



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΕΦΑΡΜΟΣΜΕΝΩΝ ΜΑΘΗΜΑΤΙΚΩΝ ΚΑΙ
ΦΥΣΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΦΥΣΙΚΗΣ
ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΥΨΗΛΩΝ
ΕΝΕΡΓΕΙΩΝ

**Ποιοτικός Έλεγχος σε Ψηφιακά Ακτινολογικά Συστήματα (CR) –
Σύγκριση Δόσης μεταξύ Αναλογικής και Υπολογιστικής Ψηφιακής
Ακτινογραφίας**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΜΑΡΙΝΑ Θ. ΧΑΛΚΙΑ

Επιβλέποντες : ΘΕΟΔΩΡΟΣ ΑΛΕΞΟΠΟΥΛΟΣ – καθηγητής ΣΕΜΦΕ ΕΜΠ,
ΕΙΡΗΝΗ ΜΑΥΡΙΚΟΥ – Ακτινοφυσικός (Γενικό Νοσοκομείο
Αθηνών Γ. Γεννηματάς)

Αθήνα, Οκτώβριος 2011



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΕΦΑΡΜΟΣΜΕΝΩΝ ΜΑΘΗΜΑΤΙΚΩΝ ΚΑΙ
ΦΥΣΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΦΥΣΙΚΗΣ
ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΥΨΗΛΩΝ
ΕΝΕΡΓΕΙΩΝ

**Ποιοτικός Έλεγχος σε Ψηφιακά Ακτινολογικά Συστήματα (CR) –
Σύγκριση Δόσης μεταξύ Αναλογικής και Υπολογιστικής Ψηφιακής
Ακτινογραφίας**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΜΑΡΙΝΑ Θ. ΧΑΛΚΙΑ

Επιβλέποντες : ΘΕΟΔΩΡΟΣ ΑΛΕΞΟΠΟΥΛΟΣ – καθηγητής ΣΕΜΦΕ ΕΜΠ,
ΕΙΡΗΝΗ ΜΑΥΡΙΚΟΥ – Ακτινοφυσικός (Γενικό Νοσοκομείο
Αθηνών Γ. Γεννηματάς)

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 1^η Νοεμβρίου 2011.

.....
Αλεξόπουλος Θεόδωρος
Καθηγητής ΕΜΠ

.....
Τσιπολίτης Γεώργιος
Αναπληρωτής Καθηγητής
ΕΜΠ

.....
Γαζής Ευάγγελος
Καθηγητής ΕΜΠ

Αθήνα, Οκτώβριος 2011

.....
Μαρίνα Θ. Χαλκιά

Διπλωματούχος Σχολής Εφαρμοσμένων Μαθηματικών και Φυσικών Επιστημών Ε.Μ.Π.

Copyright © Μαρίνα Χαλκιά, 2011

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

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

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

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Η εργασία αυτή πραγματοποιήθηκε στο τμήμα Ιατρικής Φυσικής του Γενικού Νοσοκομείου Αθηνών Γ. Γεννηματάς.

Θα ήθελα να εκφράσω την ευγνωμοσύνη και τις ευχαριστίες μου στον επιβλέποντα καθηγητή μου, τον κ. Θεόδωρο Αλεξόπουλο για την εμπιστοσύνη που μου έδειξε και για την πολύτιμη βοήθειά του στην εκπόνηση της εργασίας.

Επίσης θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά την κ. Ειρήνη Μαυρίκου, Ακτινοφυσικό του Νοσοκομείου Γεννηματά, για τη συνεχή της καθοδήγηση και υποστήριξη με σκοπό την περαίωση της παρούσας εργασίας, θυσιάζοντας χρόνο από τις επαγγελματικές της υποχρεώσεις.

Ακόμη, θα ήθελα να ευχαριστήσω το προσωπικό του Ακτινοδιαγνωστικού τμήματος για την παροχή πληροφοριών και για την υπομονή τους.

Τέλος, οφείλω ένα μεγάλο ευχαριστώ στην οικογένειά μου για την απεριόριστη στήριξη, οικονομική και ηθική, που μου παρέχουν όλα αυτά τα χρόνια.

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Ακτινολογία ονομάζεται η ειδικότητα της Ιατρικής που χρησιμοποιεί τεχνολογίες απεικόνισης των εσωτερικών οργάνων ή άλλων μερών του σώματος, με σκοπό τη διάγνωση και πολλές φορές τη θεραπεία ασθενειών.

Από την ανακάλυψη των ακτίνων –Χ το 1895 το φιλμ αποτελούσε το κύριο μέσο για τη σύλληψη, επισκόπηση και αποθήκευση των ακτινολογικών εικόνων. Με την αλματώδη πρόοδο της Ιατρικής και της Φυσικής εισήχθησαν στον τομέα της Ακτινοδιαγνωστικής Ακτινολογίας νέες καινοτόμες τεχνολογίες με σκοπό την αύξηση της παραγωγικότητας, τη βελτίωση της εργασιακής ροής και της παρεχόμενης ιατρικής φροντίδας. Σ' αυτές συγκαταλέγεται και η Υπολογιστική Ψηφιακή Ακτινολογία.

Στην παρούσα διπλωματική μελετώνται οι αρχές λειτουργίας της Αναλογικής καθώς και της Υπολογιστικής Ακτινολογίας (CR). Μέσα από αυτή την ανάλυση γίνεται μια προσπάθεια σύγκρισης των δύο συστημάτων και παρουσίαση των πλεονεκτημάτων που προσφέρει η τεχνολογία CR.

Όπως κάθε νέα τεχνολογία και η συγκεκριμένη εισάγει νέους όρους και νέες προκλήσεις οι οποίες πρέπει να ξεπεραστούν από τους επαγγελματίες του χώρου. Μία από τις προκλήσεις που καλούνται να αντιμετωπίσουν είναι η μείωση δόσης ακτινοβολίας στον ασθενή χωρίς να υποβαθμιστεί η ποιότητα της ακτινολογικής εικόνας. Η δυνατότητα το CR να επιτρέπει μείωση της δόσης με ίδια ποιότητα εικόνας συγκριτικά με την κλασική ακτινογραφία, αποτελεί ένα αμφιλεγόμενο ζήτημα που έχει απασχολήσει τους Ακτινοφυσικούς. Έχουν δημοσιευτεί διάφορες σχετικές μελέτες, με κάποιες να καταλήγουν στο συμπέρασμα πως το CR πράγματι ελαττώνει τη δόση και με κάποιες άλλες πως δεν υπάρχει αξιόλογη διαφορά ή και ακόμα πως τα επίπεδα δόσης είναι αυξημένα.

Σκοπός της παρούσας εργασίας είναι αρχικά η διαπίστωση της ορθής λειτουργίας των μηχανημάτων CR με τη διεξαγωγή ελέγχων ποιότητας και εν συνεχεία η εκτίμηση της θεωρίας για μείωση δόσης στην υπολογιστική ακτινογραφία. Η επεξεργασία των μετρήσεων στα δύο ακτινολογικά συστήματα θα οδηγήσει στην εξαγωγή συμπεράσματος για επιβεβαίωση ή απόρριψη της εν λόγω θεωρίας.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Οι ακτίνες $-X$ ανήκουν στις ιοντίζουσες ακτινοβολίες και ανακαλύφθηκαν από τον Röntgen το 1895. Στο ενεργειακό τους φάσμα διακρίνεται το συνεχές φάσμα που οφείλεται στην ακτινοβολία πεδήσεως και παρουσιάζει ένα μέγιστο που καθορίζεται από την επιλογή των kVp, και το γραμμικό, οι κορυφές του οποίου είναι χαρακτηριστικές του στοιχείου της ανόδου της λυχνίας. Κατά την αλληλεπίδραση των φωτονίων $-X$ με την ύλη είναι πιθανά τα φαινόμενα: φωτοηλεκτρικό, Compton και δίδυμη γένεση. Για τις δέσμες που χρησιμοποιούνται στην Ακτινοδιαγνωστική, έως 150 keV, παρατηρούνται μόνο τα δύο πρώτα φαινόμενα, με τη φωτοηλεκτρική απορρόφηση να επικρατεί σε χαμηλές ενέργειες στα στοιχεία με υψηλό ατομικό αριθμό (οστά).

Στην αναλογική ακτινογραφία η δέσμη ακτίνων $-X$, που παράγονται από τη λυχνία Coolidge, αφού αλληλεπιδράσουν με την προς εξέταση δομή προσπίπτουν στο φιλμ και σχηματίζουν την πρωτογενή ακτινολογική εικόνα. Η μορφή της εξαρτάται από την ατομική σύνθεση του υλικού, τα kVp, τα mAs και από τα φίλτρα που παρεμβάλλονται στη δέσμη. Η σκεδαζόμενη ακτινοβολία είναι ένας από τους κυριότερους παράγοντες υποβάθμισης της ποιότητας της εικόνας. Το φιλμ μαζί με την ενισχυτική πινακίδα, η οποία μετατρέπει τα φωτόνια $-X$ σε ορατά μέσω του φθορισμού, είναι κλεισμένα μέσα σε φωτοστεγανή κασέτα. Μετά την ακτινοβόληση γίνεται εμφάνιση του φιλμ σε χημικό αυτόματο εμφανιστήριο.

Στην Υπολογιστική Ψηφιακή Ακτινολογία (CR) το σήμα πλέον ψηφιοποιείται και η λανθάνουσα εικόνα που έχει αποθηκευτεί στην πλάκα απεικόνισης μπορεί να προβληθεί και σε οθόνη υπολογιστή. Η τεχνολογία CR εκμεταλλεύεται το φαινόμενο της φωτοδιεγερόμενης φωταύγειας. Κάποια από τα πλεονεκτήματα που φέρει η ψηφιακή απεικόνιση είναι η ηλεκτρονική επεξεργασία της εικόνας και η ψηφιακή διανομή των εικόνων. Για τη διασφάλιση της ασφαλούς λειτουργίας των ακτινολογικών μηχανημάτων είναι απαραίτητη η διεξαγωγή περιοδικών ελέγχων ποιότητας.

ABSTRACT

X- rays are a form of electromagnetic ionizing radiation and were discovered by Röntgen in 1895. Their electromagnetic spectrum consists of the continuous spectrum, due to bremsstrahlung radiation which has a kVp maximum, and the characteristic spectrum which results from specific electronic transitions within atoms of the anode. There are three kinds of interactions through which photons deposit their energy: photoelectric, Compton and pair production. For X- ray beams used in Radiodiagnosis, up to 150 keV, only the two first interactions occur, with photoelectric effect dominating in low energies and in atoms of high atomic number (bones).

In conventional Radiography the X -ray beam, produced by the Coolidge tube, after interacting with the under examination structure, reach the film and form the aerial image. The aerial image is affected by kVp, mAs and the total beam filtration. Scattered radiation is one of the main factors that degrade the image quality. The radiographic film with the intensifying screen, which converts X- ray energy into visible light, are attached to the inside of a light-tight X- ray cassette. After exposure, the film is being processed by an automatic film processor.

Computed Radiography (CR) makes use of digital signals and the latent image, captured by Storage Phosphor Plates, can be displayed at a PC monitor. CR technology is based on the principle of Photostimulated Luminescence (PSL). Once in digital matrix form, the image information can benefit from the digital image processing and transferring. In order to achieve optimum performance of radiographic systems, it is crucial to conduct periodic Quality Control programs.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

Ευχαριστίες	6
Πρόλογος	7
Περίληψη	8
Abstract	9
A. ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ	13
<u>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1</u> ΙΟΝΤΙΖΟΥΣΕΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΕΣ	13
1.1 Ορισμός	13
1.2 Πηγές ιοντιζουσών ακτινοβολιών	14
1.2.1 Φυσικές πηγές	14
1.2.2 Τεχνητές πηγές	15
1.3 Διεισδυτικές ικανότητες	17
1.4 Μεγέθη και μονάδες δοσιμετρίας ακτινοβολιών	18
1.5 Ακτινοπροστασία	21
<u>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2</u> ΑΚΤΙΝΕΣ –Χ	23
2.1 Εισαγωγή	23
2.2 Παραγωγή ακτίνων –Χ	25
2.2.1 Το ακτινογραφικό σύστημα	25
2.2.2 Ενεργειακό φάσμα ακτίνων –Χ	33
2.3 Αλληλεπίδραση ακτινοβολίας –Χ και ύλης	38
2.3.1 Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο	42
2.3.2 Φαινόμενο Compton	45
2.3.3 Δίδυμη γένεση	50
2.4 Ανιχνευτές ακτινοβολίας	53
2.4.1 Γενικά χαρακτηριστικά των ανιχνευτών	53
2.4.2 Ανιχνευτές ιοντισμού με αέριο	54
2.4.3 Θάλαμοι ιοντισμού	56
<u>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3</u> ΑΝΑΛΟΓΙΚΗ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑ	58
3.1 Γενικές αρχές ακτινοδιαγνωστικής	58
3.1.1 Εισαγωγή	58
3.1.2 Παράγοντες που καθορίζουν την απορρόφηση της δέσμης	59

3.1.3	Παράγοντες που καθορίζουν το σχηματισμό της ακτινολογικής εικόνας	61
3.1.4	Φαινόμενο Heel	62
3.2	Σκεδαζόμενη ακτινοβολία	63
3.2.1	Εισαγωγή	63
3.2.2	Επίδραση στο subject contrast	63
3.2.3	Παράγοντες που επηρεάζουν τη σκέδαση	64
3.3	Καταγραφή της ακτινολογικής εικόνας	69
3.3.1	Ενισχυτικές πινακίδες	69
3.3.1.1	Εισαγωγή	69
3.3.1.2	Δομή ενισχυτικών πινακίδων	69
3.3.1.3	Παράγοντες που επηρεάζουν την απόδοση των ενισχυτικών πινακίδων	72
3.3.2	Ακτινογραφικό φιλμ	75
3.3.2.1	Εισαγωγή	75
3.3.2.2	Σύσταση των ακτινογραφικών φιλμ	76
3.3.2.3	Ιδιότητες των ακτινογραφικών φιλμ	76
3.3.3	Εμφάνιση φιλμ και Ποιοτικός Έλεγχος	82
3.3.3.1	Επεξεργασία του φιλμ	82
3.3.3.2	Συνθήκες βέλτιστης επεξεργασίας	85
<u>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4 ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΨΗΦΙΑΚΗ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑ –</u>		
	COMPUTED RADIOGRAPHY	90
4.1	Ψηφιακή απεικόνιση	90
4.2	Γενική περιγραφή ακτινολογικού συστήματος CR	93
4.3	Πλάκα απεικόνισης – Imaging Plate (IP)	94
4.3.1	Αρχές λειτουργίας IP	94
4.3.2	Δομή IP	96
4.4	Ανάγνωση πλάκας απεικόνισης στο CR reader	97
4.5	Επεξεργασία και προβολή εικόνας	100
4.5.1	Επεξεργασία εικόνας	100
4.5.2	Προβολή εικόνων	104
4.6	Χαρακτηριστικά CR εικόνων	105
4.7	Πλεονεκτήματα CR απεικόνισης	108

4.8 Έλεγχοι Ποιότητας Ψηφιακών Ακτινοδιαγνωστικών συστημάτων (QA tests)	109
B. ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ	111
I) Όργανα και εξοπλισμός	111
II) Μεθοδολογία	113
III) Ανάλυση μετρήσεων	114
III.1 Έλεγχος ποιότητας ακτινολογικού μηχανήματος Philips ...	114
III.2 Quality Assurance Test για τα εμφανιστήρια Kodak Directview CR975	129
III.3 Έλεγχος για σύγκριση δόσεων κλασικής και υπολογιστικής ακτινογραφίας (CR).....	142
III.3 A Μετρήσεις και αποτελέσματα δοσιμετρίας και οπτικής πυκνότητας κλασικής ακτινογραφίας	142
III.3 B Μετρήσεις στο CR	144
IV) Συμπεράσματα	149
IV.1 Για τον Ποιοτικό Έλεγχο του CR	149
IV.2 Για τη σύγκριση δόσεων	149
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ	152
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	164

A. ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

ΙΟΝΤΙΖΟΥΣΕΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΕΣ

1.1 ΟΡΙΣΜΟΣ

Ιοντίζουσες ακτινοβολίες είναι οι ακτινοβολίες 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. Ο ιοντισμός του ατόμου είναι φυσικό φαινόμενο που ακολουθεί την αλληλεπίδραση της ακτινοβολίας υψηλής ενέργειας με την ύλη και έχει σαν αποτέλεσμα τη βίαιη εκδίωξη ηλεκτρονίου από το άτομο και τη δημιουργία ζεύγους αντίθετα φορτισμένων ιόντων.

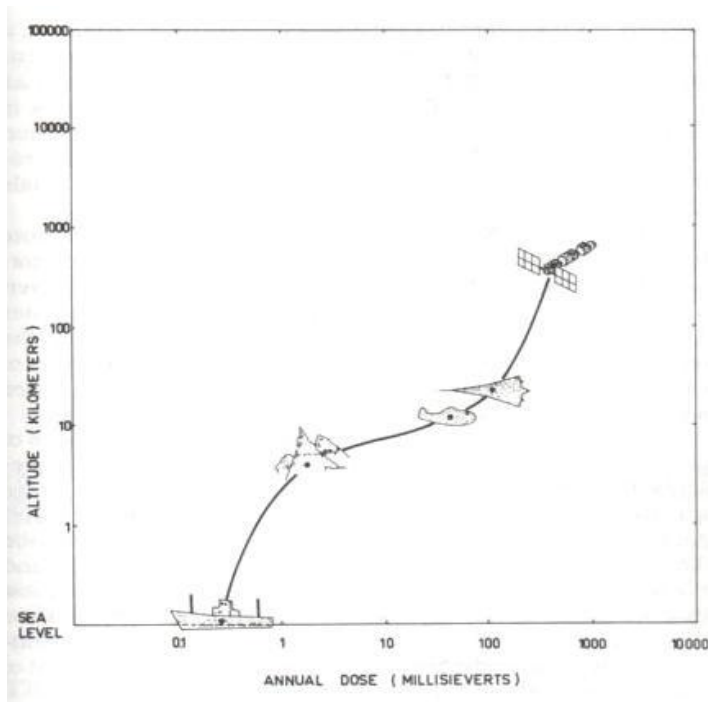
Οι ιοντίζουσες ακτινοβολίες μπορεί να είναι ηλεκτρομαγνητικά κύματα υψηλής ενέργειας ή σωματίδια. Οι γνωστότερες ηλεκτρομαγνητικές ακτινοβολίες είναι οι ακτίνες γ , που εκπέμπονται κατά την αποδιέγερση μιας διεγερμένης πυρηνικής ενεργειακής κατάστασης ${}^A_Z X^*$ σε μια άλλη ενεργειακή κατάσταση του ίδιου πυρήνα ${}^A_Z X$, και οι ακτίνες α που παράγονται στις λυχνίες των ακτινολογικών μηχανημάτων και χρησιμοποιούνται ευρέως στην ιατρική. Στις σωματιδιακές ακτινοβολίες περιλαμβάνονται τα σωματίδια α (πυρήνες ${}^4\text{He}$) και β που εκπέμπονται από ραδιενεργές διασπάσεις καθώς και άλλα ενεργητικά φορτισμένα (πρωτόνια, ιόντα βαρύτερων χημικών στοιχείων) ή ουδέτερα (νετρόνια) σωματίδια.

1.2 ΠΗΓΕΣ ΙΟΝΤΙΖΟΥΣΩΝ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΩΝ

1.2.1 Φυσικές πηγές

➤ Κοσμική ακτινοβολία

Η πρωτογενής κοσμική ακτινοβολία προέρχεται από το διάστημα και αποτελείται από πρωτόνια (~79%), σωματίδια α (~20%) και ίχνη βαρέων πυρήνων (~1%). Όταν η ακτινοβολία αυτή συγκρούεται με τα μόρια της ατμόσφαιρας, παράγεται ένας μεγάλος αριθμός ακτίνων γ , νετρονίων και μεσονίων που αποτελούν τη δευτερογενή κοσμική ακτινοβολία η οποία και προσβάλλει τους οργανισμούς οι οποίοι ζουν πάνω στη Γη. Η πιο έντονη πηγή ακτινοβολίας κοντά στον πλανήτη της Γης είναι ο Ήλιος. Όταν η σωματιδιακή ακτινοβολία του Ήλιου φτάνει στη Γη προκαλεί το ζωδιακό φως και τις μαγνητικές καταιγίδες, τον λεγόμενο 'ηλιακό άνεμο' που είναι υπεύθυνος για τις ζώνες ακτινοβολίας γύρω από τη Γη. Η δόση από την κοσμική ακτινοβολία εξαρτάται από το ύψος και το γεωγραφικό πλάτος, όπως φαίνεται στο σχήμα 1.2.1.



Σχ. 1.2.1 Εξάρτηση της ετήσιας δόσης κοσμικής ακτινοβολίας από το υψόμετρο.

➤ **Ακτινοβολία από το υπέδαφος**

Υπεύθυνα για αυτό το είδος ακτινοβολίας είναι σχεδόν αποκλειστικά τα ραδιενεργά στοιχεία Ουράνιο (^{238}U) και Θόριο (^{232}Th). Η συγκέντρωση των στοιχείων αυτών στο έδαφος ποικίλλει πολύ ανάλογα με το είδος του πετρώματος επομένως ο ρυθμός δόσης από αυτή την πηγή εξαρτάται από τη γεωγραφική θέση που γίνεται η μέτρηση.

➤ **Εσωτερική ακτινοβολία**

Η εσωτερική προσβολή από φυσικής προελεύσεως ακτινοβολίες οφείλεται σε φυσικά ραδιενεργά ισότοπα τα οποία υπάρχουν στον ανθρώπινο οργανισμό και είναι τα εξής:

- i. Το ^{40}K που υπάρχει στο φυσικό Κάλιο σε ισοτοπική αναλογία 0.0118% και είναι β^+ ή β^- ραδιενεργό.
- ii. Ο β -ραδιενεργός ^{14}C , ο οποίος παράγεται κατά τον βομβαρδισμό του αζώτου της ατμόσφαιρας με νετρόνια κοσμικής προελεύσεως.
- iii. Τα βαρέα ισότοπα ^{226}Ra , ^{228}Ra , ^{222}Rn και ^{210}Pb , θυγατρικά της διασπάσεως των πυρήνων ^{238}U και ^{232}Th , τα οποία προσλαμβάνει ο οργανισμός με την εισπνοή και τις τροφές.

1.2.2 Τεχνητές πηγές

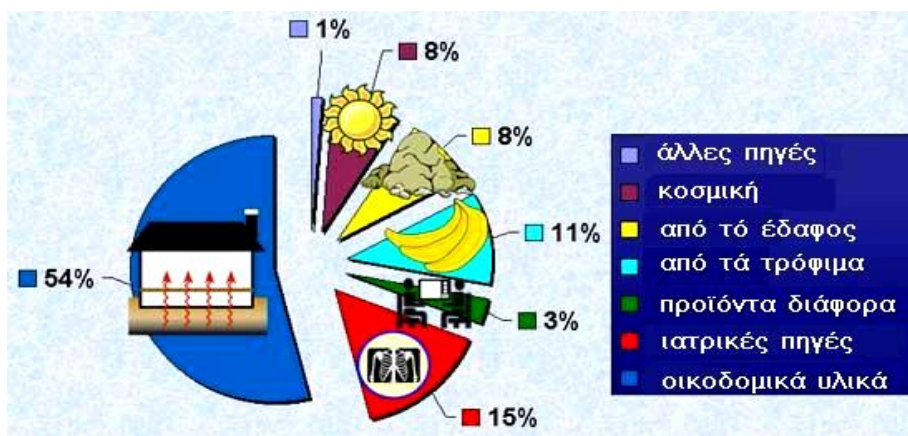
Από τα τέλη του 19^{ου} αιώνα άρχισε η συστηματική χρήση των τεχνητών πηγών παραγωγής ακτινοβολιών με αποτέλεσμα να είναι σημαντική η συνεισφορά τους στη συνολική έκθεση του ανθρώπου. Συγκεκριμένα οι τεχνητές πηγές ακτινοβολίας ευθύνονται για το 13% περίπου της συνολικής ετήσιας απορροφώμενης δόσης.

Αυτές οι δόσεις οφείλονται :

- στην ιατρική και συγκεκριμένα στην:
 - i. διαγνωστική ακτινολογία. Η διαγνωστική χρήση των ακτίνων γ έχει υπολογιστεί ότι συνεισφέρει κατά ένα ποσοστό 75-90% στην ολική έκθεση του πληθυσμού.

- ii. ακτινοθεραπεία
- iii. χρήση ραδιοϊσοτόπων – τα ραδιενεργά ισότοπα έχουν χημική δομή όμοια με τα σταθερά ισότοπα του ίδιου στοιχείου και λειτουργούν ως ιχνηθέτες αφού ακολουθούν την ίδια διαδρομή και συγκεντρώνονται στο ίδιο όργανο και στον ίδιο βαθμό με τα μη ενεργά ισότοπα. Χρησιμοποιούνται τόσο για διάγνωση όσο και για θεραπεία.
- στη βιομηχανία από
 - i. ραδιογραφήσεις
 - ii. ακτινοβολητές για αποστείρωση υλικών
 - iii. συσκευές για έλεγχο ποιοτικών παραμέτρων
- στην επαγγελματική έκθεση από
 - i. πυρηνικούς αντιδραστήρες
 - ii. επιταχυντές
- στις δοκιμές πυρηνικών όπλων στην ατμόσφαιρα
- στα πυρηνικά ατυχήματα (Chernobyl 1986, Fukushima 2011).

Το 85% περίπου της ακτινοβολίας που δέχεται ο ανθρώπινος οργανισμός ετησίως προέρχεται από φυσικές πηγές και το υπόλοιπο 15% από τεχνητές, όπως δείχνει και το διάγραμμα 1.2.2.



Σχ. 1.2.2. Συνεισφορά των διαφόρων πηγών στη δόση από ιοντίζουσες ακτινοβολίες.

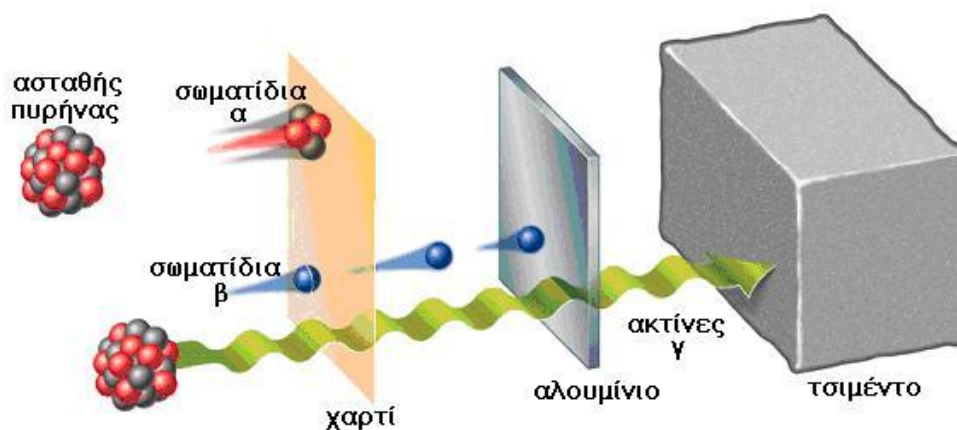
1.3 ΔΙΕΙΣΔΥΤΙΚΕΣ ΙΚΑΝΟΤΗΤΕΣ

Η διεισδυτικότητα των ιοντιζουσών ακτινοβολιών σε ένα συγκεκριμένο υλικό μέσο εξαρτάται από το είδος της ακτινοβολίας και την ενέργειά της.

Τα σωματίδια α είναι πολύ βαριά και ταξιδεύουν αργά μέσα στην ύλη. Έτσι η πιθανότητα να αλληλεπιδράσουν με τα άτομα του μέσου είναι πολύ μεγάλη. Σε κάθε αλληλεπίδραση χάνουν μεγάλο μέρος της ενέργειάς τους κι έτσι μπορούν να διεισδύσουν μόνο σε μικρές αποστάσεις, της τάξης των λίγων μm στον ανθρώπινο ιστό. Δεν μπορούν να διαπεράσουν ένα κομμάτι χαρτί ή την επιφάνεια του δέρματος.

Τα σωματίδια β και τα ποζιτρόνια είναι πολύ ελαφρύτερα και ταξιδεύουν πολύ πιο γρήγορα, υφίστανται λιγότερες αλληλεπιδράσεις και διεισδύουν σε μεγαλύτερες αποστάσεις, περίπου 1cm στον ανθρώπινο ιστό. Δεν μπορούν να διαπεράσουν λεπτά στρώματα μετάλλου.

Οι ακτίνες X και γ αλληλεπιδρούν ελάχιστα με την ύλη και απελευθερώνουν μικρά ποσά ενέργειας ανά μονάδα μήκους διαδρομής. Για τον λόγο αυτό μπορούν να διανύσουν μεγάλες αποστάσεις ακόμα και σε πυκνά μέσα. Για θωράκιση απαιτούνται πολλά στρώματα μολύβδου ή τσιμέντου.



Σχ.1.2.3. Διείσδυση των ιοντιζουσών ακτινοβολιών μέσα στην ύλη.

1.4 ΜΕΓΕΘΗ ΚΑΙ ΜΟΝΑΔΕΣ ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΩΝ

➤ **Ενεργότητα**

Η ενεργότητα μιας ραδιενεργού πηγής ορίζεται από τον αριθμό των αποδιεγέρσεων (διασπάσεων) ανά δευτερόλεπτο. Μονάδα της είναι το Curie (Ci):

$$1 \text{ Ci} = 3.7 \times 10^{10} \text{ διασπάσεις/s}$$

ή

$$1 \text{ Bq} = 1 \text{ διάσπαση/s} = 2.70 \times 10^{-11} \text{ Ci}$$

➤ **Ένταση ακτινοβολίας**

Ορίζεται ως το πηλίκο της ενέργειας δέσμης φωτονίων που διέρχεται κάθετα από επιφάνεια εμβαδού ds διά της επιφάνειας επί τον αντίστοιχο χρόνο dt :

$$J = \frac{dE}{ds \cdot dt} \quad (1.4.1)$$

➤ **Έκθεση**

Προκειμένου να υπολογιστεί η έκθεση κάποιου σώματος στην ακτινοβολία υπολογίζεται ο αριθμός των ιόντων τα οποία δημιουργούνται από την αλληλεπίδραση της ακτινοβολίας αυτής με το συγκεκριμένο υλικό.

$$X = \frac{dQ}{dm}$$

όπου dQ η απόλυτη τιμή του ολικού φορτίου των ιόντων ενός σημείου, που δημιουργούνται σε μάζα αέρος dm . Η μονάδα εκθέσεως στο S.I. είναι το C/kg. Η παλιά μονάδα έκθεσης, που χρησιμοποιείται μόνο για ηλεκτρομαγνητικές ακτινοβολίες ενέργειας μέχρι 3 MeV, είναι το Röntgen:

$$1 \text{ R} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C/kg.}$$

➤ **Απορροφώμενη δόση**

Ορίζεται σαν το πηλίκο της μέσης ενέργειας, η οποία απορροφάται από κάποιο υλικό στοιχειώδους όγκου, διά της μάζας dm του στοιχειώδους όγκου του υλικού:

$$D = \frac{dE}{dm}$$

Η απορροφώμενη ενέργεια dE υπολογίζεται από τον τύπο της εντάσεως (1.4.1). Μονάδα απορροφώμενης δόσης είναι το Gray (Gy), που ορίζεται ως η απορρόφηση ενέργειας 1 Joule από 1 kg ακτινοβολούμενου υλικού. Παλαιότερη μονάδα είναι το rad.

1 Gray = 100 rads.

➤ **Ρυθμός απορροφώμενης δόσης**

Ορίζεται ως η ανά μονάδα χρόνου απορροφώμενη δόση:

$$\dot{D} = \frac{dD}{DT} ,$$

και εκφράζεται σε rad/min, Gy/min κ.τ.λ.

➤ **Ισοδύναμη δόση**

Η ισοδύναμη δόση σε Sv δίνεται από τον τύπο:

$$H = D \cdot Q \cdot N$$

όπου D η απορροφώμενη δόση από τον ιστό σε Gy.

Το Q είναι ο παράγων ποιότητας, ο οποίος εκφράζει τον απώτερο κίνδυνο από χρόνια έκθεση σε μικρές δόσεις ακτινοβολίας και εξαρτάται από τον τύπο της ακτινοβολίας και άλλους τροποποιητικούς παράγοντες οι οποίοι συμπεριλαμβάνονται στο σύμβολο N . Η τιμή του Q είναι 1 για τις ακτινοβολίες γ , X και β , περίπου 10 για πρωτόνια και νετρόνια ενέργειας < 10 MeV, ενώ για σωματίδια $-\alpha$ είναι ίσος με 20.

Το N είναι καθαρός αριθμός ίσος με το γινόμενο όλων των παραγόντων που μπορούν να τροποποιήσουν το βιολογικό αποτέλεσμα, όπως η κατάτμηση της δόσεως D ή ο ρυθμός της δόσεως. Στις περισσότερες περιπτώσεις $N=1$.

Μονάδα της ισοδύναμης δόσης είναι το Sievert (Sv) ή το rem (παλαιότερη μονάδα που δε χρησιμοποιείται πια).

1 Sv = 100 rems.

➤ **Ρυθμός ισοδύναμης δόσης**

Ορίζεται ως η ανά μονάδα χρόνου ισοδύναμη δόση:

$$\dot{H} = \frac{dH}{dt} ,$$

και εκφράζεται συνήθως σε rem/sec, Sv/min κ.τ.λ.

➤ **Ενεργή ισοδύναμη δόση**

Ορίζεται:

$$H_E = \sum_T W_T H_T$$

όπου W_T είναι ένας παράγοντας βαρύτητας ιστού, που παριστά την αναλογία της συμμετοχής του ιστού T στην ολική πιθανότητα κινδύνου σε ομοιόμορφη ακτινοβολήση του σώματος και

H_T είναι η μέση ετήσια ισοδύναμη δόση του ιστού T .

Στον πίνακα 1.1 φαίνονται οι συντελεστές κινδύνου για τα διάφορα όργανα ανά Sv όπως δίνονται από τον ICRP (International Commission on Radiological Protection).

Ιστός T	Συντελεστής κινδύνου ανά Sv	W_T
Γονάδες	4×10^{-3}	0.25
Μαστοί	2.5×10^{-3}	0.15
Μυελός των οστών	2×10^{-3}	0.12
Πνεύμονες	2×10^{-3}	0.12
Θυρεοειδής	5×10^{-4}	0.03
Επιφάνεια οστών	5×10^{-4}	0.03
Υπόλοιπο σώματος	5×10^{-3}	0.30

Πίνακας 1.1: συντελεστές κινδύνου και αντίστοιχοι παράγοντες βαρύτητας για διάφορα όργανα.

1.5 ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑ

1.5.1 Σκοπός της Ακτινοπροστασίας

Οι σύγχρονες αρχές Ακτινοπροστασίας στηρίζονται στον διαχωρισμό των βιολογικών αποτελεσμάτων σε δύο κατηγορίες τα στοχαστικά και τα μη στοχαστικά.

Ως στοχαστικά χαρακτηρίζονται τα βιολογικά αποτελέσματα εκείνα για τα οποία η πιθανότητα εμφανίσεώς τους μπορεί να θεωρηθεί συνάρτηση του μεγέθους της δόσεως, χωρίς να ορίζεται κατώφλι ισοδύναμης δόσεως γι' αυτά. Στην κατηγορία αυτή κατατάσσονται τα κληρονομικά αποτελέσματα και μερικά σωματικά όπως η καρκινογένεση.

Ως μη στοχαστικά χαρακτηρίζονται τα βιολογικά αποτελέσματα εκείνα για τα οποία η σοβαρότητα του αποτελέσματος θεωρείται συνάρτηση του μεγέθους της δόσεως. Για τα αποτελέσματα αυτά ορίζεται ένα κατώφλι ισοδύναμης δόσεως, δηλαδή μια ελάχιστη ποσότητα ισοδύναμης δόσεως που αν ξεπεραστεί εκδηλώνεται το βλαβερό βιολογικό αποτέλεσμα. Στην κατηγορία αυτή ανήκουν σωματικά αποτελέσματα που αναφέρονται σε ορισμένους ιστούς, όπως ο καταρράκτης των ματιών, διάφορα καλοήθη νεοπλασμάτα του δέρματος, η αλλοίωση των αιμοποιητικών κυττάρων, η καταστροφή των γονιδιακών κυττάρων.

Σκοπός της Ακτινοπροστασίας κατά τη χρήση των Ιοντιζουσών ακτινοβολιών είναι να απαγορεύει την εμφάνιση των μη στοχαστικών αποτελεσμάτων και να περιορίζει τα στοχαστικά σε αποδεκτά επίπεδα.

1.5.2 Όρια δόσεων

Σύμφωνα με τα νέα όρια που έχει θεσπίσει η Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας :

1) Όρια δόσεων επαγγελματικά εκτιθέμενων

- Όριο εμφανίσεως των μη στοχαστικών αποτελεσμάτων λαμβάνεται η ετήσια ισοδύναμη δόση των 500 mSv για οποιοδήποτε ιστό ή όργανο

με εξαίρεση τον φακό του οφθαλμού για τον οποίο λαμβάνεται τα 150 mSv (15 rem).

- Το όριο ολοσωματικής έκθεσης είναι 20 mSv κατά τη διάρκεια ενός έτους.
- Σε περίπτωση ανομοιογενούς ή μερικής εκθέσεως του σώματος χρησιμοποιείται η έννοια της ενεργού ισοδύναμης δόσης η οποία καθορίζεται στα 20 mSv ανά έτος:

$$\sum_T W_T H_T \leq 20 \quad mSv$$

2) Όρια για το ευρύ κοινό

Στα ακόλουθα όρια δεν περιλαμβάνονται οι δόσεις που οφείλονται σε ιατρικές εφαρμογές και στη φυσική ακτινοβολία.

- Η μέση δόση στο καθένα από τα εκτιθέμενα όργανα ή ιστούς δεν πρέπει να υπερβαίνει τα 50 mSv ανά έτος. Για τον φακό των οφθαλμών το όριο είναι 15 mSv.
- Το όριο της ενεργού δόσης για ολόσωμη έκθεση καθορίζεται σε 1 mSv κατά τη διάρκεια ενός έτους.
- Σε περίπτωση ανομοιογενούς ή μερικής εκθέσεως του σώματος η ενεργός ισοδύναμη δόση καθορίζεται σε 1 mSv ανά έτος:

$$\sum_T W_T H_T \leq 1 \quad mSv$$

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

ΑΚΤΙΝΕΣ –Χ

2.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Οι ακτίνες –Χ ανακαλύφθηκαν από τον Wilhelm Conrad Röntgen τον Νοέμβριο του 1895 στο Würzburg της Βαυαρίας. Μελετούσε τις ακτίνες που εκπέμπονταν κατά την ηλεκτρική εκφόρτιση αερόκενου σωλήνα υπό χαμηλή πίεση και υψηλή τάση. Ο χώρος του εργαστηρίου ήταν σκοτεινός και είχε καλύψει τον σωλήνα με μαύρο αδιαφανές χαρτόνι ώστε να βεβαιωθεί ότι ο φθορισμός της ουσίας που είχε βάλει στην άνοδο δεν οφείλεται στο διάχυτο μέσα στην αίθουσα φως. Ήταν σχεδόν βέβαιος για την ορθότητα της υπόθεσής του αλλά προς έκπληξή του παρατήρησε φθορισμό σε ένα πέτασμα που βρισκόταν σε κάποια απόσταση από τον σωλήνα. Το πέτασμα ήταν ένα φύλλο χαρτί καλυμμένο με κυανιούχα άλατα βαρίου και λευκοχρύσου τα οποία σκόπευε να χρησιμοποιήσει κατά την έρευνα. Θέτει τον καθοδικό σωλήνα εκτός λειτουργίας και διαπιστώνει ότι το πέτασμα δεν φθορίζει πια, μόλις όμως τον ξαναβάζει να λειτουργεί, ακόμα και σε σκοτάδι το πέτασμα με τα άλατα φθορίζει. Το ακόμα πιο εντυπωσιακό ήταν ότι το πέτασμα επέμενε να φθορίζει ακόμα κι αν ανάμεσα σ' αυτό και στον σωλήνα παρεμβάλλονταν αδιαφανή αντικείμενα, όπως χαρτόνι ή ξύλο ενώ τα μεταλλικά αντικείμενα εμφάνιζαν σκιά στην φθορίζουσα οθόνη. Πειραματίστηκε ακόμα και με το χέρι του, όπου παρεμβάλλοντάς το ανάμεσα στον σωλήνα και στην οθόνη παρατήρησε στην οθόνη τα οστά του χεριού του (σχ. 2.1.1). Ανακάλυψε λοιπόν κάποιες ακτίνες, άγνωστες στον επιστημονικό κόσμο μέχρι εκείνη τη στιγμή και γι' αυτόν ακριβώς τον λόγο τις ονόμασε ακτίνες –Χ.



Σχ. 2.1.1 Ακτινογραφία από το χέρι του Röntgen, 23 Ιανουαρίου 1896.

Οι ακτίνες γ είναι ιοντίζουσες ηλεκτρομαγνητικές ακτινοβολίες που ταξιδεύουν με την ταχύτητα του φωτός, $c = 3 \times 10^8$ m/s.

Η ενέργειά τους είναι :

$$E = \frac{hc}{\lambda}$$

και η ορμή τους υπολογίζεται από τη σχέση ενέργειας – μάζας του Einstein:

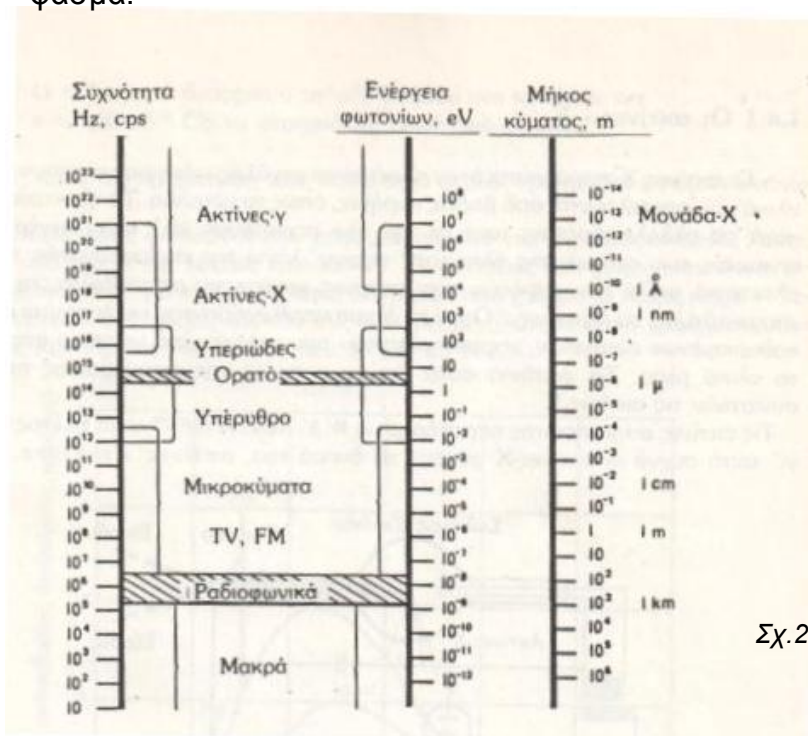
$$E = mc^2 = pc \Rightarrow pc = \frac{hc}{\lambda} \Rightarrow p = \frac{h}{\lambda}$$

όπου $h = 6.626 \times 10^{-34}$ J·s, η σταθερά του Planck

και λ το μήκος κύματος της ακτινοβολίας.

Οι ακτίνες γ διαφέρουν από τις ακτίνες α σε δύο σημαντικά σημεία. Πρώτον, οι ακτίνες γ εκπέμπονται κατά τις αποδιεγέρσεις διεγερμένων πυρήνων ή κατά το φαινόμενο της εξαΰλωσης, ενώ οι ακτίνες α κατά τις αποδιεγέρσεις διεγερμένων ατόμων ή κατά την επιβράδυνση ηλεκτρονίων μεγάλης ταχύτητας στα πεδία πυρήνων (bremsstrahlung). Δεύτερον, οι ακτίνες γ μιας δεδομένης πηγής έχουν ορισμένες διακριτές ενέργειες, ενώ οι ακτίνες α έχουν ένα ευρύ φάσμα ενεργειών που φτάνει μέχρι μια χαρακτηριστική μέγιστη τιμή.

Η ενέργεια των ακτίνων γ ποικίλλει από λίγα keV έως πολλά MeV ή μήκη κύματος $10^{-12} - 10^{-7}$ m. Στο σχήμα 2.1.2 δίνονται οι περιοχές συχνότητας και μηκών κύματος των ακτίνων γ μέσα στο ηλεκτρομαγνητικό φάσμα.



Σχ. 2.1.2 Το ηλεκτρομαγνητικό φάσμα.

Στην Ακτινοδιαγνωστική χρησιμοποιούνται δέσμες ακτίνων $-X$ με ενέργεια φωτονίων έως 150 keV ενώ στην κλασική Ακτινοθεραπεία έως 500 keV. Στην Ακτινοθεραπεία με ακτίνες $-X$ υψηλής ενέργειας χρησιμοποιούνται δέσμες με ενέργεια φωτονίων έως 15-20 MeV.

Από τα παραπάνω γίνονται λίγο πολύ αντιληπτές οι ιδιότητες των ακτίνων $-X$, οι οποίες συνοψίζονται στα ακόλουθα τέσσερα σημεία:

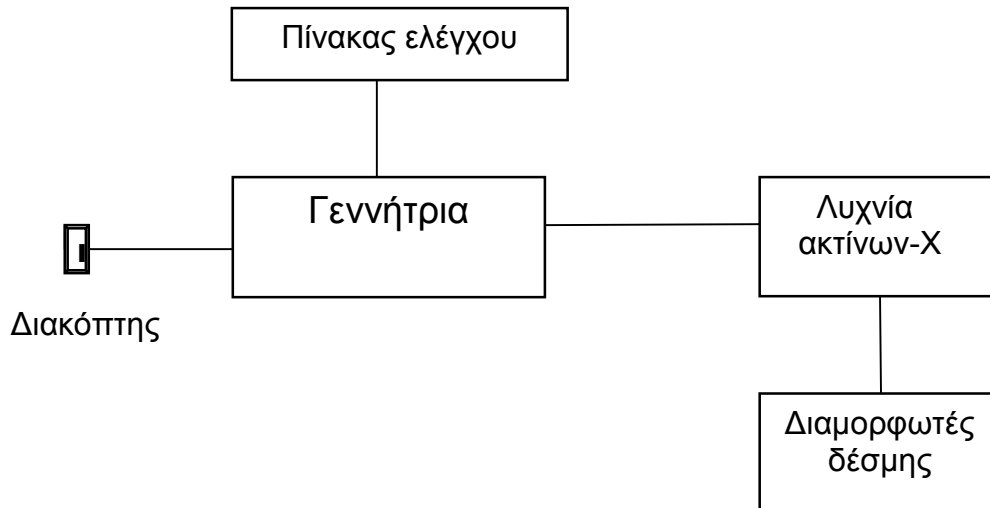
1. είναι ικανές να διαπερνούν αντικείμενα τα οποία απορροφούν ή ανακλούν τις ορατές ακτίνες.
2. όταν απορροφώνται προκαλούν φθορισμό σε συγκεκριμένες ουσίες, που σημαίνει ότι εκπέμπεται ακτινοβολία μικρότερης ενέργειας (για παράδειγμα ορατή ή υπέρυθρη).
3. όπως το φως έτσι κι αυτές μπορούν να δημιουργήσουν μια εικόνα σε ένα φωτοευαίσθητο φιλμ ή ένα x-ray φιλμ, η οποία μπορεί μετέπειτα να γίνει ορατή με εμφάνιση του φιλμ.
4. εξαιτίας της υψηλής τους ενέργειας μπορούν να προκαλέσουν ιονισμό των ατόμων.

