



ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΙΑΤΡΙΚΗΣ

Μεταπτυχιακή Διπλωματική Εργασία

**«ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑ ΚΑΙ ΤΡΟΠΟΙ ΜΕΙΩΣΗΣ ΤΗΣ ΔΟΣΗΣ ΣΤΟΥΣ ΑΣΘΕΝΕΙΣ ΣΤΗΝ
ΕΠΕΜΒΑΤΙΚΗ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑ»**

**«DOSIMETRY AND DOSE REDUCTION METHODS IN INTERVENTIONAL
RADIOLOGY PATIENTS »**

υπό

ΕΥΑΝΘΙΑ ΜΑΝΙΑΔΑΚΗ

Υπεβλήθη για την εκπλήρωση μέρους των
απαιτήσεων για την απόκτηση του
Διπλώματος Μεταπτυχιακών Σπουδών
«Φυσικές Αρχές Βιοϊατρικής Απεικόνισης και Ακτινοπροστασίας»

Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή
Τσούγκος Ιωάννης, Καθηγητής, Τμήμα Ιατρικής ΠΘ
Βλυχού Μαριάννα, Καθηγήτρια, Τμήμα Ιατρικής ΠΘ
Θεοδώρου Κυριακή, Καθηγήτρια, Τμήμα Ιατρικής ΠΘ

Λάρισα, 2025

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Θα ήθελα να εκφράσω τις ειλικρινείς μου ευχαριστίες στον επιβλέποντα καθηγητή μου και διευθυντή του μεταπτυχιακού προγράμματος, καθ. Τσούγκο Ιωάννη για την καθοδήγηση και την εμπιστοσύνη που μου έδειξε καθ' όλην τη διάρκεια της εκπόνησης της παρούσας διπλωματικής εργασίας.

Επιπλέον, θα ήθελα να ευχαριστήσω όλους τους καθηγητές του μεταπτυχιακού προγράμματος για την εξαιρετική τους δουλειά, το υψηλό επίπεδο διδασκαλίας και τη μεταδοτικότητα των γνώσεών τους. Η ακαδημαϊκή εμπειρία που μου προσέφεραν αποτέλεσε πηγή έμπνευσης και εξέλιξης σε προσωπικό και επιστημονικό επίπεδο.

Ευχαριστώ επίσης την Δήμητρα Τσιβάκα, Φυσικός Ιατρικής, MSc, PhD, Επιστημονικό προσωπικό του ΠΜΣ για την καθοδήγηση και την ενθάρρυνση που μου προσέφερε κατά τη διάρκεια των σπουδών και της διπλωματικής μου εργασίας, η συμβολή της υπήρξε καθοριστική στην επιστημονική πορεία της εργασίας αυτής.

Τέλος, οφείλω ένα μεγάλο ευχαριστώ στην οικογένειά μου και στους φίλους μου για την αμέριστη υποστήριξη, την κατανόηση και την ενθάρρυνση που μου παρείχαν καθ' όλην τη διάρκεια των σπουδών μου.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η επεμβατική ακτινολογία έχει καθιερωθεί ως ένας από τους πιο δυναμικά εξελισσόμενους κλάδους της σύγχρονης ιατρικής, προσφέροντας τη δυνατότητα διαγνωστικών και θεραπευτικών παρεμβάσεων με ελάχιστα επεμβατικό χαρακτήρα. Η διαρκής τεχνολογική πρόοδος έχει συμβάλει καθοριστικά στην αύξηση της ακρίβειας και της αποτελεσματικότητας των επεμβάσεων, συνοδεύεται όμως από αυξημένη έκθεση των ασθενών σε ιοντίζουσα ακτινοβολία. Στο πλαίσιο αυτό, η ακριβής εκτίμηση της απορροφούμενης δόσης και η λήψη μέτρων ακτινοπροστασίας καθίστανται κρίσιμοι παράγοντες για την ασφάλεια και την ποιότητα των παρεμβάσεων.

Η παρούσα μεταπτυχιακή εργασία εξετάζει συστηματικά τις βασικές φυσικές αρχές της αλληλεπίδρασης της ακτινοβολίας με την ύλη, τις βιολογικές επιδράσεις της ιοντίζουσας ακτινοβολίας στον ανθρώπινο οργανισμό και τα δοσιμετρικά μεγέθη που χρησιμοποιούνται για την εκτίμηση της ακτινικής επιβάρυνσης των ασθενών. Ιδιαίτερη έμφαση δίδεται στη μέτρηση παραμέτρων όπως το Dose Area Product (DAP), το Air Kerma στο σημείο αναφοράς επεμβατικής ακτινολογίας (IRP) και η Peak Skin Dose (PSD), που αποτελούν αξιόπιστους δείκτες της συνολικής έκθεσης του ασθενούς.

Επιπλέον, αναλύονται οι βασικές μέθοδοι μέτρησης της δόσης, τόσο με φυσικά δοσιμέτρα όπως τα TLDs και τα MOSFETs, όσο και με προσομοιώσεις Monte Carlo, οι οποίες επιτρέπουν λεπτομερή κατανομή της δόσης στο σώμα του ασθενούς βάσει γεωμετρικών και τεχνικών παραμέτρων. Η εργασία εξετάζει επίσης τις βραχυπρόθεσμες και μακροπρόθεσμες βιολογικές συνέπειες της ακτινοβολίας, με αναφορά τόσο στα στοχαστικά (όπως η καρκινογένεση) όσο και στα καθορισμένα (μη στοχαστικά) αποτελέσματα (όπως το ερύθημα και η νέκρωση του δέρματος). Ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζουν οι επιπτώσεις στο κύημα, με ξεχωριστή ανάλυση σε κάθε φάση της κύησης, καθώς και τα αντίστοιχα κατώφλια δόσης για την εμφάνιση βλαβών.

Στο τελευταίο μέρος της εργασίας αναπτύσσονται διεξοδικά τα μέτρα ακτινοπροστασίας που μπορούν να ληφθούν για τη μείωση της δόσης στον ασθενή, ανάλογα με την κάθε διαδικασία. Τονίζεται η σημασία της σωστής επιλογής τεχνικών παραμέτρων (π.χ. παλμική ακτινοσκόπηση, μέγεθος πεδίου, χρήση φίλτρων), της κατάλληλης τοποθέτησης του ασθενούς και της χρήσης προστατευτικών μέσων. Επιπλέον, αναδεικνύεται ο ρόλος της εκπαίδευσης του

προσωπικού και της χρήσης εξειδικευμένων λογισμικών διαχείρισης δόσης. Ειδικά κεφάλαια αναφέρονται στην προστασία ευάλωτων πληθυσμών, όπως τα παιδιά και οι έγκυες γυναίκες, και στην εφαρμογή των διαγνωστικών επιπέδων αναφοράς (ΔΕΑ) ως εργαλείο βελτιστοποίησης της ακτινοπροστασίας.

Συμπερασματικά. η ενσωμάτωση της σύγχρονης δοσιμετρίας, η υιοθέτηση των αρχών ακτινοπροστασίας (αιτιολόγηση – βελτιστοποίηση – τήρηση ορίων) και η συστηματική εκπαίδευση του προσωπικού αποτελούν απαραίτητες προϋποθέσεις για την ασφαλή και αποτελεσματική πρακτική της επεμβατικής ακτινολογίας.

ABSTRACT

Interventional radiology has been established as one of the most dynamically evolving fields of modern medicine, offering the possibility of diagnostic and therapeutic procedures with a minimally invasive character. Continuous technological advancements have significantly contributed to increased accuracy and effectiveness of interventions but are also accompanied by greater exposure of patients to ionizing radiation. In this context, accurate assessment of the absorbed dose and the implementation of radiation protection measures become critical factors for the safety and quality of procedures.

This postgraduate thesis systematically examines the fundamental physical principles of radiation interaction with matter, the biological effects of ionizing radiation on the human body, and the dosimetry quantities used to assess patient radiation exposure. Particular emphasis is placed on the measurement of parameters such as Dose Area Product (DAP), Air Kerma at the Interventional Reference Point (IRP), and Peak Skin Dose (PSD), which are reliable indicators of the patient's overall exposure.

Furthermore, the main dose measurement methods are analyzed, both using physical dosimeters such as TLDs and MOSFETs, and through Monte Carlo simulations, which allow a detailed dose distribution throughout the patient's body based on geometrical and technical parameters. The thesis also explores the short- and long-term biological effects of radiation, referring to both stochastic (e.g., carcinogenesis) and deterministic (non-stochastic) effects (e.g., erythema and skin necrosis). Special attention is given to the effects on the embryo/fetus, with separate analysis for each stage of pregnancy, as well as the corresponding dose thresholds for the manifestation of damage.

In the final part of the thesis, radiation protection measures that can be taken to reduce patient dose are thoroughly discussed, depending on each procedure. The importance of proper selection of technical parameters (e.g., pulsed fluoroscopy, field size, use of filters), appropriate patient positioning, and the use of protective equipment is emphasized. Additionally, the role of staff training and the use of specialized dose management software is highlighted. Special chapters are dedicated to the protection of vulnerable populations, such as children and pregnant women, and to the application of Diagnostic Reference Levels (DRLs) as a tool for optimizing radiation protection.

In conclusion, the integration of modern dosimetry, the adoption of the principles of radiation protection (justification – optimization – dose limitation), and the systematic training of personnel are essential prerequisites for the safe and effective practice of interventional radiology.

ΣΚΟΠΟΣ

Σκοπός της παρούσας μεταπτυχιακής εργασίας είναι η διερεύνηση της έκθεσης των ασθενών σε ιοντίζουσα ακτινοβολία κατά τη διάρκεια επεμβατικών ακτινολογικών πράξεων και η αποτίμηση των κύριων δοσιμετρικών δεικτών που χρησιμοποιούνται στην καθημερινή κλινική πρακτική. Παράλληλα, εξετάζονται σύγχρονες στρατηγικές και τεχνικές που στοχεύουν στη μείωση της απορροφούμενης δόσης, με στόχο την ενίσχυση της ακτινοπροστασίας, χωρίς να θίγεται η διαγνωστική ή θεραπευτική επάρκεια των εξετάσεων. Η εργασία εστιάζει τόσο σε θεωρητικά μοντέλα όσο και σε τεχνολογικές εξελίξεις και εκπαιδευτικές παρεμβάσεις, στοχεύοντας στην ανάδειξη καλών πρακτικών για την ασφάλεια των ασθενών στο πεδίο της επεμβατικής ακτινολογίας.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ	1
ΠΕΡΙΛΗΨΗ	2
ABSTRACT	4
ΣΚΟΠΟΣ	6
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1	11
ΑΛΛΗΛΕΠΙΔΡΑΣΗ ΙΟΝΤΙΖΟΥΣΑΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΚΑΙ ΥΛΗΣ	11
1.1 Εισαγωγή	11
1.2 Μηχανισμοί αλληλεπίδρασης φωτονίων με την ύλη	12
1.2.1 Σκέδαση Rayleigh	13
1.2.2 Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο	13
1.2.3 Σκέδαση Compton	14
1.2.4 Δίδυμος γένεση	14
1.3 Νόμος εκθετικής εξασθένησης	15
1.4 Νόμος αντιστρόφου τετραγώνου	16
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2	17
ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑ	17
2.1 Εισαγωγή	17
2.2 Βασικά δοσιμετρικά μεγέθη	17
2.2.1 Απορροφούμενη δόση	17
2.2.2 Ισοδύναμη δόση	17
2.2.3 Ενεργός δόση	18
2.3 Δοσιμετρία στην επεμβατική ακτινολογία	19
2.3.1 Kerma	19
2.3.2 Γινόμενο δόσης ανά επιφάνεια (DAP)	19
2.3.3 Δόση δέρματος	20
2.3.4 Δόση στο σημείο αναφοράς επεμβατικής ακτινολογίας (IRP)	20
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3	21
ΒΙΟΛΟΓΙΚΕΣ ΕΠΙΔΡΑΣΕΙΣ ΙΟΝΤΙΖΟΥΣΑΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ	21
3. 1 Εισαγωγή	21
3.2 Κυτταρική Δομή και Λειτουργία	22

3.3 Κυτταρική Διαίρεση	22
3.4 Στάδια δράσης.....	23
3.4.1 Φυσικό στάδιο	23
3.4.2 Φυσικοχημικό στάδιο	24
3.4.3 Χημικό στάδιο	24
3.4.4 Βιολογικό στάδιο.....	24
3.5 Στοχαστικά αποτελέσματα.....	25
3.6 Καθορισμένα αποτελέσματα	25
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4	28
ΣΥΣΤΗΜΑ ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑΣ	28
4.1 Ακτινοπροστασία	28
4.2 Διεθνές σύστημα ακτινοπροστασίας.....	29
4.3 Εθνικό σύστημα ακτινοπροστασίας.....	30
4.3.1 Ακτινοπροστασία Εξεταζομένων.....	31
4.3.2 Ακτινοπροστασία Ιατρικού Προσωπικού	31
4.3.3 Ακτινοπροστασία Κοινού	32
4.4 Διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς στην Επεμβατική Ακτινολογία.....	32
4.5 Ακτινοπροστασία Εγκύου και Κύησης στις Ιατρικές Εφαρμογές.....	34
4.6 Επιδράσεις της Ακτινοβολίας στο Κύημα	35
4.6.1. Στοχαστικά αποτελέσματα.....	35
4.6.2. Άμεσα (μη στοχαστικά) αποτελέσματα	35
4.6.3 Εξάρτηση από την εβδομάδα κύησης	36
4.7 Έκθεση εγκύου σε Ιοντίζουσα Ακτινοβολία.....	37
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5	38
ΕΠΕΜΒΑΤΙΚΗ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑ.....	38
5.1 Εισαγωγή.....	38
5.2 Απεικόνιση	39
5.3 Ιστορική Αναδρομή	40
5.4 Εξετάσεις και Διαγνωστικές Διαδικασίες.....	40
5.5 Σύστημα ακτινοσκόπησης.....	42
5.5.1 Λυχνία ακτίνων χ.....	43
5.5.2 Ακτινοσκόπηση και απεικόνιση	43

5.5.3 Συνεχής και Παλμική Ακτινοσκόπηση.....	44
5.5.4 Σύστημα σχηματισμού εικόνας.....	45
5.5.5 C-arm.....	47
5.5.6 Ακτινοσκόπηση	48
5.5.7 CINE καταγραφή.....	48
5.5.8 Σύστημα αυτόματου ελέγχου έκθεσης (AEC)	49
5.5.9 Μεγέθυνση εικόνας	50
5.5.10 Αντιδιαχυτικό διάφραγμα.....	50
5.6 Ποιότητα εικόνας	51
5.6.1 Αντίθεση	51
5.6.2 Ασάφεια	52
5.6.3 Θόρυβος	53
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6	54
ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑ ΑΣΘΕΝΩΝ	54
6.1 Εισαγωγή.....	54
6.2 Δείκτες δόσης που καταγράφονται από τον εξοπλισμό.....	54
6.2.1 DAP (Dose Area Product)	54
6.2.2 Air Kerma (AK) στο Interventional Reference Point (IRP)	56
6.2.3 Χρόνος ακτινοσκόπησης	56
6.2.4 Αριθμός εικόνων	57
6.3 Peak Skin Dose (PSD).....	57
6.4 Άμεση μέτρηση με δοσίμετρα	59
6.4.1 Δοσίμετρα θερμοφωταύγειας (TLDs – Thermoluminescent Dosimeters).....	59
6.4.2 Δοσίμετρα τύπου MOSFET (Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor)	59
6.5 Monte Carlo Προσομοιώσεις.....	60
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7	64
ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑ ΑΣΘΕΝΩΝ-ΤΡΟΠΟΙ ΜΕΙΩΣΗΣ ΤΗΣ ΔΟΣΗΣ ΣΤΗΝ ΕΠΕΜΒΑΤΙΚΗ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΑΚΤΙΝΟΣΚΟΠΗΣΗΣ.....	64
7.1 Εισαγωγή.....	64
7.2 Επιλογή ασθενή-ενημέρωση	67
7.2.1 Επικοινωνία με τον ασθενή	67
7.2.2 Επιλογή ασθενή-εναλλακτικές λύσεις θεραπείας	67

7.3 Τοποθέτηση ασθενούς-επικέντρωση	67
7.3.1 Τοποθέτηση λυχνίας- ασθενούς- ενισχυτή εικόνας	67
7.3.2 Περιορισμός του πεδίου ακτινοβολίας	68
7.4 Πάχος ασθενή- πλάγιες λήψεις	68
7.5 Φίλτρα	69
7.6 Τρόποι λειτουργίας	69
7.6.1 Μεγέθυνση.....	69
7.6.2 Παλμική ακτινοσκόπηση.....	69
7.6.3 Αναμονή τελευταίας εικόνας.....	70
7.7 Χρήση προστατευτικών μέτρων-Προστασία ευαίσθητων περιοχών	70
7.8 Διαχείριση παιδιατρικού ασθενή	71
7.8.1 Εξετάσεις σε παιδιά	71
7.8.2 Επιλογή και χρήση εξοπλισμού για παιδιατρικές εξετάσεις	71
7.9 Εκπαίδευση-εξοπλισμός-συντήρηση	72
7.9.1 Εκπαίδευση προσωπικού- υπερσύγχρονος εξοπλισμός	72
7.9.2 Έλεγχοι συντήρησης.....	73
7.10 Trigger levels	73
7.11 Καταγραφή δόσης σε κάθε εξέταση για κάθε ασθενή	74
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 8	76
8.1 Συζήτηση	76
8.2 Συμπεράσματα	79
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	80

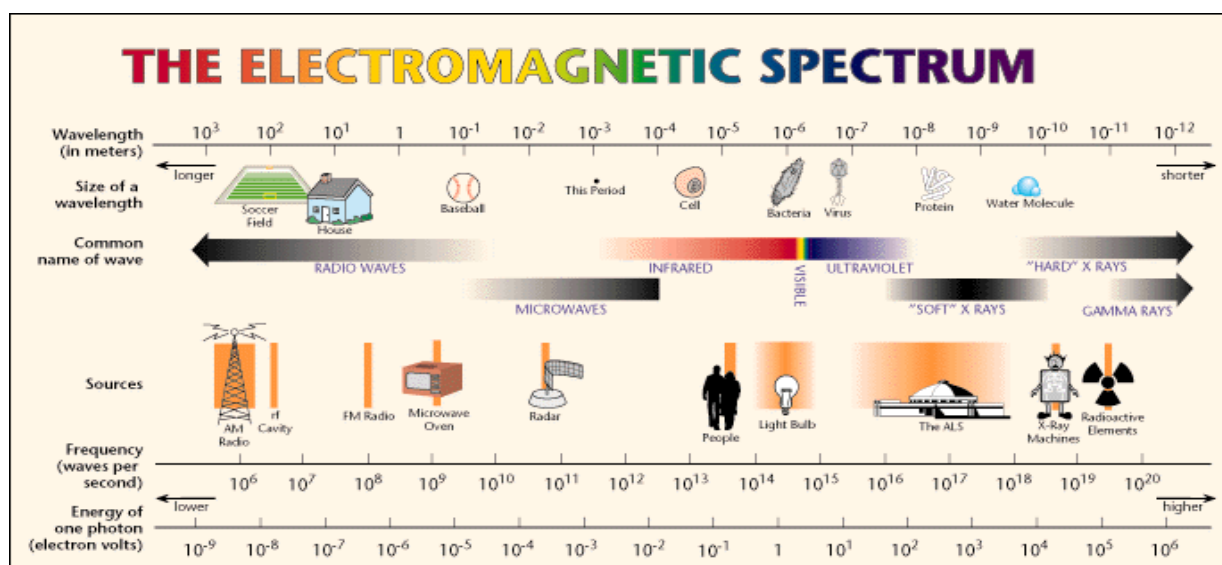
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

ΑΛΛΗΛΕΠΙΔΡΑΣΗ ΙΟΝΤΙΖΟΥΣΑΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΚΑΙ ΥΛΗΣ

1.1 Εισαγωγή

Η ακτινοβολία διακρίνεται σε σωματιδιακής και ηλεκτρομαγνητικής φύσης. Η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία είναι το ορατό φως, η υπέρυθη ακτινοβολία, ακτινοβολία ακτίνων X, ακτινοβολία που εκπέμπεται το κινητό και η κεραία της κινητής τηλεφωνίας.

Άλλος ένας διαχωρισμός για την ακτινοβολία είναι ότι ανάλογα με την ενέργεια τους διακρίνονται σε ιοντίζουσες ακτινοβολίες όπου έχουν υψηλή ενέργεια και μπορεί να προσκαλέσουν ιονισμό (ακτίνες X, ακτίνες γ, ακτινοβολία α και β, υπεριώδης ακτινοβολία) και στην μη ιοντίζουσα ακτινοβολία όπου είναι μικρότερης ενέργειας (ραδιοκύματα, μικροκύματα, υπέρυθη ακτινοβολία και ορατή ακτινοβολία). Οι ακτινοβολίες διαφέρουν ως προς την ενέργεια που έχουν και, ανάλογη με την ενέργειά τους είναι και η δράση τους, δηλαδή η αλληλεπίδρασή τους με το περιβάλλον και τον άνθρωπο.



Εικόνα 1. Ηλεκτρομαγνητικό φάσμα¹

Η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία χαρακτηρίζεται από την συχνότητα, το μήκος κύματος και την ενέργεια κάθε φωτονίου. Η ενέργεια κάθε φωτονίου είναι ίση με :

$$E=h\cdot\nu$$

όπου h σταθερά του Planck(ίση με $6,61\times 10^{-34}\text{Joules}$) και ν η συχνότητα, η ταχύτητα του φωτός είναι ίση $c=\lambda\cdot\nu$ όπου λ το μήκος κύματος οπότε ισχύει : $E= \frac{c}{\lambda}$ άρα όσο μεγαλύτερη ενέργεια τόσο μειώνεται το μήκος κύματος.

1.2 Μηχανισμοί αλληλεπίδρασης φωτονίων με την ύλη

Ο ιονισμός της ύλης συμβαίνει όταν ένα άτομο ή μόριο <<κερδίζει ή χάνει> ηλεκτρόνια, αποκτώντας έτσι ηλεκτρικό φορτίο και μετατρέπόμενο σε ιόν. Η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία διακρίνεται σε ιοντίζουσα και μη ιοντίζουσα. Η μη ιοντίζουσα ακτινοβολία δεν διαθέτει αρκετή ενέργεια για να απομακρύνει ηλεκτρόνια από τα άτομα και, επομένως, δεν προκαλεί ιονισμό. Αντίθετα, η ιοντίζουσα ακτινοβολία έχει την ικανότητα να <<αφαιρεί>> ηλεκτρόνια από την ύλη, προκαλώντας ιονισμό είτε άμεσα είτε έμμεσα. Ο άμεσος ιονισμός συμβαίνει όταν φορτισμένα σωματίδια, όπως ηλεκτρόνια ή πρωτόνια, συγκρούονται με άτομα και αποσπών ηλεκτρόνια, οδηγώντας στον σχηματισμό ιόντων. Από την άλλη, ο έμμεσος ιονισμός προκαλείται από ακτίνες X, ακτίνες γ ή νετρόνια, τα οποία δεν αφαιρούν απευθείας ηλεκτρόνια, αλλά μεταφέρουν την ενέργειά τους σε άλλα φορτισμένα σωματίδια, τα οποία με τη σειρά τους ιονίζουν την ύλη. Η ενέργεια ιοντισμού είναι η ελάχιστη ποσότητα ενέργειας που απαιτείται για να απομακρυνθεί ένα ηλεκτρόνιο από ένα άτομο, μετατρέποντάς το σε ιόν².

Οι κύριοι μηχανισμοί αλληλεπίδρασης φωτονίων με την ύλη είναι οι εξής:

1.2.1 Σκέδαση Rayleigh

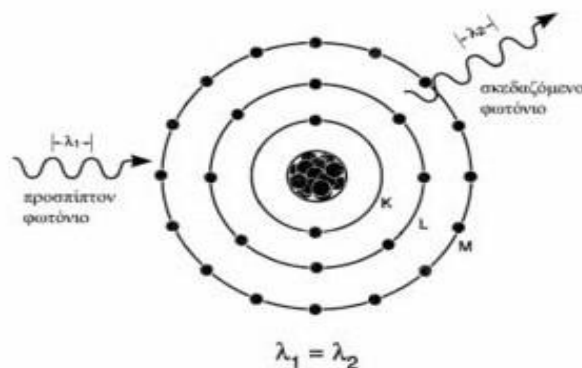
1.2.2 Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο

1.2.3 Σκέδαση Compton

1.2.4 Δίδυμος γένεση.

1.2.1 Σκέδαση Rayleigh

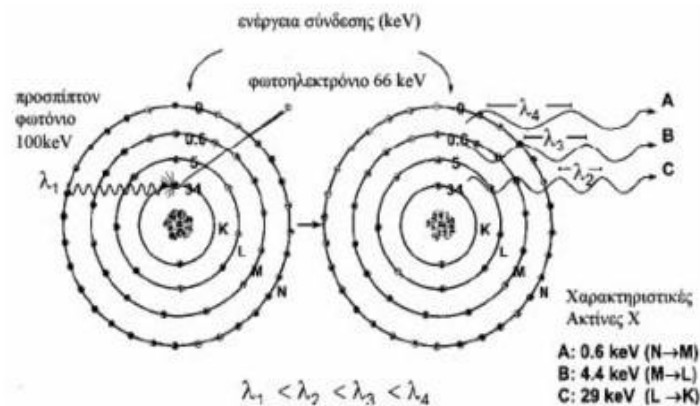
Στην σκέδαση Rayleigh αλληλεπιδρά ένα φωτόνιο το οποίο περνάει μέσα από το μαγνητικό πεδίο του πυρήνα ενός ατόμου και στη συνέχεια το φωτόνιο χάνει πολύ μικρή ενέργεια λόγω της αλληλεπίδρασης με τον πυρήνα με αποτέλεσμα ένα σκεδασμένο φωτόνιο σε άλλη γωνία. Η πιθανότητα να προκύψει σκέδαση είναι ανάλογη του Ατομικού αριθμού Z και αντιστρόφως ανάλογη με την ενέργεια δηλαδή όσο μικρότερη ενέργεια και όσο μεγαλύτερος ο Ατομικός αριθμός Z τόσο πιθανό είναι να συμβεί³.



Σχήμα 1. Σκέδαση Rayleigh³

1.2.2 Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο

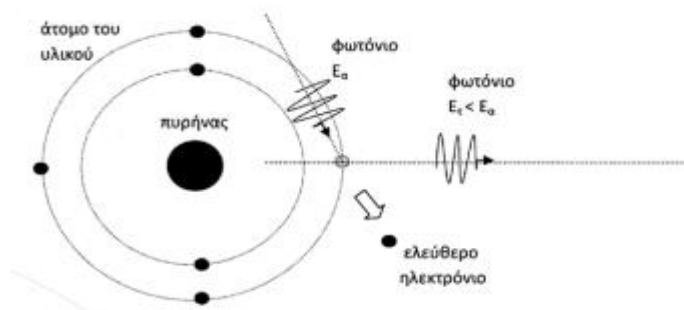
Στο Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο ένα αρχικό φωτόνιο το οποίο προσπίπτει στην ύλη απορροφάται πλήρως από ένα ηλεκτρόνιο(e^-) εσωτερικής στιβάδας(συνήθως στην K) και μετατρέπει την αρχική ενέργεια σε κινητική ενέργεια ώστε να απεμπλακεί από τον ατομικό δεσμό και να φύγει από το άτομο ,την θέση του e^- παίρνει ένα e^- εξωτερικής στιβάδας και η περίσσεια ενέργειας θα χρησιμοποιηθεί για να εκπέμψει ένα φωτόνιο. Για να πραγματοποιηθεί το φαινόμενο θα πρέπει η ενέργεια του φωτονίου να είναι αρκετή ώστε να νικήσει την ενέργεια του e^- και να έχουμε υψηλό Ατομικό αριθμό Z ⁴.



