

Σημειώσεις Ακτινοπροστασίας για τους
Παρασκευαστές των εργαστηρίων Πυρηνικής Ιατρικής

Εκπαιδευτικό Υλικό

Φεβρουάριος 2012

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

1. Αρχές της ακτινοπροστασίας κατά τις ιατρικές εκθέσεις σε ακτινοβολία	3
1.1 Αρχή της αιτιολόγησης στις ιατρικές εκθέσεις	3
1.2 Αρχή της βελτιστοποίησης στις ιατρικές εκθέσεις.....	3
2. ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ ΠΥΡΗΝΙΚΗΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ.....	5
2.1 Πηγές ακτινοβολίας – Ραδιοφάρμακα.....	5
2.2 Γεννήτρια Mo99/Tc99m.....	6
2.3 Ραδιονουκλίδια για θεραπεία	7
2.4 Μέτρηση της δοσολογίας του ραδιοφαρμάκου	8
2.6 Μετρητής επιφανειακής ραδιορρύπανσης.....	9
2.7 Μετρητής γ-ακτινοβολίας για IN VITRO προσδιορισμούς	9
2.8 Μετρητής β-ακτινοβολίας (υγρός σπινθηριστής).....	12
2.9 Η γ-camera	12
2.10 Τομογραφική γ-camera (SPECT).....	22
2.11 PET/CT.....	23
2.12 ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑ ΠΡΟΣΩΠΙΚΟΥ	34
2.13 ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑ ΑΣΘΕΝΟΥΣ	48
2.14 ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑ ΣΥΓΓΕΝΩΝ ΚΑΙ ΚΟΙΝΟΥ	49
2.15 Ραδιενεργά κατάλοιπα.....	51
2.16 Μεταφορά ραδιοφαρμάκων.....	52
2.17 ΔΙΑΣΦΑΛΙΣΗ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ.....	54
2.18 ΑΤΥΧΗΜΑΤΑ	57
Επιλεγμένη Βιβλιογραφία	60

1. 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,

1.1 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 θεραπευομένου :*

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.*

1.2 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. του βιβλίου «Μαθήματα Ακτινοπροστασίας για χειριστές ιατρικών μηχανημάτων ιοντιζουσών ακτινοβολιών».

Ειδικότερα η διαδικασία βελτιστοποίησης πρέπει να περιλαμβάνει την επιλογή του κατάλληλου ραδιοφαρμάκου - 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 ιοντιζουσών ακτινοβολιών
- 4) της εκτίμησης και αξιολόγησης των δόσεων του ασθενούς ή της χορηγούμενης ραδιενέργειας,
- 5) της συνεχούς εκπαίδευσης του προσωπικού,
- 6) της χρήσης διαγνωστικών επιπέδων αναφοράς τα οποία αναλύονται στη συνέχεια.

Τα ιατρικά εργαστήρια ακτινοβολιών πρέπει να διαθέτουν τον κατάλληλο εξοπλισμό (μετρητικά και απεικονιστικά συστήματα) και τα συναφή προς αυτόν εξαρτήματα (π.χ. κατευθυντήρες, προστατευτικές καλύπτρες συρριγγών και φιαλιδίων, συστήματα ακινητοποίησης ασθενών) που είναι αναγκαία για την ακτινοπροστασία κατά τις ιατρικές εκθέσεις πέραν των άλλων και των ευαίσθητων ομάδων πληθυσμού 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 το σύνολο των εργασιών που πραγματοποιούνται στο εργαστήριο π.χ. προετοιμασία-χορήγηση ραδιοφαρμάκων, πρωτόκολλα απεικόνισης, διαχείριση ραδιενεργών καταλοίπων, έλεγχοι ποιότητας του εξοπλισμού, προστασία και δοσιμετρία ασθενών και ειδικότερα των γυναικών σε αναπαραγωγική ηλικία, εγκυμοσύνη ή γαλουχία όσο και του κυοφορούμενου ή θηλάζοντος

παιδιού. Πρόσθετα θα πρέπει να υπάρχουν ανηρημένες σε εμφανή θέση προειδοποιητικές πινακίδες για την ανάγκη ενημέρωσης από το θεράποντα ιατρό σε 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 ασθενούς σε ακτινοβολία είναι αποδεκτή, μόνον όταν η προτεινόμενη εξέταση ή θεραπεία είναι κλινικά αιτιολογημένη και η ακτινοπροστασία του ασθενούς κατά την εφαρμοζόμενη πρακτική βελτιστοποιημένη.

Στα πλαίσια της βελτιστοποίησης της ακτινοπροστασίας του ασθενούς 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 εξετάσεις τις πυρηνικής ιατρικής εκφράζονται ως χορηγούμενη ενεργότητα (MBq).

Στον Πίνακα 1, δίδεται η μέση ενεργός δόση για κάποιες τυπικές εξετάσεις τις πυρηνικής ιατρικής αντίστοιχα. Στην τελευταία στήλη του πίνακα αναγράφονται τα εθνικά ΔΕΑ όπως καθορίστηκαν από την ΕΕΑΕ το 2007.

Εξέταση	Ισότοπο	Μέση Ενεργός Δόση (mSv)	Εθνικά 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 πνευμόνων αιμάτωσης	^{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 αδένια	¹³¹ I	6.0	7
Ολόσωμο σπινθηρογράφημα	¹³¹ I	-	180

Πίνακας 1: Τιμές ενεργών δόσεων [UNCSEAR Report 2000] και εθνικά διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς (ΔΕΑ) για τυπικές εξετάσεις Πυρηνικής Ιατρικής.

2. ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ ΠΥΡΗΝΙΚΗΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ

Βάση της Ελληνικής Νομοθεσίας, τα εργαστήρια Πυρηνικής Ιατρικής κατατάσσονται σε τρεις κατηγορίες (A-1, A-2 και A-3) αναλόγως με τις εφαρμογές που πραγματοποιούνται σε αυτά, όπως φαίνεται στον πίνακα 2. Υπάρχουν εφαρμογές όπου ο ασθενής δεν έρχεται καθόλου σε επαφή με πηγές ακτινοβολίας (εξετάσεις *in vitro* σε βιολογικά δείγματα). Ωστόσο, στις περισσότερες ιατρικές εφαρμογές 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. 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.

Κατηγορία	Ιατρικές Εφαρμογές		
	<i>in vitro</i>	<i>in vivo</i>	Θεραπευτικές
A-1	+		
A-2	+	+	+*
A-3	+	+	+

Πίνακας 2. Κατηγοριοποίηση των εργαστηρίων Πυρηνικής Ιατρικής με βάση τις ιατρικές εφαρμογές που πραγματοποιούνται σε αυτό. (* βλ. Κανονισμό ακτινοπροστασίας §4.5)

2.1 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-3 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 Tc^{99m} (Τεχνήτιο). Στην στήλη T_p αναγράφονται ο φυσικός **χρόνος ημιζωής** του κάθε ραδιοϊσοτόπου (βλ. παρ.2.4.8 του βιβλίου «Μαθήματα Ακτινοπροστασίας για χειριστές ιατρικών μηχανημάτων ιοντιζουσών ακτινοβολιών»). Συχνά, η **ημιζωή** αναφέρεται και ως **υποδιπλασιασμός**.

Ραδιοϊσότοπο	ΕΝΕΡΓΕΙΑ γ	T_p	ΧΡΗΣΗ
Tc^{99m}	140 keV	6 ώρες	Διαγνωστικές εξετάσεις οστών, νεφρών, ήπατος, εγκεφάλου κ.ά.
I^{131}	364 keV	8.04 ημέρες	Διαγνωστικά τεστ θυρεοειδούς, θεραπεία υπερθυρεοειδισμού και καρκίνου θυρεοειδούς
I^{123}	159 keV	13.3 ημέρες	Διαγνωστικά τεστ για θυρεοειδή.

Ραδιοϊσότοπο	ΕΝΕΡΓΕΙΑ γ	T_p	ΧΡΗΣΗ
			Σήμανση με άλλες ενώσεις
Ga^{67}	93 keV 184 keV 300 keV 393 keV	3.2 ημέρες	Εντόπιση φλεγμονών και όγκων
Tl^{201}	67-82 keV 135 keV 167 keV	3.1 ημέρες	Απεικόνιση μυοκαρδίου, παραθυρεοειδών αδένων
In^{111}	171 keV 247 keV	2.8 ημέρες	Δεξαμενογραφία εγκεφάλου, απεικόνιση υποφύσεως, σήμανση αιμοπεταλίων

Πίνακας-3: 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:

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

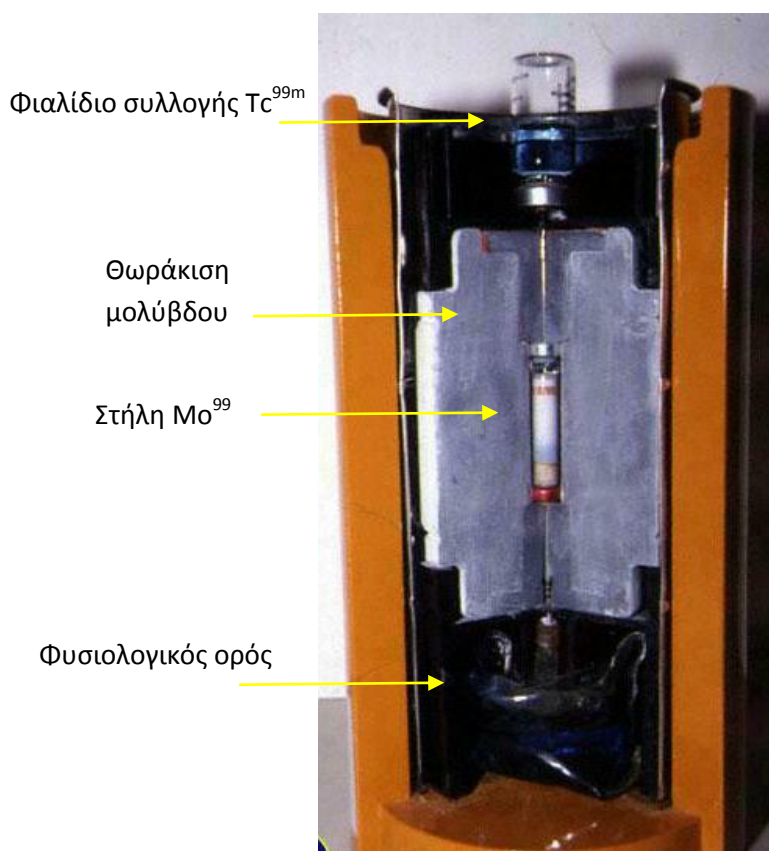
Ο ενεργός χρόνος υποδιπλασιασμού είναι πάντοτε μικρότερος από τον φυσικό και από τον βιολογικό.

2.2 Γεννήτρια Mo^{99}/Tc^{99m}

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, το πιο διαδεδομένο ραδιονουκλίδιο στην Πυρηνική Ιατρική είναι το Tc^{99m} 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 Tc^{99m} (βλ. Σχήμα 1) η οποία προμηθεύεται στο εργαστήριο και είναι ικανή να το τροφοδοτεί καθημερινά για μια ή και δυο εβδομάδες.

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

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



Σχήμα 1: Τομή γεννήτριας παραγωγής Tc^{99m}

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

Όπως φαίνεται στο Σχήμα 1, η στήλη Mo^{99} περιβάλλεται από θωράκιση μολύβδου για τη μείωση της ακτινοβολίας που εκπέμπει τόσο το ίδιο όσο και το θυγατρικό του Tc^{99m} . 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).

2.3 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. Ένα σημαντικό πλεονέκτημα των μεθόδων Πυρηνικής Ιατρικής είναι η ακτινοβολία 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 (I^{131}). Το I^{131} 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 βεληνεκούς τους στον ιστό, εναποθέτουν την ενέργεια τους τοπικά καταστρέφοντας έτσι τα καρκινικά κύτταρα και προκαλώντας σχετικά αμελητέα βλάβη στους γειτονικούς υγιείς ιστούς.

Στον Πίνακα-4 δίνονται μερικά από τα ραδιοϊσότοπα που χρησιμοποιούνται για θεραπευτικούς σκοπούς και οι αντίστοιχες ενεργότητες χορήγησης.

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

Πίνακας-4: Ραδιονουκλίδια για θεραπευτικούς σκοπούς

2.4 Μέτρηση της δοσολογίας του ραδιοφαρμάκου

Η μέτρηση της ραδιενέργειας (ενεργότητας) πραγματοποιείται με τον μετρητή των χορηγούμενων δόσεων ακτινοβολίας στους ασθενείς (dose calibrator) (Σχήμα 2), όπου το ραδιονουκλίδιο εισέρχεται μέσα στο πηγάδι του θαλάμου ιονισμού αερίου. Σε αυτή την περίπτωση αυτό που μετράται αρχικά, είναι το φορτίο ιονισμού το οποίο προκαλείται από την εκπεμπόμενη ακτινοβολία του ραδιονουκλιδίου που αλληλεπιδρά με το αέριο του θαλάμου. Στην συνέχεια, το φορτίο μετατρέπεται στο ηλεκτρόμετρο σε ηλεκτρικό σήμα, ενισχύεται, διαμορφώνεται και τελικά εμφανίζεται στην οθόνη σε σχετικά μικρό χρονικό διάστημα σε μονάδες ραδιενέργειας (ενεργότητας) (Bq ή Ci).

Όταν το ραδιοφάρμακο παρασκευαστεί, πρέπει να μετρηθεί η ενεργότητα του ώστε με προσθαφαίρεση να ετοιμασθεί η κατάλληλη ενεργότητα χορήγησης



Σχήμα 2: Βαθμονομητής ενεργότητας

Στον Πίνακα 5, δίνονται για διάφορες εξετάσεις οι ενεργότητες του αντίστοιχου ραδιοφαρμάκου.

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

Πίνακας 5: Τυπικές τιμές ενεργότητας χορηγουμένων ραδιοφαρμάκων για διάφορες εξετάσεις.

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

2.6 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 3) ο οποίος είναι αρκετά ευαίσθητος και επιτρέπει την ανίχνευση μικρών ποσοτήτων ακτινοβολίας.

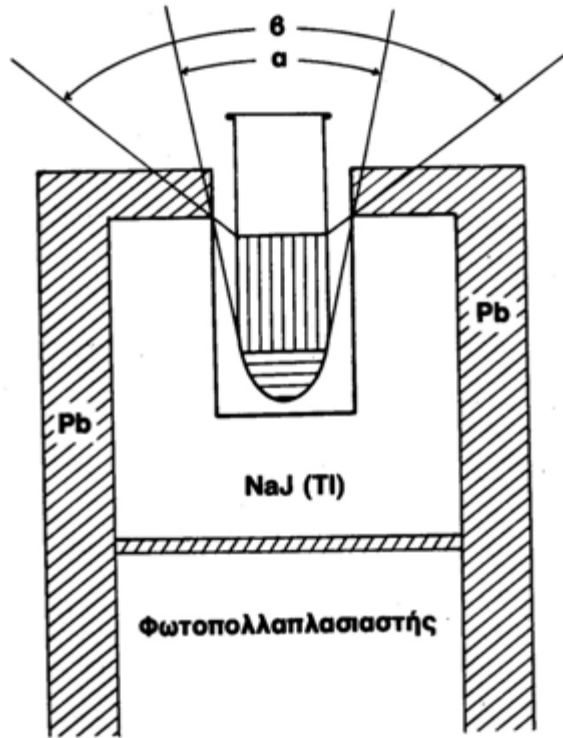


Σχήμα 3: Μετρητής επιφανειακής ραδιορρύπανσης.

Συνήθως η ένδειξη είναι σε Bq/cm² 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.

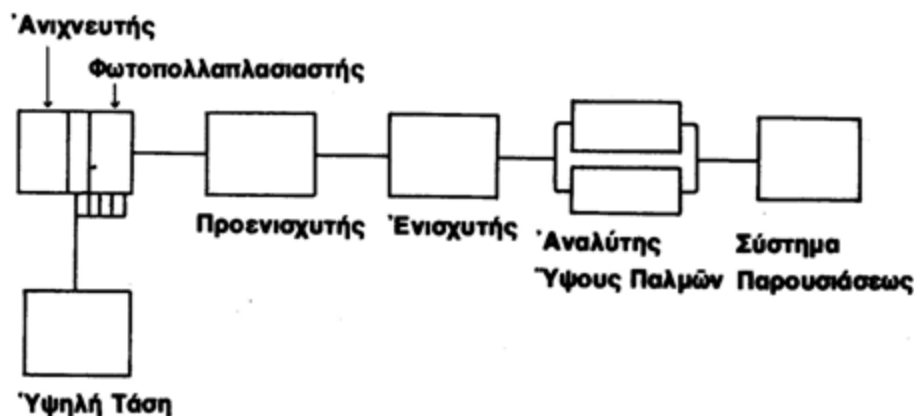
2.7 Μετρητής γ-ακτινοβολίας για IN VITRO προσδιορισμούς

Σχεδόν όλοι οι μετρητές γ-ακτινοβολίας στο in vitro τμήμα της Πυρηνικής Ιατρικής, βασίζονται σε ανιχνευτή σπινθηρισμών με κρύσταλλο ιωδιούχου νατρίου με προσμίξεις θαλίου (NaI(Tl)). Ο κρύσταλλος αυτός έχει ‘ομοαξονικό’ πηγάδι (φρεάτιο) στο οποίο εισέρχεται το προς μέτρηση ραδιενεργό δείγμα (φιαλίδιο). Η απόδοση της μέτρησης ελαττώνεται όσο αυξάνεται ο όγκος του δείγματος. Ο κρύσταλλος θωρακίζεται πλαγίως με μόλυβδο για να μειωθεί το background (βλέπε σχήμα 4).



