

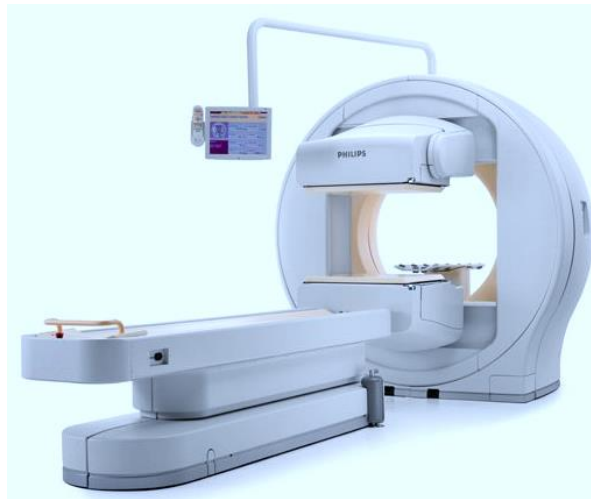


ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ

Μελέτη και κατασκευή ελεγκτή κίνησης τομογραφικού ικριώματος μέσω μικροελεγκτή



ΜΗΤΣΟΠΟΥΛΟΣ ΗΛΙΑΣ
Αριθμός Μητρώου: 15063

Επιβλέπων Καθηγητής
Ιωάννης Βαλαής, Καθηγητής

Αθήνα 09/03/2023

ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΚΑΤΣΚΕΥΗ ΕΛΕΓΚΤΗ ΚΙΝΗΣΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΚΟΥ ΙΚΡΙΩΜΑΤΟΣ ΜΕΣΩ
ΜΙΚΡΟΕΛΕΓΚΤΗ

Η Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

Ο Επιβλέπων Καθηγητής

Ιωάννης Βαλαής

Γεώργιος Φούντος

Χρήστος Μιχαήλ

Καθηγητής

Καθηγητής

Επίκουρος καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Ο υπογράφων Μητσόπουλος Ηλίας του Φωτίου, με αριθμό μητρώου 15063 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

09/03/2023

Ο Δηλών



ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η γ-κάμερα αποτελεί τη βασική συσκευή διαγνωστικής απεικόνισης στην πυρηνική ιατρική, σε συνδυασμό με τα ραδιοφάρμακα που χορηγούνται στον ασθενή πριν την εξέταση, γίνεται δυνατή η οπτικοποίηση της λειτουργίας του σώματος σε κυτταρικό επίπεδο και σχηματίζονται λειτουργικές, δισδιάστατες και τρισδιάστατες εικόνες, από την ανίχνευση της ενέργειας που εκπέμπεται από τις χορηγούμενες αυτές ραδιοφαρμακευτικές ουσίες.

Στην διπλωματική εργασία πραγματοποιείται κατασκευαστική αναπαράσταση του μηχανήματος με χρήση ενός arduino, βηματικού κινητήρα και του ελεγκτή του. Με την κατάλληλη προσαρμογή του κώδικα και διαφόρων εξαρτημάτων στο κύριο κύκλωμα είναι δυνατή η προσομοίωση της λειτουργίας του, ελέγχοντας τα χαρακτηριστικά κίνησης του βηματικού κινητήρα και τη διαμόρφωση του περιβάλλοντος χρήστη ανάλογα με τις προτιμήσεις του και την εξέταση που θα εκτελέσει.

Λέξεις Κλειδιά: Διπλωματική εργασία, τομογραφικό ικρίωμα, βηματικός κινητήρας, arduino, οδηγός βηματικού κινητήρα

Keywords: Final project, tomographic scaffold, stepper motor, arduino, stepper controller

Abstract

Gamma Camera is one of the basic diagnostic device in nuclear medicine, in combination with radiopharmaceuticals administered to the patients before the examination, it is possible to visualize the function of the body at the cellular and functional level by creating two-dimensional and three-dimensional images by detecting the energy emitted by these administered radiopharmaceutical substances. In this thesis a representation of the machine is constructed using an Arduino, a stepper motor and its controller. By properly adjusting the code and various components to the main circuit it is possible to simulate its operation by controlling the motion of the motor and the configuration of the user interface depending on their preferences and the examination to perform.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΕΡΙΛΗΨΗ	4
ΕΙΣΑΓΩΓΗ	7
1. Το σπινθηρογράφημα.....	8
1.1 Η γ-κάμερα.....	10
1.2 Τα ραδιοφάρμακα	24
1.3 Μηχανισμοί ελέγχου κινήσεων κινητήρων.....	25
1.4 Ανασύσταση εικόνας από τομογραφική λήψη	27
1.5 Παράγοντες που επηρεάζουν την ποιότητα εικόνας στην τομογραφία	30
1.6 Ποιοτικοί έλεγχοι τομογραφίας SPECT	30
2. Κατασκευαστική διαδικασία	32
2.1 Στόχοι και μέθοδοι επίτευξης.....	32
2.2 Τρόπος σύνδεσης	36
2.3 Σχεδιαστικές ιδιομορφίες	38
3. Κώδικας	38
3.1 Αρχικοποιήσεις και προετοιμασία	38
3.2 Κώδικας επανάληψης.....	40
4. Σχολιασμός & Συμπεράσματα	45
Αναφορές - Πηγές.....	47
Παράρτημα 1: Οδηγίες χρήσης.....	48
Παράρτημα 2: Τεχνικά χαρακτηριστικά.....	48

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Στόχος της παρούσας εργασίας είναι η αναπαράσταση της λειτουργίας της κεφαλής (Gantry) μίας γ-κάμερας και πιο συγκεκριμένα ο τρόπος που περιστρέφεται γύρω από τον ασθενή, καθώς και η δημιουργία ενός περιβάλλοντος χρήστη (UI) που να παρέχει τις απαραίτητες πληροφορίες σε πραγματικό χρόνο.

Η Διπλωματική Εργασία αποτελείται από τρία κεφάλαια τα οποία αναλύονται συνοπτικά στη συνέχεια.

Το 1^ο κεφάλαιο περιέχει το θεωρητικό υπόβαθρο για την κατανόηση της λειτουργίας μιας γ-κάμερας και τις τεχνικές εξέτασης που βασίζονται στη χρήση της γ-κάμερας. Γίνεται αναφορά στην κατασκευή και τη λειτουργία μιας τέτοιας συσκευής, στον τρόπο εξέτασης και στα ραδιοφάρμακα που χρησιμοποιούνται, στην παραγόμενη εικόνα, καθώς και σε όλα τα βασικά στοιχεία των επιμέρους μερών της.

Το 2^ο κεφάλαιο αναφέρει τα εξαρτήματα που χρησιμοποιήθηκαν για την κατασκευή αυτή, είτε αυτά αντικαταστάθηκαν με άλλα στην πορεία, είτε καταστράφηκαν. Περιγράφει επίσης την συνδεσμολογία τους και την προσθήκη διακοσμητικών στοιχείων για την καλύτερη εμφάνιση της εργασίας.

Το 3^ο κεφάλαιο επεξηγεί το άυλο κομμάτι της διπλωματικής. Τον κώδικα που βρίσκεται πίσω από την λειτουργία της. Συγκεκριμένα, περιέχει όλες εκείνες τις πληροφορίες για την κατανόηση των στοιχείων του κώδικα που χρησιμοποιούνται για την εκπόνηση της.

1. Το Σπινθηρογράφημα

Είναι μία εξέταση κατά την οποία, εξειδικευμένα συστήματα απεικόνισης, όπως είναι η γ-κάμερα, ανιχνεύουν την ενέργεια που εκπέμπεται από χορηγούμενες ραδιοφαρμακευτικές ουσίες. Με τον τρόπο αυτόν οπτικοποιείται η λειτουργικότητα του σώματος σε κυτταρικό επίπεδο και σχηματίζονται λειτουργικές δισδιάστατες και τρισδιάστατες εικόνες. Μελετώντας απεικονιστικά τη συμπεριφορά του ραδιοφαρμάκου στο σώμα κατά τη διάρκεια της εξέτασης, ο ιατρός μπορεί να αξιολογήσει σημαντικούς λειτουργικούς παράγοντες και κατ' επέκταση να εντοπίσει και να εκτιμήσει διάφορες παθολογικές καταστάσεις, όπως είναι η ισχαιμία, οι όγκοι ή οι λοιμώξεις, σε όλα τα συστήματα του ανθρώπινου σώματος. Ανάλογα με το κλινικό ερώτημα, χρησιμοποιείται το κατάλληλο κατά περίπτωση ραδιοφάρμακο και απεικονιστικό πρωτόκολλο. [1]

Ποιες εξετάσεις γίνονται – είδη και ενδείξεις σπινθηρογραφήματος:

Σπινθηρογράφημα Οστών: για τον έλεγχο δευτεροπαθών οστικών εντοπίσεων από νεοπλασία, καθώς και για την αξιολόγηση οστικών παθήσεων και παρανεοπλασματικών συνδρόμων.

Σπινθηρογράφημα Οστών 3 Φάσεων: για την αξιολόγηση άλγους ή φλεγμονής σε οστά και σε περιοχή αρθροπλαστικής, την εκτίμηση ανεξήγητου οστικού πόνου ή υποψίας οστικού τραυματισμού και την εκτίμηση μειωμένης οστικής αιμάτωσης ή οστεονέκρωσης.

Σπινθηρογράφημα Καρδιάς: για την εκτίμηση θεραπευτικού οφέλους πριν και μετά από αγγειοπλαστική ή αορτοστεφανιαία παράκαμψη, τον έλεγχο για στεφανιαία νόσο, την αξιολόγηση κινδύνου μετά από έμφραγμα μυοκαρδίου, την εκτίμηση κινδύνου από ενδεχόμενη χειρουργική επέμβαση, την αξιολόγηση ηλεκτροκαρδιογραφικών διαταραχών και τη διερεύνηση καρδιακής ανεπάρκειας.

Στατικό Σπινθηρογράφημα Νεφρών: για τον εντοπισμό παρεγχυματικών αλλοιώσεων ως αποτέλεσμα επαναλαμβανόμενων λοιμώξεων του ουροποιητικού συστήματος ή νεφροπάθειας, τον προσδιορισμό της σχετικής λειτουργικότητας κάθε νεφρού και την προεγχειρητική διερεύνηση και εκτίμηση θεραπευτικού ή χειρουργικού αποτελέσματος.

Δυναμικό Σπινθηρογράφημα Νεφρών (Νεφρόγραμμα): για την εκτίμηση της νεφρικής λειτουργικότητας, τη διερεύνηση αποφρακτικής ουροπάθειας και την εκτίμηση νεφρικής ανεπάρκειας ή άλλου νεφρικού νοσήματος.

Σπινθηρογράφημα Θυρεοειδή Αδένα: για τον έλεγχο θυρεοειδικών όζων, την αξιολόγηση του θυρεοειδικού ιστού σε υπερθυρεοειδισμό ή συγγενή υποθυρεοειδισμό και τον έλεγχο σε περιπτώσεις θυρεοειδικής νεοπλασίας.

Σπινθηρογράφημα Παραθυρεοειδών Αδένων: για τον εντοπισμό δυσλειτουργικών παραθυρεοειδών αδένων σε πρωτοπαθή υπερπαραθυρεοειδισμό.

Σπινθηρογράφημα Αιμάτωσης Εγκεφάλου: για τη διερεύνηση υποψίας, του βαθμού και του τύπου άνοιας, τον εντοπισμό επιληπτικών εστιών και την εκτίμηση εφεδρείας της αγγειακής εγκεφαλικής διάχυσης.

Σπινθηρογράφημα Βασικών Γάγγλιων: για την εκτίμηση των λειτουργικών ντοπαμινεργικών νευρώνων στα βασικά γάγγλια και τη διαφορική διάγνωση προσυναπτικού παρκινσονισμού από άλλες μορφές παρκινσονισμού.

Σπινθηρογράφημα Φρουρού Λεμφαδένα: για τον προεγχειρητικό εντοπισμό του επιχώριου φρουρού λεμφαδένα σε νεοπλασία μαστού ή μελανώματος.

Σπινθηρογραφική Λεμφαγγειογραφία: για τον εντοπισμό του ανατομικού σημείου απόφραξης της λεμφικής παροχέτευσης σε περίπτωση λεμφοιδήματος.

Σπινθηρογράφημα MIBG: για τη σταδιοποίηση του νευροβλαστώματος και του φαιοχρωμοκυτώματος, το σχεδιασμό της θεραπείας και την αξιολόγηση της απόκρισης στη θεραπεία.

Σπινθηρογράφημα Λευροενδοκρινών Όγκων: για τον εντοπισμό των πρωτογενών νευροενδοκρινών όγκων, τη σταδιοποίηση της νόσου, τον σχεδιασμό της θεραπείας, και την αξιολόγηση του θεραπευτικού ή χειρουργικού αποτελέσματος.

Σπινθηρογράφημα Πνευμόνων: για τη διερεύνηση υποψίας πνευμονικής εμβολής και την προεγχειρητική εκτίμηση της πνευμονικής λειτουργίας.

Σπινθηρογράφημα Φλεγμονής: για τη διερεύνηση υποψίας φλεγμονής των οστών ή χαλάρωσης οστικού μοσχεύματος, τη διερεύνηση πυρετού αγνώστου αιτιολογίας και τη διερεύνηση υποψίας εντερικής, πνευμονικής, αγγειακής ή καρδιακής φλεγμονής [1]

1.1 Η γ -κάμερα

Γνωστή επίσης και ως κάμερα σπινθηρισμού ή κάμερα (Anger), είναι μια συσκευή που χρησιμοποιείται για την απεικόνιση της ακτινοβολίας γάμα που εκπέμπεται από τα ραδιοϊσότοπα, μια τεχνική γνωστή ως σπινθηρογραφία. Το μηχάνημα αυτό αποτελείται από τα παρακάτω μέρη από τον ασθενή μέχρι την σχηματιζόμενη εικόνα:



Εικόνα 1.1.1 γ -Κάμερα [2]

Α. Περίβλημα και σκελετός

Το περίβλημα της γ-κάμερας είναι απαραίτητο για τη σύνθεση της. Περιέχει τον ανιχνευτή μαζί με τη θωράκιση του, η οποία για να αποτρέψει την είσοδο ακτινοβολίας από το περιβάλλον είναι κατασκευασμένη κυρίως από μόλυβδο, συνεπώς η καταγραφόμενη εικόνα προέρχεται εξ ολοκλήρου από φωτόνια που διέρχονται από τον κατευθυντή. Επίσης, περιέχει σύστημα ελέγχου της θερμοκρασίας, καθώς οι φωτοπολλαπλασιαστές είναι επιρρεπείς στη μεταβολή της κατά τη διάρκεια της εξέτασης. Τέλος, η βάση τοποθέτησης του κατευθυντή είναι σχεδιασμένη να αναλάβει το βάρος του κατευθυντή που μπορεί να ζυγίζει έως και 100 kg, ενώ ταυτόχρονα, ανάλογα την εξέταση να επιτρέπει την εύκολη αλλαγή του.[3] Ο ασάλινος σκελετός υποστηρίζει και κινεί τις κεφαλές της γ-κάμερας και τον ασθενή. Επιτρέπει την περιστροφή των κεφαλών γύρω από τον εξεταζόμενο είτε σε διακριτά βήματα είτε σε συνεχόμενη κίνηση. Επίσης, κινεί και τον ασθενή στις επιθυμητές θέσεις.



