

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΡΗΤΗΣ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΙΑΤΡΙΚΗΣ
ΤΟΜΕΑΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ
ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ
ΔΝΤΗΣ: Ν. ΓΚΟΥΡΤΣΟΓΙΑΝΝΗΣ

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΥ Γ. ΠΕΡΙΣΥΝΑΚΗ
ΦΥΣΙΚΟΥ ΙΑΤΡΙΚΗΣ

ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΩΝ ΠΑΡΑΓΟΝΤΩΝ
ΕΞΑΣΘΕΝΙΣΗΣ ΚΑΙ ΣΚΕΔΑΣΗΣ ΣΤΗΝ
ΠΟΙΟΤΗΤΑ ΤΗΣ ΚΛΑΣΣΙΚΗΣ ΚΑΙ
ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΚΗΣ ΣΠΙΝΘΗΡΟΓΡΑΦΙΚΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ

ΗΡΑΚΛΕΙΟ 1998

Στους γονείς μου
Στην Κατερίνα



ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

	<u>Σελίδα</u>
ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ	3
ΠΡΟΛΟΓΟΣ	5

I. ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ **7**

1. <i>ΕΙΣΑΓΩΓΗ</i>	8
2. <i>ΒΑΣΙΚΕΣ ΕΝΝΟΙΕΣ</i>	11
2.1 Η δημιουργία της σπινθηρογραφικής εικόνας	11
2.2 Η εικόνα από στατική λήψη	13
2.3 Η εικόνα από τομογραφική λήψη	15
2.4 Αναλυτικές μέθοδοι ανασύστασης	18
2.5 Αλγεβρικές μέθοδοι ανασύστασης	20
3. <i>ΕΞΑΣΘΕΝΙΣΗ</i>	27
3.1 Φυσικές αρχές εξασθένησης γ-ακτινοβολίας	27
3.2 Τεχνικά σφάλματα λόγω του φαινομένου της εξασθένησης	30
4. <i>ΣΚΕΔΑΣΗ</i>	31
4.1 Φυσικές αρχές σκέδασης γ-ακτινοβολίας	31
4.2 Τεχνικά σφάλματα λόγω του φαινομένου της σκέδασης	33
5. <i>ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΔΙΟΡΘΩΣΗΣ ΑΠΟΡΡΟΦΗΣΗΣ</i>	35
5.1 Απορρόφηση στα στατικά σπινθηρογραφήματα	35
5.2 Απορρόφηση στα τομογραφικά σπινθηρογραφήματα	36
5.2.1 Διόρθωση απορρόφησης με το μέσο όρο συζυγών προβολών	38
5.2.2 Διόρθωση απορρόφησης με τη μέθοδο Sorenson	
5.2.3 Διόρθωση απορρόφησης με τη μέθοδο Chang	40
5.2.4 Διόρθωση απορρόφησης με οπισθοπροβολή μέσω ζυγισμένου φίλτρου	41
5.2.5 Διόρθωση απορρόφησης με αλγεβρική τεχνική	43
5.2.6 Διόρθωση απορρόφησης με χαρτογράφηση των απεικονιζόμενων ιστών ως προς το συντελεστή εξασθένησης	45
	46

5.2.7 Σύγκριση μεθόδων διόρθωσης απορρόφησης	47
6. <i>ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΔΙΟΡΘΩΣΗΣ ΣΚΕΔΑΣΗΣ</i>	49
6.1 Τεχνική καθορισμένου ενεργειακού παραθύρου	50
6.2 Τεχνική χρήσης χαμηλότερης τιμής του συντελεστή απορρόφησης μ	53
6.3 Τεχνική διπλού ενεργειακού παραθύρου	
6.4 Τεχνική τριπλού ενεργειακού παραθύρου	55
6.5 Μέθοδος διπλού παραθύρου φωτοκορυφής	57
6.6 Μέθοδος κλάσματος διπλού παραθύρου φωτοκορυφής	60
6.7 Μέθοδος ανάλυσης φάσματος σκεδασμένων φωτονίων του Παραθύρου φωτοκορυφής	62
6.8 Μέθοδος αντισυνέλιξης της σκέδασης	63
	65

II. ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

II. ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ	67
1. <i>ΥΛΙΚΟ</i>	67
1.1 Συστήματα Απεικόνισης	67
1.2 Ομοιώματα	70
1.2.1 Ομοίωμα ήπατος	70
1.2.2 Ομοίωμα SPECT	71
2. <i>ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ</i>	73
2.1 Πρωτόκολα λήψης στατικών και τομογραφικών εικόνων	73
2.2 Τεχνικές διόρθωσης σκέδασης	74
2.2.1 Διόρθωση σκέδασης διπλού ενεργειακού παραθύρου	74
2.2.2 Διόρθωση σκέδασης διπλού ενεργειακού παραθύρου	75
2.3 Μελέτη με ομοιώματα	76
2.3.1 Μελέτη με ομοίωμα ήπατος για στατικά σπινθηρογραφήματα	76
2.3.2 Μελέτη με ομοίωμα πιστοποίησης εικόνας για τομογραφικά σπινθηρογραφήματα	79
2.4 Μελέτη με ασθενείς	82
2.4.1 Ασθενείς	82
2.4.2 Το πρωτόκολο που χρησιμοποιήθηκε	83

2.4.3 Επιλογή εικόνων που συμμετείχαν στη μελέτη	84
3. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	87
3.1 Μελέτη με ομοιώματα	87
3.1.1 Στατικές εικόνες	87
3.1.2 Τομογραφικές (SPECT) εικόνες	88
3.2 Μελέτη με ασθενείς	89
3.2.1 Στατικές εικόνες	89
3.2.2 Τομογραφικές (SPECT) εικόνες	90
4. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ-ΣΥΖΗΤΗΣΗ	92
4.1 Μέθοδοι διόρθωσης απορρόφησης - σκέδασης και κλινική πράξη	92
4.2 Επιλογή μεθόδων διόρθωσης απορρόφησης-σκέδασης	93
4.3 Σύγκριση Μεθοδολογίας και αποτελεσμάτων με άλλες μελέτες	94
IV. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	99
ΠΕΡΙΛΗΨΗ	110
SUMMARY	111

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Παρά την εντυπωσιακή τεχνολογική εξέλιξη των ανιχνευτικών συστημάτων Πυρηνικής Ιατρικής τα τελευταία χρόνια, η ποιότητα της σπινθηρογραφικής εικόνας δεν βελτιώθηκε σε ανάλογο βαθμό. Ο λόγος είναι ότι η ποιότητα της σπινθηρογραφικής εικόνας που λαμβάνεται είτε με κλασσική (planar) είτε με τομογραφική (SPECT) τεχνική υποβαθμίζεται σημαντικά από τους ενδογενείς παράγοντες της σκέδασης (scatter) και εξασθένισης (attenuation). Το αποτέλεσμα είναι η διακριτική ικανότητα (resolution) και η αντίθεση (contrast) της σπινθηρογραφικής εικόνας να είναι χαμηλή σε σχέση με άλλες απεικονιστικές τεχνικές όπως η υπολογιστική τομογραφία (CT), η υπερηχοτομογραφία, (US) και η μαγνητική τομογραφία (MRI). Επίσης οι παράγοντες σκέδασης και απορρόφησης καθιστούν αδύνατη την ποσοτικοποίηση της σπινθηρογραφικής εικόνας. Είναι λοιπόν φυσικό το σπινθηρογράφημα που παραδοσιακά πραγματοποιούνταν στα πλαίσια συγκεκριμένων διαγνωστικών ελέγχων να αντικαθίσταται τα τελευταία χρόνια όλο και σε μεγαλύτερο βαθμό από άλλες απεικονιστικές τεχνικές. Βέβαια, το μεγάλο πλεονέκτημα των μεθόδων Πυρηνικής Ιατρικής που τις καθιστά αναντικατάστατες σε ορισμένες περιπτώσεις είναι ο έλεγχος της λειτουργικότητας των ιστών που αποτελεί σχεδόν αποκλειστικό προνόμιο των μεθόδων αυτών. Προφανώς εάν η αντίθεση και η διακριτική ικανότητα της σπινθηρογραφικής απεικόνισης βελτιωθεί η αξία των μεθόδων σπινθηρογραφικής απεικόνισης θα ανέβαινε κατακόρυφα.

Διάφορες τεχνικές διόρθωσης σκέδασης ή/και απορρόφησης έχουν προταθεί τα τελευταία χρόνια για την βελτίωση της ποιότητας της σπινθηρογραφικής απεικόνισης, καμία όμως δεν έχει περάσει το κατώφλι εμπορικής εφαρμογής. Ο βασικότερος λόγος είναι ότι αυτές οι μέθοδοι απαιτούν από το χρησιμοποιούμενο σπινθηρογραφικό σύστημα δυνατότητες

που δεν είναι διαθέσιμες ακόμα και στα συστήματα αιχμής, με αποτέλεσμα να μην έχουν υποστεί τον απαιτούμενο έλεγχο στην κλινική πράξη.

Η μελέτη αυτή είναι η πρώτη που γίνεται στον Ελληνικό χώρο σε σχέση με την κλινική αξία μεθόδων διόρθωσης εικόνας για τα φαινόμενα σκέδασης και εξασθένησης. Ειδικά η κλινική μελέτη της επίδρασης τεχνικών διόρθωσης σκέδασης στην ποιότητα τομογραφικής (SPECT) σπινθηρογραφικής εικόνας ήπατος είναι από τις πρώτες που έχουν πραγματοποιηθεί διεθνώς. Εργασία που στηρίζεται στα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης έχει γίνει αποδεκτή προς δημοσίευση στο έγκυρο διεθνές περιοδικό 'Nuclear Medicine'.

Αισθάνομαι την ανάγκη να ευχαριστήσω ιδιαίτερα τον Καθηγητή κ. Νικόλαο Γκουρτσογιάννη για την ανάθεση του θέματος και τις πολύτιμες συμβουλές του. Επίσης θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Αναπληρωτή Καθηγητή κ. Νικόλαο Καρκαβίτσα για την αδιάκοπη παρακολούθηση της παρούσας μελέτης και για την αμέριστη βοήθεια και συμπαράσταση του σχετικά με προβλήματα που προέκυψαν κατά την διάρκειά της. Ακόμα θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τον μέντορά μου Λέκτορα κ. Ιωάννη Δαμηλάκη χωρίς τη βοήθεια του οποίου η παρούσα μελέτη δεν θα ήταν δυνατό να πραγματοποιηθεί. Το συνεχές ενδιαφέρον του και οι εύστοχες παρατηρήσεις του ήταν καθοριστικής σημασίας για την ολοκλήρωση της παρούσας μελέτης.

Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω:

- τα μέλη της επταμελούς επιτροπής: τον Καθηγητή κ. Σοφοκλή Βασιλάκη, τον Καθηγητή κ. Άγγελο Κρανίδη, τον Επίκ. Καθηγητή κ. Παναγιώτη Πρασσόπουλο και τον Επίκ. Καθηγητή κ. Οδυσσέα Ζώρα
- τον Επιμελητή Α' Νικόλαο Χαρουλάκη για τη συνεισφορά του στη μελέτη

ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η ποιότητα εικόνας που παράγεται με χρήση σπινθηρογραφικής κάμερας υποβαθμίζεται από πληροφορίες που προέρχονται από προσλαμβάνουσες ραδιενέργεια δομές, που είναι υποκείμενες ή υπερκείμενες του οργάνου ενδιαφέροντος. Η εισαγωγή της τεχνικής της τομογραφίας εκπομπής στην Πυρηνική Ιατρική (SPECT: Single Photon Emission Computed Tomography), μείωσε σε μεγάλο βαθμό το μέγεθος του προβλήματος αυτού και επιπλέον βελτίωσε σημαντικά την αντίθεση (contrast) της λαμβανομένης εικόνας. Παρ' όλα αυτά η απεικόνιση τόσο με κλασσική τεχνική (planar) όσο και με τομογραφική τεχνική (SPECT) επηρεάζεται αρνητικά από παράγοντες όπως η εξασθένιση και η σκέδαση της ανιχνευόμενης ακτινοβολίας.

Υπό ιδανικές συνθήκες το μέγεθος του σήματος που ανιχνεύεται θα ήταν ανεξάρτητο του βάθους του ιστού από το οποίο προέρχεται. Ίσες ποσότητες ραδιενέργειας θα έπρεπε να ανιχνεύονται σαν ισομεγέθη σήματα ανεξάρτητα από την απόστασή τους από τον ανιχνευτή. Στην πραγματικότητα όμως έχουμε εξασθένιση της ραδιενέργειας κατά την πορεία της προς τον ανιχνευτή η οποία είναι εντονότερη όσο πιο μακριά από τον ανιχνευτή βρίσκεται η περιοχή προέλευσης της ραδιενέργειας. Κατά τις διάφορες προβολές (projections), η εξασθένιση του σήματος ανάλογα με το βάθος από το οποίο προέρχεται δημιουργεί σημαντικό σφάλμα στην εικόνα που λαμβάνουμε τελικά. Το φαινόμενο είναι περισσότερο έντονο στη τομογραφικές (SPECT) απεικονίσεις και εμφανίζεται σε περιπτώσεις οργάνων με ραδιενέργεια κατανεμημένη σε μια ευρεία περιοχή (π.χ. συκώτι) όπου το εσωτερικό του οργάνου εμφανίζεται εσφαλμένα πιο ψυχρό από ότι το εξωτερικό και σε περιπτώσεις οργάνων όπου παρατηρούνται ψευδείς ψυχρές περιοχές ως αποτέλεσμα του ότι μέρος

του ιστού βρίσκεται σε μεγαλύτερο βάθος από ένα άλλο μέρος του ιστού (π.χ. καρδιά).

Από το συνολικό πλήθος των φωτονίων που ανιχνεύονται κατά τη διάρκεια ενός σπινθηρογραφήματος κάποια έχουν υποστεί σκέδαση Compton (Compton-scattering) και έτσι η περιοχή από την οποία 'φαίνεται' να προέρχονται διαφέρει από αυτήν που προέρχονται πραγματικά. Το φαινόμενο της σκέδασης στις τεχνικές SPECT προκαλεί απώλεια της αντίθεσης (loss of contrast) και θόλωμα των ορίων των απεικονιζόμενων οργάνων (blurring of edges).

Η ποιοτική ερμηνεία (quantification) και η ποσοτικοποίηση (quantitation) της εικόνας στην Πυρηνική Ιατρική περιορίζεται από τους φυσικούς παράγοντες της σκέδασης και της εξασθένησης. Αυτό συμβαίνει διότι η επίδραση των φαινομένων της απορρόφησης και σκέδασης στην εικόνα καθιστά τον αριθμό των κρούσεων που αντιστοιχεί σε μια περιοχή της ανασυσταθείσας εικόνας εξαρτώμενο όχι μόνο από την κατανομή της ενεργότητας στον απεικονιζόμενο ιστό (όπως είναι επιθυμητό) αλλά και από:

1. το βάθος στο οποίο βρίσκεται ο ιστός
2. την τιμή του συντελεστή εξασθένησης μ (δηλαδή τη σύσταση) του ιστού και των περιβαλλόντων αυτόν ιστούς

Επομένως η μείωση της επίδρασης των παραγόντων της σκέδασης και της εξασθένησης στην λαμβανόμενη από σπινθηρογραφική κάμερα εικόνα είναι αναγκαία, είτε εφαρμόζεται συμβατική τεχνική είτε τομογραφική τεχνική. Αυτό επιτυγχάνεται με εισαγωγή παραγόντων διόρθωσης κατά τη διαδικασία σχηματισμού της εικόνας. Για να είναι όμως αποτελεσματική μια μέθοδος διόρθωσης θα πρέπει δυστυχώς να είναι αρκετά πολύπλοκη, πράγμα που την καθιστά δύσκολα εφαρμόσιμη. Η εύρεση μεθόδων διόρθωσης που θα βελτιώνουν την λαμβανόμενη εικόνα

και ταυτόχρονα θα είναι όσο το δυνατόν απλούστερες είναι επιτακτική ανάγκη.

Σκοπός της προτεινόμενης μελέτης είναι:

1. ανάλυση της επίδρασης των παραγόντων σκέδασης και εξασθέ-
νισης στην εικόνα που λαμβάνεται τόσο με συμβατικές όσο και με τομο-
γραφικές τεχνικές στην πυρηνική ιατρική.
2. ανάλυση και σύγκριση διαφόρων μεθόδων διόρθωσης σκέδασης
και εξασθένισης
3. εφαρμογή επιλεγμένων μεθόδων διόρθωσης στην κλινική πράξη

2. ΒΑΣΙΚΕΣ ΕΝΝΟΙΕΣ

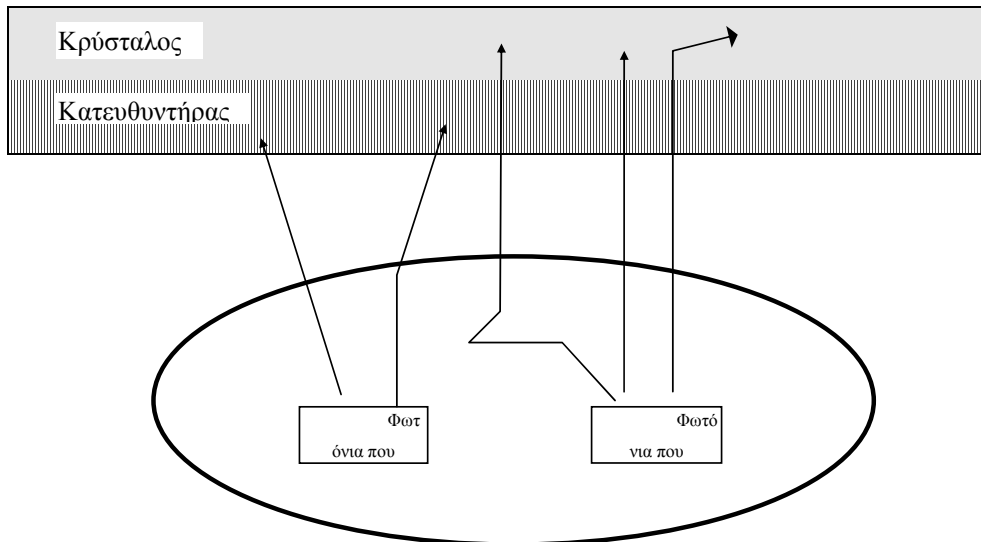
2.1 Η δημιουργία της σπινθηρογραφικής εικόνας

Το ανιχνευτικό σύστημα τόσο στις στατικές (plannar) όσο και στις τομογραφικές μελέτες της Πυρηνικής Ιατρικής είναι η camera σπινθηρισμών (γ-camera). Μια γ-camera αποτελείται συνήθως από μια κεφαλή δηλ. από ένα κυκλικό ή τετράγωνο κρύσταλλο ιωδιούχου νατρίου με πρόσμιξη θάλλιο (NaI:TI) διαστάσεων μέχρι 20'' X 20'' και πάχος μέχρι 0.5'', μια ομάδα φωτοπολλαπλασιαστών (photomultipliers) (μέχρι και 100) σε εξαγωνική ή τετραγωνική διάταξη, έναν φωτοοδηγό (light pipe) τοποθετημένο ανάμεσα στο κρύσταλλο και τους φωτοπολλαπλασιαστές και ένα κατευθυντήρα (collimator) που μπορεί να αλλάζει ανάλογα με την εξέταση. Ο ρόλος του κατευθυντήρα είναι να βελτιώνει τη χωρική διακριτική ικανότητα (spatial resolution) του ανιχνευτικού συστήματος. Ο πιο διαδεδομένος κατευθυντήρας γ κάμερας είναι ο κατευθυντήρας παραλλήλων οπών ο οποίος αποτελείται από πλήθος παράλληλων κυψελών με πλευρές από μόλυβδο (βλ Σχ. 1.2.1). Τα διάκενα των κυψελών ορίζουν μία διεύθυνση. Φωτόνια με διεύθυνση κάθετη στον κατευθυντήρα διαπερνούν τις κυψέλες (οπές) του και προσκρούουν στον κρύσταλλο όπου και ανιχνεύονται. Φωτόνια που προσκρούουν στον κατευθυντήρα υπό γωνία απορροφούνται από τις πλευρές των κυψελών με αποτέλεσμα να μην φθάνουν στον κρύσταλλο και να μην ανιχνεύονται. Η ικανότητα του κατευθυντήρα να αποκόπτει τα ανεπιθύμητα φωτόνια που προσκρούουν σε αυτόν υπό γωνία ρυθμίζεται από τρεις παραμέτρους:

1. τις διαστάσεις των οπών
2. το μήκος των οπών και
3. το πάχος των πλευρών των κυψελών.

Κατευθυντήρες με οπές μικρών διαστάσεων, μεγάλου μήκους και πλευρές μεγάλου πάχους είναι περισσότερο αποδοτικοί στο να αποκόπτουν

ανεπιθύμητα φωτόνια, όμως ταυτόχρονα αποκόπτουν και μεγαλύτερο αριθμό χρήσιμων φωτονίων μειώνοντας έτσι την ευαισθησία. Καλύτερη χωρική διακριτική ικανότητα επιτυγχάνεται εις βάρος της ευαισθησίας του ανιχνευτικού συστήματος.



Σχήμα I.2.1 Η λειτουργία του κατευθυντήρα.

Οι σύγχρονες γ -κάμερες μονής κεφαλής έχουν τη δυνατότητα τόσο στατικών όσο και τομογραφικών λήψεων αφού η κεφαλή είναι στερεωμένη μηχανικά σε ένα δακτύλιο (gantry) με αποτέλεσμα να μπορεί να περιστρέφεται γύρω από τον ασθενή. Κάμερες με πολλαπλές (2 έως 4) κεφαλές μειώνουν δραστικά το χρόνο εξέτασης στις τομογραφικές λήψεις και χρησιμοποιούνται σχεδόν αποκλειστικά για τομογραφικές απεικονίσεις.

2.2 Η εικόνα από στατική λήψη

Κατά τις στατικές λήψεις οι ακτίνες γ που εκπέμπονται από τον εξεταζόμενο και είναι διαφορετικής διεύθυνσης από αυτή που ορίζει ο

κατευθυντήρας απορροφούνται ενώ όσες περνούν μέσα από τα διάκενα του κατευθυντήρα απορροφούνται στον κρύσταλλο. Για κάθε φωτόνιο που απορροφάται στον κρύσταλλο εκπέμπονται μερικές δεκάδες φωτόνια στο ορατό προς όλες τις διευθύνσεις τα οποία ανιχνεύονται από τους φωτοπολλαπλασιαστές. Ο φωτοπολλαπλασιαστής που βρίσκεται πιο κοντά στο σημείο που απορροφήθηκε μια ακτίνα γ δέχεται το μεγαλύτερο αριθμό ορατών φωτονίων παράγοντας υψηλότερο σήμα σε σύγκριση με τους φωτοπολλαπλασιαστές που βρίσκονται μακρύτερα από το σημείο απορρόφησης. Το συνολικό πλήθος ορατών φωτονίων που παράγονται από την απορρόφηση ενός φωτονίου υψηλής ενέργειας (ακτίνα γ) και απορροφούνται σε έναν φωτοπολλαπλασιαστή καθορίζει το ύψος του ηλεκτρικού παλμού που παράγεται σε αυτόν τον φωτοπολλαπλασιαστή. Οι παλμοί από κάθε φωτοπολλαπλασιαστή οδηγούνται σε ένα ηλεκτρονικό σύστημα το οποίο με βάση το ύψος κάθε παλμού καθορίζει τέσσερις παλμούς ($X+$, $X-$, $Y+$, $Y-$) οι οποίοι μεταφέρουν την πληροφορία της θέσης απορρόφησης της προσπίπτουσας γ ακτίνας. Το άθροισμα των παλμών (παλμός Z) από όλους τους φωτοπολλαπλασιαστές είναι ανάλογο της ενέργειας του φωτονίου γ που απορροφήθηκε. Ο παλμός Z οδηγείται σε ένα αναλυτή ύψους παλμών ο οποίος καθορίζει το αν ένα γεγονός (απορρόφηση φωτονίου γ) θα γίνει αποδεκτό ή θα αποκλειστεί όσον αφορά το σχηματισμό της εικόνας σύμφωνα με την επιθυμία του χρήστη που είναι αυτός που καθορίζει το άνω και κάτω κατώφλι του ενεργειακού παράθυρου του αναλυτή παλμών.

Είναι προφανές ότι η εικόνα που σχηματίζεται αντιπροσωπεύει την προβολή της τρισδιάστατης κατανομής του ραδιονουκλιδίου στους ιστούς του ασθενούς σε ένα επίπεδο, που είναι το επίπεδο του κρυστάλλου. Κάθε στατική εικόνα που λαμβάνεται από μια συγκεκριμένη γ -κάμερα είναι προκαθορισμένων διαστάσεων. Οι διαστάσεις αυτές εξαρτώνται από το μέγεθος του κρυστάλλου και τη διάταξη των φωτοπολλαπλασιαστών. Η

εικόνα χωρίζεται σε ένα προκαθορισμένο αριθμό τετραγωνικών στοιχείων εικόνας (picture element \equiv pixel). Στατικές εικόνες λαμβάνονται συνήθως σε μήτρες από 64x64 έως 1024x1024. Σε κάθε περίπτωση η διάσταση του κάθε στοιχείου εικόνας υπολογίζεται διαιρώντας τη διάσταση του ωφέλιμου πεδίου (Useful Field of View \equiv UFOV) του κρυστάλλου με το μέγεθος της χρησιμοποιούμενης μήτρας.

Η ραδιενεργός διάσπαση ενός πλήθους ραδιενεργών πυρήνων δεν μπορεί να προβλεφθεί αφού ραδιενεργές διασπάσεις συμβαίνουν τυχαία υπακούοντας στο νόμο του Poisson. Σύμφωνα δε με την κατανομή Poisson αν N είναι ο αναμενόμενος αριθμός εκπεμπόμενων φωτονίων τότε η διακύμανση του N είναι επίσης N . Επομένως η τυπική απόκλιση του N που μπορεί να θεωρηθεί το σφάλμα στην τιμή N είναι \sqrt{N} . Θεωρώντας την τιμή του N για κάθε στοιχείο εικόνας να είναι της τάξης του 100 για ένα μέσο σπινθηρογράφημα οδηγούμαστε στο συμπέρασμα ότι έχουμε ένα σημαντικό σφάλμα που οφείλεται αποκλειστικά στη στατιστική του φαινομένου της ραδιενεργού διασπάσεως.

Μεγάλες μήτρες (δηλ. εικόνα αποτελούμενη από πάρα πολλά μικρά σε διαστάσεις pixel) απαιτούν πολύ μεγάλους αριθμούς ανιχνευθέντων φωτονίων για να διατηρείται ο θόρυβος σε χαμηλά επίπεδα, πράγμα που επιτυγχάνεται είτε με αύξηση της χορηγούμενης δόσης είτε με αύξηση του χρόνου που διαρκεί η λήψη.

Τα τρία θεμελιώδους σημασίας χαρακτηριστικά μιας γ -κάμερας είναι τα ακόλουθα:

1. *Η ευαισθησία* (sensitivity) η οποία αναφέρεται στην απόκριση της γ κάμερας σε μια συγκεκριμένης ενεργότητας πηγή που είναι τοποθετημένη σε συγκεκριμένη απόσταση.

2. *Η χωρική διακριτική ικανότητα* (spatial resolution) η οποία αναφέρεται στην ικανότητα του συστήματος να αναπαράγει (διακρίνει) δύο πηγές που βρίσκονται πολύ κοντά σαν δύο διαφορετικά σημεία. Στις

σύγχρονες γ-κάμερες η χωρική διακριτική ικανότητα είναι 4-6 mm στην επιφάνεια του κρυστάλλου.

3. Η ενεργειακή διακριτική ικανότητα (energy resolution) αναφέρεται στην ικανότητα του συστήματος να καθορίζει την ενέργεια των προσπιπτόντων φωτονίων. Λόγω του θορύβου των ηλεκτρονικών κυκλωμάτων που εμπλέκονται στη δημιουργία του παλμού που είναι ανάλογος της ενέργειας του προσπίπτοντος φωτονίου, το φάσμα που λαμβάνεται αντί να έχει μια στενή φωτοκορυφή στην ενέργεια των εκπεμπόμενων φωτονίων έχει μια καμπανοειδή μορφή. Όσο στενότερη είναι αυτή η φωτοκορυφή τόσο καλύτερη είναι η ενεργειακή διακριτική ικανότητα του συστήματος. Το πάχος της κορυφής στο ήμισυ του μεγίστου (Full Width at Half Maximum \equiv FWHM) είναι δηλωτικό της ενεργειακής διακριτικής ικανότητας. Στις σύγχρονες γ-κάμερες η ενεργειακή διακριτική ικανότητα είναι 10-15% FWHM.

Η ευαισθησία και χωρική διακριτική ικανότητα ενός συστήματος επηρεάζεται σημαντικά από τα χαρακτηριστικά του κατευθυντήρα και από την ποιότητα και το πλήθος των φωτοπολλαπλασιαστών όπως επίσης και από την επιλογή του ενεργειακού παραθύρου.

2.3 Η εικόνα από τομογραφική λήψη

Μια τομογραφική λήψη συνίσταται στη λήψη πολλών στατικών εικόνων γύρω από τον ασθενή με τη βοήθεια του μηχανικού δακτυλίου στήριξης που διαθέτουν όλες οι τομογραφικές κάμερες. Στις σύγχρονες τομογραφικές γ-κάμερες όλες οι κινήσεις της κεφαλής ελέγχονται ηλεκτρονικά. Τα στοιχεία της τομογραφικής λήψης που πρέπει να προκαθοριστούν είναι:

- α. το τόξο που θα διαγράψει η κεφαλή
- β. το πλήθος των στατικών εικόνων (προβολών) που θα ληφθούν
- γ. ο χρόνος συλλογής κρούσεων για κάθε προβολή

Το τόξο που διαγράφει η κεφαλή για κάμερες μιας κεφαλής είναι είτε 360° είτε 180° . Τόξα διαγραφής μικρότερα των 180° δεν είναι επαρκή για την ορθή ανασύσταση των εγκάρσιων εικόνων και δεν χρησιμοποιούνται. Το πλήθος των στατικών εικόνων καθορίζει το γωνιακό βήμα (μεσοδιάστημα) μεταξύ δύο προβολών και επηρεάζει δραστικά τη στατιστική των λαμβανομένων εγκάρσιων εικόνων. Τέλος ο χρόνος συλλογής κρούσεων για κάθε προβολή καθορίζει τη στατιστική της κάθε προβολής και τελικά τη στατιστική των λαμβανομένων εγκάρσιων εικόνων. Το μέγεθος της μήτρας που χρησιμοποιείται για τη λήψη των στατικών εικόνων καθορίζει και το μέγεθος της μήτρας της ανασυσταθείσας εγκάρσιας εικόνας. Συνήθως τα κυβικά voxel σε SPECT απεικονίσεις έχουν διαστάσεις 2-6mm/πλευρά. Η διάσταση της ακμής ενός voxel με τη τετραγωνική μήτρα που χρησιμοποιείται για τις προβολές (64x64 ή 128x128) μας δίνει το ωφέλιμο πεδίο του κρυστάλλου (Field of View \equiv FOV).

Μια τυπική SPECT εξέταση διαρκεί 10-30 min, όπου λαμβάνονται 32 έως 128 προβολές καλύπτοντας ένα τόξο γύρω από τον ασθενή από 180° έως 360° , με 6° ή 3° γωνιακά διαστήματα, χρησιμοποιώντας 64x64 ή 128x128 μήτρα εικόνας.

Στις SPECT τεχνικές τα δεδομένα των προβολών που λαμβάνονται γύρω από τον άξονα του ασθενούς άρα οι τομογραφικές εικόνες θα αντιστοιχούν σε εγκάρσιες τομές. Κάθε εικόνα αποτελείται από στοιχεία όγκου (volume element \equiv voxel) η διάσταση των οποίων καθορίζεται από την μήτρα εικόνας που έχει επιλεγεί για τη λήψη των προβολών. Η δημιουργία των εικόνων που αντιστοιχούν σε εγκάρσιες τομές από τις λαμβανόμενες προβολές κατά τη διάρκεια μιας τομογραφικής (SPECT) εξέτασης ονομάζεται ανασύσταση εικόνας (image reconstruction). Οι εγκάρσιες τομές που λαμβάνονται είναι συνεχείς χωρίς κενά μεσοδιαστήματα άρα τα στοιχεία όγκου μπορούν να ανασυνταχθούν έτσι

ώστε να λάβουμε τομές σε οποιαδήποτε άλλη γωνία ως προς τον επιμήκη άξονα του ασθενούς δηλ. οβελιαίες, μετωπιαίες ή πλάγιες τομές. Αυτό όμως απαιτεί κάποια παρεμβολή για να εξαχθούν οι τιμές που αντιστοιχούν στα voxel των αντίστοιχων τομών. Οι αριθμητικές παρεμβολές όμως εισάγουν επιπλέον σφάλμα (error propagation) για αυτό το λόγο και οι εγκάρσιες τομές θεωρούνται υψηλότερης ποιότητας (με λιγότερο θόρυβο) από όλες τις άλλες τομές που μπορούμε να λάβουμε.

