



Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας

ΜΑΘΗΜΑΤΑ ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑΣ ΓΙΑ ΧΕΙΡΙΣΤΕΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΜΗΧΑΝΗΜΑΤΩΝ ΙΟΝΤΙΖΟΥΣΩΝ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΩΝ

ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΥΛΙΚΟ



Συγγραφή: Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής, Ιατρική Σχολή,
Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών

Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας

ΑΘΗΝΑ, ΙΑΝΟΥΑΡΙΟΣ 2010

Το βιβλίο αυτό αποτελεί εκπαιδευτικό υλικό ενός κύκλου σεμιναρίων στην ακτινοπροστασία, που διοργανώνονται υπό την εποπτεία της Ελληνικής Επιτροπής Ατομικής Ενέργειας σε συνεργασία με άλλους φορείς, όπως οι Ιατρικές Σχολές των Πανεπιστημίων της χώρας, Νοσοκομεία, κ.λπ. Τα σεμινάρια αυτά αποσκοπούν στην εκπαίδευση των χειριστών των ιατρικών μηχανημάτων που δικαιούνται βάσει του νόμου να αιτηθούν από την ΕΕΑΕ τη χορήγηση επάρκειας γνώσεων σε θέματα ακτινοπροστασίας. Το πρόγραμμα των σεμιναρίων περιλαμβάνει στοιχεία ακτινοπροστασίας ξεκινώντας από τις βασικές αρχές της φυσικής των ακτινοβολιών και της ακτινοβιολογίας και καταλήγει στην εφαρμοσμένη ακτινοπροστασία στους επιμέρους τομείς της ιατρικής όπως η ακτινολογία, η πυρηνική ιατρική και η ακτινοθεραπεία. Το εκπαιδευτικό υλικό είναι κοινό για όλα τα σεμινάρια και διανέμεται δωρεάν από την ΕΕΑΕ. Η συγγραφή του υλικού έγινε από το Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής της Ιατρικής Σχολής του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών και την ΕΕΑΕ.

ΜΑΘΗΜΑΤΑ ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑΣ ΓΙΑ ΧΕΙΡΙΣΤΕΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΜΗΧΑΝΗΜΑΤΩΝ ΙΟΝΤΙΖΟΥΣΩΝ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΩΝ

Η παρούσα έκδοση αποτελεί εκπαιδευτικό υλικό που διανέμεται δωρεάν από την ΕΕΑΕ, σε χειριστές ιατρικών μηχανημάτων ιοντιζουσών ακτινοβολιών στο πλαίσιο της παρακολούθησης εκπαιδευτικών σεμιναρίων για την απόκτηση του υπό του νόμου προβλεπόμενου πιστοποιητικού επάρκειας γνώσεων και κατάρτισης σε θέματα ακτινοπροστασίας.

Έκδοση: Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας

Συγγραφή: Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής, Ιατρική Σχολή,
Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών
Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας

Αθήνα, Ιανουάριος 2010

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΗ ΦΥΣΙΚΗ ΤΩΝ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΩΝ

1.1	Το άτομο.....	9
1.2	Ο Περιοδικός Πίνακας των Στοιχείων.....	9
1.3	Ισότοπα.....	10
1.4	Διέγερση.....	10
1.5	Ιονισμός ή Ιοντισμός.....	10
1.6	Ακτινοβολία πέδης (bremsstrahlung).....	11

2. ΡΑΔΙΕΝΕΡΓΕΙΑ

2.1	Πυρηνική σταθερότητα.....	12
2.2	Ασταθείς πυρήνες.....	12
2.3	Ραδιοϊσότοπα.....	12
2.4	Τι είναι η ραδιενέργεια.....	13
2.4.1	Ακτινοβολία-α.....	13
2.4.2	Ακτινοβολία-β ⁻	13
2.4.3	Ακτινοβολία-β ⁺	14
2.4.4	Ακτινοβολία-γ.....	14
2.4.5	Νετρόνια.....	14
2.4.6	Διεισδυτικότητα και θωράκιση των ακτινοβολιών.....	14
2.4.7	Ενεργότητα.....	15
2.4.8	Νόμος των ραδιενεργών διασπάσεων.....	15
2.5	Παραγωγή ακτίνων-Χ.....	15

3. ΑΛΛΗΛΕΠΙΔΡΑΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ-ΥΛΗΣ

3.1	Η σύμφωνη σκέδαση (σκέδαση Reyleigh).....	17
3.2	Το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο.....	17
3.3	Το φαινόμενο Compton (ή σκέδαση Compton).....	18
3.4	Δίδυμη γένεση.....	19
3.5	Πιθανότητα αλληλεπίδρασης.....	19
3.6	Νόμος της εκθετικής εξασθένησης.....	20
3.6.1	Το πάχος υποδιπλασιασμού.....	21
3.7	Σχέση έντασης-απόστασης.....	21

4. ΠΗΓΕΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ

4.1	Το ηλεκτρομαγνητικό φάσμα.....	22
4.2	Ιοντίζουσες και μη ιοντίζουσες ακτινοβολίες.....	22
4.3	Φυσικές και τεχνητές πηγές ακτινοβολίας.....	22
4.4	Τρόποι έκθεσης στη ραδιενέργεια.....	23

5. ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΚΕΣ ΠΟΣΟΤΗΤΕΣ ΚΑΙ ΜΟΝΑΔΕΣ

5.1	Απορροφούμενη δόση.....	24
5.2	Ισοδύναμη δόση.....	24

5.3	Ενεργός δόση.....	25
5.4	Δόση δέρματος.....	26
5.5	Το μέγεθος DAP.....	26

6. ΑΝΙΧΝΕΥΣΗ ΙΟΝΤΙΖΟΥΣΩΝ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΩΝ

6.1	Ανιχνευτές ακτινοβολίας με αέριο.....	27
6.2	Ανιχνευτές σπινθηρισμού (Ανιχνευτές στερεάς κατάστασης).....	28
6.3	Προσωπικά δοσίμετρα TLD.....	28

7. ΒΙΟΛΟΓΙΚΕΣ ΕΠΙΔΡΑΣΕΙΣ

7.1	Κυτταρική δομή.....	30
7.2	Κυτταρική διαίρεση.....	31
7.3	Επίδραση της ακτινοβολίας στο κύτταρο.....	31
7.3.1	Μη στοχαστικά (άμεσα) αποτελέσματα.....	32
7.3.2	Στοχαστικά αποτελέσματα (απώτερα).....	33
7.4	Συμπέρασμα.....	34

8. ΣΥΣΤΗΜΑ ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑΣ

8.1	Διεθνές σύστημα ακτινοπροστασίας.....	35
8.2	Εθνικό σύστημα ακτινοπροστασίας - Βασικές αρχές.....	36
8.3	Προστασία των εκτιθέμενων εργαζομένων.....	37
8.4	Ταξινόμηση και οριοθέτηση των ζωνών.....	38
8.5	Ταξινόμηση των εκτιθέμενων εργαζομένων.....	38
8.6	Μέτρα προστασίας των εκτιθέμενων εργαζομένων.....	38
8.7	Εκτίμηση της έκθεσης των εργαζομένων.....	38
8.8	Αρχές της ακτινοπροστασίας κατά τις ιατρικές εκθέσεις σε ακτινοβολία.....	39
8.8.1	Αρχή της αιτιολόγησης στις ιατρικές εκθέσεις.....	39
8.8.2	Αρχή της βελτιστοποίησης στις ιατρικές εκθέσεις.....	39
8.9	Ακτινοπροστασία εγκύου/κύησης κατά τις ιατρικές εφαρμογές.....	41
8.9.1	Επιδράσεις της ακτινοβολίας στο κυοφορούμενο παιδί.....	41
8.9.2	Εξάρτηση από την ισοδύναμη δόση ακτινοβολίας στο κύημα.....	42
8.9.2.1	Εξάρτηση από την εβδομάδα της κύησης.....	42
8.10	Διαδικασίες έκθεσης γυναικών σε ακτινοβολία.....	42
8.10.1	Μέτρα που πρέπει να ληφθούν μετά την υποβολή εγκύου σε διαγνωστική εξέταση ή θεραπεία.....	43

9. ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑ

9.1	Βασικά μέρη του κλασικού ακτινογραφικού μηχανήματος.....	45
9.1.1	Η Κεφαλή.....	45
9.1.2	Διαφράγματα.....	45
9.1.3	Εξεταστική τράπεζα.....	46
9.1.4	Γεννήτρια υψηλής τάσης.....	46
9.1.5	Κονσόλα χειρισμού (ή χειριστήριο).....	46
9.2	Ποιότητα - Ποσότητα της δέσμης ακτίνων-Χ.....	46
9.2.1	Ρύθμιση των kVp.....	46
9.2.2	Ρύθμιση των mA.....	47
9.2.3	Ρύθμιση του χρόνου έκθεσης (sec).....	47
9.2.4	Το γινόμενο mAs.....	47
9.2.5	Σύστημα A.E.C. ή Σύστημα αυτομάτου ελέγχου έκθεσης (Automatic Exposure Control).....	47

9.3	Αντιδιαχυτικό Διάφραγμα (Bucky)	47
9.4	Ακτινολογικό film - ενισχυτική πινακίδα	48
9.5	Ακτινοσκόπηση	49
9.5.1	Περιγραφή του συστήματος ακτινοσκόπησης	49
9.5.2	Ο ενισχυτής εικόνας	50
9.5.3	Διάμετρος πεδίου (field of view, FoV) και επιλογές μεγέθυνσης	50
9.5.4	Αυτόματος έλεγχος φωτεινότητας (ABC, Automatic Brightness Control)	51
9.6	Μαστογραφία.....	51
9.6.1	Λυχνία ακτίνων-Χ.....	52
9.6.2	Φίλτρα	52
9.6.3	Σύστημα συμπίεσης μαστού	52
9.6.4	Σύστημα αυτόματης έκθεσης (AEC)	53
9.6.5	Εμφάνιση του φιλμ.....	53
9.7	Αξονική τομογραφία	53
9.7.1	Αρχή λειτουργίας αξονικού τομογράφου.....	53
9.7.2	Αριθμοί CT και ανακατασκευή εικόνας	55
9.7.3	Περιγραφή συστήματος υπολογιστικής τομογραφίας	56
9.7.3.1	Λυχνία παραγωγής ακτίνων-Χ	56
9.7.3.2	Κατευθυντήρες.....	57
9.7.3.3	Ανιχνευτές	57
9.7.3.4	Σύστημα απόκτησης δεδομένων	57
9.7.3.5	Υπολογιστής	58
9.7.4	Γενιές Αξονικών Τομογράφων	58
9.8	Ποιότητα εικόνας.....	59
9.8.1	Αντίθεση θέματος.....	59
9.8.2	Αντίθεση εικόνας.....	61
9.8.3	Ασάφεια	61
9.8.4	Θόρυβος	61
9.8.5	Γεωμετρία της απεικόνισης	62
9.8.5.1	Μεγέθυνση.....	62
9.8.5.2	Παραμόρφωση σχήματος.....	63
9.8.5.3	Παραμόρφωση θέσης.....	63
9.9	Ακτινοπροστασία προσωπικού.....	64
9.9.1	Ατομική δοσिमέτρηση.....	64
9.9.2	Μέθοδοι μείωσης της δόσης προσωπικού	64
9.9.2.1	Θωράκιση	64
9.9.2.2	Περιορισμός της κύριας δέσμης	65
9.9.2.3	Ακτινοπροστασία κατά την ακτινοσκόπηση/αγγειογραφία/C-arm	65
9.9.2.4	Ακτινοπροστασία κατά την εξέταση με φορητό σύστημα ακτινογράφησης	66
9.10	Ακτινοπροστασία εξεταζομένου.....	66
9.10.1	Ταυτοποίηση εξεταζομένου	66
9.10.2	Επικοινωνία με τον εξεταζόμενο	66
9.10.3	Τοποθέτηση-ακινήτοποίηση.....	67
9.10.4	Περιορισμός πεδίου ακτινοβολίας (διαφράγματα)	67
9.10.5	Προστασία ακτινοευαίσθητων περιοχών.....	67
9.10.6	Τυποποιημένοι πίνακες εξετάσεων.....	68
9.10.7	Απορριπτέες εικόνες	68
9.10.8	Ακτινογράφηση με φορητό ακτινολογικό	68

9.10.9	Προστασία του εξεταζομένου κατά την ακτινοσκόπηση	68
9.10.9.1	Απόσταση κλίνης-ενισχυτή εικόνας	69
9.10.9.2	Περιορισμός του πεδίου ακτινοβολίας	69
9.10.9.3	Στοιχεία ακτινοβολήσης	69
9.10.9.4	Διακοπτόμενη ακτινοβολήση.....	69
9.10.9.5	Χρονόμετρο ακτινοβολήσης	69
9.10.9.6	Συσκευή DAP	69
9.10.9.7	Μεγέθυνση (zoom)	69
9.10.9.8	Αγγιογράφος/ακτινοσκόπηση cine	70
9.10.10	Μαστογραφία.....	70
9.10.11	Αξονική τομογραφία	70
9.10.12	Αποφυγή αναίτιας ακτινοβολήσης του κυήματος.....	70
9.11	Ακτινοπροστασία κοινού	70
9.12	Πρόγραμμα διασφάλισης ποιότητας	71
9.12.1	Ποιοτικός Έλεγχος μετρητικών απεικονιστικών συστημάτων.....	71
9.12.2	Αρχεία	72
9.13	Ατυχήματα	72

10. ΠΥΡΗΝΙΚΗ ΙΑΤΡΙΚΗ

10.1	Πηγές ακτινοβολίας – Ραδιοφάρμακα	74
10.2	Γεννήτρια $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$	75
10.3	Ραδιονουκλίδια για θεραπεία.....	75
10.4	Μέτρηση της δοσολογίας του ραδιοφαρμάκου	76
10.5	Μετρητής επιφανειακής ραδιορρύπανσης	77
10.6	H γ-camera	77
10.6.1	Κρύσταλλος NaI	77
10.6.2	Φωτοπολλαπλασιαστές.....	77
10.6.3	Ηλεκτρονικά συστήματα ενισχύσεως και διαχωρισμού των ηλεκτρικών παλμών	78
10.6.4	Αναλυτής ύψους παλμών.....	78
10.6.5	Ηλεκτρονικά συστήματα για την καταμέτρηση και καταγραφή των ηλεκτρικών παλμών	79
10.6.6	Χειριστήριο – H/Y.....	79
10.6.7	Κατευθυντήρες.....	79
10.6.8	Σχηματισμός εικόνας.....	80
10.6.9	Αξιολόγηση της λειτουργίας της γ-camera.....	81
10.6.10	Ποιότητα εικόνας.....	82
10.7	Τομογραφική γ-camera (SPECT)	83
10.8	Ακτινοπροστασία προσωπικού.....	84
10.8.1	Χώροι και εξοπλισμός	85
10.8.1.1	Θερμό εργαστήριο (Hot Lab)	86
10.8.1.2	Αίθουσα χορηγήσεων	88
10.8.1.3	Αίθουσα αναμονής «θερμών» ασθενών	88
10.8.1.4	Αίθουσα γ-camera	88
10.8.2	Χειρισμός ασθενή.....	88
10.8.3	Τυπικές τιμές δόσης εργαζόμενου	89
10.8.4	Φροντίδα εσωτερικού ασθενή.....	89
10.8.5	Φροντίδα ασθενή που έχει λάβει θεραπευτική δόση ραδιοφαρμάκου	90
10.8.5.1	Καθαρισμός χώρου – απορρύπανση μετά την αποχώρηση του ασθενή.....	90
10.8.6	Γραπτοί κανόνες – Αρχεία.....	90

10.8.7	Αντιμετώπιση ατυχημάτων	90
10.9	Ακτινοπροστασία εξεταζομένων και ασθενών	91
10.9.1	Επικοινωνία-Ενημέρωση	91
10.9.2	Προετοιμασία ραδιοφαρμάκου – μέτρηση ενεργότητας	91
10.9.3	Χορήγηση	92
10.9.4	Μετά τη χορήγηση	92
10.9.5	Εξέταση εγκύου	92
10.10	Ακτινοπροστασία συγγενών και κοινού	92
10.10.1	Ακτινοπροστασία του παιδιού από εξωτερική ακτινοβολήση οφειλόμενη στους γονείς	93
10.11	Ραδιενεργά κατάλοιπα	94
10.12	Μεταφορά ραδιοφαρμάκων	95
10.12.1	Παραλαβή ραδιοφαρμάκων	96
10.13	Διασφάλιση ποιότητας	96
10.13.1	Έλεγχος καταλληλότητας ραδιοφαρμάκου	96
10.13.2	Έλεγχοι ποιότητας εξοπλισμού	97
10.13.2.1	Έλεγχοι ποιότητας μετρητή σπινθηρισμών τύπου πηγαδιού	97
10.13.2.2	Έλεγχοι ποιότητας του dose calibrator	98
10.13.2.3	Έλεγχοι ποιότητας γ camera	98
10.13.2.4	Γραπτές διαδικασίες-οδηγίες	98
10.13.2.5	Αρχεία	98
10.14	Ατυχήματα	99

11. ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑ

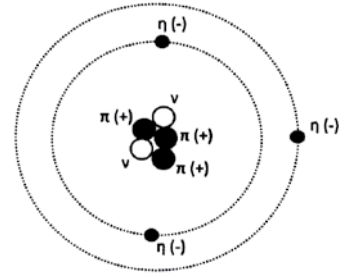
11.1	Εισαγωγή	100
11.2	Εξωτερική ακτινοθεραπεία	100
11.2.1	Γραμμικός επιταχυντής	101
11.2.2	Δόση βάθους φωτονίων	101
11.2.3	Κατανομές δόσης ηλεκτρονίων	102
11.3	Τεχνικές ακτινοθεραπείας	102
11.3.1.	Ισοκεντρική θεραπεία πολλαπλών πεδίων ακτινοβολίας	102
11.3.2	Σύμμορφη τρισδιάστατη ακτινοθεραπεία (3 D conformal radiotherapy – CRT)	103
11.3.2.1.	Στάδια σύμμορφης τρισδιάστατης ακτινοθεραπείας	103
11.3.2.2	Εξομοίωση	104
11.4	Εξελιγμένες τεχνικές ακτινοθεραπείας	105
11.4.1	Ακτινοθεραπεία με χρήση πεδίων ακτινοβολίας διαμορφωμένης έντασης (intensity-modulated radiation therapy – IMRT)	105
11.4.2	Στερεοτακτική ακτινοχειρουργική (Stereotactic Radiosurgery – SRS)	106
11.5	Βραχυθεραπεία	106
11.5.1	Χρησιμοποιούμενες πηγές σε εφαρμογές βραχυθεραπείας	107
11.5.2	Βραχυθεραπεία υψηλού ρυθμού δόσης (HDR) με χρήση τεχνικών αυτόματης μεταφόρτισης	108
11.5.3	Ενδοϊστικές εφαρμογές βραχυθεραπείας προστάτη με χρήση ραδιενεργών πηγών I-125	108
11.5.3.1	Διαδικασία εμφύτευσης πηγών I-125	108
11.6	Ακτινοπροστασία προσωπικού	109
11.6.1	Κατασκευαστικές απαιτήσεις	109
11.6.2	Ατομική δοσιμέτρηση	109
11.6.3	Ακτινοπροστασία σε εφαρμογές με ραδιενεργές πηγές (Βραχυθεραπεία LDR/ HDR και τηλεθεραπεία με πηγές ⁶⁰ Co)	110
11.6.4	Ακτινοπροστασία σε εφαρμογές βραχυθεραπείας με χρήση πηγών που χρησιμοποιούνται ως μόνιμα εμφυτεύματα	111

11.6.5	Ακτινοπροστασία σε εφαρμογές με γραμμικό επιταχυντή	111
11.7	Ακτινοπροστασία ασθενή	111
11.7.1	Πλάνο θεραπείας	112
11.7.2	Εξομοίωση	112
11.7.3	Ταυτοποίηση ασθενή	112
11.7.4	Επικοινωνία με τον ασθενή	112
11.7.5	Τοποθέτηση - ακινητοποίηση	112
11.7.6	Φίλτρα και προστατευτικά blocks	112
11.8	Ακτινοπροστασία κοινού	113
11.8.1	Έκθεση επισκεπτών - συγγενών	113
11.8.2	Ραδιενεργά κατάλοιπα	113
11.8.3	Μεταφορά πηγών	114
11.9	Διασφάλιση ποιότητας	114
11.9.1	Σύστημα Διασφάλισης ποιότητας	114
11.9.2	Έλεγχοι ποιότητας εξοπλισμού	114
11.9.2.1	Ποιοτικός έλεγχος κλασσικού εξομοιωτή	114
11.9.2.2	Ποιοτικός έλεγχος συστήματος σχεδιασμού θεραπείας (Σ.Σ.Θ)	115
11.9.2.3	Ποιοτικός έλεγχος γραμμικών επιταχυντών	115
11.9.2.4	Ποιοτικοί έλεγχοι συστημάτων ασφαλείας	115
11.9.2.5	Ποιοτικοί έλεγχοι συστημάτων βραχυθεραπείας (LDR, HDR)	115
11.9.3	Ανεξάρτητος έλεγχος	115
11.10	Ατυχήματα	116
	Επιλεγμένη Βιβλιογραφία	117

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΗ ΦΥΣΙΚΗ ΤΩΝ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΩΝ

1.1 Το άτομο

Το άτομο αποτελείται από τον θετικά φορτισμένο πυρήνα και τα αρνητικά φορτισμένα ηλεκτρόνια που περιφέρονται γύρω από αυτόν (Σχήμα 1). Ο πυρήνας αποτελείται από πρωτόνια (με θετικό φορτίο, +1) και νετρόνια (ουδέτερα). Τα πρωτόνια έχουν ίσο και αντίθετο φορτίο με τα ηλεκτρόνια (-1). Επειδή στα άτομα το πλήθος των πρωτονίων είναι ίσο με το πλήθος των ηλεκτρονίων τα ηλεκτρικά φορτία αλληλοεξουδετερώνονται και το άτομο εμφανίζεται ηλεκτρικά ουδέτερο. Στο παράδειγμα του Σχήματος 1 φαίνεται ότι ο πυρήνας περιέχει 3 πρωτόνια και γύρω από αυτόν περιστρέφονται 3 ηλεκτρόνια.



Σχήμα 1: Ατομική δομή. Ο πυρήνας αποτελείται από τα θετικά πρωτόνια (p) και τα ουδέτερα νετρόνια (n). Σε συγκεκριμένες τροχιές γύρω από τον πυρήνα περιστρέφονται τα αρνητικά ηλεκτρόνια (e).

Οι κυκλικές τροχιές των ηλεκτρονίων ονομάζονται στοιβάδες και οι επιτρεπόμενες ακτίνες τους είναι συγκεκριμένες. Όσο πιο μεγάλη είναι η ακτίνα της στοιβάδας τόσο μεγαλύτερη ενέργεια έχει το ηλεκτρόνιο που βρίσκεται σε αυτή. Επειδή οι ακτίνες των στοιβάδων κάθε ατόμου είναι συγκεκριμένες αυτόματα συνεπάγεται ότι και η ενέργεια που έχει κάθε ηλεκτρόνιο σε μια στοιβάδα είναι συγκεκριμένη. Η πληροφορία αυτή θα μας χρησιμεύσει παρακάτω.

Επίσης, το πλήθος των ηλεκτρονίων που βρίσκονται στην πιο απομακρυσμένη (εξωτερική) στοιβάδα του ατόμου καθορίζει τις χημικές ιδιότητές του.

Στη φύση τα άτομα είναι πάντα ουδέτερα και τα ηλεκτρόνια διατάσσονται έτσι ώστε να βρίσκονται σε τροχιές όσο το δυνατόν πλησιέστερες στον πυρήνα. Η ανάγκη των ηλεκτρονίων να βρίσκονται κοντά στον πυρήνα υπαγορεύεται από την **αρχή της ελάχιστης ενέργειας**. Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, όσο πιο κοντά στον πυρήνα είναι η στοιβάδα που κινείται το ηλεκτρόνιο τόσο μικρότερη ενέργεια διαθέτει.

1.2 Ο Περιοδικός Πίνακας των Στοιχείων

Σχήμα 2: Περιοδικός Πίνακας των Στοιχείων

Έχει βρεθεί ότι το πλήθος των πρωτονίων του πυρήνα παίζει καθοριστικό ρόλο στις ιδιότητες του ατόμου. Για παράδειγμα, τί ξεχωρίζει τον πυρήνα του αζώτου από αυτόν του οξυγόνου; Η απάντηση είναι απλή. Ο πυρήνας του αζώτου περιέχει 7 πρωτόνια, ενώ του οξυγόνου 8. Με λίγα λόγια, το πλήθος των πρωτονίων του πυρήνα καθορίζει την ταυτότητα του ατόμου. Το πλήθος των πρωτονίων ονομάζεται **ατομικός αριθμός** και συμβολίζεται με **Z**. Το πλήθος των πρωτονίων (Z) και των νετρονίων (N) ονομάζεται **μαζικός αριθμός** και συμβολίζεται με **A** (δηλαδή $A=Z+N$). Σε ένα ουδέτερο άτομο ο ατομικός αριθμός ισούται και με το πλήθος των ηλεκτρονίων που περιστρέφονται γύρω από τον πυρήνα. Γενικά τα στοιχεία συμβολίζονται ${}_Z^A X$, όπου X το σύμβολο του στοιχείου.

Για την ευκολότερη μελέτη των στοιχείων, αυτά έχουν ταξινομηθεί σε έναν πίνακα κατά αύξοντα ατομικό αριθμό, όπως φαίνεται στο Σχήμα 2. Ο πίνακας αυτός ονομάζεται **Περιοδικός Πίνακας των Στοιχείων**.

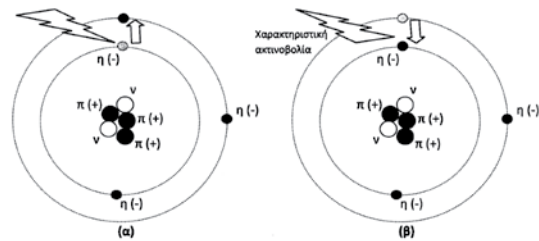
Στον περιοδικό πίνακα του Σχήματος 2 επάνω αριστερά από κάθε στοιχείο φαίνεται ο ατομικός αριθμός Z. Οι κάθετες γραμμές του πίνακα ονομάζονται **ομάδες** και τα στοιχεία που ανήκουν στην ίδια ομάδα έχουν τον ίδιο αριθμό ηλεκτρονίων στην εξωτερική τους στοιβάδα. Συνεπώς, παρουσιάζουν παρόμοιες χημικές ιδιότητες (βλ. προηγούμενη παράγραφο). Οι οριζόντιες γραμμές του πίνακα ονομάζονται **περίοδοι** και τα στοιχεία σε κάθε περίοδο παρουσιάζουν την ίδια μεταβολή διαφόρων φυσικών ιδιοτήτων.

1.3 Ισότοπα

Ισότοπα ονομάζονται τα άτομα που ενώ περιέχουν τον ίδιο αριθμό πρωτονίων στον πυρήνα τους, ο αριθμός των νετρονίων τους διαφέρει. Τα άτομα αυτά εμφανίζουν μεταξύ τους παρόμοιες χημικές, αλλά διαφορετικές φυσικές ιδιότητες. Η ονομασία «**ισότοπα**» προέκυψε από το γεγονός ότι αφού τα άτομα αυτά περιέχουν τον ίδιο αριθμό πρωτονίων στον πυρήνα τους (άρα έχουν ίδιο ατομικό αριθμό Z) θα καταλαμβάνουν την ίδια θέση (τόπο) στον Περιοδικό Πίνακα. Κλασικό παράδειγμα είναι τα ισότοπα του υδρογόνου (H). Το πρώτο ισότοπο είναι το πρώτιο (1_1H) το οποίο έχει ένα πρωτόνιο και κανένα νετρόνιο στον πυρήνα του. Το επόμενο ισότοπο είναι το δευτέριο (2_1H) το οποίο έχει ένα πρωτόνιο και ένα νετρόνιο. Τέλος το τρίτιο (3_1H) έχει ένα πρωτόνιο και δυο νετρόνια.

1.4 Διέγερση

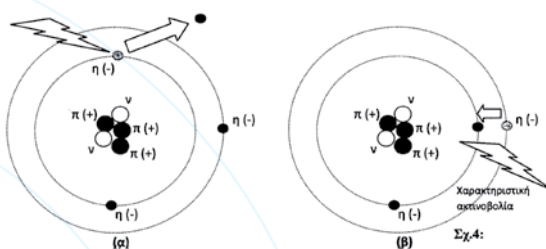
Αν σε ένα άτομο προσφερθεί με κάποιο τρόπο ενέργεια τότε υπάρχει η πιθανότητα κάποιο ηλεκτρόνιο του να την απορροφήσει και να μεταπηδήσει σε στοιβάδα μεγαλύτερης ενέργειας (δηλ. σε στοιβάδα με μεγαλύτερη ακτίνα από το κέντρο του πυρήνα). Τότε λέμε ότι το άτομο είναι **διεγερμένο**, διότι δεν βρίσκεται πλέον στην κατάσταση ελάχιστης ενέργειας με τα ηλεκτρόνια του όσο το δυνατό πλησιέστερα στον πυρήνα. Ας αναλύσουμε λίγο βαθύτερα την απορρόφηση της προσφερόμενης ενέργειας από το ηλεκτρόνιο. Όπως είδαμε στην παρ. 1.1, τα ηλεκτρόνια κινούνται σε συγκεκριμένες στοιβάδες καθορισμένης ενέργειας. Ένα ηλεκτρόνιο θα απορροφήσει την ενέργεια που του προσφέρεται μόνο αν αυτή είναι ίση με την ενεργειακή διαφορά που χωρίζει τη στοιβάδα του με μια άλλη υψηλότερη. Αν η προσφερόμενη ενέργεια είναι μεγαλύτερη ή μικρότερη τότε το ηλεκτρόνιο θα την αγνοήσει. Στο Σχήμα 3α φαίνεται η διαδικασία απορρόφησης ενέργειας από το ηλεκτρόνιο και η μεταπήδησή του σε στοιβάδα υψηλότερης ενέργειας. Ας επιστρέψουμε στο διεγερμένο άτομο. Επειδή το άτομο δεν μπορεί να παραμείνει για αρκετό χρόνο στην κατάσταση αυτή, το ηλεκτρόνιο που απορρόφησε την ενέργεια θα επιστρέψει στην προηγούμενη στοιβάδα εκπέμποντας ταυτόχρονα την ενέργεια που απορρόφησε με τη μορφή ακτινοβολίας (φωτόνια). Στο Σχήμα 3β φαίνεται η διαδικασία αποδιέγερσης με την επιστροφή του ηλεκτρονίου στην προηγούμενη θέση του και την ταυτόχρονη εκπομπή ακτινοβολίας. Η ακτινοβολία αυτή είναι διαφορετική από άτομο σε άτομο και είναι χαρακτηριστική του είδους του ατόμου (για τον λόγο αυτό ονομάζεται **χαρακτηριστική ακτινοβολία**). Δηλαδή ανιχνεύοντας την ακτινοβολία αυτή μπορούμε να προσδιορίσουμε το είδος του ατόμου που την εξέπεμψε.



Σχήμα 3: (α) Η απορρόφηση ενέργειας από το ηλεκτρόνιο του δίνει τη δυνατότητα να μεταπηδήσει σε στοιβάδα (τροχιά) μεγαλύτερης ενέργειας. Τώρα το άτομο είναι διεγερμένο. (β) Η διέγερση διαρκεί για μικρό χρονικό διάστημα. Το ηλεκτρόνιο επιστρέφει στην προηγούμενη στοιβάδα με ταυτόχρονη εκπομπή χαρακτηριστικής ακτινοβολίας.

1.5 Ιονισμός ή Ιοντισμός

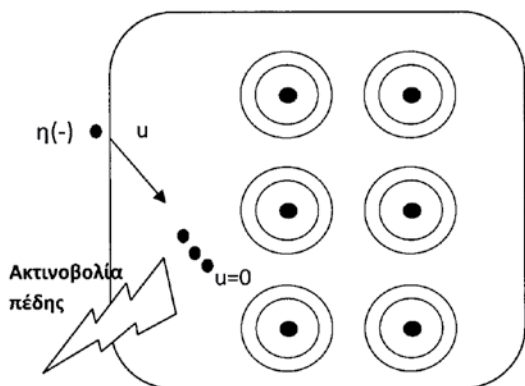
Αν η ενέργεια που προσφέρεται στο άτομο είναι ικανή να απομακρύνει τελείως ένα ηλεκτρόνιο από αυτό, τότε το άτομο θα έχει ένα ηλεκτρόνιο λιγότερο και θα εμφανίσει θετικό φορτίο. Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται **ιονισμός** και παίζει σημαντικό ρόλο στη φυσική των ακτινοβολιών, καθώς και στις συνέπειες τους στο ανθρώπινο σώμα. Τη θέση του ηλεκτρονίου που απομακρύνθηκε την καταλαμβάνει άλλο από υψηλότερη στοιβάδα, με αποτέλεσμα την εκπομπή **χαρακτηριστικής ακτινοβολίας**. Στο Σχήμα 4 φαίνεται η διαδικασία του ιονισμού.



Σχήμα 4: (α) Η απορρόφηση ενέργειας από το ηλεκτρόνιο του δίνει τη δυνατότητα να εγκαταλείψει το άτομο και να απομακρυνθεί από αυτό. (β) Τη θέση που άδειασε στη στοιβάδα καταλαμβάνει ηλεκτρόνιο από την υψηλότερη με ταυτόχρονη εκπομπή χαρακτηριστικής ακτινοβολίας. Προσέξτε ότι το άτομο πλέον έχει 2 ηλεκτρόνια και 3 πρωτόνια. Άρα εμφανίζει θετικό φορτίο (+1) και για αυτό το φαινόμενο ονομάζεται ιονισμός.

1.6 Ακτινοβολία πέδης (bremsstrahlung)

Όπως μαρτυρά το όνομα της, η ακτινοβολία πέδης οφείλεται στην πέδηση («φρενάρισμα») που προκαλείται στα ηλεκτρικά φορτισμένα σωματίδια (ηλεκτρόνια, πρωτόνια, σωματίδια α κλπ) από την άπωση του ηλεκτρικού πεδίου των ατόμων. Ας υποθέσουμε ότι ένα ελεύθερο ηλεκτρόνιο διασχίζει ένα υλικό (Σχήμα 5). Το ηλεκτρόνιο δέχεται συνεχώς ηλεκτρικές δυνάμεις από τα άτομα του υλικού με αποτέλεσμα να μειώνεται συνεχώς η ταχύτητα του ώσπου στο τέλος σταματά εντελώς. Η ενέργεια που χάνει το ηλεκτρόνιο κατά τη διάρκεια της επιβράδυνσής του εκπέμπεται υπό τη μορφή ακτινοβολίας (φωτόνια). Η ακτινοβολία αυτή ονομάζεται **ακτινοβολία πέδης**. Στην ακτινοβολία αυτή στηρίζεται η λειτουργία του ακτινολογικού μηχανήματος που θα δούμε σε επόμενο Κεφάλαιο.



Σχήμα 5: Το ηλεκτρόνιο εισέρχεται στο υλικό με ταχύτητα u . Τα άτομα του υλικού του ασκούν δυνάμεις με αποτέλεσμα τη συνεχή μείωση της ταχύτητας του ώσπου αυτό σταματά ($u=0$). Η ενέργεια που χάνει το ηλεκτρόνιο κατά τη διάρκεια της επιβράδυνσης εκπέμπεται υπό τη μορφή ακτινοβολίας πέδης.

Μέχρι τώρα είδαμε κάποια φαινόμενα που σχετίζονται με τα ηλεκτρόνια που κινούνται σε στοιβάδες γύρω από τον πυρήνα των ατόμων. Στο Κεφάλαιο αυτό θα μελετήσουμε τη ραδιενέργεια που αποτελεί ιδιότητα του πυρήνα ορισμένων ατόμων.

2.1 Πυρηνική σταθερότητα

Όπως είδαμε προηγουμένως, ο πυρήνας αποτελείται από θετικά φορτισμένα πρωτόνια και ουδέτερα νετρόνια. Και τα δυο αυτά σωματίδια ονομάζονται **νουκλεόνια**. Από τη σχολική Φυσική γνωρίζουμε ότι τα ομώνυμα φορτία απωθούνται ενώ τα ετερόνυμα έλκονται. Πώς λοιπόν ο πυρήνας του ατόμου διατηρείται ενιαίος, εφόσον τα πρωτόνια, ως ομώνυμα, απωθούνται μεταξύ τους (τα νετρόνια ως ουδέτερα δεν δέχονται ούτε ασκούν ηλεκτρικές δυνάμεις); Η απάντηση είναι ότι μεταξύ των νουκλεονίων ασκείται η λεγόμενη «**ισχυρή πυρηνική δύναμη**» η οποία είναι πάντα ελκτική και χαρακτηρίζεται από μικρή εμβέλεια. Με τον τρόπο αυτό αντισταθμίζεται η ηλεκτρική άπωση και ο πυρήνας συγκρατείται ενιαίος. Όπως και στην περίπτωση των ατομικών ηλεκτρονίων, έτσι και ο πυρήνας προσπαθεί να βρίσκεται στην κατάσταση ελάχιστης ενέργειας. Έτσι η αναλογία πρωτονίων-νετρονίων σε έναν πυρήνα είναι αποτέλεσμα της ανάγκης για ελάχιστη ενέργεια η οποία προσφέρει σταθερότητα.

2.2 Ασταθείς πυρήνες

Υπάρχουν περιπτώσεις πυρήνων στους οποίους το πλήθος και η αναλογία πρωτονίων-νετρονίων είναι τέτοια που η ενέργεια τους είναι μεγαλύτερη από την ελάχιστη που θα μπορούσαν να έχουν. Διακρίνουμε δυο ιδιαίτερα ενδιαφέρουσες περιπτώσεις τέτοιων πυρήνων:

- **Πυρήνες με εξαιρετικά μεγάλο αριθμό νουκλεονίων**

Οι πυρήνες αυτοί προκειμένου να έλθουν σε κατάσταση ελάχιστης ενέργειας διασπώνται σε 2 μικρότερους πυρήνες. Η διαδικασία αυτή ονομάζεται **πυρηνική σχάση** και είναι αυθόρμητη.

- **Πυρήνες με μικρό αριθμό νουκλεονίων**

Οι πυρήνες αυτοί προκειμένου να έλθουν σε κατάσταση ελάχιστης ενέργειας ενώνονται και σχηματίζουν έναν μεγαλύτερο πυρήνα. Η διαδικασία αυτή ονομάζεται **πυρηνική σύντηξη** και απαιτεί ένα ποσό ενέργειας για να συμβεί προκειμένου να υπερνικηθεί η ηλεκτρική άπωση λόγω του θετικού φορτίου των δύο πυρήνων.

Εκτός των δύο παραπάνω περιπτώσεων, ασταθείς είναι και πυρήνες που εμφανίζουν πλεόνασμα πρωτονίων ή/και νετρονίων με αποτέλεσμα να μην χαρακτηρίζονται από την ελάχιστη δυνατή ενέργεια. Να θυμάστε ότι οι πυρήνες των ατόμων πάντα προσπαθούν να βρίσκονται στην κατάσταση με τη μικρότερη ενέργεια. Όλες οι διαδικασίες και τα φαινόμενα που παρατηρούμε οφείλονται αποκλειστικά και μόνο σε αυτή την ανάγκη.

2.3 Ραδιοϊσότοπα

Στην παρ. 1.3 είδαμε ότι ισότοπα ονομάζονται τα άτομα που ενώ έχουν ίδιο αριθμό πρωτονίων (ατομικό αριθμό) έχουν διαφορετικό αριθμό νετρονίων. Υπάρχουν φυσικά και τεχνητά (κατασκευασμένα από τον άνθρωπο) ισότοπα των χημικών στοιχείων. Επειδή το πρώτο ραδιενεργό στοιχείο που απομονώθηκε ήταν το Ράδιο, όλα τα ισότοπα στοιχείων τα οποία εμφανίζουν την ιδιότητα της ραδιενέργειας (ο ορισμός της δίνεται στην επόμενη παράγραφο) καλούνται και **ραδιοϊσότοπα**.

2.4 Τι είναι η ραδιενέργεια

Ραδιενέργεια είναι απλά η ιδιότητα ορισμένων πυρήνων να διασπώνται αυθόρμητα με παράλληλη εκπομπή ακτινοβολίας.

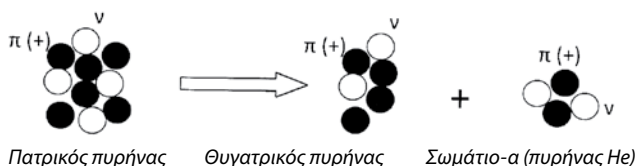
Ακτινοβολία, γενικά, καλείται η διάδοση οποιασδήποτε μορφής ενέργειας. Στην περίπτωση των ραδιενεργών πυρήνων η ενέργεια που εκπέμπεται έχει τη μορφή υπο-ατομικών σωματιδίων ή φωτονίων με ενέργεια ικανή να προκαλέσει ιονισμό στην ύλη (βλέπε 1.5) και για αυτό καλείται και ιοντίζουσα ακτινοβολία.

Τα σωματίδια μπορεί να είναι ηλεκτρόνια, ποζιτρόνια (σωματίδια ίδια με τα ηλεκτρόνια αλλά με θετικό φορτίο), νετρόνια και σωματίδια-α (δηλαδή πυρήνες Ηλίου που αποτελούνται από 2 πρωτόνια και 2 νετρόνια). Τα φωτόνια θεωρούνται και αυτά σωματίδια τα οποία δεν έχουν μάζα, ούτε φορτίο. Η δυνατότητα ανίχνευσης των φωτονίων από τις αισθήσεις μας εξαρτάται από την ενέργειά τους. Για παράδειγμα το φως ενός λαμπτήρα αποτελείται από φωτόνια που είναι ορατά επειδή η ενέργειά τους εμπίπτει στην περιοχή ενεργειών που ανιχνεύει ο οφθαλμός μας. Ομοίως, η υπεριώδης ακτινοβολία αποτελείται από φωτόνια τα οποία γίνονται αντιληπτά από εμάς ως θερμότητα λόγω της ενέργειάς τους και της ισχυρής τους απορρόφησης από τους ανθρώπινους ιστούς. Η **χαρακτηριστική** και η **ακτινοβολία πέδης** στα προηγούμενα, καθώς και η **ακτινοβολία γ** στα επόμενα αποτελούνται επίσης από φωτόνια, μεγάλης όμως ενέργειας που τα καθιστά «αόρατα» στις ανθρώπινες αισθήσεις. Εξίσου «αόρατα» σε εμάς είναι φυσικά και τα υπο-ατομικά σωματίδια που εκπέμπονται κατά τις ραδιενεργές διασπάσεις των πυρήνων.

Τώρα μπορούμε να περιγράψουμε πιο αναλυτικά τα είδη της ακτινοβολίας, καθώς και τα είδη ραδιενεργών διασπάσεων από τις οποίες προκύπτουν.

2.4.1 Ακτινοβολία-α

Η ακτινοβολία-α οφείλεται στην αυθόρμητη διάσπαση ενός πυρήνα (πατρικός) σε έναν μικρότερο (θυγατρικός) και ένα σωματίο-α (πυρήνας Ηλίου). Το **σωματίο-α** έχει θετικό φορτίο +2, αφού περιέχει 2 πρωτόνια και καθόλου ηλεκτρόνια (Σχήμα 6).

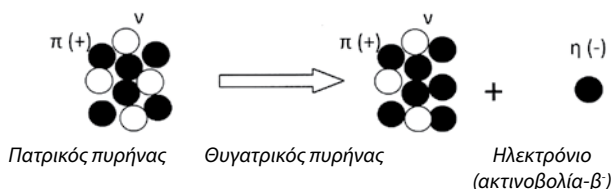


Σχήμα 6: Διάσπαση-α. Ο πατρικός πυρήνας διασπάται σε έναν θυγατρικό (ο οποίος έχει 2 πρωτόνια και 2 νετρόνια λιγότερα) και ένα σωματίο-α (πυρήνας Ηλίου).

Το πιο γνωστό παράδειγμα διάσπασης-α είναι η διάσπαση του ραδίου ($^{226}_{88}\text{Ra}$) σε ραδόνιο ($^{222}_{86}\text{Rn}$) με εκπομπή ακτινοβολίας-α.

2.4.2 Ακτινοβολία-β⁻

Η ακτινοβολία-β⁻ οφείλεται στην αυθόρμητη διάσπαση ενός πυρήνα (πατρικός) σε έναν θυγατρικό (που έχει ένα πρωτόνιο περισσότερο και ένα νετρόνιο λιγότερο) και ένα ηλεκτρόνιο (σωματίο-β⁻). Πιο απλά, η **ακτινοβολία-β⁻** αποτελείται από ηλεκτρόνια.

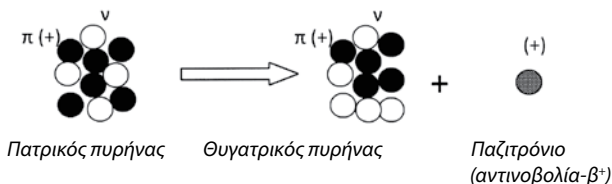


Σχήμα 7: Διάσπαση-β⁻. Ο πατρικός πυρήνας διασπάται σε έναν θυγατρικό (ο οποίος έχει 1 πρωτόνιο περισσότερο και 1 νετρόνιο λιγότερο) και ένα σωματίο-β⁻ (ηλεκτρόνιο).

Στο σημείο αυτό γεννάται το ερώτημα «που βρέθηκε το ηλεκτρόνιο αφού στον πυρήνα δεν υπάρχουν ηλεκτρόνια;». Η απάντηση είναι λίγο περίεργη. Κατά τη διαδικασία αυτή ένα **νετρόνιο** του πυρήνα **μετατρέπεται** σε ένα **πρωτόνιο** και ένα **ηλεκτρόνιο**! Για τον λόγο αυτό ο θυγατρικός πυρήνας έχει ένα πρωτόνιο περισσότερο από τον πατρικό και εμφανίζεται και το ηλεκτρόνιο σαν ακτινοβολία-β⁻. Στο Σχήμα 7 φαίνεται η διαδικασία της διάσπασης αυτής.

2.4.3 Ακτινοβολία-β⁺

Το αντίθετο από την διάσπαση-β⁻ συμβαίνει στη διάσπαση-β⁺. Δηλαδή, ο πατρικός πυρήνας διασπάται σε έναν θυγατρικό ο οποίος έχει ένα πρωτόνιο λιγότερο και ένα νετρόνιο περισσότερο. Το **σωμάτιο-β⁺** είναι ένα **ποζιτρόνιο** που δεν είναι τίποτα άλλο παρά ένα **ηλεκτρόνιο** που έχει **θετικό φορτίο**. Το **ποζιτρόνιο** προκύπτει από τη **μετατροπή** ενός **πρωτονίου** σε ένα **νετρόνιο** και ένα **ποζιτρόνιο**. Στο Σχήμα 8 περιγράφεται η δημιουργία της ακτινοβολίας-β⁺.



Σχήμα 8: Διάσπαση-β⁺. Ο πατρικός πυρήνας διασπάται σε έναν θυγατρικό (ο οποίος έχει 1 πρωτόνιο λιγότερο και 1 νετρόνιο περισσότερο) και ένα σωμάτιο-β⁺ (ποζιτρόνιο).

2.4.4 Ακτινοβολία-γ

Υπάρχει λόγος που περιγράφουμε την πιο γνωστή ακτινοβολία, την ακτινοβολία-γ, αμέσως μετά την ακτινοβολία-α και β. Κατά την διάσπαση-α και τη διάσπαση-β (και τα 2 είδη της) είναι πιθανό ο **θυγατρικός** πυρήνας να βρίσκεται σε **διεγερμένη** ενεργειακή κατάσταση (δηλ. να έχει περισσότερη ενέργεια από όση χρειάζεται). Την παραπάνω ενέργεια που διαθέτει την αποβάλλει με τη μορφή **φωτονίων υψηλής ενέργειας**. Η ακτινοβολία αυτή ονομάζεται **ακτινοβολία-γ** και αξίζει να σημειωθεί ότι ο πυρήνας κατά την αποδιέγερση δεν υφίσταται μεταβολή στα πρωτόνια ή τα νετρόνια που διαθέτει, απλά αποβάλλει την περιττή ενέργεια με τη μορφή ενός φωτονίου.

2.4.5 Νετρόνια

Αν ένας πυρήνας έχει μικρό αριθμό νουκλεονίων αλλά σημαντικό πλεόνασμα νετρονίων, είναι δυνατό να διασπασθεί με εκπομπή νετρονίου. Δηλαδή θα προκύψει ένας θυγατρικός πυρήνας και ένα νετρόνιο. Η διάσπαση αυτή είναι σπάνια και απαντάται σε τεχνητά ραδιοϊσότοπα.

2.4.6 Διεισδυτικότητα και θωράκιση των ακτινοβολιών

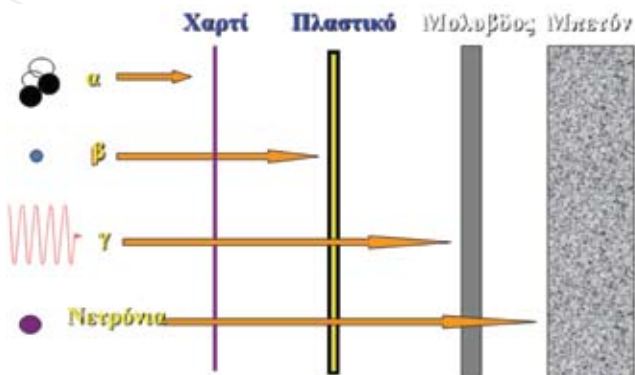
Η ονομασία των παραπάνω ραδιενεργών διασπάσεων ως α, β, και γ είναι ιστορική και έχει να κάνει με τη διεισδυτικότητα της ακτινοβολίας που τις συνοδεύει.

Η ακτινοβολία-α χαρακτηρίζεται από πολύ μικρή διεισδυτικότητα (μπορεί να θωρακιστεί με μικρό πάχος απορροφητή, ακόμη και με ένα φύλλο χαρτί).

Η ακτινοβολία-β χαρακτηρίζεται από περιορισμένη διεισδυτικότητα (μπορεί να θωρακιστεί με ικανό πάχος υλικού μικρού ατομικού αριθμού, π.χ. ένα φύλλο Plexiglass).

Η ακτινοβολία-γ χαρακτηρίζεται από σημαντική διεισδυτικότητα (μπορεί να θωρακιστεί μόνο με υλικά υψηλού ατομικού αριθμού, π.χ. μολύβδου κατάλληλου πάχους ή άλλα υλικά αυξημένου σχετικά πάχους π.χ. σκυρόδεμα).

Η ακτινοβολία νετρονίων χαρακτηρίζεται από σημαντική διεισδυτικότητα (μπορεί να θωρακιστεί με χρήση υλικών χαμηλού ατομικού αριθμού π.χ. νερό, παραφίνη, σκυρόδεμα).



Σχήμα 9: Υλικά θωράκισης ανά είδος ακτινοβολίας.

2.4.7 Ενεργότητα

Είδαμε ότι κάποιοι πυρήνες είναι ραδιενεργοί και διασπώνται σε θυγατρικούς με ταυτόχρονη εκπομπή ακτινοβολίας σωματιδίων ή φωτονίων. Το μέγεθος που χαρακτηρίζει ποσοτικά τη ραδιενέργεια ενός στοιχείου είναι η **ενεργότητα** που ορίζεται ως ο αριθμός των πυρήνων που διασπώνται στη μονάδα του χρόνου (π.χ. κάθε δευτερόλεπτο). Η επίσημη μονάδα μέτρησης (SI) της ενεργότητας είναι το Bq (Becquerel, Μπεκερέλ) που σημαίνει 1 διάσπαση ανά δευτερόλεπτο (sec^{-1}). Άλλη μονάδα μέτρησης είναι το Ci (Curie, Κιουρί). Το $1 \text{ Ci} = 3,7 \cdot 10^{10} \text{ Bq}$. Στην Πυρηνική Ιατρική που οι ραδιενεργοί πυρήνες παίζουν πρωταρχικό ρόλο, η ενεργότητα μετράται σε MBq (μεγα-μπεκερέλ) ή σε mCi (μυλι-κιουρί) με σχέση $1 \text{ mCi} = 37 \text{ MBq}$. Για ένα σπινθηρογράφημα οστών απαιτείται να χορηγηθούν ενδοφλέβια στον ασθενή 740 MBq Τεχνητίο ($^{99\text{m}}\text{Tc}$). Αυτό σημαίνει ότι τη στιγμή της χορήγησης, μέσα στη σύριγγα διασπώνται 740 εκατομμύρια πυρήνες Τεχνητίου ανά δευτερόλεπτο. Ο αριθμός των ραδιενεργών πυρήνων όμως ελαττώνεται με την πάροδο του χρόνου, καθώς αυτοί διασπώνται και μεταπίπτουν στους θυγατρικούς τους. Ο νόμος που ακολουθεί αυτή η ελάττωση του αριθμού των πυρήνων ή αντίστοιχα της ενεργότητας ενός στοιχείου συζητείται στην επόμενη παράγραφο.

2.4.8 Νόμος των ραδιενεργών διασπάσεων

Ας υποθέσουμε ότι κάποια χρονική στιγμή διαθέτουμε N_0 ραδιενεργούς πυρήνες. Μετά από κάποιο χρονικό διάστημα t θα διαθέτουμε N πυρήνες. Η μαθηματική σχέση που μας δίνει το πλήθος N ονομάζεται **νόμος των ραδιενεργών διασπάσεων** και είναι:

$$N = N_0 e^{-\lambda t} \quad (1)$$

Στη σχέση (1) το λ ονομάζεται **σταθερά διάσπασης** και κάθε ραδιενεργός πυρήνας έχει τη δική του. Το e είναι η βάση των φυσικών λογαρίθμων και αριθμητικά είναι περίπου ίσο με 2,7.

Κάποια στιγμή, το πλήθος των ραδιενεργών πυρήνων που θα έχουν μείνει αδιάσπαστοι θα είναι το μισό του αρχικού πλήθους N_0 . Ο χρόνος που χρειάστηκε για να συμβεί αυτό ονομάζεται **χρόνος ημιζωής**.

Για παράδειγμα, το ραδιενεργό στοιχείο Τεχνητίο ($^{99\text{m}}\text{Tc}$) που χρησιμοποιείται ευρέως στα σπινθηρογραφήματα έχει χρόνο ημιζωής 6 ώρες. Αυτό σημαίνει ότι αν έχουμε 100 πυρήνες Τεχνητίου, σε 6 ώρες θα έχουν απομείνει 50 πυρήνες. Μετά από άλλες 6 ώρες θα έχουν μείνει αδιάσπαστοι 25 πυρήνες κ.ο.κ.

Οι χρόνοι ημιζωής είναι χαρακτηριστικοί για κάθε ραδιενεργό πυρήνα και κυμαίνονται από λίγα δευτερόλεπτα μέχρι εκατομμύρια χρόνια!

Στον Πίνακα 1 δίνονται οι χρόνοι ημιζωής μερικών ραδιενεργών πυρήνων.

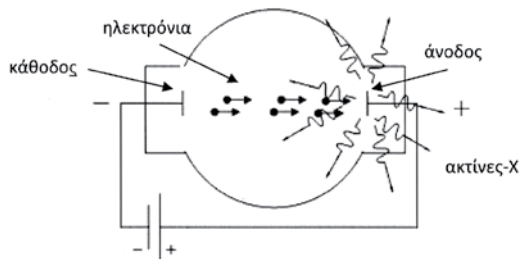
Στοιχείο	Χρόνος ημιζωής
$^{99\text{m}}\text{Tc}$ (τεχνητίο)	6 ώρες
^{131}I (ιώδιο)	8 ημέρες
^{210}Po (πολώνιο)	138 ημέρες
^{60}Co (κοβάλτιο)	5,2 χρόνια
^{90}Sr (στρόντιο)	29,1 χρόνια
^{137}Cs (καίσιο)	30 χρόνια
^{226}Ra (ράδιο)	1600 χρόνια
^{14}C (άνθρακας)	5730 χρόνια
^{235}U (ουράνιο)	704 εκατομμύρια χρόνια

Πίνακας 1: Ενδεικτικοί χρόνοι ημιζωής γνωστών ραδιενεργών πυρήνων

2.5 Παραγωγή ακτίνων-X

Λέγοντας ακτίνες-X εννοούμε την εκπομπή φωτονίων υψηλής ενέργειας με τεχνητό τρόπο (με ειδικά κατασκευασμένα μηχανήματα). Επειδή τα φωτόνια χρησιμοποιούνται ευρέως στην ιατρική, δεν είναι πάντα εφικτό ή επιθυμητό να χρησιμοποιούνται ραδιενεργοί πυρήνες που κατά τη διάσπαση τους εκπέμπουν φωτόνια. Θα ήταν επωφέλές να υπήρχε ένας τρόπος να παράγουμε δέσμες φωτονίων με κατάλληλα χαρακτηριστικά (ενέργεια, ποσότητα, μέγεθος και σχήμα), ώστε να μπορούν να χρησιμοποιηθούν άμεσα για ιατρικούς σκοπούς. Τη λύση έδωσε η λυχνία παραγωγ-

γής ακτίνων-Χ που εφευρέθηκε σχεδόν τυχαία από τον Roentgen στα τέλη του 19^{ου} αιώνα. Η ονομασία ακτίνες-Χ δόθηκε από τον ίδιο τον Roentgen, καθώς του ήταν άγνωστη η φύση της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας. Οι ακτίνες-Χ παράγονται όταν δέσμες ηλεκτρονίων υψηλής ενέργειας προσπίπτουν σε υλικό υψηλού ατομικού αριθμού. Ο μηχανισμός παραγωγής γίνεται με τους 2 τρόπους οι οποίοι έχουν περιγραφεί στις παραγράφους 1.6 και 1.7, τον **ιονισμό** και την **ακτινοβολία πέδης**.



Σχήμα 10: Απλοποιημένη μορφή μιας λυχνίας ακτίνων-Χ.

ανόδου και εκπέμπεται **ακτινοβολία πέδης** (φωτόνια με ενέργεια από 0 έως την υψηλή τάση της λυχνίας σε μονάδες keV) και **χαρακτηριστική ακτινοβολία** (φωτόνια με συγκεκριμένες ενέργειες χαρακτηριστικές του υλικού της ανόδου) λόγω του ιονισμού των ατόμων της ανόδου. Η άνοδος ονομάζεται και **εστία** της λυχνίας.

Όλα τα ακτινολογικά μηχανήματα (ακτινογραφικά, ακτινοσκοπικά, μαστογράφοι, αγγειογράφοι, αξονικοί τομογράφοι) βασίζονται στη λυχνία ακτίνων-Χ που περιγράψαμε. Δεν είναι τυχαίο λοιπόν το γεγονός ότι ο Roentgen θεωρείται ο πατέρας της ακτινολογίας.

Όλη η διάταξη βρίσκεται σε γυάλινο κέλυφος σε συνθήκες υψηλού κενού.

Σε δύο μέταλλα υψηλού ατομικού αριθμού και σημείου τήξεως εφαρμόζεται διαφορά δυναμικού (υψηλή τάση της λυχνίας-kVp). Από την κάθοδο (το μέταλλο σε αρνητικό δυναμικό) εκπέμπονται ηλεκτρόνια μέσω **θερμιονικής εκπομπής**: ένα νήμα από βολφράμιο θερμαίνεται με ηλεκτρικό ρεύμα και ελευθερώνει ηλεκτρόνια. Το ηλεκτρικό πεδίο λόγω της υψηλής τάσης μεταξύ καθόδου-ανόδου (το μέταλλο σε θετικό δυναμικό) αναγκάζει τα ηλεκτρόνια να επιταχυνθούν προς την άνοδο. Στη συνέχεια τα ηλεκτρόνια αλληλεπιδρούν με το υλικό της

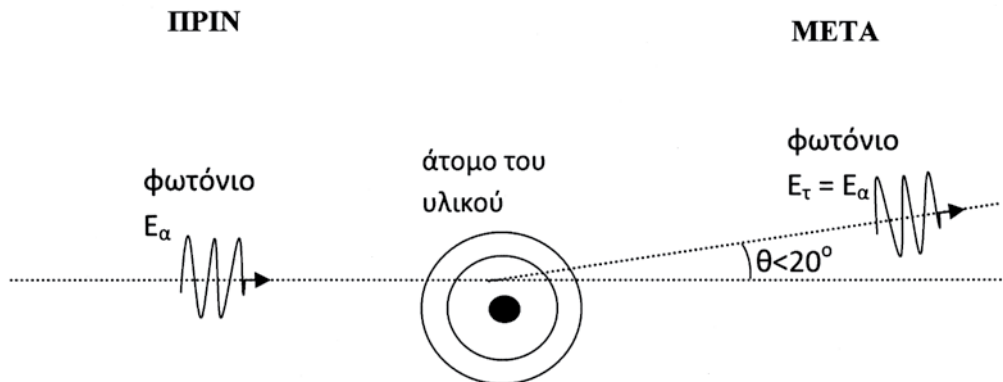
3. ΑΛΛΗΛΕΠΙΔΡΑΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ-ΥΛΗΣ

Στο Κεφάλαιο αυτό θα ασχοληθούμε μόνο με την αλληλεπίδραση των φωτονίων (ακτίνες-γ, X) με την ύλη. Βέβαια και τα άλλα είδη ακτινοβολίας αλληλεπιδρούν με την ύλη ωστόσο θα επικεντρωθούμε στα φωτόνια, διότι σε αυτά βασίζεται το μεγαλύτερο κομμάτι των ιατρικών εφαρμογών. Επιπλέον, τα άλλα είδη αλληλεπιδρούν με πολύπλοκους μηχανισμούς η εξήγηση των οποίων ξεφεύγει από τους σκοπούς αυτού του συγγράμματος. Τα φωτόνια αλληλεπιδρούν με την ύλη με 4 κυρίως μηχανισμούς. Η παράμετρος που καθορίζει τον τρόπο της αλληλεπίδρασης είναι η ενέργεια του φωτονίου και το είδος του υλικού που διασχίζουν. Η ενέργεια όλων των ειδών ακτινοβολίας που αναφέραμε μετράται σε μονάδες keV (κιλο-ηλεκτρονιοβόλτ) ή σε MeV (μεγα-ηλεκτρονιοβόλτ). Η σχέση που συνδέει τις μονάδες είναι $1 \text{ MeV} = 1000 \text{ keV}$. Φωτόνια με ενέργειες της τάξης των keV χρησιμοποιούνται στην ακτινοδιαγνωστική, ενώ στην ακτινοθεραπεία χρησιμοποιούνται ενέργειες της τάξης των MeV.

Οι μηχανισμοί αλληλεπίδρασης φωτονίων-ύλης που θα συζητήσουμε στη συνέχεια είναι: η σύμφωνη σκέδαση (ή σκέδαση Rayleigh), το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο, το φαινόμενο Compton και η δίδυμη γένεση. Το αν και το πώς θα αλληλεπιδράσει ένα φωτόνιο με την ύλη είναι στατιστικό γεγονός. Δηλαδή εξαρτάται από πιθανότητες. Με λίγα λόγια, το φωτόνιο μπορεί να αλληλεπιδράσει με το υλικό, μπορεί και όχι. Μπορεί να αλληλεπιδράσει με φωτοηλεκτρικό φαινόμενο αλλά μπορεί να αλληλεπιδράσει και με φαινόμενο Compton. Η παράμετρος που προσδιορίζει την πιθανότητα είναι η ενέργεια του φωτονίου και το είδος του υλικού (ατομικός αριθμός Z). Αφού περιγράψουμε τους τρόπους αλληλεπίδρασης, θα επανέλθουμε σε αυτό το ζήτημα.

3.1 Η σύμφωνη σκέδαση (σκέδαση Reyleigh)

Σε μικρές ενέργειες φωτονίων ($< 20 \text{ keV}$) υπάρχει πιθανότητα ένα φωτόνιο να αλληλεπιδράσει με ένα άτομο με σύμφωνη σκέδαση με αποτέλεσμα μικρή αλλαγή της διεύθυνσης διάδοσής του **χωρίς** αλλαγή της ενέργειάς του. Στις ενέργειες που χρησιμοποιούνται στην ακτινολογία, στην πυρηνική ιατρική και στην ακτινοθεραπεία η πιθανότητα τα φωτόνια να αλληλεπιδράσουν με την ύλη κατά τον τρόπο αυτό είναι πολύ μικρή.



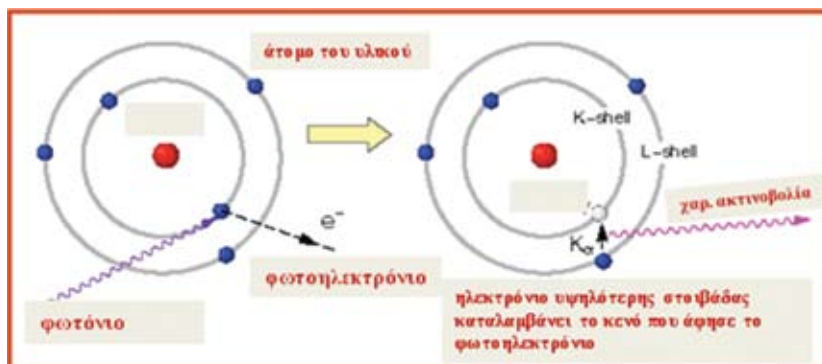
Σχήμα 11: Σύμφωνη σκέδαση. Το φωτόνιο σκεδάζεται από το άτομο του υλικού αλλάζοντας τη διεύθυνση του έως και 20° ενώ η τελική του ενέργεια E_γ διατηρείται ίση με την αρχική E_α .

3.2 Το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο

Αν η ενέργεια του φωτονίου είναι χαμηλή (μικρότερη των 50 keV για νερό ή μαλακό ιστό) τότε η πιθανότερη αλληλεπίδρασή του με την ύλη είναι με **φωτοηλεκτρικό φαινόμενο**. Το φωτόνιο απορροφάται από ένα ηλεκτρόνιο που βρίσκεται στην εσωτερική στοιβάδα. Το ηλεκτρόνιο έχοντας απορροφήσει την ενέργεια του φωτονίου είναι σε θέση να εγκαταλείψει το άτομο και να απομακρυνθεί από αυτό (δηλαδή να ελευθερωθεί). Το ηλεκτρόνιο που ελευθερώνεται ονομάζεται **φωτοηλεκτρόνιο**, λόγω του μηχανισμού αύξησης της ενέργειας του. Είχαμε αναφέρει προηγουμένως ότι αν ένα ατομικό ηλεκτρόνιο από εσωτερική (χαμηλή) στοιβάδα εγκαταλείψει τη θέση του τότε ένα άλλο από εξωτερική (υψηλή) στοιβάδα θα συμπληρώσει το κενό. Η διαδικασία αυτή συνοδεύεται από την εκπομπή

χαρακτηριστικής ακτινοβολίας. Συνεπώς, στο τέλος του φωτοηλεκτρικού φαινομένου θα έχουμε **1 ελεύθερο ηλεκτρόνιο** που θα αποδώσει την ενέργειά του στο υλικό και **εκπομπή χαρακτηριστικής ακτινοβολίας.** Επίσης, το άτομο του υλικού θα είναι πλέον φορτισμένο θετικά (+1) αφού έχασε 1 ηλεκτρόνιο (άρα έχουμε **ιονισμό του ατόμου**).

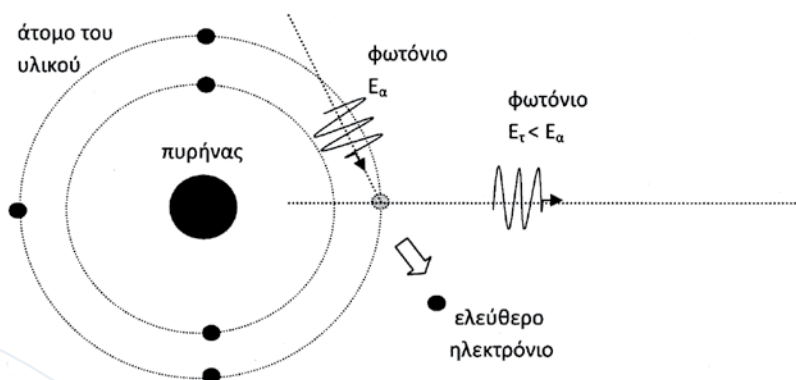
Στο Σχήμα 12 φαίνεται η αλληλεπίδραση με φωτοηλεκτρικό φαινόμενο και η εκπομπή χαρακτηριστικής ακτινοβολίας από το άτομο.



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

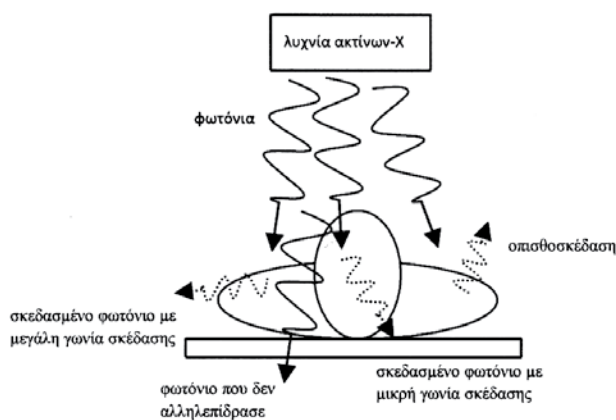
3.3 Το φαινόμενο Compton (ή σκέδαση Compton)

Αν η ενέργεια του φωτονίου είναι σχετικά υψηλή (μεγαλύτερη των 50 keV για νερό ή μαλακό ιστό) τότε πιθανότερη αλληλεπίδραση αποτελεί το **φαινόμενο Compton**. Το φωτόνιο αρχικής ενέργειας E_a αλληλεπιδρά με ένα **εξωτερικό** ηλεκτρόνιο δίνοντας του μέρος της ενέργειάς του. Το ηλεκτρόνιο έχοντας περίσσειμα ενέργειας εγκαταλείπει το άτομο. Το φωτόνιο συνεχίζει με αλλαγή της διεύθυνσης του (σκέδαση) και μικρότερη ενέργεια E_t αφού έδωσε μέρος της στο ηλεκτρόνιο. Η αλλαγή της διεύθυνσης του φωτονίου μπορεί να είναι από μερικές μοίρες έως και 180° (δηλαδή να φύγει προς τα πίσω). Αν η γωνία σκέδασης είναι 180° τότε λέμε ότι έχουμε **οπισθοσκέδαση**. Στο τέλος του φαινομένου Compton έχουμε ένα σκεδασμένο φωτόνιο με τελική ενέργεια μικρότερη της αρχικής του και ένα ελεύθερο ηλεκτρόνιο από την εξωτερική στοιβάδα. Το άτομο του υλικού θα είναι πλέον φορτισμένο θετικά (+1) αφού έχασε 1 ηλεκτρόνιο (άρα έχουμε **ιονισμό του ατόμου**).



