



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΣΤΕΡΕΑΣ ΕΛΛΑΔΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΜΕ
ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΤΗ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗ

*Χρήση ψηφιακού ακτινογράφου στη μελέτη
χαρακτηριστικών υφής οστικών παθήσεων*

Λιάμπα Άννα

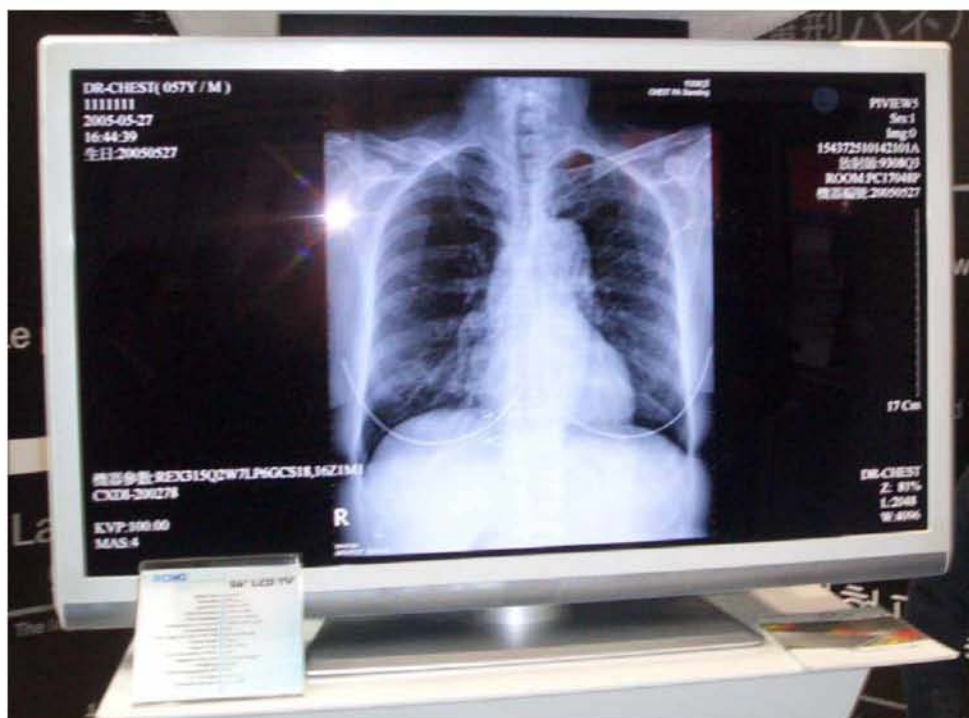
ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ
Υπεύθυνος
Δρ. Γκανέτσος Θεόδωρος

Λαμία,
Μάρτιος 2009



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΣΤΕΡΕΑΣ ΕΛΛΑΔΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΜΕ
ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΤΗ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗ**

*Χρήση ψηφιακού ακτινογράφου στη μελέτη
χαρακτηριστικών υψηλής οστικής παθήσεων*



Λιάμπα Άννα

**ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ
Υπεύθυνος
Δρ. Γκανέτσος Θεόδωρος**

**Λαμία,
Μάρτιος 2009**

Αφιερώνεται στην οικογένειά μου

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Οι ραγδαίες εξελίξεις σε διάφορους τομείς θετικών επιστημών έχουν φέρει επανάσταση στην ιατρική και έχουν βελτιώσει σημαντικά την ιατρική διάγνωση. Η εξέλιξη της τεχνολογίας στους διάφορους τρόπους ανίχνευσης της ακτινοβολίας, στους τρόπους λήψης των ακτινοδιαγνωστικών εικόνων και στην ψηφιακή επεξεργασία της εικόνας οδήγησαν στην εμφάνιση του ψηφιακού ακτινογραφικού συστήματος και στη συνεχή εξέλιξή του.

Τα τελευταία χρόνια ολοένα και αυξάνουν τα συστήματα που χρησιμοποιούν την ψηφιακή αυτή τεχνολογία. Η ανάγκη για βελτίωση των διαγνωστικών πληροφοριών, για ελαχιστοποίηση του κόστους και για μείωση της δόσης της ακτινοβολίας τόσο στον εξεταζόμενο όσο και στον χειριστή του μηχανήματος, οδηγεί στη σταδιακή αντικατάσταση του κλασικού ακτινογραφικού φιλμ από σύγχρονους υπολογιστές, δηλαδή κατ' επέκταση των κλασικών ακτινογραφικών συστημάτων από τα αντίστοιχα ψηφιακά.

Η διατήρηση της τελευταίας εικόνας στην οθόνη του υπολογιστή, η ψηφιακή επεξεργασία μετά το τέλος της εξέτασης, η μεταφορά των εικόνων σε πολλά τερματικά και η αποδοτική αρχειοθέτησή τους είναι μερικές από τις δυνατότητες που παρέχει ένα ψηφιακό ακτινογραφικό σύστημα και οι οποίες το κάνουν να υπερέχει έναντι του συμβατικού.

Τέλος, η ανάπτυξη κατάλληλων λογισμικών μέσω διαφόρων προγραμμάτων (π.χ. Matlab) δίνει τη δυνατότητα επεξεργασίας της παραγόμενης εικόνας με στόχο την ακριβέστερη διάγνωση και την εξαγωγή στοιχείων για την πιθανή ύπαρξη μίας πάθησης.

Στο σημείο αυτό θα ήθελα να εκφράσω τις θερμές μου ευχαριστίες στον επιβλέποντα καθηγητή κ. Θεόδωρο Γκανέτσο για την ιδέα της εργασίας και για την σημαντική βοήθεια και καθοδήγησή του κατά τη διάρκεια εκπόνησής της, το Διαβαλκανικό Νοσοκομείο Θεσσαλονίκης και ιδιαίτερα τον κ. Άγγελο Ζούνη και τον κ. Κωνσταντίνο Πηγαδα για τα πολύτιμα στοιχεία που μας παραχώρησαν και τέλος την οικογένειά μου για την αμέριστη ηθική και υλική συμπαράστασή τους.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1. Εισαγωγή.....	σελ.12
2. Ακτίνες Χ.....	σελ.13
2.1. Γενικά.....	σελ.13
2.2. Παραγωγή των ακτίνων Χ.....	σελ.13
2.3. Κύριες διεργασίες αλληλεπίδρασης ακτίνων Χ με την ύλη.....	σελ.15
2.4. Φύση και ιδιότητες των ακτίνων Χ.....	σελ.17
3. Εισαγωγή στην Ακτινολογία.....	σελ.18
4. Η Ακτινολογία στο πέρασμα των χρόνων.....	σελ.21
4.1. Απαρχές.....	σελ.21
4.2. Ιστορική Εξέλιξη.....	σελ.24
4.3. Η Ακτινολογία στην Ελλάδα.....	σελ.29
5. Στόχος της πτυχιακής εργασίας.....	σελ.32

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

ΠΕΡΙΟΧΗ ΜΕΛΕΤΗΣ

1. Οστικές παθήσεις.....	σελ.33
1.1. Γενικά.....	σελ.33
1.2. Ανάλυση των παθήσεων.....	σελ.33
1.2.1 Κατανομή.....	σελ.34
1.2.2 Προγνωστικές μεταβλητές.....	σελ.34
1.3. Διάγνωση.....	σελ.37
2. Ψηφιακό Ακτινογραφικό Σύστημα.....	σελ.38
2.1. Λυχνία ακτίνων Χ.....	σελ.40
2.2. Γεννήτρια Υψηλής Τάσης.....	σελ.42
2.3. Κονσόλα χειρισμού και ελέγχου.....	σελ.43
2.4. Φίλτρα – Ηθμοί.....	σελ.44
2.5. Κατευθυντής.....	σελ.45
2.6. Εξεταστική Τράπεζα.....	σελ.45
2.7. Ενισχυτής Εικόνας.....	σελ.46
2.7.1. Παράμετροι Απόδοσης ενός ενισχυτή.....	σελ.50
2.7.1.1. Συντελεστής Μετατροπής.....	σελ.50
2.7.1.2. Συντελεστής Απόδοσης Φωτεινότητας.....	σελ.50
2.7.1.3. Διάμετρος πεδίου και επιλογές μεγέθυνσης.....	σελ.50
2.7.1.4. Ο λόγος Αντίθεσης.....	σελ.51
2.7.1.5. Αποτελεσματικότητα Ανίχνευσης Ποσοτήτων.....	σελ.51
2.7.1.6. Παραμόρφωση.....	σελ.52
2.8. Οπτική Διάταξη.....	σελ.53
2.8.1. Μηχανισμός Διαμοιρασμού.....	σελ.53
2.8.2. Οπτικομαγνητική Εικονοληψία(video camera).....	σελ.54
2.8.3. Διαδικασία Ψηφιοποίησης.....	σελ.54
2.9. Ανιχνευτές Ακτίνων Χ.....	σελ.56
2.9.1. Κατηγορίες ανιχνευτών.....	σελ.57

2.9.1.1. Διάκριση με βάση το σχήμα.....	σελ.57
2.9.1.2. Διάκριση με βάση τον τύπο ανίχνευσης.....	σελ.58
2.9.1.2.1. Συστήματα με φθορίζουσα οθόνη η οποία συνδέεται με μία διάταξη φωτοδιόδων (CCD) μέσω οπτικών ινών ή φακών.....	σελ.58
2.9.1.2.2. Ανιχνευτές με ενισχυτή εικόνας και διάταξη φωτοδιόδων.....	σελ.61
2.9.1.2.3. Ανιχνευτές με σύστημα φωσφόρου αποθήκευσης σήματος(Storage Phosphor System).....	σελ.61
2.9.1.2.4. Φωτοαγωγιμοί άμορφο σεληνιο.....	σελ.62
2.9.1.2.5. Επίπεδοι Ανιχνευτές (Flat Panel).....	σελ.62
2.9.1.3. Διάκριση με βάση τη στρατηγική ανίχνευσης.....	σελ.64
2.9.2. Παράμετροι Απόδοσης ενός ανιχνευτή.....	σελ.65
2.9.2.1. Καθυστέρηση εικόνας.....	σελ.65
2.9.2.2. Χωρική Ανάλυση.....	σελ.65
2.9.2.3. SNR.....	σελ.65
2.9.2.4. MTF.....	σελ.65
2.10. Περιφερειακές μονάδες εγγραφής.....	σελ.66
2.10.1. Photo-spot cameras	σελ.66
2.10.2. Cine - Radiography cameras.....	σελ.66
2.10.3. Συσκευές Spot-Film.....	σελ.66
3. Δυνατότητες του Ψηφιακού Ακτινογραφικού Συστήματος.....	σελ.67
3.1. Παλμική Ακτινοσκόπηση	σελ.67
3.2. Διατήρηση της τελευταίας εικόνας.....	σελ.68
3.3. Ψηφιακή Επεξεργασία.....	σελ.68
3.4. Συμπύεση.....	σελ.68
3.5 Σύστημα PACS.....	σελ.69
3.5.1. Εμφάνιση του PACS.....	σελ.69
3.5.2. Δυνατότητες του PACS.....	σελ.69
3.5.3. Ψηφιακή αποθήκευση εικόνων στο PACS.....	σελ.71
3.5.4. Αξιολόγηση του PACS.....	σελ.72
3.5.5. Θέματα Ασφάλειας.....	σελ.72
4. Πλεονεκτήματα Ψηφιακής Ακτινογράφησης	σελ.74
3.1. Συγκριτικές ακτινογραφίες Κλασικής και Ψηφιακής Ακτινογράφησης.....	σελ.75
5. Ακτινοπροστασία.....	σελ.77
5.1. Γενικά.....	σελ.77
5.2. Βασικές αρχές της ακτινοπροστασίας.....	σελ.78
5.3. Ισοδύναμη δόση ασθενούς – ενεργός δόση.....	σελ.80
5.4. Μέτρα Προστασίας.....	σελ.85
5.4.1. Προστασία του εξεταζόμενου.....	σελ.85
5.4.2. Προστασία του προσωπικού.....	σελ.87

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

ΥΛΙΚΑ - ΜΕΘΟΔΟΣ

1. Γενικά.....	σελ.90
2. Περιγραφή της διαδικασίας.....	σελ.92
3. Βασικές Λειτουργίες του Λογισμικού.....	σελ.95
3.1.Load Image.....	σελ.95

3.2. Calibration.....	σελ.96
3.3.Length.....	σελ.98
3.4. Angle.....	σελ.99
3.5. Rotate.....	σελ.101
3.6. Change Color.....	σελ.102
3.7.Exit.....	σελ.103

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4 **ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ**

1. Ανάπτυξη Λογισμικού.....	σελ.104
2. Παρουσίαση Λειτουργίας του Λογισμικού.....	σελ.104

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5 **ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ**

1. Συμπεράσματα.....	σελ.121
----------------------	---------

ΠΕΡΙΛΗΨΗ	σελ.122
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	σελ.123
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ	σελ.128

ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 1.1. Φάσμα της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας.....	σελ.13
Εικόνα 1.2. Σωλήνες Κούλιτζ.....	σελ.14
Εικόνα 1.3. Ακτινοβολία “Bremsstrhlung”.....	σελ.14
Εικόνα 1. 4. Χαρακτηριστική ακτινοβολία Χ.....	σελ.15
Εικόνα 1.5. Συντελεστές εξασθένησης διαφόρων ιστών σε συνάρτηση της ενέργειας φωτονίων (από National Institute of Standards and Technology)	σελ.16
Εικόνα 1.6. Φάσμα απορρόφησης ακτίνων Χ σε Pb (μόλυβδο).....	σελ.16
Εικόνα 1.7. Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο και σκέδαση Compton.....	σελ.17
Εικόνα 1.8. Φθορισμός και εκπομπή ηλεκτρονίου Auger.....	σελ.17
Εικόνα 1.9. Σύγχρονο Ακτινολογικό Εργαστήριο	σελ.18
Εικόνα 1.10. Λήψη ακτινογραφίας.....	σελ.19
Εικόνα 1.11. Ακτινογραφική εικόνα.....	σελ.20
Εικόνα 1.12. Συνήθεις Ακτινογραφικές Εικόνες.....	σελ.20
Εικόνα 1.13. Wilhelm Conrad Roentgen.....	σελ.21
Εικόνα 1.14. Το εργαστήριο του Roentgen.....	σελ.22
Εικόνα 1.15. Καθοδικός σωλήνας.....	σελ.22
Εικόνα 1.16. Η πρώτη ακτινογραφία από τον Roentgen.....	σελ.23
Εικόνα 1.17. Λήψη πρώτων ακτινογραφιών.....	σελ.23
Εικόνα 1.18. Τυπικός εξοπλισμός Εργαστηρίου.....	σελ.24
Εικόνα 1.19. Ακτινογραφία από τον Purin.....	σελ.24
Εικόνα 1.20. Η ακτινογραφική διάταξη του Έντισον.....	σελ.25
Εικόνα 1.21. Πρώτη κλινική ακτινογραφία(1896)	σελ.25
Εικόνα 1.22. Πρώτη ακτινογραφία του εγκεφάλου(1896)	σελ.25
Εικόνα 1.23. Αποτύπωση εικόνας σε πλάκες.....	σελ.26
Εικόνα 1.24. Η ακτινολογία τη δεκαετία του 1940.....	σελ.26
Εικόνα 1.25. Πρότυπος τομογράφος.....	σελ.27
Εικόνα 1.26. Αγγειογραφία της κεφαλής.....	σελ.27
Εικόνα 1.27. Σύγχρονος αξονικός τομογράφος.....	σελ.28
Εικόνα 1.28. Σύγχρονος μαγνητικός τομογράφος.....	σελ.29
Εικόνα 1.29. Σύγχρονος υπερηχοτομογράφος.....	σελ.29
Εικόνα 1.30. Ακτινολογικό Εργαστήριο Ευαγγελισμού	σελ.30
Εικόνα 1.31. Το περιοδικό Ελληνική Ακτινολογία.....	σελ.30
Εικόνα 1.32. 16 ^ο Πανελλήνιο Ακτινολογικό Συνέδριο.....	σελ.31
Εικόνα 2.1. Θέσεις που προτιμούν οι οστικές βλάβες	σελ.35
Εικόνα 2.2. Περιοχές εμφάνισης όγκων στο οστό.....	σελ.35
Εικόνα 2.3. Επεξεργασία της ακτινογραφίας.....	σελ.37
Εικόνα 2.4. Λήψη ψηφιακής ακτινογραφίας.....	σελ.38
Εικόνα 2.5. Ψηφιακό ακτινοδιαγνωστικό σύστημα	σελ.38
Εικόνα 2.6. Σχηματική διάταξη ψηφιακού ακτινογραφικού συστήματος.....	σελ.39
Εικόνα 2.7. Τμήματα ενός ψηφιακού ακτινογραφικού συστήματος.....	σελ.40

Εικόνα 2.8. Διάταξη Λυχνίας Ακτίνων Χ.....	σελ.41
Εικόνα 2.9. Λυχνία Ακτίνων Χ.....	σελ.42
Εικόνα 2.10. Κονσόλα χειρισμού.....	σελ.43
Εικόνα 2.11. Χρήση φίλτρου στην ακτινοσκοπική διάταξη.....	σελ.44
Εικόνα 2.12. Απορρόφηση φάσματος χαμηλής ενέργειας.....	σελ.44
Εικόνα 2.13. Κατευθυντές.....	σελ.45
Εικόνα 2.14. Σύγχρονος τύπος εξεταστικής τράπεζας.....	σελ.46
Εικόνα 2.15. Ενισχυτής Εικόνας (Image Intensifier)	σελ.47
Εικόνα 2.16. Ενισχυτής εικόνας	σελ.48
Εικόνα 2.17. Διάταξη Ενισχυτή Εικόνας	σελ.49
Εικόνα 2.18. Αλλαγή Διαμέτρου Πεδίου.....	σελ.51
Εικόνα 2.19. QDE.....	σελ.52
Εικόνα 2.20. Μαξιλαροειδής παραμόρφωση.....	σελ.52
Εικόνα 2.21. Παραμόρφωση S.....	σελ.52
Εικόνα 2.22. Μηχανισμός Διαμοιρασμού.....	σελ.53
Εικόνα 2.23. Ψηφιοποίηση σήματος Video.....	σελ.55
Εικόνα 2.24. Απόδοση εικόνας σε gray scale.....	σελ.56
Εικόνα 2.25. Σύστημα με φθορίζουσα οθόνη.....	σελ.58
Εικόνα 2.26. Ανιχνευτής με φθορίζουσα οθόνη – οπτικές ίνες – CCD.....	σελ.59
Εικόνα 2.27. Ανιχνευτής με ενισχυτή εικόνας και διάταξη φωτοδιόδων.....	σελ.61
Εικόνα 2.28. Ανιχνευτής με SPS.....	σελ.62
Εικόνα 2.29. Απεικόνιση με χρήση πινακίδων φωσφόρου.....	σελ.62
Εικόνα 2.30. Επίπεδος Ανιχνευτής.....	σελ.63
Εικόνα 2.31. Έμμεσος Ανιχνευτής.....	σελ.63
Εικόνα 2.32. Ακτινογραφικό Σύστημα με επίπεδο Ανιχνευτή (Philips Allura).....	σελ.64
Εικόνα 2.33. Ανιχνευτές ολοκλήρωσης σήματος & καταμέτρησης φωτονίων.....	σελ.64
Εικόνα 2.34. Παλμική Ακτινοσκόπηση.....	σελ.67
Εικόνα 2.35. Παράθυρο εφαρμογής του PACS	σελ.70
Εικόνα 2.36. Παράθυρο εφαρμογής του PACS.....	σελ.70
Εικόνα 2.37. Σύστημα PACS.....	σελ.73
Εικόνα 2.38. Επεξεργασία της εικόνας.....	σελ.74
Εικόνα 2.39. Απεικόνιση θώρακα.....	σελ.75
Εικόνα 2.40. Απεικόνιση οσφυϊκής μοίρας.....	σελ.75
Εικόνα 2.41. Απεικόνιση κεφαλής.....	σελ.76
Εικόνα 2.42. Απεικόνιση γονάτου.....	σελ.76
Εικόνα 2.43. Απεικόνιση σπονδυλικής στήλης.....	σελ.76
Εικόνα 2.44. Mihran Kassabian (1870-1910)	σελ.77
Εικόνα 2.45. Επίδραση της ακτινοβολίας στο DNA.....	σελ.77
Εικόνα 2.46. Έμμεση βλάβη του DNA από την επίδραση ακτινοβολίας.....	σελ.78
Εικόνα 2.47. Βασικό τρίπτυχο ακτινοπροστασίας.....	σελ.79
Εικόνα 2.48. Επίδραση της απόστασης από την πηγή ακτινοβολίας.....	σελ.79
Εικόνα 2.49. Θωράκιση από πηγή ακτινοβολίας.....	σελ.80
Εικόνα 2.50. Πίνακας Δόσεων Ακτινοβολίας.....	σελ.83
Εικόνα 2.51. Δοσιμετρία.....	σελ.84

Εικόνα 2.52. Σύστημα δοσιμετρίας.....	σελ.85
Εικόνα 2.53. Φίλτρα Αλουμινίου.....	σελ.86
Εικόνα 2.54. Δόση ακτινοβολίας ανάλογα με την απόσταση.....	σελ.87
Εικόνα 2.55. Μελέτη πριν την κατασκευή ακτινολογικού εργαστηρίου.....	σελ.87
Εικόνα 2.56. Θωρακίσεις χειριστηρίου.....	σελ.88
Εικόνα 2.57. Κολάρο θυροειδούς και μολυβδούχο πέτασμα.....	σελ.88
Εικόνα 2.58. Ακτινοπροστατευτικά γάντια, μολυβδούχα φωτοχρωμικά γυαλιά.....	σελ.89
Εικόνα 2.59. Ακτινοπροστατευτική ποδιά.....	σελ.89
Εικόνα 3.1. Το MATLAB.....	σελ.90
Εικόνα 3.2. Το γραφικό περιβάλλον του MATLAB.....	σελ.91
Εικόνα 3.3. Δημιουργία GUI.....	σελ.92
Εικόνα 3.4. Δημιουργία GUI.....	σελ.93
Εικόνα 3.5. Τελική μορφή του brain.fig.....	σελ.93
Εικόνα 4.1. Παράθυρο brain.....	σελ.104
Εικόνα 4.2. Επιλογή εικόνας.....	σελ.105
Εικόνα 4.3. Επιλογή εικόνας.....	σελ.105
Εικόνα 4.4. Εκκίνηση βαθμονόμησης.....	σελ.106
Εικόνα 4.5. Επιλεγμένη Εικόνα.....	σελ.106
Εικόνα 4.6. Εμφάνιση στόχου.....	σελ.107
Εικόνα 4.7. Εμφάνιση της περιοχής βαθμονόμησης.....	σελ.107
Εικόνα 4.8. Εισαγωγή τιμής στο real cm.....	σελ.108
Εικόνα 4.9. Υπολογισμός αναλογίας cm/pixel της εικόνας.....	σελ.108
Εικόνα 4.10. Υπολογισμός απόστασης δύο σημείων.....	σελ.109
Εικόνα 4.11. Κατάσταση Εκτέλεσης.....	σελ.109
Εικόνα 4.12. Επιλογή αρχικού σημείου.....	σελ.110
Εικόνα 4.13. Επιλογή τελικού σημείου.....	σελ.110
Εικόνα 4.14. Υπολογισμός απόστασης δύο σημείων.....	σελ.110
Εικόνα 4.15. Υπολογισμός απόστασης δύο σημείων.....	σελ.111
Εικόνα 4.16. Ενεργοποίηση stop.....	σελ.111
Εικόνα 4.17. Υπολογισμός απόστασης δύο σημείων.....	σελ.112
Εικόνα 4.18. Απενεργοποίηση stop.....	σελ.112
Εικόνα 4.19. Κατάσταση Εκτέλεσης.....	σελ.113
Εικόνα 4.20. Υπολογισμός της γωνίας 3 σημείων (Horizontal).....	σελ.113
Εικόνα 4.21. Υπολογισμός της γωνίας 3 σημείων (Horizontal).....	σελ.114
Εικόνα 4.22. Υπολογισμός της γωνίας 3 σημείων (Vertical).....	σελ.114
Εικόνα 4.23. Υπολογισμός της γωνίας 3 σημείων (Vertical).....	σελ.115
Εικόνα 4.24. Περιστροφή αρχικής εικόνας κατά 90°.....	σελ.115
Εικόνα 4.25. Περιστροφή αρχικής εικόνας κατά 180°.....	σελ.116
Εικόνα 4.26. Επιλογές Color Map.....	σελ.116
Εικόνα 4.27. Επιλογή παραμέτρου hot.....	σελ.117
Εικόνα 4.28. Εικόνα με Color Map hot.....	σελ.117
Εικόνα 4.29. Εικόνα με Color Map cool.....	σελ.118

Εικόνα 4.30. Εικόνα με Color Map copper.....	σελ.118
Εικόνα 4.31. Εικόνα με Color Map gray.....	σελ.119
Εικόνα 4.32. Εικόνα με Color Map pink.....	σελ.119
Εικόνα 4.33. Εικόνα με Color Map jet.....	σελ.120
Εικόνα 4.34. Τερματισμός λειτουργίας και έξοδος.....	σελ.120

ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 2.1. Κατανομή της οστικής νόσου	σελ.34
Πίνακας 2.2. Παραδείγματα κατανομής	σελ.34
Πίνακας 2.3. Τιμές του w_R για διάφορες περιπτώσεις.....	σελ.80
Πίνακας 2.4. Σωματικές επιπτώσεις από την δόση S_v	σελ.81
Πίνακας 2.5. Τιμές του w_T για διάφορους ιστούς/όργανα.....	σελ.82
Πίνακας 2.6. Όρια ισοδύναμων ενεργών δόσεων ανά έτος.....	σελ.83
Πίνακας 2.7. Είδος διαγνωστικής εξέτασης – Δόση Ακτινοβολίας.....	σελ.86
Πίνακας 3.1. Αρχείο brain.m.....	σελ.94
Πίνακας 3.2. Κώδικας για τη load image.....	σελ.95
Πίνακας 3.3. Κώδικας για το calibration.....	σελ.96
Πίνακας 3.4. Κώδικας για το calibration.....	σελ.97
Πίνακας 3.5. Κώδικας για τη length.....	σελ.98
Πίνακας 3.6. Κώδικας για τη angle.....	σελ.100
Πίνακας 3.7. Κώδικας για την rotate.....	σελ.101
Πίνακας 3.8. Κώδικας για την change color.....	σελ.102
Πίνακας 3.9. Κώδικας για την exit.....	σελ.103

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

Εισαγωγή

1. Εισαγωγή

Οι ιατρικές εικόνες παράγονται μέσω ενός συνόλου διαδικασιών, στις οποίες γίνεται χρήση των χαρακτηριστικών εκπομπής της ακτινοβολίας. Δημιουργούνται με την ανίχνευση της ακτινοβολίας με διάφορους τρόπους, αφού έχει προηγηθεί αλληλεπίδραση με το σώμα. Οι ακτίνες Χ, οι ακτίνες γ, τα σήματα ραδιοσυχνοτήτων, και τα υπερηχητικά κύματα αποτελούν τις καθιερωμένες πλέον ακτινοβολίες, ενώ το ορατό και το υπέρυθρο φως, τα μικροκύματα και τα εφαρμοζόμενα ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία διερευνούνται [1].

Η ακτινοβολία είναι μορφή ενέργειας, η οποία εκπέμπεται από κάποια πηγή και διαδίδεται στο χώρο με οριακά μεγάλη ταχύτητα. Οι ακτινοβολίες διακρίνονται σε δύο μεγάλες κατηγορίες: τις μη ιονίζουσες και τις ιονίζουσες ακτινοβολίες.

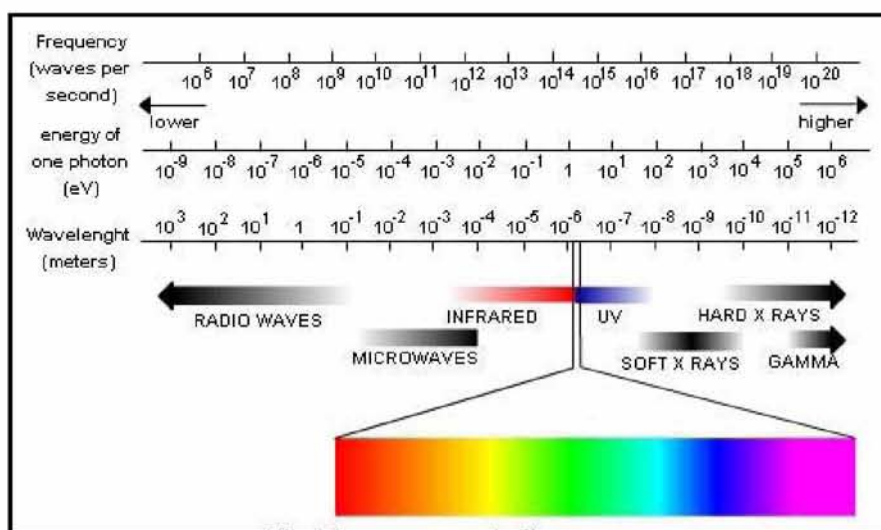
- *Μη ιονίζουσες ακτινοβολίες* είναι αυτές που μεταφέρουν σχετικά μικρή ενέργεια, ανίκανη να προκαλέσει ιοντισμό, ικανή όμως να προκαλέσει ηλεκτρικές, χημικές και θερμικές επιδράσεις στα κύτταρα, που μπορούν να αποβούν άλλοτε επιβλαβείς και άλλοτε ευεργετικές για τη λειτουργία τους. Μη ιοντίζουσες ακτινοβολίες είναι οι ηλεκτρομαγνητικές ακτινοβολίες στις οποίες εντάσσονται τα στατικά ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία, τα χαμηλόσυχνα ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία, που δημιουργούνται στο περιβάλλον διατάξεων ηλεκτρικής ενέργειας, τα ραδιοκύματα και τα μικροκύματα, που εκπέμπονται από κεραίες επικοινωνιών, καθώς και η υπέρυθρη, η ορατή και η υπεριώδης ακτινοβολία.
- *Ιονίζουσες ακτινοβολίες* είναι αυτές που μεταφέρουν ενέργεια ικανή να εισχωρήσει στην ύλη, να προκαλέσει ιοντισμό των ατόμων της, να διασπάσει βίαια χημικούς δεσμούς και να προκαλέσει βιολογικές βλάβες σε ζώντες οργανισμούς. Η δεισδυτικότητά τους στην ύλη εξαρτάται από το είδος τους και την ενέργεια που μεταφέρουν. Η ποσότητα ενέργειας που μεταφέρεται από την ακτινοβολία στην ύλη ανά χιλιόγραμμο μάζας ονομάζεται δόση ακτινοβολίας. Η πιθανότητα βλάβης της υγείας σχετίζεται άμεσα με το μέτρο της δόσης ακτινοβολίας.

Οι πιο γνωστές ιοντίζουσες ακτινοβολίες είναι οι ακτίνες Χ που παράγονται στις λυχνίες των ακτινολογικών μηχανημάτων και χρησιμοποιούνται ευρέως στην ιατρική, καθώς και οι ακτινοβολίες α, β και γ που εκπέμπονται από τους ασταθείς πυρήνες ατόμων [2][3].

2. Ακτίνες X

2.1. Γενικά

Οι ακτίνες X είναι ένα είδος αόρατης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας ή ενέργειας με εξαιρετικά μικρό μήκος κύματος (από 10 έως 0,01 νανόμετρα) και αντιστοιχούν σε φωτόνια συχνότητας από 30 έως 30.000μ PHz (10^{15} Hz). Συνδέονται άμεσα με τα ραδιοκύματα και τα κύματα φωτός και στο ηλεκτρομαγνητικό φάσμα εκτείνονται μεταξύ της περιοχής των ακτίνων γ και του υπεριώδους (Εικόνα 1.1) [2][4].



Εικόνα 1.1. Φάσμα της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας.

2.2. Παραγωγή των ακτίνων X

Η παραγωγή των ακτίνων X επιτυγχάνεται με τη βοήθεια κατάλληλων διατάξεων που ονομάζονται λυχνίες ακτίνων X. Η αρχή της λειτουργίας των λυχνιών αυτών βασίζεται στο βομβαρδισμό μιας μεταλλικής επιφάνειας με ηλεκτρόνια που κινούνται με μεγάλη ταχύτητα. Η μεταλλική επιφάνεια κατασκευάζεται κατά κανόνα από βολφράμιο (δύστηκτο μέταλλο). Όταν τα ηλεκτρόνια χτυπήσουν την επιφάνεια του βολφραμίου, η ταχύτητά τους μηδενίζεται. Σύμφωνα με την αρχή διατηρήσεως η κινητική ενέργεια των ηλεκτρονίων μετατρέπεται κατά το πιο μεγάλο της μέρος σε θερμότητα και ένα μικρό μόνο μέρος της μετατρέπεται σε ακτινοβολία X. Τα φαινόμενα αυτά γίνονταν μέσα σε ειδικούς σωλήνες παραγωγής ακτίνων X. Από το 1914 και μετά χρησιμοποιήθηκαν οι σωλήνες Κούλιτζ (Coolidge).

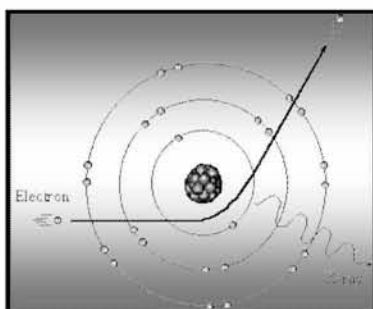


Εικόνα 1.2. Σωλήνες Κούλιτζ

Μέσα σ' αυτούς το κενό είναι πολύ υψηλό (104 μέχρι 106 mmHg) πράγμα που βοηθά στην ανάπτυξη μεγαλύτερης ταχύτητας των ηλεκτρονίων. Ουσιαστικά η ταχύτητα των ηλεκτρονίων οφείλεται στη συνεχή τάση που εφαρμόζεται στα άκρα (άνοδος - κάθοδος) του σωλήνα και της οποίας οι τιμές κυμαίνονται από 30.000 μέχρι 300.000 Volts. Με χαμηλές τιμές τάσεως παίρνουμε τις λεγόμενες μαλακές ακτίνες X, σχετικά μεγάλου μήκους κύματος (μικρής συχνότητας), ενώ με υψηλή τάση τις λεγόμενες σκληρές ακτίνες X μικρού μήκους κύματος (μεγάλης συχνότητας) [4][5].

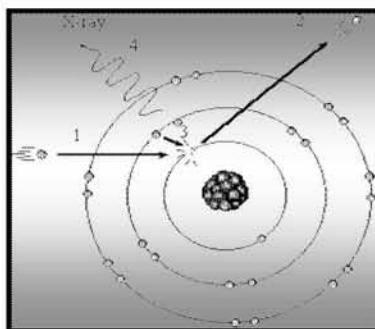
Η παραγωγή της ακτινοβολίας βασίζεται σε δύο φυσικούς μηχανισμούς:

1. Αλληλεπίδραση των ηλεκτρονίων με τα ηλεκτρικά πεδία των ατόμων του στόχου με αποτέλεσμα την επιβράδυνσή τους. Η ακτινοβολία που παράγεται με αυτόν τον τρόπο χαρακτηρίζεται συνήθως "ακτινοβολία *Bremsstrahlung*" ή "ακτινοβολία πεδήσεως" ή και "λευκή ακτινοβολία". (Εικόνα 1.3)



Εικόνα 1.3. Ακτινοβολία "Bremsstrahlung"

2. Αλληλεπίδραση ("σύγκρουση") των προσπιπτόντων ηλεκτρονίων με τα περιφερειακά ηλεκτρόνια των ατόμων. Τα περιφερειακά ηλεκτρόνια προσλαμβάνουν ενέργεια, διεγείρονται και μετά από ένα μικρό χρονικό διάστημα, αποδιεγείρονται. Κατά την αποδιέγερση εκπέμπεται ακτινοβολία που ονομάζεται "χαρακτηριστική ακτινοβολία X". Συχνά χρησιμοποιείται και ο όρος "ακτίνες X φθορισμού"(Εικόνα 1.4) [2][6].



Εικόνα 1. 4. Χαρακτηριστική ακτινοβολία Χ

2.3. Κύριες διεργασίες αλληλεπίδρασης ακτίνων Χ με την ύλη

Η παραγωγή των εικόνων προέρχεται από την εξασθένηση των ακτίνων Χ καθώς περνούν διαμέσου διαφόρων υλικών. Η εξασθένηση είναι η διαδικασία με την οποία οι ακτίνες Χ απομακρύνονται από τη δέσμη με απορρόφηση και σκέδαση. Οι διάφοροι μηχανισμοί εξασθένησης μπορούν να διακριθούν σε δύο βασικές κατηγορίες:

- Τη γεωμετρική εξασθένηση
- Την εξασθένηση που είναι αποτέλεσμα της αλληλεπίδρασης των φωτονίων Χ και γ με τα άτομα της ύλης.

Η γεωμετρική εξασθένηση οφείλεται στο λεγόμενο “νόμο του αντιστρόφου τετραγώνου”. Σύμφωνα με αυτόν, η ένταση της ακτινοβολίας που εκπέμπεται από μια σημειακή πηγή εξασθενεί ανάλογα με το αντίστροφο του τετραγώνου της απόστασης. Δηλαδή

$$I = I_0 \frac{X_0^2}{X}$$

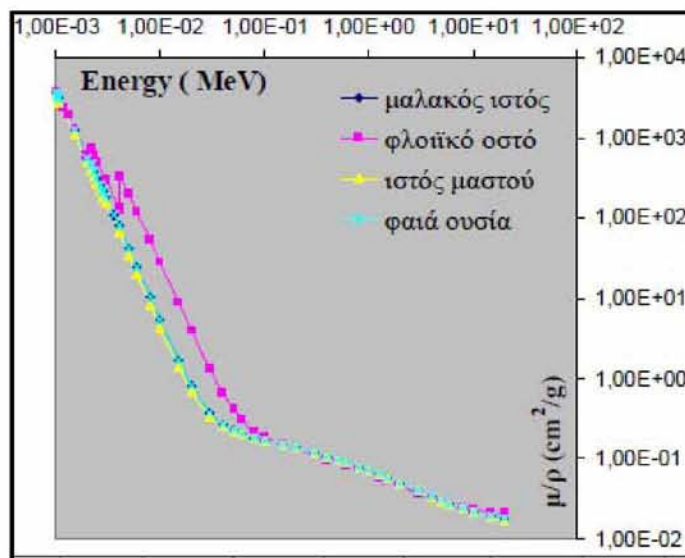
όπου I είναι η ένταση της ακτινοβολίας σε μια απόσταση X μακριά από την πηγή και I_0 η ένταση σε απόσταση X_0 κοντά στην πηγή.

Η δεύτερη κατηγορία αφορά τους μηχανισμούς με τους οποίους κάθε ξεχωριστό φωτόνιο αλληλεπιδρά με την ύλη (βιολογικοί ιστοί) μέσα από την οποία διέρχεται η δέσμη. Οι μηχανισμοί αυτοί είναι: η ελαστική σκέδαση, η σκέδαση Thomson, η σκέδαση Rayleigh, το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο, φωτοηλεκτρική απορρόφηση, το φαινόμενο Compton, το φαινόμενο της δίδυμης γένεσης, διάφορες φωτοπυρηνικές αντιδράσεις κ.λ.π. Η εξασθένηση λόγω των μηχανισμών αυτών εκφράζεται με τον εκθετικό νόμο:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x}$$

όπου x είναι το μήκος της διαδρομής των φωτονίων μέσα στους ιστούς, I_0 η αρχική ένταση της ακτινοβολίας και I η ελαττούμενη ένταση κατά την έξοδο της δέσμης από τους ιστούς. Το μ ονομάζεται γραμμικός συντελεστής εξασθένησης και εξαρτάται από την ενέργεια των φωτονίων, από την

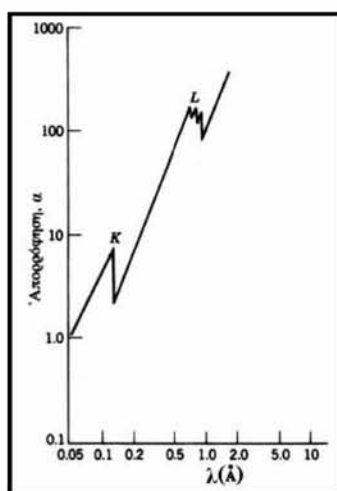
πυκνότητα και τον ατομικό αριθμό του υλικού μέσα από το οποίο διέρχονται τα φωτόνια [7][8][9].



Εικόνα 1.5. Συντελεστές εξασθένησης διαφόρων ιστών σε συνάρτηση της ενέργειας φωτονίων (από National Institute of Standards and Technology)

Οι πιο σημαντικοί μηχανισμοί στους οποίους εστιάζουμε είναι:

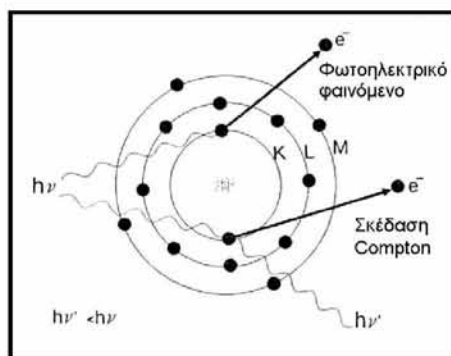
- Η εξασθένηση της πρωτογενούς δέσμης λόγω φωτοηλεκτρικής απορρόφησης (Εικόνα 1.6)



Στον κάθετο άξονα αναπαριστάται η λογαριθμική μεταβολή του συντελεστή απορρόφησης

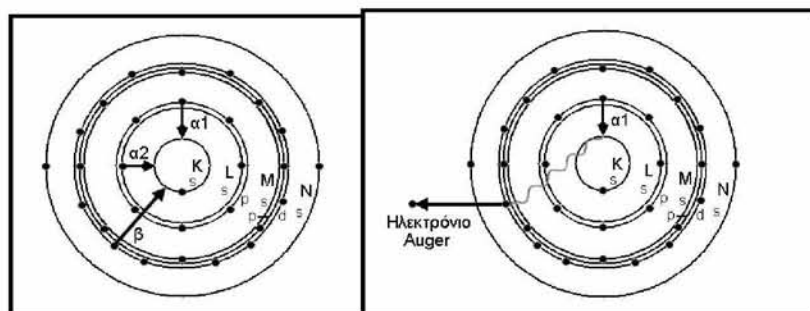
Εικόνα 1.6. Φάσμα απορρόφησης ακτίνων X σε Pb (μόλυβδο).

- Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο και ανελαστική σκέδαση Compton, κατά την αλληλεπίδραση ενός ατόμου με φωτόνια ενέργειας $h\nu$ (Εικόνα 1.7)



Εικόνα 1.7. Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο και σκέδαση Compton

- Μεταπτώσεις ηλεκτρονίων, που προκαλούνται από τον ιονισμό εσωτερικού (K) ηλεκτρονίου και οδηγούν σε φθορισμό (αριστερά) ή εκπομπή ηλεκτρονίου Auger (δεξιά) (Εικόνα 1.8) [9][10].



Εικόνα 1.8. Φθορισμός και εκπομπή ηλεκτρονίου Auger

2.4. Φύση και ιδιότητες των ακτίνων X

Οι ακτίνες X, επειδή είναι ηλεκτρομαγνητικές, δηλαδή της ίδιας φύσεως με τις φωτεινές ακτίνες, παρουσιάζουν όλες τις ιδιότητες των φωτεινών ακτίνων. Έτσι παθαίνουν ανάκλαση, διάθλαση, πόλωση, και περίθλαση. Επειδή, όπως αναφέρθηκε και παραπάνω, έχουν πολύ μικρό μήκος κύματος, τα συνηθισμένα φράγματα περίθλασης των φωτεινών ακτίνων είναι άχρηστα γι' αυτές. Πρώτος ο Γερμανός φυσικός Φον Λάουε (Von Laue) το 1912 χρησιμοποίησε τους κρυστάλλους για να πετύχει περίθλαση των ακτίνων X. Από τις έρευνες αυτές του Λάουε βγήκαν σπουδαία συμπεράσματα για την εσωτερική κατασκευή των στερεών [11].

Οι ιδιότητες που οι ακτίνες X έχουν και συνεπώς διαφέρουν από τις άλλες φωτεινές ακτίνες είναι:

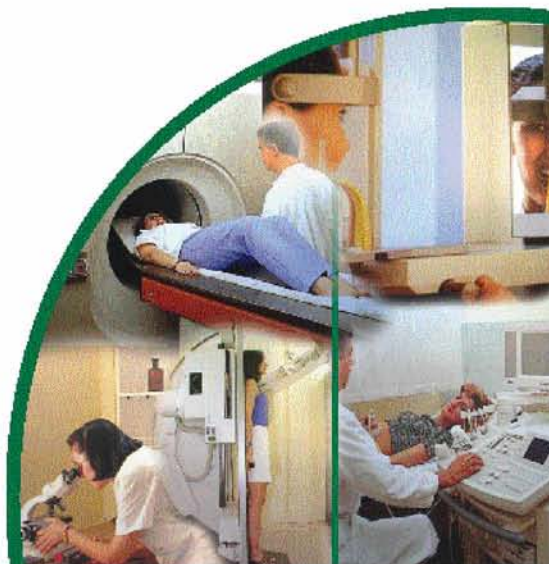
- Η μεγάλη διαπεραστική τους ικανότητα, που οφείλεται στο πολύ μικρό μήκος κύματος που έχουν. Όταν βομβαρδίσουμε ένα υλικό σώμα, π.χ. έναν ανθρώπινο οργανισμό με ακτίνες X, το διαπερνούν σε βαθμό που εξαρτάται από το μήκος κύματός τους και από την πυκνότητα του σώματος. Τα κόκαλα π.χ. έχουν πιο μεγάλη πυκνότητα από τις σάρκες

- και γι' αυτό οι ακτίνες Χ, ενώ διαπερνούν τις σάρκες, δεν διαπερνούν τα κόκαλα.
- Ιονίζουν τα σώματα που διαπερνούν κι έτσι προκαλούν βιολογικές επιδράσεις στους ζωντανούς ιστούς.
 - Προκαλούν το φθορισμό διαφόρων σωμάτων. [7][12]

3. Εισαγωγή στην Ακτινολογία

Ο κλάδος της ιατρικής επιστήμης που χρησιμοποιεί τις ακτίνες Χ για την απεικόνιση εσωτερικών οργάνων ή άλλων μερών του σώματος με σκοπό τη διάγνωση και μερικές φορές τη θεραπεία ασθενειών ονομάζεται **ακτινολογία**.

Οι ακτίνες Χ ανακαλύφθηκαν από τον Βίλχελμ Ρέντγκεν (Wilhelm Röntgen) το 1895 και η πρώτη καταγεγραμμένη διαγνωστική χρήση τους έγινε το 1896. Στην πρώτη δεκαετία της ανακάλυψης των ακτίνων Χ παρατηρήθηκαν και τα αποτελέσματα της εφαρμογής τους πάνω σε ασθενείς. Η γέννηση της Ιατρικής ειδικότητας της Ακτινολογίας δεν απείχε και πολύ. Παραδοσιακά η ακτινολογία χωρίστηκε σε δύο διαφορετικούς επιστημονικούς κλάδους, το διαγνωστικό και το θεραπευτικό. Η μόνη κοινή περιοχή των δύο αυτών κλάδων ήταν η χρήση της ιονίζουσας ακτινοβολίας. Καθώς κάθε κλάδος συνέχισε να αναπτύσσεται και να γίνεται πολύπλοκος, έγινε φανερό πως ο διαχωρισμός των δύο ειδικοτήτων ήταν αναγκαίος. Σήμερα κάποιος εκπαιδεύεται είτε στη διαγνωστική ακτινολογία είτε στην ακτινοθεραπευτική [13][14].



