



ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ

ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΗΣ

ΤΟΜΕΑΣ ΠΥΡΗΝΙΚΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΚΑΙ
ΦΥΣΙΚΗΣ ΣΤΟΙΧΕΙΩΔΩΝ ΣΩΜΑΤΙΔΙΩΝ

Μελέτη των Ορίων Ανιχνευσιμότητας
Καρκινικών Όγκων στην Μονοφωτονική
Τομοσπινθηρογραφία με Εξειδικευμένο
Ομοίωμα Μαστού

Διπλωματική Εργασία για την απόκτηση του τίτλου Μ.Δ.Ε.

Λυτροσυγγούνης Ιωάννης
Α.Μ. 201625

Επιβλέπων: Ε. Στυλιάρης, Αναπλ. Καθηγητής

ΑΘΗΝΑ 2018

Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

Στυλιάρης Ευστάθιος, Αναπληρωτής Καθηγητής (κύριος επιβλέπων)
Μερτζιμέκης Θεόδωρος, Αναπληρωτής Καθηγητής
Φασουλιώτης Δημήτριος, Αναπληρωτής Καθηγητής

Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Αναπληρωτή Καθηγητή κ. Ευστάθιο Στυλιάρη τόσο για την εμπιστοσύνη που έδειξε στο πρόσωπό μου για την ανάθεση της παρούσας διπλωματικής εργασίας, όσο και για την υποστήριξη που μου παρείχε κατά τη διάρκεια της εκπόνησής της. Επιπλέον, για τον χρόνο που αφιέρωσε για την καθοδήγησή μου σε επίπεδο οργανολογίας και λογισμικού.

Παράλληλα, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Καθηγητή κ. Μαϊντά Δημήτριο, Διευθυντή του Ινστιτούτου Ισοτοπικών Μελετών του Ιατρικού Κέντρου Αθηνών. Η συνεισφορά του μέσω της παροχής υλικοτεχνικών μέσων για την διεξαγωγή των πειραματικών μετρήσεων, αλλά και της υπόδειξης των αποδεκτών κλινικών ορίων ανιχνευσιμότητας, αποδείχθηκε καθοριστική για την διεκπεραίωση της εργασίας.

Στα πλαίσια της συνεργασίας, θα ήθελα επίσης να ευχαριστήσω τους συναδέλφους μου και μέλη του εργαστηρίου SPECT_lab του Τμήματος Φυσικής, Πανεπιστημίου Αθηνών. Συγκεκριμένα, την κ. Τομαζινάκη Μήνα-Ερμιόνη για την ηθική υποστήριξη και τις συμβουλές που μου παρείχε σε θέματα Ιατρικής Φυσικής και τους υποψήφιους διδάκτορες κ. Ραφομανίκη Νικόλαο, κ. Μιχέλη Μαρία και κ. Ζιώγα Μαρία για την υγιή και προσοδοφόρα συνεργασία μας.

Περιεχόμενα

Περίληψη	1
1 Βασικές Αρχές Απεικόνισης SPECT	3
1.1 Σύστημα γ-Camera	3
1.2 Σπινθηριστές	5
1.2.1 Ανόργανοι Σπινθηριστές	5
1.3 Φωτοπολλαπλασιαστής	9
1.3.1 Τροφοδοσία	9
1.3.2 Θωράκιση	11
1.3.3 Χαρακτηριστικά	11
1.4 Κατευθυντήρες	14
1.5 Παράμετροι απόδοσης γ-Camera	16
2 Σύνθεση του Ανιχνευτικού Συστήματος	18
2.1 Κατευθυντήρας Εξαγωνικών Παραλλήλων Οπών	18
2.2 Κρύσταλλος Σπινθηρισμών CsI(Tl)	20
2.3 Χωρικά Ευαίσθητος Φωτοπολλαπλασιαστής	22
2.4 Analog to Digital Converter (ADC)	25
2.4.1 Μετρήσεις Pedestals	27
2.5 Ανακατασκευή Προβολικής Εικόνας	31
2.5.1 Αλγόριθμος Κέντρου Βάρους	31
2.6 Εκτίμηση της Χωρικής Διακριτικής Ικανότητας	34
3 Πειραματική Διαδικασία και Ανάλυση Αποτελεσμάτων	40
3.1 Πειραματική Διάταξη	40
3.1.1 Ανάλυση Πειραματικών Δεδομένων-Μεθοδολογία	44
3.2 Διερεύνηση των Ορίων Ανιχνευσιμότητας	53
3.3 Ανακατασκευή Εικόνας	59
4 Προσομοιώσεις Monte Carlo	66
4.1 Προσομοίωση Πειράματος στο GATE	67
4.1.1 Ανακατασκευή Προσομοιωμένης Τομογραφικής Εικόνας	72

4.2 Διερεύνηση των Ορίων Ανιχνευσιμότητας μέσω Προσομοιώσεων	74
5 Συμπεράσματα	77
Βιβλιογραφία	79

Περίληψη

Θεμελιακή αρχή των απεικονιστικών τεχνικών εκπομπής στην Πυρηνική Ιατρική είναι ο προσδιορισμός της κατανομής ενός χορηγούμενου ραδιοφαρμάκου σε συγκεκριμένο όργανο του εξεταζόμενου. Τα μόρια του ραδιοϊχνηθέτη, δεσμευόμενα από τα μόρια του προς εξέταση οργάνου, σκιαγραφούν την φυσιολογία του μέσω της ανίχνευσης της εκπεμπόμενης γ-ακτινοβολίας. Ανιχνεύοντας την εκπεμπόμενη ακτινοβολία ανασυντίθενται η τρισδιάστατη εικόνα κατανομής του ραδιοφαρμάκου και τελικά παρέχεται εποπτική εικόνα για τη λειτουργία του οργάνου.

Στη Μονοφωτονική Υπολογιστική Τομογραφία Εκπομπής (SPECT) η ανίχνευση των εκπεμπόμενων φωτονίων γίνεται μέσω συστημάτων γ-Camera. Στις συγκεκριμένες διατάξεις αποτυπώνονται προβολικές εικόνες του εξεταζόμενου αντικειμένου για διάφορες γωνίες εξέτασης. Μέσω του ραδιοϊχνηθέτη, η βιολογική δραστηριότητα ενός οργάνου αντικατοπτρίζεται στη ροή αίματος στα τριχοειδή αγγεία, και τελικά το σύνολο των προβολικών εικόνων ανακατασκευάζει την τρισδιάστατη κατανομή του ραδιοφαρμάκου στο όργανο.

Η απεικόνιση μαστού για τη διάγνωση πρώιμου σταδίου καρκίνου βασίζεται κυρίως σε τεχνικές προβολικής απεικόνισης. Οι περιορισμοί που εισάγονται σε επίπεδο ευαισθησίας και χωρικής διακριτικής ικανότητας των κλινικών ανιχνευτικών συστημάτων σε συνδυασμό με φαινόμενα απορρόφησης και σκεδάσεων έχουν σαν αποτέλεσμα την περιορισμένη απόδοση στην ανακατασκευή της τρισδιάστατης τομογραφικής εικόνας. Στην παρούσα διπλωματική εργασία διερευνώνται εκτενώς τα όρια ανίχνευσης μικρών καρκινικών όγκων του μαστού σε συνθήκες υψηλού θορύβου υποβάθρου μέσω μελέτης τύπου SPECT με εξειδικευμένο μαστού. Ο προσδιορισμός των ορίων μέσω της συγκεκριμένης πειραματικής ανάλυσης αποσκοπεί στην επίτευξη κλινικών τομογραφικών εικόνων υψηλής ευκρίνειας, για όγκους μικρού μεγέθους και διαφόρων συγκεντρώσεων ενεργότητας σε ένα περιβάλλον ελεγχόμενου σήματος και θορύβου.

Στο πρώτο κεφάλαιο εισάγονται βασικές αρχές που χαρακτηρίζουν την απεικόνιση τύπου SPECT. Συγκεκριμένα, αναλύεται η διαδικασία ανίχνευσης της

γ-ακτινοβολίας που εκπέμπεται από την κατανομή του ραδιοφαρμάκου στο εξεταζόμενο όργανο μέσω της γ-Camera. Η ροή των φυσικών διεργασιών που λαμβάνουν χώρα κατά τη διαδικασία ανίχνευσης της γ-ακτινοβολίας, αρχής γενομένης του σταδίου του κατευθυντήρα, εν συνεχεία του σπινθηριστή και τέλος του φωτοπολλαπλασιαστή, περιγράφονται εκτενώς. Στο τέλος του κεφαλαίου συνοψίζονται οι περιορισμοί στην απόδοση της γ-Camera που εισάγονται μέσω διαφόρων παραμέτρων από τα επιμέρους στάδια που περιγράφηκαν.

Στο επόμενο κεφάλαιο δίνεται η περιγραφή των στοιχείων της ανιχνευτικής διάταξης που χρησιμοποιείται στην πειραματική διαδικασία. Επιπρόσθετα, μελετάται η διαδικασία ψηφιοποίησης των αναλογικών σημάτων που προκύπτουν από τον χωρικά ευαίσθητο φωτοπολλαπλασιαστή (Position Sensitive Photomultiplier Tube) στους ADCs (Analog to Digital Converters). Ακολούθως, αναλύεται η διαδικασία ανακατασκευής των προβολικών εικόνων του εξεταζόμενου αντικειμένου από τις τιμές του συλλεγόμενου φορτίου στον φωτοπολλαπλασιαστή μέσω του αλγορίθμου κέντρου βάρους. Έχοντας εισάγει την τεχνική ανακατασκευής της προβολικής εικόνας, και λαμβάνοντας υπόψιν τις διορθώσεις που απαιτεί, πραγματοποιούμε μια σειρά μετρήσεων για την εκτίμηση της χωρικής διακριτικής ικανότητας του ανιχνευτικού συστήματος που χρησιμοποιείται στην συγκεκριμένη εργασία.

Το τρίτο κεφάλαιο περιλαμβάνει σε πρώτο στάδιο την περιγραφή της γεωμετρίας του εξειδικευμένου ομοιώματος μαστού (phantom), καθώς και την διαδικασία λήψης των πειραματικών δεδομένων με τη χρήση της διάταξης που περιγράφεται στην προηγούμενη παράγραφο. Το ομοίωμα έχει κυλινδρικό σχήμα και περιέχει νερό προσομοιώνοντας το περιβάλλον μεγάλου υποβάθρου του μαστού, ενώ διαθέτει τέσσερα σωληνοειδή τα οποία δέχονται μικρομετρικούς όγκους ραδιοϊχνηθέτη συνιστώντας περιοχές υψηλής συγκέντρωσης ενεργότητας (hot spots). Η διαδικασία εξέτασης περιλαμβάνει την περιστροφή του ομοιώματος μπροστά από τη γ-Camera και τελικά την λήψη των προβολικών και τομογραφικών εικόνων του για διάφορες περιπτώσεις συγκέντρωσης ραδιοϊχνηθέτη των hot spot και του υποβάθρου.

Το τελευταίο κεφάλαιο εστιάζει στην μελέτη της πειραματικής διαδικασίας σε επίπεδο προσομοιώσεων Monte Carlo, μέσω του λογισμικού GEANT4/GATE. Σε πρωταρχικό στάδιο, η πειραματική διάταξη μοντελοποιείται λεπτομερώς εκτιμώντας την απόδοση του ανιχνευτικού συστήματος σε σχέση με την αναμενόμενη ιδανική περίπτωση αυτού. Επιπλέον, περιλαμβάνεται μια μελέτη μέσω προσομοιώσεων για μεταβλητή ενεργότητα υποβάθρου του ομοιώματος μαστού. Ακολουθώντας την ίδια μεθοδολογία με αυτή του πειράματος, λαμβάνεται ένα ευρύ φάσμα μετρήσεων το οποίο τελικά συγκρίνεται με τα πειραματικά δεδομένα.

Κεφάλαιο 1

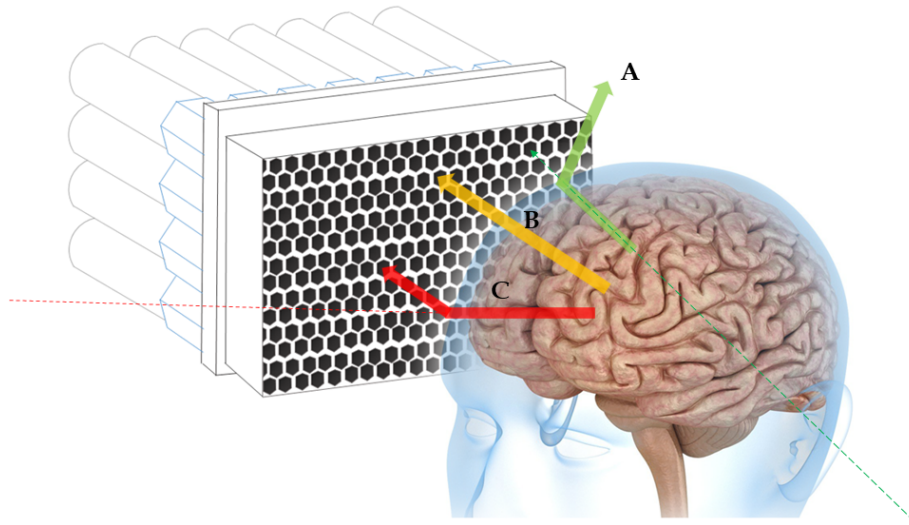
Βασικές Αρχές Απεικόνισης SPECT

1.1 Σύστημα γ-Camera

Ένα τυπικό σύστημα γ-Camera περιλαμβάνει εν πρώτοις ένα σπινθηριστή, ο οποίος μετατρέπει την προσπίπτουσα γ-ακτινοβολία σε παλμούς ορατού φωτός. Το είδος του σπινθηριστή προσδιορίζει και ένα φάσμα μηκών κύματος για τα παραγόμενα φωτόνια. Το φως που προκύπτει από τον σπινθηριστή οδηγείται σε μια φωτοευαίσθητη διάταξη, τον φωτοπολλαπλασιαστή, όπου το φωτεινό σήμα ανιχνεύεται και τελικά μετατρέπεται σε μετρήσιμο ηλεκτρικό παλμό. Το άθροισμα των παλμών που καταγράφονται είναι ανάλογο της ενέργειας των φωτονίων που αποτίθεται στο σπινθηριστή. Τα σημεία αλληλεπίδρασης των προσπιπτόντων φωτονίων μέσα στον ανιχνευτή είναι δυνατόν να προσδιοριστούν αναλύοντας την κατανομή φωτός που προκύπτει. Ως εκ τούτου, κάθε αλληλεπίδραση φωτονίου με τον σπινθηριστή παρέχει πληροφορίες για την ακριβή της θέση στο επίπεδο του ανιχνευτή και για την ενέργεια του εκάστοτε φωτονίου. Κάθε φωτόνιο που ανιχνεύεται, καταμετράται σαν γεγονός σε συγκεκριμένες θέσεις του επιπέδου του ανιχνευτή. Η τελική προβολική εικόνα του εξεταζόμενου αντικειμένου, συνίσταται από το σύνολο των γεγονότων στις θέσεις του επιπέδου ανίχνευσης.

Τα νουκλίδια που εμπεριέχονται στα χορηγούμενα ραδιοφάρμακα εκπέμπουν φωτόνια με ενέργειες στις οποίες κυριαρχεί το Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο και η σκέδαση Compton. Τα φαινόμενα αυτά λαμβάνουν χώρα, τόσο στο εσωτερικό του εξεταζόμενου αντικειμένου, όσο και στο σπινθηριστή, περιορίζοντας τελικά την απόδοση της ανιχνευτικής συσκευής. Σχήμα 1.1

Καταλύτικό ρόλο στον προσδιορισμό της προέλευσης των φωτονίων έχει ο κατευθυντήρας (Collimator). Πρόκειται για θεμελιώδες δομικό στοιχείο της



Σχήμα 1.1: Απεικόνιση ενός συστήματος γ-Camera αποτελούμενη από κατευθυντήρα, σπινθηριστή και μια συστοιχία φωτοπολλαπλασιαστικών στηλών. **Σημ.** Οι διαστάσεις των επιμέρους στοιχείων είναι ενδεικτικές.

γ-Camera , καθώς η χρήση του επιτρέπει την είσοδο φωτονίων με κάθετη κατεύθυνση (ιδανικά) ως προς τον κρύσταλλο. Το σημείο ανίχνευσης των φωτονίων που θα περάσουν από τον κατευθυντήρα, δίνει πληροφορίες σχετικά με την αρχική θέση εκπομπής τους. Οι κατευθυντήρες κατασκευάζονται συνήθως από μόλυβδο (σε ορισμένες περιπτώσεις βολφράμιο), και διαθέτουν παράλληλες οπές μικρής διαμέτρου και μεγάλου μήκους. Στην περίπτωση της συγκεκριμένης διάταξης, ο συνδυασμός μεγάλου μήκους και απειροστά μικρής διαμέτρου οπών αποδίδει τη βέλτιστη χωρική διακριτική ικανότητα περιορίζοντας όμως τον αριθμό των εισερχόμενων σωματιδίων.

Στο Σχήμα 1.1, παρουσιάζεται η δομή της διάταξης όπως ήδη περιγράφηκε. Παρουσιάζονται επίσης οι περιπτώσεις όπου: (A) Ένα φωτόνιο το οποίο υπό κανονικές συνθήκες θα ανιχνευόταν, δεν φτάνει στον ανιχνευτή λόγω σκέδασης Compton , (B) Ένα φωτόνιο ανιχνεύεται χωρίς να υποστεί σκεδάσεις από κάποιο υλικό, (C) Ένα φωτόνιο το οποίο υπό κανονικές συνθήκες δεν θα ανιχνευόταν, φτάνει στον ανιχνευτή λόγω σκέδασης Compton .

1.2 Σπινθηριστές

Η λειτουργία των ανιχνευτών σπινθηρισμών βασίζεται στο φαινόμενο φθορισμού που παρουσιάζουν ορισμένα υλικά, κατά τη διέλευση φορτισμένων σωματιδίων μέσα από αυτά. Η εξίσωση Bethe-Bloch περιγράφει την απώλεια ενέργειας ενός φορτισμένου σωματιδίου κατά τη διέλευσή του μέσα από ένα υλικό. Η ενέργεια αυτή προκαλεί σε μεγάλο ποσοστό ιονισμό και εν μέρει διέγερση ατόμων ή ιόντων του μέσου. Η ανίχνευση φωτονίων γίνεται με διαδικασίες δύο βημάτων καθώς ο άμεσος ιονισμός είναι πρακτικά αδύνατος εφόσον τα σωματίδια δεν φέρουν φορτίο. Συγκεκριμένα, στο πρώτο βήμα της διαδικασίας η ακτινοβολία-γ αλληλεπιδρά με το υλικό διάδοσης μέσω της σκέδασης Compton, μέσω του φωτοηλεκτρικού φαινομένου ή του φαινομένου δίδυμης γένεσης. Στο δεύτερο βήμα, τα ηλεκτρόνια που προκύπτουν, ιονίζουν τα μόρια του υλικού. Κατά την αποδιέγερση, η ενέργεια αποδίδεται με τη μορφή φωτονίων, μικρότερης ενέργειας από αυτή των αρχικών. Ενώ στα περισσότερα υλικά η τελευταία απορροφάται ξανά από το υλικό αυξάνοντας τη θερμική του ενέργεια, οι σπινθηριστές χαρακτηρίζονται από διαφάνεια στην εκπεμπόμενη ακτινοβολία. Τα φωτόνια της ακτινοβολίας αυτής διαδίδονται στο υλικό του σπινθηριστή χωρίς να απορροφώνται και ο αριθμός τους εξαρτάται από την ενέργεια που αποθέτει η ακτινοβολία-γ στο υλικό. Οι σπινθηριστές κατηγοριοποιούνται ανάλογα με τη χημική σύσταση του υλικού σε οργανικούς και ανόργανους. Ειδοποιός διαφορά των δύο κατηγοριών αποτελεί επίσης ο φυσικός μηχανισμός με τον οποίο παράγονται οι σπινθηρισμοί. Οι οργανικοί σπινθηριστές αποτελούνται από υλικά μικρού ατομικού αριθμού, με αποτέλεσμα να καθίστανται ακατάλληλοι για ανίχνευση ακτινοβολίας-γ.

1.2.1 Ανόργανοι Σπινθηριστές

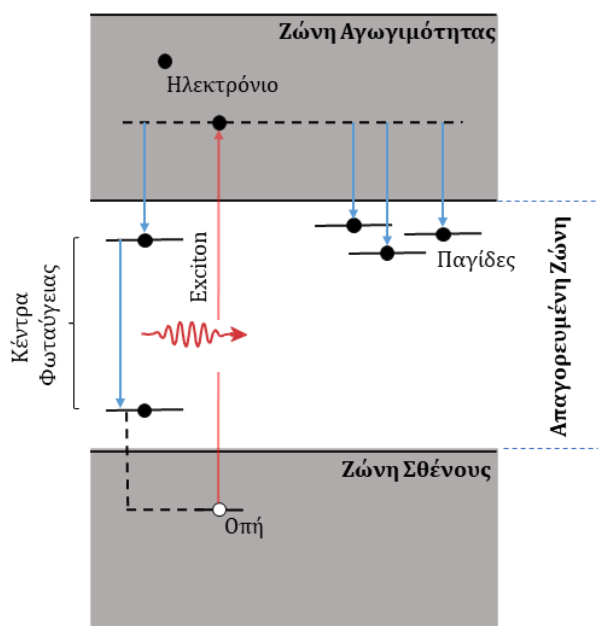
Το φαινόμενο του φθορισμού στους ανόργανους σπινθηριστές παρατηρείται μόνο στην κρυσταλλική κατάσταση του υλικού. Στη γενικότερη περίπτωση οι ανόργανοι σπινθηριστές περιέχουν μικρές συγκεντρώσεις ουσιών που ονομάζονται ενεργοποιητές, δημιουργώντας συγκεκριμένες ανομοιογένειες στον κρύσταλλο. Στην προκειμένη περίπτωση το φαινόμενο της φωταύγειας οφείλεται στα άτομα των προσμείξεων, τα οποία έχουν το ρόλο των κέντρων εκπομπής ή φωταύγειας.

Ο μηχανισμός σπινθηρισμών στους ανόργανους κρυσταλλικούς σπινθηριστές περιγράφεται μέσω της δομής των ενεργειακών ζωνών του υλικού τους, η οποία περιγράφει την ηλεκτρονική δομή στα κρυσταλλικά στερεά εν γένει. Καθώς οι χαμηλότερες ενεργειακές ζώνες είναι πλήρεις, οι δύο ζώνες στις οποίες τα ηλεκτρόνια επιτρέπεται να βρίσκονται είναι η ζώνη σθένους και η ζώνη αγωγιμότητας. Όσον αφορά στη ζώνη σθένους, αποτελεί μια ευρεία ζώνη κατειλημ-

μένη από ηλεκτρόνια, ενώ η επόμενη επιτρεπτή ζώνη είναι η ζώνη αγωγιμότητας και είναι κενή. Οι επιτρεπτές ζώνες διαχωρίζονται από τις απαγορευμένες ζώνες στις οποίες τα ηλεκτρόνια δεν επιτρέπεται να υπάρχουν. Όταν η γ-ακτινοβολία αλληλεπιδρά με το υλικό του σπινθηριστή διεγείρει ηλεκτρόνια από τη ζώνη σθένους στη ζώνη αγωγιμότητας. Τα ηλεκτρόνια αυτά χάνουν γρήγορα ενέργεια, μεταπίπτοντας ακολούθως στο κατώτατο όριο της ζώνης αγωγιμότητας. Κατά την αποδιέγερση τους πίσω στην ζώνη σθένους, εκπέμπουν φωτόνια. Ωστόσο, τα εκπεμπόμενα φωτόνια, έχοντας ενέργεια ίση με το ενεργειακό κενό μεταξύ των δύο ζωνών, απορροφώνται από το υλικό του σπινθηριστή και η διαδικασία διεγερσης των ηλεκτρονίων της ζώνης σθένους επαναλαμβάνεται.

Οι προσμίξεις που προστίθενται στο υλικό του κρυστάλλου δημιουργούν εντοπισμένες επιτρεπτές ενεργειακές στάθμες στα όρια της απαγορευμένης ζώνης μεταξύ της ζώνης σθένους και της ζώνης αγωγιμότητας (Σχήμα 1.2). Συνήθως χρησιμοποιούνται ως ενεργοποιητές βαρέα μέταλλα όπως το Θάλιο και τότε ο σπινθηριστής ονομάζεται ενεργοποιημένος. Κατά την αποδιέγερση των ηλεκτρονίων αυτών θα παράγονται φωτόνια ενέργειας ίσης με την ενεργειακή διαφορά μεταξύ διεγερμένης και βασικής στάθμης των ατόμων του ενεργοποιητή. Οι ενδιαμέσες ενεργειακές στάθμες μπορεί να ανήκουν σε δύο κατηγορίες, τα κέντρα φωταύγειας και τις παγίδες. Τα πρώτα έχουν στάθμες συνδεδεμένες με βασικές και διεγερμένες καταστάσεις, ενώ οι δεύτερες μόνο μία κατάσταση στην περιοχή κοντά στο άνω όριο της απαγορευμένης ζώνης. Αρκετά από τα ηλεκτρόνια που διεγείρονται από τη ζώνη σθένους στη ζώνη αγωγιμότητας λόγω της προσπίπτουσας ακτινοβολίας-γ αλληλεπιδρούν με φωνόνια του κρυστάλλου τα οποία τους δίνουν ενέργεια ώστε με μια οπή να σχηματίσουν ένα exciton. Τα κέντρα φωταύγειας διεγείρονται με τη σύλληψη ενός ηλεκτρονίου από τη ζώνη αγωγιμότητας και μιας θετικής οπής από τη ζώνη σθένους, είτε με απευθείας σύλληψη exciton. Η αποδιέγερση τους στη βασική στάθμη συνοδεύεται συνήθως από εκπομπή φωτονίου φθορισμού. Οι παγίδες δεσμεύουν για μεγάλο χρόνο ηλεκτρόνια και οπές ή excitons, μέχρι η θερμική τους ενέργεια να τους επιτρέψει να επιστρέψουν στις ζώνες αγωγιμότητας και σθένους είτε να μεταβούν σε κέντρα φωταύγειας. Τα φωτόνια που εκπέμπονται από την αποδιέγερση των ηλεκτρονίων στα κέντρα φωταύγειας έχουν ενέργεια ίση με την ενεργειακή διαφορά της διεγερμένης και της βασικής κατάστασης, η οποία είναι μικρότερη από την ενέργεια των φωτονίων στην περίπτωση της αποδιέγερσης από τη ζώνη αγωγιμότητας στη ζώνη σθένους και σπινθηριστής είναι τελικά διαφανής στην ακτινοβολία φθορισμού που παράγεται. Η κατάλληλη επιλογή του ενεργοποιητή καθιστά δυνατή την ανίχνευση ακτινοβολίας με συγκεκριμένο μήκος κύματος, προσαρμοσμένο στην εκάστοτε ευαισθησία της συσκευής συλλογής φωτός.

Ένας ιδανικός ανόργανος κρυστάλλος σπινθηρισμών χαρακτηρίζεται από υψηλή απόδοση μετατροπής της προσπίπτουσας ακτινοβολίας σε ακτινοβολία φθορισμού και διαφάνεια στην τελευταία. Επιπρόσθετα, το μήκος κύματος της

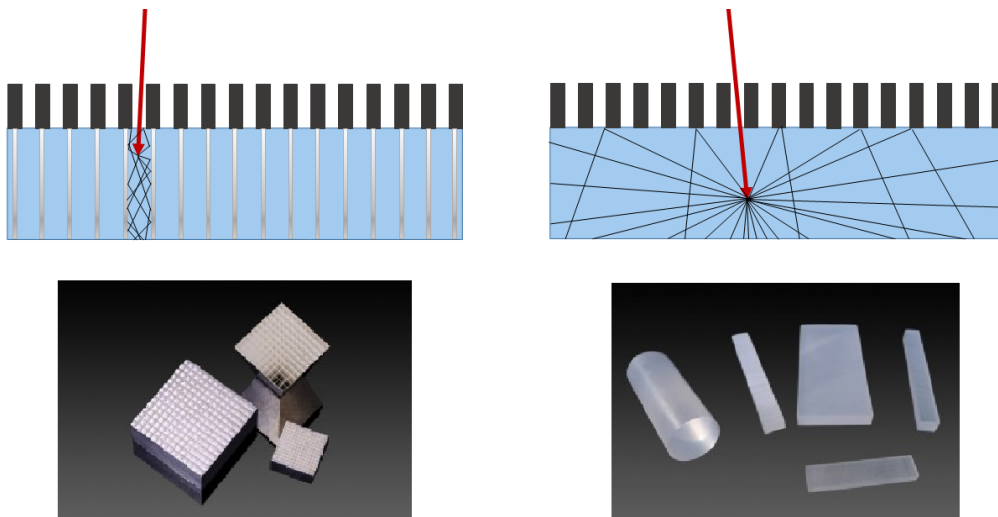


Σχήμα 1.2: Σχηματική απεικόνιση του μηχανισμού σπινθηρισμών σε υλικά με προσθήκη ενεργοποιητή.

ακτινοβολίας αυτής θα πρέπει να είναι συμβατό με το μέγιστο της φασματικής απόκρισης του φωτοπολλαπλασιαστή, ώστε να εξασφαλίζεται το καλύτερο δυνατό πλάτος σήματος. Επίσης, ο λόγος της λαμπρότητας, δηλαδή ο λόγος των εκπεμπόμενων φωτονίων ανά μονάδα χρόνου προς την ενέργεια που μπορεί να απορροφήσει ο κρύσταλλος στο χρόνο αυτό, είναι μεγάλος για έναν σπινθηριστή υψηλής απόδοσης. Αρκετοί κρύσταλλοι που χρησιμοποιούνται στην Πυρηνική Ιατρική έλκουν και δεσμεύουν μόρια νερού από τον περιβάλλοντά τους χώρο, περιορίζοντας σημαντικά την απόδοσή τους με το χρόνο. Η ιδιότητα αυτή είναι γνωστή ως υγροσκοπία, και αποτελεί ένα από τα μεγαλύτερα μειονεκτήματα των κρυστάλλων που τους χαρακτηρίζει. Δεδομένου ότι η ανίχνευση ενός φωτονίου βασίζεται στην εναπόθεση της συνολικής του ενέργειας στον όγκο του ανιχνευτή, ο χρησιμοποιούμενος κρύσταλλος θα πρέπει επίσης να αποτελείται από υλικό μεγάλου ατομικού αριθμού και μεγάλης πυκνότητας. Τα χαρακτηριστικά αυτά προσδίδουν αυξημένη πιθανότητα εμφάνισης του φωτοηλεκτρικού φαινομένου, συνεπώς και αυξημένη απορρόφηση της ακτινοβολίας-γ. Επιπλέον, το πάχος του κρυστάλλου μπορεί να διατηρείται μικρό, ώστε να μην περιορίζεται η διακριτική ικανότητα.

Οι ανόργανοι κρύσταλλοι, μπορεί να είναι ομογενείς ή διακριτοποιημένοι. Οι ομογενείς κρύσταλλοι κατασκευάζονται από ένα κρυσταλλικό υλικό, το οποίο παρουσιάζει ομοιογένεια σε όλο τον όγκο του κρυστάλλου. Εκ φύσεως είναι

εύκολο να κατασκευαστούν, και να τους αποδοθούν διάφορα σχήματα και μεγέθη. Λόγω της υψηλής ευαισθησίας τους, και δεδομένης της τυχαίας κίνησης των φωτονίων φθορισμού, παρατηρείται οπτική διάχυση των φωτονίων στο εσωτερικό του κρυστάλλου, με αποτέλεσμα η χωρική διακριτική ικανότητα του κρυστάλλου ελαττώνεται. Όσον αφορά στους διακριτοποιημένους κρυστάλλους, η διάχυση των φωτονίων περιορίζεται με τη χρήση συγκεκριμένου υλικού (epoxy) μέσω του οποίου αποκτούν κατευθυντικότητα κατά τη διάδοσή τους. Το συγκεκριμένο υλικό, όντας αδιαφανές στα οπτικά φωτόνια, τοποθετείται σχηματίζοντας pixels στον κρύσταλλο. Μέσα από τα αυτά, οδηγούνται τα φωτόνια καθιστώντας ευκολότερο τον προσδιορισμό της θέσης εκπομπής τους. Όπως είναι αναμενόμενο η ενεργειακή διακριτική ικανότητα είναι μειωμένη συγκριτικά με τους ομογενείς κρυστάλλους. Το τελευταίο είδος κρυστάλλων χρησιμοποιείται κυρίως στους χωρικά ευαίσθητους φωτοπολλαπλασιαστές (PSPMT) και στους φωτοπολλαπλασιαστές πυριτίου (SiPM).



Σχήμα 1.3: Ομογενείς κρύσταλλοι (δεξιά) και διακριτοποιημένος κρύσταλλος με τα χαρακτηριστικά pixels (αριστερά).

