



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ

Σύγχρονο Ψηφιακό Ακτινολογικό Μηχάνημα: Η ναυαρχίδα της τεχνολογίας

Αλλαμανή Μυρσάνθη
Αριθμός μητρώου: 48015008

Επιβλέπων Καθηγητής:
Παντελεήμων Ασβεστάς, Αναπληρωτής Καθηγητής,

Αθήνα 2021

Π. Ασβεστάς,
Αναπλ. Καθηγητής,
Τμήμα Μηχανικών
Βιοϊατρικής,
Πανεπιστήμιο Δυτικής
Αττικής

Ψηφιακή Υπογραφή

Δ. Γκλώτσος
Αναπλ. Καθηγητής,
Τμήμα Μηχανικών
Βιοϊατρικής,
Πανεπιστήμιο
Δυτικής Αττικής

Ψηφιακή Υπογραφή

Σ.Κωστόπουλος
Επικ. Καθηγητής, Τμήμα
Μηχανικών Βιοϊατρικής,
Πανεπιστήμιο Δυτικής
Αττικής

Ψηφιακή Υπογραφή

Δήλωση συγγραφέα διπλωματικής εργασίας

Η υπογράφουσα **Αλλαμανή Μυρσάνθη** του **Δημοσθένη** , με αριθμό μητρώου **15008** φοιτήτρια του Τμήματος **Μηχανικών Βιοϊατρικής** της Σχολής **Μηχανικών** του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

«Είμαι συγγραφέας αυτής της διπλωματικής εργασίας και κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, οι όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών ή λέξεων, είτε ακριβώς είτε παραφρασμένες, αναφέρονται στο σύνολό τους, με πλήρη αναφορά στους συγγραφείς, τον εκδοτικό οίκο ή το περιοδικό, συμπεριλαμβανομένων και των πηγών που ενδεχομένως χρησιμοποιήθηκαν από το διαδίκτυο. Επίσης, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία έχει συγγραφεί από μένα αποκλειστικά και αποτελεί προϊόν πνευματικής ιδιοκτησίας τόσο δικής μου, όσο και του Ιδρύματος.

Παράβαση της ανωτέρω ακαδημαϊκής μου ευθύνης αποτελεί ουσιώδη λόγο για την ανάκληση του πτυχίου μου».

Ημερομηνία

Η Δηλούσα



10/07/2021

Πίνακας περιεχομένων

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1- Εισαγωγή στην Ακτινολογία	1
1.1 Βασικές έννοιες.....	1
Τι είναι η ακτινοβολία Χ.....	1
Η ιστορία των ακτίνων Χ	1
Αλληλεπίδραση της ακτινοβολίας Χ με τους βιολογικούς ιστούς	3
Πως παράγονται οι ακτίνες Χ.....	6
Διατάξεις παραγωγής ακτίνων Χ.....	9
Τι είναι η ακτινοδιαγνωστική.....	11
Βασικές αρχές και συστήματα Ραδιογραφείας	12
Απο τα φιλμ στα DR και CR	13
Κεφάλαιο 2 – Οι Ακτίνες Χ και η αλληλεπίδραση τους με την ύλη	15
2.1 Η φύση των ακτίνων Χ.....	15
2.2 Η ανακάλυψη των ακτίνων Χ.....	15
2.3 Το φάσμα των ακτίνων Χ.....	16
2.3.1 Ερμηνεία του γραμμικού φάσματος.....	16
2.3.2 Ερμηνεία του συνεχούς φάσματος (Bremstrahlung).....	18
2.3.3 Ελάχιστο μήκος κύματος συνεχούς φάσματος	19
2.4 Ιδιότητες ακτίνων Χ	19
2.5 Παράγοντες που επιδρούν στη μορφή του φάσματος	19
2.5.1 Εισαγωγή.....	19
2.5.2 Η επίδραση του στοιχείου mAs.....	20
2.5.3 Η επίδραση του στοιχείου kV _p	20
2.5.4 Η επίδραση του πάχους φίλτρου	21
2.5.5 Η επίδραση του υλικού – στόχου.....	22
2.5.6 Η επίδραση της κυματομορφής τάσης	23
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3ο - Ακτινοπροστασία	24
3.1 Εισαγωγή στην ακτινοπροστασία	24
3.2 Γενικοί όροι ακτινοπροστασίας	24
Α) ΙΣΟΔΥΝΑΜΗ ΔΟΣΗ (H)	24
Β) ΣΥΝΟΛΙΚΗ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗ ΔΟΣΗ (H).....	25
Γ) ΕΝΕΡΓΟΣ ΔΟΣΗ (E).....	25
3.3 Γενικές αρχές ακτινοπροστασίας	25
3.4 Δοσιμέτρηση προσωπικού	28
3.5 Διαρρύθμιση και όρια αίθουσας λειτουργίας ακτινολογικού μηχανήματος.....	30
3.6 Κατασκευαστικά στοιχεία.....	30
3.7 Λειτουργική σήμανση.....	31
3.8 Παράμετροι ακτινοπροστασίας στους υπολογισμούς των θωρακίσεων	32
ΦΟΡΤΟΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ, W	32
ΠΑΡΑΓΟΝΤΑΣ ΚΑΤΑΛΗΨΗΣ ΧΩΡΟΥ, T	32
3.9 Παράγοντες χρήσης, U	33

3.10 Υπολογισμοί θωρακίσεων	33
3.10.1 Πρωτογενής δέσμη	33
3.10.2 Σκεδαζόμενη ακτινοβολία.....	34
3.10.3 Διαρρέουσα ακτινοβολία.....	34
3.11 Μεθοδολογία για τον υπολογισμό των θωρακίσεων.....	35
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4^ο – Ακτινοδιαγνωστική και εικόνα	36
4.1 Εισαγωγή	36
4.2 Το ακτινογραφικό σύστημα.....	37
4.2.1 Εισαγωγή.....	37
4.3 Δημιουργία ακτινολογικής εικόνας: ακτινολογικό φιλμ-ενισχυτική πινακίδα.....	37
4.4 Παράγοντες που επηρεάζουν την ποιότητα της ακτινολογικής εικόνας	40
4.6 Παράγοντες που επηρεάζουν την έκθεση	47
4.7 Διασπαρμένη ακτινοβολία	54
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5- Διαμόρφωση του σύγχρονου ψηφιακού ακτινολογικού μηχανήματος.....	69
5.1 Γενική περιγραφή	69
5.2 Ανάρτηση οροφής.....	72
5.3 Ακτινογραφική έδρα	74
5.4 Ακτινογραφική επιτοίχια βάση.....	76
5.5 Γεννήτρια ακτίνων-Χ & Λυχνία ακτίνων Χ	77
5.6 Σταθμός εργασίας	78
5.7 Ανιχνευτές (flat panel).....	79
5.8 Συντήρηση σύγχρονου ψηφιακού ακτινολογικού μηχανήματος.....	80
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	83
Ξενόγλωσση	83
Ελληνόγλωσση.....	84
Διαδικτυακές πηγές	85

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η πτυχιακή μου εργασία αφορά ένα σύγχρονο ψηφιακό ακτινολογικό μηχάνημα κατάλληλο για την εκτέλεση, τη δημιουργία, την επεξεργασία και την προβολή στατικών ακτινογραφικών εικόνων ακτίνων X, του θώρακα, της κοιλιακής χώρας και όλων των υπόλοιπων ανατομικών περιοχών του σώματος. Επιπλέον παρέχει την δυνατότητα ολόσωμης ακτινογραφίας της σπονδυλικής στήλης και των κάτω άκρων, καθώς και ψηφιακή τομοσύνθεση για τη σύνθεση τομογραφικών τομών της ανθρώπινης ανατομίας από μια μεμονωμένη τομογραφική σάρωση. Όλες οι παραπάνω εξετάσεις μπορούν να εκτελεστούν σε ενήλικες ασθενείς ή παιδιά σε καθιστή, όρθια ή οριζόντια στάση.

Το περιγραφόμενο ψηφιακό ακτινολογικό συγκρότημα είναι ένα σύστημα απεικόνισης ακτίνων X γενικής ακτινολογίας που χρησιμοποιείται ως επί το πλείστον σε νοσοκομεία, κλινικές, διαγνωστικά κέντρα και ιατρεία.

Είναι ιδιαίτερα βοηθητικό για τους πολυτραυματίες καθώς η υπαρξη της ανάρτησης οροφής δίνει την δυνατότητα στον νοσηλευόμενο να παραμένει στο κρεβάτι και χωρίς καμία μετακίνηση και ταλαιπωρία να ληφθούν οι απαιτούμενες ακτινογραφικές λήψεις. Ο χειρισμός του μηχανήματος γίνεται κυρίως από ακτινολόγους ιατρούς και τεχνολόγους ακτινολογικών εργαστηρίων. Το σύστημα είναι απόλυτα αυτοματοποιημένο με ρομποτικές μηχανικές κινήσεις όλων των βασικών τμημάτων του. Περιλαμβάνει ανάρτηση οροφής με ακτινολογική λυχνία η οποία έχει τη δυνατότητα για ταυτόχρονη κίνηση σε πέντε άξονες: x-y-z-περιστροφή beta A & beta B. Επιπροσθέτως, παρέχει την δυνατότητα κίνησης της οριζόντιας εξεταστικής τράπεζας με ταυτόχρονη κίνηση του bucky, κίνηση και κλίση του όρθιου Bucky, κίνηση διαφραγμάτων και φίλτρων. Επίσης διαθέτει σταθμό εργασίας με ειδικό λογισμικό που περιλαμβάνει με προεγκατεστημένα προγράμματα εξετάσεων για την καλύτερη ποιότητα εικόνας και άρα την καλύτερη διάγνωση.

Συγκεκριμένα, η διπλωματική εργασία μου θα αναφέρει και θα αναλύσει ενδελεχώς τους παρακάτω τομείς:

- Την φύση των ακτίνων X και την ανακάλυψή τους
- Τις ιδιότητες των ακτίνων X
- Τις διαφορές φιλμ / Computed Radiography/ Direct Radiography
- Την επιμέλεια και τις απαιτήσεις του χώρου εγκατάστασης (διαστάσεις, μελέτη ακτινοφυσικού, ακτινοπροστασία, οικοδομικές και ηλεκτρομηχανικές τροποποιήσεις) (project management)
- Την διαμόρφωση του συστήματος, την οργάνωση και υλοποίηση της εγκατάστασής του (project management)
- Τον έλεγχο της σωστής λειτουργίας και των δόσεων ακτινοβολίας από υπαλλήλους της ΕΕΑΕ (Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας)

ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ

Ακτίνες X, ακτινογραφική εικόνα, ψηφιακό μηχάνημα, ακτινογραφία, ακτινοπροστασία

ABSTRACT

My dissertation concerns a modern digital radiological machine suitable for the execution, creation, processing and projection of static X-ray images of the chest, abdomen and all other anatomical areas of the body. In addition, it provides the possibility of full-length x-rays of the spine and lower extremities, as well as digital tomosynthesis for the synthesis of tomographic sections of human anatomy from a single tomographic scan. All of the above tests can be performed on adult patients or children in a sitting, standing or horizontal position.

The digital radiology unit described is a general-purpose X-ray imaging system used mostly in hospitals, clinics, diagnostic centers and clinics.

It is especially helpful for the multi-injured as the existence of the roof suspension allows the patient to stay in bed and without any movement and hassle to obtain the required radiographs. The machine is operated mainly by radiologists and radiologist technologists. The system is fully automated with robotic mechanical movements of all its basic parts. Includes a ceiling suspension with a radiolucent lamp which has the ability to move simultaneously on five axes: xyz-rotation beta A & beta B. movement of diaphragms and filters. It also has a workstation with special software that includes pre-installed exam programs for the best image quality and therefore the best diagnosis.

Specifically, my dissertation will mention and analyze in detail the following areas:

- The nature of X-rays and their discovery
- The properties of X-rays
- The film / Computed Radiography / Direct Radiography differences
- The care and requirements of the installation site (dimensions, radiophysical study, radiation protection, construction and electromechanical modifications) (project management)
- The configuration of the system, the organization and implementation of its installation (project management)
- The control of the correct operation and the radiation doses by the employees of GAEC (Hellenic Atomic Energy Committee)

KEYWORDS

X-rays, x-ray image, digital machine, radiation protection

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1- Εισαγωγή στην Ακτινολογία

Στο κεφάλαιο αυτό θα γίνει μια εισαγωγή στην Ακτινολογία όπου θα περιγραφούν η ακτίνες X, η ιστορία τους και η αλληλεπίδραση τους με τους βιολογικούς ιστούς. Επιπλέον, θα γίνει αναφορά στην ακτινοδιαγνωστική, στα συστήματα ραδιογραφείας αλλά και στις διαφορές ανάμεσα στα φιλμ, τα DR (Digital Radiography) και τα CR (Computed Radiography).

1.1 Βασικές έννοιες

Τι είναι η ακτινοβολία X

Η ακτινοβολία X είναι μια αόρατη ιοντίζουσα ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία, με ενέργεια φωτονίων από λίγα keV έως πολλά MeV που εκτείνεται μεταξύ της περιοχής των ακτίνων γ και του υπεριώδους. Η ακτινοβολία X έχει την ιδιότητα να διαπερνά στερεά ή αδιαφανή σώματα, προκαλώντας έτσι φθορισμό σε μερικούς κρυστάλλους ή αποτυπώνεται στο φωτογραφικό φιλμ. Το μήκος κύματος της ακτινοβολίας X είναι 10000 φορές μικρότερο από το μήκος κύματος του ορατού φωτός και είναι συγκρίσιμο με το μέγεθος του ατόμου.

Χαρακτηριστικά της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας είναι η ικανότητά της να ταξιδεύει μέσα από αντικείμενα και να αλληλεπιδρά με τους ζωντανούς ιστούς. Όσο υψηλότερη είναι η ενέργεια ακτινοβολίας, τόσο καλύτερη μπορεί να διεισδύσει στην ύλη. Επίσης, όσο υψηλότερη είναι η ενέργεια της ακτινοβολίας, τόσο περισσότερο διεισδύει στο ανθρώπινο σώμα και τόσο υψηλότερος είναι ο κίνδυνος βιολογικής βλάβης στον ζωντανό ιστό.

Η ιστορία των ακτίνων X

Στις 8 Νοεμβρίου 1895, ο φυσικός Wilhelm Conrad Röntgen (1845-1923) έγινε ο πρώτος άτομο που παρατήρησε τις ακτίνες X, μια σημαντική επιστημονική πρόοδο που τελικά ωφέλησε μια ποικιλία πεδίων, και κυρίως την ιατρικήν, κάνοντας το αόρατο ορατό.

Η ανακάλυψη του Röntgen ήταν ένα τυχαίο γεγονός που συνέβει στο εργαστήριό του στο Wurzburg της Γερμανίας, κατά την διάρκεια που μελετούσε αν είναι εφικτό οι ακτίνες καθόδου να περάσουν μέσα από το γυαλί. Τότε, παρατήρησε μια λάμψη. Η λάμψη αυτή ερχόταν από μια οθόνη σε κοντινή απόσταση η οποία ήταν επικαλυμμένη με κάποια χημική ουσία. Έτσι ονόμασε τις ακτίνες που προκάλεσαν αυτή τη λάμψη ακτίνες X λόγω της άγνωστης τους φύσης. Οι ακτίνες X είναι ηλεκτρομαγνητικά κύματα ενέργειας που δρουν παρόμοια με τις ακτίνες φωτός, αλλά σε μήκη κύματος περίπου 1.000 φορές μικρότερα από αυτά του φωτός. Ο Röntgen πήγε στο

εργαστήριό του και πραγματοποίησε μια σειρά πειραμάτων για να κατανοήσει καλύτερα την ανακάλυψή του. Διαπίστωσε ότι οι ακτίνες X δεν διαπερνούν ουσίες υψηλής πυκνότητας όπως ο μόλυβδος ή τα οστά . Αντίθετα έχουν την δυνατότητα να εισχωρήσουν την ανθρώπινη σάρκα και να φωτογραφηθούν.

Η ανακάλυψη του Röntgen συνέβαλε ιδιαίτερα στην ιστορία της ιατρικής και οι ακτίνες X έγιναν ένα σημαντικό διαγνωστικό εργαλείο για την επιστήμη αυτή, καθώς επέτρεπαν στους γιατρούς να δουν μέσα στο ανθρώπινο σώμα χωρίς χειρουργική επέμβαση. Το 1897, οι ακτίνες X χρησιμοποιήθηκαν για πρώτη φορά σε στρατιωτικό πεδίο μάχης, κατά τη διάρκεια του Βαλκανικού Πολέμου, προκειμένου Να εντοπιστούν σφαίρες και σπασμένα οστά στο εσωτερικό των ασθενών.

Τα οφέλη των ακτίνων X, έγιναν σε μικρό χρονικό διάστημα γνωστά στους επιστήμονες όμως οι επιβλαβείς επιπτώσεις του δυστύχως άργησαν να κατανοηθούν. Συγκεκριμένα, δεν είχαν αντιληφθεί ότι οι ακτίνες X δεν διέρχονται από την ανθρώπινη σάρκα ακίνδυνα όπως το φως αλλά προκαλούν μακροχρόνιες επιπτώσεις. Παρόλα αυτά, με την παρόδο των χρόνων, περιπτώσεις εγκαυμάτων και βλαβών του δέρματος ύστερα από έκθεση σε ακτίνες X αναφέρθηκαν από τους ερευνητές και έτσι ο κόσμος άρχισε να αντιλαμβάνεται ότι οι ακτίνες αυτές πρέπει να χρησιμοποιούνται μόνο όταν αυτό είναι απαραίτητο.

Δυσάρεστη γεγονός αποτέλεσε η περίπτωση του βοηθού του Thomas Edison, Clarence Dally, ο οποίος είχε εργαστεί εκτενώς με τις ακτίνες X. Το 1904 ο Dally πέθανε από καρκίνο του δέρματος. Ο θάνατος του οδήγησε μερικούς επιστήμονες να παίρνουν πιο σοβαρά τους κινδύνους της ακτινοβολίας, χωρίς όμως να υπάρχει ακόμα πλήρη κατανοηση.

Κατά τη διάρκεια της δεκαετίας του 1930,'40 και του '50, πολλά αμερικανικά καταστήματα παπουτσιών παρουσίαζαν φθοροσκόπια κατάλληλα για παπούτσια που χρησιμοποιούσαν ακτίνες X για να επιτρέψουν στους πελάτες να δουν τα οστά στα πόδια τους. Μόλις τη δεκαετία του 1950 αυτή η πρακτική αποφασίστηκε ότι είναι επικίνδυνη για την υγεία των πολιτών.

Ο Wilhelm Röntgen τιμήθηκε με πολλά παράσημα για το έργο του με ναυαρχίδα το πρώτο βραβείου Νόμπελ στη φυσική το 1901. Παρόλα αυτά παρέμεινε σεμνός και δεν προσπάθησε να κατοχυρώσει την ανακάλυψή του με δίπλωμα ευρεσιτεχνίας. Στις μέρες μας η τεχνολογία ακτίνων X έχει ευρεία εφαρμογή στην ιατρική, σε συσκευές (όπως αυτές που χρησιμοποιούνται για την ασφάλεια στα αεροδρόμια) και στην ανάλυση υλικών.

Αλληλεπίδραση της ακτινοβολίας X με τους βιολογικούς ιστούς

Η αλληλεπίδραση των φωτονίων και δη της ακτινοβολίας X με την ύλη πραγματοποιείται με 4 μηχανισμούς οι οποίοι θα αναλυθούν παρακάτω.

Αναφορικά οι μηχανισμοί αυτοί είναι η ελαστική σκέδαση, το φαινόμενο Compton, το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο και η δίδυμη γένεση. Η αλληλεπίδραση του φωτονίου με την ύλη είναι θέμα πιθανοτήτων. Δηλαδή δεν ξέρουμε σίγουρα αν το φωτόνιο θα αλληλεπιδράσει και αν ναι με ποιο από τα παρακάτω φαινόμενα. Δυο παράμετροι που παίζουν ρόλο στην πιθανότητα να πραγματοποιηθεί κάποια από τις τέσσερις αλληλεπιδράσεις είναι το είδος του υλικού και η ενέργεια του φωτονίου.

Η ενέργεια της ακτινοβολίας μετράται σε keV και MeV ($1000\text{keV}=1\text{MeV}$). Φωτόνια με μεγάλη ενέργεια χρησιμοποιούνται στην ακτινοθεραπεία ενώ φωτόνια με μικρή ενέργεια χρησιμοποιούνται στην ακτινοδιαγνωστική.

1) Ελαστική σκέδαση:

Κατά την ελαστική σκέδαση, τα φωτόνια ενός ατόμου αλληλεπιδρούν με τα ηλεκτρόνια του. Μετά από την αλληλεπίδραση τους, τα φωτόνια έχουν σταθερή ενέργεια όμως η διεύθυνση διάδοσης τους μεταβάλλεται. Η ελαστική σκέδαση πραγματοποιείται όταν το μήκος κύματος ακτινοβολίας είναι περίπου ίσο με την διάσταση του ατόμου, δηλαδή για μήκη κύματος που αντιστοιχούν σε ενέργειες 10-12keV. Οι ενέργειες αυτές συναντώνται στην Ακτινοδιαγνωστική.

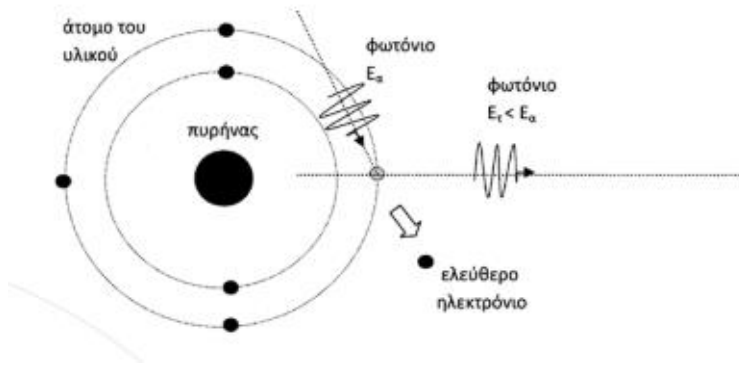
2) Φαινόμενο Compton:

Η αλληλεπίδραση αυτή πραγματοποιείται μεταξύ ενός φωτονίου και ενός ηλεκτρονίου που είναι είτε ελεύθερο είτε χαλαρά συνδεδεμένο με το άτομο (συνήθως βρίσκεται στην εξωτερική στιβάδα)

Το φαινόμενο αυτό εντοπίζεται κατά κύριο λόγο σε φωτόνια με ενέργεια μικρότερη από 50keV.

Κατά το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο, η αλληλεπίδραση του φωτονίου με το ηλεκτρόνιο έχουν ως αποτέλεσμα ένα μέρος της αρχικής ενέργειας του φωτονίου, να παρέχεται στο ηλεκτρόνιο υπό μορφή κινητικής ενέργειας. Έτσι το ηλεκτρόνιο εγκαταλείπει το άτομο αφού έχει περίσσεια ενέργεια. Η υπόλοιπη ενέργεια παραμένει στο φωτόνιο το οποίο μετά την αλληλεπίδραση αλλάζει διεύθυνση διάδοσης και η γωνία της νέας διάδοσης ονομάζεται γωνία σκέδασης και μπορεί να είναι από 0 έως 180 μοίρες. Όσο πιο μεγάλη είναι η γωνία αυτή, τόσο μεγαλύτερη είναι και η ενέργεια που αποδίδει το ηλεκτρόνιο. Συνεπώς, ένα ηλεκτρόνιο με μεγάλη ενέργεια μετά την αλληλεπίδραση υποδηλώνει ένα σκεδαζόμενο φωτόνιο με μικρή ενέργεια.

Συνεπώς, στο τέλος του φαινομένου αυτού έχουμε ένα σκεδασμένο φωτόνιο με μικρότερη ενέργεια από την αρχική του και ένα ελεύθερο ηλεκτρόνιο η απώλεια του οποίου δηλώνει την θετική φόρτιση του το άτομο του υλικού .



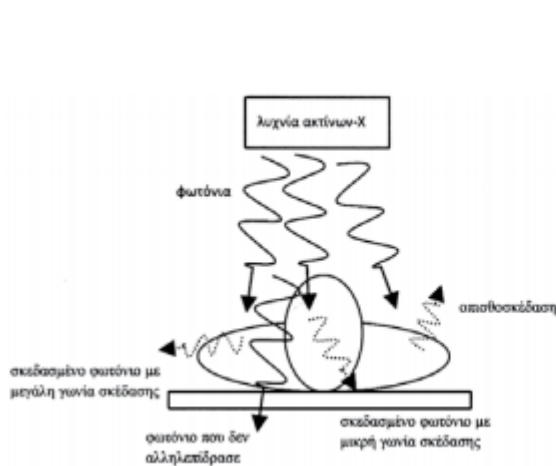
Σχήμα 13: Φαινόμενο Compton: Το φωτόνιο έχοντας αρχική ενέργεια E_{α} αλληλεπιδρά με ηλεκτρόνιο της τελευταίας στοιβάδας δίνοντας του μέρος της ενέργειάς του. Το ηλεκτρόνιο εγκαταλείπει το άτομο και ελευθερώνεται. Το φωτόνιο συνεχίζει με ενέργεια E_{τ} μικρότερη της αρχικής του E_{α} και με αλλαγή της διεύθυνσής του. Μετά τη διαδικασία αυτή το άτομο είναι ιονισμένο αφού έχασε 1 ηλεκτρόνιο.

Εικόνα 1

(file:///C:/Users/Myrto/AppData/Local/Temp/info_ekpaideytiko%20yliko_june2011.pdf σελ 19)

Η ύπαρξη σκεδαζόμενων φωτονίων με μεγάλη ενέργεια είναι ένα από τα μεγαλύτερα προβλήματα της ακτινοδιαγνωστικής καθώς δημιουργεί προβλήματα ακτινοπροστασίας το οποίο θα αναλυθεί σε παρακάτω κεφάλαιο.

Στο παρακάτω σχήμα απεικονίζεται μια δέσμη ηλεκτρονίων που εκπέμπεται από μια λυχνία ακτίνων X. Ορισμένα από τα φωτόνια της δέσμης θα αλληλεπράσουν με το εξεταζόμενο σώμα και ορισμένα όχι. στο σχήμα διακρίνουμε τις τροχιές των σκεδαζόμενων φωτονίων.



Σχήμα 14: Τα φωτόνια που εκπέμπει μια ακτινολογική λυχνία αλληλεπιδρούν με το ανθρώπινο σώμα με φαινόμενο Compton και σκεδάζονται σε διάφορες κατευθύνσεις ανάλογα με τη γωνία σκέδασης. Στην περίπτωση που το σκεδασμένο φωτόνιο ακολουθήσει πορεία προς τα εκεί από όπου ήρθε τότε έχουμε αποθροσκέδαση. Κάποια φωτόνια δεν θα αλληλεπιδράσουν καθόλου με το σώμα και θα συνεχίσουν ανενόχλητα την πορεία τους.

Εικόνα 2

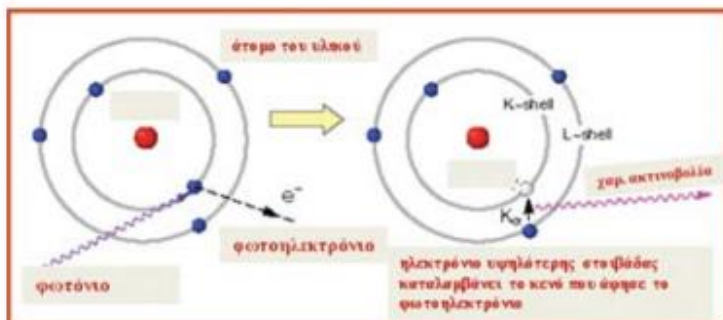
file:///C:/Users/Myrto/AppData/Local/Temp/_info_ekpaideytiko%20yliko_june2011.pdf σελ 20

3) Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο

Κατά το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο, ένα φωτόνιο απορροφάται από ένα ηλεκτρόνιο της εσωτερικής στιβάδας. Έτσι το ηλεκτρόνιο έχοντας περίσσεια ενέργεια (αφού απορρόφησε την ενέργεια του φωτονίου), εγκαταλείπει το άτομο. Το ελεύθερο πλέον ηλεκτρόνιο ονομάζεται φωτοηλεκτρόνιο. Η κενή θέση του ηλεκτρονίου θα καλυφθεί από άλλο ηλεκτρόνιο που βρίσκεται σε υψηλή (εξωτερική) στοιβάδα. Κατά την μετακίνηση αυτή θα γίνει εκπομπή χαρακτηριστικής ακτινοβολίας.

Ως αποτέλεσμα του φωτοηλεκτρικού φαινομένου προκύπτει ένα θετικά φορτισμένο άτομο αφού είχαμε απώλεια ενός ηλεκτρονίου, το οποίο με τη σειρά του εξέπεμψε χαρακτηριστική ακτινοβολία.

πια από το άτομο.



Σχήμα 12: Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο. Το φωτόνιο απορροφάται πλήρως από εσωτερικό ηλεκτρόνιο το οποίο ελευθερώνεται (φωτοηλεκτρόνιο). Το κενό που άφησε το φωτοηλεκτρόνιο καταλαμβάνεται από ηλεκτρόνιο εξωτερικής στοιβάδας με ταυτόχρονη εκπομπή χαρακτηριστικής ακτινοβολίας.

Εικόνα 3

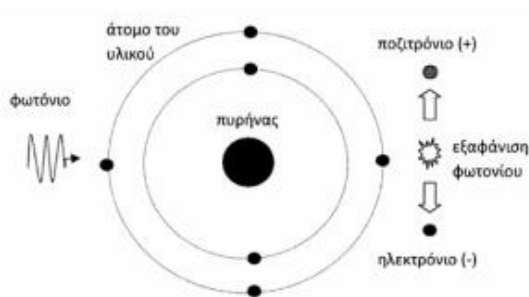
file:///C:/Users/Myrto/AppData/Local/Temp/_info_ekpaideytiko%20yliko_june2011.pdf σελ 19

4) Δίδυμη γένεση

Κατά την δίδυμη γένεση πραγματοποιείται αλληλεπίδραση μεταξύ του πύρηνου του ατόμου και ενός φωτονίου. Αποτέλεσμα αυτής της σύγκρουσης είναι το φωτόνιο να χάσει όλη του την ενέργεια και να εξαληφθεί.

Τη θέση του θα καταλάβουν ένα ποζιτρόνιο και ένα ηλεκτρόνιο. Το ποζιτρόνιο είναι ίδιας φύσης με το ηλεκτρόνιο με την διαφορά ότι έχει θετικό φορτίο. Με την δίδυμη γένεση δηλαδή

δημιουργείται μάζα από την ενέργεια (το φωτόνιο μετατράπηκε σε ποζιτρόνιο και ηλεκτρόνιο). Το ποζιτρόνιο στη συνέχεια θα αλληλεπιδράσει με ένα καινούργιο ηλεκτρόνιο του ηλικού και θα εξαηλωθούν ενώ τότε εμφανιστούν δυο φωτόνια. Στη περίπτωση αυτή έχουμε μετατροπή μάζας σε ενέργεια (το ηλεκτρόνιο και το ποζιτρόνιο έγιναν φωτόνια). Το φαινόμενο αυτό πραγματοποιείται σε ενέργειας μεγαλύτερες από 1,022MeV και εμφανίζεται στις εφαρμογές ακτινοθεραπείας.



Σχήμα 15: Δίδυμη γένεση. Το φωτόνιο αλληλεπιδρά με τον πυρήνα του ατόμου και εξαφανίζεται. Στη θέση του εμφανίζονται ένα ηλεκτρόνιο και ένα ποζιτρόνιο τα οποία κινούνται σε αντίθετες κατευθύνσεις.

Εικόνα 4

file:///C:/Users/Myrto/AppData/Local/Temp/info_ekpaideytiko%20yliko_june2011.pdf σελ 20

Πως παράγονται οι ακτίνες X

Ο Roentgen χρησιμοποίησε μια συσκευή η οποία αποτελούταν από ένα γυάλινο σωλήνα που ήταν εφοδιασμένος με δύο ηλεκτρόδια, την άνοδο και την κάθοδο. Η κάθοδος του σωλήνα θερμαινόταν και λόγω της αύξησης της θερμοκρασίας προκαλλόταν εκπομπή ηλεκτρονίων.

Η θερμοκρασία της καθόδου και ο αριθμός ηλεκτρονίων είναι ανάλογα μεγέθη, δηλαδή όσο μεγαλύτερη είναι η θερμοκρασία της καθόδου τόσο μεγαλύτερος είναι ο αριθμός των ηλεκτρονίων που εκπέμπονται. Χάρη στην υψηλή τάση που εφαρμόζεται ανάμεσα στην κάθοδο και την άνοδο, τα ηλεκτρόνια επιταχύνονται. Ο σωλήνας περιείχει αέριο σε πολύ χαμηλή πίεση (της τάξης των 10^{-7} atm), προκειμένου να περιορίζονται οι συγκρούσεις των ηλεκτρονίων με τα μόρια του αερίου. Τα επιταχυνόμενα ηλεκτρόνια που παραγόντουσα προσέπιπταν με μεγάλο ταχύτητα στην άνοδο η οποία με τη σειρά της εξέπεμπε μια πολύ δεισδυτική ακτινοβολία. Η ακτινοβολία αυτή ονομάστηκε «ακτινοβολία/ακτίνες X». Λόγω των υψηλών θερμοκρασιών που εφαρμόζονταν στην άνοδο, ο Roentgen αποφάσισε ότι η άνοδος πρέπει να αποτελείται από ένα μέταλλο το οποίο να είναι δύστηκτο και έχει την δυνατότητα να ψύχεται προκειμένου να μην λιώνει. Σύμφωνα με όλα

τα παραπάνω προκύπτει ότι οι ακτίνες X παράγονται, όταν επιταχυνόμενα ηλεκτρόνια μεγάλης ταχύτητας, προσπίψουν σε μεταλλικό στόχο.

Η παραγωγή των ακτίνων X γίνεται μέσω δύο διαφορετικών διαδικασιών, που περιγράφονται στη παρακάτω.