Αυτές οι ιδιότητες των ακτίνων $-X$ είναι που τις κάνουν πολύτιμες για την ιατρική διαγνωστική απεικόνιση.

2.2 ΠΑΡΑΓΩΓΗ ΑΚΤΙΝΩΝ $-X$

2.2.1 Το ακτινογραφικό σύστημα

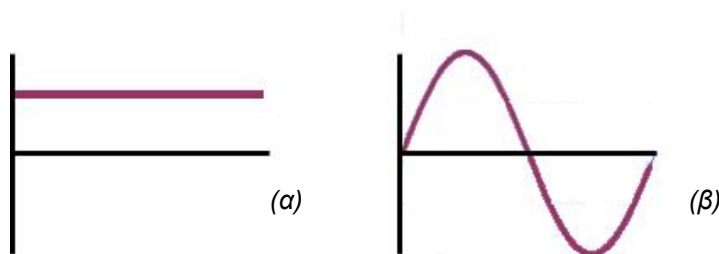
Οι ακτίνες $-X$ που χρησιμοποιούνται στην ιατρική ακτινογραφία παράγονται ηλεκτρονικά. Στο σχηματικό διάγραμμα 2.2.1 απεικονίζονται τα κύρια στοιχεία που απαρτίζουν ένα ακτινογραφικό σύστημα. Σκοπός ενός ακτινογραφικού συστήματος είναι να μετατρέψει την ηλεκτρική ενέργεια σε ενέργεια ακτίνων $-X$, οι οποίες θα κατευθύνονται προς τον ασθενή.



Σχ.2.2.1 Απλοποιημένο διάγραμμα ενός τυπικού ακτινογραφικού συστήματος.

▪ Γεννήτρια

Σκοπός της γεννήτριας είναι να παρέχει ρεύμα στη λυχνία παραγωγής ακτίνων $-X$ και σε άλλα βοηθητικά στοιχεία του συστήματος. Στην Ελλάδα η παροχή ηλεκτρικού ρεύματος γίνεται σε εναλλασσόμενο ημιτονοειδές ηλεκτρικό ρεύμα (AC), τάσης 220 V και συχνότητας 50 hz. Εναλλασσόμενο είναι το ρεύμα η κυματομορφή του οποίου δεν είναι σταθερή αλλά μεταβάλλεται σε πλάτος και πολικότητα ημιτονοειδώς με τον χρόνο (σχ.2.2.2).



Σχ.2.2.2: (α) Συνεχές ρεύμα. (β) Εναλλασσόμενο

Για την παραγωγή ακτίνων $-X$ πρέπει να εφαρμοστεί πολύ υψηλή τάση-χιλιάδων Volts- στη λυχνία. Επίσης, η ιδανική μορφή δυναμικού που θα έπρεπε να εφαρμόζεται στη λυχνία είναι το σταθερό δυναμικό. Από τη στιγμή όμως που οι εταιρείες παροχής ρεύματος παρέχουν μόνο εναλλασσόμενο ρεύμα λίγων εκατοντάδων Volts, η γεννήτρια είναι σχεδιασμένη ώστε να μετατρέπει αυτήν την τροφοδοσία σε σταθερό υψηλό δυναμικό, ή τουλάχιστον σχεδόν σταθερό.

Τα δύο κύρια στοιχεία λοιπόν της γεννήτριας είναι ο μετασχηματιστής και ο ανορθωτής τάσης.

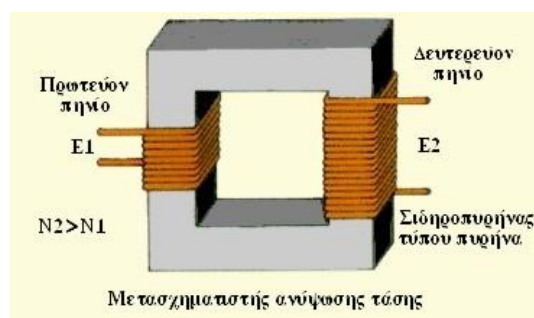
Ο μετασχηματιστής βασίζεται σε δύο αρχές. Πρώτον, ότι ένα ηλεκτρικό ρεύμα μπορεί να παράγει ένα μαγνητικό πεδίο και δεύτερον, ότι ένα μεταβαλλόμενο μαγνητικό πεδίο σε ένα τυλιγμένο σύρμα (πηνίο) επάγει διαφορά δυναμικού στα άκρα του πηνίου (ηλεκτρομαγνητική επαγωγή). Ένας απλός μετασχηματιστής αποτελείται από δύο πηνία, όπου το ένα ονομάζεται πρωτεύον πηνίο και το άλλο δευτερεύον πηνίο. Στο πρωτεύον πηνίο οδηγείται η τάση που θέλουμε να μετασχηματίσουμε και στο δευτερεύον πηνίο λαμβάνουμε την επιθυμητή τάση. Εάν εφαρμοστεί εναλλασσόμενη τάση στο πρωτεύον τύλιγμα ενός μετασχηματιστή, η μεταβολή του ρεύματος έχει σαν συνέπεια την μεταβολή της μαγνητικής ροής στο δευτερεύον τύλιγμα, με αποτέλεσμα την εμφάνιση ηλεκτρεγερτικής δύναμης στα άκρα του δευτερεύοντος. Τα δύο πηνία περιελίσσονται γύρω από ένα μαγνητικό πυρήνα πολύ υψηλής μαγνητικής διαπερατότητας, π.χ. από σίδηρο. Με αυτόν τον τρόπο εξασφαλίζεται ότι όσο το δυνατόν περισσότερες γραμμές του μαγνητικού πεδίου που παράγει το πρωτεύον ρεύμα, βρίσκονται εντός του πυρήνα και περνούν τόσο από το πρωτεύον όσο και το δευτερεύον πηνίο. Η επαγόμενη τάση E_2 στο δευτερεύον πηνίο ενός ιδανικού μετασχηματιστή, είναι ανάλογη της τάσης E_1 στο πρωτεύον κατά ένα συντελεστή ίσο με το λόγο του αριθμού N των περιελίξεων του σύρματος στα αντίστοιχα πηνία:

$$\frac{E_1}{E_2} = \frac{N_1}{N_2}$$

όπου N_1 : ο αριθμός των σπειρών του πρωτεύοντος πηνίου
και N_2 : του δευτερεύοντος.

Ο λόγος N_1/N_2 ονομάζεται λόγος μετασχηματισμού.

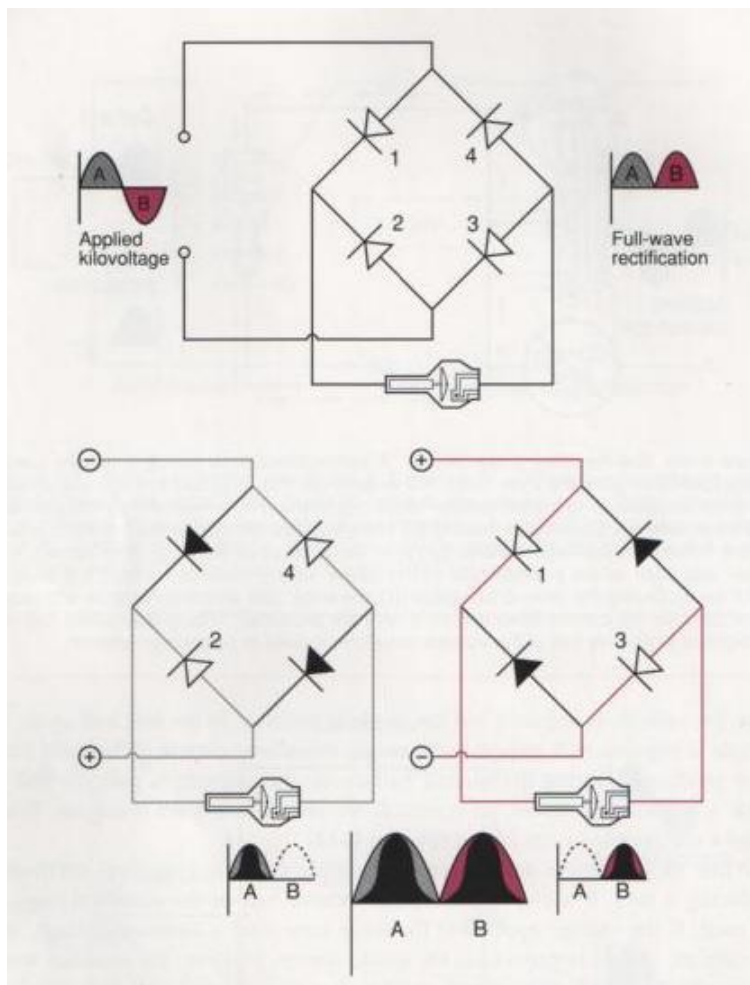
Επομένως αν $N_2 > N_1$, τότε $E_2 > E_1$ άρα ο μετασχηματιστής θα είναι μετασχηματιστής ανύψωσης τάσης (σχ. 2.2.3).



Σχ. 2.2.3 Μετασχηματιστής ανύψωσης τάσης

Το δεύτερο κύριο στοιχείο της γεννήτριας είναι ο ανορθωτής. Η ανορθωτική διάταξη αποτελείται από διόδους οι οποίες επιτρέπουν το ηλεκτρικό ρεύμα να περάσει από τη μία κατεύθυνση, αλλά μπλοκάρουν την κίνηση από την αντίθετη κατεύθυνση. Έτσι, η διάδος μπορεί να θεωρηθεί ως μια ηλεκτρονική εκδοχή της βαλβίδας. Σήμερα, οι περισσότερες διόδους είναι κατασκευασμένες από υλικά ημιαγωγών.

Το σχήμα 2.2.4 απεικονίζει τον ανορθωτή πλήρους κύματος. Κατά τον πρώτο μισό κύκλο (ορθή πολικότητα) τα ηλεκτρόνια ρέουν από το σημείο αρνητικού δυναμικού (άνω άκρο), διαμέσου της διόδου 4, της λυχνίας (κάθοδος προς άνοδο), της διόδου 2 και πίσω μέχρι το σημείο θετικού δυναμικού (κάτω άκρο). Κατά το δεύτερο μισό του κύκλου η πολικότητα αντιστρέφεται. Τα ηλεκτρόνια ρέουν από το σημείο αρνητικού δυναμικού (που τώρα είναι το κάτω άκρο) διαμέσου της διόδου 3, της λυχνίας (κάθοδος προς άνοδο), της διόδου 1 και πίσω μέχρι το σημείο θετικού δυναμικού (άνω άκρο) ώστε να ολοκληρωθεί ο κύκλος. Ακτίνες $-X$ παράγονται και στους δύο κύκλους.



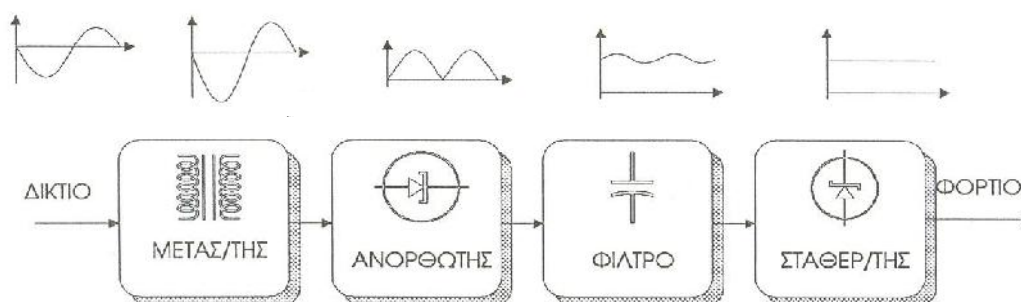
Σχ. 2.2.4 Κύκλωμα πλήρους ανόρθωσης με χρήση 4 διόδων για εκμετάλλευση και των δύο παλμών. Η κυματομορφή του εφαρμοζόμενου δυναμικού υποδεικνύει την ορθή (A) και την ανάστροφη (B) πολικότητα.

Επειδή για τη λειτουργία της λυχνίας είναι απαραίτητη η εφαρμογή σταθερού δυναμικού, εκτός από τον μετασχηματιστή και τον ανορθωτή δύο άλλα στοιχεία του κυκλώματος της γεννήτριας είναι το φίλτρο και ο σταθεροποιητής.

Φίλτρα ονομάζουμε τα ηλεκτρικά κυκλώματα που περιέχουν παθητικά στοιχεία (πυκνωτές ή πηνία) και τοποθετούνται αμέσως μετά τις ανορθωτικές διατάξεις με σκοπό να αφαιρέσουν τα ποσοστά εναλλασσόμενης τάσης τα οποία περιέχονται στο σήμα εξόδου, για τη μείωση της κυμάτωσης και την ταυτόχρονη αύξηση του βαθμού απόδοσης.

Σταθεροποιητής είναι ειδικό κύκλωμα που σκοπεύει να διατηρεί την τάση σταθερή ανεξάρτητα από τη μεταβολή στην τάση του δικτύου.

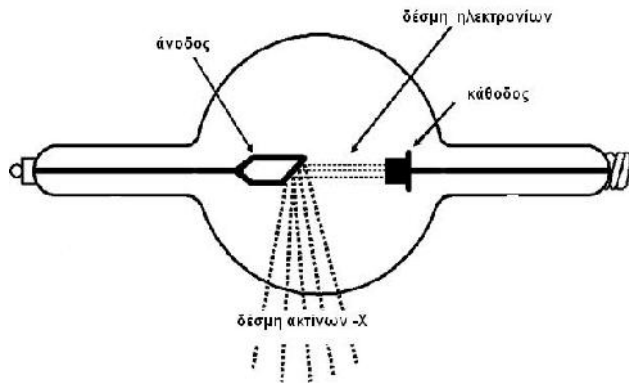
Στο σχήμα 2.2.5 φαίνονται τα βασικά στοιχεία από τα οποία αποτελείται η γεννήτρια και πώς επιδρά το καθένα από αυτά στην κυματομορφή της τάσης.



Σχ. 2.2.5 Βασικές βαθμίδες γεννήτριας.

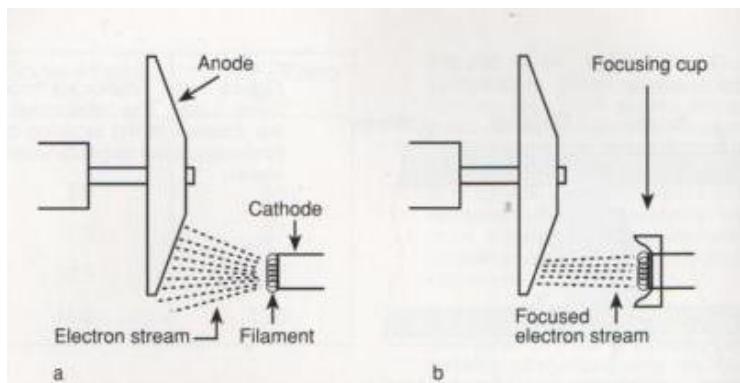
- Λυχνία παραγωγής ακτίνων -Χ.

Το 1913 ο W.D. Coolidge εισήγαγε τη βασική σχεδίαση της ομώνυμης λυχνίας παραγωγής ακτίνων -Χ, η οποία χρησιμοποιείται και σήμερα σε εξελιγμένη μορφή. Η λυχνία Coolidge είναι ένας αερόκενος σωλήνας (πίεση 10^{-6} mm Hg) με δύο ηλεκτρόδια, την κάθοδο και την άνοδο (σχ.2.2.6).



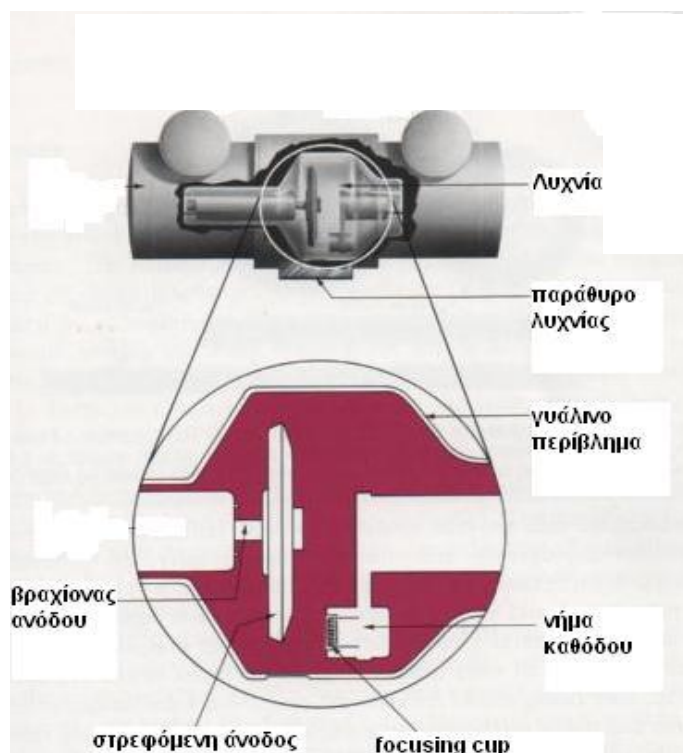
Σχ. 2.2.6 Λυχνία Coolidge

Από ένα νήμα βολφραμίου που υπάρχει στην κάθοδο (αρνητικό ηλεκτρόδιο) παρέχονται ηλεκτρόνια με θέρμανση τα οποία επιταχύνονται με υψηλή τάση και προσκρούουν στην άνοδο. Η κάθοδος είναι τοποθετημένη σε μια βάση, που ονομάζεται *focusing cup*, ώστε να εστιάζει τη δέσμη των ηλεκτρονίων που προσκρούουν στην άνοδο (σχ.2.2.7). Το αρνητικά φορτισμένο *focusing cup* αποτρέπει την εξάπλωση της δέσμης των ηλεκτρονίων λόγω ηλεκτροστατικής άπωσης. Η θερμοκρασία του νήματος καθορίζει την ποσότητα ηλεκτρονίων που θα εκπεμφθούν (ένταση του ρεύματος των ηλεκτρονίων). Όσο η θερμοκρασία αυξάνει, τόσα περισσότερα ηλεκτρόνια εκπέμπονται. Η τάση μεταξύ ανόδου καθόδου είναι πάντα αρκετά υψηλή ώστε όλα τα παραγόμενα ηλεκτρόνια να προσπίπτουν στην άνοδο. Η πρόσκρουση των ηλεκτρονίων στην άνοδο παράγει ακτινοβολία $-X$ αλλά και θερμότητα. Στην ιατρική ακτινογραφία μόνο το 1% της ενέργειας των ηλεκτρονίων αποδίδεται σε ακτινοβολία $-X$.



Σχ. 2.2.7. (a) η δέσμη ηλεκτρονίων εξαπλώνεται σε μεγάλη επιφάνεια της ανόδου λόγω απουσίας του *focusing cup*. (b) εστιασμένη δέσμη λόγω παρουσίας αρνητικά φορτισμένου *focusing cup*.

Η άνοδος είναι κατασκευασμένη από δύστικο μέταλλο, ώστε να αντέχει στις υψηλές θερμοκρασίες. Συνήθως επιλέγεται το βολφράμιο λόγω του υψηλού σημείου τήξης του (περίπου $3400\text{ }^{\circ}\text{C}$) καθώς και του υψηλού ατομικού αριθμού. Ανάλογα με τις ανάγκες της κάθε εφαρμογής η άνοδος μπορεί να είναι σταθερή ή περιστρεφόμενη. Στις λυχνίες οι οποίες χρησιμοποιούνται στην Ακτινοδιαγνωστική η άνοδος είναι περιστρεφόμενη για να μην υπερθερμαίνεται και να μπορεί να ανταπεξέρχεται σε υψηλές εντάσεις (σχ.2.2.8). Έχει τη μορφή δίσκου, φτιαγμένου από βολφράμιο, που περιστρέφεται γύρω από άξονα κάθετο στο επίπεδό του που περνάει από το κέντρο της λυχνίας. Το νήμα της ανόδου είναι έτσι τοποθετημένο ώστε η δέσμη ηλεκτρονίων να προσκρούει στην λοξότμητη περιοχή στην άκρη του δίσκου. Η μικρή περιοχή της ανόδου που προσκρούουν τα ηλεκτρόνια και εκπέμπονται οι ακτίνες -X ονομάζεται εστία.



Σχ. 2.2.8 Τομή από σύγχρονη λυχνία με στρεφόμενη άνοδο.

- Πίνακας ελέγχου.

Ο πίνακας ελέγχου είναι ένα από τα δύο μέρη όπου ο χειριστής των ακτινογραφικών μηχανημάτων μπορεί να ελέγξει τη δέσμη ακτίνων -X .

Στον πίνακα ελέγχου ο χειριστής επιλέγει τις προκαθορισμένες ρυθμίσεις για κάθε ακτινοβολήση και ξεκινά την ακτινοβολήση.

Κάποιους από τους τεχνικούς παράγοντες που είναι σε θέση να επιλέξει ο χειριστής είναι τη διάρκεια της έκθεσης (s), την τάση (kVp) και την ένταση (mA).

➤ **kVp**

Το kVp (peak kilovoltage) είναι η μέγιστη διαφορά δυναμικού που εφαρμόζεται στη λυχνία. Αυξάνοντας το kVp, αυξάνεται η ενέργεια (ταχύτητα) των ηλεκτρονίων που επιταχύνονται προς τη άνοδο. Η τιμή του kVp καθορίζει τη μέγιστη ενέργεια των εκπεμπόμενων φωτονίων, επομένως και την διεισδυτική ικανότητα των ακτίνων –Χ.

➤ **mAs**

Η τιμή των mA - ρεύμα της λυχνίας - εκφράζει τον αριθμό των ηλεκτρονίων που προσκρούουν στην άνοδο κατά τη διάρκεια μιας ακτινοβολήσης. Ο αριθμός αυτός είναι ανάλογος με τη θερμοκρασία του νήματος της καθόδου.

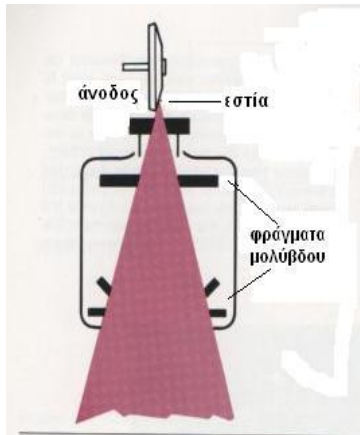
Αν τα mA πολλαπλασιαστούν με τον χρόνο της ακτινοβολήσης (σε seconds), προκύπτουν τα mAs. Ο αριθμός των φωτονίων που εκπέμπονται στη μονάδα του χρόνου για συγκεκριμένη τιμή kVp καθορίζεται από τα mAs.

▪ Διαμορφωτές δέσμης.

Το δεύτερο μέρος που μπορεί να επέμβει ο χειριστής για να ελέγξει τη δέσμη είναι στους διαμορφωτές δέσμης (φίλτρο, διαφράγματα, σφήνες). Όλα αυτά επιτρέπουν στον χειριστή να κατευθύνει και να περιορίσει το πεδίο ακτίνων –Χ στην επιθυμητή περιοχή.

Οι σφήνες χρησιμοποιούνται για να εξομαλύνουν τις μεγάλες διαφορές στην πυκνότητα του φιλμ, που προκύπτουν από τις διακυμάνσεις του πάχους σε διάφορα σημεία του ανθρωπίνου σώματος (π.χ. πατούσα). Υπάρχουν επίσης εξαρτήματα που θωρακίζουν ακτινευαίσθητες περιοχές του σώματος, όπως οι γονάδες, το στήθος, ο φακός του ματιού, ο θυρεοειδής αδένας.

Το διάφραγμα (κατευθυντήρας) αποτελείται από επιμήκεις πλάκες μολύβδου οι οποίες μπορούν να μετακινούνται ώστε να περιορίζουν το πεδίο ακτινοβολήσεως στο μέγεθος της κασέτας ή στην επιθυμητή περιοχή.



Σχ. 2.2.9 Απεικόνιση διαμορφωτή δέσμης. Καθώς περνάει η δέσμη ακτίνων $-X$ περιορίζεται στις επιθυμητές διαστάσεις πεδίου. Η εστία είναι το σημείο εξόδου της δέσμης.

2.2.2 Ενεργειακό φάσμα ακτίνων $-X$.

Όταν μια δέσμη ακτινοβολίας $-X$ μελετηθεί με φασματοσκόπιο το φάσμα ενέργειας που προκύπτει είναι ευρύ ακόμη και στην περίπτωση που η υψηλή τάση μεταξύ καθόδου ανόδου είναι σταθερή. Γενικά στο φάσμα της ακτινοβολίας $-X$ αναγνωρίζονται δύο συνιστώσες :

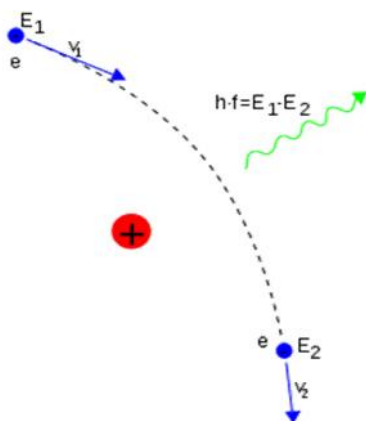
- 1) Το συνεχές φάσμα, το οποίο έχει καθορισμένη ανώτατη τιμή ενέργειας φωτονίων και παρουσιάζει ένα μέγιστο.
- 2) Το χαρακτηριστικό ή γραμμικό φάσμα, το οποίο εμφανίζεται με τη μορφή αιχμηρών κορυφών επικαθήμενων στο συνεχές φάσμα. Τα μήκη κύματος των κορυφών αυτών είναι χαρακτηριστικά του στοιχείου κατασκευής της ανόδου.

▪ Συνεχές φάσμα.

Το συνεχές φάσμα των ακτίνων $-X$ οφείλεται στην ακτινοβολία πεδήσεως. Σύμφωνα με την κλασική ηλεκτροδυναμική όταν ένα φορτισμένο σωματίδιο υποβάλλεται σε τυχαίες και απότομες αλλαγές της ταχύτητάς του

εκπέμπει ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία, γνωστή ως ακτινοβολία πεδήσεως (bremsstrahlung).

Στη λυχνία παραγωγής ακτίνων -Χ όταν εφαρμόζεται πολύ υψηλό δυναμικό (της τάξης των kV) ταχεία ηλεκτρόνια έλκονται και προσκρούουν στην άνοδο με πολύ μεγάλη ταχύτητα. Η αλληλεπίδρασή τους με το πεδίο Coulomb των ατομικών πυρήνων της ανόδου οδηγεί στην έντονη απόκλιση από την αρχική τους πορεία (λόγω της μικρής τους μάζας) αλλά και στη μεταβολή του διανύσματος της ταχύτητάς τους. Η κινητική ενέργεια λοιπόν που χάνουν – λόγω αρχής διατήρησης της ενέργειας – μετατρέπεται σε ενέργεια φωτονίων.



Σχ.2.2.10 Ακτινοβολία πεδήσεως που παράγεται από ταχύ ηλεκτρόνιο που εκτρέπεται στο ηλεκτρικό πεδίο ενός πυρήνα.

Εάν η κινητική ενέργεια του ηλεκτρονίου πριν την πρόσκρουσή του στην άνοδο είναι E_i και μετά την πρόσκρουση γίνει E_t , τότε η ενέργεια των εκπεμπόμενων φωτονίων θα είναι :

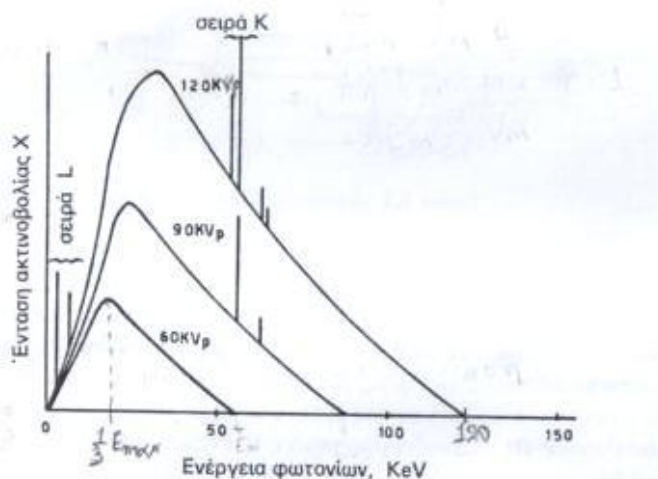
$$E_i - E_t = h\nu = hc/\lambda$$

όπου ν : η συχνότητα του εκπεμπόμενου φωτονίου και

λ : το μήκος κύματός του.

Η μέγιστη κινητική ενέργεια που μπορεί να αποκτήσει ένα ηλεκτρόνιο στη λυχνία Coolidge είναι ίση με το γινόμενο $V \cdot e$, όπου V : η τάση μεταξύ καθόδου-άνόδου. Εάν η μέγιστη διαφορά δυναμικού είναι V_{max} , τότε στην οριακή περίπτωση που θα αποδοθεί όλη η κινητική ενέργεια του ηλεκτρονίου (ακίνητοποίηση του ηλεκτρονίου) στο εκπεμπόμενο φωτόνιο :

$$E_i = V_{max} \cdot e = h\nu_{max} = hc/\lambda_{min}$$



Σχ. 2.2.11 Φάσμα ακτινοβολίας –X από λυχνία Coolidge για διάφορα kVp.

Για το συνεχές του φάσματος της ακτινοβολίας –X παρατηρείται :

- 1) Καθώς αυξάνεται η μέγιστη διαφορά δυναμικού (kVp), αυξάνεται και η ένταση της ακτινοβολίας, δηλαδή ο αριθμός των εκπεμπόμενων φωτονίων. Συγκεκριμένα η ένταση της δέσμης είναι ανάλογη του kVp^2 .
- 2) Η τιμή του kVp καθορίζει τη μέγιστη ενέργεια των εκπεμπόμενων φωτονίων.
- 3) Η κορυφή μέγιστης εντάσεως αντιστοιχεί περίπου σε ενέργεια φωτονίων ίση με $\frac{1}{3}E_{max}$.
- 4) Η μορφή του συνεχούς φάσματος δεν εξαρτάται από το υλικό της ανόδου. Η ποσότητα όμως της δέσμης είναι ανάλογη του ατομικού αριθμού του στοιχείου της ανόδου, δηλαδή $I \propto Z$.

▪ Φάσμα χαρακτηριστικής ακτινοβολίας –X.

Για την ερμηνεία της εκπομπής της χαρακτηριστικής ακτινοβολίας από τα άτομα θεωρείται επαρκής η χρήση του απλοποιημένου μοντέλου των σφαιρικών φλοιών. Στο μοντέλο αυτό τα αρνητικά φορτισμένα ηλεκτρόνια θεωρούνται δέσμια στον θετικά φορτισμένο πυρήνα μέσω ηλεκτροστατικών αλληλεπιδράσεων. Θεμελιώδεις κανόνες επιτρέπουν στα ηλεκτρόνια την κατάληψη καθορισμένων φλοιών, ομόκεντρων με τον πυρήνα. Κάθε

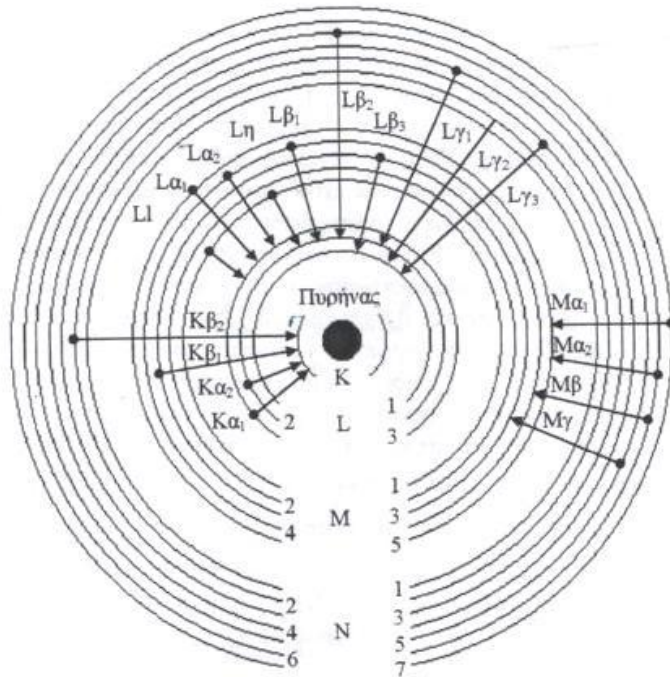
ηλεκτρονιακός φλοιός χαρακτηρίζεται από μια συγκεκριμένη τιμή ενέργειας, την ενέργεια σύνδεσης ηλεκτρονίου. Αυτή είναι η ελάχιστη ενέργεια που απαιτείται για την απομάκρυνση ενός ηλεκτρονίου από το ηλεκτροστατικό πυρηνικό δυναμικό.

Όταν τα άτομα του υλικού της ανόδου βομβαρδίζονται από τα επιταχυνόμενα ηλεκτρόνια, με ενέργειες μεγαλύτερες της ενέργειας σύνδεσης των δέσμιων ηλεκτρονίων, απομακρύνουν τα δέσμια ηλεκτρόνια από τις διάκριτες τροχιές τους. Με την απομάκρυνση του ηλεκτρονίου το άτομο μεταβαίνει στιγμιαία σε διεγερμένη κατάσταση, με ενέργεια που υπερβαίνει αυτή της αρχικής. Επειδή η αρχή ελαχίστης ενέργειας επιβάλλει στο άτομο να επιστρέψει ενεργειακά στη βασική του κατάσταση, παρατηρείται ακολούθως μετάπτωση ηλεκτρονίου από κάποιον ενεργειακά υψηλότερο φλοιό, ώστε να συμπληρωθεί η σπή που δημιουργήθηκε. Τέτοιες ηλεκτρονιακές μεταπτώσεις οδηγούν στην εκπομπή χαρακτηριστικής ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας $-X$ (φωτονίου) με ενέργεια ίση με τη διαφορά ενεργειών των δύο φλοιών οι οποίοι εμπλέκονται στη μετάπτωση.

Το φαινόμενο ονομάζεται φθορισμός και η εκπεμπόμενη ακτινοβολία ονομάζεται ακτινοβολία φθορισμού. Επίσης το μέγεθος εκείνο το οποίο εκφράζει την πιθανότητα μετάπτωσης με ταυτόχρονη εκπομπή χαρακτηριστικής ακτινοβολίας ονομάζεται απόδοση φθορισμού.

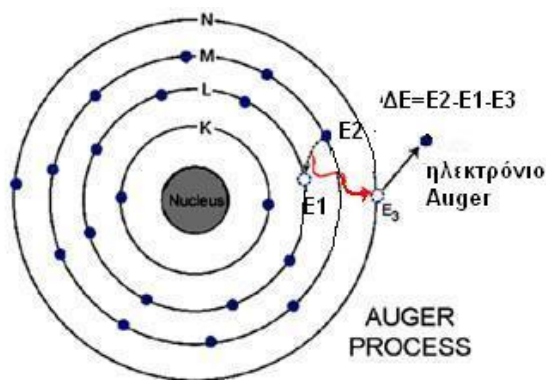
Το είδος της χαρακτηριστικής ακτινοβολίας που θα εκπεμφθεί εξαρτάται άμεσα από τον υποφλοιό από τον οποίο παρατηρείται η ηλεκτρονιακή μετάπτωση. Για παράδειγμα η δημιουργία σπής στον K φλοιό, η οποία συνοδεύεται από μετάπτωση ηλεκτρονίου από τον L_3 υποφλοιό, οδηγεί στην εκπομπή της $K\alpha_1$ χαρακτηριστικής ακτίνας X του ατόμου.

Στο σχήμα 2.2.12 παρουσιάζονται οι κυριότερες μεταπτώσεις ηλεκτρονίων μεταξύ των K, L, M και N στιβάδων και οι αντίστοιχες γραμμές στο φάσμα ακτίνων -X. Η πιθανότητα εκπομπής καθεμιάς από τις K, L και M φασματικές γραμμές εξαρτάται από τον ατομικό αριθμό και μειώνεται κατά σειρά $K>L>M$.



Σχ. 2.2.12 Σχηματική αναπαράσταση των πιθανότερων ηλεκτρονικών μεταπτώσεων και το είδος της χαρακτηριστικής ακτινοβολίας που συνοδεύει την αντίστοιχη μετάπτωση.

Η εκπομπή χαρακτηριστικής ακτινοβολίας δεν αποτελεί τον μοναδικό μηχανισμό αποδιέγερσης των ατόμων. Σ' αυτήν θα πρέπει να προστεθεί και η αποδιέγερση μέσω εκπομπής ηλεκτρονίων Auger, που εικονίζεται στο σχήμα 2.2.13. Στην περίπτωση αυτή το πλεόνασμα ενέργειας που προκαλείται από την ηλεκτρονική μετάπτωση, δεν εκπέμπεται με τη μορφή φωτονίου, αλλά απορροφάται από ένα ηλεκτρόνιο υψηλότερου ενεργειακά υποφλοιού, το οποίο και διαφεύγει.



Σχ. 2.2.13 Μετάπτωση Auger.

Οι ενέργειες των χαρακτηριστικών ακτίνων που συνοδεύουν την αποδιέγερση των ατόμων, εξαρτώνται άμεσα από τον ατομικό αριθμό του στοιχείου που τις εκπέμπει. Αυτό διαπίστωσε ο Moseley το 1914 ερευνώντας το γραμμικό φάσμα εκπομπής των ακτίνων $-X$. Ειδικότερα παρατήρησε προοδευτική μετατόπιση των ενεργειών E των χαρακτηριστικών ακτίνων σε μεγαλύτερες ενέργειες με την αύξηση του ατομικού αριθμού Z . Η αναλογία αυτή συνοψίζεται στην ακόλουθη γραμμική σχέση, η οποία έχει καθιερωθεί ως ο νόμος του Moseley :

$$E = C \cdot (Z - \sigma)^2 \quad (2.2.1)$$

όπου C : μια σταθερά κοινή για την ίδια χαρακτηριστική ακτίνα όλων των στοιχείων

σ : είναι η σταθερά θωράκισης, η οποία παίρνει την τιμή 1 για τις $K\alpha$ χαρακτηριστικές ακτίνες.

Συγκεκριμένα για τις $K\alpha$ χαρακτηριστικές ακτίνες βρέθηκε :

$$E = C \cdot (Z - 1)^2, \quad C = 0.0102 \text{ keV}$$

Παρατηρήσεις για το γραμμικό φάσμα :

- 1) Οι χαρακτηριστικές γραμμές του φάσματος εξαρτώνται απολύτως από το στοιχείο του υλικού της ανόδου.
- 2) Η μεταβολή της μέγιστης τάσεως (kVp) δεν προξενεί καμία επίδραση στο γραμμικό φάσμα.

2.3 ΑΛΛΗΛΕΠΙΔΡΑΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ $-X$ ΚΑΙ ΥΛΗΣ

Όταν μια δέσμη ακτίνων $-X$ προσπίπτει σε κάποιο υλικό, η ένταση της δέσμης εξασθενεί. Η εξασθένιση της δέσμης συμβαίνει διότι κάποια φωτόνια της δέσμης απορροφώνται από το ακτινοβολούμενο υλικό ενώ κάποια άλλα αποκλίνουν από την αρχική δέσμη (σκεδαζόμενη ακτινοβολία). Ορισμένα τέλος φωτόνια ουδεμία αλληλεπίδραση επιτελούν με τα άτομα του υλικού και συνεχίζουν πορευόμενα κατά την αρχική τους κατεύθυνση.

Οι ακτίνες $-X$ όταν αλληλεπιδρούν με τη ύλη μπορούν να παρουσιάσουν φαινόμενα εντελώς διαφορετικά από εκείνα που παρουσιάζουν τα φορτισμένα

σωματίδια. Ο Ιταλός Φυσικός Ugo Fano ταξινόμησε κατά τον τρόπο που φαίνεται στον πίνακα 2.3.1 τα είδη αλληλεπιδράσεως και τα αποτελέσματά τους.

Είδη αλληλεπιδράσεως	Αποτελέσματα αλληλεπιδράσεως
1. αλληλεπίδραση με τα περιφερειακά ηλεκτρόνια των ατόμων της ύλης.	
2. αλληλεπίδραση με τα νουκλεόνια των πυρήνων των ατόμων της ύλης.	I. Πλήρης απορρόφηση
3. αλληλεπίδραση με το ηλεκτρικό πεδίο που περιβάλλει τους πυρήνες ή τα ηλεκτρόνια των ατόμων της ύλης.	II. Ελαστική σκέδαση
4. αλληλεπίδραση με το «μεσονικό» πεδίο των νουκλεονίων των πυρήνων των ατόμων της ύλης.	III. Μη ελαστική σκέδαση

Πίνακας 2.3.1 Ταξινόμηση φαινομένων αλληλεπιδράσεων ακτινοβολίας γ και ύλης κατά τον U.Fano.

Οι δώδεκα δυνατοί συνδυασμοί των δύο στηλών του πίνακα αντιστοιχούν στα δώδεκα φαινόμενα που μπορεί να παρατηρηθούν κατά την αλληλεπίδραση των ακτίνων γ με την ύλη. Μερικά από τα φαινόμενα αυτά δεν έχουν ακόμα παρατηρηθεί, άλλα γίνονται σπάνια αντιληπτά και μόνο τρία από αυτά παρατηρούνται συχνά στην πράξη για την περιοχή ενέργειας φωτονίων από 0.01 έως 10 MeV και είναι τα ακόλουθα :

- A) Το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο (συνδυασμός 1-I)
- B) Το φαινόμενο Compton (συνδυασμός 1-III)
- Γ) Το φαινόμενο της δίδυμης γένεσης (συνδυασμός 3-I)

Και στις τρεις αυτές διαδικασίες απομακρύνονται φωτόνια από τη δέσμη των φωτονίων όταν αυτή προσπίπτει στη ύλη, και το φαινόμενο της εξασθένησης της δέσμης είναι ένα μόνιμο χαρακτηριστικό όλων αυτών των αλληλεπιδράσεων.

Εάν στενή δέσμη φωτονίων ακτινοβολίας $-X$, εντάσεως I_0 (φωτόνια/cm²·sec), προσπέσει πάνω στην επιφάνεια απορροφητή πάχους x , τότε η ένταση της εξερχόμενης δέσμης, $I(x)$, είναι μικρότερη της I_0 κατά dI . Βρίσκεται ότι η μεταβολή της εντάσεως dI , την οποία υφίσταται η ακτινοβολία καθώς διέρχεται διά του υλικού, είναι :

$$dI = -\mu \cdot I(x) \cdot dx \quad (2.3.1)$$

Το αρνητικό πρόσημο δηλώνει ότι η ένταση ελαττώνεται.

Ο συντελεστής αναλογίας μ λέγεται ολικός γραμμικός συντελεστής εξασθένησης και εξαρτάται από το υλικό του απορροφητή και την ενέργεια των φωτονίων της δέσμης. Εκφράζει την πιθανότητα αλληλεπιδράσεως φωτονίου κατά τη διέλευσή του μέσω ενός υλικού πάχους 1 cm. Έτσι όταν η τιμή του μ είναι π.χ. 0.07 cm⁻¹, αυτό σημαίνει ότι η πιθανότητα αλληλεπιδράσεως ενός φωτονίου συγκεκριμένης ενέργειας με υλικό ορισμένου ατομικού αριθμού είναι 7%, ή αλλιώς ότι η επερχόμενη ελάττωση της έντασης της δέσμης είναι 7%.

Η λύση της διαφορικής εξίσωσης (2.3.1) με αρχική συνθήκη, για $x=0$ είναι $I(0)=I_0$, δίνει :

$$I(x) = I_0 \cdot e^{-\mu x} \quad (2.3.2)$$

Το μέγεθος $e^{-\mu x}$ παριστάνει το ποσοστό των εισερχόμενων φωτονίων τα οποία φτάνουν παρθενικά σε βάθος x (χωρίς να αλληλεπιδράσουν με το υλικό).

Η περιγραφή της πιθανότητας μιας αλληλεπίδρασης από τις προαναφερόμενες καθορίζεται από την ενεργό διατομή της διαδικασίας. Το υλικό – στόχος εμφανίζει μια υποθετική «ενεργό επιφάνεια» στην εισερχόμενη δέσμη και εάν τα φωτόνια της δέσμης διαπεράσουν αυτή τη επιφάνεια, τότε θα υπάρξει κάποιου είδους αλληλεπίδραση. Η ενεργός διατομή μετράται σε μονάδες επιφάνειας, συνήθως σε barns = 10⁻²⁴ cm².

Ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης μ συσχετίζεται με την ενεργό διατομή της αλληλεπίδρασης μέσω του τύπου :

$$\mu = N \cdot \sigma = \left(\frac{N_A \rho}{A} \right) \cdot \sigma$$

όπου $N = \frac{N_A \rho}{A}$: η πυκνότητα των ατόμων του υλικού (άτομα/cm³),

N_A : ο αριθμός Avogadro,

ρ : η πυκνότητα του υλικού (g/cm³),

A : ο μαζικός αριθμός του υλικού,

σ : η ενεργός διατομή της εξασθένησης των φωτονίων.

Εκτός από τον γραμμικό συντελεστή εξασθένησης περισσότερο χρήσιμος είναι ο μαζικός συντελεστής εξασθένησης, που προκύπτει με τη διαίρεση του γραμμικού συντελεστή μ , με την πυκνότητα του απορροφητικού υλικού ρ :

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho}$$

Ο μαζικός συντελεστής εξασθένησης εκφράζει την πιθανότητα αλληλεπίδρασης του φωτονίου με τη μονάδα της μάζας του υλικού. Μονάδα μέτρησής του είναι το cm²/g και ορίζεται σαν το εκατοστιαίο ποσοστό ελαττώσεως της εντάσεως της ακτινοβολίας που προκαλείται από στιβάδα απορροφητικού υλικού ισοδύναμου πάχους 1 g/ cm². Το ισοδύναμο πάχος x' υπολογίζεται μέσω του πάχους x και της πυκνότητας ρ :

$$x' = x \cdot \rho$$

και η σχέση (2.3.2) γράφεται ως εξής :

$$I(x') = I_0 \cdot e^{-\mu_m x'}$$

Ο ολικός γραμμικός συντελεστής εξασθένησης μπορεί να αναλυθεί σε τρεις συνιστώσες :

$$\mu = \tau + \sigma + \kappa$$

όπου τ , σ , κ είναι οι μερικοί γραμμικοί συντελεστές εξασθένησης του φωτοηλεκτρικού, του Compton και της δίδυμης γένεσης αντίστοιχα.

Ανάλογη ανάλυση μπορεί να γίνει και για τον ολικό μαζικό συντελεστή εξασθένησης :

$$\mu_m = \tau_m + \sigma_m + \kappa_m$$

Μια χρήσιμη παράμετρος που υπολογίζεται εύκολα με τη βοήθεια του γραμμικού συντελεστή εξασθένησης, είναι το πάχος ημιεξασθένησεως ΠΗΕ (HVL- Half Value Layer), που ορίζεται ως το πάχος του απορροφητή το οποίο επιφέρει ελάττωση της εντάσεως της ακτινοβολίας στο μισό της αρχικής της τιμής. Εάν στην εξίσωση (2.3.2) τεθεί $I(x) = I_0/2$ και $x = \text{ΠΗΕ}$ προκύπτει :

$$\text{ΠΗΕ} = \frac{\ln 2}{\mu} = \frac{0.693}{\mu}$$

2.3.1 Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο

Πρόκειται για το μηχανισμό αλληλεπίδρασης φωτονίου ενέργειας E_γ (συνήθως κάτω του 0.1 MeV) με ένα από τα «ισχυρώς» συνδεδεμένα ατομικά ηλεκτρόνια. Κατά το φαινόμενο αυτό απορροφάται όλη η ενέργεια του φωτονίου -φωτοηλεκτρική απορρόφηση – από το ηλεκτρόνιο, το οποίο και διαφεύγει από το άτομο με κινητική ενέργεια T :

$$T = E_\gamma - E_\sigma$$

όπου E_σ η ενέργεια σύνδεσης του αποσπώμενου ηλεκτρονίου.