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

Στο Σχήμα 14 φαίνεται μια δέσμη φωτονίων από ένα ακτινολογικό μηχάνημα. Στις ακτινοδιαγνωστικές εξετάσεις, οι ενέργειες των φωτονίων είναι τέτοιες που εκτός από φωτοηλεκτρικά φαινόμενα σημειώνονται και αλληλεπιδράσεις με φαινόμενο Compton. Κάποια από τα φωτόνια θα αλληλεπιδράσουν με το ανθρώπινο σώμα και κάποια όχι. Στο σχήμα βλέπουμε τις τροχιές που ακολουθούν τα σκεδασμένα φωτόνια.

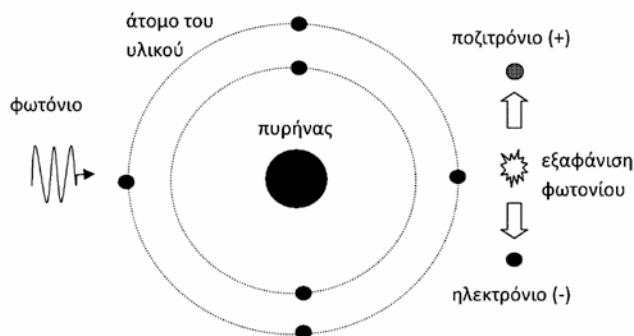


Σχήμα 14: Τα φωτόνια που εκπέμπει μια ακτινολογική λυχνία αλληλεπιδρούν με το ανθρώπινο σώμα με φαινόμενο Compton και σκεδάζονται σε διάφορες κατευθύνσεις ανάλογα με τη γωνία σκέδασης. Στην περίπτωση που το σκεδασμένο φωτόνιο ακολουθήσει πορεία προς τα εκεί από όπου ήρθε τότε έχουμε οπισθοσκέδαση. Κάποια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

3.4 Δίδυμη γένεση

Η δίδυμη γένεση είναι ίσως η πιο εντυπωσιακή αλληλεπίδραση φωτονίου ύλης. Συμβαίνει όταν η ενέργεια του φωτονίου είναι μεγαλύτερη από **1,022 MeV** (δηλαδή 1022 keV). Τέτοιες ενέργειες φωτονίων χρησιμοποιούνται στις ακτινοθεραπευτικές εφαρμογές. Μέχρι τώρα οι αλληλεπιδράσεις που περιγράφηκαν συνέβαιναν μεταξύ του φωτονίου και των ηλεκτρονίων του ατόμου του υλικού. Εδώ, η αλληλεπίδραση γίνεται μεταξύ του φωτονίου και του πυρήνα του ατόμου. Αποτέλεσμα αυτής της αλληλεπίδρασης είναι η **εξαφάνιση του φωτονίου**. Στη θέση του εμφανίζεται ένα **ηλεκτρόνιο** και ένα **ποζιτρόνιο**! Ουμνηθείτε ότι το ποζιτρόνιο είναι ίδιο με το ηλεκτρόνιο αλλά με θετικό φορτίο. Στην περίπτωση αυτή έχουμε τη μετατροπή ενέργειας (φωτόνιο) σε μάζα (ηλεκτρόνιο και ποζιτρόνιο)! Το εντυπωσιακό της υπόθεσης δεν σταματά εδώ.

Το ηλεκτρόνιο και το ποζιτρόνιο θα αποδώσουν την ενέργειά τους στο υλικό με διεγέρσεις και ιονισμούς. Στο τέλος της τροχιάς του το ποζιτρόνιο όμως θα αλληλεπιδράσει με ένα ηλεκτρόνιο του υλικού και θα εξαϋλωθούν! Δηλαδή θα εξαφανιστούν και στη θέση τους θα εμφανιστούν 2 φωτόνια! Εδώ έχουμε τη μετατροπή της μάζας (ποζιτρόνιο και ηλεκτρόνιο) σε ενέργεια (φωτόνια). Στο φαινόμενο αυτό βασίζεται η σχετικά νέα τεχνική διάγνωσης της Πυρηνικής Ιατρικής, η **Τομογραφία Εκπομπής Ποζιτρονίων (PET)**.



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

3.5 Πιθανότητα αλληλεπίδρασης

Αφού παρουσιάσαμε τα είδη των αλληλεπιδράσεων μεταξύ φωτονίων και ύλης πρέπει να αποσαφηνίσουμε το θέμα που θίχτηκε στην αρχή του Κεφαλαίου. Την πιθανότητα αλληλεπίδρασης. Η αλληλεπίδραση είναι τυχαίο γεγονός και μπορούμε να μιλήσουμε μόνο για την πιθανότητα να συμβεί. Δηλαδή, δεν μπορούμε να ξέρουμε εκ των προτέρων αν και πού θα αλληλεπιδράσει ένα φωτόνιο που εισέρχεται στο ανθρώπινο σώμα. Γνωρίζουμε όμως τη συνολική πιθανότητα να συμβεί αλληλεπίδραση ανά μονάδα διαδρομής καθώς και τις αντίστοιχες επί μέρους πιθανότητες για κάθε είδος αλληλεπίδρασης. Το μέγεθος που περιγράφει την πιθανότητα αλληλεπίδρασης φωτονίου-ύλης ανά μονάδα μήκους διαδρομής του σε αυτή ονομάζεται **γραμμικός συντελεστής εξασθένισης** και συμβολίζεται με **μ**. Ο συντελεστής αυτός εξαρτάται από την **ενέργεια** του φωτονίου και το **είδος** του **υλικού**. Ειδικότερα, η πιθανότητα ανά μονάδα διαδρομής για φωτοηλεκτρικό φαινόμενο είναι σημαντικότερη για χαμηλές ενέργειες, υψηλή πυκνότητα

τητα και υψηλού ατομικού αριθμού υλικά, η πιθανότητα για φαινόμενο Compton είναι σημαντικότερη σε μέσες και υψηλές ενέργειες, υψηλή πυκνότητα και ανεξάρτητη του ατομικού αριθμού, ενώ η πιθανότητα για δίδυμη γένεση είναι σημαντικότερη για υψηλές ενέργειες ($>1,022 \text{ MeV}$) υψηλή πυκνότητα και υψηλού ατομικού αριθμού υλικά.

3.6 Νόμος της εκθετικής εξασθένησης

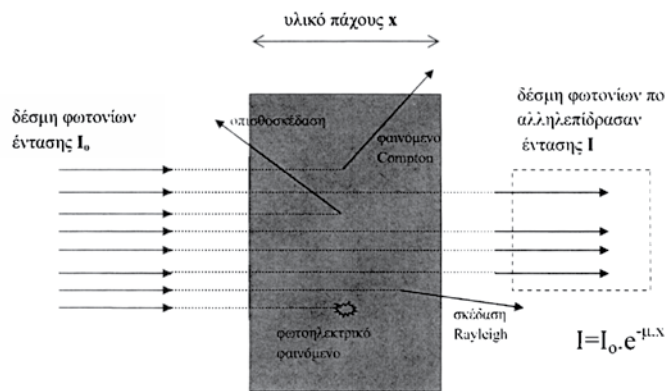
Για να μπορέσουμε να μελετήσουμε μια δέσμη σωματιδίων ή φωτονίων είναι απαραίτητο να γνωρίζουμε την **ενέργεια** και την **ένταση** της. Για την ενέργεια έχουμε ήδη συζητήσει. Η **ένταση** ορίζεται ως το πλήθος των σωματιδίων ή των φωτονίων που περνούν από μια επιφάνεια εμβαδού 1 cm^2 σε χρόνο 1 sec . Δηλαδή αν μια δέσμη φωτονίων έχει ένταση $1400 \text{ φωτόνια / cm}^2 \cdot \text{sec}$ αυτό σημαίνει ότι μέσα σε 1 δευτερόλεπτο περνούν 1400 φωτόνια από μια επιφάνεια 1 τετραγωνικού εκατοστού.

Ας υποθέσουμε ότι έχουμε μια δέσμη φωτονίων (βλ. Σχ.16α) με ένταση I_0 η οποία εισέρχεται σε ένα υλικό πάχους x . Κάποια φωτόνια θα αλληλεπιδράσουν με το υλικό, θα σκεδαστούν, θα απορροφηθούν και κάποια δεν θα αλληλεπιδράσουν. Η ένταση της δέσμης των φωτονίων, I , που εξέρχεται από το υλικό **χωρίς** να έχει αλληλεπιδράσει δίνεται από την εξίσωση:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x} \quad (2)$$

Όπου e η βάση των φυσικών λογαρίθμων (περίπου $2,7$) και μ ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης που συζητήσαμε στην προηγούμενη παράγραφο (παρ.3.5).

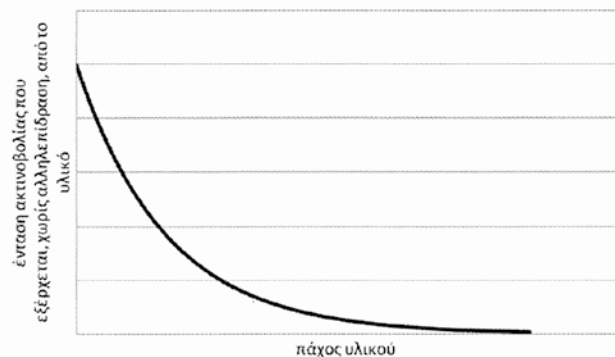
Η σχέση (2) ονομάζεται **εκθετικός νόμος της εξασθένησης**.



Σχήμα 16α: Σχηματική αναπαράσταση του νόμου της εκθετικής εξασθένησης. Μια δέσμη φωτονίων αρχικής έντασης I_0 εισέρχεται σε υλικό πάχους x . Ο γραμμικός συντελεστής για την ενέργεια των φωτονίων και το υλικό είναι μ . Κάποια φωτόνια αλληλεπιδρούν με τους γνωστούς μηχανισμούς και κάποια δεν αλληλεπιδρούν καθόλου. Η ένταση της δέσμης των φωτονίων που **δεν** αλληλεπιδράσαν είναι I και δίνεται από τον εκθετικό νόμο της εξασθένησης.

Στο Σχήμα 16β δίνεται η γραφική παράσταση του νόμου της εκθετικής εξασθένησης. Όπως φαίνεται η ένταση της ακτινοβολίας μειώνεται εκθετικά καθώς αυξάνεται το πάχος του υλικού το οποίο διαπερνά.

Σχήμα 16β: Η ένταση της ακτινοβολίας που εξέρχεται από ένα υλικό, χωρίς να αλληλεπιδράσει με αυτό, μειώνεται εκθετικά, καθώς το πάχος του υλικού αυξάνεται.



3.6.1 Το πάχος υποδιπλασιασμού

Προκειμένου να εκτιμήσουμε την ικανότητα ενός υλικού να εξασθενεί την ένταση δέσμης φωτονίων χρησιμοποιούμε το **πάχος υποδιπλασιασμού**. Όπως προδίδει η ονομασία του, είναι το πάχος δεδομένου υλικού που απαιτείται για να **μειώσει** την **ένταση** μιας δέσμης φωτονίων στο **ήμισυ** της αρχικής. Το πάχος υποδιπλασιασμού (HVL) ενός υλικού εξαρτάται και από την ενέργεια των φωτονίων. Για ενέργεια φωτονίων 100 keV το πάχος υποδιπλασιασμού του μολύβδου είναι 0,27 mm, ενώ για το μπετόν είναι 16 mm. Αμέσως καταλαβαίνουμε ότι ο μολύβδος έχει μεγαλύτερη ικανότητα να εξασθενεί τα φωτόνια. Στον Πίνακα-2 δίνονται τα πάχη υποδιπλασιασμού του μολύβδου (Pb) και του μπετόν για διάφορες ενέργειες φωτονίων.

Πάχος υποδιπλασιασμού		
Ενέργεια φωτονίων	Μόλυβδος (Pb)	Μπετόν
50 keV	0,06 mm	4,3 mm
70 keV	0,17 mm	8,4 mm
100 keV	0,27 mm	16 mm
125 keV	0,28 mm	20 mm

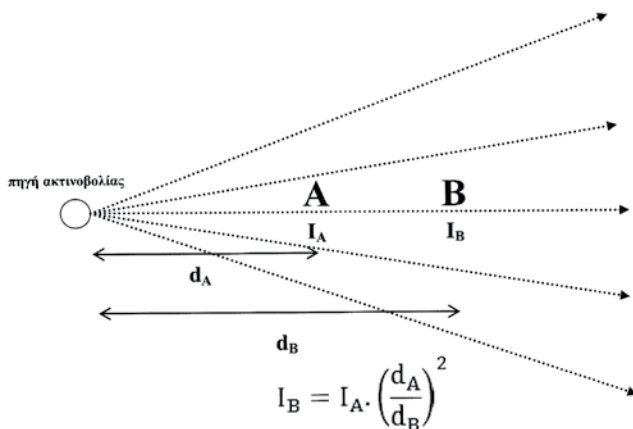
Πίνακας 2: Πάχη υποδιπλασιασμού

Όπως προαναφέρθηκε, 1 πάχος υποδιπλασιασμού ενός υλικού μπορεί να εξασθενήσει την ένταση της ακτινοβολίας στο μισό. Τι θα συμβεί αν χρησιμοποιηθούν 2 πάχη υποδιπλασιασμού; Η απάντηση είναι ότι η ένταση θα μειωθεί κατά 4 φορές. Γενικότερα, n πάχη υποδιπλασιασμού θα μειώσουν την ένταση μια δέσμης φωτονίων 2^n φορές.

3.7 Σχέση έντασης-απόστασης

Αν εργάζεστε σε ακτινολογικά ιατρεία ή σε εργαστήρια πυρηνικής ιατρικής, θα έχετε σίγουρα ακούσει για τον **νόμο του αντιστρόφου τετραγώνου της απόστασης**. Ο νόμος αυτός είναι ένας γεωμετρικός νόμος που εν συντομία λέει ότι:

Η ένταση της ακτινοβολίας μειώνεται αντιστρόφως ανάλογα με το τετράγωνο της απόστασης από την πηγή της. Δηλαδή όσο αυξάνεται η απόσταση από την πηγή, η ένταση της ακτινοβολίας μειώνεται και μάλιστα ραγδαία.



Σχήμα 17: Νόμος του αντιστρόφου τετραγώνου της απόστασης. Αν σε ένα σημείο **A** που απέχει απόσταση d_A από την πηγή της ακτινοβολίας η ένταση είναι I_A τότε η ένταση I_B σε ένα σημείο **B** που απέχει απόσταση d_B μειώνεται σύμφωνα με την παραπάνω εξίσωση.

Ας υποθέσουμε ότι το σημείο B απέχει διπλάσια απόσταση από ότι το σημείο A από την πηγή. Δηλαδή $d_B = 2 d_A$. Αντικαθιστώντας στην εξίσωση που παρουσιάζεται στο σχήμα 17 έχουμε:

$$I_B = I_A \cdot \left(\frac{d_A}{2d_A}\right)^2 = I_A \cdot \left(\frac{1}{2}\right)^2 = \frac{I_A}{4}$$

Βλέπουμε ότι **διπλασιάζοντας την απόσταση από την πηγή, η ένταση της ακτινοβολίας μειώνεται κατά 4 φορές.**

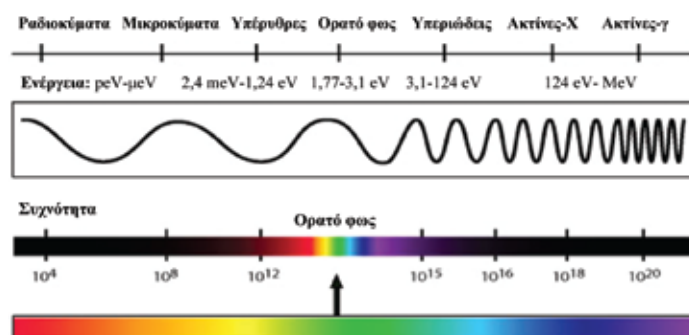
Με όμοιο τρόπο βρίσκουμε ότι αν **τριπλασιαστεί η απόσταση** από την πηγή η **ένταση θα μειωθεί κατά 9 φορές**. Κάθε φορά υψώνουμε τον λόγο των αποστάσεων στο τετράγωνο και βρίσκουμε τη μείωση της έντασης.

Για το λόγο αυτό ένας **βασικός κανόνας της ακτινοπροστασίας είναι να διατηρούμε όσο το δυνατό μεγαλύτερη απόσταση από την πηγή της ακτινοβολίας.**

Η ακτινοβολία μπορεί να είναι σωματιδιακή (ηλεκτρόνια, σωματία-α, νετρόνια, πρωτόνια) ή κυματική (φωτόνια). Η κυματική ακτινοβολία ονομάζεται και **ηλεκτρομαγνητική**. Συζητώντας για το φωτόνιο αναφέραμε το κλασικό παράδειγμα με το φως της κοινής λάμπας φωτισμού. Το ορατό φως, τα μικροκύματα, τα κύματα κινητής τηλεφωνίας, τα ραδιοκύματα, τα τηλεοπτικά κύματα, οι ακτίνες-γ και οι ακτίνες-Χ δεν είναι τίποτε άλλο από φωτόνια.

4.1 Το ηλεκτρομαγνητικό φάσμα

Τις ιδιότητες της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας τις καθορίζει η ενέργεια των φωτονίων που την αποτελούν. Για παράδειγμα, αν η ενέργεια των φωτονίων είναι της τάξης των μεV τότε μιλάμε για ραδιοκύματα. Αν όμως η ενέργεια των φωτονίων είναι της τάξης των keV τότε μιλάμε για ακτίνες-Χ.



Σχήμα 18: Το ηλεκτρομαγνητικό φάσμα

Στο Σχήμα 18 φαίνεται ότι το ορατό φως είναι μια πολύ μικρή περιοχή του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος. Το **μήκος κύματος** είναι η απόσταση που διανύει το κύμα σε χρόνο μιας περιόδου. Παρατηρήστε ότι όσο αυξάνεται η ενέργεια, μειώνεται το μήκος κύματος.

4.2 Ιοντίζουσες και μη ιοντίζουσες ακτινοβολίες

Οι ακτινοβολίες ανάλογα με το αν προκαλούν ιοντισμό (ή ιονισμό) ή όχι στην ύλη διακρίνονται σε ιοντίζουσες και μη ιοντίζουσες αντίστοιχα. Για τον **ιοντισμό** μιλήσαμε στην παρ.1.5. Αν η ενέργεια της ακτινοβολίας είναι ικανή να αφαιρέσει ηλεκτρόνια από το άτομο του υλικού τότε είναι ιοντίζουσα. Η ενέργεια και ο τρόπος αλληλεπίδρασης είναι οι παράγοντες που κατατάσσουν τις ακτινοβολίες σε ιοντίζουσες και μη. **Τα ραδιοκύματα και γενικά οι ακτινοβολίες χαμηλής ενέργειας (έως και οι υπεριώδεις) δεν μπορούν να προκαλέσουν ιοντισμό.** Μπορούν να προκαλέσουν μόνο θερμικά αποτελέσματα λόγω των ταλαντώσεων που προκαλούν στα μόρια της ύλης. **Οι ακτίνες-Χ, οι ακτίνες-γ, τα ηλεκτρόνια, τα πρωτόνια και τα νετρόνια είναι ιοντίζουσες ακτινοβολίες** και όπως θα δούμε στο Κεφάλαιο περί Ραδιοβιολογίας (Κεφ.7), ο ιοντισμός είναι ένα πολύ σημαντικό φαινόμενο για τους έμβιους οργανισμούς.

Στη συνέχεια θα μας απασχολήσουν αποκλειστικά οι ιοντίζουσες ακτινοβολίες.

4.3 Φυσικές και τεχνητές πηγές ακτινοβολίας

Ανάλογα με την προέλευση των πηγών τους, οι ακτινοβολίες διακρίνονται σε φυσικές και τεχνητές. Φυσικές πηγές ακτινοβολίας είναι τα φυσικά ραδιοϊσότοπα που βρίσκονται στο έδαφος και στο υπέδαφος, στον αέρα, στο νερό και στην τροφή και υπάρχουν από τον σχηματισμό της γης. Επίσης, η κοσμική ακτινοβολία που ακτινοβολεί κάθε ουράνιο σώμα, και ο ήλιος είναι φυσικές πηγές ακτινοβολίας. Παράδειγμα φυσικού ραδιοϊσοτόπου που υπάρχει στην τροφή (ειδικά στις μπανάνες) και στο ανθρώπινο σώμα είναι το ραδιενεργό ^{40}K . Επίσης, φυσικό είναι το ραδιενεργό

αέριο Ραδόνιο το οποίο προέρχεται από τη διάσπαση του ραδίου που βρίσκεται στα πετρώματα και κατά συνέπεια στα οικοδομικά υλικά. Το ραδόνιο εισέρχεται στο σώμα μέσω της αναπνοής και καταλήγει στους πνεύμονες. Επειδή ανήκει στα ευγενή αέρια είναι αδρανές και δεν αντιδρά με το περιβάλλον του. Δυστυχώς, τα ραδιενεργά θυγατρικά στοιχεία που προκύπτουν από τη διάσπασή του δεν είναι ευγενή και προσκολλώνται σε σωματίδια σκόνης με αποτέλεσμα να επικάθονται στους πνεύμονες και να τους ακτινοβολούν. Το ραδόνιο θεωρείται ύποπτο για πρόκληση καρκίνου του πνεύμονα και η δράση καθώς και τα επίπεδά του στις οικίες μελετώνται πλέον συστηματικά.

Τεχνητές πηγές είναι τα μηχανήματα παραγωγής ακτινοβολιών, τα τεχνητά ραδιοϊσότοπα που χρησιμοποιούνται σε διάφορες εφαρμογές π.χ. στην ιατρική, στην βιομηχανία, στην έρευνα, τα υπολείμματα των πυρηνικών δοκιμών και των πυρηνικών ατυχημάτων. Ο άνθρωπος έχει κατασκευάσει πλήθος τεχνητών ραδιοϊσοτόπων για να καλύψει τις ανάγκες του. Το ^{99m}Tc που χρησιμοποιείται στην πυρηνική ιατρική είναι τεχνητό ισότοπο. Ο μικρός χρόνος ημιζωής, το φάσμα εκπομπής, η χημεία του και η κινητική του στο ανθρώπινο σώμα το καθιστούν ιδανικό για ιατρική χρήση.

4.4 Τρόποι έκθεσης στη ραδιενέργεια

Η ακτινοβόληση του ανθρώπου μπορεί να είναι εξωτερική από την κοσμική ακτινοβολία, τις ακτινογραφίες, την ακτινοβολία από πετρώματα ή εσωτερική από ραδιοϊσότοπα στο νερό, στην τροφή, στον αέρα και στα ραδιοφάρμακα. Ανάλογα με τη φύση της ιοντίζουσας ακτινοβολίας και τον τρόπο έκθεσης κατατάσσουμε την επικινδυνότητα (κατά φθίνουσα σειρά) ως εξής :

- **Εξωτερική ακτινοβόληση: Φωτόνια, ηλεκτρόνια, σωματίδια-α**

Τα φωτόνια λόγω της μεγάλης διεισδυτικότητας τους μπορούν να φτάσουν σε μεγάλο βάθος μέσα στο σώμα, να εναποθέσουν την ενέργεια τους και να προκαλέσουν πλήθος ιοντισμών. Τα ηλεκτρόνια έχουν μικρότερο βάθος διείσδυσης και μπορούν να προκαλέσουν βλάβες επιφανειακά. Τα σωματίδια-α έχουν πολύ μικρή διεισδυτική ικανότητα και απορροφούνται ακόμα και από τα ρούχα μας.

- **Εσωτερική ακτινοβόληση: Σωματίδια-α, ηλεκτρόνια, φωτόνια**

Στην περίπτωση της εσωτερικής ακτινοβόλησης τα πράγματα αντιστρέφονται. Τα σωματίδια-α και τα ηλεκτρόνια λόγω της μικρής διεισδυτικότητάς τους απορροφούνται τοπικά μέσα στα όργανα και δύνανται να προκαλέσουν σημαντικές βλάβες. Αντίθετα, μεγάλο ποσοστό των φωτονίων μπορεί να διαφύγει από το σώμα χωρίς καν να αλληλεπιδράσει έστω μια φορά με αυτό.

Αποδεδειγμένα οι ιοντίζουσες ακτινοβολίες μπορούν να προκαλέσουν δυσμενή βιολογικά αποτελέσματα. Το γεγονός αυτό, αφενός αποτελεί τη βάση των ακτινοθεραπευτικών εφαρμογών τους, και αφετέρου εγείρει την ανάγκη ακτινοπροστασίας κοινού, εργαζομένων και ασθενών στις ακτινοδιαγνωστικές εφαρμογές τους.

Στο παρόν κεφάλαιο, πριν την παρουσίαση των βιολογικών αποτελεσμάτων, εισάγεται η απαραίτητη έννοια της δόσης από ιοντίζουσα ακτινοβολία.

5.1 Απορροφούμενη δόση

Ας υποθέσουμε ότι ακτινοβολούμε ομοιόμορφα ένα υλικό μάζας **m**. Η ακτινοβολία μπορεί να είναι σωματιδιακή ή ακτίνες-Χ. Για χάρη απλούστευσης θεωρούμε ότι ακτινοβολούμε με ακτίνες-Χ. Με βάση τους μηχανισμούς αλληλεπίδρασης που περιγράψαμε στο Κεφ. 3, τα φωτόνια θα αποθέσουν ενέργεια, **E**, στη μάζα του υλικού. Απορροφούμενη δόση, **D**, ορίζεται ο λόγος της ενέργειας που απορροφήθηκε από το υλικό προς τη μάζα του:

$$D = \frac{E}{m} \quad (3)$$

Η ενέργεια μετράται σε Joule και η μάζα σε kg. Από την εξίσωση (3) προκύπτει ότι μονάδα μέτρησης της απορροφούμενης δόσης είναι το Joule/kg. Για ευκολία, συμβολίζουμε τη μονάδα αυτή ως **Gy** (gray). Σαν μονάδα μέτρησης είναι αρκετά μεγάλη, οπότε στην πράξη χρησιμοποιούμε υποπολλαπλάσια της, όπως το mGy (=0,001 Gy, «μιλιγκράι»).

Για παράδειγμα, αν ακτινοβοληθεί ένα υλικό μάζας 2 kg με ακτίνες-Χ και απορροφήσει ενέργεια 10 Joule, τότε η απορροφούμενη δόση είναι: $D = E/m = 10 \text{ Joule} / 2 \text{ kg} = 5 \text{ Gy}$. Την ίδια απορροφούμενη δόση (5 Gy) θα έχουμε αν το υλικό ακτινοβοληθεί με ηλεκτρόνια και απορροφήσει ενέργεια 10 Joule. Συνεπώς, η απορροφούμενη δόση είναι ανεξάρτητη του είδους της ιοντίζουσας ακτινοβολίας που προσβάλλει ένα υλικό.

Στο προηγούμενο κεφάλαιο έγινε αναφορά στη σειρά επικινδυνότητας των ιοντίζουσών ακτινοβολιών. Επειδή τα φωτόνια δεν προκαλούν τόσο πυκνούς ιοντισμούς όσο τα σωματίδια-α κατά την πορεία τους **μέσα στο υλικό**, είναι βιολογικά πιο «ακίνδυνα». Τι σημαίνει αυτό; Αν ένας ιστός, π.χ. οφθαλμός, ακτινοβοληθεί με φωτόνια και απορροφήσει δόση 2 Gy και ένας άλλος οφθαλμός ακτινοβοληθεί με σωματίδια-α και απορροφήσει την ίδια δόση, 2 Gy, τότε οι βιολογικές βλάβες στη δεύτερη περίπτωση θα είναι πολύ μεγαλύτερες.

5.2 Ισοδύναμη δόση

Προκειμένου να ληφθεί υπόψη η βιολογική επιβάρυνση που προκαλεί η ακτινοβολία σε έναν ιστό, χρησιμοποιείται η έννοια της **ισοδύναμης δόσης**. Η ισοδύναμη δόση (**H_T**) που έλαβε ένας ιστός, **T**, προκύπτει από τον πολλαπλασιασμό της απορροφούμενης δόσης (**D**) με έναν συντελεστή στάθμισης (**W_R**), ο οποίος εξαρτάται από το είδος της ακτινοβολίας:

$$H_T = D \cdot W_R \quad (4)$$

Μονάδα μέτρησης της ισοδύναμης δόσης είναι το Sv (σίβερτ). Σαν μονάδα είναι αρκετά μεγάλη και για τον λόγο αυτό χρησιμοποιούνται υποπολλαπλάσια της, όπως το mSv (= 0,001 Sv, «μιλισίβερτ»).

Στον Πίνακα 3 δίνονται οι τιμές του συντελεστή στάθμισης W_R .

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

Πίνακας 3: Συντελεστές στάθμισης της ακτινοβολίας W_R για τον υπολογισμό της ισοδύναμης δόσης H_T (ICRP103)

Ας επανέλθουμε στο παράδειγμα της προηγούμενης παραγράφου. Είχε αναφερθεί ότι ένας οφθαλμός απορρόφησε δόση 2 Gy από ακτινοβολήση με φωτόνια, ενώ ένας άλλος απορρόφησε την ίδια δόση από σωματίδια- α . Στην περίπτωση των φωτονίων η ισοδύναμη δόση είναι (εξίσωση-4):

$$H_T = 2 \text{ Gy} \cdot 1 = 2 \text{ Sv}$$

Στην περίπτωση των σωματίων- α :

$$H_T = 2 \text{ Gy} \cdot 20 = 40 \text{ Sv}$$

Όπως φαίνεται η βιολογική βλάβη από τα σωματίδια- α είναι 20πλάσια από αυτή που προκαλούν τα φωτόνια.

5.3 Ενεργός δόση

Οι διάφοροι ανθρώπινοι ιστοί για δεδομένη ισοδύναμη δόση H_i ακτινοβολίας συμβάλλουν με διαφορετική βαρύτητα στον **συνολικό κίνδυνο** που διατρέχει από την ακτινοβολήσή τους η υγεία του ανθρώπου. Για παράδειγμα, η ακτινοβολήση του αιμοποιητικού ιστού, ενέχει μεγαλύτερο κίνδυνο για την υγεία από ότι η ακτινοβολήση με ίση ισοδύναμη δόση H_i του θυρεοειδούς και αυτή με τη σειρά της μεγαλύτερο κίνδυνο από ότι η ακτινοβολήση του δέρματος αντίστοιχα. Ακόμη και εμπειρικά διαπισθανόμαστε ότι μια ακτινογραφία κοιλίας είναι πιο επιβλαβής για την υγεία του εξεταζομένου από ότι μια ακτινογραφία άκρας χείρας, έστω και αν ακτινοβοληθούν με την ίδια ισοδύναμη δόση. Για να ληφθεί υπόψη η **συνολική επιβάρυνση της υγείας** από την ακτινοβολήση ενός **οργάνου ή ιστού** χρησιμοποιείται η έννοια της **ενεργού δόσης**. Η **ενεργός δόση** (E_{eff}) είναι το γινόμενο της ισοδύναμης δόσης (H_T) που έλαβε ένας συγκεκριμένος ιστός (**T**) επί έναν συντελεστή W_T ο οποίος εξαρτάται από το είδος του ιστού:

$$E_{\text{eff}} = H_T \cdot W_T \quad (5)$$

ή πιο αναλυτικά:

$$E_{\text{eff}} = H_T \cdot W_T = D \cdot W_R \cdot W_T \quad (6)$$

Η ενεργός δόση μετράται και αυτή σε Sv και αναφέρεται στην ολόσωμη δόση.

Στον Πίνακα 4 δίνονται οι τιμές του συντελεστή W_T για διάφορους ιστούς.

Ιστός	Συντελεστής W_T
Μυελός των οστών, κόλον, πνεύμονες, στομάχι, μαστός, επινεφρίδια, εξωθωρακική περιοχή, χοληδόχος, καρδιά, νεφροί, λεμφικοί αδένες, μύες, επιθήλιο στόματος, πάγκρεας, προστάτης, λεπτό έντερο, σπλήνας, θύμος αδένας, μήτρα / τράχηλος	0,12
Γονάδες	0,08
Ουροδόχος κύστη, οισοφάγος, ήπαρ, θυρεοειδής	0,04
Επιφάνεια οστών, εγκέφαλος, σιελογόνοι αδένες, δέρμα	0,01

Πίνακας 4: Συντελεστές στάθμισης των εκτιθέμενου ιστού W_T για τον υπολογισμό της ενεργού δόσης E_{eff} (ICRP 103).

Στην περίπτωση που ακτινοβοληθούν περισσότερα από ένα όργανα τότε για να υπολογίσουμε την συνολική επιβάρυνση προσθέτουμε την ενεργό δόση που έλαβε το καθένα από αυτά.

Ας εξετάσουμε στο σημείο αυτό ένα παράδειγμα. Έστω ότι ένας ασθενής έκανε μια ακτινογραφία θώρακος και μια ουροδόχου κύστεως. Η απορροφούμενη δόση για την κάθε μια ήταν ίδια και ίση με 0,01 mGy (η τιμή αυτή δεν είναι πραγματική αλλά αυθαίρετη). Θα υπολογίσουμε την ενεργό δόση για την κάθε εξέταση και την συνολική ενεργό δόση που έλαβε αυτός ο ασθενής. Η ενεργός δόση από την ακτινογραφία θώρακος είναι (εξίσωση-6):

$$E_{eff}^{\theta\omega\rho} = D \cdot W_R \cdot W_T^{\theta\omega\rho} = 0,01 \text{ mGy} \cdot 1 \cdot 0,12 = 0,0012 \text{ mSv}$$

Οι τιμές των $W_R=1$ και $W_T^{\theta\omega\rho}=0,12$ (πνεύμονες) είναι από τους Πίνακες 4 και 5 αντίστοιχα.

Με όμοιο τρόπο υπολογίζουμε την ενεργό δόση από την ακτινογραφία ουροδόχου κύστεως:

$$E_{eff}^{κυστ.} = D \cdot W_R \cdot W_T^{κυστ.} = 0,01 \text{ mGy} \cdot 1 \cdot 0,04 = 0,0004 \text{ mSv}$$

Παρατηρούμε ότι αν και η δόση από τις δυο εξετάσεις είναι ίδια οι ενεργές δόσεις διαφέρουν σημαντικά (σχεδόν 10 φορές).

Η ολική ενεργός δόση που μας δίνει το μέτρο της ακτινικής επιβάρυνσης είναι το άθροισμα των ενεργών δόσεων, δηλαδή 0,0016 mSv.

Εν κατακλείδι, η διαφορά μεταξύ ισοδύναμης και ενεργού δόσης είναι ότι η πρώτη λαμβάνει υπόψη το είδος της ακτινοβολίας, ενώ η δεύτερη λαμβάνει υπόψη τόσο το είδος της ακτινοβολίας όσο και το είδος του ιστού ή οργάνου που ακτινοβολείται.

5.4 Δόση δέρματος

Δόση δέρματος ορίζουμε την ενεργό δόση που απορροφάται σε βάθος **0,07 mm** από την επιφάνεια του δέρματος κατά τη διάρκεια της ακτινοβόλησης. Χρησιμοποιείται σαν δείκτης της επιβάρυνσης του δέρματος, αλλά και σαν εργαλείο για τον υπολογισμό, με μαθηματικές μεθόδους, της συνολικής δόσης που έλαβε ο εκτιθέμενος. Σε ακτινοσκοπικές κυρίως εξετάσεις, η διάρκεια της ακτινοβόλησης του ασθενή είναι ιδιαίτερα μεγάλη με αποτέλεσμα την πιθανή δημιουργία ερυθήματος (υπέρβαση του ορίου ακτινικής αντοχής). Για τον λόγο αυτό είναι απαραίτητη η συνεχής παρακολούθηση της δόσης δέρματος κατά τη διάρκεια των ακτινοσκοπικών εξετάσεων. Στη συνέχεια θα δούμε πως γίνεται η παρακολούθηση αυτή.

5.5 Το μέγεθος DAP

Τα αρχικά DAP προέρχονται από την πρόταση **Dose Area Product** που σημαίνει «γινόμενο δόσης επί επιφάνεια». Σαν μέγεθος ορίζεται ως το γινόμενο της δόσης, **D**, που απορροφάται σε μια επιφάνεια εμβαδού **A** επί την επιφάνεια αυτή:

$$\text{DAP} = D \cdot A \quad (7)$$

Μονάδα μέτρησης του DAP είναι το Gy.cm².

Λόγω του ορισμού του, η μέτρηση του μεγέθους DAP είναι ανεξάρτητη της απόστασης από την πηγή της ακτινοβολίας. Για το λόγο αυτό, οι συσκευές που μετρούν το DAP τοποθετούνται στην κεφαλή του ακτινοσκοπικού συστήματος και παρέχουν ανά πάσα στιγμή ενδείξεις της τιμής του. Οι τιμές του DAP μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τον υπολογισμό της δόσης δέρματος του ασθενή. Συνήθως η μετατροπή γίνεται με τον πολλαπλασιασμό ενός συντελεστή που υποδεικνύει ο Ακτινοφυσικός του ακτινολογικού εργαστηρίου. Με τον τρόπο αυτό, ο ακτινολόγος και το προσωπικό γνωρίζουν κάθε στιγμή τη δόση δέρματος κατά την εξέταση για την αποφυγή ακτινικής βλάβης.

6. ΑΝΙΧΝΕΥΣΗ ΙΟΝΤΙΖΟΥΣΩΝ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΩΝ

Αναφέραμε στα προηγούμενα ότι οι ιοντίζουσες ακτινοβολίες δεν είναι ανιχνεύσιμες από τις ανθρώπινες αισθήσεις. Κατά την αλληλεπίδρασή τους με την ύλη προκαλούν διεγέρσεις και ιονισμούς με τελικό αποτέλεσμα τη μεταφορά ενέργειας στην ύλη με μορφή θερμότητας. Καθώς όμως το ποσό της θερμότητας αυτής είναι πολύ μικρό για να δώσει μετρήσιμη μεταβολή θερμοκρασίας, για την ανίχνευσή τους χρειάζονται έμμεσοι τρόποι μέτρησης. Ο πιο απλός είναι η μέτρηση του ιονισμού (φορτίου).

6.1 Ανιχνευτές ακτινοβολίας με αέριο

Οι ανιχνευτές ακτινοβολίας με αέριο αποτελούν μια κατηγορία ανιχνευτών των οποίων η λειτουργία βασίζεται στην ίδια αρχή. Όπως προδίδει η ονομασία τους, πρόκειται για θαλάμους με αέριο στο οποίο δημιουργούνται ιόντα (ιονισμοί) κατά την αλληλεπίδραση με την ακτινοβολία. Τα ιόντα αυτά συλλέγονται με την εφαρμογή διαφοράς δυναμικού (τάσης) και με ειδικές ηλεκτρονικές διατάξεις μετρώνται και δημιουργείται ένα ηλεκτρικό σήμα. Το σήμα μετατρέπεται σε δόση (mGy) ή ρυθμό δόσης (mGy/hr), ή σε συμβάντα (γνωστά και ως counts ή counts/sec) ανάλογα με τον τύπο της συσκευής. Αυτό που τους διαφοροποιεί και τους κατατάσσει σε 3 κατηγορίες είναι η περιοχή της τάσης λειτουργίας τους.

Στην κατηγορία αυτή ανήκουν οι ανιχνευτές Geiger-Muller, οι αναλογικοί απαριθμητές και οι ανιχνευτές ιονισμού.



Σχήμα 19: Ανιχνευτής Geiger-Muller

• Ανιχνευτής Geiger-Muller

Ο ανιχνευτής αυτός χρησιμοποιείται κυρίως για την μέτρηση των επιπέδων ακτινοβολίας χώρου (π.χ. σε εργαστήρια πυρηνικής ιατρικής). Μπορεί να ανιχνεύσει φωτόνια και ηλεκτρόνια ρυθμίζοντας απλά τη θέση του παραθύρου εισόδου του (στο Σχήμα 19 το παράθυρο εισόδου σημειώνεται με βέλος). Ο χρόνος απόκρισής τους είναι μεγαλύτερος από αυτόν των θαλάμων ιονισμού και φτάνουν εύκολα σε κορεσμό (τερματισμός ένδειξης) όταν βρεθεί σε πεδίο υψηλών επιπέδων ακτινοβολίας. Οι ανιχνευτές Geiger-Muller (GM) διαθέτουν και ηχητική ειδοποίηση για την ύπαρξη ακτινοβολίας σε έναν χώρο.

Να τονίσουμε ότι όταν ενεργοποιηθεί το ηχητικό σήμα σε μια συσκευή ανίχνευσης **δεν** σημαίνει πάντα ότι η ακτινοβολία έχει **υπερβεί** τα επιτρεπτά όρια. Το ηχητικό σήμα ενεργοποιείται είτε αυτόματα με την ανίχνευση της ακτινοβολίας είτε όταν ξεπεραστεί μια τιμή που έχει **ρυθμίσει** ο χρήστης της συσκευής. Μόνο αν ο χρήστης ρυθμίσει τη συσκευή να ειδοποιεί όταν ξεπεραστεί το επιτρεπτό όριο, τότε όντως υπάρχει υπέρβαση.

Επειδή η απόκριση του Geiger-Muller εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από την ενέργεια των φωτονίων, δεν χρησιμοποιείται για τη μέτρηση ακτινοβολίας χώρου σε ακτινολογικά εργαστήρια.

• Αναλογικός απαριθμητής

Ο αναλογικός απαριθμητής ανιχνεύει σωμάτια-α και ηλεκτρόνια. Δεν χρησιμοποιείται σε διαγνωστικά παρά μόνο σε ερευνητικά εργαστήρια.

• Ανιχνευτές ιονισμού

Το βασικό πλεονέκτημα των ανιχνευτών ιονισμού είναι ότι έχουν σταθερή απόκριση σε ευρύ φάσμα ενεργειών των φωτονίων και δεν φτάνουν εύκολα σε κορεσμό (σε αντίθεση με τους GM). Χρησιμοποιούνται ευρύτατα στα εργαστήρια πυρηνικής ιατρικής και ακτινολογίας για μετρήσεις ακτινοβολίας χώρου. Με την προσθήκη κατάλληλου εξαρτήματος μπορούν να ανιχνεύσουν και ηλεκτρόνια.

Ο χρόνος απόκρισής τους είναι μικρότερος από αυτόν των GM αλλά για να μην έχουμε υποεκτίμηση της μέτρησης ο χρόνος ακτινοβολήσης (στην περίπτωση μετρήσεων ακτινοπροστασίας χώρων σε ακτινολογικά εργαστήρια) πρέπει να είναι μεγαλύτερος του 1sec.



Σχήμα 20: Τύποι ανιχνευτών ακτινοβολίας χώρου

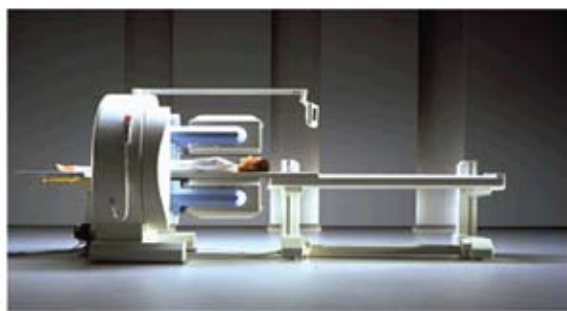
6.2 Ανιχνευτές σπινθηρισμού (Ανιχνευτές στερεάς κατάστασης)



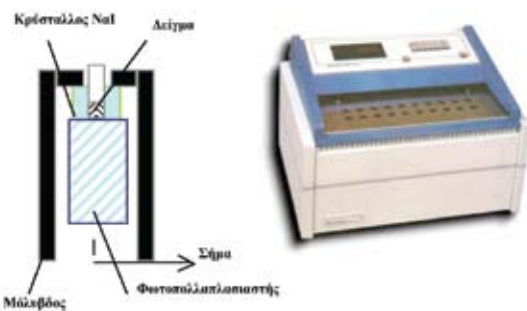
Οι ανιχνευτές σπινθηρισμού αλληλεπιδρούν με την ιοντίζουσα ακτινοβολία και μετατρέπουν την ενέργεια που απορροφούν σε ορατό φως. Το ορατό φως συλλέγεται από ειδικές διατάξεις που ονομάζονται φωτοπολλαπλασιαστές και μετατρέπουν το φως σε ηλεκτρικό σήμα. Το υλικό των ανιχνευτών σπινθηρισμού είναι συνήθως κρύσταλλος ιωδιούχου νατρίου (NaI). Οι ανιχνευτές σπινθηρισμών χρησιμοποιούνται για μετρήσεις ακτινοβολίας χώρου όπου εκτός από το επίπεδο της ακτινοβολίας μπορούν να μας πληροφορήσουν και για την ενέργεια της (οι ανιχνευτές αερίου δεν μπορούν να μας δώσουν αυτή τη πληροφορία). Στο Σχήμα 21 δίνεται η εικόνα ενός φορητού ανιχνευτή σπινθηρισμών NaI.

Οι ανιχνευτές σπινθηρισμών NaI χρησιμοποιούνται και στις γ-camera (Σχήμα 22) στα εργαστήρια πυρηνικής ιατρικής λόγω των πλεονεκτημάτων που εμφανίζουν στην ανίχνευση των φωτονίων. Επίσης χρησιμοποιούνται σε συσκευές μέτρησης δειγμάτων αίματος (Σχήμα 23) που έχουν επισημανθεί με ραδιοϊσότοπο (εξετάσεις in vitro).

Σχήμα 21: Φορητός ανιχνευτής σπινθηρισμών NaI



Σχήμα 22: γ-camera



Σχήμα 23: Συσκευή μέτρησης δειγμάτων αίματος που έχουν επισημανθεί με ραδιοϊσότοπο (συνήθως I-125)

6.3 Προσωπικά δοσίμετρα TLD

Στα δοσίμετρα θερμοφωταύγειας (Thermoluminescence Dosimeters – TLDs) χρησιμοποιούνται ανόργανα υλικά, μονωτές ή ημιαγωγοί, όπως για παράδειγμα το φθοριούχο λίθιο (LiF) με προσμίξεις Mg και Ti, το βορικό λίθιο, το θειϊκό και το φθοριούχο ασβέστιο που εμπεριέχουν διάφορες προσμίξεις. Χαρακτηριστικό των υλικών αυτών είναι ότι μπορούν να απορροφήσουν και να αποθηκεύσουν ενέργεια από ιοντίζουσα ακτινοβολία, την οποία κατά τη θέρμανσή τους αποδίδουν, μετατρέποντάς τη σε φωτεινή ακτινοβολία. Η χαρακτηριστική αυτή ιδιότητα των παραπάνω υλικών καλείται θερμοφωταύγεια. Το ποσό της φωτεινής ενέργειας που αποδίδουν τα TLD είναι ενδεικτικό της δόσης που έχουν απορροφήσει. Τα δοσίμετρα θερμοφωταύγειας χρησιμοποιούνται ευρύτατα στην ατομική δοσιμέτρηση



Σχήμα 24: Ατομικά δοσόμετρα με παστίλιες TLD

πολύ καλή μακροχρόνια απόκριση και μπορούν να επαναχρησιμοποιηθούν. Είναι ιδιαίτερα χρήσιμα στη δοσιμετρία άκρων και ανίχνευση βήτα σωματιών και για το λόγο αυτό βρίσκουν εφαρμογή στην επεμβατική ακτινολογία και στην Πυρηνική Ιατρική.

Τέσσερις παστίλιες TLD τοποθετούνται σε αντίστοιχες θέσεις σε υποδοχέα. Το κάλυμμα του υποδοχέα φέρει ανοιχτό παράθυρο μπροστά από τη μία παστίλια και τρία ειδικά φίλτρα πάνω από τις άλλες τρεις. Με τη διάταξη αυτή τα δοσόμετρα TLD μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε πεδία ακτινοβολιών με διαφορετικά είδη και ενέργειες.



Σχήμα 25: Δομή ενός ατομικού δοσιμέτρου με παστίλιες TLD

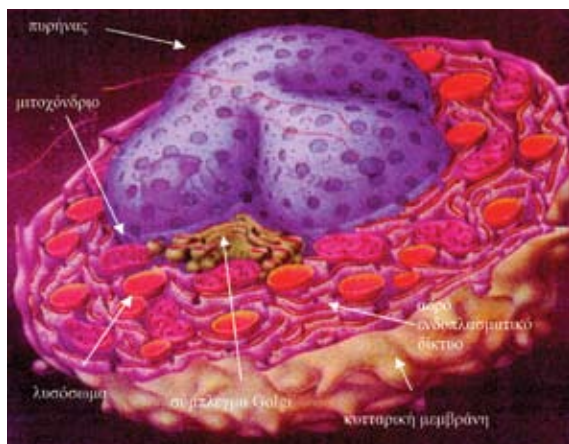
των επαγγελματικά εκτιθέμενων σε ακτινοβολία ατόμων (βλ. και Σχήμα 24). Αυτό οφείλεται σε μια σειρά από φυσικά χαρακτηριστικά τα οποία παρατίθενται στη συνέχεια.

Ορισμένα υλικά θερμοφωταύγειας, όπως το φθοριούχο λίθιο (LiF) με προσμίξεις Mg και Ti, είναι ισοδύναμα ιστού, γεγονός που σημαίνει ότι κατά την απορρόφηση της ακτινοβολίας προσομοιάζουν τον ανθρώπινο ιστό. Είναι συνήθως σε μορφή κρυστάλλων και η διαδικασία της μέτρησης μπορεί να αυτοματοποιηθεί. Όσον αφορά στα δοσιμετρικά αποτελέσματα, οι μετρήσεις με TLD προσφέρουν μεγάλη ευαισθησία και ακρίβεια, χαμηλά όρια ανίχνευσης και γραμμικότητα σε μεγάλη περιοχή δόσεων. Παράλληλα, έχουν

Μέχρι τώρα συζητήσαμε για το τί είναι η ιοντίζουσα ακτινοβολία, πώς αλληλεπιδρά με την ύλη, πώς τη μετράμε, τί είναι η δόση. Προφανώς, ο κίνδυνος που συνοδεύει την χρήση των ιοντιζουσών ακτινοβολιών μας αναγκάζει να έχουμε υπόψη όλα αυτά τα θέματα προκειμένου να είμαστε σε θέση να μεγιστοποιήσουμε τα οφέλη της. **Γιατί όμως οι ιοντίζουσες ακτινοβολίες είναι επικίνδυνες για τους έμβιους οργανισμούς;**

Από πειράματα στο εργαστήριο και από μελέτη των πυρηνικών βομβαρδισμών στη Χιροσίμα και στο Ναγκασάκι έχει βρεθεί ότι ολόσωμη ακτινοβολήση με δόση 4 Gy είναι ικανή να επιφέρει το θάνατο στο 50% των εκτεθειμένων μέσα σε 60 ημέρες. Αν εξετάσουμε το θέμα από ενεργειακή άποψη θα δούμε ότι η θανατηφόρα δόση των 4 Gy αποδίδει λιγότερη ενέργεια στο σώμα από ότι μια κουταλιά ζάχαρη! Με λίγα λόγια, η ενέργεια που προσλαμβάνει ο οργανισμός δεν γίνεται καν αντιληπτή. Η επιβλαβής δράση των ιοντιζουσών ακτινοβολιών έγκειται στη βλάβη που επιφέρουν στο θεμελιώδες δομικό στοιχείο της ζωής, το κύτταρο.

7.1 Κυτταρική δομή



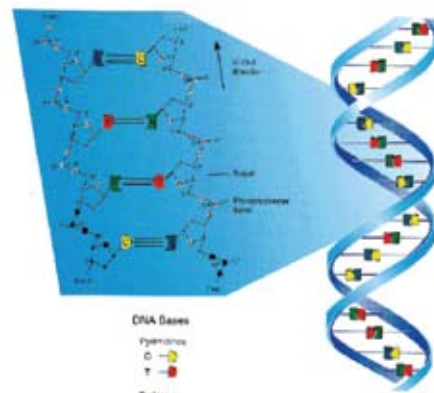
Σχήμα 26: Δομή και κύρια συστατικά του κυττάρου

Στον πυρήνα του κυττάρου βρίσκεται το DNA και μεγάλα ποσά RNA. Ο πυρήνας ελέγχει την κυτταρική διαίρεση, τον πολλαπλασιασμό και τις βιοχημικές αντιδράσεις που πραγματοποιούνται στο κύτταρο. Ειδικότερα, το DNA είναι υπεύθυνο για τη μεταφορά της γενετικής πληροφορίας και καθοδηγεί τη διαδικασία παραγωγής πρωτεϊνών. Αναμφισβήτητο είναι το κέντρο πληροφοριών και το βασικότερο συστατικό του κυττάρου. Στο μικροσκόπιο το DNA φαίνεται σαν μια περιστρεφόμενη σκάλα ή σαν διπλή έλικα. Κάθε πλευρά της σκάλας (ευθεία αλυσίδα) αποτελείται από συνδυασμούς 4 βάσεων: αδενίνη (A), κυτοσίνη (C), γουανίνη (G) και θυμίνη (T). Τα «σκαλιά» είναι οι δεσμοί που αναπτύσσονται μεταξύ γειτονικών (απέναντι) βάσεων.

Το ανθρώπινο σώμα αποτελείται από διάφορων ειδών κύτταρα τα οποία έχουν συγκεκριμένες λειτουργικότητες. Τα κύτταρα κινούνται, μεγαλώνουν, αλληλεπιδρούν, αυτοπροστατεύονται, ρυθμίζουν διαδικασίες και αναπαράγονται. Η σωστή λειτουργία τους εξασφαλίζει τη σωστή λειτουργία ολόκληρου του σώματος.

Το κύτταρο αποτελείται από οργανικά και ανόργανα συστατικά. Γενικά μέσα σε ένα κύτταρο βρίσκονται πρωτεΐνες, υδατάνθρακες, λιπίδια, νουκλεϊνικά οξέα (DNA, RNA), ανόργανες ενώσεις, όπως οξέα και βάσεις. Η κυριότερη ανόργανη ένωση που περιέχεται στο κύτταρο είναι το νερό. Το 80-85% του βάρους μας είναι νερό.

Στο Σχήμα 26 αποτυπώνεται η τυπική δομή ενός κυττάρου και τα κυριότερα συστατικά του.



Σχήμα 27: Η δομή του DNA θυμίζει περιστρεφόμενη σκάλα ή διπλή έλικα

7.2 Κυτταρική διαίρεση

Πολύ σημαντική και ενδιαφέρουσα διαδικασία στη ζωή ενός κυττάρου είναι η διαίρεση. Στη συνέχεια θα δούμε εν συντομία αυτή τη διαδικασία.



Σχήμα 28: Το DNA βρίσκεται στα χρωμοσώματα

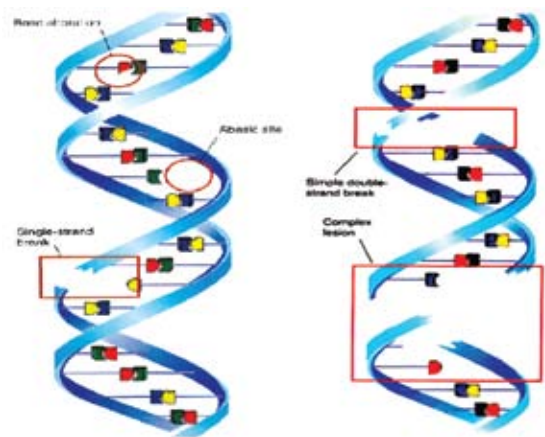
Κατά την κυτταρική διαίρεση (μίτωση) το μητρικό κύτταρο χωρίζεται σε 2 όμοια με αυτό κύτταρα (αυτό συμβαίνει στην διαίρεση των σωματικών κυττάρων και όχι των γενετικών). Η διαδικασία αυτή πραγματοποιείται σε 4 στάδια (πρόφαση, μετάφαση, ανάφαση και τελόφαση). Κατά τη διάρκεια της διαίρεσης το DNA βρίσκεται πακεταρισμένο στα χρωμοσώματα Σχήμα 28. Στο τέλος της διαίρεσης το μητρικό κύτταρο και το θυγατρικό έχουν τον ίδιο αριθμό χρωμοσωμάτων (τα ανθρώπινα κύτταρα έχουν 46 χρωμοσώματα). Υπάρχει και άλλος μηχανισμός διαίρεσης, η **μείωση**, η οποία πραγματοποιείται στα αναπαραγωγικά κύτταρα. Κατά τη διαδικασία της διαίρεσης η γενετική πληροφορία μεταδίδεται από το μητρικό κύτταρο στο θυγατρικό. Αν κάτι δεν πάει καλά στη διαδικασία αυτή, το θυγατρικό κύτταρο θα είναι δυσλειτουργικό ή νεκρό. Επίσης, αν το μητρικό κύτταρο για κάποιο λόγο είναι μεταλλαγμένο τότε το θυγατρικό του θα είναι και αυτό μεταλλαγμένο αφού είναι πιστό αντίγραφο του.

7.3 Επίδραση της ακτινοβολίας στο κύτταρο

Οι πλέον σημαντικές βλάβες που μπορεί να επιφέρει η ιοντίζουσα ακτινοβολία αφορούν στον πυρήνα του κυττάρου. Υπάρχουν δυο τρόποι δράσης της ακτινοβολίας σε αυτόν. Ο άμεσος και ο έμμεσος. Ο **άμεσος τρόπος** είναι η απευθείας δράση της ακτινοβολίας στο μόριο του DNA ή σε άλλα μεγαλομόρια (πρωτεΐνες, ένζυμα, RNA). Για παράδειγμα, αν το ιόν που θα σχηματιστεί από τη δράση της ακτινοβολίας προσβάλει μια πρωτεΐνη τότε είναι πιθανό να σπάσει τους δεσμούς που την συγκροτούν ή να αλλάξει το σχήμα της καθιστώντας τη μη-λειτουργική. Αν χτυπηθεί κάποιο ένζυμο τότε θα επηρεαστεί η βιοχημική αντίδραση στην οποία συμμετέχει (π.χ. σύνθεση πρωτεϊνών) και το αποτέλεσμα θα είναι η ελλειμματική παραγωγή κάποιου σημαντικού για το κύτταρο συστατικού.

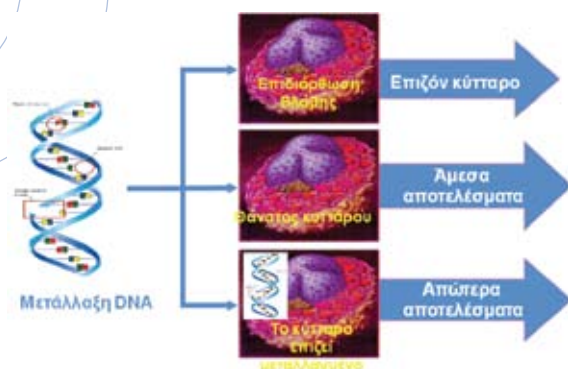
Ο **έμμεσος τρόπος** είναι η αλληλεπίδραση της ακτινοβολίας με μόρια του νερού και η εν συνεχεία εξέλιξη μιας διαδικασίας που περιγράφεται στη συνέχεια.

Μέσω των ιοντισμών που προκαλούνται από την ακτινοβολία σχηματίζονται ελεύθερες ρίζες στο ενδοκυτταρικό περιβάλλον οι οποίες είναι πολύ δραστικές. Οι ελεύθερες ρίζες είναι προϊόντα της ραδιόλυσης του νερού το οποίο βρίσκεται άφθονο εντός του κυττάρου. Οι ρίζες αυτές προσβάλλουν το DNA και του προκαλούν θραύσεις τόσο στην ευθεία αλυσίδα όσο και στα «σκαλοπάτια». Στο Σχήμα 29 δίνονται παραδείγματα θραύσεων του DNA. Θραύσεις στην αλυσίδα του DNA προκαλούνται και από τα άμεσα «χτυπήματα» της ακτινοβολίας.



Σχήμα 29: (α) Απλό και (β) διπλό σπάσιμο της έλικας του DNA από τη δράση ελεύθερων ριζών.

Τα **απλά σπασίματα** της έλικας του DNA είναι εφικτό να **διορθωθούν** από τους διορθωτικούς μηχανισμούς που διαθέτει το κύτταρο. Τα **διπλά σπασίματα** είναι πολύ **δύσκολο** να διορθωθούν και οδηγούν σε **μετάλλαξη** ή **θάνατο του κυττάρου**. Συνεπώς υπάρχουν 3 περιπτώσεις που ακολουθούν την ακτινοβολήση του κυττάρου και δίνονται στο Σχήμα 30. Αν σημαντικός αριθμός κυττάρων θανατωθεί τότε έχουμε την εμφάνιση **άμεσων αποτελεσμάτων**. Δηλαδή σε σχετικά μικρό χρονικό διάστημα που εξαρτάται από το είδος των κυττάρων θα εμφανιστούν οι συνέπειες του κυτταρικού θανάτου. Για παράδειγμα,



μπορεί να εμφανιστεί δερματική πληγή από τη θανάτωση δερματικών κυττάρων ή αιμορραγία από τη θανάτωση κυττάρων του εντέρου. Στην περίπτωση που το κύτταρο επιζήσει αλλά είναι μεταλλαγμένο τότε πρέπει να μιλήσουμε για την πιθανότητα εμφάνισης **στοχαστικών (απώτερων) αποτελεσμάτων**. Απώτερα αποτελέσματα είναι η εμφάνιση καρκίνου ή η μετάδοση της αλλοιωμένης κληρονομικής πληροφορίας στους απογόνους (αυτό μπορεί να συμβεί στην περίπτωση που ακτινοβολήθηκαν και μεταλλάχθηκαν γενετικά κύτταρα του ανθρώπου δηλαδή τα ωάρια ή τα σπερματοζωάρια).

Σχήμα 30: Η μετάλλαξη του DNA που προήλθε από τη δράση της ακτινοβολίας οδηγεί σε 3 πιθανές περιπτώσεις.

7.3.1 Άμεσα αποτελέσματα

Τα αποτελέσματα αυτά **προέρχονται** από τη **θανάτωση** των κυττάρων και εμφανίζονται σε σχετικά σύντομο χρονικό διάστημα μετά την ακτινοβολήση. Από μελέτες έχει βρεθεί ότι τα άμεσα αποτελέσματα συμβαίνουν μετά την υπέρβαση μιας συγκεκριμένης τιμής δόσης η οποία ονομάζεται **κατώφλι** (Σχήμα 31). Αν η δόση που έλαβε ένας ιστός ή όργανο είναι **μικρότερη** από τη **δόση κατωφλίου** για την εμφάνιση ενός άμεσου αποτελέσματος τότε η **πιθανότητα** εμφάνισης της βλάβης είναι **μηδενική**. Αν όμως η δόση **υπερβεί** το **κατώφλι** η βλάβη θα εμφανιστεί, και με την αύξηση της δόσης θα αυξηθεί η **σοβαρότητα της βλάβης**. Στον Πίνακα 5 παρουσιάζονται η δόση κατωφλίου και το χρονικό διάστημα στο οποίο κάνουν την εμφάνιση τους κάποια άμεσα αποτελέσματα.



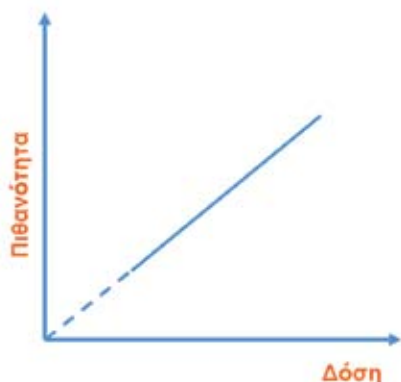
Σχήμα 31: Τα άμεσα αποτελέσματα εμφανίζονται μόνο αν η δόση υπερβεί μια τιμή που ονομάζεται κατώφλι. Η πιθανότητα εμφάνισης βλάβης αυξάνεται ραγδαία μετά την υπέρβαση αυτής της τιμής.

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

Πίνακας 5: Άμεσα αποτελέσματα, συμπτώματα, δόση κατωφλίου και χρόνος εκδήλωσης.

Όπως φαίνεται στον Πίνακα 5, οι δόσεις κατωφλίου είναι πάρα πολύ μεγάλες. Για λόγους σύγκρισης αναφέρεται ότι η δόση από μια τυπική ακτινογραφία θώρακος είναι 0,0005 Gy, ενώ από μια ολόσωμη αξονική τομογραφία 0,015 Gy. Δηλαδή οι **δόσεις** από κοινές **διαγνωστικές εξετάσεις** είναι τουλάχιστον **1000 φορές μικρότερες** από τις δόσεις κατωφλίου. Υψηλές τιμές δόσης οι οποίες προσεγγίζουν ή ξεπερνούν τις δόσεις κατωφλίου εμφανίζονται μόνο σε σοβαρά πυρηνικά ατυχήματα, σε απροσεξία κατά τον χειρισμό πολύ ισχυρών ραδιενεργών πηγών και στην ακτινοθεραπεία. Στην ακτινοθεραπεία γίνεται προσεκτικός σχεδιασμός των δόσεων, έτσι ώστε να θανατωθούν τα καρκινικά κύτταρα φροντίζοντας ταυτόχρονα την προστασία των παρακείμενων υγιών κυττάρων.

7.3.2 Στοχαστικά αποτελέσματα (απώτερα)



Σχήμα 32: Τα στοχαστικά αποτελέσματα δεν έχουν κατώφλι εμφάνισης και η πιθανότητα εκδήλωσης τους ξεκινά από τη μηδενική δόση

Σε αντίθεση με τα άμεσα αποτελέσματα, τα **στοχαστικά δεν παρουσιάζουν κατώφλι** εμφάνισης και η πιθανότητα εμφάνισης τους ξεκινά από πολύ μικρές δόσεις (Σχήμα 32). Τα **στοχαστικά** αποτελέσματα προέρχονται από **μεταλλάξεις** των κυττάρων οι οποίες προκαλούν βλάβες που **εμφανίζονται** μετά από **αρκετά μεγάλο χρονικό διάστημα** (20-30 χρόνια) στο άτομο ή στους απογόνους του ή δεν εμφανίζονται καθόλου. Στα στοχαστικά αποτελέσματα μιλάμε αποκλειστικά για **πιθανότητα εμφάνισης**. Στην κατηγορία των στοχαστικών αποτελεσμάτων περιλαμβάνεται η ανάπτυξη καρκίνου, λευχαιμίας και μετάδοσης γενετικών ανωμαλιών στους απογόνους. Αυτές οι βλάβες είναι πιθανό να προκληθούν και από άλλους παράγοντες άσχετους με τις ακτινοβολίες όπως το περιβάλλον, η διατροφή, ο τρόπος ζωής και η κληρονομικότητα. Η δόση από ακτινοβολία στην ουσία **αυξάνει** την **πιθανότητα** που ήδη υπάρχει να εμφανιστεί η βλάβη.

Στον Πίνακα 6 καταγράφονται διάφορα στοχαστικά αποτελέσματα και η αύξηση της πιθανότητας εμφάνισης τους από την ακτινοβολία.

Βλάβη	Χρόνος	Αύξηση πιθανότητας εμφάνισης	Φυσιολογική πιθανότητα εμφάνισης
Θανατηφόρος καρκίνος	20-30 χρόνια	5% ανά Sv	25%
Μη θανατηφόρος καρκίνος	20-30 χρόνια	1% ανά Sv	
Λευχαιμία	8-10 χρόνια	5% ανά Sv	0,015%
Γενετικά αποτελέσματα	Επόμενες γενεές	1,3% ανά Sv	3-6%

Πίνακας 6: Στοχαστικά αποτελέσματα και αύξηση της πιθανότητας εμφάνισης. Σαν «φυσιολογική» πιθανότητα εννοείται η πιθανότητα εμφάνισης της βλάβης για λόγους άσχετους με την ακτινοβολία

Ας χρησιμοποιήσουμε ένα παράδειγμα για να καταλάβουμε τα στοιχεία του Πίνακα-6. Η πιθανότητα εμφάνισης θανατηφόρου καρκίνου κατά τη διάρκεια ζωής του ανθρώπου είναι 25%. Αν κάποιος υποβληθεί σε εξέταση ολόσωμης αξονικής τομογραφίας η δόση που δέχεται είναι 0,015 Sv. Η δόση αυτή αυξάνει την πιθανότητα εμφάνισης καρκίνου στα επόμενα 20 έτη κατά **0,075%** (= 5% ανά Sv x 0,015 Sv). Παρατηρούμε ότι η αύξηση της πιθανότητας είναι σχεδόν αμελητέα σε σχέση με την ίδια την πιθανότητα (25%).

7.4 Συμπέρασμα

Ας συνοψίσουμε τα κυριότερα συμπεράσματα που σχετίζονται με τις βλάβες από τις ακτινοβολίες.

- Τα **άμεσα** αποτελέσματα εκδηλώνονται σε σχετικά σύντομο χρονικό διάστημα και προκαλούνται μόνο όταν η δόση ξεπεράσει μια δόση κατωφλίου που είναι συνήθως υψηλή (ατυχήματα, πυρηνική έκρηξη κλπ).
- Τα **στοχαστικά** (απώτερα) αποτελέσματα εμφανίζονται μετά από μεγάλο χρονικό διάστημα (χρόνια). Δεν χαρακτηρίζονται από κατώφλι δόσης και κάθε δόση που απορροφάται αυξάνει κατά τι την ήδη υπάρχουσα πιθανότητα εμφάνισής τους.

Στο σημείο αυτό να τονιστεί ότι από απόψεως βιολογικών αποτελεσμάτων, η **δόση** ακτινοβολίας λαμβάνεται υπόψη **αθροιστικά**. Δηλαδή κάθε δόση που λαμβάνουμε προστίθεται στις προηγούμενες. Αυτό λαμβάνεται υπόψη στο σχεδιασμό των συστημάτων ακτινοπροστασίας και στη θέσπιση των ορίων δόσεων για τα άτομα του κοινού πληθυσμού και τους εργαζόμενους με ακτινοβολίες. Σκοπός των ορίων δόσεων είναι η ελαχιστοποίηση της πιθανότητας εμφάνισης στοχαστικών και μη αποτελεσμάτων. Στο επόμενο Κεφάλαιο γίνεται παρουσίαση του εθνικού συστήματος ακτινοπροστασίας, και των Ευρωπαϊκών και διεθνών οδηγιών.

8. ΣΥΣΤΗΜΑ ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑΣ

Οι ακτινοβολίες ανακαλύφθηκαν προς το τέλος του 19ου αιώνα. Το 1995 ανακαλύφθηκε η ακτινοβολία Χ από τον Wilhelm Roentgen. Ένα χρόνο αργότερα, ο Henry Becquerel ανακάλυψε τη φυσική ραδιενέργεια και το 1898, το ζεύγος Marie και Pierre Curie απομόνωσε το ραδιενεργό πολώνιο και το ράδιο. Έκτοτε και σταδιακά, αποκτήθηκε γνώση και εμπειρία για την αξιοποίησή τους σε διάφορες εφαρμογές ενώ παράλληλα έγινε αντιληπτή η ικανότητά τους να προκαλούν σοβαρές βλάβες στην υγεία κατά την αλόγιστη χρήση τους. Ανάμεσα στους ανύποπτους πρωτεργάτες των εφαρμογών αυτών, συγκαταλέγονταν τα πρώτα θύματα των ακτινοβολιών που εμφάνισαν δερματοπάθειες, καρκίνο του δέρματος και λευχαιμία. Με σκοπό τη μελέτη των βλαπτικών επιπτώσεων των ακτινοβολιών στον άνθρωπο και παράλληλα την αναζήτηση εφαρμογής μέτρων και κανόνων ασφάλειας για την ελαχιστοποίησή τους, ιδρύθηκε το 1928 η Διεθνής Επιτροπή Ραδιολογικής Προστασίας ή Ακτινοπροστασίας (International Committee on Radiological Protection – ICRP). Έκτοτε και μέχρι σήμερα, με συστάσεις που εκδίδει κατά καιρούς, η ICRP θέτει τις βάσεις των συστημάτων ακτινοπροστασίας.