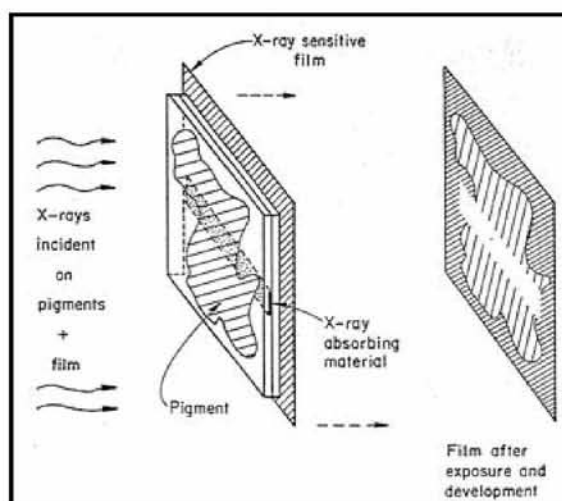
Εικόνα 1.9. Σύγχρονο Ακτινολογικό Εργαστήριο

Η **ακτινοδιαγνωστική**, στηριζόμενη στις ιδιότητες των ακτίνων Χ, μας δίνει πληροφορίες για την ανατομική φυσιολογική κατάσταση και σχέση των οργάνων μεταξύ τους και είναι πολύ χρήσιμη καθώς βοηθάει στη διάγνωση πολλών παθήσεων και μάλιστα στο αρχικό τους στάδιο. Οι πιο γνωστές ακτινοδιαγνωστικές μέθοδοι είναι:

- η απλή ακτινογραφία, με την οποία διακρίνονται τα όργανα που έχουν μεγάλη πυκνότητα, όπως είναι τα οστά, ή ακόμα και τα όργανα που περιβάλλονται από άλλα όργανα με αραιή σύσταση, όπως είναι η καρδιά που περιβάλλεται από τους σχετικά αραιούς σε σύσταση πνεύμονες
- η κλασική τομογραφία, η οποία επιχειρεί να δώσει λύση στο πρόβλημα της συμπτώσεως (και επιπτώσεως) πολλών ανατομικών δομών που βρίσκονται κατά μήκος μιας κατακόρυφης γραμμής
- η μαστογραφία, η οποία χρησιμοποιείται για την ανίχνευση του καρκίνου του μαστού
- η αφαιρετική τεχνική, με την οποία εξαλείφονται όσες ανατομικές δομές εμποδίζουν την ευκρινή απεικόνιση των διαγνωστικά χρήσιμων πληροφοριών
- η ψηφιακή ακτινογραφία, η οποία περικλείει κάθε μέθοδο ιατρικών απεικονίσεων με ακτίνες Χ, που για το σχηματισμό και την επεξεργασία της τελικής εικόνας κάνει χρήση ψηφιακής τεχνολογίας

[15][16]

Η λήψη ακτινογραφιών πραγματοποιείται με τον εξεταζόμενο να τοποθετείται κατάλληλα στην επιφάνεια της ακτινολογικής τράπεζας και τη δέσμη της ακτινοβολίας να επικεντρώνεται στην περιοχή του σώματος που θα πρέπει να απεικονισθεί. Ακολούθως, ο χειριστής του συστήματος καθορίζει στην κονσόλα του συστήματος τις απαιτούμενες παραμέτρους λήψης της ακτινογραφίας και πραγματοποιεί την ακτινοβολήση, η οποία διαρκεί μόλις μερικά κλάσματα του δευτερολέπτου. Η ακτινολογική εικόνα αποτυπώνεται σε ειδικό φιλμ, το οποίο πριν την πραγματοποίηση της ακτινοβολήσης έχει τοποθετηθεί σε κατάλληλη βάση της ακτινολογικής τράπεζας ή σε οθόνη του υπολογιστή.



Εικόνα 1.10. Λήψη ακτινογραφίας

Κατά της διέλευση της ακτινοβολίας από το σώμα, τα φωτόνια αλληλεπιδρούν με τα διαφορετικά είδη ιστών που το αποτελούν. Οι ιστοί ανάλογα με την πυκνότητα τους εξασθενούν σε διαφορετικό βαθμό την διερχόμενη ακτινοβολία. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα η εξασθένηση της δέσμης η οποία προκαλείται από τους μαλακούς (μικρής πυκνότητας) ιστούς να είναι

μικρότερη από την αντίστοιχη των οστών (μεγάλης πυκνότητας). Επίσης, όσο μεγαλύτερη είναι η ένταση της εξερχόμενης από το σώμα ακτινοβολίας τόσο πιο έντονη είναι η αμαύρωση του ακτινογραφικού φιλμ. Γι αυτό το λόγο τα οστά απεικονίζονται με λευκό χρώμα στο φιλμ ενώ οι μαλακοί ιστοί με διαφορετικές αποχρώσεις του γκρι. (Εικόνα 1.11) [17][18]



Εικόνα 1.11. Ακτινογραφική εικόνα

Οι συνήθεις ακτινογραφικές εξετάσεις περιλαμβάνουν αυτές του θώρακα, των άκρων, της αυχενικής, της θωρακικής και οσφυϊκής μοίρας της σπονδυλικής στήλης, της λεκάνης – ισχύων, του κρανίου και των ιγμόρειων.



Εικόνα 1.12. Συνήθεις Ακτινογραφικές Εικόνες

Ένας τομέας της ακτινοδιαγνωστικής που έχει αναπτυχθεί τις τελευταίες δεκαετίες είναι η "επεμβατική και θεραπευτική ακτινολογία" η οποία χρησιμοποιεί μεθόδους "αιματηρές" (επεμβαίνουμε στο ανθρώπινο σώμα τρυπώντας το δέρμα, τα αγγεία ή άλλους ιστούς) και μ' αυτές παράγει

εξειδικευμένες εικόνες που βοηθούν στη διάγνωση, ενώ κατά τη διάρκειά τους μπορεί ο γιατρός να προβεί σε θεραπευτικές επεμβάσεις χωρίς να γίνει κλασική εγχείρηση. Τέτοιες εξετάσεις είναι οι αγγειογραφίες (αναλογικές και ψηφιακές) αρτηριών και φλεβών, και οι διαδερμικές παρακεντήσεις οργάνων για διαγνωστικούς και θεραπευτικούς σκοπούς.

Η **ακτινοθεραπεία** χρησιμοποιεί την ακτινοβολία για θεραπευτικούς σκοπούς. Τη βάση της ακτινοθεραπείας αποτελεί το γεγονός ότι η ακτινοβολία έχει την ιδιότητα, σε ορισμένες δόσεις, να προκαλεί την καταστροφή των κυττάρων των ιστών του σώματος. Χρησιμοποιούνται κυρίως οι ακτίνες X και οι ακτίνες γ οι οποίες εκπέμπονται από τα φυσικά ή τεχνητά ραδιενεργά στοιχεία αλλά και η σωματιδιακή ακτινοβολία α (ή η β), η οποία όμως έχει όμως μικρή διεισδυτικότητα. Η ακτινοθεραπεία γίνεται κυρίως για τη θεραπεία κακοήθων όγκων, χρησιμοποιείται όμως και για τη θεραπεία διάφορων δερματικών παθήσεων, όπως ο έρπητας ζωστήρας, το έκζεμα, η κασίδα (άχωρ του τριχωτού της κεφαλής) και άλλες δερματίτιδες [19][20][21].

4. Η Ακτινολογία στο πέρασμα των χρόνων

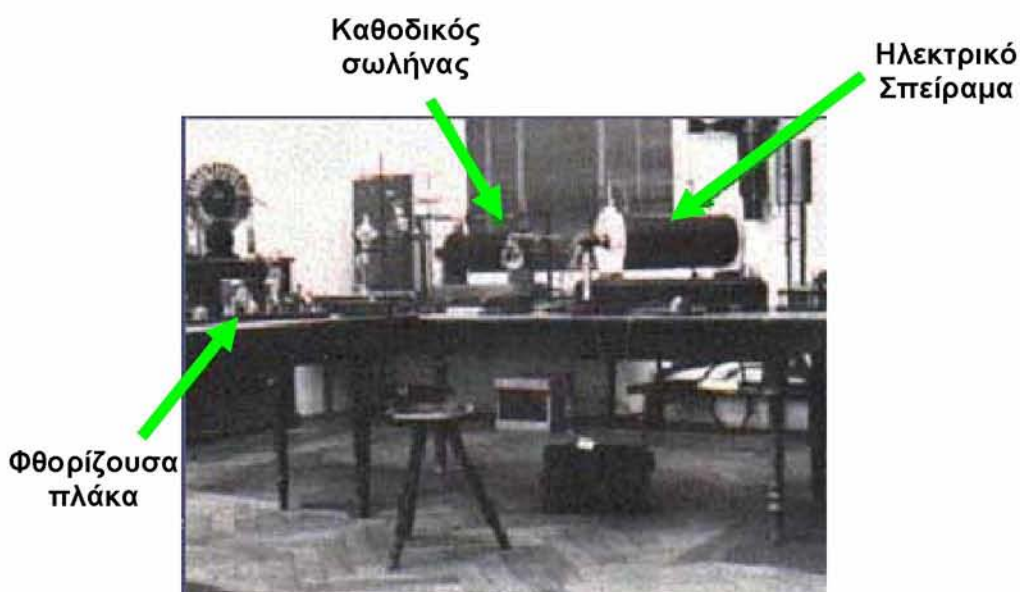
4.1. Απαρχές

Στις 8 Νοεμβρίου του 1895, ένας Δανός φυσικός, ο Wilhelm Conrad Roentgen ανακάλυψε μια μορφή άγνωστης ακτινοβολίας η οποία ήταν αόρατη, μπορούσε να διαπερνά τα αντικείμενα και προκαλούσε φθορισμό. Την ονόμασε «X-Strahlung» (ακτίνες X) γιατί αρχικά δεν καταλάβαινε τη φύση της και έφερε την επανάσταση στην επιστήμη της ιατρικής [5]. Υπάρχουν κάποιες ενδείξεις ότι έναν αιώνα πριν τον Roentgen, ο William Morton παρήγαγε πρώτος τις ακτίνες X κάνοντας κάποια πειράματα πάνω στις ηλεκτρικές εκκενώσεις. Παρατήρησε ότι ανάλογα με το χρονική διάρκεια βρασμού του υδραργύρου, το φως γινόταν διαδοχικά βιολετί, μωβ, πράσινο και στο τέλος αόρατο. Ωστόσο, επειδή δεν υπάρχει κάτι επίσημα καταγεγραμμένο, «πατέρας» της ακτινολογίας θεωρείται ο Roentgen γι αυτό και τιμήθηκε με το βραβείο Νόμπελ Φυσικής το 1901 [17][22].



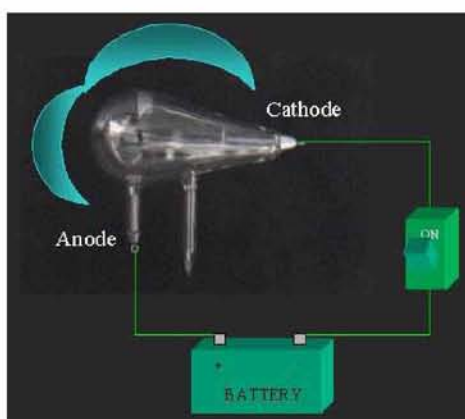
Εικόνα 1.13. Wilhelm Conrad Roentgen

Ο Roentgen ξεκίνησε κάποια πειράματα στο Πανεπιστήμιο του Würzburg μελετώντας τη ροή των ηλεκτρικών φορτίων σε έναν γυάλινο σωλήνα (γνωστό ως σωλήνα καθοδικών ακτίνων) σε ένα εντελώς σκοτεινό δωμάτιο.



Εικόνα 1.14. Το εργαστήριο του Roentgen

Ο γυάλινος σωλήνας ήταν εφοδιασμένος με δύο ηλεκτρόδια, την άνοδο και την κάθοδο. Η κάθοδος θερμαινόταν και εξέπεμπε ηλεκτρόνια. Όσο μεγαλύτερη ήταν η θερμοκρασία της καθόδου τόσο μεγαλύτερος ήταν ο αριθμός των ηλεκτρονίων που εκπέμπονταν στη μονάδα του χρόνου. Μεταξύ της ανόδου και της καθόδου εφαρμοζόταν υψηλή τάση, η οποία επιτάχυνε τα ηλεκτρόνια .



Εικόνα 1.15. Καθοδικός σωλήνας

Ο σωλήνας , επίσης, περιείχε αέριο σε πολύ χαμηλή πίεση (της τάξης των 10^{-7} atm), ώστε να περιορίζονται οι συγκρούσεις των ηλεκτρονίων με τα μόρια του αερίου. Έτσι τα ηλεκτρόνια πρόσπιπταν στην άνοδο με μεγάλη ταχύτητα, η οποία εξέπεμπε μια πολύ διεισδυτική ακτινοβολία. Επειδή

αναπτυσσόταν πολύ υψηλή θερμοκρασία στην άνοδο, το υλικό της ανόδου ήταν από δύστηκτο μέταλλο, για να μη λιώνει. Ο Roentgen παρατήρησε ότι, όταν πλησίαζε στο σωλήνα μία φθορίζουσα ουσία, τότε η ουσία, ακτινοβολούσε φως, ενώ, όταν πλησίαζε ένα φωτογραφικό φιλμ, τότε αυτό μαύριζε. Ως φθορίζον υλικό χρησιμοποίησε ένα άλας, το βαριοκυανιούχο λευκόχρυσο. Υποστήριξε λοιπόν ότι τα φαινόμενα αυτά οφείλονταν σε ένα νέο άγνωστο και μυστηριώδη τύπο ακτίνων, τις οποίες ονόμασε ακτίνες X [4][23].

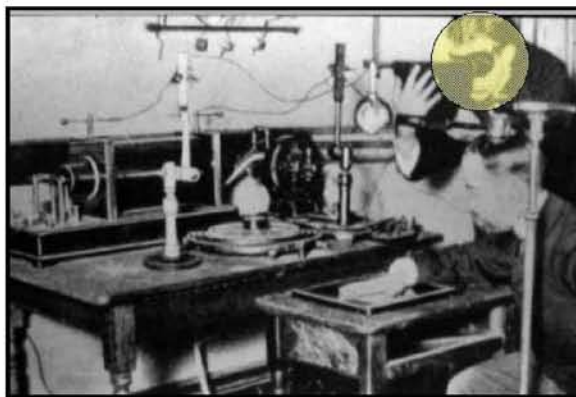


Εικόνα 1.16. Η πρώτη ακτινογραφία από τον Roentgen

Περαιτέρω πειράματα αποκάλυψαν ότι οι ακτίνες X παράγουν εικόνα στις φωτογραφικές πλάκες και διαπερνούν πολλά υλικά, όπως χαρτί, ξύλο, συγκεκριμένα μέταλλα αλλά και τον ζωντανό ιστό. Για πρώτη φορά οι φυσικοί είχαν στα χέρια τους ένα μη – χειρουργικό εργαλείο που τους επέτρεπε να δουν εσωτερικά σημεία του σώματος. Η ιατρική και επιστημονική χρήση των ακτίνων X διαδόθηκε γρήγορα σε Αμερική και Ευρώπη.



Εικόνα 1.17. Λήψη πρώτων ακτινογραφιών



Εικόνα 1.18. Τυπικός εξοπλισμός Εργαστηρίου

4.2. Ιστορική Εξέλιξη

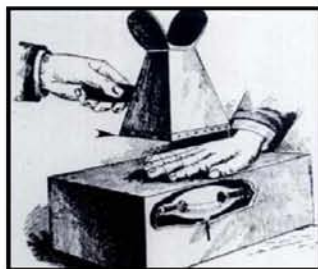
Μετά την ανακάλυψη των ακτίνων Χ, μία από τις πρώτες βελτιώσεις οπτικοποίησης που πραγματοποιήθηκε ήταν αυτή της φθορισκόπησης. Περιγράφηκε από έναν Ιταλό φυσικό 3 μήνες μετά την ανακάλυψη των ακτίνων Χ και περιελάμβανε ένα σωλήνα με μια οθόνη φθορισμού στο ένα άκρο και ένα προσοφθάλμιο (eyepiece) στο άλλο. Ένα τμήμα που προστέθηκε ανάμεσα στο σωλήνα και την οθόνη παρήγαγε εικόνα ακόμα και σε δωμάτιο με φως.

Ένα μήνα αργότερα, ο Michael Idvorsky Pupin ασχολήθηκε με την βελτίωση της παραγωγής των ακτίνων Χ όταν ένας ασθενής του ζήτησε μια ακτινογραφία πριν προχωρήσει σε κάποια επέμβαση.



Εικόνα 1.19. Ακτινογραφία από τον Pupin

Ο Pupin έκανε μια σημαντική καινοτομία. Αντί να θέσει σε έκθεση την πλάκα χρησιμοποιώντας τις ακτίνες Χ, τοποθέτησε μια φθορίζουσα οθόνη μεταξύ του αντικειμένου προς εξέταση και της πλάκας και χρησιμοποίησε το φως για να κάνει τη λήψη. Όπως δήλωσε και ο ίδιος αργότερα, η παραπάνω διάταξη υλοποιήθηκε από τον Τόμας Έντισον, ο οποίος θεωρούσε ότι αν χρησιμοποιηθεί βολφραμικό ασβέστιο αντί για βαριοκυανιούχο λευκόχρυσο θα υπήρχε δυνατότητα φωτεινότερου φθορισμού.



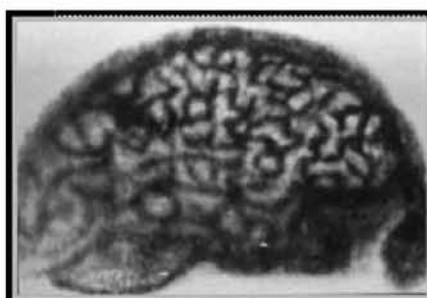
Εικόνα 1.20. Η ακτινογραφική διάταξη του Έντισον

Το 1896 καταγράφεται η πρώτη κλινική της ακτινογραφίας στο Dartmouth από τον Edwin Brant Frost και οι εξελίξεις που ακολούθησαν ήταν ραγδαίες.



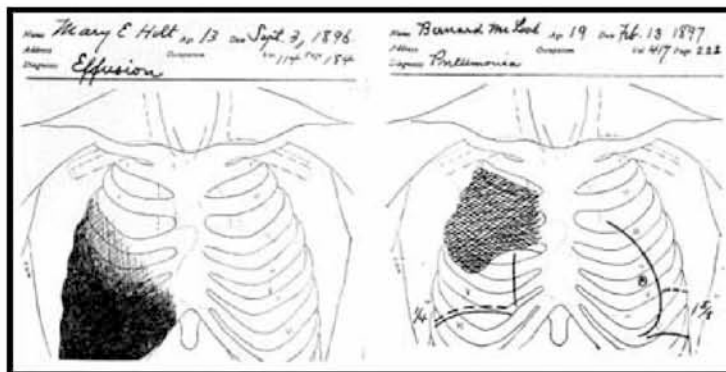
Εικόνα 1.21. Πρώτη κλινική ακτινογραφία(1896)

Μέσα σε ένα χρόνο δημοσιεύτηκαν περίπου 1000 επιστημονικά κείμενα για τις ακτίνες X, που αφορούσαν όχι μόνο τη διαγνωστική αλλά και τη θεραπευτική χρήση της ακτινολογίας, η οποία αναπτύχθηκε επίσης πολύ γρήγορα. Αξίζει να σημειωθεί ότι το 1896 δημοσιεύτηκε το πρώτο άρθρο για τη θεραπευτική χρήση των ακτίνων X στη Jama (Journal of the American Medical Association) ενώ το πρώτο αγγλικό βιβλίο δημοσιεύεται το 1905 και αφορούσε την ακτινογραφία θώρακος.



Εικόνα 1.22. Πρώτη ακτινογραφία του εγκεφάλου(1896)

Στα αρχές του 20ου αιώνα πολλά νοσοκομεία πρόσθεσαν τις ακτινολογικές αυτές διατάξεις στον εξοπλισμό τους και τύπωναν τα αποτελέσματα της εικόνας σε πλάκες. (Εικόνα 1.23)



Εικόνα 1.23. Αποτύπωση εικόνας σε πλάκες

Το 1918 ο Eastman εισήγαγε το ακτινογραφικό φιλμ και το 1920 ιδρύθηκε η κοινότητα των ακτινολόγων. Οι Von Laue, Bragg, Barkla, Siegbahn και ο Compton τιμήθηκαν με το βραβείο Νόμπελ Φυσικής και ο Debye με το βραβείο Νόμπελ Χημείας για την προσφορά τους τα πρώτα χρόνια εξέλιξης της ακτινολογίας.

Η πρώτη κλινική χρήση της τεχνητής ακτινογραφικής δραστηριότητας έγινε το 1937 στο Πανεπιστήμιο Berkeley της Καλιφόρνια ενώ το 1946 ο Schoenander εισήγαγε μια σημαντική καινοτομία, τον εναλλάκτη κασετών φιλμ που επέτρεπε σε μια σειρά από κασέτες να τίθενται σε έκθεση στο εύρος της 1.5 κασέτας ανά δευτερόλεπτο.

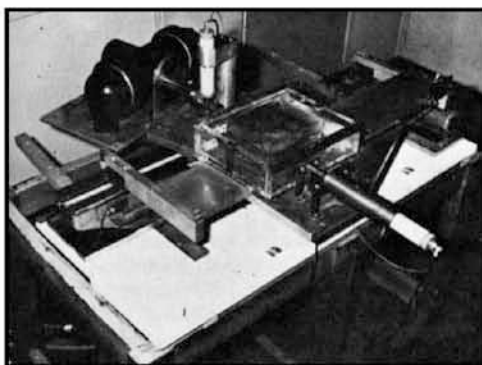


Εικόνα 1.24. Η ακτινολογία τη δεκαετία του 1940

Η κλασσική απεικόνιση πάνω στο φιλμ, επέτρεπε το διαχωρισμό μεταξύ δύο δομών με 2% διαφορά σε αντίθεση (contrast) μεταξύ τους. Αυτό σήμαινε ότι δεν μπορούσαν να απεικονισθούν δομές όπως τα αγγεία ή ανατομικές λεπτομέρειες της καρδιάς κ.λ.π. Ένα άλλο πρόβλημα ήταν η απώλεια βάθους, οι τρισδιάστατες δομές του σώματος προβάλλονταν πάνω σ' ένα επίπεδο δύο διαστάσεων. Έτσι παρουσιάστηκε η ανάγκη για ανακάλυψη νέων μεθόδων, με την τομογραφία και την αγγειογραφία να είναι δύο από αυτές [22][23][24].

Από τις αρχές κιόλας της δεκαετίας του 1930, αναπτύχθηκε η μέθοδος της συμβατικής τομογραφίας, η οποία απεικονίζει τομές του ανθρώπινου σώματος καταγράφοντάς τες εστιασμένες πάνω σε κοινό ακτινογραφικό φιλμ,

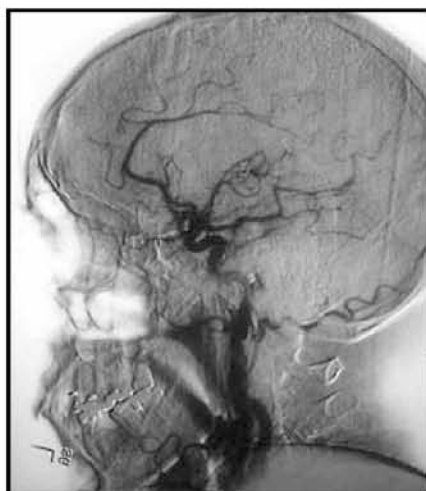
ενώ κάθε σημείο που ανήκει σε επίπεδα πάνω και κάτω (ή αριστερά και δεξιά) από την κάθε τομή προβάλλεται μη εστιασμένο πάνω στο ίδιο φιλμ και με πολύ χαμηλότερη ένταση απ' ότι σημεία που ανήκουν στο επίπεδο εστίασης.



Εικόνα 1.25. Πρότυπος τομογράφος

Ωστόσο, ένα από τα μειονεκτήματα της συμβατικής τομογραφίας ήταν ότι αποτυγχάνει να μας δώσει καθαρές εικόνες τομών της ανθρώπινης ανατομίας, μια και οι θολές σκιές των μη εστιασμένων επιπέδων προβάλλονται πάνω στο ίδιο φιλμ και τείνουν να επικαλύψουν τη χρήσιμη πληροφορία που προέρχεται από το επίπεδο εστίασης [4][25].

Η αγγειογραφία είναι η μέθοδος με την οποία απεικονίζονται τα αγγεία του ανθρώπινου σώματος αφού εγχυθεί στο εσωτερικό τους κάποιο σκιαγραφικό. Στην ακτινογραφία που λαμβάνεται απεικονίζονται πολύ καλά τα αγγεία που έχουν σκιαγραφηθεί επειδή το σκιαγραφικό (αυτή είναι η αξιοποιούμενη ιδιότητά του φαρμάκου αυτού) απορροφά την ακτινοβολία και έτσι αποτυπώνεται στο φιλμ η σκιά του αγγείου. Με τη μέθοδο αυτή μπορούν να σκιαγραφηθούν όλα τα αγγεία. Το 1953 θεωρείται η αρχή της ιστορίας της αγγειογραφίας και της Επεμβατικής Ακτινολογίας, με τη δημοσίευση μιας μεθόδου για τον διαδερμικό αρτηριακό καθετηριασμό από τον Sven Ivar Seltinger [1][26].



Εικόνα 1.26. Αγγειογραφία της κεφαλής

Το 1968 σημειώθηκε επανάσταση στον χώρο της ιατρικής διαγνωστικής με την εμφάνιση της αξονικής (ή υπολογιστικής) τομογραφίας, η οποία αποτελεί εξέλιξη της συμβατικής τομογραφίας και η οποία βασίζεται στη μέθοδο μαθηματικής ανακατασκευής και απεικόνισης της εσωτερικής δομής ενός αντικειμένου από πολλαπλές προβολές του και μπορεί να απεικονίσει σε κάθετες τομές όλο το σώμα [11].

Η υπολογιστική τομογραφία ξεκίνησε από τις Ηνωμένες Πολιτείες της Αμερικής και το πρώτο όργανο που μελετήθηκε με αυτήν ήταν ο εγκέφαλος. Η μέθοδος έτυχε ταχέως καθολικής αποδοχής, κυρίως, για το ότι δεν προκαλεί καμία ταλαιπωρία στους ασθενείς και έχει μεγάλη διαγνωστική ακρίβεια. Η πρώτη μονάδα διαγνωστικής υπολογιστικής τομογραφίας που μπήκε σε κλινική χρήση σχεδιάστηκε από τον ερευνητή της Αγγλικής εταιρείας EMI, Godfrey N. Hounsfield και κατασκευάστηκε από την EMI το 1972. Το 1979 οι Hounsfield και Cormack πήραν το βραβείο Νόμπελ της Ιατρικής αφού η κλινική χρησιμότητα της μεθόδου είχε πια καθιερωθεί.

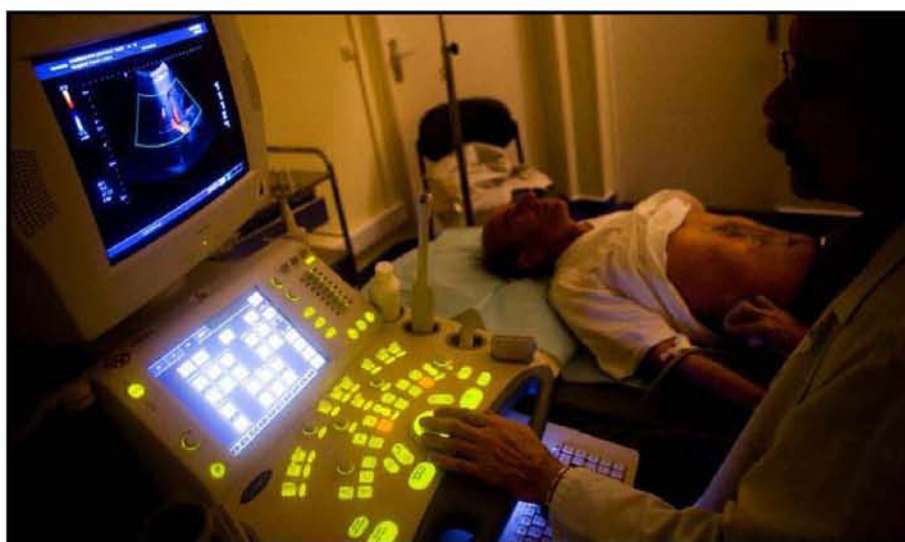


Εικόνα 1.27. Σύγχρονος αξονικός τομογράφος

Εξέλιξη της υπολογιστικής τομογραφίας αποτέλεσε η μαγνητική τομογραφία η οποία δεν χρησιμοποιεί ακτίνες Χ αλλά ένα μαγνητικό πεδίο και ραδιοκύματα για να απεικονίσει τα όργανα του ανθρώπινου σώματος και η υπερηχοτομογραφία, η οποία παράγει εικόνες μερών του ανθρωπίνου σώματος χρησιμοποιώντας υπερήχους [21][27].



Εικόνα 1.28. Σύγχρονος μαγνητικός τομογράφος



Εικόνα 1.29. Σύγχρονος υπερηχοτομογράφος

4.3. Η Ακτινολογία στην Ελλάδα

Το Ιανουάριο του 1896 οι εφημερίδες Νεολόγος των Πατρών και Ακρόπολη ενημερώνουν το κοινό για την ανακάλυψη των ακτίνων Χ και παράλληλα πραγματοποιείται η πρώτη επιστημονική διάλεξη στο Φυσιογνωστικό Τμήμα του Φιλολογικού Συλλόγου Παρνασσός, από τον καθηγητή Φυσικής του Πανεπιστημίου Αθηνών, Αργυρόπουλο. Ο καθηγητής Αργυρόπουλος ενημέρωσε το επιστημονικό σώμα για τη νέα ανακάλυψη και για τα δικά του πειράματα σχετικά με τις ακτίνες Χ.

Η πρώτη επιτυχημένη ακτινογραφία έγινε τον Μάρτιο του 1896 ενώ το 1897 ήρθε στη χώρα μας το πρώτο ακτινολογικό μηχάνημα, από τη Μ. Βρετανία, για τους τραυματίες του Ελληνοτουρκικού πολέμου. Το 1898, τοποθετήθηκε

το πρώτο ακτινολογικό μηχάνημα σε πολιτικό Νοσοκομείο της χώρας – Δημοτικό Νοσοκομείο Πατρών (δωρεά του Δ. Κόλλα) ενώ αξιοσημείωτο είναι το γεγονός ότι σε λιγότερο από 3 χρόνια από την ανακάλυψη των ακτίνων Roentgen το νοσοκομείο Ευαγγελισμός έχει ήδη δικό του ακτινολογικό μηχάνημα.



Εικόνα 1.30. Ακτινολογικό Εργαστήριο Ευαγγελισμού

Το 1906 έγινε η πρώτη Ιατρική ανακοίνωση σε συνέδριο με θέμα τις ακτίνες Roentgen έγινε στο 5ο Πανελλήνιο Συνέδριο από τον Χρυσοσπάθη, η οποία προκάλεσε μεγάλη αίσθηση καθώς παρουσίασε φωτογραφίες κατάγματος βραχιονίου, ξένου σώματος στον οισοφάγο (οδοντοστοιχία), τραυματισμό από κυνηγετικό όπλο, όπου καταμετρήθηκαν τα σκάγια στην ακτινογραφία.

Τα πρώτα επίσημα μαθήματα ακτινολογίας έγιναν στο Νοσοκομείο “Ανδρέας Συγγρός” το 1923 από τον Ευτύχιο Χατζή, ο οποίος εμφάνισε και για πρώτη φορά τους όρους ακτινολογία και βιολογικής δράσης των ακτίνων X σε βιβλίο του. Δέκα χρόνια αργότερα, ιδρύθηκε η Ελληνική Ακτινολογική Εταιρεία και εκδόθηκαν τα πρώτα αυτοτελή ακτινολογικά βιβλία «Ακτινολογική Διαγνωστική» από τον Μ.Καρζή και «Ακτινοδιαγνωστική του κυκλοφορικού συστήματος» από τον Ι.Γούναρη.

Το 1938 η ακτινολογία κατοχυρώθηκε σαν ειδικότητα και το 1968 εκδόθηκε για πρώτη φορά το περιοδικό Ελληνική Ακτινολογία. Το πρώτο Πανελλήνιο Ακτινολογικό Συνέδριο διοργανώθηκε το 1972 [14][28].



Εικόνα 1.31. Το περιοδικό Ελληνική Ακτινολογία

Το τελευταία χρόνια έχουν σημειωθεί τόσες αλλαγές και εξελίξεις στη Διαγνωστική ακτινολογία που ξεπέρασαν αυτά που είχαν ανακαλυφθεί τα προηγούμενα 75 χρόνια. Οι νέες αυτές ανακαλύψεις έφεραν επανάσταση στην Ιατρική διάγνωση κάνοντας ευκρινώς ορατές περιοχές του σώματος που πριν δεν μπορούσαμε να προσεγγίσουμε με μη χειρουργικές μεθόδους. Η ικανότητα να απεικονίζονται με ακρίβεια όλες οι περιοχές του σώματος, έκανε δυνατή τη χρήση νέων διαγνωστικών μεθόδων παρεμβατικού τύπου, όπως η βιοψία κάτω από ακτινολογική καθοδήγηση. Επιπλέον, μερικές από τις νεότερες τεχνολογίες, όπως είναι η μοριακή απεικόνιση, μπορούν να εμπλουτίσουν τις ήδη υπάρχουσες παραμέτρους στην απεικόνιση και σε συνδυασμό με την νανοτεχνολογία, την βιοτεχνολογία, την βιοπληροφορική και τους καινούργιους τύπους υπολογιστικού hardware και software να οδηγήσουν σε πρωτοποριακές προσεγγίσεις στην κλινική απεικόνιση [3][20][29].

Χαρακτηριστικό παράδειγμα αποτελεί η θεματολογία του 16^{ου} Πανελληνίου Ακτινολογικού Συνεδρίου (22-25 Οκτωβρίου 2008, Αθήνα) που αφορούσε τις εφαρμογές πολυσύγχρονων αξονικών τομογράφων, την ψηφιακή ακτινογραφία και μαστογραφία, την εξέλιξη της επεμβατικής ακτινολογίας καθώς και τις εφαρμογές του μαγνητικού συντονισμού που αναδεικνύουν τη λειτουργική συμπεριφορά των παθολογικών εστιών του κεντρικού νευρικού συστήματος που σχετίζονται με ψυχικά νοσήματα ή διαταραχές στη συμπεριφορά, όπως η νόσος του Alzheimer [30][31].



Εικόνα 1.32. 16^ο Πανελλήνιο Ακτινολογικό Συνέδριο

Ωστόσο, παρόλο που υπάρχουν πλέον σύγχρονα μηχανήματα που ελαχιστοποιούν τις χορηγούμενες δόσεις ακτινοβολίας στον εξεταζόμενο, πάντα υπάρχει ένα αθροιστικό βιολογικό κόστος και αυτό είναι το σημαντικότερο μειονέκτημα των διαγνωστικών αυτών μεθόδων. Πρέπει όμως να τονιστεί ότι το ισοζύγιο όφελος/κόστος κλίνει σαφώς υπέρ του οφέλους, μια και έχει επανειλημμένως διαπιστωθεί ότι η αποφυγή ακτινολογικών εξετάσεων (που έχουν βεβαίως επιστημονικά τεκμηριωμένη ένδειξη), λόγω φόβου για την ακτινοβολία, μπορεί να έχει καταστρεπτικές συνέπειες στην έγκαιρη διαπίστωση και έτσι αποτελεσματική θεραπεία νόσων και ιδιαίτερα του καρκίνου.

5. Στόχος της πτυχιακής εργασίας

Στόχος της παρούσας πτυχιακής εργασίας είναι η παρακολούθηση της λειτουργίας ενός ψηφιακού ακτινογραφικού συστήματος και η χρήση του στη μελέτη χαρακτηριστικών υφής οστικών παθήσεων. Υλοποιείται σε δύο μέρη:

Στο πρώτο μέρος παρουσιάζονται κάποια χαρακτηριστικά των οστικών παθήσεων, πως γίνεται η ανάλυσή τους, ποιοι παράγοντες τις επηρεάζουν, πώς κατανέμονται και πως γίνεται η διάγνωσή τους. Στη συνέχεια περιγράφεται η πλήρης δομή ενός ψηφιακού ακτινογραφικού συστήματος, ο τρόπος λειτουργίας του και η διαδικασία λήψης της ακτινογραφικής εικόνας, όπως επίσης και οι δυνατότητες που παρέχει ένα τέτοιο σύστημα καθώς και τα μέτρα προστασίας που πρέπει να λαμβάνονται.

Στο δεύτερο μέρος παρουσιάζεται η ανάπτυξη λογισμικού μέσω του προγράμματος MATLAB, το οποίο επιτρέπει την επεξεργασία της εικόνας (υπολογισμός της απόστασης δύο σημείων, υπολογισμός της γωνίας τριών σημείων, περιστροφή της εικόνας και αλλαγή της χρωματικής κλίμακας της εικόνας) με στόχο την παροχή άμεσων πληροφοριών για την μελέτη της φυσιολογικής (ή μη) λειτουργίας του οργάνου που μελετούμε.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

Περιοχή Μελέτης

1. Οστικές παθήσεις

1.1. Γενικά

Οι παθήσεις των οστών και των αρθρώσεων προσβάλλουν εκατομμύρια ανθρώπων στο σύγχρονο κόσμο και ιδιαίτερα σήμερα που το προσδόκιμο επιβίωσης έχει κατά πολύ αυξηθεί. Η οστεοαρθρίτιδα, η οστεοπόρωση, η οσφυαλγία ή οι τραυματισμοί κυρίως από τα τροχαία ατυχήματα, μπορούν να οδηγήσουν σε μακροχρόνιες επώδυνες καταστάσεις και σωματική ανικανότητα με αποτέλεσμα τη σημαντική επίπτωση στα οικονομικά της υγείας στην παγκόσμια κοινότητα, αλλά και στην ποιότητα ζωής.

Όπως τονίστηκε στο 27^ο Ετήσιο Συνεδρίου της Ο.Τ.Ε.ΜΑ.Θ. (Ορθοπαιδική και Τραυματολογική Εταιρείας Μακεδονίας, Μάιος 2008, Σάνη Χαλκιδικής) υπολογίζεται ότι μέχρι το έτος 2010 οι οστικές παθήσεις θα απορροφούν το ένα τέταρτο των δαπανών της υγείας στις αναπτυσσόμενες χώρες. Για το λόγο αυτό η Παγκόσμια Οργάνωση Υγείας έχει ανακηρύξει τη δεκαετία 2000-2010 «δεκαετία οστών και αρθρώσεων» [32][33].

1.2. Ανάλυση των παθήσεων

Η ανάλυση των παθήσεων των οστών γίνεται σύμφωνα με το ABCS:

- A:** Ανατομική εικόνα και διαταραχές της ευθυγράμμισης
(Anatomic Appearance and alignment abnormalities)
- B:** Διαταραχές της ασβεστοποίησης και της υφής του οστού
(Bony mineralization and texture abnormalities)
- C:** Διαταραχές των χόνδρων
(Cartilage abnormalities)
- S:** Διαταραχές των μαλακών μορίων
(Soft tissue abnormalities)

Υπάρχουν έξι βασικές παθολογοανατομικές κατηγορίες νόσων: συγγενείς, φλεγμονώδεις, μεταβολικές, νεοπλασματικές τραυματικές και αγγειακές. Η λογική προσέγγιση ξεκινά καθορίζοντας την κατανομή της βλάβης και εφαρμόζοντας μια σειρά από παράγοντες που μπορούν να στενέψουν τα διαγνωστικά περιθώρια ακόμη περισσότερο. Αυτοί οι παράγοντες ονομάζονται προγνωστικές μεταβλητές [17][34].

1.2.1. Κατανομή

Η κατανομή μιας οστικής βλάβης παρέχει σημαντικά στοιχεία για την αιτιολογία αυτής της βλάβης. Οι βλάβες μπορεί να είναι μονοοστικές (δηλαδή να περιορίζονται μόνο σε ένα οστό) ή πολυοστικές (δηλαδή να εντοπίζονται σε πολλά οστά) ή διάχυτες (δηλαδή να συμμετέχει σχεδόν κάθε άρθρωση). Η εφαρμογή της παραπάνω κατανομής παρουσιάζεται στους Πίνακες 2.1 και 2.2.

Πίνακας 2.1. Κατανομή της οστικής νόσου

Κατηγορία	Κατανομή		
	Μονοοστική	πολυοστική	Διάχυτη
Συγγενής	X	X	
Φλεγμονώδης	X	X	
Νεοπλασματική	X	X	X
Μεταβολική	(X)	(X)	X
Τραυματική	X	X	
Αγγειακή	X	X	

Πίνακας 2.2. Παραδείγματα κατανομής

Κατηγορία	Μονοοστική/αρθρική	Πολυοστική/αρθρική	Διάχυτη
Συγγενής	αγγειακή πλευρά	κλειδοκρανιακή δυσόστρωση	
Φλεγμονώδης	οστεομυελίτιδα / οσφυϊκή αρθρίτιδα	συγγενής σύφιλη ρευματοειδούς αρθρίτιδα	
Νεοπλασματική	κάθε πρωτοπαθής οστικός όγκος	μυέλωμα	μετάσταση
Μεταβολική	νόσος Paget	νόσος Paget / ινώδης δυσπλασία	οστεοπέτρωση
Τραυματική	κάταγμα	πολλαπλά κατάγματα	
Αγγειακή	νόσος Perthes / οστεοχονδρίτιδα της κεφαλής του υποκίσιου	Κακοποιημένο παιδί Perthes νόσος	υπερπαραθυρεοειδισμός

1.2.2 Προγνωστικές μεταβλητές

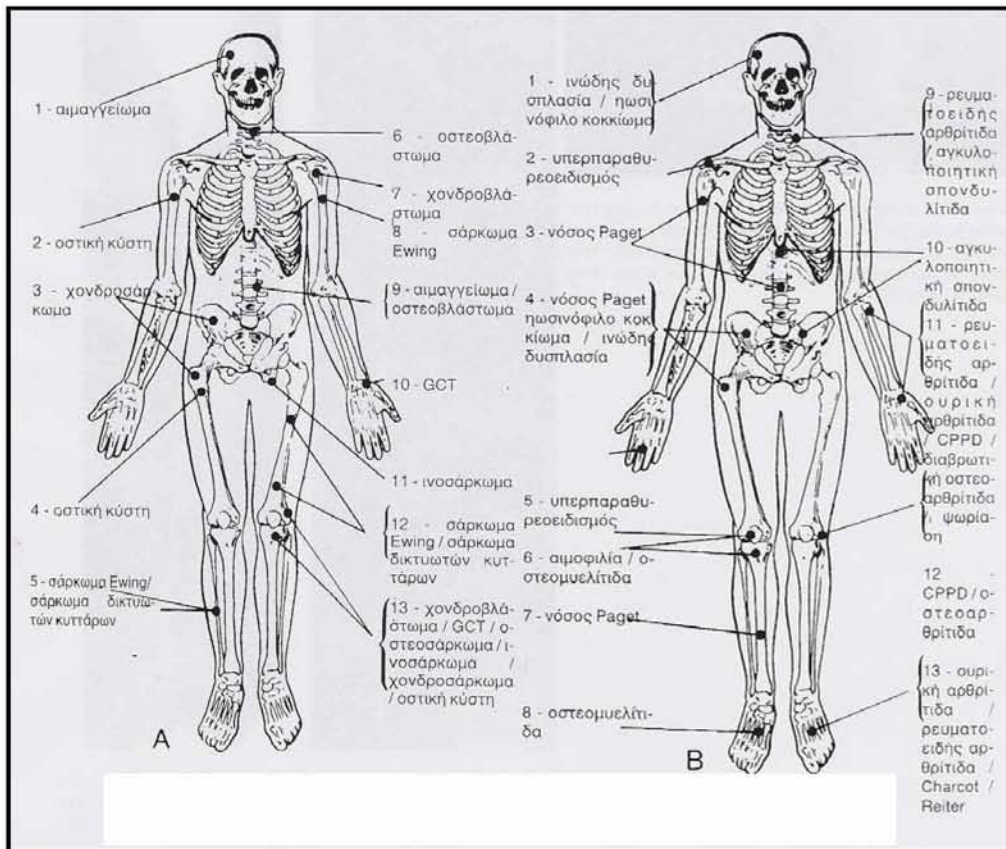
Υπάρχουν 10 προγνωστικές μεταβλητές που μπορούν να εφαρμοστούν σε κάθε οστική βλάβη για να βοηθήσουν στη σωστή διάγνωση της βλάβης.

1. Συμπεριφορά της βλάβης

Οι οστικές βλάβες μπορεί να είναι κυρίως: οστεολυτικές, δηλαδή καταστρέφουν το οστό, οστεοβλαστικές, δηλαδή να οδηγούν στο σχηματισμό ενός άλλου οστού ή μικτές, δηλαδή συνδυασμός των δύο προηγούμενων.

2. Οστό ή άρθρωση που προσβάλλεται

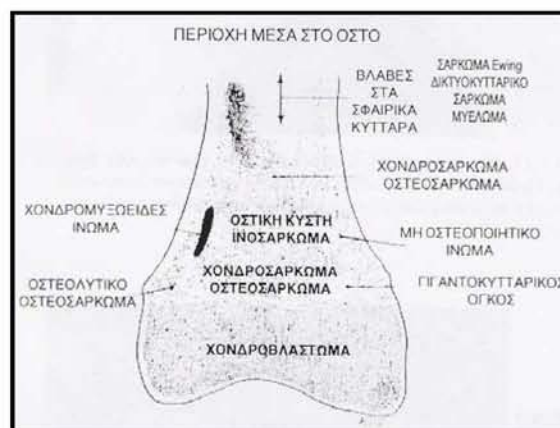
Ορισμένοι νόσοι παρουσιάζουν μία προτίμηση για συγκεκριμένα οστά. Στην Εικόνα 2.1 απεικονίζονται οι θέσεις που προτιμούν κάποιες συνηθισμένες οστικές βλάβες.



Εικόνα 2.1. Θέσεις που προτιμούν οι οστικές βλάβες, A:Νεοπλασματικές καταστάσεις, B:Μη νεοπλασματικές καταστάσεις

3. Περιοχή μέσα στο οστό

Οι πιο συνηθισμένες βλάβες παρουσιάζουν προτίμηση στην επίφυση, τη μετάφυση ή τη διάφυση.



Εικόνα 2.2. Περιοχές εμφάνισης όγκων στο οστό

4. Ηλικία, φύλο και φυλή του ασθενούς

Η κατανομή της οστικής νόσου εξαρτάται από την ηλικία του ασθενούς, μία βλάβη σε ένα παιδί 10 χρονών(π.χ. όγκος Ewing) μπορεί να είναι κακοήθης όγκος σε ένα μεγαλύτερο ασθενή (π.χ. δικτυοκυτταρικό σάρκωμα). Επίσης, κάποιες βλάβες εμφανίζονται συχνότερα σε κάποιες ηλικίες (π.χ. δεν συναντάται ποτέ η νόσος Paget σε ασθενείς κάτω των 40 ετών, η βρεφική φλοιώδης υπερόστωση δεν συναντάται σε ασθενείς άνω του ενός έτους). Μεγάλο ρόλο στην κατανομή των βλαβών παίζει επίσης το φύλο (π.χ. η νόσος του Paget είναι πιο συχνή στους άνδρες, ενώ η ρευματοειδής αρθρίτιδα και η ινώδης δυσπλασία στις γυναίκες) όπως και η φυλή σε ορισμένες ασθένειες (π.χ. δρεπανοκυτταρική αναιμία και θαλασσαιμία).

5. Παρυφή της βλάβης

Μία βλάβη, η οποία εμφανίζεται ως μια λεπτή καλά καθορισμένη γραμμή μεταξύ του φυσιολογικού και του παθολογικού οστού δείχνει μια μη επιθετική και καλοήγη βλάβη, η οποία αυξάνεται με αργό ρυθμό και επιτρέπει στο οστό να αντιδράσει ενώ μία φαρδιά, ασαφής γραμμή μεταξύ του φυσιολογικού και του παθολογικού οστού υποδηλώνει μια πιο επιθετική βλάβη, η οποία αυξάνεται με γρήγορο ρυθμό και το οστό δεν είναι σε θέση να αντιδράσει.

6. Σχήμα της βλάβης

Το σχήμα, όπως και η παρυφή, βοηθάει στον καθορισμό του ρυθμού αύξησης της βλάβης. Μία βλάβη με μεγαλύτερο μήκος απ' ότι πλάτος υποδηλώνει συνήθως μη επιθετική, καλοήγη βλάβη ενώ μία βλάβη με μεγαλύτερο πλάτος δείχνει μια επιθετική βλάβη.

7. Οστική αντίδραση (αν υπάρχει)

Η οστική απάντηση στην προσβολή περιλαμβάνει την περιοριστική αντίδραση, την σκλήρυνση και την υποστήλωση. Η περιοριστική αντίδραση μπορεί να είναι τεσσάρων τύπων: συμπαγής, φυλλωτή ή σαν φύλλα κρεμμυδιού, δοκιδωτή (“ήλιος που ακτινοβολεί”) ή το τρίγωνο του Codman, η σκλήρυνση είναι μια απόπειρα του οστού να εντοιχίσει μια παθολογική περιοχή και η υποστήλωση είναι μια προσπάθεια να αποκαταστήσει εκ νέου την αρχιτεκτονική του ακεραιότητα.

8. Παραγωγή θεμέλιας ουσίας

Η θεμέλια ουσία είναι μια ουσία που παράγεται από ορισμένους οστικούς όγκους και μπορεί να είναι τριών τύπων: χόνδρινη, οστεοειδής ή μικτή.

