2005.
- [185] M.A. Yousuf and M.R.H. Rakib, An effective image contrast enhancement method using global histogram equalization, *J. Sci. Res.* 3(1), 43-50, 2011.
- [186] T. Arici and Y. Altunbasak, Image local contrast enhancement using adaptive non linear filters, *IEEE int. conf. on Im. Proc.*, 2006.
- [187] J.Y. Kim, L.S. Kim and S.H. Hwang, An advanced contrast enhancement using partially overlapped sub-block histogram equalization, *IEEE Tran Circ Sys Vid Tech* 11(4), 475-484, 2001.
- [188] K. Subr, A. Majumder and S. Irani, Greedy algorithm for local contrast enhancement of images, *Int. Conf. Im. Anal. Proc.*, 171-179, 2005.
- [189] J. Iyad and H. Ying, A new method for image contrast enhancement based on automatic specification of local histograms, *Int. J. Comp. Sci. Net. Sec.*, 7(7), 1-10, 2007.
- [190] J.L. Starck, F. Murtagh, E.J. Candes and D.L. Donoho, Gray and color image contrast enhancement by the curvelet transform, *IEEE Trans. Im. Proc.* 12(6), 706-717, 2003.

- [191] H. Kabir, A. Al-Wadud and O. Chae¹, Brightness preserving image contrast enhancement using weighted mixture of global and local transformation functions, *Int. Arab. J. Inf. Tech.* 7(4), 403-410, 2010.
- [192] R. Mokhtar, N.H. Harun, M.Y. Mashor, H. Roseline, N. Mustafa, R. Adollah , H. Adilah and N.F.M. Nasir, Image enhancement techniques using local, global, bright, dark and partial contrast stretching for acute leukemia images, *Proc. World Con. Eng.* 1, 2009.
- [193] D. Menotti, L. Najman, J. Facon and A.A. Araujo, Multi-histogram equalization methods for contrast enhancement and brightness preserving, *IEEE Trans. Consum. Electron.* 53(3), 2007.
- [194] S.D. Chen and A. Ramli, Minimum mean brightness error bi-histogram equalization in contrast enhancement, *IEEE Trans. Consum. Electron.* 49(4), 1310-1319, 2003.
- [195] M.F. Barnsley and L.P. Hurd, *Fractal image compression*, AK Press, Massachusetts, 1993.
- [196] E. Jacquin, Fractal image coding: a review, *Proceedings of the IEEE* 81(10), 1451-1465, 1993.
- [197] L. Thomas and F. Deravi, Region-based fractal image compression using heuristic search, *IEEE Trans. on Im. Proc.* 4(6), 832-838, 1995.
- [198] S. Nikiel, Integration of iterated function systems and vector graphics for aesthetics, *Computers and Graphics* 30, 277-283, 2006.
- [199] T. Economopoulos, P.A. Asvestas and G.K. Matsopoulos, Contrast enhancement of images using Partitioned Iterated Function Systems, *Image and Vision Computing* 28(1), 45-54, 2010.
- [200] W.K. Pratt, *Digital Image Processing*, 4th Edition, John Wiley & Sons, Inc., Los Altos CA, 2007.
- [201] G. Ramponi, A cubic unsharp masking technique for contrast enhancement, *Signal Processing* 67(2), 211-222, 1998.
- [202] K. Zuiderveld, Contrast limited adaptive histogram equalization, Heckbert, *Graphics Gems IV*, Academic Press, 1994.
- [203] A. E. Jacquin, *A Fractal Theory of Iterated Markov Operators with Applications to Digital Image Coding*, Ph.D. thesis, Georgia Tech, 1989.
- [204] K.C. Fan, J.C. Chang and K.S. Kan, Improvement of image-compression quality via block classification and coefficient diffusion, *Proc. SPIE 2501*, 1727-1736, 1995.

