

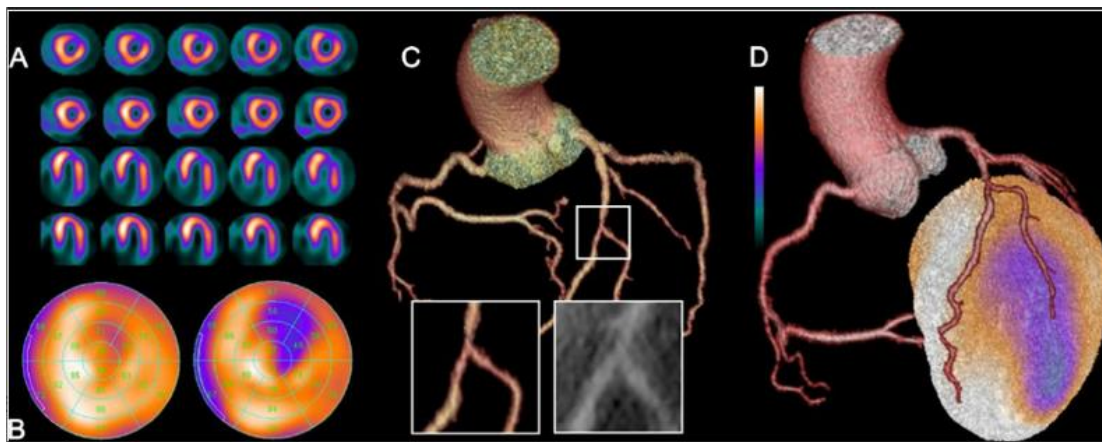


ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΠΡΟΝΟΙΑΣ

ΤΜΗΜΑ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Έλεγχος ποιότητας σπινθηρογραφικής μελέτης αιμάτωσης μυοκαρδίου
με τη χρήση υβριδικού συστήματος SPECT-CT



Παναγιώτης Μεταξώτης
ΑΜ 20019

Ονοματεπώνυμο επιβλέποντα καθηγητή
Περικλής Παπαβασιλείου
ΗΜΕΡΟΜΗΝΙΑ

Οκτώβριος 2022

Πρακτικό

A/α	Όνομα	Βαθμίδα	Ψηφιακή Υπογραφή
	κα Λήδα Γώγου	Καθηγήτρια	
	κος Περικλής Παπαβασιλείου	Επίκουρος Καθηγητής	
	κος Δημήτρης Κεχαγιάς	Καθηγητής	

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Ο κάτωθι υπογεγραμμένος **Παναγιώτης Μεταξώτης** του **Γεωργίου** με αριθμό μητρώου (ΑΜ) **20019** φοιτητή του Προγράμματος Μεταπτυχιακών Σπουδών «**Σύγχρονες Εφαρμογές στην Ιατρική Απεικόνιση**» του Τομέα Ακτινολογίας-Ακτινοθεραπείας του Τμήματος Βιοϊατρικών Επιστημών, της Σχολής Επιστημών Υγείας και Πρόνοιας, του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω ότι :

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

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

Ο Δηλών

Παναγιώτης Μεταξώτης

**Panagiotis
Metaxotis** Digitally signed by Panagiotis Metaxotis
DN: cn=Panagiotis Metaxotis, c=GR,
ou=Siemens Healthineers,
email=panagiotis.metaxotis@siemens-
healthineers.com
Date: 2022.12.05 09:29:19 +02'00'

Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τον κ. Περικλή Παπαβασιλείου, επίκουρο καθηγητή του τμήματος βιοϊατρικών επιστημών του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής , για την στήριξη και καθοδήγηση που μου παρείχε τόσο κατά τη διάρκεια του Μεταπτυχιακού όσο και κατά τη συγγραφή της Διπλωματικής εργασίας.

Επίσης θα ήθελα να ευχαριστήσω τους καθηγητές του τμήματος Βιοϊατρικών επιστημών για την αμέριστη και έμπρακτη βοήθειά τους.

Τέλος, η συγγραφή και ολοκλήρωση της εργασίας αυτής θα ήταν αδύνατο να ολοκληρωθεί χωρίς τη στήριξη και κατανόηση της οικογένειάς μου.

Έλεγχος ποιότητας σπινθηρογραφικής μελέτης αιμάτωσης μυοκαρδίου

με τη χρήση υβριδικού συστήματος SPECT-CT

Περίληψη

Τα υβριδικά συστήματα Πυρηνικής Ιατρικής που συνδυάζουν SPECT και CT λειτουργούν συμπληρωματικά. Η Υπολογιστική Τομογραφία παρέχει υψηλή ανάλυση, αλλά χαμηλή ειδικότητα, ενώ η αντίστοιχη Πυρηνική δίνει μεταβολικές πληροφορίες, αλλά στερείται ανατομικού προσανατολισμού και λεπτομέρειας. Επιπλέον η γ-ακτινοβολία που εκπέμπεται από το ραδιοϊχνηθέτη δεν φτάνει ακέραιη στον ανιχνευτή, αλλά υφίσταται απορρόφηση και σκέδαση που αλλοιώνουν τις πραγματικές κρούσεις και την θέση που αυτές καταγράφονται στην τελική εικόνα πάνω στην οποία θα γίνει διάγνωση.

Έτσι, η διόρθωση της απορρόφησης της ακτινοβολίας με τη χρήση ακτίνων Χ από σύστημα Υπολογιστικής Τομογραφίας, μπορεί να οδηγήσει σε πιο αξιόπιστα αποτελέσματα αυξάνοντας την ευαισθησία και την ειδικότητα του SPECT. Στη σπινθηρογραφική απεικόνιση του μυοκαρδίου η ακριβής διάγνωση της αιμάτωσης της αριστερής κοιλίας έχει μεγάλη σημασία τόσο στην εκτίμηση της ύπαρξης ή μη στεφανιαίας νόσου, όσο και στη θεραπευτική αγωγή που θα λάβει ο εξεταζόμενος που θα βασισθεί στον υπολογισμό της έκτασης της βλάβης. Στα υβριδικά συστήματα απεικόνισης SPECT/CT οι δύο τεχνολογίες ανίχνευσης δεν λαμβάνουν χώρα ταυτόχρονα, αλλά διαδοχικά (sequential scanning). Οι διαφοροποιήσεις τόσο στη θέση, αλλά και στη διάρκεια σάρωσης μπορούν να οδηγήσουν σε εσφαλμένη σύντηξη (registration) των ανατομικών και λειτουργικών τρισδιάστατων απεικονιστικών δεδομένων (ακούσιες κινήσεις του θώρακα κατά την αναπνοή, και συσπάσεις του μυοκαρδίου).

Ο σκοπός αυτής της διπλωματικής αφορά δύο κλάδους:

1. Τον έλεγχο ποιότητας για την διασφάλιση της ακριβούς σύντηξης των απεικονιστικών δεδομένων CT και SPECT.
2. Την αξιολόγηση του πρωτόκολλου επεξεργασίας που περιλαμβάνει την επισκόπηση των δεδομένων σάρωσης (και μερική διόρθωση μέσω λογισμικού) και την χωρική ταυτοποίηση των πεδίων CT και SPECT για την αξιόπιστη διόρθωση εξασθένησης της ακτινοβολίας.

Λέξεις-κλειδιά: Εξασθένηση ακτινοβολίας, υβριδική απεικόνιση SPECT CT, σπινθηρογράφημα αιμάτωσης μυοκαρδίου

Quality control of myocardial perfusion imaging using SPECT-CT

Abstract: Hybrid Molecular Imaging systems combining SPECT and CT act complementary of one another. Computer Tomography provides high resolution images but with limited tissue specificity, whereas SPECT imaging suffers from poor spatial resolution of areas that provide physiologic information based on localization of radiopharmaceuticals in regions of interest. Additionally, the radiation emitted by radioisotopes undergoes attenuation and scattering, affecting the full registration of events to the image, that diagnosis will be based on.

Attenuation correction with the use of X-rays from the CT portion of a SPECT-CT scanner could provide more reliable and accurate information increasing SPECT sensitivity and specificity. In myocardial imaging the coronary perfusion of the left ventricle is vital to the evaluation of coronary artery disease (CAD), dictating the course of therapeutic action, in view of the extend of myocardial ischemia.

In SPECT/CT hybrid systems imaging is sequential from one imaging gantry to the other. Deviations due to different scanning positions and imaging duration could lead to inaccurate registration of two scanning fields considering voluntary and involuntary patient movement.

The present study aims to:

1. Provide the Quality control steps to ensure accurate image registration of SPECT CT sequential scanning and
2. To describe the factors affecting accurate image registration outlining the processing steps to accurately reconstruct and evaluate the acquired data.

Key Words: Attenuation correction, SPECT/CT, Hybrid Imaging, Myocardial perfusion imaging

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

Πρακτικό της Εξεταστικής Επιτροπής.....	ii
Δήλωση συγγραφέα μεταπτυχιακής εργασίας.....	iii
Έκφραση Ευχαριστιών	iv
Περίληψη στην ελληνική γλώσσα	v
Περίληψη στην αγγλική γλώσσα	vii
Πίνακας Περιεχομένων	viii
Συνομογραφίες.....	ix
1. Εισαγωγή.....	1
1.1 Κλινικές εφαρμογές στην Καρδιολογία.....	8
1.2 Φυσιολογία και Στεφανιαία νόσος.....	9
1.3 Ανατομία καρδιάς.....	10
1.4 Ο Κλινικός ρόλος της σπινθηρογραφικής αιμάτωσης του μυοκαρδίου στη CAD.....	13
1.5 Διαθεσιμότητα μεθόδων προ συμπτωματικού ελέγχου (Population screening Test).....	14
1.6. CT μέτρησης ασβεστίου στεφανιαίων αγγείων (CACS)	14
1.7. Τεστ κοπώσεως με Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ)	14
1.8. Σπινθηρογραφική Μελέτη Αιμάτωσης Μυοκαρδίου Κόπωσης-Ηρεμίας SPECT ή SPECT/CT.....	14
1.9. Σπινθηρογραφική Μελέτη Αιμάτωσης Μυοκαρδίου Κόπωσης-Ηρεμίας PET/CT	15
2 Περιγραφή Υβριδικού συστήματος SPECT/CT	
2.1 Γ-κάμερα.....	16
2.2 Αξονικός Τομογράφος (CT scanner)	20
2.3 Λήψη SPECT.....	22
2.4 Ανασύνθεση εικόνων SPECT.....	23
2.5 Διόρθωση Εξασθένισης Ακτινοβολίας (Attenuation Correction)	38
2.6 Διόρθωση Σκεδαζόμενης Ακτινοβολίας (Scatter Correction)	41
2.7 Ανάκτηση γεωμετρικής ευκρίνειας (Resolution Recovery)	44
2.8 Φαινόμενο μερικού όγκου (Partial Volume Effect)	45
3 Επιβάρυνση ακτινοβολίας σε εξετάσεις μυοκαρδίου SPECT/CT	
3.1 Ισοδύναμη Δόση από Αξονική Τομογραφία.....	47
3.2 Ισοδύναμη Δόση από Ραδιοφάρμακο.....	50
3.3 Ενδεικτικό Παράδειγμα.....	52
4 Ποιοτικός έλεγχος συστήματος SPECT	
4.1 Έλεγχος ακτινοβολίας περιβάλλοντος	57
4.2 Dark Current-Pedestal	58
4.3 Βαθμονόμηση Φωτοπολλαπλασιαστών (PMT Tuning)	58

4.4 Έλεγχος ενεργειακού παραθύρου (Peaking).....	60
4.5 Βαθμονόμηση και έλεγχος Εσωτερικής ομοιογένειας.....	60
4.6 Βαθμονόμηση κέντρου περιστροφής (MHR).....	64
4.7 Βαθμονόμηση και έλεγχος Εξωτερικής ομοιογένειας.....	65
4.8 Βαθμονόμηση πεδίων σύγκλισης SPECT/CT (NM CTFOV).....	67
5 Ποιοτικός έλεγχος συστήματος CT	
5.1 Μέτρηση σταθερότητας Ομοιογένειας/Νερού.....	71
5.2 Μέτρηση σταθερότητας πάχους τομής.....	72
5.3 Μέτρηση σταθερότητας Θορύβου.....	73
5.4 Μέτρηση σταθερότητας MTF.....	75
6 Πρωτόκολλα λήψης SPECT CT	
6.1 Πρωτόκολλο λήψης SPECT.....	77
6.2 Πρωτόκολλο Low Dose CT.....	79
7 Επεξεργασία εικόνας SPECT CT καρδιάς	
7.1 Ποιοτικός έλεγχος απεικόνισης SPECT.....	83
7.2 Ταυτοποίηση πεδίων SPECT/CT (Image Registration)	86
7.3 Αλγόριθμος Τμηματοποίησης Αριστερής κοιλίας (Left Ventricle Segmentation).....	90
7.4 Ποσοτικοποίηση ανακατασκευασμένης εικόνας.....	94
7.5 Corridor4DM.....	99
8 Περιορισμοί και προκλήσεις από τη διόρθωση εξασθένησης	
8.1 Πρωτόκολλα λήψης Low Dose.....	103
8.2 Λέπτυνση κορυφής.....	105
8.3 Παρεμβολές από ακούσιες κινήσεις	107
9 Συμπεράσματα/Συζήτηση.....	109
Αναφορές.....	113
Κατάλογος εικόνων.....	120
Κατάλογος Πινάκων.....	124

Συντομογραφίες

	Αγγλική Ορολογία	Ελληνική Ορολογία
AC	Attenuation Correction	Διόρθωση Εξασθένησης
AHA	American Heart Association	Αμερικάνικη Ένωση Καρδιολογίας
ASNC	American Society of Nuclear Cardiology	Αμερικάνικη Ένωση Πυρηνικής Καρδιολογίας
CACS	Coronary artery calcium (CAC) scoring	Μέτρηση φορτίου Ασβεστίου Στεφανιαίων Αρτηριών
CAD	Coronary Artery Disease	Νόσος Στεφανιαίων Αγγείων
CCW	Counterclockwise	Αριστερόστροφα
CDR	Collimator Detector Recovery	Συσχέτιση κατευθυντήρα-ανιχνευτή
CFOV	Central Field of View	Κεντρικό Οπτικό Πεδίο
CT	Computer Tomography	Υπολογιστική Τομογραφία
CTAC	Computer Tomography Attenuation Correction	Διόρθωση Εξασθένησης με Υπολογιστική Τομογραφία
CTDI	Computer Tomography Dose Index	Δοσιμετρικός Δείκτης Αξονικής Τομογραφίας
CTDI_{vol}	Computer Tomography Dose Index (Volume)	Δοσιμετρικός Δείκτης Αξονικής Τομογραφίας (Όγκου)
CTDI_w	Computer Tomography Dose Index (Weighted)	Δοσιμετρικός Δείκτης Αξονικής Τομογραφίας (Βαρύτητας)
CTFOV	Computer Tomography Field of View	Πεδίο Απεικόνισης Αξονικής Τομογραφίας
DEW	Double Energy Window	Διπλό Ενεργειακό Παράθυρο
DLP	Dose Length Product	Γινόμενο Δόσης Μήκους
DU	Differential Uniformity	Διαφορική Ομοιογένεια
FBP	Filtered Back Projection	Φιλτραρισμένη Οπισθοπροβολή
FDG	F-fluorodeoxyglucose	Φθοροδεοξυγλυκόζη
FWHM	Full Width Half Maximum	Ολικό εύρος ημι-μέγιστου ύψους
HLA	Horizontal Long Axis	Οριζόντιος Επιμήκης Άξονας
HU	Hounsfield Unit	Μονάδες Hounsfield
IMAR	Iterative Metal Artifact Reduction	Αλγόριθμος Μείωσης Επίδρασης Μετάλλων

ICRP	International Commission on Radiological Protection	Διεθνής Επιτροπή Ακτινολογικής Προστασίας
IU	Integral Uniformity	Ολοκληρωματική Ομοιογένεια
LAD	Left Anterior Descending	Πρόσθια Κατιούσα Αρτηρία
LCA	Left Coronary Artery	Αριστερή Στεφανιαία Αρτηρία
LCX	Left Circumflex Artery	Αριστερή Περισπωμένη Αρτηρία
LEHR	Low Energy High Resolution	Χαμηλής Ενέργειας Υψηλής Ευκρίνειας
LUT	Look Up Table	Πίνακας Αναφοράς
MDMS	Multi Detector Multi Slice	Πολυτομικός πολλαπλών Ανιχνευτών
MFR	Myocardial Flow Reserve	Αποθεματικό καρδιακής ροής
MHR	Multi Head Registration	Καταγραφή πολλαπλών κεφαλών
MI	Molecular Imaging	Μοριακή Απεικόνιση
MLEM	Maximum Likelihood Expectation Maximization	Επαναληπτικοί Αλγόριθμοι Μέγιστης Πιθανοφάνειας
MRI	Magnetic Resonance Imaging	Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού
MTF	Modulation Transfer Function	Συνάρτηση μεταφοράς διαμόρφωσης
NAC	Non-Attenuated Corrected	Διόρθωση χωρίς Εξασθένιση
NM	Nuclear Medicine	Πυρηνική Ιατρική
NMG	Nuclear Medicine Group	Ομάδα Πυρηνικής Ιατρικής
OSEM	Ordered Subsets Expectation Maximization	Ταξινομημένα υποσύνολα αναμενόμενης μεγιστοποίησης
PET	Positron Emission Tomography	Ποζιτρονική Τομογραφία
PMT	Photomultiplier	Φωτοπολλαπλασιαστής
PPM	Patient Persistence Monitor	Οθόνη Εμμονής Ασθενών
PSF	Point Spread Function	Συνάρτηση διασποράς σημείου
PVE	Partial Volume Effect	Φαινόμενο Μερικού Όγκου
RC	Recovery Coefficient	Συντελεστής Ανάκτησης
RCA	Right Coronary Artery	Δεξιά Στεφανιαία Αρτηρία
ROI	Region of Interest	Περιοχή Ενδιαφέροντος
RR	Resolution Recovery	Ανάκτηση Διακριτικής Ικανότητας
SA	Short Axis	Βραχύς Άξονας

SC	Scatter Correction	Διόρθωση Σκεδαζόμενης Ακτινοβολίας
SDS	Summed Difference Score	Βαθμολογία Αθροιστικής Διαφοράς Κόπωσης Ηρεμίας
SL	Slice	Τομή
SNR	Signal to Noise Ratio	Λόγος Σήματος προς Θόρυβο
SPECT	Single Photon Emission Tomography	Τομογραφία Εκπομπής Μονήρους Φωτονίου
SRS	Summed Rest Score	Αθροιστική Βαθμολογία Ηρεμίας
SSS	Summed Stress Score	Αθροιστική Βαθμολογία Κόπωσης
TEW	Triple Energy Window	Παράθυρο Τριπλής Ενέργειας
TID	Transient Ischemic Dilation	Διάταση Παροδικής Ισχαιμίας
VLA	Vertical Long Axis	Κάθετος Επιμήκης Άξονας
ZLC	Energy Linearity Corrections	Διορθώσεις Ενέργειας και Γραμμικότητας

Εισαγωγή

Η Μοριακή Απεικόνιση με τη χρήση Πυρηνικής Ιατρικής έχει σαν στόχο να αναδείξει τις μεταβολικές διεργασίες που συντελούνται στον ανθρώπινο οργανισμό, τόσο σε κυτταρικό, όσο και σε μοριακό επίπεδο (λειτουργική απεικόνιση-functional imaging).

Η εξέλιξή της έχει καθιερωθεί τόσο για την ευαισθησία στη διάγνωση νόσων, που προηγούνται της ανατομικής αλλοίωσης, επιτρέποντας τη σταδιοποίηση (αξιολόγησης της έκτασης της νόσου), επιλογή κατάλληλης θεραπείας και παρακολούθηση της αποδοτικότητας της θεραπείας.

Ο όρος Μοριακή Απεικόνιση (Molecular Imaging- MI), αρκετά συχνά, χρησιμοποιείται εναλλακτικά με τον όρο Πυρηνική Ιατρική. Η Μοριακή απεικόνιση (MI) έχει σαν στόχο τη χρήση διάφορων μεθόδων , συμπεριλαμβανομένου και της πυρηνικής ιατρικής, όπως Υπέρηχους, Μαγνητικό συντονισμό – MRI ή οπτικές τεχνικές όπως βιοφωταύγεια και φθορισμό, με σκοπό την απεικόνιση[1].

Η Πυρηνική Ιατρική, ως κλάδος της Μοριακής Απεικόνισης, χρησιμοποιεί ραδιοϊσότοπα των οποίων η αποδιέγερση των πυρήνων των ατόμων τους πραγματοποιείται με εκπομπή γ-ακτινοβολίας. Η χρήση ραδιοϊσοτόπων, σε συνδυασμό με κατάλληλους ιχνηθέτες, στοχεύουν σε συγκεκριμένα όργανα-στόχους του ανθρώπινου σώματος και την ενσωμάτωσή τους με αυτό σε μοριακό επίπεδο, για την απεικόνιση της λειτουργίας μιας βιολογικής διαδικασίας, *in vivo*, ενώ μπορεί να λειτουργήσει και θεραπευτικά με εκπομπή σωματιδιακής ακτινοβολίας σε περιορισμένη τοπική έκθεση.

Στη Μοριακή απεικόνιση με τη χρήση ραδιοϊσοτόπων, οι δυο απεικονιστικές τεχνικές που προσφέρονται είναι οι PET (Τομογραφία εκπομπής Ποζιτρονίου) και η SPECT (Τομογραφία εκπομπής μονήρους φωτονίου).

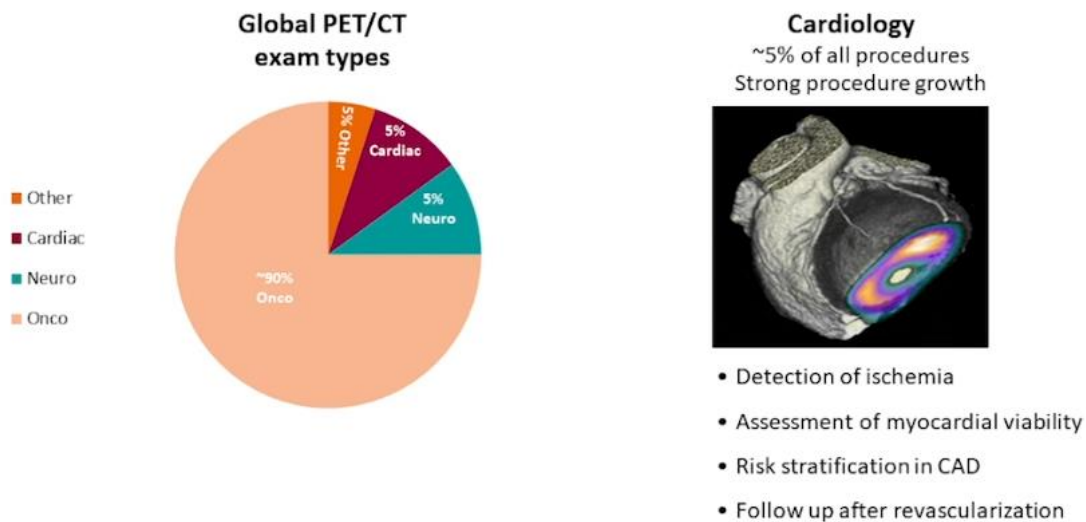
Ενώ και οι δύο παραπάνω τεχνικές έχουν σαν θεμελιώδη αρχή την ανίχνευση και τομογραφική καταγραφή της γ-ακτινοβολίας, διαφοροποιούνται σε ως προς την ενέργεια εκπομπής, τον τρόπο ανίχνευσης, συγκλίνοντας σε άλλες[2].

Στην PET, η πυκνότητα φωτονίων είναι μεγαλύτερη, λόγω της υψηλότερης ενέργειας εκπομπής φωτονίων και κατά συνέπεια την χαμηλότερη απορρόφηση και σκέδαση στους ιστούς. Ως επακόλουθο παρέχει υψηλότερη διακριτική ικανότητα. Ο μικρός χρόνος απεικόνισης, σε σχέση με τη SPECT, έχει ως αποτέλεσμα λιγότερες ψευδενδείξεις λόγω κίνησης (motion artifacts), ενώ προσφέρει τη δυνατότητα για διόρθωση ακούσιων κινήσεων του ανθρώπινου σώματος όπως η αναπνοή και η σύσπαση του μυοκαρδίου. Τέλος, εκτός από τη δυνατότητα ποσοτικοποίησης, επιβαρύνει το οργανισμό με λιγότερη ακτινοβολία, παρόλο την μεγαλύτερη ενέργεια εκπομπής (511 keV), λόγω του μικρότερου χρόνου επίδρασης του ραδιοφαρμάκου.

Οι διορθώσεις που επιτρέπουν την καλύτερη χωρική σύντηξη των PET και CT δεδομένων, καθώς και η διόρθωση της απορρόφησης της ακτινοβολίας από τους ιστούς, έχουν μεγαλύτερο βαθμό αξιοπιστίας σε σύγκριση με αυτή του SPECT, λόγω της καλύτερης διακριτικής ικανότητας (resolution) μιας εξέτασης PET[3].

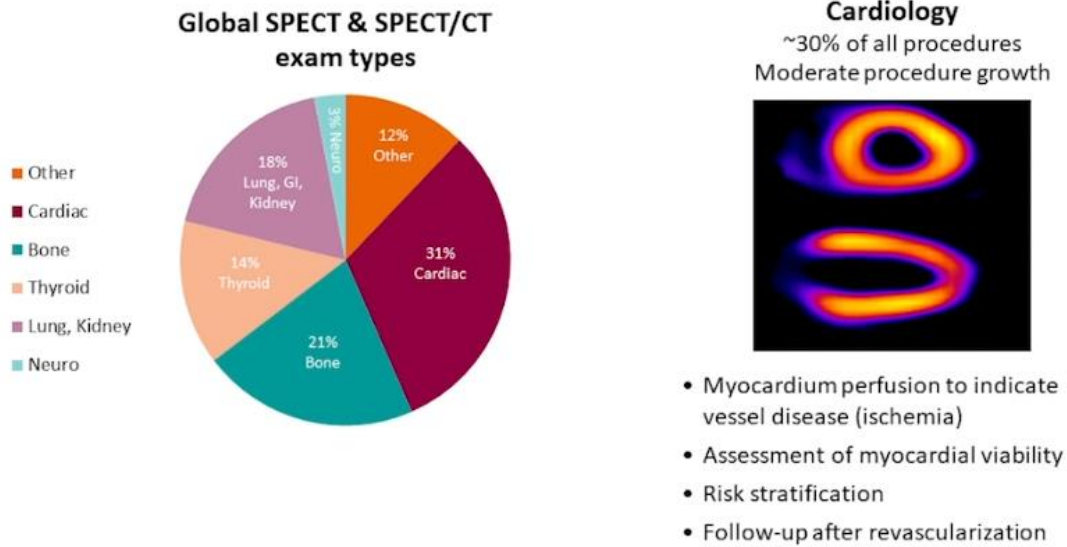
Η Τομογραφία εκπομπής Ποζιτρονίου (PET) στο μεγαλύτερο μέρος της καλύπτει ογκολογικά περιστατικά (90%), νευρολογικά (5%), ενώ από το συνολικό όγκο των εξετάσεων καλύπτει μόνο το 5% αυτών είναι καρδιολογικές μελέτες με πρόβλεψη αυτό το ποσοστό να ανέλθει στο 30% στο εγγύς μέλλον.

Στις καρδιολογικές μελέτες PET/CT και SPECT/CT που έχουν αυξανόμενη χρήση, στόχο έχουν να καλύψουν : Ανίχνευση ισχαιμίας, Βιωσιμότητα μυοκαρδίου, διαστρωμάτωση κινδύνου για την στεφανιαία νόσο και επανέλεγχο μετά από επαναγγείωση (revascularization) (Εικ.1-2)



Εικόνα 1 Κατανομή είδους εξετάσεων Ποζιτρονικής Τομογραφίας (PET/CT). Τα Ογκολογικά περιστατικά καλύπτουν το 90% των εξετάσεων και τα αντίστοιχα της καρδιάς περίπου 5%.

Σε αντιστοιχία, η σπινθηρογραφική μελέτη απεικόνισης μυοκαρδίου SPECT και SPECT/CT καταλαμβάνει μεγαλύτερο μέρος , περίπου το 30% του συνολικού αριθμού των εξετάσεων Πυρηνικής Ιατρικής με σταδιακά αυξανόμενη τάση (Εικ.2)[3].



Εικόνα 2 Κατανομή εξετάσεων SPECT/CT. Οι εξετάσεις καρδιάς καλύπτουν το μεγαλύτερο ποσοστό περιστατικών.

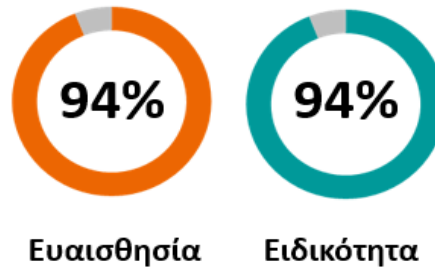
Η χρήση του PET από την αρχή της υιοθέτησης του στο κλινικό περιβάλλον, συνδυάστηκε με τη χρήση της Υπολογιστικής Τομογραφίας, ενώ στην SPECT η ανάγκη για τη χρήση αυτή δεν ήταν τόσο επιτακτική.

Η ενσωμάτωση του Αξονικού Τομογράφου σε ένα σύστημα PET/CT ή SPECT/CT πρέπει να πληροί κάποιες προϋποθέσεις, απαραίτητες για τη σύντηξη των τρισδιάστατων απεικονιστικών δεδομένων (image registration). Άλλοι λόγοι είναι το μέγεθος του πεδίου απεικόνισης (Field of View) .[4]

Η πρόσθετη αξία στη χρήση Υπολογιστικής Τομογραφίας αυξάνει τόσο την ευαισθησία, όσο και την ειδικότητα των εξετάσεων Πυρηνικής Ιατρικής SPECT (Εικ.3). Η υψηλή ευαισθησία μιας διαγνωστικής εξέτασης εντοπίζει ένα εύρημα που υπάρχει με αυξημένη πιθανότητα, ενώ ειδικότητα αναφέρεται στην ικανότητα απόκλισης ψευδώς θετικών ευρημάτων. [5]

Σε περιοχές μαλακών μορίων όπου η δυσκολία στον ανατομικό εντοπισμό μιας εστίας δυσχεραίνει τη διάγνωση, η SPECT/CT συμβάλλει στην ανάδειξη της λειτουργικής βλάβης μέσω της αξιολόγησης των ανατομικών δεδομένων.

Απεικόνιση Μυοκαρδίου



- Ευαισθησία αυξάνεται από 86% σε 94%
- Ειδικότητα αυξάνεται από 81% σε 94%

Εικόνα 3 Συγκριτικά ποσοστά Ευαισθησίας και Ειδικότητας σε απεικονίσεις Μυοκαρδίου SPECT και SPECT/CT

Το φωτόνιο από μια περιοχή του σώματος δεν φτάνει στον ανιχνευτή αυτούσιο, αλλά εξασθενεί και υπόκειται σε αλλαγή στη διεύθυνσή του, μέσω των φαινομένων απορρόφησης και σκέδασης της ακτινοβολίας αντίστοιχα. Στις απεικονίσεις SPECT, όπου στις χαμηλές ενέργειες τα φαινόμενα αυτά είναι πιο έντονα, η Υπολογιστική Τομογραφία μπορεί να αντισταθμίσει τις απώλειες αυτές και να συνεισφέρει στον ανατομικό εντοπισμό και την διόρθωση από την εξασθένιση της ακτινοβολίας για πιο αξιόπιστη απεικόνιση.

Η απεικόνιση με τη χρήση Υπολογιστικής Τομογραφίας μονήρους φωτονίου (SPECT) χρησιμοποιείται εδώ και πολλές δεκαετίες με την ήδη υπάρχουσα μορφή για την απεικόνιση της λειτουργίας των οργάνων του ανθρώπινου σώματος. Στην εξελιγμένη της μορφή

συνδυάζοντας την λειτουργική απεικόνιση SPECT με την ανατομική που προσφέρει η Αξονική Τομογραφία (CT) , έχει αποκτήσει μεγαλύτερη αξία στο κλινικό περιβάλλον. Τα υβριδικά απεικονιστικά συστήματα SPECT/CT παρέχουν τη δυνατότητα διαδοχικής απεικόνισης του ασθενή σε ενσωματωμένο σύστημα, συνδυάζοντας δεδομένα τόσο από τη λειτουργία, όσο και από την απεικόνιση σε μια συνεδρία. Παράλληλα ο ανατομικός εντοπισμός των περιοχών αυξημένης συγκέντρωσης ραδιοφαρμάκου δίνει τη δυνατότητα διόρθωσης της εξασθένησης της ακτινοβολίας με ακρίβεια και ταχύτητα σε διάφορους ιστούς και όργανα, συμπεριλαμβανομένου και της καρδιάς. Η πλήρης αξιοποίηση αυτής της τεχνολογίας προϋποθέτει τη χρήση μεθόδων ποιοτικού ελέγχου, καθώς και την κατανόηση πιθανών λαθών και περιορισμών που μπορεί να υποπέσει κάποιος οδηγώντας σε εσφαλμένα κλινικά συμπεράσματα[6].

Η SPECT, όπως υποδηλώνει και η ονομασία της, είναι μια τομογραφική τεχνική, όπου η τρισδιάστατη κατανομή του ραδιοϊχνηθέτη απεικονίζεται από τη ανακατασκευή διαδοχικών τομών απεικόνισης εκπομπής φωτονίων (2D Planar Images). Σε αντιδιαστολή η τομογραφική απεικόνιση CT παράγεται με τη χρήση εξωτερικής πηγής ακτινοβολίας ακτίνων Χ.

Ο Αξονικός Τομογράφος που συνοδεύει το υβριδικό σύστημα, είναι τις περισσότερες φορές αυτόνομη μονάδα σε διαφορετικό στατώ (gantry) απεικόνισης με τη δυνατότητα παραγωγής διαγνωστικών εικόνων, με αυτό να συνεπάγεται , όμως, υψηλότερη δόση ακτινοβολίας στον ασθενή και πρόσθετη θωράκιση του χώρου εξέτασης. Στην υβριδική απεικόνιση, όμως, η δόση περιορίζεται σημαντικά στην περίπτωση διόρθωσης εξασθένησης της ακτινοβολίας με αυξανόμενη ακτινική επιβάρυνση σε περιπτώσεις που το σύστημα SPECT/CT έχει τη δυνατότητα εκτέλεσης Αξονικής Τομογραφίας φορτίου ασβεστίου (Calcium Scoring) ή και ακόμα Αξονικής Στεφανιογραφίας (Coronary Computed Tomography Angiography).

Για την διόρθωση της εξασθένησης ακτινοβολίας των φωτονίων του ραδιοϊσοτόπου που διέρχονται από τους ιστούς, είναι απαραίτητο να γίνει η καταγραφή της με τη χρήση της Αξονικής Τομογραφίας. Αποτέλεσμα είναι η δημιουργία πίνακα με συντελεστές χωρικής κατανομής της εξασθένησης (attenuation coefficients), ο οποίος θα χρησιμοποιηθεί στην ανακατασκευή της εικόνας μέσω ενός επαναληπτικού αλγόριθμου (iterative reconstruction).

Οι τιμές HU (Hounsfield Units) που συλλέγονται από την Αξονική Τομογραφία, είναι αυτοί που μετατρέπονται στους συντελεστές εξασθένησης. Επειδή η εγγενής ανάλυση της CT είναι μεγαλύτερη από αυτή της SPECT, τα δεδομένα της Αξονικής υποβαθμίζονται και φιλτράρονται για να μπορέσουν να χρησιμοποιηθούν στις διορθώσεις της SPECT.

Το μειονέκτημα της τεχνικής διόρθωσης αυτής μέσω της διαδοχικής σάρωσης είναι η πιθανότητα απόκλισης των δυο πεδίων, είτε λόγω κίνησης του ασθενή ή από τις φυσιολογικές περιοδικές κινήσεις της αναπνοής και της καρδιάς, που οδηγεί σε ψευδή ευρήματα (artifacts). Η χωρική αυτή απόκλιση πρέπει να είναι της τάξης 3 mm ή λιγότερο, σύμφωνα με μελέτες[7].

Κλινικές εφαρμογές στην Καρδιολογία

Η ρόλος της μη επεμβατικής απεικόνισης καρδιάς και ειδικά η απεικόνιση αιμάτωσης μυοκαρδίου SPECT, είναι καταλυτικός στη κλινική διαχείριση της στεφανιαίας κυκλοφορίας λόγω αθηρωματικών πλακών. Η χρήση του SPECT/CT για τη διόρθωση εξασθένησης έχει προταθεί ως συμπληρωματική τεχνική από την Αμερικανική Ένωση Πυρηνικής Καρδιολογίας (ASNC), όταν αυτό είναι εφικτό.

Οι σπινθηρογραφικές εικόνες αιμάτωσης μυοκαρδίου είναι επιρρεπείς σε φαινόμενα απορρόφησης από τον μαστό και το διάφραγμα. Αυτό μπορεί να οδηγήσει σε εσφαλμένη

στη διάγνωση αιμάτωσης του μυοκαρδίου. Η διόρθωση απορρόφησης αυξάνει την ειδικότητα της εξέτασης.

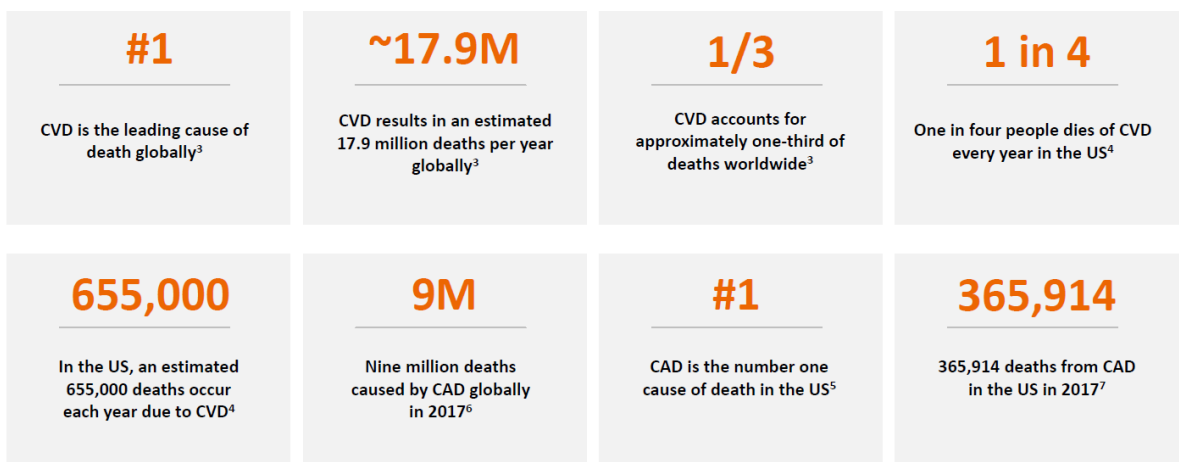
Επιπλέον, πολλές φορές, παρατηρείται η πρόσληψη ραδιοφαρμάκου από παρακείμενους ιστούς (extra cardiac activity). Η διαφορική διάγνωση, για την ύπαρξη ή μη παθολογικής εστίας γίνεται με τη σύγκριση της λειτουργικής εικόνας με αυτήν της CT, η οποία υποδεικνύει και την ανατομική περιοχή της εστίας.

Είναι απαραίτητο σε ένα υβριδικό σύστημα SPECT/CT να υπάρχει επιπροβολή των πεδίων για την ακριβή καταχώρηση των πεδίων σύγκλισης πριν την εφαρμογή των διορθώσεων και την ανασύνθεση της εικόνας Αυτό θα πρέπει να πιστοποιείται με ένα ομοίωμα ποιοτικού ελέγχου, ανά τακτά χρονικά διαστήματα, για την επιβεβαίωση της ευθυγράμμισης των επιμέρους πεδίων στο πλαίσιο ενός ολοκληρωμένου προγράμματος διασφάλισης ποιότητας απεικόνισης.[9]

Φυσιολογία και η Στεφανιαία Νόσος

Η στεφανιαία νόσος (coronary artery disease -CAD) αποτελεί την κύρια αιτία θανάτων ανά τον κόσμο (Εικ.4). Για την εκδήλωσή της μπορεί να χρειαστεί ακόμη και δεκαετίες, ενώ στις πιθανές αιτίες περιλαμβάνονται η κληρονομικότητα, το κάπνισμα, η υψηλή πίεση και επίπεδα χοληστερίνης στο αίμα, ενώ διαβήτης και παχυσαρκία είναι άλλες συνηθέστερες αιτίες[10][11][12].

