



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΗΛΕΚΤΡΟΜΑΓΝΗΤΙΚΩΝ
ΕΦΑΡΜΟΓΩΝ ΗΛΕΚΤΡΟΟΠΤΙΚΗΣ ΚΑΙ
ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΩΝ ΥΛΙΚΩΝ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΜΕΘΟΔΟΙ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗΣ ΚΙ ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗΣ
ΕΙΚΟΝΑΣ ΣΤΗ ΨΗΦΙΑΚΗ ΤΟΜΟΣΥΝΘΕΣΗ

Κωνσταντίνος Αθ. Ρισβάς

Επιβλέπων: Δημήτριος –Διονύσιος Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π

Αθήνα, 2018



**ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΗΛΕΚΤΡΟΜΑΓΝΗΤΙΚΩΝ
ΕΦΑΡΜΟΓΩΝ ΗΛΕΚΤΡΟΟΠΤΙΚΗΣ ΚΑΙ
ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΩΝ ΥΛΙΚΩΝ**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**ΜΕΘΟΔΟΙ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗΣ ΚΙ ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗΣ
ΕΙΚΟΝΑΣ ΣΤΗΝ ΨΗΦΙΑΚΗ ΤΟΜΟΣΥΝΘΕΣΗ**

Κωνσταντίνος Αθ. Ρισβάς

Επιβλέπων : Δημήτριος – Διονύσιος Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή στις 12/02/2018.

(Υπογραφή)

.....
Δημήτριος Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

(Υπογραφή)

.....
Κωνσταντίνα Νικήτα
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

(Υπογραφή)

.....
Γεώργιος Ματσόπουλος
Αν. Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Κωνσταντίνος Αθ. Ρισβάς

Διπλωματούχος Ηλεκτρολόγος Μηχανικός και Μηχανικός Υπολογιστών Ε.Μ.Π.

Copyright © Κωνσταντίνος Α. Ρισβάς, 2018.

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξ ολοκλήρου ή τμήματος αυτής, για εμπορικό σκοπό. Επιτρέπεται η ανατύπωση, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό, εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης, υπό την προϋπόθεση να αναφέρεται η πηγή προέλευσης και να διατηρείται το παρόν μήνυμα. Ερωτήματα που αφορούν τη χρήση της εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς τον συγγραφέα. Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτό το έγγραφο εκφράζουν τον συγγραφέα και δεν πρέπει να ερμηνευθεί ότι αντιπροσωπεύουν τις επίσημες θέσεις του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.

Περίληψη

Η Ψηφιακή Τομοσύνθεση αποτελεί μία πολλά υποσχόμενη μέθοδο απεικόνισης με ακτινοβολία X, η οποία έχει επανέλθει στο προσκήνιο της επιστημονικής έρευνας μετά την εμφάνιση των επίπεδων ψηφιακών ανιχνευτών τη δεκαετία του 1990. Σκοπός της διπλωματικής εργασίας, είναι η περιγραφή μεθόδων προσομοίωσης κι ανακατασκευής εικόνας στην Ψηφιακή Τομοσύνθεση. Η εργασία αποτελείται από θεωρητικό και πειραματικό μέρος.

Αρχικά, πραγματοποιείται μια εισαγωγή στις ακτίνες X, με αναφορά στις ιδιότητές τους, την παραγωγή και την αλληλεπίδρασή τους με την ύλη. Στη συνέχεια, ακολουθεί η περιγραφή της εξέλιξης της τεχνολογίας της Ψηφιακής Τομοσύνθεσης, από την εφευρέσή της μέχρι και σήμερα και τα επιστημονικά πεδία εφαρμογής της. Ιδιαίτερη έμφαση δίνεται στις μεθόδους ανακατασκευής εικόνας για τη περίπτωση της Ψηφιακής Τομοσύνθεσης. Για την καλύτερη κατανόηση της διαδικασίας ανακατασκευής, αναπτύσσεται το βασικό μαθηματικό υπόβαθρο της Υπολογιστικής Τομογραφίας και παρουσιάζεται η εξέλιξη των αλγορίθμων ανακατασκευής, με ιδιαίτερη έμφαση στον αλγόριθμο της φιλτραρισμένης οπισθοπροβολής (FBP). Έπειτα, αναφέρονται μέθοδοι προσομοίωσης (όπως η μέθοδος Monte Carlo) και μοντελοποίησης στην Ψηφιακή Τομοσύνθεση. Περιγράφονται οι κατηγορίες των ομοιωμάτων (phantoms) που χρησιμοποιούνται και οι διαδικασίες ελέγχου των συστημάτων προσομοίωσης.

Στο πειραματικό μέρος της εργασίας, αναλύεται η πειραματική διαδικασία της εφαρμογής της Ψηφιακής Τομοσύνθεσης για την απεικόνιση τομών ενός λογισμικού phantom. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιήθηκε η πλατφόρμα XRayImagingSimulator, για τη δημιουργία του phantom και την προσομοίωση της διαδικασίας ακτινοβολήσής του. Το phantom απεικονίζεται με δύο τρόπους. Αρχικά, ως 2D ακτινογραφία και στη συνέχεια με εφαρμογή της Ψηφιακής Τομοσύνθεσης. Η ανακατασκευή στην Ψηφιακή Τομοσύνθεση πραγματοποιείται με τους αλγόριθμους MPA και FBP, μέσω της πλατφόρμας PIRXI. Τέλος συγκρίνονται η 2D ακτινογραφία με τα επίπεδα της Ψ. Τομοσύνθεσης για κάθε αλγόριθμο ανακατασκευής, στα οποία τα αντικείμενα εμφανίζονται εστιασμένα. Το πειραματικό μέρος ολοκληρώνεται με τα αποτελέσματα της σύγκρισης.

Λέξεις - Κλειδιά

Ακτίνες X, Ιατρική Απεικόνιση, Ψηφιακή Τομοσύνθεση, Ανακατασκευή Εικόνας, Αλγόριθμοι Ανακατασκευής, Προσομοίωση, Μοντελοποίηση.

Abstract

Digital Tomosynthesis is a promising X-ray imaging method, which has come back to the forefront of scientific research following the invention of flat panel digital detectors in the 1990s. The aim of the diploma thesis is to describe simulation and reconstruction methods in Digital Tomosynthesis. The thesis consists of a theoretical and an experimental part.

Initially, an introduction to X-rays is presented, with reference to their properties, their production and their interaction with matter, followed by a description of the evolution of the Digital Tomosynthesis technology, from its invention to the present day and its scientific fields of application. Particular emphasis is given to the reconstruction of the image obtain with Tomosynthesis. To understand the reconstruction progress, the basic mathematical background of Computed tomography is developed and the evolution of the reconstruction algorithms is presented, with particular emphasis on the FBP algorithm. Then, simulation (such as the Monte Carlo method) and modelling methods in Digital Tomosynthesis are presented and the categories of phantoms used in the simulation test procedures are described.

In the experimental part of the thesis, the experimental process of applying Digital Tomosynthesis for the reconstruction of a software phantom is analyzed. The XrayImagingSimulator platform was used to create the phantom, that consists of different objects of different matter and simulate its irradiation process.. The phantom is imaged in two ways. Initially as a 2D X-ray and then by applying Digital Tomosynthesis. The reconstruction process in Digital Tomosynthesis is performed with the MPA and FBP algorithms, using the PIRXI platform. Finally, the 2D X-ray is compared with the slices for which the objects appear in focus for each reconstruction algorithm. The experimental part concludes with the comparison results.

Keywords

X-rays, Medical Imaging, Digital Tomosynthesis, Image Reconstruction, Reconstruction Algorithms, Simulation, Modelling.

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Ευχαριστώ πολύ τον επιβλέποντα της διπλωματικής εργασίας, Καθηγητή της Σχολής Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών, κ. Δημήτριο – Διονύσιο Κουτσούρη, για την ευκαιρία που μου προσέφερε με την ανάθεση της διπλωματικής εργασίας και την καθοδήγηση που μου παρείχε κατά την εκπόνησή της.

Επίσης, θα ήθελα να απευθύνω θερμές ευχαριστίες στον Δρ. Φώτη Παπαθανασόπουλο, Ε.ΔΙ.Π, Εργαστηρίου Ιατρικής Φυσικής Πανεπιστημίου Πατρών, για το ενδιαφέρον του και τη συμβολή του στην εκπόνηση της συγκεκριμένης εργασίας, καθώς και για την παραχώρηση του εξοπλισμού του Εργαστηρίου Ιατρικής Φυσικής, της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Πατρών.

Θερμές ευχαριστίες οφείλω στη Διδάκτορα κ. Αναστασία Δασκαλάκη για την άριστη συνεργασία μας, για το ενδιαφέρον της και το χρόνο που αφιέρωσε κατά την εκτέλεση της πειραματικής διαδικασίας, καθώς και για την καθοδήγησή της κατά την περάτωση και συγγραφή της εργασίας.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω μέσα από τη καρδιά μου τους γονείς μου και τους αδερφούς μου για την αμέριστη στήριξή τους κατά τη διάρκεια των σπουδών μου.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

1	Ακτίνες X	16
1.1	Εισαγωγή στις ακτίνες X.....	16
1.2	Ιδιότητες ακτινών X	16
1.3	Παραγωγή ακτινών X.....	17
1.3.1	Ακτινοβολία Bremsstrahlung	18
1.3.2	Χαρακτηριστική ακτινοβολία.....	19
1.4	Διατάξεις παραγωγής ακτινών X.....	20
1.5	Αλληλεπίδραση ακτινών X με την ύλη	23
1.5.1	Ελαστική σκέδαση.....	24
1.5.2	Φαινόμενο Compton.....	25
1.5.3	Παραγωγή Ζευγών.....	26
2	Εισαγωγή στην Ψηφιακή Τομοσύνθεση	27
2.1	Εισαγωγή	27
2.2	Ιστορική αναδρομή.....	28
2.2.1	Η γέννηση της Τομοσύνθεσης.....	29
2.2.2	Εξέλιξη της Τομοσύνθεσης στο χρόνο.....	30
2.3	Τεχνολογία Τομοσύνθεσης.....	33
2.3.1	Τεχνολογία και Γεωμετρία Λήψης.....	33
2.3.2	Γεωμετρικοί Παράμετροι	34
2.4	Σφάλματα θορύβου στην Τομοσύνθεση.....	36
2.4.1	Θολούρα – Κυματισμός.....	37
2.4.2	Παρασιτικά σφάλματα.....	39
2.4.3	Σφάλμα παραμόρφωσης	40
2.4.4	Περιορισμένη Χωρική Ανάλυση.....	41

2.4.5	Θόρυβος εικόνας	42
2.4.6	Μεταλλικά σφάλματα.....	42
2.5	Κλινικές Εφαρμογές	43
2.5.1	Αγγειογραφία.....	43
2.5.2	Απεικόνιση Θώρακα.....	44
2.5.3	Μαστογραφία	47
2.5.4	Οδοντιατρική.....	50
2.5.5	Ορθοπαιδική.....	51
2.5.6	Απεικόνιση επειγόντων περιστατικών.....	53
2.5.7	Απεικόνιση κοιλιακής χώρας	53
3	Ανακατασκευή εικόνας στη Ψηφιακή Τομοσύνθεση.....	55
3.1	Εισαγωγή	55
3.2	Τομογραφική Απεικόνιση και Μετασχηματισμός Radon	56
3.3	Το θεώρημα Τομής Fourier	60
3.4	Αλγόριθμοι ανακατασκευής στην Τομοσύνθεση	63
3.5	Μέθοδοι φιλτραρισμένης οπισθοπροβολής στην Τομοσύνθεση.....	65
4	Προσομοίωση και Μοντελοποίηση	75
4.1	Εισαγωγή	75
4.2	Μοντέλα σκέδασης στην Τομοσύνθεση.....	78
4.3	Μοντέλα Αντικειμένων	79
4.3.1	Αναπαράσταση ομοιωμάτων με βάση τα Voxels.....	79
4.3.2	Αναπαράσταση ομοιωμάτων με βάση την επιφάνεια.	80
4.3.3	Ανθρωπομορφικά ομοιώματα	80
4.3.3.1	Τεχνικές μοντελοποίησης Στερεάς Γεωμετρίας.....	81
4.3.3.2	Ανθρωπομορφικά ομοιώματα στη Ψηφιακή Τομοσύνθεση	82
4.4	Έλεγχος εγκυρότητας συστημάτων προσομοίωσης	86

4.4.1	Παραδείγματα επικύρωσης μέσω των ιδιοτήτων	87
4.4.2	Παραδείγματα επικύρωσης με έλεγχο ακρίβειας της διαδικασίας προσομοίωσης	88
4.5	Συμπεράσματα	91
5	Περιγραφή πειραματικής διαδικασίας	93
5.1	Σκοπός της πειραματικής διαδικασίας	93
5.2	Περιγραφή λογισμικού	93
5.2.1	XRyImagingSimulator	93
5.2.1.1	Πλατφόρμα σχεδιασμού phantom λογισμικού	93
5.2.1.2	Προσομοιωτής Ακτινογραφικής Απεικόνισης	94
5.2.2	Πλατφόρμα Ανακατασκευής Εικόνας	95
5.2.2.1	Η βιβλιοθήκη RTCL	95
5.2.2.2	Πλατφόρμα PIRXI	96
5.2.3	Αλγόριθμος Ανακατασκευής MPA	97
5.3	Δημιουργία ομοιώματος λογισμικού	98
5.4	Ακτινογραφική απεικόνιση του ομοιώματος	103
5.5	Απεικόνιση του phantom με Ψηφιακή Τομοσύνθεση	105
5.6	Σύγκριση των μεθόδων απεικόνισης και συμπεράσματα	108
5.6.1	Ποσοτική σύγκριση μέσω του δείκτη CNR	108
5.6.2	Οπτική σύγκριση	111
5.6.3	Συμπεράσματα	111
6	ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	113

ΠΙΝΑΚΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 1.1. Ηλεκτρομαγνητικό φάσμα και η περιοχή που καταλαμβάνουν οι ακτίνες X σε αυτό.	17
Εικόνα 1.2. Φυσικός μηχανισμός παραγωγής ακτινοβολίας Bremsstrahlung.	18
Εικόνα 1.3. Παραγωγή χαρακτηριστικής ακτινοβολίας X. (1) Το προσπίπτον ηλεκτρόνιο αλληλοεπιδρά με το ηλεκτρόνιο της στάθμης K μέσω απωθητικής δύναμης Coulomb. (2) Εφόσον η ενέργεια του προσπίπτοντος ηλεκτρονίου είναι μεγαλύτερη από την ενέργεια σύνδεσης της στάθμης K, το ηλεκτρόνιο της τροχιάς K απομακρύνεται, αφήνοντας μία κενή θέση στην στάθμη K. (3) Ένα ηλεκτρόνιο της στάθμης L (ή άλλης) συμπληρώνει την κενή θέση. (4) Ένα φωτόνιο χαρακτηριστικής ακτινοβολίας X εκπέμπεται με ενέργεια που ισοδυναμεί με τη διαφορά των ενεργειών σύνδεσης των δύο ενεργειακών σταθμών.	19
Εικόνα 1.4. Φάσμα ακτινοβολίας X. (α) Συνεχές φάσμα ακτινοβολίας Bremsstrahlung, (β) διακριτό φάσμα χαρακτηριστικής ακτινοβολίας.	20
Εικόνα 1.5. Κύρια χαρακτηριστικά ενός απλού σωλήνα παραγωγής ακτινών X, στατικής ανόδου. Απεικονίζονται, για λόγους απλούστευσης μόνο τα φωτόνια X που εξέρχονται από το λεπτό παράθυρο. Στην πράξη εκπέμπονται προς όλες τις κατευθύνσεις [Dendy and Heaton, 2011].	21
Εικόνα 1.6. Σύγχρονος σωλήνας παραγωγής ακτινών X.	22
Εικόνα 2.1. (α) – (ε) Κατηγορίες γεωμετρίας απόκτησης. (στ) γεωμετρικοί παράμετροι [Levakhina, 2014].	33
Εικόνα 2.2. Γεωμετρία απόκτησης προβολών Τομοσύνθεσης για δέκτη (ανιχνευτή) σταθεροποιημένο. Ο σωλήνας παραγωγής ακτινοβολίας κινείται συνεχόμενα κατά τη σάρωση. Η γωνία σάρωσης θ αντιστοιχεί στη γωνία από τη πρώτη ως τη τελευταία προβολή, μετρούμενη σε μοίρες.	35
Εικόνα 2.3. Θολούρα. Εικόνες Ψηφιακής Τομοσύνθεσης του ώμου που αποκτούνται με (α) οριζόντια και (β) κάθετη σάρωση παρουσιάζουν δύο βίδες, όμως η θολούρα φαίνεται να διαφέρει ανάλογα με τη κατεύθυνση σάρωσης [Machida, 2010].	37

Εικόνα 2.4. Εικόνες Ψηφιακής Τομοσύνθεσης ενός μοντέλου προσομοίωσης ανθρώπινου στήθους, όπως λαμβάνονται πάνω από τα ραχιαία πλευρά με (α) 30, (β) 40 και (γ) 60 προβολές. Παρουσιάζουν τη μεταβολή του κυματισμού (μειώνεται ή απαλείφεται) καθώς ο αριθμός των προβολών αυξάνεται, διατηρώντας σταθερή τη γωνία σάρωσης (εν προκειμένω 40 °) [Machida, 2010].	38
Εικόνα 2.5. Σφάλμα σκίασης. (α) Η πλευρική όψη Ψηφιακής Τομοσύνθεσης ενός μοντέλου ποδιού, όπως λαμβάνεται με διεύθυνση σάρωσης κάθετη στον μακρύ άξονα της κνήμης και περόνης, φαίνεται φυσιολογική. (β) Η ίδια όψη όπως λαμβάνεται με την κατεύθυνση της σάρωσης παράλληλη στο μακρύ άξονα. Σε αυτή, η περόνη (απλό τόξο) αν και βρίσκεται εκτός του πλάνου εστίασης δεν είναι επαρκώς θολή και εμφανίζεται σαν σφάλμα σκίασης. Η κνήμη (διπλό τόξο) εμφανίζεται επίσης πιο πλατιά όσο απομακρύνεται από το πλάνο [Machida, 2010].	40
Εικόνα 2.6. Παραμορφωμένες εικόνες ενός πλέγματος, για διάφορες γωνίες σάρωσης [Kim, 2005].	41
Εικόνα 2.7. Γυναίκα (57 χρονών) με καρκίνο του μαστού. (Α) Η συμβατική 2D ψηφιακή μαστογραφία παρουσιάζει πολύ πυκνό μαστό. (Β) Η εικόνα Ψ. Τομοσύνθεσης μαστού απεικονίζει ευκρινώς όγκο στο μαστό [Korans, 2014].	49
Εικόνα 2.8. Φυσικά χαρακτηριστικά των πέντε διαθέσιμων εμπορικών συστημάτων για Ψηφιακή Τομοσύνθεση μαστού.	49
Εικόνα 2.9. Μετατραυματική αξιολόγηση σκαφοειδούς κατάγματος. (α) Στη συμβατική ακτινογραφία, το κάταγμα (βέλος) εμφανίζεται μερικώς ή εντελώς θεραπευμένο. (β) Η ακτινογραφία ΨΤ παρουσιάζει με ακρίβεια καθυστερημένη επανένωση η μη συγκόλληση του κατάγματος (βέλος).	52
Εικόνα 2.10. Ασθενής (γυναίκα, 41 χρονών) που παρουσιάζει κάταγμα Lisfranc. (α) Η ακτινογραφία δεν εμφανίζει κάποιο κάταγμα. (β), (c) Η ΨΤ απεικονίζει ξεκάθαρα το κάταγμα καθώς και πολυάριθμα αποσυνδεδεμένα οστικά κομμάτια (βέλη) μέσα στην άρθρωση Lifranc [Lacout, 2012].	52
Εικόνα 3.1. Εγκάρσια διατομή αντικειμένου, αποτελούμενο από τέσσερα υλικά με διαφορετικούς συντελεστές εξασθένισης.	56
Εικόνα 3.2. Σύστημα συντεταγμένων για την περιγραφή του μετασχηματισμού Radon.	57

Εικόνα 3.3. Προβολή παράλληλων ακτινών[Kak, 2001]	58
Εικόνα 3.4. Προβολή αποκλίνουσας δέσμης [Kak, 2001].....	59
Εικόνα 3.5. Ημιτονόγραμμα [Kak, 2001].	59
Εικόνα 3.6. Θεώρημα Τομής Fourier.....	60
Εικόνα 3.7. Ορισμός της συνάρτησης F_u, v κατά μήκος ακτινικών γραμμών. Λόγω των πιο αραιών γραμμών στις υψηλότερες συχνότητες εκεί εμφανίζεται μεγαλύτερο σφάλμα.....	62
Εικόνα 3.8. Απεικόνιση του ελλειπούς πεδίου Fourier. Μόνο ο χώρος σε σχήμα σφήνας $\theta x = \angle AOB = \angle A\omega O\omega B\omega$ συμπληρώνεται κατά την απόκτηση προβολών στην Τομοσύνθεση, με τροχιά τόξου [Levakhina, 2014].....	62
Εικόνα 3.9. Απεικονίζονται τα δεδομένα του πεδίου των συχνοτήτων μίας προβολής. (a) Η ιδανική κατάσταση. (b) Η πραγματική μέτρηση. (c) Ο αλγόριθμος της FBP παίρνει τα δεδομένα από την (b) και εφαρμόζει στάθμιση στο πεδίο των συχνοτήτων ώστε τα δεδομένα στην εικόνα (c) να προσεγγίζουν αυτά της (a) [Kak, 2001].....	66
Εικόνα 3.10. Φίλτρο ράμπας.....	68
Εικόνα 3.11. Περιορισμένη δειγματοληψία του 3D πεδίου των συχνοτήτων με χρήση κυκλικής γεωμετρίας. (a) Προσανατολισμός της προσπίπτουσας δέσμης για μία προβολική εικόνα. (b) Κώνος που περιγράφει το όγκο πληροφορίας που αποκλείεται από τις προβολικές εικόνες. Δειγματοληπτείται μόνο ο χώρος εκτός του κώνου [Dobbins, 2003].	69
Εικόνα 4.1. Βασικά στοιχεία μοντελοποίησης: Phantoms που δημιουργούνται από συνδυασμό (α) απλών και (β) voxel πρωταρχικών στοιχείων (primitives). Στην Εικόνα (γ) αναπαρίσταται προσομοίωση της μεταφοράς της ακτινοβολίας [Pallikarakis and Bliznakova, 2011].	76
Εικόνα 4.2. Ο αριστερός πνεύμονας όπως ορίζεται από διάφορες τεχνικές μοντελοποίησης. (α) Μεθοδολογία CSG σε συνδυασμό με διαδικασία άλγεβρας Boole για την απομάκρυνση του τομέα B από το μοντέλο A. (β) Μεθοδολογία CSG με ανατομική λεπτομέρεια που εξαρτάται από το μέγεθος των voxel. (γ) Μεθοδολογία BREP με χρήση πολυγωνικού πλέγματος. [Xu and Eckerman, 2009].	82

