



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ

Προσομοίωση και πειραματική αξιολόγηση ενισχυτικών βαθμίδων κάμερας σπινθηρομαστογραφίας.

**Ορφανίδης Γεώργιος
Α.Μ: 19388078**

**Επιβλέπων Καθηγητής
Ευστράτιος Δαβίδ, Επίκουρος Καθηγητής ΠΑΔΑ**

Αθήνα 21/10/2024

Εξεταστική επιτροπή		
Δαβίδ Ευστράτιος, Επίκουρος Καθηγητής, Επιβλέπων	Ασβεστάς Παντελής, Καθηγητής, μέλος	Σκουρολιάκου Αικατερίνη, Καθηγήτρια, μέλος
Ψηφιακή υπογραφή	Ψηφιακή υπογραφή	Ψηφιακή υπογραφή

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Ο υπογράφων Γεώργιος Ορφανίδης του Θωμά, με αριθμό μητρώου 19388078 φοιτητής του Τμήματος Μηχανικών Βιοϊατρικής της Σχολής Μηχανικών του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

«Είμαι συγγραφέας αυτής της διπλωματικής εργασίας και κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, οι όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών ή λέξεων, είτε ακριβώς είτε παραφρασμένες, αναφέρονται στο σύνολό τους, με πλήρη αναφορά στους συγγραφείς, τον εκδοτικό οίκο ή το περιοδικό, συμπεριλαμβανομένων και των πηγών που ενδεχομένως χρησιμοποιήθηκαν από το διαδίκτυο. Επίσης, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία έχει συγγραφεί από μένα αποκλειστικά και αποτελεί προϊόν πνευματικής ιδιοκτησίας τόσο δικής μου, όσο και του Ιδρύματος.

Παράβαση της ανωτέρω ακαδημαϊκής μου ευθύνης αποτελεί ουσιώδη λόγο για την ανάκληση του διπλώματός μου».

Ημερομηνία

04/10/2024

Ο Δηλών



ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η Ιατρική Απεικόνιση, αποτελεί έναν κρίσιμο τομέα της ιατρικής όπου γίνεται αναπαραγωγή εικόνων από διάφορα μέρη του ανθρώπινου σώματος για διαγνωστικούς και θεραπευτικούς σκοπούς. Η Ιατρική Απεικόνιση περιλαμβάνει μη επεμβατικές εξετάσεις, οι οποίες επιτρέπουν στους γιατρούς να ανιχνεύσουν τραυματισμούς και ασθένειες. Ένας κλάδος αυτής είναι η Πυρηνική Ιατρική η οποία παρέχει διαγνωστικές και θεραπευτικές τεχνικές, χρησιμοποιώντας ραδιενεργές πηγές (ραδιοφάρμακα) οι οποίες πρώτα εισάγονται στον ασθενή. Ειδικά σχεδιασμένες κάμερες επιτρέπουν την παρακολούθηση της πορείας των ραδιενεργών ιχνηθετών. Δύο από τις πιο διαδεδομένες μεθόδους απεικόνισης είναι η υπολογιστική τομογραφία εκπομπής μονών φωτονίων (SPECT) και η τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων (PET). Τα SPECT συστήματα παρέχουν τρισδιάστατες (τομογραφικές) εικόνες της κατανομής των ραδιενεργών μορίων ιχνηθετών που έχουν εισαχθεί στο σώμα του ασθενούς. Αυτά τα συστήματα διαθέτουν γ-κάμερες που μπορούν να ανιχνεύσουν τις εκπομπές ακτίνων-γ από τους ιχνηθέτες που έχουν εισαχθεί στον ασθενή. Οι σαρώσεις PET επίσης χρησιμοποιούν ραδιοφάρμακα για τη δημιουργία τρισδιάστατων εικόνων. Κατά τις σαρώσεις απαιτείται η χρήση ραδιοφαρμάκων που να εκπέμπουν ποζιτρόνια, σωματίδια ίδιας μάζας με τα ηλεκτρόνια αλλά αντίθετα φορτισμένα, που εξαϋλώνονται όταν αλληλεπιδράσουν με τα ηλεκτρόνια. Κατά την εξαϋλωση παράγονται φωτόνια ίδιας ενέργειας (511keV) και αντίθετης κατεύθυνσης, τα οποία ανιχνεύονται και χρησιμοποιούνται για την δημιουργία των εικόνων.

Η παρούσα εργασία πραγματοποιήθηκε σε ένα πρότυπο απεικονιστικό σύστημα τύπου γ-κάμερας μικρού πεδίου επίπεδης απεικόνισης (εξειδικευμένη γ-κάμερα σπινθηρομαστογραφίας και απεικόνισης μικρών ζώων). Σκοπός της εργασίας ήταν η βελτίωση των αναλογικών ηλεκτρονικών της εξειδικευμένης αυτής γ-κάμερας, η συνολική μελέτη του ανιχνευτή αλλά και η διαδικασία που απαιτείται για την δημιουργία της τελικής διαγνωστικής ιατρικής..

Αφού μελετήθηκαν τα ήδη υπάρχοντα αναλογικά κυκλώματα έγινε ο σχεδιασμός για την αντικατάσταση των τεσσάρων ενισχυτών, αλλά και η βελτίωση της αρχικής εικόνας που λαμβάνεται αλλάζοντας κατάλληλα τις αντιστάσεις στο κύκλωμα αντιστάσεων. Τέλος αναλύεται η διαδικασία που απαιτείται και οι διορθώσεις για την δημιουργία της τελικής και χρήσιμης διαγνωστικής εικόνας.

Abstract

Medical imaging is a crucial field in medicine where images of various parts of the human body are produced for diagnostic and therapeutic purposes. Medical imaging includes non-invasive tests that allow doctors to detect injuries and diseases. One branch of this is Nuclear Medicine, which provides diagnostic and therapeutic techniques using radioactive sources (radiopharmaceuticals) that are first introduced into the patient. Specially designed cameras allow the tracking of the radioactive tracers' pathway. Two of the most common imaging methods are Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) and Positron Emission Tomography (PET). SPECT systems provide three-dimensional (tomographic) images of the distribution of radioactive tracer molecules that have been introduced into the patient's body. These systems feature gamma cameras that can detect gamma-ray emissions from the tracers introduced into the patient. PET scans also use radiopharmaceuticals to create three-dimensional images. During the scans, radiopharmaceuticals that emit positrons are required, which are particles of the same mass as electrons but oppositely charged, and they annihilate upon interacting with electrons. During annihilation, photons of the same energy (511 keV) and opposite direction are produced, which are detected and used to create the images.

The present work was conducted on a prototype small-field flat imaging system (specialized gamma camera for scintimammography and small animal imaging). The purpose of the study was to improve the analog electronics of this specialized gamma camera and to comprehensively study the detector and the process required to create the final diagnostic medical image after various corrections needed.

After studying the existing types of analog circuits, a design was made to replace the four amplifiers and improve the initial image obtained by appropriately modifying the resistances in the resistance circuit. Finally, the process required to create the final and useful image in nuclear medicine from the primary image was studied. The thesis text analyzes all the modifications made to achieve the final result.

Ευχαριστίες:

Θα ήθελα να εκφράσω τις ειλικρινείς μου ευχαριστίες σε όλους όσους με στήριξαν κατά τη διάρκεια της εκπόνησης αυτής της διπλωματικής εργασίας. Πρώτα απ' όλα, ευχαριστώ τον επιβλέποντά μου, επίκουρο καθηγητή Ευστράτιο Δαυίδ, για την υπομονή και την πολύτιμη καθοδήγηση που μου παρείχε σε κάθε βήμα της εκπόνησης της διπλωματικής μου εργασίας. Επίσης, ευχαριστώ τους καθηγητές και τους συνεργάτες μου για τις πολύτιμες γνώσεις και τις ιδέες τους, που εμπλούτισαν την εργασία μου. Τέλος, θα ήθελα να εκφράσω την αγάπη και την ευγνωμοσύνη στην οικογένειά μου, την κοπέλα μου και τους φίλους μου, που στάθηκαν δίπλα μου και με ενθάρρυναν σε κάθε στιγμή αυτής της διαδρομής. Χωρίς τη στήριξή τους, αυτή η εργασία δεν θα ήταν εφικτή.

Πίνακας περιεχομένων

ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	9
Κεφάλαιο 1.....	10
1 Θεωρητικό Υπόβαθρο.....	10
1.1 Στόχος εργασίας.....	11
1.2 Ιατρική Απεικόνιση.....	11
1.3 Πυρηνική ιατρική.....	12
1.4 Γάμμα Κάμερα.....	14
1.5 Εξειδικευμένα συστήματα ιατρικής απεικόνισης (σπινθηρομαστογραφία και απεικόνιση μικρών ζώων – προ κλινική απεικόνιση).....	22
1.5.1 PSPMT.....	22
1.5.2 Απεικόνιση μικρών ζώων.....	24
1.5.3 Σπινθηρομαστογραφία.....	26
Κεφάλαιο 2.....	28
2 Υλικά και μέθοδος.....	28
2.1 Κάμερα Σπινθηρομαστογραφίας.....	28
2.2 Κατευθυντήρας.....	28
2.3 Πίεστρο μαστού.....	30
2.4 Σπινθηριστής.....	31
2.5 Φωτοπολλαπλασιαστής ευαισθησίας θέσης (PSPMT) Hamamatsu R-329233	
2.6 Κυκλώματα αντιστάσεων.....	35
2.7 Θωράκιση.....	39
2.8 NIM ηλεκτρονικά.....	40
2.9 Αναλογικό-Ψηφιακός μετατροπέας και πολυκάναλος αναλυτής.....	41
2.10 Λογισμικό προσομοίωσης ηλεκτρονικών κυκλωμάτων TINA-TI.....	42
2.11 Υλοποίηση κυκλώματος.....	45
2.12 Λειτουργία κώδικα σχηματισμού εικόνας.....	46
2.13 Σχηματισμός διακριτοποιημένης πρωτογενής εικόνας και βελτίωση διακριτικής ικανότητας.....	47
2.14 Διαδικασία δημιουργίας τελικής εικόνας.....	49
Κεφάλαιο 3.....	50
3 Αποτελέσματα.....	50
Κεφάλαιο 4.....	51
4 Συμπεράσματα – Μελλοντικές προοπτικές.....	51
Αναφορές.....	52
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α.....	55

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η διαρκώς εξελισσόμενη τεχνολογία στον τομέα των ηλεκτρονικών παρέχει νέες ευκαιρίες για την δημιουργία ηλεκτρονικών κυκλωμάτων τα οποία χρησιμοποιούνται για την ενίσχυση, διαμόρφωση, ψηφιοποίηση και επεξεργασία σημάτων. Ο σκοπός της εργασίας είναι η δημιουργία ενός κυκλώματος το οποίο θα αντικαταστήσει το ήδη υπάρχον αναλογικό κύκλωμα της εξειδικευμένης γάμμα κάμερας κρατώντας το χαμηλό κόστος, τον μικρό όγκο και τη χαμηλή κατανάλωση αλλά βελτιώνοντας τις ήδη υπάρχουσες δυνατότητες της όπως είναι η υψηλή ταχύτητα ανάγνωσης αλλά και η συνεχής ικανότητα για ψηφιοποίηση, επεξεργασία δεδομένων και ανάγνωση των τεσσάρων καναλιών μιας γ-κάμερας.

Τα βήματα τα οποία ακολουθήθηκαν για την εκπόνηση της εργασίας είναι τα παρακάτω: Στην πρώτη φάση της εργασίας μελετήθηκε η βιβλιογραφία ώστε να γίνει η συλλογή των θεωρητικών πηγών για την λειτουργία της εξειδικευμένης γάμμα κάμερας που θα χρησιμοποιηθεί αλλά και τις σύγχρονες προσεγγίσεις πάνω στον τομέα των ηλεκτρονικών και της εξέλιξής τους. Ξεκινώντας με το πρακτικό κομμάτι έγινε αποσυναρμολόγηση της κάμερας για να μελετηθούν τα αναλογικά της κυκλώματα και η δομή της. Στην συνέχεια ξεκίνησε ο σχεδιασμός της υπάρχουσας ενισχυτικής βαθμίδας στο πρόγραμμα προσομοίωσης ηλεκτρονικών κυκλωμάτων TINA-TI ώστε να μελετηθεί η λειτουργία της. Με γνώμονα το υπάρχον κύκλωμα ενίσχυσης σχεδιάστηκε ένα νέο στο TINA-TI αλλάζοντας πρώτα τους τελεστικούς ενισχυτές και στη συνέχεια τις τιμές στα λοιπά στοιχεία. Με την ολοκλήρωση του θεωρητικού κυκλώματος, πραγματοποιήθηκε υλοποίηση του σχεδιασμένου κυκλώματος στο breadboard για να γίνει η δοκιμή της λειτουργία του. Αμέσως μετά ελέγχθηκε η λειτουργικότητά του συνδέοντας το νέο ενισχυτικό κύκλωμα που βρίσκεται στο breadboard με την γ-κάμερα. Τέλος συλλέχθηκαν τα αποτελέσματα από το πείραμά και αναλύθηκαν με σκοπό την αξιολόγηση της κατασκευής που πραγματοποιήθηκε. Μελετήθηκε πόσο κοντά βρίσκονται τα πειραματικά αποτελέσματα με τις θεωρητικές μελέτες που έγιναν αλλά και αν το αποτέλεσμα μας αποτελεί τελικά βελτίωση των αναλογικών κυκλωμάτων της γ-κάμερας.

Στο πρώτο κεφάλαιο παρουσιάζεται μια εισαγωγή πάνω στον τομέα της Ιατρικής Απεικόνισης και συγκεκριμένα στην πυρηνική ιατρική με σκοπό την εξοικείωση του αναγνώστη με το χώρο πάνω στον οποίο χρησιμοποιούνται οι γ-κάμερες και ποιος είναι ο σκοπός τους. Στο δεύτερο κεφάλαιο αναλύονται τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν κατά την διάρκεια της κατασκευής αλλά και οι μέθοδοι που ακολουθήθηκαν μέχρι και το τελευταίο βήμα του πειράματος. Στην συνέχεια παρουσιάζονται τα πειραματικά αποτελέσματα που προέκυψαν και συγκρίνονται με την θεωρητική προσέγγιση που είχε γίνει στην προσομοίωση. Τέλος εξετάστηκαν τυχόν βελτιώσεις που μπορούν να γίνουν μελλοντικά στο κύκλωμα που υλοποιήθηκε.

Κεφάλαιο 1

1 Θεωρητικό Υπόβαθρο

1.1 Στόχος εργασίας

Η παρούσα εργασία πραγματοποιήθηκε σε ένα πρότυπο απεικονιστικό σύστημα μικρού πεδίου απεικόνισης (εξειδικευμένη γάμμα-κάμερα σπινθηρομαστογραφίας και απεικόνισης μικρών ζώων). Στόχος της εργασίας είναι η βελτίωση του αναλογικού μέρους της με τελικό σκοπό την κατασκευή μιας ενισχυτικής βαθμίδας η οποία θα είναι ικανή να αντικαταστήσει την υπάρχουσα χωρίς να χρειάζεται να γίνεται η σύνδεσή της με τα NIM ηλεκτρονικά που είναι πολύ ογκώδη. Ακόμα έγινε προσπάθεια για μετατροπές και σε άλλα σημεία των ηλεκτρονικών της πλακέτας προενίσχυσης που φέρει η κάμερα με σκοπό την περαιτέρω βελτίωση της πληροφορίας που συλλέγεται. Τέλος έγινε βιβλιογραφική μελέτη με τις τεχνικές και διορθώσεις που χρειάζεται (flood correction, energy window application, πλέγμα κτλ) η διακριτοποιημένη εικόνα (raw image) που δημιουργείται μέχρι να καταλήξει στην τελική διορθωμένη διαγνωστική εικόνα.

1.2 Ιατρική Απεικόνιση

Η Ιατρική Απεικόνιση είναι η διαδικασία που χρησιμοποιείται για την οπτική αναπαράσταση των εσωτερικών δομών και λειτουργιών του ανθρώπινου σώματος, με στόχο την κλινική και ιατρική αξιολόγηση. Πρόκειται για ένα κρίσιμο κομμάτι της ιατρικής που παρέχει λεπτομερή απεικόνιση τόσο της φυσιολογικής όσο και της παθολογικής ανατομίας και φυσιολογίας του ανθρώπινου σώματος. Οι μέθοδοι Ιατρικής Απεικόνισης εφαρμόζονται για την παρατήρηση εσωτερικών ιστών και οργάνων που βρίσκονται κάτω από το δέρμα και τα οστά, καθώς και για τη διάγνωση ανωμαλιών και την υποστήριξη της θεραπείας διαφόρων ασθενειών. Συγκαταλέγεται στον τομέα της βιολογικής απεικόνισης και περιλαμβάνει διάφορες τεχνικές, όπως η ακτινολογία (π.χ. ακτινογραφία ακτίνων X, υπολογιστική τομογραφία ακτίνων X (CT)), η ενδοσκοπία, η μαγνητική τομογραφία (MRI), η φασματοσκοπία μαγνητικού συντονισμού (MRS), η τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων (PET), η υπολογιστική τομογραφία μονών φωτονίων (SPECT), ο υπέρηχος και άλλες μέθοδοι. Οι περισσότερες μέθοδοι που χρησιμοποιούνται εφαρμόζονται χωρίς να χρειάζεται να γίνει κάποιο είδος επέμβασης στον ασθενή. Αποτελεί έναν πάρα πολύ μεγάλο και σημαντικό κλάδο τη ιατρικής και ειδικά την σύγχρονη εποχή καθώς δίνει ότι είδος απεικονιστικής πληροφορίας μπορεί να χρειαστεί ένας γιατρός με υψηλή ανάλυση σε σύντομο χρονικό διάστημα. Χρησιμοποιείται σε πολλούς κλάδους όπως είναι: η καρδιολογία, η νευρολογία, ορθοπαιδικά, ογκολογία και αλλού.

Οι σύγχρονες τεχνολογίες απεικόνισης παίζουν σημαντικό ρόλο στη διάγνωση πολλών εσωτερικών και εξωτερικών παθήσεων, μειώνοντας τα διαγνωστικά σφάλματα και παρέχοντας νέες, πιο ακριβείς πληροφορίες για τον υπό εξέταση στόχο. Κάθε μέθοδος απεικόνισης προσφέρει μοναδικά οφέλη και κινδύνους. Οι υπέρηχοι είναι ένα βασικό εργαλείο στην ιατρική, χρησιμοποιούμενοι για την αξιολόγηση της κατάστασης των νεφρών, της καρδιάς, του ήπατος, των αιμοφόρων αγγείων και άλλων εσωτερικών οργάνων. Η αξονική τομογραφία (CT) προσφέρει λεπτομερείς εικόνες υψηλής ανάλυσης, που είναι χρήσιμες για τη διάγνωση καρκίνων και διαφόρων ανωμαλιών στην καρδιά, την κοιλιακή χώρα, τα οστά και τον νωτιαίο

μυελό. Αντίστοιχα, η τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων (PET) είναι μια ισχυρή τεχνική που επιτρέπει την απεικόνιση, τον χαρακτηρισμό και την ποσοτικοποίηση βιολογικών διεργασιών και παθολογικών μεταβολών σε κυτταρικό και υποκυτταρικό επίπεδο εντός του σώματος. Η PET χρησιμοποιείται πλέον για τη μελέτη ποικίλων μυοσκελετικών και νευρολογικών διαταραχών, καθώς και για την αξιολόγηση του καρκίνου. Είναι κατάλληλη για την απεικόνιση τόσο μαλακών όσο και σκληρών ιστών. Εκτός από την απεικόνιση PET η πυρηνική ιατρική απεικόνιση περιλαμβάνει την απεικόνιση SPECT και την απεικόνιση μέσω γ-κάμερας για επίπεδες εικόνες. Τέλος, η ψηφιακή μαστογραφία είναι μια γρήγορη μέθοδος που χρησιμοποιείται για τη διάγνωση και τον έλεγχο του πληθυσμού έναντι του καρκίνου του μαστού.

Ορισμένες τεχνικές απεικόνισης, όπως η αξονική τομογραφία, το PET, το SPECT και η ψηφιακή μαστογραφία με ακτίνες X, ενέχουν υψηλό κίνδυνο έκθεσης σε ιοντίζουσα ακτινοβολία για ορισμένους ασθενείς. Έχουν θεσπιστεί μέτρα προφύλαξης για τη μείωση των κινδύνων έκθεσης σε ακτινοβολία από αυτές τις τεχνικές απεικόνισης. Η κατανόηση πάνω σε διάφορες ασθένειες αλλά και στο πώς να αντιμετωπιστούν έχει μεγαλώσει, και αυτό λόγω της εξέλιξης των υβριδικών απεικονιστικών τεχνικών, όπως του PET/MRI, PET/CT και SPECT/CT τα οποία αποτελούν τα πλέον σύγχρονα απεικονιστικά συστήματα.

Με τις προηγμένες τεχνικές Ιατρικής Απεικόνισης είναι δυνατή η ανίχνευση ασθενειών σε πολύ πρώιμο στάδιο ώστε να μπορούν να θεραπευτούν ευκολότερα και γρηγορότερα με αποτέλεσμα οι ασθενείς να ζουν περισσότερο και καλύτερα. Στο μέλλον με την ανάπτυξη καινοτομιών και την πρόοδο των τεχνολογικών συστημάτων, ο τομέας της ιατρικής διάγνωσης θα εξελιχθεί σε έναν τομέα όπου οι μετρήσεις διαφόρων σύνθετων ασθενειών θα είναι κάτι καθημερινό, παρέχοντας ολοκληρωμένες λύσεις στην υγειονομική περίθαλψη [1].

1.3 Πυρηνική ιατρική

Στην πυρηνική ιατρική παράγονται εικόνες μέσω της ανίχνευσης ακτινοβολίας από διάφορα σημεία του ανθρώπινου σώματος μετά την εισαγωγή ενός ραδιενεργού ιχνηθέτη στον οργανισμό. Αυτές οι εικόνες ψηφιοποιούνται και μεταφέρονται σε ηλεκτρονική μορφή σε έναν υπολογιστή για την ερμηνεία τους από τον ιατρό. Οι ραδιενεργοί ιχνηθέτες, που συνήθως χορηγούνται μέσω φλέβας, δεν είναι χρωστικές ουσίες ή φάρμακα και δεν προκαλούν παρενέργειες. Επιπλέον, η ποσότητα ακτινοβολίας που δέχεται ο ασθενής είναι συνήθως εξαιρετικά μικρή. Η κύρια διαφορά μεταξύ πυρηνικών απεικονίσεων και άλλων ακτινολογικών εξετάσεων είναι πώς αξιολογείται η λειτουργία των οργάνων και όχι η ανατομία τους. Τα πλεονεκτήματα της αξιολόγησης αυτής είναι πώς βοηθάει τους γιατρούς να κάνουν διάγνωση και να σχεδιάσουν τη θεραπεία για το τμήμα του σώματος που εξετάζεται. Οι ραδιενεργοί ιχνηθέτες απαρτίζονται από μόρια-φορείς που συνδέονται στενά με ένα ραδιενεργό άτομο. Τα μόρια αυτά ποικίλλουν σημαντικά ανάλογα με τον σκοπό της απεικονιστικής διαδικασίας. Κατά την πλειονότητα των διαγνωστικών εξετάσεων, ο ραδιενεργός ιχνηθέτης χορηγείται στον ασθενή μέσω ενδοφλέβιας ένεσης, υπάρχουν και άλλοι τρόποι χορήγησης, όπως η εισπνοή, η κατάποση από το στόμα ή άμεση έγχυση σε ένα όργανο. Από την διαδικασία της απεικόνισης αλλά και από την προς εξέταση νόσο επιλέγεται πάντα και ο ανάλογος τρόπος χορήγησης. Οι ιχνηθέτες αποτελούν ραδιοφαρμακευτικά προϊόντα τα οποία πληρούν τα αυστηρά πρότυπα του FDA για την εγκεκριμένη κλινική χρήση ώστε η κάθε εξέταση να πραγματοποιείται με ασφάλεια και αποδοτικότητα. Η επιλογή του κατάλληλου ιχνηθέτη γίνεται από έναν εξειδικευμένο γιατρό πάνω στην πυρηνική ιατρική ο

οποίος ανάλογα με το πρόβλημα του ασθενούς θα επιλέξει αυτόν που θα προσφέρει τις πιο αξιόπιστες και ειδικές πληροφορίες. Ο ιχνηθέτης είναι αυτός που καθορίζει εάν ο ασθενής θα λάβει σάρωση με PET ή SPECT.

