



Πανεπιστήμιο
Κύπρου

ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΗΣ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**ΑΥΤΟΜΑΤΗ ΤΜΗΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ ΚΑΙ
ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΚΑΡΔΙΑΚΩΝ ΕΛΛΕΙΜΜΑΤΩΝ
ΜΕ ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ**

Κατερίνα Χαλλούμα

Δεκέμβριος 2019

Επιβλέπων καθηγητής: Πάνος Ραζής

Πίνακας περιεχομένων

Κεφάλαιο 1 : Εισαγωγή	5
Κεφάλαιο 2 : ΠΥΡΗΝΙΚΗ ΙΑΤΡΙΚΗ	8
2.1 Πυρηνική Ιατρική και Υγεία	8
2.2 Ιστορική Αναδρομή.....	9
Κεφάλαιο 3 : Η ΚΑΡΔΙΑ	12
3.1 : Φυσιολογία της καρδιάς.....	12
3.2 : Στεφανιαία Νόσος (Coronary Artery Disease).....	13
Κεφάλαιο 4 : ΕΞΕΤΑΣΕΙΣ ΠΥΡΗΝΙΚΗΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ	16
4.1 : Τεχνητίο και Σπινθηρογράφημα του Μυοκαρδίου	16
4.1.1 : Ραδιοφάρμακα και Ραδιοϊσότοπα	16
4.1.2 : Τεχνητίο ^{99m}Tc	16
4.1.3 : Σπινθηρογράφημα του Μυοκαρδίου	17
4.2 : γ-Κάμερα – SPECT	18
4.3 : Απεικονίσεις.....	20
4.3.1 : Διόρθωση Εξασθένισης Ακτινοβολίας.....	22
<i>Σκέδαση Compton :</i>	22
<i>Φωτοηλεκτρικό Φαινόμενο:</i>	23
4.3.2 : Ανακατασκευή εικόνας μέσω του αλγόριθμου OSEM	25
4.3.3 : Φίλτρα επεξεργασίας απεικόνισης	26
4.4 : Παράγοντες επηρεασμού της διάγνωσης	26
Κεφάλαιο 5 : ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΨΗΦΙΑΚΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ	27
5.1 : Ψηφιακή Εικόνα.....	27
5.2 : Μετατροπή εικόνας αναλογικής μορφής σε ψηφιακή μορφή	27
5.3 : Ανάλυση και Επεξεργασία ψηφιακής εικόνας	28
5.4 : Βασικές Έννοιες Επεξεργασίας της Εικόνας	30
5.5 : Μέθοδοι Τμηματοποίησης	30
5.5.1 : Basic Global Thresholding.....	32
5.2.2 : Otsu’s Method	34
<i>Ιστόγραμμα εικόνας :</i>	37
Κεφάλαιο 6: ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ	38
6.1 Σκοπός :	38

6.2 : Εξοπλισμός.....	39
Κεφάλαιο 7 : ΛΗΨΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ - ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ - ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	43
7.1: Λήψη Δεδομένων	43
7.2: Επεξεργασία Δεδομένων	44
7.3: Αποτελέσματα	53
Κεφάλαιο 8: ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	62

Κεφάλαιο 1 : Εισαγωγή

Η καρδιά αποτελεί το ζωτικότερο όργανο του σώματος, αφού έχει τον κύριο ρόλο στην κυκλοφορία του αίματος στο υπόλοιπο σώμα. Λειτουργικά είναι υπεύθυνη για την παραλαβή του οξυγονωμένου αίματος από τους πνεύμονες μέσω των φλεβών και την άντληση του μέσω της αορτής στο υπόλοιπο σώμα.



Εικόνα 1 : Κυκλοφορικό Σύστημα

Το μυοκάρδιο περιβάλλει τους δυο κόλπους και τις δυο κοιλίες και έχει την ικανότητα να συστέλλεται και να διαστέλλεται. Την αιμάτωση της καρδιάς και συνεπώς του μυοκαρδίου αναλαμβάνουν οι δυο κύριες αρτηρίες, η δεξιά και αριστερή στεφανιαία. Εάν οποιαδήποτε από τις δυο αυτές αρτηρίες υποστεί στένωση (στεφανιαία νόσος) λόγω συσσώρευσης αθηρωματικού υλικού στον αυλό της, προκαλείται τότε μη επαρκής αιμάτωση του μυοκαρδίου και συνεπώς μυοκαρδιακή ισχαιμία.

Η στεφανιαία νόσος αποτελεί μέγιστο και πολύπλευρο πρόβλημα υγείας και όχι μόνο, μιας που είναι η πρώτη αιτία θανάτου στις σύγχρονες κοινωνίες, παρά το γεγονός ότι η διαγνωστική ιατρική έχει κάνει τεράστια άλματα σε σχέση με παλαιότερα. Το γεγονός ότι η ασθένεια μπορεί να μην εκδηλώσει συμπτώματα την χρήζει ιδιαίτερης προσοχής. Ασυμπτωματικοί ασθενείς είναι πιθανόν να εντοπίσουν τη στεφανιαία νόσο στη διενέργεια ενός check-up χωρίς αυτή να συνοδεύεται από μεγάλα ισχαιμικά επεισόδια.

Η έγκυρη και ακριβής διάγνωση της μυοκαρδιακής ισχαιμίας πιθανόν να μειώσει τη θνησιμότητα και νοσηρότητα των ασθενών. Η εκτίμηση της χρόνιας ισχαιμίας του μυοκαρδίου γίνεται με σπινθηρογράφημα του μυοκαρδίου, μια αξιόπιστη, σύγχρονη απεικονιστική μέθοδο. Το σπινθηρογράφημα ανήκει στις μη επεμβατικές διαγνωστικές τεχνικές και τις πλείστες φορές πραγματοποιείται σε συνδυασμό με δοκιμασία

κοπώσεως, η οποία προκλήθηκε με χορήγηση ισομερούς του τεχνητίου. Κατά τη διάρκεια της εξέτασης με διαγνωστικό εργαλείο SPECT λαμβάνονται τομογραφικές εικόνες κοπώσεως και γίνεται συνεχής παρακολούθηση ώστε να εντοπιστούν όσο το δυνατό ακριβέστερα οι περιοχές και το μέγεθος των ελλειμμάτων αιματώσεως, εκτιμώντας έτσι κατά συνέπεια και τη σοβαρότητα της στεφανιαίας νόσου. Αν οι εικόνες είναι φυσιολογικές τόσο κατά την άσκηση όσο και κατά την ηρεμία, η αιμάτωση του μυοκαρδίου είναι φυσιολογική και ο ασθενής είναι απόλυτα υγιής. Αν στις εικόνες διακρίνονται σκοτεινές περιοχές κατά τη δοκιμασία κοπώσεως οι οποίες είναι φυσιολογικές στις εικόνες ηρεμίας, αυτό σημαίνει πως η καρδιά δεν αιματώνεται σωστά όταν λειτουργεί εντονότερα, με τη διαταραχή αυτή να ονομάζεται ισχαιμία. Αν δεν υπάρχει καθόλου πρόσληψη ραδιοφαρμάκου σε μια περιοχή της καρδιάς τόσο στις εικόνες κοπώσεως όσο και στις εικόνες ηρεμίας, τότε η περιοχή αυτή δείχνει νεκρωμένο μυοκάρδιο, δηλαδή έμφραγμα.

Η διαδικασία SPECT αποτελείται από μερικές τομογραφικές εικόνες οι οποίες δίνουν ένα γενικό συμπέρασμα για τη διάχυση αίματος του μυοκαρδίου στις 3 διαστάσεις.

Η ποσοτικοποίηση της μελέτης μέσω SPECT δίνει τη δυνατότητα αντικειμενικής αξιολόγησης της κατάστασης της καρδιάς του ασθενούς. Οι τομογραφικές εικόνες δίνουν πληροφορίες όσον αφορά τις φυσιολογικές λειτουργίες της καρδιάς αλλά και τη δομή της, για να έχουμε όμως ποιοτικά αποτελέσματα που να οδηγούν σε αξιόπιστες διαγνώσεις κρίνεται απαραίτητη η επεξεργασία των εικόνων. Η επεξεργασία αυτή γίνεται με τη βοήθεια της γλώσσας προγραμματισμού MatLab, η οποία αποτελεί ένα από τα πιο εύκολα και παραγωγικά λογισμικά. Με τη βοήθεια της MatLab αναπτύχθηκε αλγόριθμος, ο οποίος στόχευε στη βελτίωση της ποιότητας των τομογραφικών εικόνων και στην εξαγωγή αξιόπιστων πληροφοριών από τις εικόνες με ακριβή και αποτελεσματικό τρόπο. Ο αλγόριθμος εξάγει παραμέτρους που αφορούν την κατάσταση της καρδιακής λειτουργίας, καθώς με τη βοήθεια των υπαρχουσών επιστημονικών γνώσεων που κατέχει ο γιατρός γίνεται μια ολοκληρωμένη και σωστή διάγνωση.

Η σημαντικότητα της δημιουργίας ενός αλγορίθμου όπως και αυτού που κατασκευάστηκε για την παρούσα Διπλωματική Εργασία, είναι μεγάλη για τον τομέα των επιστημών και της υγείας. Κύριος σκοπός μας ήταν οι γιατροί να νιώσουν αυτοπεποίθηση και σιγουριά όσον αφορά τα αποτελέσματα της διάγνωσης τους, καθώς θα είναι πλέον σε θέση να χαρακτηρίσουν τις ελλειμματικές περιοχές (defects) ως ήπιας, ή σοβαρής μορφής. Έχοντας λοιπόν στα χέρια τους την εμπειριστατωμένη διάγνωση τους είναι σε θέση να προτείνουν στον ασθενή του πλάνο θεραπείας. Για ήπιας μορφής στένωση ζητείται από τους ασθενείς να ακολουθήσουν κάποια συγκεκριμένη δίαιτα ή να πάρουν κάποια φαρμακευτική αγωγή και ακολούθως να γίνει ξανά παρακολούθηση. Για σοβαρής μορφής στένωση, ο γιατρός καλείται να κουράρει τον ασθενή άμεσα, είτε μέσω αγγειοπλαστικής με μπαλονάκι και τοποθέτησης stent, είτε μέσω χειρουργικής επέμβασης. Ο αλγόριθμος μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί και για εκπαιδευτικούς σκοπούς σε ιατρικές σχολές ή παρα-ιατρικές επιστήμες.

Μέχρι στιγμής η επιστήμη έχει κάνει ορισμένα βήματα ώστε να καταφέρει πλέον να φτάσει στα επιθυμητά αποτελέσματα, αλλά οι έρευνες έχουν φτάσει μέχρι ενός σημείου. Δόθηκαν εργαλεία για την αναδόμηση της τρισδιάστατης εικόνας της καρδιάς, της περιστροφής της ώστε να παρατηρείται ολόκληρη, του καθορισμού του όγκου της καρδιάς και της δημιουργίας polar-maps για την αναγνώριση των ελλειμματικών περιοχών. Ευελπιστούμε ότι η παρούσα εργασία πάει ένα βήμα παραπέρα με την αναγνώριση και την εύρεση του όγκου των ελλειμματικών περιοχών της καρδιάς.

Η Διπλωματική αυτή Εργασία περιλαμβάνει οκτώ κύρια Κεφάλαια, με πρώτο Κεφάλαιο την Εισαγωγή. Το δεύτερο Κεφάλαιο περιλαμβάνει μια ιστορική αναδρομή στην Πυρηνική Ιατρική και μια σύντομη γνωριμία με τον τομέα αυτό της ιατρικής που αναπτύσσεται ραγδαία τα τελευταία χρόνια. Στο τρίτο Κεφάλαιο παρουσιάζεται η καρδιά – το υπό εξέταση δηλαδή όργανο καθώς και η ασθένεια που μελετάται. Ακολουθώς το τέταρτο Κεφάλαιο περιλαμβάνει σύντομη περιγραφή του σπινθηρογραφήματος του μυοκαρδίου, την αρχή λειτουργίας της γ-κάμερας, λίγα λόγια για τις απεικονίσεις καθώς και τους παράγοντες που επηρεάζουν τις διαγνώσεις. Στο πέμπτο Κεφάλαιο αναλύεται διεξοδικά η ψηφιακή εικόνα και ο τρόπος επεξεργασίας της. Ακολουθεί το έκτο Κεφάλαιο με τη μεθοδολογία που ακολουθήθηκε για τη λήψη δεδομένων, καθώς και το έβδομο Κεφάλαιο με την επεξεργασία των δεδομένων που λήφθηκαν και τα αποτελέσματα αυτών. Στο τέλος παρατίθεται το όγδοο Κεφάλαιο με τα συμπεράσματα της παρούσας έρευνας.

Κεφάλαιο 2 : ΠΥΡΗΝΙΚΗ ΙΑΤΡΙΚΗ

2.1 Πυρηνική Ιατρική και Υγεία

Η Πυρηνική Ιατρική είναι ένας από τους κλάδους της Ιατρικής Φυσικής που ασχολείται με την μελέτη ραδιοϊσοτόπων που είναι ασταθή και καθώς μεταπίπτουν σε σταθερότερη μορφή εκπέμπουν ακτινοβολία η οποία ανιχνεύεται από τα κατάλληλα ηλεκτρονικά συστήματα. Σκοπός της Πυρηνικής Ιατρικής είναι εφαρμόζοντας τις ιδιότητες των ραδιοϊσοτόπων να μπορεί να διαγνωσθεί ή να θεραπευτεί κατάλληλα μια νόσος. Οι τεχνικές που χρησιμοποιούνται στην Πυρηνική Ιατρική βοηθούν μέσω των τομογραφικών απεικονίσεων στη διερεύνηση διαταραχών του μεταβολισμού, τη λειτουργικότητα οργάνων αλλά και τη γενική παρατήρηση της φυσιολογίας και ανατομίας των υπό εξέταση περιοχών. Χάρη στα τεράστια βήματα που γίνονται με το πέρασμα των χρόνων η Πυρηνική Ιατρική παρέχει πλέον τα κατάλληλα εργαλεία ώστε να γίνεται διάγνωση των ασθενειών όταν αυτές βρίσκονται ακόμη στα πρώιμα στάδια (ακόμα και σε ασυμπτωματικά) εφόσον αυτό είναι εφικτό. Συμπερασματικά, ο ασθενής θα είναι τότε στην πλεονεκτική θέση να μπορεί να λάβει θεραπεία όσο το δυνατό γρηγορότερα δίνοντας του την ευκαιρία για πλήρη ανάρρωση ή στις δυσκολότερες περιπτώσεις για καλύτερες συνθήκες διαβίωσης κατά το πέρας της νόσου.

Η θεραπεία νόσων με χρήση ραδιοφαρμάκων στην Πυρηνική Ιατρική έχει εδραιωθεί για τα καλά. Ως κατάλληλο ραδιοφάρμακο επιλέγεται αυτό με τις κατάλληλες φυσικές, χημικές, βιολογικές ιδιότητες, με την υψηλότερη ειδική ραδιενέργεια, που έχει συγκέντρωση μόνο στο όργανο-στόχο, δεν επιφέρει παρενέργειες, είναι εύκολα διαθέσιμο και έχει μικρό κόστος. Αφού χορηγηθεί το ραδιοφάρμακο (συνήθως ενδοφλέβια) και περάσει ο κατάλληλος χρόνος για την βιοκατανομή του στον οργανισμό, γίνεται ανιχνεύσιμο με ειδικά μηχανήματα τα οποία εντοπίζουν τα σημεία όπου υπάρχει αυξημένη ή ελλειμματική συγκέντρωση του ραδιοφαρμάκου. Οι ποσότητες που χορηγούνται είναι μεγάλες γι' αυτό και απαιτούνται μέτρα ακτινοπροστασίας για την ασφάλεια των ασθενών καθώς και των ατόμων που συναναστρέφονται μαζί τους. Σε κάθε ιατρικό περιστατικό ζυγίζεται το όφελος του κάθε ασθενούς με τον κίνδυνο στον οποίο θα υποβληθεί, καταλήγοντας έτσι στην κατάλληλη προσέγγιση. Είναι αδιαμφισβήτητο λοιπόν, πως η Πυρηνική Ιατρική χρησιμοποιεί τη ραδιενέργεια για την αποκατάσταση της υγείας και ακολουθεί πάντα το αξίωμα < As Low As Reasonably Achievable > (A.L.A.R.A), όσον αφορά τη δόση ραδιενέργειας που ο κάθε ασθενής θα δεχθεί. [\[1\]](#) , [\[2\]](#)

2.2 Ιστορική Αναδρομή

Το 1896 ο Henry Becquerel παρατήρησε μια περίεργη μορφή ακτινοβολίας καθώς εργαζόταν με άλατα ουρανίου. Το 1897 η Marie Curie ονόμασε αυτή την ακτινοβολία 'ραδιενέργεια'. Οι δυο τους εργάζονταν σε φυσικά ραδιονουκλεόνια όπως το Ουράνιο, το Ράδιο και το Πολώνιο και ήταν οι πρώτοι που ανακάλυψαν το φαινόμενο της ραδιενέργειας.

Ο ορισμός της ραδιενέργειας δόθηκε από τους Rutherford και Soddy ως ακολούθως : ' Η ιδιότητα κάποιων πυρήνων να μεταπίπτουν σε καταστάσεις χαμηλότερης ενέργειας με την ταυτόχρονη εκπομπή σωματιδιακής ή ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας'. Ο μηχανισμός της ραδιενέργειας ονομάστηκε μηχανισμός ραδιενεργού φθοράς (decay). Ο μητρικός πυρήνας διασπάται ενώ ο θυγατρικός προκύπτει από τις διασπάσεις.

Το 1911 ο George de Hevesy έκανε την πρώτη πρακτική εφαρμογή των ραδιοϊσοτόπων. Ήταν Ούγγρος και σπούδαζε στο Πανεπιστήμιο του Μάντσεστερ κάνοντας έρευνες σε φυσικά ραδιενεργά υλικά. Νοίκιαζε ένα μικρό δωμάτιο και έτρωγε τα φαγητά που του ετοίμαζε η σπιτονοικοκυρά του, μέχρι τη στιγμή που υποψιάστηκε πως του σέρβιρε φαγητά που περίσσευαν από προηγούμενες βδομάδες. Ο Hevesy, στην προσπάθειά του να το αποδείξει, πρόσθεσε ποσότητα ραδιενεργού υλικού στα αποφάγια του. Όταν μετά από μέρες η σπιτονοικοκυρά του σέρβιρε το ίδιο φαγητό αυτός με τη χρήση ενός ανιχνευτή ανακάλυψε πως το φαγητό ήταν ραδιενεργό.

Το 1913 ο Frederick Proeschel έδωσε στα φώτα της δημοσιότητας τη μελέτη του, της οποίας το βασικό ερευνητικό πλαίσιο στηριζόταν στην ενδοφλέβια χορήγηση ραδίου για τη θεραπεία ασθενειών.

Το 1936 ο John H. Lawrence χρησιμοποίησε για πρώτη φορά ραδιοφάρμακο ($P32$) για την αντιμετώπιση της λευχαιμίας.

Το 1939 οι Emilio Segre και Glenn Seaborg ανακάλυψαν το Τεχνητό-99m (^{99m}Tc).

Το 1940 χρηματοδοτήθηκε από το Ίδρυμα Rockefeller η κατασκευή του πρώτου κυκλοτρονίου για την παραγωγή βιοϊατρικών ραδιοϊσοτόπων.

Ο Hal Anger τη δεκαετία του 1950 έφερε την επανάσταση στην επιστήμη της Πυρηνικής Ιατρικής κατασκευάζοντας την πρώτη γ-κάμερα. Επινόησε το μετρητή δειγμάτων στις εργαστηριακές εξετάσεις βιολογικών δειγμάτων με μικρές ποσότητες ραδιενεργού υλικού, ο οποίος χρησιμοποιείται ακόμη και σήμερα. Η προσφορά του στην εξέλιξη της Πυρηνικής Ιατρικής ήταν από τις μεγαλύτερες, αφού πέρα από την επινόηση της γ-κάμερας έκανε και διάφορες άλλες σημαντικές καινοτομίες, οι οποίες μετέφεραν την Πυρηνική Ιατρική από απλές εργαστηριακές εφαρμογές σε ένα ουσιαστικό και μεγάλο

κομμάτι κλινικής πρακτικής, τόσο για διαγνωστικούς όσο και για θεραπευτικούς σκοπούς.



Εικόνα 2.1 : Ο Hal Anger

Το 1951 το U.S. Food and Drug Administration (FDA) – οργανισμός τροφίμων και φαρμάκων – ενέκρινε τη χρήση του ^{131}I για την αντιμετώπιση όγκων στο θυροειδή αδένα. Ήταν ένα από τα σπουδαιότερα βήματα για την Πυρηνική Ιατρική αφού ήταν η πρώτη εγκεκριμένη άδεια για τη χρήση ραδιοφαρμάκων σε κλινικές πράξεις.

Το 1962 ο David Kuhl ανέπτυξε τη μέθοδο ανακατασκευής στην τομογραφική απεικόνιση και δημιούργησε διάφορα τομογραφικά όργανα. Οι τεχνικές αυτές τομογραφικής απεικόνισης αναπτύχθηκαν περαιτέρω στη δεκαετία του '70 και τώρα είναι γνωστές ως SPECT και PET. Η προσφορά του ήταν τεράστια και χάρη σ' αυτόν σήμερα η χρήση του PET είναι ευρέως αποδεκτή στη νευρολογία, την καρδιολογία και την ογκολογία. Δικαίως έλαβε 4 βραβεία κατά τη διάρκεια της ζωής του, το 1976 (Nuclear Pioneer awarded by the Society of Nuclear Medicine), το 1981 (Ernst Jung Prize), το 2001 (Kettering Prize) και το 2009 (Japan Prize).



Εικόνα 2.2: Ο David Kuhl

Το 1973 ο William Stauss εισήγαγε στις απεικονίσεις μυοκαρδίου το τεστ κοπώσεως.

Το 1976 ο John Keyes με τη σειρά του ανέπτυξε τις γενικές αρχές της SPECT κάμερας, ενώ την ίδια χρονιά ο C.Jazszczak ανέπτυξε την πρώτη SPECT κάμερα για τη μελέτη του κρανίου.