Εικόνα 4.3. (A) Ανθρωπομορφικό ομοίωμα συστήματος δοσιμετρίας. Φαίνονται καλώδια νήματος άνθρακα που εκκινούν από τους δοσομετρητές φωτοδιόδου εντός του ομοιώματος. (B) Διαδικασία μέτρησης της δόσης της ακτινοβολίας σε μία εξέταση Τομοσύνθεσης [Koyama, 2010].	86
Εικόνα 4.4. Σύγκριση μεταξύ προσομοιωμένου (άνω μέρος) και μετρούμενου (κάτω μέρος) φάσματος ισχύος θορύβου (NPS) για 4 διαφορετικά φίλτρα που χρησιμοποιήθηκαν στην έρευνα των Zhao και συν αυτώ [Zhao, 2008].	88
Εικόνα 4.5. (A) Τομή του ομοιώματος λεπτομέρειας αντίθεσης, ανακατασκευασμένο από προσομοιωμένα προβολικά δεδομένα και (B) πραγματικά προβολικά δεδομένα [Reiser, 2007].	89
Εικόνα 4.6. (A) Τομή του voxel phantom που συνίσταται από ινοαδενικό ιστό, δέρμα και το σύνδεσμο Cooper. (B) Τομή πάχους 1 cm του phantom για πρωτότυπη χρήση [Carton, 2011].	90
Εικόνα 4.7. Ανακατασκευασμένες εικόνες (A) Ψηφιακής Μαστογραφίας και (B) Ψηφιακής Τομοσύνθεσης μαστού του πρωτότυπου ιατρικού ανθρωπομορφικού ομοιώματος. Το κίτρινο βέλος δείχνει την παρουσία φυσαλίδων αέρα στην εποξεική ρυτίνη [Carton, 2011].	90
Εικόνα 5.1. Δομικά στοιχεία της βιβλιοθήκης RTCL [Kamarianakis, 2014].	96
Εικόνα 5.2. Φίλτρο Ram-Lak. Εντός του εύρους ζώνης η τιμή του φίλτρου ορίζεται ως ω , ενώ εκτός ισούται με μηδέν.	97
Εικόνα 5.3. Στιγμιότυπο της πλατφόρμας κατά τη δημιουργία του κύβου 1 με την επιλογή των βασικών παραμέτρων του.	100
Εικόνα 5.4. Απεικόνιση του 3D phantom σε τυχαία θέση.	101
Πίνακας 5.1. Βασικά χαρακτηριστικά των υλικών του phantom, τα οποία καθορίζουν το συντελεστή εξασθένισης μ του κάθε υλικού.	101
Εικόνα 5.5. Όψη του phantom στο επίπεδο x-y.	102
Εικόνα 5.6. Όψη του phantom στο επίπεδο y-z.	102
Εικόνα 5.7. Καρτέλα Analytical Irradiation , για την επιλογή των παραμέτρων που καθορίζουν τα χαρακτηριστικά της εκπεμπόμενης δέσμης, τη γεωμετρία λήψης των προβολών και την ανάλυση της λαμβανόμενης εικόνας.	103

Εικόνα 5.8. Η δισδιάστατη εικόνα ακτινογραφίας που λαμβάνεται με την πλατφόρμα XRayImagingSimulator και τη μέθοδο προσομοίωσης Monte Carlo.	104
Εικόνα 5.9.	106
Εικόνα 5.10.	106
Εικόνα 5.11.	107
Εικόνα 5.12.	107

ΠΙΝΑΚΕΣ

Πίνακας 5.1. Βασικά χαρακτηριστικά των υλικών του phantom, τα οποία καθορίζουν το συντελεστή εξασθένισης μ του κάθε υλικού.....	101
Πίνακας 5.2. Αντιστοιχία των ROI και των αντικειμένων.	109
Πίνακας 5.3. Οι τιμές CNR για κάθε αντικείμενο στη μέθοδο της Ψ. Τομοσύνθεσης με αλγόριθμο ανακατασκευής τη φιλτραρισμένη οπισθοπροβολή (FBP).....	109
Πίνακας 5.4. Οι τιμές CNR για κάθε αντικείμενο στη μέθοδο της Ψ. Τομοσύνθεσης με αλγόριθμο ανακατασκευής MPA.....	110
Πίνακας 5.5. Οι τιμές CNR για τα 8 αντικείμενα στη μέθοδο της 2D ακτινογραφίας.	110

1 Ακτίνες X

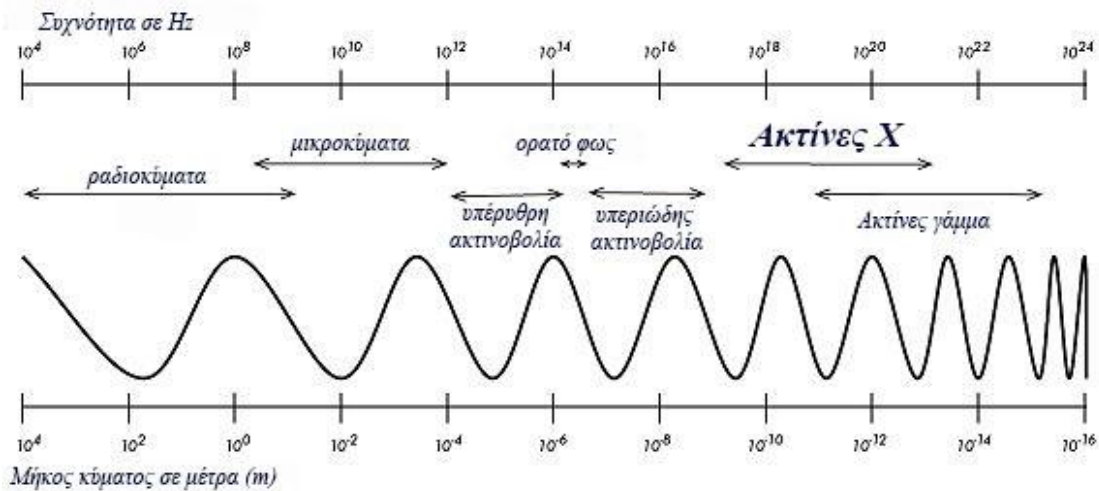
1.1 Εισαγωγή στις ακτίνες X

Οι ακτίνες X αποτελούν μορφή ιοντίζουσας ακτινοβολίας που ανήκει στο ηλεκτρομαγνητικό φάσμα και φέρουν αρκετή ενέργεια, ώστε να προκαλούν ιονισμό [Clarke, 2015]. Ανακαλύφθηκαν το Νοέμβριο του 1895, από το Γερμανό φυσικό Wilhelm Conrad Roentgen, ένα επίτευγμα που του χάρισε το βραβείο Νόμπελ στη Φυσική, το 1901. Ο Roentgen ερευνούσε την επίδραση της μεταφοράς ηλεκτρικών εκκενώσεων μέσα από σωλήνες κενού, όταν διαπίστωσε πως οι εκπομπές σε ένα σωλήνα, προκαλούσαν μια αχνή λάμψη σε μια κοντινή επιφάνεια, η οποία είχε βαφτεί με άλατα Βαρίου. Εργαζόμενος σε απόλυτο σκοτάδι, είχε τη δυνατότητα να αποκλείσει οποιαδήποτε εκπομπή ορατού φωτός από το σωλήνα, όμως η επίδραση παρέμεινε. Το γεγονός αυτό, τον οδήγησε στην ανάπτυξη της θεωρίας του για μία νέα μορφή ακτινοβολίας, στην οποία έδωσε την ονομασία **Ακτίνες X**, όπως ο άγνωστος παράγοντας X σε μία εξίσωση μαθηματικών. Αφιέρωσε όλο το χρόνο και την ενέργειά του στην εξερεύνηση των νέων ακτινών, θέλοντας να απαλείψει τυχόν σφάλματα στις παρατηρήσεις και υποθέσεις του. Το Δεκέμβριο του ίδιου έτους, δημοσίευσε ένα από τα πιο σημαντικά άρθρα στην ιστορία της Φυσικής, με τίτλο «**On a New Kind of Rays**». Στις αρχές του 1896, η ανακάλυψη άρχισε να δημοσιεύεται στα δημοφιλή μέσα ενημέρωσης της εποχής και μέσα σε διάστημα μηνών, οι επιστήμονες ανά τον κόσμο άρχισαν να πειραματίζονται με τη νέα μορφή ακτινοβολίας [Gunderman, 2013].

1.2 Ιδιότητες ακτινών X

Οι ακτίνες X στο ηλεκτρομαγνητικό φάσμα, καταλαμβάνουν την περιοχή μεταξύ των ακτινών γ (gamma rays) και της υπεριώδους ακτινοβολίας (**Εικόνα 1.1**). Το **μήκος κύματός** τους ανήκει στο διάστημα 10-0.01 nm, οι **συχνότητες** στο διάστημα μεταξύ των 30 petahertz (3×10^{16} Hz) και 30 exahertz (3×10^{19} Hz) και η ενέργειά τους κυμαίνεται από 120 eV έως 120 keV. Οι ακτίνες X χρησιμοποιούνται στη διαγνωστική

ακτινογραφία, στην ιατρική απεικόνιση, στην κρυσταλλογραφία και στη φυσική υψηλής ενέργειας [Gurta, 2013].



Εικόνα 1.1. Ηλεκτρομαγνητικό φάσμα και η περιοχή που καταλαμβάνουν οι ακτίνες X σε αυτό.

1.3 Παραγωγή ακτινών X

Οι ακτίνες X παράγονται, στη γενική περίπτωση, όταν ηλεκτρόνια με υψηλή ενέργεια αλληλοεπιδρούν με την ύλη, μετατρέποντας μέρος της κινητικής τους ενέργειας σε ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία [Bushberg, 2011]. Τυπικά, η παραγωγή ακτινών X περιλαμβάνει το βομβαρδισμό ενός υλικού που βρίσκεται μέσα σε ένα σωλήνα κενού, με ηλεκτρόνια υψηλής ταχύτητας. Η πλειονότητα των αλληλεπιδράσεων με το στόχο είναι κρουστικές και η ανταλλαγή ενέργειας των ηλεκτρονίων και του στόχου προκαλεί αύξηση της θερμότητας.

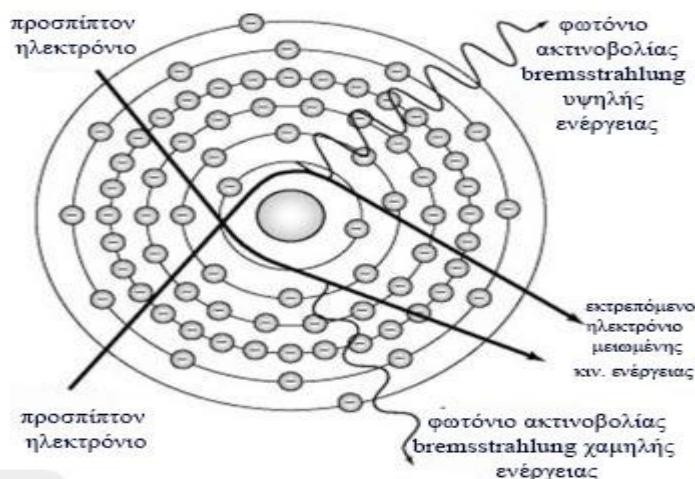
Τα ηλεκτρόνια προσπίπτουν στο στόχο με ενέργεια που δίνεται από την εξίσωση:

$$E = e \cdot V \quad , \text{(πχ για τάση ανόδου } 100kV, \text{ η ενέργεια είναι } E = 100kEV) \quad (1.1)$$

Η αλληλεπίδραση των ηλεκτρονίων με τα δομικά στοιχεία του στόχου, έχει ως αποτέλεσμα την παραγωγή φωτονίων με δύο φυσικούς μηχανισμούς, από τους οποίους προκύπτει ακτινοβολία με διαφορετικά χαρακτηριστικά.

1.3.1 Ακτινοβολία Bremsstrahlung

Ένα μικρό μέρος των επιταχυνόμενων ηλεκτρονίων έχει τη δυνατότητα να προσπεράσει τα ηλεκτρόνια των εξωτερικών στοιβάδων και να πλησιάσει κοντά στον πυρήνα ενός ατόμου του στόχου. Λόγω του θετικού ηλεκτρικού φορτίου του πυρήνα, ασκούνται ηλεκτρικές δυνάμεις Coulomb, που ελκύουν και επιβραδύνουν κάποιο ηλεκτρόνιο με αποτέλεσμα να αλλάζουν την κατεύθυνσή του, προκαλώντας απώλεια μέρους της κινητικής του ενέργειας, η οποία εκπέμπεται σαν φωτόνιο ακτίνας X. Το φωτόνιο φέρει ενέργεια που ισοδυναμεί με την ενεργειακή διαφορά μεταξύ της αρχικής και τελικής ενεργειακής στάθμης (**Εικόνα 1.2**).



Εικόνα 1.2. Φυσικός μηχανισμός παραγωγής ακτινοβολίας Bremsstrahlung.

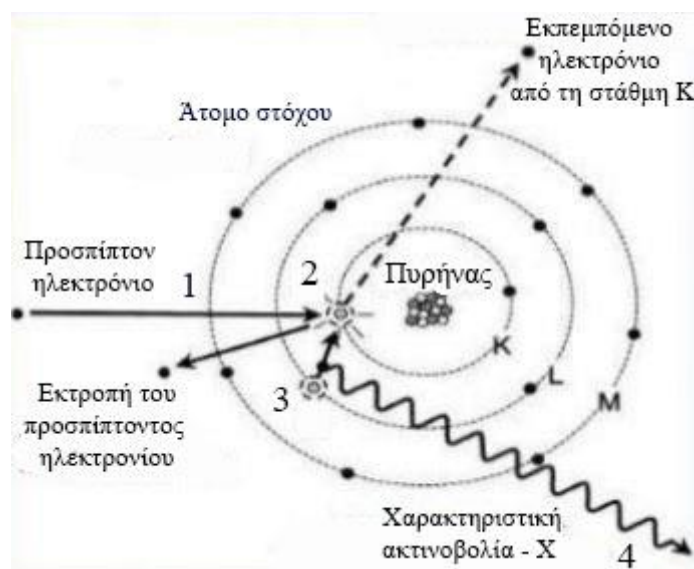
Πιο συγκεκριμένα, τα επιταχυνόμενα ηλεκτρόνια έχουν τη δυνατότητα να απωθήσουν ηλεκτρόνια από την εσωτερική στοιβάδα των ατόμων του μεταλλικού στόχου. Η απώθηση ηλεκτρονίων από το άτομο έχει σαν αποτέλεσμα να δημιουργούνται κενές θέσεις, οι οποίες ταχύτατα συμπληρώνονται από ηλεκτρόνια του ατόμου που καταπίπτουν από στοιβάδες υψηλότερων ενεργειακά επιπέδων, οδηγώντας έτσι στην εκπομπή ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας που ανήκει σε ένα ευρύ φάσμα ακτινοβολίας X, το οποίο είναι συνεχές, όπως φαίνεται και στην **Εικόνα 1.4a** [Swinbourne, 2008]. Η μέγιστη ποσότητα της ενέργειας αντιστοιχεί στην περίπτωση κατά την οποία το εισερχόμενο ηλεκτρόνιο θα απωλέσει όλη την ενέργειά του.

Η μορφή αυτή της εκπεμπόμενης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας που παράγεται με την επιβράδυνση των ηλεκτρονίων, από την αλληλεπίδρασή τους με το

ηλεκτρικό πεδίο του πυρήνα των ατόμων του στόχου, αναφέρεται ως «**Bremsstrahlung**» ή «**ακτινοβολία πέδησης**». Η παραγόμενη ακτινοβολία X λόγω πέδησης εξαρτάται από: (α) την κινητική ενέργεια των προσπιπτόντων ηλεκτρονίων, (β) τον ατομικό αριθμό Z του υλικού και (γ) το πάχος του στόχου.

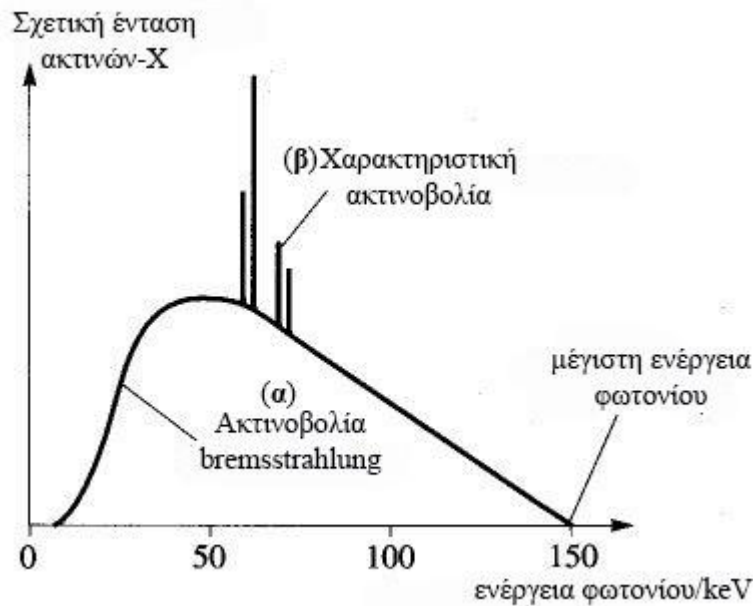
1.3.2 Χαρακτηριστική ακτινοβολία

Η παραγωγή **χαρακτηριστικής ακτινοβολίας**, οφείλεται στις αλληλεπιδράσεις τύπου Coulomb μεταξύ των προσπιπτόντων ηλεκτρονίων και των τροχιακών ηλεκτρονίων. Όταν το προσπίπτον ηλεκτρόνιο διαθέτει μεγαλύτερη ενέργεια από την ενέργεια που συγκρατεί κάποιο ηλεκτρόνιο του ατόμου του στόχου στην τροχιά του, τότε το ηλεκτρόνιο αυτό απωθείται από την τροχιά του. Το κενό που δημιουργείται συμπληρώνεται από κάποιο ηλεκτρόνιο εξωτερικής στοιβάδας, με ταυτόχρονη εκπομπή ενός φωτονίου ακτίνας X. Η ενέργεια που εκπέμπεται με τη μορφή του φωτονίου αυτού, ονομάζεται «**χαρακτηριστική ακτινοβολία**» και αντιστοιχεί στη διαφορά των ενεργειών σύνδεσης των ηλεκτρονίων μεταξύ γειτονικών ή μη, ενεργειακών στοιβάδων. Στην περίπτωση που η ενέργεια αυτή μεταφέρεται σε άλλο τροχιακό ηλεκτρόνιο, προκαλεί την απομάκρυνσή του από το άτομο. Το ηλεκτρόνιο αυτό, ονομάζεται **ηλεκτρόνιο Auger**.



Εικόνα 1.3. Παραγωγή χαρακτηριστικής ακτινοβολίας X. (1) Το προσπίπτον ηλεκτρόνιο αλληλεπιδρά με το ηλεκτρόνιο της στάθμης K μέσω απωθητικής δύναμης Coulomb. (2) Εφόσον η ενέργεια του προσπίπτοντος ηλεκτρονίου είναι μεγαλύτερη από την ενέργεια σύνδεσης της στάθμης K, το ηλεκτρόνιο της τροχιάς K απομακρύνεται, αφήνοντας μία κενή θέση στην στάθμη K. (3) Ένα ηλεκτρόνιο της στάθμης L (ή άλλης) συμπληρώνει την κενή θέση. (4) Ένα φωτόνιο χαρακτηριστικής ακτινοβολίας X εκπέμπεται με ενέργεια που ισοδυναμεί με τη διαφορά των ενεργειών σύνδεσης των δύο ενεργειακών σταθμών.

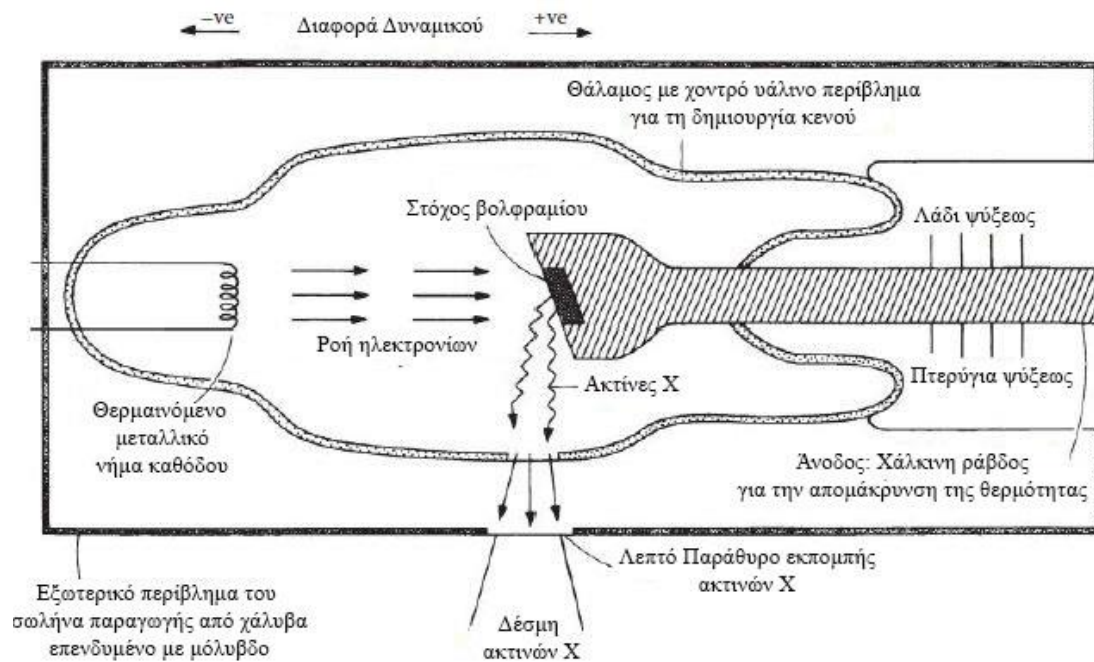
Η χαρακτηριστική ακτινοβολία διαθέτει ενέργεια που εξαρτάται από τη διαφορά μεταξύ των ενεργειών διαφορετικών στοιβάδων και για ένα δεδομένο υλικό στόχου (π.χ. βολφράμιο) οι ενεργειακές στοιβάδες διαθέτουν σταθερή ενέργεια. Επομένως, η εκπεμπόμενη χαρακτηριστική ακτινοβολία λαμβάνει διακριτές τιμές που χαρακτηρίζουν το υλικό του στόχου. Άρα, το φάσμα της χαρακτηριστικής ακτινοβολίας αποτελείται από διακριτές κορυφές ενέργειας (**Εικόνα 1.4β**).