Μέσω της κατανομής των ραδιενεργών ιχνηθετών που έχουν τοποθετηθεί στο εσωτερικό του ασθενούς δημιουργούνται τρισδιάστατες (τομογραφικές) εικόνες από τους σαρωτές του SPECT. Αυτές οι εικόνες προέρχονται από τη συνένωση μεγάλου αριθμού δισδιάστατων εικόνων προβολής του σώματος από διάφορες γωνίες. Είναι εξοπλισμένοι με ανιχνευτές γ-κάμερας με σκοπό την ανίχνευση της γ-ακτινοβολία που εκπέμπεται από τους ιχνηθέτες μέσα στο σώμα του ασθενούς. Αυτές οι κάμερες τοποθετούνται σε ένα περιστρεφόμενο ικρίωμα, επιτρέποντας τους να κινούνται γύρω από τον ασθενή που παραμένει ακίνητος στην τράπεζα εξέτασης. Μια από τις πιο ευρείες χρήσεις αποτελεί η απεικόνιση των στεφανιαίων νόσων αλλά και η παρακολούθηση και διάγνωση για την παρακολούθηση της μεταβολής των καρδιακών παθήσεων. Υπάρχουν επίσης ραδιοεντοπιστές για την ανίχνευση οστικών διαταραχών, παθήσεων της χοληδόχου κύστης και εντερικής αιμορραγίας. Πρόσφατα, έγινε η προσπάθεια για την διάγνωση της νόσου Parkinson στον εγκέφαλο και η προσπάθεια να διακριθεί από άλλες ανατομικά συναφείς διαταραχές κίνησης και άνοιας.

Η παραγωγή τομογραφικών εικόνων γίνεται και μέσω σαρώσεων του PET όπου και σε αυτό το σύστημα απεικόνισης γίνεται η χρήση ραδιοφαρμάκων. Ο τύπος του ραδιοφαρμάκου που χρησιμοποιείται αποτελεί και την μεγαλύτερη διαφορά μεταξύ PET και SPECT. Στο SPECT, γίνεται η καταμέτρηση ακτίνων γάμμα από τον ασθενή, ενώ στο PET τα ραδιοφάρμακα εκπέμπουν ποζιτρόνια. Τα ποζιτρόνια αποτελούν σωματίδια ίδιας μάζας με το ηλεκτρόνιο αλλά με την διαφορά ότι φέρουν αντίθετο φορτίο. Η επαφή αυτών των δύο σωματιδίων έχει ως αποτέλεσμα την εξαύλωση τους και στην συνέχεια την παραγωγή δύο φωτονίων με αντίθετες κατευθύνσεις άλλα ίσης ενέργειας στα 511keV. Τα φωτόνια αυτά μετριοούνται και χρησιμοποιούνται από τους ανιχνευτές του PET ώστε να γίνει η απεικόνιση των εσωτερικών οργάνων. Η ανίχνευση μεταστάσεων, η απόκριση στην θεραπεία αλλά και η παρακολούθηση της εξέλιξης των καρκινικών όγκων αποτελούν τον κύριο σκοπό του PET. Ο συνδυασμός σε μια συσκευή τόσο του PET όσο και του CT για την ταυτόχρονη εξέταση και από τις δυο απεικονιστικές τεχνικές έχει γίνει το κύριο εργαλείο απεικόνισης των περισσότερων καρκίνων παγκοσμίως.

Συνοπτικά παρουσιάζεται παρακάτω η βασική διαδικασία που πραγματοποιείται για μια εξέταση πυρηνικής ιατρικής:

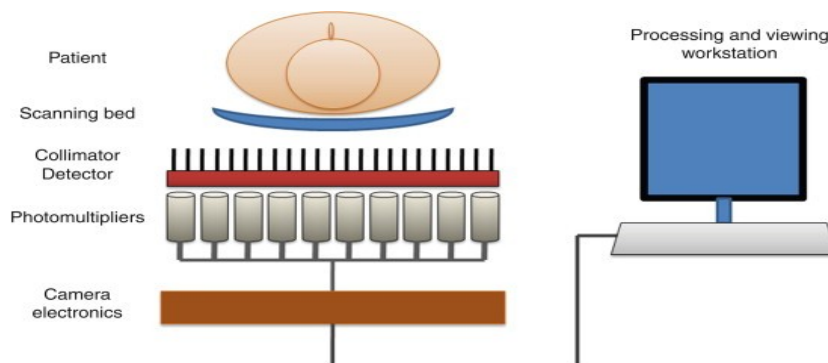
1. Το ραδιοφάρμακο χορηγείται στον ασθενή και μαζεύεται στο προς εξέταση όργανο.
2. Στην συνέχεια έχουμε την εκπομπή ακτίνων-γ από το όργανο λόγω του ραδιοφαρμάκου προς όλες τις κατευθύνσεις.
3. Οι ακτίνες-γ που οδηγούνται κάθετα προς τον κατευθυντήρα της γ-κάμερας εισάγονται στον κρύσταλλο απορροφούνται και παράγονται σπινθηρισμοί.
4. Αυτοί ανιχνεύονται από τους φωτοπολλαπλασιαστές (PMTs) που βρίσκονται σε οπτική σύζευξη με τον κρύσταλλο σπινθηρισμού.
5. Ως έξοδο μετά από μια μήτρα αντιστάσεων παράγονται 4 χωρικά σήματα, τα οποία δίνουν τις καρτεσιανές συντεταγμένες του σημείου που έγινε ο κάθε σπινθηρισμός στον κρύσταλλο.
6. Τέλος, αυτά τα αναλογικά σήματα διέρχονται από το κύκλωμα ενίσχυσης, τον αναλυτή ύψους παλμών, τον ψηφιοποιητή, στην συνέχεια καταλήγουν στον υπολογιστή και μέσω του κατάλληλου προγράμματος γίνεται η ανακατασκευή της

εικόνας, όπου και προκύπτει η απεικονιστική πληροφορία του επιθυμητού οργάνου [2].

1.4 Γάμμα Κάμερα

Η γάμμα κάμερα είναι ένα κρίσιμο εργαλείο στην πυρηνική ιατρική και η λειτουργία της βασίζεται σε έναν συνδυασμό διαφόρων εξαρτημάτων όπως ανιχνευτές, ηλεκτρονικά όργανα και ενός συστήματος υπολογιστή για την παροχή των επιθυμητών ιατρικών εικόνων. Για την αξιολόγηση του συστήματος ώστε να μπορέσει να χαρακτηριστεί η αποτελεσματικότητά του στις διαγνώσεις των διάφορων ιατρικών περιπτώσεων αποτελούν στοιχεία όπως η ευαισθησία ανίχνευσης, η ομοιομορφία της εικόνας, η αντίθεση, η χωρική ανάλυση αλλά και η ενεργειακή διακριτική ικανότητα. Η συνεχής πρόοδος της τεχνολογίας συνεχίζει να βελτιώνει τις δυνατότητες των γάμμα καμερών, επεκτείνοντας περαιτέρω τη χρησιμότητά τους στην ιατρική. Ο Hal O. Anger ήταν ο πρωτοπόρος στη δημιουργία της πρώτης γάμμα κάμερας το 1958, ανοίγοντας τον δρόμο για συνεχείς τροποποιήσεις που οδήγησαν στην ανάπτυξη των σύγχρονων γάμμα καμερών. Η σύγχρονη αυτή κάμερα αποτελείται από 3 βασικά στοιχεία (Εικόνα 1.1):

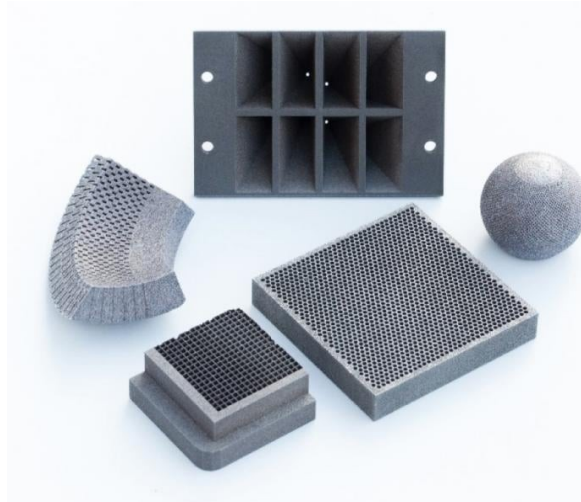
1. Ανιχνευτή
2. Ηλεκτρονικά όργανα
3. Υπολογιστικό σύστημα



Εικόνα 1.1: Βασικά μέρη μιας ανιχνευτικής μονάδας της πυρηνικής ιατρικής [5].

Για αρχή θα αναλυθούν τα εξαρτήματα της ανιχνευτικής μονάδας τα οποία είναι:

α) Κατευθυντήρες (Εικόνα 1.2): κατασκευάζονται κυρίως από υλικά όπως ο μόλυβδος ή το βολφράμιο και χρησιμεύουν για την απορρόφηση των φωτονίων που δεν κινούνται παράλληλα προς τις οπές του. Ο κατευθυντήρας που χρησιμοποιείται πιο συχνά είναι ο παράλληλης οπής, υπάρχουν ακόμα άλλα τρία είδη κατευθυντήρων όπως οι συγκλίνοντες, οι τύπου οπής και οι αποκλίνοντες. Οι συγκλίνοντες μπορούν να μεγεθύνουν χωρίς να αντιστρέφουν τις εικόνες όταν η πηγή είναι εστιασμένη. Για συγκεκριμένες εφαρμογές χρησιμοποιούνται οι μη ανεστραμμένες εικόνες που παρέχονται από τους αποκλίνοντες. Οι κατευθυντήρες οπής παράγουν ανεστραμμένες αλλά ευδιάκριτες εικόνες καταμετρώντας τις ακτίνες γάμμα που εισέρχονται στον ανιχνευτή μέσα από μία οπή μόνο.



Εικόνα 1.2: Στην εικόνα απεικονίζονται διάφορα είδη κατευθυντήρων [17].

β) Κρύσταλλος σπινθηρισμού: με την πρόσπτωση της γ -ακτινοβολίας πάνω του γίνεται η μετατροπή της σε φωτόνια που ανήκουν στο ορατό φάσμα. Ο κρύσταλλος στην εικόνα 1.3 είναι διακριτοποιημένος κρύσταλλος Ιωδιούχου Νατρίου με προσμίξεις Θαλίου NaI(Tl) , ο οποίος περιβάλλεται από αλουμίνιο για να προστατεύεται από την υγρασία.



Εικόνα 1.3: Διακριτοποιημένος κρύσταλλος σπινθηρισμού [Προσωπικό αρχείο].

γ) Φωτοπολλαπλασιαστής (Εικόνα 1.4): αποτελείται από την φωτοκάθοδο, τις δυνόδους, την άνοδο και το κέλυφος. Η φωτοκάθοδος είναι φτιαγμένη από φωτοευαίσθητο υλικό, σε αυτήν λαμβάνεται το φως και γίνεται η παραγωγή ηλεκτρονίων μέσω του φωτοηλεκτρικού φαινομένου. Σκοπός στην συνέχεια της δυνόδου είναι να πολλαπλασιάσει τα ηλεκτρόνια λόγω της υψηλής τάσης που φέρει. Η αύξηση των ηλεκτρονίων συνεπάγεται σε αύξηση του ρεύματος. Σε κάθε δυνόδο επαναλαμβάνεται η διαδικασία αυτή ενισχύοντας το αρχικό σήμα του ενός φωτονίου. Τέλος, η άνοδος συλλέγει το ενισχυμένο ηλεκτρικό ρεύμα μετά από τις δυνόδους. Το ηλεκτρικό ρεύμα που έχει παραχθεί στην άνοδο, το οποίο είναι και μετρήσιμο, είναι πάντα ανάλογο με την ένταση του αρχικού φωτονίου. Όλα τα μέρη που αναφέρθηκαν προηγουμένως, είναι τοποθετημένα μέσα σε ένα σωλήνα κενού, συνήθως κατασκευασμένος από γυαλί, όπου επιτρέπει την διέλευση του φωτός προς την

φωτοκάθοδο, αλλά διατηρεί και το κενό στο εσωτερικό του. Σκοπός του κενού είναι να αποτρέψει τα ηλεκτρόνια να συγκρουσθούν με μόρια του αέρα.



Εικόνα 1.4: Απεικόνιση ενός φωτοπολλαπλασιαστή αλλά και της εσωτερικής δομής του [22].

Στην συνέχεια θα γίνει η ανάλυση για τα ηλεκτρονικά όργανα:

Βρίσκονται εντός της κάμερας και εκτελούν διάφορες κρίσιμες λειτουργίες. Τα ακατέργαστα δεδομένα που προέρχονται από τον ανιχνευτή επεξεργάζονται από την κάμερα για την παραγωγή εικόνων. Για να μπορέσει να γίνει η συλλογή έγκυρων σημάτων από τον ανιχνευτή θα πρέπει πρώτα να περάσουν από μια σειρά ηλεκτρονικών διατάξεων όπως έναν προ-ενισχυτή, ενός αναλυτή ύψους παλμών και τον ενισχυτή. Οι αναλυτές ύψους παλμού κυκλοφορούν σε δύο κατηγορίες: μονοκάναλους για μονοενεργειακές ακτινοβολίες και πολυκάναλους για πολυενεργειακές ακτινοβολίες.

Τέλος, το υπολογιστικό σύστημα που ενσωματώνεται στη γάμμα κάμερα εξειδικεύεται στην απεικόνιση πυρηνικής ιατρικής και διαθέτει τις δυνατότητες διαχείρισης πρωτοκόλλων απεικόνισης, αποθήκευσης δεδομένων, επεξεργασίας εικόνας και απεικόνισης. Σε κλίμακα του γκρι ή και έγχρωμη λαμβάνονται οι εικόνες, ενώ παρέχονται και επιλογές εξομάλυνσης και αφαίρεσης φόντου της εικόνας από το λογισμικό. Η επιλογή ενδιαφέροντος είναι μια δυνατότητα που υποστηρίζεται από το σύστημα και μπορεί να γίνει χειροκίνητα ή αυτόματα, βοηθώντας έτσι στην δημιουργία καμπυλών χρόνου-δραστηριότητας.

Η απόδοση ανίχνευσης, η ενεργειακή ανάλυση, η ομοιομορφία και η αντίθεση της εικόνας εκφράζει τα χαρακτηριστικά με τα οποία αξιολογείται η απόδοση μιας γάμμα κάμερας. Παρακάτω θα γίνει η ανάλυση των αναφερθέντων χαρακτηριστικών.

Η χωρική ανάλυση είναι ένα ουσιαστικό χαρακτηριστικό που δείχνει την ικανότητα της γάμμα κάμερας να διακρίνει σημεία που βρίσκονται σε κοντινή απόσταση μεταξύ τους. Το πλήρες πλάτος στην μέση του ανώτατου ορίου (FWHM) μαζί με την βοήθεια phantom ράβδων συνεισφέρουν στην ποιοτική και ποσοτική αξιολόγηση.

Από την ενεργειακή ανάλυση προέρχεται η ικανότητα της γάμμα κάμερας να διακρίνει μεταξύ των ενεργειών ακτινοβολίας. Οι στατιστικές διακυμάνσεις κατά την παραγωγή των φωτονίων επηρεάζουν κυρίως την ακρίβεια. Οι ακτίνες γάμμα με υψηλή ενέργεια βοηθούν την γάμμα κάμερα να παρέχει ανώτερη ανάλυση. Η αποδοτικότητα της ανίχνευσης χαρακτηρίζεται από το πόσο αποδοτικά το σύστημα

μετατρέπει τις προσπίπτουσες ακτίνες γάμμα σε έγκυρα σήματα. Είναι πολλοί ακόμα οι παράγοντες που την επηρεάζουν όπως η απόσταση από την πηγή, η ενέργεια των ακτίνων γάμμα, το πάχος του κρυστάλλου και το μέγεθος του ανιχνευτή. Σημαντικό επίσης παράγοντα αποτελεί ο κατευθυντήρας που θα χρησιμοποιηθεί για την αποτελεσματικότητα της ανίχνευσης, καθώς η βελτίωση της διαδικασίας γίνεται με την χρήση κατευθυντήρων υψηλής ευαισθησίας. Η συνολική συνέπεια των αποκρίσεων της γάμμα κάμερας είναι που δίνει την ομοιομορφία της. Λόγω όμως φαινομένων κατά την δημιουργία των φωτονίων και της μετάδοσης στην έξοδο του φωτοπολλαπλασιαστή καταλήγει στην μείωσή της. Για την αξιολόγηση της ομοιομορφίας της εικόνας πραγματοποιούνται δοκιμές εσωτερικής και εξωτερικής ομοιομορφίας. Στόχος αυτών των δοκιμών είναι η διασφάλιση αξιόπιστων και συνεπών αποτελεσμάτων απεικόνισης.

Η αντίθεση εικόνας στην απεικόνιση με γάμμα κάμερα εξαρτάται από τις διακυμάνσεις στην απορρόφηση του ραδιοφαρμάκου στις διάφορες περιοχές του σώματος. Στην βελτίωση της συνεισφέρουν ανάλογα λογισμικά αλλά και η τεχνική αφαίρεσης υποβάθρου με αποτέλεσμα να γίνονται καλύτερες από διαγνωστική άποψη.

Οι κάμερες SPECT μοιάζουν σχεδιαστικά με τις επίπεδες γάμμα κάμερες, διαθέτοντας πρόσθετα χαρακτηριστικά. Για την βελτίωση της απόδοσης, συνήθως οι γάμμα κάμερες ενσωματώνουν συχνά σε ζεύγη πολλαπλές κεφαλές. Με την περιστροφή των καμερών σε κυκλικές ή ελλειπτικές τροχιές (η μελέτη που γίνεται επηρεάζει την επιλογή αυτή) γύρω από τον ασθενή γίνεται και η καταγραφή εικόνων από πολλές γωνίες. Η αύξηση της ακρίβειας της απεικόνισης γίνεται σε προηγμένα συστήματα με την εκτίμηση του περιγράμματος του σώματος. Η περιστροφή σε έναν πλήρη κύκλο (360 μοίρες) σε ένα σύστημα SPECT καταγράφει 64 ή 128 προβολές με τις οποίες λαμβάνονται οι εικόνες διατομής. Η επίτευξη καλής ανάλυσης προέρχεται από τον ικανοποιητικό αριθμό μετρήσεων αλλά και την διαχείριση της κίνησης του ασθενή. Τα σινογράμματα χρησιμεύουν στην παρακολούθηση αυτής της δραστηριότητας. Συνήθως χρησιμοποιούνται δυο μέθοδοι λήψης, βήμα και λήψη ή συνεχή σάρωση. Οι εικόνες που λαμβάνονται κατά τη διάρκεια της σάρωσης ανακατασκευάζονται στη συνέχεια με την χρήση ειδικού λογισμικού. Η φιλτραρισμένη οπισθοπροβολή αποτελεί μια συχνά χρησιμοποιούμενη τεχνική στο SPECT. Η ποιότητα της εικόνας βελτιώνεται χρησιμοποιώντας επαναληπτικές μεθόδους ανακατασκευής, με τις φυσικές παραμέτρους να συνυπολογίζονται. Ακόμα υπάρχουν και εξειδικευμένα συστήματα με ειδικές διαμορφώσεις για διακριτούς κλινικούς σκοπούς όπως στην καρδιάς και στον εγκέφαλο.

Με βάση αρκετά κρίσιμα χαρακτηριστικά κρίνεται η απόδοση ενός συστήματος SPECT. Αυτά περιλαμβάνουν τη χωρική ανάλυση, την ευαισθησία, την ομοιομορφία και την αντίθεση της εικόνας, καθώς και τη διαδικασία εξασθένησης των ακτίνων. Η χωρική ανάλυση αξιολογεί την ικανότητα του συστήματος να αναπαράγει λεπτομερείς εικόνες. Αυτό το χαρακτηριστικό μπορεί να μετρηθεί σε δύο διαφορετικά επίπεδα - αξονικό και διαξονικό - προσφέροντας μια ολοκληρωμένη εκτίμηση της ποιότητας της εικόνας. Η ευαισθησία αναφέρεται στη μετρική απόδοση που βασίζεται σε παράγοντες όπως η απόδοση του κατευθυντήρα, το πάχος του κρυστάλλου και η ενέργεια των ανιχνευτών. Η ικανότητα να παράγονται συνεκτικές αποκρίσεις σε όλη τη διάρκεια της απεικονιστικής διαδικασίας μετρά την ομοιομορφία της εικόνας. Η αντίθεση της εικόνας είναι ένα σημαντικό χαρακτηριστικό που επιτυγχάνεται κυρίως μέσω τεχνικών απεικόνισης διατομής. Τέλος, η διαδικασία εξασθένησης αφορά τη μείωση της έντασης των ακτίνων καθώς διασχίζουν τον ιστό του ασθενούς. Για την μείωση της εξασθένησης, και κατά

συνέπεια την αύξηση της διαγνωστικής ακρίβειας από την βελτιωμένη ποιότητα εικόνας γίνεται η χρήση του υβριδικού συστήματος απεικόνισης SPECT/CT.

Οι κάμερες PET και SPECT φέρουν αρκετές διαφορές. Αρχικά, αντί για τις κλασικές κεφαλές καμερών, διαθέτουν πολλαπλούς δακτυλίους ανιχνευτών που αποτελούνται από μικρότερες μονάδες ή μπλοκ ανιχνευτών σπινθηριστών. Αυτοί οι δακτύλιοι ανιχνευτών ενσωματώνουν κινητά διαφράγματα από μόλυβδο, τα οποία μπορούν να προσαρμοστούν ανάλογα με τις απαιτήσεις της εκάστοτε μελέτης. Τα ανιχνευτικά στοιχεία είναι κατασκευασμένα από μεγάλους κρυστάλλους σπινθηρισμού, οι οποίοι χωρίζονται σε μικρότερα υπομήματα ή ομάδες μικρότερων κρυστάλλων. Τα φωτόνια αυτά φέρουν υψηλή ενέργεια στα 511 keV, με αποτέλεσμα οι κρύσταλλοι σπινθηρισμού NaI(Tl) να μην μπορούν να χρησιμοποιηθούν και να χρειάζονται άλλους με μεγαλύτερη πυκνότητα, όπως τους GSO, LSO και BSO.

Τα ανιχνευτικά στοιχεία του PET, έχουν λιγότερους φωτοπολλαπλασιαστές καταναμημένους σε διάφορες πολλαπλές υποδιαίρεσεις. Οι φωτοπολλαπλασιαστές αυτοί τοποθετούνται πίσω από τους κρυστάλλους, έτσι ώστε να καταγράφουν το υψηλότερο σημείο του φωτονίου. Τα σήματά τους αναλύονται στη συνέχεια από τον αναλυτή ύψους παλμών, ο οποίος αποφασίζει αν θα δεχτεί ή θα απορρίψει το σήμα. Τα συμβάντα εκμηδένισης ποζιτρονίων βρίσκονται συχνά σε ασυμμετρία σε σχέση με τον δακτύλιο ανιχνευτών, με αποτέλεσμα δυο ανιχνευτές να μην μπορούν να ανιχνεύσουν συγχρόνως δυο σε συμφωνία φωτόνια. Τα φωτόνια που εντοπίζονται μέσα σε ένα συγκεκριμένο χρονικό παράθυρο, περίπου μεταξύ πέντε και δεκαπέντε νάνο δευτερολέπτων θεωρούνται σε συμφωνία. Από τα φωτόνια που ανιχνεύονται το 99 % απορρίπτονται καθώς εκλαμβάνονται ως μεμονωμένα περιστατικά, επειδή δεν πληρούν το χρονικό όριο του παραθύρου που έχει τεθεί. Η ηλεκτρονική ευθυγράμμιση που μόλις περιγράφηκε είναι που καθορίζει το νεκρό χρόνο.