Το 1981 ο J.P.Mach εισήγαγε ραδιοσημασμένα αντισώματα στην απεικόνιση όγκων και το 1992 το FDA έδωσε πλέον την άδεια χρήσης τους. [\[3\]](#)

Κεφάλαιο 3 : Η ΚΑΡΔΙΑ

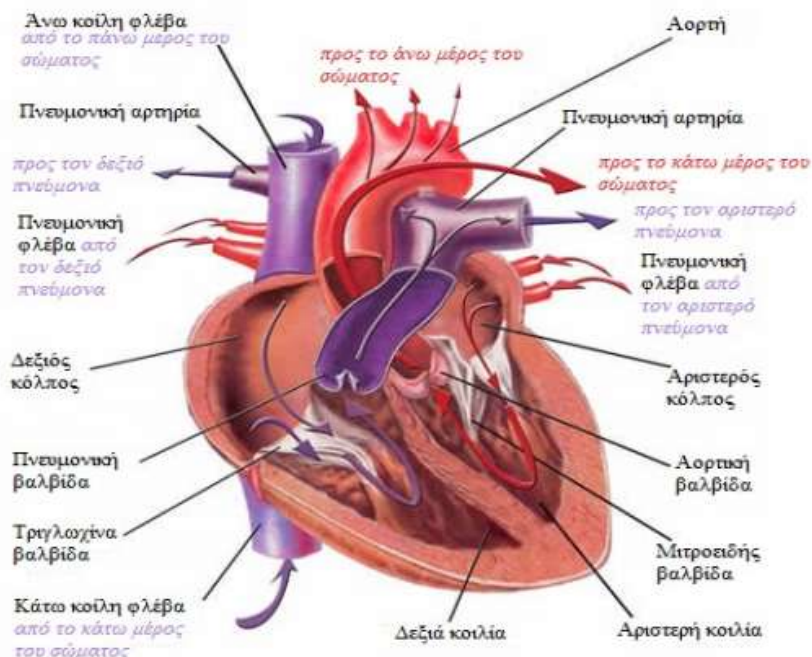
3.1 : Φυσιολογία της καρδιάς

Η καρδιά αποτελεί το σημαντικότερο όργανο του σώματος και έχει τον κύριο ρόλο στην κυκλοφορία του αίματος στο υπόλοιπο σώμα . Έχει κοίλο σχήμα και είναι μυώδες όργανο το οποίο δέχεται το αίμα μέσω των φλεβών και το αντλεί στο υπόλοιπο σώμα μέσω των αρτηριών. Βρίσκεται τοποθετημένη στη θωρακική κοιλότητα ανάμεσα στους πνεύμονες και κάθετα στο διάφραγμα. Τα κύρια τοιχώματα της καρδιάς είναι τρία: το περικάρδιο, το ενδοκάρδιο και το μυοκάρδιο και οι κύριες κοιλότητες της είναι η αριστερή και δεξιά κοιλία και ο αριστερός και δεξιός κόλπος. Τα δύο τμήματα (δεξιό και αριστερό) χωρίζονται μέσω του μεσοκοιλιακού διαφράγματος και δεν υπάρχει καμία επικοινωνία μεταξύ τους. Επικοινωνούν μόνο δεξιός κόλπος με δεξιά κοιλία και αριστερός κόλπος με αριστερή κοιλία.

Η λειτουργία της καρδιάς περιλαμβάνει την παραλαβή οξυγονωμένου αίματος από τους πνεύμονες μέσω των φλεβών και την άντληση του μέσω της αορτής σε όλο το σώμα.

Συγκεκριμένα:

Οι φλέβες παραλαμβάνουν από τα κύτταρα όλες τις άχρηστες ουσίες του οργανισμού. Αυτές μέσω του αίματος (φλεβικό αίμα) φτάνουν στην άνω και κάτω κοίλη φλέβα, οι οποίες μεταφέρουν το αίμα αυτό στο δεξιό κόλπο. Από το δεξιό κόλπο το αίμα φτάνει στη δεξιά κοιλία μέσω της τριγλώχινας βαλβίδας η οποία επίσης εμποδίζει το αίμα να περάσει ξανά από τη δεξιά κοιλία στο δεξιό κόλπο. Από τη δεξιά κοιλία το αίμα μεταφέρεται μέσω της πνευμονικής αρτηρίας στους πνεύμονες. Η πνευμονική αρτηρία και η δεξιά κοιλία συνδέονται μέσω της πνευμονικής βαλβίδας . Το αίμα που βρίσκεται τώρα στους πνεύμονες αποβάλλει το διοξείδιο του άνθρακα και εμπλουτίζεται με οξυγόνο (αρτηριακό αίμα). Μέσω των τεσσάρων πνευμονικών φλεβών το οξυγονωμένο αίμα επιστρέφει στον αριστερό κόλπο περνώντας διαμέσου της μιτροειδούς βαλβίδας και μεταβαίνει στην αριστερή κοιλία. Από την αριστερή κοιλία μέσω της αορτής μεταφέρεται αίμα πλούσιο σε θρεπτικές ουσίες για τον οργανισμό σε ολόκληρο το σώμα. Τότε παραλαμβάνει τις άχρηστες ουσίες και επιστρέφει πίσω στο δεξιό κόλπο ως φλεβικό αίμα.



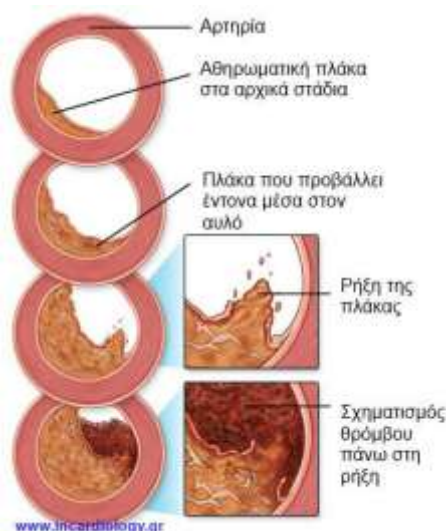
Εικόνα 3.1 : Ανατομία της καρδιάς

Η καρδιά όπως προαναφέρθηκε, είναι μυώδες όργανο του οποίου η λειτουργία δεν εξαρτάται από τη θέληση του ανθρώπου. Συγκεκριμένα, ο καρδιακός μυς ονομάζεται μυοκάρδιο και είναι ο βασικός μυϊκός ιστός της καρδιάς αφού αποτελεί το 75% του πάχους του καρδιακού τοιχώματος. Το μυοκάρδιο έχει τη δυνατότητα να διαστέλλεται και να συστέλλεται ελεύθερα στην κοιλότητα του περικαρδίου. Το περικάρδιο είναι ένας ινώδης σάκος ο οποίος περικλείει τον καρδιακό μυ και το ενδοκάρδιο είναι σκληρή μεμβράνη που καλύπτει τις καρδιακές κοιλότητες. [4]

3.2 : Στεφανιαία Νόσος (Coronary Artery Disease)

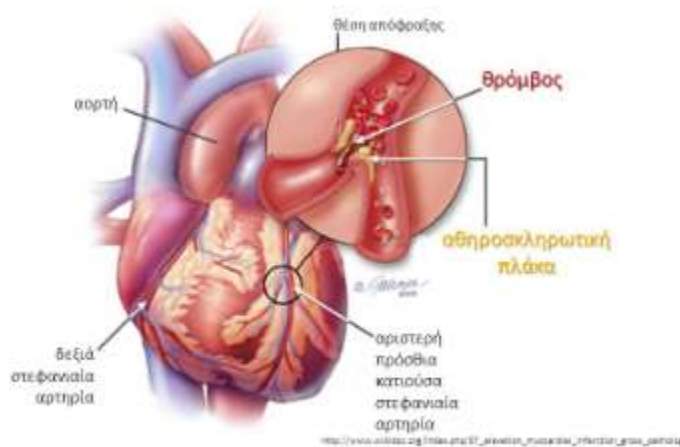
Η στεφανιαία νόσος αποτελεί μια από τις κύριες αιτίες θανάτου ακόμα και σήμερα, παρά το ότι η διαγνωστική ιατρική έχει κάνει άλματα σε σχέση με παλιότερα. Συγκεκριμένα, είναι η πάθηση κατά την οποία οι στεφανιαίες αρτηρίες που είναι υπεύθυνες για την αιμάτωση του μυοκαρδίου, παρέχοντας σ' αυτό τα αναγκαία συστατικά για τη λειτουργία του, υπόκεινται σε στένωση λόγω συσσώρευσης αθηρωματικού υλικού στον αυλό του.

Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την ανεπαρκή αιμάτωση του μυοκαρδίου και την πρόκληση μυοκαρδιακής ισχαιμίας.



Εικόνα 3.2 : Απεικόνιση αθηρωματικής πλάκας στα διάφορα στάδια της

Το αθηρωματικό υλικό είναι μαλακό και αποτελείται από λιποειδείς ουσίες και χοληστερίνη. Δημιουργείται στην εσωτερική επιφάνεια των αρτηριών (αυλός) λόγω της αλληλεπίδρασης των κυττάρων και των παραγόντων πήξης και των λιπιδίων που μεταφέρονται με το αίμα. Η προοδευτική συσσώρευση του αθηρωματικού υλικού προβάλλεται όλο και πιο έντονα μέσα στον αυλό, προκαλώντας ισχαιμία του μυοκαρδίου. Η εναπόθεση ασβεστίου έχει ως αποτέλεσμα να σκληραίνει την πλάκα με την πάροδο του χρόνου. Ανάλογα με τη σύνθεση της πλάκας, ποικίλουν ο τρόπος με τον οποίο εκδηλώνεται η ασθένεια αλλά και το χρονικό περιθώριο μέχρι να προκληθούν συμπτώματα. Αν η σύσταση της αθηρωματικής πλάκας είναι μαλακή υπάρχει μεγαλύτερος κίνδυνος να υποστεί ρήξη ή τραυματισμό και αυτό έχει ως αποτέλεσμα την προσκόλληση και συσσώρευση αιμοπεταλίων στον αυλό. Το ενδοθήλιο τότε εκλύει αγγειοσυσπαστικούς παράγοντες και τελικά προκαλείται σύσπασση των αγγείων και δημιουργία θρόμβων.



Εικόνα 3.3 : Απόφραξη στεφανιαίας αρτηρίας

Αν η στεφανιαία αρτηρία υποστεί ολική απόφραξη λόγω του θρόμβου υπάρχει πιθανότητα να προκληθεί έμφραγμα του μυοκαρδίου αλλά και άλλα οξεία στεφανιαία σύνδρομα.

Όταν η νόσος αρχίσει να εκδηλώνεται ο ασθενής αντιμετωπίζει σθηθαγχικό πόνο λόγω της ανομοιόμορφης αιμάτωσης του μυοκαρδίου. Δημιουργείται τότε αίσθημα δυσφορίας στο κέντρο του θώρακα ή σφιξίματος, καψίματος, ακόμα και πίεσης. Ο πόνος που νιώθει ο ασθενής μπορεί να αντανακλά σαν μούδιασμα στα χέρια. Η όλη κατάσταση που περνά ίσως να προκαλέσει εφίδρωση, αναούλες πιθανόν και εμετό. Η στεφανιαία νόσος ίσως παρουσιαστεί ασυμπτωματική, με τον ασθενή να μην αντιληφθεί στο παραμικρό την οποιαδήποτε “ανωμαλία”, με αποτέλεσμα τόσο ο ίδιος όσο και το στενό οικογενειακό περιβάλλον του να βρεθούν εξ’ απροόπτου.

Ο ασθενής μπορεί να βιώσει σθηθαγχικό πόνο κατά τη διάρκεια σωματικού ή ψυχολογικού stress, αλλά ακόμα και σε συνθήκες ηρεμίας. Όταν ο πόνος προκαλείται σε συνθήκες ηρεμίας ο ασθενής αντιμετωπίζει προεμφραγματική σθηθάγχη και πρέπει αμέσως να εισαχθεί στο νοσοκομείο ώστε να λάβει την απαραίτητη φαρμακευτική αγωγή αποφεύγοντας την εξέλιξη σε έμφραγμα του μυοκαρδίου (νέκρωση περιοχής του μυοκαρδίου). Η δραματικότερη εξέλιξη της νόσου είναι ο αιφνίδιος καρδιακός θάνατος ο οποίος αποτελεί την πρώτη και μοιραία εκδήλωση της νόσου στο ¼ περίπου των περιπτώσεων. [\[5\]](#)

Κεφάλαιο 4 : ΕΞΕΤΑΣΕΙΣ ΠΥΡΗΝΙΚΗΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ

4.1 : Τεχνητίο και Σπινθηρογράφημα του Μυοκαρδίου

4.1.1 : Ραδιοφάρμακα και Ραδιοϊσότοπα

Ισότοπο ενός σταθερού στοιχείου χαρακτηρίζεται ως μια διαφορετική μορφή του ίδιου στοιχείου που έχει ίδιο ατομικό αριθμό A αλλά διαφορετικό μαζικό αριθμό Z . Κάθε ισότοπο μπορεί να χαρακτηριστεί ως σταθερό ή ραδιενεργό. Τα ραδιενεργά ισότοπα μεταπίπτουν σε σταθερά χαμηλότερης ενέργειας, εκπέμποντας κάποια μορφή ακτινοβολίας.

Ραδιοφάρμακα χαρακτηρίζονται τα ραδιενεργά ισότοπα που συνδυαζόμενα με σκιαγραφικές ουσίες χορηγούνται σε διάφορες διαγνωστικές εξετάσεις ώστε να βοηθήσουν, είτε στη διερεύνηση κάποιας παθολογικής κατάστασης, είτε στη θεραπεία της. Ο πυρηνικός ιατρός καλείται να επιλέξει με προσοχή το κατάλληλο ραδιοφάρμακο ανάλογα με την υπό εξέταση περιοχή το οποίο ελαχιστοποιεί τη δόση της ακτινοβολίας που θα δεχθεί ο ασθενής και μεγιστοποιεί την δυνατότητα καλύτερης και γρηγορότερης διάγνωσης αλλά και θεραπευτικής αγωγής. Μετά τη χορήγηση του ραδιοφαρμάκου και αφού περάσει το χρονικό διάστημα που συστήνεται για κάθε ραδιοφάρμακο ώστε να κατανεμηθεί στον οργανισμό του ασθενούς, γίνεται με τη χρήση ειδικών μηχανημάτων ο εντοπισμός των περιοχών που εμφανίζουν υψηλή ή χαμηλή συγκέντρωση σε ραδιοφάρμακο. [\[6\]](#)

4.1.2 : Τεχνητίο ^{99m}Tc

Το τεχνητίο ^{99m}Tc είναι το πυρηνικό ισομερές του ^{99}Tc (έχουν ίδιο μαζικό αριθμό αλλά διαφορετική διάταξη στο χώρο) και έχει χρόνο ημιζωής 6 ώρες. Χορηγείται στον ασθενή στο μέγιστο της κόπωσης και ακολουθεί μια σειρά λήψης τομογραφικών εικόνων μέσω SPECT. Το ^{99m}Tc εκπέμπει στα 140 KeV.

4.1.3 : Σπινθηρογράφημα του Μυοκαρδίου

Το σπινθηρογράφημα του μυοκαρδίου χαρακτηρίζεται μια μη επεμβατική διαγνωστική διαδικασία, η οποία πραγματοποιείται αφού χορηγηθεί στον ασθενή ^{99m}Tc (σεσημασμένο με tetrofosmin ή sestamibi) ή ^{201}Tl είτε ενδοφλέβια είτε μέσω της αναπνευστικής οδού (εισπνεόμενα). Κάθε εξέταση του μυοκαρδίου με διαγνωστικό εργαλείο SPECT πραγματοποιείται είτε σε κατάσταση ηρεμίας του ασθενούς είτε σε κατάσταση κόπωσης (μέσω άσκησης σε διάδρομο ή ποδήλατο ή γυμναστικής ή μέσω φαρμακευτικής κόπωσης). Η εξέταση πραγματοποιείται ορθά με τη βοήθεια ενός ηλεκτροκαρδιογράφου (Gated SPECT), μέσω του οποίου γίνεται συγχρονισμός της γ-κάμερας με την κίνηση της καρδιάς κάθε ασθενούς (συστολή και διαστολή κοιλιών), υπολογίζοντας έτσι και το κλάσμα εξωθήσεως της αριστερής κοιλίας και ελέγχοντας την κινητικότητα των τοιχωμάτων της. Το ραδιοφάρμακο δίνεται ενδοφλέβια κατά το μέγιστο της κόπωσης ή μετά την ενδοφλέβια χορήγηση διπυριδαμόλης ή αδενοσίνης και ακολουθεί λήψη των τομογραφικών εικόνων (SPECT) κόπωσης σε γ-κάμερα. Θα αναμειχθεί με το αίμα και το μεγαλύτερο ποσοστό της χορηγούμενης δόσης θα απορροφηθεί από τα κύτταρα του μυοκαρδίου δείχνοντας φωτεινότερη την περιοχή στην οποία υπάρχει επαρκής αιμάτωση του μυοκαρδίου και πιο σκοτεινή την περιοχή στην οποία το μυοκάρδιο δεν δέχεται την καλύτερη δυνατή αιμάτωση. Οι τομογραφικές σπινθηρογραφικές εικόνες χρειάζονται 20-30 λεπτά για τη λήψη τους.

Ο ασθενής καλείται να ακολουθήσει συγκεκριμένες οδηγίες από τον ιατρό προτού γίνει η εξέταση. Συστήνεται η φαρμακευτική αγωγή να διακοπεί για ένα χρονικό διάστημα πριν πραγματοποιηθεί το σπινθηρογράφημα. Έως τώρα δεν έχουν γίνει γνωστές παρενέργειες από τη χορήγηση του Τεχνητίου. Η όποια επικινδυνότητα της εξέτασης έγκειται στο τεστ κοπώσεως, στο οποίο όμως είναι παρών ο καρδιολόγος. Η ακτινοβολία που δέχεται ο ασθενής είναι μέτριου επιπέδου με την εξέταση να μην προκαλεί παρενέργειες στις εγκύους πέρα από τη διακοπή του θηλασμού σε νέες μαμάδες λόγω της απέκκρισης του ραδιοφαρμάκου μέσω του γάλακτος.

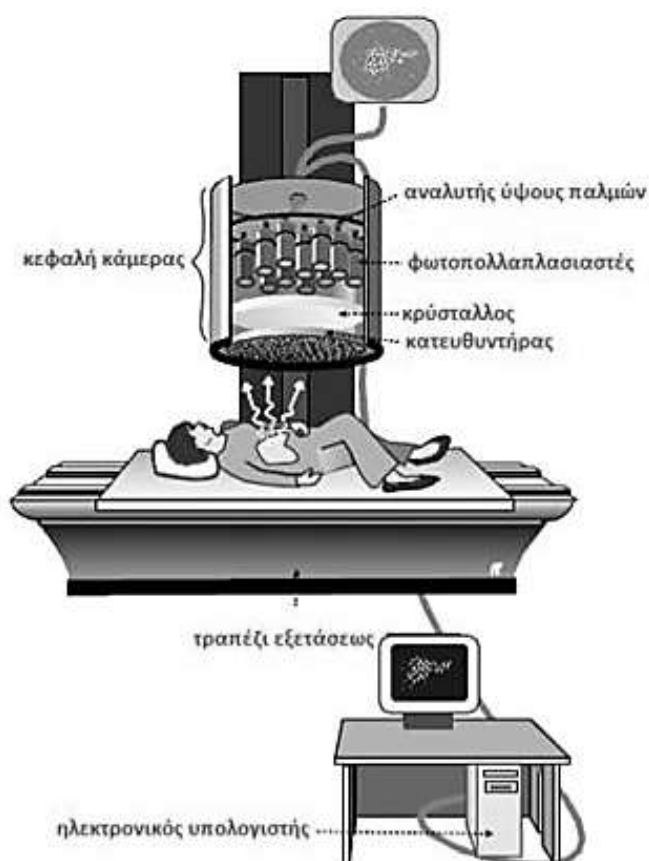
Ο πυρηνικός ιατρός, αφού ολοκληρωθεί η εξέταση, είναι σε θέση μέσω των ευρημάτων να αναγνωρίσει αν υπάρχει οποιαδήποτε παθολογική δυσλειτουργία ή αν ο ασθενής είναι απόλυτα υγιής. Μέσω του σπινθηρογραφήματος του μυοκαρδίου μπορεί ένας ιατρός να διαγνώσει στεφανιαία νόσο, έμφραγμα στο μυοκάρδιο με υπολειπόμενη ισχαιμία, στένωση σε αρτηρία στην οποία έγινε ήδη επεμβατικό θεραπευτικό χειρουργείο, να εκτιμήσει τον προεγχειρητικό κίνδυνο σε ασθενείς με καρδιακές δυσλειτουργίες κλπ.

Συγκριτικά η απεικόνιση SPECT δίνει, εικόνες με μεγαλύτερη αντίθεση στην απεικόνιση της βλάβης που έχει υποστεί το μυοκάρδιο αλλά και καλύτερη διακριτική ικανότητα με σκοπό τον εντοπισμό των αλλοιώσεων σε σχέση με διαφορετικές μορφές απεικόνισης, όπως για παράδειγμα η επίπεδη (planar) απεικόνιση.

4.2 : γ-Κάμερα – SPECT

Η γ-κάμερα αποτελεί ένα από τα σπουδαιότερα διαγνωστικά εργαλεία της Πυρηνικής Ιατρικής για όργανα όπως η καρδιά, ο εγκέφαλος, ο θυροειδής, τα νεφρά κ.ά. Ανήκει στην κατηγορία ανιχνευτών σπινθηρισμού και αποτελείται από την κεφαλή, την εξεταστική τράπεζα, το σταθμό επεξεργασίας και από ένα σύστημα Η/Υ.

Ένα από τα πλεονεκτήματα της χρήσης της αφορά την απεικόνιση. Παρέχει τη δυνατότητα εξέτασης οποιουδήποτε μέρους του σώματος αφού είναι ευέλικτη στην περιστροφή γύρω από το σώμα του ασθενούς. Λόγω αυτής της ευελιξίας τυχόν μετακινήσεις οι οποίες θα κούραζαν και θα ταλαιπωρούσαν τον ασθενή είναι αχρείαστες, διότι η γ-κάμερα λαμβάνει εικόνες από πλήρη κύκλο.



Εικόνα 4.1: Επιμέρους στοιχεία συστήματος γ-κάμερας

Η αρχή λειτουργίας του συστήματος της γ-κάμερας βασίζεται στην ικανότητα που έχουν τα ραδιονουκλεόνια να διασπώνται εκπέμποντας φωτόνια τα οποία καταφθάνουν και γίνονται ανιχνεύσιμα μέσω ενός ανιχνευτή Na(Tl)I . Ο ανιχνευτής αυτός, καθώς και ένα σύστημα φωτοπολλαπλασιαστών απαρτίζουν την κεφαλή.

Σημαντικό όργανο στη γ-κάμερα είναι και οι κατευθυντήρες (collimators). Ένας κατευθυντήρας κατασκευάζεται από μόλυβδο (Pb), έχει πάχος μερικά εκατοστόμετρα και έχει μεγάλο αριθμό οπών. Ο ρόλος του κατευθυντήρα στο σύστημα είναι να επιτρέπει τη διέλευση των φωτονίων που προσπίπτουν κάθετα στις οπές του και την απορρόφηση των σκεδαζόμενων φωτονίων από διαφράγματα ανάμεσα στις οπές.