Σχήμα 2. Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο³

1.2.3 Σκέδαση Compton

Στην Σκέδαση Compton ένα αρχικό φωτόνιο προσπίπτει σε e^- εξωτερικής στιβάδας, το e^- παίρνει μέρος από την ενέργεια του φωτονίου την οποία την χρησιμοποιεί για να απεγκλωβιστεί από τα άτομα και την υπόλοιπη την μετατρέπει σε κινητική ενέργεια. Το φαινόμενο είναι αντιστρόφως ανάλογο από την ενέργεια και ανάλογο με τον Ατομικό αριθμό Z^4 .

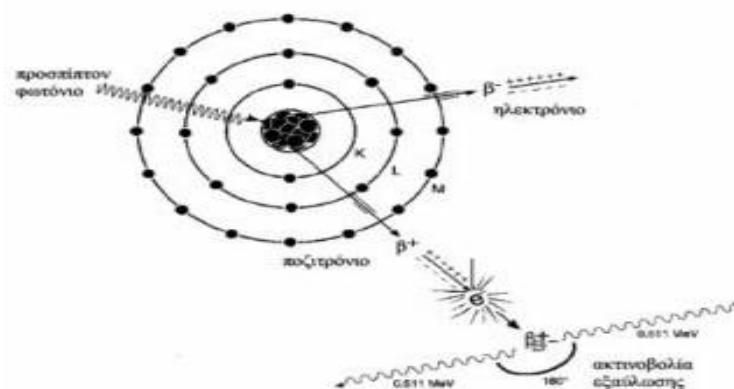


Σχήμα 3. Σκέδαση Compton⁵

1.2.4 Δίδυμος γένεση

Στην Δίδυμο γένεση ένα φωτόνιο με ενέργεια $\geq 1.022\text{MeV}$ το οποίο αλληλεπιδρά με το μαγνητικό πεδίο ενός πυρήνα με αποτέλεσμα να προκύπτουν ένα e^- και ένα ποζιτρόνιο e^+ με μάζα ίση με 511KeV το καθένα και κινούμενα αντίθετα με την περίσσεια κινητική τους ενέργεια, στην συνέχεια το e^+ συγκρούεται με το επόμενο e^- με αποτέλεσμα να δημιουργηθούν δυο

φωτόνια αντίθετης κατεύθυνσης με ενέργεια $\geq 511 \text{ KeV}$. Το φαινόμενο για να συμβεί είναι ανάλογο της ενέργειας και ανάλογο του Ατομικού αριθμού Z^2 .

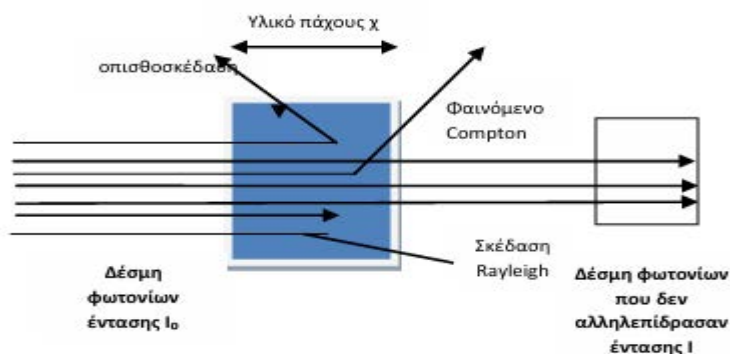


Σχήμα 4. Δίδυμος γένεση³

Στην Επεμβατική Ακτινολογία ως κυρίαρχο φαινόμενο είναι το φαινόμενο Compton με τα φωτόνια αλληλεπιδρώντας να υφίστανται οπισθοσκέδαση δηλαδή σκέδαση σε γωνία $>90^\circ$ από την διεύθυνση διάδοσης.

1.3 Νόμος εκθετικής εξασθένησης

Η εξασθένηση δέσμης ιοντίζουσας ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας που διέρχεται από υλικό πάχους χ είναι εκθετική και ισχύει: αν η αρχική ένταση μιας δέσμης φωτονίων είναι I_0 όπου εισέρχεται σε υλικό πάχους χ , η ένταση των φωτονίων που εξέρχεται χωρίς να αλληλεπιδράσει είναι : $I = I_0 \cdot e^{-\mu\chi}$ όπου μ ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης⁵.

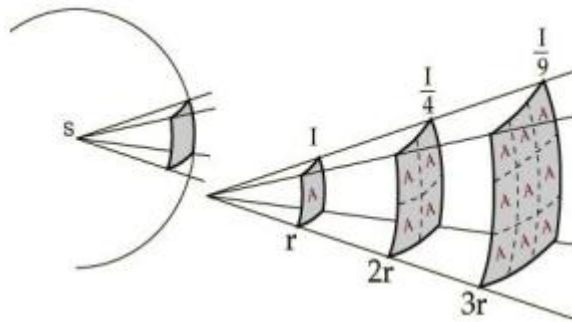


Σχήμα 5. Σχηματική αναπαράσταση του νόμου εκθετικής εξασθένησης⁵.



1.4 Νόμος αντιστρόφου τετραγώνου

Η ένταση της ακτινοβολίας μειώνεται με την απόσταση, είναι αντιστρόφως ανάλογη του τετραγώνου της απόστασης δηλαδή όσο αυξάνεται η απόσταση από την πηγή τόσο μειώνεται η ένταση της ακτινοβολίας.



Σχήμα 6. Σχηματική αναπαράσταση του νόμου αντιστρόφου τετραγώνου⁶.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑ

2.1 Εισαγωγή

Η Δοσιμετρία περιλαμβάνει τη μελέτη και τη μέτρηση της έκθεσης σε ακτινοβολία επίσης αποτελεί έναν αναπτυσσόμενο τομέα, με σημαντικές εφαρμογές στην ιατρική, τη βιολογία, τη βιοϊατρική, τη βιοφυσική και την τεχνολογία. Ο σκοπός της δοσιμετρίας είναι η προστασία της ανθρώπινης υγείας από τις αρνητικές επιδράσεις της ακτινοβολίας.

Η ιατρική δοσιμετρία ασχολείται με τη μέτρηση και αξιολόγηση του επιπέδου ακτινοβολίας που εκτίθενται άτομα σε ιατρικές πρακτικές, όπως ακτινογραφίες, ακτινοσκόπηση, ακτινοθεραπείες και ραδιενέργεια. Οι δόσεις ακτινοβολίας πρέπει να μετριοούνται προσεκτικά και να ελέγχονται με ακρίβεια προκειμένου να διασφαλιστεί η ασφάλεια των ατόμων που εκτίθενται σε αυτές. Επίσης, η μέτρηση της δόσης ακτινοβολίας είναι σημαντική για τη διάγνωση και θεραπεία ασθενειών, καθώς και για τη μελέτη της επίδρασης της ακτινοβολίας στην ανθρώπινη υγεία.

2.2 Βασικά δοσιμετρικά μεγέθη

2.2.1 Απορροφούμενη δόση

Απορροφούμενη δόση είναι η ενέργεια που απορροφάται από φορτισμένα σωματίδια ανά μονάδα μάζας στην ύλη⁷. Στην Ιατρική η ενέργεια των ηλεκτρονίων (e^-) εξετάζεται διότι μόνο αυτή η ενέργεια έχει βιολογικό αντίκτυπο.

Έχει μονάδα μέτρησης : $1\text{ Gray}=1\text{Joule/Kg}$

2.2.2 Ισοδύναμη δόση

Ισοδύναμη Δόση είναι η φυσική δόση επί τον συντελεστή στάθμισης όπου είναι ο συντελεστής βαρύτητας κάθε είδους ακτινοβολίας⁸ όπου αναφέρονται στον παρακάτω πίνακα.

Πίνακας 1. Συντελεστής στάθμισης ισοδύναμης δόσης ανάλογα με το είδος ακτινοβολίας⁴.

Είδος ακτινοβολίας	Συντελεστής στάθμισης
Φωτόνια (χ και γ) όλων των ενεργειών	1
Ηλεκτρόνια	1
Πρωτόνια	2
Σωματία θραύσματα σχάσης, βαρέα ιόντα	20
Νετρόνια	5-20 ανάλογα με την ενέργεια τους

Έχει μονάδα μέτρησης: 1 Sievert

2.2.3 Ενεργός δόση

Ενεργός Δόση είναι η φυσική δόση επί τον συντελεστή στάθμισης ακτινοβολίας επί τον συντελεστή στάθμισης του ιστού που ακτινοβολήθηκε⁹. Συνεπώς για τον υπολογισμό της Ενεργού Δόσης αρκεί να πολλαπλασιαστεί η Ισοδύναμη Δόση επί τον συντελεστή στάθμισης ιστού όπου αναφέρεται στον παρακάτω πίνακα.

Πίνακας 2. Συντελεστής στάθμισης ιστού⁴.

Ιστός	Συντελεστής στάθμισης ιστού
Γονάδες	0.20
Μυελός οστών	0.12
Έντερο	0.12
Πνεύμονας	0.12
Στομάχι	0.12
Κύστη	0.05
Μαστός	0.05
Ήπαρ	0.05
Οισοφάγος	0.05
Θυρεοειδής	0.05
Δέρμα	0.01
Επιφάνεια οστών	0.01

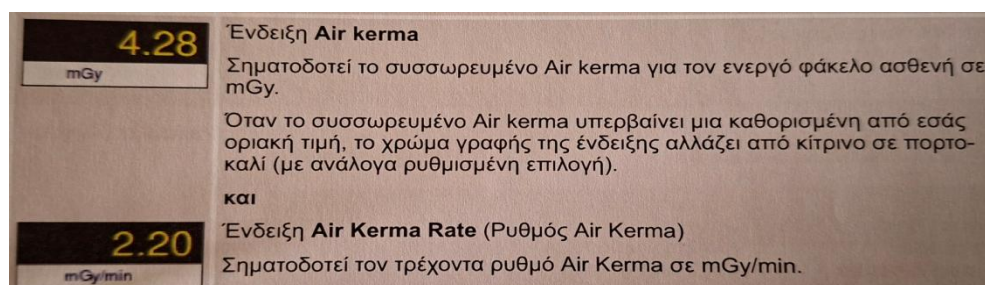
Έχει μονάδα μετρήσεως: 1 Sievert

2.3 Δοσιμετρία στην επεμβατική ακτινολογία

2.3.1 Kerma

Το KERMA (Kinetic Energy Released per unit MAss) είναι το μέτρο της ενέργειας που μεταφέρεται από την ιοντίζουσα ακτινοβολία στην ύλη ανά μονάδα μάζας¹⁰. Συγκεκριμένα, εκφράζει τη συνολική κινητική ενέργεια που μεταφέρεται από τα φωτόνια στα δευτερογενή φορτισμένα σωματίδια (πχ ηλεκτρόνια) ανά μονάδα μάζας της ύλης.

Έχει μονάδα μέτρησης: 1 Gy



Εικόνα 2. Ένδειξη Air kerma από ακτινοσκοπικό C-ARM

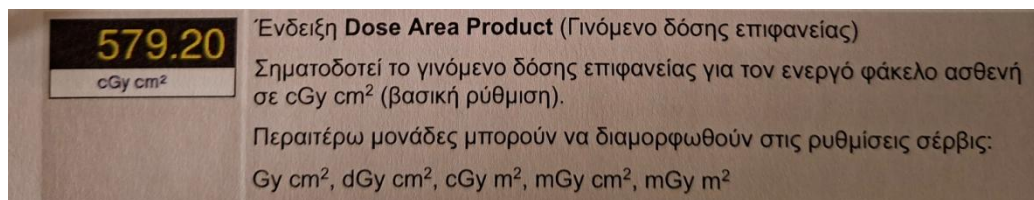
2.3.2 Γινόμενο δόσης ανά επιφάνεια (DAP)

Σαν μέγεθος DAP (Dose Area Product) ορίζεται το γινόμενο της δόσης D που απορροφάται σε μια επιφάνεια A επί την επιφάνεια⁵.

$$DAP=D \cdot A$$

Η μέτρηση είναι ανεξάρτητη από την απόσταση από την πηγή ακτινοβολήσης και η τοποθέτηση του μετρητή γίνεται στην κεφαλή του ακτινοσκοπικού συστήματος. Οι τιμές του χρησιμοποιούνται για τον υπολογισμό της δόσης δέρματος του ασθενή.

Έχει μονάδα μετρήσης: 1 Gy·cm²



Εικόνα 3. Ένδειξη Dose Area Product (DAP) από ακτινοσκοπικό C-ARM

2.3.3 Δόση δέρματος

Δόση δέρματος ορίζεται η ενεργός δόση η οποία κατά την ακτινοβολήση απορροφάται σε βάθος 0,07mm από την επιφάνεια του δέρματος⁵. Χρησιμοποιείται και για τον υπολογισμό της συνολικής δόσης που έλαβε ο εξεταζόμενος, με τη βοήθεια μαθηματικών μεθόδων, αλλά και σαν δείκτη για την επιβάρυνση του δέρματος.

2.3.4 Δόση στο σημείο αναφοράς επεμβατικής ακτινολογίας (IRP)

Το σημείο αναφοράς επεμβατικής ακτινολογίας (Interventional reference point-IRP) ή σημείο εισόδου της δέσμης στον ασθενή βρίσκεται στον κύριο άξονα της ακτινοβολίας και τοποθετείται 15 cm από το ισόκεντρο περιστροφής του C-arm, προς την πλευρά της λυχνίας. Κατά τη διάρκεια επεμβατικών διαδικασιών, το ισόκεντρο συνήθως ευθυγραμμίζεται με την περιοχή της καρδιάς, προκειμένου να διευκολυνθεί η λήψη των απαιτούμενων προβολών. Σε αυτή τη διάταξη, το IRP βρίσκεται κοντά στο σημείο όπου η δέσμη εισέρχεται στον ασθενή, τουλάχιστον για ορισμένες γωνίες προβολής. Η συνολική τιμή του Air-Kerma στο IRP αποτελεί μια εκτίμηση της μέγιστης πιθανής δόσης που δέχεται το δέρμα του εξεταζόμενου και μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την αξιολόγηση του κινδύνου εμφάνισης βιολογικών επιπτώσεων από την ακτινοβολία. Στα σύγχρονα επεμβατικά καρδιολογικά συστήματα, η δόση ακτινοβολίας και ο αριθμός των Air-Kerma στο IRP προβάλλονται σε πραγματικό χρόνο, παρέχοντας χρήσιμες πληροφορίες για την παρακολούθηση και τον έλεγχο της έκθεσης του ασθενούς¹¹.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

ΒΙΟΛΟΓΙΚΕΣ ΕΠΙΔΡΑΣΕΙΣ ΙΟΝΤΙΖΟΥΣΑΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ

3.1 Εισαγωγή

Ο μηχανισμός που οδηγεί σε οποιοδήποτε βιολογικό αποτέλεσμα ξεκινά με την απορρόφηση ενέργειας κατά την αλληλεπίδραση της ιοντίζουσας ακτινοβολίας με τα άτομα της ύλης. Η απορρόφηση αυτής της ενέργειας πραγματοποιείται μέσω ιονισμών και διεγέρσεων ατόμων και μορίων. Από ποσοτική άποψη, το μεγαλύτερο μέρος της απορροφούμενης ενέργειας μετατρέπεται σε θερμότητα, η οποία είναι βιολογικά ακίνδυνη. Ωστόσο, ένα μικρό ποσοστό αυτής της ενέργειας, που απορροφάται μέσω ιονισμών, μπορεί να προκαλέσει μια σειρά από χημικές μεταβολές, όπως η διάσπαση χημικών δεσμών και ο σχηματισμός άτυπων μορίων. Η ιονισμένη ύλη μπορεί να περιλαμβάνει τόσο βιολογικά μακρομόρια όσο και μόρια νερού, καθώς το νερό αποτελεί περισσότερο από 50% του κυτταροπλάσματος. Ο ιονισμός ενός μορίου νερού μπορεί να οδηγήσει στον σχηματισμό ελεύθερων ριζών, οι οποίες έχουν ισχυρή οξειδωτική δράση, προκαλώντας περαιτέρω χημικές μεταβολές στα βιολογικά μακρομόρια, με σημαντικότερη τη βλάβη στο DNA.

Σε κυτταρικό επίπεδο, υπάρχουν μηχανισμοί επιδιόρθωσης που μπορούν να αποκαταστήσουν τις περισσότερες βλάβες. Ωστόσο, σε σπάνιες περιπτώσεις όπου οι βλάβες δεν διορθώνονται σωστά, μπορεί να προκύψουν διάφορα βιολογικά αποτελέσματα, όπως γονιδιακές μεταλλάξεις, χρωμοσωμικές ανωμαλίες, καθυστερημένη κυτταρική διαίρεση, μεταβολικές διαταραχές ή ακόμα και κυτταρικός θάνατος. Αν χαθεί μεγάλος αριθμός κυττάρων, ιδιαίτερα αν πρόκειται για βλαστικά κύτταρα, τότε εμφανίζονται άμεσα βιολογικά αποτελέσματα, τα οποία εκδηλώνονται μέσα σε εβδομάδες ή μήνες μετά την έκθεση. Αντίθετα, η τροποποίηση του γενετικού υλικού των κυττάρων μπορεί να οδηγήσει σε αργότερα βιολογικά αποτελέσματα, όπως κληρονομικές βλάβες στα αναπαραγωγικά κύτταρα ή ακόμα και καρκινογένεση.

3.2 Κυτταρική Δομή και Λειτουργία

Το ανθρώπινο σώμα αποτελείται από διάφορους τύπους κυττάρων, καθένα από τα οποία έχει συγκεκριμένες λειτουργίες. Τα κύτταρα αλληλεπιδρούν μεταξύ τους, αναπτύσσονται, ρυθμίζουν σημαντικές διαδικασίες και αναπαράγονται, εξασφαλίζοντας τη σωστή λειτουργία του οργανισμού.

Το κύτταρο αποτελείται από οργανικά και ανόργανα συστατικά. Περιέχει πρωτεΐνες, υδατάνθρακες, λιπίδια, νουκλεϊκά οξέα (DNA, RNA), καθώς και ανόργανες ενώσεις, όπως οξέα και βάσεις. Το νερό είναι το κυριότερο ανόργανο συστατικό του κυττάρου και αντιπροσωπεύει 80-85% του συνολικού βάρους του οργανισμού.

Ο πυρήνας του κυττάρου περιέχει DNA και μεγάλες ποσότητες RNA. Ο πυρήνας είναι υπεύθυνος για τη διαίρεση, τον πολλαπλασιασμό και τις βιοχημικές αντιδράσεις που πραγματοποιούνται στο κύτταρο. Το DNA αποτελεί το γενετικό υλικό, καθοδηγεί την παραγωγή πρωτεϊνών και είναι ο βασικός μηχανισμός μεταφοράς γενετικών πληροφοριών από γενιά σε γενιά.

3.3 Κυτταρική Διαίρεση

Η κυτταρική διαίρεση είναι μια από τις πιο σημαντικές διαδικασίες στη ζωή ενός κυττάρου. Κατά τη μίτωση, ένα μητρικό κύτταρο διαιρείται σε δύο όμοια θυγατρικά κύτταρα, διαδικασία που αφορά τα σωματικά κύτταρα και όχι τα αναπαραγωγικά. Η μίτωση πραγματοποιείται σε τέσσερα στάδια: πρόφαση, μετάφαση, ανάφαση, τελόφαση. Κατά τη διάρκεια αυτής της διαδικασίας, το DNA βρίσκεται στα χρωμοσώματα και στο τέλος της διαίρεσης, τα θυγατρικά κύτταρα έχουν τον ίδιο αριθμό χρωμοσωμάτων με το μητρικό κύτταρο (46 στους ανθρώπους). Ένας άλλος τύπος κυτταρικής διαίρεσης είναι η μείωση, που πραγματοποιείται στα αναπαραγωγικά κύτταρα και οδηγεί στον σχηματισμό γαμετών με μειωμένο αριθμό χρωμοσωμάτων. Κατά την κυτταρική διαίρεση, η γενετική πληροφορία μεταδίδεται από το μητρικό στο θυγατρικό κύτταρο. Αν προκύψει κάποιο σφάλμα σε αυτή τη διαδικασία, το θυγατρικό κύτταρο ενδέχεται να εμφανίσει δυσλειτουργία. Επιπλέον, αν το

μητρικό κύτταρο έχει ήδη υποστεί γενετική μετάλλαξη, τότε και τα θυγατρικά κύτταρα θα φέρουν την ίδια μετάλλαξη, γεγονός που μπορεί να έχει σοβαρές συνέπειες.

Η ιοντίζουσα ακτινοβολία προκαλεί ιονισμό στα άτομα και μόρια των ζωντανών οργανισμών, με αποτέλεσμα να δημιουργεί βιολογικές επιδράσεις που διακρίνονται σε άμεσες και έμμεσες.

Η άμεση δράση είναι η απευθείας δράση με τα άτομα του DNA ενώ η έμμεση οφείλεται στην αλληλεπίδραση με άλλα άτομα ή μόρια του κυττάρου και έχει ως αποτέλεσμα την δημιουργία ελεύθερων ριζών υδροξυλίου($\text{OH}^\bullet$) από τα ηλεκτρόνια που απελευθερώνονται λόγω της αλληλεπίδρασης τους.

3.4 Στάδια δράσης

Τα στάδια δράσης της ακτινοβολίας στον ανθρώπινο οργανισμό είναι τα εξής:

3.4.1 φυσικό στάδιο

3.4.2 φυσικοχημικό στάδιο

3.4.3 χημικό στάδιο

3.4.4 βιολογικό στάδιο

Αναλυτικότερα:

3.4.1 Φυσικό στάδιο

Στο φυσικό στάδιο η ιοντίζουσα ακτινοβολία προκαλεί διέγερση ή ιονισμό του ατόμου του υλικού, κατά τη διέγερση ηλεκτρόνια μεταπηδούν σε τροχιές υψηλότερης ενέργειας ενώ κατά τον ιονισμό ηλεκτρόνια εκτινάσσονται από το άτομο ως δευτερεύοντα ηλεκτρόνια όπου κυριαρχεί το φαινόμενο Compton.

Διάρκεια πολύ μικρή από 10^{-16} έως 10^{-12} sec.

Βασικός παράγοντας που καθορίζει τη βιολογική αποτελεσματικότητα των ιονισμών είναι ο συνδυασμός α) της γραμμικής μεταφοράς ενέργειας L.E.T και β) του RBE.

α) Γραμμική μεταφορά ενέργειας L.E.T :είναι η μεταφερόμενη ενέργεια ανά μήκος υλικού της τροχιάς της διάδοσης της ακτινοβολίας, μέγεθος που εκφράζει την ποιότητα της ακτινοβολίας, όσο πιο μεγάλο το L.E.T τόσο πιο επικίνδυνη η ακτινοβολία.

Υψηλή L.E.T πυκνοί ιονισμοί, μεγαλύτερη βιολογική βλάβη. Η υψηλή L.E.T ακτινοβολία προκαλεί ρήξη τις διπλής έλικας του DNA οι οποίες δύσκολα επιδιορθώνονται και μπορεί να επιφέρουν συνολική καταστροφή του κυττάρου.

β) RBE: Εκφράζει την ποιότητα της ακτινοβολίας, το πηλίκο της δόσης που εξετάζεται με ακτινοβολία που προκαλεί ένα συγκεκριμένο βιολογικό αποτέλεσμα προς τη δόση ακτίνων χ ενέργειας 220keV που προκαλεί το ίδιο βιολογικό αποτέλεσμα.

3.4.2 Φυσικοχημικό στάδιο

Στο φυσικοχημικό στάδιο τα δευτερεύοντα ηλεκτρόνια προκαλούν ιονισμούς κατά την πορεία τους με αποτέλεσμα την παραγωγή διεγερμένων μορίων και ελεύθερων ριζών και την ραδιόλυση του H₂O όπου εκδιώκεται ένα e⁻ μένει ασταθές το H₂O και στην συνέχεια επανενώνεται.

Διάρκεια 10⁻⁴ έως 10⁻³ sec.

3.4.3 Χημικό στάδιο

Στο χημικό στάδιο οι ελεύθερες ρίζες αντιδρούν με διάφορα οργανικά μόρια.

- ρίζα H[•] ισχυρή αναγωγική δράση, πολυμερισμό και απόσπαση ατόμων υδρογόνου ή άλλων μορίων
- ρίζα OH[•] ισχυρή οξειδωτική δράση, πρόσληψη ηλεκτρονίων για να εξισορροπήσει την ασύζευκτη αυτή κατάσταση της εξωτερικής στιβάδας και θεωρείται ως κυριότερος βλαπτικός παράγοντας του DNA.

Διάρκεια από λίγα δευτερόλεπτα έως ώρες.

3.4.4 Βιολογικό στάδιο

Όπου η ελεύθερες ρίζες προκαλούν βλάβη σε κυτταρικούς στόχους όπως DNA, RNA, έμμεσα μέσω ενζύμων, στην μεμβράνη και τις πρωτεΐνες. Οι βλάβες στους ιστούς μπορεί να είναι είτε άμεσες είτε έμμεσες.

Διάρκεια από λίγα λεπτά έως και έτη.

3.5 Στοχαστικά αποτελέσματα

Τα στοχαστικά αποτελέσματα έχουν πιθανότητα εμφάνισης από πολύ μικρές δόσεις και δεν παρουσιάζουν δόση κατωφλίου, προέρχονται από μεταλλάξεις στο κύτταρο οι οποίες προκαλούν βλάβες που μπορεί να εμφανιστούν μετά από αρκετό χρονικό διάστημα στο άτομο ή στους απογόνους του ή δεν εμφανίζονται καθόλου. Στα στοχαστικά αποτελέσματα περιλαμβάνονται η ανάπτυξη καρκίνου, η μετάδοση γενετικών ανωμαλιών στους απογόνους και η λευχαιμία. Οι βλάβες αυτές μπορεί να προκληθούν και από άλλους παράγοντες όπως το περιβάλλον, η διατροφή, η κληρονομικότητα, ο τρόπος ζωής, στην πραγματικότητα η δόση ακτινοβολίας απλά αυξάνει την πιθανότητα που ήδη υπάρχει να εμφανιστεί βλάβη.



Εικόνα 4. Δερματικό ερύθημα από δόση 22 Gy¹².

3.6 Καθορισμένα αποτελέσματα

Τα καθορισμένα ή μη στοχαστικά αποτελέσματα εμφανίζονται σε σύντομο χρονικό διάστημα μετά την ακτινοβολήση και προέρχονται από τη θανάτωση των κυττάρων. Η εμφάνιση τους οφείλεται στην υπέρβαση της δόσης κατωφλίου όπου είναι μία συγκεκριμένη τιμή δόσης. Εφόσον η δόση είναι μικρότερη από τη δόση κατωφλίου η εμφάνιση βλάβης είναι μηδενική ενώ αν η δόση υπερβεί το κατώφλι η βλάβη θα εμφανιστεί. Ανάλογα με την αύξηση της δόσης προκύπτει και η σοβαρότητα της βλάβης.



Εικόνα 5. Δύο φθοριοσκοπικά καθοδηγούμενες επεμβάσεις πραγματοποιήθηκαν μέσω επικαλυπτόμενων σημείων εισόδου στο δέρμα σε έναν άνδρα 65 ετών. Παρατηρείται εντονότερη αντίδραση στο σημείο επικάλυψης. Η πρώτη επέμβαση πραγματοποιήθηκε πριν από 6 εβδομάδες και η δεύτερη πριν από 2 εβδομάδες από τη στιγμή που ελήφθη αυτή η φωτογραφία¹³.