- Παραγωγή ακτινοβολίας πέδησης (ή συνεχούς φάσματος)

Η ακτινοβολία πέδησης δημιουργείται λόγω της απότομης μεταβολής της ταχύτητας των ηλεκτρονίων. Η μεταβολή μπορεί να οφείλεται σε δυο λόγους. Αρχικά η αλληλεπίδραση του με τα άτομα του στόχου και δεύτερον η πρόσπτωσή τους σε κάποιο υλικό. Επειδή ένα κινούμενο ηλεκτρόνιο είναι ισοδύναμο με το ηλεκτρικό ρεύμα είναι λογικό ότι όταν η ταχύτητα του ηλεκτρονίου μεταβληθεί, τότε θα μεταβληθεί αυτόματα και η ένταση του ρεύματος. Επιπλέον είναι ευρέως γνωστό, ότι από ένα επιταχυνόμενο ή επιβραδυνόμενο φορτίο εκπέμπεται ακτινοβολία. Με βάση λοιπόν τα παραπάνω συμπεραίνουμε ότι η απώλεια της κινητικής ενέργειας ($K_a - K_t$) του ηλεκτρονίου ισούται με την ενέργεια του εκπεμπόμενου φωτονίου hf .

Δηλαδή: $hf = K_a - K_t$ όπου K_a : Αρχική κινητική ενέργεια

K_t : Τελική Κινητική ενέργεια

Είναι σημαντικό να σημειωθεί σε μία κρούση, το ηλεκτρόνιο δύναται να χάσει όλη ή μέρος της ενέργειάς του. Έτσι υπάρχει η πιθανότητα να ακινητοποιηθεί ύστερα από μία ή και περισσότερες κρούσεις. Συμπεραίνουμε λοιπόν ότι τα εκπεμπόμενα ηλεκτρόνια θα έχουν μια τυχαία τιμή ενέργειας η οποία θα είναι είτε ίδια είτε μικρότερη από την αρχική. Έτσι, το φάσμα ακτινοβολίας των ηλεκτρονίων είναι συνεχές και αναπαρίσταται με την καμπύλη στο παρακάτω σχήμα.

Είναι φυσικό ότι η μορφή του φάσματος επηρεάζεται από τον αριθμό των ηλεκτρονίων, την ταχύτητα τους αλλά και από το υλικό που είναι φτιαγμένη η άνοδος.

Έτσι, ο αριθμός των φωτονίων που εκπέμπεται είναι άμεσα συνδεδεμένος και εξαρτάται από τον αριθμό των ηλεκτρονίων που πέφτουν στην άνοδο ανά μονάδα χρόνου. Δηλαδή, όταν υπάρχει μεταβολή στον αριθμό των ηλεκτρονίων τότε μεταβάλλεται αντίστοιχα και η ένταση της ακτινοβολίας και έτσι η μορφή του φάσματος παραμένει ανεπηρέαστη.

Στην ακτινοβολία πέδησης, το φάσμα ακτίνων X είναι συνεχές. Αυτό είναι φανερό στο παρακάτω σχήμα όπου απεικονίζονται διάφορες τιμές της τάσης καθόδου και ανόδου. Η μορφή του παρακάτω φάσματος αλλά και η επεξήγησή του προκύπτει από τους νόμους της Κβαντικής Ηλεκτροδυναμικής. Όπως βλέπουμε στο γράφημα, το λ_{\min} αντιστοιχεί στο ηλεκτρόνιο το οποίο έδωσε όλη την ενέργεια που απέκτησε από την επιτάχυνση του σε ένα φωτόνιο ακτίνων X.

Για να υπολογίσουμε το λ_{\min} θα χρησιμοποιήσουμε την εξίσωση του Plank :

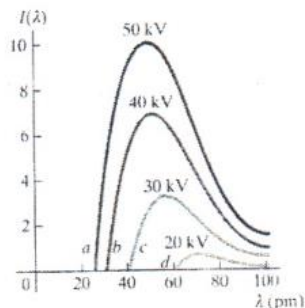
$$E = h * f = h * c / \lambda$$

Όπου E: Ενέργεια του σωματιδίου

h: σταθερά του Plank

f: συχνότητα και λ : μήκος κύματος της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας.

Εαν η ενέργεια (E) αντικατασταθεί με την μέγιστη ενέργεια που μπορεί να αποδοθεί στα ηλεκτρόνια δηλαδή $E = e * V$ τότε $\lambda_{\min} = h * c / e * V$



Σχήμα 1.2
Συνεχές φάσμα ακτίνων X για διάφορες τιμές της τάσης ανόδου-καθόδου. Παρατηρήστε την μετατόπιση του λ_{\min} (a, b, c, d) προς τα μεγαλύτερα μήκη κύματος για μικρότερες τάσεις.

Εικόνα 5 http://www.physics.ntua.gr/ergasthria/askhseis_ergasthriou/efsy_askhsh_1.pdf σελ 2

- Γραμμικό Φάσμα

Στο γραμμικό φάσμα, υπάρχει σύγκρουση ανάμεσα στα κινούμενα ηλεκτρόνια και το υλικό της ανόδου. Έτσι, τα άτομα της ανόδου διεγείρονται. Ένα ηλεκτρόνιο που βρίσκεται στις εσωτερικές στιβάδες του ατόμου μεταπηδά σε άλλη επιτρεπόμενη τροχιά μεγαλύτερης ενέργειας και τότε η κενή θέση του ηλεκτρονίου συμπληρώνεται από ένα ηλεκτρόνιο του ατόμου που βρίσκεται στις

εξωτερικές στιβάδες ή παραμένει κενή. Ταυτόχρονη με την μετακίνηση αυτή εκπέμπεται και ένα φωτόνιο.

Είναι σημαντικό να αναφερθεί ότι επειδή η ενέργεια που απαιτείται, για να εκδιωχθεί ένα ηλεκτρόνιο από μια εσωτερική τροχιά, είναι μεγάλη, θα πρέπει και η ενέργεια του ηλεκτρονίου που προκαλεί τη διέγερση να είναι επίσης μεγάλη. Άρα είναι πολύ σημαντικό το ηλεκτρόνιο να έχει επιταχυνθεί από μεγάλη διαφορά δυναμικού.

Διατάξεις παραγωγής ακτίνων X

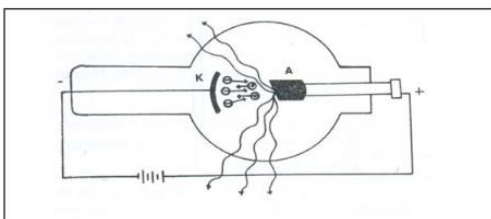
Οι ακτίνες X έχουν ευρεία χρήση τόσο στην Ακτινοδιαγνωστική όσο και στην Ακτινοθεραπεία. Συγκεκριμένα στην Ακτινοδιαγνωστική, χρησιμοποιούνται δέσμες ακτίνων X με ενέργειες φωτονίων έως 150 KeV ενώ στην κλασσική Ακτινοθεραπεία έως 500KeV, ενώ στην Ακτινοθεραπεία με ακτίνες υψηλής ενέργειας έως 25MeV. Στις δύο πρώτες περιπτώσεις, η λυχνία συμβάλλει στη παραγωγή ακτίνων X, ενώ στην τελευταία συμβάλλουν επιταχυντές.

A. Σωλήνας Crookes – Καθοδική Λυχνία

Ο σωλήνας Crookes χρησιμοποιήθηκε αρχικά για την παραγωγή ακτίνων X. Μέσου αυτού του σωλήνα αποκτούμε πολλά πληροφορίες για τα ηλεκτρόνια. Η πληροφορίες αυτές λαμβάνονται από τις καθοδικές ακτίνες οι οποίες παράγονται μέσα στο σωλήνα αυτό.

Ο πρώτος καθοδικός σωλήνας ήταν φτιαγμένος από γυαλί και είχε στα άκρα του ενσωματωμένα ηλεκτρόδια. Επιπλέον, περιείχε αέριο υπό χαμηλή πίεση.

Στα δυο αυτά ηλεκτρόδια εφαρμοζόταν υψηλή τάση γεγονός που προκαλούσε ηλεκτρική εκκένωση στο εσωτερικό του σωλήνα και έτσι το αέριο του ιονιζόταν. Έτσι, τα θετικά ιόντα που προέκυπταν, επιταχύνονταν από το ηλεκτρικό πεδίο συγκρούονταν με το μέταλλο της καθόδου. Έτσι παράγονταν οι λεγόμενες «μυστηριώδεις» καθοδικές ακτίνες. Ο τίτλος «μυστηριώδεις» απονέμεται στο γεγονός ότι οι ακτίνες αυτές παρήχθησαν από την κάθοδο και όχι από την άνοδο όπως συμβαίνει στις λυχνίες ακτίνων X. Είναι επίσης σημαντικό να αναφερθεί ότι οι καθοδικές ακτίνες είναι πάντα οι ίδιες και δεν εξαρτώνται από το μέταλλο της καθόδου.



Εικόνα 1.1 Σωλήνας Crookes

Εικόνα 6 [https://nemertes.lis.upatras.gr/jspui/bitstream/10889/3682/1/Nimertis_Ladia\(i\).pdf](https://nemertes.lis.upatras.gr/jspui/bitstream/10889/3682/1/Nimertis_Ladia(i).pdf) σελ 13

B. Σωλήνας Coolidge

Ο σωληνάς αυτός σχεδιάστηκε από τον W.D. Coolidge και χρησιμοποιείται στην σημερινή κοινωνία ως η γνωστή λυχνία ακτίνων X η οποία φυσικά έχει υποστεί πλήστες αλλαγές. Ο σωλήνας Coolidge έχει ένα ξεχωριστό κύκλωμα παραγωγής ηλεκτρονίων. Το κύκλωμα αυτό έχει νήμα βολφραμίου στην κάθοδο, απ' το οποίο επιταχύνονται τα ηλεκτρόνια

με υψηλή τάση, και προσκρούονται στην άνοδο. Έτσι παράγεται η ακτινοβολία X.

C. Λυχνία ακτίνων X

Η Λυχνία ακτίνων X είναι η εξέλιξη του σωλήνα Coolidge και είναι η σημερινή διαθέσιμη τεχνολογία για την παραγωγή ακτίνων X διαγνωστικούς σκοπούς. Η λυχνία αυτή αποτελείται από ένα σωλήνα με δυο ηλεκτρόδια . Το ηλεκτρόδιο φέρει τον μεταλλικό στόχο και ονομάζεται άνοδος (+) ενώ το δεύτερο λειτουργεί ως πηγή ηλεκτρονίων και ονομάζεται κάθοδος (-). Η κάθοδος περιέχει νήμα Βολφραμίου με μορφή ελικοειδούς ελατηρίου. Μέσα από το ελατήριο αυτό με τη βοήθεια του ηλεκτρικού ρεύματος περνούν ηλεκτρόνια.

Οι περισσότερες λυχνίες αποτελούνται από δυο νήματα στην κάθοδο προκειμένου να υπάρχει η δυνατότητα για μικρό ή μεγάλο ενεργό μέγεθος εστίας. Η μικρή ασάφεια, η μεγάλη επιφανειακή πυκνότητα θερμικού και η υψηλή χωρική διακριτική ικανότητα είναι ορισμένα από τα χαρακτηριστικά της μικρής εστίας. Η μεγάλη εστία φέρει τα ακριβώς αντίθετα χαρακτηριστικά. Η θερμιονική εκπομπή οδηγεί στην παραγωγή ηλεκτρονίων μέσω του νήματος.

Συγκεκριμένα, ορισμένο ποσό θερμότητας απορροφάται από το μέταλλο και αυτό οδηγεί στην παραγωγή ηλεκτρονίων.

Αναλυτικότερα , ηλεκτρικό ρεύμα από μια πηγή ισχύος διαπερνά την άνοδο η οποία με τη σειρά της θερμαίνεται. Όταν η άνοδος αποκτήσει θερμοκρασία γύρω στους 2200C τότε η θερμική ενέργεια που απορροφάται από τα άτομα του βολφραμίου δίνει την δυνατότητα σε ένα μικρό αριθμό ηλεκτρονίων να φύγει από την μεταλλική επιφάνεια. Η παραπάνω περιγραφόμενη διαδικασία ονομάζεται θερμιονική εκπομπή.

Στη συνέχεια τα ηλεκτρόνια αυτά λόγω της επιτάχυνσης του προσκρούουν πάνω στην άνοδο (στόχος) και διεισδύουν σε βάθος μερικών μm. Η άνοδος είναι σχεδιασμένη ώστε να δημιουργεί μια ομοιόμορφη δέσμη ηλεκτρονίων. Είναι φτιαγμένη από βολφράμιο διότι το συγκεκριμένο

μέταλλο έχει πλήθος χαρακτηριστικών όπως: υψηλό ατομικό αριθμό ($Z=74$) για να υπάρχει αποδοτική παραγωγή ακτινοβολίας, Υψηλή θερμική αγωγιμότητα, υψηλό σημείο τήξης ($\theta=3387^{\circ}\text{C}$) για αποφυγή τήξης λόγω υψηλής θερμοκρασίας.

Ο σωλήνας στον οποίο περιέχονται τα ηλεκτρόδια καθόδου και ανόδου έχει πίεση $<10^{-6}$ mm Hg , δηλαδή είναι αερόκενος . Αυτό συμβαίνει προκειμένου να προληφθούν φαινόμενα σπινθηρισμού. Επίσης, όλο το σύστημα προστατεύεται από μεταλλικό κέλυφος. Ανάμεσα στο κελύφος και το υάλινο περιβλήμα τοποθετείται λάδι το οποίο βοηθάει στην ηλεκτρική μόνωση της λυχνίας και στη γρήγορη απαγωγή της θερμότητας προς το περιβάλλον.

Η ακτινοβολία που εκπέμπεται από την πρόσκρουση ηλεκτρονίων στην κάθοδο εξαρτάται από :

- Την ενέργεια των ηλεκτρονίων (E_e) που χτυπούν στο στόχο,
- Τον ατομικό αριθμό Z του στόχου
- Τη πυκνότητα, το πάχος και τον ατομικό αριθμό όλων των υλικών που βρίσκονται μεταξύ του στόχου και του ανιχνευτή ή του ασθενούς.

*Ακτινοβολίες και Ακτινοπροστασία (Κωστής Κάππας και Κική Θεωδόρου) Τόμος 2 . σελ 872-873
Εκδόσεις Πασχαλίδης*

Τι είναι η ακτινοδιαγνωστική

Η διαγνωστική ακτινολογία είναι μια σχετικά νέα ιατρική ειδικότητα, η οποία διαχωρίζεται από την παλαιότερη ειδικότητα ακτινολογίας. Η σύγχρονη διαγνωστική ακτινολογία αφιερώνεται στην έρευνα διαγνωστικών εικόνων που παράγονται με διάφορες μεθόδους και στην εξαγωγή διαγνωστικών συμπερασμάτων.

Το πρώτο σύνθετο του ονόματος προέρχεται από ακτίνες X, που ήταν το πρώτο και μοναδικό μέσο απεικόνισης στην πρώτη θέση. Σήμερα, υπάρχουν άλλα μέσα απεικόνισης, όπως υπερηχογράφημα και πυρηνικός μαγνητικός συντονισμός, τα οποία μπορούν να λειτουργήσουν χωρίς τη χρήση ακτίνων X και, σήμερα, χρησιμοποιείται η τελευταία σάρωση PET, η οποία είναι μια σπινθηρογραφία που χρησιμοποιεί πρωτογενή ακτινοβολία για τη δημιουργία τοπικού X - ακτίνες εικόνα. σώμα.

Οι ακτίνες X χρησιμοποιούνται επίσης στην υπολογιστική τομογραφία (συχνά ονομάζεται υπολογιστική τομογραφία), η οποία είναι μια σχετικά πιο σύγχρονη μέθοδος απεικόνισης που χρησιμοποιείται στη σύγχρονη διαγνωστική ακτινολογία.

Εκτός από τους ακτινολόγους, οι ακτινολόγοι αναφέρονται επίσης σε ακτινολόγους (απόφοιτους της τριτοβάθμιας εκπαίδευσης), που είναι ένας πρόσφατος όρος που αντικατέστησε τους «χειρουργικούς χειριστές», οι οποίοι τώρα χρησιμοποιούνται μόνο για τους αποφοίτους της δευτεροβάθμιας εκπαίδευσης. Η δουλειά τους δεν είναι να διαγνώσουν αλλά να δημιουργήσουν εικόνες για να μελετήσουν οι ακτινολόγοι.

Η ταχεία ανάπτυξη της τεχνολογίας παρείχε ισχυρά όπλα για τη διαγνωστική ακτινολογία, αυξάνοντας έτσι το κόστος. Επομένως, είτε είναι ιδιωτικό είτε δημόσιο, ένα σύγχρονο ραδιολογικό διαγνωστικό εργαστήριο είναι μια πολύ σημαντική επένδυση. Ένας από τους λόγους είναι ότι τα εθνικά νοσοκομεία δεν μπορούν να διαθέτουν όλο τον σύγχρονο εξοπλισμό λόγω του περιορισμένου κόστους ιατρικής περίθαλψης. Φυσικά, ο ίδιος λόγος είναι ότι αυτό αυξάνει το κόστος των σύγχρονων ακτινολογικών εξετάσεων και απαιτεί την πιο λογική χρήση της ακτινολογικής διάγνωσης σε όλα τα επίπεδα.

Δεν πρέπει να ξεχνάμε ότι η χρήση της ακτινοβολίας θα προκαλέσει βιολογικές απώλειες. Παρόλο που το κόστος είναι εξαιρετικά χαμηλό, μπορεί να μετρηθεί. Επομένως, η ακτινοβολία πρέπει να χρησιμοποιείται για ιατρικούς σκοπούς μόνο αφού το ιατρικό προσωπικό υπολογίζει το κέρδος του ασθενούς κάθε φορά, και μόνο από εκπαιδευμένο προσωπικό (ακτινολόγους και ακτινολόγους) για χρήση ακτινοβολίας.

Τέλος, οι πρόσφατες διεθνείς οδηγίες περιλαμβάνουν την αντικατάσταση τεχνολογιών που χρησιμοποιούν ακτίνες X, επειδή οι ίδιες πληροφορίες μπορούν να ληφθούν από άλλες τεχνολογίες που δεν χρησιμοποιούν ακτίνες X (για παράδειγμα, ακτίνες X). Υπέρηχος, μαγνητικός συντονισμός κ.λπ. Φυσικά, ποια τεχνολογία θα φέρει τα καλύτερα αποτελέσματα στους ασθενείς θα πρέπει να είναι το αποτέλεσμα της ιατρικής λήψης αποφάσεων, καθώς και το αποτέλεσμα του διαθέσιμου εξοπλισμού ανά πάσα στιγμή.

Βασικές αρχές και συστήματα Ραδιογραφίας

Στην κλασική ακτινογραφία, ο ασθενής τοποθετείται στην εξεταστική έδρα η οποία βρίσκεται ανάμεσα στην πηγή ακτινοβολίας και στον ανιχνευτή. Η δέσμη ακτίνων X παράγεται από την πηγή ακτινοβολίας (συνήθως η λυχνία ακτίνων X). Κάτω από την λυχνία ακτίνων X βρίσκεται το κιβώτιο διαφραγμάτων το οποίο αποτελείται από δυο ζεύγη οριζόντιων και κάθετων μολύβδινων πλακών. Οι πλάκες αυτές είναι γνωστές και ως αντιδιαχυτικά διαφράγματα. Συγκεκριμένα, έχουν την δυνατότητα να επιτρέπουν την διέλευση της πρωτογενούς ακτινοβολίας και να απορροφούν την σκεδαζόμενη. Η απόσταση στην οποία αυτά θα πλησιάσουν ή θα απομακρυνθούν τα ζεύγη προκειμένου να δημιουργηθεί το επιθυμητό πεδίο ακτινοβολίας καθορίζεται από το χειριστή.

Η δέσμη ακτίνων X προσπίπτει πάνω στον εξεταζόμενο. Οπώς καθέ δέσμη, ένα μέρος της απορροφάται απο τον στόχο (εξεταζόμενο) ενώ το υπόλοιπο μέρος της τον διαπερνά. Οι ακτίνες που απορροφούνται απο την εξεταζόμενο μεταβαίνουν στον ανιχνευτή ο οποίος είναι τοποθετημένος κάτω από την εξεταστική έδρα. Είναι λογικό οτι οι πυκνότερες περιοχές του ασθενή όπως για παράδειγμα το λίπος θα σταματήσουν περισσότερη ακτινοβολία και θα αποτυπωθούν ως γκριζες περιοχές στην τελική εικόνα. Αυτό σημαίνει οτι δεν θα απορροφήσουν μικρό μέρος της ακτινοβολίας. Αντίθετα, τα οστά απεικονίζονται με λευκό χρώμα, κάτι που δηλώνει οτι απορροφούν το μεγαλύτερο μέρος των ακτίνων X και άρα η ακτινοβολία δεν διαπερνά τον εξεταζόμενο. Οι σκοτεινότερες περιοχές της τελικής εικόνας υποδεικνύουν υψηλότερη ένταση ακτινοβολίας ενώ οι λιγότερο αμαυρωμένες περιοχές υποδεικνύουν χαμηλότερη ένταση ακτινοβολίας.

Απο τα φιλμ στα DR και CR

Τα παλαιότερα χρόνια, τα ακτινογραφικά συστήματα ήταν αναλογικά και χρησιμοποιούσαν ακτινογραφική κασέτα. Τα συστήματα αυτά χρησιμοποιούσαν φιλμ το οποίο λειτουργούσε σαν μέσο αποθήκευσης και σαν ανιχνευτής. Το φιλμ τοποθετούταν μέσα στη κασέτα. Στις μέρες μας τα περισσότερα συστήματα ψηφιακής ακτινογραφίας έχουν αντικαταστήσει τα φιλμ με επίπεδους ψηφιακούς ανιχνευτές ακτινοβολίας (Flat Panel Detectors). Οι ψηφιακοί ανιχνευτές συμβάλουν στη δημιουργία ψηφιακής εικόνας μετά την ακτινοβολήση η οποία στη μπορεί να αποθηκευτεί σε οποιοδήποτε ψηφιακό μέσο.

Τα πλεονεκτήματα της νέας αυτής τεχνολογίας είναι η μείωση του χρόνου επεξεργασίας, καθώς δεν πραγματοποιείται η χημική επεξεργασία του φιλμ. Επιπλέον υπάρχει η δυνατότητα ψηφιακής μεταφοράς και βελτίωσης των απεικονίσεων. Επίσης είναι πολύ σημαντικό να αναφερθεί οτι συστήματα αυτά χρησιμοποιούν πολύ λιγότερη ακτινοβολία σε σχέση με τη συμβατική ακτινογραφία για να παραχθεί μια εικόνα με παρόμοια ή και καλύτερη ποιότητα και αντίθεση. Εκτιμάται ότι το 30% των συστημάτων με φιλμ θα μπορούσε να αντικατασταθεί με τα σύγχρονα ψηφιακά μηχανήματα. Παράγοντες για τη μετάβαση αυτή είναι η ροή, το κόστος, η ποιότητα και η απόδοση.

Η διαδικασία ψηφιακής απεικόνισης αποτελείται από τέσσερα βήματα:

- ✓ Παραγωγή
- ✓ Επεξεργασία
- ✓ Αποθήκευση

- ✓ Παρουσίαση της εικόνας.

Κάθε ψηφιακός ανιχνευτής λαμβάνει ακτινοβολία ακτίνων-X. Έπειτα, η ενέργεια που απορροφάται από τον ανιχνευτή μετατρέπεται σε ηλεκτρικό σήμα. Το ηλεκτρικό σήμα αφού καταγραφεί, ψηφιοποιείται και στη συνέχεια ποσοτικοποιείται σε διάφορες αποχρώσεις του γκρι.

Ύστερα, οι εικόνες υφίστανται ειδική επεξεργασία με χρήση κατάλληλου λογισμικό ώστε να μετατραπούν σε κλινικά διαγνωστικές εικόνες.

Κάθε ψηφιακή εικόνα τοποθετείται σε ένα ψηφιακό αρχείο το οποίο περιέχει χρήσιμα στοιχεία του ασθενή όπως για παράδειγμα το ονοματεπώνυμό του , η ηλικία του ,το ύψος του ,το βάρος του κλπ.

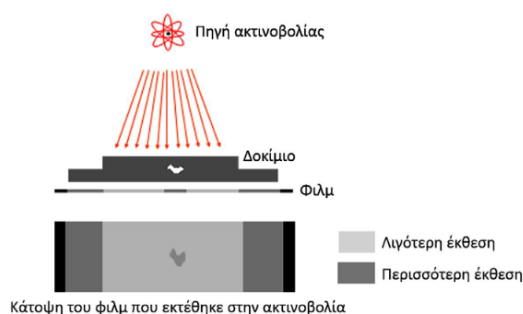
Οι εικόνες παρουσιάζονται ψηφιακά σε κατάλληλο σταθμό εργασίας και φυσικά υπάρχει η δυνατότητα εκτύπωσης τους.

Οι ψηφιακοί ανιχνευτές χωρίζονται σε δυο μεγάλες κατηγορίες.

1. Συστήματα Υπολογιστικής Ραδιογραφείας (Computed Radiography - CR)
2. Συστήματα Ψηφιακής Ραδιογραφείας (Digital Radiography -DR).

Τα συστήματα CR χρησιμοποιούν επαναχρησιμοποιούμενη πλάκα (αισθητήρα PSP - Photostimulable Phosphor Plate) στη θέση του φιλμ και η σάρωση πραγματοποιείται ψηφιακά.

Τα συστήματα DR επιτρέπουν την άμεση ψηφιακή απεικόνιση με απευθείας σύνδεση στον υπολογιστή. Συγκεκριμένα χρησιμοποιούν ανιχνευτή άμορφου πυριτίου (Amorphous silicon - aSi) σε συνδυασμό με σπινθηριστή προκειμένου να μετατρέψουν τις ακτίνες X σε ορατό φως.



Σχήμα 5.4 Αρχή του ελέγχου υλικών με ραδιογραφία.

Εικόνα 7 https://repository.kallipos.gr/bitstream/11419/3603/1/06_Chapter_5.pdf, σελ 9

Κεφάλαιο 2 – Οι Ακτίνες X και η αλληλεπίδραση τους με την ύλη

Στο κεφάλαιο αυτό θα γίνει περιγραφή του φάσματος των ακτίνων X, των ιδιοτήτων τους αλλά και θα αναφερθούν εκτενώς οι παράγοντες που επιδρούν στην μορφή του φάσματος των ακτίνων X.

2.1 Η φύση των ακτίνων X

Οι ακτίνες X ή ακτίνες X είναι ηλεκτρομαγνητική (ιοντίζουσα) ακτινοβολία, το μήκος κύματος της είναι 10nm-0.01nm και η ενέργεια φωτονίου κυμαίνεται μεταξύ 120 eV-120 keV. Φυσικά ως ακτινοβολία c, αλλά η προέλευση είναι διαφορετική. Παράγεται κατά τη διέγερση των διεγερμένων ατόμων ή την ξαφνική επιβράδυνση των γρήγορων φορτισμένων σωματιδίων. Ανακαλύφθηκε στο Würzburg της Βαυαρίας τον Νοέμβριο του 1895. Σύμφωνα με την ενέργειά τους, τα χαρακτηριστικά τους έχουν το ακόλουθο χαρακτηριστικό:

- **Μαλακές ακτίνες:** 120 eV - 12 keV
- **Σκληρές ακτίνες:** 12 - 120 keV

Η ενέργεια των φωτονίων είναι ίση με : $E = hc$ και η ορμή τους, η οποία προκύπτει λ

από την σχέση ισοδυναμίας του Einstein : $E = mc^2 = pc \rightarrow pc = hc \rightarrow p = \frac{h}{\lambda}$, όπου $h = 4,136 \cdot 10^{-15} \text{ eV} \cdot \text{sec}$ η σταθερά του Planck και λ το μήκος κύματος της ακτινοβολίας.

2.2 Η ανακάλυψη των ακτίνων X

Ο εξοπλισμός ακτίνων X ανακαλύφθηκε το 1895, ξεκινώντας μια πραγματική επανάσταση στον ιατρικό τομέα, επειδή μπορεί να εντοπίσει νωρίς τραυματισμούς και ασθένειες. Στα τέλη του 19ου αιώνα, ο Γερμανός φυσικός Roentgen (ακτινογραφία) μελέτησε τα χαρακτηριστικά των ηλεκτρονίων. Τα ηλεκτρόνια πρώτα καλύφθηκαν με έναν πίνακα και στη συνέχεια επιταχύνθηκαν εφαρμόζοντας μια υψηλή τάση σε ένα σωλήνα χαμηλής πίεσης για να διασφαλιστεί ότι ο φθορισμός της ουσίας που τοποθετήθηκε στην άνοδο δεν ήταν 1. Λόγω του εσωτερικού φωτός αλλά του σωλήνα καθοδικών ακτίνων, πέφτει από το ηλεκτρικό πεδίο στον μεταλλικό στόχο. Ο Roentgen παρατήρησε ότι όταν μια ουσία φθορισμού πλησιάζει τον σωλήνα, η ουσία εκπέμπει φως και όταν πλησιάζει τη φωτογραφική μεμβράνη, γίνεται μαύρη. Ως εκ τούτου, ισχυρίστηκε ότι αυτά τα φαινόμενα προκλήθηκαν από έναν νέο, άγνωστο και μυστηριώδη τύπο ακτίνων, τον οποίο

ονόμασε ακτίνες X, και ο Roentgen χρησιμοποίησε το σύμβολο X για να αντιπροσωπεύσει την μέχρι τώρα άγνωστη φύση των ακτίνων.

2.3 Το φάσμα των ακτίνων X

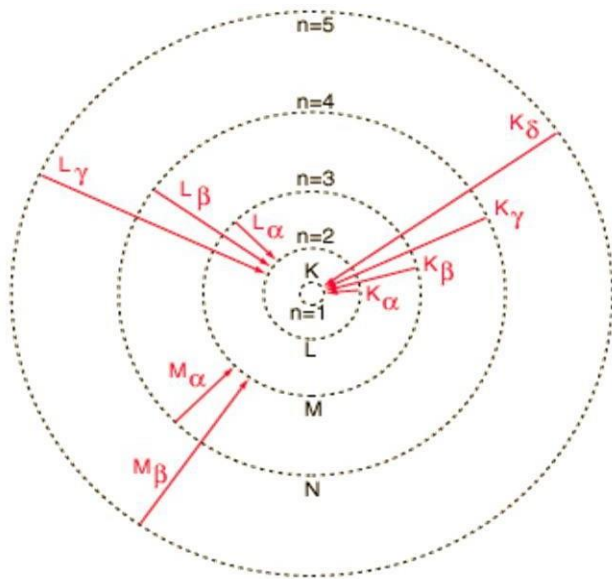
Το φάσμα ακτίνων X είναι πολύ περίπλοκο. Αποτελείται από ένα συνεχές φάσμα με το μικρότερο μήκος κύματος λ_0 , και ένα σύνολο χαρακτηριστικών γραμμών (γραμμικό) βρίσκονται σε αυτό το μήκος κύματος. Οι δύο τύποι φασμάτων οφείλονται σε δύο διαφορετικές διαδικασίες παραγωγής και εκπομπής ακτίνων X.

2.3.1 Ερμηνεία του γραμμικού φάσματος

Όταν τα επιταχυνόμενα ηλεκτρόνια χτυπήσουν το υλικό ανόδου, θα μεταφέρουν όλη ή μέρος της ενέργειάς τους. Μέρος της ενέργειας ή της συνολικής τους ενέργειας μεταφέρεται στα διεγερμένα ανερχόμενα άτομα, και ως αποτέλεσμα τα ηλεκτρόνια στις εσωτερικές τροχιές μετακινούνται σε τροχιές υψηλότερης ενέργειας. Αυτή η διέγερση οδηγεί στο σχηματισμό μιας τρύπας στον τροχιακό προτού διεγερθεί το ηλεκτρόνιο. Τα ηλεκτρόνια στα υποστρώματα τείνουν να διασκορπίζονται, επομένως δεν σχηματίζουν αντίθετα ζευγάρια περιστροφής επειδή έχουν λιγότερη ενέργεια. Ο κανόνας ισχύει μόνο όταν το δευτερεύον επίπεδο δεν είναι πλήρες.

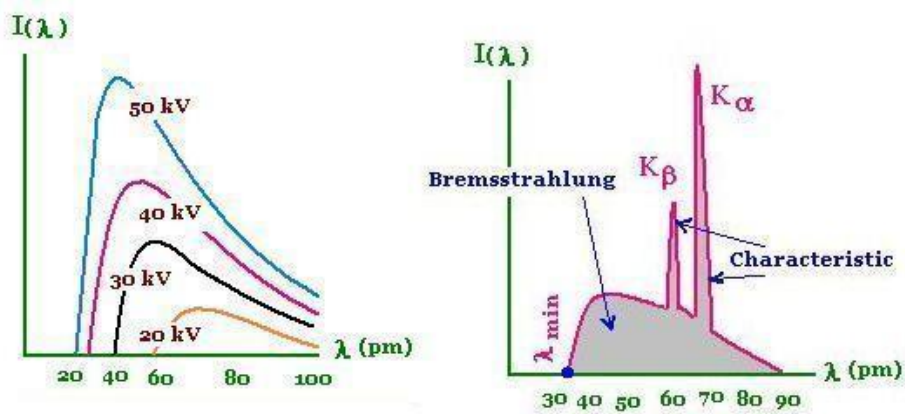
Επομένως, το ηλεκτρόνιο μεταβαίνει από τροχιά υψηλότερης ενέργειας σε τροχιά χαμηλότερης ενέργειας, καλύπτοντας τον κενό χώρο (οπές) που δημιουργείται από την ταυτόχρονη εκπομπή φωτονίων. Το φάσμα των ατομικών εκπομπών αποτελείται από γραμμές μοναδικές σε ανερχόμενα υλικά. Επειδή η ενέργεια που απαιτείται για την αποβολή των ηλεκτρονίων από την εσωτερική τροχιά είναι μεγάλη, η ενέργεια των ηλεκτρονίων που προκαλούν διέγερση πρέπει επίσης να είναι μεγάλη. Τα ηλεκτρόνια πρέπει να έχουν επιταχυνθεί από τη μεγάλη διαφορά δυναμικού. Κάθε φωτόνιο είναι επίσης μια χαρακτηριστική γραμμή στο φάσμα. Η κατανομή των ηλεκτρονίων στα άτομα ολοκληρώνεται στα στρώματα που υποδηλώνονται με τα γράμματα K, L, M, N, O, P, Q και έχει τον αντίστοιχο κύριο κβαντικό αριθμό $n = 1, n = 2, n = 3, n = 4, n = 5, n = 6, n = 7$, από το στρώμα που βρίσκεται πλησιέστερα στον πυρήνα στο πιο απομακρυσμένο στρώμα, η μετάβαση από το εξωτερικό στρώμα στο στρώμα K δίνει την K-τάξη του γραμμικού φάσματος, και το ίδιο συμβαίνει το υπόλοιπο.