Σχήμα 4: Σχηματική παράσταση απαριθμητή σπινθηρισμών τύπου φρεατίου. Το δοκιμαστικό σωληνάριο με το ραδιενεργό δείγμα έχει τοποθετηθεί στο φρεάτιο του κρυστάλλου. Ο κρύσταλλος είναι θωρακισμένος με μόλυβδο και επικοινωνεί με τον φωτοπολλαπλασιαστή. Ο κρύσταλλος δέχεται όλα τα φωτόνια που εκπέμπει το ραδιονουκλίδιο εκτός από εκείνα που μεταδίδονται στην στερεά γωνία α ή στην στερεά γωνία β .

Οι ακτίνες- γ που απορροφώνται ή σκεδιάζονται στον κρύσταλλο δημιουργούν σπινθηρισμούς, οι οποίοι στην συνέχεια μετατρέπονται σε ηλεκτρόνια στην φωτοκάθοδο του φωτοπολλαπλασιαστή με τον οποίο ο κρύσταλλος έχει οπτική σύνδεση. Τα ηλεκτρόνια αυτά ενισχύονται από τον φωτοπολλαπλασιαστή με την χρήση θετικά φορτισμένων δυνόδων και ενός αυξανόμενου ηλεκτρικού πεδίου που εφαρμόζεται μεταξύ αυτών. Αυτή η ενισχυμένη δέσμη ηλεκτρονίων συλλέγεται στην άνοδο ως ηλεκτρικό σήμα το οποίο σήμα τροφοδοτεί τα συνδεδεμένα ηλεκτρονικά κυκλώματα για περαιτέρω ενίσχυση, ανάλυση ύψους παλμών και μέτρηση (βλέπε σχήμα 5).



Σχήμα 5: Σχηματική παράσταση οργάνου μετρήσεων χρησιμοποιούμενου στην πυρηνική ιατρική.

Λόγω των διαφορετικών τρόπων αλληλεπίδρασης των ακτίνων- γ με την ύλη, οι σπινθηρισμοί που εκπέμπονται από τον κρύσταλλο διαφέρουν σε ένταση και επομένως οι παραγόμενοι ηλεκτρικοί παλμοί διαφέρουν αντιστοίχως σε ύψος.

Για ακτινοβολία- γ δεδομένης ενέργειας, το τυπικό φάσμα ύψους παλμών περιλαμβάνει ένα ευρή συνεχές φάσμα που αντιπροσωπεύει την σκεδαζόμενη ακτινοβολία λόγω φαινομένου Compton καθώς και την φωτοκορυφή λόγω φωτοηλεκτρικού φαινομένου. Το εύρος της φωτοκορυφής που χαρακτηρίζει την ικανότητα του ανιχνευτή να διακρίνει ακτινοβολίες λίγο διαφορετικών ενεργειών, εξαρτάται από τις διαστάσεις του καθώς και από άλλα χαρακτηριστικά του κρυστάλλου.

Η ευαισθησία (sensitivity) του κρυστάλλου NaI(Tl) για 'in vitro' μετρήσεις γ -ακτινοβολίας, εξαρτάται από τις διαστάσεις του κρυστάλλου (πάχος). Για το I-125 με ενέργεια φωτονίων 30keV, το πάχος του κρυστάλλου είναι μικρό. Επίσης λόγω του ότι ο κρύσταλλος NaI είναι υγροσκοπικός (απορροφάει υγρασία), ο κρύσταλλος είναι στεγανοποιημένος (π.χ με Al).

Τα ηλεκτρονικά κυκλώματα των 'in vitro' μετρητών γ -ακτινοβολίας συνήθως περιλαμβάνουν προενισχυτή, ενισχυτή, αναλυτή ύψους παλμών, καταμετρητές (scaler-timer). Το gain των φωτοπολλαπλασιαστών αυξάνεται ή μειώνεται με την ρύθμιση της υψηλής τάσης που εφαρμόζεται στο σύστημα. Ως συστήματα παρουσίασης των αποτελεσμάτων των μετρήσεων των κρούσεων καθώς και της χρονικής διάρκειας κάθε μέτρησης, χρησιμοποιούνται η οθόνη και ο εκτυπωτής.

Η απόδοση ενός μετρητικού συστήματος στην Πυρηνική Ιατρική εξαρτάται από το είδος, το σχήμα και το μέγεθος του ανιχνευτή, την απόσταση πηγής ακτινοβολίας – ανιχνευτή, το είδος και την ενέργεια της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας, τον σκεδασμό της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας, το χρησιμοποιούμενο ηλεκτρονικό σύστημα, το είδος του χρησιμοποιούμενου κατευθυντήρα κ.τ.λ.

2.8 Μετρητής β-ακτινοβολίας (υγρός σπινθηριστής)

Εκτός της γ-ακτινοβολίας, πολλά ραδιοϊσότοπα εκπέμπουν σωματίδια β, των οποίων η ενέργεια δεν είναι αρκετή για να διεγείρει τα άτομα του κρυστάλλου NaI(Tl). Έτσι έγινε προσπάθεια για την εύρεση ενδιάμεσου μέσου, το οποίο να μετατρέπει την ενέργεια των σωματιδίων β σε φωτόνια, ώστε να διεγερθεί ο κρύσταλλος NaI(Tl). Πρόκειται για την χρήση «υγρού σπινθηριστή», το οποίο συνήθως είναι μίγμα P.P.O. (Diphenyl 2,5 oxazole) και P.O.P.O.P. (p-phenyl-5-oxazole-2,2') των οποίων τα μόρια (παρουσία κατάλληλου οργανικού διαλύτη) έχουν την ιδιότητα να εκπέμπουν φωτόνια ορατής ακτινοβολίας όταν διεγερθούν από σωματίδια β.

Όσο μεγαλύτερη είναι η ενέργεια των σωματιδίων β (π.χ. 18keV για το H-3 και 154keV για τον C-14) τόσο περισσότερα φωτόνια παράγονται από τα μόρια του σπινθηριστή.

Κατά συνέπεια, οι «μετρητές σπινθηρισμού» μπορούν να χρησιμοποιηθούν για ενεργειακή ανάλυση της εκπεμπόμενης ιοντίζουσας ακτινοβολίας από ραδιονουκλίδια σε αντίθεση με τους θαλάμους ιονισμού Geiger-Mueller, όπου πραγματοποιείται ανίχνευση αριθμού σωματιδίων β.

Τα φωτόνια γ σε αντίθεση με τα σωματίδια β δεν ανιχνεύονται εύκολα από μετρητή με υγρό σπινθηριστή, γιατί η ενέργεια των φωτονίων γ δεν δεσμεύεται από τα άτομα των οργανικών μορίων του σπινθηριστή, λόγω χαμηλού ατομικού αριθμού Z.

Οι «μετρητές με υγρό σπινθηρισμού» χρησιμοποιούνται ευρύτατα στη Βιολογία για την ποσοτική και ποιοτική ανίχνευση των βιομορίων που έχουν ενσωματώσει κατά την βιοσύνθεση τους ραδιοσημασμένο πρόδρομο μόριο (π.χ. προλίνη σημασμένη με C-14 ή θυμίνη σημασμένη με H-3). Τα διάφορα ραδιοϊσότοπα εκπέμπουν διαφορετικό φάσμα ενεργειών και η αναγνώριση τους είναι δυνατή, αφού το «ύψος παλμών» που δημιουργούν μέσα από το σύστημα των Φ/Π, είναι ανάλογο με την ενέργεια των φωτονίων που παρήγαγαν τους παλμούς ή με την ενέργεια των σωματιδίων β τα οποία αλληλεπίδρασαν με τον υγρό σπινθηριστή^[29].

2.9 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 προσμείξεις θαλλίου (Tl) 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 ασθενούς, ώστε να επιτυγχάνεται η λήψη εικόνων από οποιοδήποτε σημείο του χωρίς την ανάγκη κίνησης του.

Η αρχή λειτουργίας της γ-camera (Σχήμα 6) είναι σχεδόν όμοια με αυτή των ανιχνευτών ακτινοβολίας που παρουσιάστηκαν στην παρ.6.2 του βιβλίου «Μαθήματα ακτινοπροστασίας για χειριστές ιατρικών μηχανημάτων ιοντίζουσών ακτινοβολιών». Η επίπεδη επιφάνεια του κρυστάλλου τοποθετείται σε μικρή απόσταση από την επιφάνεια του ασθενή.



Σχήμα 6: Σύγχρονη γ -camera.

Η ακτινοβολία που εκπέμπεται (φωτόνια) μετά τη χορήγηση του ραδιοφαρμάκου, αφού διαπεράσει το σώμα του ασθενούς προσπίπτει στον κρύσταλλο NaI και με μια σειρά αλληλεπιδράσεων η ενέργεια 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 δισδιάστατη (επίπεδη) προβολή της κατανομής του ραδιοφαρμάκου στην υπό εξέταση περιοχή.

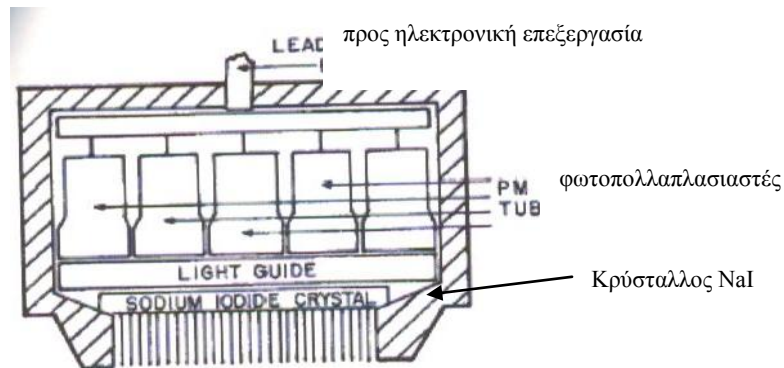
Ας δούμε τώρα πιο αναλυτικά την λειτουργία των επιμέρους συστημάτων της γ -camera.

2.9.1 Κρύσταλλος NaI

Αποτελείται από έναν υψηλής καθαρότητας κρύσταλλο από ιωδιούχο νάτριο με πρόσμειξη θαλλίου (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.

2.9.2 Φωτοπολλαπλασιαστές

Σε άριστη μηχανική και οπτική επαφή, με τον κρύσταλλο από την μία του όψη είναι συνδεδεμένοι έως και 91 φωτοπολλαπλασιαστές σε πολυγωνική ή κυκλική διάταξη ανάλογα με τον τύπο της γ -camera. Μεταξύ κρυστάλλου-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 7 φαίνεται η διάταξη των φωτοπολλαπλασιαστών και ο κρύσταλλος της γ -camera.



Σχήμα 7: Κεφαλή γ -camera. Οι φωτοπολλαπλασιαστές βρίσκονται σε οπτική επαφή με τον κρύσταλλο NaI μέσω ενός φωτο-αγωγού (συνήθως σιλικόνη).

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 απόσταση 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.

2.9.3 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. Τούτο γίνεται 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.

2.9.4 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 Tc^{99m} 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.

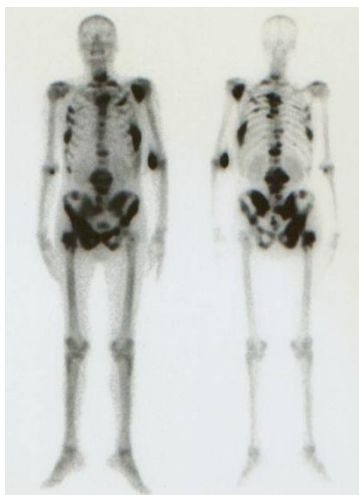
2.9.5 Ηλεκτρονικά συστήματα για την καταμέτρηση και καταγραφή των ηλεκτρικών παλμών

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 ενημερώνει ότι η εξέταση τελείωσε.

2.9.6 Χειριστήριο – H/Y

Ο χειρισμός της γ -camera γίνεται από έναν H/Y με κατάλληλο λογισμικό που επιτρέπει την επιλογή και ρύθμιση των παραμέτρων που σχετίζονται με την εξέταση. Στον H/Y γίνεται και η εντελώς αυτόματη επεξεργασία των σημάτων που προέρχονται από την κεφαλή και τα ηλεκτρονικά συστήματα και δημιουργείται η εικόνα της εξέτασης (Σχήμα 8). Επίσης υπάρχει η δυνατότητα επεξεργασίας της εικόνας ώστε να αναδειχθεί το μέγιστο διαγνωστικό αποτέλεσμα. Αφού πραγματοποιηθεί η επεξεργασία των εικόνων εκτυπώνονται από κατάλληλο εκτυπωτή σε film ή χαρτί.

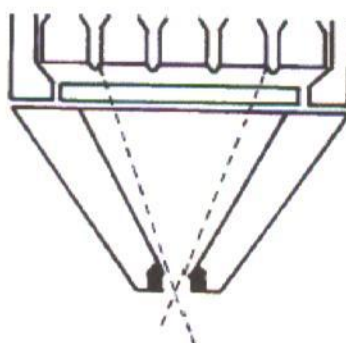


Σχήμα 8: Σπινθηρογράφημα οστών με Tc^{99m} MDP

2.9.7 Κατευθυντήρες

Στον κρύσταλλο της γ -camera είναι σύνηθες να καταφθάνουν φωτόνια που έχουν ήδη σκεδαστεί (φαινόμενο Compton) μέσα στο σώμα του ασθενούς. 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 ασθενούς, 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:

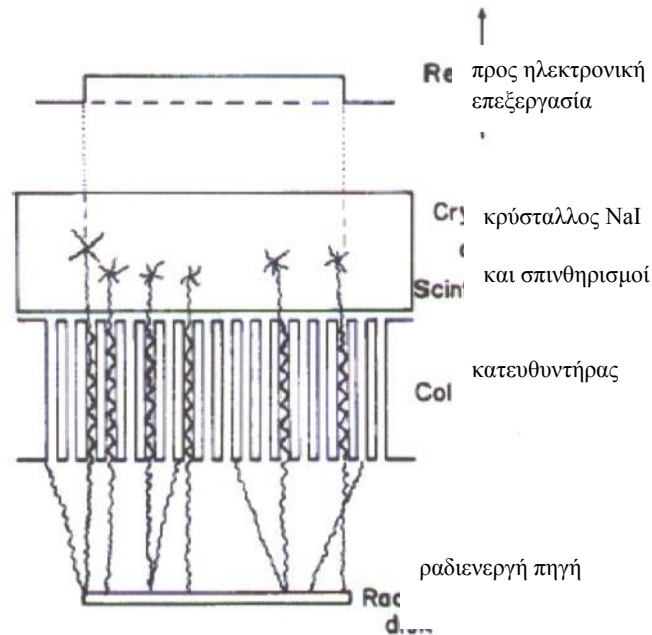
- Κατευθυντήρας μιας οπής (pinhole)
 Το σχήμα του είναι κωνικό με ύψος 25 cm. Η κορυφή του κώνου τοποθετείται προς την πλευρά του ασθενή. Στην κορυφή του κώνου βρίσκεται η οπή (διαμέτρου μερικών cm) διέλευσης των φωτονίων (Σχήμα 9). Χρησιμοποιείται σε εξετάσεις που απαιτούν τη μεγέθυνση μικρών δομών, όπως ο θυρεοειδής.



Σχήμα 9: Κατευθυντήρας μιας οπής (pinhole).

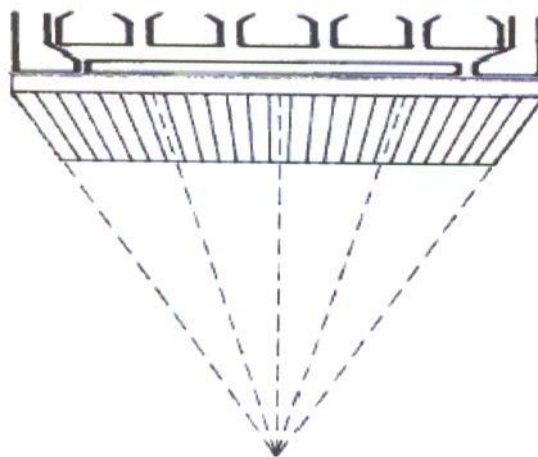
- Κατευθυντήρας πολλαπλών παράλληλων οπών
 Όπως υποδεικνύει η ονομασία του, πρόκειται για κατευθυντήρα στον οποίο οι άξονες των οπών είναι παράλληλοι μεταξύ τους (Σχήμα 10). Το πάχος του μολύβδου μεταξύ των οπών είναι τέτοιο ώστε να μην επιτρέπει στα φωτόνια να περάσουν από τη μια

οπή στην άλλη. Ο κατευθυντήρας αυτός δεν αλλάζει το μέγεθος του αντικειμένου και οι περισσότερες εξετάσεις πραγματοποιούνται με αυτόν.