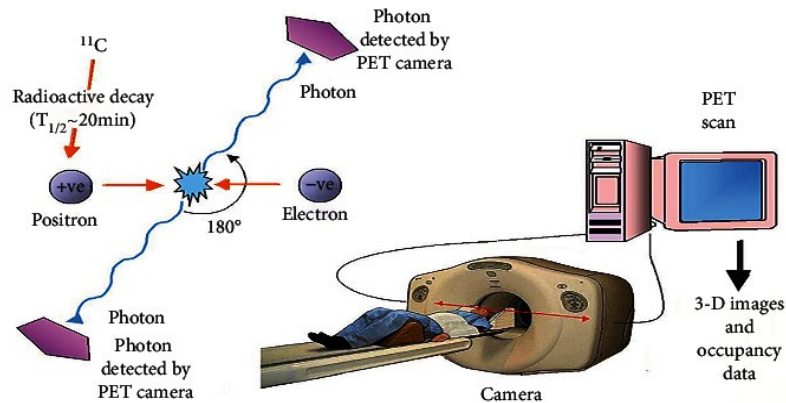
Τα σκεδαζόμενα φωτόνια σε συνδυασμό με τα τυχαία γεγονότα που πραγματοποιούνται ταυτόχρονα συμβάλλουν στον περιορισμό της ποιότητας της εικόνας λόγω του θορύβου. Γι' αυτό γίνεται προσπάθεια να διαχωριστούν τα "πραγματικά" γεγονότα από τα τυχαία. Η ποιότητα της διαγνωστικής εικόνας υποβαθμίζεται λόγω της μείωσης της ανάλυσης της από τα τυχαία γεγονότα σύμπτωσης. Από τις κάμερες που χρησιμοποιούνται στο PET (Εικόνα 1.5) λαμβάνονται δισδιάστατες αλλά και τρισδιάστατες εικόνες. Με τα διαφράγματα που βρίσκονται ανάμεσα στους δακτυλίους των ανιχνευτών τα δεδομένα που λαμβάνονται, δημιουργούν τις δισδιάστατες εικόνες. Με την αφαίρεση αυτών και την κατάλληλη επεξεργασία των δεδομένων είναι δυνατή η παραγωγή τρισδιάστατων εικόνων.

Τα φωτόνια τα οποία δεν ακολουθούν κάθετη διαδρομή προς τους ανιχνευτές και είναι παράλληλα προς το επίπεδο του ανιχνευτικού δακτυλίου μπλοκάρονται από τα διαφράγματα. Λόγω των διαφραγμάτων προκύπτει η μείωση της ευαισθησίας η οποία προέρχεται από την βοήθεια που προσφέρουν στην μείωση των συμβάντων που καταγράφονται στο σύστημα. Ακόμα συμμετέχουν και στην καταγραφή λιγότερης σκεδασμένης ακτινοβολίας. Για την αύξηση της ανάλυσης της εικόνας θα πρέπει να γίνει ο συμβιβασμός που αναφέρθηκε. Με την αφαίρεση των διαφραγμάτων προκύπτει η καταγραφή περισσότερων φωτονίων, ακόμα και εκτός του επιπέδου του ανιχνευτικού δακτυλίου δίνοντας την δυνατότητα για επεξεργασία δεδομένων σε τρισδιάστατη μορφή αλλά με κόστος την μειωμένη ανάλυση της εικόνας, λόγω της αύξησης στην καταγραφή των σκεδαζόμενων φωτονίων.

Ο χρόνος πτήσης αποτελεί σημαντικό παράγοντα καθώς αντισταθμίζει τις διαφορές μεταξύ των αποστάσεων που διανύουν τα ζεύγη φωτονίων από το σημείο της εξαύλωσης μέχρι και το σημείο των ανιχνευτών. Τα φωτόνια καμία φορά θα

πρέπει να διανύσουν άνισες αποστάσεις καθώς ένα γεγονός μπορεί να λαμβάνει τόπο πιο κοντά στον έναν ανιχνευτή σε σχέση με το ζευγάρι του οδηγώντας έτσι στην μείωση της ακρίβειας του σημείου εξαΰλωσης. Ευτυχώς, η διαφορά χρόνου που δημιουργείται μπορεί να χειραγωγηθεί και να χρησιμοποιηθεί ώστε να υπολογιστεί η θέση εκμηδένισης.

Για να γίνει η δημιουργία των εικόνων ή των οπτικών αναπαραστάσεων θέτονται σε επεξεργασία οι πληροφορίες που έχουν συλλεχθεί από τις κάμερες που έχουν αναφερθεί. Οι εικόνες για τις συμβατικές γάμμα κάμερες είναι συνήθως δισδιάστατες και αποτελούνται από έναν πίνακα που είναι χωρισμένος σε μικρότερα εικονοστοιχεία. Σε συγκεκριμένες θέσεις γίνεται η αποθήκευση των δεδομένων ή των σημάτων τα οποία βρίσκονται σε αντιστοιχία με την πηγή του σήματος. Τα σήματα αυτά παρουσιάζονται στον πίνακα της οθόνης, ευθυγραμμισμένα με τις αντίστοιχες θέσεις σήματος. Στο κάθε εικονοστοιχείο δίνεται μια θέση με όλα αυτά τα εικονοστοιχεία να βρίσκονται μέσα σε έναν πίνακα. Εντός του πίνακα της εικόνας υπάρχει μια μοναδική θέση για κάθε σήμα που αποτελεί και το κάθε εικονοστοιχείο. Όσο πιο μικρά είναι τα εικονοστοιχεία τόσο πιο πολύ βελτιώνεται η ανάλυση της εικόνας αλλά και ο εντοπισμός του σήματος.



Εικόνα 1.5: Γενική αρχή λειτουργίας ενός απεικονιστικού συστήματος PET [2].

Η χωρική ανάλυση μαζί με την ευαισθησία και την εξασθένιση είναι που δίνουν την απόδοση ενός συστήματος PET. Το μέγεθος του ανιχνευτή είναι που καθορίζει την χωρική ανάλυση, αλλά επηρεάζεται από διάφορους παράγοντες που μεταβάλλουν την ανίχνευση των γεγονότων εξαΰλισης με ακρίβεια. Λόγω της απουσίας του κατευθυντήρα παρουσιάζει μεγαλύτερη ευαισθησία από το SPECT. Ανάλογα όμως τον σχεδιασμό της κάμερας και των κρυστάλλων σπινθηρισμού που θα χρησιμοποιηθούν, προκύπτει και η μεταβολή της. Σημαντικό ρόλο παίζει η διόρθωση της εξασθένισης και μπορεί να διορθωθεί με τις κενές σαρώσεις ή και τις σαρώσεις μετάδοσης. Βελτιωμένες λεπτομέρειες στην διόρθωση αυτή αλλά με την προσθήκη τεχνικών σφαλμάτων (artifact) μας δίνει η υβριδική προσέγγιση PET/CT (Εικόνα 1.8).

Για την παραγωγή υψηλής ποιότητας τρισδιάστατων εικόνων διατομής με βάση την συλλογή των δεδομένων στην απεικόνιση τόσο του SPECT όσο και του PET αποτελούν οι τεχνικές ανακατασκευής εικόνας. Το φίλτράρισμα οπίσθιας προβολής είναι μια ευρέως χρησιμοποιούμενη τεχνική για την ανακατασκευή στην πυρηνική ιατρική. Τα φιλτραρισμένα δεδομένα προβολής που έχουν ληφθεί στο πεδίο των συχνοτήτων και στην συνέχεια, η επαναπροβολή τους αποτελούν την ανακατασκευή μιας εικόνας. Για την ποιότητα μιας εικόνας θα πρέπει τα φυσικά

φαινόμενα όπως η εξασθένηση να υπολογίζονται καθώς συμβάλλουν στην μείωση της, παρόλο που αποτελεί μια υπολογιστικά αποδοτική τεχνική. Συγκριτικά με το φιλτράρισμα κατά την οπίσθια προβολή, η εξασθένηση και η μοντελοποίηση της διασποράς μπορούν να ενσωματωθούν στις επαναληπτικές μεθόδους, με αποτέλεσμα την αύξηση της ποιότητας της εικόνας.

Η πολυτροπική απεικόνιση ενσωματώνει τόσο τις λειτουργικές όσο και τις ανατομικές πληροφορίες που παρέχουν τεχνικές όπως το SPECT ή το PET, με τις δυνατότητες ανατομικής απεικόνισης υψηλής ανάλυσης που παρέχουν ο αξονικός τομογράφος (CT) και η μαγνητική τομογραφία (MRI). Η συνδυασμένη χρήση του SPECT/CT (Εικόνα 1.6) προσφέρει μια πλήρη εικόνα, συνδυάζοντας τη λειτουργική πληροφορία του με την ανατομική πληροφορία της αξονικής τομογραφίας. Αυτό επιτρέπει ακριβές εντοπισμό των δομών, καλύτερο χαρακτηρισμό των παθήσεων μέσω της συσχέτισης μεταξύ λειτουργικών και μορφολογικών πληροφοριών. Από την άλλη πλευρά, η τεχνική SPECT/MRI (Εικόνα 1.7) παρέχει ανώτερη αντίθεση στους μαλακούς ιστούς, λαμβάνοντας επίσης υπόψη λειτουργικές πληροφορίες και μειώνοντας την έκθεση στην ακτινοβολία συγκριτικά με την αξονική τομογραφία. Επίσης, η συνδυασμένη χρήση του PET/CT προσφέρει στην ογκολογία μια ισχυρή εργαλειοθήκη για την ανίχνευση, τη σταδιοποίηση και την παρακολούθηση της ανταπόκρισης στη θεραπεία. Έτσι συνδυάζονται οι μεταβολικές πληροφορίες από το PET με τις ανατομικές λεπτομέρειες του CT. Αυτές οι προηγμένες τεχνικές απεικόνισης αντιπροσωπεύουν μια σημαντική προσέγγιση, υποσχόμενες συνεχείς βελτιώσεις στην ποιότητα των εικόνων και επεκτείνοντας τις κλινικές τους εφαρμογές.

Για την παροχή λειτουργικών και ανατομικών λεπτομερειών αναπτύχθηκε η υβριδική τεχνική SPECT/CT, η οποία συνδυάζει τις δυο αυτές απεικονιστικές μεθόδους μαζί. Αυτή η ενσωμάτωση προσφέρει πολλά πλεονεκτήματα, όπως ακριβή ανατομικό εντοπισμό, βελτιωμένη διόρθωση της εξασθένησης των φωτονίων και βελτιωμένο χαρακτηρισμό της κάκωσης μέσω της συσχέτισης λειτουργικών και ανατομικών δεδομένων. Το σύστημα αξονικής τομογραφίας του SPECT/CT ενσωματώνει μια πηγή ακτίνων-X και έναν ανιχνευτή, τα οποία μπορούν να βρίσκονται είτε σε πλήρη είτε σε μερικό δακτύλιο. Οι αξονικές τομογραφίες με χαμηλή δόση χρησιμοποιούνται για τη διόρθωση της εξασθένησης, ενώ οι διαγνωστικές αναλύσεις προσφέρουν πληροφορίες για τον ανατομικό εντοπισμό και τη μορφολογία των βλαβών. Η μείωση σε ακτινοβολία που προσφέρει συγκριτικά με μια αξονική τομογραφία, η υψηλή αντίθεση σε μαλακούς ιστούς αλλά και η δυνατότητα λειτουργικής απεικόνισης δίνει στο SPECT/MRI πάρα πολλά πλεονεκτήματα. Με όλα αυτά γίνεται κατανοητό γιατί το SPECT/MRI αποτελεί ένα πολύ καλό εργαλείο σε κλινικές εφαρμογές.

Η σύζευξη PET/CT αναδεικνύει έναν καινοτόμο τρόπο απεικόνισης, ενσωματώνοντας τις μοναδικές τεχνικές του PET και του CT. Αυτή η συνδυασμένη προσέγγιση αποσκοπεί στον ακριβέστερο εντοπισμό και διόρθωση της εξασθένησης των φωτονίων, έχοντας εξαιρετική εφαρμογή στον τομέα της ογκολογίας για την ανίχνευση, τη σταδιοποίηση και την εκτίμηση της απόκρισης στη θεραπεία. Παράλληλα, αξιοποιεί τα μεταβολικά δεδομένα που προσφέρει το PET, ενισχύοντας την ακρίβεια της αναπαράστασης με τις ανατομικές λεπτομέρειες που παρέχει το CT.

Η έρευνα στον τομέα του PET/MRI επικεντρώνεται κυρίως στη βελτίωση των αλγορίθμων ανακατασκευής εικόνας και στην τελειοποίηση των τεχνικών διόρθωσης της κίνησης. Επιπλέον, δίνεται έμφαση στην ανάπτυξη νέου υλικού μαγνητικής τομογραφίας συμβατού με την τεχνολογία του PET. Ο σκοπός αυτών των προσπαθειών είναι να αναβαθμιστούν οι εφαρμογές στον κλινικό τομέα και να

βελτιωθεί η συνολική εικόνα που προκύπτει. Ένα καινοτόμο άλμα αποτελούν τα υβριδικά συστήματα με τις ανάλογες τεχνικές που προσφέρουν, όπως το SPECT/MRI, PET/CT και SPECT/CT στον διαγνωστικό τομέα. Το πεδίο της πυρηνικής ιατρικής αυξάνεται με τις τεχνικές αυτές, καθώς αυξάνουν τις εφαρμογές αλλά και το φάσμα για τις διάφορες κλινικές εφαρμογές, συμβάλλοντας στην μείωση της έκθεσης στην ακτινοβολία και βελτιώνοντας δυναμικά την ποιότητα των εικόνων [3]-[5].



Εικόνα 1.6: Απεικονιστικό σύστημα SPECT/CT [3].



Εικόνα 1.7: Απεικονιστικό σύστημα PET/MRI [3].



Εικόνα 1.8: Απεικονιστικό σύστημα PET/CT [3].

1.5 Εξειδικευμένα συστήματα ιατρικής απεικόνισης (σπινθηρομαστογραφία και απεικόνιση μικρών ζώων – προ κλινική απεικόνιση)

1.5.1 PSPMT

Οι χωρικά ευαίσθητοι φωτοπολλαπλασιαστές (PSPMTs) (Εικόνα 1.9), αναπτυγμένοι από την εταιρία Hamamatsu, μπορούν να υπολογίζουν με υψηλή ακρίβεια την θέση κάθε φωτονίου λόγω της κατασκευής τους. Η κατασκευή ανιχνευτών μικρού πεδίου, είναι δυνατή εξαιτίας της ικανότητας ενός μόνο φωτοπολλαπλασιαστή να υπολογίζει την θέση των φωτονίων. Ο βέλτιστος συνδυασμός των επιμέρους τμημάτων του και η εσωτερική διακριτική ικανότητα ενός PSPMT που είναι 0,3 χιλιοστά, είναι που καθορίζουν την ολική διακριτική ικανότητα ενός συστήματος που βασίζεται σε PSPMTs. Αυτές οι ιδιότητες καθιστούν τους PSPMTs κατάλληλους για εφαρμογές με μεγάλες απαιτήσεις σε ακρίβεια και χωρική ανάλυση, όπως η απεικόνιση μικρών ανατομικών δομών και η διάγνωση παθήσεων.

Η πληροφορία σχετικά με τη θέση προκύπτει από την ανίχνευση της αύξησης στο σήμα του φωτοπολλαπλασιαστή, η οποία διαφέρει από αυτήν των συμβατικών φωτοπολλαπλασιαστών. Μέσω ενός συγκεκριμένου αριθμού συρμάτων καταγράφονται τα σήματα, τα οποία με απλή επεξεργασία, επιτρέπουν τον υπολογισμό της θέσης και της ενέργειας κάθε φωτονίου. Η πολυπλοκότητα του κυκλώματος ανάγνωσης των σημάτων εξαρτάται από την ακρίβειά που απαιτείται και τις ανάγκες επεξεργασίας του σήματος.

Η εταιρία Hamamatsu έχει παρουσιάσει μια ποικιλία PSPMTs κυκλικής και τετραγωνικής διατομής σε διάφορες διαστάσεις κατά τη διάρκεια των ετών. Ωστόσο, παρατηρείται ότι η αύξηση του μεγέθους των φωτοπολλαπλασιαστών οδηγεί σε μειωμένες επιδόσεις και περιορισμούς στην ομοιόμορφη απόδοση σε όλη την επιφάνεια ανίχνευσης.

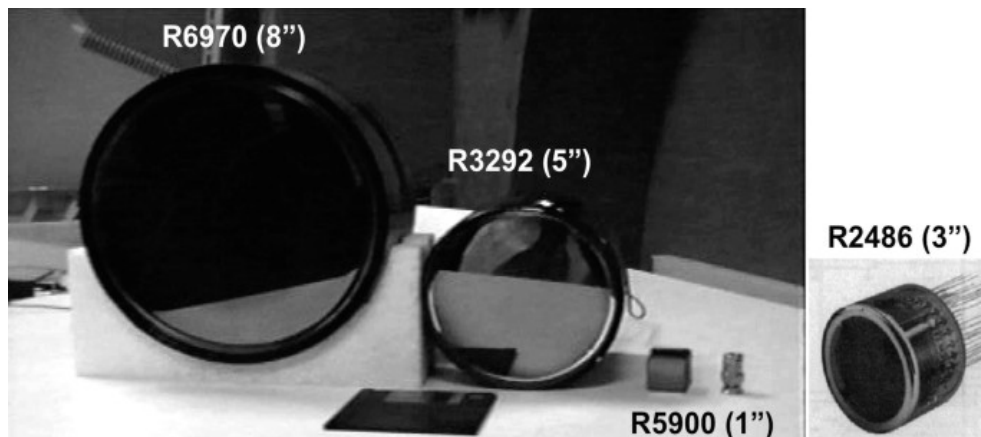
Οι αρχικοί PSPMTs κατασκευάστηκαν το 1985. Η πρώτη γενιά βασίζεται στον πολλαπλασιασμό του φορτίου από την αρχική θέση πρόσπτωσης των φωτονίων στην κάθοδο, από ένα τρισδιάστατο προσεγγιστικά πλέγμα δυνόδων. Μερικοί από

τους διάφορους παράγοντες που επηρεάζουν την κατανομή του φορτίου στο πλέγμα είναι:

1. η τάση στα ενδιάμεσα στάδια των δυνόδων, ειδικά μεταξύ της καθόδου και της πρώτης δυνόδου,
2. τα εστιακά πλέγματα που βρίσκονται μεταξύ των δυνόδων,
3. ο σπινθηριστής με το υλικό οπτικής σύζευξης και το παράθυρο εισόδου της φωτοκαθόδου.

Στην αρχική ανάλυση στο πλέγμα των δυνόδων για την κατανομή του ηλεκτρονικού νέφους παρατηρήθηκε διακριτική ικανότητα τεσσάρων χιλιοστών στην τελευταία δύνοδο. Ο υπολογισμός της θέσης, ο οποίος γίνεται με την εφαρμογή της μεθόδου κέντρου βάρους αλλά και με τα διασταυρωμένα καλώδια στις ανόδους, διευκολύνεται μέσω της ευρείας ενδογενούς κατανομής του φορτίου. Βέβαια η ευρεία κατανομή του φορτίου είναι που περιορίζει την χωρική διακριτική ικανότητα του συστήματος. Οι αρχικοί PSPMTs γενικά αποτελούνται από γυάλινο περίβλημα και έχουν μεγάλο πεδίο εφαρμογών. Όμως, το κενό που υπάρχει στις άκρες του πεδίου είναι μεγαλύτερο του εκατοστού, προκαλώντας προβλήματα για στη δημιουργία ενός μεγαλύτερου ενεργού πεδίου με την τοποθέτηση σε διάταξη πολλών PSPMTs.

Με σκοπό να είναι πιο συγκεντρωμένη η κατανομή του φορτίου η δεύτερη γενιά βασίζεται στην ενίσχυση του φορτίου σε μεταλλικές δυνόδους σε συνδυασμό με μια φωτοκάθοδο από γυαλί με πάχος μικρότερο του χιλιοστού. Η αλληλεπίδραση του φωτονίου στην κάθοδο δεν αλλάζει συντεταγμένες λόγω της νέας δομής των δυνόδων που αποτελείται από επίπεδα πολλαπλασιασμού των ηλεκτρονίων. Σε μορφή πίνακα ή διασταυρούμενης πολυκαλωδιακής δομής συλλέγεται το φορτίο από ένα πολυανοδικό σύστημα. Για την βέλτιστη συλλογή φορτίου απαιτείται αυξημένος αριθμός ανόδων με διαστάσεις μικρότερες των 3 χιλιοστών και αυτό λόγω της αύξησης περιορισμένης κατανομής φορτίου στην πρώτη γενιά. Η κατανομή του φωτός στον σπινθηριστή δεν επηρεάζεται από την ενδογενή κατανομή του φορτίου στον PSPMT, ενώ η ανάγνωση των σημάτων στον ηλεκτρονικό υπολογιστή αν οι άνοδοι ήταν ενός χιλιοστού θα είχαν ως αποτέλεσμα και την μεγαλύτερη πολυπλοκότητα των ηλεκτρονικών.



Εικόνα 1.9: Στην εικόνα παρουσιάζονται PSPMTs σε διαφορετικά σχήματα και μεγέθη [23].

Το κύριο πλεονέκτημα της τρίτης γενιάς PSPMT (Εικόνα 1.10) βρίσκεται στο σχεδιασμό του περιβλήματος, το οποίο συνδυάζει μια ενεργή περιοχή διαστάσεων περίπου πέντε χιλιοστών με περιφερειακά περιθώρια μικρότερα του ενός χιλιοστού. Σε μεταλλικά κανάλια δυνόδων βασίζεται η μέθοδος πολλαπλασιασμού του φορτίου, ενώ στις ανόδους σε μορφή πίνακα συλλέγεται το φορτίο. Η διαμόρφωση αυτή

επιτρέπει τον διαχωρισμό του συλλεγόμενου φωτός από κυψελίδες σπινθηριστή με διαστάσεις 2 x 2 χιλιοστών, όπου το πάχος του παραθύρου της φωτοκαθόδου λαμβάνεται υπόψιν. Ο σχεδιασμός των ανόδων επικεντρώθηκε στην επίτευξη μιας ενεργής περιοχής 50 x 50 χιλιοστών, με ένα πιο απλό σύστημα ανάγνωσης και την ελαχιστοποίηση των διακυμάνσεων απόδοσης. Η ελάχιστη ενεργή περιοχή για την σπινθηρομαστογραφία που αποτελεί μια από τις κλινικές εφαρμογές, είναι 20 εκατοστά. Πολλοί περιορισμοί συναντήθηκαν κατά τις προσπάθειες ανάπτυξης μεγάλου πεδίου πρώτης γενιάς PSPMTs . Η πρώτη παρουσίαση μιας πρωτότυπης γάμμα κάμερας με ενεργή περιοχή 25 τετραγωνικών εκατοστών βασίστηκε σε συστοιχίες πρώτης γενιάς PSPMTs. Το σχετικά μικρό μέγεθος με την προοπτική να μπορεί να σχηματιστεί σε κανονικό ή ακαθόριστο σχήμα ένα μεγαλύτερο πεδίο αλλά και το ομοιόμορφο πάχος της φωτοκαθόδου σε όλο το πεδίο αποτέλεσαν τα πλεονεκτήματα της προσέγγισης αυτής. Το βασικό μειονέκτημα αποτέλεσε το κενό μεταξύ των PSPMTs, το οποίο θα έπρεπε να καλυφθεί με επιπλέον υλικό οπτικής σύζευξης, καθώς υπήρχε νεκρό πεδίο. Η λειτουργία τους ως ανεξάρτητες μονάδες είχε μεγαλύτερη απόδοση από ότι ως ένα ενιαίο πεδίο.

Η τελευταία γενιά των PSPMTs αναπτύχθηκε με στόχο να αντιμετωπίσει αυτούς τους περιορισμούς. Για να γίνει η αύξηση της ενεργού περιοχής γίνεται τοποθέτησή τους σε συστοιχία, παρέχοντας κάλυψη έως και 97% με ομοιόμορφο πάχος φωτοκαθόδου στα 2 χιλιοστά. Επιπλέον, η τρίτη γενιά παρουσιάζει βελτιωμένη απόδοση συνδυάζοντας:

1. μικρό μέγεθος
2. δυνατότητα σχηματισμού μεγάλης ενεργού περιοχής
3. χωρική διακριτική ικανότητα και μικρή παραμόρφωση θέσης [6]-[8].



Εικόνα 1.10: PSPMT τρίτης γενιάς [23].

1.5.2 Απεικόνιση μικρών ζώων

Τα ζωικά μοντέλα αποτελούν αναπόσπαστο μέρος της γενετικής έρευνας, της φυσιοπαθολογίας και της ανάπτυξης ραδιοφαρμάκων. Συνήθως προτιμώνται μικρά θηλαστικά (όπως φαίνεται στην εικόνα 1.11) καθώς γίνεται να υπάρχει μεγάλος αριθμός πειραματόζων σε μικρό χώρο φύλαξης αλλά και λόγω της ικανότητάς τους να μπορούν να αναπαράγονται γρήγορα. Ακόμα ένα πλεονέκτημα των πειραματόζων με μικρό μέγεθος αποτελεί η δυνατότητα ελέγχου της γενετικής μεταβολής των κυττάρων τους, κάτι που έχει οδηγήσει σε στοχευμένη έρευνα. Ο κλασικός τρόπος για την εξερεύνηση φυσιοπαθολογιών διεργασιών ή την ανάπτυξη νέων ραδιοφαρμάκων περιλαμβάνει τη χρήση μεθόδων βιοκατανομής, τη μέτρηση ιστών και τη χρήση ραδιογραφίας.

