
1

ΟΡΓΑΝΑ ΤΗΣ ΠΥΡΗΝΙΚΗΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ

1.1 Επίπεδη γ - Camera

Η γ -Camera αποτελεί το βασικό όργανο της Πυρηνικής Ιατρικής. Παλαιότερα όργανα όπως οι γραμμικοί σπινθηρογράφοι, έχουν ουσιαστικά εκλείψει.

Η γ -Camera κατασκευάστηκε το 1958 από τον H. O. Anger. Αποτελείται από έναν κρυσταλλικό σπινθηριστή NaI(Tl) κυκλικό ή τετράγωνο διαμέτρου 30-50 cm και πάχους 0.6 έως 1.8 cm. Σε αρίστη μηχανική και οπτική επαφή με τον κρύσταλλο από την μία του όψη είναι συνδεδεμένοι έως και 91 φωτοπολλαπλασιαστές σε πολυγωνική ή κυκλική διάταξη. Το σύστημα κρυστάλλου-φωτοπολλαπλασιαστών αποτελεί την "κεφαλή" του οργάνου και ευρίσκεται εντός θωρακίσεως από μόλυβδο ώστε να αποκόπτεται από τον κρύσταλλο η ακτινοβολία περιβάλλοντος. Η μία όψη της κεφαλής δεν φέρει θωράκιση αλλά από αυτήν ο κρύσταλλος βλέπει τον ασθενή, μέσω ενός οργάνου που ονομάζεται κατευθυντήρας. Το όργανο αυτό είναι κατασκευασμένο από μόλυβδο, έχει πάχος μερικών εκατοστών, και φέρει έναν μεγάλο αριθμό οπών μέσω των οποίων τα φωτόνια που προέρχονται από το σώμα του ασθενούς προσβάλλουν τον κρύσταλλο. Ο κατευθυντήρας χρησιμεύει στην κατά το μεγαλύτερο ποσοστό αποκοπή των φωτονίων που προέρχονται από το σώμα του ασθενούς από σκέδαση Compton και που όταν προσβάλλουν τον κρύσταλλο δημιουργούν ψευδείς πληροφορίες κατανομής του χορηγηθέντος ραδιοφαρμάκου. Ανάλογα με την ενέργεια των φωτονίων του ραδιονουκλιδίου και την πραγματοποιούμενη εξέταση, για κάθε γ -Camera υπάρχουν διάφοροι κατευθυντήρες.

Όταν τα φωτόνια που προέρχονται από το σώμα του ασθενούς, μέσω των οπών του κατευθυντήρα εισέρχονται στον κρύσταλλο, χάνουν ενέργεια λόγω των μηχανισμών αλληλεπιδράσεως ιοντιζούσης ηλεκτρομαγνητικής

ακτινοβολίας και ύλης. Η ενέργεια που απορροφά ο κρύσταλλος διεγείρει την ηλεκτρονική δομή του, με αποτέλεσμα κατά την αποδιέγερση να εκπέμπονται φωτόνια στην ορατή περιοχή του φάσματος, οι σπινθηρισμοί. Η ένταση των σπινθηρισμών είναι ανάλογη της απορροφηθείσης ενεργείας και είναι μεγίστη όταν η απορρόφηση οφείλεται στο φωτοηλεκτρικό φαινόμενο στο οποίο απορροφάται ολόκληρη η ενέργεια του φωτονίου. Οι φωτοπολλαπλασιαστές, με την βοήθεια ειδικού ηλεκτρονικού κυκλώματος, δημιουργούν τέσσερις παλμούς τάσεως κατά τις τέσσερις διευθύνσεις συστήματος ορθογωνίων Oxy αξόνων παραλλήλων προς την επιφάνεια του κρυστάλλου. Οι κατα τον άξονα Ox δύο παλμοί συνδυαζόμενοι παράγουν ένα τελικό. Το αυτό και για τους δύο παλμούς κατά τον άξονα Oy. Το ύψος των παλμών αυτών (παλμοί θέσεως) είναι ανάλογο των συντεταγμένων του σημείου του κρυστάλλου που δημιουργήθηκε ο σπινθηρισμός, ενώ το ολικό άθροισμα του ύψους των παλμών είναι ανάλογο της ενεργείας των φωτονίων. Εάν το ύψος του παλμού ενεργείας περιλαμβάνεται μέσα στα προτοποθετημένα μέσω συστήματος γ-φασματομετρίας επιθυμητά όρια ενέργειας, τότε στις παλαιότερες αναλογικές γ-Camera το κατά τους άξονες Ox και Oy ζεύγος παλμών, κατηύθυνε την ηλεκτρονική δέσμη ενός παλμογράφου στην οθόνη, σε θέση από το κέντρο της ανάλογη με την θέση του σπινθηρισμού από το κέντρο του κρυστάλλου. Ο φθορισμός της οθόνης του παλμογράφου προσέβαλε φωτογραφικό ή ακτινογραφικό φιλμ οπότε με αυτόν τον τρόπο σχηματίζονταν η εικόνα. Στις σύγχρονες ψηφιακές γ-Camera οι παλμοί θέσεως προσθέτουν κάθε φορά μια μονάδα στις θέσεις τις μνήμης λήψεως των πληροφοριών του συστήματος. Οι θέσεις αυτές αντιστοιχούν σε μικρές περιοχές του κρυστάλλου τα στοιχεία εικόνας (pixels), στις οποίες συνέβησαν οι σπινθηρισμοί. Το αριθμητικό περιεχόμενο της μνήμης αντιστοιχεί σε κωδικό χρωμάτων και εμφανίζεται σαν εικόνα σε μια ψηφιακή οθόνη.