Απαραίτητη προϋπόθεση για τη φωτοηλεκτρική απορρόφηση είναι :

$$E_\gamma > E_\sigma$$

Όταν η ενέργεια του προσπίπτοντος φωτονίου έχει τιμή παραπλήσια, αλλά πάντως μεγαλύτερη ή ίση, προς την ενέργεια σύνδεσης ηλεκτρονίων του x φλοιού - όπου $x = K, L, M, \text{ κτλ.}$ – τότε ευνοείται ιδιαίτερα η απόσπαση ηλεκτρονίων από τον φλοιό αυτό. Για παράδειγμα, αν η ενέργεια του φωτονίου είναι μεγαλύτερη από την ενέργεια σύνδεσης ηλεκτρονίου του φλοιού K, τότε ενώ είναι δυνατή η απόσπαση ηλεκτρονίου από οποιοδήποτε φλοιό το εκλυόμενο ηλεκτρόνιο προέρχεται συνήθως από τον φλοιό K.

Όσο μεγαλύτερη είναι η ενέργεια του φωτονίου από την ενέργεια σύνδεσης των ηλεκτρονίων του φλοιού K ενός ατόμου, τόσο ασθενέστερη

είναι η πραγματοποίηση του φωτοηλεκτρικού φαινομένου, έτσι ώστε για ορισμένο άτομο από κάποια τιμή της ενέργειας E_γ και πάνω το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο έχει αμελητέα συμβολή στην εξασθένιση της ακτινοβολίας.

Η θέση του ηλεκτρονίου που κενώθηκε καλύπτεται με μετάπτωση ηλεκτρονίου από τις επόμενες στιβάδες με ταυτόχρονη εκπομπή χαρακτηριστικής ακτινοβολίας $-X$ ή ηλεκτρονίων Auger. Το φωτόνιο της χαρακτηριστικής ακτινοβολίας $-X$ ή τα ηλεκτρόνια Auger μπορούν στη συνέχεια να αλληλεπιδράσουν με διαφορετικό τρόπο με τα άτομα του υλικού, ανάλογα με την ενέργειά τους. Σε άτομο υψηλού ατομικού αριθμού το φωτόνιο της χαρακτηριστικής ακτινοβολίας θα έχει μεγαλύτερη ενέργεια, σε σχέση με το εκπεμπόμενο φωτόνιο από άτομο μικρότερου ατομικού αριθμού, όπως προκύπτει από τον νόμο του Moseley (§ 2.2.2, σχ. 2.2.1). Έτσι όταν συμβαίνει φωτοηλεκτρικό φαινόμενο σε βιολογικά υλικά όλη πρακτικά η ενέργεια του φωτονίου απορροφάται από το υλικό, καθώς η ενέργεια της εκπεμπόμενης χαρακτηριστικής ακτινοβολίας $-X$ είναι ιδιαίτερα μικρή (τα βιολογικά υλικά αποτελούνται από άτομα μικρού ατομικού αριθμού). Αντίθετα σε υλικά υψηλού ατομικού αριθμού αυξάνει πολύ η πιθανότητα το εκπεμπόμενο φωτόνιο μεγαλύτερης ενέργειας να διαφύγει και να μην απορροφηθεί. Από τα ανωτέρω συνάγεται ότι το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο αποτελεί αιτία εξασθένησεως της δέσμης ακτινοβολίας $-X$ και μερικής απορροφήσεως της ενέργειας των φωτονίων όταν η αλληλεπίδραση γίνεται με άτομα υψηλού ατομικού αριθμού, ενώ σε άτομα χαμηλού ατομικού αριθμού, όπως τα βιολογικά υλικά, προκαλείται εξασθένιση της δέσμης και ολική σχεδόν απορρόφηση της ενέργειας των φωτονίων.

Ο συντελεστής μαζικής εξασθένησεως λόγω φωτοηλεκτρικού φαινομένου (τ/ρ) εξαρτάται ισχυρά τόσο από την ενέργεια του προσπίπτοντος φωτονίου, όσο και από τον ατομικό αριθμό του υλικού και εκφράζεται με τη σχέση :

$$\tau/\rho \propto \frac{Z^\alpha}{E_\gamma^\beta} \quad (2.3.3)$$

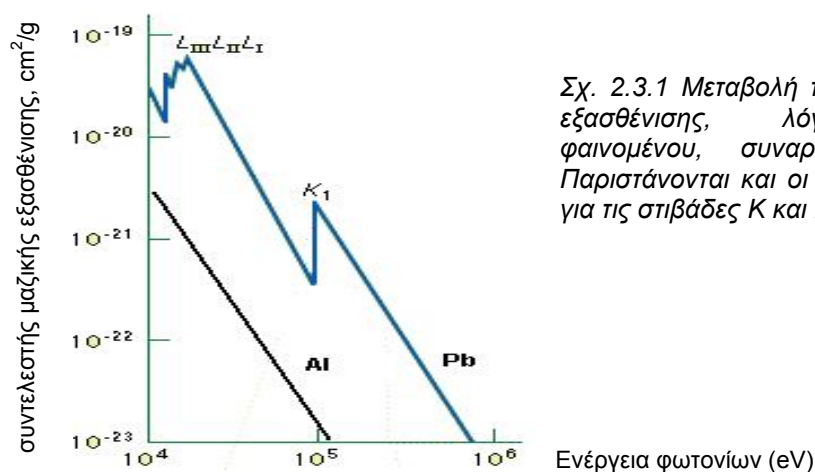
όπου το α βρίσκεται μεταξύ των τιμών 4 και 5 και το β είναι περίπου 3.

Στο σχήμα 2.3.1 δίνεται η εξάρτηση του συντελεστή μαζικής εξασθένησης, τ/ρ , από την ενέργεια των φωτονίων για τα υλικά αλουμίνιο (Al) και μόλυβδο (Pb).

Για το αλουμίνιο, του οποίου όλα τα ηλεκτρόνια χαρακτηρίζονται από ενέργεια σύνδεσης πολύ μικρότερη από 10 keV, για την ενεργειακή περιοχή του διαγράμματος οποιοδήποτε ηλεκτρόνιο μπορεί να λάβει μέρος στο φωτοηλεκτρικό φαινόμενο, με τα ηλεκτρόνια του K φλοιού να παρουσιάζουν τη μεγαλύτερη πιθανότητα.

Για το μόλυβδο η καμπύλη $\tau_m(E_\gamma)$ παρουσιάζει τέσσερις θέσεις ασυνέχειας. Είναι οι λεγόμενες «αιχμές απορρόφησης» και δείχνουν ότι υπάρχει μέγιστη πιθανότητα επιτελέσεως του φωτοηλεκτρικού φαινομένου με ηλεκτρόνιο ορισμένου φλοιού όταν η ενέργεια του φωτονίου είναι λίγο μεγαλύτερη της δεσμευτικής ενέργειας του ηλεκτρονίου του φλοιού αυτού. Έτσι ενώ ο συντελεστής μαζικής εξασθένησης ελαττώνεται καθώς αυξάνεται η ενέργεια των φωτονίων, όπως προκύπτει και από τη σχέση 2.3.3, για ορισμένες τιμές ενέργειας ο συντελεστής αυτός απρόβλεπτα αυξάνεται.

Η ενέργεια σύνδεσης των ηλεκτρονίων του φλοιού K του μολύβδου είναι 88 keV. Έτσι για ενέργεια φωτονίων $E_\gamma = 88$ keV η καμπύλη παρουσιάζει μια αιχμή απορρόφησης και οι άλλες τρεις (L_I , L_{II} , L_{III}) εμφανίζονται στην περιοχή ενέργειας 13 έως 16 keV, που αντιστοιχούν στις ενέργειες σύνδεσης των ηλεκτρονίων των υποφλοιών L_I , L_{II} , L_{III} . Για $E_\gamma < 13$ keV, η απόσπαση ηλεκτρονίων στον μόλυβδο γίνεται κυρίως από τον φλοιό M, για ενέργεια φωτονίων μεταξύ 16 και 88 keV κυρίως από τον L και για $E_\gamma > 88$ keV κυρίως από τον φλοιό K.



Σχ. 2.3.1 Μεταβολή του συντελεστή μαζικής εξασθένησης, λόγω φωτοηλεκτρικού φαινομένου, συναρτήσει της ενέργειας. Παριστάνονται και οι «αιχμές απορρόφησης» για τις στιβάδες K και L του μολύβδου.

Η γωνία θ υπό την οποία εκπέμπεται το φωτοηλεκτρόνιο εξαρτάται από την ενέργεια του φωτονίου. Όταν τα προσπίπτοντα φωτόνια έχουν μικρές ενέργειες προκύπτει ότι τα φωτοηλεκτρόνια εκπέμπονται από γωνία $\sim 90^\circ$ (κάθετα προς την τροχιά του φωτονίου). Για μεγαλύτερες τιμές ενέργειας η γωνία εκπομπής των φωτοηλεκτρονίων προοδευτικά μικραίνει (εκπέμπονται προς τα εμπρός).

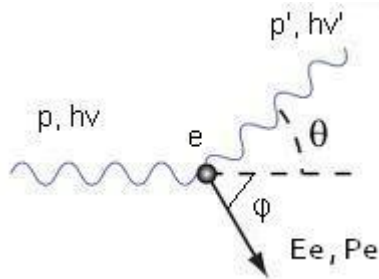
- Εφαρμογή στη διαγνωστική ακτινολογία : η διαφορετική πιθανότητα να συμβεί φωτοηλεκτρικό φαινόμενο στους ιστούς (χαμηλή πιθανότητα διότι αποτελούνται από άτομα χαμηλού ατομικού αριθμού) από ότι στα οστά (υψηλή πιθανότητα διότι αποτελούνται από άτομα υψηλότερου ατομικού αριθμού) εξηγεί τη διαφορετική απορρόφηση της δέσμης και επομένως τη διαφορετική αμαύρωση της ακτινογραφικής πλάκας από την οποία είναι δυνατή σε μια ακτινογραφία η διάκριση των οστών από τους μαλακούς ιστούς. Η πιθανότητα αυτή είναι για συνηθισμένης ενέργειας ακτίνες $-X$ (80 kVp) έξι φορές μεγαλύτερη για τα οστά από ότι για μαλακούς ιστούς.

2.3.2 Φαινόμενο Compton

Κατά το έτος 1922 ο Αμερικανός Arthur Holly Compton επιβεβαίωσε πειραματικά ότι τα φωτόνια των ακτίνων $-X$ συμπεριφέρονται και σαν σωματίδια με ορμή $h\nu/c$. Το φαινόμενο Compton αφορά την αλληλεπίδραση φωτονίου με περιφερειακό ηλεκτρόνιο ατόμου, συνήθως με ένα από τα ασθενέστερα συνδεδεμένα στο άτομο. Κατά την αλληλεπίδραση αυτή μέρος της ενέργειας του φωτονίου προσδίδεται στο «ελεύθερο» ηλεκτρόνιο, το οποίο απομακρύνεται από το άτομο (ηλεκτρόνιο Compton), ενώ εμφανίζεται σκεδαζόμενο φωτόνιο με μειωμένη ενέργεια. Το σκεδαζόμενο φωτόνιο μπορεί να συνεχίσει ανεπηρέαστο την πορεία του μέχρι την έξοδό του από το υλικό ή να αλληλεπιδράσει με τη σειρά του με τα άτομα της ύλης γύρω του, με διαδικασίες σκέδασης ή απορρόφησης, ενώ το ηλεκτρόνιο Compton θα χάσει την κινητική του ενέργεια διεγείροντας και ιοντίζοντας τα γειτονικά άτομα του υλικού. Η σκέδαση Compton αρχίζει να παρατηρείται όταν η ενέργεια του

φωτονίου αυξανόμενη πλησιάζει την τιμή 0.51 MeV και κυριαρχεί στην περιοχή ενεργειών 500 keV – 5 MeV.

Με το διάγραμμα του σχήματος 2.3.2 περιγράφεται η σκέδαση Compton.



Σχ. 2.3.2 Σκέδαση φωτονίου κατά το φαινόμενο Compton.

Το φωτόνιο ενέργειας $E_\gamma = h\nu$ και ορμής μέτρου $p = h\nu/c$ σκεδάζεται από το «ελεύθερο» ηλεκτρόνιο, το οποίο θεωρούμε ότι βρίσκεται σε κατάσταση ηρεμίας πριν την αλληλεπίδραση. Το σκεδαζόμενο φωτόνιο έχει ενέργεια $E'_\gamma = h\nu' < h\nu$, ορμή μέτρου $p' = h\nu'/c$ και κινείται πάνω σε τροχιά η οποία σχηματίζει γωνία θ με την τροχιά του αρχικού φωτονίου.

Χρησιμοποιώντας το κυματόνιο \mathbf{k} , το οποίο συσχετίζεται με το μήκος κύματος λ με τη σχέση :

$$|\mathbf{k}| = 2\pi/\lambda$$

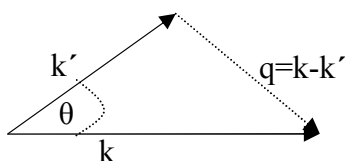
οι ορμές γράφονται :

$$p = \hbar k \quad , \quad p' = \hbar k' \quad , \quad p_e = \hbar q$$

Το διάνυσμα

$$\mathbf{q} = \mathbf{k} - \mathbf{k}'$$

λέγεται διάνυσμα σκέδασης. Το $\hbar q$ είναι η ορμή η μεταφερόμενη από το φωτόνιο στο ηλεκτρόνιο κατά τη διάρκεια της σκέδασης. Το παρακάτω διάγραμμα απεικονίζει τη γεωμετρία αυτή.



Σχ. 2.3.3. Γεωμετρική σχέση των διανυσμάτων \mathbf{k} , \mathbf{k}' και \mathbf{q} .

Το φαινόμενο Compton μπορεί να μελετηθεί με τη βοήθεια των αρχών διατήρησης ενέργειας και ορμής του συστήματος φωτονίου – ηλεκτρονίου. Δεδομένου ότι το ηλεκτρόνιο ανακρούει με ταχύτητες παραπλήσιες με την ταχύτητα του φωτός στον ακόλουθο μαθηματικό συλλογισμό θα χρησιμοποιηθούν οι σχετικιστικές εκφράσεις για την ενέργεια και την ορμή.

- Αρχή διατήρησης της ενέργειας :

$$E_{\gamma} + m_0c^2 = E_{\gamma'} + E_e \quad (2.3.4)$$

όπου E_{γ} είναι η ενέργεια του προσπίπτοντος φωτονίου, m_0c^2 είναι η ενέργεια ηρεμίας του ηλεκτρονίου, $E_{\gamma'}$ είναι η ενέργεια του σκεδαζόμενου φωτονίου και E_e είναι η ενέργεια ανάκρουσης του ηλεκτρονίου.

Αντικαθιστώντας τις επιμέρους ενέργειες με τις κατάλληλες εκφράσεις η σχέση (2.3.4) δίνει :

$$\hbar ck + m_0c^2 = \hbar ck' + ((m_0c^2)^2 + (\hbar cq)^2)^{1/2} \quad (2.3.5)$$

Διαιρώντας την (2.3.5) με m_0c^2 :

$$\frac{\hbar ck}{m_0c^2} + 1 = \frac{\hbar ck'}{m_0c^2} + \sqrt{1 + \left(\frac{\hbar cq}{m_0c^2}\right)^2} \quad (2.3.6)$$

Η ποσότητα $\frac{\hbar c}{m_0c^2} = \lambda_c$ είναι γνωστή ως μήκος κύματος Compton και ισούται

με $\lambda_c = 0.003861 \text{ \AA}$, ή $\lambda_c = 0.02426 \text{ \AA}$, όπου $\lambda_c = \frac{\lambda_c}{2\pi}$. Αντικαθιστώντας το

στην (2.3.6) :

$$\begin{aligned} \lambda_c k + 1 &= \lambda_c k' + \sqrt{1 + (\lambda_c q)^2} \Rightarrow \\ 1 + \lambda_c (k - k') &= \sqrt{1 + (\lambda_c q)^2} \Rightarrow \\ q^2 &= (k - k')^2 + 2 \frac{(k - k')}{\lambda_c} \end{aligned} \quad (2.3.7)$$

- Αρχή διατήρησης της ορμής (ή ισοδύναμα των κυματανυσμάτων) :

$$\mathbf{q} = \mathbf{k} - \mathbf{k}'$$

Υπολογίζοντας το εσωτερικό γινόμενο του διανύσματος \mathbf{q} με τον εαυτό του :

$$\mathbf{q} \cdot \mathbf{q} = q^2 = (\mathbf{k} - \mathbf{k}') \cdot (\mathbf{k} - \mathbf{k}') = k^2 + k'^2 - 2kk' \cos \theta \quad (2.3.8)$$

Εξισώνοντας τις σχέσεις (2.3.7) και (2.3.8) :

$$k^2 + k'^2 - 2kk' \cos \theta = k^2 + k'^2 - 2kk' + 2 \frac{(k - k')}{\lambda_c} \Rightarrow$$

$$kk'(1 - \cos \theta) = \frac{k - k'}{\lambda_c} \Rightarrow$$

$$\frac{k}{k'} = 1 + \lambda_c k(1 - \cos \theta) = \frac{E_\gamma}{E_\gamma'} = \frac{\lambda'}{\lambda} \quad (2.3.9)$$

Από την (2.3.9) με απλές αλγεβρικές πράξεις προκύπτει ότι η μετατόπιση του μήκους κύματος, $\Delta\lambda$, η διαφορά δηλαδή των μηκών κύματος μεταξύ σκεδαζόμενου (λ') και προσπίπτοντος (λ) φωτονίου είναι αύξουσα συνάρτηση της γωνίας σκεδάσεως θ :

$$\Delta\lambda = \lambda' - \lambda = \frac{h}{m_0 c} (1 - \cos \theta) \quad (2.3.10)$$

Από τις παραπάνω σχέσεις προκύπτουν επίσης και οι ακόλουθες τρεις χρήσιμες σχέσεις :

- Ενέργεια σκεδαζόμενου φωτονίου.

$$E_\gamma' = h\nu' = \frac{E_\gamma}{1 + a(1 - \cos \theta)}$$

όπου $a = h\nu/m_0c^2$

- Κινητική ενέργεια ηλεκτρονίου Compton.

$$T = h\nu - h\nu' = E_\gamma \frac{a(1 - \cos \theta)}{1 + a(1 - \cos \theta)}$$

- Σχέση μεταξύ των γωνιών θ και ϕ .

$$\cot \phi = (1 + a) \tan\left(\frac{\theta}{2}\right)$$

Μερικά συμπεράσματα από τη διερεύνηση των σχέσεων :

- 1) Η μεταβολή $\Delta\lambda$ εξαρτάται μόνο από τη γωνία σκεδάσεως, θ , του φωτονίου, ενώ είναι ανεξάρτητη της ενέργειας του αρχικού φωτονίου και του σκεδάζοντος υλικού.
- 2) Για γωνία σκέδασης $\theta=90^\circ$ παρατηρείται από την σχέση (2.3.10) ότι η μετατόπιση $\Delta\lambda=\lambda_C$.
- 3) Η μέγιστη μετατόπιση του μήκους κύματος – ή ισοδύναμα η μέγιστη κινητική ενέργεια που μπορεί να αποκτήσει το ηλεκτρόνιο Compton - πραγματοποιείται για γωνία σκέδασης $\theta=180^\circ$ (περίπτωση οπισθοσκέδασης), όπου $\Delta\lambda=2\lambda_C$.
- 4) Η ενέργεια του εκπεμπόμενου ηλεκτρονίου Compton (όπως και η μεταβολή του μήκους κύματος του φωτονίου) εξαρτάται από τη γωνία σκεδάσεως του φωτονίου.
- 5) Με την αύξηση της ενέργειας του φωτονίου η γωνία σκεδάσεως προοδευτικά μικραίνει και το σκεδαζόμενο φωτόνιο έχει φορά προς τα εμπρός, ενώ για φωτόνια χαμηλής ενέργειας η σκέδαση είναι δυνατόν να συμβεί προς οποιαδήποτε κατεύθυνση.
- 6) Καθώς η γωνία θ αυξάνεται από $0^\circ \rightarrow 180^\circ$ η γωνία ϕ ελαττώνεται από $90^\circ \rightarrow 0^\circ$. Έτσι ενώ η γωνία σκέδασης του ηλεκτρονίου περιορίζεται στην πρόσθια κατεύθυνση ($0^\circ \leq \phi \leq 90^\circ$), το σκεδαζόμενο φωτόνιο μπορεί να σκεδαστεί προς οποιαδήποτε κατεύθυνση.

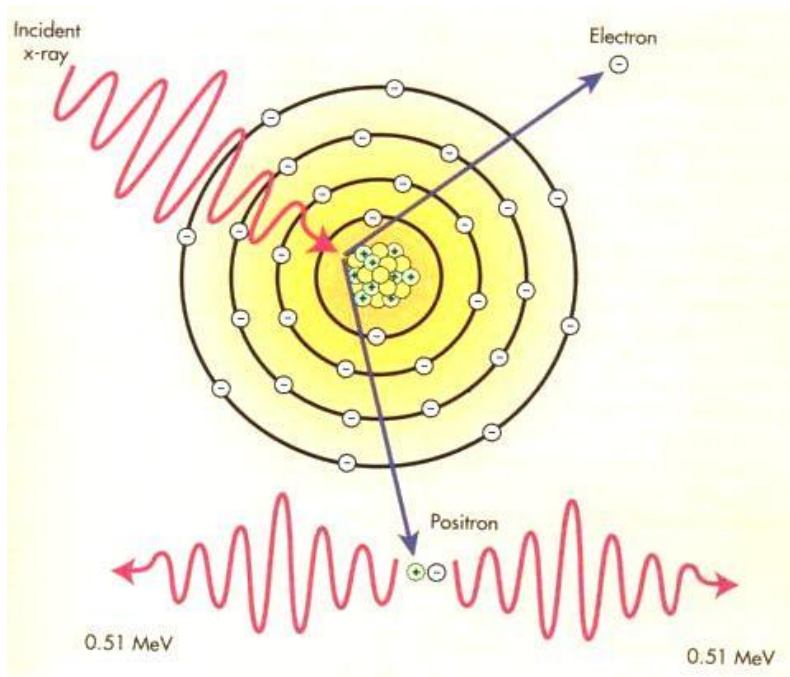
Ο συντελεστής μαζικής εξασθένησης λόγω φαινομένου Compton (σ/ρ) ελαττώνεται αργά αυξανόμενης της ενέργειας των φωτονίων και είναι πρακτικά ανεξάρτητος του ατομικού αριθμού. Εξαίρεση αποτελεί το υδρογόνο για το οποίο η πιθανότητα να συμβεί φαινόμενο Compton είναι περίπου διπλάσια από ό,τι για τα άλλα άτομα. Η αιτία της εξαίρεσης αυτής είναι ότι έχει διπλάσια ηλεκτρονιακή πυκνότητα από τα υπόλοιπα άτομα (αριθμός ηλεκτρονίων του υλικού ανά μονάδα μάζας). Ο αριθμός ηλεκτρονίων ανά μονάδα μάζας για τα στοιχεία του σώματος είναι περίπου σταθερός, με εξαίρεση το υδρογόνο (επειδή δεν περιέχει νετρόνια) : 5.997×10^{23} ηλεκτρόνια/g υδρογόνου, 3×10^{23} ηλεκτρόνια/g για όλα σχεδόν τα άλλα στοιχεία. Το φαινόμενο Compton είναι έτσι ο πιθανότερος μηχανισμός

αλληλεπιδράσεως για ενδιάμεσες τιμές ενέργειας φωτονίων, ιδιαίτερα όταν η αλληλεπίδραση γίνεται με υλικά που περιέχουν υδρογόνο σε σημαντική αναλογία, όπως οι ιστοί του σώματος.

- Τα σκεδαζόμενα φωτόνια προκαλούν προβλήματα στην Ακτινοδιαγνωστική διότι ελαττώνουν τη διακριτική ικανότητα της λαμβανομένης εικόνας.

2.3.3 Δίδυμη γένεση

Εάν το προσπίπτον φωτόνιο έχει ενέργεια μεγαλύτερη ή ίση με $2m_0c^2$ (~ 1.02 MeV), όπου m_0 η μάζα του ηλεκτρονίου, τότε μπορεί να διαφύγει της αλληλεπίδρασης με τα ηλεκτρόνια του ατόμου και να πλησιάσει στον πυρήνα του. Η αλληλεπίδραση του φωτονίου αυτού με το ηλεκτρικό πεδίο του πυρήνα οδηγεί στην εξαφάνιση του φωτονίου και στην ταυτόχρονη εμφάνιση ενός ηλεκτρονίου και ενός ποζιτρονίου (υλοποίηση της ακτινοβολίας). Το ηλεκτρόνιο του ζεύγους που δημιουργήθηκε μετά από πολλές αλληλεπιδράσεις με παρακείμενα άτομα τελικώς ηρεμεί, ενώ το ποζιτρόνιο (e^+), αφού χάσει και αυτό μεγάλο μέρος της κινητικής του ενέργειας ενώνεται με κάποιο ηλεκτρόνιο. Αποτέλεσμα της συντήξεως αυτής είναι η εξαφάνιση των δύο συζυγών σωματιδίων και η εμφάνιση δύο φωτονίων των οποίων η φορά κινήσεως είναι αντίθετη (για το λόγο της διατήρησης του αξιώματος της ορμής). Το φαινόμενο αυτό αποτελεί την εξαύλωση και συμβαίνει κατά την ένωση σωματίου – αντισωματίου. Τα παραπάνω αναπαρίστανται στο σχήμα 2.3.4.



Σχ.2.3.4 Σχηματική αναπαράσταση δίδυμης γένεσης. Το προσπίπτον φωτόνιο με ελάχιστη ενέργεια 1.02 MeV αλληλεπιδρά με το πεδίο του πυρήνα εκπέμποντας ένα ηλεκτρόνιο και ένα ποζιτρόνιο.

Η ολική ενέργεια του ζεύγους ηλεκτρονίου (e^-) – ποζιτρονίου (e^+) είναι ίση με την ενέργεια του υλοποιούμενου φωτονίου :

$$E_\gamma = h\nu = (m_0c^2 + T_+) + (m_0c^2 + T_-) \Rightarrow$$

$$E_\gamma = 2m_0c^2 + T_+ + T_- \quad (2.3.11)$$

όπου $2m_0c^2$: η ενέργεια που αντιστοιχεί στις μάζες ηρεμίας των δύο σωματιδίων, και T_+ , T_- : αντιστοίχως οι κινητικές ενέργειες του ποζιτρονίου και του ηλεκτρονίου αμέσως μετά τη γένεση.

Το πλεόνασμα ενέργειας που κατέχουν το ηλεκτρόνιο και το ποζιτρόνιο υπό μορφή κινητικής ενέργειας, κατανέμεται σε οποιοδήποτε ποσοστό μεταξύ τους, δηλαδή η κινητική ενέργεια και των δύο μπορεί να ποικίλλει από την τιμή μηδέν έως και τη μέγιστη : $h\nu - 2m_0c^2$.

Στην εξίσωση (2.3.11) δε λαμβάνεται υπόψη το γεγονός ότι ένα μικρό ποσοστό ενέργειας μεταβιβάζεται στον πυρήνα (η παρουσία του πυρήνα είναι αναγκαία για τη διατήρηση της ορμής του συστήματος). Το ποσοστό αυτό της

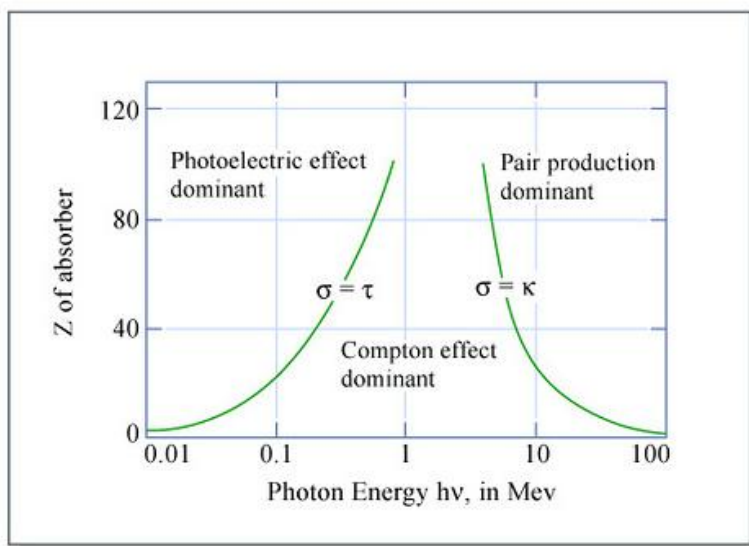
ενέργειας είναι αμελητέο συγκρινόμενο με τους υπόλοιπους όρους της εξίσωσης και γι' αυτό παραλείπεται στην πράξη.

Ο μαζικός συντελεστής εξασθένισης λόγω της δίδυμης γένεσης, κ/ρ , είναι ανάλογος του τετραγώνου του ατομικού αριθμού του υλικού και του λογαρίθμου της ενέργειας του φωτονίου :

$$\kappa/\rho \propto Z^2 \log E_\gamma$$

- Η σπουδαιότητα του φαινομένου της δίδυμης γένεσης για την Ακτινοδιαγνωστική, όπου χρησιμοποιούνται δέσμες ενέργειας έως 150 keV, είναι μηδαμινή.

Η σχετική συνεισφορά μεταξύ των τριών διαδικασιών αλληλεπίδρασης των ακτίνων γ με την ύλη, της φωτοηλεκτρικής απορρόφησης, της σκέδασης Compton και της δίδυμης γένεσης, παρουσιάζεται πολύ χαρακτηριστικά στο σχήμα 2.3.5, όπου αναδεικνύονται οι περιοχές του ατομικού αριθμού Z και της ενέργειας E_γ των φωτονίων που κυριαρχεί η κάθε διαδικασία.



Σχ.2.3.5 Σχετική συνεισφορά της φωτοηλεκτρικής απορρόφησης, της σκέδασης Compton και της δίδυμης γένεσης.

2.4 ΑΝΙΧΝΕΥΤΕΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ

2.4.1 Γενικά χαρακτηριστικά των ανιχνευτών

Οι ανιχνευτές είναι συστήματα ανίχνευσης και καταγραφής της ιοντίζουσας ακτινοβολίας που προσπίπτει στο εσωτερικό τους. Ένας ανιχνευτής είναι ένα όργανο που μετατρέπει το γεγονός της διέλευσης ενός ενεργητικού φωτονίου ή ενός φορτισμένου σωματιδίου σε ένα ορατό ή αναγνωρίσιμο φαινόμενο.

Οι ανιχνευτικές διατάξεις αποτελούνται από ένα θάλαμο, ο οποίος καλείται ευαίσθητος θάλαμος και αποτελεί το υλικό ανίχνευσης της ακτινοβολίας, τα ηλεκτρόδια συλλογής του παραγόμενου φορτίου από την ακτινοβολία, το οποίο μετατρέπεται σε ηλεκτρικό σήμα, καθώς και από διατάξεις ελέγχου των παραμέτρων της διάταξης. Καθώς οι ανιχνεύσιμες ποσότητες των πιο ισχυρά αλληλεπιδρώντων ακτινοβολιών είναι αρκετά μικρές, απαιτείται μελέτη για να βρεθεί η κατάλληλη διάταξη που θα επιτρέψει στην ακτινοβολία να περάσει από τον ευαίσθητο θάλαμο, χωρίς να μεταβληθούν τα χαρακτηριστικά της.

Οι ανιχνευτές κατηγοριοποιούνται στους:

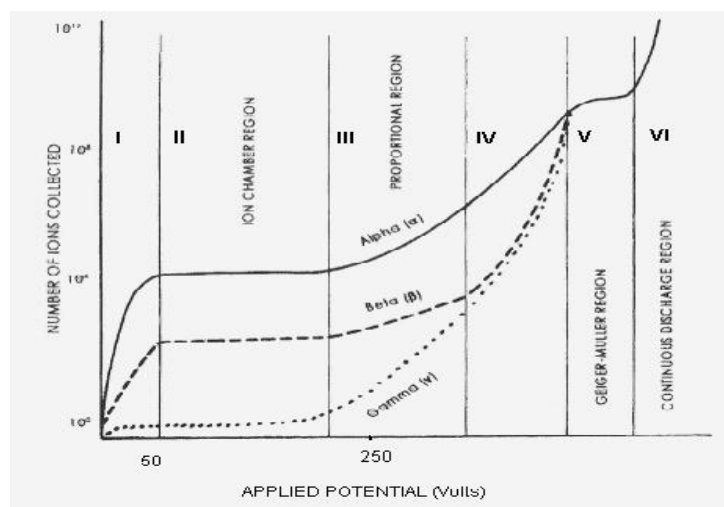
- ανιχνευτές αέριας, υγρής και στερεάς κατάστασης,
- ανιχνευτές άλφα, β- και γ- ακτινοβολίας, ανιχνευτές μέτρησης ενέργειας αδρονίων, ανιχνευτές νετρονίων, κτλ,
- ανιχνευτές ειδικούς για εφαρμογές στην Ιατρική, όπως το PET, ακτίνων γ , κτλ.

Στο ακτινογραφικό σύστημα που μελετάται στην παρούσα διπλωματική, για την ανίχνευση των ακτίνων γ χρησιμοποιούνται ανιχνευτές ιοντισμού με αέριο.

2.4.2 Ανιχνευτές ιοντισμού με αέριο

Οι ανιχνευτές αερίων είναι οι πιο ευρέως χρησιμοποιούμενοι ανιχνευτές. Οι θάλαμοι ιοντισμού, οι αναλογικοί μετρητές και οι απαριθμητές Geiger-Müller είναι μερικά παραδείγματα. Η αρχή λειτουργίας των ανιχνευτών αυτών είναι η συλλογή των ιόντων που δημιουργούνται από την ιοντίζουσα ακτινοβολία. Όταν η ακτινοβολία προσπέσει στον ειδικό ευαίσθητο θάλαμο του ανιχνευτή, που είναι γεμάτος αέριο (με αέρα, αργό ή ήλιον), αλληλεπιδρά με τα τροχιακά ηλεκτρόνια του αερίου και παράγει ζεύγη ιόντων. Η διαδικασία αυτή καλείται ιοντισμός. Οι ακτινοβολίες γ και α ανήκουν στις εμμέσως ιοντίζουσες ακτινοβολίες, διότι η ελάττωση της ενέργειας των φωτονίων με μεταφορά του συνόλου ή τμήματος της ενέργειάς τους, έχει σαν αποτέλεσμα να δημιουργούνται ιόντα στο θάλαμο παρά το γεγονός ότι τα φωτόνια δε φέρουν ηλεκτρικό φορτίο.

Τα δημιουργούμενα ιόντα συλλέγονται από δύο αντιθέτως φορισμένα ηλεκτρόδια μέσα στον ευαίσθητο θάλαμο και έτσι παρατηρείται ροή ρεύματος του οποίου η ένταση μετράται. Ο αριθμός των ζευγών των ιόντων που καταφθάνουν στα ηλεκτρόδια συλλογής εξαρτάται από το σχεδιασμό του θαλάμου, το αέριο πλήρωσης και την εφαρμοζόμενη τάση. Η γραφική παράσταση 2.4.1 δίνει τη σχέση μεταξύ του αριθμού των συλλεγόμενων ιόντων και της μεταβολής της τάσεως που εφαρμόζεται στα ηλεκτρόδια.



Σχ.2.4.1 Σχέση μεταξύ αριθμού συλλεγόμενων ιόντων και δυναμικού, σε ανιχνευτή ιοντισμού με αέριο, για ακτινοβολίες α, β, γ .

Το γεγονός ότι ο ιοντισμός είναι πολύ μεγαλύτερος για την α ακτινοβολία (πολλά ιόντα σε μικρό μήκος διαδρομής) και για τη β , σε σχέση με τις ηλεκτρομαγνητικές ακτινοβολίες X ή γ , εξηγεί τη θέση των αντίστοιχων γραφικών παραστάσεων στο σχήμα 2.4.1. Το σχεδιάγραμμα χωρίζεται σε πέντε τμήματα:

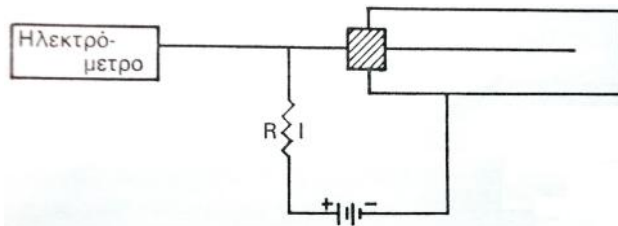
- Το τμήμα I δεν είναι η περιοχή λειτουργίας γιατί γίνεται επανασύνδεση ιόντων σε ουδέτερα άτομα πριν γίνει η συλλογή τους από τα ηλεκτρόδια του θαλάμου. Ο αριθμός των ιόντων που συλλέγεται είναι αρκετά μικρός.
- Καθώς το δυναμικό αυξάνει, τα ιόντα αποκτούν περισσότερη κινητική ενέργεια οπότε συνεχώς περισσότερα ιόντα καταφτάνουν στα ηλεκτρόδια. Για ορισμένη τιμή δυναμικού συλλέγονται όλα τα σχηματισθέντα πρωτογενή ιόντα. Οι ανιχνευτές που λειτουργούν στο τμήμα αυτό της καμπύλης (τμήμα II) ονομάζονται θάλαμοι ιοντισμού.
- Σε περαιτέρω αύξηση της διαφοράς δυναμικού (τμήμα III) τα δημιουργηθέντα ιόντα έχουν υψηλές τιμές κινητικής ενέργειας με αποτέλεσμα τη δημιουργία δευτερογενών ιοντισμών συνέπεια των οποίων είναι η σημαντική, σχετικά αναλογική αύξηση του αριθμού των συλλεγόμενων ιόντων. Οι ανιχνευτές ιοντισμών που λειτουργούν σε αυτή την περιοχή ονομάζονται αναλογικοί απαριθμητές.
- Εάν η διαφορά δυναμικού αυξηθεί ακόμη περισσότερο (τμήμα IV) τότε η ένταση του μετρούμενου ρεύματος δεν είναι ανάλογη του αρχικού αριθμού των ιόντων που δημιουργούνται από την προσπίπτουσα ακτινοβολία και η περιοχή αυτή ονομάζεται περιοχή περιορισμένης αναλογικότητας και δεν έχει πρακτικές εφαρμογές. Παρατηρείται ότι στο ανώτερο σημείο της περιοχής αυτής η ένταση του ρεύματος είναι η ίδια για τις ακτινοβολίες α , β και γ ή X .
- Στο τμήμα V παρατηρείται ένας κορεσμός στα ζεύγη των συλλεγόμενων ιόντων. Η ένταση του ρεύματος είναι σταθερή και ανεξάρτητη του αριθμού των ιόντων που παράχθηκαν αρχικά. Η περιοχή αυτή ονομάζεται περιοχή Geiger-Müller γιατί σε αυτήν ακριβώς την περιοχή λειτουργεί ο ομώνυμος ανιχνευτής.
- Περαιτέρω αύξηση του δυναμικού (πάνω από τα 950 V) έχει σαν συνέπεια τη δημιουργία επανειλημμένων εκφορτίσεων (τμήμα VI).

2.4.3 Θάλαμοι ιοντισμού

Οι θάλαμοι ιοντισμού είναι τα όργανα τα οποία προτιμώνται όταν πρόκειται να μετρηθούν ακτινοβολίες υψηλής εντάσεως, διότι όταν το όργανο λειτουργεί στη περιοχή όπου συλλέγονται όλα τα δημιουργούμενα ιόντα, το ρεύμα ιοντισμού που μετράται είναι ανάλογο του ολικού αριθμού των ιόντων που παράγονται σε δεδομένο όγκο αερίου.

Ο σχεδιασμός του θαλάμου ιοντισμού εξαρτάται από τον τύπο της ακτινοβολίας που πρόκειται να ανιχνευθεί και γι' αυτό υπάρχουν πολλές διαφορετικές κατασκευές θαλάμων ιοντισμών για τα διάφορα είδη ακτινοβολιών. Ο πλέον συνηθισμένος τύπος θαλάμου αποτελείται από έναν κύλινδρο που περιέχει εσωτερικά δύο ηλεκτρόδια (άνοδο και κάθοδο) μονωμένα μεταξύ τους. Η άνοδος είναι τοποθετημένη κατά μήκος του άξονα του θαλάμου και ισαπέχει από τα πλευρικά τοιχώματα. Η κάθοδος είναι η μεταλλική εσωτερική επιφάνεια του θαλάμου. Το εξωτερικό κύκλωμα αποτελείται από την πηγή τάσης και ένα σύστημα χωρητικών και ωμικών στοιχείων. Για τη μελέτη της προσπίπτουσας ακτινοβολίας εφαρμόζεται διαφορά δυναμικού στο σύστημα πυκνωτή – αντίστασης, δηλαδή εφαρμόζεται διαφορά δυναμικού ανάμεσα στην άνοδο και την κάθοδο. Σε άλλο τύπο θαλάμου δύο ομόκεντροι κύλινδροι αποτελούν τα δύο ηλεκτρόδια.

Για την εκτίμηση του αριθμού των ιόντων που παράχθηκαν χρησιμοποιούνται δύο τύποι θαλάμου ιοντισμού. Ο πρώτος τύπος είναι ο ενεργός ανιχνευτής ιοντισμού. Σε έναν ενεργό θάλαμο ιοντισμού τα ηλεκτρόνια που συλλέγονται στην άνοδο σχηματίζουν ένα συνεχές ρεύμα το οποίο μπορεί να ενισχυθεί σε έναν ηλεκτρομετρικό σωλήνα και να μετρηθεί από ένα μικροαμπερόμετρο. Γίνεται άμεση μέτρηση του ρεύματος ιοντισμού, το οποίο είναι ανάλογο της εντάσεως της ακτινοβολίας. Το εξωτερικό κύκλωμα περιλαμβάνει μια αντίσταση υψηλής τιμής, συνδεδεμένη σε σειρά με τον θάλαμο και τη μπαταρία (εικόνα 2.4.2). Η συσκευή Cutie Pie είναι ένα παράδειγμα ανιχνευτή που λειτουργεί με αυτήν ακριβώς τη μέθοδο.



Εικ.2.4.2: κύκλωμα θαλάμου ιοντισμού για τη μέτρηση του ρεύματος ιοντισμού με τη μέτρηση της πτώσης τάσεως κατά μήκος της αντιστάσεως, με ηλεκτρόμετρο.

Ο δεύτερος τύπος περιλαμβάνει τον παθητικό ανιχνευτή ιοντισμού. Ένας τύπος παθητικών ανιχνευτών είναι οι λεγόμενοι συμπυκνωμένου τύπου ανιχνευτές (Condenser – type detectors). Η εξωτερική κυλινδρική θήκη που περιβάλλει τον ανιχνευτή είναι συνήθως κατασκευασμένη από υλικά, τα οποία έχουν την ίδια ικανότητα απορρόφησης φωτονίων με τον αέρα, όπως ο βακελίτης, ο γραφίτης, το νάιλον και το αλουμίνιο. Ο ανιχνευτής, προ της εκθέσεως στην ακτινοβολία, φορτίζεται με μία εξωτερική πηγή. Στη συνέχεια εκτίθεται στην ακτινοβολία οπότε τα δημιουργούμενα ιόντα συλλέγονται από τα αντίστοιχα ηλεκτρόδια και προκαλούν ελάττωση δυναμικού, ΔV . Η αποφόρτιση που έχει γίνει είναι ανάλογη της πτώσης δυναμικού σύμφωνα με τη σχέση:

$$\Delta Q = C \cdot \Delta V \quad (2.4.1)$$

όπου C : η χωρητικότητα του θαλάμου, ΔV : η πτώση δυναμικού και ΔQ : το φορτίο που χάθηκε. Η αποφόρτιση είναι συνάρτηση του αριθμού των δημιουργηθέντων από την ακτινοβολία ιόντων και γι' αυτό αποτελεί μέτρο της συνολικής εκθέσεως στην ακτινοβολία. Μια συσκευή η οποία λειτουργεί με την αρχή μετρήσεως του συλλεγόμενου φορτίου και μεταβολής δυναμικού φορτισμένου πυκνωτή είναι το δοσίμετρο τσέπης.

Το συλλεγόμενο ηλεκτρικό φορτίο ή η μετρούμενη ένταση του ρεύματος ιοντισμού στους θαλάμους ιοντισμού είναι πολύ μικρή και έτσι τα όργανα αυτά δεν είναι κατάλληλα για ανίχνευση μεμονωμένων γεγονότων αλληλεπιδράσεως ακτινοβολίας και ύλης. Αντιθέτως μετράται το συνολικό ρεύμα ή το συνολικό φορτίο που δημιουργείται από τη διέλευση δέσμης ακτινοβολίας μέσω του οργάνου.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

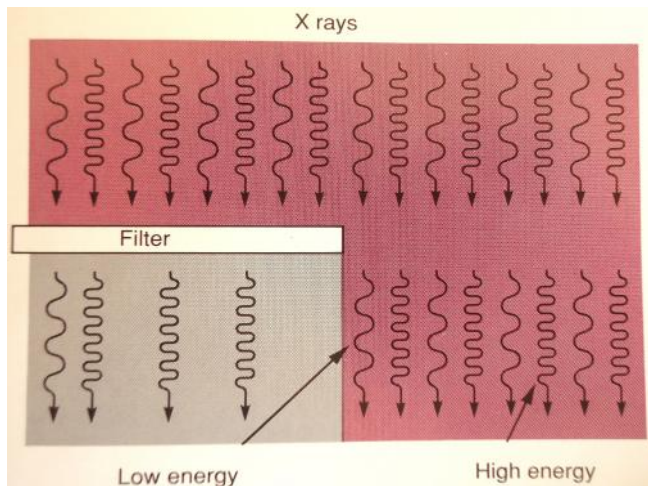
ΑΝΑΛΟΓΙΚΗ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑ

3.1 ΓΕΝΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΑΚΤΙΝΟΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΗΣ

3.1.1 Εισαγωγή

Ακτινοδιαγνωστική είναι η ιατρική ειδικότητα αντικείμενο της οποίας είναι κυρίως η διαπίστωση της μορφολογικής δομής του εσωτερικού του σώματος αλλά και η συναγωγή κλινικών πληροφοριών που αφορούν στη λειτουργία ορισμένων οργάνων. Οι στόχοι της ακτινοδιαγνωστικής γίνονται εφικτοί με τη χρησιμοποίηση ακτίνων γ που παράγονται από το σωλήνα Coolidge.