Εικόνα 1.4. Φάσμα ακτινοβολίας X. (α) Συνεχές φάσμα ακτινοβολίας Bremsstrahlung, (β) διακριτό φάσμα χαρακτηριστικής ακτινοβολίας.

1.4 Διατάξεις παραγωγής ακτινών X

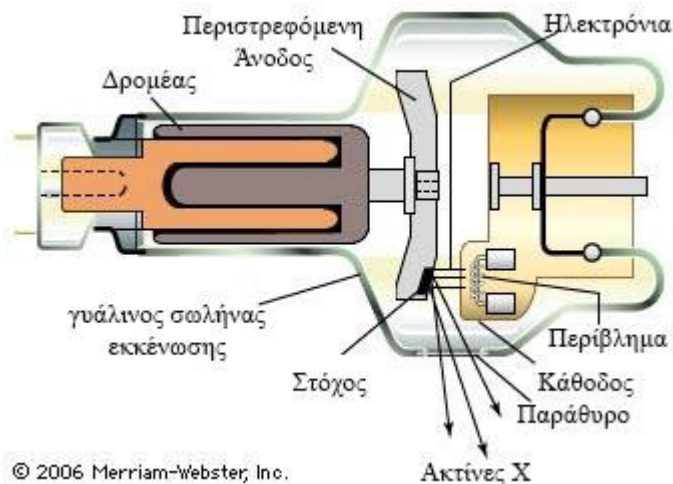
Η παραγωγή των ακτινών X πραγματοποιείται σε συσκευές που ονομάζονται **σωλήνες παραγωγής ακτινών X**. Η κατασκευή των σωλήνων παραγωγής ακτινών X ξεκίνησε το έτος 1915 κι η εξέλιξη προηγμένων σωλήνων παραγωγής που λειτουργούν με σύγχρονα υπολογιστικά συστήματα ελέγχου, συνεχίζεται με ραγδαίο ρυθμό. Ένας τυπικός σωλήνας παραγωγής ακτινών X χαμηλής απόδοσης, αποτελείται από τα εξής επιμέρους τμήματα (**Εικόνα 1.5**):



Εικόνα 1.5. Κύρια χαρακτηριστικά ενός απλού σωλήνα παραγωγής ακτινών X, στατικής ανόδου. Απεικονίζονται, για λόγους απλούστευσης μόνο τα φωτόνια X που εξέρχονται από το λεπτό παράθυρο. Στην πράξη εκπέμπονται προς όλες τις κατευθύνσεις [Dendy and Heaton, 2011].

- 1 Ένα **νήμα πυρακτώσεως**, το οποίο αφενός παρέχει επαρκή προμήθεια ηλεκτρονίων μέσω θερμικής εκπομπής κι αφετέρου λειτουργεί ως κάθοδος.
- 2 Ένα **σωλήνα εκκένωσης**, στον οποίο μπορεί να εφαρμοστεί διαφορά δυναμικού.
- 3 Μία **μεταλλική άνοδο**, η οποία αποτελεί τον **μεταλλικό στόχο** στον οποίο προσπίπτουν τα επιταχυνόμενα ηλεκτρόνια και η οποία προσφέρει υψηλή απόδοση μετατροπής της ενέργειας που φέρουν τα ηλεκτρόνια σε φωτόνια X.
- 4 Ένα **λεπτότερο** μέρος του τοιχώματος του σωλήνα εκκένωσης, το οποίο χρησιμεύει σαν **παράθυρο**, από το οποίο θα μπορεί να διέρχεται το μεγαλύτερο μέρος των ακτινών X.

Οι σύγχρονοι σωλήνες παραγωγής διαθέτουν κάθοδο, άνοδο, δρομέα/στάτη, σωλήνα εκκένωσης από γυαλί ή μέταλλο, θύρα-έξοδο του σωλήνα, θήκες καλωδιώσεων (cable sockets) και το εξωτερικό περίβλημα του σωλήνα. Ένας σύγχρονος σωλήνας παραγωγής φαίνεται στην **Εικόνα 1.6**, όπου διακρίνονται η είσοδος του σωλήνα και μέρος του εξωτερικού περιβλήματος.



Εικόνα 1.6. Σύγχρονος σωλήνας παραγωγής ακτινών X.

Η τροφοδοσία του σωλήνα X πραγματοποιείται μέσω γεννήτριας ηλεκτρικού ρεύματος που διαθέτει:

- Ένα μετασχηματιστή εισόδου, ώστε να προσαρμόζει αρχικές και δευτερεύουσες τάσεις.
- Ένα μετασχηματιστή υψηλής τάσης που παρέχει μέχρι και 150 kV.
- Σύστημα μετατροπής εναλλασσόμενου ρεύματος (AC) σε συνεχές ρεύμα (DC).
- Ένα μετασχηματιστή χαμηλής τάσης που παρέχει 8 – 12 V για την θέρμανση του νήματος πυρακτώσεως.
- Ένα σύστημα συγχρονισμού για τον αποκλεισμό έκθεσης στην ακτινοβολία.

Η γεννήτρια παρέχει την απαιτούμενη ηλεκτρική ισχύ κι επιτρέπει την επιλογή τάσεως και ρεύματος στο σωλήνα ενώ καθορίζει και το χρόνο έκθεσης. Αναλόγως με τον τύπο της απεικόνισης που εξετάζεται και τα χαρακτηριστικά των δομών που απεικονίζονται, η τάση στο σωλήνα ορίζεται σε τιμές που κυμαίνονται από 40 έως 150 kV για διαγνωστική απεικόνιση και από 25 έως 40 kV για μαστογραφία. Το ρεύμα στο σωλήνα, μετρούμενο σε milliamperes (mA), είναι ανάλογο με τον αριθμό των ηλεκτρονίων που ρέουν από την κάθοδο προς την άνοδο ανά δευτερόλεπτο, όπου $1mA = 6,24 \times 10^{15}$ electrons / s. Για συνεχή ακτινοσκοπία, το ρεύμα του σωλήνα είναι σχετικά χαμηλό, από 1 έως 5 mA, ενώ για ακτινογραφία μέσω προβολών, το ρεύμα ορίζεται από 50 έως 1200 mA, σε συγχρονισμό με σύντομα χρονικά διαστήματα έκθεσης στην ακτινοβολία (τυπικά λιγότερο από 100 ms). Στην παλμική ακτινοσκοπία,

το ρεύμα συνήθως παρέχεται σε σύντομους παλμούς κι όχι συνεχόμενα. Το ρεύμα κυμαίνεται από 10 έως 50 mA, ενώ ο συνολικός αριθμός των ηλεκτρονίων που εκπέμπονται είναι περίπου ο ίδιος για κάθε εικόνα που λαμβάνεται.

Επειδή η παρεχόμενη τάση σε μία κλινική ή ερευνητική μονάδα είναι πολύ χαμηλότερη από τα 20 kV έως 150 kV που απαιτούνται για την παραγωγή των ακτινών X, οι μετασχηματιστές αποτελούν βασικό εξάρτημα των γεννητριών, καθώς μετατρέπουν την χαμηλή τάση σε υψηλή μέσω της ηλεκτρομαγνητικής επαγωγής. Επιπρόσθετα, στις βασικές μονάδες μιας σύγχρονης γεννήτριας παραγωγής ανήκουν το ηλεκτρικό κύκλωμα υψηλής τάσης, το κύκλωμα του στάτη, το κύκλωμα του νήματος πυρακτώσεως, το σύστημα επιλογής σημείου εστίασεως και το κύκλωμα αυτόματου ελέγχου εκθέσεως «AEC» (automatic exposure control). Επίσης, οι γεννήτριες διαθέτουν κυκλώματα και μικροεπεξεργαστές που ελέγχουν την επιλογή δυνητικά επιβλαβών συνθηκών υπερφόρτωσης, προκειμένου να προστατευτεί ο σωλήνας παραγωγής. Επιπλέον, μπορούν να αποκλείσουν συνδυασμούς τάσεως, ρεύματος και χρόνου εκπομπής, οι οποίοι παρέχουν υπερβολική ισχύ στην άνοδο του σωλήνα παραγωγής. Αισθητήρες θερμικού φορτίου ελέγχουν την αύξηση θερμοκρασίας της ανόδου, βασιζόμενοι στα μεγέθη τάσεως, ρεύματος και χρόνου εκθέσεως, λαμβάνοντας υπόψιν και τα δεδομένα από το σύστημα ψύξης [Bushberg, 2011].

Οι γεννήτριες ακτινών X που χρησιμοποιούνται σήμερα, περιλαμβάνουν μονοφασικά, τριφασικά, συνεχούς τάσης και υψηλής συχνότητας κυκλώματα. Η γεννήτρια υψηλής συχνότητας είναι η πιο εξελιγμένη τεχνολογικά γεννήτρια στη σύγχρονη εποχή.

1.5 Αλληλεπίδραση ακτινών X με την ύλη

Όταν μία δέσμη ακτινών X διαπεράσει ένα υλικό, η έντασή της μειώνεται κατά μία ποσότητα που καθορίζεται από τις φυσικές ιδιότητες (κυρίως το πάχος, την πυκνότητα και τον ατομικό αριθμό) του υλικού. Η ακτινογραφική διαδικασία απεικόνισης έχει ως θεμέλιο την ιδιότητα αυτή της δέσμης X.

Οι ακτίνες X, καθώς διαδίδονται μέσα σε ένα υλικό, απορροφώνται εξαιτίας διαδικασιών που θέτουν τα ηλεκτρόνια σε κίνηση, τα οποία στη συνέχεια παράγουν ιονισμό άλλων ατόμων ή μορίων. Αν θεωρηθεί μια μονοχρωματική δέσμη ακτινών X,

τότε η έντασή της καθώς διαπερνάει ένα υλικό πάχους x , μειώνεται εκθετικά με την απόσταση, όπως εκφράζεται από την **Εξίσωση (1.1)**:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x} \quad (1.1)$$

Όπου I_0 είναι η αρχική ένταση της δέσμης και I η ένταση μετά το πέρασμά της δέσμης από το υλικό. Ο συντελεστής μ ονομάζεται **γραμμικός συντελεστής εξασθένισης** κι έχει μονάδα μέτρησης mm^{-1} . Συχνά αναφέρεται μία ποσότητα ανάλογη με την ζώη ημίσεως του ραδιενεργού υλικού, η οποία ονομάζεται **στρώμα μισής τιμής (HVL – half value layer)** ή **πάχος μισής τιμής (HVT – half value thickness)** και συμβολίζεται με $H_{1/2}$. Ορίζεται ως το πάχος του υλικού, κατά το οποίο η ένταση της δέσμης μειώνεται στο μισό.

Υπάρχουν τέσσερις βασικές διαδικασίες αλληλεπίδρασης. Στη διαγνωστική ακτινολογία οι δύο πιο σημαντικές είναι το **φωτοηλεκτρικό φαινόμενο** και το **φαινόμενο Compton**, καθώς επηρεάζουν την αντίθεση της ακτινογραφικής εικόνας.

1.5.1 Ελαστική σκέδαση

Όταν οι ακτίνες X περνούν σε κοντινή απόσταση από ένα άτομο, ενδέχεται να προκαλέσουν ορισμένα ηλεκτρόνια να λάβουν ενέργεια δονήσεως. Πρόκειται για μία διαδικασία συγχρονισμού, καθώς το ηλεκτρόνιο δονείται σε συχνότητα αντίστοιχη με αυτή του φωτονίου X. Η κατάσταση αυτή είναι ασταθής και το ηλεκτρόνιο ταχύτατα επανεκπέμπει την ενέργεια προς όλες τις κατευθύνσεις υπό την ίδια συχνότητα. Επομένως, το φαινόμενο αποτελεί σκέδαση κι εξασθένιση χωρίς απορρόφηση.

Αν κι ένα δεδομένο ποσοστό ελαστικής σκέδασης λαμβάνει χώρα σε όλες τις ενέργειες ακτινών X, δεν ξεπερνάει το 10% των συνολικών αλληλεπιδράσεων στη διαγνωστική ακτινολογία. Επίσης, η σκεδασμένη ακτινοβολία διαθέτει πολύ χαμηλή ενέργεια και απορροφάται σε πολύ μεγάλο βαθμό από τον ασθενή, επομένως η συνεισφορά της στη δημιουργία της εικόνας είναι πολύ χαμηλή (λιγότερο από 1 %) [Dendy and Heaton, 2011].

1.3.2 Φωτοηλεκτρικό Φαινόμενο

Το **Φωτοηλεκτρικό Φαινόμενο**, είναι μία ατομική διαδικασία απορρόφησης, κατά την οποία ένα άτομο απορροφά ολόκληρη την ενέργεια ενός προσπίπτοντος φωτονίου. Το φωτόνιο εξαφανίζεται και η απορροφώμενη ενέργεια χρησιμοποιείται για την εκτίναξη ενός ηλεκτρονίου από την τροχιά του. Το εκτινασσόμενο ηλεκτρόνιο ονομάζεται **φωτοηλεκτρόνιο** και λαμβάνει κινητική ενέργεια που ισοδυναμεί με τη διαφορά μεταξύ της ενέργειας του προσπίπτοντος φωτονίου και της ενέργειας που συγκρατεί το ηλεκτρόνιο, το οποίο είναι ισχυρά συνδεδεμένο σε μια εσωτερική στοιβάδα του ατόμου. Το φωτοηλεκτρόνιο μπορεί να απομακρυνθεί από τη στοιβάδα, μόνο αν η ενέργεια του φωτονίου υπερβαίνει την ενέργεια που συγκρατεί το ηλεκτρόνιο στο άτομο. Αν η ενέργεια του φωτονίου είναι επαρκής, τότε το ηλεκτρόνιο εκπέμπεται (συνήθως από την διαθέσιμη πιο εσωτερική στοιβάδα).

Η διαδικασία αυτή δημιουργεί μία κενή θέση στη στοιβάδα, η οποία συμπληρώνεται από κάποιο ηλεκτρόνιο υψηλότερης στοιβάδας που μεταπίπτει από μια υψηλότερη ενεργειακή στάθμη. Αυτή η διαδικασία μετακίνησης συνοδεύεται από εκπομπή φωτονίου χαρακτηριστικής ακτινοβολίας X [Cherry, 2012].

Το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο είναι πιο συχνό σε υλικά με μεγάλο μέσο ατομικό αριθμό, καθώς και όταν τα φωτόνια φέρουν χαμηλή ενέργεια. Επομένως, το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο αποτελεί σημαντική διαδικασία αλληλεπίδρασης στο μέρος της χαμηλής ενέργειας των διαγνωστικών ακτινών X.

1.5.2 Φαινόμενο Compton

Το **φαινόμενο Compton** ή **σκέδαση Compton**, λαμβάνει χώρα κατά τη σύγκρουση ενός φωτονίου με ένα χαλαρά συγκρατημένο ηλεκτρόνιο, που βρίσκεται σε εξωτερική στοιβάδα ενός ατόμου. Επειδή η ενέργεια του φωτονίου υπερβαίνει κατά πολύ την ενέργεια που συγκρατεί το ηλεκτρόνιο, η σύγκρουση μοιάζει σαν μία ανελαστική κρούση μεταξύ του φωτονίου κι ενός «ελεύθερου ηλεκτρονίου».

Το φωτόνιο κατά το φαινόμενο Compton δεν εξαφανίζεται, αλλά εκτρέπεται υπό μία γωνία σκεδάσεως θ . Μέρος της ενέργειάς του μεταφέρεται στο ηλεκτρόνιο Compton, ανεξάρτητα από την πυκνότητα, τον ατομικό αριθμό, ή οποιαδήποτε άλλη ιδιότητα του υλικού που απορροφά την ακτινοβολία X. Έτσι, το φαινόμενο αυτό

αποτελεί αυστηρά αλληλεπίδραση φωτονίου – ηλεκτρονίου. Η κινητική ενέργεια του ηλεκτρονίου μειώνεται ραγδαία κι επομένως η διαδικασία χαρακτηρίζεται από σκέδαση και μερική απορρόφηση ενέργειας.

Η αλληλεπίδραση Compton είναι μία πολύ σημαντική διαδικασία αλληλεπίδρασης διαγνωστικών ακτίνων X, κυρίως στο διάστημα των υψηλών ενεργειών.

1.5.3 Παραγωγή Ζευγών

Το φαινόμενο της *Παραγωγής Ζευγών* ή *Δίδυμης Γένεσης*, πραγματοποιείται όταν ένα φωτόνιο αλληλοεπιδρά με το ηλεκτρικό πεδίο ενός φορτισμένου σωματιδίου. Συνήθως, η αλληλεπίδραση συμβαίνει με ένα ατομικό πυρήνα, αλλά σε μερικές περιπτώσεις και με ένα ηλεκτρόνιο. Κατά τη δίδυμη γένεση, το φωτόνιο εξαφανίζεται και η ενέργεια του (τουλάχιστον 1.022 MeV) χρησιμοποιείται για τη δημιουργία ενός ζεύγους ποζιτρονίου – ηλεκτρονίου. Η διαφορά της ενέργειας του φωτονίου και των 1.022 MeV μετατρέπεται σε κινητική ενέργεια του ποζιτρονίου και του ηλεκτρονίου, η οποία διαμοιράζεται σε τυχαία αναλογία που κυμαίνεται από 20% έως 40%.

Όταν το ποζιτρόνιο χάσει την κινητική ενέργειά του και σταματήσει, υφίσταται αμοιβαία εξαύλωση με ένα γειτονικό ηλεκτρόνιο και ένα ζεύγος φωτονίων εξαύλωσης εκπέμπονται σε αντίθετες κατευθύνσεις, τα οποία σε μικρές αποστάσεις θα αλληλοεπιδράσουν ξανά.

Τα φαινόμενο της δίδυμης γένεσης είναι πιο πιθανό σε υλικά με μεγάλο ατομικό αριθμό και όταν τα φωτόνια εμφανίζουν ενέργεια μεγαλύτερη από τα 1.022 MeV.

2 Εισαγωγή στην Ψηφιακή Τομοσύνθεση

2.1 Εισαγωγή

Η ανακάλυψη των ακτινών X από τον Roentgen, αποτέλεσε εφιαλτήριο για την ανάπτυξη κι εξέλιξη τεχνικών απεικόνισης με χρήση ακτινών X, για σχεδόν 130 χρόνια μέχρι σήμερα. Η δυνατότητα διείσδυσης των ακτινών X στο αντικείμενο που εξετάζεται για την απεικόνιση των ασαφών εσωτερικών δομών του, αποτελεί βασικό θεμέλιο για την δημιουργία πληθώρας ιατρικών και μη εφαρμογών. Άνοιξε νέους ορίζοντες στη διάγνωση και κατανόηση ανθρώπινων ασθενειών χωρίς χειρουργική παρέμβαση, καθώς και στην έρευνα διάφορων υλικών χωρίς να καταστρέφει τη δομή τους.

Αν και οι ακτίνες X διαπερνούν το ανθρώπινο σώμα συμβάλλοντας έτσι στην απεικόνισή του, μία απλή ακτινολογική εικόνα περιέχει την υπέρθεση όλων των τρισδιάστατων δομών μέσα σε ένα αντικείμενο και το εμφανίζει σαν μία δισδιάστατη σκίαση. Συνεπώς, είναι αδύνατον να γίνει κατανοητή η ακριβής τρισδιάστατη θέση από την οποία προέρχεται κάθε συγκεκριμένο χαρακτηριστικό της πληροφορίας που λαμβάνεται. Η τρισδιάστατη πληροφορία για την ακριβή θέση των διαφορετικών δομών μπορεί να ανακτηθεί μόνο με τη χρήση της αρχής της τομογραφίας, όπου ένα σύνολο εικόνων από διαφορετικά σημεία πρέπει να ληφθεί και έτσι να λυθεί το αντίστροφο πρόβλημα της ανακατασκευής εικόνας.

Ιστορικά, η πρώτη μέθοδος απεικόνισης με χρήση δέσμης X και σκοπό την απεικόνιση δομών και στις τρεις διαστάσεις, ήταν η **Τομοσύνθεση**. Στην Τομοσύνθεση, οι εικόνες που λαμβάνονται αφορούν προβολές του εξεταζόμενου αντικειμένου σε ένα περιορισμένο γωνιακό εύρος. Γενικά, αυτό δεν είναι αρκετό για να ανακατασκευαστεί το αντικείμενο πλήρως και με ακρίβεια. Ωστόσο, μπορεί να ανακτηθεί μερικώς τρισδιάστατη πληροφορία, συνοδευόμενη όμως από υποβάθμιση της ποιότητας της εικόνας λόγω της θολότητας που προέρχεται από αντικείμενα, που βρίσκονται μακριά από το σημείο εστίασης.

2.2 Ιστορική αναδρομή

Αμέσως μετά την ανακάλυψη των ακτινών X, έγιναν αντιληπτά από την ερευνητική κοινότητα, τα μειονεκτήματα της δισδιάστατης επίπεδης απεικόνισης μιας τρισδιάστατης ανατομίας. Στις αρχές του 20^{ου} αιώνα, έγιναν οι πρώτες προσπάθειες για την ανάπτυξη μεθόδων απεικόνισης δομών, που βρίσκονται στο εσωτερικό ενός αντικειμένου. Το 1917, ο Johann Karl August Radon δημοσίευσε σε επιστημονικό του άρθρο το μαθηματικό υπόβαθρο της Τομογραφίας, αναφέροντας πως τα δεδομένα των προβολών που λαμβάνονται στο εσωτερικό ενός αντικειμένου μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την ανάλυση των εσωτερικών δομών του. Τη δεκαετία του 1920, υπήρξαν αρκετές προσπάθειες προκειμένου να απαλειφθούν υπερτιθέμενες σκίες από τις ακτινογραφίες και να μεγιστοποιηθούν τα οφέλη από τη χρήση των ακτινών X στην απεικόνιση του ανθρώπινου σώματος. Έτσι, δημιουργήθηκαν πολλές πατέντες, όπως για παράδειγμα από το Γάλλο επιστήμονα Bocage, το Γερμανό Pohl και το Γαλλο-Αμερικανό Kiefer, οι οποίες και απέκτησαν εμπορική αξία. Επίσης δημοσιεύτηκαν αρκετά επιστημονικά άρθρα. Το 1932, ο Δανός ερευνητής Ziedses des Plantes, εισήγαγε την τομογραφική απεικόνιση στην ιατρική ερευνητική κοινότητα κι ο Βρετανός Ernest Twining συνείσφερε στην ανάδειξη της κλινικής της σπουδαιότητας. Η γεωμετρική Τομογραφία γρήγορα αποτέλεσε βασικό μέσο απεικόνισης της ανθρώπινης ανατομίας, χαράζοντας το δρόμο για την δημιουργία απεικονιστικών μεθόδων όπως η Υπολογιστική Τομογραφία (Computed Tomography, εν συντομία CT), η Μαγνητική Τομογραφία και πολλές άλλες μέθοδοι τρισδιάστατης απεικόνισης, οι οποίες έχουν φέρει επανάσταση στην ιατρική διάγνωση.