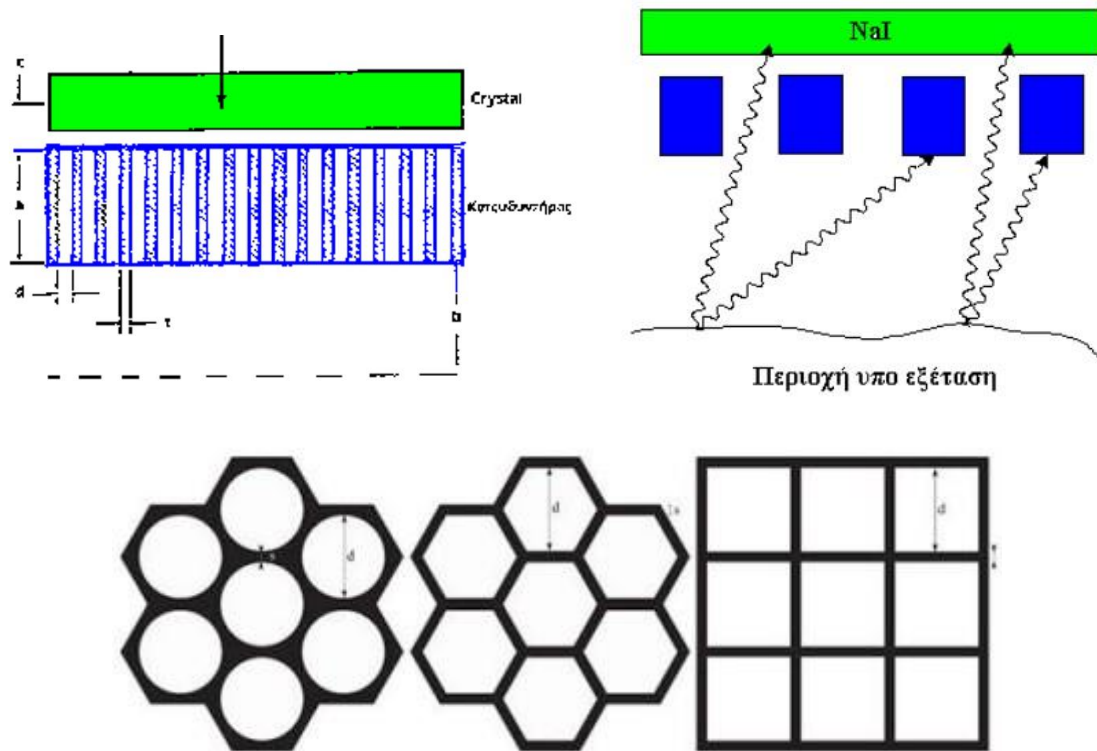
Εικόνα 1.1.2 Ο ασάλινος σκελετός μηχανήματος SPECT της Siemens [3]



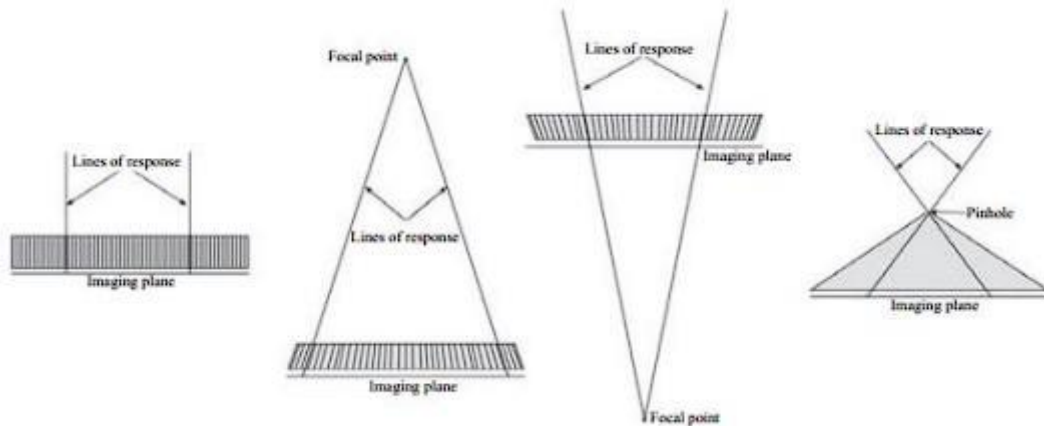
Εικόνα 1.1.3 Σχετικές θέσεις των κεφαλών ενός μηχανήματος SPECT [3]

Β. Κατευθυντήρας

Ο κατευθυντήρας αποτελεί τον γεωμετρικό επιλογέα φωτονίων και τοποθετείται μεταξύ της υπό εξέταση περιοχής και του σπινθηριστή. Ο ρόλος του είναι αντίστοιχος με αυτόν του φακού μιας φωτογραφικής μηχανής και καθορίζει τη διεύθυνση και την περιοχή των φωτονίων που καταμετρούνται. □ Η περιοχή την οποία βλέπει ο κατευθυντήρας ονομάζεται οπτικό πεδίο (Field Of View - FOV). Υπάρχουν διάφορα είδη κατευθυντήρων, όπως με αποκλίνουσες οπές (diverging multihole collimator), τύπου καρφίδας (pinhole collimator), με συγκλίνουσες οπές (converging multihole collimator), αλλά σε αυτή την εφαρμογή χρησιμοποιείται των παραλλήλων οπών (parallel - hole collimator).



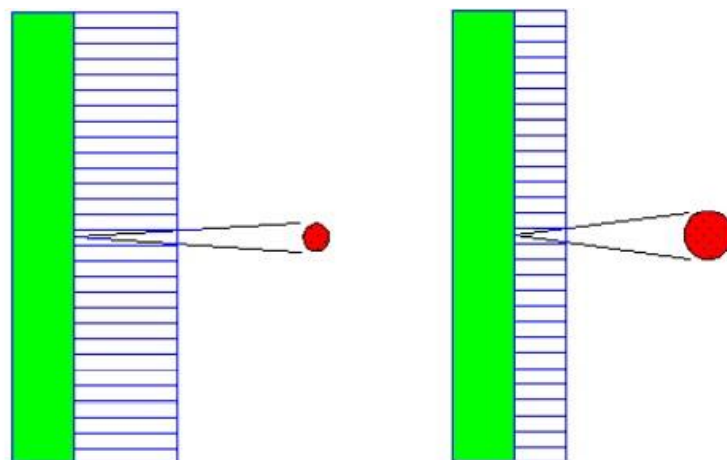
Εικόνα 1.1.4 Διάταξη κατευθυντήρων [2,3]



Εικόνα 1.1.5 Οι τέσσερις βασικές γεωμετρίες κατευθυντήρων. Από αριστερά: πολλαπλών παράλληλων οπών, αποκλίνων, συγκλίνων, οπής καρφίτσας. Διακρίνονται σε κάθε περίπτωση οι γραμμές απόκρισης. [3]

i. Διακριτική ικανότητα

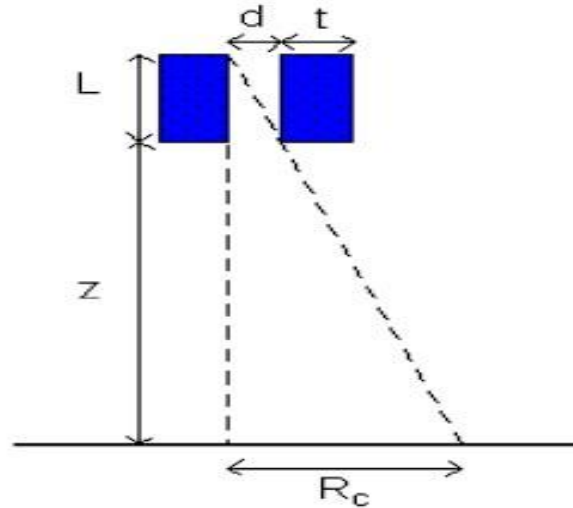
Η διακριτική ικανότητα είναι ανάλογη του μήκους και του πλήθους των οπών ανά μονάδα επιφάνειας. Ενώ τα τοιχώματα των οπών θα πρέπει να είναι αρκετά χοντρά, ώστε να απορροφούν τα προσπίπτοντα φωτόνια.



Εικόνα 1.1.6 Χαρακτηριστικά οπών κατευθυντήρα [2]

ii. Χωρική διακριτική ικανότητα

Η χωρική διακριτική ικανότητα εκδηλώνεται με την απεικόνιση λεπτομερειών μικρών διαστάσεων. Για κατευθυντήρα παράλληλων οπών, η διακριτική ικανότητα εκφράζεται ως συνάρτηση των γεωμετρικών του χαρακτηριστικών: $R_c \approx d(L + z) / L$.



Εικόνα 1.1.7 Γεωμετρικά χαρακτηριστικά χωρικής διακριτικής ικανότητας [2]

iii. Ευαισθησία

Η ευαισθησία g (που συνήθως χαρακτηρίζεται ως γεωμετρική) αναφέρεται στο ποσοστό των φωτονίων που εκπέμπονται από μια περιοχή και διέρχονται μέσω του κατευθυντήρα. Για κατευθυντήρα παράλληλων οπών η ευαισθησία: $g \approx [kd^2 / L(d + t)]^2$ όπου k είναι μια σταθερά που εξαρτάται από το γεωμετρικό σχήμα των οπών. Αν: $z \gg L$ και $d \gg t$ ισχύει κατά προσέγγιση η αναλογία: $g \propto Rc^2$ Επομένως, η διακριτική ικανότητα του κατευθυντήρα βελτιώνεται εις βάρος της μειωμένης ευαισθησίας για δεδομένο πάχος των τοιχωμάτων των οπών.

iv. Επιλογή κατευθυντήρα

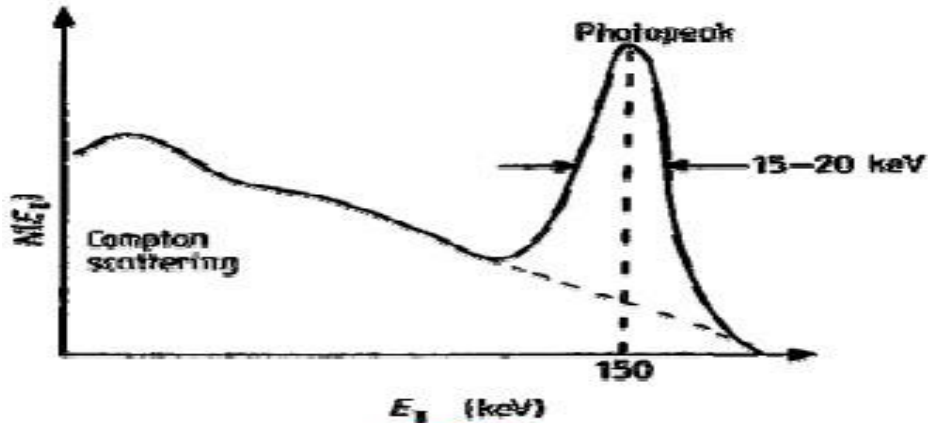
Η επιλογή κατάλληλου κατευθυντήρα βασίζεται στην ενέργεια των φωτονίων που εκπέμπει το ισότοπο και στην επιθυμητή χωρική διακριτική ικανότητα και ευαισθησία. Ο παρακάτω πίνακας αναφέρει παραδείγματα κατευθυντήρων παράλληλων οπών για γ -κάμερα των 40 cm:

Πίνακας 1.1.1 Επιλογή κατευθυντήρα ανάλογα με τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά του [2]

Περιγραφή	Διάμετρος οπών(mm)	Πλήθος οπών	Πάχος τοιχωμάτων οπών(mm)
Low Energy High Resolution (LEHR)	1,8	30000	0,3
Low Energy General Purpose (LEGP)	2,5	18000	0,3
Low Energy High Sensitivity (LEHS)	3,4	9000	0,3
Medium Energy High Sensitivity (MEHS)	3,4	6000	1,4

Γ. Κρύσταλλος NaI

Αμέσως μετά τον κατευθυντήρα βρίσκεται ο κρύσταλλος NaI ή αλλιώς σπινθηριστής. Οι σπινθηριστές (scintillators) είναι υλικά που χρησιμοποιούνται για την ανίχνευση ιοντιζουσών ακτινοβολιών διότι, όταν τα μόριά τους διεγερθούν, εκπέμπουν σπινθηρισμούς (παλμούς φωτός). Η ακτινοβολία του ορατού φωτός που παράγει ο κρύσταλλος οφείλεται στον σπινθηρισμό του, που είναι η παραγωγή ενός σύντομου παλμού φωτός για κάθε γ φωτόνιο που ανιχνεύεται. Συγκεκριμένα, μετά από κάθε αλληλεπίδραση φωτονίου με την ύλη, παράγονται ηλεκτρόνια τα οποία εν συνεχεία παράγουν ορατό φως ανάλογα με την ενέργειά τους.[3]



Η ενεργειακή διακριτική ικανότητα ενός λεπτού κρυστάλλου NaI(Tl) στα 150 keV

Εικόνα 1.1.8 Ενεργειακή διακριτική ικανότητα κρυστάλλου NaI [2]

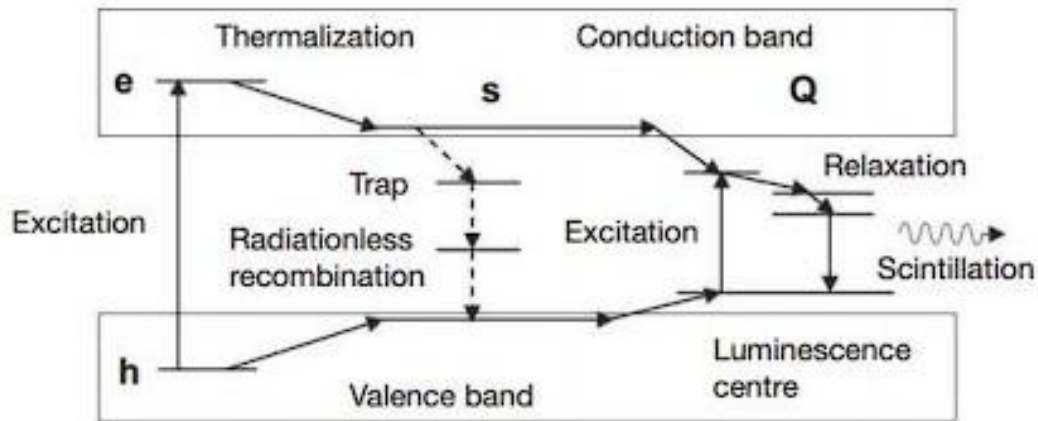
Για την παραγωγή των φωτονίων φθορισμού σε έναν ανόργανο ανιχνευτή (κύρια κατηγορία κρυστάλλων που χρησιμοποιείται για την ανίχνευση φωτονίων γ) συμβαίνουν οι παρακάτω αλληλεπιδράσεις:

- Η αλληλεπίδραση της ακτινοβολίας με το υλικό του ανιχνευτή και μετάβαση ηλεκτρονίων στη ζώνης αγωγιμότητας (conduction band). Αντίστοιχα, οπές παραμένουν στην κορυφή της ζώνης σθένους (valence band).
- Μεταφορά αυτών των φορτισμένων φορέων σε εσωτερικά ή ενισχυμένα κέντρα φωταύγειας (luminescence center).
- Αλληλεπιδράσεις με αυτά τα κέντρα: διέγερση (excitation), κατά την οποία τα ηλεκτρόνια και οι οπές μένουν σε μια διεγερμένη κατάσταση, η χαλάρωση (relaxation) και ο σπινθηρισμός (scintillation).

Στην πυρηνική ιατρική χρησιμοποιούνται κυρίως κρύσταλλοι NaI με προσμίξεις Tl, οι οποίες ευνοούν την εκπομπή σπινθηρισμών. Τα υλικά αυτά χρησιμοποιούνται τόσο στη μέτρηση όσο και στην απεικόνιση ραδιοϊσοτόπων.

Για την καλύτερη λειτουργία του ανιχνευτή και παραγωγή εικόνας, ο κρύσταλλος σπινθηρισμού πρέπει να έχει τις παρακάτω ιδιότητες:

- Να αποτελείται από πυκνό και υψηλού ατομικού αριθμού (Z) υλικό έτσι ώστε να σταματά όλες τις ακτίνες- γ κυρίως με φωτοηλεκτρικό φαινόμενο και χωρίς σκεδάσεις.
- Να παράγει μεγάλη ποσότητα φωτός.
- Το μήκος κύματος (λ) του φωτός να ταιριάζει με αυτό που απαιτείται από τους φωτοπολλαπλασιαστές.
- Να είναι διαφανές στο εκπεμπόμενο φως.
- Να είναι μηχανικά εύρωστο.
- Να έχει μικρό πάχος για να αποφεύγονται επικαλύψεις φωτός από συνεχείς σπινθηρισμούς.