Τα στατιστικά σφάλματα των τιμών των pixel στις διάφορες προβολές μιας SPECT απεικόνισης μπορεί να διαφέρουν σημαντικά. Κατά τη διαδικασία της ανασύστασης της εικόνας από τις προβολές επιτυγχάνουμε μείωση του ανεπιθύμητου στατιστικού θορύβου με κατάλληλα φίλτρα.

Έχουν προταθεί διάφοροι αλγόριθμοι για την ανασύσταση των εγκάρσιων εικόνων από τις λαμβανόμενες προβολές. Ο αλγόριθμος όμως που χρησιμοποιείται αποκλειστικά πλέον από όλες τις κατασκευάστριες εταιρείες SPECT συστημάτων είναι η οπισθοπροβολή με διήθηση (Filtered BackProjection \equiv FBP). Η επιλογή του φίλτρου κατά την ανασύσταση της εικόνας είναι πρωταρχικής σημασίας και πρέπει να γίνεται σε σχέση με τη χωρική διακριτική ικανότητα του συγκεκριμένου συστήματος SPECT, το είδος της εξέτασης (δηλ. το ραδιονουκλίδιο, το μέγεθος, τη θέση και την αντίθεση του προς απεικόνιση ιστού) και τις παραμέτρους λήψης των δεδομένων (συνολικό αριθμό κρούσεων, μήτρα εικόνας, πλήθος προβολών και τόξο διαγραφής).

2.4 Αναλυτικές μέθοδοι ανασύστασης

Το ιδανικό μοντέλο ανασύστασης εικόνας προβλέπει άπειρο αριθμό προβολών (projections) και άπειρο αριθμό προβολών (projection bins). Ο βασικός μαθηματικός φορμαλισμός που απαιτείται ήταν γνωστός από το 1917 όταν ο Αυστριακός μαθηματικός Radon τον εισήγαγε σε μια μελέτη

του σχετική με βαρυτικά πεδία. Ο φορμαλισμός αυτός υπέστει κάποιες αλλαγές που αφορούσαν μόνο στο μέσο παραγωγής του αποτελέσματος (ταχύς μετασχηματισμός Fourier σε αντικατάσταση των παραγώγων).

Ο μετασχηματισμός Fourier βασίζεται στο γεγονός ότι κάθε συνάρτηση $f(t)$ μπορεί να παρασταθεί σαν ένα άθροισμα συνημιτόνων $f_\omega = \cos(2\pi\omega t)$ με διαφορετικό πλάτος το καθένα:

$$f(t) = a_0 f_0(t) + a_1 f_1(t) + a_2 f_2(t) + \dots \quad \text{Εξ.2.1}$$

Η μετατροπή μιας συνάρτησης από το χωρικό χώρο στο χώρο των συχνοτήτων γίνεται μέσω του μετασχηματισμού Fourier:

$$a(\omega) = FT f(t) = \int f(t) e^{-2\pi i \omega t} dt \quad \text{Εξ.2.2}$$

όπου $a(\omega)$ ο συντελεστής Fourier τάξης ω , ενώ η επαναφορά από το χώρο των συχνοτήτων στο κανονικό χώρο γίνεται μέσω του αντίστροφου μετασχηματισμού Fourier:

$$f(t) = FT^{-1} a(\omega) = \int a(\omega) e^{-2\pi i \omega t} dt \quad \text{Εξ.2.3}$$

Είναι προφανές ότι η συνάρτηση $f(t)$ και η συνάρτηση $a(\omega)$ αναπαριστούν την ίδια χωρική συνάρτηση.

Στην περίπτωση που η συνάρτηση $f(t)$ είναι γνωστή μόνο σε διάκριτα σημεία όπως στην περίπτωση των προβολών (στοιχεία εικόνας προβολής) σε ένα τομογραφικό σπινθηρογράφημα, τα ολοκληρώματα των Εξ.2.2 και 2.3 γίνονται απλά αθροίσματα και ο μετασχηματισμός αυτός λέγεται διάκριτος μετασχηματισμός Fourier (Discrete Fourier Transform :DFT). Η παραπάνω θεώρηση του μετασχηματισμού Fourier μπορεί να γενικευθεί ώστε να συμπεριλάβει και συναρτήσεις περισσότερων μεταβλητών (όπως στην περίπτωση των εικόνων προβολής κατά το τομογραφικό σπινθηρογράφημα όπου έχουμε διδιάστατη απεικόνιση x,y).

Τέλος για τον μετασχηματισμό μιας συνάρτησης από το χωρικό στον χώρο των συχνοτήτων χρησιμοποιείται ένας ειδικός αλγόριθμος που βασίζεται στον DFT αλλά παραλείπει τις περιττές πράξεις που εμφανίζονται

κατά την εφαρμογή των Εξ. 2.2 και 2.3. Αυτός είναι ο ταχύς μετασχηματισμός Fourier (Fast Fourier Transform: FFT).

Η συνάρτηση που περιγράφει την δομή του αντικειμένου $f(x,y)$ σχετίζεται με τις προβολές του αντικειμένου $p_f(t,\theta)$ μέσω της σχέσης:

$$f(x,y) = \int_0^{\pi} p_f(t,\theta) d\theta \quad \text{Εξ.2.4}$$

όπου $p_f(t,\theta)$ είναι η φιλτραρισμένη προβολή που λαμβάνεται υπό γωνία θ και η μεταβλητή t συνδέεται με τις x, y μέσω της:

$$t = x \sin \theta - y \cos \theta \quad \text{Εξ.2.5}$$

Η φιλτραρισμένη προβολή $p_f(t,\theta)$ περιγράφεται καλύτερα στο χώρο των συχνοτήτων όπου

$$p_f'(\omega) = p'(\omega) |\omega| \quad \text{Εξ.2.6}$$

Εφόσον ο πολλαπλασιασμός στην περιοχή των συχνοτήτων ονομάζεται φιλτράρισμα, και οι παραγόμενες συναρτήσεις $p_f'(\omega)$ μεταφέρονται πίσω στον καρτεσιανό χώρο όπου οπισθοπροβάλλονται, η διαδικασία παραγωγής της εικόνας του αντικειμένου ονομάστηκε φιλτραρισμένη οπισθοπροβολή (Filtered Back-Projection). Η συνολική διαδικασία μπορεί να χωριστεί σε πέντε στάδια:

1. λήψη των προβολών του αντικειμένου
2. υπολογισμός της κατά Fourier μετασχηματισμένης συνάρτησης κάθε προβολής με FFT
3. πολλαπλασιασμός των μετασχηματισμένων κατά Fourier προβολών με το φίλτρο συχνοτήτων
4. υπολογισμός του αντίστροφου μετασχηματισμού Fourier για τις παραγόμενες από το προηγούμενο στάδιο συναρτήσεις
5. οπισθοπροβολή των παραγόμενων από το προηγούμενο στάδιο συναρτήσεων.

Τα μεγάλα πλεονεκτήματα που παρουσιάζει αυτή η μέθοδος ανασύστασης που την έκαναν την σχεδόν αποκλειστικά χρησιμοποιούμενη από τους κατασκευαστές SPECT συστημάτων είναι:

α. Η απλότητα και η ευελιξία της

β. Επιτρέπει στο χρήστη να επιλέξει κάποιο άλλο φίλτρο πέραν του θεωρητικού ορθού ($|ω|$ που είναι γνωστό ως ramp filter) με σκοπό να μειώσει το θόρυβο (noise reduction) ή να επιτύχει επισήμανση των ορίων κάποιου οργάνου (edge enhancement) κτλ.

γ. Η ανασύσταση των εικόνων μπορεί να πραγματοποιηθεί αμέσως μετά τη λήψη των προβολών με αποτέλεσμα οι λαμβανόμενες τομογραφικές εικόνες να είναι διαθέσιμες πολύ σύντομα μετά την λήψη των προβολών

2.5 Αλγεβρικές μέθοδοι ανασύστασης

Η ανασύσταση των τομογραφικών εικόνων ενός αντικειμένου από τις προβολές του εκτός από τη μέθοδο της φιλτραρισμένης οπισθοπροβολής μπορεί να γίνει και με μεθόδους βασισμένες στη γραμμική άλγεβρα. Η προσέγγιση αυτή στηρίζεται στην παραδοχή ότι η διαδικασία προβολής του αντικειμένου μπορεί να λάβει μαθηματική μορφή ως ένα μεγάλο σύστημα γραμμικών εξισώσεων που έχουν μεταβλητές τις τιμές των στοιχείων εικόνας και σταθερούς όρους τις τιμές των προβολών. Η εύρεση της τομογραφικής εικόνας του αντικειμένου που προκάλεσε τις προβολές που ελήφθησαν γίνεται σε διαδοχικές προσεγγίσεις (iterations) που αποδίδουν συνεχώς και ορθότερη απεικόνιση των πραγματικών χαρακτηριστικών του απεικονιζόμενου αντικειμένου.

Θεωρούμε ότι τα όλα στοιχεία όγκου της τρισδιάστατης εικόνας που αναπαριστά την πραγματική κατανομή του ραδιονουκλιδίου η οποία παράγεται από την ανασύσταση των τομών με δεδομένες τις προβολές γύρω από τον απεικονιζόμενο ιστό, αποτελούν τις συνιστώσες ενός ανύσματος:

$$\vec{x} = (x_1, x_2, x_3, \dots, x_n) \quad \text{Εξ.2.7}$$

Π.χ. μια περιοχή ιστών που αναπαρίσταται με 20 τομές, κάθε μια αποτελούμενη από 64×64 στοιχεία εικόνας αντιστοιχεί σε ένα άνυσμα που έχει 20×64×64=81.920 συνιστώσες.

Θεωρούμε επίσης ότι όλα τα στοιχεία εικόνας από κάθε προβολή που λαμβάνεται κατά το τομογραφικό σπινθηρογράφημα αποτελούν τις συνιστώσες ενός άλλου ανύσματος:

$$\vec{p} = (p_1, p_2, p_3, \dots, p_m) \quad \text{Εξ.2.8}$$

Π.χ. εάν σε ένα τομογραφικό σπινθηρογράφημα λαμβάνονται 60 προβολές κάθε μια αποτελούμενη από 64×64 στοιχεία εικόνας τότε το άνυσμα που αντιστοιχεί σε αυτή την εξέταση θα αποτελείται από 120×64×64=491.520 συνιστώσες.

Ο γραμμικός μετασχηματισμός που περιγράφει την δημιουργία των προβολών από την συγκεκριμένη κατανομή του ραδιοφαρμάκου μπορεί να περιγραφεί από μια σχέση της μορφής:

$$\vec{p} = M \vec{x} \quad \text{Εξ.2.9}$$

όπου M είναι μια μήτρα $m \times n$ που ονομάζεται μήτρα μετασχηματισμού και είναι προφανές ότι περιέχει εκατομμύρια στοιχεί π.χ. για το προηγούμενο παράδειγμα $81.920 \times 491.520 \cong 4 \times 10^{10}$. Ο σκοπός όλων των αλγεβρικών τεχνικών ανασύστασης εικόνας είναι να υπολογιστούν τα στοιχεία της μήτρας M από το γραμμικό σύστημα εξισώσεων που περιγράφεται από την Εξ.7. Στη συνέχεια κατασκευάζεται ο μεταθέτης M^T της μήτρας M (αν $M: M_{ij}$ $M^T: M_{ji}$). Το άγνωστο άνυσμα x που είναι η πραγματική κατανομή του ραδιοφαρμάκου που θέλουμε να υπολογίσουμε προκύπτει τότε από τη σχέση:

$$\vec{x} = M^T \vec{p}$$

Εξ.2.10

Με άλλα λόγια η δράση του μεταθέτη της μήτρας M πάνω στα δεδομένα από τις λαμβάνουσες προβολές είναι ισοδύναμη με τη διαδικασία οπισθοπροβολής.

Το στοιχείο M_{ij} του πίνακα M αναπαριστά τη συμμετοχή του j στοιχείου όγκου στο i στοιχείο προβολής. Ο υπολογισμός των στοιχείων της μήτρας M είναι ισοδύναμος με τη μοντελοποίηση της απεικονιστικής λειτουργίας της κάμερας SPECT. Η απόδοση των αλγεβρικών τεχνικών εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από το πόσο ρεαλιστικό είναι το μοντέλο που αντιστοιχεί στη μήτρα M .

Η διαδικασία ξεκινά με μια αρχική προσέγγιση της λύσης που μπορεί να είναι αρκετά χονδροειδής (π.χ. όλα τα στοιχεία εικόνας την ίδια τιμή) ή ακόμα και η εικόνα που λαμβάνεται από την ανασύσταση με οπισθοπροβολή. Στη συνέχεια και για αυτή την συγκεκριμένη εικόνα του αντικειμένου που έχουμε θεωρήσει υπολογίζονται οι προβολές που αντιστοιχούν στην εικόνα αυτή. Οι λαμβανόμενες κατά αυτόν τον τρόπο προβολές συγκρίνονται με τις μετρούμενες προβολές υπολογίζοντας ένα άνυσμα που περιγράφει τη διαφορά:

$$\vec{s} = \vec{p} - M\vec{x} \quad \text{Εξ.2.11}$$

Στη συνέχεια οι τιμές των στοιχείων εικόνας ρυθμίζονται κατά τέτοιο τρόπο ώστε οι προβολές για τις νέες τιμές των στοιχείων εικόνας που έχουμε θεωρήσει να προσεγγίζουν περισσότερο τις προβολές που ελήφθησαν κατά την εξέταση. Κατά τη διάρκεια μιας επανάληψης (iteration) οι τιμές όλων των στοιχείων εικόνας έχουν αλλάξει προσεγγίζοντας την πραγματική εικόνα. Μπορεί η αλλαγή της τιμής ενός στοιχείου εικόνας να δημιουργήσει μεγαλύτερη απόκλιση μεταξύ των προβολών για κάποιο άλλο στοιχείο εικόνας αλλά η συνολική διαφορά της παραγόμενης εικόνας μετά από κάθε βήμα από την πραγματική έχει σίγουρα μικρύνει σε σχέση με την αντίστοιχη απόκλιση που υπήρχε μετά το

προηγούμενο βήμα. Αυτή η διαδικασία επαναλαμβάνεται συνεχώς και έτσι προκύπτει βαθμιαία και καλύτερη εικόνα. Η διαδικασία διακόπτεται όταν η διαφορά (\vec{s}) των προβολών της παραγόμενης εικόνας από αυτές που μετρούνται κατά τη λήψη της εξέτασης γίνει μικρότερη από ένα προκαθορισμένο όριο.

Για την ανασύσταση SPECT εικόνων η αλγεβρική προσέγγιση παρουσιάζει κάποια πλεονεκτήματα σε σχέση με την επικρατούσα μέθοδο ανασύστασης που είναι η ανασύσταση με οπισθοπροβολή αλλά και συγκεκριμένα πολύ σημαντικά μειονεκτήματα. Η αλγεβρική μέθοδος είναι σε πολύ μεγαλύτερο βαθμό πιο ευέλικτη αφού μπορεί να συμπεριλάβει στην διαδικασία της ανασύστασης πολύπλοκα φαινόμενα όπως απορρόφηση, σκέδαση και γεωμετρική απόκριση της χρησιμοποιούμενης γ-κάμερας. Επίσης είναι πολύ πιο εύκολο να παράγεις την εικόνα από ένα σύνολο προβολών από τις οποίες λείπουν συγκεκριμένες προβολές, με αποτέλεσμα να είναι πιο εύκολα προσαρμόσιμη σε νέα πρωτόκολλα λήψης εξετάσεων. Τέλος μπορούμε να επιτύχουμε τον υπολογισμό της εικόνας με όχι την καλύτερη δυνατή ακρίβεια, συμπεριλαμβάνοντας γνωστά σφάλματα στα μετρούμενα δεδομένα παράγοντας έτσι εικόνες λιγότερο ευαίσθητες στο στατιστικό θόρυβο.

Όσον αφορά τώρα στα μειονεκτήματα της αλγεβρικής μεθόδου θα πρέπει να αναφέρουμε ότι το κυριότερο είναι οι μεγάλες απαιτήσεις σε υπολογιστική ταχύτητα και μνήμη για τα χρησιμοποιούμενα υπολογιστικά συστήματα για την ανασύσταση της εικόνας. Να σημειώσουμε ότι ο χρόνος που απαιτείται για μια επανάληψη (iteration) είναι συγκρίσιμος με τον χρόνο που διαρκεί η πλήρης ανασύσταση με οπισθοπροβολή. Επομένως ο χρόνος που διαρκεί η ανασύσταση των εικόνων με αλγεβρική μέθοδο μπορεί να είναι τάξεις μεγέθους μεγαλύτερος από τον αντίστοιχο χρόνο όταν χρησιμοποιείται η μέθοδος της φιλτραρισμένης οπισθοπροβολής (FBP).

Υπάρχουν τέσσερις (4) μέθοδοι που έχουν επικρατήσει για τη διαδοχική ρύθμιση (iterative tuning) των τιμών των στοιχείων εικόνας:

1. Τεχνική αλγεβρικής ανασύστασης (Algebraic Reconstruction Technique)

Σύμφωνα με αυτή την τεχνική η εικόνα ενημερώνεται σε κύκλους που κάθε ένας ξεκινά από την $1^{\text{η}}$ γραμμή της μήτρας M και καταλήγει στην $m^{\text{η}}$. Αν η προσέγγιση του ανύσματος x μετά από k κύκλους είναι $x(k)$ τότε η εικόνα κατά τον $k+1$ κύκλο ρυθμίζεται σύμφωνα με τη σχέση:

$$\vec{x}_{k+1} = \vec{x}_k + f \frac{\delta}{\|u\|} u \quad \text{Εξ.2.12}$$

όπου $\vec{u} = (M_{i1}, M_{i2}, \dots, M_{in})$ η i γραμμή της μήτρας M , $\delta = p_i - \vec{u} \vec{x}_k$ η απόκλιση μεταξύ της μετρούμενης και υπολογιζόμενης i προβολής, και f ένας παράγοντας που ονομάζεται παράγοντας χαλάρωσης (relaxation factor) ο οποίος καθορίζει την ταχύτητα σύγκλισης. Στην πράξη καλύτερα αποτελέσματα επιτυγχάνονται για $f=0,01-0,1$.

2. Τεχνική μέγιστης κλίσης (gradient method)

Η διαδικασία είναι παρόμοια με την προηγούμενη τεχνική με τη διαφορά ότι για κάθε επαναληπτική ρύθμιση της εικόνας (έστω την k) αποθηκεύεται στη μνήμη του υπολογιστή ένα άνυσμα διόρθωσης:

$$\vec{q}_k = M^T (p - M \vec{x}_k) \quad \text{Εξ.2.13}$$

Αποδεικνύεται ότι εάν η ρύθμιση των τιμών της μήτρας M πραγματοποιηθεί κατά την διεύθυνση του \vec{q} τότε η σύγκλιση επιτυγχάνεται γρηγορότερα. Η εικόνα ρυθμίζεται μετά από κάθε επανάληψη σύμφωνα με τη ακόλουθη σχέση:

$$\vec{x}_{k+1} = \vec{x}_k + a_k \vec{q}_k \quad \text{Εξ.2.14}$$

όπου $a_k = \left[\frac{\|\vec{q}_k\|}{M \vec{q}_k} \right]^2$ είναι μια βαθμωτή ποσότητα.

3. Τεχνική συζυγούς κλίσης (conjugate gradient method)

Η τεχνική αυτή προσομοιάζει με την προηγούμενη με τη διαφορά ότι προσπαθεί να βελτιστοποιήσει περαιτέρω την σύγκλιση των υπολογιζόμενων με τις μετρούμενες προβολές. Η καινοτομία της είναι ότι η ρύθμιση των τιμών της μήτρας M που περιγράφεται από το άνυσμα \vec{r} γίνεται κατά τέτοιο τρόπο ώστε η διεύθυνση του \vec{r} να είναι κάθετη σε όλα τα προηγούμενα ανύσματα διόρθωσης \vec{q} . Η ρύθμιση της εικόνας σε κάθε επανάληψη γίνεται μέσω της σχέσης:

$$\vec{x}_{k+1} = \vec{x}_k + a \vec{r}_k \quad \text{Εξ.2.15}$$

όπου $\vec{r}_k = \vec{q}_k + \beta \vec{r}_{k-1}$, και οι συντελεστές a, β καθορίζονται έτσι ώστε να ελαχιστοποιείται το μέτρο του ανύσματος της διαφοράς και να γίνεται το άνυσμα \vec{r} κάθετο σε όλα τα προηγούμενα ανύσματα διόρθωσης \vec{q} .

Η τεχνική αυτή επιτυγχάνει γρηγορότερη σύγκλιση όμως απαιτεί και πολλαπλάσιες ικανότητες αποθήκευσης για το υπολογιστικό σύστημα που χρησιμοποιείται.

4. Τεχνική μέγιστης πιθανότητας (maximum likelihood method)

Η τεχνική αυτή διαφέρει πολύ από τις προηγούμενες στη φιλοσοφία. Θεωρεί τις τιμές όλων των στοιχείων εικόνας από όλες τις προβολές ανεξάρτητες τυχαίες μεταβλητές Poisson και τα στοιχεία της εικόνας που θέλουμε να παράγουμε \vec{x} σαν μια παράμετρο. Ο σκοπός του αλγόριθμου είναι να μεγιστοποιηθεί η πιθανότητα να παρατηρηθούν οι μετρούμενες ποσότητες \vec{p} . Μετά από κάθε επανάληψη η ρύθμιση των στοιχείων της μήτρας M γίνεται μέσω της σχέσης:

$$x_{k+1}^i = x_k^i \frac{\sum_j M_{ij} \frac{p_j}{q_j}}{\sum_j M_{ij}} \quad \text{Εξ.2.16}$$

όπου \vec{p}_j είναι οι τιμές των μετρούμενων στοιχείων εικόνας της προβολής j , και \vec{q}_j είναι οι τιμές των υπολογιζόμενων στοιχείων εικόνας όπως αυτά υπολογίζονται από την εικόνα \vec{x}_k δηλ. $\vec{q} = M\vec{x}_k$. Σημειώνεται ότι η αρχική εικόνα \vec{x}_1 πρέπει να είναι μια εικόνα με θετικές τιμές για όλα τα στοιχεία όγκου.

Η μέθοδος αυτή έχει κάποια μοναδικά χαρακτηριστικά:

α) λαμβάνει υπόψη την κατανομή που ακολουθούν οι ανιχνευόμενες κρούσεις (κατανομή Poisson)

β) δεδομένου ότι η αρχική εικόνα έχει θετικές τιμές για όλα τα στοιχεία όγκου παράγει τελική εικόνα που θα έχει θετικές τιμές για όλα τα στοιχεία όγκου

γ) μετά από κάθε στάδιο της διαδικασίας η πιθανότητα της υπολογισθείσας εικόνας να παράγει τις μετρούμενες προβολές αυξάνει.

δ) το άθροισμα όλων των στοιχείων όγκου της υπολογιζόμενης εικόνας παραμένει σταθερό μετά από κάθε επαναληπτική ρύθμιση.

Το σημαντικότερο μειονέκτημά της είναι ότι είναι πολύ περισσότερο απαιτητική σε χρόνο δηλ. ο χρόνος σύγκλισης είναι πολύ μεγαλύτερος από ότι στις άλλες μεθόδους.

3. ΕΞΑΣΘΕΝΙΣΗ

3.1 Φυσικές αρχές εξασθένισης γ-ακτινοβολίας

Κάθε φωτόνιο που εκπέμπεται από κάποιο ιστό του εξεταζόμενου ασθενούς και απορροφάται από τον ανιχνευτή (κρύσταλλο της γ κάμερας) ορίζει μία διεύθυνση (την κάθετη στον κρύσταλλο από το σημείο εκπομπής) μεταφέροντας την πληροφορία της θέσης του σημείου εκπομπής ως προς ένα διδιάστατο σύστημα συντεταγμένων (x, y) που βρίσκεται πάνω στο επίπεδο που ορίζει ο κρύσταλλος. Η πληροφορία του βάθους (z) του σημείου εκπομπής δεν είναι διαθέσιμη.

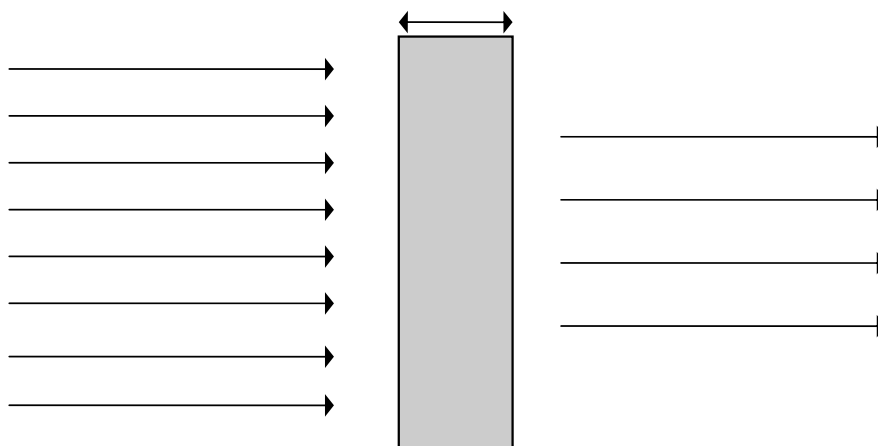
Για να ανιχνευθεί όμως ένα φωτόνιο που έχει παραχθεί κατά την αποδιέγερση ενός ραδιονουκλιδίου που βρίσκεται μέσα στον ασθενή, θα πρέπει το φωτόνιο να διαφύγει από το σώμα του εξεταζόμενου ασθενούς. Η ακτινοβολία όμως εξασθενεί κατά τη διέλευσή της από την ύλη. Για τις ενέργειες φωτονίων που χρησιμοποιούνται συνήθως στην Πυρηνική Ιατρική, οι κυριότερες αλληλεπιδράσεις μεταξύ ιστού και ακτινοβολίας γ είναι η σκέδαση Compton και το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο. Η πιθανότητα να αλληλεπιδράσει ένα φωτόνιο κατά το φαινόμενο Compton όταν διατρέχει κάποιο μήκος μέσα σε ένα υλικό περιγράφεται από το συντελεστή γραμμικής εξασθένισης λόγω σκέδασης Compton $\mu_{σκ}$. Ο συντελεστής $\mu_{σκ}$ εξαρτάται από την πυκνότητα ηλεκτρονίων που χαρακτηρίζει το υλικό που σχετίζεται γραμμικά με την πυκνότητα ($\mu_{σκ} \propto \rho$), και την ενέργεια του φωτονίου ($\mu_{σκ} \propto (\log E)^{-1}$). Ομοίως η πιθανότητα ενός φωτονίου να αλληλεπιδράσει κατά φωτοηλεκτρικό φαινόμενο όταν διατρέχει κάποιο μήκος μέσα σε ένα υλικό περιγράφεται από το συντελεστή γραμμικής εξασθένισης λόγω φωτοηλεκτρικού φαινομένου $\mu_{φωτ}$. Ο συντελεστής $\mu_{φωτ}$ εξαρτάται από τον ατομικό αριθμό του υλικού του απορροφητή ($\mu_{φωτ} \propto Z^3$), την πυκνότητα του υλικού ($\mu_{φωτ} \propto \rho$) και την ενέργεια του φωτονίου ($\mu_{φωτ} \propto E^{-3}$). Η πιθανότητα ενός φωτονίου να αλληλεπιδράσει κατά Compton ή

κατά φωτοηλεκτρικό φαινόμενο περιγράφεται από το συντελεστή ολικής γραμμικής εξασθένισης μ ο οποίος ισούται με το άθροισμα των συντελεστών $\mu_{σκ}$ και $\mu_{\text{φωτ}}$:

Μαθηματικά το κλάσμα των φωτονίων τα οποία διαπερνούν ένα απορροφητή (Σχήμα I.3.1) δίνεται από τη σχέση:

$$\frac{I}{I_0} = e^{-\mu x} \quad \Rightarrow \quad I = I_0 e^{-\mu x} \quad \text{Εξ.3.1}$$

όπου I_0 η ένταση της προσπίπτουσας δέσμης ακτινοβολίας (δηλ. ο ρυθμός εκπομπής φωτονίων από την πηγή και προς μία συγκεκριμένη διεύθυνση), I η ένταση της δέσμης που έχει διαπεράσει το υλικό του απορροφητή, x το πάχος του υλικού και μ ο συντελεστής εξασθένισης της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας από το συγκεκριμένο υλικό..



Σχήμα I.3.1 Εξασθένιση ακτινοβολίας κατά τη διέλευσή από απορροφητή πάχους x .

Εάν ο απορροφητής αποτελείται από διάφορα υλικά τότε το γινόμενο μx στην Εξ. 3.1 αντικαθίσταται από το $\sum \mu_i x_i$ όπου μ_i ο γραμμικός

συντελεστής εξασθένησης και x_i το πάχος του i υλικού. Στον Πίνακα I.3.1 φαίνονται τα κύρια φυσικά χαρακτηριστικά βιολογικού ιστού και οι αντίστοιχες τιμές του γραμμικού συντελεστή εξασθένησης για ενέργειες φωτονίων που χρησιμοποιούνται συνηθέστερα σε εξετάσεις Πυρηνικής Ιατρικής

Πίνακας I.3.1

	Αέρας	Μύες	Πνεύμονας	Οστά
Ενεργός ατομικός αριθμός Zeff	7,6	7,4	7,4	13,8
Πυκνότητα (g/cm ³)	0,0013	1,00	0,33	1,85
μ (cm ⁻¹) για ²⁰¹ Tl (E γ =73 keV)	0,0002	0,191	0,063	0,429
μ (cm ⁻¹) για ^{99m} Tc (E γ =140 keV)	0,0002	0,153	0,051	0,286
μ (cm ⁻¹) για ¹²³ I (E γ =159 keV)	0,0002	0,150	0,049	0,282

Είναι προφανές ότι δύο πηγές ακτινοβολίας με την ίδια ενεργότητα (δηλ. δύο περιοχές ιστού με την ίδια πρόσληψη σε ραδιοφάρμακο και ίδιο μέγεθος) που βρίσκονται σε διαφορετικό βάθος θα εμφανιστούν στην εικόνα να έχουν διαφορετική πρόσληψη επειδή η ακτινοβολία από τον ιστό που βρίσκεται πιο βαθιά εξασθενεί σε μεγαλύτερο βαθμό από αυτήν που προέρχεται από επιφανειακό ιστό με δεδομένο ότι ο ιστός που περιβάλλει αυτές τις περιοχές έχει τις ίδιες ιδιότητες ως προς την εξασθένηση. Η θεώρηση ίδιου συντελεστή εξασθένησης για τον ιστό που απορροφά αποτελεί τη βάση για μερικές απλές μεθόδους διόρθωσης της σπινθηρογραφικής εικόνας. Όμως, ακόμα και αν οι δύο πηγές με την ίδια ενεργότητα βρίσκονται στο ίδιο βάθος ενδεχομένως να εμφανιστούν στην εικόνα με διαφορετική ενεργότητα επειδή ο περιβάλλον ιστός είναι διαφορετικός. Επομένως για να λάβουμε την πληροφορία της πραγματικής κατανομής του ραδιονουκλιδίου στο σώμα του εξεταζόμενου από την

σπινθηρογραφική εικόνα θα πρέπει να διαθέτουμε χαρτογραφημένους τους απεικονιζόμενους ιστούς ως προς το συντελεστή εξασθένισης.

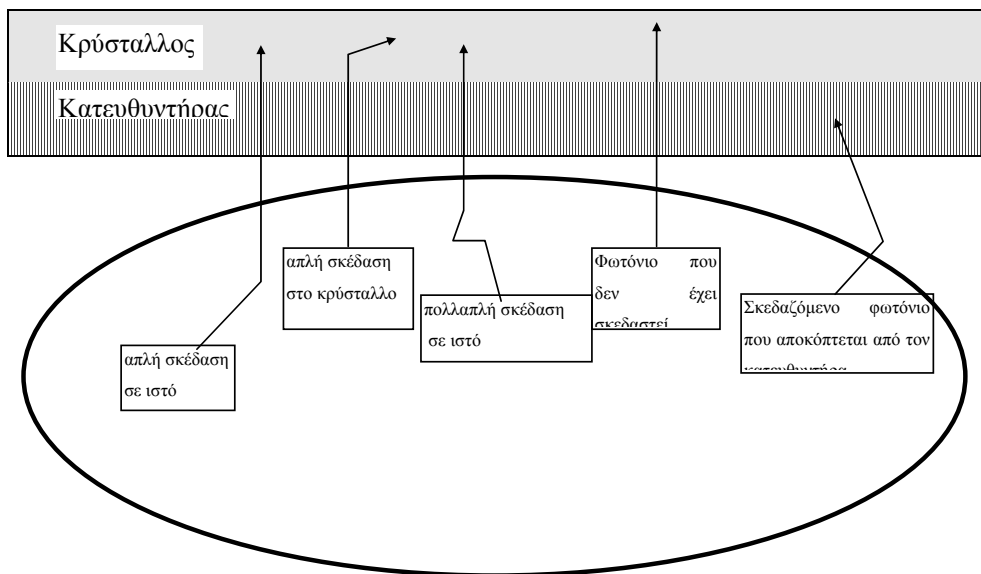
3.2 Τεχνικά σφάλματα λόγω του φαινομένου της εξασθένισης

Το φαινόμενο της εξασθένισης δημιουργεί τεχνικά σφάλματα (artifacts) στη σπινθηρογραφική εικόνα. Για παράδειγμα σε στατικά σπινθηρογραφήματα ήπατος όπου ο απεικονιζόμενος ιστός καταλαμβάνει μια σχετικά μεγάλη περιοχή παρατηρούμε ότι το εσωτερικό μέρος του ήπατος εμφανίζεται εσφαλμένα με λιγότερη πρόσληψη. Επίσης, σε τομογραφικό σπινθηρογράφημα καρδιάς με θάλλιο ή/και τεχνήτιο γυναίκας με μεγάλο ή πυκνό στήθος, εμφανίζονται ελλείμματα λόγω της ‘σκιάς’ του στήθους σε κάποιες από τις λαμβανόμενες προβολές. Το ίδιο φαινόμενο εμφανίζεται και σε άνδρες με υψηλό διάφραγμα όπου το τεχνικό σφάλμα οφείλεται τώρα στη ‘σκιά’ του διαφράγματος. Γενικά, το φαινόμενο της εξασθένισης κάνει αδύνατη την ορθή ποσοτικοποίηση της σπινθηρογραφικής εικόνας.