Η ακτινοπροστασία είναι επιστήμη που έχει ως αντικείμενο την προστασία του ανθρώπου και του περιβάλλοντος από τις ακτινοβολίες, με παράλληλη διατήρηση του οφέλους που προκύπτει από την ορθολογική χρήση τους στους τομείς της υγείας, της βιομηχανίας, της ενέργειας και της έρευνας.

Το κεφάλαιο αυτό πραγματεύεται θέματα σχετικά με την ασφαλή χρήση των ακτινοβολιών, συμπεριλαμβανομένων των αρχών, των μέτρων, των συστάσεων και των κανονισμών που αποτελούν τη δομή του συστήματος της ακτινοπροστασίας. Περιγράφεται συνοπτικά τόσο η επιστημονική βάση όσο και η δομή του διεθνούς, του Ευρωπαϊκού και του εθνικού συστήματος ακτινοπροστασίας που αφορά στην προστασία και ασφάλεια των εργαζομένων, των εξεταζομένων, του κοινού από τη χρήση των ακτινοβολιών.

8.1 Διεθνές σύστημα ακτινοπροστασίας

Ο βασικός σκοπός της ακτινοπροστασίας είναι η παροχή ενός υψηλού βαθμού ασφάλειας στους εκτιθέμενους σε ιοντίζουσες ακτινοβολίες – εργαζόμενους, γενικό πληθυσμό και ασθενείς- χωρίς να περιορίζεται το όφελος που αποκομίζεται από τη χρήση τους.

Το διεθνές σύστημα ακτινοπροστασίας στηρίζεται στα επιστημονικά δεδομένα που αφορούν στην βλαπτικότητα των ακτινοβολιών και προέρχονται όπως προαναφέρθηκε από μακροχρόνιες συστηματικές επιδημιολογικές και ραδιοβιολογικές μελέτες πληθυσμών που ακτινοβολήθηκαν με μεγάλες δόσης ακτινοβολίας.

Τα αποτελέσματα αυτά παρακολουθεί η Επιστημονική Επιτροπή του Οργανισμού των Ηνωμένων Εθνών για τις Επιδράσεις της Ατομικής Ακτινοβολίας (UNSCEAR – United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation) και ενημερώνει σχετικά την επιστημονική κοινότητα με περιοδικές εκδόσεις της.

Οι συστάσεις της ICRP στηρίζονται στα επιστημονικά δεδομένα της UNSCEAR, τα οποία αποτελούν αντικείμενο μελέτης και επεξεργασίας των υποομάδων εργασίας της επιτροπής. Στην έκδοσή της Publication 60 - 1991, η ICRP εμπλούτισε με νέες γνώσεις το περιεχόμενο των προηγούμενων εκδόσεών της σχετικών με θέματα ακτινοπροστασίας και ακτινοβιολογίας, αναθεώρησε το ισχύον σύστημα ακτινοπροστασίας και πρότεινε νέα όρια δόσεων για τους εκτιθέμενους εργαζομένους και τον πληθυσμό από τις εφαρμογές των ιοντίζουσών ακτινοβολιών.

Το 1996, ο Διεθνής Οργανισμός Ατομικής Ενέργειας (IAEA) υιοθέτησε το προτεινόμενο από την ICRP σύστημα ακτινοπροστασίας και εξέδωσε τα Διεθνή Βασικά Πρότυπα Ασφάλειας για την Προστασία έναντι των Ιοντίζουσών Ακτινοβολιών, **“International Basic Safety Standards for Protection against Ionising Radiation - BSS”**. Η έκδοση αυτή πραγματοποιήθηκε σε συνεργασία με τους σχετιζόμενους με τη χρήση των ακτινοβολιών διεθνείς και παγκόσμιους οργανισμούς εργασίας, υγείας και ενέργειας σε μία προσπάθεια διεθνοποίησης του συστήματος ακτινοπροστασίας.

Η Ευρωπαϊκή Ένωση με βάση τα διεθνή **BSS**, εξέδωσε το 1996 και 1997, δύο οδηγίες, (96/29 και 97/43 της Euratom), αναφορικά με την ακτινοπροστασία του κοινού, των εργαζομένων και των ασθενών αντίστοιχα, οι οποίες σύμφωνα με τη συνθήκη της Euratom όφειλαν να ενσωματωθούν στη νομοθεσία των κρατών - μελών της Ευρωπαϊκής Ένωσης. Το 2001 εξεδόθησαν οι ισχύοντες Κανονισμοί Ακτινοπροστασίας (ΚΥΑ 1014 (ΦΟΡ) 94, ΦΕΚ 216, 6 Μαρτίου 2001),

οι οποίοι εναρμονίζουν την ελληνική νομοθεσία με τις οδηγίες της Euratom.

Το 2008, η ICRP δημοσίευσε νέες συστάσεις (ICRP -103), βασισμένες σε επικαιροποιημένα επιστημονικά δεδομένα (UNSCEAR 2000) και στην εμπειρία που αποκομίστηκε διεθνώς από την εφαρμογή των συστάσεων της του 1991. Με βάση τις νέες συστάσεις της ICRP άρχισε η αναθεώρηση τόσο του διεθνούς όσο και Ευρωπαϊκού συστήματος ακτινοπροστασίας.

Στη συνέχεια περιγράφονται συνοπτικά οι αρχές ακτινοπροστασίας, όπως αυτές προβλέπονται από την ICRP-60 (1991), και εφαρμόζονται στα διεθνή BSS (1996), τις οδηγίες της Ευρωπαϊκής Ένωσης (1996-1997), και τους Εθνικούς Κανονισμούς Ακτινοπροστασίας (2001).

8.2 Εθνικό σύστημα ακτινοπροστασίας - Βασικές αρχές

Το Εθνικό σύστημα ακτινοπροστασίας στηρίζεται στο αντίστοιχο σύστημα της ICRP - 60 και εφαρμόζεται στις πρακτικές και στις παρεμβάσεις που ορίζονται ως ακολούθως:

Πρακτικές καλούνται όλες οι ανθρώπινες δραστηριότητες που μπορούν να αυξήσουν την έκθεση των ατόμων σε ιοντίζουσα ακτινοβολία, πέραν αυτής στην οποία υποβάλλονται από την υφιστάμενη ακτινοβολία του φυσικού υποστρώματος του περιβάλλοντος. Οι δραστηριότητες που περιλαμβάνουν τη χρήση ακτινοβολιών στην ιατρική κατατάσσονται στις πρακτικές.

Επεμβάσεις καλούνται αντίστοιχα οι ανθρώπινες δραστηριότητες που αποσκοπούν στη μείωση της έκθεσης των ατόμων από υπάρχουσες πηγές ή καταστάσεις έκτακτης ανάγκης όπως π.χ. η αποκατάσταση μιας ραδιορρυπασμένης περιοχής.

Οι Εθνικοί Κανονισμοί Ακτινοπροστασίας εφαρμόζονται σε όλες τις πρακτικές και επεμβάσεις που συνεπάγονται κινδύνους από ιοντίζουσες ακτινοβολίες που εκπέμπονται από φυσικές ή τεχνητές πηγές. Κάθε φυσικό ή νομικό πρόσωπο προκειμένου να προβεί σε οποιαδήποτε πρακτική, ή επέμβαση, πρέπει να έχει την ειδική άδεια από την Αρμόδια Αρχή.

Εθνική Αρμόδια Αρχή για θέματα ακτινοπροστασίας είναι η Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας (ΕΕΑΕ), η οποία συντάσσει και μεριμνά για την εφαρμογή των Κανονισμών και εισηγείται πρόσθετα μέτρα, οποτεδήποτε κρίνει σκόπιμο, προκειμένου να εξασφαλίζεται ο περιορισμός των ατομικών και συλλογικών δόσεων, που προκύπτουν από τις πρακτικές εφαρμόζοντας τρεις βασικές αρχές:

1. την Αρχή της Αιτιολόγησης,
2. την Αρχή της Βελτιστοποίησης και
3. την Αρχή των Ορίων Δόσεων,

οι οποίες μπορούν να αποδοθούν περιληπτικά ως εξής :

- *Αρχή της Αιτιολόγησης:* Μία πρακτική που ενέχει έκθεση ή *δυννητική έκθεση* ενός ατόμου σε ιοντίζουσα ακτινοβολία, μπορεί να εφαρμοστεί μόνον εφόσον αυτή αποφέρει ικανοποιητικό όφελος στα εκτιθέμενα άτομα ή το κοινωνικό σύνολο, έτσι ώστε να αντισταθμίζεται η πιθανή βλάβη την οποία αυτή μπορεί να προκαλέσει.
- *Αρχή της βελτιστοποίησης:* Τόσον οι πηγές όσο και τα μηχανήματα παραγωγής ακτινοβολιών στα πλαίσια μιας πρακτικής, πρέπει να προσφέρουν κάτω από τις επικρατούσες συνθήκες λειτουργίας τους την καλύτερη δυνατή προστασία και ασφάλεια, έτσι ώστε :

- (α) το μέτρο της ενεχόμενης έκθεσης,
- (β) η πιθανότητα μη αναμενόμενης έκθεσης και
- (γ) ο αριθμός των εκτιθεμένων ατόμων,

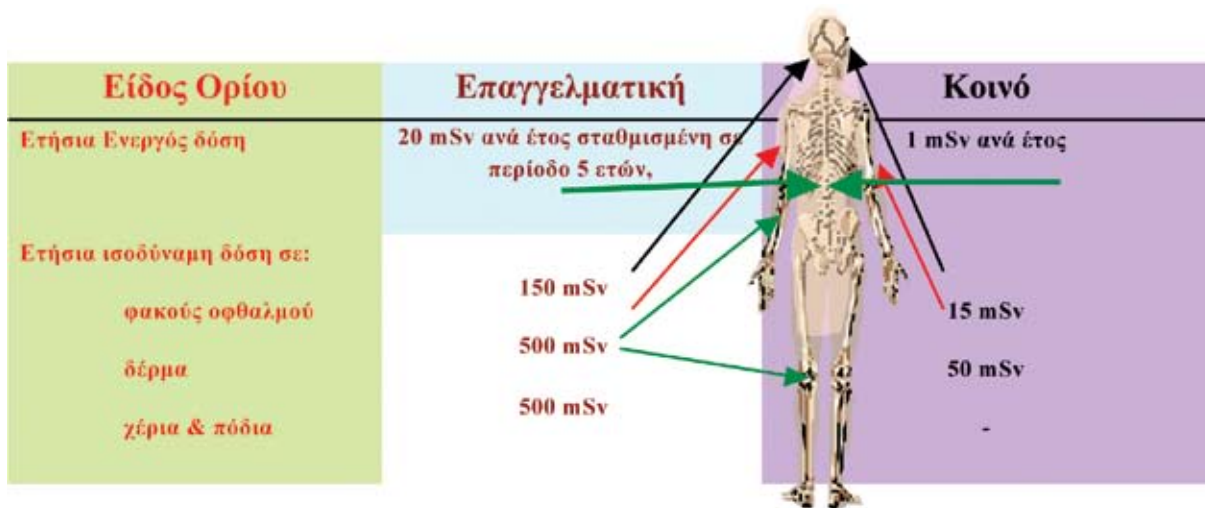
να είναι τόσο μικρά όσον αυτό είναι λογικά εφικτό (γνωστή ως αρχή της ALARA – **As Low As Reasonably Achievable**), λαμβανομένων υπόψη οικονομικών και κοινωνικών παραγόντων. Κατά τις πρακτικές πρέπει να εφαρμόζονται περιοριστικά επίπεδα δόσεων.

Τα **“περιοριστικά επίπεδα δόσεων”** (ΠΕΔ), αντιστοιχούν σε τιμές μετρήσιμων μεγεθών (π.χ. ενεργός δόση, Bq/m³, Bq/m² κλπ) και καθορίζονται στη φάση σχεδιασμού της ακτινοπροστασίας μιας πρακτικής. Η τιμή των ΠΕΔ καθορίζεται έτσι ώστε να είναι αποδεκτή κατά την ορθή εφαρμογή μιας πρακτικής, με βάση την υπάρχουσα γνώση και εμπειρία. Όταν η πρακτική εφαρμόζεται σωστά, δεν προβλέπεται υπέρβαση των ΠΕΔ στην προγραμματισμένη

κατανομή των ατομικών δόσεων. Θα πρέπει να τονισθεί ότι τα ΠΕΔ δεν πρέπει να συγχέονται με τα όρια δόσης τα οποία αναφέρονται στην ατομική δόση που μπορεί να λάβει ένα μεμονωμένο άτομο από όλες τις πρακτικές που μπορεί να ενέχουν κίνδυνο έκθεσης στο παρόν και στο άμεσο μέλλον. Αντίθετα με τα όρια δόσεων η υπέρβαση των οποίων απαγορεύεται, η υπέρβασή των ΠΕΔ δεν επιτάσσει την άμεση απομάκρυνση του εργαζομένου από τα καθήκοντά του με ιοντίζουσες ακτινοβολίες. Η συστηματική όμως υπέρβαση των ΠΕΔ, αποτελεί αιτία έρευνας η οποία ενδεχομένως να οδηγήσει στην αναθεώρηση των μέτρων βελτιστοποίησης της ακτινοπροστασίας. Τα ΠΕΔ καθορίζονται για τις εγκεκριμένες πρακτικές, τόσο σε κρατικό επίπεδο όσον και στα προγράμματα ακτινοπροστασίας των επιμέρους πρακτικών κατά τη φάση του σχεδιασμού τους ώστε να αποτελέσουν εσωτερικούς στόχους των μέτρων βελτιστοποίησης.

- **Αρχή των ορίων δόσεων:** Οι ατομικές εκθέσεις σε ακτινοβολία, που οφείλονται στο σύνολο των πηγών ακτινοβολίας στα πλαίσια των εγκεκριμένων πρακτικών, πρέπει να υπόκεινται σε όρια δόσεων ή όρια κινδύνων, η υπέρβαση των οποίων θεωρείται μη αποδεκτή (απαγορεύεται η υπέρβαση των ορίων δόσεων).

Τα όρια δόσεως για τους επαγγελματικά εκτιθεμένους και για μεμονωμένα άτομα του κοινού είναι διαφορετικά. Για τους επαγγελματικά εκτιθεμένους το ετήσιο όριο της ενεργού δόσεως είναι κατά μέσον όρο 20 mSv με μέγιστο τα 50 mSv, ενώ κατά τη διάρκεια περιόδου πέντε συνεχόμενων ετών δεν πρέπει να ξεπερνά τα 100 mSv. Για μεμονωμένα άτομα του κοινού, το όριο της ενεργού δόσης καθορίζεται σε 1 mSv κατά τη διάρκεια ενός έτους για το σύνολο των εφαρμοζομένων πρακτικών. Στα όρια αυτά δεν περιλαμβάνονται οι δόσεις που οφείλονται στην ακτινοβολία του υποστρώματος και στις ιατρικές εκθέσεις για διαγνωστικούς και θεραπευτικούς σκοπούς. Τα όρια δόσεως για τους επαγγελματικά εκτιθεμένους και για μεμονωμένα άτομα του κοινού δίδονται στον Πίνακα-7.



Πίνακας 7: Όρια δόσεως για τους επαγγελματικά εκτιθεμένους και για μεμονωμένα άτομα του κοινού

Τα όρια ενεργού δόσεως θεσπίστηκαν με σκοπό περιορισμό του κινδύνου σε αποδεκτά επίπεδα των επαγγελματικά εκτιθεμένων και των μεμονωμένων ατόμων του κοινού από τα στοχαστικά αποτελέσματα των ακτινοβολιών.

Τα όρια ισοδύναμης δόσης για φακούς οφθαλμού, δέρμα και άκρα που περιλαμβάνονται στον πίνακα θεσπίστηκαν με σκοπό την αποσόβηση άμεσων αποτελεσμάτων της ακτινοβολίας των επαγγελματικά εκτιθεμένων.

8.3 Προστασία των εκτιθέμενων εργαζομένων

Για την προστασία των εκτιθέμενων σε ακτινοβολία εργαζομένων θα πρέπει:

- να αξιολογείται η φύση και το μέγεθος του κινδύνου και να εφαρμόζεται η αρχή της βελτιστοποίησης της ακτινοπροστασίας σε όλες τις συνθήκες εργασίας,
- να ταξινομούνται οι χώροι εργασίας σε διάφορες ζώνες και οι εργαζόμενοι σε διάφορες κατηγορίες, με βάση τις προβλεπόμενες ετήσιες δόσεις,
- να εφαρμόζονται κατάλληλα μέτρα ελέγχου και παρακολούθησης των συνθηκών εργασίας και να εφαρμόζεται όπου απαιτείται, ατομική δοσιμετρική και ιατρική παρακολούθηση των εκτιθέμενων εργαζομένων.

8.4 Ταξινόμηση και οριοθέτηση των ζωνών

Οι χώροι εργασίας στους οποίους υπάρχει πιθανότητα η δόση από έκθεση σε ιοντίζουσες ακτινοβολίες να υπερβεί το 1 mSv ανά έτος, διακρίνονται σε ελεγχόμενες και επιβλεπόμενες ζώνες ως ακολούθως:

Ελεγχόμενη ζώνη: κάθε περιοχή μέσα στην οποία ενδέχεται να γίνει υπέρβαση των 6 mSv ετησίως.

Επιβλεπόμενη ζώνη: θεωρείται κάθε περιοχή στην οποία ενδέχεται να γίνει υπέρβαση του 1 mSv ετησίως και η οποία δεν θεωρείται ελεγχόμενη ζώνη.

Στις ιατρικές εφαρμογές των ακτινοβολιών, ως ελεγχόμενες ζώνες χαρακτηρίζονται μεταξύ άλλων οι ακτινολογικοί θάλαμοι και οι θάλαμοι ακτινοθεραπείας όπου βρίσκονται εγκατεστημένα τα μηχανήματα, οι θάλαμοι βραχυθεραπείας, οι αίθουσες όπου βρίσκονται εγκατεστημένα τα μηχανήματα απεικόνισης της πυρηνικής ιατρικής, οι χώροι διαχείρισης ραδιοφαρμάκων και ραδιενεργών καταλοίπων και τα δωμάτια ιωδοθεραπείας. Ως επιβλεπόμενες ζώνες χαρακτηρίζονται οι χώροι των χειριστηρίων των μηχανημάτων έξω από τους θαλάμους και γενικότερα οι λοιποί χώροι των εργαστηρίων στους οποίους η πρόσβαση είναι ελεγχόμενη.

Η ελεγχόμενη ζώνη πρέπει να είναι σαφώς οριοθετημένη με κατάλληλη σήμανση και η πρόσβαση σ' αυτή να επιτρέπεται μόνο στο εξουσιοδοτημένο προσωπικό. Ειδικά μέτρα πρέπει να λαμβάνονται ώστε να καλύπτουν μεταξύ άλλων την είσοδο και την έξοδο ατόμων. Το περιβάλλον εργασίας πρέπει να ελέγχεται συνεχώς και να πραγματοποιούνται μετρήσεις της ραδιενέργειας, των δόσεων και των ρυθμών δόσεων, ενώ τα αντίστοιχα αποτελέσματα να καταγράφονται. Ανάλογα με τον κίνδυνο που απορρέει από τις πηγές και τις αντίστοιχες εργασίες πρέπει να εκδίδονται σχετικές οδηγίες εργασίας.

Στην επιβλεπόμενη ζώνη πρέπει να τοποθετείται κατάλληλη σήμανση όπου απαιτείται, να επιβλέπεται το περιβάλλον εργασίας και να εκδίδονται οδηγίες εργασίας ανάλογα με τον κίνδυνο από ακτινοβολίες που απορρέει από τις πηγές.

8.5 Ταξινόμηση των εκτιθέμενων εργαζομένων

Οι επαγγελματικά εκτιθέμενοι εργαζόμενοι, για λόγους επίβλεψης και παρακολούθησης, κατατάσσονται στις ακόλουθες κατηγορίες:

Κατηγορία Α: οι εκτιθέμενοι εργαζόμενοι που ενδέχεται να δεχτούν ενεργό δόση μεγαλύτερη από 6 mSv ανά έτος.

Κατηγορία Β: οι εκτιθέμενοι εργαζόμενοι που ενδέχεται να δεχτούν ενεργό δόση από 1 mSv έως 6 mSv ανά έτος.

8.6 Μέτρα προστασίας των εκτιθέμενων εργαζομένων

Οι επαγγελματικά εκτιθέμενοι, πρέπει να ενημερώνονται για τους κινδύνους της υγείας που απορρέουν από την εργασία τους και να τους παρέχεται συνεχής εκπαίδευση σε θέματα ακτινοπροστασίας.

Η εφαρμογή των μέτρων προστασίας των εκτιθέμενων εργαζομένων πρέπει να παρακολουθείται από τον υπεύθυνο ακτινοπροστασίας και περιλαμβάνει.

- την προκαταρκτική αξιολόγηση και έλεγχο των σχεδίων εγκαταστάσεων από την άποψη προστασίας από την ακτινοβολία,
- τον περιοδικό έλεγχο της αποτελεσματικότητας των μέσων και των τεχνικών προστασίας,
- την τακτική βαθμονόμηση των οργάνων μέτρησης πεδίων ακτινοβολιών και ραδιενεργού ρύπανσης και τον τακτικό έλεγχο της καλής κατάστασης λειτουργίας τους και της ορθής χρησιμοποίησής τους
- την συστηματική παρακολούθηση της ατομικής δοσιμέτρησης και την συνεχή εκπαίδευσή τους.

8.7 Εκτίμηση της έκθεσης των εργαζομένων

Παρακολούθηση των χώρων εργασίας και συλλογική επίβλεψη

Το είδος και η συχνότητα της εκτίμησης της έκθεσης του χώρου της εργασίας περιλαμβάνει μετρήσεις των εξωτερικών ρυθμών δόσης, και όπου είναι ενδεδειγμένο, τα αποτελέσματα χρησιμοποιούνται για τον υπολογισμό των ατομικών δόσεων.

Μέτρηση Ατομικών Δόσεων

Για τους εργαζόμενους της κατηγορίας Α, η εκτίμηση των ατομικών δόσεων πρέπει να είναι συστηματική και στηρίζεται κατά κύριο λόγο στις μετρήσεις με ατομικά δοσίμετρα. Τα δοσίμετρα για την ατομική δοσιμέτρηση των εργαζόμενων στην Ελλάδα είναι τα δοσίμετρα θερμοφωταύγειας (TLDs). Τα δοσίμετρα αυτά διατίθενται και μετρώνται κάθε μήνα από το Τμήμα Δοσιμέτρησης Προσωπικού της ΕΕΑΕ.

Για τους εργαζόμενους της κατηγορίας Β η παρακολούθηση μπορεί να επιτευχθεί είτε με συλλογική είτε με ατομική δοσιμέτρηση.

Η ΕΕΑΕ τηρεί το επίσημο αρχείο δόσεων όλων των δοσιμετρούμενων στην Ελληνική Επικράτεια. Τα δοσιμετρικά στοιχεία καταχωρούνται και αρχειοθετούνται για χρονικό διάστημα τουλάχιστον 30 ετών μετά το τέλος της εργασίας που συνεπάγεται έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία. Σε περίπτωση υπέρβασης των ΠΕΔ και των ορίων δόσεων η ΕΕΑΕ σε συνεργασία με τον υπεύθυνο ακτινοφυσικό διερευνά τα αίτια που μπορεί να οδήγησαν σε αυτή αξιολογώντας κυρίως τις πρακτικές που εφαρμόζονται από το προσωπικό.

8.8 Αρχές της ακτινοπροστασίας κατά τις ιατρικές εκθέσεις σε ακτινοβολία

Ως ιατρικές εκθέσεις σε ακτινοβολία σύμφωνα με τους κανονισμούς ακτινοπροστασίας νοούνται οι ακόλουθες εκθέσεις:

- α) η έκθεση των ασθενών που υποβάλλονται σε ιατρική διάγνωση ή θεραπευτική αγωγή,
- β) η έκθεση των ατόμων λόγω ιατρικής παρακολούθησης στα πλαίσια της εργασίας τους,
- γ) η έκθεση ατόμων στα πλαίσια προγραμμάτων προληπτικής ιατρικής σε φυσιολογικές ομάδες πληθυσμού, (όπως π.χ. η εξέταση μαστογραφίας σε γυναίκες άνω των 40 ετών), που χαρακτηρίζονται ως υψηλού κινδύνου για την εμφάνιση κάποιας νόσου,

8.8.1 Αρχή της αιτιολόγησης στις ιατρικές εκθέσεις

Η αρχή της αιτιολόγησης στις ιατρικές εκθέσεις σε ακτινοβολία, εφαρμόζεται σε δύο επίπεδα:

α) Σε επίπεδο πρακτικής: Οι διαγνωστικές και θεραπευτικές τεχνικές αιτιολογούνται σε εθνικό επίπεδο ως προς το προσδοκώμενο όφελος από Ειδική Επιτροπή Εμπειρογνομόνων του Υπουργείου Υγείας.

β) Σε επίπεδο εξεταζομένου ή θεραπευμένου: Η εφαρμογή μιας πρακτικής πρέπει να είναι κλινικά αιτιολογημένη εν' όψη των στόχων της έκθεσης και προσαρμοσμένη στα κλινικά γνωρίσματα του εκτιθέμενου. Την τελική ευθύνη για την αιτιολόγηση της έκθεσης και την αποφυγή περιττής έκθεσης έχει ο ιατρός που πραγματοποιεί την έκθεση.

8.8.2 Αρχή της βελτιστοποίησης στις ιατρικές εκθέσεις

Σύμφωνα με την αρχή της βελτιστοποίησης όλες οι αιτιολογημένες ιατρικές εκθέσεις σε ακτινοβολία υπακούουν στην αρχή της ALARA όπως αυτή περιγράφεται στην παρ. 8.2.

Ειδικότερα η διαδικασία βελτιστοποίησης πρέπει να περιλαμβάνει την επιλογή του κατάλληλου εξοπλισμού, τη διασφάλιση της ποιότητας των χρησιμοποιούμενων μεθόδων συμπεριλαμβανομένων

- 1) τυποποιημένων πρωτοκόλλων για την εφαρμογή των διαγνωστικών και θεραπευτικών τεχνικών
- 2) τυποποιημένων πρωτοκόλλων διαγνωστικών και θεραπευτικών τεχνικών για την ακτινοπροστασία ευαίσθητων ομάδων πληθυσμού όπως εγκύων και παιδιών
- 3) γραπτά πρωτόκολλα ελέγχων ποιότητας των μηχανημάτων παραγωγής και ανίχνευσης των ιοντίζουσών ακτινοβολιών
- 4) της εκτίμησης και αξιολόγησης των δόσεων του ασθενή ή της χορηγούμενης ραδιενέργειας,
- 5) της συνεχούς εκπαίδευσης του προσωπικού,
- 6) της χρήσης Διαγνωστικών Επιπέδων Αναφοράς (ΔΕΑ) τα οποία αναλύονται στη συνέχεια.

Τα ιατρικά εργαστήρια ακτινοβολιών πρέπει να διαθέτουν τον κατάλληλο ακτινολογικό εξοπλισμό και τα συναφή προς αυτόν εξαρτήματα (π.χ. προστατευτικές καλύπτρες οργάνων, συστήματα ακινητοποίησης ασθενών) που είναι αναγκαία για την ακτινοπροστασία κατά τις ιατρικές εκθέσεις πέραν των άλλων και των ευαίσθητων ομάδων πληθυ-

σμού όπως, π.χ. παιδιών και γυναικών) και να διαθέτουν ειδικά για το σκοπό αυτό καταρτισμένο προσωπικό. Επίσης, θα πρέπει να διαθέτουν ειδικά γραπτά πρωτόκολλα εργασίας για την προστασία και δοσιμετρία των ασθενών και ειδικότερα των γυναικών σε αναπαραγωγική ηλικία, εγκυμοσύνη ή γαλουχία όσο και του κυοφορούμενου ή θηλάζοντος παιδιού. Πρόσθετα θα πρέπει να υπάρχουν αναρτημένες σε εμφανή θέση προειδοποιητικές πινακίδες για την ανάγκη ενημέρωσης από την εξεταζόμενη του θεράποντος ιατρού για την περίπτωση εγκυμοσύνης ή γαλουχίας.

Διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς (Diagnostic Reference Levels):

Η αρχή των ορίων δόσεων, ισχύει εξ' ορισμού για τον πληθυσμό και για τους επαγγελματικά εκτιθέμενους, ενώ αντίθετα δεν ισχύει για άτομα που υποβάλλονται σε αιτιολογημένη ιατρική διάγνωση ή θεραπευτική αγωγή, δεδομένου ότι ο εξεταζόμενος είναι ο άμεσος αποδέκτης του οφέλους από την εξέταση. Η έκθεση του ασθενή σε ακτινοβολία είναι αποδεκτή, μόνον όταν η προτεινόμενη εξέταση ή θεραπεία είναι κλινικά αιτιολογημένη και η ακτινοπροστασία του ασθενή κατά την εφαρμοζόμενη πρακτική βελτιστοποιημένη.

Στα πλαίσια της βελτιστοποίησης της ακτινοπροστασίας του ασθενή εφαρμόζονται τα διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς (ΔΕΑ). Ως ΔΕΑ ορίζονται τα επίπεδα δόσης για ιατρικές ακτινοδιαγνωστικές πράξεις, ή στην περίπτωση των ραδιοφαρμάκων τα επίπεδα ραδιενέργειας για τυποποιημένες εξετάσεις ομάδων ασθενών κανονικής διάπλασης και για ευρέως χρησιμοποιούμενους τύπους εξοπλισμού. Τα επίπεδα αυτά δεν θα πρέπει να υπερβαίνονται όταν εφαρμόζεται μία ορθή και κανονική πρακτική κατά τις τυποποιημένες αυτές διαδικασίες. Τα επίπεδα αυτά αναφοράς καθορίζονται σε εθνικό επίπεδο με βάση τις υπάρχουσες εφαρμοζόμενες πρακτικές για κάθε εξέταση.

Τα ΔΕΑ δεν είναι όρια δόσεων και η υπέρβασή τους δεν υπόκειται σε άμεσες νομοθετικές ρυθμίσεις. Η συστηματική όμως υπέρβασή τους αποτελεί αιτία έρευνας και πιθανής αναθεώρησης των μέτρων βελτιστοποίησης της ακτινοπροστασίας. Για τις διαγνωστικές ακτινολογικές εξετάσεις τα ΔΕΑ εκφράζονται ως ισοδύναμη δόση (συνήθως σε mGy). Για τις εξετάσεις τις πυρηνικής ιατρικής εκφράζονται ως χορηγούμενη ενεργότητα (MBq).

Στους Πίνακες 8 και 9, δίδονται η μέση ενεργός δόση για κάποιες τυπικές ακτινολογικές εξετάσεις και εξετάσεις τις πυρηνικής ιατρικής αντίστοιχα. Στην τελευταία στήλη των δύο πινάκων δίδονται παραδείγματα από αντίστοιχες ενδεικτικές τιμές ΔΕΑ, που χρησιμοποιούνται σήμερα στην Ευρωπαϊκή Ένωση και στην Ελλάδα. Τα ΔΕΑ εκδίδονται από την ΕΕΑΕ.

Κατηγορία εξετάσεων	Τύπος εξέτασης	Μέση Ενεργός Δόση (mSv)	Δ.Ε.Α.
Ακτινογράφιση	Θώρακος	0,14	0,3 mGy (PA) 1,5 mGy (Lat)
	Οσφυϊκής Μοίρας Σπονδυλικής Στήλης (ΟΜΣΣ)	1,8	10 mGy (AP) 30 mGy (Lat)
	Κρανίου	0,1	5 mGy (PA) 3 mGy (Lat)
	Πυέλου	0,8	10 mGy
	Άκρων	0,06	-
	Κοιλίας	0,53	-
	Αυχενικής Μοίρας Σπονδυλικής Στήλης (ΑΜΣΣ)	0,3	-
	Θωρακικής Μοίρας Σπονδυλικής Στήλης (ΘΜΣΣ)	1,4	-
	Μαστογραφία	0,5	7 mGy***
Υπολογιστική Τομογραφία	Εγκεφάλου	2,3	60 mGy
	Θώρακος	9,7	30 mGy
	Άνω-κάτω κοιλίας	12,0	35 mGy
	Πυέλου	10,0	35 mGy
Ακτινοσκόπηση	Βαριούχο γεύμα (10 λήψεις, 137sec)	6,4	25 Gy.cm ²
	Βαριούχος υποκλυσμός (4 λήψεις, 121sec)	3,6	60 Gy.cm ²
Επεμβατικές τεχνικές που απαιτούν χρήση ακτινοσκόπησης	Στεφανιογραφία (cine, 3.1-5.6 min)	4,6 – 15,8 (DAP=23-79 Gy.cm ²)	-
	Αγγειοπλαστική στεφανιαίων αρτηριών (PTCA) (fluoro=2.4-28.0 min)	7,5 – 57,0 (DAP=33-402 Gy.cm ²)	-
	Ενδοφλέβια Πυελογραφία (6 films)	2,5	-
	Χολοκυστογραφία	2,3	-

Πίνακας 8: Τιμές ενεργών δόσεων [UNSCEAR Report 2000] και διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς (ΔΕΑ) για τυπικές ακτινολογικές εξετάσεις.

Εξέταση	Ισότοπο	Μέση Ενεργός Δόση (mSv)	ΔΕΑ (MBq)
Σπινθηρογράφημα οστών	^{99m}Tc	4,5	735
Σπινθηρογράφημα θυρεοειδούς	^{99m}Tc	1,0	183
Στατικό σπινθηρογράφημα νεφρών (DMSA)	^{99m}Tc	1,3	183
Δυναμικό σπινθηρογράφημα νεφρών (DTPA)	^{99m}Tc	1,8	540
Σπινθηρογράφημα ήπατος	^{99m}Tc	2,0	179
Ραδιοϊσοτοπική Κοιλιογραφία (MUGA)	^{99m}Tc	-	893
Σπινθηρογράφημα αιμάτωσης πνευμόνων	^{99m}Tc	0,4	180
Σπινθηρογράφημα μυοκαρδίου	^{201}Tl	18,0	111
Σπινθηρογράφημα φλεγμονών	^{67}Ga	15,0	190
Ολόσωμο σπινθηρογράφημα	^{111}In	-	125
Σπινθηρογράφημα πρόσληψης θυρεοειδούς αδένα	^{131}I	6,0	7
Ολόσωμο σπινθηρογράφημα	^{131}I	-	180

Πίνακας 9: Τιμές ενεργών δόσεων [UNSCEAR Report 2000] και διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς (ΔΕΑ) για τυπικές εξετάσεις Πυρηνικής Ιατρικής.

8.9 Ακτινοπροστασία εγκύου/κύησης κατά τις ιατρικές εφαρμογές

Ως γνωστόν, οι συντελεστές επικινδυνότητας της ακτινοβολίας για την εμβρυακή, τη βρεφική, τη νηπιακή και την παιδική ηλικία είναι συγκριτικά μεγαλύτεροι αυτών των αντιστοίχων ενηλίκων. Ειδικότερα όσον αφορά το κύημα, το σύστημα ακτινοπροστασίας εμπεριέχει ειδικές διατάξεις με σκοπό την προστασία του στην περίπτωση που η μέλλουσα μητέρα χρειάζεται να υποβληθεί σε κάποια ιατρική διαγνωστική εξέταση ή θεραπεία με ιοντίζουσες ακτινοβολίες.

8.9.1 Επιδράσεις της ακτινοβολίας στο κυοφορούμενο παιδί

Τα βιολογικά αποτελέσματα στο κύημα λόγω ακτινοβόλησης της μέλλουσας μητέρας, διακρίνονται σε στοχαστικά και μη στοχαστικά (άμεσα).

Ως στοχαστικό αποτέλεσμα από την ακτινοβόληση του κυήματος θεωρείται ο κίνδυνος για εμφάνιση καρκίνου ή λευχαιμίας είτε στην παιδική ηλικία είτε στην μετέπειτα ζωή, ο οποίος υπάρχει καθ' όλη τη διάρκεια της κύησης και είναι ανάλογος της ισοδύναμης δόσης ακτινοβολίας στο κύημα.

Η πιθανότητα εμφάνισης στοχαστικών αποτελεσμάτων από την ακτινοβόληση του κυήματος είναι 2 έως 3 φορές μεγαλύτερη από την αντίστοιχη πιθανότητα των ενηλίκων (0,015% ανά 1 mSv) και αριθμητικά ίση με την αντίστοιχη πιθανότητα για τα παιδιά μέχρις ηλικίας 10 ετών.

Ως άμεσα βιολογικά αποτελέσματα από την ακτινοβολία στο κύημα χαρακτηρίζονται τα ακόλουθα:

- η αποτυχία εμφύτευσης του γονιμοποιημένου ωαρίου στο βλεννογόνο της μήτρας και ο θάνατος του εμβρύου
- η δυσπλασία των οργάνων του εμβρύου
- η μείωση του δείκτη νοημοσύνης
- η διανοητική υστέρηση

Τα άμεσα βιολογικά αποτελέσματα στο κύημα εξαρτώνται (α) από την ισοδύναμη δόση ακτινοβολίας στο κύημα και (β) από την εβδομάδα της κύησης κατά τη στιγμή της ακτινοβόλησης.

8.9.2 Εξάρτηση από την ισοδύναμη δόση ακτινοβολίας στο κύημα

Για την εμφάνιση άμεσων αποτελεσμάτων στο έμβρυο, η δόση θα πρέπει να υπερβεί συγκεκριμένο κατώφλι το οποίο για τον άνθρωπο είναι της τάξης των 100 mSv. Ακόμη και για τις ιατρικές διαγνωστικές τεχνικές υψηλής δόσης όπως π.χ. η ακτινοσκόπηση και η αξονική τομογραφία, η απορροφούμενη δόση στο κύημα σπανίως μπορεί να πλησιάσει το κατώφλι αυτό. Άρα δεν αναμένεται να εμφανιστούν, άμεσα αποτελέσματα της ακτινοβολίας στο κυοφορούμενο παιδί κατά τις συνήθεις διαγνωστικές εκθέσεις της εγκυμονούσας μητέρας. Αντίθετα η δόση στο κυοφορούμενο παιδί θα πρέπει να ληφθεί σοβαρά υπόψη στην επεμβατική ακτινολογία, στην ακτινοθεραπεία και στις θεραπευτικές χορηγήσεις ραδιοϊσοτόπων.

8.9.2.1 Εξάρτηση από την εβδομάδα της κύησης

Τα άμεσα αποτελέσματα στο κύημα εξαρτώνται από την εβδομάδα της κύησης κατά τη στιγμή της ακτινοβολήσης και για τη μελέτη αυτής της εξάρτησης η ανάπτυξη του κυοφορούμενου παιδιού μπορεί να χωριστεί σε τρεις φάσεις:

1η φάση: Η φάση από τη σύλληψη μέχρι την εμφύτευση του εμβρύου στο βλεννογόνο της μήτρας (πρώτες δυο εβδομάδες).

2η φάση: Η φάση της μείζονος οργανογένεσης που διαρκεί μέχρι την 8η εβδομάδα μετά τη σύλληψη.

3η φάση: Η φάση της ανάπτυξης του εμβρύου που διαρκεί από την όγδοη περίπου εβδομάδα μέχρι τη γέννηση και περιλαμβάνει τη φάση της κυρίως διάπλασης του κεντρικού νευρικού συστήματος από την 8η μέχρι την 15η εβδομάδα.

Ειδικότερα και όσον αφορά τα άμεσα βιολογικά αποτελέσματα από την ακτινοβολία στο κύημα ισχύουν τα ακόλουθα:

- Η αποτυχία εμφύτευσης του γονιμοποιημένου ωαρίου στο βλεννογόνο της μήτρας και ο θάνατος του εμβρύου είναι η πλέον πιθανή επίδραση μεγάλων δόσεων ακτινοβολίας ($>>100$ mSv) κατά την πρώιμη περίοδο της εγκυμοσύνης. Το αποτέλεσμα αυτό είναι δύσκολο να μελετηθεί και η εγκυμοσύνη δεν θα γίνει αντιληπτή. Η πρώιμη περίοδος της εγκυμοσύνης αντιμετωπίζεται γενικώς σαν περίοδος χαμηλού κινδύνου από τις επιπτώσεις της ακτινοβολίας.
- Η δυσπλασία των οργάνων του εμβρύου εμφανίζεται κατά τη δεύτερη φάση που αφορά την 3η έως την 8η εβδομάδα της κύησης μετά την υπέρβαση του σχετικού κατωφλίου. Ο κίνδυνος δυσπλασίας εξαρτάται από την περίοδο της οργανογένεσης κατά το χρόνο της ακτινοβολήσης και είναι αυξημένος κατά τη διάρκεια της πλέον δραστήριας φάσης του πολλαπλασιασμού των κυττάρων και της διαφοροποίησης των οργάνων που αναπτύσσονται.
- Η μείωση του δείκτη νοημοσύνης είναι ανάλογος της απορροφούμενης δόσης. Ειδικότερα για κάθε Sv απορροφούμενης δόσης κατά την 8η έως 15η εβδομάδα από τη σύλληψη, αναμένεται μείωση του δείκτη νοημοσύνης κατά 30 μονάδες. Για δόση 100 mSv η αναμενόμενη μείωση του δείκτη νοημοσύνης είναι 3 μονάδες. Η επίδραση της ακτινοβολίας στο δείκτη νοημοσύνης κατά την έκθεση μετά τη 16η έως την 25η εβδομάδα είναι λιγότερο πιθανή. Όλες οι παρατηρήσεις που αφορούν το δείκτη νοημοσύνης σχετίζονται με υψηλές δόσεις και υψηλούς ρυθμούς δόσεων.
- Η διανοητική υστέρηση εμφανίζεται μετά την υπέρβαση του σχετικού κατωφλίου. Παρατηρήθηκε αύξηση κατά 0.4 της πιθανότητας εμφάνισης διανοητικής καθυστέρησης για δόση 1 Sv. Το αποτέλεσμα παρατηρήθηκε κατά την 8η έως 15η εβδομάδα μετά τη σύλληψη, ήταν λιγότερο εμφανές κατά την 16η-25η εβδομάδα αντίστοιχα και δεν παρατηρείται σε άλλες περιόδους.

8.10 Διαδικασίες έκθεσης γυναικών σε ακτινοβολία

Για την αποφυγή αναίτιας έκθεσης του κυήματος κατά τις ιατρικές εφαρμογές των ακτινοβολιών ακολουθούνται ειδικές διαδικασίες. Οι διαδικασίες αυτές αφορούν στην ακτινοπροστασία των γυναικών με αναπαραγωγική ικανότητα, δηλαδή από την ηλικία της ήβης μέχρι την εμμηνοπαυση, συνήθως μεγαλύτερες των 12 ετών και μικρότερες των 50 ετών. Σύμφωνα με τις διαδικασίες αυτές η πιθανότητα εγκυμοσύνης πρέπει να εκτιμηθεί σε όλες εκείνες τις περιπτώσεις που η γυναίκα πρόκειται να υποβληθεί σε εξετάσεις ή θεραπεία με ιοντίζουσες ακτινοβολίες.

Καταρχήν θα πρέπει να υπάρχει σε εμφανή θέση στο εργαστήριο πινακίδα της οποίας το περιεχόμενο θα υπενθυμίζει στις εξεταζόμενες ότι πρέπει να ενημερώσουν το προσωπικό του εργαστηρίου για περιπτώσεις εγκυμοσύνης.

Στη συνέχεια πρέπει να διερευνηθεί διεξοδικά εάν συντρέχουν λόγοι η ασθενής να είναι έγκυος. Εάν δεν συντρέχουν λόγοι τότε η εξέταση μπορεί να πραγματοποιηθεί όπως έχει προγραμματιστεί. Αντίθετα εάν κατά την κρίση του ιατρού συντρέχουν λόγοι, τότε η προγραμματισμένη εξέταση θα πρέπει να αναβληθεί, μέχρι την επόμενη περίοδο ή να πραγματοποιηθεί δοκιμασία (test) εγκυμοσύνης πριν την εξέταση.

Σε περίπτωση επιβεβαιωμένης εγκυμοσύνης εξετάζονται μεταξύ άλλων και οι παρακάτω εναλλακτικές διαδικασίες:

- I. Η δυνατότητα χρήσης άλλων διαγνωστικών μεθόδων, που οδηγούν σε χαμηλότερη ή μηδενική δόση, λαμβάνοντας όμως υπόψη και τα πιθανά μειονεκτήματα των μεθόδων αυτών.
- II. Η δυνατότητα η εξέταση ή η θεραπεία να αναβληθεί για μετά τον τοκετό, σταθμίζοντας τον κίνδυνο και το όφελος τόσο για τη μητέρα όσο και για το παιδί.

Στις περιπτώσεις που η καθυστέρηση της εξέτασης ή της θεραπείας δεν είναι κλινικά αποδεκτή, η εξέταση ή η θεραπεία πρέπει να γίνουν αφού ληφθεί ειδική μέριμνα σε ότι αφορά την ελαχιστοποίηση της δόσης στο κυοφορούμενο παιδί. Ιδιαίτερη προσοχή πρέπει επίσης να δοθεί ώστε να αποφευχθούν πιθανές επιπτώσεις αυτής της μέριμνας σε βάρος της μητέρας όπως η μείωση της αποτελεσματικότητας της εξέτασης ή της θεραπείας. Η δόση στο κυοφορούμενο παιδί πρέπει να εκτιμηθεί πριν την πραγματοποίηση της εξέτασης ή της θεραπείας και εάν είναι σκόπιμο, μετά από αυτήν αντίστοιχα.

Σε περιπτώσεις έκτακτης ανάγκης, όπου η ζωή της μητέρας βρίσκεται σε κίνδυνο, δεν είναι πάντοτε δυνατόν να εφαρμοστούν οι παραπάνω συστάσεις. Στις περιπτώσεις αυτές είναι ιδιαίτερα σημαντικό να εκτιμηθούν οι παράγοντες κινδύνου για το κυοφορούμενο παιδί μετά την έκθεση για να αποτελέσουν τη βάση για παραπέρα αποφάσεις. Για το σκοπό αυτό η λεπτομερής καταγραφή όλων των τεχνικών παραμέτρων της έκθεσης είναι αναγκαία, ώστε να διευκολυνθούν οι δοσιμετρικοί υπολογισμοί. Ειδικότερα στις διαγνωστικές εξετάσεις Πυρηνικής Ιατρικής, εάν οι εξετάσεις δεν είναι δυνατόν να αναβληθούν για μετά τον τοκετό, η ελαχιστοποίηση της δόσης στο κυοφορούμενο παιδί μπορεί να επιτευχθεί με:

- προσεκτική και σωστή επιλογή του ραδιοϊσοτόπου και ραδιοφαρμάκου που πρόκειται να χορηγηθεί
- ελαχιστοποίηση της χορηγούμενης ενεργότητας
- εφαρμογή ειδικών πρωτοκόλλων για επιτάχυνση της αποβολής του ραδιοφαρμάκου από το σώμα της εξεταζόμενης.

Κατά τις θεραπευτικές εφαρμογές της Πυρηνικής Ιατρικής, με σκοπό την ελαχιστοποίηση του κινδύνου γυναικών με μη επιβεβαιωμένη εγκυμοσύνη, η θεραπεία πρέπει να προγραμματιστεί μέσα στο πρώτο δεκαήμερο από την εμφάνιση της περιόδου, εάν και εφόσον αυτό είναι κλινικά αιτιολογημένο.

Γενικότερα πριν ληφθεί οιαδήποτε απόφαση για εφαρμογή ακτινοθεραπείας μιας μέλλουσας μητέρας, πρέπει να γίνει προσεκτική εκτίμηση της δόσης στο κυοφορούμενο παιδί. Η δόση αυτή θα πρέπει να αναμένεται υψηλή, αλλά γενικώς η θεραπεία της μητέρας προέχει. Στην περίπτωση αυτή η μέλλουσα μητέρα θα πρέπει να συμμετέχει στη συζήτηση και στη λήψη της απόφασης για την εφαρμογή της θεραπείας.

Ο σχεδιασμός της ακτινοθεραπείας σε κάθε περίπτωση θα πρέπει να γίνει κατά τρόπον ώστε να ελαχιστοποιείται η δόση στο κυοφορούμενο παιδί χωρίς να διακινδυνεύεται η αποτελεσματικότητα της θεραπείας της μέλλουσας μητέρας, εάν και εφόσον η θεραπεία δεν μπορεί να αναβληθεί για μετά τον τοκετό. Εάν η δόση στο κυοφορούμενο παιδί μπορεί να οδηγήσει σε σοβαρές άμεσες βλάβες, ή να οδηγήσει σε μεγάλη πιθανότητα για στοχαστικές βλάβες, η διακοπή της κύησης πρέπει να ληφθεί σοβαρά υπόψη.

8.10.1 Μέτρα που πρέπει να ληφθούν μετά την υποβολή εγκύου σε διαγνωστική εξέταση ή θεραπεία

Σε περίπτωση που μια έγκυος υποβλήθηκε σε εξέταση ή θεραπεία με ιοντίζουσες ακτινοβολίες, αιτιολογημένα ή και αναίτια εάν η εγκυμοσύνη δεν έγινε αντιληπτή κατά την πραγματοποίηση της έκθεσης, προέχει ο υπολογισμός της δόσης στο κυοφορούμενο παιδί.

Για δόσεις στο κυοφορούμενο παιδί μικρότερες των 100 mSv, η άμβλωση με μόνο κριτήριο την πιθανότητα βλάβης από την ακτινοβολήση πρέπει να αποκλείεται.

Για δόσεις στο κυοφορούμενο παιδί μεγαλύτερες των 100 mSv, τότε κατά τη συζήτηση για την τελική απόφαση σχετικά με τη διακοπή ή μη της εγκυμοσύνης, θα πρέπει να ληφθούν υπόψη παράγοντες που αφορούν προσωπικά την ασθενή. Εξάλλου, ακόμη και για δόσεις στο κυοφορούμενο παιδί της τάξης των μερικών εκατοντάδων mSv, δεν

συνιστάται σε όλες τις περιπτώσεις η προσφυγή στην άμβλωση. Θα πρέπει να τονιστεί ότι η διακοπή της κύησης είναι μια οδυνηρή απόφαση η οποία δεν θα πρέπει να ληφθεί χωρίς να υπάρχει πολύ σοβαρή αιτιολογία. Σε κάθε περίπτωση, συστήνεται τόσο οι γυναικολόγοι όσο και οι άμεσα ενδιαφερόμενοι να επικοινωνούν με την ΕΕΑΕ και να συμβουλευόνται το εξειδικευμένο προσωπικό πριν από τη λήψη οποιασδήποτε απόφασης.

Δεδομένου ότι οι τυπικές διαγνωστικές εξετάσεις οδηγούν σε ισοδύναμη δόση στο κύημα σημαντικά μικρότερη των 100mSv (βλ. Πίνακα-10), δεν αιτιολογείται ανάγκη προσφυγής στην άμβλωση, ενώ κατά τις θεραπευτικές διαδικασίες η προσφυγή στην άμβλωση μπορεί να συσταθεί μετά από στάθμιση ενός συνόλου παραγόντων.

Διαδικασία	Διαγνωστική εξέταση	Ισοδύναμη Δόση στο Κύημα (mSv)	
		Μέση τιμή	Μέγιστη τιμή
Κλασική ακτινολογία	Κοιλία (οπισθιο/προσθία λήψη)	1,4	4,2
	Βαριούχος υποκλυσμός	6,8	24
	Βαριούχο γεύμα	1,1	5,8
	Ενδοφλέβια πυελογραφία	1,7	10
	ΟΜ σπονδυλικής στήλης	1,7	10
	Πύελος	1,1	4
Αξονική Τομογραφία	Κοιλία	8	49
	Πύελος	25	79
Πυρηνική Ιατρική	^{99m} Tc (phosphate) Σπινθηρογράφημα οστών	3,3	4,6
	^{99m} Tc (DTPA) Δυναμικό Σπινθηρογράφημα νεφρών	1,5	4
	^{99m} Tc (RBC) Δυναμικό σπινθηρογράφημα μυοκαρδίου	3,4	3,7
	^{99m} Tc Σπινθηρογράφημα εγκεφάλου	4,3	6,5
	²⁰¹ Tl Σπινθηρογράφημα μυοκαρδίου	3,7	4
	⁶⁷ Ga Σπινθηρογράφημα όγκων	-	12
	¹³¹ I Ολόσωμο Σπινθηρογράφημα για μεταστάσεις θυρεοειδούς	-	22

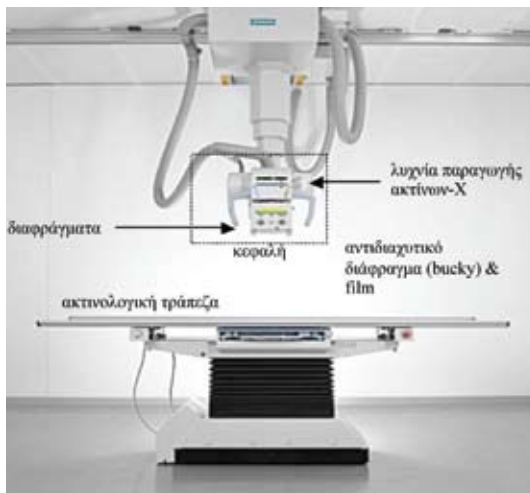
Πίνακας 10: Τυπικές διαγνωστικές εξετάσεις που οδηγούν σε ισοδύναμη δόση στο κύημα μεγαλύτερη του 1 mSv (Radiation Protection Report 100)

9. ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑ

Στην παρ.2.5 (Κεφ.2) περιγράψαμε τον τρόπο παραγωγής ακτίνων-Χ με λυχνία. Στη συνέχεια θα περιγράψουμε τα κύρια μέρη των ακτινολογικών συστημάτων που χρησιμοποιούνται στην ακτινοδιάγνωση και τις βασικές παραμέτρους λειτουργίας τους.

9.1 Βασικά μέρη του κλασικού ακτινογραφικού μηχανήματος

Τα βασικά μέρη ενός ακτινοδιαγνωστικού συστήματος είναι τα ακόλουθα:



Σχήμα 33: Σύγχρονο ακτινογραφικό σύστημα.

9.1.1 Η Κεφαλή



Σχήμα 34: Λυχνία παραγωγής ακτίνων-Χ

Η κεφαλή του συστήματος περιλαμβάνει τη λυχνία παραγωγής των ακτίνων-Χ και το σύστημα ψύξης της (κατά τη διάρκεια λειτουργίας η θερμοκρασία δύναται να φτάσει τους 2000°C).

Η όλη διάταξη βρίσκεται εντός μεταλλικού κυλίνδρου ο οποίος εκτός από την μηχανική-ηλεκτρική προστασία που παρέχει, συνεισφέρει στην ακτινοπροστασία από την παραγόμενη ακτινοβολία. Στο ειδικό άνοιγμα (έξοδος) της κεφαλής τοποθετείται η διάταξη περιορισμού της δέσμης (διαφράγματα). Σε εμφανές σημείο της κεφαλής υπάρχει χειριστήριο για τις διάφορες κινήσεις και αλλαγές προσανατολισμού της λυχνίας και κατάλληλο σύστημα μέτρησης της απόστασης εστίασης-εξεταζομένου.

9.1.2 Διαφράγματα

Προσαρμοσμένο κάτω ακριβώς από τη θυρίδα εξόδου της ακτινογραφικής δέσμης ακτίνων-Χ και συνδεδεμένο με την κεφαλή, βρίσκεται μεταλλικό κουτί το οποίο διαθέτει το σύστημα περιορισμού της δέσμης ακτινοβολίας στις επιθυμητές διαστάσεις (διαφραγματικό σύστημα). Η διάταξη αυτή αποτελείται από ζεύγη οριζόντιων και κάθετων μολύβδινων πλακιδίων, τα οποία μετακινούνται από τον χειριστή, καθορίζοντας το επιθυμητό και αναγκαίο πεδίο ακτινοβολήσης. Για να μπορεί ο χειριστής να καθορίσει το επιθυμητό πεδίο ακτινοβολήσης χρειάζεται μια ένδειξη του μεγέθους του πεδίου. Την ένδειξη αυτή προσφέρει το σύστημα φωτεινής επικέντρωσης. Η προβολή του πεδίου

ακτινοβολίας στην επιφάνεια του ασθενή επιτυγχάνεται με τη βοήθεια ενός ισχυρού λαμπτήρα και ενός κατόπτρου. Τα όργανα αυτά τοποθετούνται πάνω από το διαφραγματικό σύστημα με τέτοια γωνία, ώστε το φωτεινό πεδίο να συμπίπτει με ακρίβεια με το πεδίο ακτινοβολήσης.

9.1.3 Εξεταστική τράπεζα

Η εξεταστική τράπεζα είναι κατασκευασμένη από υλικά που προκαλούν όσο το δυνατό χαμηλότερη εξασθένηση της ακτινοβολίας. Η τράπεζα μπορεί να μετακινηθεί κατά ύψος, παράλληλα και κάθετα ώστε να εξασφαλίζεται η κατάλληλη τοποθέτηση του ασθενή για την εξέταση. Στο κάτω μέρος της τράπεζας βρίσκεται η διάταξη που δέχεται την ακτινολογική κασέτα (film-ενισχυτική πινακίδα) και το αντιδιαχυτικό διάφραγμα (bucky) για τα οποία θα μιλήσουμε στις επόμενες παραγράφους.

9.1.4 Γεννήτρια υψηλής τάσης

Για την παραγωγή ακτινοβολίας απαιτείται τάση μεταξύ καθόδου-ανόδου της τάξης των χιλιάδων Volt. Για την ενίσχυση της παρεχόμενης από τη ΔΕΗ τάσης (220 V) αλλά και τη μετατροπή της από εναλλασσόμενη σε συνεχή, χρησιμοποιούνται κατάλληλες γεννήτριες. Στα σύγχρονα συστήματα οι γεννήτριες είναι τριφασικές, 6 ή 12 παλμών.

9.1.5 Κονσόλα χειρισμού (ή χειριστήριο)

Ο ποιοτικός και ποσοτικός έλεγχος της δέσμης ακτίνων-Χ, που παράγεται στην ακτινολογική λυχνία, γίνεται από το χειριστήριο του ακτινογραφικού μηχανήματος.



Από το χειριστήριο ρυθμίζεται η υψηλή τάση της λυχνίας (kVp), το ρεύμα της λυχνίας (mA) και ο χρόνος έκθεσης (sec). Σε κάποια συστήματα, υπάρχει η δυνατότητα απευθείας ρύθμισης του γινομένου mA x sec (mAs). Μια άλλη σημαντική παράμετρος που δύναται να επιλεγεί είναι το μέγεθος της εστίας (μικρή ή μεγάλη). Για όλες τις παραμέτρους υπάρχουν κατάλληλες ενδείξεις των επιλεγμένων τιμών και σε αρκετά συστήματα υπάρχει ειδική ένδειξη του θερμικού φορτίου της λυχνίας, ώστε να αποφευχθεί η καταπόνησή της.

Σχήμα 35: Χειριστήριο ακτινογραφικού μηχανήματος

9.2 Ποιότητα - Ποσότητα της δέσμης ακτίνων-Χ

Αφού περιγράψαμε τα βασικά μέρη ενός ακτινογραφικού συστήματος, ας δούμε τη σημασία των παραμέτρων kVp, mA και sec.

9.2.1 Ρύθμιση των kVp

Η ενέργεια της δέσμης των ακτίνων-Χ, δηλαδή η διεισδυτική της ικανότητα, εξαρτάται από τη διαφορά δυναμικού μεταξύ ανόδου – καθόδου της λυχνίας. Συνεπώς όσο πιο παχύς είναι ο ασθενής τόσο πιο μεγάλη τιμή kVp επιλέγουμε, ώστε τα φωτόνια να έχουν ικανή ενέργεια να διαπεράσουν τον ασθενή και να προσπέσουν στο ακτινολογικό film.

Η ακτινολογική λυχνία εκπέμπει φωτόνια με συνεχές φάσμα ενεργειών. Με την επιλογή των kVp ουσιαστικά ορίζουμε τη μέγιστη τιμή της ενέργειας του φάσματος των φωτονίων. Τα φωτόνια χαμηλής ενέργειας δεν έχουν την απαραίτητη διεισδυτικότητα ώστε να διαπεράσουν το σώμα του εξεταζομένου και να προσπέσουν στο φιλμ. Αυτό έχει σαν συνέπεια να απορροφούνται από το σώμα του εξεταζομένου αυξάνοντας έτσι τη δόση που δέχεται χωρίς να συνεισφέρουν στην εικόνα. Για την εξάλειψη αυτών των φωτονίων, τοποθετούνται στην έξοδο της λυχνίας, ειδικά

φίλτρα συνήθως από αλουμίνιο τα οποία τα απορροφούν χωρίς όμως να επηρεάζουν τα χρήσιμα φωτόνια υψηλής ενέργειας.

Το εύρος των τιμών υψηλής τάσης που χρησιμοποιείται στις ακτινοδιαγνωστικές εξετάσεις είναι από 40 έως 130 kVp.

9.2.2 Ρύθμιση των mA

Ο αριθμός των ηλεκτρονίων που εκπέμπονται από την κάθοδο (βλ.Κεφ.2 παρ.5) και έλκονται από την άνοδο στη μονάδα του χρόνου, αντιπροσωπεύει ηλεκτρικό ρεύμα (ανοδικό ρεύμα) που μετρείται σε mA. Σαν μέγεθος είναι ενδεικτικό του ρυθμού παραγωγής φωτονίων (φωτόνια/sec) στην άνοδο της λυχνίας.

Τυπικές τιμές αυτής της παραμέτρου είναι 50,100,200,...,1000 mA ανάλογα με τη δυνατότητα του ακτινογραφικού μηχανήματος.

9.2.3 Ρύθμιση του χρόνου έκθεσης (sec)

Ο χρόνος έκθεσης καθορίζει τη διάρκεια της ακτινοβόλησης. Στην ακτινολογία μας ενδιαφέρει ο χρόνος να είναι όσο το δυνατό μικρότερος ώστε να αποφευχθεί η ασάφεια που προκαλείται στην εικόνα λόγω της κίνησης του ασθενή ή της κίνησης των ανατομικών δομών που απεικονίζουμε (π.χ. καρδιά, πνεύμονες).

9.2.4 Το γινόμενο mAs

Το γινόμενο του ρεύματος επί τον χρόνο ονομάζεται έκθεση, συμβολίζεται με «mAs» και είναι ενδεικτικό του αριθμού των φωτονίων που παρήγαγε η λυχνία. Τα mAs καθορίζουν την αμαύρωση που θα προκληθεί στο ακτινολογικό film. Δηλαδή, όσο πιο πολλά φωτόνια (μεγάλα mAs) προσπέσουν στο film τόσο μεγαλύτερη αμαύρωση θα προκληθεί. Όπως θα δούμε παρακάτω, η τιμή mAs είναι καθοριστική στην ποιότητα της ακτινολογικής εικόνας αλλά και στη δόση του ασθενή.

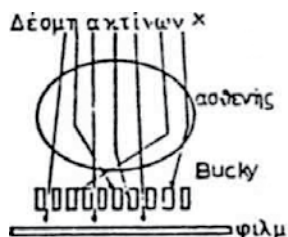
Σε κάθε έκθεση, λοιπόν, ο αριθμός των ακτίνων X είναι ανάλογος των mA και του χρόνου έκθεσης και εκφράζεται από το γινόμενο: $\text{mA} \times \text{sec}$.

9.2.5 Σύστημα A.E.C. ή Σύστημα αυτόματου ελέγχου έκθεσης (Automatic Exposure Control)

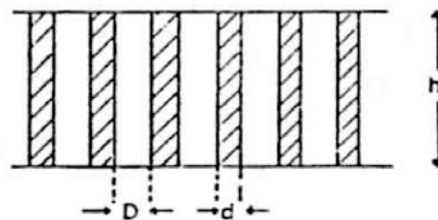
Στα πιο σύγχρονα ακτινογραφικά μηχανήματα χρησιμοποιείται ως χρονοδιακόπτης ένας ή περισσότεροι παράλληλοι επίπεδοι θάλαμοι ιονισμού. Οι θάλαμοι αυτοί είναι κατάλληλα τοποθετημένοι ώστε να μετρούν την ποσότητα της ακτινοβολίας που προσπίπτει στο film άρα και το επίπεδο της αμαύρωσης που έχει προκληθεί. Όταν η ποσότητα της ακτινοβολίας (άρα και η αμαύρωση) πάρει την επιθυμητή τιμή τότε οι θάλαμοι δίνουν εντολή διακοπής της ακτινοβόλησης. Η χρήση του συστήματος A.E.C. εξασφαλίζει τη σωστή αμαύρωση του film, καθώς αποφεύγεται η υπο/υπερ - έκθεσή του.

9.3 Αντιδιαχυτικό Διάφραγμα (Bucky)

Η δέσμη των ακτίνων X που εξέρχεται από τον ασθενή και κατευθύνεται προς το φιλμ αποτελείται από πρωτογενή και σκεδαζόμενη ακτινοβολία. Η πρωτογενής ακτινοβολία διαπερνά τον ασθενή χωρίς να αλληλεπιδράσει με αυτόν και μεταφέρει τις χρήσιμες πληροφορίες σχετικά με την ανατομική δομή του. Επομένως, αυτή η συνιστώσα της δέσμης πρέπει να χρησιμοποιηθεί για να αποτυπώσει στο φιλμ την ακτινογραφική εικόνα του ασθενή. Σε αντίθεση με την πρωτογενή ακτινοβολία, η σκεδαζόμενη δημιουργείται μέσα στο σώμα του ασθενή κατά την διάρκεια της αλληλεπίδρασης της πρωτογενούς με τον ασθενή. Όταν η σκεδαζόμενη ακτινοβολία φθάσει στο φιλμ δημιουργεί ομίχλωση σε αυτό και προκαλείται υποβάθμιση της αντίθεσης της εικόνας. Επομένως είναι αναγκαία η απόρριψη της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας που προσπίπτει στο film. Η μέθοδος που χρησιμοποιείται για την ελάττωση της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας είναι η χρήση αντιδιαχυτικών διαφραγμάτων που καλούνται και Bucky από τον Gustave Bucky που τα πρότεινε το 1913. Αυτά αποτελούνται από λεπτές λωρίδες μολύβδου εναλλασσόμενες με λωρίδες αλουμινίου, πλαστικού ή άλλων οργανικών ουσιών. Όπως φαίνεται και στο Σχήμα 36α, η διάταξη των λωρίδων είναι τέτοια, ώστε να επιτρέπει τη διέλευση της πρωτογενούς ακτινοβολίας και να μην επιτρέπει τη διέλευση της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας.



(α)



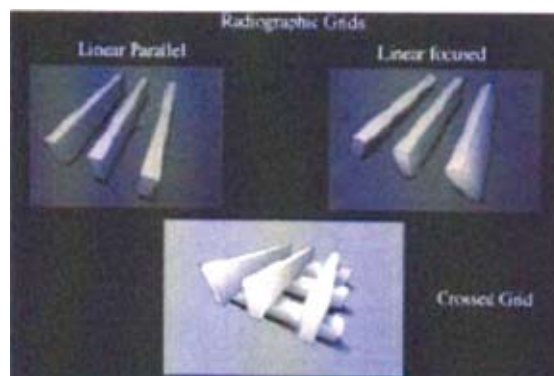
(β)

Σχήμα 36: (α) Αποκοπή σκεδασμένων φωτονίων με αντιδιαχυτικό διάφραγμα, (β) Τομή αντιδιαχυτικού διαφράγματος (με ραβδώσεις σημειώνονται οι λωρίδες μολύβδου).

Υπάρχουν τρία είδη αντιδιαχυτικών διαφραγμάτων, τα παράλληλα, τα εστιασμένα και τα διασταυρωμένα (Σχήμα 37). Από τις ονομασίες τους είναι εμφανές ότι στα παράλληλα οι λωρίδες μολύβδου είναι παράλληλες μεταξύ τους ενώ στα εστιασμένα οι διευθύνσεις των λωρίδων τέμνονται σε ένα εστιακό σημείο. Τα διασταυρωμένα διαφράγματα είναι στην ουσία παράλληλα και αποκόπτουν τα σκεδασμένα φωτόνια και στις δυο διευθύνσεις (x,y).

Επειδή είναι πιθανό οι λωρίδες μολύβδου να εμφανιστούν στην εικόνα, τα αντιδιαχυτικά διαφράγματα κινούνται οριζόντια μπρος-πίσω με αυτόματο μηχανισμό ώστε να θολωθεί η «σκιά» των λωρίδων.

Γενικά το αντιδιαχυτικό διάφραγμα χρησιμοποιείται στις περιπτώσεις που το ακτινογραφούμενο τμήμα του ασθενή έχει πάχος μεγαλύτερο από 10 cm και η υψηλή τάση είναι μεγαλύτερη από 60 kVp. Σ' αυτές τις περιπτώσεις και ιδιαίτερα για μεγάλες διαστάσεις πεδίων ακτίνων-X το ποσοστό της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας στην εξερχόμενη δέσμη αυξάνεται σημαντικά.

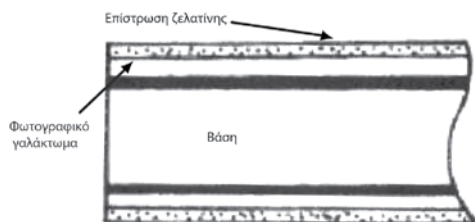


Σχήμα 37: Παράλληλο, εστιασμένο και διασταυρωμένο αντιδιαχυτικό διάφραγμα

9.4 Ακτινολογικό film - ενισχυτική πινακίδα

Το ακτινολογικό film (Σχήμα 38) αποτελείται από μια συνθετική βάση, πάχους 0,1 mm, σχεδόν διαφανή στο ορατό φως. Στις δυο πλευρές της (ή μόνο στη μια) είναι ομοιόμορφα κατανεμημένο το φωτογραφικό γαλάκτωμα (πάχους 0,01 mm). Το ενεργό συστατικό του γαλακτώματος είναι οι κόκκοι AgBr και AgI οι οποίοι είναι ευαίσθητοι στο ορατό φως και λιγότερο ευαίσθητοι στην ακτινοβολία. Η βάση και το φωτογραφικό γαλάκτωμα περιβάλλονται από μια προστατευτική επίστρωση ζελατίνης για λόγους μηχανικής αντοχής και ευκαμψίας. Το όλο σύστημα πρέπει να είναι όσο το δυνατόν πιο διάφανο στο ορατό φως.