Πίνακας 3. Μη στοχαστικά αποτελέσματα, συμπτώματα, δόση κατωφλίου και χρόνος εκδήλωσης.⁵

Βλάβη	Συμπτώματα	Δόση κατωφλίου	Χρόνος εκδήλωσης
Σύνδρομο αιμοποιητικού συστήματος	Λεμφοπενία, αιμορραγία, αναιμία	2 Gy	24 ώρες
Σύνδρομο γαστρεντερικού συστήματος	Ναυτία, εμετός, διάρροια, έλκη, εντερική αιμορραγία	7 Gy	7 εβδομάδες
Σύνδρομο κεντρικού νευρικού συστήματος	Εγκεφαλικό οίδημα, μείωση του ενδοαγγειακού όγκου αίματος	50 Gy	Θάνατος σε 1-4 ημέρες
Άμεσο δερματικό ερύθημα	Ερύθημα στην περιοχή ακτινοβολήσης, πόνος κατά την διάρκεια ακτινοβολήσης ή την αμέσως επόμενη ημέρα	2 Gy	Μερικές ώρες
Κύριο δερματικό ερύθημα	Ερύθημα στην περιοχή ακτινοβολήσης	6 Gy	10 ημέρες
Ύστερο δερματικό ερύθημα	Αποφολίδωση , φλύκταινες	14 Gy	Μερικές εβδομάδες
Ύστερο δερματικό ερύθημα	Έλκος, νέκρωση	18 Gy	2-3 μήνες
Προσωρινή απώλεια μαλλιών		3 Gy	3 εβδομάδες
Καταράκτης		5 Gy	

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

ΣΥΣΤΗΜΑ ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑΣ

4.1 Ακτινοπροστασία

Η ακτινοπροστασία είναι ο κλάδος της επιστήμης που ασχολείται με την προστασία των ανθρώπων και του περιβάλλοντος από τις επιβλαβείς επιδράσεις της ιοντίζουσας ακτινοβολίας. Στόχος της είναι η ελαχιστοποίηση της έκθεσης σε ακτινοβολία, διατηρώντας τα επίπεδα της όσο το δυνατόν χαμηλότερα, χωρίς να παρεμποδίζεται η χρήση της για ιατρικούς, βιομηχανικούς ή ερευνητικούς σκοπούς. Η ακτινοπροστασία εφαρμόζεται κυρίως στην ιατρική (ακτινολογία, ακτινοθεραπεία, πυρηνική ιατρική), τη βιομηχανία (χρήση ραδιενεργών υλικών), την έρευνα και την πυρηνική ενέργεια, με τη χρήση εξειδικευμένων μέτρων προστασίας, όπως η θωράκιση, η ελαχιστοποίηση του χρόνου έκθεσης και η τήρηση απόστασης από την πηγή ακτινοβολίας.

Μετά την ανακάλυψη της ακτινοβολίας στο τέλος του 19ου αιώνα από τον Wilhelm Roentgen το 1895 προέκυψε η ανάγκη μελέτης των βλαπτικών επιπτώσεων της ακτινοβολίας στον άνθρωπο καθώς και η αναζήτηση κανόνων ασφαλείας για την μείωση των επιπτώσεων της ακτινοβολίας. Το 1928 ιδρύθηκε η Διεθνής Επιτροπή Ραδιολογικής Προστασίας ή Ακτινοπροστασίας (ICRP – International Committee on Radiological Protection), η οποία είναι υπεύθυνη να θέτει τις βάσεις των συστημάτων ακτινοπροστασίας εκδίδοντας κατά καιρούς ανάλογες συστάσεις και οδηγίες.

Η ICRP βασίζει τις συστάσεις της σε επιστημονικά δεδομένα που προέρχονται από την Επιστημονική Επιτροπή του Οργανισμού των Ηνωμένων Εθνών για τις Επιδράσεις της Ατομικής Ακτινοβολίας (UNSCEAR – United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation). Τα δεδομένα αυτά αναλύονται και επεξεργάζονται από εξειδικευμένες ομάδες εργασίας της επιτροπής.

Η ακτινοπροστασία έχει αντικείμενο την προστασία της ανθρώπινης υγείας και του περιβάλλοντος από τις ακτινοβολίες καθώς και τη διατήρηση του οφέλους που προκύπτει από την ορθολογική χρήση στους τομείς της υγείας, της ενέργειας, της έρευνας και της βιομηχανίας⁵.

4.2 Διεθνές σύστημα ακτινοπροστασίας

Σκοπός της ακτινοπροστασίας είναι να παρέχει έναν υψηλό βαθμό ασφάλειας στους εκτιθέμενους σε ιοντίζουσα ακτινοβολία, εργαζόμενους, ασθενείς αλλά και στο γενικό πληθυσμό χωρίς όμως περιορισμό στο όφελος από τη χρήση τους.

Το διεθνές σύστημα ακτινοπροστασίας στηρίζεται στα επιστημονικά δεδομένα που αφορούν στην βλαπτικότητα των ακτινοβολιών που προκύπτουν από επιδημιολογικές και ραδιοβιολογικές μελέτες πληθυσμών που ακτινοβολήθηκαν με μεγάλες δόσης ακτινοβολίας. Η UNSCEAR παρακολουθεί τα αποτελέσματα και ενημερώνει με περιοδικές εκδόσεις την επιστημονική κοινότητα.

Το 1991, η ICRP δημοσίευσε την Publication 60, με την οποία εμπλούτισε τις προηγούμενες εκδόσεις της, ενσωματώνοντας νέα επιστημονικά ευρήματα στον τομέα της ακτινοπροστασίας και ακτινοβιολογίας. Σε αυτήν την αναθεώρηση, τροποποίησε το ισχύον σύστημα ακτινοπροστασίας και πρότεινε νέα όρια δόσεων τόσο για τους εργαζόμενους που εκτίθενται σε ακτινοβολία όσο και για τον γενικό πληθυσμό.

Το 1996, ο Διεθνής Οργανισμός Ατομικής Ενέργειας¹⁴ (IAEA – International Atomic Energy Agency) υιοθέτησε το σύστημα ακτινοπροστασίας της ICRP και εξέδωσε τα Διεθνή Βασικά Πρότυπα Ασφάλειας (BSS – International Basic Safety Standards). Αυτή η πρωτοβουλία αναπτύχθηκε σε συνεργασία με διεθνείς οργανισμούς που σχετίζονται με την εργασία, την υγεία και την ενέργεια, με στόχο την παγκόσμια εναρμόνιση των προτύπων ακτινοπροστασίας.

Η Ευρωπαϊκή Ένωση, βασιζόμενη στα διεθνή BSS, θέσπισε το 1996 και το 1997 τις οδηγίες 96/29 και 97/43 της Euratom, οι οποίες καθόριζαν μέτρα ακτινοπροστασίας για το κοινό, τους εργαζόμενους και τους ασθενείς. Σύμφωνα με τη συνθήκη της Euratom, τα κράτη-μέλη της Ε.Ε. έπρεπε να ενσωματώσουν τις οδηγίες αυτές στη νομοθεσία τους.

Το 2001, η Ελλάδα προσαρμόστηκε στα ευρωπαϊκά πρότυπα, εκδίδοντας τους Κανονισμούς Ακτινοπροστασίας (ΚΥΑ 1014/ΦΟΡ 94, ΦΕΚ 216/6-3-2001). Στη συνέχεια, το 2008, η ICRP δημοσίευσε τις νέες συστάσεις της (ICRP - 103), βασισμένες σε επικαιροποιημένα επιστημονικά δεδομένα και εμπειρίες από την εφαρμογή των προγενέστερων οδηγιών. Οι συστάσεις αυτές αποτέλεσαν τη βάση για την αναθεώρηση του διεθνούς και ευρωπαϊκού συστήματος ακτινοπροστασίας⁵.

4.3 Εθνικό σύστημα ακτινοπροστασίας

Το ελληνικό σύστημα ακτινοπροστασίας είναι ευθυγραμμισμένο με τις κατευθυντήριες γραμμές της ICRP-60 (1991) και εφαρμόζεται τόσο σε πρακτικές όσο και σε παρεμβάσεις:

- Πρακτικές: Περιλαμβάνουν κάθε ανθρώπινη δραστηριότητα που μπορεί να αυξήσει την έκθεση σε ακτινοβολία, όπως οι ιατρικές διαγνωστικές και θεραπευτικές εφαρμογές.
- Παρεμβάσεις: Αφορούν μέτρα για τη μείωση της έκθεσης από ήδη υπάρχουσες πηγές ή καταστάσεις έκτακτης ανάγκης, όπως η απορρύπανση ραδιενεργών περιοχών.

Οι Εθνικοί Κανονισμοί Ακτινοπροστασίας καλύπτουν όλες τις δραστηριότητες που συνεπάγονται κίνδυνο από ιοντίζουσα ακτινοβολία. Κάθε οργανισμός ή άτομο που εμπλέκεται σε τέτοιες δραστηριότητες πρέπει να διαθέτει ειδική άδεια από την αρμόδια αρχή.

Η Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας (ΕΕΑΕ) είναι η υπεύθυνη αρχή για την τήρηση των Κανονισμών Ακτινοπροστασίας και την εφαρμογή πρόσθετων μέτρων προστασίας. Βασίζεται στις εξής τρεις θεμελιώδεις αρχές:

1. Αρχή της Αιτιολόγησης: Κάθε διαδικασία που περιλαμβάνει έκθεση σε ακτινοβολία πρέπει να έχει καθαρό όφελος για τα εκτιθέμενα άτομα ή το κοινωνικό σύνολο, ώστε να υπερτερεί των πιθανών κινδύνων.
2. Αρχή της Βελτιστοποίησης: Η έκθεση στην ακτινοβολία πρέπει να διατηρείται στο χαμηλότερο δυνατό επίπεδο, σύμφωνα με την αρχή:

ALARA (As Low As Reasonably Achievable),

λαμβάνοντας υπόψη οικονομικούς και κοινωνικούς παράγοντες.

3. Αρχή των Ορίων Δόσεων: Καθορίζονται ανώτατα επιτρεπτά όρια έκθεσης, η υπέρβαση των οποίων δεν επιτρέπεται, εκτός από εξαιρετικές περιπτώσεις και εφόσον αιτιολογείται επαρκώς.

Επιπλέον, τα Περιοριστικά Επίπεδα Δόσεων (ΠΕΔ) καθορίζονται για κάθε πρακτική, ώστε να λειτουργούν ως κατευθυντήριες τιμές για την αποφυγή αχρείαστης έκθεσης και την αναθεώρηση των προστατευτικών μέτρων, εφόσον απαιτείται.

Με την αυστηρή τήρηση αυτών των αρχών, το σύστημα ακτινοπροστασίας διασφαλίζει τη μέγιστη δυνατή ασφάλεια τόσο για τους εργαζόμενους όσο και για το ευρύ κοινό.



Εικόνα 6. Αρχές ALARA

4.3.1 Ακτινοπροστασία Εξεταζομένων

- Ενημέρωση και επικοινωνία: Οι ασθενείς πρέπει να είναι πλήρως ενημερωμένοι για τους πιθανούς κινδύνους και τα μέτρα προστασίας.
- Περιορισμός του πεδίου ακτινοβολίας: Χρήση ειδικών διαφραγμάτων και τεχνικών για τη μείωση της δόσης στα απαραίτητα επίπεδα.
- Προστασία ακτινοευαίσθητων περιοχών: Χρήση προστατευτικών μέσων, όπως μολύβδινες ποδιές και θωράκιση συγκεκριμένων περιοχών του σώματος.
- Ιδιαίτερη προσοχή σε έγκυες γυναίκες και παιδιά: Οι έγκυες πρέπει να ενημερώνονται πριν από την εξέταση, ενώ τα παιδιά απαιτούν προσαρμοσμένα πρωτόκολλα ακτινοπροστασίας.

4.3.2 Ακτινοπροστασία Ιατρικού Προσωπικού

- Ατομική δοσιμέτρηση: Χρήση προσωπικών δοσιμέτρων για τη συνεχή παρακολούθηση της έκθεσης στην ακτινοβολία.
- Χρήση προστατευτικού εξοπλισμού: Ποδιές, γυαλιά, ασπίδες και άλλα μέσα προστασίας.

- Μείωση της έκθεσης μέσω απόστασης και χρόνου: Το προσωπικό πρέπει να διατηρεί τη μεγαλύτερη δυνατή απόσταση από την πηγή ακτινοβολίας και να ελαχιστοποιεί τον χρόνο έκθεσης.
- Ειδικές πρακτικές για επεμβατικές διαδικασίες: Σε επεμβάσεις που απαιτούν ακτινοσκοπήση, απαιτείται ιδιαίτερη προσοχή στη θωράκιση και στον περιορισμό της δόσης.

4.3.3 Ακτινοπροστασία Κοινού

- Θωράκιση εργαστηρίων και χώρων: Οι εγκαταστάσεις πρέπει να διαθέτουν επαρκή μόνωση έναντι ακτινοβολίας.
- Περιορισμός της πρόσβασης σε περιοχές υψηλής ακτινοβολίας: Οι επισκέπτες και το προσωπικό που δεν είναι απαραίτητο να εκτεθούν πρέπει να παραμένουν σε ασφαλή απόσταση.
- Ασφαλής διαχείριση ραδιενεργών αποβλήτων: Τήρηση των ειδικών πρωτοκόλλων για τη διαχείριση και απόρριψη των ραδιενεργών ουσιών.

Η ακτινοπροστασία αποτελεί κρίσιμο στοιχείο στη διαχείριση της ακτινοβολίας στις ιατρικές εφαρμογές, εξασφαλίζοντας την ασφάλεια τόσο των ασθενών όσο και των επαγγελματιών υγείας. Η αυστηρή τήρηση των κανονισμών και η εκπαίδευση του προσωπικού είναι βασικοί παράγοντες για την αποτελεσματική προστασία από τις επιβλαβείς επιδράσεις της ακτινοβολίας.

4.4 Διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς στην Επεμβατική Ακτινολογία

Διαγνωστικά Επίπεδα Αναφοράς (ΔΕΑ) χρησιμοποιούνται για τη βελτιστοποίηση της ακτινοπροστασίας του ασθενούς. Τα ΔΕΑ καθορίζουν επίπεδα δόσης για συγκεκριμένες τυποποιημένες διαγνωστικές διαδικασίες, λαμβάνοντας υπόψη ασθενείς κανονικής διάπλασης και συνήθεις τύπους εξοπλισμού. Αυτά τα επίπεδα δεν πρέπει να υπερβαίνονται σε συνήθεις πρακτικές και συμβάλλουν στη μείωση των περιττών υψηλών δόσεων¹⁵.

Στην επεμβατική ακτινολογία, οι διαδικασίες δεν είναι πάντα αμιγώς διαγνωστικές και η τυποποίησή τους είναι πιο δύσκολη λόγω των ανατομικών και παθολογικών διαφορών μεταξύ των ασθενών. Παρόλα αυτά, έχει εξεταστεί η θέσπιση ΔΕΑ και η σημασία τους τονίζεται στις

πρόσφατες διεθνείς οδηγίες. Τα κύρια μεγέθη που χρησιμοποιούνται για τον καθορισμό των ΔΕΑ στην επεμβατική καρδιολογία είναι η συνολική τιμή Air-Kerma (AK), ο συνολικός χρόνος ακτινοσκόπησης και, σε ορισμένες περιπτώσεις, ο συνολικός αριθμός καρέ καταγραφής (frames). Επιπλέον, η δόση στο σημείο αναφοράς ασθενούς (IRP) έχει χρησιμοποιηθεί ως μέτρο για την αξιολόγηση της απόδοσης των συστημάτων και των διαγνωστικών πρωτοκόλλων που εφαρμόζονται στις επεμβατικές διαδικασίες. Στην προσπάθεια βελτιστοποίησης της ακτινοπροστασίας, έχει προταθεί η κατηγοριοποίηση των επεμβατικών διαδικασιών με βάση την πολυπλοκότητά τους, ιδιαίτερα για την αγγειοπλαστική των στεφανιαίων αρτηριών. Η πολυπλοκότητα καθορίζεται από παράγοντες όπως ο αριθμός των αποφραγμένων αγγείων, το ανατομικό σημείο της επέμβασης, το πλήθος των stent που τοποθετούνται και η σοβαρότητα των βλαβών. Με βάση αυτούς τους παράγοντες, οι διαδικασίες κατατάσσονται σε απλές, μέτριας δυσκολίας και πολύπλοκες.

Η θεσμοθέτηση των ΔΕΑ πραγματοποιείται σε εθνικό επίπεδο μέσω υπουργικής απόφασης, έπειτα από σχετική εισήγηση της Ελληνικής Επιτροπής Ατομικής Ενέργειας (ΕΕΑΕ), λαμβάνοντας υπόψη τις διεθνείς κατευθυντήριες οδηγίες. Κάθε τμήμα που εκτελεί ιατρικές πράξεις με ακτινοβολία πρέπει να συγκρίνει τις μέσες δόσεις του με τα εθνικά ΔΕΑ. Σε περίπτωση συστηματικής υπέρβασης, είναι απαραίτητη η διερεύνηση των αιτίων και η λήψη διορθωτικών μέτρων. Ωστόσο, η εφαρμογή των ΔΕΑ πρέπει να γίνεται με ευελιξία, επιτρέποντας υψηλότερες δόσεις όταν αυτό είναι απαραίτητο για κλινικούς λόγους. Αυτό ισχύει ιδιαίτερα στις επεμβατικές διαδικασίες, όπου παράγοντες όπως η πολυπλοκότητα της επέμβασης, η εμπειρία του ιατρικού προσωπικού και τα σωματομετρικά χαρακτηριστικά του ασθενούς μπορούν να οδηγήσουν σε μεγάλη διακύμανση των δοσιμετρικών μεγεθών. Η εφαρμογή των ΔΕΑ μπορεί να αποτελέσει ένα χρήσιμο εργαλείο ευαισθητοποίησης, συμβάλλοντας στη βελτιστοποίηση της ακτινοπροστασίας και στη μείωση της περιττής έκθεσης σε ακτινοβολία⁵.

Πίνακας 4. Καθορισμένα ΔΕΑ Επεμβατικής καρδιολογίας (ΦΕΚ 3176/ΤΕΥΧΟΣ Β/26-11-24)¹⁶.

Επεμβατική Καρδιολογία	Συνολικός ακτινοσκόπησης (min)	Συνολικό γινόμενο Kerma– επιφάνειας – ΚΑΡ (Gy·cm²)
Στεφανιογραφία	6	55
Αγγειοπλαστική στεφανιαίας αρτηρίας¹	18	130
Τοποθέτηση βηματοδότη	7	35
Κατάλυση με ραδιοσυχνότητες (RF ablation)	40	145
Ακτινοσκοπικός ρυθμός δόσης εισόδου σε ομομοίωμα²	29 mGy/min (για οπτικό πεδίο ενισχυτή εικόνας (FOV), 20–25cm)	
Δόση εισόδου ανά λήψη – frame (CINE) σε ομοίωμα²	0,23 mGy/fr (20–25cm FoV)	
(1): Συμπεριλαμβάνονται όλες οι θεραπευτικές διαδικασίες, ανεξάρτητα από το αν έχει προηγηθεί ή όχι διαγνωστική στεφανιογραφία		
(2): Συνθήκες μέτρησης: Ομοίωμα νερού πάχους 20cm, απόσταση εστίας – δοσιμέτρου 60cm, ελάχιστη απόσταση ομοιώματος – ανιχνευτή εικόνας		

4.5 Ακτινοπροστασία Εγκύου και Κυήματος στις Ιατρικές Εφαρμογές

Η έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία κατά την εγκυμοσύνη είναι ένα σημαντικό ζήτημα, καθώς οι συντελεστές επικινδυνότητας για το έμβρυο, τα βρέφη και τα παιδιά είναι σημαντικά υψηλότεροι από εκείνους των ενηλίκων. Ως εκ τούτου, απαιτείται ιδιαίτερη προσοχή στην αιτιολόγηση και τη βελτιστοποίηση των ιατρικών εκθέσεων, ώστε να ελαχιστοποιηθεί η έκθεση του κυήματος σε ακτινοβολία. Οι διαγνωστικές και θεραπευτικές διαδικασίες που συνεπάγονται

έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία θα πρέπει να πραγματοποιούνται μόνο όταν είναι απόλυτα απαραίτητες και εφόσον δεν υπάρχουν εναλλακτικές μέθοδοι χαμηλότερης ή μηδενικής ακτινοβολήσης.

4.6 Επιδράσεις της Ακτινοβολίας στο Κύημα

Τα βιολογικά αποτελέσματα που μπορεί να προκληθούν από την έκθεση μιας εγκύου σε ιοντίζουσα ακτινοβολία διακρίνονται σε στοχαστικά και άμεσα (μη στοχαστικά).

4.6.1. Στοχαστικά αποτελέσματα

Τα στοχαστικά αποτελέσματα σχετίζονται με τον κίνδυνο εμφάνισης καρκίνου ή λευχαιμίας στην παιδική ηλικία ή αργότερα στη ζωή του ατόμου. Ο κίνδυνος αυτός είναι ανάλογος της ισοδύναμης δόσης ακτινοβολίας που απορροφά το κύημα κατά την κύηση. Οι έρευνες έχουν δείξει ότι ο κίνδυνος εμφάνισης καρκίνου στο κυοφορούμενο παιδί είναι δύο έως τρεις φορές μεγαλύτερος σε σύγκριση με τους ενήλικες και αριθμητικά αντίστοιχος με τον κίνδυνο που ισχύει για τα παιδιά ηλικίας έως 10 ετών. Αυτό σημαίνει ότι ακόμα και χαμηλές δόσεις ακτινοβολίας μπορούν να αυξήσουν την πιθανότητα ανάπτυξης καρκίνου ή λευχαιμίας αργότερα στη ζωή του παιδιού⁵.

4.6.2. Άμεσα (μη στοχαστικά) αποτελέσματα

Τα άμεσα (μη στοχαστικά) αποτελέσματα της ακτινοβολίας στο κύημα εξαρτώνται από δύο βασικούς παράγοντες:

- Την ισοδύναμη δόση ακτινοβολίας που δέχεται το έμβρυο.
- Την εβδομάδα κύησης κατά τη στιγμή της ακτινοβολήσης.
- Εξάρτηση από τη δόση ακτινοβολίας

Για να προκληθούν άμεσα βιολογικά αποτελέσματα στο κύημα, η απορροφούμενη δόση πρέπει να υπερβεί το κατώφλι των 100 mSv. Ακόμα και για διαγνωστικές τεχνικές υψηλής δόσης, όπως η αξονική τομογραφία, η δόση στο κύημα σπάνια πλησιάζει αυτό το όριο, γεγονός

που καθιστά εξαιρετικά απίθανο να εμφανιστούν άμεσα αποτελέσματα από συνήθεις διαγνωστικές εξετάσεις.

Στην επεμβατική ακτινολογία, η έκθεση του εμβρύου προέρχεται κυρίως από σκεδαζόμενη ακτινοβολία, η οποία είναι ιδιαίτερα χαμηλή, συνήθως της τάξεως λίγων mSv, ακόμα και σε ακραίες συνθήκες έκθεσης. Αυτό σημαίνει ότι οι πιθανότητες εμφάνισης άμεσων αποτελεσμάτων από ιατρικές διαγνωστικές διαδικασίες είναι ελάχιστες, εκτός εάν η δόση υπερβεί το κατώφλι των 100 mSv, κάτι που σπάνια συμβαίνει σε ιατρικές εφαρμογές⁵.

4.6.3 Εξάρτηση από την εβδομάδα κύησης

Τα άμεσα αποτελέσματα εξαρτώνται επίσης από τη φάση ανάπτυξης του εμβρύου κατά τη στιγμή της ακτινοβολήσης.

Οι κρίσιμες περίοδοι ανάπτυξης του εμβρύου είναι οι εξής:

- Φάση εμφύτευσης (0-2 εβδομάδες): Σε αυτή την πρώιμη περίοδο της κύησης, η αποτυχία εμφύτευσης του γονιμοποιημένου ωαρίου στη μήτρα και ο πρώιμος εμβρυϊκός θάνατος είναι η πιο πιθανή συνέπεια υψηλών δόσεων ακτινοβολίας (>100 mSv). Αυτό το αποτέλεσμα είναι πολύ δύσκολο να ανιχνευθεί, καθώς η εγκυμοσύνη συχνά δεν έχει ακόμα επιβεβαιωθεί.
- Φάση οργανογένεσης (3η-8η εβδομάδα): Κατά τη διάρκεια αυτής της περιόδου, το έμβρυο βρίσκεται σε ταχεία κυτταρική διαίρεση και σχηματίζονται τα βασικά όργανα του σώματος. Αν η δόση ακτινοβολίας υπερβεί το σχετικό κατώφλι, μπορεί να προκαλέσει δυσπλασίες οργάνων, οι οποίες είναι πιο σοβαρές κατά τις πιο δραστήριες φάσεις ανάπτυξης των ιστών και των οργάνων.
- Φάση ανάπτυξης του κεντρικού νευρικού συστήματος (8η-25η εβδομάδα):

Από την 8η έως την 15η εβδομάδα, η ακτινοβολία μπορεί να προκαλέσει μείωση του δείκτη νοημοσύνης (IQ) ή σοβαρή διανοητική υστέρηση, ειδικά εάν η δόση ξεπεράσει τα 100 mSv. Συγκεκριμένα, για κάθε 100 mSv, ο δείκτης νοημοσύνης μπορεί να μειωθεί έως και 30 μονάδες. Μετά τη 16η έως την 25η εβδομάδα, ο κίνδυνος εμφάνισης διανοητικής υστέρησης είναι μικρότερος, αν και η πιθανότητα επηρεασμού της νευρολογικής ανάπτυξης εξακολουθεί να υπάρχει¹⁷.

4.7 Έκθεση εγκύου σε Ιοντίζουσα Ακτινοβολία

Για την αποφυγή περιττής ακτινοβολήσης του εμβρύου, πρέπει να ακολουθούνται αυστηρές διαδικασίες για γυναίκες αναπαραγωγικής ηλικίας που υποβάλλονται σε ιατρικές εκθέσεις. Αρχικά, είναι απαραίτητο να διερευνάται προσεκτικά από το προσωπικό του ακτινολογικού εργαστηρίου η πιθανότητα εγκυμοσύνης. Στα εργαστήρια πρέπει να υπάρχουν προειδοποιητικές πινακίδες, που υπενθυμίζουν στις γυναίκες να ενημερώνουν το προσωπικό για ενδεχόμενη εγκυμοσύνη.

Αν υπάρχει πιθανότητα κύησης, η εξέταση θα πρέπει είτε να αναβάλλεται μέχρι την επόμενη έμμηνο ρύση είτε να πραγματοποιείται έλεγχος εγκυμοσύνης πριν από την εξέταση. Σε περίπτωση που η έκθεση έχει ήδη πραγματοποιηθεί πριν επιβεβαιωθεί η εγκυμοσύνη, είναι απαραίτητη η άμεση ενημέρωση του θεράποντος ιατρού.