- [205] J. K. P. Kuan and P.H. Lewis, Fast k-nearest neighbour search for R-tree family, *Proceedings on First International Conf. on Information, Communications, and Signal Processing*, 924-928, 1997.
- [206] J.L. Bentley, Multidimensional binary search trees used for associative searching, *Commun. ACM* 18(9), 509-517, 1975.
- [207] E. Davies, *Machine vision: theory, algorithms and practicalities*, Academic Press, 26-27, 79-99, 1990.
- [208] N.V. Oppenheim, R.W. Shafer and J.R. Buck, *Discrete-time signal processing*, 2nd Edition, Prentice-Hall, Upper Saddle River NJ, 1999.
- [209] M.A. Badamchizadeh and A. Aghagolzadeh, Comparative study of unsharp masking methods for image enhancement, *Image and Graphics Proceedings*, 27-30, 2004.
- [210] F.P. De Vries, Automatic adaptive brightness independent contrast enhancement, *Signal Process.* 21, 169-182, 1990.
- [211] Likar B, Pernus F. Automatic Extraction of Corresponding Points for the Registration of Medical Images. *Medical Physics* 1999; **26**(8): 1678-1686.
- [212] Canny J. A Computational Approach to Edge Detection, *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence* 1986; **8**(6): 679-698.
- [213] Asada HH, Shaltis P, Reisner A, Rhee S, Hutchinson RC: Mobile monitoring with wearable photoplethysmographic biosensors. *IEEE Eng Med Biol Mag* 2003, 22:28-40.
- [214] Shaltis PA, Reisner A, Asada HH: Wearable, cuff-less PPG-based blood pressure monitor with novel height sensor. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2006, 1:908-911.
- [215] Corbishley P, Rodriguez-Villegas E: Breathing detection: towards a miniaturized, wearable, battery-operated monitoring system. *IEEE Trans Biomed Eng* 2008, 55:196-204.
- [216] Barbaro M, Caboni A, Cosseddu P, Mattana G, Bonfiglio A: Active devices based on organic semiconductors for wearable applications. *Information Technology in Biomedicine*, *IEEE Transactions on* 2010, 14:758-766.
- [217] Patterson JAC, McIlwraith DG, Guang-Zhong Y: A Flexible, Low Noise Reflective PPG Sensor Platform for Ear-Worn Heart Rate Monitoring. *Wearable and Implantable Body Sensor Networks*, 2009 BSN 2009 Sixth International Workshop on; 3-5 June 2009 2009, 286-291.
- [218] Yong-Sheng Y, Yuan-Ting Z: An efficient motion-resistant method for wearable pulse oximeter. *Information Technology in Biomedicine*, *IEEE Transactions on* 2008, 12:399-405.

- [219] Wood LB, Asada HH: Low Variance Adaptive Filter for Cancelling Motion Artifact in Wearable Photoplethysmogram Sensor Signals. *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007 EMBS 2007 29th Annual International Conference of the IEEE*; 22-26 Aug. 2007 2007, 652-655.
- [220] Lanata A, Scilingo EP, Nardini E, Loriga G, Paradiso R, De-Rossi D: Comparative evaluation of susceptibility to motion artifact in different wearable systems for monitoring respiratory rate. *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on 2010*, 14:378-386.
- [221] Dudde R, Thomas V, Piechotta G, Hintsche R: Computer-aided continuous drug infusion: setup and test of a mobile closed-loop system for the continuous automated infusion of insulin. *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on 2006*, 10:395-402.
- [222] Morris D, Schazmann B, Wu Y, Coyle S, Brady S, Fay C, Hayes J, Lau KT, Wallace G, Diamond D: Wearable technology for bio-chemical analysis of body fluids during exercise. 2008, 5741-5744.
- [223] Coyle S, King-Tong L, Moyna N, O’Gorman D, Diamond D, Di Francesco F, Costanzo D, Salvo P, Trivella MG, De Rossi DE, et al: BIOTEX-Biosensing textiles for personalised healthcare management. *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on 2010*, 14:364-370.
- [224] Curone D, Secco EL, Tognetti A, Loriga G, Dudnik G, Risatti M, Whyte R, Bonfiglio A, Magenes G: Smart garments for emergency operators: the ProeTEX project. *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on 2010*, 14:694-701.
- [225] Wang L, Yang G-Z, Huang J, Zhang J, Yu L, Nie Z, Cumming DRS: A wireless biomedical signal interface system-on-chip for body sensor networks. *Biomedical Circuits and Systems, IEEE Transactions on 2010*, 4:112-117.
- [226] Ahn CH, Jin-Woo C, Beaucage G, Nevin JH, Jeong-Bong L, Puntambekar A, Lee JY: Disposable smart lab on a chip for point-of-care clinical diagnostics. *Proceedings of the IEEE 2004*, 92:154-173.
- [227] Bonato P: Advances in wearable technology and applications in physical medicine and rehabilitation. *J Neuroeng Rehabil 2005*, 2:2.
- [228] Mathie MJ, Coster AC, Lovell NH, Celler BG, Lord SR, Tiedemann A: A pilot study of long-term monitoring of human movements in the home using accelerometer. *J Telemed Telecare 2004*, 10:144-151.
- [229] Sazonov ES, Fulk G, Sazonova N, Schuckers S: Automatic recognition of postures and activities in stroke patients. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc 2009*, 2009:2200-2203.