Με τα συστήματα γ-Camera είναι δυνατή η λήψη πολλών εικόνων συναρτήσει του χρόνου, οπότε έτσι γίνεται δυνατή η απεικόνιση της μεταβολής της κατανομής του ραδιοφαρμάκου στο εξεταζόμενο όργανο συναρτήσει του χρόνου (δυναμική μελέτη). Υπάρχουν πακέτα προγραμμάτων με τα οποία γίνεται επεξεργασία των εικόνων ώστε από καμπύλες ή άλλα στοιχεία, να διευκολύνεται η διάγνωση (image processing).

1.2 Τομογραφική γ - Camera (SPECT)

Η λαμβανόμενη από μια γ -Camera εικόνα αποτελεί μία διδιάστατη προβολή μιας τρισδιάστατης κατανομής του ραδιοφαρμάκου, εντός του σώματος του ασθενούς.

Η απόκτηση της πληροφορίας της τρίτης διαστάσεως επιτυγχάνεται με την μεθοδολογία της τομογραφίας. Το σύστημα εφαρμογής της ονομάζεται SPECT από τα αρχικά των λέξεων Single Photon Emission Computed Tomography. Ένα σύστημα SPECT αποτελείται από μία ή και περισσότερες κεφαλές γ -Camera με δυνατότητα αυτόματης και προγραμματιζόμενης περιστροφής της πέριξ του ασθενούς, 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 διδιάστατες λήψεις που λαμβάνονται με την προγραμματισμένη αυτόματη περιστροφή της κεφαλής ή των κεφαλών του συστήματος SPECT. Η κάθε λήψη ονομάζεται προβολή της κατανομής της ραδιενεργείας. Η βασική διεργασία στην προβολή είναι η άθροιση της ραδιενεργείας κατά μήκος φανταστικών ακτίνων οι οποίες ξεκινούν από τον ανιχνευτή και περνούν μέσα από την ραδιενεργό πηγή. Οι ακτίνες αυτές ονομάζονται ακτίνες προβολής (projection rays). Το άθροισμα της ραδιενεργείας κατά μήκος μιας ακτίνας προβολής είναι το ακτινικό άθροισμα (ray sum). Οι κατευθυντήρες που χρησιμοποιούνται στην απεικόνιση καθορίζουν την σχετική προέλευση των ακτίνων προβολής.

Το ακτινικό άθροισμα ορίζεται ως το γραμμικό ολοκλήρωμα της ραδιενεργείας κατά μήκος μιας ακτίνας προβολής. Στην πράξη η ραδιενέργεια αθροίζεται κατά μήκος των ακτίνων προβολής, οι οποίες έχουν διαστάσεις που δίδονται από το εύρος του κάθε στοιχείου εικόνας, με το οποίο τέμνεται η ακτίνα προβολής. Κατά την επεξεργασία των δεδομένων για να προκύψουν οι τομές του εξεταζομένου 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 στον χώρο, κατά μήκος των ακτίνων προβολής από τις οποίες προέρχονται. Με την οπισθοπροβολή επίσης καθορίζεται η γεωμετρία βάσει της οποίας συντίθενται οι τομογραφικές ει-