Όταν υπάρχουν οπές στο εσωτερικό στρώμα για οποιονδήποτε λόγο, θα εμφανιστεί ένα γραμμικό φάσμα ακτίνων X.



Εικόνα 8 Κατανομή στοιβάδων και οι μεταπτώσεις των ηλεκτρονίων.

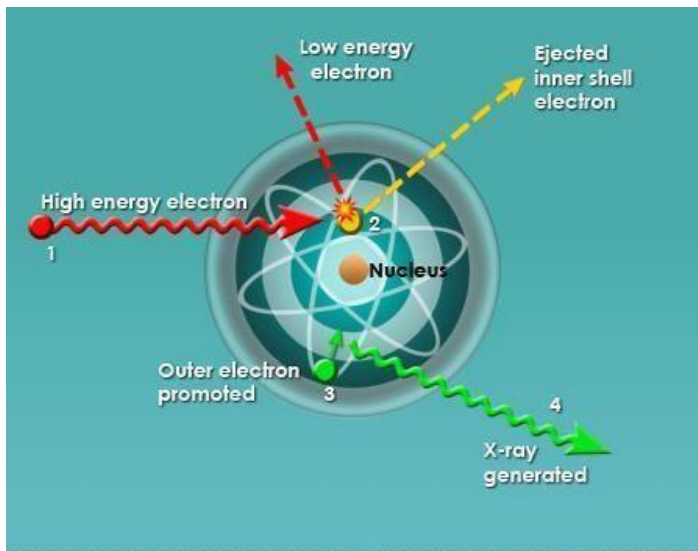
(Hyper physics Georgia State university, <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/quantum/xterm.html>)



Εικόνα 9

α) Συνεχές φάσμα, κατανομή της έντασης της ακτινοβολίας συναρτήσει του μήκους κύματος για διάφορες τιμές της διαφοράς δυναμικού στον καθοδικό σωλήνα. β) φάσμα ακτίνων X από άνοδο μολυβδαινίου στα 35Kv

(<http://scientificsentence.net/Equations/Quantum/index.php?key=yes&Integer=X-Rays>)



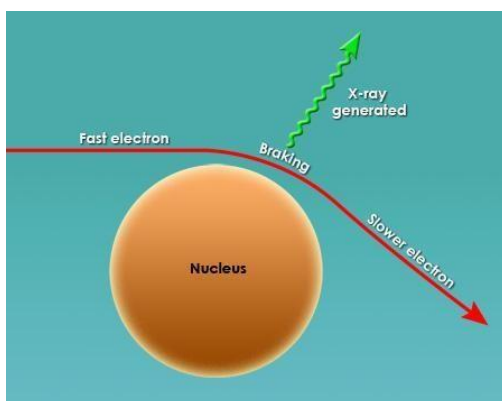
Εικόνα 10: παραγωγή χαρακτηριστικής ακτινοβολίας X. (radiology master class, http://radiologymasterclass.co.uk/tutorials/physics/x-ray_physics_production.html)

2.3.2 Ερμηνεία του συνεχούς φάσματος (Bremsstrahlung)

Σύμφωνα με την ηλεκτρομαγνητική θεωρία, γνωρίζουμε ότι ένα επιταχυνόμενο (ή επιβραδυνόμενο) φορτισμένο σωματίδιο εκπέμπει ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία. Λόγω αυτής της επιβράδυνσης, εκπέμπεται ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία πέδησης (Bremsstrahlung), η οποία σχετίζεται με την αύξηση του το υλικό είναι άσχετο. Το μέγεθος της μείωσής τους είναι ίσο με $E_{K_{in}} = eV$. Η απώλεια κινητικής ενέργειας του ηλεκτρονίου θα είναι ίση με την ενέργεια του εκπεμπόμενου φωτονίου:

$$hf = K_{\alpha} - K_{\tau} \quad (1)$$

Επειδή το ηλεκτρόνιο χάνει όλη ή μέρος της ενέργειας του, το εκπεμπόμενο φωτόνιο θα έχει οποιαδήποτε τιμή ενέργειας μικρότερη ή ίση με την αρχική ενέργεια του ηλεκτρονίου. Επομένως, το φάσμα αυτής της ακτινοβολίας θα είναι συνεχές.



Εικόνα 11: παραγωγή ακτινοβολίας πέδησης (Bremstrahlung) (radiology master class,http://radiologymasterclass.co.uk/tutorials/physics/x-ray_physics_production.html)

2.3.3 Ελάχιστο μήκος κύματος συνεχούς φάσματος

Το ελάχιστο μήκος κύματος της ακτινοβολίας λ₀ αντιστοιχεί στην πλήρη μετατροπή της κινητικής ενέργειας των ηλεκτρονίων σε ακτινοβολία (σε κρούση). Σύμφωνα με την εξίσωση (1), η τελική κινητική ενέργεια είναι ίση με το μηδέν και λαμβάνουμε:

$$hf = K\alpha \quad (2)$$

Με άλλα λόγια, η αρχική κινητική ενέργεια ενός ηλεκτρονίου είναι ίση με την ενέργεια eV που λαμβάνει επιταχύνοντας εφαρμόζοντας μια τάση στον σωλήνα.

Αντικατάσταση $K\alpha = eV$ σε σχέση (2), το αποτέλεσμα:

$$hf = eV \rightarrow h c$$

2.4 Ιδιότητες ακτίνων X

Από το πείραμα που διενήργησε ο Ρέντγκεν αλλά και από άλλα που πραγματοποιήθηκαν μετέπειτα, διαπιστώθηκε ότι οι ακτίνες X έχουν τις εξής ιδιότητες:

- Δεν αποκλίνουν υπό την επίδραση ηλεκτρομαγνητικού πεδίου
- Ιονίζουν τα άτομα
- Έχουν μεγάλο βάθος διείσδυσης στα υλικά
- Προσβάλλουν τα φωτογραφικά φιλμ (φωσφορισμός)
- Είναι αόρατες
- Αοσμες

2.5 Παράγοντες που επιδρούν στη μορφή του φάσματος

2.5.1 Εισαγωγή

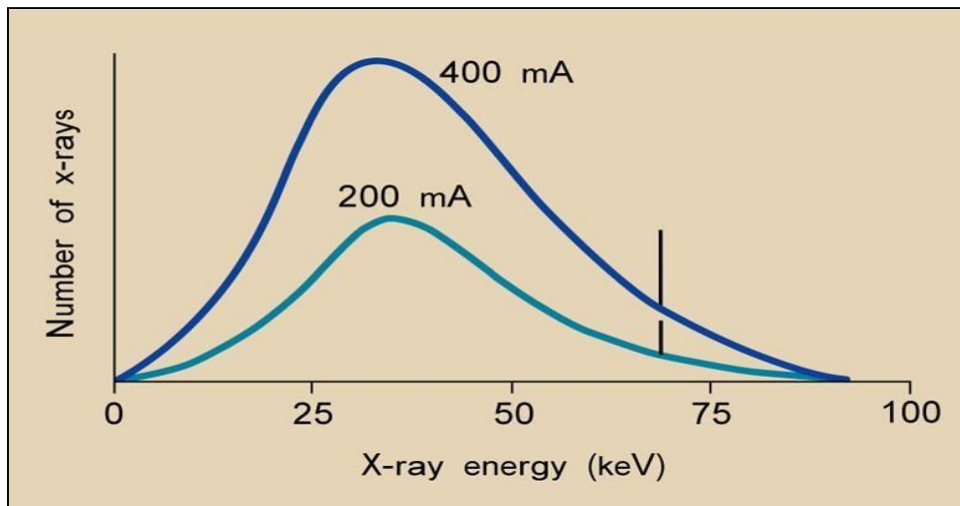
Οι κυριότεροι παράγοντες που επηρεάζουν την μορφή του φάσματος είναι:

- Το ρεύμα της λυχνίας

- Η τάση της λυχνίας
- Το πάχος του φίλτρου
- Το υλικό του στόχου
- Η κυματομορφή της τάσης

2.5.2 Η επίδραση του στοιχείου mAs

Το στοιχείο mAs είναι το προϊόν του ρεύματος που εφαρμόζεται στη λάμπα (mA) και του χρόνου ακτινοβολίας (δευτερόλεπτα). Επομένως, ο αριθμός των στοιχείων mA θα διπλασιαστεί. Αυτή η αλλαγή στο ρεύμα θα έχει ως αποτέλεσμα το διπλάσιο της ποσότητας των ακτίνων X (αριθμός των φωτονίων δύο φορές) θα επηρεάσει το σχήμα του φάσματος και θα διπλασιάσει το πλάτος του φάσματος διατηρώντας παράλληλα το συνολικό του σχήμα.

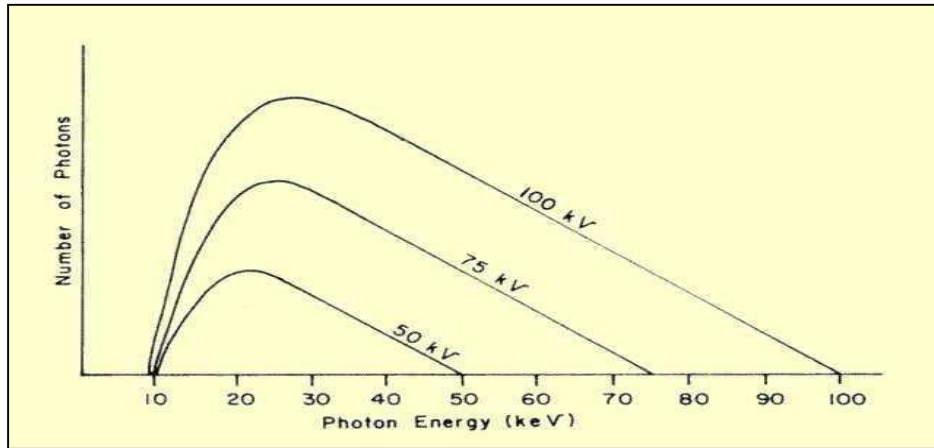


Εικόνα 12 Η επίδραση του στοιχείου mAs στο φάσμα. (X-ray Production & Emission W 4 - El Camino College pdf σελ.30)

2.5.3 Η επίδραση του στοιχείου kVP

Το στοιχείο kVP καθορίζει τη μέγιστη ενέργεια των εκπεμπόμενων φωτονίων. Η αύξηση αυτού του στοιχείου θα προκαλέσει την κίνηση του άνω μέρους του φάσματος προς τα δεξιά, δηλαδή την κίνηση σε υψηλότερη ενέργεια. Αυτή η αλλαγή θα προκαλέσει επίσης αύξηση της ποσότητας της ακτινοβολίας (αριθμός φωτονίων) που περιβάλλεται από την καμπύλη συνεχούς φάσματος Η περιοχή έχει αλλάξει κατά KV2 φορές.

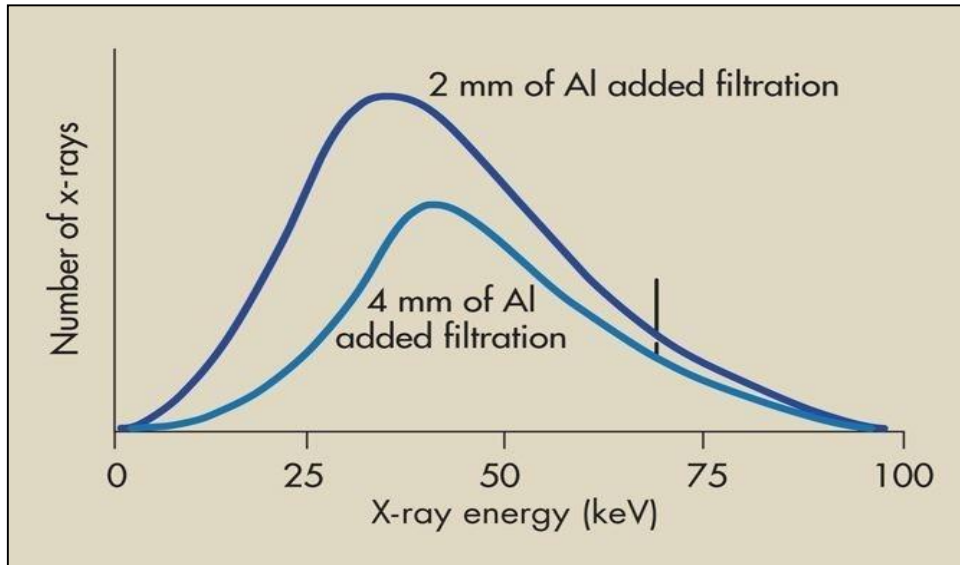
P



Εικόνα 13: Η επίδραση του στοιχείου kV_P στη μορφή του συνεχούς φάσματος. (sprawls educational foundation, <http://www.sprawls.org/>)

2.5.4 Η επίδραση του πάχους φίλτρου

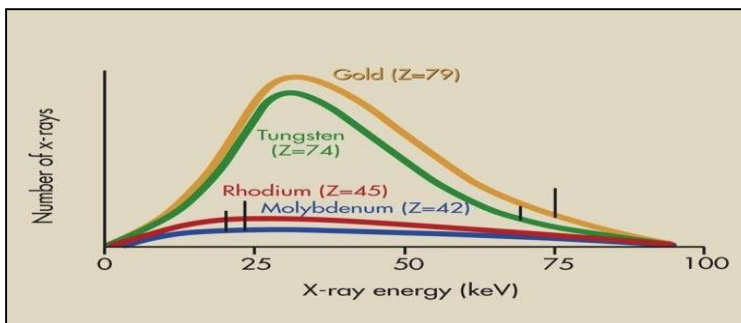
Η αύξηση του πάχους του φίλτρου θα μειώσει την ένταση της δέσμης και θα αυξήσει τη μέση ενέργεια των φωτονίων. Αυτό συμβαίνει επειδή καθώς το πάχος του φίλτρου αυξάνεται, τα φωτόνια χαμηλής ενέργειας είναι αντίθετα με τα φωτόνια υψηλής ενέργειας που διέρχονται από αυτό και δεν μπορούν να διεισδύσουν στο φίλτρο. Το ελαφρύ φύλλο, επομένως, πρέπει να μειώσει το πλάτος του φάσματος, ειδικά το τμήμα του φάσματος που σχετίζεται με φωτονίων χαμηλής ενέργειας. Τα συστήματα ακτίνων X χρησιμοποιούν συνήθως φίλτρα αλουμινίου 3-5 mm (αντιστοιχούν σε 3 -6 mm μαλακός ιστός).



Εικόνα 14 Η επίδραση της αύξησης του πάχους φίλτρου. (X-ray Production & Emission W 4 - El Camino College pdf σελ.34)

2.5.5 Η επίδραση του υλικού – στόχου

Παρά τις μαλακές ακτίνες, ο ατομικός αριθμός του υλικού στόχου επηρεάζει επίσης την ποιότητα (ενέργεια) και την ποσότητα (αριθμός φωτονίων) της ακτινοβολίας. Καθώς ο ατομικός αριθμός αυξάνεται, αυξάνεται η δεσμευτική ενέργεια των 6 ηλεκτρονίων, γεγονός που προκαλεί τη μετατόπιση της εκπομπής χαρακτηριστικής ακτινοβολίας σε υψηλότερη ενέργεια.



Εικόνα 15: Η επίδραση του υλικού-στόχου στο φάσμα.

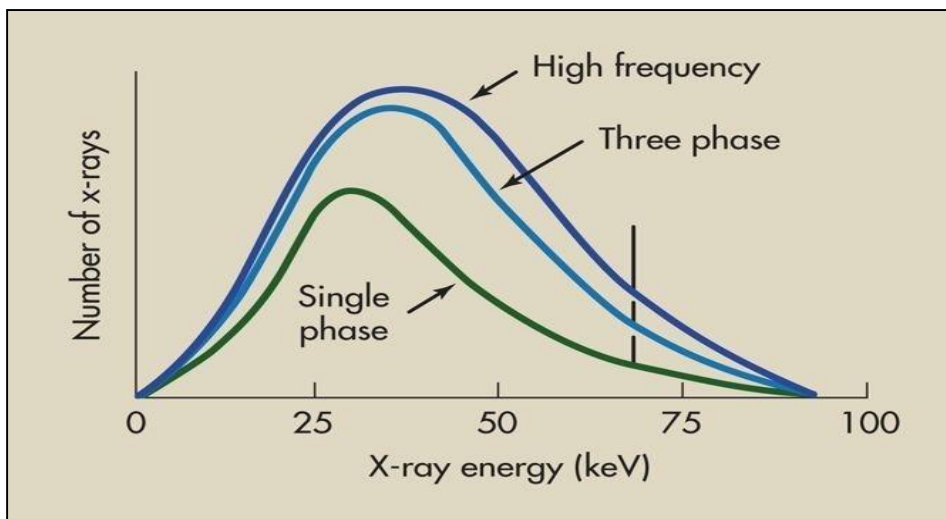
(X-ray Production & Emission W 4 - El Camino College pdf σελ.36)

2.5.6 Η επίδραση της κυματομορφής τάσης

Υπάρχουν πέντε δυνατές κυματομορφές τάσης ,όσες δηλαδή είναι και οι γεννήτριες παραγωγής ακτίνων X ,οι οποίες είναι οι εξής:

- Κυματομορφές ημιανόρθωσης
- Κυματομορφές πλήρους ανόρθωσης
- Τριφασικές των 6 παλμών
- Τριφασικές των 12 παλμών
- Υψηλών συχνοτήτων

Η κυματομορφή τάσης της γεννήτριας ακτίνων X θα επηρεάσει την ποιότητα (σκληρές ή μαλακές ακτίνες) και την ποσότητα (αριθμός φωτονίων) της παραγόμενης δέσμης. Η χαμηλότερη τάση κυματισμού 7 έχει γεννήτρια υψηλής συχνότητας, τόσο υψηλότερη είναι η ένταση ακτινοβολίας (αριθμός) και τη μέγιστη τάση (KVP)) Μετακίνηση σε υψηλότερη ενέργεια.



Εικόνα 16: Η επίδραση της τάσης κυμάτωσης στη μορφή του φάσματος. (X-ray Production & Emission W 4 - El Camino College pdf σελ.38)

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3ο - Ακτινοπροστασία

Στο κεφάλαιο που ακολουθεί θα γίνει αναλυτική εισαγωγή στην ακτινοπροστασία επεξηγώντας αναλυτικά τους γενικούς όρους της . Επιπλέον θα αναφερθούν οι βασικές αρχές ακτινοπροστασίας καθώς και επιθυμητά όρια ακτινοβόλησης των εξεταζομένων αλλά και του προσωπικού.

3.1 Εισαγωγή στην ακτινοπροστασία

Είναι ευρεώς γνωστό ότι η χρήση των ακτίνων X εμπεριέχει πλήθος κινδύνων τόσο για τους εξεταζόμενους όσο και για το επαγγελματικό προσωπικό.

Τα επίπεδα των κινδύνων αυτών είναι άρρικτα εξαρτημένα με τρεις σημαντικές παραμέτρους:

- το χρόνο ακτινοβόλησης
- την δόση η οποία λαμβάνεται από τον εξεταζόμενο κατά την διάρκεια της ακτινοβόλησης
- τα μέρη του σώματος που ακτινοβολούνται

Για το λόγω αυτή,στις μέρες μας υπάρχει αυστήρη μελέτη τόσο για την ακτινοπροστασία του χώρου που βρίσκεται το εκάστοτε μηχάνημα, όσο και για το εξεικεύμενο προσωπικό και τον πληθυσμό.

Είναι επίσης ιδιαίτερα σημαντικό είναι το προσωπικό να είναι κατάλληλα εκπαιδευμένο έτσι ώστε να χειρίζεται της συσκευές παραγωγής ακτινοβολίας με πλήρη γνώση αλλά και ασφάλεια. Επιπροσθέτως, ο χώρος όπου είναι τοποθετημένες αυτές οι συσκευές θα πρέπει να διαθέτει κατάλληλη σήμανση αλλά και θωράκιση βάση συγκεκριμένης νομοθεσίας.

Στις παρακάτω σελίδες θα περιγραφούν λεπτομερώς τόσο η σήμανση αλλά και η θωράκιση που απαιτείται σε ένα Νοσοκομειακό χώρο.

3.2 Γενικοί όροι ακτινοπροστασίας

Αρχικά θα πρέπει να γίνει κατανοητοί ορισμένοι σημαντικοί όροι.

A) ΙΣΟΔΥΝΑΜΗ ΔΟΣΗ (H)

Ξεκινώντας , ο όρος ισοδύναμη δόση (H) εκφράζει το βιολογικό αποτέλεσμα της απορροφούμενης δόσης και δίνεται από τον τύπο $H_{T,R} = W_R * D_{T,R}$

Όπου $D_{T,R}$: η μέση απορροφούμενη δόση σε όργανο ή ιστό (T)

T: ο ιστός ή όργανο

W_R : ο συντελεστής στάθμισης της ακτινοβολίας

Οι τιμές του W_R εξαρτώνται από το είδος καθώς και την ποιότητα της ακτινοβολίας

B) ΣΥΝΟΛΙΚΗ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗ ΔΟΣΗ (H)

Στη περίπτωση όπου ο εκάστοτε ασθενείς ακτινοβολείται με ακτινοβολίες διαφόρων ενεργειών και ειδών τότε υπολογίζεται η συνολική ισοδύναμη δόση την οποία δέχεται ο οργανισμός αυτός.

Συγκεκριμένα χρησιμοποιείται ο τύπος : $H = \sum_R W_R D_T, R$

και η μονάδα μέτρησής του είναι το Sievert (Sv)

όπου \sum_R είναι η το άθροισμα όλων των ακτινοβολιών με τα οποία ακτινοβολείται ο εξεταζόμενος.

Γ) ΕΝΕΡΓΟΣ ΔΟΣΗ (E)

Όπως αναφέρθηκε παραπάνω, η ισοδύναμη δόση αναφέρεται στο σύνολο της ακτινοβολίας που λαμβάνει ο οργανισμός σε όλο του το σώμα. Αντίθετα, η ενεργός δόση(E) εκφράζει το σταθμισμένο άθροισμα δόσεων σε συγκεκριμένους ιστούς και όργανα και περιγράφεται από τον μαθηματικό τύπο.

$E = \sum_T W_T D_T = \sum_T W_T \sum_R W_R D_T, R$

Όπου W_R : ο συντελεστής στάθμισης της ακτινοβολίας

W_T : ο συντελεστής στάθμισης του ιστού

3.3 Γενικές αρχές ακτινοπροστασίας

Η Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας (ΕΕΑΕ) είναι υπεύθυνη για θέματα ακτινοπροστασίας στη χώρα μας. Πρόκειται για μια αρμόδια αρχή η οποία μεριμνά για την εφαρμογή των Κανονισμών και εισηγείται πρόσθετα μέτρα, όποτε κρίνει σκόπιμο εφαρμόζοντας τις βασικές αρχές της Ακτινοπροστασίας οι οποίες θα αναφερθούν παρακάτω. Στόχος του συστήματος ακτινοπροστασίας είναι η παροχή ασφάλειας στους εξεταζόμενους οι οποίοι εκτίθενται σε ιοντίζουσες ακτινοβολίες καθώς και να υπάρχει πάντα λόγος για τον οποίο συμβαίνει η έκθεση αυτή.

Οι 3 αρχές ακτινοπροστασίας είναι:

1) Αρχή της Αιτιολόγησης

Η χρήση των ιοντιζουσών ακτινοβολιών πρέπει να είναι αιτιολογημένη. Συγκεκριμένα η απόφαση πρέπει να λαμβάνεται με πρόθεση να εξασφαλιστεί ότι το κοινωνικό ή ατομικό όφελος που προκύπτει από την εξέταση υπερτερεί της βλάβης της υγείας που ενδεχομένως να προκαλέσει.

2) Αρχή της Βελτιστοποίησης

Σκοπός της αρχής αυτής είναι η ακτινοπροστασία των ατόμων που υποβάλλονται σε έκθεση (κοινό είτε επαγγελματικό προσωπικό) να είναι η βέλτιστη με στόχο τα όρια έκθεσης να διατηρηθούν τόσο χαμηλά όσο είναι λογικά εφικτό.

Η συγκεκριμένη αρχή αναφέρεται και ως ALARA (As Long As Reasonably Achievable)

3) Αρχή των Ορίων Δόσεων

Τα όρια δόσεων που μπορεί κανείς να δέχεται ετησίως έχουν καθοριστεί από την Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας (ΕΕΑΕ) και η υπέρβαση τους δεν είναι επιτρεπτή παρά μόνο σε περιπτώσεις έκτακτης ανάγκης όπου και πάλι θα πρέπει να λαμβάνεται υπόψη η Αρχή της Αιτιολόγησης.

Τα όρια δόσης σύμφωνα με την ΕΕΑΕ και όπως είναι λογικό διαφέρουν για το κοινό και τους επαγγελματίες υγείας. Συγκεκριμένα :

Για το κοινό τα όρια δόσης είναι:

- ολόσωμα : 1 mSv/ έτος με περιοριστικό επίπεδο δόσης τα 0.5mSv/έτος
- οφθαλμοί : 15mSv/έτος
- δέρμα : 50mSv/έτος

Για τους επαγγελματίες υγείας τα όρια δόσης είναι :

- ολόσωμα : 20 mSv /έτος

Σε ορισμένες περιπτώσεις είναι πιθανό να γίνει επιτρεπτή ενεργός δόση έως 50mSv για ένα μόνο έτος . Ωστόσο , η μέση ετήσια δόση για 5 συνεχόμενα χρόνια δεν πρέπει να ξεπερνάει τα 20 mSv. Στα 5 αυτά χρόνια πρέπει να περιλαμβάνεται και το έτος στο οποίο η δόση των 20 mSv ξεπεράστηκε.

- οφθαλμοί : 20mSv/έτος

Όπως και στην ολόσωμη έκθεση, έτσι και στον οφθαλμό μπορεί σε ορισμένες περιπτώσεις η επιτρεπτή ενεργός δόση να υπερβεί το όριο για ένα μόνο ετός και να φτάσει τα 50 mSv. Παρολά αυτά, η λαμβανόμενη δόση για τα 5 έτη δεν επιτρέπεται να ξεπερνάω τα 100 mSv.

- δέρμα : 500mSv/έτος

Το παραπάνω όριο ισχύει για την δόση που εφαρμόζεται κατά μέσω όρο σε 1 cm² δέρματος και είναι ανεξάρτητο από την έκταση της επιφάνειας του δέρματος που βρίσκεται υπό έκθεση.

- Άκρες χείρες, αντιβράχια, κάτω μέρος κνήμης, άκρους πόδες : 500 mSv/ έτος

Είναι σημαντικό να αναφερθεί ότι μόλις δηλώνεται εγκυμοσύνη από κάποια εργαζόμενη γυναίκα, πρέπει να λαμβάνονται μέτρα ώστε η προς το έμβρυο ισοδύναμη δόση να μην υπερβαίνει σε οποιαδήποτε περίπτωση το 1 mSv (Κανονισμοί Ακτινοπροστασίας, παρ. 1.2.1γ).

Κατηγορία εξετάσεων	Τύπος εξέτασης	Μέση Ενεργός Δόση (mSv)	Δ.Ε.Α.
Ακτινογράφιση	Θώρακος	0,14	0,3 mGy (PA) 1,5 mGy (Lat)
	Οσφυϊκής Μοίρας Σπονδυλικής Στήλης (ΟΜΣΣ)	1,8	10 mGy (AP) 30 mGy (Lat)
	Κρανίου	0,1	5 mGy (PA) 3 mGy (Lat)
	Πυέλου	0,8	10 mGy
	Άκρων	0,06	-
	Κοιλίας	0,53	-
	Αυχενικής Μοίρας Σπονδυλικής Στήλης (ΑΜΣΣ)	0,3	-
	Θωρακικής Μοίρας Σπονδυλικής Στήλης (ΘΜΣΣ)	1,4	-
	Μαστογραφία	0,5	7 mGy

Εικόνα 17: [ekpaideutiko yliko seminaia.pdf \(uth.gr\)](http://ekpaideutiko.yliko.seminaria.pdf(uth.gr)) σελ 41

Πίνακας όπου αναγράφεται η μέση ενεργός δόση για κάποιες τυπικές ακτινολογικές εξετάσεις και εξετάσεις της πυρη-νικής ιατρικής αντίστοιχα. Στην τελευταία στήλη των δύο πινάκων δίδονται παραδείγματα από αντίστοιχες ενδεικτικές τιμές ΔΕΑ, που χρησιμοποιούνται σήμερα στην Ευρωπαϊκή Ένωση και στην Ελλάδα. Τα ΔΕΑ εκδίδονται από την ΕΕΑΕ

3.4 Δοσιμέτρηση προσωπικού

Η μέτρηση των ατομικών δόσεων είναι συστηματική για τους επαγγελματικά ασχολούμενους με ακτινοβολίες. Ο εργαζόμενος λαμβάνει γνώση ενυπογράφως για τη ληφθείσα δόση (Κανονισμοί Ακτινοπροστασίας παρ. 1.6.4.3). Σε οποιαδήποτε περίπτωση κατά την οποία η ολόσωμη δόση που έλαβε ο επαγγελματικά εκτιθέμενος στην ακτινοβολία υπερβεί τα 6 mSv σε ένα έτος, θα πρέπει ο υπεύθυνος ακτινοπροστασίας να διερευνήσει τα αίτια και να προτείνει, ενδεχόμενα, τη λήψη κατάλληλων μέτρων και παράλληλα να υποβάλλει ιεραρχικά γραπτή έκθεση στην ΕΕΑΕ (Κανονισμοί Ακτινοπροστασίας, παρ. 1.6.3.3).

Επιπλέον, η ιατρική επίβλεψη των εργαζομένων της κατηγορίας Α είναι υποχρεωτική και αποτελεί ευθύνη των εξουσιοδοτημένων ιατρών (Κανονισμοί Ακτινοπροστασίας, παρ. 1.7). Η περιοδική επίβλεψη της υγείας των εργαζομένων γίνεται κατά προτίμηση το πρώτο τρίμηνο κάθε έτους και περιλαμβάνει:

- Πλήρη κλινική εξέταση,
- Γενική εξέταση ούρων,
- Γενική εξέταση αίματος και
- Οφθαλμολογική εξέταση.

Στη παρούσα πτυχιακή εργασία θεώρησα σημαντικό, πέραν από την γενική δομή και χρήση του σύγχρονου ψηφιακού μηχανήματος και τις γενικές αρχές ακτινοπροστασίας, να γίνει μια πλήρης μελέτη για την επιμέλεια και τις απαιτήσεις του χώρου εγκατάστασης ενός τέτοιου μηχανήματος σε πραγματικές συνθήκες. Συγκεκριμένα, στις παρακάτω σελίδες θα παραθέσω πιθανές διαστάσεις ενός Νοσοκομειακού χώρου που θα μπορούσε να εγκατασταθεί το μηχάνημα και βάση αυτού, μαζί φυσικά με άλλες σημαντικές παραμέτρους, θα γίνει μια πραγματική μελέτη για την θωράκιση του χώρου.

3.5 Διαρρύθμιση και όρια αίθουσας λειτουργίας ακτινολογικού μηχανήματος

Εμβαδόν θαλάμου (με το χειριστήριο): 17 m²

Όροφος: 1^{ος} όροφος

Αριστερά: Διάδρομος - Αίθουσα αναμονής, T₁, Θ₁

Πίσω: Εν μέρει βοηθητικός χώρος, T_{2A}, & εν μέρει, WC εξεταζομένων και πίσω από αυτό βοηθητικός χώρος, T_{2B}, και Αίθουσα Ανάπαυσης Προσωπικού, T_{2Γ}

Δεξιά: Ακάλυπτος χώρος και σε απόσταση 30 m κτίριο, το οποίο χρησιμοποιείται ως κοιτώνας στρατιωτικού προσωπικού, T₃. Δεδομένου ότι η μηχανή ακτινοβολίας θα λειτουργεί στον 1ο όροφο, υπάρχει ένα κενό μεταξύ των δύο κτιρίων, το οποίο εμποδίζει την πρόσβαση στον ακάλυπτο χώρο.

Μπροστά: Εν μέρει διάδρομος, Θ_X, και Χειριστήριο ακτινολογικού μηχανήματος, X, και εν μέρει βοηθητικός χώρος, T₄

Επάνω: Επαγγελματικός χώρος μη ιοντιζουσών ακτινοβολιών

Κάτω: Επαγγελματικός χώρος μη ιοντιζουσών ακτινοβολιών

Εξαερισμός θαλάμου: Φυσικός και τεχνητός

Φωτισμός θαλάμου: Φυσικός και τεχνητός

3.6 Κατασκευαστικά στοιχεία

Για τη θωράκιση, πρέπει να δοθεί προσοχή στην ακόλουθη περιγραφή των δομικών λεπτομερειών όταν είναι απαραίτητο.

- Όπου παρέχεται θωράκιση, η θωράκιση πρέπει να είναι συνεχής και να φθάνει στην οροφή.
- Κατά τη σύνδεση δύο διαφορετικών κομματιών μολύβδου ή μετάλλου μεταξύ τους, πρέπει να επικαλύπτονται τουλάχιστον κατά 2 cm. Το στήριγμα του μολύβδου ή του μεταλλικού φύλλου στον τοίχο πρέπει να στερεώνεται με βίδες κάθε 30 cm περίπου. Όταν καρφώνετε την σανίδα στον τοίχο, πρέπει να προσέχετε ώστε το υλικό που καλύπτεται στην κεφαλή των νυχιών να ισούται με το πάχος της εγκατεστημένης πλακέτας.