Για διαγνωστικές εξετάσεις που δεν αφορούν την κοιλιακή χώρα, η δόση στο έμβρυο είναι εξαιρετικά χαμηλή και δεν προκαλεί βιολογικά αποτελέσματα. Αν όμως η εξέταση αφορά την κοιλιακή χώρα, η δόση πρέπει να εκτιμηθεί από Ακτινοφυσικό, ώστε να αξιολογηθεί ο πιθανός κίνδυνος και να αναζητηθούν εναλλακτικές μέθοδοι⁵.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

ΕΠΕΜΒΑΤΙΚΗ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑ



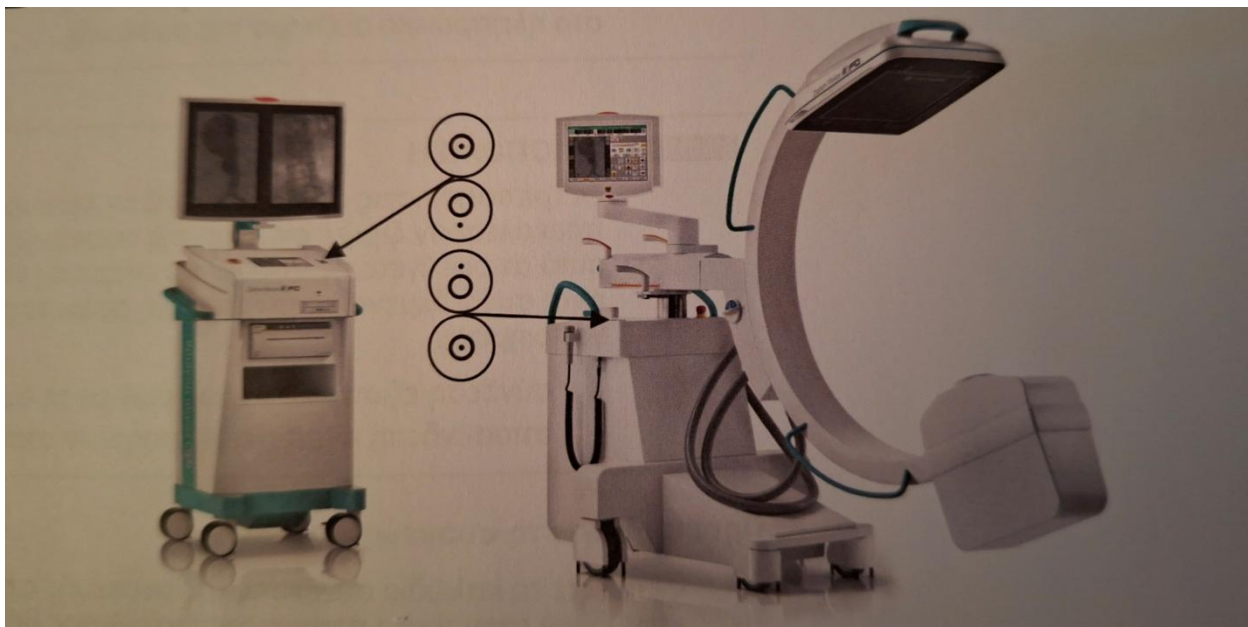
Εικόνα 7. Ακτινοσκοπικό μηχάνημα στεφανιογραφίας

5.1 Εισαγωγή

Η επεμβατική ακτινολογία (Interventional Radiology - IR) αποτελεί έναν ταχέως αναπτυσσόμενο τομέα της ιατρικής, ο οποίος συνδυάζει την ιατρική απεικόνιση με ελάχιστα επεμβατικές τεχνικές για τη διάγνωση και θεραπεία ποικίλων παθήσεων¹⁸. Η βασική αρχή αυτής της ειδικότητας είναι η χρήση απεικονιστικής καθοδήγησης (όπως ακτινοσκόπησης, αξονικής τομογραφίας, υπερήχων και μαγνητικής τομογραφίας) για την ακριβή τοποθέτηση βελόνων, καθετήρων και άλλων εργαλείων μέσα στο σώμα, με στόχο την ελαχιστοποίηση των επιπλοκών και του χρόνου ανάρρωσης. Οι επεμβατικές τεχνικές συχνά αντικαθιστούν την ανάγκη για

ανοιχτή χειρουργική επέμβαση, επιτρέποντας στους ασθενείς να υποβληθούν σε θεραπεία με λιγότερο πόνο, μικρότερη παραμονή στο νοσοκομείο και μειωμένο κίνδυνο λοιμώξεων.

Η παρούσα εργασία εστιάζει στην επεμβατική ακτινολογία με χρήση C-arm.



Εικόνα 8. Μηχάνημα φορητού ακτινοσκοπικού C-ARM

5.2 Απεικόνιση

Η ακρίβεια και η επιτυχία των επεμβατικών διαδικασιών εξαρτώνται σε μεγάλο βαθμό από τις διαθέσιμες τεχνολογίες απεικόνισης. Οι κύριες μέθοδοι περιλαμβάνουν:

Ακτινοσκόπηση: Παρέχει ζωντανή απεικόνιση του σώματος μέσω της χρήσης ακτίνων X, διευκολύνοντας επεμβάσεις όπως η τοποθέτηση καθετήρων και η αγγειοπλαστική.

Αξονική τομογραφία (CT): Χρησιμοποιείται για την ακριβή απεικόνιση των εσωτερικών οργάνων και δομών, καθοδηγώντας διαδικασίες όπως βιοψίες και αποστραγγίσεις αποστημάτων¹⁹.

Υπερηχοτομογραφία (Ultrasound): Παρέχει δυναμική απεικόνιση των μαλακών ιστών και των αιμοφόρων αγγείων, χωρίς τη χρήση ιοντίζουσας ακτινοβολίας, και χρησιμοποιείται για καθοδήγηση σε παρακεντήσεις και ενδοφλέβιες παρεμβάσεις.

Μαγνητική τομογραφία (MRI): Προσφέρει υψηλής ανάλυσης απεικόνιση χωρίς τη χρήση ιοντίζουσας ακτινοβολίας, καθιστώντας την ιδανική για επεμβάσεις σε νευρικούς και μυοσκελετικούς ιστούς.

5.3 Ιστορική Αναδρομή

Η επεμβατική ακτινολογία αναπτύχθηκε ως εξειδικευμένος τομέας της ιατρικής κατά τον 20ο αιώνα, με σημαντικά επιτεύγματα που οδήγησαν στην εξέλιξή της σε μια από τις πιο καινοτόμες ιατρικές ειδικότητες.

1964: Ο Charles Dotter²⁰, γνωστός ως "πατέρας της επεμβατικής ακτινολογίας", εκτέλεσε την πρώτη αγγειοπλαστική με τη χρήση καθετήρα για τη διάνοιξη στενωμένων αρτηριών, ανοίγοντας τον δρόμο για τις ενδαγγειακές θεραπείες.

1970-1980: Η αγγειογραφία και η αγγειοπλαστική έγιναν ευρέως διαθέσιμες, ενώ η ανάπτυξη των stents και των καθετήρων βελτίωσε σημαντικά τις θεραπευτικές δυνατότητες.

1990: Η τεχνολογία υπερήχων και η αξονική τομογραφία χρησιμοποιήθηκαν εκτενώς για την καθοδήγηση βιοψιών και αποστραγγίσεων, επιτρέποντας την εκτέλεση όλο και περισσότερων διαδικασιών με ελάχιστη επεμβατικότητα.

2000-Σήμερα: Η χρήση ρομποτικών συστημάτων, η ανάπτυξη νέων υλικών για εμφολισμούς και καθεήρες, καθώς και η βελτίωση της ακρίβειας στην απεικόνιση, έχουν καταστήσει την επεμβατική ακτινολογία απαραίτητη σε σύγχρονα νοσοκομεία και κέντρα υγείας.

5.4 Εξετάσεις και Διαγνωστικές Διαδικασίες

Η επεμβατική ακτινολογία περιλαμβάνει μια σειρά από εξετάσεις και θεραπευτικές διαδικασίες που καλύπτουν ένα ευρύ φάσμα ιατρικών καταστάσεων:

Αγγειογραφία: Απεικονίζει τα αιμοφόρα αγγεία με τη χρήση σκιαγραφικού υλικού και ακτινοσκόπησης, βοηθώντας στη διάγνωση και θεραπεία αγγειακών παθήσεων.

Βιοψίες καθοδηγούμενες από απεικόνιση: Λήψη δείγματος ιστού από όργανα όπως οι πνεύμονες, το ήπαρ ή οι λεμφαδένες, χρησιμοποιώντας υπέρηχο ή αξονική τομογραφία.

Ενδαγγειακές παρεμβάσεις: Όπως η αγγειοπλαστική και η τοποθέτηση stents για την αποκατάσταση της ροής του αίματος σε στενωμένα αγγεία.

Θεραπεία όγκων με καυτηριασμό: Χρησιμοποιεί ραδιοσυχνότητες ή μικροκύματα για την καταστροφή καρκινικών κυττάρων.

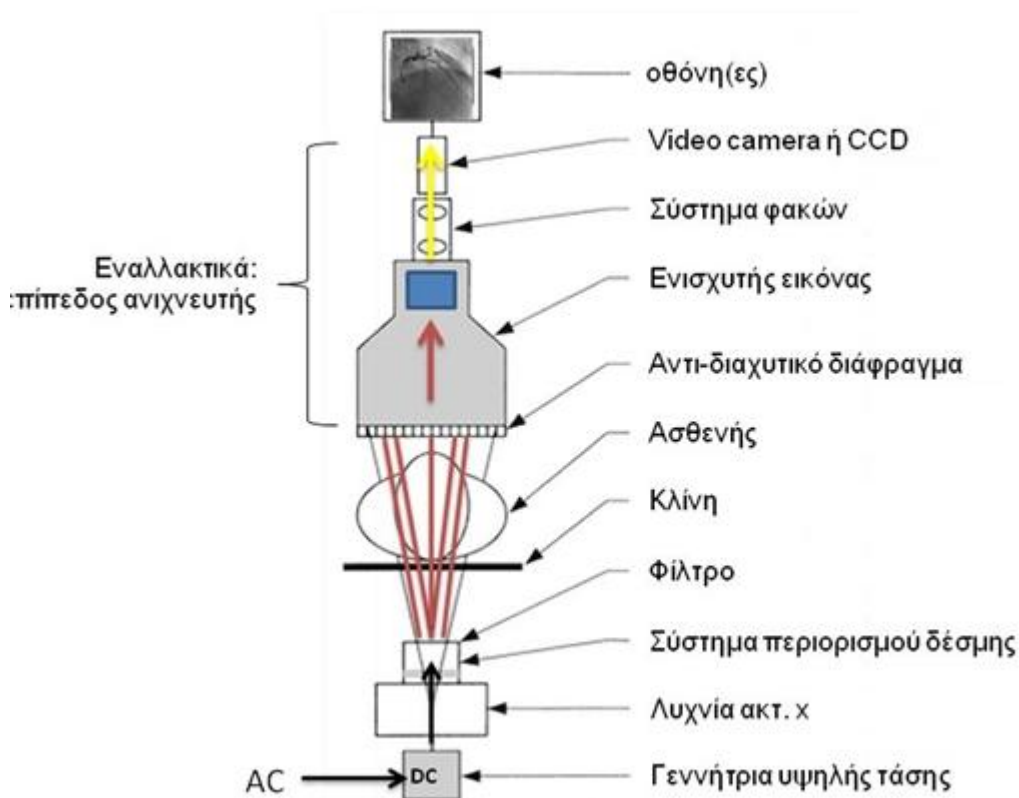
Εμβολισμός: Διακοπή της αιμάτωσης ενός αγγείου ή όγκου για τη θεραπεία ανευρυσμάτων, αιμορραγιών ή καρκινικών όγκων.

Παροχετεύσεις και ανακουφιστικές διαδικασίες: Όπως η νεφροστομία για την αποστράγγιση των νεφρών ή η παροχέτευση αποστημάτων.

Διάγνωση και θεραπεία παθήσεων της σπονδυλικής στήλης: έναν εξειδικευμένο τομέα που επικεντρώνεται στη μέσω καθοδηγούμενων από εικόνα διαδικασιών που επιτρέπει και τη λήψη δειγμάτων από ύποπτες βλάβες στη σπονδυλική στήλη.

Σήμερα, η επεμβατική ακτινολογία συνεχίζει να εξελίσσεται, αξιοποιώντας προηγμένες τεχνολογίες απεικόνισης και νέες θεραπείες, καθιστώντας δυνατή τη διάγνωση και θεραπεία ασθενειών με τον λιγότερο δυνατό κίνδυνο και την ελάχιστη δυνατή ταλαιπωρία για τον ασθενή.

5.5 Σύστημα ακτινοσκόπησης



Εικόνα 9. Σύστημα ακτινοσκόπησης⁵.

Τα ακτινοσκοπικά συστήματα βασίζουν τη λειτουργία τους στην παραγωγή ακτίνων χ από μία λυχνία και ένα ενισχυτή εικόνας ή έναν επίπεδο ανιχνευτή όπου ανιχνεύει την παραγόμενη δέσμη.

Κατά την ακτινοσκόπηση έχουμε απεικόνιση των δομών του σώματος του ασθενή με τη βοήθεια χρήσης ακτίνων χ , η διαφορά με μια απλή ακτινολογική λήψη είναι ότι παράγεται δέσμη φωτονίων και δημιουργείται εικόνα βίντεο με συγκεκριμένο ρυθμό ανά δευτερόλεπτο λαμβάνοντας εικόνες. Η παράμετροι έκθεσης ρυθμίζονται από τα kV και τα mA τα οποία παίζουν καθοριστικό ρόλο στη δόση που λαμβάνει ο ασθενής.

Το ακτινοσκοπικό σύστημα είναι μία σύνθετη μονάδα που αποτελείται από αρκετά εξαρτήματα αρχικά αποτελείται από μία κάμερα όπου είναι ένα σύστημα καταγραφής και

παρατήρησης, την λυχνία παραγωγής των ακτίνων χ , τα φίλτρα της λυχνίας, τον κατευθυντήρα, αντιδιαχυτικό διάφραγμα, βραχίονα τύπου C-arm, και έναν ενισχυτή εικόνας²¹.

5.5.1 Λυχνία ακτίνων χ

Στη διάρκεια μιας ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενης επέμβασης για την απεικόνιση του δομών του σώματος έχουμε παραγωγή φωτονίων μέσω της λυχνίας ακτίνων χ όπου κυρίως βρίσκεται κάτω από το τραπέζι, λόγω του ότι συμβάλλει στη μείωση της δόσης για τους επεμβατιστές. Οι λυχνίες αποτελούνται από την άνοδο η οποία είναι κατασκευασμένη από δύστηκτο υλικό λόγω του ότι αναπτύσσονται υψηλές θερμοκρασίες από τα ηλεκτρόνια που προσκρούουν πάνω της και την κάθοδο όπου εφαρμόζεται διαφορά δυναμικού έτσι ώστε να έχουμε παραγωγή ηλεκτρονίων τα οποία θα κατευθυνθούν επιταχυνόμενα προς την άνοδο, και η κάθοδος είναι κατασκευασμένη από δύστηκτο υλικό με σπειροειδές λεπτό σύρμα, μεταξύ ανόδου και καθόδου εφαρμόζεται ρεύμα εκατοντάδων mA με αποτέλεσμα η θερμοκρασία του μετάλλου να αυξηθεί και να οδηγηθεί σε θερμιονική εκπομπή ηλεκτρονίων²².

5.5.2 Ακτινοσκόπηση και απεικόνιση

Ο σχηματισμός εικόνας στα συστήματα επεμβατικής ακτινολογίας βασίζεται στην ίδια φυσική διαδικασία που χρησιμοποιείται στην ακτινογραφία και την ακτινοσκόπηση. Μια αρχικά ομοιόμορφη δέσμη ακτίνων X εκπέμπεται από την ακτινολογική λυχνία, διαπερνά τον ασθενή και, λόγω της διαφορετικής απορρόφησης από τους ιστούς, μετατρέπεται σε μια ανομοιόμορφη δέσμη. Αυτή η ανομοιομορφία αποτελεί τη βάση της απεικόνισης, καθώς ανιχνεύεται από ένα σύστημα λήψης εικόνων, το οποίο μετατρέπει την ακτινοβολία σε ορατή εικόνα²³.

Σε αντίθεση με την κλασική ακτινογραφία, όπου λαμβάνεται μία μεμονωμένη εικόνα, η ακτινοσκόπηση απαιτεί συνεχή απεικόνιση σε πραγματικό χρόνο. Αυτό επιτυγχάνεται μέσω της λήψης μεγάλου αριθμού διαδοχικών εικόνων, συνήθως 30 καρέ ανά δευτερόλεπτο. Ωστόσο, η συνεχής ακτινοσκόπηση οδηγεί σε αυξημένη έκθεση του ασθενούς στην ακτινοβολία. Για να περιοριστεί η δόση, μειώνεται η ένταση της ακτινοβολίας, γεγονός που αυξάνει τον θόρυβο της εικόνας. Έτσι, τα συστήματα επεμβατικής ακτινολογίας χρησιμοποιούν ανιχνευτές υψηλής απόδοσης και αυτόματα συστήματα ελέγχου της δόσης ώστε να διατηρείται η ποιότητα της εικόνας με τη χαμηλότερη δυνατή ακτινική επιβάρυνση.

5.5.3 Συνεχής και Παλμική Ακτινοσκόπηση

Η ακτινοσκόπηση μπορεί να πραγματοποιηθεί είτε σε συνεχή είτε σε παλμική λειτουργία. Στη συνεχή ακτινοσκόπηση, η δέσμη ακτίνων Χ παραμένει ενεργή καθ' όλη τη διάρκεια της απεικόνισης, γεγονός που μπορεί να προκαλέσει ασάφεια στην εικόνα λόγω κίνησης, ιδιαίτερα όταν απεικονίζονται ταχέως κινούμενα όργανα, όπως η καρδιά.

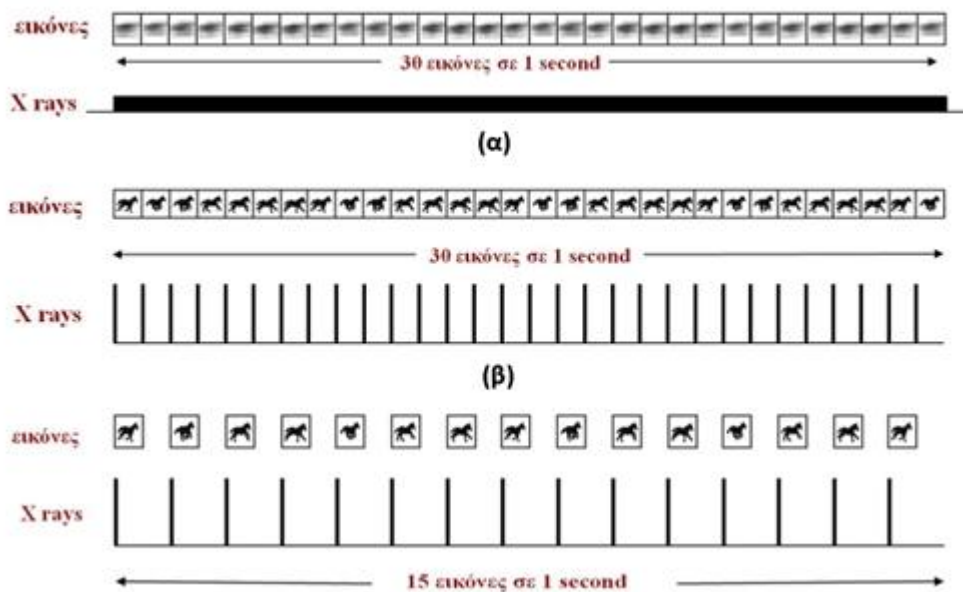
Στην παλμική ακτινοσκόπηση, η ακτινοβολία εκπέμπεται σε σύντομους παλμούς, συνήθως 30 παλμών ανά δευτερόλεπτο. Κάθε εικόνα προκύπτει από έναν πολύ σύντομο παλμό ακτινοβολίας, μειώνοντας έτσι την ασάφεια της εικόνας. Ωστόσο, η μικρή διάρκεια των παλμών μπορεί να οδηγήσει σε αύξηση του θορύβου της εικόνας, οπότε απαιτείται αύξηση της έντασης της δέσμης, ώστε να διατηρηθεί η ποιότητα της εικόνας. Παρά την υψηλότερη στιγμιαία ένταση της ακτινοβολίας, η συνολική δόση που λαμβάνει ο ασθενής παραμένει περίπου η ίδια σε σύγκριση με τη συνεχή ακτινοσκόπηση.

Για τη μείωση της δόσης, μπορεί να μειωθεί ο αριθμός των παλμών ανά δευτερόλεπτο, γεγονός που όμως οδηγεί σε μείωση της χρονικής διακριτικής ικανότητας της εικόνας. Ωστόσο, αυτή η υποβάθμιση μπορεί να είναι αποδεκτή σε πολλές κλινικές εφαρμογές, καθώς συμβάλλει στη σημαντική μείωση της ακτινικής επιβάρυνσης του ασθενούς.

Στις διαδικασίες επεμβατικής καρδιολογίας, ένας σημαντικός παράγοντας ακτινοπροστασίας είναι η μείωση των υψηλών δόσεων στο δέρμα στην περιοχή εισόδου της δέσμης. Για τον σκοπό αυτό, τα συστήματα επεμβατικής ακτινολογίας διαθέτουν επιπλέον φίλτρα αλουμινίου ή χαλκού που εξασθενούν τα φωτόνια χαμηλής ενέργειας, τα οποία αυξάνουν τη δόση δέρματος χωρίς να συνεισφέρουν στην ποιότητα της εικόνας. Η εισαγωγή αυτών των φίλτρων γίνεται αυτόματα βάσει των χαρακτηριστικών του ασθενούς και της γωνίας λήψης.

Η σωστή ρύθμιση της δέσμης ακτίνων Χ στην περιοχή ενδιαφέροντος μειώνει την απορροφούμενη δόση τόσο για τον ασθενή όσο και για το προσωπικό. Τα συστήματα αυτά περιλαμβάνουν μηχανισμούς περιορισμού της δέσμης με επίπεδα ή ιριδικά διαφράγματα. Επιπλέον, για να αντιμετωπιστεί η ποικιλία στο πάχος και την ομοιογένεια της απεικονιζόμενης περιοχής, τα συστήματα χρησιμοποιούν σφηνοειδή φίλτρα, που εξισορροπούν την απορρόφηση ακτινοβολίας. Με αυτό τον τρόπο, βελτιώνεται η ποιότητα εικόνας, διευκολύνοντας τη διάγνωση και τη θεραπεία⁵.

Τα συστήματα επεμβατικής ακτινολογίας συνδυάζουν την προηγμένη τεχνολογία ακτινοσκόπησης με μεθόδους βελτίωσης της εικόνας και τεχνικές μείωσης της δόσης. Μέσω της χρήσης παλμικής ακτινοσκόπησης, φίλτρων απορρόφησης, αλγορίθμων επεξεργασίας εικόνας και μηχανισμών περιορισμού της δέσμης, επιτυγχάνεται βέλτιστη ποιότητα εικόνας με τη χαμηλότερη δυνατή ακτινική επιβάρυνση για τον ασθενή και το προσωπικό.



Εικόνα 10. Συνεχής (α)και παλμική ακτινοσκόπηση (β) με 30 εικόνες /sec και 15εικόνες/ sec⁵.

5.5.4 Σύστημα σχηματισμού εικόνας

Μετά την αλληλεπίδραση της δέσμης ακτίνων X με τον ασθενή, τα εξασθενημένα φωτόνια προσπίπτουν στο σύστημα ανίχνευσης και σχηματισμού εικόνας. Τα συστήματα αυτά μπορεί να είναι είτε ενισχυτές εικόνας είτε επίπεδοι ανιχνευτές, τα οποία λειτουργούν ως αποδοτικοί μεταλλάκτες ενέργειας, μετατρέποντας την ακτινοβολία X σε ορατό φως ή ηλεκτρικό σήμα⁵.

Οι ενισχυτές εικόνας αποτελούσαν το κύριο σύστημα ανίχνευσης στις παλαιότερες τεχνολογίες, ενώ σήμερα έχουν αντικατασταθεί σε μεγάλο βαθμό από τους επίπεδους ανιχνευτές. Παρόλο που και οι δύο τύποι ανιχνευτών βασίζονται στην ίδια αρχή μετατροπής της ενέργειας των ακτίνων X, η λειτουργία και η απόδοσή τους παρουσιάζουν σημαντικές διαφορές.

Στον ενισχυτή εικόνας, η δέσμη ακτίνων X προσπίπτει σε μία φθορίζουσα ουσία που βρίσκεται στην επιφάνεια εισόδου του συστήματος, προκαλώντας την εκπομπή φωτονίων ορατού φωτός. Η επιφάνεια εισόδου είναι κατασκευασμένη από λεπτές βελόνες που εξασφαλίζουν τη μεταφορά των φωτονίων με τρόπο παρόμοιο με τις οπτικές ίνες, ελαχιστοποιώντας τη διάχυση του φωτός και διατηρώντας τη χωρική διακριτική ικανότητα της εικόνας. Με τον τρόπο αυτό, επιτυγχάνεται αυξημένη ευαισθησία του ανιχνευτή χωρίς υποβάθμιση της ευκρίνειας⁵.

Το ορατό φως που δημιουργείται στην επιφάνεια εισόδου προσπίπτει στη φωτοκάθοδο του ενισχυτή εικόνας, η οποία μετατρέπει το φως σε δέσμη ηλεκτρονίων. Τα ηλεκτρόνια αυτά επιταχύνονται και εστιάζονται στην έξοδο του ενισχυτή μέσω ηλεκτροδίων, ενισχύοντας έτσι την ένταση του σήματος. Η έξοδος του ενισχυτή εικόνας περιέχει πλέον ηλεκτρόνια υψηλής ενέργειας, τα οποία προσπίπτουν σε μια δεύτερη φθορίζουσα επιφάνεια, όπου μετατρέπονται ξανά σε ορατό φως. Η φωτεινότητα του σήματος στην έξοδο είναι πολλαπλάσια από εκείνη στην είσοδο, γεγονός που επιτυγχάνεται τόσο μέσω της επιτάχυνσης των ηλεκτρονίων όσο και μέσω της διαφοράς επιφανείας μεταξύ εισόδου και εξόδου. Το ορατό φως που προκύπτει οδηγείται είτε σε ένα οπτικό σύστημα συνδεδεμένο με αναλογική βιντεοκάμερα, είτε σε έναν ψηφιακό ανιχνευτή τύπου CCD (Charge-Coupled Device) για περαιτέρω ψηφιακή επεξεργασία.

Στα σύγχρονα επεμβατικά ακτινολογικά συστήματα, οι ενισχυτές εικόνας έχουν πλέον αντικατασταθεί από επίπεδους ανιχνευτές έμμεσης ή άμεσης ανίχνευσης. Αν και η βασική αρχή παραμένει παρόμοια, οι επίπεδοι ανιχνευτές προσφέρουν σημαντικά πλεονεκτήματα, όπως μεγαλύτερο μέγεθος, μικρότερο όγκο και απουσία παραμορφώσεων εικόνας, καθώς η ανίχνευση της ακτινοβολίας και η ανάγνωση της εικόνας πραγματοποιούνται στο ίδιο επίπεδο.

Στα συστήματα έμμεσης ανίχνευσης, η δέσμη των ακτίνων X προσπίπτει στη φθορίζουσα ουσία της επιφάνειας εισόδου, όπως και στον ενισχυτή εικόνας, με αποτέλεσμα τη δημιουργία ορατού φωτός. Το παραγόμενο φως στη συνέχεια μεταφέρεται σε μία επίπεδη διάταξη φωτοδιόδων που κατασκευάζεται από άμορφο υδρογονωμένο πυρίτιο (a-Si) και τρανζίστορ λεπτού υμενίου (TFT – Thin Film Transistor) πάνω σε υάλινο υπόστρωμα. Η επιφάνεια του ανιχνευτή είναι διαχωρισμένη σε εικονοστοιχεία (pixels), το καθένα από τα οποία περιλαμβάνει ένα τρανζίστορ TFT. Τα φωτόνια του ορατού φωτός μετατρέπονται από τις φωτοδιόδους σε ηλεκτρικά φορτία, τα οποία ενεργοποιούν τα TFT. Όταν ένα TFT γίνει αγώγιμο, το φορτίο της

αντίστοιχης φωτοδιόδου μπορεί να μετρηθεί και να μετατραπεί σε ψηφιακό σήμα μέσω ενός μετατροπέα αναλογικού σε ψηφιακό σήμα (ADC – Analog to Digital Converter)¹².