Η διεισδυτικότητα μιας ακτινοβολίας, για δεδομένο υλικό, είναι ανάλογη της ενέργειας της ακτινοβολίας (με εξαίρεση τη δημιουργία των «αιχμών απορρόφησης» στο φωτοηλεκτρικό φαινόμενο) τουλάχιστον για φωτόνια ενέργειας μέχρι λίγα MeV. Το φάσμα της ακτινοβολίας γ που παράγεται από το σωλήνα Coolidge είναι «πολυχρωματικό», αποτελείται δηλαδή από φωτόνια πολλών ενεργειών και διαφόρων εντάσεων (σχήμα 2.2.11). Λόγω επομένως των διαφορετικών ενεργειών των φωτονίων του συνεχούς φάσματος θα είναι και διαφορετική η διεισδυτικότητά τους. Τα περισσότερα φωτόνια χαμηλής ενέργειας απορροφώνται από τα επιφανειακά στρώματα του σώματος και ακτινοβολούν τον εξεταζόμενο χωρίς να συμμετέχουν στο σχηματισμό της ακτινολογικής εικόνας, προκαλώντας μόνο ανεπιθύμητα βιολογικά αποτελέσματα. Τα πιο ενεργητικά φωτόνια, αντίθετα, αναδύονται από την απέναντι πλευρά του ασθενούς σε μεγάλο ποσοστό, και είναι αυτά ακριβώς τα οποία συμμετέχουν στο σχηματισμό της ακτινολογικής εικόνας. Για την απομάκρυνση των «ανεπιθύμητων» φωτονίων χαμηλής ενέργειας παρεμβάλλεται στη δέσμη ένας απορροφητής – φίλτρο. Στην πράξη το φίλτρο απορροφά πολύ μεγαλύτερο ποσοστό φωτονίων χαμηλής ενέργειας απ' ό τι υψηλότερης ενέργειας (εικόνα 3.1.1). Η δέσμη γίνεται έτσι «σκληρότερη» και περισσότερο διεισδυτική ενώ συγχρόνως η έντασή της ελαττώνεται.



Εικ.3.1.1: επίδραση φίλτρου στη δέσμη ακτίνων –X. Παρατηρείται ότι το φίλτρο απομακρύνει περισσότερα φωτόνια χαμηλής ενέργειας.

Επειδή ο σκοπός του φίλτρου είναι η απομάκρυνση από τη δέσμη των φωτονίων χαμηλής ενέργειας, το υλικό του φίλτρου επιλέγεται έτσι ώστε για φωτόνια δεδομένης ενέργειας να υπάρχει μεγάλη πιθανότητα να συμβεί φωτοηλεκτρικό φαινόμενο. Για δέσμες ακτίνων –X από 70–120 kVp που χρησιμοποιούνται στην κλινική πράξη της Ακτινολογίας, το χρησιμοποιούμενο υλικό για την κατασκευή φίλτρων είναι το Αλουμίνιο πάχους 1-3 mm, ενώ για υψηλότερες τάσεις χρησιμοποιούνται φύλλα Χαλκού σε συνδυασμό με Αλουμίνιο, το οποίο απορροφά τη χαρακτηριστική ακτινοβολία του Χαλκού. Συμπερασματικά, τα χαρακτηριστικά του φίλτρου θα πρέπει να είναι τέτοια ώστε να παράγεται δέσμη καλύτερης ποιότητας (περισσότερο διεισδυτική), ικανής εντάσεως αλλά και κατά το δυνατόν ομοιογενής.

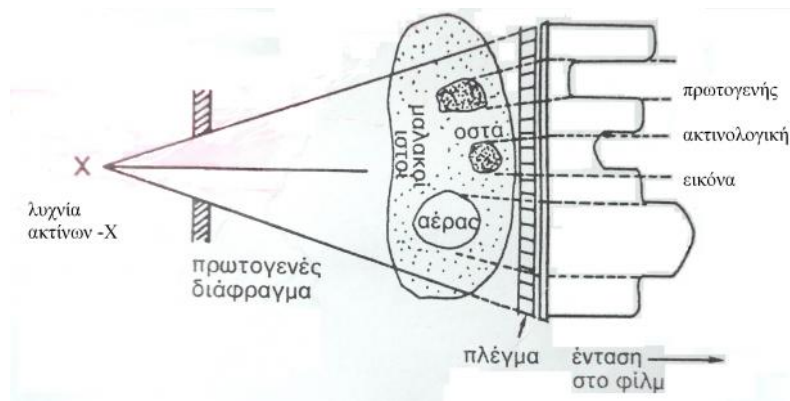
3.1.2 Παράγοντες που καθορίζουν την απορρόφηση της δέσμης

Η ένταση της δέσμης είναι σχεδόν ομοιογενής κατά την είσοδό της στον ασθενή αλλά όχι και κατά την έξοδό της, όπου εμφανίζεται διαφοροποιημένη. Το κλάσμα της ακτινοβολίας το οποίο θα αναδυθεί από την απέναντι πλευρά του εξεταζόμενου τμήματος του σώματος εξαρτάται από:

1. τα χαρακτηριστικά της δέσμης, και συγκεκριμένα από :
 - a. την τάση kVp, και
 - b. την κυματομορφή της τάσης
2. τα χαρακτηριστικά του ακτινοβολούμενου τμήματος του σώματος, και συγκεκριμένα από :
 - a. το πάχος του ασθενούς,
 - b. τον ατομικό αριθμό και
 - c. την πυκνότητα των ανατομικών σχηματισμών (μύες, κοιλότητες, οστά) μέσω των οποίων θα διέλθει η ακτινοβολία.

Η δέσμη στην έξοδό της σχηματίζει την πρωτογενή ακτινολογική εικόνα, η οποία αποτελείται από δέσμες διαφορετικών εντάσεων που συνιστούν ορισμένο σχέδιο σχημάτων, ανάλογο με το σχέδιο των ανατομικών σχηματισμών μέσα από τους οποίους διήλθε η ακτινοβολία (εικόνα 3.1.2). Αυτή η διαφοροποίηση της δέσμης συμβαίνει διότι το ανθρώπινο σώμα αποτελεί ένα σύνθετο αντικείμενο προς απεικόνιση, αφού το κάθε τμήμα του έχει όχι μόνο διαφορετικό πάχος αλλά και διαφορετική σύσταση. Έτσι, ανάλογα με το φαινόμενο που συμβαίνει, άλλα φωτόνια απορροφώνται πλήρως, άλλα σκεδάζονται και άλλα διέρχονται χωρίς καμία αλληλεπίδραση.

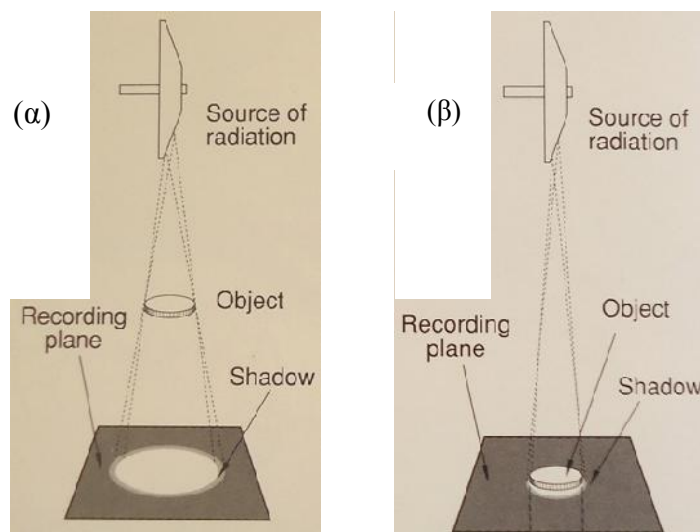
Στην ακτινογραφία δέσμη μικρής εντάσεως προκαλεί μικρή αμαύρωση του φιλμ και η αντίστοιχη περιοχή εμφανίζεται φωτεινότερη από περιοχή όπου έχει προσπέσει δέσμη υψηλής εντάσεως, και η οποία εμφανίζεται πιο σκούρα.



Εικ.3.1.2: επεξήγηση παραγωγής πρωτογενούς ακτινολογικής εικόνας.

3.1.3 Παράγοντες που καθορίζουν το σχηματισμό της ακτινολογικής εικόνας

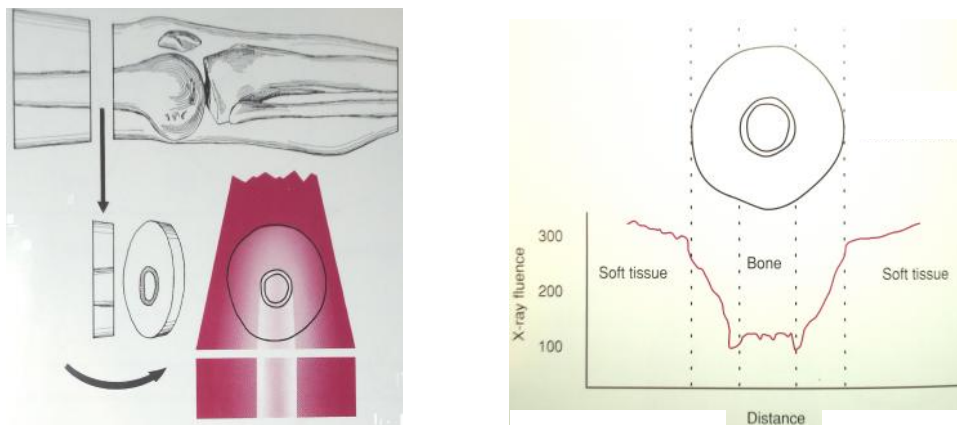
Οι παράγοντες που επηρεάζουν την ακτινολογική εικόνα είναι τα mAs, το φάσμα της ακτινοβολίας (kVp και κυματομορφή), το είδος του φίλτρου που παρεμβάλλεται καθώς και η απόσταση πηγής – αντικειμένου και αντικειμένου – φιλμ. Καθώς η απόσταση πηγής – αντικειμένου αυξάνει, η ροή φωτονίων (αριθμός φωτονίων/μονάδα επιφάνειας) στο ακτινοβολούμενο αντικείμενο μειώνεται και το αντίθετο. Συγκεκριμένα η ροή ακτινοβολίας είναι αντιστρόφως ανάλογη του τετραγώνου της απόστασης αυτής. Έτσι διπλασιάζοντας π.χ. την απόσταση, η ροή ακτινοβολίας πέφτει στο $\frac{1}{4}$ της αρχικής τιμής. Όσο για την απόσταση αντικειμένου – φιλμ, καθώς αυτή ελαττώνεται η εικόνα γίνεται πιο ευκρινής (εικόνα 3.1.3). Επίσης η εκούσια ή ακούσια κίνηση του ασθενούς συγκαταλέγεται στους παράγοντες που μπορεί να κάνουν την εικόνα θολή.



Εικ.3.1.3: επίδραση της γεωμετρίας στο σχηματισμό της εικόνας. (α)μεγάλη απόσταση αντικειμένου-φιλμ οδηγεί σε θολό είδωλο. (β)μειωμένη απόσταση αντικειμένου-φιλμ οδηγεί σε πιο ευκρινές είδωλο.

Η αναλογία της ροής φωτονίων που εξέρχονται από ένα τμήμα του ακτινοβολούμενου υλικού προς τη ροή από ένα πιο απορροφητικό γειτονικό τμήμα ορίζεται σαν subject contrast. Για παράδειγμα, αν η ροή φωτονίων από έναν μαλακό ιστό είναι $300 \text{ φωτόνια}/\text{cm}^2$ και η ροή από το γειτονικό οστό είναι $100 \text{ φωτόνια}/\text{cm}^2$, τότε η αναλογία είναι 3:1, οπότε το subject contrast θα είναι

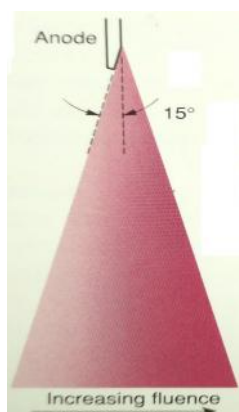
3 (εικόνα 3.1.3). Το subject contrast εξαρτάται από το πάχος, τη σύσταση του υλικού και από το φάσμα της ακτινοβολίας αλλά είναι ανεξάρτητο από τα mAs και την απόσταση.



Εικ.3.1.3 : απεικόνιση της διαφορετικής απορρόφησης στο μηριαίο οστό. Στην εγκάρσια τομή του φαίνεται πως το οστό έχει τριπλάσια απορρόφηση από τον γειτονικό μαλακό ιστό. Έτσι το subject contrast τους είναι 3.

3.1.4 Φαινόμενο Heel

Η ροή των φωτονίων πάνω στην επιφάνεια του ακτινοβολούμενου υλικού δεν είναι σταθερή αλλά μεταβάλλεται, εξαιτίας της γωνίας υπό την οποία εκπέμπονται από την άνοδο της λυχνίας. Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται φαινόμενο Heel. Όπως δείχνει και η εικόνα 3.1.4, η ροή ακτινοβολίας ελαττώνεται σχετικά γρήγορα από την κεντρική ακτίνα της δέσμης προς την πλευρά της ανόδου και αυξάνεται προς την πλευρά της καθόδου.



Εικ. 3.1.4: αυξανόμενη ροή φωτονίων προς τα δεξιά λόγω φαινομένου Heel.

3.2 ΣΚΕΔΑΖΟΜΕΝΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑ

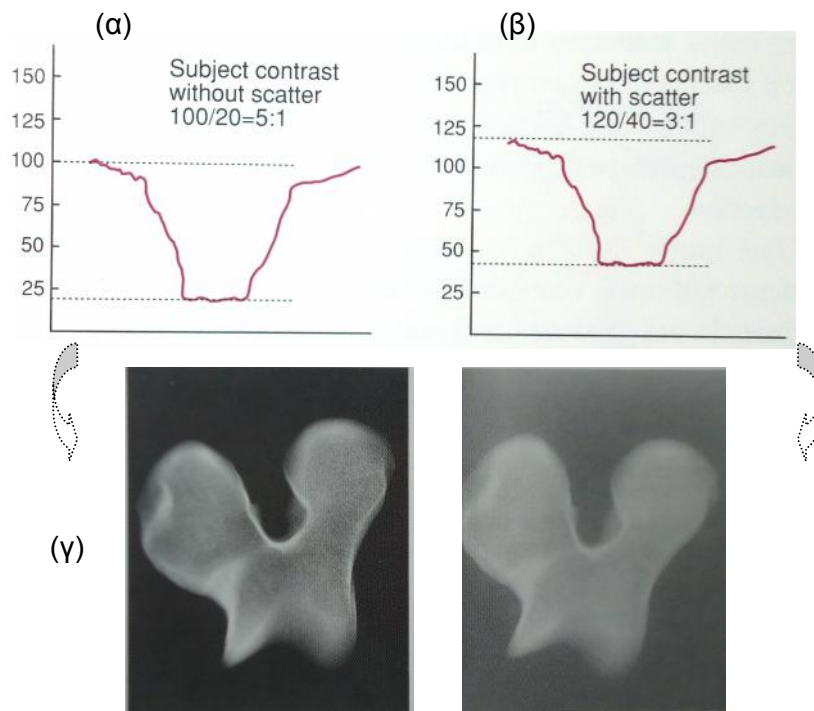
3.2.1 Εισαγωγή

Στην εισαγωγική περιγραφή για την απορρόφηση των ακτίνων $-X$ παρουσιάστηκε μια ιδανική απεικονιστική εκδοχή. Υποτέθηκε πως όταν ένα αντικείμενο εκτεθεί στην ακτινοβολία, τα φωτόνια είτε θα απορροφηθούν είτε θα εξέλθουν του αντικειμένου και πως τα μόνα φωτόνια που θα φτάσουν στον υποδοχέα εικόνας (φιλμ) θα είναι αυτά που εκπέμπει η λυχνία και ανήκουν στην πρωτογενή δέσμη. Όσο βολικό κι αν ακούγεται αυτό το μοντέλο δε λαμβάνει υπόψη τη σημαντική επίδραση της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας και την επακόλουθη υποβάθμιση της ακτινολογικής εικόνας.

3.2.2 Επίδραση στο subject contrast

Όπως σε μια ομιχλώδη νύχτα τα σκεδαζόμενα ορατά φωτόνια κάνουν την εικόνα του δρόμου να φαίνεται πιο θαμπή, ανάλογη επίδραση έχουν και τα σκεδαζόμενα φωτόνια $-X$ στην ακτινολογική εικόνα. Όταν τα φωτόνια των ακτίνων $-X$ σκεδάζονται από τα άτομα του υλικού μέσου, η επερχόμενη μεταβολή της αρχικής τους πορείας δημιουργεί μια θολή ακτινογραφία.

Όταν προκαλείται σκέδαση μέσα στο σώμα του ασθενούς, οι εκτεθειμένες περιοχές ιστού αποτελούν μια ευρεία πηγή ακτινοβολίας $-X$. Επειδή ακριβώς τα σκεδαζόμενα φωτόνια δεν προέρχονται από σημειακή πηγή, όπως η δέσμη που δίνει η λυχνία, αλλά εκπέμπονται από μεγάλες επιφάνειες ιστού, συμβάλλουν αρνητικά στο σχηματισμό εικόνας. Έστω ότι το subject contrast, χωρίς τη σκέδαση, ανάμεσα στο μαλακό ιστό και το οστό του μηριαίου οστού είναι 100:20 ή 5:1. Τα σκεδαζόμενα φωτόνια θα αυξήσουν τη ροή των φωτονίων και για τον ιστό και για το οστό. Αν η ροή αυξηθεί ομοιόμορφα και στις δύο περιοχές κατά 20, τότε το subject contrast μειώνεται σε 120:40 ή 3:1. Η μείωση αυτή είναι σημαντική για την ποιότητα της ακτινογραφίας, όπως φαίνεται και στις εικόνες 3.2.1α και β.



Εικ. 3.2.1: επίδραση της σκέδασης στο subject contrast. (α)υψηλό subject contrast χωρίς σκέδαση. (β)μείωση του subject contrast λόγω της ύπαρξης σκέδασης. (γ)αντίστοιχες εικόνες.

3.2.3 Παράγοντες που επηρεάζουν τη σκέδαση

Οι κυριότεροι παράγοντες που επηρεάζουν το φαινόμενο της σκέδασης και μπορούν να ελεγχθούν είναι :

- το kVp. Μετά από πολλές σκεδάσεις και αλλαγές πορείας, το φωτόνιο είναι πιθανόν να χάσει τόσο μέρος απ' την ενέργειά του ώστε να μη μπορέσει να αναδυθεί από τον ασθενή, με αποτέλεσμα να μην θολώσει την εικόνα. Όσο μεγαλύτερη η τιμή του kVp, τόσο υψηλότερη είναι η αρχική ενέργεια του προσπίπτοντος φωτονίου και περισσότερες οι πιθανότητες το σκεδαζόμενο φωτόνιο να μην «εξαντλήσει» την ενέργειά του και να φτάσει στο φιλμ. Συμπερασματικά, η χρήση δέσμης με υψηλό kVp αυξάνει τη σκέδαση.
- το μέγεθος πεδίου. Η κύρια πηγή της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας είναι το ακτινοβολούμενο τμήμα του ασθενούς. Επομένως, αν περιοριστεί το ακτινοβολούμενο πεδίο, περιορίζεται και η σκέδαση.

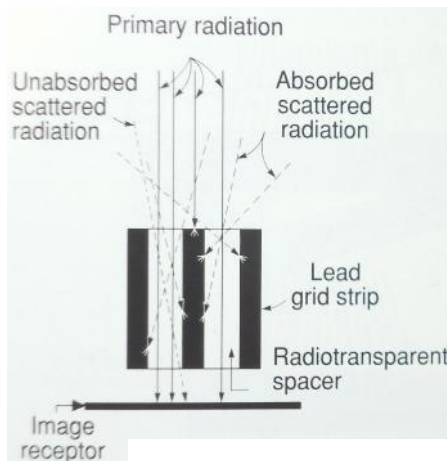
- το πάχος και η σύσταση του ακτινοβολούμενου ιστού. Όσο πιο παχύ και πυκνό είναι το εκτεθειμένο τμήμα ιστού, τόσο πιο έντονο γίνεται το φαινόμενο της σκέδασης.

Για να περιοριστεί η σκεδαζόμενη ακτινοβολία ώστε να αυξηθεί η διακριτική ικανότητα του φιλμ, χρησιμοποιούνται οι παρακάτω μέθοδοι:

1) δίοδος της δέσμης μέσω κατευθυντήρα, ο οποίος περιορίζει το πεδίο σε μέγεθος και σχήμα που να περιλαμβάνει μόνο την περιοχή διαγνωστικού ενδιαφέροντος. Τα διάφορα είδη κατευθυντήρων που χρησιμοποιούνται είναι :

- i) οι κώνοι. Είναι μεταλλικοί σωλήνες που διαμορφώνουν το πεδίο από αποκλίνον (οι ακτίνες $-X$ ταξιδεύουν σε ευθείες γραμμές που αποκλίνουν η μία από την άλλη) σε κυκλικό ή ορθογώνιο. Στις περισσότερες οδοντιατρικές ακτινογραφίες γίνεται χρήση των κώνων.
- ii) τα φράγματα. Αποτελούνται από φύλλα μολύβδου που φέρουν ορθογώνιες ή κυκλικές οπές μέσω των οποίων διέρχεται η δέσμη της ακτινοβολίας. Τοποθετούνται κοντά στο παράθυρο της λυχνίας και χρησιμοποιούνται συνήθως σε συνδυασμό με κώνους ή τους κατευθυντές.
- iii) διατάξεις κατευθυντών (Variable-Aperture, Beam-Limiting Devices). Οι κατευθυντές αποτελούνται από επιμήκεις πλάκες μολύβδου, οι οποίες μπορούν να μετακινούνται και να καθορίζουν τις επιθυμητές διαστάσεις του πεδίου ακτινοβολήσεως (σχ.2.2.9). Τα φράγματα αυτά μολύβδου μετακινούνται είτε χειροκίνητα, είτε, στα πιο εξελιγμένα μοντέλα, αυτόματα με αισθητήρες. Η διατομή του πεδίου ακτινοβολήσεως προβάλλεται επί του σώματος του εξεταζομένου με ειδικό σύστημα φωτισμού ώστε να καθορίζεται επακριβώς η επιθυμητή περιοχή ακτινοβολήσεως. Μόνο με κατάλληλη προσαρμογή του συστήματος φωτισμού και των φραγμάτων συμπίπτει το φωτεινό πεδίο με αυτό των ακτίνων $-X$.

2) χρήση grid (αντιδιαχυτικό διάφραγμα ή πλέγμα). Το grid χρησιμεύει για την απορρόφηση της ακτινοβολίας που σκεδάζεται στο σώμα του ασθενούς. Αποτελείται από επιμήκεις εναλλασσόμενες λωρίδες μολύβδου και ενός υλικού που να απορροφά ελάχιστα την ακτινοβολία, συνήθως Αλουμινίου. Το πλέγμα αυτό είναι κλεισμένο σε προστατευτικό κάλυμμα για περισσότερη αντοχή. Παρατηρώντας και την εικόνα 3.2.2, οι λωρίδες απορροφούν ένα μεγάλο ποσοστό των σκεδαζόμενων ακτίνων, καθώς και κάποια φωτόνια της πρωτογενούς δέσμης. Το ακτινοδιαπερατό υλικό από την άλλη, αφήνει τα περισσότερα φωτόνια της πρωτογενούς δέσμης να περάσουν και να «χτυπήσουν» στο φιλμ.



Εικ.3.2.2: διατομή του grid. Απορροφά μεγάλο μέρος της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας. Το ακτινοδιαπερατό υλικό αφήνει τις ακτίνες να διέλθουν.

Η αναλογία του ύψους των λωρίδων μολύβδου προς το πλάτος των ακτινοδιαπερατών ονομάζεται αναλογία του grid. Όσο μεγαλύτερη είναι αυτή η αναλογία, τόσο πιο αποτελεσματικά λειτουργεί το grid στο να απορροφά τη σκεδαζόμενη ακτινοβολία. Το κόστος όμως είναι ότι μαζί με τα σκεδαζόμενα απορροφώνται και περισσότερα φωτόνια της πρωτογενούς δέσμης.

Σε ένα μη εστιασμένο grid οι λωρίδες μολύβδου είναι παράλληλες μεταξύ τους, ενώ σε εστιασμένο grid οι λωρίδες τοποθετούνται υπό γωνία ώστε η προέκτασή τους να συγκλίνει σ' ένα σημείο, που ιδανικά είναι η εστία της λυχνίας. Επίσης η κεντρική ακτίνα της δέσμης θα πρέπει να τέμνει κάθετα το grid. Η γωνία υπό την οποία

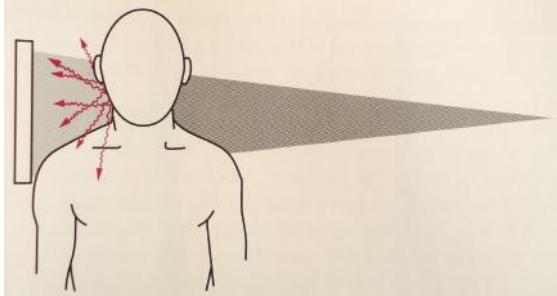
πρέπει να βρίσκονται οι λωρίδες μολύβδου ορίζεται από τον κατασκευαστή και υπό τις σωστές προϋποθέσεις η πρωτογενής δέσμη ταξιδεύει σχεδόν παράλληλα με τις προεκτάσεις των λωρίδων, έτσι ώστε να μην υπάρχει άσκοπη αποκοπή των αρχικών ακτίνων. Τα μη εστιασμένα (παράλληλα) grids τείνουν να αποκόπτουν τις ακτίνες $-X$, με εξαίρεση τις περιπτώσεις όπου το πεδίο είναι πολύ μικρό ή η απόστασή τους από τη λυχνία είναι πολύ μεγάλη.

Το grid τοποθετείται σε ειδική εσοχή στην εξεταστική τράπεζα μέσα στο μηχανισμό Bucky σε τέτοια θέση ώστε οι λωρίδες μολύβδου να είναι παράλληλες με το μήκος της τράπεζας. Με αυτό τον τρόπο, η λυχνία μπορεί να τοποθετηθεί παράλληλα στο μήκος της τράπεζας και να μη δημιουργηθεί αποκοπή ακτίνων της αρχικής δέσμης.

- 3) αφήνοντας ένα κενό μεταξύ του ασθενούς και του φιλμ. Ενώ τα φωτόνια της αρχικής δέσμης ταξιδεύουν σε ευθείες γραμμές από το στόχο προς το φιλμ, τα σκεδαζόμενα φωτόνια που εκπέμπονται από το στόχο εμφανίζουν διάφορες γωνίες απόκλισης. Όταν ο ασθενής τοποθετείται αρκετά κοντά στον υποδοχέα εικόνας (φιλμ), το μεγαλύτερο ποσοστό της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας θα φτάσει στο φιλμ. Εάν ο ασθενής μετακινηθεί λίγο πιο μακριά από τον υποδοχέα κάποια από τα σκεδαζόμενα φωτόνια, λόγω της αυξημένης απόκλισης που έχουν από την ευθεία τροχιά, δε θα φτάσουν στο φιλμ, όπως φαίνεται και στο σχήμα 3.2.3.

Όταν αυξάνεται η απόσταση εξεταζομένου ιστού – φιλμ, η ακτινολογική εικόνα εμφανίζεται μεγεθυμένη. Η απόσταση αυτή αυξάνεται είτε απομακρύνοντας τον ασθενή από τον υποδοχέα, είτε απομακρύνοντας τον υποδοχέα από τον ασθενή. Μεγαλώνοντας όμως την απόσταση η έκθεση του φιλμ είναι μικρότερη, επομένως για να βγει η ακτινογραφία «καθαρή», οι τεχνικοί παράγοντες (kVp, mAs) θα πρέπει να αυξηθούν. Έτσι η δόση που λαμβάνει ο ασθενής στην (magnification) τεχνική του κενού είναι αυξημένη συγκριτικά με την (non- magnification) τεχνική του grid. Το ποια μέθοδος, grid ή κενού, θα προτιμηθεί εξαρτάται από το είδος της εξέτασης. Η τεχνική κενού χρησιμοποιείται συνήθως στην ακτινογραφία θώρακος και της

αυχενικής μοίρας καθώς και στην αγγειογραφία και μαστογραφία, όπου η μεγέθυνση είναι χρήσιμη για την εύρεση τυχόν παθολογικών ιστών.



Εικ.3.2.3 : τεχνική κενού. Αφήνεται ένα κενό μεταξύ ασθενούς – φιλμ, ώστε να μειωθεί η σκεδαζόμενη ακτινοβολία που φτάνει στο φιλμ.

4) συμπίεση του εξεταζομένου τμήματος. Η συμπίεση κατά τη διάρκεια μιας εξέτασης, π.χ. ακτινογραφία μιας παχιάς κοιλίας, προσφέρει τα εξής πλεονεκτήματα :

- i) αυξημένο subject contrast. Ο όγκος του ακτινοβολουμένου τμήματος ελαττώνεται, αφού τα περιφερειακά τμήματα του ιστού μένουν εκτός πεδίου ακτινοβολίας. Έτσι μειώνεται η σκεδαζόμενη ακτινοβολία και κατ' επέκταση αυξάνεται το subject contrast.
- ii) λιγότερο θόλωμα εικόνας από κίνηση. Το ακτινοβολουμένο τμήμα σχεδόν ακινητοποιείται όταν συμπιέζεται κι έτσι μειώνεται το θόλωμα της ακτινογραφίας που δημιουργείται από την κίνηση.
- iii) λιγότερο θόλωμα εικόνας λόγω προσέγγισης του ιστού προς το φιλμ (σχήμα 3.1.3).
- iv) μείωση απορροφώμενης δόσης από τον ασθενή. Τα πιο λεπτά τμήματα ιστού χρειάζονται λιγότερη δόση ακτινοβολίας ώστε να παραχθεί μια εξίσου καλή ακτινολογική εικόνα.

Η μέθοδος της συμπίεσης χρησιμοποιείται στη μαστογραφία, οπότε γίνεται και καλύτερη ανάλυση εικόνας και μείωση της δόσης.

3.3 ΚΑΤΑΓΡΑΦΗ ΤΗΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΚΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ

3.3.1 Ενισχυτικές Πινακίδες (Intensifying Screens)

3.3.1.1 Εισαγωγή

Στην αναλογική ακτινολογία, ο υποδοχέας εικόνας, που αποτελείται από τις ενισχυτικές πινακίδες και το φιλμ ακτίνων $-X$, μετατρέπει την αόρατη πρωτογενή ακτινολογική εικόνα σε ορατή, ικανή προς αξιολόγηση.

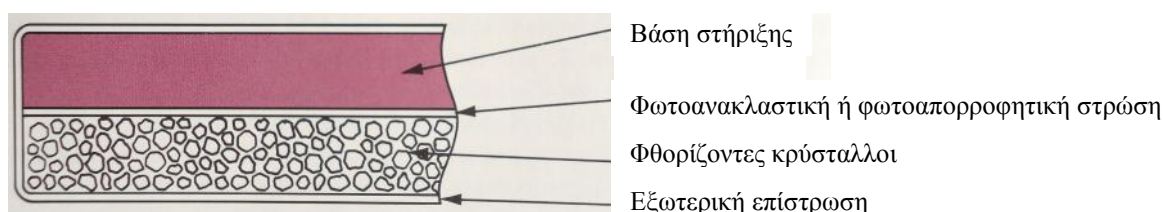
Η πιο χαρακτηριστική ιδιότητα των ακτίνων $-X$, που είναι η ικανότητά τους να διαπερνούν τα υλικά, ήταν αυτή που στο παρελθόν δημιουργούσε και τα μεγαλύτερα προβλήματα στις απεικονιστικές μεθόδους. Διότι από τη ροή φωτονίων που αναδύονται από τον ασθενή μόνο το 1% με 2% απορροφώνται από το φιλμ (στην άμεση έκθεση) ενώ το υπόλοιπο 98% διαπερνά το φιλμ και δεν συμβάλλει στη δημιουργία εικόνας. Οι ακτινολόγοι λοιπόν της εποχής ερευνούσαν πώς μπορούσαν να εκμεταλλευτούν αυτή τη χαμένη ενέργεια.

Οι ενισχυτικές πινακίδες (ή συστήματα επιτάσεως της εικόνας) σχεδιάστηκαν για τη βελτιστοποίηση της απορρόφησης των ακτίνων $-X$ και για τη μετατροπή τους σε ορατή ακτινοβολία, την οποία θα απορροφήσει το φιλμ. Οι ενισχυτικές πινακίδες (ή απλά πινακίδες) μαζί με το φιλμ είναι κλεισμένα μέσα σε ένα αδιαφανές άκαμπτο περίβλημα, που ονομάζεται κασέτα και τα κρατά σε πολύ στενή επαφή.

3.3.1.2 Δομή Ενισχυτικών Πινακίδων

Η πινακίδα αποτελείται από στρώμα φθορίζοντος υλικού (βολφραμικό ασβέστιο, θειϊκός ψευδάργυρος ή θειοβαριούχος μόλυβδος) ενωμένο με ένα κατάλληλο στρώμα στήριξης, φτιαγμένο από πλαστικό, χαρτί ή χαρτόνι (εικόνα 3.3.1). Τα φθορίζοντα αυτά υλικά εκπέμπουν φως στην περιοχή του κυανού. Τα τελευταία χρόνια χρησιμοποιούνται και υλικά από στοιχεία σπανίων γαιών (λανθάνιο, ύτριο, γαδολίνιο) τα οποία εκπέμπουν στην περιοχή του πράσινου. Στις περισσότερες ενισχυτικές πινακίδες το πάχος του

στρώματος φθορίζοντος υλικού κυμαίνεται από 70 μέχρι 250 μm . Στα εξωτερικά τοιχώματα εφαρμόζεται επίστρωση που προστατεύει την πινακίδα από φθορές και υγρασία. Ανάμεσα από το στρώμα στήριξης και το φθορίζον υλικό υπάρχει μια στρώση υλικού, με ιδιότητα είτε να απορροφά είτε να αντανακλά το φως.

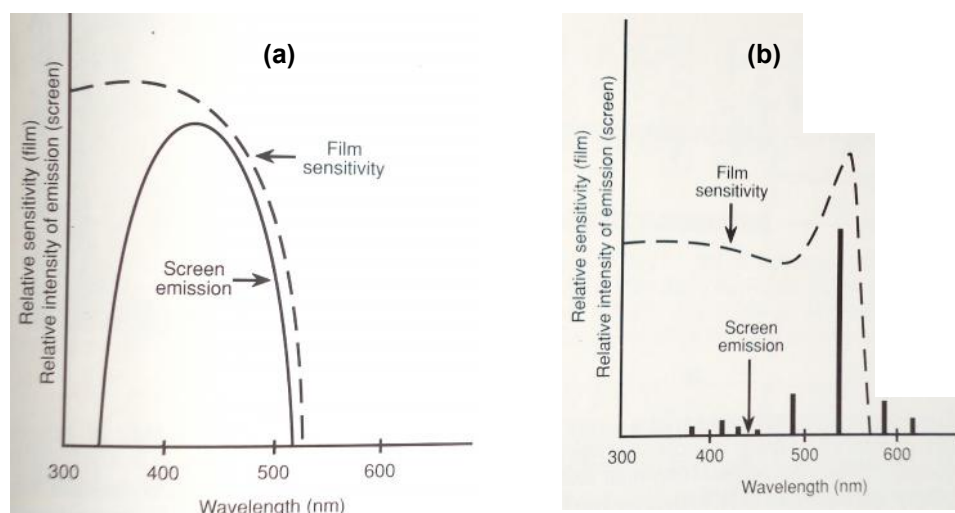


Εικ.3.3.1: διατομή ενισχυτικής πινακίδας.

Τα υλικά της πινακίδας τα οποία φθορίζουν δρουν σαν «μετασχηματιστές ενέργειας», απορροφούν δηλαδή ενεργητικά φωτόνια $-X$ και τα μετατρέπουν σε ορατά φωτόνια χαμηλότερης ενέργειας. Αυτή η διαδικασία, γνωστή ως φθορισμός, λαμβάνει χώρα στις ενισχυτικές πινακίδες όταν κάθε προσπίπτον φωτόνιο $-X$ υψηλής ενέργειας μετατρέπεται από το φθορίζον υλικό σε πολλές χιλιάδες ορατά φωτόνια χαμηλότερης ενέργειας. Κατ' αυτόν τον τρόπο οι πινακίδες δρουν σαν ενισχυτές εικόνας, πολλαπλασιάζοντας την πληροφορία που παίρνουν από την πρωτογενή εικόνα, γι' αυτό και ονομάστηκαν ενισχυτικές πινακίδες.

Τα φωτόνια του ορατού φάσματος που εκπέμπονται από τις πινακίδες είναι πιο εύκολα απορροφήσιμα από το φιλμ απ' ό,τι τα ενεργητικά φωτόνια $-X$, τα περισσότερα από τα οποία διαπερνούν το φιλμ. Ο τρόπος με τον οποίο το φιλμ ανταποκρίνεται και αλληλεπιδρά με τα ορατά φωτόνια διαφόρων ενεργειών, ονομάζεται φασματική ευαισθησία του φιλμ. Η ενισχυτική πινακίδα επιλέγεται έτσι ώστε το φάσμα φωτός που εκπέμπει να ταιριάζει με την ευαισθησία που παρουσιάζει το φιλμ. Κατ' αυτόν τον τρόπο γίνεται καλύτερη εκμετάλλευση του εκπεμπόμενου φωτός από το φασματικά όμοιο φιλμ. Στα γραφήματα 3.3.2 a, b φαίνεται η σχέση μεταξύ φασματικής ευαισθησίας του φιλμ και του φάσματος εκπομπής των ενισχυτικών πινακίδων για το μπλε και πράσινο φάσμα αντίστοιχα. Αυτή η πιο αποτελεσματική χρήση της ακτινοβολίας της πρωτογενούς ακτινολογικής εικόνας, οδηγεί στη μείωση της

έκθεσης του ασθενούς κατά 10 έως 100 φορές λιγότερο, συγκριτικά με την έκθεση που λαμβάνει από τα συστήματα χωρίς ενισχυτικές πινακίδες (άμεση έκθεση). Ένα επιπλέον πλεονέκτημα που προκύπτει από την ενίσχυση εικόνας είναι ότι μειώνονται και οι χρόνοι έκθεσης, επομένως και το θόλωμα της εικόνας από την κίνηση του ασθενούς. Για παράδειγμα, μια τυπική ακτινογραφία κοιλίας γίνεται στα 75 kVp και 20 mAs. Εάν χρησιμοποιηθεί τεχνική άμεσης έκθεσης κρατώντας τα ίδια kVp, τα mAs πρέπει να αυξηθούν στην τιμή των 1000 mAs ή και παραπάνω. Ακόμα και αν η έκθεση του ασθενούς ήταν άνευ σημασίας, οι περισσότερες λυχνίες δε θα άντεχαν στην άνοδο της θερμοκρασίας που προκαλείται από τόσο υψηλές εκθέσεις.



Εικ.3.3.2 : διαγράμματα φασματικής ευαισθησίας φιλμ και φασμάτων εκπομπής ενισχυτικών πινακίδων. Για βέλτιστη απόδοση θα πρέπει τα δύο φάσματα να ταιριάζουν. (a) Μπλε και (b) πράσινη εκπομπή, με συστήματα σπανίων γαιών.

Για να κριθεί το φθορίζον υλικό κατάλληλο για χρήση στις ενισχυτικές πινακίδες, θα πρέπει να πληροί κάποιες προϋποθέσεις. Μερικές από αυτές είναι:

- υψηλή απορρόφηση ακτίνων X ,
- υψηλή απόδοση μετατροπής (φωτονίων X σε ορατά),
- φάσμα εκπομπής φως κατάλληλο για το αντίστοιχο φιλμ,
- σχετικά εύκολη κατασκευή,
- αντοχή σε ακραίες συνθήκες, όπως ζέστη και υγρασία, και
- να μην εμφανίζει φωσφορισμό. Αντίθετα με τα φθορίζοντα υλικά, τα οποία επανεκπέμπουν την απορροφώμενη ακτινοβολία άμεσα, τα

φωσφορίζοντα υλικά συνεχίζουν να εκπέμπουν φως για μεγάλο χρονικό διάστημα μετά την παύση της έκθεσης.

3.3.1.3 Παράγοντες που επηρεάζουν την απόδοση των Ενισχυτικών Πινακίδων

Οι παράγοντες που ακολουθούν καθορίζουν την ένταση της ορατής ακτινοβολίας που εκπέμπουν οι φθορίζουσες ενισχυτικές πινακίδες.

1. Απορρόφηση των ακτίνων $-X$:

a. είδος φθορίζοντος υλικού.

Δύο φυσικές ιδιότητες των χημικών ενώσεων που αποτελούν το φθορίζον υλικό, οι οποίες είναι επιθυμητές για μεγαλύτερη απορρόφηση είναι ο υψηλός ατομικός αριθμός καθώς και η υψηλή μαζική πυκνότητα.

b. ποσότητα φθορίζοντος υλικού.

Αυξάνοντας την ποσότητα του φθορίζοντος υλικού, επομένως και το πάχος της ενισχυτικής πινακίδας, αυξάνεται η απορρόφηση των ακτίνων $-X$ και η εκπομπή ορατών φωτονίων. Υπάρχουν εντούτοις κάποια πρακτικά όρια στο πάχος της πινακίδας, αφού από κάποιο πάχος και πέρα αρκετά από τα ορατά φωτόνια που δημιουργούνται στα εσωτερικά στρώματα του φθορίζοντος υλικού απορροφώνται προτού φτάσουν στο φιλμ.

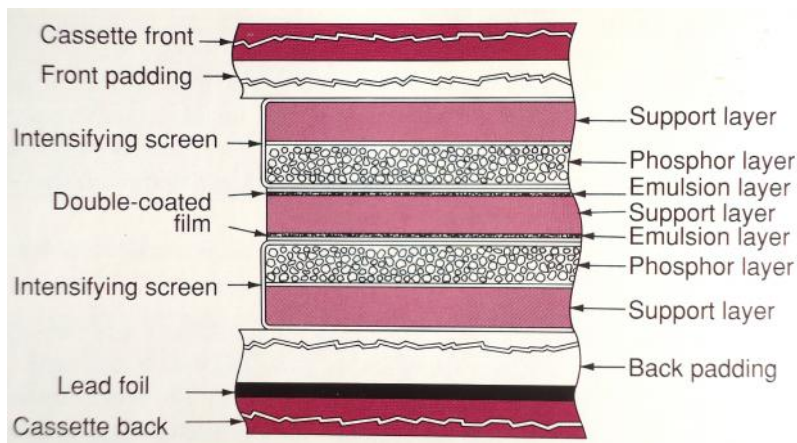
c. ποιότητα δέσμης της πρωτογενούς ακτινολογικής εικόνας.

Η ποιότητα της δέσμης, δηλαδή το πόσο «σκληρή» - διεισδυτική είναι, επηρεάζει την ποσότητα της ακτινοβολίας που θα απορροφηθεί από τις ενισχυτικές πινακίδες. Η ποιότητα της δέσμης καθορίζεται από τα kVp, το φιλτράρισμα της δέσμης, το προς εξέταση τμήμα, τη μέθοδο που εφαρμόζεται για μείωση της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας (grid ή κενού).

d. χρήση μονής ή διπλής πινακίδας στην κασέτα.

Μέσα στην κασέτα μπορούν να τοποθετηθούν είτε μία ενισχυτική πινακίδα σε επαφή με ένα φιλμ, είτε διπλή πινακίδα ώστε να καλύπτει το φιλμ διπλής επικάλυψης αμφοτερόπλευρα (εικόνα

3.3.3). Χρησιμοποιώντας διπλή πινακίδα αυξάνεται η απορρόφηση ακτίνων -X . Ο συνδυασμός μονής πινακίδας – φιλμ χρησιμοποιείται σε εξετάσεις, όπου είναι σημαντικό να μην είναι θολή η ακτινογραφία, όπως π.χ. στη μαστογραφία. Σε ένα τυπικό σύστημα διπλής πινακίδας – διπλής επικάλυψης φιλμ, οι δύο πινακίδες έχουν ίδιο πάχος, όπως επίσης και οι επικαλύψεις του φιλμ. Εντούτοις σήμερα χρησιμοποιούνται και συστήματα, στα οποία το ζεύγος των πινακίδων είναι ασύμμετρο. Η επάνω πινακίδα είναι πιο λεπτή από την κάτω, ώστε να εξισορροπηθεί η απορρόφησή τους (στην κάτω φτάνουν λιγότερα φωτόνια) και να προκαλούν την ίδια αμαύρωση και στις δύο πλευρές του φιλμ.



Εικ.3.3.3 : διατομή κασέτας. Απεικονίζεται φιλμ διπλής επικάλυψης ανάμεσα σε δύο ενισχυτικές πινακίδες κλεισμένα μέσα σε φωτοστεγανή κασέτα. Το πίσω μέρος της κασέτας καλύπτεται από στρώμα μολύβδου για να αποτρέψει την οπισθοσκεδαζόμενη ακτινοβολία να προσβάλλει το φιλμ.

2. Μέγεθος των μορίων του φθορίζοντος υλικού.

Αυξάνοντας το μέγεθος των μορίων του φθορίζοντος υλικού έχει παρατηρηθεί μια τάση αύξησης της έντασης του φωτός που εκπέμπουν οι ενισχυτικές πινακίδες.

3. Φωτοανακλαστικό ή φωτοαπορροφητικό υλικό.

Η ιδιότητα του υλικού της στρώσης μεταξύ φθορίζοντος υλικού και στρώματος στήριξης στην πινακίδα επηρεάζει την εκπομπή φωτός. Όταν ένα φωτόνιο -X απορροφηθεί από το φθορίζον υλικό, τα ορατά φωτόνια εκπέμπονται προς όλες τις κατευθύνσεις. Περίπου τα μισά κατευθύνονται

προς το πίσω μέρος της πινακίδας, αντίθετα του φιλμ, και προσκρούουν στην ενδιάμεση στρώση. Αν αυτή αποτελείται από φωτοανακλαστικό υλικό, τα φωτόνια που θα φτάσουν εκεί θα ανακλαστούν προς τα εμπρός και θα χτυπήσουν στο φιλμ. Αντίθετα αν το υλικό της στρώσης είναι φωτοαπορροφητικό, τα φωτόνια που θα φτάσουν εκεί θα απορροφηθούν και δε θα προσβάλλουν το φιλμ.

4. Απόδοση μετατροπής (φωτονίων $-X$ σε ορατά).

Η αναλογία της ολικής ενέργειας των ορατών φωτονίων που εκπέμπονται προς την ολική ενέργεια των φωτονίων $-X$ που απορροφώνται, ορίζεται σαν απόδοση μετατροπής πινακίδας.

5. Ταχύτητα πινακίδας.

Οι ενισχυτικές πινακίδες διακρίνονται σε ταχείς, μέσες και βραδείς ανάλογα με τη δόση της ακτινοβολίας που απαιτείται για την ίδια αμαύρωση. Έτσι μια ταχεία πινακίδα απαιτεί λιγότερη δόση ακτινοβολίας για να προκαλέσει συγκεκριμένη αμαύρωση στο φιλμ, σε σχέση με μια βραδέα. Οι πινακίδες βολφραμικού ασβεστίου θεωρούνται μέσης ταχύτητας, ενώ οι πιο εξελιγμένες με φθορίζον υλικό σπανίων γαιών είναι ταχείς.

6. Θερμοκρασία.

Έχει παρατηρηθεί αύξηση της έντασης του εκπεμπόμενου φωτός κατά τη μείωση της θερμοκρασίας.

Η ακτινογραφική απεικόνιση έχει επωφεληθεί σε μεγάλο βαθμό από τις ενισχυτικές πινακίδες, αλλά δεν πρέπει να παραληφθούν και τα μειονεκτήματα που παρουσιάζουν. Οι πινακίδες βελτιώνουν την ταχύτητα του συστήματος αλλά ταυτόχρονα υποβαθμίζουν την εικόνα, παράγοντας εικόνες πιο ασαφείς σε σχέση με το ακτινογραφικό σύστημα χωρίς ενισχυτικές πινακίδες (άμεση έκθεση). Αυτό το θόλωμα στις εικόνες δημιουργείται από τη διάχυση του φωτός καθώς αυτό πορεύεται από τους κρυστάλλους του φθορίζοντος υλικού προς την επίστρωση του φιλμ. Γενικά ισχύει ότι οι παράγοντες που αυξάνουν την ταχύτητα των πινακίδων, αυξάνουν και τη διάχυση, άρα και το θόλωμα, και το αντίστροφο. Παρόλ' αυτά ουσιαστικά σχεδόν όλες οι ακτινογραφίες γίνονται με τη χρήση ενισχυτικών πινακίδων και αυτό σημαίνει ότι τα

πλεονεκτήματά τους αντισταθμίζουν κατά πολύ την υποβάθμιση της εικόνας που σχετίζεται με τη χρήση τους.