4. ΣΚΕΔΑΣΗ

4.1 Φυσικές αρχές σκέδασης γ-ακτινοβολίας

Η ύπαρξη του κατευθυντήρα επιβάλλεται ώστε κάθε φωτόνιο που εκπέμπεται από το σώμα του ασθενούς να ορίζει μία διεύθυνση. Γενικά εάν δεν χρησιμοποιούσαμε κατευθυντήρες για τη λήψη σπινθηρογραφημάτων οι λαμβανόμενες εικόνες θα είχαν πολύ μεγαλύτερη ασάφεια. Η χρήση του κατευθυντήρα επιτρέπει την αντιστοίχιση κάθε φωτονίου που ανιχνεύεται



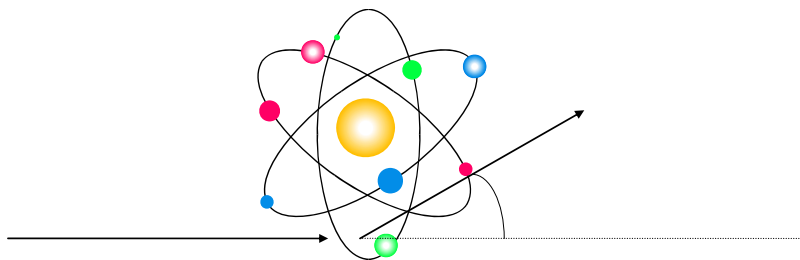
Σχήμα I.4.1 Πιθανές διαδρομές φωτονίων που εκπέμπονται από το ιστούς.

με το σημείο εκπομπής του που βρίσκεται πάνω στην ευθεία που ορίζει το σημείο ανίχνευσης και ο κατευθυντήρας (οπισθοπροβολή). Πολλά φωτόνια όμως που ανιχνεύονται από τον κρύσταλλο έχουν υποστεί μία ή παραπάνω σκεδάσεις με συνέπεια το σημείο όπου ανιχνεύονται στον κρύσταλλο να μην αντιστοιχεί στο σημείο εκπομπής αλλά στο σημείο που συνέβει η τελευταία σκέδαση (βλ Σχ.Ι.4.1).

Σκέδαση των φωτονίων που εκπέμπονται από τον απεικονιζόμενο ιστό μπορεί να συμβεί με διάφορους μηχανισμούς, όμως μακράν οι σπουδαιότεροι είναι ο απλός σκεδασμός (coherent scattering) και η αλληλεπίδραση (σκέδαση) Compton.

1. Απλός σκεδασμός

Απλός σκεδασμός είναι η αλληλεπίδραση φωτονίου με τροχιακό ηλεκτρόνιο ενός ατόμου. Ο απλός σκεδασμός (βλ. Σχ.Ι.4.2) χαρακτηρίζεται από την αλλαγή της διεύθυνσης του προσπίπτοντος φωτονίου που δεν συνοδεύεται από μείωση της ενέργειάς του ($E_{\gamma_0}=E_{\gamma}$). Επίσης κατά τον απλό σκεδασμό δεν εκπέμπεται ηλεκτρόνιο. Προφανώς φωτόνια που σκεδάζονται με αυτόν τον τρόπο είναι αδύνατο να διαχωρισθούν από τη δέσμη με κριτήριο την ενέργεια. Το ευτύχημα όμως είναι ότι σύμφωνες σκεδάσεις συμβαίνουν σχετικά σπάνια σε σχέση με τις σκεδάσεις Compton.



Σχήμα Ι.4.2 Απλός σκεδασμός

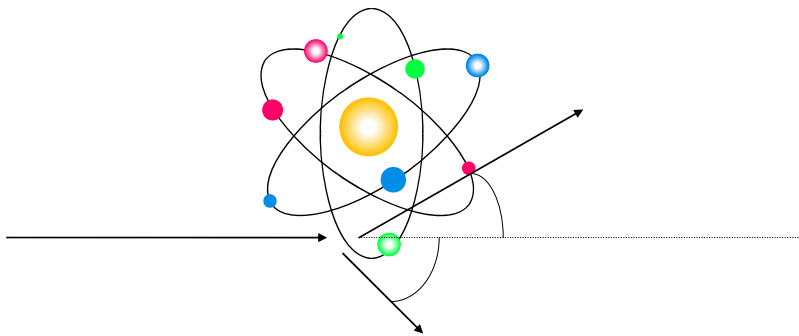
2. Σκέδαση Compton

Η σκέδαση Compton (βλ. Σχ.Ι.4.3) μπορεί να θεωρηθεί ως ελαστική κρούση φωτονίου με ηλεκτρόνιο. Σκεδασμός Compton είναι η αλληλεπίδραση φωτονίου με τροχιακό ηλεκτρόνιο εξωτερικής στιβάδας ενός ατόμου δηλ. ηλεκτρόνιο που μπορεί να θεωρηθεί ελεύθερο χωρίς μεγάλη απόκλιση από την πραγματικότητα.. Η σκέδαση Compton χαρακτηρίζεται από αλλαγή της διεύθυνσης του προσπίπτοντος φωτονίου με

ταυτόχρονη μείωση της ενέργειάς του. Η γωνία σκέδασης του φωτονίου θ συνδέεται με την ενέργεια του σκεδαζόμενου φωτονίου E_γ με τη σχέση:

$$E_\gamma = E_{\gamma_0} \frac{1}{1 + \frac{E_{\gamma_0}}{m_0 c^2} (1 - \cos\theta)} \quad \text{Εξ4.1}$$

όπου E_{γ_0} η ενέργεια του προσπίπτοντος φωτονίου και m_0 η μάζα ηρεμίας του ηλεκτρονίου. Κατά την αλληλεπίδραση Compton μέρος της ενέργειας του προσπίπτοντος φωτονίου μεταβιβάζεται στο ηλεκτρόνιο που εκπέμπεται.



Σχήμα I.4.3 Σκέδαση Compton.

4.2 Τεχνικά σφάλματα λόγω του φαινομένου της σκέδασης

Τα σκεδαζόμενα φωτόνια που συνεισφέρουν στη δημιουργία της σπινθηρογραφικής εικόνας μεταφέρουν εσφαλμένη πληροφορία όσον αφορά τη θέση εκπομπής τους. Τα σκεδασμένα φωτόνια αντιστοιχούνται λοιπόν σε περιοχές διαφορετικές από αυτές που πραγματικά προέρχονται. Σε αντίθεση με το φαινόμενο της εξασθένισης που μειώνει τον αριθμό φωτονίων που ανιχνεύονται, το φαινόμενο της σκέδασης αυξάνει τον αριθμό των φωτονίων που συμμετέχουν στην δημιουργία της εικόνας. Δηλαδή, από το σύνολο των φωτονίων που εκπέμπονται από το σώμα του

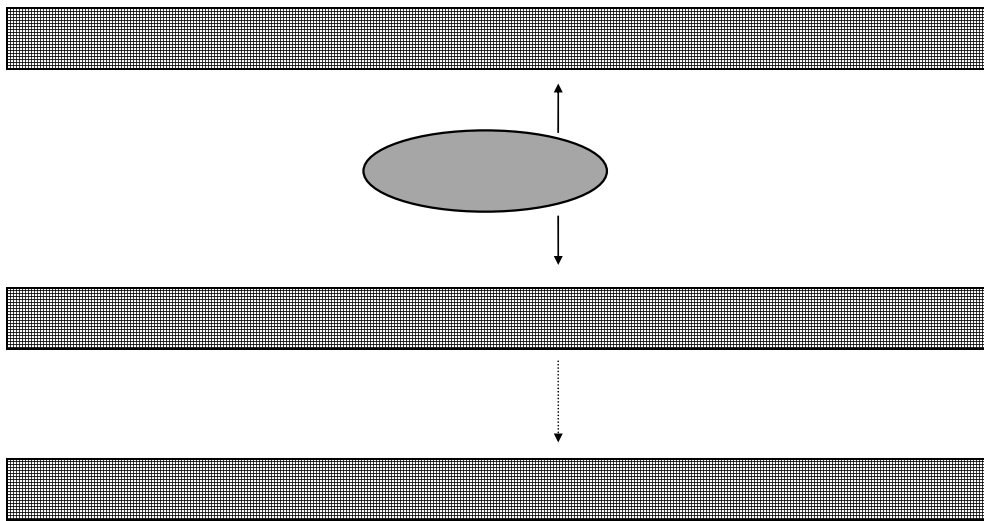
ασθενούς με διεύθυνση παράλληλη με αυτή των οπών του κατευθυντήρα, κάποια φωτόνια απορροφούνται (φωτοηλεκτρικό φαινόμενο), κάποια σκεδάζονται (σκέδαση Compton) και κάποια διαφεύγουν από το σώμα του ασθενούς χωρίς να αλληλεπιδράσουν με τους ιστούς.. Τα φωτόνια που ανιχνεύονται και δεν έχουν σκεδαστεί μεταφέρουν τη χρήσιμη πληροφορία έστω κι αν η πληροφορία αυτή είναι μερικώς παραποιημένη λόγω του φαινομένου της εξασθένισης. Επιπλέον ανιχνεύονται και φωτόνια που έχουν σκεδαστεί παραποιώντας περαιτέρω την πληροφορία που αφορά την κατανομή του ραδιοφαρμάκου στους διάφορους ιστούς.

Τα σκεδασμένα φωτόνια που συμμετέχουν στο σχηματισμό της σπινθηρογραφικής εικόνας προκαλούν θόλωμα των διαχωριστικών γραμμών ανάμεσα σε ιστούς με διαφορετική πρόσληψη σε ραδιοφάρμακο. Το αποτέλεσμα είναι να μειώνεται η αντίθεση (contrast) των λαμβανομένων σπινθηρογραφικών εικόνων. Επίσης καθιστούν προβληματική και την ποσοτικοποίηση της σπινθηρογραφικής εικόνας.

5. ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΔΙΟΡΘΩΣΗΣ ΑΠΟΡΡΟΦΗΣΗΣ

5.1 Απορρόφηση στα στατικά σπινθηρογραφήματα

Η μείωση της επίδρασης της απορρόφησης στις εικόνες από στατικά σπινθηρογραφήματα μπορεί να επιτευχθεί με την επιλογή της προβολής για την οποία το πάχος του υπερκειμένου ιστού στον προς απεικόνιση ιστό είναι μικρότερο. Φυσικά με αυτόν τον τρόπο επιτυγχάνουμε μόνο μείωση της ενοχλητικής επίδρασης του φαινομένου της απορρόφησης.



Σχήμα I.5.1 Διόρθωση απορρόφησης στη στατική σπινθηρογραφική εικόνα με χρήση του γεωμετρικού μέσου δύο αντίθετων προβολών του προς απεικόνιση ιστού.

Διόρθωση απορρόφησης μπορεί να επιτευχθεί με τη λήψη δύο αντίθετων προβολών. Υπολογίζεται στη συνέχεια η τιμή κάθε στοιχείου της εικόνας ως ο αριθμητικός μέσος (arithmetic mean) των αντίστοιχων στοιχείων των δύο αντίθετων προβολών. Πιο αποδοτικός τρόπος διόρθωσης επιτυγχάνεται με χρήση του γεωμετρικού μέσου (geometric mean) αντί του αριθμητικού μέσου (βλ Σχήμα I.5.1).

Η επίδραση του φαινομένου της απορρόφησης στην στατική σπινθηρογραφική εικόνα δεν είναι τόσο ενοχλητική δεδομένου ότι οι πυρηνικοί ιατροί έχουν εξοικειωθεί με την εικόνα όπως αυτή λαμβάνεται χωρίς καμία διόρθωση με αποτέλεσμα η ύπαρξη της επίδρασης του φαινομένου της απορρόφησης να μην μειώνει τη διαγνωστική αξία των στατικών σπινθηρογραφημάτων. Επιπλέον, σε αντίθεση με τις SPECT τεχνικές, η ποσοτικοποίηση της στατικής σπινθηρογραφικής εικόνας δεν είναι τόσο χρήσιμη. Για τους παραπάνω λόγους διόρθωση της επίδρασης του φαινομένου της απορρόφησης στη στατική σπινθηρογραφική εικόνα δεν διατίθεται ως επιλογή για το χρήστη σε καμία από τις σύγχρονες γ-κάμερες.

5.2 Απορρόφηση στα τομογραφικά σπινθηρογραφήματα

Η ύπαρξη του φαινομένου της απορρόφησης είναι ενοχλητική σε πολύ μεγαλύτερο βαθμό στις τομογραφικές σπινθηρογραφικές μελέτες σε σχέση με τις στατικές. Αυτό συμβαίνει διότι η επίδραση του φαινομένου της απορρόφησης εμποδίζει τόσο την ποιοτική ερμηνεία όσο και την ποσοτικοποίηση της τομογραφικής (SPECT) εικόνας.

Αλγόριθμοι ανασύστασης εικόνας που δεν διορθώνουν την παραγόμενη εικόνα για την απορρόφηση υποεκτιμούν την πραγματική συγκέντρωση ενεργότητας. Προφανώς η υποεκτίμηση αυτή είναι μεγαλύτερη για περιοχές που βρίσκονται βαθύτερα από ότι για επιφανειακούς ιστούς.

Για τη διόρθωση της επίδρασης της απορρόφησης στις λαμβανόμενες εικόνες από τομογραφικά σπινθηρογραφήματα έχουν προταθεί διάφορες τεχνικές. Αυτές μπορούν να κατηγοριοποιηθούν σε *αναλυτικές* και *εμπειρικές* με κριτήριο το αν βασίζονται σε ένα θεωρητικό μοντέλο της απορρόφησης ή σε απευθείας μέτρηση της απορρόφησης αντίστοιχα. Οι αναλυτικές μέθοδοι διόρθωσης διακρίνονται σε προανασυστατικές (pre-

reconstruction), σε ενδογενείς (intrinsic) και μετανασυστατικές (post-reconstruction) όπως φαίνεται στον Πίνακα I.5.2.

Πίνακας I.5.1

Αναλυτικές μέθοδοι

Προανασυστατικές

Μέθοδος Sorenson

Μέθοδος Tanaka

Ενδογενείς

Μέθοδος Gullberg

Μέθοδος προσαρμοσμένης

οπισθοπροβολής

Μέθοδος Budinger

Μέθοδος Walters

Μέθοδος Morozumi

Μεταανασυστατικές

Μέθοδος διόρθωσης α' τάξης Chang

Μέθοδος Ακτινοειδούς διόρθωσης

Μέθοδος Chang

Εμπειρικές μέθοδοι

Μεταανασυστατικές

Διόρθωση με εικόνα απορρόφησης

Γενικά υπάρχουν δύο επίπεδα πολυπλοκότητας όσον αφορά τις μεθόδους διόρθωσης του φαινομένου της απορρόφησης. Είτε μπορούμε να θεωρήσουμε ότι όλοι οι ιστοί εξασθενούν το ίδιο την εκπεμπόμενη γ ακτινοβολία είτε ότι οι διάφοροι τύποι ιστού έχουν διαφορετικό συντελεστή εξασθένισης για την συγκεκριμένη ακτινοβολία.

Αν θεωρήσουμε σταθερό συντελεστή εξασθένισης για όλους τους ιστούς το μόνο που απαιτείται να γνωρίζουμε για τη διόρθωση

απορρόφησης είναι η οριογραμμή του υλικού απορρόφησης (δηλ. το περίγραμμα του ιστού του ασθενούς). Το περίγραμμα αυτό μπορεί να εξαχθεί από μία εικόνα που λαμβάνεται πριν τη διόρθωση για την απορρόφηση όμως ο καθορισμός του περιγράμματος κατά αυτόν τον τρόπο εμπεριέχει ανωμαλίες που εμπεριέχονται στα όρια μιας SPECT εικόνας. Μια άλλη μέθοδος καθορισμού του περιγράμματος του σώματος του ασθενούς είναι να θεωρήσουμε ότι αυτό είναι ελλειπτικό και να βρούμε (κάνοντας fit) την έλλειψη που ταιριάζει καλύτερα με το συγκεκριμένο περίγραμμα.

Αν θεωρήσουμε μη σταθερό συντελεστή εξασθένησης θα πρέπει να έχουμε διαθέσιμο ένα χάρτη των συντελεστών απορρόφησης για κάθε εγκάρσια τομή. Η χαρτογράφηση των απεικονιζόμενων ιστών όσον αφορά το συντελεστή απορρόφησης για την συγκεκριμένη ενέργεια που εκπέμπει το χρησιμοποιούμενο ραδιονουκλίδιο μπορεί να γίνει με ταυτόχρονη λήψη εικόνας απορρόφησης φωτονίων γ που εκπέμπονται από επίπεδη πηγή που εκπέμπει φωτόνια ενέργειας κοντά στην ενέργεια των φωτονίων του ραδιονουκλιδίου.

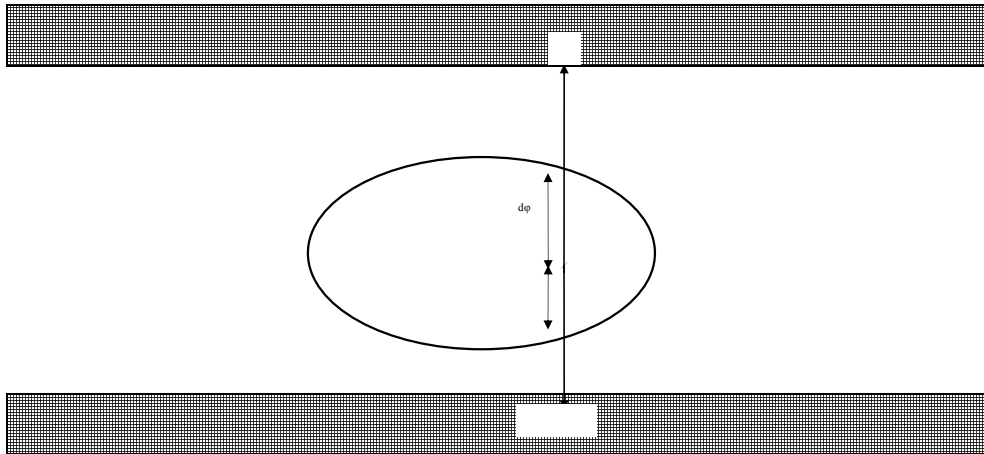
5.2.1 Διόρθωση απορρόφησης με το μέσο όρο συζυγών προβολών

Μία από τις πρώτες και απλούστερες μεθόδους διόρθωσης απορρόφησης σε τομογραφικά σπινθηρογραφήματα βασίζεται στην εξαγωγή του μέσου όρου των συζυγών προβολών. Ως συζυγείς προβολές ορίζονται οι προβολές που λαμβάνονται αντιδιαμετρικά δηλ. οι προβολές που απέχουν 180° . Η εφαρμογή της μεθόδου αυτής προϋποθέτει τη λήψη προβολών σε τόξο 360° γύρω από τον ασθενή. Η μέθοδος μπορεί να εφαρμοστεί είτε χρησιμοποιώντας τον αριθμητικό μέσο είτε το γεωμετρικό μέσο. Στο Σχήμα 1.5.2 φαίνονται δύο συζυγείς προβολές. Η τιμή των στοιχείων εικόνας X_φ και $X_{\varphi+180^\circ}$ αντιστοιχούν στην ενεργότητα που περιέχεται στην περιοχή που ορίζει η διεύθυνση AB και έχει εύρος όσο

είναι και η διάσταση του κάθε στοιχείου εικόνας. Αν X_φ και $X_{\varphi+180^\circ}$ είναι οι τιμές των στοιχείων εικόνας που αντιστοιχούν σε μια διεύθυνση τότε η τιμή που οπισθοπροβάλλεται σε αυτή την διεύθυνση είναι:

$$X = \frac{X_\varphi + X_{\varphi+180^\circ}}{2} \quad (\text{αν χρησιμοποιείται αριθμητικός μέσος}) \text{ Εξ.5.1}$$

$$X = \sqrt{X_\varphi X_{\varphi+180^\circ}} \quad (\text{αν χρησιμοποιείται γεωμετρικός μέσος}) \text{ Εξ.5.2}$$



Σχήμα 1.5.2 Συζυγείς προβολές

Η χρήση γεωμετρικού μέσου μπορεί να δικαιολογηθεί αν θεωρήσουμε μια σημειακή πηγή ενεργότητας I τοποθετημένη σε ομοιόμορφο υλικό σταθερού συντελεστή απορρόφησης μ . Αν d_φ και $d_{\varphi+180^\circ}$ είναι οι αποστάσεις της πηγής από το δέρμα κατά την θεωρούμενη διεύθυνση τότε οι τιμές X_φ και $X_{\varphi+180^\circ}$ θα είναι ανάλογες με την ροή των φωτονίων που φθάνουν στα σημεία A και B αντίστοιχα:

$$X_\varphi \propto I_A = I e^{-\mu d_\varphi}$$

$$X_{\varphi+180^\circ} \propto I_B = I e^{-\mu d_{\varphi+180^\circ}}$$

ενώ η τιμή του γεωμετρικού μέσου που θα οπισθοπροβληθεί θα είναι ανάλογη του:

$$\sqrt{\mathbf{I}_A \mathbf{I}_B} = \mathbf{I} e^{-\frac{\mu \mathbf{D}}{2}} \quad \text{όπου } \mathbf{D} = d_\varphi + d_{\varphi+180^\circ} \quad \text{Εξ.5.3}$$

Είναι προφανές ότι η παραπάνω τιμή δεν εξαρτάται από το που βρίσκεται η πηγή πάνω στην διεύθυνση AB, παρέχοντας κάποια περιορισμένη ανεξαρτησία βάθους στις οπισθοπροβαλλόμενες τιμές.

Η παραπάνω μέθοδος είναι μια κλασσική μέθοδος διόρθωσης απορρόφησης των μετρούμενων προβολών πριν την ανασύσταση της εικόνας. Είναι μια μέθοδος προανασυστατική που βασίζεται στη θεώρηση σταθερού συντελεστή εξασθένισης για όλα τα είδη ιστών.

5.2.2 Διόρθωση απορρόφησης με τη μέθοδο Sorenson

Σύμφωνα με τη μέθοδο Sorenson ο μέσος όρος (γεωμετρικός μέσος) των διαμετρικά αντίθετων προβολών (δηλ. των συζυγών) που εξάγεται όπως στην προηγούμενη μέθοδο πολλαπλασιάζεται με ένα μέσο συντελεστή διόρθωσης απορρόφησης:

$$\mathbf{X} = \frac{\frac{\mu \mathbf{L}}{2} e^{\frac{\mu \mathbf{L}}{2}}}{\sinh\left(\frac{\mu \mathbf{L}}{2}\right)} \sqrt{\mathbf{X}_\varphi \mathbf{X}_{\varphi+180^\circ}} \quad \text{Εξ.5.4}$$

όπου X η τιμή των κρούσεων που οπισθοπροβάλλεται τελικά στην διεύθυνση AB (βλ. Σχ.Ι.5.2), \mathbf{X}_φ και $\mathbf{X}_{\varphi+180^\circ}$ οι κρούσεις των στοιχείων εικόνας που αντιστοιχούν σε μια διεύθυνση AB, L το πάχος του υλικού απορρόφησης κατά μήκος της διεύθυνσης αυτής (δηλ. L=AB) και μ ο γραμμικός συντελεστής εξασθένισης του υλικού για τη συγκεκριμένη ενέργεια εκπομπής.

Κατά τη μέθοδο Sorenson τα δεδομένα που λαμβάνονται από τις προβολές γύρω από την απεικονιζόμενη περιοχή υπόκεινται στη διόρθωση

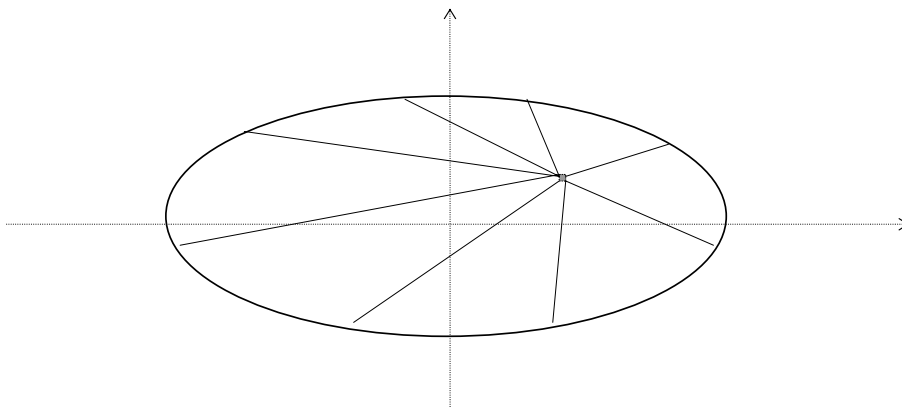
απορρόφησης πριν την ανασύσταση της εικόνας με οπισθοπροβολή (FBP) δηλ. πρόκειται για μια προανασυστατική μέθοδο όπου θεωρείται σταθερός συντελεστής εξασθένησης για όλους τους ιστούς που περιβάλλουν την απεικονιζόμενη περιοχή.

5.2.3 Διόρθωση απορρόφησης με τη μέθοδο Chang

A) 1^{ης} τάξης

Σύμφωνα με τη μέθοδο Chang η διόρθωση εξασθένησης πραγματοποιείται μετά την ανασύσταση των εικόνων με Filtered BackProjection (FBP) συνεπώς ανήκει στις μετανασυστατικές μεθόδους.

Η μέθοδος αυτή προβλέπει πολλαπλασιασμό της τιμής κάθε στοιχείου της παραγόμενης εγκάρσιας εικόνας με ένα συντελεστή διόρθωσης που είναι ο μέσος συντελεστής διόρθωσης της απορρόφησης για όλες τις αποστάσεις από το δέρμα που είναι πιθανές (δηλ. προς όλες τις διευθύνσεις). Με άλλα



Σχ.Ι.5.3 Ο συντελεστής διόρθωσης απορρόφησης στη μέθοδο διόρθωσης α' τάξεως κατά Chang υπολογίζεται ως ο μέσος συντελεστής διόρθωσης των συντελεστών που υπολογίζονται θεωρώντας όλες τις πιθανές διευθύνσεις και τις αποστάσεις του θεωρούμενου στοιχείου εικόνας από το δέρμα και υπολογίζοντας το παράγοντα απορρόφησης σε κάθε περίπτωση.

λόγια για κάθε απόσταση d_{ij} του συγκεκριμένου στοιχείου εικόνας i από το δέρμα (pixel j) υπολογίζεται ο συντελεστής εξασθένισης I_{ij} θεωρώντας σταθερό συντελεστή γραμμικής εξασθένισης μ για όλα τα είδη ιστού. Στη συνέχεια εξάγεται η μέση τιμή (αριθμητικός μέσος) του συντελεστή εξασθένισης. Ο παράγοντας διόρθωσης ACF_i (Attenuation Correction Factor) που είναι ο αντίστροφος του μέσου συντελεστή εξασθένισης υπολογίζεται από τις σχέσεις:

$$ACF_i = \frac{1}{\frac{1}{N} \sum_{j=1}^N I_{ij}} \quad \text{Εξ.5.5}$$

όπου $I_{ij} = e^{-\mu d_{ij}} \quad \text{Εξ.5.6}$

και μ είναι η τιμή του γραμμικού συντελεστή εξασθένισης που θεωρούμε ότι χαρακτηρίζει όλα τα είδη ιστού I_{ij} η απόσταση του θεωρούμενου στοιχείου εικόνας i από το στοιχείο εικόνας j που αντιστοιχεί σε δέρμα και N είναι το πλήθος των αποστάσεων του στοιχείου εικόνας i από κάθε στοιχείο εικόνας j που αντιστοιχεί σε δέρμα. Η α' τάξης διορθωμένη για απορρόφηση τιμή του i στοιχείου εικόνας $f_i'(x,y)$ υπολογίζεται πολλαπλασιάζοντας την τιμή του στοιχείου $f_i(x,y)$ με τον παράγοντα διόρθωσης ACF_i :

$$\boxed{f_i'(x,y) = ACF_i f_i(x,y)} \quad \text{Εξ.5.7}$$

B) 2^{ης} ή μεγαλύτερης τάξης

Η α' τάξης διορθωμένη εικόνα μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την δημιουργία της εικόνας με διόρθωση β' τάξης. Η μέθοδος βασίζεται στην δημιουργία των προβολών που αντιστοιχούν στην διορθωμένη εικόνα. Η διαφορά των προβολών της αρχικής εικόνας από τις προβολές της διορθωμένης εικόνας, οπισθοπροβάλλεται και δημιουργείται έτσι μια εικόνα (error image) η οποία προστίθεται στην διορθωμένη α' τάξης εικόνα και

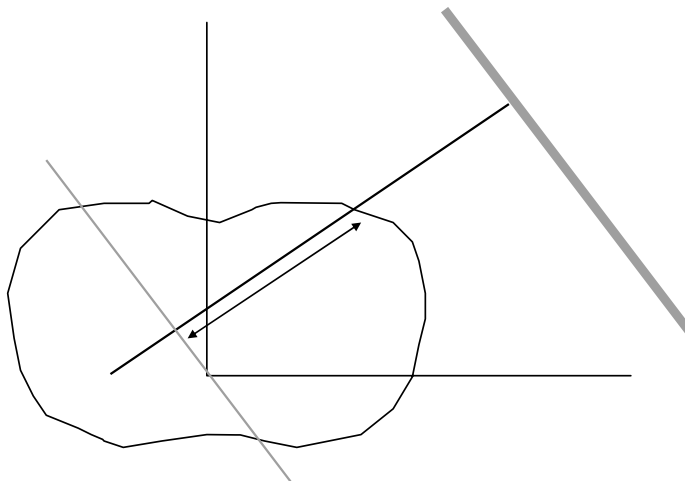
λαμβάνεται η β' τάξης διορθωμένη εικόνα. Η διορθωμένη ν' τάξεως εικόνα μπορεί να παραχθεί επαναλαμβάνοντας την ίδια διαδικασία ν φορές.

5.2.4 Διόρθωση απορρόφησης με οπισθοπροβολή μέσω ζυγισμένου φίλτρου (Attenuation-Weighted Filtered Backprojection:AFBP)

Η μέθοδος αυτή είναι αρκετά πολύπλοκη και περιλαμβάνει τόσο προανασυστατικές όσο και μεταανασυστατικές διαδικασίες. Σύμφωνα με τη μέθοδο αρχικά γίνεται τροποποίηση των τιμών των στοιχείων εικόνας κάθε προβολής ως εξής:

$$p' = p e^{\mu l}$$

Εξ.5.8 όπου l είναι η απόσταση της οριογραμμής του ασθενούς από την ευθεία XX' που είναι παράλληλη στον κρύσταλλο (Σχ.Ι.5.4).