Η βιοκατανομή προσφέρει χωρικά υψηλή διακριτική ικανότητα αλλά και την ανάλυση των συγκεντρώσεων των βιομορίων με ακρίβεια, λόγω της άμεσης μέτρησης και αφαίρεσης επιλεγμένων οργάνων. Έχοντας βέβαια και ορισμένα σημαντικά μειονεκτήματα. Ανάμεσά τους, η ανάγκη για μεγάλο αριθμό πειραματόζωων που υποβάλλονται σε θανάσιμες διαδικασίες, η αδυναμία παρακολούθησης της υγείας τους ή η λειτουργία με πολλαπλά δείγματα από το ίδιο πειραματόζωο. Επιπλέον, λόγω των κανόνων βιοηθικής που με τον καιρό γίνονται αυστηρότεροι, το υψηλό κόστος και ο χρόνος που απαιτείται για μεγάλο αριθμό βιοκατανομών, ωθούν στην αναζήτηση εναλλακτικών μεθόδων από τους ερευνητές με λιγότερα πειραματόζωα.

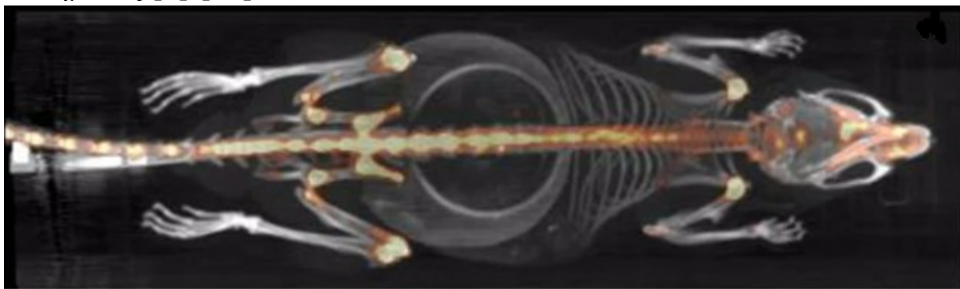


Εικόνα 1.11: Στην εικόνα απεικονίζεται ένα αναισθητοποιημένο ποντίκι πάνω σε έναν ανιχνευτή [30].

Η παρακολούθηση των βιολογικών διεργασιών σε ζωντανούς οργανισμούς γίνεται εναλλακτικά και με μη επεμβατικό τρόπο παρακολούθησης μέσω των μεθόδων της πυρηνικής ιατρικής, PET και SPECT (Εικόνα 1.12). Σε κάθε πειραματόζωο ο έλεγχος των διαδικασιών, αλλά και η δυνατότητα επαναλαμβανόμενων μελετών πριν και μετά την χορήγηση πειραματικών σκευασμάτων αποτελεί ένα από τα κύρια πλεονεκτήματα. Επιπλέον, η απαιτούμενη ποσότητα πειραματόζωων είναι μικρότερη συγκριτικά με άλλες μεθόδους μελέτης. Ωστόσο, για την κατάλληλη απεικόνισή τους προκύπτουν τεχνικής φύσης προβλήματα, λόγω του μεγέθους των εξειδικευμένων ανιχνευτών απεικόνισή τους. Ακόμα προκειμένου ο χρόνος απεικόνισης να είναι όσο πιο σύντομος, απαιτείται υψηλός σηματοθορυβικός λόγος και χωρική διακριτική ικανότητα. Συνεπώς, χρειάζεται να είναι δέκα φορές καλύτερη η χωρική διακριτική ικανότητα των εξειδικευμένων ανιχνευτών, ώστε οι απεικονιστικές μελέτες σε ανθρώπους και πειραματόζωα να είναι ισοδύναμες. Αντίστοιχες απαιτήσεις ισχύουν και στα προκλινικά συστήματα όσον αφορά την ευαισθησία

Γενικά, οι κάμερες για SPECT εφαρμογές εμφανίζουν σημαντικά χαμηλότερη ευαισθησία και χωρική διακριτική ικανότητα σε σύγκριση με τους ανιχνευτές που χρησιμοποιούνται στις PET εφαρμογές, κατά περίπου 50-100 φορές και 3-4 φορές αντίστοιχα. Επιπλέον, οι SPECT ανιχνευτές δεν είναι τόσο αποτελεσματικοί στη χρονική ανάλυση και τον ελάχιστο αριθμό καταγραφής φωτονίων, με αποτέλεσμα να μην ανταποκρίνονται άμεσα στις φυσιολογικές διεργασίες του οργανισμού. Στην πράξη, λόγω του υψηλού κόστους εξοπλισμού που απαιτείται περιορίζεται η χρήση των PET ανιχνευτών. Ειδικότερα, για τη χρήση ισοτόπων μικρής ημιζωής απαιτείται η παρουσία κύκλοτρου εντός του χώρου διεξαγωγής της έρευνας. Αντίθετα, οι SPECT ανιχνευτές είναι ευρέως διαθέσιμοι και οι ραδιοϊχνηθέντες παρουσιάζουν μεγαλύτερο χρόνο ημιζωής, επιτρέποντας την παρακολούθηση για μεγαλύτερη χρονική περίοδο, ενώ παράλληλα παράγονται ευκολότερα.

Με την αντικατάσταση των κατευθυντήρων παράλληλων οπών με κατευθυντήρες μονής οπής μπορεί να βελτιωθεί περαιτέρω η χωρική διακριτική ικανότητα των εξειδικευμένων ανιχνευτών SPECT. Η μη ομοιόμορφη ευαισθησία στο οπτικό πεδίο που αποτελεί και το κύριο μειονέκτημα στους κατευθυντήρες μονής οπής, οδηγεί είτε στην αύξηση του απεικονιστικού χώρου, είτε στην αύξηση της ενεργότητας των ραδιοϊχνηθετών. Για την απεικόνιση μικρών ζώων ή οργάνων χρησιμοποιούνται κυρίως οι κατευθυντήρες οπής. Κατευθυντήρες παράλληλων οπών υψηλής χωρικής διακριτικής ικανότητας ή γενικού σκοπού, χρησιμοποιούνται για την πλήρη μελέτη του κινητικού μοντέλου του ραδιονουκλεϊδίου και την ποσοτική ανάλυση της συγκέντρωσης στα διάφορα όργανα. Καλή ευαισθησία σε όλο το ωφέλιμο πεδίο απεικόνισης προσφέρουν τα προσφάτως ανεπτυγμένα συστήματα με κατευθυντήρες πολλών οπών, χωρίς να μειώνουν την χωρική διακριτική ικανότητα του συστήματος [9]-[11].



Εικόνα 1.12: Απεικονιστικό αποτέλεσμα ενός ποντικού από micro SPECT και CT [30].

1.5.3 Σπινθηρομαστογραφία

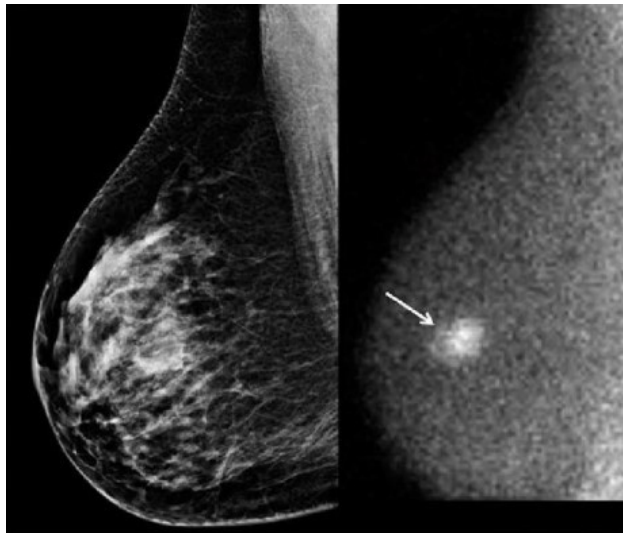
Η συχνότερη μορφή καρκίνου που αποτελεί και από τις σημαντικότερες αιτίες θανάτου είναι ο καρκίνος του μαστού. Επομένως, η έγκαιρη και ακριβής διάγνωση είναι κρίσιμη για τη μείωση των ποσοστών θνησιμότητας από την ασθένεια. Παρά τη σημαντική συνεισφορά της σπινθηρομαστογραφίας στη διάγνωση του καρκίνου του μαστού, οι συμβατικές γάμμα κάμερες δεν επιδεικνύουν ικανοποιητική ευαισθησία για την ανίχνευση όγκων μικρότερων του ενός εκατοστού ή για όγκους που βρίσκονται κοντά στην περιοχή του θώρακα. Αντίθετα, οι εξειδικευμένες κάμερες σπινθηρομαστογραφίας παρουσιάζουν βελτιωμένη ευαισθησία και χωρική διακριτική ικανότητα, καθώς μειώνεται η απόσταση μεταξύ των ανιχνευτών του μαστού και επιτρέπεται ελαφριά συμπίεση του μαστού. Με αυτόν τον τρόπο, μειώνεται η επίδραση της σκεδασμένης ακτινοβολίας από τα γειτονικά όργανα και αυξάνεται ο σηματοθορυβικός λόγος των απεικονιζόμενων δομών σε σχέση με το υπόβαθρο.

Για προ κλινικές εφαρμογές και απεικόνιση μικρών οργάνων πολλές ερευνητικές ομάδες βασιζόμενες σε χωρικά ευαίσθητους φωτοπολλαπλασιαστές και διακριτοποιημένους σπινθηριστές έχουν αναπτύξει εξειδικευμένες γάμμα κάμερες. Από τις διαστάσεις των κυψελίδων, των σπινθηριστών και την ευαισθησία τους στα χαρακτηριστικά του κατευθυντήρα εξαρτάται κυρίως η χωρική διακριτική ικανότητα αυτών των συστημάτων. Προκειμένου να επιτευχθεί ο καλύτερος συμβιβασμός μεταξύ χωρικής διακριτικής ικανότητας και ευαισθησίας του συστήματος, συνήθως χρησιμοποιούνται κατευθυντήρες παράλληλων οπών γενικού σκοπού ή υψηλής ευαισθησίας.

Πρόσφατες μελέτες έχουν δείξει ότι το κύριο πλεονέκτημα των εξειδικευμένων γάμμα καμερών που χρησιμοποιούνται στη σπινθηρομαστογραφία είναι η δυνατότητα ανίχνευσης μικρών όγκων με διάμετρο μικρότερη του ενός εκατοστού, ακόμα και σε μαστούς με πυκνή δομή, λόγω της ελαφριάς συμπίεσης του μαστού (όπως φαίνεται την εικόνα 1.13). Αν και η ψηφιακή μαστογραφία θεωρείται

μια από τις αποτελεσματικότερες μεθόδους ελέγχου του μαστού, συχνά αντιμετωπίζει δυσκολίες στην απεικόνιση αλλοιώσεων σε πυκνούς ιστούς. Η σπινθηρομαστογραφία με εξειδικευμένα συστήματα έχει παρουσιάσει ενθαρρυντικά αποτελέσματα ως προς την ευαισθησία και την ακρίβεια των αποτελεσμάτων. Επιπλέον, θεωρείται ένα πολύτιμο εργαλείο για τη βελτιστοποιημένη διενέργεια βιοψιών, καθώς η ραδιοκαθοδηγούμενη βιοψία επιτρέπει τον εντοπισμό των πιο πιθανών σημείων ύπαρξης όγκων, αποφεύγοντας έτσι τη λήψη δείγματος από λανθασμένη περιοχή.

Αντιθέτως, οι κλινικές μελέτες παρουσιάζουν περιορισμούς λόγω τεχνικών προκλήσεων. Για την ολοκλήρωση μιας κλινικής μελέτης απαιτείται η εφαρμογή της κλασικής μαστογραφίας και της σπινθηρομαστογραφίας με εξειδικευμένα συστήματα, ακολουθούμενη από βιοψία και την σύγκριση όλων των μεθόδων. Αυτή η διαδικασία αυξάνει τον χρόνο εξέτασης και επηρεάζει αρνητικά τον ασθενή. Προκειμένου τα αποτελέσματα να είναι συγκρίσιμα, απαιτείται η εύρεση του βέλτιστου χρόνου απεικόνισης για τα δύο συστήματα. Δεν είναι πάντα εφικτή για την κλινική μελέτη η εξέταση κατάλληλου πληθυσμού. Τέλος, με την κατάλληλη εκπαίδευση του προσωπικού για τον σωστό χειρισμό του εξοπλισμού, την εγκαθίδρυση νέων πρωτοκόλλων και διαδικασιών, αλλά και την αποδοχή από τους τελικούς χρήστες απαιτεί η εισαγωγή ενός νέου συστήματος και μεθόδου στο κλινικό περιβάλλον [12]-[14].



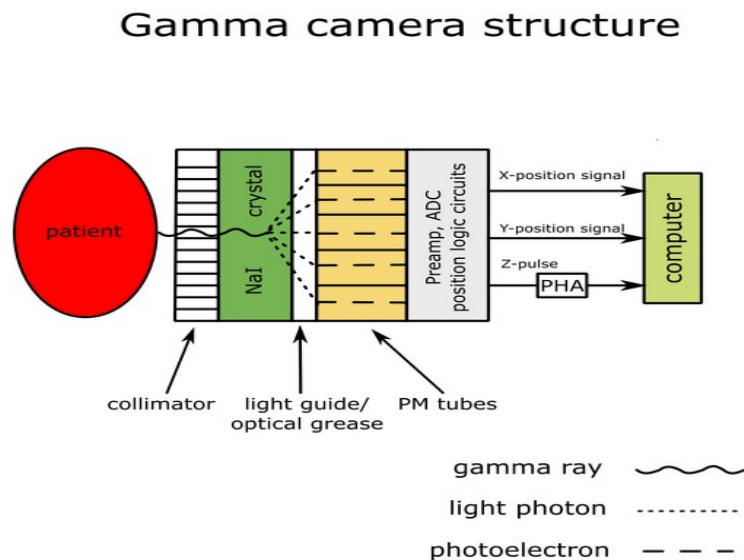
Εικόνα 1.13: Στην αριστερά εικόνα απεικονίζεται μια ψηφιακή μαστογραφία που αδυνατεί να εντοπίσει τον καρκινικό όγκο σε αντίθεση με την δεξιά που μέσω της σπινθηρομαστογραφίας εντοπίζεται[30].

Κεφάλαιο 2

2 Υλικά και μέθοδος

2.1 Κάμερα Σπινθηρομαστογραφίας

Ο Αμερικανός φυσικός Hal Anger ανέπτυξε τον βασικό σχεδιασμό του πιο κοινού τύπου γάμμα κάμερας. Μια κάμερα σπινθηρομαστογραφίας αποτελείται από τον κατευθυντήρα ο οποίος είναι και το πρώτο κομμάτι της κάμερας που φαίνεται μαζί με την θωράκισή της κοιτώντας από έξω προς τα μέσα. Στην συνέχεια παρουσιάζεται η κεφαλή της κάμερας η οποία αποτελείται από τον κρύσταλλο σπινθηρισμού αλλά και τον φωτοπολλαπλασιαστή. Στο τέλος παρουσιάζονται τα ηλεκτρονικά κυκλώματα της τα οποία θα στείλουν την πληροφορία στον υπολογιστή για την λήψη της ιατρικής εικόνας (Εικόνα 2.1).



Εικόνα 2.1: Μπλοκ διάγραμμα κάμερας σπινθηρομαστογραφίας [15].

Η κάμερα σπινθηρομαστογραφίας που χρησιμοποιήθηκε βασίζεται στον φωτοπολλαπλασιαστή PSPMT R3292 από τον οίκο Hamamatsu και σε ηλεκτρονικά τύπου NIM (Nuclear Instrumentation Module). Τα επιμέρους τμήματά της μπορούν να τροποποιηθούν και να βελτιωθούν.

Σκοπός είναι με την μελέτη της κάμερας να κατανοηθεί η λειτουργία της αλλά και του κάθε τμήματός της ξεχωριστά πριν γίνει η οποιαδήποτε τροποποίηση πάνω της [15].

2.2 Κατευθυντήρας

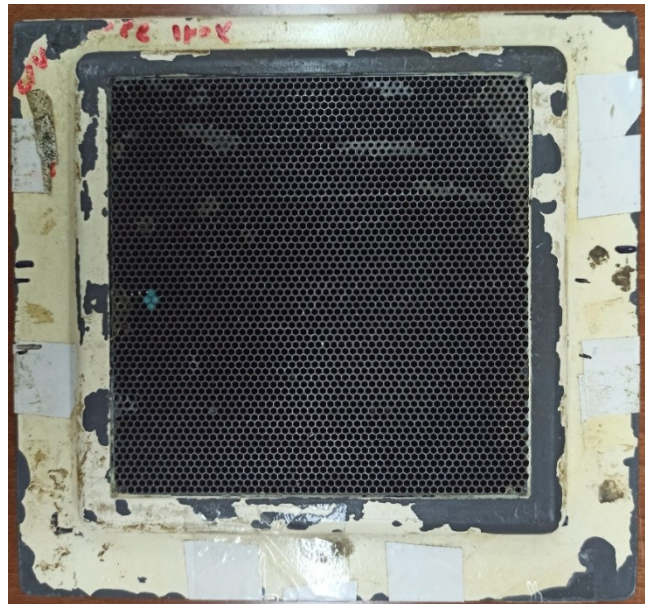
Ο κατευθυντήρας αποτελεί το πρώτο στρώμα επεξεργασίας της κάμερας καθώς τα φωτόνια από την ραδιενεργή πηγή έρχονται πρώτα σε αλληλεπίδραση με αυτόν. Κατασκευάζεται από υλικά υψηλού ατομικού αριθμού και υψηλής πυκνότητας (συνήθως από μόλυβδο). Ο πιο ευρέα χρησιμοποιημένος είναι ο παράλληλων οπών, ο

οποίος περιέχει χιλιάδες παράλληλες οπές. Οι οπές αυτές μπορεί να είναι στρόγγυλες, τετράγωνες, ή τριγωνικές – ωστόσο, οι περισσότεροι σύγχρονοι κατευθυντήρες έχουν εξάγωνες οπές. Τα χωρίσματα μεταξύ των οπών κοινώς και ως διάφραγμα πρέπει να είναι αρκετά παχύ ώστε να μπορεί να απορροφήσει το μεγαλύτερο μέρος των φωτονίων που προσπίπτουν σε αυτό. Έτσι κάθε σημείο στην εικόνα αντιστοιχεί σε ένα μοναδικό σημείο της πηγής. Υπάρχει ένας συμβιβασμός μεταξύ της χωρικής ανάλυσης και της ευαισθησίας τους. Η τροποποίηση των κατευθυντήρων για την βελτίωση της χωρικής τους ανάλυσης (π.χ. με μείωση του μεγέθους των οπών ή επιμήκυνση του κατευθυντήρα) μειώνει την αποδοτικότητά τους. Οι περισσότερες κάμερες σπινθηρισμού παρέχονται με ορισμένες επιλογές κατευθυντήρων παράλληλων οπών. Οι επιλογές που μπορούν να γίνουν είναι οι εξής:

1. Χαμηλής ενέργειας - υψηλής ευαισθησίας
2. Χαμηλή ενέργειας - γενικής χρήσης
3. Χαμηλής ενέργειας - υψηλής ανάλυσης
4. Μέσης ενέργειας
5. Υψηλής ενέργειας

Το μέγεθος της εικόνας που παράγεται από έναν κατευθυντήρα παράλληλης οπής δεν επηρεάζεται από την απόσταση του αντικειμένου από αυτόν. Ωστόσο, η χωρική του ανάλυση υποβαθμίζεται δραστικά αυξάνοντας την απόσταση κατευθυντήρα-αντικειμένου.

Ο κατευθυντήρας που χρησιμοποιήθηκε φαίνεται στην Εικόνα 2.2 και αποτελείται από εξαγωνικές οπές με διάμετρο τα 1,5mm και πάχος διαφράγματος τα 0,2mm. Είναι κατασκευασμένος από μόλυβδο με αποτέλεσμα να απορροφάει τα προσπίπτοντα φωτόνια, έχει ενεργό περιοχή 120 x 120 χιλιοστά και μήκος 25 χιλιοστά.



Εικόνα 2.2: Κατευθυντήρας της γάμμα κάμερας που χρησιμοποιήθηκε [Προσωπικό αρχείο].

Για τον υπολογισμό της χωρικής διακριτικής ικανότητας θα πρέπει να χρησιμοποιηθεί ο τύπος $R_c = d*(1+b/h)$, όπου h = μήκος κατευθυντήρα, d = διάμετρος οπής, b = απόσταση της πηγής από τον κατευθυντήρα (Στην εικόνα 2.3 φαίνεται πως επηρεάζεται η διακριτική ικανότητα από τον κατευθυντήρα).

Στην συνέχεια θα υπολογίσουμε θεωρικά την διακριτική ικανότητα και την ευαισθησία για αποστάσεις του αντικειμένου και του κατευθυντήρα από 0 έως 10 cm [16],[17].

$$Rc_0 = d * (1 + b/h) = 1,5\text{mm} * (1 + 0/25\text{mm}) = 1,5\text{mm} * 1\text{mm} \Rightarrow Rc_0 = 1,5\text{mm}^2$$

$$Rc_1 = d * (1 + b/h) = 1,5\text{mm} * (1 + 10\text{mm}/25\text{mm}) = 1,5\text{mm} * 1,4\text{mm} \Rightarrow Rc_1 = 2,1\text{mm}^2$$

$$Rc_2 = d * (1 + b/h) = 1,5\text{mm} * (1 + 20\text{mm}/25\text{mm}) = 1,5\text{mm} * 1,8\text{mm} \Rightarrow Rc_2 = 2,7\text{mm}^2$$

$$Rc_3 = d * (1 + b/h) = 1,5\text{mm} * (1 + 30\text{mm}/25\text{mm}) = 1,5\text{mm} * 2,2\text{mm} \Rightarrow Rc_3 = 3,3\text{mm}^2$$

$$Rc_4 = d * (1 + b/h) = 1,5\text{mm} * (1 + 40\text{mm}/25\text{mm}) = 1,5\text{mm} * 2,6\text{mm} \Rightarrow Rc_4 = 3,9\text{mm}^2$$

$$Rc_5 = d * (1 + b/h) = 1,5\text{mm} * (1 + 50\text{mm}/25\text{mm}) = 1,5\text{mm} * 3\text{mm} \Rightarrow Rc_5 = 4,5\text{mm}^2$$

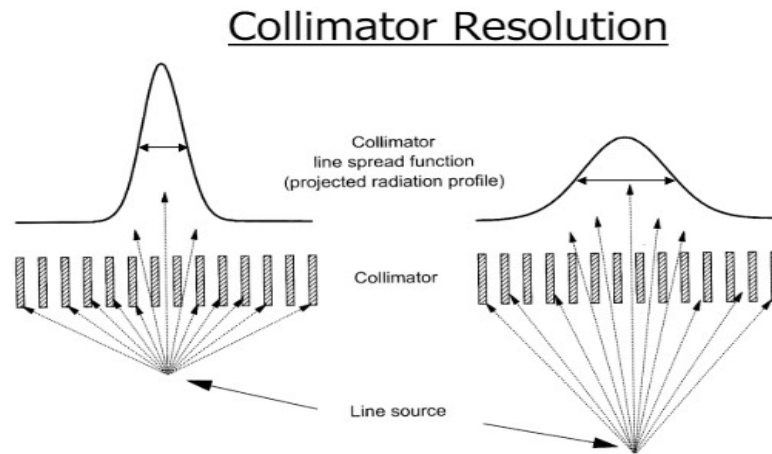
$$Rc_6 = d * (1 + b/h) = 1,5\text{mm} * (1 + 60\text{mm}/25\text{mm}) = 1,5\text{mm} * 3,4\text{mm} \Rightarrow Rc_6 = 5,1\text{mm}^2$$

$$Rc_7 = d * (1 + b/h) = 1,5\text{mm} * (1 + 70\text{mm}/25\text{mm}) = 1,5\text{mm} * 3,8\text{mm} \Rightarrow Rc_7 = 5,7\text{mm}^2$$

$$Rc_8 = d * (1 + b/h) = 1,5\text{mm} * (1 + 80\text{mm}/25\text{mm}) = 1,5\text{mm} * 4,2\text{mm} \Rightarrow Rc_8 = 6,3\text{mm}^2$$

$$Rc_9 = d * (1 + b/h) = 1,5\text{mm} * (1 + 90\text{mm}/25\text{mm}) = 1,5\text{mm} * 4,6\text{mm} \Rightarrow Rc_9 = 6,9\text{mm}^2$$

$$Rc_{10} = d * (1 + b/h) = 1,5\text{mm} * (1 + 100\text{mm}/25\text{mm}) = 1,5\text{mm} * 5\text{mm} \Rightarrow Rc_{10} = 7,5\text{mm}^2$$



Εικόνα 2.3: Σχεδιάγραμμα μεταβολής της διακριτικής ικανότητας από την απόσταση της πηγής και του κατευθυντήρα [16].