Στα συστήματα άμεσης ανίχνευσης, η μετατροπή της ενέργειας των ακτίνων X πραγματοποιείται απευθείας σε ηλεκτρικό σήμα, χωρίς τη μεσολάβηση φωτονίων ορατού φωτός. Αυτό επιτυγχάνεται με τη χρήση ενός στρώματος άμορφου σεληνίου (a-Se), το οποίο βρίσκεται σε άμεση επαφή με τη μήτρα των TFT. Όταν τα φωτόνια των ακτίνων X προσπίπτουν στο στρώμα του σεληνίου, δημιουργούνται ηλεκτρικά φορτία, τα οποία συλλέγονται και μετρούνται απευθείας μέσω των TFT, χωρίς την ανάγκη ενδιάμεσης μετατροπής σε φως. Αυτή η προσέγγιση προσφέρει υψηλότερη χωρική διακριτική ικανότητα, καθώς αποφεύγονται οι απώλειες που σχετίζονται με τη διάχυση του φωτός⁵.

5.5.5 C-arm

Το C-arm είναι ένα ακτινολογικό σύστημα που αποτελείται από έναν ημικυκλικό ή C-σχήματος βραχίονα, στον οποίο βρίσκονται αντιδιαμετρικά τοποθετημένα η κεφαλή της λυχνίας και το σύστημα σχηματισμού εικόνας (ανιχνευτής ή ενισχυτής εικόνας). Η ειδική αυτή διάταξη προσφέρει ευελιξία και ευκολία στις ακτινολογικές εξετάσεις, καθώς επιτρέπει την άνετη τοποθέτηση του εξεταζόμενου στην εξεταστική τράπεζα, τη διατήρηση ελεύθερου χώρου για το ιατρικό προσωπικό κατά τη διάρκεια της εξέτασης και κυρίως τη δυνατότητα λήψης εικόνων από διαφορετικές γωνίες, στοιχείο απαραίτητο για τις διαγνωστικές και θεραπευτικές διαδικασίες. Ο βραχίονας C-arm μπορεί να περιστρέφεται τόσο εντός του επιπέδου του όσο και κάθετα σε αυτό, επιτρέποντας την εύκολη προσαρμογή της γωνίας λήψης.

Παράλληλα, το σύστημα παρέχει τη δυνατότητα ρύθμισης της απόστασης λυχνίας-ανιχνευτή, καθώς και κατακόρυφης κίνησης, η οποία σε συνδυασμό με την κίνηση της εξεταστικής τράπεζας επιτρέπει στον χειριστή να επιλέξει τη βέλτιστη θέση για την εξέταση. Όταν το σύστημα λυχνίας-ανιχνευτή βρίσκεται σε κατακόρυφη θέση με τη λυχνία κάτω, η προβολή ονομάζεται οπισθοπρόσθια (AP). Εάν ο ανιχνευτής μετακινηθεί προς το κεφάλι του ασθενή, η προβολή χαρακτηρίζεται ως Cranial, ενώ όταν μετακινείται προς τα πόδια, ονομάζεται Caudal. Όταν η περιστροφή του βραχίονα πραγματοποιείται κάθετα στο επίπεδό του και ο ανιχνευτής μετακινείται προς τη δεξιά ή την αριστερή πλευρά του ασθενή, οι προβολές ονομάζονται Right Anterior Oblique (RAO) και Left Anterior Oblique (LAO) αντίστοιχα. Σε περιπτώσεις όπου οι περιστροφές γίνονται σε περισσότερους από έναν άξονες, οι προβολές

λαμβάνουν ονομασία που συνδυάζει τους παραπάνω όρους, ανάλογα με τη γωνία και τη φορά της κίνησης του συστήματος.

Η ευελιξία που παρέχει το C-arm το καθιστά βασικό εργαλείο στις επεμβατικές ακτινολογικές και καρδιολογικές διαδικασίες, καθώς διευκολύνει τη λήψη εικόνων υψηλής ακρίβειας από πολλαπλές γωνίες, βελτιώνοντας τόσο τη διαγνωστική ικανότητα όσο και την καθοδήγηση των ιατρικών πράξεων²².

5.5.6 Ακτινοσκόπηση

Η ακτινοσκόπηση είναι μια τεχνική ιατρικής απεικόνισης που παρέχει εικόνες της ακτινοβολούμενης περιοχής σε πραγματικό χρόνο, διευκολύνοντας την καθοδήγηση εργαλείων όπως καθετήρες κατά τη διάρκεια επεμβατικών διαδικασιών. Σε αντίθεση με τη CINE καταγραφή, η ακτινοσκόπηση δεν χρησιμοποιείται κυρίως για τη διατήρηση στατικών εικόνων αλλά για την παρακολούθηση της κίνησης εντός του σώματος. Οι εικόνες προβάλλονται διαδοχικά με ρυθμό που καθορίζεται από τον χειριστή του συστήματος, και λόγω του τρόπου που λειτουργεί η νευροφυσιολογία της όρασης, τα συνεχόμενα καρέ συνδυάζονται, μειώνοντας τον φαινόμενο θόρυβο της εικόνας. Αυτό επιτρέπει τη χρήση υψηλότερων επιπέδων θορύβου σε σύγκριση με την καταγραφή, με αποτέλεσμα η ακτινοσκοπική δόση να είναι σημαντικά χαμηλότερη από τη δόση που απαιτείται στη CINE καταγραφή.

Στα σύγχρονα ακτινοσκοπικά συστήματα, ο χειριστής μπορεί να επιλέξει διαφορετικές μεθόδους (modes) ακτινοσκόπησης, ανάλογα με τις απαιτήσεις της εξέτασης. Αυτές οι μέθοδοι διαφοροποιούνται ως προς τον ρυθμό δόσης και την ποιότητα εικόνας, με τα modes υψηλής δόσης να προσφέρουν εικόνες χαμηλότερου θορύβου και καλύτερη διαγνωστική ποιότητα, ενώ τα modes χαμηλής δόσης μειώνουν την έκθεση του ασθενούς στην ακτινοβολία. Η επιλογή της κατάλληλης μεθόδου ακτινοσκόπησης αποτελεί κρίσιμο παράγοντα για την επίτευξη της βέλτιστης ισορροπίας μεταξύ ποιότητας εικόνας και ασφάλειας του ασθενούς.

5.5.7 CINE καταγραφή

Η CINE καταγραφή είναι μια τεχνική που χρησιμοποιείται στην ιατρική απεικόνιση, ιδιαίτερα στις αιμοδυναμικές μελέτες και στις επεμβατικές καρδιολογικές εξετάσεις, για την καταγραφή εικόνων υψηλής ποιότητας και χαμηλού θορύβου, κατάλληλων για διάγνωση και

αποθήκευση. Σε αντίθεση με την ακτινοσκόπηση, όπου ο ρυθμός δόσης είναι χαμηλότερος, η CINE καταγραφή απαιτεί υψηλότερα στοιχεία έκθεσης, γεγονός που οδηγεί σε αυξημένο ρυθμό δόσης στον εξεταζόμενο. Η δόση ανά καρέ (frame) κατά τη διάρκεια της CINE καταγραφής είναι περίπου δέκα φορές μεγαλύτερη από εκείνη της ακτινοσκόπησης, κάτι που έχει ως αποτέλεσμα τη σημαντική βελτίωση της ποιότητας της εικόνας. Ο τελικός ρυθμός δόσης εξαρτάται άμεσα από τον ρυθμό λήψης των καρέ, καθώς η αυξημένη συχνότητα καταγραφής απαιτεί περισσότερη ακτινοβολία.

Για τις αιμοδυναμικές μελέτες σε ενήλικες, ο τυπικός ρυθμός καταγραφής είναι 15 καρέ ανά δευτερόλεπτο (fps), διασφαλίζοντας την επαρκή απεικόνιση των αιμοδυναμικών διεργασιών. Παρόλο που η CINE καταγραφή προσφέρει εικόνες υψηλής ποιότητας, η αυξημένη δόση ακτινοβολίας που απαιτείται καθιστά απαραίτητη τη βέλτιστη ρύθμιση των παραμέτρων έκθεσης ώστε να επιτυγχάνεται η καλύτερη δυνατή διαγνωστική αξία με τη μικρότερη δυνατή έκθεση του ασθενούς¹².

5.5.8 Σύστημα αυτόματου ελέγχου έκθεσης (AEC)

Το σύστημα αυτόματου ελέγχου έκθεσης (AEC) είναι μια τεχνολογία που χρησιμοποιείται στα ακτινογραφικά και ακτινοσκοπικά συστήματα για την αυτόματη ρύθμιση των τεχνικών παραμέτρων της ακτινοβολήσης, εξασφαλίζοντας σταθερή ποιότητα εικόνας ανεξάρτητα από τις μεταβολές στο πάχος του ασθενούς, την ενέργεια των ακτίνων X, την απόσταση λυχνίας-ανιχνευτή και άλλους τεχνικούς παράγοντες. Στα ακτινογραφικά συστήματα, το AEC ρυθμίζει κυρίως το γινόμενο του ρεύματος της λυχνίας και του χρόνου έκθεσης, διατηρώντας σταθερή την ένταση του σήματος στον ανιχνευτή και αποτρέποντας υπερβολική ή ανεπαρκή έκθεση.

Στα συστήματα ακτινοσκόπησης, το AEC ελέγχει τον ρυθμό δόσης εισόδου στον ανιχνευτή, εξισορροπώντας τη φωτεινότητα της εικόνας και τον θόρυβο, ώστε να διατηρείται η διαγνωστική ποιότητα και η ακρίβεια κατά την καθοδήγηση εργαλείων σε επεμβατικές διαδικασίες. Η λειτουργία του βασίζεται σε σήματα από αισθητήρες ή από τον ίδιο τον ανιχνευτή, τα οποία χρησιμοποιούνται για τη ρύθμιση της υψηλής τάσης και του ρεύματος της λυχνίας σύμφωνα με προγραμματισμένες καμπύλες ανταπόκρισης. Ο χειριστής μπορεί να επιλέξει μεταξύ διαφορετικών ρυθμίσεων, όπως η τυπική καμπύλη του συστήματος, καμπύλες υψηλής δόσης ή υψηλής αντίθεσης, ανάλογα με τις απαιτήσεις της εξέτασης.

Σε ορισμένα συστήματα, το AEC αναλαμβάνει επιπλέον τον έλεγχο παραμέτρων όπως η διάρκεια των παλμών κατά την παλμική ακτινοσκόπηση, η χρήση πρόσθετων φίλτρων και η προσαρμογή του μεγέθους του πεδίου ακτινοβολίας, συμβάλλοντας στη βελτιστοποίηση της ποιότητας εικόνας με τη χαμηλότερη δυνατή δόση για τον ασθενή.

5.5.9 Μεγέθυνση εικόνας

Η μεγέθυνση της εικόνας στα συστήματα επεμβατικής καρδιολογίας επιτρέπει την καλύτερη απεικόνιση μικρότερων περιοχών στην περιοχή ενδιαφέροντος, βελτιώνοντας τη διαγνωστική ακρίβεια. Οι ανιχνευτές εικόνας σε αυτά τα συστήματα έχουν συνήθως μέγεθος περίπου 23 cm, ενώ οι επίπεδοι ανιχνευτές φτάνουν τα 30 × 40 cm. Σε συστήματα με δύο ανιχνευτές, ο δεύτερος είναι συνήθως μικρότερος για πιο εξειδικευμένες λήψεις. Η ηλεκτρονική μεγέθυνση επιτυγχάνεται με τη μείωση του ενεργού μεγέθους του ανιχνευτή, το οποίο μπορεί να περιοριστεί έως και τα 13 cm μέσω διαδοχικών βημάτων μεγέθυνσης. Ωστόσο, η μείωση της ακτινοβολούμενης περιοχής λόγω της μεγέθυνσης απαιτεί την αύξηση των στοιχείων έκθεσης για να διατηρηθεί η φωτεινότητα της εικόνας, γεγονός που συνεπάγεται αύξηση του ρυθμού δόσης στον εξεταζόμενο. Στα συστήματα με ενισχυτή εικόνας, ο ρυθμός δόσης είναι περίπου αντίστροφος ανάλογος με την ενεργό επιφάνεια του ανιχνευτή, ενώ στα συστήματα με επίπεδο ανιχνευτή, η σχέση αυτή δεν είναι σταθερή και εξαρτάται από τις ρυθμίσεις του συστήματος. Σε κάθε περίπτωση, η χρήση μεγέθυνσης οδηγεί σε αύξηση της δόσης τόσο κατά την ακτινοσκόπηση όσο και κατά την καταγραφή των εικόνων. Παρόλα αυτά, παρά την αύξηση των στοιχείων έκθεσης, οι ρυθμοί δόσης που λαμβάνει το ιατρικό προσωπικό δεν μεταβάλλονται σημαντικά, καθώς η μείωση του πεδίου ακτινοβολίας περιορίζει την περιοχή σκέδασης, μειώνοντας την έκθεσή τους στη δευτερογενή ακτινοβολία.

5.5.10 Αντιδιαχυτικό διάφραγμα

Το αντιδιαχυτικό διάφραγμα είναι μια διάταξη που τοποθετείται στην περιοχή της επιφάνειας του ανιχνευτή με σκοπό τη βελτίωση της ποιότητας της ακτινογραφικής εικόνας. Αποτελείται από παράλληλες λωρίδες μολύβδου, οι οποίες επιτρέπουν τη διέλευση της πρωτογενούς ακτινοβολίας ενώ ταυτόχρονα εμποδίζουν τις σκεδαζόμενες ακτίνες X να φτάσουν στον ανιχνευτή. Η σκέδαση των ακτίνων X δημιουργεί θόρυβο στην εικόνα και μειώνει την

αντίθεσή της, οδηγώντας σε υποβάθμιση της διαγνωστικής της αξίας. Ωστόσο, επειδή το αντιδιαχτυτικό διάφραγμα αποκόπτει και ένα μικρό ποσοστό της πρωτογενούς ακτινοβολίας, η χρήση του δεν είναι πάντα απαραίτητη. Σε περιπτώσεις όπου η συμβολή της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας είναι περιορισμένη, όπως σε παιδιά ή σε ασθενείς με μικρό πάχος σώματος, το αντιδιαχτυτικό διάφραγμα μπορεί να αφαιρεθεί ώστε να αποφευχθεί η περιττή μείωση της δόσης των ακτίνων Χ που φτάνουν στον ανιχνευτή και να διατηρηθεί η ποιότητα της εικόνας. Η σωστή χρήση του διαφράγματος είναι σημαντική για την επίτευξη της βέλτιστης ισορροπίας μεταξύ της μείωσης του θορύβου και της διατήρησης της απαραίτητης ακτινοβολίας για τη δημιουργία υψηλής ποιότητας εικόνων.

5.6 Ποιότητα εικόνας

Η ποιότητα εικόνας αναφέρεται στο σύνολο των χαρακτηριστικών που καθορίζουν την ικανότητα μιας ακτινογραφικής εικόνας να παρέχει χρήσιμες διαγνωστικές πληροφορίες στον παρατηρητή. Δεδομένου ότι η αξιολόγηση μιας εικόνας από τον άνθρωπο είναι σε μεγάλο βαθμό υποκειμενική, επηρεαζόμενη από την εμπειρία, την αντίληψη και τις συνθήκες παρατήρησης, έχουν αναπτυχθεί μαθηματικές έννοιες και αντικειμενικά κριτήρια για την ποσοτική αξιολόγηση της ποιότητας της εικόνας. Παράγοντες όπως η αντίθεση, η ευκρίνεια, η ευαισθησία, η παρουσία θορύβου και η χωρική ανάλυση επηρεάζουν την ποιότητα της εικόνας και καθορίζουν την ακρίβεια με την οποία αναπαριστώνται οι ανατομικές δομές. Η επίτευξη υψηλής ποιότητας εικόνας απαιτεί βέλτιστη ρύθμιση των παραμέτρων της ακτινοβολήσης, κατάλληλη επιλογή ανιχνευτή και τεχνικών επεξεργασίας της εικόνας, ώστε να εξασφαλίζεται η μέγιστη διαγνωστική αξία με τη χαμηλότερη δυνατή έκθεση του ασθενούς στην ακτινοβολία.

5.6.1 Αντίθεση

Η αντίθεση στην ακτινογραφική εικόνα αναφέρεται στη διαφορά της οπτικής πυκνότητας μεταξύ δύο γειτονικών περιοχών του ακτινολογικού φιλμ ή της οθόνης, γεγονός που επηρεάζει την ευκρίνεια και τη διαγνωστική αξία της εικόνας. Η οπτική πυκνότητα εκφράζει το βαθμό αμαύρωσης που προκαλεί η ακτινοβολία στο φιλμ ή στην οθόνη, με μεγαλύτερη αμαύρωση να αντιστοιχεί σε υψηλότερη οπτική πυκνότητα. Η υψηλή αντίθεση καθιστά πιο ευδιάκριτες τις

ανατομικές δομές, επιτρέποντας την καλύτερη διαφοροποίηση μεταξύ ιστών με διαφορετική απορροφητικότητα στην ακτινοβολία. Η αντίθεση της εικόνας εξαρτάται από διάφορους παράγοντες, όπως το πάχος του ασθενούς κατά μήκος του άξονα της ακτινοβολίας, την ενέργεια των ακτίνων X που χρησιμοποιούνται, το μέγεθος του πεδίου ακτινοβολήσης και τα τεχνικά χαρακτηριστικά του ενισχυτή εικόνας. Όταν αυξάνεται η τιμή των kV, δηλαδή η ενέργεια των ακτίνων X, η αντίθεση μειώνεται, καθώς η μεγαλύτερη διεισδυτικότητα των φωτονίων μειώνει τη διαφορά στην απορρόφηση μεταξύ των ιστών. Επίσης, το μέγεθος του πεδίου ακτινοβολήσης επηρεάζει την αντίθεση, με τα μικρότερα πεδία να προσφέρουν καλύτερη αντίθεση λόγω της μειωμένης σκέδασης της ακτινοβολίας. Παράλληλα, ο ενισχυτής εικόνας διαδραματίζει σημαντικό ρόλο στη διαμόρφωση της αντίθεσης, καθώς επηρεάζει την απόδοση και την ποιότητα της εικόνας. Για την επίτευξη της βέλτιστης αντίθεσης, απαιτείται σωστή ρύθμιση των παραμέτρων της έκθεσης, ώστε να εξασφαλίζεται η μέγιστη διαγνωστική αξία της ακτινογραφίας¹².

5.6.2 Ασάφεια

Η ασάφεια στην ιατρική απεικόνιση αναφέρεται στην αδυναμία μιας απεικονιστικής μεθόδου να αποδώσει με σαφήνεια το περίγραμμα ή τα όρια ενός αντικειμένου, μειώνοντας έτσι τη διαγνωστική ακρίβεια της εικόνας. Η ασάφεια μπορεί να προκληθεί από διάφορους παράγοντες, με κυριότερο το μέγεθος της εστίας παραγωγής των ακτίνων X, καθώς μια μεγαλύτερη εστία οδηγεί σε πιο διαχεόμενες ακτίνες και μειωμένη ευκρίνεια. Επιπλέον, η κίνηση του ασθενούς ή του εξεταζόμενου αντικειμένου κατά τη διάρκεια της απεικόνισης μπορεί να προκαλέσει θόλωμα, ενώ τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά του αντικειμένου, όπως το σχήμα και το πάχος του, επηρεάζουν την καθαρότητα των ορίων του στην εικόνα. Η ασάφεια συχνά αναφέρεται και ως "παρασκιά", καθώς δημιουργεί μια ζώνη διάχυσης γύρω από τα περιγράμματα της απεικονιζόμενης δομής, καθιστώντας δυσκολότερη την ακριβή ανάλυση και διάγνωση. Για τη μείωση της ασάφειας, εφαρμόζονται τεχνικές όπως η χρήση μικρότερης εστίας παραγωγής ακτίνων X, η σταθεροποίηση του ασθενούς και η βελτίωση των γεωμετρικών παραμέτρων της λήψης.

5.6.3 Θόρυβος

Ο θόρυβος αποτελεί έναν από τους κυριότερους παράγοντες που επηρεάζουν την ποιότητα των ακτινογραφικών εικόνων, καθώς προκαλεί ανεπιθύμητες αλλοιώσεις που δυσχεραίνουν τη διάγνωση. Υπάρχουν διάφορες κατηγορίες θορύβου, όπως ο θόρυβος δομής, που σχετίζεται με τις φυσικές ιδιότητες του ανιχνευτή, και ο θόρυβος από τα σκεδαζόμενα φωτόνια, ο οποίος προέρχεται από τη σκέδαση των ακτίνων χ κατά τη διέλευσή τους από τον ιστό του ασθενή. Ο αριθμός των ακτίνων χ που σχηματίζουν την εικόνα επηρεάζει άμεσα τον θόρυβο, καθώς η αύξησή τους μειώνει τον θόρυβο και βελτιώνει την ποιότητα της εικόνας, ενώ η μείωσή τους οδηγεί σε υποβάθμιση της εικόνας λόγω αυξημένου θορύβου.

Ωστόσο, η αύξηση του αριθμού των ακτίνων χ συνεπάγεται μεγαλύτερη δόση ακτινοβολίας για τον ασθενή, γεγονός που πρέπει να ελέγχεται για λόγους ακτινοπροστασίας. Η ποιότητα της εικόνας εξαρτάται από τη δόση που λαμβάνει ο ασθενής, καθώς η αύξηση της αντίθεσης επιτυγχάνεται με τη μείωση της ενέργειας των ακτίνων χ , αλλά ταυτόχρονα αυξάνει τη δόση, αφού τα φωτόνια χαμηλής ενέργειας απορροφώνται περισσότερο από το σώμα. Επίσης, η μείωση του θορύβου επιτυγχάνεται με την αύξηση του πλήθους των φωτονίων, γεγονός που συνεπάγεται επιπλέον έκθεση του ασθενούς στην ακτινοβολία.

Ο βασικός στόχος της ιατρικής απεικόνισης είναι η απόκτηση εικόνων με επαρκή διαγνωστική αξία, διατηρώντας παράλληλα τη δόση όσο το δυνατόν χαμηλότερη. Δεν έχει νόημα η λήψη εικόνων με υπερβολικά χαμηλή δόση εάν δεν προσφέρουν διαγνωστικές πληροφορίες, ούτε η υπερβολική αύξηση της δόσης για εικόνες άριστης ποιότητας εάν αυτές δεν προσθέτουν ουσιαστικά περισσότερες πληροφορίες. Συνεπώς, απαιτείται προσεκτική εξισορρόπηση μεταξύ ποιότητας εικόνας και δόσης ακτινοβολίας, ώστε να επιτυγχάνεται η βέλτιστη διαγνωστική αξία με τη μικρότερη δυνατή έκθεση του ασθενούς στην ακτινοβολία.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6

ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑ ΑΣΘΕΝΩΝ

6.1 Εισαγωγή

Η δοσιμετρία ασθενών στην επεμβατική ακτινολογία αποτελεί έναν κρίσιμο τομέα της ακτινοπροστασίας, καθώς οι επεμβατικές πράξεις χαρακτηρίζονται από αυξημένη και παρατεταμένη έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία. Η ακριβής ποσοτικοποίηση της ακτινοβολίας που απορροφάται από τον οργανισμό είναι απαραίτητη για την αποτίμηση τόσο των άμεσων όσο και των μακροπρόθεσμων κινδύνων. Η μέτρηση της δόσης επιτυγχάνεται μέσω ειδικών φυσικών μεγεθών, τα οποία σχετίζονται με τις στοχαστικές και μη στοχαστικές επιδράσεις της ακτινοβολίας στον ασθενή.

6.2 Δείκτες δόσης που καταγράφονται από τον εξοπλισμό

Οι βασικοί δείκτες είναι:

6.2.1 DAP (Dose Area Product)

Το Dose Area Product (DAP) είναι ένα θεμελιώδες δοσιμετρικό μέγεθος στην επεμβατική ακτινολογία, που εκφράζει τη συνολική ενέργεια της ακτινοβολίας που εκπέμπεται προς τον ασθενή. Ουσιαστικά, το DAP προκύπτει από το γινόμενο της απορροφούμενης δόσης στον αέρα (Air Kerma) επί την επιφάνεια της ακτινοβολούμενης περιοχής, και μετράται σε μονάδες $\text{Gy} \cdot \text{cm}^2$. Το μέγεθος αυτό είναι ανεξάρτητο από την απόσταση μεταξύ της πηγής ακτινοβολίας και του ασθενούς, δεδομένου ότι η αύξηση της απόστασης οδηγεί σε αύξηση της επιφάνειας της δέσμης, με τρόπο που αντισταθμίζει τη μείωση της έντασης²⁴.

Ο μετρητής DAP είναι ένας επίπεδος θάλαμος ιονισμού, ο οποίος τοποθετείται απευθείας στην κεφαλή της ακτινολογικής λυχνίας, μπροστά από τα διαφράγματα. Μέσω της συσκευής ανάγνωσης, η οποία μπορεί να βρίσκεται εκτός του ακτινογραφικού θαλάμου, καταγράφεται σε πραγματικό χρόνο η σωρευτική τιμή του DAP κατά τη διάρκεια της ακτινοβολήσης. Η κατασκευή του μετρητή είναι συνήθως διάφανη, ώστε να μην επηρεάζει τη λειτουργία του φωτεινού πεδίου ακτινοβολήσης. Η μέτρηση του DAP περιλαμβάνει το σύνολο της δέσμης και

όχι μόνο την επιφάνεια εισόδου, παρέχοντας μια συνολική εκτίμηση της ενεργειακής επιβάρυνσης του ασθενούς²².

Η ένδειξη του DAP αυξάνεται αθροιστικά όσο διαρκεί η ακτινοβολήση, επιτρέποντας στον ιατρό να έχει άμεση εικόνα της συνολικής ακτινοβολίας που χρησιμοποιείται σε κάθε εξέταση. Επιπλέον, η τοποθέτηση του μετρητή DAP μπορεί να γίνει σε οποιοδήποτε σημείο ανάμεσα στα διαφράγματα και τον ασθενή, εφόσον διασφαλίζεται ότι δεν επηρεάζεται από οπισθοσκεδαζόμενη ακτινοβολία. Ο θάλαμος DAP είναι σχεδιασμένος έτσι ώστε να μην αλλοιώνει τα χαρακτηριστικά της διερχόμενης δέσμης, επιτρέποντας αξιόπιστη μέτρηση χωρίς να επηρεάζεται η ποιότητα της εικόνας.

Η τιμή του DAP μπορεί να χρησιμοποιηθεί, μέσω κατάλληλων συντελεστών μετατροπής, για την εκτίμηση της απορροφούμενης δόσης στον αέρα και της αποτελεσματικής δόσης (Effective Dose) στον ασθενή. Ιδιαίτερα στην ακτινοσκόπηση, όπου οι χρόνοι έκθεσης μπορεί να είναι παρατεταμένοι, το DAP παρέχει κρίσιμες πληροφορίες για την εκτίμηση της συνολικής έκθεσης, επιτρέποντας την αναγνώριση ενδεχόμενων κινδύνων, όπως οι ακτινικές δερματικές βλάβες (π.χ. ερύθημα, έλκος).

Η χρήση του DAP συμβάλλει ουσιαστικά στην παρακολούθηση και βελτιστοποίηση των τεχνικών που εφαρμόζονται κατά τις ακτινοσκοπικές και ακτινογραφικές εξετάσεις. Μέσω της καταγραφής και της ανάλυσης των τιμών DAP, οι επαγγελματίες υγείας μπορούν να αξιολογούν τη συνολική ακτινοπροστασία του ασθενούς.

Πίνακας 5. Ενδεικτικές τιμές DAP για εξετάσεις επεμβατικής καρδιολογίας⁵.