Σχ.Ι.5.4 Για να απαλλαγεί η περαιτέρω διαδικασία από την εξάρτηση από την οριογραμμή του σώματος του ασθενούς τα στοιχεία εικόνας πολλαπλασιάζονται με $e^{\mu l}$ όπου l είναι η απόσταση της οριογραμμής του ασθενούς από την ευθεία XX' που είναι παράλληλη στον κρύσταλλο

Στη συνέχεια οι προκύπτουσες προβολές υπόκεινται σε μετασχηματισμό Fourier (FT) και στη δράση κατάλληλου φίλτρου στο χώρο των συχνοτήτων που αντισταθμίζει την επίδραση της απορρόφησης. Οι προκύπτουσες διορθωμένες προβολές στο χώρο των συχνοτήτων (frequency domain) υπόκεινται σε αντίστροφο μετασχηματισμό Fourier (FT⁻¹) και λαμβάνονται οι διορθωμένες για την απορρόφηση φιλτραρισμένες προβολές p_f στο χωρικό χώρο (spatial domain). Τέλος οι διορθωμένες για την απορρόφηση προβολές οπισθοπροβάλλονται παράγοντας την εικόνα $f(x,y)$:

$$\mathbf{f}(\mathbf{x}, \mathbf{y}) = \int_0^{2\pi} \mathbf{p}_f(\mathbf{t}, \theta) e^{-\mu l} d\theta \quad \text{Εξ.5.9}$$

όπου l η απόσταση της οριογραμμής του ασθενούς από την ευθεία XX' που είναι παράλληλη στον κρύσταλλο (Σχ.Ι.5.4). Η μέθοδος αυτή είναι ακριβής με την προϋπόθεση ότι ο συντελεστής απορρόφησης μ είναι σταθερός σε όλες τις περιοχές του απεικονιζόμενου ιστού. Να σημειωθεί ότι για $\mu=0$ η παραπάνω μέθοδος ανασύστασης της εικόνας με ταυτόχρονη διόρθωση απορρόφησης ταυτίζεται με τη συμβατική ανασύσταση με οπισθοπροβολή. Επίσης να σημειωθεί ότι η μέθοδος αυτή παρουσιάζει ένα σημαντικό μειονέκτημα και αυτό είναι ο αυξημένος στατιστικός θόρυβος στην περιφέρεια της εικόνας. Για να ξεπεραστεί αυτό το πρόβλημα ο Tanaka et al πρότεινε μια ελαφρώς τροποποιημένη μέθοδο που αποτελείται από τα παρακάτω βήματα:

1. τροποποίηση των λαμβανομένων προβολών (Eq.1)
2. επίδραση φίλτρου στην περιοχή των συχνοτήτων :

$$\mathbf{p}_f = \mathbf{p} \mathbf{F}^* \mathbf{g} / \mathbf{F} \quad \text{Εξ.5.10}$$

όπου $*$ είναι το σύμβολο της συνέλιξης (convolution) και F μια πειραματικά μετρούμενη συνάρτηση που προκαλεί με την δράση της στις προβολές p_f την διόρθωση σκέδασης.

3. ζυγισμένη οπισθοπροβολή με παράγοντες βάρους:

$$\frac{2e^{kml}}{e^{(k-1)ml} + e^{-(k+1)ml}} \quad \text{Εξ.5.11}$$

όπου η μεταβλητή k ονομάζεται δείκτης ανασύστασης και καθορίζει τη σχετική συνεισφορά των δύο συζυγών προβολών στην δημιουργία της εικόνας. Για $k=-1$ ο παράγοντας βάρους της $E4$ γίνεται ταυτόσημος με τον παράγοντα βάρους της $E1$. Επίσης για $k=0$ η εικόνα δημιουργείται με την χρησιμοποίηση του αριθμητικού μέσου των συζυγών προβολών στην διαδικασία ανασύστασης. Αν $k>0$ μεγαλύτερος συντελεστής βάρους χρησιμοποιείται για την προβολή που είναι πιο κοντά στο συγκεκριμένο στοιχείο εικόνας που ανασυντίθεται διότι αυτή η προβολή περιέχει «καλύτερης» ποιότητας πληροφορία από την προβολή που βρίσκεται πιο μακριά. Η χρησιμοποίηση $k<0$ αυξάνει το στατιστικό θόρυβο ειδικά στην περιφέρεια της εικόνας.

5.2.5 Διόρθωση απορρόφησης με αλγεβρική τεχνική (Attenuation correction using algebraic techniques)

Η ανασύσταση των τομογραφικών εικόνων ενός αντικειμένου από τις προβολές του εκτός από τη μέθοδο της φιλτραρισμένης οπισθοπροβολής μπορεί να γίνει και με μεθόδους βασισμένες στη γραμμική άλγεβρα βλ.παρ2.5. Ο γραμμικός μετασχηματισμός που περιγράφει την δημιουργία των προβολών από την συγκεκριμένη κατανομή του ραδιοφαρμάκου μπορεί να περιγραφεί από μια σχέση της μορφής:

$$\vec{p} = M \vec{x} \quad \text{Εξ.5.12}$$

όπου M είναι μια μήτρα που ονομάζεται μήτρα μετασχηματισμού. Ο σκοπός όλων των αλγεβρικών τεχνικών ανασύστασης εικόνας είναι να υπολογιστούν τα στοιχεία της μήτρας M από το γραμμικό σύστημα εξισώσεων που περιγράφεται από την Εξ.5.12. Στη συνέχεια κατασκευάζεται ο μεταθέτης M^T της μήτρας M (αν $M: M_{ij}$ $M^T: M_{ji}$). Το

άγνωστο άνυσμα x που είναι η πραγματική κατανομή του ραδιοφαρμάκου που θέλουμε να υπολογίσουμε προκύπτει τότε από τη σχέση:

$$\vec{x} = M^T \vec{p} \quad \text{Εξ.5.13}$$

Με άλλα λόγια η δράση του μεταθέτη της μήτρας M πάνω στα δεδομένα από τις λαμβάνουσες προβολές είναι ισοδύναμη με τη διαδικασία οπισθοπροβολής.

Από τις τέσσερις (4) μεθόδους που έχουν επικρατήσει για τη διαδοχική ρύθμιση (iterative tuning) των τιμών των στοιχείων εικόνας η τεχνική συζυγούς κλίσης (conjugate gradient method) και η τεχνική μέγιστης πιθανότητας (maximum likelihood method) έχουν χρησιμοποιηθεί για ανασύσταση εικόνας με ταυτόχρονη διόρθωση απορρόφησης. Σύμφωνα με τη μέθοδο αυτή θεωρείται ότι οι απεικονιζόμενοι ιστοί παρουσιάζουν τον ίδιο συντελεστή απορρόφησης μ και το περίγραμμα των ιστών περιγράφεται με μια έλλειψη. Η διορθωμένη για την απορρόφηση εικόνα που προκύπτει χρησιμοποιώντας τον αλγόριθμο μέγιστης πιθανότητας παρουσιάζει συχνά τεχνικά σφάλματα (ring-like artifacts) και απαιτεί πολύ περισσότερες επαναλήψεις από ότι η τεχνική συζυγούς κλίσης.

Το σημαντικότερο μειονέκτημά των αλγεβρικών μεθόδων διόρθωσης απορρόφησης είναι ότι απαιτούν πολύ περισσότερο χρόνο και μέσα αποθήκευσης δεδομένων.

5.2.6 Διόρθωση απορρόφησης με χαρτογράφηση των απεικονιζόμενων ιστών ως προς τον συντελεστή εξασθένισης

Μια τεχνική που βασίζεται σε χαρτογράφηση των απεικονιζόμενων ιστών έχει περιγραφεί και μελετηθεί πρόσφατα στη βιβλιογραφία (Bailey et al, Tsui et al, Almquist et al, Ljungberg et al) και προβλέπει ταυτόχρονη λήψη εικόνας εκπομπής από ραδιονουκλίδιο ($Tc-99m$) και απορρόφησης από εξωτερική επίπεδη πηγή ($Gd-153$). Η μέθοδος αυτή στηρίζεται στη

λήψη μιας εικόνας απορρόφησης όπου η τιμή κάθε στοιχείου εικόνας αντιστοιχεί στο συντελεστή εξασθένησης του ιστού που απεικονίζει το στοιχείο εικόνας για τη συγκεκριμένη ενέργεια εκπομπής του χρησιμοποιούμενου ραδιονουκλιδίου. Δηλ. λαμβάνεται μια εικόνα ανάλογη μιας εικόνας από υπολογιστική τομογραφία με τις ίδιες διαστάσεις πεδίου και στοιχείου εικόνας που έχει η τομογραφική προβολή. Στη συνέχεια αυτή η εικόνα, που ουσιαστικά είναι ένας χάρτης των συντελεστών απορρόφησης, χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό των συντελεστών διόρθωσης που θα χρησιμοποιηθούν με τη σειρά τους για τον υπολογισμό των πραγματικών τιμών των στοιχείων εικόνας. Η εικόνα (χάρτης) απορρόφησης μπορεί να ληφθεί χρησιμοποιώντας επίπεδη πηγή φωτονίων παραπλήσιας ενέργειας με αυτή του χρησιμοποιούμενου ραδιονουκλιδίου και την ίδια γ-κάμερα που χρησιμοποιείται για τη λήψη των SPECT προβολών. Συνήθως για μελέτες με Tc-99m χρησιμοποιείται πηγή γαδολινίου (Gd-153). Το Gd-153 εκπέμπει φωτόνια 98 και 103 keV που είναι αρκετά κοντά στην ενέργεια εκπομπής του Tc-99m και από την άλλη είναι αρκετά μακριά ώστε να μπορεί να χρησιμοποιηθεί τεχνική διπλού ενεργειακού παραθύρου για την ταυτόχρονη λήψη των προβολών SPECT και της εικόνας απορρόφησης. Η πηγή Gd-153 θα πρέπει να είναι αρκετά μεγάλης ενεργότητας ώστε η στατιστική των λαμβανομένων εικόνων απορρόφησης να είναι ικανοποιητική και ταυτόχρονα σχετικά μικρής ενεργότητας ώστε να μην αυξάνεται υπερβολικά η δόση στον ασθενή. Επίσης λόγω του φυσικού χρόνου υποδιπλασιασμού του Gd-153 ($T_{1/2} = 241.6$ d) η πηγή που χρησιμοποιείται για τη λήψη των εικόνων απορρόφησης έχει διαφορετική ενεργότητα με την πάροδο του χρόνου δημιουργώντας προβλήματα στην στατιστική των λαμβανομένων εικόνων ενώ χρειάζεται αλλαγή σε τακτά χρονικά διαστήματα.

Η εφαρμογή της μεθόδου απαιτεί η χρησιμοποιούμενη γ-κάμερα να διαθέτει τις ανάλογες δυνατότητες. Τα τελευταία χρόνια έχουν αρχίσει να

εμφανίζονται εμπορικές γ-κάμερες που έχουν τη δυνατότητα διόρθωσης απορρόφησης με ταυτόχρονη λήψη εικόνων απορρόφησης χρησιμοποιώντας πηγή Gd-153. Σημειώνεται επίσης ότι έχει προταθεί στη βιβλιογραφία η λήψη των εικόνων απορρόφησης από μία ανεξάρτητη απεικόνιση σε αξονικό τομογράφο είτε πριν είτε μετά από το τομογραφικό σπινθηρογράφημα. Παρότι αυτή η προσέγγιση είναι πιο πολύπλοκη διότι απαιτείται ακριβής αντιστοίχιση των εικόνων απορρόφησης με τις σπινθηρογραφικές προβολές, ξεπερνά τα προβλήματα που εμφανίζει η ταυτόχρονη λήψη εικόνων απορρόφησης και τομογραφικών προβολών.

Η μέθοδος αυτή θεωρείται σήμερα the state-of-the-art για την τομογραφική απεικόνιση ανατομικών περιοχών με έντονες ανομοιογένειες όσον αφορά το συντελεστή απορρόφησης όπως είναι ο θώρακας. Το μεγαλύτερο μειονέκτημά της είναι ότι συνεπάγεται αύξηση της δόσης που λαμβάνει ο ασθενής. Επίσης όταν δεν είναι δυνατή η ταυτόχρονη λήψη των εικόνων απορρόφησης και των τομογραφικών προβολών ο χρόνος της εξέτασης διπλασιάζεται με αποτέλεσμα να είναι δύσκολη η εφαρμογή της μεθόδου στην κλινική πράξη.

5.2.7 Σύγκριση μεθόδων διόρθωσης απορρόφησης

Η διαδικασία αξιολόγησης των μεθόδων διόρθωσης απορρόφησης είναι γενικά ένα πολύπλοκο θέμα. Το σημαντικότερο πρόβλημα είναι ότι δεν μπορούν να χρησιμοποιηθούν ασθενείς δηλαδή δεν μπορούμε να έχουμε επακριβή αναπαραγωγή των συνθηκών που επικρατούν στην κλινική πρακτική. Οι περισσότερες μελέτες συγκρίνουν την αποτελεσματικότητα των μεθόδων σε ομοιώματα ή κατασκευάζουν πειράματα προσομοίωσης με τη μέθοδο Monte Carlo. Γενικά μπορούμε να ισχυριστούμε ότι οι αλγεβρικές μέθοδοι είναι περισσότερο ακριβείς παρουσιάζοντας όμως το σημαντικότερο μειονέκτημα του μεγάλου χρόνου επεξεργασίας.

6. ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΔΙΟΡΘΩΣΗΣ ΣΚΕΔΑΣΗΣ

Η επόμενη κίνηση, μετά την διόρθωση για το φαινόμενο της απορρόφησης που αποσκοπεί στην βελτιστοποίηση της σπινθηρογραφικής εικόνας είναι η διόρθωση σκέδασης. Η διόρθωση σκέδασης είναι ένα από τα πιο σημαντικά και ταυτόχρονα δύσκολα προβλήματα για την αποκατάσταση της εικόνας ώστε να αντιστοιχεί στην πραγματική κατανομή της ραδιενεργού ουσίας στους απεικονιζόμενους ιστούς. Ο ακριβής προσδιορισμός της πρόσληψης ραδιενέργειας από τους διάφορους ιστούς και επομένως ο ακριβής προσδιορισμός της φυσιολογικής λειτουργίας των διαφόρων ιστών είναι πρωταρχικής σημασίας στην Πυρηνική Ιατρική. Τα σκεδαζόμενα φωτόνια ανιχνεύονται σε μια θέση που δεν αντιστοιχεί στην θέση εκπομπής του αλλά στη θέση όπου συνέβει η τελευταία αλληλεπίδραση κατά Compton. Συνεπώς μεταφέρει «φτωχή» πληροφορία σχετικά με τη θέση εκπομπής. Το αποτέλεσμα είναι περιοχές με μικρή πρόσληψη ραδιενεργού ουσίας να παρουσιάζονται θερμότερες ενώ περιοχές υψηλής πρόσληψης να παρουσιάζονται ψυχρότερες από ότι είναι στην πραγματικότητα. Η μείωση της αντίθεσης είναι προφανής. Σε περιπτώσεις που μας ενδιαφέρει η ποσοτικοποίηση της στατικής ή τομογραφικής σπινθηρογραφικής εικόνας η συμμετοχή στην εικόνα σκεδαζόμενων φωτονίων είναι άκρως ενοχλητική αφού μπορεί να οδηγήσει σε λάθος συμπεράσματα.

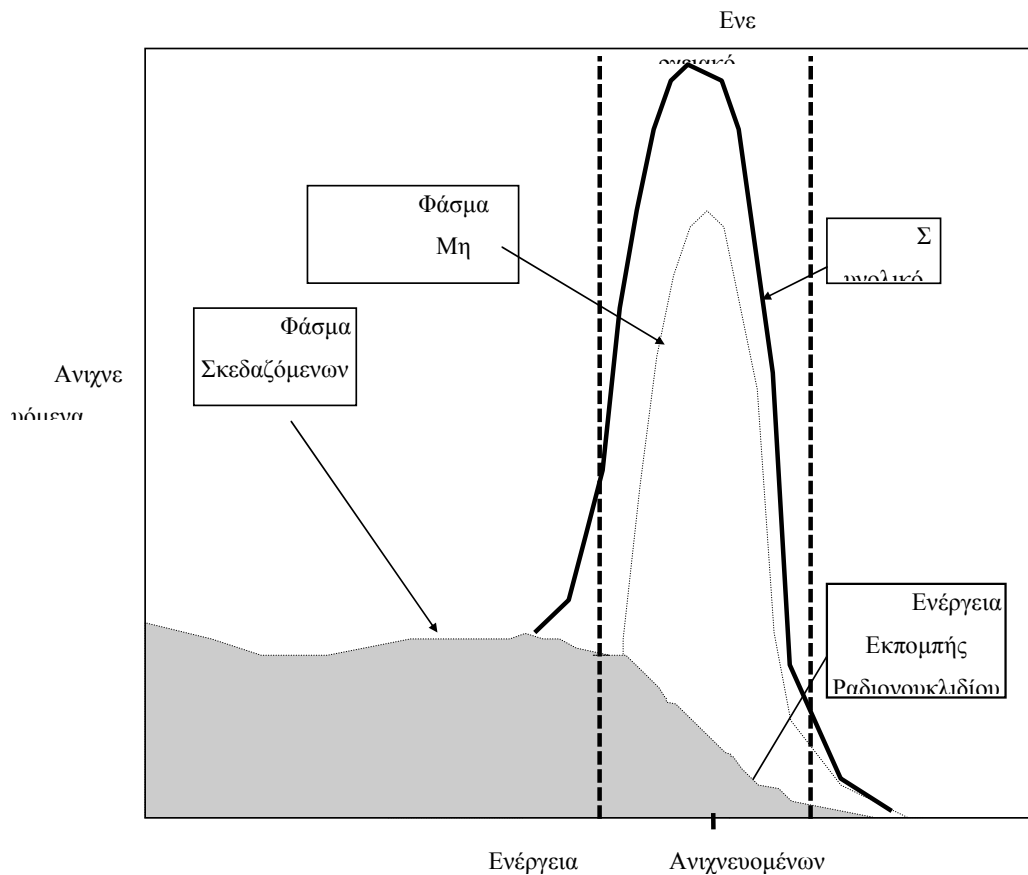
Για τη διόρθωση σκέδασης έχουν προταθεί αρκετές μέθοδοι διαφόρων επιπέδων πολυπλοκότητας. Γενικά μπορούν να χωριστούν σε δύο κύριες κατηγορίες :

α) αυτές που αξιοποιούν την πληροφορία της ενέργειας των ανιχνευόμενων φωτονίων σκοπεύοντας την απαλλαγή της εικόνας από σκεδασμένα φωτόνια β) αυτές που βασίζονται σε ενεργειακή και χωρική ανάλυση και προσπαθούν να αποκαταστήσουν τα σκεδασμένα φωτόνια

πάνω στην εικόνα προβλέποντας τη θέση που θα ανιχνεύονταν εάν δεν είχαν υποστεί σκέδαση χρησιμοποιώντας μαθηματικές μεθόδους συνέλιξης.

6.1 Τεχνική καθορισμένου ενεργειακού παραθύρου

Το ενεργειακό φάσμα των ανιχνευόμενων φωτονίων σε μια γ -κάμερα έχει την μορφή του Σχ.Ι.6.1. Το φάσμα αυτό αποτελείται από δύο συνιστώσες :



Σχ. Ι.6.2 Ενεργειακό φάσμα ανιχνευομένων σε γ -κάμερα φωτονίων. Διακρίνονται οι δύο συνιστώσες του φάσματος και το συνολικό φάσμα

α. Τη συνιστώσα φάσματος (φωτοκορυφή) που οφείλεται σε φωτόνια που δεν έχουν σκεδαστεί και είναι αυτή που μεταφέρει την χρήσιμη πληροφορία για την απεικόνιση των ιστών

β. Τη συνιστώσα φάσματος που οφείλεται σε φωτόνια που έχουν σκεδαστεί και είναι αυτή από την οποία θα θέλαμε να απαλλαγούμε (Φάσμα Σκεδαζόμενων Φωτονίων: ΦΣΦ)

Να σημειωθεί ότι η φωτοκορυφή για μια γ-κάμερα που έχει ιδανική ενεργειακή διακριτική ικανότητα θα ήταν απειροστά στενή. Το εύρος της φωτοκορυφής εξαρτάται από τον ηλεκτρονικό θόρυβο που εισάγεται κατά την επεξεργασία των ανιχνευόμενων φωτονίων και άλλωστε αποτελεί ένα σημαντικό δείκτη για τις προδιαγραφές ποιότητας σπινθηρογραφικής κάμερας.

Μια μέθοδος που προτάθηκε και εφαρμόστηκε αμέσως με την εμφάνιση της γ-κάμερας για να απαλλάξουμε μερικώς την εικόνα από τα ενοχλητικά σκεδαζόμενα φωτόνια είναι να καθορίσουμε ένα ενεργειακό παράθυρο αποδοχής, δηλαδή μια περιοχή ενεργειών για την οποία φωτόνια που ανιχνεύονται με ενέργεια που είναι μέσα σε αυτό το εύρος γίνονται αποδεκτά ενώ όσα φωτόνια έχουν ενέργεια μικρότερη του κάτω κατωφλίου ή μεγαλύτερη του άνω κατωφλίου απορρίπτονται και δε συμμετέχουν στην διαδικασία σχηματισμού της εικόνας (βλ. παράθυρο AB Σχ.Ι.6.1). Όσο πιο στενό είναι αυτό το παράθυρο τόσο περισσότερα σκεδαζόμενα φωτόνια απορρίπτονται. Υπάρχει όμως (βλ. Σχ.Ι.6.1) μια περιοχή ενεργειών όπου στο φάσμα συμμετέχουν τόσο σκεδαζόμενα φωτόνια όσο και φωτόνια που δεν έχουν σκεδαστεί. Επομένως εάν το εύρος του ενεργειακού παραθύρου μειωθεί πάνω από ένα όριο θα αποκόπτονται και φωτόνια που δεν έχουν σκεδαστεί με αποτέλεσμα η ευαισθησία της γ-κάμερας να μειώνεται. Για αυτό το λόγο γίνεται ένας συμβιβασμός ανάμεσα στην ευαισθησία και στην απόρριψη σκεδαζόμενων φωτονίων με γνώμονα φυσικά και την ενεργειακή διακριτική ικανότητα της γ-κάμερας. Για παράδειγμα στις εφαρμογές με Tc-

99m χρησιμοποιείται εδώ και πολλά χρόνια παράθυρο 20% με κέντρο την ενέργεια εκπομπής του ραδιονουκλιδίου αυτού ($E_\gamma=140 \text{ keV}$). Η χρήση ενός τέτοιου παράθυρου σημαίνει ότι φωτόνια γίνονται αποδεκτά εάν η ενέργειά τους είναι στην περιοχή $140\pm 14 \text{ keV}$. Σε γ-κάμερες της τελευταίας γενιάς όπου η ενεργειακή διακριτική ικανότητα έχει βελτιωθεί σε πολλές εφαρμογές χρησιμοποιείται παράθυρο 15% με σκοπό να μειωθεί περαιτέρω η συμμετοχή σκεδαζόμενων φωτονίων στο σχηματισμό της εικόνας.

Η μέθοδος αυτή, η οποία εφαρμόζεται καθολικά στη λήψη τόσο στατικών όσο και τομογραφικών εξετάσεων στην Πυρηνική Ιατρική, θεωρείται ανεπαρκής αφού ένας σημαντικός αριθμός σκεδαζόμενων φωτονίων συμμετέχει στην παραγωγή της σπινθηρογραφικής εικόνας μειώνοντας την αντίθεση. Το ποσοστό σκεδαζόμενων φωτονίων επί του συνολικού αριθμού ανιχνευθέντων φωτονίων που συμμετέχουν στο σχηματισμό της εικόνας μπορεί να φτάσει μέχρι και το 40% για παράθυρο Tc-99m με εύρος 20%. Επίσης όταν το χρησιμοποιούμενο ραδιονουκλίδιο είναι Tc-99m και χρησιμοποιείται παράθυρο εύρους 20%, σκεδαζόμενα φωτόνια ενέργειας $\sim 110 \text{ keV}$ μπορούν να γίνουν αποδεκτά. Για αρχική ενέργεια φωτονίου 140 keV και τελική 110 keV μπορεί να δειχθεί χρησιμοποιώντας τη Εξ.4.1 ότι η γωνία σκέδασης είναι $\sim 50^\circ$.

Μια εναλλακτική προσέγγιση είναι να μην χρησιμοποιηθεί συμμετρικό παράθυρο με κέντρο την ενέργεια εκπομπής του ραδιονουκλιδίου αλλά ένα ασύμμετρο παράθυρο μετατοπισμένο προς μεγάλες ενέργειες. Με αυτόν τον τρόπο επιτυγχάνουμε την απόρριψη περισσότερων σκεδαζόμενων φωτονίων, που με το συμμετρικό παράθυρο δεν θα απορρίπτονταν, με ταυτόχρονη όμως απόρριψη και σημαντικού πλήθους μη σκεδαζόμενων φωτονίων. Με άλλα λόγια το κόστος που έχουμε είναι η μείωση της ευαισθησίας της κάμερας.

Συμπερασματικά η εφαρμογή ενεργειακού παραθύρου από μόνη της δεν μπορεί να δώσει τη λύση στο πρόβλημα της συμμετοχής σκεδαζόμενων

φωτονίων στο σχηματισμό της εικόνας. Έντονη ερευνητική δραστηριότητα έχει αναπτυχθεί τα τελευταία χρόνια με σκοπό την εισαγωγή και διερεύνηση τεχνικών με τις οποίες η εικόνα που παράγεται χρησιμοποιώντας ενεργειακό παράθυρο αποδοχής θα μπορούσε να απαλλαγεί από την ενοχλητική παρουσία σκεδαζόμενων φωτονίων. Ο σκοπός όλων των μεθόδων που θα περιγραφούν παρακάτω είναι να μειωθεί η συνιστώσα των σκεδαζόμενων φωτονίων που παρεισφύρουν στο επιλεγμένο παράθυρο.

6.2 Τεχνική χρήσης χαμηλότερης τιμής του συντελεστή απορρόφησης μ (Effective Attenuation Correction)

Η πιο δημοφιλής τεχνική στην σύγχρονη εποχή για την μείωση της συμμετοχής των σκεδαζόμενων φωτονίων στο σχηματισμό της σπινθηρογραφικής εικόνας είναι η χρήση μειωμένης τιμής για το συντελεστή απορρόφησης του ιστού ($\mu=0.12$ αντί για $\mu=0.15 \text{ cm}^{-1}$ όταν πρόκειται για εφαρμογές Tc-99m) κατά τη διόρθωση απορρόφησης. Είναι προφανές ότι αυτή η μέθοδος μπορεί να εφαρμοσθεί μόνο για τις απεικονίσεις SPECT. Η μικρότερη τιμή για το συντελεστή εξασθένισης χρησιμοποιείται διότι η πραγματική τιμή του συντελεστή αυτού προβλέπει πόσα από τα φωτόνια που εκπέμπονται από κάποιο ιστό που βρίσκεται σε συγκεκριμένο βάθος εξαφανίζονται από τη δέσμη λόγω τόσο της απορρόφησης όσο και της σκέδασης που υφίσταται η εκπεμπόμενη ραδιενέργεια κατά τη διέλευσή της από τον υπερκείμενο ιστό. Επομένως η θεώρηση αυτή αγνοεί φωτόνια που εκπέμπονται από άλλα σημεία του ιστού και μετά από σκέδαση συντάσσονται με αυτά που εκπέμπονται από τον θεωρούμενο ιστό. Με άλλα λόγια αγνοεί το φαινόμενο build-up που υφίσταται η δέσμη κατά τη διέλευση της μέσα από τον υπερκείμενο ιστό και οφείλεται στις συνθήκες ευρείας δέσμης (broad beam conditions) που χαρακτηρίζουν την σπινθηρογραφική απεικόνιση. Είναι προφανές λοιπόν ότι η χρήση της πραγματικής τιμής του συντελεστή εξασθένισης μ όπως έχει

υπολογιστεί για συνθήκες λεπτής δέσμης (pencil beam conditions) εμφανίζεται να υπερδιορθώνει (overcorrecting) για την απορρόφηση την λαμβανόμενη εικόνα με αποτέλεσμα η διορθωμένη εικόνα να εμφανίζεται πιο «θερμή» προς το κέντρο. Η δικαιολόγηση της χρήσης μειωμένης τιμής για το συντελεστή εξασθένισης μ λοιπόν βασίζεται στη θεώρηση ότι το ποσοστό των απορροφούμενων φωτονίων που δεν αποκαθίσταται κατά την εφαρμογή της τεχνικής διόρθωσης απορρόφησης, αντικαθίσταται από ίσο αριθμό σκεδαζόμενων φωτονίων που αν και εκπέμπονται από διαφορετική περιοχή συντάσσονται με αυτά που εκπέμπονται από την περιοχή ενδιαφέροντος.

Με τη μέθοδο αυτή έχουμε ταυτόχρονα διόρθωση για την απόρροφηση και την σκέδαση. Η μέθοδος αυτή παράγει εικόνες ποιοτικά περισσότερο αποδεκτές. Η τεχνική αυτή διακρίνεται από την απλότητά της. Είναι χαρακτηριστικό ότι δεν απαιτεί κάποιες επιπλέον δυνατότητες από αυτές που προσφέρουν όλα τα σύγχρονα εμπορικά συστήματα σπινθηρογραφικής απεικόνισης SPECT. Σαν αποτέλεσμα η τεχνική αυτή είναι διαθέσιμη σε όλα τα εμπορικά μοντέλα γ-κάμερας όπου για τη διόρθωση απορρόφησης χρησιμοποιείται η μέθοδος Chang η οποία (βλ. παρ.5.2.3) θεωρεί σταθερό συντελεστή απορρόφησης για όλα τα είδη ιστού που περιλαμβάνει η περιοχή που θέλουμε να απεικονίσουμε.

Η βελτίωση της εικόνας με την μέθοδο μειωμένης τιμής του μ είναι αρκετά ικανοποιητική σε περιπτώσεις που ο απεικονιζόμενος ιστός είναι ομοιογενής και με παρόμοια χαρακτηριστικά ως προς την απορρόφηση. Σε περιπτώσεις όμως έντονων ανομοιογενειών (π.χ. στην απεικόνιση καρδιάς όπου ο απεικονιζόμενος ιστός περιλαμβάνει μαλακό ιστό αλλά και οστά) η χρησιμότητα της μεθόδου είναι περιορισμένη διότι η μέθοδος αυτή βασίζεται στη θεώρηση ότι όλες οι περιοχές της εικόνας επηρεάζονται από το φαινόμενο της σκέδασης στον ίδιο βαθμό. Αυτό όμως δεν είναι αλήθεια ειδικά για έντονα ανομοιόμορφες κατανομές ραδιενέργειας στον

απεικονιζόμενο ιστό. Παρ' όλα αυτά όλες οι άλλες μέθοδοι διόρθωσης που έχουν προταθεί θα πρέπει να συγκριθούν με αυτή τη μέθοδο αφού αποτελεί τη μοναδική μέθοδο διόρθωσης σκέδασης (και απορρόφησης) που έχει περάσει το κατώφλι της εμπορικής εφαρμογής.

6.3 Τεχνική διπλού παραθύρου ενεργειών (Dual Energy Window: DEW)

Η τεχνική διόρθωσης σκέδασης με αφαίρεση παραθύρου σκέδασης εμφανίστηκε στο ερευνητικό προσκήνιο από τους Beck et al που εφάρμοσαν τη μέθοδο σε στατικά σπινθηρογραφήματα ήπατος και εγκεφάλου. Οι Jaszczak et al εφάρμοσαν την τεχνική και σε τομογραφικές λήψεις. Από την εμφάνισή της η μέθοδος γνώρισε πολλές μετατροπές και βελτιώσεις αλλά δεν έπαψε ποτέ να απασχολεί τους ερευνητές.

Η μέθοδος απαιτεί την ταυτόχρονη λήψη μιας εικόνας χρησιμοποιώντας το κλασσικό παράθυρο φωτοκορυφής (20% για Tc-99m) και μιας εικόνας χρησιμοποιώντας ένα παράθυρο τοποθετημένο στην περιοχή Compton (π.χ. 90-126 keV για το Tc-99m). Στο παράθυρο φωτοκορυφής καταγράφονται μη σκεδαζόμενα αλλά και σκεδαζόμενα φωτόνια $I_{ph}=S_{ph}+U_{ph}$, ενώ στο παράθυρο Compton μόνο φωτόνια που έχουν υποστεί σκέδαση $I_c=S_c$. Η μέθοδος βασίζεται στην θεώρηση ότι το περιεχόμενο του παραθύρου φωτοκορυφής σε σκεδαζόμενα φωτόνια για κάθε στοιχείο εικόνας είναι ανάλογο του περιεχομένου του παραθύρου σκέδασης:

$$S_{ph}=k S_c \quad \text{Εξ.6.1}$$

Η σταθερά αναλογίας k ονομάζεται παράγοντας σκέδασης (scatter multiplier) και μπορεί να υπολογιστεί είτε πειραματικά είτε με μεθόδους προσομοίωσης Monte Carlo. Η απαλλαγμένη από σκέδαση εικόνα FI (final image) προκύπτει αφαιρώντας από την εικόνα της φωτοκορυφής I_{ph} την

υπολογιζόμενη από την Εξ.6.1 εικόνα σκέδασης που αντιστοιχεί στο παράθυρο της φωτοκορυφής:

$$FI=I_{ph}-kS_c \quad \text{Εξ.6.2}$$

Η παραπάνω σχέση περιγράφει την αφαίρεση εικόνων στοιχείο-στοιχείο (pixel-by-pixel). Με άλλα λόγια κάθε στοιχείο της εικόνας σκέδασης S_c πολλαπλασιάζεται με τον παράγοντα σκέδασης και στην συνέχεια η εικόνα που προκύπτει αφαιρείται από την αρχική εικόνα. Σε εφαρμογές με Tc-99m το παράθυρο φωτοκορυφής επιλέγεται να είναι το κλασσικό 20% με κέντρο την ενέργεια εκπομπής αυτού του ραδιονουκλιδίου 140 keV (δηλ.126-154 keV). Το παράθυρο σκέδασης λαμβάνεται 92-126 keV. Για αυτή την επιλογή παραθύρων ο συντελεστής σκέδασης λαμβάνεται συνήθως ίσος με 0,4-0,5. Ο υπολογισμός της τιμής του παράγοντα σκέδασης k μπορεί να γίνει πειραματικά μέσω της σχέσης:

$$k = \frac{\sum_{i=1}^n \frac{S_{pk}(i)}{S_c(i)}}{n} \quad \text{Εξ.2.3}$$

δηλαδή ως η μέση τιμή του παράγοντα σκέδασης που υπολογίζεται για κάθε στοιχείο εικόνας i . Αρκετοί ερευνητές υπολογίζουν το συντελεστή k μέσω της σχέσης:

$$k = \frac{\sum_{i=1}^n S_{ph}(i)}{\sum_{i=1}^n S_c(i)} \quad \text{Εξ.2.4}$$

δηλαδή ως το λόγο του συνολικού αριθμού σκεδαζόμενων φωτονίων στο παράθυρο της φωτοκορυφής για όλα τα στοιχεία εικόνας δια του συνολικού αριθμού των σκεδαζόμενων φωτονίων στο παράθυρο σκέδασης. Οι δύο αυτοί τρόποι υπολογισμού του συντελεστή σκέδασης δεν διαφέρουν ουσιαστικά ως προς το τελικό αποτέλεσμα το οποίο είναι παραπλήσιο όποια μέθοδος και αν χρησιμοποιηθεί.