9. Μεταβολές των μαλακών μορίων

Με την ανάλυση των μαλακών μορίων μπορούμε να έχουμε σημαντικές πληροφορίες σχετικά με έναν τραυματισμό ή μια συγκεκριμένη οστική βλάβη. Η απώλεια ή η μετατόπιση της των γραμμών του λίπους που συναντάμε σε φυσιολογικά μαλακά μόρια είναι μια ένδειξη κάποιας παρακείμενης διαταραχής, ο αέρας στους ιστούς μπορεί να δείχνει τραύμα ή αεριογόνο γάγγραινα, διάφορα ευρήματα στα μαλακά οστά (π.χ. ξένα σώματα) μπορεί να δείχνουν ανεύρυσμα της κοιλιακής αορτής ή πέτρα στα νεφρά κ.α.

10. Ιστορικό τραύματος ή εγχείρησης

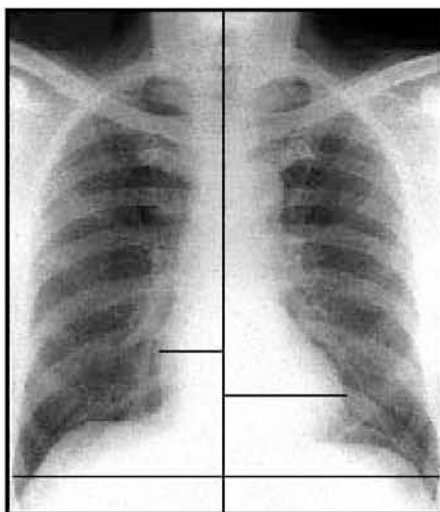
Το τραύμα αποτελεί την πιο συνηθισμένη οστική νόσο και είναι πολύ σημαντικό μελετάται το ιστορικό του όταν είναι δυνατόν. Ένα κάταγμα είναι στην πραγματικότητα ένας τραυματισμός των μαλακών μορίων όταν σπάζει ένα οστό. Στις περισσότερες περιπτώσεις, το οστό θα ιαθεί αν το αφήσουμε μόνο του, ωστόσο αν υπάρχει βλάβη των μνηγγικών αγγείων ή του εγκεφάλου ή κάταγμα στους σπόνδυλους, ο τραυματισμός είναι πολύ σημαντικός.

Ομοίως, είναι σημαντικό να αναφέρεται αν ένας ασθενής έχει χειρουργηθεί σε ένα συγκεκριμένο οστό, προκειμένου να μην θεωρηθούν ανησυχητικές κάποιες ακτινογραφικές εικόνες λόγω της μη εππούλωσης του τραύματος [17].

1.3. Διάγνωση

Το βασικότερο μέσο διάγνωσης μιας οστικής βλάβης είναι η ακτινογραφία. Έχοντας την εικόνα της προς εξέταση περιοχής, ο γιατρός μπορεί να ελέγξει αν υπάρχει κάποιο πρόβλημα, να συγκρίνει ακτινογραφίες μεταξύ τους και να βγάλει τη διάγνωση. Κάποιες φορές, όμως, η απλή ακτινογραφία δεν μπορεί να μας δώσει πληροφορίες για κάποια πάθηση, ιδιαίτερα αν βρίσκεται σε πρώιμο στάδιο.

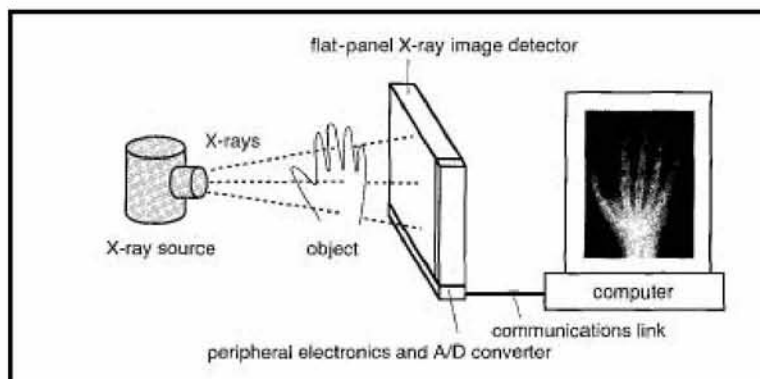
Με τις νέες σύγχρονες μεθόδους, και ιδιαίτερα της ψηφιακής ακτινογραφίας, δίνεται η δυνατότητα ανάλυσης και επεξεργασίας της εικόνας που ως στόχο έχει την καλύτερη και πιο έγκαιρη διάγνωση, π.χ. με τη χρήση εργαλείων για τον υπολογισμό του μήκους των ανατομικών περιοχών (Εικόνα 2.3) ή με τη χρήση κατάλληλων φίλτρων για την ανάδειξη στοιχείων που δεν είναι ορατά με γυμνό μάτι [35][36].



Εικόνα 2.3. Επεξεργασία της ακτινογραφίας

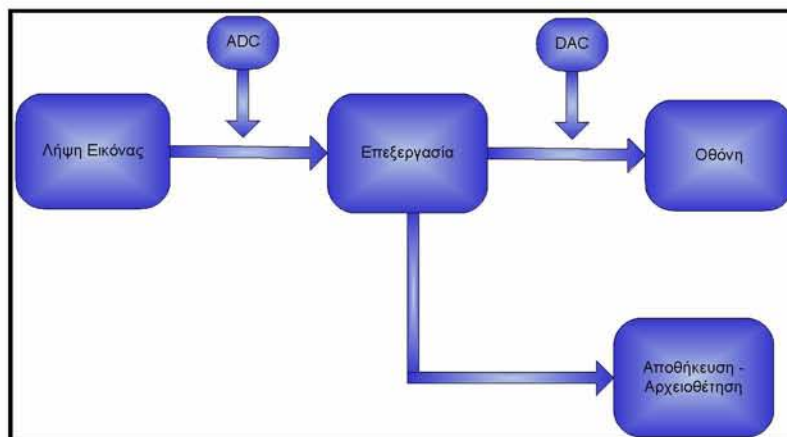
2. Ψηφιακό Ακτινογραφικό Σύστημα

Η ψηφιακή επεξεργασία εικόνας με τη βοήθεια ηλεκτρονικών υπολογιστών είναι αυτό που ουσιαστικά διαχωρίζει την κλασική από την ψηφιακή ακτινοσκόπηση. Ο στόχος της ψηφιακής επεξεργασίας ακτινολογικών εικόνων, με τη βοήθεια μαθηματικών μεθόδων, είναι η διευκόλυνση και η επιτάχυνση της διάγνωσης καθώς και η μείωση της έκθεσης, τόσο στον εξεταζόμενο όσο και στον γιατρό [37].



Εικόνα 2.4. Λήψη ψηφιακής ακτινογραφίας

Η γενικός τρόπος λειτουργίας ενός ψηφιακού ακτινοδιαγνωστικού συστήματος παρουσιάζεται στην Εικόνα 2.5.

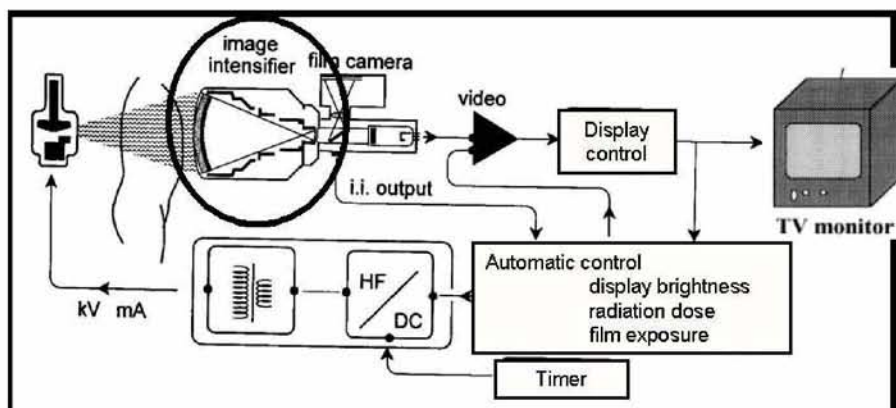


Εικόνα 2.5. Ψηφιακό ακτινοδιαγνωστικό σύστημα

Μετά την ακτινοβολήση, το σήμα που φτάνει στην έξοδο του ενισχυτή εικόνας ή του ανιχνευτή έχει αναλογική μορφή και μπορεί να απεικονισθεί, μέσω του κυκλώματος τηλεόρασης, σε ένα monitor. Αυτό, βέβαια, σημαίνει ότι η εικόνα θα εμφανίζεται στο monitor μόνο κατά τη διάρκεια της ακτινοσκόπησης, ενώ όταν αυτή θα σταματήσει θα παύει να εμφανίζεται και η εικόνα. Για να μπορεί να παραμένει η εικόνα στο monitor και μετά το τέλος της

ακτινοσκόπησης (last image hold), πρέπει η εικόνα αυτή να έχει πρώτα ψηφιοποιηθεί, να αλλάξει, δηλαδή, η μορφή της από αναλογική σε ψηφιακή.

Η ψηφιοποίηση αυτή προσφέρει πολλά πλεονεκτήματα τόσο στον εξεταζόμενο όσο και στον εξετάζοντα γιατρό. Κατά τη διάρκεια της εξέτασης ο γιατρός παρατηρεί την εικόνα στο monitor και προσπαθεί μέσα απ' αυτή να βγάλει κάποια συμπεράσματα για τον περαιτέρω χειρισμό του περιστατικού. Έτσι, για να παρατηρήσει περισσότερο μια εικόνα που τον ενδιαφέρει, αναγκάζεται να συνεχίσει την ακτινοσκόπηση στο συγκεκριμένο σημείο ώστε να κρατήσει την εικόνα στο monitor για όσο χρόνο θεωρείται απαραίτητο. Η επιβάρυνση του εξεταζόμενου, όμως, από την ακτινοβολία θα ήταν πολύ μικρότερη εάν η εικόνα μπορούσε, αφού είχε ψηφιοποιηθεί, να ανακληθεί και να παραμείνει στο monitor για όση ώρα θα γινόταν ο έλεγχος από τον γιατρό χωρίς, όμως, ακτινοσκόπηση αυτή τη φορά.



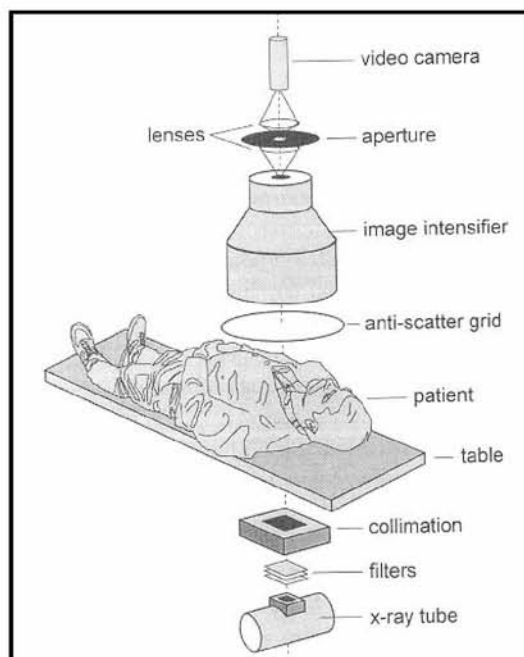
Εικόνα 2.6. Σχηματική διάταξη ψηφιακού ακτινογραφικού συστήματος

Επίσης, η ψηφιοποιημένη αυτή εικόνα θα μπορούσε να αποθηκευτεί σε κάποιο αποθηκευτικό μέσο, ώστε να μπορεί αργότερα να υποστεί κάποια ψηφιακή επεξεργασία η οποία θα διευκόλυne τη διάγνωση. Γενικότερα, αφού η εικόνα ψηφιοποιηθεί, μπορεί πλέον να μεταφερθεί μέσω κάποιου δικτύου (δίκτυο του νοσοκομείου, Internet κτλ.), να εκτυπωθεί σε εκτυπωτή φιλμ ή χαρτιού ή να αρχειοθετηθεί σε ένα ηλεκτρονικό αρχείο του νοσοκομείου, ώστε να μπορεί εύκολα να ανακληθεί ακόμα και πολλά χρόνια μετά την πραγματοποίηση της εξέτασης [38][39][40].

Ένα ψηφιακό ακτινογραφικό σύστημα αποτελείται από τα εξής μέρη:

- Λυχνία Ακτίνων Χ
- Γεννήτρια Υψηλής Τάσης
- Κονσόλα Χειρισμού
- Φίλτρα
- Κατευθυντής
- Εξεταστική Τράπεζα
- Ενισχυτές Εικόνας
- Οπτικό Σύστημα
- Σύστημα παρατήρησης και καταγραφής

Από αυτά, τα έξι πρώτα τα συναντάμε και στα συστήματα κλασικής ακτινογράφησης, ενώ τα υπόλοιπα είναι αυτά που κάνουν το ψηφιακό σύστημα να διαφέρει από το συμβατικό[3][41].



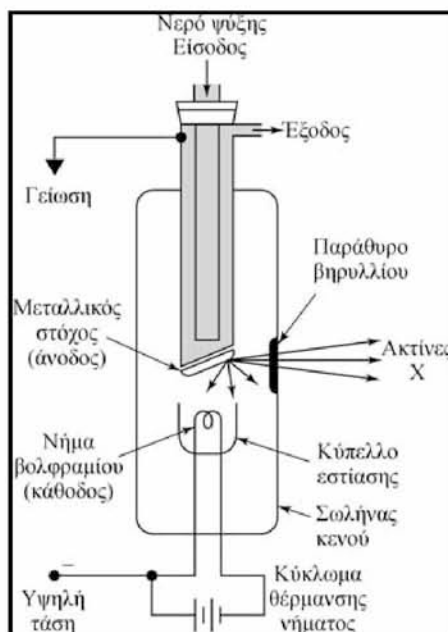
Εικόνα 2.7. Τμήματα ενός ψηφιακού ακτινογραφικού συστήματος

2.1. Λυχνία Ακτίνων Χ

Η λυχνία παραγωγής των ακτίνων Χ αποτελείται από μια πηγή ηλεκτρονίων, χώρο για την επιταχυνόμενη κίνηση των ηλεκτρονίων σε κενό, ένα ηλεκτρόδιο-στόχο και πηγή ενέργειας για την επιτάχυνση των ηλεκτρονίων. Είναι κατάλληλα θωρακισμένη ώστε οι ακτίνες Χ να εξέρχονται μόνο από το ειδικό παράθυρο και κατάλληλα εξοπλισμένη με συστήματα ψύξης. Ειδικοί κατευθυντήρες διαμορφώνουν τη γεωμετρία της εξερχόμενης δέσμης και ειδικά φίλτρα-ηθμοί διαμορφώνουν την ποιότητα (τις ενέργειες) της εξερχόμενης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας. Η γεννήτρια είναι η πηγή ενέργειας για τη λειτουργία της λυχνίας και σε αυτήν ρυθμίζονται: η τιμή τα διαφοράς δυναμικού που θα επιταχύνει τα ηλεκτρόνια (ενέργεια), η τιμή της έντασης του ρεύματος που καθορίζει τον αριθμό των παραγομένων φωτονίων (ένταση) και ο χρόνος έκθεσης.

Η λυχνία είναι ουσιαστικά δύο ηλεκτρόδια στα άκρα ενός αερόκενου σωλήνα, τα οποία και δέχονται μια μεγάλη διαφορά δυναμικού (kV) για την επιτάχυνση των ηλεκτρονίων. Η κάθοδος είναι αρνητικά φορτισμένη και λειτουργεί ως πηγή ηλεκτρονίων ενώ η άνοδος είναι θετικά φορτισμένη και λειτουργεί ως κατάλληλος στόχος για τα επιταχυνόμενα ηλεκτρόνια, ώστε με τη σύγκρουση να παραχθούν ακτίνες Χ με την καλύτερη δυνατή απόδοση. Η κινητική ενέργεια που αποκτούν τα ηλεκτρόνια είναι ανάλογη της διαφοράς δυναμικού που τα επιτάχυνε. Π.χ. ηλεκτρόνια που επιταχύνονται σε διαφορά

δυναμικού 20 και 100 kVp (kilovolt peak) αποκτούν 20 και 100 keV ενέργειας, αντίστοιχα, στο τέλος της διαδρομής τους (φθάνοντας στην άνοδο).



Εικόνα 2.8. Διάταξη Λυχνίας Ακτίνων X

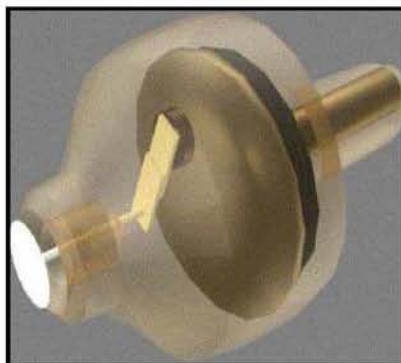
Τη στιγμή της σύγκρουσης των ηλεκτρονίων με την άνοδο-στόχο η κινητική τους ενέργεια μετατρέπεται σε άλλες μορφές ενέργειας, με το μεγαλύτερο ποσοστό της παραγόμενης ενέργειας να είναι θερμότητα. Το υπόλοιπο ποσοστό οφείλεται σε ηλεκτρόνια που κατορθώνουν να φτάσουν στη γειτονιά πυρήνων του υλικού της ανόδου. Δυνάμεις Coulomb έλκουν και επιβραδύνουν τα ηλεκτρόνια προκαλώντας σημαντική απώλεια της κινητικής τους ενέργειας και αλλαγή (κάμψη) της ευθύγραμμης πορείας τους. Σύμφωνα με το νόμο της διατήρησης της ενέργειας, η κινητική ενέργεια που χάνει κάθε ηλεκτρόνιο (αυτής της κατηγορίας) μετατρέπεται σε φωτόνιο X ίσης ενέργειας. Τα παραγόμενα φωτόνια X συνιστούν τη λεγόμενη ακτινοβολία πέδησης από το «φρενάρισμα» των ηλεκτρονίων στο πεδίο του πυρήνα.

Το πόσο κοντά στον πυρήνα θα πλησιάσει το ηλεκτρόνιο-εισβολέας θα καθορίσει και το ποσό της κινητικής του ενέργειας που θα χάσει (δηλαδή την ηλεκτρομαγνητική ενέργεια του εκπεμπόμενου φωτονίου), εφόσον η ελκτική δύναμη Coulomb αυξάνει αντιστρόφως ανάλογα με το τετράγωνο της απόστασης των φορτίων. Όταν το ηλεκτρόνιο έρθει σε «κατά μέτωπο» σύγκρουση με τον πυρήνα, θα παραχθεί το φωτόνιο μέγιστης ενέργειας. Η καμπύλη του φάσματος εκπομπής μιας λυχνίας ακτίνων X, είναι η κατανομή της ενέργειας των εξερχόμενων φωτονίων και ουσιαστικά αντικατοπτρίζει την κατανομή της απόστασης από τον πυρήνα (του υλικού του στόχου) όπου συνέβη η μετατροπή της ενέργειας (της κινητικής του ηλεκτρονίου σε ηλεκτρομαγνητική).

Η κατανομή του αριθμού των φωτονίων ανά μονάδα ενέργειας επηρεάζεται αναπόφευκτα από το περίβλημα της λυχνίας και τα επιπλέον φίλτρα που παρεμβάλλονται στην πορεία της δέσμης των ακτίνων X. Κάθε υλικό, που οι ακτίνες X αναγκάζονται να διαπεράσουν, αφαιρεί ποσοστό από τα φωτόνια,

ανάλογο του πάχους και της πυκνότητάς του. Το ποσοστό αυτό είναι σημαντικά μεγαλύτερο για τα φωτόνια των μικρών ενεργειών.

Οι κύριοι παράγοντες που επηρεάζουν την απόδοση της λυχνίας X είναι: (α) ο ατομικός αριθμός του υλικού του στόχου (άνοδος) και (β) η κινητική ενέργεια των προσπιπτόντων ηλεκτρονίων (δηλαδή η διαφορά δυναμικού καθόδου – ανόδου). Π.χ. για ηλεκτρόνια 100 keV που πέφτουν σε άνοδο βολφραμίου ($Z=74$), ποσοστό <1% θα μετατραπεί σε ακτίνες X (99% σε θερμότητα). Αλλά για ηλεκτρόνια 6 MeV (τυπική για θεραπεία) το ποσοστό των παραγομένων ακτίνων X, ως προς τη θερμότητα, ανεβαίνει στο 54% [3][41][42].



Εικόνα 2.9. Λυχνία Ακτίνων X

2.2. Γεννήτρια υψηλής τάσης

Όπως είδαμε, πηγή της λυχνίας αποτελεί η γεννήτρια, η οποία βρίσκεται στο χειριστήριο. Από ειδικές υποδοχές της γεννήτριας (δοχείο του μετασχηματιστή) εξέρχονται τα καλώδια υψηλής τάσης τα οποία καταλήγουν στη λυχνία. Ο μετασχηματιστής πρέπει να βρίσκεται πάντα μέσα σε ειδικό μονωτικό και ψυκτικό ορυκτέλαιο για να προστατεύεται από εξωτερικούς παράγοντες, όπως ξένες ουσίες (σκόνη, κομμάτια από ύφασμα, υγρασία) και την υψηλή θερμοκρασία.

Κοντά στη γεννήτρια βρίσκεται και ο διακόπτης υψηλής τάσης. Οι διακόπτες αυτοί διατίθενται στις περιπτώσεις κατά τις οποίες μία γεννήτρια χρησιμοποιείται για την τροφοδοσία περισσότερων από μία λυχνιών. Θα πρέπει βεβαίως οι λυχνίες αυτές να μη λειτουργούν συγχρόνως αλλά εναλλάξ. Με τους διακόπτες αυτούς επιλέγεται η λυχνία που πρόκειται να χρησιμοποιηθεί για την εκάστοτε ακτινολογική εξέταση. Πρόκειται δηλαδή για ένα επιλογέα λυχνίας. Διαθέτει μία είσοδο, μέσω της οποίας τροφοδοτείται με την υψηλή τάση από τη γεννήτρια. Διαθέτει επίσης εξόδους τόσες όσες είναι και οι λυχνίες στις οποίες μεταβιβάζει την υψηλή τάση. Επειδή βρίσκεται σε υψηλό δυναμικό τοποθετείται μέσα σε δοχείο με ορυκτέλαιο όπως ακριβώς και ο μετασχηματιστής υψηλής τάσης. Ο χειρισμός του γίνεται από το χειριστήριο του ακτινολογικού μηχανήματος.

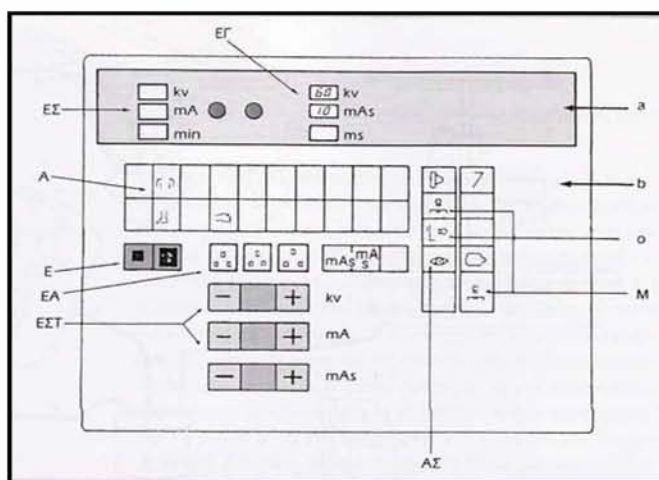
Ο διακόπτης διαθέτει ζεύγη επαφών, ένα για κάθε έξοδο, και ένα ζεύγος επαφών που συνδέεται, μέσω κατάλληλων αγωγών με την είσοδό του. Οι επαφές είναι κατασκευασμένες από Χαλκό και συνήθως φέρουν λεπτή

επίστρωση Αργύρου. Διατίθεται ακόμη ένας ισχυρός ηλεκτρομαγνήτης για τη μετακίνηση των κινητών επαφών (αυτές που συνδέονται με την είσοδο), ώστε να βρίσκονται απέναντι από τις ακίνητες που αντιστοιχούν στις λυχνίες.

Σε κατάλληλο επιλεγμένο σημείο, εύκολης πρόσβασης από τον χρήστη του μηχανήματος, τοποθετείται ο διακόπτης της παροχής ηλεκτρικής τροφοδοσίας από το δίκτυο. Συχνά βρίσκεται σε κάποιον τοίχο, κοντά στο χειριστήριο. Πρόκειται συνήθως για ένα διπολικό ή τριπολικό διακόπτη [3][43].

2.3. Η κονσόλα χειρισμού και ελέγχου

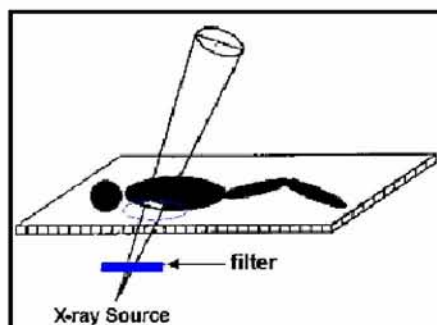
Η τράπεζα (κονσόλα) χειρισμού και ελέγχου (ή χειριστήριο) περιλαμβάνει: επιλογείς mAs (ή ξεχωριστό mA και s) και επιλογείς kVp (για ακτινογράφιση και ακτινοσκόπηση), ενδείξεις των οργάνων μέτρησης mAs, kVp των οποίων οι συνδέσεις καταλήγουν στη γεννήτρια (σε σημεία χαμηλού δυναμικού για αποφυγή ηλεκτροπληξίας), ρύθμιση της τάσης του δικτύου και αντίστοιχο βολτόμετρο (η τάση αυτή παρουσιάζει διακυμάνσεις και πολλά μηχανήματα διαθέτουν κατάλληλο σταθεροποιητή), διάφορα ενδεικτικά λαμπάκια (π.χ. για την τροφοδοσία από το δίκτυο, για την εκπομπή ακτινοβολίας), επιλογέας εστίας (μικρού ή μεγάλου νήματος εκπομπής), χρονοδιακόπτη για λήψεις ακτινογραφιών, επιλογή για ρύθμιση των διαφραγμάτων βάθους, δυνατότητα ρύθμισης της εικόνας της τηλεόρασης στα ακτινοσκοπικά συστήματα (π.χ. φωτεινότητα, αντίθεση, αναστροφή εικόνας κλπ), δυνατότητα ρύθμισης των κινήσεων της λυχνίας και της εξεταστικής τράπεζας, ρύθμιση της κίνησης του αντιδιαχυτικού διαφράγματος κλπ. Η τράπεζα χειρισμού τροφοδοτείται από το δίκτυο [3].



Εικόνα 2.10. Κονσόλα χειρισμού: ΕΓ: ενδείξεις στοιχείων ακτινογράφισης, ΕΣ: ενδείξεις στοιχείων ακτινοσκόπησης, Α: επιλογές ανατομικής τεχνικής, Ε: επιλογή μικρής ή μεγάλης εστίας (νήμα εκπομπής), ΕΑ: επιλογή στοιχείων, ΕΣΤ: επιλογή στοιχείων, +:αύξηση -:μείωση kV,mA. ΑΣ: επιλογή ακτινοσκόπησης, Μ: επιλογή μιας από δύο ακτινολογικές μονάδες, Ο: επιλογή ορθοστάτη (όρθιο Bucky), ΕΑ: επιλογή θαλάμου ιονισμού στο σύστημα αυτόματου ελέγχου έκθεσης

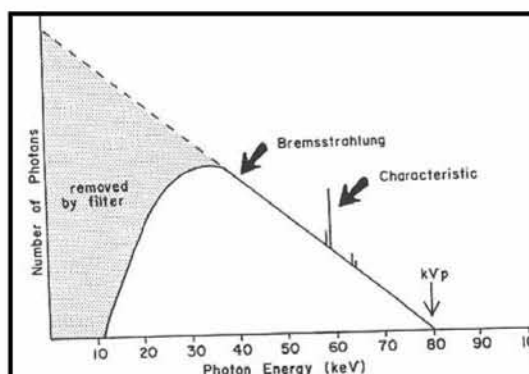
2.4. Φίλτρα – Ηθμοί

Φιλτράρισμα είναι η διαδικασία απομάκρυνσης μέρους της ακτινοβολίας Χ, καθώς η δέσμη της περνά μέσα από ένα στρώμα υλικού και επιτυγχάνεται με κατάλληλα φίλτρα τα οποία απορροφούν τα φωτόνια χαμηλής ενέργειας που παράγονται και δεν επιτρέπουν να φτάσουν στον ασθενή. Τα φίλτρα είναι συνήθως πλακίδια από κατάλληλα υλικά τα οποία παρεμβάλλονται στη δέσμη και συνήθως είναι μόνιμα τοποθετημένα μπροστά στο άνοιγμα του μεταλλικού περιβλήματος από το οποίο εξέρχεται η ακτινοβολία.



Εικόνα 2.11. Χρήση φίλτρου στην ακτινοσκοπική διάταξη

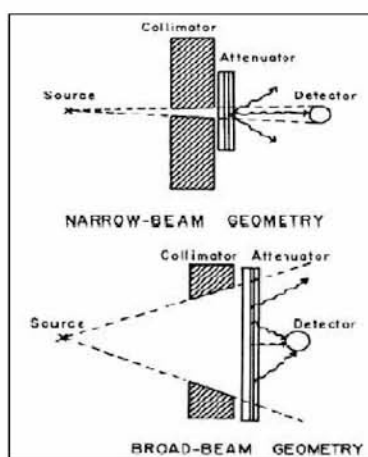
Στη λυχνία παραγωγής τους οι ακτίνες Χ περνούν από υλικά που αναπόφευκτα βρίσκουν στην πορεία τους (ενσωματωμένα φίλτρα – inherent filtration) αλλά και από υλικά που ο χρήστης εσκεμμένα προσθέτει σε ειδική θήκη, αμέσως μετά την έξοδό τους (added filtration). Τα ενσωματωμένα φίλτρα, κυρίως αποκόπτουν από τη δέσμη Χ τα φωτόνια των μικρών ενεργειών (π.χ. < 15 keV για την κλασική ακτινογραφία και < 5 keV για τη μαστογραφία), ενώ τα πρόσθετα φίλτρα απαλλάσσουν την δέσμη των ακτίνων Χ, από φωτόνια μικρότερης ή μεγαλύτερης ενέργειας από την επιθυμητή, ώστε η δόση που απορροφάται από τον εξεταζόμενο να είναι η μικρότερη δυνατή [42][44].



Εικόνα 2.12. Απορρόφηση φάσματος χαμηλής ενέργειας

2.5. Κατευθυντής

Οι κατευθυντές προσαρμόζουν το μέγεθος και το σχήμα της κάθετης διατομής της δέσμης των ακτίνων Χ. Συνήθως είναι τέσσερις παραλληλεπίπεδες λωρίδες μολύβδου, ανά ζεύγη παράλληλες μεταξύ τους, ώστε να περιβάλλουν ως κάδρο την κάθετη διατομή της δέσμης. Η απόσταση των λωρίδων του ενός ζεύγους καθορίζει τη μία διάσταση της διατομής και η απόσταση των λωρίδων του δεύτερου ζεύγους καθορίζει τη δεύτερη διάσταση της επίπεδης διατομής. Οι κατευθυντές βοηθούν να περιοριστεί η ακτινοβολούμενη περιοχή στις απολύτως απαραίτητες διαστάσεις, προστατεύοντας τους γειτονικούς ιστούς από άσκοπη ακτινοβολήση.



Εικόνα 2.13. Κατευθυντές

Οι λωρίδες μολύβδου απορροφούν τελείως τα περιφερειακά φωτόνια Χ και αφήνουν να περάσουν και να πέσουν στο σώμα του εξεταζόμενου, μόνο τα φωτόνια που κατευθύνονται προς την επιλεγμένη περιοχή. Μεταξύ παραθύρου εξόδου των ακτίνων Χ και του κατευθυντή παρεμβάλλεται και ειδικό σύστημα φωτισμού, με κοινή λάμπα φωτεινής ακτινοβολίας και με διαπερατό στις ακτίνες Χ καθρέφτη, σύστημα που μιμείται τη γεωμετρία της ακτινοβολίας Χ και διευκολύνει την ακριβή τοποθέτηση της επιλεγμένης περιοχής του σώματος του εξεταζόμενου, στο κέντρο του κατευθυντή (μαρτυρά την ακριβή θέση του με τη σκιά του από τη φωτεινή ακτινοβολία) [41][45].

2.6. Εξεταστική Τράπεζα

Είναι το τραπέζι στο οποίο τοποθετείται ο ασθενής για να γίνει η εξέταση. Αναφέρεται συχνά και ως ακτινολογική τράπεζα και έχει τη δυνατότητα να λαμβάνει την εκάστοτε επιθυμητή θέση και κλίση για την πραγματοποίηση διαφόρων εξετάσεων. Οι εξεταστικές τράπεζες μπορεί να στηρίζονται στο δάπεδο ή να είναι αναρτημένες από την οροφή. Το βάρος τους είναι μερικές εκατοντάδες (π.χ. 350 kg).

Στα απλά ακτινογραφικά συστήματα επάνω στην εξεταστική τράπεζα είναι προσαρμοσμένη κινητή πλάκα (εξεταστική πλάκα) η οποία έχει τη δυνατότητα διαμήκους και εγκάρσιας μετατόπισης. Κατ' αυτόν τον τρόπο επιτυγχάνεται η επικέντρωση, δηλαδή η σκόπευση της λυχνίας στην προς απεικόνιση περιοχή, χωρίς μετακίνηση του ασθενούς. Η ακτινοδιαπερατή πλάκα είναι κατασκευασμένη από υλικό χωρίς ουσιαστική απορρόφηση στις ακτίνες Χ (π.χ. ανθρακικές ίνες).

Στα σύγχρονα ακτινοσκοπικά συστήματα η τράπεζα έχει τη δυνατότητα στροφικής κίνησης ώστε να λαμβάνει διάφορες κλίσεις. Ο έλεγχος της κίνησης γίνεται με τηλεχειρισμό από κάποιον χρήστη που βρίσκεται στο χειριστήριο, μακριά από την λυχνία και τον ενισχυτή εικόνας. Στο ένα άκρο της τράπεζας, επί της εξεταστικής πλάκας, προσαρμόζεται ειδικό ανάβαθρο (σκαλοπάτι) στο οποίο στέκεται ο ασθενής σε περίπτωση κατακόρυφης θέσης. Διατίθενται επίσης κατάλληλα συστήματα συγκράτησης του ασθενούς, τα οποία χρησιμοποιούνται κυρίως σε εξετάσεις που το κεφάλι του εξεταζόμενου βρίσκεται σε χαμηλότερο ύψος από τα πόδια. Οι κινήσεις γίνονται με τη βοήθεια ηλεκτροκινητήρα, ατέρμονα κοχλία, ελικοειδούς οδοντωτού τροχού, ή ακόμα και με υδραυλική αντλία ελαίου. Πρέπει πάντως να διατίθενται κατάλληλα συστήματα ασφαλείας για περιπτώσεις πρόσκρουσης σε κάποιο εμπόδιο (κάποιο άλλο μηχάνημα, τοίχος κ.λ.π.). Π.χ. υπάρχουν διακόπτες σε σειρά με τον κινητήρα οι οποίοι διακόπτουν την τροφοδοσία σε περιπτώσεις προσέγγισης σε εμπόδιο [3][46].



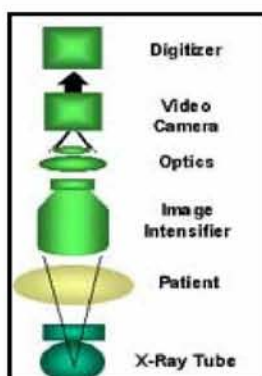
Εικόνα 2.14. Σύγχρονος τύπος εξεταστικής τράπεζας

2.7. Ενισχυτής Εικόνας

Η μονάδα που χαρακτηρίζει την ψηφιακή ακτινοσκόπηση και την αντιδιαστέλλει σε σχέση με την κλασική ακτινογραφία είναι ο ενισχυτής εικόνας. Η έξοδος του ενισχυτή εικόνας είναι ουσιαστικά μια τυπική ακτινογραφία (σε οθόνη ή εκτυπωμένη), όμως 10 λεπτά ακτινοσκόπησης δίνουν περίπου 18000 εικόνες, όσες είναι απαραίτητες για να αποτυπωθεί η κίνηση που είναι και το ζητούμενο.

Για λόγους ακτινοπροστασίας (όσο το δυνατό μικρότερη δόση ακτινοβολίας στον εξεταζόμενο) το σύστημα ακτινοσκόπησης θα πρέπει να δίνει κάθε εικόνα με όλη την αναγκαία διαγνωστική πληροφορία, αλλά δομημένη με όσο το δυνατό λιγότερα φωτόνια ακτίνων Χ. Συνεπώς ο ενισχυτής εικόνας απαιτεί έναν πολύ ευαίσθητο ανιχνευτή, χιλιάδες φορές πιο ευαίσθητο από την

κλασική κασέτα φωσφόρου-φιλμ, ώστε να λειτουργεί με πολύ λιγότερη ακτινοβολία (1 με 5 μR ανά εικόνα, σε σύγκριση με τα 600 μR που «καταναλώνει» η κλασική ακτινογραφία για εικόνα με οπτική πυκνότητα 1.0).



Εικόνα 2.15. Ενισχυτής Εικόνας (Image Intensifier)

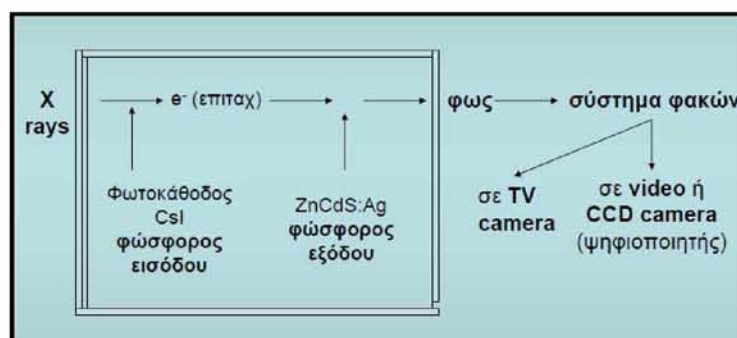
Όταν χρησιμοποιούνται ασφαλείς εκθέσεις για τον ασθενή, προκύπτει δυσδιάκριτη, αδύναμη εικόνα. Ο ενισχυτής εικόνας είναι μια συσκευή που χρησιμοποιείται για την αντιμετώπιση αυτού του προβλήματος, χωρίς να απαιτείται αύξηση της δόσης ακτινοβολίας του ασθενή. Ο ενισχυτής εικόνας αυξάνει τη φωτεινότητα της αρχικής ακινής εικόνας.

Πρόκειται για έναν γυάλινο αερόκενο σωλήνα στο εσωτερικό του οποίου περιλαμβάνονται:

- Μια φθορίζουσα οθόνη (οθόνη εισόδου/ input screen), κατασκευασμένη από Ιωδιούχο Καίσιο (CsI) ή Θειούχο Κάδμιο με ενεργοποιητή Άργυρο (Zn:CsI:Ag). Το Zn:CsI:Ag αναφέρεται συχνά με τον κωδικό: φώσφορος P20. Μπροστά από την οθόνη εισόδου βρίσκεται το λεγόμενο παράθυρο εισόδου (input window). Το παράθυρο αυτό είναι κατασκευασμένο από λεπτό μεταλλικό φύλλο (συνήθως από Τιτάνιο ή Αλουμίνιο) πάχους 0,2 έως 0,8mm. Το μεταλλικό φύλλο είναι εύκολα διαπερατό από τις ακτίνες X (διαπερατότητα πάνω από 90%). Παλαιότερα χρησιμοποιούνταν στρώμα υάλου 4mm στο οποίο όμως παρουσιάζονταν εντονότερα φαινόμενα σκέδασης.
- Μία φωτοκάθοδος η οποία εφάπτεται στην πίσω πλευρά της φθορίζουσας οθόνης μέσω ενός λεπτού στρώματος διαφανούς υλικού.
- Ένα σύστημα ηλεκτροστατικών φακών του οποίου ο προορισμός είναι να εστιάζει δέσμες ηλεκτρονίων. Πρόκειται για δακτυλοειδή – κυλινδρικά ηλεκτρόδια, ομοαξονικά με το σωλήνα του ενισχυτή. Το πρώτο από αυτά έχει δυναμικό λίγες εκατοντάδες volt (π.χ. 200V) και το τελευταίο, προς την άνοδο, μερικά kV (π.χ. 4-8kV).
- Ένα θετικά φορτισμένο ηλεκτρόδιο (άνοδος) που αποτελεί πόλο έλξης ηλεκτρονίων. Η άνοδος αυτή έχει μορφή παρόμοια με αυτή των φακών. Έτσι τα ηλεκτρόνια μπορούν να διέλθουν μέσω αυτής και να εξέλθουν. Το δυναμικό της είναι 25kV έως και 35kV.
- Μία δεύτερη φθορίζουσα οθόνη (οθόνη εξόδου/output screen), κατασκευασμένη από Zn:CsI:Ag. Επί της οθόνης αυτής σχηματίζεται η τελική εικόνα. Η οθόνη εξόδου βρίσκεται στο ίδιο δυναμικό με την

άνοδο και συνήθως έχει ίδιο κέντρο καμπυλότητας με την οθόνη εισόδου. Τέλος σε επαφή με αυτή βρίσκεται το παράθυρο εξόδου. Πρόκειται ουσιαστικά για μία επίπεδη οπτική ίνα από υλικό κατάλληλου δείκτη διάθλασης, ώστε να διευκολύνεται η αποδοτικότερη έξοδος του φωτός χωρίς πλάγιες διαθλάσεις.

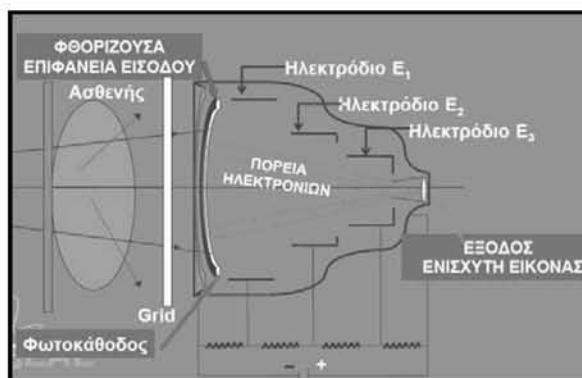
Η δέσμη των ακτίνων X εξερχόμενη από το σώμα του ασθενούς προσπίπτει απάνω στη φθορίζουσα οθόνη εισόδου. Εκεί ένα μέρος της (15%), μετατρέπεται σε ορατό φως (φαινόμενο φθορισμού). Τα φωτόνια ορατού φωτός φτάνουν στη φωτοκάθοδο, η οποία είναι κατασκευασμένη από κατάλληλα υλικά ημιαγωγών ρ-τύπου (ενώσεις αντιμονίου-καισίου) π.χ. Cs3Sb. Αυτά όταν απορροφήσουν μία ποσότητα ενέργειας (π.χ. ενέργεια των ορατών φωτονίων) εκπέμπουν ηλεκτρόνια. Ο αριθμός των ηλεκτρονίων που εκπέμπονται είναι ανάλογος με τον αριθμό των ορατών φωτονίων, για 1000 φωτόνια εκπέμπονται 100 ηλεκτρόνια περίπου (αποδοτικότητα 0,1). Επειδή μεταξύ της φωτοκαθόδου και της ανόδου εφαρμόζεται υψηλή διαφορά δυναμικού, τα ηλεκτρόνια επιταχύνονται προς την κατεύθυνση της ανόδου.



Εικόνα 2.16. Ενισχυτής εικόνας

Στην πορεία τους προς την άνοδο, τα ηλεκτρόνια εστιάζονται από τους ηλεκτροστατικούς φακούς και στη συνέχεια τα ηλεκτρόνια προσπίπτουν στη φθορίζουσα οθόνη εξόδου. Ο ρόλος αυτής της οθόνης είναι να μετατρέπει την ενέργεια των ηλεκτρονίων σε ορατά φωτόνια. Η κατανομή αυτών ακριβώς των ορατών φωτονίων στην επιφάνεια της οθόνης εξόδου συνιστά την τελική ακτινοσκοπική εικόνα.

Ένα στρώμα μολυβδουάλου καλύπτει την εξωτερική επιφάνεια αυτή της οθόνης με σκοπό την απορρόφηση των φωτονίων X που διαπερνούν την οθόνη εισόδου (και τη φωτοκάθοδο) και κατευθύνονται προς τον παρατηρητή. Επίσης η εσωτερική της επιφάνεια καλύπτεται με ένα λεπτό στρώμα Αλουμινίου. Ο ρόλος αυτού του στρώματος είναι να απορροφά τα ορατά φωτόνια που εκπέμπονται από την εσωτερική επιφάνεια της οθόνης εξόδου και κατευθύνονται προς την φωτοκάθοδο. Βεβαίως το στρώμα αυτό πρέπει να είναι πολύ λεπτό ώστε να είναι διαπερατό από τα ηλεκτρόνια που προσπίπτουν στην οθόνη εξόδου.



Εικόνα 2.17. Διάταξη Ενισχυτή Εικόνας

Όπως αναφέρθηκε, ο ρόλος του ενισχυτή εικόνας είναι η αύξηση της φωτεινότητας της ακτινοσκοπικής εικόνας χωρίς παράλληλη αύξηση της έκθεσης στον ασθενή. Η αύξηση της φωτεινότητας επιτυγχάνεται με δύο τρόπους:

- **Με την σμίκρυνση της εικόνας.** Μία πρώτη ακτινοσκοπική εικόνα σχηματίζεται από τα ορατά φωτόνια που εκπέμπονται κατά την αλληλεπίδραση των ακτίνων X με το υλικό της φθορίζουσας οθόνης εισόδου. Στη συνέχεια η εικόνα αυτή μετατρέπεται σε δέσμη ηλεκτρονίων και μεταφέρεται στην οθόνη εξόδου όπου επανεμφανίζεται ως ορατή εικόνα αλλά πολύ μικρότερων διαστάσεων. Η σμίκρυνση οφείλεται στο ότι το σημείο εστίασης της ηλεκτρονικής δέσμης βρίσκεται κοντά στην οθόνη εξόδου. Ενδεικτικά αναφέρεται ότι στους σύγχρονους ενισχυτές η διάμετρος της οθόνης εισόδου κυμαίνεται από 12,5 ως 57cm, ενώ της οθόνης εξόδου από 15 έως 30mm. Σε ορισμένα συστήματα υπάρχει δυνατότητα σμίκρυνσης της διαμέτρου εισόδου με αύξηση της απόστασης του σημείου εστίασης από την οθόνη εξόδου (αύξηση των δυναμικών των ηλεκτροστατικών φακών και βοηθητικά ηλεκτρόδια). Το αποτέλεσμα είναι μία μεγέθυνση των ανατομικών περιοχών που απεικονίζονται στην οθόνη εξόδου. Η ενίσχυση της φωτεινότητας που οφείλεται στη σμίκρυνση (magnification brightness gain - GM), εκφράζεται από το πηλίκο:

$$d_1^2 / d_0^2$$

, όπου είναι d_1 είναι η διάμετρος εισόδου και d_0 η διάμετρος εξόδου.

- **Με την επιτάχυνση των ηλεκτρονίων** (Flux gain - Gf) και συνεπώς την αύξηση της κινηματικής τους ενέργειας. Η ενέργεια των ηλεκτρονίων αυξάνεται κατά τη διαδρομή μεταξύ φωτοκαθόδου και ανόδου και αυτό ως αποτέλεσμα την αύξηση του αριθμού των φωτονίων που εκπέμπονται στην οθόνη εξόδου σε σχέση με αυτά που παράχθηκαν στην οθόνη εισόδου. Για να εξαχθεί ένα ηλεκτρόνιο από τη φωτοκάθοδο απαιτούνται περίπου 10 φωτόνια φθορισμού από την οθόνη εισόδου. Κάθε ηλεκτρόνιο αποκτά κινητική ενέργεια ίση με 25keV. Η ενέργεια των ορατών φωτονίων που παράγονται στο υλικό υλικό της οθόνης εξόδου είναι 2,2eV (κατά μέσο όρο). Συνεπώς εάν η ενέργεια των 25keV ενός ηλεκτρονίου απορροφηθεί στην οθόνη

εξόδου τότε μπορούν να παραχθούν πάνω από 10.000 φωτόνια 2,2eV. Επειδή η πιθανότητα μετατροπής της ενέργειας των ηλεκτρονίων σε φωτεινή ενέργεια είναι της τάξης του 10%, τα φωτόνια φθορισμού που παράγονται τελικά είναι περίπου 1000. Συνεπώς τα 10 αρχικά φωτόνια της οθόνης εισόδου αυξήθηκαν 1000.