1.3 Φωτοπολλαπλασιαστής

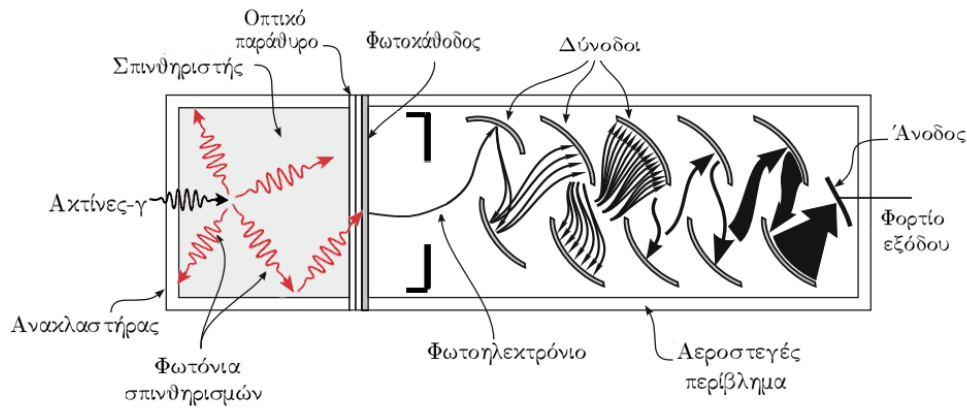
Η ανίχνευση της γ -ακτινοβολίας μέσω σπινθηριστών, απαιτεί την χρήση διατάξεων ικανών να συλλέξουν τους φωτεινούς παλμούς μικρής έντασης που προκύπτουν, καθώς και να τους μετατρέψουν σε ανιχνεύσιμο ηλεκτρικό παλμό. Μία τέτοια διάταξη είναι ο φωτοπολλαπλασιαστής. Η βασική δομή του (Σχήμα 1.4), περιλαμβάνει αρχικά τη φωτοκάθοδο. Πρόκειται για μια επιφάνεια διαφανή στο φως που παράγει ο σπινθηριστής, με επίστρωση από υλικό το οποίο χαρακτηρίζεται από μικρό έργο εξαγωγής. Όταν τα φωτόνια που παράγονται στο σπινθηριστή προσπίπτουν στην επίστρωση της φωτοκαθόδου, διεγείρουν ηλεκτρόνια και μέσω φωτοηλεκτρικού φαινομένου παράγονται φωτοηλεκτρόνια τα οποία διαδίδονται στο κενό της φωτοπολλαπλασιαστικής στήλης. Εφαρμόζοντας τάση στα άκρα του φωτοπολλαπλασιαστή, τα φωτοηλεκτρόνια επιταχύνονται, ενώ εστιάζονται μέσω ηλεκτροδίων εστίασης στην πρώτη δύνοδο. Οι δύνοδοι είναι ηλεκτρόδια που απαντώνται διαδοχικά στην φωτοπολλαπλασιαστική στήλη. Μεταξύ των δυνόδων εφαρμόζεται διαφορά δυναμικού η οποία επιταχύνει τα φωτοηλεκτρόνια, τα οποία προσπίπτοντας στην επόμενη δύνοδο, πολλαπλασιάζονται ως αποτέλεσμα δευτερογενούς εκπομπής ηλεκτρονίων. Η διαδικασία του πολλαπλασιασμού λαμβάνει χώρα σε κάθε δύνοδο του συστήματος. Τελικά, το σύνολο των δευτερογενών πολλαπλασιασθέντων ηλεκτρονίων που προκύπτει από την τελευταία δύνοδο, συλλέγεται από την άνοδο. Το συνολικό φορτίο του παλμού στην έξοδο του φωτοπολλαπλασιαστή δίνεται από μια σχέση της μορφής

$$Q = q_e N G^n$$

, όπου q_e το φορτίο του ηλεκτρονίου, N ο αριθμός των ηλεκτρονίων που παράγονται στη φωτοκάθοδο, G ο αριθμός των ηλεκτρονίων που παράγονται σε κάθε δύνοδο ανά προσπίπτον ηλεκτρόνιο (Gain), και n ο συνολικός αριθμός δυνόδων. Έτσι, στην ιδανική περίπτωση το φορτίο του παραγόμενου παλμού είναι ανάλογο του αριθμού των παραγόμενων ηλεκτρονίων. Τελικά, το ύψος του ηλεκτρικού παλμού εξαρτάται από την ενέργεια της προσπίπτουσας γ -ακτινοβολίας. Το φορτίο που προκύπτει στην έξοδο του φωτοπολλαπλασιαστή, μετατρέπεται σε τάση μέσω ενός προενισχυτή ολοκλήρωσης φορτίου. Ο παλμός αυτός έπειτα αναλύεται από έναν αναλυτή ύψους παλμών δίνοντας, σε συνδυασμό με το ρυθμό καταμέτρησης πληροφορίες για την ενεργειακή κατανομή της ακτινοβολίας.

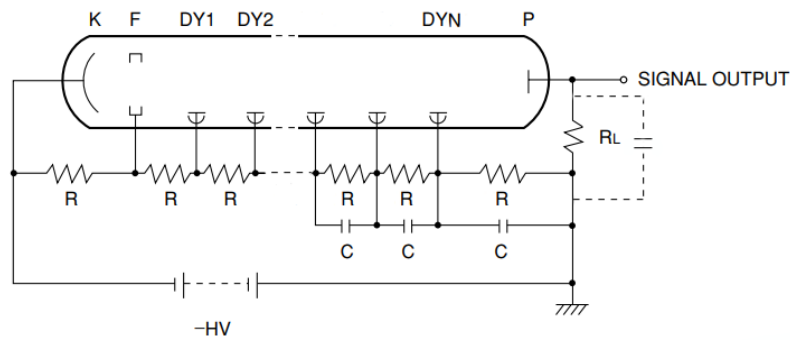
1.3.1 Τροφοδοσία

Η τροφοδοσία του φωτοπολλαπλασιαστή παρέχεται από τροφοδοτικό υψηλής τάσης, εφαρμόζοντας διαφορά δυναμικού μεταξύ της φωτοκαθόδου και της ανόδου. Σε κάθε δύνοδο, εφαρμόζεται συγκεκριμένη τάση, μέσω κατάλληλων



Σχήμα 1.4: Σχηματική αναπαράσταση της δομής και λειτουργίας ενός φωτοπολλαπλασιαστή.

αντιστάσεων, οι οποίες συνδέονται μεταξύ της ανόδου και της καθόδου. Το κύκλωμα που περιγράφηκε ονομάζεται διαίρετης τάσης. Στη γενικότερη περίπτωση, το κύκλωμα διαίρετη τάσης εφαρμόζεται στο κύκλωμα του φωτοπολλαπλασιαστή γειώνοντας την άνοδο και παρέχοντας υψηλή αρνητική τάση στην κάθοδο. Οι ενδιάμεσες τάσεις στις δυνόδους, παρέχουν την απαραίτητη ενέργεια για τη δημιουργία δευτερογενών ηλεκτρονίων. Η τάση μεταξύ της τελευταίας δυνόδου και της ανόδου εξασφαλίζει τη συλλογή του συνολικού φορτίου από την άνοδο. (Σχήμα 1.5)



Σχήμα 1.5: Κύκλωμα διαίρετη τάσης σε φωτοπολλαπλασιαστή με N-δυνόδους. Η άνοδος(P) γειώνεται ενώ η κάθοδος(K) τροφοδοτείται με αρνητική τάση.

1.3.2 Θωράκιση

Στην περίπτωση όπου το οπτικό παράθυρο ή το γυάλινο περίβλημα του φωτοπολλαπλασιαστή κοντά στη φωτοκάθοδο είναι γειωμένο, η αγωγιμότητα του γυαλιού προκαλεί την εμφάνιση μικρής ροής φορτίου. Το ηλεκτρικό ρεύμα που αναπτύσσεται μεταξύ της φωτοκαθόδου και της γείωσης, δύναται να προκαλέσει ηλεκτρόλυση στο υλικό της φωτοκαθόδου, συνεπώς και την αλλοίωση της. Η χρήση μονωτικών υλικών στο σχεδιασμό της θωράκισης του φωτοπολλαπλασιαστή κρίνεται απαραίτητη.

Η υψηλή ευαισθησία του φωτοπολλαπλασιαστή σε ασθενή σήματα φωτός, καθιστά την οπτική θωράκιση από φως εξωτερικών πηγών απαραίτητη. Τεχνικής φύσεως αστοχίες, σε σημεία όπως τα σημεία συνδέσεως για είσοδο ή έξοδο σήματος ή οι κατασκευαστικές ενώσεις του φωτοπολλαπλασιαστή, μπορούν να προκαλέσουν διαρροή φωτός στο εσωτερικό του. Η επικάλυψη τέτοιου είδους σημείων επιτυγχάνεται με φωτοστεγανά υλικά. Επιπρόσθετα, η επικάλυψη του εσωτερικού της θωράκισης με μαύρο μη ανακλαστικό υλικό, εξαλείφει φαινόμενα ανάκλασης του σκεδαζόμενου φωτός.

Η παρουσία μαγνητικού πεδίου επηρεάζει έντονα την απόδοση του φωτοπολλαπλασιαστή. Η χαμηλή ενέργεια των ηλεκτρονίων ειδικά στο στάδιο μεταξύ φωτοκαθόδου και πρώτης δυνόδου, έχει σαν αποτέλεσμα την μεταβολή των τροχιών τους ακόμα και υπό την επίδραση ασθενούς μαγνητικού πεδίου, όπως αυτό της Γης. Για τον περιορισμό της επίδρασης του φαινομένου αυτού στην ενίσχυση των φωτοπολλαπλασιαστών εισάγονται τεχνικές μαγνητικής θωράκισης. Ενδεδειγμένο τρόπο για την επίτευξή της, αποτελεί η χρήση ενός φύλλου μ-metal. Το φύλλο περιβάλλει τον φωτοπολλαπλασιαστή και έχει μήκος ικανό να καλύψει και μια επιπλέον περιοχή ίση με τη διάμετρο της φωτοκαθόδου, ώστε η τελευταία να προστατεύεται. Η επίδραση ηλεκτροστατικών πεδίων στη φωτοκάθοδο εξαλείφεται διατηρώντας μηδενική τη διαφορά δυναμικού μεταξύ φωτοκαθόδου και φύλλου.

1.3.3 Χαρακτηριστικά

Η συνολική απόδοση ενός φωτοπολλαπλασιαστή εξαρτάται από διάφορους παράγοντες. Βασική παράμετρος για την επιλογή κατάλληλου φωτοπολλαπλασιαστή για την καλύτερη απόδοση σε συνδυασμό με τον εκάστοτε σπινθηριστή, είναι η φασματική απόκριση του φωτοπολλαπλασιαστή. Πρόκειται για την απόκριση του φωτοπολλαπλασιαστή συναρτήσει του μήκους κύματος του εισερχόμενου φωτός. Το φάσμα εκπομπής της ακτινοβολίας του σπινθηριστή ανταποκρίνεται σε μεγάλο βαθμό στην φασματική απόκριση, για συγκεκριμένο συνδυασμό υλικών του οπτικού παραθύρου και της καθόδου του φωτοπολλαπλασιαστή. Ιδιαίτερη βαρύτητα έχει επίσης η χβαντική απόδοση του φωτοπολλα-

πλασιαστή. Πρόκειται για τον μέσο αριθμό των εκπεμπόμενων ηλεκτρονίων από την κάθοδο ανά προσπίπτον φωτόνιο. Το υλικό της φωτοκαθόδου καθώς και το μήκος κύματος της προσπίπτουσας ακτινοβολίας επηρεάζει σημαντικά τον παράγοντα αυτό. Επιπλέον, ο πολλαπλασιαστικός παράγοντας που χαρακτηρίζει την ενίσχυση του φωτοπολλαπλασιαστή επιδρά σημαντικά στη συνολική του απόδοση.

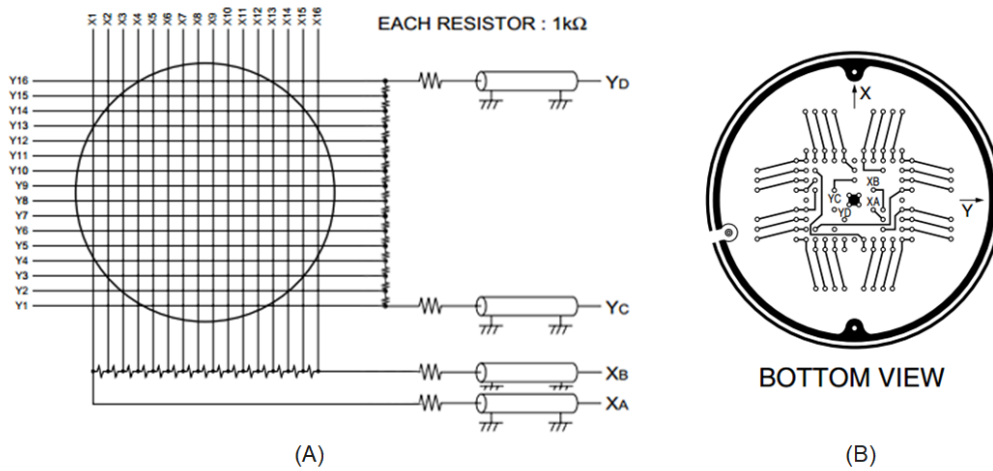
Όταν στη φωτοκάθοδο δεν προσπίπτει ακτινοβολία, η θερμιονική εκπομπή από αυτή και τις πρώτες δυνόδους, αλλά και φαινόμενα πεδίων, έχουν σαν αποτέλεσμα την εμφάνιση ενός ρεύματος μικρής έντασης. Το ρεύμα αυτό διαρρέει το φωτοπολλαπλασιαστή και ονομάζεται ρεύμα σκότους. Λόγω της εμφάνισης του ρεύματος σκότους η ευαισθησία του φωτοπολλαπλασιαστή σε σήματα ασθενών φωτεινών παλμών περιορίζεται σημαντικά.

Όσον αφορά σε χρονικές παραμέτρους, θα πρέπει να ληφθεί υπόψιν ο χρόνος διέλευσης των ηλεκτρονίων μεταξύ ανόδου και καθόδου, αλλά και φαινόμενα διασποράς του ανάλογα τη θέση πρόσπτωσης του φωτονίου στην κάθοδο. Επίσης, σημαντικός είναι ο χρόνος που απαιτείται ώστε το ρεύμα της ανόδου να αυξηθεί από το 10% στο 90% της τελικής του τιμής.

Σε πρωταρχικά στάδια, η ανίχνευση σήματος καθώς και ο προσδιορισμός της θέσης των φωτονίων προσδιοριζόταν μέσω μιας συστοιχίας φωτοπολλαπλασιαστών. Η πληροφορία της θέσης, αποδίδεται ως ο σταθμισμένος μέσος όρος των σημάτων που καταγράφει ο κάθε φωτοπολλαπλασιαστής ξεχωριστά, δίνοντας σαν αποτέλεσμα μια γκαουσιανή κατανομή γύρω από τη θέση ανίχνευσης. Η τεχνική αυτή, έχει αντικατασταθεί από τη χρήση χωρικά ευαίσθητων φωτοπολλαπλασιαστών (Position Sensitive Photomultiplier Tubes - PSPMT). Οι τελευταίοι, διαθέτουν ανοδικό πλέγμα αποτελούμενο από κάθετα καλώδια συλλογής φορτίου, ικανό να προσδιορίσει με ακρίβεια τη θέση του προσπίπτοντος φορτίου στο επίπεδο. Στο σχήμα που ακολουθεί, παρουσιάζεται ένα χαρακτηριστικό παράδειγμα ενός τέτοιου φωτοπολλαπλασιαστή (HAMAMATSU 2486-02, όπου κάθε άνοδος σε μία διεύθυνση X ή Y συνδέεται με μια αντίσταση $1k\Omega$ μέσω μιας εξωτερικής συστοιχίας αντιστάσεων (resistive chain) με τις υπόλοιπες ανόδους. Το συνολικό φορτίο που συλλέγεται στο ανοδικό πλέγμα κατανέμεται στα δύο άκρα κάθε επιπέδου X και Y (Σχήμα 1.6.A). Ως αποτέλεσμα προκύπτουν συνολικά τέσσερα σήματα XA, XB και YA, YB για κάθε μία από τις δύο διευθύνσεις ανόδων (Σχήμα 1.6.B), τα οποία παρέχουν πληροφορίες σχετικά με τη θέση της ανόδου στην οποία συλλέγεται το φορτίο των δευτερογενών ηλεκτρονίων.

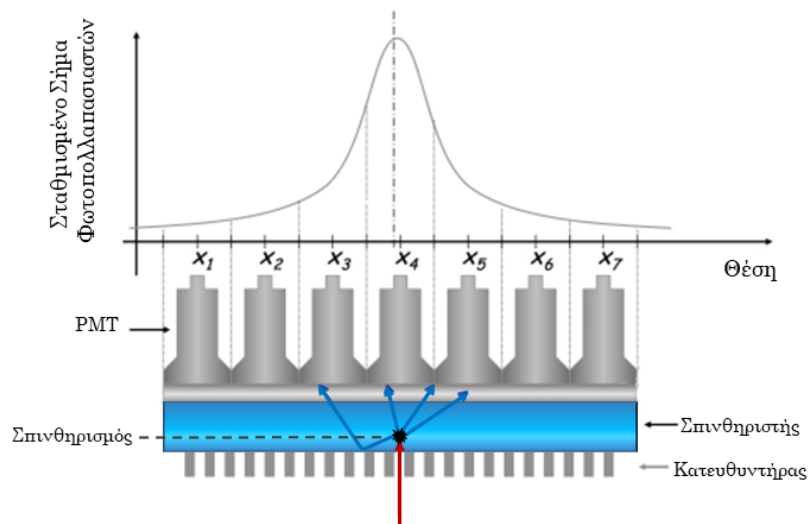
Το πλεονέκτημα που εισάγει η τεχνική διαίρεσης φορτίου είναι η απλούστευση του κυκλώματος συλλογής φορτίου, χρησιμοποιώντας μόνο τέσσερα σήματα έναντι του συνόλου που συλλέγει κάθε άνοδος. Στα επόμενα κεφάλαια, η λειτουργία τους, αλλά και η τεχνική ανακατασκευής θέσης και ενέργειας, περιγράφονται λεπτομερώς. Στο σχήμα 1.7, απεικονίζονται τα κύρια σημεία

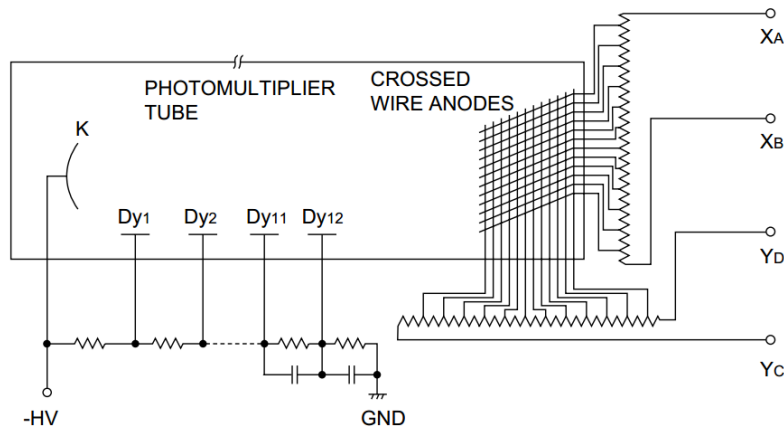
1.3. Φωτοπολλαπλασιαστής



Σχήμα 1.6: (A) Το ανοδικό πλέγμα. Κάθε άνοδος συνδέεται μέσω μιας εξωτερικής συστοιχίας αντιστάσεων, και ως αποτέλεσμα προκύπτουν τα σήματα XA, XB, YA, YB. (B) Κάτοψη του φωτοπολλαπλασιαστή. Τα τέσσερα σήματα προκύπτουν ως έξοδος και οδηγούνται στους προενισχυτές.

λειτουργίας των δύο μεθόδων.



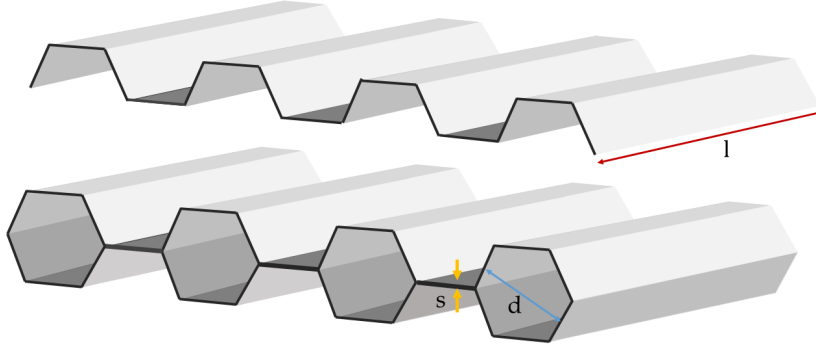


Σχήμα 1.7: Απεικόνιση της τεχνικής προσδιορισμού της θέσης του ανιχνευθέντος φορτίου με συστοιχία φωτοπολλαπλασιαστών (Πάνω). Η συστοιχία μπορεί να αντικατασταθεί από έναν χωρικά ευαίσθητο φωτοπολλαπλασιαστή (Κάτω).

1.4 Κατευθυντήρες

Στην ανίχνευση της γ-ακτινοβολίας μέσω απεικονιστικών διατάξεων στην Πυρηνική Ιατρική, καθοριστικό ρόλο για τον προσδιορισμό του σημείου εκπομπής έχουν οι κατευθυντήρες. Στην απεικόνιση μέσω SPECT, όπως ήδη έχει αναφερθεί, ο κατευθυντήρας τοποθετείται στην πρόσθια πλευρά της κεφαλής της γ-Camera. Κατασκευάζεται από υλικό που παρουσιάζει υψηλή απορροφητικότητα σε ακτίνες-γ, και διαθέτει μια συστοιχία οπών σε διάφορες γεωμετρίες. Συνήθως χρησιμοποιείται η διάταξη εξαγωνικών παραλλήλων οπών, εξασφαλίζοντας μια συμμετρική και αποδοτική γεωμετρία (Σχήμα 1.8).

Μόνο οι ακτίνες-γ που θα περάσουν από τις οπές του κατευθυντήρα χωρίς να απορροφηθούν θα αλληλεπιδράσουν τελικά με το σπινθηριστή, δίνοντας πληροφορίες για την τροχιά τους, συμβάλλοντας έτσι στην διαδικασία ανακατασκευής της εικόνας. Το μήκος και η διάμετρος των οπών επιλέγονται κατάλληλα, ώστε να επιτυγχάνεται ένας συνδυασμός της διακριτικής ικανότητας και της ευαισθησίας του συστήματος, αναλόγως των απαιτήσεων της εκάστοτε εξέτασης. Μπορούμε να ορίσουμε την ευαισθησία του ανιχνευτικού συστήματος, ως το ποσοστό των ανιχνευόμενων φωτονίων από το σύστημα προερχόμενα από πηγή δεδομένης ενεργότητας. Είναι σαφές ότι μεγαλύτερο μήκος και μικρότερη διάμετρος των οπών, οδηγεί σε βελτίωση της χωρικής διακριτικής ικανότητας του συστήματος, μειώνοντας όμως ταυτόχρονα την ευαισθησία του. Το πάχος των διαχωριστικών διαφραγμάτων μεταξύ των οπών (septa), πρέπει να σχεδιάζεται κατάλληλα, ώστε να εκμηδενίζεται η πιθανότητα διέλευσης των ακτίνων-γ. Ως εκ τούτου, το πάχος τους θα είναι μεγαλύτερο για ραδιονουκλίδια μεγάλων ενεργειών.



Σχήμα 1.8: Τυπική κατασκευή κατευθυντήρα εξαγωνικών οπών από πρεσαριστά φύλλα μολύβδου. Απεικονίζονται επίσης το μήκος (l) και η διάμετρος (d) των οπών, καθώς και το πάχος (s) των διαφραγμάτων.

Στην απεικόνιση SPECT, η χωρική διακριτική ικανότητα του συστήματος της εκάστοτε γ -Camera, είναι συνάρτηση τόσο της ενδογενούς διακριτικής ικανότητας του ανιχνευτή, όσο και της ασάφειας των ορίων του αντικειμένου που εξετάζεται, λόγω γεωμετρίας του κατευθυντήρα. Στο σχήμα 1.9, παρουσιάζεται μια τυπική γεωμετρία κατευθυντήρα παραλλήλων οπών.

Για έναν κατευθυντήρα παραλλήλων οπών, η χωρική διακριτική ικανότητα R_C από τη σχέση:

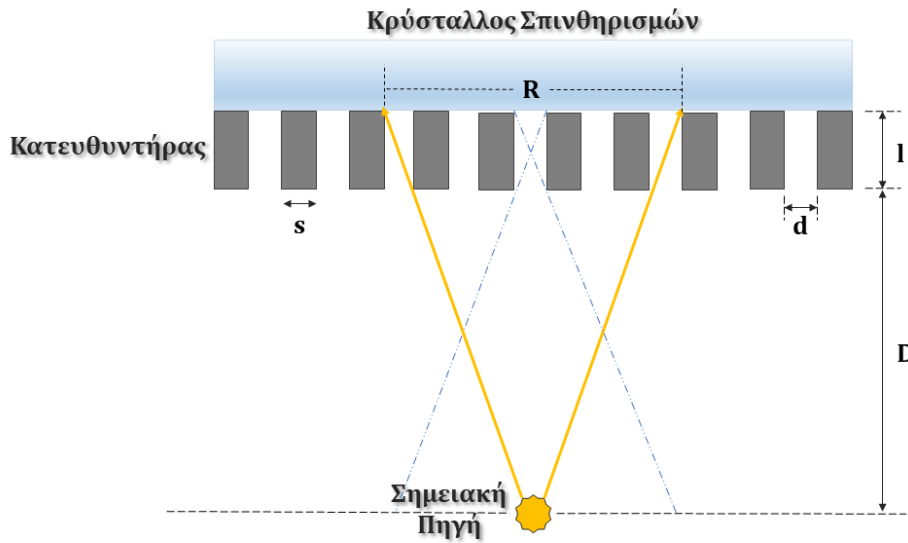
$$R_C = d + D \frac{d}{l} \quad (1.1)$$

Τελικά, δεδομένης της ενδογενούς διακριτικής ικανότητας του ανιχνευτή R_D , η συνολική διακριτική ικανότητα του συστήματος, δίνεται από μια σχέση της μορφής

$$R_{Tot} = \sqrt{R_C^2 + R_D^2} \quad (1.2)$$

Από την παραπάνω σχέση προκύπτει ότι η χωρική διακριτική ικανότητα ενός συστήματος γ -Camera βελτιώνεται για μικρές αποστάσεις μεταξύ εξεταζόμενου αντικειμένου και κατευθυντήρα, αλλά και για μικρή διάμετρο των οπών του κατευθυντήρα. Αντίθετα, η ευαισθησία g του συστήματος, όπως φαίνεται στη σχέση (1.3), δεν εξαρτάται από την απόσταση D , αλλά αυξάνεται για μεγάλη διάμετρο των οπών του κατευθυντήρα.

$$g \propto \left(\frac{d}{l} \right)^2 \frac{d^2}{(d+s)^2} \quad (1.3)$$



Σχήμα 1.9: Γεωμετρία κατευθυντήρα παραλλήλων οπών. Χαρακτηριστικά είναι τα μεγέθη του πάχους (l) του κατευθυντήρα, η διάμετρος (d) των οπών, καθώς και το πάχος (s) των διαφραγμάτων του. Επίσης απεικονίζεται η απόσταση του κατευθυντήρα από την πηγή εκπομπής γ -ακτινοβολίας, D . Η σημειακή πηγή απεικονίζεται στον κρύσταλλο σπινθηρισμών σαν μια εκτεταμένη περιοχή, ακτίνας R

1.5 Παράμετροι απόδοσης γ -Camera

Συνοψίζοντας, παρουσιάζονται οι παράμετροι που επηρεάζουν την απόδοση ενός συστήματος γ -Camera.

Χωρική διακριτική ικανότητα. Πρόκειται για την ελάχιστη απόσταση μεταξύ δύο πηγών ακτινοβολίας, ώστε αυτές να εντοπίζονται διακριτά στο χώρο. Η χωρική αβεβαιότητα στα καταμετρούμενα σημεία (counts), έχει σαν αποτέλεσμα μια χωρική κατανομή Gauss των σημείων. Για την κατανομή αυτή, η διακριτική ικανότητα ορίζεται ως το πλήρες πλάτος στο μισό μέγιστο (FWHM). Όπως ήδη έχει αναφερθεί, η χωρική διακριτική ικανότητα ενός συστήματος γ -Camera, εξαρτάται τόσο από τον ανιχνευτή (ενδογενής διακριτική ικανότητα), όσο και από τη γεωμετρία του κατευθυντήρα.

Ενεργειακή διακριτική ικανότητα. Για μια μονοενεργειακή ραδιενεργό πηγή, όπως το ^{99}Tc , η παράμετρος αυτή εκφράζεται ως το πλήρες πλάτος στο μισό μέγιστο της κατανομής των μετρούμενων ενεργειών. Είθισται να εκφράζεται ως ποσοστό της ενέργειας της φωτοκορυφής. Άμεση συνέπεια της

ενεργειακής διακριτικής ικανότητας είναι το γεγονός ότι η επιλογή ενεργειακού παραθύρου γύρω από την φωτοκορυφή, θα περιλαμβάνει και φωτόνια προερχόμενα από σκεδάσεις. Η πραγματική ενέργεια των τελευταίων, παρά το γεγονός ότι είναι μικρότερη της φωτοκορυφής, προσμετράται τελικά στην περιοχή του ενεργειακού παραθύρου.

Ευαισθησία. Ορίζεται ως ο ρυθμός καταμέτρησης φωτονίων από πηγή δεδομένης ενεργότητας, και εξαρτάται από την ενέργεια των φωτονίων, αλλά και το πάχος του ανιχνευτή. Παρά το γεγονός ότι το πάχος του τελευταίου επιλέγεται κατάλληλα για τη βελτιστοποίηση της ανίχνευσης φωτονίων συγκεκριμένης πηγής, ο κατευθυντήρας μειώνει αισθητά την ευαισθησία στις τεχνικές SPECT.

Νεκρός Χρόνος. Πρόκειται για το χρονικό διάστημα που μεσολαβεί στην διαδοχική ανίχνευση δύο φωτονίων, κατά το οποίο κανένα επιπλέον φωτόνιο δεν μπορεί να καταγραφεί. Παράγοντες που επιδρούν στην παράμετρο αυτή, είναι κυρίως ο χρόνος που απαιτείται για τη μετατροπή των σπινθηρισμών σε ηλεκτρικούς παλμούς, η ικανότητα των ηλεκτρονικών να συλλέγουν τους αλληπάλληλους ταχείς παλμούς, οι απαιτούμενοι χρόνοι ψηφιοποίησης των σημάτων, αλλά και μια πληθώρα επιπλέον παραγόντων. Πρακτικά, πρόκειται για μια παράμετρο που περιορίζει τον ρυθμό καταμέτρησης του συστήματος. Η παράμετρος του νεκρού χρόνου έχει βαρύνουσα σημασία στην περίπτωση δύο φωτονίων που αλληλεπιδρούν στον όγκο του ανιχνευτή με μικρή χρονική διαφορά. Στην περίπτωση αυτή, και όσο η διαφορά ελαχιστοποιείται, είναι πιθανόν τα δύο ξεχωριστά γεγονότα να μη διαχωρίζονται από το σύστημα καταμέτρησης, καθώς οι δύο παλμοί να επικαλύπτονται. Το φαινόμενο αυτό θα έχει ως αποτέλεσμα την καταγραφή εσφαλμένης θέσης και ενέργειας του γεγονότος. Στα σύγχρονα ανιχνευτικά συστήματα, η χρήση γρήγορων ηλεκτρονικών τα οποία περιορίζουν την ανίχνευση σήματος σε συγκεκριμένες περιοχές στον ανιχνευτή, αλλά και η γρήγορη μετατροπή και μεταφορά των δεδομένων, προσδίδουν ικανοποιητικά αποτελέσματα.