Η μέθοδος αυτή έχει το μεγάλο πλεονέκτημα της απλότητας και έχει μελετηθεί και εφαρμοσθεί στην πράξη πολύ περισσότερο από άλλες μεθόδους. Το σημαντικότερο μειονέκτημά της είναι ότι ο συντελεστής k δεν είναι σταθερός όπως θεωρεί η μέθοδος αυτή. Ο συντελεστής σκέδασης k εξαρτάται από:

- α. την ενέργεια εκπομπής του χρησιμοποιούμενου ραδιονουκλιδίου
- β. την κατανομή της ενεργότητας στους απεικονιζόμενους ιστούς
- γ. την διεύθυνση στο χώρο της εκάστοτε προβολής
- δ. τα χαρακτηριστικά της χρησιμοποιούμενης γ -κάμερας (ευαισθησία, κατευθυντήρας κτλ)
- ε. τις παραμέτρους για την ανασύσταση της εικόνας (χρησιμοποιούμενο φίλτρο ανασύστασης, τεχνική διόρθωσης απορρόφησης κτλ)

Στην πράξη η τιμή του συντελεστή σκέδασης που χρησιμοποιείται καθορίζεται ως εξής: Α) υπολογίζεται ο λόγος των σκεδαζόμενων φωτονίων του παραθύρου της φωτοκορυφής ως προς το περιεχόμενο του παραθύρου σκέδασης για κάθε προβολή ξεχωριστά Β) εξάγεται η μέση τιμή των λόγων αυτών που αποτελεί τον συντελεστή σκέδασης.

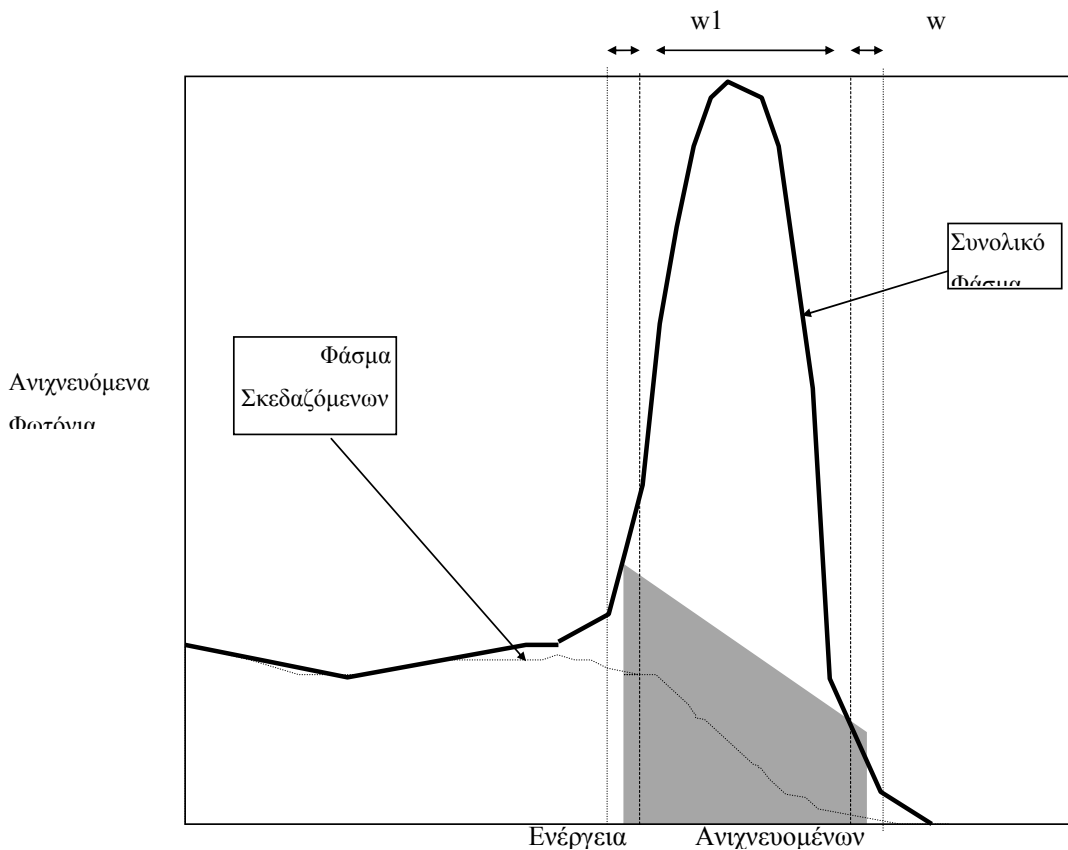
6.4 Τεχνική τριπλού ενεργειακού παραθύρου (Triple Energy Window: TEW)

Η μέθοδος αυτή εμφανίστηκε στις αρχές της δεκαετίας του '90 και παρουσιάζει ιδιαίτερο ερευνητικό ενδιαφέρον μέχρι και σήμερα. Η εφαρμογή της μεθόδου απαιτεί τη συλλογή φωτονίων σε τρία παράθυρα ενεργειών. Το κλασικό παράθυρο φωτοκορυφής w (20% για Tc-99m: 126-154 keV) και δύο ακόμα ίσα μεταξύ τους παράθυρα w_1 και w_2 εκατέρωθεν του παραθύρου φωτοκορυφής (βλ. Σχ.6.1) με εύρος μερικά eV.

Ο αριθμός των σκεδασμένων φωτονίων που έχουν ανιχνευθεί μέσα στο παράθυρο φωτοκορυφής w για κάθε στοιχείο εικόνας υπολογίζεται με

γραμμική παρεμβολή. Αν I_1 και I_2 είναι το περιεχόμενο των παραθύρων w_1 και w_2 σε κρούσεις και θεωρήσουμε ότι οφείλεται αποκλειστικά σε σκεδασμένα φωτόνια τότε ο αριθμός των σκαδασμένων φωτονίων στην φωτοκορυφή μπορεί να υπολογιστεί χρησιμοποιώντας γραμμική παρεμβολή από τη σχέση:

$$S = \frac{I_1/w_1 + I_2/w_2}{2} w \quad \text{Εξ.6.5}$$



Σχ.6.2 Ενεργειακό φάσμα ανιχνευομένων σε γ-κάμερα φωτονίων. Διακρίνεται η συνιστώσα σκέδασης του φάσματος και το συνολικό φάσμα. Διακρίνονται επίσης τα δύο παράθυρα w_1 και w_2 εκατέρωθεν του παραθύρου φωτοκορυφής w .

Σύμφωνα με την Εξ.6.5 το πλήθος των σκεδασμένων φωτονίων που διεισδύουν στο παράθυρο φωτοκορυφής είναι ίσο με το εμβαδόν του

γραμμοσκιασμένου τραπεζίου (βλ.Σχ.Ι.6.2). Για το λόγο αυτό η θεώρηση αυτή ονομάζεται τραπεζοειδής προσέγγιση (trapezoidal approximation). Θα μπορούσαμε βέβαια να θεωρήσουμε ότι το παράθυρο w_2 που κείται σε μια περιοχή ενεργειών (μεγαλύτερων της φωτοκορυφής) είναι κενό σκεδασμένων φωτονίων. Πράγματι πολύ ερευνητές εφαρμόζουν την μέθοδο τριπλού ενεργειακού παραθύρου θεωρώντας $I_2=0$. Εάν το περιεχόμενο του w_2 δεν θεωρηθεί 0, καλύτερη προσέγγιση για τον αριθμό των φωτονίων που έχουν διεισδύσει στο παράθυρο φωτοκορυφής επιτυγχάνουμε χρησιμοποιώντας τη σχέση:

$$S = \frac{I_1/w_1 - I_2/w_2}{2} w \quad \text{Εξ.6.6}$$

Σύμφωνα με την παραπάνω σχέση το πλήθος των σκεδασμένων φωτονίων της φωτοκορυφής ισούται με το εμβαδόν του τριγώνου ΑΒΓ (βλ.Σχ.Ι.6.2). Η προσέγγιση αυτή ονομάζεται τριγωνική και βασίζεται στις υποθέσεις ότι:

1. το παράθυρο w_2 περιέχει μόνο φωτόνια που δεν έχουν σκεδαστεί
2. το παράθυρο w_1 περιέχει ίσο αριθμό ασκέδαστων φωτονίων με το παράθυρο w_2 λόγω συμμετρίας.

Η διορθωμένη για το φαινόμενο της σκέδασης εικόνα προκύπτει λοιπόν ανάλογα με την προσέγγιση που χρησιμοποιείται από την σχέση:

$$FI = I - S \Rightarrow \quad \text{Εξ.6.7}$$

Τραπεζοειδής προσέγγιση

$$FI = I - \frac{I_1/w_1 + I_2/w_2}{2} w \quad \text{Εξ.6.8}$$

Τριγωνική προσέγγιση

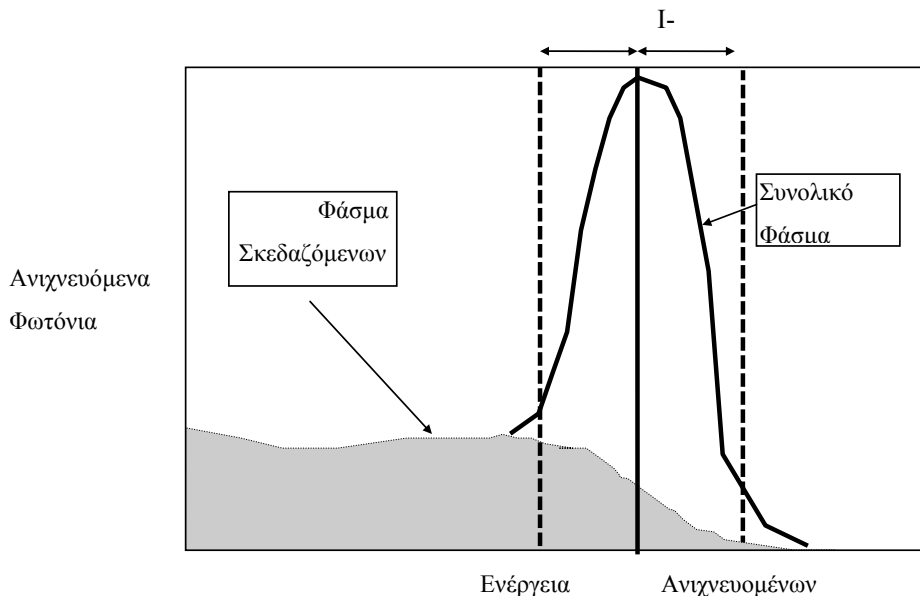
$$FI = I - \frac{I_1/w_1 - I_2/w_2}{2} w \quad \text{Εξ.6.9}$$

Προφανώς οι δύο παραπάνω προσεγγίσεις ταυτίζονται εάν θεωρηθεί το περιεχόμενο του παραθύρου w_2 ίσο με μηδέν.

Η μέθοδος τριπλού ενεργειακού παραθύρου μπορεί να εφαρμοσθεί είτε σε στατικά είτε σε τομογραφικά σπινθηρογραφήματα αρκεί η γ-κάμερα που χρησιμοποιείται να έχει τη δυνατότητα ταυτόχρονης συλλογής φωτονίων σε τρία διαφορετικά παράθυρα. Είναι αρκετά απλή στην εφαρμογή της και δεν απαιτεί τον θεωρητικό ή πειραματικό προσδιορισμό κάποιας παραμέτρου. Ως σημαντικότερο μειονέκτημα έχει ότι η συνιστώσα σκέδασης μέσα στην φωτοκορυφή υπολογίζεται με γραμμική παρεμβολή.

6.5 Μέθοδος διπλού παραθύρου φωτοκορυφής (Dual PhotopeakWindow)

Η μέθοδος αυτή απαιτεί τη συλλογή φωτονίων στα παράθυρα I₋ και I₊ που προκύπτουν εάν διχοτομήσουμε το παράθυρο φωτοκορυφής (βλ. Σχ.Ι.6.3).



Σχ.Ι.6.3 Ενεργειακό φάσμα ανιχνευομένων σε γ-κάμερα φωτονίων. Διακρίνεται η συνιστώσα σκέδασης του φάσματος και το συνολικό φάσμα. Διακρίνονται επίσης τα δύο παράθυρα I₋ και I₊ στα οποία χωρίζεται το παράθυρο της φωτοκορυφής.

Αν θεωρήσουμε ότι η εικόνα I που αντιστοιχεί στο συνολικό περιεχόμενο του παραθύρου φωτοκορυφής αποτελείται από μια συνιστώσα U μη σκεδασμένων φωτονίων και μια συνιστώσα S σκεδασμένων φωτονίων τότε:

$$I=U+S \quad \text{Εξ.6.10}$$

Ορίζουμε το λόγο κρούσεων μεταξύ των δύο υποπαραθύρων $R=I/I_+$, το λόγο σκέδασης (scatter fraction) $SF=S/U$ και τον ολικό λόγο σκέδασης (scatter to total ratio) $ST=S/I$. Η μέθοδος βασίζεται στην υπόθεση ότι ο λόγος σκέδασης SF και ο λόγος των κρούσεων των δύο υποπαραθύρων R συνδέονται μέσω μιας σχέσης της μορφής:

$$SF=A \times R^B + C \quad \text{Εξ.6.11}$$

όπου A , B , C παράμετροι που υπολογίζονται πειραματικά. Με δεδομένο ότι γνωρίζουμε τις παραμέτρους A , B , C ο λόγος σκέδασης υπολογίζεται από την Εξ.6.6. Ο ολικός λόγος σκέδασης ST μπορεί να υπολογιστεί από τον λόγο SF μέσω της σχέσης:

$$ST=SF/(1+SF) \quad \text{Εξ.6.12}$$

Η απαλλαγμένη από τα σκεδασμένα φωτόνια εικόνα προκύπτει από την σχέση:

$$U = I - S = I - ST \cdot I = I(1 - ST) = I \left(1 - \frac{SF}{1 + SF}\right) = I \frac{1}{1 + SF} \Rightarrow$$

$$FI = U = \frac{I}{1 + A \cdot \left(\frac{I -}{I_+}\right)^B + C} \quad \text{Εξ.6.13}$$

Η παραπάνω σχέση εφαρμόζεται για κάθε στοιχείο της εικόνας. Επειδή λοιπόν οι συνολικές κρούσεις στο παράθυρο της φωτοκορυφής δηλαδή το αθροισμα I και I_+ είναι συνήθως σχετικά χαμηλό για τα περισσότερα στοιχεία εικόνας, ο στατιστικός θόρυβος θα είναι αρκετά υψηλός. Για το λόγο αυτό συνήθως η εικόνα S υπόκειται σε φίλτρο

διέλευσης χαμηλών συχνοτήτων (Low Pass Filtering) πριν αφαιρεθεί από την αρχική εικόνα I.

Η μέθοδος αυτή μπορεί να εφαρμοστεί τόσο σε στατικά όσο και σε τομογραφικά σπινθηρογραφήματα. Η μέθοδος αυτή απαιτεί την πειραματική εύρεση κάποιων παραμέτρων ενώ δεν μπορούμε να ισχυρισθούμε ότι διακρίνεται για την απλότητά της.

6.6 Μέθοδος κλάσματος διπλού παραθύρου φωτοκορυφής (Channel Ratio Method)

Η μέθοδος αυτή απαιτεί όπως και η προηγούμενη τη συλλογή φωτονίων σε δύο παράθυρα I₋ και I₊ που προκύπτουν εάν διχοτομήσουμε το κλασσικό παράθυρο φωτοκορυφής (βλ. Σχ.Ι.6.3). Θεωρούμε ότι κάθε υποπαράθυρο αποτελείται από μια συνιστώσα μη σκεδασμένων φωτονίων U και μια συνιστώσα σκεδασμένων φωτονίων S:

$$I_{-}=U_{-}+S_{-} \quad (\text{A}) \quad \text{και} \quad I_{+}=U_{+}+S_{+} \quad (\text{B})$$

Η βασική υπόθεση αυτής της μεθόδου είναι ότι ο λόγος των μη σκεδασμένων φωτονίων σε κάθε υποπαράθυρο όπως και ο λόγος των σκεδασμένων φωτονίων είναι σταθεροί:

$$U_{-}/U_{+}=k_1 \quad (\text{Γ}) \quad \text{και} \quad S_{-}/S_{+}=k_2 \quad (\text{Δ})$$

Με δεδομένο ότι οι παράμετροι k₁ και k₂ προκύπτουν πειραματικά έχουμε 4 εξισώσεις (A,B,Γ,Δ) με 4 αγνώστους (I₋, I₊, U₋,U₊) τους οποίους μπορούμε να υπολογίσουμε. Τότε η απαλλαγμένη από σκεδασμένα φωτόνια εικόνα προκύπτει από την σχέση:

$$FI = U_{-} + U_{+} = \frac{1+k_1}{k_2-k_1} (k_2 I_{+} - I_{-}) \quad \text{Εξ.6.14}$$

Θεωρητικά k₁ ισούται με 1 αφού τα δύο υποπαράθυρα διαιρούν το παράθυρο της φωτοκορυφής και είναι συμμετρικά κείμενα της ενέργειας εκπομπής του ραδιονουκλιδίου. Όμως ανομοιογένειες στην χωρική και

ενεργειακή διακριτική ικανότητα της γ-κάμερας είναι η αιτία της μη σταθερότητας της παραμέτρου k_1 . Επίσης η υπόθεση ότι η παράμετρος k_2 είναι σταθερή για όλα τα στοιχεία εικόνας σημαίνει ότι το φάσμα των σκεδαζόμενων φωτονίων στο παράθυρο της φωτοκορυφής δεν εξαρτάται από τη θέση του στοιχείου εικόνας ούτε από τη γεωμετρία της συγκεκριμένης προβολής. Αυτή είναι μια εξαιρετικά αδύνατη θεώρηση και η ισχύς της πρέπει να ερευνηθεί με μεθόδους Monte Carlo.

Η μέθοδος αυτή μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη διόρθωση σκέδασης τόσο σε στατικά όσο και τομογραφικά σπινθηρογραφήματα. Παρουσιάζει όμως αρκετά και σημαντικά μειονεκτήματα. Ο πειραματικός προσδιορισμός των παραμέτρων k_1 και k_2 θα πρέπει να γίνει για τη συγκεκριμένη κάμερα και δεν είναι καθόλου εύκολη υπόθεση αφού οι μεταβλητές I , I_+ , U_- , U_+ δεν είναι άμεσα μετρήσιμες. Επομένως Monte Carlo μέθοδοι πρέπει να χρησιμοποιηθούν.

6.7 Μέθοδος ανάλυσης φάσματος σκεδασμένων φωτονίων του παραθύρου φωτοκορυφής (Photopeak energy distribution analysis)

Η μέθοδος αυτή προβλέπει τη διαίρεση του παραθύρου φωτοκορυφής σε δύο υποπαράθυρα κατά τέτοιο τρόπο ώστε το περιεχόμενο σε σκεδασμένα φωτόνια να είναι το ίδιο για καθένα από αυτά. Τότε ισχύουν οι ακόλουθες σχέσεις:

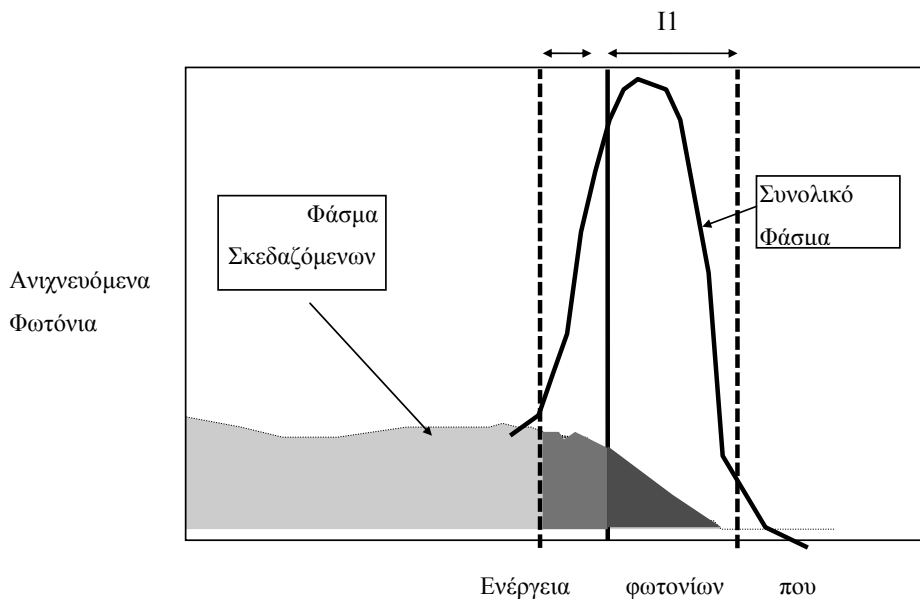
$$I=U+S=I_1+I_2 \quad (A) \quad I_1=U_1+S/2 \quad (B)$$

$$I_2=U_2+S/2 \quad (C)$$

Η απαλλαγμένη από σκεδασμένα φωτόνια εικόνα προκύπτει αν αφαιρέσουμε τις σχέσεις B και C. Το αποτέλεσμα θα είναι μια εικόνα που δεν θα περιέχει σκεδασμένα φωτόνια:

$$FI=I_1-I_2=U_1-U_2 \quad \text{Εξ.6.15}$$

από την οποία όμως θα έχουν απορριφθεί και αρκετά ασκέδαστα φωτόνια αφού η θεωρητικά ορθή εικόνα που δεν περιέχει σκεδασμένα φωτόνια προκύπτει από την εξίσωση $U=U_1+U_2$.



Σχ.Ι.6.3 Καθορισμός ενεργειακών παραθύρων που χρησιμοποιούνται κατά την εφαρμογή της μεθόδου διόρθωσης σκέδασης με ανάλυση του φάσματος της φωτοκορυφής. Οι δύο έντονα γραμμοσκιασμένες περιοχές του φάσματος έχουν το ίδιο εμβαδόν και περιέχουν ίσο αριθμό σκεδασμένων φωτονίων.

Η μέθοδος αυτή θεωρεί ότι το σχήμα του φάσματος σκέδασης μέσα στη φωτοκορυφή είναι ανεξάρτητο της θέσης του στοιχείου εικόνας και της γεωμετρίας της λαμβάνουσας προβολή και απαιτεί την εύρεση της θέσης όπου θα γίνει η τοποθέτηση της διαχωριστικής γραμμής που καθορίζει το εύρος των δύο υποπαραθύρων. Η τοποθέτηση της γραμμής αυτής είναι θεμελιώδους σημασίας και η εύρεση της ακριβούς θέσης της μπορεί να γίνει μόνο με πειράματα προσομοίωσης (Monte Carlo).

Η μέθοδος αυτή είναι αρκετά απλή και μπορεί να χρησιμοποιηθεί τόσο σε στατικά όσο και τομογραφικά σπινθηρογραφήματα. Το σημαντικότερο μειονέκτημά της είναι ότι κατά τον υπολογισμό της

ελεύθερης σκέδασης εικόνας απορρίπτει και σημαντικό αριθμό ασκέδαστων φωτονίων.

6.8 Μέθοδος αντισυνέλιξης της σκέδασης (deconvolution of scatter)

Η μέθοδος αυτή βασίζεται στη θεώρηση ότι η επίδραση του φαινομένου της σκέδασης στην εικόνα μπορεί να περιγραφεί μαθηματικά από τη συνέλιξη του αρχικού σήματος p με μια συνάρτηση s που περιγράφει το φαινόμενο σκέδασης. Το αποτέλεσμα αυτής της δράσης είναι η προβολή $p_f(t)$ που λαμβάνεται με την γ -κάμερα:

$$p_f(t) = \int p(t')b(t-t')dt' \quad \text{Εξ.6.16}$$

και αν ο τελεστής της συνέλιξης συμβολιστεί με $*$ τότε:

$$p_f = p*b \quad \text{Εξ.6.17}$$

Μια ιδιότητα του μετασχηματισμού Fourier είναι ότι η συνέλιξη δύο συναρτήσεων στον κανονικό χώρο αντιστοιχεί σε πολλαπλασιασμό στο χώρο των συχνοτήτων:

$$FT(p*b) = FT(p) \cdot FT(b) \quad \text{Εξ.6.18}$$

Εάν λοιπόν η συνάρτηση που περιγράφει τη μείωση της αντίθεσης λόγω του φαινομένου σκέδασης (blurring function) είναι γνωστή, τότε η απαλλαγμένη από την δράση του φαινομένου της σκέδασης εικόνα θα δίνεται μαθηματικά από τη σχέση:

$$p_f = FT^{-1} \left[\frac{FT(p)}{FT(b)} \right] \quad \text{Εξ.6.19}$$

Είναι προφανές ότι η διορθωμένη για τη σκέδαση τελική εικόνα p_f θα εξαρτάται ισχυρά από τη μορφή της συνάρτησης b . Η μορφή της συνάρτησης b εξαρτάται από το θεωρητικό μοντέλο που έχει υιοθετηθεί και περιγράφει τη σκέδαση. Μια απλή αλλά αρκετά ικανοποιητική προσέγγιση είναι να θεωρήσουμε ότι η συνάρτηση b περιγράφεται από ένα εκθετικό:

$b(t) = Ae^{-Bt}$ όπου t είναι η απόσταση που μετράμε στην επιφάνεια του κρυστάλλου. Οι συντελεστές A, B υπολογίζονται ως η μέση τιμή των παραμέτρων A_i και B_i που υπολογίζονται για περιπτώσεις διαφόρων κατανομών ενεργότητας και αποστάσεων.

Comment [PK1]:

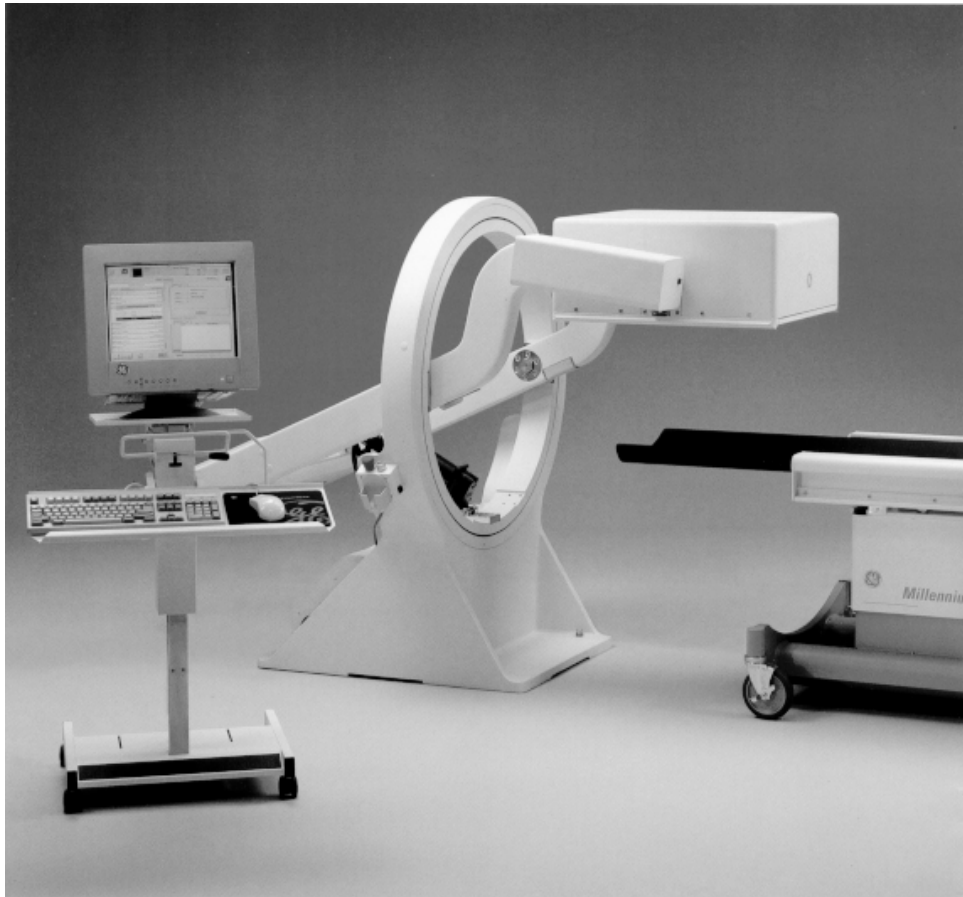
Βασική θεώρηση αυτής της μεθόδου είναι ότι η συνάρτηση b έχει την ίδια μορφή ανεξάρτητα από τη θέση του στοιχείου πάνω στην εικόνα. Όμως είναι προφανές ότι αυτό είναι μια προσέγγιση που σε ορισμένες περιπτώσεις όπου η κατανομή του ραδιοφαρμάκου είναι ισχυρά ανομοιογενής θα απέχει αρκετά από την πραγματικότητα.

II. ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

II.1 ΥΛΙΚΟ

II.1.1 Συστήματα απεικόνισης

Όλες οι στατικές σπινθηρογραφικές λήψεις που πραγματοποιήθηκαν στα πλαίσια της παρούσας εργασίας έγιναν με το σύστημα Millennium MPS (GE,



Εικόνα II.1.1 Απεικονιστικό σύστημα GE Millennium.

Milwaukee, Wisconsin, USA) του Εργαστηρίου Πυρηνικής Ιατρικής του Τομέα Ακτινολογίας (Εικόνα II.1.1). Το εξελιγμένο αυτό τομογραφικό σύστημα αποτελείται από μία τετράγωνη κεφαλή διαστάσεων 402x402 mm

στερεωμένη σε ένα δακτύλιο (gantry) και 36 φωτοπολλαπλασιαστές τοποθετημένους σε τετραγωνική διάταξη (αντί της εξαγωνικής που χρησιμοποιείται στις περισσότερα εμπορικά συστήματα σπινθηρογραφικής απεικόνισης). Το σύστημα επιτυγχάνει κατά αυτόν τον τρόπο καλύτερη ευαισθησία αλλά και χωρική και ενεργειακή διακριτική ικανότητα. Το ωφέλιμο πεδίο (UFOV) είναι 370x370 mm. Όλες οι κινήσεις της κεφαλής και του τραπέζιού ελέγχονται ηλεκτρονικά.

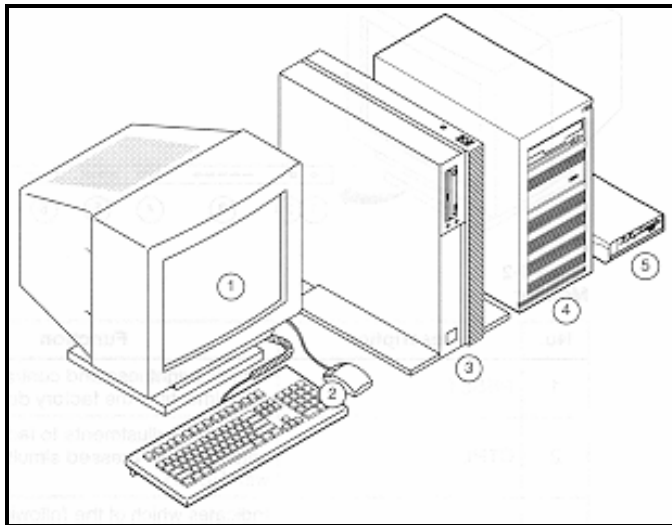


Εικόνα Π.1.2 Απεικονιστικό σύστημα GE Optima NX.