3.3.2 Ακτινογραφικό Φιλμ

3.3.2.1 Εισαγωγή

Η πρωτογενής ακτινολογική εικόνα που εξέρχεται από τον ασθενή, είναι στιγμιαία, με διάρκεια ίση με τη διάρκεια της έκθεσης, δηλαδή μερικά κλάσματα του δευτερολέπτου. Οι ενισχυτικές πινακίδες μετατρέπουν αυτή την προσωρινή εικόνα της ακτινοβολίας $-X$ σε επίσης προσωρινή εικόνα ορατής ακτινοβολίας. Για να γίνει μόνιμη η ακτινογραφική εικόνα αφήνεται να προσπέσει σε ακτινογραφικό φιλμ, το οποίο βρίσκεται πίσω από τον ασθενή.

Όπως έχει ήδη αναφερθεί, υπάρχουν δύο μέθοδοι ακτινογραφικής απεικόνισης, η ακτινογραφία με άμεση έκθεση και η ακτινογραφία με χρήση ενισχυτικών πινακίδων. Τα φιλμ που χρησιμοποιούνται στην άμεση έκθεση έχουν κατασκευαστεί με παχύτερες επικαλύψεις, ώστε να αντισταθμιστεί η χαμηλή απορρόφησή τους στις ακτίνες $-X$. Τα φιλμ άμεσης έκθεσης είναι λιγότερο ευαίσθητα στο φως από τα φιλμ που χρησιμοποιούνται σε συνδυασμό με ενισχυτικές πινακίδες, γι' αυτό θα πρέπει να χρησιμοποιούνται μόνο στην άμεση έκθεση.

Για καλύτερη απόδοση των φιλμ, προτιμάται στα συστήματα με τις ενισχυτικές πινακίδες να χρησιμοποιούνται φιλμ ειδικά κατασκευασμένα για τα συγκεκριμένα συστήματα. Κατασκευάζονται ώστε να εμφανίζουν την μεγαλύτερη απορρόφηση στο ίδιο φάσμα φωτός που εκπέμπει η πινακίδα. Τα περισσότερα φιλμ σήμερα είναι ορθοχρωματικά, είναι δηλαδή ευαίσθητα στο πράσινο φως που εκπέμπουν οι πινακίδες σπανίων γαιών.

Είναι αυτονόητο ότι και τα δύο είδη φιλμ θα πρέπει να προστατεύονται από την τυχαία ακτινοβολία, X ή ορατή, η οποία θα δημιουργήσει ανεπιθύμητη αμαύρωση του φιλμ και μπορεί να προσπέσει πάνω τους κατά την αποθήκευση ή διαχείρισή τους.

3.3.2.2 Σύσταση των ακτινογραφικών φιλμ

Το ακτινογραφικό φιλμ αποτελείται από μια εύκαμπτη βάση, φτιαγμένη από διαφανές στρώμα τριοξεικής σελλουλόζης ή πολυεστέρος. Η βάση καλύπτεται αμφοτερόπλευρα (στα φιλμ διπλής επικάλυψης) από πολύ λεπτό στρώμα γαλακτώματος, πάχους 3 έως 5 μm . Το γαλάκτωμα αποτελείται από ζελατίνη μέσα στην οποία υπάρχει πολύ μεγάλος αριθμός μικροσκοπικών κρυστάλλων βρωμιούχου αργύρου και μικρές ποσότητες προσμίξεων αργύρου με άλλα αλογόνα. Η ζελατίνη χρησιμοποιείται για να προσφέρει σταθερότητα στο γαλάκτωμα αλλά και για να επιτρέπει τη διείσδυση των διαλυμάτων που χρησιμοποιούνται κατά την εμφάνιση του φιλμ. Η πρόσπτωση της εξερχόμενης δέσμης της ακτινοβολίας στο φιλμ προκαλεί ορισμένες χημικές μεταβολές στους μικροκρυστάλλους του βρωμιούχου αργύρου, συνέπεια των οποίων είναι η δημιουργία της ονομαζόμενης «λανθάνουσας εικόνας». Για να γίνει η «λανθάνουσα εικόνα» ορατή πρέπει να γίνει εμφάνιση του φιλμ κατά την οποία μόνο οι κρύσταλλοι του βρωμιούχου αργύρου που έχουν προσβληθεί από την ακτινοβολία ανάγονται σε μικρούς, αδιαφανείς κόκκους μεταλλικού αργύρου, αφήνοντας ανεπηρέαστους τους μη εκτεθειμένους κρυστάλλους. Οι ανεπηρέαστοι κρύσταλλοι απομακρύνονται από το φιλμ κατά τη διαδικασία της εμφάνισης. Οι αδιαφανείς κόκκοι του μεταλλικού αργύρου μαζί με τους διαφανείς κρυστάλλους του βρωμιούχου αργύρου, που δεν έχουν επαρκώς προσβληθεί από την ακτινοβολία, καθιστούν ορατό το σχέδιο της δέσμης της ακτινοβολίας που εξήλθε από το σώμα του ασθενούς.

3.3.2.3 Ιδιότητες των ακτινογραφικών φιλμ

- 1) Η οπτική πυκνότητα (D) είναι ένα μέγεθος που υποδεικνύει το βαθμό αμαύρωσης του φιλμ. Για παράδειγμα σε μια ακτινογραφία θώρακος, οι πνεύμονες εμφανίζονται πιο σκούροι και επομένως έχουν μεγαλύτερη οπτική πυκνότητα από το μεσοθωράκιο τμήμα που είναι πιο φωτεινό. Τα σημεία που εμφανίζουν τη μεγαλύτερη αμαύρωση έχουν και τη μεγαλύτερη συγκέντρωση ατόμων μεταλλικού αργύρου

και δεν αφήνουν το φως από το διαφανοσκόπιο (συσκευή φωτισμού όπου αναρτώνται και μελετώνται οι ακτινογραφίες) να διαπεράσει.

Το μηχάνημα που χρησιμοποιείται για τη μέτρηση της οπτικής πυκνότητας ονομάζεται πυκνόμετρο (densitometer). Η αρχή λειτουργίας του βασίζεται στη σύγκριση της έντασης λεπτής δέσμης φωτός που προσπίπτει με την ένταση που αναδύεται από μια συγκεκριμένη περιοχή του φιλμ.

Η αναλογία της έντασης της προσπίπτουσας δέσμης προς την ένταση της διερχόμενης δέσμης, ονομάζεται αμαύρωση του φιλμ. Ο λογάριθμος της αμαύρωσης δίνει την οπτική πυκνότητα, D :

$$D = \log \frac{I_0}{I_\delta} \quad (3.3.1)$$

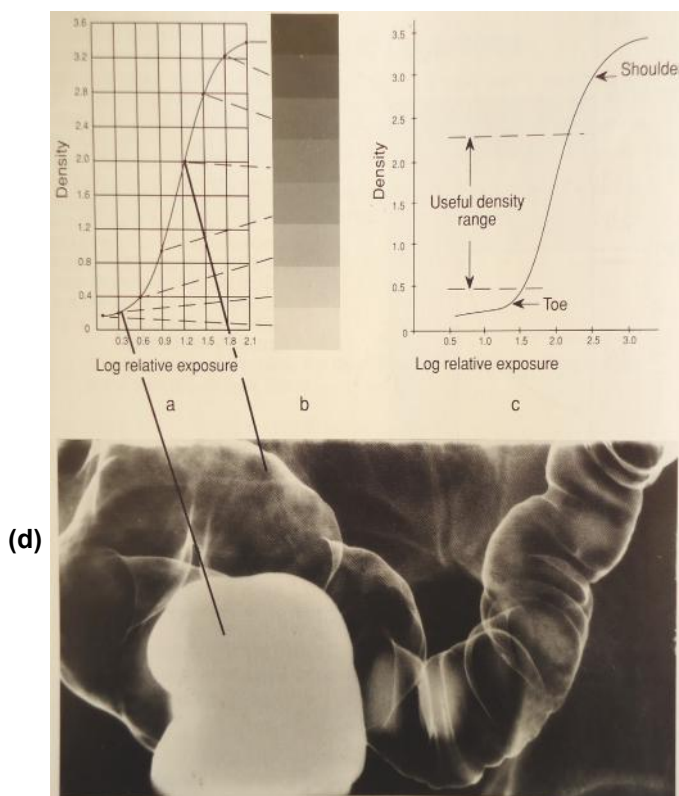
όπου I_0 : η ένταση της προσπίπτουσας δέσμης, και

I_δ : η ένταση της διερχόμενης δέσμης.

Μια ακτινογραφία αποτελείται από οπτικές πυκνότητες διαφόρων τιμών, από την τιμή 0.30 στις φωτεινές περιοχές μέχρι την τιμή 3.00 στις πολύ σκούρες. Κάνοντας τους μαθηματικούς υπολογισμούς, αν μια περιοχή του φιλμ έχει οπτική πυκνότητα 0.30 σημαίνει ότι ο λόγος των εντάσεων είναι 2, οπότε τα άτομα αργύρου που υπάρχουν σ' αυτό το τμήμα του φιλμ αφήνουν να διέλθει η μισή ποσότητα φωτός από το διαφανοσκόπιο προς τον παρατηρητή. Τα πιο σκούρα τμήματα, οπτικής πυκνότητας 3.00, επιτρέπουν μόνο το 1/1000 του προσπίπτοντος φωτός να διέλθει.

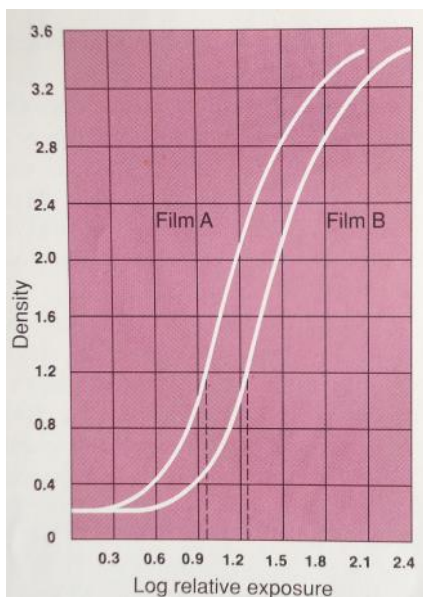
- 2) Σαν ευαισθησία ή ταχύτητα ενός φιλμ ορίζεται το αντίστροφο της δόσεως ακτινοβολίας η οποία απαιτείται για να προκληθεί ορισμένη αμαύρωση. Ένα φιλμ είναι περισσότερο ευαίσθητο ή ταχύτερο από ένα άλλο όταν απαιτείται μικρότερος χρόνος εκθέσεως για την πρόκληση της ίδιας πυκνότητας αμαύρωσης. Έτσι τα φιλμ, όπως και οι ενισχυτικές πινακίδες, διακρίνονται σε βραδέα, μέσα και ταχέα ανάλογα με τη δόση ακτινοβολίας που απαιτείται για την ίδια αμαύρωση. Τα ταχέα φιλμ εξασφαλίζουν καλή εικόνα και μικρή έκθεση στην ακτινοβολία του ασθενούς, γι' αυτό είναι και τα συχνότερα χρησιμοποιούμενα. Η περιοχή ενεργειών όπου το φιλμ

εμφανίζει τη μεγαλύτερη ευαισθησία είναι γύρω στα 40 keV, διότι σ' αυτή την περιοχή ενεργειών είναι μεγάλη η πιθανότητα να συμβεί φωτοηλεκτρικό φαινόμενο με τα άτομα του βρωμίου και του αργύρου. Συχνά για τη μελέτη και σύγκριση των χαρακτηριστικών του φιλμ σχεδιάζεται η καμπύλη ευαισθησίας ή χαρακτηριστική καμπύλη ή H&D καμπύλη (από τους Hurter και Driffield που πρώτοι χρησιμοποίησαν την καμπύλη για τα φωτογραφικά φιλμ, το 1890). Η καμπύλη συσχετίζει την οπτική πυκνότητα του φιλμ με το λογάριθμο της σχετικής έκθεσης (εικόνα 3.3.4). Στην ακτινολογία οι αναλογίες εκθέσεων είναι πιο χρήσιμες από τις απόλυτες τιμές των εκθέσεων, γι' αυτό και χρησιμοποιείται κλίμακα σχετικής έκθεσης, ώστε να καταγράφεται η συμπεριφορά του φιλμ σε κάθε διπλασιασμό της έκθεσης. Στη λογαριθμική κλίμακα ο διπλασιασμός της έκθεσης αντιστοιχεί σε αύξηση κατά έναν σταθερό παράγοντα 0.3. Για τη δημιουργία μιας σειράς εκθέσεων με σταθερή αναλογία, π.χ. η καθμία διπλάσια της προηγούμενης, χρησιμοποιείται το όργανο μέτρησης ευαισθησίας του φιλμ (sensitometer).



Εικ.3.3.4: (a) χαρακτηριστική καμπύλη μιας συνήθους ακτινογραφίας. (b)κάθε βήμα του φιλμ έχει εκτεθεί σε διπλάσια έκθεση του προηγούμενου του. Κάθε βήμα συνδέεται με την αντίστοιχη οπτική πυκνότητα της καμπύλης a. (c)χρήσιμο εύρος πυκνοτήτων. (d)απεικόνιση παχέος εντέρου. Η ανοιχτόχρωμη περιοχή εμπίπτει στο toe της καμπύλης. Οι ενδιάμεσες αποχρώσεις του γκρι αντιστοιχούν στο χρήσιμο εύρος πυκνοτήτων.

Χαράσσοντας στο ίδιο σύστημα συντεταγμένων τις καμπύλες ευαισθησίας δύο φιλμ, μπορεί να γίνει σύγκριση των ταχυτήτων τους. Από την εικόνα 3.3.5 παρατηρείται ότι το φιλμ Β χρειάζεται διπλάσια έκθεση από το Α για να προκαλέσει την ίδια αμαύρωση, έτσι το φιλμ Α έχει τη διπλάσια ταχύτητα από το Β. Γενικά, οι καμπύλες των ταχύτερων φιλμ κλίνουν προς τον άξονα y, ενώ των πιο αργών προς τον άξονα x.



Εικ.3.3.5: χαρακτηριστικές καμπύλες δύο φιλμ διαφορετικών ταχυτήτων. Το φιλμ Α είναι ταχύτερο αφού χρειάζεται λιγότερη έκθεση για να προκαλέσει την ίδια πυκνότητα.

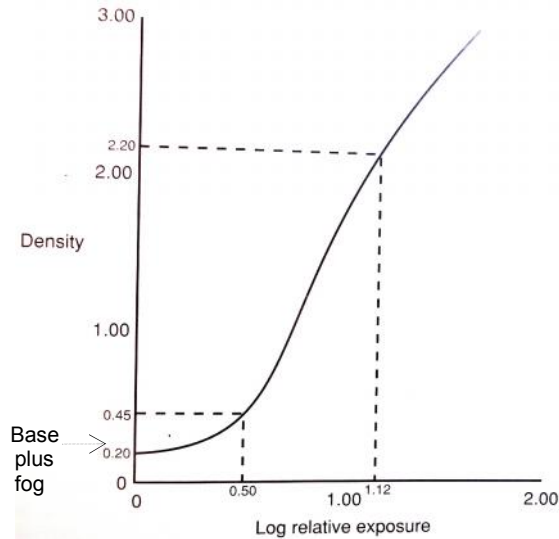
- 3) Άλλη παράμετρος που έχει σχέση με την εικόνα στα ακτινογραφικά φιλμ, είναι η αντίθεση. Ο όρος αντίθεση χρησιμοποιείται για να περιγράψει τη διαφορά της αμαύρωσης σε δύο περιοχές του φιλμ. Αν μια ακτινογραφία έχει υψηλή αντίθεση, τότε οι περιοχές υψηλής απορρόφησης (π.χ. οστά) φαίνονται πολύ άσπρες, ενώ οι περιοχές χαμηλής απορρόφησης φαίνονται πολύ σκούρες.

Ο βαθμός της κλίσης της χαρακτηριστικής καμπύλης συνδέεται με την αντίθεση. Συγκεκριμένα, η αντίθεση ή γ (Gamma) του φιλμ ορίζεται :

$$\gamma = \frac{D_2 - D_1}{\log E_2 - \log E_1} \quad (3.3.2)$$

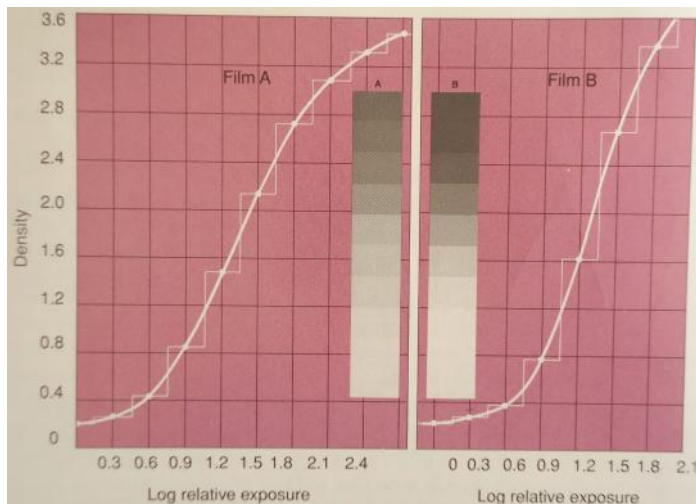
όπου τα σημεία D_1 και D_2 αντιστοιχούν σε πυκνότητες αμαύρωσης ίσες με 0.25 και 2.00 μονάδες αντίστοιχα πάνω από το base plus fog επίπεδο. Ο όρος base plus fog αναφέρεται στην ανεπιθύμητη

αμαύρωση που δημιουργείται από τη βάση και από περιοχές του φιλμ που δεν έχουν ακτινοβοληθεί σκοπίμως. Στην καμπύλη το base plus fog βρίσκεται από το σημείο τομής της καμπύλης με τον άξονα y (εικόνα 3.3.6).



Εικ.3.3.6: το εύρος πυκνοτήτων από 0.45 έως 2.20 καθορίζει την κλίση της καμπύλης. Το base plus fog ορίζεται στα 0.20.

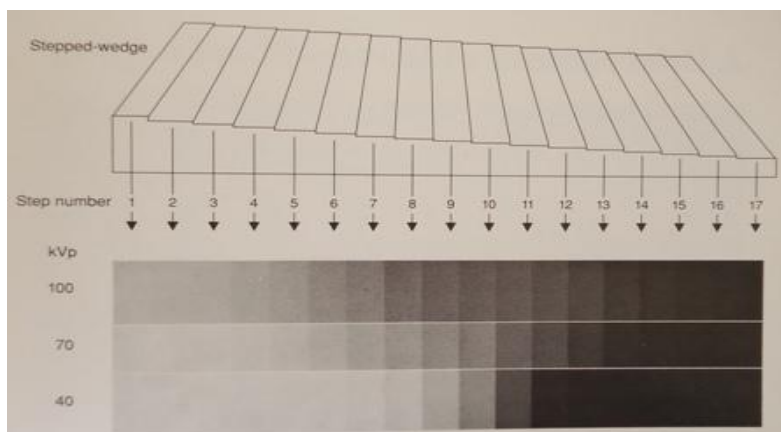
Όσο πιο μεγάλη είναι η κλίση της καμπύλης τόσο μεγαλύτερη είναι η αντίθεση του φιλμ, όπως φαίνεται και στο σχήμα 3.3.7. Υποθέτοντας ότι και τα δύο φιλμ έχουν υποστεί τις ίδιες διαδικασίες έκθεσης και εμφάνισης οι διαφορές μεταξύ τους οφείλονται σε διαφορές στη σύνθεσή τους. Το φιλμ B που έχει πιο απότομη κλίση πράγματι έχει και μεγαλύτερη αντίθεση.



Εικ.3.3.7: διαφορά στο contrast που αναδεικνύεται και από τη διαφορετική κλίση των καμπυλών τους. Το φιλμ B έχει πιο απότομη κλίση οπότε και μεγαλύτερο contrast.

4) Το τελευταίο χαρακτηριστικό του φιλμ είναι το εύρος του, το οποίο υποδηλώνει το εύρος των δομών που μπορούν ικανοποιητικά να απεικονιστούν. Η αντίθεση και το εύρος είναι μεγέθη αντίστροφα, δηλαδή καθώς η αντίθεση του φιλμ αυξάνει, το εύρος μειώνεται και αντίστροφα. Στο σχήμα 3.3.8 φαίνονται τρεις ταινίες που έχουν αποκοπεί από το ίδιο φιλμ και έχουν υποστεί τις ίδιες συνθήκες έκθεσης και εμφάνισης οπότε οι διαφορές μεταξύ τους οφείλονται σε διαφορές της αντίθεσης. Τα φιλμ τοποθετούνται κάτω από σφήνα αλουμινίου προοδευτικού πάχους. Παρατηρείται ότι στα 40 kVp η αντίθεση είναι μεγαλύτερη από αυτή στα 100 kVp, αλλά στα 40 kVp τα βήματα που είναι ευδιάκριτα μεταξύ τους είναι μόλις επτά (από το 7 μέχρι το 13), ενώ στα 100 kVp το φάσμα αυτό ευρύνεται στα δώδεκα βήματα (από το 4 έως 15). Έτσι αποδεικνύεται ότι όσο αυξάνουν τα kVp και μικραίνει η αντίθεση, αυξάνει η κλίμακα του εύρους των διακριτών βημάτων.

Να σημειωθεί ότι ένα φιλμ δε μπορεί να κριθεί καλύτερο από ένα άλλο χωρίς πρώτα να μελετηθεί η κλινική εικόνα. Το αν θα προτιμηθεί η χρήση φιλμ μεγάλου ή μικρού εύρους, υψηλής ή χαμηλής αντίθεσης, εξαρτάται άμεσα από το είδος της ακτινολογικής εξέτασης. Για παράδειγμα τα φιλμ μεγάλου εύρους κατέχουν πλεονεκτική θέση στις ακτινογραφίες θώρακος, ώστε να διακρίνονται και οι πνεύμονες, ειδάλλως θα εμφανίζονται μαύροι. Από την άλλη τα φιλμ υψηλής αντίθεσης χρησιμοποιούνται σε εξετάσεις με σκιαγραφικά υλικά (ιωδιούχα ή βαριούχα), όπου δίνεται έμφαση στην αντίθεση μεταξύ των γειτονικών ιστών.



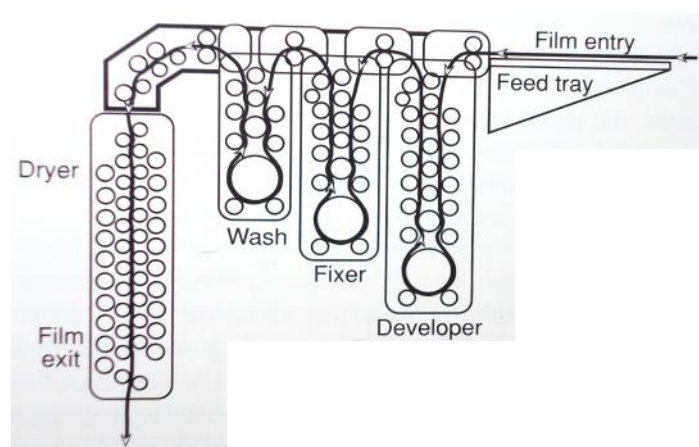
Εικ.3.3.8: εύρος vs αντίθεσης. Καθώς το εύρος αυξάνει η αντίθεση μειώνεται.

3.3.3 Εμφάνιση φιλμ και Ποιοτικός Έλεγχος

3.3.3.1 Επεξεργασία του φιλμ

Μετά το σχηματισμό της λανθάνουσας εικόνας ακολουθεί η εμφάνιση του φιλμ, ώστε να γίνει η λανθάνουσα εικόνα ορατή. Η επιλογή των κατάλληλων παραμέτρων για σωστή αυτόματη εμφάνιση του φιλμ είναι μείζονος σημασίας, γιατί όσο προσεκτικά κι αν έχουν επιλεγθεί οι τεχνικοί παράγοντες για μια αξιόλογη λανθάνουσα εικόνα, κακή επεξεργασία του φιλμ θα οδηγήσει σε κακής ποιότητας ακτινογραφίες.

Στο σχήμα 3.3.9 απεικονίζεται απλοποιημένο ένα αυτόματο εμφανιστήριο, το οποίο μεταφέρει το φιλμ, μέσω συστήματος μεταφοράς με περιστρεφόμενους κυλίνδρους, στα επιμέρους τμήματα. Σε κάθε ένα από τα τέσσερα τμήματα συνδυάζονται οι κατάλληλες συνθήκες, ώστε να επιτελεστούν οι ακόλουθες λειτουργίες.



Εικ.3.3.9: αυτόματο εμφανιστήριο. Το φιλμ εισάγεται και μεταφέρεται με το σύστημα των κυλίνδρων σε όλα τα τμήματα του εμφανιστηρίου: εμφάνιση, στερέωση, έκπλυση και στέγνωμα.

1. εμφάνιση.

Κατά την εμφάνιση οι κρύσταλλοι βρωμιούχου αργύρου που έχουν προσβληθεί από την ακτινοβολία μετατρέπονται σε μικρές συστάδες μεταλλικού αργύρου. Τα κύρια συστατικά του υγρού εμφάνισης είναι :

- ο διαλύτης. Σαν διαλύτης επιλέγεται το νερό, το οποίο απορροφάται από το γαλάκτωμα του φιλμ προκαλώντας τη διόγκωσή του. Έτσι επιτρέπεται η διείσδυση των, διαλυμένων

στο νερό, χημικών εμφάνισης στο γαλάκτωμα και στους κρυστάλλους βρωμιούχου αργύρου.

- τα αντιδραστήρια εμφάνισης. Είναι χημικές ενώσεις που προκαλούν μετατροπή των εκτεθειμένων κρυστάλλων βρωμιούχου αργύρου σε μεταλλικό άργυρο.
- οι καταλύτες. Είναι αλκαλικά διαλύματα που επιταχύνουν τις χημικές αντιδράσεις.
- τα συντηρητικά. Τα αντιοξειδωτικά συντηρητικά, συνήθως θειώδες κάλιο ή νάτριο, επιβραδύνουν την οξείδωση του διαλύματος εμφάνισης και διατηρούν σταθερό το ρυθμό της εμφάνισης.
- χημικές ενώσεις, όπως βρωμιούχο ή ιωδιούχο κάλιο, οι οποίες προστατεύουν τους μη εκτεθειμένους στην ακτινοβολία κρυστάλλους βρωμιούχου αργύρου από τη δράση του υγρού εμφάνισης, ελαχιστοποιώντας έτσι το θόλωμα του φιλμ.
- σκληρυντικές ουσίες, που αποτρέπουν την υπερβολική διόγκωση της ζελατίνης του φιλμ.

Τα χημικά της εμφάνισης που καταναλώνονται κατά τη διάρκεια της όλης διαδικασίας, αναπληρώνονται από ειδικό σύστημα ανεφοδιασμού, ώστε να διατηρούνται τα αντιδραστήρια εμφάνισης στην κατάλληλη ποσότητα. Μετά την ολοκλήρωση του κύκλου εμφάνισης, το φιλμ συμπιέζεται από τους περιστρεφόμενους κυλίνδρους για να απομακρυνθούν τα περιττά αντιδραστήρια που έχουν παραμείνει στη ζελατίνη, και το φιλμ να είναι έτοιμο να περάσει στο επόμενο στάδιο.

2. στερέωση.

Κατά τη φάση της στερέωσης της εικόνας, διαλύονται και απομακρύνονται από το γαλάκτωμα οι κρύσταλλοι βρωμιούχου αργύρου που δεν έχουν προσβληθεί από την ακτινοβολία. Τα βασικά συστατικά του υγρού στερέωσης είναι :

- ο διαλύτης, δηλαδή το νερό, που μαζί με τα διαλυμένα μέσα σ' αυτό χημικά της στερέωσης διεισδύει στις επιστρώσεις του φιλμ.

- οι σταθεροποιητές. Είναι όξινα διαλύματα που απομακρύνουν τους μη εκτεθειμένους κρυστάλλους βρωμιούχου αργύρου από το γαλάκτωμα. Μετά τη δράση των χημικών αυτών οι μη εκτεθειμένες περιοχές μετατρέπονται από άσπρες σε διαφανείς. Αν τα αντιδραστήρια της στερέωσης δε λειτουργήσουν σωστά, οι εναπομείναντες κρύσταλλοι βρωμιούχου αργύρου θα συνεχίσουν να αμαυρώνουν το φιλμ σε μετέπειτα εκθέσεις στην ορατή ακτινοβολία.
- τα συντηρητικά, τα οποία αποτρέπουν την αποσύνθεση των σταθεροποιητών.
- τα σκληρυντικά, συνήθως άλατα αλουμινίου, τα οποία αποτρέπουν την υπερβολική διόγκωση της ζελατίνης. Επίσης σκληραίνουν τις επιστρώσεις ζελατίνης, ώστε να αντέχουν στις εκδορές και στο στέγνωμα με ζεστό αέρα.
- τα οξικά οξέα, που εξουδετερώνουν τυχόν υπολείμματα αλκαλικών διαλυμάτων από τη διαδικασία της εμφάνισης.
- χημικές ουσίες που διατηρούν το pH του διαλύματος στερέωσης σταθερό στην επιθυμητή τιμή.

Τα χημικά της στερέωσης που καταναλώνονται αναπληρώνονται από εξωτερική αντλία ανεφοδιασμού, όπως ακριβώς και στη φάση της εμφάνισης.

3. έκπλυση.

Η έκπλυση του φιλμ γίνεται για να απομακρυνθούν από το φιλμ υπολείμματα των αντιδραστηρίων που χρησιμοποιήθηκαν, ώστε να αποφευχθεί ο αποχρωματισμός του φιλμ και να παραμείνει μόνιμη η υπάρχουσα εικόνα της ακτινογραφίας.

4. στέγνωμα.

Το φιλμ εισέρχεται στο τελευταίο τμήμα του εμφανιστηρίου, το στεγνωτήριο, όπου και στεγνώνεται με θερμό αέρα. Η θερμοκρασία του

στεγνωτηρίου πρέπει να ρυθμίζεται όσο το δυνατόν χαμηλότερα και σύμφωνα πάντα με τις προδιαγραφές του κατασκευαστή.

3.3.3.2 Συνθήκες βέλτιστης επεξεργασίας

Βέλτιστη επεξεργασία σημαίνει :

- επίτευξη των επιθυμητών χαρακτηριστικών (ταχύτητα, αντίθεση, επίπεδα θολώματος) στην επεξεργασμένη εικόνα,
- παρουσίαση ακτινογραφίας χωρίς artifacts και ακτινογραφικό θόρυβο. Τα artifacts είναι κάποιες ατέλειες στην ακτινογραφία, υπό τη μορφή κηλίδων ή γραμμών, που προέρχονται από ακατάλληλη χρήση, έκθεση, εμφάνιση ή συντήρηση.
Ο όρος ακτινογραφικός θόρυβος αναφέρεται σε ανεπιθύμητες τυχαίες διακυμάνσεις στην ακτινογραφία, που επηρεάζουν την ικανότητα διάκρισης των αντικειμένων. Ο ακτινογραφικός θόρυβος είναι κάτι ανάλογο του θορύβου στην τηλεόραση και στο ραδιόφωνο, όπου δημιουργούνται «παράσιτα» λόγω ασθενούς σήματος. Η κυριότερη αιτία ακτινογραφικού θορύβου είναι ο ανεπαρκής αριθμός φωτονίων που προσπίπτουν στο φιλμ.
- παραγωγή ακτινογραφιών με μέγιστη αξιοποίηση της ακτινοβολίας που λαμβάνουν από την πρωτογενή ακτινολογική εικόνα, επομένως και μείωση της έκθεσης του ασθενή, και
- καθημερινή συνέπεια στην αποτελεσματικότητα της εμφάνισης.

Προκειμένου να εξασφαλιστεί η βέλτιστη επεξεργασία του φιλμ, θα πρέπει να τηρούνται οι συστάσεις του κατασκευαστή για :

1. τη χρονική διάρκεια του κύκλου επεξεργασίας του φιλμ,
2. τα κατάλληλα χημικά,
3. το ρυθμό αναπλήρωσης των αντιδραστηρίων,
4. τις θερμοκρασίες (των διαλυμάτων και του στεγνωτηρίου),
5. τη συντήρηση του εμφανιστηρίου, και
6. τον ποιοτικό έλεγχο του εμφανιστηρίου.

Διάρκεια κύκλου επεξεργασίας.

Ο κύκλος επεξεργασίας για τα περισσότερα αυτόματα εμφανιστήρια διαρκεί 90 sec, για μια τυπική επεξεργασία. Σε εξετάσεις όπου χρησιμοποιούνται φιλμ μονής επίστρωσης, προτιμάται το εμφανιστήριο να ρυθμίζεται στον παρατεταμένο κύκλο επεξεργασίας, κατά τον οποίο το φιλμ παραμένει για περισσότερο χρόνο στη φάση της εμφάνισης. Με αυτή τη μέθοδο αυξάνεται η ταχύτητα και η αντίθεση κάποιων φιλμ μονής επίστρωσης, όπως τα φιλμ μαστογραφίας, χωρίς να επηρεάζεται σημαντικά το θόλωμα του φιλμ. Η αύξηση της ταχύτητάς τους επιτρέπει και μείωση στην έκθεση του ασθενή κατά ένα ποσοστό περίπου 35%, συγκρινόμενο με ακτινογραφίες που λαμβάνονται από τυπική επεξεργασία. Παρόλ' αυτά ο παρατεταμένος κύκλος επεξεργασίας δεν συνιστάται για τα φιλμ διπλής επίστρωσης.

Χημικά.

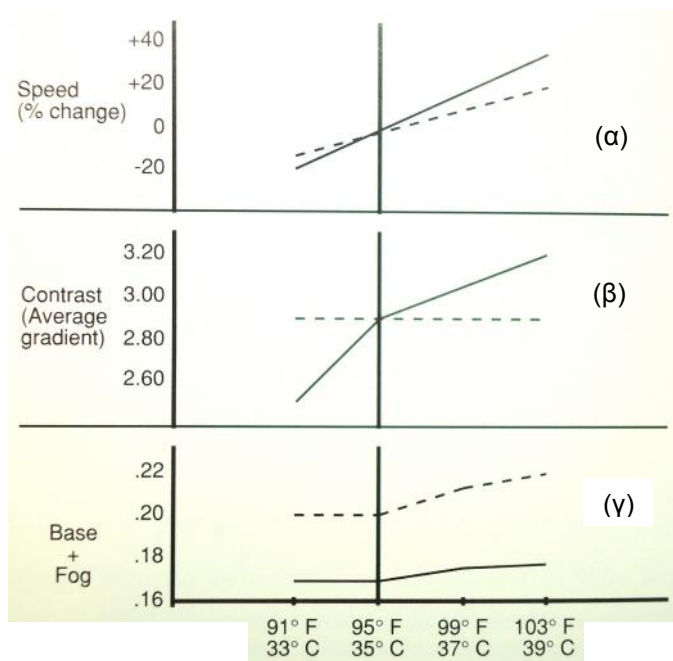
Ο κάθε κατασκευαστής, αφού έχει κάνει τους κατάλληλους ελέγχους, προτείνει συγκεκριμένες χημικές ουσίες και συνθήκες για τη βέλτιστη επεξεργασία των φιλμ. Παρόλο που τα χημικά αντιδραστήρια των περισσότερων εταιρειών είναι παρόμοια, οι διαφορές μεταξύ τους προκύπτουν είτε από τη διαφορετική συγκέντρωση των συμπυκνωμένων διαλυμάτων που παρέχει η εταιρεία, είτε στον τρόπο που το προσωπικό αραιώνει τα συμπυκνωμένα διαλύματα. Οι διακυμάνσεις αυτές στη συγκέντρωση των χημικών διαλυμάτων μπορούν να αποτελέσουν αιτία υποβάθμισης της ποιότητας της ακτινογραφικής εικόνας.

Ρυθμός ανεφοδιασμού.

Ο ανεφοδιασμός των χημικών είναι απαραίτητος ώστε να διατηρούνται οι συγκεντρώσεις των διαλυμάτων της εμφάνισης και στερέωσης σε σταθερά επίπεδα. Ο σωστός ρυθμός ανεφοδιασμού εξασφαλίζει μείωση των artifacts στην τελική εικόνα και μονιμότητα της ακτινογραφίας. Ο ρυθμός ανεφοδιασμού καθορίζεται από τη συνολική ποσότητα του φιλμ που εισάγεται στο εμφανιστήριο για επεξεργασία (είτε συνολική επιφάνεια είτε συνολικό μήκος του φιλμ).

Θερμοκρασία.

Το σχήμα 3.3.10 δείχνει την επίδραση της θερμοκρασίας στα χαρακτηριστικά του φιλμ (ταχύτητα, αντίθεση, επίπεδο base plus fog). Από τα σχεδιαγράμματα παρατηρείται ότι όταν η θερμοκρασία είναι χαμηλότερη από την προτεινόμενη η αντίθεση και η ταχύτητα του φιλμ μειώνονται με αποτέλεσμα να χρειάζεται αύξηση της έκθεσης ώστε να δημιουργηθεί ακτινογραφία συγκρίσιμης οπτικής πυκνότητας. Σε θερμοκρασίες μεγαλύτερες της ιδανικής, η ταχύτητα και η αντίθεση του φιλμ αυξάνονται. Αυτό μπορεί να επιτρέπει κάποια μείωση στη δόση του ασθενούς και παραγωγή ακτινογραφιών αυξημένης αντίθεσης αλλά επιφέρει και πολλά μειονεκτήματα. Πρώτον, το επίπεδο base plus fog αυξάνεται, δεύτερον, σε μεγάλες θερμοκρασίες τα διαλύματα εμφάνισης δε λειτουργούν σωστά, και τρίτον, καθώς αυξάνεται η θερμοκρασία αναμένεται και αύξηση του ακτινογραφικού θορύβου.



Εικ.3.3.10: επίδραση της θερμοκρασίας του εμφανιστηρίου στο φιλμ και συγκεκριμένα (α) στην ταχύτητα, (β) στο contrast, (γ) στο base plus fog.

Η συνεχής γραμμή αφορά φιλμ μονής επικάλυψης και η διακεκομμένη φιλμ διπλής επικάλυψης – διπλής πινακίδας. Η κάθετη γραμμή αντιστοιχεί στην ιδανική θερμοκρασία για κύκλο επεξεργασίας 90 sec.

Προληπτική συντήρηση.

Τα αυτόματα εμφανιστήρια είναι σύνθετα μηχανήματα που συνδυάζουν χημικά, μηχανικά, ηλεκτρικά και ηλεκτρονικά συστήματα. Για να αποδίδει στο βέλτιστο θα πρέπει όλα αυτά τα συστήματα να λειτουργούν μέσα στα όρια που ορίζει ο κατασκευαστής. Ακόμα και αποκλίσεις που μπορεί να φαίνονται

ασήμαντες, όπως αύξηση της θερμοκρασίας κατά έναν βαθμό ή μικρή μετατόπιση ενός κυλίνδρου μεταφοράς, είναι ικανές να προκαλέσουν ανεπιθύμητα artifacts στις επεξεργασμένες ακτινογραφίες.

Τα εμφανιστήρια αποτελούν σημαντικό κομμάτι της διαγνωστικής διαδικασίας και γι' αυτό θα πρέπει να ελέγχονται συχνά και συντηρούνται σωστά. Προκειμένου να διατηρηθεί η απόδοσή τους είναι απαραίτητο να πραγματοποιούνται οι προγραμματισμένοι περιοδικοί έλεγχοι που συνιστά ο κατασκευαστής.

ΕΛΕΓΧΟΣ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ (QUALITY CONTROL).

Ένας από τους σημαντικότερους παράγοντες για την ασφαλή λειτουργία των εργαστηρίων ακτινοβολιών ιατρικών εφαρμογών και τη βελτιστοποίηση της ακτινοπροστασίας ασθενών και προσωπικού είναι η διενέργεια περιοδικών ελέγχων ποιότητας (Quality Control) καθώς και η διασφάλιση ποιότητας (Quality Assurance). Οι δύο αυτοί όροι συχνά συγχέονται, αλλά γενικά ισχύει ότι τα προγράμματα διασφάλισης ποιότητας (QA) γίνονται για την παρακολούθηση της ορθής έκθεσης του ασθενούς και για τη σωστή ερμηνεία των ακτινογραφικών εικόνων, και από την άλλη οι έλεγχοι ποιότητας (QC) γίνονται για τη διασφάλιση βέλτιστης εικόνας που προκύπτει από μηχανήματα καλής απόδοσης. Ανάμεσα στα εξαρτήματα του Ακτινοδιαγνωστικού συστήματος που ελέγχονται περιοδικά ανήκουν η λυχνία, το εμφανιστήριο, τα φιλμ και οι κασέτες.

Η καθημερινή χρήση των παραπάνω εξαρτημάτων επηρεάζει τις παραμέτρους που καθορίζουν την απόδοσή τους, και οποιαδήποτε μεταβολή αυτών μπορεί να οδηγήσει σε υποβάθμιση της ποιότητας των ακτινογραφιών. Η περιοδικότητα των ελέγχων ποιότητας ποικίλλει ανάλογα με τις παραμέτρους που εξετάζονται. Οι καθημερινοί έλεγχοι αποτελούν έναν εύκολο και γρήγορο τρόπο παρακολούθησης των βασικών χαρακτηριστικών των ακτινογραφιών. Κάποιες από τις παραμέτρους που παρακολουθούνται στους καθημερινούς ελέγχους είναι η θερμοκρασία του εμφανιστηρίου, η ταχύτητα και η αντίθεση του φιλμ, ενδεχόμενα artifacts στις εικόνες. Στους τριμηνιαίους, εξαμηνιαίους ή ετήσιους ελέγχους συγκαταλέγεται ο έλεγχος γεωμετρίας της δέσμης, παροχής της λυχνίας, ακρίβειας χρονομέτρου. Στην περίπτωση που εντοπιστούν αποκλίσεις από τα καθορισμένα όρια και

αλλαγές στην απόδοση, τότε είναι αναγκαίο να γίνουν οι απαραίτητες διορθώσεις για τη βελτίωση της λειτουργίας του ακτινοδιαγνωστικού απεικονιστικού συστήματος.

Η Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας (ΕΕΑΕ) ως αρμόδια αρχή σε θέματα ακτινοπροστασίας εκδίδει, όπως προβλέπεται από τη σχετική νομοθεσία, πρωτόκολλα ελέγχων ποιότητας εργαστηρίων ακτινοβολιών με κύριους στόχους :

- τη θέσπιση ορίων αποδοχής για κάθε παράμετρο λειτουργίας των συστημάτων ακτινοβολιών, η υπέρβαση των οποίων σημαίνει αυτόματα τη λήψη απαραίτητων διορθωτικών μέτρων ή την παύση λειτουργίας των συστημάτων για κλινικές εφαρμογές και
- τον καθορισμό της περιοδικότητας των ελέγχων ποιότητας για κάθε παράμετρο λειτουργίας και σημείο ελέγχου.

Σε περίπτωση που οι κατασκευάστριες εταιρείες των συστημάτων συστήνουν περισσότερους ελέγχους και αυστηρότερα όρια αποδοχής τότε αυτά θα πρέπει να υιοθετούνται. Η αποτελεσματικότητα των ελέγχων ποιότητας είναι πολύ σημαντική, γι' αυτό είναι αυτονόητο πως η ομάδα ανθρώπων που είναι υπεύθυνη για την έκδοση των πρωτοκόλλων θα πρέπει να έχει το κατάλληλο επιστημονικό υπόβαθρο και εμπειρία. Για την ορθή εφαρμογή τους είναι απαραίτητο τα άτομα που διενεργούν τους ελέγχους να είναι κατάλληλα εκπαιδευμένα, όπως επίσης και το ακτινολογικό εργαστήριο να έχει πρόσβαση στον απαιτούμενο εξοπλισμό (όργανα και ομοιώματα). Η μέριμνα για τη διεξαγωγή των απαιτούμενων ελέγχων ποιότητας είναι ευθύνη του υπευθύνου του εργαστηρίου, ενώ η οργάνωση, η εποπτεία, η εκτέλεση και η αξιολόγηση των αποτελεσμάτων γίνεται από τον υπεύθυνο ακτινοπροστασίας Ακτινοφυσικό Ιατρικής. Η εφαρμογή των πρωτοκόλλων ελέγχεται από την ΕΕΑΕ.

Τα πρωτόκολλα περιοδικών ελέγχων ποιότητας των ακτινολογικών συστημάτων βρίσκονται υπό συνεχή εξέλιξη, καθώς τα ήδη υπάρχοντα επανεξετάζονται από το αρμόδιο προσωπικό για επιβεβαίωση της αξιοπιστίας τους και καταβάλλεται προσπάθεια έκδοσης νέων, βελτιωμένων πρωτοκόλλων που να καλύπτουν τις αδυναμίες των προηγούμενων.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

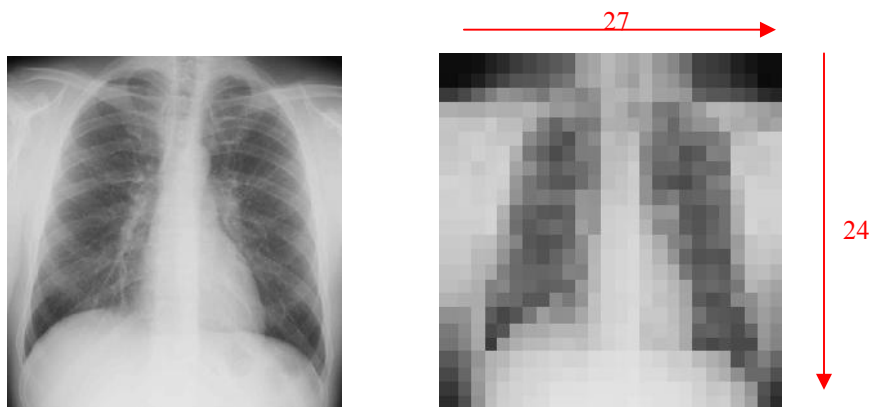
ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΨΗΦΙΑΚΗ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑ – COMPUTED RADIOGRAPHY

4.1 ΨΗΦΙΑΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ

Τα αναλογικά ακτινογραφικά συστήματα λειτούργησαν αποδοτικά για πάνω από έναν αιώνα, παρέχοντας διαγνωστικές εικόνες καλής ποιότητας. Εντούτοις, στην αναλογική ακτινολογία συναντώνται κάποιοι περιορισμοί, οι οποίοι μπορούν να αρθούν με την εισαγωγή της ψηφιακής τεχνολογίας. Η ψηφιακή απεικόνιση εισήλθε στον τομέα της Ακτινοδιαγνωστικής περί τα μέσα της δεκαετίας του '80 και διαφέρει από την κλασική ως προς τη μέθοδο καταγραφής, την παρουσίαση και την αποθήκευση.

Η αναλογική ακτινογραφία ονομάστηκε έτσι διότι επεξεργάζεται αναλογικά σήματα. Το πλάτος ενός αναλογικού σήματος μπορεί να πάρει οποιαδήποτε τιμή, αφού παρουσιάζει μια συνεχή διακύμανση μεταξύ των οριακών τιμών. Ένας εναλλακτικός τρόπος αναπαράστασης των σημάτων είναι αυτός της ακολουθίας αριθμών, όπου ο καθένας από αυτούς παριστά το πλάτος του σήματος σε μια δεδομένη χρονική στιγμή. Το σήμα αυτό ονομάζεται ψηφιακό σήμα και βρίσκει εφαρμογή στην υπολογιστική ψηφιακή ακτινολογία. Το πλάτος του ψηφιακού σήματος παύει να παίρνει συνεχείς τιμές και υφίσταται τη λεγόμενη ψηφιοποίηση.