Σχήμα 10: Κατευθυντήρας πολλαπλών παράλληλων οπών.

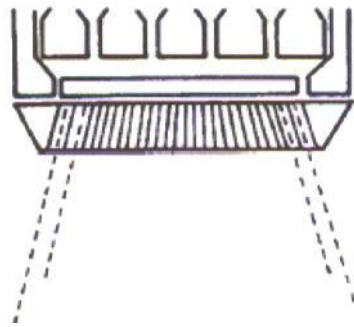
- Κατευθυντήρας πολλαπλών συγκλινόντων οπών
Στον κατευθυντήρα αυτό, οι άξονες των οπών είναι εστιασμένοι σε σημείο που απέχει ~50 cm από αυτόν προς την πλευρά του ασθενή (Σχήμα 11). Όταν το αντικείμενο τοποθετηθεί μεταξύ του κατευθυντήρα και του εστιακού σημείου, το είδωλο του είναι μεγεθυσμένο και για αυτό χρησιμοποιείται για την απεικόνιση μικρών οργάνων.



Σχήμα 11: Κατευθυντήρας συγκλινόντων οπών.

- Κατευθυντήρας πολλαπλών αποκλινόντων οπών
Αντίθετα με τον προηγούμενο κατευθυντήρα, σε αυτόν οι οπές συγκλίνουν σε σημείο προς την πλευρά του κρυστάλλου (Σχήμα 12). Το αποτέλεσμα είναι η σμίκρυνση του

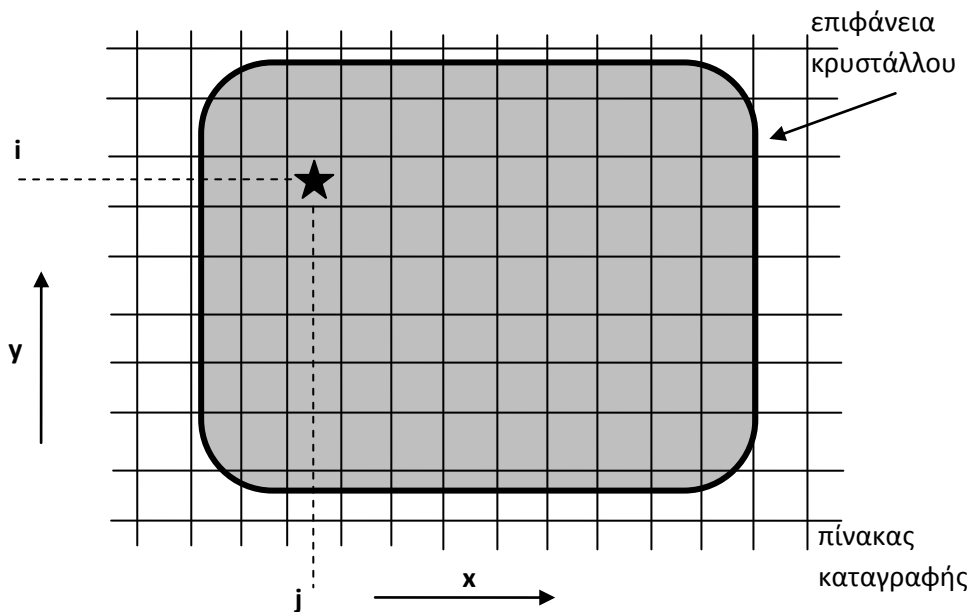
ειδώλου του αντικειμένου και γι αυτό χρησιμοποιείται για την απεικόνιση μεγάλων οργάνων όπως το ήπαρ.



Σχήμα 12: Κατευθυντήρας αποκλινόντων οπών.

2.9.8 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 13. Οι στήλες του πίνακα ορίζουν την x-διεύθυνση του συμβάντος ενώ οι γραμμές ορίζουν την y-διεύθυνση.



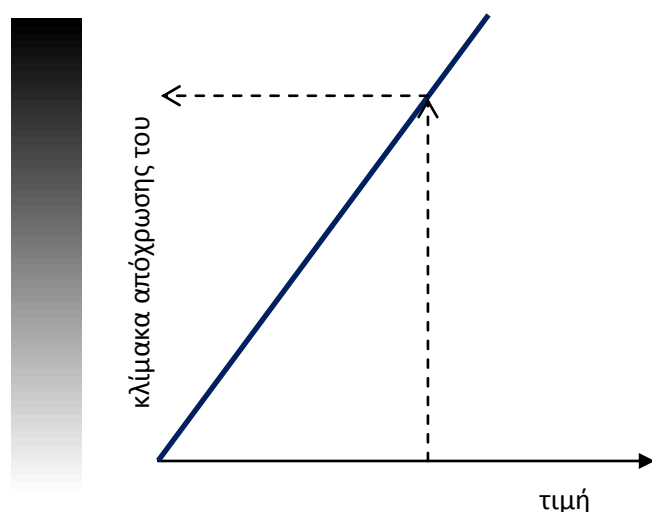
Σχήμα 13: Πίνακας καταγραφής σπινθηρισμών

Όταν συμβεί ένας σπινθηρισμός, ο H/Y καταγράφει τη θέση στο αντίστοιχο στοιχείο του πίνακα. Στο παράδειγμα του Σχήματος 13, 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 στοιχείου 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 διάσταση 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.

Αφού ολοκληρωθεί η εξέταση, ο πίνακας καταγραφής 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 αξιολογήσιμο 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 14).



Σχήμα 14: Μέθοδος αντιστοίχισης της τιμής pixel σε απόχρωση του γκρι.

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 μας, το film εκτυπώνεται από ειδικούς εκτυπωτές με ηλεκτρονικό τρόπο και δεν υφίσταται καμία ακτινοβολή σε αντίθεση με το ακτινολογικό. Φυσικά, η έννοια της οπτικής πυκνότητας είναι η ίδια και στις δυο περιπτώσεις.

2.9.9 Αξιολόγηση της λειτουργίας της γ-camera

Ένα σύνολο παραγόντων επηρεάζει τη λειτουργία της γ-camera η οποία έχει 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 την 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:

$$R_s = \sqrt{R_i^2 + R_c^2} \quad (1)$$

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.

2.9.10 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 αμάυρωσης 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 ασθενούς 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 την 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 pixel της να έχει καταγραφεί ο ίδιος αριθμός φωτονίων N . Στην πραγματικότητα, κάθε pixel 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.

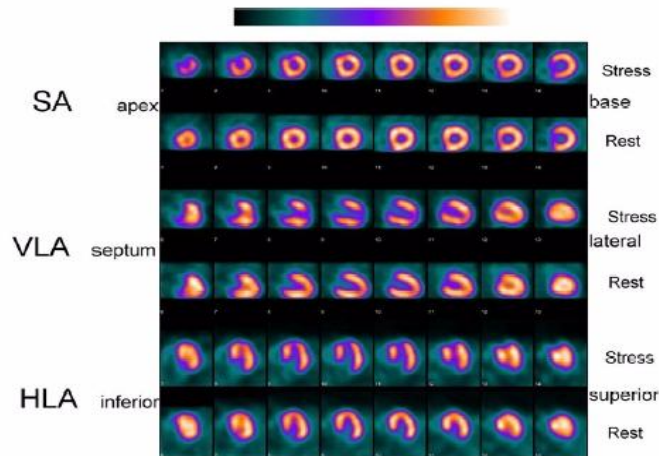
2.10 Τομογραφική γ -camera (SPECT)

Η λαμβανόμενη από μια γ -camera εικόνα αποτελεί την δισδιάστατη προβολή της τρισδιάστατης κατανομής του ραδιοφαρμάκου στο υπό εξέταση όργανο.

Η απόκτηση της πληροφορίας της τρίτης χωρικής διάστασης επιτυγχάνεται με την 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 την 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 εξελεγχόμενα συστήματα υπολογιστών και αριθμητικούς αλγόριθμους. Στα σύγχρονα συστήματα SPECT υπάρχει η δυνατότητα με ειδική επεξεργασία των δεδομένων από τις λαμβανόμενες προβολές να προκύψουν τομές εγκάρσιες, οβελιαίες ή στεφανιαίες ή ακόμη τομές κατά μήκος ανατομικών αξόνων του εξεταζόμενου οργάνου ή συστήματος, όπως π.χ. η καρδιά (Σχήμα 15).



Σχήμα 15: Τομές που απεικονίζουν την αιμάτωση του μυοκαρδίου σε συνθήκες κόπωσης και ηρεμίας

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-X χαμηλής ενεργείας.

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.

2.11 PET/CT

Στην τομογραφία ποζιτρονίων PET χρησιμοποιούνται συγκεκριμένα ραδιοϊσότοπα που εκπέμπουν ποζιτρόνια (^{11}C , ^{15}O , ^{13}N και ^{18}F) τα οποία παράγονται σε κύκλοτρα. Βασικό χαρακτηριστικό και των τεσσάρων ραδιοϊσοτόπων είναι ο μικρός χρόνος ημιζωής τους, που περιορίζει μεν ως ένα βαθμό την απορροφούμενη δόση του ασθενή ^[19], αλλά ταυτόχρονα δυσκολεύει τη μεταφορά τους σε εργαστήρια που βρίσκονται μακριά από τα κύκλοτρα. Ειδικότερα για κάποια από αυτά π.χ. ^{15}O είναι απαραίτητη η εγκατάσταση κυκλότρον πολύ κοντά στις τομογραφικές μονάδες.

Με την ανάπτυξη της τομογραφίας PET υπήρξε ταυτόχρονη εμβάθυνση στην κατανόηση της σύνδεσης διαφόρων ασθενειών με τις αλλαγές στη ροή του αίματος, στην συγκέντρωση του οξυγόνου αλλά και στον μεταβολισμό της γλυκόζης ^[19, 20].

Τα τελευταία χρόνια η τομογραφία PET συνδυάζεται με την υπολογιστική τομογραφία (PET/CT scan) και χρησιμοποιείται ευρέως στον τομέα της ογκολογίας. Επιπλέον, η τομογραφία PET κατάφερε να επεκτείνει την γνώση σε τομείς της νευρολογίας και της καρδιολογίας.

Στον τομέα της νευρολογίας, η τομογραφία PET δίνει πληροφορίες για την φυσιολογική ή μη λειτουργία του εγκεφάλου και διαπιστώνει εγκεφαλικές δυσλειτουργίες όπως η νόσος Alzheimer, η νόσος Parkinson, η άνοια, η επιληψία κ.α. Μπορεί επίσης να διακρίνει το νεκρωμένο από το βιώσιμο μέρος του εγκεφάλου έπειτα από εγκεφαλικό επεισόδιο.

Όσον αφορά στην καρδιολογία, η τομογραφία PET συμβάλλει στην διάγνωση της στεφανιαίας νόσου και συγκεκριμένα στην ανίχνευση των νεκρωμένων ιστών έπειτα από έμφραγμα του μυοκαρδίου. Ακόμα μπορεί να ανιχνεύσει αν είναι επιτυχημένες οι καρδιακές επεμβάσεις όπως bypass ή balloon.

Πίνακας 6: « Βασικά χαρακτηριστικά των χρησιμοποιούμενων ισotόπων εκπομπής ποζιτρονίων»

<i>Νουκλίδιο</i>	<i>Χρόνος Ημιζωής</i>	<i>Παραγωγή</i>	<i>Μέγιστη Ενέργεια Ποζιτρονίων</i>	<i>Μέση Ενέργεια Ποζιτρονίων</i>
¹¹ C	20,3 min	Κύκλοτρο*	0,96 MeV	0,326 MeV
¹³ N	9,97 min	Κύκλοτρο*	1,19 MeV	0,432 MeV
¹⁵ O	122 sec	Κύκλοτρο*	1,72 MeV	0,650 MeV
¹⁸ F	109,8 min	Κύκλοτρο	0,64 MeV	0,202 MeV
⁶² Cu	9,74 min	Γεννήτρια	2,93 MeV	1,281 MeV
⁶⁸ Ga	68,1 min	Γεννήτρια	1,83 MeV	0,740 MeV
⁸² Rb	1,27 min	Γεννήτρια	3,3 MeV	1,418 MeV

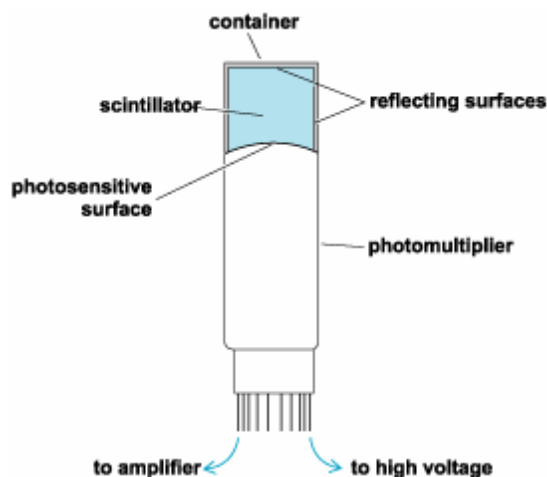
Το πιο διαδεδομένο ραδιοφάρμακο που χρησιμοποιείται σήμερα στην τομογραφία PET είναι η φθοριομένη δεοξυ-γλυκόζη, που γράφεται εν συντομία ως ¹⁸F-FDG και υποδηλώνει την παρουσία του φθορίου ως εκπομπού.

Οι λόγοι για την εκτεταμένη χρήση της είναι ποικίλοι. Ενδεικτικά αναφέρονται ότι ο χρόνος ημιζωής του φθορίου είναι σχετικά μικρός ώστε να αποφεύγεται η υπερβολική έκθεση του ασθενή στην ακτινοβολία, αλλά και σχετικά μεγάλος ώστε να είναι δυνατή η παραγωγή του σε κύκλοτρα που είναι εγκατεστημένα εκτός της διαγνωστικής μονάδας PET. Η γλυκόζη προσφέρεται από βιοχημική άποψη για την μελέτη πολλών ασθενειών όπως καρκίνος, όπου υπάρχει αυξημένη πρόσληψη γλυκόζης από τα κακοήθη κύτταρα, για την μελέτη της βιωσιμότητας του μυοκαρδίου μετά από έμφραγμα, την μελέτη της άνοιας αλλά και την ανίχνευση φλεγμονών.

Ανιχνευτικές Διατάξεις

Η τομογραφία PET σήμερα χρησιμοποιεί ως επί το πλείστον απαριθμητές σπινθηρισμών που αποτελούνται από τον κρύσταλλο-σπινθηριστή, από τον φωτοπολλαπλασιαστή (photomultiplier tube, PMT) και από μια σειρά ηλεκτρονικών στοιχείων.

Η βασική αρχή λειτουργίας των κρυσταλλων-σπινθηριστών έχει ως εξής: όταν ένα σωματίο περάσει μέσα από την ύλη, προκαλεί ιονισμούς, διεγέρσεις και εκπέμπεται ακτινοβολία κατά την αποδιέγερση. Οι σπινθηριστές είναι υλικά τα οποία εκπέμπουν παλμούς φωτός κατά τη αποδιέγερσή τους. Το φαινόμενο αυτό, γνωστό ως φωταύγεια χωρίζεται στο φθορισμό και τον φωσφορισμό. Ο διαχωρισμός αυτών των δύο οφείλεται στη χρονική διαφορά των φαινομένων. Στον φθορισμό η εκπομπή φωτός γίνεται σε χρόνο μικρότερο από 10 ns ενώ στον φωσφορισμό η εκπομπή γίνεται σε χρόνο μεγαλύτερο από 10 ns^[21,22].



Σχήμα 16: Παράδειγμα Απαριθμητή Σπινθηρισμών»

Οι σπινθηριστές χωρίζονται σε οργανικούς και σε ανόργανους. Οι οργανικοί σπινθηριστές υπερτερούν έναντι των ανόργανων ως προς το ότι είναι ταχύτεροι, ενώ οι ανόργανοι υπερτερούν ως προς τους οργανικούς, επειδή παράγουν περισσότερο φως και έχουν καλύτερη γραμμικότητα [\[22,23\]](#).