κόνες. Η όλη επεξεργασία γίνεται με εξελιγμένα συστήματα υπολογιστών και αριθμητικούς αλγορίθμους οι οποίοι χρησιμοποιούν προσεγγιστικές μεθόδους και εφαρμόζουν διορθώσεις με την χρήση ειδικών μαθηματικών φίλτρων και εφαρμογών της θεωρίας Fourier. Στα σύγχρονα συστήματα SPECT υπάρχει η δυνατότητα, με ειδική επεξεργασία των δεδομένων από τις λαμβανόμενες προβολές, να προκύψουν τομές εγκάρσιες, οβελιαίες ή στεφανιαίες ή ακόμη κατά μήκος ανατομικών αξόνων του εξεταζόμενου οργάνου ή συστήματος όπως π.χ. στην καρδιά.

1.3 Ποζιτρονιακή Camera (PET)

Η ποζιτρονιακή τομογραφία εκπομπής (Positron Emission Tomography) είναι ταχέως αναπτυσσόμενη περιοχή της Πυρηνικής Ιατρικής. Είναι τεχνική λήψης τομογραφικών εικόνων της κατανομής ραδιενεργών ιχνηθετών, οι οποίοι εκπέμπουν ποζιτρόνια. Οι εικόνες αυτές αντιπροσωπεύουν φυσιολογικές και βιοχημικές διεργασίες στην υπό εξέταση περιοχή.

Τα ποζιτρόνια (θετικά ηλεκτρόνια) εκπέμπονται από ραδιενεργούς πυρήνες με περίσσεια πρωτονίων. Κινούνται μόνο μερικά χιλιοστά μέσα στην ύλη έως ότου συναντήσουν και συγκρουσθούν με ένα αρνητικό ηλεκτρόνιο. Η σύγκρουση αυτή της ύλης-αντιύλης καταλήγει στην εξαύλωση των δύο σωματιδίων και στην δημιουργία δύο φωτονίων ακτίνων γ , ενεργείας 511 keV το κάθε ένα. Τα φωτόνια εξαύλωσης όπως ονομάζονται, εκπέμπονται κατά αντίθετες διευθύνσεις, υπό γωνία 180° .

Οι ανιχνευτές ποζιτρονίων οι οποίοι ανιχνεύουν το ζεύγος των ακτίνων γ που προκύπτει από την εξαύλωση ποζιτρονίου-ηλεκτρονίου είναι τοποθετημένοι ο ένας απέναντι του άλλου σε αντίθετα σημεία της πηγής των ποζιτρονίων. Καταγράφουν μία μέτρηση όταν και οι δύο ανιχνεύσουν ένα φωτόνιο την ίδια ακριβώς στιγμή, δηλαδή ένα γεγονός συμπτώσεως. Ένα σύστημα PET αποτελείται από πολλούς ανιχνευτές, δεκάδες έως εκατοντάδες, τοποθετημένους σε κυκλική ή πολυγωνική διάταξη γύρω από τον ασθενή, στον οποίο έχει χορηγηθεί ένα ραδιονουκλίδιο εκπομπός ποζιτρονίων. Ηλεκτρονικά κυκλώματα και υπολογιστές ζευγνύουν τους ανιχνευτές, ώστε να λειτουργούν σε σύμπτωση. Ένας ανιχνευτής στην μία πλευρά του σώματος έχει συζευχθεί ώστε να μετρά σε σύμπτωση με ανιχνευτές στην αντίθετη πλευρά του σώματος. Δύο συζευγμένοι ανιχνευτές σε αντίθετα σημεία του σώματος οι οποίοι ανιχνεύουν ταυτοχρόνως ένα γεγονός συμπτώσεως, καθορίζουν μία νοητή ευθεία πάνω στην οποία βρίσκεται η πηγή.

Μαθηματικά φίλτρα και τεχνικές επεξεργασίας της εικόνας μέσω υπολογιστών, χρησιμοποιούνται για να ανασυνθέσουν εικόνες από αυτές τις πληροφορίες.