Κάθε εξέταση με τη χρήση της γ-κάμερας ακολουθεί την εξής διαδικασία :

- a. Χορήγηση ραδιοφαρμάκου στον ασθενή
- b. Εκπομπή φωτονίων (ακτινοβολίας) από τις περιοχές που απορροφούν το ραδιοφάρμακο στο σώμα του ασθενούς
- c. Ανίχνευση της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας από τον σπινθηριστή Na(Tl)I
- d. Απορρόφηση της ακτινοβολίας από τον κρύσταλλο και μετατροπή της ενέργειας σε ορατό φως.
- e. Το ορατό φως γίνεται ανιχνεύσιμο από τους φωτοπολλαπλασιαστές, οι οποίοι μετατρέπουν το ορατό φως σε ηλεκτρικό παλμό. Το ύψος του παλμού είναι ανάλογο με την ενέργεια του φωτονίου που ανιχνεύθηκε.
- f. Λήψη του αθροίσματος των ηλεκτρικών παλμών από τον αναλυτή ύψους παλμών. Αποδεκτοί γίνονται οι παλμοί με ενέργεια που ανήκει στο ενεργειακό παράθυρο που ορίστηκε από τον ακτινολόγο ιατρό, οι υπόλοιποι αποκόπτονται αφού αντιστοιχούν σε σκεδαζόμενα φωτόνια τα οποία αυξάνουν το θόρυβο στην τελική εικόνα
- g. Καταγραφή του παλμού από Η/Υ
- h. Κατασκευή εικόνας μέσω κατάλληλου λογισμικού προγράμματος. (Δύο διαστάσεων εικόνα της έντασης του απορροφώμενου ραδιοφαρμάκου συναρτήσει της υπό εξέταση περιοχής).

[\[7\]\[8\]](#)

4.3 : Απεικονίσεις

Η χρήση περιστρεφόμενης γ-κάμερας αποτελεί σημαντικό εργαλείο λήψης δεδομένων και ανακατασκευής εικόνων υπολογιστικής τομογραφίας. Στην υπολογιστική τομογραφία μονοφωτονιακής εκπομπής (SPECT), όπως προαναφέρθηκε, χρησιμοποιούνται ραδιοϊσότοπα που εκπέμπουν μια ακτίνα-γ ή πολλαπλές ακτίνες-γ, ανεξάρτητες γωνιακά η μια από την άλλη. Μια γ-κάμερα έχει την ικανότητα να συλλέγει πολλαπλές εικόνες προβολών δύο διαστάσεων (2-D) “τέμνοντας” εγκάρσια το υπό εξέταση όργανο του ασθενούς σε διάφορες γωνίες που απέχουν ίση γωνιακή απόσταση μεταξύ τους. Οι εικόνες αυτές περιέχουν όλα τα δεδομένα που απαιτούνται και δημιουργείται μια στίβα τομογραφικών εικόνων λόγω των διάφορων θέσεων οι οποίες ανακατασκευάζουν, με τη βοήθεια ηλεκτρονικού υπολογιστή, μια τρισδιάστατη απεικόνιση για το υπό εξέταση μυοκάρδιο, σε ψηφιακή μορφή.

Κάθε ψηφιακή εικόνα μπορεί να πάρει διαστάσεις από 64x64, 128x128, 256x256 κ.ο.κ. Οι διαστάσεις αυτές των εικόνων, όσο μεγαλώνουν, αντιστοιχούν σε μικρότερα εικονοστοιχεία και σε εικόνες μεγαλύτερης ευκρίνειας. Συγκριτικά, όσο μικρότερα είναι τα εικονοστοιχεία που αποτελούν μια εικόνα τόσο περισσότερες λεπτομέρειες περιέχει μια εικόνα για το όργανο που απεικονίζεται. Τα εικονοστοιχεία (pixels) αυτά είναι τα στοιχεία της ψηφιακής εικόνας, ενώ με τη χρήση ηλεκτρονικού υπολογιστή καθένα εικονοστοιχείο αντιστοιχεί σε συγκεκριμένη απόχρωση ενός χρώματος. Κάθε εικονοστοιχείο περιέχει τον αριθμό των προσπιπτόντων φωτονίων στον ανιχνευτή. Για την ανακατασκευή της τρισδιάστατης μορφής του μυοκαρδίου η εικόνα χρειάζεται ειδικές μεθόδους ανακατασκευής.

Ένα από τα χρήσιμα εργαλεία στην ανακατασκευή εικόνων είναι ο αλγόριθμος φιλτραρισμένης οπισθοπροβολής (Filtered Back Projection). Ο αλγόριθμος αυτός αποτελείται από 2 βήματα : την εφαρμογή κατάλληλου φίλτρου στα δεδομένα προβολής από διάφορες γωνίες και την οπισθοπροβολή των διαμορφούμενων δεδομένων προβολής για τη δημιουργία της εικόνας. Ακολουθείται λοιπόν μια διαδικασία κατά την οποία γίνεται στο χώρο επαναπροβολή των δεδομένων κατά μήκος των ακτίνων προβολής σε διευθύνσεις back to back από αυτές που προέρχονται τα φωτόνια. Η διαδικασία αυτή γίνεται με ανάλυση Fourier. Μέσω του αλγορίθμου, ο οποίος τροποποιεί κάθε προβολή πριν την οπισθοπροβολή, μειώνεται η ασάφεια της εικόνας.

Το δεύτερο χρήσιμο εργαλείο στην ανακατασκευή εικόνων είναι η επαναληπτική μέθοδος. Κατά τη μέθοδο αυτή υπολογίζεται μια τιμή η οποία αντιστοιχεί τη μέση τιμή του ρυθμού μετρήσεων ανά στοιχείο της εικόνας, τοποθετώντας την σε κάθε εικονοστοιχείο, με αποτέλεσμα στον ηλεκτρονικό υπολογιστή να έχει δημιουργηθεί μια

φανταστική εικόνα. Ακολούθως εκτελούνται ψευδοπροβολές. Για κάθε προβολή χωριστά συγκρίνεται τότε η φανταστική εικόνα με την πραγματική προβολή. Η ψηφιακή εικόνα λαμβάνεται αφού πρώτα εφαρμοστούν αλγόριθμοι που ελαχιστοποιούν τη διαφορά ανάμεσα στις φανταστικές εικόνες και στις πραγματικές προβολές. Οι επαναληπτικές μέθοδοι δημιουργούν εικόνα η οποία είναι χαμηλότερη σε θόρυβο και έχει υψηλότερη χωρική ανάλυση σε σύγκριση με την εικόνα που δίνεται με τον αλγόριθμο φιλτραρισμένης οπισθοπροβολής. Το μειονέκτημα της επαναληπτικής μεθόδου είναι ότι πρέπει να δαπανηθεί αρκετά μεγάλο χρονικό διάστημα ώστε να παρθεί το τελικό αποτέλεσμα.

Σημαντικό ρόλο στην ανακατασκευή της εικόνας έχει επίσης το πάχος της τομής. Το πάχος της τομής πρέπει να επιλέγεται προσεκτικά αφού επηρεάζει τις σχέσεις ανάλυσης, θορύβου και ακτινοβολίας. Έχει λοιπόν πρωταρχικό ρόλο ώστε η δόση ακτινοβολίας να μπορεί να ελαχιστοποιηθεί όσο το δυνατό περισσότερο, δίνοντας παράλληλα όμως μια καλή ποιότητα εικόνας ώστε ο πυρηνικός ιατρός να έχει τα κατάλληλα δεδομένα για να μπορεί να κάνει σωστή διάγνωση.

Κατά την ανακατασκευή εικόνας χρησιμοποιούνται επίσης διάφορα φίλτρα με σκοπό τη μείωση του θορύβου στις εικόνες, διατηρώντας όμως υψηλή αντίθεση ανάλυσης.

Όπως προαναφέρθηκε κατά την περιγραφή της γ-κάμερας, ένα από τα κυρίως μέρη της είναι ο αναλυτής ύψους παλμών. Ο ρόλος του είναι η αποκοπή ακτινοβολιών οι οποίες δίνουν λανθασμένη πληροφορία με αποτέλεσμα να αλλοιώνουν την ποιότητα της ψηφιακής εικόνας και είναι προφανώς ανεπιθύμητες. Λόγω όμως του είδους της ραδιενεργού κατανομής και της απόστασης πηγής-ανιχνευτή, στην τελική φάση υπάρχει ένα μεγάλο ποσοστό φωτονίων προερχόμενων από σκεδάσεις. Επομένως είναι αναγκαία η διόρθωση της τελικής εικόνας. Αυτό μπορεί να επιτευχθεί με διάφορους τρόπους ένας εκ των οποίων είναι η διόρθωση σκέδασης των φωτονίων.

Τα σκεδαζόμενα φωτόνια μπορούν να περιοριστούν οριοθετώντας το εύρος που έχει το παράθυρο αναλυτή ύψους παλμών. Επίσης θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν μαθηματικά εργαλεία με τη βοήθεια των οποίων υπολογίζονται οι συνιστώσες σκεδαζόμενης ακτινοβολίας και έτσι μπορούν να αφαιρεθούν. Ένας άλλος τρόπος με τον οποίο μπορούν να περιοριστούν οι αλλοιώσεις λόγω σκέδασης φωτονίων είναι η χρήση παράθυρου ενεργειών τοποθετημένου σε ενέργειες μικρότερες από αυτή που αντιστοιχεί στην φωτοκορυφή. Μ' αυτό τον τρόπο επιτυγχάνεται μόνο η σκεδαζόμενη

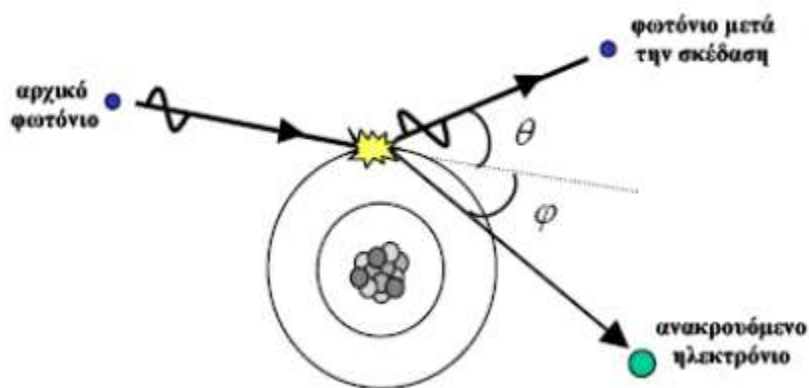
ακτινοβολία μέσω αυτού του παραθύρου και αφαιρείται από τις ψηφιακές εικόνες που δημιουργούνται μέσω του πρώτου παράθυρου.

4.3.1 : Διόρθωση Εξασθένισης Ακτινοβολίας

Οι τρόποι με τους οποίους τα φωτόνια αλληλεπιδρούν με την ύλη προκαλώντας εξασθένιση της ακτινοβολίας, είναι η σκέδαση Compton και το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο.

Σκέδαση Compton :

Κατά το φαινόμενο Compton το φωτόνιο αλληλεπιδρά με το εξωτερικό ηλεκτρόνιο ενός ατόμου και του μεταφέρει ποσοστό της αρχικής του ενέργειας. Το ποσοστό της ενέργειας που μεταφέρεται στο ηλεκτρόνιο το χρησιμοποιεί ώστε να αποδεσμευτεί από το άτομο. Η ενέργεια αυτή είναι ίση με την ενέργεια σύνδεσης του ηλεκτρονίου.



Εικόνα 4.2 : Απεικόνιση Σκέδασης Compton

Η εναπομένουσα ενέργεια μετατρέπεται σε κινητική ενέργεια για το ηλεκτρόνιο, το οποίο κινείται πλέον σε διεύθυνση που σχηματίζει γωνία ϕ με την αρχική διεύθυνση του φωτονίου. Το φωτόνιο σκεδάζεται σε γωνία θ και η σχέση που δίνει την τελική ενέργεια του σκεδαζόμενου φωτονίου δίνεται από την παρακάτω φόρμουλα:

$$E'_\gamma = \frac{E_\gamma}{1 + \frac{E_\gamma}{m_e c^2} (1 - \cos\theta)}$$

όπου:

E_γ : η αρχική ενέργεια του φωτονίου

E'_γ : η τελική ενέργεια του φωτονίου

θ : η γωνία ανάκρουσης του σκεδαζόμενου φωτονίου

Αν η γωνία θ ανάκρουσης είναι 0° τότε η τελική και αρχική ενέργεια είναι ίσες. Για γωνία ανάκρουσης $\theta=180^\circ$ το φωτόνιο οπισθοσκεδάζεται. Όσο η γωνία αυξάνεται, όπως φαίνεται από την πιο πάνω φόρμουλα, ο παρονομαστής αυξάνεται και συνεπώς η ενέργεια του εκπεμπόμενου φωτονίου μειώνεται. Στην πυρηνική φυσική χρησιμοποιούνται συνήθως χαμηλές ενέργειες, γι' αυτό και το φαινόμενο Compton πρέπει να διερευνηθεί αφού τα σκεδαζόμενα φωτόνια είναι χαμηλά ενεργειακά και είναι δυνατό να αποδώσουν σπινθηρισμούς επηρεάζοντας την ποιότητα της απεικόνισης. [\[9\]](#)

Φωτοηλεκτρικό Φαινόμενο:

Κατά το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο το φωτόνιο μεταφέρει όλη του την ενέργεια σε ένα ατομικό ηλεκτρόνιο. Το ατομικό ηλεκτρόνιο τότε εγκαταλείπει το άτομο με κινητική ενέργεια ίση με τη διαφορά της ενέργειας του φωτονίου και της ενέργειας σύνδεσης που έχει το ηλεκτρόνιο :

$$T_e = E_\gamma - E_b$$

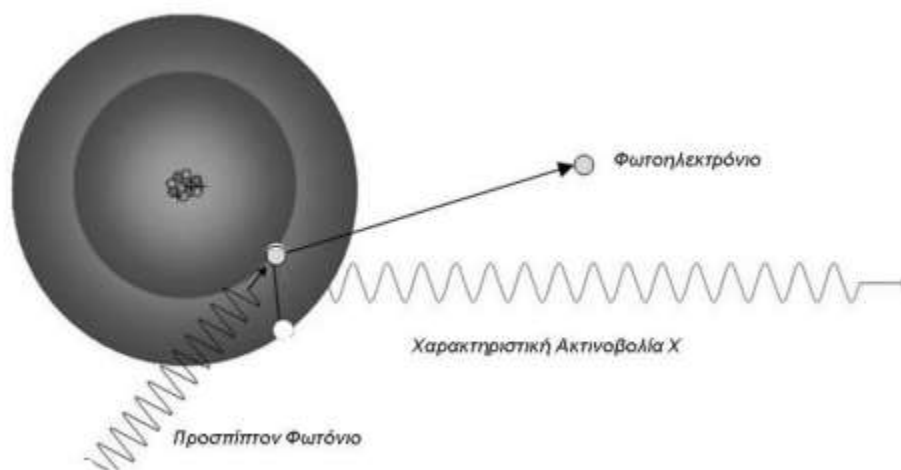
όπου:

T_e : η κινητική ενέργεια του ηλεκτρονίου

E_γ : η ενέργεια του φωτονίου

E_b : η ενέργεια σύνδεσης του ηλεκτρονίου της στοιβάδας K (συνήθως το ηλεκτρόνιο προέρχεται από τη στοιβάδα K)

Το κενό που μένει στη στοιβάδα K λόγω του ηλεκτρονίου που φεύγει καλύπτεται από ηλεκτρόνιο ανώτερο ενεργειακά, το οποίο μεταπίπτει σε χαμηλότερη ενεργειακή στοιβάδα, εκπέμποντας ακτινοβολία-Χ.



Εικόνα 4.3 : Απεικόνιση Φωτοηλεκτρικού Φαινομένου

Το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο αποτελεί μια από τις κύριες μορφές αλληλεπίδρασης βαριών στοιχείων και διεκπεραιώνεται σε χαμηλές ενέργειες.

Συμπερασματικά, εφόσον τα εκπεμπόμενα φωτόνια που προέρχονται από σκεδάσεις των ραδιονουκλιδίων αλληλεπιδρούν με τα άτομα, όπως προαναφέρθηκε, μεταφέροντας σ' αυτά είτε όλη τους την ενέργεια, είτε ένα μέρος απ' αυτήν, η ακτινοβολία υφίσταται εξασθένιση καθώς αλληλεπιδρά με την ύλη. Όταν μονοενεργειακή δέσμη ακτινοβολίας αρχικής έντασης I_0 διέλθει μέσω απορροφητικού υλικού πάχους x , με συντελεστή απορρόφησης μ , τότε η τελική ένταση δίνεται από την σχέση :

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

Η εξασθένιση αυτή οφείλεται στις σκεδάσεις των φωτονίων σε γωνίες κατά τις οποίες είναι αδύνατη η ανίχνευση τους αλλά και στην απορρόφηση των ηλεκτρονίων αυτών από την ύλη μέσω φωτοηλεκτρικού φαινομένου. [\[10\]](#)

Για την εξασφάλιση όμως εικόνων υψηλών ποιοτήτων πρέπει να γίνουν διορθώσεις στους παράγοντες που προκαλούν αλλοιώσεις. Η εξασθένηση της ακτινοβολίας διορθώνεται με τη μέθοδο ταυτόχρονης δημιουργίας απεικονίσεων εκπομπής και διάδοσης, STEP (Simultaneous Transmission Emission Protocol). Χρειάζεται λοιπόν να προσδιοριστεί το περίγραμμα του υπό εξέταση οργάνου. Καθώς ο ασθενής βρίσκεται στην ίδια θέση λαμβάνονται εικόνες εκπομπής και διάδοσης και από αυτά τα δεδομένα κατασκευάζεται χάρτης εξασθένησης. Ο χάρτης εξασθένησης είναι κατανομή σκιάσεων όπου σκοτεινές περιοχές θεωρούνται οι περιοχές στις οποίες η ακτινοβολία εξασθενεί περισσότερο και χρειάζονται μεγαλύτερη διόρθωση, ενώ φωτεινές περιοχές θεωρούνται αυτές που η ακτινοβολία εξασθενεί λιγότερο.

4.3.2 : Ανακατασκευή εικόνας μέσω του αλγόριθμου OSEM

Στην περίπτωση της χρήσης Επαναληπτικής Μεθόδου Ανακατασκευής των εικόνων γίνεται εφαρμογή δυο αλγορίθμων:

- MLEM - Maximum Likelihood Expectation Maximization Method, αλγόριθμος που μεγιστοποιεί την προσδοκώμενη πιθανοφάνεια
- OSEM - Ordered Subsets Expectation Maximization Method αλγόριθμος που βελτιστοποιεί την προσδοκώμενη ταξινόμηση υποσυνόλων.

Η χρήση του αλγόριθμου OSEM βοηθά στην ανακατασκευή της εικόνας στο μικρότερο χρονικό διάστημα συγκριτικά με άλλους αλγορίθμους. Κατά τη χρήση του OSEM οι όψεις προβολής ομαδοποιούνται σε υποσύνολα και τα υποσύνολα αυτά σαρώνονται με καθορισμένη σειρά. Τέλος, ακολουθεί ανανέωση της εικόνας αφού ανανεωθεί κάθε υποσύνολο. Εάν ο αριθμός των υποσυνόλων αυξηθεί μπορεί να αυξηθεί και ο θόρυβος στην εικόνα. Επομένως, εάν έχω N υποσύνολα, έχω N φορές πιο γρήγορη σύγκλιση και επιτάχυνση περίπου 10 φορές περισσότερη από ότι στον αλγόριθμο MLEM χωρίς να αυξάνεται σημαντικά ο θόρυβος.

Συμπερασματικά, οι επαναληπτικές ανακατασκευές σταματούν όταν ο πυρηνικός ιατρός ικανοποιηθεί με την ποιότητα της τελικής εικόνας. Ωστόσο ο τεράστιος αριθμός επαναλήψεων έχει ως αποτέλεσμα την αύξηση του θορύβου στην εικόνα.

4.3.3 : Φίλτρα επεξεργασίας απεικόνισης

Τα φίλτρα χρησιμοποιούνται για επεξεργασία των απεικονίσεων μέσω ανακατασκευής των εικόνων. Σκοπός της εφαρμογής τους είναι η ελάττωση του στατικού θορύβου της εικόνας. Αρχικά γίνεται μετατροπή των δεδομένων από σύστημα χώρου και χρόνου στο πεδίο συχνοτήτων, με τις πληροφορίες που λαμβάνονται από τη γ-κάμερα να παραμένουν αναλλοίωτες από τη μετατροπή. Αυτό επιτυγχάνεται μέσω μετασχηματισμών Fourier.

Το σήμα που περιέχει τη σημαντική πληροφορία για την εικόνα ελαττώνεται σε υψηλές συχνότητες, αλλά ο θόρυβος υπερισχύει της σημαντικής πληροφορίας, κάνοντας δύσκολη την παρατήρηση της για τον πυρηνικό ιατρό ή τον ακτινολόγο. Τα φίλτρα αποκόπτουν το σήμα των υψηλών συχνοτήτων εξαλείφοντας το στατικό θόρυβο.

Τα ιδανικότερα φίλτρα θα μπορούσαν να αφαιρέσουν εντελώς το στατικό θόρυβο από τις εικόνες και να κρατήσουν μόνο τη χρήσιμη πληροφορία από αυτές. Τέτοια όμως φίλτρα είναι αδύνατο να δημιουργηθούν. Είδη φίλτρων που χρησιμοποιούνται συχνότερα είναι τα Χαμηλής διέλευσης Φίλτρα (Butterworth, Gauss) και τα Υψιπερατά Φίλτρα .

4.4 : Παράγοντες επηρεασμού της διάγνωσης

Κατά τη διεξαγωγή απεικονιστικών εξετάσεων διάφοροι παράγοντες αλλοιώνουν την ποιότητα των τελικών εικόνων και επηρεάζουν την διαγνωστική αξία της εξέτασης. Ένας πυρηνικός ιατρός αναμένει πως ίσως κατά τη διάρκεια της εξέτασης ο εξεταζόμενος κινείται για λόγους που ποικίλουν, όπως για παράδειγμα να είναι κλειστοφοβικός ή να αναστατώθηκε λόγω της εξέτασης. Επίσης, υπάρχει νεκρός χρόνος παράλυσης. Συμβάλλει ακόμα η σκέδαση φωτονίων, η ενεργειακή διακριτική ικανότητα του συστήματος, η αντίθεση της εικόνας, η γραμμικότητα, η εξασθένηση ακτινοβολίας, η χωρική παραμόρφωση, η ομοιομορφία και το μέγεθος ορατού πεδίου.

Κεφάλαιο 5 : ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΨΗΦΙΑΚΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ

5.1 : Ψηφιακή Εικόνα

Η εικόνα θεωρείται πλέον ως το σημαντικότερο μέσο για να παρουσιαστούν μηνύματα και να εξαχθούν πληροφορίες. Η ψηφιακή εικόνα μπορεί να πάρει διάφορες μορφές οι οποίες κατηγοριοποιούνται ως εξής :

- Ψηφιογραφικές ή χαρτογραφικές εικόνες (bitmap ή raster graphics) τις οποίες αποτελούν σύνολα εικονοστοιχείων.
- Διανυσματικές εικόνες (vector graphics)

Χαρακτηριστικά των ψηφιακών εικόνων είναι τα χρώματα (ασπρόμαυρο, RGB κλπ), οι διαστάσεις, η μορφή στην οποία αποθηκεύτηκαν τα δεδομένα και ο αποθηκευτικός χώρος που απαιτείται.