- Σε όλες τις τοποθεσίες όπου η ασπίδα διακόπτεται (για παράδειγμα, τρύπες για καλώδια που περνούν, πρίζες), πρέπει να προσέχετε για να αποκαταστήσετε την ασυνέχεια.
- Το προστατευτικό κάλυμμα της πόρτας πρέπει να φτάσει στην άκρη της κινητής πλάκας. Το πλαίσιο πρέπει να έχει προστατευτικό κάλυμμα που να αντιστοιχεί στην πόρτα. Λόγω του εξαιρετικά μεγάλου βάρους του μολύβδου (η πλάκα μολύβδου έχει πάχος 1 mm, εμβαδόν 1 τετραγωνικού μέτρου και βάρος 12 kg), το φύλλο και το πλαίσιο της πόρτας πρέπει να στηρίζονται με επιπλέον προσοχή.
- Εάν το προτεινόμενο πάχος μολύβδου, λαμαρίνας ή γυψοσανίδας δεν πωλείται στην αγορά, πρέπει να εγκατασταθεί το μεγαλύτερο πάχος που είναι άμεσα διαθέσιμο.

3.7 Λειτουργική σήμανση

Σύμφωνα με τους ισχύοντες κανονισμούς, σε κάθε περιοχή όπου πραγματοποιούνται ραδιολογικές επιθεωρήσεις, πρέπει να τοποθετούνται ορατά οπτικά και ισχυρά ακουστικά σήματα στην είσοδο του δωματίου ακτίνων Χ. Αυτά πρέπει να λειτουργούν κατά την προθέρμανση του μηχανήματος και κατά τη διάρκεια του ελέγχου.

Επιπλέον, πρέπει να παρέχονται σαφείς οδηγίες προειδοποίησης για έγκυες γυναίκες στην αίθουσα αναμονής του ασθενούς, όπως:

“ΕΑΝ ΕΙΣΤΕ ΕΓΚΥΟΣ Ή ΕΝΔΕΧΕΤΑΙ ΝΑ ΕΙΣΤΕ ΕΓΚΥΟΣ ΕΝΗΜΕΡΩΣΤΕ ΤΟ ΠΡΟΣΩΠΙΚΟ ΤΟΥ ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟΥ ΠΡΙΝ ΑΠΟ ΤΗΝ ΕΞΕΤΑΣΗ”.

Στις εισόδους της αίθουσας λειτουργίας του ακτινογραφικού μηχανήματος θα τοποθετηθεί πινακίδα με το σήμα της ακτινοβολίας και την ένδειξη:

“ ΠΡΟΣΟΧΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑ. ΕΛΕΓΧΟΜΕΝΗ ΠΕΡΙΟΧΗ”.

Στην είσοδο του χειριστηρίου του μηχανήματος, θα τοποθετηθεί πινακίδα με το σήμα της ακτινοβολίας και την ένδειξη:

“ ΠΡΟΣΟΧΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑ. ΕΠΙΒΛΕΠΟΜΕΝΗ ΠΕΡΙΟΧΗ”.

3.8 Παράμετροι ακτινοπροστασίας στους υπολογισμούς των θωρακίσεων

ΦΟΡΤΟΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ, W

Υποδεικνύει το εβδομαδιαίο φορτίο του σωλήνα ακτίνων X, σε mAmin / εβδομάδα. Ο υποθετικός φόρτος εργασίας που χρησιμοποιείται σε αυτήν την έρευνα είναι:

Για μηχανές ακτίνων X, είναι ίση με 500 mAmin / εβδομάδα.

Τα 500 mAmin/week υπολογίζονται ως εξής:

$(30 \text{ εξετάσεις/ημέρα}) \times (3 \text{ λήψεις/εξέταση}) \times (6 \text{ ημέρες/εβδομάδα}) \times (50 \text{ mAs/λήψη}) \times (1 \text{ min}/60 \text{ s}) \approx$

$\approx 500 \text{ mAmin/week}$

Θεωρούμε ότι 250 mAmin/week οφείλονται στο φόρτο εργασίας της οριζόντιας τράπεζας και 250 mAmin/week στον ορθοστάτη κασετών (όρθιο bucky).

ΠΑΡΑΓΟΝΤΑΣ ΚΑΤΑΛΗΨΗΣ ΧΩΡΟΥ, T

Υποδεικνύει τον βαθμό πληρότητας του χώρου που μελετήθηκε κατά τη λειτουργία του μηχανήματος. Ο Πίνακας 1 δείχνει τις τιμές του συντελεστή πληρότητας που θα χρησιμοποιηθούν σε αυτήν τη μελέτη.

Πίνακας 1- Παράγοντας κατάληψης χώρου, T

Χρήση του χώρου	T
Χειριστήριο ακτινολογικού θαλάμου	1
Κτίρια σε απόσταση 30 m, που χρησιμοποιούνται ως κοιτώνες στρατιωτικού προσωπικού	1
Διάδρομος-Αίθουσα αναμονής	1/4
WC, βοηθητικοί χώροι και ακάλυπτος χώρος	1/16

3.9 Παράγοντες χρήσης, U

Υποδεικνύει το ποσοστό του φορτίου λειτουργίας του προστατευτικού καλύμματος στο οποίο κατευθύνεται η κύρια δέσμη. Ο Πίνακας 2 δείχνει την αξία του παράγοντα χρησιμοποίησης που χρησιμοποιείται σε αυτήν τη μελέτη. Ο συντελεστής W είναι ίσος με το προϊόν U * W και αντιπροσωπεύει τον εβδομαδιαίο φόρτο εργασίας της κατεύθυνσης της κύριας δέσμης στο υπό εξέταση προστατευτικό κάλυμμα.

Πίνακας 2 - Παράγοντας χρήσης, U και παράγοντας W'

Χρήση του χώρου	U	W	W'=U*W
		(mAmin/wee k)	(mAmin/week)

ΛΙΘΟΥΣΑ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΚΟΥ ΜΗΧΑΝΗΜΑΤΟΣ

Κτίριο σε 30 m*	½	500	250
Δάπεδο**	½	500	250

* Για περιοχή διαστάσεων 3x2 m² πίσω από τον ορθοστάτη

** Για περιοχή διαστάσεων 3x3 m² κάτω από την εξεταστική τράπεζα

3.10 Υπολογισμοί θωρακίσεων

Για τους σκοπούς της παρούσας μελέτης θεωρούμε ότι έκθεση 1 mR αντιστοιχεί σε ισοδύναμη δόση 0.01 mSv ή 1 mrem.

3.10.1 Πρωτογενής δέσμη

Ο παράγοντας διέλευσης για την πρωτογενή δέσμη υπολογίζεται ως εξής:

$$K_{\pi} = \frac{Pd^2 f}{WUT}$$

όπου, K_π: ο παράγοντας διέλευσης για την πρωτεύουσα δέσμη

P : η μέγιστη επιτρεπόμενη δόση σε rem/week

f : ο παράγοντας μετατροπής Roedgen σε rem, ίσος με 1

W: ο φόρτος εργασίας σε mAmin/week

U : ο παράγοντας χρήσης

T : ο παράγοντας κατάληψης

d : η απόσταση λυχνίας-θεωρούμενου σημείου θωράκισης σε m

3.10.2 Σκεδαζόμενη ακτινοβολία

Ο παράγοντας διέλευσης για τη σκεδαζόμενη ακτινοβολία υπολογίζεται από τον τύπο:

$$K_{\sigma} = \frac{Pd_1^2 d_2^2}{aWT} \frac{400}{F}$$

όπου, K_{σ} : ο παράγοντας διέλευσης για τη σκεδαζόμενη ακτινοβολία

P : η μέγιστη επιτρεπόμενη δόση σε rem/week

d_1 : η απόσταση λυχνίας-κέντρου σκεδαστή σε m

d_2 : η απόσταση σκεδάζοντος υλικού-θωράκισης σε m

a : συντελεστής που λαμβάνει την τιμή 0.0013 για το ακτινογραφικό μηχάνημα (100 kV)

W: ο φόρτος εργασίας σε mAmin/week

T : ο παράγοντας κατάληψης

F : το εμβαδόν του πεδίου ακτινοβολίας που λαμβάνεται ίσο με 1000 cm² στο επίπεδο της εξεταστικής τράπεζας και του ορθοστάτη για τις ακτινογραφίες

3.10.3 Διαρρέουσα ακτινοβολία

Ο συντελεστής διέλευσης της μεταδιδόμενης ακτινοβολίας υπολογίζεται με τον ακόλουθο τύπο και ο ρυθμός έκθεσης στα 1 m από τη λάμπα θεωρείται 100 mR / h:

$$K_{\delta} = \frac{Pd^2 600I}{WT}$$

όπου, K_{δ} : ο παράγοντας διέλευσης για διαρρέουσα ακτινοβολία

P : η μέγιστη επιτρεπόμενη δόση σε rem/week

d : η απόσταση κελύφους λυχνίας-θωράκισης σε m

I : το μέγιστο ρεύμα συνεχούς λειτουργίας της λυχνίας, ίσο με 5 mA

W: ο φόρτος εργασίας σε mAmin/week

T : ο παράγοντας κατάληψης

3.11 Μεθοδολογία για τον υπολογισμό των θωρακίσεων

- Για τον υπολογισμό της θωράκισης που απαιτείται για κάθε τοίχο, υπολογίζουμε την θωράκιση που απαιτείται για διαρροή και διάσπαρτη ακτινοβολία ξεχωριστά.
- Για την επιφάνεια που περιβάλλει την περιοχή όπου η θέση του διασκορπιστή μπορεί να είναι διαφορετική (όπως ο όρθιος και οριζόντιος πίνακας εργασίας της κασέτας στο δωμάτιο ακτινοβολίας), η ακτινοβολία του σημείου θωράκισης από διαφορετικούς διασκορπιστές θα πρέπει να υπολογίζεται ξεχωριστά. Οι εκθέσεις αθροίζονται και υπολογίζεται ο συντελεστής διέλευσης.
- Αν το πάχος της θωράκισης που απαιτείται για τη διαρρέουσα και τη σκεδαζόμενη ακτινοβολία είναι περίπου το ίδιο, προσθέτουμε 1 HVL στη μεγαλύτερη από τις δύο.
- Αν τα υπολογιζόμενα πάχη διαφέρουν περισσότερο από 1 TVL, το μεγαλύτερο από τα δύο πάχη είναι αρκετό για τη θωράκιση.
- Κατά τους υπολογισμούς των θωρακίσεων θεωρούμε ότι η τάση λειτουργίας του ακτινογραφικού μηχανήματος είναι ίση με 125 kV.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4^ο – Ακτινοδιαγνωστική και εικόνα

Στις σελίδες που ακολουθούν περιγράφεται η δημιουργία της ακτινολογικής εικόνας, το ακτινολογικό φιλμ και η ενισχυτική πινακίδα. Επιπλέον αναφέρονται οι παράγοντες που επηρεάζουν την έκθεση αλλά και την ποιότητα της εικόνας.

4.1 Εισαγωγή

«Ακτινοδιαγνωστική καλείται 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, (βικιπαίδεια)». Αποτελεί τμήμα της ιατρικής ειδικότητας της ακτινολογίας η οποία το 1979 διαχωρίστηκε σε τρεις ειδικότητες:

- Την ακτινοδιαγνωστική ιατρική
- Την ακτινοθεραπευτική ιατρική
- Την πυρηνική ιατρική

Η ακτινοδιαγνωστική ιατρική με βάση τις μεθόδους που ακολουθεί, διακρίνεται σε:

- Διαγνωστική-θεραπευτική
- Επεμβατική-μη επεμβατική

Οι περισσότερες διαγνωστικές μέθοδοι είναι μη επεμβατικές, όπως συμβατική ακτινογραφία, υπολογιστική τομογραφία, ενώ οι περισσότερες μέθοδοι είναι επεμβατικές, όπως αποστράγγιση και τοποθέτηση στεντ. Ο όρος επεμβατικό αναφέρεται σε μεθόδους με τις οποίες παρεμβαίνουμε στο ανθρώπινο σώμα τρυπώντας το δέρμα, τα αιμοφόρα αγγεία ή άλλους ιστούς. Στην ιατρική, συνειδητοποιήθηκε ότι θα μπορούσε να είναι ένα ισχυρό διαγνωστικό εργαλείο. Στο τμήμα κλασικής ακτινολογίας, πραγματοποιούνται απλές ακτινογραφίες όταν η τρισδιάστατη ανατομία του σώματος προβάλλεται σε μια δισδιάστατη εικόνα, καθώς και εξετάσεις χρησιμοποιώντας παράγοντες αντίθεσης. Οι διορθωτές χρησιμοποιούνται για τις εξής εξετάσεις :

- ακτινογραφική απεικόνιση (αξονική τομογραφία)
- στην μαγνητική τομογραφία
- Υπερηχοτομογραφία

Η χρήση παραγόντων αντίθεσης (σκίαση) στην ακτινογραφική απεικόνιση πραγματοποιείται σε υπολογιστική τομογραφία. Καθώς οι ακτίνες X διέρχονται από ένα μέρος του σώματος, απορροφώνται έντονα από τον παράγοντα αντίθεσης για τη βελτίωση της απεικόνισης της περιοχής ενδιαφέροντος, καθώς και στην εικόνα ακτίνων X όπου πραγματοποιείται δυναμική παρακολούθηση περιοχών ενδιαφέροντος.

Σε αυτό το άρθρο θα ασχοληθούμε με δύο συστήματα απεικόνισης, το ακτινογραφικό σύστημα και το σύστημα μαστογραφίας για το οποίο θα περιγραφούν.

4.2 Το ακτινογραφικό σύστημα

4.2.1 Εισαγωγή

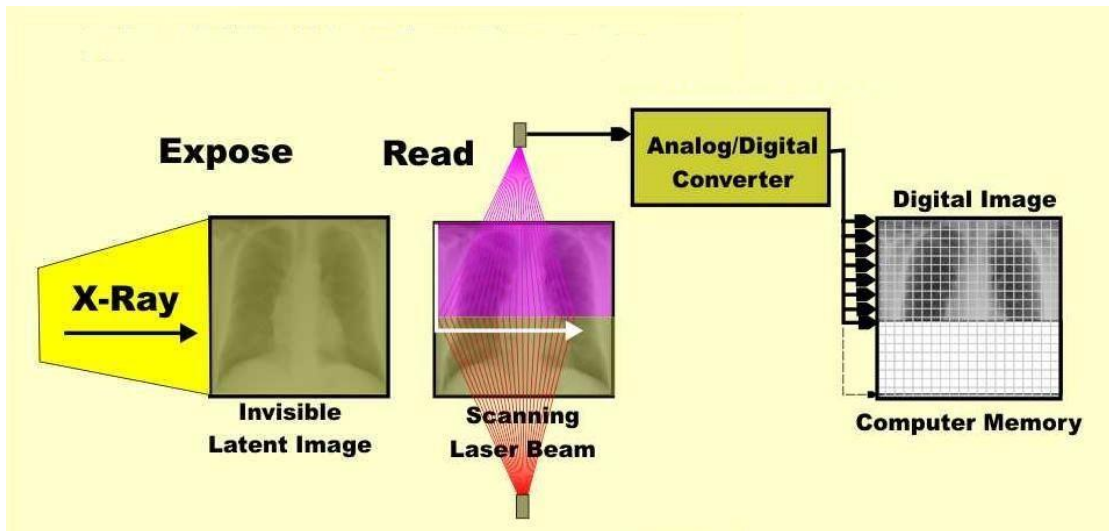
Η ακτινογραφία είναι η παλαιότερη και πιο ευρέως χρησιμοποιούμενη μορφή ιατρικής απεικόνισης που χρησιμοποιεί ακτίνες X και συμβάλλει στη διάγνωση πολλών ασθενειών, είναι μια ανώδυνη ιατρική εξέταση για την απεικόνιση των εσωτερικών περιοχών του σώματος. Οι πιο συχνές ακτινογραφίες περιλαμβάνουν το στήθος, τα άκρα, τον αυχενικό, τον θωρακικό και οσφυϊκό μοίρα, τη λεκάνη, το κρανίο και τους κόλπους.

4.3 Δημιουργία ακτινολογικής εικόνας: ακτινολογικό φιλμ-ενισχυτική πινακίδα

Για τη δημιουργία της ακτινολογικής εικόνας, η δέσμη αλληλεπιδρά με την ανατομική περιοχή ενδιαφέροντος και ανάλογα με τη σύνθεση της ανατομικής περιοχής απορροφάται σε διάφορους βαθμούς. Η δέσμη που βγαίνει από τον ασθενή χτυπά στη συνέχεια το μέσο εγγραφής όπου αποτυπώνεται σε ακτινογραφικό φιλμ. Επειδή το ίδιο το φιλμ δεν είναι αρκετά ευαίσθητο στις ακτίνες X, επειδή απορροφάται μόνο ένα μικρό ποσοστό των φωτονίων που πέφτουν πάνω του, η απεικόνιση του ανατομικού θέματος θα απαιτούσε μεγάλη ποσότητα φωτονίων που θα οδηγούσε σε αύξηση της δόσης στο ανατομικό θέμα.

Για το λόγο αυτό, χρησιμοποιείται η ενισχυτική πλάκα που μετατρέπει την ενέργεια των φωτονίων, που βγαίνουν από τον ασθενή και πέφτουν σε αυτόν, σε ορατό φως με τη βοήθεια του φαινομένου φθορισμού. Η ενισχυτική πλάκα καθώς και η μεμβράνη αποτελούνται από διαδοχικά στρώματα κατάλληλων υλικών. Στη συνέχεια, το ορατό φως εισβάλλει στην ακτινολογική μεμβράνη και δημιουργείται η λεγόμενη λανθάνουσα εικόνα, δηλαδή μια εικόνα που δεν φαίνεται στο φιλμ αλλά οι πληροφορίες της έχουν καταγραφεί σε αυτήν.

Το φιλμ και η πλάκα ενίσχυσης τοποθετούνται μέσα σε ένα άκαμπτο περίβλημα, την κασέτα. Η λειτουργία της κασέτας είναι η εγγραφή, η επισήμανση και η αποθήκευση της ακτινολογικής εικόνας. Μετά τη διαμόρφωση της λανθάνουσας εικόνας, το φιλμ εμφανίζεται έτσι ώστε η λανθάνουσα εικόνα να γίνει ορατή. Στα σύγχρονα ακτινολογικά συστήματα (ψηφιακά) η κασέτα τοποθετείται σε ειδικές συσκευές που ονομάζονται αναγνώστης CR, με τη βοήθεια των οποίων η κασέτα σαρώνεται με δέσμη λέιζερ, παρέχοντας έτσι πληροφορίες αποθηκευμένες στην κασέτα.



Εικόνα 18: διαδικασία σχηματισμού ακτινολογικής εικόνας σε ψηφιακά συστήματα (sprawls educational foundation, <http://www.sprawls.org/resources/DIGRAD/module.htm>)

Η απεικόνιση ενός ανατομικού θέματος σε ένα ακτινολογικό φιλμ αποτελείται από διαφορετικές αποχρώσεις του γκρι. Συνήθως χρησιμοποιούνται 256 βαθμοί για ολόκληρη την κλίμακα του γκρι [1.54]. Οι χαρακτηριστικές του ιδιότητες είναι:

Οπτική πυκνότητα: καθορίζει τον βαθμό σκουρότητας της μεμβράνης. Σε ένα φιλμ ακτίνων X διακρίνουμε πέντε οπτικές πυκνότητες. Αέρας, λίπος, μαλακός ιστός, οστά και μέταλλο. Όσο πιο σκοτεινή είναι μια περιοχή της μεμβράνης, τόσο πιο αμαυρώνει, δηλαδή, όσο υψηλότερη είναι η οπτική πυκνότητα και, κατά συνέπεια, τόσο περισσότερα φωτόνια επηρεάζουν την περιοχή. Το σκοτάδι του φιλμ ορίζεται ως ο λογάριθμος της αναλογίας της προσπίπτουσας δέσμης προς τη διερχόμενη:

$$D = \log \frac{I_{\pi}}{I_{\delta}}$$

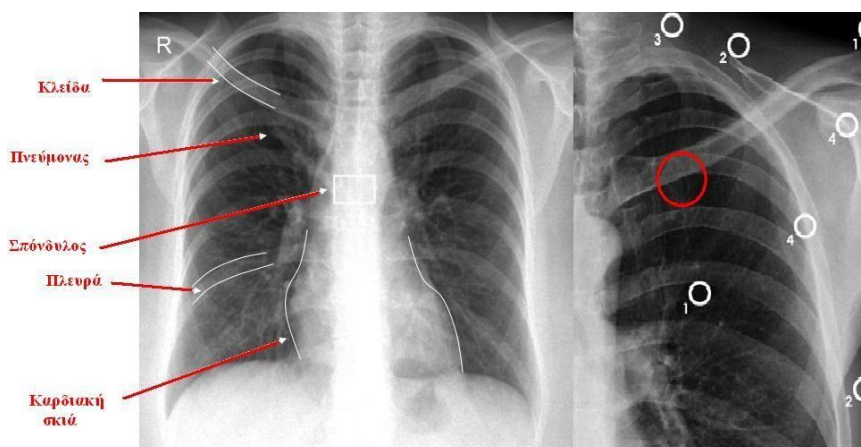
όπου I_{π} η προσπίπτουσα και I_{δ} η διερχόμενη.



Εικόνα 19: οι πέντε οπτικές πυκνότητες (Radiology Master class, Basics of X-ray physics, http://radiologymasterclass.co.uk/tutorials/physics/x-ray_physics_densities.html)

Ευαισθησία: ορίζεται ως το αντίστροφο της δόσης ακτινοβολίας που απαιτείται για την πρόκληση αμαύρωσης. Το ένα φιλμ είναι πιο ευαίσθητο από το άλλο όταν χρειάζεται λιγότερος χρόνος έκθεσης για την παραγωγή της ίδιας οπτικής πυκνότητας.

Αντίθεση αντίθεσης: αυτός ο όρος περιγράφει τη διαφορά στην οπτική πυκνότητα (σκουραίωση) των γειτονικών περιοχών σε ένα φιλμ. Ένα τυπικό παράδειγμα αντίθεσης αντίθεσης είναι η ακτινογραφία θώρακα όπου τα οστά με υψηλό βαθμό απορρόφησης (μεγάλος ατομικός αριθμός), σκίαση, εμφανίζονται σε λευκό σε αντίθεση με παρακείμενες περιοχές που είναι σκοτεινές ή έντονα μαύρες, όπως ο αέρας τους πνεύμονες με χαμηλό βαθμό απορρόφησης (αποσαφήνιση).



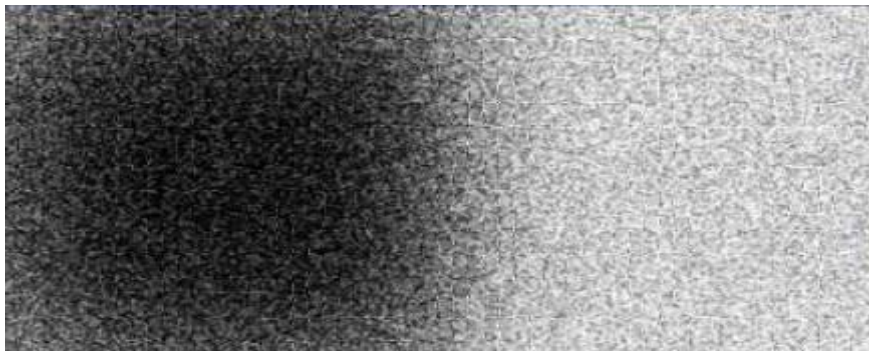
Εικόνα 20: http://radiologymasterclass.co.uk/tutorials/physics/x-ray_physics_densities.html

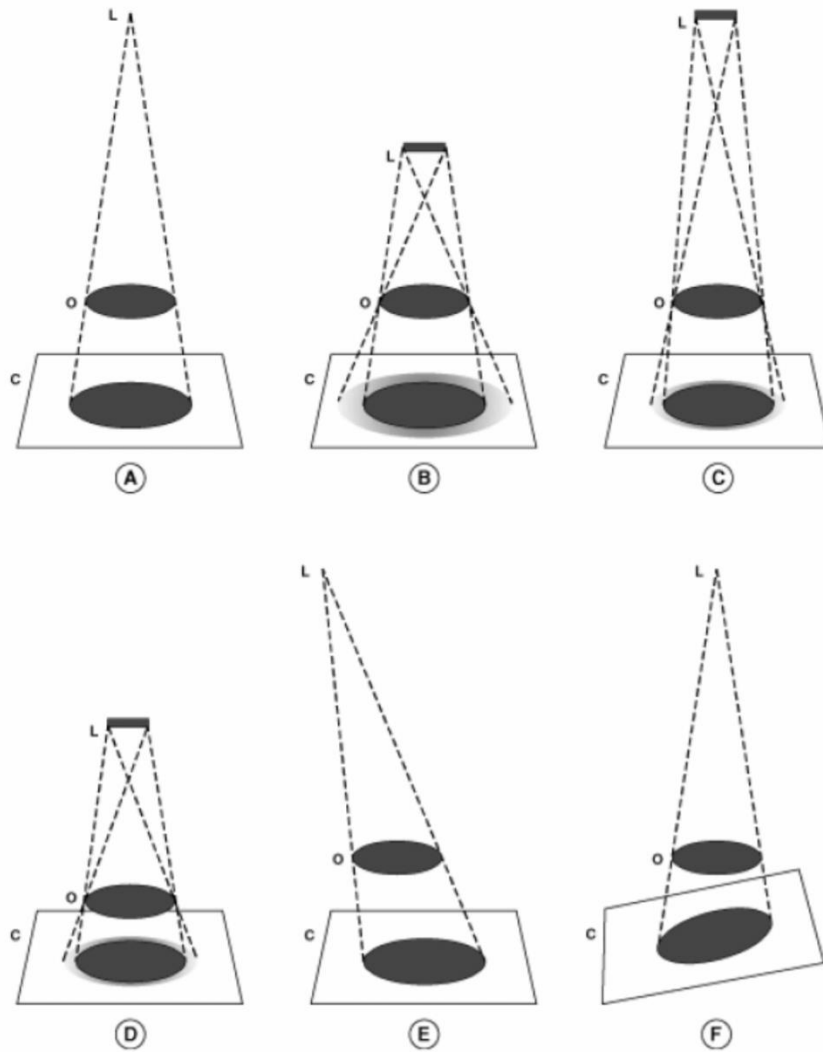
Εύρος έκθεσης: καθορίζει το εύρος των αποχρώσεων του γκρι με τις οποίες μπορεί να απεικονιστεί μια ανατομική δομή και είναι αντιστρόφως ανάλογη με την αντίθεση αντίθεσης.

4.4 Παράγοντες που επηρεάζουν την ποιότητα της ακτινολογικής εικόνας

Στην κλασική ακτινολογία, η τρισδιάστατη ανθρώπινη ανατομία προβάλλεται και καταγράφεται ως δισδιάστατη εικόνα σε ακτινογραφικό φιλμ χρησιμοποιώντας ακτίνες 25-130 keV. Οι ακτίνες X απορροφώνται ή διασκορπίζονται από τους ιστούς του ανθρώπινου σώματος. Η ακτινολογική εικόνα σχηματίζεται από φωτόνια που δεν έχουν αλληλεπιδράσει με τους ιστούς. Ο βαθμός απορρόφησης ή σκέδασης εξαρτάται κυρίως από την ενέργεια της δέσμης, τον ατομικό αριθμό και την πυκνότητα των βιολογικών ιστών. Στις επεμβάσεις που χρησιμοποιούνται στη διαγνωστική ακτινολογία, η απορρόφηση των ακτίνων X οφείλεται κυρίως στο φωτοηλεκτρικό φαινόμενο ενώ η σκέδασή τους οφείλεται στο φαινόμενο Compton.

Το φωτοηλεκτρικό εφέ παίζει βασικό ρόλο στα φωτόνια χαμηλής ενέργειας και στους μεγάλους ατομικούς ιστούς, ενώ η σκέδαση Compton συμβαίνει σε ενέργειες υψηλής φωτονίων. Αυτές οι δύο αλληλεπιδράσεις με τους ιστούς διαφέρουν ως προς τον τρόπο που επηρεάζουν την ποιότητα της εικόνας του φιλμ, καθώς και την ακτινοβολία που λαμβάνουν οι ασθενείς. Το φωτοηλεκτρικό αποτέλεσμα ενισχύει την αντίθεση αντίθεσης μεταξύ γειτονικών περιοχών και ιδιαίτερα εκείνων των οστών και των μαλακών ιστών παρέχοντας πολύ καλή ποιότητα εικόνας. Ωστόσο, με αυτήν την αλληλεπίδραση, η ενέργεια των φωτονίων απορροφάται πλήρως από τον ασθενή, με αποτέλεσμα να δέχεται πολλή ακτινοβολία. Η διασπορά Compton σε υψηλές ενέργειες είναι υπεύθυνη για την διάσπαρτη ακτινοβολία και η οποία προσθέτει στην ακτινογραφική εικόνα αυτό που ονομάζουμε θόρυβο, δηλαδή παράγει οπτική πυκνότητα χωρίς να προσθέτει χρήσιμες πληροφορίες (σήμα) στην εικόνα. Οι πληροφορίες είναι τότε θορυβώδεις και μειώνει την αντίθεση αντίθεσης. Στη διαγνωστική ακτινολογία, η επιλογή ενέργειας και έντασης δέσμης είναι ζωτικής σημασίας για την ποιότητα της εικόνας.

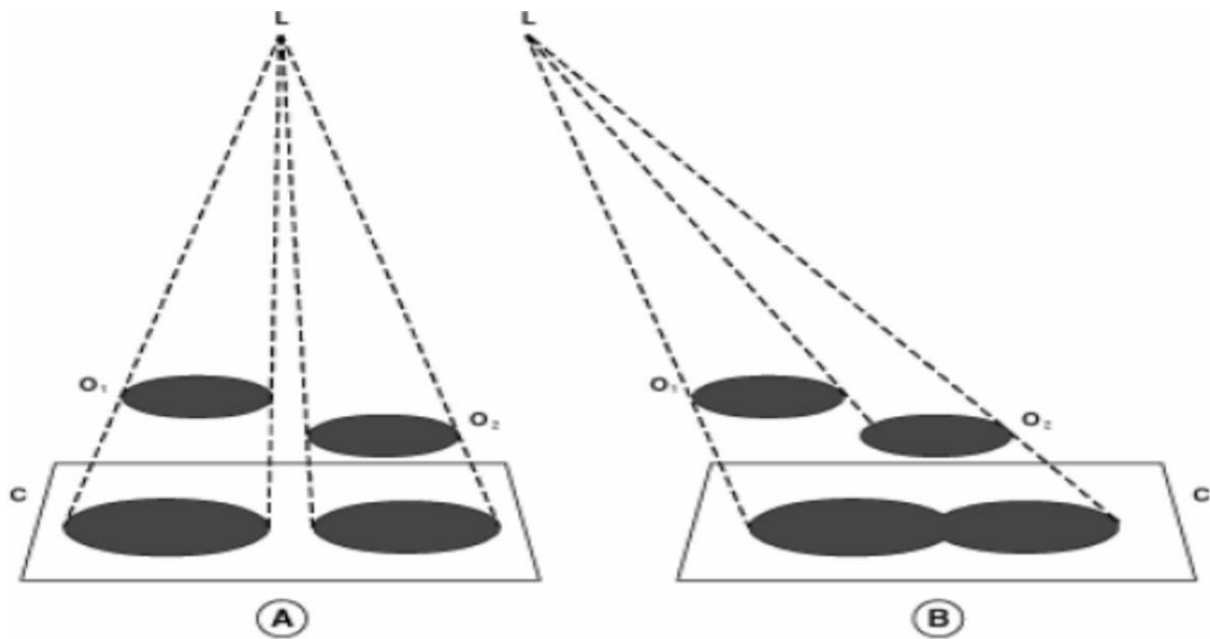




Εικόνα 1: Επεξηγώντας τις γενικές γεωμετρικές αρχές του σχηματισμού σκιών όπως εξηγείται σε αυτά τα τμήματα.

Ακτινογραφικές σκιές

Στις βασικές αρχές του σχηματισμού σκιών πρέπει να δοθεί η αρχική εκτίμηση προκειμένου να βεβαιώσουν την ικανοποιητική οξύτητα στην ακτινογραφική εικόνα και την ουσιαστική ελευθερία από τη διαστρέβλωση. (Balasko et al. 2005).



Εικόνα 2: Δύο κυκλικά αντικείμενα μπορούν να δοθούν ως δύο χωριστοί κύκλοι (A) ή ως δύο επικαλύπτοντας κύκλοι (B), ανάλογα με την κατεύθυνση της ακτίνας

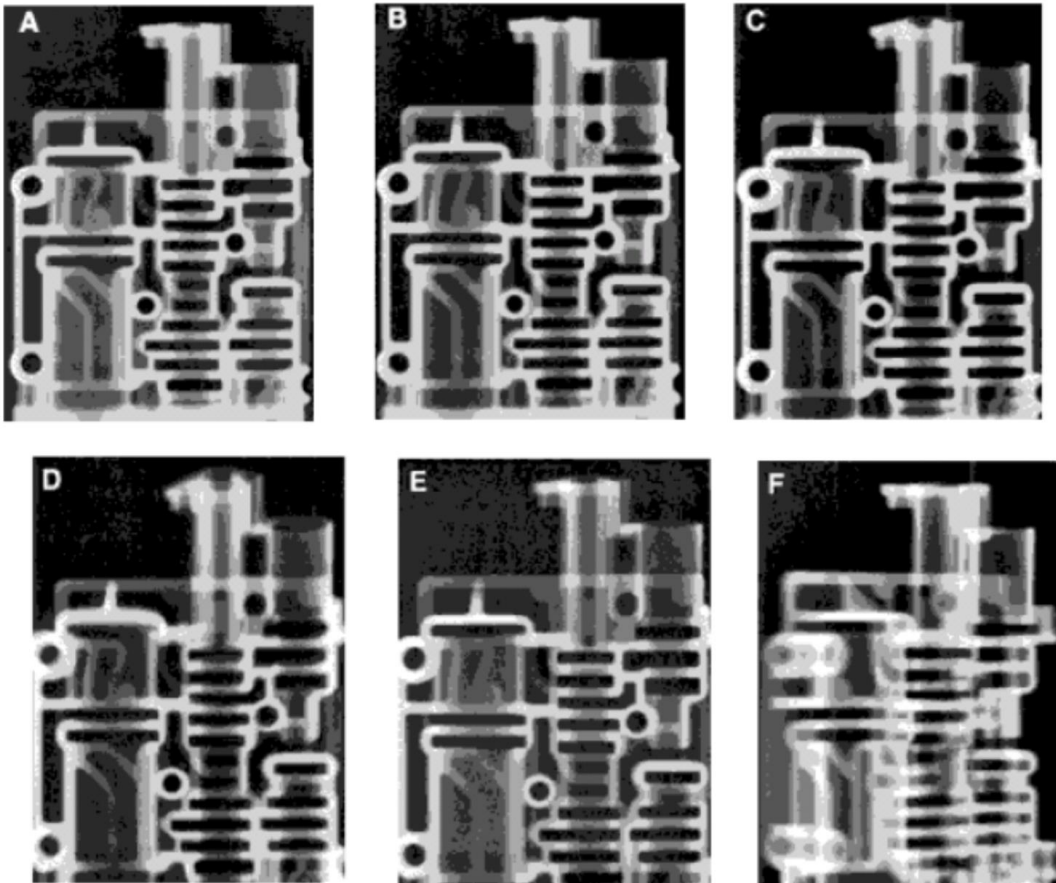
Η διαστρέβλωση δεν μπορεί να αποβληθεί εξ ολοκλήρου, αλλά με την χρήση μιας κατάλληλης απόστασης πηγή-ταινιών, μπορεί να ελαττωθεί σε ένα σημείο όπου δεν θα είναι απαράδεκτη στην ακτινογραφική εικόνα.