Για τις τομογραφικές σπινθηρογραφικές λήψεις που πραγματοποιήθηκαν στα πλαίσια της παρούσας εργασίας χρησιμοποιήθηκε το σύστημα SPECT Millennium MPS (GE, Milwaukee, Wisconsin, USA)

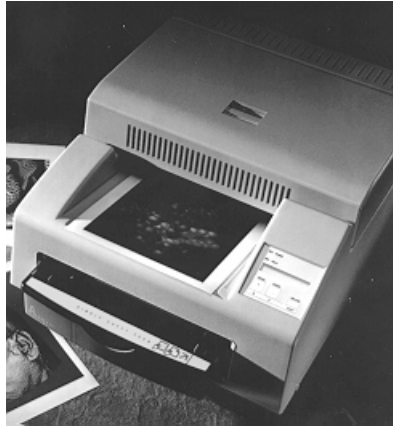
που περιγράφηκε πιο πάνω είτε το επίσης τομογραφικό σύστημα Optima NX (GE, Milwaukee, Wisconsin, USA) του Εργαστηρίου Πυρηνικής Ιατρικής του Τομέα Ακτινολογίας (Εικόνα II.1.2). Το σύστημα αυτό αποτελείται από δύο κεφαλές διαστάσεων 196x350 mm τοποθετημένες σε γωνία 90° και στερεωμένες σε δακτύλιο (gantry). Πίσω από κάθε κεφαλή βρίσκονται 37 φωτοπολλαπλασιαστές τοποθετημένοι σε εξαγωνική διάταξη και όλες οι κινήσεις των κεφαλών και του τραπέζιου ελέγχονται ηλεκτρονικά.

Τα δύο συστήματα που περιγράφηκαν πιο πάνω έχουν ένα χαρακτηριστικό που ήταν θεμελιώδους σημασίας για το σχεδιασμό της παρούσας μελέτης. Έχουν τη δυνατότητα ταυτόχρονης λήψης (μέχρι) τεσσάρων (4) εικόνων, κάθε μια σε μια διαφορετική ενεργειακή περιοχή που καθορίζεται από τον χρήστη και κάθε μια μπορεί να αποτελείται μέχρι και από τρία διαφορετικά ενεργειακά παράθυρα.



Εικόνα II.1.3 Σταθμός επεξεργασίας εικόνων Genie αποτελούμενος από 1) οθόνη 20'', 2) πληκτρολόγιο-ποντίκι, 3) κεντρική μονάδα με οδηγό CD και σκληρό δίσκο μεγάλης χωρητικότητας, 4) μαγνητο-οπτικός δίσκος και σκληρός δίσκος για επικοινωνία με ειδικό εκτυπωτή, 5) κάρτα δικτύου για διασύνδεση με τις γ κάμερες και τον εκτυπωτή.

Τα δύο συστήματα που περιγράφηκαν πιο πάνω είναι συνδεδεμένα σε δίκτυο με σταθμό επεξεργασίας Genie (GE, Milwaukee, Wisconsin, USA) όπου μεταφέρονταν όλες οι λήψεις και γινόταν η επεξεργασία, επισκόπηση και εκτύπωση των αποτελεσμάτων (Εικόνα.Π.1.3). Η εκτύπωση των αποτελεσμάτων έγινε σε εκτυπωτή υψηλής ανάλυσης Codonics NP-1600 (Meddleburg Heights, Ohio, USA) ο οποίος είναι συνδεδεμένος στο δίκτυο που προαναφέρθηκε (Εικόνα Π.1.4).



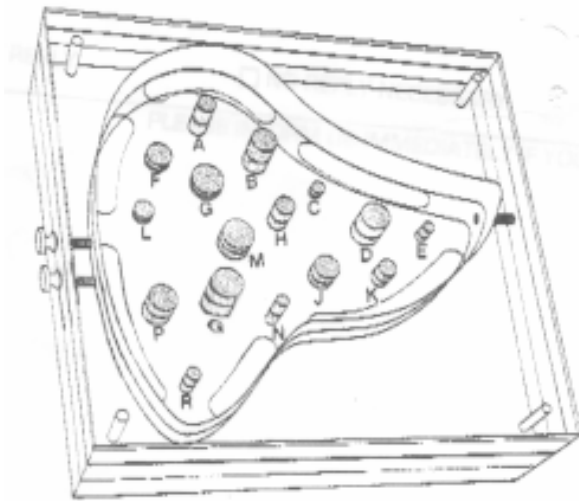
Εικόνα Π.1.4 Εκτυπωτής υψηλής διακριτικής ικανότητας Codonics NP-1600.

Π.1.2 Ομοιώματα

Π.1.2.1 Ομοίωμα ήπατος

Στη μελέτη χρησιμοποιήθηκε ένα ομοίωμα ήπατος (liver phantom) που φαίνεται στο Εικόνα Π.1.5. Το ομοίωμα αυτό αποτελείται από ένα θάλαμο σε σχήμα ήπατος πάχους 50 mm στον οποίο μπορεί να εισαχθεί ραδιενεργό διάλυμα προσομοιάζοντας το ήπαρ ασθενούς που έχει ενεθεί με ραδιοφάρμακο απεικόνισης ήπατος. Μέσα στο θάλαμο υπάρχουν δεκαέξι (16) κύλινδροι από πλαστικό διαφόρων διαστάσεων (Πίνακας Π.1.1) που αντιπροσωπεύουν ψυχρές περιοχές οι οποίοι στερεώνονται σε ένα λεπτό πλαστικό φύλλο που είναι τοποθετημένο στο θάλαμο κεντρικά. Η μια

πλευρά του ομοιώματος καλύπτεται από ένα φύλλο πλαστικού πάχους 30 mm το οποίο προσομοιάζει τον υπερκείμενο του ήπατος μαλακό ιστό.



Εικόνα II.1.5 Ομοίωμα ήπατος με βλάβες διαφόρων διαστάσεων.

ΠΙΝΑΚΑΣ II.1.1 Διαστάσεις ψυχρών περιοχών ομοιώματος ήπατος

ROI #	DxH (mmxmm)	ROI #	DxH (mmxmm)	ROI #	DxH (mmxmm)	ROI #	DxH (mmxmm)
1(Q)	20X26	5(D)	20X20	9(M)	20X14	13(G)	20X8
2(B)	16x26	6(P)	16x20	10(J)	16x14	14(F)	16x8
3(A)	12X26	7(H)	12X20	11(K)	12X14	15(L)	12X8
4(N)	8X26	8(R)	8X20	12(E)	8X14	16(C)	8X8

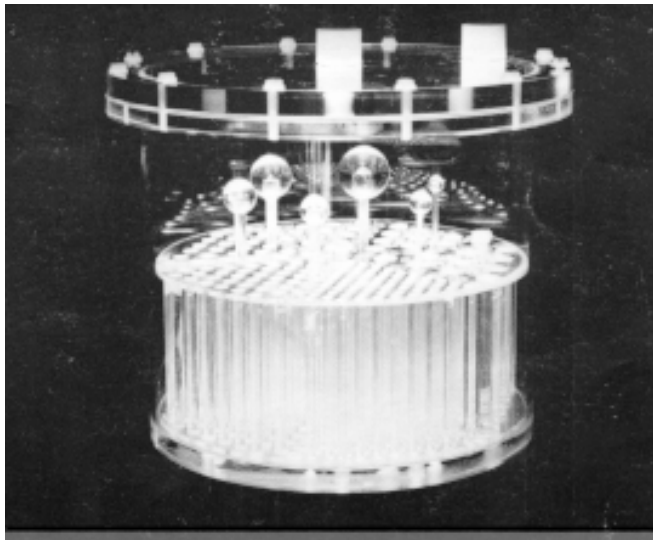
Σημείωση: ROI → περιοχή ενδιαφέροντος (Region of interest);

DxH → διάμετρος × ύψος (Diameter × height);

II.1.2.2 Ομοίωμα SPECT

Στην παρούσα μελέτη χρησιμοποιήθηκε ακόμα ένα ομοίωμα ελέγχου λειτουργίας SPECT τεχνικών Deluxe SPECT Phantom (Data Spectrum,

Chapel Hill, NC, USA). Το ομοίωμα αυτό (Εικόνα Π.1.6) αποτελείται από μία κυλινδρική δεξαμενή διαμέτρου 22 cm και ύψους 18 cm η οποία μπορεί να γεμίσει με νερό ή υδατινό ραδιενεργό διάλυμα. Μέσα στην δεξαμενή υπάρχει η δυνατότητα να τοποθετηθούν έξι (6) πλαστικά σφαιρίδια διαμέτρων 31,8-25,4-19,1-15,9-12,7 και 9,5 mm τα οποία μπορούν να προσομοιάσουν είτε ψυχρές περιοχές (αν είναι γεμάτα με καθαρό νερό) είτε θερμές περιοχές (αν είναι γεμάτα με ραδιενεργό υδατινό διάλυμα). Τα σφαιρίδια αυτά τοποθετούνται συμμετρικά γύρω από τον άξονα του κυλινδρικού ομοιώματος με τα κέντρα τους να απέχουν το ίδιο διάστημα από τη βάση του κυλίνδρου.



Εικόνα Π.1.6 SPECT ομοίωμα Jaszczak.

Π.2 ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

Π.2.1 Πρωτόκολα λήψης σταικών και τομογραφικών εικόνων

Όλες οι στατικές και τομογραφικές εικόνες, είτε επρόκειτο για εικόνες ασθενών είτε για εικόνες ομοιωμάτων, ελήφθησαν χρησιμοποιώντας κατατευθυντήρα παραλλήλων οπών γενικής χρήσης.

Για κάθε προβολή στατικής ή τομογραφικής απεικόνισης είχαμε ταυτόχρονη συλλογή τεσσάρων (4) εικόνων που αντιστοιχούσαν η κάθε μια σε μια διαφορετική ενεργειακή περιοχή. Οι τέσσερις ενεργειακές περιοχές που επιλέχθηκαν ήταν 92-116, (104 12%), 116-126 (121 4%), 126-154 (140 20%) και 154-164 keV (159 3%). Η εικόνα Α της συγκεκριμένης προβολής αντιστοιχούσε στην περιοχή 92-116 keV, η εικόνα Β στην περιοχή 116-126 keV, η εικόνα Γ στην περιοχή 126-154 keV και η εικόνα Δ στην περιοχή 154-164 keV.

Οι στατικές λήψεις τερματίζονταν όταν είχαν ανιχνευθεί 1,5 εκατομμύρια κρούσεις (1,5 Mct). Η μήτρα (matrix) εικόνας που χρησιμοποιήθηκε για όλες τις στατικές εικόνες ήταν 256x256 και η μεγένθυση (zoom) 1. Τομογραφικές λήψεις πραγματοποιήθηκαν με μήτρα εικόνας 128x128. Εξήντα-τέσσερις (64) προβολές απέχουσες το ίδιο τόξο μεταξύ τους ελήφθησαν με διάρκεια 20 sec η κάθε μια διαγράφοντας τόξο 360°. Ο συνολικός χρόνος διάρκειας μιας τομογραφικής λήψης ήταν περίπου 23 min. Η διάρκεια των τομογραφικών λήψεων είναι μεγαλύτερη από 64 λήψεις x 20 sec/λήψη=21,3 min διότι η μέθοδος λήψης των προβολών που χρησιμοποιήσαμε ήταν step and shoot δηλαδή ανάμεσα στη λήψη δύο διαδοχικών προβολών μεσολαβεί ένα «νεκρό» διάστημα όπου η κάμερα δεν ανιχνεύει κρούσεις. Το αποτέλεσμα είναι στον καθαρό χρόνο λήψεως των 64 προβολών να προστίθεται ο χρόνος που απαιτείται για την μετακίνηση της κεφαλής από τη θέση λήψης μιας προβολής στην επόμενη.

II.2.2 Τεχνικές διόρθωσης σκέδασης

Οι τεχνικές διόρθωσης σκέδασης που ερευνήθηκαν και συγκρίθηκαν ήταν η μέθοδος διόρθωσης σκέδασης διπλού ενεργειακού παραθύρου και η μέθοδος διόρθωσης τριπλού ενεργειακού παραθύρου. Οι δύο παραπάνω

μέθοδοι εφαρμόστηκαν πάνω στα ίδια ακριβώς δεδομένα λήψης ούτως ώστε να είναι εφικτή η σύγκριση των εικόνων χωρίς διόρθωση με τις αντίστοιχες διορθωμένες για τη σκέδαση εικόνες. Η μαθηματική επεξεργασία των εικόνων λήψεως και ο υπολογισμός των διορθωμένων για τη σκέδαση εικόνων με χρήση των τεχνικών ΔΕΠ και ΤΕΠ πραγματοποιήθηκε χρησιμοποιώντας το λογισμικό επεξεργασίας εικόνας που ήταν διαθέσιμο στο σταθμό εργασίας (GENIE).

II.2.1.1 Διόρθωση σκέδασης διπλού ενεργειακού παραθύρου (ΔΕΠ)

Η τεχνική διόρθωσης σκέδασης με χρήση διπλού ενεργειακού παραθύρου απαιτεί (βλ. παρ. I.4.3) την ταυτόχρονη λήψη μιας εικόνας στην περιοχή της φωτοκορυφής και μιας εικόνας στην περιοχή ενεργειών των σκεδαζόμενων κατά Compton φωτονίων. Στην παρούσα μελέτη το χρησιμοποιούμενο ραδιονουκλίδιο ήταν το Tc-99m. Συνεπώς η ΔΕΠ τεχνική εφαρμόστηκε για παράθυρο φωτοκορυφής 126-154 keV (φωτοκορυφή Tc-99m±20%=140±14 keV) και παράθυρο σκέδασης 92-126keV και πολλαπλασιαστή σκέδασης k=0,5. Η διορθωμένη για σκέδαση εικόνα (final image) FI προκύπτει από τη σχέση:

$$FI = I_{pk} - k S_c \Rightarrow$$

$$\boxed{FI = G - k (A + B)} \quad \text{Εξ. II.2.1}$$

όπου I_{pk} είναι η εικόνα του παραθύρου της φωτοκορυφής ($I_{pk}=G$), I_{sw} είναι η εικόνα που αντιστοιχεί στην περιοχή Compton ($I_{sw}=A+B$) και k είναι ο πολλαπλασιαστής σκέδασης. Η Εξ. II.5.1 σημαίνει ότι η εικόνα της περιοχής σκέδασης A προστίθεται στοιχείο προς στοιχείο (pixel-by-pixel) με την εικόνα της περιοχής σκέδασης B. Στη συνέχεια κάθε στοιχείο εικόνας πολλαπλασιάζεται με 0,5 και το αποτέλεσμα αφαιρείται στοιχείο προς στοιχείο από την εικόνα φωτοκορυφής Γ.

II.2.2.2 Διόρθωση σκέδασης τριπλού ενεργειακού παραθύρου (ΤΕΠ)

Η τεχνική διόρθωσης τριπλού ενεργειακού παραθύρου (βλ.παρ.Ι.4.4) απαιτεί την ταυτόχρονη λήψη μιας εικόνας στην περιοχή της φωτοκορυφής και δύο εικόνων που αντιστοιχούν σε δύο στενές ενεργειακές περιοχές οι οποίες βρίσκονται εκατέρωθεν του παραθύρου της φωτοκορυφής. Στην παρούσα μελέτη η τεχνική ΤΕΠ εφαρμόστηκε για παράθυρο φωτοκορυφής 126-154 keV (το κλασσικό παράθυρο 20% για το Tc-99m), κατώτερο υποπαράθυρο σκέδασης 116-126keV και ανώτερο υποπαράθυρο σκέδασης 154-164 keV. Υιοθετήσαμε την τριγωνική προσέγγιση η οποία έχει αναφερθεί ότι οδηγεί σε καλύτερα αποτελέσματα ως προς την εξάλειψη των σκεδαζόμενων φωτονίων από το παράθυρο της φωτοκορυφής. Η διορθωμένη για σκέδαση εικόνα FI προκύπτει από τη σχέση:

$$FI = I_{pk} - S_{ph} \Rightarrow$$

$$FI = I_{ph} - \frac{\frac{I_1}{w_1} - \frac{I_2}{w_2}}{2} w \quad \text{Εξ.ΙΙ.2.2}$$

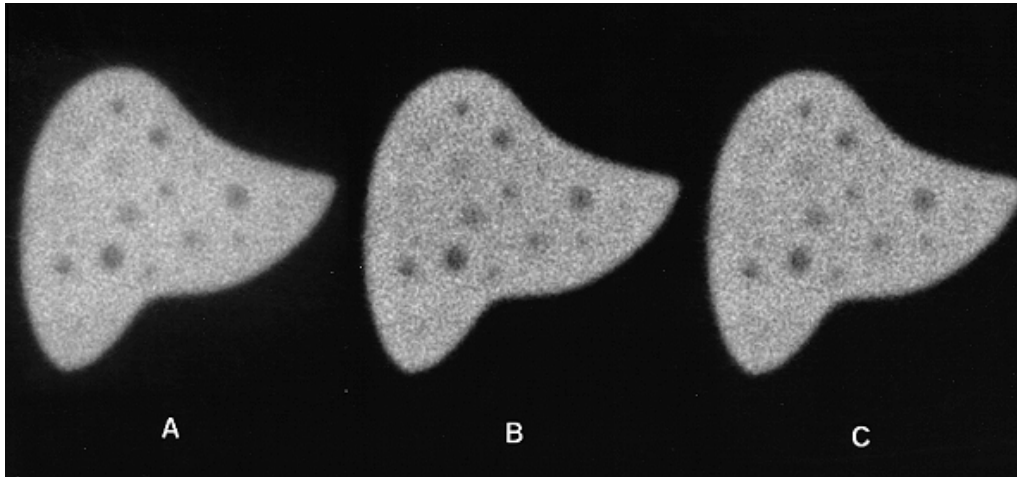
όπου I_{ph} είναι η εικόνα του παραθύρου της φωτοκορυφής ($I_{ph}=\Gamma$), S_{ph} είναι το περιεχόμενο του παραθύρου φωτοκορυφής σε σκεδαζόμενα φωτόνια, I_1 είναι η εικόνα του παραθύρου σκέδασης χαμηλών ενεργειών ($I_1=B$), I_2 είναι η εικόνα του παραθύρου σκέδασης υψηλών ενεργειών ($I_2=\Delta$), $w_1=w_2=10$ keV είναι το εύρος των παραθύρων σκέδασης και $w=28$ keV είναι το εύρος που αντιστοιχεί στο παράθυρο φωτοκορυφής.

II.2.3 Μελέτη με ομοιώματα

II.2.3.1 Μελέτη με ομοίωμα ήπατος για στατικά σπινθηρογραφήματα

Η επίδραση της διόρθωσης σκέδασης με τις μεθόδους ΔΕΠ και ΤΕΠ στην αντίθεση και το λόγο σήματος-θορύβου στα στατικά σπινθηρογραφήματα μελετήθηκε με τη βοήθεια ομοιώματος ήπατος. Στο

ομοίωμα που περιγράφηκε στην παρ.Π.1.2.1 εισάγαμε νερό και στη συνέχεια με σύριγγα εισήχθησαν 2mCi Tc-99m. Στη συνέχεια ανακινήσαμε το ομοίωμα ώστε να ομογενοποιηθεί το διάλυμα. Το ομοίωμα τοποθετήθηκε στο τραπέζι της γ-κάμερας με την παχύτερη πλευρά του ομοιώματος να είναι προς την πλευρά του ανιχνευτή. Η στατική εικόνα που λάβαμε κατά αυτόν τον τρόπο αντιστοιχεί στην εμπροσθοπίσθια προβολή που λαμβάνεται κατά το σπινθηρογράφημα ήπατος ασθενών.

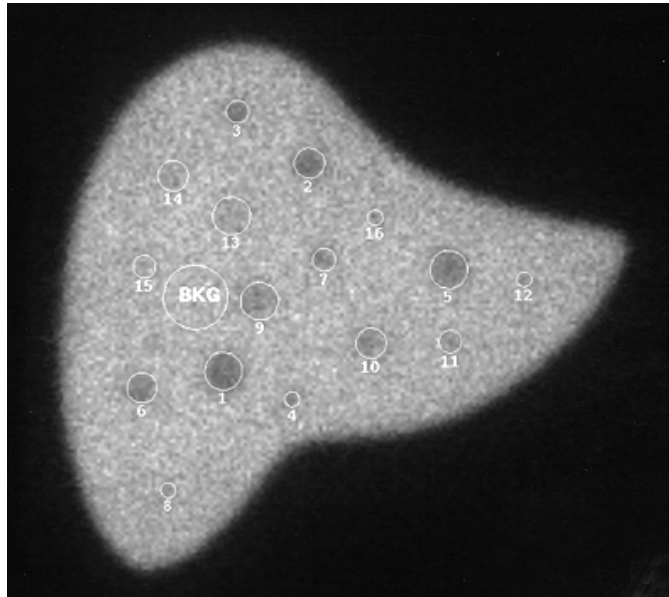


Εικόνα Π.2.1 Στατική εικόνα ομοιώματος ήπατος χωρίς διόρθωση σκέδασης (A), με διόρθωση σκέδασης ΔΕΠ (B) και με διόρθωση σκέδασης ΤΕΠ (C)

Χρησιμοποιώντας την μεθοδολογία που περιγράφηκε στις παρ.Π.2.2.1 και Π.2.2.2 υπολογίστηκε μια διορθωμένη για σκέδαση εικόνα χρησιμοποιώντας την τεχνική ΔΕΠ και μια διορθωμένη για σκέδαση εικόνα χρησιμοποιώντας την τεχνική ΤΕΠ. Η αρχική εικόνα μαζί με τις διορθωμένες για σκέδαση εικόνες φαίνονται στην Εικόνα Π.2.1.

Για κάθε μια από τις 16 ψυχρές περιοχές που απεικονίστηκαν στο στατικό σπινθηρογράφημα καθορίστηκε μια περιοχή ενδιαφέροντος (Region Of Interest: ROI). Ο καθορισμός της θέσης κάθε ROI πάνω στην

εικόνα πραγματοποιήθηκε χρησιμοποιώντας τη δυνατότητα αυτόματου καθορισμού



Εικόνα II.2.2 Περιοχές ενδιαφέροντος (ROIs) όπως καθορίστηκαν στην πρωτογενή εικόνα. Τα ROIs 1-16 αντιστοιχούν στους 16 ψυχρούς όζους του ομοιώματος ενώ το BKG αντιστοιχεί στο υπόβαθρο (background ROI).

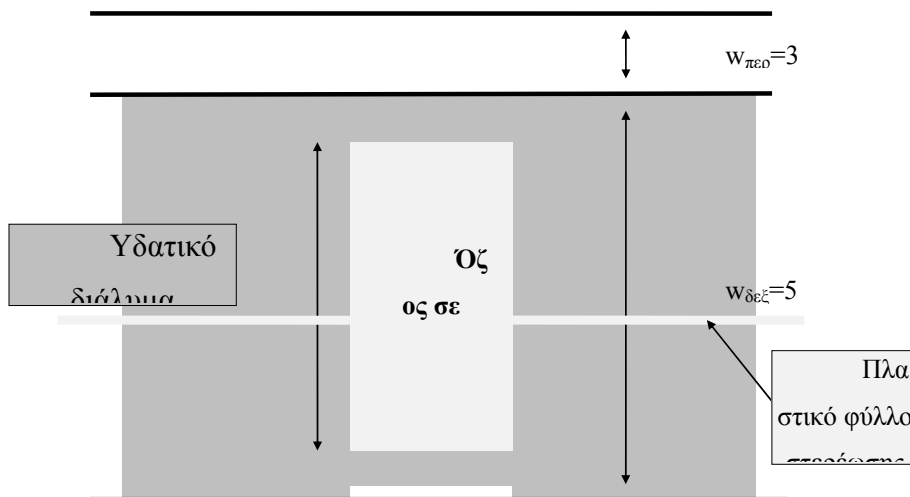
ROI με κατώφλι (Automatic Threshold) ROI που ήταν διαθέσιμη στο σταθμό επεξεργασίας εικόνων (GENIE). Το μέγεθος κάθε ROI σε στοιχεία εικόνας καθορίστηκε από το λόγο των φυσικών διαστάσεων (εμβαδόν) κάθε ψυχρής περιοχής δια του φυσικού μεγέθους (εμβαδόν) ενός στοιχείου εικόνας. Αυτό έγινε διότι η διατομή των κυλινδρικών ψυχρών όζων του ομοιώματος δεν είναι η ίδια για όλους τους όζους. Τέλος καθορίστηκε ένα ακόμα κυκλικό ROI που αντιστοιχεί στο υπόβαθρο (background) σε μια περιοχή με ομογενή ενεργότητα. Οι περιοχές ενδιαφέροντος που καθορίσαμε στην πρωτογενή (μη διορθωμένη εικόνα) και φαίνονται στην

Εικόνα Π.2.2 αντιγράφηκαν και στις δύο άλλες εικόνες στις αντίστοιχες περιοχές.

Για κάθε έναν από τους 16 όζους η μετρούμενη αντίθεση ως προς το υπόβαθρο υπολογίστηκε για κάθε εικόνα από τη σχέση:

$$C_i = \frac{R_i - R_b}{R_b} \quad \text{Εξ.Π.2.3}$$

όπου R_i και R_b είναι οι μέσοι αριθμοί κρούσεων ανά στοιχείο εικόνας (counts per pixel) για τις περιοχές ενδιαφέροντος που αντιστοιχούν στον όζο i και στο υπόβαθρο αντίστοιχα. Έτσι για κάθε όζο τρεις τιμές αντίθεσης υπολογίστηκαν: μια για την πρωτογενή, μια για την διορθωμένη κατά ΔΕΠ και μια για τη διορθωμένη κατά ΤΕΠ εικόνα.



Σχ.Π.2.1 Εγκάρσια τομή του ομοιώματος όπου φαινονται οι διαστάσεις ενός από τους κυλινδρικούς όζους καθώς και ο τρόπος στερέωσής του.

Η μετρούμενη αντίθεση για κάθε ψυχρό όζο C_i συγκρίθηκε με την πραγματική αντίθεση του όζου αυτού. Η πραγματική αντίθεση $C_{t(i)}$ για κάθε όζο i είναι η αντίθεση θέματος που υπολογίζεται με βάση τις διαστάσεις του συμπαγούς πλαστικού κυλίνδρου που είναι μέσα στη δεξαμενή του

ομοιώματος και αντιστοιχεί στο συγκεκριμένο όζο (βλ. Σχ. II.2.1) χρησιμοποιώντας τη σχέση:

$$C_{t(i)} = \frac{W_i}{W} \quad \text{Εξ. II.2.4}$$

Ο λόγος σήματος-θορύβου (Signal to Noise Ratio: SNR) υπολογίστηκε για κάθε εικόνα από τη σχέση:

$$SNR = \frac{R_b}{SD_b} \quad \text{Εξ. II.2.5}$$

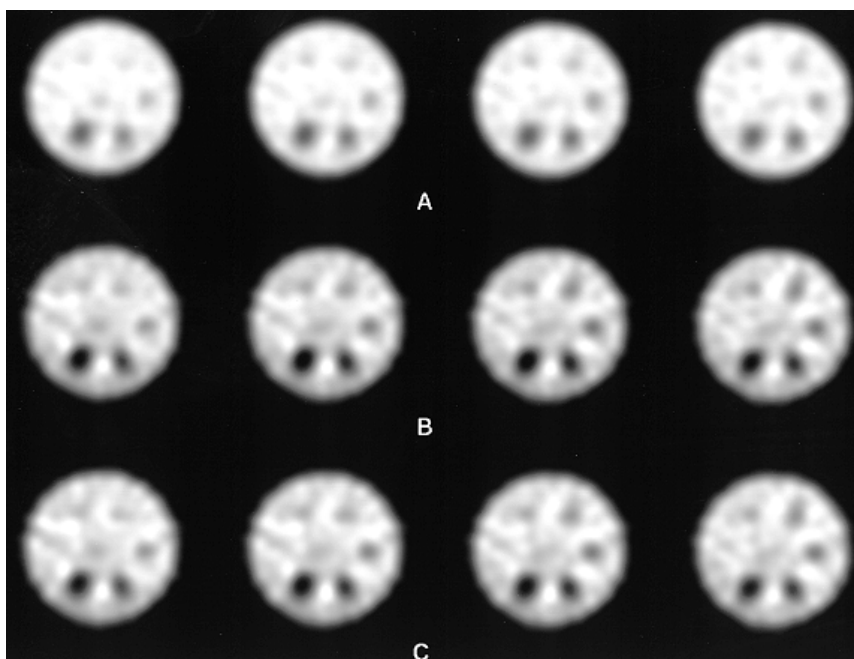
όπου R_b και SNR_b ο μέσος αριθμός κρούσεων ανά στοιχείο εικόνας και η τυπική απόκλιση (standard deviation) για το ROI υποβάθρου.

II.2.3.2 Μελέτη με ομοίωμα πιστοποίησης εικόνας για τομογραφικά σπινθηρογραφήματα

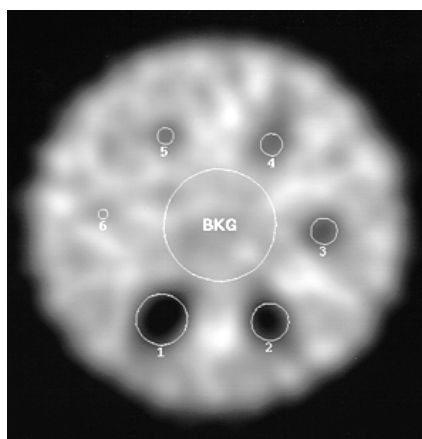
Η επίδραση της διόρθωσης σκέδασης με τις μεθόδους ΔΕΠ και ΤΕΠ στην αντίθεση και το λόγο σήματος-θορύβου στα τομογραφικά σπινθηρογραφήματα μελετήθηκε με τη βοήθεια του ομοιώματος που περιγράφηκε στην παρ. II.1.2.2. Στην κυλινδρική δεξαμενή του ομοιώματος τοποθετήθηκαν τα έξι σφαιρίδια που αντιπροσωπεύουν τους ψυχρούς όζους με τα κέντρα τους να ισαπέχουν από τη βάση της δεξαμενής και εισάγαμε νερό μέχρι η στάθμη του να απέχει 1-2 cm από την οροφή της δεξαμενής οπότε με σύριγγα εισάγαμε στο νερό ενεργότητα 15 mCi Tc-99m. Ανακινήσαμε το ομοίωμα ώστε να ομογενοποιηθεί το διάλυμα και στη συνέχεια προσθέσαμε λίγο νερό ακόμα μέχρι να πληρωθεί όλος ο όγκος της δεξαμενής. Το κυλινδρικό ομοίωμα τοποθετήθηκε στη συνέχεια στο τραπέζι της κάμερας κατά τέτοιο τρόπο ώστε ο άξονας του κυλίνδρου να συμπίπτει με τον άξονα περιστροφής της κεφαλής της κάμερας. Η τομογραφική λήψη έγινε όπως περιγράφηκε ήδη στην παρ. II.2.1. Για την ανασύσταση των πρωτογενών εικόνων χρησιμοποιήθηκε φίλτρο Butterworth με παράμετρο 0.40 και διόρθωση απορρόφησης 1ης τάξης κατά Chang (βλ. παρ. I.5.3.2A)

χρησιμοποιώντας τον συντελεστή εξασθένησης ευρείας δέσμης (broad beam geometry) για μαλακό ιστό ($\mu = 0.12 \text{ cm}^{-1}$). Για την ανασύσταση των διορθωμένων για σκέδαση προβολών χρησιμοποιήθηκε το ίδιο φίλτρο (Buterworth, 0,40) αλλά για τη διόρθωση απορρόφησης 1^{ης} τάξης κατά Chang χρησιμοποιήθηκε ο συντελεστής εξασθένησης λεπτής δέσμης (pencil beam geometry) μαλακού ιστού ($\mu=0.15 \text{ cm}^{-1}$). Κατά αυτόν τον τρόπο παράγαμε τρεις σειρές εγκάρσιων τομών: μια που αντιστοιχούσε στις πρωτογενείς προβολές (A), μια που αντιστοιχούσε στις διορθωμένες για σκέδαση με την τεχνική ΔΕΠ προβολές (B) και μια που αντιστοιχούσε στις διορθωμένες για σκέδαση με την τεχνική ΤΕΠ προβολές (C). Τέσσερις τομές από κάθε σειρά φαίνονται στην εικόνα Εικ.Π.2.3.

Στη συνέχεια από τις εγκάρσιες τομές κάθε σειράς επιλέξαμε αυτήν που διέρχεται από τα κέντρα των σφαιρικών όζων με κριτήριο το μέγεθος των απεικονιζόμενων όζων (στην τομή που διέρχεται από το κέντρο των σφαιρικών όζων οι όζοι θα απεικονίζονται μεγαλύτεροι). Χρησιμοποιώντας την ίδια τεχνική καθορισμού περιοχών ενδιαφέροντος όπως και στις στατικές εικόνες (βλ. παρ Π.2.3.1) καθορίσαμε 6 ROIs ένα για κάθε ψυχρή περιοχή και 1 ROI υποβάθρου σε μια περιοχή ομογενούς ενεργότητας όπως φαίνεται στην εικόνα Εικ.Π.2.4. Ακριβώς οι ίδιες περιοχές ενδιαφέροντος καθορίστηκαν και στις άλλες δύο αντίστοιχες εικόνες.