Coronary artery disease



Εικόνα 4 Στατιστικά στοιχεία καρδιαγγειακών παθήσεων

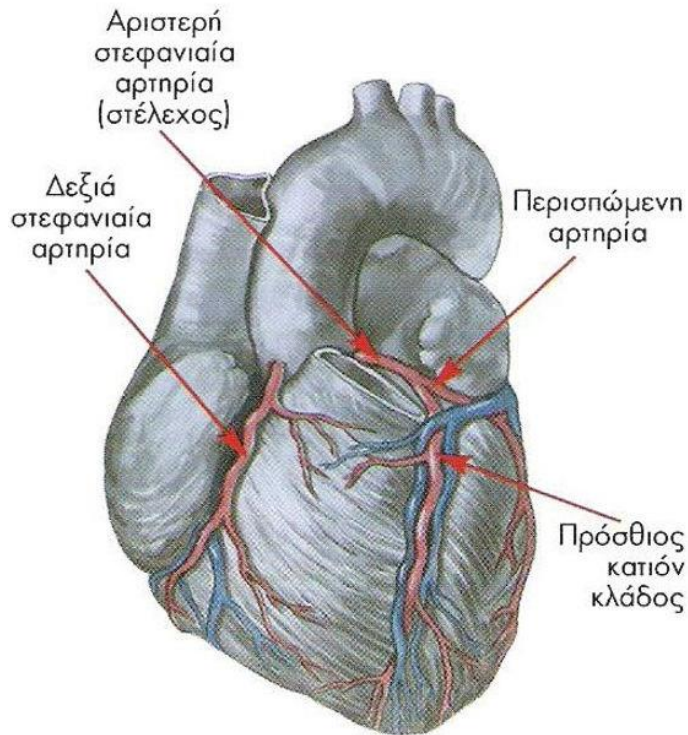
Η στεφανιαία νόσος χαρακτηρίζεται από τη στένωση των στεφανιαίων αγγείων, αποτέλεσμα συσσώρευσης αθηρωματικών πλακών που, οδηγούν στη μείωση της αιματικής ροής στο μυοκάρδιο, αρχικά, κατά τη διάρκεια σωματικής άσκησης, και στη συνέχεια σε κατάσταση ηρεμίας. Η συνεχής αυτή μείωση της παροχής αίματος στα κύτταρα του καρδιακού μυ μπορεί να προκαλέσει έμφραγμα και να οδηγήσει στη νέκρωση του.

Ενδείξεις αποτελούν πόνοι στο στήθος (στηθάγχη), δυσκολία στην αναπνοή κατά τη διάρκεια άσκησης, και χαμηλή ανοχή σε κάθε σωματική δοκιμασία.

Ανατομία καρδιάς

Η καρδιά αποτελεί το κεντρικό όργανο του κυκλοφορικού συστήματος. Η συγχρονισμένη συστολή και διαστολή της έχει στόχο τη συλλογή του αίματος από τη συστηματική κυκλοφορία, μέσω φλεβών, την οξυγόνωσή του και απαλλαγή από το διοξείδιο του άνθρακα από τις μεταβολικές δραστηριότητες του οργανισμού, μέσω της πνευμονικής κυκλοφορίας και επαναπροώθησή του πίσω στη συστηματική κυκλοφορία.

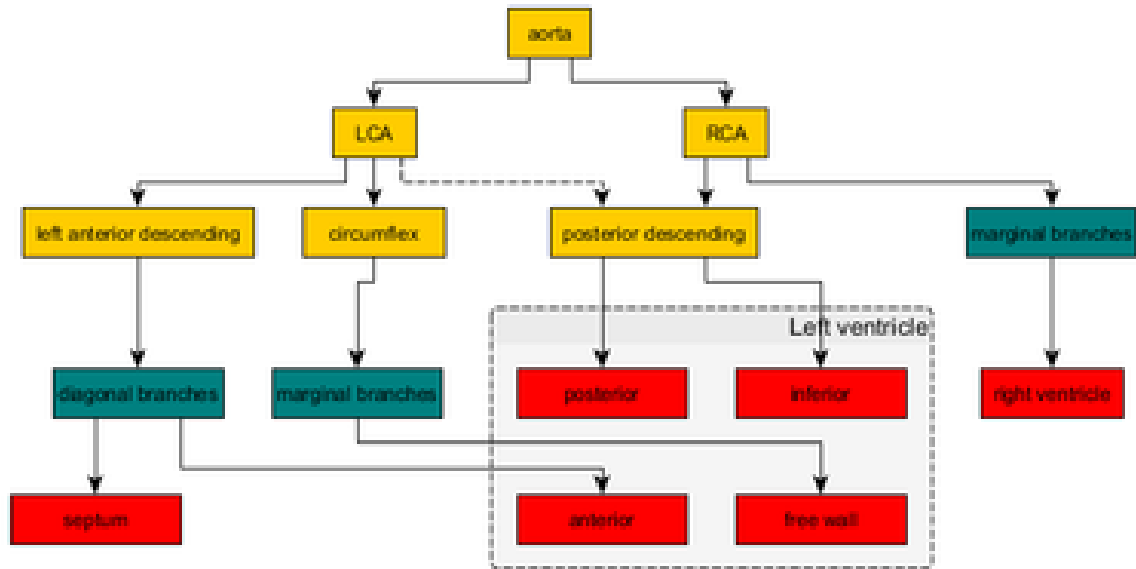
Το μυοκάρδιο αποτελείται από τέσσερις κοιλότητες και βαλβίδες: δυο κόλπους που ωθούν, μέσω 2 ανεπίστρεπτων βαλβίδων το αίμα σε δυο κοιλίες κατά τη φάση της διαστολής. Στο δεξιό κόλπο συλλέγεται το αίμα από τις άνω και κάτω κοίλη φλέβα και στεφανιαίο κόλπο και προωθείται στη δεξιά κοιλία μέσω της τριγωνικής βαλβίδας, όπου, στη συνέχεια, μέσω της πνευμονικής βαλβίδας και αρτηρίας προωθείται στους πνεύμονες για ανταλλαγή αέριων επιστρέφοντας στον αριστερό κόλπο, μέσω της πνευμονικής φλέβας.[13]



Εικόνα 5 Στεφανιαίες αρτηρίες

Κατά τη συστολή του αριστερού κόλπου το αίμα συλλέγεται στην αριστερή κοιλία μέσω της μιτροειδούς βαλβίδας.

Η αριστερή κοιλία που έχει την αποστολή να προωθήσει το οξυγονωμένο αίμα πίσω στη συστηματική κυκλοφορία, μέσω της αορτής έχει πεπαχυσμένα τοιχώματα και αιματώνεται από την στεφανιαία κυκλοφορία(Εικ.5-6).



Εικόνα 6 Ροή Στεφανιαίων Αρτηριών

Στη βάση της Αορτικής βαλβίδας εκφύονται Αριστερή στεφανιαία αρτηρία (LCA) και η Δεξιά στεφανιαία αρτηρία (RCA) που διακλαδίζονται ως εξής:

- Αριστερή στεφανιαία αρτηρία (LCA)
 - Αριστερή πρόσθια κατιούσα αρτηρία
 - Αριστερή περιφερική αρτηρία
 - Οπίσθια κατιούσα αρτηρία
- Δεξιά στεφανιαία αρτηρία (RCA)
 - Δεξιά περιφερειακή αρτηρία
 - Οπίσθια κατιούσα αρτηρία

Η αριστερή στεφανιαία αρτηρία (LCA) προέρχεται από την αορτή εντός του αριστερού κορμού της αορτικής βαλβίδας και τροφοδοτεί αίμα στην αριστερή πλευρά της καρδιάς.

Διακλαδίζεται σε δύο αρτηρίες, την αριστερή πρόσθια κατιούσα και την αριστερή περιμετρική (ή περιφερειακή) . Η αριστερή πρόσθια κατιούσα αρτηρία αιματώνει το μεσοκοιλιακό διάφραγμα και το πρόσθιο τοίχωμα της αριστερής κοιλίας . Η αριστερή περιμετρική αρτηρία αιματώνει το ελεύθερο τοίχωμα της αριστερής κοιλίας.

Η δεξιά στεφανιαία αρτηρία (RCA) προέρχεται από το δεξιό τμήμα της αορτικής βαλβίδας. Ταξιδεύει κάτω από τη δεξιά στεφανιαία αύλακα, προς τον κόμβο της καρδιάς . Το RCA διακλαδίζεται πρωτίστως στις δεξιές περιθωριακές αρτηρίες και, στο 67% των ατόμων, τοποθετείται στην οπίσθια κατιούσα αρτηρία

Καθώς η συχνότητα της στεφανιαίας νόσου αυξάνεται και η χρήση των μη επεμβατικών τεχνικών κερδίζει έδαφος, η αποτελεσματική διάγνωση και αξιολόγηση της είναι απαραίτητη. Η ύπαρξη και η έκταση της ισχαιμίας του μυοκαρδίου, βιωσιμότητα και οι όγκοι συστολής/ διαστολής και λειτουργία της αριστερής κοιλίας είναι παράγοντες που κρίνουν την πορεία θεραπείας του ασθενή[14].

Ο κλινικός ρόλος της σπινθηρογραφικής αιμάτωσης του μυοκαρδίου στην CAD

Η ανοδική τάση της CAD επιβάλλει μη επεμβατικές μεθόδους για την :

1. Ανίχνευση εμφράγματος που οδηγεί σε μειωμένη ροή αίματος στις στεφανιαίες αρτηρίες και καθορισμός του αριθμού τη θέση και βαρύτητα της στένωσης της στεφανιαίας αρτηρίας.
- 2.Καθοδήγηση της ιατρικής θεραπείας και παρακολούθησή της μετά τη χειρουργική αποκατάσταση επαναγγείωσης στεφανιαίας αρτηρίας
- 3.Διαστρωμάτωση κινδύνου στην στεφανιαία νόσο με την παροχή προγνωστικής πληροφορίας για την εξέλιξη της ασθένειας
4. Αξιολόγηση της βιωσιμότητας μυοκαρδίου μετά από την εμφάνιση της Στεφανιαίας Νόσου

Έτσι λοιπόν η μελέτη της αιμάτωσης του μυοκαρδίου με τη χρήση της πυρηνικής Ιατρικής έχει γίνει αποδεκτή όχι μόνο για την εγκυρότητα της διάγνωσης αλλά και για προγνωστική αξία που παρέχουν πληροφορίες για την αιμάτωση, λειτουργικότητα και βιωσιμότητα του μυοκαρδίου σε μια συνεδρία[15].

Διαθεσιμότητα μεθόδων προ συμπτωματικού ελέγχου (Population screening Test)

CT μέτρησης ασβεστίου στεφανιαίων αγγείων (CACS)

Μέτρηση του ποσοστού απασβέστωσης των στεφανιαίων αγγείων, είναι ένδειξη έκτασης αθηροσκλήρωσης. Η τεχνική αυτή χρησιμοποιείται στην αρχή των συμπτωμάτων ή για τον έλεγχο ασυμπτωματικών ασθενών υψηλού ρίσκου.[16]

Τεστ κόπωσης με Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ)

Το ΗΚΓ αλλάζει κατά τη διάρκεια της άσκησης (ειδικά το τμήμα (ST-T) το οποίο δηλώνει ισχαιμία μυοκαρδίου σε αυξανόμενο φορτίο και υποδηλώνει CAD. Όμως η αξιοπιστία του περιορίζεται από την ύπαρξη συγγενών καρδιοπαθειών.[17]

Σπινθηρογραφική Μελέτη Αιμάτωσης Μυοκαρδίου Κόπωσης-Ηρεμίας SPECT ή SPECT/CT

Πρόκειται για τη πιο διαδεδομένη διαδικασία αξιολόγησης για επαγόμενη ισχαιμία σε ασθενείς με μέτρια ή υψηλή πιθανότητα νόσησης από CAD. Η μελέτη περιλαμβάνει την ενδοφλέβια έγχυση ραδιενεργού ιχνηθέτη (99mTc MIBI, 99mTc Tetrafosmin, 201Tl) στη φάση μέγιστης καρδιακής κόπωσης που επιτυγχάνεται είτε με σωματική άσκηση, ή με φαρμακολογικούς παράγοντες (αδενοσίνη, διπυριδαμόλη, Regadenoson [Lexiscan]) και μιμούνται τις αγγειοδιασταλτικές ιδιότητες της άσκησης.

Ακολουθεί η απεικόνιση της κατανομής του ραδιοϊχνηθέτη στο μυοκάρδιο, το οποίο είναι ενδεικτικό της μέγιστης αιμάτωσης του.

Καθυστερημένη λήψη σε κατάσταση ηρεμίας με την έγχυση επιπλέον ραδιενεργής ποσότητας, μπορεί να χρειαστεί για να γίνει σύγκριση των δυο καταστάσεων (Κόπωσης – Ηρεμίας) για τον βαθμό της επαγόμενης ισχαιμίας.

Μειωμένη πρόσληψη σε κατάσταση κόπωσης με φυσιολογική κατανομή σε κατάσταση ηρεμίας της αριστερής κοιλίας είναι ενδεικτικό επαγόμενης ισχαιμίας με βιώσιμο μυοκάρδιο.

Μειωμένη πρόσληψη σε κατάσταση Κόπωσης και ηρεμίας είναι ένδειξη νεκρωμένου μυοκαρδίου ή στένωση στεφανιαίας αρτηρίας που έχει σαν αποτέλεσμα ισχαιμία και πιθανόν να χρειαστεί μελέτη βιωσιμότητας Μυοκαρδίου με ^{18}F FDG PET.[18]

Σπινθηρογραφική Μελέτη Αιμάτωσης Μυοκαρδίου Κόπωσης-Ηρεμίας PET/CT

Η μελέτη αιμάτωσης μυοκαρδίου με PET/CT πραγματοποιείται με την έγχυση ραδιοϊχνηθέτη εκπομπής ποζιτρονίου (^{82}Rb ή ^{13}N NH_3) σε κατάσταση ηρεμίας και στη συνέχεια φαρμακολογική κόπωση που προκαλεί αγγειοδιαστολή. Ο συνολικός χρόνος εξέτασης δεν ξεπερνά τα 30 λεπτά της ώρας.

Η μελέτη αιμάτωσης μυοκαρδίου με PET/CT επιτυγχάνει απεικόνιση υψηλής ευαισθησίας σε επαγόμενη ισχαιμία και ακριβή εκτίμηση της λειτουργίας της αριστερής κοιλίας, ιδιαίτερα σε περίπτωση διάτασής της μετά από κόπωση.

Η εκτίμηση της καρδιακής αιματικής ροής (myocardial blood flow [MBF]) και αποθεματικού καρδιακής ροής (myocardial flow reserve [MFR]) μπορούν να καταγραφούν.

Το αποθεματικό καρδιακής ροής (Myocardial flow reserve [MFR]) αποτελεί το λόγο της μέγιστης καρδιακής αιματικής ροής κατά τη διάρκεια στεφανιαίας αγγειοδιαστολής σε σχέση με αυτή σε κατάσταση ηρεμίας και είναι ενδεικτικός της στεφανιαίας αιματικής ροής.[19][20]

Περιγραφή Υβριδικού Συστήματος SPECT/CT

Στην σπινθηρογραφική απεικόνιση, η κατανομή της ραδιενεργής ουσίας που εκπέμπει γ-ακτινοβολία (ραδιοϊσότοπο) απεικονίζεται από ανιχνευτές εξωτερικά από τον ασθενή. Η διαδικασία αυτή είναι ευαίσθητη και μπορεί να ανιχνεύσει εξαιρετικά μικρές ποσότητες της τάξης των νανογραμμάτων. Εικόνες δυο διαστάσεων μπορούν να καταγραφούν με σταθερούς τους ανιχνευτές, ενώ τρισδιάστατες με τομογραφική λήψη όπως υποδηλώνει η λέξη SPECT (Single Photon Emission Tomography- Τομογραφική λήψη μονήρους φωτονίου).

Στην SPECT τα φωτόνια ανιχνεύονται από μια ανιχνευτική διάταξη, και κύριος στόχος είναι η οπτική αναπαράσταση τους, ενώ η ποσοτικοποίησή τους είναι πλέον εφικτή, κυρίως λόγω της υβριδικής απεικόνισης με SPECT/CT.

Η SPECT χρησιμοποιείται όχι μόνο για διαγνωστικούς σκοπούς, αλλά και για παρακολούθηση θεραπειών με ραδιοϊσότοπα.

Τα χαρακτηριστικά των ραδιοϊσοτόπων, που προτιμώνται στην απεικόνιση, είναι η υψηλή ποιότητα απεικόνισης με την εκπομπή γ-ακτινοβολίας και η χαμηλή απορροφούμενη δόση ακτινοβολίας από τον ασθενή, συμπεριλαμβανομένου και το μικρό χρόνο παραμονής στο σώμα όταν ολοκληρωθεί η απεικόνιση. Σε αντιδιαστολή, τα ραδιοϊσότοπα που χρησιμοποιούνται στη θεραπεία καθλώνονται επιλεκτικά στον όγκο και εκπέμπουν κυρίως ακτινοβολία α ή β σωματιδίων.

Το πιο διαδεδομένο ραδιοϊσότοπο απεικόνισης που χρησιμοποιείται, σε συνδυασμό με ιχνηθέτες που προσκολλώνται επιλεκτικά σε διάφορους ιστούς, είναι το Τεχνητό (^{99m}Tc) με φωτοκορυφή στα 140 keV.

Η υβριδική απεικόνιση έχει επιφέρει καινοτομίες στην πυρηνική ιατρική με την προσθήκη της ακτινοβολίας Χ από την Υπολογιστική Τομογραφία σε συστήματα SPECT/CT.

Ένα σύστημα SPECT/CT αποτελείται από ένα στατώ (gantry) που εσωκλείει το τμήμα του Αξονικού Τομογράφου με τη λυχνία και τον ανιχνευτή και δύο ανιχνευτές γ-ακτινοβολίας

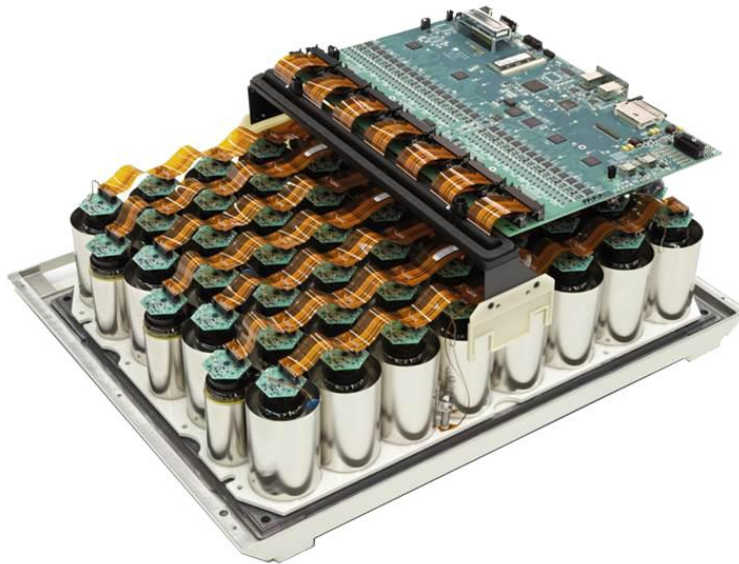


Εικόνα 7 Υβριδικό σύστημα SPECT/CT

που ενσωματώνονται έμπροσθεν(Εικ.7). Οι ανιχνευτές μπορούν να πάρουν προσαρμοσμένες διατάξεις και να σχηματίσουν γωνία μεταξύ τους (76, 90 και 180°) ανάλογα με το είδος της λήψης. Σε ολόσωμες σαρώσεις 180 μοίρες , ενώ σε τομογραφικές λήψεις καρδιάς 90°.[6]

Η ποιότητα της εξέτασης βελτιώνεται όταν οι ανιχνευτές πλησιάζουν τον ασθενή. Για αυτό το λόγο διαθέτουν αισθητήρες για την εκτίμηση της προσέγγισης του ασθενή και περιστρέφονται ανάλογα με τη σωματοδομή του εκάστοτε εξεταζόμενου.

Η εξεταστική τράπεζα , που αποτελείται από υλικό χαμηλής απορρόφησης ακτινοβολίας, μπορεί να κινηθεί οριζόντια και κάθετα, έτσι ώστε να τοποθετηθεί ο ασθενής στο πεδίο σάρωσης SPECT – CT. Η απόσταση των δύο πεδίων απεικόνισης είναι συγκεκριμένη και κατά τη βαθμονόμηση του συστήματος λαμβάνεται υπόψη για τη γεωμετρική σύγκλιση κατά τη σύντηξη των απεικονιστικών πεδίων.



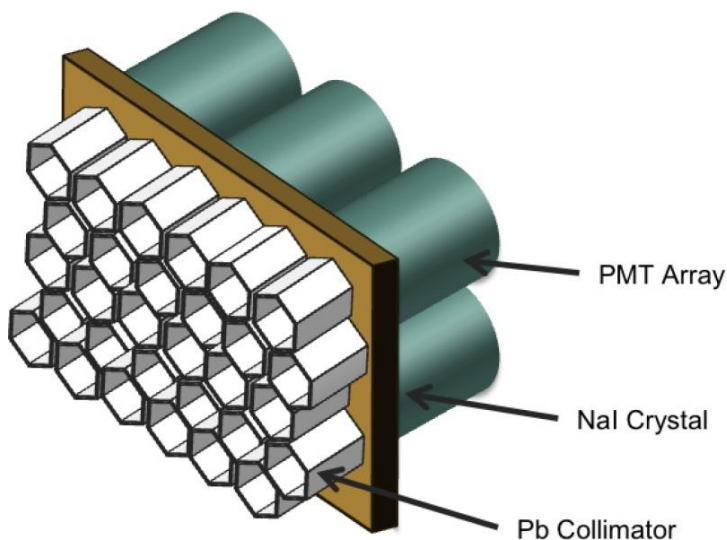
Εικόνα 8 Ανιχνευτής SPECT με Φωτοπολλαπλασιαστές με συνοδευόμενη προ ενίσχυση (εξάγωνη πλακέτα) για τη μετατροπή σπινθηρισμών σε ηλεκτρικό σήμα προς επεξεργασία από ηλεκτρονικές διατάξεις.

Η γ-κάμερα με κρύσταλλο είναι η πιο συνηθισμένη μορφή ανιχνευτή SPECT (Εικ.8). Από την αρχική της μορφή έχει περάσει αρκετά στάδια βελτίωσης και στη σημερινή της μορφή αποτελείται από κατευθυντήρα, κρύσταλλο, φωτοπολλαπλασιαστές και ηλεκτρονικές διατάξεις που επιτελούν τις απαραίτητες διορθώσεις(Εικ.9).[7]

Ο κατευθυντήρας είναι κατασκευασμένος από μόλυβδο και έχει συνήθως σχήμα κυψέλης. Οι εξαγωνικές οπές έχουν διαφορετικά χαρακτηριστικά ανά κατευθυντήρα και στόχο έχουν να επιτρέψουν τη διέλευση των επιθυμητών φωτονίων με μικρή γωνία απόκλισης και να απορροφήσουν εκείνα που προσπίπτουν υπό γωνία, αποτέλεσμα ακτίνων από διαφορετική

ανατομική περιοχή, ή σκεδαζόμενες ακτίνες που έχουν υποστεί ενεργειακή υποβάθμιση και δεν συνεισφέρουν στην απεικόνιση.

Το μήκος, πάχος και διάμετρο των οπών καθορίζουν την ευαισθησία ανίχνευσης και την διακριτική ικανότητα καθώς και την ενεργειακή κλίμακα για την οποία προορίζεται ο κάθε κατευθυντήρας.



Εικόνα 9 Σχηματική διάταξη ανιχνευτή γ ακτινοβολίας

Το υλικό ανίχνευσης της γ-ακτινοβολίας είναι κρύσταλλος αποτελούμενος από ιωδιούχο Νάτριο (NaI) με πρόσμιξη Θαλλίου (Th). Στην πίσω πλευρά του κρυστάλλου επικάθεται ένας οδηγός φωτός ο οποίος εστιάζει τους σπινθηρισμούς από την πρόσκρουση των φωτονίων σε μια συστοιχία από φωτοπολλαπλασιαστές (PMT Array).[21]

Ο ρόλος των φωτοπολλαπλασιαστών είναι η μετατροπή των φωτονίων σε ηλεκτρόνια και η ενίσχυση του σήματος έτσι ώστε να γίνουν μετρήσιμοι παλμοί, ώστε να αξιολογηθεί τόσο η

ένταση, όσο και η θέση των προσπιπτόντων φωτονίων. Λόγω της μη γραμμικής σχέσης στην αλυσίδα μετατροπής, η βαθμονόμηση του συστήματος είναι απαραίτητη για την ακρίβεια στην θέση και την ένταση των κρούσεων που ανιχνεύονται (Διορθώσεις ZLC -energy linearity corrections).

Υπολογιστική Τομογραφία (Computed Tomography)

Η ΥΤ στηρίζεται στην αρχή του περιστρεφόμενου συστήματος λυχνίας-ανιχνευτή γύρω από τον ασθενή με ταυτόχρονη κίνηση της εξεταστικής τράπεζας στην περίπτωση της ελικοειδούς σάρωσης. Η λυχνία εκπέμπει ακτίνες Χ προς τον ασθενή και τα φωτόνια που τον διαπερνούν καταγράφονται από τον ανιχνευτή. Η δέσμη της Χ ακτινοβολίας μορφοποιείται ως προς το εύρος στον z άξονα (Collimation) και την ενέργειά της (Spectral filtering), μειώνοντας έτσι την ακτινική επιβάρυνση του ασθενή.

Ο ανιχνευτής μετατρέπει τα φωτόνια που ανιχνεύονται σε ηλεκτρικό σήμα το οποίο μετασχηματιζόμενο με επαναληπτικές τεχνικές (iterative) ή οπισθοπροβολής (backprojection) αποδίδει τρισδιάστατες εικόνες υψηλής ανατομικής διακριτικής ικανότητας.

Σε αντίθεση με τα συστήματα PET/CT οι Αξονικοί τομογράφοι δεν είναι συστήματα πολλών τομών ή υψηλών προδιαγραφών και ο ρόλος τους περιορίζεται, κυρίως, σε Αξονικές τομογραφίες χαμηλής δόσης για την διόρθωση της εξασθένησης της ακτινοβολίας και του ανατομικού εντοπισμού.

Ο Αξονικός Τομογράφος μπορεί να παράσχει διακριτική ικανότητα 1 χιλιοστού και συνήθως απεικονίζεται σε μήτρα εικονοστοιχείων (pixels) 512 X 512.

Η απεικόνιση βασίζεται στις διαβαθμίσεις της απορρόφησης από το ανθρώπινο σώμα και αποδίδεται στην κλίμακα HU (Hounsfield Units), στην οποία η τιμή 0 αποδίδεται στο νερό και η τιμή -1000 στον αέρα. Ο μαθηματικός τύπος που χρησιμοποιείται είναι ο εξής (Εξίσωση 1).

$$H = 1000 \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w}$$

Εξίσωση 1 Τύπος υπολογισμού μονάδων Hounsfield (HU)

όπου μ είναι ο συντελεστής απορρόφησης στο ογκοστοιχείο (voxel) ενδιαφέροντος και μ_w είναι ο συντελεστής εξασθένισης του νερού για φωτόνια. Με βάση την τιμή εξασθένισης της ακτινοβολίας δημιουργείται η απεικονιστική μήτρα με τιμές που ποικίλουν με θετικό ή αρνητικό πρόσημο.

Η σωστή τοποθέτηση του ασθενή στο απεικονιστικό σύστημα είναι σημαντική τόσο για την μειωμένη απορροφούμενη δόση από τον ασθενή όσο και την βελτιωμένη ποιότητα απεικόνισης μειώνοντας τον θόρυβο και ενισχύοντας την ένταση του σήματος.[22]

Λήψη SPECT

Στην SPECT, γίνεται λήψη προβολών 2 διαστάσεων (2D) σε διαφορετικές γωνίες περιστροφής των ανιχνευτών. Οι ανιχνευτές κινούνται μαζί ως σύστημα σε σταθερή γωνία μεταξύ τους (90° διάταξη για τομογραφική απεικόνιση καρδιάς για τροχιά 180°).

Οι διαδοχικές γωνίες δισδιάστατων προβολών χρησιμοποιούνται για την τρισδιάστατη ανασύνθεση του όγκου των δεδομένων η οποία αντιστοιχεί στην κατανομή της ραδιενέργειας στον ασθενή.

Η τροχιά 180° που διαγράφει το σύστημα των ανιχνευτών ακολουθεί το περίγραμμα του ασθενή για τη συλλογή περισσότερων δεδομένων και ο αριθμός των προβολών γύρω από τον ασθενή είναι συνήθως 16 ή 32.

Η τεχνική απεικόνισης SPECT είναι αργή (~ 15 λεπτά), σε σχέση με την αντίστοιχη της CT που διαρκεί μόλις λίγα δευτερόλεπτα.

Η διακριτική ικανότητα στην κλινική πρακτική της SPECT είναι της τάξης των 8-15 mm (Full Width Half Maximum), ανάλογα με ποιο είδος κατευθυντήρα γίνεται η απεικόνιση.

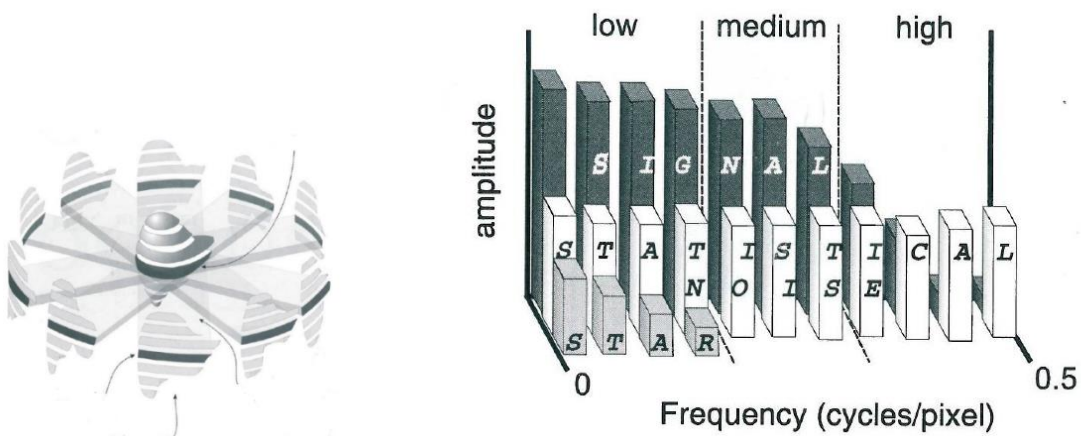
Η μήτρα απεικόνισης που χρησιμοποιείται είναι η 128x128 που σε συνδυασμό με το βαθμό μεγέθυνσης (zoom factor) 1.00 αποδίδει στο κάθε εικονοστοιχείο τις διαστάσεις του (4.8mm), όπως φαίνεται στον παρακάτω πίνακα. Χρησιμοποιώντας μεγαλύτερες μήτρες για το ίδιο zoom, μικραίνει το pixel αυξάνει ο θόρυβος στην εικόνα, χωρίς να αυξάνεται και το σήμα που ανιχνεύεται (Πίνακας 1). [23]

Zoom	64x64	128x128	256x256
1.00	9.6mm	4.8mm	2.4mm
1.23	7.8mm	3.9mm	2.0mm
1.45	6.6mm	3.3mm	1.7mm
1.78	5.4mm	2.7mm	1.3mm

Πίνακας 1 Συσχέτιση μεγέθους εικονοστοιχείου με μεγέθυνσης εικόνας (zoom) και μήτρα απεικόνισης

Ανασύνθεση εικόνων SPECT

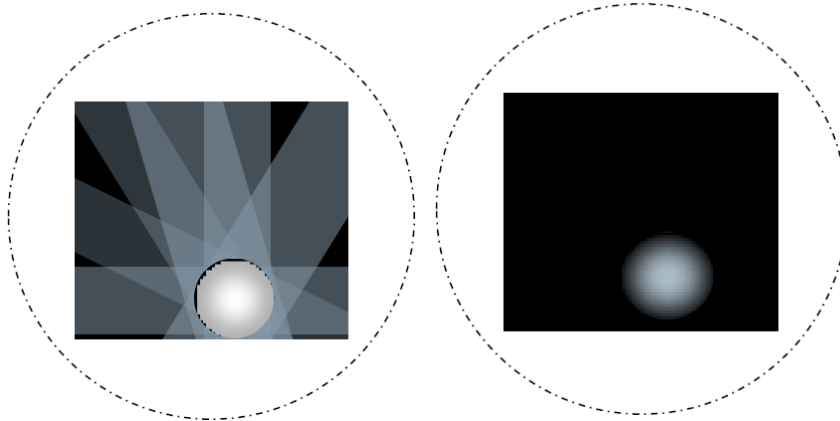
Στην SPECT οι διαδοχικές προβολικές λήψεις γύρω από τον ασθενή χρησιμοποιούνται για τον υπολογισμό της τρισδιάστατης κατανομής της ραδιενέργειας που ανιχνεύεται από τον ασθενή (Εικ 10). Στους σταθμούς επεξεργασίας οι μέθοδοι ανακατασκευής της εικόνας χαρακτηρίζονται ως αναλυτικοί (analytical) ή επαναληπτικοί (iterative) που είναι και επικρατέστερος.



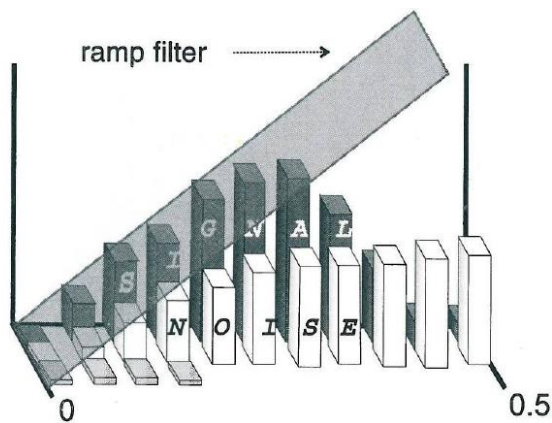
Εικόνα 10 Τομογραφική λήψη εικόνων 2D SPECT τομής που στη διαδικασία ανασύνθεσης εμπεριέχει το σήμα (signal), στατιστικό θόρυβο (statistical noise), και παρεμβολές (star artifact).

Η χαρακτηριστική μέθοδος αναλυτικής ανακατασκευής εικόνας είναι η φιλτραρισμένη οπισθοπροβολή (Filtered Back Projection). [24]

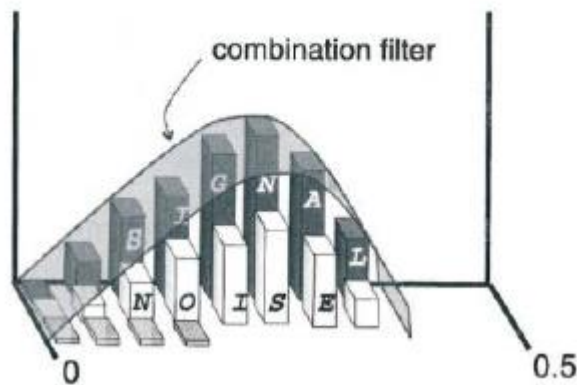
Σε αυτή τη μέθοδο τα δεδομένα από τις προβολικές λήψεις πρώτα φιλτράρονται (Εικ.12) για να αφαιρεθεί το φαινόμενο star artifact που δημιουργείται στη διαδικασία οπισθοπροβολής και στη συνέχεια το θόρυβο που εισάγεται σε αυτό το ενδιάμεσο βήμα για να μπορούν τα δεδομένα αυτά να ανακατασκευαστούν με μεγαλύτερη ευκρίνεια (Εικ.11).



Εικόνα 11 Star Artifact που δημιουργείται από τη διαδικασία της οπισθοπροβολής και η αφαίρεση ψευδών στοιχείων με την εφαρμογή φίλτρου τύπου ράμπας



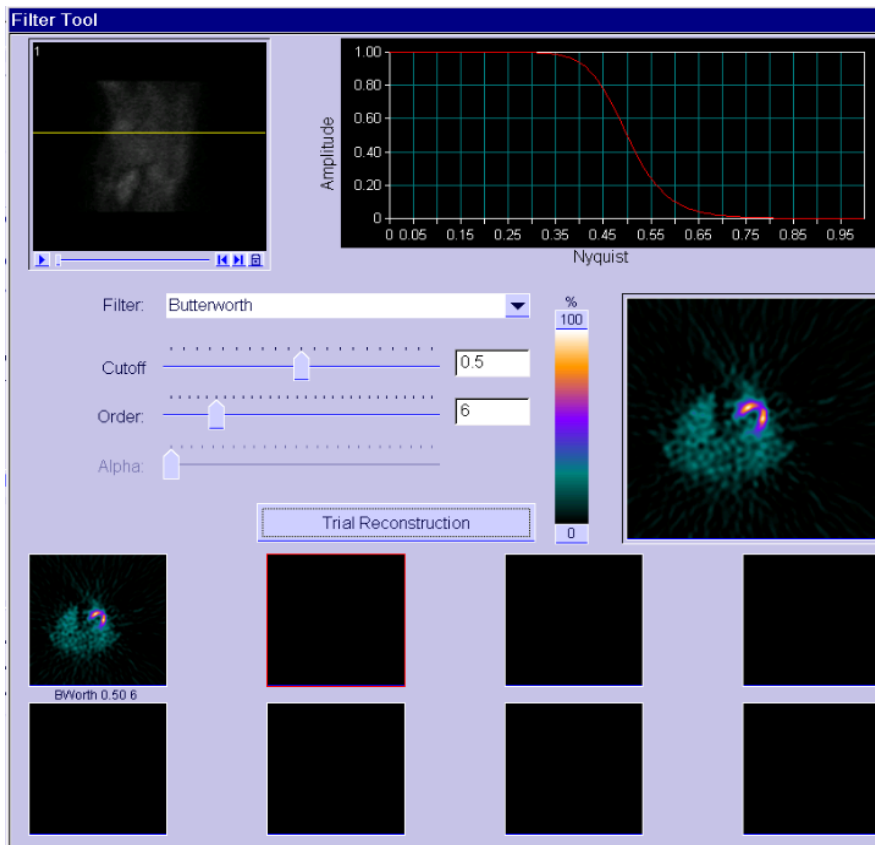
Εικόνα 12 Εφαρμογή φίλτρου ράμπας (ramp filter)



Εικόνα 13 Η τελική απεικόνιση μετά την εφαρμογή Βαθυπερατού φίλτρου, όπου γίνεται απομείωση του θορύβου

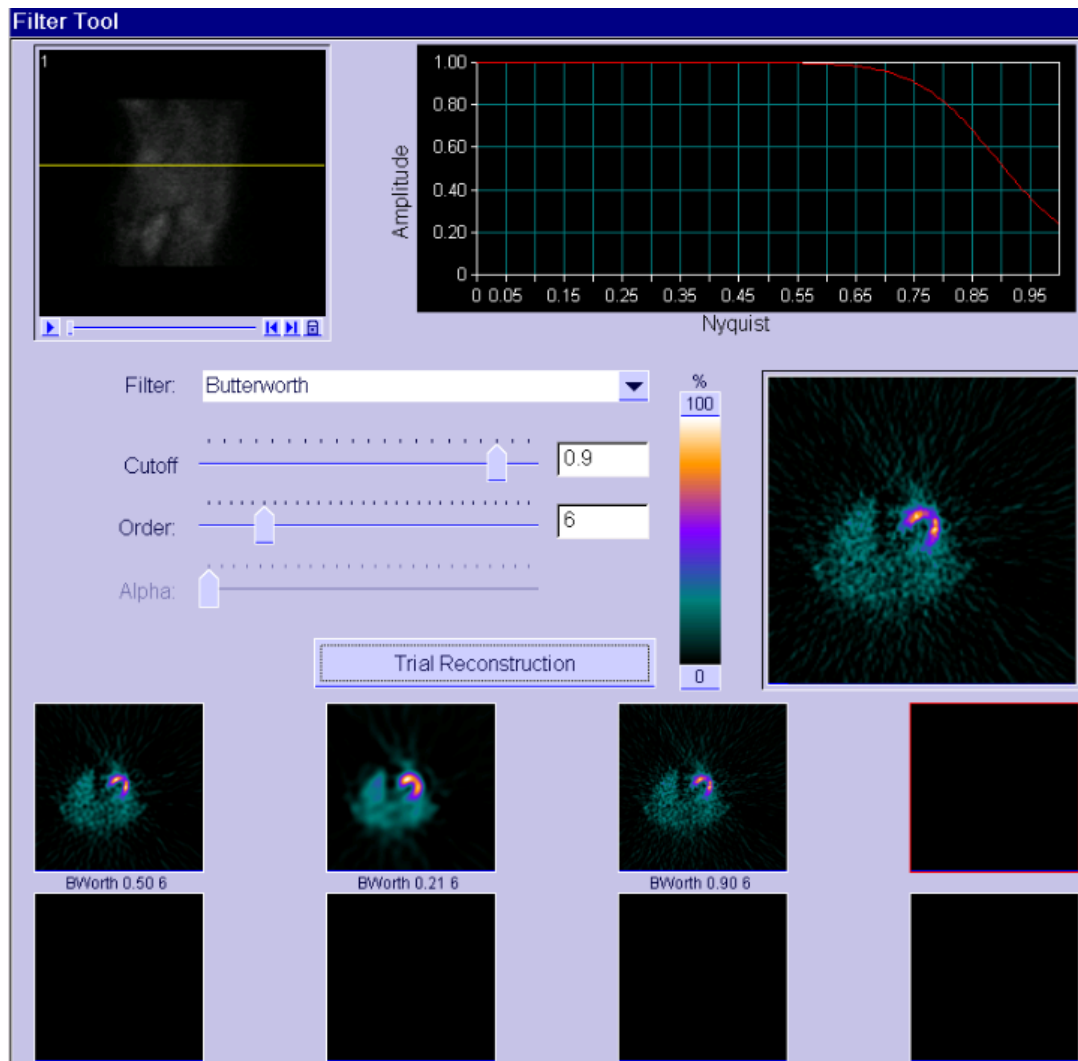
Για την αφαίρεση του θορύβου μετά την ανακατασκευή της εικόνας χρησιμοποιούνται συνήθως τα βαθυπερατά φίλτρα Butterworth. Τα φίλτρα αυτά διαπερνώνται από χαμηλές συχνότητες, ενώ δεν διαπερνώνται από ψηλές και χαρακτηρίζονται από ευελιξία στο σχεδιασμό και την εφαρμογή τους (Εικ 13). Φίλτρα όπως Metz and Wiener έχουν εφαρμογή όπου η επιλεκτική ενίσχυση και απόσβεση συχνοτήτων χρησιμοποιείται για τη μείωση του θορύβου, χωρίς τον αναγκαστικό συμβιβασμό στη διακριτική ικανότητα.