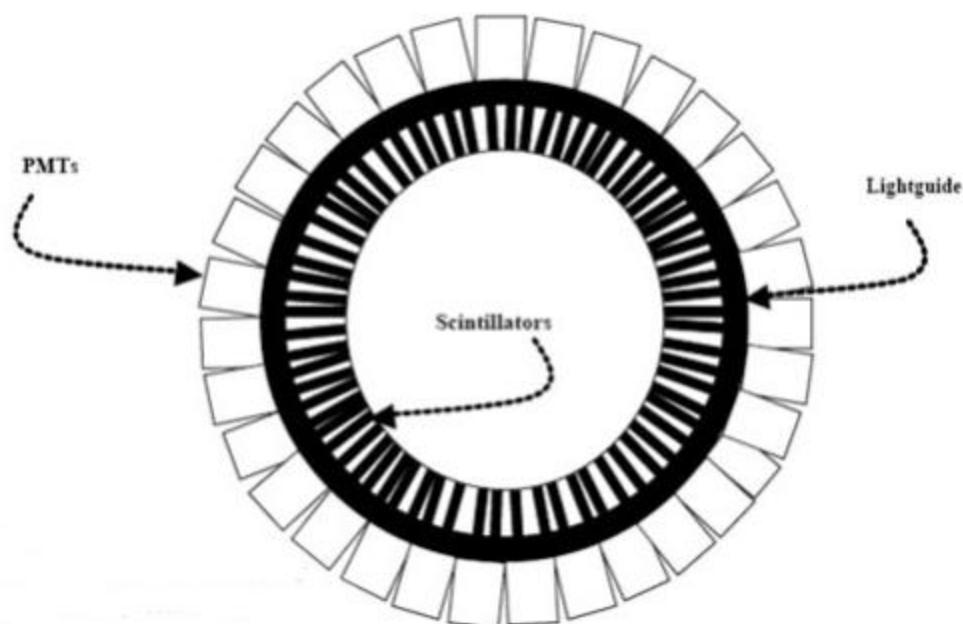
Οι ανόργανοι κρύσταλλοι, οι οποίοι χρησιμοποιούνται στην τομογραφία PET, χωρίζονται σε δύο κατηγορίες: τους κρυστάλλους που δεν έχουν προσμίξεις στη σύνθεσή τους (BGO, BaF₂, CsI κλπ) και σε εκείνους που έχουν (NaI(Tl), CsI(Tl) κλπ).^[24] Οι προσμίξεις αυτές εισάγονται στο κρυσταλλικό πλέγμα και συμβάλλουν στην μεγαλύτερη απόδοση των σπινθηριστών. Συγκεκριμένα ο σπινθηριστής NaI(Tl) είναι ο πλέον χρησιμοποιούμενος στην Πυρηνική Ιατρική ωστόσο, όπως θα δούμε και στην πορεία, δεν είναι ο πιο κατάλληλος για την τομογραφία PET.



Σχήμα 17: « Διάφοροι τύποι ανιχνευτών: BaF₂, BGO, plastic scintillators αντίστοιχα»

Έτσι λοιπόν, κατά την διάδοση των φωτονίων μέσα από το υλικό παράγεται παλμός φωτός. Το φως παράγεται στο σπινθηριστή και μεταφέρεται στην πρόσοψη του φωτοπολλαπλασιαστή με χρήση οδηγών φωτός (light guides) ή μετατροπέων φθορισμού (fluorescent converters).

Οι οδηγοί φωτός είναι συνήθως φτιαγμένοι από πλαστικό, λειτουργούν ως ανακλαστές και είναι αποδοτικότεροι των μετατροπέων φθορισμού, οι οποίοι ουσιαστικά απορροφούν την ακτινοβολία και την επανεκπέμπουν σε μεγαλύτερα μήκη κύματος. Συνεπώς είναι λιγότερο αποδοτικοί αλλά πιο εύχρηστοι. Η συνηθέστερη μορφή στους απαριθμητές σπινθηρισμών είναι οι ανακλαστές και συνήθως, τοποθετούνται στην πλευρά που βρίσκεται απέναντι από την περιοχή συλλογής φωτός^[22]. Μέσω των οδηγών φωτός, το φως οδηγείται από τον σπινθηριστή στον φωτοπολλαπλασιαστή, ο οποίος κατέχει πολύ σημαντική θέση γιατί μετατρέπει τον πολύ μικρής έντασης φωτεινό παλμό που εκπέμπει ο σπινθηριστής, σε ισχυρό ηλεκτρικό παλμό, χωρίς να εισάγει μεγάλο θόρυβο (βλ. Σχήμα 19).



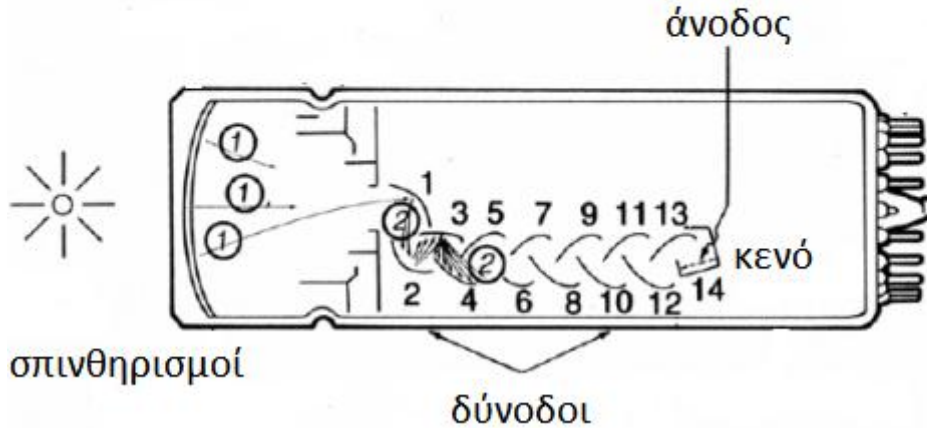
Σχήμα 18: Οι θέσεις των σπινθηριστών, των φωτοπολλαπλασιαστών και των οδηγών φωτός σε ένα σύστημα PET.

Όπως αναφέρθηκε στην αρχή, στην τομογραφία PET χρησιμοποιούνται ανόργανοι σπινθηριστές. Τα βασικά χαρακτηριστικά που πρέπει να έχουν οι ανιχνευτές σπινθηρισμών έτσι ώστε να ευνοείται η αλληλεπίδραση του φωτονίου με τον κρύσταλλο είναι:

- μεγάλη πυκνότητα και δραστικό ατομικό αριθμό Z_{eff} ,
- μεγάλη απόδοση φωτός (light yield) δηλαδή μεγάλο αριθμό φωτονίων ανά MeV, της αρχικής γάμμα
- να έχουν μικρό χρόνο απόσβεσης (decay time) και άλλα χαρακτηριστικά τα οποία όμως είναι δευτερεύοντα όπως π.χ να μην είναι υγροσκοπικοί^[25].

Αυτό όμως που έχει την μεγαλύτερη σημασία προκειμένου να θεωρηθεί κατάλληλος ο σπινθηριστής είναι ο δείκτης απορρόφησης φωτονίων, ρZ_{eff}^4 , ο οποίος εν γένει πρέπει να είναι υψηλός [21].

- ① Εκπομπή φωτο-ηλεκτρονίων
- ② Επιτάχυνση δευτερογενών ηλεκτρονίων



Σχήμα 19: Διατομή του Φωτοπολλαπλασιαστή

Ο σπινθηριστής NaI(Tl) όπως είπαμε δεν χρησιμοποιείται ιδιαίτερα στην τομογραφία PET λόγω του ότι είναι υγροσκοπικός και χρειάζεται προστασία, αλλά και διότι έχει χαμηλή πυκνότητα. Οι συνηθέστερα χρησιμοποιούμενοι σπινθηριστές είναι το οξειδίο του γερμανικού βισμούθιου (BGO, $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$), το ορθοπυριτικό λουτέσιο (LSO, Lu_2SiO_5) και το ορθοπυριτικό γαδολίνιο (GSO, Gd_2SiO_5). Οι βασικές ιδιότητες των υλικών αυτών περιγράφονται παρακάτω και στον πίνακα γίνεται η συσχέτιση των χαρακτηριστικών τους.

Ο BGO είναι ένας σκληρός, ακανόνιστος κρύσταλλος, μη υγροσκοπικός, καθαρός-χωρίς προσμίξεις. Έχει μεγάλο δραστικό ατομικό αριθμό 75, και υψηλή πυκνότητα (7.1g/cm^3), χαρακτηριστικά που τον καθιστούν τον συνηθή σπινθηριστή στην τομογραφία PET. Το μειονέκτημά του είναι ότι έχει μικρή απόδοση φωτός (light yield) σε σχέση με τον NaI(Tl), συγκεκριμένα 15%.

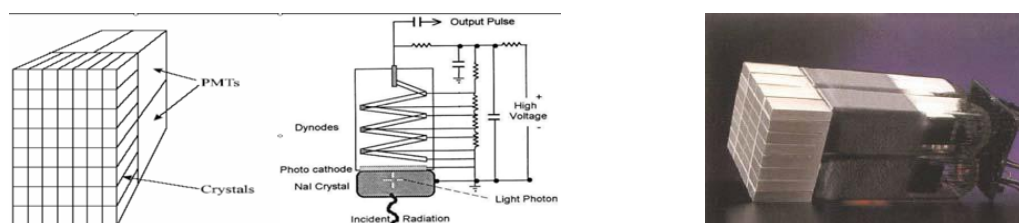
Ο LSO είναι επίσης ευρέως χρησιμοποιούμενος σπινθηριστής έχει προσμίξεις και ενεργοποιητές Ce (Cerium-Δημήτριο), έχει μικρό χρόνο απόσβεσης και είναι μη υγροσκοπικό και έχει το δεύτερο μεγαλύτερο δείκτη απορρόφησης. Το βασικό του μειονέκτημα είναι ότι έχει εσωτερική ραδιενεργό εκπομπή λόγω της ύπαρξης του ισότοπου λουτεσίου (Lu) στον κρύσταλλο. Ακόμα παρουσιάζει ανομοιομορφία απόκρισης, δηλαδή παρουσιάζει διαφορετική κατανομή στα διάφορα σημεία του κρυστάλλου.

Τέλος, το GSO έχει πυκνότητα $6,71\text{ g/cm}^3$, δραστικό ατομικό αριθμό 59, είναι μη υγροσκοπικός, έχει μικρό χρόνο απόσβεσης 60 ns και έχει μηχανικές ιδιότητες που καθιστούν εύκολη την παραγωγή του ^[21,25,26].

Πίνακας 7: «Βασικά Χαρακτηριστικά των Υλικών των ευρέως χρησιμοποιούμενων Σπινθηριστών»

Υλικό Σπινθηριστή	Πυκνότητα (g/cm^3)	Z_{eff}	Χρόνος Απόσβεσης (ns)	Υγροσκοπικό ρ
BGO	7.1	75	300	OXI
LSO	7.4	66	40	OXI
GSO	6.7	59	60	OXI
NaI(Tl)	3.67	51	230	NAI
CsI(Tl)	4.51	52	900	ΜΕΡΙΚΩΣ

Η δομή όμως της σύγχρονης μορφής ενός συστήματος PET είναι διαφορετική από αυτή που έχουμε ήδη αναφέρει. Στην δεκαετία του 1980, οι Casey και Nutt πρότειναν την κατασκευή των block detectors με σκοπό την λήψη πολύ καλύτερου σήματος από τους ανιχνευτές.

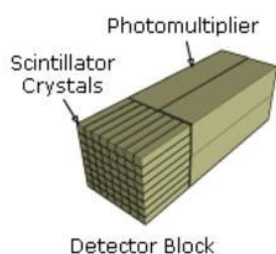


Σχήμα 20: «Οι block detectors»

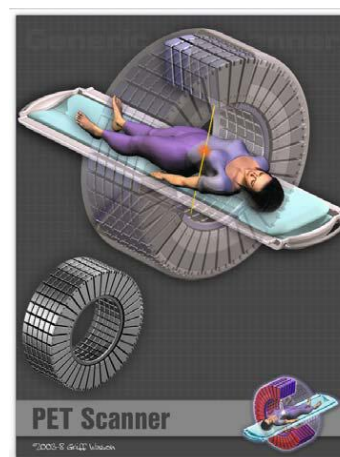
Οι block detectors είναι κομμάτια που αποτελούνται συνήθως από 64 (8*8) κρυστάλλους σπινθηριστές, οι οποίοι είναι ενωμένοι με τέσσερις φωτοπολλαπλασιαστές οι οποίοι είναι φωτοπολλαπλασιαστές ευαισθησίας θέσης, έχουν δηλαδή την δυνατότητα να προσδιορίζουν τον κρύσταλλο στον οποίο έγινε η αλληλεπίδραση του φωτονίου.

Το φως μοιράζεται ανάμεσα στους τέσσερις αυτούς φωτοπολλαπλασιαστές δίνοντας καλύτερη πληροφορία. Ένα σύνολο από block detectors, αποτελεί τμήμα ενός δακτυλίου ανιχνευτών μέσα στο οποίο εισέρχεται το υπό εξέταση άτομο^[27].

Οι ανόργανοι σπινθηριστές είναι οι κατεξοχήν χρησιμοποιούμενοι στην σύγχρονη τομογραφία PET.



(α)



(β)

Σχήμα 21: ο δακτύλιος ανιχνευτών

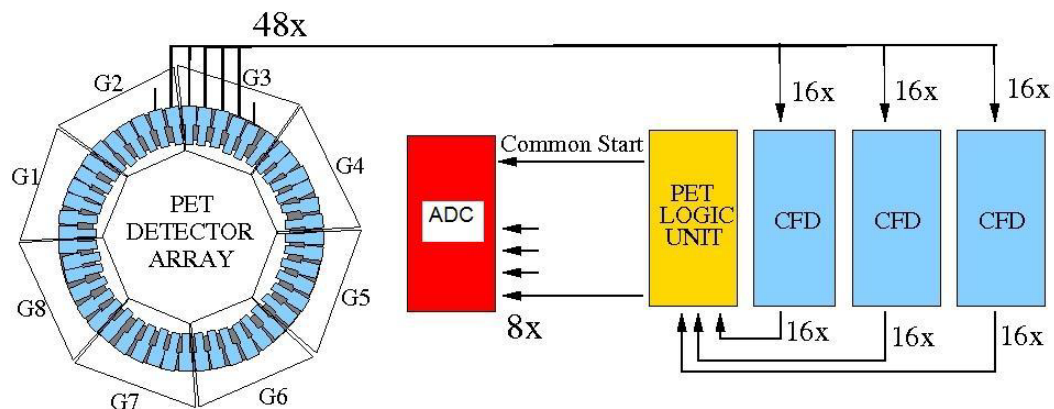
το όλο σύστημα

Ηλεκτρονικές Μονάδες

Οι παλμοί φωτός που παράγονται από την ανιχνευτική διάταξη και τους φωτοπολλαπλασιαστές διέρχονται από ένα σύστημα ηλεκτρονικού κυκλώματος με σκοπό την ταυτοποίηση των συμπτώσεων (κύκλωμα σύμπτωσης). Το πρώτο στοιχείο του κυκλώματος είναι οι διευκρινιστές σταθερού κλάσματος (Constant Fraction Discriminator, CFD) ή όπως μπορεί να παρουσιάζεται σε κάποιες πειραματικές διατάξεις time pick-off. Η λειτουργία του διευκρινιστή βασίζεται στο ότι έχει τεθεί σε αυτόν ένα όριο τάσης. Μόνο οι παλμοί που έχουν ίση ή μεγαλύτερη τιμή από αυτόν θα περάσουν από τον διευκρινιστή και θα συνεχιστεί η επεξεργασία τους από το υπόλοιπο κύκλωμα, ενώ οι υπόλοιποι παλμοί θα απορριφθούν. Ο διευκρινιστής CFD δίνει σωστή πληροφορία για τον χρόνο στον οποίο έφτασε ο παλμός από

τον φωτοπολλαπλασιαστή. Εκτός από τον διευκρινιστή CFD μπορούν να υπάρξουν και οι διαφορικοί διευκρινιστές, κάτω και άνω κατωφλίου (Low energy-Level Discriminator, LLD-Upper energy-Level Discriminator, ULD). Αυτοί με την σειρά τους απορρίπτουν τους παλμούς που είναι μεγαλύτεροι ή αντίστοιχα μικρότεροι από τις τιμές που έχουν τεθεί. Σκοπός του LLD είναι να απορρίψει τα φαινόμενα σκέδασης ενώ του ULD να απορρίψει περιπτώσεις όπου παραπάνω από δυο φωτόνια έχουν καταφθάσει στους block detectors την ίδια χρονική στιγμή.