Κεφάλαιο 2

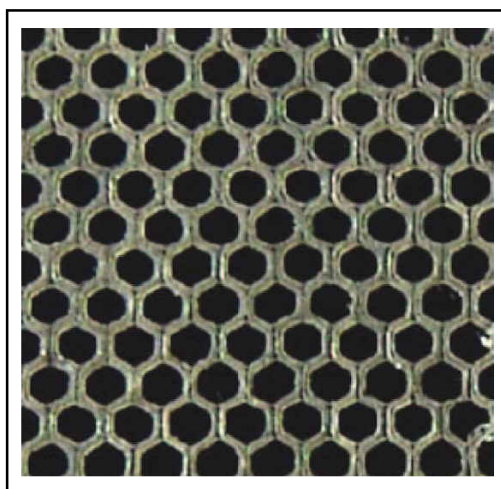
Σύνθεση του Ανιχνευτικού Συστήματος

Στο κεφάλαιο αυτό περιγράφεται η σύνθεση του συστήματος γ-Camera το οποίο χρησιμοποιήθηκε για τη μελέτη που περιλαμβάνεται στα ακόλουθα κεφάλαια της παρούσας διπλωματικής εργασίας. Πέραν της ενδελεχούς περιγραφής των επιμέρους στοιχείων που απαρτίζουν το ανιχνευτικό σύστημα, αναλύεται και η τεχνική ανακατασκευής θέσης και ενέργειας των ανιχνευόμενων φωτονίων. Επιπλέον, περιγράφονται ορισμένες διαδικασίες μετρήσεων με σκοπό την μελέτη λειτουργίας των επιμέρους στοιχείων του συστήματος, αλλά και για την εκτίμηση της χωρικής διακριτικής ικανότητας του συστήματος σε προβολικό επίπεδο.

2.1 Κατευθυντήρας Εξαγωνικών Παραλλήλων Οπών

Το σύστημα διαθέτει κατευθυντήρα παραλλήλων οπών σε εξαγωνικό σχήμα, κατασκευασμένο από πρεσαριστά φύλλα μολύβδου όπως περιγράφεται και στο Σχήμα 1.8. Τα φύλλα μολύβδου συμπιέζονται μεταξύ τους δημιουργώντας έτσι τις εξαγωνικές οπές όπως φαίνεται στο Σχήμα 2.1.

Κάθε φύλλο μολύβδου χαρακτηρίζεται από ένα πάχος, το οποίο αποτελεί το πάχος διαφράγματος μεταξύ των οπών, και είναι ίσο με 250μm. Η διάμετρος των σχηματιζόμενων οπών ισούται με 1.5mm, ενώ το μήκος τους - το οποίο πρακτικά ορίζει το πάχος του κατευθυντήρα- ισούται με 26.8mm. Τα χαρακτηριστικά αυτά παρουσιάζονται εποπτικά στον Πίνακα 2.1. Η ευαισθησία του συστήματος, ορίζεται από το λόγο των φωτονίων που παράγονται από μία ραδιενεργό πηγή και περνώντας από τον κατευθυντήρα, αλληλεπιδρούν με το σπινθηριστή, προς το συνολικό αριθμό των φωτονίων που αρχικά εκπέμφθηκαν



Σχήμα 2.1: Ο κατευθυντήρας μολύβδου εξαγωνικών οπών που χρησιμοποιείται στη συγκεκριμένη διάταξη

από την πηγή. Επομένως, η ευαισθησία είναι ανάλογη με το λόγο της επιφάνειας του κατευθυντήρα μέσω της οποίας τα φωτόνια μπορούν να διέλθουν προς τη συνολική επιφάνεια του κατευθυντήρα. Το σχήμα των οπών σαφώς επιδρά στην ευαισθησία που προσδίδει ο κατευθυντήρας στο σύστημα. Από τη σχέση

$$g = \frac{\sqrt{3}}{8\pi} \left(\frac{d^2}{l(d + \frac{s}{\sqrt{3}})} \right)^2 \quad (2.1)$$

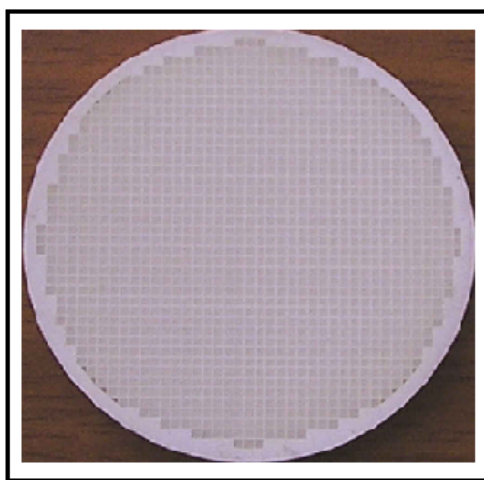
προκύπτει ότι για τη συγκεκριμένη γεωμετρία του κατευθυντήρα η ευαισθησία προκύπτει ίση με 0.1% .

Πίνακας 2.1: Γεωμετρικά χαρακτηριστικά του κατευθυντήρα παράλληλων εξαγωνικών οπών του συστήματος

Γεωμετρικά Χαρακτηριστικά Κατευθυντήρα	
Συνολική Επιφάνεια (mm^2)	59.0 x 60.0
Πάχος (mm)	26.8
Ακτίνα Οπής (mm)	0.75
Πάχος Διαφράγματος (mm)	0.25
Αριθμός Οπών Άξονα X	32
Αριθμός Οπών Άξονα Y	23

2.2 Κρύσταλλος Σπινθηρισμών CsI(Tl)

Οι ακτίνες-γ που διέρχονται από τις οπές του κατευθυντήρα χωρίς να απορροφηθούν από αυτόν, προσπίπτουν στον κρύσταλλο σπινθηρισμών του συστήματος. Πρόκειται για έναν διακριτοποιημένο κρύσταλλο Ιωδιούχου Καισίου με πρόσμιξη Θαλίου ως ενεργοποιητή, σε κυλινδρικό σχήμα πάχους 4mm και ακτίνας 29.5mm, όπως φαίνεται στο Σχήμα 2.2.



Σχήμα 2.2: Ο κρύσταλλος σπινθηρισμών της διάταξης. Επιπλέον διακρίνονται τα pixels ($0.1 \times 0.1 \text{ mm}^2$) του υλικού διακριτοποίησης epoxy.

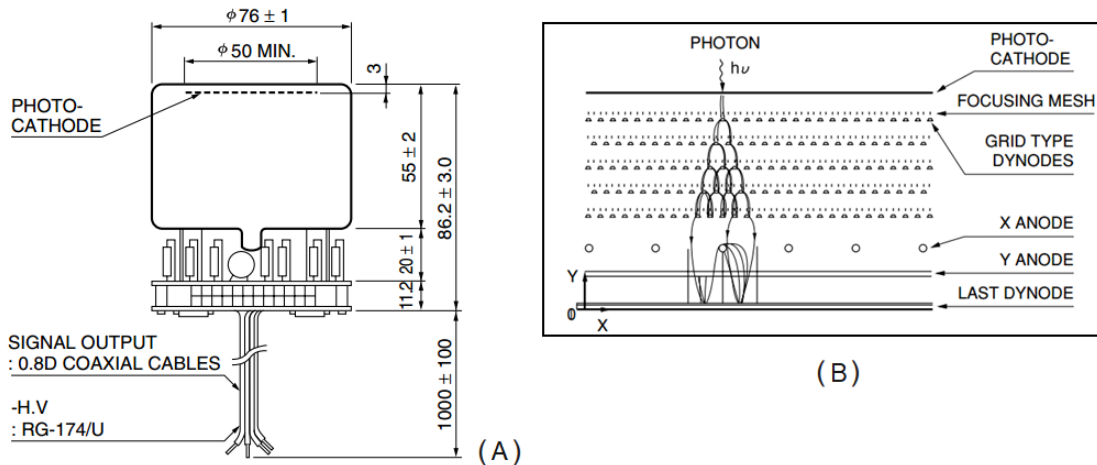
Τα γεωμετρικά του χαρακτηριστικά εξασφαλίζουν τη βέλτιστη απόδοση στην ανίχνευση ακτινοβολίας ^{99}Tc . Οι ιδιότητες του παρουσιάζονται στον Πίνακα 2.2 σε αντιπαράβολή με έναν επίσης διαδεδομένο σπινθηριστή στη μονοφωτονική τομοσπινθηρογραφία, τον σπινθηριστή Ιωδιούχου Νατρίου με προσμίξεις Θαλίου.

Πίνακας 2.2: Ιδιότητες του σπινθηριστή CsI(Tl) σε σύγκριση με αυτές του NaI(Tl)

	CsI(Tl)	NaI(Tl)
Πυκνότητα (g/cm^3)	4.51	3.67
Ενεργός Ατομικός Αριθμός (Z)	54	50
Χρόνος Αποδιέγερσης (μs)	1	0.23
Λαμπρότητα (photons/keV)	54	38
Μήκος Κύματος Μέγιστης Εκπομπής (nm)	550	415
Δείκτης Διάθλασης	1.80	1.85
$\Delta E/E$ (στα 662keV) (%)	4.3	7
Υγροσκοπία	Ελαφρώς	Ναι

2.3 Χωρικά Ευαίσθητος Φωτοπολλαπλασιαστής

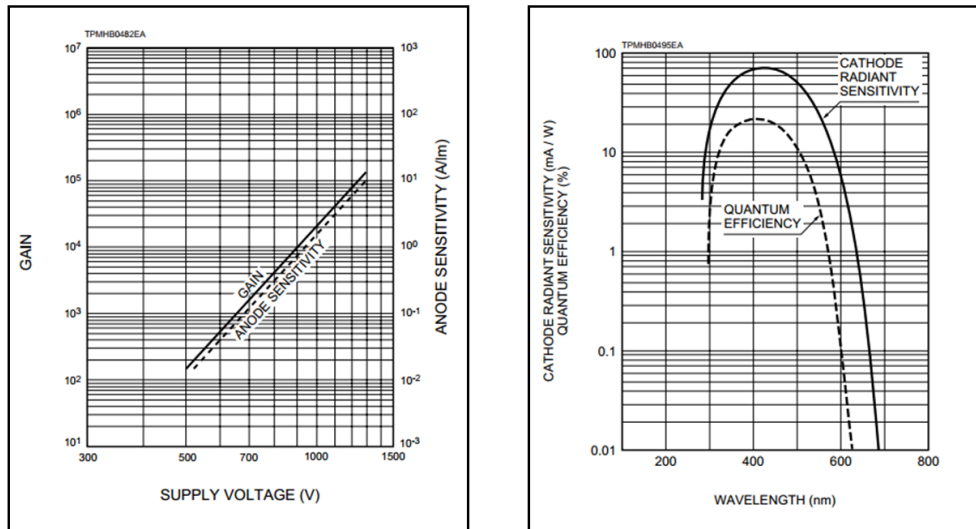
Για την ανάγνωση της πληροφορίας που προκύπτει στον όγκο του κρυστάλλου σπινθηρισμών, χρησιμοποιείται ένας χωρικά ευαίσθητος φωτοπολλαπλασιαστής R2486 της HAMAMATSU [13]. Το συγκεκριμένο μοντέλο διαθέτει μια διαλεκτική φωτοκάθοδο την οποία διαδέχεται μια δομή δυνόδων 12 σταδίων, και τελικά ένα ανοδικό πλέγμα αποτελούμενο από καλώδια σε κάθετες μεταξύ τους διευθύνσεις. Τα κατασκευαστικά χαρακτηριστικά του φωτοπολλαπλασιαστή παρουσιάζονται στο Σχήμα 2.3(A). Στο σχήμα Σχήμα 2.3(B) δίνεται μια σχηματική αναπαράσταση της λειτουργίας της δομής των δυνόδων που χρησιμοποιείται στον συγκεκριμένο φωτοπολλαπλασιαστή, περιλαμβάνοντας την διαδικασία πολλαπλασιασμού ενός φωτοηλεκτρονίου. Κάθε πλέγμα ηλεκτροδίων είναι μετατοπισμένο κατά 1mm από το επόμενο και ανά δύο αποτελούν ένα στάδιο δυνόδων.



Σχήμα 2.3: (A) Τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά του R-2486 (B) Αναπαράσταση της δομής των ηλεκτροδίων και της χρονικής εξέλιξης του πολλαπλασιασμού των φωτοηλεκτρονίων στο εσωτερικό του συγκεκριμένου φωτοπολλαπλασιαστή.

Ένα πλεονέκτημα αυτής της δομής δυνόδων είναι ότι παράλληλα με την εκπομπή δευτερογενών ηλεκτρονίων σε κάθε δύνοδο, κάθε επόμενη δύνodos εξασφαλίζει την ελάττωση της χωρικής εξάπλωσης τους. Για περαιτέρω περιορισμό της χωρικής εξάπλωσης, η πρώτη δύνodos τοποθετείται σε μικρή απόσταση από τη φωτοκάθοδο. Τα ηλεκτρόνια που προκύπτουν από την φωτοκάθοδο πολλαπλασιάζονται κατά τη διαδικασία που εισήχθη στο Κεφάλαιο 1, οδηγώντας τελική ενίσχυση της τάξης του 10^5 για χρησιμοποιούμενη τάση ίση με 1250V (Σχήμα 2.4 A).

2.3. Χωρικά Ευαίσθητος Φωτοπολλαπλασιαστής



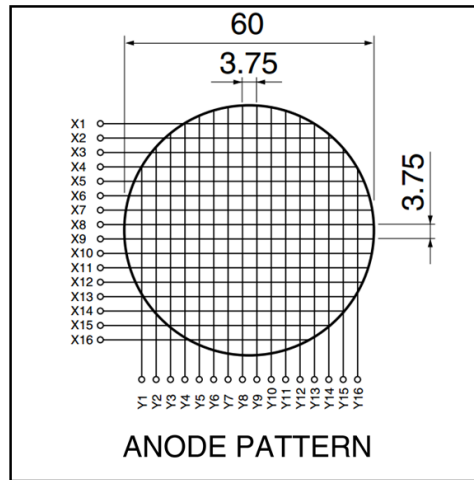
Σχήμα 2.4: Η ενίσχυση του φωτοπολλαπλασιαστή ως συνάρτηση της εφαρμοζόμενης υψηλής τάσης (Α), και η φασματική του απόκριση (Β). Το μέγιστο της χβαντικής απόδοσης και της ευαισθησίας της φωτοκαθόδου σχεδόν συμπίπτουν.

Η ευαισθησία της φωτοκαθόδου στην προσπίπτουσα ακτινοβολία περιγράφεται από την φασματική απόκριση, όπως έχει αναλυθεί στο Κεφάλαιο 1. Το μέγιστό της παρατηρείται, σύμφωνα με τον κατασκευαστή, στα 420nm, ενώ το μέγιστο της χβαντικής απόδοσης στα 390nm. Παρατηρείται λοιπόν μια απόκλιση περίπου 7% μεταξύ των δύο κορυφών, γεγονός που εξασφαλίζει εν μέρει την υψηλή απόδοση του φωτοπολλαπλασιαστή (Σχήμα 2.4 Β).

Το φορτίο που προκύπτει από τον πολλαπλασιασμό στις δυνόδους, συλλέγεται από το ανοδικό πλέγμα, το οποίο αποτελείται από δύο επίπεδα με 32 καλώδια συνολικά όπως φαίνεται στο Σχήμα 2.5. Κάθε επίπεδο διαθέτει 16 καλώδια παράλληλα τοποθετημένα ανά 3.75mm και οι κατευθύνσεις των καλωδίων των δύο επιπέδων είναι μεταξύ τους κάθετες. Θεωρώντας τις κάθετες διευθύνσεις X και Y, το συνολικό φορτίο που λαμβάνεται από την τελευταία δύνοδο, συλλέγεται από τις παράλληλες ανόδους στις διευθύνσεις αυτές.

Στη διάταξη που χρησιμοποιήθηκε τα 16 καλώδια κάθε επιπέδου συνδέονται ανά δύο έχοντας σαν αποτέλεσμα 8 σήματα σε κάθε επίπεδο X και Y. Τα σήματα που συλλέγονται από τα 16 ηλεκτρόδια X και Y, ενισχύονται από τέσσερα ξεχωριστά κυκλώματα προενισχυτών τα οποία απαντώνται σαν πλακέτες στο σύστημα της γ-Camera, κάθε μία από τις οποίες αναλαμβάνει την ενίσχυση 4 από τα 16 σήματα. Η σύνδεση γίνεται απευθείας, με καλώδια του ελαχίστου δυνατού μήκους ώστε να ελαχιστοποιούνται τα φαινόμενα εξασθένισης του σήματος. Οι χωρικά ευαίσθητοι φωτοπολλαπλασιαστές της κατασκευαστικής δομής που

2.3. Χωρικά Ευαίσθητος Φωτοπολλαπλασιαστής



Σχήμα 2.5: Το ανοδικό πλέγμα του φωτοπολλαπλασιαστή R2486.

περιγράφηκε, χαρακτηρίζονται από υψηλή χωρική διακριτική ικανότητα, γραμμικότητα μεταξύ της πραγματικής και ανιχνευόμενης θέσης, αλλά και από την εύκολη επεξεργασία σήματος που προκύπτει από σπινθηρισμούς.

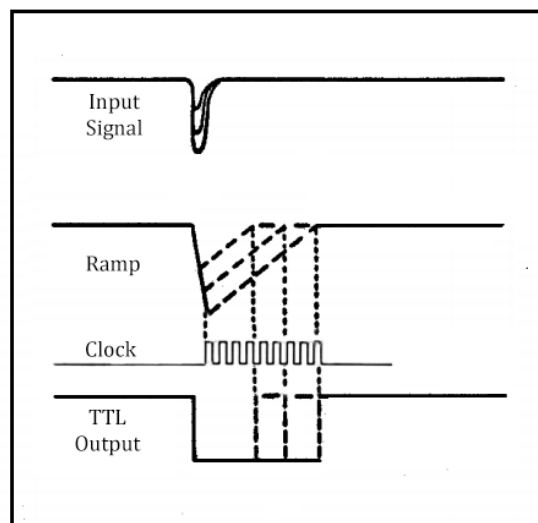
2.4 Analog to Digital Converter (ADC)

Η ψηφιοποίηση των αναλογικών σημάτων που λαμβάνονται από τους προενισχυτές, υλοποιείται μέσω δύο συσκευών μετατροπής αναλογικού σήματος σε ψηφιακό, τους ψηφιοποιητές ή ADC. Τα σήματα οδηγούνται σε ένα σύστημα λήψης δεδομένων CAMAC, μέσω δύο ψηφιοποιητών LeCroy 2249w που συνδέονται σε δύο σταθμούς του κιβωτίου CAMAC.

Το συγκεκριμένο μοντέλο ψηφιοποιητή διαθέτει 12 κανάλια με ξεχωριστά κυκλώματα μετατροπής αναλογικού σε ψηφιακό σήμα, στα οποία οδηγούνται 12 αναλογικά σήματα και ψηφιοποιούνται. Από το σύνολο των 16 αναλογικών σημάτων που λαμβάνονται, τα 4 εναπομείναντα σήματα οδηγούνται σε κανάλια του δεύτερου ADC. Η διαδικασία της ψηφιοποίησης πραγματοποιείται με ανάλυση 11-bit, υλοποιείται μέσω ολοκληρωτών και βασίζεται στη μέθοδο Wilkinson σύμφωνα με την οποία το ψηφιακό σήμα της εξόδου είναι ανάλογο του ολοκληρώματος φορτίου του αρχικού αναλογικού παλμού. Στο κύκλωμα ενός ολοκληρωτή, ένας πυκνωτής φορτίζεται μέσω του εισερχόμενου αναλογικού παλμού για ένα χρονικό διάστημα που ονομάζεται gate, το οποίο επιλέγεται από το χρήστη μέσω κατάλληλης μονάδας επιλογής. Για τη διαδικασία ψηφιοποίησης χρησιμοποιείται ένας διευκρινιστής ώστε να διακρίνονται οι αναλογικοί παλμοί σήματος του φωτοπολλαπλασιαστή από τα σήματα θορύβου χαμηλής έντασης, επιτυγχάνοντας έτσι την αποδέσμευση του ADC από την ανάλυση ανεπιθύμητων σημάτων. Για την επίτευξη της βέλτιστης γραμμικής λειτουργίας του ψηφιοποιητή, το μέγιστο ύψος εισερχόμενου παλμού είναι ίσο με -2V. Επιπρόσθετα, λαμβάνεται το αναλογικό σήμα της τελευταίας δυνόδου του φωτοπολλαπλασιαστή το οποίο μετατρέπεται σε αρνητικό τετραγωνικό παλμό, ο οποίος χρησιμοποιείται σαν gate στους δύο ψηφιοποιητές. Η χρονική διάρκεια των gate κυμαίνονται από 30ns έως και 10μs, ενώ η εφαρμογή τους θα πρέπει να προηγείται του αναλογικού παλμού κατά 7 ns λόγω του πεπερασμένου χρόνου ανόδου και κλεισίματος του συγκεκριμένου χρονικού παραθύρου. Το σχετικά μεγάλο εύρος του παλμού gate, καθιστά τον συγκεκριμένο ADC κατάλληλο για ανιχνευτικές διατάξεις με σπινθηριστές NaI ή CsI, όπως στην προκειμένη περίπτωση.

Η άγνωστη τάση του αναλογικού σήματος φορτίζει τον πυκνωτή κατά το χρονικό διάστημα που επιτρέπει το gate. Έπειτα, μια γνωστή σταθερή τάση αναφοράς αντίθετης πολικότητας εφαρμόζεται στα άκρα του πυκνωτή, επιφέροντας έτσι την γραμμική εκφόρτισή του με σταθερό ρυθμό. Η τάση του σήματος εισόδου προκύπτει να είναι ανάλογη τόσο της τάσης αναφοράς, όσο και των ρυθμών φόρτισης και εκφόρτισης του πυκνωτή. Ένας ταλαντωτής με συχνότητα 20MHz ενεργοποιείται 2.2μs μετά την εκκίνηση της διαδικασίας αποφόρτισης του πυκνωτή. Πρόκειται για ένα κύκλωμα απαριθμητή ωρολογιακών παλμών, οι παλμοί του οποίου δίνουν μια αρκετά ακριβή εκτίμηση της χρονικής διάρκειας α-

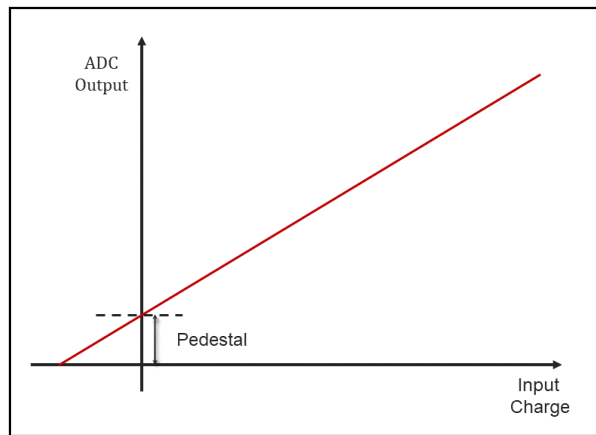
ποφόρτισης του πυκνωτή. Η προαναφερθείσα καθυστέρηση ενεργοποίησης του κυκλώματος, αποσκοπεί στην ελαχιστοποίηση της αβεβαιότητας που εισάγει η μερική μέτρηση ενός παλμού λόγω έλλειψης συγχρονισμού του ταλαντωτή, στον καταμετρούμενο χρόνο. Η διαδικασία καταμέτρησης των παλμών διαρκεί μέχρις ότου ο πυκνωτής αποφορτιστεί πλήρως, και στην περίπτωση κατά την οποία ένας παλμός συμπίπτει χρονικά με το σημείο εκφόρτισής του, αυτός καταμετράται, και το σύνολο των τετραγωνικών ωρολογιακών παλμών προκύπτει να είναι ακέραιος αριθμός, ανάλογος του πλάτους του αρχικού αναλογικού παλμού. Τελικά επιτυγχάνεται η έξοδος ενός ψηφιακού παλμού αναλόγου του ολοκληρώματος του φορτίου του αναλογικού εισερχόμενου παλμού, όπως παρουσιάζεται στο Σχήμα 2.6 Η συνολική διαδικασία ψηφιοποίησης διαρκεί 106 μ s, ενώ η λειτουργία Fast Clear εξασφαλίζει την αποδέσμευση των 12 καναλιών του ADC από τα δεδομένα των ψηφιοποιήσεων που έχουν εκτελέσει, ώστε να διαδεχθούν νέους παλμούς προς ψηφιοποίηση. Η διαδικασία αυτή εκτελείται 2 μ s μετά από κάθε μετατροπή αναλογικού σε ψηφιακό σήμα σε κάθε κανάλι.



Σχήμα 2.6: Οι κυματομορφές εισόδου και εξόδου του ψηφιοποιητή, με την διαδικασία ψηφιοποίησης που περιγράφεται άνωθεν.

Ο ADC 2249w χαρακτηρίζεται από γραμμικότητα μεταξύ του αναλογικού σήματος στην είσοδό του και του αντίστοιχου ψηφιακού που προκύπτει ως έξοδος. Αποσκοπώντας στην διατήρηση της γραμμικότητας μετατροπής, ακόμα και για σήματα χαμηλής έντασης, ο ADC εγχύει εκ κατασκευής ένα σταθερό φορτίο της τάξεως των μερικών pC σε κάθε κανάλι ξεχωριστά. Το φορτίο αυτό ονομάζεται pedestal, και η έγχυση πραγματοποιείται μέσω ποτενσιόμετρων, και στο Σχήμα 2.7 παρουσιάζεται η γραμμική σχέση μετατροπής του σήματος. Το

αποτέλεσμα είναι να καταμετράται σήμα κατά την εφαρμογή ενός παλμού gate ανεξαρτήτως της ύπαρξης ή μη ενός αναλογικού σήματος. Ο χρήστης μπορεί να ρυθμίσει το επιθυμητό ποσό έγχυσης φορτίου σε κάθε κανάλι, ώστε ιδανικά να επιτυγχάνεται η ισόποση έγχυση φορτίου σε κάθε ένα από αυτά. Το επιπλέον φορτίο που προστίθεται σε κάθε κανάλι, τελικά αφαιρείται από κάθε μέτρηση δίνοντας έτσι την πραγματική τιμή του μετρούμενου φορτίου.



Σχήμα 2.7: Η γραμμική σχέση μετατροπής των αναλογικών σημάτων σε ψηφιακά και η επίδραση του pedestal σε αυτή

2.4.1 Μετρήσεις Pedestals

Η μελέτη της διαδικασίας ψηφιοποίησης των ADC έχει ιδιαίτερη σημασία στην κατανόηση της συσχέτισης του σήματος εισόδου με το τελικό σήμα στην έξοδό τους. Τα αναλογικά σήματα που προκύπτουν από τη γ-Camera συλλέγονται βάσει της επιλογής του διευκρινιστή, ενώ το χρονικό πλάτος αυτών των παλμών καθορίζεται από το χρονικό παράθυρο του (gate) που καθορίζεται από το χρήστη. Εν συνεχεία, οι παλμοί αυτοί οδηγούνται προς ψηφιοποίηση στους ADC. Για μικρά χρονικά παράθυρα, μόνο ένα μέρος του αναλογικού παλμού συλλέγεται προς ψηφιοποίηση, ενώ αυξανόμενου του χρονικού παραθύρου επιτυγχάνεται η συλλογή παλμών μεγαλύτερης τάσης και ως εκ τούτου μεγαλύτερου φορτίου προς ολοκλήρωση, δεδομένου ότι το φορτίο αποδίδεται ως ολοκλήρωμα του παλμού ως προς το χρονικό παράθυρο. Σε πρωταρχικό στάδιο, οι τιμές των pedestals ρυθμίζονται από τα ποτενσιόμετρα του κάθε καναλιού των ψηφιοποιητών ώστε να επιτυγχάνεται ομοιόμορφη έγχυση φορτίου σε όλα τα κανάλια. Για τη μελέτη της εξάρτησης της τιμής των pedestals σε κάθε ένα από τα 16 σήματα εισόδου στα κανάλια του ψηφιοποιητή, λαμβάνονται οι τιμές

2.4. Analog to Digital Converter (ADC)

των pedestals κάθε καναλιού ξεχωριστά στην είσοδο των αντίστοιχων καναλιών των ADC απουσία αναλογικών σημάτων από τη γ -Camera. Οι μετρήσεις επαναλαμβάνονται αυξάνοντας κάθε φορά το χρονικό παράθυρο του gate στο διευκρινιστή, για τις τιμές 200ns, 400ns, 500ns, 600ns, 800ns και 1000ns, οδηγώντας στα αποτελέσματα των Πινάκων 2.3 και 2.4.

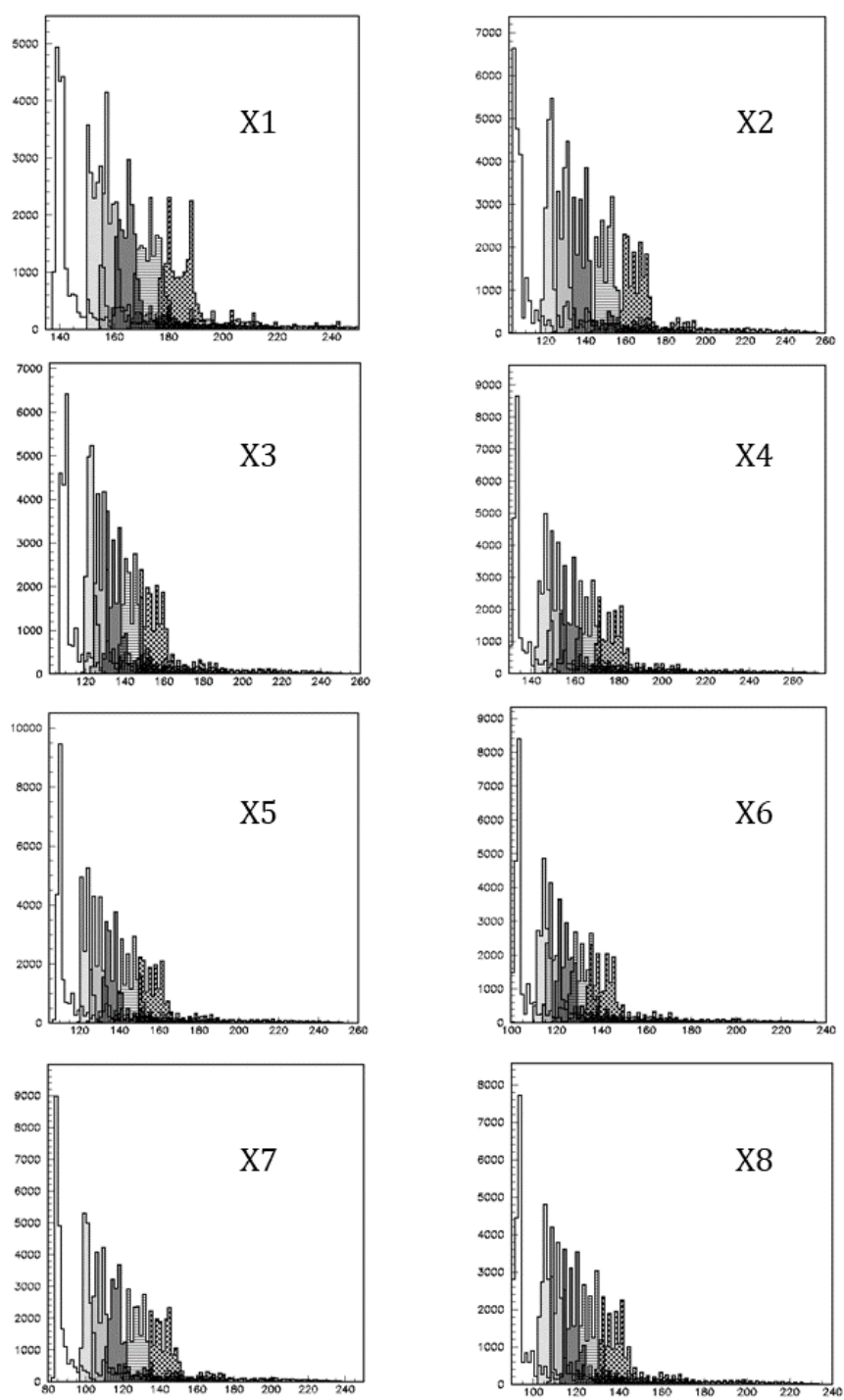
Πίνακας 2.3: Οι τιμές των pedestals σε κάθε ένα από τα 8 κανάλια της διεύθυνσης X για διαφορετικά χρονικά πλάτη του gate.

	X1	X2	X3	X4	X5	X6	X7	X8
200ns	142.2	107.9	111.5	135.3	112.5	105.1	87.42	94.87
400ns	157.3	126.3	127.1	150.5	128.0	118.7	105.5	110.2
500ns	163.6	134.7	133.5	156.7	134.5	124.1	113.4	116.6
600ns	170.8	144.1	141.0	164.0	142.3	130.5	122.7	124.3
800ns	180.9	158.0	151.7	174.2	153.3	139.4	135.9	134.8
1000ns	193.0	174.5	164.5	186.5	153.3	150.2	151.7	147.4

Πίνακας 2.4: Οι τιμές των pedestals σε κάθε ένα από τα 8 κανάλια της διεύθυνσης Y για διαφορετικά χρονικά πλάτη του gate.