Εικόνα Π.2.3 Εγκάρσιες τομές του SPECT ομοιώματος όπως παράχθηκαν από τις πρωτογενείς προβολές (A), τις διορθωμένες με τεχνική ΔΕΠ προβολές (B) και τις διορθωμένες με τεχνική ΤΕΠ προβολές.



Εικόνα Π.2.4 Καθορισμός περιοχών ενδιαφέροντος στην εγκάρσια τομή που διέρχεται από το κέντρο των σφαιρικών όζων από τη σειρά τομών που προέρχονται από τις πρωτογενείς προβολές. ROIs 1-6 αντιστοιχούν στους 6 ψυχρούς όζους και BKG είναι το ROI υποβάθρου.

Η τιμή της αντίθεσης για κάθε ψυχρή περιοχή υπολογίστηκε χρησιμοποιώντας την Εξ. II.2.3 ενώ ο λόγος σήματος θορύβου υπολογίστηκε για κάθε μια από τις τρεις συγκρινόμενες εικόνες χρησιμοποιώντας την Εξ. II.2.5.

II.2.4 Μελέτη με ασθενείς

II.2.4.1 Ασθενείς

Στη παρούσα μελέτη συμμετείχαν τριανταδύο (32) ασθενείς οι οποίοι παραπέμφθηκαν στο Εργαστήριο Πυρηνικής Ιατρικής για περαιτέρω μελέτη βλαβών στο ήπαρ που είχαν ανιχνευθεί με υπολογιστική τομογραφία ή/και υπέρηχο και ήταν συμβατές με αιμαγγείωμα. Κατά τη διάρκεια των τελευταίων δύο δεκαετιών η απεικόνιση με υπολογιστική τομογραφία (computed tomography : CT), η απεικόνιση με υπέρηχους (ultrasound : US) και η απεικόνιση με πυρηνικό μαγνητικό συντονισμό (magnetic resonance imaging : MRI) έχουν χρησιμοποιηθεί σχεδόν αποκλειστικά για την ανίχνευση χωροκατακτητικών εξεργασιών ήπατος δεδομένου ότι με αυτές τις απεικονιστικές μεθόδους μπορούν να ανιχνευθούν βλάβες πολύ μικρού μεγέθους (λίγα χιλιοστά) που δύσκολα μπορούν να ανιχνευθούν ακόμα και με τα τελευταία μοντέλα τομογραφικών σπινθηρογράφων λόγω της μειωμένης χωρικής διακριτικής ικανότητας που χαρακτηρίζει όλα τα συστήματα απεικόνισης μέσω σπινθηρισμών. Από την άλλη πλευρά το σπινθηρογράφημα ήπατος διατηρεί μια μοναδική ικανότητα να δίνει πληροφορίες σχετικές με τις λειτουργικές ιδιότητες των ηπατικών βλαβών. Συνεπώς το σπινθηρογράφημα παραμένει ένα χρήσιμο όπλο για το χαρακτηρισμό ηπατικών βλαβών που είναι δύσκολο να επιτευχθεί με την χρήση άλλων απεικονιστικών τεχνικών. Ειδικότερα στην περίπτωση αιμαγγειώματος ο συνδυασμός σπινθηρογραφήματος κολλοειδούς με σπινθηρογράφημα μετά από επισήμανση ερυθρών αποτελεί την πλέον

αξιόπιστη λύση για να επιβεβαιωθεί η συγκεκριμένη βλάβη. Προφανώς εάν η διακριτική ικανότητα του ηπατικού σπινθηρογραφήματος αυξανόταν η αξία του ως μέσο χαρακτηρισμού ηπατικών βλαβών θα πολλαπλασιάζονταν.

Η ηλικία των ασθενών που συμμετείχαν στη μελέτη ήταν 31-55 ετών με μέση τιμή τα 45 έτη. Από αυτούς (15) ήταν άνδρες και δεκαεπτά (17) γυναίκες. Εικοσιέξι (26) ασθενείς είχαν μονήρεις βλάβες και δύο (2) πολλαπλές βλάβες. Η ύπαρξη των εικόνων από την εξέταση με υπέρηχους και σε πολλές περιπτώσεις η ύπαρξη των εικόνων από την υπολογιστική τομογραφία στην οποία είχαν υποβληθεί κάποιοι από τους συμμετέχοντες στη μελέτη ασθενείς, μας έδωσε την δυνατότητα να γνωρίζουμε το μέγεθος των απεικονιζόμενων βλαβών. Οι διαστάσεις των παρατηρηθέντων όζων κυμαινόταν από 7-47 mm.

II.2.4.2 Το πρωτόκολο που χρησιμοποιήθηκε

Οι ασθενείς που συμμετείχαν στη παρούσα μελέτη υποβλήθηκαν σε σπινθηρογράφημα ήπατος τόσο με κολλοειδές όσο και με ραδιοϊσοτοπική επισήμανση ερυθρών αιμοσφαιρίων. Αρχικά υποβλήθηκαν σε σπινθηρογράφημα ήπατος με κολλοειδές (Tc-99m tin colloid, Amersham International, UK). Η δόση που χορηγήθηκε σε όλους τους ασθενείς ήταν ενεργότητας 5mCi. Είκοσι (20) min μετά την ένεση του ραδιοφαρμάκου ελήφθησαν μια πρόσθια, μια δεξιά πλάγια και μία οπίσθια προβολή. Η μήτρα που χρησιμοποιήθηκε ήταν 256×256, η μεγέθυνση (zoom) 1 και ο τερματισμός της κάθε λήψης καθορίστηκε να συμβαίνει όταν είχαν συλλεχθεί 1,5 εκατομμύρια κρούσεις. (1,5 Mcf). Ακολούθησε μια τομογραφική (SPECT) λήψη. Η τομογραφία περιελάμβανε τη λήψη 64 προβολών που ήταν ισαπέχουσες (πάνω στο κυκλικό τόξο διαγραφής) και η μήτρα εικόνας που χρησιμοποιήθηκε ήταν 128×128. Η μέθοδος λήψης ήταν step-and-shoot δηλ. ανάμεσα στη λήψη δύο διαδοχικών προβολών μεσολαβούσε ένα διάστημα κατά το οποίο η κάμερα δεν κατέγραφε

κρούσεις. Η λήψη κάθε προβολής διαρκούσε 20 s με αποτέλεσμα ο συνολικός χρόνος εξέτασης να είναι περίπου 23 min.

Μετά την πάροδο τουλάχιστον 24 ωρών από την απεικόνιση με κολλοειδές οι ασθενείς υποβλήθηκαν επιπλέον σε σπινθηρογράφημα με επισημασμένα ερυθρά (Red Blood Cell scintigraphy). Για την επισήμανση των ερυθρών χρησιμοποιήθηκε in vivo τεχνική με 20mCi Tc-99m υπερτεχνητικό (Amersham International, UK). Μια δυναμική μελέτη ελήφθη με ρυθμό 1 εικόνα/3 sec για διάστημα 90sec. Αμέσως μετά μια στατική εικόνα ελήφθη για την προβολή στην οποία η βλάβη απεικονίζεται καλύτερα στο σπινθηρογράφημα του κολλοειδούς. Η μήτρα εικόνας που χρησιμοποιήθηκε τόσο κατά τη λήψη της στατικής όσο και της δυναμικής μελέτης ήταν 128×128 ενώ η μεγέθυνση (zoom) ήταν 1. Η στατική λήψη τερματιζόταν όταν είχαν συλλεχθεί 1,5 εκατομμύριο κρούσεις. Μια επιπλέον στατική εικόνα ελήφθη δύο (2) ώρες μετά τη λήψη της πρώτης. Τέλος μετά τη δίωρη λήψη πραγματοποιήσαμε μια τομογραφική (SPECT) λήψη άδοδαϊόμενη από 64 ισαπέχουσες προβολές με διάρκεια 20s η καθεμιά, μήτρα εικόνας 128×128 και μεγέθυνση 1.

Τόσο οι στατικές όσο και οι τομογραφικές μελέτες πραγματοποιήθηκαν με η χρήση κατευθυντήρα γενικής χρήσης (General purpose collimator) σε όποια κάμερα (Millenium ή Optima) και αν χρησιμοποιούσαμε.

II.2.4.3 Επιλογή εικόνων που συμμετείχαν στη μελέτη

Ανάμεσα στις στατικές εικόνες με κολλοειδές κάθε ασθενούς επιλέξαμε μόνο την προβολή στην οποία η βλάβη απεικονίζεται καλύτερα. Οι δυναμικές μελέτες με επισήμανση ερυθρών (RBC) εξαιρέθηκαν από τη περαιτέρω μελέτη. Επίσης οι καθυστερημένες στατικές και τομογραφικές λήψεις με επισήμανση ερυθρών 9 ασθενών των οποίων η βλάβη αποδείχτηκε ότι ήταν αιμαγγείωμα εξαιρέθηκαν επίσης διότι στις περιπτώσεις αιμαγγειώματος οι ψυχροί όζοι (βλάβες) πληρώνονται μετά

από ένα χρονικό διάστημα από 20-60 min με αποτέλεσμα οι ψυχρές περιοχές που εμφανίζονται στην αρχική λήψη με επισημασμένα ερυθρά να εξαφανίζονται στην καθυστερημένη λήψη είτε ακόμα και να εμφανίζονται ως θερμές περιοχές. Η εξαίρεση των καθυστερημένων λήψεων με επισημασμένα ερυθρά στις περιπτώσεις αιμαγγειώματος έγινε για να διασφαλιστεί το γεγονός ότι σε κάθε εικόνα που συμμετείχε στη μελέτη απεικονιζόταν τουλάχιστον μια βλάβη. Συνολικά σαράντα-μία (41) βλάβες απεικονιζόμενες σε τριάντα-εννέα (39) στατικές εικόνες και είκοσι-τέσσερις (24) βλάβες απεικονιζόμενες σε είκοσι-μία (21) εγκάρσιες SPECT εικόνες συμμετείχαν στη μελέτη.

Για κάθε πρωτογενή στατική εικόνα που συμμετείχε στη μελέτη υπολογίστηκαν οι διορθωμένες για τη σκέδαση εικόνες με τις τεχνικές ΔΕΠ και ΤΕΠ. Το σύνολο των εικόνων ($3 \times 39 = 117$) εξετάστηκε από τέσσερις έμπειρους πυρηνικούς ιατρούς. Οι εικόνες παρουσιάζονταν με τυχαία σειρά στην οθόνη του σταθμού εργασίας χρησιμοποιώντας το σχήμα χρωμάτων που προτείνει ο κατασκευαστής. Στη συνέχεια η χρωματική κλίμακα καθοριζόταν ανάλογα με την επιθυμία του παρατηρητή. Από κάθε παρατηρητή ζητήθηκε να διακρίνει αν υπάρχει βλάβη και να καθορίσει το βαθμό εμπιστοσύνης σε μια κλίμακα από το 1 έως το 5 σε κάθε βλάβη που ανιχνεύει, με το 1 και το 5 να αντιστοιχούν σε μια δυσδιάκριτη και μια ευδιάκριτη βλάβη αντίστοιχα. Εάν ο παρατηρητής αποτύγχανε να διακρίνει μια βλάβη, ο βαθμός που αποδίδονταν στη βλάβη αυτή ήταν 0. Για κάθε εικόνα οι βαθμοί που δίνονταν σε μια βλάβη από τους παρατηρητές αθροίζονταν και εξαγόταν η μέση τιμή. Τελικά για κάθε βλάβη είχαμε τρεις (μέσους) βαθμούς: έναν που αντιστοιχούσε στην πρωτογενή εικόνα και δύο που αντιστοιχούσαν στις διορθωμένες για σκέδαση εικόνες χρησιμοποιώντας τις τεχνικές ΔΕΠ και ΤΕΠ αντίστοιχα.

Η ίδια ακριβώς διαδικασία ακολουθήθηκε και για το σύνολο ($3 \times 21 = 63$) των SPECT εικόνων. Οι τομές παρουσιάζονταν στην οθόνη του

σταθμού εργασίας. Οι παρατηρητές είχαν την ευχέρεια να διαλέξουν τη χρωματική κλίμακα που επιθυμούσαν και να αλλάζουν τη διάταξη των τομών.

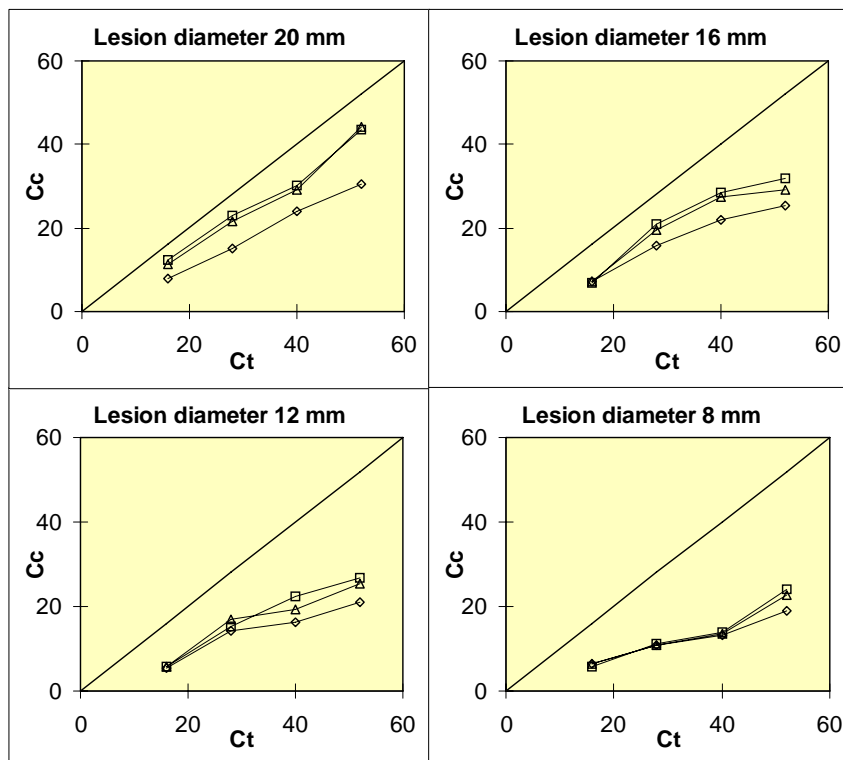
Για τη σύγκριση μεταξύ της σειράς των βαθμών που αποδόθηκαν στις βλάβες όπως αυτές απεικονίζονται στις πρωτογενείς εικόνες με τις δύο σειρές των βαθμών που αντιστοιχούν στις διορθωμένες για σκέδαση εικόνες εφαρμόζοντας τις τεχνικές ΔΕΠ και ΤΕΠ αντίστοιχα, χρησιμοποιήσαμε τη στατιστική δοκιμασία paired t-test.

II.3 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

II.3.1 Μελέτη με ομοιώματα

II.3.1.1 Στατικές εικόνες

Στην Εικ. II.3.1 φαίνονται οι γραφικές παραστάσεις της μετρούμενης αντίθεσης, όπως υπολογίζεται από τη σχέση Εξ. II.2.3 ως προς την πραγματική αντίθεση όπως υπολογίζεται από τη σχέση Εξ. II.2.4 (βλ. και Σχ. II.2.1). Κάθε γραφική παράσταση αντιστοιχεί σε μια συγκεκριμένη διάμετρο κυλινδρικών βλαβών.



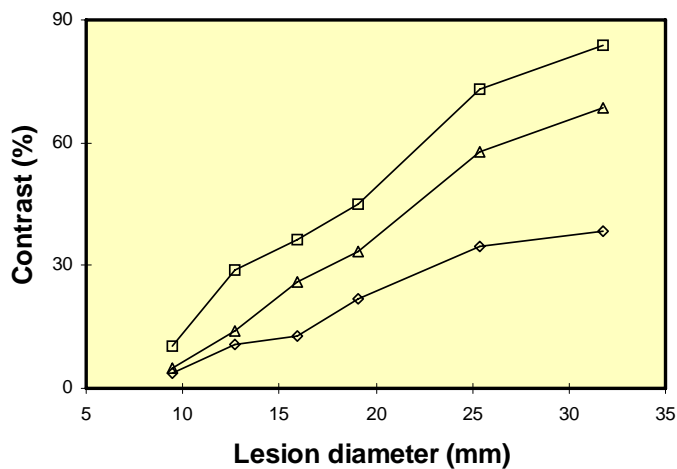
Εικόνα II.3.1 Γραφικές παραστάσεις μετρούμενης στην εικόνα αντίθεσης (C_i) ως προς την πραγματική (C_t) για τις διάφορες τιμές της διαμέτρου των βλαβών. Σε κάθε γράφημα φαίνεται η γραμμή ταυτότητας ($C_i=C_t$) και οι τιμές της αντίθεσης κάθε βλάβης όπως υπολογίζονται στην πρωτογενή εικόνα (\diamond), στη διορθωμένη με τεχνική $\Delta E\Pi$ εικόνα (\square) και στη διορθωμένη κατά TEΠ εικόνα (Δ).

Είναι φανερό ότι η τιμή της αντίθεσης για μια συγκεκριμένη βλάβη βελτιώνεται όταν η εικόνα διορθώνεται για τη σκέδαση, με την τεχνική ΔΕΠ να βελτιώνει την αντίθεση ελαφρά περισσότερο. Το φαινόμενο της ενίσχυσης της αντίθεσης είναι πιο έντονο για τους ψυχρούς όζους μεγάλων διαστάσεων και εξασθενεί όσο οι διαστάσεις των όζων μειώνονται. Η βελτίωση της αντίθεσης έχει ένα τίμημα που είναι η υποβάθμιση του λόγου σήματος-θορύβου (SNR). Ο λόγος σήματος θορύβου υποβαθμίζεται σύμφωνα με την παρούσα μελέτη κατά ένα παράγοντα 0.63 ως προς το λόγο SNR της πρωτογενούς εικόνας όταν χρησιμοποιείται η τεχνική διόρθωσης σκέδασης ΔΕΠ και κατά ένα παράγοντα 0,67 όταν χρησιμοποιείται η τεχνική ΤΕΠ. Η τεχνική ΔΕΠ φαίνεται λοιπόν να βελτιώνει ελαφρώς περισσότερο την αντίθεση υποβαθμίζοντας όμως ταυτόχρονα το λόγο σήματος θορύβου εντονότερα.

II.3.1.2 Τομογραφικές (SPECT) εικόνες

Έντονη βελτίωση της αντίθεσης με την οποία απεικονίζονται ψυχρές βλάβες παρατηρήθηκε και στις SPECT εικόνες που προήλθαν από προβολές που είχαν διορθωθεί για τη σκέδαση. Στο γράφημα της εικόνας II.3.2 φαίνονται οι τιμές της αντίθεσης για τα διάφορα μεγέθη (διαμέτρους) των σφαιρικών βλαβών. Σε σχέση με την τεχνική ταυτόχρονης διόρθωσης σκέδασης και απορρόφησης με χρήση ελαφρώς μειωμένου συντελεστή εξασθένισης ($\mu=0.12 \text{ cm}^{-1}$), η τεχνική με εφαρμογή διόρθωσης σκέδασης ΔΕΠ και εφαρμογή διόρθωσης απορρόφησης με το πραγματικό συντελεστή εξασθένισης ($\mu=0.12 \text{ cm}^{-1}$) βελτιώνει την αντίθεση κατά ένα μέσο παράγοντα 2.4 ενώ αν αντί της διόρθωσης ΔΕΠ χρησιμοποιηθεί διόρθωση ΤΕΠ η αντίθεση βελτιώνεται κατά ένα μέσο παράγοντα 1,7. Ταυτόχρονα, όπως συμβαίνει και με τις στατικές εικόνες, παρατηρήσαμε υποβάθμιση του λόγου σήματος θορύβου σε σχέση με την τιμή του λόγου όταν χρησιμοποιείται η τεχνική μειωμένης τιμής του συντελεστή εξασθένισης

που ήταν κατά ένα παράγοντα 0,60 ή 0,64 όταν χρησιμοποιήθηκε η τεχνική ΔΕΠ ή ΤΕΠ αντίστοιχα.



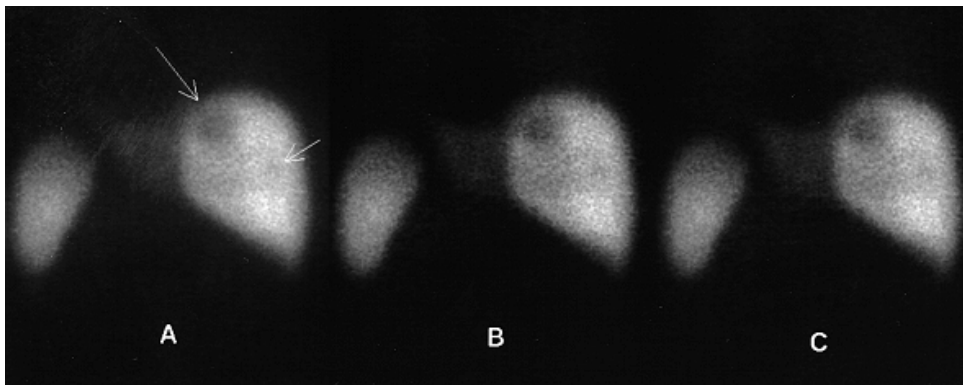
Εικόνα Π.3.2 Γραφικές παραστάσεις μετρούμενης στην εικόνα αντίθεσης ως προς την διάμετρο των βλαβών. Φαίνονται οι τιμές αντίθεσης κάθε βλάβης όπως υπολογίζονται στην εγκάρσια τομή που παράγεται με χρήση: μειωμένης τιμής του συντελεστή εξασθένισης στις πρωτογενείς εικόνες (◇), κανονικής τιμής του συντελεστή εξασθένισης στις διορθωμένες με τεχνική ΔΕΠ προβολές (□) κανονικής τιμής του συντελεστή εξασθένισης στις διορθωμένες με τεχνική ΤΕΠ προβολές (Δ).

Π.3.2 Μελέτη με ασθενείς

Π.3.2.1 Στατικές εικόνες

Στην Εικόνα Π.3.3 φαίνεται η πρωτογενής μαζί με τις δύο διορθωμένες για σκέδαση χρησιμοποιώντας τις τεχνικές ΔΕΠ και ΤΕΠ οπίσθιες στατικές εικόνες που ελήφθησαν κατά το σπινθηρογράφημα ήπατος με κολλοειδές. Ο ασθενής εμφάνιζε δύο βλάβες (εντοπισμένες με αξονική τομογραφία) διαστάσεων 30 και 12 mm. Για τις στατικές εικόνες βρέθηκε ότι η εφαρμογή τόσο της τεχνικής διόρθωσης σκέδασης με χρήση ΔΕΠ όσο και της τεχνικής διόρθωσης σκέδασης με χρήση ΤΕΠ οδηγεί σε στατιστικώς βελτιωμένες βαθμολογίες των απεικονιζόμενων βλαβών σε

σχέση με την αντίστοιχη της πρωτογενούς εικόνας. Το επίπεδο εμπιστοσύνης ήταν $p=0.029$ όταν εφαρμόστηκε η μέθοδος ΔΕΠ και $p=0.016$ όταν εφαρμόστηκε η μέθοδος ΤΕΠ. Η στατιστικώς σημαντική βελτίωση της βαθμολογίας των διορθωμένων για τη σκέδαση εικόνων ερμηνεύεται ως βελτίωση της ικανότητας του παρατηρητή να διακρίνει ψυχρές βλάβες. Επίσης δεν παρατηρήθηκε στατιστικώς σημαντική διαφορά μεταξύ των βαθμολογιών των διορθωμένων με τη τεχνική ΔΕΠ και με την τεχνική ΤΕΠ εικόνων ($p=0.889$).

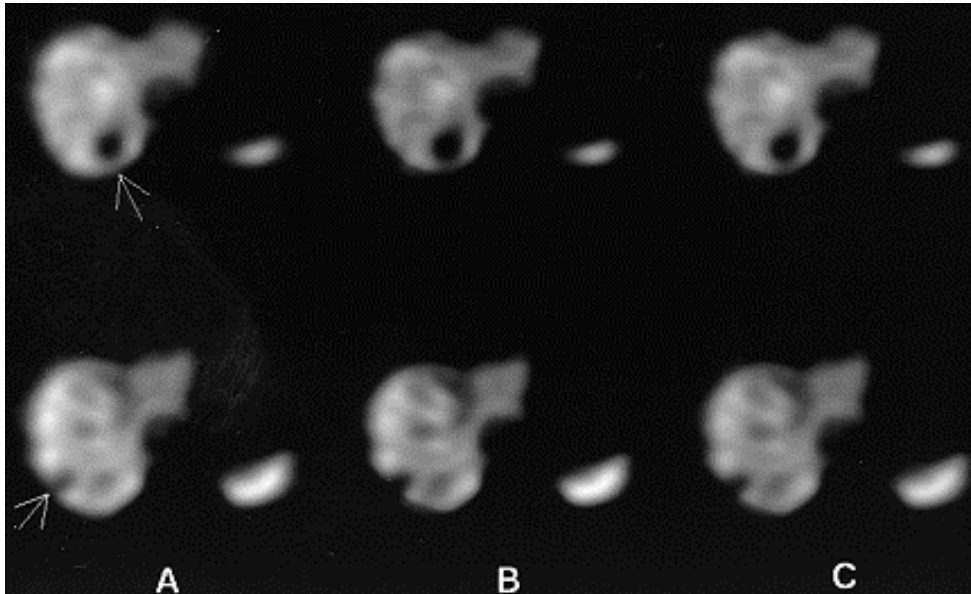


Εικόνα II.3.3 Οπίσθια προβολή ασθενούς με δύο βλάβες διαστάσεων 30 και 12 mm. Φαίνονται η πρωτογενής εικόνα (A), η διορθωμένη για τη σκέδαση με τεχνική ΔΕΠ εικόνα (B) και η διορθωμένη για τη σκέδαση με τεχνική ΤΕΠ εικόνα (C). Τα βέλη υποδεικνύουν τις θέσεις των δύο βλαβών

II.3.1.2 Τομογραφικές (SPECT) εικόνες

Στην Εικόνα II.2.4 φαίνονται οι δύο εγκάρσιες (SPECT) τομές του ίδιου ασθενούς (βλ. Εικόνα II.2.3) που προέρχονται από την τομογραφική μελέτη με κολλοειδές, όπως παράγονται με την τεχνική μειωμένης τιμής συντελεστού εξασθένισης και τις τεχνικές διόρθωσης σκέδασης ΔΕΠ και ΤΕΠ με χρήση της κανονικής τιμής του συντελεστού εξασθένισης μ . Όπως και στις στατικές εικόνες παρατηρήθηκε στατιστικώς σημαντική βελτίωση

της βαθμολογίας των ψυχρών βλαβών όπως απεικονίζονται στις εγκάρσιες τομές τόσο όταν χρησιμοποιήθηκε η τεχνική ΔΕΠ ($p=0.019$) όσο και όταν χρησιμοποιήθηκε η τεχνική ΤΕΠ ($p=0.012$) σε σχέση με τη βαθμολογία των ψυχρών βλαβών όπως απεικονίζονται στις εγκάρσιες τομές που παράγονται με τη μέθοδο μειωμένης τιμής του συντελεστή εξασθένισης. Οι δύο τεχνικές δεν διέφεραν στατιστικώς σημαντικά μεταξύ τους, ως προς την βελτίωση της ανιχνευσιμότητας ψυχρών βλαβών ($p=0.906$).



Εικόνα II.3.4 Εγκάρσιες τομές ασθενούς με δύο βλάβες διαστάσεων 30 και 12 mm που υποδεικνύονται από τα βέλη. Φαίνονται οι τομές που λαμβάνονται: με τη μέθοδο μειωμένης τιμής συντελεστού εξασθένισης (A), με τη μέθοδο διόρθωσης σκέδασης ΔΕΠ και χρήση της κανονικής τιμής του συντελεστή μ (B) και με τη μέθοδο διόρθωσης σκέδασης ΤΕΠ και χρήση της κανονικής τιμής του συντελεστή μ (C).

II.4 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ-ΣΥΖΗΤΗΣΗ

II.4.1 Μέθοδοι διόρθωσης απορρόφησης - σκέδασης και κλινική πράξη

Είναι γεγονός ότι υπάρχουν αρκετές μέθοδοι διόρθωσης σκέδασης ή/και απορρόφησης που έχουν προταθεί τα τελευταία χρόνια, (βλ. κεφ.Ι.5 και Ι.6) Καμιά όμως από αυτές δεν έχει περάσει το κατώφλι της καθολικής αποδοχής από την επιστημονική κοινότητα. Αυτό αποδεικνύεται από το γεγονός ότι στα περισσότερα σύγχρονα συστήματα σπινθηρογραφικής απεικόνισης το θέμα της διόρθωσης απορρόφησης ή/και σκέδασης δεν αντιμετωπίζεται. Βέβαια τα τελευταία χρόνια έχουν εμφανιστεί συστήματα σπινθηρογραφικής τομογραφίας (SPECT) που έχουν ως επιλογή για τον χρήστη την εφαρμογή κάποιας από τις μεθόδους διόρθωσης σκέδασης (SIEMENS, ELSCINT) ή απορρόφησης (GENERAL ELECTRIC). Όμως αυτό δεν μπορεί να θεωρηθεί ικανό αποδεικτικό στοιχείο για την καθολική αποδοχή των μεθόδων αυτών από το σύνολο των απασχολούμενων στο χώρο της Πυρηνικής Ιατρικής είτε είναι Ιατροί είτε Φυσικοί Ιατρικής. Οι σημαντικότεροι λόγοι του έντονου σκεπτικισμού όσον αφορά την είσοδο τέτοιων μεθόδων διόρθωσης στην κλινική πράξη μέσω εμπορικών εφαρμογών είναι τρεις.

1. Η ικανότητα βελτίωσης της εικόνας μέσω της εφαρμογής μιας εκ των μεθόδων διόρθωσης είναι ανάλογη του βαθμού πολυπλοκότητας της μεθόδου αυτής. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα να αυξάνονται οι απαιτήσεις των συστημάτων επεξεργασίας σε υπολογιστική ισχύ, πράγμα που συνήθως αποτελεί πρόβλημα για τις κατασκευάστριες εταιρείες.
2. Απλές μέθοδοι διόρθωσης που μπορούν να εφαρμοσθούν αξιοποιώντας δυνατότητες του συστήματος ανίχνευσης που προϋπήρχαν της εμφάνισης των μεθόδων διόρθωσης απορρόφησης και σκέδασης απαιτούν επιπλέον επεξεργασία την οποία επωμίζεται ο χρήστης.

3. Το σύνολο των πυρηνικών Ιατρών έχει συνηθίσει στις φτωχές εικόνες της γ-κάμερας με τα τεχνικά σφάλματα λόγω σκέδασης και απορρόφησης να είναι παρόντα. Ειδικά οι διορθωμένες για τη σκέδαση εικόνες με τεχνικές που αφαιρούν τις κρούσεις που προέρχονται από σκεδαζόμενα φωτόνια έχουν ανεβασμένο θόρυβο και γενικά μια ασυνήθιστη εμφάνιση. Είναι λοιπόν επόμενο, ακόμα κι αν μια διορθωμένη εικόνα περιέχει υψηλότερης ποιότητας διαγνωστική πληροφορία, η διάγνωση να πραγματοποιείται με δυσκολία λόγω της μη εξοικείωσης του ιατρού με εικόνες από τις οποίες απουσιάζουν φαινόμενα όπως η σκέδαση ή/και η απορρόφηση.

Ίσως ένα πρώτο βήμα για την αποδοχή μεθόδων διόρθωσης σκέδασης και απορρόφησης στην κλινική πράξη είναι να υπάρχουν διαθέσιμες τόσο η πρωτογενής όσο και η διορθωμένη εικόνα, ώστε να υπάρξει μια σταδιακή εξοικείωση του ιατρικού προσωπικού με τις διορθωμένες για τη σκέδαση ή/και απορρόφηση εικόνες.

Π.4.2 Επιλογή μεθόδων διόρθωσης απορρόφησης-σκέδασης

Στην παρούσα μελέτη επιλέξαμε δύο μεθόδους διόρθωσης σκέδασης για στατικά σπινθηρογραφήματα (τη τεχνική διπλού ενεργειακού παραθύρου και τη τεχνική τριπλού ενεργειακού παραθύρου) και συγκρίναμε τις πρωτογενείς εικόνες με τις διορθωμένες για τη σκέδασης εικόνες που παράγαμε με κάθε μια τεχνική διόρθωσης. Για τα τομογραφικά σπινθηρογραφήματα εφαρμόσαμε τη μέθοδο ταυτόχρονης διόρθωσης απορρόφησης-σκέδασης (μέθοδος διόρθωσης 1^{ης} τάξης κατά Chang με χρήση μειωμένου συντελεστή εξασθένισης) για την παραγωγή των πρωτογενών εικόνων. Οι πρωτογενείς εικόνες συγκρίθηκαν στη συνέχεια με αυτές που προέκυψαν από την εφαρμογή των δύο μεθόδων διόρθωσης σκέδασης (ΔΕΠ και ΤΕΠ) σε συνδυασμό με διόρθωση απορρόφησης 1^{ης} τάξης κατά Chang με χρήση του ορθού συντελεστή απορρόφησης.