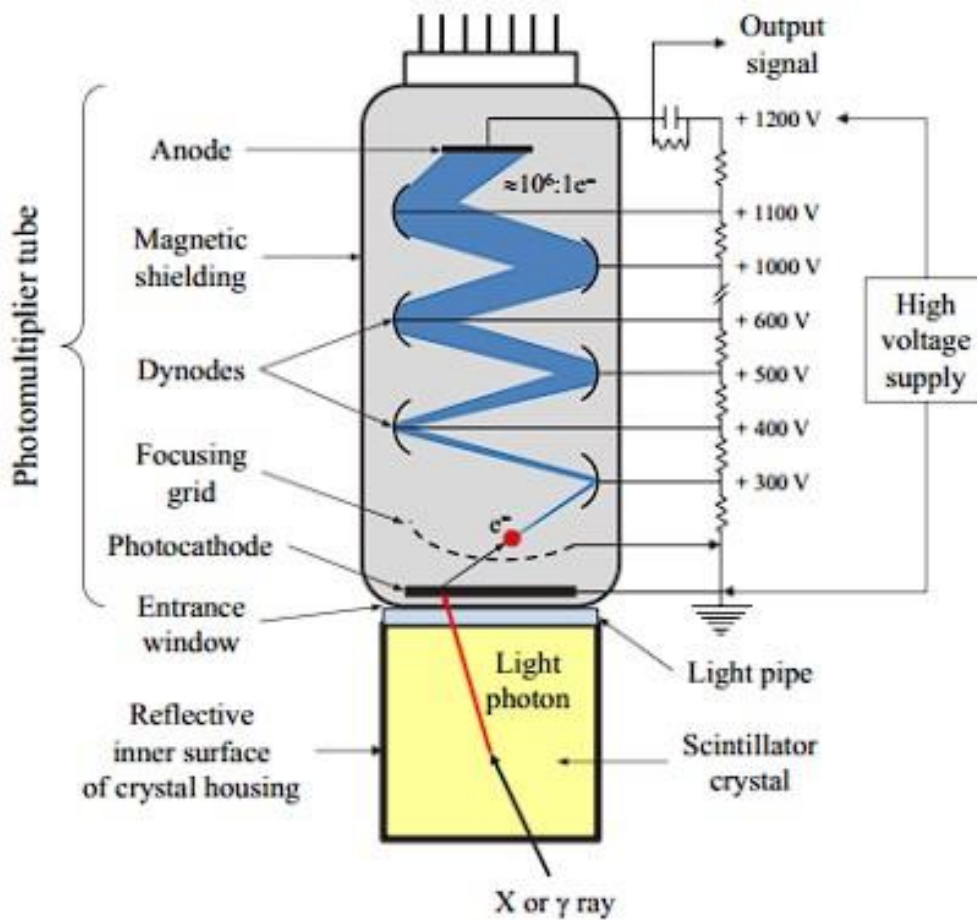


Εικόνα 1.1.9 Ενεργειακό διάγραμμα που παρουσιάζει τα βασικά βήματα για την παραγωγή φωτονίων σπινθηρισμού σε έναν ανόργανο ανιχνευτή. S και Q είναι οι αποτελεσματικότητες των αντίστοιχων βημάτων. [3]

Δ. Φωτοπολλαπλασιαστές

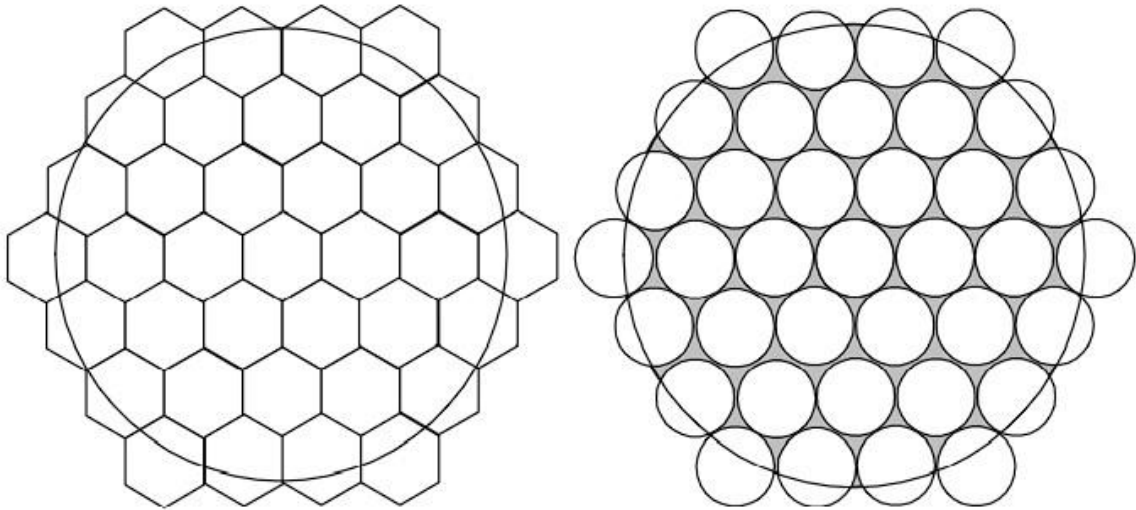
Οι φωτοπολλαπλασιαστές είναι αισθητήρες φωτός και αποτελούν το δεύτερο στοιχείο του ανιχνευτή μαζί με τον κρύσταλλο σπινθηρισμού. Τοποθετούνται πάνω στον οδηγό φωτός σε εξαγωνική συνήθως συστοιχία. Η λειτουργία τους είναι να μετρούν τη διασπορά των φωτονίων σπινθηρισμού και να τη μετατρέπουν σε σειρές παλμών των οποίων η ένταση είναι ανάλογη του αριθμού των φωτονίων σπινθηρισμού σε κάθε στοιχείο της συστοιχίας. Η έξοδος των φωτοπολλαπλασιαστών είναι ηλεκτρικό σήμα και χρησιμοποιείται για να καθοριστεί η θέση αλληλεπίδρασης του γ φωτονίου στον σπινθηριστή και η ενέργειά του.

Ένας φωτοπολλαπλασιαστής αρχικά μετατρέπει τα φωτόνια σε ηλεκτρόνια και αυτό επιτυγχάνεται με την φωτοκάθοδο (photocathode). Η φωτοκάθοδος αποτελείται από λεπτό στρώμα αλκαλίων όπως K_2CsSb , $Na_2KSb:Cs$ ή $GaAs:Cs, O$. Η ικανότητα μετατροπής υπολογίζεται από την κβαντική αποτελεσματικότητα (quantum efficiency) και είναι ισχυρά εξαρτώμενη από το μήκος κύματος του φωτονίου. Για τα 400 nm, κυμαίνεται μεταξύ 25% και 40%. Έπειτα τα ηλεκτρόνια συγκεντρώνονται στην πρώτη δύνοδο (dynode) μέσω μιας δομής ηλεκτροδίου (electrode structure), με ικανότητα συγκέντρωσης $\alpha \cong 95\%$. Όπως φαίνεται στην Εικόνα 1.1.8, τα ηλεκτρόνια χτυπώντας πάνω στη δύνοδο και μεταφέροντας την ενέργειά τους έχουν ως αποτέλεσμα να ελευθερώνονται νέα ηλεκτρόνια τα οποία στη συνέχεια συγκεντρώνονται στην επόμενη δύνοδο επαναλαμβάνοντας την ίδια διαδικασία. Αυτό συμβαίνει έτσι ώστε ο φωτοπολλαπλασιαστής να εκτελέσει και την άλλη του λειτουργία, την ενίσχυση του ηλεκτρονικού σήματος σε ικανοποιητικό ύψος, έτσι ώστε να είναι δυνατό στη συνέχεια να διακινηθεί χωρίς απώλειες μέσα από συμβατικά καλώδια. Η τελευταία δύνοδος ονομάζεται άνοδος (anode) και από αυτή παραλαμβάνεται το σήμα για επεξεργασία. Μια τυπική δύνοδος είναι κατασκευασμένη από $BeOCu$ (Beryllium copper), Cs_3Sb (Tricesioantimony) ή $GaP:Cs$ (cytosolic glyceraldehyde-3-phosphate dehydrogenases).[3]

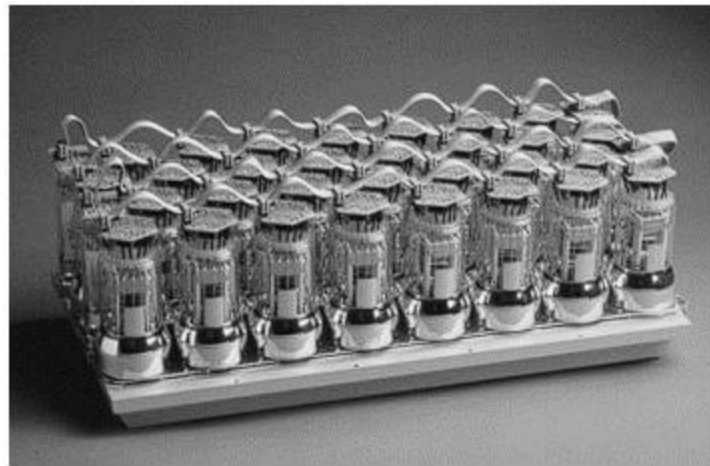


Εικόνα 1.1.10 Σχέδιο της λειτουργίας του κρυστάλλου και του φωτοπολλαπλασιαστή. [3]

Η τοποθέτηση των φωτοπολλαπλασιαστών σε έναν ορθογώνιο κρύσταλλο πρέπει να γίνει με ιδιαίτερη προσοχή έτσι ώστε τα κενά μεταξύ τους να είναι όσο το δυνατόν μικρότερα. Για αυτό το λόγο έχουν μειωθεί και οι διαμέτροι των φωτοκαθόδων στα 10÷150 mm. Το μήκος του φωτοπολλαπλασιαστή και η διάμετρος του συνδέονται, για παράδειγμα ένας φωτοπολλαπλασιαστής με μήκος 150 mm έχει διάμετρο 50 mm. Η σύγχρονη γ-κάμερα διαθέτει 30- 90 φωτοπολλαπλασιαστές.



Εικόνα 1.1.11 Κατανομή 37 εξαγωνικών και κυκλικών φωτοπολλαπλασιαστών πάνω στον κρύσταλλο μιας γ -κάμερας. [2]



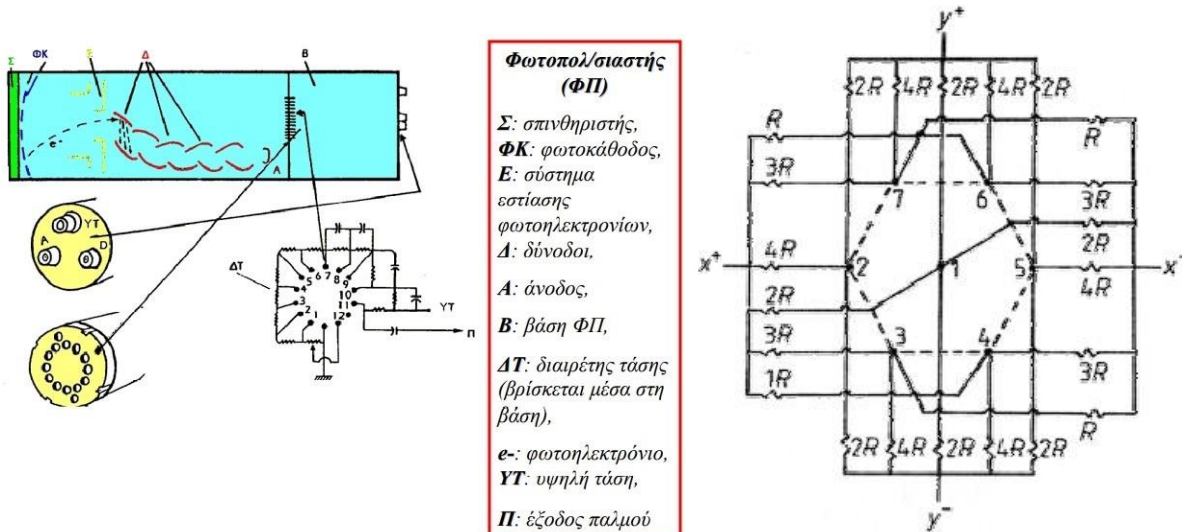
Εικόνα 1.1.12 Συστοιχία φωτοπολλαπλασιαστών πάνω σε κρύσταλλο. [3]

Ε. Ηλεκτρονικό σύστημα

Μία σειρά από ηλεκτρονικά κυκλώματα παραλαμβάνουν τα σήματα από τους φωτοπολλαπλασιαστές, τα επεξεργάζονται και στη συνέχεια τα στέλνουν στον ηλεκτρονικό υπολογιστή. Η επεξεργασία των σημάτων ξεκινάει από την είσοδο των σημάτων στους ενισχυτές (charge amplifiers), οι οποίοι ενισχύουν επιπλέον το σήμα από το φωτοπολλαπλασιαστή, καθώς το κέρδος του σήματος που αποκτάται από την έξοδο των φωτοπολλαπλασιαστών, το οποίο είναι της τάξεως των $10^6 - 10^7$ ηλεκτρονίων, δεν είναι αρκετό. Έπειτα εισέρχονται στο αναλογικό κύκλωμα σπινθηρισμού-θέσης (analog position-logic or scintillation-location circuit) που καθορίζει τη θέση των συντεταγμένων στον κρύσταλλο του κάθε γεγονότος σπινθηρισμού. [3]

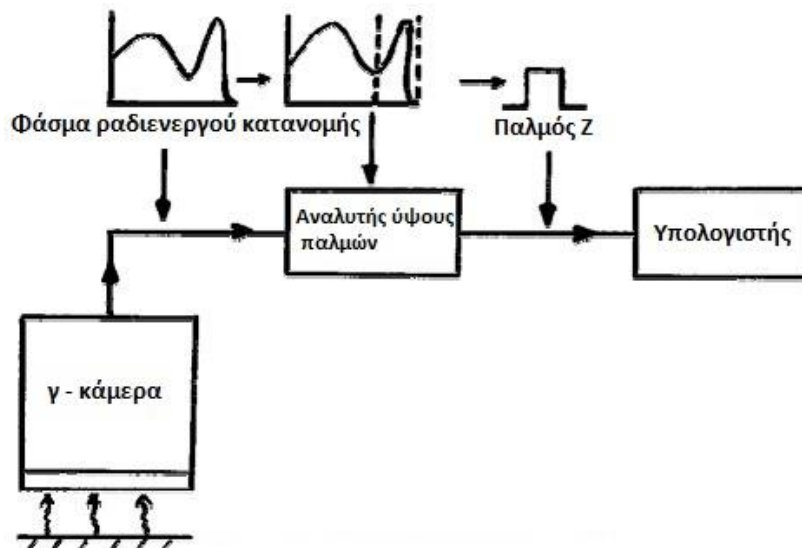
Η συνδεσμολογία του κάθε φωτοπολλαπλασιαστή έχει σχεδιαστεί έτσι ώστε να του αντιστοιχούν τέσσερις αντιστάσεις R_x^+ , R_x^- , R_y^+ , R_y^- . Κατά συνέπεια, από κάθε φωτοπολλαπλασιαστή θα πηγάζουν τέσσερα ρεύμα, X^+ , X^- , Y^+ , Y^- , με εντάσεις που θα καθορίζονται από τις τιμές των αντιστάσεων:

- $Z = X^+ + X^- + Y^+ + Y^-$ □
- $x = k(X^+ - X^-)/Z$ □
- $y = k(Y^+ - Y^-)/Z$
- $k = \text{σταθερά.}$

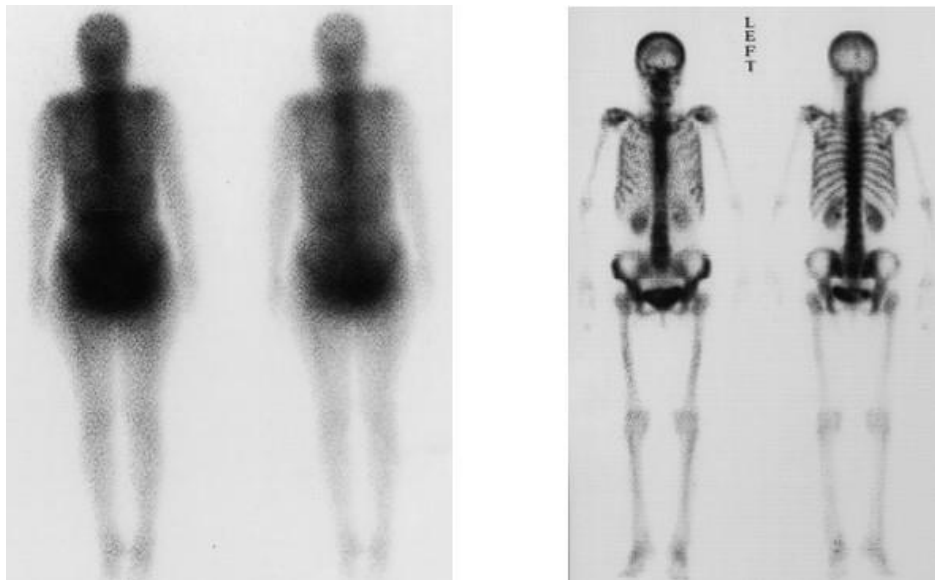


Εικόνα 1.1.13 Διάταξη αντιστάσεων στον φωτοπολλαπλασιαστή [2]