2.3 Πίεστρο μαστού

Το πίεστρο μαστού (Εικόνα 2.4) χρησιμοποιείται για την συμπίεση του μαστού και βοηθά στην εξάπλωση του φυσιολογικού ινοαδενικού ιστού του, διευκολύνοντας τους ακτινολόγους να δουν μέσα από τον ιστό του και να ανιχνεύσουν ανωμαλίες που μπορεί να κρύβονται στον υπερκείμενο ιστό. Σε περίπτωση που δεν γίνει σωστή συμπίεση, ο επικαλυπτόμενος ιστός μπορεί να μοιάζει με μάζα ή ανωμαλία. Αυτό μπορεί να οδηγήσει τον ασθενή στο να κληθεί ξανά για να γίνει επανεξέταση. Επιπλέον βοηθάει και στην μείωση των σφαλμάτων από κίνηση. Αυτά μπορεί να προκληθούν από τυχαία κίνηση του ασθενούς ή αναπνευστικές κινήσεις και να οδηγήσουν σε ασαφείς ή θολές εικόνες. Οι ασβεστώσεις μπορούν να απεικονιστούν πιο καθαρά όταν ο μαστός συμπιέζεται επαρκώς. Όσο περισσότερο συμπιέζεται, τόσο λιγότερη θα είναι και η έκθεση σε ακτινοβολία για να ληφθούν οι βέλτιστες εικόνες. Συνολικά, η συμπίεση βοηθά στην μείωση της πιθανότητας εμφάνισης ατελειών και παρέχει καλύτερη εικόνα του ιστού του μαστού του ασθενούς [18].

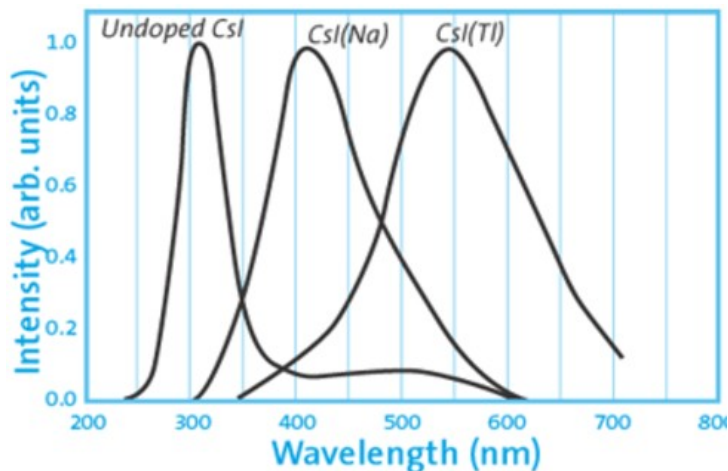


Εικόνα 2.4: Πίεστρο μαστού σπινθηρομαστογραφίας [18].

2.4 Σπινθηριστής

Ο σπινθηριστής βρίσκεται πίσω από τον κατευθυντήρα και λαμβάνει τις ακτίνες γάμμα που περνάνε από αυτόν και τις μετατρέπει σε φωτόνια στο ορατό φάσμα. Ένας κρύσταλλος σπινθηριστή μπορεί να έχει ιδιότητες φωσφορισμού, όπου τα παγιδευμένα φορτία μέσα στον κρύσταλλο απελευθερώνονται με μια μικρή καθυστέρηση ως φως (φαινόμενο μετάλαμψης), το οποίο μπορεί να επηρεάσει αρνητικά την απόδοση μιας κάμερας. Ο σπινθηριστής αποτελείται από ένα μεγάλο, μονό φωταυγή κρύσταλλο, όπου καλύπτει τις διαστάσεις του οπτικού πεδίου της γάμμα κάμερας. Όταν μια ακτίνα γάμμα χτυπά τον κρύσταλλο, παράγονται φωτόνια στο ορατό φάσμα με ρυθμό ανάλογο της ενέργειας της. Ο πιο κοινός κρύσταλλος που χρησιμοποιείται στις γάμμα κάμερες είναι του Ιωδιούχου Νατρίου (NaI). Ευνοείται λόγω του υψηλού του ατομικού αριθμού (53) και είναι σε θέση να απορροφήσει το 90% των φωτονίων συγκριτικά με το Τεχνήτιο-99 (Tc-99m), ένα από τα πιο ευρέως χρησιμοποιούμενα ραδιοφάρμακα. Επίσης αποδίδει 41.000 φωτόνια ανά MeV. Ωστόσο, το ιωδιούχο νάτριο έχει χαμηλή μηχανική σταθερότητα και είναι επιρρεπής στην θραύση με τις αλλαγές της θερμοκρασίας. Ακόμα απορροφά γρήγορα την υγρασία και επομένως πρέπει να σφραγίζεται σε αεροστεγές κύλινδρο αλουμινίου. Το πάχος του κρυστάλλου έχει ως αποτέλεσμα την αντιστάθμιση μεταξύ της απορρόφησης και της χωρικής ανάλυσης. Οι παχύτεροι κρύσταλλοι απορροφούν περισσότερες ακτίνες γάμμα κατά αναλογία, αλλά επιτρέπουν και μεγαλύτερη διασπορά με αποτέλεσμα την φτωχότερη χωρική ανάλυση.

Στο πείραμα χρησιμοποιήθηκε ένας διακριτοποιημένος κρύσταλλος Ιωδιούχου Κεσίου με προσμίξεις Θαλλίου CsI(Tl). Στο Σχήμα 2.5 φαίνονται οι διάφορες αποκρίσεις των κρυστάλλων.



Εικόνα 2.5: Απόκριση κρυστάλλου CsI(Tl) συγκριτικά με CsI(Na) και CsI [24].

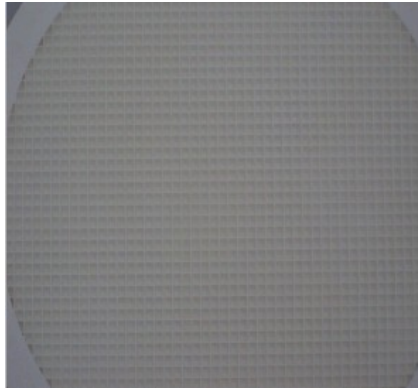
Στον πίνακα 2.6 παρουσιάζονται οι ιδιότητες του CsI(Tl):

Density	4.51 g/cm ³
Melting Point	894°C
Hardness	2 Mohs
Hydroscopicity	Little
Afterglow (after 6ms)	0.5%-5.0%
Decay constant	1000 ns
Expansion coefficient	54X10 ⁻⁶ /K
Radiation length	1.7 cm
Emission wavelength	540 nm
Light yield	52 - 56X10 ³ photons/MeV
Refractive Index (Maximum emission wavelength)	1.79

Πίνακας 2.6: Προδιαγραφές του CsI(Tl) [24].

Ο κρύσταλλος που χρησιμοποιείται στην διάταξη (Εικόνα 2.7) είναι διακριτοποιημένος με διάμετρο 105 χιλιοστά και με διαστάσεις κάθε ξεχωριστού κρυστάλλου 3x3x5 mm³.

Το κάθε εικονοστοιχείο συμπεριφέρεται σαν μεμονωμένος ανιχνευτής λόγω της διαμερισματοποίησης του. Η χωρική διακριτική ικανότητα του συστήματος επιτυγχάνεται με τον εγκλωβισμό του φωτός στα εικονοστοιχεία. Ο κρύσταλλος αυτός αποτελείται από υλικό Ιωδιούχου Καισίου (CsI) με προσμίξεις Θαλλίου (Tl). Λόγω των προσμίξεων ανάμεσα στο ενεργειακό χάσμα του CsI έχουμε την δημιουργία κέντρων φωταύγειας καθορίζοντας έτσι το χρώμα εκπομπής του κρυστάλλου, την ταχύτητα εκπομπής, καθώς και την ικανότητα μετατροπής της ακτινοβολίας γάμμα που απορροφάτε σε φως [19]-[21].



Εικόνα 2.7: Διακριτοποιημένος κρύσταλλος CsI(Tl) με εικονοστοιχεία $3 \times 3 \times 5 \text{ mm}^3$ [24].

2.5 Φωτοπολλαπλασιαστής ευαισθησίας θέσης (PSPMT) Hamamatsu R-3292

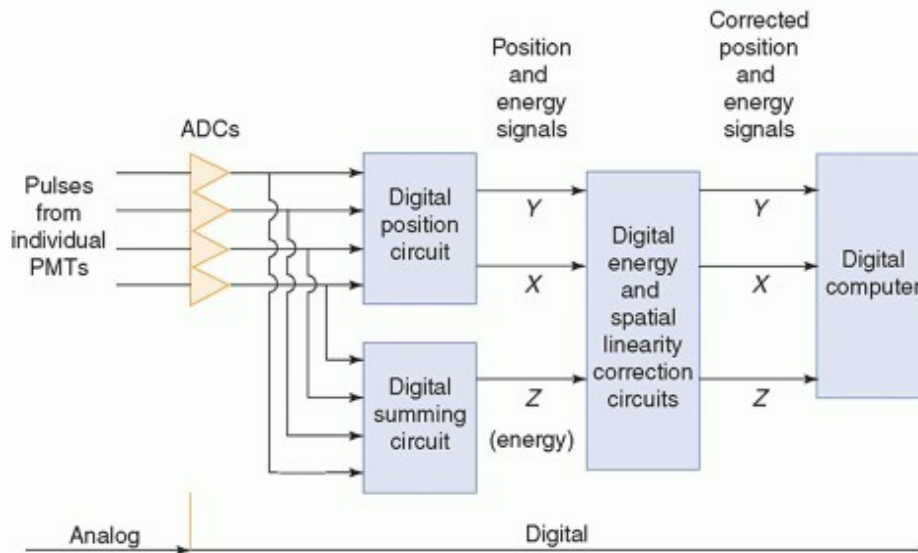
Στην συνέχεια βρίσκεται η συστοιχία των φωτοπολλαπλασιαστών η οποία ανιχνεύει το ορατό φως που παράγεται από τον σπινθηριστή και το μετατρέπει σε μετρήσιμο ηλεκτρικό σήμα. Κάθε σωλήνας φωτοπολλαπλασιαστή αποτελείται από ένα καλά σφραγισμένο εκκενωμένο γυάλινο περίβλημα. Μια φωτοκάθοδος υπάρχει στο άκρο που βρίσκεται πιο κοντά στον σπινθηριστή, η οποία απορροφά τα φωτόνια που παράγονται και τα μετατρέπει σε φωτό-ηλεκτρόνια, μέσω του φωτοηλεκτρικού φαινομένου. Τα φωτοηλεκτρόνια επιταχύνονται προς την άνοδο στο τέλος του φωτοπολλαπλασιαστή, προσκρούοντας κατά την πορεία τους σε μια σειρά από δυνόδους, όπου με κάθε αλληλεπίδραση παράγονται περισσότερα φωτο-ηλεκτρόνια και επομένως ενισχύεται το ηλεκτρικό σήμα. Ένας τυπικός σωλήνας φέρει από 8-12 δυνόδους με ικανότητα ενίσχυσης του σήματος περίπου από 10^6 - 10^7 . Η ποσότητα του φωτός που ανιχνεύεται από έναν φωτοπολλαπλασιαστή βασίζεται σε μια συνάρτηση η οποία εξαρτάται από την απόσταση του σωλήνα από τα γεγονότα του σπινθηρισμού. Οι σωλήνες που βρίσκονται πιο κοντά στον σπινθηρισμό θα έχουν αναλογικά μεγαλύτερο σήμα από αυτούς που βρίσκονται πιο μακριά. Έτσι, η τοποθεσία του σήματος μπορεί να προσδιοριστεί από την θέση του φωτοπολλαπλασιαστή που λαμβάνει το μεγαλύτερο σήμα.

Τα σήματα που έχουν παράξει οι φωτοπολλαπλασιαστές τροφοδοτούνται στην συνέχεια σε ηλεκτρονικά ή ψηφιακά κυκλώματα λογικής θέσης, τα οποία θα προσδιορίσουν την θέση X-Y κάθε συμβάντος σπινθηρισμού όπως συμβαίνει, χρησιμοποιώντας τον ισοσταθμισμένο μέσο όρο των σημάτων του κάθε σωλήνα. Επίσης αναλύονται μεμονωμένα γεγονότα για την ενέργεια, αθροίζοντας τα σήματα από όλους τους σωλήνες φωτοπολλαπλασιασμού. Όταν το πλάτος ενός παλμού από ένα γεγονός εμπίπτει με το επιλεγμένο ενεργειακό παράθυρο, γίνεται αποδεκτό και οι τιμές X και Y δεσμεύονται σε έναν διακριτό δισδιάστατο πίνακα από εικονοστοιχεία.

Η εικόνα σχηματίζεται από ένα ιστόγραμμα από τον αριθμό των γεγονότων σε κάθε πιθανή X-Y τοποθεσία. Απαιτείται μεγάλος αριθμός συμβάντων για να σχηματιστεί μια εικόνα που μπορεί να ερμηνευτεί καθώς κάθε εικονοστοιχείο πρέπει να έχει έναν επαρκή αριθμό μετρήσεων για να επιτύχει ένα αποδεκτό επίπεδο σήματος προς θόρυβο. Επειδή οι εικόνες συχνά σχηματίζονται σε 64×64 ή 128×128 πίνακες εικονοστοιχείων, οι απαιτήσεις καταμέτρησης είναι περίπου 103 με 104 φορές υψηλότερες από ένα απλό ανιχνευτή. Οι εικόνες εμφανίζονται σε μια οθόνη υπολογιστή όπου η φωτεινότητα της εικόνας και η αντίθεση μπορούν να

τροποποιηθούν και διαφορετικοί χρωματικοί πίνακες μπορούν να χρησιμοποιηθούν.

Οι περισσότερες σύγχρονες γάμμα κάμερες είναι τελείως ψηφιακές, με την έννοια ότι η έξοδος κάθε φωτοπολλαπλασιαστή ψηφιοποιείται απευθείας από έναν αναλογικό-ψηφιακό μετατροπέα (ADC). Ο υπολογισμός της θέσης X-Y και του ύψους του παλμού εκτελούνται σε λειτουργικό βασισμένο στα ψηφιοποιημένα σήματα των φωτοπολλαπλασιαστών, και τα λάθη στην ενέργεια και στην θέση που προκαλούνται από τον θόρυβο και την παραμόρφωση των παλμών από τα αναλογικά κυκλώματα εξαλείφονται (Εικόνα 2.8).



Εικόνα 2.8: Μπλοκ διάγραμμα λειτουργίας των αναλογικό-ηλεκτρονικών κυκλωμάτων ενός PSPMT [22].

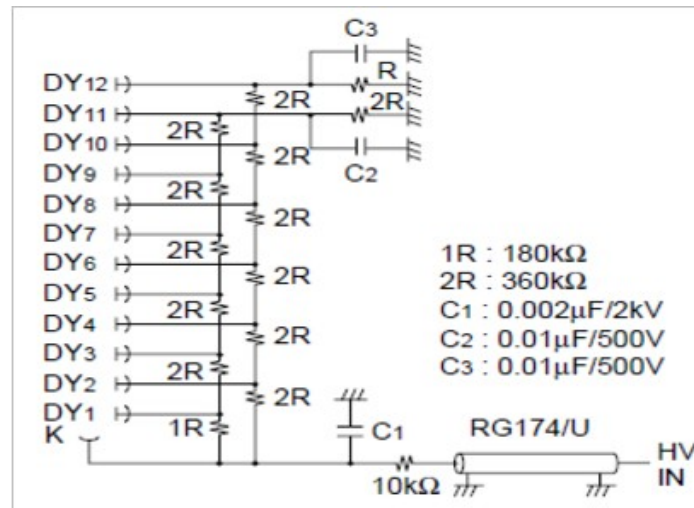
Ο ανιχνευτής PSPMT 3292 (Εικόνα 2.9) διαθέτει κυκλική περιοχή ανίχνευσης φωτός και χρησιμοποιεί καλώδια που διασταυρώνονται για τις ανόδους του. Συνολικά, διαθέτει 56 ανόδους, εκ των οποίων 28 ανόδους εκτείνονται σε κάθε κατεύθυνση (X και Y αντίστοιχα). Από βοριοπυριτικό γυαλί κατασκευάζεται η είσοδος της φωτοκαθόδου, ενώ η φωτοκάθοδος χρησιμοποιεί βιαλκαλικό υλικό. Μέσω των 12 δυνόδων γίνεται η ενίσχυση των ηλεκτρονίων με μέγιστο κέρδος 1.25×10^5 [22],[23].



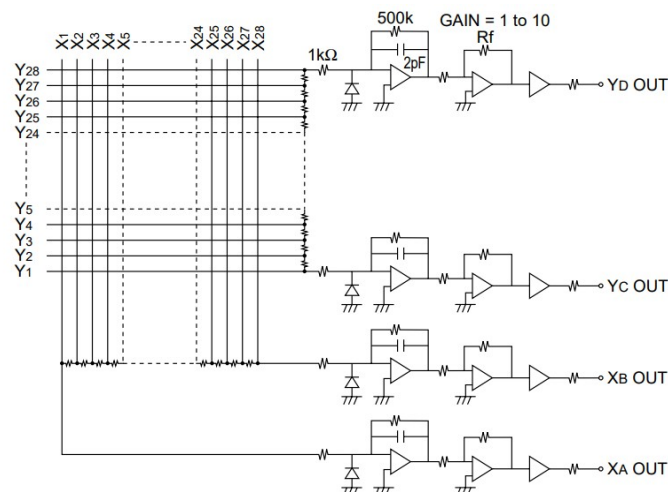
Εικόνα 2.9: Κεφαλή Hamamatsu R-3292 [Προσωπικό αρχείο].

2.6 Κυκλώματα αντιστάσεων

Το σύστημα μείωσης των ανόδων (Εικόνα 2.11) αποτελείται από μια απλή αλυσίδα αντιστάσεων, οι οποίες έχουν ίση τιμή μεταξύ τους. Η αλυσίδα αντιστάσεων λειτουργεί ως διαιρέτης φορτίου, με το φορτίο από μια άνοδο να φτάνει στο σήμα θέσης X_a διανύοντας N αντιστάσεις, ενώ στο σήμα X_b μετά από $28-N$ αντιστάσεις. Αντίστοιχη λειτουργία έχει η αλυσίδα αντιστάσεων για την κατεύθυνση Y . Με τη μείωση του φορτίου, είναι δυνατός ο υπολογισμός της θέσης πρόσπτωσης των φωτονίων χρησιμοποιώντας τις εξισώσεις Anger. Στην εικόνα 2.10 παρατίθεται και το σχηματικό της τροφοδοσίας των δυνόδων.

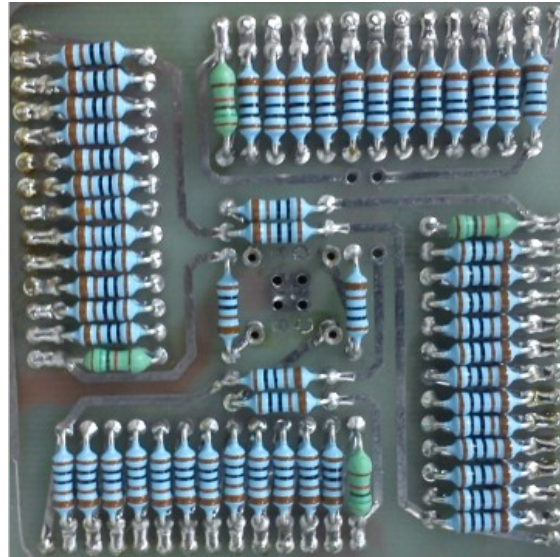


Εικόνα 2.10: Σχηματικό κύκλωμα τροφοδοσίας δυνόδων [22].



Εικόνα 2.11: Σχηματικό κύκλωμα προ ενίσχυσης του φωτοπολλαπλασιαστή και μείωσης ανόδων [22].

Ένα σύνολο από διασταυρωμένους αγωγούς 28×28 απεικονίζεται στην εικόνα 2.12.

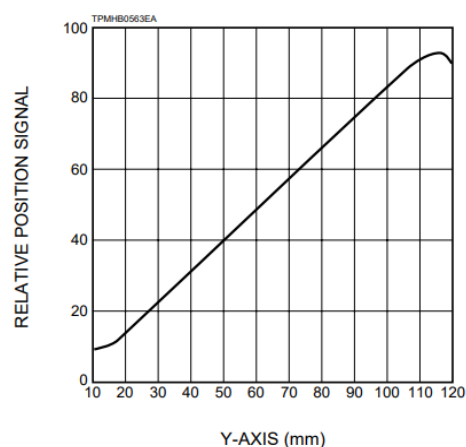
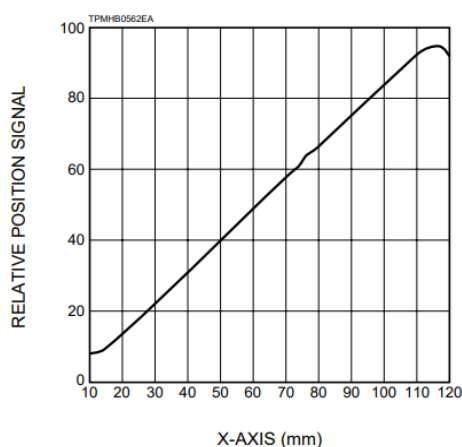


Εικόνα 2.12: Κύκλωμα μείωσης ανόδων [24].

Κατά τον σπινθηρισμό γίνεται η συλλογή των φωτονίων από τον ανιχνευτή μέσω των φωτοκαθόδων του με αποτέλεσμα την μετατροπή τους σε ηλεκτρόνια. Για την παραγωγή ενός ηλεκτρονίου θα πρέπει να έχουν συλλεχθεί συνολικά πέντε φωτόνια. Στην συνέχεια μέσω των δυνόδων το ένα ηλεκτρόνιο αυξάνεται στα πέντε και καταλήγουν στην άνοδο. Ο υπολογισμός της θέσης της απορρόφησης του φωτονίου στον κρύσταλλο γίνεται μέσω μιας αλυσίδας αντιστάσεων που συνιστούν έναν απλό υπολογιστικό αναλογικό τρόπο όπως φαίνεται στην εικόνα 2.13. Ο υπολογισμός αυτός γίνεται σύμφωνα με την παρακάτω εξίσωση:

$$X = \frac{X_B}{X_A + X_B}$$

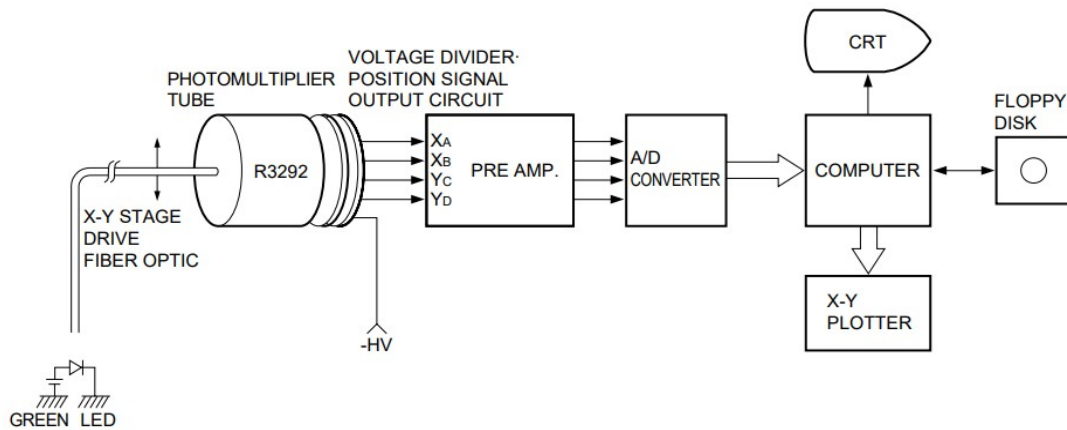
$$Y = \frac{Y_D}{Y_C + Y_D}$$



Εικόνα 2.13: Στην εικόνα βλέπουμε την γραμμικότητα της θέσης στον X και Y άξονα [22].