Επειδή το film από μόνο του δεν είναι αρκετά ευαίσθητο στην ακτινοβολία-X, ο σχηματισμός ικανής εικόνας θα απαιτούσε μεγάλο αριθμό φωτονίων και κατά συνέπεια μεγάλη δόση στον ασθενή. Το πρόβλημα αυτό παρακά-

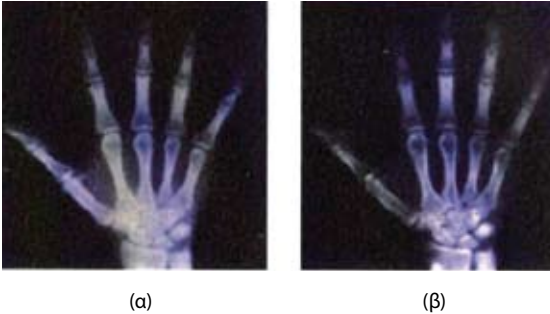


Σχήμα 38: Τομή ακτινολογικού film διπλής επίστρωσης.

μπεται με τη χρήση ενισχυτικής πινακίδας. Η ενισχυτική πινακίδα μετατρέπει την ενέργεια των φωτονίων που προσπίπτουν σε αυτή σε ορατό φως με το φαινόμενο του φθορισμού. Η ενισχυτική πινακίδα αποτελείται από το προστατευτικό στρώμα (πλαστικό) που την περιβάλλει, το στρώμα του φθορίζοντος υλικού (κρύσταλλοι Γαδολινίου, Λανθανίου ή ανόργανα θειικά άλατα), το στρώμα ανάκλασης και τη βάση (πλαστικό) για μηχανική αντοχή. Τα ορατά φωτόνια που δημιουργούνται στην πινακίδα, εκπέμπονται προς όλες τις διευθύνσεις. Το στρώμα ανάκλασης χρησιμοποιείται για να κατευθύνει τα ορατά φωτόνια προς την πλευρά του film.

Το ορατό φως προσπίπτει στο film και μέσω φωτοχημικών αντιδράσεων σχηματίζεται η «λανθάνουσα» εικόνα (με τον όρο αυτό εννοούμε ότι η εικόνα δεν φαίνεται αποτυπωμένη στο film όμως η πληροφορία της έχει καταγραφεί σε αυτό). Για λόγους μηχανικής αντοχής και φωτοστεγανότητας, το film και η ενισχυτική πινακίδα τοποθετούνται μέσα σε ειδική κασέτα.

Στο Σχήμα 39, δίνεται ένα παράδειγμα ακτινογραφίας με και χωρίς χρήση ενισχυτικής πινακίδας. Στην περίπτωση χρήσης ενισχυτικής πινακίδας η λήψη έγινε με 7 mAs ενώ χωρίς πινακίδα χρειάστηκαν 125 mAs. Εκτός από τη διαφορά στην διαγνωστική πληροφορία που έχουν οι δυο εικόνες είναι σημαντική η διαφορά στη δόση που παίρνει ο ασθενής. Επειδή η σχέση δόση-mAs είναι γραμμική, χρησιμοποιώντας ενισχυτική πινακίδα η δόση μειώθηκε κατά 18 φορές.



Σχήμα 39: Ακτινογραφία άκρας χείρας (α) χωρίς και (β) με ενισχυτική πινακίδα. Στην (α) περίπτωση χρησιμοποιήθηκαν 125 mAs ενώ στη (β) 7 mAs.

Αφού σχηματιστεί η «λανθάνουσα» εικόνα ακολουθεί η διαδικασία της εμφάνισης του film η οποία είναι παρόμοια με αυτή του κοινού φωτογραφικού. Η διαδικασία αυτή παίζει σημαντικό ρόλο στην ποιότητα του τελικού αποτελέσματος καθώς παράγοντες όπως το pH, η θερμοκρασία των υγρών στερέωσης/εμφάνισης και ο χρόνος εμφάνισης επηρεάζουν σε μεγάλο βαθμό τα χαρακτηριστικά της εικόνας.

9.5 Ακτινοσκόπηση

Ακτινοσκόπηση είναι η απεικόνιση του εσωτερικού του σώματος σε πραγματικό χρόνο. Πρόκειται για συνεχή ακτινογράφιση με προβολή και καταγραφή των εικόνων σε σύστημα video (και film). Η παραγωγή των ακτίνων-Χ γίνεται με ακτινογραφική λυχνία όπως και στην ακτινογράφιση. Σε απαιτητικά συστήματα όπως ο αγγειογράφος, η παραγωγή ακτίνων-Χ δεν είναι μόνο συνεχής αλλά και παλμική. Με την παλμική λειτουργία μειώνεται η δόση που δέχεται ο ασθενής. Η ανίχνευση της ακτινοβολίας για τον σχηματισμό της εικόνας γίνεται από τον **ενισχυτή εικόνας**.

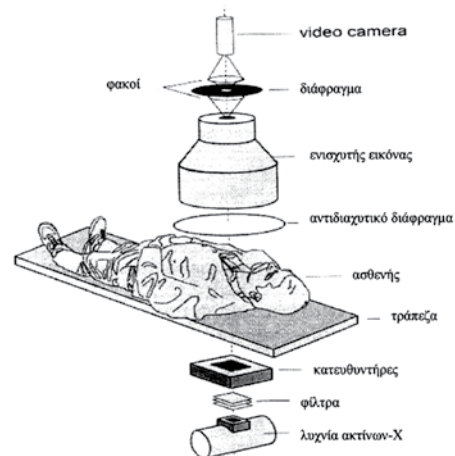
9.5.1 Περιγραφή του συστήματος ακτινοσκόπησης

Το σύστημα ακτινοσκόπησης αποτελείται από τις εξής διαδοχικές μονάδες (Σχήμα 40):

- Λυχνία ακτίνων Χ
- Φίλτρα
- Σύστημα κατευθυντή
- Τράπεζα και ασθενής
- Αντιδιαχτυτικό πλέγμα
- Ενισχυτής εικόνας
- Οπτικό σύστημα
- Σύστημα παρατήρησης και καταγραφής

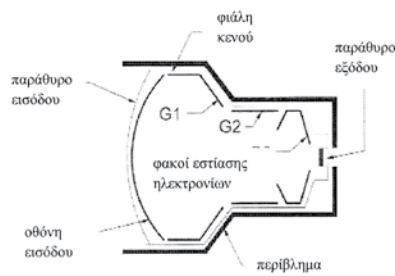
Από αυτές τις μονάδες, οι πέντε πρώτες είναι ίδιες με τις αντίστοιχες της κλασικής ακτινοδιαγνωστικής και δεν θα περιγραφούν εδώ.

- Οπτικό σύστημα
- Σύστημα παρατήρησης και καταγραφής



Σχήμα 40: Μονάδες ακτινοσκοπικού συστήματος.

9.5.2 Ο ενισχυτής εικόνας



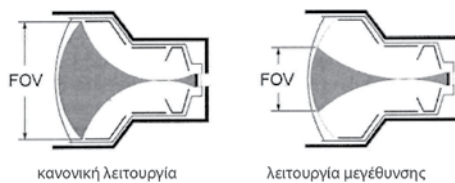
Σχήμα 41: Ενισχυτής εικόνας.

Η μονάδα που χαρακτηρίζει την ακτινοσκόπηση και την διαφοροποιεί σε σχέση με την κλασσική ακτινογραφία είναι ο ενισχυτής εικόνας ο οποίος με κατάλληλα ηλεκτρονικά συστήματα μετατρέπει τις ακτίνες X που διέρχονται από το σώμα του εξεταζόμενου σε εικόνα πραγματικού χρόνου. Οι δύο βασικές λειτουργίες του ενισχυτή εικόνας είναι η μετατροπή των ακτίνων X σε ορατά φωτόνια και η ενίσχυση του ορατού φωτός (αύξηση της φωτεινότητας της αρχικής εικόνας) στην έξοδο του. Η τελευταία λειτουργία του ενισχυτή εικόνας είναι και η πιο σημαντική ιδιαίτερα όσον αφορά στην δόση που λαμβάνει ο εξεταζόμενος, αφού κατά τις ακτινοσκοπικές διαδικασίες η λήψη δυναμικών εικόνων απαιτεί μεγαλύτερη έκθεση στην ακτινοβολία λόγω των επιμηκυμένων χρόνων ακτινοβόλησης. Με την χρήση του ενισχυτή εικόνας επιτυγχάνεται η λήψη εικόνων με όσο το δυνατό λιγότερα φωτόνια ακτίνων X (όσο το δυνατό χαμηλότερη δόση στον εξεταζόμενο) τα οποία στη συνέχεια ενισχύονται αυξάνοντας έτσι την φωτεινότητα της τελικής εικόνας και κατ' επέκταση την αξία της διαγνωστικής πληροφορίας.

Ο ενισχυτή εικόνας αποτελείται από τέσσερα κύρια μέρη (Σχήμα 41):

- α) το γυάλινο αερόκενο περίβλημα
β) το στρώμα φωσφόρου εισόδου, που μετατρέπει τις ακτίνες X σε ηλεκτρόνια
γ) ηλεκτρονικούς φακούς που εστιάζουν τα ηλεκτρόνια
δ) το στρώμα φωσφόρου εξόδου, που μετατρέπει τα ηλεκτρόνια σε ορατό φως. Η διάμετρος του είναι μικρότερη από την διάμετρο του φωσφόρου εισόδου, ώστε να σχηματιστεί η αρχική ακτινολογική εικόνα σε σμίκρυνση.

9.5.3 Διάμετρος πεδίου (field of view, FoV) και επιλογές μεγέθυνσης



Σχήμα 42: Η διάμετρος πεδίου στην απλή και στην λειτουργία μεγέθυνσης (zoom).



Σχήμα 43: Χρήση του zoom σε εικόνα αγγειογραφίας.

Ο ενισχυτής εικόνας μπορεί να έχει διάφορα μεγέθη που προσδιορίζονται από τη διάμετρό του. Συνήθεις τιμές της διαμέτρου οθόνης εισόδου είναι 23, 30, 35, 40 cm.

Μεγαλύτερες διαμέτριοι επιλέγονται για εξετάσεις του γαστρεντερικού και του ουρογεννητικού συστήματος, όπου πρέπει να απεικονιστεί ολόκληρη η κοιλιακή χώρα. Για εξετάσεις στο καρδιολογικό αρκεί διάμετρος 23 cm.

Οι περισσότεροι ενισχυτές εικόνας έχουν δυνατότητα επιλογής μεγέθυνσης του πεδίου (Σχήμα 42). Στο Σχήμα 43 δίνεται η αρχική εικόνα και η μεγέθυνση της με χρήση του zoom του ενισχυτή. Όσο αυξάνεται η μεγέθυνση, τόσο περιορίζεται το ενεργό εμβαδόν στην οθόνη εισόδου. Η χρήση μεγέθυνσης έχει επίσης ως αποτέλεσμα την αύξηση της δόσης στον εξεταζόμενο.

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

9.5.4 Αυτόματος έλεγχος φωτεινότητας (ABC, Automatic Brightness Control)

Είναι ηλεκτρονικό σύστημα και έχει ως στόχο να διατηρεί σταθερή τη φωτεινότητα της εικόνας ρυθμίζοντας τον ρυθμό - έκθεσης στην οθόνη εισόδου του ενισχυτή εικόνας.

Όταν η δέσμη των ακτίνων-Χ διαπερνά τον εξεταζόμενο και από λεπτότερη περιοχή μεταφερθεί σε παχύτερη, στην οθόνη εισόδου του ενισχυτή εικόνας θα καταλήξουν λιγότερα φωτόνια Χ. Το ηλεκτρονικό σύστημα «αισθάνεται» τη διαφορά και στέλνει σήμα στη γεννήτρια να αυξήσει το ρυθμό έκθεσης.

Το αποτέλεσμα είναι να διατηρείται σχεδόν σταθερός ο αριθμός των φωτονίων Χ που «κατασκευάζουν» κάθε εικόνα, οπότε διατηρείται σταθερός και ο λόγος σήματος προς θόρυβο, ανεξάρτητα από το πάχος του εξεταζομένου.

Στη «συνεχή» ακτινοσκόπηση το ηλεκτρονικό σύστημα ABC μπορεί να ρυθμίσει και τα mA και τα kV. Στην παλμική ακτινοσκόπηση ρυθμίζει ή το εύρος των παλμών (διάρκεια) ή το ύψος τους (τα mA).

Σε περίπτωση σημαντικά παχύ εξεταζομένου, ο ρυθμός έκθεσης μπορεί να αγγίξει το μέγιστο επιτρεπόμενο όριο (περίπου 10 R/min) χωρίς να αποκτήσει η εικόνα την επιθυμητή φωτεινότητα. Σε μερικά μηχανήματα μπορεί ο χειριστής να ανοίξει περισσότερο το διάφραγμα. Σε αρκετά μηχανήματα αυξάνεται η ηλεκτρονική απόδοση της συσκευής λήψης των εικόνων, όταν ο ρυθμός έκθεσης αγγίξει το όριο. Και στις δύο όμως αυτές περιπτώσεις αυξάνεται ο θόρυβος στην εικόνα, καθόσον παύει να είναι σταθερός ο αριθμός των προσπιπόντων φωτονίων ανά επιφάνεια, στη μονάδα του χρόνου.

Κάθε γεννήτρια λυχνίας ακτίνων-Χ, αλλάζει τα mA ή τα kV με προκαθορισμένη σειρά (σε λίγους τύπους η σειρά μπορεί να αλλάξει). Όμως η σειρά παίζει σημαντικό ρόλο στη λεπτή ισορροπία μεταξύ δόσης στον ασθενή και ποιότητας εικόνας.

Όταν απαιτηθεί οι ακτίνες-Χ να διαπεράσουν παχύτερο μέρος του ασθενή, το σύστημα ABC ζητά από τη γεννήτρια περισσότερες ακτίνες-Χ.

Αν η γεννήτρια ανταποκρίνεται αυξάνοντας τα kV, η αντίθεση (contrast) στην εικόνα θα μειωθεί, αλλά θα διατηρηθεί σταθερή η δόση ακτινοβολίας στον ασθενή (πιο πολλά φωτόνια Χ, αλλά πιο διαπεραστικά).

Σε περιπτώσεις που η αντίθεση δεν επιτρέπεται (ιατρικά-διαγνωστικά) να μειωθεί (π.χ. στις αγγειογραφικές μελέτες), είναι προτιμότερο να αυξηθούν τα mA και όχι τα kV, σε βάρος της δόσης ακτινοβολίας.

9.6 Μαστογραφία

Η μαστογραφία είναι η απεικονιστική μέθοδος που βασίζεται στη χρήση ακτινοβολίας Χ και παρέχει τη δυνατότητα λήψης λεπτομερών εικόνων της μορφολογίας, της δομής και των παθολογικών αλλοιώσεων του μαστού.

Σε κάθε ακτινολογική εξέταση επιδιώκεται η καλύτερη δυνατή απεικόνιση με τη χαμηλότερη δόση στον εξεταζόμενο. Η μαστογραφία είναι η απεικονιστική τεχνική που απαιτεί την καλύτερη ποιότητα εικόνας από όλες τις υπόλοιπες

διαγνωστικές πρακτικές. Αυτό οφείλεται στη μεγάλη ακτινοευαισθησία του μαστού από τη μια, και στη μορφολογική του ιδιαιτερότητα από την άλλη, αφού οι δομές από τις οποίες αποτελείται έχουν παραπλήσια πυκνότητα και ατομικό αριθμό. Επιπλέον, τα περισσότερα παθολογικά ευρήματα του μαστού παρουσιάζουν μικρές φυσικές διαφοροποιήσεις ως προς τον υγιή ιστό του μαστού. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα οι διαφοροποιήσεις στην εξασθένιση της ακτινοβολίας καθώς διέρχεται από διαφορετικές περιοχές του μαστού να είναι μικρές. Με άλλα λόγια, ο μαστός αποτελείται από ανατομικές δομές που παρουσιάζουν χαμηλή φυσική αντίθεση και έτσι για την απεικόνισή του απαιτείται τεχνική υψηλής αντίθεσης. Αυτό επιτυγχάνεται με τη χρήση ακτίνων Χ χαμηλής ενέργειας η οποία ενισχύει την αντίθεση της εικόνας.

Ο μαστογράφος αποτελείται από την ακτινολογική κεφαλή, το σύστημα συμπίεσης και τη βάση στήριξης του μαστού. Τα παραπάνω τμήματα είναι ενσωματωμένα στον κορμό του συστήματος μέσω ενός οριζόντιου περιστρεφόμενου βραχίονα ο οποίος παρέχει τη δυνατότητα λήψης διαφορετικών προβολών του μαστού ανάλογα με τις απαιτήσεις της εξέτασης. Στον κορμό του μαστογράφου είναι



Σχήμα 44: Σύστημα μαστογραφίας

συνήθως προσαρμοσμένη η κονσόλα χειρισμού και το ακτινοπροστατευτικό πέτασμα από μολυβδύαλο πίσω από το οποίο βρίσκεται ο χειριστής. Στο σημείο αυτό πρέπει να τονισθεί ότι παρόλο που το χειριστήριο του μαστογράφου βρίσκεται εντός του ακτινολογικού θαλάμου και σε μικρότερη απόσταση από ότι στις υπόλοιπες ακτινολογικές εξετάσεις, η ενσωματωμένη μολυβδύαλος προσφέρει θωράκιση τέτοια, ώστε οι ρυθμοί δόσης πίσω από αυτή να είναι παραπλήσιοι του φυσικού υποστρώματος. Αυτό συμβαίνει επειδή η ενέργεια της ακτινοβολίας που χρησιμοποιείται στη μαστογραφία είναι πολύ χαμηλότερη από αυτές των υπολοίπων ακτινοδιαγνωστικών εξετάσεων.

9.6.1 Λυχνία ακτίνων-Χ

Η ακτινολογική κεφαλή περιλαμβάνει τη λυχνία ακτίνων Χ του συστήματος. Στους μαστογράφους χρησιμοποιούνται ειδικές λυχνίες που παράγουν ακτινοβολία-Χ χαμηλής ενέργειας. Η αρχή λειτουργίας τους είναι όμοια με αυτή των ακτινολογικών συστημάτων. Στην πράξη, η υψηλή τάση (kVp) στη λυχνία κυμαίνεται από 25-35 kV. Η άνοδος είναι περιστρεφόμενη και κατασκευάζεται συνήθως από μολυβδαίνιο (Mo). Ο λόγος που χρησιμοποιείται το Mo ως υλικό ανόδου είναι γιατί η χαρακτηριστική ακτινοβολία που εκπέμπει είναι κοντά στην ιδανική ακτινοβολία που απαιτείται για την απεικόνιση του μαστού. Το φάσμα δηλαδή που εκπέμπεται με τη χρήση του Mo μας δίνει τον καλύτερο δυνατό συνδυασμό αντίθεσης (λόγω των χαμηλών ενεργειών) και δόσης στον εξεταζόμενο. Στους πιο σύγχρονους μαστογράφους το υλικό της ανόδου εκτός από Mo μπορεί να είναι και Ρόδιο (Rh) ή ακόμα και Βολφράμιο (W) σε κάποια ψηφιακά συστήματα.

9.6.2 Φίλτρα

Στη μαστογραφία τα φίλτρα που παρεμβάλλονται στη δέσμη των ακτίνων Χ χρησιμοποιούνται με διαφορετικό τρόπο από ότι στα υπόλοιπα ακτινολογικά συστήματα. Συγκεκριμένα, τα φίλτρα αυτά αποκόπτουν το κομμάτι του φάσματος με ενέργειες μεγαλύτερες από τις χαρακτηριστικές ακτινοβολίες που εκπέμπουν τα υλικά της ανόδου. Το κομμάτι αυτό του φάσματος μειώνει την αντίθεση της εικόνας (υψηλότερες ενέργειες) και συμβάλλει μόνο στην αύξηση της δόσης στον εξεταζόμενο, οπότε είναι ανεπιθύμητο.

Τα πιο διαδεδομένα φίλτρα στη μαστογραφία είναι τα φίλτρα Mo και Rh. Το Rh εκπέμπει χαρακτηριστική ακτινοβολία Χ που έχει λίγο υψηλότερες τιμές από ότι το Mo και αυτό το καθιστά πιο κατάλληλο στην απεικόνιση μεγαλύτερων και πιο πυκνών μαστών (πιο διεισδυτική δέσμη) με μικρότερη ακτινική επιβάρυνση.

Οι συνδυασμοί υλικού εστίας-φίλτρου συμβολίζονται Mo/Mo ή Mo/Rh. Στην περίπτωση που το σύστημα μαστογραφίας έχει τη δυνατότητα επιλογής εστίας Ροδίου τότε το φίλτρο που χρησιμοποιείται είναι το Rh και όχι το Mo.

9.6.3 Σύστημα συμπίεσης μαστού

Το έδρανο συμπίεσης αποτελεί ένα από τα πιο σημαντικά εξαρτήματα ενός συστήματος μαστογραφίας, αφού η σωστή συμπίεση του μαστού είναι καθοριστική για την επίτευξη μιας καλής μαστογραφίας.

Όπως έχουμε ήδη αναφέρει η ανατομία του μαστού, το σχήμα του και συγκεκριμένα το διαφορετικό πάχος που παρουσιάζει από το σημείο της θηλής μέχρι το θωρακικό τοίχωμα αποτελεί αποτρεπτικό παράγοντα στην επίτευξη εικόνας με καλή αντίθεση. Το πρόβλημα αυτό αντιμετωπίζεται σε μεγάλο βαθμό με την χρήση της συμπίεσης του μαστού.

Με τη συμπίεση πετυχαίνουμε:

1. Ομοιογενές πάχος μαστού και συνεπώς βελτίωση της αντίθεσης
2. Μικρότερο πάχος μαστού και συνεπώς μείωση της δόσης
3. Ακινητοποίηση του μαστού και ελαχιστοποίηση της ασάφειας λόγω κίνησης
4. Μείωση της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας και
5. Καλύτερη απεικόνιση των ιστών που βρίσκονται κοντά στο θωρακικό τοίχωμα

9.6.4 Σύστημα αυτόματης έκθεσης (AEC)

Οι σύγχρονοι μαστογράφοι, εκτός από τη δυνατότητα της ελεύθερης επιλογής ακτινολογικών στοιχείων από το χρήστη, διαθέτουν και σύστημα αυτόματου ελέγχου έκθεσης. Με τη χρήση αυτού του συστήματος μειώνεται η πιθανότητα λάθους στην επιλογή των ακτινολογικών στοιχείων και, κατά συνέπεια, η πιθανότητα επανάληψης της εξέτασης.

Το σύστημα αυτόματης έκθεσης αποτελείται από έναν ανιχνευτή -μετρητή ακτινοβολίας στερεάς κατάστασης, που βρίσκεται κάτω από την κασέτα. Αυτός μετρά τη δόση σε μια αντιπροσωπευτική περιοχή του μαστού. Όταν καταμετρηθεί η δόση που παρέχει την επιθυμητή αμαύρωση στο φιλμ, το σύστημα σταματά αυτόματα την έκθεση.

Το AEC δίνει τη δυνατότητα στον χειριστή να ρυθμίζει ανάλογα με τα φυσικά χαρακτηριστικά του μαστού προς απεικόνιση τη θέση των θαλάμων που χρησιμοποιούνται για την μέτρηση της έκθεσης που φτάνει στον ανιχνευτή. Συγκεκριμένα, οι θάλαμοι του AEC πρέπει να τοποθετούνται κάτω από την περιοχή του μαστού με την πιο πυκνή σύσταση. Το φιλμ εκτίθεται στην επιθυμητή αμαύρωση στην ανατομική περιοχή που έχει τοποθετηθεί πάνω από τους θαλάμους. **Συνεπώς, είναι πολύ σημαντική η σωστή επιλογή της θέσης των θαλάμων κατά την απεικόνιση** αλλιώς το αποτέλεσμα θα είναι ένα λάθος εκτεθειμένο φιλμ (ή πολύ σκούρο ή πολύ ανοιχτό).

9.6.5 Εμφάνιση του φιλμ

Ένας πολύ σημαντικός παράγοντας στην δημιουργία εικόνας υψηλής αντίθεσης αποτελεί η διαδικασία εμφάνισης του φιλμ.

Η εμφάνιση των φιλμ γίνεται πλέον με αυτόματα εμφανιστήρια που παρέχουν άμεσα ελεγχόμενες συνθήκες επεξεργασίας σύμφωνα με τις οδηγίες του κατασκευαστή. Σημαντικό ρόλο στην ποιότητα της εικόνας παίζει η καθαριότητα του εμφανιστηρίου (κύλινδροι, υγρά εμφάνισης) και της κασέτας. Πολλές φορές, ακαθαρσίες στην επιφάνεια και στο εσωτερικό της κασέτας απεικονίζονται σαν περιοχές αποτιτανώσεων και μπορούν να οδηγήσουν σε εσφαλμένη διάγνωση.

Πρέπει να τονισθεί ότι στη μαστογραφία πρέπει να χρησιμοποιούνται εμφανιστήρια αποκλειστικής χρήσης ή σε περίπτωση που αυτό δεν είναι εφικτό και το εμφανιστήριο είναι κοινό με άλλα ακτινολογικά συστήματα θα πρέπει να γίνεται ειδική ρύθμιση στη θερμοκρασία και στο χρόνο εμφάνισης που απαιτείται για τα φιλμ της μαστογραφίας (34-36 °C και 90-120 sec).

9.7 Αξονική τομογραφία

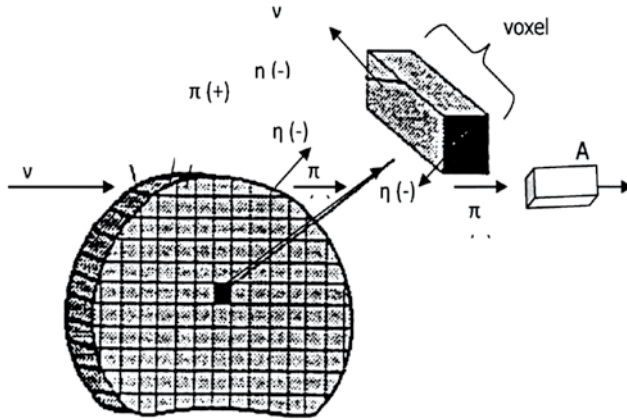
Η υπολογιστική τομογραφία, ή αξονική τομογραφία, ή CT (Computed Tomography) όπως έχει επικρατήσει διεθνώς, άρχισε να αναπτύσσεται στις αρχές της δεκαετίας του 1970 και αποτελεί μία από τις σημαντικότερες μεθόδους ιατρικής απεικόνισης και την πιο σύγχρονη μορφή εξέτασης που πραγματοποιείται με ακτίνες-Χ. Η συνεχής ανάπτυξη της τεχνολογίας και των υπολογιστικών συστημάτων είχε ως αποτέλεσμα την εντυπωσιακή εξέλιξη των συστημάτων αξονικής τομογραφίας στις ημέρες μας.

Το 1963 ο A. Cormack, καθηγητής Φυσικής στις ΗΠΑ ανέπτυξε ένα εργαστηριακό μοντέλο υπολογιστικής τομογραφίας, ενώ ο ηλεκτρονικός φυσικός G. Hounsfield το 1972, εγκατέστησε στην Αγγλία τον πρώτο αξονικό τομογράφο, όπου άρχισαν να γίνονται εξετάσεις ασθενών. Το 1979 οι Cormack και Hounsfield τιμήθηκαν με το βραβείο Nobel Ιατρικής για τη συμβολή τους στην ανάπτυξη της τεχνικής της υπολογιστικής τομογραφίας και τη μεγάλη σημασία της στην Ιατρική.

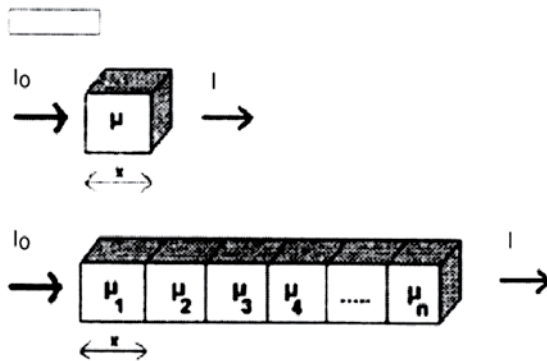
9.7.1 Αρχή λειτουργίας αξονικού τομογράφου

Η αξονική τομογραφική εικόνα αποτελεί μία καταγραφή των τιμών του γραμμικού συντελεστή εξασθένησης (βλ. Κεφ.3 παρ.3.5) της ακτινοβολίας-Χ που διέρχεται από τους ιστούς του ανθρωπίνου σώματος. Από την τιμή του γραμμικού συντελεστή εξασθένησης μπορούμε να βρούμε το είδος του υλικού (οστό, μαλακός ιστός, αέρας) που συνάντησε η ακτινοβολία κατά το πέρασμά της.

Η καταγραφή γίνεται στο επίπεδο κάθετων τομών στον επιμήκη άξονα (ύψος) του ανθρωπίνου σώματος ή σε τομές, οι οποίες τέμνουν τον άξονα αυτόν υπό κλίση $\pm 30^\circ$ με συλλογή δεδομένων (δηλ. με μετρήσεις), ενώ στα άλλα δύο επίπεδα (οβελιαίο και στεφανιαίο) η καταγραφή γίνεται υπολογιστικά. Σε κάθε αριθμητική τιμή αυτού του συντελεστή αποδίδεται μία ορισμένη διαβάθμιση του γκρι χρώματος (gray scale). Η υψηλότερη τιμή αντιστοιχεί στο λευκό (π.χ. οστά) και η χαμηλότερη τιμή στο μαύρο (π.χ. αέρας).



Σχήμα 45: Τομή ανθρωπίνου σώματος χωρισμένη σε στοιχειώδεις όγκους (voxels). Όπου, I_0 η αρχική ένταση της δέσμης, I η ένταση της εξερχόμενης δέσμης και A ανιχνευτής.



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

$$(B) \quad I = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_n)x}$$

Σχήμα 46: Διερχόμενη δέσμη κατά μήκος της πρώτης οριζόντιας σειράς των στοιχειωδών όγκων τομής του ανθρωπίνου σώματος.

Επομένως το πρόβλημα που καλείται να επιλύσει η υπολογιστική τομογραφία είναι ο υπολογισμός του συντελεστή εξασθένησης σε κάθε σημείο της ανωτέρω τομής. Ο υπολογισμός αυτός γίνεται με πολλές μετρήσεις της εξασθένησης των ακτίνων-Χ κατά τη διέλευσή τους από την τομή του ανθρωπίνου σώματος και με εφαρμογή κατάλληλων μαθηματικών τεχνικών, οι οποίες χρησιμοποιώντας τις προηγούμενες μετρήσεις, καταλήγουν στον υπολογισμό των τελικών τιμών του συντελεστή εξασθένησης της τομής.

Με τη βοήθεια του Σχήματος 45 θα περιγράψουμε την αρχή λειτουργίας ενός συστήματος αξονικής τομογραφίας.

Θεωρούμε ότι μια στενή δέσμη ακτίνων-Χ διέρχεται από μία εγκάρσια τομή του σώματος του ασθενή, η οποία αποτελείται από πολλά μικρά ίδια ορθογώνια παραλληλεπίπεδα που ονομάζονται στοιχεία όγκου (**voxel**-volume element). **Το πάχος του κάθε voxel είναι ίσο με το πάχος της τομής.**

Κάθε στοιχείο όγκου συμβάλλει στην εξασθένηση της διερχόμενης ακτινοβολίας σύμφωνα με την σχέση:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (8)$$

όπου I_0 η ένταση της δέσμης που εισέρχεται στο **voxel**, I η ένταση της δέσμης που εξέρχεται, x το πάχος και μ ο **γραμμικός συντελεστής εξασθένησης** του ιστού για τη συγκεκριμένη ενέργεια των ακτίνων-Χ που βρίσκεται στον στοιχειώδη όγκο. Ο συντελεστής μ εξαρτάται από την ενέργεια των ακτίνων-Χ και από την πυκνότητα του ιστού.

Αν θεωρήσουμε ότι η δέσμη διέρχεται κατά μήκος της πρώτης οριζόντιας σειράς των στοιχειωδών όγκων, τότε η προηγούμενη σχέση μπορεί να γραφεί ως εξής:

$$I = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_n)x} \quad (9)$$

Δηλαδή στη θέση του συντελεστή μ υπάρχει το άθροισμα όλων των συντελεστών που αντιστοιχούν με κάθε ένα ξεχωριστό στοιχειώδη όγκο της πρώτης οριζόντιας σειράς (Σχήμα 46).

Χρειάζονται πολλές εξισώσεις, η ταυτόχρονη λύση των οποίων θα προσδιορίσει την τιμή του μ που αντιστοιχεί σε κάθε στοιχείο όγκου.

Γι' αυτό η ίδια διαδικασία ακτινοβολήσης επαναλαμβάνεται για όλες τις οριζόντιες και κατακόρυφες σειρές των στοιχειωδών όγκων καθώς και για πολλές πλάγιες διευθύνσεις.

Σε κάθε ακτινοβολήση μετράται η εξασθενημένη ένταση I και σχηματίζονται οι αναγκαίες εξισώσεις οι οποίες ονομάζονται **προβολές (projections)**.

Επομένως το πρόβλημα που πρέπει να επιλύσει ο ηλεκτρονικός υπολογιστής είναι η εύρεση των τιμών $(\mu_1, \mu_2, \dots, \mu_n)$ γνωρίζοντας τις τιμές των I_0 , I και x από τον αναγκαίο αριθμό εξισώσεων που προκύπτουν από τις πολλές μετρήσεις

της εξασθένησης της ακτινοβολίας ή από τις πολλές προβολές καθώς ονομάζονται. Αυτό πραγματοποιείται με την εφαρμογή μαθηματικών τεχνικών που ονομάζονται μαθηματικές **μέθοδοι ανακατασκευής εικόνας**.

9.7.2 Αριθμοί CT και ανακατασκευή εικόνας

Η ανακατασκευή της εικόνας από τις προβολές της μπορεί να γίνει με διάφορες μαθηματικές μεθόδους (αλγεβρική μέθοδος, μέθοδος οπισθοπροβολής κ.λπ.). Με τη μέθοδο της οπισθοπροβολής, η οποία χρησιμοποιείται σήμερα στα περισσότερα συστήματα υπολογιστικής τομογραφίας, δημιουργείται στη μνήμη του υπολογιστή ένας πίνακας, κάθε τετράγωνο του οποίου περιέχει το άθροισμα των μετρήσεων που διασταυρώνονται σ' αυτό. Επειδή όμως το άθροισμα αυτό είναι ανάλογο με το γραμμικό συντελεστή εξασθένησης μ , που χαρακτηρίζει το αντίστοιχο στοιχείο όγκου της τομής του ανθρώπινου σώματος, από τον πίνακα αυτόν προκύπτει τελικά ένας πίνακας που περιέχει τους γραμμικούς συντελεστές $\mu_1, \mu_2, \dots, \mu_n$ των αντίστοιχων voxels. Αυτός ονομάζεται πίνακας ανακατασκευασμένης εικόνας.

Στη συνέχεια, από τις τιμές των γραμμικών συντελεστών εξασθένησης μ_i , υπολογίζεται ένας σχετικός συντελεστής που ονομάζεται **αριθμός CT** (CT number), από τη σχέση:

$$\text{αριθμός CT} = 1000 \frac{\mu_i - \mu_w}{\mu_w} \quad (10)$$

όπου μ_i είναι ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης που έχει βρεθεί για κάθε voxel και μ_w ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης του **νερού**. Οι αριθμοί CT εκφράζονται σε Hounsfield Units (HU).

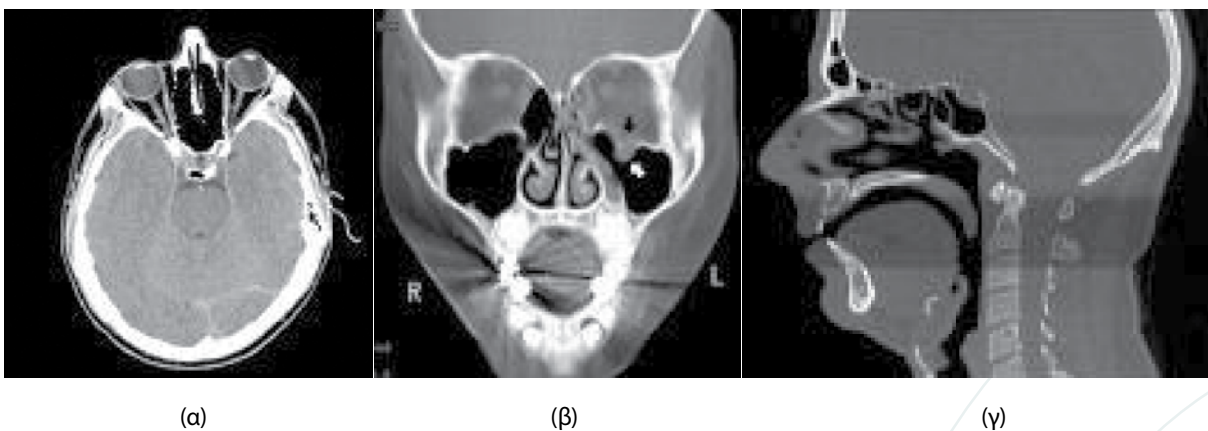
Με αυτόν τον τρόπο σχηματίζεται η κλίμακα των αριθμών CT με αριθμό CT **για το νερό 0, για τον αέρα -1000 και για τα οστά +1000**.

Επομένως, σε κάθε στοιχείο του πίνακα ανακατασκευής της εικόνας αντιστοιχεί ένας αριθμός CT.

Ο πίνακας των αριθμών αυτών αποτελεί και τη ζητούμενη εικόνα. Ο πίνακας των αριθμών CT μετατρέπεται σε εικόνα στην οθόνη απεικόνισης. Η οθόνη χωρίζεται σε τόσα στοιχειώδη τετράγωνα όσα και ο πίνακας ανακατασκευής. Τα τετράγωνα αυτά είναι τα γνωστά μας pixels (picture elements). Κάθε pixel έχει την τιμή HU του αντίστοιχου voxel.

Σε κάθε **αριθμό CT** αποδίδεται ένας **ορισμένος τόνος του γκρι**. Κατ' αυτόν τον τρόπο, ο πίνακας ανακατασκευής εικόνας μετατρέπεται από διάταξη αριθμών σε μια κατανομή τόνων (αποχρώσεων) του γκρι και συνεπώς σε μια ορατή ασπρόμαυρη εικόνα. Το **+1.000 (οστά)** αντιστοιχεί στο **άσπρο** και το **-1.000 (αέρας)** αντιστοιχεί στο **μαύρο**, επομένως στην οθόνη τα οστά θα φανούν άσπρα και ο αέρας μαύρος.

Από την επεξεργασία των δεδομένων αρχικά δημιουργούνται **αξονικές τομές** (Σχήμα 47α) και στη συνέχεια με ειδικούς αλγόριθμους δημιουργούνται υπολογιστικά **στεφανιαίες** (Σχήμα 47β) και **οβελιαίες** τομές (Σχήμα 47γ).



Σχήμα 47: (α) αξονική τομή, (β) στεφανιαία τομή, (γ) οβελιαία τομή.

9.7.3 Περιγραφή συστήματος υπολογιστικής τομογραφίας

Τα βασικά μέρη που αποτελούν ένα σύστημα υπολογιστικής τομογραφίας είναι:

- Η λυχνία παραγωγής ακτίνων-Χ
- Οι κατευθυντήρες
- Οι ανιχνευτές
- Το σύστημα απόκτησης δεδομένων (data-acquisition system-DAS)
- Ο Η/Υ με τις περιφερειακές του μονάδες

Η λυχνία και οι ανιχνευτές τοποθετούνται επάνω σε έναν περιστρεφόμενο δακτύλιο, ο οποίος κινείται μέσα σε μία διάταξη, το Gantry (Σχήμα 48) του αξονικού τομογράφου.



Σχήμα 48: Σύγχρονος αξονικός τομογράφος.

Το Gantry έχει στο μέσο του μια μεγάλη οπή, μέσα από την οποία κινείται η ειδική εξεταστική τράπεζα. Η τράπεζα έχει τη δυνατότητα να κινείται οριζόντια και κατακόρυφα, ώστε ο ασθενής να εισέρχεται στο άνοιγμα και να ακτινοβολείται, αλλά και να διευκολύνεται η κάθοδός του από αυτή μετά το τέλος της συλλογής δεδομένων. Το Gantry του τομογράφου έχει τη δυνατότητα να λαμβάνει κεκλιμένη θέση σε σχέση με τον επιμήκη άξονα του σώματος του ασθενή. Έτσι, είναι δυνατόν εκτός από εγκάρσιες εξεταστικές τομές να λαμβάνονται και πλάγιες ($\pm 30^\circ$).

Επίσης, στο Σχήμα 48 φαίνεται και η κονσόλα χειρισμού και ελέγχου. Μέσα στην κονσόλα βρίσκεται ο Η/Υ του συστήματος.

9.7.3.1 Λυχνία παραγωγής ακτίνων-Χ

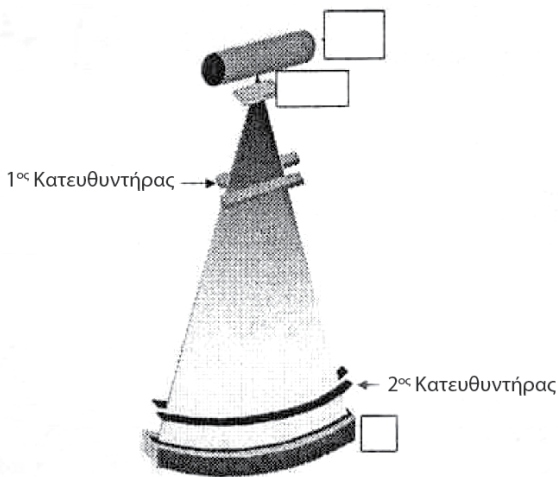
Σε όλους τους αξονικούς τομογράφους χρησιμοποιούνται λυχνίες παραγωγής ακτίνων-Χ (Σχήμα 49) που εκπέμπουν πολυενεργειακή δέσμη. Η λυχνία των σύγχρονων αξονικών τομογράφων υφίσταται μεγάλο θερμικό φόρτο, ιδιαίτερα όταν λαμβάνονται πολλαπλές τομές σε μικρό χρόνο. Επομένως πρέπει η άνοδος της να έχει μεγάλη θερμοχωρητικότητα για να αντέχει στη μεγάλη ποσότητα θερμότητας που παράγεται.

Για να επιτευχθεί υψηλή θερμοχωρητικότητα και καλή μηχανική αντοχή στις υψηλές θερμοκρασίες, χρησιμοποιείται για την άνοδο κράμα βολφραμίου-ρηνίου. Η άνοδος επίσης περιστρέφεται για την ευκολότερη απαγωγή της προκύπτουσας θερμότητας. Η ένταση της δέσμης της λυχνίας πρέπει να είναι υψηλή και σταθερή καθ' όλη τη διάρκεια της λήψης της κάθε τομής για να αποφεύγονται σφάλματα στη διαδικασία υπολογισμού των γραμμικών συντελεστών εξασθένησης. Ιδιαίτερα σημαντική είναι η σταθερότητα της υψηλής τάσης που παρέχει η γεννήτρια ακτίνων-Χ. Η τυπική τάση λειτουργίας έχει σχετικά υψηλές τιμές kVp που κυμαίνονται μεταξύ 110 έως 150 kVp για σχεδόν όλα τα είδη των εξετάσεων. Διάφορα φίλτρα από κατάλληλα υλικά (χρησιμοποιούνται συνήθως δύο φίλτρα 2,5mm Al και 0,4mm Cu), τοποθετούνται στην έξοδο της δέσμης για να απορροφούν τα φωτόνια χαμηλών ενεργειών τα οποία, όπως είναι γνωστό, δεν συμβάλλουν στο σχηματισμό της τομογραφικής εικόνας αλλά απλώς αυξάνουν τη δόση της ακτινοβολίας στον ασθενή.

Οι λυχνίες έχουν ένα περιορισμένο χρόνο ζωής και συνήθως αντικαθίστανται με καινούριες μετά από λήψη μερικών χιλιάδων τομών.



Σχήμα 49: Λυχνία παραγωγής ακτίνων-Χ αξονικού τομογράφου



Σχήμα 50: Κατευθυντήρες διαμόρφωσης δέσμης.

9.7.3.2 Κατευθυντήρες

Στα συστήματα αξονικής τομογραφίας χρησιμοποιούνται δυο κατευθυντήρες (collimators), οι οποίοι είναι ζεύγη μολύβδινων πλακών. Ο πρώτος είναι τοποθετημένος στην έξοδο της λυχνίας και ρυθμίζει τις διαστάσεις (σχήμα βεντάλιας) της εξερχόμενης δέσμης περιορίζοντας τη δόση του ασθενή και περιορίζοντας συγχρόνως την προκαλούμενη σκέδαση της ακτινοβολίας μέσα στο σώμα του ασθενή.

Ο δεύτερος είναι τοποθετημένος μπροστά από τους ανιχνευτές και συμβάλλει στην ποιότητα της εικόνας CT περιορίζοντας τη σκεδαζόμενη ακτινοβολία που εξέρχεται από το σώμα του ασθενή (θυμηθείτε το αντιδιαχυτικό διάφραγμα στα κλασικά ακτινολογικά συστήματα). Ο κατευθυντήρας αυτός καθορίζει επίσης το πάχος της απεικονιζόμενης τομής (πάχος voxel) (Σχήμα 50).

9.7.3.3 Ανιχνευτές

Τα σύγχρονα συστήματα αξονικών τομογράφων χρησιμοποιούν δύο είδη ανιχνευτών:

- Τους ανιχνευτές ιοντισμού με αέριο
- Τους ανιχνευτές σπινθηρισμών – ανιχνευτές στερεάς κατάστασης

- **Οι ανιχνευτές ιοντισμού** βασίζονται στο γεγονός ότι οι ακτίνες-X προκαλούν ιοντισμό σε αέριο, παράγοντας θετικά και αρνητικά ιόντα. Η αρχή λειτουργίας τους έχει ήδη περιγραφεί στο Κεφάλαιο 6.1. Βασικό χαρακτηριστικό των θαλάμων ιοντισμού είναι η σταθερότητα στις μετρήσεις τους, το χαμηλό κόστος τους, αλλά και η χαμηλή απόδοσή τους.
- **Οι ανιχνευτές σπινθηρισμών** είναι σύστημα σπινθηριστών συνδεδεμένων με φωτοπολλαπλασιαστές ή με φωτοδιόδους και η αρχή λειτουργίας τους έχει ήδη περιγραφεί στο Κεφάλαιο 6.2. Οι σπινθηριστές που χρησιμοποιούνται στους αξονικούς τομογράφους είναι κατασκευασμένοι από υλικά που παρουσιάζουν το φαινόμενο του φθορισμού. Τα ίδια ή παρόμοια υλικά χρησιμοποιούνται στην πυρηνική ιατρική και στην ακτινοδιαγνωστική, στις ενισχυτικές πινακίδες αλλά και στις φθορίζουσες οθόνες. Τα πιο συνήθη υλικά είναι το Ιωδιούχο Νάτριο [NaI (TI)], το Ιωδιούχο Καίσιο (CsI), το Φθοριούχο Ασβέστιο (CaF) το BGO (Bismuth Germanate) και το CdWO₄ (cadmium tungtane), καθώς και κεραμικά υλικά με βάση οξείδια σπανίων γαιών.

Τα τελευταία χρόνια η χρησιμοποίηση ενός κρυστάλλου σπινθηριστή συνδεδεμένου με φωτοδίοδο πυριτίου αποτελεί βελτίωση των ανιχνευτών με σπινθηριστές (ανιχνευτές στερεάς κατάστασης).

Πλεονέκτημα των σπινθηριστών στερεάς κατάστασης αποτελεί η δυνατότητα κατασκευής τους σε οποιοδήποτε σχήμα και μέγεθος μικρότερο από αυτό των φωτοπολλαπλασιαστών. Επίσης, χαρακτηρίζονται από υψηλές αποδόσεις. Μειονέκτημα των σπινθηριστών αποτελεί η ανάγκη συνεχούς ρύθμισής τους λόγω της περιορισμένης γραμμικότητας της απόκρισής τους.

9.7.3.4 Σύστημα απόκτησης δεδομένων

Το σύστημα απόκτησης δεδομένων (Data Acquisition System – DAS) είναι η διάταξη, η οποία ενισχύει τα ηλεκτρικά σήματα των ανιχνευτών, οι οποίοι μετρούν την ένταση I της εξερχόμενης δέσμης. Ο βασικός όμως ρόλος του συστήματος απόκτησης δεδομένων είναι η μετατροπή των αναλογικών σημάτων των ανιχνευτών σε ψηφιακή μορφή αποδεκτή από τον υπολογιστή του συστήματος και η μεταφορά τους σ'αυτόν για τη διαδικασία ανακατασκευής της εικόνας. Για τη διαδικασία ψηφιοποίησης, όπως λέγεται η πιο πάνω μετατροπή, το σύστημα απόκτησης δεδομένων διαθέτει ειδική ηλεκτρονική διάταξη.

9.7.3.5 Υπολογιστής

Όλες οι λειτουργίες του αξονικού τομογράφου ελέγχονται από τον υπολογιστή του συστήματος. Οι έλεγχοι αυτοί περιλαμβάνουν τις συνθήκες λειτουργίας της λυχνίας ακτίνων-Χ, τις κινήσεις της εξεταστικής τράπεζας, το σύστημα απόκτησης δεδομένων, τις ηλεκτρονικές διατάξεις ψηφιοποίησης των σημάτων των ανιχνευτών, καθώς και τις διατάξεις αποθήκευσης των δεδομένων. Δίνει εντολή στο σύστημα για τη λήψη των τομών σύμφωνα με τα επιλεγέντα στοιχεία (kVp, mAs). Επίσης, συλλέγει τα ψηφιακά σήματα και αφού τα αποθηκεύσει στη μνήμη του τα επεξεργάζεται με κατάλληλους, περισσότερους από έναν αλγόριθμους ανακατασκευής της εικόνας. Διαθέτει επίσης κατάλληλα μαθηματικά φίλτρα για τη βελτίωση της εικόνας, καθώς και ειδικά προγράμματα για την πραγματοποίηση ποιοτικών ελέγχων και διαφόρων ρυθμίσεων.

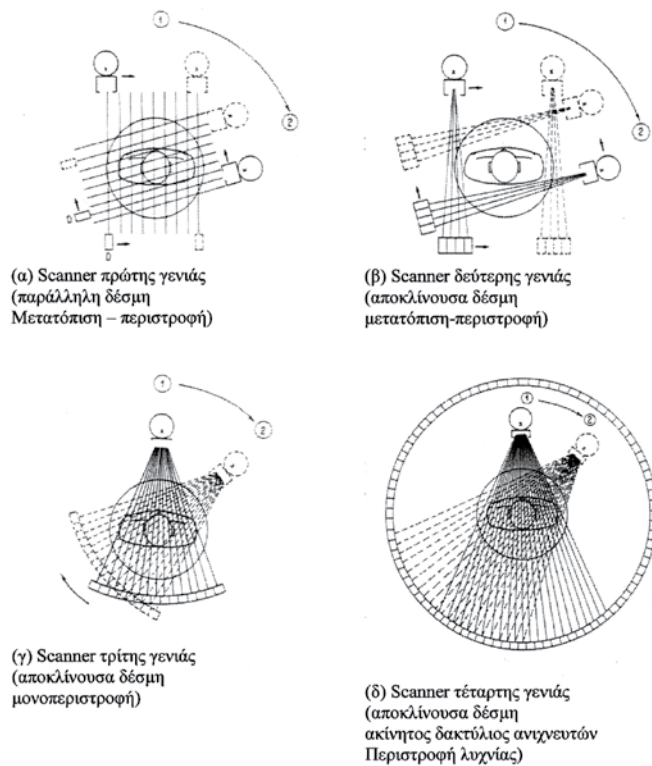
9.7.4 Γενιές Αξονικών Τομογράφων

Ο αριθμός και η διάταξη των ανιχνευτών και της λυχνίας, η μορφή της δέσμης, καθώς και η κίνησή τους, τροποποιήθηκαν στη διαχρονική εξέλιξη των αξονικών τομογράφων. Έτσι υπεισήλθε η έννοια της γενιάς (generation), η οποία αναφέρεται στα πιο πάνω στοιχεία. Όλα αυτά έχουν στόχο τη βελτίωση της διαγνωστικής εικόνας που παρέχει η αξονική τομογραφία, τη μείωση του χρόνου εξέτασης και της έκθεσης του ασθενή. Ανάλογα με τη χρησιμοποιούμενη γεωμετρία (διάταξη λυχνίας και ανιχνευτών) οι υπολογιστικοί τομογράφοι κατατάσσονται σε διάφορες γενιές που περιγράφουν την εξέλιξη αυτών των απεικονιστικών συστημάτων:

- Οι τομογράφοι 1^{ης} γενιάς (Σχήμα 51a) ήταν σχεδιασμένοι μόνο για εξετάσεις εγκεφάλου και βασίζονταν στο αρχικό σχέδιο του Hounsfield. Μια λεπτή, εξαιρετικά ευθυγραμμισμένη δέσμη ακτίνων-Χ παράγεται από μια λυχνία και προσπίπτει στον ασθενή που είναι τοποθετημένος στο κέντρο του gantry. Η εξερχόμενη ακτινοβολία μετράται από κατάλληλο ανιχνευτή στο αντιδιαμετρικό σημείο του gantry. Το σύστημα λυχνίας-ανιχνευτή πραγματοποιούσε γραμμική και περιστροφική κίνηση συγχρονισμένα. Μετά από κάθε γραμμική κίνηση κατά μήκος του ασθενή το σύστημα περιστρεφόταν για 1° και η γραμμική κίνηση επαναλαμβανόταν για τόξο 180°, δηλ. για 180 γραμμικές κινήσεις. Παρ' όλο που η 1^η γενιά αυτή των τομογράφων έδινε αρκετά ικανοποιητικές εικόνες από το κεφάλι που ο ασθενής μπορούσε να ελέγξει εύκολα την κίνηση, ήταν ανεπαρκής για ανατομικές περιοχές όπου η κίνηση των οργάνων είναι σχετικά σημαντική και αυξάνει την ασάφεια της εικόνας.
- Οι τομογράφοι αυτοί αντικαταστάθηκαν γρήγορα από την 2^η γενιά αξονικών τομογράφων (Σχήμα 51b). Η διαδικασία μετατόπισης και περιστροφής εφαρμόζεται και σ' αυτή τη γενιά. Τα μοντέλα αυτά χρησιμοποιούσαν μια πιο ευρεία αποκλίνουσα δέσμη ακτίνων-Χ (fan beam) με άνοιγμα περίπου 10° και αντί για έναν απλό ανιχνευτή χρησιμοποιούσαν μια γραμμική σειρά από περίπου 30 ανιχνευτές με αποτέλεσμα τη μείωση του χρόνου ακτινοβολήσεως σε 20 sec. Το διάστημα αυτό επέτρεπε στον εξεταζόμενο να κρατάει την αναπνοή του με αποτέλεσμα τη βελτίωση της ποιότητας της διαγνωστικής αξίας της εικόνας.
- Στους τομογράφους 3^{ης} γενιάς (Σχήμα 51γ) ο ασθενής ακτινοβολείται με ακόμη πιο ευρεία δέσμη (fan beam) ακτίνων-Χ με άνοιγμα 40°. Η διερχόμενη ακτινοβολία μετράται με μια μηχανική, συζευγμένη με τη λυχνία και καμπυλοειδή διάταξη 800-1000 ανεξάρτητων ανιχνευτών. Το σύστημα λυχνία-ανιχνευτές εκτελεί μόνο περιστροφική κίνηση διαγράφοντας γωνία 360°. Ο χρόνος ακτινοβολήσεως περιορίζεται σε λιγότερο από 2 sec. Με τον τρόπο αυτό μειώνεται στο ελάχιστο η έκθεση στον εξεταζόμενο. Επίσης, εξαιτίας του μικρού χρόνου εξέτασης αποφεύγονται στο ελάχιστο τα λάθη που οφείλονται στις ακούσιες κινήσεις του ασθενή (π.χ. αναπνοή). Η μείωση του χρόνου ακτινοβολήσεως ήταν ένα μεγάλο τεχνολογικό επίτευγμα που αύξησε τη διαγνωστική αξία των εικόνων της αξονικής τομογραφίας.
- Στους τομογράφους 4^{ης} γενιάς (Σχήμα 51δ) χρησιμοποιείται η ίδια δέσμη ακτίνων-Χ, αλλά η σειρά των ανιχνευτών έχει αντικατασταθεί από ένα δακτύλιο 600 έως 4800 ανεξάρτητων ανιχνευτών γύρω από τον ασθενή που παραμένει ακίνητος. Οι ανιχνευτές δεν είναι πια συζευγμένοι με τη λυχνία και έτσι δεν είναι δυνατή η χρήση διαφραγμάτων για την απόρριψη της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας. Η λυχνία εκτελεί περιστροφική κίνηση με υψηλή ταχύτητα, με αποτέλεσμα περαιτέρω μείωση του χρόνου ακτινοβολήσεως σε 1 sec περίπου με βελτίωση της ποιότητας εικόνας και ελαχιστοποίηση της δόσης του εξεταζόμενου.

Οι τομογράφοι 3^{ης} και 4^{ης} γενιάς χρησιμοποιούνται ευρύτατα σήμερα. Σε αυτούς είναι δυνατό να ενσωματωθούν οι πιο πρόσφατες προηγμένες τεχνικές απεικόνισης και επεξεργασίας, συμπεριλαμβανομένης της αγγειογραφίας CT και της ογκομετρικής απεικόνισης.

Τα τελευταία χρόνια η χρήση αξονικών τομογράφων πολλαπλών τομών (Multi Slice CT, MSCT) ολοένα και αυξάνεται. Τα συστήματα αυτά διαθέτουν περισσότερες σειρές ανιχνευτών παρέχοντας τη δυνατότητα ταυτόχρονης δημιουργί-



Σχήμα 51: Γενιές αξονικών τομογράφων

ας περισσότερων τομών ανά περιστροφή, σε αντίθεση με τα συστήματα μονής τομής στα οποία υπάρχει μια μόνο σειρά ανιχνευτών. Οι ανιχνευτές αυτοί μπορούν να συνδυαστούν μεταξύ τους επιτρέποντας έτσι τη δημιουργία διαφορών παχών τομής. Τα σύγχρονα συστήματα έχουν τη δυνατότητα ταυτόχρονης δημιουργίας μέχρι και 64 τομών μειώνοντας δραστικά τον χρόνο εξέτασης. Υπάρχουν επίσης συστήματα με δύο λυχνίες και ταυτόχρονη απεικόνιση 128 τομών. Το γεγονός αυτό, σε συνδυασμό και με άλλες τεχνολογικές εξελίξεις, οδήγησε στην καθιέρωση νέων κλινικών εφαρμογών αξονικής τομογραφίας (π.χ. Καρδιολογικές εξετάσεις).

9.8 Ποιότητα εικόνας

Προηγουμένως είδαμε τα χαρακτηριστικά και την παραγωγή των ακτίνων-X για διαγνωστικούς σκοπούς. Στη συνέχεια, θα περιγράψουμε το τι γίνεται από τη στιγμή που οι ακτίνες-X εξέρχονται από τη συσκευή παραγωγής μέχρι την στιγμή που λαμβάνουμε την διαγνωστική εικόνα με έμφαση στην ποιότητα της και στους παράγοντες που την επηρεάζουν.

Στις διαγνωστικές εφαρμογές, οι ενέργειες των ακτίνων-X (25-130 keV) είναι τέτοιες που ευνοούν το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο και την αλληλεπίδραση Compton με το αντικείμενο που θέλουμε να απεικονίσουμε. Στην ακτινοδιαγνωστική, την εικόνα στο film σχηματίζουν φωτόνια τα οποία δεν αλληλεπίδρασαν με το αντικείμενο. Στο φωτοηλεκτρικό φαινόμενο το φωτόνιο απορροφάται εντελώς από το αντικείμενο και έτσι δεν φτάνει στο film. Στο φαινόμενο Compton το φωτόνιο σκεδάζεται. Σε κάποιες περιπτώσεις, το σκεδασμένο φωτόνιο δύναται να φτάσει το ακτινολογικό film καταγράφοντας «λανθασμένη» πληροφορία και για τον λόγο αυτό είναι ανεπιθύμητο. Για να αποκλειστούν τα σκεδασμένα φωτόνια και να μην φτάσουν στο film, χρησιμοποιούνται τα αντιδιαχυτικά διαφράγματα που περιγράφηκαν προηγουμένως. Αφού «φιλτραριστεί» η εξερχόμενη δέσμη φωτονίων από τα σκεδασμένα φωτόνια καταφτάνει στην κασέτα η οποία περιέχει την ενισχυτική πινακίδα και το ακτινολογικό film.

Με τον όρο **ποιότητα εικόνας** εννοούμε ένα σύνολο των χαρακτηριστικών που την αξιολογούν ως προς την πληροφορία που μπορεί να προσφέρει στον παρατηρητή. Επειδή η αξιολόγηση μιας εικόνας από τον άνθρωπο είναι μια υποκειμενική διαδικασία (εμπειρία, αντίληψη, συνθήκες παρατήρησης), έχουν οριστεί μαθηματικές έννοιες που προσφέρουν αντικειμενικά κριτήρια αξιολόγησης. Στη συνέχεια θα εξετάσουμε τα πιο σημαντικά χαρακτηριστικά της ακτινολογικής εικόνας.

9.8.1 Αντίθεση θέματος

Ας θεωρήσουμε ένα αντικείμενο το οποίο αποτελείται από δυο τμήματα διαφορετικού πάχους. Η ένταση, I_0 , των ακτίνων-X που προσπίπτουν στο αντικείμενο είναι σταθερή. Επειδή το αντικείμενο δεν έχει παντού το ίδιο πάχος, περισσότερα φωτόνια θα αλληλεπιδράσουν με το παχύ τμήμα με αποτέλεσμα η ένταση των ακτίνων-X που εξέρχονται από αυτό (I_n) να είναι μικρότερη από την ένταση που εξέρχεται από το λεπτό τμήμα (I_λ) (βλ. Σχήμα 52).

Αντίθεση θέματος ορίζεται ο λόγος:

$$C_s = \frac{I_\lambda - I_n}{I_\lambda} \quad (11)$$

ο οποίος δίνει την ποσοστιαία διαφορά μεταξύ της έντασης των ακτίνων-X που εξέρχονται από ένα μέρος του αντικειμένου σε σχέση με την ένταση των ακτίνων-X που εξέρχονται από ένα άλλο μέρος του. Η αντίθεση θέματος επη-

ρεάζει καθοριστικά την **αντίθεση της εικόνας** όπως θα δούμε στη συνέχεια.

Η αντίθεση θέματος δεν ορίζεται μόνο για αντικείμενα που έχουν τμήματα με διαφορετικά πάχη. Ομοίως ορίζεται για αντικείμενα που αποτελούνται από τμήματα με διαφορετικό ατομικό αριθμό (π.χ. μυς και οστό) ή διαφορετική πυκνότητα (π.χ. πνεύμονας και καρδιά).

Οι παράγοντες που επηρεάζουν την αντίθεση θέματος είναι:

- **Η διαφορά πάχους**

Όσο πιο παχύ είναι ένα υλικό, αλληλεπιδρά με περισσότερα φωτόνια. Συνεπώς από το τμήμα αυτό θα εξέρχονται λιγότερα φωτόνια σε σχέση με τα φωτόνια που εξέρχονται από το λεπτό τμήμα. Άρα, αυξάνεται η αντίθεση θέματος.

- **Η διαφορά πυκνότητας**

Όσο πιο πυκνό είναι ένα υλικό, αλληλεπιδρά με περισσότερα φωτόνια. Συνεπώς από το τμήμα αυτό θα εξέρχονται λιγότερα φωτόνια σε σχέση με τα φωτόνια που εξέρχονται από το λιγότερο πυκνό τμήμα. Άρα, αυξάνεται η αντίθεση θέματος.

- **Η διαφορά ατομικού αριθμού**

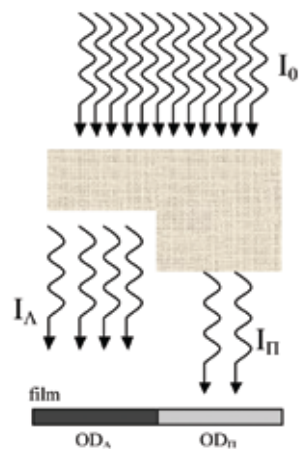
Όσο μεγαλύτερος ο ατομικός αριθμός του υλικού τόσο περισσότερα φωτόνια αλληλεπιδρούν με φωτοηλεκτρικό φαινόμενο. Συνεπώς από το τμήμα αυτό θα εξέρχονται λιγότερα φωτόνια σε σχέση με τα φωτόνια που εξέρχονται από το τμήμα με τον μικρότερο ατομικό αριθμό. Άρα, αυξάνεται η αντίθεση θέματος.

- **Η ενέργεια των ακτίνων-Χ**

Όσο μεγαλύτερη η ενέργεια του φωτονίου, τόσο μεγαλύτερη η διεισδυτική του ικανότητα. Αν ένα αντικείμενο αποτελείται από τμήματα διαφορετικού ατομικού αριθμού και η ενέργεια των φωτονίων είναι χαμηλή (της τάξης των 40 keV) τότε τα φωτόνια που θα διαπεράσουν το τμήμα με τον μεγαλύτερο ατομικό αριθμό θα είναι πολύ λιγότερα από αυτά που θα διαπεράσουν το τμήμα με τον μικρότερο ατομικό αριθμό. Όλα αυτά οδηγούν σε υψηλή αντίθεση θέματος. Αν η ενέργεια των φωτονίων είναι υψηλή (της τάξης των 80 keV) τότε η διαφορά των ατομικών αριθμών δεν παίζει ουσιαστικό ρόλο και οι εντάσεις των εξερχόμενων ακτίνων δεν διαφέρουν κατά πολύ. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα τη μείωση της αντίθεσης θέματος.

- **Η χρήση σκιαγραφικού υγρού**

Τα σκιαγραφικά υγρά αποτελούνται από υλικά με υψηλό ατομικό αριθμό (π.χ. Ιώδιο, Βάριο). Το υγρό εγχύεται στην περιοχή του αντικείμενου που θέλουμε να απεικονίσουμε και λόγω της υψηλής ικανότητας του στην απορρόφηση φωτονίων αυξάνει την αντίθεση θέματος. Στο Σχήμα 53 δίνεται η εικόνα του παχέος εντέρου μετά από την έγχυση σκιαγραφικού υγρού (Βάριο) για αύξηση της αντίθεσης θέματος.



Σχήμα 52: Το λεπτό τμήμα του αντικείμενου προκαλεί λιγότερη εξασθένιση στην ακτινοβολία σε σχέση με το παχύ τμήμα.



Σχήμα 53: Ακτινογραφία εντέρου μετά την έγχυση σκιαγραφικού μέσου (Βάριο) για την ενίσχυση της αντίθεσης θέματος.



Σχήμα 54: Εικόνα θώρακα με χαμηλή και υψηλή αντίθεση.

9.8.2 Αντίθεση εικόνας

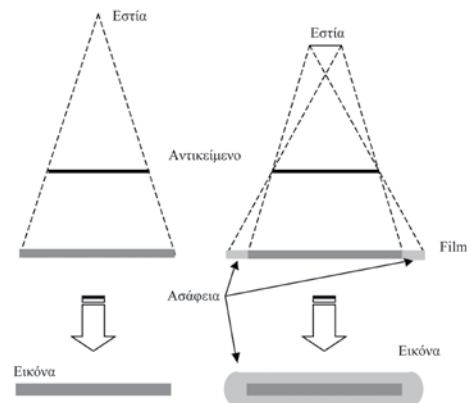
Η διαφορά της οπτικής πυκνότητας μεταξύ δυο περιοχών του ακτινολογικού film ονομάζεται *αντίθεση εικόνας*. Οπτική πυκνότητα είναι το μέγεθος που μας δείχνει το ποσό της αμαύρωσης που προκαλεί η ακτινοβολία στο φιλμ. Όσο μεγαλύτερη είναι η αμαύρωση τόσο μεγαλύτερη είναι η οπτική πυκνότητα.

Στο παράδειγμα του Σχήματος 52, η αντίθεση εικόνας είναι $C_i = OD_A - OD_H$. Εξαρτάται άμεσα από την αντίθεση θέματος και κατά συνέπεια από όλους τους παράγοντες που την επηρεάζουν. Επιπλέον, εξαρτάται και από την αντίθεση του συστήματος ενισχυτικής πινακίδας-film. Στο Σχήμα 54 δίνεται η εικόνα ενός θώρακα με χαμηλή αντίθεση και υψηλή αντίθεση.

9.8.3 Ασάφεια

Με τον όρο ασάφεια εννοούμε την αδυναμία της μεθόδου να απεικονίσει αυστηρά το περίγραμμα ή τα όρια του αντικειμένου. Η ασάφεια οφείλεται σε πολλούς παράγοντες όπως στην κίνηση του αντικειμένου κατά την απεικόνιση, στο μέγεθος της εστίας, στη μορφή/γεωμετρικά χαρακτηριστικά του αντικειμένου και στην ενισχυτική πινακίδα. Στο Σχήμα 55 δίνεται ένα παράδειγμα πρόκλησης ασάφειας από την εστία. Το αντικείμενο είναι μια ράβδος.

Στην πρώτη περίπτωση η εστία είναι σημειακή (ιδανική) και το περίγραμμα της ράβδου έχει απεικονιστεί με σαφήνεια. Στη δεύτερη περίπτωση η εστία έχει διαστάσεις. Το περίγραμμα της ράβδου έχει βαθμιαία μικρότερη οπτική πυκνότητα από αυτή του κυρίως σώματος με αποτέλεσμα να μην είναι σαφές. Η ασάφεια λόγω του μεγέθους της εστίας ονομάζεται *παρασκία*. Η εξάλειψη της επιτυγχάνεται με τη χρήση εστίας όσο το δυνατό μικρότερου μεγέθους.



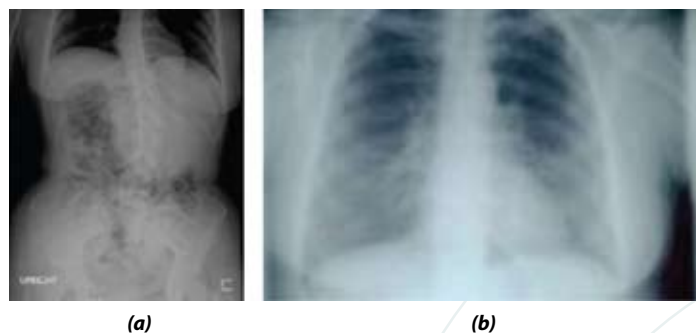
Σχήμα 55: Οι πεπερασμένες διαστάσεις της εστίας δημιουργούν ασάφεια στο περίγραμμα του αντικειμένου που ονομάζεται παρασκία.