Η τομογραφική απεικόνιση προσέφερε τρία σημαντικά πλεονεκτήματα συγκριτικά με τη συμβατική προβολική ακτινογραφία. Αρχικά, επέτρεψε τον καθορισμό του βάθους. Δεύτερον, βελτίωσε την διακριτότητα των αντικειμένων απομακρύνοντας τον οπτικό θόρυβο που σχετίζεται με αλληλεπικαλυπτόμενες δομές και τρίτον, βελτίωσε την αντίθεση γειτονικών δομών περιορίζοντας το συνολικό δυναμικό εύρος, σε εύρος μιας μοναδικής τομής (slice). Η συμβατική Τομογραφία και η πιο σύγχρονη μορφή της, η Τομοσύνθεση, καθιστούν εφικτές τις τρεις βασικές αυτές λειτουργίες.

Τα πρώτα τομογραφικά συστήματα αξιοποιούσαν μια γραμμική, αντίθετη κίνηση του σωλήνα παραγωγής ακτινών X και της συσκευής που περιείχε το φιλμ,

προκειμένου να παραχθεί ένα επίπεδο εστίασης. Ο σωλήνας εξέπεμπε ακτινοβολία συνεχόμενα κι ακολούθως, το μοναδικό φιλμ ενσωμάτωνε την έκθεση στην ακτινοβολία κατά τη συνολική κίνηση του σωλήνα. Εξαιτίας της παράλλαξης, αντικείμενα σε επίπεδα πάνω και κάτω από τη βάση, εμφανίζονταν θολά ανάλογα με την απόστασή τους από το εστιακό επίπεδο, ενώ αντικείμενα πάνω στο επίπεδο αυτό εμφανίζονταν στατικά. Οι λαμβανόμενες τομογραφικές εικόνες παρουσίαζαν ευδιάκριτη απόδοση του επιπέδου ενδιαφέροντος, με ανατομίες από μακρινά επίπεδα μερικώς θολές και συμπιεσμένες. Το 1935, ο G. Grossmann παρουσίασε μία συσκευή, την οποία ονόμασε **Τομογράφο** και η λειτουργία της βασιζόταν στην προαναφερθείσα απεικονιστική μεθοδολογία παρόλο που απείχε παρασάγγας από τις σύγχρονες τομογραφικές συσκευές.

Αν κι η εφεύρεση της γεωμετρικής Τομογραφίας αποτελούσε ένα μεγάλο βήμα προς τα εμπρός στον τομέα της διαγνωστικής απεικόνισης, η μεθοδολογία είχε δύο σημαντικά μειονεκτήματα. Πρώτον και πιο βασικό, η διαδικασία έπρεπε να επαναλαμβάνεται όταν ο ακτινοφυσικός επιθυμούσε την αναπαραγωγή εικόνων από περισσότερες τομές, με αποτέλεσμα την έκθεση του ασθενή σε δυνητικά υψηλά επίπεδα ακτινοβολίας. Επιπρόσθετα, ήταν συχνά απαραίτητη η πραγματοποίηση αρχικών ερευνών χαμηλής δοσολογίας πριν την εκτέλεση της βασικής εξέτασης, προκειμένου να επιτευχθεί ταίριασμα του εστιακού επιπέδου, με το επίπεδο της υπό εξέταση δομής. Το δεύτερο μειονέκτημα ήταν η αδυναμία της μεθοδολογίας να συμπιέσει τελείως την πληροφορία από δομές μακριά από το εστιακό επίπεδο.

2.2.1 Η γέννηση της Τομοσύνθεσης

Παρόλο που η συμβατική Τομογραφία βασίστηκε στη χρήση μιας μοναδικής τομής, ενός μοναδικού φιλμ και σε συνεχόμενη λήψη εικόνων, η έρευνα του Ziedses des Plantes επέτρεψε την ανακατασκευή ενός αυθαίρετου αριθμού επιπέδων από μια διακριτή σειρά προβολών. Επομένως, τουλάχιστον στη θεωρία, ήταν πιθανή η δημιουργία πολλών τομογραφικών σαρώσεων από μία μοναδική διαδικασία λήψης χαμηλής δοσολογίας. Ωστόσο, θα περνούσαν πολλές δεκαετίες, ώσπου η ιδέα αυτή να ήταν δυνατόν να εφαρμοστεί πρακτικά.

Το 1969, ο Garrison ανέπτυξε μία πρωτότυπη συσκευή καταγράφοντας την πρώτη πλήρη εφαρμογή της θεωρίας του Ziedses des Plantes [Garrison et al, 1969]. Η

συσκευή του Garrison, αξιοποίησε την μέχρι εκείνη την εποχή εφαρμοζόμενη γεωμετρία με την παράλληλη κίνηση της πηγής και του ανιχνευτή, αλλά ταυτόχρονα σχεδιάστηκε και για την απόκτηση μια ακολουθίας διακριτών ακτινογραφιών, παρά μιας συνολικής εικόνας από συνεχόμενη λήψη. Πρώτα, αντίγραφα των αρχικών διακριτών ακτινογραφιών τοποθετούνταν μπροστά από λυχνίες φωτός στην ίδια γεωμετρική διάταξη με αυτή των αυθεντικών, δημιουργώντας μια οπτική οπισθοπροβολή των δεδομένων (μαθηματικά συνώνυμη με την οπισθοπροβολή που χρησιμοποιείται σήμερα στην Υπολογιστική Τομογραφία). Μεταγενέστερες εκδόσεις της συσκευής, χρησιμοποιούσαν ένα κινητό σύστημα κατόπτρων – φακών, το οποίο αυτόματα προσομοίωνε τη γεωμετρία της λήψης, επιτρέποντας στο χρήστη απλά να θέσει σε σειρά τα - μειωμένης φωτεινότητας - αντίγραφα. Και στις δύο περιπτώσεις, μια οθόνη υάλινης βάσης τοποθετούταν στο σημείο όπου θα βρισκόταν το αντικείμενο, καθιστώντας δυνατή την παρακολούθηση τομογραφικά ανακατασκευασμένων πλάνων οποιουδήποτε προσανατολισμού. Ο Garrison πέτυχε τη δημιουργία ενός πλήρους συνόλου τρισδιάστατων δεδομένων από μία μοναδική ακτινογραφική σάρωση. Το επόμενο επαναστατικό βήμα ήταν η εφεύρεση μίας συσκευής, η οποία έκανε δυνατή την αποθήκευση κάθε υπολογισμένης ακτινογραφίας σαν ένα σύνολο από ξεχωριστές αναλογικές εικόνες. Οι αποθηκευμένες εικόνες μπορούσαν να επεξεργαστούν μετά την εξέταση, σε αντίθεση με την ενσωμάτωση των μετρήσεων απευθείας στο φιλμ.

Σύντομα, το 1971, ο Miller και η ομάδα του δημοσίευσαν τα δικά τους τομογραφικά αποτελέσματα στα οποία έδωσαν την ονομασία «photographic laminography». Περίπου την ίδια εποχή ο Grant δημοσίευσε στοιχεία ενός πρωτότυπου τρισδιάστατου προβολέα εικόνων, του πρώτου που βασίστηκε σε κυκλική γεωμετρία απόκτησης των εικόνων. Ταυτόχρονα με την κατασκευή της πρώτης κυκλικής συσκευής βασισμένης στην οπισθοπροβολή, ο Grant εισήγαγε τον όρο «Τομοσύνθεση», αναφερόμενος στην ικανότητα αναδρομικής δημιουργίας απεριόριστου αριθμού τομογραφιών [Grant, 1972].

2.2.2 Εξέλιξη της Τομοσύνθεσης στο χρόνο

Παρόλο που οι Grant και Miller κατάφεραν ο καθένας ξεχωριστά να αποδείξουν το περιεχόμενο των ερευνών τους, οι συσκευές Τομοσύνθεσης που σχεδίασαν, απαιτούσαν την αλλαγή του φιλμ μεταξύ κάθε απόκτησης της προβολής, καθιστώντας

τη διαδικασία χρονοβόρα και αρκετά πολύπλοκη για τις περισσότερες κλινικές εφαρμογές. Οι Klotz και Weiss το 1974 και ο Groh το 1977, εισήγαγαν τη χρήση κωδικοποιημένου διαφράγματος ως μέσο περιορισμού της χρονικής διάρκειας της διαδικασίας απεικόνισης. Παρόμοιες τεχνικές αναπτύχθηκαν μετέπειτα από άλλους ερευνητές με ορισμούς όπως: «**Flashing Tomosynthesis**» [Haaker 1985 a ,b], [Klotz, 1987], [Stiel, 1993] της «**Short-time Tomosynthesis**» [Klotz, 1976] και της «**Τομοσκοπίας**» [Sklebitz and Haendle 1983].

Η χρήση του κωδικοποιημένου διαφράγματος είχε ως αποτέλεσμα η διαδικασία απεικόνισης να πραγματοποιείται σε χιλιοστά του δευτερολέπτου, καθιστώντας εφικτή την κλινική απεικόνιση τρισδιάστατων δομών, μη στατικών οργανικών συστημάτων. Όμως, η τοποθέτηση των πηγών ακτινοβολίας X θα έπρεπε να επιλεγεί κατάλληλα, ώστε να αποφεύγεται η αλληλοεπικάλυψη των υπό-εικόνων κατά τη λήψη. Η αποτυχία ικανοποίησης αυτού του κριτηρίου οδήγησε στην εμφάνιση επιπρόσθετης τομογραφικής θολούρας στις ανακατασκευασμένες εικόνες, σε σχέση με τη βασική διαδικασία Τομοσύνθεσης. Η χρήση collimators (συσκευές παραγωγής μιας παράλληλης δέσμης X) και η αραιή τοποθέτηση των πηγών ακτινοβολίας, επέτρεψε την λήψη ξεχωριστών υπό-εικόνων σε περιπτώσεις όπου η περιοχή ενδιαφέροντος ήταν περιορισμένη.

Ήδη από τα τέλη της δεκαετίας του 1960, είχαν αναπτυχθεί διαφορετικά μέσα περιορισμού του απαιτούμενου χρόνου κατά την Τομοσύνθεση, με τη χρήση βιντεοκάμερας, συνδεδεμένης με τηλεόραση και οθόνη για την ενίσχυση της εικόνας. Σύντομα, οι ερευνητές αντιλήφθηκαν πως διακριτές προβολές οι οποίες λαμβάνονταν από διαθέσιμες εμπορικές συσκευές ακτινοσκοπίας, ήταν δυνατόν να αποθηκευτούν με ευκολία σε ξεχωριστά βιντεοσκοπικά δίκτυα, επιτρέποντας την ηλεκτρονική ανακατασκευή Τομοσύνθεσης μετά το πέρας της λήψης των προβολών. Με την πάροδο του χρόνου, οι αναλογικές βιντεοκάμερες αντικαταστάθηκαν από συσκευές συζευγμένου φορτίου (charge-coupled devices (CCD)), με αποτέλεσμα τη λήψη υψηλής ποιότητας προβολών σε ψηφιακή μορφή.

Η χρήση ηλεκτρονικών μέσων για τη λήψη των εικόνων και την ανακατασκευή τους, αποτελούσε μια σημαντική απλοποίηση της απαιτούμενης μηχανικής για την εφαρμογή της Τομοσύνθεσης, αναζωογονώντας το ενδιαφέρον της ερευνητικής κοινότητας. Εντούτοις, η χρήση των συσκευών ακτινοσκοπίας είχε τα αρνητικά της. Ο θόρυβος και η παραμόρφωση στις ακμές της εικόνας, αλλοίωνε τις τομογραφικές

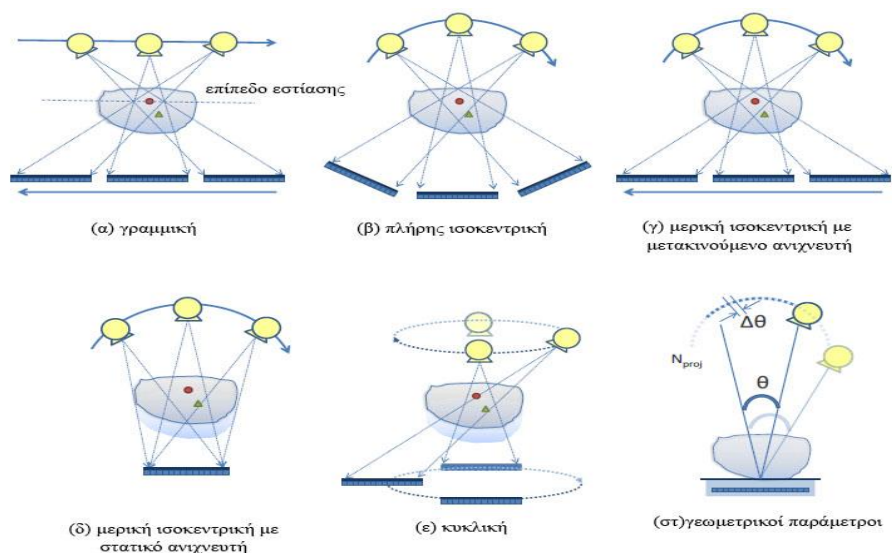
ανακατασκευές και η επεξεργασία μετά το πέρας της διαδικασίας επιβραδύνονταν από την αναλογική φύση του συστήματος λήψης και την έλλειψη οικονομικά αποδοτικής υπολογιστικής δύναμης. Ακόμη, το 1972 οι επιστήμονες G. Hounsfield και James Ambrose παρουσίασαν για πρώτη φορά τομογραφικές σαρώσεις που είχαν ληφθεί με το σαρωτή EMI. Με τη χρήση πλήρως περιστρεφόμενης συσκευής πηγών ακτινοβολίας X γύρω από τον ασθενή, δημιούργησαν εικόνες με τη μέθοδο της **Υπολογιστικής Τομογραφίας** (Computerized Axial Tomography). Η εξέλιξη αυτή σηματοδότησε το περιορισμό του ενδιαφέροντος στην τεχνολογία της Τομοσύνθεσης. Όπως χαρακτηριστικά αναφέρει ο J. T. Dobbins, η Τομοσύνθεση είχε πρακτικά εγκαταλειφθεί στα τέλη της δεκαετίας του 1980 [Dobbins 2003, Dobbins 2009].

Ωστόσο, στα τέλη της δεκαετίας του 1990, μια σειρά από τεχνολογικές εξελίξεις αναζωπύρωσαν το ενδιαφέρον για την Τομοσύνθεση, ως αποδοτικό επιπρόσθετο κλάδο της Υπολογιστικής Τομογραφίας. Πιο συγκεκριμένα, το κόστος της υπολογιστικής ισχύος μειώθηκε αρκετά ώστε να είναι εφικτές, για πρώτη φορά, πολλαπλές λειτουργίες ανακατασκευής καθώς και διαδικασίες επεξεργασίας της εικόνας μετά την εφαρμογή της Τομοσύνθεσης. Ακόμα πιο σημαντικό γεγονός, υπήρξε η εφεύρεση των **επίπεδων ψηφιακών ανιχνευτών** (digital flat - panel detectors) με κύριο χαρακτηριστικό την παραγωγή ψηφιακών εικόνων πολύ υψηλής ποιότητας και με ταχύτατους ρυθμούς ανάγνωσης [Dobbins, 2003], [Levakhina, 2013]. Οι υψηλές ταχύτητες που προσφέρονται, αποτελούν ελκυστική εναλλακτική λύση για το πρόβλημα των χρονοβόρων διαδικασιών εξέτασης κι επεξεργασίας στην Τομοσύνθεση. Σήμερα, εμπορικές συσκευές που χρησιμοποιούν την τεχνολογία των εν λόγω ανιχνευτών, ήδη αναπτύσσονται για εφαρμογή τόσο στη μαστογραφία όσο και στην ακτινογραφία στήθους. Επιπλέον, ο αριθμός των επιστημονικών άρθρων που δημοσιεύονται κάθε χρόνο στην ιστοσελίδα PubMed και αναφέρονται στην Τομοσύνθεση, αυξάνεται σχεδόν εκθετικά. Στους ψηφιακούς ανιχνευτές οφείλει την ονομασία της η **Ψηφιακή Τομοσύνθεση**.

2.3 Τεχνολογία Τομοσύνθεσης.

2.3.1 Τεχνολογία και Γεωμετρία Λήψης

Μία συσκευή Τομοσύνθεσης αποτελείται στη βασική της μορφή, από ένα σωλήνα παραγωγής ακτινών X κι από έναν επίπεδο ψηφιακό ανιχνευτή. Κατά τη διαδικασία λήψης στην Τομοσύνθεση, τα δύο αυτά δομικά στοιχεία μετατοπίζονται κατά μία προκαθορισμένη τροχιά. Οι πιθανοί τρόποι κίνησής τους είναι: **(α)** παράλληλη (γραμμική) πορεία, **(β)** πλήρης ή μερική ισοκεντρική τροχιά και, **(γ)**, κυκλική γεωμετρία. Οι κατηγορίες μετατόπισης φαίνονται στην **Εικόνα 2.1**.



Εικόνα 2.1. (α) – (ε) Κατηγορίες γεωμετρίας απόκτησης. (στ) γεωμετρικοί παράμετροι [Levakhina, 2014].

Στην *γεωμετρία γραμμικής τροχιάς* (Εικόνα 2.1.α), η λυχνία κι ο ανιχνευτής κινούνται συγχρονισμένα κατά μήκος μιας γραμμής σε αντίθετες κατευθύνσεις. Η γεωμετρία αυτή, αναφέρεται ιστορικά στην αναλογική συμβατική γεωμετρική Τομογραφία [Ziedses des Plantes, 1932]. Στην *πλήρη ισοκεντρική γεωμετρία* (Εικόνα 2.1.β), η πηγή της ακτινοβολίας κι ο ανιχνευτής κινούνται κατά μήκος ενός τόξου γύρω από ένα κοινό σημείο. Εάν μετατοπιστούν περισσότερο από 360°, τότε η γεωμετρία περιγράφει ένα τομογραφικό σύστημα, που χρησιμοποιεί δέσμη ακτινοβολίας σχήματος κώνου για την απεικόνιση της εξεταζόμενης δομής. Στην *μερική*

ισοκεντρική γεωμετρία, ο σωλήνας παραγωγής των ακτινών X μετατοπίζεται κατά μήκος ενός τόξου, ενώ ο ανιχνευτής μετακινείται κατά μήκος μια γραμμής (**Εικόνα 2.1.γ**) ή παραμένει σταθερός (**Εικόνα 2.1.δ**). Η μερική ισοκεντρική γεωμετρία με σταθερό ανιχνευτή, χρησιμοποιείται τυπικά στην απεικόνιση του μαστού. Στην **κυκλική γεωμετρία** (**Εικόνα 2.1.ε**) ο σωλήνας κι ο ανιχνευτής μετατοπίζονται σε παράλληλα επίπεδα κατά μήκος μιας κυκλικής τροχιάς. Μία τέτοια γεωμετρία είναι γνωστή από τις πρώτες έρευνες στο πεδίο της Τομοσύνθεσης και σήμερα χρησιμοποιείται σε βιομηχανικές εφαρμογές [Levakhina, 2013].

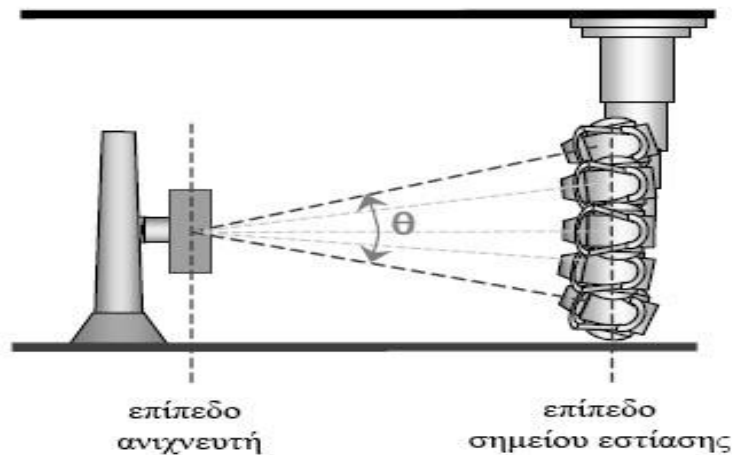
Από τις τρεις βασικές γεωμετρίες κίνησης, η κίνηση παράλληλης τροχιάς επιτρέπει τον απλούστερο αλγόριθμο ανακατασκευής και παράλληλα διατηρεί ομοιόμορφη μεγέθυνση για κάθε θέση του σωλήνα εκπομπής ακτινοβολίας X . Η μερική ισοκεντρική κίνηση οδηγεί σε μεταβλητή μεγέθυνση για διαφορετικούς προσανατολισμούς του σωλήνα, κι επομένως μπορεί να παραμορφώσει μικρές δομές, αν δε ληφθούν μέτρα κατά τη διαδικασία της οπισθοπροβολής. Η πλήρης ισοκεντρική κίνηση έχει τη δυνατότητα να παρέχει εξαιρετική ανακατασκευή, αλλά με πιο πολύπλοκο αλγόριθμο ανακατασκευής από την κίνηση παράλληλης τροχιάς [Dobbins, 2009].

2.3.2 Γεωμετρικοί Παράμετροι

Αν και η βασική αρχή της Ψηφιακής Τομοσύνθεσης είναι σαφής, είναι αναγκαίος ο καθορισμός διάφορων παραγόντων για τον ορισμό του ακριβούς πρωτοκόλλου απόκτησης των προβολών, με σκοπό τη λήψη εικόνων υψηλής ποιότητας ενώ ταυτόχρονα περιορίζονται τα σφάλματα και διατηρείται η έκθεση στην ακτινοβολία σε χαμηλά επίπεδα, όσο γίνεται πιο δυνατόν (ALARA – as low as possible).