5.2 : Μετατροπή εικόνας αναλογικής μορφής σε ψηφιακή μορφή

Κατά τη διαδικασία της ψηφιοποίησης ένας ηλεκτρονικός υπολογιστής μετατρέπει την αρχική πληροφορία σε δυαδικό σύστημα. Το αναλογικό σήμα παρουσιάζεται συνεχές για μια δεδομένη χρονική στιγμή ενώ το ψηφιακό παίρνει διακριτές τιμές τις οποίες αναπαριστούν ακέραιοι αριθμοί. Οι συνεχείς τιμές κατά τη ψηφιοποίηση προσεγγίζουν τις διακριτές τιμές του ψηφιακού σήματος. Για τη μετατροπή αυτή πρέπει να ακολουθηθούν τα δυο παρακάτω βήματα : της διακριτοποίησης (δειγματοληψίας) και της κβάντισης.

Δειγματοληψία σε εικόνες είναι η συσχέτιση του χρώματος διαδοχικών εικονοστοιχείων με την απεικόνιση του χρώματος αυτού με αριθμητικές τιμές. Κατά την κβάντιση οι αριθμητικές τιμές αυτές στρογγυλοποιούνται σ' ένα καθορισμένο εύρος σημάτων. Συγκεκριμένα, σε εικόνες γίνεται η μετατροπή των διάφορων αποχρώσεων σε μια και μόνο απόχρωση, ώστε να μπορούν να αναπαρασταθούν σε ηλεκτρονικό υπολογιστή. Για το δυαδικό σύστημα όλα τα δείγματα πρέπει να αναπαρίστανται με τους αριθμούς 0 και 1, με τις σκοτεινές αποχρώσεις να αναπαρίστανται με το 0. Όπως προαναφέρθηκε, όσα περισσότερα εικονοστοιχεία απαρτίζουν μια εικόνα τόσο μεγαλύτερη είναι η ευκρίνεια της συγκεκριμένης εικόνας.

Τις ψηφιακές εικόνες χαρακτηρίζει επίσης το βάθος bit (bit depth) στο οποίο ανάγεται ο αριθμός δυαδικών ψηφίων που χρησιμοποιούνται για την αναπαράσταση των

χρωμάτων των εικονοστοιχείων μιας εικόνας. Για βάθος χρώματος n αναπαρίστανται 2^n αποχρώσεις.

Μονόχρωμες ή δυαδικές (binary) εικόνες ονομάζονται όσες έχουν βάθος χρώματος 1 bit, επομένως 2^1 διαφορετικές αποχρώσεις, οι οποίες συνήθως αναπαρίστανται από το άσπρο και το μαύρο.

Grayscale / Intensity χαρακτηρίζονται όσες εικόνες αναπαρίστανται μόνο από αποχρώσεις του γκρι, έχουν βάθος χρώματος 8, επομένως αναπαρίστανται με 2^8 (256) διαφορετικές αποχρώσεις, με το 0 να αντιστοιχεί στο μαύρο και το 255 στο λευκό.

Οι πιο κοινές εικόνες που παρατηρούμε προέρχονται από πρόσθεση τριών βασικών χρωμάτων, του κόκκινου (RED), του πράσινου (GREEN) και του μπλε (BLUE), στις οποίες το μάτι είναι εξοικειωμένο και είναι γνωστές ως RGB εικόνες. Στην περίπτωση αυτή, σε κάθε χρώμα αντιστοιχούν τιμές από 0 έως 255.

Η Matlab υποστηρίζει επίσης τις ενδεικτικές εικόνες (indexed images) . Οι ενδεικτικές εικόνες αποτελούνται από πίνακα δεδομένων και πίνακα-παλέτα χρωμάτων (colormap). Ο πίνακας map είναι $m \times 3$ πίνακας διπλής κλάσης που περιέχει κινητής υποδιαστολής (floating-point) τιμές εύρους [0,1]

[\[11\]](#)

5.3 : Ανάλυση και Επεξεργασία ψηφιακής εικόνας

Τα συστήματα ανάλυσης εικόνων είναι υπεύθυνα για τη λήψη εικόνων, την αναγνώριση και περιγραφή του περιεχομένου τους και την εξαγωγή πληροφοριών από αυτές, όπως οι ακμές, υφή κλπ. Επίσης γίνεται ανίχνευση ακμών και τμηματοποίηση των εικόνων, αποσυνθέτοντας την εικόνα ώστε να απομονώσει την υπό εξέταση περιοχή από το θόρυβο.[\[12\]](#)

Τα συστήματα επεξεργασίας εικόνων είναι υπεύθυνα για την καταγραφή των εικόνων, την επεξεργασία τους ψηφιακά και την εξαγωγή νέων εικόνων. Η επεξεργασία της εικόνας περιλαμβάνει βελτίωση της ποιότητας της εικόνας, φιλτράρισμα του θορύβου, αποκατάσταση των υποβαθμισμένων εικόνων, συμπίεση κλπ. Η ψηφιακή επεξεργασία εικόνας (digital image processing) αποσκοπεί στη διαχείριση των δεδομένων ψηφιακής μορφής της εικόνας, χρησιμοποιώντας ηλεκτρονικό υπολογιστή. Όταν στην αρχική εικόνα δεν υπάρχει η κατάλληλη αντίθεση (contrast) και η ποιότητα της είναι φτωχή, με αποτέλεσμα να μην επιτρέπει την απαραίτητη ανάλυση, τη λύση έρχεται να δώσει η επεξεργασία εικόνας με τη βοήθεια της οποίας διορθώνονται όσο το δυνατό καλύτερα τα ελλείμματα της αρχικής εικόνας.

Στο παρόν υποκεφάλαιο θα παρουσιαστούν οι πιο διαδεδομένες τεχνικές επεξεργασίας εικόνας οι οποίες συχνά χρησιμοποιούνται στην επεξεργασία εικόνων πυρηνικής ιατρικής.

Σε πρώτο στάδιο γίνεται βελτίωση της αντίθεσης (contrast) της εικόνας. Η τελική εικόνα που θα δοθεί στον γιατρό πρέπει να παρουσιάζει με τη μέγιστη ακρίβεια που είναι δυνατή το σχήμα, τα όρια και τη λειτουργικότητα του υπό εξέταση οργάνου. Η MATLAB δίνει στο χρήστη την επιλογή ανάμεσα σε διάφορα φίλτρα, όπως για παράδειγμα την αναστροφή των χρωμάτων που συχνά χρησιμοποιείται σε εικόνες τύπου γκρι (grayscale). Σε κάθε περίπτωση, ανάλογα με την αρχική ποιότητα της εικόνας, μπορεί να απαιτείται ενίσχυση της αντίθεσης ή υποβάθμιση.

Σε εικόνες πυρηνικής ιατρικής, όπως αναφέρθηκε και στο προηγούμενο Κεφάλαιο, διάφοροι παράγοντες επηρεάζουν τη διαγνωστική αξία, κάποιοι από τους οποίους είναι δυνατό να εξαλειφθούν, ενώ κάποιοι άλλοι όχι. Σε διάφορες λοιπόν εικόνες πιθανόν τα όρια του υπό εξέταση οργάνου να παρουσιαστούν ασαφή, λόγω της χαμηλής ποιότητας της εικόνας ή λόγω του υψηλού ποσοστού θορύβου στην εικόνα. Η MATLAB δίνει και πάλι τη λύση μέσω των εντολών της. Στις περιοχές που σχεδιάζεται το περίγραμμα (contour) με την ομώνυμη εντολή, τόσο το πάχος αλλά και το χρώμα και η απόσταση μεταξύ των γραμμών δίνουν πληροφορίες για την ένταση πρόσληψης ραδιοφαρμάκου από το όργανο. [\[13\]](#)

Συχνά χρησιμοποιούνται εικόνες γκρι-επιπέδου, αφού η εικόνα στη μορφή αυτή φαίνεται κάπως βελτιωμένη αλλά και γιατί εικόνες γκρι επιπέδου μπορούν να υποστούν τροποποιήσεις ευκολότερα και ταχύτερα μέσω πληθώρας αλγορίθμων.

Ακόμα όμως και γκρι-επιπέδου εικόνες παρουσιάζουν ανόμοια επίπεδα φωτισμού. Ενδεχομένως, μπορούν να χρησιμοποιηθούν εργαλεία διόρθωσης της σκίασης όπως η αναγωγή του φόντου της εικόνας ή το ταίριασμα γειτονικών pixels ανάλογα με την ένταση τους. Εικόνες που λήφθηκαν με τη χρήση χαμηλής ποιότητας οπτικών μέσων ή ακόμα και λανθασμένης τοποθέτησης της πηγής παρουσιάζονται ανόμοιες. Υποθετικά, μπορεί να περιέχουν περιοχές πολύ σκοτεινές ή πολύ φωτεινές σε σχέση με την υπόλοιπη εικόνα. Χρησιμοποιώντας όμως το ταίριασμα των γειτονικών pixels μπορεί να γίνει μια ομοιόμορφη κατανομή των επιπέδων του γκρι, με αποτέλεσμα και η ίδια η εικόνα να φαίνεται καλύτερης ποιότητας.

5.4 : Βασικές Έννοιες Επεξεργασίας της Εικόνας

Μια από τις σημαντικότερες διαδικασίες που ακολουθούνται κατά την επεξεργασία της εικόνας είναι η τμηματοποίηση (Image Segmentation), αφού βοηθά στον εντοπισμό των κρίσιμων περιοχών μιας εικόνας πυρηνικής ιατρικής στην οποία οι περιοχές αυτές δεν ήταν εμφανείς αρχικά. Κατά τη διαδικασία αυτή η εικόνα τμηματοποιείται σε περιοχές ενδιαφέροντος και περιοχές που μπορούν να αποκοπούν αφού δεν προσδίδουν πληροφορίες χρήσιμες από πλευράς διαγνωστικής αξίας. Ουσιαστικά, κάθε pixel ταξινομείται στο τμήμα της εικόνας στο οποίο θα ανήκει μετά το πέρας της διαδικασίας. Με την πάροδο των χρόνων και την ανάπτυξη της τεχνολογίας έχουν βρεθεί πολλές τεχνικές για την τμηματοποίηση εικόνων και ο χρήστης καλείται να επιλέξει την κατάλληλη τεχνική ανάλογα με την εφαρμογή.

Για την επιλογή της κατάλληλης τεχνικής πρέπει να λαμβάνεται υπόψιν ότι :

- i. Η εικόνα πρέπει να διαχωριστεί ομοιόμορφα με βάση κάποιο κριτήριο, για παράδειγμα οι αποχρώσεις του γκρι για εικόνες γκρι-επιπέδου
- ii. Πρέπει τα όρια της κάθε περιοχής να κάνουν ομοιόμορφες μεταβάσεις (smoothing)
- iii. Κάθε περιοχή πρέπει να έχει ομοιόμορφα κατανεμημένα δεδομένα στο εσωτερικό της, χωρίς οπές.
- iv. Ο διαχωρισμός βασίζεται σε κάποιο κριτήριο με βάση το οποίο οι γειτονικές περιοχές πρέπει να διαφέρουν (διαφορετικές τιμές ή αποχρώσεις)

5.5 : Μέθοδοι Τμηματοποίησης

Οι τεχνικές τμηματοποίησης χρησιμοποιούνται ευρέως σε εικόνες πυρηνικής διαγνωστικής ιατρικής επειδή βοηθούν στην αναγνώριση έκτασης του οργάνου, ενός όγκου ή ακόμα και αιματώματος. Συνήθως το κριτήριο που τίθεται σε τέτοιου είδους εικόνες είναι η ένταση, συγκεκριμένα η πρόσληψη ραδιοφαρμάκου από συγκεκριμένες περιοχές και αποτελεί ένα από τα θεμελιώδη βήματα της επεξεργασίας τους.

Γενικά λοιπόν, ο διαχωρισμός εικόνας γίνεται αναγνωρίζοντας τα σημεία στα οποία η εικόνα εμφανίζει ασυνέχειες, για παράδειγμα στη φωτεινότητα ή στην απόχρωση ή στην σύγκριση των τιμών των pixels. Ανάλογα με τις δυο αυτές ιδιότητες επιλέγεται ο αλγόριθμος που θα χρησιμοποιηθεί για τον διαχωρισμό. Υπάρχουν δυο τύποι αλγορίθμων : ο αλγόριθμος εντοπισμού ορίου περιοχών (boundary based segmentation) και αλγόριθμος βασισμένος σε περιοχές (region based segmentation).

Στους αλγορίθμους εντοπισμού ορίου περιοχών ανήκει η ανίχνευση των ακμών (Edge Detecting). Η ακμή αποτελεί ένα σημαντικό χαρακτηριστικό της εικόνας και θεωρείται ως το σύνορο δυο ομοιογενών περιοχών που έχουν όμως διαφορετική φωτεινότητα. Για να ανιχνευθεί μια ακμή χρησιμοποιείται μια εκ των δυο πιο κάτω τεχνικών :

- Τοπική : χρησιμοποιεί πληροφορίες από μια περιοχή της εικόνας
- Καθολική : χρησιμοποιεί πληροφορία από όλη την εικόνα.

Τα σημεία ασυνέχειας και κατά συνέπεια οι ακμές εντοπίζονται με τον υπολογισμό της κλίσης της εικόνας (τον υπολογισμό της πρώτης παραγώγου ασυνεχούς συνάρτησης $f(x,y)$) με τη βοήθεια της μεθόδου Sobel. Με τη χρήση των τελεστών Sobel επαναληπτικά σε κάθε pixel της εικόνας υπολογίζεται η κατεύθυνση στην οποία η κλίση έχει το μεγαλύτερο μέτρο. [\[12\]](#)

Στις μεθόδους τμηματοποίησης ανήκει και η τεχνική Quadtree Decomposition. Η τεχνική ανάλυσης αυτή, περιλαμβάνει την υποδιαίρεση μιας εικόνας σε μπλοκ που είναι πιο ομογενή και από την ίδια την εικόνα. Μέσω αυτής αποκαλύπτονται πληροφορίες που αφορούν τη δομή της εικόνας. Γενικά, μια τετράγωνη εικόνα διαιρείται σε τέσσερα ίσου μεγέθους μπλοκ και ακολούθως ελέγχεται κατά πόσο το κάθε ένα από τα μπλοκ αυτά τηρεί κάποιο από τα κριτήρια ομοιογένειας. Εάν κάποιο μπλοκ τηρεί το κριτήριο δεν υποδιαιρείται ξανά. Τα μπλοκ που δεν πληρούν κάποιο εκ των κριτηρίων υποδιαιρούνται ξανά και εφαρμόζονται ξανά τα κριτήρια. Στην ουσία, η διαδικασία επαναλαμβάνεται για τα μπλοκ που δεν πληρούν κάποιο από τα κριτήρια ομοιογένειας μέχρις ότου όλα τα μπλοκ ικανοποιήσουν κάποιο κριτήριο. [\[14\]](#)

Η ισχυρότερη τεχνική που χρησιμοποιείται κατά την τμηματοποίηση εικόνων είναι η κατωφλίωση και η πολυκατωφλίωση. Κατά την τεχνική αυτή γίνεται εύρεση κατωφλίων σε εικόνες και ο διαχωρισμός τους σε αντικείμενα και υπόβαθρο (background). Ο διαχωρισμός αυτός των τμημάτων γίνεται με βάση την τιμή που αναγράφεται σε κάθε pixel . Ορίζεται από το χρήστη ένα εύρος τιμών οι οποίες θα αποτελούν το αντικείμενο ενδιαφέροντος με αποτέλεσμα όλα τα υπόλοιπα pixel να συντελούν στο υπόβαθρο (background) της εικόνας. Η επιλογή αυτή του εύρους τιμών γίνεται με τη βοήθεια ιστογράμματος. Με τη δημιουργία του ιστογράμματος δίνεται η δυνατότητα αναγνώρισης του αντικειμένου που υπάρχει στην εικόνα στην περιοχή που βρίσκεται η κορυφή. Βρίσκοντας τα όρια των κορυφών ορίζουμε το εύρος τιμών των pixels που θα συντελούν το αντικείμενο ενδιαφέροντος. Μέθοδοι κατωφλίου εφαρμόζονται σε εικόνες γκρι-επιπέδου, συνήθως στις οποίες το αντικείμενο και το υπόβαθρο (background) έχουν ξεκάθαρη διαφορά αποχρώσεων. Εφόσον χρησιμοποιηθεί η μέθοδος αυτή, η

εικόνα μετατρέπεται από γκρι-επιπέδου σε δυαδική μορφή. Τα τμήματα της εικόνας που πριν αντιστοιχούσαν σε αντικείμενα στη δυαδική εικόνα εμφανίζονται άσπρα ενώ τα υπόλοιπα τμήματα που αντιστοιχούσαν στο υπόβαθρο εμφανίζονται μαύρα.

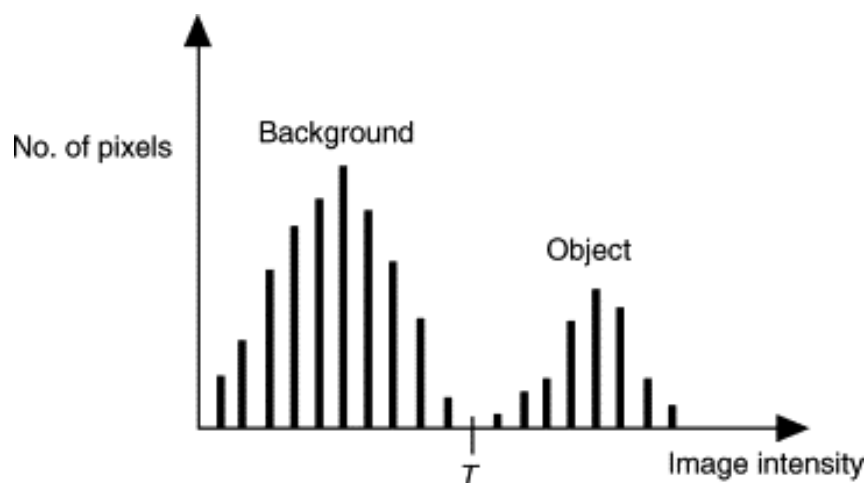
Στην περίπτωση που η εικόνα είναι περίπλοκη και δεν μπορεί εύκολα να αναγνωρισθεί κάποια μεγάλη χρωματική διαφορά, ή υπάρχουν πολλά αντικείμενα ενδιαφέροντος στην εικόνα, κάποια από τα οποία ίσως είναι και αλληλεπικαλυπτόμενα ο χρήστης καλείται να επιλέξει την πολυκατωφλίωση (Multilevel Thresholding). [\[15\]](#)

5.5.1 : Basic Global Thresholding

Αποτελεί τη γενικότερη και ιδανικότερη περίπτωση για εύρεση τιμής κατωφλιού. Στο ιστόγραμμα γκρι-επιπέδου εικόνας υπάρχουν δυο ευδιάκριτα μέγιστα τα οποία διαχωρίζει ένα απότομο ελάχιστο. Τα μέγιστα στην περίπτωση αυτή συμβολίζουν : το ένα το αντικείμενο ενδιαφέροντος (προσκήνιο) ενώ το άλλο το παρασκήνιο που συχνά αντιστοιχεί σε θόρυβο (background). Το επιθυμητό κατώφλι T αντιστοιχεί στο ολικό ελάχιστο του ιστογράμματος. Δηλαδή, εάν έχω εικόνα $f(x,y)$ τότε τα σημεία (x,y) για τα οποία ισχύει $f(x,y) \geq T$ αποτελούν σημείο στο αντικείμενο ενδιαφέροντος αλλιώς αποτελούν σημεία στο παρασκήνιο. Δηλαδή η τελική εικόνα αφού προηγηθεί κατωφλίωση παίρνει την εξής μορφή :

$$g(x,y) = \begin{cases} 1 & \text{εάν } f(x,y) \geq T \\ 0 & \text{εάν } f(x,y) < T \end{cases}$$

Το κατώφλι μπορεί να επιλεγεί μέσω οπτικής παρατήρησης από το ιστόγραμμα, και εφόσον στο ιστόγραμμα είναι προφανές:



Εικόνα 4.1 : Ιστόγραμμα αριθμού pixels και έντασης στο οποίο φαίνεται ξεκάθαρα η τιμή T

Άλλος ένας τρόπος για την επιλογή του κατωφλίου είναι ο δοκιμαστικός (trial and error), δηλαδή η επιλογή διάφορων τιμών κατωφλίου μέχρι να επιτευχθεί το επιθυμητό αποτέλεσμα. [\[16\]](#)

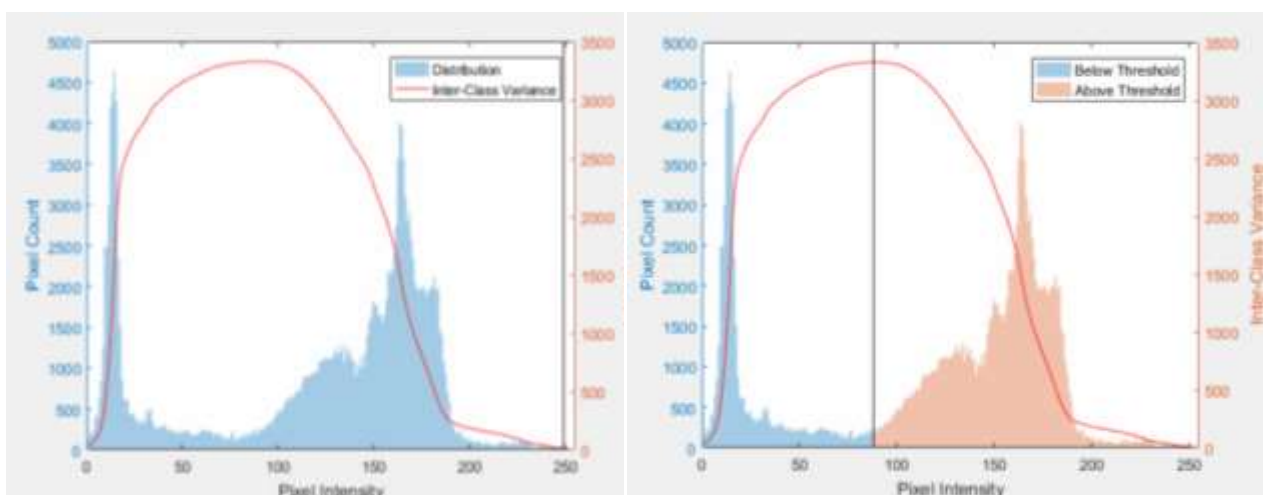
Συνήθως όμως, στις εικόνες πυρηνικής ιατρικής είναι εξαιρετικά δύσκολο να υπολογίσουμε οπτικά την τιμή του κατωφλίου. Υπάρχουν περιπτώσεις που η κοιλάδα είναι επίπεδη, πλατιά και εμπεριέχει πολύ θόρυβο, ή ακόμα και περιπτώσεις στις οποίες τα δυο μέγιστα είναι εξαιρετικά άνισα και δεν παράγουν κοιλάδα εύκολα ανιχνεύσιμη. Γι' αυτό το λόγο προτείνονται τεχνικές οι οποίες βοηθούν στην εύρεση του κατωφλίου παρά τις δυσκολίες που μπορούν να προκύψουν λόγω της ανάλυσης της εικόνας.