9.8.4 Θόρυβος

Ο θόρυβος είναι από τους σημαντικότερους παράγοντες που επηρεάζουν την ποιότητα της ακτινογραφικής εικόνας. Υπάρχουν αρκετές κατηγορίες θορύβου όπως θόρυβος δομής, θόρυβος κόκκων του film, θόρυβος από τα σκεδασμένα φωτόνια, θόρυβος ενισχυτικής πινακίδας και κβαντικός θόρυβος. Εδώ θα αναφέρουμε τις δυο σημαντικότερες κατηγορίες θορύβου.

- **Θόρυβος δομής**

Ως *θόρυβος δομής* θεωρείται η παρουσία ανατομικών δομών στην εικόνα οι οποίες δεν συνεισφέρουν στη διάγνωση. Για παράδειγμα, σε μια ακτινογραφία άνω-κάτω κοιλίας παρεμβάλλονται τα οστά



Σχήμα 56: (α) Ακτινογραφία άνω-κάτω κοιλίας και (β) θώρακα. Η εμφάνιση των οστών δημιουργεί θόρυβο δομής.

της λεκάνης και της σπονδυλικής στήλης (Σχήμα 56α) ή σε μια ακτινογραφία θώρακος εμφανίζονται τα οστά και δεν φαίνονται οι πνεύμονες (Σχήμα 56β).

Επίσης, θόρυβος στην εικόνα προκαλείται από την παρουσία σκεδασμένων φωτονίων τα οποία κατάφεραν να ξεπεράσουν το αντιδιαχυτικό διάφραγμα και να φτάσουν στο film. Γενικά, τα σκεδασμένα φωτόνια δεν μεταφέρουν πληροφορία και η παρουσία τους στην ακτινολογική εικόνα είναι ανεπιθύμητη αφού υποβιβάζουν την ποιότητα της.



Σχήμα 57: Ο κβαντικός θόρυβος δημιουργεί την αίσθηση ότι η εικόνα αποτελείται από κόκκους.

• Κβαντικός θόρυβος

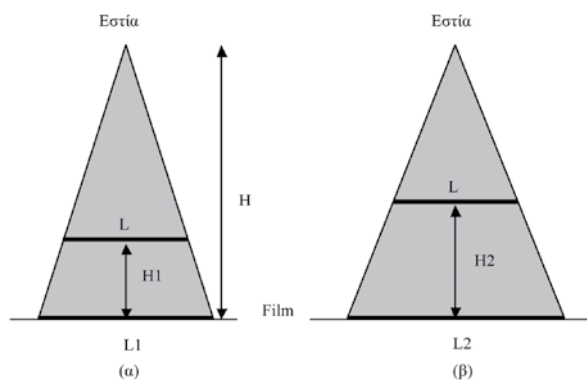
Ο σημαντικότερος θόρυβος που υπάρχει σε κάθε ακτινολογική εικόνα είναι ο κβαντικός θόρυβος και η προέλευση του είναι στατιστική. Αν στο σχηματισμό της εικόνας ενός ομοιογενούς αντικειμένου ξέρουμε ότι έχουν συμμετάσχει κατά μέσο όρο N φωτόνια/μονάδα επιφάνειας στην πραγματικότητα (πιο σωστά θα λέγαμε «με μεγάλη πιθανότητα») σε κάθε στοιχειώδη επιφάνεια το πλήθος των φωτονίων θα κυμαίνεται μεταξύ $N - \sqrt{N}$ και $N + \sqrt{N}$. Ο όρος $\sqrt{N}$ είναι η στατιστική διακύμανση των φωτονίων και οφείλεται στην παραγωγή και στις αλληλεπιδράσεις τους. Στην εικόνα θα παρατηρούνται περιοχές μικρότερης ή μεγαλύτερης αμαύρωσης η οποίες δεν οφείλονται στο αντικείμενο, αφού είναι ομοιογενές, αλλά στη στατιστική διακύμανση. Μια έκφραση του κβαντικού θορύβου είναι το πηλίκο $\sqrt{N}/N \times 100\%$. Ας υποθέσουμε ότι μια εικόνα σχηματίζεται από $N=100$ φωτόνια. Τότε ο κβαντικός θόρυβος θα είναι 10%. Αν για τη δημιουργία της συμμετάσχουν 10000 φωτόνια τότε ο θόρυβος θα είναι 1%. Στην πρώτη περίπτωση το πλήθος των φωτονίων που έχουν προσπέσει σε κάθε στοιχειώδη επιφάνεια θα διαφέρει κατά 10% ενώ στη δεύτερη κατά 1%. Η εικόνα στη δεύτερη περίπτωση θα είναι πιο «ομοιόμορφη».

Ποιοτικά όσον αφορά τον κβαντικό θόρυβο, για να σχηματιστεί μια αποδεκτή ακτινολογική εικόνα, απαιτείται τουλάχιστον ένα ελάχιστο πλήθος φωτονίων. Αν το πλήθος είναι μικρότερο η εικόνα δεν θα είναι αποδεκτή (θα έχει κόκκους). Ένα παράδειγμα εικόνας με αυξημένο θόρυβο δίνεται στο Σχήμα 57.

9.8.5 Γεωμετρία της απεικόνισης

Όταν ακτινογραφείται ένα αντικείμενο, η εικόνα που λαμβάνουμε είναι η εικόνα της προβολής του. Η γεωμετρία της απεικονιστικής διάταξης και του αντικειμένου παίζουν σοβαρό ρόλο στο τελικό αποτέλεσμα. Είδαμε προηγουμένως ότι το μέγεθος της εστίας παραγωγής των φωτονίων είναι υπεύθυνο για τη δημιουργία ασάφειας (παρασκήας) στα όρια του αντικειμένου. Στη συνέχεια θα δούμε πως επηρεάζουν τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά την προβολική εικόνα.

9.8.5.1 Μεγέθυνση



Σχήμα 58: Η μεγέθυνση του αντικειμένου εξαρτάται από την απόσταση του από το film.

Επειδή το ακτινολογικό film βρίσκεται σε κάποια απόσταση από το αντικείμενο, η εικόνα του θα είναι μεγεθυμένη κατά έναν παράγοντα μεγέθυνσης που εξαρτάται από την απόσταση αντικειμένου-film ή/και εστίας-film). Στο Σχήμα 58 εξετάζουμε την μεγέθυνση που υφίσταται ένα γραμμικό αντικείμενο κατά την ακτινογράφιση (για ευκολία θεωρούμε την εστία σημειακή).

Στην περίπτωση (α), η εικόνα του αντικειμένου έχει μεγεθυνθεί κατά έναν παράγοντα M ο οποίος υπολογίζεται από τη σχέση των όμοιων τριγώνων:

$$M = L1/L = H/(H-H1) \quad (12)$$

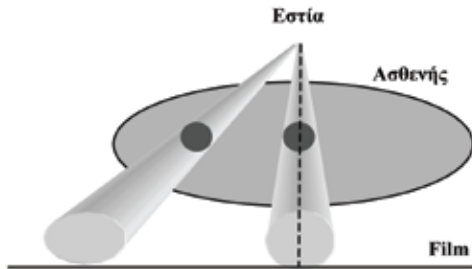
Στην περίπτωση (β) το αντικείμενο έχει απομακρυνθεί από το film και η μεγέθυνση της εικόνας είναι:

$$M' = L2/L = H/(H-H2) > M \quad (13)$$

Συνεπώς, όσο το αντικείμενο απομακρύνεται από το

film τόσο μεγαλύτερος είναι ο συντελεστής μεγέθυνσης της εικόνας. Η μεγέθυνση του αντικειμένου αναφέρεται και ως παραμόρφωση μεγέθους.

9.8.5.2 Παραμόρφωση σχήματος



Σχήμα 59: Η ανομοιόμορφη μεγέθυνση προκαλεί παραμόρφωση στο σχήμα του αντικειμένου.

Λόγω της ανομοιόμορφης μεγέθυνσης που υφίσταται το αντικείμενο και οι δομές που βρίσκονται σε αυτό, δημιουργούνται παραμορφώσεις στο σχήμα. Στο Σχήμα 59 δίνεται ένα παράδειγμα παραμόρφωσης του σχήματος.

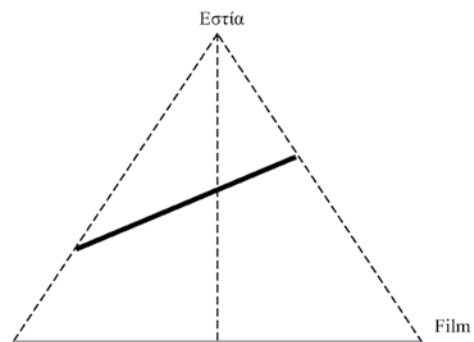
Οι δυο συμπαγείς σφαίρες έχουν τις ίδιες διαστάσεις και βρίσκονται σε διαφορετικές θέσεις ως προς την εστία παραγωγής ακτίνων-Χ. Η σφαίρα που βρίσκεται στη διεύθυνση του κεντρικού άξονα της δέσμης απεικονίζεται σαν κύκλος και υφίσταται μόνο μεγέθυνση. Η σφαίρα που βρίσκεται εκτός του κεντρικού άξονα απεικονίζεται ως έλλειψη και υφίσταται μεγέθυνση. Γενικά, όσο πιο κοντά στον κεντρικό άξονα της δέσμης βρίσκεται το αντικείμενο τόσο λιγότερη παραμόρφωση σχήματος υφίσταται.

Μια άλλη περίπτωση παραμόρφωσης σχήματος εξετάζεται στο Σχήμα 60. Μια ράβδος σχηματίζει γωνία, α , με τον κεντρικό άξονα της δέσμης. Επειδή τα άκρα της υφίστανται άνιση μεγέθυνση, η παραμόρφωση θα αφορά όχι μόνο το σχήμα της αλλά και το σχετικό μέγεθος της.

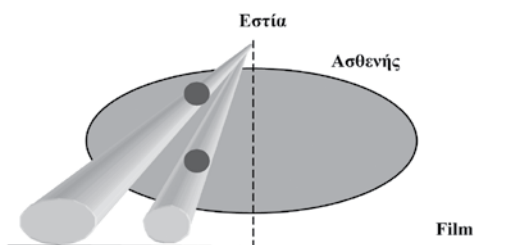
9.8.5.3 Παραμόρφωση θέσης

Αποτέλεσμα της ανομοιόμορφης μεγέθυνσης που υφίσταται το αντικείμενο είναι και η παραμόρφωση θέσης. Στο Σχήμα 61, δυο δομές ίδιου μεγέθους βρίσκονται στον ίδιο κατακόρυφο άξονα αλλά είναι μετατοπισμένες ως προς το ύψος. Στην εικόνα, οι προβολές τους δίνουν λανθασμένη πληροφορία για τη σχετική θέση τους μέσα στο σώμα.

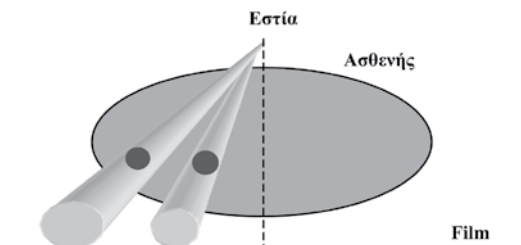
Στο Σχήμα 62, οι ίδιες σφαίρες βρίσκονται στην ίδια οριζόντια διεύθυνση αλλά είναι μετατοπισμένες ως προς τον κεντρικό άξονα της δέσμης. Στο film, έχουν ακριβώς την ίδια θέση που είχαν στο Σχήμα 61.



Σχήμα 60: Παραμόρφωση μεγέθους



Σχήμα 61: Παραμόρφωση θέσης στον κατακόρυφο άξονα.



Σχήμα 61: Παραμόρφωση θέσης στον κατακόρυφο άξονα.

9.9 Ακτινοπροστασία προσωπικού

Η αποτελεσματική εφαρμογή των αρχών ακτινοπροστασίας στις ελεγχόμενες και επιβλεπόμενες περιοχές ενός ακτινολογικού εργαστηρίου επιβάλει την ανάγκη να εφαρμόζονται κατάλληλα μέτρα ελέγχου και παρακολούθησης των συνθηκών εργασίας. Οι παράγοντες αυτοί που πρέπει να ληφθούν υπόψη για την ορθή εφαρμογή της ακτινοπροστασίας των επαγγελματικά εκτιθέμενων, αφορούν τόσο στον εξοπλισμό και στη διαρρύθμιση των χώρων όσο και στον τρόπο με τον οποίο εργάζεται το προσωπικό (πρακτικές που ακολουθούνται).

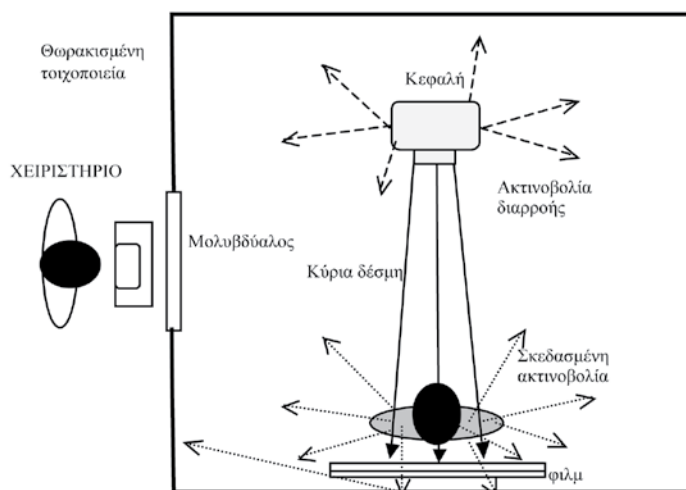
9.9.1 Ατομική δοσिमέτρηση

Κατά την εργασία με ακτινοβολίες πρέπει πάντα να φοράτε το ατομικό σας δοσίμετρο. Η τοποθέτηση του γίνεται πάντα με βάση τις οδηγίες που το συνοδεύουν. Όταν κάνετε χρήση ακτινολογικής ποδιάς από μόλυβδο θα πρέπει να τοποθετείτε το δοσίμετρο πάνω από την ποδιά και όχι στο εσωτερικό της. Το ισχύον ετήσιο όριο δόσης για τους εργαζόμενους είναι 20 mSv. Με σωστή τήρηση των οδηγιών ακτινοπροστασίας το όριο αυτό είναι εξαιρετικά δύσκολο να ξεπεραστεί. Δεν πρέπει ποτέ να αφήνετε το δοσίμετρο μετά το πέρας της εργασίας σε χώρους που υπάρχουν ακτινοβολίες διότι θα καταγραφεί δόση την οποία δεν λάβατε και μπορεί να δημιουργηθούν λανθασμένες εντυπώσεις και ανεπιθύμητες καταστάσεις. Επίσης, το δοσίμετρο είναι ατομικό και δεν πρέπει να χρησιμοποιείται από άλλα άτομα ή σε περίπτωση που εργάζεστε σε περισσότερα του ενός ιδρύματα θα πρέπει να έχετε ένα δοσίμετρο για κάθε ίδρυμα. Τα δοσίμετρα ανανεώνονται μηνιαίως και οι δόσεις καταγράφονται σε ειδική βάση δεδομένων στην Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας (ΕΕΑΕ). Τα αποτελέσματα κοινοποιούνται εγγράφως στον χώρο εργασίας σας και πρέπει να τηρείται το ανάλογο αρχείο εντός του εργαστηρίου.

9.9.2 Μέθοδοι μείωσης της δόσης προσωπικού

9.9.2.1 Θωράκιση

Όπως φαίνεται στο Σχήμα 63, η κύρια δέσμη της ακτινοβολίας προσπίπτει στον ασθενή και ένα ποσοστό της διέρχεται χωρίς αλληλεπίδραση και προσπίπτει στο φιλμ ενώ το υπόλοιπο **σκεδάζεται σε όλες σχεδόν τις κατευθύνσεις**. Ταυτόχρονα, ακτινοβολία **διαπερνά τη θωράκιση της κεφαλής της ακτινολογικής λυχνίας (ακτινοβολία διαρροής) και εκπέμπεται σε όλες τις κατευθύνσεις**. Για την προστασία από τις παραπάνω ακτινοβολίες οι τοίχοι του ακτινολογικού θαλάμου **θωρακίζονται** με μόλυβδο ή σκυρόδεμα και το παράθυρο παρατήρησης του ασθενή κατασκευάζεται από **μολυβδύαλο** (κρύσταλλος με ψήγματα μολύβδου). Το πάχος του φύλλου μολύβδου που θα τοποθετηθεί στις παραπάνω επιφάνειες υπολογίζεται από τον υπεύθυνο ακτινοπροστασίας (ακτινοφυσικό) του εργαστηρίου, βάσει:



Σχήμα 63: Η ακτινοβόληση του προσωπικού οφείλεται στη σκεδαζόμενη ακτινοβολία από το σώμα του ασθενή και τα υλικά και στην ακτινοβολία διαρροής της κεφαλής της ακτινολογικής λυχνίας.

- του φόρτου εργασίας
- της θέσης των συστημάτων ακτίνων Χ εντός του θαλάμου (απόσταση από τη λυχνία στην προς θωράκιση επιφάνεια)
- το είδος του συστήματος ακτίνων Χ που πρόκειται να εγκατασταθεί λαμβάνοντας υπόψη τη μέγιστη δυνατή ενέργεια που θα χρησιμοποιείται (μέγιστα kV) και
- τα θεσμοθετημένα όρια δόσης για την κάθε περιοχή λαμβάνοντας υπόψη και τα Περιοριστικά Επίπεδα Δόσης (βλ. Παρ.8.2)

Η μελέτη αυτή ακτινοπροστασίας που διενεργεί ο ακτινοφυσικός, στη συνέχεια ελέγχεται και εγκρίνεται από την ΕΕΑΕ και πρέπει να τηρηθεί πιστά κατά την κατασκευή του εργαστηρίου.

Να σημειωθεί ότι η ακτινοβολία διαρροής δεν είναι αποτέλεσμα βλάβης ή κακής κατασκευής της κεφαλής. Σε όλα τα μηχανήματα

παραγωγής ακτίνων-Χ εμφανίζεται ακτινοβολία διαρροής και οφείλεται στην αδυναμία τοποθέτησης θωράκισης στην κεφαλή λόγω πολύ μεγάλου βάρους. Ωστόσο, υπάρχει νομοθεσία η οποία καθορίζει το μέγιστο επιτρεπτό όριο ακτινοβολίας διαρροής.

Παρόλη τη θωράκιση που υπάρχει περιμετρικά του ακτινολογικού θαλάμου ένα ποσοστό της ακτινοβολίας τη διαπερνά και διαχέεται στους γύρω χώρους (είναι φύση αδύνατο να μηδενιστεί η ακτινοβολία που διέρχεται από ένα υλικό). Το επιτρεπτό επίπεδο ακτινοβολίας στους χώρους γύρω από τον ακτινολογικό θάλαμο καθορίζεται από τη σχετική νομοθεσία και καθορίζονται ζώνες (βλ. παρ.8.4).

9.9.2.2 Περιορισμός της κύριας δέσμης

Σε μια ακτινολογική εξέταση, **το πεδίο της ακτινοβολίας πρέπει να περιορίζεται στην περιοχή ενδιαφέροντος** και μόνο. Όσο μεγαλύτερο είναι το πεδίο τόσο μεγαλύτερο είναι το ποσοστό της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας στο σώμα του ασθενή και στα υλικά του θαλάμου. Συνεπώς, τόσο περισσότερη σκεδαζόμενη ακτινοβολία δύναται να διαπεράσει τη θωράκιση και να ακτινοβολήσει το προσωπικό.

9.9.2.3 Ακτινοπροστασία κατά την ακτινοσκόπηση/αγγειογραφία/C-arm

Η χρήση ακτινοσκόπησης και ιδιαίτερα οι επεμβατικές ακτινολογικές πράξεις προκαλούν τη μεγαλύτερη έκθεση στο προσωπικό σε σχέση με τις υπόλοιπες ακτινοδιαγνωστικές διαδικασίες. Το προσωπικό που βρίσκεται εντός του θαλάμου κατά τη διάρκεια αυτών των πρακτικών και κυρίως οι γιατροί, δουλεύουν σε τέτοιες αποστάσεις από την λυχνία όπου οι ρυθμοί δόσης μπορεί να είναι της τάξης των mSv/hr (στα χειριστήρια των ακτινολογικών θαλάμων οι ρυθμοί δόσης είναι περίπου 3 τάξεις μεγέθους κάτω από αυτούς τους ρυθμούς). Για το λόγο αυτό η ακτινοπροστασία στις επεμβατικές διαδικασίες χρήζει ιδιαίτερης αντιμετώπισης τόσο ως προς τις πρακτικές που πρέπει να τηρούνται όσο κι ως προς τις απαιτήσεις των ακτινολογικών συστημάτων που χρησιμοποιούνται.

Έτσι, στην περίπτωση που χρειαστεί να διενεργήσετε ακτινοσκοπική εξέταση ή αγγειογραφία και απαιτείται η παρουσία σας στον θάλαμο θα πρέπει οπωσδήποτε να φοράτε **ακτινολογική ποδιά από μόλυβδο** (0.25 – 0.5 mm Pb) **και προστατευτικό του θυρεοειδή** (Σχήμα 64). Η χρήση της ακτινολογικής ποδιάς μπορεί να προσφέρει έως και 90% μείωση της έκθεσης στα τμήματα του σώματος που καλύπτει, ενώ το κολάρο θυρεοειδούς μειώνει την έκθεση έως και 80% στο θυρεοειδή και τον οισοφάγο. Θυμηθείτε να τοποθετήσετε το **δοσίμετρο έξω από την ποδιά** και μετά το πέρας της εξέτασης-επέμβασης να το απομακρύνετε από αυτή και να αποθηκεύετε τις ποδιές κατάλληλα (π.χ. χρησιμοποιώντας κρεμάστρες και όχι να τις διπλώνετε) αποφεύγοντας έτσι την καταπόνηση του μολύβδου.



Σχήμα 64: Ποδιά και κολάρο ακτινοπροστασίας προσωπικού.



Σχήμα 65: Η λυχνία τοποθετείται κάτω από την εξεταστική κλίνη και καλύπτεται από φύλλα μολύβδου.

Η λυχνία **του συστήματος** πρέπει να είναι **κάτω** από την ακτινολογική τράπεζα η οποία πρέπει να φέρει κατάλληλα ακτινοπροστατευτικά τρίπτυχα (**λωρίδες μολύβδου**) για να καλύπτει την περιοχή της λυχνίας (Σχήμα 65). Ειδικά στην περίπτωση της **αγγειογραφίας** όπου ο χρόνος της εξέτασης είναι μεγάλος, ενδείκνυται η χρήση **γυαλιών από μολυβδύαλο** για την προστασία των οφθαλμών (Σχήμα 66). Για την προστασία του ιατρού είναι απαραίτητη η χρήση **πετάσματος οροφής από μολυβδύαλο** και προστατευτικών γαντιών από μόλυβδο εφόσον τα χέρια εκτίθενται στην κύρια δέσμη της ακτινοβολίας. Για το υπόλοιπο προσωπικό που ενδέχεται να βρίσκεται εντός του θαλάμου κατά τη διάρκεια της ακτινοσκόπησης συστήνεται η χρήση ακτινοπροστατευτικών πετασμάτων εδάφους ή σε περίπτωση που αυτά δεν υπάρχουν την τήρηση όσο το δυνατόν μεγαλύτερης απόστασης από την λυχνία (θυμηθείτε ότι η ένταση της ακτινοβολίας μειώνεται με το τετράγωνο της απόστασης).

Στα ακτινοσκοπικά και αγγειογραφικά συστήματα, χρησιμοποιείται το σύστημα αυτόματου έλεγχου της έκθεσης. Δηλαδή, η ενέργεια των φωτονίων και η ένταση της δέσμης ρυθμίζεται αυτόματα με βάση τον ρυθμό έκθεσης που φτάνει στην είσοδο του ενισχυτή εικόνας. **Όσο πιο κοντά στην επιφάνεια του εξεταζομένου τοποθετείται ο ενισχυτής εικόνας τόσο μικρότερη ενέργεια και ένταση θα έχει η δέσμη με αποτέλεσμα τη μείωση της δόσης του προσωπικού.**



Σχήμα 66: Προστατευτικά γυαλιά από μολυβδύαλο

Επιπλέον, στα συστήματα **αγγειογραφίας** υπάρχει η δυνατότητα επιλογής της **συχνότητας παλμών ακτινοβολίας** (παλμοί ακτινοβολίας/δευτερόλεπτο) ή **συχνότητας καρέ** (καρέ/δευτερόλεπτο) στη λειτουργία cine. **Με την αύξηση των παραπάνω στοιχείων, αυξάνεται η σκεδαζόμενη ακτινοβολία και κατά συνέπεια η δόση του προσωπικού.** Για το λόγο αυτό πρέπει να γίνεται προσεκτική επιλογή των παραμέτρων αυτών, πάντα σε συνεννόηση με τον ιατρό που πραγματοποιεί την εξέταση.

Επίσης, η λειτουργία της **μεγέθυνσης (zoom)** επηρεάζει την ενέργεια και την ένταση της δέσμης. **Όσο αυξάνεται η μεγέθυνση αυξάνεται η ενέργεια και η ένταση με αποτέλεσμα την αύξηση της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας και της δόσης του προσωπικού.**

Τέλος, θα πρέπει να επισημανθεί ότι απαγορεύεται η χρήση τηλεχειριζόμενων ακτινολογικών συστημάτων (λυχνία από πάνω) σε αγγειογραφίες. Τα συστήματα αυτά χρησιμοποιούνται μόνο για ορθοπεδικές, ουρολογικές και γαστρεντερολογικές εξετάσεις και πάντα με χρήση κατάλληλου ακτινοπροστατευτικού εξοπλισμού.

9.9.2.4 Ακτινοπροστασία κατά την εξέταση με φορητό σύστημα ακτινογράφησης

Όπως και προηγουμένως, κατά τον χειρισμό φορητού συστήματος ακτινογράφησης θα πρέπει να φοράτε προστατευτική **ποδιά από μόλυβδο** (το δοσίμετρο έξω από την ποδιά) και **κολάρο προστασίας του θυρεοειδούς**. Το καλώδιο ενεργοποίησης θα πρέπει να έχει μήκος τουλάχιστον 2 m ώστε να **διατηρούμε μεγάλη απόσταση** από την λυχνία παραγωγής ακτίνων-X. Αν υπάρχει η δυνατότητα, καλό είναι να καλύπτεστε πίσω από τσιμεντένιες κολόνες ή τοιχοποιία διατηρώντας πάντα τη μέγιστη δυνατή απόσταση από το μηχάνημα.

9.10 Ακτινοπροστασία εξεταζομένου

Όλες οι ακτινολογικές εξετάσεις πρέπει να πραγματοποιούνται αφού πρώτα έχει εξασφαλιστεί η μέγιστη δυνατή ακτινοπροστασία του εξεταζομένου. Όπως θα δούμε στη συνέχεια, η ακτινοπροστασία του εξεταζομένου και του προσωπικού έχουν κοινά στοιχεία. Ιδιαίτερη μέριμνα λαμβάνεται στην περίπτωση που κάποια γυναίκα είναι έγκυος και στα παιδιά (βλ. Κεφ.8).

9.10.1 Ταυτοποίηση εξεταζομένου

Πριν από την πραγματοποίηση της εξέτασης πρέπει να **ταυτοποιηθεί ο εξεταζόμενος και το είδος της εξέτασης** που πρόκειται να κάνει. Όσο απλό και αν ακούγεται είναι σύνθηες να διενεργούνται λάθος εξετάσεις με αναιμία ακτινολογική επιβάρυνση του εξεταζομένου. Επίσης, τα στοιχεία του εξεταζομένου, η ημερομηνία εξέτασης και τα διακριτικά θέσης (R – L) που προσδιορίζουν την εξεταζόμενη πλευρά του σώματος πρέπει να είναι παρόντα και ευανάγνωστα επί του φιλμ, χωρίς να καλύπτουν περιοχές προς διάγνωση.

9.10.2 Επικοινωνία με τον εξεταζόμενο

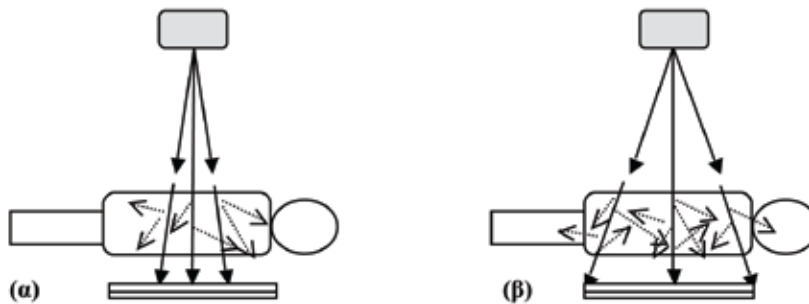
Οι ασθενείς συνήθως είναι γεμάτοι ανησυχία και άγχος όταν πρόκειται να υποβληθούν σε εξετάσεις. Η **σωστή προσέγγιση/επικοινωνία, η εξήγηση της εξέτασης και της διαδικασίας** είναι σημαντικοί παράγοντες που εξασφαλίζουν τη συνεργασία του ασθενή και οδηγούν στη σωστή έκβαση. Ιδιαίτερα σε περιπτώσεις όπου η διαδικασία είναι επίπονη (καθετηριασμός κλπ) η ενημέρωση του ασθενή είναι μείζονος σημασίας διότι τον προετοιμάζει ψυχολογικά και σωματικά. Η διακοπή ή η μη ενδεδειγμένη πραγματοποίηση μιας εξέτασης, λόγω μη συνεργασίας του εξεταζομένου, οδηγεί σε επανάληψή της ή σε μειωμένη διαγνωστική πληροφορία. Και στις δυο περιπτώσεις το πιο πιθανό είναι να επαναληφθεί η εξέταση με αποτέλεσμα την επιπλέον ακτινοβολία του εξεταζομένου.

9.10.3 Τοποθέτηση-ακίνητοποίηση

Η σωστή τοποθέτηση του εξεταζομένου έχει μεγάλη σημασία στο διαγνωστικό αποτέλεσμα. Τυπικές θέσεις ακτινογράφησης πιθανώς να χρειαστεί να τροποποιηθούν ή να αλλάξουν, εφόσον το επιβάλλουν ειδικές κλινικές συνθήκες με σκοπό την ανάδειξη και οριοθέτηση μιας περιοχής ιδιαίτερου ενδιαφέροντος. Η σωστή τοποθέτηση του εξεταζομένου, για την σωστή λήψη της ακτινογραφίας και την αποφυγή της επανάληψής της (πρόσθετη ακτινοβολήση εξεταζομένου), είναι ευθύνη του διενεργούντος την εξέταση. Χρήση τεχνικών προς ακίνητοποίηση ή άσκηση πίεσης επί του εξεταζομένου και κυρίως στα παιδιά, με κατάλληλα συστήματα, έχουν τη σημασία τους στην τελική παραγωγή ικανοποιητικών εικόνων. Ο εξεταζόμενος πρέπει να ενημερωθεί **να μείνει ακίνητος** για την **αποφυγή ασάφειας** (λόγω κίνησης) στην εικόνα (βλ. παρ. 9.8). Για τον **περιορισμό της ασάφειας** λόγω ακούσιας κίνησης (κίνηση καρδιάς, αναπνοή κλπ) φροντίζουμε να χρησιμοποιούμε όσο το δυνατό **μικρότερο χρόνο** ακτινοβολήσης (msec).

9.10.4 Περιορισμός πεδίου ακτινοβολίας (διαφράγματα)

Η ποιότητα της εικόνας βελτιώνεται και η δόση ακτινοβολίας επί του εξεταζομένου ελαττώνεται με τον **περιορισμό της ακτινολογικής δέσμης στο μικρότερο δυνατό πεδίο που απαιτείται για τη μέγιστη διαγνωστική πληροφορία**. Ο περιορισμός της ακτινολογικής δέσμης περιλαμβάνει επίσης το σκεπτικό της εξαίρεσης (όποτε αυτό είναι εφικτό) από την πρωτογενή δέσμη ακτινοευαίσθητων οργάνων (γονάδες κλπ). Όπως αναφέρθηκε στο Κεφ. 9.1, **όσο μεγαλύτερο είναι το πεδίο ακτινοβολίας τόσο περισσότερη σκεδασμένη ακτινοβολία** παράγεται με αποτέλεσμα την **ακτινοβόληση περιοχών** του ασθενή που βρίσκονται **εκτός της περιοχής ενδιαφέροντος** (Σχήμα 67).



Σχήμα 67: Το ποσό της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας εξαρτάται άμεσα από το μέγεθος του πεδίου. Στην περίπτωση (β) το πεδίο είναι μεγαλύτερο σε σχέση με την (α) και κατά συνέπεια η σκεδασμένη ακτινοβολία είναι πολύ περισσότερη.

Η επικέντρωση και η ρύθμιση του μεγέθους της δέσμης γίνεται με τη βοήθεια του φωτεινού πεδίου το οποίο πρέπει να συμπίπτει με το πεδίο ακτινοβολίας. Σε περίπτωση που αντιληφθείτε ότι αυτά τα δυο δεν συμπίπτουν ενημερώστε αμέσως τον αρμόδιο Ακτινοφυσικό. Τέλος, πρέπει να τονισθεί ότι **η επικέντρωση με χρήση ακτινοσκόπησης αποτελεί αδικαιολόγητη πρακτική από άποψη ακτινοπροστασίας και δεν πρέπει να εφαρμόζεται**.

9.10.5 Προστασία ακτινοευαίσθητων περιοχών

Σε κάθε ακτινολογικό τμήμα επιβάλλεται από τη νομοθεσία η ύπαρξη ειδικών προστατευτικών εξαρτημάτων για τις γονάδες (Σχήμα 68) και το θυρεοειδή, καθώς και ποδιές από μόλυβδο. Σε άτομα νεαρής και αναπαραγωγικής ηλικίας πρέπει να τοποθετούνται τα ειδικά προστατευτικά στην περιοχή των γονάδων, όταν αυτές βρίσκονται στο κύριο πεδίο της δέσμης ή κοντά σε αυτό. Για τις γυναίκες υπάρχουν και προστατευτικά του στήθους (Σχήμα 68).



Σχήμα 68: Προστατευτικά γονάδων και στήθους



Σχήμα 69: Ακτινογραφία με χρήση προστατευτικού γονάδων.



Σχήμα 70: Προστασία γονάδων με ακτινολογική ποδιά κατά την ακτινογράφιση θώρακα σε όρθια θέση.

Στο Σχήμα 69 δίνεται μια ακτινογραφία όπου έχει γίνει χρήση προστατευτικού γονάδων. Η λευκή περιοχή καλύπτει τις γονάδες. Επειδή η χρήση του προστατευτικού ενδέχεται να καλύψει σημεία ενδιαφέροντος, θα πρέπει πάντα να **ενημερώνεται ο ιατρός ακτινολόγος** για την αναγκαιότητα ή όχι της χρήσης.

Σε περίπτωση που είναι δύσκολη η τοποθέτηση τους (π.χ ακτινογραφία θώρακος σε όρθια θέση) τότε μπορείτε να χρησιμοποιήσετε την ακτινολογική ποδιά από μολύβδο προσέχοντας να μην καλύπτει περιοχές ενδιαφέροντος (Σχήμα 70).

9.10.6 Τυποποιημένοι πίνακες εξετάσεων

Για κάθε ακτινολογικό σύστημα είναι απαραίτητη η ύπαρξη πινάκων όπου αναγράφονται οι παράμετροι λειτουργίας (απόσταση λυχνίας-εξεταζόμενου, kV_p , mA, sec ή mAs) για κάθε εξέταση και σωματότυπο ασθενή. Ειδικοί πίνακες πρέπει να υπάρχουν για εξετάσεις σε παιδιά όπου το ζητούμενο είναι η ελαχιστοποίηση της δόσης. Στους πίνακες επίσης αναγράφεται η χρήση ή όχι του bucky, το είδος του φιλμ και της ενισχυτικής πινακίδας που απαιτείται. Οι πίνακες καταρτίζονται με τη συνεργασία των χειριστών, των ακτινολόγων ιατρών και του ακτινοφυσικού. Η χρήση των πινάκων δεν ωφελεί μόνο την ακτινοπροστασία του ασθενή, αλλά και τη δημιουργία ιατρικής εικόνας με συγκεκριμένα ποιοτικά χαρακτηριστικά έτσι ώστε σε κάθε εξέταση η εικόνα να μην διαφοροποιείται ανάλογα με τον χειριστή που την εκτέλεσε.

9.10.7 Απορριπτές εικόνες

Έχει ήδη αναφερθεί ότι η επανάληψη μιας εξέτασης λόγω κακής εικόνας επιβαρύνει τον εξεταζόμενο με επιπλέον δόση και θα πρέπει να λαμβάνονται όλα τα αναγκαία μέτρα για να μην συμβαίνει αυτό. Ωστόσο, από την ποιοτική εξέταση των απορριπτών φιλμ μπορούν να εξαχθούν χρήσιμα συμπεράσματα σχετικά με τα στοιχεία ακτινοβολήσης που χρησιμοποιήθηκαν, την τοποθέτηση του ασθενή, την ποιότητα του φιλμ ή της ενισχυτικής πινακίδας. Επίσης, μπορούν να εντοπιστούν προβλήματα στη λειτουργία του

ακτινολογικού συστήματος ή του εμφανιστηρίου. Τα απορριπτέα φιλμ δεν πρέπει να καταστρέφονται. Σημειώστε με μαρκαδόρο τα στοιχεία που χρησιμοποιήσατε και συζητήστε με τον αρμόδιο ακτινοφυσικό για την πιθανή αιτία που προκάλεσε το μη επιθυμητό αποτέλεσμα. Ακόμα και από τα λάθη μας μαθαίνουμε.

9.10.8 Ακτινογράφιση με φορητό ακτινολογικό

Η ακτινογράφιση με φορητό ακτινολογικό γίνεται μόνο σε ασθενείς που δεν δύνανται να προσέλθουν στον ακτινολογικό θάλαμο. Ο χειριστής πρέπει να χρησιμοποιεί απόσταση **εξεταζόμενος-λυχνία μεγαλύτερη των 30 cm**. Σε μικρότερες αποστάσεις, η δόση εισόδου στον ασθενή είναι **σημαντικά μεγαλύτερη** από τη δόση εξόδου. Τι σημαίνει αυτό; Όταν πραγματοποιείται ακτινογράφιση δομών πλησίον της μέσης γραμμής, το δέρμα στην είσοδο της δέσμης ακτινοβολείται αδικαιολόγητα με υψηλή δόση. Αυξάνοντας την απόσταση πέραν των 30 cm η δόση εισόδου μειώνεται (θυμηθείτε τον νόμο του αντιστρόφου τετραγώνου της απόστασης) και καθίσταται εφάμιλλη της δόσης εξόδου με αποτέλεσμα την προστασία του δέρματος και την λήψη ικανοποιητικής ακτινολογικής εικόνας.

9.10.9 Προστασία του εξεταζόμενου κατά την ακτινοσκόπηση

Οι ακτινοσκοπικές εξετάσεις χαρακτηρίζονται από **υψηλούς ρυθμούς δόσης στον εξεταζόμενο** και από άποψη ακτινικής επιβάρυνσης βρίσκονται στην κορυφή της λίστας ανάμεσα στις διαγνωστικές ακτινολογικές πράξεις (ακτινογραφία, μαστογραφία, CT). Είναι πολύ σημαντικό για τον ασθενή να χρησιμοποιούνται οι ελάχιστοι δυνατοί χρόνοι ακτινοσκόπησης. Είναι σχετικά σύνηθες να εμφανίζονται άμεσα αποτελέσματα της ακτινοβολίας (ερύθημα, δερματική νέκρωση κ.α) ύστερα από ακτινοσκοπικές εξετάσεις με μεγάλους χρόνους ακτινοβολήσης. **Τα αποτελέσματα αυτά εμφανίζονται μερικές εβδομάδες ή και μήνες μετά την εξέταση** και δεν γίνονται αντιληπτά κατά τη διάρκεια της εξέτασης, ώστε να ληφθούν επιτόπου μέτρα ακτινοπροστασίας. Κατά συνέπεια θα πρέπει να λαμβάνονται **πάντα υπόψη τα παρακάτω μέτρα** ώστε να αποφευχθούν όσο το δυνατό οι επιβλαβείς συνέπειες της ακτινοβολίας (άμεσες και απώτερες). Ένας τρόπος με τον οποίο μπορεί να ελαττωθεί η δόση δέρματος στον εξεταζόμενο είναι η αλλαγή του σημείου εισόδου της δέσμης, ώστε να μην ακτινοβολείται συνεχώς το ίδιο σημείο του δέρματος.

9.10.9.1 Απόσταση κλίνης-ενισχυτή εικόνας

Η απόσταση μεταξύ της **εξεταστικής κλίνης και του ενισχυτή εικόνας δεν πρέπει να είναι μικρότερη από 40 cm**. Θυμηθείτε ότι στα ακτινοσκοπικά συστήματα η λυχνία βρίσκεται κάτω από την τράπεζα και μικρότερη απόσταση του εξεταζομένου από τη λυχνία επιβαρύνει σημαντικά τη δόση στο δέρμα του εξεταζομένου. Αντίθετα, ο **ενισχυτής εικόνας πρέπει να βρίσκεται όσο το δυνατό πιο κοντά στον εξεταζόμενο**.

9.10.9.2 Περιορισμός του πεδίου ακτινοβολίας

Το πεδίο της ακτινοβολίας (διαφράγματα) κατά την ακτινοσκόπηση πρέπει να διαμορφώνεται έτσι ώστε να **περικλείει μόνο την περιοχή ενδιαφέροντος**. Όσο μικρότερο το πεδίο τόσο χαμηλότερη η δόση που δέχεται ο εξεταζόμενος. Επιπλέον, θα πρέπει να προσέχετε το πεδίο να μην υπερβαίνει τα όρια του ενισχυτή εικόνας.

9.10.9.3 Στοιχεία ακτινοβολήσης

Τα ακτινοσκοπικά συστήματα έχουν συνήθως αυτόματο έλεγχο των mA και ο χειριστής ρυθμίζει τα επιθυμητά kV_p. Γενικά, **τα υψηλά kV_p (85-120) μειώνουν τη δόση του εξεταζομένου** και επιτυγχάνεται ποιοτική εικόνα με χαμηλά mA. Τα χαμηλά kV_p δεν προκαλούν την απαιτούμενη φωτεινότητα στην εικόνα με αποτέλεσμα το αυτόματο σύστημα ελέγχου να ανεβάζει τα mA ώστε να υπάρχει βελτίωση. Με τον τρόπο αυτό αυξάνεται σημαντικά η δόση του ασθενή.

9.10.9.4 Διακοπτόμενη ακτινοβολήση

Καλό είναι η ακτινοσκόπηση να μην είναι συνεχής αλλά να ενεργοποιείται κατά διαστήματα και για μικρούς χρόνους. Σε αυτό βοηθάει η ύπαρξη συστήματος προβολής της τελευταίας εικόνας που λήφθηκε ώστε ο ιατρός να βλέπει την τελευταία εικόνα χωρίς να ακτινοβολείται ο εξεταζόμενος.

9.10.9.5 Χρονόμετρο ακτινοβολήσης

Τα περισσότερα συστήματα ακτινοσκόπησης είναι εφοδιασμένα με χρονόμετρο το οποίο καταγράφει τον χρόνο ακτινοβολήσης. Ο ιατρός μπορεί να προ-ρυθμίσει έναν μέγιστο χρόνο ακτινοβολήσης (5 min) και όταν αυτός ξεπεραστεί τότε το σύστημα σταματά αυτόματα την παροχή ακτινοβολίας. Με τη μέθοδο αυτή αποφεύγεται άσκοπη ακτινοβολή αφού η ομάδα που διεξάγει την εξέταση γνωρίζει εκ των προτέρων το μέγιστο επιτρεπτό χρονικό διάστημα ακτινοβολήσης και φροντίζει για την μη υπέρβαση του.

9.10.9.6 Συσκευή DAP

Στην ίδια φιλοσοφία με το χρονόμετρο ακτινοβολήσης είναι και η συσκευή DAP (βλ. παρ.5.5). Ο ακτινοφυσικός σε συνεργασία με τον ιατρό ακτινολόγο και τον χειριστή ορίζουν τιμές DAP για διάφορες ακτινοσκοπικές εξετάσεις. Κατά τη διάρκεια της εξέτασης, η ένδειξη της συσκευής DAP είναι στη διάθεση του ακτινολόγου και μπορεί να έχει την αίσθηση της ακτινοβολίας που έχει δεχθεί ο ασθενής έως εκείνη τη στιγμή, συγκρίνοντας την τρέχουσα ένδειξη με αυτή που έχει οριστεί. **Οι τιμές του DAP και ο συνολικός χρόνος ακτινοσκόπησης πρέπει πάντα να καταγράφονται μετά το πέρας της εξέτασης σε ένα αρχείο** το οποίο πρέπει να περιλαμβάνει τόσο τα στοιχεία της εξέτασης όσο και του εξεταζομένου. Αυτό είναι πολύ σημαντικό γιατί εκτός από την καταγραφή της δόσης στον ασθενή δίνει τη δυνατότητα σύγκρισης τιμών DAP για ίδιες πρακτικές μεταξύ επεμβατιστών και σύγκριση με τις δημοσιευμένες τιμές (ΔΕΑ, βλ. παρ. 8.8.2), αξιολογώντας τις ορθές ή μη πρακτικές.

9.10.9.7 Μεγέθυνση (zoom)

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως η λειτουργία της μεγέθυνσης αυξάνει τη δόση του ασθενή και κατά συνέπεια του προσωπικού λόγω της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας. Γενικά, η χρήση του zoom πρέπει να γίνεται μόνο όταν είναι απαραίτητο και για μικρά χρονικά διαστήματα.

9.10.9.8 Αγγειογράφος/ακτινοσκόπηση cine

Στις αγγειογραφίες και τις cine λήψεις η ακτινοβολήση του ασθενή είναι αρκετά σημαντική. Τα μέτρα μείωσης της δόσης του ασθενή είναι τα ίδια που περιγράψαμε για την ακτινοσκόπηση. Επίσης στο προηγούμενο Κεφάλαιο αναφέρθηκε η επιλογή των παραμέτρων **λήψεις/sec** για τη cine ακτινοσκόπηση και **παλμοί/sec** για την παλμική. Να έχετε πάντα υπόψη ότι **όσο πιο μικρή είναι η τιμή των παραμέτρων αυτών τόσο μειώνεται η δόση που δέχεται ο ασθενής**.

9.10.10 Μαστογραφία

Στην ακτινοπροστασία του ασθενή κατά τη μαστογραφία θα πρέπει να γίνονται οι απαραίτητες ενέργειες που περιγράψαμε στην κλασική ακτινολογία, ώστε να μην χρειασθεί επανάληψη της εξέτασης, διότι ο μαστός είναι αρκετά ακτινοευαίσθητος. Επιπλέον, απαιτούνται:

- Προσεκτική επιλογή kV_p , mAs με βάση πίνακες.
- Προσεκτική χρήση AEC και τοποθέτησης των θαλάμων σε σχέση με το μαστό.
- Σωστή συμπίεση του μαστού ώστε η εικόνα να παρέχει την απαραίτητη πληροφορία για τη διάγνωση.
- Καθαρές κασέτες (χωρίς σκόνη και ακτινοσκοιερές ουσίες) και σωστά συντηρημένο εμφανιστήριο.

9.10.11 Αξονική τομογραφία

Στην αξονική τομογραφία τα πρωτόκολλα εξετάσεων είναι αυτοματοποιημένα και ο ανθρώπινος παράγοντας έχει μικρή συμμετοχή στην εξέταση. Παρ' όλα αυτά, ιδιαίτερη προσοχή πρέπει να δίνεται από τον υπεύθυνο ακτινοπροστασίας στα προεγκατεστημένα πρωτόκολλα, γιατί συχνά είναι σχεδιασμένα από τις κατασκευάστριες εταιρείες με κριτήριο την ποιότητα της εικόνας, η οποία πολλές φορές υπερβαίνει τις κλινικές απαιτήσεις προκαλώντας αναίτια ακτινική επιβάρυνση στον εξεταζόμενο. Ο χειριστής θα πρέπει να κάνει σωστή τοποθέτηση του ασθενή στην εξεταστική τράπεζα και το κυριότερο, να τον ενημερώσει για τη διαδικασία και για τις ενέργειες που πρέπει να κάνει όταν του ζητηθεί κάτι, όπως οι παύσεις των αναπνοών κατά την τομογραφία του θώρακος. Επίσης είναι σημαντικό κατά τον προγραμματισμό των επιπέδων των τομών να λαμβάνεται ιδιαίτερη μέριμνα για την προστασία των γονάδων, πάντα σε συνεννόηση με τον ιατρό ακτινολόγο. Τέλος, πρέπει να επισημανθεί ότι στα νέα συστήματα αξονικής τομογραφίας πολλαπλών τομών η μείωση του χρόνου εξέτασης μπορεί να οδηγήσει στη μη αιτιολογημένη ακτινοβολήση περιοχών του σώματος και συνεπώς στην αύξηση της δόσης στον ασθενή.

9.10.12 Αποφυγή αναίτιας ακτινοβολήσης του κυήματος

Για την αποφυγή αναίτιας έκθεσης του κυήματος κατά τις ακτινοδιαγνωστικές εξετάσεις πρέπει να ακολουθούνται συγκεκριμένες διαδικασίες από το προσωπικό του εργαστηρίου οι οποίες περιγράφονται εκτενώς στο κεφάλαιο 8.10.

9.11 Ακτινοπροστασία κοινού

Σε ένα ακτινοδιαγνωστικό εργαστήριο εκτός από τις διαδικασίες που περιγράφηκαν στα προηγούμενα κεφάλαια για την ακτινοπροστασία του προσωπικού και του εξεταζομένου, πρέπει να ακολουθούνται συγκεκριμένες διαδικασίες και για την προστασία του κοινού πληθυσμού. Σε αρχικό στάδιο αυτό επιτυγχάνεται όπως έχουμε ήδη αναφέρει με την κατάλληλη θωράκιση των ακτινολογικών θαλάμων του εργαστηρίου λαμβάνοντας υπόψη τα όρια δόσεων και την κατάληψη των παρακείμενων χώρων.

Κατά τη λειτουργία τώρα ενός ακτινοδιαγνωστικού τμήματος το προσωπικό πρέπει να εξασφαλίσει ότι στις ελεγχόμενες και στις επιβλεπόμενες περιοχές δεν παρευρίσκονται αναίτια άτομα του γενικού κοινού. Στην περίπτωση που η ύπαρξη συνοδού του εξεταζομένου εντός του ακτινολογικού θαλάμου κρίνεται απαραίτητη θα πρέπει πάντα ο συνοδός να φοράει τον κατάλληλο ακτινοπροστατευτικό εξοπλισμό κατά την πραγματοποίηση της εξέτασης.

Σε καμία περίπτωση δε θα πρέπει λόγω αυξημένου φόρτου εργασίας να παρευρίσκονται εντός του ακτινολογικού θαλάμου περισσότεροι από ένας εξεταζόμενοι. Ο επόμενος εξεταζόμενος πρέπει να περιμένει τη σειρά της εξέτασής του εκτός του ακτινολογικού θαλάμου.

9.12 Πρόγραμμα διασφάλισης ποιότητας

Το σύστημα διασφάλισης ποιότητας αποτελεί το σύνολο των οδηγιών και συστηματικών ενεργειών που έχουν σαν στόχο τη βελτίωση των ιατρικών υπηρεσιών και την οικοδόμηση των αναγκαίων μέτρων εμπιστοσύνης για τις υπηρεσίες αυτές. Σε ένα ακτινολογικό εργαστήριο ο τελικός στόχος αυτών των ενεργειών είναι η πραγματοποίηση της εξέτασης με τη μέγιστο κλινικό αποτέλεσμα και την ελάχιστη δυνατή δόση λαμβάνοντας πάντα υπόψη την άνεση του εξεταζομένου και το κόστος της εξέτασης. Παράλληλα, η λειτουργία του τμήματος θα πρέπει να προσφέρει την απαραίτητη ακτινοπροστασία στο προσωπικό, στα άτομα του κοινού και στο περιβάλλον.

Στο πλαίσιο της διαδικασίας αυτής περιλαμβάνονται:

- Οι ποιοτικοί έλεγχοι των συστημάτων
- Τα πρωτόκολλα που χρησιμοποιούνται (διαγνωστικά και ποιοτικών ελέγχων)
- Τα αρχεία που πρέπει να τηρούνται (Log book, αρχεία δοσιμέτρησης)
- Η διαρκής εκπαίδευση και επιμόρφωση του προσωπικού
- Τα προγράμματα διασύγκρισης (Απεικονιστικών μεθόδων και οργάνων και συσκευών μέτρησης ακτινοβολίας)
- Η βαθμονόμηση κι ο έλεγχος των οργάνων που χρησιμοποιούνται

Η διασφάλιση ποιότητας απαιτεί τη συνεργασία όλων των μελών του προσωπικού (ιατροί, ακτινοφυσικοί, τεχνολόγοι-χειριστές, τεχνικοί, νοσηλεύτες) τα οποία έχουν διακριτούς ρόλους στην αλυσίδα.

9.12.1 Ποιοτικός Έλεγχος μετρητικών απεικονιστικών συστημάτων

Για όλα τα ακτινοδιαγνωστικά συστήματα επιβάλλονται περιοδικοί ποιοτικοί έλεγχοι. Η εφαρμογή των ποιοτικών ελέγχων έχει σαν στόχο την βελτίωση της ποιότητας της εικόνας, την ελαχιστοποίηση των δόσεων και την ακτινοπροστασία του εξεταζομένου, των εργαζόμενων και του κοινού.

Την ευθύνη για την μέριμνα της διεξαγωγής των ελέγχων αυτών την έχει ο υπεύθυνος του εργαστηρίου ενώ την οργάνωση, την εποπτεία και –κατά περίπτωση– την διεξαγωγή των ελέγχων την αναλαμβάνει ο υπεύθυνος ακτινοπροστασίας ακτινοφυσικός ιατρικής του εργαστηρίου. Ο υπεύθυνος ή ο σύμβουλος ακτινοπροστασίας μπορεί να αναθέτει την πραγματοποίηση ελέγχων ποιότητας σε προσωπικό του εργαστηρίου μόνο εφόσον έχει εκπαιδευτεί κατάλληλα για το σκοπό αυτό από τον υπεύθυνο ακτινοπροστασίας.

Οι έλεγχοι ποιότητας πρέπει να βασίζονται σε επιστημονικά τεκμηριωμένες και αποδεκτές μεθόδους. Η ΕΕΑΕ έχει εκδώσει εγκύκλιο για τα πρωτόκολλα ελέγχου ακτινολογικών εργαστηρίων τα οποία συμπληρώνουν τους Κανονισμούς Ακτινοπροστασίας. Τα πρωτόκολλα αυτά αναφέρουν και συστήνουν:

- Τα σημεία ελέγχου (παράμετροι λειτουργίας)
- Την περιοδικότητα των ελέγχων (καθημερινοί, εβδομαδιαίοι, μηνιαίοι, τριμηνιαίοι, εξαμηνιαίοι, ετήσιοι)
- Τη μεθοδολογία (διαδικασία) των ελέγχων
- Την καταλληλότητα και τη βαθμονόμηση των οργάνων που χρησιμοποιούνται για την διεκπεραίωση των ελέγχων
- Τα όρια αποδοχής των λειτουργικών παραμέτρων
- Την εκπαίδευση του προσωπικού

Συνοπτικά οι έλεγχοι ποιότητας που πρέπει να πραγματοποιούνται σε ένα ακτινοδιαγνωστικό εργαστήριο είναι οι εξής:

- **Οπτικός έλεγχος:** Έλεγχος των σωστής λειτουργίας των μηχανικών μερών των συστημάτων (καλή κατάσταση λυχνίας, λειτουργία φρένων κτλ), λειτουργικότητα χώρου, σήμανση χώρου, κλπ
- **Μετρήσεις παραμέτρων λειτουργίας:** Ακρίβεια (kV, χρονομέτρου, πάχους τομής στην αξονική τομογραφία, αριθμών υπολογιστικής τομογραφίας), επαναληψιμότητα (kV, χρονομέτρου, παροχής), γραμμικότητα παροχής, μέτρηση πάχους υποδιπλασιασμού (HVL), κλπ
- **Δοσιμετρία:** Δόση εισόδου, ρυθμός δόσης στον ενισχυτή εικόνας, δόση στις εξετάσεις υπολογιστικής τομογραφίας (CTDI)

- **Έλεγχος απεικονιστικής:** Διακριτική ικανότητα υψηλής και χαμηλής αντίθεσης
- **Λειτουργικοί έλεγχοι:** Σύμπτωση φωτεινού πεδίου με πεδίο ακτινοβολίας, καθετότητα πεδίου, έλεγχος διαφραγμάτων
- **Έλεγχος θωρακίσεων:** Μέτρηση στιγμιαίων ρυθμών δόσης σε χώρους εντός του εργαστηρίου και σε παρακείμενους

Οι τεχνολόγοι και οι χειριστές ενός ακτινολογικού εργαστηρίου εφόσον εκπαιδευτούν κατάλληλα από τον υπεύθυνο ακτινοπροστασίας μπορεί να διενεργούν καθημερινούς ελέγχους πριν από την έναρξη λειτουργίας του τμήματος.

- **Ακτινολογικό σύστημα-εμφανιστήριο**

Ο πιο συχνός έλεγχος είναι η σύμπτωση του φωτεινού πεδίου με το πεδίο της ακτινοβολίας. Χρησιμοποιώντας μεταλλικές γωνίες που οριοθετούν το φωτεινό πεδίο λαμβάνεται εικόνα και ελέγχεται η σύμπτωση με το πεδίο της ακτινοβολίας. Επίσης μπορεί να ελεγχθεί η καθαριότητα των κυλίνδρων του εμφανιστηρίου εμφανίζοντας ένα μη ακτιβολημένο film.

- **Μαστογράφος**

Έλεγχος επαναληψιμότητας της οπτικής πυκνότητας με χρήση πλακών από plexiglass και μέτρηση της οπτικής πυκνότητας του φιλμ με οπτικό πυκνόμετρο. Σημαντικές αποκλίσεις της οπτικής πυκνότητας με σταθερά κάθε φορά στοιχεία έκθεσης πρέπει να αναφέρεται αμέσως στον υπεύθυνο ακτινοπροστασίας. Στην περίπτωση που το εργαστήριο διαθέτει ειδικό ομοίωμα μαστού με προσομοιώσεις δομών μπορεί να γίνεται παρόμοιος έλεγχος της ποιότητας της εικόνας με τη χρήση αυτού.

- **Αξονικός τομογράφος**

Καθημερινά εκτελείται η διαδικασία βαθμονόμησης του αξονικού. Κατά τη διαδικασία αυτή ελέγχονται αυτόματα οι κρίσιμες παράμετροι λειτουργίας του αξονικού τομογράφου.

- **Σύστημα μέτρησης οστικής πυκνότητας**

Πρέπει να γίνεται καθημερινός έλεγχος με χρήση ομοιώματος της εταιρείας του κατασκευαστή του οστεοπυκνομέτρου της ορθής λειτουργίας των ηλεκτρονικών του συστήματος καθώς και μέτρηση της τιμής αναφοράς BMC και BMD και να αναφέρονται στον υπεύθυνο ακτινοπροστασίας αποκλίσεις από τις τιμές αναφοράς μεγαλύτερες του 5%.

9.12.2 Αρχεία

Η τήρηση των αρχείων είναι τόσο ευθύνη των τεχνολόγων και των χειριστών όσο και του υπεύθυνου ακτινοπροστασίας ο οποίος πρέπει να τα ελέγχει τακτικά. Τα αρχεία που πρέπει να τηρούνται είναι:

- Βλαβών/επισκευών των μηχανημάτων
- Εξεταζομένων (εξετάσεων, μετρήσεις DAP)
- Ποιοτικών ελέγχων
- Ατυχημάτων
- Δοσίμετρίας προσωπικού

9.13 Ατυχήματα

Όπως σε κάθε επάγγελμα, έτσι και στο ακτινολογικό εργαστήριο είναι δυνατό να συμβεί κάποιο ατύχημα είτε λόγω υπερέκθεσης, είτε λόγω ακτινοβολήσης εγκύου χωρίς να είναι γνωστή η εγκυμοσύνη της. Αν αντιληφθείτε κάτι από αυτά ή γενικότερα σε περίπτωση ατυχήματος τότε θα πρέπει να ενημερώσετε αμέσως τον αρμόδιο ακτινοφυσικό και την Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας (τηλ. 210 6506700). Είναι σημαντικό να έχετε καταγράψει το είδος της εξέτασης, το μηχάνημα όπου έγινε αυτή, τα στοιχεία της ακτινοβολήσης και φυσικά τα στοιχεία του ασθενή. Με αυτά τα στοιχεία πραγματοποιούνται υπολογισμοί της δόσης και σχηματίζεται μια εκτίμηση της επιβάρυνσης του ασθενή με σκοπό τη λήψη ή όχι επιπλέον μέτρων. **Σε καμία περίπτωση δεν πρέπει να αποσιωπηθεί το συμβάν.**

Αν πιστεύετε ότι το ατύχημα ήταν εις βάρος σας (δηλαδή ακτινοβοληθήκατε εσείς) τότε θα πρέπει επίσης να ενημερώσετε τον ακτινοφυσικό και την Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας. Από το προσωπικό σας δοσίμετρο θα γίνει μια άμεση εκτίμηση της δόσης που δεχθήκατε και θα πραγματοποιηθούν περαιτέρω ενέργειες αν διαπιστωθεί

πρόβλημα (π.χ. ενδεδειγμένος έλεγχος των θωρακίσεων των ακτινολογικών θαλάμων, μετρήσεις ρυθμού δόσης στις θέσεις εργασίας κατά την ακτινοσκόπηση/αγγειογραφία κλπ). **Γι' αυτό, είναι απαραίτητο να φοράτε πάντα το προσωπικό σας δοσίμετρο** και να επικοινωνήσετε άμεσα με την ΕΕΑΕ.

Γενικά, αν και τα ατυχήματα είναι ανεπιθύμητα, η ανάλυση των λόγων που οδήγησε σε αυτά είναι σημαντική διότι μπορεί να αποκαλύψει λάθη ή παραλείψεις στην πρακτική, κακή συντήρηση του εξοπλισμού κλπ. Είναι σημαντικό να μαθαίνουμε από τα λάθη μας και τα διδάγματα να τα γνωστοποιούμε και στους άλλους για την αποφυγή παρόμοιων λαθών.

Στις εξετάσεις της Πυρηνικής Ιατρικής εισάγονται (ένεση, κατάποση, εισπνοή) ραδιοϊσότοπα στο σώμα του ασθενή με τη μορφή ραδιοφαρμάκων. Οι χημικές τους ιδιότητες είναι τέτοιες που τους επιτρέπουν να συγκεντρωθούν στο όργανο που μας ενδιαφέρει να απεικονίσουμε. Η ακτινοβολία που εκπέμπουν ανιχνεύεται από ειδικά απεικονιστικά συστήματα (γ-camera, PET) και λαμβάνεται η εικόνα. Η διαδικασία είναι ακριβώς αντίθετη από αυτή της ακτινολογίας. Εδώ, η ακτινοβολία εκπέμπεται μέσα από το σώμα του ασθενή και όχι από μηχανήμα έξω από αυτόν. Για το λόγο αυτό ο ασθενής αντιμετωπίζεται σαν πηγή ραδιενέργειας και όπως θα δούμε παρακάτω απαιτείται ειδική μεταχείριση τόσο κατά τη διάρκεια της εξέτασης όσο και κατά την επιστροφή του στο σπίτι και την εργασία.

10.1 Πηγές ακτινοβολίας – Ραδιοφάρμακα

Τα ραδιοϊσότοπα που χρησιμοποιούνται στις εξετάσεις (ή στις θεραπείες) χορηγούνται ως έχουν (έτοιμα από την εταιρεία παραγωγής) ή προστίθενται σε σκευάσματα που ονομάζονται «ψυχρά kits». Η ονομασία «ψυχρά» οφείλεται στο γεγονός **ότι χωρίς την προσθήκη ραδιοϊσοτόπου τα φιαλίδια των kits δεν εκπέμπουν ακτινοβολία**. Στον Πίνακα-11 δίνονται τα πιο συνηθισμένα ραδιοϊσότοπα που χρησιμοποιούνται στις διαγνωστικές εξετάσεις της Πυρηνικής Ιατρικής. Αξίζει να σημειωθεί ότι το 90% των εξετάσεων Πυρηνικής Ιατρικής πραγματοποιείται με χημικές ενώσεις του ^{99m}Tc (Τεχνητό). Στην στήλη T_p αναγράφεται ο φυσικός **χρόνος ημιζωής** του κάθε ραδιοϊσοτόπου (βλ. παρ.2.4.8). Συχνά, η **ημιζωή** αναφέρεται και ως **υποδιπλασιασμός**.

Ραδιοϊσότοπο	ΕΝΕΡΓΕΙΑ γ	T_p	ΧΡΗΣΗ
^{99m}Tc	140 keV	6 ώρες	Διαγνωστικές εξετάσεις οστών, νεφρών, ήπατος, εγκεφάλου κ.ά.
^{131}I	364 keV	8,04 ημέρες	Διαγνωστικά τεστ θυρεοειδούς, θεραπεία υπερθυρεοειδισμού και καρκίνου θυρεοειδούς
^{123}I	159 keV	13,3 ημέρες	Διαγνωστικά τεστ για θυρεοειδή. Σήμανση με άλλες ενώσεις
^{67}Ga	93 keV 184 keV 300 keV 393 keV	3,2 ημέρες	Εντόπιση φλεγμονών και όγκων
^{201}Tl	67-82 keV 135 keV 167 keV	3,1 ημέρες	Απεικόνιση μυοκαρδίου, παραθυρεοειδών αδένων
^{111}In	171 keV 247 keV	2,8 ημέρες	Δεξαμενογραφία εγκεφάλου, απεικόνιση υποφύσεως, σήμανση αιμοπεταλίων

Πίνακας-11: Ενέργειες γ-ακτινοβολίας και φυσικοί χρόνοι ημιζωής των πιο διαδεδομένων ραδιοϊσοτόπων στην Πυρηνική Ιατρική.

Εκτός από τον **φυσικό χρόνο υποδιπλασιασμού**, υπάρχει ο **βιολογικός** και ο **ενεργός χρόνος υποδιπλασιασμού**.

Βιολογικός χρόνος υποδιπλασιασμού (T_b) ενός ραδιοφαρμάκου είναι ο χρόνος στον οποίο παραμένει στο σώμα το μισό της αρχικής του ποσότητας αποκλειστικά λόγω αποβολής του από τον οργανισμό με βιολογικούς μηχανισμούς (π.χ. αποβολή μέσω των ούρων).

Ενεργός χρόνος υποδιπλασιασμού (T_e) ενός ραδιοφαρμάκου είναι ο χρόνος στον οποίο ελαττώνεται στο μισό η χορηγηθείσα ενεργότητα ραδιοφαρμάκου μέσα στον οργανισμό και εξαρτάται από τον φυσικό και τον βιολογικό χρόνο υποδιπλασιασμού:

$$1/T_e = 1/T_p + 1/T_b \quad (14)$$

Ο **ενεργός χρόνος υποδιπλασιασμού** είναι πάντοτε **μικρότερος** από τον φυσικό και από τον βιολογικό.

10.2 Γεννήτρια $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, το πιο διαδεδομένο ραδιονουκλίδιο στην Πυρηνική Ιατρική είναι το $^{99\text{m}}\text{Tc}$ λόγω της ικανότητας του να δημιουργεί δεσμούς με πλήθος χημικών ενώσεων που κατανέμονται στο ανθρώπινο σώμα. Λόγω του μικρού φυσικού χρόνου υποδιπλασιασμού του (6 ώρες), είναι πρακτικά (και οικονομικά) αδύνατη η παρασκευή και παράδοση του στα εργαστήρια Πυρηνικής Ιατρικής σε καθημερινή βάση. Το πρόβλημα αυτό παρακάμπτεται με τη χρήση της γεννήτριας $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (βλ. Σχήμα 71) η οποία προμηθεύεται στο εργαστήριο και είναι ικανή να το τροφοδοτεί καθημερινά για μια ή και δυο εβδομάδες.

Το $^{99\text{m}}\text{Tc}$ προέρχεται από τη ραδιενεργή διάσπαση του τεχνητού στοιχείου ^{99}Mo (για το λόγο αυτό η γεννήτρια συμβολίζεται $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$). Το ^{99}Mo δημιουργείται σε πυρηνικούς αντιδραστήρες με προσθήκη νετρονίου (νετρονική ενεργοποίηση) στο ^{98}Mo . Λόγω του σχετικά μεγάλου χρόνου υποδιπλασιασμού του (66 ώρες) το ^{99}Mo μπορεί να μεταφερθεί από τον τόπο παραγωγής του στα εργαστήρια Πυρηνικής Ιατρικής για παραγωγή $^{99\text{m}}\text{Tc}$. Το $^{99\text{m}}\text{Tc}$ διαχωρίζεται από το ^{99}Mo με κατάλληλη χημική διαδικασία, η οποία είναι γνωστή ως χρωματογραφία.

Το $^{99\text{m}}\text{Tc}$ που παράγεται κατ' αυτό τον τρόπο συλλέγεται σε στείρο φιαλίδιο και είναι έτοιμο για απευθείας χορήγηση στον ασθενή ή για προσθήκη σε «ψυχρό kit».

Η διαδικασία διαχωρισμού του $^{99\text{m}}\text{Tc}$ από το ^{99}Mo ονομάζεται «έκλυση» και καθημερινά γίνεται μια έως δυο φορές ανάλογα με το πλήθος των εξετάσεων. Σε κάθε έκλυση η ενεργότητα $^{99\text{m}}\text{Tc}$ που παίρνουμε είναι ολοένα και μικρότερη. Η διαδικασία αυτή επαναλαμβάνεται έως ότου η παραγόμενη ενεργότητα $^{99\text{m}}\text{Tc}$ δεν αρκεί για τη διενέργεια εξετάσεων.

Όπως φαίνεται στο Σχήμα 71, η στήλη ^{99}Mo περιβάλλεται από θωράκιση μολύβδου για τη μείωση της ακτινοβολίας που εκπέμπει τόσο το ίδιο όσο και το θυγατρικό του $^{99\text{m}}\text{Tc}$. Μετά την περάτωση του ωφέλιμου χρόνου χρήσης της, η στήλη εξάγεται από τη γεννήτρια και αποθηκεύεται για κατάλληλο χρονικό διάστημα ώστε τελικά να μπορεί να απορριφθεί στα κοινά απορρίμματα (πληρώντας πάντα τα θεσπισμένα όρια απόρριψης ραδιενεργών ουσιών).