Διαδικασία	Χρόνος ακτινοσκόπησης(min)	DAP(Gy·cm²)
Διαγνωστική στεφανιογραφία	4-6	30-60
Διαδερμική στεφανιαία παρέμβαση	10-20	70-130
Εμφύτευση βηματοδότη	5-8	10-40
Καρδιακή κατάλυση με ραδιοσυχνότητες	20-40	40-150

6.2.2 Air Kerma (AK) στο Interventional Reference Point (IRP)

Η μέτρηση του Air Kerma στο IRP αποτελεί έναν από τους βασικούς δείκτες για την εκτίμηση της ακτινικής έκθεσης στον ασθενή. Το Air Kerma αναφέρεται στη δόση ενέργειας που μεταφέρεται από την ακτινοβολία στον αέρα στο σημείο εισόδου της δέσμης ακτινοβολίας και εκφράζεται σε μονάδες Gray (Gy). Το IRP είναι ένα ορισμένο γεωμετρικό σημείο στον χώρο γύρω από τον ασθενή, σχεδιασμένο ώστε να αντιπροσωπεύει τυπικά τη θέση όπου η ακτινοβολία εισέρχεται στο σώμα κατά τη διάρκεια μιας επεμβατικής πράξης. Αν και το IRP δεν ταυτίζεται πάντα με την ακριβή επιφάνεια του δέρματος λόγω διαφορών στη γεωμετρία του συστήματος και στη γωνία προσβολής της δέσμης, έχει διαπιστωθεί ότι το Air Kerma στο IRP παρουσιάζει ισχυρή συσχέτιση με τη δερματική δόση που λαμβάνει ο ασθενής²⁴.

Η παρακολούθηση του Air Kerma στο IRP προσφέρει μία ένδειξη για την πιθανότητα εμφάνισης μη στοχαστικών επιδράσεων της ακτινοβολίας, με κύριες μορφές τις δερματικές αντιδράσεις, όπως το ερύθημα, το οίδημα και σε ακραίες περιπτώσεις, η δερματική νέκρωση. Οι συγκεκριμένες αντιδράσεις εξαρτώνται από τη μέγιστη τοπική δόση και όχι από την ολική απορροφούμενη δόση στον οργανισμό. Για τον λόγο αυτό, η ένδειξη του AK στο IRP χρησιμοποιείται συχνά για την εκτίμηση της Peak Skin Dose (PSD) και για την παρακολούθηση περιπτώσεων όπου πλησιάζονται ή ξεπερνιούνται ορισμένα καθορισμένα επίπεδα προσοχής που έχουν οριστεί από διεθνείς επιστημονικούς και κανονιστικούς φορείς.

Η μέτρηση του Air Kerma στο IRP έχει υιοθετηθεί ως αναγνωρισμένη πρακτική από οργανισμούς όπως το National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP)²⁴ και η International Commission on Radiological Protection (ICRP), στο πλαίσιο της συνολικής στρατηγικής για τη βελτίωση της ακτινοπροστασίας κατά τις επεμβατικές διαδικασίες. Αν και δεν υποκαθιστά την αναλυτική εκτίμηση της Peak Skin Dose, το Air Kerma στο IRP αποτελεί ένα άμεσα διαθέσιμο και κλινικά χρήσιμο μέγεθος για την ποσοτική αποτίμηση του κινδύνου οξείας δερματικής αντίδρασης και την ενίσχυση της παρακολούθησης της δόσης στον ασθενή²⁵.

6.2.3 Χρόνος ακτινοσκόπησης

Ο χρόνος ακτινοσκόπησης (fluoroscopy time) είναι η συνολική διάρκεια κατά την οποία ο ασθενής εκτίθεται σε ακτινοβολία για την απεικόνιση σε πραγματικό χρόνο κατά τη διάρκεια μιας επεμβατικής διαδικασίας. Αποτελεί έναν δείκτη που καταγράφεται αυτόματα από τα

ακτινολογικά συστήματα και χρησιμοποιείται ευρέως στην καθημερινή κλινική πρακτική για την παρακολούθηση της διάρκειας της έκθεσης. Ωστόσο, δεν αντιστοιχεί απαραίτητα στο σύνολο της χορηγούμενης δόσης, καθώς δεν λαμβάνει υπόψη τις παραμέτρους της ακτινοβολήσης όπως η ένταση ρεύματος, η τάση του σωλήνα, η χρήση φίλτρων και η γωνία της δέσμης. Έτσι, δύο εξετάσεις με τον ίδιο χρόνο ακτινοσκόπησης μπορεί να οδηγούν σε εντελώς διαφορετικά επίπεδα δόσης στον ασθενή.

6.2.4 Αριθμός εικόνων

Ο αριθμός εικόνων αναφέρεται στον συνολικό αριθμό καταγεγραμμένων εικόνων (καρέ) ή στιγμιότυπων που λαμβάνονται κατά τη διάρκεια της επέμβασης. Η παράμετρος αυτή είναι σημαντική καθώς κάθε cine λήψη συνοδεύεται από σχετικά υψηλότερη ένταση ακτινοβολίας σε σχέση με την ακτινοσκόπηση, λόγω της απαίτησης για καλή ποιότητα εικόνας και υψηλό ρυθμό καρέ. Παρά το γεγονός ότι ο αριθμός των εικόνων αποτελεί ένδειξη του φορτίου ακτινοβολήσης, δεν παρέχει πλήρη ποσοτική πληροφόρηση για τη συνολική δόση ή για την τοπική δόση στο δέρμα, καθώς δεν λαμβάνει υπόψη τις τεχνικές ρυθμίσεις ή τη διάρκεια κάθε cine λήψης.

6.3 Peak Skin Dose (PSD)

Το Peak Skin Dose (PSD) είναι ο όρος που χρησιμοποιείται για να περιγράψει τη μέγιστη δόση ακτινοβολίας που απορροφάται σε ένα σημείο της επιφάνειας του δέρματος κατά τη διάρκεια μιας ακτινολογικής ή επεμβατικής διαδικασίας. Δεν αφορά τη συνολική δόση που απορροφάται από το σώμα, αλλά επικεντρώνεται στην υψηλότερη τοπική δόση που μπορεί να δεχθεί ένα μικρό τμήμα του δέρματος. Ο υπολογισμός του PSD είναι ιδιαίτερα σημαντικός καθώς σχετίζεται άμεσα με την εμφάνιση ανεπιθύμητων δερματικών επιπτώσεων από την ακτινοβολία, όπως το ερύθημα, η αλωπεκία, οι χρόνιες δερματικές αλλοιώσεις και σε ακραίες περιπτώσεις, η νέκρωση του ιστού²⁴.

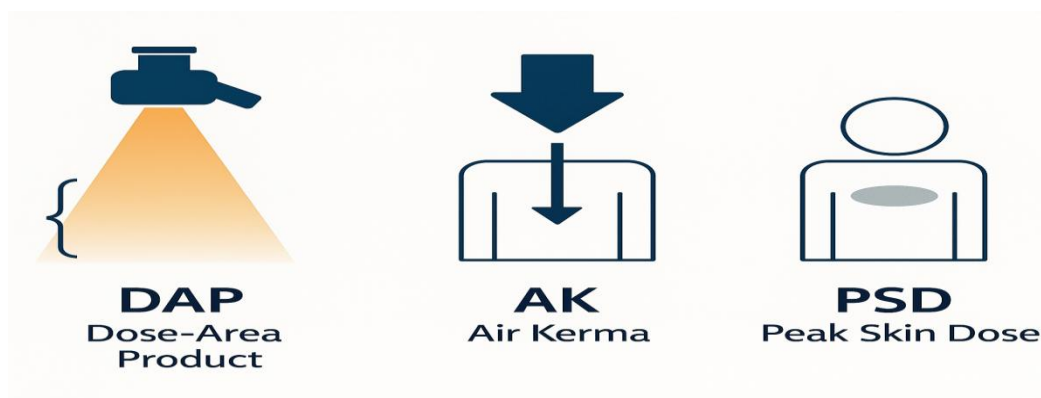
Η κλινική σημασία του PSD έγκειται στο γεγονός ότι τα δερματικά φαινόμενα από ακτινοβολία είναι αποτελέσματα με κατώφλια δόσης. Για παράδειγμα, ένα προσωρινό ερύθημα μπορεί να εμφανιστεί για δόσεις άνω των 2–3 Gray (Gy), ενώ σοβαρότερες βλάβες ενδέχεται να προκύψουν σε επίπεδα άνω των 10 Gy. Εξαιτίας αυτής της συσχέτισης, ο ακριβής προσδιορισμός του PSD είναι καθοριστικός για την εκτίμηση και διαχείριση του κινδύνου που διατρέχει ο

ασθενής κατά τις επεμβατικές διαδικασίες, όπου οι χρόνοι ακτινοβολήσης και οι απαιτήσεις απεικόνισης είναι συνήθως παρατεταμένοι.

Η εκτίμηση του PSD μπορεί να γίνει είτε με άμεσες μετρήσεις, χρησιμοποιώντας δοσίμετρα ή ειδικά φιλμ ακτινοβολίας που καταγράφουν τη δόση στο δέρμα, είτε με έμμεσες μεθόδους που βασίζονται σε υπολογισμούς από δεδομένα του Kerma-Area Product (KAP) και άλλες πληροφορίες σχετικά με τη γεωμετρία της διαδικασίας. Σύγχρονα συστήματα επεμβατικής ακτινολογίας παρέχουν τη δυνατότητα δημιουργίας "skin dose maps", δηλαδή χαρτών κατανομής της δόσης στην επιφάνεια του σώματος, βασισμένων σε παραμέτρους όπως η γωνία της δέσμης και η διάρκεια έκθεσης.

Το PSD επηρεάζεται από πολλούς παράγοντες, όπως η διάρκεια της έκθεσης, η ένταση και η ενέργεια της δέσμης, η απόσταση της πηγής ακτινοβολίας από το δέρμα, το μέγεθος και η θέση του πεδίου ακτινοβολήσης, η χρήση φίλτρων και η γεωμετρία της ακτινοβολήσης. Η σταθερή ακτινοβολήση ενός σημείου για μεγάλο χρονικό διάστημα ή η λήψη πολλών εικόνων στην ίδια περιοχή μπορεί να αυξήσει δραματικά το PSD και κατά συνέπεια τον κίνδυνο βλαβών.

Η κλινική διαχείριση του PSD περιλαμβάνει πρακτικές όπως η συνεχής μετακίνηση της δέσμης σε διαφορετικές περιοχές του δέρματος ώστε να διασπείρεται η δόση, η χρήση πολλαπλών γωνιών προβολής, η ελαχιστοποίηση της διάρκειας έκθεσης κατά τη χρήση και η χρήση φίλτρων για τη μείωση της ποσότητας ακτινοβολίας χαμηλής ενέργειας που φτάνει στο δέρμα. Επιπλέον, η παρακολούθηση του PSD σε πραγματικό χρόνο, όπου είναι διαθέσιμη, επιτρέπει την άμεση προσαρμογή της διαδικασίας ώστε να αποτραπεί η υπέρβαση επικίνδυνων επιπέδων δόσης.



Εικόνα 11. Δοσιμετρικά μεγέθη DAP, Air Kerma και PSD.

6.4 Άμεση μέτρηση με δοσίμετρα

6.4.1 Δοσίμετρα θερμοφωταύγειας (TLDs – Thermoluminescent Dosimeters)

Τα δοσίμετρα θερμοφωταύγειας αποτελούν συσκευές μέτρησης της δόσης ιοντίζουσας ακτινοβολίας, ευρέως χρησιμοποιούμενες στην ιατρική φυσική, τόσο για την παρακολούθηση της έκθεσης ασθενών όσο και για την προστασία του προσωπικού. Η λειτουργία τους βασίζεται στο φαινόμενο της θερμοφωταύγειας, κατά το οποίο ορισμένα υλικά, όπως το φθοριούχο λίθιο (LiF) ή το θειικό ασβέστιο εμπλουτισμένο με δυσπρόσιο ($\text{CaSO}_4:\text{Dy}$), αποθηκεύουν ενέργεια όταν εκτίθενται σε ακτινοβολία και την απελευθερώνουν υπό μορφή φωτός όταν θερμανθούν. Η ένταση του εκπεμπόμενου φωτός είναι ανάλογη της απορροφούμενης δόσης, επιτρέποντας την ποσοτική εκτίμηση της ακτινοβολήσης²⁶.

Τα TLDs αποτελούνται συνήθως από μικρούς δίσκους ή κρυστάλλους τοποθετημένους σε πλαστικές θήκες, οι οποίες μπορούν να φέρουν φίλτρα για τη διαφοροποίηση της ενέργειας της ακτινοβολίας. Η ανάγνωση των TLDs πραγματοποιείται με τη θέρμανσή τους σε ειδικές συσκευές, όπου η εκπεμπόμενη φωταύγεια μετράται από φωτοπολλαπλασιαστές, μετά την ανάγνωση μπορεί να επαναχρησιμοποιηθεί μετά από αναπροσαρμογή.

Τα TLDs παρουσιάζουν υψηλή ευαισθησία σε χαμηλές δόσεις και έχουν μικρό μέγεθος, καθιστώντας τα κατάλληλα για *in vivo* δοσιμετρία. Ωστόσο, απαιτούν ειδικό εξοπλισμό για την ανάγνωση και δεν παρέχουν άμεση ένδειξη της δόσης κατά τη διάρκεια της έκθεσης. Επιπλέον, η απόδοσή τους μπορεί να επηρεαστεί από περιβαλλοντικούς παράγοντες, όπως η θερμοκρασία και η υγρασία²⁷.

Συνολικά, τα TLDs αποτελούν αξιόπιστο εργαλείο για την παρακολούθηση της δόσης ακτινοβολίας σε ιατρικές εφαρμογές, συμβάλλοντας στην ακτινοπροστασία των ασθενών και του προσωπικού. Η χρήση τους, σε συνδυασμό με άλλα δοσιμετρικά μέσα, επιτρέπει την ολοκληρωμένη αξιολόγηση της έκθεσης και την εφαρμογή βέλτιστων πρακτικών ακτινοπροστασίας.

6.4.2 Δοσίμετρα τύπου MOSFET (Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor)

Τα δοσίμετρα τύπου MOSFET είναι ημιαγωγικές συσκευές που χρησιμοποιούνται ευρέως για τη μέτρηση της απορροφούμενης δόσης ακτινοβολίας σε εφαρμογές ιατρικής

φυσικής. Η λειτουργία τους βασίζεται στο γεγονός ότι η έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία προκαλεί μεταβολή στην τάση κατωφλίου του τρανζίστορ. Η μεταβολή αυτή είναι γραμμικά συσχετισμένη με το ποσό της απορροφούμενης δόσης, επιτρέποντας έτσι την άμεση και ποσοτική εκτίμηση της ακτινοβολήσης. Το μικρό μέγεθος των MOSFETs τα καθιστά ιδανικά για χρήση σε δυσπρόσιτες περιοχές του σώματος ή σε ειδικά ομοιώματα, όπου απαιτείται ακριβής μέτρηση της τοπικής δόσης.

Ένα από τα μεγαλύτερα πλεονεκτήματα των δοσιμέτρων MOSFET είναι η δυνατότητά τους για άμεση ανάγνωση της δόσης σε πραγματικό χρόνο, γεγονός που τα καθιστά ιδανικά για *in vivo* δοσιμετρία κατά τη διάρκεια επεμβατικών ακτινολογικών διαδικασιών ή θεραπειών ακτινοβολίας. Διακρίνονται για την υψηλή ευαισθησία τους σε χαμηλά επίπεδα δόσης και για την ευκολία επαναχρησιμοποίησης τους, αν και η ακρίβεια της απόδοσής τους μειώνεται σταδιακά μετά από πολλές χρήσεις ή πολύ υψηλές δόσεις. Ένα άλλο μειονέκτημα είναι η εξάρτησή τους από τις περιβαλλοντικές συνθήκες, όπως η θερμοκρασία, που μπορεί να επηρεάσει την ακρίβεια των μετρήσεων αν δεν ληφθούν κατάλληλα μέτρα.

Στην επεμβατική ακτινολογία, τα MOSFETs χρησιμοποιούνται κυρίως για την εκτίμηση της Peak Skin Dose (PSD), της μέγιστης δηλαδή δόσης που απορροφάται τοπικά στο δέρμα του ασθενούς κατά τη διάρκεια μιας παρατεταμένης ή σύνθετης διαδικασίας. Χάρη στο μικρό τους μέγεθος, μπορούν να τοποθετηθούν εύκολα σε κρίσιμες θέσεις πάνω στο σώμα και να παρέχουν άμεση πληροφόρηση για τις δόσεις που καταγράφονται σε διαφορετικές γωνίες και περιοχές ακτινοβολήσης. Αυτό επιτρέπει στους κλινικούς ιατρούς να προσαρμόζουν δυναμικά την τεχνική τους για να μειώσουν την τοπική έκθεση του δέρματος.

Συνολικά, τα δοσίμετρα MOSFET αποτελούν έναν πολύτιμο εργαλείο για την άμεση και αξιόπιστη εκτίμηση των δόσεων ακτινοβολίας σε κρίσιμες ιατρικές εφαρμογές, παρά τα όποια μειονεκτήματα που σχετίζονται με τη σταθερότητα της απόδοσής τους σε βάθος χρόνου και τις περιβαλλοντικές επιρροές.

6.5 Monte Carlo Προσομοιώσεις

Η μέθοδος Monte Carlo είναι μια υπολογιστική τεχνική που χρησιμοποιεί τυχαία δειγματοληψία για την επίλυση προβλημάτων που είναι δύσκολο να επιλυθούν με αναλυτικές μεθόδους. Αναπτύχθηκε κατά τη διάρκεια του Β' Παγκοσμίου Πολέμου από τους Stanislaw

Ulam και John von Neumann στο πλαίσιο του Προγράμματος Manhattan, με στόχο την κατανόηση της διάχυσης νετρονίων σε πυρηνικά όπλα. Η ονομασία "Monte Carlo" προήλθε από την πόλη-καζίνο του Μονακό, λόγω της χρήσης τυχαίων αριθμών, παρόμοια με τα τυχερά παιχνίδια.

Η μέθοδος Monte Carlo έχει ευρεία εφαρμογή σε διάφορους τομείς, όπως η φυσική, η χημεία, η βιολογία, η στατιστική, η τεχνητή νοημοσύνη, η χρηματοοικονομική και η κρυπτογραφία. Στη φυσική, χρησιμοποιείται για τη μοντελοποίηση συστημάτων με πολλούς βαθμούς ελευθερίας, όπως υγρά, άμορφα υλικά και στερεά με ισχυρή σύζευξη.

Στον τομέα της ιατρικής φυσικής, η μέθοδος Monte Carlo είναι ιδιαίτερα χρήσιμη για τη δοσιμετρία ακτινοβολίας, καθώς επιτρέπει την ακριβή προσομοίωση της μεταφοράς σωματιδίων και της εναπόθεσης ενέργειας σε πολύπλοκες γεωμετρίες, όπως το ανθρώπινο σώμα. Αυτό είναι κρίσιμο για τον σχεδιασμό θεραπειών ακτινοβολίας και την εκτίμηση της δόσης που λαμβάνουν οι ασθενείς³.

Η ιστορική αναδρομή της μεθόδου Monte Carlo ξεκινά στη δεκαετία του 1940, κατά τη διάρκεια του προγράμματος Manhattan στο Los Alamos National Laboratory, με στόχο την προσομοίωση πυρηνικών φαινομένων. Στη δεκαετία του 1950, η μέθοδος επεκτάθηκε στην εφαρμογή της στη φυσική της ακτινοβολίας και στην ατομική φυσική, ενώ από τη δεκαετία του 1970 άρχισε να χρησιμοποιείται στην ιατρική φυσική για τον υπολογισμό δόσεων σε ακτινοθεραπεία και διαγνωστικές διαδικασίες. Η πρόοδος στην υπολογιστική τεχνολογία από τη δεκαετία του 1990 και έπειτα έκανε δυνατή την καθιέρωση των Monte Carlo μεθόδων ως καθημερινό εργαλείο στην κλινική πρακτική και στην έρευνα²⁸.

Στην ιατρική φυσική και ειδικά στην επεμβατική ακτινολογία, έχουν αναπτυχθεί και χρησιμοποιούνται διάφορα λογισμικά βασισμένα στη μέθοδο Monte Carlo. Ένα από τα πιο γνωστά είναι το PCXMC, που αναπτύχθηκε από τον οργανισμό STUK στη Φινλανδία. Το PCXMC χρησιμοποιεί προτυποποιημένα μαθηματικά phantoms και υπολογίζει την αποτελεσματική και απορροφούμενη δόση σε βασικά όργανα με βάση δεδομένα γινόμενου δόσης-εμβαδού (KAP) από ακτινολογικές εξετάσεις. Είναι ιδιαίτερα χρήσιμο για γρήγορες εκτιμήσεις σε κλινικό περιβάλλον, αν και περιορίζεται σε απλουστευμένες γεωμετρίες.

Το ImpactMC είναι ένα εμπορικό λογισμικό προηγμένης τεχνολογίας, το οποίο στοχεύει ειδικά στον υπολογισμό δόσεων από αξονική τομογραφία (CT). Χρησιμοποιεί voxel phantoms υψηλής ανάλυσης και προσομοιώνει λεπτομερώς την κίνηση της ακτινοβολίας μέσω των

περιστρεφόμενων σωλήνων και των φίλτρων των συστημάτων CT, λαμβάνοντας υπόψη πραγματικές τεχνικές παραμέτρους όπως το pitch και το tube current modulation. Χάρη σε αυτές τις δυνατότητες, μπορεί να υπολογίσει με μεγάλη ακρίβεια δόσεις σε επιμέρους όργανα ακόμα και για πολύπλοκα πρωτόκολλα CT.

Το MCNPX (Monte Carlo N-Particle Extended), που αναπτύχθηκε από το Los Alamos National Laboratory, είναι γενικού σκοπού λογισμικό Monte Carlo και χρησιμοποιείται σε εφαρμογές που κυμαίνονται από τη δοσιμετρία ασθενών έως την πυρηνική ασφάλεια²⁸.

Το VirtualDose είναι ένα σύγχρονο λογισμικό που βασίζεται σε υπολογιστικό νέφος και έχει αναπτυχθεί για την εκτίμηση και αναφορά των δόσεων ακτινοβολίας στα όργανα των ασθενών σε ακτινολογικές διαδικασίες. Ξεκίνησε ως VirtualDose-CT για αξονική τομογραφία και επεκτάθηκε στην επεμβατική ακτινολογία με το VirtualDose-IR, αξιοποιώντας εκτενείς Monte Carlo προσομοιώσεις. Η υπολογιστική βάση του VirtualDose-IR περιλαμβάνει ρεαλιστικά πρότυπα ασθενών διαφόρων ηλικιών, φύλων, σταδίων κύησης και επιπέδων παχυσαρκίας, επιτρέποντας ακριβέστερη αναπαράσταση των ανατομικών και δοσιμετρικών διαφορών στον πληθυσμό²⁹.

Μέσα από τις προσομοιώσεις διαπιστώθηκε ότι η δόση που λαμβάνουν τα όργανα επηρεάζεται σημαντικά από παράγοντες όπως η τάση, το πάχος του φίλτρου, η κατεύθυνση της δέσμης, η ηλικία και το BMI του ασθενούς. Η αύξηση της τάσης αυξάνει τη δόση, ενώ η προσθήκη φίλτρων τη μειώνει. Οι παιδιατρικοί ασθενείς είναι πιο ευάλωτοι λόγω μικρότερου μεγέθους σώματος και αυξημένης ευαισθησίας στη ραδιενέργεια, ενώ στους παχύσαρκους ασθενείς καταγράφονται χαμηλότερες δόσεις στα εσωτερικά όργανα λόγω απορρόφησης από το λίπος. Το VirtualDose-IR αποτελεί ένα ισχυρό εργαλείο για τη βελτιστοποίηση της ακτινοπροστασίας και την εφαρμογή της αρχής ALARA στην επεμβατική ακτινολογία²⁹.

Τέλος, το Penelope είναι ειδικά σχεδιασμένο για την προσομοίωση αλληλεπιδράσεων χαμηλής ενέργειας φωτονίων και ηλεκτρονίων, κάτι που το καθιστά ιδανικό για προσομοιώσεις σε ακτινοδιαγνωστικές εξετάσεις και βραχυθεραπείας.

Η εφαρμογή των Monte Carlo μεθόδων στην επεμβατική ακτινολογία και γενικότερα στην ιατρική φυσική έχει οδηγήσει σε σημαντικές βελτιώσεις στην ακτινοπροστασία και στην ακριβή εκτίμηση κινδύνου. Επιτρέπουν την εξατομίκευση της ακτινολογικής φροντίδας με βάση τα πραγματικά χαρακτηριστικά κάθε ασθενούς, τη βελτιστοποίηση των πρωτοκόλλων απεικόνισης και θεραπείας και τη μείωση της έκθεσης τόσο για τους ασθενείς όσο και για το

ιατρικό προσωπικό. Σε συνδυασμό με την αυξανόμενη υπολογιστική ισχύ, αναμένεται ότι οι Monte Carlo μέθοδοι θα διαδραματίσουν ακόμα πιο κεντρικό ρόλο στο μέλλον της ακτινολογίας και της ιατρικής³⁰.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7

ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑ ΑΣΘΕΝΩΝ-ΤΡΟΠΟΙ ΜΕΙΩΣΗΣ ΤΗΣ ΔΟΣΗΣ ΣΤΗΝ ΕΠΕΜΒΑΤΙΚΗ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΑΚΤΙΝΟΣΚΟΠΗΣΗΣ.

7.1 Εισαγωγή

Η ακτινοπροστασία του ασθενούς αποτελεί βασική προτεραιότητα σε κάθε ακτινολογική εξέταση, διασφαλίζοντας ότι η έκθεση στην ακτινοβολία διατηρείται στο χαμηλότερο δυνατό επίπεδο, χωρίς να επηρεάζεται η διαγνωστική αξία της εξέτασης. Ιδιαίτερη προσοχή δίνεται στις έγκυες γυναίκες, όπου πρέπει να αξιολογείται προσεκτικά η αναγκαιότητα της εξέτασης, και στα παιδιά, που είναι ιδιαίτερα ευαίσθητα στην ακτινοβολία. Σε αυτές τις περιπτώσεις, εφαρμόζονται ειδικές τεχνικές μείωσης της δόσης, ενώ λαμβάνονται επιπλέον προφυλάξεις, όπως η χρήση μολύβδινων προστατευτικών καλυμμάτων όπου είναι εφικτό. Η εφαρμογή της αρχής "τόσο χαμηλά όσο είναι λογικά εφικτό" (ALARA - As Low As Reasonably Achievable) αποτελεί θεμελιώδη κανόνα στην ακτινοπροστασία, διασφαλίζοντας ότι η ακτινολογική εξέταση πραγματοποιείται με τη μικρότερη δυνατή έκθεση, διατηρώντας παράλληλα την απαραίτητη διαγνωστική ποιότητα.

Η δόση ακτινοβολίας που λαμβάνει ένας ασθενής κατά τη διάρκεια μιας επεμβατικής ακτινολογικής διαδικασίας επηρεάζεται από διάφορους παράγοντες, οι οποίοι σχετίζονται τόσο με τις τεχνικές παραμέτρους της απεικόνισης όσο και με τα χαρακτηριστικά του ασθενούς και την διαδικασία. Οι τεχνικές παράμετροι περιλαμβάνουν τη ρύθμιση της τάσης (kVp), του ρεύματος (mA) και του χρόνου έκθεσης, όπου η αύξηση αυτών των τιμών οδηγεί σε μεγαλύτερη απορρόφηση ακτινοβολίας από τον οργανισμό. Επιπλέον, η συχνότητα και η διάρκεια χρήσης της απεικόνισης επηρεάζουν άμεσα τη συνολική δόση, καθώς διαδικασίες που απαιτούν παρατεταμένη ακτινοσκόπηση ή επαναλαμβανόμενες λήψεις εικόνων αυξάνουν την έκθεση του ασθενούς. Ο σωματότυπος και η φυσιολογία του ασθενούς αποτελούν επίσης κρίσιμο παράγοντα, καθώς ασθενείς με μεγαλύτερη σωματική μάζα απαιτούν υψηλότερες ρυθμίσεις ακτινοβολίας για την επίτευξη ποιοτικής απεικόνισης. Η γωνία πρόσπτωσης της ακτινοβολίας

και η θέση του ασθενούς μπορούν να επηρεάσουν τη διανομή της δόσης, καθώς διαφορετικές γωνίες μπορούν να προκαλέσουν μεγαλύτερη σκέδαση ακτινοβολίας. Παράλληλα, η χρήση σκιαγραφικών ουσιών, αν και βελτιώνει την ποιότητα της εικόνας, μπορεί να αυξήσει την απαιτούμενη ένταση ακτινοβολίας.