Πιο πρακτικά τα παραπάνω σημαίνουν ότι στην αναλογική ακτινογραφία οι κόκκοι στην επιφάνεια του φιλμ είναι ανεπαίσθητα μικροί (συνεχής ακολουθία από μικροσκοπικούς κρυστάλλους βρωμιούχου αργύρου) και οι αποχρώσεις του γκρι έχουν συνεχείς τιμές. Στην ψηφιακή ακτινογραφία από την άλλη, οι αποχρώσεις του γκρι παίρνουν μόνο πεπερασμένες τιμές και στην εικόνα υπάρχει πεπερασμένος αριθμός σημείων προς ανάλυση, τα λεγόμενα pixel – συντομογραφία του picture element. Μια απεικόνιση δύο ίδιων εικόνων στο αναλογικό και στο ψηφιακό σύστημα αντίστοιχα φαίνεται στην εικόνα 4.1.1.



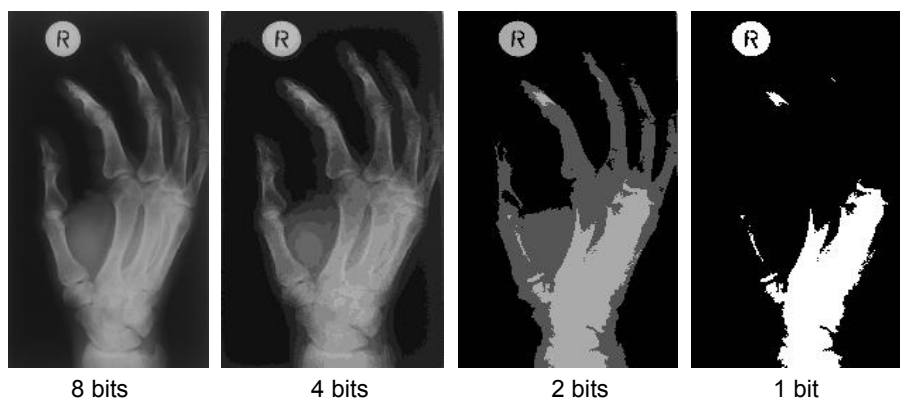
Εικ.4.1.1: αναλογική vs ψηφιακή εικόνα. (αριστερά) Στην αναλογική οι αποχρώσεις του γκρι μεταβάλλονται με συνεχή τρόπο, (δεξιά) στην ψηφιακή υπάρχουν πεπερασμένες αποχρώσεις και διάκριτος αριθμός ρixel (27×24).

Αυτή η διάταξη των ρixel διαμορφώνει τον πίνακα της εικόνας. Ο πίνακας αποτελείται από ορθογώνια ή τετράγωνη διάταξη κελιών, όπου το καθένα αντιστοιχεί σε μια τιμή ρixel. Η τιμή του κάθε ρixel, που είναι θετικός ακέραιος αριθμός, καθορίζει τη φωτεινότητα στην αντίστοιχη θέση της εικόνας. Ανάλογα την εφαρμογή της ψηφιακής απεικόνισης καθορίζεται και το μέγεθος του πίνακα εικόνας, δηλαδή ο αριθμός των ρixel. Για παράδειγμα για μια ακτινογραφία γενικού σκοπού μια μέση τιμή μεγέθους πίνακα είναι τα 5 Μpixel, ενώ για μία μαστογραφία όπου οι λεπτομέρειες είναι πιο σημαντικές ο πίνακας μπορεί να φτάνει και τα 29 Μpixel. Όσο πιο πολλά τα ρixel του πίνακα τόσο πιο μικρό το μέγεθός τους, άρα και μεγαλύτερη ευκρίνεια. Στον πίνακα 4.1.1 συνοψίζονται τα μεγέθη πινάκων που χρησιμοποιούνται σε τομείς της Ιατρικής Απεικόνισης.

Τομέας	Μέγεθος πίνακα
Πυρηνική Ιατρική	64 × 64
Διαγνωστική Υπερηχοτομογραφία	128 × 128
Υπολογιστική Τομογραφία (CT)	
MRI	512 × 512
Υπέρηχος	
Ψηφιακή Ακτινογραφία	1024 × 1024
Αγγειογραφία	
CR	2046 × 2046 ή 4096 × 4096

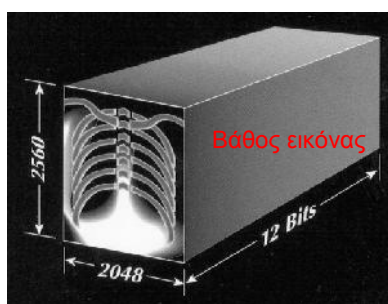
Πίνακας 4.1.1: μεγέθη πινάκων εικόνων για διάφορους τομείς Ιατρικής Απεικόνισης.

Δεδομένου ότι τα ψηφιακά κυκλώματα των υπολογιστών χρησιμοποιούν το δυαδικό σύστημα αρίθμησης, συνεπάγεται ότι η πληροφορία των εικόνων, δηλαδή οι αποχρώσεις του γκρι, θα πρέπει να κωδικοποιηθεί σε bits, με τιμές 0 ή 1. Ανάλογα τον τομέα της Ιατρικής Απεικόνισης οι εικόνες κωδικοποιούνται σε 8, 10 ή 12 bits με αντίστοιχα : $2^8=256$, $2^{10}=1024$ ή $2^{12}=4096$ χρωματικά επίπεδα. Το κάθε pixel μπορεί να πάρει μία από αυτές τις 256, 1024 ή 4096 αποχρώσεις. Στο CR χρησιμοποιείται κωδικοποίηση 12-bits. Ο αριθμός των bits στην εικόνα ονομάζεται βάθος εικόνας. Η επίδραση που έχει το βάθος εικόνας στις ακτινογραφίες φαίνεται στις παρακάτω τέσσερις ακτινογραφίες διαφορετικών bits.



Εικ.4.1.2 : ίδια απεικόνιση με διαφορετικά βάθη εικόνων.

Μια ψηφιακή εικόνα μπορεί να συγκριθεί με έναν κύβο :



εικ.4.1.2 : μέγεθος πίνακα (pixels) και βάθος εικόνας (bits).

Έτσι ο υπολογισμός του μεγέθους εικόνας γίνεται πολλαπλασιάζοντας τα pixels με το βάθος εικόνας (σε bytes). Για το συγκεκριμένο παράδειγμα είναι :

$$2560 \times 2048 \text{ (μέγεθος πίνακα)} \times 2 \text{ bytes} = 5.2 \text{ Mpixel} \times 2 \text{ bytes} = 10.4 \text{ MB}$$

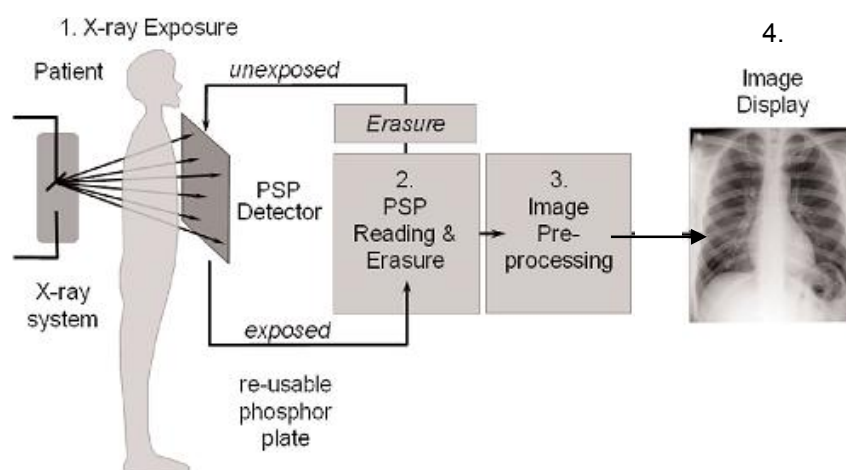
[Να σημειωθεί ότι τα 10 και 12 bits θεωρούνται ότι συμπληρώνουν 2 bytes.]

4.2 ΓΕΝΙΚΗ ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ CR

Η τεχνολογία CR βασίζεται στην ψηφιακή απεικόνιση και είναι το υποκατάστατο για το αναλογικό ακτινολογικό φιλμ, τους σκοτεινούς θαλάμους και τα χημικά εμφανιστήρια. Είναι οικονομικά προσιτή καθώς χρησιμοποιεί τις υπάρχουσες δομές ενός εξεταστικού θαλάμου, όπως την ακτινολογική λυχνία και την εξεταστική τράπεζα.

Οι κασέτες που χρησιμοποιούνται στην υπολογιστική ακτινογραφία έχουν παρόμοια μορφή με εκείνες της αναλογικής, μόνο που αντί για φιλμ εμπεριέχουν πλάκα φωσφόρου στην οποία αποθηκεύεται η εικόνα. Οι πλάκες φωσφόρου λειτουργούν σαν ανιχνευτές των φωτονίων $-X$, με τα οποία αλληλεπιδρούν για να παραχθεί η λανθάνουσα εικόνα.

Στην εικόνα 4.2.1 φαίνονται σε γενικές γραμμές τα στάδια από τη λήψη μέχρι και την παρουσίαση της ακτινογραφικής εικόνας.



Εικ.4.2.1 : στάδια λήψης εικόνας στο CR σύστημα: (1)έκθεση ασθενούς και κασέτας. (2)ανάγνωση και διαγραφή πλάκας φωσφόρου. (3)επεξεργασία αρχικής εικόνας. (4)παρουσίαση τελικής εικόνας.

Κατά την έκθεση το φωταυγάζον υλικό της πλάκας αποθηκεύει την απορροφούμενη ενέργεια των φωτονίων $-X$ μέσα στην κρυσταλλική του δομή ώστε να σχηματίσει το λανθάνον είδωλο. Μετά τη λήψη η πλάκα μεταφέρεται σε μια συσκευή, το λεγόμενο CR Reader, όπου γίνεται η «ανάγνωση». Εκεί, σαρώνεται με μια δέσμη laser η οποία διεγείρει φωταύγεια ανάλογη της τοπικής έκθεσης σε ακτίνες $-X$. Το εκπεμπόμενο φως ανιχνεύεται από φωτοπολλαπλασιαστή και μετατρέπεται σε ηλεκτρικό σήμα, και στη συνέχεια

σε ψηφιακό, με τη βοήθεια ενός Analog-to-Digital Converter. Μετά την ανάγνωση η πλάκα φωσφόρου καθαρίζεται από τα υπόλοιπα σήματος, ώστε να μπορέσει να ξαναχρησιμοποιηθεί. Στο στάδιο 3 γίνεται κατάλληλη επεξεργασία της εικόνας μέσω του υπολογιστή, ώστε να βελτιωθούν τα χαρακτηριστικά της (π.χ. αντίθεση, θόρυβος) και στο στάδιο 4 εμφανίζεται η τελική εικόνα στην οθόνη του συστήματος, περίπου 30 δευτερόλεπτα αφότου η κασέτα έχει εισαχθεί στον σαρωτή.

4.3 ΠΛΑΚΑ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ – IMAGING PLATE (IP)

4.3.1 Αρχές λειτουργίας IP

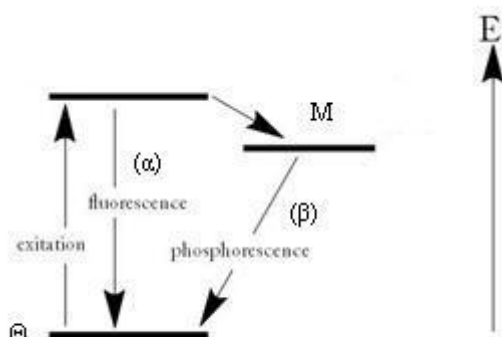
Η πλάκα απεικόνισης, ή αλλιώς πλάκα φωσφόρου, ή αλλιώς PSP (Photostimulable Phosphor) ανιχνευτής, τοποθετείται μέσα σε κασέτα παρόμοιας μορφής με του αναλογικού. Το φωταυγάζον υλικό της πλάκας απορροφά την ενέργεια των φωτονίων X , αποθηκεύει ένα τμήμα της και το μετατρέπει σε οπτική ακτινοβολία μέσω του φαινομένου της φωτοδιεγερόμενης φωταύγειας (PSL – Photostimulated Luminescence).

Ο όρος φωταύγεια αναφέρεται στα φαινόμενα εκπομπής οπτικής ακτινοβολίας από υλικά, όταν η εκπομπή δεν οφείλεται στη θέρμανση των υλικών μέχρι πυρακτώσεως.

Όταν ένα φωτόνιο εναποθέτει ενέργεια στο φωταυγάζον υλικό της πλάκας, τρεις μορφές φωταύγειας λαμβάνουν χώρα, ο φθορισμός, ο φωσφορισμός και η φωτοδιεγερόμενη φωταύγεια. Κατά το φθορισμό η απορρόφηση ενέργειας από ηλεκτρόνια του υλικού τα μεταφέρει σε διεγερμένη ενεργειακή κατάσταση και από εκεί επιστρέφουν άμεσα στη θεμελιώδη με εκπομπή ορατών φωτονίων. Ο φθορισμός αποτελεί τη βάση της λειτουργίας των ενισχυτικών πινακίδων στην αναλογική ακτινογραφία. Στο CR οι IPs εκπέμπουν φθορισμό αλλά δεν αποτελεί την κύρια αρχή απεικόνισης.

Εάν υπάρχει ενεργειακή μετασταθερή κατάσταση μεταξύ της θεμελιώδους και της διεγερμένης, τότε αυτή δρα σαν «ενεργειακή παγίδα» των ηλεκτρονίων, με αποτέλεσμα η εκπομπή φωταύγειας να καθυστερεί για

μεγαλύτερο χρονικό διάστημα. Αυτό είναι το φαινόμενο του φωσφορισμού. Μια απλοϊκή απεικόνιση του φθορισμού και φωσφορισμού φαίνεται στην εικόνα 4.3.1.



Εικ.4.3.1 : (α)φθορισμός, ταχεία επιστροφή του ηλεκτρονίου στη θεμελιώδη κατάσταση. (β)φωσφορισμός, επιστροφή του ηλεκτρονίου στη θεμελιώδη κατάσταση μετά από καθυστέρηση στη μετασταθερή κατάσταση M.

Τα άτομα της πλάκας σχηματίζουν ανόργανο κρυσταλλικό πλέγμα με τα ηλεκτρόνια να μπορούν να μετακινούνται μέσα στη ζώνη σθένους, χωρίς την ανάγκη πρόσθετης ενέργειας. Η ζώνη σθένους διαχωρίζεται από τη ζώνη αγωγιμότητας με μία απαγορευμένη ζώνη ενέργειας λίγων eV. Εάν ηλεκτρόνια της ζώνης σθένους αποκτήσουν ενέργεια με κάποια φυσική διαδικασία, π.χ. κατά την αλληλεπίδραση με ιοντίζουσα ακτινοβολία, ανεβαίνουν στη ζώνη αγωγιμότητας αφήνοντας ένα ενεργειακό κενό στη ζώνη σθένους, το οποίο ονομάζεται θετική οπή. Στην πράξη λόγω ατελειών στο κρυσταλλικό πλέγμα ή λόγω παρουσίας προσμίξεων δημιουργούνται ενεργειακές καταστάσεις ηλεκτρονίων εντός της απαγορευμένης ζώνης. Οι ενεργειακές αυτές καταστάσεις ονομάζονται κέντρα $-F$, από το γερμανικό *Farbzentren*, και αποτελούν ενεργειακές παγίδες των ηλεκτρονίων. Η αποπαγίδευση των ηλεκτρονίων πραγματοποιείται είτε αυθόρμητα, περίπτωση φωσφορισμού, είτε με προσφορά ενέργειας από οπτική ακτινοβολία κατάλληλου μήκους κύματος, περίπτωση φωτοδιεγερόμενης φωταύγειας.

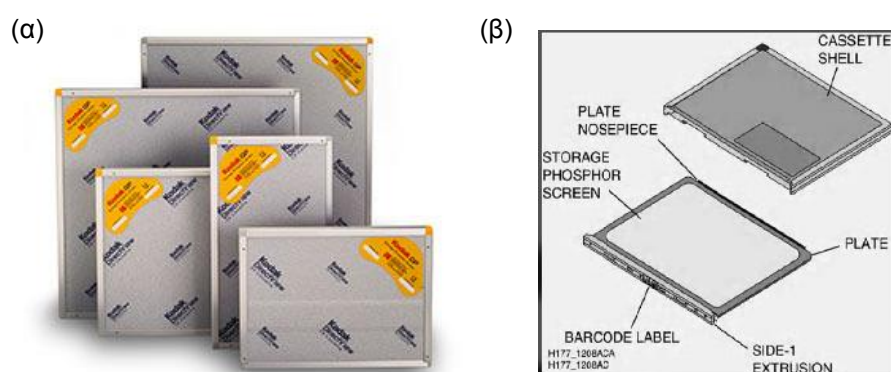
Τα παγιδευμένα ηλεκτρόνια συνιστούν τη μη ορατή λανθάνουσα εικόνα η οποία εξάγεται από την πλάκα φωσφόρου με laser χαμηλής ενέργειας (~2 eV). Τα πιο συνήθη είναι τα laser He-Ne ($\lambda=633$ nm) και laser δίοδου ($\lambda\approx 680$ nm). Τα ορατά φωτόνια που εκπέμπονται κατά την επιστροφή των ηλεκτρονίων στη σταθερή κατάσταση έχουν ενέργεια περί τα 3 eV ($\lambda\approx 410$ nm).

Ο αριθμός των παγιδευμένων ηλεκτρονίων, οπότε και ο αριθμός των φωτονίων της PSL που εκπέμπονται, είναι ανάλογος της ενέργειας των ακτίνων $-X$ που απορροφήθηκαν τοπικά από τον κρύσταλλο.

4.3.2 Δομή IP

Από τις ενώσεις που θα μπορούσαν να αποτελούν την πλάκα φωσφόρου επιλέγονται αυτές που έχουν τα επιθυμητά χαρακτηριστικά, δηλαδή κορυφή ενέργειας απορρόφησης κοντά στο μήκος κύματος εκπομπής των κοινών laser, κορυφή ενέργειας εξαναγκασμένης εκπομπής εύκολα απορροφήσιμη από κοινούς φωτοπολλαπλασιαστές και διατήρηση της λανθάνουσας εικόνας χωρίς σημαντικές απώλειες λόγω φθορισμού ή φωσφορισμού. Οι ενώσεις που καλύπτουν περισσότερο αυτές τις προϋποθέσεις είναι οι αλκαλικοί κρύσταλλοι με προσμίξεις σπανίων γαιών, και συγκεκριμένα τα Βαριούχα Φθοριο-αλογονίδια με ενεργοποιητή Ευρώπιο : $BaFBr:Eu^{2+}$, $BaF(BrI):Eu^{2+}$, $BaFI:Eu^{2+}$. Τα ίχνη του Eu^{2+} δημιουργούν τις ενεργειακές παγίδες στον κρύσταλλο.

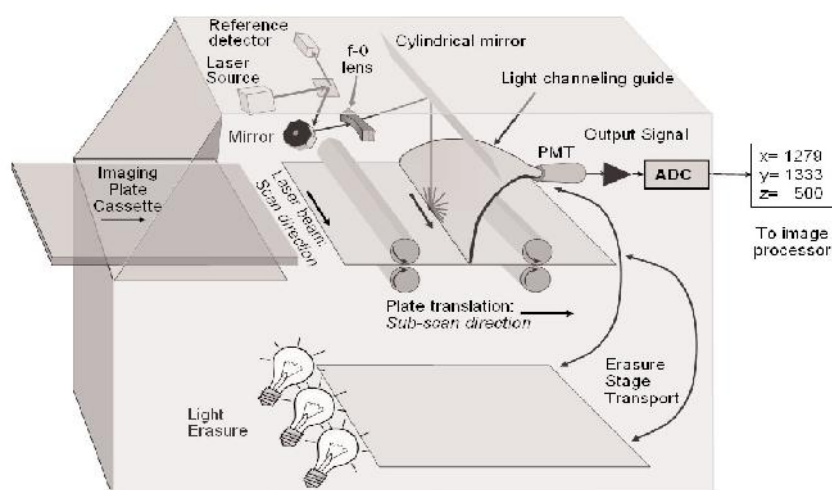
Η πλάκα φωσφόρου είναι τοποθετημένη μέσα σε κασέτα η οποία προστατεύει την πλάκα από μηχανικές κακώσεις και επιτρέπει την ασφαλή μεταφορά και τοποθέτησή της κάτω από τον ασθενή. Διατίθενται κασέτες διαφόρων μεγεθών και κάθε κασέτα CR έχει ενσωματωμένο το δικό της barcode για την αποτύπωση των στοιχείων του ασθενούς (εικόνα 4.3.2).



Εικ.4.3.2 : (α)κασέτες Kodak διαφόρων διαθέσιμων μεγεθών. (β)δομή κασέτας.

4.4 ΑΝΑΓΝΩΣΗ ΠΛΑΚΑΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΣΤΟ CR READER

Μετά την ακτινοβόληση η πλάκα φωσφόρου τοποθετείται στο CR reader για να εξαχθεί η λανθάνουσα εικόνα, να επεξεργαστεί και να παραχθεί η τελική εικόνα. Τα κύρια εξαρτήματα που συνθέτουν το CR reader φαίνονται στην εικόνα 4.4.1.



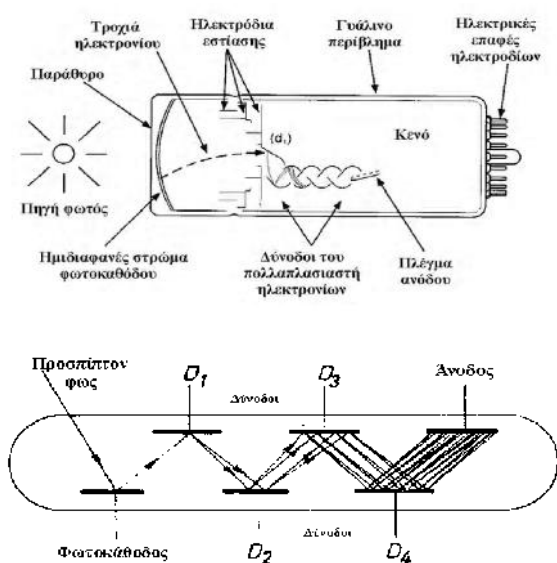
Εικ.4.4.1 : Επιμέρους λειτουργίες του CR reader. Η πλάκα κινούμενη από τους κυλίνδρους σαρώνεται από το laser, το σήμα ψηφιοποιείται και το εναπομένον σήμα διαγράφεται για να επιστρέψει η πλάκα στην κασέτα.

Το κόκκινο ή υπέρυθρο φως του laser, διόδου ή He-Ne αντίστοιχα, ανακλώμενο από το σύστημα καθρεπτών και φακών, σαρώνει την επιφάνεια της πλάκας με τέτοιο τρόπο, όπως ένα ηλεκτρονικό «ποτάμι» κατευθύνεται στην οθόνη της τηλεόρασης για να παράγει την εικόνα και διεγείρει φωταύγεια (PSL φως) με ένταση ανάλογη του αριθμού των φωτονίων $-X$ που απορροφήθηκαν τοπικά από τον φώσφορο.

Η ισχύς του laser καθορίζει το κλάσμα των ηλεκτρονίων που θα απελευθερωθούν από τα κέντρα $-F$, τη χρονική καθυστέρηση του φωσφορισμού καθώς και το ποσοστό του εναπομείναντος σήματος. Υψηλότερη ισχύς μπορεί να απελευθερώσει περισσότερα ηλεκτρόνια, αλλά θα οδηγήσει σε αλλοίωση της χωρικής διακριτικής ικανότητας, διότι η διείσδυση της δέσμης στα βαθύτερα στρώματα φωσφόρου προκαλεί διάχυση του διεγείροντος φωτός και σκεδάσεις, δημιουργώντας διεγειρόμενη φωταύγεια στη διαδρομή του. Ο χρόνος σάρωσης εξαρτάται από το μέγεθος

της κασέτας, τον κατασκευαστή και την ταχύτητα σάρωσης του laser. Τυπικοί χρόνοι σάρωσης κυμαίνονται από 30 έως 60 sec.

Τα φωτόνια της PSL συλλέγονται από τον φωτο-οδηγό (light guide) και κατευθύνονται προς τον φωτοπολλαπλασιαστή. Ένα ειδικό οπτικό φίλτρο πρέπει να τοποθετείται μπροστά από τον Φ/Π για να μπλοκάρει το φως του laser από το φως της PSL, που είναι πολύ μικρότερης έντασης. Ο Φ/Π είναι ένας αερόκενος σωλήνας που μετατρέπει τα φωτόνια σε ηλεκτρικό σήμα. Αποτελείται από τη φωτοκάθοδο, τις δυνόδους οι οποίες είναι μια σειρά 10 – 12 ηλεκτροδίων και την άνοδο. Όταν στο υλικό της φωτοκαθόδου προσπέσουν φωτόνια, εξάγουν ηλεκτρόνια. Μεταξύ καθόδου – ανόδου εφαρμόζεται υψηλή τάση. Τα αρχικά ηλεκτρόνια της φωτοκαθόδου επιταχυνόμενα μεταξύ των δυνόδων αποσπούν από αυτές ηλεκτρόνια, έτσι ώστε το τελικό ηλεκτρικό φορτίο που φτάνει στην άνοδο να είναι περίπου 10^6 φορές μεγαλύτερο από εκείνο που έχει εκπέμψει η φωτοκάθοδος. Το φορτίο της ανόδου συλλέγεται από έναν υψηλής ποιότητας πυκνωτή C, οπότε στα άκρα του πυκνωτή δημιουργείται ένας παλμός δυναμικού $V=Q/C$. Οι μετατροπές ενέργειας από τον Φ/Π είναι γραμμικές, έτσι ώστε το ύψος του παλμού να είναι ανάλογο της ενέργειας που απορροφήθηκε στον κρύσταλλο. Το υλικό της φωτοκαθόδου έχει μέγιστο ευαισθησίας στα 400 nm, που συμπίπτει με την περιοχή εκπομπής του φωταυγάζοντος υλικού, οπότε υπάρχει η καλύτερη δυνατή ταύτιση μεταξύ εκπομπής PSL και αποκρίσεως φωτοπολλαπλασιαστή.



Εικ.4.4.2 : Σχηματική περιγραφή της δομής ενός φωτοπολλαπλασιαστή.

Το αναλογικό ενισχυμένο σήμα από τον φωτοπολλαπλασιαστή πρέπει να μετατραπεί σε ψηφιακό. Έτσι περνάει μέσα από τον analog-to-digital Converter (ADC) δειγματίζεται και ψηφιοποιείται, οπότε και παράγονται διαφορετικές τιμές φωτεινότητας για το κάθε pixel. Οι τιμές των pixel δομούν τον πίνακα της εικόνας. Το μέγεθος των pixel (pixel pitch) στο CR είναι 100 μm, που σημαίνει ότι μια κασέτα 18×24 cm έχει ανάλυση 1800×2400 pixel. Ο αριθμός των bits, όσο μεγαλύτερος είναι, τόσο πιο πιστή είναι η ψηφιακή αναπαράσταση του αναλογικού σήματος. Τα συστήματα CR έχουν ADCs 10 - 12 bits, που σημαίνει ότι μπορούν να απεικονίσουν $2^{10}=1024$ ή $2^{12}=4096$ διαβαθμίσεις του γκριζου.

Μετά την ολοκλήρωση της σάρωσης έχουν παραμείνει στην πλάκα απεικόνισης κάποια ηλεκτρόνια που δεν έχουν αποδιεγερθεί. Το εναπομένον αυτό σήμα διαγράφεται με έκθεση της πλάκας σε φως υψηλής εντάσεως το οποίο απελευθερώνει τα ηλεκτρόνια χωρίς να δημιουργεί περαιτέρω διεγέρσεις. Έτσι η πλάκα επιστρέφει στην κασέτα και είναι έτοιμη για επαναχρησιμοποίηση.

Το σύστημα CR που ελέγχθηκε στην παρούσα διπλωματική αποτελείται από reader πολλαπλής σάρωσης, που σημαίνει ότι μπορεί να αποδεχτεί περισσότερες από μία κασέτες για σάρωση, και συγκεκριμένα οχτώ. Στην εικόνα 4.4.3 διακρίνονται η οθόνη αφής, στην οποία γίνεται η προβολή και η επεξεργασία της εικόνας και το barcode scanner, για την εισαγωγή των στοιχείων των εξετάσεων.



εικ.4.4.3 :Σαρωτής Kodak Directview CR 975, με οχτώ θέσεις υποδοχής κασέτας.

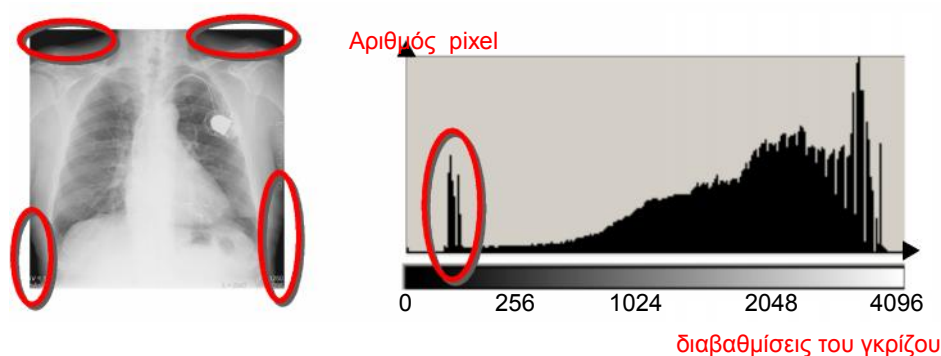
4.5 ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΚΑΙ ΠΡΟΒΟΛΗ ΕΙΚΟΝΑΣ

4.5.1 Επεξεργασία εικόνας

Η ψηφιακή πλέον μορφή της ληφθείσας εικόνας προσφέρει τη δυνατότητα για ψηφιακή επεξεργασία αυτής μέσω του υπολογιστή με τη χρήση κατάλληλων αλγορίθμων, ώστε να επιτευχθεί καλύτερη ακτινολογική εικόνα. Τα βασικά εργαλεία που έχει στη διάθεσή του ο τεχνολόγος για να τροποποιήσει την αρχική εικόνα είναι :

❖ Το ιστόγραμμα εικόνας.

Το ιστόγραμμα είναι το βασικό εργαλείο για την επεξεργασία εικόνας και πρόκειται για ένα γράφημα κατανομής όλων των pixel της εικόνας ανάλογα της φωτεινότητάς τους (εικόνα 4.5.1). Η μορφή του εξαρτάται από την ανατομία του ακτινοβολούμενου οργάνου και τις παραμέτρους ακτινοβολήσης.



Εικ.4.5.1 :η ακτινολογική εικόνα με το αντίστοιχο ιστόγραμμα. Μεγαλύτερη τιμή pixel αντιστοιχεί σε ανοιχτόχρωμα σημεία.

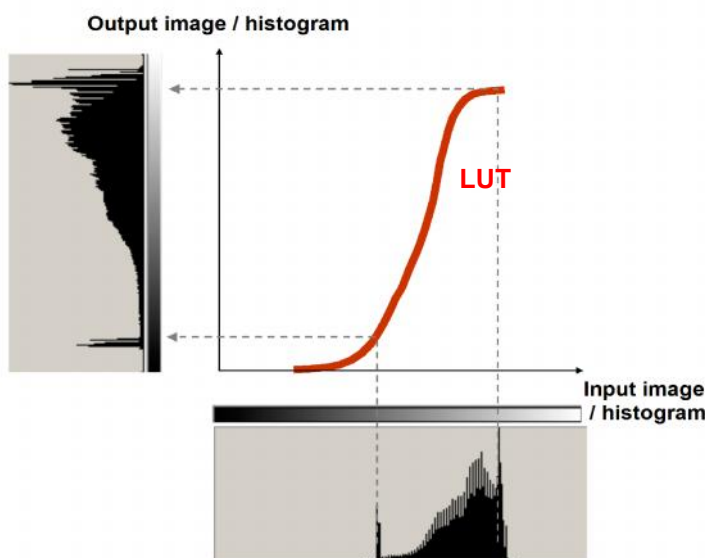
Το ιστόγραμμα μπορεί να υποδιαιρεθεί σε επιμέρους τμήματα που να αντιστοιχούν στις διάφορες δομές προς απεικόνιση. Παρόλο που απαιτούνται πολύπλοκοι αλγόριθμοι για να βρεθεί το ακριβές όριο μεταξύ των δομών, σε κάποια ιστογράμματα αυτές οι περιοχές μπορούν να διακριθούν και με γυμνό οφθαλμό. Για παράδειγμα στην εικόνα 4.5.1 η πρώτη κορυφή στην αριστερή πλευρά του ιστογράμματος αντιστοιχεί σε υπερεκτεθειμένες περιοχές (αέρας γύρω από το σώμα), ενώ η τελευταία στη δεξιά πλευρά αντιστοιχεί κυρίως σε υποεκτεθειμένες περιοχές, όπως το μεσοθωράκιο τμήμα

και ο βηματοδότης στην καρδιά που εμφανίζεται εντελώς άσπρος. Το μεγαλύτερο ποσοστό των ριξει που καλύπτουν μια ευρεία περιοχή οπτικών πυκνοτήτων αντιστοιχούν στις υπόλοιπες περιοχές της εικόνας.

❖ To look-up table (LUT).

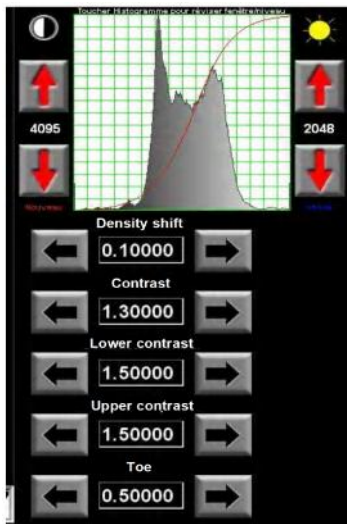
Το LUT αποτελεί τη χαρτογράφηση των τιμών ριξει σε κάθε μία από τις αποχρώσεις του γκρι της ληφθείσας εικόνας. Είναι το αντίστοιχο της καμπύλης ευαισθησίας του φιλμ στο αναλογικό σύστημα.

Στο ψηφιακό η καμπύλη LUT χρησιμοποιείται για να μετατρέψει την αρχική εικόνα στην επιθυμητή τελική. Στο παράδειγμα της εικόνας 4.5.2 η αρχική εικόνα έχει πολύ χαμηλό contrast, όπως φαίνεται από το ιστόγραμμα της, αλλά με την κατάλληλη επιλογή της καμπύλης LUT επεκτείνεται σε όλη την χρωματική κλίμακα. Αλλάζοντας τη θέση της καμπύλης στην οθόνη αφής αλλάζει και η μορφή του ιστογράμματος.



Εικ.4.5.2 : η μεταβολή της κλίσης και της θέσης της καμπύλης τροποποιεί το τελικό ιστόγραμμα. Η καμπύλη αποτελεί τον συνδετικό κρίκο μεταξύ της εισερχόμενης και της επιθυμητής εικόνας.

Στα συστήματα CR η σωστή καμπύλη LUT προσαρμόζεται αυτόματα στο ιστόγραμμα της ληφθείσας εικόνας. Παρόλ' αυτά ο χρήστης μπορεί να αλλάξει τις standard ρυθμίσεις τροποποιώντας κάποιες παραμέτρους, όπως φαίνεται στο παράθυρο της παρακάτω εικόνας.

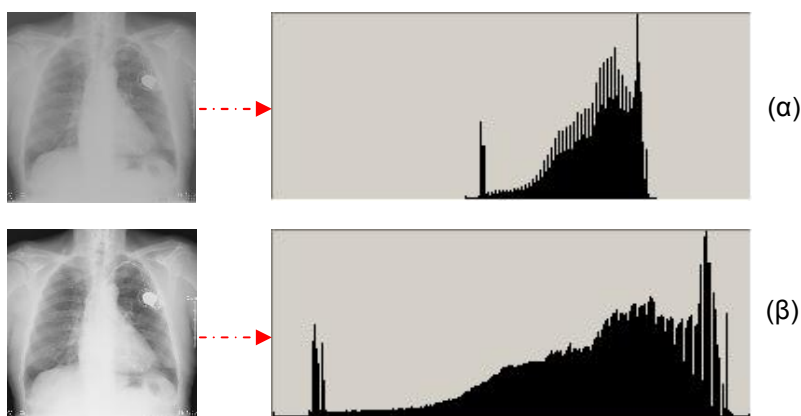


Εικ.4.5.3 : κουμπιά τροποποίησης των παραμέτρων της καμπύλης για βελτίωση της τελικής εικόνας.

Η επεξεργασία των δύο αυτών εργαλείων – ιστογράμματος και LUT – δύναται να προσαρμόσει στα επιθυμητά επίπεδα τις παρακάτω παραμέτρους:

- αντίθεση.

Η πιο απλή μέθοδος επεξεργασίας της αντίθεσης είναι με την τροποποίηση της καμπύλης LUT, όπως περιγράφηκε παραπάνω. Η διεργασία αυτή δίνει τη δυνατότητα οπτικοποίησης μικρών διαφορών στην οπτική πυκνότητα των δομών που αποτελούνται από μαλακό ιστό. Επίσης υπάρχει η επιλογή αναστροφής αντίθεσης, με τα οστά να εμφανίζονται μαύρα. Ένα παράδειγμα βελτίωσης της αντίθεσης στην τελική εικόνα φαίνεται στην εικόνα 4.5.4.



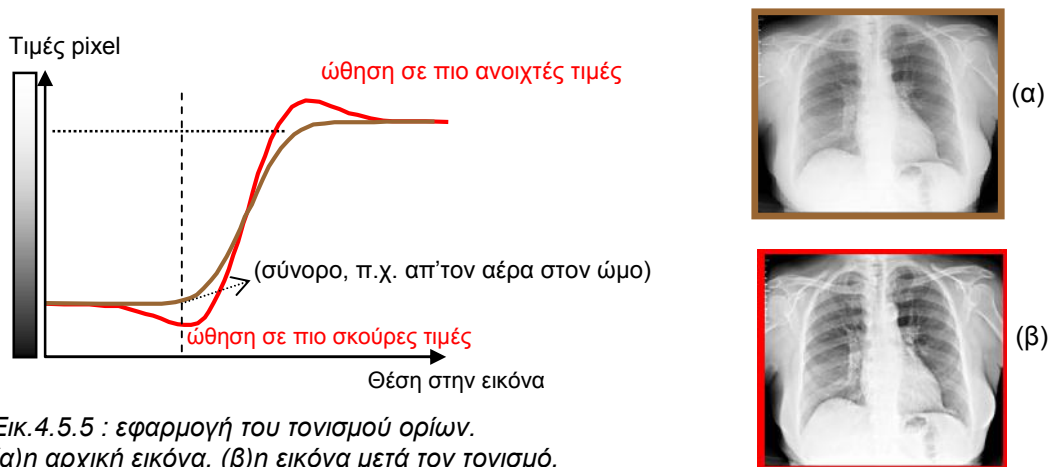
Εικ.4.5.4 : (α) το ιστόγραμμα χρησιμοποιεί πολύ μικρή χρωματική περιοχή, χαμηλή αντίθεση αρχικής εικόνας. (β) το ιστόγραμμα επεκτείνεται σε όλη την κλίμακα, βέλτιστη αντίθεση τελικής εικόνας.

- φωτεινότητα.

Η φωτεινότητα ρυθμίζεται με τον ίδιο τρόπο που ρυθμίζεται και η αντίθεση, δηλαδή με προσαρμογή της καμπύλης LUT και του ιστογράμματος στην κατάλληλη περιοχή της χρωματικής κλίμακας.

- τονισμός των ορίων.

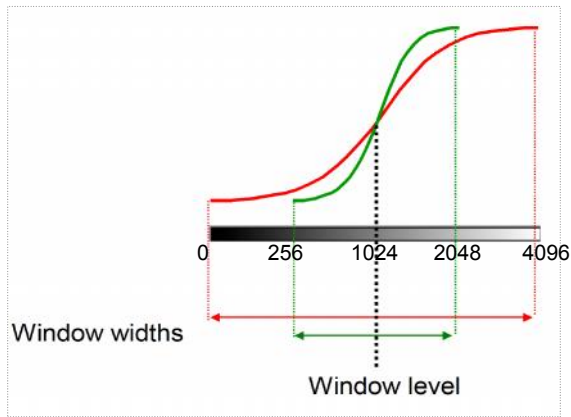
Ανάλογα την περίπτωση μπορεί να επιδιωχθεί τονισμός στα όρια των δομών, κάνοντας εφικτό τον εντοπισμό σκιών στις παραυφές των δομών. Η διεργασία αυτή γίνεται δίνοντας μια μικρή ώθηση στις τιμές των pixel, οι ανοιχτόχρωμες κατευθύνονται σε πιο φωτεινές και οι σκουρόχρωμες σε πιο σκούρες (εικόνα 4.5.5).



Εικ.4.5.5 : εφαρμογή του τονισμού ορίων.
(α)η αρχική εικόνα. (β)η εικόνα μετά τον τονισμό.

- window level και window width.

Μια ψηφιακή εικόνα με βάθος 12-bits αποτελείται από 4096 αποχρώσεις του γκρι. Η προβολή όλου αυτού του χρωματικού εύρους αποτελεί πρόβλημα και για κάποιες συσκευές απεικόνισης που δεν έχουν τόσο μεγάλη ανάλυση, αλλά και για το ανθρώπινο μάτι που μπορεί να διακρίνει περίπου τις 256 από αυτές τις αποχρώσεις. Έτσι με την κατάλληλη επεξεργασία στην τελική εικόνα οπτικοποιείται μόνο ένα «παράθυρο» του ολικού χρωματικού εύρους. Το window width καθορίζει το εύρος των αποχρώσεων που θα απεικονιστούν και το window level την τιμή pixel που αντιστοιχεί στο κέντρο της χρωματικής κλίμακας. Η ρύθμιση του window width μεταβάλλει την αντίθεση της τελικής εικόνας, όσο πιο στενό τόσο μεγαλύτερη η αντίθεση, ενώ το window level τη φωτεινότητα.



Εικ.4.5.6 : προσαρμόζοντας το window width και το window level μεταβάλλεται η αντίθεση και η οπτική πυκνότητα της τελικής εικόνας.

4.5.2 Προβολή εικόνων

Μετά την επεξεργασία ακολουθεί η απεικόνιση των ψηφιακών εικόνων είτε σε monitor είτε σε φιλμ.

Οι οθόνες πρέπει να έχουν καλή ανάλυση ώστε να αποδίδουν με ακρίβεια τη χρωματική κλίμακα και να διασφαλίζεται η βέλτιστη μεταφορά των πληροφοριών της εικόνας. Στο απεικονιστικό σύστημα Kodak directview CR 975, η οθόνη αφής έχει ανάλυση 1280×1024 pixel.

Σε περιπτώσεις όπου χρειάζονται αντίγραφα των ηλεκτρονικών ψηφιακών εικόνων, αυτές εκτυπώνονται στους laser printers κι έτσι μεταφέρεται η εικόνα στο φιλμ. Τα φιλμ είναι ευαίσθητα στο φως του laser με τον ίδιο τρόπο που είναι ευαίσθητα και στο φως που εκπέμπουν οι ενισχυτικές πινακίδες του αναλογικού. Τα δεδομένα εικόνας υπό μορφή pixel παρουσιάζονται στο φιλμ σε διαβαθμίσεις του γκρι. Η ανάλυση του φιλμ είναι μεγαλύτερη από την ανάλυση των monitor και συνηθίζεται να είναι 320 dots per inch (dpi) ή 12.6 pixel/mm (με κάποια συστήματα σήμερα να φτάνουν τα 650dpi). Αυτό σημαίνει ότι για ένα φιλμ διαστάσεων 35×43 cm είναι δυνατή η εκτύπωση πίνακα εικόνας 4400×5400 pixel. Η μεγάλη ανάλυση του φιλμ επιτρέπει την απεικόνιση περισσότερων των μία εικόνων στο ίδιο φιλμ. Οι εκτυπωτές laser έχουν αυξήσει δραματικά την απόδοση των ακτινολογικών τμημάτων. Ο εκτυπωτής είναι απευθείας συνδεδεμένος με το CR reader και η διαδικασία εκτύπωσης δεν απαιτεί περισσότερο από τρία λεπτά.

4.6 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ CR ΕΙΚΟΝΩΝ

- Χωρική διακριτική ικανότητα (spatial resolution).

Η χωρική διακριτική ικανότητα εξαρτάται κυρίως από τη διάμετρο της κηλίδας του laser, η οποία καθορίζει και το μέγεθος των pixel. Αρκετά από τα συστήματα CR χρησιμοποιούν δέσμη laser με διάμετρο 100 μm. Η μεγάλη διάμετρος της κηλίδας, καθώς και το σκεδαζόμενο φως του laser, και δευτερευόντως της φωταύγειας, συμβάλλουν στη μείωση της ευκρίνειας. Συνήθεις τιμές της χωρικής διακριτικής ικανότητας κυμαίνονται από 2.5 έως 5 lp/mm, ενώ για τη μαστογραφία η αντίστοιχη τιμή φτάνει τις 10 lp/mm. Εντούτοις η τιμή της μπορεί να αυξηθεί με τη χρήση λεπτότερων πλακών φωσφόρου, υψηλής ανάλυσης.

- Διακριτική ικανότητα αντίθεσης (contrast resolution).

Η αριθμητική διαφορά μεταξύ των τιμών pixel είναι η αντίθεση. Η διακριτική ικανότητα αντίθεσης εξαρτάται από τον αριθμό των bits που αντιπροσωπεύουν κάθε pixel (αριθμός αποχρώσεων), την απολαβή του συστήματος (π.χ. πόσα ηλεκτρόνια διεγείρει κάθε φωτόνιο $-X$) και από το 'θόρυβο' που υπάρχει στο σήμα. Ανεξαρτήτως του αριθμού των bits, η αντίθεση καθορίζεται και από την επεξεργασία που θα υποστεί η εικόνα και από την ανάλυση του monitor. Επιπλέον το contrast resolution δε μπορεί να ξεπερνάει μια μέγιστη τιμή, η οποία καθορίζεται από την περιορισμένη ικανότητα του παρατηρητή για διάκριση δομών χαμηλής αντίθεσης (το ανθρώπινο μάτι δε μπορεί να διακρίνει όλο το χρωματικό φάσμα των 10 ή 12 bits).

- Signal-to-Noise Ratio (SNR).

Η επίδραση του θορύβου στο σχηματισμό της τελικής εικόνας μπορεί να ποσοτικοποιηθεί εισάγοντας το μέγεθος SNR. Όσο πιο υψηλό είναι το SNR τόσο λιγότερο εμφανής είναι η ασάφεια (κοκκώδης εμφάνιση) στην τελική εικόνα. Η μαθηματική σχέση που δίνει την τιμή του SNR είναι :

$$SNR = C\sqrt{N_b} \quad (6.4.1)$$

Όπου C : είναι η αντίθεση, και N_b : ο μέσος αριθμός φωτονίων ανά ακτινοβολία ανά μονάδα επιφάνειας του ανιχνευτή.