Εφαρμογή στην ακτινογραφία

Η εφαρμογή των γεωμετρικών αρχών του σχηματισμού σκιών στην ακτινογραφία οδηγεί σε πέντε γενικούς κανόνες. (Balasko et al. 2005).

1. Το εστιακό σημείο θα πρέπει να είναι μικρό, γιατί ένας σωλήνας μεγάλος-εστίασης, δεν επιτρέπει τη σκιαγράφιση τόσης λεπτομέρειας όσο έναν σωλήνα μικρός-εστίασης. Οι μεγάλες αποστάσεις πηγή-ταινιών θα βοηθήσουν στην παρουσίαση λεπτομέρειας όταν χρησιμοποιείται ένας σωλήνας μεγάλος-εστίασης, αλλά είναι συμφέρον να χρησιμοποιηθεί το μικρότερο εστιακό σημείο επιτρεπόμενο για τις εκθέσεις που απαιτούνται.
2. Η απόσταση μεταξύ της ανόδου και του υλικού που εξετάζονται πρέπει πάντα να είναι το δυνατόν μεγάλη. Συγκριτικά οι αποστάσεις μιας μακριάς πηγής πρέπει να χρησιμοποιηθούν στην ακτινογραφία των παχιών υλικών για να ελαχιστοποιήσουν το γεγονός ότι οι δομές πάρα πολύ μακριά από το φιλμ λιγότερο αισθητά καταγράφονται από εκείνος ο κοντινότερες σε αυτήν. Στις μεγάλες αποστάσεις, ο ακτινογραφικός καθορισμός βελτιώνεται και η εικόνα έχει σχεδόν το πραγματικό μέγεθος του αντικειμένου.

Τέλος, στο F του σχήματος 3, τα αποτελέσματα του προσανατολισμού αντικείμενο- φιλ -πηγής παρουσιάζονται. Όταν συγκρίνεται με το B, η εικόνα F υπάρχει διαστρέβλωση, επειδή αν και το φιλμ είναι κάθετα στην κεντρική ακτίνα, η ρίψη είναι σε μια γωνία 45° στο φιλμ και οι χωρικές σχέσεις χάνονται. Δεδομένου ότι το φιλμ περιστρέφεται για να είναι παράλληλη με τη ρίψη, οι χωρικές σχέσεις διατηρούνται και η διαστρέβλωση ελαττώνεται.



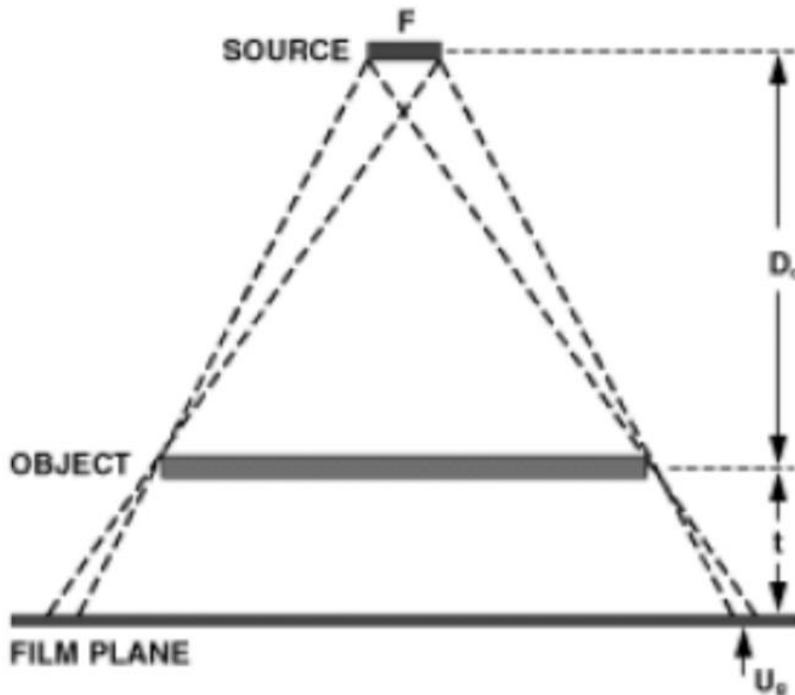
Εικόνα 3: Αυτή η γραφική παράσταση επεξηγεί τα αποτελέσματα στην ποιότητα εικόνας όταν αλλάζουν τους γεωμετρικούς παράγοντες έκθεσης

Υπολογισμός γεωμετρικής άμβλυνσης

Το πλάτος του "συγκεχυμένου" ορίου των σκιών στο B, C, και D στον ανωτέρω αριθμό είναι γνωστό ως γεωμετρική άμβλυνση (U_g). Δεδομένου ότι η γεωμετρική άμβλυνση μπορεί έντονα να έχει επιπτώσεις στην εμφάνιση της ακτινογραφικής εικόνας, είναι συχνά απαραίτητο να καθοριστεί το μέγεθός του. Από τους νόμους των παρόμοιων τριγώνων, μπορεί να φανεί (στο σχήμα 4) αυτός (Soltes et al. 2015):

$$\frac{U_g}{F} = \frac{t}{D_o} \text{ ή } U_g = F \left(\frac{t}{D_o} \right)$$

όπου U_g είναι η γεωμετρική άμβλυνση, F είναι το μέγεθος της πηγής ακτινοβολίας, D_o είναι η απόσταση πηγής-αντικειμένου, και t είναι η απόσταση του αντικείμενο από το (φιλμ).

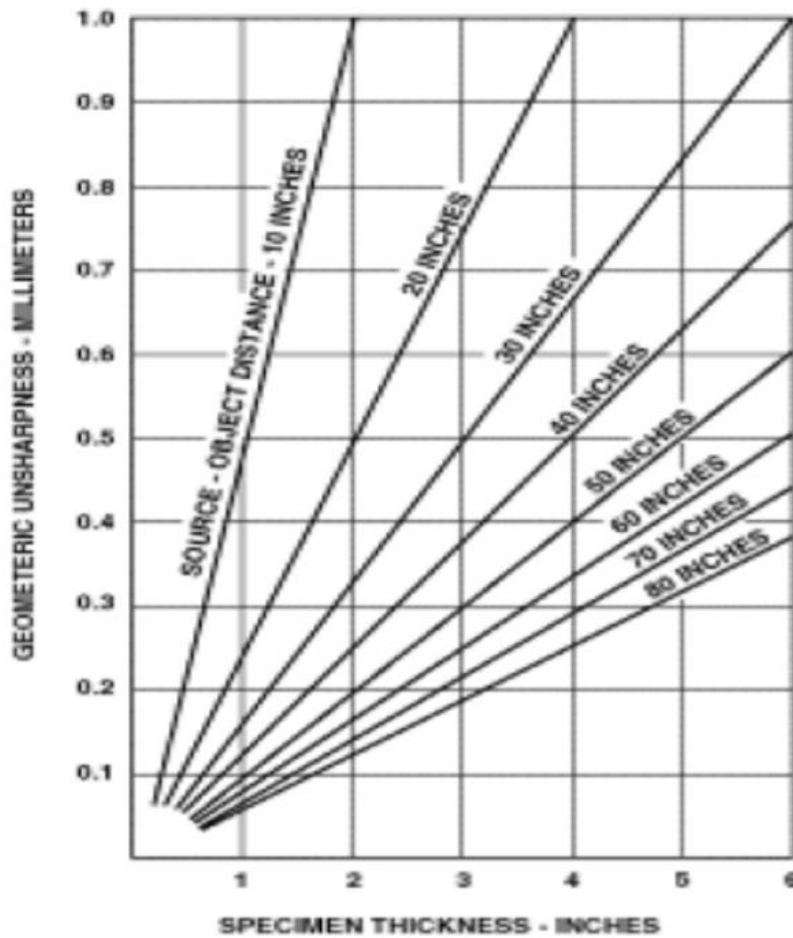


Εικόνα 4: Γεωμετρική κατασκευή για τον καθορισμό της γεωμετρικής άμβλυνσης (U_g).

Το D_o και t μετρώνται σε ίντσες αλλά μπορεί να χρησιμοποιηθεί και άλλη μονάδα μέτρησης όπως για παράδειγμα τα εκατοστόμετρα (cm). Άρα καθώς το D_o και t μετρώνται με την ίδια μονάδα, ο παραπάνω τύπος ανωτέρω θα εκφράζει την γεωμετρική άμβλυνση U_o στη μονάδα που χρησιμοποιήθηκε για να μετρήσει την πηγή και συγκεκριμένα τις διαστάσεις της. Καθώς το μέγεθος των εστιακών σημείων στο σωλήνων ακτίνων X μετράται συνήθως σε χιλιοστόμετρα, αυτή θα είναι η μονάδα μέτρησης και για το U_o . Εάν το μέγεθος πηγής δηλώνεται στις ίντσες, U_o θα είναι στις ίντσες (Ostojic et al. 2014).

Χάρην ευκολίας, οι γραφικές παραστάσεις που παρουσιάζονται στο σχήμα που ακολουθεί μπορούν να προετοιμαστούν με τη χρήση της παραπάνω εξίσωσης. Οι γραφικές παραστάσεις του ακόλουθου σχήματος σχετίζονται με την απόσταση ταινίας- πηγής, την απόσταση φιλμ- αντικειμένου και με τη γεωμετρική άμβλυνση. Είναι σημαντικό να παρατηρηθεί πως οι γραμμές του σχήματος 5 είναι όλες ευθείες. Συνεπώς, για κάθε απόσταση πηγής-αντικειμένου, γίνεται

υπολογισμός της αξία του U_g για ένα ενιαίο πάχος δειγμάτων. Στη συνέχεια σχηματίζεται μια ευθεία γραμμή μέσω του σημείου καθορισμού. Τονίζεται, πως η γραφική παράσταση που ακολουθεί στο παρακάτω σχήμα προετοιμάζεται για κάθε μέγεθος πηγής(Ostojic et al. 2014).

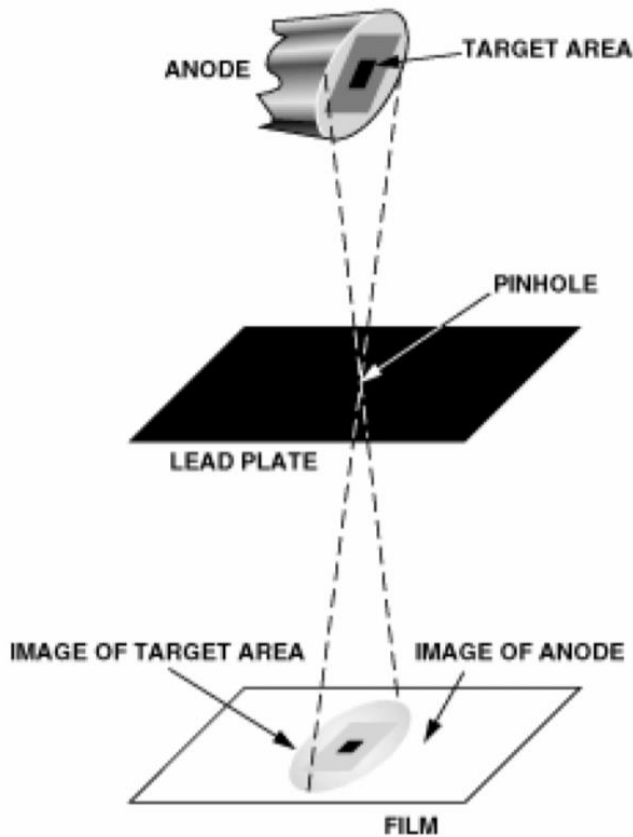


Εικόνα 5: Γραφική παράσταση που αφορά η γεωμετρική άμβλυνση (U_g) στο πάχος δειγμάτων και την απόσταση πηγή-αντικείμενου, για ένα μέγεθος πηγής 5mm.

Προβολή οπών του εστιακού σημείου

Καθώς η διάσταση της πηγής ακτινοβολίας είναι πολύ σημαντική για την οξύτητα των σκιών, είναι καλό να καθορίζεται η μορφή και το μέγεθος του εστιακού σημείου του σωλήνα των ακτίνων X. Αυτό μπορεί να ολοκληρωθεί με τη μέθοδο ακτινογραφίας οπών καρφίτσας, η οποία είναι ίδια σε γενικές γραμμές με αυτήν της φωτογραφικής μηχανής οπών καρφίτσας. Για την μέθοδο αυτή χρησιμοποιούνται τα εξής: πιάτο μολύβδου(lead plate) που περιέχει στη μέση του μια μικρή τρύπα. Το lead plate τοποθετείται ανάμεσα στο εστιακό σημείο και προστατευτικό κάλυμμα μολύβδου και το φιλμ, προκειμένου καμία ακτίνα X να φτάσει πέραν εκείνων που

διέρχονται το φιλμ μέσω της καρφίτσας (σχήμα 6). Τώρα η εικόνα του φιλμ που θα παρουσιάσει μπορεί να είναι ίση με το εστιακό σημείο στο μέγεθος και τη μορφή (σχήμα 7).

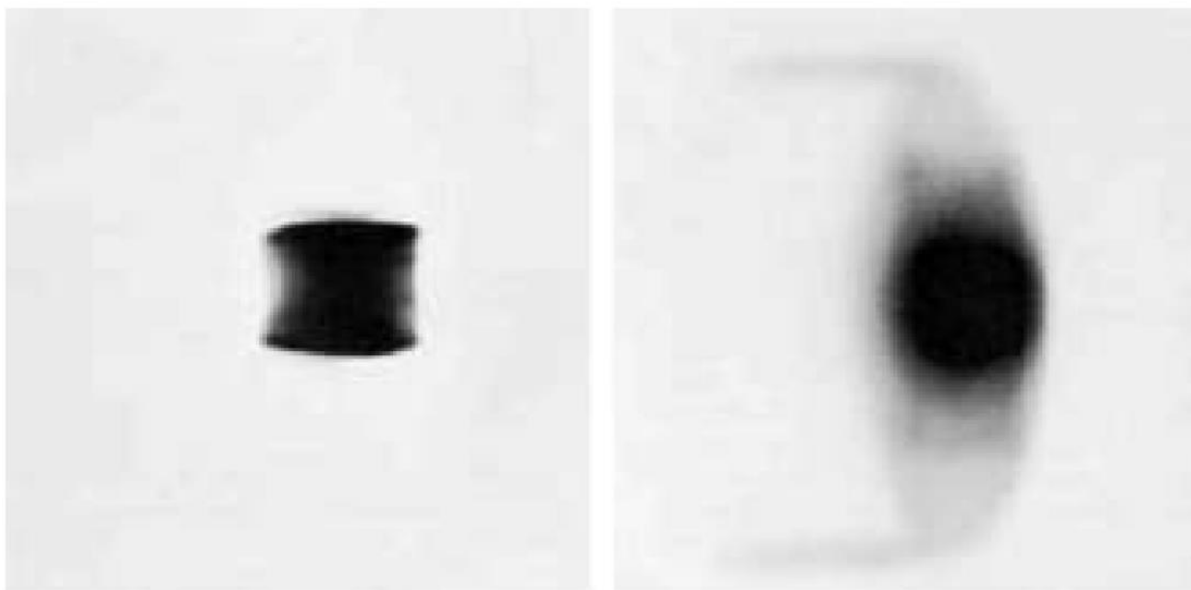


Εικόνα 6: Σχηματικό διάγραμμα που παρουσιάζει παραγωγή μιας εικόνας οπών καρφίτσας ενός εστιακού σημείου σωλήνων των ακτίνων X.

Η παραπάνω μέθοδος έχει ισχύ σε σωλήνες ακτίνων X που χρειάζονται περίπου 250 kV για να λειτουργήσουν. Για τιμή μεγαλύτερη από 250kV, η μέθοδος δεν είναι πρακτική καθώς απαιτείται μεγαλύτερο πάχος μολύβδου. (Δεν είναι εφικτό να φανεί ένα εστιακό σημείο που βρίσκεται σε ένα παχύ πιάτο). Συνεπώς, η τεχνική αυτή είναι ακατάλληλη για ακτίνες X υψηλής ενέργειας.

Μια απόσταση εστίαση-ταινιών 24 ιντσών είναι συνήθως κατάλληλη. Είναι λογικό οτι θα είναι αυξημένος ο χρόνος έκθεσης που χρειάζεται σε σχέση με όταν εκτίθεται το φιλμ χωρίς το πιάτο οπών. Αυτό συμβαίνει καθώς μέσα από ένα τόσο μικρό άνοιγμα διέρχεται λίγη ακτινοβολία.

Η απόσταση 1,0 έως 2,0 ίντσες σε μια περιοχή εικόνας πάνω (film) είναι θεμιτή. Στη περίπτωση υπερβολικής έκθεσης μιας περιοχής εστιασμού-σημείων είναι, το μέγεθος θα είναι μεγαλύτερο από το αναμενόμεν, όπως φανερώνεται στο σχήμα 7.



Εικόνα 7: Εικόνες σπών καρφίτσας του εστιακού σημείου ενός των ακτίνων X σωλήνα. Μια πιο σύντομη έκθεση (αριστερά) παρουσιάζει μόνο εστιακό σημείο. Μια πιο μακροχρόνια έκθεση (δεξιά) παρουσιάζει, καθώς επίσης και το εστιακό σημείο, μερικές λεπτομέρειες του 'κουμπιού' βολφραμίου και του μίσχου ανόδων χαλκού. Οι εικόνες των ακτίνων X αυτών των μερών προκύπτουν από το βομβαρδισμό τους με τα περιπλανώμενα ηλεκτρόνια.

4.6 Παράγοντες που επηρεάζουν την έκθεση

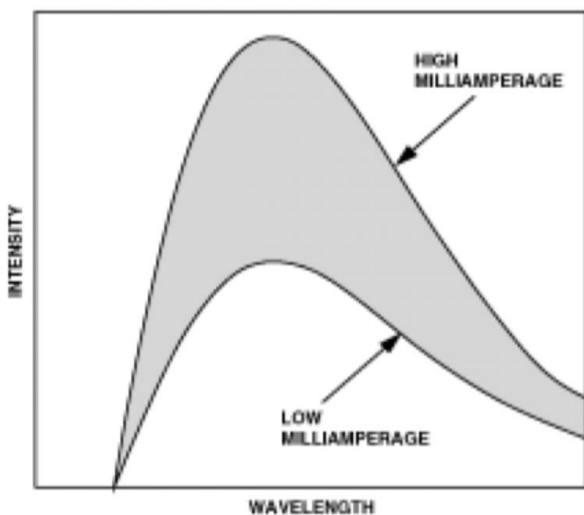
Η πυκνότητα των ακτινογραφικών εικόνων εξαρτάται από το ποσό ακτινοβολίας που απορροφάται από το ευαίσθητο γαλάκτωμα του φιλμ. Αυτά τα ποσά ακτινοβολίας εξαρτώνται στη συνέχεια από διάφορους παράγοντες όπως, το συνολικό ποσό ακτινοβολίας που εκπέμπουν οι πηγές των ακτίνων X ή gamma-ray, τα ποσά ακτινοβολίας που φθάνουν στα δείγματα το ποσοστό αυτής της ακτινοβολίας που περνά μέσω των δειγμάτων και η έντονη δράση της οθόνης, εάν χρησιμοποιείται. Το κεφάλαιο αυτό συζητά τα αποτελέσματα αυτών των παραγόντων (Vedantham et al. 2010).

Ακτινοβολία που εκπέμπει η πηγή

Ακτίνες X

Το ποσό ακτινοβολίας που εκπέμπει ένας σωλήνας ακτίνων X εξαρτάται από τα kV, το ρεύμα σωλήνων (mA), και το χρόνο ενεργοποίησης του σωλήνα. Όταν οι υπόλοιποι παράμετροι είναι σταθεροποιημένοι, μια αλλαγή στα mA προκαλεί την αλλαγή της έντασης της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας, που είναι περίπου ανάλογη της έντασης προς το mA, αυξάνεται. Το κυματοειδές κορεσμού και τάσης μετασχηματιστών υψηλής τάσης δημιουργεί την αλλαγή στο ρεύμα των

σωλήνων, αλλά με έναν αντισταθμιστικό παράγοντα που εφαρμόζεται συνήθως ελαχιστοποιεί τα αποτελέσματα αυτών των αλλαγών. Στην κανονική βιομηχανική ακτινογραφική πρακτική, η παραλλαγή από την ακριβή αναλογικότητα δεν είναι σοβαρή και μπορεί συνήθως να αγνοηθεί. Στο σχήμα 8 παρουσιάζονται φασματικές καμπύλες εκπομπής για έναν σωλήνα των ακτίνων X που χρησιμοποιεί δύο διαφορετικά ρεύματα, το υψηλό ρεύμα που είναι δύο φορές πιο ισχυρό του χαμηλότερου. Συνεπώς, κάθε μήκος κύματος είναι δύο φορές εντονότερο σε μια ακτίνα απ' ό,τι σε άλλη. Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι τα μήκη κύματος δεν είναι παρόν σε ακτίνες που δεν είναι παρόν σε άλλες. Για το λόγο αυτό, δεν υπάρχουν καθόλου αλλαγές στην ποιότητα ή τη δύναμη της διείσδυσης των ακτίνων X. Όπως φαντάζομαστε, τα συνολικά ποσά ακτινοβολίας που εκπέμπονται από έναν σωλήνα ακτίνων X που λειτουργεί σε ένα συγκεκριμένο kV και ένα mA είναι άμεσα ανάλογο προς το χρόνο ενεργοποίησης του σωλήνα. (Huang et al. 2013).

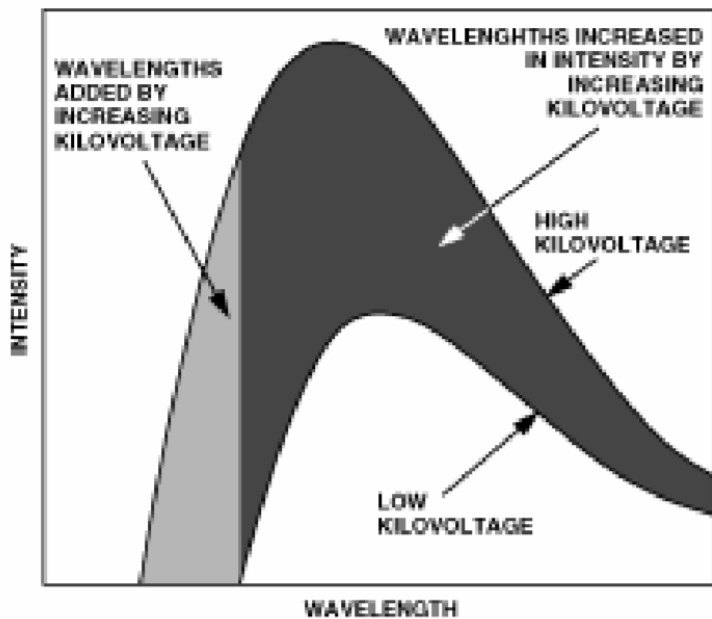


Εικόνα 8: Καμπύλες που επεξηγούν την επίδραση μιας αλλαγής στο milliamperage στην ένταση μιας X ακτίνας.

Καθώς η παραγωγή των ακτίνων X είναι άμεσα ανάλογη των mA και του χρόνου, είναι άμεσα ανάλογη και του προϊόντος. (Το προϊόν αυτό συχνά αναφέρεται ως "έκθεση".) Αλγεβρικά, αυτό δηλώνεται $E = Mt$, όπου E είναι η έκθεση, M το ρεύμα των σωλήνων, και t ο χρόνος εκθέσεως. Έτσι, τα ποσά ακτινοβολίας παραμένουν σταθερά εάν παραμείνει σταθερή η έκθεση, ανεξάρτητα από το πόσο ποικίλοι είναι οι μεμονωμένοι παράγοντες του ρεύματος σωλήνων και ο χρόνος έκθεσης. Αυτό συμβάλλει στη διευκρίνιση των εκθέσεων ακτίνων X από την άποψη των mA-min ή των mA-sec, χωρίς δήλωση των συγκεκριμένων μεμονωμένων τιμών του ρεύματος και του χρόνου σωλήνων.

Τα kV που εφαρμόζονται στον σωλήνα των ακτίνων X έχουν επιπτώσεις όχι μόνο στην ποιότητα αλλά και την ένταση της ακτίνας. Καθώς τα kV αυξάνονται, παράγεται πιο σύντομο μήκος

κύματος, και ως εκ τούτου επηρεάζεται η διεισδυτική ικανότητα. Στο σχήμα 9 παρουσιάζονται φασματικές καμπύλες εκπομπής για έναν σωλήνα των ακτίνων X που χρησιμοποιεί δύο διαφορετικά kV αλλά το ίδιο mA. Να σημειωθεί ότι, στην ακτίνα υψηλού- kV, υπάρχουν πιά σύντομα μήκη κύματος που δεν βρίσκονται στην ακτίνα χαμηλού- kV. Επιπλέον, όλα τα μήκη κύματος που βρίσκονται στην ακτίνα χαμηλού- Kv, βρίσκονται και στη διαπερνώντας ακτίνα στο μεγαλύτερο ποσό. Κατά συνέπεια, όσο αυξάνεται το Kv, αυξάνεται και η διείσδυση και η ένταση της ακτινοβολίας που εκπέμπεται από το σωλήνα (Huang et al. 2013).



Εικόνα 9: Καμπύλες που επεξηγούν την επίδραση μιας αλλαγής στο kilovoltage στη σύνθεση και την ένταση μιας ακτίνας των ακτίνων X.

Ακτίνες γάμμα

Η δραστηριότητα της πηγής αλλά και ο χρόνος έκθεσης καθορίζουν το σύνολο της ακτινοβολίας που εκπέμπει μια πηγή gamma-ray όταν πραγματοποιείται μια ακτινογραφική έκθεση.

Η ένταση της ακτινοβολίας ενός ραδιενεργού ισotόπου είναι ανάλογη με τη δραστηριότητα της πηγής. Η αναλογικότητα θα ήταν ακριβής αν δεν υπήρχε συσχέτιση της απορρόφησης των ακτίνων γάμμα μέσα στο ραδιενεργό υλικό. Στην ακτινογραφία, χρησιμοποιούνται μικρά μεγέθη πηγής ώστε οι παραλλαγές της αναλογικότητας να μπορούν να αγνοηθούν (Maruyama et al. 2010).

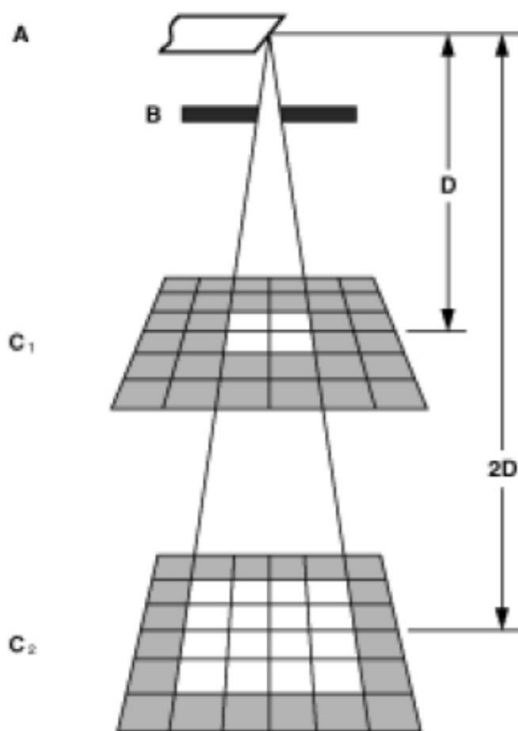
Συνεπώς, η παραγωγή gamma-ray είναι ανάλογη της δραστηριότητα της πηγής και του χρόνου. Η αναλογία της έκθεσης των ακτίνων X και της gamma-ray έκθεσης E εκφράζεται από το τύπο $E = Mt$, όπου M είναι η δραστηριότητα πηγής και t είναι ο χρόνος έκθεσης. Το ποσό ακτινοβολίας

γάμμα παραμένει σταθερό μόνο αν η δραστηριότητα και ο χρόνος της πηγής είναι και αυτά σταθερά. (Maruyama et al. 2010).

Δεδομένου ότι η φύση του ιδιαίτερου ραδιενεργού ισότοπου καθορίζει την ενέργεια των gamma-ray, στην X-ακτινογραφία, δεν υπάρχει καμία μεταβλητή για να αντιστοιχεί στον παράγοντα kV που αντιμετωπίζεται. Ο μόνος τρόπος η δύναμη διείσδυσης να αλλάξει κατά τη χρησιμοποίηση των ακτίνων γάμμα είναι να αλλάξει πηγή, δηλ., Κοβάλτιο (Co) 60 αντί του Ιριδίου (Ir)192.

Αντίστροφος τετραγωνικός νόμος

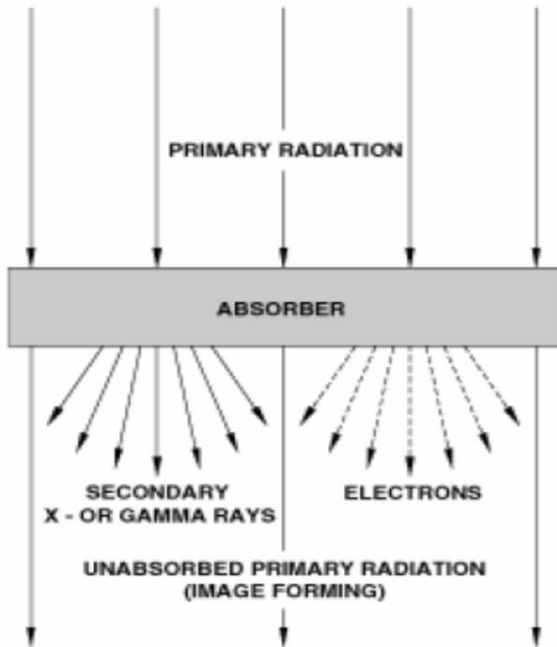
Η απόσταση μεταξύ του σωλήνα (ή της πηγής) και του δείγματος, που ποικίλλει αντιστρόφως με το τετράγωνο αυτής της απόστασης, καθορίζουν την ένταση ακτινοβολίας που φθάνει στο δείγμα, όταν η παραγωγή των ακτίνων X κρατιέται σταθερή, ή όταν χρησιμοποιείται μια ιδιαίτερη ραδιενεργός πηγή. Η εξήγηση που ακολουθεί είναι από την άποψη των ακτίνων X και του φωτός, αλλά ισχύει για τις ακτίνες γάμμα επίσης (Maruyama et al. 2010).



Εικόνα 10: Σχηματικό διάγραμμα που επεξηγεί τον αντίστροφο τετραγωνικό νόμο.

Μια όλο και περισσότερο μεγαλύτερη περιοχή καλύπτεται από τις ακτίνες X, με με την ελαττωμένη ένταση καθώς ταξιδεύουν από την πηγή τους, όταν εκπέμπονται από την άνοδο και από την απόκλιση τους προσαρμόζονται στους νόμους του φωτός. Αυτή η αρχή διευκρινίζεται στον παραπάνω σχήμα. Σε αυτό το παράδειγμα, στην άνοδο A εκπέμπούν ακτίνες X και

υποτίθεται ότι η ένταση τους παραμένει σταθερός και αυτές ακτίνες που περνούν μέσω του ανοίγματος B καλύπτει έναν τομέα 4 τετραγωνικών ίντσών στην επίτευξη της επιφάνειας καταγραφής C1, όποιες είναι 12 ίντσες (D) από την άνοδο. Κατόπιν, η κίνηση της επιφάνεια καταγραφής 12 ίντσες μακρύτερα από την άνοδο, C2, έτσι ώστε η απόσταση από την άνοδο είναι 24 ίντσες (2D), ή δύο φορές η προηγούμενη αξία του, καλύψουν 16 τετραγωνικές ίντσες καλύπτονται από X - ακτίνες σε μια περιοχή τέσσερις φορές μεγαλύτερες από αυτήν C1. Ακολουθεί, επομένως, ότι η ακτινοβολία ανά τετραγωνική ίντσα στην επιφάνεια C2 είναι 1/4 αυτό στο επίπεδο C1. Κατά συνέπεια, προκειμένου να παραγάχθει C2 μια ακτινογραφία ίσης πυκνότητας, ώστε η έκθεση να είναι επαρκής, η C1 πρέπει να αυξηθεί τέσσερις φορές. Αυξάνοντας τον χρόνο ή το mA, μπορεί να επιτευχθεί αυτό. (Maruyama et al. 2010).



Εικόνα 11: Σχηματικό διάγραμμα μερικοί από τους τρόπους X - ή gamma-ray η ενέργεια απελευθερώνεται στη διάβαση μέσω του θέματος. Τα ηλεκτρόνια από τα δείγματα είναι συνήθως ασήμαντα ραδιογραφικά εκείνα από τις οθόνες φύλλων μολύβδου που είναι πολύ σημαντικά.