Ο παλμός Z οδηγείται σε έναν αναλυτή ύψους παλμών (pulse height analyzer) για να καθοριστεί αν το σήμα που ανιχνεύθηκε είναι το αναμενόμενο από μια κατανομή συγκεκριμένου ραδιοφαρμάκου. Αν αυτό επιβεβαιωθεί, τότε το σήμα οδηγείται στον υπολογιστή και καταγράφεται μαζί με τα σήματα X και Y της θέσης. Ο αναλυτής ύψους παλμών καθορίζει το ενεργειακό παράθυρο απορρίπτοντας γεγονότα χαμηλότερης ενέργειας (σκεδαζόμενα φωτόνια) τα οποία θα επηρέαζαν αρνητικά την ποιότητα της εικόνας.[3]



Εικόνα 1.1.14 Διάγραμμα πορείας ανιχνευόμενου σήματος [2]



Εικόνα 1.1.15 Ρύθμιση ενεργειακού παραθύρου. Σπινθηρογράφημα οστών με Tc99m MDP πριν (αριστερά) και μετά (δεξιά) την σωστή ρύθμιση του ενεργειακού παραθύρου γύρω από τα 140 keV [2]

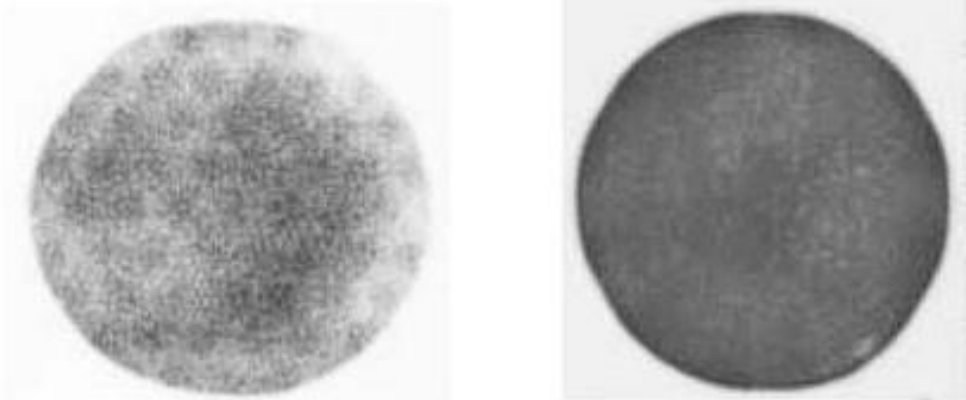
ΣΤ. Ο ηλεκτρονικός υπολογιστής

Ο ηλεκτρονικός υπολογιστής χρησιμοποιείται για την καταγραφή των σημάτων από τα ηλεκτρονικά στοιχεία και την παραγωγή της εικόνας από τη γ-κάμερα. Στη συνέχεια, επεξεργάζεται την προκύπτουσα εικόνα με σκοπό τη βελτίωσή της. Στις εξετάσεις SPECT είναι απαραίτητη η επεξεργασία της εικόνας καθώς προκύπτουν διάφορες ατέλειες που δεν επιτρέπουν τη σωστή διάγνωση. Συνεπώς, η παρουσία του υπολογιστή καθίσταται σημαντική για την πραγματοποίηση των εξετάσεων και την μετέπειτα λειτουργία του συστήματος.[3]

Ζ. Παραγόμενη εικόνα

Η καλή επίδοση της γ-κάμερας είναι άμεσα συνυφασμένη με την παραγωγή μιας καλής εικόνας. Η εικόνα που προκύπτει από μία εξέταση με γ-κάμερα είναι το ζητούμενο και πρέπει να έχει όλες τις κατάλληλες προϋποθέσεις έτσι ώστε να γίνει μια σωστή διάγνωση. Η ποιότητα της εικόνας εξαρτάται από όλα τα επιμέρους μέρη της κάμερας και τη λειτουργίας τους καθώς και από τον τρόπο εξέτασης. Η τελική εικόνα διορθώνεται με τη χρήση του υπολογιστή, διεργασία που είναι πάντα απαραίτητη. Σε μια εικόνα πρέπει να παρουσιάζονται ευκρινώς τα επιμέρους μέρη που απεικονίζονται, δηλαδή η εικόνα να έχει υψηλή διακριτική ικανότητα, να έχει καταγραφεί επαρκές πλήθος δεδομένων έτσι ώστε να είναι ακριβής (υψηλή ευαισθησία συστήματος) και να είναι αυξημένη η αντίθεση του ιστού σε σχέση με το περιβάλλον του, πράγμα αδύνατο να γίνει ταυτόχρονα. Το χαρακτηριστικό της αντίθεσης έγκειται κυρίως στην ποσότητα και το είδος του ραδιοφαρμάκου που χρησιμοποιείται στην εξέταση. Σε κάθε εξέταση, χορηγείται συγκεκριμένο φάρμακο σύμφωνα με πρωτόκολλα και σε αυτό δεν υπεισέρχεται λάθος. Αλλά, η ποσότητα του επηρεάζει την εικόνα και αν είναι λιγότερη από την καθορισμένη τότε η αντίθεση της εικόνας είναι μειωμένη. Τέλος, η ομοιομορφία της παραγόμενης εικόνας δεν είναι πάντα εφικτή εξαιτίας των φωτοπολλαπλασιαστών ή της ενδεχόμενης ύπαρξης υγρασίας στον κρύσταλλο.[3]

Υπάρχουν και άλλα ελαττώματα που μπορεί να προκύψουν στην εικόνα και χαρακτηρίζονται ως artifacts. Τα artifacts δημιουργούνται σε απεικονίσεις ιστών, κυρίως σε εξετάσεις τομογραφίας, και έχουν διάφορα σχήματα εκ των οποίων τα πιο συνηθισμένα είναι αστέρια, δαχτυλίδια και λωρίδες. Τα αστέρια (star artifacts), για παράδειγμα, εμφανίζονται εξαιτίας χειρουργικών κλιπ και άλλων μεταλλικών αντικειμένων, ενώ η κίνηση του ασθενή οδηγεί, πέρα από μείωση της διακριτικής ικανότητας και σε λωρίδες (steak artifacts) στην εικόνα.



Εικόνα 1.1.16 Δύο διαφορετικές κάμερες που πραγματοποιείται έλεγχος ποιότητας με φύλλο ^{57}Co . Χρησιμοποιήθηκε λάθος ενεργειακό παράθυρο. Από αριστερά: στην πρώτη εικόνα διακρίνονται οι φωτοπολλαπλασιαστές (PMTs), ενώ στη δεύτερη μικρές, ψυχρές κηλίδες λόγω απορρόφησης υγρασίας από τον κρύσταλλο [3]

Επιπλέον, artifacts προκύπτουν από τον κατευθυντή, όπου φαίνεται το σχήμα της οπής καθώς και στην άκρη του κρυστάλλου όπου προκύπτει μια περιφερειακή λευκή γραμμή. Να σημειωθεί ότι ένα συχνό artifact είναι η επίδραση μερικού όγκου (partial volume effect), το οποίο εμφανίζεται σε εξετάσεις υπολογιστικής τομογραφίας. Επειδή, κάθε pixel μιας τομής αναπαριστά την εξασθένιση σε έναν όγκο συγκεκριμένου υλικού, αν αυτός ο όγκος αποτελείται από έναν αριθμό διαφορετικών ουσιών τότε η τελική τιμή της τομής αναπαριστά έναν μέσο όρο των ιδιοτήτων τους. [3]

Τέλος, η «Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging» παρέχει συγκεκριμένα πρωτόκολλα για κάθε είδους εξέταση [2,3,4]. Ενδεικτικά παρατίθενται ορισμένες από τις οι βασικές κατευθυντήριες γραμμές μιας εξέτασης σπινθηρογραφίας ή SPECT για την καλύτερη παραγωγή εικόνας είναι οι εξής:

- Κατάλληλη επιλογή είδους και ποσότητας ραδιοφαρμάκου.
- Τήρηση του χρονικού διαστήματος από τη χορήγηση έως την έναρξη της εξέτασης.
- Σωστή θέση ασθενούς και όσο το δυνατόν λιγότερες κινήσεις για καλύτερη εικόνα.
- Επιλογή του ενεργειακού παραθύρου (15÷20%) ή πολλαπλών αν εκπέμπονται περισσότερα από μίας ενέργειας φωτόνια-γ.
- Ανάλογα με το αν η εξέταση είναι στατική, σε όλο το σώμα ή δυναμική πρέπει να επιλέγεται ο χρόνος για κάθε καρτέ (frame) και ο βέλτιστος αριθμός των pixel. Στην περίπτωση εξέτασης MUGA το ηλεκτροκαρδιοδιάγραμμα καθορίζει αυτόν το χρόνο.
- Επιλογή του κατάλληλου κατευθυντή ανάλογα με το είδος της εξέτασης και της ενέργειας των φωτονίων. Επίσης στην επιλογή του κατευθυντή οπής καρφίτσας είναι σημαντική η απόσταση που θα έχει το όργανο από αυτό.
- Ο χρόνος της εξέτασης πρέπει να είναι λιγότερος από 30 με 45 λεπτά για να ελαχιστοποιούνται τα προβλήματα από την κίνηση του ασθενούς.

- Στην εξέταση με SPECT πρέπει να επιλεγθεί ο τρόπος λήψης εικόνας, δηλαδή βηματικά (step-and shoot) ή με συνεχή περιστροφή.
- Στην εξέταση SPECT είναι σημαντική η τελική εικόνα να επεξεργάζεται.

1.2 Το ραδιοφάρμακο

Τα ραδιοφάρμακα είναι φαρμακευτικά σκευάσματα τα οποία περιέχουν ραδιοϊσότοπα και χρησιμοποιούνται στην πυρηνική ιατρική για διάγνωση και θεραπεία. Αυτά τα ραδιοϊσότοπα εκπέμπουν φωτόνια γ ή/και σωματίδια β . Τα ραδιοφάρμακα που στοχεύουν σε έναν συγκεκριμένο ιστό ονομάζονται επισημασμένα. Στη συγκεκριμένη περίπτωση το ενδιαφέρον εστιάζεται στα ραδιοϊσότοπα που εκπέμπουν φωτόνια γ για διάγνωση και όπως το ^{99m}Tc , που είναι ευρέως χρησιμοποιούμενο για απεικόνιση με γ -κάμερα.

Τα ραδιοϊσότοπα εκπέμπουν ένα μεγάλο σήμα από τη σχετικά μικρή τους μάζα. Η πυρηνική ιατρική εκμεταλλεύεται αυτό το φυσικό χαρακτηριστικό χρησιμοποιώντας διάφορα ραδιοϊσότοπα για την παρακολούθηση λειτουργιών του σώματος. Ένα ραδιοϊσότοπο πρέπει να προσκολλάται σε κάποιον παράγοντα, που είναι συνήθως φάρμακο και έχει ως ιδιότητα να αναζητά συγκεκριμένο όργανο, και αυτό είναι το ραδιοφάρμακο. Ωστόσο, υπάρχουν συγκεκριμένα ραδιοϊσότοπα τα οποία φυσικά κατευθύνονται και προσκολλάνε σε συγκεκριμένους ιστούς όπως το ιώδιο στο θυρεοειδή. Στην Ελλάδα, ραδιοφάρμακα κατασκευάζονται από ιδιωτικό φορέα και αφορούν μόνο σκευάσματα που χρησιμοποιούνται σε τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων (PET). Τα επιθυμητά χαρακτηριστικά ενός ραδιοφαρμάκου για διάγνωση με γ -κάμερα είναι τα παρακάτω [3]:

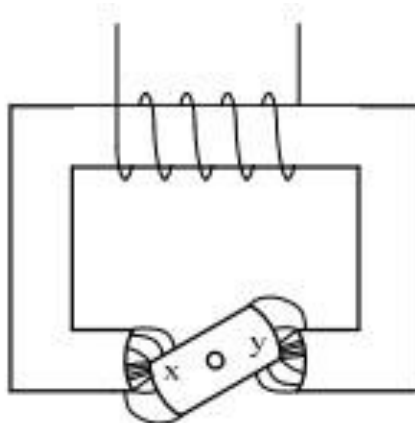
- Να εκπέμπει μονοενεργειακά φωτόνια γ με ενέργεια από 70 έως 500 keV, έτσι ώστε να ανιχνεύεται η ραδιενέργεια, να μην αποτίθεται μεγάλη δόση στον ασθενή και τα φωτόνια σπινθηρισμού που προκύπτουν να είναι μονοχρωματικά.
- Να έχει πρακτικό χρόνο υποδιπλασιασμού, δηλαδή να είναι συγκρίσιμος με το χρόνο παραγωγής του ραδιοφαρμάκου και της εξέτασης.
- Να μην είναι τοξικό.
- Ο παράγοντας να είναι συγκεκριμένος για κάθε όργανο με διαφορετική πρόσληψη ανάμεσα σε υγιή και παθολογικό ιστό.
- Να έχει χαμηλό κόστος. Ο Πίνακας 1.2.1 παρουσιάζει τα ραδιοϊσότοπα που χρησιμοποιούνται στις διαγνωστικές εξετάσεις με γ -κάμερα και τις βασικές τους εφαρμογές [5]. Αυτά τα στοιχεία είναι το γάλλιο, το τεχνητίο, το ίνδιο, το ιώδιο και το θάλλιο και μαζί με τους κατάλληλους παράγοντες συνθέτουν τα διάφορα ραδιοφάρμακα του εμπορίου.

Πίνακας 1.2.1 Αντιστοίχιση ραδιοϊσοτόπων με τις εξετάσεις που χρησιμοποιούνται [2]

Ραδιοϊσότοπο		Χρόνος ημιζωής (T _{1/2})	Ενέργεια ακρινοβολίας γ (keV)	Εφαρμογές
Θάλιο	²⁰¹ Tl	73 Ώρες	135, 167	αιμάτωση μυοκαρδίου, παραθυρεοειδείς αδένες
Ίνδιο	¹¹¹ In	2.8 Μέρες	173, 247	απεικόνιση θρόμβων και φλεγμονών
Τεχνητίο	^{99m} Tc	6,02 Ώρες	140	θυρεοειδής, εγκέφαλος, κυκλοφορικό, νεφρά
Ιώδιο	¹²³ I	13,3 Ώρες	159	λειτουργία νεφρών, εγκέφαλος
	¹³¹ I	60 Μέρες	364	θυρεοειδής, επινεφρίδια
Γάλλιο	⁶⁷ Ga	79.2 Ώρες	92, 184, 296	προσδιορισμός φλεγμονών και θέσεων όγκων

1.3 Μηχανισμοί ελέγχου κινήσεων κινητήρων

Υπάρχουν τρεις κύριοι τύποι βηματικών κινητήρων, οι υβριδικοί, μεταβλητής μαγνητικής αντίστασης, και ο απλός μόνιμου μαγνήτη. Σε αυτήν την εργασία χρησιμοποιείται ο δεύτερος, οπότε και σε αυτόν θα εστιάσουμε. Αυτός ο τύπος κινητήρων χρησιμοποιούν την αρχή της ευθύγραμμης ροπής όπως εμφανίζεται στην εικόνα 1.3.1. Σ' αυτό το σχήμα, το σιδερένιο τύμπανο δέχεται μια ροπή που το τείνει προς την ευθυγράμμιση με τους πόλους του στάτη. Σε αυτή τη θέση η μαγνητική αντίσταση του μαγνητικού κυκλώματος είναι η ελάχιστη. Οι περισσότεροι βηματικοί του συγκεκριμένου τύπου έχουν μία πιο περίπλοκη κατασκευή απ' αυτή, αλλά όλοι χρησιμοποιούν την ροπή ευθυγράμμισης μεταξύ των προεξέχοντων πόλων ή δοντιών και στον στάτη και στο τύμπανο.