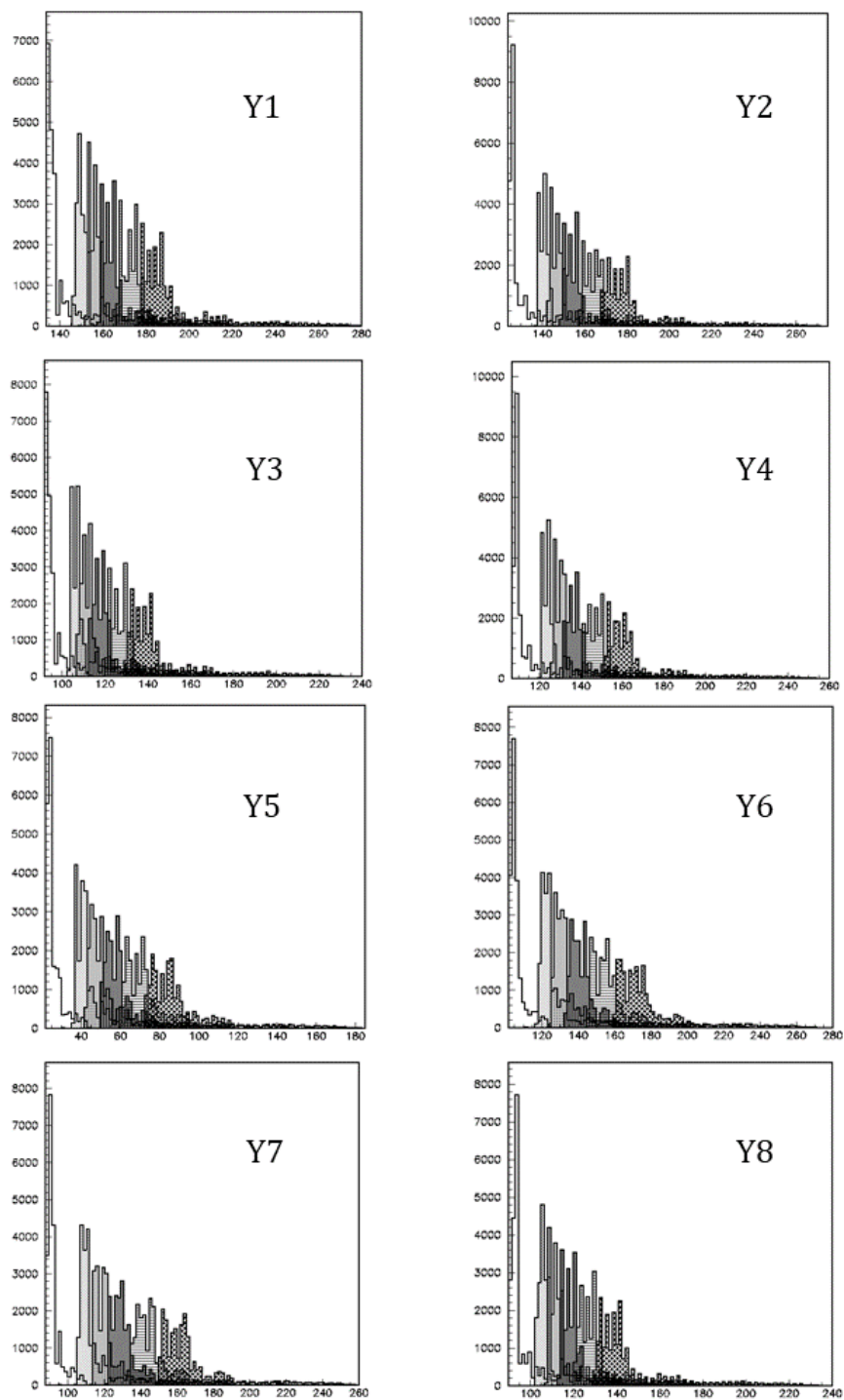
	Y1	Y2	Y3	Y4	Y5	Y6	Y7	Y8
200ns	138.0	128.4	95.72	111.6	26.5	106.9	92.98	95.76
400ns	154.6	145.3	110.8	128.1	44.8	126.8	113.9	105.8
500ns	161.4	152.0	116.8	135.2	53.2	135.6	123.6	110.3
600ns	169.5	160.3	124.3	143.3	62.8	146.3	134.8	114.6
800ns	180.8	171.8	134.7	154.9	76.43	161.2	150.5	120.7
1000ns	194.3	185.6	147.1	168.9	92.78	179.4	169.4	128.2

Οι κατανομές των φορτίων pedestals σε κάθε κανάλι X και Y, παρουσιάζονται στα Σχήματα 2.8 και 2.9. Σε κάθε γράφημα μεταβαίνοντας από αριστερά προς τα δεξιά παρουσιάζεται η κατανομή του φορτίου σε κάθε κανάλι για κάθε χρονικό παράθυρο gate με διαφορετικό μοτίβο της κατανομής. Κατά τη μετάβαση προς τα δεξιά, το πλάτος του παραθύρου αυξάνεται και αντίστοιχα η κάθε κατανομή μετατοπίζεται προς τα δεξιά αποδίδοντας μεγαλύτερο φορτίο, άρα αι μεγαλύτερη τιμή του pedestal.



Σχήμα 2.8: Τα pedestals των οκτώ καναλιών του X-άξονα για έξι διαφορετικές τιμές διάρκειας gate, οι οποίες αναπαρίστανται με διαφορετικό μοτίβο. Η χρονική διάρκεια αυξάνεται από 200ns έως 1000ns από τα αριστερά προς τα δεξιά σε κάθε γράφημα

2.4. Analog to Digital Converter (ADC)



Σχήμα 2.9: Τα pedestals των οκτώ καναλιών του Υ-άξονα.

2.5 Ανακατασκευή Προβολικής Εικόνας

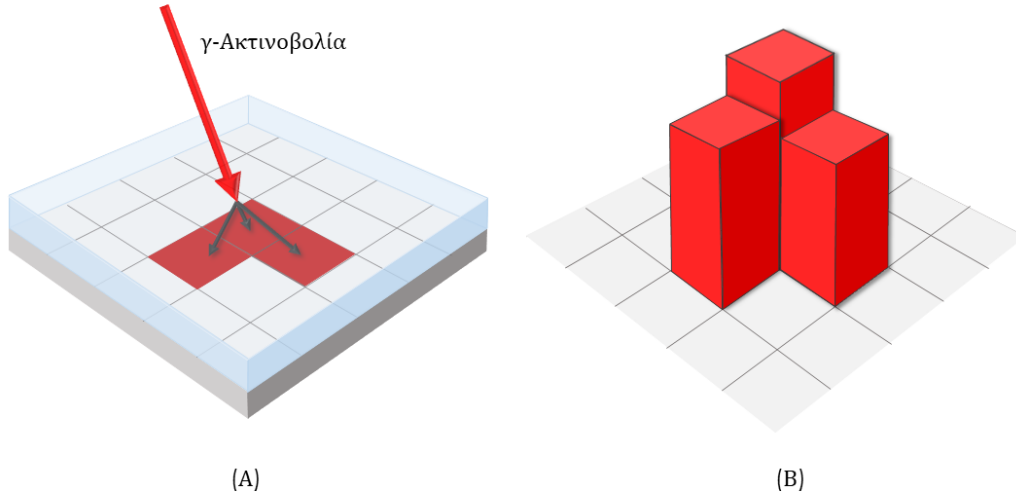
Την διαδικασία εκμείωσης πληροφορίας μέσω του συστήματος ανίχνευσης της γ-ακτινοβολίας από τον ανιχνευτή μέχρι και την ψηφιοποίηση της, διαδέχεται η διαδικασία σύνθεσης της προβολικής εικόνας που ανιχνεύεται από το οπτικό πεδίο της γ-Camera. Με σημείο αναφοράς τις πληροφορίες που παρέχει ο χωρικά ευαίσθητος φωτοπολλαπλασιαστής στο σύστημα ψηφιοποίησης, είναι δυνατόν μέσω ειδικών αλγορίθμων να ανακατασκευαστεί τόσο η θέση αλλά και η ενέργεια μιας κατανομής ηλεκτρονίων που ανιχνεύεται στο ανοδικό πλέγμα (τεχνική Anger). Οι αλγόριθμοι ανακατασκευής συσχετίζουν τα ηλεκτρικά σήματα, που ανιχνεύονται στο ανοδικό πλέγμα προερχόμενα από κάθε γεγονός αλληλεπίδρασης ενός φωτονίου με το σπινθηριστή και ψηφιοποιείται από τα επακόλουθα ηλεκτρονικά, με τις συντεταγμένες του σημείου αλληλεπίδρασης στον κρύσταλλο αλλά και την ενέργεια της προσπίπτουσας ακτινοβολίας.

Κατά την αλληλεπίδραση ενός φωτονίου που εκπέμπεται από μια ραδιενεργό πηγή με τον κρύσταλλο σπινθηρισμών, το φωτεινό σήμα που προκύπτει εκπέμπεται ομοιόμορφα στον όγκο του κρυστάλλου όπως αναπαρίσταται στο Σχήμα 2.10 Α. Κατά την επιτάχυνση των ηλεκτρονίων που εκπέμπονται από τη φωτοκάθοδο, στο ανοδικό πλέγμα προσπίπτει τελικά ένα ηλεκτρονικό νέφος, το οποίο εν συνεχεία συλλέγεται. Το μεγαλύτερο μέρος του φορτίου συλλέγεται στο σημείο του ανοδικού πλέγματος που βρίσκεται στη μικρότερη απόσταση από το σημείο αλληλεπίδρασης, ενώ υπάρχει ένα σύνολο κατανομών φορτίου περί του κεντρικού σημείου, κάθε μια από τις οποίες έχει σαν αποτέλεσμα την ανίχνευση παλμών μικρότερης έντασης (Σχήμα 2.10 Β).

2.5.1 Αλγόριθμος Κέντρου Βάρους

Θεωρώντας την συνολική κατανομή των φωτεινών σημάτων γύρω από το σημείο αλληλεπίδρασης συμμετρική, οι συντεταγμένες του σημείου είναι δυνατόν να ακατασκευαστούν μέσω σχέσεων σταθμισμένου μέσου όρου. Η μέθοδος αυτή ονομάζεται αλγόριθμος κέντρου βάρους ή Centroid Method, και η έννοιά του εισήχθη πρωτογενώς στην πρωτότυπη Anger Camera. Στις περιπτώσεις χωρικά ευαίσθητων φωτοπολλαπλασιαστών που εκμεταλλεύονται τις τεχνικές διαίρεσης φορτίου, οι συντεταγμένες θέσεις προκύπτουν ως συναρτήσεις των τεσσάρων σημάτων X_A, X_B και Y_A, Y_B . Στην προκείμενη περίπτωση του χωρικά ευαίσθητου φωτοπολλαπλασιαστή, οι συντεταγμένες του σημείου αλληλεπίδρασης στο επίπεδο $X-Y$, προκύπτουν από τις Σχέσεις 3.1 και 3.2.

$$X_{Rec} = \frac{\sum_{i=1}^8 X_i Q_{X_i}}{\sum_{i=1}^8 Q_{X_i}} \quad (2.2)$$

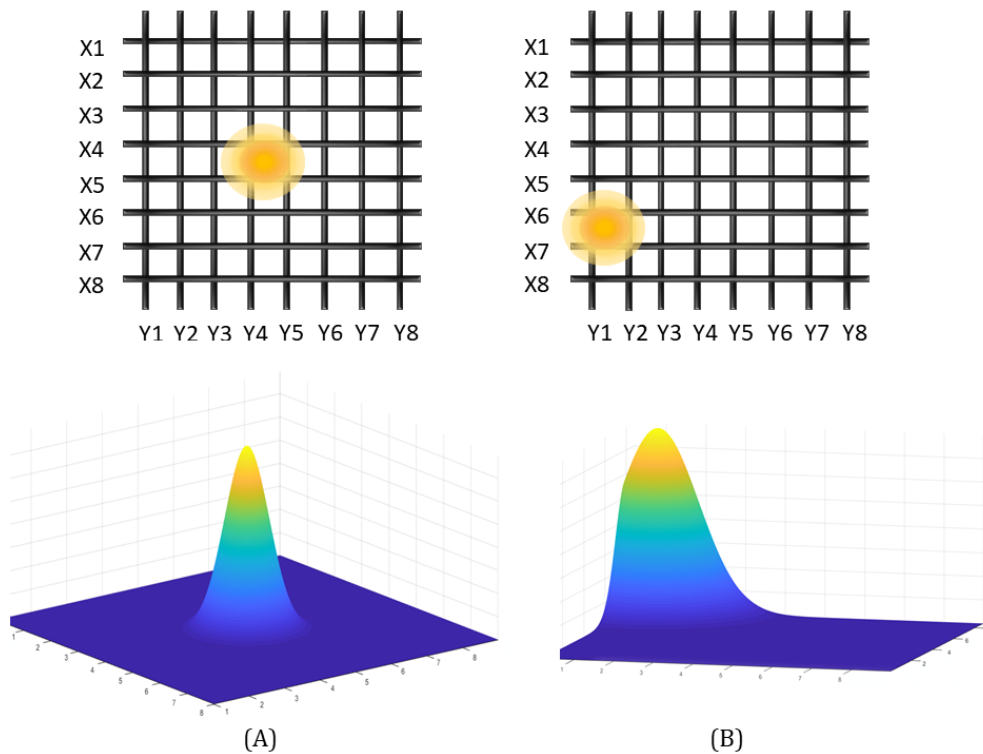


Σχήμα 2.10: Ένα φωτόνιο γ-ακτινοβολίας προσπίπτει στο σπινθηριστή και αλληλεπιδρά δίνοντας μια κατανομή φωτός (A), η οποία τελικά η οποία προσπίπτει στην είσοδο του φωτοπολλαπλασιαστή οδηγώντας σε ένα δημιουργούμενο ηλεκτρονικό νέφος το οποίο συλλέγεται από το ανοδικό πλέγμα δίνοντας μια κατανομή φορτίου ανάλογη της έντασης του προσπίπτοντος φωτεινού σήματος(B)

$$Y_{Rec} = \frac{\sum_{i=1}^8 Y_i Q_{Y_i}}{\sum_{i=1}^8 Q_{Y_i}} \quad (2.3)$$

Στις άνωθεν σχέσεις σε κάθε ένα από τα 8 καλώδια κάθε κατεύθυνσης του ανοδικού πλέγματος X_i, Y_i αποδίδεται ένας συντελεστής βαρύτητας ίσος με το αντίστοιχο φορτίο Q_{X_i}, Q_{Y_i} που συλλέγεται από αυτό.

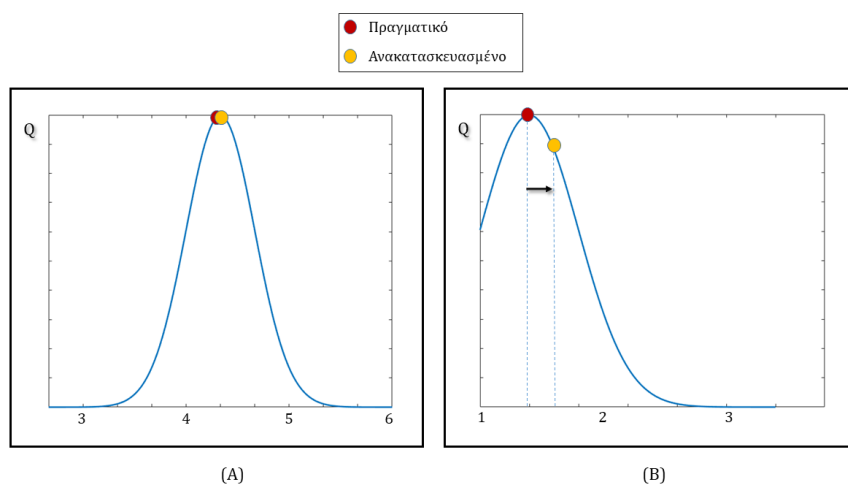
Η ανακατασκευή θέσης μέσω του αλγορίθμου κέντρου βάρους κρίνεται αξιόπιστη μόνο για τις περιπτώσεις σπινθηρισμών οι οποίοι λαμβάνουν χώρα σε κεντρικά σημεία του οπτικού πεδίου της γ-Camera. Συγκεκριμένα όταν το φωτεινό σήμα των σπινθηρισμών προσπίπτει σε μια κεντρική θέση του οπτικού πεδίου, προκύπτει μια ομοιόμορφη κατανομή φωτός, η οποία τελικά συλλέγεται από τα κεντρικά καλώδια του ανοδικού πλέγματος (Σχήμα 2.11 B). Στην περίπτωση πρόσπτωσης των σπινθηρισμών στις οριακές θέσεις του οπτικού πεδίου, ένα μέρος του προσπίπτοντος φωτός δεν ανιχνεύεται, με αποτέλεσμα η δημιουργούμενη κατανομή φωτός να αποκλίνει από την γκαουσιανή μορφή όπως παρουσιάζεται στο Σχήμα 2.11 B.



Σχήμα 2.11: Πρόσπτωση ηλεκτρονικού νέφους σε κεντρική θέση του ανοδικού πλέγματος και η αντίστοιχη συμμετρική κατανομή φωτός (A), και η περίπτωση πρόσπτωσης του ηλεκτρονικού νέφους σε ακραίο σημείο του ανοδικού πλέγματος, και η μη συμμετρική κατανομή του προσπίπτοντος φωτός (B).

Άμεση επίπτωση της μερικής ανίχνευσης της κατανομής φωτός είναι η εσφαλμένη στάθμιση του κέντρου βάρους της κατανομής φορτίου η οποία τελικά συλλέγεται από τα αντίστοιχα ακραία καλώδια του ανοδικού πλέγματος. Η έλλειψη συμμετρίας της κατανομής φορτίου φέρει ως αποτέλεσμα έλλειμμα του συλλεγόμενου φορτίου στα σημεία πέραν των ορίων του οπτικού πεδίου. Τελικά, ο αλγόριθμος κέντρου βάρους ανακατασκευάζει τη θέση του μέσου της κατανομής φορτίου, άρα και το αντίστοιχο σημείο σπινθηρισμού, μετατοπισμένο ως προς την πραγματική του θέση (Σχήμα 2.12). Σε αντίθεση με την περίπτωση της ομοιόμορφης κατανομής, ο αλγόριθμος αδυνατώντας να προσδιορίσει συντελεστή βαρύτητας για τα φορτία των ακραίων καλωδίων, αποδίδει βαρύτητα σε μικρά φορτία καλωδίων στο άλλο άκρο της κατανομής, μετατοπίζοντας από την πραγματική θέση του το ανακατασκευασμένο κέντρο βάρους προς την κατεύθυνση αυτής της πλευράς.

Η λανθασμένη ανακατασκευή θέσης, οδηγεί σε παραμορφώσεις στα άκρα της προβολικής εικόνας που λαμβάνεται από την γ-Camera από το σύνολο των



Σχήμα 2.12: Κατανομή φορτίου μετά την πρόσπτωση ηλεκτρονιακού νέφους στο ανοδικό πλέγμα. Το πραγματικό κέντρο βάρους της κατανομής φορτίου ταυτίζεται με το ανακατασκευασμένο (A). Λόγω της έλλειψης φορτίου στις ακραίες θέσεις το ανακατασκευασμένο κέντρο βάρους της κατανομής παρουσιάζει μετατόπιση από το πραγματικό (B).

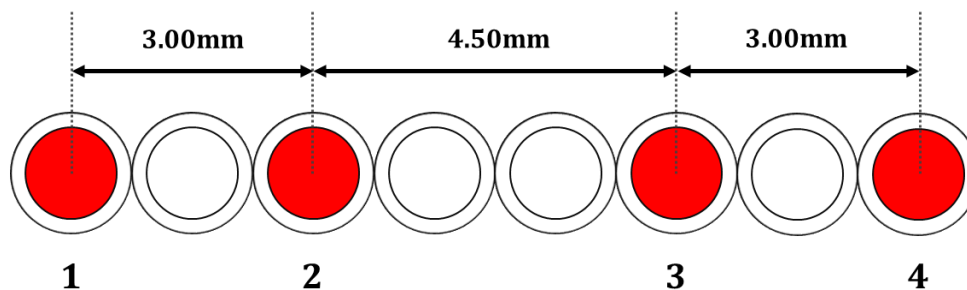
ανακατασκευασμένων συντεταγμένων θέσης. Καθίσταται σαφές ότι για τον ακριβή προσδιορισμό της θέσης των ανιχνευόμενων σπινθηρισμών από ένα χωρικά ευαίσθητο φωτοπολλαπλασιαστή, απαιτείται η διόρθωση της μεθόδου ανακατασκευής της θέσης του κέντρου βάρους της κατανομής του ανιχνευόμενου φορτίου μέσω βελτιωμένων αλγορίθμων [36].

2.6 Εκτίμηση της Χωρικής Διακριτικής Ικανότητας

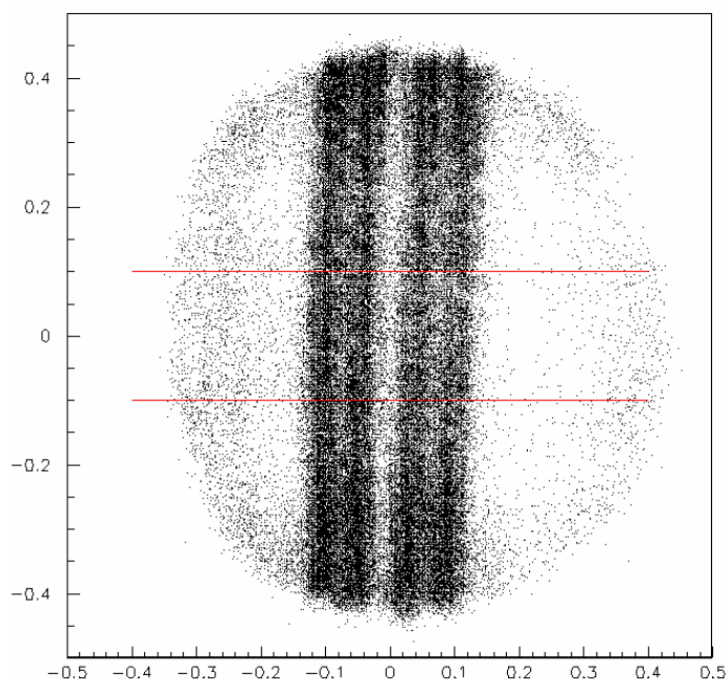
Για την εκτίμηση της χωρικής διακριτικής ικανότητας του συστήματος σε προβολικό επίπεδο, χρησιμοποιείται ένα ομοίωμα 8 παραλλήλων τριχοειδών εξωτερικής και εσωτερικής διαμέτρου 1.5mm και 1.1mm αντίστοιχα. Τα 4 τριχοειδή πληρούνται με διάλυμα ^{99m}Tc , ενώ τα ενδιάμεσα παραμένουν κενά. Τα ενδιάμεσα τριχοειδή εξασφαλίζουν την σταθερή και επακριβώς ορισμένη απόσταση μεταξύ των τριχοειδών που εμπεριέχουν το ραδιοϊχνηθέτη όπως απεικονίζεται στο Σχήμα 2.13.

Τοποθετούμε το ομοίωμα μπροστά από την γ -Camera, και λαμβάνουμε την προβολική εικόνα στην οποία μπορούμε να εντοπίσουμε και τα τριχοειδή που περιέχουν ^{99m}Tc καθώς και να τα διακρίνουμε ακόμα και στην περίπτωση της ελάχιστης μεταξύ τους απόστασης (Σχήμα 2.14)

2.6. Εκτίμηση της Χωρικής Διακριτικής Ικανότητας



Σχήμα 2.13: Άνοψη του ομοιώματος που χρησιμοποιείται για την εκτίμηση της χωρικής διακριτικής ικανότητας του ανιχνευτικού συστήματος. Διακρίνονται με κόκκινο χρώμα τα τριχοειδή τα οποία περιέχουν διάλυμα ^{99m}Tc , ενώ με λευκό χρώμα αναπαρίστανται τα κενά τριχοειδή.



Σχήμα 2.14: Προβολική εικόνα των τριχοειδών του εξεταζόμενου ομοιώματος. Οι κόκκινες γραμμές ορίζουν την περιοχή στην οποία εστιάζει η μελέτη της διακριτικής ικανότητας.

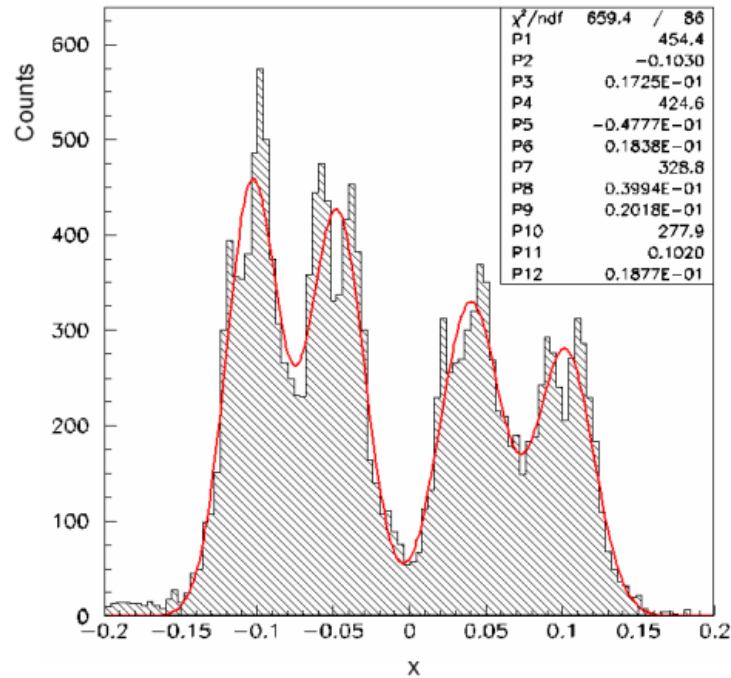
Στο επίπεδο της προβολικής εικόνας, επιλέγεται μια κεντρική ζώνη που ορίζεται από το διάστημα $[-1.0, 1.0]$ στον άξονα-Y. Για την συγκεκριμένη ζώνη,

2.6. Εκτίμηση της Χωρικής Διακριτικής Ικανότητας

εξάγεται η μονοδιάστατη προβολή των τριχοειδών στον άξονα- X , στην οποία κάθε τριχοειδής αντιστοιχεί σε μια κατανομή γεγονότων. Κάθε κατανομή των τριχοειδών προσεγγίζεται μέσω μιας γκαουσιανής κατανομής της μορφής

$$y = Ae^{\frac{(x-x_0)^2}{2\sigma^2}} \quad (2.4)$$

όπως παρουσιάζεται στο Σχήμα 2.15. Τα χαρακτηριστικά των καμπυλών που προκύπτουν από προσαρμογή στα πειραματικά δεδομένα, παρουσιάζονται στον Πίνακα 2.5.



Σχήμα 2.15: Η προβολή των τριχοειδών στον άξονα- X , και οι αντίστοιχες καμπύλες που περιγράφονται στον Πίνακα 2.5

Όπως παρατηρούμε στο Σχήμα 2.15 οι μονάδες των μεγεθών του Πίνακα 2.5 αποτελούν μονάδες του συστήματος. Κρίνεται επομένως σκόπιμο να αναχθούν σε πραγματικές μονάδες μήκους μέσω κατάλληλων συντελεστών μετατροπής. Βάσει της μεθοδολογίας που επιλέχθηκε, οι αποστάσεις μεταξύ των τριχοειδών είναι γνωστές εκ προοιμίου, συνεπώς η σύγκρισή τους με τις αποστάσεις των αντίστοιχων γκαουσιανών κατανομών τους στην πειραματική εικόνα οδηγεί στον προσδιορισμό των συντελεστών μετατροπής. Συγκρίνοντας όλους τους πιθανούς συνδυασμούς αποστάσεων των τεσσάρων τριχοειδών, προσδιορίζουμε την

2.6. Εκτίμηση της Χωρικής Διακριτικής Ικανότητας

Πίνακας 2.5: Οι συντελεστές των γκαουσιανών καμπυλών που αντιστοιχούν σε κάθε ένα από τα τριχοειδή.

	1	2	3	4
A	454 ± 9	425 ± 9	329 ± 7	278 ± 7
x_0	-0.1030 ± 0.0005	-0.0478 ± 0.0005	0.0399 ± 0.0006	0.1020 ± 0.0007
σ	0.0173 ± 0.0004	0.0184 ± 0.0005	0.0202 ± 0.0006	0.0188 ± 0.0005

μέση τιμή του συντελεστή μετατροπής των αυθαίρετων μονάδων συστήματος σε πραγματικές μονάδες μήκους (Πίνακας 2.6).

Πίνακας 2.6: Αναγωγή των αυθαίρετων μονάδων συστήματος σε πραγματικές μονάδες μήκους για τις αποστάσεις των γκαουσιανών κατανομών.

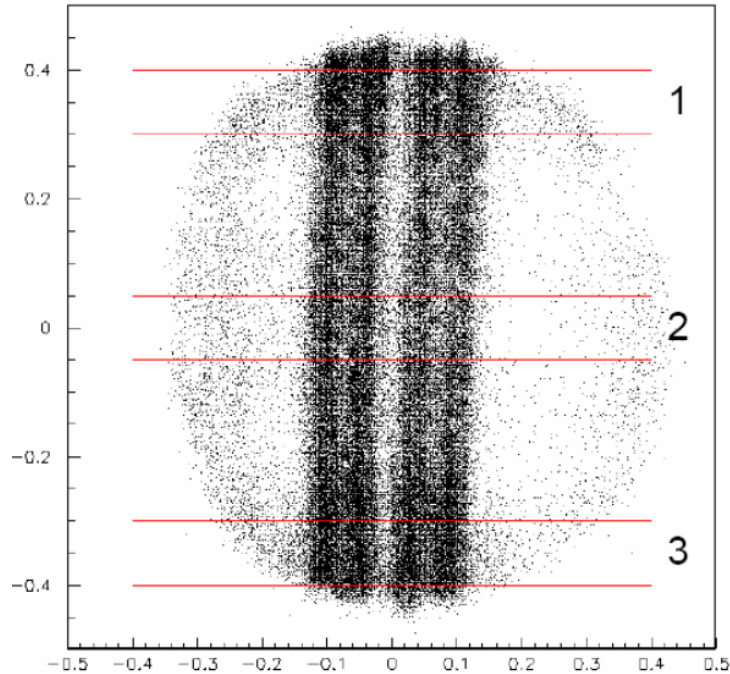
Συνδυασμός Τριχοειδών	Απόσταση (Μονάδες Συστήματος)	Απόσταση (mm)	Συντελεστής Μετατροπής (mm/Μονάδες Συστήματος)
1-2	0.0552	3.0	54.35
3-4	0.0621	3.0	48.31
2-3	0.0877	4.5	51.31
1-4	0.2050	10.50	21.22

Η μέση τιμή του συντελεστή μετατροπής προκύπτει ίσος με 51.30 mm/Μονάδες Συστήματος, και τελικά οδηγεί στην πρώτη εκτίμηση της διακριτικής ικανότητας του συστήματος ανάγοντας την μέση τιμή του σ σε μια πραγματική τιμή μήκους. Τελικά, η προκύπτει ίση με

$$\langle \sigma \rangle = (0.959 \pm 0.026)mm \quad (2.5)$$

Η επιλογή μιας κεντρικής περιοχής του οπτικού πεδίου του ανιχνευτικού συστήματος για τον προσδιορισμό της χωρικής διακριτικής ικανότητας του, ενδεχομένως να επηρεάζει τη γενικότητα των αποτελεσμάτων. Για τη διερεύνηση της εξάρτησής της από την περιοχή του οπτικού πεδίου, η ίδια διαδικασία εκτίμησης επαναλαμβάνεται για τρεις διαφορετικές περιοχές όπως φαίνεται στο Σχήμα 2.16.

2.6. Εκτίμηση της Χωρικής Διακριτικής Ικανότητας



Σχήμα 2.16: Οι 3 περιοχές του οπτικού πεδίου στις οποίες προσδιορίζεται η διακριτική ικανότητα.

Τα αποτελέσματα που προκύπτουν για κάθε περιοχή σύμφωνα με την διαδικασία που προηγήθηκε, συνοψίζονται στον παρακάτω πίνακα.

Πίνακας 2.7: Οι τιμές εύρους σ της γκαουσιανής για κάθε μία από τις 3 περιοχές.

Περιοχή	$\sigma(\text{mm})$
1	1.006 ± 0.036
2	0.950 ± 0.036
3	1.051 ± 0.028

Παρατηρείται ότι για την κεντρική περιοχή (2) η διακριτική ικανότητα του συστήματος παίρνει την καλύτερη δυνατή τιμή. Στις ακραίες περιοχές του οπτικού πεδίου (1 και 3), η τιμή της προκύπτει μεγαλύτερη, ωστόσο με μικρή απόκλιση από αυτή στις κεντρικές περιοχές. Τα φαινόμενα που συντελούν στην απόκλιση αυτή πηγάζουν από την παραμόρφωση στην ανακατασκευή της θέσης σημείων που προσπίπτουν στα άκρα του οπτικού πεδίου της γ -Camera όπως αναλύθηκε

2.6. Εκτίμηση της Χωρικής Διακριτικής Ικανότητας

στο Κεφάλαιο 2. Ωστόσο, οι αποκλίσεις είναι μικρές και δεν επηρεάζουν τη γενικότητα της πρώτης εκτίμησης σε κεντρικές περιοχές. Επιπλέον, η μετρούμενη διακριτική ικανότητα του ανιχνευτικού συστήματος κρίνεται ικανοποιητική, δεδομένου ότι ανάλογα εμπορικά συστήματα παρουσιάζουν αντίστοιχες τιμές της τάξης των 2.5mm.