Οι γεωμετρικοί παράμετροι απόκτησης στην Τομοσύνθεση, περιλαμβάνουν το **γωνιακό εύρος** (angular range), τον **αριθμό των προβολών** και το **μέγεθος του γωνιακού βήματος** (angular step size). Οι παράμετροι για τη γεωμετρία με σταθερό ανιχνευτή και το σωλήνα μετακινούμενο κατά μήκους ενός τόξου παρουσιάζονται σχηματικά στην **Εικόνα 2.1.στ**. Το **γωνιακό εύρος** της περιστροφής του σωλήνα παραγωγής ακτινοβολίας X ή η **γωνία σάρωσης** (sweep angle) συμβολίζεται με θ . Στην περίπτωση της μερικής ισοκεντρικής γεωμετρίας, ορίζεται ως το μέγεθος του συνολικού τόξου γύρω από το κέντρο της περιστροφής και καθορίζεται από τη θέση

του σημείου εστίασης από την πρώτη ως την τελευταία μετρούμενη προβολή. Στην περίπτωση της κυκλικής τροχιάς, ορίζεται σαν μία δισδιάστατη γωνία σε ένα τρισδιάστατο χώρο (solid angle) που σχηματίζεται από το σωλήνα παραγωγής της ακτινοβολίας X. Το γωνιακό εύρος στις κλινικές εφαρμογές είναι τυπικά μεταξύ 20° και 50°. Είναι συμμετρικό σε σχέση με τη συσκευή ανίχνευσης για όλες τις εξετάσεις πάνω σε εξεταστική τράπεζα, καθώς και τις εξετάσεις στις οποίες ο ασθενής στέκεται στον τοίχο, εκτός αν εμποδίζεται από το πάτωμα ή την οροφή. Η **Εικόνα 2.2** απεικονίζει ένα παράδειγμα σάρωσης Τομοσύνθεσης όπου φαίνεται η γωνία σάρωσης θ . Μία γωνία σάρωσης 40° σηματοδοτεί μία σάρωση από -20° έως 20°.



Εικόνα 2.2. Γεωμετρία απόκτησης προβολών Τομοσύνθεσης για δέκτη (ανιχνευτή) σταθεροποιημένο. Ο σωλήνας παραγωγής ακτινοβολίας κινείται συνεχόμενα κατά τη σάρωση. Η γωνία σάρωσης θ αντιστοιχεί στη γωνία από τη πρώτη ως τη τελευταία προβολή, μετρούμενη σε μοίρες.

Ο **αριθμός των προβολών**, που συμβολίζεται ως N_{proj} , είναι ο αριθμός των μετρούμενων εικόνων – ακτινογραφιών που λαμβάνονται κατά το γωνιακό εύρος θ , δηλαδή κατά τη διάρκεια μιας μοναδικής σάρωσης. Ο αριθμός των προβολών για τις κλινικές εφαρμογές είναι συνήθως από 10 έως 30 προβολές [Levakhina, 2014]. Συνήθως οι προβολές λαμβάνονται σε προσεγγιστικά σταθερά γωνιακά διαστήματα. Για παράδειγμα, σε μία σάρωση 40° με 40 προβολές, μία προβολή λαμβάνεται κάθε 1°.

Το μέγεθος γωνιακού εύρους, που συμβολίζεται ως $\Delta\theta$, ορίζεται ως το συνολικό γωνιακό εύρος διαιρούμενο με τον αριθμό των προβολών και περιγράφεται σαν τη γωνία μεταξύ της παρούσας και της επόμενης θέσης του σωλήνα παραγωγής.

Άλλοι γεωμετρικοί παράμετροι είναι η **κατεύθυνση της σάρωσης**, η **πυκνότητα προβολής** και η **συνολική δόση ακτινοβολίας**.

Η κατεύθυνση της σάρωσης, είναι απλά η κατεύθυνση της κίνησης της λυχνίας παραγωγής ακτινοβολίας, σε σχέση με το αντικείμενο ή το μέρος του σώματος που εξετάζεται κατά τη διάρκεια μιας σάρωσης. Μπορεί να καθοριστεί αυθαίρετα με μεταβολή της θέσης ή της κατεύθυνσης του αντικειμένου ή του μέρους του σώματος.

Η πυκνότητα προβολής, είναι ο αριθμός των προβολών διαιρούμενος με τη γωνία σάρωσης και θα πρέπει να βελτιστοποιείται σύμφωνα με την ανατομία που εξετάζεται, από τη στιγμή που ο χειριστής δεν μπορεί να αλλάξει εύκολα τους άλλους παράγοντες [Machida, 2007].

Η συνολική δοσολογία, είναι το αποτέλεσμα της δόσης ανά προβολή και του αριθμού των προβολών, επομένως αποτελεί το συνολικό άθροισμα των δόσεων από όλες τις προβολές. Όπως αναφέρθηκε, το πρωτόκολλο ALARA, υποδεικνύει πως η συνολική δόση θα πρέπει να είναι η ελάχιστη που απαιτείται για την επίτευξη επαρκούς και ικανοποιητικής ποιότητας εικόνας. Στη συμβατική ακτινογραφία προβολών, η αποτελεσματική δόση είναι απλά μία συνάρτηση της δόσης μιας μοναδικής προβολής. Στην Ψηφιακή Τομοσύνθεση, είναι η άθροιση της αποτελεσματικής δόσης από όλες τις προβολές [Deller, 2007], [Machida, 2010].

Μια επιπλέον παράμετρος, η οποία δε σχετίζεται απευθείας με τις τεχνικές παραμέτρους της συσκευής αλλά μπορεί να θεωρηθεί ως γεωμετρική παράμετρος, είναι ο προσανατολισμός του αντικειμένου στο xy-επίπεδο του ανιχνευτή. Παίζει σημαντικό ρόλο, καθώς επηρεάζει την ποιότητα της εικόνας [Levakinha, 2013b].

2.4 Σφάλματα θορύβου στην Τομοσύνθεση

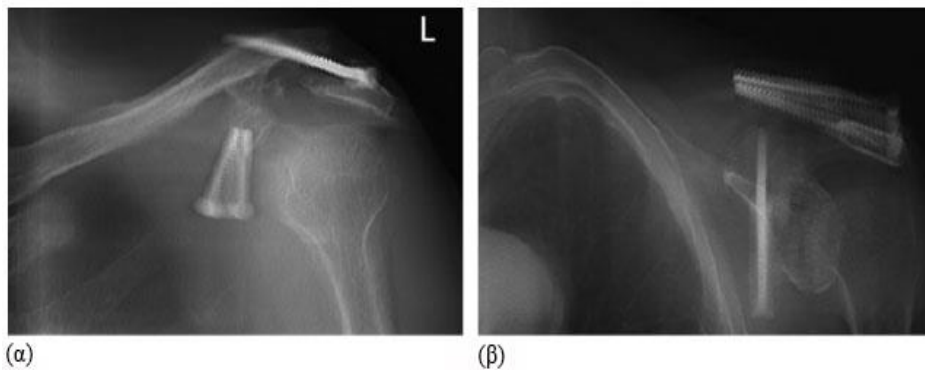
Το αντίστροφο πρόβλημα της ανακατασκευής στην Τομοσύνθεση δεν μπορεί να επιλυθεί με ακρίβεια, με συνέπεια τα σφάλματα θορύβου να είναι αναπόφευκτα. Η φύση των σφαλμάτων αυτών εξαρτάται σε πολύ μεγάλο βαθμό από τις παραμέτρους απόκτησης των προβολών, όπως τον τύπο κίνησης του σωλήνα παραγωγής της ακτινοβολίας, τον επιλεγμένο αλγόριθμο απομάκρυνσης της θολούρας, τη συνολική γωνία της κίνησης του σωλήνα, τον αριθμό των προβολικών εικόνων, τον αριθμό των ανακατασκευασμένων πλάνων, καθώς και το είδος του ιστού που απεικονίζεται. Τα πιο σημαντικά σφάλματα προκαλούνται από τα ελλιπή δεδομένα που λαμβάνονται εξαιτίας του περιορισμένου γωνιακού εύρους απόκτησης προβολών. Παρά τους πολυάριθμους παράγοντες που συνεισφέρουν στην εμφάνιση των σφαλμάτων, υπάρχουν βασικές

κατηγορίες σφαλμάτων που παρατηρούνται κατά την Τομοσύνθεση. Η εξοικείωση με τα σφάλματα αυτά καθώς και η γνώση των μηχανισμών που είναι υπεύθυνοι για την εμφάνισή τους, είναι χρήσιμα στοιχεία για το διαχωρισμό των σφαλμάτων από την φυσιολογική ανατομία και για την εξαγωγή της μέγιστης δυνατής διαγνωστικής πληροφορίας στην Ψηφιακή Τομοσύνθεση.

2.4.1 Θολούρα – Κυματισμός

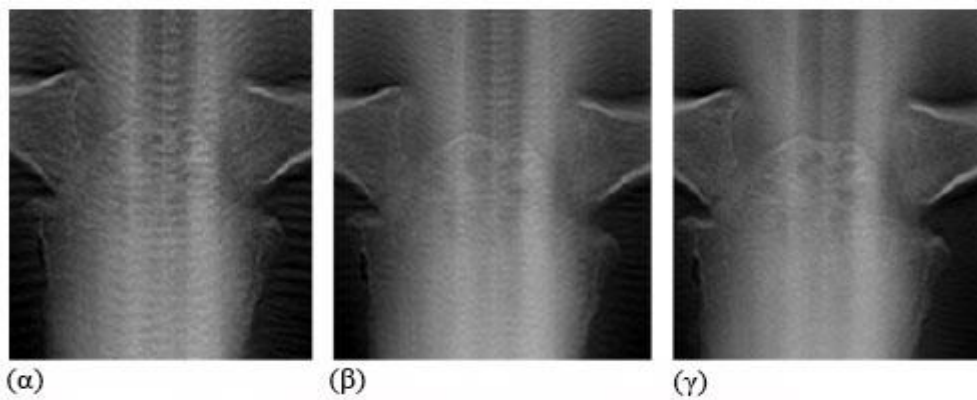
Η διαδικασία ανακατασκευής στην Ψηφιακή Τομοσύνθεση, περιλαμβάνει την υπέρθεση των προβολικών εικόνων, προκειμένου να σχηματιστεί μία πλήρης σύμπτωση δομών, που κείτονται στο επιθυμητό ανακατασκευασμένο πλάνο Τομοσύνθεσης και ταυτόχρονα μία **θολούρα**, που εξαρτάται από το βάθος, των εικόνων που προέρχονται από δομές εκτός του πεδίου ενδιαφέροντος. Η θολούρα εμφανίζεται κατά μήκος της κατεύθυνσης σάρωσης και η ποσότητά της εξαρτάται από την απόσταση των δομών από το ανακατασκευασμένο πλάνο [Badea, 1998].

Αν και όλα τα αντικείμενα έξω από το επίπεδο εστίασης θα εμφανίζονται θολωμένα, ένα σημαντικό σφάλμα θολούρας είναι εμφανές για αντικείμενα υψηλής αντίθεσης, τα οποία βρίσκονται κάθετα στην κατεύθυνση σάρωσης. Εξαιτίας της περιορισμένης γωνίας σάρωσης στην Τομοσύνθεση, τα σφάλματα αυτά αποτελούν αναπόφευκτη συνέπεια του ελλιπούς αποκλεισμού της αντίθεσης που προέρχεται από ανατομίες έξω από το ανακατασκευασμένο πλάνο. Επειδή η ανατομία που εμφανίζεται θολή στην Τομοσύνθεση παρουσιάζει διαφορετικές μορφές, ανάλογα με την ακτινογραφική αντίθεση, το σχήμα της συγκεκριμένης ανατομίας και την κατεύθυνση της σάρωσης, η τελευταία θα πρέπει να επιλέγεται σύμφωνα με το σκοπό της εξέτασης.



Εικόνα 2.3. Θολούρα. Εικόνες Ψηφιακής Τομοσύνθεσης του ώμου που αποκτούνται με **(α)** οριζόντια και **(β)** κάθετη σάρωση παρουσιάζουν δύο βίδες, όμως η θολούρα φαίνεται να διαφέρει ανάλογα με τη κατεύθυνση σάρωσης [Machida, 2010].

Ο **κυματισμός** προκαλείται από έναν παρόμοιο μηχανισμό με αυτόν που προκαλεί τη θόλωση και είναι απόρροια του περιορισμένου αριθμού προβολών σε μία μοναδική σάρωση. Το σφάλμα αυτό προκαλείται από μία δομή υψηλής αντίθεσης (πηγή κυματισμού), η οποία βρίσκεται μακριά κι έξω από το επίπεδο απεικόνισης και της οποίας η συνεισφορά στο πλάνο εστίασης δεν είναι αρκετά θολή. Στην περίπτωση αυτή, κάθε διάστημα μεταξύ δύο διαδοχικών προβολών στο ανακατασκευασμένο επίπεδο, είναι πιο πλατύ από την τομογραφική θολούρα, έτσι ώστε ξεχωριστές εικόνες της πηγής του κυματισμού να εμφανίζονται στο πλάνο. Επομένως, η θολούρα μεταβάλλεται σε κυματισμό, καθώς η κάθετη απόσταση από την πηγή του κυματισμού ως το πλάνο εστίασης αυξάνεται πάνω από ένα ορισμένο κατώφλι.



Εικόνα 2.4. Εικόνες Ψηφιακής Τομοσύνθεσης ενός μοντέλου προσομοίωσης ανθρώπινου στήθους, όπως λαμβάνονται πάνω από τα ραχιαία πλευρά με **(α)** 30, **(β)** 40 και **(γ)** 60 προβολές. Παρουσιάζουν τη μεταβολή του κυματισμού (μειώνεται ή απαλείφεται) καθώς ο αριθμός των προβολών αυξάνεται, διατηρώντας σταθερή τη γωνία σάρωσης (εν προκειμένω 40 °) [Machida, 2010].

Σε πείραμα με χρήση μοντέλου προσομοίωσης, ο H. Machida και οι συνεργάτες του επιβεβαίωσαν πως ο κυματισμός μειώνεται ή αποκλείεται εντελώς, με την αύξηση της πυκνότητας προβολής στο πλάνο ανακατασκευής που αποκτάται στο ίδιο επίπεδο. Επιπρόσθετα, η ελάχιστη απόσταση, στην οποία ο κυματισμός γίνεται ορατός στο πλάνο της ανακατασκευασμένης εικόνας, αυξάνεται όταν αυξηθεί η πυκνότητα προβολής. Η πυκνότητα προβολής, επομένως, συνεισφέρει στην κατανόηση της εμφάνισης σφαλμάτων κυματισμού [Machida, 2010].

Σε έρευνα που δημοσίευσαν ο Deller και οι συνεργάτες του, όρισαν μια σχέση για την προσέγγιση της απόστασης d , από το αντικείμενο που προκαλεί τον κυματισμό ως τη πιο κοντινή τομή, στην οποία εμφανίζεται το σφάλμα κυματισμού. Η σχέση αυτή, βασίζεται στην αρχή, πως ο κυματισμός θα εμφανιστεί, όταν η συχνότητα κυματισμού υπερβεί τη συχνότητα αποκοπής του φίλτρου ανακατασκευής. Η απόσταση εξαρτάται

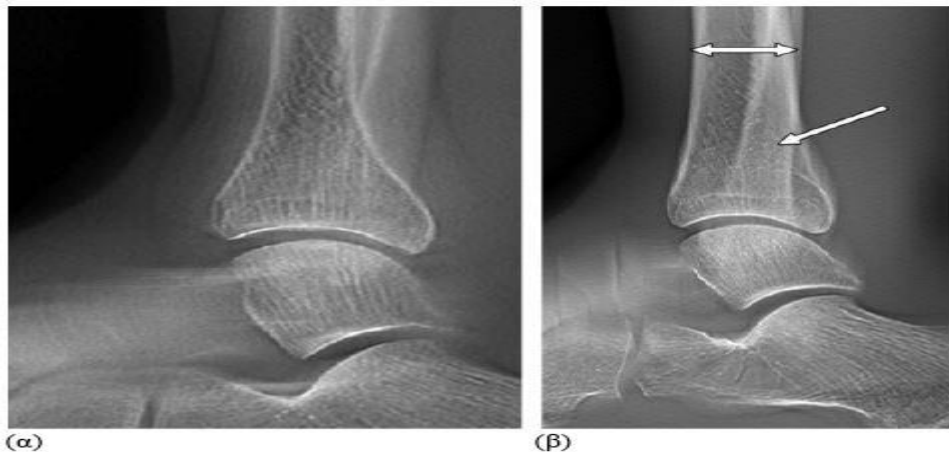
από τον αριθμό των προβολών N_{proj} , τη συχνότητα αποκοπής του φίλτρου γενικευμένης φιλτραρισμένης οπισθοπροβολής f_{gfbp} και τη γωνία σάρωσης θ . Ο μαθηματικός τύπος έχει ως εξής:

$$d = \frac{N_{proj}}{2f_{gfbp} \cdot \tan\left(\frac{\theta}{2}\right)} \quad (2.1)$$

Για την ενίσχυση της ακρίβειας των υπολογισμών, η γωνία σάρωσης μπορεί να αντικατασταθεί με τη γωνία σάρωσης που σχετίζεται με την υψηλής αντίθεσης πηγή του κυματισμού, παρά με αυτή που επιλέγεται σε σχέση με το επίπεδο του ανιχνευτή [Deller, 2007].

2.4.2 Παρασιτικά σφάλματα

Μία άλλη κατηγορία σφαλμάτων είναι τα *παρασιτικά σφάλματα* ή *σφάλματα phantom*, τα οποία σχετίζονται με το συγκεκριμένο τύπο κίνησης που χρησιμοποιείται. Τα σφάλματα αυτά τείνουν να δημιουργούν γραμμικά «σημάδια» στην περίπτωση της γραμμικής Τομοσύνθεσης ή σφάλματα με σχήμα δακτυλίου στην περίπτωση της Τομοσύνθεσης κυκλικής τροχιάς. Τέτοια σφάλματα προκαλούνται από δομή υψηλής αντίθεσης, που βρίσκεται εκτός του τομέα του πλάνου ενδιαφέροντος και της οποίας ο μακρύτερος άξονας είναι παράλληλος με την κατεύθυνση της σάρωσης. Στην περίπτωση αυτή, η δομή πάντα εμφανίζεται μερικώς θολωμένη κατά τη σάρωση. Επομένως, ο όγκος των δεδομένων που λαμβάνονται δε διαθέτει πληροφορία για το βάθος της δομής κι όλες οι τομογραφικά ανακατασκευασμένες εικόνες, παρουσιάζουν τη δομή ως ένα εμφανές σφάλμα σκιάς, ακόμα και σε τομείς εκτός του επιπέδου ενδιαφέροντος.

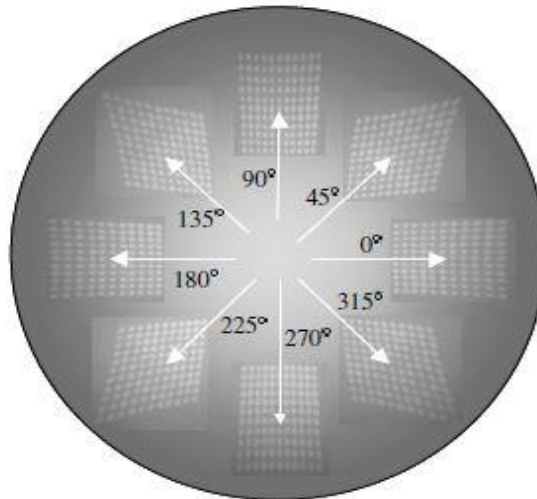


Εικόνα 2.5. Σφάλμα σκίασης. **(α)** Η πλευρική όψη Ψηφιακής Τομοσύνθεσης ενός μοντέλου ποδιού, όπως λαμβάνεται με διεύθυνση σάρωσης κάθετη στον μακρύ άξονα της κνήμης και περόνης, φαίνεται φυσιολογική. **(β)** Η ίδια όψη όπως λαμβάνεται με την κατεύθυνση της σάρωσης να είναι παράλληλη στο μακρύ άξονα. Σε αυτή, η περόνη (απλό τόξο) αν και βρίσκεται εκτός του πλάνου εστίασης δεν είναι επαρκώς θολή και εμφανίζεται σαν σφάλμα σκίασης. Η κνήμη (διπλό τόξο) εμφανίζεται επίσης πιο πλατιά όσο απομακρύνεται από το πλάνο [Machida, 2010].

2.4.3 Σφάλμα παραμόρφωσης

Στην περίπτωση που η διεύθυνση της σάρωσης σχηματίζει γωνία με το αντικείμενο, τότε το αντικείμενο εμφανίζεται παραμορφωμένο. Επίσης παραμόρφωση των εικόνων έχουμε κι εξαιτίας των ενισχυτών, τόσο στο σχήμα όσο και στην ένταση. Τα χαρακτηριστικά παραμόρφωσης εξαρτώνται από τη γεωμετρία απεικόνισης, όπως καθορίζεται από τις σχετικές θέσεις της πηγής της ακτινοβολίας, του αντικειμένου και του ενισχυτή εικόνας. Αναπόφευκτα, η παραμόρφωση προκαλεί σοβαρό πρόβλημα στη σύνθεση των εικόνων, επειδή οι αντιστοιχίες του εστιακού πλάνου ενδιαφέροντος ανάμεσα στις εικόνες είναι ελλιπείς κι επομένως η θεμελιώδης αρχή της Ψηφιακής Τομοσύνθεσης δεν μπορεί να εφαρμοστεί. Άρα, η διόρθωση των παραμορφωμένων εικόνων είναι από τα πιο σημαντικά ζητούμενα για την αξιολόγηση και κατανόηση ενός συστήματος Ψηφιακής Τομοσύνθεσης [Roh, 2003].

Στην **Εικόνα 2.6** παρουσιάζονται οκτώ παραμορφωμένες εικόνες ενός ομοιόμορφου πλέγματος, όπως προβάλλεται στον ενισχυτή εικόνας σύμφωνα με την κατεύθυνση της θέσης της λυχνίας εκπομπής. Είναι απίθανη η απόκτηση ακριβούς εικόνας από όλες τις παραμορφωμένες εικόνες, καθώς η αλληλουχία μεταξύ των παραμορφωμένων εικόνων δεν διατηρείται [Kim, 2005].



Εικόνα 2.6. Παραμορφωμένες εικόνες ενός πλέγματος, για διάφορες γωνίες σάρωσης [Kim, 2005].

2.4.4 Περιορισμένη Χωρική Ανάλυση

Η *χωρική ανάλυση* αναφέρεται στην ικανότητα της παρατήρησης μικρής λεπτομέρειας κι επομένως ένα σύστημα απεικόνισης παρέχει υψηλότερη χωρική ανάλυση, εάν μπορεί να επιδείξει την παρουσία μικρότερων αντικειμένων στην εικόνα. Η *οριακή χωρική συχνότητα*, εκφράζει το μέγεθος του μικρότερου αντικειμένου που μπορεί να αναλύσει ένα σύστημα απεικόνισης [Bushberg, 2011].