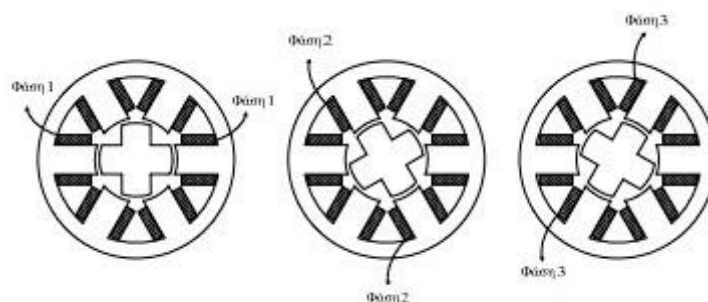


Εικόνα 1.3.1 Αρχή ευθύγραμμης ροπής [6]

Στο σχήμα 1.3.2 φαίνεται η τομή ενός απλού κινητήρα μεταβλητής μαγνητικής αντίστασης. Στον στάτη υπάρχουν τρεις φάσεις, στοιχισμένες σε έξι πόλους και τέσσερις πόλοι στο τύμπανο. Το διάγραμμα δείχνει τον δρομέα σε τρεις θέσεις, όταν οι φάσεις '1', '2' και '3' ενεργοποιούνται διαδοχικά: Το βήμα είναι 30° . Παρατηρούμε ότι τα βήματα του δρομέα είναι μικρότερα από τις θέσεις των αξόνων του μαγνητικού πεδίου: αυτός είναι κινητήρας vernier. Μπορούν να επιτευχθούν και μικρότερα βήματα με τη χρήση περισσότερων πόλων στον στάτη και στον δρομέα ή με την εγκατάσταση μιας κατασκευής πολλαπλών στοιβάδων.

Στους κινητήρες πολλαπλών στοιβάδων, ο συνδυασμός στάτη – τυμπάνου είναι διαφορετικός για κάθε φάση. Το τύμπανο έχει μικρότερους εξέχοντες πόλους ή δόντια, και ο στάτης συνήθως έχει τέσσερις πόλους με την ίδια οδοντωτή μορφή στις άκρες των πόλων. Όταν μια φάση ενεργοποιείται, όλα τα δόντια του τυμπάνου τραβιούνται μέχρι να ευθυγραμμιστούν με τα δόντια του στάτη. Το τύμπανο είναι τοποθετημένο σε απλό κοινό στέλεχος (άξονας) και ο στάτης με κατάλληλες στοιβάδες με γωνία ίση με εκείνη του βήματος. Για να προκληθεί η περιστροφή του άξονα για ένα βήμα, γίνεται εναλλαγή του ρεύματος από τη μία φάση στην επόμενη με αποτέλεσμα να τραβηχτεί η επόμενη συστοιχία δοντιών του τυμπάνου σε ευθυγράμμιση με τα ανταποκρινόμενα δόντια του στάτη. Οι κινητήρες πολλαπλών στοιβάδων συνήθως έχουν τουλάχιστον τρεις φάσεις.

Μια χρήσιμη ιδιότητα που έχουν οι βηματικοί κινητήρες μεταβλητής μαγνητικής αντίστασης είναι ότι η ροπή εξαρτάται από το μέτρο του ρεύματος και όχι από τη φορά του: η μαγνητική δύναμη ευθυγράμμισης δεν επηρεάζεται από την αντιστροφή της κατεύθυνσης του πεδίου. Συνεπώς το ρεύμα φάσης χρειάζεται μόνο να αλλάζει κατάσταση από on σε off, χωρίς να αντιστρέφεται. Αυτό απλοποιεί πάρα πολύ τον ηλεκτρονικό έλεγχο των κινητήρων μεταβλητής μαγνητικής αντίστασης. [7]



Εικόνα 1.3.2 Βηματικός κινητήρας μεταβλητής μαγνητικής αντίστασης μονής στοιβάδας. a. Φάση 1 ενεργοποιημένη, b. Φάση 2 ενεργοποιημένη, c. Φάση 3 ενεργοποιημένη [7]

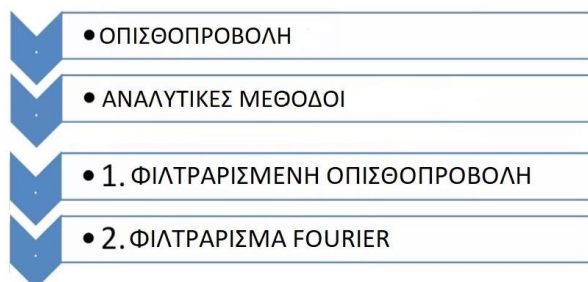
1.4 Ανασύσταση εικόνας από τομογραφική λήψη

Τα συστήματα της υπολογιστικής τομογραφίας (Υ.Τ) (Computed Tomography –CT) παρέχουν μια διαγνωστική εικόνα η οποία αποτελεί ουσιαστικά μια καταγραφή των τιμών εξασθένησης ακτινοβολίας. Η καταγραφή γίνεται στο επίπεδο μιας νοητής εγκάρσιας ή στεφανιαίας τομής του ανθρώπινου σώματος. Μια ορισμένη απόχρωση (τόνος) του γκρι χρώματος αντιστοιχείται σε κάθε αριθμητική τιμή αυτού του συντελεστή. Με τον τρόπο αυτόν το ανθρώπινο μάτι μπορεί να αντιληφθεί την εικόνα αυτή. Συνεπώς το βασικό πρόβλημα που αντιμετωπίζει η υπολογιστική τομογραφία είναι ο υπολογισμός του συντελεστή εξασθένησης σε κάθε σημείο της νοητής τομής. Ο υπολογισμός αυτός βασίζεται:

1. Σε πολυάριθμες μετρήσεις της εξασθένησης της ακτινοβολίας κατά την διέλευση της από το ανθρώπινο σώμα και
2. Στην εφαρμογή ορισμένων μαθηματικών μεθόδων με την βοήθεια των οποίων, χρησιμοποιώντας τις προηγούμενες μετρήσεις, υπολογίζονται οι τελικές τιμές του συντελεστή εξασθένησης. [8]

Η ανακατασκευή της εικόνας ξεκινά με την επιλογή του επιθυμητού οπτικού πεδίου απεικόνισης (FOV). Ο ανιχνευτής καταγράφει κάθε ακτίνα από την λυχνία των ακτίνων X η οποία περνάει από το οπτικό πεδίο απεικόνισης. Στην περίπτωση της Υ.Τ η ανακατασκευή εικόνας όπως αναφέρεται και παραπάνω είναι μαθηματική τεχνική με την βοήθεια της οποίας υπολογίζονται οι τιμές των συντελεστών εξασθένησης που αντιστοιχούν σε κάθε pixel. Τέτοιες μαθηματικές μεθόδους επεξεργάστηκε για πρώτη φορά ο Αυστριακός μαθηματικός Johann Radon το 1917 χωρίς να έχει κατά νου τις εφαρμογές αυτών των μεθόδων σε προβλήματα σχηματισμού εικόνων. Οι μαθηματικές τεχνικές και μέθοδοι που συνήθως αναφέρονται στη βιβλιογραφία είναι: η σύγχρονη αναδρομική τεχνική ανακατασκευής (simultaneous iterative reconstruction technique – SIRT), οι αναδρομικές μέθοδοι (iterative methods) μεταξύ των οποίων είναι η $18^{\text{η}}$ αλγεβρική τεχνική ανακατασκευής (algebraic reconstruction technique – ART), η μέθοδος οπισθοπροβολής (back projection) κλπ. και τέλος οι αναλυτικές τεχνικές ή τεχνικές συνέλιξης (convolution technique). Σήμερα στα περισσότερα συστήματα Υ.Τ χρησιμοποιείται η λεγόμενη μέθοδος ‘οπισθοπροβολή με φίλτρο’ (Filtered back - projection). [8]

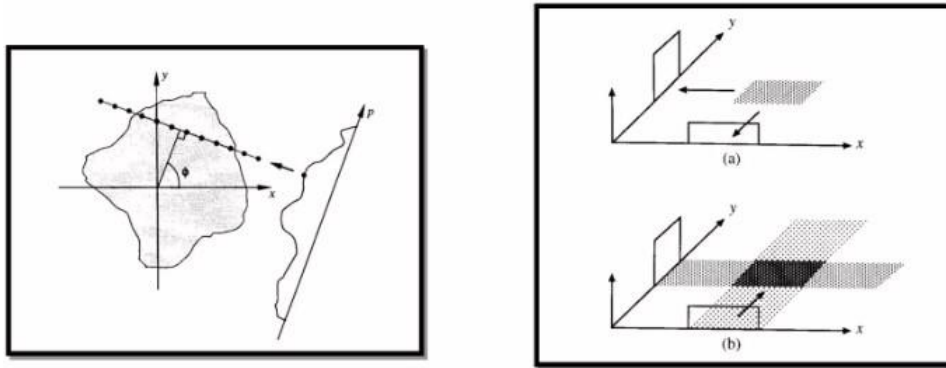
ΑΝΑΣΥΣΤΑΣΗ ΕΙΚΟΝΑΣ



Εικόνα 1.4.1 Βήματα ανασύστασης μιας εικόνας [7]

a) **ΟΠΙΣΘΟΠΡΟΒΟΛΗ**

Ξεκινάει με την τιμή της προβολής και επαναπροβάλλει μια ακτίνα pixel της οποίας το άθροισμα είναι ίσο της αρχικής τιμής. Η ακτίνα αυτή προστίθεται στην εκτιμώμενη εικόνα και αυτή η διαδικασία επαναλαμβάνεται για όλα τα σημεία προβολής από κάθε γωνία. Με αρκετές γωνίες προβολής, η δομή μπορεί κάπως να αποκατασταθεί.

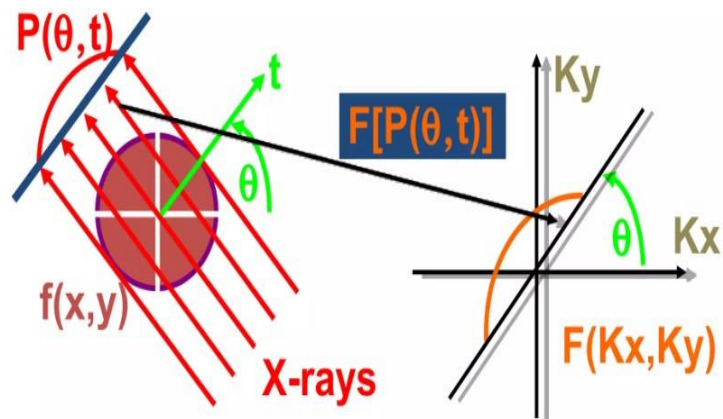
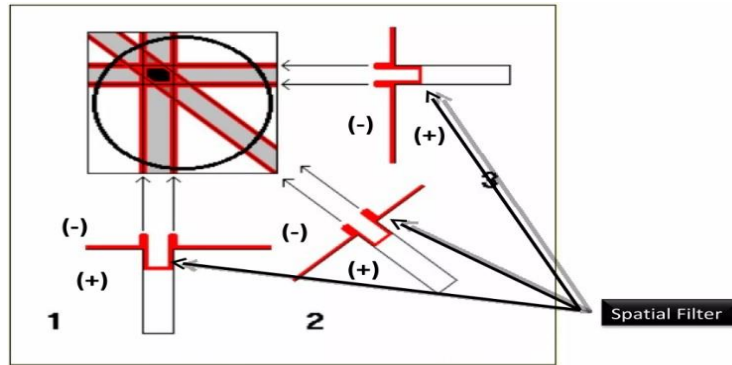


Εικόνα 1.4.2 Οπισθοπροβολή [7]

b) **ΑΝΑΛΥΤΙΚΕΣ ΜΕΘΟΔΟΙ**

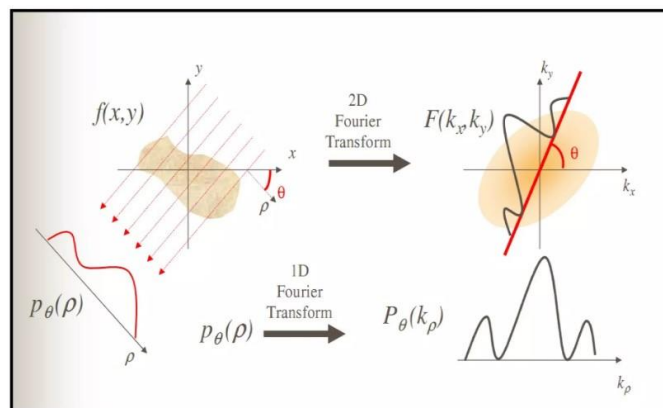
Χρησιμοποιείται η τεχνική γνωστή ως περιέλιξη ή φιλτράρισμα. Αυτή η τεχνική εφαρμόζει ένα χωροταξικό φίλτρο για την αφαίρεση θολών σημείων. Υπάρχουν δύο τρόποι επίτευξης του σκοπού αυτού. Το πρώτο είναι το φιλτράρισμα της οπισθοπροβολής και το δεύτερο είναι το φιλτράρισμα Fourier.

- i. Το φιλτράρισμα της οπισθοπροβολής εξαλείφει την ανεπιθύμητη οξύτητα όπως οι ουρές. Τα δεδομένα περιελίσσονται με κατάλληλες εξισώσεις πριν από την οπισθοπροβολή. Οι εξισώσεις του φίλτρου περιέχουν αρνητικούς λοβούς που περικλείουν έναν θετικό πυρήνα, έτσι ώστε στο άθροισμα με την οπισθοπροβολή οι αρνητικοί λοβοί αλληλοακυρώνονται με τους θετικούς της προβολής και έτσι απεικονίζεται η αρχική δομή.



Εικόνα 1.4.3 Φιλτράρισμα οπισθοπροβολής [7]

- ii. Το φίλτρο Fourier συσχετίζει τα δεδομένα της προβολής από τον χωροταξικό πεδίο στο πεδίο συχνοτήτων. Δηλαδή αντιστοιχεί τη μονοδιάστατη προβολή μιας εικόνας από μία γωνία θ , στην δισδιάστατη τομή της με την ίδια γωνία.



Εικόνα 1.4.4 Φιλτράρισμα Fourier [7]

1.5 Παράγοντες που επηρεάζουν την ποιότητα εικόνας στην τομογραφία

Υπάρχουν διάφοροι παράγοντες που μπορούν να επηρεάσουν την ποιότητα της εικόνας σε ένα σύστημα υπολογιστικής τομογραφίας. Κάποιους από αυτούς δεν μπορούμε να τους μεταβάλουμε, αυτοί μπορεί να είναι: οι διαθέσιμοι τόνοι του γκρι της οθόνης, ο αριθμός και το είδος των ανιχνευτών, το είδος του μετατροπέα του σήματος από αναλογικό σε ψηφιακό (λόγω του σφάλματος που εισάγει στο σήμα με την ψηφιοποίηση και την κβαντοποίηση), κ.λ.π. Οι παράγοντες αυτοί καθορίζονται από την κατασκευή του συστήματος της υπολογιστικής τομογραφίας.

Επίσης υπάρχουν και άμεσα μεταβαλλόμενοι παράγοντες που μπορούμε να τροποποιήσουμε για να βελτιώσουμε την ποιότητα της εικόνας, όπως: το πεδίο απεικόνισης (F.O.V), ο χρόνος ακτινοβολήσης, το μέγεθος μήτρας, κ.λ.π). Εύκολα μπορούμε να αλλάξουμε τους παραπάνω αλλά και άλλους παράγοντες (πχ artifacts) και το αποτέλεσμα είναι εύκολα διακριτό από ένα εκπαιδευμένο ανθρώπινο μάτι (τεχνολόγος ακτινολόγος ακτινοφυσικός, ιατρός ακτινολόγος). Βέβαια η ποιότητα της εικόνας δεν κρίνεται οπτικά, αλλά ορίζεται με αντικειμενικά χαρακτηριστικά. Η ποιότητα της ιατρικής εικόνας εξαρτάται από τρεις παραμέτρους: την οξύτητα (sharpness), την αντίθεση (contrast) και τον θόρυβο (noise).