Κεφάλαιο 3

Πειραματική Διαδικασία και Ανάλυση Αποτελεσμάτων

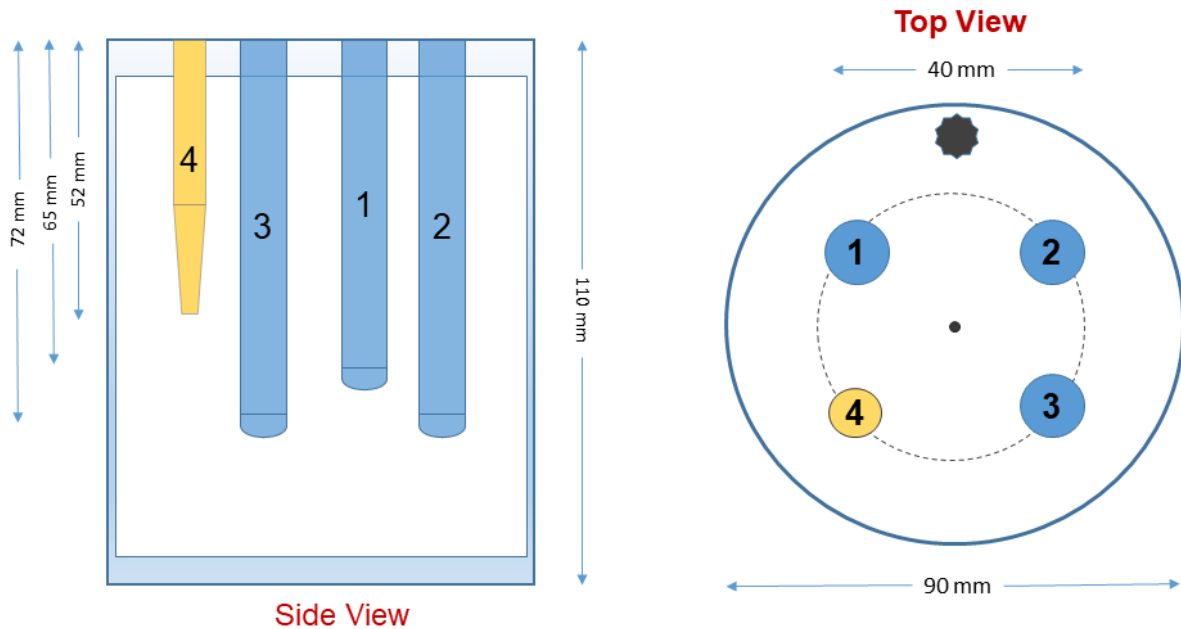
Η ιατρική απεικόνιση μαστού μέσω της μονοφωτονικής τομοσπινθηρογραφίας υπαγορεύει την λήψη προβολικών εικόνων του εξεταζόμενου οργάνου, με σκοπό τον χωρικό εντοπισμό καρκινικών όγκων στο εσωτερικό του. Ο περιορισμός στην ανίχνευσή τους είναι απόρροια, τόσο της περιορισμένης χωρικής διακριτικής ικανότητας αλλά και της ευαισθησίας του συστήματος όσο και των φαινομένων απορρόφησης στο εσωτερικό του μαστού. Αποσκοπώντας στην καλύτερη δυνατή προσομοίωση των συνθηκών που χαρακτηρίζουν το περιβάλλον του μαστού, πραγματοποιήθηκε μια εξειδικευμένη μελέτη μονοφωτονικής τομοσπινθηρογραφίας με ένα ομοίωμα μαστού. Στην Πυρηνική Ιατρική χρησιμοποιούνται εν γένει ειδικά σχεδιασμένα ανθρωπομορφικά ομοιώματα (phantoms) οργάνων προς μελέτη. Τα ομοιώματα, αναπαριστώντας τις συνθήκες και τη μορφολογία του συγκεκριμένου οργάνου, εξετάζονται μέσω των τεχνικών ιατρικής απεικόνισης. Η απεικόνιση μικρών συγκεντρώσεων ραδιοφαρμάκου στο ομοίωμα αναπαριστά την συγκέντρωση του ραδιοφαρμάκου, λόγω υψηλής μεταβολικής δραστηριότητας, στους καρκινικούς ιστούς.

3.1 Πειραματική Διάταξη

Στην πειραματική διάταξη της μελέτης που πραγματοποιήθηκε στα πλαίσια της παρούσας διπλωματικής εργασίας, κατασκευάστηκε ένα ομοίωμα μαστού κυλινδρικού σχήματος και συνολικού όγκου 498cm^3 . Το εσωτερικό του χαρακτηρίζεται από χωρητικότητα 482cm^3 , το οποίο πληρούται από υδατικό διάλυμα ^{99m}Tc προσομοιώνοντας τον υψηλό θόρυβο υποβάθρου που χαρακτηρίζει τον εσωτερικό του μαστού. Η τοποθέτηση ενός πώματος στην άνω επιφάνεια του κυλινδρικού όγκου εξασφαλίζει την δυνατότητα έγχυσης κατάλληλης δόσης

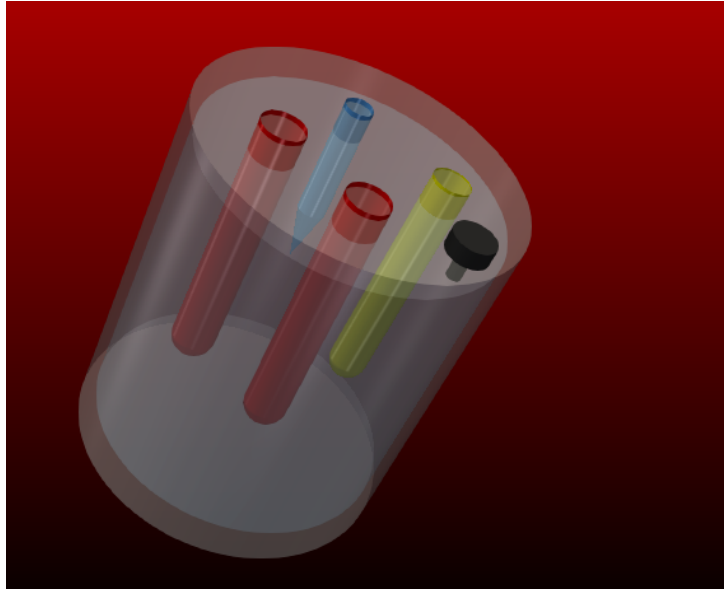
3.1. Πειραματική Διάταξη

ραδιοϊχνηθέτη, επιτυγχάνοντας την επιθυμητή ενεργότητα του διαλύματος. Στο εσωτερικό του τοποθετούνται 4 συνολικά σωληνοειδή και τριχοειδή (tubes) περί ενός κεντρικού σημείου αναφοράς, με κατευθύνσεις που εξασφαλίζουν την μη αξονική συμμετρία. Τα 4 σωληνοειδή αποτελούνται από διάφορα σχήματα και τοποθετούνται σε ποικίλα βάθη στον κυλινδρικό όγκο. Στον εσωτερικό όγκο κάθε ενός, εισάγεται ένας μικρομετρικός όγκος ραδιοϊχνηθέτη προσομοιώνοντας τις αντίστοιχες υψηλές συγκεντρώσεις που χαρακτηρίζουν τους καρκινικούς όγκους σε σχέση με τις συγκεντρώσεις του περιβάλλοντα ιστού (hot spots). Η γεωμετρία του ομοιώματος απεικονίζεται στο Σχήμα 3.1 ενώ στο Σχήμα 3.2 παρουσιάζεται μια τρισδιάστατη αναπαράσταση του.



Σχήμα 3.1: Σχηματικό διάγραμμα του ομοιώματος μαστού με την διάταξη των 4 σωληνοειδών στο εσωτερικό του.

Με τη βοήθεια πιπέτας χορηγείται σε κάθε tube συγκεκριμένη ποσότητα ^{99m}Tc , ενώ στον όγκο του νερού που περιέχεται στο κυλινδρικό δοχείο διαλύεται η επιθυμητή ποσότητα ^{99m}Tc μεταβάλλοντας έτσι τον το λόγο συγκεντρώσεως ενεργότητας των θερμών σημείων και του υποβάθρου (tubes:background). Οι τιμές που επιλέχθηκαν στον πρώτο κύκλο μετρήσεων παρουσιάζονται στον Πίνακα 3.1, από τον οποίο προκύπτουν οι ειδικές ενεργότητες **1.5 $\mu\text{Ci/mL}$** για το υπόβαθρο και **725 $\mu\text{Ci/mL}$** για τον συνολικό όγκο του ραδιοϊχνηθέτη στα 4 σωληνοειδή.



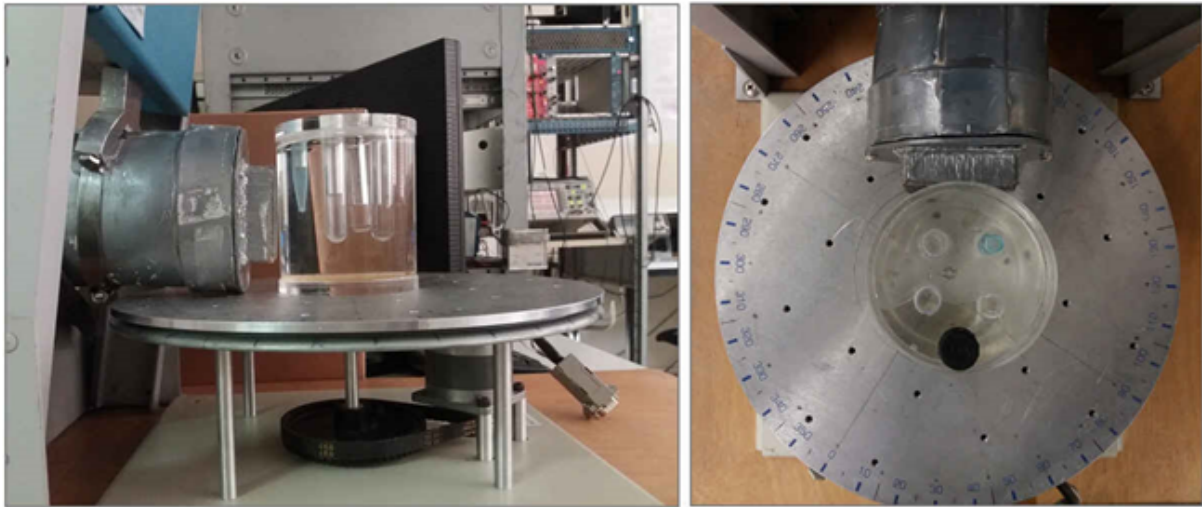
Σχήμα 3.2: Τρισδιάστατο μοντέλο του ομοιώματος μαστού.

Πίνακας 3.1: Όγκοι ^{99m}Tc με τις αντίστοιχες ενεργότητες σε κάθε ένα από τα tubes και στον όγκο του δοχείου

Tube	Όγκος ^{99m}Tc (μL)	Ενεργότητα (μCi)	Ειδική Ενεργότητα ($\mu\text{Ci}/\text{ml}$)
1	400	300	725
2	700	500	
3	250	180	
4	250	180	1.5
Background	1mL	723	

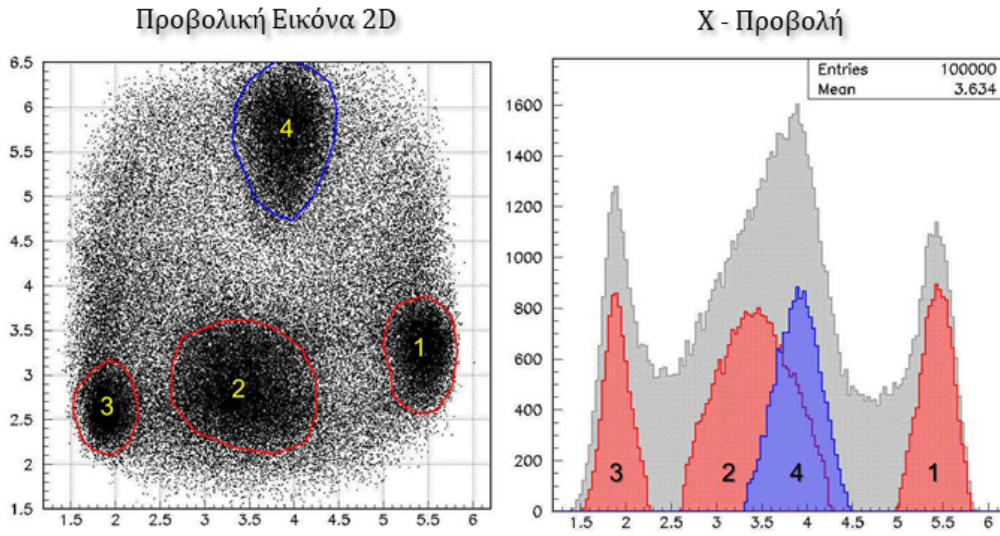
Η απεικόνιση του ομοιώματος σε τομογραφικό επίπεδο εξασφαλίζεται από το σύστημα της γ -Camera το οποίο συνθέτουν ένας διακριτοποιημένος κρύσταλλος σπινθηρισμών $\text{CsI}(\text{Tl})$, ένας κατευθυντήρας παραλλήλων εξαγωνικών οπών και ένας χωρικά ευαίσθητος φωτοπολλαπλασιαστής Hamamatsu R2486, διαμέτρου 3 ιντσών. Η λειτουργία της συγκεκριμένης διάταξης περιγράφεται εκτενώς στο Κεφάλαιο 2, ενώ χρησιμοποιείται ένας βελτιωμένος αλγόριθμος της τεχνικής Anger για τον προσδιορισμό της πληροφορίας θέσης και ενέργειας του σήματος που ανιχνεύει ο φωτοπολλαπλασιαστής. Κάθε φωτεινός παλμός που προκύπτει από την αλληλεπίδραση ενός φωτονίου γ -ακτινοβολίας και μετατρέπεται σε ηλεκτρικό σήμα στο φωτοπολλαπλασιαστή και εν συνεχεία ψηφιοποιείται, τελικά καταγράφεται στο σύστημα DAQ (Data Acquisition system) που συνδέεται με τη γ -Camera, ως ένα ξεχωριστό event. Κατά τη

διάρκεια εξέτασης του προς μελέτη αντικειμένου, το τελευταίο τοποθετείται σε αρκούντως μικρή απόσταση από τον κατευθυντήρα, και η διαδικασία μετρήσεων περιλαμβάνει την καταγραφή των ανιχνευόμενων σημάτων από το αντικείμενο με μια μέθοδο event-by-event συνθέτοντας και απεικονίζοντας τελικά την προβολική εικόνα του αντικειμένου στο επίπεδο. Για την εξέταση του ομοιώματος, το τοποθετούμε σε σχεδόν εφαπτομενική θέση με τον κατευθυντήρα πάνω σε ηλεκτρικά περιστρεφόμενη βάση (Σχήμα 3.3).



Σχήμα 3.3: Το ομοίωμα μαστού στην βάση περιστροφής τοποθετημένο μπροστά στη γ-Camera σε πλάγια όψη και άνοψη

Με τη βοήθεια της γωνιομετρικής κλίμακας της περιστρεφόμενης βάσης, το ομοίωμα περιστρέφεται με βήμα 15° πραγματοποιώντας μια ολοκληρωμένη περιστροφή του. Σε κάθε βήμα λαμβάνεται η αντίστοιχη προβολική εικόνα αποτελούμενη από συνολικά 100000 events, οδηγώντας σε ένα σύνολο από 24 προβολικές εικόνες, ικανές να αποτυπώσουν μια εποπτική εικόνα του εξεταζόμενου ομοιώματος. Σε κάθε προβολική εικόνα μπορούμε να διακρίνουμε τις περιοχές μεγάλων συγκεντρώσεων ραδιοφαρμάκου που προέρχονται από τα 4 σωληνοειδή. Ένα τυπικό παράδειγμα αποτελεί η προβολική εικόνα του ομοιώματος για γωνία περιστροφής ίση με 135° , στην οποία παρατηρείται σαφής χωρική διάκριση των τεσσάρων σημείων μεγάλης συγκέντρωσης στην προβολική εικόνα δύο διαστάσεων. Οι θέσεις των ανιχνευόμενων πηγών, διακρίνονται χωρικά στην προβολική εικόνα και οριοθετούνται μέσω γραφικών cut σε αυτή. Η διαδικασία που περιγράφεται στην παρούσα παράγραφο συνοψίζεται στο Σχήμα 3.4.



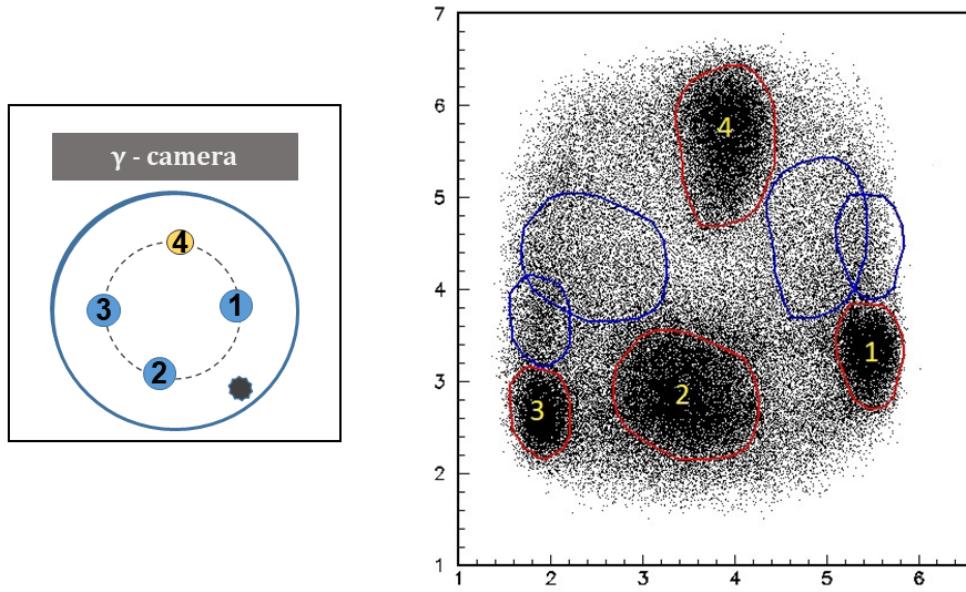
Σχήμα 3.4: Η δισδιάστατη προβολική εικόνα του ομοιώματος περιστραμμένου κατά 135° . Τα hot spots διαχωρίζονται και αντιστοιχίζονται σε κάθε σωληνάριο, ενώ παράλληλα παρουσιάζεται η προβολή τους στον άξονα X (χρωματισμένες περιοχές) μαζί με τον θόρυβο του υποβάθρου (γκρι περιοχή) μονοδιάστατο διάγραμμα.

3.1.1 Ανάλυση Πειραματικών Δεδομένων-Μεθοδολογία

Σε κάθε χωρίο περιλαμβάνονται γεγονότα τα οποία οφείλονται πέραν της κύριας πηγής προέλευσής τους, δηλαδή τη συγκέντρωση του ραδιοϊχνηθέτη στο αντίστοιχο σημείο, και στο περιβάλλον υποβάθρο. Συνεπώς, από το σύνολο (**t**) των καταγεγραμμένων γεγονότων σε κάθε χωρίο που αντιστοιχεί σε ένα από τα 4 hot spots η αφαίρεση των γεγονότων που προέρχονται από το υποβάθρο (**b**) και αντιστοιχούν σε θόρυβο οδηγεί τελικά στον προσδιορισμό του σήματος (ανιχνευόμενη ενεργότητα)(**s**) κάθε πηγής. Δειγματοληπτώντας τον αριθμό των γεγονότων που καταγράφονται σε περιοχές του υποβάθρου στην προβολική εικόνα, όπου δεν εμφανίζονται hot spot, μετατοπίζοντας τα 4 γραφικά cut, επιτυγχάνεται η καταμέτρηση των γεγονότων υποβάθρου (**b**) που συνυπολογίζονται στο συνολικό αριθμό γεγονότων στα χωρία των hot spot. Βασική προϋπόθεση της συγκεκριμένης μεθοδολογίας αποτελεί η ομοιογένεια του υποβάθρου, η οποία εξασφαλίζει την ομοιόμορφη κατανομή των γεγονότων υποβάθρου στο προβολικό επίπεδο. Αφαιρώντας τον αριθμό των γεγονότων θορύβου υποβάθρου από το συνολικό αριθμό των γεγονότων που εμπεριέχει κάθε cut, προσδιορίζεται το καθαρό σήμα που ανιχνεύεται για κάθε (hot spot), καθώς και ο λόγος κάθε σήματος προς τον αντίστοιχο θόρυβο του υποβάθρου ($\frac{s_i}{b_i}$, $i=1,2,3,4$). Τα αποτελέσματα της διαδικασίας ανάλυσης συνοψίζονται στον ακόλουθο πίνακα όπου επιλέγεται η προβολική εικόνα με περιστροφή του ομοι-

ώματος κατά 135° .

135° Projection Image



Σχήμα 3.5: Η διδιάστατη προβολική εικόνα 135° . Τα γραφικά cuts των hot spots μετατοπίζονται σε περιοχές του υποβάθρου (μπλε cuts). Στο αριστερό μέρος περιλαμβάνεται η άνοψη του ομοιώματος μετά από την περιστροφή του.

Πίνακας 3.2: Ανάλυση της προβολικής εικόνας περιστροφής 135° με τις προκύπτουσες ενεργότητες και λόγους $\frac{s}{b}$, $\frac{s}{t}$ για κάθε σημείο.

Tube 1	Tube 2	Tube 3	Tube 4	
10209	22102	8200	15082	Total (t)
1892	5725	2583	4684	Background (b)
8317	16377	5617	10400	Signal (s)
4.39	2.86	2.17	2.22	s/b Ratio
0.81	0.74	0.68	0.68	s/t Ratio

Αθροίζοντας τα επιμέρους σήματα (s_i), προκύπτει το συνολικό σήμα των hot spot

$$S = \sum_{i=1}^4 s_i \quad (3.1)$$

Αφαιρώντας το συνολικό σήμα (S) από το σύνολο των γεγονότων (events) που συνιστούν την προβολική εικόνα, προκύπτει το συνολικό υπόβαθρο (B)

$$B = events - S = 100000 - S \quad (3.2)$$

Αθροίζοντας το συνολικό αριθμό των γεγονότων που εμπεριέχονται σε κάθε cut ενός hot spot (t_i), προκύπτει τελικά ο αθροιστικός συνολικός αριθμός

$$T = \sum_{i=1}^4 t_i \quad (3.3)$$

Total Signal (S)	40711
Total Background (B)	59289
S/B	0.686

Στα πλαίσια της διαδικασίας βελτίωσης της ποιότητας της προβολικής εικόνας που λαμβάνεται, εφαρμόζονται τεχνικές ενεργειακού φιλτραρίσματος, με σκοπό την απόρριψη γεγονότων τα οποία οφείλονται σε σκεδάσεις Compton. Αποκόπτοντας την ενεργειακή περιοχή της αλληλεπικάλυψής της με την αιχμή Compton, το ενεργειακό παράθυρο των φωτονίων που καταμετρώνται, περιορίζεται γύρω από την φωτοκορυφή των 140 keV του ^{99m}Tc . Με τη συγκεκριμένη τεχνική ένα ποσοστό της τάξεως του 18-20% επί του συνόλου των καταγεγραμμένων γεγονότων απορρίπτεται, περιορίζοντας τον καταμετρούμενο θόρυβο και βελτιώνοντας τελικά την ευκρίνεια της προβολικής εικόνας. Εφαρμόζοντας τον ενεργειακό περιορισμό στο σύνολο των γεγονότων της προβολικής εικόνας που αναλύθηκε στην προηγούμενη παράγραφο, και ακολουθώντας την ίδια διαδικασία ανάλυσης οδηγούμαστε στα αποτελέσματα που παρουσιάζονται συγκεντρωτικά στον Πίνακα 3.3.

Πίνακας 3.3: Ανάλυση της προβολικής εικόνας περιστροφής 135° με περιορισμό του ενεργειακού παραθύρου των ανιχνευόμενων φωτονίων. Ο συνολικός αριθμός των γεγονότων ανέρχεται στα 82262.

Tube 1	Tube 2	Tube 3	Tube 4	
8615	20103	7377	12960	Total (t)
1148	4388	2056	3275	Background (b)
7467	15715	5321	9685	Signal (s)
6.50	3.58	2.58	2.95	s/b Ratio
0.86	0.78	0.72	0.74	s/t Ratio

Total Signal (S)	38188
Total Background (B)	44074
S/B	0.866

Σε ένα ιδανικό σύστημα απεικόνισης μια προβολική εικόνα ενός εξεταζόμενου αντικειμένου επιβάλλεται να είναι η κατοπτρική της προβολικής εικόνας που διαφέρει κατά 180° από αυτή. Στην περίπτωση του απεικονιστικού συστήματος της γ -Camera στην Πυρηνική Ιατρική οι δύο προβολικές εικόνες διαφέρουν. Κύριος λόγος της απόκλισης του συγκεκριμένου συστήματος από το ιδανικό είναι η εξάρτηση της διακριτικής ικανότητας της γ -Camera από την απόσταση μεταξύ αυτής και του εξεταζόμενου αντικειμένου. Επιπλέον, οι εκπεμπόμενες ακτίνες- γ από το εσωτερικό ενός αντικειμένου-οργάνου υφίστανται φαινόμενα εξασθένισης από το υλικό του μέσου αυτού. Το φαινόμενο της εξασθένισης εξαρτάται από το υλικό του μέσου που παρεμβάλλεται μεταξύ του ακτινοβολούντος αντικειμένου και της γ -Camera. Στην περίπτωση του εξεταζόμενου ομοιώματος, κρίνεται απαραίτητη η ανάλυση δύο προβολικών εικόνων με διαφορά 180° ώστε να εξαλειφθούν τα φαινόμενα εξάρτησης των αποτελεσμάτων της ανάλυσης από τις θέσεις των σημείων μέσα σε αυτό. Σύμφωνα με τα παραπάνω και ακολουθώντας την ίδια στρατηγική ανάλυσης της προβολικής εικόνας των 135° , αναλύεται και η προβολική εικόνα για περιστροφή του ομοιώματος κατά 315° (Πίνακας 3.4).

Πίνακας 3.4: Ανάλυση της προβολικής εικόνας περιστροφής 315° .

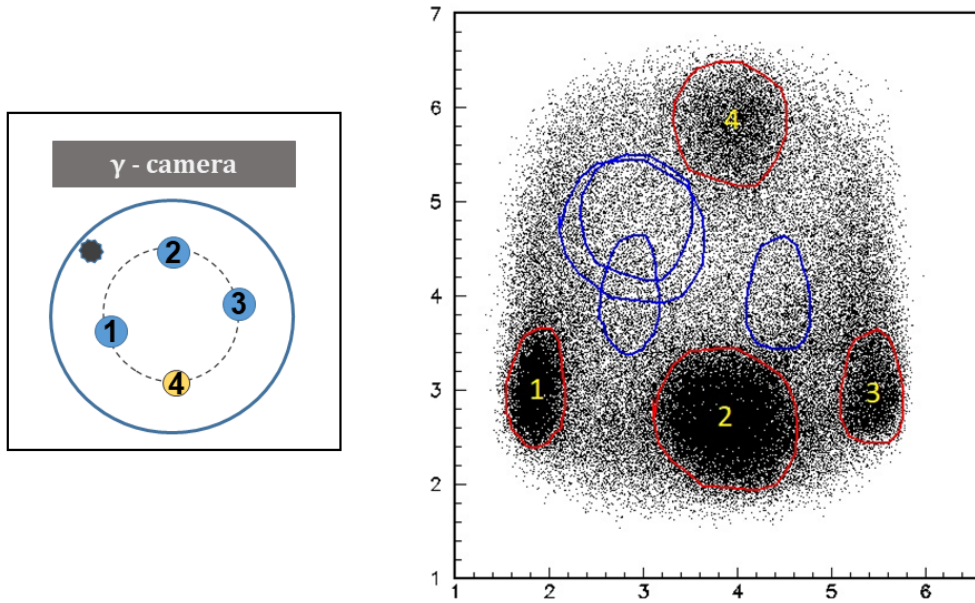
Tube 1	Tube 2	Tube 3	Tube 4	
12351	36478	7155	7652	Total (t)
2559	5258	2225	3332	Background (b)
9792	31220	4930	4320	Signal (s)
3.82	5.93	2.21	1.29	s/b Ratio
0.79	0.85	0.68	0.56	s/t Ratio

Total Signal (S)	50262
Total Background (B)	49738
S/B	1.01

Αντίστοιχα, για την απόρριψη των γεγονότων που σχετίζονται με σκεδάσεις Compton εφαρμόζεται το ίδιο ενεργειακό παράθυρο με την περίπτωση των 135° .

Οι τελικοί λόγοι σήματος/υπόβαθρο για κάθε ένα από τα hot spot στα 4 σωληνοειδή, προκύπτουν από την ανάλυση του συνδυασμού των προβολικών

315° Projection Image



Σχήμα 3.6: Η διδιάστατη προβολική εικόνα 315°. Τα γραφικά cuts των hot spots μετατοπίζονται σε περιοχές του υποβάθρου (μπλε cuts)

Πίνακας 3.5: Ανάλυση της προβολικής εικόνας περιστροφής 315° με περιορισμό του ενεργειακού παραθύρου των ανιχνευόμενων φωτονίων. Ο συνολικός αριθμός των γεγονότων ανέρχεται στα 82984.

Tube 1	Tube 2	Tube 3	Tube 4	
11123	33500	5703	6234	Total (t)
1996	3838	1614	2310	Background (b)
9127	29662	4089	3924	Signal (s)
4.57	7.72	2.53	1.70	s/b Ratio
0.82	0.88	0.72	0.62	s/b Ratio

Total Signal (S)	46802
Total Background (B)	36182
S/B	1.29

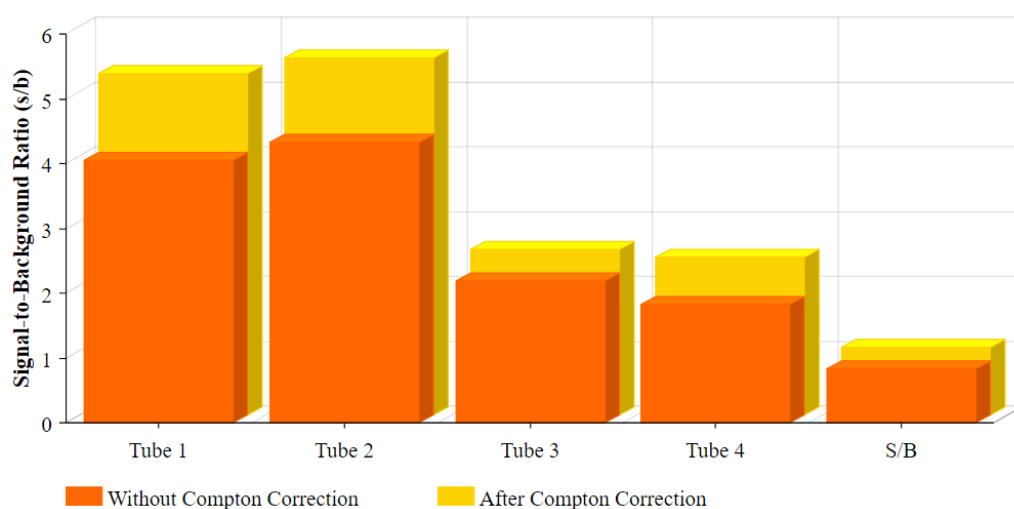
εικόνων 135° και 315°. Αθροίζοντας τα επιμέρους σήματα ($s_{i(135)} + s_{i(315)}$) καθώς και τα γεγονότα που αφορούν στο θόρυβο του υποβάθρου ($b_{i(135)} + b_{i(315)}$) που προκύπτουν από τις δύο προβολές για κάθε σημείο, οδηγούμαστε στα αποτελέσματα του Πίνακα 3.6. Τα αποτελέσματα της ανάλυσης παρουσιάζονται

σχηματικά στο Σχήμα 3.7, όπου παρουσιάζεται και η βελτίωση του λόγου s/b λόγω της εξάλειψης του φαινομένου Compton.