Ο αντίστροφος τετραγωνικός νόμος εκφράζεται αλγεβρικά με τον τύπου που ακολουθεί:

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{D_2^2}{D_1^2}$$

όπου I1, I2 : εντάσεις στις αποστάσεις D1, D2

Απορρόφηση ακτινοβολίας στο δείγμα

Όταν οι ακτίνες X ή οι ακτίνες γάμμα χτυπούν έναν απορροφητή(φίλτρο) (σχήμα 11), μερική ποσότητα από την ακτινοβολία απορροφάται και η υπόλοιπη ποσότητα περνά μέσω αυτού. Αυτή είναι η ένταση της μη-παρελκόμενης ακτινοβολία στο δείγμα που διαμορφώνει τη χρήσιμη εικόνα σε μια ακτινογραφία. Μερικές παρεκκλίνονται μέσα στο δείγμα από την αρχική κατεύθυνσή του -- δηλαδή είναι διασπαρμένη ακτινοβολία. Στην περίπτωση που δεν υπάρξει προσεκτικός έλεγχος, τότε η ακτινοβολία που διασπύρεται, θα επηρεάσει το φίλ και αλλάξει τα χρήσιμα κλινικά σημεία πάνω στην ακτινογραφία. Απελευθερώνονται ηλεκτρόνια απο τον απορροφητή και ξοδεύονται στην αρχική ακτίνα δε μια άλλη μερίδα της ενέργειας. Τα ηλεκτρόνια από το δείγμα είναι ασήμαντα ραδιογραφικά από εκείνα από τις οθόνες μολύβδου που είναι πολύ σημαντικά (Hain et al. 2017).

Ισοδυναμία των ακτίνων X

Εάν η βιομηχανική ακτινογραφία γινόταν με την μονοενεργειακή ακτινοβολία, δηλαδή με τον περιορισμό των ακτίνων X αλλά ενός ενιαίου μήκους κύματος, και εάν δεν υπήρξε καμία διασπορά, τους νόμους της απορρόφησης των ακτίνων X από το θέμα θα μπορούσε να δηλωθεί από μαθηματική άποψη με τη μεγάλη ακρίβεια. Οι νόμοι δίνονται με έναν μονο γενικό τρόπο, γιατί λαμβάνεται ως δεδομένο ότι χρησιμοποιείται μια ευρεία ζώνη μήκων κύματος και ότι στο φιλμ φθάνει η ακτινοβολία που έχει διασπαρει ιδιαίτερα. Οι ακτίνες X ενός δειγματος απορροφούνται, εξαρτώμενων του παχους, της πυκνότητας, και κυρίως της ατομικής φύσης του υλικού. Είναι προφανές ότι δύο δείγματα της παρόμοιας σύνθεσης, ο παχύτερος ή ο πυκνότερος θα απορροφήσει την περισσότερη ακτινοβολία, χρειάζεται αύξηση στο kilovoltage ή την έκθεση, ή και οι δύο, για να παραγάγει το ίδιο φωτογραφικό αποτέλεσμα. Εντούτοις, τα ατομικά στοιχεία σε ένα δείγμα ασκούν συνήθως μια πολύ μεγαλύτερη επίδραση στην απορρόφηση των ακτίνων X από είτε το πάχος είτε την πυκνότητα. Παραδείγματος χάριν, ο μολύβδος είναι περίπου 1,5 φορές τόσο πυκνός όσο και το συνηθισμένο χάλυβα, αλλά σε 220 kV, η ίντσα 0.1 του μολύβδου απορροφά τουλάχιστον 1,2 ίντσες του χάλυβα. Ο ορείχαλκος είναι μόνο περίπου 1,1 φορές πιο πυκνός από ότι ο χάλυβας, όμως, σε 150 kV, η ίδια έκθεση απαιτείται για 0,25 ίντσα του ορείχαλκου όπως για 0,35 ίντσα του χάλυβα. Ο πίνακας IV δίνει τους κατά προσέγγιση ακτινογραφικούς παράγοντες ισοδυναμίας. Πρέπει να υπογραμμιστεί ότι αυτός ο πίνακας είναι μόνο κατά προσέγγιση και προορίζεται μόνο ως οδηγός, δεδομένου ότι είναι βασισμένος σε μια σύνταξη των στοιχείων από πολλές πηγές. Σε μια ιδιαίτερη περίπτωση, η ακριβής αξία του

ακτινογραφικού παράγοντα ισοδυναμίας θα εξαρτηθεί η ποιότητα της ακτινοβολίας των ακτίνων X και το πάχος του δείγματος. Θα σημειωθεί από αυτόν τον πίνακα ότι οι σχετικές απορροφήσεις των διαφορετικών υλικών δεν είναι σταθερές αλλά αλλάζουν με το kilovoltage, και ότι δεδομένου ότι οι αυξήσεις kilovoltage, οι διαφορές μεταξύ όλων των υλικών τείνουν να γίνουν ελάχιστες. Με άλλα λόγια, καθώς το kilovoltage αυξάνεται, η ακτινογραφική απορρόφηση ενός υλικού εξαρτάται όλο και λιγότερο από τους ατομικούς αριθμούς συστατικών της (Hain et al. 2010).

Ακτίνες X με τάση άνω των 1000 kV καθώς και υλικά που δεν διαφέρουν πολύ βάση ατομικού αριθμού (πχ χάλυβας και χαλκός), απορρόφηση ενός δεδομένου πάχους είναι ανάλογη της πυκνότητας. Συνεπώς, ακόμη και σε ψηλές τάσεις ή στη περίπτωση διείσδυσης ακτίνων γάμμα, η επίδραση της απορρόφησης δεν μπορεί να αγνοηθεί σε υλικά που διαφέρουν ως προς τον ατομικό αριθμό.

Για παραδείγμα, η απορρόφηση του μολύβδου για 1000 kV είναι περίπου πέντε φορές ίση με το πάχος του χάλυβα, εφόσον πυκνότητά του είναι 1,5 φορές μεγαλύτερη. Τα kV ελέγχουν τη δύναμη διείσδυσης μιας ακτίνας X, δηλαδή ελέγχουν την ένταση της ακτινοβολίας που περνά μέσω του δείγματος. Για το λόγο αυτό είναι αδύνατο να διευκρινιστεί μια απλή σχέση ανάμεσα στην ένταση των ακτίνων X και τα Kv καθώς παράγοντες όπως το πάχος και το είδος υλικού που ακτινογραφείται, τα χαρακτηριστικά της ακτίνας X που παράγεται επηρεάζουν ιδιαίτερα αυτήν την σχέση.

Ισοδυναμία ακτίνων γ

Ουσιαστικά οι ίδιες εκτιμήσεις ισχύουν για τις ακτίνες γ στην απορρόφηση, δεδομένου ότι οι ακτινοβολίες είναι παρόμοιας φύσης. Η μονοενεργιακή ακτινοβολία εκπέμπεται από ορισμένα ραδιενεργά υλικά που χρησιμοποιούνται κυρίως στη βιομηχανική (πχ κοβάλτιο (Co)60 και καίσιο (Cs) 137).

Συνεπώς, ακόμη και με αυτές τις πηγές, η διασπορά εξαρτάται από το μέγεθος, τη μορφή, και τη σύνθεση του δείγματος, το οποίο απο έπει τους νόμους της απορρόφησης από να δηλωθεί ακριβώς. Για εκείνες τις πηγές ακτίνων γ (πχ, το Ίνδιο (In) 192) που εκπέμπουν διάφορα ιδιαίτερα μήκη κύματος που επεκτείνονται πέρα από μια ευρεία ενεργειακή σειρά, η ομοιότητα στην απορρόφηση των ακτίνων X είναι ακόμα μεγαλύτερη.

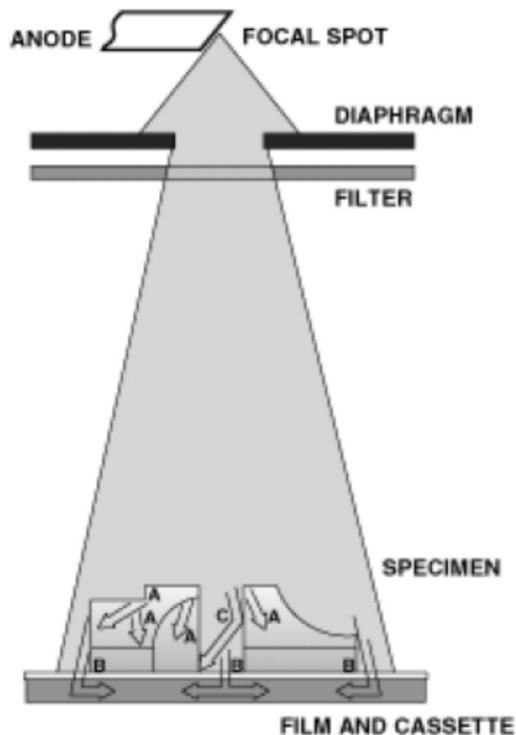
Η απορρόφηση ακτίνων γ ενός δείγματος εξαρτάται από το πάχος, την πυκνότητα, και τη σύνθεσή της, όπως η απορρόφηση των ακτίνων X. Οι πηγές ακτίνων γ που χρησιμοποιούνται πιο συχνά εκπέμπουν ακτινοβολίες υψηλής διείσδυσης οι οποίες αντιστοιχούν στις ιδιότητές ακτινοβολίας X υψηλής τάσεως. Μέσω του πίνακα της σελίδας 62 είναι φανερό ότι οι

απορροφήσεις των διάφορων υλικών για τη διείσδυση των ακτίνων γάμμα είναι παρόμοιες με τις απορροφήσεις τους για τις υψηλής τάσεως ακτίνες X. Αυτό σημαίνει ότι οι απορροφήσεις των υλικών που έχουν κοντινό ατομικό αριθμό είναι ανάλογες προς τις πυκνότητές τους. Το παραπάνω δεν ισχύει για υλικά, όπως ο μόλυβδος και ο χάλυβας καθώς διαφέρουν κατά πολύ στον ατομικό αριθμό.

4.7 Διασπαρμένη ακτινοβολία

Όταν μια δέσμη των ακτίνων X ή των ακτίνων γάμμα προσπίπτει πάνω σε οποιοδήποτε αντικείμενο, κάποια από την ακτινοβολία απορροφώνται, κάποια διασκορπίζεται (ακτινοβολία διασποράς), και κάποια εισχωρεί κατ' ευθείαν μέσα από το δοκίμιο. Τα ηλεκτρόνια των ατόμων που αποτελούν την ακτινοβολία διασποράς κατευθύνονται προς όλες τις κατευθύνσεις, όπως το φως διασκορπίζεται από την ομίχλη. Στην ακτινοβολία διασποράς αυξάνεται ένα σημαντικό μέρος των μηκών κύματος και αυτό έχει ως αποτέλεσμα η διεισδυτικότητά της να είναι ομαλότερη ή μικρότερη σε σύγκριση με την αρχική ακτινοβολία. Ως πηγή της ακτινοβολίας διασποράς μπορεί να θεωρηθεί ένα υλικό-δείγμα, μια κασέτα, οι τοίχοι ή και το πάτωμα τα οποία έχουν λάβει άμεση ακτινοβολία.

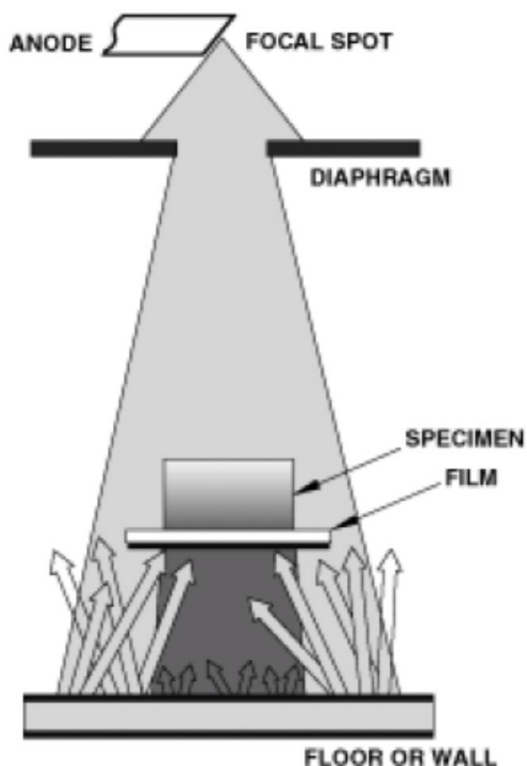
Εάν δεν προβούμε στα κατάλληλα μέτρα για να μειωθεί το φαινόμενο της διασποράς, θα υπάρξει μείωση της αντίθεσης σε ολόκληρη την εικόνα ή σε μέρη από αυτήν. Η διασπορά της ακτινοβολίας εμφανίζεται, και είναι ένα πρόβλημα, στην ακτινογραφία με ακτίνες X και με ακτίνες γάμμα. Παράλληλα σημαντικό ρόλο στην διεσπαρμένη ακτινοβολία διαδραματίζει και το πάχος του υλικού, καθώς όσο μεγαλύτερο είναι αυτό, τόσο μεγαλύτερο είναι και το ποσοστό της συνολικής ακτινοβολίας. Παραδείγματος χάριν, στην ακτινογραφία ενός πάχους 3/4-ίντσας του χάλυβα, η διεσπαρμένη ακτινοβολία από το δείγμα είναι σχεδόν δύο φορές εντονότερη από την αρχική ακτινοβολία στην ακτινογραφία ενός πάχους 2 ίντσας του αλουμινίου, η διεσπαρμένη ακτινοβολία είναι 2,5 μεγαλύτερη από την αρχική ακτινοβολία. Όπως μπορεί να αναμένεται, η παρεμπόδιση της διασποράς από την επίτευξη του φιλμ βελτιώνει εμφανώς την ποιότητα της ακτινογραφικής εικόνας



Εικόνα 12: Πηγές διεσπαρμένης ακτινοβολίας. Α: Διαβιβασθείσα διασπορά. Β: Διασπορά από την κασέτα. Γ: Διασπορά "αντανάκλασης".

<http://apothesis.teicm.gr/xmlui/bitstream/handle/123456789/750/tzimitras.pdf?sequence=1&isAllowed=y> σελ 16

Αρχικά το υπό εξέταση δείγμα (Α σχήμα 12) προκαλεί το μεγαλύτερο ποσοστό της ακτινοβολίας διασποράς το οποίο επηρεάζει το φιλμ. Ως εκ τούτων σε περίπτωση που η μερίδα του κατόχου ή η κασέτα βρίσκεται εκτός των ορίων του δείγματος, προσλαμβάνεται ακτινοβολία Χ από τον σωλήνα και μετατρέπεται σε πηγή ακτινοβολίας διασποράς η οποία είναι επιβλαβής για την κασέτα (Β στο σχήμα 12). Ομοίως σε περίπτωση που η αρχική ακτινοβολία προσπέσει στον κάτοχο ή στην κασέτα ταινιών διαμέσου μιας λεπτής λωρίδας δείγματος τότε θα έχει ως αποτέλεσμα να διασπείρει τις σκιές των παρακείμενων μερίδων με πιο παχύ υλικό. Η διασπορά αυτή ονομάζεται χτύπημα. Σε περίπτωση που σε κοντινή απόσταση από τον σωλήνα χρησιμοποιείται ένα φίλτρο, τότε και αυτό θα διασκορπίζει τις ακτίνες Χ. Οποιοδήποτε άλλο υλικό, όπως ένας τοίχος ή ένα πάτωμα, στο φιλμ η πλευρά του δείγματος μπορεί επίσης να διασκορπίσει μια αξιόλογη ποσότητα ακτίνων Χ πίσω το φιλμ, ειδικά εάν το υλικό λαμβάνει την άμεση ακτινοβολία από την πηγή σωλήνων των ακτίνων Χ ή gamma-ray (σχημα 13). Το παραπάνω ορίζεται ως ακτινοβολία που έχει διασκορπιστεί.

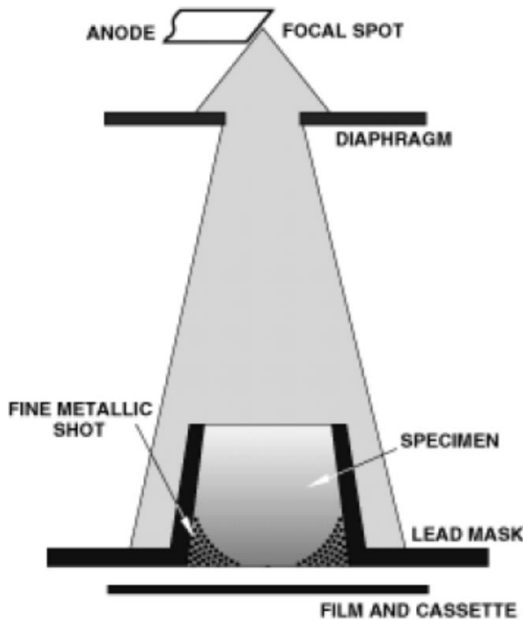


Εικόνα 13: Η έντονη αναδρομικά διασκορπισμένη ακτινοβολία μπορεί να δημιουργηθεί στο πάτωμα ή τον τοίχο. Η υποστήριξη της κασέτας με το μόλυβδο μπορεί να δώσει την επαρκή προστασία.

Μείωση της διασποράς

Η ακτινοβολία διασποράς η οποία διαμορφώνεται έξω από το δείγμα, είναι αρκετά επιβλαβής για τα δείγματα με υψηλή απορρόφηση στις ακτίνες Χ, διότι η διασπορά που προκαλείται από τις εξωτερικές πηγές είναι αρκετά μεγαλύτερη σε σύγκριση με την αρχική, γεγονός που διαμορφώνει την τελική ακτινοβολία. Για να λυθεί αυτό το πρόβλημα τις περισσότερες φορές τοποθετούνται γύρω από το ακτινογραφούμενο δείγμα κάποια διαφράγματα διακοπής ή κάποιας άλλης μορφής μάσκας. Εάν πολλά δείγματα του ίδιου μεγέθους πρόκειται να ακτινογραφηθούν, μπορεί να είναι σημαντικό να κοπεί ένα άνοιγμα της ίδιας μορφής, αλλά ελαφρώς μικρότερο, σε ένα φύλλο του μολύβδου και να τοποθετηθεί αυτό στο αντικείμενο. Χρησιμοποιώντας τον μόλυβδο, μειώνεται σημαντικά το ποσοστό της έκθεσης στις κοντινές περιοχές και αυτό έχει ως αποτέλεσμα να αποβάλλεται η ακτινοβολία διασποράς. Μια πιο οικονομική λύση από ένα διάφραγμα διακοπής, είναι ο Άργιλος Βαρίου, ο οποίος θα πρέπει να είναι παχύς ώστε το πάχος των ταινιών αν είναι μικρότερο από αυτόν κάτω από το δείγμα. Μια σημαντική λύση θα ήταν να τυλιχθεί το αντικείμενο με χαλκό ή χάλυβα με διάμετρο περίπου 0,01 ίντσες ή λιγότερο αν είναι

εφικτό (σχήμα 14). Αρκετές φορές για να περιοριστεί μια περιοχή από ακτίνες X, θα μπορούσε να τοποθετηθεί στο κεφάλι των σωλήνων ένα διάφραγμα μολύβδου ή ένας κώνος μολύβδου.



Εικόνα 14: Η συνδυασμένη χρήση του μεταλλικού 'πυροβολισμού' και μιας μάσκας μολύβδου για την ελάττωση της διεσπαρμένης ακτινοβολίας είναι συμβάλλουσα στην υψηλή ακτινογραφική ποιότητα. Εάν διάφοροι στρογγυλοί φραγμοί πρόκειται να ακτινογραφηθούν, μπορούν να χωριστούν με τις λουρίδες μολύβδου που κρατιούνται στην άκρη σε ένα ξύλινο πλαίσιο και τα κενά που γεμίζουν με το λεπτό 'πυροβολισμό'.

Οθόνες φύλλων μολύβδου

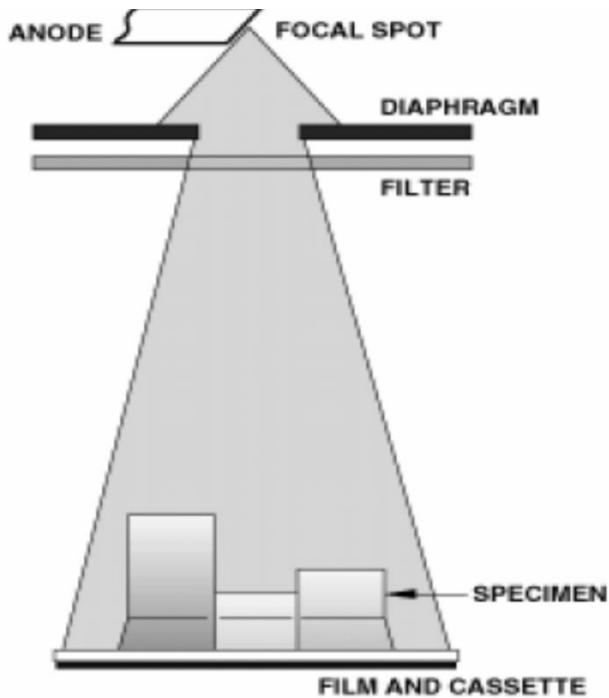
Οι οθόνες μολύβδου, που τοποθετούνται σε επαφή με το φιλμ, και μειώνουν την επίδραση στο φιλμ της διεσπαρμένης ακτινοβολίας από όλες τις πηγές. Είναι υπεράνω αμφιβολίας τα πιο χαμηλού κόστους, καταλληλότερα, και περισσότερα παγκοσμίως εφαρμόσιμα μέσα τα αποτελέσματα της διεσπαρμένης ακτινοβολίας. Οι οθόνες μολύβδου ελαττώνουν τη διασπορά που φθάνει στις ταινίες ανεξάρτητα από εάν οι οθόνες επιτρέπουν μια μείωση ή απαιτούν μια αύξηση στην ακτινογραφική έκθεση. Πολλοί κάτοχοι έκθεσης των ακτίνων X(film) ενσωματώνουν ένα φύλλο μολύβδου στην πλάτη για το συγκεκριμένο σκοπό στο φιλμ από την οπισθοδιασπορά. Αυτός ο μολύβδος δεν θα χρησιμεύσει ως "βοηθός" στην αντίθεση της ακτινογραφίας, πρώτον, επειδή έχει συνήθως μια αντιμετώπιση εγγράφου, και το δεύτερον επειδή δεν είναι ο συχνά χρησιμοποιούμενος μολύβδος της "ακτινογραφικής ποιότητας". Εάν χρησιμοποιηθούν οι οθόνες που έχουν με τέτοιους κατόχους, πρέπει να γίνουν τα απαραίτητα μέσα για να ασφαλίσουν την καλή ποιότητα ακτινογραφίας.

Οι κασέτες ταινιών των ακτίνων X `επίσης εγκαθίστανται συνήθως με ένα φύλλο μολύβδου στην πλάτη για την προστασία ενάντια στην οπισθοδιασπορά. Χρησιμοποιώντας έναν τέτοιο κάτοχο κασετών ή ταινιών με τις ακτίνες γάμμα ή με ακτίνες X του 1 MV, το φιλμ πρέπει πάντα να εσωκλειστούν μεταξύ των διπλών οθονών μολύβδου διαφορετικά, η δευτεροβάθμια ακτινοβολία από την υποστήριξη μολύβδου είναι επαρκής για να διαπεράσει να επέμβει αισθητά στο έγγραφο και να πετάξει μια σκιά της δομής αυτού του υλικού στο φιλμ, που δίνει μια κοκκώδη ή διαστιγμένη εμ νιση φά . Η συγκεκριμένη επίδραση εμφανίζεται και σε χαμηλές τάσεις (πχ.200 kV) εκτός αν το φιλμ εσωκλείεται στο φύλλου μολύβδου .

Φίλτρα

Η χρήση των φίλτρων περιορίζεται στην ακτινογραφία με τις ακτίνες X. Εάν τοποθετηθεί ένα απλό μεταλλικό φίλτρο στην ακτίνα των ακτίνων X κοντά στον σωλήνα των ακτίνων X (σχήμα 15) μπορεί να εξυπηρετήσει με επάρκεια το σκοπό της υπερέκθεσης στις λεπτές περιοχές του δείγματος και στην περιοχή περιβάλλεται από το μέρος. Ένα τέτοιο φίλτρο χρησιμεύει ιδιαίτερα στο να μειώσει τη διασπορά που περικόπτεται σε περιπτώσεις όπου μια μάσκα γύρω από το δείγμα είναι μη πρακτική, ή όπου το δείγμα θα τραυματιζόταν από τις χημικές ουσίες ή τον πυροβολισμό. Επιπροσθέτως, είναι απαραίτητη μια αύξηση στην έκθεση ή το kV για να αντισταθμίσει την πρόσθετη απορρόφηση αλλά, σε περιπτώσεις όπου η μέθοδος φίλτρων ισχύει, αυτό δεν είναι σοβαρό εκτός αν το όριο της μηχανής των ακτίνων X έχει επιτευχθεί

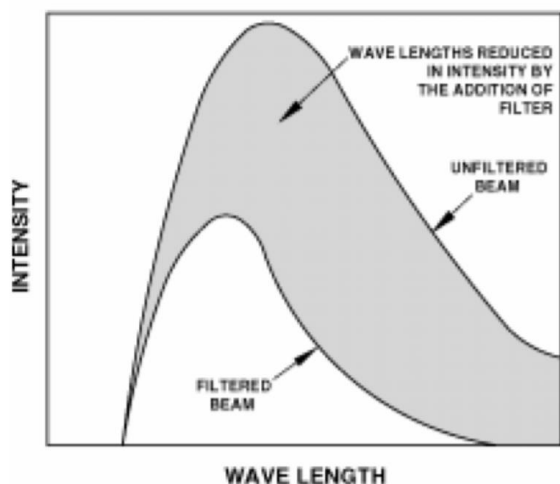
Με αυτή τη μέθοδο, είναι η προσθήκη του υλικού φίλτρων προκαλεί μικρότερη αλλαγή στο ποσό ακτινοβολίας που περνά μέσα από τα παχύτερα μερα και μεγαλύτερη αλλαγή στα μικρότερα μέση. Κοιτώντας το σχήμα 15 όπου απεικονίζεται , ένα δείγμα χάλυβα τα πάχη είναι $\frac{1}{4}$ της ίντσας, $\frac{1}{2}$ της ίντσας, και 1 ίντσα. Πρώτα γίνεται ακτινογράφιση χωρίς το φίλτρο και στη συνέχεια γίνεται ακτινογράφιση με ένα φίλτρο κοντά στο σωλήνα.



Εικόνα 15: Ένα φίλτρο που τοποθετείται κοντά στον των ακτίνων X σωλήνα μειώνει την υπαγόμενη αντίθεση και αποβάλλει ένα μεγάλο μέρος της δευτεροβάθμιας ακτινοβολίας, η οποία τείνει να κρύψει τη λεπτομέρεια στην περιφέρεια του δείγματος.

Αν και συχνά η υψηλότερη πιθανή αντίθεση επιδιώκεται, υπάρχουν ορισμένες περιπτώσεις στις οποίες πάρα πολλή αντίθεση είναι ένα καθορισμένο μειονέκτημα. Για παράδειγμα, είναι πολύ πιθανό ένα δείγμα που έχει διαφορές παραλλαγές του πάχους να έχει πολύ λεπτομέρεια. Στη περίπτωση που η έκθεση γίνεται για να δώσει μια πυκνότητα στο λεπτό μέρος, η παχιά περιοχή μπορεί να είναι υπό εκτεθειμένη. Και αντιστρόφως, η εικόνα μπορεί να είναι υπέρεκτεθειμένη στα λεπτά τμήματά της, αν η έκθεση γίνεται για να δώσει πυκνότητα στα παχιά μέρη.

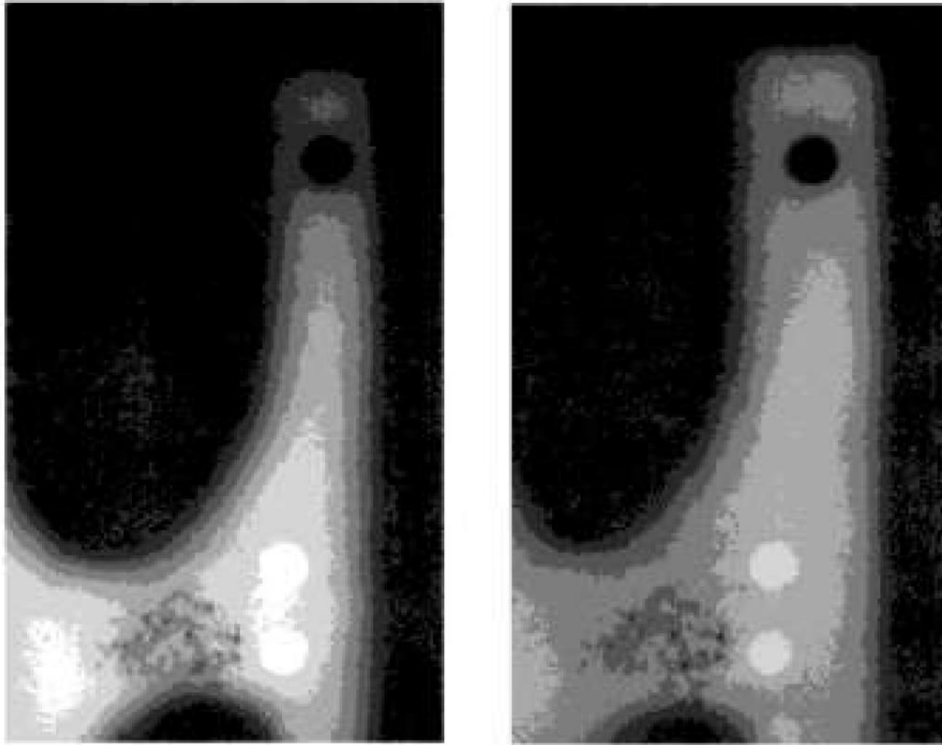
Η ακτινογραφική αντίθεση μειώνεται με τη χρήση φίλτρου. Το φίλτρο δεν διαπερνάτε από ακτίνες X με μεγάλο μήκος κύματος. Συνεπώς, η ακτίνα που προκύπτει από το φίλτρο περιέχει ένα μεγαλύτερο μέρος των μηκών κύματος διείσδυσης. Τα παραπάνω περιγράφονται στο σχήμα 16. Υπό την έννοια ότι μια διαπερνώντας ακτίνα παράγεται, το φιλτράρισμα είναι ανάλογο με την αύξηση του kV. Εντούτοις, απαιτεί μια συγκριτικά μεγάλη αλλαγή στο kV για να αλλάξει τη σκληρότητα μιας ακτίνας X όπως ακριβώς και θα προκύψει από την προσθήκη ενός μικρού ποσού διήθησης.



Εικόνα 16: Καμπύλες που επεξηγούν την επίδραση ενός φίλτρου στη σύνθεση και την ένταση μιας ακτίνας-Χ.

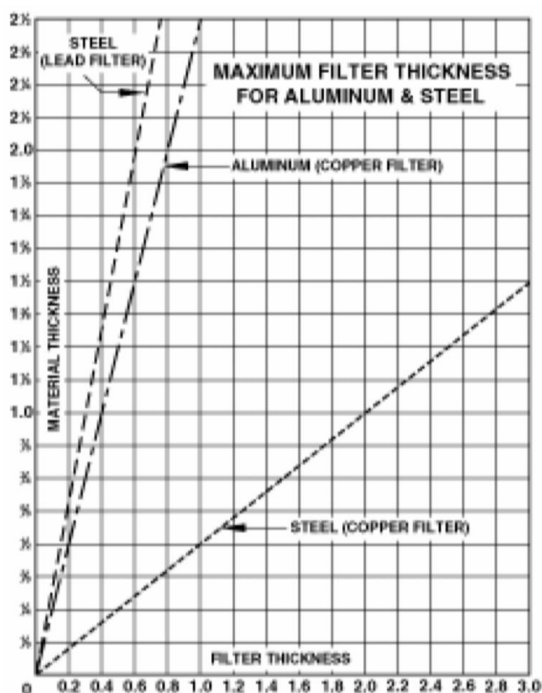
Αν και το φιλτράρισμα μειώνει τη συνολική ποσότητα ακτινοβολίας, τα περισσότερα από τα μήκη κύματος αφαιρούμενα είναι εκείνα που δεν θα διαπερνούσαν τις παχύτερες μερίδες του δείγματος. Η αφαιρούμενη ακτινοβολία θα οδηγούσε μόνο σε μια υψηλή ένταση στις περιοχές γύρω από το δείγμα και στο πλαίσιο των λεπτότερων τμημάτων της, με τη συνοδευτική διασπορά που περικλύονται και την υπερέκθεση. Η σκληρότερη ακτινοβολία που λαμβάνεται με το φιλτράρισμα της ακτίνας -X παράγει μια ακτινογραφία της χαμηλότερης αντίθεσης, επιτρέποντας κατά συνέπεια σε ένα ευρύτερο φάσμα των παχών δειγμάτων για να καταγραφεί σε ένα φιλμ που διαφορετικά θα ήταν αδύνατο.

Συνεπώς το φίλτρο συμβάλλει στην αύξηση ή μείωση καθαρής αντίθεσης. Οι παράγοντες της αντίθεσης και της διαφάνειας αυξάνονται από την αφαίρεση της διασποράς που περικλύει το δείγμα (σχήμα 17) και μειώνονται με τη σκλήρυνση της αρχικής ακτίνας. Βάση της φύσης του δείγματος θα καθοριστεί ποιο αποτελεσμάτων θα υπερτερίσει ή εάν θα εμφανιστούν και τα δύο στα διαφορετικά μέρη του ίδιου δείγματος (Osipov et al. 2018).



Εικόνα 17: Τμήματα μιας ακτινογραφίας μιας αποκαλυμμένης ρίψης 1 1/8-ίντσας, που γίνονται σε 200 kV χωρίς φίλτρο (αριστερά), και όπως βελτιώνεται από το φίλτρο στο σωλήνα ακτίνων-X (δεξιά).

Βασει της διαθεσιμότητας και της ευκολίας επιλέγονται τα υλικά των φίλτρων. Τα υλικά που έχουν υψηλή απορρόφηση πρέπει να έχουν μικρό πάχος φίλτρου. Για το λόγο αυτό, ο χαλκός ή ο ορείχαλκος χρησιμοποιούνται ιδιαίτερα καθώς τα φίλτρα από αυτά τα υλικών είναι αρκετά λεπτά αλλά όχι τόσο ώστε να είναι ευαίσθητα. (Σχήμα 18).