Η συνολική ενίσχυση φωτεινότητας (Brightness gain) είναι ίση με το γινόμενο της ενίσχυσης που οφείλεται στη σμίκρυνση των διαστάσεων της ορατής εικόνας επί την ενίσχυση που οφείλεται στην επιτάχυνση των ηλεκτρονίων:

$$G_B = G_M \cdot G_f \quad [3][41][47]$$

2.7.1. Παράμετροι Απόδοσης ενός Ενισχυτή

2.7.1.1. Ο συντελεστής μετατροπής

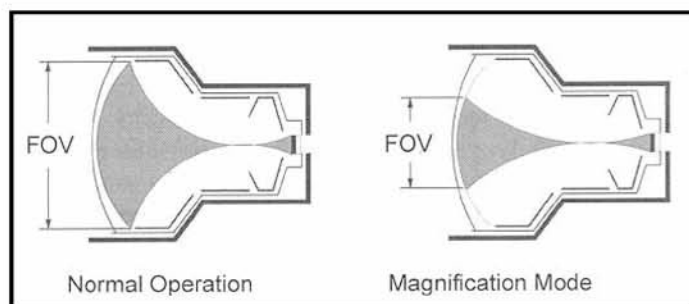
Επειδή ο ενισχυτής εικόνας έχει ως είσοδο το ρυθμό έκθεσης (που μετράται σε milliRoentgen -mR- ανά δευτερόλεπτο) και ως έξοδο τη φωτεινότητα (candela ανά τετραγωνικό μέτρο), ο συντελεστής μετατροπής κυμαίνεται μεταξύ 100 και 200 Cd·s·m⁻²·mR⁻¹, αλλά εξασθενεί με το χρόνο, λόγω παλαίωσης του φθορίζοντος υλικού. Όταν η τιμή του πέσει σημαντικά, ο ενισχυτής εικόνας πρέπει να αντικατασταθεί.

2.7.1.2. Συντελεστής απόδοσης φωτεινότητας

Μετρά το γινόμενο της απόδοσης της σμίκρυνσης της εικόνας αφενός και της επιτάχυνσης των ηλεκτρονίων αφετέρου, δηλαδή δυο ανεξάρτητων μεταξύ τους παραγόντων. Η απόδοση της σμίκρυνσης (δηλαδή ο λόγος των επιφανειών οθόνης εισόδου προς οθόνη εξόδου) εξαρτάται από την επιλογή της διαμέτρου του πεδίου εισόδου και κυμαίνεται μεταξύ 50 και 150. Η σμίκρυνση δεν βελτιώνει την αντίθεση στην εικόνα, βελτιώνει όμως την φωτεινότητά της. Η επιτάχυνση των ηλεκτρονίων έχει ως αποτέλεσμα να παραχθούν περισσότερα φωτόνια στον φώσφορο της οθόνης εξόδου, από τον αριθμό των φωτονίων-Χ που προσέπεσαν στην οθόνη εισόδου του ενισχυτή εικόνας. Το γινόμενό τους (ο συντελεστής απόδοσης φωτεινότητας) κυμαίνεται τελικά μεταξύ 3000 με 12000.

2.7.1.3. Διάμετρος πεδίου και επιλογές μεγέθυνσης

Οι περισσότεροι ενισχυτές εικόνας έχουν δυνατότητα επιλογής μεγέθυνσης του πεδίου (μεγέθυνση της κεντρικής περιοχής της οθόνης εισόδου – zoom). Η επιλογή αυτή ουσιαστικά αλλάζει την εφαρμοζόμενη διαφορά δυναμικού στα ηλεκτρόδια του ενισχυτή, επιτυγχάνοντας διαφορετικού βαθμού εστίαση. Όσο αυξάνεται η μεγέθυνση, τόσο περιορίζεται το ενεργό εμβαδόν στην οθόνη εισόδου και τόσο λιγότερα ηλεκτρόνια χρησιμοποιούνται για την δημιουργία της εικόνας. Αυτόματα προσαρμόζεται και ο κατευθυντής για να «στενέψει» τη δέσμη των ακτίνων Χ. Με την προσαρμογή αυτή όμως περιορίζεται και η φωτεινότητα της εικόνας στην έξοδο και έτσι ενεργοποιείται αυτόματα ένας μηχανισμός που αυξάνει το ρυθμό έκθεσης.



Εικόνα 2.18. Αλλαγή Διαμέτρου Πεδίου

Επομένως ο ακτινολόγος πρέπει να δουλεύει με το μεγαλύτερο δυνατόν πεδίο (μικρότερη μεγέθυνση) για τη βέλτιστη ακτινοπροστασία του ασθενούς και του προσωπικού. Η μεγέθυνση πρέπει να χρησιμοποιείται μόνον όταν είναι αναγκαία, καθόσον βελτιώνει την χωρική διακριτική ικανότητα της απεικόνισης, απαραίτητη μερικές φορές για την ορθότερη διάγνωση.

2.7.1.4. Ο λόγος Αντίθεσης

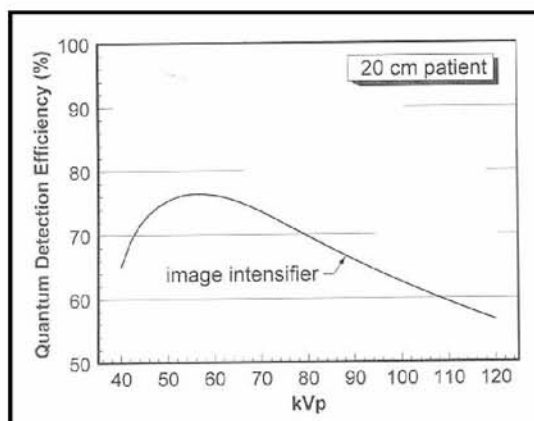
Ο λόγος αντίθεσης (contrast ratio R) είναι έμμεσος δείκτης της διασποράς της έντασης φωτός από σημειακή πηγή στον ενισχυτή εικόνας. Ορίζεται ως το πηλίκο:

$$R_c = \frac{I_{\max}}{I_0}$$

όπου I_{\max} είναι η μέγιστη ποσότητα (ένταση) φωτός που εκπέμπεται από την οθόνη εξόδου, I_0 η ποσότητα φωτός πίσω από μία περιοχή στην οθόνη της οποίας η αντίστοιχη περιοχή στην είσοδο έχει καλυφθεί με ένα μολύβδινο δίσκο που καλύπτει το 10% της εικόνας. Δηλαδή η ποσότητα I_0 προέρχεται από μία περιοχή της οθόνης εξόδου από την οποία δεν θα έπρεπε να εκπέμπεται φως (veiling glare). Είναι σαφές ότι ένας ενισχυτής καλής απόδοσης θα πρέπει να χαρακτηρίζεται από χαμηλή τιμή I_0 και συνεπώς υψηλή τιμή R.

2.7.1.5. Αποτελεσματικότητα Ανίχνευσης Ποσοτήτων

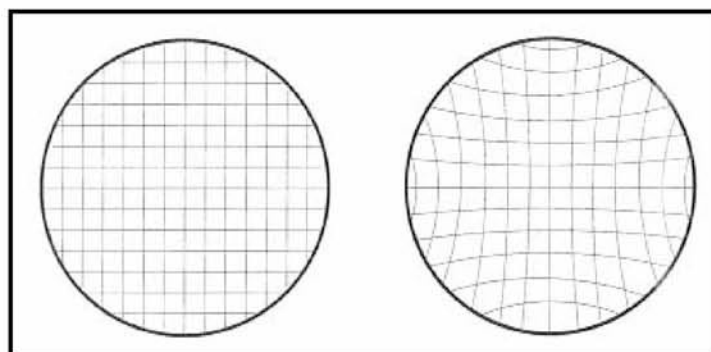
Η Αποτελεσματικότητα Ανίχνευσης Ποσοτήτων (Quantum Detection Efficiency, QDE) είναι ο λόγος (ποσοστό) των ανιχνευθέντων προς τα προσπίπτοντα φωτόνια. Οι εισερχόμενες ακτίνες X πρέπει να διαπεράσουν το παράθυρο εισόδου και το στρώμα στήριξης του φωσφόρου εισόδου προσπέσουν στον ίδιο τον φώσφορο εισόδου. Η αποτελεσματικότητα ανίχνευσης έχει ένα μέγιστο (~75%) για ακτίνες των 60 kVp, και είναι μικρότερη για ακτίνες μικρότερης ή μεγαλύτερης ενέργειας. Ο ενισχυτής εικόνας όμως συνήθως λειτουργεί με ακτίνες ενέργειας μεγαλύτερης των 60 kVp, επειδή υπεισέρχεται και ο παράγοντας δόσης ακτινοβολίας στον εξεταζόμενο, που είναι μικρότερη στις μεγαλύτερες ενέργειες, οι οποίες και γι αυτό επιλέγονται.



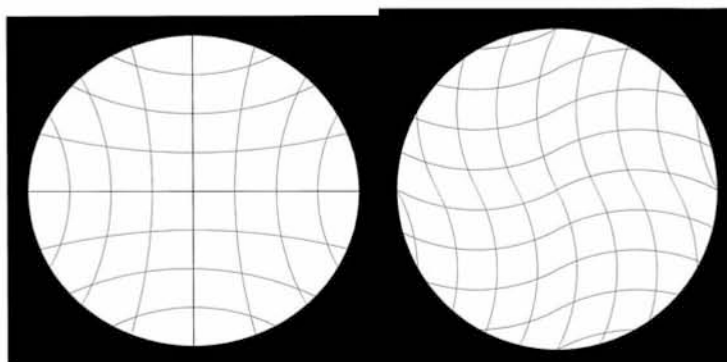
Εικόνα 2.19. QDE

2.7.1.6. Παραμόρφωση

Εμφανίζονται δύο είδη παραμόρφωσης στην παραγόμενη εικόνα: μία «μαξιλαροειδής» παραμόρφωση λόγω της καμπύλης επιφάνειας του πρώτου φακού είναι στην οθόνη εισόδου και μία «S» παραμόρφωση, που οφείλεται στην επίδραση ηλεκτρομαγνητικών πεδίων γειτονικών διατάξεων (ακόμη και του μαγνητικού πεδίου της γης) στο μαγνητικό πεδίο του ενισχυτή εικόνας [41][48].



Εικόνα 2.20. Μαξιλαροειδής παραμόρφωση



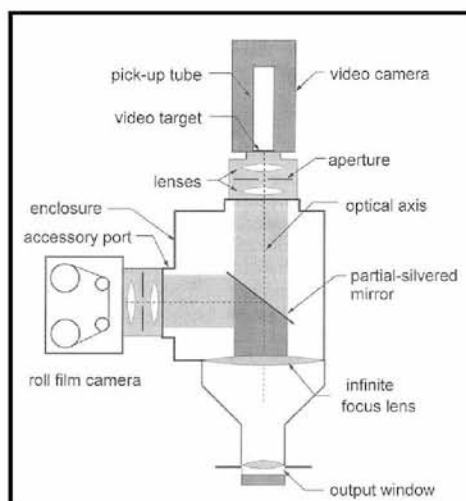
Εικόνα 2.21. Παραμόρφωση S

2.8. Οπτική Διάταξη

2.8.1. Ο μηχανισμός διαμοιρασμού

Έξω από τον υάλινο σωλήνα του ενισχυτή υπάρχει κατάλληλο σύστημα παρατήρησης της ακτινοσκοπικής εικόνας σε οπτική σύζευξη με την οθόνη εξόδου. Η εικόνα εξόδου από τον ενισχυτή είναι μικρή και για απευθείας επισκόπηση θα έπρεπε να παρεμβληθεί μεγεθυντικός φακός. Αντί γι αυτό, στην έξοδο προσαρμόζεται σύστημα οπτικομαγνητικής εικονοληψίας (video camera) που αναμεταδίδει την εικόνα εξόδου σε οθόνη τηλεόρασης. Το σύστημα αυτό εξοπλίζεται και με οπτικομαγνητικό μέσο εγγραφής (video recorder) ή απλό φιλμ.

Για την συνεργασία των δύο συστημάτων είναι απαραίτητη η παρουσία του μηχανισμού διαμοιρασμού, ένα σκοτεινό κουτί (αδιαπέρατο από το φως) του οποίου η είσοδος είναι ένας κλασικός συγκεντρωτικός φακός. Η οθόνη εξόδου του ενισχυτή εικόνας τοποθετείται στην εστία του συγκεντρωτικού φακού, ώστε η εισερχόμενη στο κουτί δέσμη φωτός να είναι παράλληλη.



Εικόνα 2.22. Μηχανισμός Διαμοιρασμού

Ένας καθρέφτης ή ένα πρίσμα διαχωρίζει (με ανάπλαση ή διάθλαση) αυτή τη δέσμη σε δύο μέρη. Το πρώτο συνεχίζει ευθύγραμμα την πορεία του και καταλήγει στη video camera, ενώ το δεύτερο αλλάζει πορεία (90° ως προς την αρχική) και καταλήγει στο σύστημα εγγραφής.

Ο μηχανισμός διαμοιρασμού μπορεί να είναι λίγο πολυπλοκότερος, αν απαιτείται δυνατότητα περισσοτέρων εξόδων στην οπτική διάταξη. Ο καθρέφτης ή το πρίσμα συνδέονται με κοχλία που ελέγχεται εξωτερικά και ρυθμίζει την κατεύθυνση της πορείας της εσωτερικής δέσμης φωτός προς την επιθυμητή έξοδο, π.χ. ταυτόχρονη εγγραφή σε δύο διαφορετικά μέσα.

Κάθε συνδεδεμένο μέσο λήψης ή εγγραφής έχει το δικό του διάφραγμα, το άνοιγμα του οποίου καθορίζει την ποσότητα του εισερχόμενου φωτός. Μικρό διάφραγμα (μικρό άνοιγμα) σημαίνει λίγο εισερχόμενο φως και ο αυτόματος έλεγχος φωτεινότητας (automatic brightness control) ενεργοποιεί μηχανισμό για αύξηση του ρυθμού έκθεσης των ακτίνων Χ, δηλαδή αυξάνει τη δόση στον

ασθενή και μειώνει το «θόρυβο» στην τελική εικόνα (καλύτερη ποιότητα εικόνας).

2.8.2. Οπτικομαγνητική εικονοληψία (video camera)

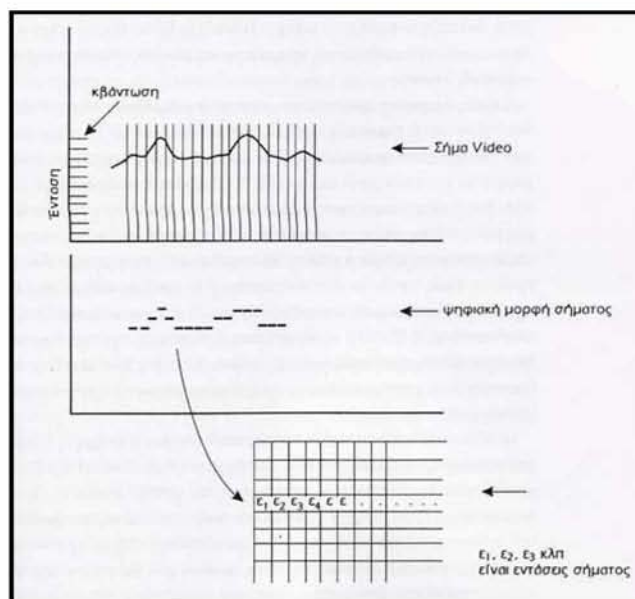
Το κλειστό κύκλωμα τηλεόρασης στην αίθουσα της ακτινοσκόπησης μεταφέρει την εικόνα-σήμα από την έξοδο του ενισχυτή εικόνας στις οθόνες τηλεόρασης, αναρτημένες σε κατάλληλες θέσεις για να παρακολουθούν την επέμβαση, κατ' αρχήν ο χειριστής ιατρός και, σε δεύτερη προτεραιότητα, συνεργάτες και λοιπό προσωπικό.

Η φωτεινή εικόνα-σήμα περνά από το διάφραγμα-είσοδο της συσκευής λήψης και προσπίπτει στο – σε ρόλο φιλμ – δέκτη της, το υλικό του οποίου είναι φωτοαγώγιμο. Η ηλεκτρική αντίσταση είναι αντιστρόφως ανάλογη της έντασης του φωτός. Η πίσω επιφάνεια του δέκτη σαρώνεται «πριονωτά» από μία δέσμη ηλεκτρονίων, η οποία «εισχωρεί» στο δέκτη (ένταση ηλεκτρικού σήματος) ανάλογα με τη φωτεινότητα της εικόνας στο αντίστοιχο σημείο.

Το ηλεκτρικό σήμα παρουσιάζεται ως συνάρτηση διαφοράς δυναμικού ως προς το χρόνο και μεταφέρεται με καλώδιο στην οθόνη τηλεόρασης. Παλμοί συγχρονισμού προστίθενται ηλεκτρονικά, ώστε να διατηρείται ο συντονισμός μεταξύ της σάρωσης του δέκτη της συσκευής λήψης, με τη σάρωση της οθόνης της τηλεόρασης.

2.8.3. Διαδικασία Ψηφιοποίησης

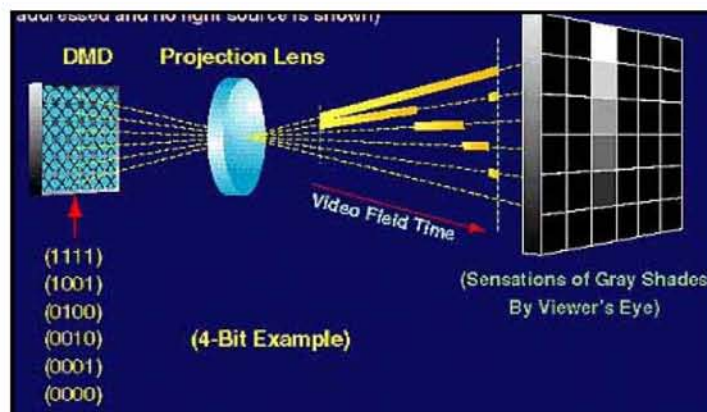
Η ψηφιοποίηση του σήματος video γίνεται από έναν “αναλογικό - ψηφιακό μετατροπέα” –(ADC). Ο μετατροπέας αυτός κάνει διαδοχικές μετρήσεις της έντασης (σε volt) κατά μήκος του σήματος video και κατ' αυτόν τον τρόπο το σήμα εκφράζεται υπό αριθμητική (ψηφιακή) μορφή. Π.χ. στην Εικόνα 2.23. παρουσιάζεται το σήμα Video που αντιστοιχεί σε μία γραμμή σάρωσης στο στόχο της μηχανής λήψης ή στην οθόνη της τηλεόρασης. Το σήμα χωρίζεται σε τμήματα (συνήθως σε 512 ή 360 ή 128 ίσα τμήματα). Η διαδικασία αυτή ονομάζεται δειγματοληψία (sampling). Στη συνέχεια για κάθε ένα από τα τμήματα γίνεται η μέτρηση της τιμής της έντασης σε volt. Συνεπώς σχηματίζεται μια σειρά αριθμών. Οι μετρήσεις της έντασης δεν είναι δυνατόν να λάβουν οποιαδήποτε τιμή. Οι τιμές του ψηφιακού σήματος απέχουν κατά ορισμένη ποσότητα. Π.χ. 1,2,3,... Εάν μία ένταση είναι π.χ. 2,8V τότε η τιμή που θα καταγραφεί θα είναι 3. Αυτή η υποδιαίρεση της κλίμακας των εντάσεων λέγεται κβάντωση ή κβαντισμός (quantization). Η ίδια διαδικασία επαναλαμβάνεται για όλες σχεδόν τις γραμμές σάρωσης (Συνήθως για 512, 360 ή 128 γραμμές). Κατ' αυτόν τον τρόπο μία εικόνα εκφράζεται υπό μορφή μιας τετραγωνικής ή παραλληλόγραμμης διάταξης αριθμών που αντιστοιχούν σε εντάσεις σήματος Video. Η αριθμητική αυτή διάταξη ονομάζεται μήτρα (matrix). Κάθε τέτοια μήτρα αποτελεί ουσιαστικά την αριθμητική έκφραση μιας εικόνας. Αυτή ακριβώς είναι η ψηφιακή εικόνα.



Εικόνα 2.23. Ψηφιοποίηση σήματος Video

Η ψηφιοποίηση γίνεται με ορισμένη ακρίβεια. Με τον όρο ακρίβεια υποδηλώνεται ο συνολικός αριθμός των υποδιαιρέσεων της κλίμακας των τιμών που μπορούν να αποδώσουν την ένταση του σήματος. Π.χ. για την ένταση μπορεί να χρησιμοποιούνται οι τιμές 0,1,2,3 κλπ, ή οι τιμές 0-0,5-1-1,5-2-2,5 κλπ. Στη δεύτερη περίπτωση η ακρίβεια είναι μεγαλύτερη. Ο συνολικός αριθμός των υποδιαιρέσεων είναι ορισμένος. Κάθε φορά καθορίζεται από την αρχή ότι θα χρησιμοποιηθούν π.χ. 500 ή 300 υποδιαιρέσεις (ανεξάρτητα από τις συγκεκριμένες τιμές αυτών των υποδιαιρέσεων). Ο αριθμός καθορίζεται έτσι ώστε να αποτελεί αριθμητική δύναμη του 2, π.χ. $2^4=32$ υποδιαιρέσεις, ή $2^9=512$ υποδιαιρέσεις. Ανάλογα με την τιμή εκθέτη του δύο η ακρίβεια 4bit, 8bit, 9bit κλπ. Συχνά αντί του όρου ακρίβεια χρησιμοποιείται ο όρος διακριτική ικανότητα ή διακριτικότητα (resolution).

Οι ψηφιακές εικόνες φυλάσσονται στην ψηφιακή μνήμη ή διοχετεύονται στη λογική αριθμητική μονάδα (Arithmetic Logic Unit-ALU). Σε αυτήν την μονάδα γίνονται όλες οι αριθμητικές πράξεις. Στη συνέχεια σε κάθε νέα ψηφιακή εικόνα, αποδίδονται τόνοι της κλίμακας του γκρι χρώματος (gray scale). Δηλαδή σε κάθε αριθμό από τη μήτρα της ψηφιακής εικόνας αποδίδεται (αντιστοιχεί) ένας ορισμένος τόνος γκρι χρώματος. Κατ' αυτόν τον τρόπο η μήτρα από μια διάταξη αριθμών μετατρέπεται σε μια κατανομή τόνων (αποχρώσεων) του γκρι και συνεπώς σε μία ορατή "ασπρόμαυρη" εικόνα. Στη θέση κάθε αριθμού υπάρχει τώρα ένα τετραγωνίδιο πολύ μικρών διαστάσεων "χρωματισμένο" με μία απόχρωση του γκρι. Αυτά τα τετραγωνίδια ονομάζονται στοιχεία εικόνας ή pixel. Ο συνολικός αριθμός των pixel εκφράζει τις διαστάσεις μιας ψηφιακής εικόνας. Π.χ. οι ιατρικές εικόνες έχουν συνήθως 512x512pixel, ή 360x256pixel, ή 80x80pixel ή ακόμα και 1024x1024pixel.



Εικόνα 2.24. Απόδοση εικόνας σε gray scale

Οι “ασπρόμαυρες” ψηφιακές εικόνες μπορούν στη συνέχεια να παρουσιαστούν σε οθόνη τηλεόρασης ή να αποθηκευτούν σε ψηφιακούς δίσκους μνήμης σκληρούς ή εύκαμπτους. Η παρουσίαση σε οθόνη τηλεόρασης γίνεται αφού προηγουμένως οι εικόνες “αποψηφιοποιηθούν”. Δηλαδή αφού μετατραπούν σε αναλογικό σήμα video, κατάλληλο να τροφοδοτήσει μία μονάδα οθόνης τηλεόρασης (TV monitor). Η μετατροπή αυτή γίνεται από ειδικές ηλεκτρονικές διατάξεις που ονομάζονται “ψηφιακοί-αναλογικοί μετατροπείς” –DAC (Digital to analog converters).

Από την οθόνη τηλεόρασης η εικόνα μπορεί να φωτογραφηθεί. Συνήθως χρησιμοποιούνται συστήματα πολλαπλής οπτικοποίησης. Στα συστήματα αυτά η εικόνα μιας οθόνης προβάλλεται σε φιλμ μονού και λεπτού (-10μm) φωτογραφικού γαλακτώματος. Το χρησιμοποιούμενο φιλμ που συνήθως χαρακτηρίζεται “βίντεο φιλμ” (Video film), πρέπει να είναι ευαίσθητο στα μήκη κύματος του φωτός που εκπέμπει η φθορίζουσα επίστρωση της οθόνης. Οι εικόνες επίσης μπορούν να αποθηκευτούν σε μαγνητικούς δίσκους και ταινίες video [3][38][44][49].

2.9. Ανιχνευτές Ακτίνων X

Η απόκτηση ακτινογραφικών εικόνων, συνήθως, γινόταν με χρήση ενός φιλμ, το οποίο αποτελούσε τον ανιχνευτή των ακτίνων X και το οποίο βρισκόταν σε πολύ κοντινή απόσταση με ένα στρώμα ή με μια οθόνη φωσφόρου. Οι ακτίνες X, που προσέπιπταν στην οθόνη έδιναν φως, που καταγραφόταν στο φιλμ δημιουργώντας μια στατική εικόνα, η οποία μετά την ενίσχυσή της παρέμενε έτσι έως την τελική χημική επεξεργασία της. Αυτό αποτελούσε το σύστημα φιλμ-οθόνης, όπου το φιλμ και η οθόνη περιείχονταν σε μία φορητή κασέτα. Το 65% των απεικονίσεων πραγματοποιείται ακόμη και σήμερα με συστήματα φιλμ-οθόνης, διότι με τη βελτίωση των φιλμ και των οθονών, μειώθηκε ο ρυθμός έκθεσης του ασθενούς και βελτιώθηκε ο ιατρικός εξοπλισμός. Οι κασέτες με τα φιλμ από το σκοτεινό δωμάτιο μεταφέρονται στο δωμάτιο εξέτασης, τοποθετούνται στην κατάλληλη θέση, ακτινοβολούνται και επιστρέφονται πάλι στο σκοτεινό δωμάτιο για επεξεργασία. Η διαδικασία αυτή είναι αρκετά χρονοβόρα και μόνο ένα ιδανικό ψηφιακό σύστημα μπορεί να μειώσει τον απαιτούμενο χρόνο επεξεργασίας της εικόνας.

Ένα άλλο σύστημα, κοντά στο ιδανικό, αποτελείται από ένα παχύ στρώμα φωτοευαίσθητου φωσφόρου, ενισχυτές εικόνας ακτίνων Χ, συνδεδεμένους με συσκευές οπτικού συζευγμένου φορτίου (CCD–Charged Coupled Device), και οθόνες φωσφόρου, οπτικά συζευγμένες με τα CCDs. Στο σύστημα αυτό, η εικόνα των ακτίνων Χ παραμένει στο στρώμα του φωσφόρου, μέχρι να πραγματοποιηθεί η σάρωσή της από ένα σύστημα laser με σκοπό την ψηφιοποίηση της πληροφορίας της. Το κύριο πλεονέκτημα των ενισχυτών εικόνας είναι η άμεση απόκτηση των εικόνων, αλλά η ποιότητά τους στην ακτινογράφιση είναι τόσο χαμηλή όσο και στα συστήματα φιλμ-οθόνης, με επιπλέον μειονέκτημα το ογκώδες μέγεθος και το υψηλό τους κόστος.

Το ιδανικό ψηφιακό σύστημα απεικόνισης ακτίνων Χ πρέπει να παρέχει μειωμένη έκθεση ασθενούς, εικόνα υψηλής ποιότητας, η οποία να είναι και άμεσα διαθέσιμη και να καταγράφει απ' ευθείας στον υπολογιστή τις αποκτούμενες εικόνες, απ' όπου θα υπάρχει η δυνατότητα μελέτης και ανάλυσής τους [3][40][41].

2.9.1. Κατηγορίες Ανιχνευτών

Οι ανιχνευτές διακρίνονται ανάλογα με το σχήμα τους (§2.9.1.1), τον τύπο συστήματος ανίχνευσης (§2.9.1.2) και τον τρόπο ανίχνευσης των ακτίνων Χ (§2.9.1.3).

2.9.1.1. Διάκριση με βάση το σχήμα

Ανάλογα με το σχήμα τους οι ανιχνευτές μπορεί να χωρίζονται σε επιφανειακούς ή γραμμικούς. Στους πρώτους η ανιχνευτική επιφάνεια έχει σχήμα τετραγώνου ή ορθογώνιου παραλληλογράμμου (ανιχνευτές δύο διαστάσεων) ενώ στους δεύτερους η ανιχνευτική επιφάνεια έχει το σχήμα μιας λεπτής λωρίδας (μονοδιάστατοι ανιχνευτές).

Στους μονοδιάστατους ανιχνευτές, η εικόνα σχηματίζεται ύστερα από διαδοχική ακτινοβόληση του ασθενούς κατά λωρίδες. Μετά από κάθε ακτινοβόληση το σώμα του ασθενούς μετατοπίζεται έτσι ώστε να εκτεθεί η επόμενη λωρίδα. Με αυτόν τον τρόπο καλύπτεται ολόκληρη η προς απεικόνιση ανατομική περιοχή. Βασικά μειονεκτήματα των συστημάτων με μονοδιάστατους ανιχνευτές είναι το μεγάλο χρονικό διάστημα που απαιτείται για να συμπληρωθεί μία λήψη και η μεγάλη κατανάλωση ισχύος από τη λυχνία. Το πλεονέκτημα τους είναι η ελαττούμενη παρουσία σκεδαζόμενης ακτινοβολίας στην τελική εικόνα. Αυτό είναι προφανές αφού ένα μικρό μόνο μέρος αυτής της ακτινοβολίας κατευθύνεται σε διευθύνσεις τέτοιες ώστε να προσπίπτει στη μονοδιάστατη διάταξη των ανιχνευτών.

Μία τρίτη κατηγορία συστημάτων ψηφιακής ακτινοδιαγνωστικής χρησιμοποιεί μία πού λεπτή δέσμη ακτίνων Χ (pencil beam) η οποία σαρώνει ένα μονοδιάστατο ανιχνευτή Ιωδιούχου Νατρίου. Η δέσμη διεγείρει σε κάθε εκπομπή μία πολύ μικρή ("σημειακή") περιοχή του ανιχνευτή. Η κατηγορία αυτών των συστημάτων παρουσιάζει, σε μεγαλύτερο όμως βαθμό, τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματα των μονοδιάστατων ανιχνευτών.

Ως υλικά για την κατασκευή των διαφόρων ανιχνευτών χρησιμοποιούνται βαρέα αλογονούχα μέταλλα ή φθορίζοντα υλικά. Για τη λήψη των σημάτων που παρέχουν αυτοί οι ανιχνευτές χρησιμοποιούνται διάφορα συστήματα

καταγραφής. Μεταξύ αυτών είναι: οπτικά πυκνόμετρα επιστρώσεων αλογονούχων μετάλλων (στην περίπτωση του φιλμ), λεπτές δέσμες λέιζερ, φωτοπολλαπλασιαστές, φωτοδιόδοι, οπτικές ίνες κλπ. Τα σήματα εξόδου όλων αυτών των συστημάτων καταγραφής ψηφιοποιούνται από ειδικού μετατροπείς αναλογικών σημάτων σε ψηφιακά (Analog digital converters-ADC) και διοχετεύονται στον ηλεκτρονικό υπολογιστή.

2.9.1.2. Διάκριση με βάση τον τύπο του συστήματος ανίχνευσης

Με βάση τον τύπο του συστήματος ανίχνευσης, τα σύγχρονα συστήματα ψηφιακής ακτινογραφίας ταξινομούνται σε τέσσερις βασικές κατηγορίες:

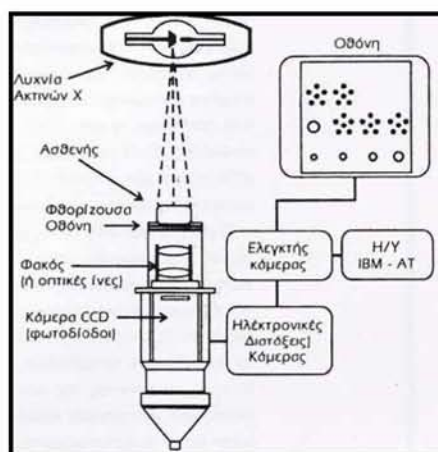
- Συστήματα με φθορίζουσα οθόνη (§2.9.1.2.1.)
- Ανιχνευτές με ενισχυτή εικόνας και διάταξη φωτοδίοδων (§2.9.1.2.2.)
- Ανιχνευτές με σύστημα φωσφόρου αποθήκευσης σήματος (§2.9.1.2.3.)
- Φωτοαγωγάμοι ανιχνευτές με άμορφο σελήνιο (§2.9.1.2.4.)
- Επίπεδοι Ανιχνευτές (§2.9.1.2.5.)

2.9.1.2.1. Συστήματα με φθορίζουσα οθόνη η οποία συνδέεται με μία διάταξη φωτοδίοδων (CCD) μέσω οπτικών ινών ή φακών

Στα συστήματα αυτά η οθόνη απορροφά τις ακτίνες X και τις μετατρέπει σε φως. Το φως διαδίδεται μέσα από τις οπτικές ίνες και καταλήγει στις φωτοδιόδους όπου μετατρέπεται σε ηλεκτρικό σήμα. Το τελευταίο ψηφιοποιείται μέσω αναλογικών ψηφιακών μετατροπών (Analog digital converters – ADC).

Η όλη απόδοση του συστήματος εξαρτάται από μερικά χαρακτηριστικά που είναι:

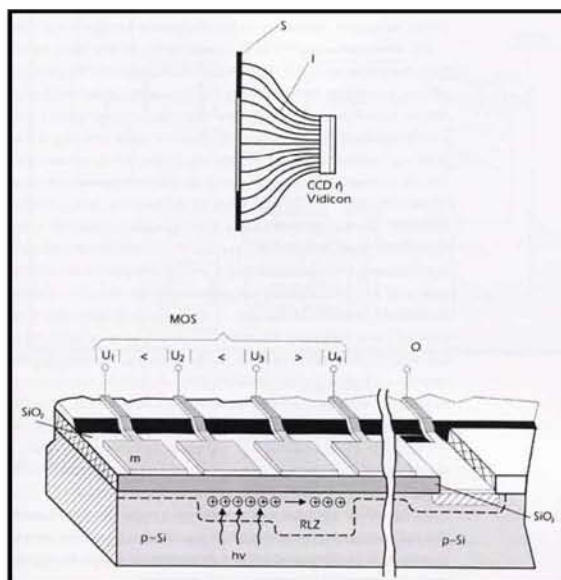
1. Η ικανότητα συλλογής φωτός, η οποία εκφράζει την ικανότητα των οπτικών ινών να μεταφέρουν το φως από την οθόνη στις φωτοδιόδους χωρίς σημαντικές απώλειες.
2. Η φασματική συμβατότητα που δηλώνει την ικανότητα των φωτοδίοδων να καταγράφουν το συγκεκριμένο φάσμα (χρώμα) του φωτός της οθόνης.
3. Η κβαντική απόδοση μετατροπής των φωτοδίοδων, η οποία δείχνει την ικανότητα των φωτοδίοδων να μετατρέπουν το φως σε ηλεκτρονικό σήμα.



Εικόνα 2.25. Σύστημα με φθορίζουσα οθόνη

Η φθορίζουσα οθόνη είναι μια συνήθως ενισχυτική πινακίδα παρασκευασμένη από υλικά σπανίων γαιών, πχ $Gd_2O_2S:Tb$ ή $Gd_2O_2S:Eu$. Το υλικό με ενεργοποιητή το ευρώπιο (Eu) εκπέμπει φως στη φασματική περιοχή του ερυθρού και παρουσιάζει υψηλότερη φασματική συμβατότητα με το πυρίτιο των φωτοδιόδων. Συνεπώς θα πρέπει να διατίθεται μια ειδική διάταξη σμίκρυνσης της οπτικής εικόνας, δηλαδή διάταξη οδήγησης του φωτός από μια μεγάλη επιφάνεια σε περιοχή μικρού εμβαδού. Για το λόγο αυτό οι χρησιμοποιούμενες οπτικές ίνες έχουν την μορφή μιας συγκλίνουσας δέσμης μεγάλου αριθμού ινών. Η πλευρά της δέσμης που βρίσκεται σε επαφή με την φθορίζουσα οθόνη έχει μεγάλες διαστάσεις και η διατομή των οπτικών ινών έχει μεγάλη διάμετρο. Οι ίνες έχουν υποστεί κατάλληλη επεξεργασία σε συνθήκες θέρμανσης, έτσι ώστε οι διαμέτροι τους βαθμιαία να ελαττώνονται και να καταλήγουν στις φωτοδιόδους.

Στη θέση των φωτοδιόδων χρησιμοποιούνται συνήθως κατάλληλες διατάξεις συσκευών συζευγμένου φορτίου (Charge Couple Device-CCD). Οι διατάξεις αυτές είναι ολοκληρωμένα κυκλώματα ημιαγωγού-οξειδίου-μετάλλου -MOS (Metal-Oxide-Semiconductor) και αποτελούνται κατά σειρά από μία σειρά μεταλλικών ηλεκτροδίων τα οποία ονομάζονται πύλες, ένα στρώμα οξειδίου του πυριτίου (SiO_2) επάνω στο οποίο έχουν εναποτεθεί τα μεταλλικά ηλεκτρόδια και ένα υπόστρωμα ημιαγωγού πυριτίου τύπου p (p-Si) το οποίο βρίσκεται κάτω από το στρώμα SiO_2 .



Εικόνα 2.26. Ανιχνευτής με φθορίζουσα οθόνη – οπτικές ίνες – CCD: I:οπτικές ίνες,S:φθορίζουσα οθόνη, CCD:διάταξη CCD,MOS: πυκνωτές MOS,m:μεταλλικά ηλεκτρόδια-πύλες,O:έξοδος CCD,Si:στρώμα πυριτίου,hf:φωτόνια φωτός

Στα ηλεκτρόδια εφαρμόζονται ηλεκτρικές τάσεις οι οποίες βαθμιαία αυξάνονται κατά μήκος της σειράς, δηλαδή κάθε ηλεκτρόδιο έχει τάση μεγαλύτερη από το προηγούμενο και μικρότερη από επόμενο. Το όλο σύστημα θεωρείται ως μια διάταξη στοιχειωδών πυκνωτών MOS. Πρόκειται για πυκνωτές στους οποίους ο ένας οπλισμός είναι το εκάστοτε ηλεκτρόδιο -

πύλη και ο άλλος οπλισμός είναι η απέναντι επιφάνεια του πυριτίου. στοιχειώδεις πυκνωτές ονομάζονται και στοιχεία της εικόνας – pixel. Σε μια επιφανειακή διάταξη CCD (area CCD) διατίθενται πολλές σειρές πυκνωτών η μια δίπλα στην άλλη. Υπάρχουν CCD με 256x256pixel έως και 2048x2048pixel. Οι διαστάσεις του κάθε pixel είναι της τάξης των 15μm έως 100μm.

Μετά την εφαρμογή των τάσεων δημιουργούνται στο πυρίτιο “περιοχές κένωσης”. Αυτό συμβαίνει διότι, αν οι τάσεις είναι θετικές, τα θετικά φορτία απωθούνται και απομακρύνονται βαθιά μέσα στην περιοχή του πυριτίου. Σε κάθε τέτοια περιοχή αναπτύσσεται κατάλληλο δυναμικό που χαρακτηριστικά ονομάζεται φρέαρ δυναμικού (well potential). Το “βάθος” του φρέατος εξαρτάται από την τάση που έχει εφαρμοστεί στο αντίστοιχο ηλεκτρόδιο. Δηλαδή αυξάνεται κατά μήκος της διάταξης των πυκνωτών. Το φρέαρ δυναμικού λειτουργεί ως παγίδα ηλεκτρικού φορτίου. Όταν φωτόνια από τη φθορίζουσα οθόνη προσπέσουν σε κάποιον από τους πυκνωτές τότε στο πυρίτιο εμφανίζονται ηλεκτρικά φορτία λόγω φωτοηλεκτρικού φαινομένου. Στη συνέχεια τα ηλεκτρικά φορτία μεταφέρονται στην περιοχή του διπλανού πυκνωτή στον οποίο το δυναμικό είναι υψηλότερο (“βαθύτερο φρέαρ”). Κατ’ αυτόν τον τρόπο το φορτίο μεταφέρεται από τον έναν πυκνωτή στον επόμενο, δηλαδή σε όλο και βαθύτερο φρέαρ. Τελικά τα φορτία μεταφέρονται στην έξοδο της διάταξης.

Στη συνέχεια τα φορτία αυτά μεταφέρονται, σε μια άλλη κατάλληλη διάταξη, παρόμοια με τα CCD, όπου και αποθηκεύονται. Η διάταξη αυτή ονομάζεται επιφάνεια αποθήκευσης και τα αντίστοιχα στοιχεία εικόνας ονομάζονται στοιχεία αποθήκευσης. Από την επιφάνεια αποθήκευσης τα φορτία συλλέγονται κατά γραμμές, δηλαδή συλλέγεται πρώτα το φορτίο της πρώτης σειράς pixel, κατόπιν της δεύτερης κλπ. Η διαδικασία αυτή ονομάζεται μεταφορά στιγμιότυπου.

Εκτός από την παραπάνω διαδικασία, χρησιμοποιείται και η λεγόμενη μεταφορά ενδιάμεσα στις γραμμές. Στις περιπτώσεις αυτές ανάμεσα στις γραμμές CCD διατίθενται κατάλληλες στήλες αποθήκευσης στις οποίες μεταφέρεται και αποθηκεύεται το φορτίο. Η διαδικασία μεταφοράς χαρακτηρίζεται από τη λεγόμενη απόδοση μεταφοράς. Η απόδοση εκφράζει το πηλίκο του φορτίου που μεταφέρεται από τον έναν πυκνωτή στον επόμενο, προς το φορτίο που υπήρχε στον πυκνωτή. Εάν για ένα στοιχείο η απόδοση είναι n ($n < 1$), τότε για n στοιχεία η ολική απόδοση είναι n^n , δηλαδή όσο περισσότερα είναι τα στοιχεία τόσο χαμηλότερη θα είναι η ολική απόδοση. Χαμηλή απόδοση έχει ως αποτέλεσμα την υποβάθμιση της διακριτικής ικανότητας και αύξηση του θορύβου. Γενικά πάντως τα CCD χαρακτηρίζονται από υψηλή διακριτική ικανότητα και η χαρακτηριστική τους καμπύλη είναι γραμμική και έχει μεγάλο εύρος (δυναμική περιοχή).

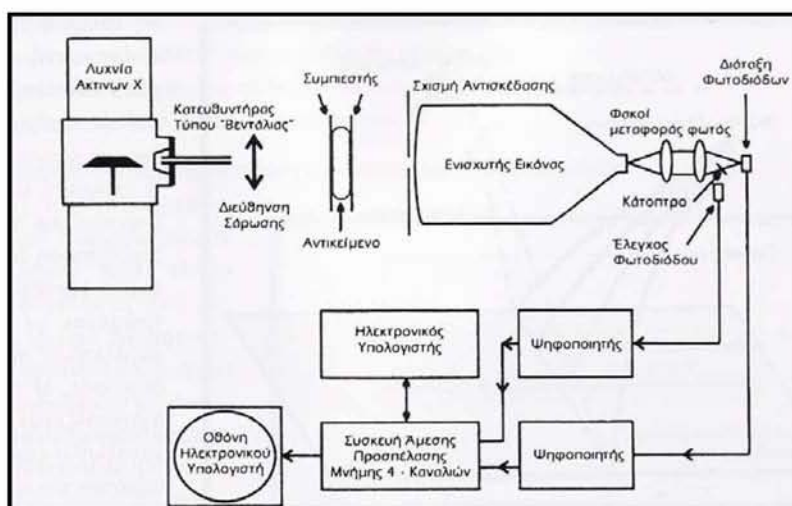
Εκτός από το σύστημα που περιγράφηκε, στην κατηγορία αυτή εντάσσονται και συστήματα που χρησιμοποιούν φακούς αντί οπτικών ινών ή συστήματα στα οποία η φθορίζουσα οθόνη βρίσκεται σε επαφή με τις φωτοδιόδους χωρίς την παρεμβολή κάποιας οπτικής διάταξης.

Υπάρχουν επίσης διατάξεις που αποτελούν που αποτελούνται από μια μήτρα (διάταξη) φωτοδίοδων άμορφου πυριτίου (α -Si) επί της οποίας έχει εναποτεθεί φθορίζουσα επίστρωση από CsI(Tl). Η τελευταία αποτρέπει τη διάχυση του φωτός και έχει καλή φασματική συμβατότητα με το πυρίτιο. Το

σήμα εξόδου των φωτοδιόδων α-Si ενισχύεται και, μέσω πολυπλεκτών, μεταφέρεται στον ADC.

2.9.1.2.2. Ανιχνευτές με ενισχυτή εικόνας και διάταξη φωτοδιόδων

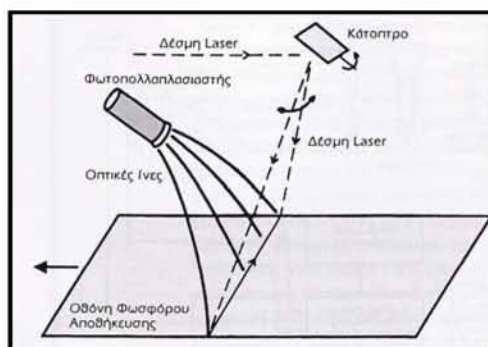
Τα συστήματα αυτά χρησιμοποιούν ενισχυτή εικόνας όμοιο με αυτό των κλασικών ακτινοσκοπικών συστημάτων. Η φθορίζουσα οθόνη εισόδου του ενισχυτή εικόνας έχει ίδια χαρακτηριστικά με αυτήν του προηγούμενου συστήματος, με μόνη διαφορά το υλικό της οθόνης. Πρόκειται για το ιωδιούχο κάισιο (CsI) που παρουσιάζει μια κρυσταλλική δομή παρόμοια με αυτή των οπτικών ινών και έχει την ιδιότητα να αποτρέπει τη διασπορά του φωτός και να βελτιώνει την ποιότητα της τελικής εικόνας. Το φως που εκπέμπει η οθόνη εισόδου μετατρέπεται σε ρεύμα ηλεκτρονίων μέσω μιας φωτοκαθόδου. Τα ηλεκτρόνια επιταχύνονται, μέσω ηλεκτρικού πεδίου και προσπίπτουν σε μία δεύτερη φθορίζουσα οθόνη. Η τελευταία απορροφά την αυξημένη ενέργεια των επιταχυνθέντων ηλεκτρονίων και τη μετατρέπει σε ενισχυμένο οπτικό σήμα. Οι φωτοδιόδοι μετατρέπουν αυτό το σήμα σε ηλεκτρονικό το οποίο στη συνέχεια ψηφιοποιείται από έναν αναλογικό ψηφιακό μετατροπέα.



Εικόνα 2.27. Ανιχνευτής με ενισχυτή εικόνας και διάταξη φωτοδιόδων

2.9.1.2.3. Ανιχνευτές με σύστημα φωσφόρου αποθήκευσης σήματος (Storage Phosphor System)

Οι φωσφόροι αποθήκευσης απορροφούν τις ακτίνες X και αποθηκεύουν την ενέργειά τους. Για να αρχίσει η εκπομπή θα πρέπει να γίνει διέγερση του φωσφόρου με μία δέσμη λέιζερ (φαινόμενο φωτοδιέγερσης). Ο φωσφόρος χρησιμοποιείται υπό μορφή επίπεδης οθόνης παρόμοιας με τις ενισχυτικές πινακίδες. Μετά την ακτινοβολήση του για τη λήψη της ακτινογραφίας, ο φωσφόρος τοποθετείται σε συσκευή εμφάνισης εικόνας. Στο εσωτερικό αυτής της συσκευής υπάρχει μια λεπτή δέσμη λέιζερ που σαρώνει την επιφάνεια του φωσφόρου κατά λεπτές οριζόντιες γραμμές. Κάθε σημείο της επιφάνειας που δέχεται την επίδραση του λέιζερ, εκπέμπει φως. Το φως συλλέγεται από κατάλληλο σύστημα οπτικών ινών και οδηγείται σε ένα φωτοπολλαπλασιαστή (Εικόνα 2.28).



Εικόνα 2.28. Ανιχνευτής με SPS

Ο τελευταίος παράγει ένα ηλεκτρικό σήμα ανάλογο της έντασης του φωτός. Ακολουθεί ψηφιοποίηση μέσω ενός αναλογικού ψηφιακού μετατροπέα. Τα χαρακτηριστικά των συστημάτων αυτού του τύπου είναι παρόμοια με τα χαρακτηριστικά της πρώτης κατηγορίας [3][41][43][44].



Εικόνα 2.29. Απεικόνιση με χρήση πινακίδων φωσφόρου

2.9.1.2.4. Φωτοαγώγιμοι ανιχνευτές με άμορφο σελήνιο

Μέσω των ανιχνευτών αυτού του τύπου οι ακτίνες X μετατρέπονται κατευθείαν σε ηλεκτρικό σήμα, δηλαδή δεν απαιτείται η παρεμβολή μετατροπέα οπτικού σήματος σε ηλεκτρικό (φωτοδίοδοι, φωτοκάθοδος). Το άμορφο σελήνιο χρησιμοποιείται υπό μορφή επίπεδης πλάκας όπου εναποτίθεται, μέσω κατάλληλης συσκευής, μια ομοιόμορφη επίστρωση θετικού ηλεκτρικού φορτίου. Η επίδραση των ακτίνων X προκαλεί μια ανομοιογενή εξουδετέρωση αυτού του ηλεκτρικού φορτίου η οποία καταγράφεται με τη βοήθεια κατάλληλου ηλεκτρομέτρου σάρωσης. Η τελική εικόνα σχηματίζεται ύστερα από κατάλληλη επεξεργασία των σημάτων του ηλεκτρομέτρου [3][50].