Τα συνηθέστερα αίτια που προκαλούν artifacts και συνδέονται άμεσα με την κεφαλή της γ-κάμερας είναι:

1. Κακή τοποθέτηση ή στροφή του ασθενούς σε σχέση με τον ανιχνευτή με αποτέλεσμα να μπορεί να εκληφθούν ως παθολογικές εστίες αυξημένης συγκέντρωσης, όπως φαίνεται στην εικόνα 1.1.16, οι περιοχές που βρίσκονται πλησιέστερα στον ανιχνευτή π.χ. μία στερνοκλειδική άρθρωση. [9]

1.6 Ποιοτικοί έλεγχοι τομογραφίας SPECT

Για να διασφαλιστούν υψηλά επίπεδα απόδοσης, θα πρέπει κάθε εβδομάδα να ακολουθείται μια ρουτίνα ποιοτικού ελέγχου του ανιχνευτή. Ο συχνός ενδεδειγμένος ποιοτικός έλεγχος των απεικονιστικών συστημάτων SPECT είναι απόλυτα απαραίτητος για την παραγωγή κλινικά χρήσιμων και χωρίς artifacts απεικονίσεων. Ενώ ακόμα και σημαντικές παρεκκλίσεις από τα θεμιτά όρια, μπορούν να γίνουν ανεκτές σε συνήθεις planar απεικονίσεις, πιο ελάσσονα σφάλματα σε εξετάσεις SPECT μπορούν να δώσουν απαράδεκτες ή ακόμη και παραπλανητικές εικόνες. [9]

Για να θεωρηθεί ότι γίνεται καλός ποιοτικός έλεγχος η διαδικασία πρέπει να περιλαμβάνει:

- a) Ποιοτικό έλεγχο εξαρτημάτων, ηλεκτρικών κυκλωμάτων, συνδέσμων, καλωδίων κλπ.
- b) Έλεγχο της κατάστασης των αισθητήρων/ανιχνευτών
- c) Έλεγχος του τροφοδοτικού υψηλής και χαμηλής τροφοδοσίας

- d) Μεροληπτικές ρυθμίσεις, προκαταρκτική ρύθμιση των σημάτων θέσης και ενέργειας λεπτομερή συντονισμό του προενισχυτή
- e) Ρύθμιση όλων των διορθωτικών κυκλωμάτων (πχ ενέργειας, γραμμικότητας, ομοιομορφίας)
- f) Επιθεώρηση της ακεραιότητας και της σταθερότητας των κινούμενων τμημάτων, λαμβάνοντας υπόψη τον χρόνο χρήσης τους και των φθορών, όπως στα καλώδια, διακόπτες κλπ. [10]

2. Κατασκευαστική διαδικασία

2.1 Στόχοι και μέθοδοι επίτευξης

Στόχος της εργασίας είναι η δημιουργία ενός κυκλώματος τόσο φυσικής όσο και προγραμματιστικής φύσεως, το οποίο θα ελέγχει την κίνηση της κεφαλής μιας γ-κάμερας, δίνοντας την δυνατότητα στον χρήστη, μέσω ενός εύχρηστου περιβάλλοντος, να πραγματοποιεί οποιαδήποτε κίνηση επιθυμεί αναλόγως την εξέταση. Η εργασία αποτελείται από δύο στάδια, σε κάθε περίπτωση στο επίκεντρο βρίσκονται η πλακέτα του Arduino Uno και ο βηματικός κινητήρας, γύρω από τα οποία προσαρμόστηκαν όλες οι συνδεσμολογίες και ο κώδικας. Στο πρώτο στάδιο έγινε απόπειρα χειρισμού της κεφαλής, η οποία προσομοιάζεται με μια σιδερένια κατασκευή, με φυσικούς διακόπτες και ποτενσιόμετρα.

Για τον λόγο αυτό χρησιμοποιήθηκαν:

- a. Τροφοδοτικά σταθερής τάσης 24V και 9V. Για την σωστή τροφοδοσία του arduino και του βηματικού κινητήρα, ήταν απαραίτητη η χρήση δύο διαφορετικών πηγών ενέργειας.
- b. 1 πλακέτα breadboard
Πάνω στην οποία συνδέονται όλα τα υπόλοιπα εξαρτήματα, και χρησιμοποιήθηκε τόσο μεγάλη έτσι ώστε να υπάρχει δυνατότητα δοκιμών στο μισό του κομμάτι.
- c. Διαφόρων χρωμάτων καλώδια (jumper)
Για την σύνδεση των εξαρτημάτων μεταξύ τους χρησιμοποιήθηκαν καλώδια με άκρες αρσενικό-αρσενικό, αρσενικό-θηλυκό και θηλυκό-θηλυκό.
- d. Αντιστάσεις της τάξης των 1kΩ. Κύριος ρόλος τους ήταν η προστασία των Led από υπερβολικό ρεύμα, το οποίο θα προκαλούσε το κάψιμο τους.
- e. Led τριών χρωμάτων. Ένα από τα παραπλήσια εξαρτήματα, τα οποία δήλωναν την κατεύθυνση που γυρνούσε ο βηματικός κινητήρας, καθώς και την κατάσταση επαναφοράς.
- f. Πινοσειρές
Λόγω της φύσης των καλωδίων του βηματικού και του τροφοδοτικού, ήταν αναγκαία η χρήση τους για την σύνδεση των παραπάνω με την πλακέτα.

- g. 1 ολοκληρωμένο In2004
Το ολοκληρωμένο που έδινε ρεύμα στα πηνία του βηματικού κινητήρα με συγκεκριμένη σειρά, με βάση τον προγραμματισμό του, έτσι ώστε να επιτυγχάνεται περιστροφή προς την επιθυμητή κατεύθυνση.
- h. 1 ποτενσιόμετρο 10kΩ
Αναγκαίο για τον έλεγχο της ταχύτητας του βηματικού κινητήρα. Η τιμή της αντίστασης του μεταφράζεται σε στροφές ανά λεπτό.
- i. 1 κουμπί (push button)
Αρχικά έδινε την δυνατότητα στον χρήστη να εναλλάσσει της κατεύθυνση του κινητήρα με κάθε πάτημα.
- j. 1 οθόνη lcd με ενσωματωμένο κύκλωμα μικροελεγκτή
Σε αυτήν εμφανίζεται το μενού διεπαφής με τον χρήστη καθώς και τα χαρακτηριστικά της εξέτασης σε πραγματικό χρόνο.

Στην πορεία κατασκευής του κυκλώματος που περιγράφεται παρακάτω διαπιστώθηκε ότι πιο αποδοτικός τρόπος χειρισμού του κινητήρα. Οπότε στη θέση του ολοκληρωμένου In2004 μπαίνει ένας ελεγκτής (driver) βηματικού κινητήρα, ο A4988.



Εικόνα 2.1.1 Μικροελεγκτής A4988

Το πλεονέκτημα που παρέχει η πλακέτα αυτή είναι ότι είναι κατασκευασμένο ειδικά για βηματικούς κινητήρες, οπότε το μόνο που χρειάστηκε να γίνει ήταν η ρύθμιση του σύμφωνα με τα στοιχεία του κινητήρα και η σύνδεση του με αυτόν, σύμφωνα με τις οδηγίες χρήσης.

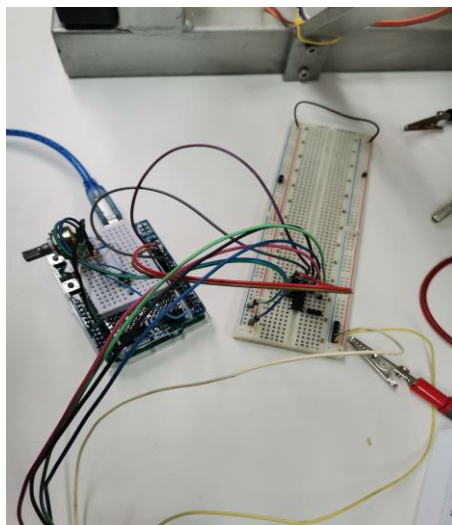
Με την καινούργια αυτή συνδεσμολογία η λειτουργία του κινητήρα γίνεται πιο απλή, με τον έλεγχο να βασίζεται σε δύο επαφές του μικροελεγκτή.

Για την ανάπτυξη της εργασίας στο επίπεδο που αναφέρεται παραπάνω, υπήρξαν αρκετά στάδια εξέλιξης, τόσο σε υλικό, όσο και στον προγραμματιστικό τομέα. Η πιο σημαντική διαφορά είναι η μετατροπή της από εξ'ολοκλήρου αναλογική σε ένα μεγάλο μέρος της σε ψηφιακό.

Η αρχική προσπάθεια περιελάμβανε έναν πολύ απλό χειρισμό του βηματικού κινητήρα RH265 M. Το κύκλωμα αποτελούνταν από τα παρακάτω εξαρτήματα:

- Το ολοκληρωμένο In2004
- Μία μεταβλητή αντίσταση
- Αντιστάσεις
- Ένα push button
- Ένα arduino uno
- Μία εξωτερική πηγή τροφοδοσίας
- Ένα arduino shield

Όπως φαίνεται στην παρακάτω εικόνα:

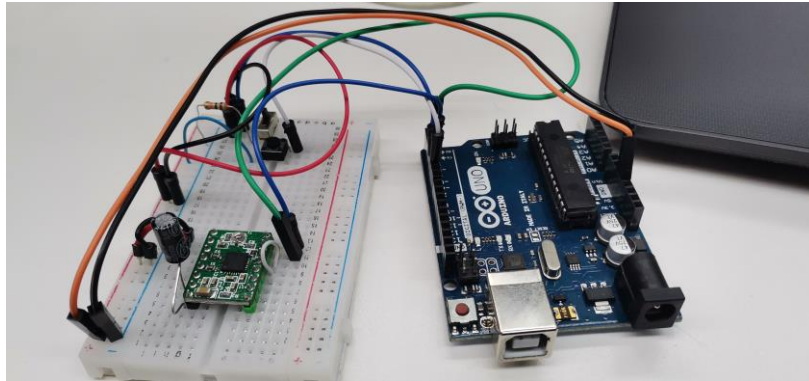


Εικόνα 2.1.2 Κύκλωμα με το ολοκληρωμένο In2004

Η μετάβαση στο επόμενο στάδιο της εργασίας έγινε με την αντικατάσταση του ολοκληρωμένου με έναν οδηγό βηματικού (stepper controller), τον A4988, ο οποίος

κατέστησε τον έλεγχο του κινητήρα πολύ πιο απλό. Πλέον δεν ήταν αναγκαίο να δηλώνεται μέσω του κώδικα η σειρά τροφοδότησης των πηνίων του βηματικού, το οποίο ήταν και το πιο μεγάλο εμπόδιο στην πρώτη προσπάθεια.

Το κύκλωμα έφτασε στην παρακάτω μορφή:



Εικόνα 2.1.3 Κύκλωμα με πλακέτα μικροελεγκτή A4988

Σε αυτό το στάδιο, η διεπαφή με τον χρήστη γινόταν με μια οθόνη LCD, στην οποία εμφανίζονταν οι επιλογές που έδινε ο αλγόριθμος για την λειτουργία του βηματικού. Κάτι πολύ βασικό που επίσης άλλαξε με το επόμενο βήμα.

Μέσα από πειραματισμούς ανακαλύφθηκε ένας πιο εύχρηστος τρόπος αξιοποίησης της πλακέτας του Arduino. Χρησιμοποιώντας τις λειτουργίες που παρείχε το πρόγραμμα του, ο χρήστης λάμβανε πληροφορίες και έδινε εντολές με μεγαλύτερη λεπτομέρεια και ευχέρεια μέσα από έναν υπολογιστή, έναντι των διακοπών και μιας μικρής οθόνης LCD.

Για να επιτευχθεί το παραπάνω βήμα ο αλγόριθμος αναπτύχθηκε σημαντικά σε σημείο που να μπορέσει να συμπεριλάβει όλες τις απαραίτητες μεταβλητές και να παρουσιάζει μία εύχρηστη διεπαφή για τον χρήστη.

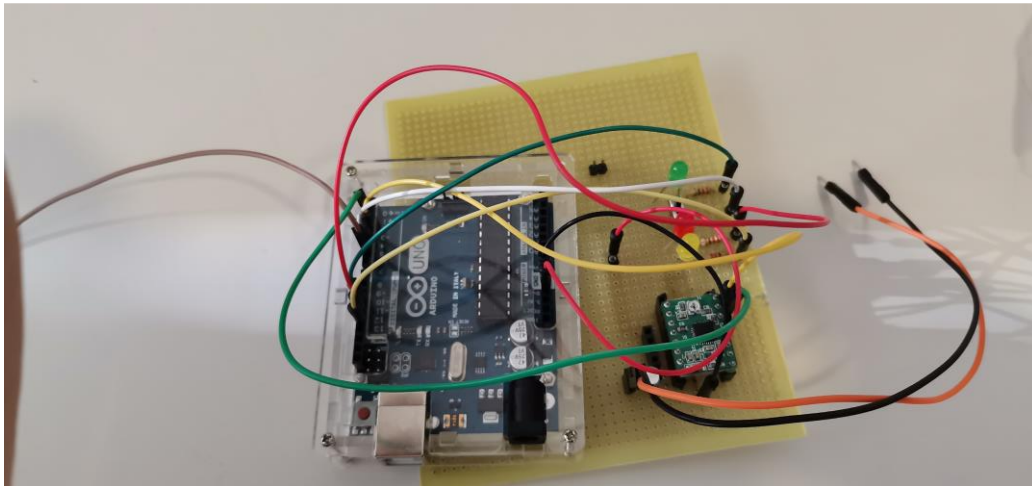
Ταυτόχρονα έγινε αντικατάσταση του αρχικού βηματικού κινητήρα (PH265M), με έναν παρόμοιο (PH264-01-C97) που χρειαζόταν όμως αρκετά μικρότερη τροφοδοσία (από 24V σε 4V). Ο λόγος που δεν είχε χρησιμοποιηθεί από την αρχή είναι ότι υπήρχε μια δυσλειτουργία με τον δεύτερο, η οποία και λύθηκε με την λύση του βηματικού.



Εικόνα 2.1.4 Το εσωτερικό του βηματικού PH265M

Έχοντας την τελική μορφή του κύριου κυκλώματος εξασφαλισμένη, προστέθηκαν στη συνέχεια διακοσμητικά στοιχεία για την καλύτερη εμφάνιση της κατασκευαστικής. Αυτά είναι τα LED των τριών καταστάσεων του κινητήρα, δεξιόστροφη (κόκκινο), αριστερόστροφη (πράσινο) και λειτουργία επαναφοράς (κίτρινο). Οι δύο πρώτες παρουσιάζουν την κατεύθυνση, ενώ η τρίτη δηλώνει ότι ο κινητήρας γυρνάει στην αρχική του θέση.

Στη συνέχεια, όλα τα εξαρτήματα τοποθετήθηκαν σε διάτρητη πλακέτα και κολλήθηκαν με τον κατάλληλο τρόπο, έτσι ώστε να εξοικονομηθεί όσο το δυνατόν περισσότερος χώρος και να μην υπάρχουν βραχυκυκλώματα.

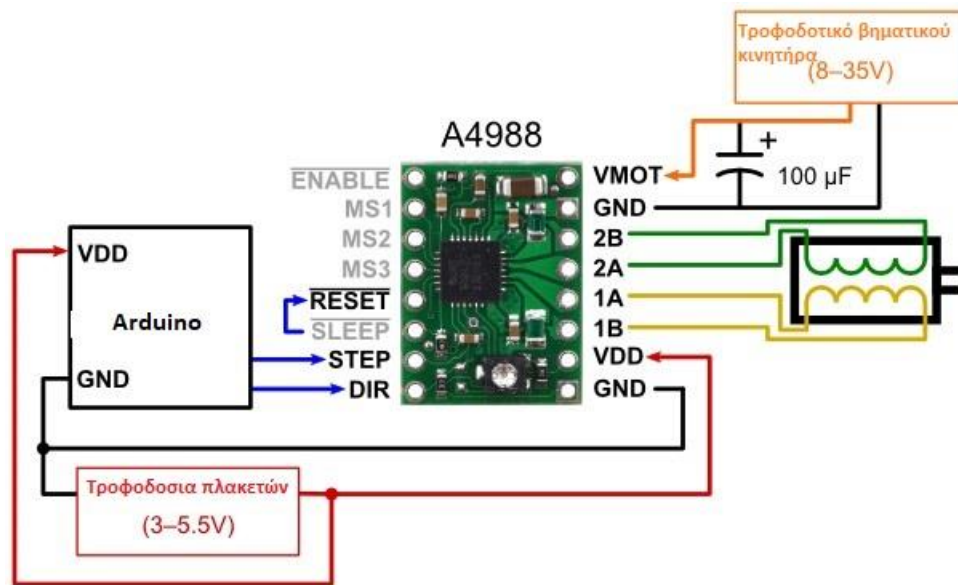


Εικόνα 2.1.5 Τοποθέτηση και κόλληση των εξαρτημάτων του κυκλώματος σε διάτρητη πλακέτα

Τέλος σχεδιάστηκε και εκτυπώθηκε, μετά από δύο ακατάλληλες προσπάθειες, το κουτί που θα φιλοξενούσε την πλακέτα μαζί με το arduino και όλες τις καλωδιώσεις.