Τα φίλτρα Butterworth χαρακτηρίζονται από τις παραμέτρους συχνότητα αποκοπής (cut-off frequency) και τάξη συνάρτησης (order or power). Η συχνότητα αποκοπής ορίζει τη συχνότητα πάνω από την οποία θα μειωθεί ο θόρυβος και εκφράζεται είτε ως συνάρτηση του εικονοστοιχείου (cycle/pixel) ή ως κλάσμα της μέγιστης συχνότητας Nyquist (N_q). Συνήθως η συχνότητα αποκοπής (f_c) κυμαίνεται από 0.2 ως 1.0 της συχνότητας N_q (Εικ.14).

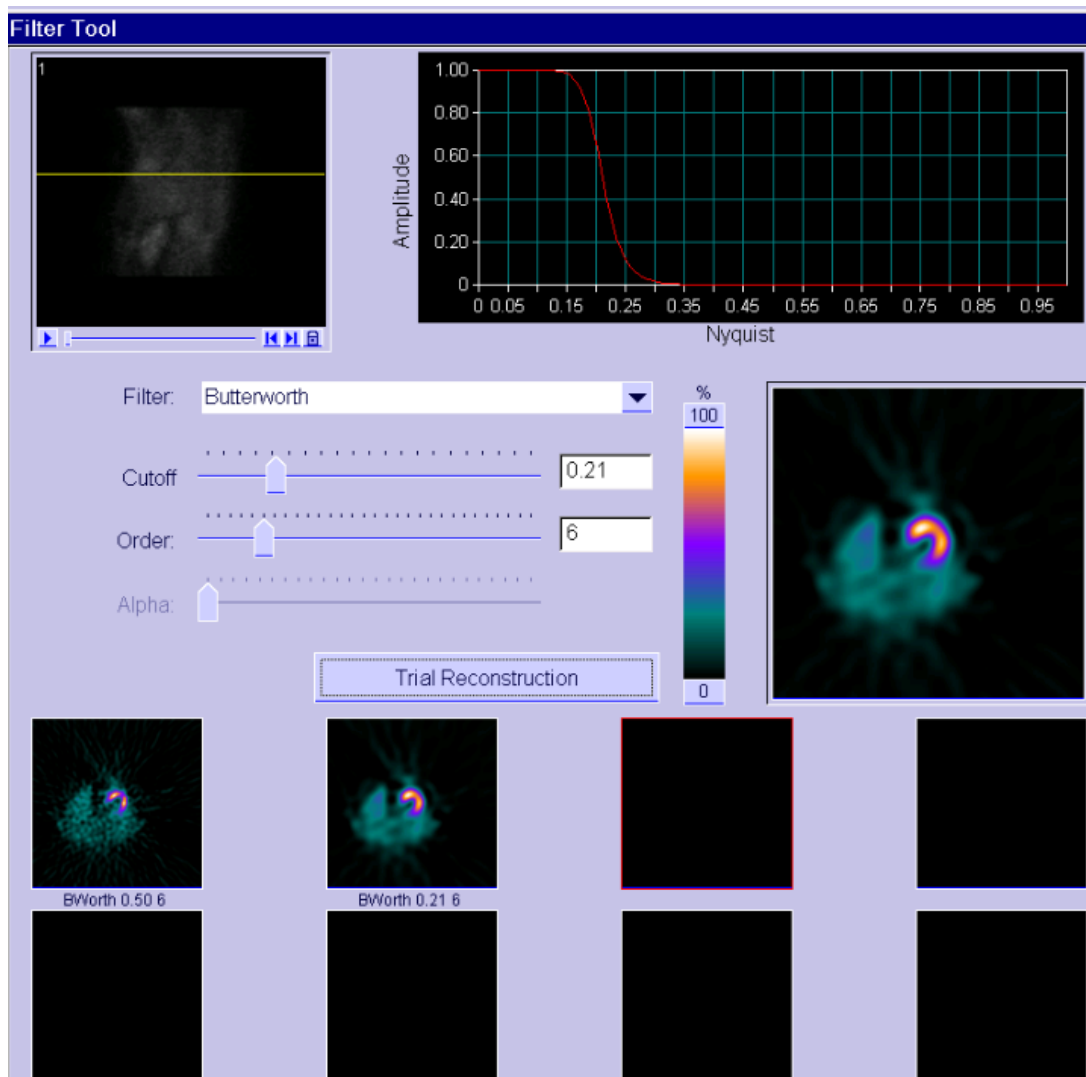


Εικόνα 14 Εφαρμογή Συχνότητα Αποκοπής (Cut-off frequency) και Τάξης (Order) σε ενδιάμεσες τιμές.

Υψηλή f_c έχει ως συνέπεια την αυξημένη διακριτική ικανότητα σε βάρος της εμφάνισης θορύβου (Εικ.15). Αντίθετα επιλογή χαμηλής f_c θα αποδώσει πιο ομαλή εικόνα σε βάρος της διακριτικής ικανότητας(Εικ.16).[25][26]



Εικόνα 15 Ανασύνθεση με υψηλή συχνότητα αποκοπής που εισάγει θόρυβο στην εικόνα

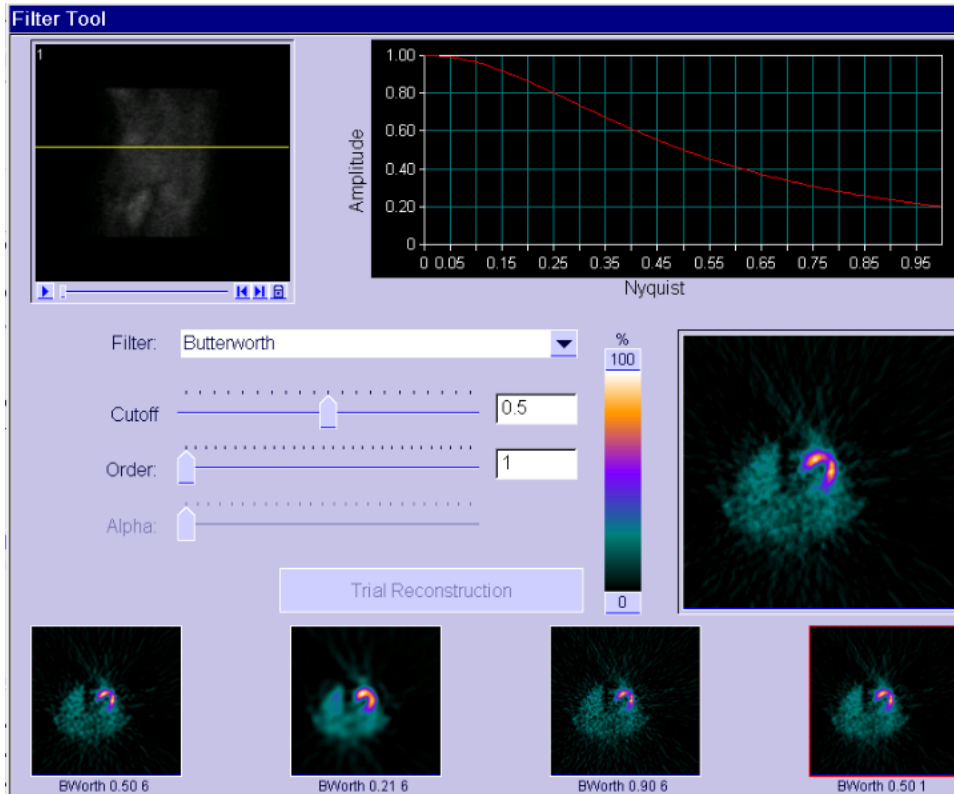


Εικόνα 16 Ανασύνθεση με υψηλή συχνότητα αποκοπής που μειώνει το θόρυβο στην εικόνα σε βάρος της διακριτικής ικανότητας

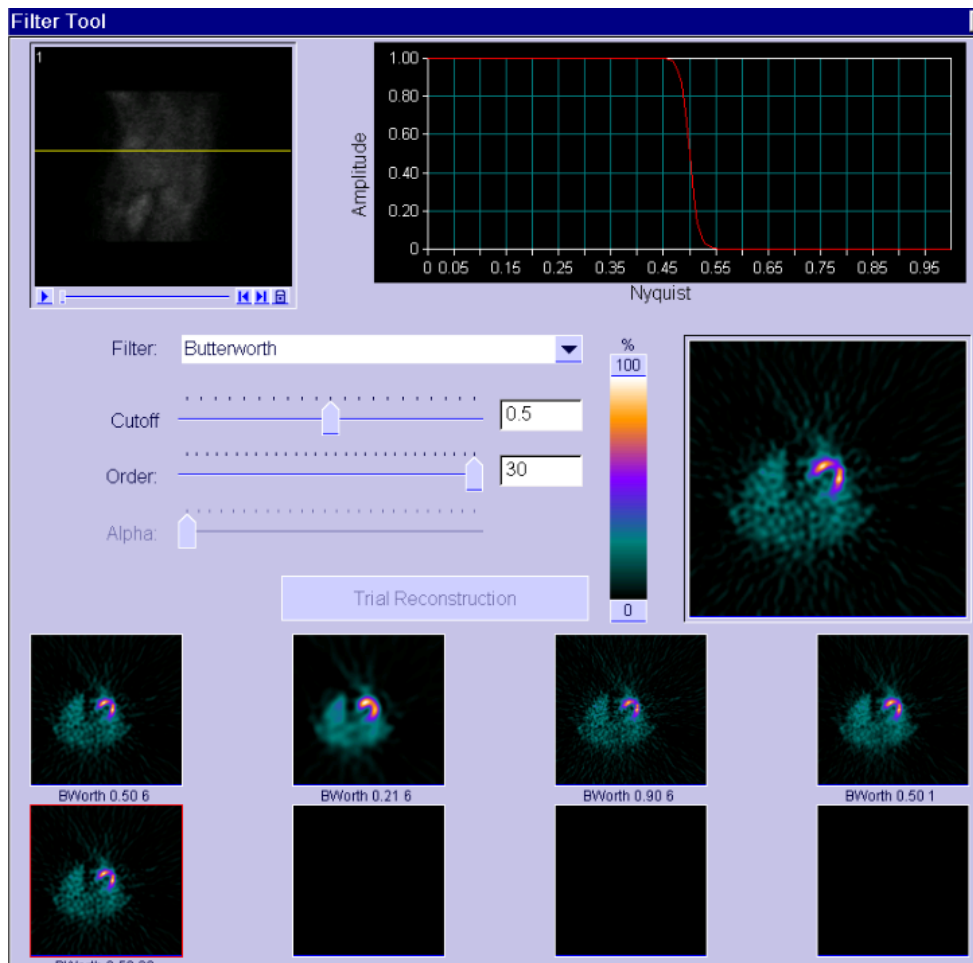
Η τάξη συνάρτησης ή τάξη του φίλτρου έχει, επίσης, επίπτωση στην ποιότητα της εικόνας. Για μια δεδομένη τιμή συχνότητα αποκοπής (f_c), υψηλή τιμή τάξης (n) έχει ως αποτέλεσμα μεγάλη κλίση ενώ μια χαμηλή τιμή μια ομαλή μετάπτωση. Η μεταβολή στην τάξη του φίλτρου έχει μικρότερη επίπτωση στην απεικόνιση, όπως μπορεί να φανεί από τις εικόνες (Εικ 17-18).

Οι παράμετροι απεικόνισης δίνονται από τον κατασκευαστή και εξαρτώνται από τη μήτρα απεικόνισης και αυτές προσδιορίζουν το μέγεθος του εικονοστοιχείου. Παράλληλα, το

επίπεδο στατιστικού θορύβου, που καθορίζεται από τη δόση χορήγησης του ραδιοφαρμάκου, καθορίζει τόσο τη συχνότητα αποκοπής όσο και την τάξη του φίλτρου. [27]



Εικόνα 17 Ανασύνθεση με χαμηλή τάξη φίλτρου



Εικόνα 18 Ανασύνθεση με υψηλή τάξη φίλτρου

Η μέθοδος της οπισθοπροβολής (Filter Back Projection -FBP) είναι γρήγορη και εύκολα υλοποιήσιμη μέθοδος ανακατασκευής εικόνας, δεν απαιτεί υψηλή υπολογιστική ισχύ, αλλά μπορεί να εισάγει ψευδή στοιχεία από τον περιορισμένο αριθμό των προβολών λήψης. Οι ανακατασκευασμένες εικόνες δημιουργούν έναν τρισδιάστατο απεικονιστικό όγκο που μπορεί να προβληθεί σε οποιαδήποτε κατεύθυνση.

Στην ανακατασκευή εικόνας στο SPECT/CT χρησιμοποιείται στο στάδιο της σύντηξης της εικόνας SPECT και CT για να γίνει η διόρθωση της εξασθένησης της ακτινοβολίας στις εικόνες

SPECT και για να προχωρήσει στο επόμενο στάδιο ανακατασκευής των εικόνων SPECT με επαναληπτικό αλγόριθμο.

Οι επαναληπτικές τεχνικές ανακατασκευής έχουν επικρατήσει γιατί διαθέτουν προτερήματα έναντι των παραδοσιακών τεχνικών οπισθοπροβολής. Σε αυτές κατατάσσονται οι επαναληπτικοί αλγόριθμοι τύπου MLEM (maximum likelihood expectation maximisation) και η εξέλιξή του OSEM (Ordered Subsets Expectation Maximization) δηλαδή που αποτελεί την πιο γρήγορη, χρονικά, έκδοση του MLEM αφού χωρίζει τα δεδομένα σε υποσύνολα που ανακατασκευάζονται ταυτόχρονα.[28]

Οι επαναληπτικοί αλγόριθμοι τύπου OSEM χαρακτηρίζονται ως 2D και 3D. Στην 3D η ανακατασκευή του απεικονιστικού όγκου πραγματοποιείται ενιαία και όχι από κάθε προβολή 2 διαστάσεων όπως η 2D.[29]

Η διόρθωση για την απόσταση κατευθυντήρα ανιχνευτή (CDR - Collimator Distance Recovery) πραγματοποιείται ιστροπικά και στις 3 διαστάσεις (ενώ η 2D προσέγγιση σε δυο) αποδίδοντας αποτελέσματα πιο κοντά στην πραγματικότητα. Η 3D ανακατασκευή ενσωματώνει τους χάρτες απορρόφησης (μ -maps) για την διόρθωση εξασθένησης κατά τη διάρκεια της ανασύνθεσης και όχι αποσπασματικά σαν ξεχωριστό βήμα. Επίσης, στους επαναληπτικούς αλγόριθμους, ο μεγάλος αριθμός επαναλήψεων (iterations) βοηθά την σύγκλιση του αλγόριθμου ενισχύει και το θόρυβο στην εικόνα.

Στους 3D αλγόριθμους ανακατασκευής η διαχείριση του θορύβου είναι βελτιωμένη και είναι δυνατή η ενσωμάτωση διορθώσεων για φαινόμενα που υποβαθμίζουν την ποιότητα απεικόνισης στο στάδιο της ανακατασκευής (Εικ.20). Τέτοια είναι η εξασθένηση της ακτινοβολίας, η σκέδαση καθώς και η γεωμετρική ανταπόκριση του κατευθυντήρα στην απόσταση από την ανιχνευόμενη ακτινοβολία (collimator response).

Σε συνδυασμό με την αυξανόμενη απόδοση των Η/Υ που εκτελούν αυτούς τους υπολογισμούς, έχουν καθιερωθεί στο πεδίο της πυρηνικής καρδιολογίας.[30]

Οι τεχνικές αυτές βασίζονται σε μια μήτρα πιθανοτήτων (probability matrix) που περιγράφει την πιθανότητα ενός φωτονίου που εκπέμπεται από ένα δεδομένο ογκομετρικό στοιχείο (voxel) στον όγκο σάρωσης του ασθενή να καταγραφεί ως εικονοστοιχείο (pixel) σε μια προβολή εικόνας. Η μήτρα πιθανοτήτων είναι πολύ μεγάλη και συνήθως αποθηκεύεται σε ψηφιακές μνήμες κατά τη διάρκεια της ανακατασκευής.

Αρχικά ο όγκος της πληροφορίας που έχει συλλεγεί υποδιαιρείται σε ισότιμα υποσύνολα. Η διαδικασία της επανάληψης ξεκινά από μια αρχική εκτίμηση της κατανομής της ραδιενέργειας στον ασθενή η οποία επανεκτιμάται σε διαδοχικά βήματα (iterations), συγκρίνοντας τις προβολές που έχουν καταγραφεί κατά τη διάρκεια της λήψης με αυτές που είναι προϊόν υπολογισμού. Η διαδικασία αυτή ολοκληρώνεται όταν η προβολή εκτίμησης ταυτίζεται με αυτήν της προβολής από υπολογισμό.[31]

Η εξέλιξη του αλγορίθμου καθορίζεται από τις παρακάτω επιλογές αλλά και από το βήμα των διαδοχικών προβολών (γωνία βήματος λήψης), καθώς και από την μήτρα απεικόνισης (matrix size):

1. Αριθμό επαναλήψεων

2. Αριθμό υποσυνόλων

3. Διακριτική ικανότητα Πλήρους Εύρους στο Ήμισυ του Μέγιστου (FWHM σε mm) ενός τρισδιάστατου φίλτρου (3D) κατανομής Gaussian (συνήθως διπλάσιο του μεγέθους του εικονοστοιχείου).

Συνήθως, ένας προκαθορισμένος αριθμός επαναλήψεων και υποσυνόλων προτείνεται από τον κατασκευαστή του λογισμικού για τη βέλτιστη απεικόνιση στις απεικονίσεις αιμάτωσης του μυοκαρδίου.

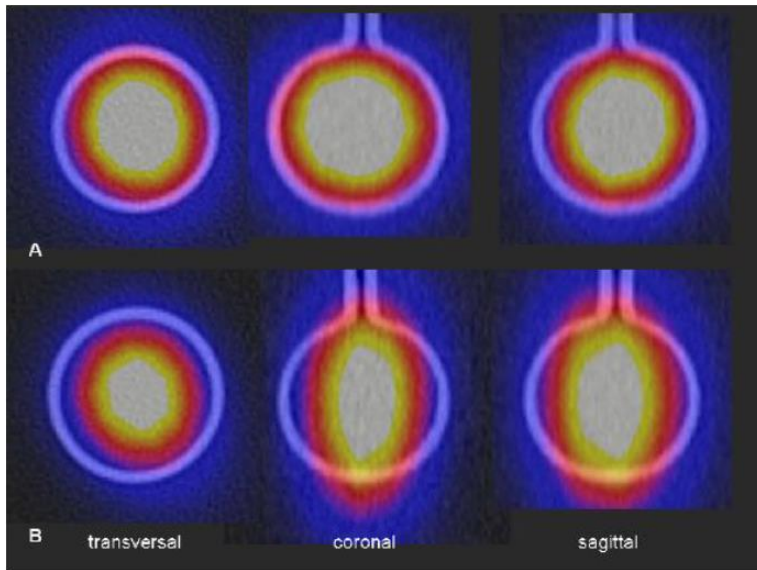
Η επιλογή των παραμέτρων είναι αναγκαία διότι η ποσοτική ακρίβεια και το επίπεδο θορύβου εξαρτώνται από τον αριθμό των επαναλήψεων, δεδομένου ότι η SPECT χαρακτηρίζεται από χαμηλή ένταση φωτονίων λόγω της απορρόφησης φωτονίων στις σχετικά χαμηλές ενέργειες εκπομπής.

Αν ο αριθμός των επαναλήψεων (iterations) δεν είναι αρκετός, η αντίθεση εικόνας (contrast) και ποσοτική ακρίβεια θα είναι μη ικανοποιητικές.

Σε αντίθεση ένας μεγάλος αριθμός επαναλήψεων στην απεικόνιση θα αυξήσει το επίπεδο του θορύβου σε μη αποδεκτά επίπεδα.

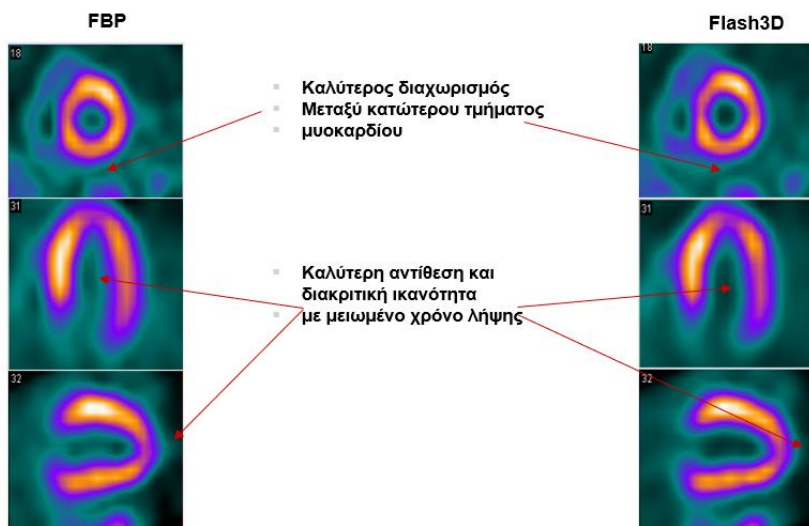
Οι επαναληπτικοί αλγόριθμοι δεν απαιτούν φιλτράρισμα στο αρχικό στάδιο ανακατασκευής όπως οι αναλυτικοί (οπισθοπροβολής) για την αφαίρεση του θορύβου, ενώ διακρίνονται σε 2D και 3D. Οι αλγόριθμοι 3D είναι πιο σταθεροί από τους αντίστοιχους 2D διότι εισάγουν λιγότερο θόρυβο κατά την επαναληπτική διαδικασία ανατροφοδότησης δεδομένων.

Σε αυτήν οι διαστάσεις των ογκοστοιχείων κατανέμονται ιστροπικά και στα τρία ανατομικά επίπεδα (Εικ 19).[32]



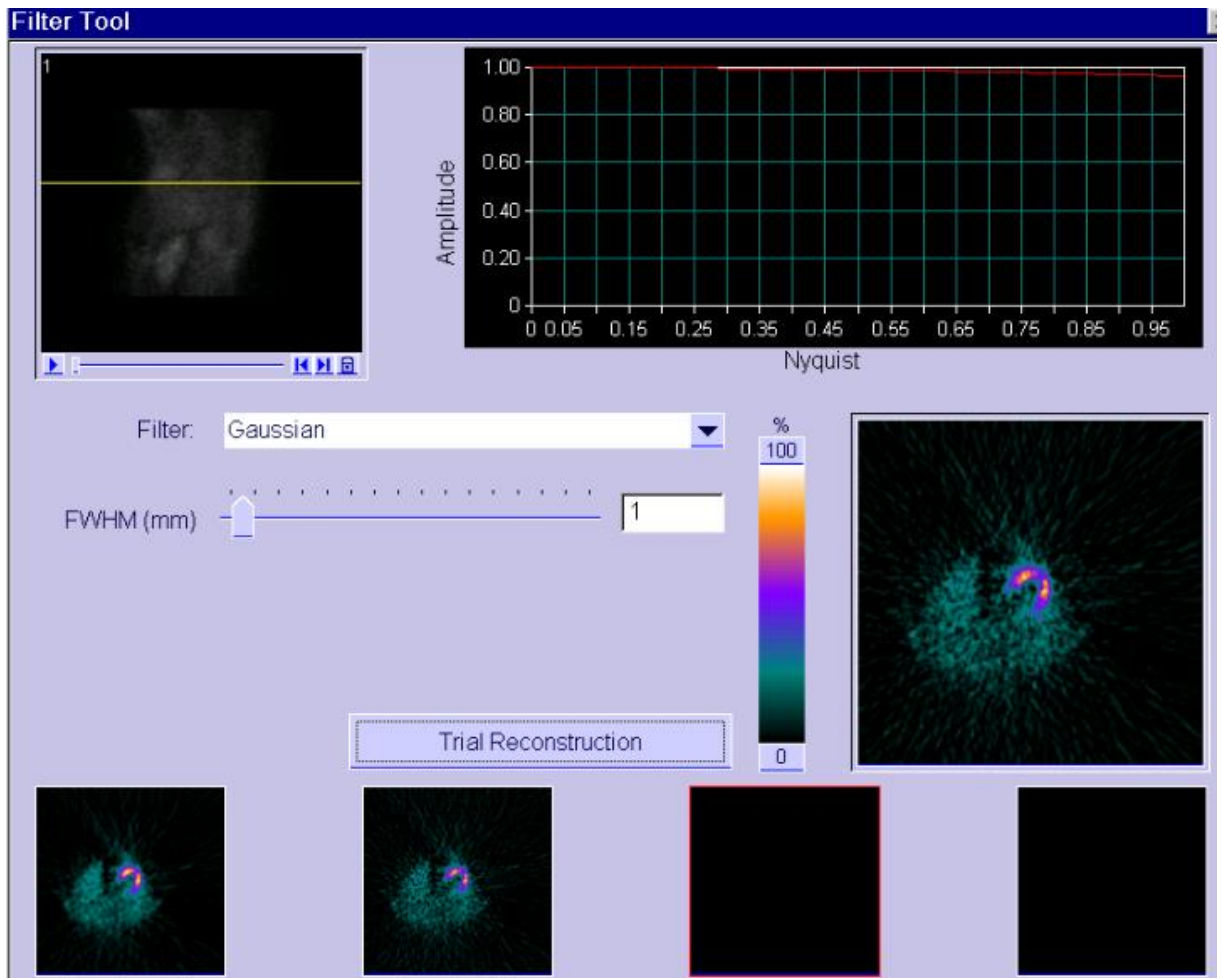
Εικόνα 19 Ισοτροπική απόδοση ογκοστοιχείων (voxels) με αλγόριθμο OSEM 3D (πάνω σειρά) και OSEM 2D (κάτω σειρά)

Αυτό είναι ιδιαίτερης σημασίας σε υβριδικές απεικονίσεις SPECT/CT, όπου υπάρχει ταύτιση στις απεικονίσεις SPECT και CT για την ακριβή διόρθωση της εξασθένησης της ακτινοβολίας.

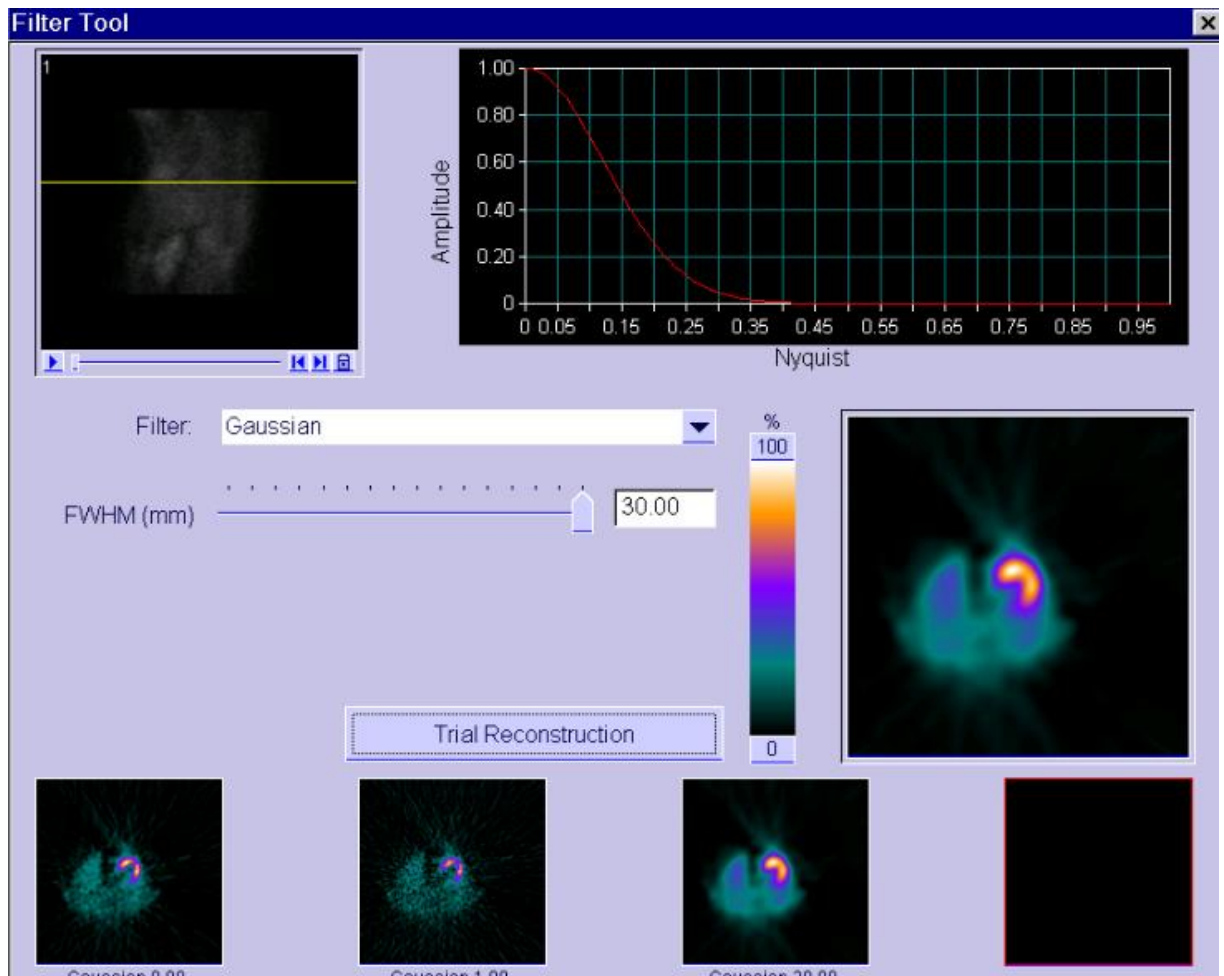


Εικόνα 20 Πλεονεκτήματα χρήσης Αλγορίθμων OSEM 3D

Η εφαρμογή του 3D Gaussian φίλτρου στην ανακατασκευή της εικόνας χρησιμοποιείται στη τρισδιάστατη μοντελοποίηση της προβολής και ανακατασκευής των 3D δεδομένων. Σε αντίθεση με τους αλγόριθμους οπισθοπροβολής, όπου η εφαρμογή φίλτρων πραγματοποιείται στο πεδίο των συχνοτήτων, τα Gaussian 3D φίλτρα εφαρμόζονται χωρικά (Spatial filters) και επιτυγχάνουν την καλύτερη εκτίμηση στην ανατροφοδότηση του επαναληπτικού αλγόριθμου και την μείωση των ακτινικών ευρημάτων (ring artifacts). Η μόνη παράμετρος επιλογής είναι το FWHM (Full Width Half Maximum) σε χιλιοστά και σχετίζεται με το μέγεθος pixel κατά τη διάρκεια της λήψης. Στις δύο ακραίες τιμές όταν το FWHM=0mm (χωρίς ομαλοποίηση της εικόνας) (Εικ.21) και FWHM = >2 x pixel size η εικόνα περιέχει πολύ λίγη διαγνωστική πληροφορία (Εικ.22).[32]



Εικόνα 21 Εφαρμογή Gaussian FWHM = 1 χωρίς ομαλοποίηση



Εικόνα 22 Εφαρμογή Gaussian FWHM = 30 χωρίς διαγνωστική πληροφορία

Τα βαθυπερατά φίλτρα Butterworth και τα Gaussian 3D, αν και εφαρμόζονται σε διαφορετικούς χώρους για την κανονικοποίηση της εικόνας ανακατασκευής, εμπειρικά, σχετίζονται ως εξής: $FWHM (mm) = 0.833 \times (\text{μέγεθος εικονοστοιχείου σε mm} / f_c)$. [33]

Διόρθωση της εξασθένισης της ακτινοβολίας (attenuation correction)

Η ακτινοβολία υφίσταται εξασθένιση όταν εκπέμπεται από τον ασθενή και διέρχεται από τον ίδιο και τα υλικά που τον περιβάλλουν στο πεδίο απεικόνισης (π.χ. η εξεταστική τράπεζα).

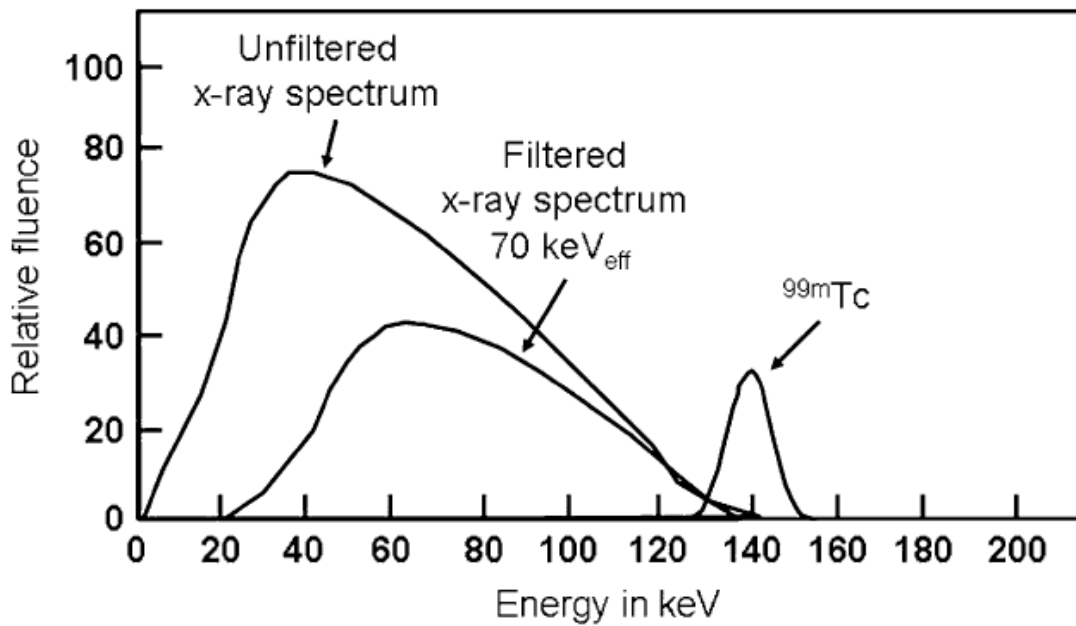
Για τις ενέργειες των ραδιοϊσοτόπων που χρησιμοποιούνται στην Πυρηνική Ιατρική, η εξασθένιση προέρχεται από την απορρόφηση των φωτονίων λόγω του φωτοηλεκτρικού φαινομένου ή τη σκέδαση Compton, όπου τα φωτόνια υποβαθμίζονται ενεργειακά και αλλάζουν πορεία κατεύθυνσης. Τα περισσότερα σκεδαζόμενα φωτόνια διαφεύγουν της ανίχνευσης λόγω της απορρόφησης τους από το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο ή της πορείας τους έξω από το πεδίο ανίχνευσης.

Τα φωτόνια που τελικά ανιχνεύονται στο καθορισμένο ενεργειακά παράθυρο είναι συνδυασμός σκεδαζόμενων και μη φωτονίων. Τα σκεδαζόμενα φωτόνια που τελικά ανιχνεύονται δεν παρέχουν χρήσιμες πληροφορίες και μπορούν αφαιρεθούν από τη χρήσιμη πληροφορία, όπως θα αναλυθεί παρακάτω.

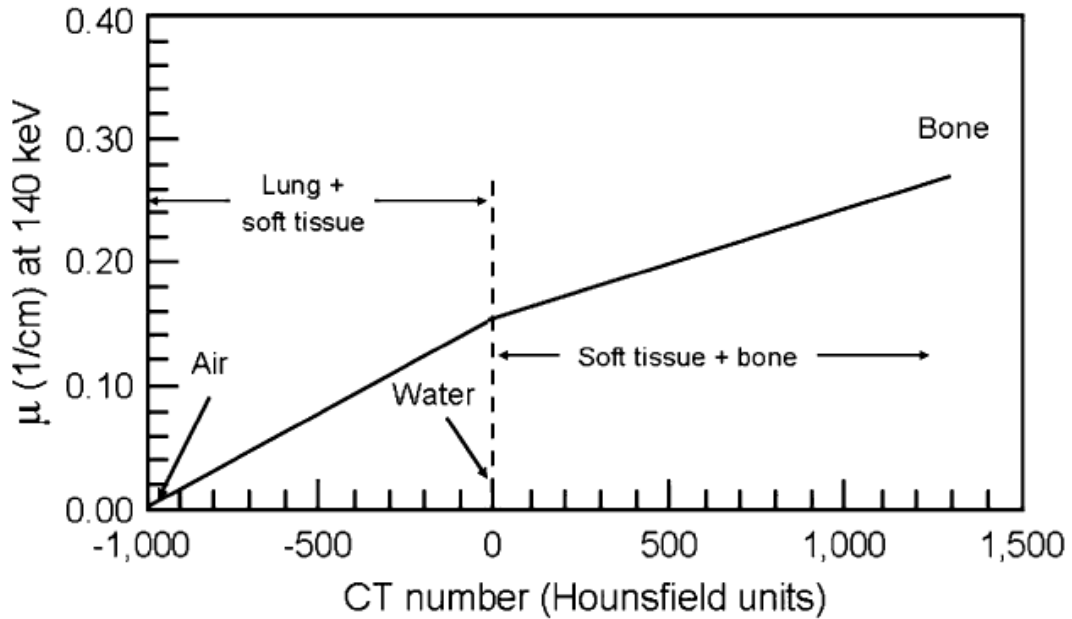
Στην Αξονική Τομογραφία οι εικόνες αντιστοιχούν στα διερχόμενα φωτόνια από τους απεικονιζόμενους ιστούς, και αποτελεί την αρχή πάνω στην οποία στηρίζεται η διόρθωση της εξασθένισης της γ -ακτινοβολίας στο υβριδικό σύστημα SPECT/CT.