Στην ψηφιακή Τομοσύνθεση η χωρική ανάλυση μπορεί να διακριθεί σε *ανάλυση εντός της τομής* και σε *ανάλυση βάθους*. Σύμφωνα με τον T. Deller η ανάλυση εντός της τομής είναι ανεξάρτητη από τις παραμέτρους απόκτησης των προβολών και παραμένει προσεγγιστικά σταθερή για όλες τις ρυθμίσεις. Αντίθετα, η ανάλυση βάθους επηρεάζεται σημαντικά από τη γωνία σάρωσης.

Επίσης, η ανάλυση βάθους επηρεάζεται από την ανακατασκευή των δεδομένων. Καθώς ο παράγοντας δειγματοληψίας και το διάστημα της τομής μειώνεται, η ανάλυση βάθους βελτιώνεται. Ο όρος παράγοντας δειγματοληψίας αναφέρεται στις τομές που βρίσκονται πάνω και κάτω από την πραγματική τομή, των οποίων η πληροφορία δίνει κατά μέσο όρο την τελική ανακατασκευασμένη εικόνα. Όσο πιο μεγάλος είναι ο παράγοντας δειγματοληψίας, τόσο η εικόνα εμφανίζεται με χαμηλότερη ανάλυση βάθους, εξαιτίας της ενσωμάτωσης της αντίθεσης των τομών.

2.4.5 Θόρυβος εικόνας

Ο θόρυβος των εικόνων στην Τομοσύνθεση, εξαρτάται από την συνολική δόση ακτινοβολίας. Δύο τεχνικές είναι διαθέσιμες για την αύξηση της συνολικής δόσης: **(α)** η αύξηση της δόσης ανά προβολή και **(β)** η αύξηση του αριθμού των προβολών. Για σταθερή συνολική δόση, η αναλογία σήματος προς θόρυβο **SNR** (signal - to - noise ratio) είναι σχετικά ανεξάρτητη της υψηλότερης δόσης ανά προβολή ή της μείωσης του αριθμού των προβολών. Ο θόρυβος μπορεί να μειωθεί σημαντικά με την αύξηση της συνολικής δόσης. Όμως, πάντα θα πρέπει να λαμβάνεται υπόψιν η αρχή, πως η συνολική δόση θα πρέπει να είναι η ελάχιστη που απαιτείται για επαρκή ποιότητα εικόνας.

2.4.6 Μεταλλικά σφάλματα

Ένα μεταλλικό σφάλμα μπορεί να εκδηλωθεί ως πολύ χαμηλής έντασης σήμα, κατά μήκος της διεύθυνσης σάρωσης, γύρω από την ακμή ενός υλικού υψηλής εξασθένισης (π.χ. μεταλλικό προσθετικό ή οστεοσυνθετικό υλικό). Τα σφάλματα αυτά, προκαλούνται κυρίως από την ανακατασκευή των πολύ ασθενών σημάτων στη σκιά του αντικειμένου υψηλής εξασθένισης και σε πολύ μικρότερο βαθμό, από την περιορισμένη γωνία σάρωσης. Η Τομοσύνθεση εμφανίζει πλεονεκτήματα σε σχέση με την Υπολογιστική Τομογραφία, κατά την οποία η σκλήρυνση της δέσμης ή τα μεταλλικά παράσιτα καθιστούν πιο πολύπλοκη την ανίχνευση μεταβολών των προσκείμενων οστών [Gomi, 2013].

Επομένως, είναι δυνατόν να αποκτηθούν εικόνες Ψηφιακής Τομοσύνθεσης χωρίς μεταλλικά παράσιτα γύρω από το μακρύ άξονα ενός μεταλλικού υλικού, με την εφαρμογή κάθετης σάρωσης κατά μήκος του μακριού άξονα. Έτσι, η Ψηφιακή Τομοσύνθεση μπορεί να προσφέρει μια ικανοποιητική επιλογή για αποτελεσματική απεικόνιση κοντά σε μεταλλικά υλικά [Mermuys, 2008].

2.5 Κλινικές Εφαρμογές

Η Ψηφιακή Τομοσύνθεση έχει χρησιμοποιηθεί σε μία ποικιλία κλινικών εφαρμογών απεικόνισης, σε διαφορετικούς επιστημονικούς τομείς.

2.5.1 Αγγειογραφία

Μία από τις πρωταρχικές εφαρμογές της Τομοσύνθεσης ήταν η αγγειογραφική απεικόνιση, κυρίως λόγω των διαθέσιμων συστημάτων τηλεόρασης που χρησιμοποιούνταν για την αύξηση της έντασης των εικόνων. Ένα από τα βασικά πλεονεκτήματα της Τομοσύνθεσης στον τομέα της αγγειογραφίας, ήταν η δυνατότητα που παρείχε η μέθοδος στη βελτίωση της ορατότητας των αγγείων, σε σημεία όπου υπήρχε σημαντική ποσότητα αλληλεπικαλυπτόμενων αγγειακών δομών. Τόσο η γραμμική όσο και η κυκλική γεωμετρία έχουν χρησιμοποιηθεί σε αγγειογραφικές εφαρμογές με τον αριθμό των προβολών να κυμαίνεται από 8 έως 32 και το γωνιακό εύρος από 5° έως 40°.

Η νευροαγγειακή απεικόνιση αποτελεί ένα από τα πρώτα πεδία εφαρμογής της Τομοσύνθεσης στην απεικόνιση αγγείων. Πολλές έρευνες πραγματοποιήθηκαν για την ανάπτυξη τεχνικών με σκοπό την εκτίμηση του εγκεφαλοαγγειακού συστήματος. Η Ψηφιακή Τομοσύνθεση επιτρέπει την αναδρομική επιλογή κάθε επιθυμητού πλάνου και παρέχει εικόνες που παρουσιάζουν, με ικανοποιητική ποιότητα, σχετικά μικρά ενδοκρανιακά αγγεία. Παρουσιάζει πολλά υποσχόμενη ικανότητα στη διάκριση των ανατομικών σχέσεων του ανευρύσματος. Στις εικόνες της Ψηφιακής Τομοσύνθεσης, παρέχεται αρκετά καλή λεπτομέρεια ακόμα και μετά την ενδοφλέβια ένεση υλικού που παρουσιάζει υψηλή αντίθεση [Maravilla, 1983]. Σε συνδυασμό με την ψηφιακή αφαιρετική αγγειογραφία (digital subtraction angiography – DSA) η Τομοσύνθεση βελτιώνει την ενδοφλέβια αγγειογραφία [Kruger 1983,1984].

Επιπλέον, η αγγειογραφική Τομοσύνθεση είναι αποτελεσματική κατά την εκτίμηση ηπατώματος (συνήθης μορφή καρκινικού όγκου του ήπατος), διότι προσφέρει τη δυνατότητα αποτελεσματικής απεικόνισης αρτηριών κατά την αρτηριακή φάση και κηλίδων όγκων κατά την ακόλουθη παρεγχυματική φάση. Έτσι, η περιοχή ενδιαφέροντος δεν αποκρύπτεται από τις αλληλεπικαλυπτόμενες φλέβες. Η τεχνική είναι αποτελεσματική και για την εξέταση νεφρικών αρτηριών [Sone, 1991].

Η ψηφιακή αγγειοτομοσύνθεση είναι αποδοτική στην κατανόηση της τρισδιάστατης αγγειακής ανατομίας, και στην ανίχνευση των φυσιολογικών φλεβών. Παρέχει τα έμφυτα πλεονεκτήματα της Τομοσύνθεσης, όπως η συντομότερη εξεταστική διαδικασία, χωρίς την αύξηση της αντίθεσης και της έκθεσης του ασθενή στην ακτινοβολία. Προσφέρει χρήσιμη πληροφορία για το σχεδιασμό της χειρουργικής διαδικασίας αρτηριοφλεβικών δυσμορφιών και γιγαντιαίων ανευρυσμάτων [DeVries, 1985], [Shigeta, 1994].

Μία ακόμη εφαρμογή της Τομοσύνθεσης στην αγγειογραφία, είναι η απεικόνιση των στεφανιαίων αρτηριών. Η απεικόνιση των στεφανιαίων αποτελεί ιδιαίτερη πρόκληση εξαιτίας της κίνησής τους, επομένως αρκετές μέθοδοι έχουν αναπτυχθεί για την παραγωγή ταχύτατων τομογραφικών απεικονίσεων. Μία κατηγορία τέτοιων τεχνικών (π.χ. «Flashing Tomosynthesis», «Short-time Tomosynthesis» και «Τομοσκοπία») χρησιμοποίησε ταυτόχρονη έκθεση του σώματος σε εκπομπή ακτινοβολίας προερχόμενη από πολλαπλές λυχνίες παραγωγής ακτινοβολίας X, τοποθετημένες σε διάφορους προσανατολισμούς. Οι τεχνικές αυτές, παρουσίαζαν τη δυνατότητα να παράγουν ένα ολόκληρο τρισδιάστατο σύνολο από πλάνα Τομοσύνθεσης σε ένα πολύ σύντομο χρονικό διάστημα έκθεσης, τυπικά κατά τη διάρκεια του τέλους της διαστολής, όπου και η κίνηση των αγγείων βρισκόταν στο χαμηλότερο σημείο. Αυτές οι ταχύτατες τεχνικές απεικόνισης, κατέδειξαν τη δυνατότητα για την απεικόνιση των στεφανιαίων δομών με μείωση του παράγοντα αντίθεσης και της έκθεσης στην ακτινοβολία X, σε σχέση με τη συμβατική αγγειογραφία. Παρά τις πολλά υποσχόμενες δυνατότητές τους, οι τεχνικές αυτές δεν έγιναν ιδιαίτερα δημοφιλείς εξαιτίας του κόστους και της πολυπλοκότητας που παρουσίαζαν τα συστήματα με πολλαπλές πηγές (έως και 24 σωλήνες παραγωγής ακτινών X) [Dobbins 2003].

Η Τομοσύνθεση εφαρμόζεται γενικά με επιτυχία στην αγγειογραφία, αν και υπάρχουν απαιτήσεις για πιο πολυσύνθετα συστήματα εξοπλισμού από τα συμβατικά συστήματα που χρησιμοποιούν οθόνη-φιλμ ή από την ψηφιακή αγγειογραφία.

2.5.2 Απεικόνιση Θώρακα

Η διαγνωστική απεικόνιση του θώρακος, αποτελεί πρόκληση εξαιτίας του εύρους των παθήσεων που συναντώνται. Η ακτινογραφία του θώρακος μπορεί να

χρησιμοποιηθεί για εκτίμηση παθήσεων, όπως η εμφάνιση πνευμονικών οζιδίων, ασθένειες της αναπνευστικής οδού, διάμεσης πνευμονίας, καθώς επίσης και για τον προσδιορισμό της θέσης δομών στο μεμβρανώδες χώρισμα μεταξύ των πνευμόνων ή στη σπονδυλική στήλη. Η διαγνωστική ερμηνεία συχνά επιβαρύνεται από την συρροή αλληλεπικαλυπτόμενων ανατομιών που ενδεχομένως αποκρύπτουν ανωμαλίες που δε διακρίνονται εύκολα. Η Τομογραφία παρουσιάζει τη δυνατότητα βελτίωσης της απεικόνισης του θώρακα με την απόδοση εικόνων, οι οποίες μπορούν να διαχωρίσουν λεπτές δομές από τα συγκεντρωμένα στρώματα ανατομικών δομών. Η συμβατική Τομογραφία χρησιμοποιήθηκε για την απεικόνιση του θώρακος, αλλά έχει γενικά εγκαταλειφθεί εξαιτίας της δυσκολίας της ακριβούς τοποθέτησης της βάσης του συστήματος σε σχέση με την ανατομία που εξετάζεται, καθώς και της διαθεσιμότητας συστημάτων Υπολογιστικής Τομογραφίας υψηλής ανάλυσης. Επίσης, παρουσιάζονται τα μειονεκτήματα της σημαντικά αυξημένης δόσης ακτινοβολίας καθώς και του μεγαλύτερου κόστους. Αντίθετα, η Ψηφιακή Τομοσύνθεση, προσφέρει τη δυνατότητα της απαλοιφής των δυσκολιών της συμβατικής Τομογραφίας και ταυτόχρονα διαθέτει απεικόνιση υψηλής ποιότητας που αντιστοιχεί σε πολύ μικρότερο κόστος και δόση ακτινοβολίας [Dobbins, 2003].

Το επιστημονικό ενδιαφέρον αναφορικά με την Τομοσύνθεση θώρακα έχει επικεντρωθεί κυρίως στην ανίχνευση οζιδίων του πνεύμονα. Η ανίχνευση και η κατηγοριοποίηση τους ως συμπτώματα έγκαιρης διάγνωσης καρκίνου του πνεύμονα, αποτελεί ένα από τα πιο απαιτητικά αντικείμενα στην απεικόνιση θώρακα κι ακόμα και οι πιο έμπειροι ακτινολόγοι ενδέχεται να παραβλέψουν ακόμα και ως 30% των οργανικών αυτών βλαβών στις συμβατικές ακτινογραφίες [Dobbins, 2008]. Οι δύο πρώτες έρευνες πάνω σε αυτό το αντικείμενο, δημοσιεύτηκαν από το J. T. Dobbins και τους συνεργάτες του και από το J. Vikren και την επιστημονική του ομάδα. Στην πρώτη μελέτη τρεις ακτινολόγοι αξιολόγησαν εικόνες Τομοσύνθεσης και ακτινογραφίες θώρακα, με σκοπό τη ταξινόμηση των οζιδίων σε τρεις κατηγορίες: σαφώς ορατά, αβέβαια ορατά και μη ορατά. Η Ψηφιακή Τομοσύνθεση επέδειξε σημαντικά βελτιωμένη ευαισθησία ανίχνευσης των οζιδίων συγκριτικά με την ακτινογραφία θώρακα [Dobbins, 2009b]. Στη δεύτερη μελέτη, τέσσερις ακτινολόγοι θώρακος επιθεώρησαν έρευνα που πραγματοποιήθηκε σε 42 ασθενείς που παρουσίαζαν πνευμονικά οζίδια και σε 47 ασθενείς που δεν παρουσίαζαν. Οι ασθενείς εξετάστηκαν με Τομοσύνθεση και ακτινογραφία θώρακα. Η απόδοση της Τομοσύνθεσης κρίθηκε

σημαντικά ανώτερη αναφορικά με την ικανότητα ανίχνευσης [Vikgren, 2008]. Παρόμοιες έρευνες από τον Y. Yamada και τους συνεργάτες του και τον T. Gomi, κατέδειξαν παρόμοια αποτελέσματα για τη διαγνωστική απόδοση της Τομοσύνθεσης θώρακα, επισημαίνοντας τα πλεονεκτήματα της μειωμένης δόσης της ακτινοβολίας και της πιο πρακτικής εξεταστικής διαδικασίας [Yamada, 2011], [Gomi, 2012].

Επίσης, έρευνα για την μελέτη της επίδρασης της Ψηφιακής Τομοσύνθεσης στην ακτινολογική εξέταση ασθενών με υποψία πνευμονικών βλαβών στην ακτινογραφία θώρακα, πραγματοποιήθηκε από τους E. Quaia και τους συν αυτώ. Η μελέτη επιβεβαίωσε την ικανότητα της Ψηφιακής Τομοσύνθεσης στην ανίχνευση πνευμονικών βλαβών και στη διαφοροποίηση μεταξύ των σκιών από πραγματικές βλάβες και των ψευδών σκιών, που προέρχονται από το θωρακικό τοίχωμα. Επομένως, η Ψ. Τομοσύνθεση κρίθηκε ως αποτελεσματική τεχνική για τη λεπτομερή διάγνωση των πνευμονικών βλαβών [Quaia, 2012].

Η Ψηφιακή Τομοσύνθεση βελτιώνει την ανίχνευση των θωρακικών ευρημάτων, δίνοντας έμφαση στις διαφορές στην εξασθένιση της ακτινοβολίας X, συγκριτικά με τη συμβατική ακτινογραφία. Το πλεονέκτημα αυτό είναι ειδικά χρήσιμο για την αναγνώριση παθολογικών καταστάσεων με υψηλή ενδογενή αντίθεση, όπως η ασβεστοποίηση. Στην αξιολόγηση της ασβεστοποίησης του αορτικού τόξου, η Ψ. Τομοσύνθεση θώρακα προσεγγίζει περισσότερο την αξιολόγηση της Υπολογιστικής Τομογραφίας, η οποία χρησιμοποιείται σαν βάση σε σχέση με την ακτινογραφία [Kim, 2012]. Σε έρευνα που δημοσίευσε η επιστημονική ομάδα των G. Lee και Y.J. Jeong πραγματοποιήθηκε σύγκριση μεταξύ της Ψηφιακής Τομοσύνθεσης θώρακα και της συμβατικής ακτινογραφίας για την ανίχνευση ασθένειας που σχετίζεται με την ασβεστοποίηση της πλευρικής επιφάνειας του πνεύμονα. Η τεχνική της Τομοσύνθεσης αποδείχτηκε πιο ακριβής στην εύρεση της ασβεστοποίησης [Lee, 2013].

Τέλος, μελέτη που δημοσίευσαν ο E. Y. Kim και οι συνεργάτες του συνέκριναν την απόδοση της Ψ. Τομοσύνθεσης χαμηλής δόσης ακτινοβολίας με την απόδοση της συμβατικής ακτινογραφίας, στην ανίχνευση πνευμονικών δυσλειτουργιών σε ασθενείς με πνευμονική μυκητοβακτηριακή ασθένεια. Οι ακτινογραφίες και οι εικόνες της Ψ. Τομοσύνθεσης εκτιμήθηκαν από δύο ακτινολόγους, με κριτήριο την παρουσία παρεγχυματικών αλλοιώσεων και τον αριθμό των κοιλοτήτων σε κάθε ασθενή. Η Τομοσύνθεση αποδείχτηκε σημαντικά ανώτερη [Kim, 2010].

2.5.3 Μαστογραφία

Η μαστογραφία με χρήση της Ψηφιακής Τομοσύνθεσης, κατέστη εφικτή στο τέλος της δεκαετίας του 1990, όταν και τα πρώτα ψηφιακά συστήματα μαστογραφίας επρόκειτο να εισρεύσουν στην αγορά [Niklason, 1997]. Ήταν ήδη γνωστό ότι η δισδιάστατη μαστογραφία, παρά την εξέλιξη των νέων ανιχνευτών, ήταν εγγενώς περιορισμένη εξαιτίας της αλληλοεπικάλυψης των ομαλών και παθολογικών δομών, κατά την λήψη της εικόνας του μαστού μετά την έκθεση στην ακτινοβολία Χ. Στην πραγματικότητα, στη μαστογραφία η τρισδιάστατη δομή του μαστού προβάλλεται στο επίπεδο του ανιχνευτή, κάθετα στην πηγή εκπομπής της δέσμης ακτίνων Χ, με αποτέλεσμα, οι πολλαπλές δομές να εμφανίζονται αλληλεπικαλυπτόμενες στην απεικόνιση που λαμβάνεται. Το γεγονός αυτό παρουσιάζει δύο βασικά μειονεκτήματα όσο αφορά την ικανότητα των ακτινολόγων να διακρίνουν ανεπαίσθητους μώλωπες στις εικόνες μαστογραφίας. Πρώτον, κακοήθεις μώλωπες ενδεχομένως να καμουφλάρονται από την παρουσία αλληλεπικαλυπτόμενων αδενικών ιστών, παράγοντας έτσι εσφαλμένα συμπεράσματα. Δεύτερον, η υπέρθεση των υγιών ιστών ίσως οδηγήσει σε λάθος συμπέρασμα για την παρουσία, στο συγκεκριμένο σημείο, επιβλαβούς όγκου. Ο περιορισμός της ευαισθησίας και της ακρίβειας στην συμβατική μαστογραφία που προκαλείται από την υπέρθεση ιστών, συχνά καλείται «ανατομικός» ή «δομικός» θόρυβος και αποτελεί εμπόδιο για τους ακτινολόγους κατά την εκτίμηση του απεικονιστικού περιεχομένου. [Niklason, 1997]. Οι ανεπιθύμητες επιδράσεις του ανατομικού θορύβου μπορούν να περιοριστούν με μεθόδους όπως η Τομοσύνθεση [Tagliafico, 2016].

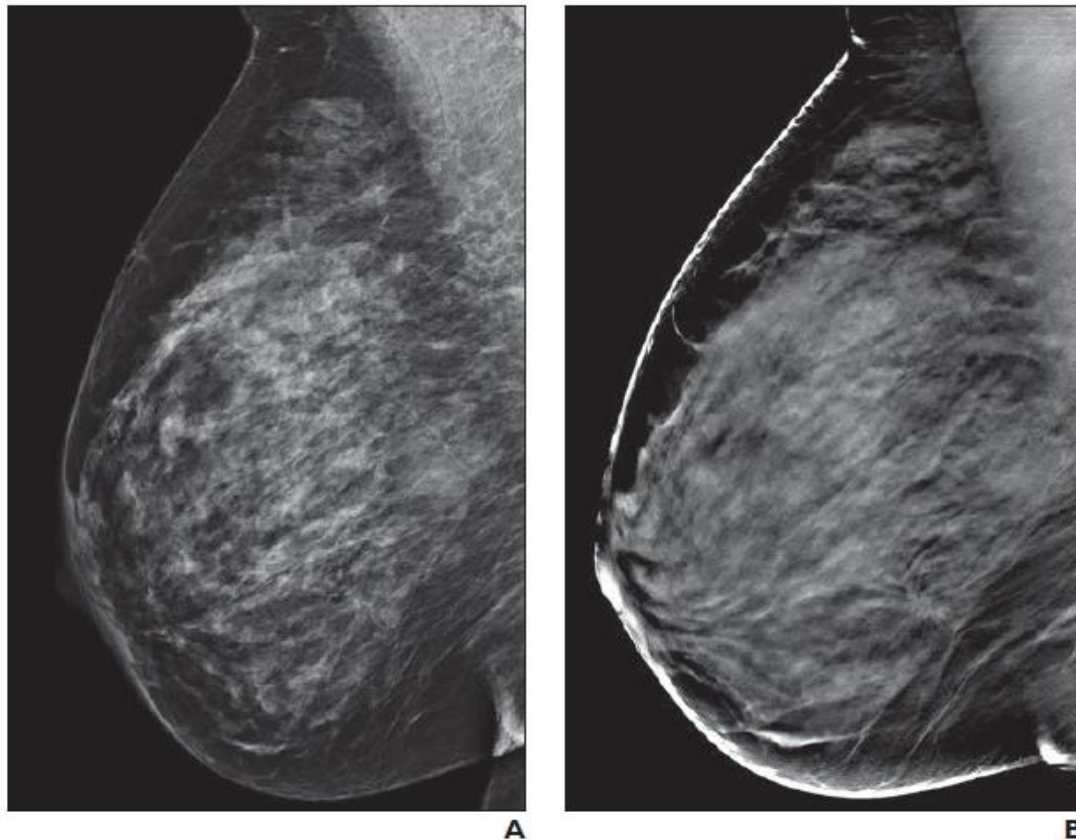
Η Ψ. Τομοσύνθεση μαστού αποτελεί μια εν μέρει τρισδιάστατη τεχνική απεικόνισης, η οποία ανακατασκευάζει τομογραφικές εικόνες του μαστού από ένα σύνολο προβολικών εικόνων χαμηλής δόσης ακτινοβολίας, που λαμβάνονται από ψηφιακό ανιχνευτή, καθώς η πηγή των ακτίνων Χ περιστρέφεται σε περιορισμένη τροχιά τόξου. Αποτελεί τροποποίηση της ψηφιακής μαστογραφίας και μπορεί να εφαρμοστεί με χρήση των σύγχρονων συστημάτων της ψηφιακής μαστογραφίας, με μικρές τροποποιήσεις. Επομένως, συνδυάζει τα πλεονεκτήματα της ψηφιακής μαστογραφίας, (ικανότητα επανάληψης, λιγότερο θόρυβο και παράσιτα, σταθερή ποιότητα και ψηφιακή επεξεργασία της εικόνας) και τα πλεονεκτήματα της Ψ. Τομοσύνθεσης (χαμηλότερη συνολική έκθεση του ασθενή στην ακτινοβολία,

βελτιωμένη απεικόνιση αντικειμένων εντός του επιλεγμένου πλάνου, μειωμένη αντίθεση αντικειμένων που βρίσκονται σε υπερκείμενες θέσεις και καλύτερο προσδιορισμό των ορίων των αλλοιώσεων του μαστού). Σε περιπτώσεις όγκων, τα όρια, ο αριθμός και τα σχετικά ευρήματα διασταλμένων αγγείων και μικροασβεστοποιήσεων γύρω από τον όγκο παρουσιάζονται πιο ξεκάθαρα με την Ψηφιακή Τομοσύνθεση, ιδιαίτερα σε μαστούς με μεγάλη πυκνότητα [Park, 2007].