Μια από αυτές είναι η τεχνική όξυνσης της κοιλάδας (valley sharpening) η οποία περιορίζει το ιστόγραμμα στα εικονοστοιχεία με τιμές που αντιστοιχούν κατά απόλυτη τιμή σε μεγάλες τιμές παραγώγων (Laplacian or gradient filter). Επίσης υπάρχει και η τεχνική difference histogram, στην οποία η τιμή του κατωφλίου επιλέγεται στο γκρι επίπεδο, ως η μεγαλύτερη τιμή διαφοράς. Οι δυο αυτές μέθοδοι χρησιμοποιούν πληροφορίες με βάση τα γειτονικά εικονοστοιχεία της αρχικής εικόνας, τροποποιώντας το ιστόγραμμα ώστε να είναι κατάλληλο για εύρεση του κατωφλίου.

Μια άλλη κατηγορία τεχνικών οι οποίες χρησιμοποιούνται, είναι αυτές που βασίζονται κατευθείαν στο ιστόγραμμα γκρι- επιπέδου με παραμετρικές τεχνικές. Τέτοιες μέθοδοι όμως απαιτούν πολλούς υπολογισμούς. Παρά το γεγονός αυτό, το 1979 έκανε την εμφάνιση της μια νέα μέθοδος γνωστή ως Otsu's Method, η οποία ονομάστηκε έτσι από τον Nobuyuki Otsu και χρησιμοποιείται κατά κόρον κατά την επεξεργασία εικόνων για την αυτόματη εύρεση της τιμής κατωφλίου ή τη μετατροπή μιας εικόνας γκρι-επιπέδου σε εικόνα δυαδικής μορφής (gray-level to binary).

5.2.2 : Otsu's Method

Η μέθοδος αυτή χρησιμοποιείται για την αυτόματη ομαδοποίηση των εικονοστοιχείων με βάση το κριτήριο (οριακή τιμή) της εικόνας. Ο αλγόριθμος στον οποίο στηρίζεται η μέθοδος υποθέτει ότι η εικόνα αποτελείται από δύο περιοχές εικονοστοιχείων και ακολούθως υπολογίζει το βέλτιστο κατώφλι που τις χωρίζει έτσι ώστε η ποσότητα intra-class variance να είναι ελάχιστη και η inter-class variance να είναι μέγιστη. Η ποσότητα intra-class ορίζεται ως το σταθμισμένο άθροισμα των διακυμάνσεων των δυο κατηγοριών.



Υποθέτοντας ότι τα εικονοστοιχεία της εικόνας αντιπροσωπεύονται μέσω L επιπέδων γκρι $[1,2,\dots,L]$, ο αριθμός των εικονοστοιχείων στο επίπεδο i ορίζεται ως n_i και ο τελικός αριθμός των εικονοστοιχείων δίνεται ως $N=n_1+n_2+\dots+n_L$. Χάριν απλότητας το ιστόγραμμα του γκρι-επίπεδου κανονικοποιείται και θεωρείται ως κατανομή πιθανοτήτων, ως εξής :

$$p_i = \frac{n_i}{N}$$

$$p_i \geq 0$$

$$\sum_{i=1}^L p_i = 1$$

Τώρα υποτίθεται ότι τα εικονοστοιχεία χωρίζονται σε 2 περιοχές, C_0 (εικονοστοιχεία υποβάθρου) και C_1 (εικονοστοιχεία που ανήκουν στο αντικείμενο) μέσω ενός κατωφλιού στο επίπεδο k . Η περιοχή C_0 υποδηλώνει εικονοστοιχεία με επίπεδα $[1,\dots,k]$ ενώ η περιοχή C_1 υποδηλώνει εικονοστοιχεία επιπέδων $[k+1,\dots,L]$. Επομένως, οι πιθανότητες της κατάληψης κάθε περιοχής και τα επίπεδα κάθε περιοχής δίνονται ως :

$$\omega_0 = \Pr(C_0) = \sum_{i=1}^k p_i = \omega(k)$$

$$\omega_1 = \Pr(C_1) = \sum_{i=k+1}^L p_i = 1 - \omega(k)$$

και

$$\mu_0 = \sum_{i=1}^k i p_i / \omega_0 = \frac{\mu(k)}{\omega(k)}$$

$$\mu_1 = \sum_{i=k+1}^L i p_i / \omega_1 = \frac{\mu_T - \mu(k)}{1 - \omega(k)}$$

όπου

$$\omega(k) = \sum_{i=1}^k p_i$$

και

$$\mu(k) = \sum_{i=1}^k i p_i$$

είναι το μηδενικό και πρώτης τάξης επίπεδο αθροιστικά του ιστογράμματος μέχρι το k-ιοστό επίπεδο και

$$\mu_T = \mu(L) = \sum_{i=1}^L i p_i$$

είναι το τελικό επίπεδο της αρχικής εικόνας. Επιπρόσθετα, ισχύουν οι πιο κάτω σχέσεις για οποιαδήποτε επιλογή τιμής κατωφλίου k :

$$\omega_0 \mu_0 + \omega_1 \mu_1 = \mu_T$$

$$\omega_0 + \omega_1 = 1$$

Οι διακυμάνσεις κλάσεως δίνονται από τις σχέσεις :

$$\sigma_0^2 = \sum_{i=1}^L (i - \mu_0)^2 \frac{p_i}{\omega_0}$$

$$\sigma_1^2 = \sum_{i=k+1}^L (i - \mu_1)^2 \frac{p_i}{\omega_1}$$

Για να υπολογιστεί τώρα η τιμή κατωφλίου (δηλαδή το επίπεδο k) , πρέπει να ισχύουν τα ακόλουθα κριτήρια :

$$\lambda = \frac{\sigma_B^2}{\sigma_W^2} \qquad \kappa = \frac{\sigma_T^2}{\sigma_W^2} \qquad \eta = \frac{\sigma_B^2}{\sigma_T^2}$$

$$\sigma_W^2 = \omega_0 \sigma_0^2 + \omega_1 \sigma_1^2$$

$$\sigma_B^2 = \omega_0 (\mu_0 - \mu_T)^2 + \omega_1 (\mu_1 - \mu_T)^2 = \omega_0 \omega_1 (\mu_1 - \mu_0)^2$$

$$\sigma_T^2 = \sum_{i=1}^L (i - \mu_T)^2 p_i$$

όπου :

σ_W^2 η διακύμανση εντός της περιοχής (within-class variance)

σ_B^2 η διακύμανση μεταξύ των περιοχών (between-class variance)

σ_T^2 η συνολική διακύμανση των επιπέδων (total variance of levels)

Με το πέρας όλων αυτών των υπολογισμών πρέπει να βρεθεί το κατώφλι k το οποίο μεγιστοποιεί μια από τις ιδιότητες, του αντικειμένου στην οποία ανταποκρίνεται το κριτήριο. Η καλύτερη τιμή κατωφλίου θεωρείται αυτή που διαχωρίζει κατάλληλα το προσκήνιο από το παρασκήνιο σε γκρι-επίπεδα. Επομένως, η σχέση που οδηγεί στην κατάλληλη επιλογή οριακής τιμής του κατωφλίου στο επίπεδο k είναι η ακόλουθη :

$$\eta = \frac{\sigma_B^2}{\sigma_T^2}$$

λόγω της εξάρτησης των δυο ποσοτήτων που την αποτελούν από αυτό.

Όλα αυτά γίνονται με τη βοήθεια του αλγορίθμου που αναπτύχθηκε μέσω της μεθόδου του Otsu. [\[18\]](#)

Ιστογράμμα εικόνας :

Σε ένα ιστόγραμμα προβάλλεται ο αριθμός των εικονοστοιχείων ανά απόχρωση της εικόνας. Στον οριζόντιο άξονα αναπαρίστανται οι χρωματικές διαβαθμίσεις, ενώ στον κάθετο ο αριθμός των εικονοστοιχείων κάθε απόχρωσης. Ιστογράμματα που εντοπίζονται σε μικρές περιοχές αφορούν χαμηλής αντίθεσης και ποιότητας εικόνες, ενώ όσα εντοπίζονται απλωμένα παρουσιάζουν μεγαλύτερη ευκρίνεια.

Ουσιαστικά κατά τη μέθοδο του Otsu κατασκευάζεται ένα ιστόγραμμα των εικονοστοιχείων που ανήκουν στην επιλεγόμενη περιοχή ενδιαφέροντος ROI από όλα τα επίπεδα. Το ιστόγραμμα περιέχει εικονοστοιχεία από 2 περιοχές : αυτή που περιλαμβάνει τα εικονοστοιχεία παρασκηνίου και αυτή που περιλαμβάνει τα εικονοστοιχεία του υπό εξέταση οργάνου. Ο αλγόριθμος υπολογίζει την τιμή κατωφλίου η οποία δίνει τον καλύτερο διαχωρισμό μεταξύ των δυο περιοχών που προαναφέρθηκαν. [\[17\]](#)

Κεφάλαιο 6: ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

Κατά την παρούσα Διπλωματική Εργασία παρουσιάζεται σε πρώτη φάση, η διαδικασία κατά τη διάρκεια της οποίας έγινε η λήψη απεικονιστικών, μη επεμβατικών διαγνωστικών εξετάσεων αιμάτωσης του μυοκαρδίου σε προσομοιώσεις, με τη βοήθεια SPECT κάμερας. Γίνεται περιγραφή του ανθρωπόμορφου ομοιώματος που χρησιμοποιήθηκε και ακολούθως αναλύεται λεπτομερώς η διαδικασία που ακολουθήθηκε για την επεξεργασία των δεδομένων που λήφθηκαν ώστε να μπορούμε να προσδιορίσουμε με ακρίβεια τον όγκο των ατελειών που προστέθηκαν στο ανθρωπόμορφο ομοίωμα.

6.1 Σκοπός :

Κύριος σκοπός της Διπλωματικής αυτής Εργασίας είναι η παράδοση ενός αλγορίθμου ο οποίος θα υπολογίζει τον όγκο των ελλειμματικών περιοχών, στους ιατρούς. Στόχος είναι οι ιατροί έχοντας στην κατοχή τους το παρόν εργαλείο να νιώθουν αυτοπεποίθηση και σιγουριά για τη διάγνωση τους αφού πλέον θα βρίσκονται σε θέση να μπορούν να κατηγοριοποιήσουν τις ελλειμματικές περιοχές-δηλαδή κατά πόσον η αρτηρία έχει

υποστεί στένωση- (αν αυτές υπάρχουν) ήπιας ή σοβαρής μορφής. Για στένωση ήπιας μορφής, ο ιατρός συστήνει στον ασθενή να ακολουθήσει μια συγκεκριμένη διατροφή ή να λάβει κατάλληλη φαρμακευτική αγωγή και μετά από το πέρας κάποιου χρονικού διαστήματος να επαναλάβει την εξέταση. Αν η στένωση είναι σοβαρής μορφής, ο ιατρός καλείται να κάνει άμεσα θεραπεία στον ασθενή, εφαρμόζοντας stent, ώστε να βοηθήσει στην αποσυμφόρηση ή οποιαδήποτε άλλης μορφής επέμβαση κρίνει κατάλληλη ώστε να βοηθηθεί ο ασθενής.

6.2 : Εξοπλισμός

Για την ανάκτηση δεδομένων χρησιμοποιήθηκε η GE Millennium VG γ-κάμερα με single-slice Hawkeye CT(SPECT/CT) του τμήματος Πυρηνικής Ιατρικής του Γενικού Νοσοκομείου Λευκωσίας. Λήφθηκαν εικόνες μορφής DICOM σε συγκεκριμένα μέλη του ομοιώματος οι οποίες βοηθούν στην ανάπτυξη και επικύρωση του αλγορίθμου με τη βοήθεια του λογισμικού προγράμματος MATLAB. Οι ιατρικές εικόνες που λαμβάνονται σε μορφή DICOM για να προβληθούν σε έναν Η/Υ, χρειάζονται το κατάλληλο λογισμικό απεικόνισης. Χρησιμοποιήθηκε το RadiAnt Dicom Viewer το οποίο προβάλλει τις εικόνες που φέρουν την κατάληξη .dcm και επιτρέπει την ποιοτική τμηματοποίηση των δεδομένων καθώς και τη διαχείριση και επεξεργασία των εικόνων αυτής της μορφής.

Οι λήψεις πραγματοποιήθηκαν με τη χρήση πρωτόκολλου κλινικής εξέτασης ρουτίνας με δυο χαμηλής ενέργειας και υψηλής ανάλυσης κατευθυντήρες προσανατολισμένους στις 90° (L-mode). Τα δεδομένα λήφθηκαν σε 60 προβολές, από τις οποίες η κάθε μια είχε διάρκεια 20 δευτερολέπτων σε πλήρη περιστροφή 180°. Ενεργειακό παράθυρο ποσοστού 20% επικεντρώθηκε γύρω από τη φωτοκορυφή ενέργειας 140keV του Tc^{99m} . Ακολούθως πραγματοποιήθηκε ανακατασκευή δεδομένων SPECT με τη χρήση του ταξινομημένου κατά την αναμενόμενη τιμή των υποομάδων αλγορίθμου μεγιστοποίησης (ordered-subset expectation-maximization algorithm) με τρεις επαναλήψεις και 16 υποσύνολα. Ο πίνακας που αντιστοιχεί στην εικόνα έχει μέγεθος 64x64x19 με ιστροπικό εικονοστοιχείο μεγέθους 6,9mm. Για την ανακατασκευή των εικόνων χρησιμοποιήθηκε το φίλτρο Butterworth (cut-off 0.52 cycles/cm, power : 5)

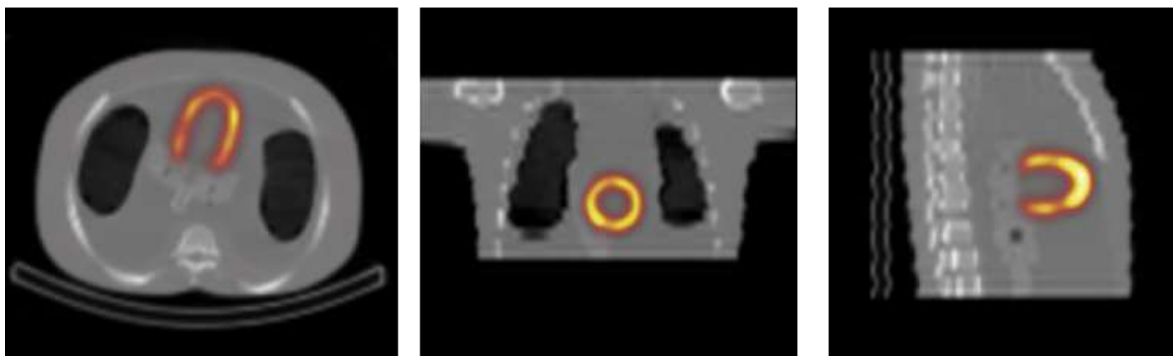
Οι CT εικόνες που ανακτήθηκαν στην περιοχή της καρδιάς χαρακτηρίζονται από πίνακα μεγέθους 128x128 και απόσταση μεταξύ των διαδοχικών τομών 10 mm. Εφαρμόστηκε ακολούθως, διόρθωση εξασθένισης της ακτινοβολίας βασισμένη στους παραγόμενους διορθωμένης εξασθένισης χάρτες CT. Όλες εικόνες SPECT και CT καταχωρήθηκαν με τη χρήση του εργαλείου ποιότητας ελέγχου του Xeleris σταθμού εργασίας (workstation), ο οποίος επιτρέπει SPECT-CT σύντηξη συνδυάζοντας τα ραδιενεργά τοιχώματα της καρδιάς σε μια εικόνα SPECT με την καρδιά όπως φαίνεται σε μια εικόνα CT.

Οι εικόνες μορφής DICOM που χρησιμοποιούνται για την ανάπτυξη και ισχυροποίηση του αλγορίθμου πάρθηκαν από ανθρωπόμορφο ομοίωμα μιας μεγαλόσωμης γυναίκας το οποίο δεν περιλαμβάνει κίνηση (η καρδιά και οι πνεύμονες δεν διαστέλλονται ή συστέλλονται). Στη συνέχεια τοποθετήθηκαν δυο μικρού μεγέθους αιματώματα (1.2x1.2 σε έκταση και 0.8 σε πάχος) στο κατώτερο και πρόσθιο τοίχωμα του μυοκαρδίου της αριστερής κοιλίας. Στο τοίχωμα του μυοκαρδίου εγχύθηκε δόση 15.5 MBq Tc^{99m}.

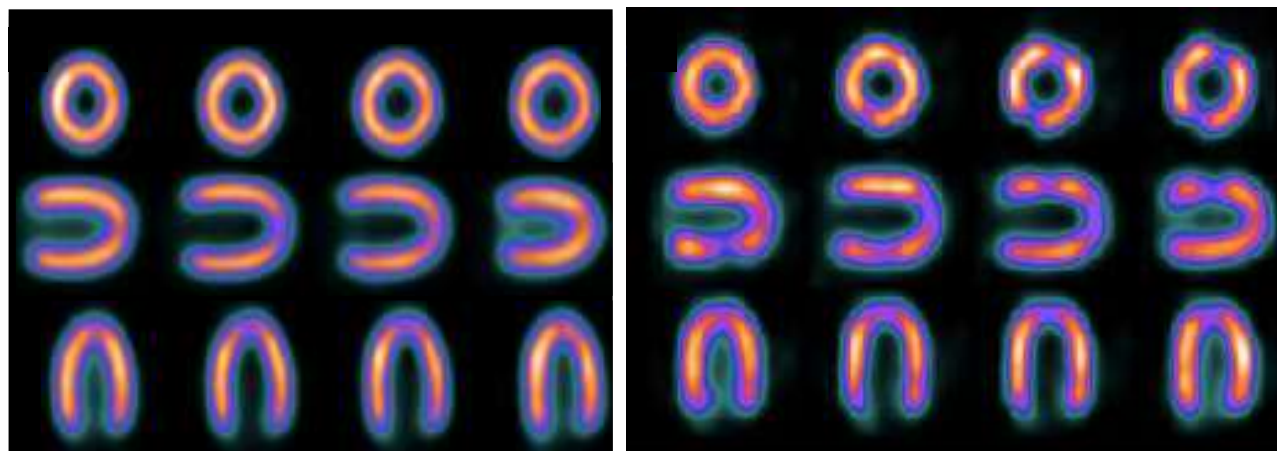
Στόχος μου ήταν η ανάπτυξη ενός βασικού αλγορίθμου με φιλικό περιβάλλον διεπαφής ως προς χρήση από τους ιατρούς. Περαιτέρω βελτιώσεις του αλγορίθμου, όπως η διόρθωση του όγκου (partial volume correction) θα γίνουν εφόσον ο αλγόριθμος δοκιμαστεί στα διαθέσιμα δεδομένα τα οποία περιλαμβάνουν κίνηση στη συνδεσμολογία του ομοιώματος.



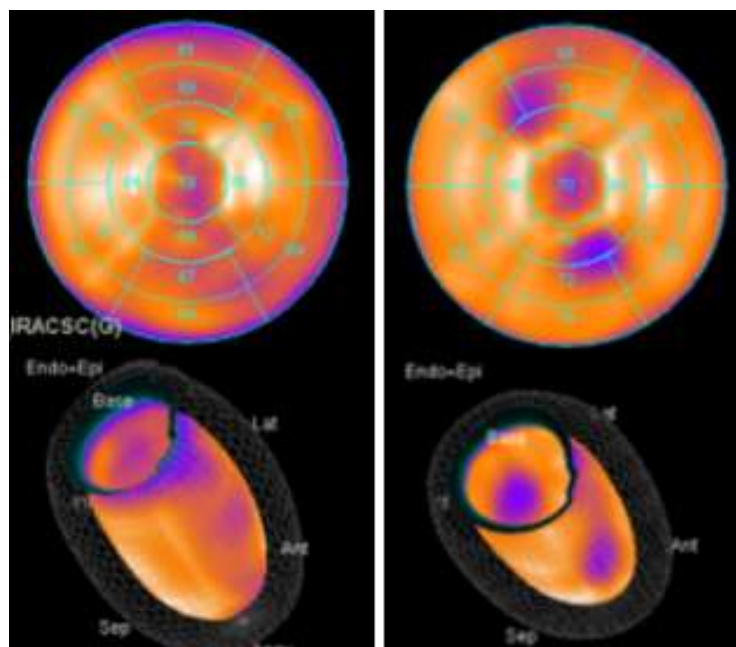
Εικόνα 5.1 : Εικόνες από : (A) μέσου άντρα , (B) μεγαλόσωμου άντρα , (C) μεγαλόσωμης γυναίκας, τύποι σωμάτων από το ανθρωπόμορφο ομοίωμα σε SPECT/CT κάμερα του Γενικού Νοσοκομείου Λευκωσίας . Οι εικόνες που έχουμε χρησιμοποιήσει για τον αλγόριθμο ανακτήθηκαν από το ομοίωμα του μέσου άντρα. Η ανάκτηση των εικόνων αυτών έγινε κατά τη διάρκεια του προγράμματος ΥΓΕΙΑ/ΔΥΓΕΙΑ/0311 (BIE)/27 (2012-2014) με διοργανωτή το Ινστιτούτο Ερευνών του Πανεπιστημίου Frederick. Το πρόγραμμα συν-χρηματοδοτήθηκε από το Ευρωπαϊκό Ταμείο Περιφερειακής Ανάπτυξης και την Κυπριακή Δημοκρατία μέσω του Ιδρύματος Προώθησης Ερευνών.



Εικόνα 5.2 : Παράδειγμα εγκάρσιου , μετωπιαίου και οβελιαίου επιπέδου της εγγεγραμμένης εικόνας SPECT και CT για το ομοίωμα μέσου ανθρωπόμορφου ομοιώματος χωρίς ελαττώματα. Μια ομοιόμορφη κατανομή Tc^{99m} φαίνεται για το τοίχωμα του μυοκαρδίου της αριστερής κοιλίας.



Εικόνα 5.3 : Εικόνες SPECT επιπέδων που υπέστηκαν διόρθωση εξασθένησης ακτινοβολίας του εγκάρσιου, οριζόντιου και κάθετου άξονα που λήφθηκαν από το ανθρωπόμορφο ομοίωμα μέσου άντρα (χωρίς κίνηση της καρδιάς , συστολή ή διαστολή): χωρίς έλλειμμα (στα αριστερά), με έλλειμμα (στα δεξιά).



Εικόνα 5.4: Στατικές εικόνες SPECT που υπέστηκαν διόρθωση εξασθένησης ακτινοβολίας – polar maps (για τις πάνω εικόνες) και τρισδιάστατη απεικόνιση μυοκαρδίου (για τις κάτω εικόνες) της αριστερής κοιλίας του ομοιώματος χωρίς ελάττωμα (αριστερά) και με ελάττωμα (δεξιά).