Η εκπομπή των φωτονίων της ακτινοβολίας X κατανέμεται σε ένα φάσμα χαμηλότερης ενεργειακής στάθμης συγκριτικά με την ενέργεια που εκπέμπεται από τα ραδιοϊσότοπα της γ -ακτινοβολίας. Στην εικόνα 23 μπορεί να παρατηρήσει την συσχέτιση των δυο ενεργειακών φασμάτων. Η ενέργεια που απελευθερώνεται από την ακτινολογική λυχνία φιλτράρεται για να απομακρυνθούν τα φωτόνια που δεν συνεισφέρουν στην απεικόνιση, αλλά αντίθετα επιβαρύνουν τον ασθενή με ακτινοβολία.[34]

Για να χρησιμοποιηθούν τα δεδομένα της Αξονικής Τομογραφίας που έχουν ληφθεί με μεγαλύτερη διακριτική ικανότητα (μήτρα απεικόνισης 512x512, σε σύγκριση με την 128x128 της SPECT), για τη διόρθωση εξασθένησης, θα πρέπει να γίνει η υποβάθμιση της εικόνας CT. Οι τιμές HU (Hounsfield Units) που μπορούν να χρησιμοποιηθούν σαν συντελεστές απορρόφησης SPECT, εξαρτώνται από την πυκνότητα των ιστών και θα πρέπει να γίνει αντιστοίχιση αυτών.



Εικόνα 23 Φάσμα ακτινοβολίας X που φιλτράρεται και χρησιμοποιείται για τη διόρθωση εξασθένησης γ ακτινοβολίας



Εικόνα 24 Διζωνική (Bilinear) αντιστοίχιση τιμών HU και συντελεστή απορρόφησης

Η σχέση μεταξύ συντελεστή εξασθένησης (μ) και CT HU ορίζεται για κάθε συνδυασμό ενέργειας ραδιοϊσοτόπου και τάσης λυχνίας (Εικ.24). Ο αριθμός φωτονίων, που καθορίζεται από το ρεύμα ανόδου της λυχνίας (mA) που απαιτείται για τη διόρθωση της εξασθένησης της ακτινοβολίας είναι χαμηλός. Αν οι εικόνες της Αξονικής Τομογραφίας δεν χρησιμοποιηθούν μόνο για σύντηξη των εικόνων, τότε το ρεύμα της λυχνίας θα πρέπει να αυξηθεί για να αποδώσει και τον ανατομικό εντοπισμό της λειτουργικής πληροφορίας της SPECT.[35]

Διόρθωση Σκεδαζόμενης Ακτινοβολίας (scatter correction)

Η σκέδαση φωτονίων από το φαινόμενο Compton είναι συχνό φαινόμενο που απαντάται στην SPECT. Όταν σκεδάζεται ένα φωτόνιο, επιδρά με ένα ηλεκτρόνιο αφαιρώντας του ένα

μέρος της ενέργειάς του και αλλάζοντας την κατεύθυνσή του. Πολλά από τα σκεδαζόμενα φωτόνια δεν ανιχνεύονται, ενώ άλλα καταγράφονται στο ενεργειακό παράθυρο του ισοτόπου, το οποίο είναι σχετικά ευρύ. (για το τεχνητό που έχει ενεργειακή εκπομπή στα 140 keV το ενεργειακό παράθυρο είναι 15%, δηλ. 129-151 keV) (Εικ 25).

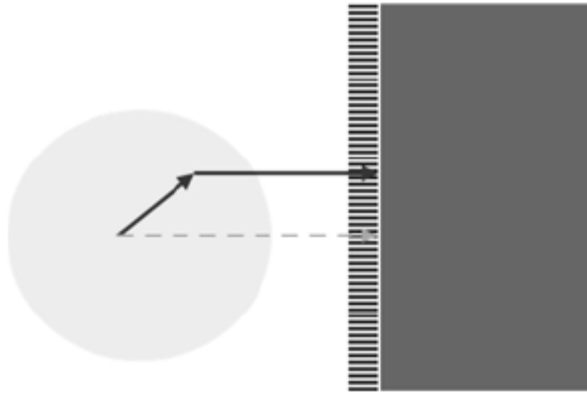
Name	Type	Lower Limit (KeV)	Upper Limit (KeV)
Lower Scatter	Lower Scatter	108.41	129.39
99m Technetium	Photopeak	129.39	150.37

Εικόνα 25 Παράθυρα καταγραφής κύριας ενέργειας εκπομπής και σκεδαζόμενης ακτινοβολίας

Η διόρθωση της σκέδασης σε εικόνες SPECT στοχεύει στην μείωση των σκεδαζόμενων κρούσεων που καταγράφονται στο ενεργειακό παράθυρο απεικόνισης.

Οι περισσότερες σκεδάσεις φωτονίων γίνονται στο σώμα του ασθενούς και εξαρτώνται από το μέγεθος, πυκνότητα και σύνθεση του εξεταζόμενου ιστού, αλλά και από την κατανομή του ραδιοφαρμάκου σε αυτό το μέρος του σώματος. Πρόσθετοι παράγοντες είναι η ενέργεια εκπομπής του ραδιοφαρμάκου, η διακριτική ικανότητα του ανιχνευτή της γ-ακτινοβολίας και το εύρος του ενεργειακού παραθύρου απεικόνισης.[36]

Τα περισσότερα φωτόνια σκεδάζονται περισσότερες από 1 φορές και μεταφέρουν εσφαλμένες πληροφορίες για την εστία εκπομπής τους, όπως φαίνεται στην εικόνα (Εικ.26)

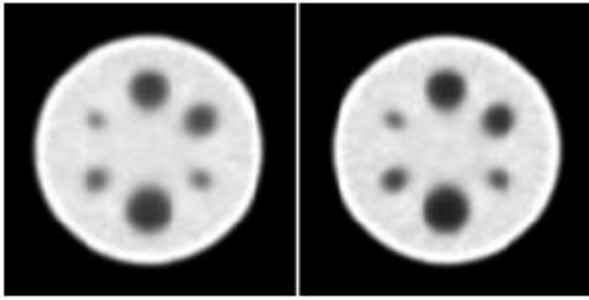


Εικόνα 26 Σκεδαζόμενη ακτινοβολία στο σώμα του ασθενή που καταγράφονται σαν δυο γεγονότα στον ανιχνευτή

Ένα σκεδαζόμενο φωτόνιο ανιχνεύεται μακριά από την αναμενόμενη κάθετη θέση του (διακεκομμένη γραμμή). Η σκεδαζόμενη ακτινοβολία θα μειώσει την αντίθεση της ανακατασκευασμένης εικόνας, αλλά μπορεί και να εισάγει ψευδή στοιχεία (artifacts) στην απεικόνιση του μυοκαρδίου.

Η επίδραση της σκέδασης στην SPECT μπορεί να γίνει αντιληπτή στην παρακάτω εικόνα (Εικ.27) με ομοίωμα διαλύματος που περιέχει ραδιοϊσότοπο. Για την αριστερή εικόνα δεν έχει γίνει διόρθωση για σκεδαζόμενη ακτινοβολία, ενώ για τη δεξιά έχει αφαιρεθεί. Οι σφαιρικές περιοχές περιέχουν αέρα και γίνεται αντιληπτή η διόρθωση της σκέδασης στην αντίθεση της εικόνας.

Και οι δύο εικόνες έχουν διορθωθεί για την εξασθένιση της ακτινοβολίας.



Εικόνα 27 Επίδραση σκεδαζόμενης ακτινοβολίας στην αντίθεση της εικόνας

Διάφορες τεχνικές διόρθωσης της σκεδαζόμενη ακτινοβολίας έχουν αναπτυχθεί και αξιολογηθεί.

Στη πιο σύγχρονη εκδοχή της, η ενσωμάτωση της διόρθωσης της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας στους επαναληπτικούς αλγόριθμους που συμπεριλαμβάνουν τρισδιάστατη πληροφορία στη μοντελοποίηση της σκέδασης, επιφέρει ποιοτική και ποσοτική βελτίωση στην απεικόνιση.

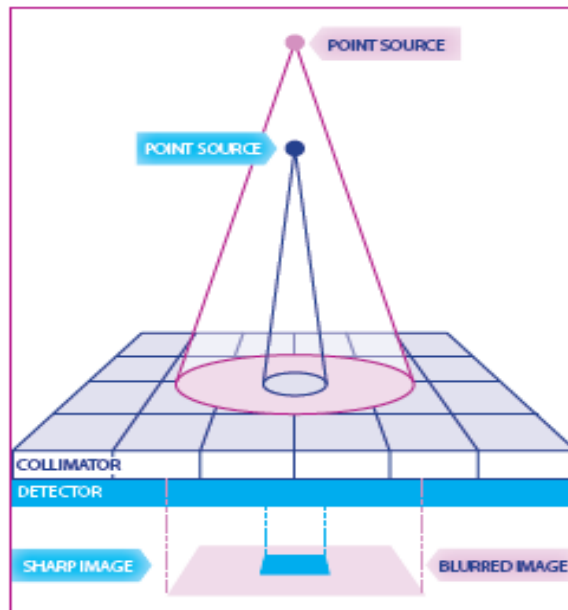
Τεχνικές παραθύρου ενέργειας

Ένα ποσοστό της εικόνας που λαμβάνεται στο παράθυρο σκέδασης αφαιρείται από την εικόνα της φωτοκορυφής (κύρια ενέργεια εκπομπής ραδιοϊσοτόπου) για να αποδοθεί η διορθωμένη πλέον εικόνα. Χρησιμοποιείται κυρίως για ισότοπα όπως το Τεχνητίο που έχουν μια κυρίως φωτοκορυφή και επιτυγχάνεται με την καταγραφή δεδομένων σκέδασης Compton σε ξεχωριστό, χαμηλότερα ενεργειακό παράθυρο, στον ίδιο χρόνο λήψης με το κυρίως ενεργειακό παράθυρο. Αναφέρεται και σαν τεχνική διπλού παραθύρου (Double Energy Window-DEW).

Μια επιπλέον τεχνική είναι αυτή του τριπλού παραθύρου (TEW) στην οποία δύο μικρότερα ενεργειακά παράθυρα , πάνω και κάτω από το κυρίως ενεργειακό παράθυρο, συλλέγουν

δεδομένα που αφαιρούνται από το κύριο ενεργειακό παράθυρο. Χρησιμοποιείται για ραδιοϊσότοπα που διαθέτουν περισσότερες από μια φωτοκορυφές.[38]

Ανάκτηση γεωμετρικής ευκρίνειας από τη συσχέτιση κατευθυντήρα-ανιχνευτή



Εικόνα 28 Η απόσταση της πηγής ραδιενέργειας από την επιφάνεια του κρυστάλλου έχει επίπτωση στο μέγεθος της καταγραφόμενης πληροφορίας

Η μειωμένη διακριτική ικανότητα στην SPECT αποδεικνύεται προβληματική για την απεικόνιση ανατομικών δομών μικρών διαστάσεων. Είναι δυνατή, όμως η απεικόνιση, σε ορισμένο βαθμό, αν η διακριτική ικανότητα σε συνάρτηση με την απόσταση από τον κατευθυντήρα είναι γνωστή (Εικ 28). Αυτό το φαινόμενο είναι γνωστό ως συσχέτιση κατευθυντήρα-ανιχνευτή (Collimator-Detector Response [CDR] ή Resolution Recovery [RR]) και μπορεί να ενσωματωθεί στη διαδικασία της επαναληπτικής ανασύνθεσης εικόνας για τη βελτίωση της διακριτικής ικανότητας και τη μείωση του θορύβου.

Η μοντελοποίηση αυτού του φαινομένου αποκαλείται και συνάρτηση διασποράς σημείου (Point Spread Function-PSF).

Επειδή η τροχιά που διαγράφει ο κάθε ανιχνευτής γ-ακτινοβολίας δεν είναι σταθερή, αλλά μεταβάλλεται ανάλογα με το περίγραμμα του ασθενή για τη συλλογή περισσότερων στατιστικών δεδομένων, η συσχέτιση αυτή αποβαίνει ιδιαίτερα επωφελής.

Κατά τη διάρκεια της ανασύνθεσης, πληροφορίες του κατευθυντήρα όπως μήκος, διάμετρος και πάχος οπών καθώς και χαρακτηριστικά του ανιχνευτή (ενδογενής ομοιογένεια, πάχος κρυστάλλου, κενό μεταξύ κατευθυντήρα-ανιχνευτή) και παράμετροι λήψης (απόσταση κέντρου περιστροφής με επιφάνεια κατευθυντήρα για κάθε γωνία προβολής και τροχιά λήψης) τροφοδοτούνται στην διαδικασία του επαναληπτικού αλγόριθμου.

Για κάθε συνδυασμό συστημάτων κατασκευαστή με κατευθυντήρα, πληροφορίες αποθηκεύονται με τη μορφή πινάκων (Look Up Tables -LUTs) το οποίο αποτελεί τμήμα του λογισμικού ανασύνθεσης.[38]

Η αύξηση της στατιστικής πληροφορίας που απαιτείται για την ανακατασκευή της εικόνας επιτρέπει τη μείωση του χρόνου σάρωσης έως και το μισό σε μια ειδική κατηγορία επαναληπτικών αλγορίθμων OSEM 3D (Flash3D Half-Time Imaging) [39]

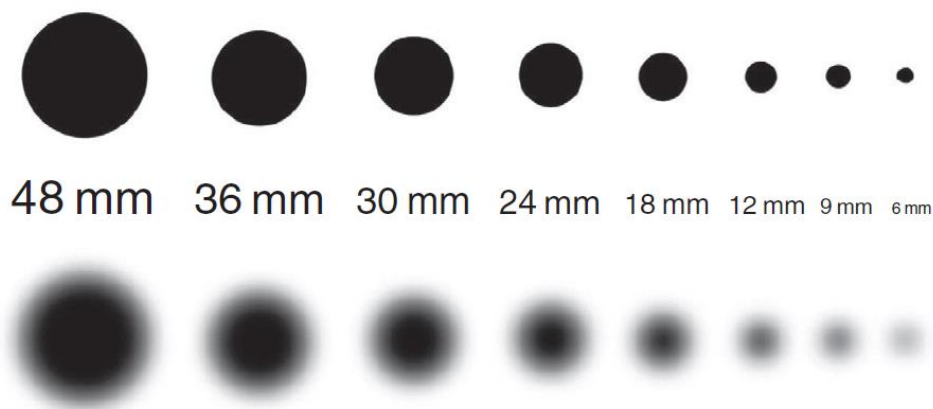
Φαινόμενο μερικού όγκου (Partial Volume Effect- PVE)

Η διακριτική ικανότητα στη SPECT, όπως έχει προαναφερθεί είναι της τάξης των 8-15mm. Αυτό μπορεί να προκαλέσει το φαινόμενο μερικού όγκου, όπου η καταγραφή κρούσεων που προέρχονται από τους σπινθηρισμούς που καταχωρούνται στη μήτρα απεικόνισης ως δεδομένα μπορούν να “μεταπηδήσουν” σε γειτονικά εικονοστοιχεία (pixels). Έτσι περιοχές με αυξημένη ή μειωμένη συγκέντρωση ραδιοφαρμάκου εκτιμώνται λανθασμένα (Εικ29).

Η συμβολή της CDR στην διαδικασία της ανασύνθεσης βελτιώνει τα απεικονιστικά αποτελέσματα, αλλά όταν η ποσοτικοποίηση των δεδομένων είναι το ζητούμενο, τότε η διόρθωση για το φαινόμενο μερικού όγκου (Partial Volume Effect- PVE) είναι αναγκαία.

Πολλά είδη εξετάσεων βασίζονται στο ακριβή σχεδιασμό του περιγράμματος του οργάνου ή όγκου για την εκτίμηση της ενεργότητάς του. Τεχνικές για τη διόρθωση PVE χρησιμοποιούν την απεικόνιση από τις εικόνες Αξονικής από το σύστημα SPECT/CT για την ακριβή ποσοτικοποίηση με σκοπό τη δημιουργία συντελεστών ανάκτησης (Recovery Coefficients - RC).[40]

Οι συντελεστές ανάκτησης που αντιστοιχούν την ενεργότητα ενός ραδιοφαρμάκου με την καταγραφόμενη δραστηριότητα μπορούν να υπολογιστούν χρησιμοποιώντας ομοιώματα ή διάφορα μαθηματικά μοντέλα και ενσωματώνονται σε επαναληπτικούς αλγόριθμους.[41]



Εικόνα 29 Φαινόμενο Μερικού όγκου (Partial Volume Effect) σε απεικόνιση SPECT. Οι μικρότερες δομές παρουσιάζουν μεγαλύτερη ασάφεια

Επιβάρυνση ακτινοβολίας σε εξετάσεις μυοκαρδίου SPECT/CT

Η ιοντίζουσα ακτινοβολία που δέχεται ο ασθενής προέρχεται από δύο πηγές: Τη γ-ακτινοβολία από τη χορήγηση του ραδιοφαρμάκου και από τις ακτίνες Χ ακτινοβολίας από τη χρήση του Αξονικού Τομογράφου. Για να μπορεί να αξιολογηθούν τα δυο είδη ακτινοβολίας ως προς την επιβάρυνση τους στον ανθρώπινο οργανισμό και να προστεθούν για να υπολογιστεί η συνολική ισοδύναμη δόση, πρέπει να γίνουν συγκρίσιμες.

Για αυτό το λόγο χρησιμοποιείται η έννοια της Ενεργού Δόσης (Effective Dose) Eeff, η οποία είναι το άθροισμα των γινομένων της ισοδύναμης δόσης που έλαβε κάθε ιστός (T) επί ένα συντελεστή ο οποίος εξαρτάται από το είδος του ιστού. [42]

Ισοδύναμη δόση από Αξονικό

Η εκτίμηση της ολικής ισοδύναμης δόσης (Ect) από την αξονική χαμηλής δόσης (Low Dose CT) υπολογίζεται έμμεσα από τη μέθοδο DLP (Dose Length Product) :

$$Ect = k * DLP$$

Το DLP (mGy*cm) υπολογίζεται με βάση το μήκος σάρωσης, ακτινολογικές παραμέτρους (kVp & mA) και πρωτόκολλο σχεδιασμού CT. Ο δοσιμετρικός αυτός δείκτης είναι διαθέσιμος μετά το πέρας της εξέτασης και δεν επιδέχεται τροποποίησης. Ο παράγοντας k εξαρτάται από την ανατομική περιοχή που έχει σαρωθεί.

Οι τιμές k για συγκεκριμένες ανατομικές περιοχές υπολογίζονται σύμφωνα με τις τιμές που έχουν ορισθεί από την Διεθνή Επιτροπή ICRP (International Commission for Radiological Protection) με τις οδηγίες 60 και 103 (ακτινική επιβάρυνση ιστών – tissue weighting factors).

Η έκθεση στην ακτινοβολία ακτίνων Χ δεν είναι ίδια σε όλες τις ανατομικές περιοχές και αυτό επειδή το σύστημα αυτόματης έκθεσης δόσης (CareDose) αυξομειώνει την ένταση του

ρεύματος της λυχνίας. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα στις ανατομικές περιοχές, με μικρή απορρόφηση ακτινοβολίας από τους ιστούς, να διέρχεται ρεύμα μικρότερης έντασης και κατά συνέπεια μικρότερης ακτινικής επιβάρυνσης στον ασθενή.[43]

Η αναφορά ακτινικής δόσης έχει την μορφή της παρακάτω εικόνας (Εικ.30). Σε αυτή αναγράφονται τα στοιχεία της λυχνίας (kVp, mAs) καθώς και οι χρόνοι σάρωσης σε τοπόγραμμα και περιστροφής σε σπειροειδή (spiral) σάρωση. Τέλος το cSL αναφέρεται στο διαμορφωμένο πάχος τομής (Collimated Slice Width).

Ward:		Physician:		Operator:		Total mAs 276		Total DLP 39 mGy*cm	
Scan	kV	mAs / ref.		CTDIvol mGy	DLP mGy*cm	TI s	cSL mm		
Patient Position F-SP									
Topogram	1	130			0.08(L)	1.51	3.5	0.5	
CT STRESS	2	130	16 /	13	1.71(L)	37.87	0.6	3.0	

Phantom Type (L) 32cm (S) 16cm

Εικόνα 30 Αναφορά Δόσης ακτινοβολίας

Το CTDI_{vol} αναγράφεται σε mGy που έχει ευθεία αντιστοίχιση με το DLP. [44]

Επειδή στην Αξονική Τομογραφία, το απεικονιστικό σύστημα δε μπορεί να ανιχνεύσει και να καταγράψει την απορροφούμενη δόση από τον ασθενή, γίνεται αντιστοίχιση της ακτινολογικής συμπεριφοράς ή το επίπεδο δόσης ενός πρωτοκόλλου με βάση το δοσιμετρικό δείκτη CTDI (Computed Tomography Dose Index).

Το CTDI παρέχει την απορροφούμενη δόση σε μια τομή 100mm ενός ομοιώματος plexiglass δυο διαστάσεων (Large 32cm, Small 16cm), τα οποία συσχετίζουν την ανατομική περιοχή (Small για κεφάλι, Large για σώμα) με συγκεκριμένα ακτινολογικά στοιχεία (kVp, mAs).

Η δόση σε αυτά τα ομοιώματα δεν κατανέμεται ομοιόμορφα, λόγω του βαθμού απορρόφησης της ακτινοβολίας ανάλογα με την απόσταση από την περιφέρεια. Για αυτό υπάρχει η έκφραση του CTDI_{weighted}, η οποία εκφράζει τη μέση δόση σε επίπεδο τομής.

Οι Αξονικοί Τομογράφοι στα συστήματα SPECT/CT είναι, συνήθως, πολυτομικοί (Multi Detector Multi Slice- MDMS). Χρησιμοποιούν την ελικοειδή σάρωση ως τρόπο λειτουργίας και η αναγωγή του CTDI_{weighted} από επίπεδο τομής 100mm σε επίπεδο σάρωσης όγκου (CTDI_{vol}) γίνεται σε συνδυασμό με τον αριθμό τομών ανά περιστροφή, το ονομαστικό πάχος τομής και τη μετακίνηση της εξεταστικής τράπεζας μεταξύ δυο διαδοχικών περιστροφών, όπως απεικονίζεται στον παρακάτω τύπο:

$$\text{CTDI}_{\text{VOL}} = (\text{NT}/\Delta d) * \text{CTDI}_w \quad \text{ή} \quad \text{CTDI}_{\text{VOL}} = \text{CTDI}_w / \text{pitch}$$

Ορισμός CTDI_{vol}

• Απλή, συμβατική σάρωση

N: # τομών ανά περιστροφή

T: Ονομαστικό πάχος τομής

Δd : Μετακίνηση τράπεζας μεταξύ διαδοχικών περιστροφών

$$\text{Pitch} = \Delta d / NT$$

Επειδή το CTDI δεν λαμβάνει υπόψη το μήκος σάρωσης, και συνεπώς τη συνολική δόση, έχει εισαχθεί ο όρος DLP (Dose Length Product).

Για τη μετατροπή του Γινομένου Δόσης μήκους (DLP) σε αντίστοιχη ισοδύναμη δόση η οδηγία European factors (ICRP 60) αναφέρει ότι ο παράγοντας μετατροπής σε εξετάσεις θώρακα από DLP σε Ισοδύναμη Δόση (Effective Dose) είναι 17 mSv/mGy*cm , ενώ κάποιες μελέτες ανεβάζουν αυτή η τιμή σε 20 mSv/mGy*cm [45]

Ισοδύναμη δόση από Ραδιοφάρμακο

Η ισοδύναμη δόση από τη χορήγηση του ραδιοφαρμάκου μπορεί να υπολογιστεί από τη μέση δόση απορρόφησης του οργάνου από τον παρακάτω τύπο (Εξίσωση 2):

$$E_{RF} = \sum_T W_T \sum_R W_R D_{T,R}$$

Εξίσωση 2 Ισοδύναμη δόση ραδιοφαρμάκου

Όπου W_T είναι δείκτης βαρύτητας για έναν ιστό T, λαμβάνοντας υπόψη την ευαισθησία στην ακτινοβολία των διαφόρων οργάνων του σώματος. Οι τιμές αυτές έχουν ληφθεί από την οδηγία ICRP 103 βασισμένες σε επιδημιολογικούς δείκτες από πληθυσμούς που έχουν εκτεθεί σε ακτινοβολία ικανή να προκαλέσει καρκινογένεση. Η κατανομή της επίδρασης αυτής στους διάφορους ιστούς κατανέμεται με βάση την Εικόνα 31 (αθροίζονται σε μονάδα).[46]

Bone-marrow (red)	0.12
Lung	0.12
Colon	0.12
Stomach	0.12
Breast	0.12
Gonads	0.08
Bladder	0.04
Liver	0.04
Esophagus	0.04
Thyroid	0.04
Skin	0.01
Bone surface	0.01
Brain	0.01
Salivary glands	0.01
All other tissues	0.12

Εικόνα 31 Δείκτης βαρύτητας Wt για διάφορους ιστούς σύμφωνα με την οδηγία ICRP 103

Ο παράγοντας W_R εξαρτάται από το είδος της ακτινοβολίας που εκπέμπει το ραδιοφάρμακο και είναι 1 για ηλεκτρόνια και φωτόνια (Εικ 32).

SPECT procedures	Number of CT procedures					Radio-pharmaceutical	Activity administered (MBq)	Effective dose per unit activity administered. (mSv/MBq) [11]
	Whole body	Neck–thorax	Thorax	Abdomen	Head–neck			
⁶⁷ Ga-citrate in lymphoma	5	24		8		⁶⁷ Ga-citrate	260	0.1020
⁶⁷ Ga-citrate for infection and inflammation	2	7		10		⁶⁷ Ga-citrate	185	0.1020
Skeletal	4	8		25		^{99m} Tc-HDP	740	0.0051
Parathyroid adenomas		19				^{99m} Tc-MIBI	740	0.0087
Cardiac (stress)			6			^{99m} Tc-Tetrofosmin	330	0.0064
Cardiac (stress and rest)			5			^{99m} Tc-Tetrofosmin	330 + 1000	0.0064
¹¹¹ In-octreotide	2	2		14	3	¹¹¹ In-DTPA Pentetreotide	185	0.0460

Εικόνα 32 Ισοδύναμη δόση από τη χορήγηση ραδιοφαρμάκου

Ενδεικτικό Παράδειγμα:

Στον παραπάνω πίνακα μπορούμε να δούμε ότι σε μια εξέταση αιματώσεως μυοκαρδίου σε κατάσταση κόπωσης (stress) με μέση χορηγημένη ενεργότητα 330MBq , η ισοδύναμη δόση είναι $330\text{MBq} * 0,0064 \text{ mSv/MBq} = 2,12 \text{ mSv}$, ενώ και με χορήγηση σε κατάσταση ηρεμίας (330 MBq + 1000MBq) η ισοδύναμη δόση ανέρχεται σε 8,52 mSv.

Η ισοδύναμη δόση από την Αξονική Τομογραφία σύμφωνα με την εικόνα που το DLP είναι $39,38 \text{ mGy*cm}$ (1,51 από το τοπόγραμμα και 37,87 από την εξέταση θώρακα) είναι $39,38 * 17 \text{ μSv/mGy*cm} = 0.67 \text{ mSv}$

Άρα συνολικά 2,79 mSv ($2,21 + 0.67 \text{ mSv}$) για stress και $9,86 (8,52 + 2 * 0,67) \text{ mSv}$ για stress/rest δηλ. **24 %** και **13,6 %** της ισοδύναμης δόσης αποδίδεται σε Αξονική Τομογραφία Low Dose.

Έλεγχος ποιότητας συστήματος SPECT/CT

Ο έλεγχος ποιότητας σε ένα σύστημα SPECT/CT στοχεύει τόσο στην επιβεβαίωση των απεικονιστικών προδιαγραφών, όσο και των βελτίωση, με τη μορφή βαθμονομήσεων, πριν τη διεξαγωγή των εξετάσεων για τη βέλτιστη και αξιόπιστη απεικόνιση.

Τόσο η αξιολόγηση των ποιοτικών και ποσοτικών παραμέτρων σε βάθος χρόνου, όσο και η έγκαιρη παρέμβαση από διαδικασίες που ορίζει ο κατασκευαστής, όπως π.χ. διόρθωση ομοιογένεια των ανιχνευτών, διασφαλίζουν την ποιότητα και αξιοπιστία σε βάθος χρόνου, ενώ η μη τήρηση των προβλεπόμενων διαδικασιών μπορεί να οδηγήσει σε εσφαλμένη διάγνωση του ασθενή και να θέσει σε κίνδυνο τόσο τον ίδιο, αλλά και την αξιοπιστία της διάγνωσης.[47]

Μετά την εγκατάσταση, η κατασκευάστρια εταιρία προβαίνει στην πλήρη βαθμονόμηση και εκτέλεση όλων των ελέγχων ποιότητας με όρια εντός των προδιαγραφών αποδοχής. Το πρόγραμμα του ποιοτικού ελέγχου ξεκινά με την αρχική παράδοση του συστήματος και την αποδοχή του από τον φυσικό ιατρικής του Νοσοκομείου ή Διαγνωστικού τμήματος.

Ο έλεγχος ποιότητας έχει διαβαθμίσεις, τόσο στη συχνότητα, όσο και στο είδος των πραγματοποιήσιμων ελέγχων. Πραγματοποιούνται είτε από τον τεχνολόγο ή φυσικό ιατρικής σε ημερήσια, εβδομαδιαία και μηνιαία βάση, ή από τον μηχανικό της κατασκευάστριας εταιρίας μετά από αντικατάσταση σημαντικών μερών του συστήματος και αναβαθμίσεις υλικού/λογισμικού.

Για αυτό το σκοπό θα πρέπει το σύστημα να συνοδεύεται από έντυπη ή ηλεκτρονική καταγραφή (Log Book) που να περιέχει όλες τις ενέργειες που έχουν πραγματοποιηθεί στο σύστημα και τα αποτελέσματα των ποιοτικών ελέγχων. Οι έλεγχοι περιγράφονται συνοπτικά στον παρακάτω πίνακα που θα αναλυθεί διεξοδικά Πίνακας 2).[48]

Έλεγχος	Ραδιενεργή πηγή	Όρια αποδοχής	Περιοδικότητα Ημερήσιος-Η Μηνιαίος-Μ Εξαμηνιαίος-Ε
Οπτικός έλεγχος	--	--	Η
Έλεγχος ακτινοβολίας Περιβάλλοντος	--	Σύγκριση	Η
Βαθμονόμηση PMT	Σημειακή πηγή 25μCi	Μήνυμα Επιτυχούς Ολοκλήρωσης	Ε
Έλεγχος Εσωτερικής Ομοιογένειας	Σημειακή πηγή 25μCi	Όρια Αποδοχής κατασκευαστή	Η
Έλεγχος Ενεργειακού Παραθύρου	Σημειακή πηγή 25μCi	Μήνυμα Επιτυχούς Ολοκλήρωσης	Η/Ε
Βαθμονόμηση Εσωτερικής Ομοιογένειας	Σημειακή πηγή 25μCi	Όρια Αποδοχής κατασκευαστή	Μ

Έλεγχος Εξωτερικής Ομοιογένειας	Επίπεδη πηγή	Όρια Αποδοχής κατασκευαστή	E
Χωρική Διακριτική ικανότητα Και γραμμικότητα	Επίπεδη πηγή και Ομοίωμα γραμμών	Σύγκριση με τιμές Αποδοχής συστήματος	E
Κέντρο Περιστροφής	5 σημειακές πηγές 1 mCi	Όρια Αποδοχής κατασκευαστή	M
Ευθυγράμμιση πεδίων SPECT, CT	Σημειακή πηγή με Ιωδιούχο σκιαγραφικό	Όρια Αποδοχής κατασκευαστή	M
Ομοίωμα Jaszczak	Διάλυμα στο Ομοίωμα	Όρια Αποδοχής από δημοσιεύσεις	E

Πίνακας 2 Πίνακας Ποιοτικών ελέγχων ανιχνευτικού τμήματος SPECT

Τα φωτόνια που προσπίπτουν σε κάθε ανιχνευτή προκαλούν σπινθηρισμούς σε έναν κρύσταλλο NaI. Ένας οδηγός φωτός κατευθύνει το ορατό φως των σπινθηρισμών από τον κρύσταλλο στους φωτοπολλαπλασιαστές (PMT) που το μετατρέπουν σε ηλεκτρικό σήμα. Το σήμα αυτό προ ενισχύεται στην έξοδο των PMT (εξάγωνη πλακέτα στο πάνω μέρος των PMT στην Εικόνα 8) και μετατρέπεται από αναλογική σε ψηφιακή μορφή. Στη συνέχεια διαμορφώνεται και σε συνδυασμό με τις βαθμονομήσεις που έχουν προηγηθεί οδηγείται προς το σύστημα καταγραφής και απεικόνισης.

Κατά τη διάρκεια λήψεων, οι κατευθυντήρες είναι τοποθετημένοι στους ανιχνευτές. Στη περίπτωση βαθμονόμησης ή ελέγχου της εσωτερικής ομοιογένειας, όμως, οι κατευθυντήρες αφαιρούνται από τους ανιχνευτές και θα πρέπει να δοθεί ιδιαίτερη προσοχή καθώς ο κρύσταλλος είναι ευάλωτος σε μηχανικές καταπονήσεις ή πτώση αντικειμένου. Τέλος ο κρύσταλλος είναι υγροσκοπικός και μπορεί να συσσωρεύσει υγρασία και να μειώσει την απεικονιστική του ικανότητα.



Εικόνα 33 Σημειακή πηγή με ραδιοϊσότοπο για ποιοτικό έλεγχο



Εικόνα 34 Τοποθέτηση σημειακής πηγής μεταξύ των ανιχνευτών για τη καταγραφή λήψεων

Έλεγχος ακτινοβολίας περιβάλλοντος

Κάτω από ιδανικές συνθήκες όλοι οι PMT θα πρέπει να έχουν μηδενική έξοδο δηλαδή καμία καταγραφή ενεργότητας στην οθόνη τοποθέτησης ασθενή (Patient Positioning Monitor-PPM). Εν τούτοις υπάρχει σποραδική καταγραφή είτε από δραστηριότητα στον περιβάλλοντα χώρο, ή από κοσμική ακτινοβολία που διαπερνά το εμπόδιο του κατευθυντήρα. Αν η καταγραφή κρούσεων υπερβαίνει τις 400 το δευτερόλεπτο, τότε θα πρέπει να αναζητηθεί κατάλοιπο ραδιενεργούς πηγής πλησίον των ανιχνευτών.[49]

Οι απαραίτητες βαθμονομήσεις του συστήματος και η επιβεβαίωση σωστής λειτουργίας με αναφορά στα όρια που ορίζει ο κατασκευαστής αναφέρονται στα παρακάτω βήματα:

Dark Current-Pedestal

Οι προ ενισχυτές των φωτοπολλαπλασιαστών πρέπει να ρυθμίζονται για αποκλίσεις, όπως για το σημείο μηδέν (zero offset) και το λόγο μετατροπής αναλογικού σε ψηφιακό σήμα

(Analog to Digital Conversion). Οι 59 PMT απεικονίζονται στην παρακάτω εικόνα (Εικ.35) με τις μηδενικές τιμές σήματος.

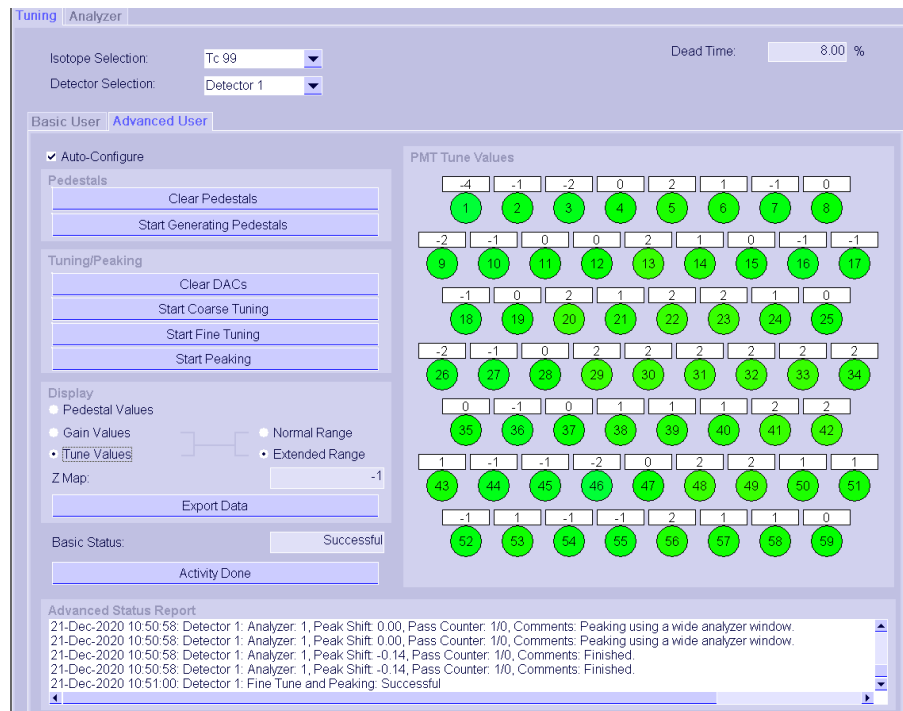


Εικόνα 35 Βαθμονόμηση Dark Current Φωτοπολλαπλασιαστών

Βαθμονόμηση Φωτοπολλαπλασιαστών (PMT Tuning)

Στην εικόνα 36 απεικονίζονται οι 59 PMT οι οποίοι είναι αριθμημένοι και ανάλογα με το χρώμα που εμφανίζουν δείχνουν τη λειτουργική τους κατάσταση (πράσινη ένδειξη-βαθμονόμηση εντός προδιαγραφών). Η διαδικασία αυτή αποσκοπεί στην ισότιμη απόδοση

σήματος σε μια σημειακή πηγή (Εικ.29,30) συγκεκριμένης ενέργειας (Co 57 ή Tc 140). Η διαδικασία ολοκληρώνεται με μήνυμα επιτυχούς ολοκλήρωσης (“Successful”).



Εικόνα 36 Βαθμονόμηση PMT. Οι Πράσινοι κύκλοι αντιπροσωπεύουν τους φωτοπολλαπλασιαστές (PMT)

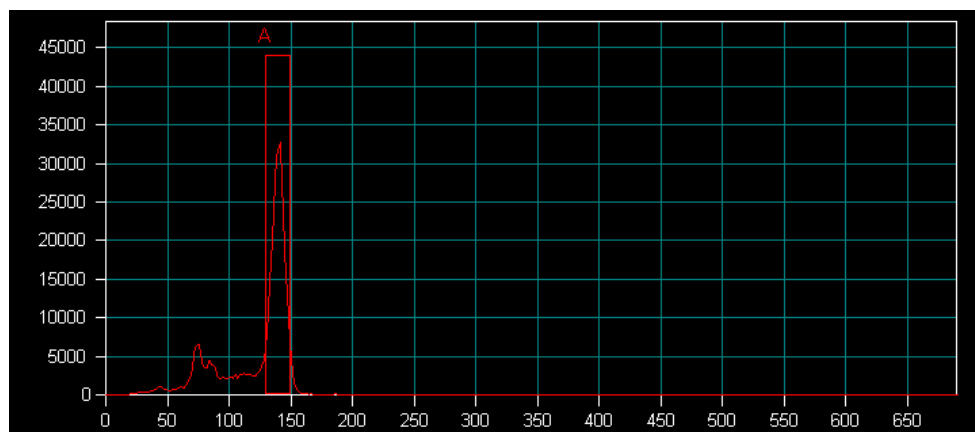
Η τιμή **Z-map** (variance) είναι η μέση τιμή ενός αριθμού ROI (Region of Interest- Περιοχή ενδιαφέροντος) στο κεντρικό πεδίο απεικόνισης (Central Field of View- CFOV) οι οποίες βρίσκονται μεταξύ των PMT. Αυτός ο αριθμός είναι ενδεικτικός της ομοιογένειας στο CFOV. Αν η τιμή Z-map αποκλίνει από τιμές Tune Value που αναγράφονται πάνω στον κάθε PMT, τότε υπάρχει πρόβλημα στην αλυσίδα οπτικής διασύνδεσης κρυστάλλου-οδηγού φωτός-PMT ή συσσώρευση υγρασίας σε περιοχές του κρυστάλλου.[50]

Η ένταση της σημειακής πηγής καθορίζει την παράμετρο Dead Time (8.00 % στην εικόνα). Η τιμή αυτή αντικατοπτρίζει τη συνολική χρονική περίοδο που το σύστημα ανίχνευσης της γ-

ακτινοβολίας (αποτελούμενο από τον κρύσταλλο-σπινθηριστή, PMT και το κύκλωμα προ-ενίσχυσης σήματος) δεν είναι σε θέση να ανιχνεύσει επιπλέον παλμούς. Το ποσοστό είναι ενδεικτικό για το ποσό της πληροφορίας που το σύστημα δε μπορεί να επεξεργαστεί.