- [230] Giansanti D, Maccioni G, Morelli S: An experience of health technology assessment in new models of care for subjects with Parkinson's disease by means of a new wearable device. *Telemed J E Health* 2008, 14:467-472.
- [231] Aziz O, Atallah L, Lo B, Elhelw M, Wang L, Yang GZ, Darzi A: A pervasive body sensor network for measuring postoperative recovery at home. *Surg Innov* 2007, 14:83-90.
- [232] Amft O, Troster G: Recognition of dietary activity events using on-body sensors. *Artif Intell Med* 2008, 42:121-136.
- [233] Amft O, Kusserow M, Troster G: Bite weight prediction from acoustic recognition of chewing. *IEEE Trans Biomed Eng* 2009, 56:1663-1672.
- [234] Benedetti MG, Di Gioia A, Conti L, Berti L, Esposti LD, Tarrini G, Melchionda N, Giannini S: Physical activity monitoring in obese people in the real life environment. *J Neuroeng Rehabil* 2009, 6:47.
- [235] Sazonov ES, Schuckers SA, Lopez-Meyer P, Makeyev O, Melanson EL, Neuman MR, Hill JO: Toward objective monitoring of ingestive behavior in free-living population. *Obesity (Silver Spring)* 2009, 17:1971-1975.
- [236] Merilahti J, Parkka J, Antila K, Paavilainen P, Mattila E, Malm EJ, Saarinen A, Korhonen I: Compliance and technical feasibility of long-term health monitoring with wearable and ambient technologies. *J Telemed Telecare* 2009, 15:302-309.
- [237] Sciacqua A, Valentini M, Gualtieri A, Perticone F, Faini A, Zacharioudakis G, Karatzanis I, Chiarugi F, Assimakopoulou C, Meriggi P, et al: Validation of a flexible and innovative platform for the home monitoring of heart failure patients: preliminary results. *Computers in Cardiology* 2009, 36:97-100.
- [238] Sung M, Marci C, Pentland A: Wearable feedback systems for rehabilitation. *J Neuroeng Rehabil* 2005, 2:17.
- [239] Mundt CW, Montgomery KN, Udoh UE, Barker VN, Thonier GC, Tellier AM, Ricks RD, Darling RB, Cagle YD, Cabrol NA, et al: A multiparameter wearable physiologic monitoring system for space and terrestrial applications. *IEEE Trans Inf Technol Biomed* 2005, 9:382-391.
- [240] Anliker U, Ward JA, Lukowicz P, Troster G, Dolveck F, Baer M, Keita F, Schenker EB, Catarsi F, Coluccini L, et al: AMON: a wearable multiparameter medical monitoring and alert system. *IEEE Trans Inf Technol Biomed* 2004, 8:415-427.
- [241] Habetha J: The MyHeart project-fighting cardiovascular diseases by prevention and early diagnosis. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2006, 6746-6749.
- [242] Paradiso R, Loriga G, Taccini N: Wearable system for vital signs monitoring. *Stud Health Technol Inform* 2004, 108:253-259.