2.2 Τρόπος σύνδεσης

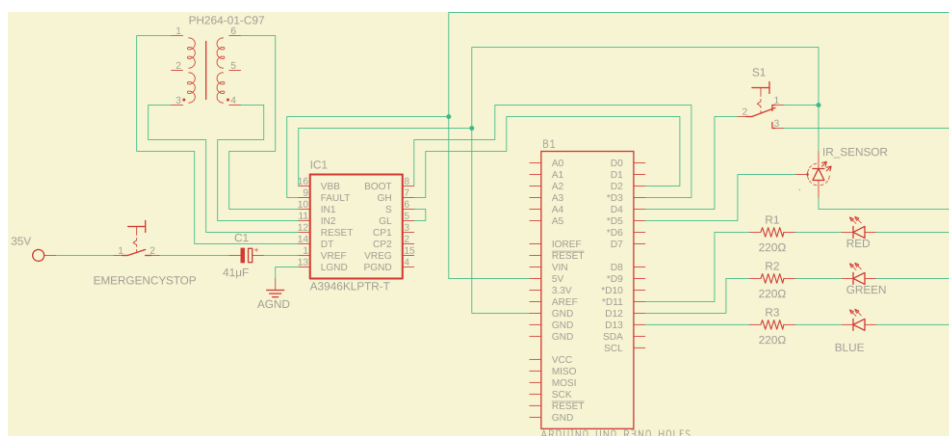
Το παρακάτω διάγραμμα αποτέλεσε την βάση για την υλοποίηση της τελικής συνδεσμολογίας. Όλα τα εξαρτήματα που προστέθηκαν είχαν σαν γνώμονα την πιο αποδοτική διάταξη τόσο χωρικά όσο και σε θέμα κώδικα.



Εικόνα 2.2.1 Σχηματικό διάγραμμα σύνδεσης του μικροελεγκτή A4988 με τον κινητήρα, το Arduino και την τροφοδοσία

Όπως φαίνεται και στο επόμενο σχηματικό διάγραμμα, τα φυσικά εξαρτήματα που προστέθηκαν είναι ελάχιστα, έτσι ώστε να εφαρμοστεί η απόδοση που προαναφέρθηκε. Αυτά είναι τα:

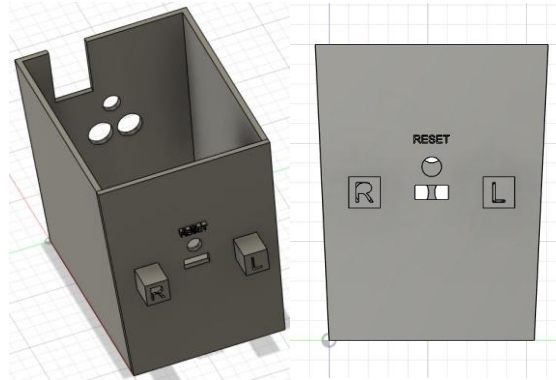
- Led με χρώμα κόκκινο και πράσινο που δηλώνουν την κατεύθυνση της κεφαλής
- Led με χρώμα κίτρινο που δηλώνει πότε γίνεται η επαναφορά του συστήματος στην αρχική του κατάσταση
- Ένας διακόπτης για την επιλογή της κατεύθυνσης
- Ένα κουμπί έκτακτης ανάγκης για την άμεση παύση της λειτουργίας του κινητήρα



Εικόνα 2.2.2 Σχηματικό διάγραμμα ολόκληρου του κυκλώματος σχεδιασμένο στο Eagle

2.3 Σχεδιαστικές ιδιομορφίες

Για μεγαλύτερη πρακτικότητα και καλύτερη εμφάνιση, σχεδιάστηκε και εκτυπώθηκε σε τρισδιάστατο εκτυπωτή ένα κουτί στις ανάλογες διαστάσεις των εξαρτημάτων και του κυκλώματος.



Εικόνα 2.2.3 Κουτί ενσωμάτωσης κυκλώματος σχεδιασμένο στο Fusion 360

Το κουτί αυτό εκτός από το συμμάζεμα της κατασκευής έχει στοιχεία που επιδεικνύουν κάποια από τα χαρακτηριστικά του κυκλώματος, όπως την κατεύθυνση και την κατάσταση του κινητήρα.

3. Κώδικας

3.1 Αρχικοποιήσεις και προετοιμασία

```
9 #include <Wire.h>
10 #include <LiquidCrystal_I2C.h>
11 //ΔΙΟΡΙΣΜΟΣ PIN ΚΑΙ ΜΕΤΑΒΛΗΤΩΝ
12 const int stepPin = 2; //
13 const int dirPin = 3;
14 int numDegrees, numSpeed, numDelay, numStops, menuChoice;
15 int slide = 4; //ΔΙΑΚΟΠΤΗΣ ΚΑΤΕΥΘΥΝΣΗΣ
16 int ModeledR = 11;
17 int ModeledL = 12;
18 int deg, steps, toxo, Speed;
19 int irsw = 6;
20 int irswLed = 13;
```

Εικόνα 3.1.1 Αρχικοποιήσεις μεταβλητών

Στην παραπάνω εικόνα εμφανίζονται οι εντολές με τις οποίες δίνονται οι αρχικές ιδιότητες στις μεταβλητές. Συγκεκριμένα γίνονται τα παρακάτω:

- Οι μεταβλητές stepPin, dirPin, slide, ModeledR, ModeledL, irsw και irswLed αντιστοιχούνται στις ψηφιακές επαφές του arduino 2, 3, 4, 11, 12, 6 και 13.
- Οι μεταβλητές numDegrees, numSpeed, numDelay, numStops, menuChoice, deg, steps, toxo και Speed, δηλώνονται ως ακέραιοι αριθμοί.

```
23 void setup() {
24   //ΤΙ ΕΙΔΟΣ ΕΙΝΑΙ ΚΑΘΕ PIN
25   pinMode(stepPin, OUTPUT);
26   pinMode(dirPin, OUTPUT);
27   pinMode(slide, INPUT);
28   pinMode(irsw, INPUT); //photo interrupter pin as input
29   pinMode(irswLed, OUTPUT);
30   pinMode(ModeledR, OUTPUT);
31   pinMode(ModeledL, OUTPUT);
32   Serial.begin(74880);
33   Serial.println("Press 1 for Continuous mode");
34   Serial.println("Press 2 for Step'N'Shoot mode");
```

Εικόνα 3.1.2 Ορισμός ψηφιακών εισόδων και εξόδων, εκκίνηση σειριακού μόνιτορ

Στη συνέχεια ορισμένες από τις προηγούμενες επαφές είναι ανάγκη να προσδιορίσουμε, εάν αυτές είναι εισαγωγής δεδομένων ή εξαγωγής. Οι τρεις αυτές επαφές είναι οι:

- stepPin, dirPin, irswLed, ModeLedR και ModeLedL οι οποίες προσδιορίζονται σαν εξαγωγής και αντιστοιχούν στις εντολές που καθορίζουν την κίνηση, την κατεύθυνση, το κίτρινο, κόκκινο και πράσινο led αντίστοιχα.
- Οι μεταβλητές slide και irsw οι οποίες προσδιορίζονται σαν εισαγωγής και δέχονται δεδομένα από τον διακόπτη δύο θέσεων που ελέγχει την κατεύθυνση του κινητήρα και του αισθητήρα που εντοπίζει πότε η κεφαλή βρίσκεται στην αρχική της θέση.

Επίσης στο σημείο αυτό είναι ανάγκη να δοθεί η εντολή εκκίνησης του σειριακού μόνιτορ, μέσα από το οποίο θα επικοινωνεί ο χειριστής με το μηχάνημα. Τη δουλειά αυτή την κάνει η εντολή στην γραμμή 32, που επίσης καθορίζει και τον ρυθμό ανταλλαγής δεδομένων, όπως φαίνεται στην παρένθεση. Ο ρυθμός αυτός είναι ο κατάλληλος για τον συγκεκριμένο όγκο εντολών έτσι ώστε να μην υπάρχει καθυστέρηση στην εκτέλεση του κώδικα. Επίσης εμφανίζεται το πρώτο μήνυμα στην οθόνη δίνοντας την επιλογή στον χρήστη της εκκίνησης του μηχανήματος.

```
36 while (digitalRead(irsw) == LOW) // rotate
37 {
38   digitalWrite(stepPin, HIGH);
39   delayMicroseconds(3200);
40   digitalWrite(stepPin, LOW);
41   delayMicroseconds(3200);
42   digitalWrite(irswLed, HIGH);
43   Serial.println("Please wait, system calibrating");
44 }
45 digitalWrite(irswLed, LOW);
46
47 }
```

Εικόνα 3.1.3 Κώδικας επαναφοράς κεφαλής στην αρχική θέση

Τέλος το παραπάνω τμήμα κώδικα εξασφαλίζει ότι με κάθε εκκίνηση του μηχανήματος η κεφαλή θα γυρνάει στην αρχική της θέση. Η κίνηση αυτή υποδεικνύεται από το μήνυμα που εμφανίζεται στην οθόνη για να ενημερώσει τον χρήστη και ένα κίτρινο led που σβήνει τη στιγμή που ολοκληρωθεί η διαδικασία.

3.2 Κώδικας επανάληψης

Αυτό το τμήμα λόγω του μεγέθους του θα παρουσιαστεί σε μικρότερα κομμάτια.

```
48 void loop() {
49
50   while (Serial.available() == 0) {}
51   menuChoice = Serial.parseInt(); //ΑΝΑΘΕΣΗ ΜΕΤΑΒΛΗΤΗΣ ΓΙΑ ΤΗΝ ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΤΟΥ ΧΡΗΣΤΗ
52 }
```

Εικόνα 3.2.1 Κώδικας αναμονής εντολής από τον χρήστη

Αρχικά το πρόγραμμα αναμένει μια εντολή από τον χρήστη, από τις δύο επιλογές που του παρουσιάζονται. Επιλέγοντας την πρώτη, ζητούνται δύο πληροφορίες βασικές για την εκτέλεση της κίνησης, οι μοίρες που θα γυρίσει η κεφαλή και η ταχύτητα με την οποία θα το κάνει. Κάθε μεταβλητή έχει όρια στις τιμές που μπορεί να λάβει, όπως φαίνεται στις γραμμές 67-68 και 80-81, εάν η εισαγόμενη τιμή είναι εκτός ζητείτε να ξανά γίνει εισαγωγή.


```

55  switch (menuChoice) {
56      case 1: // 1η ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ 'CONTINUOUS'
57
58  eisagogh1:
59      //ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΜΟΙΡΩΝ, ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ
60      Serial.print("DEGREES = ");
61      while (Serial.available() == 1) {} //ΑΝΑΜΟΝΗ ΕΙΣΑΓΩΓΗΣ ΜΟΙΡΩΝ
62      numDegrees = Serial.parseInt();
63      if (numDegrees <= 360) { //ΜΟΙΡΕΣ ΜΕΧΡΙ ΚΑΙ 360
64          Serial.println(numDegrees);
65          toxo = numDegrees / 1.8; //ΜΕΤΑΤΡΟΠΗ ΤΟΣΟΥ ΣΕ ΒΗΜΑΤΑ
66      } else {
67          Serial.println("Value between 0-360");
68          goto eisagogh1; //ΞΑΝΑΖΗΤΑ ΤΙΜΗ ΜΟΙΡΩΝ
69      }
70
71  eisagogh2:
72      Serial.print("Speed = ");
73      while (Serial.available() == 1) {} //ΑΝΑΜΟΝΗ ΕΙΣΑΓΩΓΗΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ
74      numSpeed = Serial.parseInt();
75      if (numSpeed >= 0 & numSpeed <= 100) { //ΤΑΧΥΤΗΤΑ ΜΕΤΑΞΥ 0-100
76          Serial.println(numSpeed);
77          Speed = map(numSpeed, 0, 100, 4000, 744); // ΜΕΤΑΤΡΟΠΗ ΤΗΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ
78          Serial.println(Speed);
79      } else {
80          Serial.println("Value between 0-100");
81          goto eisagogh2; //ΞΑΝΑΖΗΤΑ ΤΙΜΗ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ
82      }

```

Εικόνα 3.2.2 Κώδικας εκτέλεσης πρώτης λειτουργίας του βηματικού (Continuous)

Σε περίπτωση που η εισαγωγή του διαφέρει από αυτές το πρόγραμμα του υποδεικνύει να επιλέξει μία από τις υπάρχουσες.

```

188  default:
189      Serial.println("Please choose a valid selection");
190      Serial.println("Press 1 for Continuous mode");
191      Serial.println("Press 2 for Step'N'Shoot mode");
192  } //ΚΛΕΙΝΕΙ ΤΟ SWITCH CASE
193 }

```

Εικόνα 3.2.3 Κώδικας απεικόνισης επιλογών στον χρήστη

Ύστερα διαβάζεται ο διακόπτης που ελέγχει την κατεύθυνση του κινητήρα, ανάβει το ανάλογο led και προσαρμόζεται η κίνηση της κεφαλής στα στοιχεία που έδωσε ο χρήστης. Μόλις ολοκληρωθεί, ο κώδικας επανέρχεται στην φάση αναμονής καινούργιας εντολής.

```

86 //ΜΕΤΑΤΡΟΠΗ ΤΩΝ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΣΕ ΕΝΤΟΛΕΣ ΓΙΑ ΤΟΝ ΒΗΜΑΤΙΚΟ
87 if (digitalRead(slide) == LOW) { //ΑΡΙΣΤΕΡΟΣΤΡΟΦΑ
88     digitalWrite(ModeledR, LOW);
89     digitalWrite(ModeledL, HIGH);
90     digitalWrite(dirPin, LOW);
91     int z = 0;
92     for ( int x = 0; x < toxo * 55.6 ; x++) { //ΔΙΑΙΡΕΣΗ ΤΟΥ ΚΑΘΕ ΤΟΣΟΥ ΣΕ Χ ΒΗΜΑΤΑ
93         z = z + 1;
94         digitalWrite(stepPin, HIGH);
95         delayMicroseconds(Speed);
96         digitalWrite(stepPin, LOW);
97         delayMicroseconds(Speed);
98         Serial.print(z * 0.032); //ΕΜΦΑΝΙΣΗ ΜΟΙΡΩΝ ΕΚΕΙΝΗ ΤΗ ΣΤΙΓΜΗ
99         Serial.println("Deg");
100    }
101 } else { //ΔΕΞΙΟΣΤΡΟΦΑ
102     digitalWrite(ModeledR, HIGH);
103     digitalWrite(ModeledL, LOW);
104     digitalWrite(dirPin, HIGH);
105     int z = 0;
106     for ( int x = 0; x < toxo * 55.6 ; x++) { //ΔΙΑΙΡΕΣΗ ΤΟΥ ΚΑΘΕ ΤΟΣΟΥ ΣΕ Χ ΒΗΜΑΤΑ
107         z = z + 1;
108         digitalWrite(stepPin, HIGH);
109         delayMicroseconds(Speed);
110         digitalWrite(stepPin, LOW);
111         delayMicroseconds(Speed);
112         Serial.print(z * 0.032); //ΕΜΦΑΝΙΣΗ ΜΟΙΡΩΝ ΕΚΕΙΝΗ ΤΗ ΣΤΙΓΜΗ
113         Serial.println("Deg");
114     }
115 }
116
117 break;

```

Εικόνα 3.2.4 Κώδικας διαχείρισης της κίνησης του βηματικού και των Led κατεύθυνσης κατά την πρώτη λειτουργία (Continuous)