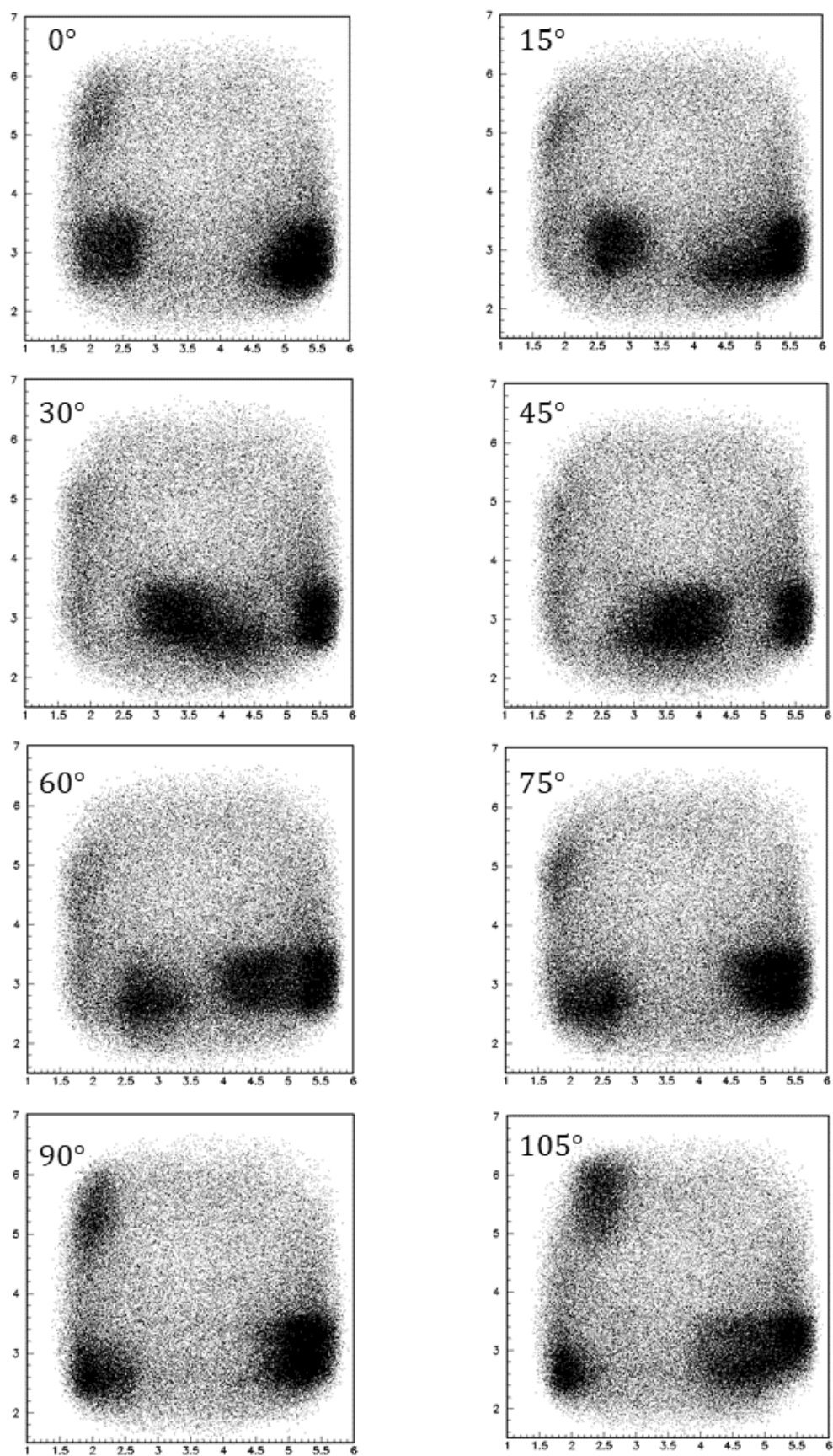
Πίνακας 3.6: Ανάλυση συνδυασμένων προβολών των γωνιών περιστροφής 135° και 315°

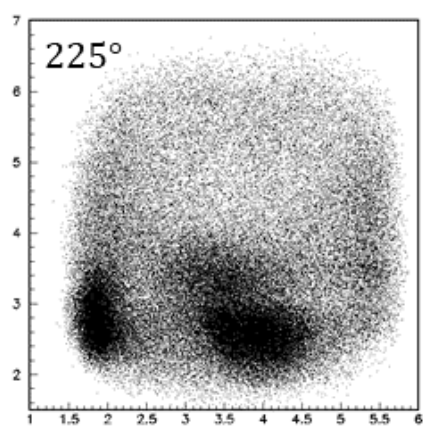
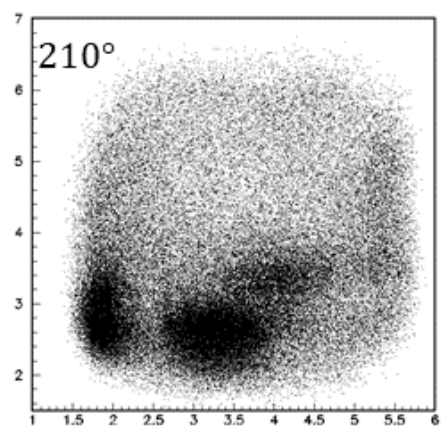
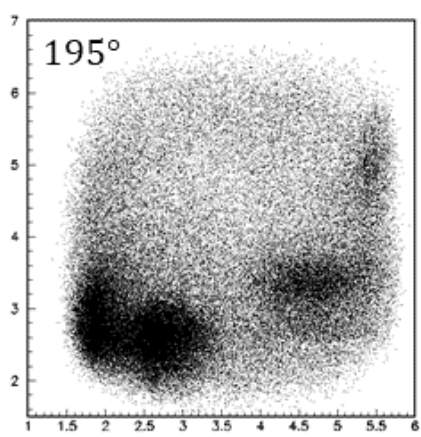
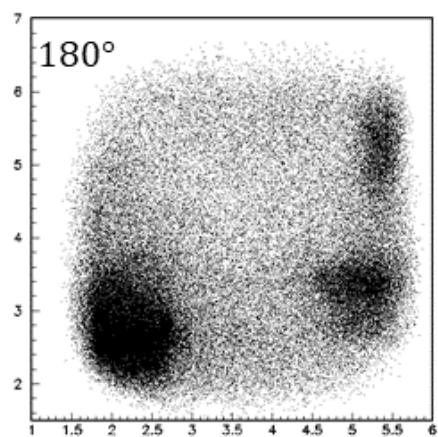
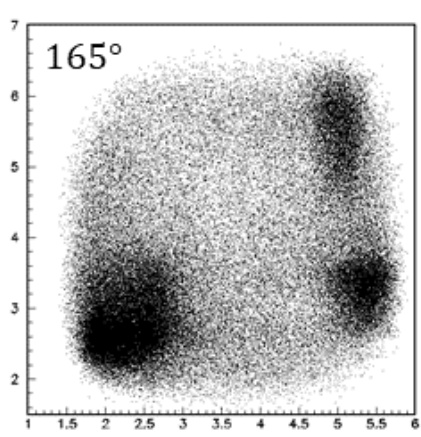
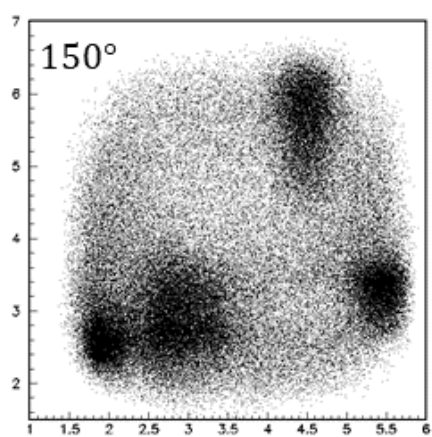
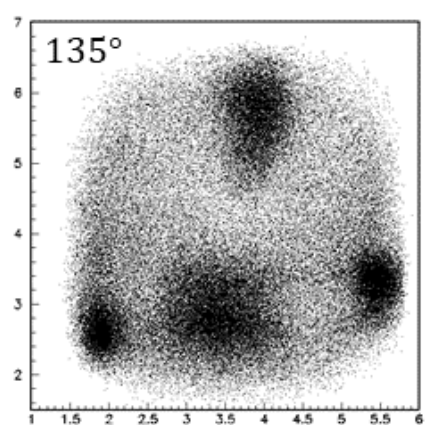
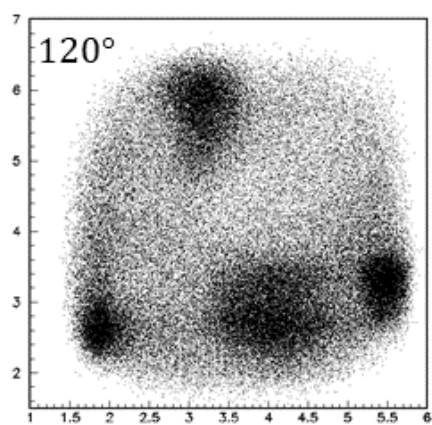
Tube	$135^\circ + 315^\circ$ (s/b)	$135^\circ + 315^\circ$ (s/b) Compton cut	Compton Improvement
1	4.06	5.27	1.29
2	4.33	5.51	1.27
3	2.19	2.56	1.16
4	1.83	2.43	1.32
S/B	0.83	1.05	1.26

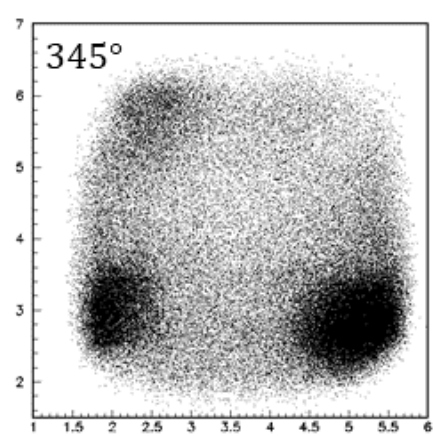
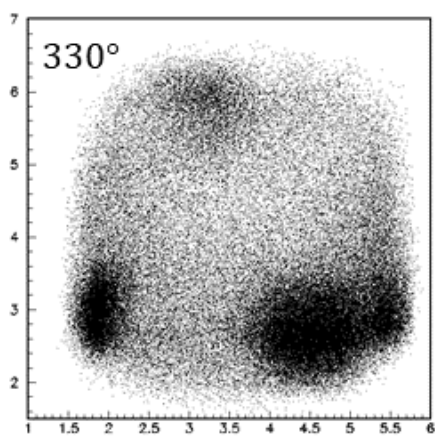
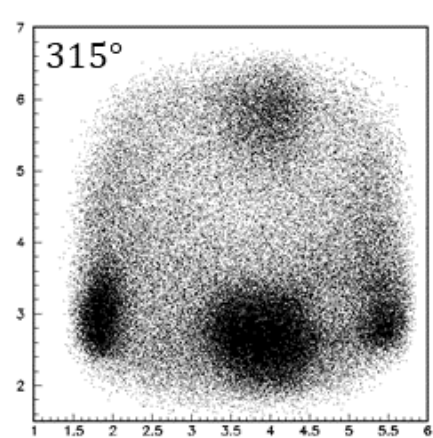
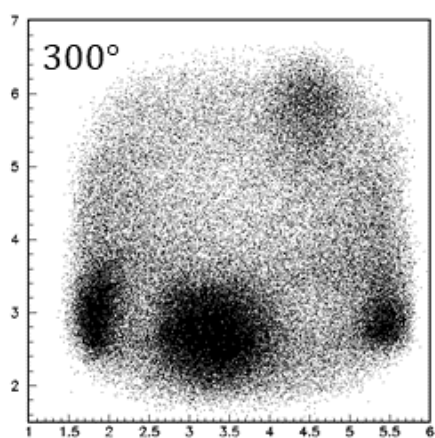
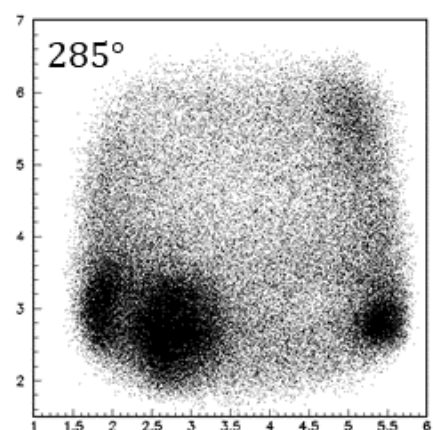
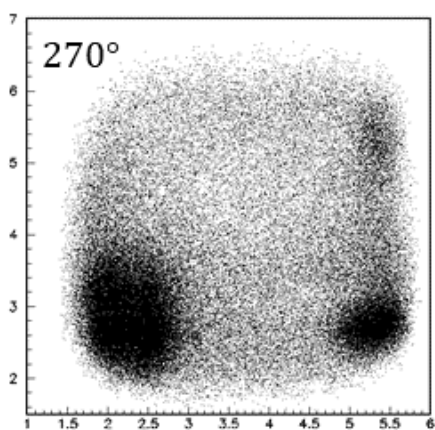
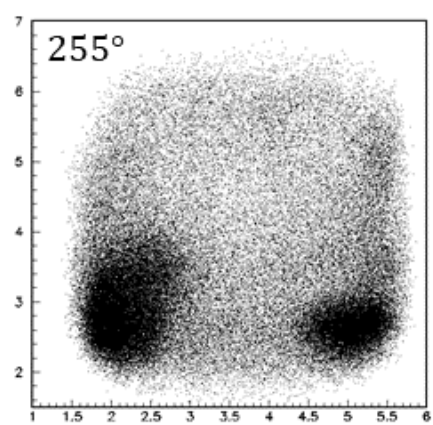
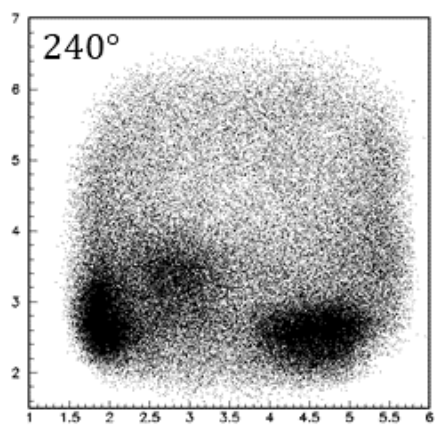
Σχήμα 3.7: Η βελτίωση των λόγων s/b για κάθε hot spot και για την περίπτωση της συνολικής ενεργότητας του ομοιώματος (S/B), λόγω της διόρθωσης Compton.



Σχήμα 3.8: Το σύνολο των προβολικών εικόνων για κάθε γωνία περιστροφής του ομοιώματος.







3.2 Διερεύνηση των Ορίων Ανιχνευσιμότητας

Η έννοια της ανιχνευσιμότητας ενός όγκου αποδίδεται ως συνάρτηση της ικανότητας ανίχνευσης του σήματος που εκπέμπεται από την συγκέντρωση του ραδιοϊσοτόπου, αλλά και της απεικόνισής του σε τομογραφικό επίπεδο. Τα φαινόμενα της απορρόφησης αλλά και των σκεδάσεων που χαρακτηρίζουν ένα περιβάλλον όπως αυτό του μαστού, σε συνδυασμό με τους περιορισμούς της διακριτικής ικανότητας και της ευαισθησίας που αφορούν στο ανιχνευτικό σύστημα, περιορίζουν δραστικά την τομογραφική απεικόνιση. Για τον προσδιορισμό των ορίων ανιχνευσιμότητας μικρών όγκων στο περιβάλλον του μαστού, όπου ο θόρυβος του υποβάθρου είναι έντονος, παρουσιάζεται μια εξειδικευμένη μελέτη τύπου SPECT για διάφορες ενεργότητες του υποβάθρου.

Διατηρώντας σταθερή την ειδική ενεργότητα των hot spot, η ενεργότητα του υποβάθρου μεταβάλλεται διαμορφώνοντας ένα περιβάλλον ελεγχόμενου λόγου σήματος και υποβάθρου. Επιτυγχάνοντας τους λόγους συγκεντρώσεων ενεργότητας hot spot και υποβάθρου (tubes:background) που παρουσιάζονται στον Πίνακα 3.7, εξάγεται ένα φάσμα ανιχνευσιμότητας των όγκων για τις διάφορες τιμές ενεργότητας του υποβάθρου. Σε κάθε περίπτωση που μελετάται, η μεθοδολογία των μετρήσεων και της ανάλυσης των πειραματικών δεδομένων είναι πανομοιότυπη με αυτή που περιγράφεται στην προηγούμενη ενότητα.

Πίνακας 3.7: Οι τιμές ενεργότητας των hot spot και του υποβάθρου για κάθε εξεταζόμενη περίπτωση.

Activity Concentration (Tubes:Background)	5:1	4:1	3:1	2:1	1.25:1	1:1
Tubes (μCi)	1200					
Background (μCi)	240	300	400	600	960	1200

Το πρώτο στάδιο της διαδικασίας περιλαμβάνει την προσθήκη των μικρομετρικών όγκων ^{99m}Tc στα tubes, σύμφωνα με τις αναλογίες που υποδεικνύει ο Πίνακας 3.1. Για κάθε περίπτωση μελέτης, στον όγκο του ομοιώματος διαλύεται συγκεκριμένη ποσότητα ^{99m}Tc επιτυγχάνοντας την επιθυμητή ενεργότητα υποβάθρου, ξεκινώντας από την μικρότερη τιμή. Εν συνεχεία, ακολουθείται η διαδικασία ανάλυσης των προβολικών εικόνων των γωνιών 135° και 315° τα αποτελέσματα της οποίας συνοψίζονται στον Πίνακα 3.8. Κάθε λόγος συγκέντρωσης ενεργότητας Tubes:Background αντιστοιχεί και στον ονομαστικό λόγο Signal:Background (S/B) κάθε περίπτωσης. Θα πρέπει να σημειωθεί ότι οι τιμές των ονομαστικών τιμών του λόγου συγκέντρωσης ενεργότητας αποκλίνει σε μικρό ποσοστό από τον αντίστοιχο θεωρητικά αναμενόμενο λόγο S/B,

δεδομένου ότι οι διαστάσεις του ομοιώματος υπερτερούν του οπτικού πεδίου της γ -Camera οδηγώντας σε μειωμένη acceptance του συνολικού υποβάθρου από το ανιχνευτικό σύστημα.

Πίνακας 3.8: Οι πειραματικοί λόγοι Signal:Background και η βελτίωσή τους μετά από περιορισμό του φαινομένου Compton. Επιπλέον παρουσιάζεται η σχετική απόκλιση μεταξύ των ονομαστικών λόγων που προκύπτουν από τις συγκεντρώσεις του ^{99m}Tc στα tubes και στο υπόβαθρο, και των αντίστοιχων πειραματικών.

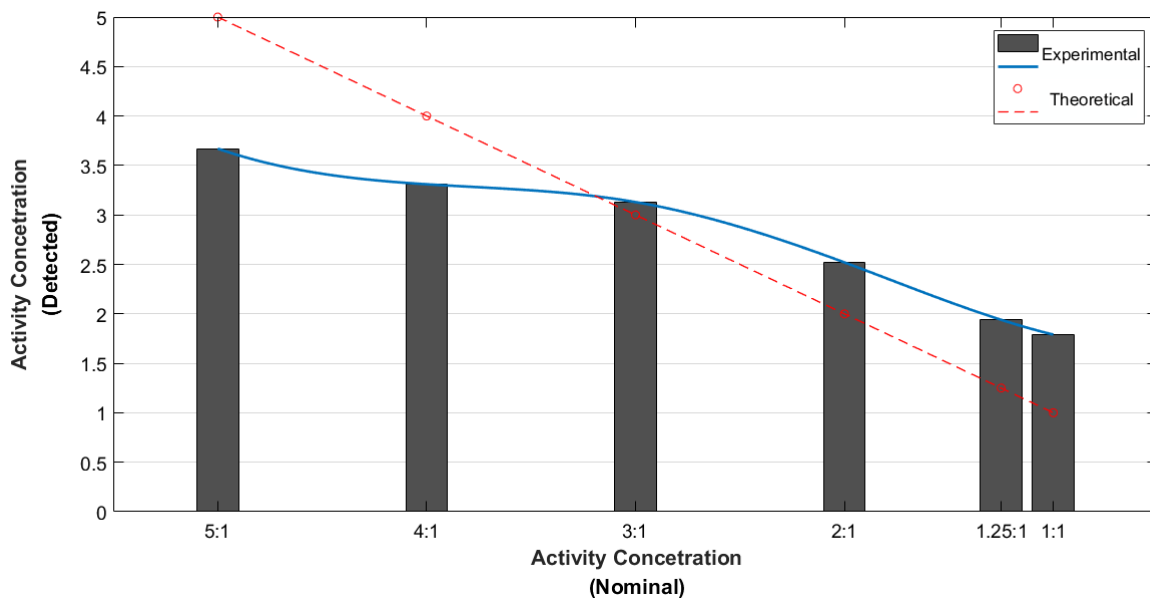
Nominal Activity Concentration (S/B)	Detected Activity Concentration (S/B)	Detected Activity Concentration (S/B) -Compton Cut-	Compton Improvement	Relative Deviation
5:1	3.00	3.67	1.25	0.26
4:1	2.70	3.31	1.22	0.17
3:1	2.49	3.13	1.25	-0.04
2:1	2.04	2.73	1.33	-0.36
1.25:1	1.60	1.94	1.21	-0.55
1:1	1.45	1.79	1.23	-0.79

Κατά τη διαδικασία της ανάλυσης των προβολικών εικόνων, μέσω των χωρικών cut, είναι δυνατόν να προσδιοριστεί το ποσοστό του καθαρού σήματος κάθε hot spot ως προς το σύνολο των γεγονότων που εμπεριέχεται στο χωρίο του cut. Το ποσοστό αυτό εκφράζεται μέσω του λόγου Signal/Total (s/t) και οι τιμές του για κάθε hot spot αλλά και τη συνολική ενεργότητα του ομοιώματος (S/T) για κάθε περίπτωση που μελετήθηκε, παρουσιάζονται στον Πίνακα 3.9.

Πίνακας 3.9: Οι λόγοι σήματος προς το συνολικό αριθμό γεγονότων που αντιστοιχούν σε κάθε hot spot (s/t), και στη συνολική ενεργότητα του ομοιώματος (S/T).

Activity Concentration	Tube 1	Tube 2	Tube 3	Tube 4	S/T
5:1	0.94	0.95	0.70	0.73	0.78
4:1	0.93	0.95	0.69	0.68	0.76
3:1	0.93	0.93	0.61	0.67	0.75
2:1	0.90	0.92	0.51	0.67	0.71
1.25:1	0.88	0.91	0.51	0.61	0.66
1:1	0.86	0.88	0.50	0.57	0.64

Η ανίχνευση ενός hot spot καθίσταται δυνατή όταν το καθαρό σήμα που προέρχεται από την συγκέντρωση του ραδιοϊχνηθέτη σε αυτό, είναι μεγαλύτερο

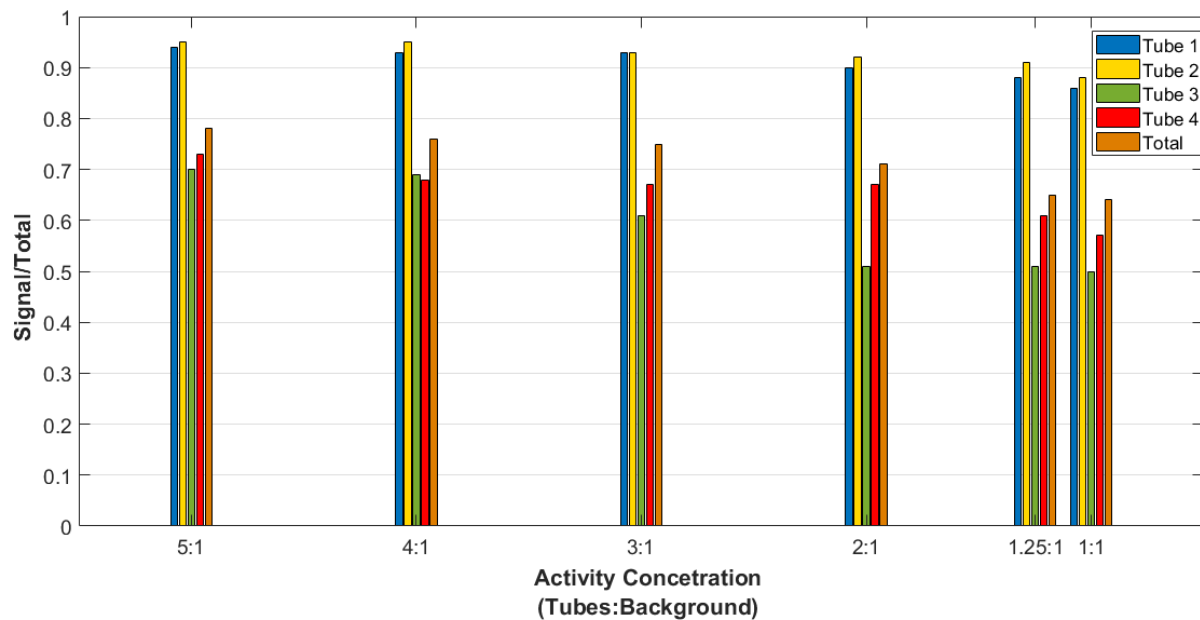


Σχήμα 3.9: Ο πειραματικός λόγος S/B για κάθε εξεταζόμενη περίπτωση, σε αντιπαράβολή με τον αντίστοιχο ονομαστικό λόγο. Η στικτή γραμμή προσδιορίζει την θεωρητικά αναμενόμενη συσχέτιση τους.

από τον θόρυβο υποβάθρου που εμπεριέχεται στο συνολικό σήμα του όγκου. Στην αντίθετη περίπτωση η ενεργότητά του επικαλύπτεται από την ακτινοβολία του υποβάθρου. Η μετρική που ορίζει την ανιχνευσιμότητα ενός hot spot είναι ο λόγος Signal/Total, ο οποίος οριοθετείται για την ιδανική και την οριακή περίπτωση ανίχνευσης μέσω της σχέσης

$$1.0 \leq \frac{Signal}{Total} \leq 0.5 \quad (3.4)$$

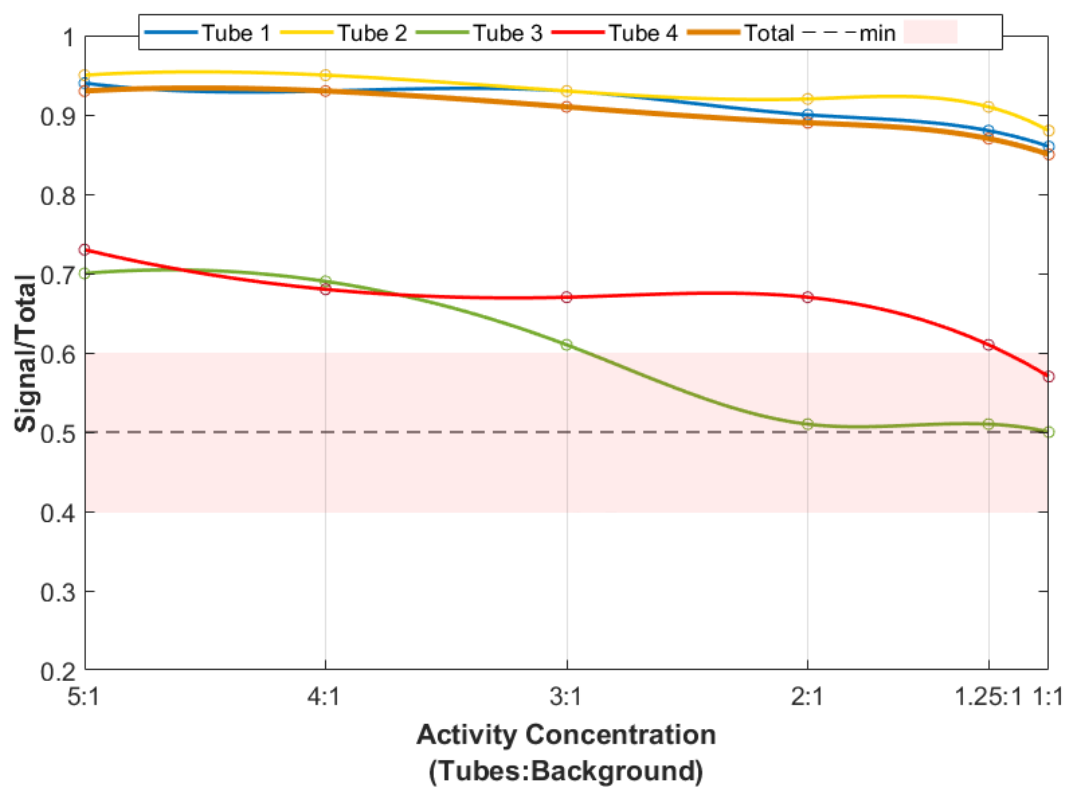
Στην περίπτωση της ιδανικής ανίχνευσης η απουσία υποβάθρου ευνοεί την ανίχνευση του σήματος που προέρχεται αποκλειστικά από την ενεργότητα της πηγής και η τιμή του λόγου γίνεται ίση με 1.0. Δεδομένου ότι η συνθήκη αυτή είναι ιδανική, και έχοντας υπόψιν ότι στο συνολικό ανιχνευόμενο σήμα ενός hot spot εμπεριέχεται τόσο το καθαρό σήμα λόγω της ενεργότητάς του, όσο και θόρυβος από το υπόβαθρο, η ανίχνευσή του καθίσταται αδύνατη μόλις οι δύο αυτές συνιστώσες εξισώνονται. Συνεπώς, αυξάνοντας την ενεργότητα του υποβάθρου, το ποσοστό του θορύβου που υπεισέρχεται στο συνολικό σήμα αυξάνεται και εφόσον εξισωθεί με το ποσοστό του σήματος, το τελευταίο δεν



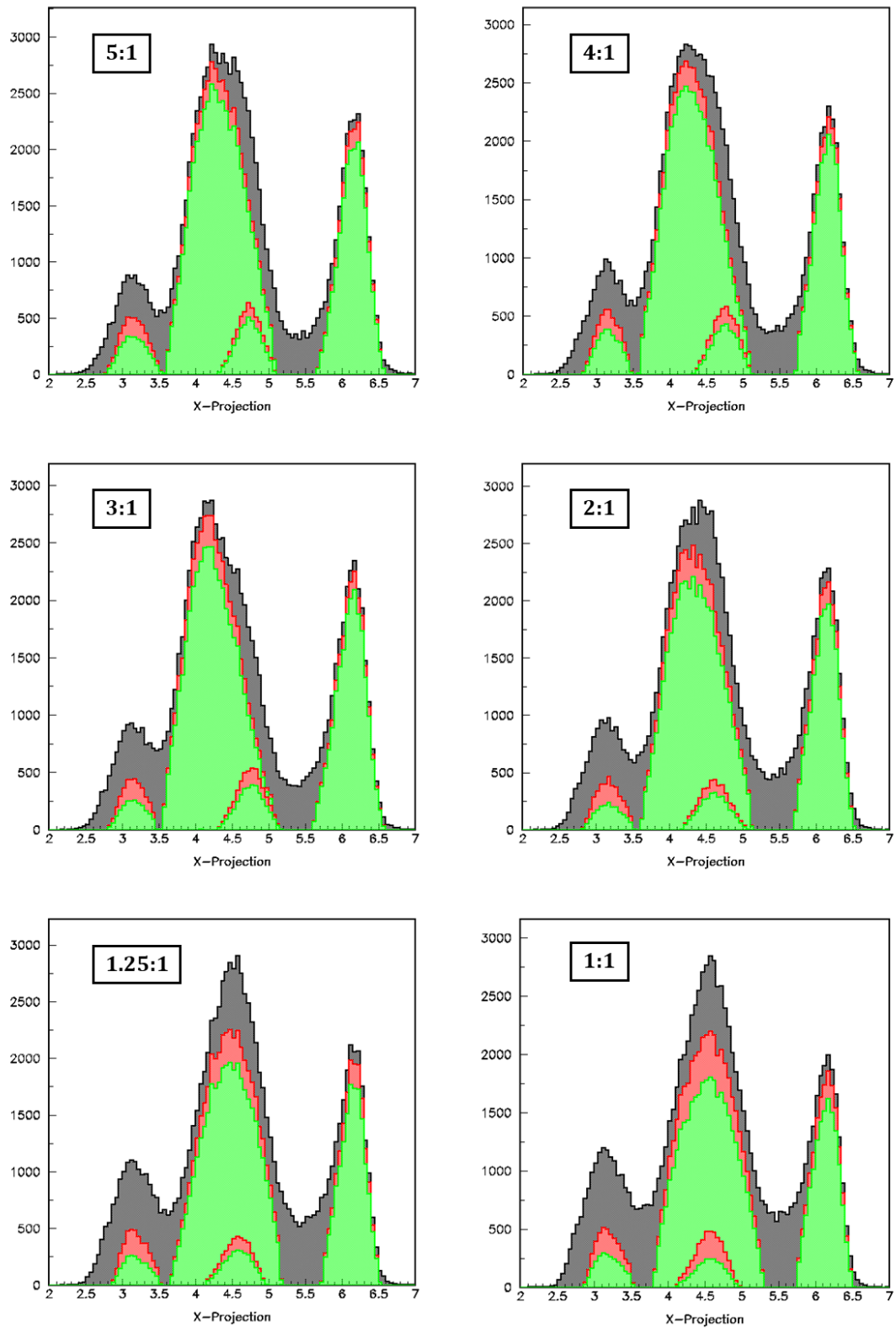
Σχήμα 3.10: Οι λόγοι που παρουσιάζονται στον Πίνακα 3.9

ανιχνεύεται. Η περίπτωση αυτή χαρακτηρίζει το κάτω όριο της συνάρτησης 3.1, και απεικονίζεται με στικτή γραμμή στο Σχήμα 3.11 ορίζοντας παράλληλα μια ζώνη στην περιοχή 0.5 ± 0.1 μέσα στην οποία ένας όγκος ανιχνεύεται οριακά. Παρατηρείται ότι οι προεξέχουσες του οπτικού πεδίου της γ-Camera διαστάσεις του ομοιώματος, έχουν σαν αποτέλεσμα τον περιορισμό της ανίχνευσης του σήματος των όγκων που βρίσκονται στο όριο του οπτικού πεδίου, όπως χαρακτηριστικά παρατηρείται για το hot spot 3.