- [243] Paradiso R, Alonso A, Cianflone D, Milsis A, Vavouras T, Malliopoulos C: Remote health monitoring with wearable non-invasive mobile system: the healthwear project. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc 2008, 1699-1702.
- [244] Di Rienzo M, Rizzo F, Parati G, Brambilla G, Ferratini M, Castiglioni P: MagIC system: a new textile-based wearable device for biological signal monitoring. applicability in daily life and clinical setting. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc 2005, 7167-7169.
- [245] Di Rienzo M, Rizzo F, Meriggi P, Bordoni B, Brambilla G, Ferratini M, Castiglioni P: Applications of a textile-based wearable system for vital signs monitoring. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc 2006, 2223-2226.
- [246] Life Alert Classic. [<http://www.lifealertmedical.com/classic.html>].
- [247] AlertOne medical alert system. [<http://www.alert-1.com/>].
- [248] Automatic Fall Detection. [<http://www.wellcore.com/learn/automatic-fall-detection>].
- [249] myHalo. [<http://www.halomonitoring.com>].
- [250] BrickHouse, [<http://www.brickhousealert.com/personal-emergency-medical-alarm.html>].
- [251] EASY WORLS. [<http://www.ttmonaco.com/en/default.htm>].
- [252] Centre Suisse d'electronique Et de Microtechnique. [<http://www.csem.ch/docs/Show.aspx?id=6026>].
- [253] Bourke AK, van de Ven PW, Chaya AE, O'Laighin GM, Nelson J: Testing of a long-term fall detection system incorporated into a custom vest for the elderly. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc 2008, 2008:2844-2847.
- [254] Bianchi F, Redmond SJ, Narayanan MR, Cerutti S, Lovell NH: Barometric pressure and triaxial accelerometry-based falls event detection. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng 2010, 18:619-627.
- [255] Lanz M, Nahapetianz A, Vahdatpourz A, Kaiserx LAW, Sarrafzadeh M: SmartFall: an automatic fall detection system based on subsequence matching for the SmartCane. International Conference on Body Area Networks 2009.
- [256] Sposaro F, Tyson G: iFall: an Android application for fall monitoring and response. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc 2009, 2009:6119-6122.
- [257] Dai J, Bai X, Yang Z, Shen Z, Xuan D: PerFallD: A pervasive fall detection system using mobile phones. IEEE International Conference on Pervasive Computing and Communications Workshops; Mannheim 2010, 292-297.
- [258] Yavuz G, Kocak M, Ergun G, Alemdar HO, Yalcin H, Incel OD, Ersoy C: A smart phone based fall detector with online location support.

International Workshop on Sensing for App Phones; Zurich, Switzerland 2010, 31-35.

- [259] Fukaya K, Uchida M: Protection against impact with the ground using wearable airbags. *Ind Health* 2008, 46:59-65.
- [260] Nyan MN, Tay FE, Murugasu E: A wearable system for pre-impact fall detection. *J Biomech* 2008, 41:3475-3481.
- [261] Tamura T, Yoshimura T, Sekine M, Uchida M, Tanaka O: A wearable airbag to prevent fall injuries. *IEEE Trans Inf Technol Biomed* 2009, 13:910-914.
- [262] Shi G, Chan CS, Li WJ, Leung K-S, Zou Y, Jin Y: Mobile human airbag system for fall protection using MEMS sensors and embedded SVM classifier. *IEEE Sensors Journal* 2009, 9:495-503.
- [263] Bachlin M, Plotnik M, Roggen D, Maidan I, Hausdorff JM, Giladi N, Troster G: Wearable assistant for Parkinson's disease patients with the freezing of gait symptom. *IEEE Trans Inf Technol Biomed* 2009, 14:436-446.
- [264] Smith WD, Bagley A: A miniature, wearable activity/fall monitor to assess the efficacy of mobility therapy for children with cerebral palsy during everyday living. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2010, 2010:5030-5033.
- [265] Sposaro F, Danielson J, Tyson G: iWander: an Android application for dementia patients. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2010, 2010:3875-3878.
- [266] Giansanti D, Ricci G, Maccioni G: Toward the design of a wearable system for the remote monitoring of epileptic crisis. *Telemed J E Health* 2008, 14:1130-1135.
- [267] Kramer U, Kipervasser S, Shlitner A, Kuzniecky R: A novel portable seizure detection alarm system: preliminary results. *J Clin Neurophysiol* 2011.
- [268] Patel S, Mancinelli C, Dalton A, Patrilli B, Pang T, Schachter S, Bonato P: Detecting epileptic seizures using wearable sensors. *Book Detecting epileptic seizures using wearable sensors 2009*, (Editor ed.Aeds.). City.
- [269] Poh MZ, Loddenkemper T, Swenson NC, Goyal S, Madsen JR, Picard RW: Continuous monitoring of electrodermal activity during epileptic seizures using a wearable sensor. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2010, 2010:4415-4418.
- [270] Dalton A, Patel S, Roy AC, Welsh M, Pang T, Schachter S, O'Laighin G, Bonato P: Detecting epileptic seizures using wearable sensor technologies. *Book Detecting epileptic seizures using wearable sensor technologies 2010*, 73-74, (Editor ed.Aeds.). City.