Στην περίπτωση που επιλεγθεί η δεύτερη λειτουργία, γίνεται ξανά έλεγχος της θέσης της κεφαλής και επαναφοράς της σε περίπτωση που δεν βρίσκεται στην αρχική θέση, αναγράφοντας το αντίστοιχο μήνυμα. Ύστερα, ζητούνται ο αριθμός των στάσεων που θα κάνει η κεφαλή σε 360°, καθώς και πόσο χρόνο θα παραμείνει σε αυτές τις θέσεις. Όπως και στην πρώτη περίπτωση οι μεταβλητές έχουν όρια στις τιμές που μπορούν να πάρουν, τα οποία είναι 360 για τον αριθμό των στάσεων και 10 δευτερόλεπτα για τον χρόνο παραμονής σε αυτές.

```
122
123 case 2: // 2η ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ 'STEP N SHOOT'
124
125     while (digitalRead(irsw) == LOW) // rotate
126     {
127         digitalWrite(stepPin, HIGH);
128         delayMicroseconds(3200);
129         digitalWrite(stepPin, LOW);
130         delayMicroseconds(3200);
131         digitalWrite(irswLed, HIGH);
132         Serial.println("Please wait, system calibrating");
133     }
134     digitalWrite(irswLed, LOW);
135
136 eisagogh3:
137     //ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΑΡΙΘΜΟΥ ΣΤΑΣΕΩΝ, ΧΡΟΝΟΥ ΠΑΡΑΜΟΝΗΣ
138     Serial.print("STOPS = ");
139     while (Serial.available() == 1) {} //ΑΝΑΜΟΝΗ ΕΙΣΑΓΩΓΗΣ ΣΤΑΣΕΩΝ
140     numStops = Serial.parseInt();
141     if (numStops <= 360) {
142         Serial.println(numStops);
143         deg = 360 / numStops;
144         steps = deg / 0.032;
145         Serial.println(steps);
146     } else {
147         Serial.println("Value between 0-360");
148         goto eisagogh3; //ΞΑΝΑΖΗΤΑ ΑΡΙΘΜΟ ΣΤΑΣΕΩΝ
149     }
150 eisagogh4:
151     Serial.print("DELAY = ");
152     while (Serial.available() == 1) {} //ΑΝΑΜΟΝΗ ΕΙΣΑΓΩΓΗΣ ΧΡΟΝΟΥ
153     numDelay = Serial.parseInt();
154     if (numDelay <= 10) {
155         Serial.println(numDelay);
156     } else {
157         Serial.println("Value between 0-10");
158         goto eisagogh4; //ΞΑΝΑΖΗΤΑ ΧΡΟΝΟ ΠΑΡΑΜΟΝΗΣ
159     }
```

Εικόνα 3.2.5 Κώδικας εκτέλεσης δεύτερης λειτουργίας του βηματικού (Step&shoot)

Τέλος, όπως έγινε και στην πρώτη περίπτωση οι εντολές εφαρμόζονται στον κώδικα για να δώσουν την κατάλληλη κίνηση, ανάβει το ανάλογο led και επαναφέρεται ο κώδικας στο σημείο αναμονής εντολής από τον χρήστη.

```

158 //////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////
159 //ΜΕΤΑΤΡΟΠΗ ΤΩΝ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΣΕ ΕΝΤΟΛΕΣ ΓΙΑ ΤΟΝ ΒΗΜΑΤΙΚΟ
160 if (digitalRead(slide) == LOW) { //ΑΡΙΣΤΕΡΟΣΤΡΟΦΑ
161     digitalWrite(ModeledR, LOW);
162     digitalWrite(ModeledL, HIGH);
163     digitalWrite(dirPin, LOW);
164     int z = 0;
165     for (int y = 0; y < numStops; y++) { //ΔΙΑΙΡΕΣΗ ΤΟΥ ΚΥΚΛΟΥ ΣΕ Υ ΤΟΞΑ
166         for ( int x = 0; x < steps; x++) { //ΔΙΑΙΡΕΣΗ ΤΟΥ ΚΑΘΕ ΤΟΞΟΥ ΣΕ Χ ΒΗΜΑΤΑ
167             z = z + 1;
168             digitalWrite(stepPin, HIGH);
169             delayMicroseconds(2000);
170             digitalWrite(stepPin, LOW);
171             delayMicroseconds(1600);
172             Serial.print(z * 0.032); //ΕΜΦΑΝΙΣΗ ΜΟΙΡΩΝ ΕΚΕΙΝΗ ΤΗ ΣΤΙΓΜΗ
173             Serial.println("Deg");
174         }
175         delay(numDelay * 1000);
176     }
177 } else { //ΔΕΞΙΟΣΤΡΟΦΑ
178     digitalWrite(ModeledR, HIGH);
179     digitalWrite(ModeledL, LOW);
180     digitalWrite(dirPin, HIGH);
181     int z = 0;
182     for (int y = 0; y < numStops; y++) { //ΔΙΑΙΡΕΣΗ ΤΟΥ ΚΥΚΛΟΥ ΣΕ Υ ΤΟΞΑ
183         for ( int x = 0; x < steps; x++) { //ΔΙΑΙΡΕΣΗ ΤΟΥ ΚΑΘΕ ΤΟΞΟΥ ΣΕ Χ ΒΗΜΑΤΑ
184             z = z + 1;
185             digitalWrite(stepPin, HIGH);
186             delayMicroseconds(2000);
187             digitalWrite(stepPin, LOW);
188             delayMicroseconds(2000);
189             Serial.print(z * 0.032); //ΕΜΦΑΝΙΣΗ ΜΟΙΡΩΝ ΕΚΕΙΝΗ ΤΗ ΣΤΙΓΜΗ
190             Serial.println("Deg");
191         }
192         delay(numDelay * 1000);
193     }
194 }
195
196 break;

```

Εικόνα 3.2.6 Κώδικας διαχείρισης της κίνησης του βηματικού και των Led κατεύθυνσης κατά την δεύτερη λειτουργία (Step&Shoot)

4 Σχολιασμός & Συμπεράσματα

Με βάση όσα αναφέρθηκαν στην παράγραφο 2 μπορούν να βγουν αρκετά συμπεράσματα όσο αφορά την ανάπτυξη της εργασίας. Ένα από τα πρώτα είναι ότι τα τελευταία χρόνια έχουν εξελιχθεί κατά πολύ τόσο σε ποσότητα όσο και σε ποιότητα οι τρόποι που μπορεί να γίνει ο έλεγχος ενός βηματικού κινητήρα, καθώς και η ένταξη του σε ένα μεγαλύτερο και πιο περίπλοκο κύκλωμα.

Τα απλά ολοκληρωμένα όπως το In2004 που χρησιμοποιήθηκε στο πρωταρχικό στάδιο δεν είναι ο βέλτιστος τρόπος ελέγχου, καθώς καθιστά μεγάλο τον αριθμό των εντολών που πρέπει να δοθούν για την ολοκλήρωση μιας περιστροφής και περίπλοκη την δομή του κώδικα έτσι ώστε να υπάρχει μια ομαλή λειτουργία. Κατ' επέκταση το επόμενο βήμα στην εξέλιξη της τεχνολογίας αυτής όσον αφορά την απλότητα και προσιτή τιμή είναι ο μικροελεγκτής A4988 (βλέπε παράρτημα 2) που κατέστησε δυνατή την μεταβίβαση της εργασίας στο επόμενο στάδιο. Σύμφωνα με το εγχειρίδιο χρήσης του η πλακέτα αυτή μπορεί να προσαρμοστεί στις ανάγκες βηματικών κινητήρων μικρού μεγέθους μέχρι 30V και να ελέγχει τις κινήσεις τους με ένα απλό κομμάτι κώδικα.

Με την μετάβαση αυτή αφέθηκαν πίσω και πολλά εξαρτήματα που καταστάθηκαν άχρηστα, καθώς η λειτουργία τους μπορούσε να αντικατασταθεί από μερικές γραμμές κώδικα και την είσοδο εντολών από τον χρήστη, μέσω ενός περιβάλλοντος χρήστη. Αυτά ήταν μια μεταβλητή αντίσταση (trimmer), διάφορα κουμπιά και διακόπτες, μια οθόνη Icd, που στην συγκεκριμένη περίπτωση ένα μεγάλο θετικό που αποκτήθηκε ήταν η κατάργηση του περιορισμένου χώρου για την επίδειξη του περιβάλλοντος χρήστη, διότι στο επόμενο στάδιο ο χώρος του 16x2 pixel έγινε μια οθόνη υπολογιστή. Τέλος μαζί με όλα τα προαναφερθέντα εξαρτήματα έφυγε και ένας μεγάλος όγκος από καλώδια, αντιστάσεις και βάσεις (shields) που είχαν χρησιμοποιηθεί για την σύνδεση και διατήρηση ενός μινιμαλιστικού ύφους στην κατασκευή.

Σε ένα άλλο κομμάτι της εργασίας ακολουθήθηκε μια παρόμοια πορεία εξέλιξης. Όσον αφορά τον κινητήρα, ο πρώτος που έγινε απόπειρα να χρησιμοποιηθεί (PH264-01-C97), είχε κάποιο ηλεκτρικό πρόβλημα, οπότε και αντικαταστάθηκε γρήγορα από έναν δεύτερο (PH265M), ο οποίος όμως απαιτούσε μεγαλύτερη τροφοδοσία για να λειτουργήσει. Στην πορεία της επεξεργασίας των υπόλοιπων επιλογών, ο πρώτος κινητήρας ανοίχτηκε και επιδιορθώθηκε, με αποτέλεσμα να επιστραφεί στο αρχικό κύκλωμα. Στο χρονικό διάστημα αυτό, λόγω της μορφολογικής διαφοράς μεταξύ των κινητήρων έγιναν ενέργειες για την προσαρμογή του δεύτερου (PH265M) στην μακέτα της γ-κάμερας, καθώς ήταν απαραίτητες για την ομαλή του λειτουργία. Οι ενέργειες αυτές περιελάμβαναν την κατασκευή ενός αυτοσχέδιου εξαρτήματος, για την προσαρμογή του ρότορα του κινητήρα, με τον τεντωτήρα του μάντα που κινούσε την κεφαλή. Αυτό επιτεύχθηκε με την βοήθεια ενός μηχανουργού χειριστή τόννου που κατασκεύασε το εξάρτημα από μέταλλο, παίρνοντας τις κατάλληλες μετρήσεις από τα εξαρτήματα. Φυσικά με την επιδιόρθωση του αρχικού κινητήρα το

εξάρτημα κατέστη και αυτό άχρηστο και μπήκε στην άκρη μαζί με τις βίδες και τα στηρίγματα που συνόδευαν τον RH265M.

Στο κομμάτι του κώδικα, η διαδικασία ήταν αρκετά ομαλή, με την πλειονότητα των εντολών να ερευνώνται στο διαδίκτυο, να γίνεται πειραματισμός και κατανόηση της λειτουργίας τους εκτός του κύριου κώδικα και τέλος η ένταξη τους στο πρόγραμμα σε διάφορα στάδια, έτσι ώστε αν δεν λειτουργούσε ένα από αυτά να προσαρμοζόταν κατάλληλα για την εκτέλεση της επιθυμητής λειτουργίας.

Εκτός του ηλεκτρονικού μέρους της εργασίας, το πιο δημιουργικό στάδιο ήταν εκείνο του σχεδιασμού και εκτύπωσης ενός κουτιού που θα φιλοξενούσε το παραπάνω κύκλωμα. Με την χρήση του Fusion 360 δημιουργήθηκε ένα σχέδιο κατάλληλο ακριβώς στα μέτρα του, με την προσθήκη κάποιων αισθητικών λεπτομερειών.

Μελλοντικά υπάρχει χώρος για βελτίωση της παραπάνω εργασίας με ποικίλους τρόπους. Μερικοί από αυτούς είναι η περαιτέρω ανάπτυξη του περιβάλλοντος χρήστη, η ενσωμάτωση περισσότερων δικλίδων ασφαλείας για τον ασθενή, η προσθήκη του χειρισμού της τράπεζας με ξεχωριστό βηματικό.

Αναφορές – Πηγές

- [1]. Δ. Παπαμιχαήλ «Πυρηνική Ιατρική και Σπινθηρογράφημα» Κοσμοϊατρική <https://kosmoiatriki.com/pyriniki-iatriki-kai-spinthirografima/> (Last access: 4/2/2023)
- [2]. Ε. Ν. Γαζής (2006) «Τομογραφική Απεικόνιση Με Ισότοπα» Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο Παρουσίαση Εφαρμογές Ιοντιζουσών Ακτινοβολιών <http://users.ntua.gr/egazis/iontizoyses/GammaCamera2.pdf> (Last access: 4/2/2023)
- [3]. Β. Ν. Κεφαλλονίτη (2018) «Μελέτη της Απόκρισης γ-κάμερας με Τεχνικές Προσομοίωσης Monte-Carlo» Διπλωματική εργασία (Last access: 29/1/2023)
- [4]. J. A. Parker, L. S. Graham et.al. Society of Nuclear Medicine (2010) «The SNM procedure guideline for general imaging» Version 6.0. (Last access: 11/2/2023)
- [5]. P. F. Sharp, H. G. Gemmell, A. D. Murray (1998) «Practical Nuclear Medicine» Second Edition. New York : Oxford University Press, ISBN-10: 1-85233-875-X (Last access 11/2/2023)
- [6]. G. Patel (2009) «Ct Scan Image Reconstruction» Larsen & Toubro IES Limited <https://www.slideshare.net/ripjan/ct-1470963> (Last access 11/2/2023)
- [7]. Η. Δραγούνη (2015) «Μελέτη και Κατασκευή Συστήματος Οδήγησης Βηματικού Κινητήρα» Πτυχιακή Εργασία (Last access 11/2/2023)
- [8]. Ε. Λαβδάς (2007) «Ποιότητα εικόνας στην υπολογιστική αξονική τομογραφία» Μεταπτυχιακή εργασία <https://hdl.handle.net/10889/434> (Last access 11/2/2023)
- [9]. Α. Π. Χονδρομαράς (2003) «Η Συμβολή της Τομογραφίας Εκπομπής Απλού Φωτονίου (Spect) στη Διάγνωση των Παθήσεων της Σπονδυλικής Στήλης» Διδακτορική διατριβή (Last access 29/1/2023)
- [10]. M. Dondi, S. Palm (2009) Quality Assurance for Spect Systems, IAEA, ISBN 978-92-0-103709-1 (Last access 11/2/2023)

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 1: Οδηγίες χρήσης

1. Συνδέστε το τροφοδοτικό των 30V, τον αισθητήρα, τον βηματικό και το κουμπί έκτακτης ανάγκης στο πίσω μέρος του κουτιού του Arduino
2. Συνδέστε το Arduino με έναν υπολογιστή
3. Ανοίξτε την εφαρμογή του Arduino είτε μέσω ενός διακομιστή, είτε μέσω της εφαρμογής, εάν είναι εγκατεστημένη
4. Επιλέξτε στο μενού «Εργαλεία» την εντολή «Παρακολούθηση σειριακής»
5. Ακολουθείστε τις οδηγίες που παρέχει ο υπολογιστής

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 2: Τεχνικά Χαρακτηριστικά

Τάση λειτουργίας βηματικού κινητήρα: 30V

Ρεύμα λειτουργίας βηματικού κινητήρα: 0.2A

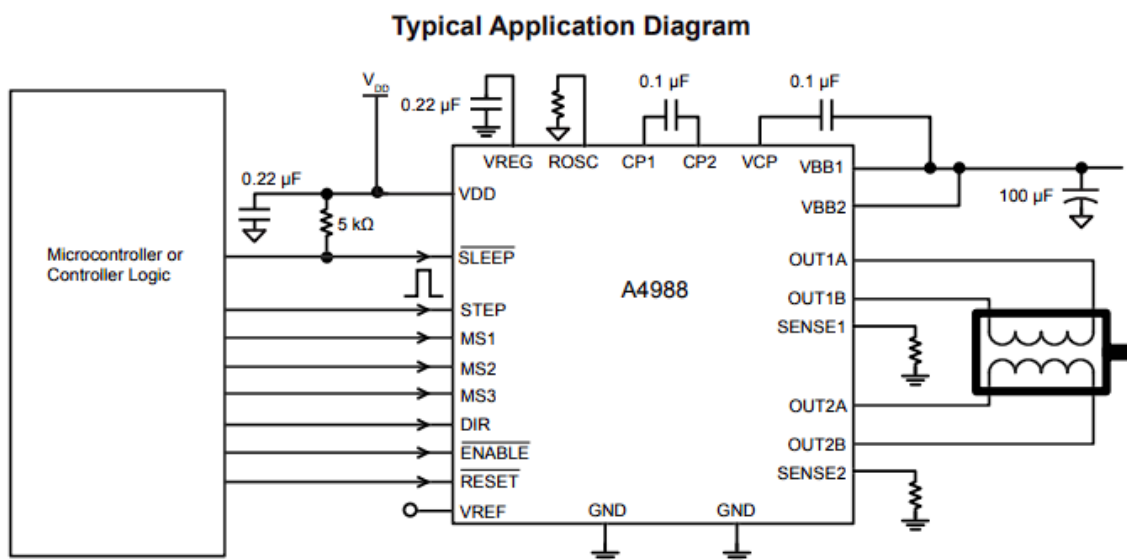
Τάση λειτουργίας Arduino: 5V

Ρεύμα λειτουργίας Arduino: <40mA

Τάση λειτουργίας A4988: 3,3 - 5V

Τάση εξόδου A4988: <35V

Ρεύμα εξόδου A4988: <2A



Εικόνα 2.1 Σχηματικό διάγραμμα μικροελεγκτή A4988