Για τη μείωση της δόσης ακτινοβολίας, εφαρμόζονται διάφορες στρατηγικές που στοχεύουν στη διατήρηση της υψηλής διαγνωστικής ποιότητας με τη χαμηλότερη δυνατή έκθεση. Η βελτιστοποίηση των τεχνικών παραμέτρων της απεικόνισης είναι θεμελιώδης, καθώς η μείωση του χρόνου έκθεσης μέσω της χρήσης παλμικής φθοριοσκόπησης και η προσαρμογή των παραμέτρων σύμφωνα με τον σωματότυπο του ασθενούς μειώνουν τη συνολική δόση. Η χρήση προηγμένων τεχνολογιών, όπως οι ψηφιακοί ανιχνευτές χαμηλής δόσης και τα συστήματα αυτόματης ρύθμισης της δόσης, συμβάλλουν επίσης στη μείωση της ακτινοβολίας, ενώ οι συσκευές παρακολούθησης της δόσης σε πραγματικό χρόνο επιτρέπουν την άμεση προσαρμογή της έκθεσης στις ανάγκες του ασθενούς. Η εφαρμογή μέτρων ακτινοπροστασίας, όπως η χρήση μολύβδινων ποδιών, προστατευτικών καλυμμάτων και γυαλιών, μειώνει την έκθεση σε κρίσιμες περιοχές του σώματος. Επιπλέον, η σωστή τοποθέτηση του ασθενούς και η επιλογή της βέλτιστης γωνίας έκθεσης μειώνουν τη διάχυτη ακτινοβολία, βελτιώνοντας την ασφάλεια τόσο του ασθενούς όσο και του ιατρικού προσωπικού. Ο τακτικός έλεγχος και η συντήρηση του ακτινολογικού εξοπλισμού διασφαλίζουν τη σωστή λειτουργία των μηχανημάτων, αποτρέποντας την περιττή έκθεση σε υψηλές δόσεις. Τέλος, η εκπαίδευση και η συνεχής επιμόρφωση του ιατρικού προσωπικού σχετικά με τις αρχές της ακτινοπροστασίας και τις βέλτιστες πρακτικές συμβάλλουν στη μείωση των επιπτώσεων της ακτινοβολίας, προάγοντας ένα ασφαλέστερο περιβάλλον για τους ασθενείς και τους επαγγελματίες υγείας.

Πίνακας 6. Κατευθυντήριες οδηγίες για τη μείωση της δόσης ακτινοβολίας στους ασθενείς³¹.

Σχεδιασμός πριν τη διαδικασία	Ατομική εκπαίδευση: Όλοι οι χειριστές πρέπει να εκπαιδεύονται σύμφωνα με τις απαιτήσεις του ιδρύματος για τη χρήση φθοριοσκόπησης. Όλο το προσωπικό πρέπει να παρακολουθεί αρχική εκπαίδευση για τη διαχείριση ακτινοβολίας στους ασθενείς πριν ξεκινήσει εργασία στον χώρο της επεμβατικής ακτινολογίας (IR), με επαναληπτική εκπαίδευση τουλάχιστον μία φορά τον χρόνο. Εξοπλισμός: Πρέπει να χρησιμοποιούνται μόνο αίθουσες με κατάλληλο εξοπλισμό μέτρησης ακτινοβολίας για διαδικασίες με υψηλή έκθεση. Συναίνεση ασθενούς: Οι κίνδυνοι από την ακτινοβολία που σχετίζονται με επεμβατικές ακτινολογικές διαδικασίες πρέπει να συζητούνται με τον ασθενή κατά τη λήψη συναίνεσης, όταν η έκθεση είναι υψηλή και ο ασθενής ανήκει σε ομάδα υψηλού κινδύνου. Σχεδιασμός διαδικασίας: Η αξιολόγηση των ασθενών πρέπει να γίνεται με μη επεμβατικές απεικονιστικές μεθόδους που δεν χρησιμοποιούν ιονίζουσα ακτινοβολία, όποτε είναι δυνατόν. Αν χρησιμοποιούνται μέθοδοι με ιονίζουσα ακτινοβολία, πρέπει να μειώνεται η δόση ώστε να περιοριστεί η συνολική έκθεση.
Σχεδιασμός κατά τη διαδικασία	Παρακολούθηση ακτινοβολίας: Πρέπει να γίνεται καθ' όλη τη διάρκεια της διαδικασίας και ο χειριστής να ενημερώνεται όταν ξεπερνιέται προκαθορισμένο όριο δόσης. Τεχνικές ελαχιστοποίησης δόσης: Η παλμική φθοριοσκόπηση πρέπει να χρησιμοποιείται στον χαμηλότερο ρυθμό παλμών που παρέχει επαρκή ποιότητα εικόνας. Πρέπει να περιορίζεται ο χρόνος φθοριοσκόπησης και ο αριθμός λήψεων.
Φροντίδα μετά τη διαδικασία	Καταγραφή δόσης: Η δόση ακτινοβολίας πρέπει να καταγράφεται στον ιατρικό φάκελο σύμφωνα με τις οδηγίες. Παρακολούθηση ασθενούς: Αν ο ασθενής έχει λάβει σημαντική δόση ακτινοβολίας κατά τη διάρκεια της διαδικασίας, πρέπει να παρακολουθείται και μετά την επέμβαση.

7.2 Επιλογή ασθενή-ενημέρωση

7.2.1 Επικοινωνία με τον ασθενή

Η επικοινωνία με τον ασθενή αποτελεί καθοριστικό παράγοντα για την επιτυχή διεξαγωγή μιας ακτινολογικής εξέτασης, καθώς οι περισσότεροι ασθενείς είναι ανήσυχοι και αγχωμένοι πριν και κατά τη διάρκεια της διαδικασίας. Η σωστή προσέγγιση από το ιατρικό προσωπικό, η σαφής εξήγηση της εξέτασης και η ενημέρωση για τη διαδικασία συμβάλλουν στη δημιουργία αίσθησης ασφάλειας, εξασφαλίζοντας τη συνεργασία του ασθενούς. Αυτό είναι ιδιαίτερα σημαντικό σε επεμβατικές ή επίπονες διαδικασίες, καθώς η έγκαιρη ενημέρωση προετοιμάζει τον ασθενή τόσο ψυχολογικά όσο και σωματικά, μειώνοντας το άγχος και τον φόβο του. Η έλλειψη επικοινωνίας μπορεί να οδηγήσει σε διακοπή της εξέτασης ή σε μη σωστή πραγματοποίησή της, με αποτέλεσμα μειωμένη διαγνωστική πληροφορία ή ακόμη και την ανάγκη επανάληψης της εξέτασης. Σε αυτές τις περιπτώσεις, ο ασθενής εκτίθεται σε περιττή επιπλέον ακτινοβολία, γεγονός που θα μπορούσε να είχε αποφευχθεί με τη σωστή καθοδήγηση και ενημέρωση. Επομένως, η αποτελεσματική επικοινωνία με τον ασθενή δεν βελτιώνει μόνο την εμπειρία του κατά τη διαδικασία αλλά συμβάλλει και στην ακτινοπροστασία, διασφαλίζοντας την ορθή και αποτελεσματική εκτέλεση της εξέτασης.

7.2.2 Επιλογή ασθενή-εναλλακτικές λύσεις θεραπείας

Η προσεκτική επιλογή των ασθενών που υποβάλλονται σε ακτινολογικές διαδικασίες βοηθά στην αποφυγή περιττών εκθέσεων σε ακτινοβολία. Πριν από κάθε διαδικασία, οι γιατροί πρέπει να αξιολογούν εναλλακτικές διαγνωστικές μεθόδους χωρίς ακτινοβολία, όπως ο υπέρηχος ή η μαγνητική τομογραφία, όταν αυτό είναι εφικτό.

7.3 Τοποθέτηση ασθενούς-επικέντρωση

7.3.1 Τοποθέτηση λυχνίας- ασθενούς- ενισχυτή εικόνας

Η σωστή τοποθέτηση της λυχνίας, του ασθενούς και του ενισχυτή εικόνας κατά τη διάρκεια μιας ακτινολογικής εξέτασης είναι ζωτικής σημασίας για την ελαχιστοποίηση της δόσης ακτινοβολίας στον ασθενή και τη βελτίωση της ποιότητας της εικόνας. Σύμφωνα με τον νόμο του

αντίστροφου τετραγώνου της απόστασης, η ποσότητα ακτινοβολίας που φτάνει σε ένα σημείο μειώνεται ανάλογα με το τετράγωνο της απόστασης από την πηγή. Για παράδειγμα, αν η απόσταση της λυχνίας από τον ασθενή διπλασιαστεί, η ένταση της ακτινοβολίας που φτάνει στον ασθενή μειώνεται στο $1/4$, ενώ αν η απόσταση τριπλασιαστεί, μειώνεται στο $1/9$ της αρχικής. Επομένως, για τη βέλτιστη κατανομή της ακτινοβολίας, η λυχνία πρέπει να τοποθετείται όσο το δυνατόν πιο μακριά από τον ασθενή, ώστε να μειώνεται η δόση που λαμβάνει, ενώ ο ενισχυτής εικόνας πρέπει να τοποθετείται όσο το δυνατόν πιο κοντά στον ασθενή, ώστε να μεγιστοποιείται η ποσότητα της ακτινοβολίας που φτάνει σε αυτόν, βελτιώνοντας την ποιότητα της εικόνας. Αυτή η διάταξη διασφαλίζει ότι η ακτινοβολία χρησιμοποιείται πιο αποτελεσματικά, μειώνοντας την έκθεση του ασθενούς και του προσωπικού χωρίς να υποβαθμίζεται η διαγνωστική ακρίβεια.

7.3.2 Περιορισμός του πεδίου ακτινοβολίας

Ο περιορισμός του πεδίου ακτινοβολίας μέσω των διαφραγμάτων αποτελεί μια βασική πρακτική για τη βελτίωση της ποιότητας εικόνας και τη μείωση της δόσης ακτινοβολίας που λαμβάνει ο ασθενής. Ο περιορισμός της ακτινολογικής δέσμης στο ελάχιστο απαιτούμενο πεδίο διασφαλίζει ότι η ακτινοβολία εστιάζεται αποκλειστικά στην περιοχή ενδιαφέροντος, παρέχοντας τη μέγιστη διαγνωστική πληροφόρηση με τη χαμηλότερη δυνατή ακτινική επιβάρυνση. Παράλληλα, η χρήση διαφραγμάτων συμβάλλει στην προστασία των ακτινοευαίσθητων οργάνων, όπως οι γονάδες και ο θυρεοειδής αδένας, αποκλείοντάς τα από την πρωτογενή ακτινολογική δέσμη. Επιπλέον, όσο μεγαλύτερο είναι το πεδίο ακτινοβολίας, τόσο περισσότερη σκεδαζόμενη ακτινοβολία παράγεται, γεγονός που αυξάνει την έκθεση του ασθενούς αλλά και του ιατρικού προσωπικού σε άσκοπη ακτινοβολήση. Ο έλεγχος του πεδίου ακτινοβολήσης αποτελεί έναν από τους πιο αποτελεσματικούς τρόπους ακτινοπροστασίας, καθώς μειώνει τις περιττές εκθέσεις, διατηρώντας παράλληλα τη διαγνωστική αξία της εξέτασης.

7.4 Πάχος ασθενή- πλάγιες λήψεις

Το πάχος του ασθενή και η επιλογή πλάγιων λήψεων επηρεάζουν άμεσα τη δόση ακτινοβολίας που απαιτείται για τη δημιουργία μιας ποιοτικά αποδεκτής εικόνας. Όσο παχύτερος είναι ο ασθενής, τόσο μεγαλύτερη ποσότητα ακτινοβολίας πρέπει να χρησιμοποιηθεί, ώστε να διαπεράσει τους ιστούς και να επιτρέψει τη σωστή απεικόνιση της ανατομικής περιοχής ενδιαφέροντος. Το ίδιο ισχύει και στις πλάγιες λήψεις, όπου η ακτινοβολία πρέπει να διαπεράσει

ακόμη μεγαλύτερο πάχος ιστού, γεγονός που απαιτεί σημαντική αύξηση της δόσης προκειμένου να επιτευχθεί ικανοποιητική απεικόνιση. Εξαιτίας αυτής της αυξημένης απαίτησης σε ακτινοβολία, οι πλάγιες λήψεις επιβαρύνουν περισσότερο τον ασθενή, καθιστώντας αναγκαία την προσεκτική διαχείριση της έκθεσης. Για τον λόγο αυτό, είναι σημαντικό να ελαχιστοποιείται η αχρείαστη έκθεση, διασφαλίζοντας ότι δεν παρεμβάλλονται άσκοπα ανατομικές περιοχές, όπως τα χέρια του εξεταζόμενου, στη διαδρομή της ακτινοβολίας, καθώς αυτό μπορεί να οδηγήσει σε περιττή αύξηση της δόσης και υποβάθμιση της ποιότητας της εικόνας. Η σωστή τοποθέτηση του ασθενούς και η βέλτιστη ρύθμιση των παραμέτρων της εξέτασης είναι κρίσιμες για τη βελτιστοποίηση της απεικόνισης με τη χαμηλότερη δυνατή δόση ακτινοβολίας.

7.5 Φίλτρα

Η χρήση φίλτρων για τη σκεδαζόμενη ακτινοβολία βοηθά στη μείωση της έκθεσης των ασθενών, επιτρέποντας μόνο τις απαραίτητες δέσμες ακτινοβολίας να φτάσουν στην περιοχή ενδιαφέροντος.

7.6 Τρόποι λειτουργίας

7.6.1 Μεγέθυνση

Η λειτουργία της μεγέθυνσης στις ακτινολογικές εξετάσεις απαιτεί τη χρήση μεγαλύτερου αριθμού φωτονίων για τη δημιουργία εικόνας υψηλής ποιότητας. Αυτό συμβαίνει επειδή, καθώς το ενεργό πεδίο του ανιχνευτή μειώνεται για να επιτευχθεί η μεγέθυνση, απαιτείται περισσότερη ακτινοβολία προκειμένου να διατηρηθεί η φωτεινότητα και η ευκρίνεια της εικόνας. Ως αποτέλεσμα, η χρήση της μεγέθυνσης συνεπάγεται αύξηση της δόσης ακτινοβολίας στον ασθενή, γεγονός που πρέπει να λαμβάνεται υπόψη κατά τη ρύθμιση των παραμέτρων έκθεσης. Η επιλογή της μεγέθυνσης πρέπει να γίνεται με προσοχή, διασφαλίζοντας ότι η αυξημένη δόση δικαιολογείται από τη διαγνωστική ανάγκη και δεν επιβαρύνει άσκοπα τον ασθενή.

7.6.2 Παλμική ακτινοσκόπηση

Η παλμική ακτινοσκόπηση είναι μια τεχνική κατά την οποία λαμβάνονται στιγμιαίες εικόνες με ρυθμό που καθορίζεται από τον χρήστη, επιτρέποντας την απεικόνιση της κίνησης με

ελεγχόμενο επίπεδο ακτινοβολίας. Η επιλογή υψηλότερου ρυθμού καρέ (frames per second - fps) οδηγεί στη συλλογή μεγαλύτερου αριθμού εικόνων, οι οποίες, όταν προβάλλονται διαδοχικά, προσφέρουν υψηλής ποιότητας αναπαράσταση της κίνησης. Παρόλο που η δόση ακτινοβολίας ανά εικόνα παραμένει σταθερή, η συνολική δόση που λαμβάνει ο ασθενής αυξάνεται καθώς περισσότερες εικόνες καταγράφονται ανά δευτερόλεπτο. Συνεπώς, ο ρυθμός καταγραφής των καρέ πρέπει να προσαρμόζεται προσεκτικά, ώστε να επιτυγχάνεται η βέλτιστη διαγνωστική ακρίβεια με την ελάχιστη δυνατή ακτινική επιβάρυνση για τον ασθενή. Η επιλογή του κατάλληλου frame rate εξαρτάται από τη φύση της εξέτασης, διατηρώντας μια ισορροπία μεταξύ της ποιότητας εικόνας και της ακτινοπροστασίας.

7.6.3 Αναμονή τελευταίας εικόνας

Η λειτουργία αναμονής τελευταίας εικόνας αποτελεί μια σημαντική τεχνολογική καινοτομία στην ακτινοσκόπηση, συμβάλλοντας στη μείωση της έκθεσης σε ακτινοβολία, ενώ ταυτόχρονα διευκολύνει την αξιολόγηση της εικόνας από το ιατρικό προσωπικό. Η δυνατότητα αυτή επιτρέπει τη διατήρηση της τελευταίας ληφθείσας εικόνας στην οθόνη του συστήματος απεικόνισης, ακόμη και όταν η ακτινοσκόπηση τίθεται σε παύση. Έτσι, οι επεμβατικοί ακτινολόγοι μπορούν να αναλύσουν λεπτομερώς την εικόνα χωρίς να απαιτείται συνεχής ακτινοβολήση, μειώνοντας με αυτόν τον τρόπο τη συνολική δόση ακτινοβολίας στον ασθενή. Η συγκεκριμένη λειτουργία είναι ιδιαίτερα χρήσιμη σε πολλές επεμβάσεις καθώς επίσης και η δυνατότητα παρακολούθησης της ροής του σκιαγραφικού υλικού μέσω των αγγείων επιτρέπει την ακριβέστερη εκτίμηση της κατάστασης του ασθενούς σε πραγματικό χρόνο. Συνολικά, η λειτουργία αναμονής τελευταίας εικόνας αποτελεί ένα εξαιρετικά χρήσιμο εργαλείο, προσφέροντας μεγαλύτερη ασφάλεια στον ασθενή και μειώνοντας την ανάγκη για παρατεταμένη έκθεση στην ακτινοβολία, χωρίς να υποβαθμίζεται η ποιότητα της ιατρικής αξιολόγησης.

7.7 Χρήση προστατευτικών μέτρων-Προστασία ευαίσθητων περιοχών

Η προστασία των ευαίσθητων περιοχών του σώματος κατά τη διάρκεια ακτινολογικών εξετάσεων είναι απαραίτητη, ιδιαίτερα όταν οι συνθήκες της εξέτασης το επιτρέπουν. Ορισμένα όργανα και ιστοί, όπως ο θυρεοειδής αδένας και οι γονάδες, είναι εξαιρετικά ευαίσθητα στην ιοντίζουσα ακτινοβολία και η έκθεσή τους μπορεί να αυξήσει τον κίνδυνο μελλοντικών

επιπλοκών, όπως η ανάπτυξη νεοπλασιών ή η μείωση της αναπαραγωγικής ικανότητας. Για τον λόγο αυτό, συνιστάται η χρήση προστατευτικών μέτρων, όπως θωρακίσεις από μολύβδινα προστατευτικά καλύμματα, όταν αυτό δεν επηρεάζει την ποιότητα της διαγνωστικής εικόνας. Η εφαρμογή αυτών των μέτρων είναι ιδιαίτερα σημαντική σε νεαρούς ασθενείς και παιδιά, καθώς η αυξημένη ευαισθησία των ιστών τους καθιστά απαραίτητη την ελαχιστοποίηση της έκθεσης σε ακτινοβολία.

7.8 Διαχείριση παιδιατρικού ασθενή

7.8.1 Εξετάσεις σε παιδιά

Οι ακτινολογικές εξετάσεις σε παιδιά απαιτούν ιδιαίτερη προσοχή και αυξημένα μέτρα ακτινοπροστασίας, καθώς ο παιδιατρικός πληθυσμός είναι ιδιαίτερα ευαίσθητος στην ακτινοβολία. Τα παιδιά είναι δύο έως τρεις φορές πιο ευαίσθητα από τους ενήλικες, γεγονός που σημαίνει ότι η ίδια δόση ακτινοβολίας έχει πολλαπλάσιο βιολογικό αντίκτυπο σε έναν παιδιατρικό ασθενή συγκριτικά με έναν ενήλικα. Επιπλέον, λόγω του υψηλού προσδόκιμου ζωής, τα παιδιά διατρέχουν μεγαλύτερο κίνδυνο εμφάνισης νεοπλασιών σε βάθος χρόνου, καθώς οι επιπτώσεις της ιοντίζουσας ακτινοβολίας μπορεί να εκδηλωθούν πολλά χρόνια μετά την αρχική έκθεση. Για τους λόγους αυτούς, είναι απαραίτητο να εφαρμόζονται βέλτιστες πρακτικές ακτινοπροστασίας, όπως η χρήση των ελάχιστων δυνατών δόσεων, η προσαρμογή των τεχνικών παραμέτρων ανάλογα με την ηλικία και το βάρος του παιδιού, καθώς και η αποφυγή περιττών εξετάσεων, ώστε να ελαχιστοποιείται η συνολική ακτινική επιβάρυνση.

7.8.2 Επιλογή και χρήση εξοπλισμού για παιδιατρικές εξετάσεις

Η επιλογή και χρήση εξοπλισμού για παιδιατρικές εξετάσεις απαιτεί ειδικές προσαρμογές, ώστε να διασφαλίζεται η βέλτιστη ποιότητα εικόνας με τη χαμηλότερη δυνατή δόση ακτινοβολίας. Η γεννήτρια ακτίνων X πρέπει να έχει τη δυνατότητα παραγωγής παλμικής ακτινοβολίας με μικρή διάρκεια παλμού, καθώς τα παιδιά έχουν υψηλότερους καρδιακούς παλμούς από τους ενήλικες. Στις παιδιατρικές στεφανιογραφίες, χρησιμοποιείται ρυθμός καταγραφής 25 έως 30 frames ανά δευτερόλεπτο (fps), σε αντίθεση με τις 12,5 έως 15 fps που εφαρμόζονται στις εξετάσεις ενηλίκων. Συνεπώς, η γεννήτρια ακτίνων X πρέπει να είναι υψηλής συχνότητας, ώστε να διασφαλίζει ακρίβεια και επαναληψιμότητα στην παραγωγή των παλμών

ακτινοβολίας με τους απαιτούμενους υψηλούς ρυθμούς καταγραφής. Επιπλέον, το αντιδιαχυτικό διάφραγμα, το οποίο συνήθως χρησιμοποιείται σε ενήλικες για τη μείωση του θορύβου της εικόνας, δεν προσφέρει αντίστοιχα οφέλη στις παιδιατρικές εξετάσεις. Αντιθέτως, η χρήση του διπλασιάζει τη δόση που λαμβάνει το δέρμα του παιδιού, χωρίς να βελτιώνει αισθητά την ποιότητα της εικόνας. Για τον λόγο αυτό, στις παιδιατρικές ακτινολογικές εξετάσεις, το αντιδιαχυτικό διάφραγμα πρέπει να αφαιρείται, ώστε να μειώνεται η ακτινική επιβάρυνση των παιδιών χωρίς να επηρεάζεται αρνητικά η διαγνωστική αξία της εικόνας.

7.9 Εκπαίδευση-εξοπλισμός-συντήρηση

7.9.1 Εκπαίδευση προσωπικού- υπερσύγχρονος εξοπλισμός

Η εκπαίδευση του ιατρικού προσωπικού και η χρήση υπερσύγχρονου εξοπλισμού αποτελούν δύο βασικούς πυλώνες για τη βελτίωση της ασφάλειας και της αποτελεσματικότητας στις επεμβατικές ακτινολογικές διαδικασίες. Η συνεχής εκπαίδευση των ιατρών, τεχνολόγων και νοσηλευτών στις αρχές της ακτινοπροστασίας, στις τεχνικές μείωσης της δόσης και στη σωστή διαχείριση των ακτινολογικών μηχανημάτων συμβάλλει στη μείωση της ακτινοβολήσης τόσο των ασθενών όσο και του προσωπικού. Παράλληλα, η εξοικείωση με τις εξελίξεις στις απεικονιστικές τεχνολογίες επιτρέπει την καλύτερη χρήση των δυνατοτήτων που προσφέρει ο σύγχρονος εξοπλισμός. Οι νέες τεχνολογίες, όπως τα ψηφιακά ακτινολογικά συστήματα χαμηλής δόσης, οι προηγμένοι επίπεδοι ανιχνευτές (flat-panel detectors), τα αυτοματοποιημένα συστήματα ρύθμισης της δόσης και οι ρομποτικά υποβοηθούμενες διαδικασίες, προσφέρουν βελτιωμένη ακρίβεια και μειωμένη έκθεση σε ακτινοβολία. Επιπλέον, οι σύγχρονες τεχνικές απεικόνισης, όπως η παλμική φθοριοσκόπηση και τα πρωτόκολλα αλγοριθμικής βελτίωσης της εικόνας, επιτρέπουν τη λήψη υψηλής ποιότητας διαγνωστικών εικόνων με τη μικρότερη δυνατή δόση. Ο συνδυασμός εξειδικευμένης εκπαίδευσης και χρήσης υπερσύγχρονου εξοπλισμού αποτελεί τον πιο αποτελεσματικό τρόπο για την ελαχιστοποίηση της ακτινοβολίας και την παροχή ασφαλέστερων και πιο αποτελεσματικών επεμβατικών θεραπειών.

7.9.2 Έλεγχοι συντήρησης

Ο τακτικός έλεγχος και η συντήρηση του εξοπλισμού αποτελούν επίσης κρίσιμα μέτρα³². Οι περιοδικοί ποιοτικοί έλεγχοι εξασφαλίζουν ότι τα ακτινολογικά μηχανήματα λειτουργούν σωστά και ότι η έκθεση των ασθενών παραμένει σε ασφαλή επίπεδα.

7.10 Trigger levels

Τα trigger levels³³ αποτελούν καθορισμένα επίπεδα ενεργοποίησης που έχουν θεσπιστεί για την πρόληψη και την έγκαιρη διάγνωση δερματικών βλαβών σε επεμβατικές διαδικασίες, όπου υπάρχει αυξημένος κίνδυνος εμφάνισης ιστικών αντιδράσεων λόγω της απορροφηθείσας ακτινοβολίας. Οι ιστικές αντιδράσεις είναι ντετερμινιστικά αποτελέσματα, τα οποία προκύπτουν από βλάβες σε κυτταρικούς πληθυσμούς και χαρακτηρίζονται από κατώφλι δόσης, δηλαδή ένα όριο πέρα από το οποίο αυξάνεται η πιθανότητα εμφάνισής τους, καθώς και η σοβαρότητά τους. Σε πολλές περιπτώσεις, οι αντιδράσεις αυτές δεν εμφανίζονται άμεσα, αλλά μπορεί να γίνουν αντιληπτές εβδομάδες ή ακόμη και μήνες μετά την έκθεση στην ακτινοβολία, γεγονός που καθυστερεί τη διάγνωση και την έγκαιρη αντιμετώπισή τους. Οι δερματικές βλάβες που προκαλούνται από την ακτινοβολία μπορεί να οδηγήσουν σε βαθύτερες ιστικές αλλοιώσεις με συμπτώματα που ενδέχεται να παραμείνουν για χρόνια, ενώ παράλληλα συνδέονται με αυξημένο κίνδυνο στοχαστικών επιδράσεων. Ο κίνδυνος είναι ακόμη μεγαλύτερος σε παχύσαρκους ασθενείς και σε περίπλοκες διαδικασίες, ακόμη και όταν αυτές εκτελούνται από έμπειρο προσωπικό σε σύγχρονα ακτινολογικά συστήματα. Για την αποτροπή των παραπάνω επιπτώσεων, τα trigger levels βασίζονται σε συγκεκριμένες δοσιμετρικές τιμές, όπως το γινόμενο δόσης επιφάνειας (DAP) ή η τιμή air kerma στο IRP. Εάν κατά τη διάρκεια μιας επεμβατικής διαδικασίας οι τιμές αυτές ξεπεραστούν, ο ασθενής διατρέχει αυξημένο κίνδυνο ανάπτυξης δερματικών αντιδράσεων, γι' αυτό και απαιτείται μετεπεμβατική παρακολούθηση για τουλάχιστον δύο έως τέσσερις εβδομάδες, προκειμένου να εντοπιστούν εγκαίρως πιθανές βλάβες από την ακτινοβολία. Στις επεμβατικές καρδιολογικές διαδικασίες, το Διεθνές Συμβούλιο Προστασίας από την Ακτινοβολία (ICRP 120) έχει προτείνει ως trigger levels το $DAP = 500 \text{ Gy} \cdot \text{cm}^2$ και το $\text{air kerma στο IRP} = 5 \text{ Gy}$. Η εφαρμογή αυτών των ορίων σε ένα επεμβατικό εργαστήριο προϋποθέτει συστηματική καταγραφή και αξιολόγηση των δοσιμετρικών μεγεθών μετά το πέρας κάθε διαδικασίας, διασφαλίζοντας την ακτινοπροστασία των ασθενών και την ελαχιστοποίηση των κινδύνων από την ακτινοβολία.