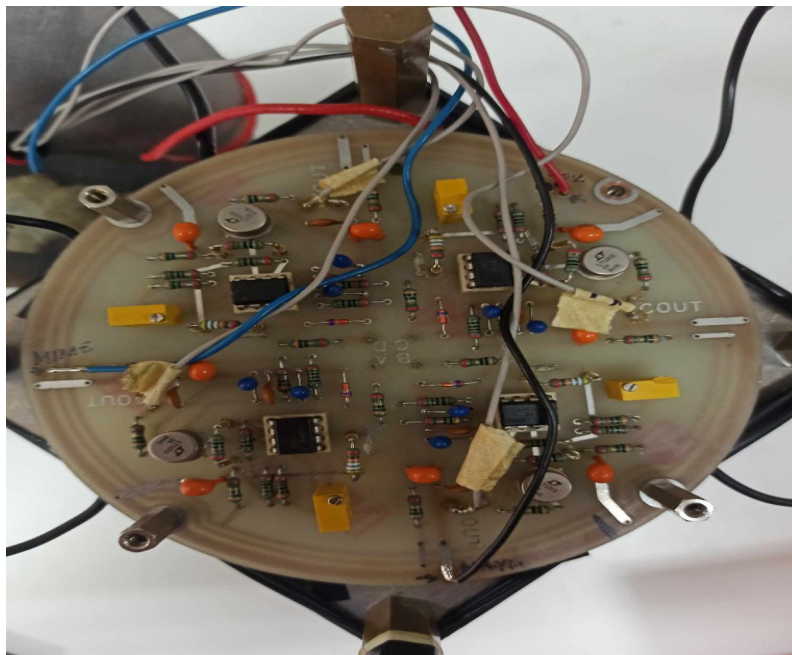
Για να γίνει ο εντοπισμός της ακριβής θέση πρόσπτωσης του ηλεκτρονίου στο επίπεδο (x,y), χρειάζεται κατάλληλος αλγόριθμος υπολογισμού του κέντρου βάρους για το ηλεκτρονιακό νέφος το οποίο φτάνει στην άνοδο. Η ενέργεια του κάθε απορροφημένου ηλεκτρονίου στον κρύσταλλο είναι ανάλογη του αθροίσματος των

τεσσάρων καναλιών. Το σήμα οδηγείται στον υπολογιστή αφού πρώτα ψηφιοποιηθεί και περάσει από τις λοιπές ηλεκτρονικές διατάξεις. Τέλος θα χρειαστεί να γίνει η επεξεργασία και η ανάλυση της πληροφορίας που λήφθηκε από τον ανιχνευτή με το ανάλογο λογισμικό. Στην εικόνα 2.14 παρατίθεται το σχεδιάγραμμα από την συλλογή του αναλογικού σήματος μέσω του R 3292 μέχρι και την μετατροπή του σε ψηφιακή πληροφορία και στην συνέχεια την αποθήκευσή του.



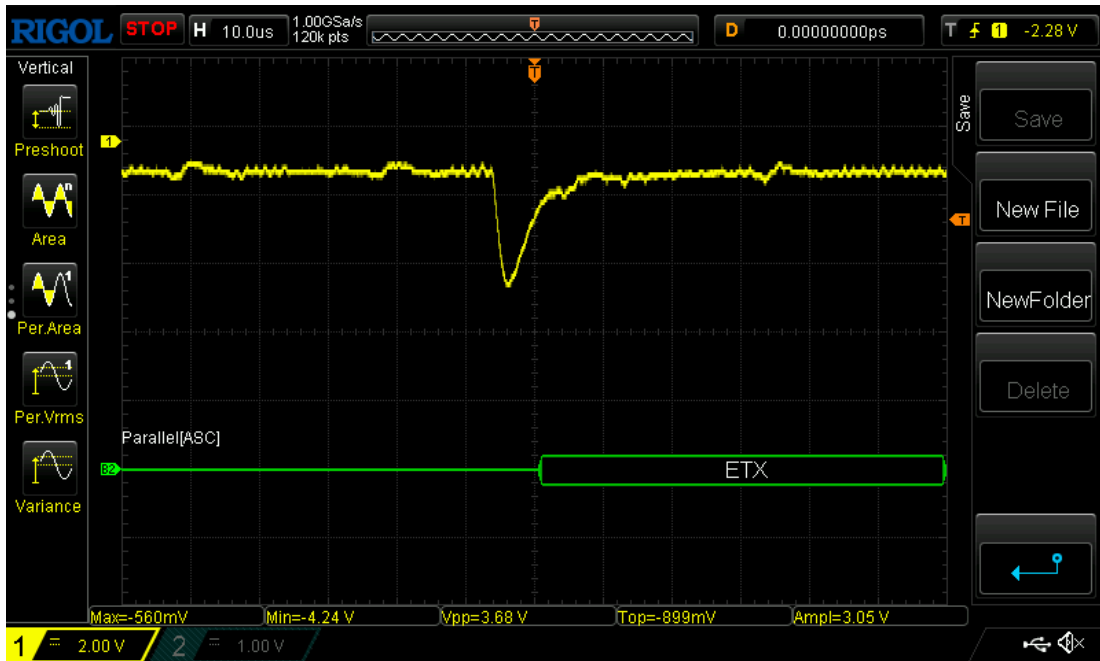
Εικόνα 2.14: Σχεδιάγραμμα για την διαδρομή που ακολουθείται για να γίνει η μέτρηση της γραμμικότητας της θέσης [22].

Στην εικόνα 2.15 παρουσιάζεται η υπάρχουσα διάταξη προ ενίσχυσης της κάμερας που χρησιμοποιήθηκε για το πείραμα.



Εικόνα 2.15: Σύστημα προ ενίσχυσης της γάμμα-κάμερας [Προσωπικό αρχείο].

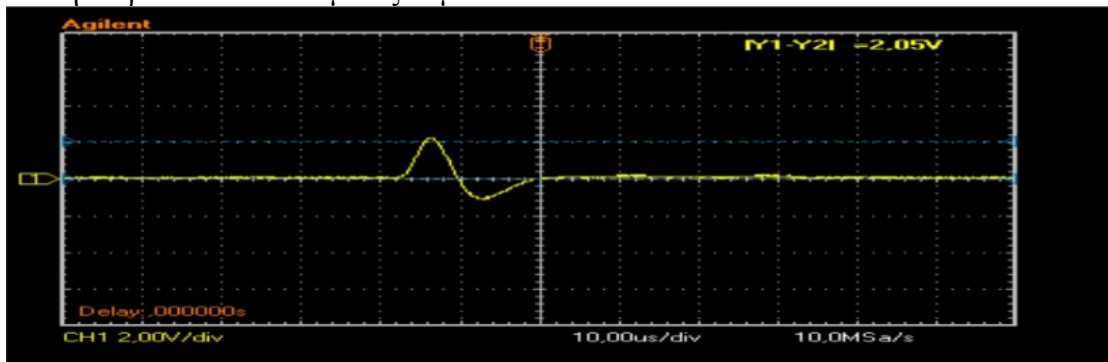
Το σήμα προ ενίσχυσης που μετράτε με την βοήθεια ενός παλμογράφου από μια από τις προ ενισχυτικές βαθμίδες απεικονίζεται στην εικόνα 2.16:



Εικόνα 2.16: Παλμός εξόδου προ ενισχυτή [Προσωπικό αρχείο].

Το προ ενισχυμένο σήμα που λαμβάνεται είναι μονό πολικό και αρνητικό με μέγιστο πλάτος τα 4.24V ενώ η διάρκειά του είναι περίπου στα 10μs [22]-[24].

Το προ ενισχυμένο τώρα σήμα θα πρέπει να περάσει από τα NIM ηλεκτρονικά και συγκεκριμένα τον διπλό ενισχυτή 519 Mech-Tronic για να ενισχυθεί. Το ενισχυμένο και τελικό σήμα διπολικής μορφής 70/30 παρατίθεται στην εικόνα 2.17 με τα χαρακτηριστικά του να είναι: $V_{pp}=3.6V$, $V_{min}=1.5V$, $V_{max}=2.1V$ ενώ η διάρκειά του είναι μόλις 20μs.



Εικόνα 2.17: Παλμός εξόδου ενισχυτή NIM 519 Mech-Tronic [24].

2.7 Θωράκιση

Από φύλλα μολύβδου πάχους 8 χιλιοστών κατασκευάζεται η περιμετρική θωράκιση, ενώ με ένα καπάκι βολφραμίου πάχους 12mm σφραγίζεται το πίσω τμήμα της κάμερας (Εικόνα 2.18). Τα κομμάτια του μολύβδου για να διατηρούν το σχήμα τους λαμβάνοντας υπόψη την μαλακότητα του υλικού, βρίσκονται παγιδευμένα σε περίβλημα κατασκευασμένο από ατσάλι.



Εικόνα 2.18: Θωράκιση γάμμα κάμερας [Προσωπικό αρχείο].

Συνδυάζοντας όλα τα μέρη που έχουν αναφερθεί στα προηγούμενα υπό-κεφάλαια η τελική εικόνα του ανιχνευτή παρουσιάζεται στην εικόνα 2.19:



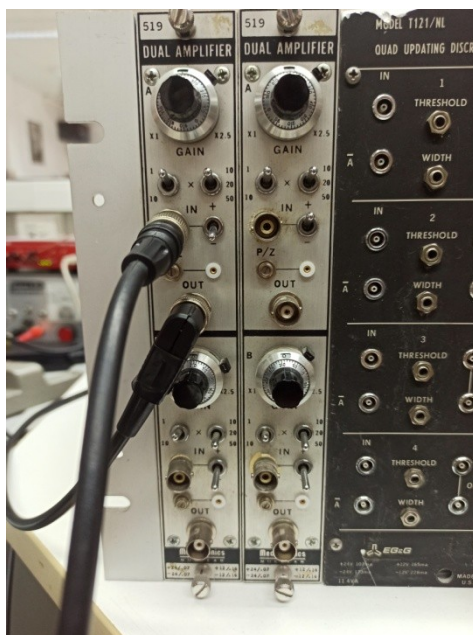
Εικόνα 2.19: Ολοκληρωμένη γάμμα κάμερα [Προσωπικό αρχείο].

2.8 NIM ηλεκτρονικά

Το μοντέλο 519 της Mech-Tronic (Εικόνα 2.20) είναι μια εναλλακτική οικονομική λύση από υψηλότερου κόστους ενισχυτές με συγκρίσιμα χαρακτηριστικά και επιδόσεις. Ο χαμηλός θόρυβος εισόδου, η ευρεία έκταση κέρδους και η επιλέξιμη σταθερά χρόνου μορφοποίησης κάνει τους 519 ενισχυτές χρήσιμους για εφαρμογές σε ανιχνευτές με ημιαγωγούς ή σπινθηριστές και αναλογικούς απαριθμητές.

Η επαναφορά της αρχικής τιμής της πύλης εισόδου έχει αυτόματο κατώφλι το οποίο είναι ρυθμισμένο μόλις πάνω από το όριο θορύβου ώστε να εγγυηθεί τις βέλτιστες αποδιδόμενες τιμές αφαιρώντας την ανάγκη για χειροκίνητη ρύθμιση του επιπέδου κατωφλίου.

Το μοντέλο διπλού ενισχυτή 519, αποτελείται από δύο ενισχυτές 519 σε μια βαθμίδα, με μόνη διαφορά την παράλειψη της διπολικής εξόδου και της εισόδου τροφοδοσίας.



Εικόνα 2.20: Ενισχυτές φασματοσκοπίας 519 της Mech-Tronic [Προσωπικό αρχείο].

2.9 Αναλογικό-Ψηφιακός μετατροπέας και πολυκάναλος αναλυτής

Το ADC φέρει δύο βασικές ρυθμίσεις, η πρώτη είναι ο αριθμός των διαύλων που χρησιμοποιούνται για τη διαδικασία της ψηφιοποίησης και η δεύτερη, το εύρος των κατώτερων και ανώτερων κατωφλιών για τους παλμούς εισόδου.

Ο αναλογικό-ψηφιακός μετατροπέας φέρει ορισμένες επιλογές με τους αριθμούς 256, 512, 1024 και 2048. Η αναπαράσταση του παλμού ψηφιακά γίνεται με μεγαλύτερη ακρίβεια όσο περισσότερο αυξάνονται και οι διάυλοι ψηφιοποίησης. Κατά την διάρκεια των μετρήσεων για τον λόγο που εξηγήθηκε πριν επιλέγεται ο αριθμός 2048. Βέβαια με την επιλογή αυτή προκύπτει και η αύξηση του χρόνου ώστε να μπορέσει το σήμα να ψηφιοποιηθεί. Στην συνέχεια έγιναν οι επιλογές για το ανώτατο και το κατώτατο όριο τιμών. Για την ανώτερη τιμή επιλέχθηκε η πρόταση του κατασκευαστή, ενώ για το κατώτατο όριο επιλέχθηκε η τιμή με βάση την μείωση του θορύβου στον μετατροπέα.

Ο χρόνος σύμπτωσης των σημάτων επηρεάζει την απόδοση της γάμμα κάμερας και αποτελεί σημαντική παράμετρος του πολυκάναλου αναλυτή. Τα τέσσερα σήματα είναι που καθιστούν την θέση πρόσπτωσης του φωτονίου από το κέντρο βάρους των σημάτων, όπου η καταγραφή τους πρέπει να γίνει μέσα σε ένα ορισμένο χρονικό παράθυρο. Ο πολυκάναλος ενισχυτής είναι που ορίζει το παράθυρο αυτό και ονομάζεται χρόνος σύμπτωσης. Οι επιλογές είναι 0.35μ δευτερόλεπτα, 0.85μ δευτερόλεπτα, 1.1μ δευτερόλεπτα, 3.1μ δευτερόλεπτα, 8.1μ δευτερόλεπτα, 16.1μ δευτερόλεπτα. Στην εικόνα 2.21 απεικονίζεται ο αναλογικό-ψηφιακός μετατροπέας και πολυκάναλος αναλυτής [25].



Εικόνα 2.21: Αναλογικό-ψηφιακός μετατροπέας 7074 της FAST ComTec [Προσωπικό αρχείο].

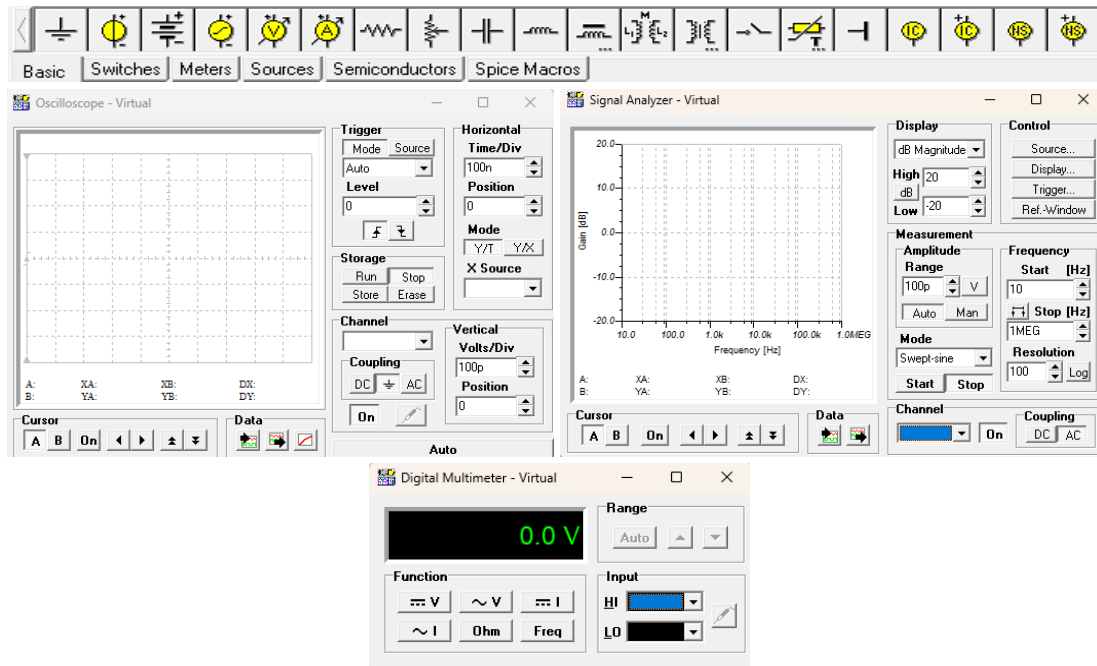
2.10 Λογισμικό προσομοίωσης ηλεκτρονικών κυκλωμάτων TINA-TI

Για την πραγματοποίηση του σχεδιασμού των θεωρητικών κυκλωμάτων ενίσχυσης και προ ενίσχυσης που θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν για την βελτίωση αυτών που προ υπάρχουν στην γάμμα κάμερα χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό προσομοίωσης ηλεκτρονικού εργαστηρίου TINA-TI.

Η έκδοση του προγράμματος είναι TINA-TI 14.0. Παρέχει την δυνατότητα σχεδίασης κυκλωμάτων χρησιμοποιώντας διάφορα πραγματικά αναλώσιμα υλικά. Ακόμα δίνει την δυνατότητα να μετρηθούν σε πραγματικό χρόνο οι θεωρητικές τιμές από το κύκλωμα που έχει σχεδιαστεί με διάφορα όργανα μέτρησης όπως πολύμετρο, βολτόμετρο, αμπερόμετρο, παλμογράφο κ.α. Υπό φυσιολογικές συνθήκες θα ήταν πολύ πιο δύσκολο να υπολογιστούν οι τιμές καθώς στην καλύτερη θα χρειαζόταν απλώς να γίνει η τοποθέτηση του κατάλληλου οργάνου στο επιθυμητό σημείο για να γίνουν οι μετρήσεις. Ενώ για μια καμπύλη απόκρισης ενός ενισχυτή θα χρειαζόταν πολλές περισσότερες μετρήσεις και στην συνέχεια ο υπολογισμός μέσω μαθηματικών πράξεων.

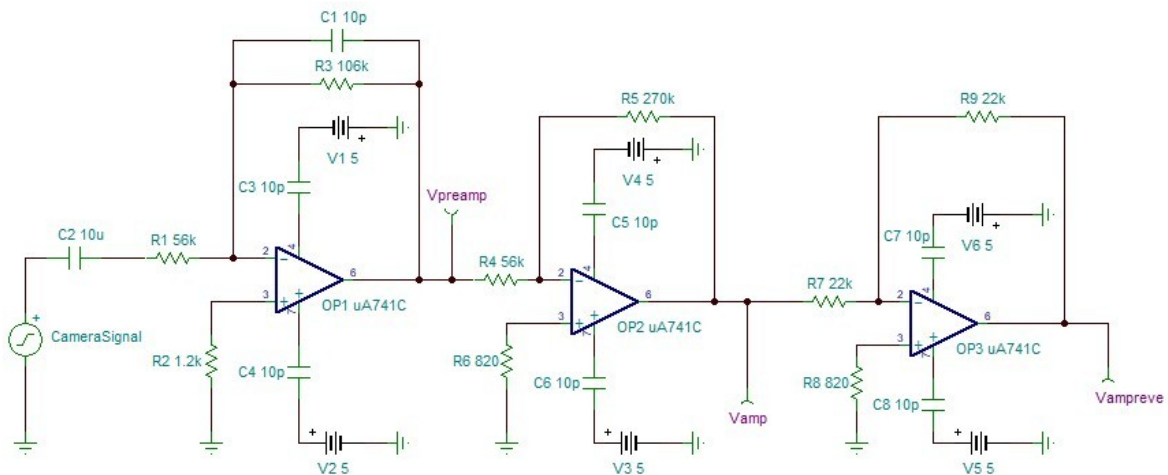
Ακόμα παρέχεται η δυνατότητα εκτός από το να ρυθμιστούν τα διάφορα αναλώσιμα υλικά αλλάζοντάς τις ανοχές, τις καταναλώσεις τους, τον θόρυβο κ.α. αλλά και να εισαχθούν μέσα στο πρόγραμμα υλικά που μπορεί να μην έχει (π.χ. πιο σύγχρονα μοντέλα τελεστικών ενισχυτών, πυκνωτών κ.α.) δίνοντάς του τα απαραίτητα στοιχεία που χρειάζεται για να προσομοιάσει την λειτουργία τους.

Στην συνέχεια στην εικόνα 2.22 παρουσιάζεται το περιβάλλον με τις λειτουργίες του προγράμματος που έχουν αναφερθεί παραπάνω:



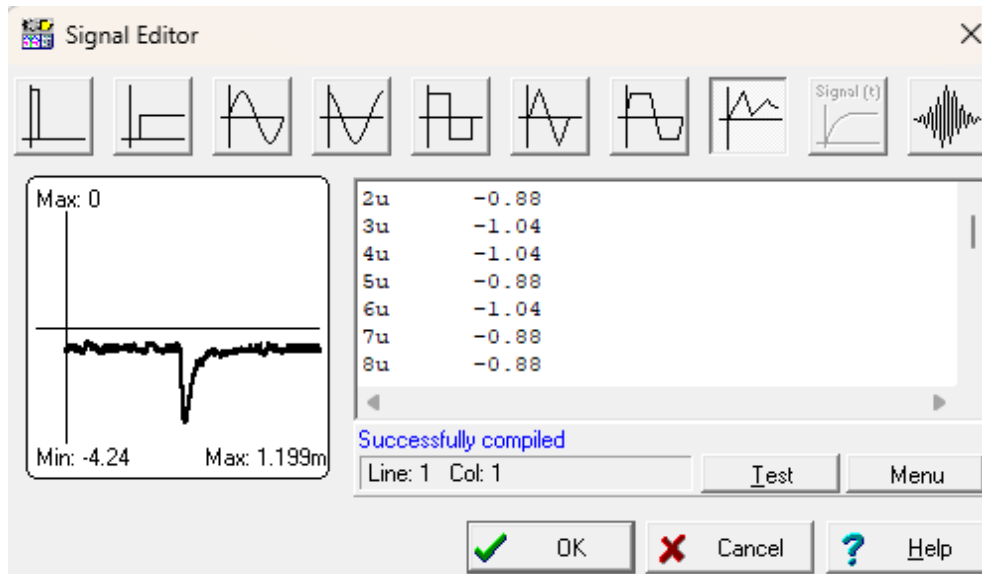
Εικόνα 2.22: Περιβάλλον λογισμικού TINA-TI 14.0 [Προσωπικό αρχείο].

Στην εικόνα 2.23 απεικονίζεται το κύκλωμα που σχεδιάστηκε στο TINA-TI ώστε να γίνουν μερικές προσομοιώσεις πριν ξεκινήσει η κατασκευή του κυκλώματος και η δοκιμή του πάνω στην γάμμα κάμερα.



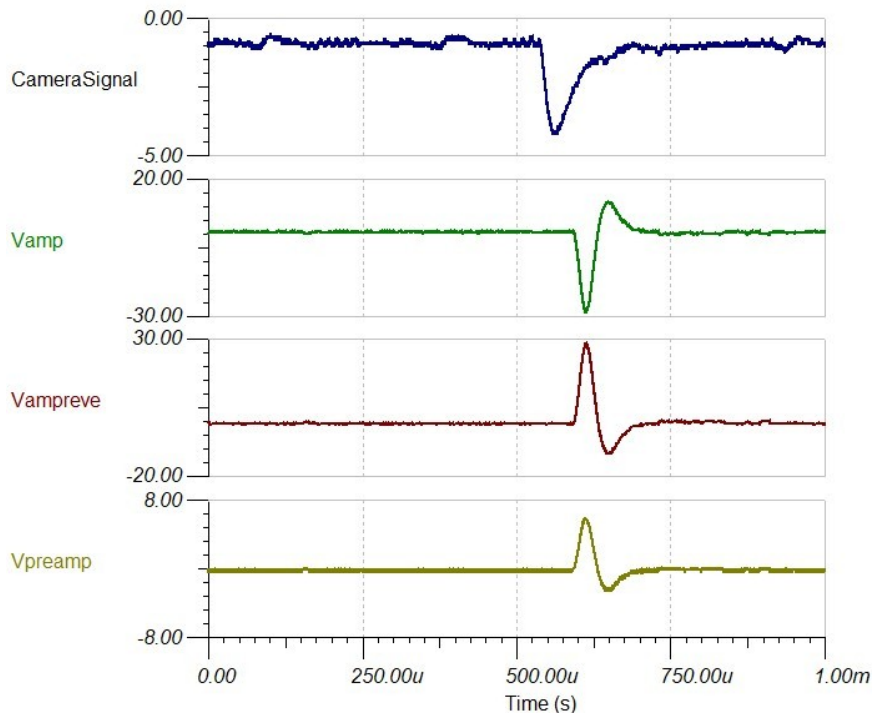
Εικόνα 2.23: Κύκλωμα ενισχυτικής διάταξης [Προσωπικό αρχείο].