2.9.1.2.5. Επίπεδοι Ανιχνευτές (Flat panel)

Τα τελευταία χρόνια αναπτύσσεται η τεχνολογία των λεγόμενων “επίπεδων ανιχνευτών ενεργού μήτρας μεγάλης επιφάνειας” (active matrix flat-panel detectors ή imagers-AMFPI). Τα συστήματα αυτά βρίσκουν εφαρμογή στη γενική ψηφιακή ακτινογραφία, στην ψηφιακή μαστογραφία αλλά και στην ψηφιακή ακτινοσκόπηση.

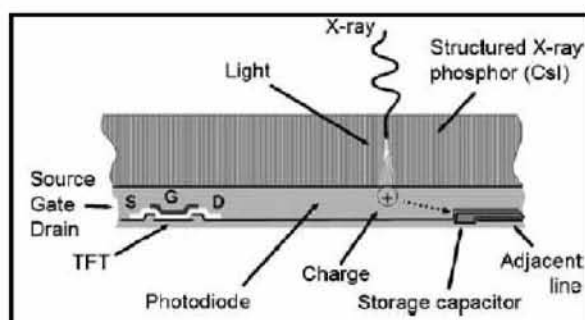


Εικόνα 2.30. Επίπεδος Ανιχνευτής

Η τεχνολογία τους είναι γνωστή από τις διατάξεις υγρών κρυστάλλων (LCD) και εφαρμόζεται είτε σε συστήματα με φθορίζουσα οθόνη είτε σε συστήματα με άμορφο σεληνίο. Σε κάθε περίπτωση, πίσω από το βασικό μετατροπέα των ακτίνων X, διατίθενται δίοδοι ή τρανζίστορ άμορφου πυριτίου.

Οι επίπεδοι ανιχνευτές αποτελούνται ένα λεπτό τετράγωνο φύλλο-στρώμα με διαταγμένες κρυσταλλοτριόδους (thin film transistor arrays – TFT). Το φύλλο-στρώμα είναι δομημένο με εικονοστοιχεία pixels (picture elements, στοιχεία εικόνας ως δομικοί λίθοι) και σε κάθε pixel αντιστοιχεί μία φωτοδίοδος, η οποία μετατρέπει την προσπίπτουσα φωτεινή ενέργεια σε εξερχόμενο ηλεκτρονικό σήμα. Επειδή η ανιχνευτική διάταξη των TFT είναι ευαίσθητη στη φωτεινή ακτινοβολία (και όχι στην ακτινοβολία X), είναι απαραίτητη η παρουσία σπινθηριστή όπως το CsI (ιωδιούχο καίσιο), που μετατρέπει την προσπίπτουσα ακτινοβολία X σε φωτεινή.

Επάνω από την διάταξη των φωτοδίοδων και των TFT, βρίσκεται είτε μια φθορίζουσα οθόνη (ενισχυτική πινακίδα) είτε μια επίστρωση από φωτοαγώγιμο υλικό π.χ. μια πλάκα άμορφου σεληνίου (a-Se). Η ενισχυτική πινακίδα ή το στρώμα σεληνίου συνιστά την πρόσθια επιφάνεια του ανιχνευτή επάνω στην οποία προσπίπτουν οι ακτίνες X. Τα συστήματα με ενισχυτική πινακίδα, συνήθως παρασκευασμένα από CsI:TI ή Gd₂O₂S:Tb ονομάζονται συστήματα έμμεσης ανίχνευσης ενώ τα συστήματα με άμορφο σεληνίο ονομάζονται συστήματα άμεσης ανίχνευσης.



Εικόνα 2.31. Έμμεσος Ανιχνευτής

Οι επίπεδοι ανιχνευτές ενεργού μήτρας έχουν συνολικό πάχος της τάξης των μερικών cm (π.χ. 4,5cm για ακτινογραφικές εφαρμογές, 8,5cm για ακτινοσκόπηση). Το βάρος τους είναι έως 20kg το οποίο είναι μικρότερο από το βάρος ενός ενισχυτή εικόνας (περίπου 50kg). Ο σχηματισμός των

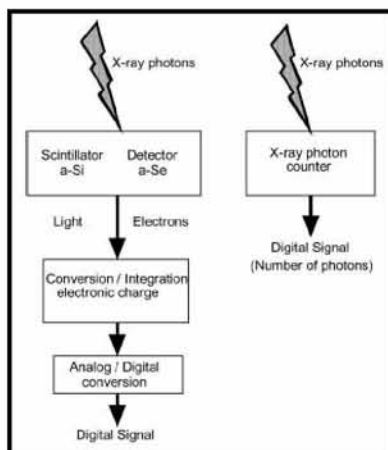
στοιχείων άμορφου πυριτίου επιτυγχάνεται μέσω εξαχνωσης. Κατ' αρχήν, μέσα σε κατάλληλο αντιδραστήρα, παρασκευάζεται ένα ημιαγώγιμο στρώμα 1μm με εναπόθεση άμορφου πυριτίου επάνω σε υάλινο υπόστρωμα. Το υάλινο υπόστρωμα, πάχους 1μm, θερμαίνεται σε θερμοκρασία 300°C. Στη συνέχεια μέσω φωτολιθογραφίας ή χημικής χάραξης σχηματίζονται οι φωτοδίοδοι [3][41][51].



Εικόνα 2.32. Ακτινογραφικό Σύστημα με επίπεδο Ανιχνευτή (Philips Allura)

2.9.1.3. Διάκριση με βάση τη στρατηγική ανίχνευσης

Οι ανιχνευτές μπορούν να χωριστούν επίσης, σε συστήματα ολοκλήρωσης και συστήματα καταμέτρησης φωτονίων.



Εικόνα 2.33. Ανιχνευτές ολοκλήρωσης σήματος & καταμέτρησης φωτονίων

Οι ανιχνευτές άμεσης και έμμεσης ανίχνευσης ανήκουν στα συστήματα ολοκλήρωσης τα οποία καταγράφουν την ένταση του σήματος σε κάθε pixel ανάλογη της αρχικής ενέργειας των προσπίπτοντων ακτίνων X. Το αναλογικό αυτό σήμα τελικά μετατρέπεται σε ψηφιακό. Το βασικό πλεονέκτημα των συστημάτων αυτών είναι ότι μπορούν να υποστηρίξουν πολύ μεγάλη ροή εισόδου. Όμως, μπορεί να φτάσουν σε κορεσμό, λόγω της συγκέντρωσης μεγάλης ποσότητας ενέργειας, γι' αυτό και τίθεται ένα όριο στη ροή που

μπορεί να ολοκληρωθεί, προτού γίνει η ανάγνωση σήματος του ανιχνευτή και η επαναφορά του *pixel* στις αρχικές συνθήκες.

Στα συστήματα καταμέτρησης φωτονίων η ένταση του σήματος σε κάθε *pixel* δεν είναι ανάλογη της αρχικής ενέργειας των προσπίπτοντων ακτίνων Χ, αλλά του αριθμού των φωτονίων που καταμετρώνται, με αποτέλεσμα την αυξημένη συμμετοχή και των φωτονίων χαμηλών ενεργειών στον σχηματισμό της εικόνας. Τα φωτόνια που καταμετρώνται από τον ανιχνευτή βρίσκονται πάνω από ένα δεδομένο επίπεδο ενέργειας. Συγκεκριμένα, αφού τεθεί ένα κατώφλι ενέργειας είναι δυνατή η διάκριση μεταξύ θορύβου και σήματος σε αντίθεση με τα συστήματα ολοκλήρωσης. Τα συστήματα καταμέτρησης φωτονίων εξαλείφουν το θόρυβο που προέρχεται από τον ανιχνευτή και τα σχετιζόμενα με αυτόν ηλεκτρονικά, αλλά έχουν περισσότερο πολύπλοκα ηλεκτρονικά ανάγνωσης σήματος. Τέλος, χαρακτηρίζονται από τέλεια γραμμική συμπεριφορά και δυναμικό εύρος χωρίς περιορισμούς [3].

2.9.2. Παράμετροι Απόδοσης ενός Ανιχνευτή

2.9.2.1. Καθυστέρηση Εικόνας (Image Lag)

Το *image lag* προκαλεί αύξηση του ρεύματος σκότους και έχει ως αποτέλεσμα μια εικόνα που παραμένει ακόμα και μετά την έκθεση στις ακτίνες Χ. Το φαινόμενο αυτό οφείλεται στην απελευθέρωση φορτίου μετά τον τερματισμό των εκθέσεων. Το φορτίο το οποίο ήταν παγιδευμένο, κατά την διάρκεια της έκθεσης στη ζώνη χάσματος του α-Si της ενεργού μήτρας ή του α-Se, απελευθερώνεται σιγά-σιγά στις μετέπειτα χρονικές στιγμές. Συνεπώς, το *lag* μπορεί να προσδιορισθεί, συναρτήσει του χρόνου, σε διαδοχικές εικόνες που δεν έχουν εκτεθεί στην ακτινοβολία, ύστερα από μία έκθεση ή μία σειρά εκθέσεων.

2.9.2.2. Χωρική Ανάλυση

Καθορίζει τις διαστάσεις του μικρότερου ορατού αντικειμένου. Μετρείται υπό συνθήκες υψηλής αντίθεσης και χαμηλού θορύβου, χρησιμοποιώντας χαμηλή τιμή kV και υψηλή τιμή mAs. Η υψηλή χωρική ανάλυση βελτιώνει την σαφήνεια της εικόνας και επιτρέπει την καλύτερη ανίχνευση μικρών λεπτομερειών στην εικόνα.

2.9.2.3. SNR

Ο λόγος σήματος προς θόρυβο (SNR) βελτιώνεται αυξάνοντας την ποσότητα της ακτινοβολίας. Ένας ανιχνευτής με διπλάσια κβαντική απόδοση (QE) χρειάζεται μισή ποσότητα ακτινοβολίας για να παράγει την ίδια ποιότητα εικόνας ή μπορεί να χρησιμοποιήσει την ίδια ποσότητα ακτινοβολίας για να παράγει διπλάσιο SNR. Το SNR βελτιώνεται αν αυξήσουμε την ποσότητα της ακτινοβολίας αν αυξήσουμε την QE είτε αυξάνοντας το πάχος του ανιχνευτή, είτε χρησιμοποιώντας υλικά με μεγαλύτερη τιμή συντελεστή απόσβεσης.

2.9.2.4. MTF

Η MTF (Modulation Transfer Function) ορίζεται ως το μέγεθος του μετασχηματισμού Fourier της PSF. Η φυσική έννοια της MTF είναι το ποσοστό της "καθαρής" διαγνωστικής πληροφορίας που παρουσιάζεται στην τελική εικόνα. Κατά τη μεταφορά της διαμόρφωσης, εξ' αιτίας διάφορων

ατελειών του απεικονιστικού συστήματος, μια ποσότητα πληροφοριών είτε παραμορφώνεται, είτε χάνεται. Η διαμόρφωση εισόδου εκφράζει ακριβώς αυτή την αρχική ποσότητα πληροφοριών. Η απώλεια ή η παραμόρφωση της πληροφορίας εκφράζεται από το γεγονός ότι το πηλίκο της διαμόρφωσης εξόδου προς τη διαμόρφωση εισόδου έχει τιμή μικρότερη από τη μονάδα.

2.10. Περιφερειακές μονάδες εγγραφής

2.10.1. Photo-spot cameras

Χρησιμοποιούν φωτογραφικό φιλμ 100mm και βλέπουν απευθείας την οθόνη εξόδου του ενισχυτή εικόνας. Ο γιατρός πιέζει με το πόδι έναν ειδικό διακόπτη εδάφους για όσο διάστημα επιθυμεί να αρχειοθετήσει τις αντίστοιχες εικόνες. Ο διακόπτης εδάφους είναι συνδεδεμένος με την οπτική διάταξη που κατευθύνει μέρος της οπτικής δέσμης προς την camera, αλλά ταυτόχρονα ενεργοποιείται και η γεννήτρια των ακτίνων X, που παράγει πρόσθετους παλμούς ακτινοβολίας. Για πεδίο 23cm του ενισχυτή, καταγράφεται δόση έκθεσης 75 με 100μR ανά εικόνα. Εξαιτίας της άμεσης οπτικής επαφής, η διακριτική ικανότητα του φωτογραφικού φιλμ είναι όση και η αντίστοιχη στην οθόνη εξόδου του ενισχυτή εικόνας.

2.10.2. Cine - Radiography cameras

Προσαρμόζονται στην οπτική διάταξη και έχουν δυνατότητα πολύ γρήγορης εγγραφής διαδοχικών εικόνων σε φιλμ 35mm. Τις προτιμούν οι καρδιολόγοι για να «συλλάβουν» τη γρήγορη κίνηση. Ξεκινούν από τις 30 εικόνες ανά δευτερόλεπτο και φθάνουν τις 120 ή και ακόμη περισσότερες. Απαιτούν πολύ σύντομους παλμούς ακτινοβολίας που μπορούν να παραχθούν από ειδικές γεννήτριες. Τα δύο συστήματα συγχρονίζονται με μεγάλη ακρίβεια. Ο φόρτος της λυχνίας των X είναι μεγάλος και παράγονται σημαντικά ποσά θερμότητας. Η έκθεση της οθόνης εισόδου του ενισχυτή εικόνας για διάμετρο 23cm, είναι 10-15μR ανά εικόνα. Χρησιμοποιούνται συχνά ψηφιακές CCD cameras.

2.10.3. Συσκευές Spot-Film

Υπάρχει κατάλληλη υποδοχή μπροστά από τον ενισχυτή εικόνας και όταν ο γιατρός το κρίνει απαραίτητο πατά τους ειδικούς διακόπτες. Μια κασέτα κλασικής ακτινογραφίας (ενισχυτικής πινακίδας και φιλμ) μεταφέρεται από πλαϊνή θήκη στο «πεδίο δράσης» και καταγράφει τη δέσμη των ακτίνων X μετά την έξοδό της από το σώμα του εξεταζόμενου. Η κασέτα συνοδεύεται από αντιδιαχυτικό πλέγμα και η έκθεσή της ελέγχεται από το σύστημα αυτόματης ρύθμισης. Μία κασέτα 30cmx30cm μπορεί να καταγράψει 4 μικρότερες εικόνες 15cmx15cm ή μια μεγαλύτερη, με λίγο καλύτερη διακριτική ικανότητα από την αντίστοιχη του ενισχυτή εικόνας [3][41].

3. Δυνατότητες Ψηφιακού Ακτινογραφικού Συστήματος

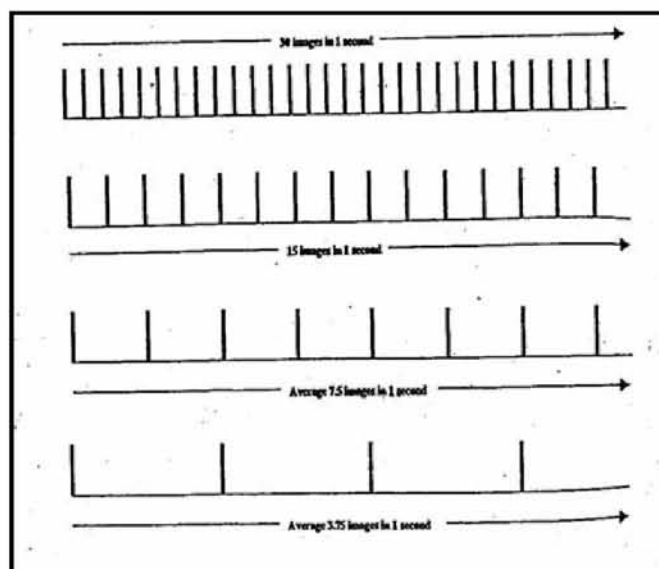
Οι δυνατότητες που παρέχει ένα ψηφιακό ακτινογραφικό σύστημα είναι:

- Χαμηλή δόση στον εξεταζόμενο αλλά και στον χειριστή
 - Παλμική ακτινοσκόπηση
 - Πάγωμα της τελευταίας εικόνας
 - Ψηφιακή επεξεργασία μετά το τέλος της εξέτασης
- Επεξεργασία της εικόνας
 - Αλλαγή της αντίθεσης και αποκάλυψη λεπτομερειών
 - Συμπίεση της εικόνας
- Μεταφορά της εικόνας σε πολλά τερματικά και αποδοτική αρχειοθέτηση (PACS)

[41]

3.1. Παλμική Ακτινοσκόπηση

Η γεννήτρια των ακτίνων Χ παράγει μια σειρά από σύντομους παλμούς. Μπορεί να δώσει 30 παλμούς το δευτερόλεπτο και κάθε παλμός να διαρκεί 10 ms, με ένταση ρεύματος 6,6 mA. Μια τέτοια ρύθμιση θα έδινε ίδιο ρυθμό έκθεσης στον εξεταζόμενο (όσο στη συνεχή ακτινοσκόπηση), αλλά με μικρότερο χρόνο έκθεσης (10 ms αντί 33 ms), ενώ παράλληλα μειώνεται και το θόλωμα της εικόνας από τυχόν κίνηση του εξεταζόμενου.



Εικόνα 2.34. Παλμική Ακτινοσκόπηση

Κατά τη διάρκεια μιας εξέτασης, υπάρχουν χρονικά διαστήματα που ακόμη και 7,5 εικόνες ανά δευτερόλεπτο είναι αρκετές, όπως π.χ. κατά την προώθηση του καθετήρα από τη μηριαία αρτηρία μέχρι το αορτικό τόξο. Με το ρυθμό 7,5 εικόνες ανά δευτερόλεπτο και όσο αυτός διαρκεί, η δόση στον εξεταζόμενο μειώνεται στο ένα τέταρτο ($7,5/30 = 25\%$) [41].

3.2. Διατήρηση της τελευταίας εικόνας

Όταν ο γιατρός σηκώσει το πόδι από το πλήκτρο εδάφους και σταματήσει την ακτινοσκόπηση, το σύστημα κρατά στην οθόνη την τελευταία εικόνα. Η τελευταία εικόνα είναι ψηφιοποιημένη και παραμένει στην οθόνη μέχρι ο γιατρός να ξαναπατήσει το διακόπτη για να συνεχίσει τη διαδικασία. Είναι μια ευκολία που δίνει χρόνο στο ιατρό να συγκεντρωθεί, δίνει την ευκαιρία σε τυχόν παρευρισκόμενους εκπαιδευόμενους να συζητήσουν και κρατά τη δόση ακτινοβολίας του εξεταζόμενου σε χαμηλό επίπεδο.

3.3. Ψηφιακή Επεξεργασία

Μετά τη λήψη, κάποια χαρακτηριστικά της εικόνας μπορούν να διορθωθούν, με κατάλληλη ψηφιακή επεξεργασία, προκειμένου να έχουμε το καλύτερο δυνατό αποτέλεσμα. Η μείωση των αυξομειώσεων του θορύβου, η εξομάλυνση και η διόρθωση των περιγραμμάτων, των “κακών” στοιχείων και των ανομοιογενειών είναι μερικές από τις πιο συνηθισμένες τεχνικές βελτίωσης της εικόνας [12].

3.4. Συμπίεση

Οι εικόνες, μετά την επεξεργασία, συμπιέζονται για δύο λόγους:

- Για την αποδοτική και οικονομική αποθήκευσή τους. Ο ρυθμός παραγωγής εικόνων σε ένα νοσοκομειακό περιβάλλον σε συνδυασμό με το μεγάλο μέγεθος έχουν ως αποτέλεσμα η βάση να αυξάνεται με ταχείς ρυθμούς, γεγονός που δημιουργεί έντονη την ανάγκη για αποδοτική και οικονομική αποθήκευση
- Για την αποδοτική μεταφορά τους στο δίκτυο. Οι εικόνες παράγονται και μεταφέρονται κατά σύνολα και συνεπώς η συμπίεση συμβάλλει στην αποδοτική χρήση του διαθέσιμου εύρους ζώνης.

Υπάρχουν δύο κατηγορίες αλγορίθμων συμπίεσης:

- Οι αντιστρέψιμοι αλγόριθμοι, οι οποίοι δεν χάνουν πληροφορία από την εικόνα, ωστόσο πετυχαίνουν μικρούς λόγους συμπίεσης
- Οι μη αντιστρέψιμοι αλγόριθμοι, οι οποίοι πετυχαίνουν μεγάλους λόγους συμπίεσης, με απώλειες όμως στην εικόνα. Οι απώλειες αυτές συνήθως δεν είναι ορατές με το μάτι [40].

3.5. Σύστημα PACS

Το σύστημα Αρχειοθέτησης & Διαχείρισης Εικόνων (Picture Archiving and Communication System, PACS) είναι ένα σύστημα που έχει ως στόχο να αρχειοθετεί, να διαχειρίζεται να διανέμει και να αποθηκεύει ιατρικές εικόνες και δεδομένα (που συχνά έχουν μεγάλο όγκο), με τρόπο ώστε η πρόσβαση σε αυτά, μέσα σε κατάλληλα διαμορφωμένο δίκτυο, από εξουσιοδοτημένα τερματικά να είναι βαθιά.

Οι εικόνες με τη βοήθεια του συστήματος PACS μπορούν να προβληθούν σε οθόνες, όπως σωλήνες καθοδικών ακτίνων ή σε flat panel. Μπορούν επίσης να καταγραφούν με video ή laser camera σε φωτογραφικό φιλμ, που μετά από χημική επεξεργασία μπορεί να προβληθούν σε κατάλληλες οθόνες. Όπου κρίνεται απαραίτητο, η ψηφιακή εικόνα μπορεί να μετατραπεί σε αναλογική με έναν DAC [52].

3.5.1. Εμφάνιση του PACS

Μερικά χρόνια πριν το κύριο πρόβλημα της αρχειοθέτησης ψηφιακών εικόνων από διάφορες μονάδες (μηχανήματα) ενός ακτινολογικού εργαστηρίου σε μία κοινή βάση δεδομένων ήταν η ασυμβατότητα του πρωτοκόλλου διαχείρισης της ψηφιακής εικόνας ανάμεσα σε διαφορετικά μηχανήματα και διαφορετικούς κατασκευαστές. Το πρόβλημα αυτό λύθηκε όταν οι κατασκευαστές υιοθέτησαν ένα κοινό πρωτόκολλο διαχείρισης της ψηφιακής εικόνας και το ονόμασαν ψηφιακή απεικόνιση και επικοινωνία στην ιατρική (Digital Imaging and Communication in Medicine [DICOM]).

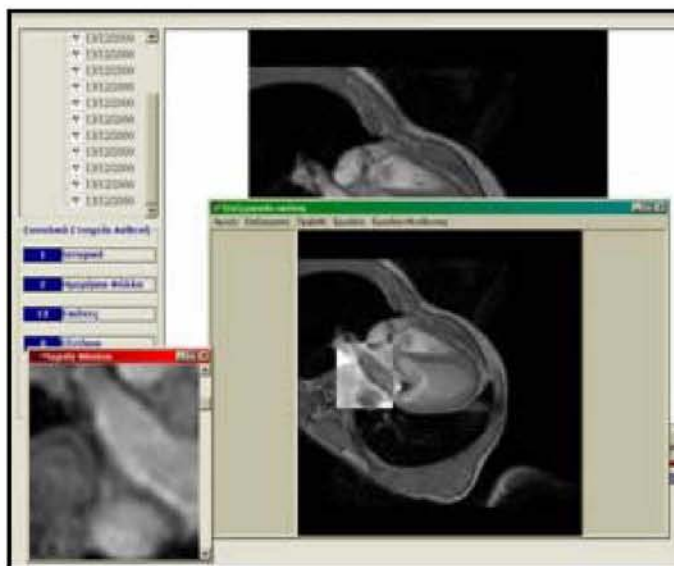
Το πρωτόκολλο DICOM είναι μια ομάδα κανόνων που αφορούν την ιατρική εικόνα και της δίνουν την δυνατότητα να μεταφέρεται από μηχάνημα σε μηχάνημα, από υπολογιστή σε υπολογιστή και από νοσοκομείο σε νοσοκομείο. Υιοθετήθηκε έτσι μια κοινή γλώσσα η οποία εξασφαλίζει ότι η ιατρική εικόνα που παράχθηκε αρχικά θα συνοδεύεται από δεδομένα αναγνώρισης και παραγωγής τα οποία θα είναι αναγνωρίσιμα από όποιον τα χειρίζεται. Πάνω στο DICOM είναι βασισμένο το PACS που χρησιμοποιείται σήμερα.

Οι βασικές αρχές του PACS συζητήθηκαν για πρώτη φορά σε συναντήσεις των ακτινολόγων το 1982. Διάφοροι άνθρωποι έχουν συνδέσει το όνομά τους με την καινοτομία του όρου PACS. Ο ακτινολόγος καρδιοαγγειογραφίας Dr Andre Duerinckx αναφέρει ότι το 1983 αυτός πρώτος χρησιμοποίησε τον όρο το 1981. Ο Dr. Samuel Dwyer, εντούτοις, πιστώνει τον όρο στον Dr Judith M. Prewitt [53].

3.5.2. Δυνατότητες του PACS

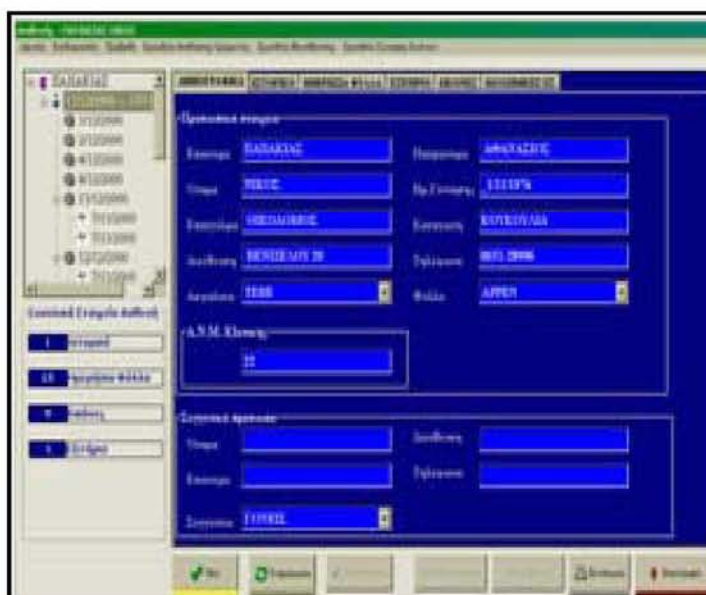
Το σύστημα αρχειοθέτησης PACS είναι ένα πολυσύνθετο, κατανεμημένο ηλεκτρονικό σύστημα. Ελέγχει τις διεπαφές των απεικονιστικών συσκευών που παράγουν ψηφιακές εικόνες, των ψηφιακών συσκευών αποθήκευσης

εικόνων και των τερματικών μονάδων με πολλές οθόνες αλλά και το δίκτυο των υπολογιστών που συνδέει όλες αυτές τις συσκευές.



Εικόνα 2.35. Παράθυρο εφαρμογής του PACS

Εμπεριέχει ένα εξειδικευμένο λογισμικό διαχείρισης βάσεων δεδομένων, ώστε να υπάρχει δυνατότητα καταχώρησης και εντοπισμού των εικόνων και ένα εξειδικευμένο λογισμικό που δίνει τη δυνατότητα στο διαγνώστη ακτινολόγο να διαλέγει και να επεξεργάζεται τις εικόνες.



Εικόνα 2.36. Παράθυρο εφαρμογής του PACS

Το σύστημα PACS μπορεί :

- να αναπαράγει ψηφιακές εικόνες ταυτόχρονα σε πολλά τερματικά, π.χ. σε αυτό του ακτινολόγου και σε αυτό του υπεύθυνου παθολόγου για τον συγκεκριμένο ασθενή
- να κρατήσει αποθηκευμένες πολλές εικόνες για μεγάλο χρονικό διάστημα
- να δημιουργήσει ένα περιβάλλον χωρίς ακτινογραφικά φιλμ (filmless), όπου η απώλεια ακτινογραφιών ήταν ένα από τα μεγαλύτερα προβλήματα των μεγάλων νοσοκομείων
- να βοηθήσει απομακρυσμένα αγροτικά ιατρικά κέντρα να επικοινωνούν με νοσοκομεία μεγάλων πόλεων, να στέλνουν ακτινογραφίες, να ανταλλάσσουν γνώμες και πληροφορίες που στηρίζουν τη σωστή διάγνωση και τον τρόπο θεραπείας.

Μία άλλη δυνατότητα που προσφέρει το PACS είναι για πολλαπλή πρόσβαση και σύνδεση με άλλα δίκτυα, όπως το Πληροφοριακό Σύστημα Νοσοκομείου (Hospital Information System, HIS), το Πληροφοριακό Σύστημα Ακτινολογίας (Radiology Information System) αλλά και με το σύστημα Ηλεκτρονικής Αρχαιοθήκης Ασθενών (Ηλεκτρονικός Φάκελος Ασθενούς) και παρέχει επιπρόσθετες δυνατότητες, όπως: αναζήτηση και εμφάνιση ιατρικού φακέλου ασθενούς σε συνεργασία με τη βάση δεδομένων του Ηλεκτρονικού Φακέλου Ασθενούς (CPR), εμφάνιση πληροφορίας για το ιστορικό του και καταχώρηση και επεξεργασία ιατρικών εξετάσεων, όπως ακτινογραφίες, υπέρηχοι κ.λ.π. [52][53]

3.5.3. Ψηφιακή αποθήκευση εικόνων στο PACS

Η αποθήκευση των εικόνων στο PACS γίνεται συνήθως με ιεραρχικές μεθόδους, όπου

- οι πιο πρόσφατες εικόνες είναι διαθέσιμες σε σειρές μαγνητικών δίσκων
- υπάρχει συνεχής μεταφορά των παλαιότερων εικόνων σε μικρότερης ταχύτητας αλλά μεγαλύτερης χωρητικότητας μέσα αποθήκευσης, όπως οπτικοί δίσκοι και μαγνητικές ταινίες.

Η απαιτούμενη συνολική χωρητικότητα των δεδομένων μιας μονάδας εξαρτάται τόσο από το σύστημα PACS που διαθέτει όσο και από το φόρτο εργασίας.

Η αποθήκευση μπορεί να γίνει σε έναν υπολογιστή (storage server) ή μπορεί να καταμεμηθεί σε περισσότερους μέσα στο δίκτυο και μπορεί να είναι:

- on line, όπου γίνεται καταγραφή σε μαγνητικούς δίσκους και δίνεται η δυνατότητα άμεσης πρόσβασης στα αρχεία
- near line, όπου γίνεται καταγραφή σε "jukeboxes" οπτικών δίσκων (πιο γρήγοροι) ή μαγνητικών ταινιών (πιο φθηνές) και η πρόσβαση απαιτεί περίπου ένα λεπτό, χωρίς να απαιτείται παρέμβαση του ανθρώπινου παράγοντα

- off line, όπου γίνεται καταγραφή σε οπτικούς δίσκους ή μαγνητικές ταινίες, ωστόσο εδώ η ανθρώπινη παρέμβαση είναι απαραίτητη.

[43][53]

3.5.4. Αξιολόγηση του PACS

Οι δυνατότητες που προσφέρει το PACS, όπως περιγράφηκαν, είναι πολλές και τα πλεονεκτήματα που προκύπτουν από τη χρήση του είναι σημαντικά:

- Άμεση πρόσβαση σε εικόνες από πολλούς χρήστες με στο στόχο την πιο γρήγορη διάγνωση (επιτάχυνση της κλινικής διαδικασίας)
- Δυνατότητα επεξεργασίας της εικόνας και σύγκρισης της με παλιότερες
- Μείωση της απώλειας εξετάσεων – φιλμ αλλά και των καταστρεμμένων εξετάσεων
- Μείωση του χώρου αποθήκευσης των εξετάσεων
- Δυνατότητα έγκαιρης και πιο έγκυρης διάγνωσης με τη χρήση κατάλληλου λογισμικού

Ωστόσο εμφανίζονται και κάποια μειονεκτήματα, όπως:

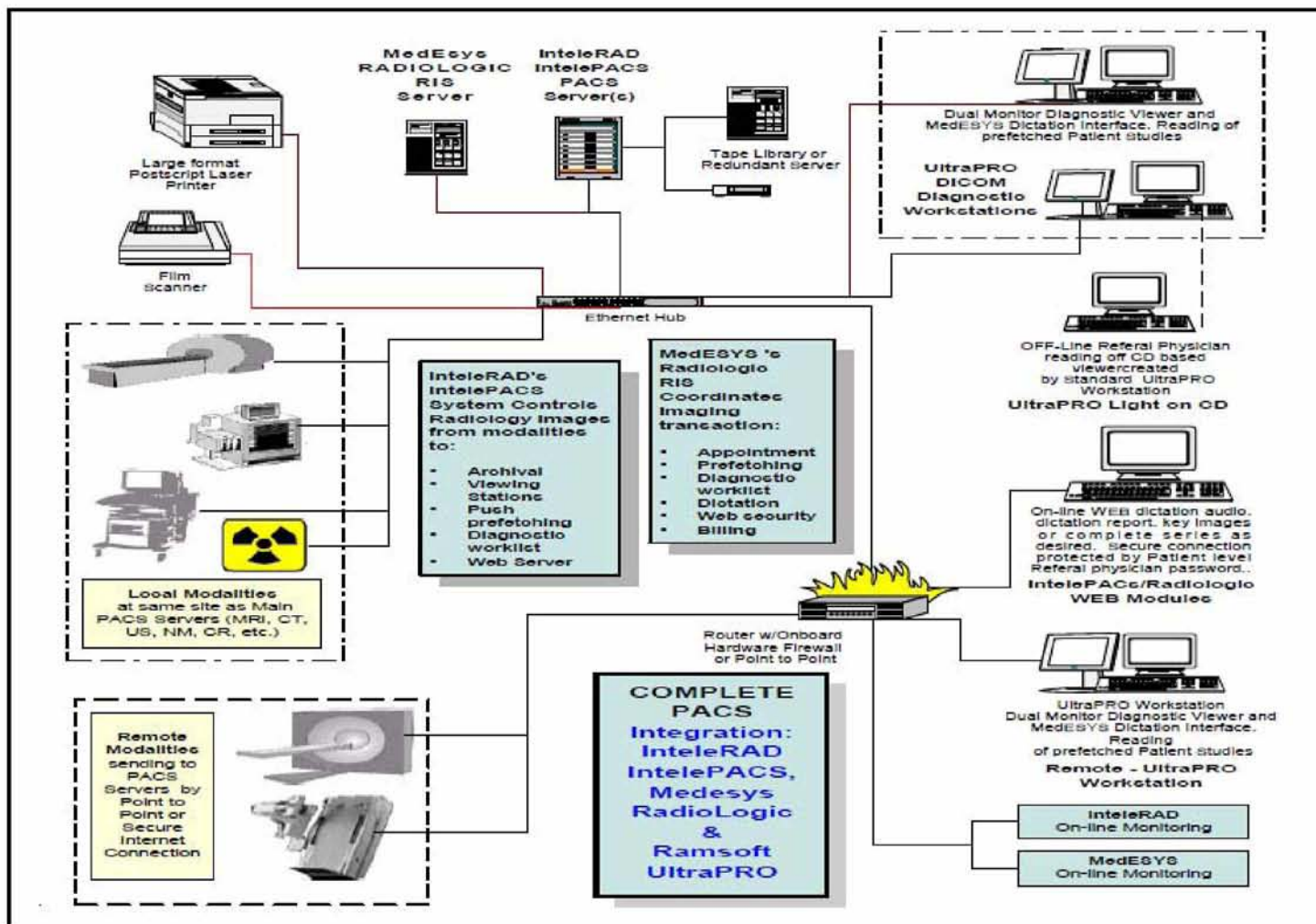
- Απαιτήσεις για συχνή ανανέωση του εξοπλισμού
- Ανάγκη παρουσίας τεχνικού προσωπικού υποστήριξης του συστήματος
- Απαιτήσεις προσαρμογής του προσωπικού στη νέα τεχνολογία
- Πιθανή πρόσβαση μη εξουσιοδοτημένων ατόμων

3.5.5. Θέματα Ασφάλειας

Για να θεωρείται ασφαλές ένα σύστημα PACS και να μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε ένα Ιατρικό Κέντρο είναι επιτακτική ανάγκη να ισχύουν κάποιες ελάχιστες προϋποθέσεις:

- Να υπάρχει ασφαλές περιβάλλον για την ανάπτυξή του
- Να έχει γίνει δοκιμαστική λειτουργία πριν την κανονική χρήση του
- Να γίνεται αυτόματα back up σε περίπτωση πυρκαγιάς, πλημμύρας ή διακοπής ρεύματος
- Να υπάρχει προστασία από κλοπή ή μη εξουσιοδοτημένη πρόσβαση
- Να υπάρχει εμπιστευτικότητα στην μεταφορά των πληροφοριών
- Να υπάρχει μόνιμη επισήμανση των εικόνων με δεδομένα που τις συνοδεύουν

[52][54]



Εικόνα 2.37. Σύστημα PACS

4. Πλεονεκτήματα Ψηφιακής Ακτινογράφησης

Τα πλεονεκτήματα από τη χρήση ενός ψηφιακού ακτινογραφικού συστήματος είναι πολλά, γι αυτό και τείνουν να αντικαταστήσουν τα περισσότερα συμβατικά συστήματα ακτινοσκόπησης, παρά το αρχικό μεγαλύτερο κόστος εγκατάστασής τους.

Δεν απαιτείται η ύπαρξη σκοτεινού δωματίου, η χρήση φιλμ, υγρών και διάφορων χημικών ουσιών. Η ακτινογραφική εικόνα εμφανίζεται στην οθόνη του υπολογιστή, όπου και μπορεί να μελετηθεί άμεσα από τον γιατρό. Συνεπώς, η εξέταση είναι ταχύτερη, καθώς οι απεικονιστικές πλάκες εμφανίζουν πολύ πιο γρήγορα την εικόνα της εξέτασης, σε σχέση με τη χρονοβόρα εμφάνιση των φιλμ.

Δεν απαιτείται λήψη επαναληπτικών ακτινογραφιών, καθώς μερικά σφάλματα που προκύπτουν κατά την έκθεση μπορούν να διορθωθούν εκ των υστέρων. Η εικόνα μπορεί να περιστραφεί, να αλλάξει το μέγεθός, η χρωματική κλίμακα ή η αντίθεσή της, έτσι ώστε να μπορεί να μελετηθεί καλύτερα και να υπάρξει ακριβέστερη διάγνωση.



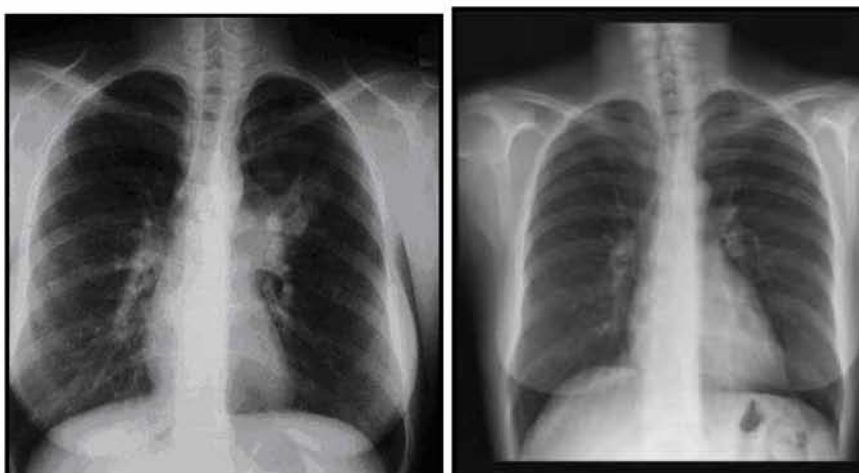
Εικόνα 2.38. Επεξεργασία της εικόνας

Έτσι, δεν είναι αναγκαίο να ακτινοβοληθεί ξανά ο ασθενής και συνεπώς η δόση της ακτινοβολίας είναι αισθητά μικρότερη, σε ορισμένες μάλιστα περιπτώσεις μπορεί να μειωθεί και ως 80%. Η έκθεση, ωστόσο, πρέπει να εξατομικεύεται ανάλογα με τον ασθενή και την πάθηση.

Τέλος, οι εξετάσεις αρχειοθετούνται και είναι πάντα διαθέσιμες για παραγωγή αντιγράφων έτσι ώστε να δίνεται η δυνατότητα μεταγενέστερης ανάκλησης και σύγκρισης, με στόχο την καλύτερη διάγνωση με βάση το ιστορικό του ασθενούς [37][48][55][56][57].

4.1. Συγκριτικές Ακτινογραφίες Κλασικής και Ψηφιακής Ακτινογράφησης

Η χρήση απλού ή ψηφιακού ακτινογράφου είναι δυνατό να διαπιστωθεί από τις διαφορές που προκύπτουν στην τελική εικόνα. Στις εικόνες 2.39-2.43 παρουσιάζονται συγκριτικές ακτινογραφίες του θώρακα, της οσφυϊκής μοίρας, της κεφαλής, του γονάτου και της σπονδυλικής στήλης. Η αριστερή εικόνα είναι η απλή ακτινογραφία ενώ η δεξιά είναι η ψηφιακή ακτινογραφία [9][21][24][58][59].



Εικόνα 2.39. Απεικόνιση θώρακα



Εικόνα 2.40. Απεικόνιση οσφυϊκής μοίρας



Εικόνα 2.41. Απεικόνιση κεφαλής



Εικόνα 2.42. Απεικόνιση γονάτου



Εικόνα 2.43. Απεικόνιση σπονδυλικής στήλης

5. Ακτινοπροστασία

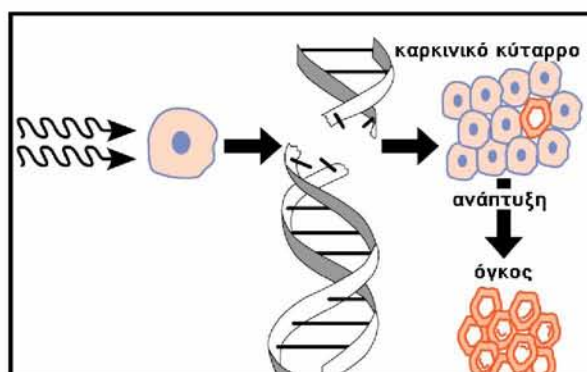
5.1. Γενικά

Από τα πρώτα κίολας χρόνια διαπιστώθηκε ότι παρά τα οφέλη από τη χρήση της ακτινοβολίας Χ, υπήρχαν πολλοί κίνδυνοι για τον πληθυσμό, τόσο για τους ασθενείς όσο και για τους εργαζόμενους [22].



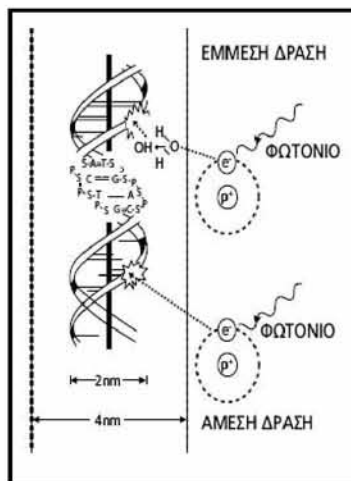
Εικόνα 2.44. Mihran Kassabian (1870-1910)

Ένα φορτισμένο σωματίδιο, όταν διαπερνά κάποιο υλικό, συμπεριλαμβανομένων και των ιστών, αποθέτει την ενέργειά του στα μόρια του υλικού αυτού κατά μήκος της τροχιάς του, αποσπώντας ηλεκτρόνια από τις στιβάδες του ατόμου (ιοντισμός). Η μέση ενέργεια που εναποτίθεται ανά μονάδα μήκους της τροχιάς του φορτισμένου σωματιδίου καλείται Γραμμικά Εναποτιθέμενη Ενέργεια (Linear Energy Transfer, LET). Ακόμα και οι σχετικά χαμηλές δόσεις LET είναι ενεργειακά ικανές να προκαλέσουν αλλοιώσεις ή και θραύση των βιομοριακών δεσμών, του DNA και των χρωμοσωμάτων, που ενδεχομένως να ενεργοποιήσουν μηχανισμούς καρκινογένεσης.



Εικόνα 2.45. Επίδραση της ακτινοβολίας στο DNA

Οι βλάβες στο DNA μπορεί να είναι είτε άμεσες (από τη διακοπή της συνέχειας της έλικας του DNA λόγω πρόσπτωσης ηλεκτρονίων) είτε έμμεσες (από τις ελεύθερες ρίζες υδροξυλίου) (Εικόνα 2.46). Από τις βλάβες αυτές μπορεί να προκληθεί καταστροφή του σακχάρου και του πεπτιδικού δεσμού της μεμβράνης του κυττάρου καθώς και άμεσος κυτταρικός θάνατος.



Εικόνα 2.46. Έμμεση βλάβη του DNA από την επίδραση ακτινοβολίας

Βασικός στόχος της ακτινοπροστασίας είναι η ελαχιστοποίηση της άσκοπης επιβάρυνσης σε ακτινοβολία, χωρίς σημαντική υποβάθμιση της διαγνωστικής αξίας των εικόνων. Για το λόγο αυτό, τα περισσότερα Ευρωπαϊκά κράτη έχουν θεσπίσει αυστηρούς νόμους που προσδιορίζουν τις τιμές των ορίων προστασίας από την ακτινοβολία [3][42][60].

Υπό την συνθήκη EURATOM, η Ευρωπαϊκή Επιτροπή έχει σημαντική αρμοδιότητα στον τομέα της ασφάλειας από την ακτινοβολία. Στο φύλλο L159 της επίσημης εφημερίδας της (29 Ιουνίου 1996), αναφέρονται λεπτομερώς διάφοροι ορισμοί - κανονισμοί για προστασία από επιβλαβείς επιδράσεις ιονίζουσών ακτινοβολιών (ακτινοπροστασία), άδειες λειτουργίας κλπ. Σύμφωνα με τη διατυπωμένη νομοθεσία, η ΕU λαμβάνει υπόψη τις διεθνείς συστάσεις από τα επιστημονικά σώματα, όπως:

- η UNSCEAR (Επιστημονική Επιτροπή των Ηνωμένων Εθνών)
- η ICRP (Διεθνής Επιτροπή Προστασίας από την Ακτινοβολία)
- η IAEA (Διεθνής Αντιπροσωπεία Ατομικής Ενέργειας)

[60][61][62]

5.2. Βασικές αρχές της ακτινοπροστασίας

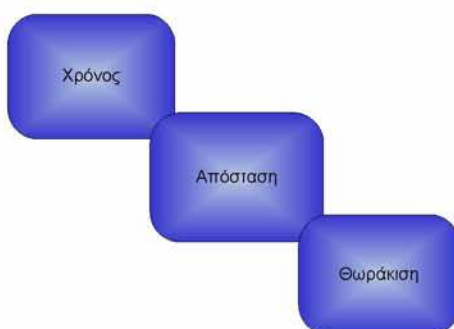
Οι βασικές αρχές της ακτινοπροστασίας είναι τρεις:

- *Η αρχή της αιτιολόγησης.* Τα διάφορα είδη πρακτικών με ιονίζουσες ακτινοβολίες πρέπει να είναι αιτιολογημένα βάσει των κοινωνικο-οικονομικών ή άλλων πλεονεκτημάτων που παρέχουν σε σχέση με τη βλάβη στην υγεία την οποία μπορεί να προκαλέσουν. Οι μη αιτιολογημένες εκθέσεις απαγορεύονται.
- *Η αρχή της βελτιστοποίησης.* Κάθε έκθεση πρέπει να προγραμματίζεται ώστε το μέγεθος των συνεπαγόμενων δόσεων, ο αριθμός των

εκτιθέμενων ατόμων και η πιθανότητα ατυχήματος να διατηρηθούν όσο πιο χαμηλά γίνεται, λαμβάνοντας υπ' όψη κάθε σχετικό κοινωνικό και οικονομικό παράγοντα.

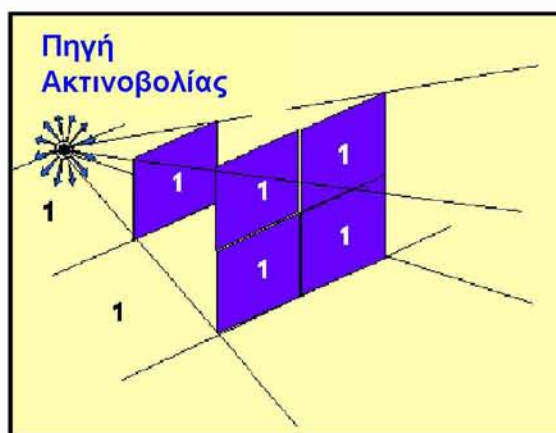
- *Η αρχή των ορίων δόσεων.* Δεν επιτρέπεται υπέρβαση των ορίων δόσεων που καθορίζονται στους Κανονισμούς Ακτινοπροστασίας, παρά μόνο σε ειδικές περιπτώσεις.