- [271] Wood A, Stankovic J, Virone G, Selavo L, He Z, Cao Q, Doan T, Wu Y, Fang L, Stoleru R: Context-aware wireless sensor networks for assisted- living and residential monitoring. *IEEE Network* 2008, 22:26-33.
- [272] Magenes G, Curone D, Caldani L, Secco EL: Fire fighters and rescuers monitoring through wearable sensors: The ProeTEX project. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2010, 3594-3597.
- [273] Shyamal Patel, Hyung Park, Paolo Bonato, Leighton Chan and Mary Rodgers, "A review of wearable sensors and systems with application in rehabilitation" *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2012, 9:21
- [274] Y. L. Zheng, B. Leung, S. Sy, Y. T. Zhang, and C. C. Poon, "A clip-free eyeglasses-based wearable monitoring device for measuring photoplethysmographic signals," in *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2012, pp. 5022-5025.
- [275] W. Gu, C. Poon, H. Leung, M. Sy, M. Wong, and Y. Zhang, "A novel method for the contactless and continuous measurement of arterial blood pressure on a sleeping bed," in *Annual International Conference of the IEEE in Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC.* , 2009, pp. 6084-6086.
- [276] K. F. Wu, C. H. Chan, and Y. T. Zhang, "Contactless and cuffless monitoring of blood pressure on a chair using e-textile materials," 2006 3rd *IEEE/EMBS International Summer School on Medical Devices and Biosensors*, pp. 98-100, 2006.
- [277] W. Gu, C. C. Poon, M. Sy, H. Leung, Y. Liang, and Y. T. Zhang, "A h-shirt-based body sensor network for cuffless calibration and estimation of arterial blood pressure," in *Sixth International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks, BSN*, 2009, pp. 151-155.
- [278] C. C. Poon, Y. M. Wong, and Y.-T. Zhang, "M-health: the development of cuff-less and wearable blood pressure meters for use in body sensor networks," in *IEEE/NLM Life Science Systems and Applications Workshop*, 2006, pp. 1-2.
- [279] Y.-t. Zhang, X. Xiang, and C. C. Poon, "The evaluation of nodes of body sensor networks: wearable blood pressure measuring devices," in *Wearable and Implantable Body Sensor Networks, 2006. BSN 2006. International Workshop on*, 2006, pp. 4 pp.-161.
- [280] K. Hung and Y. Zhang, "WAP-based telemedicine applications," *Australasian Physical & Engineering Science in Medicine*, vol. 24, pp. 196-200, 2001.

- [281] C. C. Poon, Y.-T. Zhang, and S.-D. Bao, "A novel biometrics method to secure wireless body area sensor networks for telemedicine and m-health," *Communications Magazine*, IEEE, vol. 44, pp. 73-81, 2006.
- [282] H. Xu, J. Li, B. H. Leung, C. C. Poon, B. S. Ong, Y. Zhang, et al., "A high-sensitivity near-infrared phototransistor based on an organic bulk heterojunction," *Nanoscale*, vol. 5, pp. 11850-5, Dec 7 2013.
- [283] WHO. A health telematics policy in support of WHO's Health-For-All strategy for global health development: report of the WHO group consultation on health telematics, 11–16 December, Geneva, 1997. Geneva, World Health Organization, 1998.
- [284] G. Weisser and M. Walz, "Basics of german teleradiology," *Radiologe*, vol. 47, pp. 267–76; quiz 277–8, Mar 2007.
- [285] <http://www.moh.gov.my/images/gallery/Telemedicine/TelemedicineBlueprint.pdf>
- [286] <http://internetinnovation.org/library/special-reports/telemed-infographic/>
- [287] <http://tuprints.ulb.tu-darmstadt.de/1157/1/Dissertation-final-10Nov2008.pdf>
- [288] Kontaxakis, George; Visvikis, Dimitris; Ohl, Roland; Sachpazidis, Ilias; Suarez, Juan Pablo; Selby, Boris Peter; et al.: "Integrated Telemedicine Applications and Services for Oncological Positron Emission Tomography", *Oncology Reports*, Vol.15: 1091–1100, 2006
- [289] <http://nemertes.lis.upatras.gr/jspui/handle/10889/2092>
- [290] <http://nemertes.lis.upatras.gr/jspui/handle/10889/2600>
- [291] <http://www.hl7.org/>
- [292] <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1955762/>
- [293] <http://nefeli.lib.teicrete.gr/browse/sefe/hlk/2010/PapakostasAleksandros/attached-document-1274435411-75342-27268/2010papakostas.pdf>
- [294] http://www.doc.ic.ac.uk/~nd/surprise_96/journal/vol2/sab/article2.html
- [295] <http://nemertes.lis.upatras.gr/jspui/handle/10889/2092>
- [296] <http://nefeli.lib.teicrete.gr/browse/sefe/hlk/2010/PapakostasAleksandros/attached-document-1274435411-75342-27268/2010papakostas.pdf>
- [297] <http://www.epocrates.com/products>
- [298] <http://www.sanfordguide.com/publications/the-sanford-guide-to-antimicrobial-therapy/mobile-applications>