Οι δύο συγκεκριμένες τεχνικές διόρθωσης σκέδασης επιλέχθηκαν για μελέτη διότι αποτελούν δύο μεθόδους διόρθωσης που δεν απαιτούν επιπλέον δυνατότητες από ένα σπινθηρογραφικό σύστημα πέραν αυτών που συνήθως διαθέτει ένα τέτοιο σύστημα. Επιλέξαμε λοιπόν δύο μεθόδους διόρθωσης της στατικής και τομογραφικής σπινθηρογραφικής εικόνας που είναι σχετικά εύκολο να εφαρμοσθούν χωρίς επιπλέον δαπάνη για αναβάθμιση ενός μέσου σπινθηρογραφικού συστήματος αλλά και χωρίς ιδιαίτερη επιβάρυνση σε χρόνο επεξεργασίας των εικόνων από το χρήστη.

II.4.3 Συγκριση μεθοδολογίας και αποτελεσμάτων με άλλες μελέτες

Η διόρθωση σκέδασης με χρήση διπλού ενεργειακού παραθύρου (ΔΕΠ) έχει εφαρμοσθεί και μελετηθεί σε στατικά σπινθηρογραφήματα οστών και first pass radiocardiography. Επίσης η μέθοδος διόρθωσης σκέδασης με τριπλό ενεργειακό παράθυρο έχει μελετηθεί για SPECT εγκεφάλου. Στην παρούσα μελέτη εφαρμόσαμε τις δύο αυτές τεχνικές πάνω στα ίδια δεδομένα λήψης τόσο σε στατικά όσο και σε τομογραφικά σπινθηρογραφήματα ήπατος. Αυτό ήταν δυνατό επειδή το σπινθηρογραφικό σύστημα που χρησιμοποιήσαμε έχει τη δυνατότητα ταυτόχρονης λήψης τεσσάρων εικόνων με κάθε μια να αντιστοιχεί σε διαφορετικό ενεργειακό παράθυρο (βλ κεφ. II.1.1 και II.1.2). Ήταν λοιπόν δυνατό στη παρούσα μελέτη όχι μόνο να ερευνήσουμε το κατά πόσο οι δύο αυτές τεχνικές διόρθωσης βελτιώνουν την απεικονιστική δυνατότητα στατικών και τομογραφικών σπινθηρογραφημάτων αλλά και να συγκρίνουμε τις δύο τεχνικές μεταξύ τους. Βέβαια θα πρέπει να σημειώσουμε εδώ ότι για την εφαρμογή μόνο της τεχνικής ΤΕΠ απαιτείται να είναι διαθέσιμα μόνο 3 ενεργειακά παράθυρα., ενώ για την εφαρμογή της τεχνικής ΔΕΠ μόνο δύο.

Τα αποτελέσματα της μελέτης αυτής υποδεικνύουν ότι η εφαρμογή τόσο της ΔΕΠ όσο και της ΤΕΠ τεχνικής συνεπάγεται ενίσχυση της

αντίθεσης με την οποία απεικονίζονται ψυχρές βλάβες με ταυτόχρονη όμως ενίσχυση του θορύβου που αποδεικνύεται από τον μειωμένο λόγο σήματος θορύβου που μετράται στις διορθωμένες εικόνες. Το αποτέλεσμα αυτό είναι σε πλήρη συμφωνία με τις λιγοστές μελέτες που έχουν γίνει και αφορούν την εφαρμογή της ΔΕΠ ή της ΤΕΠ τεχνικής σε στατικά σπινθηρογραφήματα.. Συγκρίνοντας τις δύο τεχνικές μεταξύ τους καταλήγουμε στο συμπέρασμα ότι η τεχνική διόρθωσης σκέδασης ΔΕΠ ενισχύει την αντίθεση σε μεγαλύτερο βαθμό αλλά ταυτόχρονα εισάγει περισσότερο θόρυβο σε σχέση με την τεχνική ΤΕΠ. Όταν και οι δύο μέθοδοι είναι διαθέσιμες η επιλογή αυτής που θα εφαρμοσθεί πρέπει να γίνεται με βάση το επίπεδο θορύβου της(-ων) πρωτογενούς(-ών) εικόνας(-ων). Η τεχνική ΔΕΠ μπορεί να θεωρηθεί προτιμητέα σε περιπτώσεις πρωτογενών εικόνων χαμηλού θορύβου (δηλ. περιεχόμενο σε κρούσεις υψηλό) ενώ η τεχνική ΤΕΠ ταιριάζει περισσότερο σε εικόνες με υψηλότερο επίπεδο θορύβου (φτωχές σε κρούσεις).

Η αύξηση του θορύβου στις διορθωμένες για τη σκέδαση εικόνες είναι αναμενόμενη αφού η εφαρμογή της τεχνικής ΔΕΠ ή ΤΕΠ συνεπάγεται υποβάθμιση του λόγου σήματος θορύβου (SNR) όπως ορίζεται από την Εξίσωση II.2.5. Αυτό συμβαίνει διότι η εφαρμογή της τεχνικής ΔΕΠ ή της τεχνικής ΤΕΠ προκαλεί:

α. αύξηση του τυπικού σφάλματος (standard error: SD) των τιμών κάθε στοιχείου εικόνας. Αν N είναι το πλήθος των κρούσεων σε κάποιο pixel της πρωτογενούς (μη διορθωμένης) εικόνας και N_2 το πλήθος κρούσεων στο αντίστοιχο pixel της εικόνας σκέδασης τότε:

$$\text{SD του pixel } i \text{ της μη διορθωμένης εικόνας} = \sqrt{N_1}$$

$$\text{SD του pixel } i \text{ της εικόνας σκέδασης} = \sqrt{N_2}$$

$$\text{SD του pixel } i \text{ της διορθωμένης εικόνας} = \sqrt{(\sqrt{N_1})^2 + (\sqrt{N_2})^2} = \sqrt{N_1 + N_2}$$

Είναι προφανές ότι το τυπικό σφάλμα της τιμής ενός στοιχείου εικόνας της διορθωμένης για τη σκέδαση εικόνας είναι μεγαλύτερο από το αντίστοιχο σφάλμα της μη διορθωμένης εικόνας.

β. μείωση του περιεχομένου σε κρούσεις των διορθωμένων εικόνων σε σχέση με τη πρωτογενή εικόνα

Τόσο στα στατικά όσο και στα τομογραφικά σπινθηρογραφήματα η αύξηση της αντίθεσης με την οποία απεικονίζονται οι βλάβες κατά την εφαρμογή τεχνικών διόρθωσης σκέδασης, βρέθηκε να εξαρτάται από τις διαστάσεις της βλάβης. Η βελτίωση της αντίθεσης ήταν ιδιαίτερα αισθητή για βλάβες μεγάλων διαστάσεων και γινόταν ασθενέστερη όσο οι διαστάσεις των βλαβών γινόταν μικρότερες. Μάλιστα για βλάβες διαστάσεων στα όρια της διακριτικής ικανότητας του ανιχνευτή η βελτίωση της αντίθεσης ήταν μηδενική. Το γεγονός αυτό σημαίνει ότι η ικανότητα σπινθηρογραφικής απεικόνισης μικρών σε διαστάσεις βλαβών δεν βελτιώνεται με τη χρήση μεθόδων διόρθωσης σκέδασης. Αυτό είναι αναμενόμενο αφού η ικανότητα αυτή συνδέεται με τα ειδικά χαρακτηριστικά του χρησιμοποιούμενου ανιχνευτικού συστήματος και δεν μπορεί να βελτιωθεί με επεξεργασία των λαμβανομένων εικόνων. Από την άλλη πλευρά η βελτίωση της αντίθεσης σε βλάβες με μεγάλες διαστάσεις αλλά μικρή αντίθεση θέματος φαίνεται, όπως δείχνει η μελέτη με τις εικόνες ασθενών, να βελτιώνει την ικανότητα του παρατηρητή να ανιχνεύει τέτοιου είδους μικρής αντίθεσης θέματος βλάβες.

Κατά την εφαρμογή της τεχνικής ΔΕΠ για διόρθωση σκέδασης θεωρήθηκε ότι ο παράγοντας σκέδασης k ισούται με 0,5. Η τιμή αυτή εξαρτάται από την ενέργεια των φωτονίων που εκπέμπονται από το χρησιμοποιούμενο ραδιονουκλίδιο, από το πλάτος και τη θέση του ενεργειακού παραθύρου και από την κατανομή της ενεργότητας μέσα στους απεικονιζόμενους ιστούς. Επειδή είναι αδύνατο να χρησιμοποιηθεί διαφορετική τιμή για τον παράγοντα σκέδασης για κάθε μια προβολή όπου

η γεωμετρία αλλάζει, κατά την εφαρμογή της τεχνικής ΔΕΠ χρησιμοποιείται μία τιμή. Η θεώρηση αυτή απλοποιεί παρά πολύ την εφαρμογή της μεθόδου με αντάλλαγμα την υποδιόρθωση κάποιων προβολών και την υπερδιόρθωση κάποιων άλλων. Η τιμή του παράγοντα σκέδασης έχει υπολογιστεί τόσο πειραματικά όσο και μέσω πειραμάτων προσομοίωσης (Monte Carlo) για διάφορες γεωμετρίες. Σύμφωνα με τους περισσότερους ερευνητές η βέλτιστη επιλογή για τον παράγοντα σκέδασης είναι 0,5 όταν το χρησιμοποιούμενο ραδιονουκλίδιο είναι Tc-99m και χρησιμοποιούνται παράθυρα φωτοκορυφής 126-154 keV και σκέδασης 92-126 keV.

Η τεχνική ΤΕΠ μπορεί να εφαρμοσθεί είτε με τριγωνική είτε με τραπεζοειδή προσέγγιση (βλ. παρ Ι.6.4). Η βασική θεώρηση και στις δύο περιπτώσεις είναι ότι η γραμμή του φάσματος των σκεδασμένων φωτονίων μέσα στη φωτοκορυφή έχει τη μορφή ευθείας, με αποτέλεσμα το ολοκλήρωμα κάτω από την γραμμή αυτή να μπορεί να υπολογιστεί από το εμβαδόν του σχηματιζόμενου τριγώνου ή τραπεζιού (βλ.Σχ.Ι.6.2). Στην παρούσα μελέτη η τεχνική ΤΕΠ εφαρμόστηκε υιοθετώντας την τριγωνική προσέγγιση διότι έχει αναφερθεί ότι έχει καλύτερα αποτελέσματα. Τα παράθυρα εκατέρωθεν του παραθύρου της φωτοκορυφής στην παρούσα μελέτη καθορίστηκαν με εύρος 10 keV σε αντίθεση με άλλες μελέτες όπου το εύρος ήταν 3 keV. Παράθυρα μικρού εύρους είναι ευαίσθητα σε διακυμάνσεις της ευαισθησίας και της ομοιογένειας της χρησιμοποιούμενης γ-κάμερα και επιπλέον εισάγουν περισσότερο θόρυβο στην τελική εικόνα λόγω της χαμηλής στατιστικής. Μάλιστα κάποιοι ερευνητές έχουν προτείνει το περιεχόμενο του παραθύρου δεξιά του παραθύρου φωτοκορυφής να μηδενίζεται (σε αυτή την περίπτωση η τριγωνική και η τραπεζοειδής προσέγγιση ταυτίζονται) με σκοπό την αποφυγή μεγάλων σφαλμάτων στην τελική εικόνα λόγω της χαμηλής στατιστικής. Σαν εναλλακτική λύση στην παρούσα μελέτη αυξήσαμε το εύρος των παραθύρων σε 10 keV με σκοπό

να βελτιώσουμε τη στατιστική. Το αποτέλεσμα ήταν ότι σε αντίθεση με άλλες μελέτες επιτύχαμε εικόνες με λιγότερο θόρυβο με την ΤΕΠ τεχνική από ότι με την ΔΕΠ τεχνική. Επίσης η γ-κάμερα που χρησιμοποιήθηκε διέθετε ένα σύστημα αυτόματης ρύθμισης των φωτοπολλαπλασιαστών με τη βοήθεια του οποίου επιτυγχάνεται υψηλή σταθερότητα, που απαιτείται όταν χρησιμοποιούνται παράθυρα με τόσο μικρό εύρος.

Βλάβες μικρότερες από 15 mm βλάβες ή βλάβες που αναπτύσσονται βαθιά στον ηπατικό ιστό ή κοντά στα νεφρά/σπλήνα συνήθως δεν απεικονίζονται με στατικό σπινθηρογράφημα κολλοειδούς, λόγω της υπερκείμενης ή γειτνιάζουσας ενεργότητας. Τέτοιες βλάβες συχνά απεικονίζονται από τομογραφικό (SPECT) σπινθηρογράφημα.. Έχει αναφερθεί ότι SPECT απεικόνιση ήπατος με επισημασμένα ερυθρά παρουσιάζει 93% ευαισθησία για αιμαγγειώματα μεγαλύτερα των 10mm, ενώ η στατική απεικόνιση μόνο 70% για βλάβες μεγαλύτερες από 20mm. Σε συμφωνία με τα δεδομένα αυτά στην παρούσα μελέτη υπήρξαν 8 βλάβες διαστάσεων 7-16 mm που απεικονίστηκαν από το τομογραφικό σπινθηρογράφημα μόνο.

Σύμφωνα με τα αποτελέσματά της παρούσας μελέτης σε εικόνες ασθενών η διόρθωση σκέδασης με τις τεχνικές ΔΕΠ και ΤΕΠ στις στατικές εικόνες και η διόρθωση σκέδασης με τις τεχνικές ΔΕΠ και ΤΕΠ σε συνδυασμό με διόρθωση απορρόφησης 1^{15} τάξης κατά Chang στις τομογραφικές εικόνες φαίνεται να βελτιώνουν την ευχέρεια του παρατηρητή να ανιχνεύει ψυχρές βλάβες.

REFERENCES

1. Almquist H, Palmer J, Ljungberg M, Wollmer P, Strand SE, Jonson B. Quantitative SPECT by attenuation correction of the projection set using transmission data: evaluation of a method. *Eur J Nucl Med* 1990;16:587-594.
2. Axelsson B, Msaki P, Israelsson A. Subtraction of Compton-scattered photons in Single-Photon Emission Computerized Tomography. *J Nucl Med* 1984;25:490-494.
3. Bailey DL, Hutton BF, Meikle SR, Fulton RR, Jackson CB. Iterative scatter correction incorporating attenuation data. *Eur J Nucl Med* 1989;15:542.
4. Bailey DL, Hutton BF, Walker PJ. Improved SPECT using simultaneous emission and transmission tomography. *J Nucl Med* 1987;28:844-851.
5. Ben Younes R, Mas J, Pousse A, Hannequin P, Bidet R. Introducing simultaneous spatial resolution and attenuation correction after scatter removal in SPECT imaging. *Nucl Med Commun* 1991;12:1031-1043.
6. Birnbaum BA, Weinreb JC, Megibow AJ, Sanger JJ, Lubat EL, Kanamuller H, Noz ME, Bosniak MA. Definitive diagnosis of Hepatic hemangiomas: Mr imaging versus Tc-99m-labeled red blood cell SPECT. *Radiology* 1990; 176: 95-101.

7. Blokland KAK, Reiber HHC, Pauwels EKJ. Quantitative analysis in single photon emission tomography. *Eur J Nucl Med* 1992;19:47-61.
8. Bonnin F, Buvat I, Benali H, Di Paola R. A comparative study of scatter correction methods for scintigraphic images. *Eur J Nucl Med* 1994; 21: 388-393.
9. Bowsher JE, Floyd CE. Treatment of Compton scattering in maximum-likelihood, expectation-maximization reconstruction of SPECT images. *J Nucl Med* 1991;32:1285-1291.
10. Buvat I, Benali H, Frouin F, et al. Target apex-seeking in factor analysis of medical image sequences. *Phys Med Biol* 1993;38:123-128.
11. Buvat I, Benali H, Todd-Pokropek A, Di Paola R. Scatter correction in scintigraphy: The state of the art. *Eur J Nuc Med* 1994; 21: 675-694.
12. Buvat I, Rontriguez-Villafuerte M, Todd-Pokropek A, Benali H, Di Paola R. Comparative assessment of nine scatter correction methods based on spectral analysis using Monte Carlo simulations. *J Nucl Med* 1995; 36: 1476-1488.
13. Chang W, Loncaric S, Huang G, Sanpitak P. Asymmetric fan transmission CT on SPECT systems. *Phy Med Biol* 1995;40:923-928.
14. Collins PJ, Horowitz M, Shearman JC, Chatterton BE. Correction for tissue attenuation in radionuclide gastric emptying studies: a comparison of a lateral image method and a geometric mean method. *Br J Radiol* 1984; 57:689-695.

15. Choi CW, Barker WC, Buvat I, Carrasquillo JA, Bacharach SL. Implications of dual-energy-window (DEW) scatter correction inaccuracies for I-111 quantitative geometric mean imaging. *Nucl Med Commun* 1997;18:79-86.
16. DePuey GE, Berman DS, Garcia EV. *Cardiac SPECT imaging*. Raven Press New York 1995.
17. Drane WE. Nuclear medicine techniques for the liver and biliary system: update for the 1990s. *Radiologic Clinics of North America* 1991;29:1129-1150.
18. Frey EC, Tsui BMW, Perry JR. Simultaneous acquisition of emission and transmission data for improved Tl-201 cardiac SPECT imaging using Tc-99m transmission source. *J Nucl Med* 1992;33:2238-2245.
19. Gagnon D, Laperriere L et al. Monte Carlo analysis of camera induced spectral contamination for different primary energies. *Phys Med Biol* 1992; 37:1725-1739.
20. Graham LS, La Fontaine RL, Stein MA. Effects of asymmetric photopeak windows on flood field uniformity and spatial resolution of scintillation cameras. *J Nucl Med* 1986;27:706-713.
21. Grossman LW, Fernandez-Ulloa M, Lukes SJ, Mantil J. Gallium-67 lung uptake: Conjugate view technique. *Radiology* 1985;157:789-793.

22. Gullberg GT, Budinger TF. The use of filtering methods to compensate for constant attenuation in single-photon emission computed tomography. *IEEE Transac Biomed Engin* 1981;2:142-157.
23. Halama JR, Henkin RE, Friend LE. Gamma camera radionuclide images: improved contrast with energy-weighted acquisition. *Radiology* 1988; 169:533-538.
24. Hashimoto J, Kubo A, Ogawa K et al. Scatter and attenuation correction in Technetium-99m brain SPECT. *J Nuc Med* 1997; 38: 157-162
25. Ichihara T, Ogawa K, Motomura N, Kubo A, Hashimoto S. Compton scatter compensation using the triple-energy window method for single and dual-isotope SPECT. *J Nuc Med* 1993; 34:2216-2221.
26. Jaszczak RJ, Gilland DR, Hanson HW et al. Fast transmission CT for determining attenuation maps using a collimated line source, rotatable air-copper-lead attenuators and fan beam collimation. *J Nucl Med* 1993; 34:1577-1586.
27. Jaszczak RJ, Greer KL, Floyd CE, Harris CC, Coleman RE. Improved SPECT quantification using compensation for scattered photons. *J Nuc Med* 1984; 25: 893-900.
28. Kalin B, Axelsson B, A method to improve the quality of bone marrow scintigraphy by scatter radiation correction with the use of two opposing views. 1993;14,562-566.

- 29.Kadrmas DJ, Jaszczak RJ, McCormick JW, Coleman ER, Lim CB. Truncation artifact reduction in transmission CT for improved SPECT attenuation compensation. *Phys Med Biol* 1995; 40: 1085-1104.
- 30.Kauppinen T, Koskinen M, Koobi T. Scatter correction for first-pass radiocardiography. *Nucl Med Commun* 1996; 17: 975-978.
- 31.King MA, Coleman M, Penney BC, Glick SJ. Activity quantitation in SPECT: a study of prereconstruction Metz filtering and use of scatter degradation factor. *Med Phys* 1991;18:184-189.
- 32.King MA, Hademenos GJ, Glick SJ. A dual-photopeak window method for scatter correction. *J Nucl Med* 1992;33:605-612.
- 33.King MA, Tsui BMW, Pan TS. Attenuation compensation for cardiac single photon emission computed tomographic imaging: Part1. Impact of attenuation and methods of estimating attenuation maps. *J Nucl Cardiol* 1995;2:513-524.
- 34.King MA, Tsui BMW, Pan TS, Glick SJ, Soares EJ.. Attenuation compensation for cardiac single photon emission computed tomographic imaging: Part2. Attenuation compensation algorithms. *J Nucl Cardiol* 1996;3:55-63.
- 35.Kinnard MF, Alavi A, Rubin RA, Lichtenstein GR. Nuclear imaging of solid hepatic masses. *Semin Roentgenol* 1995;30:375-395.
- 36.Koral KF, Buchbinder S, Clinthorne NH, Rogers LW, Swailem FM, Tsui BMW. Influence of region of interest selection on the scatter multiplier

- required for quantification in dual-window scatter correction. J Nuc Med 1991; 32: 186.
- 37.Koral KF, Swailem FM, Buchbinder S, Clinthorne NH, Rogers LW, Tsui BMW. SPECT dual-energy-window Compton correction: Scatter multiplier required for quantification. J Nuc Med 1990; 31: 90-98.
38. Koral KF, Wang X, Zasadny KR et al. Testing of local gamma ray scatter fractions determined by spectral fitting. Phys Med Biol 1991;36: 177-190.
- 39.Kramer EL, Sanger JJ. Clinical SPECT imaging. Raven Press New York 1995.
- 40.La Fontaine RL, Stein MA, Graham LS, Winter J. Cold lesions: enhanced contrast using asymmetric photopeak windows. Radiology 1986;160:255-260.
- 41.Liang Z, Turkington TG, Gilland DR, Jaszczak RJ, Coleman RE. Simultaneous compensation for attenuation, scatter and detector response for SPECT reconstruction in three dimensions. Phys Med Biol 1992;37:587-603.
- 42.Ljungberg M, King MA, Hademenos GJ, Strand SE. Comparison of four scatter correction methods using Monte Carlo simulated source distributions. J Nucl Med 1994;35:143-151.

- 43.Ljungberg M, Msaki P, Strand SE. Comparison of dual-window and convolution scatter correction techniques using the Monte Carlo Method. *Phys Med Biol* 1990;35:1099-1110.
- 44.Ljungberg, M, Strand SE. Attenuation correction in SPECT based on transmission studies and Monte Carlo simulations of build-up functions. *J Nucl Med* 1990; 31: 493-500.
- 45.Ljungberg, M, Strand SE. Attenuation and scatter correction in SPECT for sources in a nonhomogeneous object: a Monte Carlo study. *J Nucl Med* 1991; 32: 1278-1284.
- 46.Ljungberg, M, Strand SE. A Monte Carlo program for the simulation of scintillation camera characteristics. *Comput Methods Prog Biomed* 1989; 29: 257-272.
47. Luo JQ, Koral KF, Ljungberg M, Floyd CE, Jaszczak RJ. A Monte Carlo investigation of dual-energy-window scatter correction for volume-of-interest quantification in ^{99m}Tc SPECT. *Phys Med Biol* 1995; 40: 181-199.
- 48.Malko JA, Gullberg GT, Kowalsky WP, Van Heertum RL. A count-based algorithm for attenuation-corrected volume determination using data from an external flood source. 1985; 26: 194-200.
- 49.Malko JA, Van Heertum RL, Gullberg GT, Kowalsky WP. SPECT liver imaging using an iterative attenuation correction algorithm and an external flood source. *J Nucl Med* 1986;27:701-705.

50. Mas J, Ben Younes R, Bidet R. Improvement of quantification in SPECT studies by scatter and attenuation compensation. *Eur J Nucl Med* 1989;15:351-356.
51. Mas J, Hannequin P, Ben Younes R, Bellaton B, Bidet R. Scatter correction in planar imaging and SPECT by constrained factor analysis of dynamic structures (FADS). *Phys Med Biol* 1990;35:1451-1465.
52. Meikle SR, Hutton BF, Bailey DL. A transmission dependent method for scatter correction in SPECT. *J Nucl Med* 1994;35:360-367.
53. Middleton ML. Scintigraphic evaluation of hepatic mass lesions: Emphasis on hemangioma detection. *Semin Nucl Med* 1996;26:4-15.
54. Moore JG, Christian PE, Taylor AT, Alazraki N. Gastric emptying measurements: delayed and complex emptying patterns without appropriate correction. *J Nucl Med* 1985;26:1206-1210.
55. Msaki B, Axelsson B, Larsson SA. Some physical factors influencing the accuracy of convolution scatter correction in SPECT. *Phys Med Biol* 1988;34:283-298.
56. Murase K, Itoh H, Mouami H, Ishine M, Kawamura M, Iio A, Hamamoto K. A comparative study of attenuation correction algorithms in single photon emission computed tomography (SPECT). *Eur J Nucl Med* 1987;13:55-62.

57. Narita Y, Eberl S, Iida H et al. Monte Carlo and experimental evaluation of accuracy and noise properties of two scatter correction methods for SPECT. *Phys Med Biol* 1996; 41: 2481-2496.
58. Ogawa K, Ishihara T, Kubo A. Accurate scatter correction in single photon emission CT. *Ann Nucl Med* 1994;7:145-150
59. Pan X, Wong WH, Chen C, Lin J. Correction for photon attenuation in SPECT: analytical framework; average factors and a new hybrid approach. *Phys Med Biol* 1993;38:1219-1234.
60. Pretorius PH, van Rensburg AJ, van Aswegen A et al. The channel ratio method of scatter correction for radionuclide image quantitation. *J Nucl Med* 1993;34:330-335.
61. Rosenthal MS, Enry LJ. Evaluation and comparison of two scatter correction techniques. *J Nucl Med* 1990;31:878
62. Rosenthal MS, Cullom J, Hawkins W, Moore SC, Tsui BMW, Yester M. Quantitative SPECT imaging: A review and recommendations by the focus committee of the society of nuclear medicine computer and instrumentation council. *J Nucl Med* 1995;36:1489-1513.
63. Siegel JA. The effect of source size on the build-up factor calculation of absolute volume. *J Nucl Med* 1985;26:1319-1322
64. Siegel A, Mazurek R. Early dynamic SPECT acquisition for the imaging of hepatic hemangiomas utilizing Tc-99m labeled red blood cells. *Clin Nucl Med* 1997;22:745.

65. Siegel JA, Wu RK, Maurer AH. The build-up factor: Effect of scatter on absolute volume determination. *J Nucl Med* 1985;26:390-394.
66. Staff RT, Gemmel HG, Sharp PF. Assessment of energy-weighted acquisition in SPECT using ROC analysis. *J Nucl Med* 1995;36:2352-2355.
67. Szabo Z, Links JM, Seki C, Rhine J, Wagner HN. Scatter, spatial resolution and quantitative recovery in high resolution SPECT. *J Comput Assist Tomogr* 1992;16:461-467.
68. Tanaka E, Toyama H, Murayama H. Convolutional image reconstruction for quantitative single photon emission computed tomography. *Phys med Biol* 1984;29:1489-1500.
69. Tan P, Bailey DL, Meikle SR, Eberl S, Fulton RR, Hutton BF. A scanning line source for simultaneous emission and transmission measurements in SPECT. *J Nucl Med* 1993;34:1752-1760.
70. Togawa T, Yui N, Kinoshita F, Yanagisawa M. Quantitative evaluation in tumor SPECT and the effect of tumor size: Fundamental study with phantom. *Annals Nucl Med* 1997;11:51-54.
71. Tsui BMW, Gullberg GT, Edgerton ER, Ballard JG, Perry JR, McCartney WH, Berg J. Correction of non-uniform attenuation in cardiac SPECT imaging. *J Nucl Med* 1989;30:497-507.

72. Tsui BMW, Zhao X, Frey EC, McCartney WH. Quantitative Single-photon emission computed tomography: basics and clinical considerations. *Sem Nucl Med* 1994;24:38-65.
73. Tumeh SS, Benson C, Nagel JS, English RJ, Holman BL. Cavernous hemangioma of the liver: Detection with single-photon emission computed tomography. *Radiology* 1987;164:353-356.
74. Yanch JC, Flower MA, Webb S. Improved quantification of radionuclide uptake using deconvolution and windowed subtraction techniques for scatter compensation in single photon emission computed tomography. *Med Phys* 1990; 17: 1011-1022.
75. Zasadny KR, Koral KF, Swailem FM. Dead time of an Anger camera in dual-energy-window-acquisition mode. *Med Phys* 1993;20:1115-1120.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Σκοπός: Η μελέτη της επίδρασης τεχνικών διόρθωσης σκέδασης στην ποιότητα της κλασικής (planar) τομογραφικής (SPECT) σπινθηρογραφικής εικόνας.

Μέθοδος-Στάδια Μελέτης: Οι τεχνικές διόρθωσης σκέδασης διπλού ενεργειακού παραθύρου (ΔΕΠ) με παράθυρο φωτοκορυφής 126-154 keV, παράθυρο σκέδασης 92-126 keV και παράγοντα σκέδασης $k=0,5$ και μια τροποποιημένη τεχνική τριπλού παραθύρου (ΤΕΠ) με παράθυρο φωτοκορυφής 126-154 keV, κάτω παράθυρο σκέδασης 116-126 keV και άνω παράθυρο σκέδασης 154-164 keV, εφαρμόστηκαν σε στατικές και τομογραφικές εξετάσεις ήπατος. Κάθε στατική ή τομογραφική λήψη περιελάμβανε συλλογή φωτονίων εκτός του συμβατικού παραθύρου του $Tc-99m$ (126-154 keV) και σε τρία επιπλέον παράθυρα (92-116, 116-126, 154-164 keV). Για κάθε στατική ή τομογραφική προβολή ελήφθησαν κατ' αυτόν τον τρόπο τρεις εικόνες: μία χωρίς διόρθωση σκέδασης, μία με διόρθωση σκέδασης ΔΕΠ και μία με διόρθωση σκέδασης ΤΕΠ. Ομοιώματα χρησιμοποιήθηκαν για τη ποσοτική μελέτη της επίδρασης των δύο τεχνικών διόρθωσης σκέδασης στην αντίθεση και το λόγο σήματος/θορύβου. Η επίδραση των τεχνικών διόρθωσης σκέδασης στην ικανότητα του παρατηρητή να διακρίνει βλάβες μελετήθηκε σε εικόνες ασθενών. Όλοι οι συμμετέχοντες στη μελέτη ασθενείς είχαν συμβατές με αιμαγγείωμα βλάβες που είχαν ανιχνευθεί με υπέρηχο ή/και υπολογιστική τομογραφία.

Αποτελέσματα-Συμπεράσματα: Στη στατική σπινθηρογραφική απεικόνιση και οι δύο τεχνικές διόρθωσης σκέδασης βρέθηκε ότι βελτιώνουν την αντίθεση με τον παράγοντα βελτίωσης να εξαρτάται από το μέγεθος της βλάβης, ενώ μειώνουν το λόγο σήματος/θορύβου κατά έναν παράγοντα 0,6-0,7. Στην τομογραφική απεικόνιση η αντίθεση βελτιώθηκε

κατά 2,4 και 1,7 ενώ ο λόγος σήματος/ θορύβου μειώθηκε κατά 0,6 και 0,65 για την ΔΕΠ και ΤΕΠ τεχνική αντίστοιχα. Η διόρθωση σκέδασης βρέθηκε να βελτιώνει στατιστικώς σημαντικά την διακριτότητα ψυχρών περιοχών τόσο στις στατικές ($p<0,05$) όσο και στις τομογραφικές ($p<0,05$) μελέτες ήπατος.

SUMMARY

Aim: To investigate the effect of two scatter correction methods on lesion detectability for both planar and tomographic hepatic imaging.

Methods: All planar and tomographic acquisitions involved simultaneous collection of photons in the main photopeak window (126-154 keV) and three additional windows (92-116, 116-126 and 154-164 keV). Uncorrected and corrected for scatter images were obtained from the same acquisition data. The dual energy window (DEW) and the triple energy window (TEW) scatter compensation methods were used to obtain two sets of corrected images. The DEW method was implemented with main photopeak window 126-154 keV, Compton scatter window 92-126 keV and scatter multiplier $k=0.5$. A modified TEW method was also applied with main photopeak window 126-154 keV and scatter subwindows 116-126 keV and 154-164 keV. Phantoms were used to study the effect of scatter correction on contrast and signal-to-noise ratio. The observer's ability to identify lesions was studied on uncorrected and corrected for scatter patient images.

Results: In planar imaging, both scatter compensation methods yielded contrast enhancement. However signal to noise ratio (SNR) was degraded to 0.63 and 0.67 when DEW and TEW were applied respectively. In SPECT images, contrast was increased by a factor of 2.4 and 1.7, while

SNR was degraded to 0.60 and 0.64 when DEW and TEW methods were used respectively.

Conclusions: Scatter correction using DEW and TEW methods may improve observer's ability to distinguish lesions in planar ($p < 0.05$ for both methods) and SPECT ($p < 0.05$ for both methods) liver studies.