Η εφαρμογή των αρχών ακτινοπροστασίας πρέπει να γίνεται από όλους τους εμπλεκόμενους φορείς, δηλαδή τους γιατρούς, τους χειριστές ιατρικών μηχανημάτων, τους ακτινοφυσικούς Ιατρικής που ενεργούν ως σύμβουλοι – υπεύθυνοι ακτινοπροστασίας, γι αυτό και η συνεχής εκπαίδευσή τους και η ύπαρξη κάποιων βασικών κανόνων κρίνονται απαραίτητα.



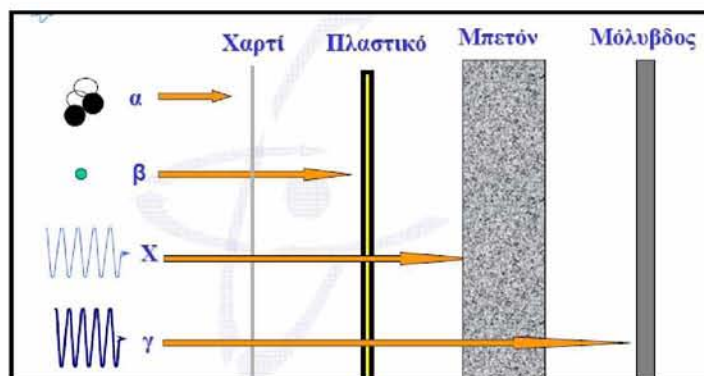
Εικόνα 2.47. Βασικό τρίπτυχο ακτινοπροστασίας

Ο ρυθμός δόσης από μία πηγή ακτινοβολίας είναι γενικά αντιστρόφως ανάλογος του τετραγώνου της απόστασης από αυτή (Εικόνα 2.48).



Εικόνα 2.48. Επίδραση της απόστασης από την πηγή ακτινοβολίας

Ο καθορισμός του πάχους και του είδους θωρακίσεων που απαιτούνται εξαρτάται από το είδος της ακτινοβολίας που εκπέμπεται (Εικόνα 2.49) [44][60].



Εικόνα 2.49. Θωράκιση από πηγή ακτινοβολίας

5.3. Ισοδύναμη δόση ασθενούς – ενεργός δόση

Ισοδύναμη δόση H (Dose equivalent) είναι ένα μέγεθος που εκφράζει το βιολογικό αποτέλεσμα της απορροφούμενης δόσης. Ο ορισμός του H δίνεται από τον τύπο:

$$H_{T,R} = w_R D_{T,R}$$

όπου το $D_{T,R}$ είναι η μέση απορροφούμενη δόση για κάποιο όργανο ή ιστό T εξαιτίας κάποιας ακτινοβολίας R και το w_R είναι μία ποσότητα που ονομάζεται συντελεστής στάθμισης ακτινοβολίας. Οι τιμές αυτού του συντελεστή εξαρτώνται από το είδος και την ποιότητα της ακτινοβολίας. Στον πίνακα 2.3. αναγράφονται οι τιμές του w_R για διάφορες περιπτώσεις.

Πίνακας 2.3. Τιμές του w_R για διάφορες περιπτώσεις

Είδος Ακτινοβολίας	Τιμή w_R
Χ,γ	1
e,μ	1
n(E<10keV)	5
(10 keV<E≤100 keV)	10
(100 keV<E≤2 keV)	20
(2 keV<E≤20 keV)	10
E>20 keV	5
p,εκτός p ανάκρουσης, E>2MeV	5
α, θραύσματα σχάσης, βαρείς πυρήνες	20

μ: μυόνια, n: νετρόνια, p: πρωτόνια,
α: σωματίδια άλφα(He^{++})

Όταν η ακτινοβολήση του γίνεται με ακτινοβολίες πολλών ειδών και ενεργειών τότε η συνολική ισοδύναμη δόση παρέχεται από το άθροισμα:

$$H = \sum_R w_R D_{T,R}$$

όπου η άθροιση περιλαμβάνει όλα τα είδη ακτινοβολιών (R) με το οποίο γίνεται η ακτινοβολήση. Μονάδα μέτρησης της ισοδύναμης δόσης είναι το sievert (Sv). Παλαιότερα γίνονταν χρήση της μονάδας rem.

$$1 \text{ Sv} = 1 \text{ J} \cdot \text{Kg}^{-1}$$

Στον Πίνακα 2.4. παρουσιάζονται οι άμεσες σωματικές επιπτώσεις ανάλογα με τη δόση Sv που λαμβάνεται.

Πίνακας 2.4. Σωματικές επιπτώσεις από την δόση Sv

Δόση (mSV)	Συμπτώματα
0-500	Δεν υπάρχουν παρατηρήσιμα συμπτώματα
500-1000	Ελαφρές αιματολογικές μεταβολές
1000-2000	Μέτριες αιματολογικές μεταβολές, κόπωση, απώλεια όρεξης, ανάρρωση σε λίγες εβδομάδες
2000-6000	Εμετός, σοβαρές αιματολογικές μεταβολές, επιβίωση 20%
6000-10000	Εμετός, σοβαρές αιματολογικές μεταβολές, απώλεια μαλλιών, θάνατος 80-100%

Η ενεργός δόση(E) εκφράζει το σταθμισμένο άθροισμα ισοδύναμων δόσεων σε διάφορα όργανα και ιστούς που αναγράφονται στον πίνακα 2.5. και δίνεται από τον τύπο:

$$E = \sum_T w_T D_T = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R}$$

όπου w_T είναι ο συντελεστής στάθμισης ιστού που έχει διάφορες τιμές ανάλογα με το είδος του ιστού που ακτινοβολείται.

Πίνακας 2.5. Τιμές του w_T για διάφορους ιστούς/όργανα

Ιστός / Όργανο	Τιμές w_T
Γεννητικοί αδένες	0,20
Μυελός των οστών	0,12
Κόλον	0,12
Πνεύμονας	0,12
Στόμαχος	0,12
Κύστη	0,05
Μαστός	0,05
Ήπαρ	0,05
Οισοφάγος	0,05
Θυροειδής	0,05
Δέρμα	0,01
Επιφάνεια οστού	0,01
Λοιπά	0,05

Ένα άλλο μέγεθος που χρησιμοποιείται σε περιπτώσεις χρήσεις ραδιενεργών ισοτόπων είναι η δεσμευθείσα ισοδύναμη δόση που είναι το ολοκλήρωμα του ρυθμού ισοδύναμης δόσης (H_T) σε ένα χρονικό διάστημα τ :

$$H_T(\tau) = \sum_0^{\tau} \dot{H}_T(t) dt$$

Επίσης αντίστοιχα με την ενεργό δόση ορίζεται και η δεσμευθείσα ενεργός δόση:

$$E(\tau) = \sum_T w_T H_T(\tau)$$

Το όριο δόσης γενικά είναι 1mSv (ενεργός δόση) ανά έτος. Σε ορισμένες περιπτώσεις η ενεργός δόση μπορεί να υπερβαίνει το όριο του 1mSv αλλά θα πρέπει η μέση τιμή ενεργού δόσης κατά τη διάρκεια των 5 ετών να μην είναι πολύ μεγαλύτερη του 1mSv/έτος. Για τους φακούς των ματιών το όριο ισοδύναμης δόσης είναι 15mSv/έτος, ενώ για το δέρμα είναι 50mSv/έτος για επιφάνεια εμβαδού 1cm² κατά μέσο όρο.

Οι διάφοροι εργαζόμενοι, που λόγω της εργασίας τους εκτίθενται σε ακτινοβολία, διακρίνονται σε δύο κατηγορίες εκτιθέμενων εργαζομένων Α και Β. Στην Α εντάσσονται όσοι ενδέχεται να δεχθούν ενεργό δόση μεγαλύτερη από 6mSv/έτος ή ισοδύναμη δόση μεγαλύτερη από τα 3/10 των ορίων δόσης για τους φακούς των ματιών, το δέρμα και τα άκρα (Πίνακας 2.6). Στη Β κατηγορία ανήκουν οι υπόλοιποι. Η μέγιστη ενεργός δράση μπορεί να φτάσει τα 100mSv/5 έτη, αλλά δεν μπορεί να είναι πάνω από 50mSv/έτος.

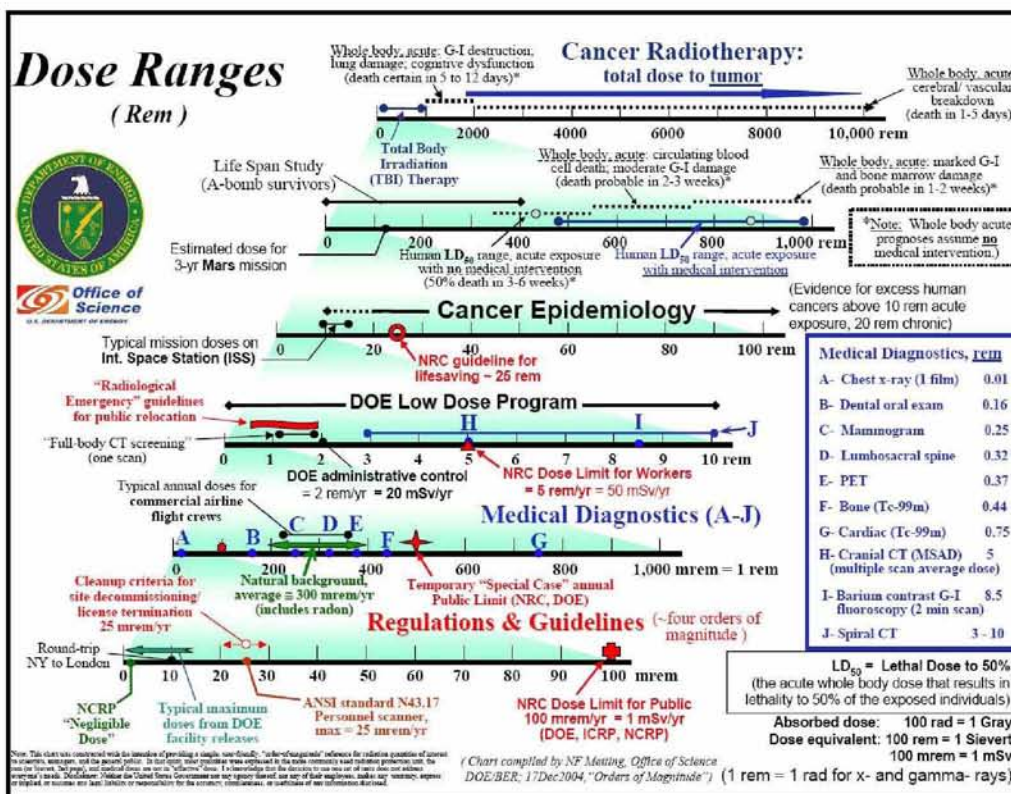
Πίνακας 2.6. Όρια ισοδύναμων ενεργών δόσεων ανά έτος

Μέρος του σώματος	Όρια ισοδύναμων ενεργών δόσεων ανά έτος
Φακός ματιών	150mSv (15rem)
Δέρμα	500mSv (50rem)
Άνω άκρα	500mSv (50rem)
Αντιβράχια	500mSv (50rem)
Κάτω μέρος κνήμης	500mSv (50rem)
Κάτω άκρα	500mSv (50rem)
Κοιλιακή χώρα για γυναίκες κάτω των 50	13mSv (1,3rem)/ανά τρίμηνο

Για τις ενέργειες φωτονίων X που χρησιμοποιούνται στην Ακτινοδιαγνωστική έχει προσδιοριστεί ότι πρακτικά ισχύει:

$$1R \approx 1rem = 1rad \quad (R: \text{roentgen})$$

δηλαδή η ισοδύναμη δόση (δόση σε rem) και η απορροφούμενη δόση σε rad είναι προσεγγιστικά ίσες αριθμητικά με την έκθεση ακτίνων X σε roentgen. Η παραπάνω σχέση ισχύει μόνο για τους μαλακούς ιστούς, για τα οστά η δόση είναι περίπου 5 φορές μεγαλύτερη [3][9][60].



Εικόνα 2.50. Πίνακας Δόσεων Ακτινοβολίας

Με βάση τα μέγιστα επιτρεπτά όρια δόσης (σε rem) και την rem – roentgen αντιστοιχία, έχουν καθοριστεί τα μέγιστα επιτρεπτά όρια έκθεσης σε διάφορους χώρους – ζώνες:

- Ελεγχόμενες περιοχές (controlled areas) είναι οι περιοχές στις οποίες ισχύουν ειδικοί κανόνες προστασίας από ιονίζουσες ακτινοβολίες και παρεμπόδισης της εξάπλωσης ραδιενεργού μόλυνσης. Τα όρια αυτών των περιοχών πρέπει να καθορίζονται αυστηρά, να τοποθετείται ειδική σήμανση, να εκδίδονται ειδικές οδηγίες εργασίας και η πρόσβαση σε αυτές να επιτρέπεται μόνο σε άτομα που έχουν λάβει κατάλληλες οδηγίες. Στις περιοχές αυτές το παρευρισκόμενο προσωπικό απασχολείται επαγγελματικά με τις ιονίζουσες ακτινοβολίες και η μέγιστη επιτρεπτή έκθεση είναι 20mSv/έτος. Κάθε περιοχή μέσα στην οποία ενδέχεται να γίνει υπέρβαση των 3/10 των ετησίων ορίων δόσεων που καθορίζονται για τους επαγγελματικά εκτιθέμενους πρέπει να αποτελεί ελεγχόμενη περιοχή.
- Επιβλεπόμενες περιοχές είναι οι περιοχές στις οποίες δεν μπορεί να γίνει υπέρβαση των 3/10 των ετήσιων ορίων δόσεων που καθορίζονται για τους επαγγελματικά εκτιθέμενους και οι οποίες δεν θεωρούνται ελεγχόμενες.
- Μη ελεγχόμενες περιοχές (uncontrolled areas) είναι όλες οι υπόλοιπες περιοχές, στις οποίες δεν υπάρχει έλεγχος ακτινοπροστασίας και στις οποίες το προσωπικό δεν ασχολείται επαγγελματικά με τις ιονίζουσες ακτινοβολίες. Στις περιοχές αυτές η μέγιστη επιτρεπτή έκθεση είναι 1mSv.

Σήμερα δοσιμετρούνται περίπου:

- 10.500 εργαζόμενοι με δοσίμετρα σώματος,
- 120 εργαζόμενοι με δοσίμετρα χειρός,
- 100 εργαζόμενοι με δοσίμετρα νετρονίων,
- 30 εργαζόμενοι με δοσίμετρα δακτύλων

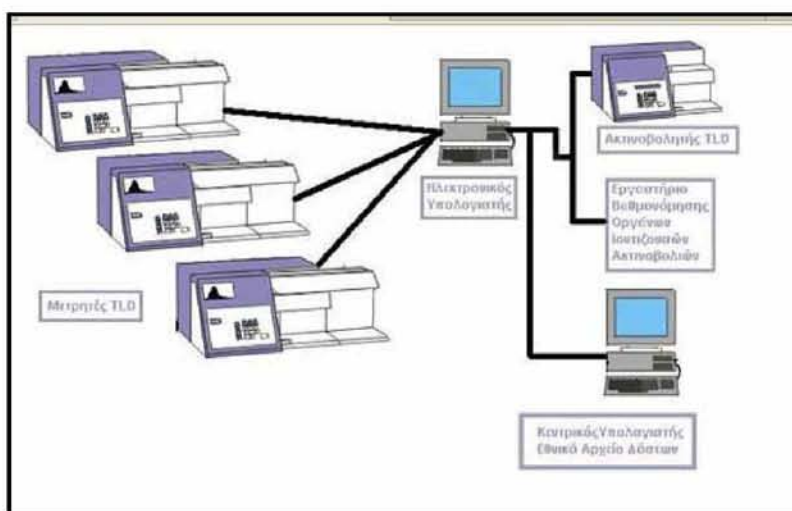


Εικόνα 2.51. Δοσιμετρία

Οι εργασίες της ατομικής δοσιμέτρησης ακολουθούν ένα μηνιαίο κύκλο με μικρές εξαιρέσεις, όπως η μέτρηση των δοσιμέτρων για νετρόνια που πραγματοποιούνται κάθε δίμηνο. Για τη μέτρηση των δοσιμέτρων χρησιμοποιούνται οι αυτόματοι μετρητές και οι κλίβανοι και τα αποτελέσματα

αποθηκεύονται στον υπολογιστή που συνδέεται με τους μετρητές. Κατά τη διάρκεια των μετρήσεων οι καμπύλες αίγλης παρουσιάζονται τόσο στην οθόνη των μετρητών όσο και στην οθόνη του υπολογιστή. Στη συνέχεια ελέγχεται το σήμα κάθε δοσιμέτρου και αποθηκεύεται για τον υπολογισμό της δόσης στο τέλος του μήνα. Τα δοσιμέτρα που μετρήθηκαν είναι έτοιμα προς διάθεση για τον επόμενο μήνα.

Συστηματικός έλεγχος των μετρητών και βαθμονόμησή τους γίνεται σε καθημερινή, μηνιαία και ετήσια βάση, έτσι ώστε να προσδιοριστούν οι συντελεστές που μετατρέπουν το φωτεινό σήμα σε δόση και να προσδιοριστούν οι τιμές παραμέτρων ενδεικτικών της λειτουργίας του. Τα αποτελέσματα των ποιοτικών ελέγχων φυλάσσονται σε ειδικά αρχεία [47].



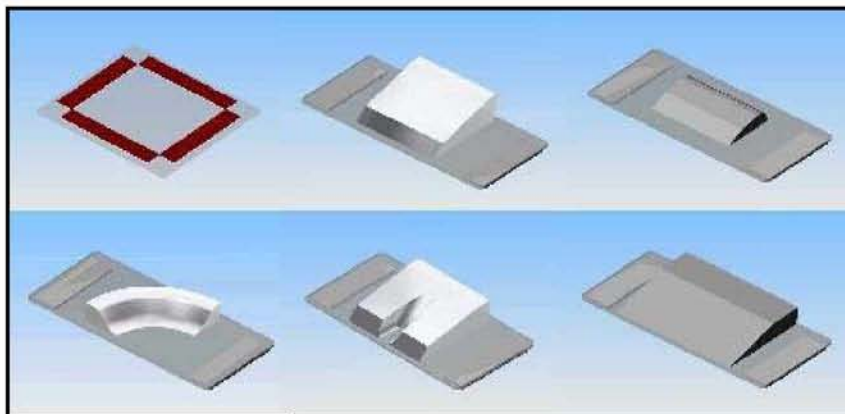
Εικόνα 2.52. Σύστημα δοσιμετρίας

5.4. Μέτρα Προστασίας

5.4.1. Προστασία του εξεταζόμενου

Βασικός στόχος της ακτινοπροστασίας, όπως προαναφέρθηκε, είναι η ελαχιστοποίηση της δόσης τα ακτινοβολίας, χωρίς απώλεια διαγνωστικής πληροφορίας. Ένα μέτρο που λαμβάνεται συνήθως είναι η χρήση κατάλληλων φίλτρων/ηθμών (§2.4.)

Στην ακτινοδιαγνωστική, ως φίλτρα χρησιμοποιούνται κυρίως λεπτά φύλλα αλουμινίου (Al), χαλκού (Cu) ή πλαστικού (ακρυλικά). Στην μαστογραφία χρησιμοποιούνται λεπτά φύλλα μολυβδένιου και ρόδιου. Ειδικά στην ακτινογραφία θώρακος χρησιμοποιούνται και φίλτρα από υλικά σπανίων γαιών π.χ. erbium.



Εικόνα 2.53. Φίλτρα Αλουμινίου

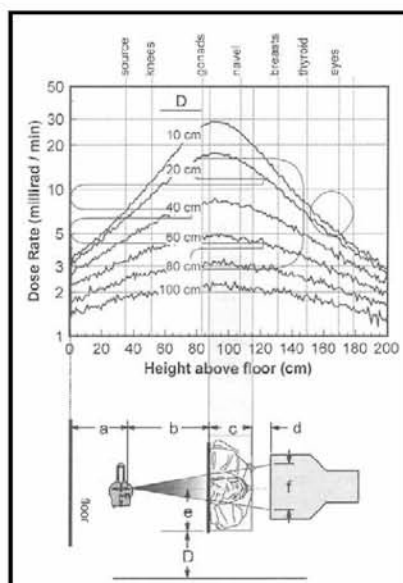
Άλλα μέτρα για την προστασία του εξεταζόμενου είναι η χρήση σύγχρονου εξοπλισμού και μηχανημάτων, ο τακτικός ποιοτικός έλεγχος και η συνεχής εκπαίδευση του προσωπικού [60][63].

Πίνακας 2.7. Είδος διαγνωστικής εξέτασης – Δόση Ακτινοβολίας

Είδος Διαγνωστικής εξέτασης	Τυπική τιμή ενεργού δόσης (mSv)	Τιμές ισοδύναμου χρόνου ακτινοβολίας υποβάθρου*
Με ακτίνες X		
Ακτινογραφία θώρακα (μονή-ΟΠ)	0.02	3 ημέρες
Ακτινογραφία κρανίου	0.07	11 ημέρες
Ακτινογραφία αυχενικής μοίρας	0.08	2 εβδομάδες
Ακτινογραφία ισχίου	0.3	7 εβδομάδες
Ακτινογραφία οσφυϊκής μοίρας	1.3	7 μήνες
Μαστογραφία	0.2	1 μήνας
Αξονική τομογραφία κρανίου	2	1 έτος
Αξονική τομογραφία θώρακα	8	3.6 έτη
Αξονική τομογραφία κοιλιάς/λεκάνης	10	4.5 έτη

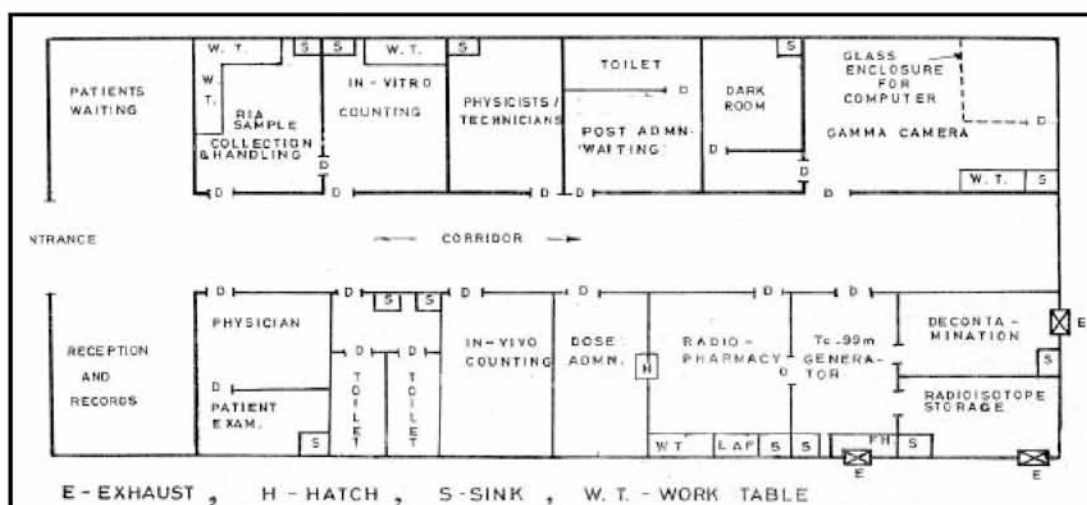
5.4.2. Προστασία του προσωπικού

Η έκθεση του προσωπικού (γιατροί, νοσοκόμες, τεχνολόγοι) στην ακτινοβολία μπορεί να είναι σημαντική, κυρίως σε όσους δουλεύουν, καθημερινά και αρκετές ώρες, δίπλα σε ακτινοσκοπικά μηχανήματα γι αυτό πρέπει να γίνεται προσπάθεια για όσα το δυνατόν μεγαλύτερη προστασία τους. Ενδεικτικά αναφέρεται πως όποιος στέκεται σε απόσταση ενός μέτρου από το σώμα του εξεταζόμενου, δέχεται από σκέδαση το 1/1000 της ακτινοβολίας που προσπίπτει στον εξεταζόμενο [41].



Εικόνα 2.54. Δόση ακτινοβολίας ανάλογα με την απόσταση

Για την κατασκευή ενός ακτινολογικού εργαστηρίου απαιτείται υπολογισμός των θωρακίσεων, μελέτη ακτινοπροστασίας και φυσικά έγκριση από την Ελληνική Επιτροπή Ατομικής ενέργειας (ΕΕΑΕ) [47][63].



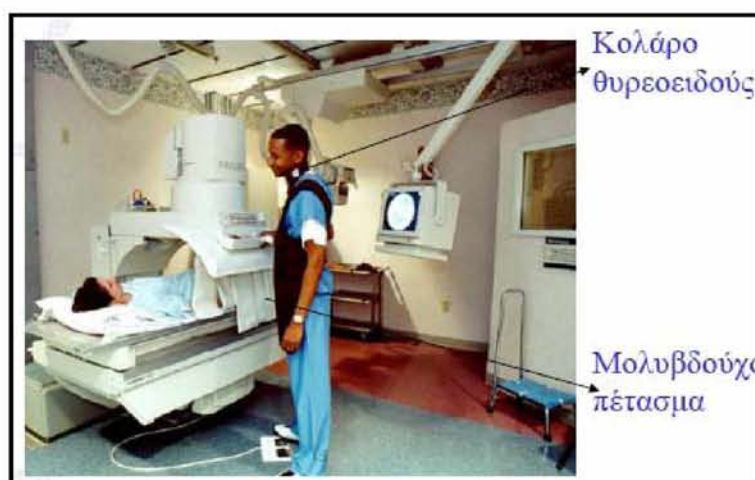
Εικόνα 2.55. Μελέτη πριν την κατασκευή ακτινολογικού εργαστηρίου

Ο θάλαμος του χειριστηρίου είναι απαραίτητο να είναι θωρακισμένος με ειδικά υλικά (π.χ. μολυβδύαλος) για την προστασία του προσωπικού από την ακτινοβολία που εκπέμπεται στο θάλαμο εξέτασης. Επίσης, πρέπει να διαθέτει κατάλληλο μηχανισμό οπτικού ή ακουστικού σήματος που προειδοποιεί ότι εκπέμπεται ακτινοβολία. Ο μηχανισμός αυτός πρέπει να είναι τοποθετημένος στην είσοδο του θαλάμου.



Εικόνα 2.56. Θωρακίσεις χειριστηρίου

Η ακτινοπροστατευτική ποδιά, τα ακτινοπροστατευτικά γάντια, το προστατευτικό λαιμού για τον θυρεοειδή, και τα μολυβδούχα φωτοχρωμικά γυαλιά είναι μερικά από τα είδη προστασίας που το προσωπικό οφείλει να χρησιμοποιεί [41][43][60].



Εικόνα 2.57. Κολάρο θυρεοειδούς και μολυβδούχο πέτασμα



Εικόνα 2.58. Ακτινοπροστατευτικά γάντια, μολυβδούχα φωτοχρωμικά γυαλιά



Εικόνα 2.59. Ακτινοπροστατευτική ποδιά

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

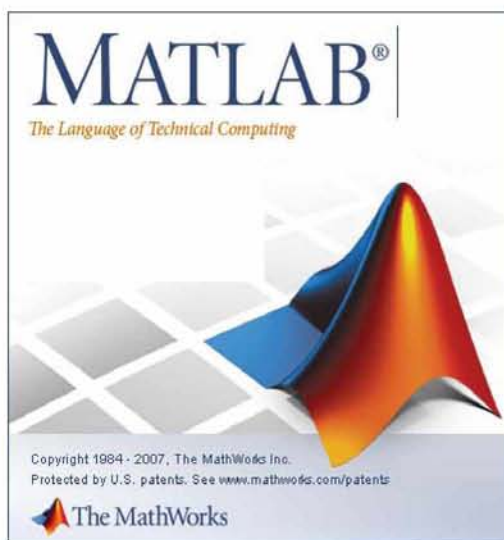
Υλικά και μέθοδος

1. Γενικά

Όπως είδαμε, ο ρόλος της ιατρικής απεικόνισης στη διαδικασία διάγνωσης και θεραπείας έχει αυξηθεί ιδιαίτερα τα τελευταία χρόνια και έτσι η ανάγκη για κατάλληλη επεξεργασία της λαμβανόμενης ψηφιακής εικόνας έχει γίνει επιτακτική. Ένα πολύ σημαντικό εργαλείο που χρησιμοποιήθηκε γι αυτό το λόγο είναι το πρόγραμμα MATLAB.

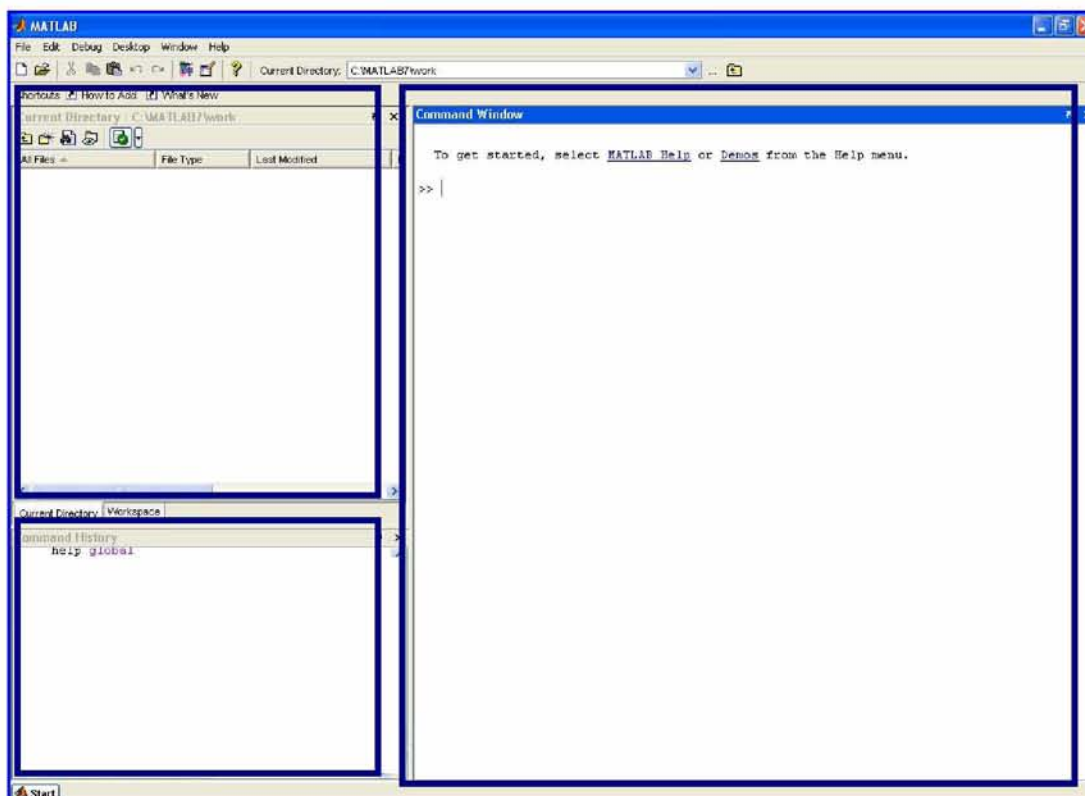
Το MATLAB είναι ένα ολοκληρωμένο περιβάλλον προγραμματισμού και ταυτόχρονα μία υψηλού επιπέδου γλώσσα προγραμματισμού. Μας παρέχει μεγάλες γραφικές δυνατότητες, οπτικοποίηση αποτελεσμάτων, ευκολία και ταχύτητα υλοποίησης αλγορίθμων καθώς και πολλές έτοιμες συναρτήσεις που υλοποιούνται κυρίως μέσω των toolbox που διαθέτει. Η ισχυρή, τεχνική γλώσσα που χρησιμοποιεί είναι συμπαγής και περιγραφική και επιτρέπει τη μοντελοποίηση των διαφόρων συστημάτων με τη χρήση κώδικα που εύκολα μαθαίνεται

Ξεκίνησε ως ένα λογισμικό υποπρογραμμάτων της Fortran για επίλυση γραμμικών συστημάτων (LINPACK) και προβλημάτων ιδιοτιμών (EISPACK). Τη δεκαετία του 1970 αναπτύχθηκε από τον Cleve Moler για την επίλυση των παραπάνω προβλημάτων χωρίς όμως να απαιτείται η γνώση Fortran από το χρήστη και τη δεκαετία του 1980 επεκτάθηκε με την προσθήκη υποπρογραμμάτων σε C για τη δημιουργία γραφικών παραστάσεων. Το 1984 ιδρύθηκε η εταιρεία Mathworks η οποία ανέλαβε τη διάθεση στο εμπόριο, την εξέλιξη και την υποστήριξη του λογισμικού μέχρι και σήμερα.



Εικόνα 3.1. Το MATLAB

Στην Εικόνα 3.2. απεικονίζεται το γραφικό περιβάλλον του Matlab, όπου διακρίνονται οι 3 κύριες περιοχές: το Current Directory, το Command History και το Command Window. Το Current Directory μας δείχνει το φάκελο στον οποίο βρισκόμαστε και αποθηκεύουμε τα αρχεία μας, το Command History περιέχει τις ενέργειες που εκτελέσαμε στο Command Window και το Command Window είναι αυτό στο οποίο εκτελούνται οι εντολές του χρήστη.



Εικόνα 3.2. Το γραφικό περιβάλλον του MATLAB

Οι εντολές που δίνονται στο command window μπορεί να είναι:

- Ορισμοί μεταβλητών και πράξεις
- Κλήση ενσωματωμένων συναρτήσεων της MATLAB και των εγκατεστημένων εργαλαιοθηκών της
- Κλήση συναρτήσεων (functions) ή αρχείων εντολών MATLAB (scripts) που κατασκευάζονται από τους χρήστες με τη μορφή m-file

[64]

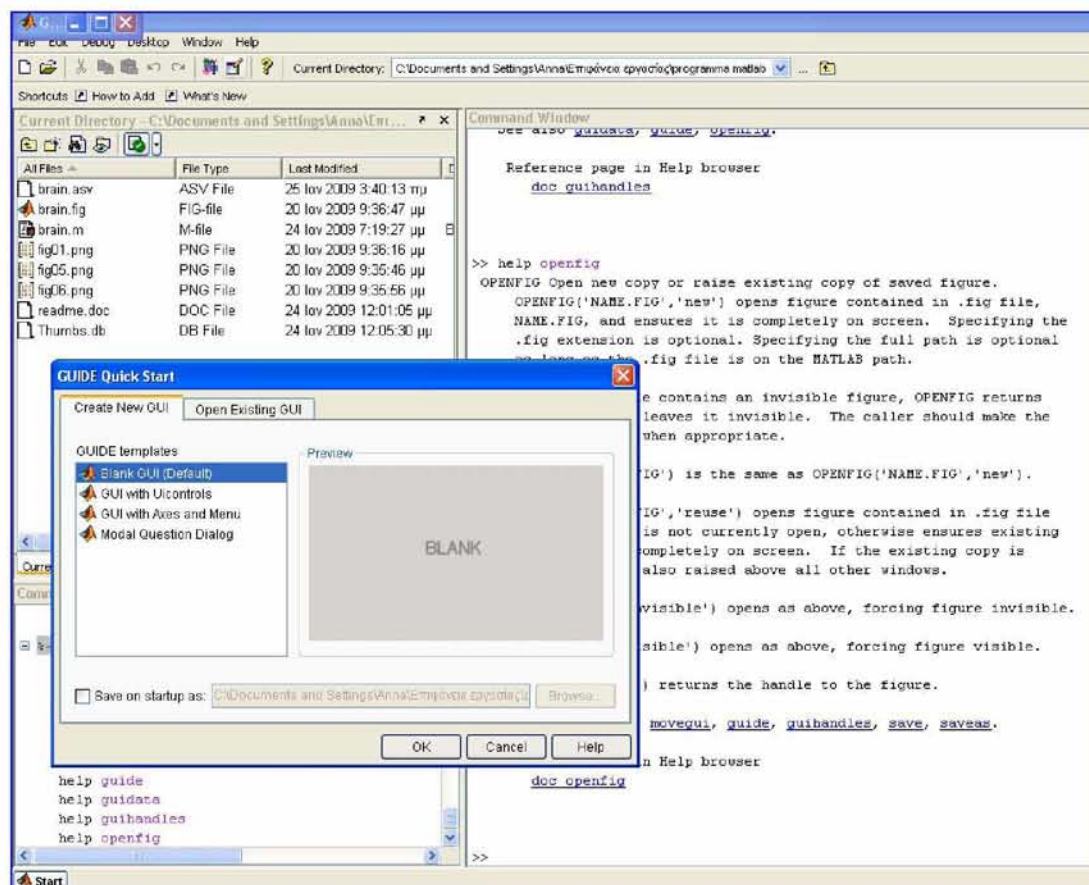
Δύο από τις σημαντικότερες προεκτάσεις του MATLAB είναι το λογισμικό πακέτο simulink , το οποίο επιτρέπει την μοντελοποίηση, προσομοίωση και ανάλυση δυναμικών συστημάτων και το πακέτο GUIDE το οποίο παρέχει ένα σύνολο εργαλείων για τη δημιουργία γραφικών διεπαφών χρήστη (Graphical User Interface, GUI), μέσω του GUIDE Layout Editor και στη συνέχεια μας δίνει τη δυνατότητα να επεξεργαστούμε τη διεπαφή αυτή, προσθέτοντας εντολές για κάποιες περαιτέρω λειτουργίες στο m-file που δημιουργείται αυτόματα από το MATLAB. Το GUIDE είναι πολύ χρήσιμο καθώς μας παρέχει

τη δυνατότητα περαιτέρω ανάλυσης και ψηφιακής επεξεργασίας των ιατρικών εικόνων με σκοπό την καλύτερη και ταχύτερη διάγνωση [65][66][67].

Στην παρούσα πτυχιακή εργασία χρησιμοποιήσαμε το το πακέτο GUIDE του MATLAB για την ανάπτυξη λογισμικού που θα μας δίνει πληροφορίες για την μελέτη χαρακτηριστικών της εικόνας. Αποτέλεσμα η άμεση διάγνωση των αποτελεσμάτων σαν αποτέλεσμα της επεξεργασίας δεδομένων από ψηφιακές ακτινογραφίες. Τα δεδομένα που χρησιμοποιήσαμε μας δόθηκαν από το Διαβαλκανικό Νοσοκομείο της Θεσσαλονίκης.

2. Περιγραφή της διαδικασίας

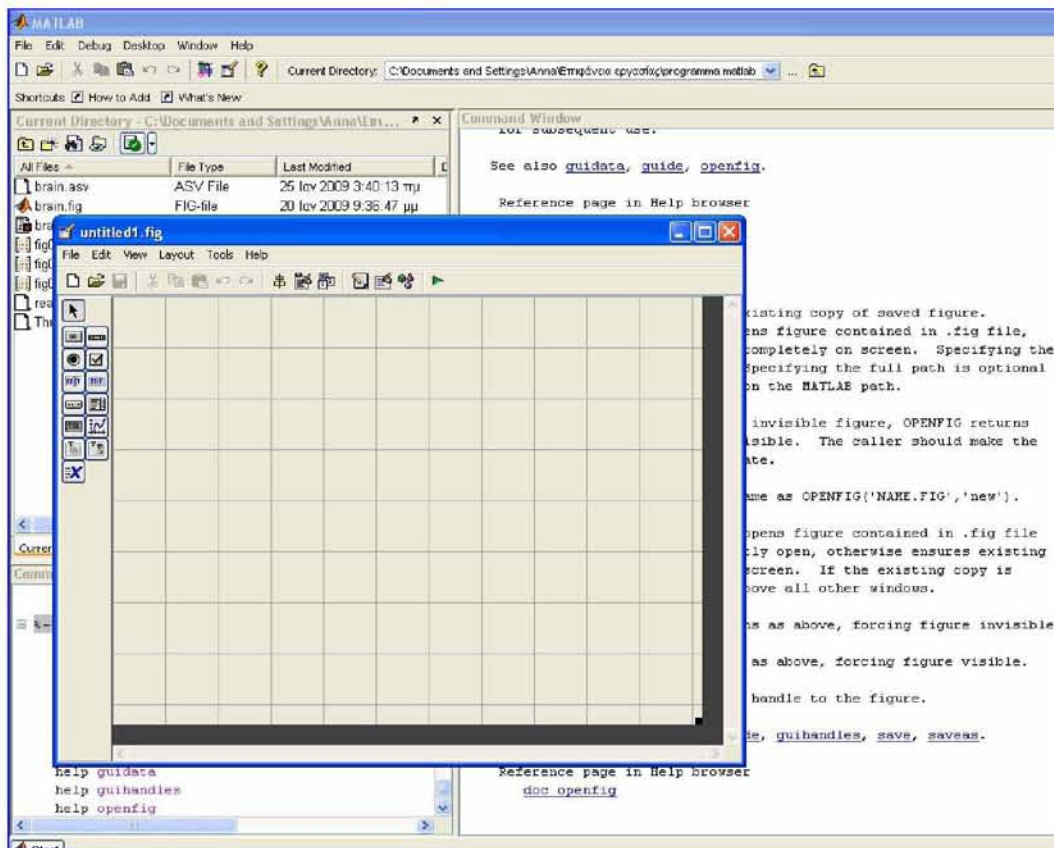
Επιλέγοντας το κουμπί GUIDE από τη γραμμή εργαλείων εμφανίζεται στην οθόνη το παράθυρο που φαίνεται στην Εικόνα 3.3.



Εικόνα 3.3. Δημιουργία GUI

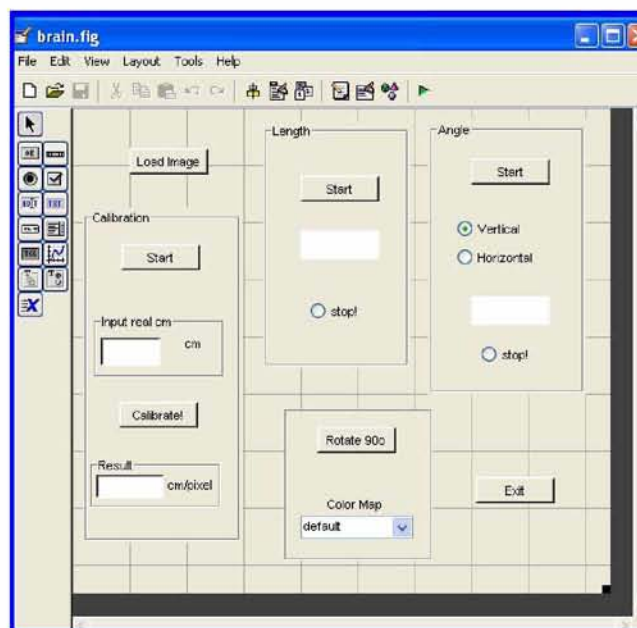
Επιλέγουμε τη δημιουργία ενός νέου GUI (Blank Gui) οπότε ανοίγει ένα παράθυρο (GUIDE Layout Editor) στο οποίο μπορούμε να ξεκινήσουμε το σχεδιασμό (Εικόνα 3.4).

Πτυχιακή εργασία: « Χρήση ψηφιακού ακτινογράφου στη μελέτη χαρακτηριστικών υφής οστικών παθήσεων»



Εικόνα 3.4. Δημιουργία GUI

Το αποθηκεύουμε ως brain.fig και φτιάχνουμε τη μορφοποίηση που θέλουμε. Η τελική μορφή θα είναι αυτή της Εικόνας 3.5.



Εικόνα 3.5. Τελική μορφή του brain.fig

Επιλέγοντας από τη γραμμή εργαλείων την εντολή m-file editor μεταφερόμαστε στο m-file αρχείο του brain, όπου μπορούμε να δούμε τον κώδικα που έχει ήδη φτιάξει το MATLAB. Στον Πίνακα 3.1 φαίνεται ένα τμήμα του κώδικα αυτού.

Πίνακας 3.1. Αρχείο brain.m

```
function varargout = brain(varargin)
% BRAIN M-file for brain.fig
%   BRAIN, by itself, creates a new BRAIN or raises the existing
%   singleton*.
%
%   H = BRAIN returns the handle to a new BRAIN or the handle to
%   the existing singleton*.
%
%   BRAIN('CALLBACK',hObject,eventData,handles,...) calls the local
%   function named CALLBACK in BRAIN.M with the given input arguments.
%
%   BRAIN('Property','Value',...) creates a new BRAIN or raises the
%   existing singleton*. Starting from the left, property value pairs are
%   applied to the GUI before brain_OpeningFunction gets called. An
%   unrecognized property name or invalid value makes property application
%   stop. All inputs are passed to brain_OpeningFcn via varargin.
%
%   *See GUI Options on GUIDE's Tools menu. Choose "GUI allows only one
%   instance to run (singleton)".
%
% See also: GUIDE, GUIDATA, GUIHANDLES

% Edit the above text to modify the response to help brain

% Last Modified by GUIDE v2.5 26-Jan-2009 22:42:29

% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',    mfilename, ...
                  'gui_Singleton', gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @brain_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn', @brain_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn', [], ...
                  'gui_Callback', []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end
```

Στη συνέχεια μπορούμε να επεξεργαστούμε τον κώδικα, να προσθέσουμε νέες εντολές έτσι ώστε να μπορούμε να εκτελέσουμε τις λειτουργίες που θέλουμε. Ολόκληρος ο κώδικας επισυνάπτεται στο *ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ι*.

3. Βασικές Λειτουργίες του Λογισμικού

Οι βασικές λειτουργίες που το λογισμικό θα εκτελεί είναι:

- Να φορτώνει την εικόνα που θέλουμε να επεξεργαστούμε (§3.1)
- Να βρίσκει την αναλογία ρίχει προς cm με βάση μια περιοχή που εμείς έχουμε ορίσει ή και με βάση την αναλογία που θέλουμε να έχει (§3.2)
- Να υπολογίζει σε cm το μήκος τμημάτων της εικόνας, με βάση δύο σημεία που εμείς επιλέγουμε (§3.3)
- Να υπολογίζει την τιμή της γωνίας που σχηματίζεται από τρία σημεία που εμείς επιλέγουμε (§3.4)
- Να περιστρέφει την εικόνα κατά 90°, 180°, 270° κ.ο.κ. (§3.5)
- Να αλλάζει το χρώμα της εικόνας (§3.6)
- Να τερματίζει το πρόγραμμα και να κλείνει όλα τα παράθυρα (§3.7)

3.1. Load Image

Με το Load Image επιλέγουμε και φορτώνουμε την εικόνα που θέλουμε να επεξεργαστούμε και να αναλύσουμε στη συνέχεια. Στον Πίνακα 3.2 απεικονίζεται το τμήμα του κώδικα σύμφωνα με το οποίο δουλεύει η load image.

Πίνακας 3.2. Κώδικας για τη load image

```
% --- Executes on button press in pushbutton3.  
function pushbutton3_Callback(hObject, eventdata, handles)  
% hObject handle to pushbutton3 (see GCBO)  
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB  
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)  
figure (1)  
clf  
global a  
[filename,pathname]=uigetfile('*.png;*.tif;*.bmp;*.jpg','load image');  
FLNM=filename;  
if filename~=0  
filename = ([pathname filename]);  
[c]=imread(filename);  
figure (1)  
b=im2double(c);  
a=rgb2gray(b);  
imshow(a);  
hold on  
end
```

Το *pushbutton3* είναι το κουμπί load image που εμφανίζεται στο brain.fig και η *pushbutton3_Callback* είναι η συνάρτηση που χρησιμοποιούμε για να φορτώσουμε την εικόνα. Χρησιμοποιούμε τις εντολές:

```
figure (1)
clf
global a
```

για να “καθαρίσουμε” το figure 1 στην περίπτωση που έχουμε φορτώσει μια άλλη εικόνα και να μπορέσουμε να φορτώσουμε μια καινούρια. Ορίζουμε ως *global* τη μεταβλητή *a* για να μπορεί να είναι ορατή σε όλες τις συναρτήσεις του προγράμματος και όχι μόνο στη συγκεκριμένη που δηλώνεται.

Η *uigetfile()* μας ανοίγει το παράθυρο των windows για να επιλέξουμε την εικόνα που θέλουμε να κάνουμε load. Το *pathname* μας δίνει το μονοπάτι στο οποίο βρίσκεται η εικόνα (δηλαδή C:\Documents and Settings\.....) και το *filename* μας δίνει το όνομα του αρχείου, δηλαδή της εικόνας.

Εφόσον επιλέξουμε κάποια εικόνα (το *filename* δηλαδή είναι διάφορο του 0) η εντολή *imread* διαβάζει την εικόνα και με την εντολή *figure (1)* εμφανίζεται στο σχήμα 1 (figure 1).