- [299] <http://micromedex.com/mobile>
- [300] http://www.unboundmedicine.com/products/5-minute_emergency_medicine_consult
- [301] <http://www.dsm5.org/Pages/Default.aspx>
- [302] http://applications.3d4medical.com/apps_home
- [303] <http://www.visualdx.com/>
- [304] <http://www.imaios.com/en/e-Anatomy>
- [305] <http://info.isabelhealthcare.com/isabel-iphone-app/>
- [306] http://www.unboundmedicine.com/products/johns_hopkins_abx_guide
- [307] <http://www.physiciansinteractive.com/solutions/mobile-media/omnio/>
- [308] <http://fastfactsforcriticalcare.com/>
- [309] <http://www.immunizationed.org/>
- [310] <http://success.ada.org/en/apps/>
- [311] <http://medcalc.medserver.be/>
- [312] <http://lab-values-medical-reference.android.informer.com/>
- [313] <http://www.medplusapps.com/>
- [314] <http://www.medicalwizards.com/products>
- [315] http://www.unboundmedicine.com/products/diagnosaurus_iphone
- [316] http://emedic.com/product_eMedx_01.asp
- [317] <http://pixmeo.pixmeo.com/products.html#OsiriXHD>
- [318] <http://www.tarascon.com/products/details.aspx/0108-9>
- [319] <http://emgladiators.com/resus/>

Δημοσιεύσεις

A. ΔΗΜΟΣΙΕΥΣΕΙΣ ΣΕ ΔΙΕΘΝΗ ΕΠΙΣΤΗΜΟΝΙΚΑ ΠΕΡΙΟΔΙΚΑ ΜΕ ΚΡΙΤΕΣ [J]

01. Barelle, C., Tsirbas, Ch, Ibanez, F., Vellidou, E., Tagaris, A., **Koutsouri, G.**
Koutsouris, D. "KINOPTIM: A tele-rehabilitation gaming platform for fall", *Journal of Health Research and Innovation*, 2014
02. Koutsouris D., Lazakidou A., Vellidou E., Iliopoulou, D., Petridou, M., **Koutsouri, G.**, Giokas, K., Fotiadis D. "The use of telephone monitoring for diabetic patients: theory and practical implications" *Smart Homecare Technology and TeleHealth*, vol. 2014 (2), pp. 13-17. 2014.
03. Athanasiou, L. S., Karvelis, P. S., Sakellarios, A. I., Exarchos, T. P., Siogkas, P. K., Tsakanikas, V. D., Naka, K., Bourantas, C.V., Papafaklis, M., **Koutsouri, G.**, Lampros, M., Parodi, O., Fotiadis, D. I. "A hybrid plaque characterization method using intravascular ultrasound images". *Technology and Health Care Journal*, vol. 21(3), pp. 199-216, 2013.
04. Rompas, A., Tsirmpas, Ch., Papatheodorou, I., **Koutsouri, G.**, Koutsouris, D. "3D Printing: Basic Concepts Mathematics and Technologies", *International Journal of Systems Biology and Biomedical Technologies (IJSBBT)*, vol. 2(2), pp.58-71, 2013.
05. **Koutsouri, G.**, Economopoulos, T.L., Matsopoulos, G.K. "Image Contrast Enhancement through Regional Application of Partitioned Iterated Function Systems", *Journal of Electronic Imaging*, vol. 22, no. 1, pp. 1-13, 2013.
06. Anastasiou, A. Giokas, K., Iliopoulou, D., **Koutsouri, G.** "Intelligent Medication Adherence Monitoring System iMedPlus", *International Journal of Reliable and Quality E-Healthcare*, vol. 1(4), pp. 13-24, 2012.