Έλεγχος Ενεργειακού Παραθύρου (Peaking)

Συνήθως περιλαμβάνεται στη διαδικασία βαθμονόμησης PMT και επιβεβαιώνεται ότι η εκπομπή ενέργειας του ραδιοϊσοτόπου (140 keV για το ^{99m}Tc) βρίσκεται στο κύριο ενεργειακό παράθυρο καταγραφής σήματος (Εικ.37).[51]



Εικόνα 37 Ενεργειακό Παράθυρο Ισοτόπου

Βαθμονόμηση Εσωτερικής Ομοιογένειας (Intrinsic Calibration)

Ακολουθεί τη διαδικασία βαθμονόμησης PMT και ενεργειακού παραθύρου. Γίνεται χρήση σημειακής πηγής η οποία τοποθετείται σε απόσταση 50εκ από την επιφάνεια του κρυστάλλου χωρίς τη χρήση κατευθυντήρα. Γίνεται λήψη για προκαθορισμένο αριθμό

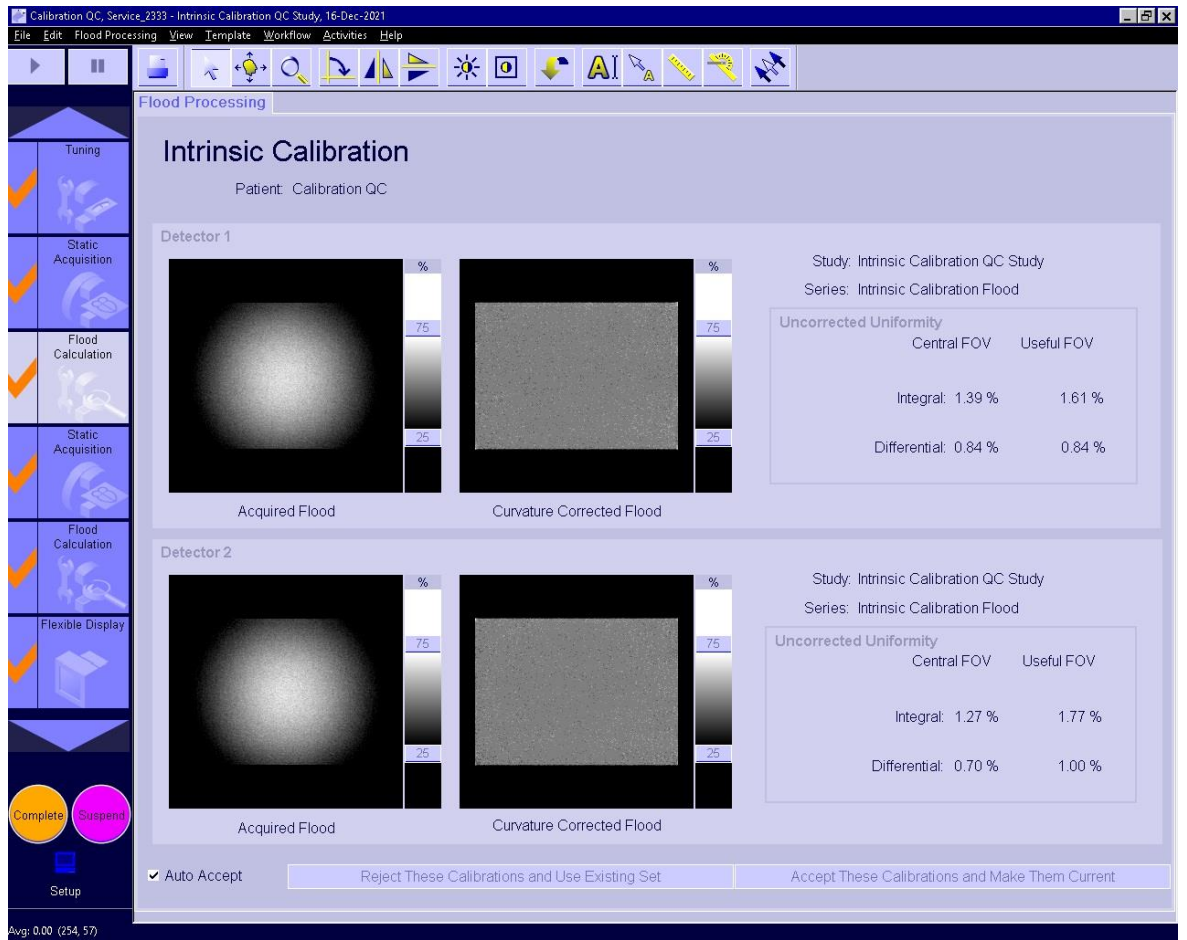
κρούσεων ανιχνευτή (200.000.000 κρούσεις). Η βαθμονόμηση στοχεύει στη εξισορρόπηση της ευαισθησίας στο πεδίο απεικόνισης του ανιχνευτή (Εικ.38).

Μετά τη γεωμετρική διόρθωση για την απόσταση της πηγής από τον κρύσταλλο, το λογισμικό του συστήματος υπολογίζει τις τιμές ομοιογένειας σε σύγκριση με ανώτατα όρια (Πίνακας 3) που αναφέρονται σε δυο περιοχές (Integral Uniformity -IU & Differential Uniformity-DU που σχετίζονται με τη μέγιστη τιμή ομοιογένειας).[53]

IU - μέγιστη διαφορά σήματος σε όλη την επιφάνεια του ανιχνευτή και DU - μέγιστη διαφορά σε μια μικρές γειτονικές ομάδες εικονοστοιχείων.

Ομοιογένεια	CFOV	UFOV
Ολοκληρωτική	5%	6%
Διαφορική	2,5%	3%

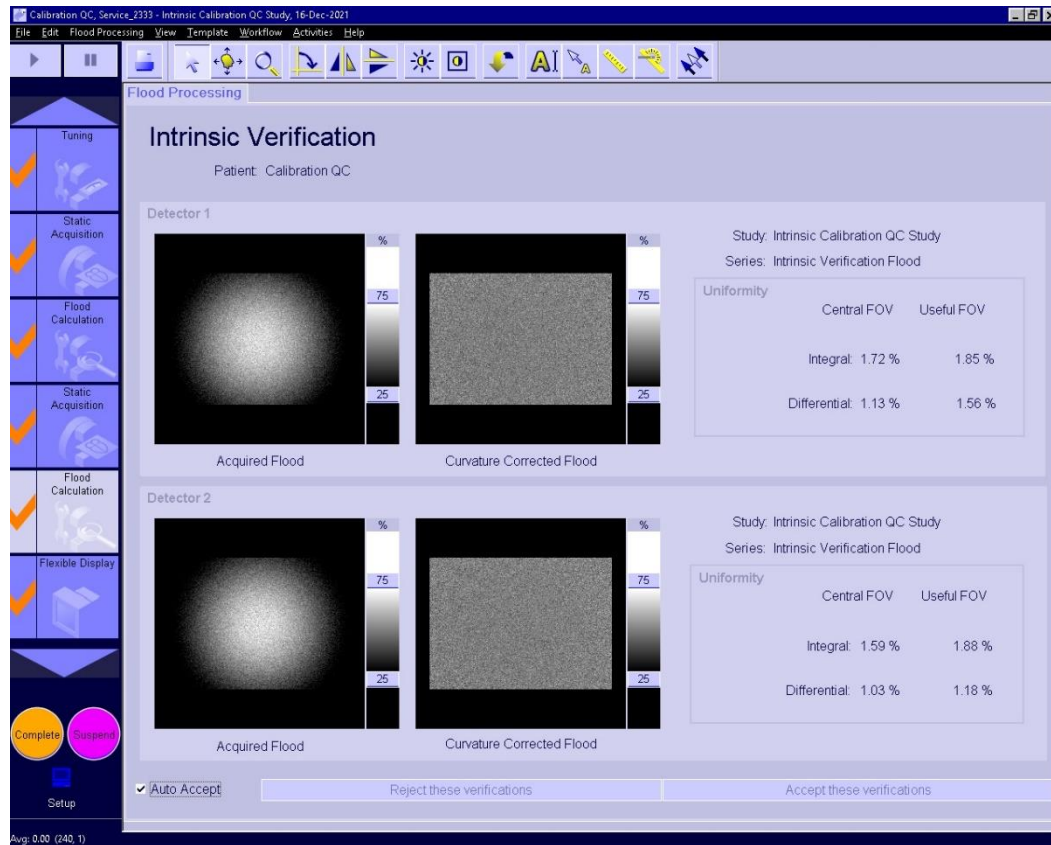
Πίνακας 3 Ανώτατα όρια αποδοχής εσωτερικής ομοιογένειας



Εικόνα 38 Βαθμονόμηση Εσωτερικής Ροής. Οι εικόνες αριστερά διορθώνονται γεωμετρικά για την ισοκατανομή των κρούσεων

Επιβεβαίωση εσωτερικής ομοιογένειας (Intrinsic Verification)

Γίνεται επιβεβαίωση της βαθμονόμησης εσωτερικής ομοιογένειας πάλι με τη χρήση εξωτερικής πηγής ακτινοβολίας (Εικ.39)

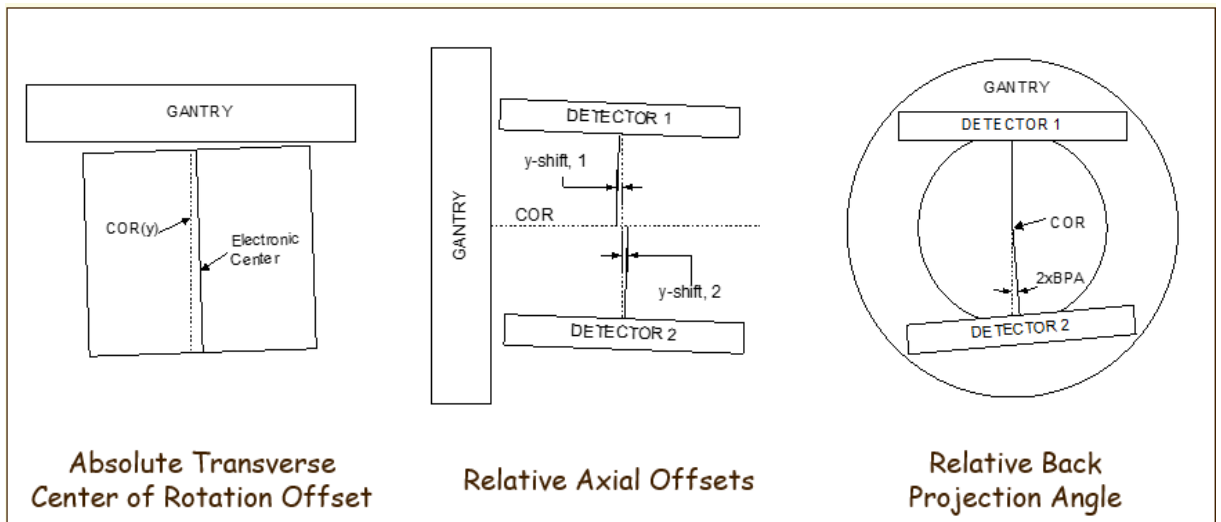


Εικόνα 39 Έλεγχος Εσωτερικής ομοιογένειας

Βαθμονόμηση του κέντρου περιστροφής των ανιχνευτών

Το πραγματικό με το θεωρητικό κέντρο περιστροφής διαφέρει. Στην διαδικασία αυτή ρυθμίζεται η σχετική και η απόλυτη ευθυγράμμιση των ανιχνευτών. Αν αυτό δεν ληφθεί υπόψη, τότε κάποια εικονοστοιχεία θα καταγραφούν σε λάθος περιοχή της τελικής εικόνας, σε μια τομογραφική λήψη. Αυτό θα οδηγήσει σε εσφαλμένη διάγνωση.

Στη συγκεκριμένη διαδικασία χρησιμοποιούνται 5 πηγές και απεικονίζονται με ξεχωριστό κατευθυντήρα κάθε φορά (Low Energy High Resolution- LEHR στο παράδειγμα). Το λογισμικό υπολογίζει τις αποκλίσεις και τις καταχωρεί στον πίνακα διόρθωσης του κέντρου περιστροφής του συστήματος.



Εικόνα 40 Παράμετροι διόρθωσης κατά την εκτέλεση του κέντρου περιστροφής των ανιχνευτών (Multi Head Registration)

Στα αποτελέσματα, τρεις είναι οι κύριες παράμετροι: Εγκάρσια απόκλιση της περιστροφής από το ιδανικό κέντρο (Absolute Transverse Center of Rotation), η επιμήκης απόκλιση (Axial

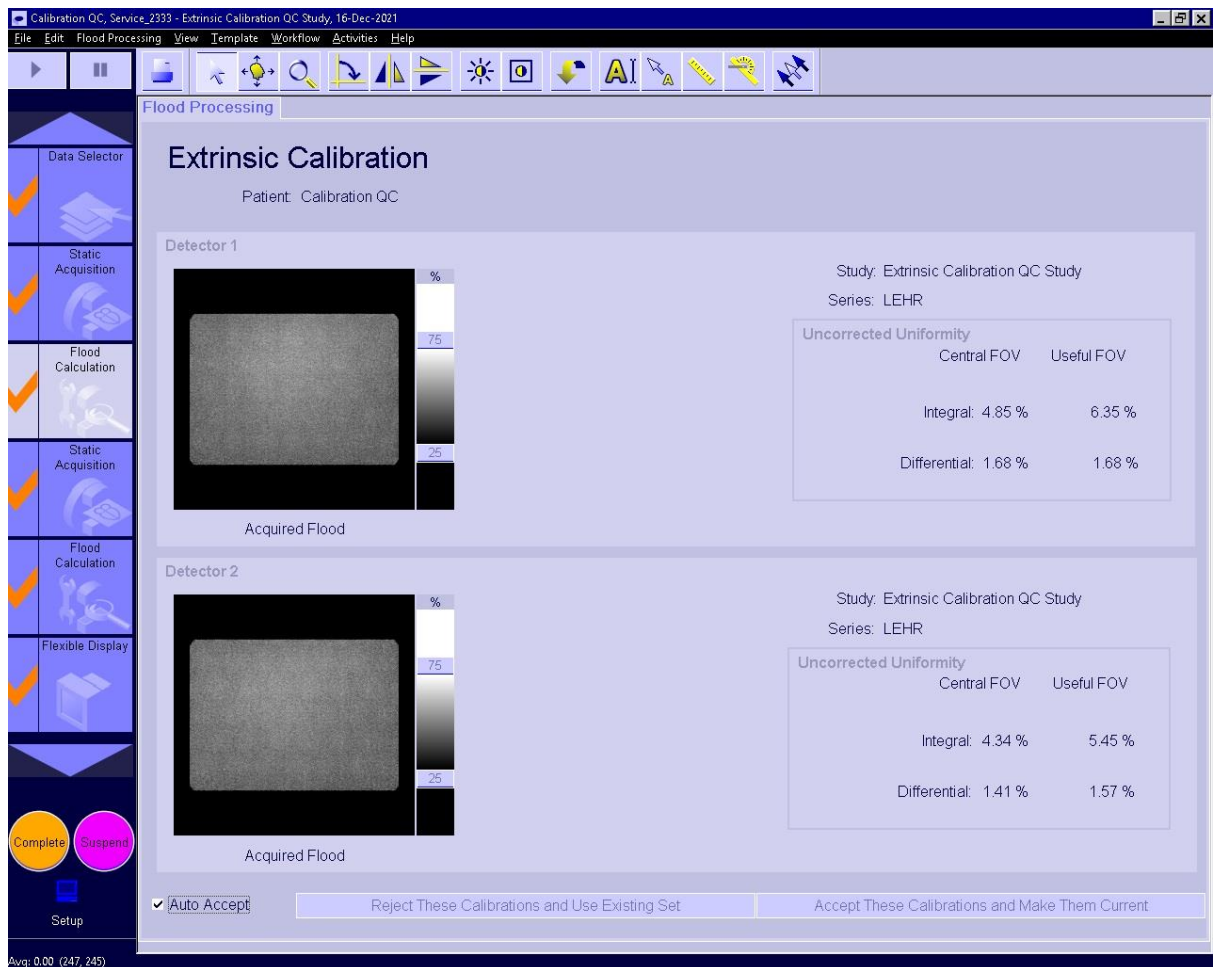
Shift/offset) και η γωνία οπισθοπροβολής (Back Projection angle), όπως απεικονίζεται και στο παραπάνω σχήμα (Εικ.40). Η βαθμονόμηση αυτή εκτελείται για όλους τους κατευθυντήρες και για τις διατάξεις γωνίας που θα χρησιμοποιηθούν σε τομογραφική λήψη (Εικ.41).

	Set 1		Set 2		Set 3		Set 4		Set 5	
	Det 1	Det 2	Det 1	Det 2	Det 1	Det 2	Det 1	Det 2	Det 1	Det 2
Collimator type	LEHR		LEAP		MedLP		HiEN		Not used	
Center of Rotation (mm) < ± 10.0 mm	1.275	0.803	0.683	1.209	0.393	0.457	0.949	0.590		
Axial Shift (mm) < ± 5.0 mm	0.372	-0.372	0.332	-0.332	0.520	-0.520	0.325	-0.325		
Back Projection Angle < ±0.8°	-0.037	0.037	0.075	-0.075	0.020	-0.020	-0.015	0.015		
System Resolution @20 cm (record as is)	15.32'	15.25'	18.90'	18.85'	23.31'	23.10'	22.39'	22.42'		

Εικόνα 41 Τα όρια αποδοχής με ενδεικτικές μετρήσεις MHR

Βαθμονόμηση Εξωτερικής Ομοιογένειας (Intrinsic Calibration)

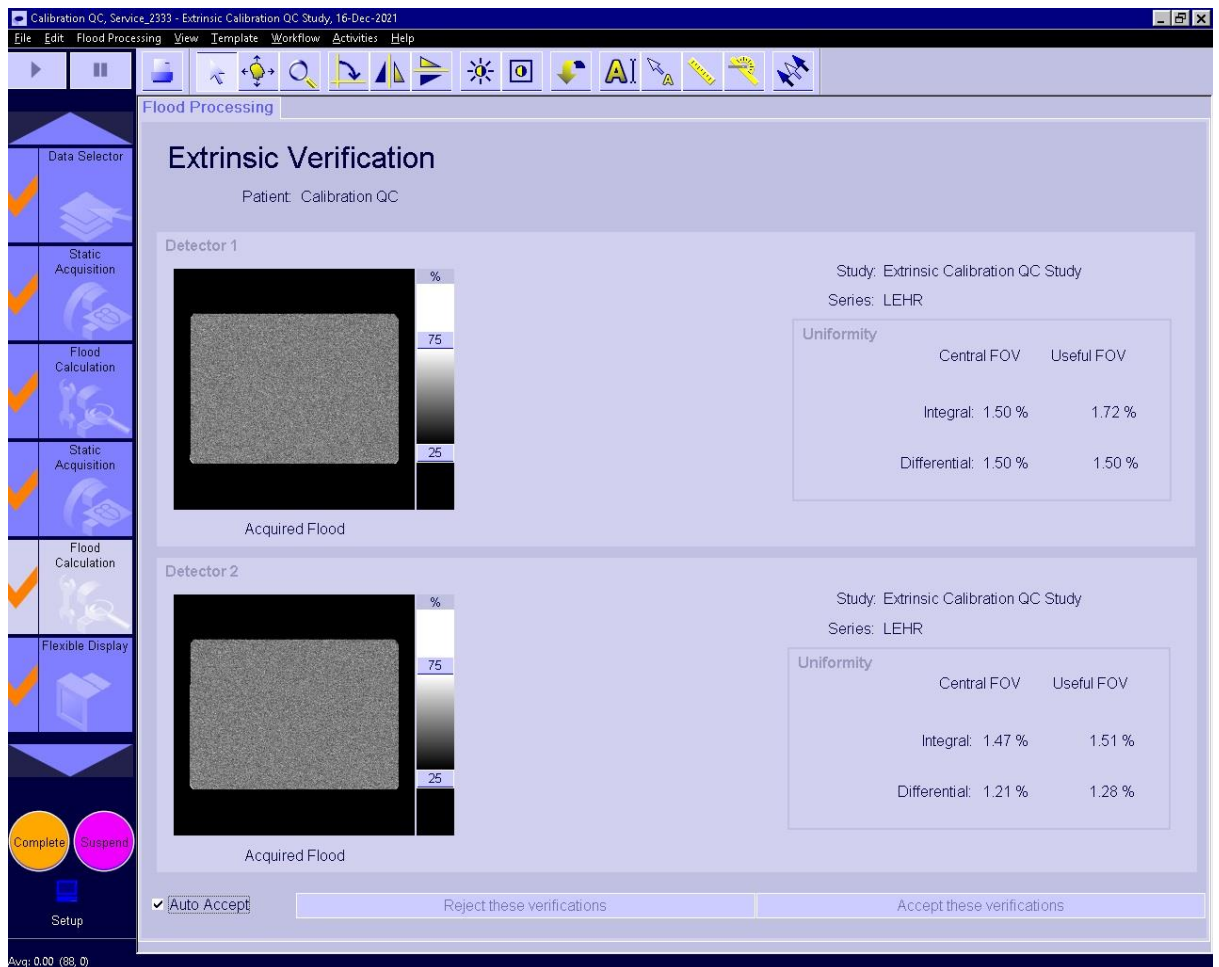
Επειδή οι κατευθυντήρες είναι κατασκευασμένοι από χυτό μόλυβδο, ενδεχομένως να παρουσιάζουν ανομοιογένειες που επηρεάζουν την ποιότητα απεικόνισης. Ο σκοπός αυτής της ρύθμισης είναι, μέσω της συλλογής κρούσεων από ομοιόμορφη επίπεδη πηγή, να αντισταθμίσει αυτές τις ανομοιογένειες (Εικ.42).



Εικόνα 42 Βαθμονόμηση Εξωτερικής Ομοιογένειας (Extrinsic Calibration)

Επιβεβαίωση εξωτερικής ομοιογένειας (Extrinsic Verification)

Γίνεται επιβεβαίωση της βαθμονόμησης εξωτερικής ομοιογένειας με τη χρήση επίπεδης πηγής ακτινοβολίας (flood source) και επιβεβαιώνεται, οπτικά, ότι δεν υπάρχουν ανομοιογένειες στην απεικόνιση(Εικ.43).



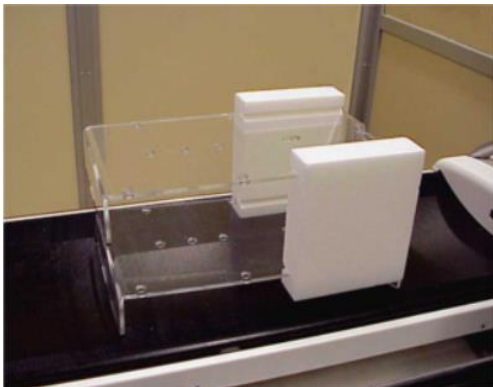
Εικόνα 43 Επιβεβαίωση εξωτερικής ομοιογένειας (Extrinsic Verification)

Απόκλιση απεικονιστικών πεδίων SPECT CT

Κατά τη φάση της αρχικής εγκατάστασης, αλλά και όταν τα στατώ SPECT και CT διαχωριστούν η απόσταση των απεικονιστικών πεδίων πρέπει να δηλώνεται στο σύστημα. Σε αυτήν την περίπτωση θα πρέπει να γίνει βαθμονόμηση NM CTFOV για όλους τους κατευθυντήρες και διατάξεις ανιχνευτών που χρησιμοποιούνται κλινικά στο σύστημα SPECT/CT.

Η ρύθμιση αυτή χρησιμοποιείται για την ακριβή σύντηξη των εικόνων (Image Fusion), στη διαδικασία της διόρθωσης της εξασθένησης (Attenuation Correction) και ανατομικού εντοπισμού και σε περιπτώσεις που η εικόνα SPECT/CT χρησιμοποιηθεί για ποσοτικοποίηση. Χρησιμοποιείται μια διάταξη ομοιωμάτων όπου τοποθετούνται φιαλίδια τα οποία περιέχουν διάλυμα με ραδιενεργό ισότοπο (^{99m}Tc) και ιωδιούχο σκιαγραφικό, σε πολύ μικρό όγκο.(Εικ.44-46).

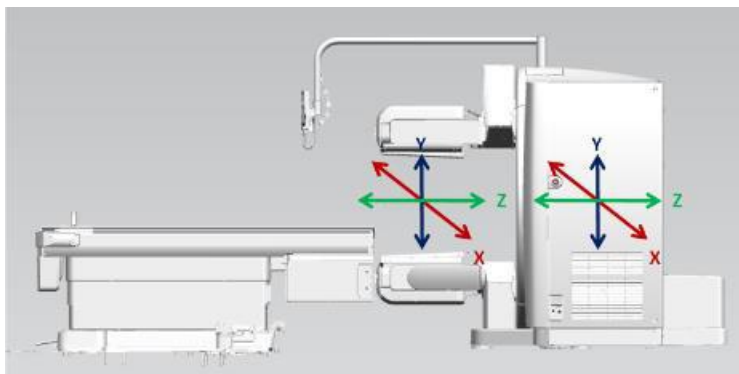
Στη συνέχεια γίνεται σάρωση στο σύστημα SPECT/CT όπου θα γίνει τρισδιάστατη αξιολόγηση της απόκλισης των απεικονιστικών πεδίων (Πίνακας 4)[55]. Οι αποκλίσεις υπολογίζονται για τους τρεις ανατομικές άξονες.

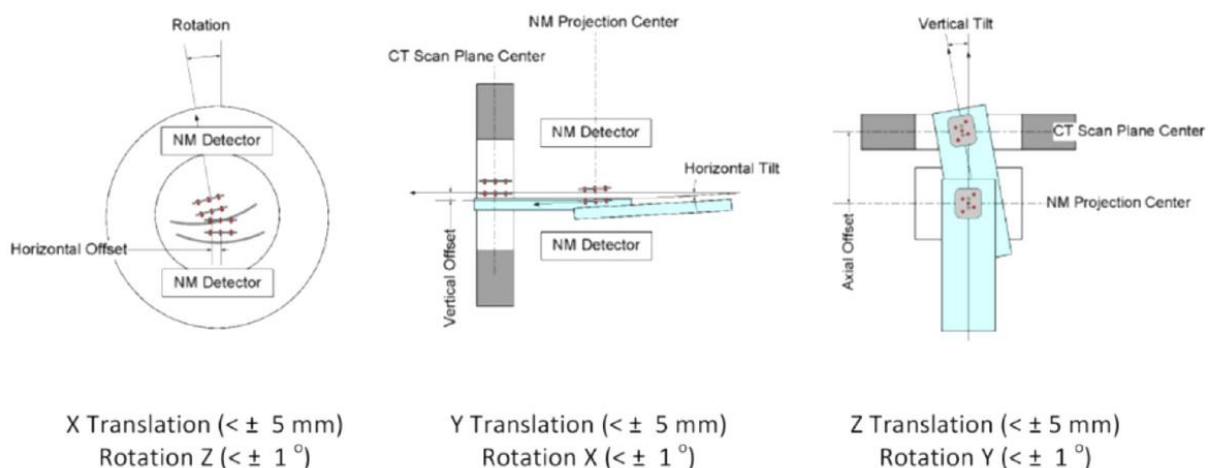


Εικόνα 44 Διάταξη βαθμονόμησης NM CTFOV



Εικόνα 45 Εικόνες από τη διαδικασία της βαθμονόμησης NM CTFOV





Εικόνα 46 Καταγραφή μετατοπίσεων στους άξονες X,Y,Z

NM CTFOV Calibration 90°

This calibration is not applicable.

Indicate **Not used** for any collimator set in the table that is not used.

	Set	Set 2	Set 3	Set 4	Set 5
Collimator type	LEHR	LEAP	MedLP	Not used	Not used
Rotation Z is $< \pm 1^\circ$	0.2164	0.5028	-0.0350		
Rotation X is $< \pm 1^\circ$	-0.4069	-0.4079	-0.3068		
Rotation Y is $< \pm 1^\circ$	0.0731	0.0703	0.1585		
Translation X is $< \pm 5$ mm	1.0837	0.9836	1.0533		
Translation Y is $< \pm 5$ mm	-1.7812	-1.8117	-2.4503		
Translation Z is $< \pm 5$ mm	-1.4556	-1.3282	-1.6851		

Πίνακας 4 Καταγραφή μετρήσεων βαθμονόμησης NM CTFOV

Έλεγχος ποιότητας Αξονικού Τομογράφου

Μέτρηση Ομοιογένειας

Η μέτρηση πραγματοποιείται για δύο ομάδες παραμέτρων σάρωσης, οι οποίες αντιστοιχούν σε πρωτόκολλα απεικόνισης κεφαλής και σώματος αντίστοιχα. Η τιμή νερού και η ομοιογένεια υπολογίζονται με μέτρηση του μέσου αριθμού CT σε πέντε περιοχές ενδιαφέροντος (ROI) σε τομή ενός κυλινδρικού ομοιώματος νερού με διάμετρο 20 cm. Τα ROI βρίσκονται στο κέντρο και στην περιφέρεια του ομοιώματος νερού, στις θέσεις που αντιστοιχούν στη 12^η, 3^η, 6^η και 9^η ώρες. Η τιμή νερού αντιστοιχεί στον αριθμό CT του κεντρικού ROI, ενώ η ομοιογένεια αντιστοιχεί στη διαφορά μεταξύ των περιφερικών ROI και του κεντρικού ROI (πίνακας 5).

Αποτελέσματα Τιμής Νερού	
Τομή1	-0.58 HU
Τομή2	-0.12 HU
Τομή3	-0.38 HU
Ανοχή:	-4.00 ... 4.00

Πίνακας 5 Αποτελέσματα Τιμής Νερού

Μέτρηση κλίμακας Αντίθεσης

Η Κλίμακα Αντίθεσης υπολογίζεται από τους μέσους αριθμούς CT σε μια κεντρική περιοχή ενδιαφέροντος ROI, όπως μετρήθηκαν σε σάρωση του κυλινδρικού ομοιώματος νερού με διάμετρο 20 cm και σε σάρωση χωρίς ομοίωμα. Για την αξιολόγηση λαμβάνονται υπόψη οι συντελεστές εξασθένησης 0 (1/cm) για τον αέρα και 0,192 (1/cm) για το νερό. Η αξιολόγηση πραγματοποιείται για τυπικό πρωτόκολλα απεικόνισης σώματος (Πίνακας 6).

Αποτέλεσμα	Αέρας CT	Κλίμακα αντίθεσης
Τομή1	-1000.73 HU	1.92e-004 1/HUcm
Ανοχή:	-1004.00 ... -996.00	1.89e-004 ... 1.95e-004

Πίνακας 6 Μέτρηση Αντίθεσης

Μέτρηση Πάχους Τομής

Η αξιολόγηση του πάχους τομογραφικού τμήματος πραγματοποιείται με μέτρηση του εύρους της εικόνας μιας ράμπας από αλουμίνιο στο σημείο διατομής της ράμπας με την τομή. Το εύρος ορίζεται ως το Πλήρες Εύρος στο Ήμισυ του Μέγιστου (Full-Width-Half-Maximum, FWHM) για το προφίλ της τιμής CT διορθωμένο σύμφωνα με τη γραμμή βάσης. Λαμβάνεται υπόψη η επίδραση του φίλτρου του αλγορίθμου ανακατασκευής εικόνας και της γωνίας του κώνου στο μετρούμενο εύρος. Η μέτρηση εκτελείται σε δύο ομάδες παραμέτρων σάρωσης, που αντιστοιχούν σε τυπικά πρωτόκολλα απεικόνισης κεφαλής και σώματος. Η αξιολόγηση εκτελείται τουλάχιστον για μία περιφερική και μία κεντρική τομή (Πίνακες 7,8).

Δοκιμή:

Δοκιμή Παράμετροι	
Ανασυντεθειμένο εύρος τομής	6.00 mm
Αριθμός εικόνων	2
Περιοχή	Κεφάλι

Δοκιμή Αποτελέσματα

Εντάξει

Αποτέλεσμα	
	Αποτέλεσμα
Τομή1	6.17 mm
Τομή2	6.18 mm
Ανοχή:	5.00 ... 7.00

Πίνακας 7 Μέτρηση πάχους τομής 6.00 mm

Δοκιμή:

Δοκιμή Παράμετροι	
Ανασυντεθειμένο εύρος τομής	4.00 mm
Αριθμός εικόνων	3
Περιοχή	Σώμα

Δοκιμή Αποτελέσματα

Εντάξει

Αποτέλεσμα	
	Αποτέλεσμα
Τομή1	4.10 mm
Τομή2	4.33 mm
Τομή3	4.06 mm
Ανοχή:	3.00 ... 5.00

Πίνακας 8 Μέτρηση πάχους τομής 4.00 mm

Μέτρηση Θορύβου

Η μέτρηση πραγματοποιείται για δύο ομάδες παραμέτρων σάρωσης, οι οποίες αντιστοιχούν σε τυπικά πρωτόκολλα απεικόνισης κεφαλής και σώματος. Η αξιολόγηση του θορύβου στην εικόνα πραγματοποιείται με υπολογισμό της τυπικής απόκλισης των αριθμών CT σε μια

Περιοχή Ενδιαφέροντος (ROI) σε τομές ενός κυλινδρικού ομοιώματος νερού με διάμετρο 20 cm. Το ROI βρίσκεται στο κέντρο του ομοιώματος.

Για μείωση των επιδράσεων της ανομοιογένειας των εικόνων και των παραμορφώσεων σε σχήμα δακτυλίου, η αξιολόγηση πραγματοποιείται βάσει της διαφορικής εικόνας δύο διαδοχικών σάρωσεων (Πίνακας 9).

Αποτέλεσμα	
Τάση	
Τάση	129.2 kV
Ανοχή:	117.0 ... 143.0

Αποτέλεσμα	
Sigma	
Τομή1	6.12 lp/cm
Τομή2	6.01 lp/cm
Τομή3	6.12 lp/cm
Ανοχή:	5.27 ... 6.45

Πίνακας 9 Μέτρηση Θορύβου

Μέτρηση Συνάρτησης Μεταφοράς Διαμόρφωσης (MTF)

Η Ανάλυση Υψηλής Αντίθεσης καθορίζεται αξιολογώντας την εικόνα ενός λεπτού σύρματος βολφραμίου τοποθετημένου σε πλαστική ράβδο, στο κέντρο του επιπέδου σάρωσης και ευθυγραμμισμένου κατά μήκος του Z άξονα του σαρωτή.

Από τις εικόνες του σύρματος προκύπτει η συνάρτηση διασποράς σημείου, ενώ η Συνάρτηση Μεταφοράς Διαμόρφωσης (MTF) υπολογίζεται ως μετασχηματισμός Fourier της συνάρτησης διασποράς σημείου.

Οι τιμές 50% και 10% του MTF υποβάλλονται σε αξιολόγηση. Η μέτρηση πραγματοποιείται για τέσσερις έως πέντε ομάδες παραμέτρων σάρωσης, οι οποίες αντιστοιχούν σε τυπικό

τρόπο λειτουργίας κεφαλής, σε τυπικό τρόπο λειτουργίας σώματος, σε τρόπο λειτουργίας μέγιστης ευκρίνειας (Πίνακας 10). [56]

Αποτέλεσμα	50%	10%	2%
Τομή1	3.92 lp/cm	6.97 lp/cm	8.56 lp/cm
Τομή2	3.86 lp/cm	7.03 lp/cm	8.61 lp/cm
Τομή3	3.91 lp/cm	6.96 lp/cm	8.52 lp/cm
Ανοχή:	3.52 ... 4.30	6.33 ... 7.73	7.70 ... 9.41

Πίνακας 10 Μέτρηση MTF

Πρωτόκολλα λήψης SPECT CT

Η απεικόνιση πυρηνικής Ιατρικής έχει καταλυτικό ρόλο στη μη επεμβατική αξιολόγηση μιας υπάρχουσας ή πιθανής στεφανιαίας νόσου.

Με τη χρήση απεικονιστικών συστημάτων υβριδικής απεικόνισης SPECT/CT οι επιμέρους σαρώσεις μπορούν να πραγματοποιηθούν σε μια συνεδρία. Ο συνδυασμός αυτών των δυο τεχνολογιών δεν έχει βελτιώσει μόνο την ποιότητα απεικόνισης, αλλά και την διαγνωστική ειδικότητα και ευαισθησία στη διάγνωση της στεφανιαίας νόσου.

Προσεκτικός προγραμματισμός των πρωτοκόλλων λήψης και επεξεργασίας και η ερμηνεία της απεικόνισης είναι τα κομβικά σημεία για τη διασφάλιση υψηλής ποιότητας απεικόνισης στη σπινθηρογραφική μελέτη αιμάτωσης μυοκαρδίου.

Οι μέθοδοι διόρθωσης της απορρόφησης (Attenuation Correction) έχουν βελτιώσει την ευαισθησία και ειδικότητα της εξέτασης αιμάτωσης του μυοκαρδίου. Ωστόσο, προβλήματα μπορεί να προκύψουν στο στάδιο του ελέγχου ποιότητας στην μετεπεξεργασία των δεδομένων και στην ανασύνθεση και ερμηνεία των διορθωμένων εικόνων.

Οι δυο πιο διαδεδομένοι ραδιοϊχνηθέτες στην σπινθηρογραφική μελέτη αιμάτωσης μυοκαρδίου είναι τα ^{99m}Tc Sestamibi και ^{99m}Tc Tetrofosmin. Τα λιπόφιλα αυτά σύμπλοκα διαπερνούν την κυτταρική μεμβράνη των καρδιακών μυϊκών κυττάρων, με παθητική διάχυση, και επικάθονται στο εσωτερικό των μιτοχονδρίων. Η δυνατότητα παραμονής τους στους ιστούς όπου επικάθονται επιτρέπει σχετική ευελιξία στο χρόνο και διάρκεια απεικόνισης. Μια σημαντική διαφορά ανάμεσα στις δυο ραδιοεπισημασμένες ενώσεις είναι ότι η Τετροφοσμίνη έχει μικρότερο χρόνο παραμονής στο ήπαρ, ειδικά στην περίπτωση που ο ασθενής βρίσκεται σε κατάσταση ηρεμίας ή φαρμακευτικής κόπωσης. Η πρόωρη ηπατική απομάκρυνση (έκπλυση) επιτρέπει την σχετικά πιο γρήγορη απεικόνιση και μειώνει την πιθανότητα εμφάνισης ψευδών ευρημάτων (artifacts) που σχετίζονται με την ηπατική πρόσληψη ραδιοφαρμάκου (gut activity).

Το Sestamibi διαθέτει, όμως μεγαλύτερο ποσοστό απορρόφησης από το μυϊκό ιστό (first pass extraction) 65% έναντι 55% της Τετροφοσμίνης.