Περιγραφή : Εκπομπή και ανίχνευση του ραδιοφαρμάκου μέσω ακτίνων-γ ενέργειας 140keV από Tc^{99m} (πορτοκαλί) καμιά εκπομπή (μπλε). Ελλειμματικές περιοχές παρουσιάζονται τη στιγμή που το ραδιοφάρμακο δεν μπορεί να περάσει από την οδό (ιατρική ορολογία: οι αρτηρίες των τοιχωμάτων του μυοκαρδίου εμποδίζουν την πάροδο ραδιοφαρμάκου λόγω των αιματωμάτων ή της στένωσης που δημιουργήθηκε χάρη σε λιποειδείς ουσίες ή την χοληστερόλη).



Εικόνα 5.5 : (Α) : Εσωτερικές και εξωτερικές μεμβράνες του ομοιώματος της καρδιάς με ελάττωμα. (Β): καρδιά κατά την συστολή και πνεύμονες κατά την εκπνοή (Γ) : μέρος της καρδιάς με ελάττωμα κατά τη διαστολή και πνεύμονες κατά την εισπνοή.

Κεφάλαιο 7 : ΛΗΨΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ - ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ - ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

7.1: Λήψη Δεδομένων

Η ανάκτηση των δεδομένων έγινε με χρήση της GE Millennium VG γ-κάμερα με single-slice Hawkeye CT(SPECT/CT) του Τμήματος Πυρηνικής Ιατρικής του Γενικού Νοσοκομείου Λευκωσίας.

Όπως προαναφέρθηκε, οι εικόνες αποδόθηκαν σε μορφή DICOM-Digital Imaging and Communications in Medicine, το οποίο είναι ένα διεθνές πρότυπο πρωτόκολλο για τη διαχείριση και τη μετάδοση ιατρικών εικόνων και συναφών δεδομένων που χρησιμοποιείται ευρέως στις πλείστες εγκαταστάσεις ιατρικής περίθαλψης.

Κάθε αρχείο DICOM έτυχε επεξεργασίας με τη βοήθεια της γλώσσας προγραμματισμού MATLAB R2019b, μέσω του κώδικα που συντάχθηκε με σκοπό να δίνει αποτελέσματα, τόσο ποσοτικά όσο και απεικονιστικά, για τη μορφολογία της αριστερής κοιλίας του μυοκαρδίου στην οποία προστέθηκαν οι ελλειμματικές περιοχές.

7.2: Επεξεργασία Δεδομένων

Το αρχικό κομμάτι της διαδικασίας περιλαμβάνει την ανάκτηση της εικόνας. Το αρχείο ανακτάται και διαβάζονται τα δεδομένα που περιλαμβάνει η εικόνα, αναγνωρίζονται οι διαστάσεις της καθώς και ο τύπος της. Ο πίνακας που αντιστοιχεί στις εικόνες έχει μέγεθος 64x64x14 με κάθε ιστροπικό εικονοστοιχείο (pixel) μεγέθους 6,9mm να περιλαμβάνει την τιμή της έντασης που ανιχνεύει η γ-κάμερα, αφού γίνει η έγχυση με Tc^{99m} .

Αυτό έχει ως αποτέλεσμα κάποιες περιοχές του μυοκαρδίου να δείχνουν φωτεινότερες στην εικόνα, ενώ άλλες πιο σκοτεινές. Ακολουθεί η κύρια επεξεργασία της εικόνας με βάση τα πιο κάτω βήματα όπως αυτά παρουσιάζονται.

Βήμα 1^ο : Προετοιμασία εικόνας- Δημιουργία Τρισδιάστατης Απεικόνισης της Καρδιάς

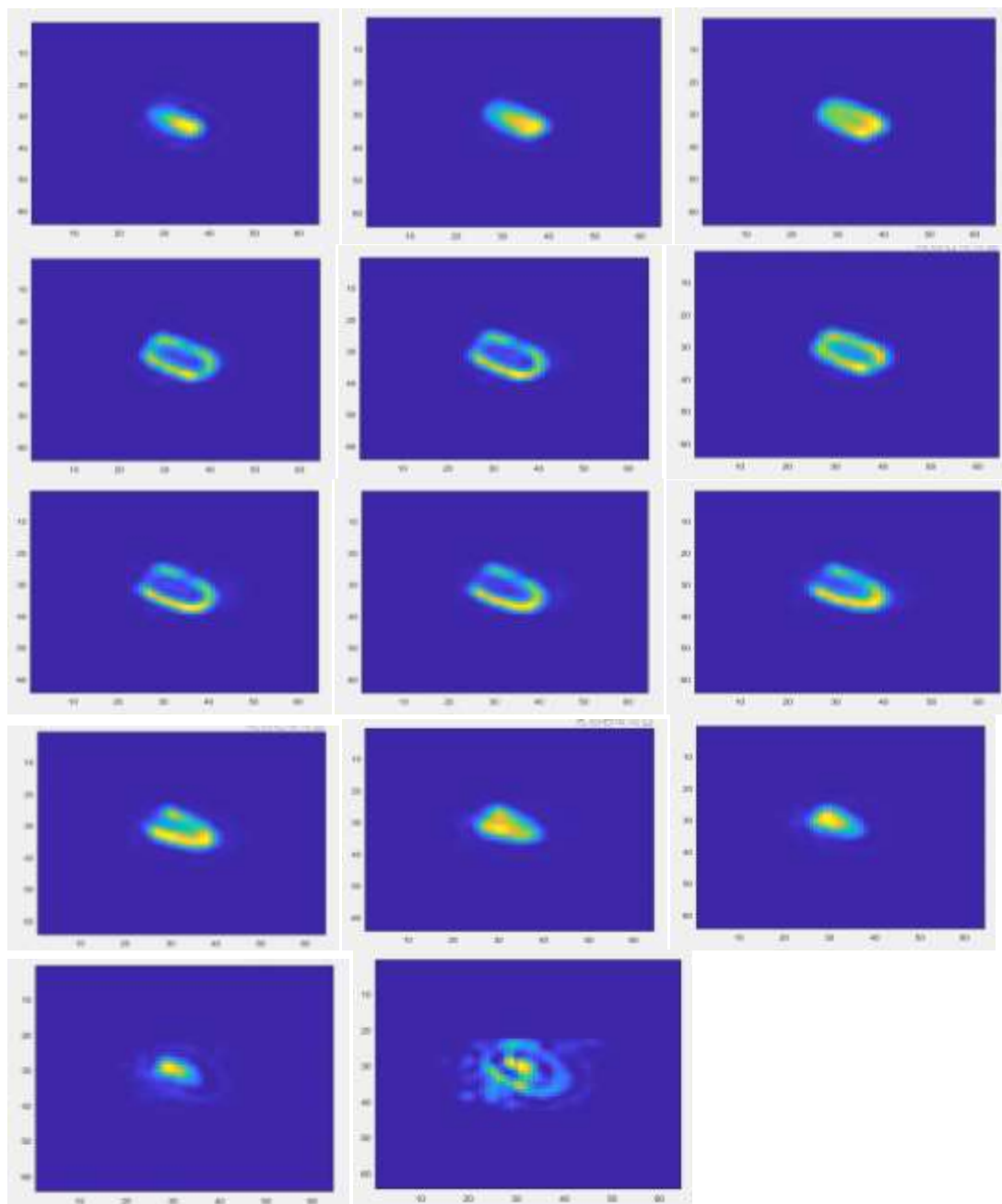
Σε πρώτη φάση παρατηρήθηκε στους πίνακες 64x64 στους οποίους αντιστοιχεί η εικόνα, παρουσία αρνητικών τιμών έντασης, ως επί το πλείστον στο περίγραμμα του μυοκαρδίου. Οι αρνητικές τιμές αυτές οφείλονται σε κανονικοποίηση του λογισμικού και κρίθηκε αναγκαία η αφαίρεση τους από την εικόνα με την αντικατάστασή τους σε μηδέν. Από εδώ και στο εξής οι αρνητικές τιμές αντικαταστάθηκαν με μηδενική ένταση, γεγονός που δεν επηρεάζει την τεχνική προσδιορισμού των ελλειμματικών περιοχών, αφού όπως προαναφέρθηκε οι τιμές αυτές περιβάλλαν την περιοχή ενδιαφέροντος-του μυοκαρδίου, δεν ανήκαν σε αυτή.

```
if (SPECT0(j,k,1,i)<0)
    SPECT0(j,k,1,i)=0;
end
```

```
13  8  4  0  0  0  0  0  0  0
25 17 10  6  2  0  0  0  0  0
30 16 10 10  7  1  0  0  0  0
70 27  2  3  9  7  0  0  0  0
259 152 39  -8  0 10  4  -1  0  0
595 434 176  6  -15  6  7  0  0  0
810 694 357 55  -25  0  9  0  -1  0
787 767 467 104 -27 -6  9  2  -1  0
681 725 492 132 -25 -11  9  3  -1  0
608 706 516 157 -19 -13  8  3  -1  0
593 712 534 174 -8  -8  8  4  0  0
591 665 461 143  0  0 11  4  0  0
590 555 310 75  1  9 12  4  1  0
576 428 174 26  5 13 10  5  2  0
459 272 79  11 13 13  7  6  0  0
245 109 19  10 17 10  5  5  0  0
59  10  -2  11 13  5  2  0  0  0
-4  -7  1  9  7  1  0  0  0  0
```

Σε δεύτερη φάση παρατηρούνται οι εικόνες των διάφορων τομών ώστε να επιλεγούν οι τομές που φαίνεται ότι υπάρχουν ελλειμματικές περιοχές. Συνήθως αυτό συμβαίνει στις κεντρικές τομές, οι πρώτες και τελευταίες είναι τα εξωτερικά μέρη της αριστερής κοιλίας, στα οποία ακόμα δεν διακρίνεται το μυοκάρδιο. (Specification of slices of ROI)

```
for i=1:slicesnum
    I=SPECT(:, :, 1, i);
    imagesc(I);
    w = waitforbuttonpress;
End
```



Σε τρίτη φάση δημιουργήθηκε η τρισδιάστατη απεικόνιση της καρδιάς. Η απεικόνιση του όγκου στην πυρηνική ιατρική αποτελεί μια από τις κυριότερες μεθόδους για την διεξαγωγή πληροφοριών από τη χρήση των ογκομετρικών δεδομένων. Με τη βοήθεια της MatLab η δημιουργία της τρισδιάστατης απεικόνισης γίνεται με τη δημιουργία τρισδιάστατου επιφανειακού γραφήματος (3D Surface Plot), το οποίο χρησιμοποιεί τις

συντεταγμένες j και k (ως θέση στον κατακόρυφο και θέση στον οριζόντιο άξονα) του κάθε εικονοστοιχείου (pixel) για τον προσδιορισμό των δυο αξόνων, ενώ η τιμή έντασης που περιλαμβάνει το κάθε εικονοστοιχείο (pixel) αντιπροσωπεύει τον τρίτο άξονα. Έτσι λοιπόν, δημιουργείται ένα τρισδιάστατο γράφημα με την ένταση να αντιπροσωπεύεται από το χρώμα.

Με τη δημιουργία της τρισδιάστατης απεικόνισης θα μπορούσε να γίνει και εντοπισμός των ελλειμματικών περιοχών, ιδιαίτερα σε ασθενείς στους οποίους η στένωση προχώρησε σε σοβαρό βαθμό.

Βήμα 2^ο: Προετοιμασία Εύρεσης Ελλειμματικών Περιοχών (Defects)

Αφού λοιπόν επιλεγούν οι κύριες τομές οι οποίες θα τύχουν επεξεργασίας χρειάζεται πλέον να γίνει προσδιορισμός της περιοχής που περιλαμβάνει την εικόνα. Αρχικά κρίθηκε αναγκαίο να χρησιμοποιηθεί η μέθοδος Otsu, με τη βοήθεια της οποίας γίνεται διαχωρισμός του προσκήνιου (foreground) από το παρασκήνιο (background). Η αφαίρεση της δραστηριότητας παρασκήνιου (background activity) αποτελεί ένα από τα πρώτα βήματα που πρέπει να γίνουν για την επεξεργασία ιατρικών εικόνων.

Στην συγκεκριμένη περίπτωση, χάρη στο γεγονός ότι η μελέτη γίνεται σε ομοίωμα το οποίο δεν υφίσταται κίνηση, ο θόρυβος δεν χρήζει ιδιαίτερης μεταχείρισης. Σε περίπτωση όμως που στη θέση του ομοιώματος βρίσκεται ασθενής ο οποίος υποβάλλεται σε εξέταση, είναι αδιαμφισβήτητη η παρουσία θορύβου στις εικόνες. Κινήσεις, ιδιαίτερα μεγάλες θα αποτελούσαν μεγάλο πρόβλημα κατά την εξέταση του ασθενούς με αποτέλεσμα να αλλοιώνεται η εικόνα και να επηρεάζεται η διαγνωστική αξία της εξέτασης.

Επομένως η μέθοδος Otsu, αν και δεν βρίσκει ιδιαίτερη εφαρμογή στο παρόν στάδιο, μελλοντικά θα φανεί εξαιρετικά χρήσιμο εργαλείο. Η διαδικασία που ακολουθεί είναι βασισμένη στην τμηματοποίηση της εικόνας (image segmentation) με απώτερο σκοπό τον διαχωρισμό του παρασκήνιου (background) ώστε να προσδιοριστούν σε πρώτη φάση τα όρια του υπό εξέταση οργάνου-στην περίπτωση μας του μυοκαρδίου. Υπολογίστηκε λοιπόν η καλύτερη τιμή κατωφλιού (threshold value) που διαχωρίζει κατάλληλα το προσκήνιο (foreground) από το παρασκήνιο (background) σε γκρι-επίπεδα και στη συνέχεια κατασκευάστηκε η binary εικόνα με χρήση της τιμής κατωφλιού.

```
T = graythresh(I);
BW = im2bw(I,T);
```

Η διαδικασία αυτή γίνεται αυτοματοποιημένα μέσω της MatLab, η οποία επιλέγει την τιμή κατωφλιού (gray-level threshold). Ακολούθως η εικόνα μετατρέπεται σε δυαδικής μορφής εικόνα (binary image) με σκοπό στην τελική εικόνα το μυοκάρδιο να είναι απομονωμένο από οποιαδήποτε μορφής θόρυβο περιλάμβανε η αρχική εικόνα.

Προχωρώντας, παρόλο το γεγονός ότι αφαιρέθηκε ο θόρυβος, είχε παρατηρηθεί η ύπαρξη μεγάλων περιοχών μηδενικής έντασης, με αποτέλεσμα να γίνεται δυσκολότερος ο εντοπισμός ελλειμματικών περιοχών και η διεξαγωγή συμπερασμάτων οπτικά. Οπότε κρίθηκε αναγκαίο να γίνει αποκοπή της εικόνας και λήψη νέας εικόνας που να περιλαμβάνει το αντικείμενο ενδιαφέροντος (ROI-Region of Interest). Η διαδικασία αυτή έγινε ως εξής :

```
if (ratio > 0) && (j<jmin)
jmin=j;
end

if (ratio > 0) && (j>jmax)
jmax=j;
end
```

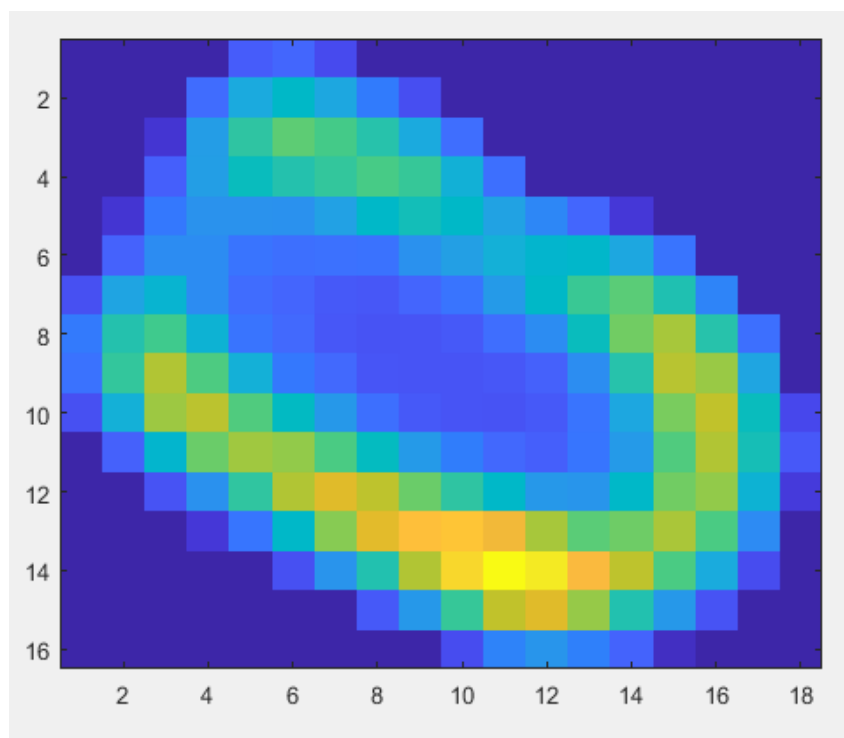
Όπου j η μια διάσταση και $jmin$, $jmax$ η ελάχιστη και μέγιστη τιμή η οποία περιλαμβάνει την εικόνα. Ομοίως, έγινε και για την άλλη διάσταση αφού οι εικόνες μας ήταν δυο διαστάσεων. Μ' αυτό τον τρόπο περιορίζουμε την επεξεργασία στην περιοχή που περιέχεται το πέταλο, δηλαδή βρίσκουμε τα όρια ($jmin, jmax$) και ($kmin, kmax$).

Με δεδομένες πλέον τις νέες διαστάσεις τις εικόνες οι οποίες περιλαμβάνουν την υπό εξέταση περιοχή, καταλήγουμε σε μια καινούρια εικόνα. Ο σκοπός που γίνεται η τμηματοποίηση της εικόνας είναι ώστε να απομονωθούν και να μελετηθούν χωριστά περιοχές που χρήζουν ιδιαίτερου ενδιαφέροντος. Η διαδικασία αυτή βοηθά ώστε να γίνουν ευδιάκριτες περιοχές που στις αρχικές εικόνες πυρηνικής ιατρικής δεν μπορούν να εντοπιστούν εύκολα. Η τμηματοποίηση εικόνας σε πρώτη φάση αποτελεί το θεμελιώδες βήμα για περαιτέρω επεξεργασία της εικόνας.

```
for j2=jmin2:jmax2
    j=j+1 ; k=0;
    for k2=kmin2:kmax2
        k=k+1;
        SPECT2(j, k, i)=SPECT(j2, k2, 1, i);
    End
end
```


Στην επόμενη φάση ακολούθησε η εύρεση σταθμισμένης μέσης τιμής έντασης για τις τιμές μη-μηδενικής έντασης (Weight non-zero elements) που εμφανίζονται στις τομές που ορίστηκαν ως τομές ενδιαφέροντος (Slices of ROI). Αυτό αποτελεί ένα μεταβατικό στάδιο για την δημιουργία μιας συμπιεσμένης εικόνας, η οποία στην ουσία παρουσιάζει τις τομές οι οποίες έχουν επιλεγεί ως τομές ενδιαφέροντος, με την μία να προστίθεται στην άλλη (collapse slices of ROI), δημιουργώντας την καινούρια εικόνα.

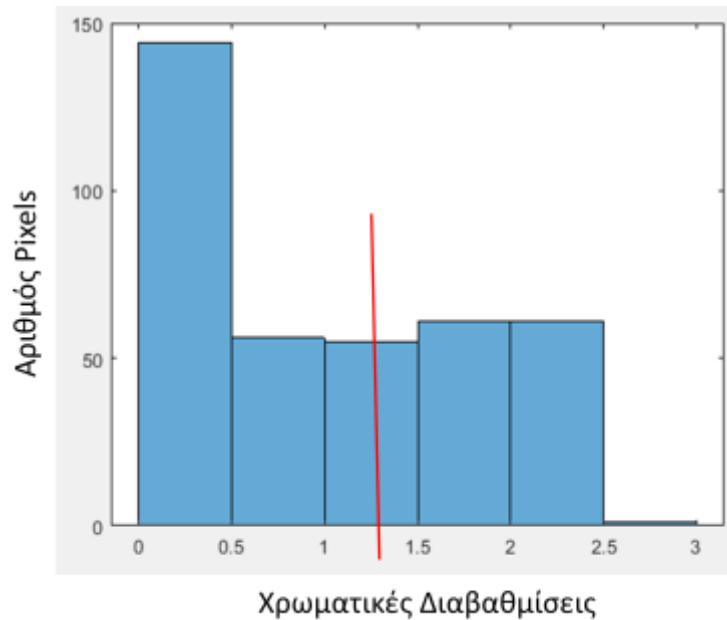
Με το τέλος λοιπόν του δεύτερου βήματος δημιουργήθηκε μια καινούρια εικόνα, η οποία έχει πλέον καλά προσδιορισμένα τα όρια του μυοκαρδίου το οποίο αποτελεί το υπό εξέταση όργανο, δεν περιλαμβάνει τον θόρυβο, αποτελείται μόνο από τις τομές ενδιαφέροντος και παρουσιάζει μια γενικότερη εικόνα για την κατάσταση στην οποία βρίσκεται το μυοκάρδιο. Δεδομένων αυτών και αφού η καινούρια εικόνα έχει υποστεί κάθε δυνατή επεξεργασία ώστε να αποκτήσει την καλύτερη μορφή που θα μπορούσε να πάρει αρχίζει το τρίτο και τελευταίο βήμα το οποίο περιλαμβάνει τον εντοπισμό και προσδιορισμό των ελλειμματικών περιοχών, μέσω της επιλογής της περιοχής ενδιαφέροντος (ROI). Η περιοχή ενδιαφέροντος επιλέγεται με το μάτι και αντιστοιχεί στην περιοχή όπου ο χρήστης κρίνει ότι υπάρχει ελλειμματική περιοχή, στη συνέχεια δουλεύει για όλες τις τομές σ' αυτή την περιοχή.



Βήμα 3ο: Εντοπισμός και Προσδιορισμός όγκου των Ελλειμματικών Περιοχών

Το τελευταίο βήμα είναι το σημαντικότερο της διαδικασίας και ο σκοπός της διεκπεραίωσης της έρευνας αυτής για την Διπλωματική αυτή Εργασία. Όπως προαναφέρθηκε ο εντοπισμός και ο προσδιορισμός του όγκου των ελλειμματικών περιοχών αποτελεί βασικό βήμα της διαγνωστικής πυρηνικής ιατρικής. Η εύρεση του αλγορίθμου αυτού που αυτοματοποιεί την εύρεση του όγκου των ελλειμματικών περιοχών και έχει σκοπό να εξελιχθεί σε ένα εξαιρετικά χρήσιμο εργαλείο για τους γιατρούς, αφού τους δίνει τη δυνατότητα πιο έγκυρης και ακριβής διάγνωσης.