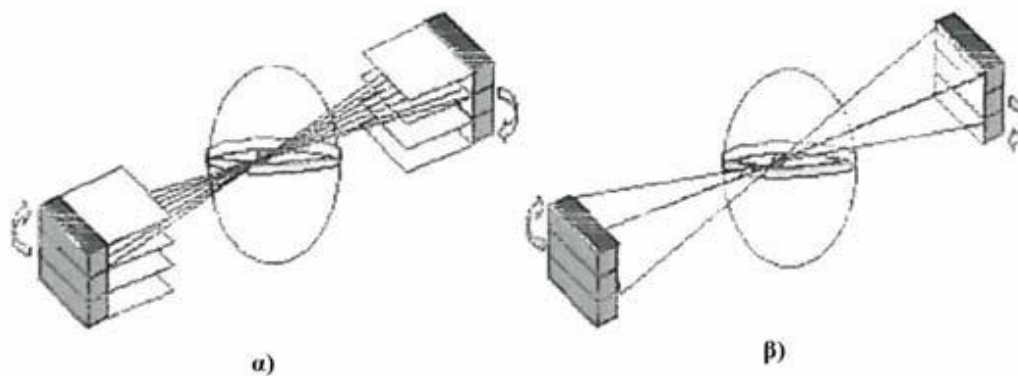
Στη συνέχεια, οι παλμοί οδηγούνται στην μονάδα σύμπτωσης όπου μέσω του χρονικού παραθύρου που έχει τεθεί, γίνεται ο διαχωρισμός των διάφορων σημάτων που έχουν φτάσει με σκοπό την εύρεση των αληθών συμπτώσεων. Στο τέλος φτάνουν στον αναλογικό-ψηφιακό μετατροπέα (Analog-Digital Converter, ADC). Ο ADC όπως καταδεικνύει και το όνομά του είναι εκείνο το τμήμα της ηλεκτρονικής διάταξης το οποίο μετατρέπει τους αναλογικούς παλμούς σε ψηφιακούς, ώστε να μπορούν εν συνεχεία να χρησιμοποιηθούν από τον ηλεκτρονικό υπολογιστή. Έτσι ο ADC στην είσοδό του δέχεται μορφοποιημένους αναλογικούς παλμούς ενώ στην έξοδό του δίνει μια παλμοσειρά όπου κάθε εισερχόμενος παλμός έχει καταχωρηθεί ανάλογα με το ύψος του. Συγκεκριμένα, ο ADC ψηφιοποιεί τους παλμούς που αντιστοιχούν στις συντεταγμένες τους σημείου που έγινε η εκπομπή των φωτονίων μέσα στο υλικό αλλά και τις συντεταγμένες του σημείου που έγινε η απορρόφηση μέσα στον απεριθμητή. Με τον τρόπο αυτό προκύπτουν δυαδικές τιμές της θέσης οι οποίες είναι πρόσφορες για περαιτέρω επεξεργασία τους από τον ηλεκτρονικό υπολογιστή. Όλα τα στοιχεία της διαδικασίας έχουν καταχωρηθεί στην υπολογιστική μονάδα όπου με κατάλληλους αλγορίθμους ανακατασκευής εικόνας δημιουργείται η τομογραφική εικόνα [21,24].



Σχήμα 22: Η ηλεκτρονική διάταξη του συστήματος PET

2D/3D λειτουργία

Στο τελευταίο μέρος αυτού του κεφαλαίου γίνεται αναφορά στην δυνατότητα απεικόνισης 2D και 3D με την μέθοδο PET. Στην 2D λήψη δεδομένων γίνεται χρήση μολύβδινων διαφραγμάτων (septa) ανάμεσα στα ανιχνευτικά στοιχεία, με σκοπό να καταγράφονται οι συμπτώσεις από έναν ανιχνευτή ή το πολύ από γειτονικούς έτσι ώστε να μην υπάρχει λανθασμένη καταγραφή γεγονότων. Αντίθετα στην 3D λειτουργία τα διαφράγματα απομακρύνονται έτσι ώστε η καταγραφή της ακτινοβολίας να γίνεται από ολόκληρη τη στερεά γωνία του δακτυλίου ανιχνευτών. Ένα μειονέκτημα είναι πως χωρίς την χρήση διαφραγμάτων, αυξάνεται η πιθανότητα καταγραφής μη-αληθών σκεδάσεων, με αποτέλεσμα την παρουσία θορύβου στην τομογραφική εικόνα [27].



Σχήμα 23: Η λειτουργία 2D/3D. α) φαίνεται η χρήση διαφραγμάτων στην 2D λειτουργία β) στην 3D λειτουργία έχουμε καταγραφή από ολόκληρη τη στερεά γωνία

Λειτουργία της Τομογραφίας PET

Τα στάδια της τομογραφίας PET είναι συνοπτικά τα εξής: αρχικά επιλέγεται το κατάλληλο ισότοπο, με το οποίο επισημαίνεται το κατάλληλο βιομόριο και παράγεται το ραδιοφάρμακο, το οποίο χορηγείται στον ασθενή, προσλαμβάνεται στις περιοχές μελέτης και μέσω διαφόρων τεχνικών απεικόνισης, προκύπτει η εικόνα κατανομής του στο σώμα του ασθενή^[27].

Ο χρόνος πρόσληψης του ραδιοφαρμάκου κυμαίνεται από μερικά δευτερόλεπτα έως και μια ώρα, στην περίπτωση της FDG. Μέσω της β^+ διάσπασης που κυριαρχεί στα ισότοπα της PET, εκπέμπονται ποζιτρόνια και η διαδρομή που καλύπτουν (εμβέλεια) εξαρτάται προφανώς από την ενέργεια με την οποία εκπέμφθηκαν και άρα από το εκάστοτε ισότοπο αλλά και από την ηλεκτρονική πυκνότητα του μέσου. Χαρακτηριστικά πρέπει να αναφέρουμε ότι στο νερό, το οποίο αποτελεί το κυρίαρχο συστατικό του ανθρώπινου οργανισμού, τα εκπεμπόμενα ποζιτρόνια διανύουν μια μέση απόσταση 1-2 mm, με χαρακτηριστικές τιμές για το ^{18}F 1,4 mm και για το ^{15}O 2,7 mm.

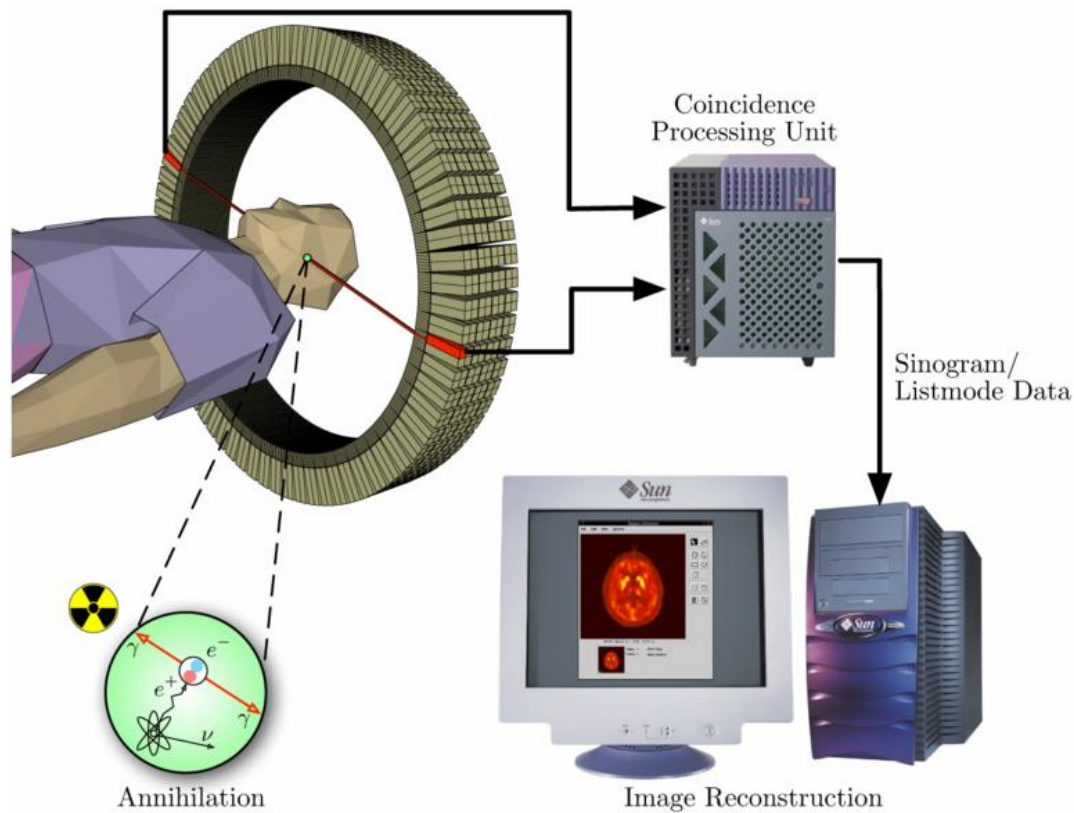
Πίνακας 8: «Μέση Εμβέλεια ποζιτρονίων στο νερό»

Ισότοπο	Μέση Εμβέλεια στο νερό (mm)
^{11}C	1,7
^{13}N	2,0
^{15}O	2,7
^{18}F	1,4
^{68}Ga	1,7

Τα ποζιτρόνια επιβραδύνονται χάνοντας ενέργεια μέσω αλληλεπιδράσεων με τους περιβάλλοντες βιολογικούς ιστούς και όταν φθάσουν σε θερμική ισορροπία με το μέσο εξαυλώνονται με ένα ηλεκτρόνιο^[25]. Από την διαδικασία της εξαύλωσης, προκύπτουν δύο φωτόνια ενέργειας 511 keV τα οποία κινούνται σε αντιδιαμετρικές κατευθύνσεις (180°). Στην πράξη όμως η εξαύλωση ηλεκτρονίου -ποζιτρονίου δεν συμβαίνει σε ακίνητο ηλεκτρόνιο με αποτέλεσμα τα δύο παραγόμενα φωτόνια να μην εκπέμπονται σε ακριβώς αντιδιαμετρικές κατευθύνσεις. Στη συνέχεια τα δύο φωτόνια που προκύπτουν ανιχνεύονται από το κύκλωμα

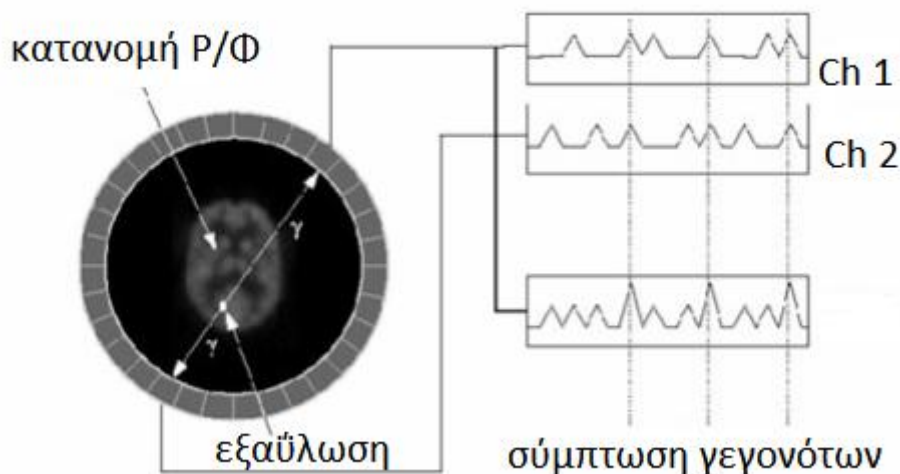
σύμπτωσης, μέσα σε χρονικό διάστημα περίπου 10ns για τους συνήθεις ανιχνευτές (χρονικό παράθυρο σύμπτωσης). Λόγω της αντίθετης φοράς εκπομπής των φωτονίων, οι ανιχνευτές αντιλαμβάνονται ότι συνέβη ένα γεγονός πάνω στην ευθεία που τους ενώνει. Η ευθεία αυτή ονομάζεται γραμμή απόκρισης LOR (line of response). Όμως υπάρχουν πολλά ποζιτρόνια τα οποία εξαυλώνονται με τα ηλεκτρόνια του μέσου και έτσι προκύπτει ένα πλήθος από γραμμές απόκρισης, οι οποίες αποθηκεύονται σε πίνακες “sinograms”, οι οποίοι ουσιαστικά αποτελούν μια «εικόνα», στην οποία αποτυπώνεται η προβολή της κατανομής του ραδιοφαρμάκου $p(s,\varphi)$ σε συγκεκριμένη γωνία φ και σε συγκεκριμένη θέση στον άξονα z .

Τέλος, με κατάλληλες μεθόδους ανακατασκευής εικόνας μπορούμε να ανακτήσουμε την πληροφορία από τα “sinograms”, και να πάρουμε την εικόνα που δείχνει την χωρική κατανομή του ραδιοφαρμάκου στο σώμα του ασθενή ^[21,20,27,28].



Σχήμα 24: Καταγραφή των φωτονίων από τους ανιχνευτές, επεξεργασία από το κύκλωμα σύμπτωσης, επεξεργασία των sinograms από ηλεκτρονικό υπολογιστή και ανακατασκευή εικόνας.

Είναι αντιληπτό πως το κύκλωμα σύμπτωσης παίζει καθοριστικό ρόλο. Αναγνωρίζει τα ζεύγη φωτονίων που προήλθαν από την ίδια εξαύλωση, αναγνωρίζει δηλαδή αυτό που καλούμε αληθείς συμπτώσεις. Αυτό φαίνεται στο παρακάτω σχήμα όπου φαίνεται η ταύτιση στα σήματα των δύο ανιχνευτών.

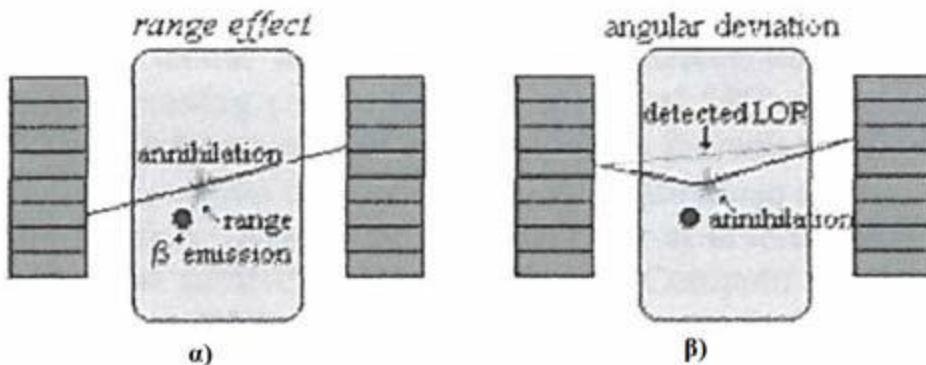


Σχήμα 25: Το κύκλωμα σύμπτωσης

Οι διάφοροι παράγοντες που επηρεάζουν πολύ την τελική τομογραφική εικόνα και κατά συνέπεια την ποιότητα της διαγνωστικής πληροφορίας είναι:

- Η εμβέλεια των ποζιτρονίων πριν την εξαϋλωση
- Η γωνιακή απόκλιση λόγω ορμής των ηλεκτρονίων πριν την εξαϋλωση
- Οι συμπτώσεις από σκέδαση και οι τυχαίες συμπτώσεις
- Το φαινόμενο της εξασθένησης

Όπως ήδη αναφέρθηκε τα ποζιτρόνια καλύπτουν ένα μήκος διαδρομής μέσα στο υλικό από το σημείο που παράχθηκαν έως το σημείο που συνέβη η εξαϋλωση. Άρα, οι ανιχνευτές θα καταγράψουν το σημείο στο οποίο συνέβη η εξαϋλωση και όχι το σημείο παραγωγής ποζιτρονίων. Η ιδανική όμως τομογραφική εικόνα προκύπτει από την απεικόνιση της κατανομής του ραδιοφαρμάκου στο υπό εξέταση σημείο και κατά συνέπεια το σημείο παραγωγής των ποζιτρονίων. Άρα λοιπόν η πραγματική τομογραφική εικόνα δεν είναι τόσο ακριβής όσο η ιδανική, λόγω της εμβέλειας των ποζιτρονίων μέσα στο μέσο διάδοσης η οποία είναι περίπου 1-2 mm. Αυτός ο παράγοντας παίζει ιδιαίτερο ρόλο σε ισότοπα που έχουν μεγάλη ενέργεια εκπομπής και άρα μεγάλη εμβέλεια μέσα στο μέσο.

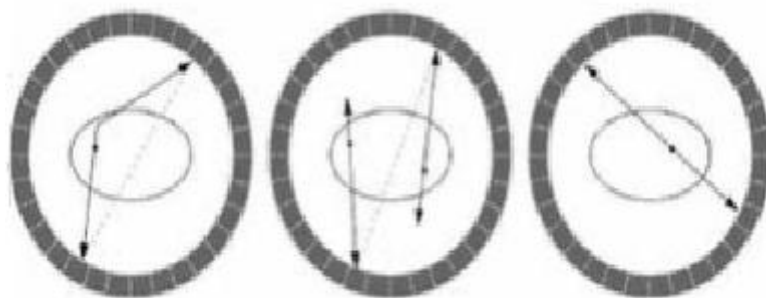


Σχήμα 26: « α) εμβέλεια ποζιτρονίων, β) γωνιακή απόκλιση»

Ο δεύτερος περιοριστικός παράγοντας στην ποιότητα της τομογραφικής εικόνας είναι η γωνιακή απόκλιση που προκύπτει λόγω της ορμής των ηλεκτρονίων του μέσου, η οποία σημαίνει ότι τα προκύπτοντα φωτόνια δεν θα κινηθούν ακριβώς αντιδιαμετρικά αλλά θα έχουν μια απόκλιση στην γωνία της τάξης $\pm 0,25^\circ$, συνεπώς λανθασμένη γραμμή απόκρισης που θα επηρεάσει την εικόνα^[25].