Κάθε εικόνα αποτελείται από *m*x*n* pixels και 3 στάθμες χρώματος σύμφωνα με το χρωματικό μοντέλο RGB. Με τις εντολές

```
b=im2double(c);
a=rgb2gray(b);
```

μετατρέπουμε την εικόνα έτσι ώστε να εμφανίζει μόνο ένα χρώμα, στις αποχρώσεις του γκρι και με την εντολή *imshow(a)* την εμφανίζουμε. Τέλος με την εντολή *hold on* “παγώνουμε” την εικόνα στο παράθυρο έτσι ώστε να εμφανίζεται καθ’ όλη τη διάρκεια εκτέλεσης του προγράμματος και με το *end* τελειώνει το loop του *if*.

3.2. Calibration

Με το calibration υλοποιούμε την βαθμονόμηση για να βρούμε την αναλογία pixel προς cm. Η διαδικασία υλοποιείται σε δύο φάσεις, ο κώδικας των οποίων παρουσιάζεται στους Πίνακες 3.3 και 3.4.

Στην πρώτη φάση επιλέγουμε τα δύο σημεία τα οποία θα αποτελέσουν το μέτρο που θα έχουμε. Το *pushbutton2* είναι το κουμπί start του calibration που εμφανίζεται στο *brain.fig* και η *pushbutton2_Callback* είναι η συνάρτηση. Ορίζουμε τη μεταβλητή *z* (η απόσταση) ως *global* για να είναι ορατή σε όλες τις συναρτήσεις και με την εντολή *format short g* δηλώνουμε ότι θέλουμε στο αποτέλεσμα να έχουμε λίγα δεκαδικά ψηφία.

Η εντολή *ginput* μας εμφανίζει τους 2 κάθετους άξονες στην οθόνη (που έχουν τη μορφή στόχου) με τους οποίους θα επιλέξουμε τα δύο σημεία, το ένα θα είναι η αρχή και τα άλλο το τέλος - επιλέγουμε δύο σημεία γιατί σαν όρισμα στην *ginput* έχουμε βάλει τον αριθμό 2. Μετά την επιλογή, εμφανίζεται στην εικόνα μας η γραμμή που τα ενώνει.

Πίνακας 3.3. Κώδικας για το calibration

```
% --- Executes on button press in pushbutton2.
function pushbutton2_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to pushbutton2 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
```



```
global z
format short g
figure (1)
hold on
[x,y,b]=ginput(2);
plot(x,y,'*-');

X=abs(x(2)-x(1));
Y=abs(y(2)-y(1));
z=sqrt((X^2)+(Y^2));
hold on
```

Έχουμε δύο τιμές στον άξονα X και δύο τιμές στον άξονα Y. Οι εντολές:

```
X=abs(x(2)-x(1));
Y=abs(y(2)-y(1));
z=sqrt((X^2)+(Y^2));
```

ουσιαστικά είναι το Πυθαγόρειο Θεώρημα και το ορίζουμε για να μπορούμε να υπολογίσουμε το μήκος της γραμμής και στην περίπτωση που τα δύο σημεία δεν βρίσκονται στην ίδια ευθεία. Υπολογίζουμε την απόλυτη τιμή της διαφοράς των δύο τιμών στον X, ομοίως στον Y και κατόπιν στο z υπολογίζουμε την τετραγωνική ρίζα του αθροίσματος των τετραγώνων των X και Y. Το z δηλαδή είναι η απόσταση των σημείων σε pixel. Τέλος με την εντολή *hold on* διατηρούμε και πάλι την εικόνα στην οθόνη.

Πίνακας 3.4. Κώδικας για το calibration

```
% --- Executes on button press in pushbutton1.
function pushbutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to pushbutton1 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
global z
global coef
format short g
reallength1=get(handles.edit1,'string');
reallength=str2num(reallength1);
coef=reallength/z;
set(handles.edit2,'string',num2str(coef));
```

Στην δεύτερη φάση βρίσκουμε την αναλογία που ψάχνουμε. Το *pushbutton1* είναι το κουμπί *calibrate!* που εμφανίζεται στο *brain.fig* και η *pushbutton1_Callback* είναι η συνάρτηση. Ορίζουμε πάλι ως *global* τις μεταβλητές *z* και *coef* για να μπορούν να είναι ορατές σε όλες τις συναρτήσεις (το *z* το υπολογίσαμε προηγουμένως και το *coef* το δηλώνουμε για να δεσμευτεί από την αρχή ως *global* μεταβλητή) και ζητάμε πάλι να εμφανιστούν λίγα δεκαδικά ψηφία. Με την εντολή *reallength1* ζητάμε από το πρόγραμμα να “πάρει” από το *edit1* του *handles* (δηλαδή του *brain*) το *string* που έχει, δηλαδή ουσιαστικά του ζητάμε να πάρει ως γράμμα τον αριθμό που έχουμε εισάγει (το 4) ενώ με την *reallength* το μετατρέπουμε σε αριθμό. Στη συνέχεια υπολογίζουμε το *coef* το οποίο, όπως φαίνεται και από τη δήλωσή του, μας

δίνει πόσα cm/pixel έχουμε. Τέλος με την εντολή *set* κάνουμε το αντίθετο από τη *get*, δηλαδή ζητάμε από το πρόγραμμα να μετατρέψει το *coef* από αριθμό σε string και το βάλει στο *edit2*. Τα *edit1* και *edit2* είναι τα δύο κουτάκια που εμφανίζονται στο *brain.fig* στο πλαίσιο του *calibration* τα οποία μπορούμε να τα συμπληρώσουμε εμείς. Στο *edit1* γράφουμε το μήκος της γραμμής που ορίσαμε ενώ στο *edit2* είτε εμφανίζεται αυτόματα το αποτέλεσμα, αφού έχουμε πατήσει το κουμπί *calibrate!*, είτε μπορούμε να γράψουμε εμείς όποια τιμή θέλουμε.

3.3.Length

Με την *Length* υπολογίζουμε (σε cm) το μήκος τμημάτων της εικόνας, με βάση δύο σημεία που εμείς επιλέγουμε. Στον Πίνακα 3.5 απεικονίζεται το τμήμα του κώδικα σύμφωνα με το οποίο δουλεύει η *Length*.

Η λειτουργία του κώδικα είναι παρόμοια με αυτή του *calibration*. Το *pushbutton4* είναι το κουμπί *start* από το πλαίσιο *length* που εμφανίζεται στο *brain.fig* και η *pushbutton4_Callback* είναι η συνάρτηση που χρησιμοποιούμε. Ο *coef1* παίρνει την τιμή που έχει το *edit2*, δηλαδή το *result* και η *coef* το μετατρέπει από string σε αριθμό. Κατά τη διάρκεια εκτέλεσης, το *pushbutton4* θα εμφανίζει τη λέξη *running* και όχι το *start*. Με την εντολή *[x,y,b]=ginput(2)* δημιουργούμε πάλι τον “στόχο” για να επιλέξουμε τα δύο σημεία. Το τελικό μήκος (*z*) θα είναι ίσο με τον συντελεστή *coef* επί την απόσταση των σημείων σε pixel. Τέλος, με την *set* το αποτέλεσμα που βρήκαμε τοποθετείται στο *text3* (είναι το πλαίσιο κάτω από το κουμπί *running*), αφού πρώτα έχει μετατραπεί από αριθμό σε string. Όλα αυτά τα βήματα εκτελούνται στην περίπτωση που το *state* που ορίσαμε αρχικά είναι 0. Αν ενεργοποιηθεί το *radiobutton4*, το οποίο είναι το *stop* στο *brain*, η τιμή του *state* θα αλλάξει. Θα γίνει ακόμη ένα loop, δηλαδή θα μπορέσουμε να επιλέξουμε άλλα δύο σημεία, θα υπολογιστεί η απόστασή τους και μετά θα σταματήσει. Το *pushbutton4* θα αλλάξει και πάλι και θα εμφανίζει τη λέξη *start*.

Πίνακας 3.5. Κώδικας για τη *length*

```
% --- Executes on button press in pushbutton4.  
function pushbutton4_Callback(hObject, eventdata, handles)  
% hObject    handle to pushbutton4 (see GCBO)  
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB  
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)  
global z  
global coef  
format short g  
  
coef1=get(handles.edit2,'string');  
coef=str2num(coef1);  
  
figure (1)  
set(handles.pushbutton4,'string','Running!');
```

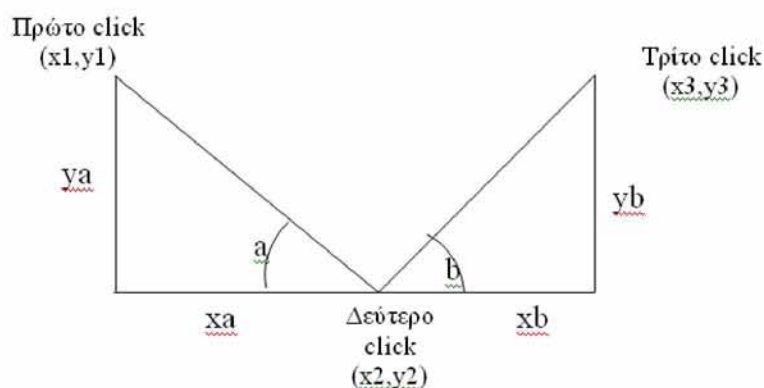
```
state=0  
  
while state==0  
[x,y,b]=ginput(2);  
plot(x,y,'-');  
X=abs(x(2)-x(1));  
Y=abs(y(2)-y(1));  
z=coef*sqrt((X^2)+(Y^2));  
set(handles.text3,'string',z);  
state=get(handles.radiobutton1,'value');  
end  
set(handles.pushbutton4,'string','Start');
```

3.4. Angle

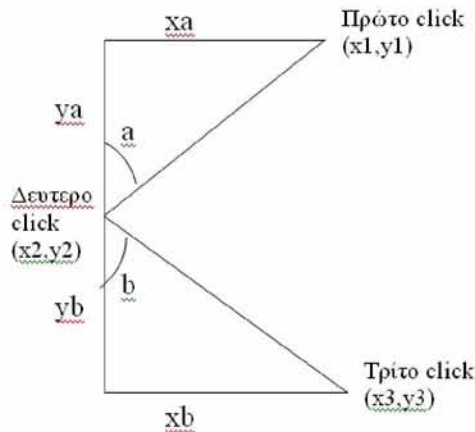
Με την Angle υπολογίζουμε την τιμή της γωνίας που σχηματίζεται από τρία σημεία που εμείς επιλέγουμε. Στον Πίνακα 3.6 απεικονίζεται το τμήμα του κώδικα σύμφωνα με το οποίο δουλεύει η Angle.

Ο κώδικας για τον υπολογισμό της γωνίας δουλεύει ακριβώς με τον ίδιο τρόπο με αυτόν του υπολογισμού του μήκους. Το *pushbutton_6* είναι το κουμπί *start* από το πλαίσιο *angle*. Ο *coef* ορίζεται με το ίδιο τρόπο και το κουμπί *start* γίνεται πάλι *running* κατά τη διάρκεια εκτέλεσης. Η διαφορά που υπάρχει είναι ότι σε αυτή την περίπτωση πρέπει να ορίσουμε 3 σημεία για να σχηματιστεί η γωνία που θέλουμε (γι αυτό και σαν όρισμα στην *ginput* βάζουμε 3).

Στην περίπτωση που τα άκρα των πλευρών που σχηματίζουν τη γωνία είναι κάθετα στον άξονα των *x*, δηλαδή η γωνία που ορίζουμε είναι της μορφής:



επιλέγουμε το *radiobutton3* που αντιστοιχεί στο *Vertical* από το πλαίσιο *angle*, ενώ στην περίπτωση που τα άκρα των πλευρών που σχηματίζουν τη γωνία είναι κάθετα στον άξονα των *y*, δηλαδή η γωνία που ορίζουμε είναι της μορφής:



επιλέγουμε το *radiobutton4* που αντιστοιχεί στο Horizontal από το πλαίσιο angle. Και στις δύο περιπτώσεις ο υπολογισμός της γωνίας που σχηματίζεται υπολογίζεται χρησιμοποιώντας τους εξής τύπους.

$$\begin{aligned}
 xa &= |x_2 - x_1| & a &= \tan^{-1} \frac{ya}{xa} \\
 xb &= |x_3 - x_2| & b &= \tan^{-1} \frac{yb}{xb} \\
 ya &= |y_2 - y_1| & gonia &= 180 - (a + b) \\
 yb &= |y_3 - y_2|
 \end{aligned}$$

Μετά τον υπολογισμό, το αποτέλεσμα θα εμφανισθεί στο *text4* (το κουτάκι κάτω από το running στο πλαίσιο angle). Τέλος, υπάρχει και το κουμπί stop το οποίο δουλεύει όπως και πριν.

Πίνακας 3.6. Κώδικας για τη angle

```

% --- Executes on button press in pushbutton6.
function pushbutton6_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to pushbutton6 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
global z
global coef
format short g
coef1=get(handles.edit2,'string');
coef=str2num(coef1);
figure (1)
set(handles.pushbutton6,'string','Running!');

state=0
while state==0
    [x,y,b]=ginput(3);
    plot(x,y,'.-');

    button1=get(handles.radiobutton3,'value');
    
```

```
if button1==1
    xa=coef*abs(x(2)-x(1));
    ya=coef*abs(y(2)-y(1));
    xb=coef*abs(x(3)-x(2));
    yb=coef*abs(y(3)-y(2));
    goniaa=atand(ya/xa);
    goniab=atand(yb/xb);
    gonia=(goniaa+goniab);
end

button2=get(handles.radiobutton4,'value');
if button2==1
    xa=coef*abs(x(2)-x(1));
    ya=coef*abs(y(2)-y(1));
    xb=coef*abs(x(3)-x(2));
    yb=coef*abs(y(3)-y(2));
    goniaa=atand(ya/xa);
    goniab=atand(yb/xb);
    gonia=180-(goniaa+goniab);
end

set(handles.text4,'string',gonia);
state=get(handles.radiobutton2,'value');
end

set(handles.pushbutton6,'string','Start');
```

3.5. Rotate

Με την Rotate μπορούμε να περιστρέψουμε την εικόνα μας κατά 90°, όσες φορές κι αν θελήσουμε. Στον Πίνακα 3.7 απεικονίζεται το τμήμα του κώδικα σύμφωνα με το οποίο δουλεύει η Rotate.

Πίνακας 3.7. Κώδικας για την rotate

```
% --- Executes on button press in pushbutton9.
function pushbutton9_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to pushbutton9 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
global a
figure (1)
hold off
a=rot90(a);
imshow(a)
hold on
```

Το *pushbutton9* είναι το κουμπί *rotate* που εμφανίζεται στο *brain.fig* και η *pushbutton9_Callback* είναι η συνάρτηση που χρησιμοποιούμε. Ορίζουμε *global* την *a* (η αρχική εικόνα). Με την *hold off* ζητάμε από το πρόγραμμα να

“ξεπαγώσει” την εικόνα για να μπορέσουμε να την περιστρέψουμε. Με το $rot90(a)$ ουσιαστικά ανακατατάσσουμε τα στοιχεία του πίνακα και η εικόνα περιστρέφεται κατά 90° . Εμφανίζουμε την νέα εικόνα και ζητάμε πάλι να διατηρηθεί στην οθόνη με το *hold on*.

3.6. Change Color

Με την Change Color μπορούμε να αλλάξουμε το χρωματισμό της εικόνας. Στον Πίνακα 3.8 απεικονίζεται το τμήμα του κώδικα σύμφωνα με το οποίο δουλεύει η Change Color.

Το `popmenu1` είναι το κουμπί κύλισης που εμφανίζεται στο πλαίσιο `color map` όπου μπορούμε να επιλέξουμε το χρωματισμό που θέλουμε να έχει η εικόνα μας. Ανάλογα με το τι τιμή δίνουμε επιλέγουμε εμείς στο `popmenu`, επιλέγεται το αντίστοιχο χρώμα. Αν διαλέξουμε την πρώτη επιλογή (που είναι η `default`) η εικόνα μας θα εμφανίζεται σε αποχρώσεις του γκρι, αν διαλέξουμε τη δεύτερη θα έχει πιο “θερμά” χρώματα, αν διαλέξουμε την τρίτη θα έχει πιο “ψυχρά” χρώματα, αν διαλέξουμε την τέταρτη θα εμφανίζεται σε χάλκινες αποχρώσεις, αν διαλέξουμε την πέμπτη θα εμφανίζεται σε αποχρώσεις του γκρι, αν διαλέξουμε την έκτη θα εμφανίζεται σε αποχρώσεις του ροζ και αν διαλέξουμε την έβδομη θα εμφανίζεται σε αποχρώσεις του `jet`.

Πίνακας 3.8. Κώδικας για την change color

```
% --- Executes on selection change in popmenu1.
function popmenu1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to popmenu1 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: contents = get(hObject,'String') returns popmenu1 contents as cell
% array contents{get(hObject,'Value')} returns selected item from popmenu1
figure (1)
xroma1=get(handles.popmenu1,'value');
xromanoumero=xroma1;

if xromanoumero==1;
    xroma='gray';
end
if xromanoumero==2;
    xroma='hot';
end
if xromanoumero==3;
    xroma='cool';
end
if xromanoumero==4
    xroma='copper';
end
if xromanoumero==5;
    xroma='gray';
end
```

```
if xromanoumero==6;  
    xroma='pink';  
end  
if xromanoumero==7;  
    xroma='jet';  
end  
colormap(xroma);
```

3.7.Exit

Με την Exit το πρόγραμμα τερματίζει και κλείνουν όλα τα παράθυρα (δηλαδή το brain.fig και το figure 1 στο οποίο απεικονιζόταν η εικόνα). Στον Πίνακα 3.9 απεικονίζεται το τμήμα του κώδικα σύμφωνα με το οποίο δουλεύει η Exit.

Πίνακας 3.9. Κώδικας για την exit

```
function pushbutton8_Callback(hObject, eventdata, handles)  
% hObject handle to pushbutton8 (see GCBO)  
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB  
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)  
close all  
clear all  
clear global
```

Το *pushbutton8* είναι το κουμπί *exit*. Επιλέγοντάς το, κλείνουν και το παράθυρο του brain και του figure. Με τι δηλώσεις:

```
clear all  
clear global
```

διαγράφουμε από τη μνήμη όλες τις τιμές που αποθηκεύτηκαν κατά την εκτέλεση του προγράμματος. Αυτό χρειάζεται προκειμένου την επόμενη φορά που θα τρέξουμε το πρόγραμμα να ξεκινήσουμε από την αρχή τη διαδικασία δίνοντας τις νέες τιμές που θέλουμε.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

Αποτελέσματα

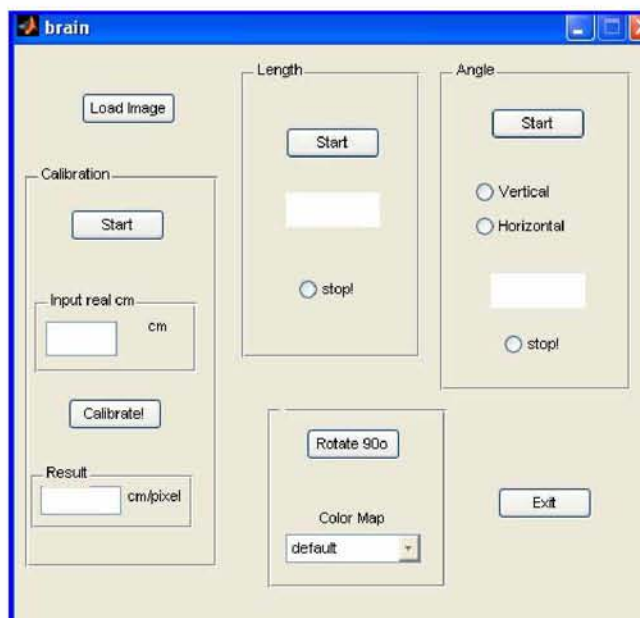
1. Ανάπτυξη Λογισμικού

Μετά τη δημιουργία του αρχείου brain.fig μέσω του περιβάλλοντος GUIDE του MATLAB, τη συγγραφή του αρχείου brain.m (Παράρτημα I) και την εκτέλεση του τελευταίου στο MATLAB καταφέραμε να αναπτύξουμε ένα λογισμικό το οποίο μας δίνει τη δυνατότητα να επεξεργαστούμε τις εικόνες ώστε να λάβουμε άμεσες πληροφορίες για τη μελέτη χαρακτηριστικών υφής οστικών παθήσεων.

2. Παρουσίαση Λειτουργίας του Λογισμικού

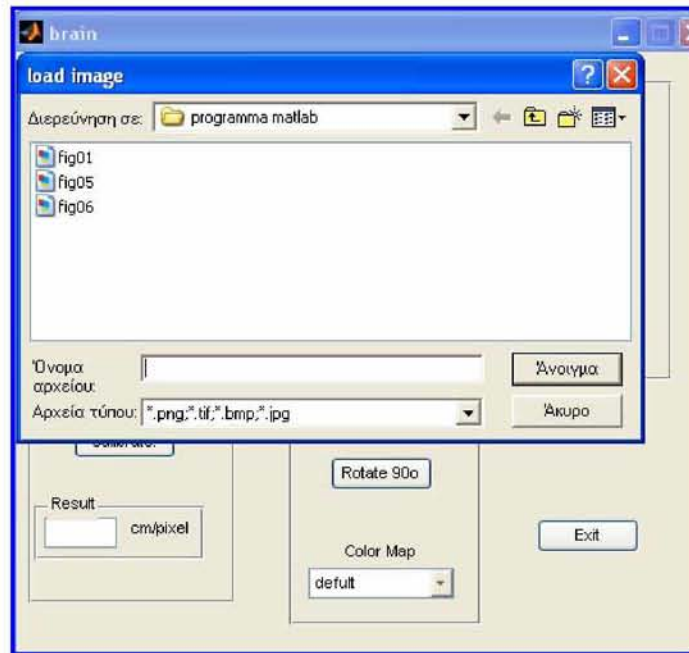
Τρέχουμε το πρόγραμμα brain.m στο MATLAB. Θα πρέπει να προσέξουμε, για να τρέξει το πρόγραμμα, τα 2 αρχεία (brain.m και brain.fig) να βρίσκονται στον ίδιο φάκελο και ο φάκελος αυτός να εμφανίζεται στο current directory του matlab.

Ξεκινώντας το πρόγραμμα, μας εμφανίζει στην οθόνη το παράθυρο του brain, όπως φαίνεται στην Εικόνα 4.1.



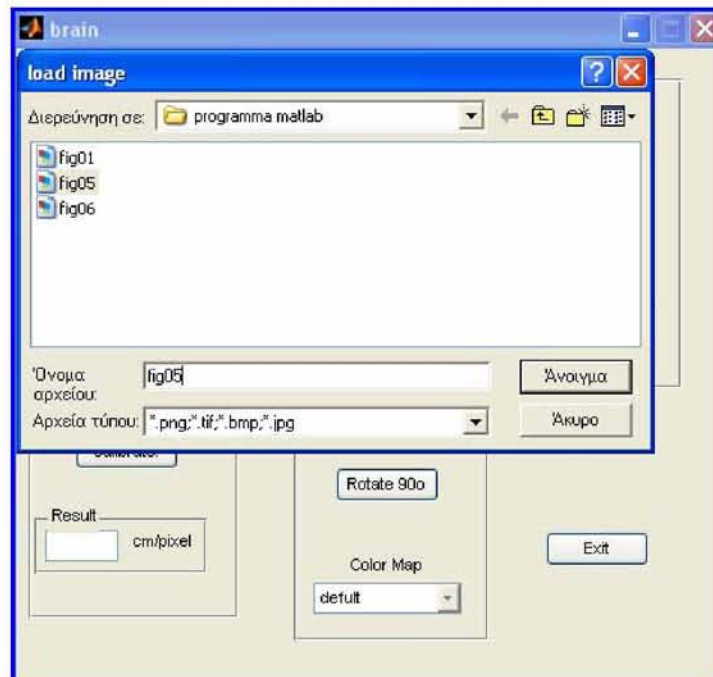
Εικόνα 4.1. Παράθυρο brain

Επιλέγουμε το κουμπί load image και εμφανίζεται το παράθυρο των windows, απ' όπου επιλέγουμε ποια εικόνα θέλουμε να φορτώσουμε (στην Εικόνα 4.2) για να την επεξεργαστούμε στη συνέχεια.



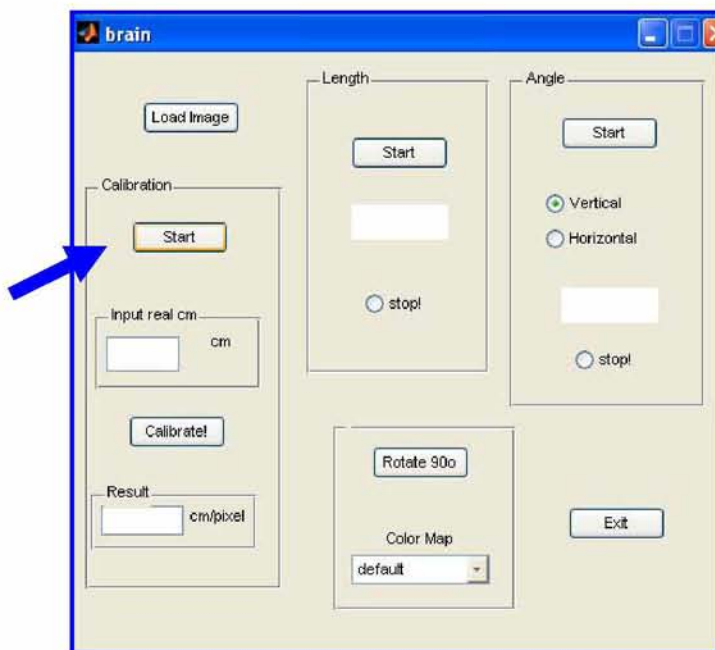
Εικόνα 4.2. Επιλογή εικόνας

Επιλέγουμε τυχαία την εικόνα fig05 και πατάμε άνοιγμα (Εικόνα 4.3).



Εικόνα 4.3. Επιλογή εικόνας

Παράλληλα επιλέγουμε το κουμπί start από το calibration για να ξεκινήσουμε το καλυμπράρισμα – την βαθμονόμηση, δηλαδή να βρούμε την αναλογία pixel προς cm (Εικόνα 4.4).



Εικόνα 4.4. Εκκίνηση βαθμονόμησης

Μετά από αυτά τα δύο βήματα, στην οθόνη μας αρχικά εμφανίζεται το figure 1 που απεικονίζει την εικόνα που επιλέξαμε (Εικόνα 4.5)



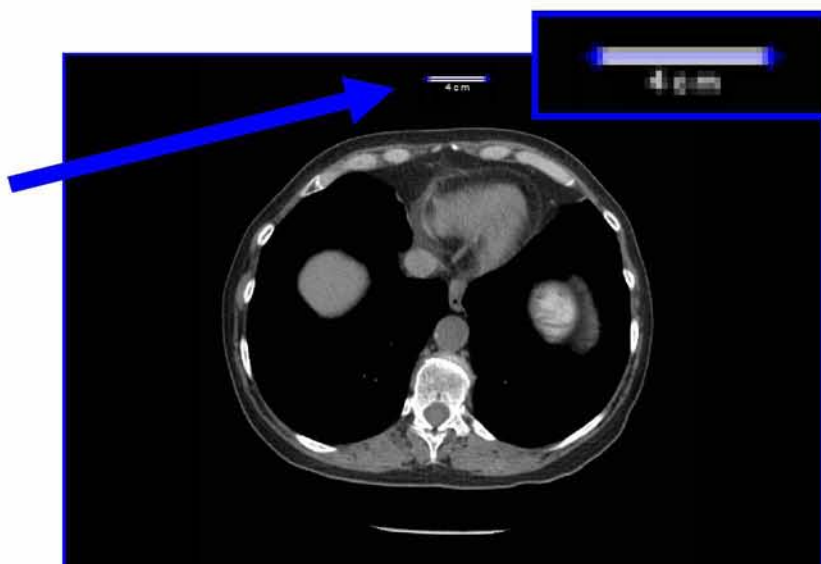
Εικόνα 4.5. Επιλεγμένη Εικόνα

και στη συνέχεια δύο κάθετοι άξονες (που έχουν σχήμα στόχου) προκειμένου να επιλέξουμε τα 2 σημεία, των οποίων την απόσταση θέλουμε να μετρήσουμε (Εικόνα 4.6).



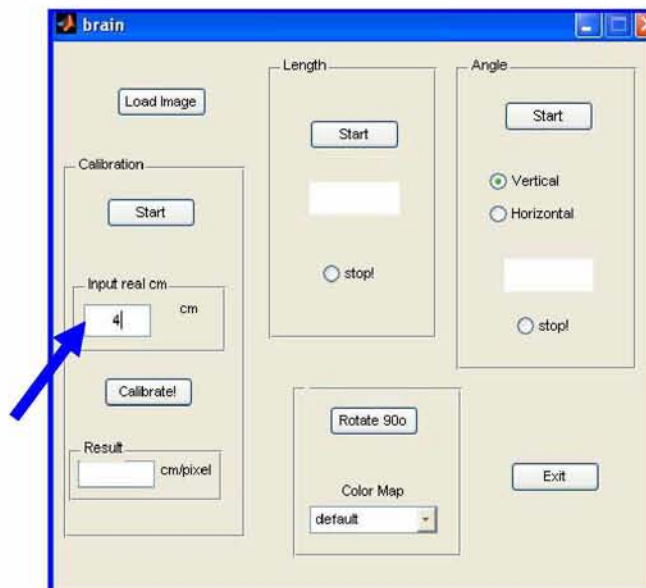
Εικόνα 4.6. Εμφάνιση στόχου

Ορίζουμε με δυο διαδοχικά κλικ(ένα στην αρχή και ένα στο τέλος) την περιοχή που είναι για καλυμπράρισμα (τη γραμμή, δηλαδή, μήκους 4cm). Παρατηρούμε στην Εικόνα 4.7 ότι εμφανίζεται στην εικόνα μία ευθεία μπλε γραμμή (στο σημείο που δείχνει το βέλος), η οποία μας δείχνει που είναι τα σημεία που επιλέξαμε.



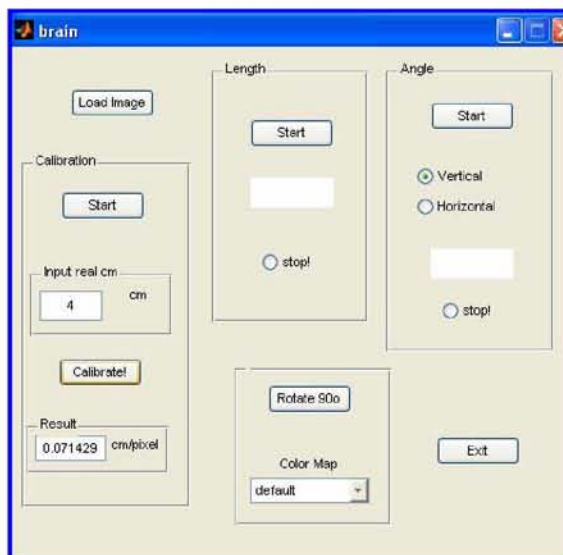
Εικόνα 4.7. Εμφάνιση της περιοχής βαθμονόμησης

Στο πεδίο input real cm γράφουμε τον αριθμό 4 γιατί τόσο είναι το πραγματικό μήκος της γραμμής των pixel που μετρήσαμε (Εικόνα 4.8).



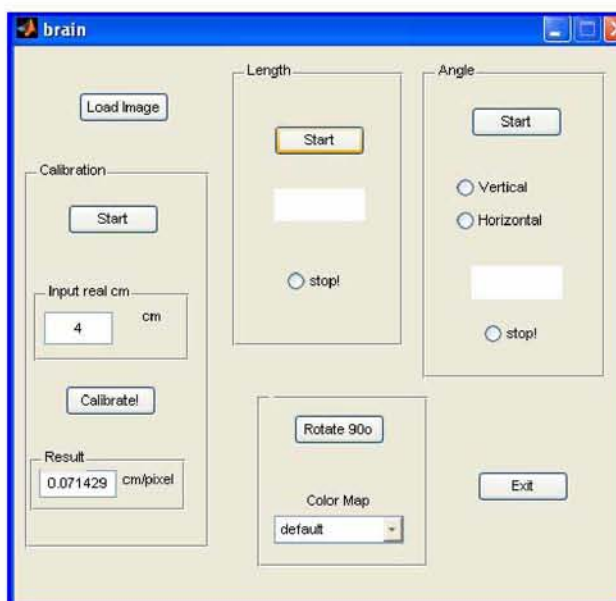
Εικόνα 4.8. Εισαγωγή τιμής στο real cm

Στη συνέχεια επιλέγουμε το κουμπί calibrate για να μας υπολογίσει το αποτέλεσμα και να το εμφανίσει στο πεδίο του result. Πράγματι αυτό συμβαίνει, όπως φαίνεται και στην Εικόνα 4.9. Δηλαδή το result μας δίνει την αναλογία pixel προς cm ανάλογα με την τιμή που εμείς δώσαμε, ωστόσο το box αυτό μας δίνει τη δυνατότητα να δώσουμε σαν όρισμα την αναλογία που εμείς θέλουμε.



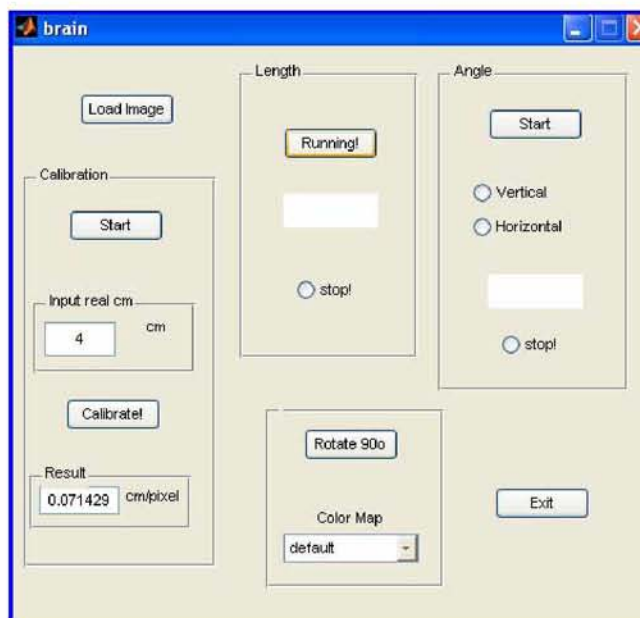
Εικόνα 4.9. Υπολογισμός αναλογίας cm/pixel της εικόνας

Στο παράθυρο του brain μπορούμε επίσης να δουλέψουμε με το πλαίσιο length, για να υπολογίσουμε την απόσταση δύο σημείων σε cm. Πατάμε το κουμπί start όπως φαίνεται στην Εικόνα 4.10.



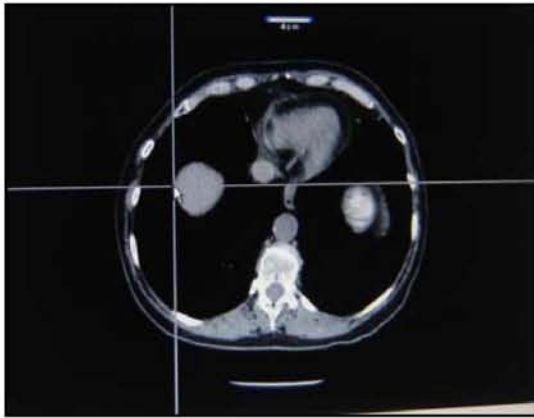
Εικόνα 4.10. Υπολογισμός απόστασης δύο σημείων

Με το που το επιλέξουμε παρατηρούμε στην Εικόνα 4.11 ότι στο brain στη θέση του start εμφανίζεται πλέον η λέξη running, που δηλώνει ότι το πρόγραμμα αυτή της στιγμή είναι σε εκτέλεση.



Εικόνα 4.11. Κατάσταση Εκτέλεσης

Πατώντας το start, το πρόγραμμά μας μεταφέρει στο figure 1 όπου μπορούμε να επιλέξουμε τα δύο σημεία που θέλουμε με τον τρόπο που περιγράφηκε προηγουμένως. (Εικόνες 4.12 & 4.13)



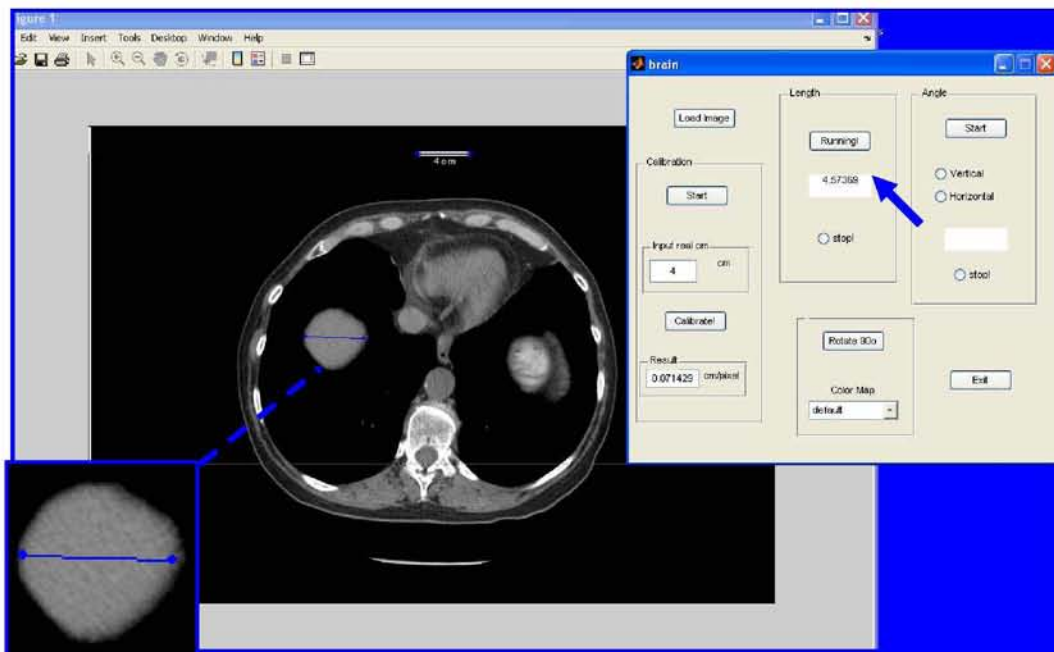
Εικόνα 4.12. Επιλογή αρχικού σημείου



Εικόνα 4.13. Επιλογή τελικού σημείου

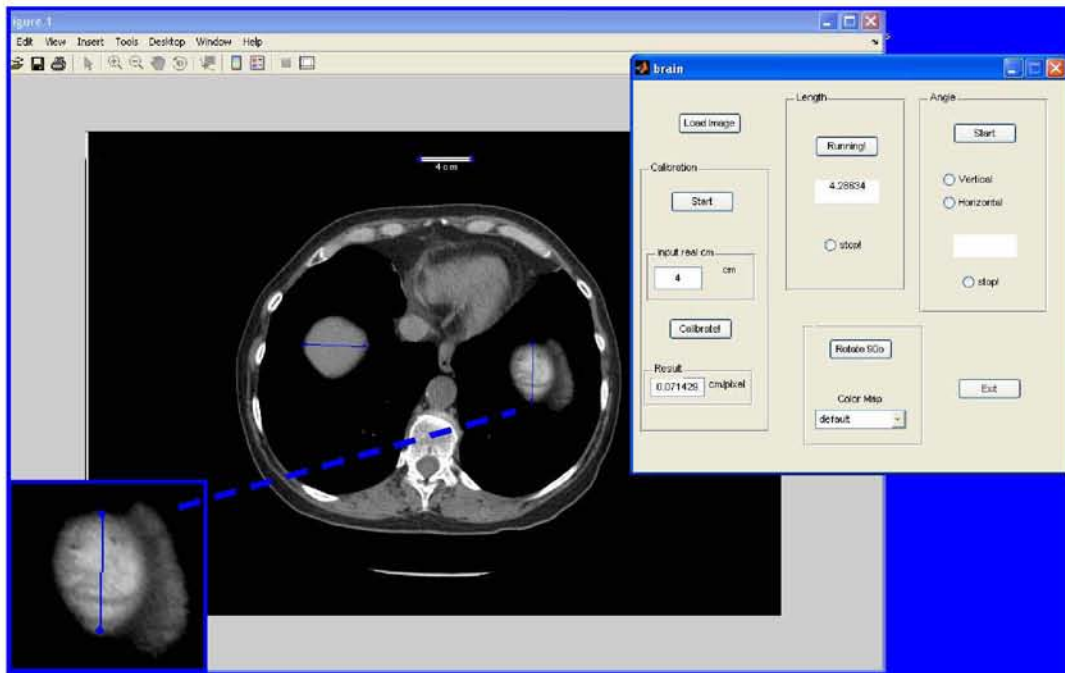
Όπως φαίνεται και στην Εικόνα 4.14, προκύπτουν τα εξής:

- Στο figure 1 εμφανίζεται η γραμμή μεταξύ των σημείων που επιλέξαμε
- Στο brain εμφανίζεται το μήκος της γραμμής αυτής σε cm.



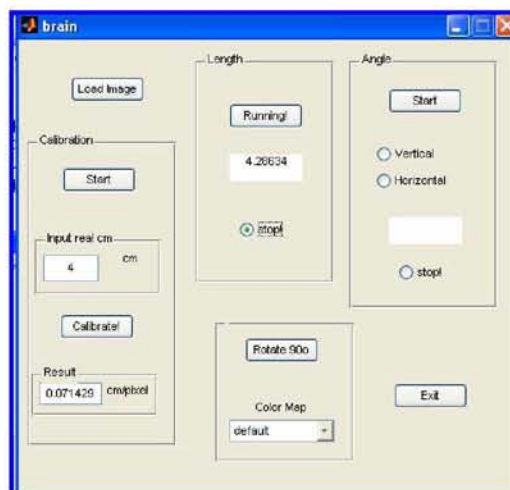
Εικόνα 4.14. Υπολογισμός απόστασης δύο σημείων

Υπολογίζουμε με τον ίδιο τρόπο την απόσταση μεταξύ δύο άλλων σημείων (Εικόνα 4.15).



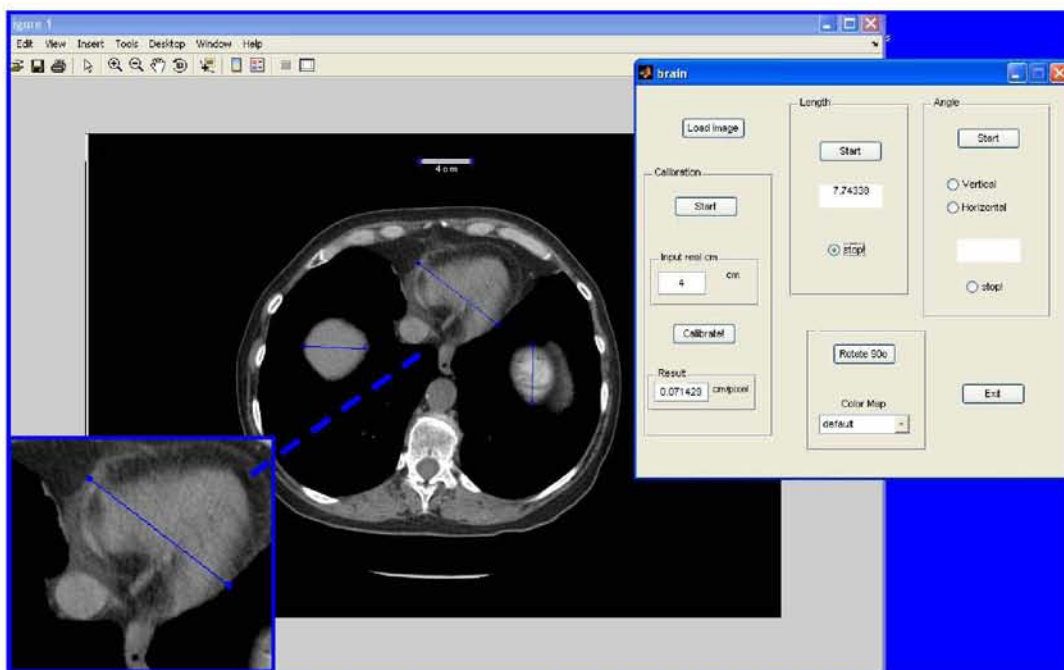
Εικόνα 4.15. Υπολογισμός απόστασης δύο σημείων

Κάθε φορά που θα υπολογίζουμε την απόσταση μεταξύ δύο σημείων, στο figure θα μας ζητάει να ορίσουμε τα επόμενα δύο σημεία των οποίων την απόσταση θέλουμε να υπολογίσουμε. Για να σταματήσουμε την εκτέλεση της length θα πρέπει να ενεργοποιήσουμε το κουμπί stop (Εικόνα 4.16)



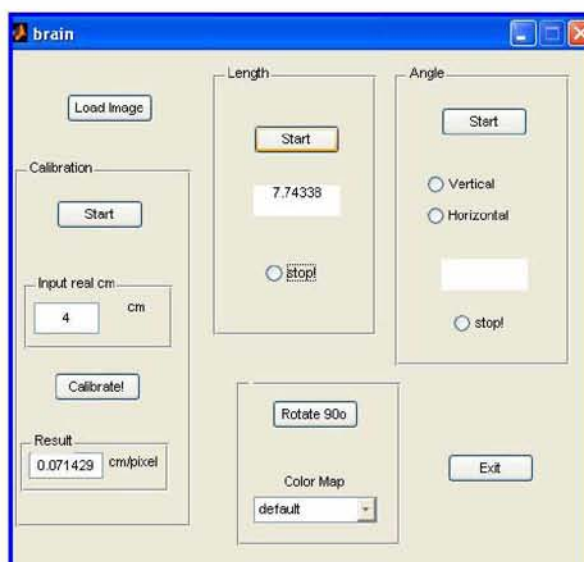
Εικόνα 4.16. Ενεργοποίηση stop

Μετά την επιλογή του stop, θα μας ζητηθεί να επιλέξουμε δύο τελευταία σημεία και θα υπολογιστεί η απόστασή τους (Εικόνα 4.17).



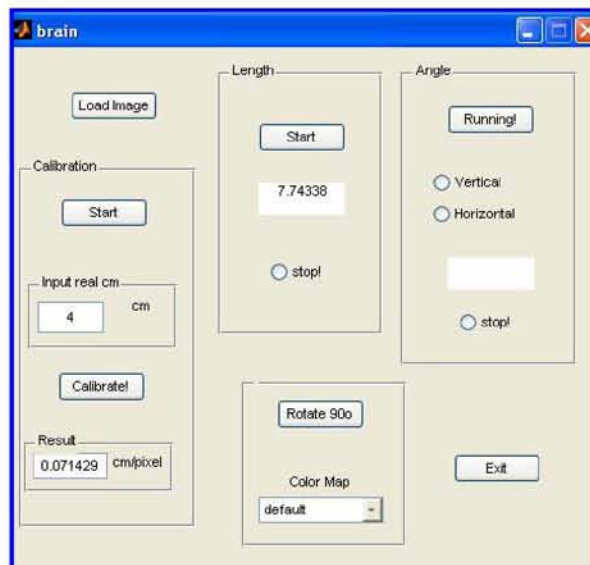
Εικόνα 4.17. Υπολογισμός απόστασης δύο σημείων

Για να μπορέσουμε να υπολογίσουμε την απόσταση δύο σημείων ξανά, θα πρέπει να πατήσουμε και πάλι το stop, έτσι ώστε να απενεργοποιηθεί και επιλέγοντας το start μπορούμε να ξεκινήσουμε την όλη διαδικασία που περιγράφηκε από την αρχή (Εικόνα 4.18).



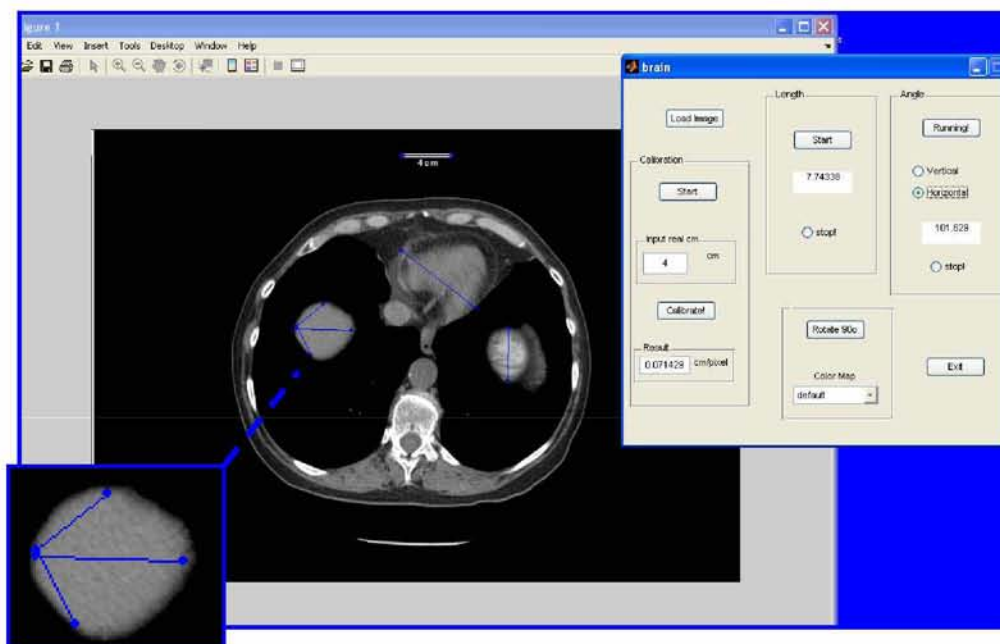
Εικόνα 4.18. Απενεργοποίηση stop

Στο παράθυρο του brain μπορούμε επίσης να δουλέψουμε με το πλαίσιο angle, όπου μπορούμε να υπολογίσουμε την γωνία που σχηματίζουν 3 σημεία μεταξύ τους. Επιλέγοντας το start παρατηρούμε ότι μετατρέπεται και πάλι σε running κατά τη διάρκεια εκτέλεσης της διαδικασίας (Εικόνα 4.19).