Έχοντας ορίσει τα χωρικά cut, από το μονοδιάστατο διάγραμμα προβολής τους στο επίπεδο-X είναι δυνατόν να απομονώσουμε τις κατανομές γεγονότων σήματος που εμπεριέχονται σε κάθε hot spot από την συνολική κατανομή γεγονότων που συνιστούν την προβολική εικόνα. Επιπλέον, σε κάθε cut, προσδιορίζεται το ποσοστό των γεγονότων που αντιστοιχούν σε καθαρό σήμα μέσω των λόγων signal/total για κάθε hot spot. Όπως παρουσιάζεται στο Σχήμα 3.12, αυξάνοντας την ενεργότητα του υποβάθρου, ο αριθμός των γεγονότων θορύβου αυξάνεται ώστε τελικά το καθαρό σήμα από τους όγκους να μειώνεται, ιδιαίτερα για τους όγκους μικρού μεγέθους.



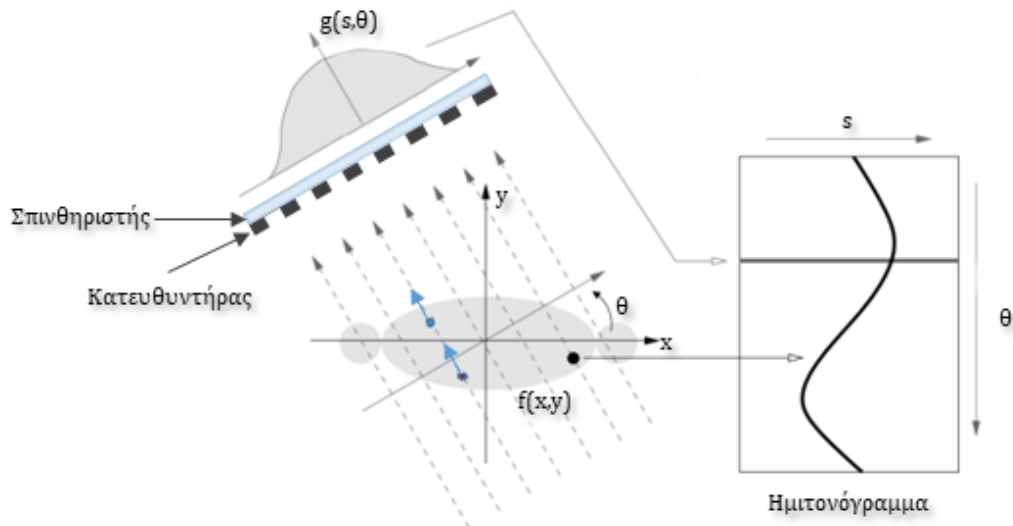
Σχήμα 3.11: Η μείωση των λόγων Signal/Total για αυξανόμενη ενεργότητα υποβάθρου.



Σχήμα 3.12: Προβολή της διδιάστατης προβολικής εικόνας του ομοιώματος σε γωνία θέασης 135° στον άξονα-X για κάθε περίπτωση ενεργότητας υποβάθρου. Απεικονίζονται, η συνολική κατανομή γεγονότων της προβολικής εικόνας (γκρι), οι κατανομές των συνολικών γεγονότων (t) που εμπεριέχονται σε κάθε cut(κόκκινο), καθώς και το ποσοστό αυτών που αντιστοιχούν σε καθαρό σήμα (s) των hot spot(πράσινο).

3.3 Ανακατασκευή Εικόνας

Θεμελιακή αρχή των εξετάσεων μέσω απεικονιστικών τεχνικών στην Πυρηνική Ιατρική, αποτελεί ο προσδιορισμός των πληροφοριών θέσης του ραδιοϊχνηθέτη στο σώμα του ασθενή. Μέσω των προβολικών εικόνων, απεικονίζεται μόνο μια προβολή δύο διαστάσεων από την πραγματική τρισδιάστατη κατανομή του ραδιοϊχνηθέτη με αποτέλεσμα την απώλεια πληροφοριών σχετικά με τη θέση της εκπομπής των φωτονίων στο σώμα του ασθενούς (Σχήμα 3.14).



Σχήμα 3.13: Βασική αρχή λήψης τομογραφικών δεδομένων. Η γ-Camera περιστρέφεται γύρω από το εξεταζόμενο αντικείμενο κατά γωνία θ . Επίσης παρουσιάζεται η ημιτονοειδής τροχιά ενός σταθερού σημείου κατά την περιστροφή.

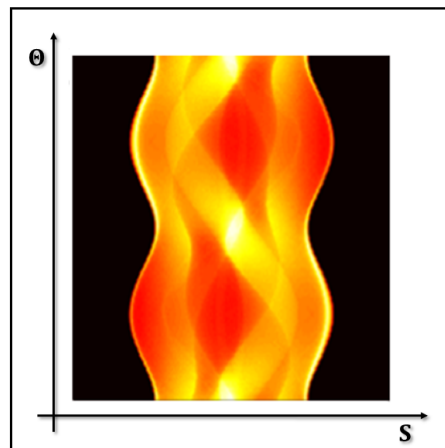
Από το παραπάνω σχήμα, μπορούμε να ορίσουμε κάποιες παραμέτρους με καθοριστικό ρόλο στην ανακατασκευή εικόνας μέσω της μεθόδου Μονοφωτονικής Υπολογιστικής Τομογραφίας Εκπομπής. Η συνάρτηση $g(s,\theta)$ αποδίδει τον αριθμό των ανιχνευόμενων γεγονότων σε μια περιοχή s του ανιχνευτή, στην περίπτωση περιστροφής της γ-Camera κατά γωνία θ . Ο αριθμός των φωτονίων που εκπέμπονται από μια θέση του επιπέδου της κάθετης στην γ-Camera τομής, υπολογίζεται από τον παράγοντα $f(x,y)$. Ο αριθμός των φωτονίων που περιγράφει ο συγκεκριμένος παράγοντας, είναι ανάλογος της συγκέντρωσης του ραδιοϊχνηθέτη στην θέση (x,y) .

Η κατανομή που περιγράφει η συνάρτηση $g(s,\theta)$ είναι πρακτικά η προβολή

του f στον ανιχνευτή μέσω του κατευθυντήρα. Συνεπώς, η $g(s, \theta)$ ποσοτικοποιεί το συνολικό αριθμό των ανιχνευόμενων φωτονίων που προέρχονται από την πηγή, για κάθε θέση s όταν ο ανιχνευτής βρίσκεται σε γωνία θ . Το πρόβλημα που αναδύει στη συγκεκριμένη περίπτωση είναι ότι φωτόνια που εκπέμπονται από διαφορετικά βάθη στο εξεταζόμενο αντικείμενο αλλά προς την ίδια κατεύθυνση, εντοπίζονται στην ίδια θέση, καθώς αλληλεπιδρούν με τον κρύσταλλο στο ίδιο s . Ο προσδιορισμός του σημείου εκπομπής στην περίπτωση αυτή κρίνεται αδύνατος.

Καθίσταται σαφές ότι οι πληροφορίες που αποκομίζονται από μία προβολική εικόνα είναι περιορισμένες, με άμεση συνέπεια η χαρτογράφηση της κατανομής του ραδιοφαρμάκου στο εξεταζόμενο όργανο στον τρισδιάστατο χώρο να απαιτεί επιπλέον πληροφορίες. Λαμβάνοντας προβολικές εικόνες του σε διάφορες γωνίες της γ -Camera περιμετρικά του εξεταζόμενου οργάνου, προκύπτουν πληροφορίες για την χωρική κατανομή, αίροντας τους περιορισμούς στον προσδιορισμό των σημείων εκπομπής.

Τα προβολικά δεδομένα που προκύπτουν μέσω της συνάρτησης g αναπαρίστανται μέσω του ημιτονογράμματος (sinogram). Πρόκειται για ένα γράφημα, ο ένας άξονας του οποίου αναπαριστά τη θέση s , ενώ ο δεύτερος άξονας αναπαριστά τη θέση θ του ανιχνευτή. Κάθε σημείο του γραφήματος προσδιορίζει τον αντίστοιχο συνολικό αριθμό ανιχνευόμενων γεγονότων σε συγκεκριμένη γωνία παρατήρησης. Κάθε σημείο του εξεταζόμενου αντικειμένου δημιουργεί ένα ημιτονοειδές ίχνος στο προβολικό επίπεδο κατά την περιστροφή του ανιχνευτή. Η υπέρθεση όλων των ημιτονοειδών τροχιών που αντιστοιχούν σε σημεία εκπομπής, συνθέτει το ημιτονόγραμμα.

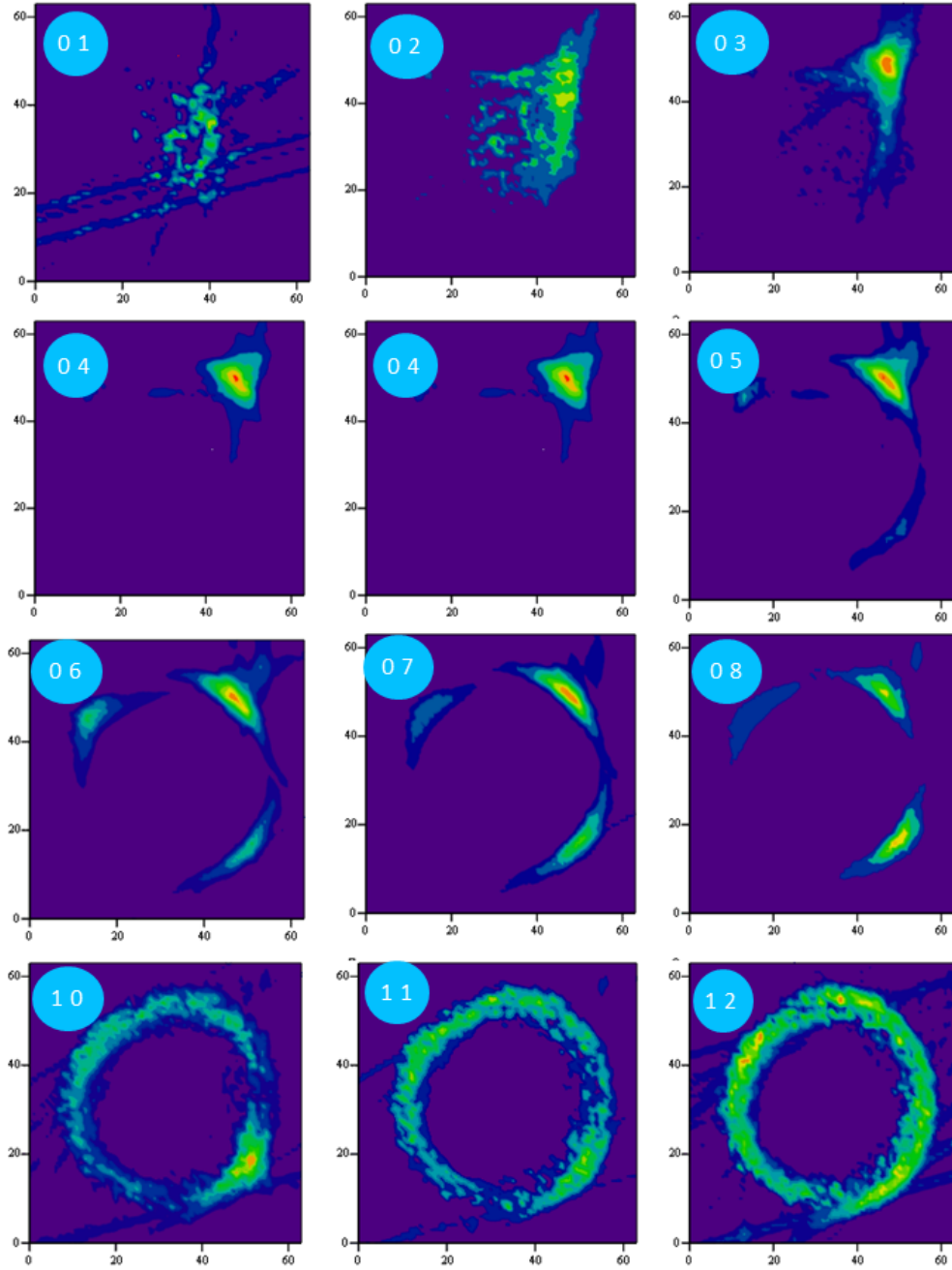


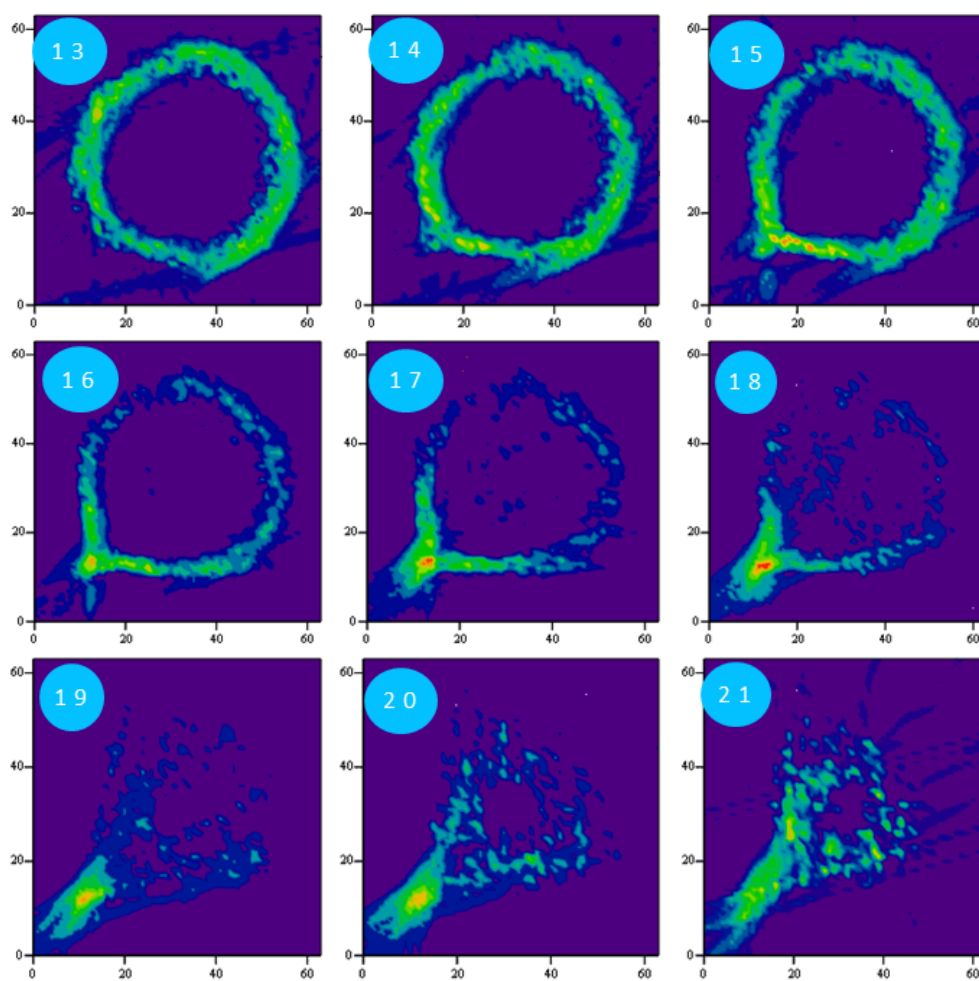
Σχήμα 3.14: Κάθε οριζόντια γραμμή του ημιτονογράμματος αντιστοιχεί στην προβολή μιας τομής του οργάνου για δεδομένη γωνιακή θέση του ανιχνευτή.

Η φιλοσοφία της εξέτασης της Μονοφωτονικής Υπολογιστικής Τομογραφίας Εκπομπής εστιάζει στον ακριβή προσδιορισμό της κατανομής του ραδιοϊχνηθέντη σε διάφορες εγκάρσιες τομές του εξεταζόμενου οργάνου χρησιμοποιώντας προβολικές εικόνες οι οποίες λαμβάνονται κατά την περιστροφή της γ -Camera σε διάφορες γωνίες γύρω από αυτό. Οι τομές που προκύπτουν αποτελούν τα τομογραφικά επίπεδα, τα οποία συστοιχίζονται κατά μήκος του κάθετου σε αυτά άξονα, συνθέτουν την ανακατασκευασμένη εικόνα. Στα πλαίσια της παρούσας ανάλυσης η ανακατασκευή της τομογραφικής εικόνας επιτυγχάνεται μέσω επαναληπτικών αλγορίθμων, και συγκεκριμένα μέσω της Αλγεβρικής Μεθόδου Ανακατασκευής (Algebraic Reconstruction Technique) [1].

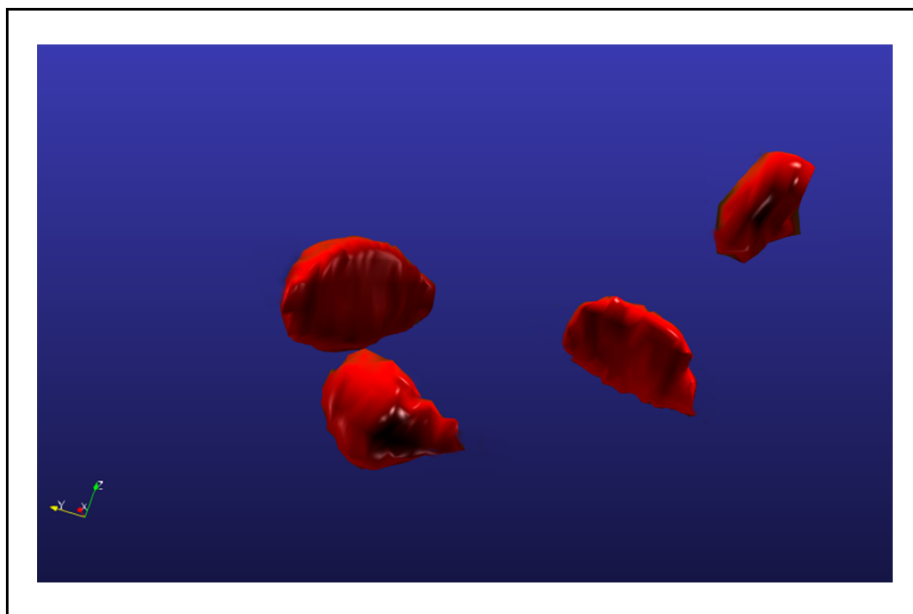
Ο αριθμός των εγχαρσίων, ως προς τον άξονα περιστροφής του ανιχνευτή, τομών του ομοιώματος, θα πρέπει να είναι αρκούντως μεγάλος για το μέγεθος του ομοιώματος, αποδίδοντας έτσι ικανοποιητική διακριτική ικανότητα. Η επιλογή ενός μεγάλου αριθμού τομών ωστόσο συνοδεύεται από περιορισμένη στατιστική των γεγονότων που εμπεριέχει κάθε μία από αυτές. Η ανακατασκευή της εικόνας του ομοιώματος πραγματοποιήθηκε ορίζοντας 21 τομές, από τις οποίες προκύπτουν τα αντίστοιχα ανακατασκευασμένα τομογραφικά επίπεδα τα οποία παρουσιάζονται στο ακόλουθο σχήμα.

Η τρισδιάστατη ανακατασκευασμένη τομογραφική εικόνα του ομοιώματος προκύπτει από τα 21 τομογραφικά επίπεδα και παρουσιάζεται στο Σχήμα 3.16.



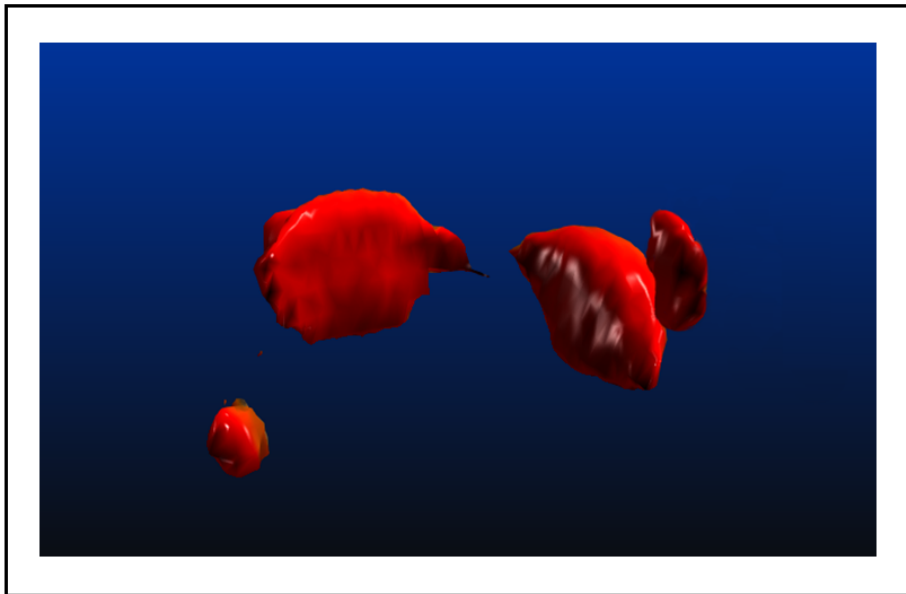


Σχήμα 3.15: Το σύνολο των ανακατασκευασμένων τομογραφικών 21 επιπέδων του ομοιώματος.



Σχήμα 3.16: Ανακατασκευασμένη τρισδιάστατη εικόνα των τεσσάρων hot spots στο εσωτερικό του ομοιώματος μαστού.

Στην προηγούμενη ενότητα κατέστη σαφές ότι η ανιχνευσιμότητα μικρών όγκων περιορίζεται σημαντικά σε ένα περιβάλλον αυξημένου υποβάθρου. Άμεση συνέπεια του φαινομένου είναι η αδυναμία της απεικόνισής τους σε τομογραφικό επίπεδο. Κάτω από το όριο της ανιχνευσιμότητας που προσδιορίσαμε, οι όγκοι αυτοί δεν εντοπίζονται χωρικά στην τρισδιάστατη εικόνα κατασκευής. Στο Σχήμα 3.17 παρουσιάζεται η τρισδιάστατη ανακατασκευασμένη τομογραφική εικόνα του ομοιώματος για την περίπτωση λόγου συγκέντρωσης ενεργότητας των hot spot και του υποβάθρου ίσο με 2:1. Παρατηρούμε ότι σε σχέση με το Σχήμα 3.16 η συγκέντρωση ενεργότητας των hot spot επικαλύπτεται από την ακτινοβολία του περιβάλλοντος υποβάθρου, ενώ οι μικρότερες συγκεντρώσεις ενεργότητας στα tube 3 και 4 ανιχνεύονται οριακά.



Σχήμα 3.17: Ανακατασκευασμένη τρισδιάστατη εικόνα για λόγο συγκέντρωσης ενεργότητας hot spot και υποβάθρου ίσο με 2:1.

Κεφάλαιο 4

Προσομοιώσεις Monte Carlo

Η περιορισμένη χαρτογράφηση, τόσο της φυσιολογίας όσο και της ανατομίας ενός οργάνου που εξετάζεται σε τομογραφικό επίπεδο, σε συνδυασμό με την περιπλοκότητα των φυσικών διεργασιών αλλά και των ανιχνευτικών συστημάτων, επιδρούν καταλυτικά στα διαγνωστικά αποτελέσματα. Συγκεκριμένα, τα δεδομένα που προκύπτουν από μια τομογραφική εξέταση εμφανίζουν εξάρτηση από τυχαίες μεταβολές διαφόρων παραγόντων, οι οποίοι εν γένει δεν είναι δυνατόν να προσδιοριστούν μέσω ενός μοντέλου, υπό τη μορφή στοχαστικού θορύβου. Επιπλέον εξάρτηση εισάγουν φαινόμενα όπως η βιολογική μεταβλητότητα, η σχεδάζόμενη ακτινοβολία, η κίνηση του ασθενούς αλλά και η λειτουργία του ανιχνευτικού συστήματος. Μέσω προσομοιώσεων, είναι δυνατόν επαναλαμβάνοντας ένα συγκεκριμένο πείραμα να διερευνηθεί ο στοχαστικός θόρυβος. Επιπλέον, μια σειρά μεμονωμένων εικονικών πειραμάτων σε επίπεδο προσομοιώσεων μπορεί να εκτελεστεί με σκοπό την μελέτη της επίδρασης μιας μόνο συγκεκριμένης παραμέτρου. Το ιδανικό και ελεγχόμενο περιβάλλον των προσομοιώσεων ευνοεί την εκτενή χρήση τους στο σχεδιασμό νέων απεικονιστικών συστημάτων ή στη βελτίωση των ήδη υπαρχόντων αλλά και στην μελέτη επιμέρους φυσικών φαινομένων που λαμβάνουν χώρα στην διαδικασία της εξέτασης, ωστόσο δεν είναι δυνατόν να διερευνηθούν μέσω πειραματικών δεδομένων. Επιπλέον, ωφελούν στον τομέα της ανάπτυξης αλγορίθμων ανακατασκευής εικόνας αλλά και σε διορθωτικές τεχνικές.

Η Μονοφωτονική Τομοσπινθηρογραφία Εκπομπής βασίζεται στην ανίχνευση φωτονίων μέσω της οποίας προκύπτουν οι ανακατασκευασμένες εικόνες. Στις αντίστοιχες προσομοιώσεις της συγκεκριμένης μεθόδου, περιλαμβάνεται εν πρώτοις το στάδιο καθορισμού των ραδιενεργών πηγών, και ακολούθως οι διαδικασίες αλληλεπίδρασης των φωτονίων που εκπέμπουν, με την ύλη. Τέλος, περιλαμβάνεται το στάδιο της μετατροπής των πληροφοριών που προκύπτουν από τις αλληλεπιδράσεις των φωτονίων με την ύλη, σε γεγονότα τα οποία τελικά ανιχνεύονται και καταγράφονται. Κάθε στάδιο της συνολικής διαδικασίας,

στα πλαίσια μιας προσομοίωσης, περιγράφεται από ένα μοντέλο της αντίστοιχης φυσικής διεργασίας. Στην περίπτωση προσομοιώσεων που περιλαμβάνουν την ανίχνευση φωτονίων, και εν γένει σωματιδίων, χρησιμοποιούνται στοχαστικές διαδικασίες, και οι προσομοιώσεις είναι γνωστές ως προσομοιώσεις Monte Carlo.

4.1 Προσομοίωση Πειράματος στο GATE

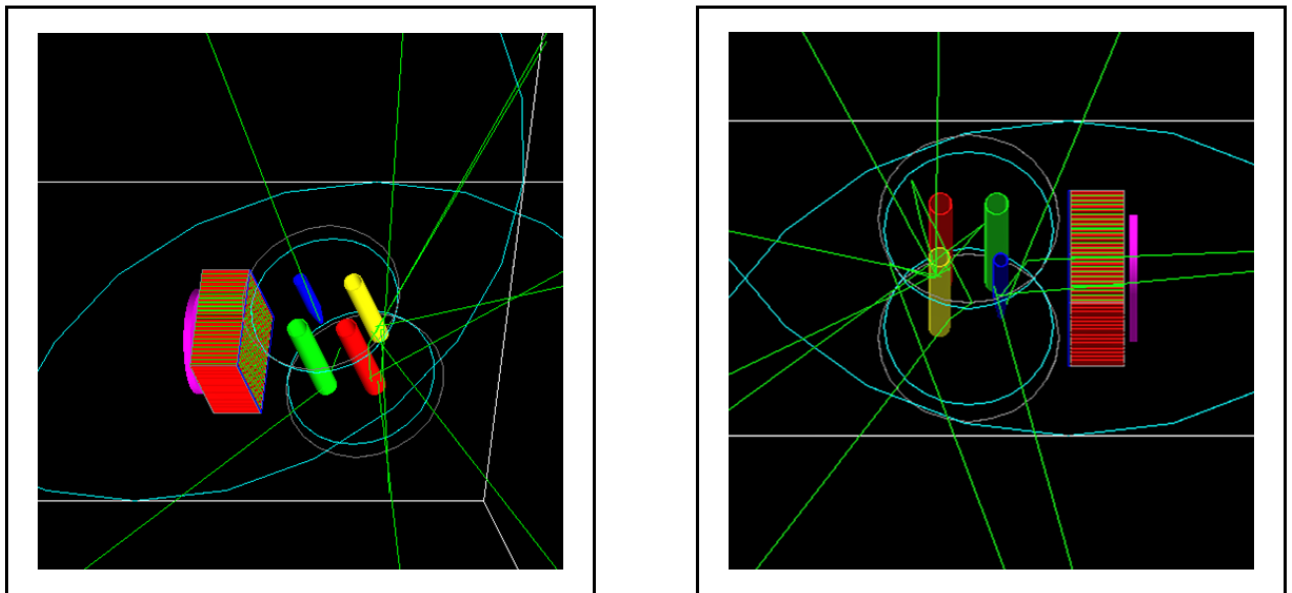
Ένα από τα πιο διαδεδομένα πακέτα προσομοιώσεων εφαρμογών ιατρικής απεικόνισης είναι το GATE (the Geant4 Application for Tomographic Emission) [16]. Χρησιμοποιώντας τις βιβλιοθήκες της Geant4, επιτυγχάνεται η προσομοίωση περίπλοκων συστημάτων απεικόνισης που χρησιμοποιούνται στον τομέα της Πυρηνικής Ιατρικής αλλά και τα χρονοεξαρτώμενα φαινόμενα όπως η κίνηση του ανιχνευτή ή των πηγών, και η κινηματική των εκπεμπόμενων από αυτές σωματιδίων. Ο συνδυασμός αυτών των φαινομένων εξασφαλίζει τη ρεαλιστική περιγραφή της διαδικασίας συλλογής δεδομένων ακόμα και σε περιπτώσεις μεταβολής της διάταξης κατά τη διαδικασία αυτή, όπως συμβαίνει στις περιπτώσεις περιστροφής του ομοιώματος ή του ανιχνευτή.

Ορίζοντας την ακριβή γεωμετρία της διάταξης, ακολουθεί ο προσδιορισμός των ραδιενεργών πηγών που χρησιμοποιούνται στο πείραμα προς προσομοίωση. Συγκεκριμένα, καθορίζεται ο τύπος των σωματιδίων, ο όγκος, η στερεά γωνία εκπομπής, η ενέργεια αλλά και η ενεργότητα κάθε πηγής. Κάθε επιμέρους στοιχείο της διάταξης, κατασκευάζεται μέσω κώδικα τόσο σε επίπεδο γεωμετρίας όσο και σε επίπεδο υλικών, ώστε μέσω της Geant4 να υπολογίζονται οι αντίστοιχες ενεργές διατομές. Έπειτα καθορίζονται τα φαινόμενα φυσικής που λαμβάνουν χώρα στο μοντέλο, και οι όγκοι που αντιπροσωπεύουν τους ανιχνευτές του πειράματος καθώς και τα χαρακτηριστικά τους. Τα γεγονότα που ανιχνεύονται από αυτούς τους όγκους - και μόνο - είναι αυτά που προκύπτουν από αλληλεπιδράσεις μέσα σε αυτούς, τα οποία στην πορεία μεταφράζονται σε παλμούς η θέση και η ενέργεια των οποίων καταγράφεται προσομοιώνοντας τη γνωστή διαδικασία του αλγορίθμου κέντρου βάρους. Ένα μεγάλο πλεονέκτημα του συγκεκριμένου πακέτου, πέραν της ρεαλιστικής μοντελοποίησης, είναι η δυνατότητα καταγραφής της κινηματικής των ανιχνευόμενων σωματιδίων ξεχωριστά.