Σχήμα 71: Τομή γεννήτριας παραγωγής $^{99\text{m}}\text{Tc}$

10.3 Ραδιονουκλίδια για θεραπεία

Στις προηγούμενες ενότητες, περιγράφηκε η δυνατότητα λήψης διαγνωστικών πληροφοριών, μέσω ανίχνευσης των γ-φωτονίων που εκπέμπονται κατά τη διάρκεια της μετάπτωσης των ραδιονουκλιδίων που προσλαμβάνονται από το ανθρώπινο σώμα και συγκεντρώνονται εκλεκτικά σε συγκεκριμένα όργανα, εξαιτίας των διαφορετικών χημικών τους ιδιοτήτων. Λαμβάνοντας υπόψη τα παραπάνω, είναι εμφανές ότι τα ραδιονουκλίδια-ραδιοφάρμακα μπορούν επίσης να χρησιμοποιηθούν και για θεραπευτικούς σκοπούς, εάν υπάρχει η δυνατότητα να συγκεντρωθούν, σχεδόν εξολοκλήρου, σε έναν όγκο-στόχο.

Οι πρακτικές που βασίζονται στην αρχή αυτή αποκαλούνται θεραπείες Πυρηνικής Ιατρικής, σε αντίθεση με την εξωτερική Ακτινοθεραπεία, η οποία θα περιγραφεί σε άλλο Κεφάλαιο. Ένα σημαντικό πλεονέκτημα των μεθόδων Πυρηνικής Ιατρικής είναι η ακτινοβολήση μικρών όγκων, προστατεύοντας τους περιβάλλοντες φυσιολογικούς ιστούς.

Ένα σημαντικό παράδειγμα μεθόδου θεραπείας στην Πυρηνική Ιατρική είναι η θεραπεία του καρκίνου του θυρεοειδούς, με τη χρήση ραδιενεργού Ιωδίου (^{131}I). Το ^{131}I λαμβάνεται από το στόμα σε μορφή κάψουλας και συγκεντρώνεται εκλεκτικά στο θυρεοειδή. Η β-διάσπασή του έχει σαν αποτέλεσμα την παραγωγή φωτονίων και ηλεκτρονίων. Σε αντίθεση με τη διάγνωση, στη θεραπεία μας ενδιαφέρουν τα παραγόμενα ηλεκτρόνια. Τα ηλεκτρόνια λόγω του μικρού βεληνεκού τους στον ιστό, εναποθέτουν την ενέργειά τους τοπικά καταστρέφοντας έτσι τα καρκινικά κύτταρα και προκαλώντας σχετικά αμελητέα βλάβη στους γειτονικούς υγιείς ιστούς.

Στον Πίνακα-12 δίνονται μερικά από τα ραδιοϊσότοπα που χρησιμοποιούνται για θεραπευτικούς σκοπούς και οι αντίστοιχες ενεργότητες χορήγησης.

Ραδιονουκλίδιο	T _p	Θεραπεία	Ενεργότητα mCi (MBq)
¹³¹ I	8 ημέρες	Θυρεοειδής	100-150 (3700-5550)
⁸⁹ Sr	51 ημέρες	Παρηγορική θεραπεία οστικών μεταστάσεων	4 (148)
¹⁵³ Sm	47 ώρες	Παρηγορική θεραπεία οστικών μεταστάσεων	70 (2590)
¹⁸⁶ Re	90 ώρες	Παρηγορική θεραπεία οστικών μεταστάσεων	35 (1295)
⁹⁰ Y	64 ώρες	Non Hodgkins λέμφωμα	35 (1295)

Πίνακας-12: Ραδιονουκλίδια για θεραπευτικούς σκοπούς

10.4 Μέτρηση της δοσολογίας του ραδιοφαρμάκου



Όταν το ραδιοφάρμακο παρασκευαστεί, πρέπει να μετρηθεί η ενεργότητα του ώστε με προσθαφαίρεση να ετοιμαστεί η κατάλληλη ενεργότητα χορήγησης. Η μέτρηση της ενεργότητας γίνεται με τον βαθμονομητή ενεργότητας (Σχήμα 72). Πρόκειται για έναν ανιχνευτή NaI τύπου «φρεατίου» μέσα στον οποίο τοποθετείται η σύριγγα ή το φιαλίδιο με το ραδιοφάρμακο. Σε χρονικό διάστημα της τάξης των μερικών δευτερολέπτων παίρνουμε την ένδειξη της ενεργότητας σε mCi ή MBq.

Σχήμα 72: Βαθμονομητής ενεργότητας

Στον Πίνακα 13, δίνονται για διάφορες εξετάσεις οι ενεργότητες του αντίστοιχου ραδιοφαρμάκου.

Εξέταση	Ραδιονουκλίδιο	Ενεργότητα mCi (MBq)
Σπ. Οστών	^{99m} Tc	20 (740)
Σπ. Νεφρών (στατικό)	^{99m} Tc	5 (185)
Σπ. Νεφρών (δυναμικό)	^{99m} Tc	15 (555)
Σπ. Θυρεοειδούς	^{99m} Tc	5 (185)
Σπ. Μυοκαρδίου	²⁰¹ Tl	3 (111)
Σπ. Φλεγμονών	⁶⁷ Ga	5 (185)

Πίνακας 13: Τυπικές τιμές ενεργότητας χορηγουμένων ραδιοφαρμάκων για διάφορες εξετάσεις.

Στην Πυρηνική Ιατρική, συχνά, η έννοια της «ενεργότητας» συγχέεται με την έννοια της «δόσης». Λανθασμένα χρησιμοποιείται ο όρος «δόση» για να περιγράψει την ποσότητα του ραδιοφαρμάκου που θα χορηγηθεί στον εξεταζόμενο. Η δόση αναφέρεται στην ενέργεια που απορροφά το σώμα του εξεταζομένου, λόγω εσωτερικής ακτινοβολίας από το ραδιοϊσότοπο που του χορηγήθηκε.

10.5 Μετρητής επιφανειακής ραδιορρύπανσης

Σε περίπτωση που μικρή ποσότητα ραδιοϊσοτόπου ρυπάνει κάποια επιφάνεια, τα ρούχα ή το δέρμα είναι πολύ δύσκολο να ανιχνευτεί με μετρητή ακτινοβολίας χώρου (survey meter). Στις περιπτώσεις αυτές χρησιμοποιείται μετρητής επιφανειακής ραδιορρύπανσης (Σχήμα 73), ο οποίος είναι αρκετά ευαίσθητος και επιτρέπει την ανίχνευση μικρών ποσοτήτων ακτινοβολίας.

Συνήθως η ένδειξη είναι σε Bq/cm^2 και η μετατροπή της σε δόση που δέχεται κάποιο άτομο από το ραδιοϊσότοπο απαιτεί μαθηματικούς υπολογισμούς. Η χρήση του είναι αποκλειστικά για τον εντοπισμό πιθανής ραδιορρύπανσης.



Σχήμα 73: Μετρητής επιφανειακής ραδιορρύπανσης.

10.6 Η γ-camera

Η πρώτη γ-camera κατασκευάστηκε το 1958 από τον Anger και γι αυτό ονομάζεται και Anger camera. Αποτελεί το βασικό διαγνωστικό σύστημα της Πυρηνικής Ιατρικής με το οποίο μπορούμε να εκτελούμε εξετάσεις οργάνων, όπως του θυρεοειδούς, νεφρών, εγκεφάλου, καρδιάς κ.ά.

Η γ-camera αποτελείται από την κεφαλή, την εξεταστική τράπεζα, το χειριστήριο και το υποστηρικτικό σύστημα ηλεκτρονικών. Στην κεφαλή της βρίσκεται το σύστημα ανίχνευσης που περιλαμβάνει τον κρύσταλλο NaI με πρόσμειξεις θαλίου (TI) και τους φωτοπολλαπλασιαστές. Το σύστημα κρυστάλλου-φωτοπολλαπλασιαστών βρίσκεται εντός θωρακίσεως από μόλυβδο (Pb), ώστε να αποκόπτεται η ακτινοβολία του περιβάλλοντος και να μην επηρεάζονται οι μετρήσεις. Η μηχανική κατασκευή της κεφαλής επιτρέπει την πλήρη περιστροφή της γύρω από το σώμα του ασθενή, ώστε να επιτυγχάνεται η λήψη εικόνων από οποιοδήποτε σημείο του χωρίς την ανάγκη κίνησής του.

Η αρχή λειτουργίας της γ-camera (Σχήμα 74) είναι σχεδόν όμοια με αυτή των ανιχνευτών ακτινοβολίας που παρουσιάστηκαν στην παρ.6.2. Η επίπεδη επιφάνεια του κρυστάλλου τοποθετείται σε μικρή απόσταση από την επιφάνεια του ασθενή.



Σχήμα 74: Σύγχρονη γ-camera.

Η ακτινοβολία που εκπέμπεται (φωτόνια) μετά τη χορήγηση του ραδιοφαρμάκου, αφού διαπεράσει το σώμα του ασθενή προσπίπτει στον κρύσταλλο NaI και με μια σειρά αλληλεπιδράσεων η ενέργειά του μετατρέπεται σε ορατό φως, το οποίο ανιχνεύεται από τους φωτοπολλαπλασιαστές που βρίσκονται στην πίσω επιφάνεια του κρυστάλλου. Κάθε φωτοπολλαπλασιαστής μετατρέπει το ορατό φως που συνέλεξε σε ηλεκτρικό παλμό. Ανάλογα με την σχετική ένταση του σήματος κάθε φωτοπολλαπλασιαστή είναι δυνατό να προσδιοριστεί η θέση στην οποία προσέπεσε το φωτόνιο στον κρύσταλλο (χωρική πληροφορία). Στη συνέχεια, το άθροισμα των ηλεκτρικών παλμών (το ύψος του οποίου είναι ανάλογο της ενέργειας του φωτονίου που προσέπεσε στον κρύσταλλο) οδηγείται στον αναλυτή ύψους παλμών, ο οποίος επιτρέπει να περάσουν μόνο οι παλμοί που έχουν ύψος ίσο με αυτό που έχει

επιλέξει ο χειριστής (θα δούμε στη συνέχεια γιατί γίνεται αυτό). Ο φιλτραρισμένος παλμός καταγράφεται σε Η/Υ και με κατάλληλο λογισμικό σχηματίζεται η εικόνα σε οθόνη. Η εικόνα είναι στην πραγματικότητα η διδιάστατη (επίπεδη) προβολή της κατανομής του ραδιοφαρμάκου στην υπό εξέταση περιοχή.

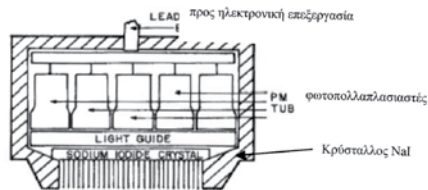
Ας δούμε τώρα πιο αναλυτικά την λειτουργία των επιμέρους συστημάτων της γ-camera.

10.6.1 Κρύσταλλος NaI

Αποτελείται από έναν υψηλής καθαρότητας κρύσταλλο από ιωδιούχο νάτριο με πρόσμειξη θαλίου ($NaI(Tl)$) κυκλικό ή τετράγωνο, διαμέτρου 25,4-50,8 cm και πάχους 0,6 έως 1,8 cm. Όταν ένα φωτόνιο αλληλεπιδράσει με τον κρύσταλλο, παράγεται στιγμιαία ορατό φως (σπινθηρισμός) και για τον λόγο αυτό ο κρύσταλλος ονομάζεται σπινθηριστής και η εξέταση σπινθηρογράφημα.

10.6.2 Φωτοπολλαπλασιαστές

Σε άριστη μηχανική και οπτική επαφή, με τον κρύσταλλο από την μία όψη είναι συνδεδεμένοι έως και 91 φωτοπολλαπλασιαστές σε πολυγωνική ή κυκλική διάταξη ανάλογα με τον τύπο της γ-camera. Μεταξύ κρυστάλλου-



Σχήμα 75: Κεφαλή γ-camera. Οι φωτοπολλαπλασιαστές βρίσκονται σε οπτική επαφή με τον κρύσταλλο NaI μέσω ενός φωτο-αγωγού (συνήθως σιλικόνη).

φωτοπολλαπλασιαστών υπάρχει διαφανές υλικό (συνήθως σιλικόνη) μέσα από το οποίο τα δημιουργούμενα στον κρύσταλλο κβάντα ορατού φωτός (σπινθηρισμοί) περνούν χωρίς απώλειες στους φωτοπολλαπλασιαστές. Στο Σχήμα 75 φαίνεται η διάταξη των φωτοπολλαπλασιαστών και ο κρύσταλλος της γ-camera.

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, ο φωτοπολλαπλασιαστής αναλαμβάνει να μετατρέψει το ορατό φως του σπινθηρισμού σε ηλεκτρόνια και κατ' επέκταση σε ηλεκτρικό παλμό. Τα ηλεκτρόνια αυτά θα δημιουργήσουν στην έξοδο του φωτοπολλαπλασιαστή έναν ηλεκτρικό παλμό το ύψος του οποίου είναι ανάλογο του πλήθους τους και επίσης ανάλογο του πλήθους των σπινθηρισμών που προσέπεσαν στον κρύσταλλο NaI. Οι παλμοί όλων των φωτοπολλαπλασιαστών στη συνέχεια

αθροίζονται και δίνουν ένα παλμό το ύψος του οποίου **είναι ανάλογο της ενέργειας του φωτονίου που μετά την πρόσπτωσή του απορροφήθηκε από τον κρύσταλλο NaI**. Με τον τρόπο αυτό παίρνουμε την πληροφορία της ενέργειας του φωτονίου και μπορούμε να διακρίνουμε αν είναι πρωτογενές (δηλαδή αν έχει την χαρακτηριστική ενέργεια του ραδιονουκλιδίου) ή σκεδασμένο (δηλαδή έχει μικρότερη ενέργεια από την χαρακτηριστική ενέργεια του ραδιονουκλιδίου). Ας έχουμε υπόψη ότι στην ιατρική απεικόνιση μας ενδιαφέρουν μόνο τα πρωτογενή φωτόνια. Αφού έχουμε την πληροφορία της ενέργειας, μας λείπει ακόμα η πληροφορία της θέσης του κρυστάλλου, όπου προέκυψε ο σπινθηρισμός μετά την αλληλεπίδραση του γ-φωτονίου με τον κρύσταλλο.

Ο κάθε φωτοπολλαπλασιαστής βλέπει τον κάθε σπινθηρισμό που δημιουργείται με διαφορετική ένταση, ανάλογα με την απόστασή του από το σημείο γέννησης του σπινθηρισμού. Έτσι, με το νόμο της φωτομετρίας ο φωτοπολλαπλασιαστής εκείνος που βρίσκεται πιο κοντά στο σημείο του σπινθηρισμού, θα δεχθεί μεγαλύτερη ένταση φωτός και επομένως θα σημειώσει μεγαλύτερο παλμό. Με κατάλληλο λογισμικό γίνεται μαθηματική επεξεργασία των σημάτων και προκύπτει με σχετική ακρίβεια το σημείο του κρυστάλλου στο οποίο προσέπεσε το φωτόνιο.

10.6.3 Ηλεκτρονικά συστήματα ενισχύσεως και διαχωρισμού των ηλεκτρικών παλμών

Οι παλμοί που παίρνουμε στην έξοδο των φωτοπολλαπλασιαστών είναι ασθενείς και δεν έχουν το κατάλληλο ύψος, ώστε να μπορούν να μετρηθούν εύκολα. Συνεπώς, είναι απαραίτητο να ενισχυθούν χωρίς όμως και να μεταβληθεί η μεταξύ τους αναλογία. Αυτό επιτυγχάνεται με την παρεμβολή ειδικών ενισχυτικών ηλεκτρικών κυκλωμάτων που καλούνται αναλογικοί ή γραμμικοί ενισχυτές. Με την αναλογική ή γραμμική αυτή ενίσχυση, οι παλμοί διατηρούν αναλογικά τις αρχικές μεταξύ τους διαφορές ύψους.

Επειδή όλοι οι παλμοί δεν προέρχονται αποκλειστικά μόνο από φωτοηλεκτρική απορρόφηση πρωτογενών φωτονίων γ, αλλά και από απορρόφηση άλλων φωτονίων όπως εκείνων που προέρχονται κυρίως από σκέδαση κατά Compton, καθώς και από την ακτινοβολία υποστρώματος (Background radiation), η ανάγκη διαχωρισμού και αποκλεισμού των ανεπιθύμητων αυτών φωτονίων είναι προφανής.

10.6.4 Αναλυτής ύψους παλμών

Μέχρι στιγμής έχουμε συλλέξει την πληροφορία της ενέργειας και της θέσης του ανιχνευμένου φωτονίου. Επειδή στον σχηματισμό της εικόνας τα σκεδασμένα φωτόνια είναι ανεπιθύμητα (υποβιβάζουν την αντίθεση και αυξάνουν τον θόρυβο), πρέπει να αποκοπούν τα ηλεκτρικά σήματα που προέρχονται από αυτά. Τη δουλειά αυτή αναλαμβάνει ο αναλυτής ύψους παλμών. Ο αθροιστικός παλμός που λαμβάνεται από την έξοδο των φωτοπολλαπλασιαστών οδηγείται στον αναλυτή ύψους παλμών.

Ο αναλυτής ύψους παλμών είναι ένα ηλεκτρονικό κύκλωμα το οποίο προ-ρυθμίζεται από τον χειριστή ώστε να αποκόπτει τους ηλεκτρικούς παλμούς με ύψος μικρότερο από το επιθυμητό. Στην πράξη η ρύθμιση ορίζει ένα άνω και ένα κάτω όριο ύψους παλμών που ονομάζεται ενεργειακό παράθυρο, διότι λόγω σφαλμάτων και στατιστικής στα ηλεκτρονικά συστήματα, δεν είναι δυνατό κάθε πρωτογενές φωτόνιο που ανιχνεύεται να δίνει αυστηρά ακριβές ύψος παλμού.

Για παράδειγμα, αν η εξέταση γίνεται με ^{99m}Tc τα φωτόνια που εκπέμπονται έχουν ενέργεια 140 keV. Ο χειριστής επιλέγει το ύψος παλμών που θα περνάνε ανεμπόδιστα από τον αναλυτή να αντιστοιχεί σε ενέργεια $140 \text{ keV} \pm 10\%$. Έτσι οι παλμοί που προέρχονται από σκεδασμένα φωτόνια έχουν ύψος εκτός του επιλεγμένου παραθύρου με αποτέλεσμα να αποκόπτονται.

10.6.5 Ηλεκτρονικά συστήματα για την καταμέτρηση και καταγραφή των ηλεκτρικών παλμών

Με τον διαχωρισμό και την ανάλυση, οι παλμοί οδηγούνται σε άλλα ηλεκτρονικά συστήματα:

- Ρυθμόμετρα
Καταμετρούν τις αριθμητικές μεταβολές της συγκέντρωσης της ραδιενεργού ουσίας στο χρόνο, δηλαδή τον ρυθμό με τον οποίο παράγονται οι σπινθηρισμοί.
- Κλίμακες υποβιβασμού
Κάθε παλμός όταν περάσει μέσα από το παράθυρο σημειώνεται χωριστά και προστίθεται κατ' αύξοντα αριθμό στο συνολικό άθροισμα των κρούσεων.

Οι κλίμακες υποβιβασμού είναι εφοδιασμένες με συστήματα που διακόπτουν αυτόματα τη μέτρηση όταν συμπληρωθεί ένας προκαθορισμένος χρόνος, είτε όταν συμπληρωθεί ένας προκαθορισμένος αριθμός κρούσεων και ενημερώνουν ότι η εξέταση τελείωσε.

10.6.6 Χειριστήριο – Η/Υ



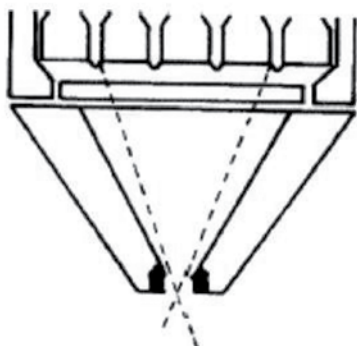
Ο χειρισμός της γ-camera γίνεται από έναν Η/Υ με κατάλληλο λογισμικό που επιτρέπει την επιλογή και ρύθμιση των παραμέτρων που σχετίζονται με την εξέταση. Στον Η/Υ γίνεται και η εντελώς αυτόματη επεξεργασία των σημάτων που προέρχονται από την κεφαλή και τα ηλεκτρονικά συστήματα και δημιουργείται η εικόνα της εξέτασης (Σχήμα 76). Επίσης υπάρχει η δυνατότητα επεξεργασίας της εικόνας ώστε να αναδειχθεί το μέγιστο διαγνωστικό αποτέλεσμα. Αφού πραγματοποιηθεί η επεξεργασία των ει-κόνων εκτυπώνονται από κατάλληλο εκτυπωτή σε film ή χαρτί.

Σχήμα 76: Σπινθηρογράφημα οστών με ^{99m}Tc MDP

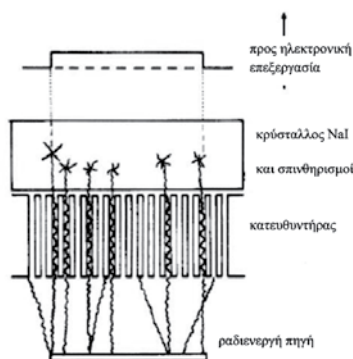
10.6.7 Κατευθυντήρες

Στον κρύσταλλο της γ-camera είναι σύνηθες να καταφθάνουν φωτόνια που έχουν ήδη σκεδαστεί (φαινόμενο Compton) μέσα στο σώμα του ασθενή. Τα φωτόνια αυτά μεταφέρουν ψευδή πληροφορία της θέσης και για τους λόγους που έχουμε ήδη αναφέρει πρέπει να αποκόπτονται. Η αποκοπή τους γίνεται με τη χρήση κατευθυντήρα στην επιφάνεια του κρυστάλλου. Το όργανο αυτό είναι κατασκευασμένο από μόλυβδο (Pb), έχει πάχος μερικών cm και φέρει ένα μεγάλο αριθμό οπών, μέσω των οποίων τα πρωτογενή φωτόνια που προέρχονται από το σώμα του ασθενή, προσβάλλουν τον κρύσταλλο. Ανάλογα με την ενέργεια των φωτονίων του ραδιονουκλιδίου και την πραγματοποιούμενη εξέταση, για κάθε γ-camera υπάρχουν διάφοροι τύποι κατευθυντήρα. Γενικά, οι κατευθυντήρες χωρίζονται σε 4 κατηγορίες ανάλογα με τη διάταξη και το πλήθος των οπών τους:

- Κατευθυντήρας μιας οπής (pinhole)
Το σχήμα του είναι κωνικό με ύψος 25 cm. Η κορυφή του κώνου τοποθετείται προς την πλευρά του ασθενή. Στην κορυφή του κώνου βρίσκεται η οπή (διαμέτρου μερικών cm) διέλευσης των φωτονίων (Σχήμα 77). Χρησιμοποιείται σε εξετάσεις που απαιτούν τη μεγέθυνση μικρών δομών, όπως ο θυρεοειδής.
- Κατευθυντήρας πολλαπλών παράλληλων οπών
Όπως υποδεικνύει η ονομασία του, πρόκειται για κατευθυντήρα στον οποίο οι άξονες των οπών είναι παράλ-



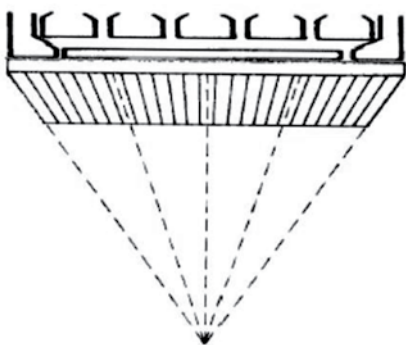
Σχήμα 77: Κατευθυντήρας μιας οπής (pinhole).



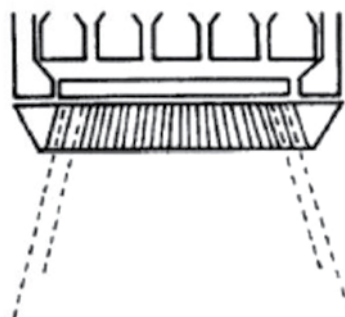
Σχήμα 78: Κατευθυντήρας πολλαπλών παράλληλων οπών.

ληλοι μεταξύ τους (Σχήμα 78). Το πάχος του μολύβδου μεταξύ των οπών είναι τέτοιο ώστε να μην επιτρέπει στα φωτόνια να περάσουν από τη μια οπή στην άλλη. Ο κατευθυντήρας αυτός δεν αλλάζει το μέγεθος του αντικειμένου και οι περισσότερες εξετάσεις πραγματοποιούνται με αυτόν.

- Κατευθυντήρας πολλαπλών συγκλινόντων οπών
Στον κατευθυντήρα αυτό, οι άξονες των οπών είναι εστιασμένοι σε σημείο που απέχει ~50 cm από αυτόν προς την πλευρά του ασθενή (Σχήμα 79). Όταν το αντικείμενο τοποθετηθεί μεταξύ του κατευθυντήρα και του εστιακού σημείου, το είδωλο του είναι μεγεθυμένο και για αυτό χρησιμοποιείται για την απεικόνιση μικρών οργάνων.
- Κατευθυντήρας πολλαπλών αποκλινόντων οπών
Αντίθετα με τον προηγούμενο κατευθυντήρα, σε αυτόν οι οπές συγκλίνουν σε σημείο προς την πλευρά του κρυστάλλου (Σχήμα 80). Το αποτέλεσμα είναι η σμίκρυνση του ειδώλου του αντικειμένου και γι' αυτό χρησιμοποιείται για την απεικόνιση μεγάλων οργάνων όπως το ήπαρ.



Σχήμα 79: Κατευθυντήρας συγκλινόντων οπών.



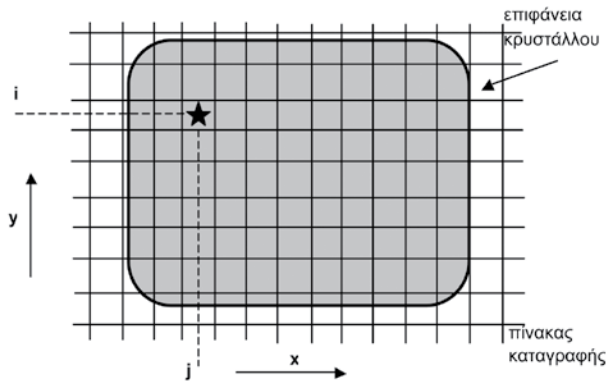
Σχήμα 80: Κατευθυντήρας αποκλινόντων οπών.

10.6.8 Σχηματισμός εικόνας

Η επιφάνεια του κρυστάλλου της γ-camera είναι ουσιαστικά η επιφάνεια πάνω στην οποία ορίζονται οι συντεταγμένες της θέσης του φωτονίου που προσέκρουσε σε αυτή. Για να καταγραφεί αυτή η πληροφορία ηλεκτρονικά, πρέπει να αποθηκευτεί σε ένα πίνακα, όπως φαίνεται στο Σχήμα 81. Οι στήλες του πίνακα ορίζουν την x-διεύθυνση του συμβάντος ενώ οι γραμμές ορίζουν την y-διεύθυνση.

Όταν συμβεί ένας σπινθηρισμός, ο Η/Υ καταγράφει τη θέση στο αντίστοιχο στοιχείο του πίνακα. Στο παράδειγμα του Σχήματος 81, η καταγραφή θα γίνει στο στοιχείο (i,j) και αν είναι το πρώτο φωτόνιο που προσέκρουσε στο στοιχείο αυτό η τιμή θα γίνει 1, αν είναι το δεύτερο 2 κλπ.

Συνοψίζοντας, στον πίνακα καταγραφής οι γραμμές και οι στήλες ορίζουν τις συντεταγμένες, ενώ η τιμή κάθε στοι-



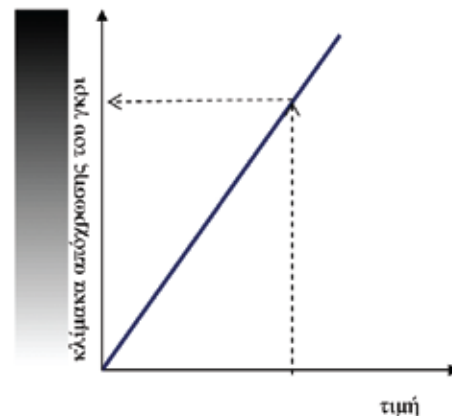
Σχήμα 81: Πίνακας καταγραφής σπινθηρισμών

χείου είναι το άθροισμα των σπινθηρισμών (άρα των φωτονίων) που συνέβησαν σε αυτό.

Τα στοιχεία του πίνακα ονομάζονται εικονοστοιχεία ή pixel (από τις λέξεις picture elements). Στον πίνακα καταγραφής έχει σημασία η διάστασή του και το βάθος του pixel. Η διάσταση είναι σημαντική γιατί επηρεάζει τη διακριτική ικανότητα της εικόνας. Είναι φανερό ότι όσο πιο μεγάλη διάσταση έχει ο πίνακας τόσο μεγαλύτερη είναι η διακριτική ικανότητα της εικόνας (παρακάτω θα δούμε πιο αναλυτικά αυτό το θέμα). Η διάσταση του πίνακα εξαρτάται από το είδος της εξέτασης και επιλέγεται από τον χειριστή. Τυπικές διαστάσεις είναι 32x32, 64x64, 128x128 και 512x512.

φής πρέπει να απεικονιστεί στην οθόνη του Η/Υ. Στο σημείο αυτό μπορούμε να φανταστούμε ότι η οθόνη είναι ο πίνακας καταγραφής (διαιρούμε την οθόνη σε όσα τετράγωνα είναι τα Pixels του πίνακα και σε κάθε τετράγωνο βλέπουμε την τιμή που έχει καταγραφεί). Επειδή δεν είναι βολικό ή αξιολογίσιμο για τον παρατηρητή να βλέπει νούμερα σε κάθε τετράγωνο της οθόνης, θα πρέπει να χρησιμοποιήσουμε χρώμα. Με μια γραμμική σχέση αντιστοιχούμε τις τιμές των pixel σε αποχρώσεις του γκρι (Σχήμα 82).

Με τον τρόπο αυτό σχηματίζεται η διαγνωστική εικόνα στην οθόνη του Η/Υ. Αν πρόκειται να γίνει εκτύπωση της εικόνας σε film, τότε αντί για απόχρωση του γκρι η αντιστοίχιση γίνεται σε τιμές οπτικής πυκνότητας. Στο σημείο αυτό πρέπει να διευκρινιστεί ότι η εκτύπωση του film που χρησιμοποιείται στην Πυρηνική Ιατρική δεν έχει σχέση με τη διαδικασία που ακολουθείται στην Ακτινοδιάγνωση. Στην περίπτωση της Πυρηνικής Ιατρικής το film εκτυπώνεται από ειδικούς εκτυπωτές με ηλεκτρονικό τρόπο και δεν υφίσταται καμία ακτινοβολήση σε αντίθεση με το ακτινολογικό. Φυσικά, η έννοια της οπτικής πυκνότητας είναι η ίδια και στις δυο περιπτώσεις.



Σχήμα 82: Μέθοδος αντιστοίχισης της τιμής pixel σε απόχρωση του γκρι.

10.6.9 Αξιολόγηση της λειτουργίας της γ-camera

Ένα σύνολο παραγόντων επηρεάζει τη λειτουργία της γ-camera οι οποίοι έχουν συνέπειες στην παραγόμενη εικόνα, στον χρόνο της εξέτασης αλλά και στην δόση που λαμβάνει ο ασθενής από την εξέταση. Οι παράγοντες αυτοί είναι πολλές φορές αλληλοεξαρτώμενοι και μάλιστα με τέτοιο τρόπο, ώστε βελτιώνοντας τον ένα υποβαθμίζεται ο άλλος.

Στην ενότητα αυτή θα αναφέρουμε τους πιο βασικούς παράγοντες αξιολόγησης της λειτουργίας της γ-camera.

- Εγγενής ή εσωτερική απόδοση ανίχνευσης
Ορίζεται ως το πλήθος των φωτονίων που ανιχνεύονται προς το πλήθος των φωτονίων που προσπίπτουν στον κρύσταλλο. Εξαρτάται από το πάχος του κρυστάλλου (όσο πιο παχύς ο κρύσταλλος τόσο μεγαλύτερη ικανότητα έχει να ανιχνεύει φωτόνια λόγω της αύξησης της πιθανότητας αλληλεπίδρασης) και τα συστήματα των ηλεκτρονικών.
- Απόδοση ανίχνευσης συστήματος
Ορίζεται όπως η εσωτερική απόδοση με την επιπλέον συμμετοχή του κατευθυντήρα. Δηλαδή, είναι το πλήθος των φωτονίων που ανιχνεύονται προς το πλήθος των φωτονίων που προσπίπτουν στην επιφάνεια του κατευθυντήρα. Προφανώς, η απόδοση ανίχνευσης συστήματος είναι μικρότερη από την εσωτερική απόδοση. Εξαρτάται από όλους τους παράγοντες που επηρεάζουν την εσωτερική απόδοση και την απόδοση του κατευθυντήρα.

- **Νεκρός χρόνος**

Δυο φωτόνια μπορεί να ανιχνευθούν με τόσο μικρή χρονική διαφορά το ένα από το άλλο, ώστε τα ηλεκτρονικά συστήματα να τα θεωρήσουν ως ένα συμβάν. Αυτό συμβαίνει στους υψηλούς ρυθμούς μέτρησης. Όταν συμβαίνει ένας σπινθηρισμός, το σύστημα τον ανιχνεύει και χρειάζεται ένα χρονικό διάστημα, ώστε να είναι έτοιμο να καταγράψει τον επόμενο. Αν στη διάρκεια αυτού του χρόνου κάποιο άλλο φωτόνιο δημιουργήσει σπινθηρισμό τότε δεν θα καταγραφεί από τα ηλεκτρονικά συστήματα. Ο χρόνος αυτός ονομάζεται *νεκρός χρόνος*. Θα μπορούσαμε να πούμε, δανειζόμενοι τον όρο από την ηλεκτρονική, ότι είναι ο χρόνος που απαιτείται για να κάνει *reset* το σύστημα.

- **Εγγενής ή εσωτερική χωρική διακριτική ικανότητα**

Είναι η ικανότητα του κρυστάλλου και των ηλεκτρονικών να προσδιορίζουν με ακρίβεια τη θέση που συνέβη ο σπινθηρισμός. Η εσωτερική χωρική διακριτική ικανότητα εξαρτάται από:

- το πάχος του κρυστάλλου και συγκεκριμένα όταν ο κρύσταλλος είναι σχετικά πολύ παχύς, λόγω διάχυσης των ορατών φωτονίων μέσα σε αυτόν είναι πιο δύσκολο να γίνει διάκριση της θέσης όπου συνέβη ο σπινθηρισμός και
- από τη στατιστική διακύμανση των σπινθηρισμών, που καταγράφονται από τους φωτοπολλαπλασιαστές (θυμηθείτε ότι η θέση του σπινθηρισμού εντοπίζεται με σύγκριση του ύψους του παλμού κάθε φωτοπολλαπλασιαστή).

- **Χωρική Διακριτική Ικανότητα συστήματος**

Είναι ο συνδυασμός της εσωτερικής χωρικής διακριτικής ικανότητας (R_i) και της χωρικής διακριτικής ικανότητας του κατευθυντήρα (R_c). Όπως στην περίπτωση της απόδοσης, η διακριτική ικανότητα συστήματος R_s είναι χαμηλότερη των συνιστωσών της και δίνεται από τη σχέση:

$$R_s = \sqrt{R_i^2 + R_c^2} \quad (15)$$

Όπως αναφέρθηκε στην αρχή της ενότητας, οι παράγοντες αυτοί επηρεάζουν την εικόνα και τη δόση στον ασθενή. Για την εικόνα θα συζητήσουμε στην επόμενη ενότητα. Ας δούμε εδώ εν συντομία πως επηρεάζεται η δόση του ασθενή.

Αν για παράδειγμα, η απόδοση του συστήματος είναι χαμηλή, τότε θα πρέπει να αυξηθεί το πλήθος των φωτονίων που προσπίπτει στον κατευθυντήρα (ώστε να αυξηθούν τα φωτόνια που ανιχνεύονται και να δημιουργηθεί αποδεκτή εικόνα). Αυτό συνεπάγεται αύξηση της ενεργότητας που χορηγείται στον ασθενή ή επιμήκυνση του χρόνου της εξέτασης.

10.6.10 Ποιότητα εικόνας

Η ποιότητα της εικόνας στην Πυρηνική Ιατρική περιγράφεται με τον ίδιο τρόπο όπως και στην Ακτινοδιάγνωση. Η αντίθεση, η χωρική διακριτική ικανότητα και ο θόρυβος ορίζονται με αντίστοιχο τρόπο αν και αναφέρονται σε εντελώς διαφορετικές διαδικασίες.

- **Αντίθεση (C)**

Η αντίθεση, C , ορίζεται ως η διαφορά της έντασης ή της οπτικής πυκνότητας μεταξύ δυο περιοχών με διαφορετική συγκέντρωση ραδιονουκλιδίου. Οπτική πυκνότητα είναι το μέγεθος που εκφράζει την ποσότητα της αμαύρωσης στο φιλμ.

Η αντίθεση μειώνεται από την παρουσία σκεδασμένων φωτονίων τα οποία δεν αποκόπηκαν από τον κατευθυντήρα ή τον αναλυτή ύψους παλμών, την ακτινοβολία υποβάθρου (από δομές που δέσμευσαν ραδιοφάρμακο και κείτονται κάτωθεν ή άνωθεν του ιστού που απεικονίζουμε) και το film.

- **Χωρική διακριτική ικανότητα**

Για τους παράγοντες που επηρεάζουν τη χωρική διακριτική ικανότητα αναφερθήκαμε στην προηγούμενη ενότητα για την απόδοση της γ -camera (κατευθυντήρας, εσωτερική διακριτική ικανότητα κλπ). Εδώ θα προσθέσουμε την υποβάθμιση της διακριτικής ικανότητας, λόγω της κίνησης του ασθενή και των εξεταζόμενων οργάνων (πνεύμονες, καρδιά) αλλά και την επιλογή των διαστάσεων του πίνακα καταγραφής.

- **Θόρυβος**

Ο θόρυβος της εικόνας έχει δυο συνιστώσες, το θόρυβο δομής και τον τυχαίο (κβαντικό) θόρυβο.

- Ο θόρυβος δομής προέρχεται από τις παρακείμενες δομές που έχουν προσλάβει ραδιοφάρμακο και φαίνονται (παρεμβάλλονται) στην εικόνα μειώνοντας τη διαγνωστική πληροφορία από το εξεταζόμενο όργανο.
- Ο τυχαίος θόρυβος οφείλεται στη στατιστική διακύμανση των φωτονίων που ανιχνεύονται και στη στατιστική φύση του φαινομένου των ραδιενεργών διασπάσεων. Σε μια εικόνα ομοιογενούς ραδιενεργού εκπομπής, ιδανικά, θα έπρεπε σε κάθε ρίxel της να έχει καταγραφεί ο ίδιος αριθμός φωτονίων N . Στην πραγματικότητα, κάθε ρίxel θα έχει τιμή που κυμαίνεται μεταξύ $N \pm \sqrt{N}$, όπου $\sqrt{N}$ η τυπική απόκλιση. Ο τυχαίος θόρυβος ορίζεται μαθηματικά από τη σχέση:

$$\text{Noise} = (\sqrt{N} / N) \times 100\% \quad (16)$$

Κατά συνέπεια, για να μειωθεί η παρουσία τυχαίου θορύβου στην εικόνα, θα πρέπει να αυξηθεί το πλήθος των φωτονίων (N) που συμμετέχουν στον σχηματισμό της. Για παράδειγμα, σε μια εικόνα που έχει σχηματιστεί από 30.000 φωτόνια ο τυχαίος θόρυβος είναι 0,57%, ενώ σε μια εικόνα με 10.000 φωτόνια είναι 1%. Ο τυχαίος θόρυβος δυσχεραίνει τη διάκριση δομών χαμηλής αντίθεσης. Για να είναι ευκρινής μια τέτοια δομή θα πρέπει η αντίθεση της να είναι τουλάχιστον 3 φορές μεγαλύτερη από την αντίθεση που προκαλεί η στατιστική διακύμανση.

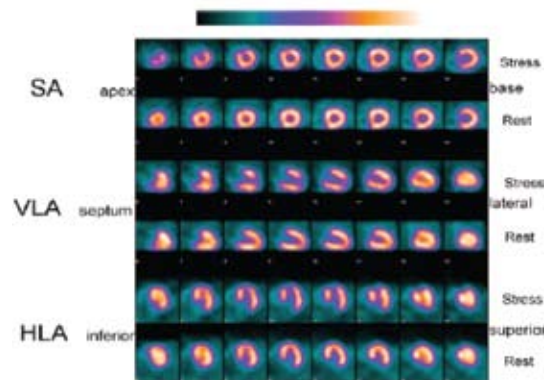
10.7 Τομογραφική γ -camera (SPECT)

Η λαμβανόμενη από μια γ -camera εικόνα αποτελεί μια δισδιάστατη προβολή μιας τρισδιάστατης κατανομής του ραδιοφαρμάκου, εντός του σώματος του ασθενή.

Η απόκτηση της πληροφορίας της τρίτης χωρικής διάστασης επιτυγχάνεται με τη μεθοδολογία της τομογραφίας. Το σύστημα εφαρμογής της ονομάζεται Τομογραφία Εκπομπής Απλού Φωτονίου (SPECT από τα αρχικά των λέξεων Single Photon Emission Computed Tomography). Στην ουσία, η SPECT camera είναι η τεχνολογική εξέλιξη της Anger camera κυρίως σε επίπεδο λογισμικού και μηχανικής περιστροφής της κεφαλής. Ένα σύστημα SPECT αποτελείται από μια ή και περισσότερες κεφαλές γ -camera με δυνατότητα αυτόματης και προγραμματιζόμενης περιστροφής της γύρω από τον ασθενή, σε επιθυμητή ακτίνα και ταχύτητα περιστροφής.

Για την πραγματοποίηση της τομογραφίας πρέπει να ληφθούν εικόνες της κατανομής του ραδιοφαρμάκου υπό διάφορες γωνίες. Στην πράξη οι εικόνες αυτές είναι κοινές δισδιάστατες λήψεις που λαμβάνονται με την προγραμματισμένη αυτόματη περιστροφή της κεφαλής ή των κεφαλών του συστήματος SPECT. Η κάθε λήψη ονομάζεται προβολή της κατανομής της ραδιενέργειας. Η βασική διεργασία στην προβολή είναι η άθροιση της ραδιενέργειας κατά μήκος φανταστικών ακτίνων (ακτίνες προβολής- projection rays), οι οποίες ξεκινούν από τον ανιχνευτή και περνούν μέσα από την ραδιενεργό πηγή. Το άθροισμα της ραδιενέργειας κατά μήκος μιας ακτίνας προβολής είναι το ακτινικό άθροισμα (ray sum). Οι κατευθυντήρες που χρησιμοποιούνται στην απεικόνιση καθορίζουν τη σχετική προέλευση των ακτίνων προβολής.

Κατά την επεξεργασία των δεδομένων για να προκύψουν οι τομές του εξεταζόμενου οργάνου ή η τρισδιάστατη παρουσίαση αυτού, γίνονται διορθώσεις για απορρόφηση φωτονίων και μεταβολές στην ευαισθησία και την διακριτική ικανότητα κατά μήκος των ακτίνων προβολής. Η ανασύνθεση της τομογραφικής εικόνας περιλαμβάνει δύο στάδια, την οπισθοπροβολή (backprojection) και την ελάττωση των σφαλμάτων της οπισθοπροβολής. Η οπισθοπροβολή είναι μια διαδικασία κατά την οποία τα δεδομένα των προβολών επανεισάγονται στο χώρο κατά μήκος των ακτίνων προβολής από τις οποίες προέρχονται. Με την οπισθοπροβολή επίσης καθορίζεται η γεωμετρία βάσει της οποίας συντίθενται οι τομογραφικές εικόνες. Η όλη επεξεργασία γίνεται με εξελιγμένα συστήματα υπολογιστών και αριθμητικούς αλγορίθμους, οι οποίοι χρησιμοποιούν προσεγγιστικές μεθόδους και εφαρμόζουν διορθώσεις με τη χρήση ειδικών μαθηματικών φίλτρων και εφαρμογών της θεωρίας Fourier. Στα σύγχρονα συστήματα SPECT υπάρχει η δυνατότητα με ειδική επεξεργασία των δεδομένων από τις λαμβανόμενες προβολές να προκύψουν τομές εγκάρσιες, οβελιαίες ή στε-



Σχήμα 83: Τομές που απεικονίζουν την αιμάτωση του μυοκαρδίου σε συνθήκες κόπωσης και ηρεμίας

φαναίες ή ακόμη τομές κατά μήκος ανατομικών αξόνων του εξεταζομένου οργάνου ή συστήματος, όπως π.χ. η καρδιά (Σχήμα 83).

Υπάρχουν τομογραφικές κάμερες με μία, δύο ή τρεις κεφαλές, για διάφορες χρήσεις. Η τελευταία εξέλιξη των συστημάτων αυτών είναι σύστημα SPECT, με δυνατότητα λειτουργίας και ως PET (υβριδική κάμερα PET), στο οποίο υπάρχει ενσωματωμένος αξονικός τομογράφος με λυχνία ακτίνων-Χ χαμηλής ενέργειας.

Ο σκοπός των συστημάτων αυτών είναι να γίνεται συνδυασμός των λειτουργικών πληροφοριών από το σπινθηρογράφημα, με τις ανατομικές λεπτομέρειες της αξονικής τομογραφίας με σύντηξη (fusion) των δύο εικόνων, για να αυξάνονται οι διαγνωστικές πληροφορίες από μελέτη.

10.8 Ακτινοπροστασία Προσωπικού

Η ακτινοπροστασία του προσωπικού στα εργαστήρια Πυρηνικής Ιατρικής (Π.Ι.) είναι συνάρτηση πολλών παραγόντων. Εξαρτάται από τη θωράκιση των χώρων μέχρι και τη συνεργασία του ασθενή. Στη συνέχεια περιγράφεται η καθημερινή πρακτική σε ένα τμήμα Π.Ι. και θα υποδειχθούν οι τρόποι ακτινοπροστασίας.

Το προσωπικό κατά τη διάρκεια της καθημερινής απασχόλησης του, ακτινοβολείται από πηγές ακτινοβολίας που βρίσκονται έξω από το σώμα (εξωτερική ακτινοβολία) ή μέσα σε αυτό (εσωτερική ακτινοβολία). Στο Σχήμα 84 φαίνονται οι πιθανές πηγές ακτινοβολίας του προσωπικού.

Οι παρακάτω διαδικασίες σχετίζονται με τον χειρισμό ραδιενεργών πηγών και συμβάλουν στην ακτινοβολία του προσωπικού:



Σχήμα 84: Το προσωπικό ακτινοβολείται από πηγές που έχουν εισέλθει στο σώμα του (εσωτερική ακτινοβολία) ή/και από πηγές που βρίσκονται εκτός αυτού (εξωτερική ακτινοβολία).

Η πιστή τήρηση των οδηγιών ακτινοπροστασίας και η ορθή χρήση του ειδικού εξοπλισμού είναι προσωπική ευθύνη του εργαζόμενου και καθιστά την εργασία με ραδιοϊσότοπα ασφαλή.

Παράλληλα, η συνεργασία του προσωπικού με τον Ακτινοφυσικό και η συνεχής εκπαίδευση σε θέματα ακτινοπροστασίας βελτιστοποιούν τη λειτουργικότητα και την ασφάλεια.

Τα πιο απλά αλλά βασικά μέτρα ακτινοπροστασίας είναι η χρήση απλής **ιατρικής ποδιάς, τα γάντια μιας χρήσης και το προσωπικό δοσίμετρο**. Το δοσίμετρο δεν προστατεύει από την ακτινοβολία, αλλά ενημερώνει για τη δόση που έχουμε δεχτεί και συμβάλει στον εντοπισμό λαθών στην πρακτική μας έτσι ώστε να τη βελτιώσουμε. Για παράδειγμα, αν δυο εργαζόμενοι του ίδιου τμήματος έχουν μεγάλη διαφορά στην ετήσια δόση που κατέγραψαν τα δοσίμετρά τους σημαίνει ότι αυτός με τη μεγαλύτερη δόση κάνει λάθη ή δεν έχει βελτιστοποιήσει την τεχνική του.

Ένα θέμα που απασχολεί τους εργαζόμενους είναι η χρήση **ακτινολογικής ποδιάς**. Η χρήση ακτινολογικής ποδιάς σε συνήθεις πρακτικές στα εργαστήρια πυρηνικής ιατρικής δεν συνεισφέρει ουσιαστικά στη μείωση της δόσης, διότι το πάχος της είναι κατάλληλο για ακτινοβολίες πολύ χαμηλότερης ενέργειας από αυτές που συναντώνται στην Πυρηνική Ιατρική. Επιπλέον, λόγω του βάρους τους προκαλούν κόπωση και δυσχεραίνουν την κίνηση. Και οι δυο παράγοντες μπορούν να προκαλέσουν λάθη και ατυχήματα κατά την εργασία. Στον Πίνακα-14 δίνονται οι δόσεις που δέχεται ένας εργαζόμενος όταν φοράει ακτινολογική ποδιά και όταν δεν τη φοράει κατά τη διάρκεια δυο συ-

νηθισμένων εξετάσεων, το σπινθηρογράφημα οστών και μυοκαρδίου. Προσέξτε ότι στον πίνακα η δόση δίνεται σε **μSv**. Δηλαδή η δόση είναι πολύ μικρή και η περαιτέρω μείωση της δεν είναι ουσιαστική αλλά αντίθετα λόγω των προβλημάτων που μπορεί να προκαλέσει η ακτινολογική ποδιά δεν συνιστάται η χρήση της.

Εξέταση	Δόση (μSv)	
	χωρίς ακτ. ποδιά	με ακτ. ποδιά
Σπινθ. Οστών (^{99m}Tc)	2,2	1
Σπινθ. Μυοκαρδίου (^{201}Tl)	0,3	0,2

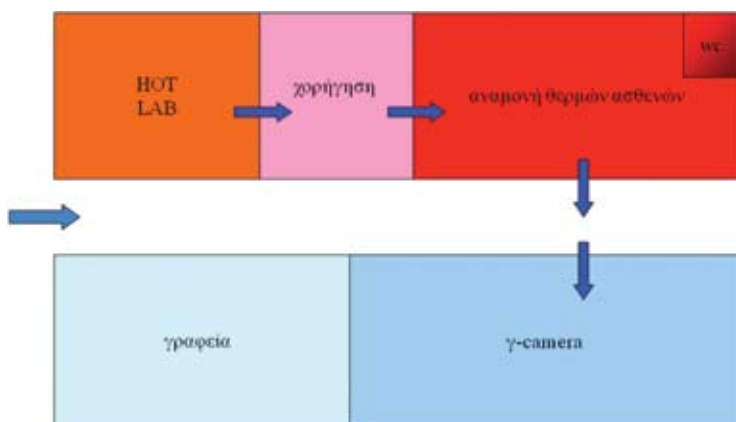
Πίνακας-14: Δόση εργαζομένου με και χωρίς χρήση ακτινολογικής ποδιάς.

Στη συνέχεια θα παρουσιαστούν οι χώροι του τμήματος Π.Ι. και τα μέτρα ακτινοπροστασίας που πρέπει να λαμβάνονται.

10.8.1 Χώροι και εξοπλισμός

Στο Σχήμα 85 φαίνεται η κάτοψη ενός τυπικού τμήματος Π.Ι. και η πορεία του ραδιοφαρμάκου από την παρασκευή του, τη χορήγηση στον ασθενή, την αναμονή του και τέλος την εξέτασή του. Το τμήμα είναι σχεδιασμένο έτσι ώστε να εξασφαλίζει την ελάχιστη μετακίνηση του ασθενή μετά τη χορήγηση και την αποφυγή της άσκοπης περιφοράς του στον διάδρομο. Ο σχεδιασμός των τμημάτων κατά αυτόν τον τρόπο είναι το πρώτο βήμα ακτινοπροστασίας του προσωπικού.

Σε κάθε χώρο του εργαστηρίου όπου ενδέχεται η ύπαρξη πηγών ακτινοβολίας πρέπει να υπάρχει η σχετική ενημερωτική σήμανση (Σχήμα 86).



Σχήμα 85: Ο σωστός σχεδιασμός εξασφαλίζει την αποφυγή της άσκοπης παρουσίας του ραδιοφαρμάκου και του ασθενή στους διαδρόμους.



ΘΕΡΜΟ ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ

Σχήμα 86: Η σήμανση των χώρων όπου υπάρχουν πηγές ακτινοβολίας είναι απαραίτητη.

10.8.1.1 Θερμό εργαστήριο (Hot Lab)

Τι κάνουμε στο hot lab

- Αποθήκευση – φύλαξη ραδιοϊσοτόπων
- Έκλυση γεννήτριας ^{99m}Tc
- Παρασκευή ραδιοφαρμάκων
- Διαχωρισμό δόσεων
- Φύλαξη ραδιενεργών καταλοίπων (φιαλίδια, σύριγγες, βαμβάκι, γάντια κλπ)

Τι δεν κάνουμε

- Δε χειριζόμαστε ραδιοϊσότοπα εκτός της θωρακισμένης εστίας
- Δεν αφήνουμε ποτέ εκτεθειμένα (χωρίς θωράκιση) φιαλίδια, σύριγγες
- Δεν πετάμε τα ραδιενεργά κατάλοιπα σε κοινούς κάδους
- Δε χρησιμοποιούμε το Hot Lab ως χώρο για διάλειμμα - κουζίνα!

Ας δούμε τώρα τον εξοπλισμό που απαιτείται να υπάρχει στο hot lab.

• Κρύπτες

Η φύλαξη των ραδιοϊσοτόπων γίνεται σε ειδικές θωρακισμένες κρύπτες (Σχήμα 87). Τα ραδιοϊσότοπα πρέπει να αποθηκεύονται αμέσως μετά την παραλαβή τους και μέχρι το τέλος της χρήσης τους.

• Εστία εργασίας

Όλες οι εργασίες με ραδιοϊσότοπα (παρασκευή ραδιοφαρμάκων, διαχωρισμός δόσεων κλπ) γίνονται εντός της θωρακισμένης εστίας εργασίας (Σχήμα 88). Στο πρόσθιο μέρος της εστίας υπάρχει μολυβδύαλος που επιτρέπει την οπτική παρακολούθηση των κινήσεων ενώ παράλληλα παρέχει ακτινοπροστασία.



Σχήμα 87: Θωρακισμένη κρύπτη φύλαξης ραδιοϊσοτόπων.



Σχήμα 88: Εστία εργασίας.



Σχήμα 89: Οπουδήποτε εργαζόμαστε με ραδιοϊσότοπα χρησιμοποιούμε απορροφητικό χαρτί για την εύκολη απορρόπηση σε περίπτωση πιτσιλίσματος.



Σχήμα 90: Θωράκιση γεννήτριας ^{99m}Tc .

Ο πάτος της εστίας πρέπει να καλύπτεται με απορροφητικό χαρτί (Σχήμα 89), ώστε σε περίπτωση ραδιορρύπανσης από πιτσιλίσμα να απορροφηθεί το υγρό και κατόπιν να απορριφθεί το χαρτί στον κατάλληλο κάδο (βλ. παρακάτω).

• Θωράκιση γεννήτριας $^{99}\text{Mo}/^{99m}\text{Tc}$

Η γεννήτρια ^{99m}Tc πρέπει να τοποθετείται στην ειδική θωράκιση της (Σχήμα 90) αμέσως μετά την παραλαβή της. Η παλιά γεννήτρια αποθηκεύεται στη κρύπτη φύλαξης που έχει υποδείξει ο ακτινοφυσικός.

• Θωρακίσεις φιαλιδίων

Τα φιαλίδια που περιέχουν ραδιοϊσότοπα πρέπει πάντα να τοποθετούνται εντός θωράκισης (Σχήμα 91).

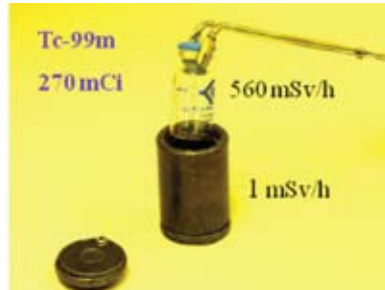
Για να γίνει αντιληπτή η προστασία που παρέχει η θωράκιση του φιαλιδίου προσέξτε το Σχήμα 92. Ένα φιαλίδιο με **270 mCi ^{99m}Tc** έχει ρυθμό δόσης στην επιφάνεια του **560 mSv/h**. Όταν τοποθετηθεί στη **θωράκιση** του τότε ο ρυθμός δόσης μειώνεται σε **1 mSv/h (πεντακόσιες φορές μικρότερος)**.

- **Θωρακισμένες καλύπτρες για σύριγγες**

Οι καλύπτρες για τις σύριγγες (Σχήμα 93) προσφέρουν ακτινοπροστασία **κατά την παρασκευή των ραδιοφαρμάκων και τη χορήγηση στον ασθενή. Δεν χρησιμοποιούνται κατά τον διαχωρισμό των δόσεων**, διότι δεν επιτρέπουν στον βαθμονομητή ενεργότητας (dose calibrator) να ανιχνεύσει την ακτινοβολία και κατά συνέπεια να μετρήσει την ενεργότητα.



Σχήμα 91: Θωράκιση φιαλιδίου.



Σχήμα 92: Ο ρυθμός δόσης μειώνεται θεαματικά όταν χρησιμοποιείται θωράκιση.



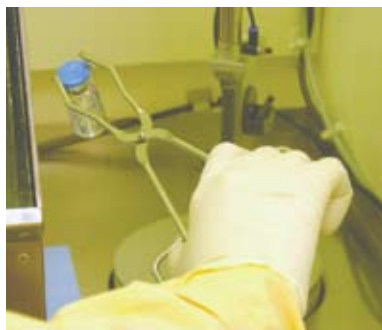
Σχήμα 93: Καλύπτρα σύριγγας.

Η χρήση της καλύπτρας μειώνει το ρυθμό δόσης γύρω από τη σύριγγα. Στο Σχήμα 94 η σύριγγα περιέχει **20 mCi ^{99m}Tc** τα οποία θα χορηγηθούν για **σπινθηρογράφημα οστών**. Παρατηρείστε το ρυθμό δόσης σε διάφορα μέρη της σύριγγας με και χωρίς την χρήση καλύπτρας.

Ο ρυθμός δόσης είναι σχεδόν 100 φορές μικρότερος όταν γίνεται χρήση της καλύπτρας! Στο κάτω μέρος της σύριγγας η μείωση της δόσης είναι μικρή διότι δεν καλύπτεται πλήρως από την καλύπτρα.



Σχήμα 94: Ρυθμοί δόσης σε διάφορα μέρη της σύριγγας με και χωρίς τη χρήση καλύπτρας.



Σχήμα 95: Η χρήση της λαβίδας μειώνει τη δόση στα δάχτυλα.



Σχήμα 96: Θωρακισμένος κάδος καταλοίπων.

- **Λαβίδες**

Για να χειριστούμε ένα αθωράκιστο φιαλίδιο που περιέχει ραδιοϊσότοπο χρησιμοποιούμε πάντα λαβίδα (Σχήμα 95). Με τον τρόπο αυτό εκμεταλλευόμαστε τον νόμο του αντιστρόφου τετραγώνου της απόστασης (βλ. παρ. 3.7) και **μειώνουμε τη δόση στα δάχτυλα**.

- **Θωρακισμένοι κάδοι καταλοίπων**

Οτιδήποτε είναι πιθανό να έχει έρθει σε επαφή με ραδιοϊσότοπο (φιαλίδια, βαμβάκια, χαρτιά, γάντια, σύριγγες κλπ) πρέπει να απορρίπτεται σε ειδικούς θωρακισμένους κάδους όπως αυτός στο Σχήμα 96.



Σχήμα 97: Πάσο μεταφοράς ραδιοφαρμάκου από το hot lab στην αίθουσα χορήγσεων.



Σχήμα 98: Θωρακισμένο δοχείο μεταφοράς ραδιοφαρμάκων.



Σχήμα 99: Η σύριγγα πρέπει να είναι θωρακισμένη κατά τη διάρκεια της χορήγησης του ραδιοφαρμάκου στον ασθενή.

10.8.1.2 Αίθουσα χορήγσεων

Στην αίθουσα αυτή πραγματοποιείται η χορήγηση του ραδιοφαρμάκου στον ασθενή. Η μεταφορά του ραδιοφαρμάκου από το hot lab στην αίθουσα γίνεται μέσω «πάσο» (Σχήμα 97) ή σε θωρακισμένα ειδικά δοχεία (Σχήμα 98).

Κατά τη χορήγηση θα πρέπει πάντα να χρησιμοποιείτε τη θωρακισμένη καλύπτρα στη σύριγγα (Σχήμα 99). Μετά τη χορήγηση η σύριγγα, το βαμβάκι και τα γάντια απορρίπτονται σε θωρακισμένο κάδο όπως αυτός στο Σχήμα 96.

10.8.1.3 Αίθουσα αναμονής «θερμών» ασθενών

Ο ασθενής μετά τη χορήγηση και μέχρι την εξέταση του πρέπει να παραμένει εντός της θωρακισμένης αίθουσας αναμονής ώστε να μην ακτινοβολεί το προσωπικό και το κοινό που βρίσκεται μέσα στο τμήμα. Η αίθουσα πρέπει να διαθέτει **WC αποκλειστικής χρήσης** το οποίο σε καμία περίπτωση **δεν πρέπει** να χρησιμοποιηθεί από το προσωπικό (όλα τα σωματικά εκκρίματα των «θερμών» ασθενών είναι ραδιενεργά). Επίσης, όταν η αίθουσα φιλοξενεί ασθενείς η παρουσία προσωπικού θα πρέπει να είναι όσο το δυνατό πιο σύντομη φροντίζοντας πάντα για την παροχή της απαραίτητης φροντίδας (περίπτωση αδιαθεσίας ή λιποθυμίας του ασθενή κλπ).

10.8.1.4 Αίθουσα γ-camera

Η τοποθέτηση του ασθενή στη γ-camera πρέπει να γίνεται με ιδιαίτερη προσοχή. Ειδικό βάρος έχει η επικοινωνία με τον ασθενή και η ενημέρωσή του για τη διαδικασία. Πάντα φροντίζουμε να τηρούμε μια λογική απόσταση από τον ασθενή και να βρισκόμαστε δίπλα του για όσο το δυνατό μικρότερο χρονικό διάστημα χωρίς να καταφεύγουμε σε υπερβολές. Αν το χειριστήριο της γ-camera είναι πολύ κοντά στην εξεταστική τράπεζα συνιστάται η χρήση θωρακισμένου πετάσματος που να επιτρέπει την οπτική επαφή με τον ασθενή (Σχήμα 100).

10.8.2 Χειρισμός ασθενή

Κατά τη συνεργασία με τον ασθενή πρέπει να έχετε κατά νου τον παράγοντα του χρόνου και της απόστασης.

• Χρόνος

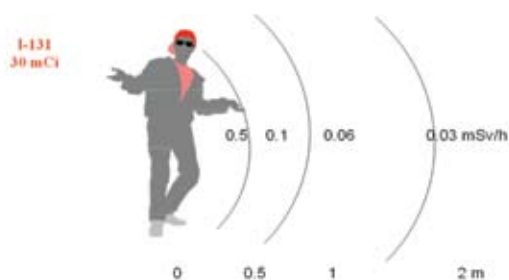
- Δεν βιαζόμαστε γιατί μπορεί να γίνουν λάθη
- Δεν χρονοτριβούμε γιατί ακτινοβολουμαστε αναίτια

• Απόσταση

Θυμηθείτε τον νόμο του αντιστρόφου τετραγώνου της απόστασης από την πηγή της ακτινοβολίας. Στο Σχήμα 101 δίνεται ο ρυθμός δόσης σε διάφορες αποστάσεις από έναν ασθενή που έχει χορηγηθεί με 30 mCi ¹³¹I.



Σχήμα 100: Θωρακισμένο πέτασμα.

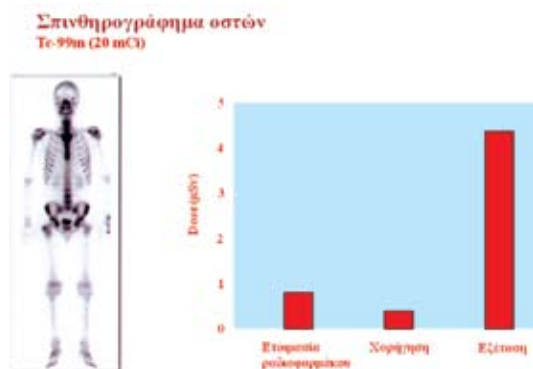


Σχήμα 101: Ο ρυθμός δόσης γύρω από έναν «θερμό» ασθενή μειώνεται ραγδαία με την αύξηση της απόστασης.

Παρατηρείστε στο σχήμα ότι ακόμα και σε απόσταση 1 m από τον ασθενή ο ρυθμός δόσης είναι τέτοιος που μας επιτρέπει να τον πλησιάσουμε και να του παρέχουμε την απαραίτητη φροντίδα.

10.8.3 Τυπικές τιμές δόσης εργαζόμενου

Η πιο συχνή εξέταση σε ένα τμήμα Π.Ι. είναι το σπινθηρογράφημα οστών. Στο Σχήμα 102 δίνεται η ενδεικτική τιμή της δόσης που δέχεται ο εργαζόμενος κατά τα διάφορα στάδια της εξέτασης από την παρασκευή του ραδιοφαρμάκου έως και την απεικόνιση του ασθενή.



Σχήμα 102: Τυπικές τιμές δόσης εργαζόμενου κατά την πραγματοποίηση μιας εξέτασης σπινθηρογραφήματος οστών.

Παρατηρούμε ότι η δόση είναι αρκετά χαμηλή και το μεγαλύτερο ποσοστό της οφείλεται στη διαδικασία της απεικόνισης λόγω της άμεσης επαφής με τον ασθενή. Ωστόσο, οι δόσεις είναι πολύ χαμηλές (της τάξης του μSv).

Γενικά η **μέση ετήσια δόση** ενός εργαζόμενου σε τμήμα Π.Ι. δεν ξεπερνά τα **5 mSv** με όριο τα **20 mSv**. Η μέση τιμή της **δόσης στα δάκτυλα** είναι **50 mSv** με όρια τα **500 mSv**.

Όπως αναφέρθηκε στην αρχή του Κεφαλαίου, η εργασία με ραδιοϊσότοπα είναι απόλυτα ασφαλής όταν τηρούνται πιστά τα μέτρα ακτινοπροστασίας.

Σε περίπτωση ή υποψία εσωτερικής ραδιορρύπανσης, συνιστάται η επικοινωνία με την ΕΕΑΕ για τη διενέργεια εξειδικευμένων μετρήσεων εσωτερικής δοσιμετρίας.

10.8.4 Φροντίδα εσωτερικού ασθενή

Σε περίπτωση που ένας ασθενής ο οποίος νοσηλεύεται στην κλινική, υποβληθεί σε εξέταση με ραδιοϊσότοπα θα πρέπει να ενημερωθεί το νοσηλευτικό προσωπικό που τον φροντίζει. Οι οδηγίες προς τους νοσηλευτές είναι ίδιες με αυτές που ακολουθεί το προσωπικό του τμήματος, δηλαδή παροχή της απαραίτητης φροντίδας χωρίς χρονοτριβή (χρόνος) και τήρηση απόστασης όταν δεν είναι αναγκαία η επαφή με τον ασθενή (απόσταση). **Οποσδήποτε το νοσηλευτικό προσωπικό θα πρέπει να φοράει γάντια μιας χρήσης κατά τον χειρισμό του ασθενή και των δειγμάτων του.**

Ιδιαίτερη μέριμνα απαιτείται στη διαχείριση των βιολογικών εκκρίματων του ασθενή μετά την εξέταση.

- **Δείγματα για εργαστηριακές εξετάσεις**

Τα δείγματα (αίμα, ούρα, κόπρανα κλπ) είναι ραδιενεργά για κάποιο χρονικό διάστημα ανάλογα με το είδος της εξέτασης και το ραδιοϊσότοπο που χορηγήθηκε στον ασθενή. Ο ακτινοφυσικός δίνει τις απαραίτητες οδηγίες ακτινοπροστασίας και τον τρόπο διαχείρισης των δειγμάτων στο προσωπικό των εργαστηρίων.

- **Βιολογικά εκκρίματα**

(α) Αν ο ασθενής αυτοεξυπηρετείται θα πρέπει να του δοθούν οδηγίες για την τουαλέτα. Δηλαδή, να ουρεί σε καθιστή στάση, να τραβάει 2 φορές το καζανάκι, να πλένει προσεχτικά τα χέρια του.

(β) Αν ο ασθενής δεν μπορεί να σηκωθεί από το κρεβάτι τότε θα πρέπει τα ούρα του να διοχετεύονται σε ουροσυλλέκτη. Το άδειασμα του ουροσυλλέκτη πρέπει να γίνεται στη λεκάνη. Τα κόπρανα θα πρέπει να

συλλέγονται σε πάνα και να απορρίπτονται σύμφωνα με τις οδηγίες του ακτινοφυσικού.

- (γ) Σε περίπτωση που ο ασθενής κάνει εμετό ή κάποιο βιολογικό υλικό του λερώσει το πάτωμα, θα πρέπει να ενημερωθεί ο ακτινοφυσικός. Η διαδικασία απορρύπανσης περιγράφεται στην παρ.10.8.

10.8.5 Φροντίδα ασθενή που έχει λάβει θεραπευτική δόση ραδιοφαρμάκου

Η πιο συνήθης θεραπεία με ραδιοϊσότοπα είναι η θεραπεία θυρεοειδούς με ^{131}I . Λόγω της υψηλής ενεργότητας που χορηγείται, ο ασθενής παραμένει για σύντομο χρονικό διάστημα (2-3 ημέρες) σε θωρακισμένο θάλαμο νοσηλείας. Το προσωπικό εισέρχεται στον θάλαμο μόνο σε περιπτώσεις ανάγκης και αφού λάβει τα απαραίτητα μέτρα ακτινοπροστασίας:

- **Μειώνουμε το χρόνο παραμονής μας** κοντά στον ασθενή έχοντας σχεδιάσει εκ των προτέρων τις κινήσεις μας
- **Εργαζόμαστε στη μεγαλύτερη δυνατή απόσταση** από τον ασθενή
- Χρησιμοποιούμε όλα τα **προστατευτικά μέσα κατά της ραδιορρύπανσης**: Φοράμε μη διαπερατά προστατευτικά γάντια - Φοράμε ποδονάρια και ιατρική ποδιά
- Αφαιρούμε τον προστατευτικό ρουχισμό **πριν την έξοδό μας** από το θάλαμο νοσηλείας.