Προετοιμασία ασθενή

Μετά από ένα σύντομο ιστορικό σχετικά μην καρδιαγγειακή λειτουργία του ασθενή, και μια σωματική εξέταση, αξιολογείται η αντοχή του σε δοκιμασία κόπωσης. Οι ασθενείς πρέπει να απέχουν από την κατανάλωση στερεάς τροφής για να μειώσουν την σπλαχνική ροή αίματος και συνεπώς την συγκέντρωση ραδιοφαρμάκου στο ήπαρ και στο έντερο. Επίσης, πρέπει να αποφεύγουν οποιαδήποτε φαρμακευτική ουσία που θα μπορούσε να επηρεάσει την αντίδραση είτε σε φαρμακολογική, ή σε κόπωση ως αποτέλεσμα άσκησης.

Μετά από τη δοκιμασία κόπωσης, ο ασθενής υποβάλλεται σε σπινθηρογραφική μελέτη αιμάτωσης μυοκαρδίου σε σύστημα SPECT/CT. [57]

Το πρωτόκολλο λήψης για τα ραδιοϊσότοπα του Τεχνητίου (^{99m}Tc), όπως η Τετροφοσμίνη ή το Sestamibi που ακολουθείται συνήθως ξεκινά με τη δοκιμασία της κόπωσης. Αν απαιτηθεί θα γίνει και η χορήγηση σε κατάσταση ηρεμίας την ίδια (πρωτόκολλο μιας ημέρας) ή σε διαφορετική ημέρα (πρωτόκολλο 2 ημερών). Η λήψη των εικόνων γίνεται 30-60 λεπτά μετά τη χορήγηση του ραδιοφαρμάκου.

Αν η δοκιμασία της κόπωσης έχει γίνει σε τάπητα, τότε η λήψη μπορεί να ξεκινήσει σε 15-30 λεπτά μετά τη χορήγηση. Η χορηγούμενη δόση για πρωτόκολλα μιας ημέρας είναι 400-500 MBq (1-1,35 mCi) στη φάση της κόπωσης και 3πλάσια δόση στην φάση της ηρεμίας με το χρονικό διάστημα μεταξύ των δύο χορηγήσεων 2 ώρες. Στο πρωτόκολλο 2 ημερών χορηγούνται 600-900 (1.6-2.4 mCi) MBq για κάθε φάση.[58]

Η διαδικασία της σάρωσης ξεκινά με την τοποθέτηση του ασθενή στην εξεταστική τράπεζα, σε ύπτια θέση και με προσανατολισμό του σώματος με την κεφαλή προς τα έξω (Supine, Head out).

Ο ασθενής τοποθετείται, πρώτα, στο κέντρο του απεικονιστικού πεδίου SPECT και γίνεται οπτικός εντοπισμός του μυοκαρδίου. Οριοθετείται το εύρος σάρωσης της CT είτε από την οθόνη χειρισμού στο θωρακισμένο χώρο ελέγχου (control room) ή από την οθόνη ενδείξεων PPM (Persistence Position Monitor) πλησίον του ασθενή(Εικ.47).

Το σύστημα ανιχνευτών σάρωσης SPECT μεταβάλλεται έτσι ώστε να πάρουν γωνία 90° , με τους ανιχνευτές να κινούνται ταυτόχρονα και συγχρονισμένα, διατηρώντας τη μεταξύ τους διάταξη.

Πριν την έναρξη της σάρωσης SPECT, το σύστημα ανιχνευτών, στο οποίο είναι ενσωματωμένοι αισθητήρες απόστασης, προσεγγίζει τον ασθενή και καταγράφει το

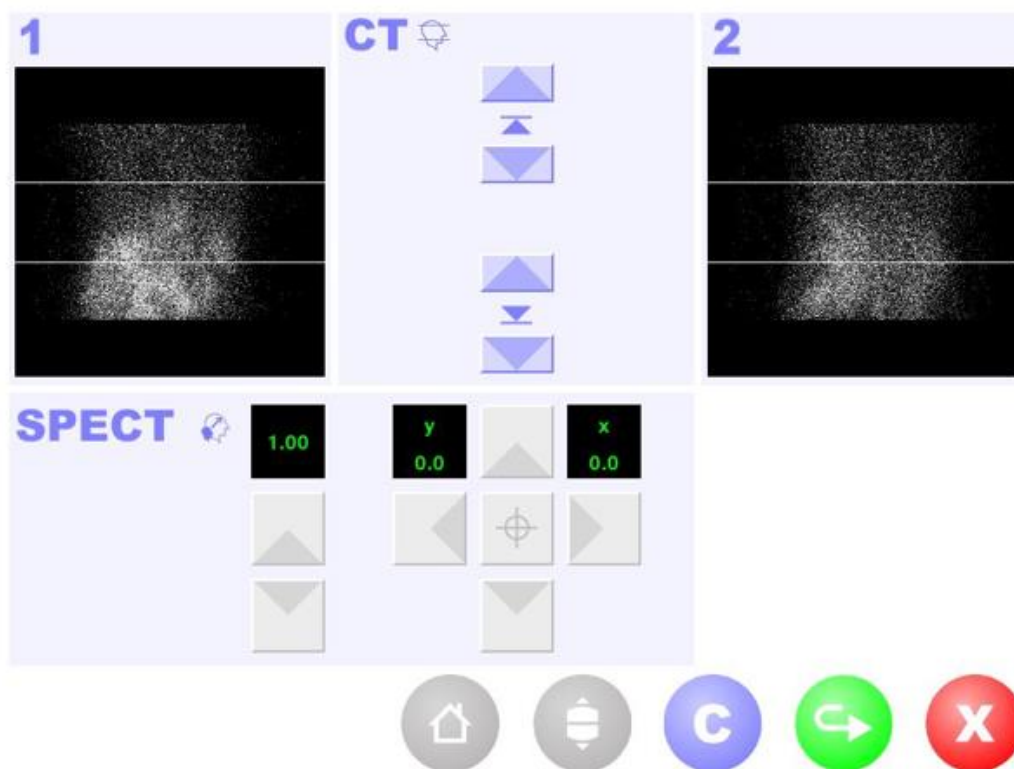
περίγραμμά του έτσι ώστε να γίνει η πληρέστερη καταγραφή της απεικονιστικής πληροφορίας και δημιουργεί την ελλειπτική τροχιά σάρωσης (Non Circular Orbit).

Η απεικόνιση ξεκινά από τις +45 μοίρες (θέση 2 των δεικτών του ρολογιού), αντίθετα με τη φορά του ρολογιού (Counter Clock Wise- CCW) για 90 °.[59]

Ο κάθε ανιχνευτής καταγράφει 32 «προβολές» (views) σε αυτές τις 90 °, συνολικά 64 θέσεις για 180 μοίρες σάρωσης, με ενδιάμεση κίνηση του συστήματος ανιχνευτών (step and shoot). Ο ανιχνευτής παραμένει σε κάθε θέση 25 δευτερόλεπτα για τη φάση τη κόπωσης και 20 δευτερόλεπτα για την αντίστοιχη της ηρεμίας.

Χρησιμοποιείται το προκαθορισμένο ενεργειακό παράθυρο **SC-Tc99m-NMG** με κατευθυντήρες υψηλής ευκρίνειας LEHR (Low Energy High Resolution) για ισότοπα χαμηλής ενεργειακής εκπομπής.

Το ενεργειακό παράθυρο **SC-Tc99m-NMG** κάνει παράλληλη καταγραφή πληροφορίας τόσο στην ενεργειακή εκπομπή του Τεχνητίου με κέντρο 140 keV, όσο και το παράθυρο για την καταγραφή της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας.

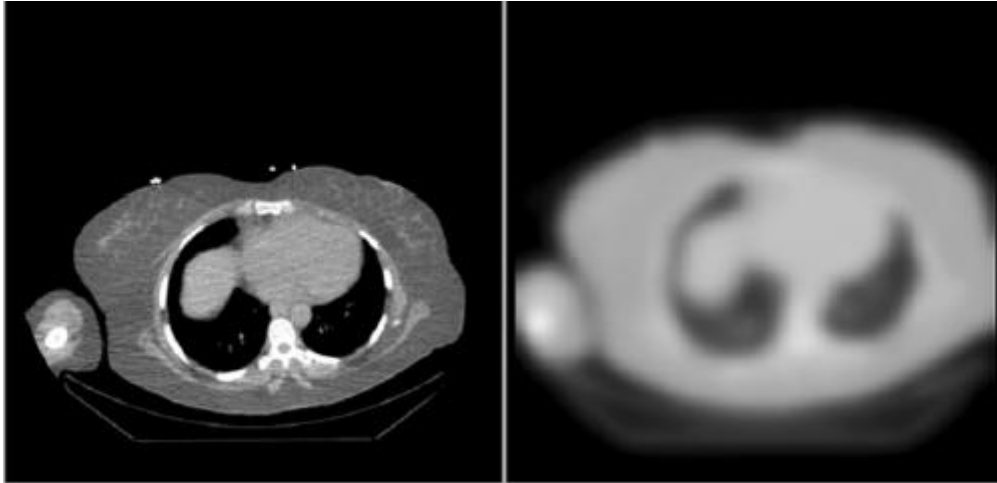


Εικόνα 47 Οριοθέτηση περιοχών σάρωσης CT πάνω στην εικόνα SPECT πριν τη σάρωση

Πρωτόκολλο λήψης Υπολογιστικής Τομογραφίας χαμηλής δόσης

Διαμόρφωση Αξονικής Τομογραφίας για AC (Attenuation Correction)

Ενώ στην CT το μέγεθος του ογκοστοιχείου (voxel) σε μια μήτρα απεικόνισης 512x512 είναι κάτω από 1 χιλιοστό, στην SPECT κυμαίνεται μεταξύ 3 και 7 χιλιοστών και μήτρα απεικόνισης 128x128. Συνεπώς όχι μόνο η μήτρα απεικόνισης CT υποβαθμίζεται, αλλά ένα επιπλέον φίλτρο εφαρμόζεται στην εικόνα για να μειώσει τη χωρική διακριτική ικανότητα για να γίνει αντιστοίχιση με τις εικόνες SPECT, όπως απεικονίζεται στην παρακάτω εικόνα (Εικ.48), με σκοπό τη διόρθωση της εξασθένησης της ακτινοβολίας. [60]



Εικόνα 48 Μετασχηματισμός εικόνων CT με την αλλαγή μήτρας και εφαρμογή φίλτρου

Ακολουθεί το πρωτόκολλο λήψης Αξονικής Τομογραφίας χαμηλής δόσης για τη δημιουργία του χάρτη απορρόφησης της ακτινοβολίας

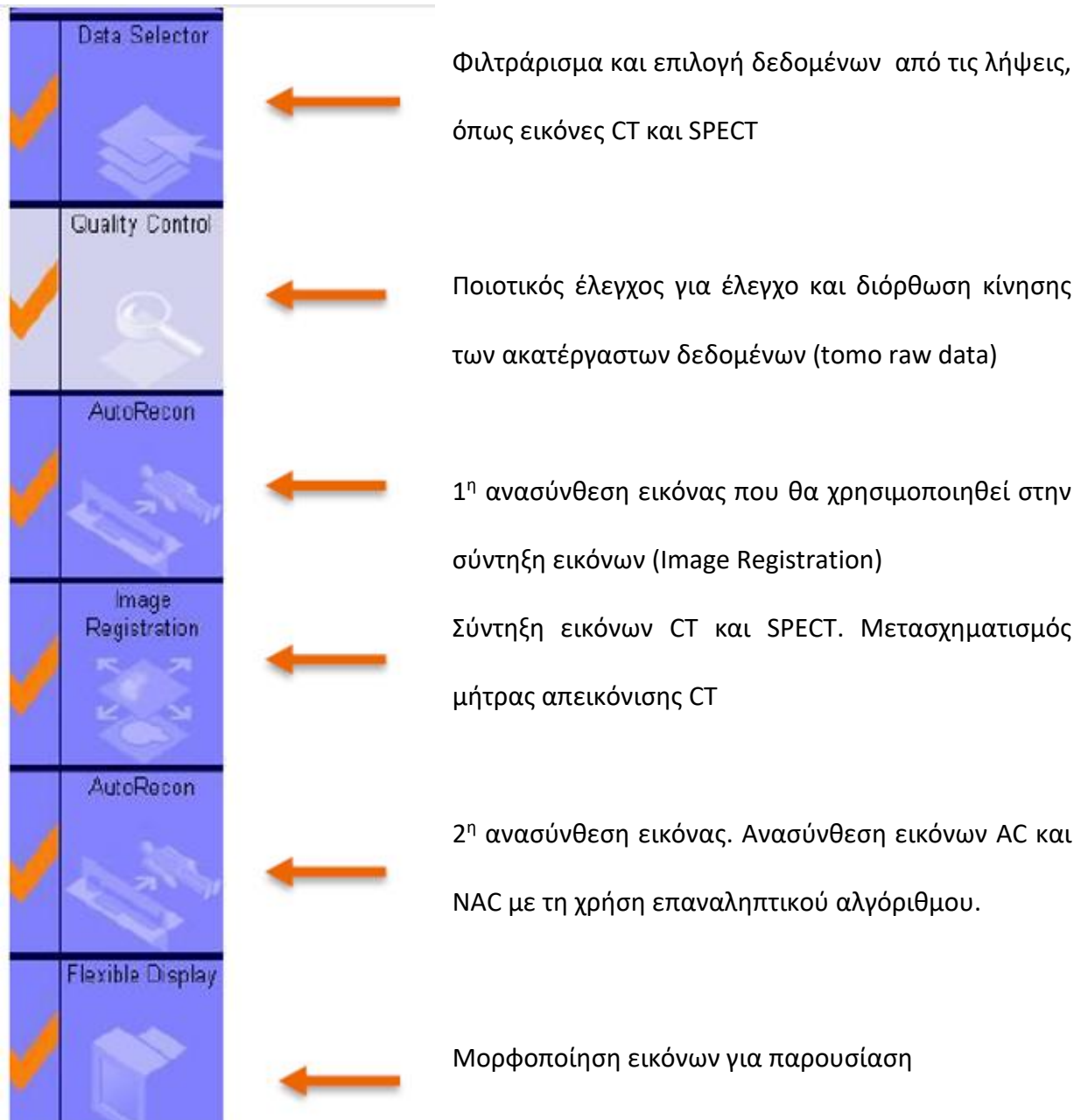
Προηγείται η λήψη του τοπογράμματος (Topogram / 130 kVp, 20mA) με κατακόρυφη τοποθέτηση της λυχνίας (0°) για το μήκος σάρωσης που έχει οριοθετηθεί στο προηγούμενο στάδιο.

Στη συνέχεια πραγματοποιείται η ελικοειδή σάρωση (130 kVp, 5.0 mm, pitch 1.0) της προς μελέτη ανατομικής περιοχής.

Επεξεργασία εικόνας και ερμηνεία της σπινθηρογραφικής απεικόνισης μυοκαρδίου με SPECT/ CT.

Το πρωτόκολλο επεξεργασίας έχει σαν σκοπό την αξιολόγηση της ποιότητας των εικόνων από τη διαδικασία της λήψης, την σύντηξη των δεδομένων CT και SPECT για τη διόρθωση της εξασθένησης της ακτινοβολίας και την ανακατασκευή και απόδοση των δισδιάστατων λήψεων σε τρεις ανατομικούς άξονες.

Το πρωτόκολλο επεξεργασίας (processing workflow) αποτελείται από επιμέρους στάδια με ροή από πάνω προς τα κάτω (top down) (Εικ.49) που για κάθε επόμενο βήμα θα πρέπει να έχει ολοκληρωθεί το προηγούμενο. Περιληπτικά τα βήματα αναγράφονται παρακάτω και ακολουθούν τα εν σειρά βήματα: [61]



Εικόνα 49 Ροή εργασίας (Workflow) πρωτοκόλλου επεξεργασίας

Φιλτράρισμα και επιλογή δεδομένων

Για την επεξεργασία των εικόνων και για την εξαγωγή των εικόνων με διόρθωση της εξασθένησης της ακτινοβολίας (Attenuated Corrected- AC) ή μη (Non-Attenuated Corrected – NAC), πρέπει να συλλεχθούν τα δεδομένα από τις επιμέρους λήψεις SPECT (μη ανακατασκευασμένα δεδομένα τομογραφίας (Tomogram Raw Data) από τις φάσεις κόπωσης (Stress) και ηρεμίας Rest) και CT (ανακατασκευασμένα δεδομένα στις αντίστοιχες φάσεις κόπωσης και ηρεμίας). Αυτά είναι τα παρακάτω:

Έλεγχος ποιότητας απεικόνισης SPECT

Πριν από την ερμηνεία των εικόνων από την απεικόνιση SPECT/CT είναι σκόπιμο να ολοκληρωθούν ορισμένα βήματα ελέγχου ποιότητας αναφορικά με τα ακατέργαστα δεδομένα (raw data) που συνίσταται στον έλεγχο κίνησης του ασθενή μέσω γραφημάτων.

Δίνεται η δυνατότητα επισκόπησης, σε κινηματογραφική προβολή, για να διαπιστωθεί ότι δεν υπάρχει κίνηση του ασθενή ή έντονη πρόσληψη ραδιοφαρμάκου εκτός καρδιάς. Αυτό θα μπορούσε να υποβαθμίσει την ποιότητα απεικόνισης ή να υποδηλώσει την παρουσία κάποιας άλλης παθολογικής εστίας. Παρόλο που η πρόσληψη είναι μη ειδική, παθολογίες όπως λέμφωμα ή καρκίνος του μαστού έχουν ανιχνευθεί ως εστίες πρόσληψης ραδιοφαρμάκου σε μελέτες αιμάτωσης.

Γίνεται επιλεκτική τοποθέτηση ενός πλαισίου επάνω στο μυοκάρδιο, όπως αναπαρίσταται στην παρακάτω εικόνα (Εικ.50). Η προβολή της τροχιάς της τομογραφικής λήψης αποδίδεται σε δυο γραφήματα ημιτονοειδούς (sinogram) και γραμμικής (linogram) μορφής των αξόνων

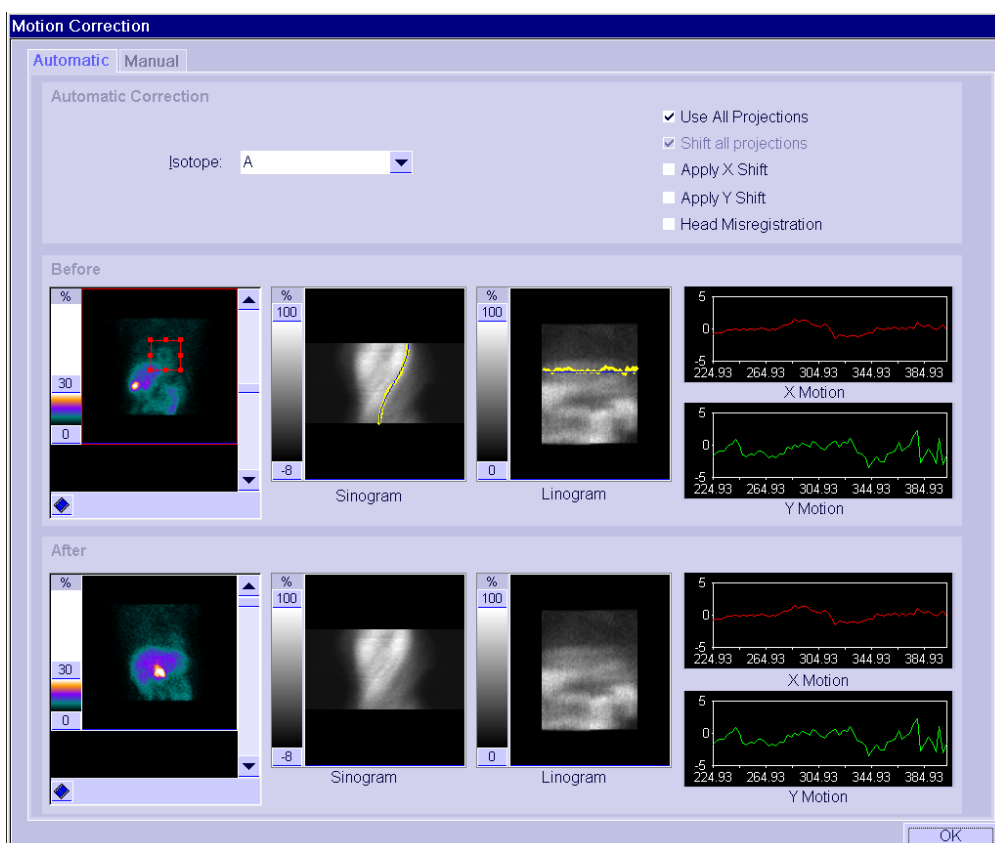
κίνησης X και Y. Το γράφημα ημιτονοειδούς μορφής αντιπροσωπεύει την διαδοχική προβολική ένταση των δεδομένων απεικόνισης.

Η ημιτονοειδής μορφή του sinogram αποδίδεται στο μυοκάρδιο που έχει την μεγαλύτερη ένταση.

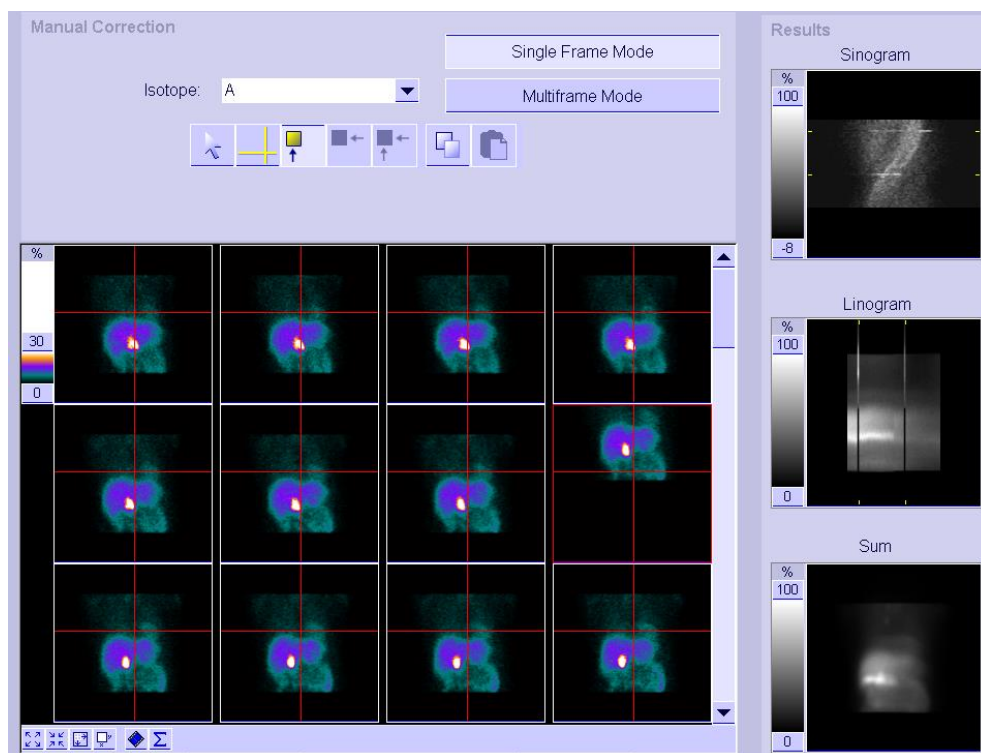
Τα γραφήματα συνήθως έχουν ομαλή ροή πληροφορίας χωρίς διακοπές στη συλλογή δεδομένων. Διακοπές στη ροή της πληροφορίας μπορεί να υποδηλώνουν κίνηση του ασθενή.

Η δυνατότητα διόρθωσης είναι +/- 5 εικονοστοιχείων (4.8 mm/pixel).

Αν διαπιστωθεί υπερβολική κίνηση που δε μπορεί να διορθωθεί, ή παρατηρηθούν αποκλίσεις από την ομαλή απεικόνιση (Εικ.51) τότε η λήψη θα πρέπει να επαναληφθεί.



Εικόνα 50 Ποιοτικός Έλεγχος Τομογραφικών δεδομένων



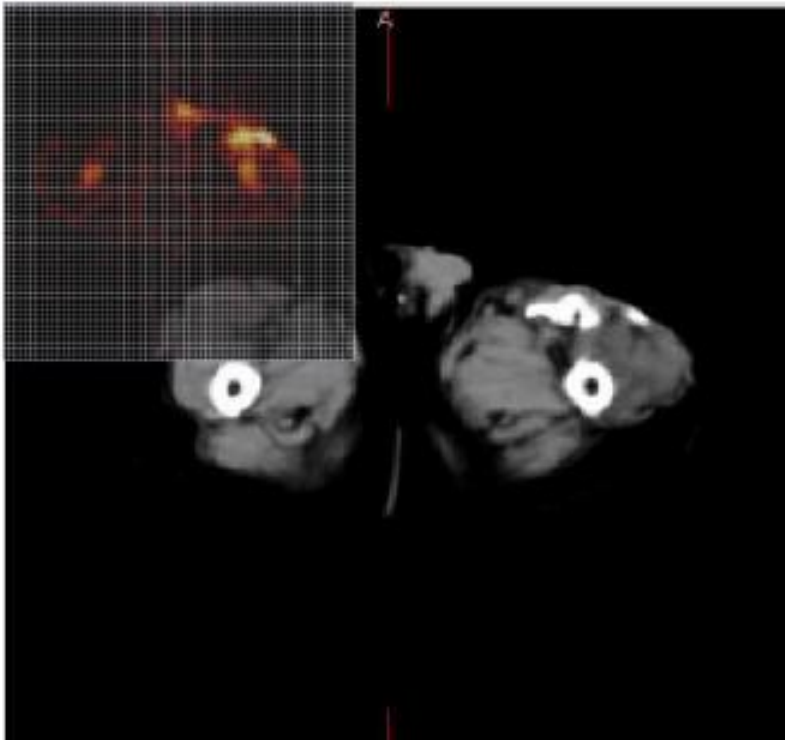
Εικόνα 51 Κίνηση του ασθενή σε μία από τις λήψεις που αποτυπώνεται στα γραφήματα

1^η Ανασύνθεση εικόνας

Αυτή γίνεται για να μπορεί να χρησιμοποιηθούν τα δεδομένα SPECT για την σύντηξη με τα αντίστοιχα CT δεδομένα, είτε της φάσης της ηρεμίας ή της κόπωσης και δεν χρησιμοποιείται για διαγνωστικούς σκοπούς.

Σύντηξη δεδομένων SPECT/CT (Image Registration)

Το επόμενο στάδιο αφορά την σύντηξη των δεδομένων SPECT και CT. Στην παρακάτω εικόνα γίνεται σύντηξη και επιπροβολή των απεικονιστικών δεδομένων CT και SPECT για την δημιουργία των χαρτών εξασθένισης της ακτινοβολίας (μ-maps)(Εικ.52-54).

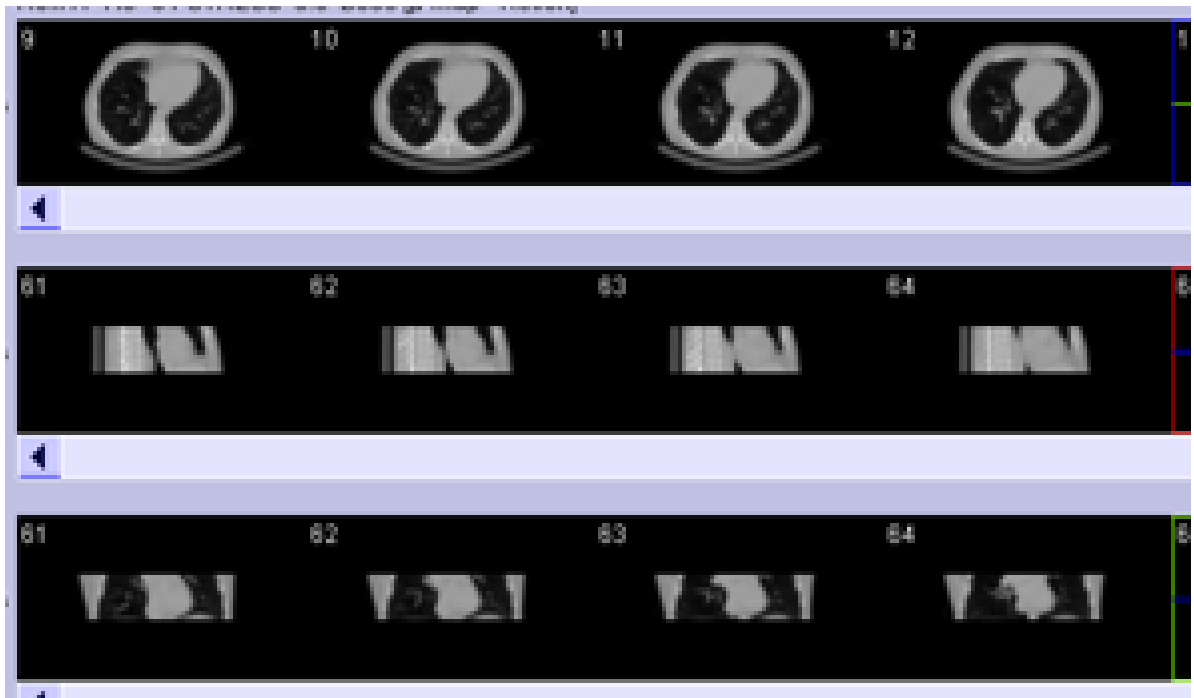


Εικόνα 53 Αριστερά εμφανίζονται οι εικόνες Αξονικής Τομογραφίας και SPECT με διαφορετικές μήτρες(128-512) και διακριτική ικανότητα.

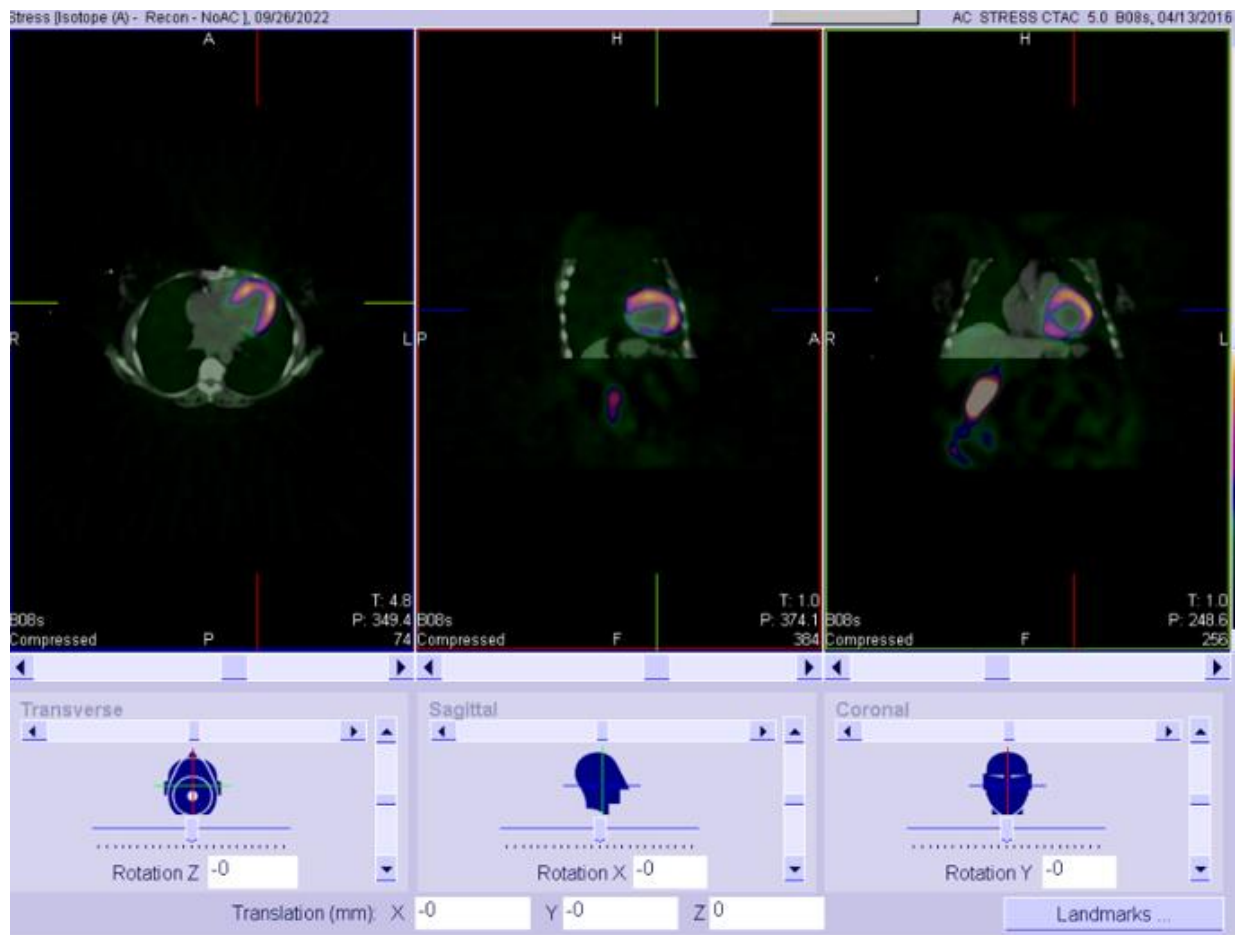
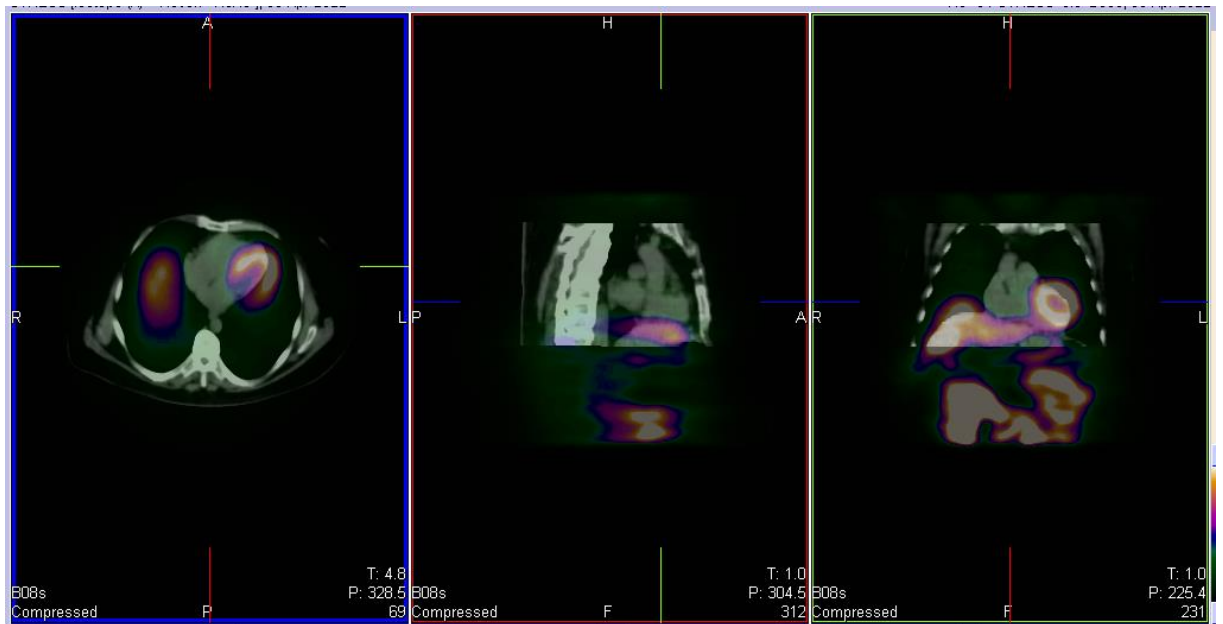


Εικόνα 52 Οι εικόνες με ίδια ανάλυση και μήτρα απεικόνισης (128x128).

Οι εικόνες προβάλλονται και στα τρία ανατομικά επίπεδα (εγκάρσιο, στεφανιαίο και οβελιαίο). Ο χρήστης, με τη δυνατότητα μετατόπισης (translation) και περιστροφής (rotation), προσπαθεί να ταυτίσει τα δυο πεδία (Εικ.55). Από την ακρίβεια της σύντηξης των δυο απεικονιστικών όγκων εξαρτάται και η διόρθωση της εξασθένησης. Με τη χρήση των χαρτών αυτών γίνεται η διόρθωση των εικόνων SPECT που προωθούνται στο επόμενο στάδιο της ανασύνθεσης/ ανακατασκευής των εικόνων με επαναληπτικούς αλγόριθμους 2D/3D ή οπισθοπροβολής.[62]



Εικόνα 54 Χάρτες απορρόφησης μ -maps



Εικόνα 55 Σύντηξη (*Fusion*) εικόνων πριν και μετά την ευθυγράμμιση για την ταυτοποίηση των πεδίων.

2η Ανακατασκευή εικόνας

Στη 2^η ανακατασκευή εικόνας στόχος είναι η τμηματοποίηση (segmentation) της αριστερής κοιλίας και τη χρήση τεχνικών ανακατασκευής για την χαρτογράφηση των τοιχωμάτων της τη σύγκριση με βάσεις δεδομένων ασθενών που χαρακτηρίζονται ως υγιείς.

Αλγόριθμος τμηματοποίησης αριστερής κοιλίας (Left Ventricle Segmentation)

Η τμηματοποίηση αναφέρεται στην απομόνωση μιας περιοχής ή ενός οργάνου από την υπόλοιπη εικόνα. Στην πυρηνική καρδιολογία, ο αλγόριθμος αυτός, που ανιχνεύει και απομονώνει (με την εφαρμογή μάσκας) την επιφάνεια της αριστερής κοιλίας από το μυοκάρδιο σε μια απεικόνιση αιμάτωσης, εξαρτάται από 3 παράγοντες.[63]

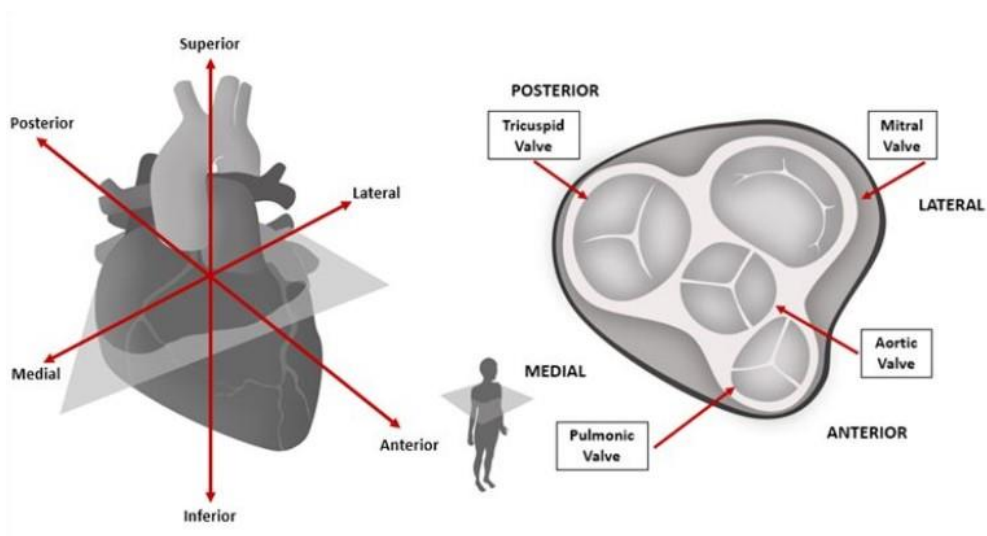
1.Την ραδιοϊσοτοπική δραστηριότητα στους ιστούς που παρεμβάλλονται στην τμηματοποίηση και ιδιαίτερα από τη περιοχή του ηπατο-χολικού και πεπτικού συστήματος .

2.Την ανιχνευσιμότητα του επιπέδου βαλβίδων του μυοκαρδίου σαν ανατομικό σημείο αναφοράς για τη βάση της αριστερής κοιλίας.

3. Την ικανότητα εντοπισμού και ένταξης του καρδιακού μυϊκού ιστού με χαμηλή αιμάτωση στον όγκο τμηματοποίησης.