Εικόνα 18: Μέγιστο πάχος φίλτρων για το αργίλιο και το χάλυβα.

Οι καθορισμένοι κανόνες ως προς τα πάχη φίλτρων διατυπώνονται με δυσκολία αφού το ποσό διήθησης που χρειάζεται είναι άρρικτα συνδεδεμένο όχι μόνο από τη σειρά πάχους του δείγματος και το υλικό αλλά. Το πόσο διήθησης σχετίζεται με τη δομή του υλικού στο δείγμα και το ποσό διασποράς που προσπαθεί να αποβληθεί. Στην ακτινογραφία του αλουμινίου (Al) είναι απαραίτητο να υπάρχει ένα φίλτρο του χαλκού (Cu) 4% του μέγιστου πάχους του δείγματος. Στην ακτινογραφία χάλυβα, πρέπει να χρησιμοποιηθεί ένα φίλτρο χαλκού 20%, ή ένα φίλτρο μολύβδου για 3%, του μέγιστου πάχους δειγμάτων για το μέγιστο φιλτράρισμα της διασπαρμένης ακτινοβολίας. Ανάλογα με την περίπτωση, μπορούν να χρησιμοποιηθούν και μικρότερα φίλτρα. Οι τιμές που αναφέρθηκαν πιο πάνω είναι οι μέγιστες. Στην μια εξέταση γίνετια με ακτινοβόληση 250 kV, γίνεται χρήση 0,005inch μολύβδου ως ένα αποτελεσματικό φίλτρο για τη διασπορά από τον όγκο του δείγματος.

Το πρόσθετο φίλτρο μεταξύ του δείγματος και του φιλμ τείνει μόνο να συμβάλει την πρόσθετη διασπορά από το ίδιο το φίλτρο. Η διασπορά μπορεί να μειωθεί προσθέτοντας ένα φίλτρο στο σωλήνα ακτίνων X. Παρόλα αυτά, η τοποθέτηση φίλτρου κοντά στο σωλήνα δημιουργεί διεσπαρμένη ακτινοβολία. Η διασπορά εκπέμπεται σε όλες τις κατευθύνσεις, και καθώς το φιλμ είναι μακριά από το φίλτρο, έχει μική ένταση η διασπορά που φθάνει στο φιλμ. Το πλεονεκτήμα της τοποθέτησης φιλμ κοντά στον σωλήνα των ακτίνων X είναι ότι η απόσταση δείγματος και φιλμ περιορίζεται τις παραμορφώσεις και γρατσουνιές στο φίλτρο είναι τόσο θολωμένες που οι εικόνες τους δεν είναι προφανείς στην ακτινογραφία.

Διασπορά σε ακτινογραφία του 1 και 2 MV

Οι οθόνες μολύβδου είναι καλό να χρησιμοποιούνται σε σειρά τάσης. Τα κοινές πάχη, επάνω 0,005-ίντσας και κάτω 0,010-ίντσας, είναι και ικανοποιητικά και κατάλληλα. Μερικοί χρήστες, εντούτοις, βρίσκουν το πάνω μέρος της οθόνη 0,010-ίντσας ικανό, λόγω της μεγαλύτερης εκλεκτικής απορρόφησής του της διεσπαρμένης ακτινοβολίας από το δείγμα.

Το φιλτράρισμα στο σωλήνα δεν προσφέρει καμία βελτίωση στην ακτινογραφική ποιότητα. Έτσι, τα φίλτρα στο φιλμ βελτιώνουν την ακτινογραφία στην εξέταση των ομοιόμορφων τμημάτων, αλλά δίνουν την κακή ποιότητα στις άκρες της εικόνας ενός δείγματος λόγω του χτυπήματος της διεσπαρμένης ακτινοβολίας από το ίδιο το φίλτρο. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα, το φιλτράρισμα να μην χρησιμοποιείται σε ακτινογραφίες που έχουν στενούς φραγμούς. Επιπλέον, το φιλτράρισμα πρέπει να χρησιμοποιηθεί στα σημεία που το φιλμ είναι δυνατό να είναι πλήρως προτατευμένο από την ακτινοβολία που έχει διασκορπιστεί. Ειδανικά για αυτήν την σειρά τάσης είναι τα φίλτρα μολύβδου. Όταν χρησιμοποιούνται έτσι μεταξύ του δείγματος και του φιλμ, τα φίλτρα υπόκεινται σε μηχανική ζημία. Η προσοχή πρέπει να ληφθεί για να μειώσει αυτό σε ένα ελάχιστο, για να μην συγχέονται με τις δομές οι ατέλειες φίλτρων ή στο δείγμα. Στην ακτινογραφία ακτίνων X που χρησιμοποιείται ισχύς MV, μπορεί να γίνει διαίρεση ίδιων δειγμάτων σε τρεις κατηγορίες. Σε λιγότερο από 1,5 inch χάλυβα, η διήθηση αντέχει βελτιώνει την ποιότητα της ακτινογραφίας. Όταν γίνεται χρήση 1,5 - 4 inch χάλυβα, είναι δυνατόν να χρησιμοποιηθεί παχύτερο φίλτρο μολύβρου (Pb) 1/8inch, το οποίο επιτρέπει ένα φυσιολογικό χρόνο έκθεσης. Επάνω από 4 inch χάλυβα, πάρχει αύξηση του πάχους των φίλτρων κατά 1/4 inch μολύβδου (Pb). Είναι σημαντικό να αναφερθεί πως σε ακτινογραφίες παχιών δειγμάτων με χρήση MV, είναι δυνατό να γίνει χρήση οθόνων φθορισμού οθόνες ώστε να αυξηθεί η φωτογραφική ταχύτητα χωρίς να απαιτείται μεγάλος χρόνου έκθεσης.

Απότερος σκοπός είναι το μπλοκάρισμα της ανεπιθύμητης ακτινοβολίας, πέραν της χρήσιμης ακτίνας χρησιμοποιώντας 1/2 έως 1inch μολύβδο στην άνοδο της λυχνίας. Εάν αυτό δεν επιτευχθεί, η ακτινοβολία που χτυπά τους τοίχους του δωματίου των ακτίνων X θα διασκορπίσει πίσω σε τέτοια ποσότητα ώστε να υπάρχουν σοβαρές επιπτώσεις η ποιότητα της ακτινογραφίας να αλλοιωθεί. Το γεγονός αυτό θα είναι αναπάντεχο ειδικά στη περίπτωση ενός παχέως δείγματος ή στη περίπτωση όπου τα μέρη ακτινογραφούνται βρίσκονται σε μακρινή απόσταση από το φιλμ (Osipov et al. 2018).

Multimillion-Volt Ακτινογραφία

Στις περιπτώσεις των 6MV και 24 MV υπάρχει δυσκολία διευκρίνησης λόγω 2 προβλημάτων. Η πρώτη δυσκολία οφείλεται στο γεγονός ότι διακρίνεται ένα ευρή φάσμα ακτιμογράφισης θεμάτων από παχύ χάλυβα . Η Δεύτερη οφείλεται στην καθαρότητα του μεγέθους τους και την δυσκολία χειρισμού , με αποτέλεσμα να περιορίζονται οι ακτινογραφικές τεχνικές που χρησιμοποιούνται. Ένα σημαντικό χαρακτηριστικό είναι η αύξηση της ταχύτητας του συνδυασμού φιλμ-οθόνης το αυξανόμενο πάχος των επάνω και κάτω οθονών μολύβδου περίπου 0,030 inch. Οι οθόνες με τόσο μεγάλο πάχος όμως εμφανίζουν το πρόβλημα της επαφής οθόνης. Οι κενές κασέτες είναι ιδιαίτερα χρήσιμες σε αυτήν την εφαρμογή και διάφορες συσκευές έχουν κατασκευαστεί για το σκοπό αυτό, μερικές από τις οποίες ενσωματώνουν τέτοιους καθαρισμούς όπως τον αυτόματο προγραμματισμένο εκ των πρότερων προσδιορισμό θέσης του φιλμ πίσω από τις διάφορες περιοχές ενός μεγάλου δείγματος. Η απελευθέρωση των ηλεκτρονίων στον μολύβδο από την απορρόφηση της X-ακτινοβολίας multimegavolt είναι πολύ ενεργή, αυτό προκαλεί την διασπορά των ηλεκτρονίων που διαφεύγουν από την οθόνη μολύβδου καθώς πηγαίνουν προς το φιλμ. Το γεγονός αυτό έχει ως αποτέλεσμα ότι όταν γίνεται χρήση οθονών με μεγαλύτερο πάχος, τα ηλεκτρόνια που φθάνουν στο φιλμ διασπείρονται και αυτό επιδρά στην ποιότητα της εικόνας. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα όταν ο χρήστης επιθυμεί καλύτερη ποιότητας εικόνας στην ακτινογραφία multimillion -βολτ, να χρησιμοποιεί μια συγκριτικά λεπτή μπροστινή οθόνη (περίπου 0,005 ίντσα) και η πίσω οθόνη να αποβάλλεται, γεγονός όμως που αυξάνει τον χρόνο έκθεσης.(Hain et al. 2010).

Ακτινογραφικές οθόνες

Η φωτογραφική πυκνότητα της ακτινογραφίας είναι άρρικτα συνδεδεμένο με τις οθόνες. Είναι σημαντικό να αναφερθεί ότι οι ακτίνες X και οι ακτίνες γάμμα αναγκάζουν της οθόνες αυτές να φωσφορίσουν για να εκπέμψουν το φως που μπορεί υλικά να ελαττώσει την έκθεση που απαραίτητη να παραγάγει μια δεδομένη πυκνότητα. Οι οθόνες μολύβδου εκπέμπουν ηλεκτρόνια στο πλαίσιο της δράσης των ακτίνων X και των ακτίνων γάμμα. Η φωτογραφική επίδραση αυτών των ηλεκτρονίων μπορεί να επιτρέψει μια πιο σύντομη έκθεση από θα απαιτούταν χωρίς οθόνες μολύβδου.

Παράγοντας έκθεσης

Ο όρος αυτός συνδυάζει τα mA (ακτίνες X) ή τη δύναμη πηγής (ακτίνες γάμμα), το χρόνο, και την απόσταση. Αριθμητικά ο παράγοντας έκθεσης είναι ίσος με

$$\frac{\text{milliamperes} \times \text{time}}{\text{dis tan } ce^2} \text{ for } X - \text{rays}$$

$$\text{and } \frac{\text{curis} \times \text{time}}{\text{dis tan } ce^2} \text{ for } \gamma - \text{rays}$$

Ο παράγοντας kV και ο παράγοντας ισότοπων και έκθεσης επηρεάζουν τις ακτινογραφικές τεχνικές. Σε αυτή την περίπτωση, είναι απαραίτητο να πολλαπλασιαστεί ο παράγοντας έκθεσης με το τετράγωνο της απόστασης που χρησιμοποιείται προκειμένου να βρεθεί, πχ mA

Προσδιορισμός των παραγόντων έκθεσης

Ακτίνες X

Η απόσταση εστίασης- φιλμ μπορεί να γίνει από τη μέτρηση των mA που παρέχονται στην μηχανή των ακτίνων X και ο χρόνος έκθεσης μπορεί να ελεγχθεί ακριβώς από έναν καλό χρονοδιακόπτη. Για το λόγο αυτό, η τάση του σωλήνα, είναι δύσκολο να μετρηθεί ακριβώς. Επιπλέον, τα σχέδια των μεμονωμένων μηχανών διαφέρουν ευρέως, και μπορούν να δώσουν τα αποτελέσματα των ακτίνων X μιας διαφορετικής ποιότητας και έντασης ακόμα και όταν χρησιμοποιούνται οι ίδιες ονομαστικές τιμές των μέγιστων kV και mA.

Συνεπώς, ακόμα και στη περίπτωση που οι τεχνικές έκθεσης μπορούν να αναπαραχθούν σε ικανοποιητικό βαθμό με τους παράγοντες της απόστασης εστίας- φιλμ, τα mA, και του χρόνου έκθεσης, μια συσκευή μπορεί να διαφέρει στα kV που χρησιμοποιούνται για παραχθεί η ίδια ακτινογραφική πυκνότητα. Για το λόγο αυτό, τα kV που ορίζονται για μια δεδομένη τεχνική πρέπει να καθορίζονται από τη δοκιμή σε κάθε γεννήτρια των ακτίνων X. Ως προσέγγιστικός οδηγός μπορούν να χρησιμοποιηθούν τα αποτελέσματα από αυτές τις εκθέσεις. Οι κατασκευαστές των ακτίνων X ελέγχουν τη διάταξη και κάνουν τα διαγράμματα ελέγχου στο εργοστάσιο. Τα προβλήματα που μπορεί να προκύψουν, είναι καλό να καταγράφονται σε ένα ημερολόγιο μαζί με όλα στα στοιχεία της χρησιμοποιούμενης έκθεσης. Έτσι, οι χειριστές θα θα δημιουργηθεί σύντομα μια βάση πληροφοριών η οποία θα συμβάλλει να γίνουν πιο εύκολες και ασφαλείς οι ακτινογραφικές εξετάσεις. (Osipov et al. 2018).

Προκειμένου μια δοκιμαστική εκθέση να πραγματοποιηθεί, είναι απαραίτητη μια τυποποιημένη τεχνική. Καθώς κάθε αύξηση στα kV οδηγεί σε αυξημένη παραγωγή ακτίνων X και άρα αυξημένη διείσδυση. Για το λόγο αυτό πρέπει να διατηρηθεί ένας στενός έλεγχος αυτού του παράγοντα προκειμένου να εξασφαλίζονται ακτινογραφίες με ομοιόμορφη πυκνότητα. Στις

βιομηχανικές ακτινογραφίες είναι θεμιτό να διατηρούνται σταθεροί οι όροι έκθεσης (απόσταση εστίας-φιλμ, mA, χρόνος έκθεσης) ποικίλλει η τιμών των kV ανάλογα με το πάχος του υλικού που είναι υπό εξέταση. Με το τρόπο αυτό η ακτινογραφική εικόνα έχει την κατάλληλη πυκνότητα. Έστω ότι είναι επιθυμητό να γίνει αλλαγή από την ακτινογραφία του Χάλυβα 1,5 inch στην ακτινογραφία του Χάλυβα 2 inch . Για να γίνει αυτό, ο Χάλυβας 2 inch θα χρειαστεί 10 φορές περισσότερα mA ανά λεπτό σε 170 kV. Έτσι, η αύξηση των kV (πάνω από 200kV) θα οδηγήσει στην παραγωγή μιας ταυτόσημης περίπου ακτινογραφίας με τα ίδια mA per minute. Από το παραπάνω παράδειγμα καταλαβαίνουμε πόσο σημαντική είναι η παράμετρος των kV σε μια ακτινογραφική λήψη . Σίγουρα, είναι ιδανικό να χρησιμοποιηθεί το δυνατόν χαμηλότερο επιτρεπτό kV. Στην περίπτωση ακτίνων X υψηλής τάσης, μπορεί να χρησιμοποιηθεί τροποποιημένη τεχνική.

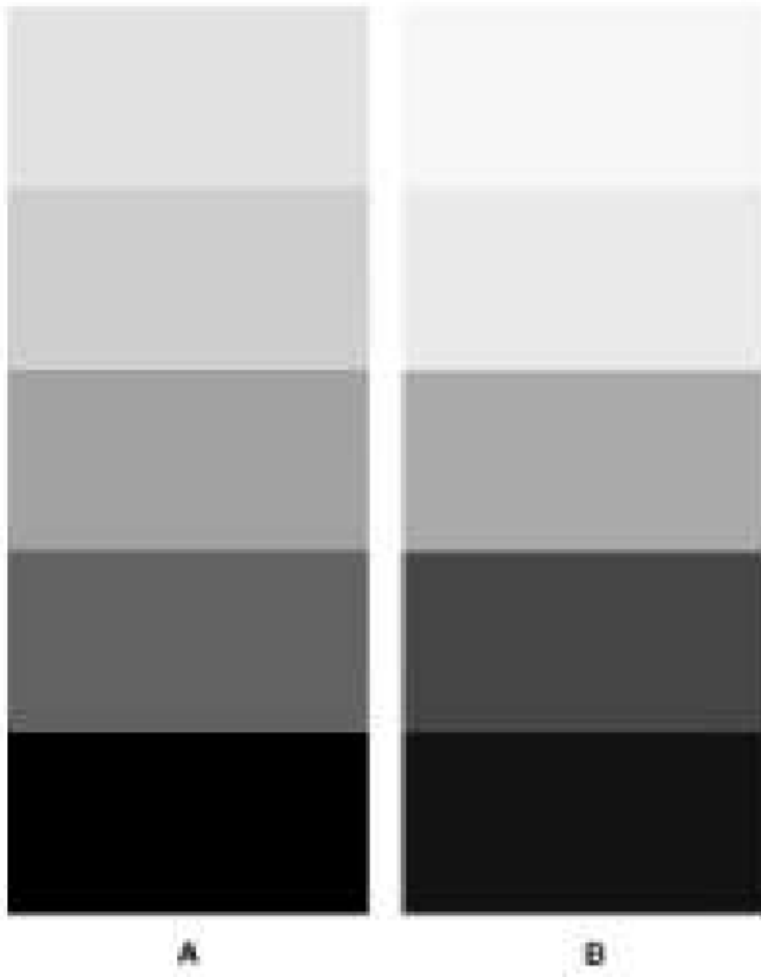
Ακτίνες γάμμα

Με τα ραδιενεργά υλικά, οι μεταβλητοί παράγοντες είναι περιορισμένοι απ' ό,τι με τις ακτίνες X. Η ποιότητα και η ένταση της ακτινοβολίας καθορίζονται από τη φύση του εκπομπού υλικού, και από το ποσό ραδιενεργού υλικού στην ιδιαίτερη πηγή αντίστοιχα. Οι χειριστές πρέπει να καθορίσουν την απόσταση φιλμ - πηγής, τον τύπο του φιλμ, καθώς και το χρόνο έκθεσης. Κατά την έκθεση με ακτίνες γάμμα, είναι σημαντικό να πραγματοποιηθούν δοκιμαστικές εκθέσεις υπό συγκεκριμένους όρους και να καταγραφούν όλα τα στοιχεία όσον αφορά τις εκθέσεις και τις τεχνικές, όπως ακριβώς συμβαίνει δηλαδή και με τις ακτίνες X.

Αντίθεση

Οι διαφορές στην ένταση που μεταφέρονται πάνω στο δείγμα κατά την διάρκεια λήψης μιας ακτινογραφίας αποτυπώνονται ως διαφορετικές πυκνότητες στην ακτινογραφική εικόνα. Ακτινογραφική αντίθεση ονομάζεται η διαφορά της πυκνότητας από μια περιοχή σε μια άλλη. Λόγω της αντίθεσης είναι ορατές όλες οι επιθυμητές λεπτομέρειες στην ακτινολογική εικόνα. Όσο μεγαλύτερη η αντίθεση ή η πυκνότητα σε μια ακτινογραφία, τηρώντας φυσικά πάντα τα όρια, τόσο πιο εύκολα θα ξεχωρίζουν οι λεπτομέρειες στην εικόνα. Συνεπώς, στη περίπτωση που η αντίθεση αυξάνεται πάρα πολύ, τότε θα υπάρξει απώλεια στις σημαντικές λεπτομέρειες του δείγματος. Τα παχιά τμήματα θα είναι ορατά αλλά πολύ πιο σκοτεινά από το προβλεπόμενο και τα λεπτά τμήματα θα είναι πολύ πιο φωτεινά. Τα παραπάνω απεικονίζονται στο σχήμα 19, στο οποίο αποτυπώνονται δύο ακτινογραφίες μιας χάλυβας σφήνας, μια εκτεθειμένη σε μια υψηλή τάση (B) και μια άλλη εκτεθειμένη σε μια χαμηλή τάση (A). Είναι προφανές ότι στους μέσους

τόνους η διαφοροποίηση στα βήματα είναι μεγαλύτερη στη χαμηλής τάσης ακτινογραφία (A) απ' ό τι στον υψηλό - ακτινογραφία τάσης (B). Κοντά στο τέλος, εντούτοις, τα βήματα που παρουσιάζονται στο B στο A είναι πολύ λιγότερο προφανή.



Εικόνα 19: A: 120 kV έκθεση. B: 220 kV έκθεση. Ακτινογραφίες σφήνας που έχει μια σειρά πάχους της 1/4 έως 3/4 ίντσας με βήμα 1/8-ίντσας.

Η ακτινογραφική αντίθεση είναι το αποτέλεσμα και της αντίθεσης αντικειμένου με το φιλμ. Ο έλεγχος της αντίθεσης πραγματοποιείται από τις εντάσεις ακτινοβολίας που διαπερνούν το δείγμα. Η αντίθεση αντικειμένου ενός επίπεδου φύλλου από ένα ομοιογενές υλικό με ομοιόμορφο πάχος θα είναι χαμηλή. Από την άλλη, υψηλή θα είναι η αντίθεση σε ένα δείγμα με διακυμάνσεις στο πάχος του. Ως αντίθεση μπορεί να οριστεί η αναλογία του υψηλότερου στις χαμηλότερες εντάσεις ακτινοβολίας αναφορικά με το φιλμ. Επιπλέον, η αφαίρεση της διασπαρμένης ακτινοβολίας θα επηρεάσει θετικά τα επίπεδα της αντίθεσης.

Επιλογή του φιλμ

Ανάλογα με το τύπο του φιλμ, υπάρχουν και διαφορετικά χαρακτηριστικά αντίθεσης. Συνεπώς, μια ακτινογραφία χαμηλής αντίθεσης μπορεί να δωθεί από ένα φιλμ με υψηλή αντίθεσης. Αντίθετα, ένα αντικείμενο με πολύ χαμηλή αντίθεση μαζί με ένα φιλμ χαμηλής αντίθεσης μπορούν να δώσουν μια ακτινογραφία υψηλής αντίθεσης. Πέραν του δείγμα, σημαντικό παράγοντα για την αντίθεση της ακτινογραφίας παίζουν τα kV των ακτίνων X, η ποιότητα των ακτίνων γάμμα και η αντίθεση χαρακτηριστική του φιλμ.

Ακτινογραφική ευαισθησία

Στην ακτινογραφία των υλικών του περίπου ίδιου πάχους, όπου η σειρά των διαβιβασθεισών εντάσεων των ακτίνων X είναι μικρή, μια τεχνική που παράγει την υψηλή αντίθεση θα δώσει ικανοποιητικά αποτελέσματα σε όλο το τομέα αντικείμενου, και η ακτινογραφική ευαισθησία θα είναι μεγαλύτερη απ' ό,τι με μια τεχνική που παράγει τη χαμηλή αντίθεση. Εάν, εντούτοις, το μέρος που ακτινογραφείται διαβιβάζει ένα ευρύ φάσμα εντάσεων των ακτίνων X, κατόπιν μια τεχνική που παράγει τη χαμηλότερη αντίθεση μπορεί να είναι απαραίτητη προκειμένου να καταγραφεί η λεπτομέρεια σε όλες τις μερίδες της ακτινογραφικής ευαισθησίας.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5- Διαμόρφωση του σύγχρονου ψηφιακού ακτινολογικού μηχανήματος

Στο κεφάλαιο που ακολουθεί γίνεται αναλυτική περιγραφή του σύγχρονου ψηφιακού ακτινολογικού μηχανήματος αναλύοντας τα τμήματα που το απαρτίζουν. Επίσης το κεφάλαιο αυτό περιλαμβάνει την απαιτούμενη καθημερινή και περιοδική συντήρηση του μηχανήματος

5.1 Γενική περιγραφή

Το σύγχρονο ψηφιακό ακτινολογικό μηχάνημα είναι ένα σύστημα ακτίνων X DR (Άμεσης ακτινογραφίας) ή/και CR (Υπολογιστικής ακτινογραφίας) το οποίο μπορεί να διαμορφωθεί. Συγκεκριμένα, έχει διαμορφώσεις για το DR, το CR και για τη συνδυασμένη χρήση των DR και CR. Ειδικότερα, το σύγχρονο ψηφιακό ακτινολογικό μηχάνημα υποστηρίζει τις παρακάτω εφαρμογές:

- Γενική ακτινολογία συμπεριλαμβανομένης της παιδιατρικής
- Ακτινογραφία πλήρους κάτω άκρου/πλήρους σπονδυλικής στήλης

Το σύγχρονο ψηφιακό ακτινολογικό μηχάνημα, είναι ένα πλήρως αυτόματο σύστημα με μηχανοκίνητες και ελεγχόμενες από υπολογιστή κινήσεις της ανάρτησης οροφής σε τρεις μεταβιβαστικούς (X, Y, Z) και δύο περιστροφικούς ($\alpha 1$, $\beta 1$) άξονες.

Είναι διαθέσιμη παρακολούθηση κάθετης και οριζόντιας πλάκας Γενική ακτινολογία συμπεριλαμβανομένης της παιδιατρικής

- Ακτινογραφία πλήρους κάτω άκρου/πλήρους σπονδυλικής στήλης τραπέζιου και αυτόματη τοποθέτηση.

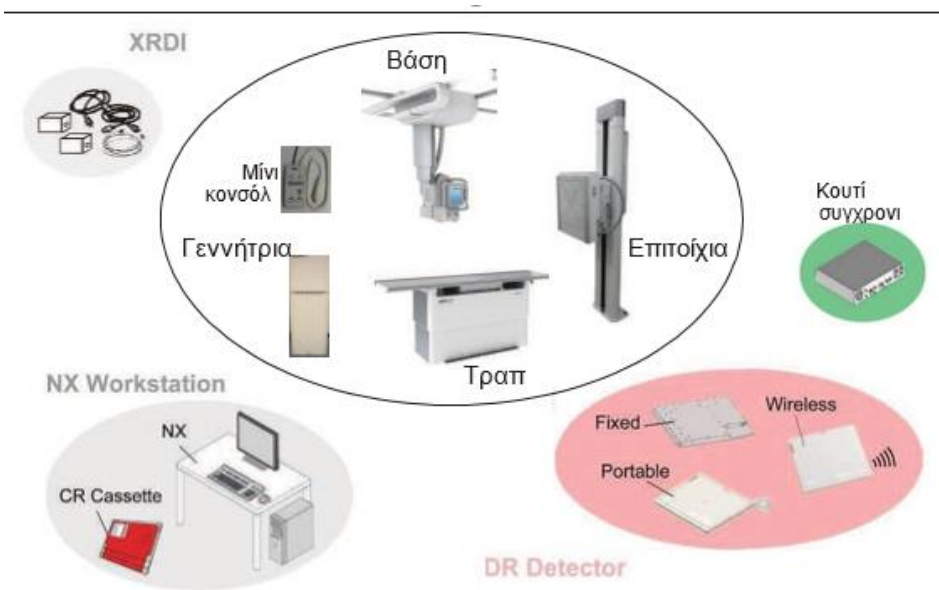
Όλες οι κινήσεις του τραπέζιου (ανύψωση, πλάκας) και της επιτοίχιας βάσης (συμπεριλαμβανομένης της κλίσης) είναι επίσης πλήρως μηχανοκίνητες και ελεγχόμενες από υπολογιστή. Εάν τα εξαρτήματα μετακινηθούν χειροκίνητα, οι ηλεκτρικοί οδηγοί υποστηρίζουν την κίνηση.

Μπροστά από την λυχνία ακτίνων X, τοποθετείται μια οθόνη αφής, η οποία επιτρέπει τον έλεγχο των παραμέτρων έκθεσης και των κινήσεων του συστήματος. Προβάλλει μια προεπισκόπηση των λαμβανόμενων εικόνων. Το τραπέζι και η επιτοίχια βάση στήριξης μπορούν να συνδυαστούν με διάφορους λήπτες εικόνων, είτε με (φορητές) κασέτες CR, είτε με φορητούς ανιχνευτές DR, είτε με σταθερούς ανιχνευτές DR. Η γεννήτρια ακτίνων X τοποθετείται σε ξεχωριστό ερμάριο που

περιέχει επίσης βοηθητικά ηλεκτρονικά εξαρτήματα, όπως το κουτί συγχρονισμού γεννήτριας και τα κουτιά διεπαφής ανιχνευτών DR. Το ίδιο ερμάριο χρησιμεύει και ως κεντρικό τερματικό για όλες τις ηλεκτρικές συνδέσεις. Η διαδικασία ελέγχεται από το σταθμό εργασίας με ενσωματωμένη κονσόλα λογισμικού για τη λειτουργία της γεννήτριας ακτίνων X

Το πλήρες σύστημα του μηχανήματος αποτελείται από τα ακόλουθα στοιχεία:

- ✓ Ανάρτηση οροφής με λυχνία ακτίνων X, σκόπευτρο και οθόνη κεφαλής σωλήνα
- ✓ Ακτινογραφική έδρα με bucky. Στο bucky μπορεί να εισαχθεί ένας ανιχνευτής DR ή μια κασέτα CR.
- ✓ Ακτινογραφική επιτοίχια βάση με bucky. Στο bucky μπορεί να εισαχθεί ένας ανιχνευτής DR ή μια κασέτα CR
- ✓ Γεννήτρια ακτίνων-X
- ✓ Λυχνία ακτίνων-X με σκόπευτρο
- ✓ Σταθμός εργασίας

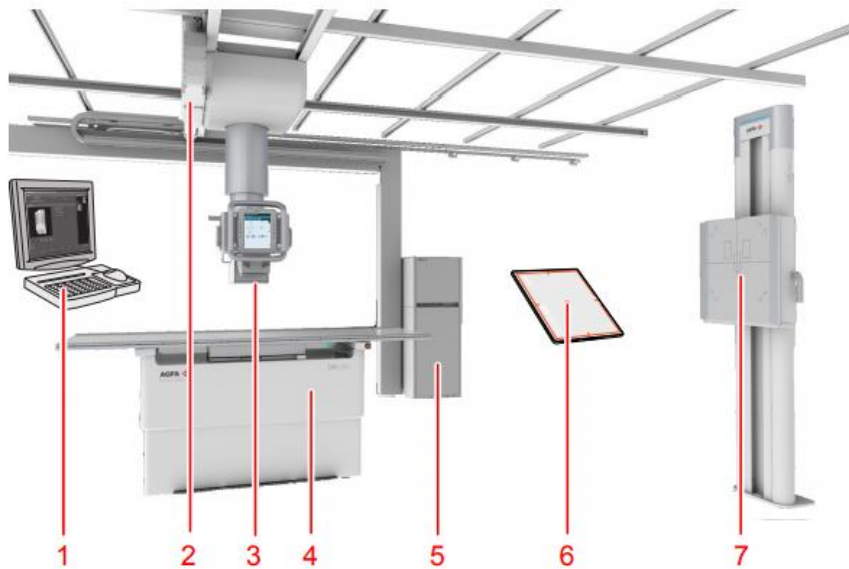


Εικόνα 20: Εξαρτήματα σύγχρονου ψηφιακού ακτινολογικού μηχανήματος (Εγχειρίδιο Χρήστη 3261I EL 20200706 1455)

Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι ανάλογα με τις απαιτήσεις κάθε νοσοκομείου / κλινικής το σύγχρονο ψηφιακό ακτινολογικό μηχάνημα μπορεί να έχει και διαφορετική διαμόρφωση. Ορισμένα δηλαδή συγκροτήματα μπορεί να περιλαμβάνουν μια ανάρτηση οροφής ,μια μόνο μια επιτοίχια βάση ή μόνο μια ακτινογραφική έδρα. Επίσης, ανάλογα με τη διαμόρφωση επιλέγεται ο κατάλληλος ανιχνευτής που θα χρησιμοποιηθεί.

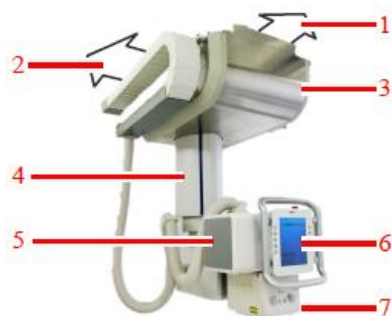
Επιπροσθέτως, το σύγχρονο ψηφιακό ακτινολογικό μηχάνημα περιλαμβάνει ποικίλους τύπους ανάρτησης οροφής και επιτοίχιας βάσης. Συγκεκριμένα για την ανάρτηση οροφής υπάρχει η Τυπική ανάρτηση οροφής ή ανάρτηση οροφής με μειωμένο ύψος οροφής ενώ η μηχανοκίνητη επιτοίχια βάση υποστηρίζει τις παρακάτω λειτουργίες:

- αυτόματη τοποθέτηση
- αυτόματη σκόπευση
- λειτουργία αυτόματης παρακολούθησης
- Εφαρμογή DR Full Leg Full Spine



Εικόνα 21_: Διαμόρφωση του σύγχρονου ψηφιακού ακτινολογικού μηχανήματος
1. Σταθμός εργασίας 2. Ανάρτηση οροφής 3. Λυχνία ακτίνων-X με σκόπευτρο
4. Ακτινογραφική έδρα 5. Γεννήτρια ακτίνων-X 6. Ανιχνευτής DR 7. Ακτινογραφική επιτοίχια βάση (Εγχειρίδιο Χρήστη 3261I EL 20200706 1455,σελ 16)

5.2 Ανάρτηση οροφής



Εικόνα 22: 1.Εγκάρσιες ράγες 2.Διαμήκειες ράγες 3.Φορέας 4. Τηλεσκόπιο 5. Μονάδα κεφαλής λυχνίας ακτίνων X 6.Οθόνη κεφαλής σωλήνα 7. Σκόπευτρο (Εγχειρίδιο Χρήστη 3261I EL 20200706 1455, σελ 115)

Η ανάρτηση οροφής του προσφερόμενου ακτινολογικού μηχανήματος, η ακτινολογική τράπεζα καθώς και το όρθιο bucky διαθέτουν σύστημα αυτόματης τοποθέτησης (auto positioning), αυτόματης επικέντρωσης - σκόπευσης (auto centering) του συστήματος λυχνίας- bucky ανάλογα με τις παραμέτρους έκθεσης και τα ανατομικά προγράμματα. Επίσης διαθέτει αυτόματο αμφίδρομο συγχρονισμό (auto tracking) για την ακτινολογική τράπεζα και για το όρθιο bucky. Για την αυτόματη τοποθέτηση της λυχνίας χρειάζεται μόνο η εισαγωγή του ανατομικού προγράμματος από την οθόνη που βρίσκεται στην κεφαλή της λυχνίας ή την οθόνη του σταθμού λήψης και επεξεργασίας εικόνας NX Workstation

Οι Διαμήκειες Ράγες μπορούν να έχουν κατ'επιλογή μήκος 3.5m, 4m, 4.5m, 5.5m, 6m. Ενώ οι εγκάρσιες Ράγες (Γέφυρα) κατ' επιλογή 2.5m, 3m, 3.5m,4m

Η ανάρτηση οροφής του σύγχρονου ψηφιακού ακτινολογικού μηχανήματος προσφέρει

- ✓ Μηχανοκίνητες και ελεγχόμενες από υπολογιστή κινήσεις σε τρεις μεταβιβαστικούς (X1, Y1, Z1) και δύο περιστροφικούς ($\alpha 1$, $\beta 1$) άξονες
- ✓ Ταχύτητα: 10 cm / δευτερ.
- ✓ Μηχανοκίνητη υποστήριξη για μετακινήσεις με το χέρι

Αυτόματο σκόπευτρο

Το σκόπευτρο ορίζει το πεδίο έκθεσης και το εμφανίζει μέσω ενός πεδίου φωτός (γραμμή λείζερ) για την ευθυγράμμιση του σκοπέυτρου με το δέκτη εικόνας. Το σκόπευτρο παρέχει φιλτράρισμα ακτίνων X χρησιμοποιώντας τα ενσωματωμένα φίλτρα χαλκού και αλουμινίου ή εισάγοντας ένα φίλτρο στις ράγες. Διατίθεται προαιρετικά ένας ενσωματωμένος στο σκόπευτρο μετρητής DAP (Μετρητής γινομένου δόσης επιφανείας). Το σκόπευτρο έχει δυνατότα περιστροφής $\pm 90^\circ$ προκειμένου να πραγματοποιηθεί η επιθυμητή λήψη.