Εκτός όμως από τις αληθείς συμπτώσεις υπάρχουν και σκεδάσεις, που μπορεί να δώσουν και τυχαίες συμπτώσεις οι οποίες οδηγούν σε λανθασμένες γραμμές απόκρισης. Ας δούμε όμως τις δύο αυτές περιπτώσεις ξεχωριστά. Τα παραγόμενα φωτόνια διανύουν κάποια απόσταση μέσα στο υλικό πριν ανιχνευτούν από την ανιχνευτική διάταξη. Μέσα στο χρονικό αυτό διάστημα, το ένα ή και τα δύο φωτόνια μπορούν να υποστούν σκέδαση Compton μέσα στην ύλη. Ως αποτέλεσμα, οι ανιχνευτές λαμβάνουν λανθασμένη πληροφορία σχετικά με το γεγονός και δίνουν λανθασμένη γραμμή απόκρισης, η οποία με την σειρά της οδηγεί σε θόρυβο στην τομογραφική εικόνα. Αυτό που είναι χρήσιμο να γνωρίζουμε για την διόρθωση του θορύβου είναι ο λόγος του αριθμού των σκεδάσεων προς τον συνολικό αριθμό των καταγεγραμμένων γεγονότων. Ο λόγος αυτός ονομάζεται κλάσμα σκέδασης (scatter fraction, SF). Θεωρητικά οι συμπτώσεις λόγω σκέδασης θα μπορούσαν να ταυτοποιηθούν και να απορριφθούν θέτοντας το κατάλληλο ενεργειακό κατώφλι ενέργειας. Όμως στους συνηθέστερα χρησιμοποιούμενους ανιχνευτές τα ενεργειακά όρια είναι 350 keV έως 650 keV, και το ανιχνευτικό σύστημα δεν μπορεί εύκολα να διαχωρίσει τις αληθείς από τις μη αληθείς συμπτώσεις στο ενεργειακό όριο πάνω από 350 keV. Έτσι λοιπόν ο τρόπος διόρθωσης του θορύβου είναι μέσω μείωσης του κλάσματος σκέδασης.

Παράλληλα, μπορούν να συμβούν και τυχαίες συμπτώσεις. Αυτές οφείλονται στην καταγραφή μιας γραμμής απόκρισης από δύο φωτόνια τα οποία δεν προήλθαν από την ίδια εξαύλωση αλλά από δύο διαφορετικές, όπου απλώς τα δύο φωτόνια έφτασαν στους ανιχνευτές μέσα στο χρονικό παράθυρο που είχε τεθεί. Μπορεί όμως και ένα από τα δύο φωτόνια να διέφυγε από το πεδίο του ανιχνευτή (field of view, FOV) και έτσι να καταγραφεί μόνο το ένα φωτόνιο. Οι συμπτώσεις αυτές αυξάνουν γραμμικά με την αύξηση του χρονικού παράθυρου σύμπτωσης και μπορούν να προβλεφθούν από τις τιμές που προκύπτουν σε χρονικό παράθυρο που έχει τεθεί εκτός των ορίων της ανιχνευτικής διάταξης^[27]. Στα παρακάτω σχήματα φαίνεται η συσχέτιση των τριών περιπτώσεων σκέδασης και αναλυτικά οι τυχαίες και οι σκεδαζόμενες συμπτώσεις.



Σχήμα 27: Η σκεδαζόμενη, η τυχαία και η αληθής σύμπτωση αντίστοιχα

Ο τελευταίος περιοριστικός παράγοντας στην ποιότητα της τομογραφικής εικόνας είναι το φαινόμενο της εξασθένησης. Όπως ήδη ειπώθηκε, τα παραγόμενα φωτόνια της εξαύλωσης διανύουν κάποια απόσταση μέσα στο μέσο πριν ανιχνευθούν από τις πειραματικές διατάξεις. Η μέση απόσταση που διανύουν τα φωτόνια χωρίς να αλληλεπιδράσουν είναι περίπου 10,4

cm στο νερό που αποτελεί και το κύριο συστατικό του ανθρώπινου σώματος. Αν λάβουμε υπόψη ότι το μέσο μέγεθος ενός ανθρώπινου κεφαλιού ή στήθους έχει διαστάσεις περίπου 20 cm τότε είναι εύκολο να καταλάβει κανείς ότι ένα πολύ μικρό ποσοστό (~15%) των φωτονίων δεν αλληλεπιδρά με το βιολογικό υλικό που συναντά στην πορεία του. Η πληθώρα των φωτονίων αλληλεπιδρά με το βιολογικό υλικό (φωτοηλεκτρικό φαινόμενο ή φαινόμενο Compton) με αποτέλεσμα τη μείωση της ακτινοβολίας που θα φτάσει στην ανιχνευτική διάταξη. Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται εξασθένιση. Στην περίπτωση που έχουμε αλληλεπίδραση με φωτοηλεκτρικό φαινόμενο, το φωτόνιο θα απορροφηθεί από το μέσο και έτσι οι ανιχνευτές δεν θα αντιληφθούν ότι συνέβη ένα γεγονός. Στην περίπτωση του φαινομένου Compton, το φωτόνιο θα καταγραφεί από λάθος ανιχνευτή με αποτέλεσμα την παραγωγή λανθασμένης γραμμής απόκρισης [21,25,27].

Το πρόβλημα της εξασθένισης μπορεί εύκολα να αποφευχθεί χρησιμοποιώντας τον παράγοντα διόρθωσης της εξασθένισης ACF (attenuation correction factor). Το φαινόμενο της εξασθένισης ακολουθεί το νόμο της εκθετικής απορρόφησης ο οποίος καθορίζεται από τον συντελεστή εξασθένισης $\mu(x,E)$ όπου x είναι το βάθος διαδρομής και E είναι η ενέργεια του φωτονίου ($E = 511 \text{ keV}$). Παρατηρούμε λοιπόν ότι το φαινόμενο της εξασθένισης εξαρτάται από το πάχος του μέσου. Η διαδικασία που ακολουθείται προκειμένου να υπολογιστεί και να ελαχιστοποιηθεί το φαινόμενο της εξασθένισης είναι απλή και βασίζεται στην μέτρηση της διαπερατότητας της ακτινοβολίας με χρήση κατάλληλης εξωτερικής πηγής.

Συγκεκριμένα επιλέγεται μια πηγή ποζιτρονίων συνήθως ^{68}Ga η οποία περιστρέφεται γύρω από τον ασθενή. Η ακτινοβολία που προκύπτει από την εξαΰλωση διαπερνά τον ασθενή και εξασθενείται μέσα σε αυτόν. Το ποσοστό της ακτινοβολίας που εξέρχεται από αυτόν, $I(x)$, καταμετράται από την ανιχνευτική διάταξη. Στην συνέχεια γίνεται μέτρηση της ακτινοβολίας που προέρχεται από την πηγή χωρίς να παρεμβάλλεται ασθενής (blank scan), $I_0(x)$.

Με τον τρόπο αυτό υπολογίζεται ο παράγοντας εξασθένισης της ακτινοβολίας ACF για μια συγκεκριμένη γραμμή απόκρισης μέσω της σχέσης:

$$ACF = I_0(x)/I(x)$$

όπου η εξασθενημένη ακτινοβολία $I(x)$ δίνεται από τον εκθετικό τύπο:

$$I(x) = I_0(x) \int \exp[-\mu(x,E)] dx$$

όπου a και b είναι τα σημεία εισόδου και εξόδου αντίστοιχα στο σώμα του ασθενή.

Παρατηρούμε λοιπόν πως η μετρούμενη εξασθενημένη ένταση της ακτινοβολίας είναι συνάρτηση του συντελεστή εξασθένισης μ . Υπολογίζοντας τον ACF για κάθε γραμμή απόκρισης μπορεί εύκολα να προσδιοριστεί η εξασθένιση και να διορθωθεί στην τομογραφική εικόνα που λαμβάνεται [27].

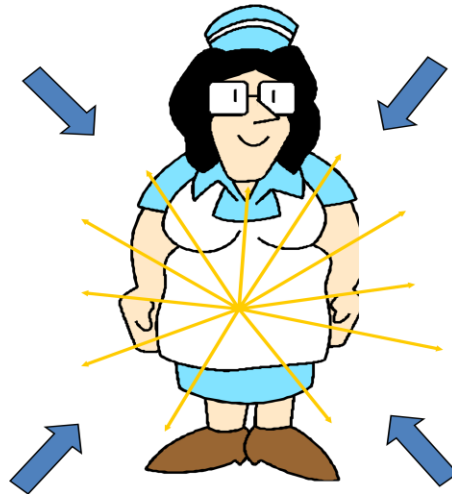
2.12 ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑ ΠΡΟΣΩΠΙΚΟΥ

Η ακτινοπροστασία του προσωπικού στα εργαστήρια Πυρηνικής Ιατρικής (Π.Ι) είναι συνάρτηση πολλών παραγόντων. Εξαρτάται από τη θωράκιση των χώρων και των ραδιενεργών υλικών, τη διαχείριση των ραδιενεργών καταλοίπων 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, μπορεί να ακτινοβοληθεί από πηγές ακτινοβολίας που βρίσκονται έξω από το σώμα (εξωτερική ακτινοβολία) ή μέσα σε αυτό (εσωτερική ακτινοβολία). Στο Σχήμα 28 φαίνονται οι πιθανές πηγές ακτινοβολίας του προσωπικού.

Εσωτερική
Κατάποση - εισπνοή
ραδιοϊσοτόπων

Εξωτερική
Φιαλίδια, σύριγγες,
ασθενείς...



Σχήμα 28: Το προσωπικό μπορεί να ακτινοβοληθεί από πηγές που έχουν εισέλθει στο σώμα του (εσωτερική ακτινοβολήση) ή/και από πηγές που βρίσκονται εκτός αυτού (εξωτερική ακτινοβολήση).

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

- Άνοιγμα συσκευασίας ραδιοϊσοτόπων
- Φύλαξη/αποθήκευση ραδιοϊσοτόπων
- Έκλυση γεννήτριας Tc^{99m}
- Παρασκευή ραδιοφαρμάκων
- Μέτρηση ενεργότητας ραδιοφαρμάκου
- Μεταφορά ραδιοφαρμάκων εντός του τμήματος
- Χορήγηση στον ασθενή
- Φροντίδα «θερμού» ασθενή
- Απεικόνιση του ασθενή
- Διαχείριση ραδιενεργών καταλοίπων
- Ατυχήματα

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 την 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-9 δίνονται οι δόσεις που δέχεται ένας εργαζόμενος όταν φοράει ακτινολογική ποδιά και όταν δεν τη φοράει κατά τη διάρκεια δυο συνηθισμένων 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.

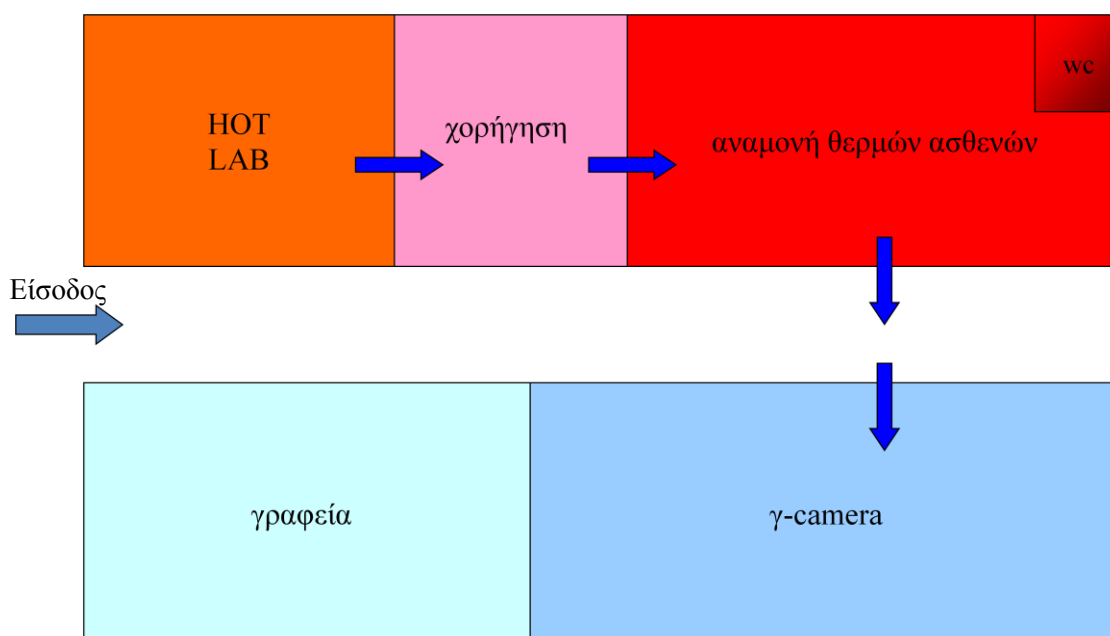
Εξέταση	Δόση (μSv)	
	χωρίς ακτ. ποδιά	με ακτ. ποδιά
Σπινθ. Οστών ($\text{Tc}^{99\text{m}}$)	2,2	1
Σπινθ. Μυοκαρδίου (Tl^{201})	0,3	0,2

Πίνακας-9: 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.

2.12.1 Χώροι και εξοπλισμός

Στο Σχήμα 29 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 εξέταση του. Το τμήμα είναι σχεδιασμένο έτσι ώστε να εξασφαλίζει την ελάχιστη μετακίνηση του ασθενούς 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.



Σχήμα 29: Ο σωστός σχεδιασμός εξασφαλίζει την αποφυγή της άσκοπης παρουσίας του ραδιοφαρμάκου και του ασθενούς στους διαδρόμους.

Σε κάθε χώρο του εργαστηρίου όπου ενδέχεται η ύπαρξη πηγών ακτινοβολίας πρέπει να υπάρχει η σχετική ενημερωτική σήμανση (Σχήμα 30).



ΘΕΡΜΟ ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ

Σχήμα 30: Η σήμανση των χώρων όπου υπάρχουν πηγές ακτινοβολίας είναι απαραίτητη.

2.12.1.1 Θερμό εργαστήριο (Hot Lab)

Τι κάνουμε στο hot lab

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

Τι δεν κάνουμε

- Δεν χειριζόμαστε ραδιοϊσότοπα εκτός της θωρακισμένης εστίας
- Δεν αφήνουμε ποτέ εκτεθειμένα (χωρίς θωράκιση) φιαλίδια, σύριγγες
- Δεν πετάμε τα ραδιενεργά κατάλοιπα σε κοινούς κάδους
- Δεν 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 31). Τα ραδιοϊσότοπα πρέπει να αποθηκεύονται αμέσως μετά την παραλαβή τους και μέχρι το τέλος της χρήσης τους.



Σχήμα 31: Θωρακισμένη κρύπτη φύλαξης ραδιοϊσοτόπων.

- **Εστία εργασίας**

Όλες οι εργασίες με ραδιοϊσότοπα (παρασκευή ραδιοφαρμάκων, διαχωρισμός δόσεων κλπ) γίνονται εντός της θωρακισμένης εστίας εργασίας (Σχήμα 32). Στο πρόσθιο μέρος της εστίας υπάρχει μολυβδύαλος που επιτρέπει την οπτική παρακολούθηση των κινήσεων ενώ παράλληλα παρέχει ακτινοπροστασία.



Σχήμα 32: Εστία εργασίας.

Ο πάτος της εστίας πρέπει να καλύπτεται με απορροφητικό χαρτί (Σχήμα 33) έτσι ώστε σε περίπτωση ραδιορρύπανσης από πιτσίλισμα να απορροφηθεί το υγρό και κατόπιν να απορριφθεί το χαρτί στον κατάλληλο κάδο (βλ. παρακάτω).



Σχήμα 33: Οποudήποτε εργαζόμεαστε με ραδιοϊσότοπα χρησιμοποιούμε απορροφητικό χαρτί για την εύκολη απορρύπανση σε περίπτωση πιτσιλίσματος.

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

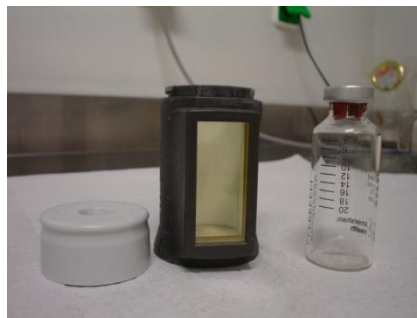
Η γεννήτρια $\text{Tc}^{99\text{m}}$ πρέπει να τοποθετείται στην ειδική θωράκιση της (Σχήμα 34) αμέσως μετά την παραλαβή της. Η παλιά γεννήτρια αποθηκεύεται στη κρύπτη φύλαξης που έχει υποδείξει ο ακτινοφυσικός.