Η εξίσωση (6.4.1) αποκαλύπτει πως προκειμένου να βελτιωθεί η ευκρίνεια μιας συγκεκριμένης δομής στην ακτινογραφία, είναι απαραίτητο είτε να αυξηθεί η αντίθεση της εικόνας, είτε να αυξηθεί ο αριθμός των φωτονίων που προσπίπτουν στην πλάκα απεικόνισης, ή και τα δύο. Συνοπτικά οι παράγοντες που επηρεάζουν την τιμή του SNR είναι :

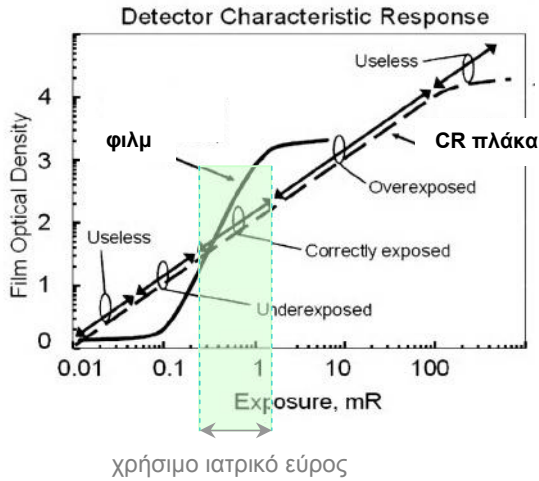
- 1) τα mAs : $SNR \propto \sqrt{mAs}$
- 2) η τιμή του kVp. Όσο πιο υψηλή τόσο περισσότερα ενεργητικά φωτόνια φτάνουν στον ανιχνευτή, αυξάνοντας την τιμή του SNR.
- 3) τα φίλτρα που παρεμβάλλονται στη δέσμη. Όσο αυξάνονται τα φίλτρα μειώνεται ο αριθμός των ανιχνευόμενων φωτονίων, επομένως μειώνεται και το SNR.
- 4) το πάχος της υπό εξέταση δομής. Μεγαλύτερο πάχος οδηγεί σε ελάττωση του SNR.

- Detective Quantum Efficiency (DQE).

Η ποιότητα εικόνας κάθε απεικονιστικού συστήματος μπορεί να μετρηθεί σε απόλυτη κλίμακα. Αυτή η απόλυτη κλίμακα ονομάζεται detective quantum efficiency και μετρά πόσο αποδοτικά μετατρέπει ένα σύστημα τα εισερχόμενα κβάντα ακτίνων $-X$ σε χρήσιμο σήμα. Η DQE επηρεάζεται από το 'θόρυβο' που υπεισέρχεται σε κάθε στάδιο δημιουργίας της τελικής εικόνας. Τα CR συστήματα έχουν μεγάλο δυναμικό εύρος έκθεσης σε σύγκριση με τα αναλογικά συστήματα, όπου η καμπύλη ευαισθησίας των φιλμ περιορίζεται σε μικρό εύρος εκθέσεων, όπως δείχνει και η εικόνα 4.6.1.

Αυτό το χαρακτηριστικό επιτρέπει στα CR συστήματα να έχουν μεγαλύτερη DQE, εφόσον έχουν την ικανότητα να μετατρέπουν την ακτινοβολία $-X$ σε χρήσιμο σήμα υπό εκθέσεις πολύ μεγαλύτερου εύρους από οποιοδήποτε τύπο φιλμ. Παρόλ' αυτά εικόνες που προκύπτουν από εκθέσεις κάτω από το χρήσιμο εύρος συχνά παρουσιάζουν αυξημένο 'θόρυβο' ενώ εικόνες που προκύπτουν από

εκθέσεις πάνω από το χρήσιμο εύρος υποβάλλουν τον ασθενή σε περιττή ακτινοβολή.



Εικ. 4.6.1: χαρακτηριστική απόκριση φιλμ (καμπύλη -S) και πλάκας φωσφόρου. Στην εικόνα σημειώνονται και οι τιμές εκθέσεως που οδηγούν σε υποεκτεθειμένες ή υπερεκτεθειμένες εικόνες καθώς και το χρήσιμο ιατρικό εύρος.

Ο υπολογισμός της DQE γίνεται με τη βοήθεια του μεγέθους SNR :

$$DQE = \left[\frac{SNR_{out}}{SNR_{in}} \right]^2 \quad (6.4.2)$$

όπου SNR_{in} : είναι η εγγενής τιμή του SNR της προσπίπτουσας ακτινοβολίας προτού αυτή αλληλεπιδράσει με τον ανιχνευτή, και SNR_{out} : είναι η SNR της μετρούμενης ποσότητας (π.χ. δυναμικό ανιχνευτή, οπτική πυκνότητα φιλμ). Η SNR_{out} είναι μικρότερη της SNR_{in} εξαιτίας του επιπρόσθετου θορύβου που εισάγεται σε κάθε βήμα επεξεργασίας, π.χ. θόρυβος κατά την ηλεκτρονική επεξεργασία, θόρυβος στη δομή της απεικονιστικής πλάκας.

Κατ' αυτόν τον τρόπο η DQE αποτελεί μια μονάδα μέτρησης της υποβάθμισης της SNR κατά την ανιχνευτική διαδικασία. Γενικά ισχύει $DQE \leq 1$, με την τιμή 1 να ισχύει μόνο για τα συστήματα ιδανικών ανιχνευτών.

4.7 ΠΛΕΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ CR ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ

- Τα συστήματα CR είναι λειτουργικά συμβατά με τις υπάρχουσες δομές και έτσι δεν απαιτούνται μεγάλες αλλαγές στον εξοπλισμό.
- Ο ανιχνευτής μπορεί να επαναχρησιμοποιηθεί χιλιάδες φορές, μειώνοντας έτσι το κόστος των αναλώσιμων υλικών.
- Οι εικόνες CR έχουν μεγάλο δυναμικό εύρος έκθεσης, περίπου 10^4 φορές πιο ευρύ από το εύρος των φιλμ στα αναλογικά συστήματα. Αυτό επιτρέπει την απεικόνιση τόσο των οστών όσο και μαλακών μορίων.
- Οι ασθενείς επωφελούνται από την ταχύτερη διαδικασία αφού και ο χρόνος εξέτασης ελαττώνεται αλλά και η παράδοση των αποτελεσμάτων και η γνωμάτευση επιταχύνονται.
- Η επεξεργασία της εικόνας συνεπάγεται αυξημένες διαγνωστικές δυνατότητες (διόρθωση της αμαύρωσης, της αντίθεσης, κλπ.) και αποφυγή επαναλήψεων.
- Με την υιοθέτηση της ψηφιακής τεχνολογίας αυξάνεται η παραγωγικότητα, μειώνονται οι επαναλήψεις και διευκολύνεται η διεκπεραίωση μεγαλύτερου όγκου εξετάσεων.
- Η ψηφιακή εικόνα μπορεί να αποθηκευτεί στο ηλεκτρονικό αρχείο του νοσοκομείου ώστε να μπορεί εύκολα να ανακληθεί οποιαδήποτε στιγμή, ή να μεταφερθεί τόσο σε διάφορα τμήματα του νοσοκομείου που είναι συνδεδεμένα σε δίκτυο όσο και σε απομακρυσμένα σημεία (τηλε-ιατρική). Η ψηφιακή διανομή γίνεται με HIS/RIS/PACS συστήματα. Το σύστημα PACS (Picture Archiving and Communication System) επιτρέπει την αποθήκευση, ανάκληση και διανομή εικόνων σε όλο το νοσοκομείο. Τα συστήματα HIS (Hospital Information System) και RIS (Radiology Information System) αποτελούν βάσεις δεδομένων των στοιχείων των ασθενών και των εξετάσεων. Μέσω των συστημάτων αυτών η εικόνα μπορεί να διανεμηθεί στον γιατρό σε λιγότερο από ένα λεπτό, ελαχιστοποιώντας τον χρόνο για την έκδοση της γνωμάτευσης.

4.8 ΕΛΕΓΧΟΙ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΑΚΤΙΝΟΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΩΝ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ (QA tests)

Όπως και στην αναλογική ακτινογραφία έτσι και στο CR τα συστήματα ψηφιακής ανίχνευσης και αποτύπωσης της εικόνας θα πρέπει να ελέγχονται περιοδικά για τη διασφάλιση της ασφαλούς λειτουργίας τους και τη λήψη εικόνων υψηλής ποιότητας αποφεύγοντας συνθήκες υπερέκθεσης. Εκτός από τον έλεγχο ποιότητας της λυχνίας, ακολουθούνται τα ίδια πρωτόκολλα με του αναλογικού, το CR υπόκειται σε επιπρόσθετους ελέγχους του υπολογιστή και του CR reader.

Κάποιοι απαιτούμενοι έλεγχοι που διενεργούνται για την παροχή ακτινοδιαγνωστικών εικόνων υψηλής ποιότητας καταγράφονται παρακάτω:

- για τη διαγνωστική οθόνη του Η/Υ ελέγχεται ο θόρυβος της οθόνης, το εύρος και η ομοιογένεια της φωτεινότητας, κλπ,
- οι απεικονιστικές πλάκες IPs θα πρέπει να καθαρίζονται και να διαγράφονται τακτικά για την απομάκρυνση τυχόν υπολοίπων σήματος από ακτινοβολία υποβάθρου,
- παρακολούθηση της ταχύτητας του CR reader. Ελέγχεται αν υπάρχει καθυστέρηση στο χρόνο παράδοσης των κασετών κατά την τοποθέτηση περισσότερων των μία κασετών,
- έλεγχος της ποιότητας εικόνας με μέτρηση της υψηλής και της χαμηλής διακριτικής ικανότητας αντίθεσης (contrast resolution),
- έλεγχος ομοιογένειας. Οι ληφθείσες εικόνες από οποιαδήποτε κασέτα θα πρέπει να είναι ομοιογενείς και artifact-free,
- έλεγχος χωρικής διακριτικής ικανότητας (spatial resolution) με ειδικό ομοίωμα,
- μέτρηση λόγου σήματος – θορύβου (SNR),
- έλεγχος επαναληψιμότητας αυτόματου συστήματος ελέγχου έκθεσης (AEC – Automatic Exposure Control). Το AEC είναι προγραμματισμένο να τερματίζει αυτόματα τον χρόνο της ακτινογραφικής έκθεσης γι' αυτό ονομάζεται και phototimer. Η κύρια λειτουργία του είναι να περιορίζει την παρέμβαση του τεχνολόγου στην επιλογή των παραμέτρων ακτινοβολήσης, καθώς με το AEC

αρκεί η επιλογή του είδους της εξέτασης, π.χ. θώρακος fas, κοιλίας, κλπ, και τα kVp και mAs ρυθμίζονται αυτόματα. Οι προκαθορισμένες τιμές των παραμέτρων αυτών έχουν οριστεί από τους τεχνικούς της εκάστοτε εταιρείας και θα πρέπει ανά τακτά χρονικά διαστήματα να ελέγχεται αν αποδίδουν τις κατάλληλες εικόνες. Κατά τον έλεγχο του AEC είναι σημαντικό να εξετάζεται και η λειτουργία των θαλάμων ιονισμού. Το AEC αποφεύγεται να χρησιμοποιείται σε ακραίες περιπτώσεις, όπως σε πολύ παχείς ή πολύ μικρόσωμους ασθενείς, διότι οι τιμές του έχουν καθοριστεί για τον μέσο ασθενή.

- καταγραφή δείκτη έκθεσης (Exposure Index – EI). Στην ψηφιακή απεικόνιση υψηλότερη δόση οδηγεί σε εικόνες καλύτερης ευκρίνειας και όχι υψηλότερης αμαύρωσης, όπως συμβαίνει στις κλασικές ακτινογραφίες, κάνοντας έτσι δύσκολη την αναγνώριση των υπερεκτεθειμένων εικόνων. Για το λόγο αυτό σε κάθε ακτινογραφία καταγράφεται ο δείκτης έκθεσης, ο οποίος είναι ένα εργαλείο εκτίμησης της δόσης που έλαβε ο ασθενής. Εάν είναι πάνω από το συνιστώμενο όριο, τότε ο ασθενής έχει υπερεκτεθεί. Το EI είναι κάτι ανάλογο της οπτικής πυκνότητας στα φιλμ.

Στο απεικονιστικό σύστημα της Kodak το EI είναι ανάλογο του λογαρίθμου της έκθεσης :

$$EI = 1000 \log E(mR) + 2000 \Rightarrow \quad (4.8.1)$$

$$E(mR) = 10^{(EI-2000)/1000}$$

Από τις σχέσεις (4.8.1) παρατηρείται ότι διπλασιάζοντας την έκθεση, το EI αυξάνεται κατά 300 και αντιστρόφως.

Οι μετρήσεις και τα συμπεράσματα κάθε ποιοτικού ελέγχου είναι απαραίτητο να καταγράφονται και να αρχειοθετούνται ώστε να μπορεί να γίνεται η σύγκριση με τα αποτελέσματα των επόμενων ελέγχων και να συμπεραίνεται αν οι τιμές των παραμέτρων παραμένουν σε σταθερά επίπεδα ή εμφανίζουν αποκλίσεις μεγαλύτερες των φυσιολογικών.

B. ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

I) ΟΡΓΑΝΑ ΚΑΙ ΕΞΟΠΛΙΣΜΟΣ

Τα όργανα που χρησιμοποιήθηκαν κατά τη διενέργεια των ελέγχων καταγράφονται παρακάτω :

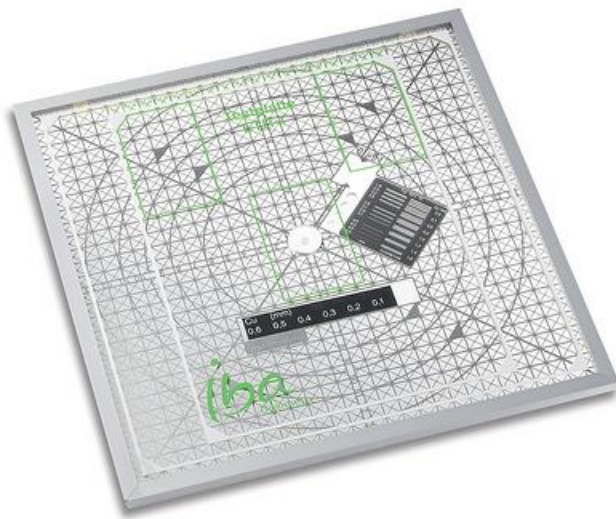
- ❖ Φύλλα Χαλκού πάχους 1mm,
- ❖ μετροταινία,
- ❖ οπτικό πυκνόμετρο Unilight D Scanditronix για μέτρηση βαθμού αμαυρώσεως των φιλμ. Το εύρος τιμών OD που μετρά το οπτικό πυκνόμετρο είναι από 0 έως 4 με σφάλμα ± 0.01 .
- ❖ Piranha RTI : πολύμετρο με ενσωματωμένους ανιχνευτές, συνδέεται με το laptop μέσω Bluetooth και μετρώνται μεγέθη όπως : kV, ms, δόση, ρυθμός δόσης, κλπ.



Το εύρος τιμών ορισμένων μεγεθών που μετράει καθώς και τα σφάλματά τους καταγράφονται στον παρακάτω πίνακα :

Εύρος τιμών	Σφάλμα
35 – 155 kVp	$\pm 1.5\%$
0.1 ms – 2000 s	$\pm 1\%$ ή ± 0.5 ms
15 nGy – 1000 Gy	$\pm 5\%$
2 μ R – 100 kR	$\pm 5\%$
15 nGy/s – 450 mGy/s	$\pm 5\%$ ή ± 7 nGy/s
1.7 μ R/s – 50 R/s	$\pm 5\%$ ή ± 0.8 μ R/s

- ❖ ETR-1 : ομοίωμα, χρησιμοποιείται για τα Quality Assurance tests. Με αυτό μπορούν να ελεγχθούν :
 - η γεωμετρία της δέσμης (απόκλιση, ευθυγράμμιση, επικέντρωση),
 - η ανάλυση αντίθεσης (contrast resolution),
 - η χωρική διακριτική ικανότητα (spatial resolution),
 - το δυναμικό εύρος, κ.ά.



Εικ.1.1 : όργανο μετρήσεων ETR-1.

Για τους ελέγχους ποιότητας ακολουθήθηκαν πρωτόκολλα της ΕΕΑΕ και της ΚΟΔΑΚ που παρατίθενται σε παράρτημα.

II) ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

Στην πρώτη φάση της πειραματικής διαδικασίας πραγματοποιείται ποιοτικός έλεγχος του υπολογιστικού ακτινολογικού συστήματος (CR). Στο Γ.Ν.Α. Γεννηματά υπάρχουν δύο συστήματα CR, δηλαδή δύο λυχνίες και δύο εμφανιστήρια, όπου ελέγχθηκαν και τα δύο.

Αρχικά εξετάστηκε το ακτινολογικό μηχάνημα Philips, σύμφωνα με το πρωτόκολλο της Ελληνικής Επιτροπής Ατομικής Ενέργειας για τον έλεγχο ακτινολογικών συστημάτων, που περιλαμβάνει έλεγχο των θωρακίσεων, της παροχής της λυχνίας, της γεωμετρίας της δέσμης, της ακρίβειας χρονομέτρου και του kVp, των αυτόματων διαφραγμάτων και της λειτουργίας του AEC.

Στη συνέχεια ελέγχθηκε η απόδοση των εμφανιστηρίων Kodak με περιοδικούς ελέγχους σε διάστημα τριών μηνών. Στόχος των ελέγχων αυτών ήταν η αξιολόγηση της ποιότητας των εικόνων. Έτσι ολοκληρώθηκε ο ποιοτικός έλεγχος όλου του συστήματος CR.

Προϋπόθεση για τη διεκπεραίωση της δεύτερης φάσης ήταν η επιτυχία της πρώτης, δηλαδή η διαπίστωση της ορθής λειτουργίας του CR μέσω του ποιοτικού ελέγχου.

Κατά τη δεύτερη φάση μετρήθηκαν οι δόσεις ακτινοβολίας που παρείχε το αναλογικό και το υπολογιστικό ακτινολογικό σύστημα, αφού είχαν προκαθοριστεί και για τα δύο ίδιες παράμετροι ακτινοβολήσης (kVp, mAs), έχοντας σα στόχο τη σύγκριση των δόσεων σε συνδυασμό με την ποιότητα εικόνας μεταξύ αναλογικού και υπολογιστικού συστήματος. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν με το όργανο δοσιμετρίας Piranha και επαναλήφθηκαν δύο φορές για κάθε σύστημα. Μετά τη δοσιμετρία έγιναν ακτινοβολήσεις (της ίδιας κασέτας) και εμφανίστηκαν τα φιλμ ώστε να μετρηθούν οι οπτικές τους πυκνότητες με το οπτικό πυκνόμετρο. Έγινε σύγκριση των δόσεων αλλά και των οπτικών πυκνοτήτων που μετρήθηκαν για διεξαγωγή συμπερασμάτων και επιβεβαίωση ή απόρριψη της άποψης για μειωμένη δόση του CR έναντι του αναλογικού συστήματος, με αντίστοιχη ποιότητα εικόνας.

III) ΑΝΑΛΥΣΗ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ

III.1 ΕΛΕΓΧΟΣ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΚΟΥ ΜΗΧΑΝΗΜΑΤΟΣ PHILIPS

Ημερομηνία ελέγχου : 24/01/2011

1) ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΕΞΟΠΛΙΣΜΟΥ

Το ακτινολογικό σύστημα αποτελείται από:

- Γεννήτρια Philips Optimus 65 με ισχύ 65 kW
- Λυχνία Philips Bucky Diagnost CS με μεγέθη εστιών 0.6 και 1.2mm
- Ακτινολογική τράπεζα Philips με grid 1.1 , 36 l/cm
- Όρθιο Bucky Philips Diagnost VS με grid 1.4 και 36 l/cm
- Εμφανιστήριο Kodak Direct View CR 975

Περιγραφή χώρου:

Η αίθουσα που είναι εγκατεστημένο το ακτινολογικό σύστημα βρίσκεται στο υπερυψωμένο ισόγειο του ανατολικού κτιρίου του νοσοκομείου. Η αίθουσα αυτή συνορεύει:

- Ανατολικά με υπαίθριο χώρο
- Δυτικά με διάδρομο
- Βόρεια με αίθουσα χειριστηρίου
- Νότια με γραφείο τεχνολόγων

Στην αίθουσα υπάρχει κεντρικό κλιματιστικό μηχάνημα και ο εξαερισμός είναι επαρκής. Ο φωτισμός είναι φυσικός και τεχνητός.

2) ΕΛΕΓΧΟΣ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΜΕΡΩΝ

Με οπτικό και ακουστικό έλεγχο παρατηρήθηκε ότι οι κινήσεις των μηχανικών μερών της λυχνίας, της εξεταστικής τράπεζας και του όρθιου bucky λειτουργούν ικανοποιητικά. Επίσης τα καλώδια βρίσκονται σε καλή κατάσταση.

3) ΕΞΑΡΤΗΜΑΤΑ ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑΣ

Υπάρχει μια ποδιά ακτινοπροστασίας ισοδύναμου πάχους 0.5mm Pb καθώς και προστατευτικά γεννητικών οργάνων.

4) ΕΛΕΓΧΟΣ ΣΗΜΑΝΣΗΣ

Υπάρχουν πινακίδες ελεγχόμενης και επιβλεπόμενης περιοχής καθώς και σήμανση ενημέρωσης εγκύων.



ΕΛΕΓΧΟΙ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ ΔΕΣΜΗΣ

5) ΠΑΡΟΧΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ

Με τάση 80 kV για FCD (Focal – Cassette Distance)= 100cm και 5 τιμές mAs.

	mAs	mGy	mGy/mAs
80 kV FCD= 100cm	5	0.2718	0.05436
	10	0.5443	0.05443
	16	0.8712	0.05445
	25	1.3630	0.05452
	50	2.7260	0.05452

Παροχή λυχνίας >0.025mGy/mAs : ικανοποιητική.

6) ΓΡΑΜΜΙΚΟΤΗΤΑ ΠΑΡΟΧΗΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ.

6.1 Διακύμανση λόγω μεταβολών της ονομαστικής τιμής του ρεύματος.

	mA	mGy/s₁	mGy/s₂	mGy/s_{avg}	mGy/s_{avg}/ mA
80 kV FCD= 100cm t= 25ms	40	2.034	2.033	2.0335	0.05084
	63	3.223	3.221	3.2220	0.05114
	100	5.117	5.118	5.1175	0.05117
	160	8.343	8.186	8.2645	0.05165

Έστω $mGy/s_{avg}/mA = Y$

$(maxY - minY) / (maxY + minY) = (0.05165 - 0.05084) / (0.05165 + 0.05084) = 0.0079$ ή 0.79%.

Αποδεκτό όριο : $(maxY - minY) / (maxY + minY) < 15\%$

6.2 Διακύμανση λόγω μεταβολών του γινομένου της ονομαστικής τιμής του ρεύματος και του χρόνου έκθεσης.

	mAs	mGy₁	mGy₂	mGy_{avg}	mGy/mAs (=Y)
80 kV	5	0.2718	0.2715	0.27165	0.05433
FCD= 100cm	10	0.5443	0.5449	0.54460	0.05446
	16	0.8712	0.8706	0.87090	0.05443
	25	1.3630	1.3620	1.36250	0.05450
	50	2.7260	2.7270	2.72650	0.05453

$$(\max Y - \min Y) / (\max Y + \min Y) = (0.05453 - 0.05433) / (0.05453 + 0.05433) = 0.00184 \text{ ή } 0.18\%$$

Αποδεκτό όριο : $(\max Y - \min Y) / (\max Y + \min Y) < 20\%$

6.3 Επαναληψιμότητα παροχής ακτινοβολίας.

80 kV	mGy₁	mGy₂	mGy₃	mGy₄	mGy₅
50mAs	2.727	2.728	2.727	2.728	2.726

$$mGy_{avg} = 2.727$$

Υπολογισμός απόκλισης:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum (x_i - \bar{x})^2}{n-1}} = 0.087 \cdot 10^{-2} = 0.087\%$$

Αποδεκτό όριο $\sigma < 5\%$

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑ:

Η παροχή της ακτινοβολίας από τη λυχνία είναι καθ'όλα ικανοποιητική (γραμμική) και αρκετά σταθερή.

7) ΟΛΙΚΟ ΦΙΛΤΡΟ ΛΥΧΝΙΑΣ.

Στα 80kV τάση το ολικό φίλτρο μετρήθηκε στα 3.1 mm Al.

8) ΕΛΕΓΧΟΣ ΑΝΟΔΙΚΗΣ ΤΑΣΗΣ.

8.1 Ακρίβεια kVp.

10 mAs	Ονομαστική τιμή τάσης kV	Μετρούμενη ανοδική τάση kV ₁	Μετρούμενη ανοδική τάση kV ₂	Μέση τιμή μετρούμενης τάσης kV _{avg}
	50	49.49	49.21	49.35
	70	69.39	69.50	69.45
	90	89.44	89.58	89.51
	110	109.56	109.41	109.49

Για τα 70 kV διενεργούνται επιπλέον μετρήσεις για τρεις κλινικά εφαρμοζόμενες τιμές mA.

Ονομαστική τιμή τάσης kV	mA	Μετρούμενη ανοδική τάση kV
70	80	69.79
70	320	68.88
70	500	68.90

Οι αποκλίσεις των μετρούμενων τάσεων από την ονομαστική τιμή καταγράφονται στους επόμενους πίνακες.

Αναγραφόμενη ανοδική τάση kV	10% της αναγραφόμενης τάσης	Απόκλιση αναγραφόμενης - μετρούμενης
50	5	0.65
70	7	0.56
90	9	0.49
110	11	0.52

Αναγραφόμενη ανοδική τάση kV	10% της αναγραφόμενης τάσης	Απόκλιση αναγραφόμενης - μετρούμενης
70	7	0.21
70		1.12
70		1.10

Αποδεκτό όριο: απόκλιση αναγραφόμενης-μετρούμενης τάσης < 10% αναγραφόμενης

8.2 Επαναληψιμότητα kVp.

Αναγραφόμενη ανοδική τάση kV	kV ₁	kV ₂	kV ₃	kV ₄
70	69.19	69.05	69.09	69.11

Μέση τιμή μετρούμενης τάσης: 69.11 kV

Απόκλιση :

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum (x_i - \bar{x})^2}{n - 1}} = 0.059$$

Αποδεκτό όριο: $\sigma < 5\%$

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑ:

Η τάση που παρέχει η γεννήτρια είναι αποδεκτή και σταθερή.

9) ΕΛΕΓΧΟΣ ΧΡΟΝΟΜΕΤΡΟΥ

9.1 Ακρίβεια χρονομέτρου.

Οι μετρήσεις έγιναν με τάση 70kV και ένταση 100 mA :

Ονομαστική τιμή ms	Μετρούμενη τιμή ms ₁	Μετρούμενη τιμή ms ₂	ms _{avrg}
12.5	12.55	12.54	12.545
50	50.69	51.18	50.935
100	99.87	99.87	99.870
200	199.70	199.70	199.700
630	629.30	629.80	629.550

Απαιτούμενα όρια:

- για χρόνους >100msec απόκλιση της μετρούμενης ένδειξης από την ονομαστική τιμή < 10% ονομαστικής
- για χρόνους ≤100msec απόκλιση της μετρούμενης ένδειξης από την ονομαστική τιμή < 20% ονομαστικής

Ονομαστική τιμή ms	Μετρούμενο ms _{avrg}	Απόκλιση
12.5	12.545	0.045
50	50.935	0.935
100	99.870	0.130
200	199.700	0.300
630	629.550	0.450

9.2 Επαναληψιμότητα χρονομέτρου.

Ονομαστική τιμή ms	Μετρούμενοι χρόνοι				
	ms ₁	ms ₂	ms ₃	ms ₄	ms ₅
50	50.18	50.18	49.67	50.18	50.69
200	199.70	199.70	199.70	199.70	199.70

- Για 50ms : $ms_{avg}=50.18$ ms
- Για 200ms : $ms_{avg}=199.70$ ms

Αποκλίσεις από τη μέση τιμή:

- Για 50ms : $\sigma = 0.36$
- Για 200ms : $\sigma = 0$

Αποδεκτό όριο: $\sigma < 5\%$

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑ:

Οι μετρήσεις του χρονομέτρου είναι ακριβείς και σταθερές.

10) ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗ ΚΑΙ ΕΠΙΚΕΝΤΡΩΣΗ ΔΕΣΜΗΣ ΑΚΤΙΝΩΝ-X ΚΑΙ ΦΩΤΕΙΝΟΥ ΠΕΔΙΟΥ

➤ Απόκλιση στην εξεταστική τράπεζα

Τοποθετήθηκε κασέτα στην υποδοχή της εξεταστικής τράπεζας καθώς και το εξεταστικό όργανο ETR-1 πάνω στην τράπεζα. Περιορίστηκαν τα όρια του φωτεινού πεδίου στο εσωτερικό ορθογώνιο του ETR-1 διαστάσεων 18x24cm.

Ακτινοβολήθηκε η κασέτα με 50kV τάση και 5mAs.

FFD = 1m

Μετά την εμφάνιση της κασέτας μετρήθηκαν οι αποκλίσεις των άκρων των δύο πεδίων.

	Απόκλιση (cm)
Αριστερής πλευράς	0.5
Δεξιά πλευράς	0.2
Άνω πλευράς	0.5
Κάτω πλευράς	0.2

Αποδεκτά όρια:

- i. Το άθροισμα των αποκλίσεων του οπτικού πεδίου με το αντίστοιχο άκρο του πεδίου ακτίνων-Χ στις τέσσερις διευθύνσεις να μην ξεπερνά το 3% της απόστασης από την εστία μέχρι το κέντρο του οπτικού πεδίου (FFD-Focal-Film Distance).
- ii. Το άθροισμα των αποκλίσεων στις δύο κάθετες διευθύνσεις να μην ξεπερνά το 4% του FFD.
- iii. Η ευθυγράμμιση του σταυρονήματος του διαφράγματος της φωτεινής δέσμης με το κέντρο του πεδίου ακτίνων-Χ να μην ξεπερνά το 1% του FFD.

Για κάθε ένα από αυτά τα όρια ισχύει:

- i. Άθροισμα τεσσάρων διευθύνσεων:
 $0.5+0.2+0.5+0.2= 1.4 < 3\% \cdot 100$
- ii. Άθροισμα αριστερής και δεξιάς πλευράς:
 $0.5 + 0.2 = 0.7 < 4\% \cdot 100$
 Άθροισμα πάνω – κάτω πλευράς:
 $0.5 + 0.2 = 0.7 < 4\% \cdot 100$
- iii. Αφού σημειώθηκε στο ακτινογραφικό φιλμ το κέντρο του πεδίου ακτίνων-Χ χαράσσοντας τις δύο διαγωνίους, και το κέντρο του οπτικού πεδίου βρέθηκε ότι η ευθυγράμμισή τους είναι 0.4cm επομένως δεν ξεπερνά το 1% του FFD.

➤ **Απόκλιση στο όρθιο bucky**

Οι μετρήσεις έγιναν με τάση 50kV, 10mAs και για FFD=150cm.

Όρια φωτεινού πεδίου : 26.5 x 28 cm.

	Απόκλιση (cm)
Αριστερής πλευράς	0.2
Δεξιά πλευράς	0.1
Άνω πλευράς	0.1
Κάτω πλευράς	0.2

i. Άθροισμα στις 4 διευθύνσεις :

$$0.2 + 0.1 + 0.1 + 0.2 = 0.7 < 3\% \cdot 150$$

ii. Άθροισμα αριστερής και δεξιάς πλευράς:

$$0.2 + 0.1 = 0.3 < 4\% \cdot 150$$

Άθροισμα πάνω – κάτω πλευράς:

$$0.1 + 0.2 = 0.3 < 4\% \cdot 150$$

11) ΚΑΘΕΤΟΤΗΤΑ ΔΕΣΜΗΣ ΑΚΤΙΝΩΝ-Χ ΜΕ ΤΟΝ ΥΠΟΔΟΧΕΑ ΕΙΚΟΝΑΣ

Χρησιμοποιώντας το ομοίωμα ETR-1 παρατηρήθηκε στο φιλμ ότι η γωνία μεταξύ του κεντρικού άξονα της δέσμης ακτίνων-Χ με το επίπεδο του υποδοχέα εικόνας δεν ξεπερνά την 1.5° , σύμφωνα με τις προδιαγραφές του ομοιώματος.

12) ΕΛΕΓΧΟΣ ΑΥΤΟΜΑΤΩΝ ΔΙΑΦΡΑΓΜΑΤΩΝ.

Τοποθετήθηκε μια μικρή κασέτα με φιλμ στο bucky και μία μεγάλη στην

επιφάνεια της τράπεζας κάτω από το ETR-1.

Οι μετρήσεις έγιναν με 50kV, 10mAs και FFD= 100cm.

Οι αποκλίσεις των άκρων των εκάστοτε πλευρών στα δύο φιλμ μετρήθηκαν:

	Απόκλιση (cm)
Αριστερής πλευράς	0.2
Δεξιά πλευράς	0.1
Άνω πλευράς	0.2
Κάτω πλευράς	0.1

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑ:

Τα αυτόματα διαφράγματα λειτουργούν ικανοποιητικά.

Σημείωση: οι μετρήσεις έγιναν με το όργανο Piranha με ημερομηνία βαθμονόμησης 17/08/2009.

13) AUTOMATIC EXPOSURE CONTROL (AEC).

Ημερομηνία μετρήσεων: 20/02/2011

- Μηχάνημα θαλάμου 4 (εμφανιστήριο 4).

Τοποθετήθηκε μια κασέτα στην υποδοχή της εξεταστικής τράπεζας. Σε κάθε ακτινοβολήση πρέπει να τοποθετείται η ίδια κασέτα με την ίδια κατεύθυνση.

FCD = 100cm.

Ακτινοβολήση για 3 πάχη ομοιώματος από Cu: 0-3 mm Cu και για τρεις τιμές kV, έχοντας όλους τους θαλάμους ιονισμού ενεργοποιημένους.

Επιλογή προγράμματος κοιλίας.

Εμφανίστηκαν τα φιλμ και με το οπτικό πυκνόμετρο μετρήθηκε η οπτική τους πυκνότητα (OD).

- ❖ Στα φιλμ που εμφανίστηκαν παρατηρήθηκε με γυμνό οφθαλμό μια ανομοιομορφία στην οπτική πυκνότητα στην αριστερή και δεξιά πλευρά των φιλμ. Για τον λόγο αυτό μετρήθηκε η οπτική πυκνότητα και στις δύο αυτές πλευρές.

	Τάση kV	mAs	Πάχος ομοιώματος	OD (αριστερά)	OD (δεξιά)
Όλοι οι θάλαμοι ενεργοποιημένοι	80 kV	0.55	0 mm Cu	1.22	1.03
		1.87	1 mm Cu	1.07	0.84
		3.03	2 mm Cu	0.95	0.75
		3.68	3 mm Cu	0.91	0.63
	60 kV	9.27	1 mm Cu	1.07	0.82
	100 kV	0.78	1 mm Cu	1.10	0.83

Οι επόμενες μετρήσεις είναι με 1 mm Cu στα 80 kV για όλους τους συνδυασμούς θαλάμων (μαυρισμένοι κύκλοι: ενεργοποιημένοι θάλαμοι).

		mAs	OD (αριστερά)	OD (δεξιά)
1 θάλαμος ενεργός	● ○ ○	1.91	1.09	0.85
	○ ○ ●	2.46	1.19	0.91
	○ ● ○	1.51	1.05	0.80
2 θάλαμοι ενεργοί	● ○ ●	2.16	1.14	0.86
	● ● ○	1.70	1.06	0.83
	○ ● ●	1.85	1.11	0.83

Πράγματι σε όλες τις μετρήσεις η οπτική πυκνότητα στην αριστερή πλευρά του φιλμ βγαίνει μεγαλύτερη της δεξιάς κατά ένα ποσό ~0.2.

Για να διορθωθεί το πρόβλημα καλέστηκε τεχνικός της Kodak.

Μετά την επιδιόρθωση του προβλήματος έγινε ξανά ο έλεγχος και οι νέες μετρήσεις φαίνονται στους παρακάτω πίνακες.

Ημερομηνία μετρήσεων: 15/03/2011.

	Τάση kV	mAs	Πάχος ομοιώματος	OD (αριστερά)	OD (δεξιά)
Όλοι οι θάλαμοι ενεργοποιημένοι	80 kV	0.55	0 mm Cu	1.33	1.13
		1.20	1 mm Cu	0.95	0.82
		1.46	2 mm Cu	0.76	0.68
		1.41	3 mm Cu	0.79	0.70
	60 kV	4.97	1 mm Cu	0.90	0.82
	100 kV	0.62	1 mm Cu	0.96	0.86

Με 1 mm Cu στα 80 kV:

		mAs	OD (αριστερά)	OD (δεξιά)
1 θάλαμος ενεργός	● ○ ○	1.32	0.94	0.83
	○ ○ ●	2.19	1.07	0.93
	○ ● ○	0.92	0.88	0.74
2 θάλαμοι ενεργοί	● ○ ●	1.70	1.01	0.89
	● ● ○	1.17	0.93	0.82
	○ ● ●	1.28	0.98	0.86

Παρατηρείται ότι στις νέες μετρήσεις η απόκλιση στην οπτική πυκνότητα των δύο πλευρών έχει ελαττωθεί.

Στις προηγούμενες μετρήσεις : $0.19 < \Delta(OD) < 0.28$.

Στις τωρινές μετρήσεις : $0.08 < \Delta(OD) < 0.14$ (εξαιρουμένης της μέτρησης με 0 mm Cu όπου η διαφορά είναι περιέργως υψηλή).

Σημείωση : μια μικρή διαφορά στην οπτική πυκνότητα στις δύο πλευρές του φιλμ ήταν αναμενόμενη λόγω του φαινομένου Heel, σύμφωνα με το οποίο υπάρχει μεταβολή στη ροή της δέσμης των ακτίνων-X κατά μήκος του άξονα καθόδου – ανόδου της λυχνίας. Συγκεκριμένα η ροή μειώνεται προς την πλευρά της ανόδου.

Όσον αφορά την ομοιομορφία των φιλμ (επαναληψιμότητα των OD) είτε είναι και οι 3 θάλαμοι ενεργοποιημένοι είτε συνδυασμός αυτών, οι διαφορές μεταξύ των οπτικών πυκνοτήτων είναι μικρές και < 0.3 που είναι και το όριο.

$OD_{MIN} = 0.72$, $OD_{MAX} = 1.00$.

➤ Μηχάνημα θαλάμου 3 (εμφανιστήριο 3).

	Τάση kV	mAs	Πάχος ομοιώματος	OD (αριστερά)	OD (δεξιά)
Όλοι οι θάλαμοι ενεργοί	80 kV	0.52	0 mm Cu	1.28	1.24
		1.61	1 mm Cu	1.12	1.09
		3.36	2 mm Cu	1.09	1.01
		3.67	3 mm Cu	1.01	1.09
	60 kV	7.21	1 mm Cu	1.08	1.09
	100 kV	0.78	1 mm Cu	1.11	1.07

Εδώ οι αποκλίσεις μεταξύ των δύο πλευρών είναι πολύ μικρές γι' αυτό στον επόμενο πίνακα καταγράφεται μόνο μία OD.

Με συνδυασμούς θαλάμων με 1mm Cu στα 80 kV:

		mAs	OD
1 θάλαμος ενεργός	● ○ ○	1.38	1.10
	○ ○ ●	1.60	1.07
	○ ● ○	1.75	1.07
2 θάλαμοι ενεργοί	● ○ ●	1.49	1.11
	● ● ○	1.61	1.09
	○ ● ●	1.65	1.09

Οι διαφορές μεταξύ των οπτικών πυκνοτήτων με 1, 2 ή 3 ενεργούς θαλάμους είναι <0.3 :

$OD_{MIN} = 1.07$ και $OD_{MAX} = 1.11$.

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑ :

Καθώς αυξάνονται τα mm Cu που παρεμβάλλονται στη δέσμη, μειώνεται η οπτική πυκνότητα των φιλμ όπως αναμενόταν, οι αποκλίσεις των οπτικών πυκνοτήτων είναι μικρές και τα φιλμ εμφανίζουν ομοιοευαισθησία στους θαλάμους ιονισμού, επομένως το Automatic Exposure Control λειτουργεί σωστά και στους δύο θαλάμους.

III.2 QUALITY ASSURANCE TEST

για τα εμφανιστήρια Kodak Direct View CR 975

Σημείωση : Οι έλεγχοι θα γίνουν σύμφωνα με το πρωτόκολλο :
KCARE CR QC PROTOCOL Draft 7.0 Release Date 13/10/2004.

▪ QA θαλάμου 4 (εμφανιστηρίου 4)

➤ 1^{ος} έλεγχος.

Ημερομηνία 1^{ου} ελέγχου : 18/04/2011

1) ΚΑΤΑΓΡΑΦΗ EXPOSURE INDEX (EI).

Ακτινοβόληση κασέτας διαστάσεων 24×30 cm σε FCD (Focal – Cassette Distance) 1m.

ID κασέτας: 9102164856

Φίλτρο δέσμης: 1mm Cu.

Τάση λυχνίας kVp	Manual mAs	EI
80	2.50	1672

2) ΟΜΟΙΟΜΟΡΦΙΑ.

Ακτινοβόληση κασέτας 35×43 cm, No.: 9.

FCD = 150 cm

Τάση λυχνίας kVp	Manual mAs
60	3.00

Παρατηρήσεις :

Διακρίθηκε μια σκούρα λωρίδα στη μέση και κάθετα του φιλμ.

Μετρώντας την οπτική πυκνότητα σε τρεις περιοχές του φιλμ βρέθηκε :

	αριστερά	κέντρο	δεξιά
OD	1.32	1.61	0.98

3) CONTRAST DETAIL DETECTABILITY.

Τοποθετείται το ομοίωμα ETR-1 στην εξεταστική τράπεζα με FCD = 1m.

Φίλτρο στη δέσμη: 1mm Cu.

Τάση λυχνίας kVp	Manual mAs	EI
70	3.15	1373

Παρατήρηση:

Διακρίνονται και οι τέσσερις κύκλοι, επομένως σύμφωνα με τις προδιαγραφές του ομοιώματος έχει high contrast resolution υψηλή.

4) SPATIAL RESOLUTION.

Τοποθετείται το ETR-1 ώστε να σχηματίζει γωνία 45° με κασέτα διαστάσεων 24×30 cm.

FCD=1m.

Τάση λυχνίας kVp	Manual mAs
50	2.00

Παρατήρηση:

Η χωρική διακριτική ικανότητα είναι : 3.4 Lp/mm.

➤ 2^{ος} έλεγχος.

Ημερομηνία 2^{ου} ελέγχου : 30/05/2011

1) ΚΑΤΑΓΡΑΦΗ EXPOSURE INDEX (EI).

Ακτινοβόληση κασέτας διαστάσεων 24×30 cm σε FCD= 1m.

ID κασέτας: 9102164856 (ίδια κασέτα)

Φίλτρο δέσμης: 1mm Cu.

Τάση λυχνίας kVp	Manual mAs	EI
80	2.50	1679

2) ΟΜΟΙΟΜΟΡΦΙΑ.

Ακτινοβόληση κασέτας 35×43 cm.

FCD = 163 cm

Ακτινοβολώντας με τις ίδιες παραμέτρους του 1^{ου} ελέγχου παρατηρήθηκε μεγάλη ανομοιομορφία στην οπτική πυκνότητα του φιλμ, για τον λόγο αυτό έγιναν πρόσθετες μετρήσεις που καταγράφονται στον παρακάτω πίνακα:

Τάση λυχνίας kVp	Manual mAs	ID κασέτας
60	3	A: 9111002392
		B: 9111002032
		Γ: 9111002317
		Δ: 9111002392
80	3	E: 9111002032

Παρατηρήσεις:

Σε όλα τα φιλμ παρατηρείται ότι η αριστερή πλευρά είναι αρκετά πιο σκούρα από τη δεξιά.

Μετρώντας τις οπτικές πυκνότητες στα φιλμ:

ID κασέτας	OD		
	αριστερά	κέντρο	δεξιά
A: 9111002392	0.94	1.81	0.80
B: 9111002032	2.28	2.26	0.55
Γ: 9111002317	2.05	2.28	0.51
Δ: 9111002392	2.31	2.21	0.49
E: 9111002032	2.20	2.20	0.65

3) CONTRAST DETAIL DETECTABILITY.

Τοποθετείται το ομοίωμα ETR-1 στην εξεταστική τράπεζα με FCD = 1m.

Φίλτρο στη δέσμη: 1mm Cu.

Τάση λυχνίας kVp	Manual mAs	EI
70	3.15	1206

Παρατήρηση:

Διακρίνονται και οι τέσσερις κύκλοι.

4) SPATIAL RESOLUTION.

Τοποθετείται το ETR-1 σε γωνία 45^0 με κασέτα διαστάσεων 24×30 cm.

FCD=1m.

Τάση λυχνίας kVp	Manual mAs
50	2.00

Παρατήρηση:

Η χωρική διακριτική ικανότητα είναι : 3.4 Lp/mm.

3^{ος} έλεγχος

Ημερομηνία 3^{ου} ελέγχου : 25/06/2011

1) ΚΑΤΑΓΡΑΦΗ EXPOSURE INDEX (EI)

Ακτινοβολήση κασέτας διαστάσεων 24×30 cm σε FCD= 1m.

ID κασέτας: 9102164856

Φίλτρο δέσμης: 1mm Cu.

Τάση λυχνίας kVp	Manual mAs	EI
80	2.50	1695

2) ΟΜΟΙΟΜΟΡΦΙΑ

Ακτινοβολήση κασετών 35×43 cm.

FCD = 164 cm

Τάση λυχνίας kVp	Manual mAs	ID κασέτας
80	3	9111002032
		9111002317

ID κασέτας	OD		
	αριστερά	κέντρο	δεξιά
9111002032	1.43	2.14	0.84
9111002317	1.29	2.11	0.83

Παρατήρηση:

Όπως και στους προηγούμενους ελέγχους υπάρχει ανομοιομορφία στα φιλμ, με τη δεξιά πλευρά να εμφανίζει αρκετά χαμηλή οπτική πυκνότητα.

3) CONTRAST DETAIL DETECTABILITY

Τοποθετείται το ομοίωμα ETR-1 στην εξεταστική τράπεζα με FCD = 1m.

Φίλτρο στη δέσμη: 1mm Cu.

Τάση λυχνίας kVp	Manual mAs	EI
70	3.15	1272

Παρατήρηση:

Διακρίνονται και οι τέσσερις κύκλοι.

4) SPATIAL RESOLUTION

Τοποθετείται το ETR-1 σε γωνία 45⁰ με κασέτα διαστάσεων 24×30 cm.

FCD=1m.

Τάση λυχνίας kVp	Manual mAs
50	2.00

Παρατήρηση:

Η χωρική διακριτική ικανότητα είναι : 3.4 Lp/mm.

▪ **QA θαλάμου 3 (εμφανιστηρίου 3)**

➤ **1^{ος} έλεγχος.**

Ημερομηνία 1^{ου} ελέγχου : 18/04/2011

1) ΚΑΤΑΓΡΑΦΗ EXPOSURE INDEX (EI)

Ακτινοβόληση κασέτας διαστάσεων 24×30 cm σε FCD (Focal – Cassette Distance) 1m.

ID κασέτας: 9102164856

Φίλτρο δέσμης: 1mm Cu.

Τάση λυχνίας kVp	Manual mAs	EI
80	2.50	1557

2) ΟΜΟΙΟΜΟΡΦΙΑ

Ακτινοβολήση κασέτας 35×43 cm.

FCD = 136 cm

Τάση λυχνίας kVp	Manual mAs	ID κασέτας
80	3	9111002392
		9111002317

ID κασέτας	OD		
	αριστερά	κέντρο	δεξιά
9111002392	1.23	1.35	1.18
9111002317	1.33	1.41	1.19

Παρατήρηση :

Τα φιλμ εμφανίζουν ομοιομορφία όπως αποδεικνύεται και από τις μετρήσεις των οπτικών πυκνοτήτων.

3) CONTRAST DETAIL DETECTABILITY

Τοποθετήθηκε το ομοίωμα ETR-1 στην εξεταστική τράπεζα με FCD = 1m.