Οι κάμερες PET μπορούν να έχουν περισσότερους από έναν δακτυλίους ανιχνευτών. Κυκλώματα συμπτώσεως έχουν την δυνατότητα να ζευξουν ανιχνευτές όχι μόνον στον ίδιο δακτύλιο αλλά και σε γειτονικούς δακτυλίους. Έτσι π.χ. ένα σύστημα με οκτώ δακτυλίους μπορεί να παράγει εικόνες 15 τομών ταυτοχρόνως με αρκετά εκατομμύρια κρούσεις ανά εικόνα. Οι εικόνες μπορούν να λαμβάνονται με ρυθμό κατάλληλο και για πραγματοποίηση δυναμικών μελετών. Οι απαιτήσεις για την επεξεργασία των δεδομένων σε αυτά τα συστήματα είναι πολύ υψηλές. Στα συστήματα PET εναντιθέσει με τα SPECT δεν υπάρχουν δυσκολίες στον καθορισμό του σημείου προελεύσεως των πληροφοριών. Διορθώσεις για εξασθένηση μπορούν να γίνουν με την βοήθεια καταλλήλου βαθμολογίας. Έτσι αυτά τα χαρακτηριστικά του PET επιτρέπουν ποσοτικές εκτιμήσεις βάσει της κατανομής του ραδιοφαρμάκου.

Τα ραδιονουκλίδια που έχουν την ιδιότητα της εκπομπής ποζιτρονίων και χρησιμοποιούνται σε μελέτες PET είναι στοιχεία μεγάλου βιολογικού ενδιαφέροντος, και αναφέρονται στον Πίνακα 1.1.

Πίνακας 1.1 Ραδιονουκλίδια για μελέτες PET

Νουκλίδια	T _{1/2} (min)	Πυρηνική αντίδραση παραγωγής
¹¹ C	20.4	¹⁰ B(d,n)
¹³ N	10.0	¹² C(d,n)
¹⁵ O	2.09	¹⁴ N(d,n)
¹⁸ F	109.8	²⁰ Ne(d,α)

1.4 Ειδικός εξοπλισμός και τεχνικές για παιδιατρικές εφαρμογές

Στις εφαρμογές της Πυρηνικής Ιατρικής στην παιδιατρική, η χρησιμοποίηση ειδικών συστημάτων και τεχνικών είναι «εκ των ων ουκ άνευ».

Οι ειδικοί κατευθυντήρες μικρής οπής (pinhole), με τους οποίους επιτυγχάνεται μεγάλη μεγέθυνση είναι απαραίτητοι σε περιπτώσεις απεικονί-

σεως μικρών δομών και λεπτομερειών. Χαρακτηριστικό παράδειγμα αποτελεί η απεικόνιση των ισχίων στην νόσο Legg-Calvé-Perthes.

Με τους κοινούς κατευθυντήρες, η απεικόνιση του μικρού ασθενούς, στις περισσότερες περιπτώσεις πρέπει να γίνεται με μεγέθυνση (zoom), απλή ή ηλεκτρονική.

Για την διεξαγωγή μελετών αιματώσεως του εγκεφάλου σε παιδιά, η απλή τομογραφική γ -Camera δεν προσφέρεται ιδιαίτεως. Ο λόγος είναι η μεγάλη ακτίνα περιστροφής και επομένως η μεγάλη απόσταση της κεφαλής του συστήματος από τον μικρού μεγέθους εγκέφαλο του παιδιού. Αποτέλεσμα αυτού είναι εικόνες με κακή ποιότητα. Ιδανική απεικόνιση γίνεται είτε με σύστημα τομογραφικής γ -Camera με 3 κεφαλές, ή με γ -Camera με δακτυλιοειδή κεφαλή (Annular SPECT, ASPECT).

Ως προς την λήψη και επεξεργασία των εικόνων, στην βιβλιογραφία υπάρχουν πολλές προτεινόμενες τεχνικές, για την αύξηση της διαγνωστικής ακριβείας των διαφόρων μεθόδων.

Η σύγκριση με άλλες διαγνωστικές μεθόδους, πραγματοποιείται σήμερα με την μέθοδο της συγχωνεύσεως των εικόνων (fusion). Με την μέθοδο αυτή, μπορεί να συνδυασθεί η ανατομική λεπτομέρεια της αξονικής ή μαγνητικής τομογραφίας με τις λειτουργικές πληροφορίες του SPECT ή PET.

Βιβλιογραφικές παραπομπές

1, 30, 39, 56, 67, 88, 94, 95