Οριοθέτηση ανατομικών ορίων αριστερής κοιλίας

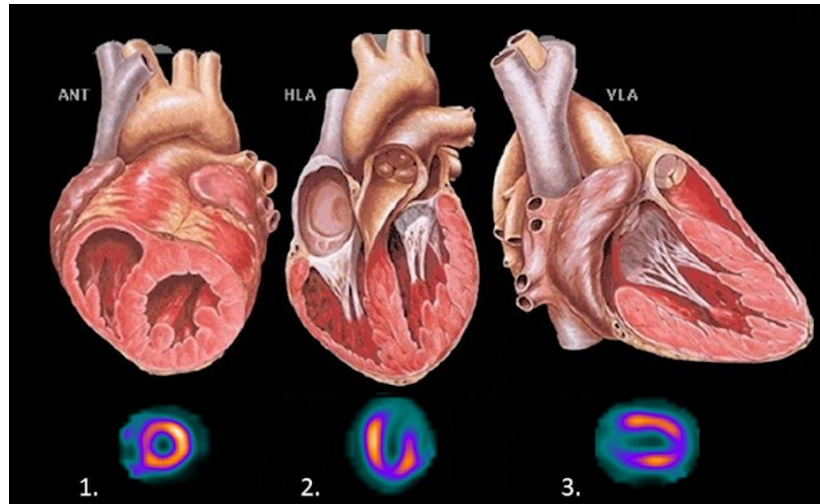
Η διαδικασία της τμηματοποίησης είναι αλληλένδετη με τον ορθό προσανατολισμό νοητών αξόνων με σημείο αναφοράς το επίπεδο των καρδιακών βαλβίδων (Εικ.56).



Εικόνα 56 Ανατομικοί άξονες του μυοκαρδίου

Η ανακατασκευασμένη πληροφορία προβάλλεται σε 3 κάθετα επίπεδα μεταξύ τους (Εικ.57) που στην απεικόνιση του μυοκαρδίου είναι οι παρακάτω:

1. Βραχύς Άξονας (Short Axis-SA)
2. Οριζόντιος Επιμήκης Άξονας (Horizontal Long Axis – HLA)
3. Κάθετος Επιμήκης Άξονας (Vertical Long Axis- VLA)



Εικόνα 57 Προσανατολισμός αριστερής κοιλίας

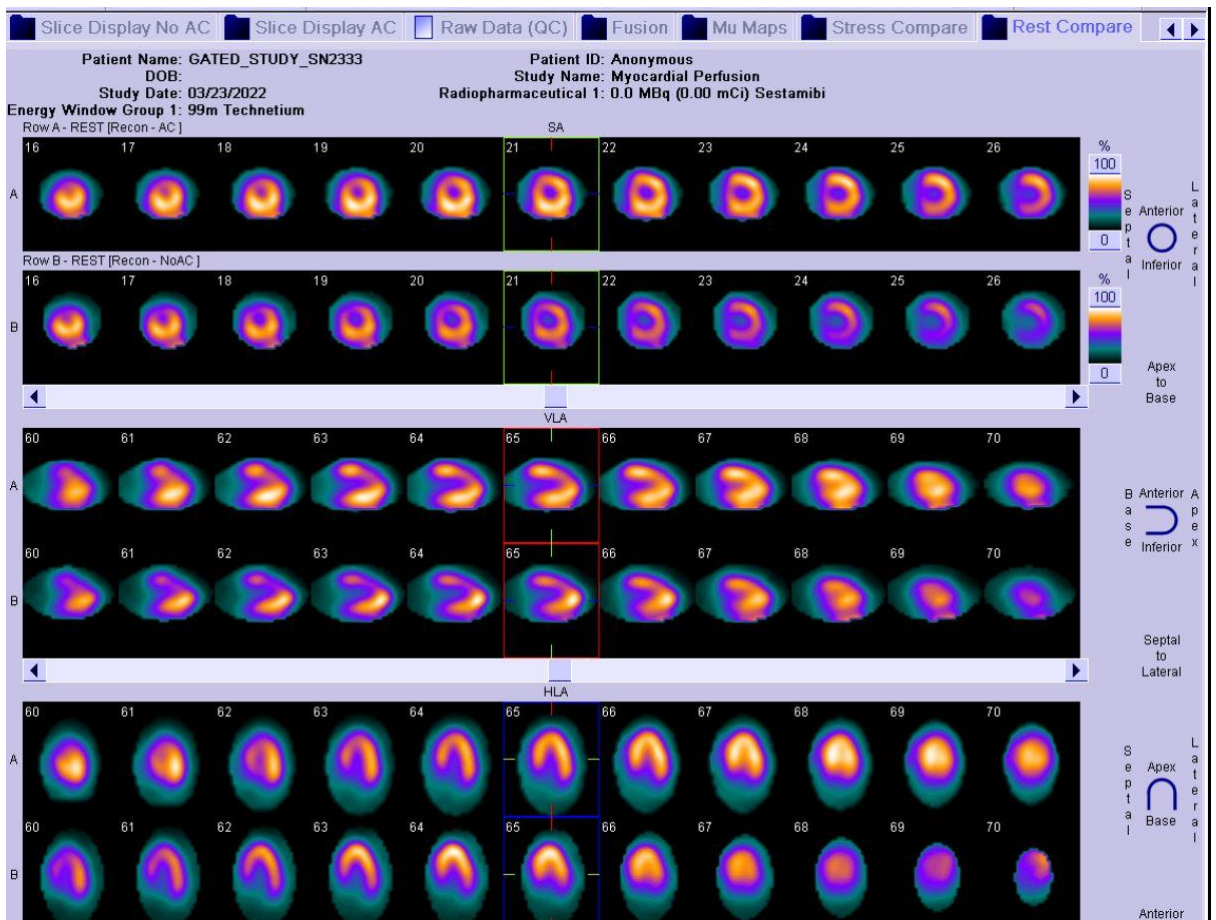
Η συνεισφορά στην ποιότητα εικόνας από την ένταξη επαναληπτικών αλγορίθμων (iterative reconstruction algorithms) που ενσωματώνουν μοντέλα ανάκτησης διακριτικής ικανότητας (resolution recovery) και μείωσης στατιστικού θορύβου επιτρέπει μικρότερους χρόνους σάρωσης με την ίδια δόση ή ίδιο χρόνο σάρωσης με μειωμένη δόση (half time imaging).

Οι επαναληπτικοί μέθοδοι ανακατασκευής με ανάκτηση διακριτικής ικανότητας (resolution recovery) και διόρθωση σκέδασης (scatter correction) μπορούν να μειώσουν το χρόνο σάρωσης ως και 50%. Σε σύγκριση με τις εικόνες που έχουν ανακατασκευαστεί με τη μέθοδο οπισθοπροβολής (Filtered Back Projection) και τον κανονικό χρόνο σάρωσης SPECT, η βελτιωμένη μέθοδος μπορεί να βελτιώσει τη συνολική ποιότητα εικόνας με καλύτερη αντίθεση εικόνας (contrast), υψηλότερη ανάλυση και χαμηλότερο θόρυβο εικόνας κατά την ανασύνθεση της εικόνας.

Στην παρουσίαση των ανακατασκευασμένων εικόνων απεικονίζονται 3 διπλές σειρές εικόνων που αντιστοιχούν στους άξονες απεικόνισης της καρδιάς.[64]

Σε κάθε σειρά απεικονίζεται η φάση της κόπωσης και από κάτω η φάση της ηρεμίας, προσέχοντας να βρίσκονται στην ίδια ανατομική θέση απεικόνισης (τομή).

Οι κατευθυντήριες οδηγίες ορίζουν ότι θα πρέπει να υπάρχουν όλες οι δυνατές επιλογές για τις διορθωμένες ή μη εικόνες (AC και NAC) (Εικ.58).[65]



Εικόνα 58 Σύγκριση AC και NAC ανακατασκευασμένων εικόνων

Ποσοτικοποίηση απεικονιστικών δεδομένων

Η εξαγωγή ποσοτικών δεδομένων σε μια μελέτη αιμάτωσης στο σπινθηρογράφημα μυοκαρδίου είναι πολύτιμη και μπορεί να πραγματοποιηθεί μετά το στάδιο της ανακατασκευής εικόνας και την τμηματοποίηση της αριστερής κοιλίας.

Σε μια εξέταση που περιλαμβάνει τις φάσεις κόπωσης και ηρεμίας παράμετροι όπως έκταση βλάβης (defect extend), τιμές απόκλισης από τις φυσιολογικές με παράλληλη απεικόνιση πολικών χαρτών (polar map display), αναστρεψιμότητα κόπωσης-ηρεμίας (stress-rest reversibility), ποσοστό υποαιματούμενου μυοκαρδίου (percent hypoperfused myocardium) και άθροισμα κατηγορικών τιμών κόπωσης, ηρεμίας και της διαφοράς τους (categorical summed scores) που μπορούν να υπολογιστούν και να συγκριθούν με αντίστοιχες υγιών ασθενών (patient databases).[66]

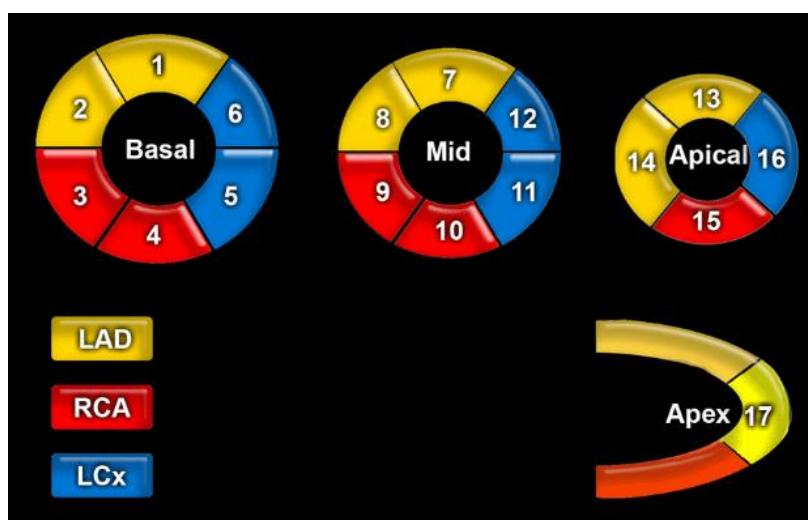
Υπάρχουν αρκετά λογισμικά, εμπορικά διαθέσιμα, που μπορούν να επιτελέσουν αυτές τις διεργασίες και στη συγκεκριμένη περίπτωση το Corridor 4DM™, που αναπτύχθηκε στο πανεπιστήμιο του Michigan (Invia, Ann Arbor, Michigan) συνόδευε την κυρίως εφαρμογή Esoft (Siemens Medical Solutions, IL, USA).[67]

Αρκετοί παράγοντες συντελούν στην υιοθέτηση τέτοιων προγραμμάτων : α) είναι αυτοματοποιημένα, β) ενσωματώνουν διαφορετικού τύπου απεικονίσεις και προβολές, όπως αιμάτωσης αριστερής κοιλίας με ή χωρίς ΗΚΓ συντονισμό (perfusion and gated), και σύντηξη εικόνας (Fused), και, γ) παρέχουν μεγάλο βαθμό αξιοπιστίας ενώ είναι συγκρίσιμα από πλευράς αποτελεσμάτων μεταξύ τους. Επίσης, παρέχουν επιπλέον δυνατότητες επεξεργασίας για μείωση θορύβου και ασάφειας εικόνας, ενώ ο χρήστης μπορεί να παρέμβει στον καθορισμό των ορίων τοιχωμάτων της αριστερής κοιλίας, απομονώνοντας τις ανακατασκευασμένες εικόνες από επιδράσεις που θα μπορούσαν να επηρεάσουν τα αποτελέσματα.

Πολικοί Χάρτες (Polar Maps)

Οι πολικοί χάρτες είναι απεικόνιση 2D της τρισδιάστατης κατανομής της αριστερής κοιλίας. Είναι από τις πιο αξιόπιστες και πολύτιμες πληροφορίες για την οπτική αξιολόγηση των ποσοτικών δεδομένων. Αναφέρονται επίσης και ως Bull's eye display και αναπαριστούν τις ανακατασκευασμένες τομές, από τη διαδικασία της ανασύνθεσης, σε ομόκεντρους δακτυλίους, σε διαβαθμισμένη έγχρωμη προβολή, από την βάση του μυοκαρδίου ως την κορυφή του.[68]

Η κορυφή του μυοκαρδίου αποτελεί το κέντρο του πολικού χάρτη, ενώ η περιφέρεια τη βάση του μυοκαρδίου, με τους ενδιάμεσους δακτυλίους, συνολικά να απαρτίζουν την θεσμοθετημένη απεικόνιση των 17 τμημάτων της Αμερικανικής Καρδιολογικής Εταιρίας (AHA). Σε αυτή την εκδοχή απεικόνισης αναπαρίστανται τα αγγεία που αιματώνουν την αριστερή κοιλία (Εικ.59).



Εικόνα 59 Τμήματα αριστερής κοιλίας (17 AHA Segments)

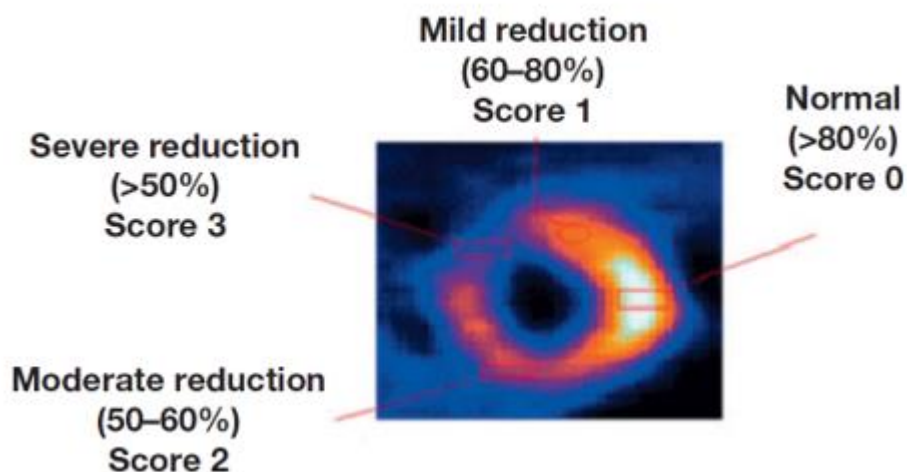
Coronary Artery:	Segments
Left Anterior Descending (LAD)	1, 2, 7, 8, 13, 14, 17
Right Coronary Artery (RCA)	3, 4, 9, 10, 15
Left Circumflex (LCX)	5, 6, 11, 12, 16

Η αριστερή Πρόσθια Κατιούσα Αρτηρία (LAD)) αιματώνει το μεσοκοιλιακό διάφραγμα και το πρόσθιο τοίχωμα της αριστερής κοιλίας

Η δεξιά στεφανιαία αρτηρία (RCA) και η (LCX) συμπληρώνουν την αιμάτωση στο πρόσθιο, διαφραγματικό , πλάγιο και κατώτερο τοίχωμα της αριστερής κοιλίας.

Μέγεθος περιοχής ελαττωμένης αιμάτωσης (Perfusion defect size) Η ελαττωμένη αιμάτωση (κόπωσης και ηρεμίας) θεωρείται σημαντική όταν η ένταση του σήματος αποκλίνει κατά 2,5 φορές (τυπικές αποκλίσεις) από αυτή των κανονικών ασθενών. Η έκταση του ελλείμματος μπορεί να υπολογιστεί με έναν από τους δυο τρόπους:

1. Ποσοστιαία ποσοτικοποίηση του μεγέθους της αριστερής κοιλίας (όρια 0-100%):
Μικρό έλλειμμα (0-10%), Μέσο (>10%-20%), Μεγάλο (>20% -40%) και Μεγάλο (>40%).
2. Ποσοτικοποίηση με αριθμούς τμημάτων στο μοντέλο 17 τμημάτων (segments).
Κάθε τμήμα αντιπροσωπεύει 5.9% (100% / 17) της συνολικής αιμάτωσης. Το ακέραιο άθροισμα των επιμέρους τμημάτων για τις απεικονίσεις κόπωσης και ηρεμίας υπολογίζεται με βάση την έκταση (**Perfusion defect severity**) και μέγεθος του ελλείμματος (**Perfusion defect size**) (Εικ.60).



Εικόνα 60 Έκταση και μέγεθος ελλείμματος

Έκταση ελαττωμένης αιμάτωσης (Perfusion defect severity) μπορεί να υπολογιστεί με την παρακάτω διαβαθμισμένη κλίμακα

- Ολική απώλεια αιμάτωσης = 4;
- Σημαντικά μειωμένη αιμάτωση = 3;
- Μέτρια μειωμένη αιμάτωση = 2;
- Ελαφρώς μειωμένη αιμάτωση = 1;
- Κανονική αιμάτωση = 0

Αθροιστική βαθμολογία (Summed scores)

Η αξιολόγηση της έκτασης ελαττωμένης αιμάτωσης με τη χρήση της κλίμακας 0 έως 4 για τη κόπωση δίνει τα εξής μεγέθη:

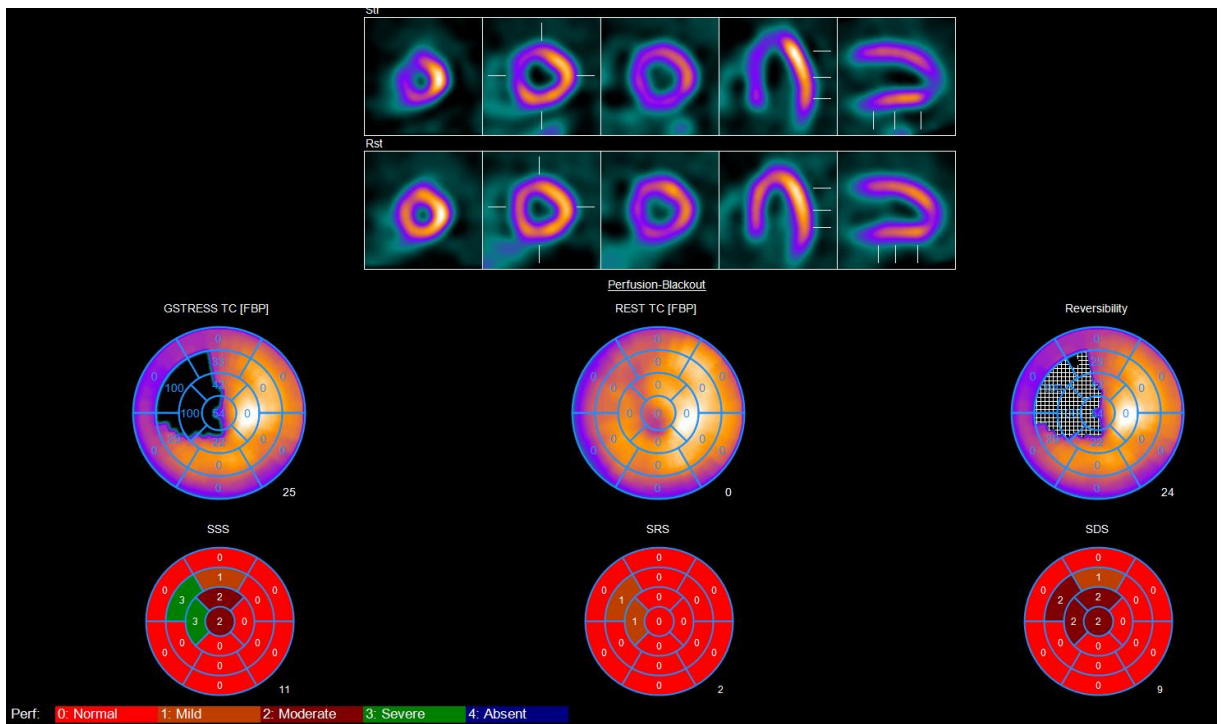
SSS (Αθροιστική Βαθμολογία Κόπωσης- Stress Summed Score). Δηλώνει το έλλειμμα στην αιμάτωση στη φάση της κόπωσης και είναι ίσο με άθροισμα των επιμέρους τμημάτων.

SRS (Αθροιστική Βαθμολογία Ηρεμίας- Summed Rest Score). Αντιπροσωπεύει το μέγεθος της μόνιμης βλάβης λόγω εμφράγματος (αλλά σε μερικές περιπτώσεις μπορεί να υποκρύπτει και χειμάζον μυοκάρδιο με βιωσιμότητα).

SDS (Αθροιστική Βαθμολογία Διαφοράς Κόπωσης Ηρεμίας (SSS-SRS) -Summed Difference Score). Εκφράζει το μέγεθος της αναστρέψιμης ισχαιμίας, την πιο σημαντική παράμετρο πρόγνωσης.

Στον αυτόματο αυτό υπολογισμό η ποσοτική κατανομή του ραδιοϊσοτόπου στο μυοκάρδιο συγκρίνεται με βάσεις δεδομένων υγιών ασθενών με μικρή πιθανότητα CAD (συνήθως μικρότερο από 5% πιθανότητα) (Εικ.61).

Παρακάτω σε μια εικόνα από την επεξεργασία ανακατασκευασμένων εικόνων από μελέτη κόπωσης και ηρεμίας (SSS=11 , SRS=2, SDS=9). Ο πολικός χάρτης κόπωσης εμφανίζει περιοχές με μηδενική κατανομή ραδιοϊσοτόπου (μαύρη περιοχή) , ενώ στο πολικό χάρτη διαφοράς (SDS) το δικτυωτό μοτίβο σημαίνει 10% ή περισσότερη βελτίωση μεταξύ της αιμάτωσης κόπωσης και ηρεμίας και υποδεικνύει αναστρεψιμότητα.[58][61]



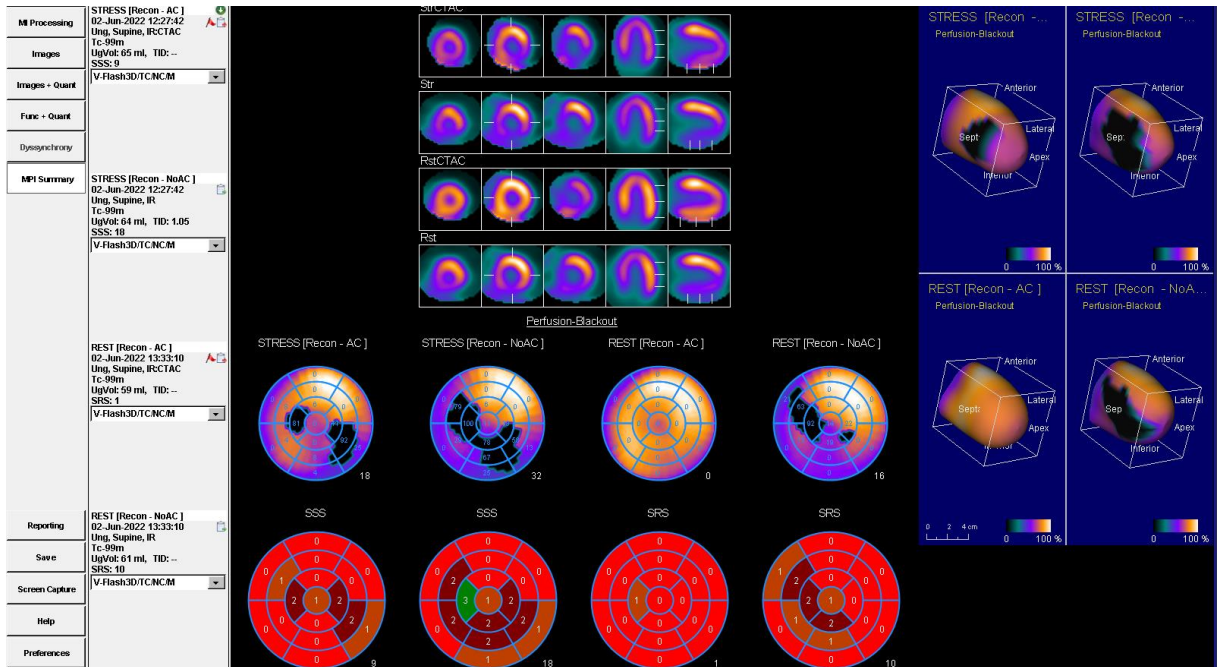
Εικόνα 61 Αθροιστική βαθμολογία για Κόπωση (SSS) Ηρεμία (SRS) και της διαφοράς τους (SDS)

Η ερμηνεία των αθροιστικών βαθμολογιών θα πρέπει να συνάδει με την οπτική αξιολόγηση για την αποφυγή πιθανών σφαλμάτων υπολογισμού από το λογισμικό.

Corridor 4DM

Τα ανακατασκευασμένα δεδομένα τροφοδοτούνται σε ένα πρόγραμμα για σύγκριση με βάσεις δεδομένων φυσιολογικών ασθενών. Στην οθόνη αντιπαρατίθενται οι εικόνες με διόρθωση εξασθένησης κόπωσης και ηρεμίας (StrCTAC RstCTAC) και οι αντίστοιχες χωρίς διόρθωση (Str & Rst)(Εικ.62).

Στις εικόνες με διόρθωση εξασθένησης (CT Attenuation Correction- CTAC) , υπάρχει διόρθωση στο έλλειμμα του κατώτερου τοιχώματος του μυοκαρδίου(Εικ.60).



Εικόνα 62 Αξιολόγηση πολικών χαρτών για αιμάτωση με και χωρίς διόρθωση εξασθένησης. Στις μη διορθωμένες εικόνες το έλλειμμα είναι μεγαλύτερο.

Περιορισμοί και προκλήσεις από τη διόρθωση εξασθένησης

Στην υβριδική απεικόνιση που οι σαρώσεις SPECT και CT είναι διαδοχικές, είναι πιθανόν να υπάρξει μετακίνηση του ασθενή εκούσια ή ακούσια.

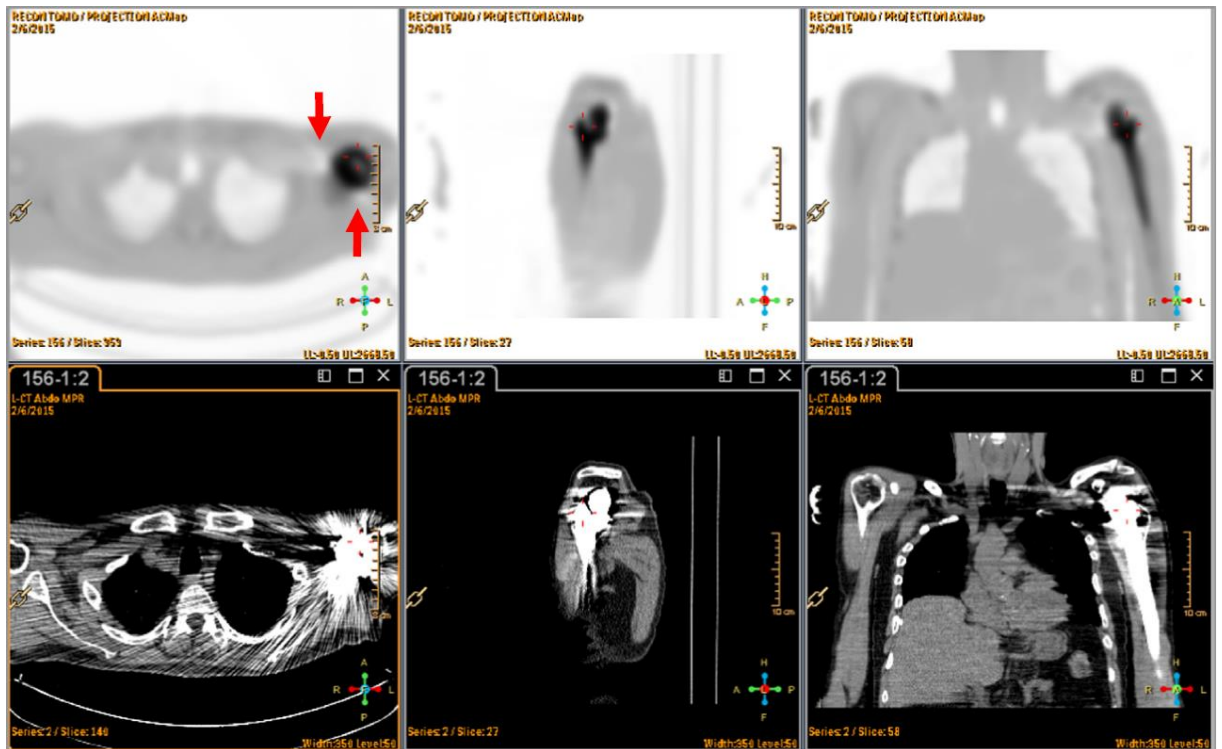
Επιπλέον, οι χρόνοι λήψης διαφέρουν σημαντικά, 15-20 λεπτά για την SPECT και 1-2 λεπτά για την CT (Τοπόγραμμα, ελικοειδής σάρωση) και ως συνέπεια μπορεί να προκύψουν σφάλματα στη σύντηξη των ανατομικών και λειτουργικών δεδομένων .

Μετά τη λήψη των απεικονίσεων, θα πρέπει να γίνεται έλεγχος των ακατέργαστων εικόνων για την SPECT και των ανακατασκευασμένες εικόνες για την CT.

Για την SPECT, όπως έχει ήδη αναλυθεί, θα πρέπει να γίνεται έλεγχος των γραφημάτων για μετακίνηση, που αν είναι εκτός ορίων του προγράμματος διόρθωσης για μετακίνηση +/-5 εικονοστοιχείων, θα πρέπει να επαναληφθεί η λήψη, πριν την εκτέλεση της Αξονικής. Στην περίπτωση χρήσης πρωτοκόλλων με μειωμένο χρόνο στην περίπτωση της SPECT (Half-time Imaging), οι πιθανότητα κίνησης του ασθενή περιορίζεται αισθητά. [71]

Προϋπόθεση για την ύπαρξη διόρθωσης εξασθένησης είναι η κάλυψη της ίδιας ανατομικής περιοχής και στους δύο όγκους απεικονιστικών δεδομένων. Αν μια τομογραφική λήψη SPECT προηγείται της CT, ο σχεδιασμός της τελευταίας γίνεται στην οθόνη εμμονής πριν τη λήψη SPECT. Αν τα όρια του μυοκαρδίου δεν είναι ευκρινή, ο σχεδιασμός της CT μπορεί να μην είναι επιτυχής και να οδηγήσει σε μια περιορισμένη σάρωση CT (truncation). [72]

Ο έλεγχος της CT συνίσταται στον έλεγχο για την ύπαρξη μεταλλικών αντικειμένων στο απεικονιστικό πεδίο που δημιουργούν παρεμβολές στην εικόνα.



Εικόνα 63 Παρεμβολές στην εικόνα από μεταλλικό προσθετικό μέλος .Το φαινόμενο σκλήρυνσης που δημιουργεί φωτοπενικές περιοχές που στους χάρτες απορρόφησης.

Η ύπαρξη μεταλλικών αντικειμένων είναι πιθανόν να παρουσιάσουν ψευδή ευρήματα (artifacts) που επηρεάζουν όχι μόνο την απεικόνιση της CT για ανατομικό εντοπισμό, αλλά και τις τιμές των χαρτών εξασθένισης που βασίζονται στις τιμές HU και κατά συνέπεια την απεικόνιση SPECT.[74]

Μικρά μεταλλικά αντικείμενα όπως βηματοδότες και καλώδια Ηλεκτροκαρδιογράφου και τα αυτοκόλλητα επιθέματα του στο δέρμα (pads) μπορούν να αντιμετωπιστούν από τους αλγόριθμους ανακατασκευής και δεν δημιουργούν πρόβλημα. Μεγαλύτερες μεταλλικές επιφάνειες όπως προσθετικά μέλη ή άλλα εμφυτεύματα μπορούν να παρουσιάσουν φαινόμενα σκλήρυνσης δέσμης και εμφανίζονται σαν περιοχές με μικρή εξασθένιση στις τιμές εξασθένισης (Εικ 63).

Η χρήση επαναληπτικών αλγορίθμων στα δεδομένα της Αξονικής μπορεί να ενσωματώσει τεχνικές μείωσης επίδρασης μεταλλικών αντικειμένων (IMAR- Iterative Metal Artifact Reduction) ή χρήση της Αξονικής διπλής ενέργειας (Dual Energy CT). Το ποσοστό απομείωσης των μεταλλικών αντικειμένων εξαρτάται από παράγοντες όπως σύσταση και μέγεθος του μεταλλικού αντικειμένου, ανατομική περιοχή.

Πρωτόκολλα Λήψης Low Dose SPECT/CT

Τα πρωτόκολλα λήψης για την αντιμετώπιση της αναπνευστικής κίνησης χωρίζονται σε δυο κατηγορίες :

1. Ελεύθερης αναπνοής (Free Breathing No Breath Hold)
2. Κράτημα Αναπνοής (Breath Hold CT)

1.Ελεύθερη αναπνοή (Free Breathing No Breath Hold)

Χαρακτηρίζονται από αργή λήψη με CT Χαμηλής Δόσης και διαθέτουν τα εξής πλεονεκτήματα:

- Οι ποιότητα στις απεικονίσεις SPECT & CT είναι παρεμφερείς. Με αυτό τον τρόπο η λήψη Αξονικής δεν εισαγάγει τόσα τεχνητά στοιχεία (artifacts) όσο μια Αξονική με κανονικό τρόπο σάρωσης (περίπου 1.0 έναντι 30 δευτερολέπτων ανά περιστροφή).
- Επίσης η σύντηξη εικόνας είναι περισσότερο ακριβής λόγω της αντιστοίχισης του μέσου κύκλου αναπνοής και καρδιακής λειτουργίας.
- Είναι πιο εύκολη για τον ασθενή και τον τεχνολόγο.

Μειονεκτήματα

- Η αργή λήψη CT που οδηγεί σε πιο ασαφή απεικόνιση μπορεί να μην βοηθά στον ανατομικό εντοπισμό.
- Ο ασθενής έχει περισσότερες πιθανότητες να κινηθεί.
- Ο ασθενής επιβαρύνεται με περισσότερη ακτινοβολία σε σύγκριση με μια κανονική Αξονική(για μια σάρωση 30 δευτερολέπτων ο ασθενής επιβαρύνεται 5mSv) .

2.Κράτημα Αναπνοής (Breath Hold CT)

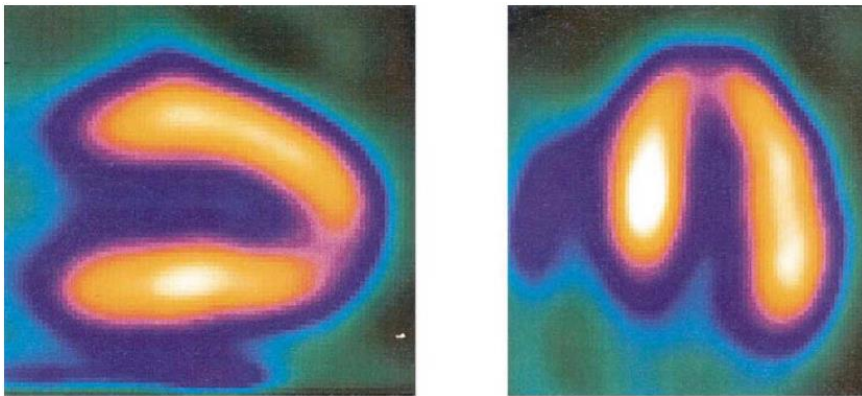
Είναι πρωτόκολλα λήψης με γρήγορη Αξονική Χαμηλής δόσης με κράτημα ανάσας και εμφανίζουν τα εξής πλεονεκτήματα

- Οι Αξονικές είναι περισσότερο ευκρινείς λόγω της πιο γρήγορης αναπνοής και η δόση είναι λιγότερη σε σχέση με πιο αργή Αξονική (περίπου 10 δευτερόλεπτα με απορροφούμενη δόση 1.5 mSv).
- Αν η Αξονική γίνεται με ΗΚΓ σκανδαλισμό (Gated) τότε τα δεδομένα για την Εξασθένιση ακτινοβολίας μπορούν να χρησιμοποιηθούν και για τη μέτρηση του Φορτίου Ασβεστίου.

Μειονεκτήματα:

- Η λήψη SPECT δεν αντιστοιχεί πλήρως στη λήψη CT λόγω ασάφειας.
- Απαιτείται η συνεργασία του ασθενή για την συγκράτηση της αναπνοής.

Μεταξύ τεχνικών Ελεύθερης και Συγκράτησης αναπνοής (Breath Hold CT vs Free Breathing), μια συγκριτική μελέτη έδειξε ότι σε σάρωση και με τις δυο τεχνικές σε έναν μεγάλο αριθμό ασθενών, καμία από τις δύο δεν υπερέρχει έναντι της άλλης για τη διόρθωση της εξασθένησης της ακτινοβολίας.[70]



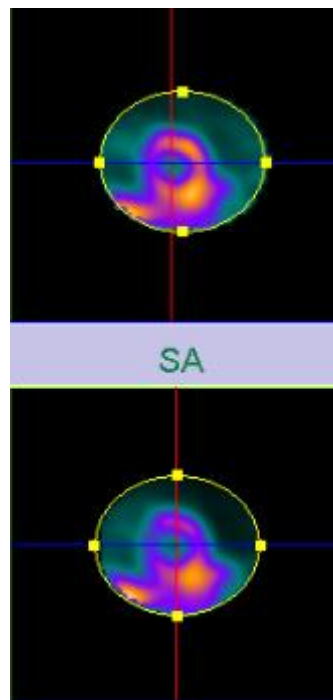
Εικόνα 64 Φαινόμενο λέπτυνσης κορυφής

Λέπτυνση Κορυφής

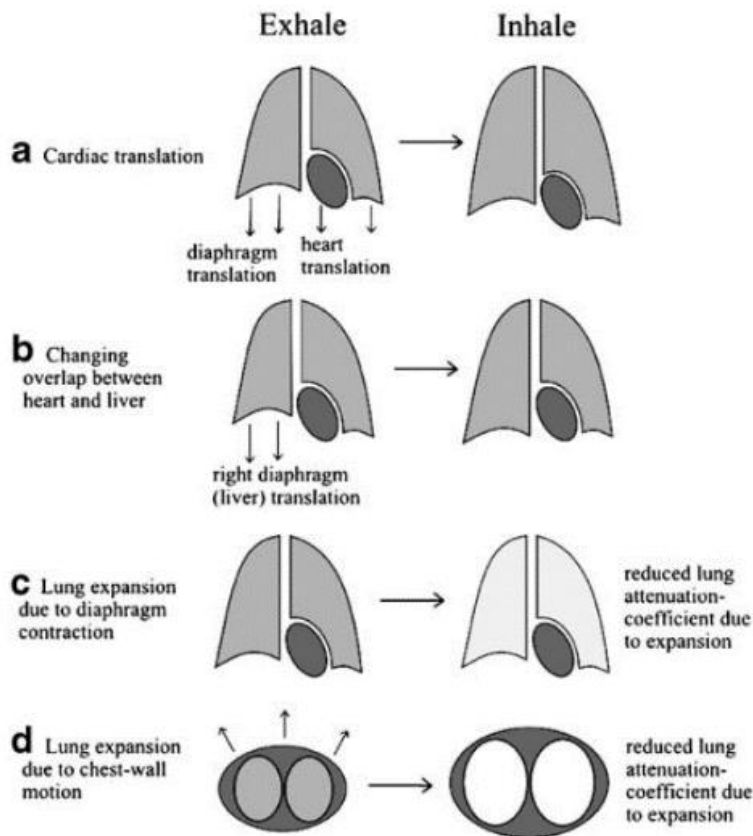
Η λέπτυνση κορυφής είναι ένα γνωστό φαινόμενο στην σπινθηρογραφική απεικόνιση μυοκαρδίου, που αποδίδεται κυρίως στο μειωμένο πάχος του κορυφαίου τμήματος της καρδιάς (Εικ 64). Η επεξεργασία για την διόρθωση της εξασθένησης φαίνεται να το επιτείνει. Οι αιτίες αποδίδονται στον τρόπο λήψης και στις τεχνικές επεξεργασίας, χωρίς να υπάρχει σαφής εξήγηση. Πιο πιθανή αιτία θεωρείται η επίδραση της ανάκτησης γεωμετρικής ασάφειας, μιας και η απόσταση του ανιχνευτή από το μυοκάρδιο μεταβάλλεται σε συσχέτιση με τις κινήσεις της αναπνοής και καρδιακής λειτουργίας. Στη συγκριτική απεικόνιση με και

χωρίς τη διόρθωση της εξασθένησης μετά την ανασύνθεση της εικόνας, λαμβάνεται υπόψη η ελλειμματική κορυφή προς αξιολόγηση. [75]

Προβλήματα μπορεί να προκύψουν και κατά τη διαδικασία τμηματοποίησης της αριστερής κοιλίας στη φάση της εφαρμογής μάσκας για το διαχωρισμό της από την λοιπή ενεργότητα των περιοχών της κοιλιακής χώρας. Πολλές φορές τα όρια δεν είναι σαφή με αποτέλεσμα η διόρθωση εξασθένησης για το κατώτερο τοίχωμα του μυοκαρδίου να είναι εσφαλμένη(Εικ 65).[72]



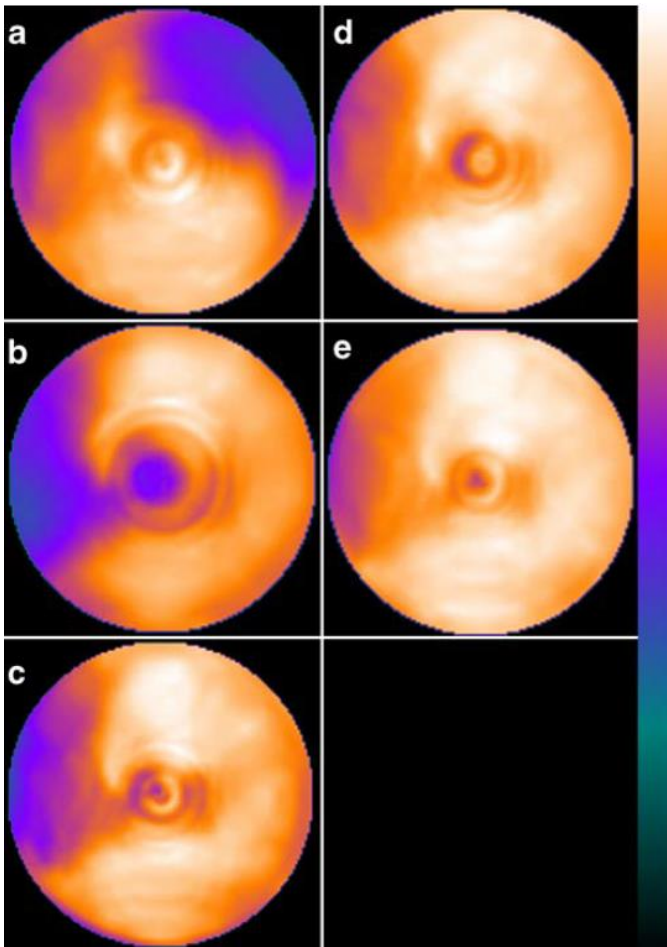
Εικόνα 65 Καταγραφή ενεργότητας από περιοχές που επικαλύπτουν την αριστερή κοιλία



Εικόνα 66 Φάσεις μετατόπισης καρδιάς (a), επικάλυψης ήπατος (b), έκτασης πνευμόνων λόγω σύσπασης του διαφράγματος (c) και κίνησης του θώρακα κατά τη φάση της αναπνοής (d)

Τέλος, η ακούσια κίνηση της καρδιάς σε συνδυασμό με τις μετατοπίσεις των πνευμόνων και του ήπατος δημιουργούν προβλήματα στην ακριβή χωρική καταγραφή των κρούσεων από αυτές τις ανατομικές περιοχές και κατά συνέπεια την ακριβή διόρθωση της εξασθένησης.[73]

Στην εικόνα (Εικ.66) αναδεικνύονται οι φάσεις της (a) καρδιακής μετατόπισης, (b) τη φάση επικάλυψης ήπατος και καρδιάς, (c) έκταση των πνευμόνων λόγω σύσπασης του διαφράγματος και (d) έκτασης των πνευμόνων λόγω της κίνησης του θωρακικού τοιχώματος.