Φίλτρο στη δέσμη: 1mm Cu.

Τάση λυχνίας kVp	Manual mAs	EI
70	3.15	1237

Παρατήρηση:

Διακρίνονται και οι τέσσερις κύκλοι, έχει λοιπόν high contrast resolution υψηλή.

4) SPATIAL RESOLUTION

Τοποθετείται το ETR-1 σε γωνία 45⁰ με κασέτα διαστάσεων 24×30 cm.

FCD=1m.

Τάση λυχνίας kVp	Manual mAs
50	2.00

Παρατήρηση: Η χωρική διακριτική ικανότητα είναι : 3.1 Lp/mm.

➤ **2^{ος} έλεγχος.**

Ημερομηνία 2^{ου} ελέγχου : 30/05/2011

1) ΚΑΤΑΓΡΑΦΗ EXPOSURE INDEX (EI)

Ακτινοβολήση κασέτας διαστάσεων 24×30 cm σε FCD= 1m.

ID κασέτας: 9102164856 (ίδια κασέτα)

Φίλτρο δέσμης: 1mm Cu.

Τάση λυχνίας kVp	Manual mAs	EI
80	2.50	1604

2) ΟΜΟΙΟΜΟΡΦΙΑ

Ακτινοβολήση κασέτας 35×43 cm.

FCD = 136 cm

Τάση λυχνίας kVp	Manual mAs	ID κασέτας
80	3	9111001917

ID κασέτας	OD		
	αριστερά	κέντρο	δεξιά
9111001917	1.47	1.58	1.31

3) CONTRAST DETAIL DETECTABILITY

Τοποθετήθηκε το ομοίωμα ETR-1 στην εξεταστική τράπεζα με FCD = 1m.

Φίλτρο στη δέσμη: 1mm Cu.

Τάση λυχνίας kVp	Manual mAs	EI
70	3.15	1267

Παρατήρηση:

Διακρίνονται και οι τέσσερις κύκλοι.

4) SPATIAL RESOLUTION

Τοποθετήθηκε το ETR-1 σε γωνία 45⁰ με κασέτα διαστάσεων 24×30 cm.

FCD=1m.

Τάση λυχνίας kVp	Manual mAs
50	2.00

Παρατήρηση: Η χωρική διακριτική ικανότητα είναι : 3.1 Lp/mm.

➤ **3^{ος} έλεγχος.**

Ημερομηνία 3^{ου} ελέγχου : 25/06/2011

1) ΚΑΤΑΓΡΑΦΗ EXPOSURE INDEX (EI)

Ακτινοβόληση κασέτας διαστάσεων 24×30 cm σε FCD= 1m.

ID κασέτας: 9102164856

Φίλτρο δέσμης: 1mm Cu.

Τάση λυχνίας kVp	Manual mAs	EI
80	2.50	1620

2) ΟΜΟΙΟΜΟΡΦΙΑ

Ακτινοβόληση κασέτας 35×43 cm.

FCD = 136 cm

Τάση λυχνίας kVp	Manual mAs	ID κασέτας
80	3	9111002017

ID κασέτας	OD		
	αριστερά	κέντρο	δεξιά
9111002017	1.35	1.46	1.21

3) CONTRAST DETAIL DETECTABILITY

Τοποθετείται το ομοίωμα ETR-1 στην εξεταστική τράπεζα με FCD = 1m.

Φίλτρο στη δέσμη: 1mm Cu.

Τάση λυχνίας kVp	Manual mAs	EI
70	3.15	1237

Παρατήρηση:

Διακρίνονται και οι τέσσερις κύκλοι.

4) SPATIAL RESOLUTION

Τοποθετείται το ETR-1 σε γωνία 45^0 με κασέτα διαστάσεων 24×30 cm.

FCD=1m.

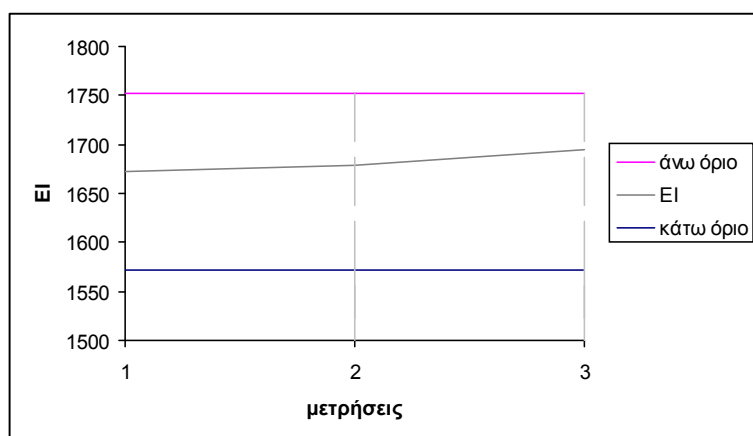
Τάση λυχνίας kVp	Manual mAs
50	2.00

Παρατήρηση: Η χωρική διακριτική ικανότητα είναι 3.1 Lp/mm.

ΠΑΡΑΤΗΡΗΣΕΙΣ

➤ για το QA του εμφανιστηρίου 4 :

- 1) Για το Exposure Index παίρνοντας ως baseline την πρώτη τιμή, που είναι και η κατώτερη, παρατηρήθηκε ότι οι τιμές του εμπίπτουν στα αποδεκτά όρια, όπως φαίνεται και στο παρακάτω γράφημα :

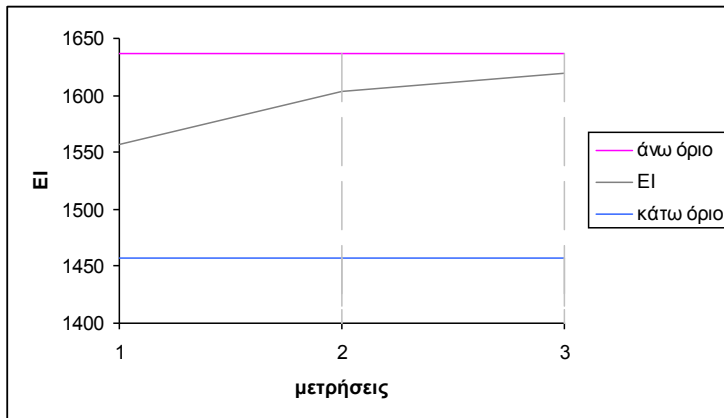


Γράφημα III.1: καταγραφή EI εμφανιστηρίου 4.

- 2) Στις μετρήσεις ομοιομορφίας δυστυχώς το εμφανιστήριο 4 φαίνεται να παρουσιάζει απόκλιση από το επιθυμητό αποτέλεσμα, καθώς οι εικόνες που εμφανίστηκαν παρουσιάζουν ανομοιομορφία. Κοινό στοιχείο όλων ήταν μια σκούρα λωρίδα που διακρινόταν στο κέντρο, κάθετα του φιλμ, και τη δεξιά πλευρά να έχει υποστεί πολύ μικρότερη αμαύρωση συγκριτικά με την αριστερή. Ωστόσο καμία εικόνα δεν είχε artifacts.
- 3) Με τη βοήθεια του οργάνου ETR-1 διαπιστώθηκε ότι σε όλα τα φιλμ διακρίνονται και οι τέσσερις κύκλοι επομένως το high contrast resolution είναι απολύτως ικανοποιητικό.
- 4) Τα ορατά ζεύγη γραμμών που αντιστοιχούν στη μέγιστη χωρική διακριτική ικανότητα βρέθηκαν και στους τρεις ελέγχους 3.4 Lp/mm, επομένως ικανοποιητική.

➤ για το QA του εμφανιστηρίου 3 :

- 1) Οι τιμές του EI ήταν μέσα στα αποδεκτά όρια και καταγράφονται στο παρακάτω γράφημα.



Γράφημα III.2: καταγραφή EI εμφανιστηρίου 3.

- 2) Οι εικόνες που παρέχει το εμφανιστήριο 3 ήταν αρκετά ομοιόμορφες, με μικρές αποκλίσεις των OD κατά μήκος του φιλμ, σίγουρα πολύ μικρότερες από τις αντίστοιχες του εμφανιστηρίου 4.
- 3) Το high contrast resolution όλων των φιλμ ήταν ικανοποιητικό.
- 4) Η χωρική διακριτική ικανότητα βρέθηκε και στους τρεις ελέγχους 3.1 Lp/mm, μία κλίμακα μικρότερη από την αντίστοιχη του εμφανιστηρίου 4 αλλά εξίσου ικανοποιητική.

Σημείωση :

Να τονιστεί ότι στις δύο τελευταίες μετρήσεις του εμφανιστηρίου 3 χρησιμοποιήθηκαν κασέτες πιο πρόσφατης παραλαβής και παρατηρήθηκε στις συγκεκριμένες μετρήσεις μεγαλύτερη ομοιομορφία στις εικόνες που εμφανίστηκαν.

III.3 ΕΛΕΓΧΟΣ ΓΙΑ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΔΟΣΕΩΝ ΚΛΑΣΙΚΗΣ ΚΑΙ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗΣ ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΙΑΣ (CR)

A. Μετρήσεις και αποτελέσματα δοσιμετρίας και οπτικής πυκνότητας κλασικής ακτινογραφίας

1^η μέτρηση: 23/05/2011

Οι μετρήσεις έγιναν με FCD = 119cm και με 0mm Cu και χρησιμοποιήθηκε η κασέτα (1) διαστάσεων 24×30 cm.

Οι τιμές των kVp, mAs επιλέχθηκαν με βάση συνήθεις τιμές που χρησιμοποιούνται σε καθημερινές εξετάσεις.

	kVp	ms	mGy	mGy/s
81 kV	73.95	16.56	0.1362	8.226
4 mAs	75.01	20.58	0.1462	7.105
	74.52	20.07	0.1458	7.267

	kVp	ms	mGy	mGy/s
60 kV	56.41	639.4	0.8185	1.280
40 mAs	56.44	639.9	0.8198	1.281
	56.18	639.9	0.8113	1.268

	kVp	ms	mGy	mGy/s
90 kV	83.50	80.29	0.2497	3.110
5 mAs	83.11	80.80	0.2425	3.001
	83.35	80.29	0.2426	2.997

2^η μέτρηση: 20/09/2011

Οι μετρήσεις έγιναν με την ίδια FCD και με την ίδια κασέτα.

	kVp	ms	mGy	mGy/s
81 kV 4 mAs	73.10	16.56	0.1234	7.448
	73.82	16.55	0.1208	7.297
	74.39	16.53	0.1400	8.468

	kVp	ms	mGy	mGy/s
60 kV 40 mAs	56.61	640.0	0.8081	1.263
	56.20	640.5	0.8125	1.269
	56.41	639.9	0.7989	1.248

	kVp	ms	mGy	mGy/s
90 kV 5 mAs	83.35	25.59	0.2221	8.677
	82.32	25.59	0.2035	7.951
	82.47	25.60	0.2034	7.940

Σημείωση: η αλλαγή στα ms δεν είναι ιδιαίτερης σημασίας εφόσον τα mAs παραμένουν τα ίδια.

Μετά τη δοσιμετρία γίνεται εμφάνιση των φιλμ, ώστε να μετρηθεί η οπτική τους πυκνότητα.

	OD
81 kV 4 mAs	3.30
	3.29
	3.32
60 kV 40 mAs	3.39
	3.37
	3.37
90 kV 5 mAs	3.39
	3.40
	3.32

B. Μετρήσεις στο CR

➤ Θάλαμος 4

1^η μέτρηση: 06/06/2011

Με επιλογή εξέτασης θώρακος, σε FCD = 119 cm οι μετρήσεις είναι καταγεγραμμένες στους πίνακες που ακολουθούν.

	kVp	ms	mGy	mGy/s
81 kV 4 mAs	78.93	5.506	0.1521	27.63
	79.34	5.013	0.1517	30.27
	79.03	5.520	0.1522	27.57

	kVp	ms	mGy	mGy/s
60 kV 40 mAs	59.60	41.15	0.8235	20.01
	59.64	41.16	0.8232	20.00
	59.54	41.15	0.8227	19.99

	kVp	ms	mGy	mGy/s
90 kV 5 mAs	88.25	7.496	0.2357	31.44
	88.12	7.524	0.2346	31.18
	88.41	8.002	0.2354	29.41

2^η μέτρηση: 21/09/2011

	kVp	ms	mGy	mGy/s
81 kV 4 mAs	79.17	5.023	0.1512	30.10
	79.08	5.009	0.1512	30.19
	79.02	5.488	0.1509	27.50

	kVp	ms	mGy	mGy/s
60 kV 40 mAs	59.54	41.65	0.8129	19.52
	59.58	41.64	0.8132	19.53
	59.53	41.15	0.8133	19.77

	kVp	ms	mGy	mGy/s
90 kV 5 mAs	88.68	7.505	0.2322	30.94
	88.52	7.509	0.2320	30.90
	88.70	7.017	0.2307	32.88

Μετά τη δοσιμετρία γίνεται εμφάνιση των φιλμ και παρατηρείται ανομοιογένεια στην οπτική πυκνότητα, με τη δεξιά πλευρά να εμφανίζεται πιο διαφανής από το υπόλοιπο φιλμ. Το ίδιο είχε παρατηρηθεί και κατά τον Automatic Exposure Control (AEC) και παρόλο που είχε γίνει προσπάθεια διόρθωσης από τεχνικό της Kodak, το πρόβλημα εξακολουθεί να υπάρχει.

Χρησιμοποιήθηκε η κασέτα με ID: 9110000452.

Μετά τις μετρήσεις των οπτικών πυκνοτήτων σε τρεις περιοχές του φιλμ τα αποτελέσματα φαίνονται στον παρακάτω πίνακα.

	OD (αριστερά)	OD (κέντρο)	OD (δεξιά)	\overline{OD}
81 kV 4 mAs	1.99	2.23	1.31	1.84
	1.93	2.22	1.26	1.80
	1.63	1.93	1.23	1.60
60 kV 40 mAs	2.07	2.29	1.44	1.93
	2.12	2.26	1.42	1.93
	2.12	2.25	1.39	1.92
90 kV 5 mAs	1.96	2.05	1.15	1.72
	1.88	2.08	1.14	1.70
	1.83	2.06	1.19	1.69

Για να μπορέσει να γίνει η σύγκριση μεταξύ κλασικής και CR θα πρέπει να υπάρχει μία τιμή OD για κάθε έκθεση, γι' αυτό και προστέθηκε η τελευταία στήλη με τον μέσο όρο των επιμέρους OD.

➤ **Θάλαμος 3**

1^η μέτρηση: 06/06/2011

Οι μετρήσεις έγιναν με τις ίδιες παραμέτρους όπως και στον θάλαμο 4.

	kVp	ms	mGy	mGy/s
81 kV 4 mAs	79.18	5.506	0.1567	28.45
	79.20	5.520	0.1560	28.26
	79.30	6.026	0.1570	26.04

	kVp	ms	mGy	mGy/s
60 kV 40 mAs	59.41	44.16	0.8401	19.02
	59.39	44.16	0.8410	19.05
	59.43	44.16	0.8410	19.05

	kVp	ms	mGy	mGy/s
90 kV 5 mAs	88.85	7.537	0.2409	31.96
	88.62	8.024	0.2404	29.96
	88.68	7.527	0.2416	32.09

2^η μέτρηση: 03/10/2011

	kVp	ms	mGy	mGy/s
81 kV 4 mAs	78.90	5.506	0.1574	28.58
	78.87	5.520	0.1574	28.51
	79.40	5.516	0.1579	28.62

	kVp	ms	mGy	mGy/s
60 kV 40 mAs	59.40	44.16	0.8460	19.16
	59.44	44.63	0.8457	18.95
	59.41	44.16	0.8503	19.26

	kVp	ms	mGy	mGy/s
90 kV 5 mAs	88.80	7.514	0.2420	32.21
	88.89	7.524	0.2423	32.20
	89.11	7.514	0.2404	31.99

Ακολουθούν οι μετρήσεις των οπτικών πυκνοτήτων.

Να σημειωθεί ότι ακτινοβολήθηκε η ίδια κασέτα με αυτή που χρησιμοποιήθηκε και για τον θάλαμο 4.

Με οπτικό έλεγχο των φιλμ στο διαφανοσκόπιο παρατηρείται ομοιογένεια, γι' αυτό και θα μετρηθεί μία οπτική πυκνότητα για κάθε φιλμ.

	OD
81 kV 4 mAs	0.92
	0.93
	0.92
60 kV 40 mAs	0.84
	0.84
	0.85
90 kV 5 mAs	0.89
	0.89
	0.89

ΠΑΡΑΤΗΡΗΣΕΙΣ :

- ❖ Οι τιμές των οπτικών πυκνοτήτων στο CR του θαλάμου 3 βγαίνουν αρκετά μικρότερες (περίπου μισές) από τις αντίστοιχες τιμές του θαλάμου 4. Εφόσον χρησιμοποιήθηκε η ίδια κασέτα και οι δόσεις μετρήθηκαν στα ίδια επίπεδα συμπεραίνεται ότι η διαφορά αυτή έγκειται στη λειτουργία του εμφανιστηρίου ή στη ρύθμιση που έχει γίνει από τους τεχνικούς μεταξύ των εταιρειών kodak και philips.
- ❖ Οι τιμές των OD της κλασικής ακτινογραφίας είναι αρκετά μεγαλύτερες των OD της υπολογιστικής ακτινογραφίας.

IV) ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

IV.1 Για τον Ποιοτικό Έλεγχο του CR

Από τον ποιοτικό έλεγχο των παραμέτρων των μηχανημάτων Philips και των δύο θαλάμων διαπιστώθηκε ότι λειτουργούν ικανοποιητικά και μέσα στα αποδεκτά όρια. Το μόνο πρόβλημα που υπήρξε ήταν κατά τον Automatic Exposure Control του θαλάμου 4, όπου η διαφορά μεταξύ των OD ξεπερνούσε το όριο γι' αυτό και επικαλέστηκε τεχνικός της εταιρείας. Στις νέες μετρήσεις οι διαφορές φαινόταν να είχαν εξομαλυνθεί. Όμως παρόλο που έγινε αλλαγή των θαλάμων ιονισμού του AEC, το πρόβλημα εξακολούθησε να υπάρχει.

Κατά το Quality Assurance των εμφανιστηρίων δυστυχώς παρουσιάστηκε πάλι πρόβλημα με το εμφανιστήριο 4 με αρκετά μεγάλη ανομοιομορφία στις εικόνες. Εφόσον η λυχνία 4 έχει ελεγχθεί και λειτουργεί σωστά και οι κασέτες είναι ίδιες με αυτές που χρησιμοποιήθηκαν και στον έλεγχο του εμφανιστηρίου 3, όπου δεν παρατηρήθηκε αντίστοιχο πρόβλημα, συμπεραίνεται ότι είναι θέμα εμφανιστηρίου. Εκτός από το πρόβλημα της ομοιομορφίας όλες οι υπόλοιποι παράμετροι είναι ικανοποιητικές. Το εμφανιστήριο 3 από την άλλη, εμφανίζει καλή απόδοση σε όλους τους ελέγχους.

Αν εξαιρεθεί λοιπόν το πρόβλημα της ομοιομορφίας του εμφανιστηρίου 4, ο ποιοτικός έλεγχος επιδεικνύει την ορθή λειτουργία του ακτινολογικού συστήματος CR.

IV.2 Για τη σύγκριση δόσεων

Από τους πίνακες αποτελεσμάτων παρατηρείται ότι οι τιμές δόσεων που παρέχουν τα δύο ακτινολογικά συστήματα κυμαίνονται στα ίδια περίπου επίπεδα, με τη δόση του CR να είναι μάλιστα λίγο πιο αυξημένη σε όλες τις ακτινοβολήσεις. Επομένως από τα αποτελέσματα δόσεων που δίνουν τα μηχανήματα, στην κασέτα και όχι σε ασθενή, φαίνεται πως η θεωρία για μειωμένη δόση στο CR δεν ισχύει. Δε μπορεί να ειπωθεί με βεβαιότητα ότι το

CR τελικά δεν επιτρέπει μείωση της δόσης ακτινοβολίας διότι αν η έρευνα διεξαγόταν υπό πραγματικές συνθήκες ακτινοβολήσης ασθενούς, τότε ίσως να επιλεγόταν λιγότερα mAs - οπότε και ελάττωση δόσης - για συγκεκριμένη ακτινοβολήση και μετέπειτα ηλεκτρονική επεξεργασία και διόρθωση της εικόνας.

Μεγάλη διαφορά παρατηρείται στο ρυθμό δόσης, όπου το CR έχει πολύ μεγαλύτερους ρυθμούς δόσης. Αυτό συμβαίνει διότι το CR για μια συγκεκριμένη ακτινοβολήση 'δίνει' για πολύ λιγότερο χρόνο από την κλασική λυχνία, και έτσι το πηλίκο mGy/s αυξάνει απότομα, αλλά για να πετύχει τα ίδια mAs αυξάνει την ένταση της ακτινοβολίας (mA). Το γεγονός αυτό συνδέεται με τη λειτουργία των απεικονιστικών πλακών του CR, οι οποίες καταγράφουν την ίδια λανθάνουσα εικόνα σε λιγότερο χρόνο. Για παράδειγμα στα 4 mAs η κλασική λυχνία ακτινοβολεί με 250mA σε χρόνο 16ms, ενώ το CR με 727mA σε χρόνο 5.5ms.

Μετρώντας τις οπτικές πυκνότητες των φιλμ από το κάθε σύστημα, για να υπάρχει κι ένα μέτρο σύγκρισης της ποιότητας εικόνας που παρέχει το καθένα για ίδιες παραμέτρους ακτινοβολήσης, παρατηρείται ότι στην αναλογική ακτινογραφία τα φιλμ παρουσιάζουν πολύ μεγαλύτερο βαθμό αμαύρωσης. Μετά από όλη την ανάλυση που έχει προηγηθεί για τα δύο αυτά ακτινολογικά συστήματα, είναι κατανοητό πως η διαφορά αυτή οφείλεται στο διαφορετικό τρόπο εμφάνισης και στη διαφορετική σύσταση των πινακίδων. Πιθανές εξηγήσεις του φαινομένου αυτού αναλύονται στις επόμενες παραγράφους.

Ο πρώτος και πιο προφανής λόγος που θα μπορούσε να δώσει μια εξήγηση της μεγαλύτερης OD στο κλασικό, είναι πως στο κλασικό σύστημα η καταγραφή της πρωτογενούς ακτινολογικής εικόνας καθώς και η εμφάνιση του φιλμ είναι άμεση με μόνη επεξεργασία την προσθήκη χημικών αντιδραστηρίων για ενίσχυση της εικόνας. Στο CR από την άλλη για να γίνει καταγραφή της πληροφορίας που έχει αποθηκευτεί στην πλάκα φωσφόρου παρεμβάλλονται περισσότερα στάδια και ηλεκτρονική επεξεργασία. Φαίνεται λοιπόν πιθανό σε κάθε βήμα επεξεργασίας να χάνεται μέρος του σήματος. Έτσι το τελικό σήμα εμφανίζεται μικρότερο από το αρχικό, σε αντίθεση με του κλασικού όπου ό,τι καταγράφεται αρχικά εμφανίζεται τελικά.

Μια δεύτερη πιθανή αιτία μείωσης του σήματος είναι οι δυο επιπλέον μηχανισμοί, εξαιρουμένης της φωτοδιεγερόμενης φωταύγειας (PSL), οι οποίοι συμμετέχουν στη μετατροπή της ενέργειας της προσπίπτουσας δέσμης $-X$ σε φωτόνια χαμηλότερης ενέργειας. Οι δύο αυτοί μηχανισμοί είναι ο φθορισμός και ο φωσφορισμός. Κατά το φθορισμό η απορροφούμενη ενέργεια εκπέμπεται άμεσα υπό μορφή ορατών φωτονίων, ενώ στο φωσφορισμό αποθηκεύεται στην κρυσταλλική δομή των πινακίδων φωσφόρου και εξασθενεί εκθετικά με τον χρόνο, με ένα ποσοστό 25% να εκπέμπεται στα επόμενα 10 λεπτά με 8 ώρες. Και οι δύο μηχανισμοί μειώνουν την ένταση του χρήσιμου σήματος, ο φθορισμός διότι τα ορατά φωτόνια εκπέμπονται προτού προλάβουν να συλληχθούν από τον φωτοπολλαπλασιαστή, ενώ κατά το φωσφορισμό τα φωτόνια εκπέμπονται αφότου η πινακίδα έχει υποστεί επεξεργασία. Παρόλο που η PSL είναι το επικρατέστερο φαινόμενο στην απεικόνιση με πλάκες φωσφόρου, η μικρή έστω συμμετοχή και των άλλων φαινομένων οδηγεί σε χαμηλότερη οπτική πυκνότητα των φιλμ, όπως και παρατηρήθηκε.

Μια επιπλέον επιβεβαίωση ότι κατά την ανάγνωση των CR πινακίδων δεν καταγράφεται όλη η αρχικώς απορροφούμενη ενέργεια, είναι το τελικό στάδιο της ανάγνωσης της κατά το οποίο διαγράφεται το εναπομένον σήμα. Αυτό σημαίνει ότι κατά το χρονικό διάστημα της σάρωσης με laser δεν καταφέρνουν να αποδιεγερθούν όλα τα παγιδευμένα ηλεκτρόνια, αφήνοντας έτσι μέρος του σήματος ανεκμετάλλευτο.

Από τη σύγκριση λοιπόν κλασικού – CR συστήματος συμπεραίνεται πως το CR δεν υπερτερεί στην ικανότητα μετατροπής της προσπίπτουσας ενέργειας σε χρήσιμο σήμα, καθώς και τα επίπεδα δόσης ακτινοβολίας ήταν τα ίδια και η οπτική πυκνότητα των φιλμ μικρότερη. Ίσως αν μελλοντικά στις πλάκες φωσφόρου ενσωματωθούν κρύσταλλοι με βελτιωμένες ιδιότητες, θα μπορέσει να αυξηθεί η απόδοση του CR. Παρόλ' αυτά, και με τα σημερινά δεδομένα, το CR εμφανίζει πολλά πλεονεκτήματα έναντι του κλασικού, τα οποία έχουν αναλυθεί στη θεωρία, γι' αυτό και η χρήση του στον Ακτινοδιαγνωστικό τομέα επεκτείνεται ολοένα και περισσότερο.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ Α

ΚCARE CR QC Protocol Draft 7.0 Release Date 13/10/2004

ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ Β

ΕΕΑΕ, ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΠΕΡΙΟΔΙΚΩΝ ΕΛΕΓΧΩΝ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ
ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΚΩΝ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ (ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΗΣΗΣ &
ΑΚΤΙΝΟΣΚΟΠΗΣΗΣ)

A Protocol for the QA of Computed Radiography Systems

Routine QA Tests

This document describes a series of tests to assess CR plate and reader performance. The tests are intended to monitor image quality and sensitivity.

All the tests described should be performed on all available reader systems. This document is intended as guidance. For more specific set-up details the local medical physics department should be consulted.

List of equipment

- Tape measure
- Adhesive tape
- 1 mm Copper filtration (>10 x 10 cm)
- TOR RAD or TOR CDR test object

In all tests described the unique plate identification code should be recorded, and the same tube and generator should be used each time the tests are performed.

1 Detector dose indicator Monitoring

Purpose: To monitor system sensitivity, and consistency of relationship between cassette exposure and detector dose indicator.

Frequency: 1 - 3 monthly

- a) Place a cassette (e.g. 24cm x 30cm - the same cassette should be used each time this test is performed) on the couch at 1m from the focus and centred in the x-ray beam. Set the collimation to cover the entire cassette.
- b) Place filtration in the beam and set a kVp as indicated in below.

CR system	Filtration	Tube Voltage (kVp)
Agfa	1mm Cu	75
Kodak	1mm Cu	80
Fuji	1mm Cu	80

- c) Set a manual mAs (this value should be determined in consultation with medical physics) and expose.
- d) Read the plate immediately using the following parameters

Agfa: S=200
system diagnosis/flat field processing and linear sensitometry.

Kodak: Pattern mode.

Fuji: semi-auto, L=1 or 2

- e) Record the detector dose indicator, i.e. lg M - Agfa
 EI - Kodak
 S - Fuji.

Tolerance: This detector dose indicator should be compared to a baseline value obtained under the same conditions (i.e. same x-ray tube, distance, kV, filtration, mAs, plate).

Remedial level:

Agfa: lg M value should lie between

(Baseline +0.08) and (Baseline-0.10)

Kodak: EI should lie between

(Baseline +80) and (Baseline-100)

Fuji: S value should lie between

(Baseline+25%) and (Baseline -17%)

Suspension level:

Agfa: lg M value should lie between

(Baseline +0.18) and (Baseline-0.30)

Kodak: EI should lie between

(Baseline+175) and (Baseline-300)

Fuji: S value should lie between

(Baseline+100%) and (Baseline-33%)

2 Uniformity

Purpose: To monitor image quality by assessing the uniformity of the system.

Frequency: 1-3 monthly

- a) Select any cassette (a different cassette should be tested each time this test is performed).
- b) Use as large a focus to detector distance as possible and open the collimators so that the X-ray field covers the entire detector.
- c) Expose the detector at as described for test 1.
- d) Visually inspect the images for non-uniformities.

Note: Images acquired for the detector dose indicator monitoring test should also be inspected for non uniformities.

Remedial level: Images should not have obvious artefacts.

N.B. This is a test of the reader. To test the whole system it would be necessary to test several plates at each 1-3 monthly interval

3 Threshold Contrast Detail Detectability

Purpose: To monitor image quality by assessing the visibility of low contrast details

Frequency: 3 - 6 monthly

- a) Place TOR RAD or TOR CDR test object on the table with a focus –receptor distance of 1-1.5m.
- b) Collimate to the cassette.
- c) Place 1mmCu filter in the beam.
- d) Expose at 70kVp with a manual mAs (this value should be determined in conjunction with medical physics).
- e) Read the cassette using the following parameters

Agfa: S=200,
examination type - 'System Diagnosis'
processing - 'Flat Field'

Fuji: Readout mode - 'semi-auto' with test/sensitivity GA=1

Kodak: Mode - 'Pattern' with raw data and no edge enhancement

- f) Record the detector dose indicator.
- g) Make three more exposures under the same conditions.
- h) Window and level the images so that background noise is perceptible.
- i) Print the images onto the largest film size available.
- j) View the image on a masked light box, and score each detail size using fixed distance viewing (<1m). If no hardcopy printer is available, score the images on a reporting workstation, optimising window and level settings for each detail size.
- k) Calculate the mean number of visible details (average over all detail diameters)

Remedial level: Average number of visible details reduced by two from baseline

4 Limiting spatial resolution

Purpose: To monitor image quality by assessing the resolution of the system

Frequency: 3 - 6 monthly

- a) Place resolution test grid (e.g. TOR RAD or TOR CDR) on a 24 cm x 30 cm cassette at ~1 m. The bars should be angled at 45° to the plate.

N.B. Remember to remove the copper filtration from the beam.

- b) Set 50kVp.
- c) Expose at ~ 2mAs.
- d) Read the image plate using the following parameters.

Agfa: S=200,
examination type - 'System Diagnosis'
processing – 'Flat Field'

Fuji: Readout mode – 'fix' with L=2 and S=200

Kodak: Mode – 'Pattern' with raw data and no edge enhancement

e) Determine the number of resolvable groups of lines.

Remedial level: Number of resolvable groups reduced by 2 from baseline.

N.B. Other plate sizes may give different resolutions and should ideally be tested.

References

[1] Draft Report of Task Group #10, American Association of Physicists in Medicine, Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems, August 1998

[2] British Institute of Radiology, 'Assurance of the quality in the diagnostic imaging department', 2001, ISBN 0-905749-48-0

[3] IPEM draft CR QC protocol

[4] Samei E, Seibert JA, Willis CE, Flynn MJ, Mah E, Junck KL, 'Performance evaluation of computed radiography systems', 2001, Med.Phys. Vol28 (3) p361-371.

B

**ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΠΕΡΙΟΔΙΚΩΝ ΕΛΕΓΧΩΝ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ
ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΚΩΝ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ
(ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΗΣΗΣ & ΑΚΤΙΝΟΣΚΟΠΗΣΗΣ)**

ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΣ	ΕΠΕΞΗΓΗΣΕΙΣ ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΥ	ΟΡΓΑΝΑ ΕΛΕΓΧΟΥ	ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΕΛΕΓΧΟΥ	ΑΠΟΛΕΚΤΑ ΟΡΙΑ	ΠΕΡΙΟΔΙΚΟΤΗΤΑ
Εξαρτήματα ακτινοπροστασίας	Έλεγχος ύπαρξης εξαρτημάτων ακτινοπροστασίας κάθε τύπου	-	-	ΝΑΙ/ ΟΧΙ	Ετήσιος
Έλεγχος Σήμανσης	Έλεγχος ύπαρξης πινακίδων "περιοχής"-και ενημέρωσης εγκύων	-	-	ΝΑΙ/ ΟΧΙ	Καθημερινός
Έλεγχος Θωρακίσεων	Εποπτεία χώρων και μέτρηση των ρυθμών δόσης στους χώρους γύρω από τον ακτινολογικό θάλαμο	Κατάλληλος μετρητής ακτινοβολίας χώρου (Survey meter) Σκεδαστής διαστάσεων 30cm x 30 cm και ύψους 20cm από υλικό ισοδύναμο νερού	Μέτρηση του στιγμιαίου ρυθμού δόσης για: FFD=1m Τάση = 100±10 kV Χρόνος = με το χρόνο απόκρισης του μετρητή	Με βάση τα θεσμοθετημένα όρια, το στιγμιαίο ρυθμό δόσης και το φόρτο εργασίας	Ετήσιος
Διαρροή κεφαλής λυχνίας	Έλεγχος για αυξημένους ρυθμούς δόσης γύρω από την ακτινολογική λυχνία	Κατάλληλος μετρητής ακτινοβολίας χώρου (Survey meter) film	Τάση =100kV Κλειστά διαφράγματα Σε συνθήκες ακτινοσκόπησης Film περιμετρικά του	<1mSv/h στο 1m Για μέγιστα στοιχεία συνεχούς λειτουργίας	Ετήσιος

			κελύφους		
Κινήσεις μηχανικών μερών-κατάσταση καλωδίων	-	Οπτικός και ακουστικός έλεγχος	-	-	Ετήσιος
ΕΛΕΓΧΟΙ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ ΔΕΣΜΗΣ					
Μέγεθος εστίας	Ενεργό ή ισοδύναμο	<i>Star pattern,, pinhole camera</i>	Μέτρηση και των δύο μεγεθών (με βάση το manual των οργάνων μέτρησης)	$\leq \pm 1.5 f$ (f:αρχικό μέγεθος εστίας)	Ετήσιος
Έλεγχος FFD	Μέτρηση FFD	Μετροταινία		Απόκλιση: $\pm 2\text{cm}$	Ετήσιος
Ευθυγράμμιση και επικέντρωση δέσμης ακτίνων-X και φωτεινού πεδίου	Σύμπτωση των ορίων του φωτεινού πεδίου με το πεδίο ακτινοβολίας και του σταυρονήματος του φωτεινού πεδίου με το κέντρο του πεδίου ακτινοβολίας	Κασέτα με film και όργανο ελέγχου ευθυγράμμισης κατευθυντήρα	FFD=1m Στοιχεία : 50kV, 10mAs	Το άθροισμα της απόκλισης του οπτικά προσδιοριζόμενου πεδίου με το αντίστοιχο άκρο του πεδίου ακτίνων-X σε κάθε μία από τις κύριες διευθύνσεις να μην ξεπερνά το 3% της απόστασης από την εστία μέχρι το κέντρο του οπτικά προσδιοριζόμενου πεδίου. Το άθροισμα των αποκλίσεων στις δύο κάθετες διευθύνσεις να μην ξεπερνά το 4%. Η ευθυγράμμιση του	Για εργαστήρια κατηγορίας X1: Ετήσιος X2 & X3: Τριμηνιαίος

				σταυρονήματος του διαφράγματος της φωτεινής δέσμης με το κέντρο της δέσμης των ακτίνων-X δεν πρέπει να διαφέρει πάνω από $\pm 1\%$ του FFD.	
Επικέντρωση δέσμης ακτίνων-X και κασέτας	-	Κασέτα με film και όργανο ελέγχου ευθυγράμμισης κατευθυντήρα	-	Όταν ο άξονας της δέσμης των ακτίνων-X είναι κάθετος στο επίπεδο του υποδοχέα εικόνας, το κέντρο του πεδίου των ακτίνων-X και το κέντρο του υποδοχέα εικόνας θα πρέπει να είναι ευθυγραμμισμένα εντός του 2% της απόστασης εστίας-υποδοχέα εικόνας	Για εργαστήρια κατηγορίας X1: Ετήσιος X2 & X3: Τριμηνιαίος
Καθετότητα της δέσμης ακτίνων-X με τον υποδοχέα εικόνας	-	Κασέτα με film και όργανο ελέγχου καθετότητας	-	Η γωνία μεταξύ του κεντρικού άξονα της δέσμης ακτίνων-X και του επιπέδου του υποδοχέα εικόνας δεν πρέπει να διαφέρει πάνω από 1.5° από τις 90°	Για εργαστήρια κατηγορίας X1: Ετήσιος X2 & X3: Τριμηνιαίος
Αυτόματα Διαφράγματα	Έλεγχος της σωστής λειτουργίας των αυτόματων διαφραγμάτων	2 κασέτες με φιλμ διαφορετικών διαστάσεων ή εναλλακτικά μέτρηση των διαστάσεων του φωτεινού πεδίου	Η μικρή κασέτα στο Bucky, η μεγαλύτερη κασέτα στην επιφάνεια της τράπεζας FFD=100cm Στοιχεία :50kV, 10mAs	Απόκλιση από οποιαδήποτε πλευρά $< \pm 2\%$ της FFD	Για εργαστήρια κατηγορίας X1: Ετήσιος X2 & X3: Τριμηνιαίος

Έλεγχος αντιδιαχυτικών διαφραγμάτων	-	Κατάλληλο ομοίωμα	Όπως στο manual ομοιώματος	Όπως στο manual ομοιώματος	Ετήσιος
Ολικό φίλτρο	Μέτρηση HVL για δεδομένη τάση. Εύρεση ολικού φίλτρου χρήσιμης δέσμης	Δοσίμετρο Φίλτρα Al 1100 διαφορετικών παχών	Τάση = 80kV	> 2.5mm Al	Ετήσιος
Ακρίβεια kVp	Απόκλιση της ένδειξης από την ονομαστική τιμή	kVp meter	Μέτρηση στα 50,70,90,110,130(*) kV για μία τιμή mA και στα 70kV για τρεις κλινικά εφαρμοζόμενες τιμές mA (* εφόσον χρησιμοποιούνται κλινικά	< ±10% της ονομαστικής τιμής των kVp	Για εργαστήρια κατηγορίας X1: Ετήσιος X2 & X3: Εξαμηνιαίος
Επαναληψιμότητα kVp	Απόκλιση από τη μέση τιμή (% SD)	kVp meter	Μέτρηση της τάσης στα 70 kVp, 5 φορές για τα ίδια mAs με απορύθμιση και επανακαθορισμό των στοιχείων	< ±5%	Για εργαστήρια κατηγορίας X1: Ετήσιος X2 & X3: Εξαμηνιαίος
Ακρίβεια χρονομέτρου (Εφόσον υπάρχει η δυνατότητα επιλογής χρόνου)	Απόκλιση της ένδειξης από την ονομαστική τιμή	Όργανο μέτρησης χρόνου έκθεσης	Για πέντε τιμές των συνηθέστερα εφαρμοζόμενων κλινικά χρόνων	Για χρόνους >100msec <±10% Για χρόνους ≤ 100msec <±20%	Για εργαστήρια κατηγορίας X1: Ετήσιος X2 & X3: Εξαμηνιαίος

Επαναληψιμότητα χρονομέτρου	Απόκλιση από τη μέση τιμή (% SD)	Όργανο μέτρησης χρόνου έκθεσης	5 μετρήσεις για δύο κλινικά εφαρμοζόμενες τιμές χρόνου με απορύθμιση και επανακαθορισμό των στοιχείων	$< \pm 5\%$	Για εργαστήρια κατηγορίας X1: Επήςιος X2 & X3: Εξαμηνιαίος
Παροχή Ακτινοβολίας	Μέτρηση της παροχής της ακτινολογικής λυχνίας	Κατάλληλο δοσίμετρο	Τάση = 80kVp Διάφορες τιμές mAs & FCD = 75 ή 100cm	$\geq 25 \mu\text{Gy/mAs}$ στα 100cm ή $\geq 44 \mu\text{Gy/mAs}$ στα 75cm	Για εργαστήρια κατηγορίας X1: Επήςιος X2 & X3: Τριμηνιαίος
Γραμμικότητα παροχής ακτινοβολίας	Διακύμανση λόγω μεταβολών της ονομαστικής τιμής του ρεύματος	Κατάλληλο δοσίμετρο, Μέτροταινία	Ονομαστική τιμή 80kV, για 5 διαφορετικές τιμές mA	$(\max R - \min R) / (\max R + \min R) < \pm 15\%$	Για εργαστήρια κατηγορίας X1: Επήςιος X2 & X3: Τριμηνιαίος
Γραμμικότητα παροχής ακτινοβολίας	Διακύμανση λόγω μεταβολών του γινομένου της ονομαστικής τιμής του ρεύματος και του χρόνου έκθεσης	Κατάλληλο δοσίμετρο, Μέτροταινία.	Ονομαστική τιμή 80kV, για 5 διαφορετικές τιμές mAs	$< \pm 20\%$	Για εργαστήρια κατηγορίας X1: Επήςιος X2 & X3: Τριμηνιαίος
Επαναληψιμότητα παροχής ακτινοβολίας	Απόκλιση από τη μέση τιμή (% SD)	Κατάλληλο δοσίμετρο	Τουλάχιστον 5 λήψεις για Τάση = 80kV FCD = 75cm 50mAs με απορύθμιση και επανακαθορισμό των στοιχείων	$< \pm 5\%$	Για εργαστήρια κατηγορίας X1: Επήςιος X2 & X3: Τριμηνιαίος

<p>Επαναληψιμότητα AEC</p>	<p>Έλεγχος της επαναληψιμότητας των τιμών οπτικής πυκνότητας</p>	<p>Film Με κατάλληλο ομοίωμα από Al, Cu ή νερό ή εναλλακτικά με χρήση δοσιμέτρου</p>	<p>Λήψη film για 3 πάχη ομοιώματος 3 τιμές kV (60,80,100kVp) και για όλους τους θαλάμους Επίσης, για ένα πάχος ομοιώματος και μία τιμή kVp έλεγχος όλων των συνδυασμών των θαλάμων</p>	<p>Διαφορά μεταξύ των OD < 0.3 OD</p>	<p>Για εργαστήρια κατηγορίας X1: Ετήσιος X2 & X3: Τριμηνιαίος</p>
--------------------------------	--	--	--	---	---

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. ΙΑΤΡΙΚΗ ΦΥΣΙΚΗ, ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΑΚΤΙΝΟΦΥΣΙΚΗΣ, Κυριάκος Ψαρράκος, Κωνσταντίνος Καρακατσάνης, τόμος Α & Β, 1991
2. ΑΛΛΗΛΕΠΙΔΡΑΣΕΙΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΩΝ & ΥΛΗΣ, ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑ, ΘΩΡΑΚΙΣΗ, Δημήτριος Λεωνίδου, 1984
3. ΙΑΤΡΙΚΗ ΦΥΣΙΚΗ – ΑΚΤΙΝΟΦΥΣΙΚΗ, Χαράλαμπος Χ. Προυκάκης, 1^{ος} τόμος, 2004
4. ΙΟΝΤΙΖΟΥΣΕΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΕΣ, ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΤΗ ΒΙΟΛΟΓΙΑ ΚΑΙ ΙΑΤΡΙΚΗ, Ευάγγελος Γαζής, εκδόσεις Παπασωτηρίου, 2002
5. INTRODUCTION TO MEDICAL RADIOGRAPHIC IMAGING, KODAK, 1993
6. ELEMENTS OF MODERN X-RAY PHYSICS, Jens Als-Nielsen, Des McMorrow, 2001
7. RADIOLOGIC SCIENCE FOR TECHNOLOGISTS : PHYSICS, BIOLOGY, AND PROTECTION, Stewart C. Bushong, Eighth Edition, 2004
8. THE PHYSICS OF MEDICAL IMAGING, edited by Steve Webb
9. INTRODUCTION TO BIOMEDICAL IMAGING, Andrew Webb, 2003
10. MEDICAL IMAGING SIGNALS AND SYSTEMS, Jerry L. Prince, Jonathan M. Links, 2006
11. ATOMS, RADIATION AND RADIATION PROTECTION, James E. Turner, Second Edition, 2004
12. THE PHYSICS OF RADIOLOGY, Harold Eiford Johns and John Robert Cunningham, 1983
13. RADIATION AND RADIOACTIVITY ON EARTH AND BEYOND, Ivan G. Draganic, Zorica D. Draganic, Jean-Pierre, 1993
14. THE PROPAGATION OF GAMMA QUANTA IN MATTER, O. I. Leipunskii, B. V. Novozhilov, V. N. Sakharov, 1965
15. MEDICAL PHYSICS, John R. Cameron and James G. Skofronick, 1978
16. USER RELEASE NOTES FOR DIRECTVIEW CR SYSTEMS USING KODAK DIRECTVIEW SOFTWARE VERSION 5.1, November 30, 2007
17. COMPUTED RADIOGRAPHY (CR) AND DIGITAL RADIOGRAPHY (DR) STATE X-RAY INSPECTION PROTOCOL, Published by Conference of Radiation Control Program Directors, Inc., January 2010

18. ACCEPTANCE TESTING AND QUALITY CONTROL OF PHOTOSTIMULABLE STORAGE PHOSPHOR IMAGING SYSTEMS, Report of AAPM Task Group 10, October 2006
19. KODAK DIRECTVIEW CR SYSTEMS HARDWARE GUIDE, Carestream Health, 25 September 2008, PN 8G0243, Version 2.0
20. IBA DOSIMETRY, VD PK ETR-1 e 003, April 2008
www.iba-dosimetry.com
21. FUNDAMENTALS OF DIGITAL IMAGE ARCHITECTURE AND IMAGE PROCESSING APPLIED TO MEDICAL IMAGING, Carestream Health – Training and Development, ppt presentation
22. ΨΗΦΙΑΚΗ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑ, Τάτσης Χρήστος, Digital Product Specialist Carestream Health, ppt presentation
23. http://users.auth.gr/okoutris/Themata-Simeiwseis/Genikis_Epilogis/Diagnwstikes/Ypologistiki.Aktinografia.ppt
24. http://www.med-xrays.gr/index.php?option=com_content&view=category&layout=blog&id=37&Itemid=147
25. http://www.eeae.gr/gr/index.php?menu=0&fvar=html/president/_info_radiation_ion
26. http://www.eeae.gr/gr/docs/president/_protokolla_aktinologika.pdf
27. https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/Documents/TrainingRadiology/Lectures/RPDIR-L20_Digital_Radiolog_WEB.ppt
28. PROCESS OF PHOTOLUMINESCENCE AND PHOTOSTIMULATED LUMINESCENCE IN BAFBR:EU PHOSPHORS, J. Mater. Sci. Technol., Vol.11, 1995
<http://www.jmst.org/EN/article/downloadArticleFile.do?attachType=PDF&id=15104>
29. http://users.teiath.gr/goikon/Aktinologia/Aktinologia_11.pdf
30. www.medcyclopaedia.com
31. <http://www.physics.ntua.gr/~cchrist/SIMEIOSEIS/TECH.PEIR.FYS.2004.PDF/TECH.PEIR.FYS.2004.KEF.08.pdf>
32. <http://www.e-radiography.net/>
33. <http://panacea.med.uoa.gr/topic.aspx?id=918>
34. <http://en.wikipedia.org/>