7.11 Καταγραφή δόσης σε κάθε εξέταση για κάθε ασθενή

Η επανειλημμένη έκθεση σε ακτινοβολία αποτελεί έναν μακροχρόνιο κίνδυνο, καθώς οι επεμβατικές διαδικασίες που απαιτούν πολλαπλές συνεδρίες αυξάνουν το συνολικό φορτίο ακτινοβολίας στον οργανισμό. Αυτός ο παράγοντας είναι ιδιαίτερα σημαντικός για ασθενείς που υποβάλλονται σε θεραπείες για χρόνιες παθήσεις, όπως οι καρδιολογικές ή ογκολογικές επεμβάσεις³⁴. Η κάρτα ασθενούς με τη συνολική δόση ακτινοβολίας αποτελεί μια σημαντική καινοτομία στη διαχείριση της ακτινοπροστασίας, εξασφαλίζοντας την καταγραφή της έκθεσης του ασθενούς σε ιοντίζουσα ακτινοβολία καθ' όλη τη διάρκεια της ιατρικής του περίθαλψης. Πρόκειται για μια ηλεκτρονική ή έντυπη κάρτα που περιλαμβάνει πληροφορίες σχετικά με τις εξετάσεις και τις επεμβατικές διαδικασίες που έχουν πραγματοποιηθεί, καθώς και την αντίστοιχη δόση ακτινοβολίας που έχει λάβει ο ασθενής³⁵. Αυτό το σύστημα επιτρέπει στους γιατρούς να έχουν πλήρη εικόνα του ιστορικού ακτινοβολήσης του ασθενούς, βοηθώντας στη λήψη πιο ενημερωμένων αποφάσεων σχετικά με τη μελλοντική έκθεσή του σε ιοντίζουσα ακτινοβολία. Είναι ιδιαίτερα σημαντικό για ασθενείς που υποβάλλονται σε επαναλαμβανόμενες ακτινολογικές εξετάσεις ή επεμβάσεις, όπως οι ογκολογικοί ασθενείς, τα άτομα με χρόνιες καρδιαγγειακές παθήσεις και οι ασθενείς με επαναλαμβανόμενες αγγειογραφικές ή αζονικές τομογραφίες.

Η χρήση της κάρτας ακτινοβολήσης συμβάλλει στη βελτίωση της ασφάλειας των ασθενών, καθώς βοηθά στην αποφυγή περιττών εξετάσεων και στην εφαρμογή της αρχής ALARA (As Low As Reasonably Achievable), δηλαδή της ελάχιστης δυνατής έκθεσης σε ακτινοβολία για την επίτευξη διαγνωστικής ακρίβειας. Επιπλέον, ενισχύει τη συνεργασία μεταξύ των ιατρών διαφορετικών ειδικοτήτων, καθώς επιτρέπει τη συνεχή παρακολούθηση της σωρευτικής δόσης του ασθενούς και την αξιολόγηση της σχέσης κινδύνου-οφέλους κάθε νέας ακτινολογικής διαδικασίας.

Σε ορισμένες χώρες, υπάρχουν ήδη πρωτοβουλίες για την ανάπτυξη ψηφιακών πλατφορμών που διατηρούν ηλεκτρονικά το ιστορικό δόσης ακτινοβολίας κάθε ασθενούς, επιτρέποντας την πρόσβαση των ιατρών σε αυτά τα δεδομένα μέσω ασφαλών δικτύων υγειονομικής περίθαλψης.

Ακόμη, η ενημέρωση των ασθενών σχετικά με τη δόση ακτινοβολίας που λαμβάνουν είναι εξίσου σημαντική. Η κάρτα δόσης ακτινοβολίας τους δίνει τη δυνατότητα να γνωρίζουν το επίπεδο της έκθεσής τους και να το λαμβάνουν υπόψη όταν υποβάλλονται σε νέες εξετάσεις ή

θεραπείες. Έτσι, οι ίδιοι μπορούν να συμμετέχουν πιο ενεργά στη λήψη αποφάσεων που αφορούν την υγεία τους, ενώ μειώνεται και το άγχος που μπορεί να σχετίζεται με την επαναλαμβανόμενη έκθεση σε ακτινοβολία.

Συμπερασματικά, η κάρτα ασθενούς με την καταγραφή της συνολικής δόσης ακτινοβολίας αποτελεί ένα πολύτιμο εργαλείο στη σύγχρονη ιατρική πρακτική, προάγοντας την ακτινοπροστασία, τη βέλτιστη διαχείριση της υγειονομικής περίθαλψης και την ενημέρωση των ασθενών. Η εφαρμογή αυτής της πρακτικής μπορεί να συμβάλει στην καλύτερη ρύθμιση της έκθεσης στην ακτινοβολία και στη μείωση των κινδύνων που σχετίζονται με την υπερβολική σωρευτική δόση, βελτιώνοντας έτσι τη γενικότερη ποιότητα της φροντίδας υγείας

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 8

8.1 Συζήτηση

Σκοπός της παρούσας μεταπτυχιακής εργασίας ήταν η διερεύνηση της έκθεσης των ασθενών σε ιοντίζουσα ακτινοβολία κατά τη διάρκεια επεμβατικών ακτινολογικών πράξεων και η αποτίμηση των κύριων δοσιμετρικών δεικτών που χρησιμοποιούνται στην καθημερινή κλινική πρακτική. Παράλληλα, εξετάστηκαν σύγχρονες στρατηγικές και τεχνικές που στοχεύουν στη μείωση της απορροφούμενης δόσης, με στόχο την ενίσχυση της ακτινοπροστασίας, χωρίς να θίγεται η διαγνωστική ή θεραπευτική επάρκεια των εξετάσεων. Η εργασία επικεντρώθηκε τόσο σε θεωρητικά μοντέλα όσο και σε τεχνολογικές εξελίξεις και εκπαιδευτικές παρεμβάσεις, στοχεύοντας στην ανάδειξη καλών πρακτικών για την ασφάλεια των ασθενών στο πεδίο της επεμβατικής ακτινολογίας.

Η διαγνωστική/θεραπευτική ακρίβεια και ακτινοπροστασία σε έναν ραγδαία εξελισσόμενο κλάδο όπως η επεμβατική ακτινολογία αποτελούν μια συνεχή πρόκληση καθώς και ανάγκη για ισορροπία. Πρωταρχικό ρόλο στην καταγραφή και παρακολούθηση της δόσης ακτινοβολίας που λαμβάνει ο ασθενής παίζει η δοσιμετρία με στόχο την πρόληψη βλαβών και την εφαρμογή της αρχής ALARA (As Low As Reasonably Achievable). Οι κύριες μέθοδοι δοσιμετρίας που αναλύθηκαν περιλάμβαναν τους δείκτες DAP, Air Kerma στο IRP, PSD, καθώς και τα εξειδικευμένα δοσίμετρα και τις Monte Carlo προσομοιώσεις.

Ο δείκτης DAP (Dose Area Product) παρέχει πληροφορίες για τη συνολική δόση σε συνάρτηση με το πεδίο ακτινοβολήσης και χρησιμοποιείται ευρέως λόγω της ευκολίας στην καταγραφή και της ενσωμάτωσής στα ακτινοσκοπικά συστήματα. Ωστόσο, δεν παρέχει πληροφορίες για την κατανομή της δόσης στον οργανισμό. Αντίστοιχα, η μέτρηση του Air Kerma στο Interventional Reference Point (IRP) είναι χρήσιμη για την εκτίμηση της μέγιστης πιθανής δόσης στο δέρμα και την πρόβλεψη καθορισμένων βιολογικών επιπτώσεων. Η PSD (Peak Skin Dose) αποτελεί βασικό δείκτη για την πρόληψη τοπικών βλαβών και μπορεί να προσεγγιστεί μέσω ειδικών υπολογισμών ή με τη χρήση άμεσων δοσιμετρικών μέσων.

Τα δοσίμετρα θερμοφωταύγειας (TLDs) είναι ευρέως χρησιμοποιούμενα λόγω της υψηλής ακρίβειας και της ευαισθησίας τους. Ωστόσο, η αδυναμία παροχής δεδομένων σε πραγματικό χρόνο περιορίζει τη χρήση τους σε δυναμικές διαδικασίες. Αντιθέτως, τα δοσίμετρα

τύπου MOSFET, παρέχουν άμεσες μετρήσεις και είναι επαναχρησιμοποιήσιμα, καθιστώντας τα ιδιαίτερα χρήσιμα για μετρήσεις PSD σε πραγματικό χρόνο. Παρ' όλα αυτά, εμφανίζουν φθορά με την επανάληψη χρήσης και είναι πιο ευαίσθητα σε περιβαλλοντικούς παράγοντες όπως η θερμοκρασία.

Οι Monte Carlo προσομοιώσεις προσφέρουν την πλέον εξελιγμένη μέθοδο υπολογιστικής δοσιμετρίας. Μέσω μαθηματικής προσομοίωσης της φυσικής διάδοσης των φωτονίων και των αλληλεπιδράσεών τους με τον ιστό, εξασφαλίζουν υψηλή ακρίβεια και προσωποποιημένη εκτίμηση της δόσης. Λογισμικά όπως το PCXMC, το VirtualDose-IR και το ImpactMC, παρέχουν δυνατότητα ανάλυσης σύνθετων επεμβατικών σεναρίων. Παρά το αυξημένο τους κόστος, η ικανότητα να λαμβάνουν υπόψη την γεωμετρία του ασθενούς και την ακριβή δέσμη ακτινοβολίας τα καθιστά ανώτερα σε αξιοπιστία.

Η ακτινοπροστασία αποτελεί βασικό πυλώνα στην επεμβατική ακτινολογία, καθώς η χρήση ακτινοσκόπησης συνεπάγεται σημαντικές δόσεις ιοντίζουσας ακτινοβολίας τόσο για τους ασθενείς όσο και για το ιατρικό προσωπικό. Οι τεχνικές ακτινοπροστασίας εφαρμόζονται με σκοπό τη μείωση της έκθεσης χωρίς να επηρεάζεται η ποιότητα της απεικόνισης ή η αποτελεσματικότητα της ιατρικής πράξης. Στη σύγχρονη κλινική πράξη, εφαρμόζονται ποικίλες τεχνικές, καθεμία από τις οποίες παρουσιάζει συγκεκριμένα πλεονεκτήματα και περιορισμούς.

Η παλμική ακτινοσκόπηση αποτελεί μία από τις βασικότερες τεχνικές μείωσης της δόσης, καθώς μειώνει σημαντικά την έκθεση σε σχέση με τη συνεχή ακτινοσκόπηση, διατηρώντας ταυτόχρονα ικανοποιητική ποιότητα εικόνας. Ωστόσο, απαιτεί σωστή ρύθμιση του frame rate και ενδέχεται να υποβαθμίσει την απεικόνιση ταχέως κινούμενων δομών. Ο περιορισμός του πεδίου ακτινοβολίας συμβάλλει ουσιαστικά στη μείωση της συνολικής απορροφούμενης δόσης και ενισχύει την ποιότητα της εικόνας μέσω εστίασης, αν και απαιτεί εμπειρία για την αποφυγή απόκρυψης κρίσιμων ανατομικών περιοχών.

Η χρήση φίλτρων, όπως αλουμινίου και χαλκού, εξουδετερώνει τις χαμηλής ενέργειας ακτίνες και μειώνει την επιφανειακή δόση, αν και μπορεί να επηρεάσει τη φωτεινότητα της εικόνας χωρίς κατάλληλη αυτόματη ρύθμιση. Η μεγέθυνση εικόνας προσφέρει βελτιωμένη ανάλυση αλλά οδηγεί σε αύξηση της δόσης ανά μονάδα επιφάνειας, καθιστώντας αναγκαία τη συγκρατημένη χρήση της.

Η τεχνική αναμονής τελευταίας εικόνας (Last Image Hold) επιτρέπει την παραμονή στατικής εικόνας στην οθόνη χωρίς περαιτέρω έκθεση, διευκολύνοντας την αξιολόγηση χωρίς

νέα ακτινοβολήση, ενώ η αποτελεσματικότητά της εξαρτάται από την εκπαίδευση του προσωπικού.

Τα προστατευτικά μέσα, όπως οι μολύβδινες ποδιές και τα πάνελ, είναι απολύτως απαραίτητα για την προστασία ευαίσθητων περιοχών, με μόνη δυσκολία το βάρος και την ανάγκη σωστής τοποθέτησης. Η εκπαίδευση του προσωπικού και η τακτική συντήρηση του εξοπλισμού παίζουν καθοριστικό ρόλο στη μείωση της δόσης μέσω της πρόληψης σφαλμάτων και της βέλτιστης αξιοποίησης των δυνατοτήτων του εξοπλισμού. Τα αντιδιαχυτικά διαφράγματα και το σύστημα αυτόματου ελέγχου έκθεσης (AEC) είναι ενσωματωμένα σε όλα σχεδόν τα σύγχρονα μηχανήματα και βοηθούν στον περιορισμό της σκέδασης και στη διατήρηση της ποιότητας εικόνας με τη μικρότερη αναγκαία δόση. Τέλος, η ορθολογική διαχείριση του χρόνου ακτινοσκόπησης και του αριθμού των λήψεων είναι ίσως η απλούστερη αλλά και πιο κρίσιμη τεχνική μείωσης της δόσης, εφόσον συνοδεύεται από επαρκή εμπειρία και προγραμματισμό.

Σημαντικό ρόλο διαδραματίζει και η καθιέρωση διαγνωστικών επιπέδων αναφοράς (ΔΕΑ). Η παρακολούθηση της συμμόρφωσης με αυτά τα επίπεδα επιτρέπει την αναγνώριση αποκλίσεων και την ανάγκη βελτιστοποίησης των πρωτοκόλλων, ιδίως σε πολύπλοκες και χρονοβόρες επεμβάσεις.

Συνοψίζοντας, οι τεχνικές που επικρατούν και θεωρούνται πιο αποτελεσματικές βάσει των διεθνών οδηγιών και της κλινικής εμπειρίας είναι: η παλμική ακτινοσκόπηση, ο περιορισμός του πεδίου ακτινοβολήσης, η χρήση ενσωματωμένων φίλτρων και AEC, η τεχνική Last Image Hold, καθώς και η συνεχής εκπαίδευση του προσωπικού σε συνδυασμό με τη συντήρηση του εξοπλισμού. Ο συνδυασμός των παραπάνω τεχνικών εξασφαλίζει σημαντική μείωση της ακτινοβολίας χωρίς να υποβαθμίζεται η διαγνωστική και θεραπευτική αποτελεσματικότητα των επεμβάσεων.

8.2 Συμπεράσματα

Η παρούσα εργασία ανέδειξε τη ζωτική σημασία της δοσιμετρίας και της ακτινοπροστασίας στον χώρο της επεμβατικής ακτινολογίας, όπου οι αυξημένες απαιτήσεις ακρίβειας και διάρκειας των επεμβάσεων συνοδεύονται από σημαντική έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία. Από την ανάλυση των χρησιμοποιούμενων δοσιμετρικών μεθόδων προκύπτει ότι οι προσεγγίσεις με χρήση δεικτών όπως το DAP και το Air Kerma προσφέρουν εύκολη εφαρμογή στην πράξη, ενώ οι υπολογιστικές τεχνικές όπως οι Monte Carlo προσομοιώσεις παρέχουν τη μέγιστη ακρίβεια στην αποτύπωση της κατανομής της δόσης. Η ακτινοπροστασία επιτυγχάνεται αποτελεσματικά με συνδυασμό τεχνικών όπως η παλμική ακτινοσκόπηση, ο περιορισμός πεδίου, η χρήση φίλτρων και AEC, καθώς και με την ενσωμάτωση καλών πρακτικών όπως η εκπαίδευση του προσωπικού και η τακτική συντήρηση του εξοπλισμού. Παρά τα σημαντικά βήματα προόδου, εξακολουθούν να υφίστανται προκλήσεις. Η πολυπλοκότητα των επεμβατικών διαδικασιών, η διαφοροποίηση των ασθενών (σωματοδομή, ηλικία, συνοδά νοσήματα), οι τεχνολογικοί περιορισμοί σε ορισμένες εγκαταστάσεις και η ανομοιογένεια στο επίπεδο εκπαίδευσης του προσωπικού παραμένουν σημεία που απαιτούν συνεχή προσπάθεια. Επιπλέον, η καταγραφή και αξιολόγηση των δοσιμετρικών δεδομένων δεν είναι πάντα συστηματική, γεγονός που περιορίζει την αξιοποίηση των διαγνωστικών επιπέδων αναφοράς (ΔΕΑ) για βελτιστοποίηση.

Συμπερασματικά, η ολοκληρωμένη προσέγγιση στη δοσιμετρία και η εφαρμογή συνδυαστικών στρατηγικών ακτινοπροστασίας μπορούν να διασφαλίσουν την ελαχιστοποίηση της ακτινικής επιβάρυνσης των ασθενών, χωρίς συμβιβασμούς στην κλινική αποτελεσματικότητα. Η περαιτέρω πρόοδος στον τομέα αυτό απαιτεί επένδυση σε τεχνολογικές λύσεις, ενίσχυση της επιμόρφωσης του προσωπικού και ανάπτυξη εξατομικευμένων διαγνωστικών και θεραπευτικών πρωτοκόλλων, σύμφωνα με τις αρχές της βελτιστοποίησης και της ασφάλειας.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- (1) Martin, A. 4.2 Colour Science. **2015**.
- (2) Ευάγγελος Γεωργίου. *Ιατρική Φυσική*, 2η.; Broken Hill Publisher LTD.
- (3) *Διατριβή: Ανάπτυξη μεθόδου εκτίμησης της δόσης ασθενών από ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενες επεμβατικές εξετάσεις με την εφαρμογή υπολογιστικών τεχνικών Monte Carlo - Κωδικός: 15755.*
<https://thesis.ekt.gr/thesisBookReader/id/15755?lang=el#page/1/mode/2up>.
- (4) Ιωάννης Κανδαράκης. *Φυσικές Και Τεχνολογικές Αρχές Πυρηνικής Ιατρικής*, Τρίτη έκδοση.; Ελλην.
- (5) Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής , Ιατρική Σχολή, Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών. *Μαθήματα Ακτινοπροστασίας Για Χειριστές Ιατρικών Μηχανημάτων Ιοντιζουσών Ακτινοβολιών*.
- (6) Σαράντος Οικονομίδης, Γεώργιος Θεοφ. Καλκάνης. “Ο Νόμος Του Αντιστρόφου Τετραγώνου” Στο Ολοκληρωμένο Τεχνολογικά Και Μεθοδολογικά Εκπαιδευτικό Εργαστήριο.
- (7) *Διατριβή: In vivo δοσιμετρία σε ασθενείς που υποβάλλονται σε ακτινολογικές εξετάσεις. Ανάλυση δόσης και καθορισμός διαγνωστικών επιπέδων αναφοράς - Κωδικός: 18167.*
<https://thesis.ekt.gr/thesisBookReader/id/18167?lang=el#page/12/mode/2up>.
- (8) Χατζηκωνσταντή Αναστασία (2017 Πανεπιστήμιο Πατρών) *Δόση ασθενούς στην ενδοσκοπική παλίνδρομο χολοαγγειοπαγκρεατογραφία (ERCP).*
<https://freader.ekt.gr/eadd/index.php?doc=40963&lang=el#p=24>.
- (9) *Διατριβή: Δοσιμετρία ασθενών από την εφαρμογή των ακτίνων Χ στη στεφανιογραφία και την αγγειοπλαστική: συσχέτισμός της ενεργού δόσης με τις σωματομετρικές παραμέτρους και την επεμβατική τεχνική - Κωδικός: 13999.*
<https://thesis.ekt.gr/thesisBookReader/id/13999?lang=el#page/8/mode/2up>.
- (10) Καραβασίλης Ευστράτιος (2016 Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών (ΕΚΠΑ)) *Δοσιμετρία ασθενών κατά τις επεμβατικές ακτινολογικές εξετάσεις με τη χρήση λογισμικού προσομοίωσης Monte Carlo.*
<https://freader.ekt.gr/eadd/index.php?doc=37727&lang=el#p=10>.
- (11) Tracking of Examination and Dose: Overview | Radiation Protection Dosimetry | Oxford Academic. <https://academic.oup.com/rpd/article/165/1-4/50/1599297> (accessed 2024-11-10).
- (12) Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής , Ιατρική Σχολή, Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών. *Βασικές Γνώσεις Ακτινοπροστασίας Ασθενών Και Προσωπικού Στην Επεμβατική Ακτινολογία*.
- (13) Balter, S.; Hopewell, J. W.; Miller, D. L.; Wagner, L. K.; Zelefsky, M. J. Fluoroscopically Guided Interventional Procedures: A Review of Radiation Effects on Patients' Skin and Hair. *Radiology* **2010**, 254 (2), 326–341. <https://doi.org/10.1148/radiol.2542082312>.
- (14) Rehani, M. M.; Berris, T. International Atomic Energy Agency Study with Referring Physicians on Patient Radiation Exposure and Its Tracking: A Prospective Survey Using a Web-Based Questionnaire. *BMJ Open* **2012**, 2 (5), e001425. <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2012-001425>.
- (15) *AKT1.1. Ευστάθιος Ευσταθόπουλος - Διαγνωστικά Επίπεδα Αναφοράς (ΔΕΑ); 2022.*
<https://www.youtube.com/watch?v=2dqO-kFeezk>.

- (16) Καθορισμός Διαγνωστικών Επιπέδων Αναφοράς - Ομοσπονδία Τεχνολόγων Ακτινολόγων Ελλάδος. https://www.otae.gr/drl_2014/.
- (17) Κωνσταντίνος Κάππας, Κική Θεοδώρου. *Εγκυμοσύνη Και Ακτινοβολία*.
- (18) Επεμβατική ακτινολογία - ScienceDirect. https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S026393190800077X?ref=pdf_download&fr=RR-2&rr=8e0eec8e89626f5c.
- (19) Έκθεση ασθενούς και χειρουργού σε ακτινοβολία κατά τη διάρκεια της σπονδυλικής στήλης με χρήση διεγχειρητικής πλοήγησης με υπολογιστική τομογραφία - ScienceDirect. https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1529943015016733?ref=pdf_download&r=RR-2&rr=8e0dd3e7de4838ce.
- (20) Charles Theodore Dotter. *Wikipedia*; 2025.
- (21) Σοφία Κόττου; Αναπληρώτρια Καθηγήτρια Αναπληρώτρια Καθηγήτρια; Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής; Ιατρική Σχολή Πανεπιστημίου Αθηνών. Ακτινολογία.
- (22) Τζανής Ελευθέριος (2020 Πανεπιστήμιο Κρήτης) Μελέτη της δόσης ακτινοβολίας ασθενών και επαγγελματικά εκτιθέμενων από επεμβάσεις διακαθετηριακού ενδαρτηριακού χημειοεμβολισμού ηπατοκυτταρικού καρκινώματος και ενδαγγειακής αποκατάστασης ανευρύσματος αορτής. <https://freader.ekt.gr/eadd/index.php?doc=48121&lang=el#p=12>.
- (23) Πέργαμος - Βιβλιοθήκη και Κέντρο Πληροφόρησης Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών. <https://pergamos.lib.uoa.gr/uoa/dl/object/2925223>.
- (24) Mahesh, M. NCRP 168: Its Significance to Fluoroscopically Guided Interventional Procedures. *Journal of the American College of Radiology* **2013**, 10 (7), 551–552. <https://doi.org/10.1016/j.jacr.2013.04.003>.
- (25) López, P. O.; Dauer, L. T.; Loose, R.; Martin, C. J.; Miller, D. L.; Vañó, E.; Doruff, M.; Padovani, R.; Massera, G.; Yoder, C. ICRP Publication 139: Occupational Radiological Protection in Interventional Procedures. *Ann ICRP* **2018**, 47 (2), 1–118. <https://doi.org/10.1177/0146645317750356>.
- (26) Θερμοφωταυγή Δοσίμετρα | Δοσίμετρα TLD. <https://www.landauer.com/blog/unveiling-science-thermoluminescent-dosimeters-key-radiation-safety-and-measurement>.
- (27) Perkins, S. *Everything Thermoluminescent Dosimeter (TLD)*. Radiation Detection Company. <https://radetco.com/thermoluminescent-dosimeter-tld-everything-you-need-to-know/>.
- (28) Huo, W.; Feng, M.; Pi, Y.; Chen, Z.; Gao, Y.; Xu, X. G. Monte Carlo Calculations for Reporting Patient Organ Doses from Interventional Radiology. *EPJ Web Conf.* **2017**, 153, 04016. <https://doi.org/10.1051/epjconf/201715304016>.
- (29) Huo, W.; Pi, Y.; Feng, M.; Qi, Y.; Gao, Y.; Caracappa, P. F.; Chen, Z.; Xu, X. G. VirtualDose-IR: A Cloud-Based Software for Reporting Organ Doses in Interventional Radiology. *Phys Med Biol* **2019**, 64 (9), 095012. <https://doi.org/10.1088/1361-6560/ab0bd5>.
- (30) Santos, W. S.; Neves, L. P.; Perini, A. P.; Belinato, W.; Caldas, L. V. E.; Carvalho, A. B.; Maia, A. F. Exposures in Interventional Radiology Using Monte Carlo Simulation Coupled with Virtual Anthropomorphic Phantoms. *Physica Medica* **2015**, 31 (8), 929–933. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2015.06.011>.
- (31) Garg, T.; Shrigiriwar, A. Radiation Protection in Interventional Radiology. *Indian Journal of Radiology and Imaging* **2022**, 31, 939–945. <https://doi.org/10.1055/s-0041-1741049>.

- (32) Επαναλαμβανόμενες απεικονιστικές επεμβάσεις με ιονίζουσα ακτινοβολία στον ίδιο ασθενή. Πρέπει να δώσουμε περισσότερη προσοχή; - *IOPscience*. <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1361-6498/ab7fbb/meta>.
- (33) Jaschke, W.; Bartal, G.; Martin, C. J.; Vano, E. Unintended and Accidental Exposures, Significant Dose Events and Trigger Levels in Interventional Radiology. *Cardiovasc Intervent Radiol* **2020**, *43* (8), 1114–1121. <https://doi.org/10.1007/s00270-020-02517-2>.
- (34) Παρακολούθηση έκθεσης σε ακτινοβολία: Έρευνα μοναδικού αριθμού αναγνώρισης ασθενών σε 40 χώρες. <https://doi.org/10.2214/AJR.12.10246>.
- (35) Παρακολούθηση εξέτασης και δόσης: επισκόπηση | Δοσιμετρία Ακτινοπροστασίας | *Oxford Academic*. <https://academic.oup.com/rpd/article/165/1-4/50/1599297>.