10.8.5.1 Καθαρισμός χώρου – απορρύπανση μετά την αποχώρηση του ασθενή

Μετά την αποχώρηση του ασθενή και πριν την είσοδο του βοηθητικού προσωπικού που θα ετοιμάσει το θάλαμο για τον επόμενο ασθενή, ο υπεύθυνος ακτινοπροστασίας πρέπει να:

- Επιβλέπει την απομάκρυνση των ραδιενεργών καταλοίπων
- Ελέγχει το θάλαμο για πιθανή ραδιορρύπανση
- Επιβλέπει ή να πραγματοποιεί την απορρύπανση του θαλάμου και του εξοπλισμού
- Τηρεί τα απαραίτητα αρχεία

10.8.6 Γραπτοί κανόνες – Αρχεία



Σε κάθε τμήμα Π.Ι. πρέπει να υπάρχουν γραπτοί κανόνες ακτινοπροστασίας και πρωτόκολλα εργασιών (παρασκευή ραδιοφαρμάκων, πρωτόκολλα εξετάσεων, απόρριψη ραδιενεργών καταλοίπων, αντιμετώπιση ατυχήματος κλπ).

Επίσης πρέπει να **τηρούνται αρχεία** με τα **ραδιοϊσότοπα** που παραλαμβάνονται, τις **χορηγήσεις** που πραγματοποιήθηκαν (όνομα ασθενή, ραδιοφάρμακο, ενεργότητα) και τα **κατάλοιπα** που απορρίφθηκαν. Είναι σημαντικό να χρησιμοποιείτε **ετικέτες** στα φιαλίδια των ραδιοφαρμάκων με την ημερομηνία, την ενεργότητα και τον αρχικό όγκο (Σχήμα 103).

Σχήμα 103: Στα φιαλίδια των ραδιοφαρμάκων τοποθετούμε ετικέτες με το είδος του ραδιοφαρμάκου, την ενεργότητα, τον αρχικό όγκο και την ημερομηνία.

10.8.7 Αντιμετώπιση ατυχημάτων

Ατύχημα θεωρείται γενικά η μη σχεδιασμένη διασπορά ραδιενεργού υλικού, όπως η ραδιορρύπανση κατά την παρασκευή ραδιοφαρμάκων του πάγκου εργασίας, του πατώματος, ο εμετός «θερμού» ασθενή, η θραύση φιαλιδίου με ραδιοφάρμακο, το πιτσίσισμα του δέρματος με ραδιοϊσότοπο κλπ. Η αντιμετώπιση της ραδιορρύπανσης εξαρτάται από την περιοχή που ρυπάνθηκε.

- **Μάτια**
Πλένουμε την περιοχή με άφθονο νερό και ειδοποιούμε τον ακτινοφυσικό για έλεγχο.

• Δέρμα

Πλένουμε την περιοχή με άφθονο νερό και σαπούνι προσέχοντας να μην προκαλέσουμε εκδορές. Σε περίπτωση που ρυπάνθηκαν και τα νύχια τα τρίβουμε προσεκτικά με βούρτσα. Ελέγχουμε την περιοχή με μετρητή επιφανειακής ρύπανσης για να διαπιστώσουμε την ύπαρξη ακτινοβολίας. Σε περίπτωση που δεν υπάρχει μετρητής τοποθετούμε την ρυπασμένη περιοχή στην γ-camera και ελέγχουμε για την καταγραφή κρούσεων. Σε περίπτωση που υφίσταται ακόμα ραδιορύπανση επαναλαμβάνουμε τη διαδικασία ξανά και ξανά. Πάντα πρέπει να ειδοποιούμε τον αρμόδιο ακτινοφυσικό.



Σχήμα 104: Διαδικασία απορρύπανσης επιφάνειας.

• Απορρύπανση επιφάνειας

Στο Σχήμα 104 δίνονται τα βήματα απορρύπανσης επιφάνειας.

Κατά τη διαδικασία πρέπει να φοράμε γάντια και ποδιά.

- (1) Μαρκάρουμε την περιοχή όπου έγινε η ρύπανση.
- (2) Μαζεύουμε και φυλάμε σε δοχείο ή πλαστική σακούλα τα στερεά υπολείμματα. Τοποθετούμε απορροφητικό χαρτί και καλύπτουμε την περιοχή.
- (3) Σημειώνουμε το ισότοπο που χύθηκε την ημερομηνία και την ώρα και ειδοποιούμε το προσωπικό για το ατύχημα.
- (4) Διενεργούμε περιοδικές μετρήσεις ραδιενέργειας, ώστε να εκτιμηθεί η παραμένουσα ενεργότητα.

Τα ραδιοϊσότοπα που χρησιμοποιούνται στην Π.Ι. έχουν μικρούς χρόνους ημιζωής και μετά την πάροδο σύντομου χρονικού διαστήματος η επιφάνεια θα είναι πάλι ασφαλής.

Σε περίπτωση ατυχήματος πρέπει να ενημερώνεται άμεσα ο ακτινοφυσικός.

Για την άμεση αντιμετώπιση της ραδιορύπανσης θα πρέπει τα απαραίτητα υλικά να είναι συγκεντρωμένα σε ένα κουτί έκτακτης ανάγκης (γνωστό και ως emergency kit). Το κουτί θα πρέπει να περιέχει:

- Προστατευτικό ρουχισμό π.χ. ποδονάρια, γάντια
- Υλικά απορρύπανσης για επιφάνειες
- Υλικά απορρύπανσης για ανθρώπους
- Προειδοποιητικά σήματα-αυτοκόλλητα
- Σακούλες για κατάλοιπα, ετικέτες, στυλό

10.9 Ακτινοπροστασία εξεταζομένων και ασθενών

10.9.1 Επικοινωνία-Ενημέρωση

Η ακτινοπροστασία του εξεταζομένου και των συνοδών του, ξεκινά με τη σωστή ενημέρωσή του. Είναι πολύ βασικό, ο εξεταζόμενος να έχει καταλάβει τη διαδικασία της εξέτασής του, ώστε να εξασφαλιστεί η συνεργασία του.

10.9.2 Προετοιμασία ραδιοφαρμάκου – μέτρηση ενεργότητας

Η προετοιμασία του ραδιοφαρμάκου πρέπει να γίνεται σύμφωνα με το πρωτόκολλο της κατασκευάστριας εταιρείας. Πάντα πρέπει να **μετράτε την ενεργότητα του ραδιοφαρμάκου στον βαθμονομητή ενεργότητας** (dose calibrator) και ποτέ μην επαναπαύεστε στο διαχωρισμό με ογκομέτρηση. Είναι δυνατόν η προμηθεύτρια εταιρεία να μην έχει κάνει σωστό υπολογισμό της ενεργότητας του σκεύασματος που σας προμήθευσε και η ογκομετρική μέθοδος διαχωρισμού της ενεργότητας μπορεί να οδηγήσει σε υπερέκθεση του εξεταζομένου. Επιπλέον, ειδικά για το ^{99m}Tc υπάρχει πιθανότητα να γίνει εσφαλμένη εκτίμηση της ενεργότητας που περιέχεται στο φιαλίδιο της έκλουσης. Επίσης πάντα σημειώνουμε **σε ετικέτα το είδος του ραδιοφαρμάκου, την ενεργότητα, τον όγκο και την ημερομηνία**.

10.9.3 Χορήγηση

Πριν τη χορήγηση επαληθεύεται η ταυτότητα του ασθενή και η εξέταση ώστε να αποφευχθεί η χορήγηση λάθος ραδιοφαρμάκου. Η χορηγούμενη ενεργότητα πρέπει να υποδεικνύεται από τον Πυρηνικό Ιατρό σύμφωνα με τον σωματότυπο και το πρωτόκολλο της εξέτασης. Η ενεργότητα χορήγησης δεν πρέπει να έχει σημαντική διαφορά από αυτή που αναγράφεται στον Πίνακα-9 (Κεφ.8) και αποτελεί τα **Καθοδηγητικά Επίπεδα Δόσης** (ή Διαγνωστικά Επίπεδα Αναφοράς).

Όταν πρόκειται να χορηγηθεί ραδιοφάρμακο **σε παιδιά η ενεργότητα είναι πολύ χαμηλότερη** από την αντίστοιχη για ενήλικες και καθορίζεται από το πρωτόκολλο της κατασκευάστριας εταιρείας του ραδιοφαρμάκου (συνήθως είναι κλάσμα του βάρους του παιδιού).

10.9.4 Μετά τη χορήγηση

Τα ραδιοφάρμακα μεταβολίζονται και αποβάλλονται από τον οργανισμό με φυσικές διαδικασίες (ούρα, ιδρώτας, σίελος, κόπρανα). Μεγάλο ποσοστό του ραδιοφαρμάκου συγκεντρώνεται στην ουροδόχο κύστη. Για να μειωθεί η δόση που δέχεται ο ασθενής συνιστάται **η συχνή ενυδάτωσή του**, ώστε να αποβάλλεται το ραδιοφάρμακο μέσω των ούρων.

10.9.5 Εξέταση εγκύου

Στο Κεφ.8 παρ.8.10 έχει συζητηθεί το θέμα της εξέτασης εγκύου γυναίκας ή γυναίκας που θηλάζει και υποβλήθηκε σε εξέταση με ραδιοϊσότοπα.

10.10 Ακτινοπροστασία συγγενών και κοινού

Καταρχήν, ο ασθενής πρέπει να **ενημερωθεί πριν την ημέρα της εξέτασης ότι δεν πρέπει να συνοδεύεται στο τμήμα Π.Ι. από έγκυες γυναίκες ή παιδιά**.

Μετά το πέρας της εξέτασης ο ασθενής λαμβάνει **γραφτές οδηγίες** για τα μέτρα που πρέπει να λάβει, ώστε να μην ακτινοβολήσει τους οικείους του αλλά και μέλη του υπόλοιπου πληθυσμού. Επιπλέον, επειδή ποσοστό των ραδιοφαρμάκων εμφανίζεται στα βιολογικά εκκρίματα (ιδρώτας, σίελος, μητρικό γάλα, ούρα κλπ) υπάρχει η πιθανότητα ραδιορρύπανσης και κατ' επέκταση ακτινοβολήσης από αυτά. Οι οδηγίες ακολουθούνται για σχετικά μικρό χρονικό διάστημα ανάλογα με το ραδιοφάρμακο που του χορηγήθηκε. Στον Πίνακα-15 δίνεται για κάθε ραδιονουκλίδιο η χρονική διάρκεια τήρησης των οδηγιών. Οι **γενικές οδηγίες** μπορούν γενικά να συνοψιστούν στις παρακάτω:

- Κατά τις κοινωνικές επαφές πρέπει να τηρείται απόσταση τουλάχιστον 2m.
- Αποφυγή κοινωνικών επαφών με παιδιά και έγκυες.
- Χρήση ξεχωριστών σκευών σίτισης.
- Για το χρονικό διάστημα που αναφέρεται σε κάθε εξέταση, τα είδη εστίασης, τα ενδύματα και τα κλινოსκεπάσματα του ασθενή πρέπει να πλένονται ξεχωριστά.
- Ιδιαίτερη προσοχή στην τουαλέτα για αποφυγή διασποράς των ούρων. Συνιστάται η ούρηση σε καθιστή θέση (και για τους άνδρες) χρησιμοποιώντας 2 φορές το καζανάκι. Σε περίπτωση διασποράς, η περιοχή πρέπει να καθαρίζεται προσεκτικά με απορροφητικό χαρτί το οποίο στη συνέχεια θα απορρίπτεται στη λεκάνη.
- Συχνό πλύσιμο των χεριών ιδιαίτερα μετά τη χρήση τουαλέτας.

Ραδιονουκλίδιο	Χρόνος τήρησης οδηγιών ακτινοπροστασίας
^{99m} Tc	48 ώρες
²⁰¹ Tl	72 ώρες
⁶⁷ Ga	72 ώρες
¹³¹ I	72 ώρες

Πίνακας-15: Χρόνοι τήρησης οδηγιών ακτινοπροστασίας για ασθενείς που έχουν υποβληθεί σε εξετάσεις με ραδιοϊσότοπα.

Σε περίπτωση θεραπείας με ραδιοφάρμακα οι γενικές προφυλάξεις που παίρνονται είναι παρόμοιες και ίσως πιο αυστηρές. Αξίζει να σημειωθεί ότι στην περίπτωση θεραπείας καρκίνου του θυρεοειδούς με I-131, ο ασθενής παραμένει σε ειδικά θωρακισμένο δωμάτιο για 2-3 ημέρες λόγω της υψηλής ακτινοβολήσης που προκαλεί το ραδιονουκλίδιο περιμετρικά του. Η αποδέσμευση του ασθενή γίνεται κατόπιν μετρήσεων του ακτινοφυσικού.

10.10.1 Ακτινοπροστασία του παιδιού από εξωτερική ακτινοβολήση οφειλόμενη στους γονείς

Το νεογέννητο παιδί μπορεί να εκτεθεί σε ιοντίζουσα ακτινοβολία αν η μητέρα του έχει υποβληθεί σε διαγνωστικές εξετάσεις ή θεραπεία Πυρηνικής Ιατρικής. Αυτό οφείλεται όπως έχουμε πει στο γεγονός ότι το ραδιοϊσότοπο που χορηγήθηκε στην μητέρα, παραμένει στο σώμα της για κάποιο χρονικό διάστημα το οποίο εξαρτάται από το είδος του ραδιοϊσοτόπου και άλλους βιολογικούς παράγοντες. Εάν κατά το χρονικό αυτό διάστημα το ραδιοϊσότοπο εκπέμπει ιοντίζουσα ακτινοβολία το νεογέννητο θα εκτίθεται σε εξωτερική ακτινοβολία από την μητέρα του όταν βρίσκεται δίπλα της δηλαδή κατά τη διάρκεια της τροφής του ή της περιποίησης του. Η δόση στο νεογέννητο θα εξαρτηθεί από τον χρόνο που η μητέρα του θα το κρατά, την απόσταση από το σώμα της μητέρας του κ.λπ.

Ασθενείς με ραδιενεργές ουσίες στο σώμα τους μπορεί να δημιουργήσουν προβλήματα ραδιορρύπανσης δεδομένου ότι αποβάλλουν ραδιενέργεια μέσω της εφίδρωσης, της εκπνοής, των ούρων και του σάλιου, τα οποία μπορεί να ρυπάνουν το νεογέννητο μέσω της τροφής ή της αναπνοής. Ιδιαίτερη μέριμνα και προσοχή πρέπει να καταβληθούν στις συνθήκες υγιεινής της μητέρας, ώστε η δόση στο νεογέννητο να είναι όσο το δυνατόν μικρότερη.

Η δόση στο παιδί από εξωτερική ακτινοβολήση οφειλόμενη στη μητέρα του που είχε υποβληθεί σε εξέταση με ραδιοϊσότοπα είναι συνήθως χαμηλή. Πάντως και οι μικρές δόσεις στο παιδί μπορεί να αποφευχθούν με την ελαχιστοποίηση της επαφής μητέρας-παιδιού κατά τη διάρκεια των πρώτων ωρών μετά τη χορήγηση του ραδιοφαρμάκου.

Για ασθενείς που έχουν υποβληθεί σε θεραπεία με ραδιοφάρμακα, είναι συνήθως απαραίτητο να περιορίζεται η επαφή με τα παιδιά κατά τη διάρκεια των πρώτων δύο εβδομάδων από τη χορήγηση. Ο Ιατρός σε συνεργασία με τον ακτινοφυσικό δίδει τις κατάλληλες συμβουλές στον ασθενή ή τον νόμιμο συνοδό του.

Ορισμένα ραδιοφάρμακα που χορηγούνται σε μητέρα που γαλουχεί το παιδί της θα έχουν αποτέλεσμα τη μεταφορά ραδιενεργών στοιχείων στο γάλα της. Το νεογέννητο θα υποβληθεί σε εσωτερική ακτινοβολήση από το ραδιενεργό γάλα. Η δόση στο νεογέννητο θα εξαρτηθεί από διάφορους παράγοντες όπως το είδος του ραδιοφαρμάκου, την ποσότητα του γάλακτος και ο χρόνος που πέρασε από τη χορήγηση του ραδιοφαρμάκου στην μητέρα μέχρι το θηλασμό.

Εάν μια γυναίκα σε αναπαραγωγική ηλικία προγραμματίζεται μία εξέταση Πυρηνικής Ιατρικής ή θεραπεία με ραδιοϊσότοπα, η γυναίκα πρέπει να ερωτηθεί, προφορικά ή γραπτά, αν έχει μικρό παιδί και εάν το γαλουχεί. Επίσης θα πρέπει να υπάρχει σε εμφανή θέση στο εργαστήριο πινακίδα, της οποίας το περιεχόμενο θα υπενθυμίζει στις μητέρες ότι πρέπει να ενημερώσουν το προσωπικό του εργαστηρίου σε περίπτωση γαλουχίας. Εάν η απάντηση είναι καταφατική, θα πρέπει η μητέρα να ενημερωθεί για τους περιορισμούς που επιβάλλονται κατά τη γαλουχία και οι οποίοι εξαρτώνται από το είδος της εξέτασης ή της θεραπευτικής διαδικασίας στην οποία θα υποβληθεί. Σε περίπτωση θεραπείας με ραδιοϊσότοπα η γαλουχία πρέπει να διακοπεί.

Εάν η γαλουχία πρέπει να συνεχιστεί μετά από εξέταση με ραδιοϊσότοπα, τότε συνιστάται η απομάκρυνση του μητρικού γάλακτος με θήλαστρο λίγες μέρες πριν την εξέταση, η συντήρησή του και η μετέπειτα χρήση του για την τροφή του παιδιού. Μετά τη χορήγηση του ραδιοφαρμάκου, το μητρικό γάλα πρέπει να αφαιρείται με θήλαστρο για κάποιο χρονικό διάστημα που καθορίζεται από το εργαστήριο και να απορρίπτεται. Ο συνολικός χρόνος που συνιστάται να παρέλθει από την χορήγηση του ραδιοφαρμάκου μέχρι την επανέναρξη της γαλουχίας για διάφορα είδη εξετάσεων καθορίζεται από το εργαστήριο στο οποίο πραγματοποιήθηκε η εξέταση. Η στενή επαφή του παιδιού με τη μητέρα θα πρέπει να περιορίζεται για όλο αυτό το χρονικό διάστημα. Ενδεικτικά οι συστάσεις για διακοπή της γαλουχίας σε διάφορες τυπικές ραδιοϊσοτοπικές εξετάσεις δίδονται στον Πίνακα-16.

Ραδιοφάρμακο	Διάστημα διακοπής σε ώρες (h)	Διακοπή μετά από μέτρηση	Πλήρης διακοπή
^{99m} Tc (MAA)	13		OXI
^{99m} Tc (pertechnetate)	17		
^{99m} Tc (RBC)		NAI	OXI
^{99m} Tc (Tehcnegas)			
^{99m} Tc (microspheres)			
^{99m} Tc (pyrophosphate)			
¹²³ I (Iodide)			
¹²³ I (MIBG)			
¹³¹ I (Hippuran)			
³² P (Sodium Phosphate)			NAI
⁶⁷ Ga (Citrate)			
¹²³ I (ISA)			
¹³¹ I (Iodide)			

Πίνακας 16: Διακοπή γαλουχίας κατά τις ραδιοϊσοτοπικές εξετάσεις (Radiation Protection Report 100).

10.11 Ραδιενεργά κατάλοιπα

Η χρήση ανοιχτών πηγών στις διαγνωστικές εξετάσεις Πυρηνικής Ιατρικής και κατά τη θεραπεία με ραδιοϊσότοπα έχει σαν αποτέλεσμα την παραγωγή ραδιενεργών καταλοίπων τόσο κατά την παρασκευή των ραδιοφαρμάκων όσο και κατά την εξέταση και φροντίδα των εξεταζομένων.

Ως ραδιενεργά κατάλοιπα χαρακτηρίζονται όλα τα υλικά που έχουν έρθει σε επαφή με ραδιοϊσότοπο. Σε ένα τμήμα Πυρηνικής Ιατρικής τα ραδιενεργά κατάλοιπα χωρίζονται σε 3 κατηγορίες:

1. Στερεά κατάλοιπα

- Τα απορροφητικά χαρτιά, γάντια, άδεια φιαλίδια και σύριγγες
- Οι γεννήτριες
- Τα αντικείμενα που χρησιμοποιήθηκαν από ασθενείς που έκαναν θεραπεία με ραδιοϊσότοπο

2. Υγρά κατάλοιπα

- Ραδιοφάρμακα
- Ούρα ασθενών
- Υγροί σπινθηριστές

3. Αέρια κατάλοιπα

- Από την εκπνοή των εξεταζόμενων-ασθενών

Τα ραδιενεργά κατάλοιπα αφού διαχωριστούν κατάλληλα πρέπει να φυλάσσονται σε ειδική θωρακισμένη κρύπτη που να διαθέτει τουλάχιστον δύο χώρους φύλαξης ραδιοϊσοτόπων καθώς και χώρο για φύλαξη στερεών ραδιενεργών καταλοίπων ή σε ειδικά θωρακισμένα δοχεία που προορίζονται για τη φύλαξη ραδιενεργών καταλοίπων. Η εκτίμηση του χρόνου φύλαξης καθορίζεται από τον ακτινοφυσικό του τμήματος σύμφωνα με τα θεσμοθετημένα επίπεδα αποδέσμευσης. Πριν την απόρριψή τους στα κοινά απορρίμματα ή στα λοιπά μολυσματικά κατάλοιπα των νοσοκομείων ο υπεύθυνος ακτινοπροστασίας πρέπει να διενεργεί μετρήσεις του ρυθμού δόσης στην επιφάνεια της συσκευασίας των καταλοίπων.

Η απόρριψη υγρών ραδιενεργών καταλοίπων σε δημόσιο σύστημα διάθεσης λυμάτων επιτρέπεται εφόσον η απόρριψη γίνεται από νιπτήρα αποκλειστικής χρήσης για το σκοπό αυτό με ταυτόχρονη ροή μεγάλης ποσότητας νερού. Σημαντική επίσης προϋπόθεση είναι τα υγρά ραδιενεργά κατάλοιπα να διασπείρονται ή να διαλύονται αμέσως στο νερό. Η μέγιστη συγκέντρωση των ραδιενεργών ουσιών σε οποιοδήποτε σημείο του αποχετευτικού δικτύου του εργαστηρίου δε πρέπει να υπερβαίνει το 1 GBq m⁻³.

Όσον αφορά στα εκκρίματα των εξεταζομένων στη διαγνωστική Πυρηνική Ιατρική δεν απαιτείται συλλογή των εκκριμάτων. Οι εξεταζόμενοι πρέπει να χρησιμοποιούν συγκεκριμένες τουαλέτες οι οποίες πρέπει να φέρουν την κατάλληλη σήμανση. Στην περίπτωση της θεραπείας με ραδιοϊσότοπο χρησιμοποιούνται ξεχωριστές τουαλέτες οι οποίες βρίσκονται εντός του θαλάμου παραμονής των ασθενών που οδηγούν σε δεξαμενές φύλαξης για μείωση της ενεργότητας ή σε κάποιο άλλο σύστημα επεξεργασίας.

10.12 Μεταφορά ραδιοφαρμάκων

Η μεταφορά των ραδιοφαρμάκων από τον τόπο παραγωγής έως το εργαστήριο Π.Ι. είναι ευθύνη της κατασκευάστριας εταιρείας και οφείλει να πραγματοποιείται σύμφωνα με τους κανόνες του Διεθνούς Οργανισμού Ατομικής Ενέργειας. Οι κανόνες ορίζουν:



- Την κατάλληλη συσκευασία για την ασφαλή μεταφορά (Σχήμα 105).
- Την ειδική σήμανση του δέματος.
- Την εκπαίδευση του προσωπικού που διενεργεί τη μεταφορά.

Η μεταφορά του ραδιοφαρμάκου εντός του εργαστηρίου είναι ευθύνη του προσωπικού και πρέπει να πραγματοποιείται σύμφωνα με τα όσα περιγράφηκαν προηγουμένως (θωρακισμένα δοχεία μεταφοράς κλπ).

Ειδική προσοχή πρέπει να δοθεί στη σήμανση των δεμάτων που παραλαμβάνει το εργαστήριο. Στο Σχήμα 106 φαίνονται οι σημάσεις που χρησιμοποιούνται στα ραδιενεργά δέματα.

Επεξήγηση σημάτων

Ανάλογα με τον μέγιστο ρυθμό δόσης στην επιφάνεια του δέματος, η κατάταξη των σημάτων γίνεται ως εξής:



Σχήμα 106: Σημάνσεις δεμάτων μεταφοράς ραδιοφαρμάκων. Από αριστερά: White I, Yellow II, Yellow III.

Κατηγορία σήμανσης	Μέγιστος ρυθμός δόσης στην επιφάνεια (mSv/h)	Μέγιστος ρυθμός δόσης στο 1 m (mSv/h)
White I	0,005	-
Yellow II	0,5	0,01
Yellow III	2	0,1



Σχήμα 107: Παράδειγμα σήμανσης δέματος κατηγορίας Yellow II.

Στη σήμανση αναγράφεται το **είδος του ραδιοϊσοτόπου και η ενεργότητά του**. Στις κατηγορίες **Yellow II** και **Yellow III** υπάρχει ένα πλαίσιο στο κάτω μέρος της σήμανσης στο οποίο σημειώνεται ένας καθαρός αριθμός που αντιστοιχεί στον μετρούμενο **ρυθμό δόσης** σε απόσταση **1 m** σε μονάδες **mR/h** (βλ. Σχ.107).

Ο αριθμός **7** στο κάτω μέρος της σήμανσης υποδηλώνει ότι το δέμα περιέχει ραδιενεργό υλικό.

10.12.1 Παραλαβή ραδιοφαρμάκων

Κατά την παραλαβή των δεμάτων πρέπει να γίνεται έλεγχος για το αν τα ραδιοφάρμακα και οι αντίστοιχες ενεργότητες είναι αυτά που παραγγέλθηκαν.

Οι συσκευασίες θα πρέπει να είναι **άθικτες** και να μην φέρουν **σημάδια φθοράς ή υγρασίας** (περίπτωση θραύσης φιαλιδίου).

Τα στοιχεία των ραδιοφαρμάκων (είδος, ενεργότητα) καταγράφονται σε **αρχείο παραλαβής ραδιοφαρμάκων**. Μετά τη διαπίστωση-καταγραφή, θα πρέπει να ανοίγονται τα κιβώτια (πάντα φορώντας γάντια, ποδιά) και να ελέγχονται τα φιαλίδια για **θραύσεις, διαρροές** κλπ. Στη συνέχεια, τα ραδιοφάρμακα τοποθετούνται στις **θωρακισμένες κρύπτες φύλαξης** και οι γεννήτριες $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$ στην **ειδική θωράκιση**.

Τα **κενά** χάρινα και πλαστικά κουτιά των δεμάτων πρέπει να ελέγχονται για ραδιορρύπανση. Εάν διαπιστωθεί ραδιορρύπανση τότε ο ακτινοφυσικός αποφασίζει για περαιτέρω ενέργειες. Εάν δεν διαπιστωθεί ραδιορρύπανση τότε τα κουτιά απορρίπτονται στα κοινά απορρίμματα αφού πρώτα **αφαιρεθούν** οι αυτοκόλλητες σημάνσεις.

10.13 Διασφάλιση Ποιότητας

Το σύστημα διασφάλισης ποιότητας αποτελεί το σύνολο των οδηγιών και συστηματικών ενεργειών που έχουν ως στόχο τη βελτίωση των ιατρικών υπηρεσιών και την οικοδόμηση των αναγκαίων μέτρων εμπιστοσύνης για τις υπηρεσίες αυτές. Σε ένα τμήμα Πυρηνικής Ιατρικής ο τελικός στόχος αυτών των ενεργειών είναι η πραγματοποίηση της εξέτασης με το μέγιστο κλινικό αποτέλεσμα και την ελάχιστη δυνατή δόση λαμβάνοντας πάντα υπόψη την άνεση του εξεταζομένου ή του ασθενή και το κόστος της εξέτασης/θεραπείας. Παράλληλα, η λειτουργία του τμήματος θα πρέπει να προσφέρει την απαραίτητη ακτινοπροστασία στο προσωπικό, στα άτομα του κοινού και στο περιβάλλον.

Στο πλαίσιο της διαδικασίας αυτής περιλαμβάνονται:

- Η ποιότητα και ο έλεγχος των ραδιοφαρμάκων
- Ο ποιοτικός έλεγχος των μετρητικών και απεικονιστικών συστημάτων
- Η βαθμονόμηση των οργάνων μέτρησης
- Η επιλογή κι ο προγραμματισμός της εξέτασης / θεραπείας
- Η χορήγηση του ραδιοφαρμάκου και η διενέργεια της εξέτασης
- Η ύπαρξη και τήρηση διαγνωστικών/θεραπευτικών πρωτοκόλλων
- Η διαρκής εκπαίδευση και επιμόρφωση του προσωπικού
- Η ενημέρωση του εξεταζομένου/ασθενή
- Η διαχείριση των ραδιενεργών καταλοίπων
- Η τήρηση των αρχείων
- Οι διαδικασίες καθαρισμού χώρου-απορρύπανσης
- Η φροντίδα του ασθενή

Θα πρέπει να τονισθεί ότι το σύστημα διασφάλισης ποιότητας απαιτεί τη συνεργασία όλων των μελών του προσωπικού (ιατροί, ακτινοφυσικοί, τεχνολόγοι-χειριστές, νοσηλεύτες) τα οποία έχουν διακριτούς ρόλους στην αλυσίδα.

10.13.1 Έλεγχος καταλληλότητας ραδιοφαρμάκου

Προκειμένου να διαπιστωθεί αν το ραδιοφάρμακο είναι κατάλληλο για χορήγηση στον εξεταζόμενο/ασθενή, ελέγχεται ως προς τις παρακάτω ιδιότητες του:

- **Χημική καθαρότητα**

Αναφέρεται στο ποσοστό του ραδιοφαρμάκου που βρίσκεται στην ολική μάζα με την επιθυμητή χημική μορφή. Ο έλεγχος χημικής καθαρότητας είναι δύσκολος και απαιτεί συσκευές και γνώσεις αναλυτικής χημείας.

- **Ραδιοχημική καθαρότητα**

Αναφέρεται στο ποσοστό της ολικής ποσότητας ραδιενέργειας του ραδιοϊσοτόπου, η οποία βρίσκεται στην καθορισμένη επιθυμητή χημική μορφή του ραδιοφαρμάκου.

Ο ποιοτικός έλεγχος ραδιοχημικής καθαρότητας μπορεί να γίνει με ηλεκτροφόρηση ή χρωματογραφική μέθοδο.

- **Ραδιοϊσοτοπική καθαρότητα**

Αναφέρεται στο ποσοστό της ολικής ποσότητας ραδιενέργειας, η οποία βρίσκεται υπό την αναφερόμενη ραδιοϊσοτοπική μορφή.

Κατά την παρασκευή ορισμένων ραδιοϊσοτόπων είναι αδύνατο να πάρουμε τελείως καθαρό ραδιοϊσότοπο. Ελλείψει ραδιοϊσοτοπικής καθαρότητας μπορεί να προκληθεί αύξηση της απορροφούμενης δόσης στον ασθενή, ιδιαίτερα όταν υπάρχουν προσμείξεις ραδιοϊσοτόπων που είναι μακρόβια ή εκπέμπουν β ακτινοβολία και καθλώνονται σε ορισμένα όργανα.

- **Βιολογικός έλεγχος ραδιοφαρμάκων**

Κατά τον βιολογικό έλεγχο τα ραδιοφάρμακα ελέγχονται για τοξικά μέταλλα, τοξικές ουσίες, μικροοργανισμούς, πυρετογόνα και τα επίπεδα του pH.

Για τους παραπάνω ελέγχους την ευθύνη έχει ο εγκεκριμένος κατασκευαστής και προμηθευτής.

10.13.2 Έλεγχοι ποιότητας εξοπλισμού

Οι ποιοτικοί έλεγχοι των μετρητικών και απεικονιστικών συστημάτων περιλαμβάνουν όλες τις απαραίτητες μετρήσεις και ενέργειες που απαιτούνται για την εκτίμηση, βελτίωση και σταθερή απόδοσή τους με στόχο το μέγιστο κλινικό αποτέλεσμα και την ακτινοπροστασία εξεταζομένων και προσωπικού.

Την ευθύνη για την μέριμνα της διεξαγωγής των ελέγχων αυτών την έχει ο υπεύθυνος του εργαστηρίου ενώ την οργάνωση, την εποπτεία και –κατά περίπτωση– την διεξαγωγή των ελέγχων την αναλαμβάνει ο υπεύθυνος ακτινοπροστασίας –ακτινοφυσικός ιατρικής– του εργαστηρίου. Ο υπεύθυνος ή ο σύμβουλος ακτινοπροστασίας μπορεί να αναθέτει την πραγματοποίηση ελέγχων ποιότητας σε προσωπικό του εργαστηρίου μόνο εφόσον έχει εκπαιδευτεί κατάλληλα για το σκοπό αυτό από τον υπεύθυνο ακτινοπροστασίας.

Το πρόγραμμα ποιοτικού ελέγχου κάθε συστήματος περιλαμβάνει:

- τους ελέγχους αποδοχής (acceptance tests) κατά τους οποίους διασφαλίζεται ότι ο εξοπλισμός λειτουργεί σύμφωνα με τις προδιαγραφές της κατασκευάστριας εταιρείας και πραγματοποιείται κατά την παραλαβή του εξοπλισμού και
- τους περιοδικούς ελέγχους κατά τους οποίους διασφαλίζεται η συνεχής ικανοποιητική λειτουργία του εξοπλισμού κατά τη χρήση του. Η συχνότητα και η εκτέλεση αυτών των ελέγχων ορίζεται από επιστημονικά τεκμηριωμένα πρωτόκολλα.

10.13.2.1 Έλεγχοι ποιότητας μετρητή σπινθηρισμών τύπου πηγαδιού

Ονομαστικά οι έλεγχοι που πρέπει να πραγματοποιούνται στους μετρητές σπινθηρισμών είναι οι εξής:

- Έλεγχος ακτινοβολίας υποβάθρου (background)
- Μέτρηση της μετρητικής απόδοσης (counting efficiency) με χρήση ανεξάρτητης βαθμονομημένης πηγής αναφοράς
- Έλεγχος του αναλυτή ύψους παλμών, ώστε να επιβεβαιωθεί ότι οι φωτοκορυφές των ραδιοϊσοτόπων βρίσκονται εντός των ορίων των αντίστοιχων ενεργειακών παραθύρων
- Έλεγχος της γραμμικότητας της ενεργειακής απόκρισης
- Μέτρηση της σταθερότητας (stability)
- Έλεγχος της ευαισθησίας για όλα τα ραδιονουκλίδια που χρησιμοποιούνται
- Έλεγχος της ακρίβειας μέτρησης

10.13.2.2 Έλεγχος ποιότητας του dose calibrator

Ονομαστικά οι έλεγχοι που πρέπει να πραγματοποιούνται στο dose calibrator είναι οι εξής:

- Έλεγχος ακτινοβολίας υποβάθρου (background)
- Έλεγχος ακρίβειας της ενεργότητας με χρήση πρότυπης πηγής αναφοράς
- Έλεγχοι σταθερότητας (constancy) με χρήση πηγής αναφοράς για όλα τα ραδιοϊσότοπα που χρησιμοποιούνται κλινικά
- Έλεγχος γραμμικότητας (linearity): έλεγχος της μετρούμενης έναντι της πραγματικής ενεργότητας, για το εύρος των ενεργοτήτων που χρησιμοποιούνται κλινικά
- Έλεγχοι γεωμετρίας, ώστε να διασφαλιστεί ότι η μετρούμενη ενεργότητα δεν αλλάζει με μεταβολές στον όγκο ή στη διάταξη μέσα στην οποία βρίσκεται το ραδιοφάρμακο

10.13.2.3 Έλεγχος ποιότητας γ camera

Οι πιο σημαντικοί ποιοτικοί έλεγχοι που πραγματοποιούνται στη γ camera είναι οι εξής:

- Ποιοτική και ποσοτική εκτίμηση της εσωτερικής ομοιογένειας (χωρίς τον κατευθυντήρα) και της ομοιογένειας του συστήματος (με τον κατευθυντήρα) με χρήση επίπεδης ή σημειακής ραδιενεργού πηγής.
- Ποιοτική εκτίμηση της εσωτερικής χωρικής διακριτικότητας (χωρίς τον κατευθυντήρα) και της χωρικής διακριτικής ικανότητας του συστήματος (με τον κατευθυντήρα) με χρήση κατάλληλου ομοιώματος
- Έλεγχος των ρυθμίσεων των ενεργειακών παραθύρων ώστε οι φωτοκορυφές των ραδιονουκλιδίων να βρίσκονται εντός των ορίων των αντίστοιχων παραθύρων
- Έλεγχος του κέντρου περιστροφής της κεφαλής της γ camera κατά τη λήψη τομογραφικών εικόνων σύμφωνα με το πρωτόκολλο της κατασκευάστριας εταιρείας

10.13.2.4 Γραπτές διαδικασίες-οδηγίες

Όπως έχει αναφερθεί, πρέπει να υπάρχουν γραπτές οδηγίες για:

- Την παρασκευή των ραδιοφαρμάκων
- Τη φύλαξη των ραδιοφαρμάκων
- Την ασφαλή απόρριψη των ραδιοφαρμάκων
- Τους ασθενείς πριν και μετά την εξέταση
- Την αντιμετώπιση ραδιορρύπανσης

10.13.2.5 Αρχεία

Τα αρχεία που πρέπει να τηρούνται είναι:

- Παραλαβής ραδιοφαρμάκων
- Μέτρησης των προς χορήγηση ενεργοτήτων
- Απόρριψης ραδιενεργών καταλοίπων
- Ασθενών
- Ποιοτικών ελέγχων
- Βλαβών/Επισκευών
- Δοσιμετρίας προσωπικού
- Ατυχημάτων

10.14 Ατυχήματα

Όπως σε κάθε επάγγελμα, έτσι και στο τμήμα Π.Ι. είναι δυνατό να συμβεί κάποιο ατύχημα είτε λόγω υπερέκθεσης (χορήγηση μεγαλύτερης ενεργότητας από ότι θα έπρεπε), είτε λόγω ακτινοβολήσης εγκύου χωρίς να είναι γνωστή η εγκυμοσύνη της. Αν αντιληφθείτε κάτι από αυτά ή γενικότερα σε περίπτωση ατυχήματος τότε θα πρέπει να ενημερώσετε αμέσως τον αρμόδιο ακτινοφυσικό και την Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας (τηλ. 210 6506700). Είναι σημαντικό να έχετε καταγράψει το είδος της εξέτασης, την ενεργότητα που χορηγήθηκε και φυσικά τα στοιχεία του ασθενή. Με αυτά τα στοιχεία πραγματοποιούνται υπολογισμοί της δόσης και σχηματίζεται μια εκτίμηση της επιβάρυνσης του ασθενή με σκοπό τη λήψη ή όχι επιπλέον μέτρων. **Σε καμία περίπτωση δεν πρέπει να αποσιωπηθεί το συμβάν.**

Αν πιστεύετε ότι το ατύχημα ήταν εις βάρος σας (δηλαδή ακτινοβοληθήκατε εσείς) τότε θα πρέπει επίσης να ενημερώσετε τον ακτινοφυσικό και την Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας. Από το προσωπικό σας δοσίμετρο θα γίνει μια άμεση εκτίμηση της δόσης που δεχθήκατε και θα πραγματοποιηθούν περαιτέρω ενέργειες αν διαπιστωθεί πρόβλημα (π.χ. ενδελεχής έλεγχος των θωρακίσεων, μετρήσεις ρυθμού δόσης στις θέσεις εργασίας, μετρήσεις εσωτερικής δοσιμετρίας στην ΕΕΕΑ κλπ). **Γι' αυτό, είναι απαραίτητο να φοράτε πάντα το προσωπικό σας δοσίμετρο** και να επικοινωνήσετε άμεσα με την ΕΕΑΕ.

Αν το ατύχημα αφορά ραδιορρύπανση τότε ακολουθείστε τις οδηγίες που περιγράφηκαν.

Γενικά, αν και τα ατυχήματα είναι ανεπιθύμητα, η ανάλυση των λόγων που οδήγησε σε αυτά είναι σημαντική διότι μπορεί να αποκαλύψει λάθη ή παραλείψεις στην πρακτική, κακή συντήρηση του εξοπλισμού κλπ. Είναι σημαντικό να μαθαίνουμε από τα λάθη μας και τα διδάγματα να τα γνωστοποιούμε και στους άλλους για την αποφυγή παρόμοιων λαθών.

11.1 Εισαγωγή

Ακτινοθεραπεία είναι η θεραπεία διαφόρων νόσων με τη χρήση ιοντίζουσών ακτινοβολιών. Η ακτινοθεραπεία είναι, μετά τις χειρουργικές επεμβάσεις, η περισσότερο χρησιμοποιούμενη μέθοδος αντιμετώπισης (θεραπείας) καρκίνου και παρουσιάζει τη μεγαλύτερη επιτυχία. Εφαρμόζεται σε περισσότερο από το 50% των πασχόντων από καρκίνο σήμερα, καθώς και σε πολλές περιπτώσεις καλοήθων όγκων, όπως ακουστικά νευρινώματα, δυσπλασίες, μηνιγγιώματα κ.α., οι οποίοι είτε δεν μπορεί να χειρουργηθούν, είτε η χειρουργική τους αφαίρεση εγκυμονεί πολλούς κινδύνους.

Η ακτινοθεραπεία αποσκοπεί στην εναπόθεση, με τη χρήση δέσμης ακτινοβολίας υψηλής ενέργειας (σωματιδιακής ή ηλεκτρομαγνητικής), της μέγιστης δυνατής δόσης στον όγκο-στόχο, ώστε να υπάρξει αναστολή της ανάπτυξης του όγκου και της περαιτέρω διαίρεσης των κυττάρων και εντέλει πλήρης καταστροφή τους. Από την άλλη μεριά, οι ακτινοβλούμενοι όγκοι (καρκινικοί ή και καλοήθεις) γειτνιάζουν συνήθως με υγιείς ιστούς, οι οποίοι πρέπει να προστατευτούν (κυρίως όσοι είναι ακτινοευαίσθητοι). Τα παραπάνω δημιουργούν μία σύνθετη κατάσταση όπου αφενός απαιτείται μεγιστοποίηση της εναποτιθέμενης δόσης σε μία περιοχή-στόχο στο σώμα του ασθενή με σκοπό τον τοπικό έλεγχο της νόσου, αφετέρου δε ελαχιστοποίηση της δόσης σε γειτονικές δομές, έτσι ώστε η πιθανότητα κλινικά σημαντικής βλάβης, λόγω θανάτωσης κυττάρων υγιούς ιστού σε αυτές, να διατηρηθεί σε αποδεκτό επίπεδο.

Στις συμβατικές μεθόδους ακτινοθεραπείας, η συνηθέστερη τεχνική για προστασία των υγιών ιστών που βρίσκονται σε επαφή ή γειτονία με τον όγκο-στόχο και ταυτόχρονης αύξησης της δόσης στο στόχο είναι η κλασματοποίηση της δόσης. Με την τεχνική αυτή αυξάνεται η συνολικά εναποτιθέμενη δόση, αλλά διαμοιράζεται σε ένα αριθμό συνεδριών (~30). Έτσι, ενώ στους υγιείς ιστούς δίνεται η δυνατότητα να υπερκαλύψουν τις όποιες ακτινοπροκλητές βλάβες ανάμεσα σε δύο συνεδρίες, η συνολικά μεγαλύτερη εναποτιθέμενη δόση στον όγκο-στόχο οδηγεί σε καλύτερο τοπικό έλεγχο της νόσου.

Σε εξελιγμένες τεχνικές ακτινοθεραπείας και για μικρούς σε όγκο στόχους, για την προστασία των υγιών ιστών εφαρμόζεται, αντί για την κλασματοποίηση, η χρήση πολύ μικρών πεδίων και η πλήρης "συμμόρφωση" της δόσης ακτινοβολίας με το περίγραμμα του όγκου στόχου, ώστε να επιτυγχάνεται η κατά το δυνατόν επιλεκτική ακτινοβολησή του, και η δόση ακτινοβολίας δίνεται σε μία ή σε πολύ μικρό αριθμό συνεδριών. Οι τεχνικές αυτές ονομάζονται στερεοτακτικές.

11.2 Εξωτερική ακτινοθεραπεία

Η θεραπευτική χορήγηση της ιοντίζουσας ακτινοβολίας πραγματοποιείται είτε με τη χρήση εξωτερικής δέσμης ιοντίζουσας ακτινοβολίας που προσπίπτει στον ασθενή στοχεύοντας τον όγκο, τεχνική που ονομάζεται εξωτερική ακτινοθεραπεία, είτε με τη χρήση "κλειστών" ραδιενεργών πηγών που τοποθετούνται μέσα ή σε επαφή με τον όγκο, τεχνική γνωστή ως βραχυθεραπεία.

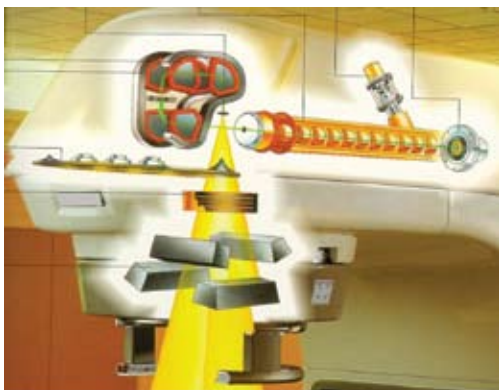
Η εξωτερική ακτινοθεραπεία με τη χρήση δέσμης ιοντίζουσας ακτινοβολίας αποτελεί τον πιο συχνά χρησιμοποιούμενο τρόπο χορήγησης. Συνήθως χρησιμοποιούνται δέσμες ακτίνων-Χ ή ηλεκτρονίων υψηλής ενέργειας, οι οποίες παράγονται από γραμμικούς επιταχυντές (linear accelerators, linacs). Εναλλακτικά, για την παραγωγή της εξωτερικής δέσμης ακτινοβολίας, μπορούν να χρησιμοποιηθούν ραδιενεργές πηγές γ - ακτινοβολίας, όπως το ραδιονουκλίδιο κοβάλτιο (^{60}Co). Ωστόσο, η χρήση τους στις μέρες μας είναι περιορισμένη. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι σε σχέση με τους γραμμικούς επιταχυντές:

- η ποιότητα της δέσμης από τις ραδιενεργές πηγές είναι χαμηλότερη
- η ένταση της δέσμης ελαττώνεται με την πάροδο του χρόνου λόγω της ραδιενεργού διάσπασης και απαιτείται η αντικατάσταση της πηγής σε εύλογο χρονικό διάστημα ανάλογα με το ραδιονουκλίδιο
- εκπέμπουν μόνο φωτόνια και μάλιστα ενέργειας μικρότερης από αυτή που είναι διαθέσιμη με γραμμικούς επιταχυντές και
- από άποψη ακτινοπροστασίας, η δόση στο προσωπικό είναι μεγαλύτερη λόγω της ύπαρξης ραδιενεργού πηγής που εκπέμπει συνεχώς.

Τα ηλεκτρόνια με ενέργεια από 4 ως 18 MeV, που χρησιμοποιούνται στην ακτινοθεραπεία διανύουν αποστάσεις από 1 έως περίπου 6 cm. Το μικρό αυτό βεληνεκές επιτρέπει τη χρησιμοποίησή τους για την θεραπεία επιφανειακών όγκων με ταυτόχρονο περιορισμό της έκθεσης των υγιών ιστών που βρίσκονται βαθύτερα. Παρόλα αυτά, στις περισσότερες περιπτώσεις αυτό το μικρό θεραπευτικό βεληνεκές δεν επαρκεί αφού οι περισσότεροι όγκοι βρίσκονται σε μεγαλύτερο βάθος μέσα στο σώμα. Έτσι για τη θεραπεία της πλειοψηφίας των μη επιφανειακών όγκων χρησιμοποιούνται κυρίως δεισδυτικές δέσμες φωτονίων (ακτίνων-X), με ενέργειες της τάξης των MeV.

11.2.1 Γραμμικός επιταχυντής

Οι γραμμικοί επιταχυντές λειτουργούν με τρόπο αντίστοιχο με τη λυχνία ακτίνων-X που είδαμε στο Κεφάλαιο 2, επιταχύνοντας ηλεκτρόνια σε υψηλές τιμές ενέργειας (πολύ υψηλότερες από τις αντίστοιχες των λυχνιών ακτίνων-X που χρησιμοποιούνται στη διάγνωση) με τη χρήση ηλεκτρομαγνητικών πεδίων ραδιοσυχνότητας (RF). Αυτά τα υψηλής ενέργειας ηλεκτρόνια μπορούν να χρησιμοποιηθούν είτε άμεσα, είτε για την παραγωγή ακτίνων-X. Οι δέσμες ακτίνων-X έχουν συνήθως ενέργεια 6, 10 και 18 MV, ενώ οι δέσμες ηλεκτρονίων 6, 9, 12, 15 και 18 MeV.



Σχήμα 108: Γραμμικός επιταχυντής

Ένας τυπικός γραμμικός επιταχυντής παρουσιάζεται στο Σχήμα 108.

Ένα πυροβόλο ηλεκτρονίων παράγει με θερμιοκική εκπομπή ηλεκτρόνια υπό μορφή παλμών. Τα ηλεκτρόνια επιταχύνονται με τη χρήση επιταχυντικής διάταξης, η οποία αποτελείται από έναν κυματοδηγό που χρησιμοποιεί ηλεκτρομαγνητικά πεδία ραδιοσυχνότητας (RF). Αφού αποκτήσουν ικανή ενέργεια (της τάξης των MeV) τα ηλεκτρόνια κατευθύνονται στην κεφαλή του γραμμικού επιταχυντή, όπου παράγεται η χρήσιμη δέσμη της ακτινοβολίας.

Όταν ο γραμμικός επιταχυντής πρόκειται να χρησιμοποιηθεί για ακτινοθεραπεία με ηλεκτρόνια, τότε η δέσμη των ηλεκτρονίων εξέρχεται από την επιταχυντική διάταξη μέσω ενός λεπτού παραθύρου και κατευθύνεται προς την κεφαλή όπου σκεδάζεται ή σε μερικές περιπτώσεις σαρώνεται ηλεκτρομαγνητικά, ώστε να επιτευχθεί η επιθυμητή διάσταση της χρήσιμης δέσμης.

Όταν ο γραμμικός επιταχυντής πρόκειται να χρησιμοποιηθεί για παραγωγή δέσμης ακτίνων-X, τα ηλεκτρόνια προσπίπτουν σε ειδικό υλικό-στόχο, υψηλού ατομικού αριθμού και χάνουν την ενέργεια τους, της οποίας ένα μικρό μέρος (~3%) μετατρέπεται σε ακτινοβολία X (με τον ίδιο τρόπο που αναλυτικά αναπτύχθηκε στο Κεφάλαιο 2 για τον τρόπο παραγωγής της δέσμης ακτίνων-X που χρησιμοποιείται στη διάγνωση), ενώ το μεγαλύτερο μέρος της μετατρέπεται σε θερμότητα. Ένα ειδικό φίλτρο, το οποίο καλείται φίλτρο επιπέδωσης, χρησιμοποιείται για την ομοιογένεια της χρήσιμης δέσμης, ενώ ένα σύστημα διαφραγμάτων χρησιμοποιείται για να προσαρμόσει τις διαστάσεις της.

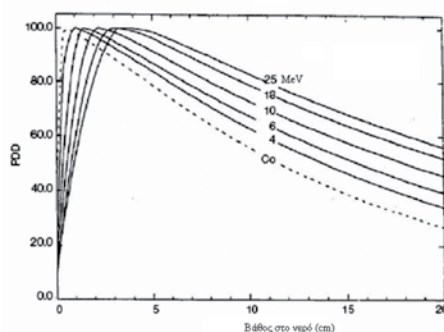
Το πεδίο ακτινοβολίας που τελικά προσπίπτει στον ασθενή καθορίζεται από ειδικά διαφράγματα – κατευθυντήρες που βρίσκονται στην κεφαλή του επιταχυντή.

11.2.2 Δόση βάθους φωτονίων

Καθώς η δέσμη των ακτίνων-X προσπίπτει πάνω στον ασθενή ή στο ομοίωμα, η απορροφούμενη δόση μεταβάλλεται με το βάθος. Η μεταβολή αυτή της δόσης βάθους καθορίζεται από τις % καμπύλες δόσης βάθους.

Στο Σχήμα 109 παρουσιάζονται οι κατανομές δόσης βάθους για ενέργειες φωτονίων από την περιοχή του κοβαλτίου (^{60}Co), το οποίο αντιστοιχεί σε ενέργεια περίπου 1.25 MeV, μέχρι δέσμες ακτίνων-X ενέργειας 25 MV, για πεδίο ακτινοβολίας $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Παρατηρούμε ότι για τις ενέργειες αυτές η μέγιστη τιμή δόσης δεν συναντάται στην επιφάνεια ($Z=0$), αλλά σε κάποιο βάθος Z ανάλογα με την ενέργεια της δέσμης. Έτσι υπάρχει μία περιοχή, η οποία εκτείνεται από την επιφάνεια μέχρι το βάθος μέγιστης δόσης Z_{max} . Στην πε-

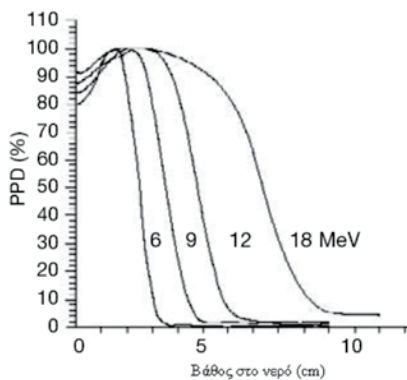


Σχήμα 109: Κατανομές δόσης βάθους για διάφορες ενέργειες φωτονίων

ριοχή αυτή, η οποία είναι γνωστή ως περιοχή build-up, η δόση αυξάνεται με το βάθος μέχρι να φτάσει στη μέγιστη τιμή της και στη συνέχεια ελαττώνεται με το βάθος λόγω εξασθένισης.

Γενικά η μέγιστη δόση συναντάται στην επιφάνεια ($Z_{max}=0$) για ακτίνες-Χ χαμηλής ενέργειας που αντιστοιχούν σε τιμές τάσης μέχρι περίπου 400 kV. Για υψηλότερες ενέργειες, όπως αυτές που χρησιμοποιούνται στην ακτινοθεραπεία, η δόση στην επιφάνεια είναι μικρότερη από την τιμή μέγιστης δόσης. Μάλιστα, όσο αυξάνεται η ενέργεια της δέσμης τόσο μικρότερη είναι η σχετική δόση στην επιφάνεια και τόσο μεγαλύτερο είναι το βάθος μέγιστης δόσης. Το φαινόμενο αυτό είναι γνωστό ως skin – sparing effect και έχει ως αποτέλεσμα την προστασία του δέρματος, ιστός ο οποίος είναι ευαίσθητος στην ακτινοβολία και τη διατήρηση της δόσης που απορροφά σε ανεκτά επίπεδα, κατά την ακτινοβολήση εν τω βάθει όγκων.

11.2.3 Κατανομές δόσης ηλεκτρονίων



Σχήμα 110: Καμπύλες δόσης-βάθους για δέσμες ηλεκτρονίων διαφόρων ενεργειών

Οι δέσμες ηλεκτρονίων με ενέργειες μερικών MeV αποτελούν ένα σημαντικό εργαλείο της σύγχρονης ακτινοθεραπείας, λαμβάνοντας υπόψη ότι οι σύγχρονοι, υψηλής ενέργειας, γραμμικοί επιταχυντές προσφέρουν πλέον τη δυνατότητα χρήσης δεσμών ηλεκτρονίων με διάφορες ενέργειες μεταξύ 4 και 22 MeV. Τα χαρακτηριστικά τους τις καθιστούν, σε πολλές περιπτώσεις, την καταλληλότερη επιλογή για τη θεραπεία επιφανειακών όγκων, οι οποίοι εκτείνονται σε βάθος μικρότερο των 5 cm.

Η γενική μορφή της καμπύλης δόσης-βάθους (κατά μήκος του κεντρικού άξονα), για τις δέσμες ηλεκτρονίων, παρουσιάζεται στο Σχήμα 110 και όπως εύκολα παρατηρούμε, διαφέρει από την αντίστοιχη για δέσμες φωτονίων, που παρουσιάστηκε στο Σχήμα 109. Τυπικά, η καμπύλη δόσης-βάθους των ηλεκτρονίων παρουσιάζει μια σχετικά υψηλή δόση στην επιφάνεια (υψηλότερη σε σύγκριση με τη δόση στην επιφάνεια με δέσμες φωτονίων), η οποία προοδευτικά αυξάνεται μέχρι το βάθος, Z_{max} , όπου και παίρνει τη μέγιστη τιμή της. Πέρα από το Z_{max} , η δόση μειώνεται απότομα και καταλήγει σε μια σχεδόν

σταθερή, πολύ χαμηλή τιμή που ονομάζεται "ουρά" ακτινοβολίας πέδησης. Τα χαρακτηριστικά αυτά προσφέρουν ένα σαφές πλεονέκτημα των ηλεκτρονίων έναντι των ακτίνων-Χ στη θεραπεία επιφανειακών όγκων.

11.3 Τεχνικές ακτινοθεραπείας

11.3.1 Ισοκεντρική θεραπεία πολλαπλών πεδίων ακτινοβολίας

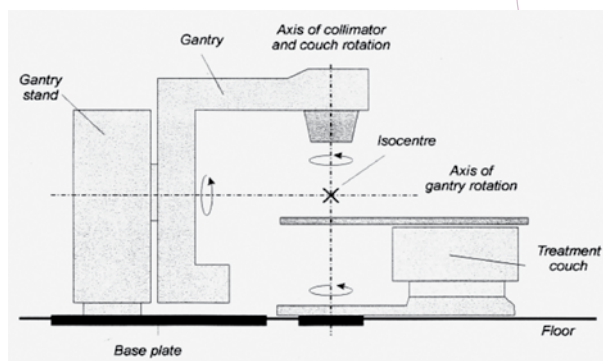
Όπως αναφέρθηκε στην προηγούμενη παράγραφο η εξωτερική ακτινοθεραπεία με τη χρήση δέσμης ακτίνων-Χ υψηλής ενέργειας αποτελεί τον πιο συχνά χρησιμοποιούμενο τρόπο χορήγησης της ακτινοβολίας, ειδικά όταν ο προς ακτινοβολήση όγκος βρίσκεται σε κάποιο βάθος μέσα στον ασθενή.

Έστω λοιπόν ότι θέλουμε να ακτινοβολήσουμε έναν όγκο που βρίσκεται σε βάθος 10 -15 cm από την επιφάνεια του σώματος. Αν για τη χορήγηση της απαιτούμενης δόσης ακτινοβολίας στον όγκο, χρησιμοποιήσουμε ένα πεδίο ακτίνων-Χ, ακόμη και υψηλής ενέργειας (π.χ. 18 MV), σχεδόν όλη η περιοχή από την οποία περνά η δέσμη πριν από το βάθος των 10 -15 cm στο οποίο βρίσκεται ο όγκος, θα απορροφήσει δόση ακτινοβολίας μεγαλύτερη από αυτή που θα απορροφήσει ο όγκος (βλέπε και Σχ.109). Στην περίπτωση αυτή κρίσιμα όργανα που βρίσκονται πριν από τον όγκο θα απορροφήσουν μεγαλύτερη δόση από αυτόν. Αυτό θα έχει ως αποτέλεσμα, είτε να μην είναι δυνατή η παροχή της απαραίτητης δόσης ακτινοβολίας, που απαιτείται για τον έλεγχο της νόσου, είτε την καταστροφή υγιών κυττάρων και ιστών με δυσμενείς για τον ασθενή παρενέργειες.

Για την επίτευξη λοιπόν του σκοπού της ακτινοθεραπείας, ο οποίος είναι η αύξηση της απορροφούμενης δόσης από τον όγκο-στόχο με παράλληλη μεγιστοποίηση της προστασίας των παρακείμενων υγιών ιστών, χρησιμοποιούνται πολλαπλά πεδία ακτινοβολίας, τα οποία εισέρχονται στον ασθενή από διαφορετικές εισόδους και ακτινοβολούν τον όγκο στόχο. Με τον τρόπο αυτό κάθε πεδίο ακτινοβολίας συνεισφέρει στη δόση στον όγκο και ταυτόχρονα ακτινοβολεί διαφορετική περιοχή υγιών κυττάρων και ιστών από τα υπόλοιπα, με τελικό αποτέλεσμα η δόση στον όγκο να είναι μεγαλύτερη από τη δόση στους υγιείς ιστούς.

Στις μέρες μας χρησιμοποιούνται οι λεγόμενες ισοκεντρικές θεραπείες πολλαπλών πεδίων. Ο ασθενής τοποθετείται σε ειδική κλίνη κάτω από την κεφαλή του γραμμικού επιταχυντή, ο οποίος μπορεί να περιστρέφεται με τη χρήση ειδικού βραχίονα (gantry) με κέντρο περιστροφής ένα σημείο στο χώρο το οποίο ονομάζεται ισόκεντρο. Το ισόκεντρο είναι το κέντρο περιστροφής τόσο του βραχίονα περιστροφής, όσο και της κλίνης αλλά και του συστήματος διαφραγμάτων, ενώ από το σημείο αυτό περνάει και ο κεντρικός άξονας της δέσμης ακτινοβολίας (Σχήμα 111).

Έτσι, τοποθετώντας το ισόκεντρο στο κέντρο του όγκου μπορούμε γυρνώντας απλώς τον βραχίονα περιστροφής να ακτινοβολήσουμε τον όγκο, με πολλαπλά πεδία ακτινοβολίας, τα οποία έχουν διαφορετικές εισόδους και ακτινοβολούν διαφορετικό μέρος υγιών κυττάρων-ιστών.



Σχήμα 111: Σχηματική αναπαράσταση του ισόκεντρου ενός γραμμικού επιταχυντή

11.3.2 Σύμμορφη τρισδιάστατη ακτινοθεραπεία (3 D conformal radiotherapy – CRT)

Η σύμμορφη (ή προσαρμοσμένη) τρισδιάστατη ακτινοθεραπεία (3 D conformal radiotherapy – CRT) επιτυγχάνει να προσαρμόσει τη περιοχή υψηλής δόσης στον ακριβώς καθορισμένο όγκο-στόχο περιορίζοντας ταυτόχρονα τη δόση στους παρακείμενους υγιείς ιστούς.

Στην τεχνική αυτή χρησιμοποιούνται πολλαπλά πεδία ακτινοβολίας ομοιόμορφης έντασης το σχήμα των οποίων είναι τέτοιο που να προσαρμόζεται στον όγκο.

Ο ακριβής καθορισμός των κατευθύνσεων των πολλαπλών δεσμών, του σχήματος του πεδίου ακτινοβολίας και του ποσοστού της δόσης που χορηγείται από κάθε δέσμη, πραγματοποιείται από ειδικό λογισμικό του συστήματος σχεδιασμού ακτινοθεραπείας, με τη βοήθεια λεπτομερών δεδομένων που παρέχονται από τον αξονικό τομογράφο. Η χρήση του αξονικού τομογράφου έχει το πλεονέκτημα ότι δεδομένου ότι χρησιμοποιεί ακτίνες-Χ για την απεικόνιση του σώματος, δίνει πληροφορίες για την αλληλεπίδραση των ιστών με τις ακτίνες-Χ, οι οποίες χρησιμοποιούνται για τον ακριβή υπολογισμό της δόσης που λαμβάνεται από κάθε τμήμα του σώματος (όγκος και υγιής ιστός-όργανα).

11.3.2.1 Στάδια σύμμορφης τρισδιάστατης ακτινοθεραπείας

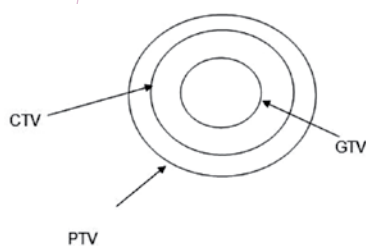
Η σύμμορφη τρισδιάστατη ακτινοθεραπεία είναι εκ φύσεως πολύπλοκη ως προς την εφαρμογή της και χαρακτηρίζεται από τον πλήρη έλεγχο της από εξελιγμένα υπολογιστικά συστήματα σε όλα τα στάδια της, που επιτρέπουν τη χορήγηση με ακρίβεια υψηλών χωρικών βαθμίδων δόσης και σύνθετων κατανομών.

Τα στάδια μίας σύγχρονης τρισδιάστατης ακτινοθεραπευτικής εφαρμογής περιλαμβάνουν: α) ακινητοποίηση ασθενή και απεικονιστική μέθοδος (π.χ. CT, MRI, PET), β) καθορισμό όγκων και κρίσιμων οργάνων, γ) σχεδιασμό θεραπείας, δ) υπολογισμό κατανομών δόσης, ε) εκτίμηση πλάνου θεραπείας, στ) εξομοίωση, ζ) χορήγηση θεραπείας και η) ποιοτικό έλεγχο και επαλήθευση.

Ουσιαστική προϋπόθεση για την τρισδιάστατη σύμμορφη ακτινοθεραπεία είναι η ακινητοποίηση του ασθενή με τρόπο ακριβή και επαναλήψιμο, αφού τυχόν τροποποιήσεις της θέσης του ασθενή μπορούν να οδηγήσουν σε επικίνδυνα λάθη δόσεων. Η αξονική τομογραφία πραγματοποιείται σε θέση θεραπείας για τον εντοπισμό της ακτινοβολητέας περιοχής, ενώ και άλλες απεικονιστικές μέθοδοι μπορούν να χρησιμοποιηθούν επικουρικά (MRI, PET).

Οι εικόνες της αξονικής τομογραφίας, καθώς και των υπολοίπων απεικονιστικών μεθόδων που έχουν χρησιμοποιηθεί μεταφέρονται ηλεκτρονικά στον υπολογιστή του συστήματος σχεδιασμού θεραπείας (μέσω ειδικών πρωτοκόλλων επικοινωνίας - DICOM), όπου και γίνεται ο τρισδιάστατος σχεδιασμός ακτινοθεραπείας με τη χρήση εξειδικευμένου λογισμικού.

Αρχικά, καθορίζονται στις εικόνες των απεικονιστικών μεθόδων που έχουν χρησιμοποιηθεί ο όγκος-στόχος και τα κρίσιμα όργανα. Όσον αφορά στον όγκο-στόχο καθορίζονται ο μακροσκοπικός όγκος στόχος (Gross Tumor Volume – GTV), ο κλινικός όγκος στόχος (Clinical Tumor Volume – CTV) και ο όγκος-στόχος για σχεδιασμό ακτινοθεραπείας



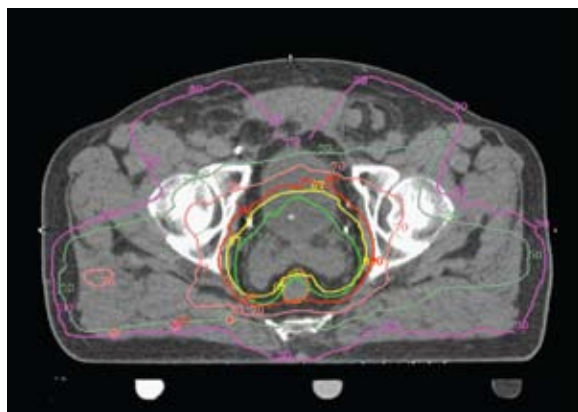
Σχήμα 112: Σχηματική αναπαράσταση των GTV, CTV, PTV.

(Planning tumor volume – PTV). Ο μακροσκοπικός όγκος στόχος (GTV) περιγράφει τον όγκο, όπως είναι ορατός ως νόσος, και αποτελείται από τον πρωτοπαθή όγκο (GTV primary), πιθανή μεταστατική λεμφαδενοπάθεια (GTV nodal) ή άλλες μεταστάσεις (GTV M). Ο κλινικός όγκος στόχος (CTV) αποτελείται από το GTV αφήνοντας ένα επιπλέον περιθώριο (~1 cm) για πιθανές μικροσκοπικές επεκτάσεις του όγκου (καρκινικά κύτταρα τα οποία είναι πιθανόν εκτός GTV αλλά δεν χαρακτηρίζονται ως νόσος την χρονική περίοδο της απεικόνισης), περιλαμβάνοντας όλες τις δομές που πρέπει να ακτινοβοληθούν κατά τη διάρκεια της ακτινοβολίας. Οι μετακινήσεις οργάνων μπορούν να οδηγήσουν σε μια μετατόπιση του CTV, με αποτέλεσμα ένα πρόσθετο διάστημα (~1 cm) να προστίθεται γύρω από το CTV για να αντισταθμίσει αυτές τις αβεβαιότητες και ο προκύπτων όγκος καλείται PTV (Σχήμα 112).

Στη συνέχεια πραγματοποιείται ο καθορισμός του αριθμού και της διεύθυνσης των πεδίων ακτινοβολίας (αριθμός, γωνίες ακτινοβολήσης, σχήμα, ενέργεια, κ.λ.π.). Χρησιμοποιούνται, όπως προαναφέρθηκε πεδία ακτινοβολίας από διάφορες γωνίες, το σχήμα των οποίων είναι τέτοιο που να προσαρμόζεται στον όγκο και παράλληλα να αποφεύγεται, όσο είναι δυνατόν, η ακτινοβολήση υγιών οργάνων.

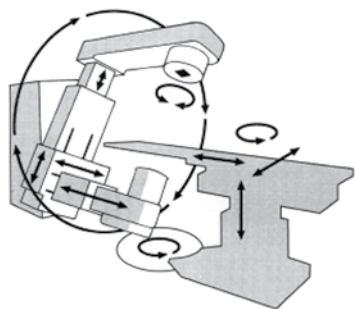
Το σύστημα σχεδιασμού ακτινοθεραπείας υπολογίζει σε κάθε εικόνα (τομή) της αξονικής τομογραφίας την κατανομή δόσης (Σχήμα 113). Με βάση την τρισδιάστατη κατανομή δόσης υπολογίζεται η δόση στον όγκο-στόχο και τα κρίσιμα όργανα και γίνεται η εκτίμηση του σχεδιασμού θεραπείας. Στο στάδιο αυτό χρησιμοποιούνται και τα ιστογράμματα δόσης όγκου (Dose Volume Histograms - DVH). Τα ιστογράμματα αυτά παρουσιάζουν το ποσοστό του όγκου και των υγιών οργάνων που απορρόφησε συγκεκριμένη τιμή δόσης, αφού έχει αποδειχθεί ότι η ανταπόκριση του όγκου και των υγιών ιστών στην ακτινοβολία δεν εξαρτάται μόνο από την τιμή της μέσης ή μέγιστης δόσης που απορρόφησαν αλλά κυρίως από το ποσοστό του όγκου του οργάνου που απορροφά συγκεκριμένη δόση.

Κατά τη χορήγηση της ακτινοθεραπείας στον γραμμικό επιταχυντή είναι σημαντική η επιβεβαίωση της θεραπείας, που περιλαμβάνει τον έλεγχο της ακριβούς τοποθέτησης του ασθενή. Ο έλεγχος της ακριβούς τοποθέτησης του ασθενή γίνεται με σύγκριση των πεδίων ακτινοβολίας, όπως αυτά ανακατασκευάζονται ψηφιακά (DRR) στο σύστημα σχεδιασμού θεραπείας, με την εικόνα τους σε συστήματα ηλεκτρονικής απεικόνισης (portal imaging devices) τους κατά τη διάρκεια της εφαρμογής τους στον γραμμικό επιταχυντή.