Όπως παρατηρείται το κύκλωμα αποτελείται από 3 ενισχυτές οργανολογίας όπου ο πρώτος λαμβάνει το σήμα από την κάμερα το οποίο είναι μονοπολικό και αρνητικό όπως φαίνεται και στην εικόνα 2.24.



Εικόνα 2.24: Σήμα κάμερας όπως αποτυπώνεται από το TINA-TI [Προσωπικό αρχείο].

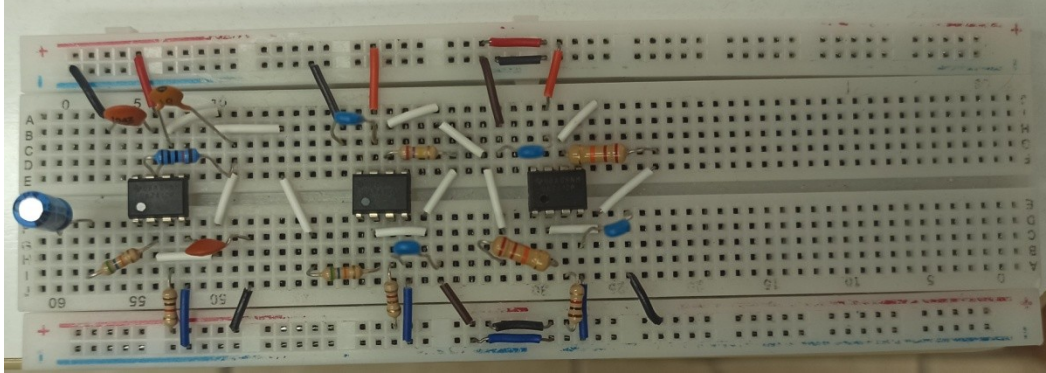
Τα χαρακτηριστικά του σήματος που φαίνονται στην εικόνα 2.24 έχουν παρθεί μέσω του παλμογράφου ο οποίος κατέγραψε το σήμα που διαβάζει από την κάμερα και στην συνέχεια έγινε η αποθήκευσή του σε φλασάκι για να μελετηθεί στο TINA-TI. Στην συνέχεια το μονοπολικό σήμα λαμβάνεται και περνάει από τον προ ενισχυτή ο οποίος κάνει μια μικρή πρώτη ενίσχυση στο σήμα και δίνει την διπολική μορφή 70/30 που χρειάζεται. Τέλος το προ ενισχυμένο σήμα θα περάσει για να ενισχυθεί από τον ενισχυτή αλλά και να αναστραφεί από την τελευταία διάταξη χωρίς καμία ενίσχυση παρά μόνο την αναστροφή του ώστε να μπορέσει στην πράξη να περάσει στο ADC για να ψηφιοποιηθεί και να γίνει η δημιουργία της εικόνας. Παρατίθεται η εικόνα 2.25 από το TINA-TI μετά την προσομοίωση που έγινε [26].



Εικόνα 2.25: Διαγράμματα ενίσχυσης του αρχικού σήματος [Προσωπικό αρχείο].

2.11 Υλοποίηση κυκλώματος

Αφού έγινε η προσομοίωση του κυκλώματος το επόμενο βήμα ήταν η κατασκευή του στο breadboard για να εξεταστεί αν το κύκλωμα ενίσχυσης δουλεύει και στην πράξη. Στην εικόνα 2.26 φαίνεται το τελικό αποτέλεσμα του ενισχυτικού κυκλώματος.



Εικόνα 2.26: Ενισχυτικό κύκλωμα [Προσωπικό αρχείο].

Οι ενισχυτές που χρησιμοποιήθηκαν για την κατασκευή του κυκλώματός είναι οι UA741CP οι οποίοι αποτελούν ακρογωνιαίο λίθο στον τομέα των αναλογικών ηλεκτρονικών. Γνωστός για την αξιοπιστία και την ευελιξία του, αυτός ο γενικής χρήσης τελεστικός ενισχυτής αποτελεί θεμελιώδες στοιχείο σε διάφορες ηλεκτρονικές εφαρμογές. Στην συνέχεια θα αναλυθούν τα χαρακτηριστικά του τελεστικού ενισχυτή, τις εφαρμογές του και γιατί παραμένει μια προτιμώμενη επιλογή.

Αρχικά ο UA741CP προσφέρει υψηλό κέρδος ανοιχτού βρόχου περίπου 200.000 και αποτελεί μια από τις πιο κρίσιμες παραμέτρους. Το υψηλό κέρδος είναι απαραίτητο για εφαρμογές που απαιτούν ακριβή ενίσχυση αδύναμων σημάτων. Λειτουργεί σε ένα ευρύ φάσμα τάσεων τροφοδοσίας συνήθως από $\pm 10V$ έως $\pm 18V$. Αυτή η ευελιξία του επιτρέπει να χρησιμοποιείται σε διάφορα κυκλώματα χωρίς την ανάγκη εξειδικευμένων τροφοδοτικών. Επιπλέον περιλαμβάνει ακίδες για ρύθμιση μηδενικής μετατόπισης, δίνοντας τη δυνατότητα στους χρήστες να ελαχιστοποιούν την τάση μετατόπισης εισόδου. Αυτή η δυνατότητα είναι ιδιαίτερα χρήσιμη σε εφαρμογές όπου η ακρίβεια είναι πρωταρχικής σημασίας. Προσφέρει και προστασία από βραχυκύκλωμα ενισχύοντας την ανθεκτικότητά του, προστατεύοντας το από πιθανές ζημιές λόγω αυτού. Τέλος έχει χαμηλό θόρυβο, κάνοντάς το κατάλληλο για εφαρμογές ακριβείας όπου η ακεραιότητα του σήματος είναι ζωτικής σημασίας.

Τα ηλεκτρικά χαρακτηριστικά του UA741CP αυξάνουν περαιτέρω την ευελιξία του. Συνήθως η τάση μετατόπισης εισόδου είναι περίπου στο 1mV, υποδεικνύοντας τη διαφορά τάσης μεταξύ των ακροδεκτών εισόδου όταν η έξοδος είναι μηδέν. Το ρεύμα πόλωσης εισόδου είναι στα 80nA και αντιπροσωπεύει το μέσο ρεύμα που εισέρχεται στους ακροδέκτες εισόδου. Το ρεύμα μετατόπισης εισόδου είναι περίπου στα 20nA και αποτελεί την διαφορά ρευμάτων πόλωσης μεταξύ των ακροδεκτών εισόδου. Ο μέγιστος ρυθμός μεταβολής (slew rate) είναι στα 0.5V/μs και αποτελεί τον ρυθμό μεταβολής της τάσης εξόδου. Το εύρος ζώνης είναι στο 1MHz, υποδεικνύοντας το εύρος των συχνοτήτων στο οποίο μπορεί να λειτουργήσει αποτελεσματικά ο ενισχυτής.

Τα χαρακτηριστικά που αναφέρθηκαν παραπάνω καθιστούν τον τελεστικό ενισχυτή UA741CP κατάλληλο για μια ποικιλία εφαρμογών, όπως για παράδειγμα:

1. Σαν ενισχυτή, για την ενίσχυση αδύναμων σημάτων σε κυκλώματα ήχου και οργάνων.

2. Σαν ταλαντωτή, για την δημιουργία ταλαντευόμενων κυματομορφών για ρολόγια και γεννήτριες σημάτων.
3. Σε φίλτρα για την υλοποίηση ενεργών κυκλωμάτων φίλτρων στην επεξεργασία ήχου και σήματος.
4. Σαν απομονωτής (buffer), καθώς παρέχει υψηλή αντίσταση εισόδου και χαμηλή αντίσταση εξόδου, καθιστώντας το εξαιρετικό για εφαρμογές απομόνωσης σημάτων.
5. Για τον αναλογικό υπολογισμό, καθώς μπορεί να εκτελεί με την κατάλληλη συνδεσμολογία μαθηματικές πράξεις όπως αφαίρεση, πρόσθεση, διαφοροποίηση και διαφοροποίηση σε αναλογικούς υπολογιστές.

Το UA741CP έχει εδραιώσει την θέση του στα χρονικά των αναλογικών ηλεκτρονικών λόγω της αξιοπιστίας και της ευκολίας χρήσης του. Η ικανότητά του να λειτουργεί σε ένα ευρύ φάσμα συνθηκών χωρίς να απαιτεί εξειδικευμένα εξαρτήματα το καθιστά ένα ευέλικτο εργαλείο τόσο σε εκπαιδευτικά όσο και σε επαγγελματικά περιβάλλοντα. Η απλότητά του σχεδιασμού του, σε συνδυασμό με την στιβαρή του απόδοση, του επιτρέπει να χρησιμεύει ως δομικό στοιχείο για πιο σύνθετα κυκλώματα. Επιπλέον, η διαθεσιμότητα του UA741CP σε διάφορους τύπους πακέτων, συμπεριλαμβανομένου του διπλού σε σειρά πακέτου 8 ακίδων (DIP) και των επιλογών επιφανειακής τοποθέτησης, διασφαλίζει ότι μπορεί να ενσωματωθεί εύκολα σε πάρα πολλά ηλεκτρονικά έργα.

Ο τελεστικός ενισχυτής UA741CP ξεχωρίζει ως βασικό εξάρτημα στην σφαίρα των αναλογικών ηλεκτρονικών. Το υψηλό κέρδος, το ευρύ φάσμα τροφοδοσίας, η μηδενική ικανότητα αντιστάθμισης, η προστασία από βραχυκυκλώματα, η χαμηλή απόδοση του θορύβου και η χαμηλή τιμή του το έθεσαν ως μια πολύ καλή επιλογή για την δημιουργία του επιθυμητού κυκλώματος[27].

2.12 Λειτουργία κώδικα σχηματισμού εικόνας

Το λογισμικό επεξεργάζεται δεδομένα από ένα αρχείο εισόδου και παράγει αρχεία εξόδου που περιλαμβάνουν πληροφορίες για το κέντρο βάρους (Center of Gravity, COG) εικόνων και το ενεργειακό φάσμα.

Αρχικά ανοίγονται τα αρχεία εισόδου και εξόδου. Το αρχείο εισόδου περιέχει μετρήσεις από ανιχνευτές και τα αρχεία εξόδου θα καταγράψουν τα αποτελέσματα της επεξεργασίας αυτών των μετρήσεων. Ο κώδικας διαβάζει το αρχείο εισόδου και υπολογίζει τον αριθμό των γραμμών του αρχείου για να προσδιορίσει το πλήθος των δεδομένων. Στη συνέχεια, δεσμεύεται δυναμικά μνήμη για την αποθήκευση των δεδομένων εισόδου και των ενδιάμεσων υπολογισμών. Οι πίνακες x και y αποθηκεύουν τις τιμές που διαβάζονται από το αρχείο εισόδου, ενώ οι πίνακες $x1$, $x2$, $y1$ και $y2$ χρησιμοποιούνται για την ταξινόμηση των μετρήσεων ανάλογα με την κατηγορία τους. Επιπλέον, οι πίνακες $xcog$ και $ycog$ αποθηκεύουν τις τιμές του κέντρου βάρους (COG) για κάθε μέτρηση.

Ο κώδικας διαβάζει τις τιμές από το αρχείο εισόδου και τις ταξινομεί στους αντίστοιχους πίνακες $x1$, $x2$, $y1$ και $y2$ ανάλογα με την κατηγορία τους. Για κάθε γραμμή δεδομένων, υπολογίζεται η συνολική ενέργεια ως άθροισμα των τιμών των μετρήσεων, και στη συνέχεια υπολογίζονται οι συντεταγμένες του κέντρου βάρους (COG) χρησιμοποιώντας τους τύπους που περιγράφονται στον κώδικα. Οι συντεταγμένες του κέντρου βάρους κβαντοποιούνται και ελέγχεται αν βρίσκονται εντός των ορίων της εικόνας.

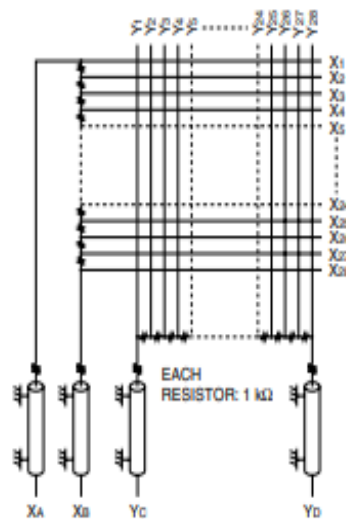
Τα αποτελέσματα καταγράφονται στα αρχεία εξόδου: το αρχείο `arχειο_image` καταγράφει τις συντεταγμένες του κέντρου βάρους για κάθε μέτρηση, ενώ το αρχείο `arχειο_en` καταγράφει το ενεργειακό φάσμα.

Ο πίνακας cog_image αποθηκεύει τη συχνότητα εμφάνισης των συντεταγμένων του κέντρου βάρους, ενώ ο πίνακας energy αποθηκεύει τη συχνότητα των ενεργειακών τιμών.

Τέλος, ο κώδικας εξάγει τα δεδομένα της εικόνας και της ενέργειας στα αρχεία εξόδου, απελευθερώνει τη δυναμική μνήμη που δεσμεύτηκε και κλείνει τα αρχεία. Με αυτόν τον τρόπο, ο κώδικας επεξεργάζεται τις μετρήσεις από το αρχείο εισόδου και παράγει χρήσιμα αποτελέσματα για την ανάλυση των δεδομένων.

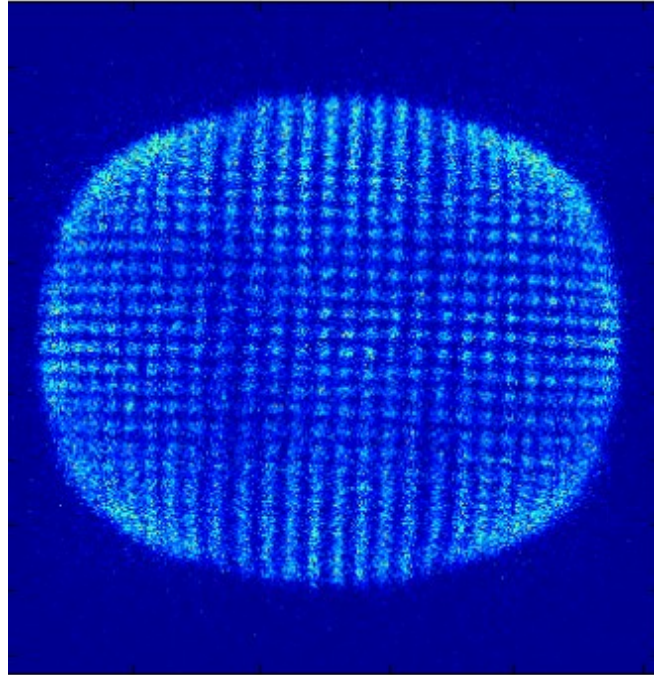
2.13 Σχηματισμός διακριτοποιημένης πρωτογενής εικόνας και βελτίωση διακριτικής ικανότητας

Για την δημιουργία των συντεταγμένων x και y , χρησιμοποιείται η λογική Anger, κατά την οποία για κάθε συντεταγμένη γίνεται η διαίρεση του ρεύματος που διαρρέει την αλυσίδα αντιστάσεων (Εικόνα 2.27) σε δύο διαφορετικά σήματα για κάθε συντεταγμένη (X_A, X_B, Y_C, Y_D). Το ρεύμα που εντοπίζεται προέρχεται από τους PSPMTs (χωρικά ευαίσθητους φωτοπολλαπλασιαστές) με την μετατροπή του φωτός σε ηλεκτρόνια. Η αλυσίδα αντιστάσεων αποτελείται από αντιστάσεις $1k\Omega$ σε όλο της το μήκος με αποτέλεσμα η τεχνική αυτή να επιτρέπει μια γραμμική ανάγνωση στο κεντρικό τμήμα του φωτοπολλαπλασιαστή, αλλά μη γραμμική ανάγνωση στην περιφέρειά του. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα τη συσσώρευση γεγονότων στην περιφέρεια του φωτοπολλαπλασιαστή κατά τη διάρκεια της συλλογής δεδομένων. Ακόμα παρατηρείται ότι το φως διαχέεται αρκετά όταν ο κρύσταλλος είναι ομοιογενής, ενώ ισχύει το αντίθετο όταν είναι διακριτοποιημένος με αποτέλεσμα το φως να συσσωρεύεται ακριβώς κάτω από τον κρύσταλλο.



Εικόνα 2.27: Αλυσίδα αντιστάσεων [22].

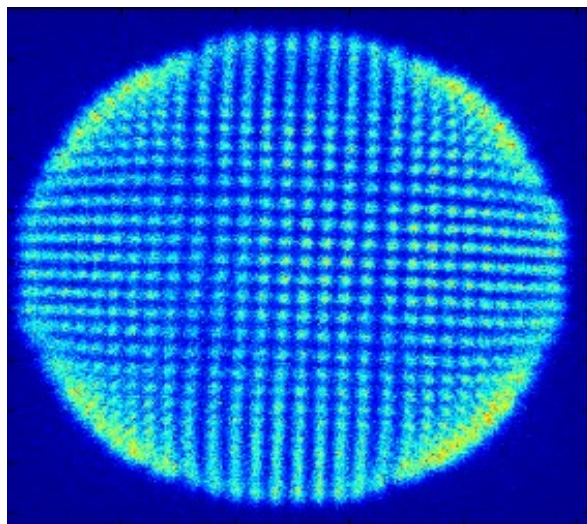
Στην εικόνα 2.28 παρατηρούνται τα φαινόμενα που αναφέρθηκαν πιο πάνω με την συγκεκριμένη γάμμα κάμερα αλλά και την ανάγκη που υπάρχει για την τροποποίηση των ηλεκτρονικών κυκλωμάτων της περαιτέρω πέρα από τις ενισχυτικές διατάξεις της.



Εικόνα 2.28: Πρωτογενή εικόνα με την αρχική αλυσίδα αντιστάσεων και πηγή ^{57}Co [28].

Όπως φαίνεται και στην εικόνα 2.28 δεν υπάρχει η ικανότητα διάκρισης των κυψελίδων του σπινθηριστή που βρίσκονται περιφερειακά λόγω του μεγάλου θορύβου. Για να βελτιωθεί η διακριτική ικανότητα στην περιφέρεια θα πρέπει να γίνει μια σειρά μετατροπών ξεκινώντας από τα αναλογικά κυκλώματα της κάμερας.

Αρχικά θα πρέπει να γίνει αλλαγή στις αντιστάσεις R_1 και R_{27} αμφότερα στους άξονες x και y της αλυσίδας που απεικονίζεται στην εικόνα 2.27 και αντί για $1\text{k}\Omega$ να τοποθετηθούν αντιστάσεις με τιμή $15\text{k}\Omega$. Κάνοντας αυτήν την αλλαγή η εικόνα 2.29 δείχνει το αποτέλεσμα:



Εικόνα 2.29: Πρωτογενή εικόνα με την τροποποιημένη αλυσίδα αντιστάσεων και πηγή ^{57}Co [28].

Παρατηρείται λοιπόν ότι με την αλλαγή των αντιστάσεων γίνεται καλύτερη απεικόνιση των κυψελίδων που βρίσκονται στην περιφέρεια του κρυστάλλου σε αντίθεση με την αρχική αλυσίδα στην οποία υπάρχει η συσσώρευση γεγονότων.

Μόνο με την μεταβολή αυτή το χρήσιμο πεδίο αυξήθηκε κατά 39% καθώς αυξήθηκε το φάσμα της γραμμικής ανάγνωσης του ορατού πεδίου.

Τέλος μπορεί να μην έχει γίνει πλήρη αποσαφήνιση των φαινομένων στις γωνίες της εικόνας αλλά υπάρχει ορατή και αξιοσημείωτη βελτίωση [28],[29].

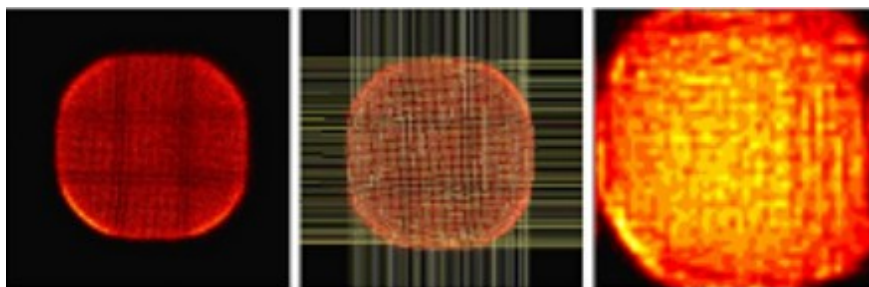
2.14 Διαδικασία δημιουργίας τελικής εικόνας

Για την επιθυμητή εικόνα θα πρέπει να γίνουν μερικές βελτιώσεις της αρχικής διακριτοποιημένης εικόνας μέσα από το λογισμικό mygrid.fig.

Όπως παρατηρείται στις παραπάνω εικόνες δεν υπάρχει ομοιογένεια μεταξύ των σπινθηριστών κάτι το οποίο μπορεί να οφείλεται στα ηλεκτρονικά που φέρει ο φωτοπολλαπλασιαστής. Ξεκινώντας οπότε θα πρέπει να ρυθμιστεί η ομοιογένεια της εικόνας. Για την ρύθμισή χρειάζεται η αθροισμένη εικόνα η οποία προκύπτει με την δημιουργία και την εφαρμογή πλέγματος στον σπινθηριστή ώστε να γίνει ο εντοπισμός της θέσης κάθε κυψελίδας. Για να επιτευχθεί αυτό θα χρειαστεί να γίνει ακτινοβολή με την κάμερα και την χρήση σημειακής πηγής όχι πολύ ισχυρής ώστε να μην υπάρχει κορεσμός στο σύστημα. Με αυτήν την διαδικασία θα βρεθούν οι θέσεις και το ενεργειακό φάσμα όλων των κυψελίδων.

Στην συνέχεια με την επανατοποθέτηση του κατευθυντήρα, την χρήση της ίδιας σημειακής πηγής χαμηλής ενέργειας αλλά και με την χρήση του πλέγματος που δημιουργήθηκε θα ληφθεί η ομοιόμορφη εικόνα. Οι διαστάσεις του πίνακα που χρησιμοποιείτε στο πλέγμα είναι ίδιες με τον αριθμό των κυψελίδων προς κάθε κατεύθυνση, με όποια κυψελίδα να μην βρίσκεται εντός της σφαιρικής εικόνας να μην αντιστοιχεί σε κάποια τιμή.

Για την απόρριψη των σχεδιαζόμενων φωτονίων θα πρέπει να εφαρμοστεί ένα ενεργειακό παράθυρο καθώς αποτελούν πηγή θορύβου κατά την δημιουργία των διαγνωστικών εικόνων. Στην περίπτωση της κάμερας που χρησιμοποιείται στο πείραμα παρουσιάζεται μια ανομοιότητα μεταξύ των ενεργειακών φασμάτων της κάθε κυψελίδας και ιδιαίτερα σε αυτές που βρίσκονται στα άκρα του σπινθηριστή. Η απομάκρυνση από το κέντρο του φωτοπολλαπλασιαστή έχει ως συνέπεια την μείωση της ενεργειακής διακριτικής ικανότητας. Θα πρέπει γι αυτόν τον λόγο να βρεθούν λύσεις που να μειώνουν το φαινόμενο αυτό. Σε αυτήν την διαδικασία πάλι το πλέγμα που δημιουργήθηκε θα βοηθήσει καθώς παρέχει πληροφορίες για τα ενεργειακά φάσματα του σπινθηριστή. Ο υπολογισμός της μέσης ενεργειακής διακριτικής ικανότητας του συστήματος γίνεται με την άθροιση των ενεργειακών φασμάτων, τα οποία προέρχονται από το γινόμενο και το άθροισμα της ενέργειας της κάθε κυψελίδας, παράγοντας έτσι το ολικό κανονικοποιημένο ενεργειακό φάσμα του σπινθηριστή. Όλες οι διαδικασίες που περιγράφηκαν παρουσιάζουν τα αποτελέσματά τους στην εικόνα 2.30.