Στη εικόνα 67 αντιστοιχούν οι προαναφερθείσες φάσεις a-d και την αντίστοιχη ανομοιογένεια που προκαλούν στο τελικό αποτέλεσμα. Το σημαντικότερο πρόβλημα δημιουργείται στις περιπτώσεις a-c και την μικρότερη επίπτωση έχει η μετατόπιση του θωρακικού τοιχώματος κατά την αναπνοή. Η εικόνα e αποτελεί τη μηδενική θέση αναφοράς (καθόλου μετατόπιση).

Εικόνα 67 Πολικοί χάρτες ανομοιογένειας για τις φάσεις a-d με σημείο μηδενικό αναφοράς e

Συμπεράσματα /Συζήτηση

Η χαμηλή στατιστική των φωτονίων, λόγω των φαινομένων σκέδασης και εξασθένησης της ακτινοβολίας που εκπέμπονται από το ραδιοϊσότοπο, δημιούργησε την ανάγκη για τεχνικές διόρθωσης με σκοπό την πιο αξιόπιστη διάγνωση.

Η αρχική προσέγγιση πηγές γ-ακτινοβολίας ενσωματωμένες σε ένα σύστημα SPECT (emission sources) στο ίδιο απεικονιστικό πεδίο, έδωσε τη θέση της στην Αξονική Τομογραφία που το σύστημα ακτινοβολίας εδράζεται σε διαφορετικό τμήμα του ίδιο απεικονιστικού συστήματος (sequential scanning) τάση που έχει υπερισχύσει σήμερα.

Οι τεχνικές διόρθωσης λόγω των διαφορών στο χρόνο λήψης και της φύσης των εικόνων SPECT και CT εμφανίζουν αποκλίσεις στην χωρική καταχώρηση (image registration). Ο απεικονιστικός έλεγχος μετά τη λήψη τους συνίσταται τόσο στη διόρθωση κίνησης κατά της διάρκεια της SPECT, όσο και της μετατόπισης του ασθενή μεταξύ πεδίων που μπορεί να διορθωθεί από το λογισμικό μέχρι ενός σημείου.

Η χρήση της CT, αν και Χαμηλής Δόσης, επιβαρύνει τον ασθενή με πρόσθετη ακτινοβολία, που όμως το κλινικό όφελος, συνδυαστικά με τη SPECT, μπορεί να αποτρέψει τη 2^η φάση χορήγησης ραδιοφαρμάκου, που είναι συνήθως, 3πλάσια σε ενεργότητα.

Οι γ-κάμερες που συναντώνται απεικονίζουν είτε με κρύσταλλο NaI (Anger Camera), ή με ψηφιακούς ανιχνευτές.

Για τις μεν γ-κάμερες με κρύσταλλο και Φωτοπολλαπλασιαστές (PMT), η εξέλιξη συνίσταται στην υιοθέτηση κατευθυντήρων που εστιάζουν στην καρδιά και περιστρέφονται σε καρδιοκεντρική τροχιά για τη συλλογή περισσότερης πληροφορίας και στην ανακατασκευή

εικόνας μοντελοποιημένη για τους κατευθυντήρες με την χρήση ειδικών επαναληπτικών αλγορίθμων. Ο χρόνος σάρωσης μπορεί να μειωθεί στο $\frac{1}{4}$ της κανονικής εξέτασης.[76]

Για τις γ-κάμερες με ψηφιακούς ανιχνευτές, η χορηγούμενη δόση είναι κατά πολύ μικρότερη. Παρόλο ότι είναι πολύ πιο ευαίσθητες από τις αντίστοιχες κρυστάλλου NaI, περιορίζεται η ικανότητά τους να απεικονίσουν ασθενείς με μεγάλο BMI. Πρόσφατα δε, ανακοινώθηκε ψηφιακή γ-κάμερα με δυνατότητα διόρθωσης εξασθένησης με τη χρήση τεχνητής νοημοσύνης, μέσω μηχανικής μάθησης.[77]

Οι εκούσιες και ακούσιες κινήσεις του ασθενή δημιουργούν πρόβλημα σε πολλές περιπτώσεις για αξιόπιστη χωρική σύγκλιση των δυο απεικονιστικών πεδίων. Η διόρθωση κίνησης με αλγόριθμους Τεχνητής νοημοσύνης εφαρμόζεται πλέον σε νέα μοντέλα SPECT/CT.

Οι αυξανόμενες απαιτήσεις των τμημάτων Πυρηνικής Ιατρικής για διαγνωστική απεικόνιση Αξονικής Τομογραφίας καρδιάς για μια ολοκληρωμένη διάγνωση σε ένα απεικονιστικό σύστημα έχουν οδηγήσει στην υλοποίηση SPECT/CT με δυνατότητα τέλεσης Στεφανιογραφίας. Οι δυνατότητες του Αξονικού Τομογράφου αυξάνονται προσδευτικά ανάλογα την ισχύ της ακτινολογικής λυχνίας, το μέγεθος του πολυτομικού Ανιχνευτή και την ταχύτητα περιστροφής.[78]

Έτσι και τα συστήματα SPECT/CT μπορούν να επιτελέσουν από διόρθωση εξασθένησης και ανατομικό εντοπισμό, με χρήση Αξονικής Χαμηλής Δόσης, μέχρι απεικόνιση μέτρησης φορτίου Ασβεστίου και Αξονικής Στεφανιογραφίας με λιγότερη ακτινική δόση λόγω βελτιωμένων φίλτρων απορρόφησης χαμηλών ενεργειών (Tin Filters).

Παρόλο τους περιοριστικούς παράγοντες στη χρήση SPECT/CT, οι εξελίξεις τόσο σε υλικό, αλλά κυρίως σε λογισμικό με τη χρήση της τεχνητής Νοημοσύνης δείχνουν το δρόμο για χαμηλότερη χορηγούμενη και απορροφούμενη δόση, μειωμένο χρόνο απεικόνισης, με

λιγότερα απεικονιστικά σφάλματα από κίνηση, και περισσότερες δυνατότητες τέλεσης
Διαγνωστικών Αξονικών Τομογραφιών.

ΑΝΑΦΟΡΕΣ

1. Townsend, D. W. (2008). Dual-modality imaging: Combining anatomy and function. In *Journal of Nuclear Medicine* (Vol. 49, Issue 6, pp. 938–955).
<https://doi.org/10.2967/jnumed.108.051276>
2. Hasegawa, B. H., Iwata, K., Wong, K. H., Wu, M. C., da Silva, A. J., Tang, H. R., Barber, W. C., Hwang, A. H., & Sakdinawat, A. E. (n.d.). *Dual-Modality Imaging of Function and Physiology 1*.
3. Benjamin EJ, MuntnerP, Alonso A, et al. Heart Disease and Stroke Statistics—2019 Update: A Report From the American Heart Association. *Circulation*. 2019;139(10):e56–e528. <https://doi.org/10.1161/CIR.0000000000000659>.
4. Leitha, T., & Staudenherz, A. (n.d.). *Hybrid PET/CT and SPECT/CT Imaging*.
5. Tamam M, Mulazimoglu M, Edis N, Ozpacaci T. The Value of Attenuation Correction in Hybrid Cardiac SPECT/CT on Inferior Wall According to Body Mass Index. *World J Nucl Med*. 2016 Jan-Apr;15(1):18-23. doi: 10.4103/1450-1147.167586. PMID: 26912974; PMCID: PMC4729009.
6. DePuey EG. Advances in SPECT camera software and hardware: Currently available and new on the horizon. *J Nucl Cardiol*. 2012;19:551-81.
7. Bybel, B., Brunken, R. C., DiFilippo, F. P., Neumann, D. R., Wu, G., & Cerqueira, M. D. (2008). SPECT/CT imaging: Clinical utility of an emerging technology. *Radiographics*, 28(4), 1097–1113. <https://doi.org/10.1148/rg.284075203>
8. Depuey, E. G., Luke's-, S., Hospital, R., & York, N. (n.d.). Myocardial Perfusion SPECT Standard Myocardial Perfusion SPECT Protocols and Associated Patient Radiation Doses. <http://www.asnc.org/media/PDFs/PatientCenteredImagingFINAL.pdf>
9. Willowson, K., Bailey, D. L., & Baldock, C. (2008). Quantitative SPECT reconstruction using CT-derived corrections. *Physics in Medicine and Biology*, 53(12), 3099–3112. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/53/12/002>
10. MozaffarianD, Benjamin E, Go A, et al. Heart disease and stroke statistics—2016 update: A report from the American Heart Association. *Circulation*. 2016;113(4):e38-e360. <https://doi.org/10.1161/CIR.0000000000000350>.
11. MozaffarianD, Benjamin E, Go A, et al. Heart disease and stroke statistics—2016 update: A report from the American Heart Association. *Circulation*. 2016;113(4):e38-e360. <https://doi.org/10.1161/CIR.0000000000000350>

12. Mayo Clinic. Coronary artery disease. Available at <https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/coronary-artery-disease/symptoms-causes/syc-20350613>. Accessed November 2021.
13. University of Minnesota. Coronary System Tutorial. What is the Coronary System? Available at <http://www.vhlab.umn.edu/atlas/coronary-system-tutorial/what-is-the-coronary-system.shtml>. Accessed October 2021.
14. Costanzo LS. *Physiology*. 4th ed. Philadelphia PA: Saunders/Elsevier; 2010.
15. Hesse, B., Tägil, K., Cuocolo, A., Anagnostopoulos, C., Bardiés, M., Bax, J., Bengel, F., Sokole, E. B., Davies, G., Dondi, M., Edenbrandt, L., Franken, P., Kjaer, A., Knuuti, J., Lassmann, M., Ljungberg, M., Marcassa, C., Marie, P. Y., McKiddie, F., ... van Eck-Smit, B. (2005). EANM/ESC procedural guidelines for myocardial perfusion imaging in nuclear cardiology. In *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging* (Vol. 32, Issue 7, pp. 855–897). <https://doi.org/10.1007/s00259-005-1779-y>
16. Chang SM, Nabi F, Xu J, et al. The coronary artery calcium score and stress myocardial perfusion imaging provide independent and complementary prediction of cardiac risk. *J Am Coll Cardiol*. 2009;54(20):1872-82. doi:10.1016/j.jacc.2009.05.071
17. Sicari R and Cortigiani L. The clinical use of stress echocardiography in ischemic heart disease. *Cardiovasc Ultrasound*. 2017;15(7). doi:10.1186/s12947-017-0099-2
18. Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging. Stress/Rest Myocardial Perfusion Imaging (MPI). Available at <http://www.snmni.org/AboutSNMMI/Content.aspx?ItemNumber=986>. Accessed October 2021.
19. Gould KL, Johnson NP, Bateman TM, et al. Anatomic versus physiologic assessment of coronary artery disease. Role of coronary flow reserve, fractional flow reserve, and positron emission tomography imaging in revascularization decision-making. *J Am Coll Cardiol*. 2013;62(18):1639-1653. doi:10.1016/j.jacc.2013.07.076.
20. Bendriem B, Reed J, McCullough K, et al. The continual innovation of commercial PET/CT solutions in nuclear cardiology: Siemens Healthineers. *J Nucl Cardiol*. 2018;25(4):1400-1411. doi:10.1007/s12350-018-1262-3.
21. Cherry SR, Sorenson JA, Phelps ME. *Physics in nuclear medicine*, 4th ed. Philadelphia: Saunders; 2012.
22. Patton JA, Turkington TG. SPECT/CT physical principles and attenuation correction. *J Nucl Med Technol*. 2008;36:1-10.

23. Depuey, E. G., Luke's-, S., Hospital, R., & York, N. (n.d.). Myocardial Perfusion SPECT Standard Myocardial Perfusion SPECT Protocols and Associated Patient Radiation Doses. <http://www.asnc.org/media/PDFs/PatientCenteredImagingFINAL.pdf>
24. Bruyant PP. Analytic and iterative reconstruction algorithms in SPECT. *J Nucl Med.* 2002;43:1343-58.
25. Lyra M, Ploussi A. Filtering in SPECT image reconstruction. *Int J Biol Imaging.* 2011;2011:1-14.
26. Germano G. Technical aspects of myocardial SPECT imaging. *J Nucl Med.* 2001;42:1499-507.
27. Zeng GL. Image reconstruction – a tutorial. *Comput Med Imaging Graph.* 2001;25:97-103.
28. Kadrmaz DJ, Frey EC, Karimi SS, Tsui BM. Fast implementations of reconstruction-based scatter compensation in fully 3D SPECT image reconstruction. *Phys Med Biol.* 1998;43:857-73.
29. Vandenberghe S, D'Asseler Y, Van de Walle R, Kauppinen T, Koole M, Bouwens L, et al. Iterative reconstruction algorithms in nuclear medicine. *Comput Med Imaging Graph.* 2001;25:105-11.
30. Lyra, M., Ploussi, A., Rouchota, M., & Synefia, S. (2014). Filters in 2D and 3D cardiac SPECT image processing. In *Cardiology Research and Practice* (Vol. 2014). SAGE Publications Inc. <https://doi.org/10.1155/2014/963264>
31. Römer, W., Reichel, N., Vija, H. A., Nickel, I., Hornegger, J., Bautz, W., & Kuwert, T. (2006). Isotropic reconstruction of SPECT data using OSEM3D: Correlation with CT. *Academic Radiology*, 13(4), 496–502. <https://doi.org/10.1016/j.acra.2005.12.004>
32. DePuey EG, Gadiraju R, Clark J, Thompson L, Anstett F, Shwartz SC. Ordered subset expectation maximization and wide beam reconstruction “half-time” gated myocardial perfusion SPECT functional imaging: a comparison to “full-time” filtered backprojection. *J Nucl Cardiol.* 2008;15:547-63.
33. Lyon, M. C., Foster, C., Ding, X., Dorbala, S., Spence, D., Bhattacharya, M., Vija, A. H., DiCarli, M. F., & Moore, S. C. (2016). Dose reduction in half-time myocardial perfusion SPECT-CT with multifocal collimation. *Journal of Nuclear Cardiology*, 23(4), 657–667. <https://doi.org/10.1007/s12350-016-0471-x>
34. Holly TA, Abbott BG, Al-Mallah M, Calnon DA, Cohen MC, DiFilippo FP, et al. Single photon-emission computed tomography. *J Nucl Cardiol.* 2010;17:941-73.

35. Bateman TM, Cullom SJ. Attenuation correction single-photon emission computed tomography myocardial perfusion imaging. *Semin Nucl Med.* 2005;35:37- 51.
36. Zaidi H, Koral KF. Scatter modelling and compensation in emission tomography. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2004; 31:761-782
37. Hutton, B. F., Buvat, I., & Beekman, F. J. (2011). Review and current status of SPECT scatter correction. In *Physics in Medicine and Biology* (Vol. 56, Issue 14). <https://doi.org/10.1088/0031-9155/56/14/R01>
38. Willowson, K., Bailey, D. L., & Baldock, C. (2008). Quantitative SPECT reconstruction using CT-derived corrections. *Physics in Medicine and Biology*, 53(12), 3099–3112. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/53/12/002>
39. Vija H. Introduction to xSPECT Technology: Evolving multi-modal SPECT to become context-based and quantitative. White Paper - Siemens Medical Solutions USA, Inc Molecular Imaging. 2013
40. Hawman P, Ghosh P. IQ-SPECT: A technical and clinical overview. White Paper - Siemens AG. 2012.
41. Pretorius PH, King MA, Pan TS, de Vries DJ, Glick SJ, Byrne CL. Reducing the influence of the partial volume effect on SPECT activity quantitation with 3D modelling of spatial resolution in iterative reconstruction
42. Brindhaban, A. (2020). Effective dose to patients from SPECT and CT during myocardial perfusion imaging. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 48(2), 143–147. <https://doi.org/10.2967/jnmt.119.233874>
43. Montes, C., Tamayo, P., Hernandez, J., Gomez-Camirero, F., García, S., Martín, C., & Rosero, A. (2013). Estimation of the total effective dose from low-dose CT scans and radiopharmaceutical administrations delivered to patients undergoing SPECT/CT explorations. *Annals of Nuclear Medicine*, 27(7), 610–617. <https://doi.org/10.1007/s12149-013-0724-6>
44. Elbakri, I. A., & Kirkpatrick, I. D. C. (2013). Dose-length product to effective dose conversion factors for common computed tomography examinations based on Canadian clinical experience. *Canadian Association of Radiologists Journal*, 64(1), 15–17. <https://doi.org/10.1016/j.carj.2011.12.013>
45. Μάριος Ακτινοφυσικός Ιατρικής Υπ Διδάκτωρ Ιατρικής ΔΠΘ -ΓΝΠαπαγεωργίου Ακτινοφυσικός Ιατρικού Διαβαλκανικού Κέντρου Θεσσαλονίκης, Β. (n.d.). *Δοσιμετρία CBCT ΠΜΣ “Σύγχρονες Εφαρμογές στην Ιατρική Απεικόνιση.”*

46. Huda, W., Ogden, K. M., & Khorasani, M. R. (2008). Converting dose-length product to effective dose at CT. *Radiology*, 248(3), 995–1003.
<https://doi.org/10.1148/radiol.2483071964>
47. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, SPECT/CT Atlas of Quality Control and Image Artefacts, IAEA Human Health Series No. 36, IAEA, Vienna (2019)
48. Murph PH. Acceptance testing and quality control of gamma cameras, including SPECT. *J Nucl Med*. 1987, 1221-1227.
49. Zanzonico P. Routine quality control of clinical nuclear medicine instrumentation: a brief review. *J Nucl Med*. 2008 Jul;49(7):1114-31. doi: 10.2967/jnumed.107.050203.
50. Busemann Sokole E1, Plachcvnska A, Britten A; EANM Physics Committee. Acceptance testing for nuclear medicine instrumentation. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2010 Mar;37(3):672-81. doi: 10.1007/s00259-009-1348-x.
51. National Electrical Manufacturers Association (NEMA). Performance Measurements of Scintillation Cameras: Rosslyn, NU-1 NEMA. 2012.
52. Bolstad R, Brown J, Grantham V. Extrinsic Versus Intrinsic Uniformity Correction for γ -cameras. *J Nucl Med Technol*. 2011. 39(3):208-12.
53. Siemens Healthineers Symbia Intevo 16/6/2 and Intevo Excel Series Operator Manual - syngo MI Applications
54. Elkamhawy AA, Rothenbach JR, Damaraju S, Badruddin SM (2000). Intrinsic uniformity and relative sensitivity quality control tests for single-head gamma cameras. *J Nucl Med Technol.*; 28(4):252-6.
55. International Atomic Energy Agency. Quality assurance for SPECT systems. Human Health Series No. 6.
56. Siemens Healthineers CT Examination Operator Manual - SOMATOM Emotion
57. Hesse B, Tägil K, Cuocolo A, Anagnostopoulos C, Bardiés M, Bax J, et al. EANM/ESC procedural guidelines for myocardial perfusion imaging in nuclear cardiology. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2005;32:855-97.
58. Dilsizian, V., Bacharach, S. L., Beanlands, R. S., Bergmann, S. R., Delbeke, D., Dorbala, S., Gropler, R. J., Knuuti, J., Schelbert, H. R., & Travins, M. I. (2016). ASNC imaging guidelines/SNMMI procedure standard for positron emission tomography (PET) nuclear cardiology procedures. *Journal of Nuclear Cardiology*, 23(5), 1187–1226. <https://doi.org/10.1007/s12350-016-0522-3>

59. IAEA HUMAN HEALTH SERIES No. 23 *Nuclear Cardiology: Guidance and Recommendations for Implementation in Developing Countries*. (n.d.). <http://www.iaea.org/Publications/index.html>
60. Delbeke, D., Coleman, R. E., Guiberteau, M. J., Brown, M. L., Royal, H. D., Siegel, B. A., Townsend, D. W., Berland, L. L., Parker, J. A., Zubal, G., & Cronin, V. (n.d.). *Procedure Guideline for SPECT/CT Imaging 1.0**. <http://www.snm.org/guidelines>
61. Συστήματα Symbia Intevo 16/6/2 και σειράς Intevo Excel Εγχειρίδιο Χειριστή-syngo MI Applications VB2xx. (n.d.). www.siemens.com/healthcare
62. Tonge, C. M., Ellul, G., Pandit, M., Lawson, R. S., Shields, R. A., Arumugam, P., & Prescott, M. C. (2006). The value of registration correction in the attenuation correction of myocardial SPECT studies using low resolution computed tomography images. In *Nuclear Medicine Communications* (Vol. 27). Lippincott Williams & Wilkins
63. IAEA. *Nuclear cardiology: Guidance and recommendations for implementation in developing countries*. Vienna: IAEA; 2012.
64. Garcia EV, Faber TL, Cooke CD, Folks RD, Chen J, Santana C. The increasing role of quantification in clinical nuclear cardiology: the Emory approach. *J Nucl Cardiol*. 2007;14:420-32.
65. Sharir T, Germano G, Waechter PB, Kavanagh PB, Areeda JS, Gerlach J, et al. A new algorithm for the quantitation of myocardial perfusion SPECT. II: validation and diagnostic yield. *J Nucl Med*. 2000;41:720-7.
66. Slomka PJ, Nishina H, Berman DS, Akincioglu C, Abidov A, Friedman JD, et al. Automated quantification of myocardial perfusion SPECT using simplified normal limits. *J Nucl Cardiol*. 2005;12:66-77.
67. Corridor4DM v2017 User's Guide. <https://www.inviasolutions.com/4dmsupport>
68. Cerqueira MD, Weissman NJ, Dilsisian V, Jacobs AK, Kaul S, Laskey WK, et al. Standardised myocardial segmentation and nomenclature for tomographic imaging of the heart. A statement for healthcare professionals from the Cardiac Imaging Committee of the Council on Clinical Cardiology of the American Heart Association. *J Nucl Cardiol*. 2002;9:240-5.
69. Tamam, M., Mulazimoglu, M., Edis, N., & Ozpacaci, T. (2016). The value of attenuation correction in hybrid cardiac SPECT/CT on inferior wall according to body mass index. *World Journal of Nuclear Medicine*, 15(01), 18–23. <https://doi.org/10.4103/1450-1147.167586>
70. James Kritzman, E. F. and J. C. (n.d.). The effect of breathing protocol on the co-registration of multi-slice CT and myocardial SPECT perfusion images. *Journal of Nuclear Medicine May 2006, 47 (Suppl 1) 133P*;

71. Livieratos, L. (2015). Technical Pitfalls and Limitations of SPECT/CT. In *Seminars in Nuclear Medicine* (Vol. 45, Issue 6, pp. 530–540). W.B. Saunders.
<https://doi.org/10.1053/j.semnuclmed.2015.06.002>
72. Burrell, S., & Macdonald, A. (n.d.). *Artifacts and Pitfalls in Myocardial Perfusion Imaging**. http://www.snm.org/ce_online
73. McQuaid, S. J., & Hutton, B. F. (2008). Sources of attenuation-correction artefacts in cardiac PET/CT and SPECT/CT. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 35(6), 1117–1123. <https://doi.org/10.1007/s00259-008-0718-0>
74. Suzuki, A., Koshida, K., & Matsubara, K. (2014). Effects of pacemaker, implantable cardioverter-defibrillator, and left ventricular leads on CT-based attenuation correction. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 42(1), 37–41.
<https://doi.org/10.2967/jnmt.113.133736>
75. Purser, N. J., Armstrong, I. S., Williams, H. A., Tonge, C. M., & Lawson, R. S. (2008). Apical thinning: real or artefact? In *Nuclear Medicine Communications* (Vol. 29). Wolters Kluwer Health | Lippincott Williams & Wilkins.
76. Hawman P, Ghosh P. IQ-SPECT: A technical and clinical overview. White Paper - Siemens AG. 2012
77. Shi, L., Onofrey, J. A., Liu, H., Liu, Y. H., & Liu, C. (2020). Deep learning-based attenuation map generation for myocardial perfusion SPECT. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 47(10), 2383–2395.
<https://doi.org/10.1007/s00259-020-04746-6>
78. [https://marketing.webassets.siemens-healthineers.com/1a1646ed7919b6ad/213c55665909/siemens-healthineers mi symbia pro.specta spect ct brochure.pdf](https://marketing.webassets.siemens-healthineers.com/1a1646ed7919b6ad/213c55665909/siemens-healthineers_mi_symbia_pro.specta_spect_ct_brochure.pdf)
79. <https://www.siemens-healthineers.com/gr/molecular-imaging>

Κατάλογος εικόνων

Εικόνα Εξώφυλλου

*Verberne, H. J., Acampa, W., Anagnostopoulos, C., Ballinger, J., Bengel, F., de Bondt, P., Buechel, R. R., Cuocolo, A., van Eck-Smit, B. L. F., Flotats, A., Hacker, M., Hindorf, C., Kaufmann, P. A., Lindner, O., Ljungberg, M., Lonsdale, M., Manrique, A., Minarik, D., Scholte, A. J. H. A., ... Hesse, B. (2015). EANM procedural guidelines for radionuclide myocardial perfusion imaging with SPECT and SPECT/CT: 2015 revision. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 42(12), 1929–1940. <https://doi.org/10.1007/s00259-015-3139-x>*

- Εικόνα 68** Κατανομή είδους εξετάσεων Ποζιτρονιακής Τομογραφίας (PET/CT). Τα Ογκολογικά περιστατικά καλύπτουν το 90% των εξετάσεων και τα αντίστοιχα της καρδιάς περίπου 5%. (σελ.3)
- Εικόνα 69** Κατανομή εξετάσεων SPECT/CT. Οι εξετάσεις καρδιάς καλύπτουν το μεγαλύτερο ποσοστό περιστατικών. (σελ.4)
- Εικόνα 70** Συγκριτικά ποσοστά Ευαισθησίας και Ειδικότητας σε απεικονίσεις Μυοκαρδίου SPECT και SPECT/CT (σελ.5)
- Εικόνα 71** Στατιστικά στοιχεία καρδιαγγειακών παθήσεων (σελ.9)
- Εικόνα 72** Στεφανιαίες αρτηρίες (σελ.11)
- Εικόνα 73** Ροή Στεφανιαίων Αρτηριών (σελ.12)
- Εικόνα 74** Υβριδικό σύστημα SPECT/CT (σελ.17)
- Εικόνα 75** Ανιχνευτής SPECT με Φωτοπολλαπλασιαστές με συνοδευόμενη προ ενίσχυση (εξάγωνα πλακέτα) για τη μετατροπή σπινθηρισμών σε ηλεκτρικό σήμα προς επεξεργασία από ηλεκτρονικές διατάξεις (σελ.18)
- Εικόνα 76** Σχηματική διάταξη ανιχνευτή γ ακτινοβολίας (σελ.19)
- Εικόνα 10** Τομογραφική λήψη εικόνων 2D SPECT τομής που στη διαδικασία ανασύνθεσης εμπεριέχει το σήμα (signal), στατιστικό θόρυβο (statistical noise), και παρεμβολές (star artifact). (σελ.24)
- Εικόνα 77** Star Artifact που δημιουργείται από τη διαδικασία της οπισθοπροβολής και η αφαίρεση ψευδών στοιχείων με την εφαρμογή φίλτρου τύπου ράμπας (σελ.25)
- Εικόνα 78** Εφαρμογή φίλτρου ράμπας (ramp filter) (σελ.11)
- Εικόνα 79** Η τελική απεικόνιση μετά την εφαρμογή Βαθυπερατού φίλτρου, όπου γίνεται απομείωση του θορύβου (σελ.26)

- Εικόνα 80** Εφαρμογή Συχνότητα Αποκοπής (Cut-off frequency) και Τάξης (Order) σε ενδιάμεσες τιμές. (σελ.27)
- Εικόνα 81** Ανασύνθεση με υψηλή συχνότητα αποκοπής που εισάγει θόρυβο στην εικόνα (σελ.28)
- Εικόνα 82** Ανασύνθεση με υψηλή συχνότητα αποκοπής που μειώνει το θόρυβο στην εικόνα σε βάρος της διακριτικής ικανότητας (σελ.29)
- Εικόνα 83** Ανασύνθεση με χαμηλή τάξη φίλτρου (σελ.30)
- Εικόνα 84** Ανασύνθεση με υψηλή τάξη φίλτρου (σελ.31)
- Εικόνα 85** Ισοτροπική απόδοση ογκοστοιχείων (voxels) με αλγόριθμο OSEM 3D (πάνω σειρά) και OSEM 2D (κάτω σειρά) (σελ.35)
- Εικόνα 86** Πλεονεκτήματα χρήσης Αλγορίθμων OSEM 3D (σελ.35)
- Εικόνα 87** Εφαρμογή Gaussian FWHM = 1 χωρίς ομαλοποίηση (σελ.37)
- Εικόνα 88** Εφαρμογή Gaussian FWHM = 30 χωρίς διαγνωστική πληροφορία (σελ.38)
- Εικόνα 89** Φάσμα ακτινοβολίας X που φιλτράρεται και χρησιμοποιείται για τη διόρθωση εξασθένησης γ ακτινοβολίας (σελ.40)
- Εικόνα 90** Διζωνική (Bilinear) αντιστοίχιση τιμών HU και συντελεστή απορρόφησης (σελ.41)
- Εικόνα 91** Παράθυρα καταγραφής κύριας ενέργειας εκπομπής και σκεδαζόμενης ακτινοβολίας (σελ.42)
- Εικόνα 92** Σκεδαζόμενη ακτινοβολία στο σώμα του ασθενή που καταγράφονται σαν δυο γεγονότα στον ανιχνευτή (σελ.43)
- Εικόνα 93** Επίδραση σκεδαζόμενης ακτινοβολίας στην αντίθεση της εικόνας (σελ.44)
- Εικόνα 94** Η απόσταση της πηγής ραδιενέργειας από την επιφάνεια του κρυστάλλου έχει επίπτωση στο μέγεθος της καταγραφόμενης πληροφορίας (σελ.45)
- Εικόνα 95** Φαινόμενο Μερικού όγκου (Partial Volume Effect) σε απεικόνιση SPECT. Οι μικρότερες δομές παρουσιάζουν μεγαλύτερη ασάφεια (σελ.47)
- Εικόνα 96** Αναφορά Δόσης ακτινοβολίας (σελ.49)
- Εικόνα 97** Δείκτης βαρύτητας Wt για διάφορους ιστούς σύμφωνα με την οδηγία ICRP 103 (σελ.52)
- Εικόνα 98** Ισοδύναμη δόση από τη χορήγηση ραδιοφαρμάκου (σελ.52)
- Εικόνα 99** Σημειακή πηγή με ραδιοϊσότοπο για ποιοτικό έλεγχο (σελ.57)
- Εικόνα 100** Τοποθέτηση σημειακής πηγής μεταξύ των ανιχνευτών για τη καταγραφή λήψεων (σελ.58)
- Εικόνα 101** Βαθμονόμηση Dark Current Φωτοπολλαπλασιαστών (σελ.59)

- Εικόνα 102** Βαθμονόμηση PMT. Οι Πράσινοι κύκλοι αντιπροσωπεύουν τους φωτοπολλαπλασιαστές (PMT) (σελ.60)
- Εικόνα 103** Ενεργειακό Παράθυρο Ισοτόπου (σελ.61)
- Εικόνα 104** Βαθμονόμηση Εσωτερικής Ροής. Οι εικόνες αριστερά διορθώνονται γεωμετρικά για την ισοκατανομή των κρούσεων (σελ.63)
- Εικόνα 105** Έλεγχος Εσωτερικής ομοιογένειας (σελ.64)
- Εικόνα 106** Παράμετροι διόρθωσης κατά την εκτέλεση του κέντρου περιστροφής των ανιχνευτών (Multi Head Registration) (σελ.65)
- Εικόνα 107** Τα όρια αποδοχής με ενδεικτικές μετρήσεις MHR (σελ.66)
- Εικόνα 108** Βαθμονόμηση Εξωτερικής Ομοιογένειας (Extrinsic Calibration) (σελ.67)
- Εικόνα 109** Επιβεβαίωση εξωτερικής ομοιογένειας (Extrinsic Verification) (σελ.68)
- Εικόνα 110** Διάταξη βαθμονόμησης NM CTFOV (σελ.69)
- Εικόνα 111** Εικόνες από τη διαδικασία της βαθμονόμησης NM CTFOV (σελ.70)
- Εικόνα 112** Καταγραφή μετατοπίσεων στους άξονες X,Y,Z (σελ.71)
- Εικόνα 113** Οριοθέτηση περιοχών σάρωσης CT πάνω στην εικόνα SPECT πριν τη σάρωση (σελ.80)
- Εικόνα 114** Μετασχηματισμός εικόνων CT με την αλλαγή μήτρας και εφαρμογή φίλτρου (σελ.81)
- Εικόνα 115** Ροή εργασίας (Workflow) πρωτοκόλλου επεξεργασίας (σελ.83)
- Εικόνα 116** Ποιοτικός Έλεγχος Τομογραφικών δεδομένων (σελ.86)
- Εικόνα 117** Κίνηση του ασθενή σε μία από τις λήψεις που αποτυπώνεται στα γραφήματα (σελ.87)
- Εικόνα 118** Αριστερά εμφανίζονται οι εικόνες Αξονικής Τομογραφίας και SPECT με διαφορετικές μήτρες(128-512) και διακριτική ικανότητα (σελ.88)
- Εικόνα 119** Οι εικόνες με ίδια ανάλυση και μήτρα απεικόνισης (128x128) (σελ.88)
- Εικόνα 120** Χάρτες απορρόφησης μ-maps (σελ.89)
- Εικόνα 121** Σύντηξη (Fusion) εικόνων πριν και μετά την ευθυγράμμιση για την ταυτοποίηση των πεδίων. (σελ.90)
- Εικόνα 122** Ανατομικοί άξονες του μυοκαρδίου (σελ.92)
- Εικόνα 123** Προσανατολισμός αριστερής κοιλίας (σελ.93)
- Εικόνα 124** Σύγκριση AC και NAC ανακατασκευασμένων εικόνων (σελ.94)
- Εικόνα 125** Τμήματα αριστερής κοιλίας (17 AHA Segments) (σελ.96)

- Εικόνα 126** Έκταση και μέγεθος ελλείμματος (σελ.98)
- Εικόνα 127** Αθροιστική βαθμολογία για Κόπωση (SSS) Ηρεμία (SRS) και της διαφοράς τους (SDS) (σελ.100)
- Εικόνα 128** Αξιολόγηση πολικών χαρτών για αιμάτωση με και χωρίς διόρθωση εξασθένησης. Στις μη διορθωμένες εικόνες το έλλειμμα είναι μεγαλύτερο. (σελ.101)
- Εικόνα 129** Παρεμβολές στην εικόνα από μεταλλικό προσθετικό μέλος .Το φαινόμενο σκλήρυνσης που δημιουργεί φωτοπενικές περιοχές που στους χάρτες απορρόφησης. (σελ.103)
- Εικόνα 130** Φαινόμενο λέπτυνσης κορυφής (σελ.106)
- Εικόνα 131** Καταγραφή ενεργότητας από περιοχές που επικαλύπτουν την αριστερή κοιλία (σελ.107)
- Εικόνα 132** Φάσεις μετατόπισης καρδιάς (a), επικάλυψης ήπατος (b), έκτασης πνευμόνων λόγω σύσπασης του διαφράγματος (c) και κίνησης του θώρακα κατά τη φάση της αναπνοής (d) (σελ.108)
- Εικόνα 133** Πολικοί χάρτες ανομοιογένειας για τις φάσεις a-d με σημείο μηδενικό αναφοράς e (σελ.109)

Κατάλογος Πινάκων

- Πίνακας 1** Συσχέτιση μεγέθους εικονοστοιχείου με μεγέθυνσης εικόνας (zoom) και μήτρα απεικόνισης (σελ.**23**)
- Πίνακας 3** Πίνακας Ποιοτικών ελέγχων ανιχνευτικού τμήματος SPECT (σελ.**56**)
- Πίνακας 3** Ανώτατα όρια αποδοχής εσωτερικής ομοιογένειας (σελ.**62**)
- Πίνακας 4** Καταγραφή μετρήσεων βαθμονόμησης NM CTFOV (σελ.**71**)
- Πίνακας 5** Αποτελέσματα Τιμής Νερού (σελ.**72**)
- Πίνακας 6** Μέτρηση Αντίθεσης (σελ.**73**)
- Πίνακας 7** Μέτρηση πάχους τομής 6.00 mm (σελ.**74**)
- Πίνακας 8** Μέτρηση πάχους τομής 4.00 mm (σελ.**74**)
- Πίνακας 9** Μέτρηση Θορύβου (σελ.**75**)
- Πίνακας 10** Μέτρηση MTF (σελ.**76**)