Σχήμα 113: Κατανομή δόσης σε περίπτωση ακτινοθεραπείας προστάτη

11.3.2.2 Εξομοίωση



Σχήμα 114: Εξομοιωτής

Στην εξομοίωση ελέγχεται ο σχεδιασμός θεραπείας και τοποθετούνται τα τελικά σημάδια στον ασθενή που καθορίζουν το ισόκεντρο (το κέντρο δηλαδή της ακτινοβολήσης). Ο εξομοιωτής είναι ένα ακτινοδιαγνωστικό μηχάνημα, το οποίο προσομοιάζει τον γραμμικό επιταχυντή στον οποίο πραγματοποιείται η ακτινοθεραπεία (Σχήμα 114). Αποτελείται από μία διαγνωστική λυχνία ακτίνων-X με κεφαλή παρόμοια με αυτή του γραμμικού επιταχυντή, ώστε να μπορεί να πραγματοποιήσει πεδία παρόμοια με αυτά που θα πραγματοποιηθούν κατά τη διάρκεια της θεραπείας με δυνατότητα λήψης ακτινογραφιών αλλά και ακτινοσκόπησης, κλίνη παρόμοια με αυτή του γραμμικού επιταχυντή, ενισχυτή εικόνας και κονσόλα καθορισμού των στοιχείων για την λήψη ακτινογραφιών.

11.4 Εξελιγμένες τεχνικές ακτινοθεραπείας

Οι εξελίξεις στις ακτινοθεραπευτικές τεχνικές καθοδηγούνται από τη συνεχή προσπάθεια για την αύξηση της απορροφούμενης δόσης από τον όγκο-στόχο με παράλληλη μεγιστοποίηση της προστασίας των παρακείμενων υγιών ιστών. Νέες τεχνικές εισάγονται συνεχώς στην κλινική πράξη για την επίτευξη του παραπάνω σκοπού, στηριζόμενες κυρίως στη συνεχή ανάπτυξη των υπολογιστών και του αντίστοιχου λογισμικού που χρησιμοποιούνται για το σχεδιασμό της θεραπείας, σε συνδυασμό με την ανάπτυξη εξελιγμένων αυτοματοποιημένων συστημάτων παροχής της ακτινοβολίας. Τέτοιες τεχνικές είναι η ακτινοθεραπεία με πεδία ακτινοβολίας διαμορφωμένης έντασης (Intensity Modulated Radiation Therapy – IMRT) και η στερεοτακτική ακτινοχειρουργική με δέσμες εξαιρετικά μικρών διαστάσεων (Stereotactic Radiosurgery – SRS).

11.4.1 Ακτινοθεραπεία με χρήση πεδίων ακτινοβολίας διαμορφωμένης έντασης (intensity-modulated radiation therapy – IMRT)

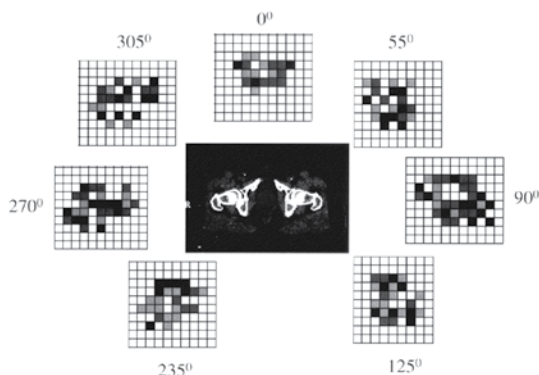
Στη “συμβατική” σύμμορφη τρισδιάστατη ακτινοθεραπεία χρησιμοποιούνται πολλαπλά πεδία, ομοιόμορφης έντασης, με σχήμα προσαρμοσμένο στο σχήμα του όγκου. Με τον τρόπο αυτό περιορίζεται το τμήμα των φυσιολογικών ιστών που ακτινοβολείται, ενώ αυξάνεται η δόση που λαμβάνει ο όγκος-στόχος. Παρόλα αυτά, σημαντικό τμήμα φυσιολογικών ιστών που γειτνιάζει με τον όγκο εξακολουθεί να συμπεριλαμβάνεται στην περιοχή ακτινοβολήσης και να λαμβάνει σχετικά υψηλή δόση.

Η ακτινοθεραπεία με χρήση πεδίων ακτινοβολίας διαμορφωμένης έντασης (intensity-modulated radiation therapy – IMRT) είναι μία εξελιγμένη τρισδιάστατη τεχνική, η οποία έχει ως αποτέλεσμα την ακόμα μεγαλύτερη μείωση της δόσης στους φυσιολογικούς ιστούς. Χρησιμοποιεί πολλαπλά πεδία ακτινοβολίας διαμορφωμένα τόσο ως προς το σχήμα τους όσο και ως προς την έντασή τους. Η χωρική κατανομή της έντασης τους και ο τρόπος με τον οποίο η κατανομή αυτή επιτυγχάνεται, καθορίζεται με χρήση εξελιγμένων αλγορίθμων βελτιστοποίησης και τεχνικές αντίστροφου σχεδιασμού θεραπείας. Ο αντίστροφος σχεδιασμός θεραπείας διαφέρει από το συμβατικό σχεδιασμό στο γεγονός ότι καθορίζεται εξαρχής και με ακρίβεια το επιθυμητό αποτέλεσμα στον όγκο στόχο και στους υγιείς ιστούς όσον αφορά στη δόση ακτινοβολίας που θα λάβουν και στη συνέχεια καθορίζεται από τον υπολογιστή του συστήματος σχεδιασμού θεραπείας ο τρόπος με τον οποίο αυτή η κατανομή δόσης θα επιτευχθεί με τεχνικές βελτιστοποίησης. Ο καθορισμός του επιθυμητού αποτελέσματος πραγματοποιείται με τη χρήση κριτηρίων που θέτει ο χρήστης στον υπολογιστή του συστήματος σχεδιασμού θεραπείας και τα οποία μπορεί να περιγραφούν σε όρους ορίων δόσης (dose limits) και σε όρους ορίων δόσης-όγκου (dose-volume limits).

Μετά τον καθορισμό των κριτηρίων βάσει των οποίων θα γίνει η βελτιστοποίηση, καθορίζεται από τον υπολογιστή του συστήματος σχεδιασμού θεραπείας η κατανομή δόσης που θα επιτύχει το βέλτιστο αποτέλεσμα και στη συνέχεια υπολογίζεται για κάθε πιθανό τρόπο ακτινοβολήσης η κατανομή δόσης και επιλέγεται ο τρόπος που θα επιτύχει την βέλτιστη κατανομή δόσης, όπως αυτή έχει καθοριστεί με βάση τα κριτήρια που έχουν δοθεί. Παρά το μεγάλο αριθμό των πιθανών τρόπων ακτινοβολήσης για κάθε περίπτωση, η ισχύς των παρόντων υπολογιστικών

συστημάτων επιτρέπει την επίτευξη της διαδικασίας βελτιστοποίησης σε κλινικά αποδεκτούς χρόνους (μερικά λεπτά της ώρας). Στην πράξη εφαρμόζονται στον ασθενή μεγάλος αριθμός υποπεδίων (30 - 70), το σχήμα των οποίων διαμορφώνεται από τους κατευθυντήρες πολλαπλών φύλλων (MLC), τα οποία και επιτυγχάνουν την κατανομή δόσης η οποία συμπίπτει με το επιθυμητό αποτέλεσμα. Αναλυτικότερα, ο ασθενής ακτινοβολείται από πολλές γωνίες (7-9) (βλέπε και Σχήμα 115) και από κάθε γωνία το πεδίο διαμορφωμένης έντασης προκύπτει από το άθροισμα πολλών υποπεδίων (3-15).

Η κλινική εφαρμογή της τεχνικής αυτής δίνει τη δυνατότητα αύξησης της δόσης στον όγκο στόχο με αποτέλεσμα τη μεγαλύτερη πιθανότητα ελέγχου της νόσου, χωρίς επιβάρυνση της δόσης στους υγιείς ιστούς.

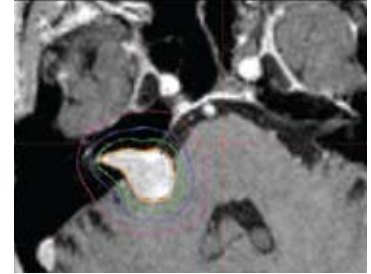
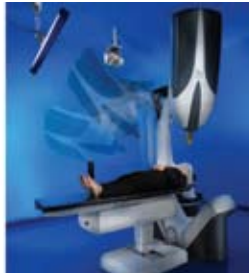


Σχήμα 115: Παράδειγμα ακτινοθεραπείας με τεχνική IMRT στον καρκίνο του προστάτη (7 γωνίες ακτινοβολήσης)

11.4.2 Στερεοτακτική ακτινοχειρουργική (Stereotactic Radiosurgery – SRS)

Η στερεοτακτική ακτινοχειρουργική (Stereotactic Radiosurgery – SRS) είναι μία ακτινοθεραπευτική τεχνική για την θεραπεία μικρών ενδοκρανιακών βλαβών (όπως ακουστικά νευρινώματα, αρτηριοφλεβώδεις δυσπλασίες, γλοιώματα, μηνιγγιώματα, μεταστατικοί όγκοι κ.α.). Σε αντίθεση με τις συμβατικές κλασματοποιημένες ακτινοθεραπευτικές τεχνικές, στην στερεοτακτική ακτινοχειρουργική αποδίδεται πολύ υψηλή δόση σε μία και μόνο συνεδρία ή σε πολύ μικρό (2-5) αριθμό συνεδριών (στην περίπτωση αυτή καλείται συνήθως στερεοτακτική ακτινοθεραπεία). Η προστασία των υγιών ιστών, που επιτυγχάνεται με την κλασματοποίηση της δόσης κατά τη συμβατική ακτινοθεραπεία, πρέπει να αντισταθμιστεί με απόδοση πολύ χαμηλών δόσεων στους υγιείς ιστούς που γειτονεύουν με τον όγκο-στόχο. Αυτή η βασική προϋπόθεση απαιτεί μεγάλη ακρίβεια στη χορήγηση της δόσης, διαδικασία η οποία σε όλα της τα στάδια ελέγχεται πλήρως από εξελιγμένα υπολογιστικά συστήματα. Για την εφαρμογή της SRS χρησιμοποιούνται λεπτές δέσμες ακτινοβολίας. Οι δέσμες αυτές είναι είτε:

- λεπτές δέσμες φωτονίων (4, 8, 14 και 18 mm) παραγόμενες από 201 ημισφαιρικά κατανεμημένες πηγές ^{60}Co (γ-knife) που επικεντρώνονται με εξαιρετική ακρίβεια στο στόχο, είτε
- δέσμες ακτίνων-X παραγόμενες από συμβατικό γραμμικό επιταχυντή με χρήση κατάλληλων κατευθυντήρων που επιτρέπουν την παραγωγή ιδιαίτερα λεπτών δεσμών (x-knife) ή με τη χρήση μικρών δεσμών ακτίνων-X που παράγονται από εξειδικευμένο γραμμικό επιταχυντή (π.χ. cyberknife) (Σχήμα 116).



Σχήμα 116: Σύστημα στερεοτακτικής ακτινοχειρουργικής γ-knife (αριστερά), x-knife (κέντρο) και cyberknife (δεξιά).

Σχήμα 117: Ακτινοβολήση όγκου εγκεφάλου με ακτινοχειρουργική τεχνική (με κίτρινο φαίνεται η ισοδοσική της δόσης θεραπείας)

11.5 Βραχυθεραπεία

Η βραχυθεραπεία είναι μία μέθοδος ακτινοθεραπείας κατά την οποία ραδιενεργές πηγές κατανέμονται ενδοκοιλωτικά, ενδοϊστικά ή και σε επαφή με τον όγκο-στόχο, με σκοπό την ακτινοβολήση του στόχου με μεγάλες δόσεις και την παράλληλη ελαχιστοποίηση της ακτινοβολήσης των παρακείμενων υγιών ιστών-οργάνων. Επειδή κατά την βραχυθεραπεία οι πηγές της ακτινοβολίας τοποθετούνται είτε πολύ κοντά στους όγκους, είτε και μέσα σε αυτούς, η περιοχή του όγκου απορροφά πολύ μεγαλύτερη δόση ακτινοβολίας σε σχέση με τους παρακείμενους υγιείς ιστούς-όργανα, λόγω της μείωσης της δόσης από την πηγή με το νόμο του αντιστρόφου τετραγώνου της απόστασης ($1/r^2$). Αυτό είναι και το μεγαλύτερο πλεονέκτημα της βραχυθεραπείας σε σύγκριση με την εξωτερική ακτινοβολήση.

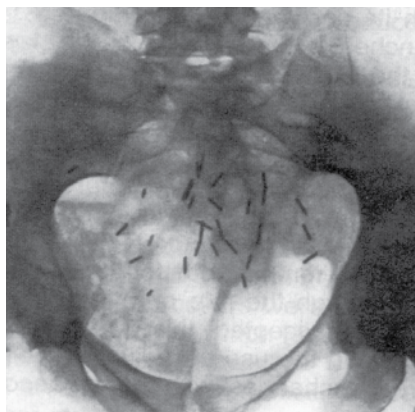
Οι συνηθέστεροι καρκίνοι που υποβάλλονται σε βραχυθεραπεία είναι οι γυναικολογικοί, όπως ο καρκίνος της μήτρας και του κόλπου, ο καρκίνος του ρινοφάρυγγα, του μαστού, του προστάτη κ.α. Επίσης, η βραχυθεραπεία συχνά χρησιμοποιείται για την περαιτέρω αύξηση της δόσης σε όγκους που αρχικά ακτινοβολούνται με τεχνικές εξωτερικής ακτινοθεραπείας, για την κλιμάκωση της δόσης και την αποφυγή υποτροπής της νόσου.

Η ανάπτυξη της μεθόδου της βραχυθεραπείας οφείλεται αρχικά στην ανακάλυψη της φυσικής ραδιενέργειας από τον Becquerel (1896) και την απομόνωση του Ραδίου από το ζεύγος Curie (1898). Καθώς είχαν ήδη λάβει χώρα οι πρώτες απόπειρες εφαρμογής των ακτίνων-X για την θεραπεία του καρκίνου, το Ράδιο σύντομα τέθηκε σε χρήση για την αντιμετώπιση κακοηθειών. Έτσι από τις αρχές του 20^{ου} αιώνα η βραχυθεραπεία καθιερώθηκε ως μια βασική μέθοδος θεραπείας καρκίνου. Αρχικά εφαρμόστηκε σε επιφανειακούς όγκους και σε κοιλότητες όπου η εισαγωγή των πηγών ήταν εύκολη. Η κατασκευή βελόνων από πλατίνα (Pt) που περιείχαν το άλας του Ραδίου επέτρεψε ενδοϊστικές εφαρμογές (Σχήμα 118).

Το Ράδιο παρά τον μεγάλο χρόνο ημιζωής του (1600 έτη) παρουσίαζε σημαντικά προβλήματα ακτινοπροστασίας με αποτέλεσμα τη σχετικά υψηλή ακτινοβολήση του προσωπικού. Έτσι, με την ανακάλυψη και χρήση πυρηνικών αντι-

δραστών, κατέστησαν διαθέσιμα και εισήχθησαν στην κλινική πράξη, καινούργια τεχνητά ραδιονουκλίδια, όπως το ^{131}I , ^{192}Ir , ^{125}I , ^{137}Cs , παραγκωνίζοντας το Ράδιο. Τα τελευταία χρόνια στην προσπάθεια ελαχιστοποίησης της δόσης των επαγγελματικά ασχολούμενων με την βραχυθεραπεία, αναπτύχθηκε η μέθοδος της αυτόματης μεταφόρτισης κατά την οποία "οδηγοί" - καθετήρες εισάγονται στον ασθενή στις επιθυμητές θέσεις και η πηγή εισάγεται στον όγκο, αφού εξασφαλιστεί η επιθυμητή γεωμετρία ακτινοβολήσης.

Με την συνειδητοποίηση της σημασίας του ρυθμού της δόσης στο επαγόμενο βιολογικό αποτέλεσμα, επήλθε ο διαχωρισμός της βραχυθεραπείας σε:



Σχήμα 118: Εφαρμογή βελόνων Ραδίου από πλάτινα για την θεραπεία καρκίνου στο ορθό.

- α) χαμηλού ρυθμού δόσης (LDR) : 0.4-2 Gy/h
- β) μέσου ρυθμού δόσης (MDR) : 2-12 Gy/h
- γ) υψηλού ρυθμού δόσης (HDR) : >12 Gy/h (συνήθως στην περιοχή των 150 Gy/h)

Ειδικότερα, όσον αφορά την βραχυθεραπεία υψηλού ρυθμού δόσης (HDR) χρησιμοποιούνται πηγές υψηλής ενεργότητας (1-10 Ci) κυρίως ^{192}Ir . Η μέθοδος αυτή παρουσιάζει πολλά πλεονεκτήματα συγκρινόμενη με τη LDR βραχυθεραπεία κυρίως γιατί η δόση παρέχεται σε πολύ πιο σύντομο χρονικό διάστημα, το οποίο μπορεί να είναι της τάξης των μερικών λεπτών της ώρας, σε σύγκριση με τη LDR βραχυθεραπεία όπου η ίδια δόση μπορεί να δοθεί σε μερικές μέρες. Με τον τρόπο αυτό μπορούν να αποφευχθούν πολλές επιπλοκές που παρουσιάζονται στη LDR βραχυθεραπεία λόγω του μεγάλου χρόνου θεραπείας. Επιπρόσθετα, το κόστος θεραπείας μειώνεται λόγω της αποφυγής της παραμονής του ασθενή στο νοσοκομείο.

11.5.1 Χρησιμοποιούμενες πηγές σε εφαρμογές βραχυθεραπείας

Τα ραδιονουκλίδια που χρησιμοποιούνται στις μέρες μας ως πηγές βραχυθεραπείας συνοψίζονται στον Πίνακα 17.

Πηγή	Ενέργεια φωτονίων		Χρόνος ημιζωής	HVL (mm Pb)
	(keV)	Μέση (keV)		
^{192}Ir	136-1060	380	74,2 μέρες	2,5
^{137}Cs	662	662	30 έτη	5,5
^{125}I	27-35	28	60,2 μέρες	0,025
^{241}Am	60	60	432 έτη	0,125
^{198}Au	412	412	2,7 μέρες	2,5
^{145}Sm	38-61	41	340 μέρες	0,06
^{103}Pd	20-23	21	17 μέρες	0,008
^{169}Yb	10-308	93	32 μέρες	0,2

Πίνακας 17: Ραδιονουκλίδια που χρησιμοποιούνται σε εφαρμογές βραχυθεραπείας.

Από τα παραπάνω τα πιο συχνά χρησιμοποιούμενα, ως πηγές βραχυθεραπείας, ραδιονουκλίδια είναι το ^{192}Ir που χρησιμοποιείται σε "παροδικές" εφαρμογές βραχυθεραπείας υψηλού ρυθμού δόσης (HDR) και οι πηγές ^{125}I που χρησιμοποιούνται ως μόνιμα εμφυτεύματα σε εφαρμογές βραχυθεραπείας χαμηλού ρυθμού δόσης για τη θεραπεία του καρκίνου του προστάτη.

11.5.2 Βραχυθεραπεία υψηλού ρυθμού δόσης (HDR) με χρήση τεχνικών αυτόματης μεταφόρτισης

Τα τελευταία χρόνια η κλινική εφαρμογή μεθόδων βραχυθεραπείας σε κακοήθειες έχει αυξηθεί σημαντικά λόγω α) της εισαγωγής στην κλινική πράξη τεχνικών αυτόματης μεταφόρτισης των πηγών, που περιορίζει στο ελάχιστο την έκθεση σε ακτινοβολία του εμπλεκόμενου προσωπικού και β) της χρήσης πηγών πολύ υψηλής ενεργότητας που οδηγούν σε υψηλούς ρυθμούς δόσης και άρα στην μείωση του χρόνου θεραπείας. Η μέθοδος αυτή που αποτελεί την πλέον σύγχρονη εξέλιξη στη βραχυθεραπεία είναι γνωστή ως βραχυθεραπεία υψηλού ρυθμού δόσης (HDR) και χρησιμοποιεί μία πηγή, κυρίως ^{192}Ir , πολύ μικρών διαστάσεων και πολύ υψηλής ενεργότητας (1-10 Ci)

Ειδικόι καθετήρες προ-εισάγονται στον ασθενή στην ευρύτερη περιοχή ενδιαφέροντος (Σχήμα 119). Οι καθετήρες αυτοί συνδέονται με το μηχάνημα αυτόματης μεταφόρτισης μέσω ειδικών καναλιών και η ραδιενεργός πηγή περνώντας μέσα από τους καθετήρες στέκεται σε προκαθορισμένες θέσεις για προκαθορισμένο χρόνο ακτινοβολώντας την περιοχή ενδιαφέροντος με τρόπο που έχει σχεδιαστεί σε ειδικό σύστημα σχεδιασμού θεραπείας, ώστε να δοθεί συγκεκριμένη δόση στο σύνολο του καρκινικού όγκου.



Σχήμα 119: Παράδειγμα καθετήρων στην περιοχή του μαστού

Ο χώρος που βρίσκεται το σύστημα αυτόματης μεταφόρτισης και γίνεται η βραχυθεραπεία είναι θωρακισμένος και η πηγή αρχικά βρίσκεται σε κατάλληλα θωρακισμένο χώρο εντός του μηχανήματος μεταφόρτισης. Μετά την εισαγωγή των καθετήρων στον ασθενή και την σύνδεση τους με το μηχάνημα μεταφόρτισης μέσω των ειδικών καναλιών, το εμπλεκόμενο προσωπικό βγαίνει από το δωμάτιο θεραπείας. Προ της εισόδου της πραγματικής ραδιενεργού πηγής ένα μη ραδιενεργό ομοίωμά της (dummy source) ακολουθεί την πορεία που έχει σχεδιαστεί να ακολουθήσει η πραγματική πηγή με σκοπό να ελεγχθεί αν η πορεία αυτή είναι εφικτή ή εμποδίζεται από πιθανές στενώσεις των καθετήρων, και τελικά αν όλα είναι εντάξει εισάγεται στον όγκο η ραδιενεργός πηγή. Η εντολή για την έξοδο της πηγής από τον θωρακισμένο χώρο του συστήματος μεταφόρτισης και την είσοδο της μέσω των καθετήρων στον ασθενή δίδεται από κονσόλα χειρισμού που βρίσκεται έξω από το δωμάτιο

θεραπείας. Με αυτό τον τρόπο κανένας από το εμπλεκόμενο προσωπικό δεν βρίσκεται στο δωμάτιο θεραπείας όταν η πηγή είναι εκτός θωράκισης, ενώ αν για κάποιο λόγο κατά τη διάρκεια της θεραπείας κάποιος είναι απαραίτητο να μπει στο δωμάτιο, η θεραπεία διακόπτεται από την κονσόλα χειρισμού, η πηγή επιστρέφει αυτόματα στη θέση θωράκισης και αφού η πράξη που έπρεπε να γίνει ολοκληρωθεί και το προσωπικό βγει από το δωμάτιο θεραπείας, η πηγή επιστρέφει στην θέση που βρίσκονταν πριν τη διακοπή και η θεραπεία συνεχίζεται κανονικά από την θέση που διακόπηκε. Με τον τρόπο αυτό η δόση στο προσωπικό είναι ουσιαστικά μηδενική, αρκεί να ακολουθούνται όλοι οι κανόνες ασφαλείας και το προσωπικό να έχει επαρκώς εκπαιδευτεί.

11.5.3 Ενδοϊστικές εφαρμογές βραχυθεραπείας προστάτη με χρήση ραδιενεργών πηγών I-125

Η πλέον συχνή εφαρμογή βραχυθεραπείας πέραν της βραχυθεραπείας υψηλού ρυθμού δόσης (HDR) με χρήση τεχνικών αυτόματης μεταφόρτισης είναι η ενδοϊστική βραχυθεραπεία με χρήση ραδιενεργών πηγών ^{125}I (ή σπανιότερα ^{103}Pd) υπό μορφή κόκκων (seeds) κατά την οποία οι πηγές εμφυτεύονται και μένουν μόνιμα στον ασθενή και χρησιμοποιούνται στον καρκίνο του προστάτη. Οι ραδιενεργές πηγές είναι πηγές κλειστού τύπου (titanium capsule) και οδηγούνται στην περιοχή ενδιαφέροντος με χρήση ειδικών βελονών, όπου και παραμένουν ως μόνιμα εμφυτεύματα. Οι πηγές συνοδεύονται από πιστοποιητικό βαθμονόμησης (ακρίβεια βαθμονόμησης $\pm 5\%$) και παραλαμβάνονται αποστειρωμένες σε κατάλληλη συσκευασία με ειδική θωράκιση.

11.5.3.1 Διαδικασία εμφύτευσης πηγών I-125

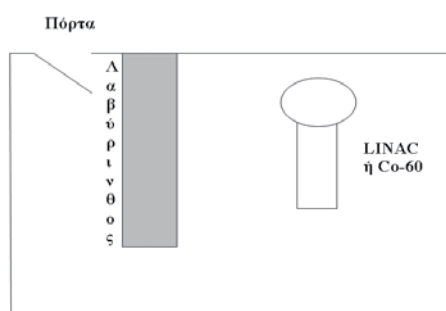
Οι πηγές περιέχονται σε ειδικούς «γεμιστήρες», οι οποίοι προσαρμόζονται σε ειδικό εξάρτημα και ο ακτινοθεραπευτής έχει τη δυνατότητα να εμφυτεύει μία - μία τις πηγές. Η εμφύτευση των πηγών γίνεται με την καθοδήγηση εικόνων από υπέρηχο ο οποίος είναι απευθείας συνδεδεμένος με εξειδικευμένο σύστημα σχεδιασμού θεραπείας. Αρχικά

λαμβάνονται τομές στην περιοχή του προστάτη και σχεδιάζεται ο προστάτης και τα κρίσιμα όργανα (ουρήθρα και ορθό). Καθορίζεται η δόση που θα λάβει η περιοχή θεραπείας και υπολογίζεται ο αριθμός και η θέση των πηγών που θα τοποθετηθούν. Ελέγχεται η κατανομή της δόσης στις διάφορες τομές, έτσι ώστε ο προστάτης να παίρνει πλήρη δόση και ταυτόχρονα η δόση στα κρίσιμα όργανα να είναι σε ανεκτά επίπεδα. Με τη βοήθεια των εικόνων του υπέρηχου τοποθετούνται οι πηγές υπολογίζοντας σε πραγματικό χρόνο την πραγματική δόση στον προστάτη και τα κρίσιμα όργανα μέχρι να τοποθετηθούν όλες οι πηγές. Στο τέλος της όλης διαδικασίας επαληθεύεται ότι καμία πηγή δεν έχει παραμείνει στο χώρο της θεραπείας (συνήθως χειρουργείο) με ειδικό ανιχνευτή (survey meter). Η σωστή τοποθέτηση των πηγών στον προστάτη του ασθενή και η κατανομή δόσης επαληθεύεται ένα μήνα περίπου μετά την εφαρμογή με αξονική τομογραφία.

11.6 Ακτινοπροστασία προσωπικού

Η συντριπτική πλειοψηφία των ακτινοθεραπευτικών εφαρμογών πραγματοποιείται με γραμμικούς επιταχυντές. Κατά τη διάρκεια της ακτινοβολήσης (σημειώνεται ότι μόνο τότε εκπέμπεται ακτινοβολία από ένα γραμμικό επιταχυντή) δεν βρίσκεται κανένας στο θάλαμο θεραπείας εκτός από τον ασθενή. Το προσωπικό παρακολουθεί τον ασθενή με κάμερα και βρίσκεται εκτός του θαλάμου θεραπείας, ο οποίος είναι επαρκώς θωρακισμένος ώστε ο ρυθμός δόσης να διατηρείται κάτω από τα επιτρεπτά όρια. Έτσι, το προσωπικό των ακτινοθεραπευτικών εργαστηρίων είναι δυνατόν να ακτινοβοληθεί μόνο σε περιπτώσεις εφαρμογών στις οποίες χρησιμοποιούνται ραδιενεργές πηγές ακτινοβολίας στην περίπτωση που για οποιοδήποτε λόγο εισέλθει στο θάλαμο θεραπείας, ενώ η πηγή είναι σε θέση εκτός θωράκισης. Τέτοιες εφαρμογές είναι η βραχυθεραπεία και η τηλεθεραπεία με πηγές ^{60}Co . Οι πηγές αυτές βρίσκονται σε ειδική θωράκιση εξέρχονται για να ακτινοβολήσουν τον ασθενή και επιστρέφουν στη θέση θωράκισης μετά το πέρας της θεραπείας (με μόνη εξαίρεση τα μόνιμα εμφυτεύματα συνήθως ^{125}I). Η εντολή για την έξοδο της πηγής από τον θωρακισμένο χώρο και την ακτινοβολήση του ασθενή δίδεται από κονσόλα χειρισμού που βρίσκεται έξω από το δωμάτιο θεραπείας. Με αυτό τον τρόπο κανένας από το εμπλεκόμενο προσωπικό δεν βρίσκεται στο δωμάτιο θεραπείας όταν η πηγή είναι εκτός θωράκισης, ενώ αν για κάποιο λόγο κατά τη διάρκεια της θεραπείας κάποιος είναι απαραίτητο να μπει στο δωμάτιο, η θεραπεία διακόπτεται από την κονσόλα χειρισμού, η πηγή επιστρέφει αυτόματα στη θέση θωράκισης και αφού η πράξη που έπρεπε να γίνει ολοκληρωθεί και το προσωπικό βγει από το δωμάτιο θεραπείας, η θεραπεία συνεχίζεται κανονικά. Με τον τρόπο αυτό η δόση στο προσωπικό είναι ουσιαστικά μηδενική αρκεί να ακολουθούνται όλοι οι κανόνες ασφαλείας.

11.6.1 Κατασκευαστικές απαιτήσεις



Στα τμήματα ακτινοθεραπείας τα υλικά που χρησιμοποιούνται για τη θωράκιση των θαλάμων, όπου είναι εγκατεστημένα τα συστήματα θεραπείας, είναι συνήθως το σκυρόδεμα για την εξασθένιση των φωτονίων υψηλής ενέργειας και το ξύλο για την προστασία από τα παραγόμενα νετρόνια (για ενέργειες φωτονίων μεγαλύτερες των 16 MeV). Οι θάλαμοι των γραμμικών επιταχυντών έχουν συνήθως τη διάταξη του παρακάτω σχήματος (λαβύρινθος).

Η διάταξη αυτή μειώνει σημαντικά την πρωτογενή ακτινοβολία που δύναται να φτάσει στην πόρτα μειώνοντας έτσι την απαιτούμενη θωράκισή της και κατά συνέπεια το βάρος της.

Σχήμα 120: Τυπικό σχέδιο θαλάμου τηλεθεραπείας.

11.6.2 Ατομική δοσιμέτρηση

Κατά την εργασία με ακτινοβολίες πρέπει πάντα να φοράτε το ατομικό σας δοσίμετρο. Η τοποθέτηση του γίνεται πάντα με βάση τις οδηγίες που το συνοδεύουν. Όταν κάνετε χρήση ακτινολογικής ποδιάς από μόλυβδο θα πρέπει να τοποθετείτε το δοσίμετρο πάνω από την ποδιά και όχι στο εσωτερικό της. Σημειώνεται ότι ακτινολογική ποδιά σε τμήματα ακτινοθεραπείας χρησιμοποιείται στις περιπτώσεις εντοπιστικών ακτινογραφιών σε εφαρμογές βραχυθεραπείας ή ακτινογράφησης/ακτινοσκόπησης κατά την εξομοίωση.

Το ισχύον ετήσιο όριο δόσης για τους εργαζόμενους είναι 20 mSv. Με σωστή τήρηση των οδηγιών ακτινοπροστασίας το όριο αυτό είναι απίθανο καν να προσεγγιστεί. Οι τυπικές ετήσιες δόσεις του προσωπικού σε ακτινοθεραπευτικά τμήματα είναι συγκρίσιμη με αυτή του κοινού (1 mSv). Δεν πρέπει ποτέ να αφήνετε το δοσίμετρο μετά το πέρας

της εργασίας σε χώρους που υπάρχουν ακτινοβολίες, διότι θα καταγραφεί δόση την οποία δεν λάβατε και μπορεί να δημιουργηθούν λανθασμένες εντυπώσεις και ανεπιθύμητες καταστάσεις. Επίσης, το δοσίμετρο είναι ατομικό και δεν πρέπει να χρησιμοποιείται από άλλα άτομα ή σε περίπτωση που εργάζεστε σε περισσότερα του ενός ιδρύματα θα πρέπει να έχετε ένα δοσίμετρο για κάθε ίδρυμα. Τα δοσίμετρα ανανεώνονται μηνιαίως και οι δόσεις καταγράφονται σε ειδική βάση δεδομένων στην Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας (ΕΕΑΕ). Τα αποτελέσματα κοινοποιούνται εγγράφως στον χώρο εργασίας σας.

11.6.3 Ακτινοπροστασία σε εφαρμογές με ραδιενεργές πηγές (Βραχυθεραπεία LDR/ HDR και τηλεθεραπεία με πηγές ^{60}Co)

Οι κύριες εφαρμογές στις οποίες χρησιμοποιούνται ραδιενεργές πηγές στην ακτινοθεραπεία είναι η βραχυθεραπεία και η τηλεθεραπεία με πηγές ^{60}Co . Όπως προαναφέρθηκε, οι πηγές βρίσκονται σε ειδική θωράκιση και εξέρχονται για να ακτινοβολήσουν τον ασθενή όταν το προσωπικό βρίσκεται εκτός του θαλάμου θεραπείας. Παρόλο που η θωράκιση αυτή είναι αρκετή ώστε ο ρυθμός δόσης που την διαπερνά να είναι κάτω από τα επιτρεπτά όρια, πρέπει να θυμάστε ότι καμία θωράκιση δεν σταματά εντελώς την ακτινοβολία. Δεδομένου δε ότι γύρω από τις ραδιενεργές πηγές η δόση μειώνεται με το τετράγωνο της απόστασης (σε 1 m από την πηγή ο ρυθμός δόσης είναι 4 φορές μικρότερος σε σχέση με αυτόν στο 0.5 m) ένας πρακτικός κανόνας είναι ότι βρισκόμαστε όσο το δυνατόν μακρύτερα από την πηγή ακτινοβολίας. Ένας δεύτερος πρακτικός κανόνας είναι ότι δεν χρειάζεται να βρισκόμαστε άσκοπα μέσα στο θάλαμο θεραπείας, αφού η δόση ακτινοβολίας είναι ανάλογη του χρόνου που ακτινοβολούμαστε.

Οι πηγές εξέρχονται από τη θωράκιση για να ακτινοβολήσουν τον ασθενή και επιστρέφουν στη θέση θωράκισης μετά το πέρας της θεραπείας. Η εντολή για την έξοδο της πηγής από τον θωρακισμένο χώρο και την ακτινοβολήση του ασθενή δίδεται από κονσόλα χειρισμού που βρίσκεται έξω από το δωμάτιο θεραπείας και κανένας από το εμπλεκόμενο προσωπικό δε βρίσκεται στο δωμάτιο θεραπείας όταν η πηγή είναι εκτός θωράκισης. Αν για κάποιο λόγο κατά τη διάρκεια της θεραπείας κάποιος είναι απαραίτητο να μπει στο δωμάτιο, η θεραπεία διακόπτεται από την κονσόλα χειρισμού, η πηγή επιστρέφει αυτόματα στη θέση θωράκισης και αφού η πράξη που έπρεπε να γίνει ολοκληρωθεί και το προσωπικό βγει από το δωμάτιο θεραπείας, η θεραπεία συνεχίζεται κανονικά. Αν για οποιοδήποτε λόγο κάποιος ανοίξει την πόρτα του θαλάμου ενώ η πηγή βρίσκεται εκτός θέσης θωράκισης και ακτινοβολεί, επιστρέφει αυτόματα σε θέση θωράκισης. Για την εξασφάλιση των παραπάνω υπάρχουν μηχανισμοί ασφαλείας και όργανα, που συνοπτικά είναι τα εξής:

- στο χειριστήριο υπάρχουν ενδεικτικά όργανα και χρονοδιακόπτες που εξασφαλίζουν τον πλήρη έλεγχο της θέσης των πηγών και τον χρόνο ακτινοβολήσης.
- στο χειριστήριο υπάρχει διακόπτης έκτακτης ανάγκης, διακόπτης που επιτρέπει την ολιγόλεπτη διακοπή της θεραπείας, καθώς και διακόπτης που οδηγεί το κρεβάτι εκτός θέσης ακτινοβολήσης.
- υπάρχουν φωτεινές ενδείξεις όταν η πηγή είναι εκτός θέσης θωράκισης και ακτινοβολεί.
- η πηγή επιστρέφει στη θέση θωράκισης (θέση OFF) σε περίπτωση ανοίγματος της πόρτας του θαλάμου, ενεργοποίησης διακοπών έκτακτης ανάγκης ή μη λειτουργίας οποιουδήποτε άλλου συστήματος ελέγχου και ασφάλειας.
- μέσα στον θάλαμο θεραπείας υπάρχουν χειροκίνητοι μηχανισμοί είτε για την επαναφορά της πηγής στη θέση θωράκισης είτε για την τοποθέτησή της σε άλλη θωρακισμένη θέση στην περίπτωση που τα αυτόματα συστήματα δεν λειτουργήσουν.
- υπάρχει κλειστό κύκλωμα τηλεοράσεως για την οπτική επαφή μεταξύ ασθενούς – χειριστή, καθώς και σύστημα ενδοεπικοινωνίας.
- στα συστήματα βραχυθεραπείας υπάρχει εντός του θαλάμου μετρητής ραδιενέργειας χώρου (Radiation Area Monitor) με ένδειξη έξω από το θάλαμο (στο χειριστήριο) ώστε να γνωρίζει το προσωπικό πότε η πηγή είναι εκτός θωράκισης.

Είναι σημαντικό να πραγματοποιούνται μετρήσεις στον ασθενή μετά το πέρας της θεραπείας, ώστε να διασφαλίζεται ότι η πηγή έχει επιστρέψει στη θέση θωράκισης και δεν έχει παραμείνει στο σώμα του ασθενή.

11.6.4 Ακτινοπροστασία σε εφαρμογές βραχυθεραπείας με χρήση πηγών που χρησιμοποιούνται ως μόνιμα εμφυτεύματα

Στην περίπτωση της βραχυθεραπείας με χρήση πηγών ¹²⁵I που χρησιμοποιούνται ως μόνιμα εμφυτεύματα πρέπει να πληρούνται συγκεκριμένες απαιτήσεις και να ακολουθούνται διαδικασίες ως προς τη φύλαξη των ραδιενεργών πηγών, την προετοιμασία τους και τη μεταφορά τους, ώστε να διασφαλίζεται η ακτινοπροστασία του προσωπικού που τις χειρίζεται. Έτσι, όσον αφορά στη φύλαξή τους πρέπει να υπάρχουν ειδικά θωρακισμένες κρύπτες ή δοχεία φύλαξης εντός του τμήματος ακτινοθεραπείας μέσα στα οποία φυλάσσονται οι πηγές μέχρι την εφαρμογή τους. Οι κρύπτες αυτές χρησιμοποιούνται συνήθως και για την φύλαξη όσων πηγών έχουν περισσέψει και δεν έχουν χρησιμοποιηθεί στη θεραπεία έως ότου επιστρέψουν στην κατασκευάστρια εταιρεία ή χρησιμοποιηθούν σε άλλο ασθενή.

Η προετοιμασία και ο χειρισμός των πηγών πρέπει να γίνεται χρησιμοποιώντας ειδικές λαβίδες και πίσω από θωρακισμένα πετάσματα τα οποία φέρουν παράθυρο από μολυβδύαλο. Η διαδικασία της προετοιμασίας πρέπει να είναι σχεδιασμένη από πριν ώστε ο χρόνος ακτινοβόλησης του προσωπικού να είναι όσο το δυνατό μικρότερος και η απόσταση από τις πηγές όσο το δυνατό μεγαλύτερη.

Η μεταφορά των πηγών εντός του τμήματος ακτινοθεραπείας πρέπει να γίνεται με ειδικά θωρακισμένα δοχεία ή τρόλευ μεταφοράς.

11.6.5 Ακτινοπροστασία σε εφαρμογές με γραμμικό επιταχυντή

Στις εφαρμογές αυτές τα πράγματα είναι πολύ πιο απλά λόγω του ότι ακτινοβολία εκπέμπεται μόνο όταν το μηχάνημα είναι σε θέση ON και στην περίπτωση αυτή στο θάλαμο βρίσκεται μόνο ο ασθενής. Στα τμήματα τηλεθεραπείας για την αποφυγή ακούσιας ακτινοβόλησης του προσωπικού έχουν ληφθεί υπόψη πολλαπλές δικλείδες ασφαλείας. Οι μηχανισμοί και τα συστήματα που ελαχιστοποιούν την πιθανότητα αυτή περιλαμβάνουν τα εξής:

- φωτεινές ενδείξεις και ηχητικά σήματα που υποδηλώνουν πότε ο επιταχυντής εκπέμπει ακτινοβολία τόσο στις εισόδους των θαλάμων όσο και στην κονσόλα χειρισμού
- διακόπτες έκτακτης ανάγκης σε διάφορα σημεία εντός και εκτός του θαλάμου
- διακόπτη που επιτρέπει την ολιγόλεπτη διακοπή της θεραπείας
- Interlocks – κλείθρα ασφαλείας τα οποία διακόπτουν αυτόματα την ακτινοβόληση σε περίπτωση ανοίγματος της πόρτας του θαλάμου, ενεργοποίησης διακοπών έκτακτης ανάγκης ή μη λειτουργίας οποιουδήποτε άλλου συστήματος ελέγχου και ασφαλείας
- κλειστό κύκλωμα τηλεοράσεως που εξασφαλίζει την οπτική επαφή μεταξύ ασθενούς – χειριστή, καθώς και σύστημα ενδοεπικοινωνίας
- στην περίπτωση Co-60 εντός του θαλάμου υπάρχει μετρητής ραδιενέργειας χώρου, ο οποίος προειδοποιεί το προσωπικό στην περίπτωση που η πηγή δεν έχει επιστρέψει στη θέση OFF.

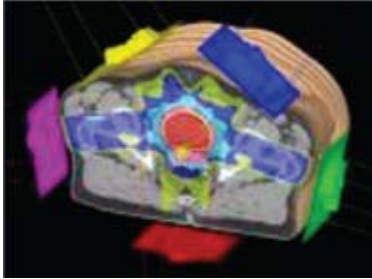
Αν για οποιοδήποτε λόγο κλειστεί μέσα στο θάλαμο και αντιληφθείτε ότι ο γραμμικός επιταχυντής (ή κάποια πηγή ακτινοβολίας όπως π.χ. ⁶⁰Co) ακτινοβολεί, πηγαίνετε γρήγορα πίσω από τον λαβύρινθο προς την πόρτα του θαλάμου και ανοίξτε τη (τα συστήματα ασφαλείας με το που θα ανοίξετε την πόρτα θα διακόψουν την ακτινοβολία). Θυμηθείτε ότι τη συντριπτικά μεγαλύτερη δόση την παίρνετε όταν βρίσκεστε στην πορεία της δέσμης ακτινοβολίας, οπότε σε κάθε περίπτωση αποφύγετε αυτό το ενδεχόμενο.

11.7 Ακτινοπροστασία ασθενή

Στην ακτινοθεραπεία, όπως έχει ήδη αναφερθεί, το ζητούμενο είναι να δοθεί μια πολύ υψηλή δόση στην περιοχή ακτινοβόλησης (όγκος) και ελάχιστη δόση στους υγιείς ιστούς. Οι απαιτήσεις για την ακρίβεια της παρεχόμενης δόσης στον ασθενή είναι πολύ αυστηρές και συγκεκριμένα η ακρίβεια θα πρέπει να είναι καλύτερη από 5%. Οποιαδήποτε υπερέκθεση μπορεί να έχει σημαντικές παρενέργειες από βλάβες που θα προκληθούν σε υγιείς ιστούς. Σημαντικές επιπτώσεις στην υγεία του ασθενή μπορεί να προκαλέσουν και δόσεις μικρότερες από τις προκαθορισμένες εφόσον μπορεί να οδηγήσουν σε τοπική υποτροπή της νόσου. Συνεπώς, στην ακτινοθεραπεία είναι πολύ σημαντικό να ακολουθούνται πιστά συγκεκριμένες διαδικασίες που έχουν ως στόχο την ελαχιστοποίηση πιθανών σφαλμάτων τόσο στην τοποθέτηση του ασθενή όσο και στα στοιχεία που αφορούν στην ακτινοβόλησή του.

11.7.1 Πλάνο θεραπείας

Για κάθε ασθενή σχεδιάζεται το κατάλληλο πλάνο θεραπείας βασισμένο στην ανατομία και την πάθησή του. Η δημιουργία του πλάνου πραγματοποιείται σε υπολογιστικά συστήματα με εξειδικευμένο λογισμικό. Στόχος του ακτινοθεραπευτή είναι η μέγιστη ακτινοβολήση του όγκου με παράλληλη προστασία των γειτονικών υγιών ιστών.



Σχήμα 121: Πλάνο θεραπείας.

11.7.2 Εξομοίωση

Πριν την 1^η ακτινοβολήση του ασθενή προηγείται η διαδικασία της εξομοίωσης της θεραπείας. Η εξομοίωση πραγματοποιείται σε ακτινολογικό μηχάνημα το οποίο έχει τη δυνατότητα να μιμείται τις κινήσεις της κεφαλής του γραμμικού επιταχυντή. Για κάθε πεδίο της θεραπείας λαμβάνεται ακτινογραφική εικόνα και συγκρίνεται με το πλάνο θεραπείας για να διαπιστωθεί ότι πράγματι ακτινοβολείται κατάλληλα ο όγκος-στόχος και προστατεύονται οι υγιείς ιστοί.

11.7.3 Ταυτοποίηση ασθενή

Πριν από την πραγματοποίηση της θεραπείας πρέπει να **ταυτοποιηθεί ο ασθενής και να ελεγχθεί ότι η κάρτα θεραπείας είναι σωστά συμπληρωμένη**. Όσο παράξενο και αν ακούγεται δεν είναι ασύνηθες να εφαρμόζεται πλάνο θεραπείας σε λάθος ασθενή ή να εφαρμόζεται το πλάνο θεραπείας σε άλλη περιοχή του σώματος από αυτή που έχει σχεδιαστεί. Τα στοιχεία του ασθενή, η φωτογραφία του, ο τρόπος ακινητοποίησης, η περιοχή θεραπείας, τα πεδία ακτινοβολίας και η δόση ανά συνεδρία πρέπει να είναι σωστά συμπληρωμένα στην κάρτα του ασθενή.



Σχήμα 122: Εξομοιωτής θεραπείας.

11.7.4 Επικοινωνία με τον ασθενή

Οι ασθενείς συνήθως είναι ανήσυχοι και αγχωμένοι όταν πρόκειται να υποβληθούν σε θεραπεία. Η **σωστή προσέγγιση/επικοινωνία και η εξήγηση της διαδικασίας** είναι σημαντικοί παράγοντες που εξασφαλίζουν τη συνεργασία του ασθενή και οδηγούν στη σωστή έκβαση. Ιδιαίτερα σε περιπτώσεις όπου η διαδικασία είναι επίπονη (π.χ. βραχυθεραπεία) η ενημέρωση του ασθενή είναι μείζονος σημασίας, διότι τον προετοιμάζει ψυχολογικά και σωματικά. Η διακοπή ή η μη ενδεδειγμένη πραγματοποίηση μιας θεραπείας λόγω μη συνεργασίας του ασθενή, οδηγεί σε επανάληψή της ή σε μειωμένη αποτελεσματικότητα της θεραπείας.

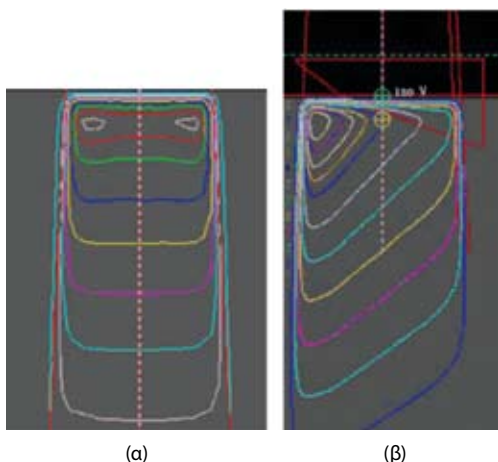
11.7.5 Τοποθέτηση-ακινητοποίηση

Η σωστή τοποθέτηση-ακινητοποίηση του ασθενή έχει εξαιρετικά μεγάλη σημασία για τη σωστή εφαρμογή της θεραπείας και αποτελεί την κύρια ευθύνη του τεχνολόγου ακτινοθεραπείας. Η σωστή τοποθέτηση-ακινητοποίηση ξεκινά από την αξονική τομογραφία για σχεδιασμό θεραπείας και συνεχίζεται στην εξομοίωση και στην κλίνη θεραπείας. Η ακρίβεια τοποθέτησης και ακτινοβολήσης, ειδικά στις σύγχρονες τεχνικές ακτινοθεραπείας οι οποίες χαρακτηρίζονται από υψηλές βαθμίδες δόσης, είναι ιδιαίτερα κρίσιμη.

11.7.6 Φίλτρα και προστατευτικά blocks

Για την διαμόρφωση της έντασης της δέσμης ακτινοβολίας χρησιμοποιούνται ειδικά σφηνοειδή φίλτρα (γνωστά και ως wedge filters) τα οποία τοποθετούνται στην έξοδο της δέσμης. Ανάλογα με τη γωνία που τα χαρακτηρίζει προκαλούν μεταβολή της κλίσης στις ισοδοσιακές γραμμές όπως φαίνεται στο Σχήμα 123.

Όταν μια περιοχή του σώματος του ασθενή, η οποία βρίσκεται εντός του πεδίου ακτινοβολήσης, πρέπει να προστα-



Σχήμα 123: Ισοδοσιακές γραμμές χωρίς (α) και με (β) τη χρήση σφηνοειδούς φίλτρου

τευθεί πλήρως από την ακτινοβολία τότε χρησιμοποιούνται ειδικά blocks στην έξοδο της δέσμης τα οποία εξασθενούν σχεδόν ολοκληρωτικά την ακτινοβολία.

Είναι σημαντικό να αναγράφεται στην κάρτα θεραπείας του ασθενή η τυχόν χρήση γωνιακών φίλτρων ή προστατευτικών blocks ώστε να μην παραμεληθεί η τοποθέτησή τους πριν την ακτινοβολήση.

11.8 Ακτινοπροστασία κοινού

11.8.1 Έκθεση επισκεπτών - συγγενών

Οι ασθενείς που ακολουθούν θεραπεία με εξωτερικές δέσμες φωτονίων-ηλεκτρονίων δεν εγκυμονούν κινδύνους για τους συνοδούς τους και τα άτομα του κοινού πληθυσμού. Ειδικά για τους συνοδούς-επισκέπτες, υπάρχουν κατάλληλοι χώροι αναμονής στα τμήματα ακτινοθεραπείας και η πιθανότητα έκθεσής τους σε ακτινοβολία είναι μηδενική. Το ίδιο ισχύει για τους συνοδούς-επισκέπτες ασθενών που υποβάλλονται σε βραχυθεραπεία με συστήματα μεταφόρτισης πηγών.

Τα μόνιμα ραδιενεργά εμφυτεύματα (συνήθως «σπόροι» I-125) δεν εγκυμονούν κινδύνους για το περιβάλλον του ασθενή, καθώς ο ρυθμός δόσης έξω από το σώμα του ασθενή είναι σχεδόν αμελητέος. Αυτό οφείλεται στη χαμηλή ενέργεια του I-125 (27 keV) και στη μικρή διεισδυτική του ικανότητα. Συνεπώς, το μεγαλύτερο μέρος της ενέργειας των «σπόρων» I-125 απορροφάται από τους ιστούς του ασθενή και συγκεκριμένα του προστάτη. Τα αντικείμενα που αγγίζει ή χρησιμοποιεί ο ασθενής **δεν** γίνονται ραδιενεργά. Επίσης, τα ούρα, τα κόπρανα και τα σωματικά υγρά που εκκρίνει ο ασθενής **δεν** είναι ραδιενεργά. Ο ασθενής μετά το πέρας της επέμβασης δεν κρίνεται αναγκαίο να παραμείνει εντός του ακτινοθεραπευτικού τμήματος για λόγους ακτινοπροστασίας του κοινού και δεν κρίνεται «επικίνδυνος» για το κοινό και τους συγγενείς του. Παρ' όλα αυτά, για λόγους βελτιστοποίησης δίδονται κάποιες οδηγίες στον ασθενή κατά την έξοδό του από το τμήμα ακτινοθεραπείας. Οι οδηγίες αυτές συνοψίζονται στα παρακάτω:

- Συστήνεται η αποχή από τις σεξουαλικές δραστηριότητες για δυο εβδομάδες μετά την εμφύτευση
- Τα παιδιά δε θα πρέπει να κάθονται στα πόδια του ασθενή για τις πρώτες δυο εβδομάδες
- Οι έγκυες γυναίκες θα πρέπει να αποφεύγουν την άμεση και παρατεταμένη επαφή με τον ασθενή για τις δύο πρώτες εβδομάδες. Αν η έγκυος κρατά μια απόσταση ασφαλείας περίπου 1 m από τον ασθενή τότε δεν υπάρχει κανένα χρονικό όριο για την παραμονή της κοντά στον ασθενή.
- Παρόλο που δεν είναι σύνηθες υπάρχει μικρή πιθανότητα κάποιο εμφύτευμα να αποβληθεί κατά την ούρηση. Στην περίπτωση αυτή ο ασθενής θα πρέπει να ενημερώσει τον ιατρό του και να ακολουθήσει τις διαδικασίες που του έχουν δοθεί από αυτόν.
- Ο ασθενής θα πρέπει να έχει μαζί του πάντα ένα χαρτί το οποίο θα αναφέρει ότι έχει υποβληθεί σε θεραπεία με μόνιμα ραδιενεργά εμφυτεύματα σε περίπτωση ατυχήματος ή θανάτου του.

11.8.2 Ραδιενεργά κατάλοιπα

Ως ραδιενεργά κατάλοιπα θεωρούνται οι ραδιενεργές πηγές βραχυθεραπείας, οι οποίες δεν χρησιμοποιούνται λόγω μείωσης της ενεργότητας τους. Οι πηγές αυτές επιστρέφονται στις κατασκευάστριες εταιρείες σύμφωνα με την Ελληνική νομοθεσία. Η εισαγωγή μιας ραδιενεργού πηγής στη χώρα δεν πραγματοποιείται αν δεν έχει κατατεθεί εκ των προτέρων στην ΕΕΑΕ υπογεγραμμένη δέσμευση του κατασκευαστή ότι θα παραλάβει την πηγή μετά το πέρας της ωφέλιμης χρήσης της.

11.8.3 Μεταφορά πηγών

Η μεταφορά ραδιενεργών πηγών έχει περιγραφεί στο Κεφάλαιο 10 (παρ. 10.12).

11.9 Διασφάλιση ποιότητας

11.9.1 Σύστημα Διασφάλισης ποιότητας

Το σύστημα διασφάλισης ποιότητας αποτελεί το σύνολο των οδηγιών και συστηματικών ενεργειών που έχουν σαν στόχο τη βελτίωση των ιατρικών υπηρεσιών και την οικοδόμηση των αναγκαίων μέτρων εμπιστοσύνης για τις υπηρεσίες αυτές. Σε ένα τμήμα ακτινοθεραπείας ο τελικός στόχος αυτών των ενεργειών είναι η διασφάλιση της ορθότητας της θεραπείας του ασθενή, η ελαχιστοποίηση της πιθανότητας λάθους στην κλινική πράξη και τελικά η κλινική αντιμετώπιση του ασθενή να γίνει με τον βέλτιστο δυνατό τρόπο.

Στο πλαίσιο αυτής της διαδικασίας περιλαμβάνονται:

- Οι ποιοτικοί έλεγχοι των συστημάτων
- Τα πρωτόκολλα των ποιοτικών ελέγχων
- Τα αρχεία που πρέπει να τηρούνται (Log book, αρχεία τεχνικής υποστήριξης, αρχεία δοσιμέτρησης)
- Γραπτές διαδικασίες αντιμετώπισης ατυχημάτων
- Η διαρκής εκπαίδευση και επιμόρφωση του προσωπικού
- Η βαθμονόμηση κι ο έλεγχος των οργάνων που χρησιμοποιούνται
- Τα προγράμματα διασύγκρισης (ανεξάρτητος έλεγχος)

Η διασφάλιση ποιότητας απαιτεί τη συνεργασία όλων των μελών του προσωπικού (ακτινοθεραπευτές, ακτινοφυσικοί, τεχνολόγοι-χειριστές, τεχνικοί, νοσηλεύτες) τα οποία έχουν διακριτούς ρόλους στην αλυσίδα.

11.9.2 Έλεγχοι ποιότητας εξοπλισμού

Οι ποιοτικοί έλεγχοι όλων των συστημάτων εκπομπής ακτινοβολιών σε ένα τμήμα ακτινοθεραπείας περιλαμβάνουν όλες τις απαραίτητες μετρήσεις και ενέργειες που απαιτούνται για την εκτίμηση, βελτίωση και σταθερή απόδοσή τους με στόχο το καλύτερο δυνατό κλινικό αποτέλεσμα και την ακτινοπροστασία τόσο του ασθενή όσο και του προσωπικού. Το πρόγραμμα ποιοτικού ελέγχου κάθε συστήματος περιλαμβάνει:

- τους ελέγχους αποδοχής κατά τους οποίους διασφαλίζεται ότι ο εξοπλισμός λειτουργεί σύμφωνα με τις προδιαγραφές της κατασκευάστριας εταιρείας και πραγματοποιείται κατά την παραλαβή του εξοπλισμού και
- τους περιοδικούς ελέγχους κατά τους οποίους διασφαλίζεται η συνεχής ικανοποιητική λειτουργία του εξοπλισμού κατά την χρήση του. Η συχνότητα και η εκτέλεση αυτών των ελέγχων ορίζεται από επιστημονικά τεκμηριωμένα πρωτόκολλα.

11.9.2.1 Ποιοτικός έλεγχος κλασσικού εξομοιωτή

Συνοπτικά οι βασικότεροι έλεγχοι που πρέπει να πραγματοποιούνται σε ένα σύστημα εξομοίωσης είναι οι εξής:

- Έλεγχος ισοκέντρου
- Ταύτιση οπτικού πεδίου με το πεδίο ακτινοβολήσης
- Ακρίβεια kV
- Ακρίβεια χρονομέτρου
- Μέτρηση παροχής ακτινοβολίας
- Διακριτική Ικανότητα υψηλής και χαμηλής αντίθεσης του ενισχυτή εικόνας

11.9.2.2 Ποιοτικός έλεγχος συστήματος σχεδιασμού θεραπείας (Σ.Σ.Θ)

Συνοπτικά οι βασικότεροι έλεγχοι που πρέπει να πραγματοποιούνται στο σύστημα σχεδιασμού θεραπείας είναι οι εξής:

- Έλεγχος των δοσιμετρικών παραμέτρων που εισάγονται στο Σ.Σ.Θ (καμπύλες δόσης βάθους για τις δέσμες φωτονίων και ηλεκτρονίων, προφίλ δόσεων με και χωρίς την ύπαρξη σφηνοειδών φίλτρων – wedges)
- Έλεγχος των παραγόντων απορρόφησης των trays που χρησιμοποιούνται για την τοποθέτηση των blocks και των σφηνοειδών φίλτρων

11.9.2.3 Ποιοτικός έλεγχος γραμμικών επιταχυντών

Συνοπτικά οι βασικότεροι έλεγχοι που πρέπει να πραγματοποιούνται στους γραμμικούς επιταχυντές είναι οι εξής:

- Έλεγχος μηχανικών παραμέτρων (κινήσεις κεφαλής, τράπεζας, ενδείξεις γωνιών περιστροφής)
- Σύμπτωση φωτεινού πεδίου με πεδίο ακτινοβολίας
- Έλεγχος μεγέθους πεδίου
- Ακρίβεια οπτικού δείκτη απόστασης εστίας επιφάνειας (τηλέμετρο)
- Έλεγχος μηχανικού ισοκέντρου
- Ακρίβεια laser τοποθέτησης
- Μέτρηση παροχής ακτινοβολίας (cGy/MU)
- Ομοιογένεια και συμμετρία δέσμης

11.9.2.4 Ποιοτικοί έλεγχοι συστημάτων ασφαλείας

- Έλεγχος καλής λειτουργίας διακοπών έκτακτης ανάγκης (emergency buttons)
- Έλεγχος καλής λειτουργίας interlocks – κλειθρών ασφαλείας
- Έλεγχος καλής λειτουργίας φωτεινών ενδείξεων της κατάστασης της δέσμης (ON, OFF, STANDBY) στην κονσόλα χειρισμού
- Έλεγχος καλής λειτουργίας φωτεινών και ηχητικών σημάτων στις εισόδους των θαλάμων
- Έλεγχος καλής λειτουργίας μετρητή ακτινοβολίας χώρου στις μονάδες Co-60 και στους θαλάμους βραχυθεραπείας

11.9.2.5 Ποιοτικοί έλεγχοι συστημάτων βραχυθεραπείας (LDR, HDR)

Συνοπτικά οι βασικότεροι έλεγχοι που πρέπει να πραγματοποιούνται στα συστήματα βραχυθεραπείας είναι:

- Έλεγχοι συστημάτων ασφαλείας (interlocks, διακόπτες έκτακτης ανάγκης, φωτεινά σήματα κατάστασης πηγής, μετρητής ακτινοβολίας χώρου, κλειστό κύκλωμα παρακολούθησης ασθενή)
- Ακρίβεια χρονομέτρου
- Έλεγχος της θέσης της πηγής με χρήση αυτοραδιογραφίας
- Έλεγχος της ενεργότητας της πηγής (διορθωτικός παράγοντας διάσπασης της πηγής)

11.9.3 Ανεξάρτητος έλεγχος

Με τον όρο ανεξάρτητος έλεγχος ή προγράμματα διασύγκρισης εννοούμε τον έλεγχο τμήματος ή του συνόλου των διαδικασιών από έναν ανεξάρτητο φορέα που στόχο έχει την ανάδειξη προβλημάτων και σφαλμάτων που δεν μπορούν να εντοπιστούν με τα εσωτερικά προγράμματα διασφάλισης ποιότητας ενός τμήματος ακτινοθεραπείας. Αυτά συνήθως αφορούν στη μέτρηση της παροχής των συστημάτων ακτινοβολίας με συγκεκριμένες συνθήκες

μέτρησης (πεδίο ακτινοβολίας, βάθος σημείου μέτρησης, χρήση συγκεκριμένων ομοιωμάτων), οι οποίες πραγματοποιούνται και συγκρίνονται από δύο ανεξάρτητους φορείς. Το Εργαστήριο Βαθμονόμησης Ιοντιζουσών Ακτινοβολιών (Ε.Β.Ο.Ι.Α.) της ΕΕΑΕ πραγματοποιεί τέτοιες μετρήσεις στα ακτινοθεραπευτικά τμήματα και τα αποτελέσματα εκφράζονται ως ο λόγος της μετρούμενης από το Ε.Β.Ο.Ι.Α. παροχής του συστήματος προς αυτή που μετράται από το ακτινοθεραπευτικό κέντρο.

11.10 Ατυχήματα

Τα ατυχήματα σε ένα τμήμα ακτινοθεραπείας μπορεί να οφείλονται σε μηχανικές βλάβες ή στον ανθρώπινο παράγοντα. Σε κάθε περίπτωση, το προσωπικό πρέπει να είναι σε θέση να τα αντιμετωπίσει ή να περιορίσει την πιθανότητα να συμβούν.

Μερικές από τις συνήθεις πηγές σφαλμάτων που συμβαίνουν σε μία θεραπεία είναι:

- Μεταφορά δεδομένων (π.χ. από την εξομοίωση στην κάρτα του ασθενή, από το σύστημα σχεδιασμού στο μηχάνημα)
- Ελλιπής επικοινωνία μεταξύ του προσωπικού (π.χ. ο ασθενής έκανε θεραπεία χωρίς να ληφθεί υπόψη η γενική αίματος, έγινε η εξομοίωση χωρίς να ερωτηθεί ο ιατρός για την χρήση ή όχι σκιαγραφικού)
- Ασαφείς-ελλιπείς οδηγίες στην κάρτα (π.χ. ελλιπείς οδηγίες από την εξομοίωση ή από το τμήμα φυσικής για την τοποθέτηση του ασθενή στο μηχάνημα)
- Μη συμμόρφωση με τις οδηγίες (π.χ. αγνοήθηκαν αλλαγές που έγιναν βάσει των εντοπιστικών και είχαν καταγραφεί στην κάρτα θεραπείας- αγνοήθηκε ο προγραμματισμός της θεραπείας για αλλαγή φάσης)
- Λανθασμένη απόσταση εστίας δέρματος
- Χρησιμοποίηση άλλου φίλτρου ή έλλειψη φίλτρου
- Προστατευτικά μολύβια (blocks) σε λάθος θέση
- Λανθασμένες διαστάσεις πεδίων
- Χρήση άλλης ενέργειας δέσμης
- Λανθασμένος αριθμός MU

Αυτό που πρέπει να γίνει κατανοητό είναι ότι όπως σε κάθε επάγγελμα έτσι και στο εργαστήριο Ακτινοθεραπείας είναι δυνατό να συμβεί κάποιο λάθος ακόμα και αν υπάρχουν εξαντλητικά και λεπτομερή προγράμματα διασφάλισης ποιότητας και διαδικασίες. Αν αντιληφθείτε οποιοδήποτε λάθος-σφάλμα θα πρέπει να το καταγράψετε και να ενημερώσετε αμέσως τον ακτινοφυσικό και τον θεράποντα ιατρό. Τις περισσότερες φορές τα λάθη στην ακτινοθεραπεία, λόγω του μεγάλου αριθμού συνεδριών, μπορούν να διορθωθούν αρκεί να γίνουν γνωστά. Σε καμία περίπτωση δεν πρέπει να αποσιωπηθεί το συμβάν.

Αν στην αντίθετη περίπτωση πιστεύετε ότι έγινε κάποιο ατύχημα “εις βάρος σας” (δηλαδή ακτινοβοληθήκατε εσείς) τότε θα πρέπει επίσης να ενημερώσετε τον ακτινοφυσικό και να επικοινωνήσετε με την ΕΕΑΕ. Από το προσωπικό δοσίμετρο σας θα γίνει μια άμεση εκτίμηση της δόσης που δεχθήκατε και θα πραγματοποιηθούν περαιτέρω ενέργειες αν διαπιστωθεί πρόβλημα. **Γι’ αυτό, είναι απαραίτητο να φοράτε πάντα το προσωπικό σας δοσίμετρο.**

Επίσης, είναι δυνατό να συμβεί κάποιο ατύχημα κατά τη διαδικασία βραχυθεραπείας με σύστημα αυτόματης μεταφόρτωσης ή εξωτερικής θεραπείας σε σύστημα με πηγή Co-60. Το πιο συχνό συμβάν είναι η μη επιστροφή της πηγής στη θωράκιση της. Για τέτοιες περιπτώσεις είναι απαραίτητο να υπάρχουν αναλυτικές γραπτές διαδικασίες αντιμετώπισης ατυχημάτων.

Το πρώτο που πρέπει να γίνει είναι η ενεργοποίηση των συστημάτων διακοπής της θεραπείας. Αν αυτά δεν ανταποκριθούν τότε είναι αναγκαία η είσοδος στον θάλαμο και η πραγματοποίηση ενεργειών σύμφωνα με τον κατασκευαστή του συστήματος, ώστε να επιστρέψει η πηγή στη θωράκιση της χειροκίνητα ή να κοπεί το συρματόσχοινο που τη συγκρατεί και να τοποθετηθεί σε ειδικά θωρακισμένο δοχείο.

Το προσωπικό πρέπει να είναι εκπαιδευμένο για την αντιμετώπιση τέτοιων περιστατικών, ώστε ο χρόνος αντίδρασης να είναι ελάχιστος. Όσο μικρότερος είναι χρόνος αντίδρασης τόσο μικρότερη είναι η δόση που θα λάβει όποιος πραγματοποιήσει τη διαδικασία και ασφαλώς μικρότερη θα είναι και η «λανθασμένη» δόση που θα λάβει ο ασθενής. Μετά τη θεραπεία ο ασθενής πρέπει οπωσδήποτε να ελέγχεται για ακτινοβολία, ώστε να αποκλειστεί η πιθανότητα παρουσίας πηγής στο σώμα του στην περίπτωση που έχει υποβληθεί σε βραχυθεραπεία.

Επιλεγμένη Βιβλιογραφία

1. Ιατρική Φυσική: Διαγνωστικές & Θεραπευτικές εφαρμογές των ακτινοβολιών, Επιμέλεια Ε. Γεωργίου, ISBN: 978-960-399-905-8 (Εκδόσεις Π. Χ. Πασχαλίδης ΕΠΕ)
2. Οδηγία 96/29 Euratom (31/5/96), “για τον καθορισμό των βασικών κανόνων ασφάλειας για την προστασία της υγείας των εργαζομένων και του πληθυσμού”.
3. Οδηγία 97/43 Euratom (30/5/97), “για την προστασία της υγείας από τους κινδύνους κατά την έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία για ιατρικούς λόγους.
4. Κανονισμοί Ακτινοπροστασίας (ΚΥΑ 1014 (ΦΟΡ) 94, ΦΕΚ 216, 6 Μαρτίου 2001).
5. UNSCEAR, 2000. Sources and Effects of Ionizing Radiation. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation Report to the General Assembly with Scientific Annexes.Vol. II: Effects. United Nations, New York, NY.
6. UNSCEAR, 2001. Hereditary Effects of Ionizing Radiation. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation Report to the General Assembly with Scientific Annexes, United Nations, New York, NY.
7. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, “International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources Safety”, Series No. 115., VIENNA, 1996
8. ICRP Publication 60: 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection Volume 60. Annals of the ICRP Volume 21/1-3 . By International Commission on Radiological Protection. Copyright 1991
9. ICRP Publication 103: Recommendations of the ICRP. Annals of the ICRP Volume 37/2-4. By International Commission on Radiological Protection. Copyright 2007
10. European Commission: Radiation Protection 100 “Guidance for protection of unborn children and infants irradiated due to parental medical exposures”, 1998.
11. Dowdey GE, Murry RE, Curry TS, Christensen’s Physics of Diagnostic Radiology, Lea & Febiger 1990
12. Hendee WR, Ritenour ER, Medical Imaging Physics, Wiley-Liss 2002
13. Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Jr, Boone JM. The essential physics of medical imaging. Lippincott: Williams & Wilkins, 2nd ed. 2002
14. Sharp PF, Gemmell HG, Murray AD, Practical Nuclear Medicine, Springer 2005
15. IAEA Training Material, διαθέσιμο ηλεκτρονικά: http://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/AdditionalResources/Training/1_TrainingMaterial/index.htm