Σχήμα 34: Θωράκιση γεννήτριας Tc^{99m} .

- **Θωρακίσεις φιαλιδίων**

Τα φιαλίδια που περιέχουν ραδιοϊσότοπα πρέπει πάντα να τοποθετούνται εντός θωράκισης (Σχήμα 35).



Σχήμα 35: Θωράκιση φιαλιδίου.

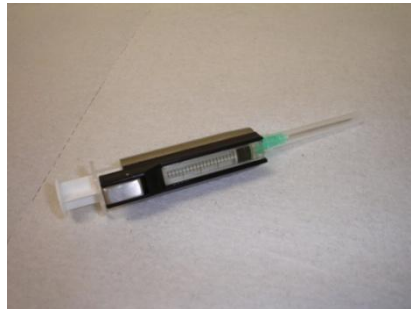
Για να γίνει αντιληπτή η προστασία που παρέχει η θωράκιση του φιαλιδίου προσέξτε το Σχήμα 36. Ένα φιαλίδιο με **270 mCi Tc^{99m}** έχει ρυθμό δόσης στην επιφάνεια του **560 mSv/h**. Όταν τοποθετηθεί στη **θωράκιση** του τότε ο ρυθμός δόσης μειώνεται σε **1 mSv/h** (πεντακόσιες φορές μικρότερος).



Σχήμα 36: Ο ρυθμός δόσης μειώνεται θεαματικά όταν χρησιμοποιείται θωράκιση.

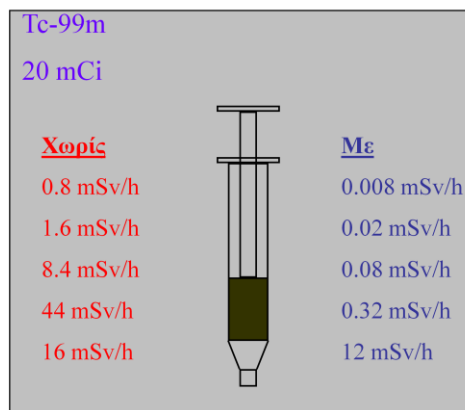
- **Θωρακισμένες καλύπτρες για σύριγγες**

Οι καλύπτρες για τις σύριγγες (Σχήμα 37) 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 37: Καλύπτρα σύριγγας.

Η χρήση της καλύπτρας μειώνει το ρυθμό δόσης γύρω από τη σύριγγα. Στο Σχήμα 38 η σύριγγα περιέχει **20 mCi Tc^{99m}** τα οποία θα χορηγηθούν για **σπινθηρογράφημα οστών**. Παρατηρείστε το ρυθμό δόσης σε διάφορα μέρη της σύριγγας με και χωρίς την χρήση καλύπτρας.



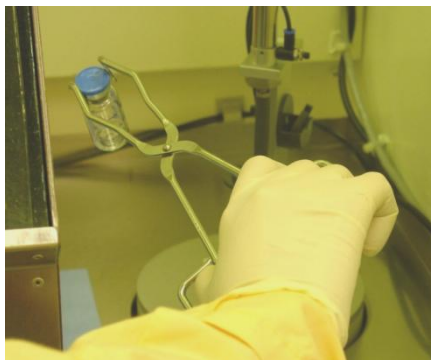
Σχήμα 38: Ρυθμοί δόσης σε διάφορα μέρη της σύριγγας με και χωρίς τη χρήση καλύπτρας.

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.

- **Λαβίδες**

Για να χειριστούμε ένα αθωράκιστο φιαλίδιο που περιέχει ραδιοϊσότοπο χρησιμοποιούμε πάντα λαβίδα (Σχήμα 39). Με τον τρόπο αυτό εκμεταλλευόμαστε τον νόμο του αντιστρόφου τετραγώνου της απόστασης (βλ. παρ. 3.7 του βιβλίου

«Μαθήματα ακτινοπροστασίας για χειριστές ιατρικών μηχανημάτων ιοντιζουσών ακτινοβολιών») και **μειώνουμε τη δόση στα δάχτυλα.**



Σχήμα 39: Η χρήση της λαβίδας μειώνει 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 40.



Σχήμα 40: Θωρακισμένος κάδος καταλοίπων.

2.12.1.2 Αίθουσα χορηγήσεων

Στην αίθουσα αυτή πραγματοποιείται η χορήγηση του ραδιοφαρμάκου στον ασθενή. Η μεταφορά του ραδιοφαρμάκου από το hot lab στην αίθουσα γίνεται μέσω «πάσο» (Σχήμα 41) ή σε θωρακισμένα ειδικά δοχεία (Σχήμα 42).



Σχήμα 41: Πάσο μεταφοράς ραδιοφαρμάκου από το hot lab στην αίθουσα χορηγήσεων.



Σχήμα 42: Θωρακισμένο δοχείο μεταφοράς ραδιοφαρμάκων.

Κατά τη χορήγηση θα πρέπει πάντα να χρησιμοποιείτε τη θωρακισμένη καλύπτρα στη σύριγγα (Σχήμα 43). Μετά τη χορήγηση η σύριγγα, το βαμβάκι και τα γάντια απορρίπτονται σε θωρακισμένο κάδο όπως αυτός στο Σχήμα 40.



Σχήμα 43: Η σύριγγα πρέπει να είναι θωρακισμένη κατά τη διάρκεια της χορήγησης του ραδιοφαρμάκου στον ασθενή.

2.12.1.3 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 καμιά 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 ασθενούς κλπ).

2.12.1.4 Αίθουσα γ-camera

Η τοποθέτηση του ασθενούς στη γ-camera πρέπει να γίνεται με ιδιαίτερη προσοχή. Ειδικό βάρος έχει η επικοινωνία με τον ασθενή και η ενημέρωση 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 συνίσταται η χρήση θωρακισμένου πετάσματος που να επιτρέπει την οπτική επαφή με τον ασθενή (Σχήμα 44).



Σχήμα 44: Θωρακισμένο πέτασμα.

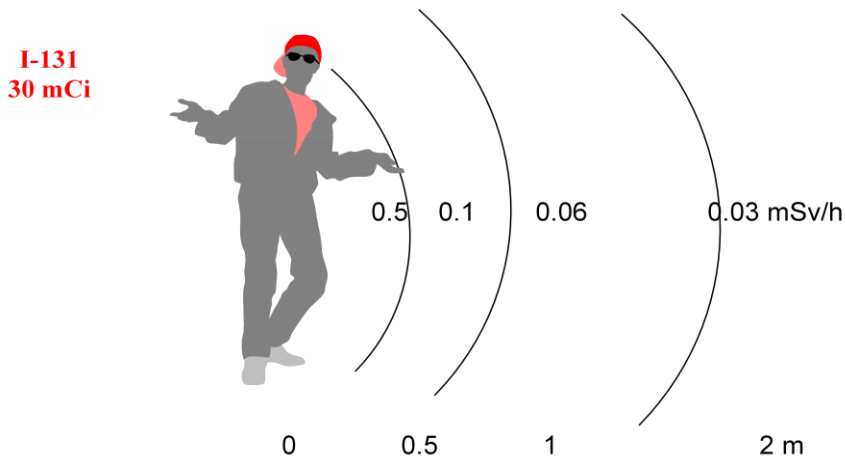
2.12.2 Χειρισμός ασθενούς

Κατά την 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 45 δίνεται ο ρυθμός δόσης σε διάφορες αποστάσεις από έναν ασθενή που έχει χορηγηθεί με 30 mCi I^{131} .



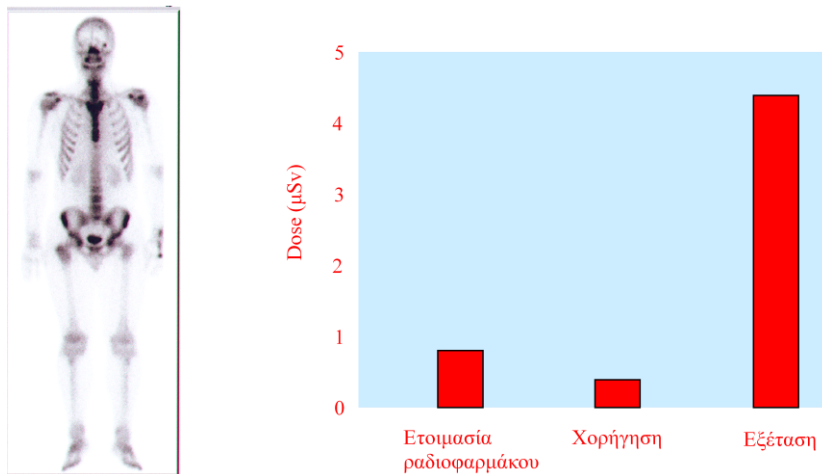
Σχήμα 45: Ο ρυθμός δόσης γύρω από έναν «θερμό» ασθενή μειώνεται ραγδαία με την αύξηση της απόστασης.

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.

2.12.3 Τυπικές τιμές δόσης εργαζόμενου

Η πιο συχνή εξέταση σε ένα τμήμα Π.Ι. είναι το σπινθηρογράφημα οστών. Στο Σχήμα 46 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 ασθενούς.

Σπινθηρογράφημα οστών Tc-99m (20 mCi)



Σχήμα 46: 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 εργαζομένου 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.

2.12.4 Φροντίδα εσωτερικού ασθενούς

Σε περίπτωση που υποβληθεί σε εξέταση με ραδιοϊσότοπα ασθενής που νοσηλεύεται στο Νοσοκομείο, 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 εκκρίμάτων 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 αυτοεξυτηρείται 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 του βιβλίου «Μαθήματα ακτινοπροστασίας για χειριστές ιατρικών μηχανημάτων ιοντιζουσών ακτινοβολιών».

2.12.5 Φροντίδα ασθενούς που έχει λάβει θεραπευτική δόση ραδιοφαρμάκου

Η πιο συνήθης θεραπεία με ραδιοϊσότοπα είναι η θεραπεία θυρεοειδούς με I^{131} . 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 ραδιορύπανσης
 - φοράμε μη διαπερατά προστατευτικά γάντια
 - φοράμε ποδηνάρια και ιατρική ποδιά
- Αφαιρούμε τον προστατευτικό ρουχισμό πριν την έξοδό μας από το θάλαμο νοσηλείας.

2.12.5.1 Καθαρισμός χώρου – απορρύπανση μετά την αποχώρηση του ασθενή

Μετά την αποχώρηση του ασθενούς 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

2.12.6 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 47).



Σχήμα 47: Στα φιαλίδια των ραδιοφαρμάκων τοποθετούμε ετικέτες με το είδος του ραδιοφαρμάκου, την ενεργότητα, τον αρχικό όγκο και την ημ/νία.

2.12.7 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 πιτσίλισμα του δέρματος με ραδιοϊσότοπο κλπ. Η αντιμετώπιση της ραδιορρύπανσης εξαρτάται από την περιοχή που ρυπάνθηκε.

- **Μάτια**

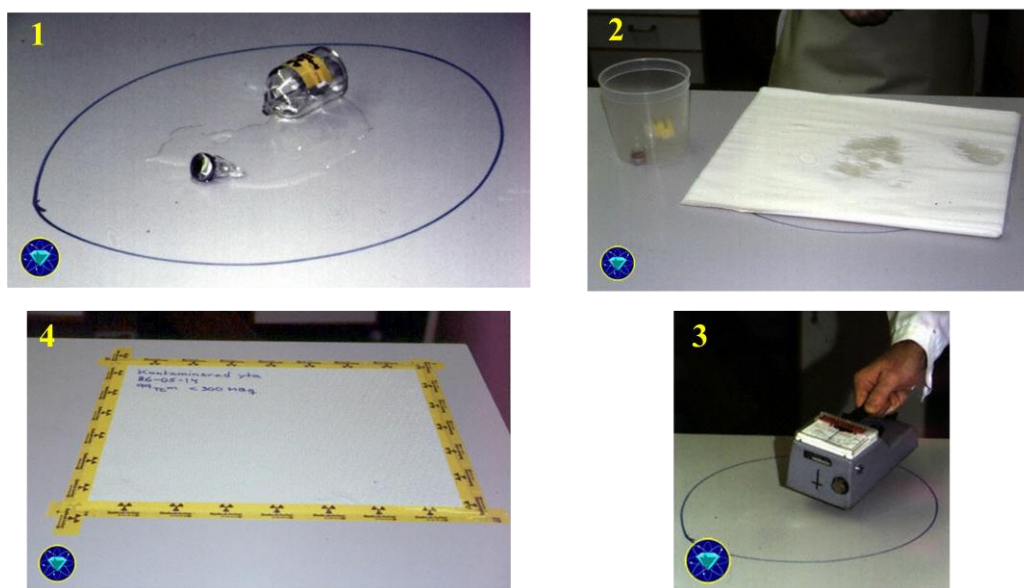
Πλένουμε την περιοχή με άφθονο νερό και ειδοποιούμε τον ακτινοφυσικό για έλεγχο.

- **Δέρμα**

Πλένουμε την περιοχή με άφθονο νερό και σαπούνι προσέχοντας να μην προκαλέσουμε εκδορές. Σε περίπτωση που ρυπάνθηκαν και 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 ραδιορρύπανση επαναλαμβάνουμε τη διαδικασία ξανά και ξανά. Πάντα πρέπει να ειδοποιούμε τον αρμόδιο ακτινοφυσικό.

- **Απορρύπανση επιφάνειας**

Στο Σχ.48 δίνονται τα βήματα απορρύπανσης επιφάνειας.



Σχήμα 48: Διαδικασία 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 ραδιορρύπανσης 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. ποδηγάρια, γάντια
- Υλικά απορρύπανσης για επιφάνειες
- Υλικά απορρύπανσης για ανθρώπους
- Προειδοποιητικά σήματα-αυτοκόλλητα
- Σακούλες για κατάλοιπα, ετικέτες, στυλό

2.13 ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑ ΑΣΘΕΝΟΥΣ

2.13.1 Επικοινωνία-Ενημέρωση

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

2.13.2 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 μετρητή χορηγούμενων δόσεων (dose calibrator)** και ποτέ μην επαναπαύεστε στο διαχωρισμό με ογκομέτρηση. Είναι δυνατόν η προμηθεύτρια εταιρεία να μην έχει κάνει σωστό υπολογισμό της ενεργότητας του σκευάσματος που σας προμήθευσε και η ογκομετρική μέθοδος διαχωρισμού της ενεργότητας μπορεί να οδηγήσει σε υπερέκθεση ή υποέκθεση του ασθενούς. Επιπλέον, ειδικά για το Tc^{99m} 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.**

2.13.3 Χορήγηση

Πριν τη χορήγηση επαληθεύεται η ταυτότητα του ασθενούς 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-1 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 με βάση την Κάρτα δόσεων της Ευρωπαϊκής Ένωσης Πυρηνικής Ιατρικής (EANM Dosage Card version 1.5.2008), ή το βάρος σώματος του παιδιού, ή την επιφάνεια σώματος του παιδιού ή τις συστάσεις της Επιτροπής Βορείου Αμερικής (2010 North American Consensus Guidelines).

2.13.4 Μετά τη χορήγηση

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

2.13.5 Εξέταση εγκύου

Στο Κεφ.8 παρ.8.10 του βιβλίου «Μαθήματα ακτινοπροστασίας για χειριστές ιατρικών μηχανημάτων ιοντιζουσών ακτινοβολιών» έχει συζητηθεί το θέμα της εξέτασης εγκύου γυναίκας ή γυναίκας που θηλάζει και υποβλήθηκε σε εξέταση με ραδιοϊσότοπα.

2.14 ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑ ΣΥΓΓΕΝΩΝ ΚΑΙ ΚΟΙΝΟΥ

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 **γραπτές 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-10 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 κλινοσκεπάσματα του ασθενούς 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
Tc ^{99m}	48 ώρες
Tl ²⁰¹	72 ώρες
Ga ⁶⁷	72 ώρες
I ¹³¹	72 ώρες

Πίνακας-10: 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 ακτινοβολίας που προκαλεί το ραδιονουκλίδιο περιμετρικά του. Η αποδέσμευση του ασθενή γίνεται κατόπιν μετρήσεων του ακτινοφυσικού.

2.14.1 Ακτινοπροστασία του παιδιού από εξωτερική ακτινοβολία 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 περιποίησής 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 ακτινοβολία 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 Φυσικό Ιατρικής 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 ακτινοβολία 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 για 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 ταμπέλα, 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-11.

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

2.15 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 ασθενών.

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 εκπονή 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 εξεταζόμενων στη διαγνωστική Πυρηνική Ιατρική δεν απαιτείται συλλογή των εκκριμάτων. Οι εξεταζόμενοι πρέπει να χρησιμοποιούν συγκεκριμένες τουαλέτες οι οποίες πρέπει να έχουν 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.

2.16 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 49).
- Την ειδική σήμανση του δέματος.
- Την εκπαίδευση του προσωπικού που διενεργεί τη μεταφορά.