07. Iliopoulou D., Tsirbas Ch., Kouris I., Alexandrou D., **Koutsouri G.**, Koutsouris D. "Biomedical Engineering in Greece. Past, Present and Future", *LEADERS in Health*, vol. 1, pp. 88 – 92, 2010.

B. ΚΕΦΑΛΑΙΑ ΣΕ ΒΙΒΛΙΑ ΕΚΔΟΤΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΟΝΙΚΩΝ ΟΙΚΩΝ ΜΕΤΑ ΑΠΟ ΠΡΟΣΚΛΗΣΗ ΤΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗΣ ΤΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΟΝΙΚΩΝ ΕΠΙΜΕΛΗΤΩΝ ΚΑΙ ΚΡΙΣΗ (B)

01. Pouliakis, A., Stergiou, E., Karakitsou, E., **Koutsouri, G.**, Iliopoulou, D., Tzivras, M., Tzivras, D., Karakitsos, P. "Comparative Study of Artificial Neural Networks in the Diagnosis of gastric lesions." *Festschrift in Memory of Prof. Archimandrite Athanasios*, Tzivras, M. (Ed), pp. 94-108, 2013 (in Greek). [Πουλιάκης Α., Στεργίου Ε., Καρακίτσου Ε., **Κουτσούρη Τζ.**, Ηλιοπούλου Δ., Τζιβράς Μ., Τζιβράς Δ., Καρακίτσος Π. "Συγκριτική Μελέτη Τεχνητών Νευρωνικών Δικτύων στη Διάγνωση των Αλλοιώσεων του Στομάχου". *Τιμητικός Τόμος στη Μνήμη του Καθ. Αθανάσιου Αρχιμανδρίτη*, Τζιβράς Μ. (Ed), pp. 94-108, 2013.]

Γ. ΔΗΜΟΣΙΕΥΣΕΙΣ ΣΕ ΣΥΝΕΔΡΙΑ ΜΕ ΚΡΙΣΗ ΣΕ ΠΛΗΡΕΣ ΚΕΙΜΕΝΟ [P]

01. Barelle, C., Tsirmpas, Ch., Ibanez, F., Tagaris, A., Velidou, E., **Koutsouri, G.**, Koutsouris, D. "KINOPTIM: Designing a tele-rehabilitation gaming platform for fall prevention in the elderly community", *36th Annual International IEEE EMBS Conference, EMBS14, Chicago, USA, August 2014.*
02. Giokas, K., Anastasiou, A., Tsirbas Ch., **Koutsouri, G.**, Koutsouris, D. Iliopoulou, D. "Smart Adaptable System for Older Adults' Daily Life Activities Management - The ABLE Platform", *36th Annual International IEEE EMBS Conference, EMBS14, Chicago, USA, August 2014.*
03. Bampis, Ch., **Koutsouri, G.**, Berdouses, E., Tripoliti, E. E., Iliopoulou, D., Koutsouris, D., Oulis, C., Fotiadis, D. I. "Occlusal Caries Detection Using Random Walker Algorithm: a Graph Approach", *36th Annual International IEEE EMBS Conference, EMBS14, Chicago, USA, August 2014.*