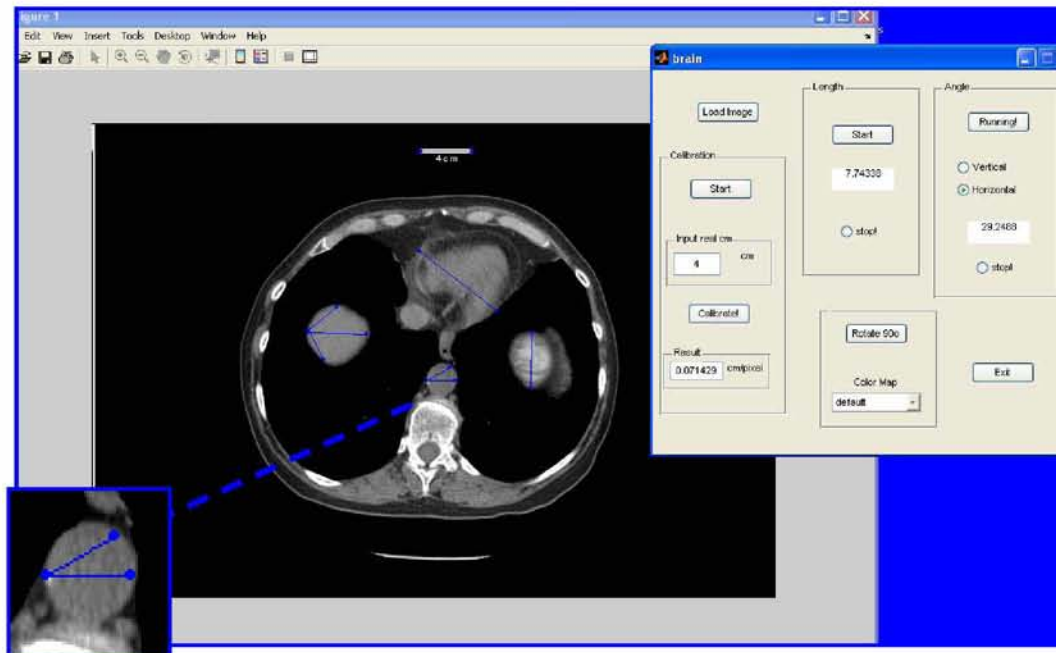


Εικόνα 4.19. Κατάσταση Εκτέλεσης

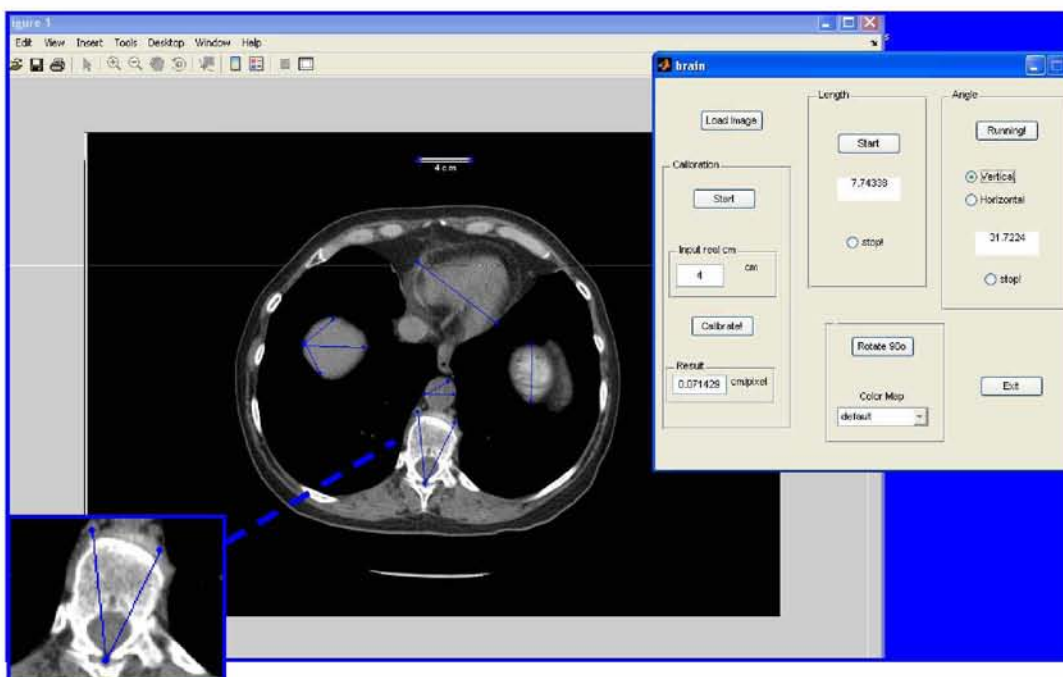
Επιλέγουμε 3 σημεία κάθε φορά στην εικόνα. Η γωνία που σχηματίζεται από αυτά εμφανίζεται στην εικόνα μας στο figure1 ενώ αντίστοιχα στο brain υπολογίζεται η τιμή της. Κάθε φορά, πριν ορίσουμε τα τρία σημεία, θα πρέπει να επιλέγουμε το κουμπί Horizontal ή Vertical (το Horizontal αν τα άκρα των πλευρών που σχηματίζουν την γωνία είναι κάθετα στον άξονα των y και το Vertical αν τα άκρα των πλευρών που σχηματίζουν την γωνία είναι κάθετα στον άξονα των x). Στις Εικόνες 4.20 & 4.21 παρουσιάζεται ο υπολογισμός της γωνίας με την επιλεγμένο το κουμπί Horizontal, ενώ στις Εικόνες 4.22 & 4.23 ο υπολογισμός της γωνίας με την επιλεγμένο το κουμπί Vertical.



Εικόνα 4.20. Υπολογισμός της γωνίας 3 σημείων (Horizontal)

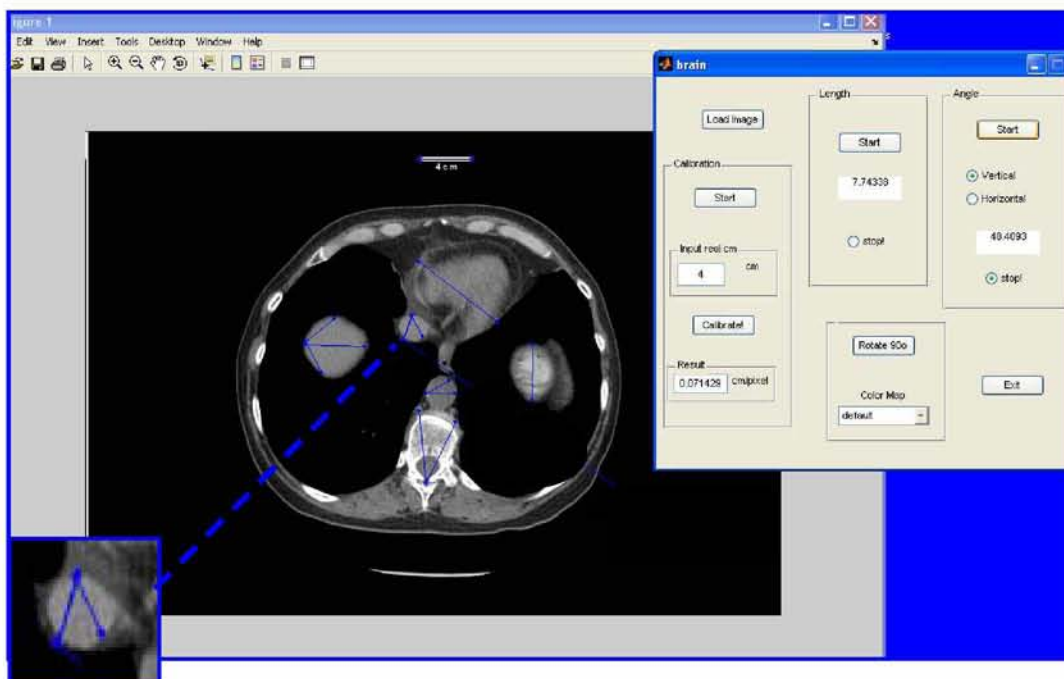


Εικόνα 4.21. Υπολογισμός της γωνίας 3 σημείων (Horizontal)



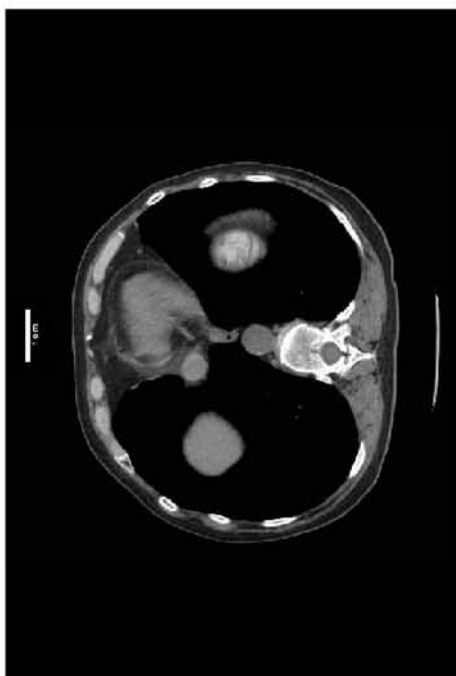
Εικόνα 4.22. Υπολογισμός της γωνίας 3 σημείων (Vertical)

Ενεργοποιώντας το stop μπορούμε να υπολογίσουμε την τιμή μίας ακόμη γωνίας (Εικόνα 4.23) ενώ απενεργοποιώντας το μπορούμε να ξεκινήσουμε εκ νέου τη διαδικασία (όπως και πιο πριν στο length).



Εικόνα 4.23. Υπολογισμός της γωνίας 3 σημείων (Vertical)

Επιστρέφοντας στο παράθυρο brain, επιλέγοντας το κουμπί rotate 90° περιστρέφουμε την εικόνα κατά 90°.



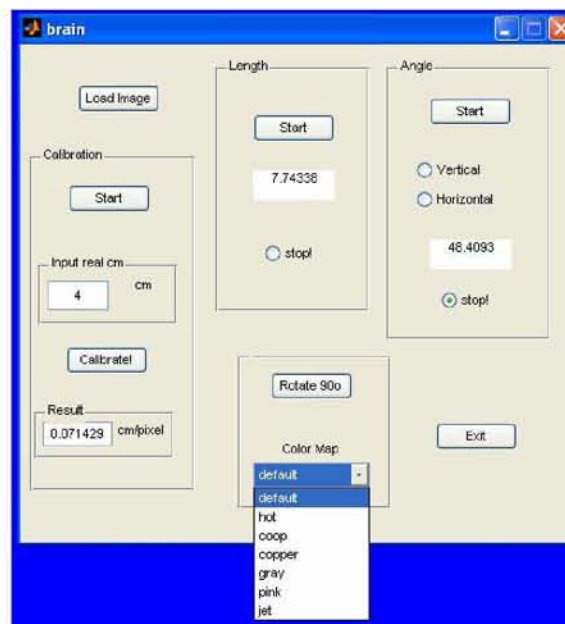
Εικόνα 4.24. Περιστροφή αρχικής εικόνας κατά 90°

Επιλέγοντας κι άλλη φορά το κουμπί rotate, η εικόνα 4.24 θα περιστραφεί άλλες 90°, δηλαδή η αρχική εικόνα θα έχει περιστραφεί κατά 180° (Εικόνα 4.25).



Εικόνα 4.25. Περιστροφή αρχικής εικόνας κατά 180°

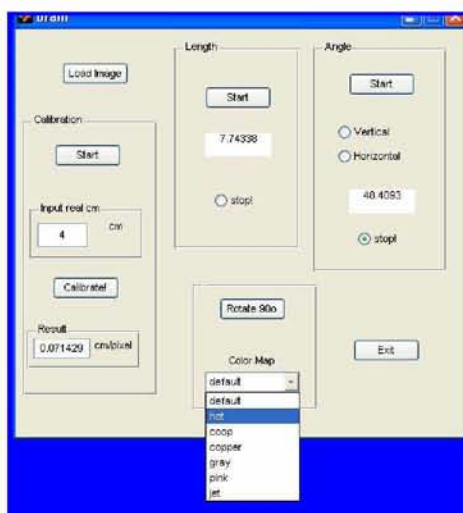
Επιλέγοντας το πεδίο Color Map μπορούμε να αλλάξουμε το χρώμα της εικόνας. Βλέπουμε ότι ανοίγει μία λίστα με διάφορους παραμέτρους που το Color Map μπορεί να πάρει (Εικόνα 4.26). Η προεπιλεγμένη τιμή είναι η default τιμή.



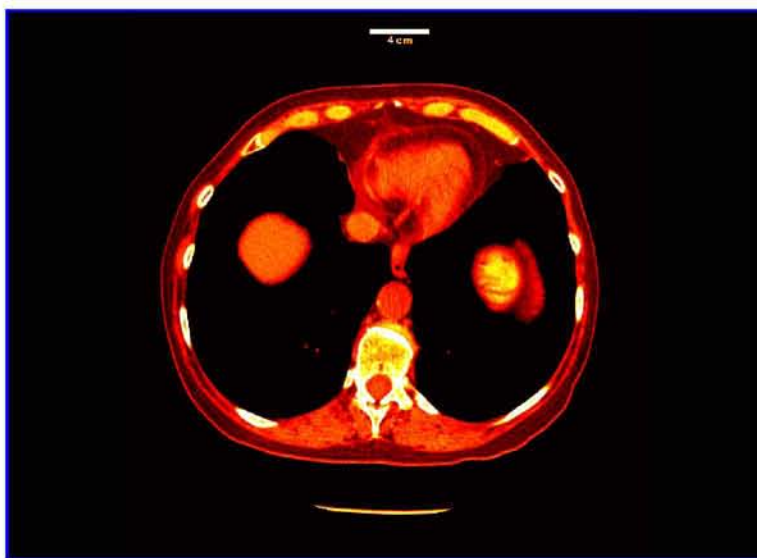
Εικόνα 4.26. Επιλογές Color Map

Πτυχιική εργασία: « Χρήση ψηφιακού ακτινογράφου στη μελέτη χαρακτηριστικών υφής οστικών παθήσεων»

Επιλέγοντας την παράμετρο hot η εικόνα να εμφανίζεται σε “θερμές” αποχρώσεις (Εικόνα 4.28).



Εικόνα 4.27. Επιλογή παραμέτρου hot



Εικόνα 4.28. Εικόνα με Color Map hot

Επιλέγοντας την παράμετρο cool η εικόνα εμφανίζεται σε “ψυχρές” αποχρώσεις (Εικόνα 4.29).

Πτυχιική εργασία: « Χρήση ψηφιακού ακτινογράφου στη μελέτη χαρακτηριστικών υφής οστικών παθήσεων»



Εικόνα 4.29. Εικόνα με Color Map cool

Επιλέγοντας την παράμετρο copper η εικόνα εμφανίζεται σε χάλκινες αποχρώσεις (Εικόνα 4.30).



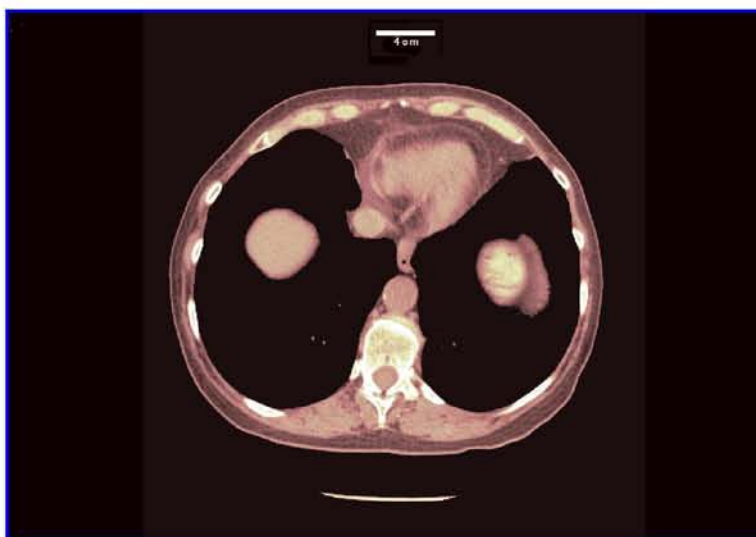
Εικόνα 4.30. Εικόνα με Color Map copper

Επιλέγοντας την παράμετρο gray η εικόνα εμφανίζεται σε αποχρώσεις του γκρι (Εικόνα 4.31).



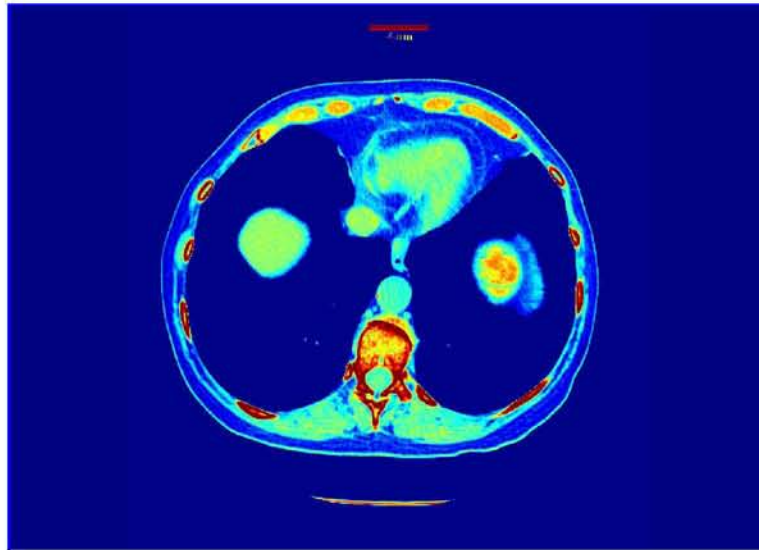
Εικόνα 4.31. Εικόνα με Color Map gray

Επιλέγοντας την παράμετρο pink η εικόνα εμφανίζεται σε αποχρώσεις του ροζ (Εικόνα 4.32).



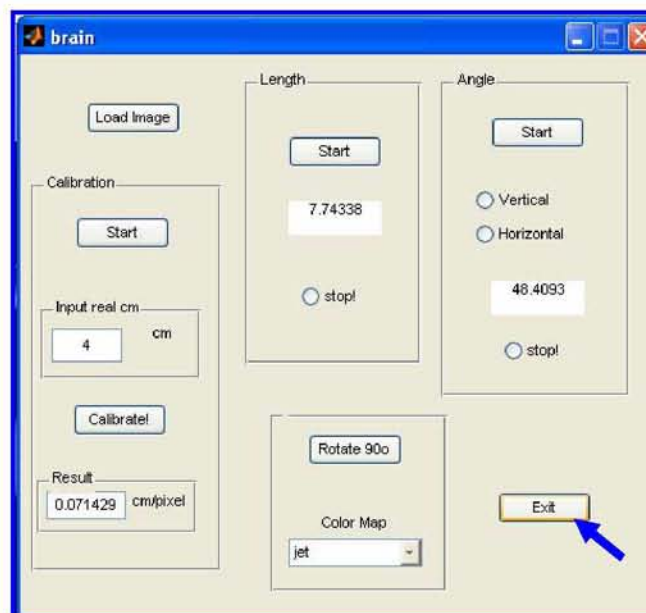
Εικόνα 4.32. Εικόνα με Color Map pink

Επιλέγοντας την παράμετρο jet η εικόνα εμφανίζεται σε αποχρώσεις της χρωματικής κλίμακας του jet (Εικόνα 4.33).



Εικόνα 4.33. Εικόνα με Color Map jet

Στο παράθυρο του brain, επιλέγοντας το exit, τερματίζεται η λειτουργία του προγράμματος και κλείνουν και τα δύο παράθυρα (brain & figure).



Εικόνα 4.34. Τερματισμός λειτουργίας και έξοδος

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

Συμπεράσματα

1. Συμπεράσματα

Το ψηφιακό ακτινογραφικό σύστημα αποτελεί μία νέα κατάκτηση στο χώρο της ακτινοδιαγνωστικής που συνδυάζει τα χαρακτηριστικά ενός κλασικού ακτινογραφικού συστήματος και της σύγχρονης τεχνολογίας. Αποτελεί σήμερα ένα πολύτιμο εργαλείο για ευρύ φάσμα εφαρμογών που σχετίζονται με την ακτινολογία και ιδιαίτερα για τη μελέτη των οστικών παθήσεων, οι οποίες απορροφούν μεγάλο ποσοστό των δαπανών κάθε χώρας.

Τα βασικότερα χαρακτηριστικά ενός ψηφιακού ακτινογραφικού συστήματος είναι η παρουσία του υπολογιστή και η ψηφιακή επεξεργασία της εικόνας. Το λογισμικό που δημιουργήθηκε στην παρούσα πτυχιακή εργασία αποτελεί ένα απλό παράδειγμα λογισμικού το οποίο μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την ανάλυση και τη μελέτη των ακτινογραφικών εικόνων, έτσι ώστε να είναι δυνατή η διάγνωση μια πιθανής πάθησης.

Η δυνατότητα ρύθμισης της σκιαγραφικής αντίθεσης (contrast) της ακτινολογικής εικόνας, της φωτεινότητάς της, της μεγέθυνσης των απεικονιζόμενων δομών, η σχεδόν ολοκληρωτική απουσία της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας, η ευκολία αποθήκευσης και ανάκλησης των ακτινογραφικών εικόνων και η δυνατότητα παρουσίασης ιστών με χαμηλό συντελεστή εξασθένησης και ανάδειξης λεπτομερειών των απεικονιζόμενων δομών είναι μερικά από τα πλεονεκτήματα που παρέχονται από τη χρήση ενός ψηφιακού ακτινογραφικού συστήματος. Τα αποτελέσματα που προκύπτουν από αυτά, δηλαδή η μείωση του χρόνου έκθεσης στην ακτινοβολία, η ελαχιστοποίηση των επαναλήψεων, η βελτιστοποίηση των εικόνων και των διαγνωστικών πληροφοριών που παρέχονται και η δυνατότητα αποθήκευσης και ανάκλησης για συγκριτικό έλεγχο, είναι αυτά που κάνουν την ψηφιακή ακτινογράφιση να υπερτερεί έναντι της κλασικής και να προτείνουν τη σταδιακή αντικατάσταση της τελευταίας, παρά τους ισχυρισμούς κάποιων ότι το κόστος εγκατάστασης είναι υψηλότερο και ότι απαιτούνται πολλοί και συνεχείς έλεγχοι για την κατάσταση λειτουργίας του και τη δόση της ακτινοβολίας.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η ψηφιακή ακτινογραφία με χρήση συστημάτων ψηφιοποίησης είναι μία σχετικά νέα κατάκτηση στο χώρο της ακτινολογίας. Η εξέταση διενεργείται σε ένα συμβατικό μηχάνημα κλασικής ακτινολογίας, με τον ίδιο ακριβώς τρόπο όπως η συμβατική ακτινογραφία. Δεν χρησιμοποιούμε όμως film, αλλά ειδικές πλάκες, οι οποίες, αφού ακτινοβοληθούν, εισάγονται στο μηχάνημα ψηφιοποίησης και προβάλλονται στην οθόνη του υπολογιστή. Η ψηφιακή πλέον εικόνα μπορεί να διορθωθεί, να μεγεθυνθεί, να εκτυπωθεί και να αποθηκευτεί.

Παράλληλα επιτυγχάνεται σημαντική μείωση της δόσης ακτινοβολίας στον ασθενή. Η διεθνής επιτροπή ακτινοπροστασίας (ICPR) αναγνωρίζει τα οφέλη που προκύπτουν από τη χρήση τέτοιων μηχανημάτων, επισημαίνοντας όμως τους κανόνες με τους οποίους θα πρέπει να τα χρησιμοποιούμε ώστε να επιτυγχάνουμε την καλύτερη ακτινολογική εικόνα, χωρίς άσκοπη ακτινοβόληση του ασθενούς.

Στο 1^ο κεφάλαιο, περιγράφονται οι ακτίνες X, η φύση τους, ο τρόπος παραγωγής τους και η αλληλεπίδρασή τους με την ύλη. Στη συνέχεια αναλύεται ο κλάδος της Ακτινολογίας, τι περιλαμβάνει καθώς και η ιστορική αναδρομή από την ανακάλυψη των ακτίνων X το 1895 μέχρι σήμερα. Τέλος περιγράφεται ο στόχος της παρούσας πτυχιακής εργασίας.

Στο 2^ο κεφάλαιο, περιγράφονται οι οστικές παθήσεις, τα βασικά χαρακτηριστικά τους, από ποιους παράγοντες επηρεάζονται όπως επίσης και το μέσο διάγνωσής τους, που είναι η ακτινογραφία και συγκεκριμένα, τα τελευταία χρόνια, η ψηφιακή ακτινογραφία. Στη συνέχεια περιγράφεται η πλήρης δομή ενός ψηφιακού ακτινογραφικού συστήματος, από ποια μέρη αποτελείται και ποια είναι η όλη η διαδικασία που ακολουθείται από τη στιγμή της ακτινοβόλησης μέχρι την παρουσίαση της εικόνας στην οθόνη του υπολογιστή. Αναλύονται οι δυνατότητες που παρέχει ένα τέτοιο σύστημα, τα πλεονεκτήματα που απορρέουν από τη χρήση του αλλά και τα μέτρα προστασίας που πρέπει να λαμβάνονται.

Στο 3ο κεφάλαιο περιγράφεται η μεθοδολογία που χρησιμοποιήθηκε για την ανάπτυξη του λογισμικού που επιτρέπει την μελέτη χαρακτηριστικών υφής οστικών παθήσεων. Περιγράφονται κάποια βασικά στοιχεία του προγράμματος Matlab, του περιβάλλοντος Guide του Matlab και επεξηγούνται κάποια τμήματα του κώδικα που χρησιμοποιήθηκε στο λογισμικό.

Τέλος, στο 4ο Κεφάλαιο παρουσιάζεται αναλυτικά το λογισμικό, ο τρόπος λειτουργίας του και τα αποτελέσματα που προκύπτουν.

BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] Hendee W., Wolbarst A. (2005) Evolving and Experimental Technologies in Medical Imaging, Georgetown University Medical School and Medical College of Wisconsin
- [2] Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής Πανεπιστημίου Αθηνών (2008) Φυσικές Αρχές της Ιονίζουσας Ακτινοβολίας (Ακτίνες X – γ)
- [3] Κανδαράκης Ι.(2007) Ακτινοδιαγνωστική, Εκδόσεις Αράκυνθος
- [4] Βικιπαίδεια
<http://el.wikipedia.org/>
- [5] Wikipedia, the free encyclopedia
<http://en.wikipedia.org/>
- [6] Young H. (1994) Πανεπιστημιακή Φυσική, τόμος Β, Εκδόσεις Παπαζήση
- [7] Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής Πανεπιστημίου Αθηνών (2009) Ακτινοδιαγνωστικές Εφαρμογές των Ακτίνων Χ
- [8] Webb S. (1998) The Physics of medical Imaging, Institute of Physics Publishing
- [9] Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Δικτυακός Τόπος Μαθημάτων
<http://www.cc.uoa.gr/>
- [10] Κόκκοτας Π. (2004) Διδακτική των Φυσικών Επιστημών, Εκδόσεις Κόκκοτα
- [11] Hendee W., Ritenour R. (2002) Medical Imaging Physics, Fourth Edition
- [12] Τερζίδης Χρ. (1994) Μεθοδική προσέγγιση της επεξεργασίας της ψηφιακή εικόνας με Η/Υ, εκδόσεις Anibus
- [13] Μαριάς Κ., Ορφανουδάκης Σ. (2004) Κλασική Ακτινολογία: Εισαγωγή και βασικές αρχές απεικόνισης
- [14] Ελληνική Ακτινολογική Εταιρεία
<http://www.helrad.org/>
- [15] Dickenson B. (2003) Radiology in the intensive Care Unit (Part I), Journal of Intensive Care Medicine
- [16] Dickenson B. (2003) Radiology in the intensive Care Unit (Part II), Journal of Intensive Care Medicine

- [17] Daffner R. (2007) Clinical Radiology – The Essentials, μετάφραση: Αρχές κλινικής ακτινολογίας, εκδόσεις Ζεβελεκάκη
- [18] Febiger (1990) Physics of diagnostic radiology
- [19] Βλάχος Λ. (2000) Σύγχρονη Διαγνωστική Απεικόνιση, Ιατρικές Εκδόσεις Χρήστος Βασιλειάδης
- [20] Καλδούδη Ε. (2002) Νέες Τεχνολογίες στην Ακτινολογική Εκπαίδευση
- [21] Ιατρική Απεικόνιση
<http://www.iav.gr>
- [22] Assmus A. (1995) Early History of X Rays
- [23] Klioze S. (1999) The History of Radiology
- [24] Ακτινολογικό Τμήμα Πανεπιστημίου Θεσσαλίας
<http://rad.med.uth.gr/>
- [25] Κουτσούρης Δ., Νικήτα Κ., Παυλόπουλος Σ. (2004) Ιατρικά Απεικονιστικά Συστήματα, Εκδόσεις Τζιόλα, Θεσσαλονίκη
- [26] Hendee W., Wolbarst A., Zamenhof R. (2006) Advances in Medical Physics
- [27] Βιοϊατρική – Biomed
<http://www.bioiatriki.gr/>
- [28] Βρακατσέλης Θ., Μακρυδάκης Π. (1998) Ιστορία της Ελληνικής Ακτινολογίας
- [29] Καραίσκος Π. (2008) Ηλεκτρονικοί Υπολογιστές και Ακτινοθεραπεία
- [30] Κέντρο Διάγνωσης Παθήσεων μαστού και οστεοπόρωσης
<http://www.digitalmamo.gr/news.html>
- [31] Τα νέα online, Υγεία – Δράση – Ζωή
<http://ygeia.tanea.gr/default.asp?pid=8&ct=85&articleID=4812&la=1>
- [32] In.gr Health
<http://health.in.gr/>
- [33] Υγεία online
<http://www.ygeiaonline.gr>
- [34] Ανδριώτης Ε. (2007) Σαρκώματα Μαλακών Μορίων

- [35] Αηδονόπουλος Α., Δημητριάδης Α., Μπισχινιώτης Ι., Ντοκμετζιογλου Ι., Παπαδημητρίου Ν. () Η συμβολή της ψηφιακής επεξεργασίας με Η/Υ των συμβατικών ακτινογραφιών στην πρώιμη διάγνωση, έγκαιρη αντιμετώπιση και παρακολούθηση της έκτοπης παρααρθρικής οστεοποίησης
- [36] Krestel (1990) Imaging systems in medical diagnostics
- [37] Κουρκουτσάκης Ν. (2007) Ιατροτεχνολογικός Εξοπλισμός Ακτινολογικού Τομέα - Πλεονεκτήματα Ψηφιακής Τεχνολογίας, Περιέχεται στα πρακτικά του 1ου Πανελληνίου Συνεδρίου Βιοϊατρικής και Ιατροτεχνολογικού Εξοπλισμού, Αλεξανδρούπολη
- [38] Γιακουμάκης Ε. (2006) Εφαρμογές ψηφιακής ιατρικής απεικόνισης
- [39] Γκριτζάλης Π., Ζαννίκου Μ., Κατσώνη Ε. (2003) Η συμβολή της επεξεργασίας της ψηφιακής εικόνας στη διαγνωστική ακρίβεια
- [40] Λουϊζη Α. (2003) Στοιχεία Λήψης και Επεξεργασίας Ιατρικής Εικόνας, Εκδόσεις Τζιόλα, Θεσσαλονίκη
- [41] Κότπου Σ. (2008) Ψηφιακή Απεικόνιση, Ακτινολογία – Ακτινοσκόπηση
- [42] Ελληνική Ελεύθερη Εγκυκλοπαίδεια - Live-Pedia.gr
<http://www.livepedia.gr/>
- [43] Parks E., Williamson G., RDH, DMD (2002) Digital Radiography: An Overview
- [44] American College of Radiology (2007) Practice Guideline for Digital Radiography
- [45] Caramella D. (2005) The implications of digital imaging for clinical practice
- [46] MedAllied
<http://www.medallied.gr>
- [47] Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας
<http://www.eeae.gr>
- [48] Christensen G., D.D.S., M.S.D. (2004) Why switch to digital radiography
- [49] Γεωργίου Ε. (2008) Ηλεκτρονικοί Υπολογιστές στην Ιατρική
- [50] Blevis I., Huang Z., Germann S., Zhao W., and Waechter D. (1997) Digital radiology using active matrix readout of amorphous selenium: Construction and evaluation of a prototype real-time detector
- [51] Philips, Allura Xper FD20
<http://www.healthcare.philips.com>

- [52] Κόττου Σ. (2008) Δίκτυα - PACS και Τηλε-ακτινολογία
- [53] Strickland NH. (2000) PACS (picture archiving and communication systems): filmless radiology
- [54] National Electrical Manufactures Association Digital Imaging and Communication in Medicine
<http://medical.nema.org/dicom.html>
- [55] Γιάτσιος Ι. (2007) Ψηφιακές Ακτινογραφίες στη Λάρισα, εφημερίδα Μακεδονία, Θεσσαλονίκη
- [56] Δημόπουλος Ι., Μάλιακας Β. , Μπιζίκη Κων/να, Στρατηλάτη Σ. (2004) Τα πλεονεκτήματα της ψηφιακής ακτινογραφίας σε σχέση με τη συμβατική ακτινογραφία στην καθ' ημέρα ακτινολογική. Περιέχεται στα πρακτικά του 3ου Πανελληνίου Συνεδρίου Ακτινοτεχνολογίας, Αθήνα
- [57] Freiherr G. (2009) Real – word installations migrate into digital X-ray-Speed, quality and labor savings all factor into decision – making as more centers move away from film
- [58] Ελευθεριάδης Κ., Κούτρη Κ., Μαυρωνάς Χ., Ράπτη Ε., Ρούμπος Γ., Σιδερίδης Μ. (2002) Συγκριτική Μελέτη της ακτινογραφίας της οσφυϊκής μοίρας με συμβατική και ψηφιακή απεικόνιση
- [59] Ιατρική Σχολή Πανεπιστημίου Αθηνών
<http://www.med.uoa.gr>
- [60] Διεθνής Επιτροπή Προστασίας από την Ακτινοβολία, ICRP
<http://www.icrp.org/>
- [61] Διεθνής Αντιπροσωπεία Ατομικής Ενέργειας, IAEA
<http://www.iaea.org/>
- [62] Επιστημονική Επιτροπή των Ηνωμένων Εθνών, UNSCEAR
<http://www.unscear.org/>
- [63] Paul Scherrer Institute, PSI,
[http:// www.psi.ch](http://www.psi.ch)
- [64] Kamen E. (2000) Fundamentals Of Signals and Systems using the Web and Matlab
- [65] MATLAB (2004) The Language of Technical Computing ,Creating Graphical User Interfaces,Version 7
- [66] Αρναουτάκης Νεκτάριος (2002) Συνοπτικός Οδηγός Matlab – Simulink

- [67] Βαρσάμης Δ. (2006) Ανάπτυξη διαδραστικού περιβάλλοντος (GUI) για την Ανάλυση και Σύνθεση Πολυμεταβλητών Συστημάτων Αυτομάτου Ελέγχου

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ι

```

1. function varargout = brain(varargin)
2. % BRAIN M-file for brain.fig
3. %   BRAIN, by itself, creates a new BRAIN or raises the existing
4. %   singleton*.
5. %
6. %   H = BRAIN returns the handle to a new BRAIN or the handle to
7. %   the existing singleton*.
8. %
9. %   BRAIN('CALLBACK',hObject,eventData,handles,...) calls the local
10. %   function named CALLBACK in BRAIN.M with the given input arguments.
11. %
12. %   BRAIN('Property','Value',...) creates a new BRAIN or raises the
13. %   existing singleton*. Starting from the left, property value pairs are
14. %   applied to the GUI before brain_OpeningFunction gets called. An
15. %   unrecognized property name or invalid value makes property application
16. %   stop. All inputs are passed to brain_OpeningFcn via varargin.
17. %
18. %   *See GUI Options on GUIDE's Tools menu. Choose "GUI allows only one
19. %   instance to run (singleton)".
20. %
21. % See also: GUIDE, GUIDATA, GUIHANDLES
22.
23. % Edit the above text to modify the response to help brain
24.
25. % Last Modified by GUIDE v2.5 26-Jan-2009 22:42:29
26.
27. % Begin initialization code - DO NOT EDIT
28. gui_Singleton = 1;
29. gui_State = struct('gui_Name',    mfilename, ...
30.                  'gui_Singleton', gui_Singleton, ...
31.                  'gui_OpeningFcn', @brain_OpeningFcn, ...
32.                  'gui_OutputFcn', @brain_OutputFcn, ...
33.                  'gui_LayoutFcn', [], ...
34.                  'gui_Callback', []);
35. if nargin && ischar(varargin{1})
36.     gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
37. end
38.
39. if nargout
40.     [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
41. else
42.     gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
43. end
44. % End initialization code - DO NOT EDIT
45.
46.

```



```

47. % --- Executes just before brain is made visible.
48. function brain_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
49. % This function has no output args, see OutputFcn.
50. % hObject    handle to figure
51. % eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
52. % handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
53. % varargin   command line arguments to brain (see VARARGIN)
54.
55. % Choose default command line output for brain
56. handles.output = hObject;
57.
58. % Update handles structure
59. guidata(hObject, handles);
60.
61. % UIWAIT makes brain wait for user response (see UIRESUME)
62. % uiwait(handles.figure1);
63. clc
64. set(handles.radiobutton4,'value',1);
65. % --- Outputs from this function are returned to the command line.
66. function varargout = brain_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
67. % varargout  cell array for returning output args (see VARARGOUT);
68. % hObject    handle to figure
69. % eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
70. % handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
71.
72. % Get default command line output from handles structure
73. varargout{1} = handles.output;
74.
75.
76.
77. function edit1_Callback(hObject, eventdata, handles)
78. % hObject    handle to edit1 (see GCBO)
79. % eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
80. % handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
81.
82. % Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit1 as text
83. %        str2double(get(hObject,'String')) returns contents of edit1 as a double
84.
85.
86. % --- Executes during object creation, after setting all properties.
87. function edit1_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
88. % hObject    handle to edit1 (see GCBO)
89. % eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
90. % handles    empty - handles not created until after all CreateFcns called
91.
92. % Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
93. %       See ISPC and COMPUTER.
94. if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
    get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
95.     set(hObject,'BackgroundColor','white');

```

```

96. end
97.
98.
99. % --- Executes on button press in pushbutton1.
100. function pushbutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)
101. % hObject handle to pushbutton1 (see GCBO)
102. % eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
103. % handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
104. global z
105. global coef
106. format short g
107. reallength1=get(handles.edit1, 'string');
108. reallength=str2num(reallength1);
109. coef=reallength/z;
110. set(handles.edit2, 'string', num2str(coef));
111.
112.
113. function edit2_Callback(hObject, eventdata, handles)
114. % hObject handle to edit2 (see GCBO)
115. % eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
116. % handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
117.
118. % Hints: get(hObject, 'String') returns contents of edit2 as text
119. % str2double(get(hObject, 'String')) returns contents of edit2 as a double
120.
121.
122. % --- Executes during object creation, after setting all properties.
123. function edit2_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
124. % hObject handle to edit2 (see GCBO)
125. % eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
126. % handles empty - handles not created until after all CreateFcns called
127.
128. % Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
129. % See ISPC and COMPUTER.
130. if ispc && isequal(get(hObject, 'BackgroundColor',
    get(0, 'defaultUicontrolBackgroundColor'))
131. set(hObject, 'BackgroundColor', 'white');
132. end
133.
134.
135. % --- Executes on button press in pushbutton2.
136. function pushbutton2_Callback(hObject, eventdata, handles)
137. % hObject handle to pushbutton2 (see GCBO)
138. % eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
139. % handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
140. global z
141. format short g
142. figure (1)
143. hold on
144. [x,y,b]=ginput(2);

```

```

145.     plot(x,y, '*-');
146.
147.     X=abs(x(2)-x(1));
148.     Y=abs(y(2)-y(1));
149.     z=sqrt((X^2)+(Y^2));
150.     hold on
151.
152.     % --- Executes on button press in pushbutton4.
153.     function pushbutton4_Callback(hObject, eventdata, handles)
154.     % hObject    handle to pushbutton4 (see GCBO)
155.     % eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
156.     % handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
157.     global z
158.     global coef
159.     format short g
160.
161.     coef1=get(handles.edit2, 'string');
162.     coef=str2num(coef1);
163.
164.     figure (1)
165.     set(handles.pushbutton4, 'string', 'Running!');
166.
167.     state=0
168.
169.     while state==0
170.         [x,y,b]=ginput(2);
171.         plot(x,y, '*-');
172.         X=abs(x(2)-x(1));
173.         Y=abs(y(2)-y(1));
174.         z=coef*sqrt((X^2)+(Y^2));
175.         set(handles.text3, 'string', z);
176.         state=get(handles.radiobutton1, 'value');
177.     end
178.     set(handles.pushbutton4, 'string', 'Start');
179.
180.
181.     % --- Executes on button press in pushbutton5.
182.     function pushbutton5_Callback(hObject, eventdata, handles)
183.     % hObject    handle to pushbutton5 (see GCBO)
184.     % eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
185.     % handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
186.
187.
188.     % --- Executes on button press in pushbutton6.
189.     function pushbutton6_Callback(hObject, eventdata, handles)
190.     % hObject    handle to pushbutton6 (see GCBO)
191.     % eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
192.     % handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
193.     global z
194.     global coef

```

```

195. format short g
196. coef1=get(handles.edit2,'string');
197. coef=str2num(coef1);
198. figure (1)
199. set(handles.pushbutton6,'string','Running!');
200.
201. state=0
202.
203. while state==0
204.
205.     [x,y,b]=ginput(3);
206.     plot(x,y,'.-');
207.
208.     button1=get(handles.radiobutton3,'value');
209.     if button1==1
210.         xa=coef*abs(x(2)-x(1));
211.         ya=coef*abs(y(2)-y(1));
212.         xb=coef*abs(x(3)-x(2));
213.         yb=coef*abs(y(3)-y(2));
214.         goniaa=atand(ya/xa);
215.         goniab=atand(yb/xb);
216.         gonia=(goniaa+goniab);
217.     end
218.
219.
220.     button2=get(handles.radiobutton4,'value');
221.     if button2==1
222.         xa=coef*abs(x(2)-x(1));
223.         ya=coef*abs(y(2)-y(1));
224.         xb=coef*abs(x(3)-x(2));
225.         yb=coef*abs(y(3)-y(2));
226.         goniaa=atand(ya/xa);
227.         goniab=atand(yb/xb);
228.         gonia=180-(goniaa+goniab);
229.     end
230.
231.
232. set(handles.text4,'string',gonia);
233. state=get(handles.radiobutton2,'value');
234.
235. end
236.
237. set(handles.pushbutton6,'string','Start');
238.
239. % --- Executes on button press in pushbutton7.
240. function pushbutton7_Callback(hObject, eventdata, handles)
241. % hObject    handle to pushbutton7 (see GCBO)
242. % eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
243. % handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
244.

```

```

245.
246. % --- Executes on button press in pushbutton9.
247. function pushbutton9_Callback(hObject, eventdata, handles)
248. % hObject handle to pushbutton9 (see GCBO)
249. % eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
250. % handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
251. global a
252. figure (1)
253. hold off
254. a=rot90(a);
255. imshow(a)
256. hold on
257.
258.
259.
260. % --- Executes on button press in pushbutton3.
261. function pushbutton3_Callback(hObject, eventdata, handles)
262. % hObject handle to pushbutton3 (see GCBO)
263. % eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
264. % handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
265. figure (1)
266. clf
267. global a
268. [filename,pathname]=uigetfile('*.png;*.tif;*.bmp;*.jpg','load image');
269. FLNM=filename;
270. if filename~=0
271. filename = ([pathname filename]);
272. [c]=imread(filename);
273. figure (1)
274. b=im2double(c);
275. a=rgb2gray(b);
276. imshow(a);
277. hold on
278. end
279.
280.
281.
282. % --- Executes on button press in pushbutton8.
283. function pushbutton8_Callback(hObject, eventdata, handles)
284. % hObject handle to pushbutton8 (see GCBO)
285. % eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
286. % handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
287. close all
288. clear all
289. clear global
290.
291. % --- Executes on selection change in listbox1.
292. function listbox1_Callback(hObject, eventdata, handles)
293. % hObject handle to listbox1 (see GCBO)
294. % eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB

```

```

295. % handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
296.
297. % Hints: contents = get(hObject,'String') returns listbox1 contents as cell array
298. % contents{get(hObject,'Value')} returns selected item from listbox1
299.
300.
301. % --- Executes during object creation, after setting all properties.
302. function listbox1_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
303. % hObject handle to listbox1 (see GCBO)
304. % eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
305. % handles empty - handles not created until after all CreateFcns called
306.
307. % Hint: listbox controls usually have a white background on Windows.
308. % See ISPC and COMPUTER.
309. if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
    get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
310. set(hObject,'BackgroundColor','white');
311. end
312.
313.
314. % --- Executes on selection change in popupmenu1.
315. function popupmenu1_Callback(hObject, eventdata, handles)
316. % hObject handle to popupmenu1 (see GCBO)
317. % eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
318. % handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
319.
320. % Hints: contents = get(hObject,'String') returns popupmenu1 contents as cell array
321. % contents{get(hObject,'Value')} returns selected item from popupmenu1
322. figure (1)
323. xroma1=get(handles.popupmenu1,'value');
324. xromanoumero=xroma1;
325.
326. if xromanoumero==1;
327. xroma='gray';
328. end
329. if xromanoumero==2;
330. xroma='hot';
331. end
332. if xromanoumero==3;
333. xroma='cool';
334. end
335. if xromanoumero==4
336. xroma='copper';
337. end
338. if xromanoumero==5;
339. xroma='gray';
340. end
341. if xromanoumero==6;
342. xroma='pink';
343. end

```

```

344. if xromanoumero==7;
345.     xroma='jet';
346. end
347. colormap(xroma);
348.
349.
350. % --- Executes during object creation, after setting all properties.
351. function popupmenu1_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
352. % hObject    handle to popupmenu1 (see GCBO)
353. % eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
354. % handles    empty - handles not created until after all CreateFcns called
355.
356.
357. % Hint: popupmenu controls usually have a white background on Windows.
358. %     See ISPC and COMPUTER.
359. if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
    get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
360.     set(hObject,'BackgroundColor','white');
361. end
362.
363.
364.
365.
366. % --- Executes on button press in radiobutton1.
367. function radiobutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)
368. % hObject    handle to radiobutton1 (see GCBO)
369. % eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
370. % handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
371.
372. % Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of radiobutton1
373.
374.
375.
376.
377. % --- Executes on button press in pushbutton10.
378. function pushbutton10_Callback(hObject, eventdata, handles)
379. % hObject    handle to pushbutton10 (see GCBO)
380. % eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
381. % handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
382. global state10
383. state10=get(handles.pushbutton10,'value');
384.
385.
386.
387. % --- Executes on button press in radiobutton2.
388. function radiobutton2_Callback(hObject, eventdata, handles)
389. % hObject    handle to radiobutton2 (see GCBO)
390. % eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
391. % handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
392.

```

```
393. % Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of radiobutton2
394.
395.
396.
397.
398. % --- Executes on button press in radiobutton3.
399. function radiobutton3_Callback(hObject, eventdata, handles)
400. % hObject    handle to radiobutton3 (see GCBO)
401. % eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
402. % handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
403.
404. % Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of radiobutton3
405. set(handles.radiobutton4,'value',0);
406.
407. % --- Executes on button press in radiobutton4.
408. function radiobutton4_Callback(hObject, eventdata, handles)
409. % hObject    handle to radiobutton4 (see GCBO)
410. % eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
411. % handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
412.
413. % Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of radiobutton4
414. set(handles.radiobutton3,'value',0);
415.
416.
```