Η διαδικασία που ακολουθήθηκε για να βρεθεί ο όγκος των ελλειμματικών περιοχών χωρίστηκε σε δύο μέρη. Στο πρώτο μέρος κατασκευάστηκε το ιστόγραμμα της συμπιεσμένης εικόνας των τομών ενδιαφέροντος (image of collapsed slices of ROI). Το ιστόγραμμα παρουσιάζει στον οριζόντιο άξονα τις χρωματικές διαβαθμίσεις ή αλλιώς τις τιμές έντασης και στον κατακόρυφο άξονα συχνότητα εμφάνισης της συγκεκριμένης έντασης, δηλαδή ο αριθμός των εικονοστοιχείων (pixels) που περιλαμβάνουν την συγκεκριμένη τιμή έντασης. Το ιστόγραμμα αυτό παρουσιάζεται στο χρήστη δίνοντας του τη δυνατότητα επιλογής της τιμής κατωφλιού που θεωρεί αυτός ιδανική ώστε να αφαιρεθούν από την εικόνα περιοχές που δεν αποτελούν περιοχές ενδιαφέροντος. Ελλειμματικές περιοχές στις εξετάσεις αυτές θεωρούνται οι περιοχές οι οποίες έχουν μειωμένη ένταση ακτινοβολίας σε σχέση με τις υπόλοιπες περιοχές. Το ραδιοφάρμακο δεν μπορεί να διαπεράσει την συγκεκριμένη περιοχή λόγω της στένωσης ή την διαπερνά μερικώς, συγκεκριμένα περιοχές στις οποίες το ραδιοφάρμακο δεν διαπερνά δεν ακτινοβολούν οπότε παρουσιάζουν μειωμένες τιμές έντασης και φαίνονται σκοτεινές. Περιοχές οι οποίες είναι υγιείς και το ραδιοφάρμακο διαπερνά παρουσιάζουν μεγαλύτερες τιμές έντασης. Η επιλογή της τιμής κατωφλιού γίνεται αφού ο χρήστης παρατηρήσει το ιστόγραμμα, στην περιοχή που εμφανίζεται το πρώτο ελάχιστο, δηλαδή εκεί όπου η τιμή της έντασης είναι κοντά στο μηδέν και η συχνότητα των εικονοστοιχείων (pixels) που έχουν την ένταση αυτή είναι ελάχιστη. Αυτό βρίσκει βάση από την θεωρία, αφού όπως αναφέρθηκε στα υποκεφάλαια 5.5.1 και 5.5.2, με την επιλογή αυτής της τιμής κατωφλιού γίνεται ο διαχωρισμός μεταξύ του παρασκήνιου (background) και της υπό εξέταση περιοχής, στην προκειμένη περίπτωση του μυοκαρδίου. Έτσι λοιπόν μηδενίζουμε το παρασκήνιο (background) και μετρούμε τον όγκο των μη-μηδενικών εικονοστοιχείων, η τιμή του οποίου δίνει τον αριθμό των τρισδιάστατων εικονοστοιχείων που περιλαμβάνουν την αριστερή κοιλία .



Στη συνέχεια ένα δεύτερο ιστόγραμμα δημιουργείται από το πρώτο και με τον ίδιο τρόπο σκέψης δίνεται δεύτερη τιμή κατωφλιού. Με το δεύτερο διαχωρισμό επιτυγχάνεται ο εντοπισμός των ελλειμματικών περιοχών. Δίνοντας την δεύτερη τιμή κατωφλιού διαχωρίζεται πλέον το υπό εξέταση όργανο από την περιοχή ενδιαφέροντος (Region of Interest-ROI) και εντοπίζονται έτσι οι ελλειμματικές περιοχές.

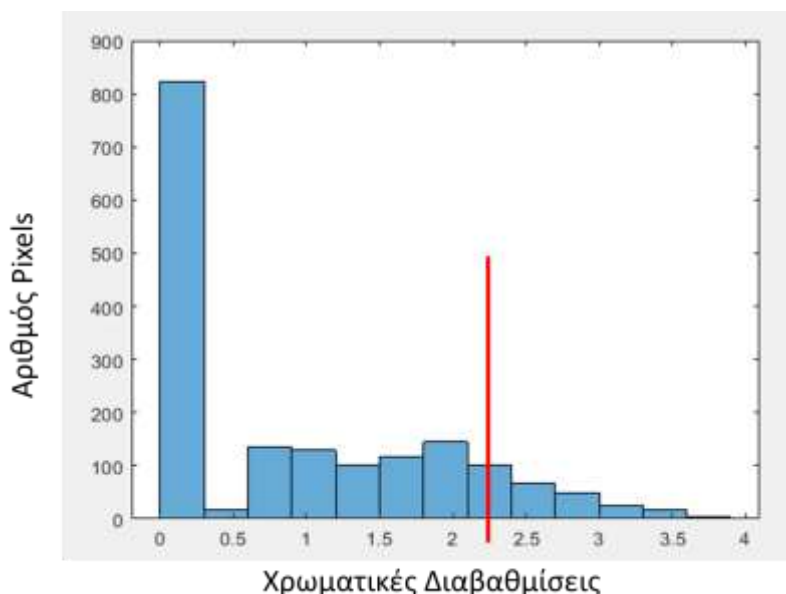
Η διαδικασία αυτή λοιπόν γίνεται με τη δημιουργία ενός function το οποίο αφού του δοθεί η πρώτη τιμή κατωφλιού (threshold 1) όλες οι τιμές έντασης που είναι μικρότερες του threshold1 αντικαθίστανται με μηδέν. Τα εικονοστοιχεία (pixels) λοιπόν, που περιλαμβάνουν τιμές έντασης μεγαλύτερες του μηδενός αντιστοιχούν στην τιμή του όγκου1 (volume1).

```

for j=jmin:jmax
    for k=kmin:kmax
        if c(j,k,1)>0
            volume1=volume1+1;
        end
    end
end
end

```

Ακολουθως γίνεται ξανά παρόμοια διαδικασία. Επιλέγεται μέσω του ιστογράμματος 2, η τιμή κατωφλιού 2 (threshold 2). Όλες οι τιμές έντασης που είναι μικρότερες του threshold2 αντικαθίστανται με μηδέν και τα εικονοστοιχεία (pixels) τα οποία περιλαμβάνουν τιμές έντασης μεγαλύτερες του μηδενός. Υπολογίζεται τότε ο αριθμός των τρισδιάστατων εικονοστοιχείων που ακτινοβολούν.



Τέλος, γίνεται αφαίρεση των δυο αυτών αριθμών (αριθμός 3D pixels αριστερής κοιλάδας-αριθμός 3D pixels που ακτινοβολούν) και το αποτέλεσμα δίνει τον αριθμό των εικονοστοιχείων (pixels) που αποτελούν την ελλειμματική περιοχή (defect). Ο αριθμός αυτός των εικονοστοιχείων, πολλαπλασιάζεται με τον όγκο του εικονοστοιχείου, στην περίπτωση μας $6,9 \times 6,9 \times 6,9$ και καταλήγει στον προσδιορισμό του όγκου της ελλειμματικής περιοχής σε mm^3 .

```
volume=#1-#2;
totalvolume=volume*6,9*6,9*6,9
```

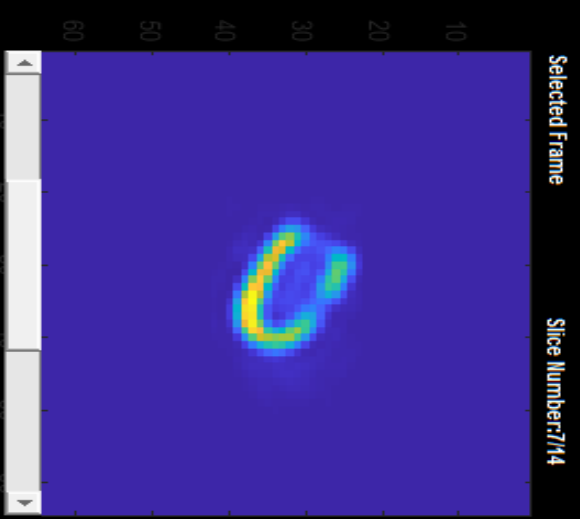
7.3: Αποτελέσματα

Το τελευταίο κομμάτι της διαδικασίας αυτής περιλαμβάνει τη δημιουργία μιας επιφάνειας εργασίας-γραφικού περιβάλλοντος, στην οποία βρίσκουν εφαρμογή όλα τα παραπάνω και παρουσιάζονται οπτικά τα αποτελέσματα του πιο πάνω αλγορίθμου.

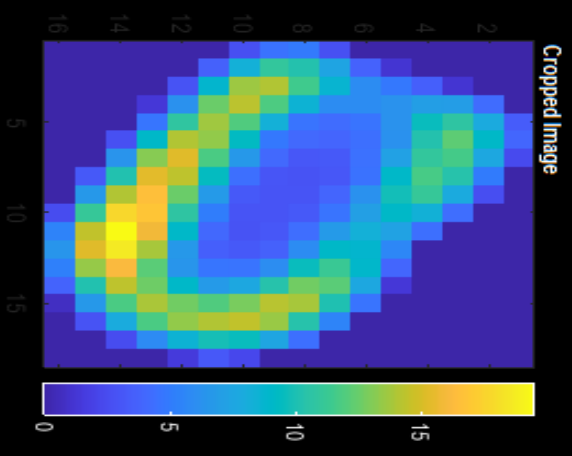
Η δημιουργία της επιφάνειας εργασίας (interface) είναι ένα χρήσιμο πολυεργαλείο για τους γιατρούς, αφού η εμφάνιση του είναι τόσο απλοποιημένη, με το χρήστη να αντιλαμβάνεται πλήρως τα βήματα που πρέπει να γίνουν και με ποια σειρά πρέπει να γίνουν αυτά.

Σταδιακά ο χρήστης δίνει και παίρνει πληροφορίες μέσω της επιφάνειας εργασίας με τελικό στόχο την εύρεση του όγκου των ελλειμματικών περιοχών όσο το δυνατό ακριβέστερα.

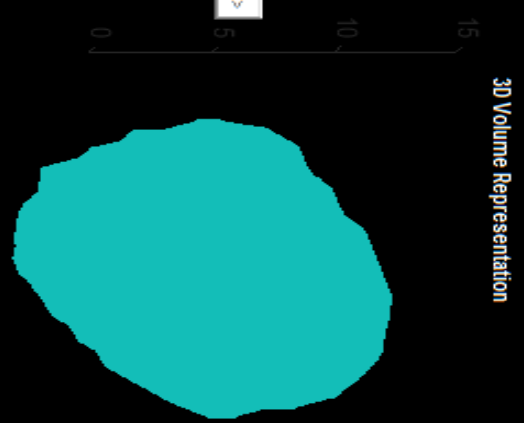
Παρακάτω παρατίθεται ένα εγχειρίδιο χρήσης της πιο πάνω επιφάνειας εργασίας.



2.Next ->



3.Next ->

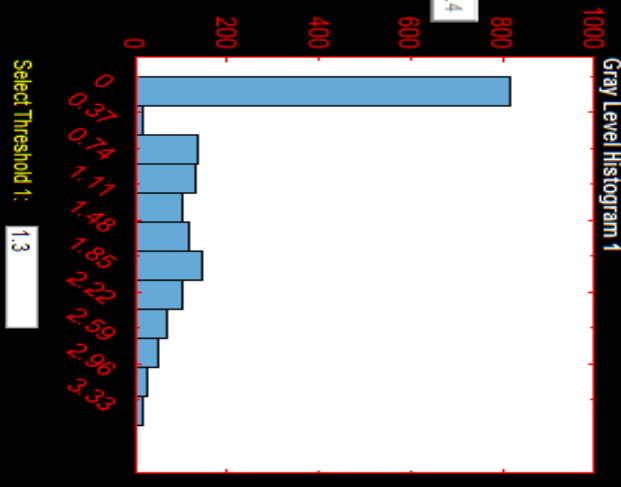
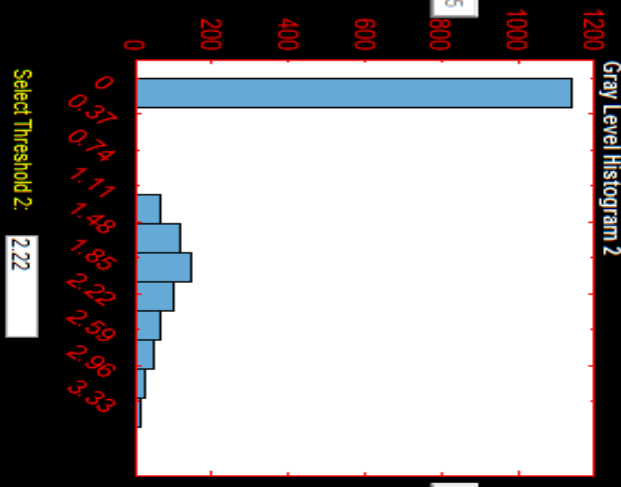
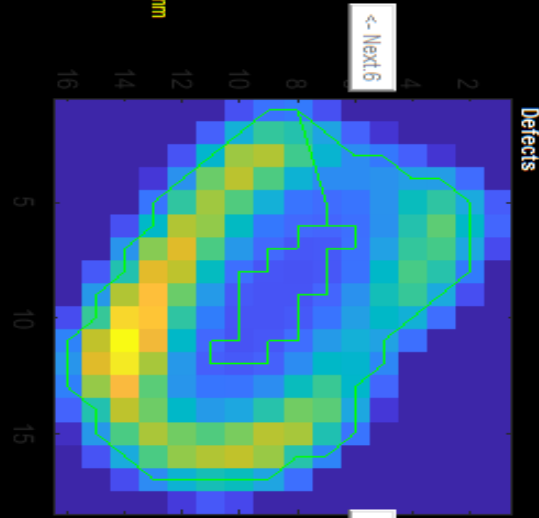


1. Open Dicom File

Final Results

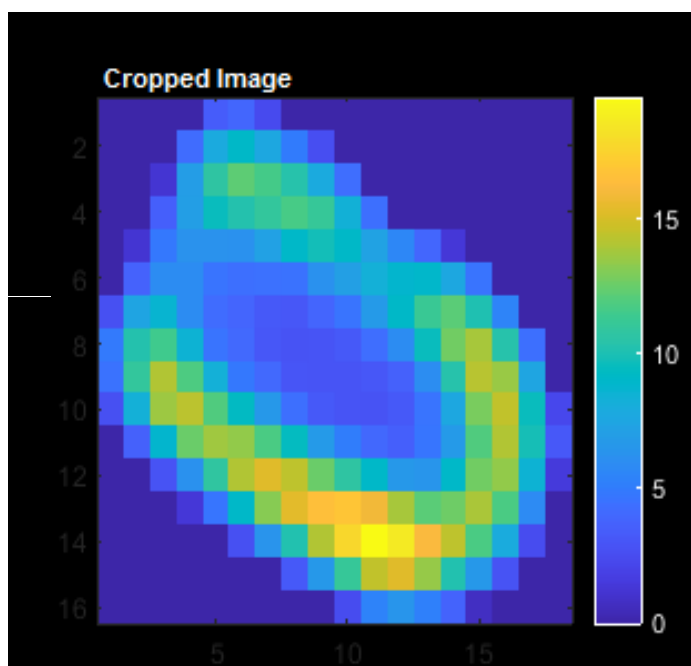
V1=985,527mm³
 (px X vol=3X328,509)

(N=V/pixel X Number of Pixels)
 Pixel size (volume estimation): **6.9** mm



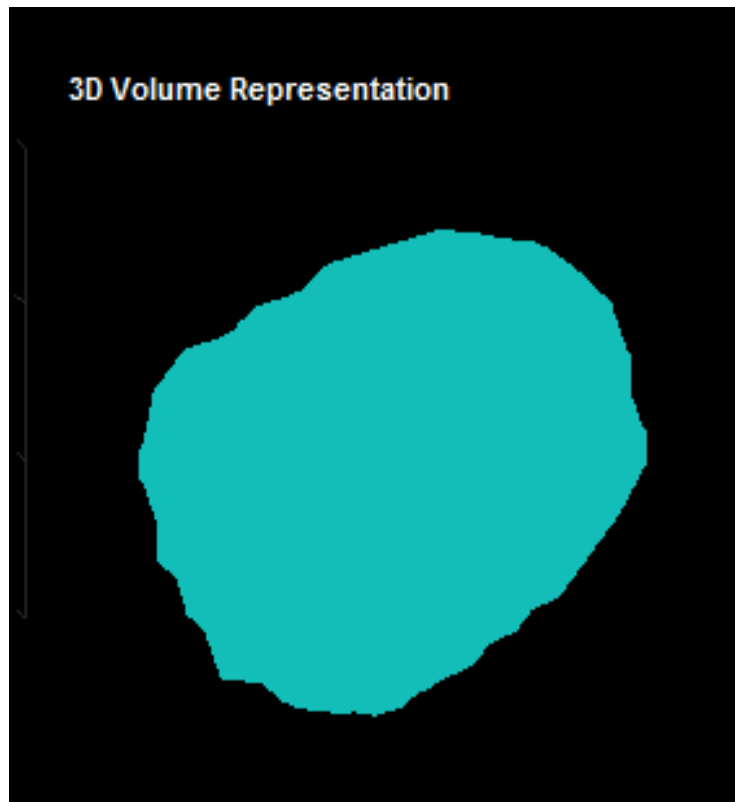
Close Program

Συμπιεσμένη εικόνα τομών ενδιαφέροντος – Νέων Διαστάσεων



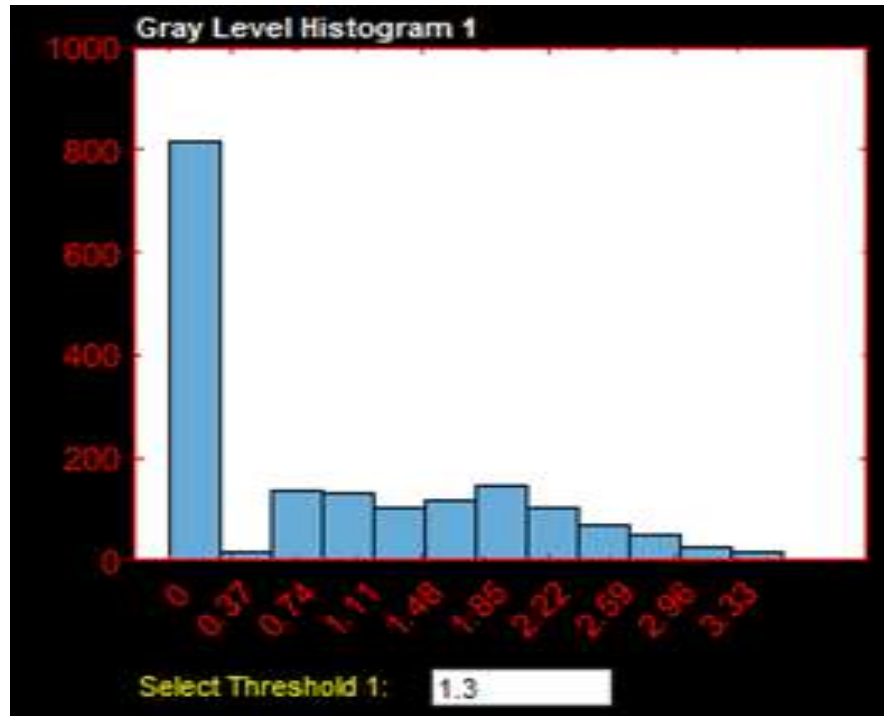
1. Δείχνει την καινούργια εικόνα (νέων διαστάσεων) των επιλεγμένων τομών συμπιεσμένη. Δηλαδή για τις τομές που έχουν επιλεχθεί, η εικόνα αφού υποστεί επεξεργασία και αποκοπεί για κάθε τομή χωριστά, ακολούθως γίνεται συμπίεση των τομών σε μία. Δηλαδή κάθε τομή που επιλέχθηκε προστίθεται με τις επόμενες και μια καινούργια εικόνα δημιουργείται.
2. Ο χρήστης είναι σε θέση να παρατηρεί μέσω της κλίμακας που βρίσκεται στο πλάι, αποκτώντας πλήρη εικόνα όσο αφορά τις περιοχές ελάχιστης και μέγιστης έντασης και επομένως τις περιοχές που απορροφήθηκε ή όχι ραδιοφάρμακο. Οι περιοχές ελάχιστης έντασης (μπλε χρώμα) αντιστοιχούν σε περιοχές που δεν μπορεί να πάει ραδιοφάρμακο, πιθανώς εκεί να υπάρχει η στένωση. Οι περιοχές μέγιστης έντασης (κίτρινο χρώμα) αντιστοιχούν σε περιοχές που το ραδιοφάρμακο μπορεί να διαχυθεί και επομένως να ακτινοβολεί.

Τρισδιάστατη απεικόνιση της καρδιάς



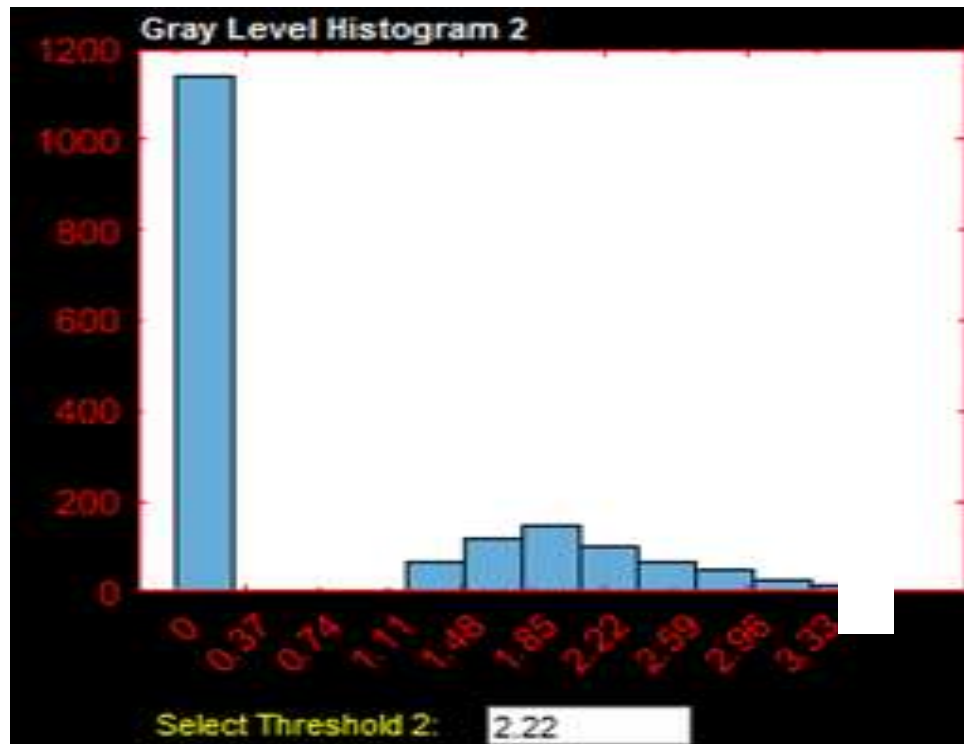
1. Αναπαριστά την τρισδιάστατη απεικόνιση της καρδιάς.
2. Ο χρήστης έχει τη δυνατότητα να γυρίζει την εικόνα 360 μοίρες , βλέποντας έτσι την ολόκληρη την καρδιά. Ίσως είναι εμφανή τα ελαττώματα αν αυτά είναι μεγάλα.