04. **Koutsouri, G.**, Berdouses, E., Tripoliti, E. E., Oulis, C., Fotiadis, D. I. "Detection of occlusal caries based on digital image processing." *13th International Conference on Bioinformatics and Bioengineering - BIBE 2013*, Chania, Greece, November, IEEE, 2013.
05. Berdouses, E., **Koutsouri, G.**, Tripoliti, E. E., Oulis, C., Fotiadis, D. I. "Automatic Detection of Occlusal Caries Based on Photographic Color Image Processing.", *19th Congress of the European Society of Biomechanics (ESB2013)*, Patras, Greece, 2013.
06. Pouliakis, A., Karakitsou, E., Iliopoulou, D., **Koutsouri, G.**, Karakitsos, P. "The Characteristics of System Support Program screening against cervical cancer and the first conclusions of their Implementation", *10th Panhellenic of Cytology Conference*, pp. 29, Athens, October, Greece, 2013.
07. Pouliakis, A., Karakitsou, E., Iliopoulou, D., **Koutsouri, G.**, Karakitsos, P. "Roaming Women in the Hellenic Population Based Cervical Cancer Screening Program. Secure Access of Medical Records and High Flexibility", *ICC, 18th International Congress of Cytology, Acta cytologica, special issue*, pp.87, 2013, Vielh, Ph., Solomon, D., Cochand-Prolled, B., Schmitt, F. (Guest Eds), Paris, May 26th-30th, 2013.
08. **Koutsouri, G.**, Economopoulos, T.L., Matsopoulos, G.K. "Volumetric Assessment Dispute aligned preoperative and postoperative dental Computer Tomography Data" *5th Panhellenic Biomedical Engineering Congress and International Forum* (book of abstracts, p 43), Athens, Greece, January 2013. [**Τ. Κουτσούρη, Θ. Οικονομόπουλος, Γ. Ματσόπουλος**, "Ογκομετρική Εκτίμηση Διαφορών Ευθυγραμμισμένων Προεγχειρητικών και Μετεγχειρητικών Οδοντιατρικών Δεδομένων Υπολογιστικής Τομογραφίας", *Πρακτικά 5ου Πανελληνίου Συνεδρίου Βιοϊατρικής Τεχνολογίας*, σελ. 43, Αθήνα, Ιανουάριος, 2013]
09. Giokas, K., Anastasiou, A., Iliopoulou, D, **Koutsouri, G.**, Koutsouris, D. "Personalized Health Management System for diabetics." *5th Panhellenic Biomedical Engineering Congress and International Forum* (book of abstracts, p), Athens, Greece, January 2013. ["Εξατομικευμένο Σύστημα Διαχείρισης Υγείας

- Για Τους Διαβητικούς.", *Πρακτικά 5ου Πανελληνίου Συνεδρίου Βιοϊατρικής Τεχνολογίας*, σελ., Αθήνα, Ιανουάριος, 2013.]
10. Giokas K., Tsirmpas Ch., Petropoulou O., **Koutsouri G.**, Koutsouris D. "Healthcare Platform With a view to Semantic Interoperability." *5th Panhellenic Biomedical Engineering Congress and International Forum* (book of abstracts, p), Athens, Greece, January 2013. ["Πλατφόρμα Υγείας Με Σκοπό Την Σημασιολογική Διαλειτουργικότητα." *Πρακτικά 5ου Πανελληνίου Συνεδρίου Βιοϊατρικής Τεχνολογίας*, σελ., Αθήνα, Ιανουάριος, 2013.]
 11. Psilla, I., **Koutsouri, G.**, Bibas, A., Koutsouris, D. "Mathematical modeling of vibration of the vocal cords" *17th National Congress of Otorhinolaryngology Head and Neck Surgery*, Alexandroupolis, Greece, October, pp. 119, 2013. [Ψύλλα Ι., **Κουτσούρη, Τζ.**, Μπίμπας, Α., Κουτσούρης, Δ. "Μαθηματική μοντελοποίηση της ταλάντωσης των φωνητικών χορδών", *17ο Πανελλήνιο Συνέδριο Ωτορινολαρυγγολογίας Χειρουργικής Κεφαλής και Τραχήλου*, Αλεξανδρούπολη, Οκτώβριος, pp. 119, 2013.]
 12. Tsirmpas, Ch., **Koutsouri, G.**, Eleftheriou, G., Iliopoulou, D. "The role of Internet of Things in personalized healthcare", *4th Panhellenic Biomedical Engineering Congress and International Forum* (book of abstracts), Athens, Greece, January 2012. 137.
 13. Giokas K., Tsirmpas Ch., **Koutsouri G.**, Koutsouris D. "Safe Waste – An Innovative system for the management of Hospital Waste", *4th Panhellenic Biomedical Engineering Congress*, (book of abstracts, pp.18-18), Athens, Greece, January 2012.
 14. Giokas K., Petropoulou O., **Koutsouri G.**, Koutsouris D. "Prime – SAS Primary Healthcare Smart Advisory System", *4th Panhellenic Biomedical Engineering Congress*, (book of abstracts, pp.34-35), Athens, Greece, January 2012