Η συνολική εμφάνιση μιας εικόνας Ψ. Τομοσύνθεσης μαστού είναι παρόμοια με αυτή της συμβατικής μαστογραφίας, με τη διαφορά πως στην Τομοσύνθεση, απεικονίζονται οι καλοήθεις όγκοι πιο ξεκάθαρα και αποκαλύπτονται αλλοιώσεις του μαστού που δε φαίνονται στη μαστογραφία εξαιτίας της επικάλυψης των ιστών [Reiser, 2014b]. Αν και η ψηφιακή μαστογραφία εμφανίζεται να μειώνει τους θανάτους από καρκίνο του μαστού κατά 30%, υπάρχει διαφωνία στην επιστημονική κοινότητα σχετικά με το πότε και πόσο συχνά θα πρέπει να πραγματοποιείται απεικόνιση μαστογραφίας, εξαιτίας της δόσης της ακτινοβολίας. Σε συνδυασμό με τα υψηλά ποσοστά σφαλμάτων είναι συχνό φαινόμενο η επανεξέταση των ασθενών. Ο συνδυασμός της ψηφιακής μαστογραφίας με την Ψ. Τομοσύνθεση μαστού έχει αποδειχθεί πως μειώνει σημαντικά το ποσοστό επανάκλησης του ασθενή και πως τείνει να αυξήσει την ικανότητα ανίχνευσης του καρκίνου [Roth, 2014].

Οι αλγόριθμοι που χρησιμοποιούνται στην ανακατασκευή εικόνας με τη Ψηφιακή Τομοσύνθεση μαστού είναι παρόμοιοι με αυτούς της Υπολογιστικής Τομογραφίας, με τις δυσκολίες να έγκεινται στην περιορισμένη τομογραφική πληροφορία της Τομοσύνθεσης, λόγω του περιορισμένου εύρους σάρωσης. Υπάρχουν δύο βασικές κατηγορίες αλγορίθμων, η δημοφιλής φιλτραρισμένη οπισθοπροβολή (FBP) και οι πιο πρόσφατες επαναληπτικές τεχνικές [Sechopoulos, 2013b].

Σήμερα, υπάρχουν πέντε συστήματα Ψηφιακής Τομοσύνθεσης μαστού διαθέσιμα στην Ευρωπαϊκή αγορά, ενώ τρία από αυτά είναι διαθέσιμα και στις ΗΠΑ. Τα συστήματα αυτά μπορούν να εκτελέσουν τόσο ψηφιακή μαστογραφία όσο και Ψηφιακή Τομοσύνθεση. Στην **Εικόνα 2.8** απεικονίζονται περιληπτικά οι βασικές φυσικοί παράμετροι που καθορίζουν τις διαφορές μεταξύ των συστημάτων [Sechopoulos, 2013a].



Εικόνα 2.7. Γυναίκα (57 χρονών) με καρκίνο του μαστού. (Α) Η συμβατική 2D ψηφιακή μαστογραφία παρουσιάζει πολύ πυκνό μαστό. (Β) Η εικόνα Ψ. Τομοσύνθεσης μαστού απεικονίζει ευκρινώς όγκο στο μαστό [Korans, 2014].

Κατασκευαστής	Fuji	GE	Hologic	IMS	Siemens
Υλικό Ανόδου	W	Mo Rh	W	W	W
Υλικό Φίλτρου	Al Rh	Mo Rh	Ag	Ag	Rh
Ανιχνευτής Επίπεδος-Ψηφιακός	a-Se FPD	CsI FPD	a-Se FPD	a-Se FPD	a-Se FPD
Μέγεθος pixel(μm)	150/100 (ST λειτουργία) 100/50 (HR λειτουργία)	100	140* (*70 rebinned)	85	85
Σχήμα pixel	Εξαγωνικό	Τετράγωνο	Τετράγωνο	Τετράγωνο	Τετράγωνο
Κίνηση πηγής ακτινοβολίας	Συνεχόμενη	Step-and- Shoot	Συνεχόμενη	Step-and- Shoot	Συνεχόμενη
Γωνία σάρωσης (°)	15 (ST λειτ.) 40 (HR λειτουργία)	25	15	40	50
Αριθμός προβολών	15	9	15	13	25
Δόση / Προβολή	Ομοιόμορφη	Ομοιόμορφη	Ομοιόμορφη	Μεταβλητή	Ομοιόμορφη
Πλέγμα αντι-σκέδασης	Όχι	Ναι	Όχι	Όχι	Όχι

Εικόνα 2.8. Φυσικά χαρακτηριστικά των πέντε διαθέσιμων εμπορικών συστημάτων για Ψηφιακή Τομοσύνθεση μαστού.

2.5.4 Οδοντιατρική

Στον τομέα της οδοντιατρικής, η υπολογιστική τομογραφία έχει εδραιωθεί ως η βασική τεχνική για την απεικόνιση της ανατομίας των γνάθων πριν την τοποθέτηση εμφυτευμάτων από τον οδοντίατρο. Η κλινική εφαρμογή των εμφυτευμάτων έχει αυξηθεί ραγδαία τις τελευταίες δεκαετίες, ενώ έχει αυξηθεί κι η ανάγκη για την υποβοήθηση του οδοντίατρου μέσω απεικονιστικών συσκευών κατά την τοποθέτηση αυτών. Όμως, η Υπολογιστική Τομογραφία εμφανίζεται ολοένα και λιγότερο κατάλληλη εξαιτίας της σχετικά υψηλής δόσης ακτινοβολίας στον ασθενή και της μεγάλης χρονικής διάρκειας ανακατασκευής. Αντίθετα, η Ψηφιακή Τομοσύνθεση προβάλλει ως μία ικανή εναλλακτική μέθοδος, ώστε να υπερκεραστούν τα μειονεκτήματα αυτά.

Σε μελέτη που δημοσιεύτηκε από τους C. Badea και τους συν αυτώ, ερευνήθηκε η αποτελεσματικότητα της Ψ. Τομοσύνθεσης στην απόκτηση τομογραφικών δεδομένων σε οδοντιατρικές εφαρμογές, χρησιμοποιώντας διάταξη δειγματοληψίας βασισμένη σε ακτινοσκοπικό σύστημα. Ως πλεονέκτημα της Ψ. Τομοσύνθεσης αναφέρεται η μείωση της ακτινοβολίας που εκπέμπεται προς τον ασθενή, ωστόσο πρέπει να εξεταστεί η μείωση των παράσιτων που προκαλούνται από μεταλλικά μέρη [Badea, 2001].

Η διαδικασία Τομοσύνθεσης, σε συνδυασμό με 3D ανακατασκευή, προσφέρει μια τεχνική με αποτελεσματική εφαρμογή στο πεδίο της οδοντιατρικής ακτινογραφίας. Καθώς δεν υπάρχουν χωρικοί ή ανατομικοί περιορισμοί, περιοχές που δεν μπορούν να απεικονιστούν με ενδοστοματικά συστήματα, μπορούν εύκολα να αναπαρασταθούν με την Τομοσύνθεση. Επίσης, λόγω της χαμηλής δόσης ακτινοβολίας είναι πιο εύκολο να σχεδιαστεί οδοντοχειρουργική επέμβαση για την τοποθέτηση εμφυτευμάτων [Ziegler, 2003].

Ένας αποτελεσματικός αλγόριθμος ανακατασκευής Ψ. Τομοσύνθεσης με δυνατότητα εφαρμογής στην τοποθέτηση εμφυτευμάτων, αναπτύχθηκε από τον J. E. Oh και τους συνεργάτες του. Ο προτεινόμενος αλγόριθμος καταστέλλει αποτελεσματικά τα παράσιτα θόλωσης από δομές εκτός του πεδίου ενδιαφέροντος, καθιστώντας πολλά υποσχόμενη την εφαρμογή του στην οδοντιατρική απεικόνιση [Oh, 2012].

2.5.5 Ορθοπαιδική

Όσον αφορά την εφαρμογή της στον τομέα της Ορθοπαιδικής, η Ψηφιακή Τομοσύνθεση έχει αναφερθεί ως μια τεχνική που εμφανίζει σημαντικά πλεονεκτήματα στην απεικόνιση σύνθετων ανατομικών δομών, ανεπαίσθητων ραγισμάτων και της επιφάνειας των αρθρώσεων συγκριτικά με την συμβατική ακτινογραφία. Πιο συγκεκριμένα, η Ψηφιακή Τομοσύνθεση επιτρέπει ευκολότερη ανίχνευση των καταγμάτων, ακόμα και των ραγισμάτων που δεν είναι ορατά στη συμβατική ακτινολογία, επιδεικνύοντας λιγότερη αλληλοεπικάλυψη ιστού, ανώτερη ανατομική απεικόνιση και μικρότερη εξάρτηση από την τεχνική ικανότητα των ακτινολόγων. Επιπλέον, επιτυγχάνεται μειωμένη επιβάρυνση των ασθενών που εξετάζονται για ενδεχόμενα κατάγματα σύνθετων οστικών δομών, όπως τα οστά του καρπού (π.χ. σκαφοειδές οστό), τα μετακάρπια οστά και τα οστά του ταρσού. Για να πραγματοποιηθούν επαρκείς εκτιμήσεις αυτών των περιστατικών, το εύρος σάρωσης αυξάνεται (π.χ. 40°) προκειμένου να μεγιστοποιηθεί η ανάλυση βάθους, ενώ ο αριθμός των προβολών μπορεί να μειωθεί (π.χ. 30) ώστε να ελαττωθεί η συνολική δόση ακτινοβολίας, εφόσον υπάρχουν απειροελάχιστες δομές υψηλής αντίθεσης σε σημαντικές αποστάσεις από το πεδίο ενδιαφέροντος που μπορούν να προκαλέσουν παρεμβολές.

Μεμονωμένα κατάγματα του σκαφοειδούς οστού δεν είναι ορατά στις αρχικές συμβατικές ακτινογραφίες (περίπου 7%), με μέση αρνητική τιμή πρόβλεψης για τη κλινική αξιολόγηση των ακτινογραφιών περίπου 74%. Αυτό σημαίνει πως 3 στους 4 ασθενείς με αρνητικά ευρήματα στις αρχικές ακτινογραφίες θα υποστούν μη απαραίτητη ακινησία. Η Ψηφιακή Τομοσύνθεση μπορεί να βελτιώσει σημαντικά τη σχετικά χαμηλή ευαισθησία των συμβατικών ακτινογραφιών στη διάγνωση σκαφοειδών καταγμάτων. Επίσης, έχει τη δυνατότητα να προσφέρει βελτιωμένη μετατραυματική απεικόνιση σύνθετων αρθρώσεων, καλύτερο προσδιορισμό της επιφάνειας των αρθρώσεων και εκτίμηση της ανάπλασης του οστού, ιδιαίτερα όταν χρησιμοποιείται οστεοσυνθετικό υλικό [Mermuys, 2008].

Ακόμη, επιτρέπει πιο λεπτομερή ανάλυση οστικών δομών (ασθένεια Paget, όγκοι οστών, οστεολυτικές/ οστεοβλαστικές μεταστάσεις στα οστά) και μαλακών ιστών, όπως οι ασβεστοποιήσεις των οστών. Λόγω της υψηλής ανάλυσης που παρέχει, η Ψ. Τομοσύνθεση είναι ικανή για την αξιολόγηση διαταραχών της άρθρωσης της κάτω

γνάθου. Άλλο πλεονέκτημα της Ψ. Τομοσύνθεσης είναι η βελτίωση της απεικόνισης δομών με υψηλό συντελεστή εξασθένισης, όπως μεταλλικά εξαρτήματα, καθιστώντας την, ιδανική μέθοδο για την εκτίμηση των προσθετικών αρθρώσεων, το μετεγχειρητικό έλεγχο καταγμάτων με οστεοσυνθετικό υλικό και την εκτίμηση της συγκόλλησης καταγμάτων [Lacout, 2012].



Εικόνα 2.9. Μετατραυματική αξιολόγηση σκαφοειδούς κατάγματος. (a) Στη συμβατική ακτινογραφία, το κάταγμα (βέλος) εμφανίζεται μερικώς ή εντελώς θεραπευμένο. (b) Η ακτινογραφία ΨΤ παρουσιάζει με ακρίβεια καθυστερημένη επανένωση ή μη συγκόλληση του κατάγματος (βέλος).



Εικόνα 2.10. Ασθενής (γυναίκα, 41 χρονών) που παρουσιάζει κάταγμα Lisfranc. (a) Η ακτινογραφία δεν εμφανίζει κάποιο κάταγμα. (b), (c) Η ΨΤ απεικονίζει ξεκάθαρα το κάταγμα καθώς και πολυάριθμα αποσυνδεδεμένα οστικά κομμάτια (βέλη) μέσα στην άρθρωση Lisfranc [Lacout, 2012].

Επίσης, η Τομοσύνθεση μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη βελτίωση της διαγνωστικής ακρίβειας σε ρήξεις ποικίλων τενόντων και συνδέσμων, όπως το στροφικό πέταλο του ώμου. Η τεχνική αυτή είναι ιδιαίτερα χρήσιμη όταν δεν είναι δυνατή η Μαγνητική Τομογραφία [Machida, 2010].

Τέλος, με εφαρμογή της Τομοσύνθεσης έχει παρατηρηθεί βελτίωση της απεικόνισης του μεγέθους της οστεόλυσης και του διαχωρισμού στην αρθροπλαστική του ισχίου, γεγονός που επιτρέπει την πιο εύκολη ανάγνωση κι εκτίμηση της απεικονιστικής μελέτης [Göthlin, 2013].

2.5.6 Απεικόνιση επειγόντων περιστατικών

Στην απεικόνιση επειγόντων περιστατικών, η ακτινογραφία με χρήση της Ψηφιακής Τομοσύνθεσης επιτρέπει εύκολη και γρήγορη πρόσβαση σε τομογραφική διαγνωστική απεικόνιση σε σύγκριση με την Υπολογιστική και Μαγνητική Τομογραφία. Η διαδικασία της Τομοσύνθεσης μπορεί να πραγματοποιηθεί σε ελάχιστα δευτερόλεπτα, αμέσως μετά από την αρχική εξέταση με τη συμβατική ακτινολογία και να διεκπεραιωθεί στην ίδια εξεταστική αίθουσα χωρίς να μεταφέρεται ο ασθενής αλλού. Η συνολική διαδικασία εξέτασης από την προετοιμασία του ασθενή μέχρι την ανακατασκευή εικόνας είναι συντομότερη από την Υπολογιστική και Μαγνητική Τομογραφία.

Η αλληλοεπικάλυψη λόγω των ιστών είναι μειωμένη στην Ψ. Τομοσύνθεση κι έτσι είναι δυνατή η απεικόνιση σφηνωμένων αντικείμενων στον οισοφάγο μετά από κατάποση. Ακόμα και σε ασθενείς που δεν μπορούν να ανοίξουν επαρκώς το στόμα τους και στους οποίους η συμβατική ακτινογραφία έχει περιορισμένη διαγνωστική αξία, η Ψ. Τομοσύνθεση έχει τη δυνατότητα να εμφανίζει με ευκρίνεια την περιοχή γύρω από την ατλαντοαξονική άρθρωση, επιτρέποντας εύκολη και επαρκή αξιολόγηση του περιστατικού.

2.5.7 Απεικόνιση κοιλιακής χώρας

Η χρήση της Ψηφιακής Τομοσύνθεσης στην ακτινογραφία της κοιλιακής χώρας παρουσιάζει σημαντικές προοπτικές ως εναλλακτική τεχνική απεικόνισης για την ανίχνευση ουρολόγου πέτρας, με καλύτερη απόδοση και ελάχιστη αύξηση στη δόση, συγκριτικά με τη συμβατική ακτινογραφία. Όμως, δεν έχει αποδειχθεί ακόμα σημαντική βελτίωση στη διάγνωση πέτρας στον ουρητήρα [Wells, 2011.]

Η Ψηφιακή Τομοσύνθεση μπορεί επίσης να εφαρμοστεί σε ενδοσκοπικές εξετάσεις για την εκτίμηση ποικίλων ανατομικών δομών της κοιλιακής χώρας, όπως

το ουροποιητικό σύστημα, το πάγκρεας, το στομάχι και το έντερο. Επιπλέον, επιτρέπει ακριβή αξιολόγηση όγκου στο χολικό πόρο σε μία χολαγγειογραφική εξέταση. Τέλος, σε σύγκριση με τη συμβατική ακτινογραφία, η χρήση της Ψ. Τομοσύνθεσης αποδίδει ανώτερης κλάσης αντίχενυση και περιορισμό δράσης της κάψουλας βατότητας, πριν την έναρξη της διαδικασίας ενδοσκόπησης του εντέρου [Omori, 2015].

3 Ανακατασκευή εικόνας στη Ψηφιακή Τομοσύνθεση

3.1 Εισαγωγή

Η Τομοσύνθεση αποτελεί μία ιδιαίτερη κατηγορία Τομογραφίας, όπου οι προβολές λαμβάνονται υπό ένα περιορισμένο γωνιακό εύρος γύρω από το αντικείμενο. Ο τυπικός αριθμός των προβολών είναι από 7 έως 70. Επιπρόσθετα, δύο προσκείμενες απλές προβολές συνήθως διαχωρίζονται από μία σχετικά μεγάλη γωνιακή αύξηση συγκριτικά με την Υπολογιστική Τομογραφία. Οι τυπικές γωνιακές αυξήσεις είναι 1° - 3° για ιατρικές εφαρμογές. Ο περιορισμένος αριθμός προβολών οδηγεί σε αναμενόμενη εμφάνιση σφαλμάτων, τα οποία για να εξαλειφθούν απαιτούνται ειδικές μέθοδοι ανακατασκευής.

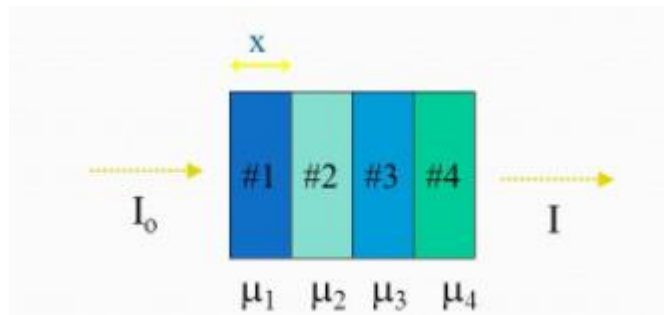
Υπάρχουν δύο κύριες ευρείες κατηγορίες αλγορίθμων που έχουν αναπτυχθεί για την ανακατασκευή της εικόνας του εξεταζόμενου αντικειμένου: οι **αλγεβρικοί** και οι **αναλυτικοί αλγόριθμοι**. Στους αλγεβρικούς αλγορίθμους το αντικείμενο και η λήψη των δεδομένων θεωρούνται διακριτά κι έτσι προκύπτει η εξίσωση του συστήματος. Η λύση του προβλήματος, δηλαδή η εικόνα, υπολογίζεται με την επίλυση της εξίσωσης αριθμητικά, το οποίο σημαίνει πως επιδιώκεται η επαναληπτική επίλυση ενός μεγάλου συστήματος εξισώσεων. Αυτοί οι επαναληπτικοί αλγόριθμοι ανακατασκευής μπορεί να βασίζονται σε μοντέλα, που χρησιμοποιούνται είτε για την απόκτηση των δεδομένων είτε για την προσομοίωση του αντικειμένου. Στους αναλυτικούς αλγόριθμους ανακατασκευής, η διαδικασία μέτρησης θεωρείται ιδανική και συνεχής όπως δίνεται από το μετασχηματισμό του Radon και η εξίσωση του συστήματος επιλύεται αναλυτικά, πριν τη διακριτοποίηση της λύσης. Όμως, για το πρόβλημα της Τομοσύνθεσης υπάρχουν μόνο προσεγγιστικές λύσεις και η προσπάθεια επικεντρώνεται στην εύρεση των σωστών προσεγγίσεων [Reiser, 2014].

Στο κεφάλαιο αυτό περιγράφονται βασικές αρχές της διαδικασίας ανακατασκευής της εικόνας ενός αντικειμένου από τις προβολές του και μέθοδοι ανακατασκευής στην Τομοσύνθεση. Ιδιαίτερη έμφαση δίνεται στον αλγόριθμο της **Φιλτραρισμένης Οπισθοπροβολής** και την εφαρμογή του στην Τομοσύνθεση.

3.2 Τομογραφική Απεικόνιση και Μετασχηματισμός Radon

Στην Ενότητα αυτή γίνεται περιγραφή της τομογραφικής απεικόνισης, η οποία θα χρησιμοποιηθεί για την κατανόηση της απεικόνισης στη Τομοσύνθεση.