Χρησιμοποιώντας το πακέτο GATE, η πειραματική διαδικασία που περιγράφηκε στο Κεφάλαιο 3 εκτελέστηκε σε επίπεδο προσομοίωσης. Σχεδιάζοντας ενδελεχώς την γεωμετρία του ομοιώματος και του ανιχνευτικού συστήματος, και εν συνεχεία αναπαράγοντας τιμές του όγκου και της ενεργότητας κάθε πηγής που χρησιμοποιήθηκε στις πειραματικές μετρήσεις που παρουσιάζονται στον Πίνακα 3.1, εκτελούμε μια πανομοιότυπη διαδικασία λήψης δεδομένων με

4.1. Προσομοίωση Πειράματος στο GATE

την πειραματική της ενότητας 3.1. Σκοπός της διαδικασίας προσομοίωσης του πειράματος SPECT είναι η βαθμονόμηση της απόδοσης του συστήματος της γ -Camera του εργαστηρίου, μέσω της σύγκρισης των πειραματικών και των προσομοιωμένων δεδομένων που αντικατοπτρίζουν την ιδανική περίπτωση. Το πάχος και η διάμετρος του κρυστάλλου CsI, οι διαστάσεις του ομοιώματος, του κατευθυντήρα και των οπών του, καθώς και του σχήματός τους προσαρμόστηκαν σύμφωνα με τις πραγματικές διαστάσεις. Επιπλέον, τα υλικά κατασκευής του ομοιώματος και των σωληνοειδών αλλά και του μέσου πλήρωσης του δοχείου που επιλέχθηκαν κατά την προσομοίωση, ανταποκρίνονται στα πραγματικά ώστε να παρατηρούνται τα φαινόμενα απορρόφησης και σκεδάσεων που χαρακτηρίζουν την πειραματική διαδικασία. Η γεωμετρία της προσομοιωμένης διάταξης απεικονίζεται στο Σχήμα 4.1.



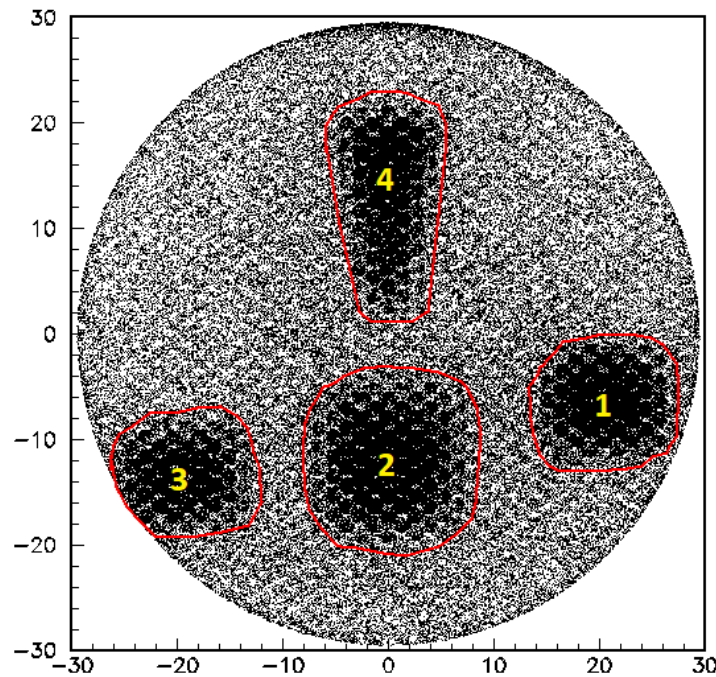
Σχήμα 4.1: Η διάταξη της γεωμετρίας προσομοίωσης του πειράματος SPECT ομοιώματος μαστού υπό διαφορετικές γωνίες θέασης.

Οριστικοποιώντας την γεωμετρία της διάταξης, ακολουθεί η διαδικασία εξέτασης του ομοιώματος στο περιβάλλον της προσομοίωσης, λαμβάνοντας 24 προβολικές εικόνες του ενώ γωνία εξέτασης του ομοιώματος μεταβάλλεται με το ίδιο βήμα 15° . Επιλέγοντας το ζεύγος γωνιών 135° και 315° μελετούμε τις αντίστοιχες προβολικές τους εικόνες, η ανάλυση των οποίων θα δώσει τελικά

τους λόγους σήματος και υποβάθρου για κάθε hot spot στις ιδανικές συνθήκες της προσομοίωσης.

Ανάλυση Προβολικών Εικόνων

Περιστρέφοντας το ομοίωμα κατά 135° , προκύπτει η προβολική εικόνα του παρακάτω Σχήματος.



Σχήμα 4.2: Η προβολική εικόνα του ομοιώματος για γωνία περιστροφής 135° , όπου εντοπίζονται χωρικά τα 4 hot spots

Συγκρίνοντας το Σχήμα 3.5 των πειραματικών αποτελεσμάτων με το σχήμα Σχήμα 4.2 παρατηρούμε ότι η προσομοίωση προσεγγίζει σε μεγάλο βαθμό το πείραμα. Τα hot spots εντοπίζονται στα ίδια σημεία, ωστόσο στο Σχήμα 4.2 διακρίνονται οι εξαγωνικές οπές του κατευθυντήρα. Η ιδιαιτερότητα αυτή οφείλεται στο γεγονός ότι η οπτική διάχυση των φωτονίων που διαπερνούν τον κατευθυντήρα στον κρύσταλλο, δεν λαμβάνεται υπόψιν στις προσομοιώσεις, με αποτέλεσμα η χωρική διακριτική ικανότητα του ανιχνευτικού συστήματος να είναι βελτιωμένη σε σύγκριση με αυτή που προκύπτει στο πείραμα. Η διαδικασία ανάλυσης υποδεικνύει εν συνεχεία τον καθορισμό των χωρίων που περιλαμβάνει κάθε hot spot μέσω γραφικών cut όπως παρουσιάζεται στο σχήμα. Λόγω της δυνατότητας που παρέχει η Geant4 να προσδιορίζεται το ιστορικό των αλληλεπιδράσεων κάθε σωματιδίου που ανιχνεύεται, καθίσταται δυνατή η ταυτοποίηση

4.1. Προσομοίωση Πειράματος στο GATE

της πηγής εκπομπής κάθε καταγεγραμμένου γεγονότος ξεχωριστά. Συνεπώς, στο χωρίο που περικλείει κάθε hot spot, τόσο ο αριθμός των γεγονότων που προέρχονται από την αντίστοιχη πηγή όσο και τα γεγονότα που προέρχονται από το υπόβαθρο ή από γειτονικές πηγές προσδιορίζεται άμεσα χωρίς να απαιτείται η μετατόπιση του χωρίου όπως στην ανάλυση των πειραματικών δεδομένων. Στους Πίνακες 4.1 και 4.3 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της ανάλυσης των προβολικών εικόνων για 135° και 315° αντίστοιχα.

Πίνακας 4.1: Ανάλυση της προβολικής εικόνας περιστροφής του ομοιώματος κατά 135° που προκύπτει σε επίπεδο προσομοίωσης. Κατά τη διαδικασία συλλογής των δεδομένων καταμετρήθηκαν συνολικά 201365 γεγονότα.

Tube 1	Tube 2	Tube 3	Tube 4	
31806	40723	19818	28034	Total (t)
4458	7884	4319	6188	Background (b)
27348	32839	15499	21846	Signal (s)
6.13	4.16	3.58	3.53	s/b Ratio

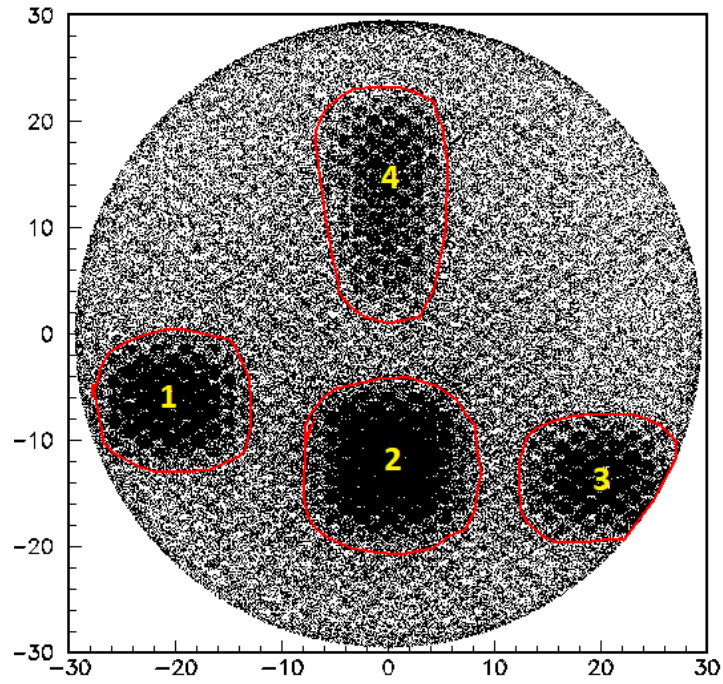
Πίνακας 4.2: Ο λόγος S/B για τη γωνία των 135° .

Total Signal (S)	97532
Total Background (B)	103833
S/B	0.939

Περιστρέφοντας το ομοίωμα σε γωνία 315° λαμβάνεται η αντίστοιχη προβολική εικόνα του Σχήματος 4.3

Πίνακας 4.3: Ανάλυση της προβολικής εικόνας περιστροφής του ομοιώματος κατά 315° . Κατά τη διαδικασία συλλογής των δεδομένων καταμετρήθηκαν συνολικά 225154 γεγονότα.

Tube 1	Tube 2	Tube 3	Tube 4	
32760	68194	20607	20232	Total (t)
4966	7798	4800	7570	Background (b)
27794	60396	15807	12662	Signal (s)
5.59	7.74	3.29	1.67	s/b Ratio



Σχήμα 4.3: Η προβολική εικόνα του ομοιώματος για γωνία περιστροφής 315°

Πίνακας 4.4: Ο λόγος S/B για τη γωνία των 315° .

Total Signal (S)	116659
Total Background (B)	108495
S/B	1.075

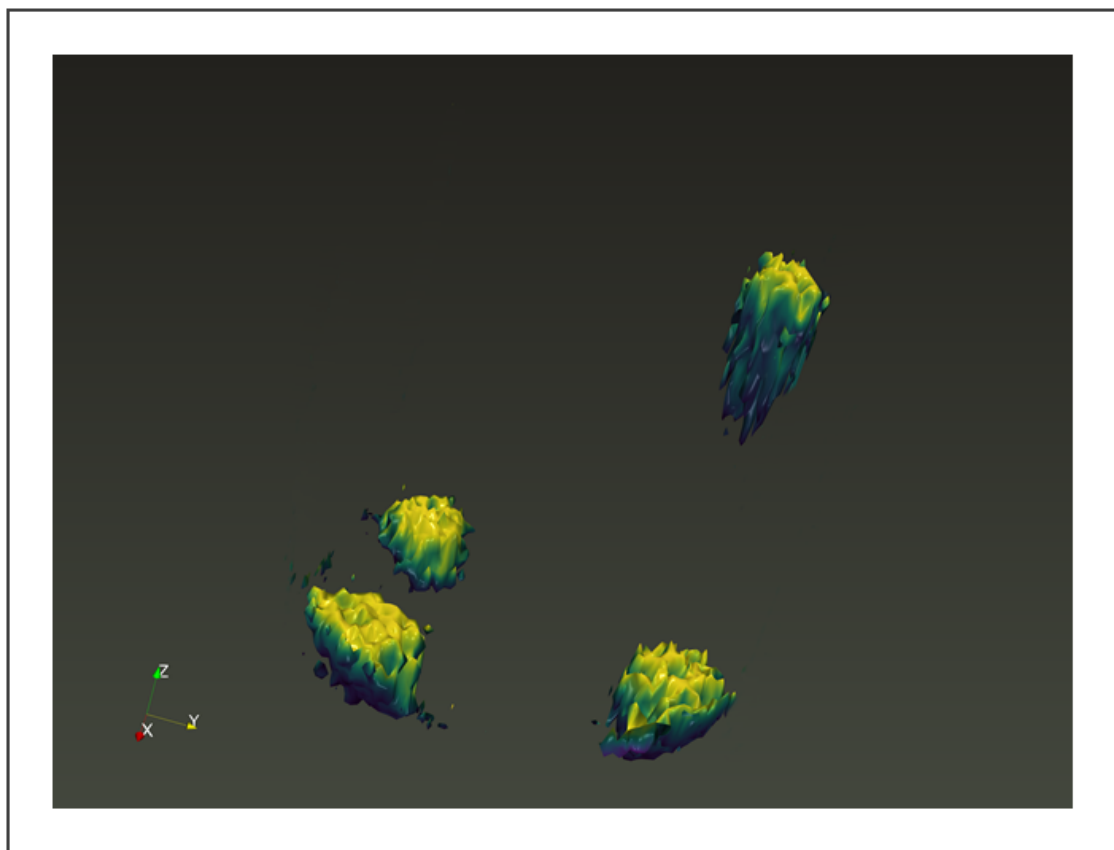
Πίνακας 4.5: Ανάλυση συνδυασμένων προβολών των γωνιών περιστροφής 135° και 315° της προσομοίωσης

Tube	$135^\circ + 315^\circ$ (s/b) Simulation	$135^\circ + 315^\circ$ (s/b) Experimental	Relative Deviation (%)
1	5.85	4.06	44
2	5.94	4.33	37
3	3.43	2.19	56
4	2.50	1.83	36
S/B	1.00	0.83	20

Παρατηρούμε ότι η απόδοση του ανιχνευτικού συστήματος εμφανίζει απόκλιση από την απόδοση της ιδανικής περίπτωσης που περιγράφει η προσομοιωμένη διάταξη, της τάξης 40%.

4.1.1 Ανακατασκευή Προσομοιωμένης Τομογραφικής Εικόνας

Χρησιμοποιώντας την Τεχνική Αλγεβρικής Ανακατασκευής σύμφωνα με τη διαδικασία που ακολουθείται και στην ανακατασκευή της πειραματικής τομογραφικής εικόνας στο Κεφάλαιο 3, προκύπτει η τρισδιάστατη ανακατασκευασμένη εικόνα του ομοιώματος της προσομοίωσης που απεικονίζεται στο Σχήμα 4.4.



Σχήμα 4.4: Τρισδιάστατη ανακατασκευασμένη τομογραφική εικόνα από τα δεδομένα της προσομοίωσης.

4.2 Διερεύνηση των Ορίων Ανιχνευσιμότητας μέσω Προσομοιώσεων

Έχοντας ήδη μοντελοποιήσει σε επίπεδο προσομοίωσης την πειραματική ανιχνευτική διάταξη που χρησιμοποιείται στα πλαίσια της παρούσας εργασίας, πραγματοποιείται μελέτη για διάφορες ειδικές ενεργότητες του υποβάθρου. Σκοπός της συγκεκριμένης μελέτης είναι η σύγκριση των αποτελεσμάτων με τα αντίστοιχα πειραματικά, όπως αυτά αναλύθηκαν στο κεφάλαιο 3. Συνολικά, εξετάζονται 17 διαφορετικές περιπτώσεις λόγου συγκεντρώσεων ^{99m}Tc στα σωληνοειδή και το υπόβαθρο, όπου η ενεργότητα των hot spot παραμένει σταθερή ενώ η ενεργότητα του υποβάθρου αυξάνεται σταδιακά κατά 50% για κάθε περίπτωση.

Για κάθε περίπτωση ακολουθείται η διαδικασία ανάλυσης των συνδυασμένων προβολών και τα τελικά αποτελέσματα, παρουσιάζονται συγκεντρωτικά στον Πίνακα 4.6.

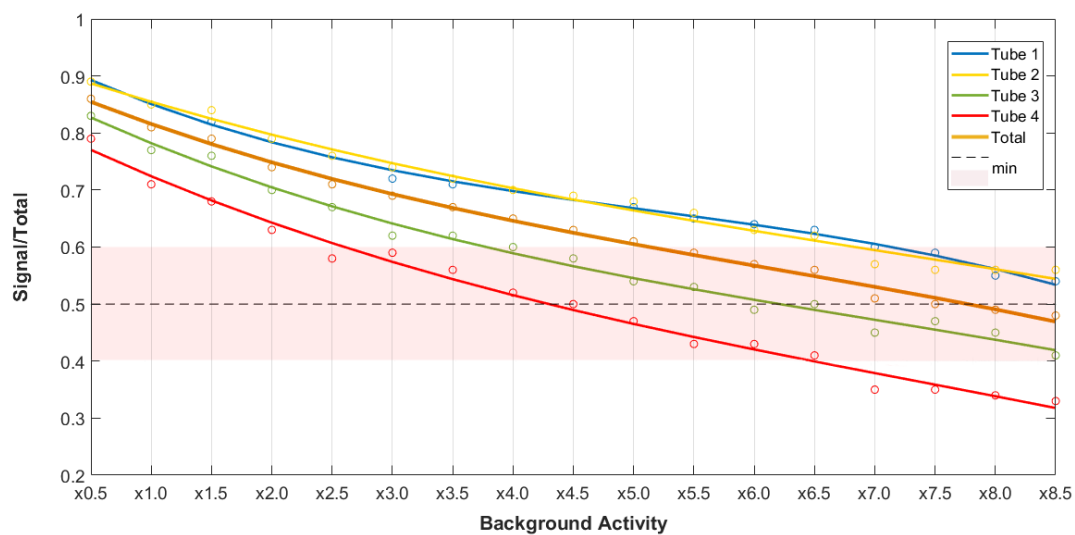
Πίνακας 4.6: Ο λόγος Signal/Total για τη συνολική ενεργότητα του ομοιώματος σε κάθε προσομοιωμένη περίπτωση μελέτης. Οι τιμές της συγκέντρωσης ενεργότητας του υποβάθρου κανονικοποιούνται στην πειραματική τιμή του Πίνακα 3.1

Signal/Total (s/t)							
Background							
Tube	x0.5	x1.0	x1.5	x2.0	x2.5	x3.0	x3.5
1	0.89	0.85	0.82	0.79	0.76	0.72	0.71
2	0.89	0.85	0.84	0.79	0.76	0.74	0.72
3	0.83	0.77	0.76	0.70	0.67	0.62	0.62
4	0.79	0.71	0.68	0.63	0.58	0.59	0.56
S/T	0.86	0.81	0.79	0.74	0.71	0.69	0.67

4.2. Διερεύνηση των Ορίων Ανιχνευσιμότητας μέσω Προσομοιώσεων

Signal/Total (s/t)							
Tube	Background						
	x4.0	x4.5	x5.0	x5.5	x6.0	x6.5	x7.0
1	0.70	0.69	0.67	0.65	0.64	0.63	0.60
2	0.70	0.69	0.68	0.66	0.63	0.62	0.57
3	0.60	0.58	0.54	0.53	0.49	0.50	0.45
4	0.52	0.50	0.47	0.43	0.43	0.41	0.35
S/T	0.65	0.63	0.61	0.59	0.57	0.56	0.51

Signal/Total (s/t)			
Tube	Background		
	x7.5	x8.0	x8.5
1	0.59	0.55	0.54
2	0.56	0.56	0.56
3	0.47	0.45	0.41
4	0.35	0.34	0.33
S/T	0.50	0.49	0.48



Σχήμα 4.5: Οι λόγοι Signal/Total για αυξανόμενη ενεργότητα υποβάθρου.

4.2. Διερεύνηση των Ορίων Ανιχνευσιμότητας μέσω Προσομοιώσεων

Παρατηρούμε ότι οι τιμές του λόγου Signal/Total που παρουσιάζονται στο Σχήμα 4.5, βρίσκονται σε συμφωνία με τις αντίστοιχες πειραματικές, δίνοντας εν γένει μια ικανοποιητική σύγκλιση των αποτελεσμάτων. Ωστόσο, για τα hot spot 3 και 4, παρατηρείται μια σχετική απόκλιση της τάξης $\sim 40\%$ από τις αντίστοιχες πειραματικές τιμές. Η αιτία που συνηγορεί στην ελάττωση της τιμής του ανιχνευόμενου λόγου Signal/Total, και επομένως στην περιορισμένη ανιχνευσιμότητα, των δύο μικρότερων hot spot, είναι το φαινόμενο μερικού όγκου (Partial Volume Effect). Λόγω των μικρών διαστάσεων που χαρακτηρίζουν τους συγκεκριμένους όγκους, το ποσοστό του θορύβου υποβάθρου που υπεισέρχεται και συνυπολογίζεται στο σύνολο των γεγονότων που αντιστοιχούν στα συγκεκριμένα hot spot (t_3, t_4) είναι μεγαλύτερο από το πραγματικό.

Κεφάλαιο 5

Συμπεράσματα

Η ανίχνευση καρκινικών όγκων στα πλαίσια της απεικόνισης μαστού τύπου SPECT συνιστά ένα απαιτητικό πεδίο μελέτης, και ο ακριβής προσδιορισμός των ορίων ανίχνευσής τους είναι καθοριστικός στην επίτευξη τομογραφικών εικόνων υψηλής ευκρίνειας. Στα πλαίσια της παρούσας διπλωματικής εργασίας, παρουσιάστηκε η μεθοδολογία προσδιορισμού των ορίων ανιχνευσιμότητας και τα αντίστοιχα αποτελέσματα για ένα εξειδικευμένο ομοίωμα μαστού, χρησιμοποιώντας ένα ανιχνευτικό σύστημα γ -Camera μικρού οπτικού πεδίου, υψηλής ευαισθησίας και χωρικής διακριτικής ικανότητας της τάξης του 0.1mm όπως μετρήθηκε.

Για την πειραματική διερεύνηση των συγκεκριμένων ορίων, στα τέσσερα σωληνοειδή του ομοιώματος εισήχθησαν διάφοροι όγκοι ^{99m}Tc , οι οποίοι παρέμειναν σταθεροί σε όλα τα στάδια των πειραματικών μετρήσεων. Αυξάνοντας σταδιακά την ενεργότητα του υποβάθρου, με διάλυση συγκεκριμένης ποσότητας ^{99m}Tc στον όγκο του ομοιώματος, εξασφαλίστηκε η δημιουργία ενός πλήρως ελεγχόμενου περιβάλλοντος σήματος και υποβάθρου. Για κάθε ένα από τα τέσσερα hot spot, προσδιορίστηκε το σήμα που προκύπτει από την συγκέντρωση ενεργότητας σε αυτό, αλλά και το ποσοστό του θορύβου που περιλαμβάνεται στο συνολικό σήμα που ανιχνεύεται. Κάτω από το όριο ανιχνευσιμότητας, η ακτινοβολία του υποβάθρου υπερσχύει της συγκέντρωσης ενεργότητας του όγκου, με αποτέλεσμα την αδυναμία απεικόνισής του σε τομογραφικό επίπεδο.

Χρησιμοποιώντας το λογισμικό GEANT4/GATE, προσομοιώθηκε η γεωμετρία της πειραματικής διάταξης και εκτελέστηκε ένα εικονικό πείραμα τύπου SPECT. Τα αποτελέσματα της προσομοίωσης συγκρίθηκαν με τα αντίστοιχα πειραματικά, δίνοντας μια εκτίμηση της απόδοσης του ανιχνευτικού μας συστήματος σε σχέση με την ιδανική περίπτωση λειτουργίας του. Επιπλέον, μέσω της διερεύνησης των ορίων ανίχνευσης σε επίπεδο προσομοιώσεων σε ένα ευρύ

φάσμα υψηλών συγκεντρώσεων ενεργότητας υποβάθρου, προσδιορίστηκαν τα θεωρητικά αναμενόμενα όρια για κάθε hot spot. Τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων βρέθηκαν σε συμφωνία κατά 60%-80% με τα αντίστοιχα πειραματικά. Η μεγαλύτερη απόκλιση παρατηρήθηκε στην ανίχνευση της ενεργότητας των μικρότερων όγκων, η οποία προέκυψε μικρότερη από τις αντίστοιχες θεωρητικές τιμές της προσομοίωσης. Οι λόγοι που συντελούν στον περιορισμό της απόδοσης ανίχνευσης της ενεργότητας των πηγών, εστιάζει εν μέρει στο θόρυβο των ηλεκτρονικών της ανιχνευτικής διάταξης. Όσον αφορά στην περίπτωση μικρών όγκων όπου παρατηρήθηκε η μεγαλύτερη απόκλιση, γίνεται εμφανής η επίδραση του φαινομένου μερικού όγκου (partial volume effect) η οποία οδηγεί σε υποεκτίμηση του ανιχνευόμενου σήματός τους.

Η καθολικότητα των αποτελεσμάτων επισφραγίζεται από τη συμφωνία των πειραματικών αποτελεσμάτων, τόσο με τα αντίστοιχα δεδομένα προσομοιώσεων, όσο και από τα αποδεκτά κλινικά όρια. Σύμφωνα με τα κλινικά δεδομένα, μία αποδεκτή προσέγγιση συγκέντρωσης του διαλύματος ^{99m}Tc είναι τα $0.27 \mu\text{Ci}/\text{cm}^3$ νερού, η οποία προϋποθέτει ότι για την ανίχνευση των όγκων, η ραδιενεργός συγκέντρωση στα σωληνοειδή πρέπει να είναι μεγαλύτερη κατά 3-8 φορές από αυτή του υποβάθρου. Συνεπώς, τα θεωρητικά όρια ανιχνευσιμότητας που προκύπτουν από τη συγκεκριμένη προσέγγιση για τους όγκους του ομοιώματος ανάγονται σε όρους λόγων συγκέντρωσης Tubes:Background 8:1 έως και 3:1, οι οποίοι εν γένει βρίσκονται σε συμφωνία με τα πειραματικά αποτελέσματα, χωρίς ωστόσο να λαμβάνονται υπόψιν φαινόμενα όπως το partial volume effect.

Βιβλιογραφία

- [1] S. Angeli and E. Stiliaris, *An Accelerated Algebraic Reconstruction Technique based on the Newton-Raphson Scheme*, IEEE Nuclear Science Symposium and Imaging Conference Record, M09-323 (2009) 3382-3387.
- [2] H.O. Anger, *Scintillation Camera*, Rev. Sci. Instrum. 29 (1958) 27-33.
- [3] S. Armstrong and S. Hoffman, *Activity concentration measurements using a conjugate gradient (Siemens xSPECT) reconstruction algorithm in SPECT/CT*, Nucl. Med. Commun. 37 (2016) 1212-1217.
- [4] H. Barrett and W. Swindell, *Radiological Imaging: The Theory of Image Formation, Detection, and Processing*, Vol. 1 and 2, Academic Press (1981), New York.
- [5] J. Bronzino, *The Biomedical Engineering Handbook*, 4th Edition, CRC Press (2015), New York.
- [6] P. Bruyant, *Analytic and iterative reconstruction algorithms in SPECT*, Journal of Nuclear Medicine 43(10) (2002) 1343-1358.
- [7] C. Brzymialkiewicz et al, *Performance of dedicated emission mammotomography for various breast shapes and sizes*, Phys. Med. Biol. 51 (2006) 5051-64.
- [8] S. Cherry, J. Sorenson, M. Phelps, *Physics in nuclear medicine*, Saunders (2003), Philadelphia.
- [9] S. Cutler et al, *Observer detection limits for a dedicated SPECT breast imaging system*, Phys. Med. Biol. 55 (2010) 1903.
- [10] A. Del Guerra, *Ionizing Radiation Detectors for Medical Imaging*, World Scientific (2016), Singapore.

- [11] R. Fontaine et al., *Architecture of a dualmodality, high-resolution, fully digital positron emission tomography/computed tomography (PET/CT) scanner for small animal imaging*, IEEE Trans. Nucl. Sci. 52 (2005) 691-696.
- [12] D. Gunter, *Collimator characteristics and design*, Nuclear Medicine editors R. Henkin et al., Mosby (1996), St. Louis.
- [13] Hamamatsu Technical Data Sheet, *Position Sensitive Photomultiplier Tubes With Crossed Wired Anodes R2486 Series*, Hamamatsu Photonics K. K. (1998), Hamamatsu City.
- [14] Hamamatsu, *Photomultiplier Tubes: Basics and Applications*, 3rd Edition , Hamamatsu Photonics K. K. (2007), Hamamatsu City.
- [15] H. Hudson, R. Larkin, *Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data*, IEEE Trans. Med. Imaging 13 (1994) 601-9.
- [16] S. Jan, G. Santin et al., *GATE: a simulation toolkit for PET and SPECT*, Phys. Med. Biol. 49 (2004) 4543-4561.
- [17] G. Knoll, *Radiation detection and measurement*, 4th Edition, Wiley (2010), New York.
- [18] Kohli V., et al., *Comparison of frequency-distance relationship and Gaussian-diffusion based methods of compensation for distantdependent spatial resolution in SPECT imaging*, Phys. Med. Biol. 43 (1998) 1025-37.
- [19] LeCroy Technical Data Sheet, *2249A, 2249SG and 2249W 12-CHANNEL ADC*, LeCroy Research Systems Corporation (1984), New York.
- [20] C. Levin, E. Hoffman et al, *PSPMT and PIN diode designs of a small scintillation camera for imaging malignant breast tumors*, IEEE Nuclear Science Symposium. Conference Record 2 (1996) 1196-1200.
- [21] Z. Liang, Turkington T et al, *Simultaneous compensation for attenuation, scatter and detector response for SPECT reconstruction in three dimensions*, Phys. Med. Biol. 37 (1992) 587-603.
- [22] B. Liu, C. Shi, *Development of medical scintillator*, J Chin. Sci. Bull. 13 (2002) 1057-1063.

- [23] J. Maublant et al., *Technetium-99m-sestamibi uptake in breast tumor and associated lymph nodes*, J. Nucl. Med., 37 (1996) 922-925. M09-323 (2009) 3382-3387.
- [24] Μ. Μιχέλη, *Προβολικής Εικόνας Συστήματος γ-άμερα με Χρήση Ομογενών Κρυστάλλων Σπινθηρισμού, Διπλωματική Εργασία ΜΔΕ* (2010), Τμήμα Φυσικής Πανεπιστημίου Αθηνών.
- [25] Μ. Mikeli D. Thanasas and E. Stiliaris, *Collimator Study of γ-Camera using GATE*, IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, M13-360 (2009) 3931-3935.
- [26] Μ. Mikeli et al., *Sensitivity and Resolution Study of a Small-Field γ-Camera System on a Tomographic Level*, Journal of Instrumentation 4 (2009) 6012.
- [27] J. More M et al., *Evaluation of gamma cameras for use in dedicated breast imaging* IEEE Trans. Nucl. Sci. 53 (2006) 2675–9.
- [28] Myung Hwan Jeong et al., *Performance improvement of small gamma camera using NaI(Tl) plate and position sensitive photo-multiplier tubes*, Phys. Med. Biol. 49 (2004) 4961–4970.
- [29] P. Olcott et al., *Performance Characterization of a Miniature, High Sensitivity Gamma Ray Camera*, IEEE Trans. Nucl. Sci. 54 (2007) 1492-1497.
- [30] R. Pani et al., *Scintillating array gamma camera for clinical use*, Nucl. Instrum. Meth. Phys. Res. A 392 (1997) 295-298
- [31] R. Pani , R. Pellegrini et al., *Clinical evaluation of pixellated NaI:Tl and continuous LaBr3:Ce, compact scintillation cameras for breast tumors imaging*, Nucl. Instrum. Meth. Phys. Res. 571 (2007) 475-479.
- [32] A. Polychronopoulou, D. Thanasas et al., *Position and Energy Resolution of a γ-Camera based on a position Sensitive Photomultiplier Tube*, Proceedings of the 16th Hellenic Symposium on Nuclear Physics, National and Kapodistrian University of Athens (26-27 May 2006) 172-179.
- [33] F. Sanchez et al., *Performance tests of two portable mini gamma cameras for medical applications*, Med. Phys. 33 (2006) 4210-4220.
- [34] J. Shultis, R. Faw, *Fundamentals of Nuclear Science and Engineering*, 3rd Edition, CRC Press (2016), New York.

- [35] V. Spanoudaki and S. Ziegler, *PET & SPECT Instrumentation*, Chapter 3 in *Molecular Imaging*, Springer (2008), Berlin.
- [36] D. Thanasas et al., *A correction method of the spatial distortion in planar images from γ -Camera systems*, Journal of Instrumentation 4 (2009) 6012.
- [37] Δ. Θανασάς, *Ανάπτυξη τομοσπινθηρογραφικού συστήματος υψηλής ευαισθησίας και διακριτικής ικανότητας*, Διδακτορική Διατριβή (2010), Τμήμα Φυσικής Πανεπιστημίου Αθηνών.
- [38] L. Wienmann et al., *Design of optimal collimation for dedicated molecular breast imaging systems*, Med. Phys. 36 (2009) 845-856.
- [39] A. Wright, *The photomultiplier handbook*, Oxford University Press (2017), Oxford.
- [40] T. Zeniya, H. Watabe et al, *Use of a compact pixellated gamma camera for small animal pinhole SPECT imaging*, Ann. Nucl. Med. 20 (2006) 409-416.