Πρώτο Ιστόγραμμα βασισμένο στη μέθοδο Otsu



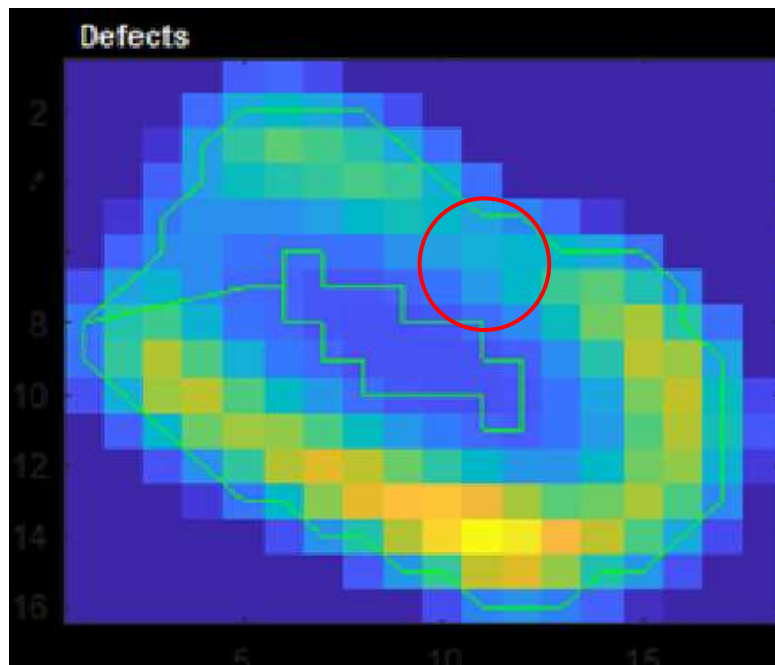
1. Δείχνει το πρώτο ιστόγραμμα το οποίο βασίζεται στη μέθοδο του Otsu . Γίνεται τροποποιημένη μέθοδος Otsu παρατηρώντας πλέον την συχνότητα των εικονοστοιχείων ανά τιμή έντασης. Το ιστόγραμμα αυτό παρουσιάζει στον άξονα ψ τις τιμές έντασης και στον άξονα χ την ποσότητα των εικονοστοιχείων (pixels) στα οποία αντιστοιχεί η συγκεκριμένη τιμή έντασης.
2. Ο χρήστης μπορεί παρατηρώντας το ιστόγραμμα να επιλέξει την πρώτη τιμή κατωφλιού την οποία αυτός θεωρεί κατάλληλη.
Δίνει στο χρήστη τη δυνατότητα να παρατηρεί στο ιστογραμμα στο οποίο αντιστοιχεί η τιμή κατωφλιού που επιλέγει. Έτσι είναι σε θέση να αποκόψει τα εικονοστοιχεία που δεν προσφέρουν κάτι στο τελικό αποτέλεσμα. Διαχωρισμός του υπό εξέταση αντικειμένου από το παρασκήνιο (background)
Παρουσιάζεται η τιμή που παίρνει η πρώτη τιμή κατωφλιού.

Δεύτερο Ιστόγραμμα βασισμένο στη μέθοδο Otsu



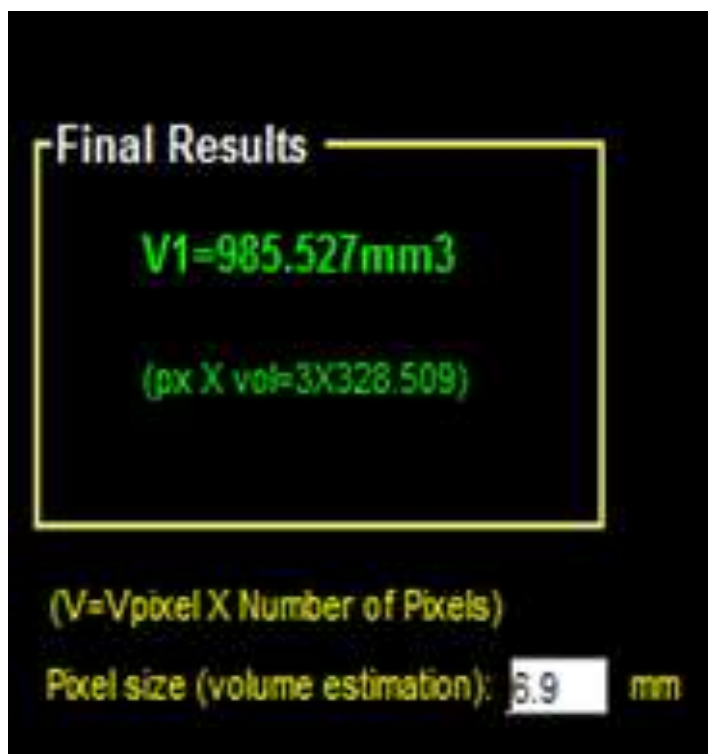
1. Δείχνει το δεύτερο ιστόγραμμα το οποίο βασίζεται στη μέθοδο του Otsu . Γίνεται τροποποιημένη μέθοδος Otsu παρατηρώντας πλέον την συχνότητα των εικονοστοιχείων ανά τιμή έντασης.
2. Ο χρήστης μπορεί με χρήση του slide bar να επιλέξει τη δεύτερη τιμή κατωφλιού την οποία αυτός θεωρεί κατάλληλη παρατηρώντας το ιστόγραμμα. Δίνει στο χρήστη τη δυνατότητα να παρατηρεί στο ιστόγραμμα στο οποίο αντιστοιχεί η τιμή κατωφλιού που επιλέγει. Έτσι είναι σε θέση να διαχωρίσει από το υπό εξέταση αντικείμενο την ελλειμματική περιοχή που τον ενδιαφέρει. Παρουσιάζεται η τιμή που παίρνει η δεύτερη τιμή κατωφλιού.

Εικόνα εντοπισμού των ελλειμματικών περιοχών



1. Ο χρήστης είναι σε θέση να διακρίνει τις ελλειμματικές περιοχές ξεκάθαρα.

Πίνακας τελικών αποτελεσμάτων



1. Ο χρήστης βλέπει των τελικό αριθμό των ελλειμματικών περιοχών που εντοπίστηκαν.
2. Ο χρήστης καλείται να δώσει τις συντεταγμένες του εικονοστοιχείου (pixel) με βάση το όργανο το οποίο χρησιμοποιεί. Στην προκειμένη περίπτωση είναι 6,9x6,9x6,9.

	<i>Εικόνες με</i>	<i>Πειραματική Τιμή (mm³)</i>	<i>Θεωρητική Τιμή (mm³)</i>	<i>Ποσοστιαία Απόκλιση</i>
1	<i>Δυο μικρές ελλειμματικές περιοχές</i>	1540	1600	3,7
2	<i>Δυο μικρές ελλειμματικές περιοχές</i>	1662	1600	3,7
3	<i>Δυο μικρές ελλειμματικές περιοχές</i>	1654	1600	3,3
4	<i>Μεγάλη Ελλειμματική Περιοχή</i>	986	1000	1,4
5	<i>Μεγάλη Ελλειμματική Περιοχή</i>	980	1000	2
6	<i>Μεγάλη Ελλειμματική Περιοχή</i>	1023	1000	2,2

Πίνακας 7.1 : Τελικά Αποτελέσματα

Κεφάλαιο 8: ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Κατά τη διάρκεια της πτυχιακής αυτής εργασίας σκοπός ήταν η δημιουργία ενός αλγορίθμου ο οποίος θα αποτελούσε ένα μαθηματικό διαγνωστικό εργαλείο για τους γιατρούς, όπου μέσω αυτού θα μπορούσαν να είναι πιο βέβαιοι για τη διάγνωση τους. Σε καμία περίπτωση δεν ήταν σκοπός η αντικατάσταση του γιατρού μέσω ενός προγράμματος λογισμικού. Κύριο μέλημά ήταν το εργαλείο αυτό, να είναι εύκολο στη χρήση από τον οποιοδήποτε και ιδιαίτερα από τους γιατρούς και να παρέχει σ' αυτούς ένα πιο εμπειριστατωμένο και ακριβές συμπέρασμα για τη διάγνωση που ήδη ήταν σε θέση να κάνουν.

Μέσω της πτυχιακής αυτής εργασίας σκοπός ήταν, να αναπτυχθεί ένας τέτοιος αλγόριθμος, ο οποίος να είναι πλήρως αυτοματοποιημένος, με τη συνεισφορά του να φανεί μελλοντικά, αφού τελικά προέκυψαν αρκετά σημεία τα οποία χρίστηκαν ιδιαίτερης μεταχείρισης.

Στην πρώτη φάση της έρευνας αυτής έγινε επεξεργασία των εικόνων που λήφθηκαν μέσω του ομοιώματος με σκοπό τη βελτίωση της ποιότητας των εικόνων ώστε να προετοιμαστούν κατάλληλα για τον αυτόματο εντοπισμό των ελλειμματικών περιοχών και τη μέτρηση του χαρακτηριστικού τους όγκου.

Πρώτο μέρος της επεξεργασίας εικόνας αποτέλεσε η ανάλυση της εικόνας που δόθηκε, ώστε να εξαχθούν τα χαρακτηριστικά της. Ακολούθησε τμηματοποίηση της εικόνας με σκοπό να εντοπιστούν οι περιοχές ενδιαφέροντος μέσα στην εικόνα χρησιμοποιώντας αυτοματοποιημένες και ημι-αυτοματοποιημένες τεχνικές. Η τμηματοποίηση εικόνας αποτελεί ένα από τα σημαντικότερα βήματα κατά την επεξεργασία εικόνων και πολλοί αλγόριθμοι θεωρούνται αρκετά απλοί για να μπορούν να λύσουν το πρόβλημα οποιασδήποτε ιατρικής εξέτασης. Όσο αφορά διαγνωστικές ιατρικές εξετάσεις πρέπει να κρατήσουμε στο πίσω μέρος του μυαλού μας, πως η τμηματοποίηση των εικόνων που λήφθηκαν μέσω των εξετάσεων είναι εξαιρετικά περίπλοκη, λόγω του ότι ο ασθενής είναι πολύ πιθανόν να κινήθηκε κατά τη διάρκεια της εξέτασης, με αποτέλεσμα την απόδοση μιας εικόνας αρκετά χαμηλής ποιότητας. Αυτός ήταν και ο λόγος που θεωρήθηκε πιο κατάλληλο η έρευνα της πτυχιακής αυτής εργασίας να πραγματοποιηθεί σε δεδομένα που λήφθηκαν από ομοίωμα, το οποίο βέβαια δεν περιείχε καμία ζωτική κίνηση για το παρόν στάδιο.

Ωστόσο στο παρόν στάδιο παρουσιάζονται κάποιες αδυναμίες. Κατά την εύρεση των ελλειμματικών περιοχών και την επιλογή της περιοχής ενδιαφέροντος (ROI), δεν βρέθηκε τρόπος ο οποίος να αυτοματοποιεί την επιλογή της περιοχής αυτής, οπότε συνεχίστηκε η επεξεργασία των εικόνων που είχαμε στη διάθεση μας ώστε να γίνεται η επιλογή της περιοχής από το χρήστη με το μάτι. Το σημείο αυτό αποτελεί αδυναμία στη

μεθοδολογία, αφού σκοπός ήταν να γίνεται αυτοματοποιημένα η εύρεση των ελλειμματικών περιοχών.

Παρά το γεγονός αυτό όμως, με την κατάλληλη επεξεργασία της εικόνας, ώστε να δίνεται στο χρήστη η δυνατότητα να επιλέξει όσο το δυνατό με περισσότερη ακρίβεια την ελλειμματική περιοχή και τη βοήθεια του χρήστη ο οποίος κάνει την επιλογή, η έρευνα μπορεί να συνεχιστεί.

Επομένως, μετά την παράδοση του παρόντος αλγορίθμου κρίνεται αναγκαίο να ακολουθήσουν διορθώσεις. Αρχικά θα γίνει διόρθωση μερικού όγκου (Partial Volume Correction-PVC). Η ποσοτικοποίηση σε τομογραφίες εκπομπών επηρεάζεται από επιδράσεις μερικών όγκων (Partial Volume Effects) οι οποίες προκαλούνται από την κακή χωρική ανάλυση των εικόνων (poor spatial resolution). Η επίδραση του μερικού όγκου στην τομογραφία εκπομπής ενός μόνο φωτονίου (SPECT) οδηγεί σε υποτιμήσεις ή υπερεκτιμήσεις των συγκεντρώσεων του ραδιοφαρμάκου στις ανακατασκευασμένες εικόνες με τα αντίστοιχα σφάλματα να μεταφέρονται στις καινούριες εικόνες που δημιουργούνται στη συνέχεια με σκοπό την περαιτέρω επεξεργασία. Η εφαρμογή κατάλληλων αλγορίθμων που έχουν ως σκοπό τη διόρθωση μερικού όγκου (PVC) εξαρτάται από την κατανομή του σήματος αλλά και την κατανομή του θορύβου που περιλαμβάνεται στην εικόνα. Γι' αυτό έχουν δημιουργηθεί και προταθεί διάφοροι αλγόριθμοι και μεθοδολογίες οι οποίοι έχουν εφαρμοστεί για την αντιμετώπιση των προβλημάτων αυτών. [19] Τα καλύτερα αποτελέσματα επιτυγχάνονται χρησιμοποιώντας πληροφορίες από ανατομικές εικόνες οι οποίες έχουν κατά κανόνα αρκετά καλύτερη χωρική ανάλυση (spatial resolution) .

Κρίνεται επίσης αναγκαίο να γίνει διόρθωση της σκέδασης των φωτονίων (Compton Scattering Correction). Τα σκεδαζόμενα φωτόνια προκαλούν θολώματα και στρεβλώσεις σε διαγνωστικές ιατρικές εξετάσεις οι οποίες περιλαμβάνουν ακτινοβολία ραδιοφαρμάκων, με αποτέλεσμα να μειώνουν την ακρίβεια και ποιότητα της αναδόμησης της εικόνας. Η επίδραση των σκεδαζόμενων φωτονίων κρίνεται αναγκαίο να αφαιρεθεί από την εικόνα με σκοπό να αποκατασταθεί η ποιότητα της. Η ροή των διάσπαρτων φωτονίων υπολογίζεται ως το άθροισμα δυο συνιστωσών. Τα απλά σκεδαζόμενα φωτόνια υπολογίζονται μαζί με την ασυνεχή ροή κατά μήκος του οργάνου, ενώ τα πολλαπλά σκεδαζόμενα φωτόνια αξιολογούνται με τη χρήση διορθωτικών προσομοιώσεων όπως αυτή του Monte-Carlo.

Αφού γίνουν οι απαραίτητες διορθώσεις στα μελλοντικά πλάνα βρίσκεται επίσης και η προσθήκη κίνησης στο ομοίωμα ώστε να πάρει πλέον την μορφή ενός ασθενή. Θα προσδοθούν στο ομοίωμα συστολή-διαστολή της καρδιάς, αναπνοή και κρανιο-κοιλιακή κίνηση. Δηλαδή το ομοίωμα θα φέρεται πλέον σαν ένας κανονικός ασθενής. Επιπρόσθετα στόχος μας είναι ο αλγόριθμος να βρίσκεται σε θέση να υπολογίσει των

όγκων περισσότερων από μιας ελλειμματικής περιοχής, αλλά και να προσδιορίζει τη θέση της κάθε μιας σε σχέση με το μυοκάρδιο.

Η παρούσα λοιπόν έρευνα αποτέλεσε το πρώτο βήμα για μια πιο ολοκληρωμένη και ορθή έρευνα, που να φτάνει όσο το δυνατό, με τη βοήθεια του ομοιώματος, πιο κοντά στα πραγματικά δεδομένα των διαγνωστικών ιατρικών εξετάσεων. Σκοπός είναι αφού η έρευνα ολοκληρωθεί να εξεταστεί σε πραγματικές εξετάσεις ώστε να γίνει επαλήθευση από τους γιατρούς με αποτέλεσμα να καθοριστεί η πιστότητα και ακρίβεια των αποτελεσμάτων.

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Θέλω να ευχαριστήσω θερμά τον Καθηγητή μου κ. Πάνο Ραζή γιατί χωρίς την δική του συμβολή δεν θα μου δινόταν η ευκαιρία να συνεργαστώ στο συγκεκριμένο project του πανεπιστήμιου Frederick. Τον ευχαριστώ επίσης για την καθοδήγηση και τις συμβουλές που μου έδιδε κατά την διάρκεια της συγγραφής της Διπλωματικής αυτής Εργασίας.

Θα ήθελα να εκφράσω μέσα από την καρδιά μου τις ευχαριστίες μου στον Καθηγητή κ. Γιάννη Παρπόττα του Ιδιωτικού Πανεπιστημίου Frederick, ο οποίος μου εμπιστεύθηκε ένα κομμάτι από το δικό του project, δίνοντας μου την ευκαιρία να ασχοληθώ με ένα τομέα της Φυσικής ο οποίος με ενδιαφέρει. Η καθοδήγηση, καθώς και οι γνώσεις που αποκόμισα κατά τη διάρκεια των εξαμήνων αυτών ήταν τεράστια εφόδια για μένα, τα οποία με βεβαιότητα θα με βοηθήσουν στην μετέπειτα πορεία μου.

Ευχαριστώ επίσης θερμά τον κ. Θεόδωρο Λεοντίου, ο οποίος ήταν δίπλα μου κατά τη διάρκεια της Διπλωματικής μου Εργασίας, μεταδίδοντας μου γνώσεις και καθοδηγώντας με στην εκμάθηση του λογισμικού προγράμματος MatLab , την οποία μέχρι στιγμής δεν είχα δουλέψει ξανά.

Επιπρόσθετα θα ήθελα να ευχαριστήσω τον καθηγητή κ. Ευθύβουλο Κυριάκου χωρίς την παρουσία του οποίου δεν θα ήταν δυνατή η δημιουργία της επιφάνειας εργασίας (Interface).

Οι συμβουλές, καθώς και οι γνώσεις που αποκόμισα κατά τη διάρκεια της Διπλωματικής μου Εργασίας από τους πιο πάνω καθηγητές και συνεργάτες μου, ήταν οδηγοί για μένα σ' αυτό το ταξίδι και αποτέλεσαν την βάση για το καινούριο ξεκίνημα μου.

Τέλος δεν θα μπορούσα να μην εκφράσω τις ευχαριστίες μου, στους δικούς μου ανθρώπους, οι οποίοι ήταν δίπλα μου σε κάθε στιγμή, με στήριζαν και με βοηθούσαν με κάθε δυνατό τρόπο.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

[1] <http://www.philenews.com/koinonia/anthropoi/article/622495/-i-pyriniki-iatriki-chrisimopoiei-ti-radienergia-ga-tin-ygia>

[2] [«Βασικές αρχές της SPECT ΚΑΙ PET απεικόνισης»-Ι.Τσούγκος-Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής-Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας](#)

[3] Διπλωματική Εργασία-Βαθμονόμηση Πρότυπου Τομογραφικού Συστήματος SPECT με χρήση ραδιοϊσοτόπου ^{111}I – Ιωάννης Χριστοδουλόπουλος- Γ. Μασσόπουλος – Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο- Σελίδες 8-10

[4] <http://www.incardiology.gr/kardia/kardia.html>

[5] <https://www.hcs.gr/stefaniaia-nosos.aspx>

[6] Διπλωματική Εργασία – Ο ρόλος του νοσηλευτή στο διαγνωστικό τμήμα της Πυρηνικής Ιατρικής – Βλάχμπη Μαρία – Τεχνολογικό Εκπαιδευτικό Τμήμα Αν. Μακεδονίας και Θράκης – Σελίδα 12

[7] Rachel A. Posner, Edward R. Posner "Essential Nuclear Medicine Physics" (2^η Έκδοση , Blackwell 2006).

[8] Ιωάννης Κανδαράκης "Φυσικές και Τεχνολογικές Αρχές Πυρηνικής Ιατρικής"(3η Έκδοση 2002).

[9] Διπλωματική Εργασία-Μελέτη Μεθόδων Διόρθωσης Σκέδασης με χρήση προσομοίωσης Monte Carlo στο πακέτο λογισμικού Gate – Νικόλαος Γ. Σακέλλιος – Κωνσταντίνα Σ. Νικήτα – Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο - Σελίδα 19

[10] Διδακτορική Διατριβή – Διόρθωση της εξασθένησης της γ-ακτινοβολίας (attenuation correction) μέσω υπολογιστικής αξονικής τομογραφίας CT χαμηλής ευκρίνειας σε τομογραφικές SPECT σπινθηρογραφικές μελέτες αιμάτωσης του μυοκαρδίου. Διαγνωστική και προγνωστική αξία – Χρήστος Α. Σαββόπουλος – Πανεπιστήμιο Πατρών -2014 - Σελίδες 44-45

[11] Λαζαρίνης, Φ. (2007). Τεχνολογίες Πολυμέσων: Θεωρία, Υλικό, Λογισμικό. Αθήνα: Εκδόσεις Κλειδάριθμος.

[12] Πανεπιστήμιο Πατρών, Κωνσταντίνος Μπερμπερίδης, 2015.
«Ψηφιακή Επεξεργασία & Ανάλυση Εικόνας. Εισαγωγή». Έκδοση: 1.0.
Πάτρα 2015. Διαθέσιμο από τη δικτυακή διεύθυνση:
<https://eclass.upatras.gr/courses/CEID1033/>.

[13] MATLAB as a Tool in Nuclear Medicine Image Processing – October2011-Authors :
Maria E. Lyra , Agapi Ploussi , Antonios Georgatzoglou – Radiation Physics Unit, A'
Radiology Department, University of Athens Greece
https://www.researchgate.net/publication/221918148_MATLAB_as_a_Tool_in_Nuclear_Medicine_Image_Processing

[14] <https://edoras.sdsu.edu/doc/matlab/toolbox/images/enhanc10.html>

[15] Πτυχιακή Εργασία Ανάπτυξη Αλγορίθμων για Τμηματοποίηση (Segmentation) Ψηφιακής Εικόνας και Υλοποίηση τους σε περιβάλλον Matlab- Βουτσκοπούλου Ευαγγελία και Γκούμας Στέφανος -Οκτώβριος 2006-Τεχνολογικό Εκπαιδευτικό Ίδρυμα Καβάλας

[16] Διπλωματική Εργασία - Ανάπτυξη εξελιγμένων αλγορίθμων για την Ψηφιακή Επεξεργασία και Ανάλυση Κυτταροπαθολογικών Εικόνων με χρήση πλατφόρμας MATLAB -Νικόλαος Α. Νάννος-Δημήτριος Κουτσούρης-Οκτώβριος 2011- Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο- Σελίδα 43

[17] A new thresholding method for volume determination by SPECT - L. Mortelmans , j. Nuyts, G. Van Pamel , V. Van den Maegdenbergh , M. De Roo a, and P. Suetens
Department of Nuclear Medicine and 2 ESAT, Department of Electrical Engineering,
Katholieke Universiteit, B-3000 Leuven, Belgium

[18] A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms - NOBUYUKI OTSU

[19] <https://journals.sagepub.com/doi/full/10.1097/00004647-200208000-00014>