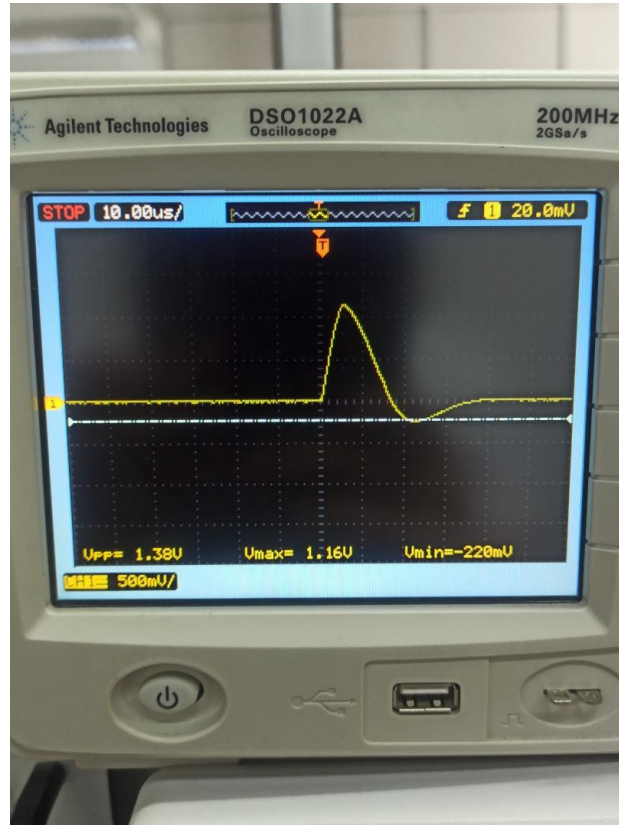


Εικόνα 2.30: (Αριστερά) Πρωτογενής εικόνα, (Κέντρο) Πρωτογενή εικόνα με το πλέγμα, (Δεξιά) Αθροισμένη εικόνα [30].

Κεφάλαιο 3

3 Αποτελέσματα

Με την σύνδεση του κυκλώματος πάνω στην γάμμα κάμερα και την τοποθέτηση του παλμογράφου στην έξοδο της νέας ενισχυτικής βαθμίδας το αποτέλεσμα που κατέγραψε ο παλμογράφος ήταν πολύ κοντά στις θεωρητικές μετρήσεις που είχαν γίνει στο TINA-TI. Όπως φαίνεται και στην εικόνα 3 παρακάτω η έξοδος αποτελείται από ένα παλμό 70/30 με V_{pp} στα 1.38V. Η χρονική διάρκεια του παλμού είναι περίπου στα 30 μ s.



Εικόνα 3: Έξοδος παλμού υλοποιημένου κυκλώματος [Προσωπικό αρχείο].

Ο παλμός που απεικονίζεται είναι αποδεκτός και θα μπορούσε στην συνέχεια να περάσει από ένα ADC για να ψηφιοποιηθεί ώστε να γίνει η δημιουργία μιας εικόνας στον υπολογιστή με τον κώδικά που έχει αναφερθεί σε προηγούμενο κεφάλαιο. Επιπλέον αυτό θα ωφελήσει στην μελέτη της λειτουργία της εξειδικευμένης αυτής γάμμα κάμερας. Με τον τρόπο αυτό θα μπορούσε να διερευνηθεί πως το νέο ενισχυτικό κύκλωμα που σχεδιάστηκε αλλά και οι τροποποιήσεις που έγιναν στην αλυσίδα αντιστάσεων επηρεάζουν την τελική εικόνα που παρέχει.

Με το νέο αυτό κύκλωμα δεν χρειάζεται να γίνει η σύνδεση της κάμερας με τον εξωτερικό ενισχυτή NIM 519. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα να μην χρειάζεται να βρίσκεται σε κάθε εργαστήριο ένας εξωτερικός ενισχυτής για να λειτουργήσει, παρά μόνο η εξειδικευμένη γάμμα κάμερα που φέρει και τα τροποποιημένα αναλογικά κυκλώματα.

Κεφάλαιο 4

4 Συμπεράσματα – Μελλοντικές προοπτικές

Τα αποτελέσματα που καταγράφηκαν από την πρώτη φάση βελτίωσης στα αναλογικά κυκλώματα της γάμμα κάμερας ήταν ικανοποιητικά, υποδεικνύοντας ότι η κατεύθυνση που ακολουθήθηκε ήταν η σωστή. Ωστόσο, υπάρχει ένα κρίσιμο σημείο που χρήζει περαιτέρω προσοχής: η χρονική διάρκεια του παλμού. Η διαφορά που παρατηρείται μεταξύ του NIM 519, το οποίο προσφέρει χρονική διάρκεια 20μs, και της νέας ενισχυτικής διάταξης, που φτάνει τα 30μs, είναι σημαντική και δείχνει την ανάγκη για βελτίωση. Η ελαχιστοποίηση της χρονικής διάρκειας του παλμού είναι απαραίτητη για τη βελτιστοποίηση της απόδοσης της γάμμα κάμερας.

Για να επιτευχθεί αυτή η βελτίωση, μία από τις στρατηγικές που μπορούν να εξετάσθούν είναι η αντικατάσταση των τωρινών τελεστικών ενισχυτών UA741CP με ταχύτερους και αντίστοιχους σε χαρακτηριστικά ενισχυτές. Ο τελεστικός ενισχυτής AD8042AN φαίνεται να είναι μια εξαιρετική επιλογή σε αυτήν την περίπτωση. Με ένα εύρος ζώνης (bandwidth) που φτάνει τα 160MHz, ο AD8042AN διαθέτει έναν πολύ μεγαλύτερο μέγιστο ρυθμό μεταβολής (slew rate) που αγγίζει τα 200 V/μs, καθιστώντας τον κατάλληλο για εφαρμογές υψηλής ταχύτητας και συχνότητας.

Αξιοσημείωτο είναι ότι ο AD8042AN λειτουργεί σε χαμηλότερες τάσεις τροφοδοσίας, που κυμαίνονται από ± 5 έως $\pm 12V$. Αυτό τον καθιστά ιδανικό για εφαρμογές που απαιτούν χαμηλή τάση, χωρίς να θυσιάζεται η απόδοση. Η επιλογή ενός πιο εξειδικευμένου και ακριβότερου τελεστικού ενισχυτή μπορεί να φαίνεται αρχικά ως μια πρόσθετη δαπάνη, ωστόσο, η αύξηση της απόδοσης και η βελτίωση της ποιότητας του σήματος θα αποδώσουν σημαντικά οφέλη στην τελική λειτουργία της γάμμα κάμερας.

Πέρα από την βελτίωση που αναφέρθηκε, θα πρέπει να αξιολογηθούν και άλλες παράμετροι που ενδέχεται να επηρεάσουν την απόδοση, όπως η θερμική σταθερότητα και η παραμόρφωση του σήματος. Με την κατάλληλη έρευνα και δοκιμές, ευελπιστείτε να επιτευχθεί η επιθυμητή βελτίωση στην απόδοση της γάμμα κάμερας, κάνοντάς την πιο αποδοτική και αξιόπιστη στην ανίχνευση γάμμα ακτινοβολίας [33].

Αναφορές

- [1] *Nuclear medicine* (2016), National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering, Available at: <https://www.nibib.nih.gov/science-education/science-topics/nuclear-medicine>.
- [2] Hussain, S., Mubeen, I., Ullah, N., Shah, S.S.U.D., Khan, B.A., Zahoor, M., Ullah, R., Khan, F.A. and Sultan, M.A. (2022). *Modern Diagnostic Imaging Technique Applications and Risk Factors in the Medical Field: A Review*. *BioMed Research International*, [online] 2022(5164970), pp.1–19. doi:<https://doi.org/10.1155/2022/5164970>.
- [3] *Nuclear Medicine Equipment & Service* (2024) *TTG Imaging Solutions*. Available at: <https://www.ttgimagingolutions.com/> (Accessed: 12 October 2024).
- [4] Najam, H., Dearborn, M.C. and Tafti, D. (2023). *Nuclear Medicine Instrumentation*. [online] PubMed. Available at: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK597384/>.
- [5] <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/B9780123744135000683>.
- [6] Δημήτριος Γ. Θανασάς, 2010, ‘Ανάπτυξη τομοσπινθορογραφικού συστήματος υψηλής ευαισθησίας και διακριτικής ικανότητας’, Τμήμα Φυσικής, Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών.
- [7] Pani, R. & Pellegrini, R. & Scopinaro, Francesco & Notaristefani, Francesco & Pergola, A. & De Vincentis, Giuseppe & Soluri, A. & Iacopi, Francesca & Grammatico, Andrea & Del Guerra, A.. (1996). *Portable gamma camera for clinical use in nuclear medicine*. 1170 - 1174 vol.2. 10.1109/NSSMIC.1996.591615.
- [8] R Pani, A Pergola, R Pellegrini, A Soluri, G De Vincentis, S Filippi, G Di Domenico, A Del Guerra, F Scopinaro. (1997). *New generation position-sensitive PMT for nuclear medicine imaging*. [online] Available at: [https://doi.org/10.1016/S0168-9002\(97\)00255-6](https://doi.org/10.1016/S0168-9002(97)00255-6).
- [9] Weisenberger, Andrew & Wojcik, Randolph & Bradley, E.L. & Brewer, Paul & Majewski, Stan & Qian, Junqi & Ranck, A. & Saha, Margaret & Smith, K. & Smith, Mark & Welsh, R.E.. (2003). *SPECT-CT system for small animal imaging*. *Nuclear Science, IEEE Transactions on*. 50. 74 - 79. 10.1109/TNS.2002.807949.
- [10] Online, R., Qi, Y., Tsui, B., Wang, Y., Yoder, B., Jefferson, T., Qi, Y., Tsui, B., Wang, Y., Yoder, B. and Wojcik, R. (2005). *Development and characterization of a high- resolution microSPECT system for small-animal imaging* Publication Details. [online] Available at: https://web.archive.org/web/20180719123155id_/http://ro.uow.edu.au/cgi/viewcontent.cgi?article=1907&context=eispapers.
- [11] Eric L. Bradley, Julie Cella, Stan Majewski, Vladimir Popov, Jianguo Qian, Margaret S. Saha, Mark F. Smith, Andrew G. Weisenberger, and Robert E. Welsh. (2004). *A “Mouse – Sized” Gamma Camera for Biological Imaging*. [online] Available at: <https://www.ipen.br/biblioteca/cd/ieee/2004/DATA/2M05-094.PDF>
- [12] Rachel F Brem JAR. Occult breast cancer: Scintimammography with high-resolution breast-specific gamma camera in women at high risk for breast cancer. *Radiology* 2005; 237: 274–80
- [13] Brem RF, Kieper DA, Rapelyea JA, Majewski S. Evaluation of a high-resolution, breast-specific, small-field-of-view gamma camera for the detection of breast cancer. *Nucl Instrum Methods Phys Res Sect Accel Spectrometers Detect Assoc Equip* 2003; 497: 39–45
- [14] Majewski, S., Farzanpay, F., Goode, A., Kross, B., Steinbach, D., Weisenberger, A., Williams, M. and Wojcik, R. (1998). *Development of an application specific scintimammography detector based on a crystal scintillator array and a PSPMT*.

- [15] Wojcik, Randolph & Majewski, Stan & Kross, B. & Steinbach, D. & Weisenberger, Andrew. (1998). High spatial resolution gamma imaging detector based on a 5" diameter R3292 Hamamatsu PSPMT. *Nuclear Science, IEEE Transactions on.* 45. 487 - 491. 10.1109/23.682432.
- [16] Ιωάννης Κανδαράκης, 2007, *Πυρηνική Ιατρική (ιατρική φυσική – βιοϊατρική τεχνολογία)*, Εκδόσεις Αράκωνθος.
- [17] Wiecek, H. & Goedicke, Andreas & Edstrom, F. & Degenhardt, Carsten & Botterweck, H. & Bippus, Rolf-Dieter. (2005). Collimator spatial resolution. *Journal of Approximation Theory - JAT.* 3. 5 pp.. 10.1109/NSSMIC.2005.1596651.
- [18] Holland, K. et al. (2017) Influence of breast compression pressure on the performance of population-based mammography screening, *Breast cancer research : BCR.* Available at: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5706300/> (Accessed: 05 July 2024).
- [19] Giokaris, N., Loudos, G., Maintas, D., Karabarbounis, A., Spanoudaki, V., Stiliaris, E., Boukis, S., Gektin, A., Boyarintsev, A., Pedash, V. and Gayshan, V. (2004). Crystal and collimator optimization studies of a high-resolution γ -camera based on a position sensitive photomultiplier. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, [online] 527(1-2), pp.134–139. doi:<https://doi.org/10.1016/j.nima.2004.03.110>.
- [20] Ευστράτιος Α. Δαυίδ , 2010, ‘Πειραματική αξιολόγηση μονοκρυσταλλικών και κοκκώδους μορφής σπινθηριστών σε ανιχνευτές ιατρικής απεικόνισης: εφαρμογή σε πειραματικό πρωτότυπο απεικονιστικό σύστημα’, *Τμήμα Ιατρικής και Φυσικής, Πανεπιστήμιο Πατρών.*
- [21] Karali, Evangelia & Loudos, George & Sakelios, Nick & Nikita, Konstantina & Giokaris, Nick. (2005). Scatter correction techniques in high resolution detectors based on PSPMTs and scintillator arrays: An evaluation study. *Proceedings - International Conference on Image Processing, ICIP.* 3. 589-592. 10.1109/ICIP.2005.1530460.
- [22] www.datasheetcatalog.com. (1998). Hamamatsu Corporation 3292 datasheet pdf. [online] Available at: <https://pdf.datasheetcatalog.com/datasheet/hamamatsu/3292.pdf>.
- [23] Corporation, H. (2006). PHOTOMULTIPLIER TUBES AND RELATED PRODUCTS Photomultiplier Tubes. [online] Available at: http://astroa.physics.metu.edu.tr/~umk/astr517/Hamamatsu_PMT.pdf.
- [24] Δήμος Σαμαράς (2013). ‘Σχεδιασμός, προσομοίωση και υλοποίηση ενισχυτών γρήγορης απόκρισης για συστήματα γ -κάμερας’ *Τμήμα Τεχνολογίας Ιατρικών οργάνων, Τ.Ε.Ι Αθήνας.*
- [25] 7070 FAST ComTec GmbH. Available at: <https://www.fastcomtec.com/nim/7070> (Accessed: 05 July 2024).
- [26] Tina-V14-manual.pdf. Available at: <https://www.tina.com/docs/v14/Tina-v14-manual.pdf> (Accessed: 11 July 2024).
- [27] μ A741 General-Purpose Operational Amplifiers. Available at: https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ua741.pdf?ts=1721840901493&ref_url [Accessed 25 Jul. 2024].
- [28] Clancy, R.L. et al. (1997) A simple technique to increase the linearity and field-of-view in position sensitive photomultiplier tubes | *IEEE conference publication | IEEE Xplore, IEEE Transactions on Nuclear Science.* Available at: <https://ieeexplore.ieee.org/document/591416> (Accessed: 03 September 2024).
- [29] Bird, A.J., He, Z. and Ramsden, D. (1994) 'Multi-channel readout of crossed-wire anode photomultipliers,' *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section a Accelerators Spectrometers Detectors and Associated Equipment*, 348(2–3), pp. 668–672. [https://doi.org/10.1016/0168-9002\(94\)90821-4](https://doi.org/10.1016/0168-9002(94)90821-4).

[30] Μαρία Β. Γεωργίου, 2016, ‘Κατασκευή εξειδικευμένων συστημάτων Γ- κάμερας απεικόνισης πειραματόζωων και μικρών οργάνων’, Τμήμα Ιατρικής, Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας.

[31] Zhang, Q. *et al.* (2013) 'Position mapping and a uniformity correction method for small-animal SPECT based on connected regional recognition,' *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section a Accelerators Spectrometers Detectors and Associated Equipment*, 704. <https://doi.org/10.1016/j.nima.2012.11.008>.

[32] Jeong, M.H. *et al.* (2004) 'Performance improvement of small gamma camera using NaI(Tl) plate and position sensitive photo-multiplier tubes,' *Physics in Medicine and Biology*, 49(21), pp. 4961–4970. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/49/21/008>.

[33] alldatasheet.com (2024) *AD8042AN Datasheet(PDF)*, *Alldatasheet.com*. Available at: <https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/48390/AD/AD8042AN.html> (Accessed: 4 September 2024).

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α: Κώδικας σχηματισμού εικόνας

Παρατίθεται ο κώδικας που χρησιμοποιήθηκε και αναλύθηκε στο κεφάλαιο 2.12 για τον σχηματισμό της εικόνας:

```
#include <stdio.h>
#include <stdlib.h>
#include <math.h>
#include <time.h>
#include <malloc.h>

#define output_size 512
#define crystal_pixels 44
#define energy_window .1
#define ADC_range 2048
#define low_threshold 100
#define up_threshold 2000
#define energy_cut 20

int main ()
{

    //input file

    FILE *arxeio_in=fopen("new_GAGG
1x1_Na22_xa_xb_yc_yd.txt","r");////edw na balw to onoma to my_...arxeioy!!!!!!!!!!

    //OUTPUT FILES
    //wire files
    FILE *arxeio_xa=fopen("xa_xa_xb_yc_yd.txt","w");
    FILE *arxeio_xb=fopen("xb_xa_xb_yc_yd.txt","w");
    FILE *arxeio_yc=fopen("yc_xa_xb_yc_yd.txt","w");
    FILE *arxeio_yd=fopen("yd_xa_xb_yc_yd.txt","w");
    FILE *arxeio_image=fopen("gl_xa_xb_yc_yd.txt","w");
    FILE *arxeio_en=fopen("en_xa_xb_yc_yd.txt","w");
    //OUTPUT FILES

    int energy[ADC_range];
    float d1, d2;
    int dd;
    int i, k;//temp;
    int sum_energy, en, m, m_en, m1, m2, xc, yc, N;

    int *x1, *x2, *y1, *y2,*x, *y;
    float *xcog, *ycog;
```

```

////////////////////////////////////
m=0;
while ((k=getc(arxeio_in))!=EOF)
{
    if (k=='\n') m++;
}
N=m;
printf("N =%u\n",N);
rewind(arxeio_in);
////////////////////////////////////

////////////////////////////////////
x=(int*)malloc(N*sizeof(int));
y=(int*)malloc(N*sizeof(int));
x1=(int*)malloc((N/4)*sizeof(int));
x2=(int*)malloc((N/4)*sizeof(int));
y1=(int*)malloc((N/4)*sizeof(int));
y2=(int*)malloc((N/4)*sizeof(int));
xcog=(float*)malloc(N*sizeof(float));
ycog=(float*)malloc(N*sizeof(float));

dd=(output_size/2);
//Desmeusn Mvnmns cog_image
int **cog_image;
int il;
cog_image = (int **)malloc(sizeof(int *) * output_size);
for (il = 0 ; il < output_size; il++) {
    cog_image[il] = (int *)malloc(sizeof(int) * output_size);
}

//arxikopoin sn COG file
m1=0;
m2=0;
for (m1=0; m1<output_size; m1++)
{
    for (m2=0; m2<output_size; m2++)
    {
        cog_image[m1][m2]=0;
    }
}

//arxikopoin sn energy file
m_en=0;
for (m_en=0; m_en<ADC_range; m_en++)
{
    energy[m_en]=0;
}

```

```
//run input file
int i1=0;
int i2=0;
int i3=0;
int i4=0;

/* ////FOR POSITIVE PULSES
for (i=0; i<N; i++)
{
fscanf (arxeio_in, "%d %d ", &x[i], &y[i]);
if (x[i]==0) {
x1[i1]=y[i]-2048;
i1=i1+1;}
else if (x[i]==1) {
x2[i2]=y[i]-2048;
i2=i2+1;}
else if (x[i]==2) {
y1[i3]=y[i]-2048;
i3=i3+1;}
else if (x[i]==3) {
y2[i4]=y[i]-2048;
i4=i4+1;}
}
//FOR NEGATIVE PULSES

for (i=0; i<N; i++)
{
fscanf (arxeio_in, "%d %d ", &x[i], &y[i]);
if (x[i]==0) {
x1[i1]=2048-y[i];
i1=i1+1;}
else if (x[i]==1) {
x2[i2]=2048-y[i];
i2=i2+1;}
else if (x[i]==2) {
y1[i3]=2048-y[i];
i3=i3+1;}
else if (x[i]==3) {
y2[i4]=2048-y[i];
i4=i4+1;}
}*/

//FOR SP6LX150T
for (i=0; i<N; i++)
{
fscanf (arxeio_in, "%d %d ", &x[i], &y[i]);
if (x[i]==0) {
x1[i1]=y[i];
i1=i1+1;}
else if (x[i]==1) {
```



```

        x2[i2]=y[i];
        i2=i2+1;}
    else if (x[i]==2) {
        y1[i3]=y[i];
        i3=i3+1;}
    else if (x[i]==3) {
        y2[i4]=y[i];
        i4=i4+1;}
}

for(i=0;i<(N/4);i++)
{
    if ((x1[i]>low_threshold) && (x2[i]>low_threshold) &&
(y1[i]>low_threshold) && (y2[i]>low_threshold) && (x1[i]<up_threshold) &&
(x2[i]<up_threshold) && (y1[i]<up_threshold) && (y2[i]<up_threshold))
        { // printf ("%d %d %d %d\n ",x1[i], x2[i], y1[i], y2[i]);getch();
            fprintf(arxeio_xa,"%d\n",x1[i]);
            fprintf(arxeio_xb,"%d\n",x2[i]);
            fprintf(arxeio_yc,"%d\n",y1[i]);
            fprintf(arxeio_yd,"%d\n",y2[i]);
        }

        x1[i]=x1[i];
        x2[i]=x2[i];
        y1[i]=y1[i];
        y2[i]=y2[i];
    // printf ("%d %d %d %d\n ",x1[i], x2[i], y1[i], y2[i]);getch();
    if ((x1[i]>low_threshold) && (x2[i]>low_threshold) &&
(y1[i]>low_threshold) && (y2[i]>low_threshold) && (x1[i]<up_threshold) &&
(x2[i]<up_threshold) && (y1[i]<up_threshold) && (y2[i]<up_threshold))
        {// printf ("%d %d %d %d\n ",x1[i], x2[i], y1[i], y2[i]);getch();
            sum_energy= x1[i]+x2[i]+y1[i]+y2[i];

// FOR SCD CIRCUIT
        d1=x1[i]-x2[i];
        d2=y1[i]-y2[i];
        xcog[i]=float((d1)/(x1[i]+x2[i]));
        ycog[i]=float((d2)/(y1[i]+y2[i]));
        xc=int((400*xcog[i]+0.5)+(250));
        yc=int((400*ycog[i]+0.5)+(250));

/* // FOR PROBE

        d1=x1[i];
        d2=y1[i];
        xcog[i]=float(x1[i]/(x1[i]+x2[i]));

```

```

        ycog[i]=float(y1[i]/(y1[i]+y2[i]));
        xc=int((500*xcog[i]+0.5)+0);
        yc=int((500*ycog[i]+0.5)+0);
    */

    //FOR DPC CIRCUIT
    /*d1=x1[i]+x2[i]-y1[i]-y2[i];
    d2=x1[i]+y2[i]-y1[i]-x2[i];
    xcog[i]=float((d1)/sum_energy);
    ycog[i]=float((d2)/sum_energy);*/

        //printf("edw ");
        en=int(sum_energy/4);
        // if (en>30) &&
        // if ((xc>210) && (xc<235) && (yc>211) && (yc<233))
        // if ((en>energy_cut) && (xc<output_size) && (yc<output_size)
        && (xc>0) && (yc>0)) //500: lower threshold
        {
            cog_image[xc][yc]=cog_image[xc][yc]+1;
        }
        // printf("edw ");
        // if ((en>energy_cut) && (xc>210) && (xc<235) && (yc>211) &&
        (yc<233)) //1024 channels for energy spectrum
        // if ((en>energy_cut) && (xc>215) && (xc<232) && (yc>212) &&
        (yc<230)) //1024 channels for energy spectrum
        if ((en>energy_cut) && (xc<output_size) && (yc<output_size) &&
        (xc>0) && (yc>0))
        {
            energy[en]=energy[en]+1;
        }
    }

}
printf ("end: %d\n", i);

//export COG file
m1=0;
m2=0;
for (m1=0; m1<output_size; m1++)
{
    for (m2=0; m2<output_size; m2++)
    {
        fprintf(arxeio_image,"%d ",cog_image[m1][m2]);
    }
    fprintf(arxeio_image,"\n");
}

```

```
}  
  
//export energy file  
m_en=0;  
for (m_en=0; m_en<ADC_range; m_en++)  
{  
    fprintf(arxeio_en,"%d\n",energy[m_en]);  
}  
free(x);  
free(y);  
free(x1);  
free(x2);  
free(y1);  
free(y2);  
free(xcog);  
free(ycog);  
  
fclose (arxeio_in);  
fclose (arxeio_image);  
fclose (arxeio_en);  
  
return(0);  
}
```