Σχήμα 49: Συσκευασίες ραδιοφαρμάκων.

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 50 φαίνονται οι σημάνσεις που χρησιμοποιούνται στα ραδιενεργά δέματα.



Σχήμα 50: Σημάνσεις δεμάτων μεταφοράς ραδιοφαρμάκων. Από αριστερά: White I, Yellow II, Yellow III.

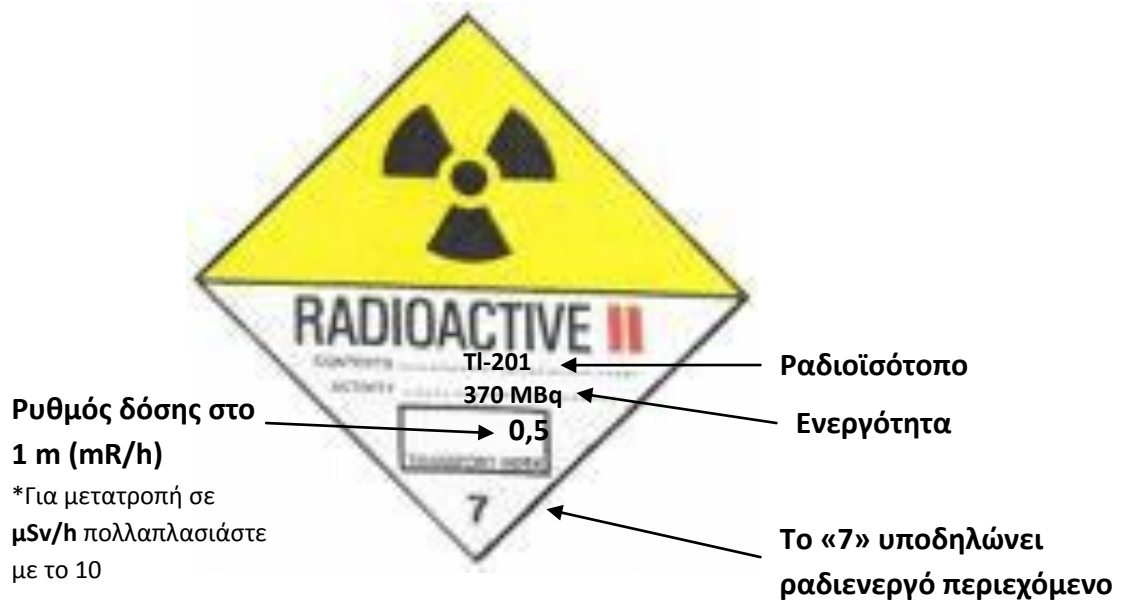
Επεξήγηση σημάτων

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

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

Στη σήμανση αναγράφεται το είδος του ραδιοϊσοτόπου και η ενεργότητα 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 ρυθμός δόσης σε απόσταση **1 m** σε μονάδες **mR/h** (βλ. Σχ.51).

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



Σχήμα 51: Παράδειγμα σήμανσης δέματος κατηγορίας Yellow II.

2.16.1 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 Mo^{99}/Tc^{99m} στην **ειδική θωράκιση**.

Τα **κενά** χάρτινα 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 σημάσεις.

2.17 ΔΙΑΣΦΑΛΙΣΗ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ

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 Πυρηνικής Ιατρικής 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 εξεταζόμενου ή του ασθενούς 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 εξεταζόμενου/ασθενή
- Η διαχείριση των ραδιενεργών καταλοίπων
- Η τήρηση των αρχείων
- Οι διαδικασίες καθαρισμού χώρου-απορρύπανσης
- Η φροντίδα του ασθενούς

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

2.17.1 Έλεγχος καταλληλότητας ραδιοφαρμάκου

Προκειμένου να διαπιστωθεί αν το ραδιοφάρμακο είναι κατάλληλο για χορήγηση στον 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. Ελλείπει 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 όσον αφορά στο pH.

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

2.17.2 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.

2.17.2.1 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

2.17.2.2 Έλεγχοι 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

2.17.2.3 Έλεγχοι 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

2.17.2.4 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

2.17.2.5 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

2.18 ΑΤΥΧΗΜΑΤΑ

Όπως σε κάθε δραστηριότητα, έτσι και στο εργαστήριο Π.Ι. είναι δυνατό να συμβεί κάποιο ατύχημα είτε λόγω ανθρώπινου λάθους δηλαδή κακή συνεννόηση, μεγάλος φόρτος εργασίας, έλλειψη ενημέρωσης σχετικά με τα πρωτόκολλα εργασίας, έλλειψη εκπαίδευσης σε συνθήκες έκτακτης ανάγκης, μη καθορισμένες αρμοδιότητες και ευθύνες, είτε λόγω δυσλειτουργίας του εξοπλισμού, δηλαδή μη επαρκές πρόγραμμα διασφάλισης ποιότητας-σύστημα ποιοτικών ελέγχων. Αποτέλεσμα όλων αυτών μπορεί να είναι λανθασμένη χορήγηση (misadministration), υπερέκθεση ή υποέκθεση (χορήγηση μεγαλύτερης ή μικρότερης ενεργότητας από ότι θα έπρεπε), ακτινοβόληση εγκύου χωρίς να είναι γνωστή η εγκυμοσύνη της, θάνατος ασθενή κ.λ.π. Αν αντιληφθείτε κάτι από αυτά ή γενικότερα σε περίπτωση ατυχήματος 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 εκτιμάται η επιβάρυνση του ασθενή ή συνοδού, 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 άμεσα τον ακτινοφυσικό και την Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας. Από το προσωπικό δοσίμετρό σας (σώματος ή/και δακτύλων) θα γίνει μια άμεση εκτίμηση της δόσης που δεχθήκατε και θα πραγματοποιηθούν περαιτέρω ενέργειες

αν διαπιστωθεί πρόβλημα (π.χ. βελτιστοποίηση της πρακτικής, μετρήσεις ρυθμού δόσης στις θέσεις εργασίας, μετρήσεις εσωτερικής δοσιμετρίας στην ΕΕΕΑ κλπ). **Γι αυτό, είναι απαραίτητο να φοράτε πάντα το προσωπικό σας δοσίμετρο (σώματος ή/και δακτύλων)** και να επικοινωνήσετε άμεσα με την ΕΕΑΕ.

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

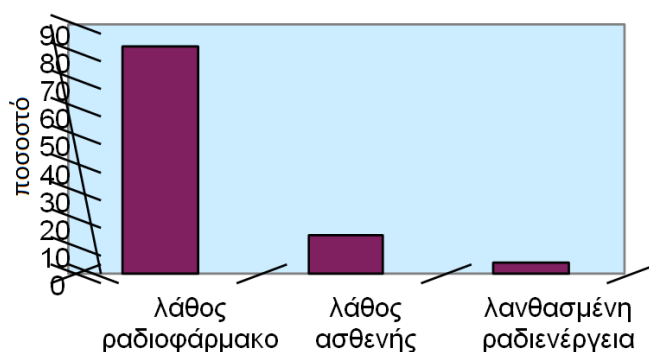
Γενικά, αν και τα ατυχήματα είναι ανεπιθύμητα, η ανάλυση των αιτιών που οδήγησαν σε αυτά είναι σημαντική διότι μπορεί να αποκαλύψει λάθη ή παραλείψεις στην πρακτική, κακή συντήρηση του εξοπλισμού κλπ. Είναι σημαντικό να μαθαίνουμε από τα λάθη μας και τα διδάγματα να τα γνωστοποιούμε και στους άλλους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

2.18 .1 Ανθρώπινα λάθη (στον ασθενή)

Κατά τη χορήγηση ραδιοφαρμάκων, μπορούν να παρατηρηθούν τα παρακάτω ανθρώπινα λάθη :

- ❖ λάθος ραδιοφάρμακο
- ❖ λάθος ασθενής
- ❖ λανθασμένος τρόπος χορήγησης
- ❖ λανθασμένη ραδιενέργεια
θεραπεία >10% της καθορισμένης ραδιενέργειας
διάγνωση > 50% της καθορισμένης ραδιενέργειας
- ❖ έγκυος γυναίκα

Το μεγαλύτερο ποσοστό λαθών παρατηρείται στην χορήγηση λάθους ραδιοφαρμάκου στον ασθενή (~80%) π.χ. λόγω μη σωστής ετικέτας πάνω στην σύριγγα, ακολουθεί η χορήγηση σε λάθος ασθενή π.χ. λόγω μη τήρησης του πρωτοκόλου ταυτοποίησης του (~15%) και στο τέλος η χορήγηση λανθασμένης ραδιενέργειας π.χ. λόγω του ότι δεν ελέγχθηκε η ετικέτα του φιαλιδίου ως προς τη ραδιενέργεια ή ο αριθμός των καψουλών και δεν πραγματοποιήθηκε μέτρηση της ραδιενέργειας πριν τη χορήγηση.



2.18.1.1 Παράδειγμα χορήγησης λάθος ραδιοφαρμάκου

Εργαζόμενος χορήγησε σε ασθενή αυτό που πίστευε πως ήταν ραδιοφάρμακο για σπινθηρογράφημα οστών. Μερικές ώρες αργότερα πραγματοποιήθηκε η απεικόνιση του ασθενή. Δεν παρατηρήθηκε πρόσληψη του ραδιοφαρμάκου στα οστά. Αντιθέτως παρατηρήθηκε ότι ο ασθενής είχε χορηγηθεί με ραδιοφάρμακο που χρησιμοποιείται για την απεικόνιση εγκεφάλου και νεφρών.

Αρχικό γεγονός: Λάθος ραδιοφάρμακο

Παράγοντας συνεισφοράς: Λανθασμένη ετικέτα πάνω στη σύριγγα.

2.18.1.2 Παράδειγμα χορήγησης σε λάθος ασθενή

Θεραπευτική δόση 350 MBq I-131 χορηγήθηκε σε λάθος ασθενή (ασθενή A αντί του ασθενή B). Ο ασθενής A έπρεπε να χορηγηθεί με 500 MBq Tc-99m για σπινθηρογράφημα οστών. Η ραδιενέργεια χορηγήθηκε και ο ασθενής βρισκόταν στο χώρο αναμονής. Ο ασθενής B, που ήταν προγραμματισμένος για θεραπεία υπερθυρεοειδισμού με I-131 έφθασε, του πήραν ιστορικό και βρισκόταν στην αναμονή. Εργαζόμενος ετοίμασε την προς χορήγηση ραδιενέργεια I-131 και φώναξε τον ασθενή B. Ανταποκρίθηκε ο ασθενής A. Ο τεχνολόγος περιέγραψε τη διαδικασία, κανόνισε το follow up ραντεβού & χορήγησε τη ραδιενέργεια. Μετά τη χορήγηση ο ασθενής A άρχισε τις ερωτήσεις και ήταν εμφανές ότι επρόκειτο για τον λάθος ασθενή. Ο ασθενής A ενημερώθηκε αμέσως για το λάθος, υπεβλήθη σε πλύση στομάχου και απομακρύνθηκε το 1/3 της χορηγηθείσας ραδιενέργειας. Στη συνέχεια του χορηγήθηκε perchlorate and Lugol's drops για να απελευθερωθεί η όποια ποσότητα I-131 είχε ήδη προσληφθεί από το θυρεοειδή αδένι & για να παρεμποδιστεί περαιτέρω πρόσληψη. Το αποτέλεσμα ήταν απορροφηθείσα δόση στο θυρεοειδή αδένι του ασθενή A περίπου 8 Gy.

Αρχικό γεγονός: Ανταποκρίθηκε ο ένας ασθενής όταν κλήθηκε ο άλλος

Παράγοντας συνεισφοράς: Δεν τηρήθηκε το πρωτόκολλο ταυτοποίησης ασθενών του Νοσοκομείου.

2.18.1.3 Παράδειγμα χορήγησης λανθασμένης ραδιενέργειας

Ασθενής επρόκειτο να χορηγηθεί με 259 MBq I-131. Το ραδιοφάρμακο ήταν σε 2 κάψουλες των 130 MBq έκαστη και αυτό αναγραφόταν στην ετικέτα του φιαλιδίου. Το νοσοκομείο συνήθως προμηθευόταν κάψουλες των 259 MBq έκαστη. Όταν εργαζόμενος αναποδογύρισε το φιαλίδιο, μόνο η μία κάψουλα εμφανίστηκε και θεωρήθηκε πως αυτή ήταν όλη η ραδιενέργεια. Πολύ αργότερα ανακαλύφθηκε η ύπαρξη της 2ης κάψουλας. Στον ασθενή χορηγήθηκε μόνο το 50% της καθορισμένης ραδιενέργειας.

Αρχικό γεγονός: Μία από τις 2 κάψουλες παρέμεινε μέσα στο φιαλίδιο

Παράγοντας συνεισφοράς: Δεν ελέγχθηκε η ετικέτα του φιαλιδίου ως προς τη ραδιενέργεια & τον αριθμό των καψουλών. Δεν πραγματοποιήθηκε μέτρηση της ραδιενέργειας πριν τη χορήγηση.

2.18.1.4 Παράδειγμα λανθασμένου τρόπου χορήγησης

Ο εργαζόμενος έλεγξε το έγγραφο του τμήματος Πυρηνικής Ιατρικής που αφορούσε έναν ασθενή και παρατήρησε ότι αναγραφόταν το ραδιοφάρμακο Tc99m-DTPA. Ετοίμασε μία standard δόση ραδιοφαρμάκου και τη χορήγησε στον ασθενή, χωρίς να προσέξει ότι στο έγγραφο αναγραφόταν χορήγηση του ραδιοφαρμάκου μέσω εισπνοής (σε μορφή aerosol).

Αρχικό γεγονός: Λανθασμένος τρόπος χορήγησης

Παράγοντας συνεισφοράς: Μη προσεκτική ανάγνωση του εγγράφου

2.18.2 Ανθρώπινα λάθη στον εξοπλισμό

Dose calibrator

Δυσλειτουργία ή λανθασμένος χειρισμός του μετρητικού οργάνου μπορεί να οδηγήσει στη χορήγηση λανθασμένης ραδιενέργειας στον ασθενή.

Απεικονιστικό σύστημα

Δυσλειτουργία ή λανθασμένος χειρισμός μπορεί να οδηγήσει σε μη βελτιστοποιημένη απεικόνιση.

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. Dowdy 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
16. Σ. Τραχανά, Κβαντομηχανική I, σελ. 31 – 39.
17. Dictionary Definition (2006) Dictionary.com.
18. Nuclear Science Division ---- Lawrence Berkeley National Laboratory. "Antimatter". <http://www.lbl.gov/abc/Antimatter.html>. Retrieved 09-03-2008.
19. ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ ΕΚΠΟΜΠΗΣ ΠΟΖΙΤΡΟΝΙΩΝ ΜΕ ΕΞΑΪΛΩΣΗ ΣΕ ΤΡΙΑ ΦΩΤΟΝΙΑ - ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ (ΖΟΓΛΟΠΤΟΥ ΛΥΔΙΑ – ΑΓΓΕΛΙΚΗ, Επιβλέπων Καθηγητής : Λιόλιος Αναστάσιος) - ΑΡΙΣΤΟΤΕΛΕΙΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΟΝΙΚΗΣ - Σχολή Θετικών Επιστημών-Τμήμα Φυσικής - Τομέας

20. Elfaith Abuelhia, K. Kacperski, N. M. Spyrou, “Three-photon annihilation in PET: 2D imaging experiments”, *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry* Vol.271, No.2 (2007) 489-495
21. Ιωάννης Κανδαράκης- Φυσικές και Τεχνολογικές Αρχές Πυρηνικής Ιατρικής, Εκδόσεις Έλλην 2006
22. Richard Fernow, Introduction to experimental particle physics, Cambridge University Press 1986
23. Inorganic scintillators in medical imaging detectors, Carel W. E. van Eijk, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment* Volume 509, Issues 1-3, 21 August 2003, Pages 17-25
24. Claus Grupen and Boris Shwartz, Particle Detectors Second Edition, Cambridge University Press, 2008
25. From PET detectors to PET scanners, John L. Humm, Anatoly Rosenfeld, Alberto Del Guerra, *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging* Vol. 30, No. 11, November 2003
26. Inorganic Scintillators in Positron Emission Tomography, Carel W.E Van Eijk, Book: Radiation Detector for Medical Application, Volume 2006
27. Physical Principles and Technology of Clinical PET Imaging, DW Townsend, *Ann Acad Med Singapore* 2004;33:133-45
28. Positron Emission Tomography, John M. Ollinger and Jeffrey A. Fessler, *IEEE Signal Processing Magazine*, 14(1) :43-55, January 1997
29. Ραδιοβιολογία-Ακτινοβολίες κ’ Ζωή. Λουκά Μαργαρίτη, Βιολογικό Τμήμα Παν/μιου Αθηνών 1996
30. Ιατρική Φυσική – Ακτινοφυσική, Προυκάκης Χ. Εκδόσεις Παρισιανού (1983).