Διαθέτει τρία LED στο μπροστινό πάνελ υποδεικνύουν τη μορφή λειτουργίας του συστήματος

- ο Ένδειξη Αυτόματης Λειτουργίας (Πράσινο)
- ο Ένδειξη μη ετοιμότητας συστήματος (Κόκκινο)
- ο Ένδειξη Χειροκίνητης Λειτουργίας (Κίτρινο)

Οθόνη κεφαλής σωλήνα

Πρόκειται για μια οθόνη αφής η οποία βρίσκεται στην ανάρτηση οροφής του σύγχρονου ακτινολογικού μηχανήματος. Μέσω της οθόνης αυτής είναι ορατά στον τεχνολόγο που πραγματοποιεί την εξέταση τα δεδομένα του εξεταζόμενου, η επισκόπηση της εξέτασης, το πλαίσιο κατάστασης συσκευής αλλά και των μηνυμάτων (συνήθως σφάλματος). Επίσης μέσω της οθόνης μπορεί κανείς να δει τα εικονικά χειριστήρια τοποθέτησης αλλά και της γεννήτριας, το παράθυρο προεπισκόπησης της εικόνας και η περιστροφή προβολής ανάλογα με τη θέση της λυχνίας. (Εγχειρίδιο Χρήστη 3261I EL 20200706 1455, σελ 26)



Εικόνα 23: Στη κύρια οθόνη μπορεί κανείς να δει: (Εγχειρίδιο Χρήστη 3261I EL 20200706 1455, σελ 117)

1.Στοιχεία ασθενούς 2.Γραμμή κατάστασης με τύπο εξέτασης και εικονίδιο κατάστασης 3.Θέση διαδικασίας 4. Διακόπτη ανιχνευτή DR 5.Κατάσταση φίλτρου 6.Κατάσταση πλέγματος 7.Απόσταση εικόνας προέλευσης (SID) 8.Γωνία λυχνίας ακτίνων X (άλφα) 9. Ρύθμιση σκοπεύτρου 10. Παρακολούθηση τοποθέτησης 11. Κεντράρισμα θέση 12.Ακτινογραφικές παράμετροι 13. Αυτόματη τοποθέτηση 14. Προεπισκόπηση εικόνας 15. Εργαλεία . (Εγχειρίδιο Χρήστη 3261I EL 20200706 1455)

5.3 Ακτινογραφική έδρα

Η ακτινογραφική έδρα του σύγχρονου ψηφιακού μηχανήματος χρησιμοποιείται για την τοποθέτηση του ασθενούς σε οριζόντια ή καθιστή θέση. Έχει την δυνατότητα κίνησης κατά πλάτος, μήκος και ύψος και είναι κατασκευασμένη από υλικό το οποίο προκαλεί την ελάχιστη δυνατή εξασθένηση ακτινοβολίας όπως για παράδειγμα το Αλουμίνιο. Συνήθως, μια ακτινογραφική έδρα έχει διαστάσεις με μήκος πάνω από δυο μέτρα και πλάτος γύρω στα 80 cm ώστε να μην υπάρχει περιορισμός του μεγέθους των ασθενών. Επιπλέον, η κίνηση κατά υψός είναι πολύ σημαντική καθώς βοηθάει ιδιαίτερα έναν ασθενή ο οποίος είναι υπό την επίρεια του πόνου να ανέβει στην τράπεζα και να πραγματοποιήσει την εξέταση. Οι έδρες έχουν κινούμενη πλέουσα επιφάνεια ώστε να τοποθετείται σε κατάλληλη θέση ανάλογα με το είδος της εξέτασης. Διαθέτει διακόπτες για διαμήκη ανίχνευση θέσης τραπεζιού και στις δύο πλευρές της επιφάνειας του τραπεζιού προκειμένου να αποφευχθεί η σύγκρουση με αντικείμενα και στις δύο πλευρές του τραπεζιού, κάτω από την επιφάνειά του. Εξίσου σημαντική είναι η δυνατότητα της έδρας του σύγχρονου ψηφιακού συστήματος να δέχεται υπέρβαρους ασθενείς καθώς το μέγιστο επιτρεπόμενο βάρος της είναι 300kg. Στο κάτω μέρος της τράπεζα υπάρχει μια διάταξη με μορφή συρταρίου μέσα στο οποίο τοποθετείται ο ανιχνευτής (flat panel) είτε η ακτινολογική κασέτα. Η τεχνολογία του σύγχρονου μηχανήματος και η ιδιότητα του να είναι ψηφιακό του

επιτρέπει τη χρήση ανιχνευτών με 3 διαφορετικά μεγέθη , ανάλογα με την εξέταση η οποία πραγματοποιείται. Τα μεγέθη αυτά είναι 25*30, 35*43cm και 43*43cm και θα αναλυθούν παρακάτω στην εκτενή αναφορά για τον ψηφιακό ανιχνευτή. (Εγχειρίδιο Χρήστη 3261I EL 20200706 1455)

Αποτελείται από :

- ✓ Επιφάνεια έδρας ακτινογραφικής έδρας
- ✓ Χειρολαβές ασθενούς
- ✓ Πλευρική υποδοχή κασέτας
- ✓ Στρώμα
- ✓ Λωρίδα συμπίεσης
- ✓ Δεύτερο σετ πεντάλ



Εικόνα 24: 1. Bucky 2. Πεντάλ μετατόπισης επιφάνειας έδρας 3. Μπλέ ενδεικτική λυχνία LED για ενεργό σταθμό εργασίας, 4. Καλύμματα τραπέζιου 5. Κουμπί διακοπής έκτακτης ανάγκης 6. Επιφάνεια έδρας (Εγχειρίδιο Χρήστη 3261I EL 20200706 1455, σελ 135)

Επίσης, για την πραγματοποίηση ολόσωμων ακτινογραφιών επί κλίνης (Full Leg/Full Spine) διατίθεται ειδικό εξάρτημα που τοποθετείται πάνω στο τραπέζι.

Bucky

Το bucky είναι εγκατεστημένο στην ακτινοδιαγνωστική τραπέζα και στην επιτοίχια βάση. Μέσω σε αυτό τοποθετείται η κασέτα ή ο ψηφιακός ανιχνευτής προκειμένου να πραγματοποιηθεί η αποτύπωση της ακτινολογικής εικόνας. Το bucky διαθέτει μηχανισμό σύσφιξης και περιστροφής για τη κασέτα και το φορητό ανιχνευτή.

Αντισκεδαστικά πλέγματα

Στο bucky της ακτινοδιαγνωστικής τράπεζας αλλά και της επιτοίχιας βάσης τοποθετούνται αντισκεδαστικά πλέγματα . Τα πλέγματα χρησιμοποιούνται για τη μείωση της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας και τη βελτίωση της ποιότητας εικόνας. Τα πλέγματα μπορούν εύκολα να

αφαιρεθούν από την πλάκα στην επιτοίχια βάση ή στο τραπέζι. Είναι κατασκευασμένα από ίνες άνθρακα και έχουν ένα έγχρωμο πλαίσιο που περιλαμβάνει χειρολαβή για εύκολη τοποθέτηση και αφαίρεση στην πλάκα.

Η επισήμανση περιλαμβάνει:

- ✓ Επισήμανση απόστασης
- ✓ Ένδειξη πλευράς λυχνίας
- ✓ Ένδειξη κεντρικής γραμμής
- ✓ Δεν είναι δυνατή η εσφαλμένη εισαγωγή

Η λειτουργία ανίχνευσης πλέγματος της πλάκας ανιχνεύει τον τύπο του πλέγματος και αν το πλέγμα είναι σωστά τοποθετημένο στην πλάκα. Η κατάσταση πλέγματος στην κονσόλα λογισμικού ή στην οθόνη αφής της κεφαλής λυχνίας αντανακλά αν το εισαγόμενο πλέγμα είναι κατάλληλο για την επιλεγμένη έκθεση και την τρέχουσα SID. Μετά τη λήψη της εικόνας, τα πλέγματα μπορούν να τοποθετηθούν σε ειδική θήκη μέχρι την επόμενη χρήση τους. . (Εγχειρίδιο Χρήστη 3261I EL 20200706 1455)

5.4 Ακτινογραφική επιτοίχια βάση

Η ακτινογραφική επιτοίχια βάση χρησιμοποιείται για την τοποθέτηση ασθενών σε όρθια ή καθιστή θέση σε σχέση με το bucky για έκθεση. Αποτελείται από :

- ✓ Πρόσοψη της επιτοίχιας ακτινογραφικής βάσης
- ✓ Επάνω στήριγμα βραχίονα
- ✓ Χειρολαβές ασθενούς
- ✓ Κουμπί για ενεργοποίηση του φωτός σκοπεύτρου και στις δύο πλευρές
- ✓ Bucky (βλέπετε την αντίστοιχη παράγραφο στην ενότητα 5.2 Ακτινοδιαγνωστική τράπεζα)



(Εγχειρίδιο Χρήστη 3261I EL 20200706 1455, σελ 149)

Επίσης, για την πραγματοποίηση ολόσωμων ακτινογραφιών επί κλίνης (Full Leg/Full Spine) διατίθεται ειδικό εξάρτημα που τοποθετείται πάνω στην επιτοίχι βάση και επιτρέπει την ολόσωμη απεικόνιση.

5.5 Γεννήτρια ακτίνων-X & Λυχνία ακτίνων X

Η γεννήτρια ακτίνων X παρέχει την ηλεκτρική ισχύ για την ενεργοποίηση του σωλήνα ακτίνων X και επιτρέπει την επιλογή ενέργειας ακτίνων X, ποσότητας ακτίνων X και χρόνου έκθεσης. Τα κύρια εσωτερικά εξαρτήματα της γεννήτριας περιλαμβάνουν μετασχηματιστές, διόδους και κυκλώματα ανορθωτή, κυκλώματα νήματος και στάτη, διακόπτες χρονοδιακόπτη, και kilovolt και milli αμπερόμετρα. Μονοφασικές, τριφασικές, υψηλής συχνότητας και σταθερές γεννήτριες παράγουν διαφορετικές κυματομορφές τάσης και φάσματα ακτίνων X. Τα υποσυστήματα φωτοτιμερούς και αυτόματου ελέγχου φωτεινότητας μετρούν το περιστατικό έκθεσης σε ακτινοβολία στον υποδοχέα εικόνας για να δώσουν στιγμιαία ανατροφοδότηση για βέλτιστες πυκνότητες ακτινογραφίας φιλμ και φθοριοσκοπική φωτεινότητα εικόνας, αντίστοιχα. Στην κονσόλα ελέγχου της γεννήτριας, ο χειριστής καθορίζει την τάση του σωλήνα, το ρεύμα του σωλήνα, το χρόνο έκθεσης, την πυκνότητα του φιλμ φωτομερούς, την απόκτηση πλακάτου φιλμ και τις φθοροσκοπικές παραμέτρους. Η επιλογή της ισχύος και των επιλογών της γεννήτριας εξαρτάται από την προβλεπόμενη κλινική χρήση. Το εστιακό μέγεθος του σωλήνα ακτίνων X και η ικανότητα φόρτωσης ισχύος πρέπει να ταιριάζουν με τις απαιτήσεις της γεννήτριας ακτίνων X και της κλινικής απεικόνισης. Τα διαγράμματα βαθμολογίας μεμονωμένης και πολλαπλής έκθεσης, καθώς και τα θερμικά χαρακτηριστικά διαγράμματα ανόδου και περιβλήματος υποδεικνύουν ρυθμούς εισόδου ισχύος και διασκορπισμού ειδικά για γεννήτρια και στόχους και

περίβλημα σωλήνων ακτίνων X. Συνήθως, για το περιγραφόμενο σύγχρονο ψηφιακό ακτινολογικό μηχάνημα χρησιμοποιούνται γεννήτριες της τάξης των 50kW,65kW,80kW, οι οποίες συνδέονται με τη ανάλογη διπλοεστιακή λυχνία. Είναι πολύ σημαντικό η ισχύς της λυχνίας να είναι μεγαλύτερη από αυτή της γεννήτριας. . (Εγχειρίδιο Χρήστη 3261I EL 20200706 1455)

5.6 Σταθμός εργασίας

Ο σταθμός εργασίας του σύγχρονου ψηφιακού ακτινολογικού μηχανήματος αποτελείται από έναν υπολογιστική τελευταίας τεχνολογίας μαζί με μια οθόνη ιατρικής χρήσης, ποντίκι και πληκτρολόγιο. Με την χρήση κατάλληλου λογισμικού, μπορεί να γίνει κατάλληλη επεξεργασία της ακτινογραφίας έχοντας ως στόχο να βελτιωθεί η ποιότητα της, η ευκρίνεια και όλα τα χαρακτηριστικά. Οι παράμετροι ακτίνων X ελέγχονται μέσω της κονσόλας λογισμικού στον σταθμό εργασίας .Η κονσόλα λογισμικού είναι διαθέσιμη στον σταθμό εργασίας, για τον συγχρονισμό των παραμέτρων έκθεσης σε ακτίνες-X ανάμεσα στην εφαρμογή λογισμικού και τη γεννήτρια. Πιο αναλυτικά, ορισμένες εφαρμογές των σταθμών εργασίας είναι η Επεξεργασία και Προεπισκόπηση Εικόνων, η Ανίχνευση και καταστολή της εμφάνισης των γραμμών του αντιδιαχυτικού διαφράγματος, η Ανάδειξη υποεκτεθειμένων εικόνων-Μείωση Θορύβου, η Περιστροφή- Αντικατοπτρισμός/ Μεγέθυνση/ Ηλεκτρονική Περικοπή της Εικόνας, Δυναμικό Εύρος Έκθεσης (ανάδειξη οστικής δοκίδωσης και μαλακών μορίων) και πολλά άλλα.

Επιπλέον, τα σύγχρονα λογισμικά διαθέτουν γραφική ένδειξη δόσης ακτινοβολίας, με μορφή ράβδου απόκλισης και είναι εφοδιασμένα με ειδικά φίλτρα επεξεργασίας και διασφάλισης ποιότητας, η αριθμητική τιμή των οποίων, διευκολύνει τον χειριστή στην παρακολούθηση και διόρθωση της ποιότητας της εικόνας. Οι παράμετροι αυτές προρυθμίζονται κατά την εγκατάσταση του συστήματος ώστε να εναρμονιστούν με τον τρόπο λειτουργίας του ακτινολογικού. Με τη λειτουργία αυτή επιτυγχάνετε λεπτομερή παρακολούθηση των δόσεων των εξετάσεων και έλεγχεται η ποιότητα του όλου συστήματος. Ακόμα μέσω του λογισμικού τόσο τα στοιχεία του ασθενή όσο και της εξέτασης εισάγονται και εξάγονται στην Ελληνική και στην Αγγλική γλώσσα για την εύρυθμη λειτουργία του ακτινολογικού. Επίσης έχει τη δυνατότητα να συνδέεται με όλα τα συστήματα pacs (Picture Archiving and Communication System) και τους εκτυπωτές φίλμ που είναι εγκατεστημένοι στο νοσοκομείο, ενσύρματα αλλά και ασύρματα.Ο ίδιος υπολογιστής είναι συνδεδεμένος με τη γεννήτρια για τον καθορισμό και τον έλεγχο όλων των στοιχείων έκθεσης. Η εισαγωγή των δημογραφικών

στοιχείων των εξεταζομένων αλλά και του είδους της εξέτασης μπορεί να γίνει αυτόματα μέσω του συστήματος RIS (Radiology Information System) ή χειροκίνητα. Τα προεγκατεστημένα ανατομικά προγράμματα βρίσκονται στο σταθμού λήψης και επεξεργασίας εικόνας και είναι ταξινομημένα ηλικιακά και κατά βάρος. Αρχικά επιλέγεται αυτόματα η ηλικιακή ομάδα ή ομάδα βάρους του εξεταζόμενου . Στη συνέχεια, κάθε ανατομική ομάδα περιέχει διαφορετικές εξετάσεις όπου ορίζονται αυτόματα οι παράμετροι έκθεσης, η θέση της λυχνίας (απόσταση-κλίση) και επιλέγεται ο τρόπος που θα γίνει η εξέταση (ακτινοδιαγνωστική τράπεζα, όρθιο bucky ή ελεύθερες λήψεις).
(Εγχειρίδιο Χρήστη 3261I EL 20200706 1455)

5.7 Ανιχνευτές (flat panel)

Ο ανιχνευτής DR είναι μια ασύρματη συσκευή ψηφιακής ακτινογραφικής απεικόνισης ακτίνων-Χ, ο οποίος αναφέρεται συνήθως ως ανιχνευτής μεγάλης επιφάνειας (flat panel). Έχει σχεδιαστεί για γενικές ακτινολογικές εφαρμογές και αποτελεί αναπόσπαστο κομμάτι μιας καλής ακτινογραφίας μιας και αυτός είναι που κάνει περιγραφόμενο μηχάνημα ψηφιακό.

Ο ανιχνευτής DR είναι ένα στοιχείο που μπορεί είτε να ενσωματωθεί σε ένα σύστημα ακτίνων-Χ το οποίο επικοινωνεί με έναν σταθμό εργασίας (να τοποθετηθεί στο bucky της ακτινολογικής τράπεζας ή της επιτοίχιας βάσης) είτε επικοινωνεί με έναν σταθμό εργασίας πραγματοποιώντας ελεύθερες λήψεις.

Ασύρματοι και Ενσύρματοι Ανιχνευτές

Οι περισσότεροι ανιχνευτές μπορούν να λειτουργούν είτε ασύρματη είτε ενσύματα.

Η ασύρματη επικοινωνία παρέχεται μεταξύ της εσωτερικής ασύρματης μονάδας του ανιχνευτή DR και του σταθμού εργασίας μέσω του σημείου ασύρματης πρόσβασης. Για τους ασύρματους προσφέρεται φορτιστής μπαταρίας προκειμένου να βρίσκονται συνεχώς σε λειτουργία καθώς και το κατάλληλο router για την αποστολή της εικόνας στο σταθμό εργασίας.. Η διάρκεια φόρτισης των περισσότερων ορίζεται σε 3ώρες.

Είδη ανιχνευτών

Κατά κύριο λόγο υπάρχουν τρία (3) μεγέθη ανιχνευτών: 10x12 inch (24x30cm), 14x17 inch (35x43cm), 17x17inch (43x43). Παρόλα αυτά, λόγω του ISO4090 είναι όλοι τους συμβατοί με όλα τα bucky των ακτινολογικών μηχανημάτων. Οι ανιχνευτές τοποθετούνται στο bucky είτε οριζόντια είτε κάθετα ανάλογα με την ανατομική δομή που πρόκειται να εξεταστεί (για τον ανιχνευτή 17x17inch η τοποθέτηση είναι πάντα ίδα καθώς είναι τετράγωνος).

Επίσης, τα flat panel διατίθεται με δυο διαφορετικές οθόνες μετατροπής CsI (Cesium Iodide) και GOS (Gadolinium Oxysulphide).

Ξεκινώντας το CsI (Cesium Iodide) είναι η πιο συνηθισμένη και χρησιμοποιημένη τεχνολογία. Αποτελείται από οινώδεις κρυστάλλους και μετατρέπουν κατευθείαν τις ακτίνες X σε ηλεκτρικό σήμα χωρίς την ύπαρξη φωτός. Όσο φως δημιουργείται αποθηκεύεται στους κρυστάλλους. Συνεπώς οι ανιχνευτές αυτοί διαθέτουν υψηλή διακριτική ικανότητα και χαμηλή φωτεινότητα. Οι ανιχνευτές CsI χρειάζονται βαθμονόμηση μια φορά το χρόνο.

Στη συνέχεια η οθόνη μετατροπής GOS (Gadolinium Oxysulphide) αποτελείται από κοκκώδες υλικό. Χρησιμοποιείται κυρίως για παιδιατρικές λήψεις καθώς το γαδολίνιο έχει μεγάλο ατομικό αριθμό και άρα μεγάλο συντελεστή εξασθένησης. Έτσι έχει την δυνατότητα να απορροφά μεγάλη ποσότητα ακτινοβολίας και άρα υπάρχει μεγαλύτερη φωτεινότητα. Παρόλα αυτά, λόγω της υψηλής διάχυσης φωτός υπάρχει λιγότερη διακριτική ικανότητα από ότι με το ιωδιούχο κέσιο (CsI). Η βαθμονόμηση των ανιχνευτών αυτών γίνεται άπαξ, κατά την εγκατάσταση. (Εγχειρίδιο Χρήστη 3261I EL 20200706 1455).

5.8 Συντήρηση σύγχρονου ψηφιακού ακτινολογικού μηχανήματος

Το σύγχρονο ψηφιακό ακτινολογικό μηχάνημα απαιτεί ανά τακτά χρονικά διαστήματα συντήρηση στην ακτινογραφική έδρα, στην ακτινογραφική επιτοίχια βάση και της μονάδας κεφαλής λυχνίας ακτίνων X.

Η μονάδα ακτίνων X και όλα τα στοιχεία απαιτούν τακτική συντήρηση για να εξασφαλίζεται ότι ο εξοπλισμός είναι ασφαλής και λειτουργεί αξιόπιστα. Είναι σημαντικό να αναφερθεί ότι η λειτουργία σε μη ασφαλείς συνθήκες ενέχει τον κίνδυνο έκθεσης σε ακτινοβολία και τραυματισμού ασθενούς ή/και χειριστή. Επιπλέον, τυχόν φθορά του εξοπλισμού λόγω υπερβολικά μεγάλων διαστημάτων μεταξύ των σέρβις μπορεί να προκαλέσει τραυματισμούς και

υλικές ζημιές λόγω φθαρμένων και μη ασφαλών τμημάτων. Επίσης μεγάλη σημασία παίζει η ποιότητα των ανταλλακτικών που τοποθετούνται καθώς η χρήση λάθος ή ελαττωματικών ανταλλακτικών μπορεί να έχει αρνητικά αποτελέσματα όσον αφορά στην ασφάλεια του συστήματος και να προκαλέσει φθορές, δυσλειτουργίες ή γενική βλάβη του συστήματος. Έτσι λοιπόν, πρέπει να χρησιμοποιούνται μόνο τα αυθεντικά ανταλλακτικά τα οποία θα παρέχονται από τον κατασκευαστή.

Πέραν όμως από το μηχανικό κομμάτι, η συντήρη είναι απαραίτητη και στο κομμάτι του λογισμικού. Τυχόν εσφαλμένες μεταβολές, προσθήκες, εργασίες συντήρησης ή επισκευής του συστήματος ή του λογισμικού μπορεί να προκαλέσουν τραυματισμούς, ηλεκτροπληξία και βλάβη του εξοπλισμού. Η ασφάλεια είναι εγγυημένη μόνο όταν οι μεταβολές, οι προσθήκες, συντήρηση ή οι επισκευές πραγματοποιούνται από μηχανικό επιτόπιου σέρβις πιστοποιημένο από την αρμόδια εταιρία.

Συντήρηση από το χρήστη

Έλεγχος ευκολίας μετακινήσεων	Καθημερινά
Έλεγχος λειτουργίας των στοιχείων ελέγχου χειρισμού	Καθημερινά
Έλεγχος σημάνσεων και προειδοποιητικών σημάτων	Καθημερινά
Έλεγχος σταθερών ήπιων μετακινήσεων	Καθημερινά
Έλεγχος ασφαλούς αποδέσμευσης και κλειδώματος των φρένων	Καθημερινά
Προθέρμανση λυχνίας ακτίνων X	Καθημερινά
Έλεγχος όλων των καλωδίων και των συνδέσεων για ζημιά ή σπασμένα καλώδια.	Μία φορά την εβδομάδα
Προσαρμογή-προετοιμασία της λυχνίας ακτίνων X	Όταν η λυχνία ακτίνων X δεν έχει χρησιμοποιηθεί για περισσότερο από μία εβδομάδα.

	Πριν την πραγματοποίηση εκθέσεων με χρήση τάσης 120 kV ή άνω
--	--

Περιοδική συντήρηση

Όλα τα χαλύβδινα καλώδια της ακτινογραφικής επιτοίχιας βάσης πρέπει να αντικαθίστανται για τη διατήρηση της λειτουργίας χωρίς σφάλματα και τη διασφάλιση της ασφάλειας του ασθενούς και του χειριστή	Κάθε 36 μήνες
Ο εξισοροποιητής πρέπει να αντικαθιστάται.	Κάθε 5 χρόνια ή μετά από 375.000 κύκλους, όποιο από τα δύο συμβεί πρώτο
Αντικατάσταση της μπαταρίας μεγέθους κέρματος της γεννήτριας ακτίνων X	Κάθε 36 μήνες
Πρέπει να εκτελείται τεχνική συντήρηση του εξοπλισμού για να διατηρείται λειτουργία χωρίς σφάλματα και να διασφαλίζεται η ασφάλεια ασθενούς και χειριστή.	Μία φορά το χρόνο ή μετά από 75.000 κύκλους, όποιο από τα δύο συμβεί πρώτο
Όλα τα χαλύβδινα καλώδια της μονάδας κεφαλής λυχνίας ακτίνων X και της ακτινογραφικής επιτοίχιας βάσης πρέπει να ελέγχονται	Μία φορά το χρόνο ή μετά από 75.000 κύκλους, όποιο από τα δύο συμβεί πρώτο

Διάρκεια ζωής

Αναμενόμενη διάρκεια ζωής της μονάδας ακτίνων X	10 έτη
---	--------

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

Ξενόγλωσση

Anastasios V. Kozompolis "Assessment of errors and quantification of the required Planning Target Volume margins for Image Guided Radiation Therapy: a study of three major Greek hospitals"

Barber, Jeffrey, et al. "Comparison of automatic image registration uncertainty for three IGRT systems using a male pelvis phantom." *Journal of applied clinical medical physics* 17.5 (2016): 283-292.

Glowacki, G., et al. "Daily image-guidance in prostate cancer radiotherapy—implications for treatment margins." *Neoplasma* 62.2 (2015): 326-331.

J. Soltes, L. Viererbl, Z. Lahodova, M. Koleska and M. Vins, "Thermal neutron filter design for the neutron radiography facility at the LVR-15 reactor," 2015 4th International Conference on Advancements in Nuclear Instrumentation Measurement Methods and their Applications (ANIMMA), 2015, pp. 1-4, doi: 10.1109/ANIMMA.2015.7465569.

L. D. Novovic, V. S. Ostojic, D. S. Starcevic and V. S. Petrovic, "Automatic Calibration Marker Detection for Radiography Images," 2018 26th Telecommunications Forum (TELFOR), 2018, pp. 1-4, doi: 10.1109/TELFOR.2018.8611868.

M. Balasko, E. Svab and G. Endrczy, "Comparison of neutron radiography with other nondestructive methods," in *IEEE Transactions on Nuclear Science*, vol. 52, no. 1, pp. 330-333, Feb. 2005, doi: 10.1109/TNS.2005.843648.

M. Hain, J. Bartl and V. Jacko, "Use of X-ray microtomography and radiography in cultural heritage testing," 2017 11th International Conference on Measurement, 2017, pp. 119-122, doi: 10.23919/MEASUREMENT.2017.7983550.

M. Huang, Z. Ting and S. Guo, "Carina detection on chest radiography," 2013 1st International Conference on Orange Technologies (ICOT), 2013, pp. 127-130, doi: 10.1109/ICOT.2013.6521174.

McGarry, C. K., et al. "An analysis of geometric uncertainty calculations for prostate radiotherapy in clinical practice." *The British journal of radiology* 82.974 (2009): 140-147.

Meijer, Gert J., et al. "What CTV-to-PTV margins should be applied for prostate irradiation? Four-dimensional quantitative assessment using model-based deformable image registration

techniques." *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics* 72.5 (2008): 1416-1425.

Rudat, Volker, et al. "Image-guided intensity-modulated radiotherapy of prostate cancer." *Strahlentherapie und Onkologie* 192.2 (2016): 109-117.

S. P. Osipov et al., "Estimation of Parameters of Digital Radiography Systems," in *IEEE Transactions on Nuclear Science*, vol. 65, no. 10, pp. 2732-2742, Oct. 2018, doi: 10.1109/TNS.2018.2870162.

S. Vedantham and A. Karellas, "Modeling the Performance Characteristics of Computed Radiography (CR) Systems," in *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 29, no. 3, pp. 790-806, March 2010, doi: 10.1109/TMI.2009.2036995.

Sato, Hiraku, et al. "Superiority of a soft tissue-based setup using cone-beam computed tomography over a bony structure-based setup in intensity-modulated radiotherapy for prostate cancer." *Journal of applied clinical medical physics* 16.5 (2015): 239-245.

T. Maruyama and H. Yamamoto, "Positioning simulator of radiography," 2010 *IEEE International Conference on Imaging Systems and Techniques*, 2010, pp. 161-165, doi: 10.1109/IST.2010.5548521.

Thongphiew, Danthai, et al. "Comparison of online IGRT techniques for prostate IMRT treatment: adaptive vs repositioning correction." *Medical physics* 36.5 (2009): 1651-1662.

V. Ostojić, Đ. Starčević and V. Petrović, "Artifact reduction in multiscale contrast enhancement for digital radiography," 2014 *22nd Telecommunications Forum Telfor (TELFOR)*, 2014, pp. 513-516, doi: 10.1109/TELFOR.2014.7034459.

van Herk, Marcel, et al. "The probability of correct target dosage: dose-population histograms for deriving treatment margins in radiotherapy." *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics* 47.4 (2000): 1121-1135.

Van Herk, Marcel. "Errors and margins in radiotherapy." *Seminars in radiation oncology*. Vol. 14. No. 1. WB Saunders, 2004.

van Herk, Marcel. "Margins and margin recipes." *Uncertainties in External Beam Radiation Therapy*. Madison, WI: Medical Physics Publishing (2011): 169-190.

Ελληνόγλωσση

Γενική ηλεκτρονική τόμος Α,Κ.Α. Καρύμπακα σελ.133 3 Κβαντομηχανική Ι, Στέφανος Τραχανάς σελ.329 (8.14)

Εισαγωγή στην πυρηνική φυσική, W.N. Cottingham, D.A. Greenwood, 2002, Αθήνα, σελ.59

Τιμές ενεργών δόσεων [UNSCEAR Report 2000] και διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς (ΔΕΑ) για τυπικές ακτινολογικές εξετάσεις, όπως έχουν εκδοθεί από το ΔΟΑΕ, την Ευρωπαϊκή Ένωση και την ΕΕΑΕ

Οδηγός μελέτης για τις Βασικές Ακτινοβολικές προβολές, Κουμαριανός Δημήτρης, 2015

Εγχειρίδιο Χρήστη 32611 EL 20200706 1455

Ακτινοδιαγνωστική, Ι.Κανδαράκης, 2007

Σημειώσεις του Καθηγητή Παναγιώτη Λιαπαρίνου, Ιοντίζουσες Ακτινοβολίες, 2018

Διαδικτυακές πηγές

<https://www.history.com/this-day-in-history/german-scientist-discovers-x-rays>

<https://eeae.gr/%CE%B1%CF%83%CF%86%CE%AC%CE%BB%CE%B5%CE%B9%CE%B1%CE%BA%CF%84%CE%B9%CE%BD%CE%BF%CE%B2%CE%BF%CE%BB%CE%B9%CF%8E%CE%BD/%CE%B5%CF%80%CE%B1%CE%B3%CE%B3%CE%B5%CE%BB%CE%BC%CE%B1%CF%84%CE%B9%CE%BA%CE%AE-%CE%AD%CE%BA%CE%B8%CE%B5%CF%83%CE%B7/%CF%8C%CF%81%CE%B9%CE%B1-%CE%B4%CF%8C%CF%83%CE%B5%CF%89%CE%BD>

Μαθήματα Ακτινοπροστασίας για χειριστές ιατρικών μηχανημάτων Ιοντίζουσών ακτινοβολιών , Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας ,σελ 18-27

file:///C:/Users/Myrto/AppData/Local/Temp/info_ekpaideytiko%20yliko_june2011.pdf

http://www.physics.ntua.gr/ergasthria/askhseis_ergasthron/efsy_askhsh_1.pdf σελ 2

https://repository.kallipos.gr/bitstream/11419/3603/1/06_Chapter_5.pdf, σελ 9

[https://nemertes.lis.upatras.gr/jspui/bitstream/10889/3682/1/Nimertis_Ladia\(i\).pdf](https://nemertes.lis.upatras.gr/jspui/bitstream/10889/3682/1/Nimertis_Ladia(i).pdf) σελ 13