Ας θεωρήσουμε ένα δισδιάστατο αντικείμενο στο οποίο προσπίπτει μία, παράλληλης γεωμετρίας, δέσμη ακτινοβολίας X . Η διαδικασία της απεικόνισης με τη μέθοδο της Τομογραφίας συνίσταται στην απόκτηση δεδομένων από προβολές, υπό διαφορετικές γωνίες, από ένα ανιχνευτή που περιστρέφεται γύρω από το αντικείμενο. Η δέσμη είναι μονοενεργειακή και το αντικείμενο δεν εμφανίζει ομοιογένεια, δηλαδή αποτελείται από τέσσερα υλικά με διαφορετικούς συντελεστές εξασθένισης (attenuation coefficients). Μία εγκάρσια διατομή του αντικειμένου φαίνεται στην **Εικόνα 3.1**. Με I_0 συμβολίζεται η ένταση της ακτινοβολίας που φέρει η προσπίπτουσα δέσμη, με I η ένταση της δέσμης που εξέρχεται εξασθενημένη από το αντικείμενο και με x το διάστημα εντός του αντικειμένου, κατά μήκος του οποίου παραμένει σταθερός ο συντελεστής εξασθένισης μ . Στην περίπτωση αυτή η ένταση I της εξερχόμενης δέσμης δίνεται από την Εξίσωση (3.1), η οποία είναι γνωστή και ως **νόμος εξασθένισης των Beer-Lambert**.



Εικόνα 3.1. Εγκάρσια διατομή αντικειμένου, αποτελούμενο από τέσσερα υλικά με διαφορετικούς συντελεστές εξασθένισης.

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu_1 x_1 - \mu_2 x_2 - \mu_3 x_3 - \mu_4 x_4} \quad (3.1)$$

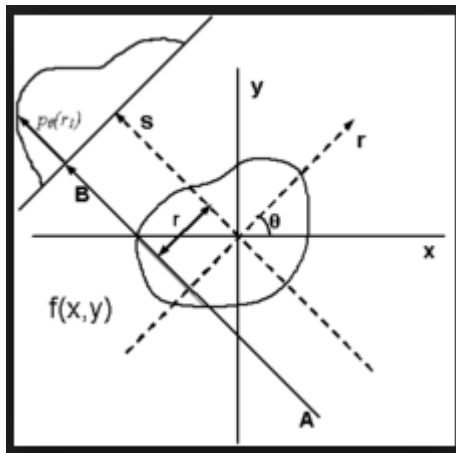
Στη γενική περίπτωση η Εξίσωση (3.1) γράφεται:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu_1 x_1 - \mu_2 x_2 - \dots - \mu_n x_n} = I_0 \cdot e^{-[\sum_{i=1}^n \mu_i \cdot d_i]} = I_0 \cdot e^{-\int_0^x \mu dl} \quad (3.2)$$

Αν θεωρήσουμε πως ο συντελεστής απορρόφησης εξαρτάται από τη θέση, ορίζουμε τη συνάρτηση $f(x,y) = \mu$, η οποία παριστάνει την κατανομή του συντελεστή εξασθένισης μ στο χώρο. Επομένως η συνάρτηση αυτή περιγράφει το δισδιάστατο αντικείμενο. Το γραμμικό ολοκλήρωμα της συνάρτησης αντικατοπτρίζει την συνολική εξασθένιση της δέσμης καθώς αυτή ταξιδεύει σε ευθεία γραμμή μέσα στο αντικείμενο.

Επιπλέον, θεωρούμε την πηγή της ακτινοβολίας ως σημειακή στο τρισδιάστατο χώρο (αμελώντας κατ' αυτόν τον τρόπο τις διαστάσεις της) και ότι η εξερχόμενη δέσμη προσπίπτει στο κέντρο της ανιχνευτικής διάταξης.

Χρησιμοποιώντας το σύστημα συντεταγμένων που απεικονίζεται στην **Εικόνα 3.2**, το γραμμικό ολοκλήρωμα περιγράφεται με τις παραμέτρους (r, θ) . Το ορθογώνιο σύστημα (r,s) έχει στραφεί ως προς το σύστημα (x,y) κατά γωνία θ .



Εικόνα 3.2. Σύστημα συντεταγμένων για την περιγραφή του μετασχηματισμού Radon.

Η Εξίσωση (3.2) τώρα μπορεί να γραφτεί ως εξής:

$$I(r, \theta) = I_0 \cdot e^{-\int_{(\theta,r)line} f(x,y) ds} \quad (3.3)$$

Η Εξίσωση που περιγράφει την ευθεία AB είναι η:

$$x \cdot \cos \theta + y \cdot \sin \theta = r \quad (3.4).$$

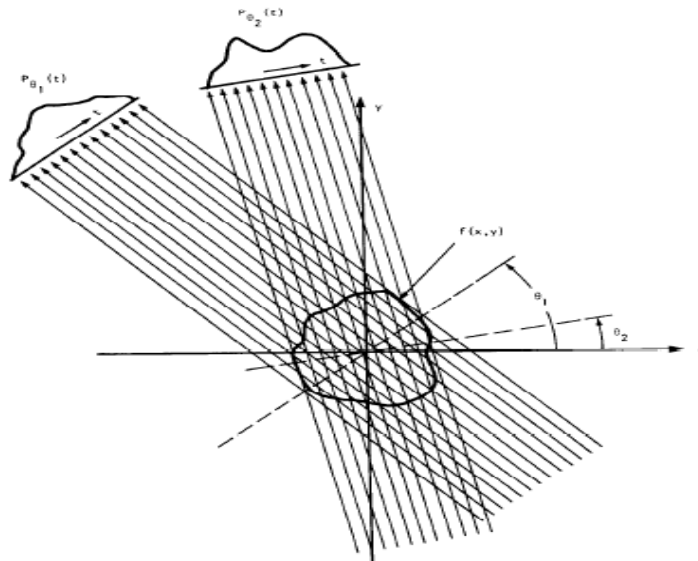
Η ευθεία αυτή ονομάζεται τομογραφική ακτίνα. Παίρνοντας το λογάριθμο της σχέσης (3.3) προκύπτει το γραμμικό ολοκλήρωμα της συνάρτησης $f(x,y)$ κατά μήκος της γραμμής AB, την οποία συμβολίζουμε για πρακτικούς λόγους ως L.

$$\int_{(\theta,r)L} f(x,y)ds = -\ln \frac{I(\theta,r)}{I_0} \quad (3.5)$$

Με χρήση της Εξίσωσης (3.3) προκύπτει το γραμμικό ολοκλήρωμα $P_\theta(r)$, το οποίο ορίζεται ως:

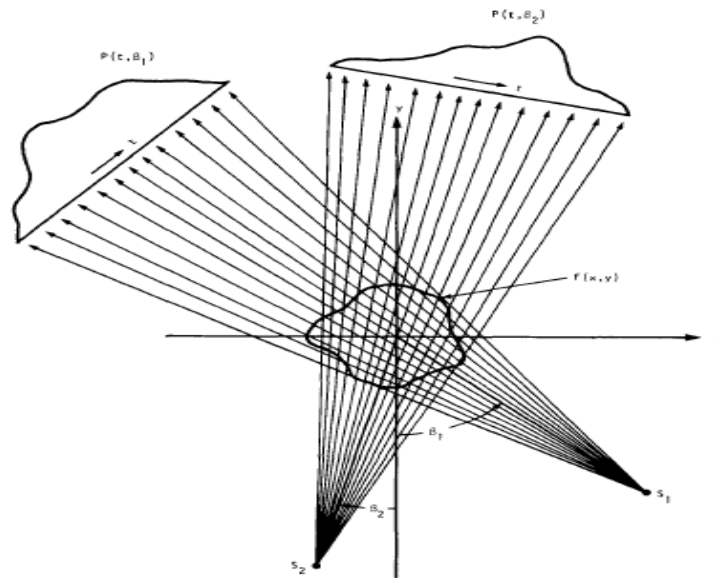
$$P_\theta(r) = P(r, \theta) = \int_{(\theta,r)} f(x,y)ds \quad (3.6)$$

Το γραμμικό αυτό ολοκλήρωμα εκφράζει τα δεδομένα προβολής σε άξονα που σχηματίζει γωνία θ με τον άξονα x . Η συνάρτηση $P_\theta(r)$ είναι γνωστή ως ο **Μετασχηματισμός Radon** της συνάρτησης $f(x,y)$ (Radon Transform). Μία προβολή σχηματίζεται από ένα σύνολο γραμμικών δεδομένων. Η απλούστερη προβολή είναι μία συλλογή από ολοκληρώματα παράλληλων ακτινών και ονομάζεται **παράλληλη προβολή**. Μία μέθοδος μέτρησης της είναι η μετατόπιση της πηγής της ακτινοβολίας X και του ανιχνευτή σε παράλληλες ευθείες, ενώ βρίσκονται σε αντίθετες πλευρές του αντικειμένου (**Εικόνα 3.3**).



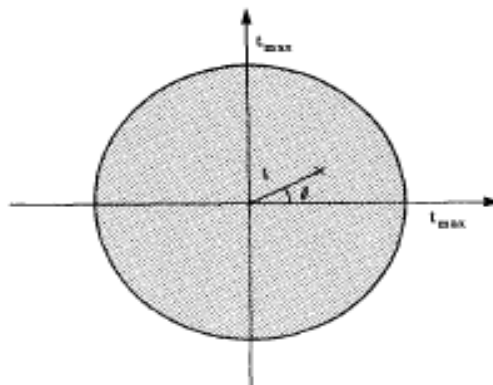
Εικόνα 3.3. Προβολή παράλληλων ακτινών[Kak, 2001] .

Ένας άλλος τύπος προβολής προκύπτει αν μία μοναδική πηγή τοποθετείται σε μία σταθερή θέση σε σχέση με τους ανιχνευτές, που είναι τοποθετημένοι σε γραμμική διάταξη. Η προβολή αυτή ονομάζεται **προβολή αποκλίνουσας δέσμης** (**Εικόνα 3.4**).



Εικόνα 3.4. Προβολή αποκλίνουσας δέσμης [Kak, 2001].

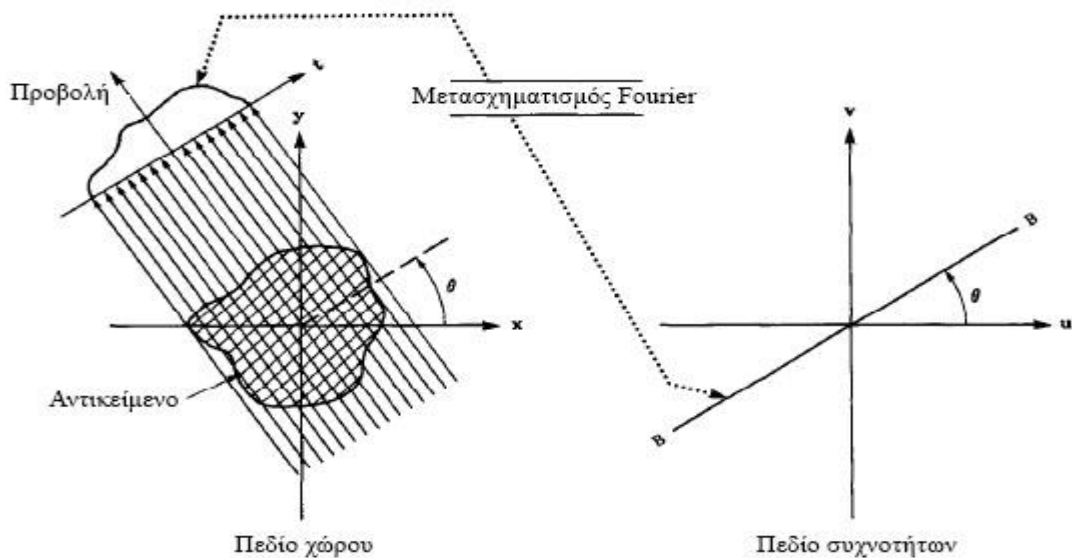
Αν κάθε γραμμικό ολοκλήρωμα, δηλαδή κάθε προβολή, αναπαρασταθεί σε ένα πολικό σύστημα συντεταγμένων (t, θ) , τότε ένα σύνολο προβολών θα γεμίσει ένα δίσκο με μέγιστη ακτίνα t_{max} . Η αναπαράσταση αυτή ονομάζεται **ημιτονόγραμμα (sinogram)** και φαίνεται στην **Εικόνα 3.5**. Σε καρτεσιανές συντεταγμένες και μέσω της Εξίσωσης (3.4) η αναπαράσταση μοιάζει με ημίτονο, δηλαδή, τα σημεία που βρίσκονται εκτός του σημείου περιστροφής του συστήματος απεικόνισης παρουσιάζουν ημιτονοειδή κυματομορφή. Έτσι δικαιολογείται ο ορισμός ημιτονόγραμμα [Kak, 2001]. Το ημιτονόγραμμα παρέχει τα ανεπεξέργαστα δεδομένα των προβολών, που είναι διαθέσιμα για την ανακατασκευή της εικόνας [Brahme, 2014].



Εικόνα 3.5. Ημιτονόγραμμα [Kak, 2001].

3.3 Το θεώρημα Τομής Fourier

Το πιο σημαντικό επακόλουθο της διαδικασίας απεικόνισης με προβολές που περιγράφονται ως γραμμικά ολοκληρώματα, είναι το **θεώρημα Τομής Fourier**, το οποίο είναι επίσης γνωστό ως **θεώρημα Κεντρικής Τομής** ή **θεώρημα Προβολής-Τομής**. Το θεώρημα αναφέρει πως όταν η συνάρτηση $P_\theta(r)$ συμβολίζει το μετασχηματισμό Radon της συνάρτησης $f(x, y)$, τότε ο μονοδιάστατος μετασχηματισμός Fourier της $P_\theta(r)$, που λαμβάνεται υπό ορισμένη γωνία θ , αντιστοιχεί σε μία τομή του διδιάστατου μετασχηματισμού $F(u, v)$ κατά μήκος μιας ακτίνας, υπό την ίδια γωνία θ . Δηλαδή ο μετασχηματισμός Fourier της προβολής $P_\theta(r)$, δίνει τις τιμές της $F(u, v)$ κατά μήκος της ευθείας BB, όπως φαίνεται στην **Εικόνα 3.6** [Kak, 2001].



Εικόνα 3.6. Θεώρημα Τομής Fourier.

Επομένως, το θεώρημα προσφέρει μία ενδιαφέρουσα σχέση μεταξύ του πεδίου του χώρου του αντικειμένου, άρα και των προβολών και των δεδομένων, και του πεδίου των συχνοτήτων [Reiser, 2014].

Η Εξίσωση (3.7) περιγράφει το θεώρημα Τομής Fourier:

$$P(w, \theta) = P_\theta(w) = [F(u, v)]_{v=wsin\theta}^{u=wcos\theta} = F(w \cos \theta, w \sin \theta) \quad (3.7)$$

Η Εξίσωση (3.7) υποδηλώνει πως λαμβάνοντας τις προβολές της συνάρτησης που περιγράφει ένα αντικείμενο υπό γωνίες $\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_k$ και μετασχηματίζοντας κάθε μία από αυτές, είναι δυνατόν να προσδιοριστούν οι τιμές της συνάρτησης $F(u, v)$ σε γραμμικές ακτίνες, όπως απεικονίζεται στην **Εικόνα 3.6**. Θεωρητικά, αν αποκτηθεί ένας άπειρος αριθμός προβολών, τότε η $F(u, v)$, θα ήταν γνωστή σε όλα τα σημεία του επιπέδου uv . Με γνωστή την συνάρτηση αυτή, η συνάρτηση $f(x, y)$ που περιγράφει το αντικείμενο μπορεί να ανακτηθεί με χρήση του *αντίστροφου Μετασχηματισμού Fourier*.

$$F(u, v) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-j2\pi(ux+vy)} dx dy \quad (3.8)$$

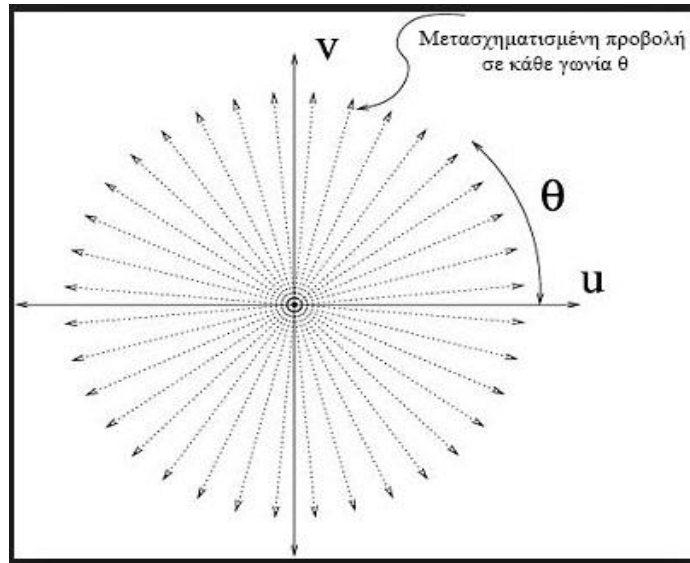
Επίσης, ο Μετασχηματισμός Fourier μιας προβολής $P_\theta(r)$, ορίζεται ως

$$S_\theta(w) = \int_{-\infty}^{\infty} P_\theta(r) e^{-j2\pi wr} dr = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-j2\pi w(x \cos \theta + y \sin \theta)} dx dy \quad (3.9)$$

Με χρήση των εξισώσεων $u = w \cos \theta$ και $v = w \sin \theta$ αποδεικνύεται ο ορισμός του θεωρήματος Fourier

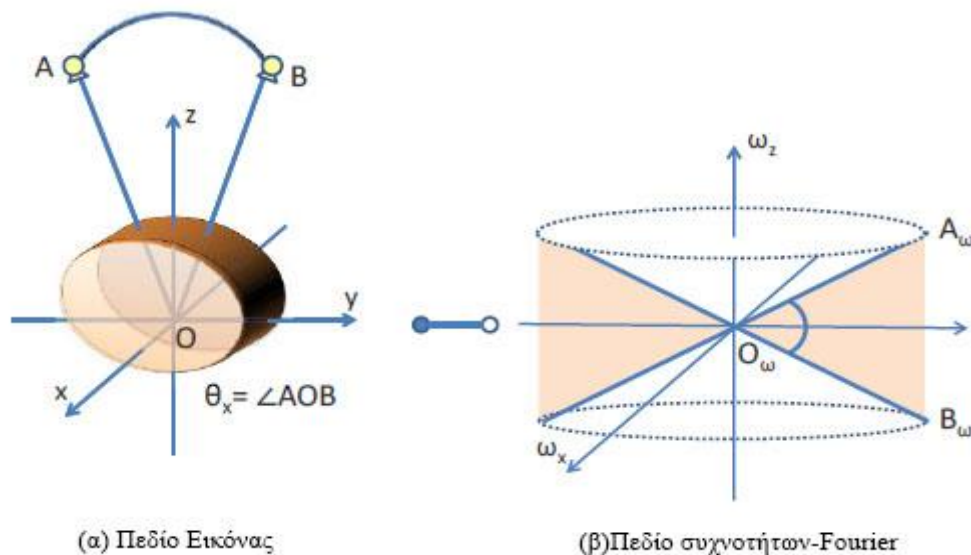
$$S_\theta(w) = F(u, v)$$

Πρακτικά, μόνο ένας ορισμένος αριθμός των προβολών ενός αντικειμένου μπορεί να αποκτηθεί. Στην περίπτωση αυτή, είναι ξεκάθαρο πως η συνάρτηση $F(u, v)$ είναι ορισμένη κατά μήκος ακτινικών γραμμών όπως στην **Εικόνα 3.7**. Καθώς η πυκνότητα των σημείων στις ακτινικές γραμμές γίνεται πιο αραιή όσο πιο μακριά βρίσκονται από το κέντρο του διαγράμματος, το σφάλμα παρεμβολής γίνεται μεγαλύτερο. Αυτό σημαίνει, πως παρουσιάζεται μεγαλύτερο σφάλμα στον υπολογισμό των υψίσυχων χαρακτηριστικών της εικόνας, απ' ότι σε αυτά των χαμηλών συχνοτήτων, το οποίο συνεπάγεται μερική υποβάθμιση της εικόνας [Kak, 2001].



Εικόνα 3.7. Ορισμός της συνάρτησης $F(u, v)$ κατά μήκος ακτινικών γραμμών. Λόγω των πιο αραιών γραμμών στις υψηλότερες συχνότητες εκεί εμφανίζεται μεγαλύτερο σφάλμα.

Μια σχηματική αναπαράσταση της διαδικασίας Τομοσύνθεσης και του «γεμίσματος» του χώρου Fourier φαίνεται στην **Εικόνα 3.8**. Η απόκτηση των δεδομένων με την τροχιά του σωλήνα παραγωγής ακτινών X να βρίσκεται κατά μήκος του τόξου $\theta_x = \angle AOB$, καλύπτει μόνο το περιορισμένο τρίγωνο $\theta_x = \angle AOB = \angle A_\omega O_\omega B_\omega$ στο πεδίο Fourier. Η μη πληρότητα του πεδίου των συχνοτήτων οδηγεί σε σφάλματα στις ανακατασκευασμένες εικόνες, επειδή πληροφορία για χαρακτηριστικά με προσανατολισμό προς συγκεκριμένες κατευθύνσεις δεν είναι διαθέσιμη.



Εικόνα 3.8. Απεικόνιση του ελλιπούς πεδίου Fourier. Μόνο ο χώρος σε σχήμα σφήνας $\theta_x = \angle AOB = \angle A_\omega O_\omega B_\omega$ συμπληρώνεται κατά την απόκτηση προβολών στην Τομοσύνθεση, με τροχιά τόξου [Levakhina, 2014].

3.4 Αλγόριθμοι ανακατασκευής στην Τομοσύνθεση

Ο πιο συχνά χρησιμοποιούμενος αλγόριθμος ανακατασκευής στην Τομοσύνθεση είναι η μέθοδος μετατόπισης και πρόσθεσης, σε συντομογραφία **SAA** (shift and add). Στην περίπτωση της γεωμετρίας παράλληλης κίνησης του σωλήνα παραγωγής ή/και του ανιχνευτή, η μέθοδος SAA συμπεριλαμβάνει τη μετατόπιση κάθε προβολικής εικόνας κατά μία δεδομένη τιμή και στη συνέχεια την πρόσθεση όλων μαζί. Με τη σωστή επιλογή της τιμής μετατόπισης, είναι δυνατή η διαυγής εστίαση στα αντικείμενα που βρίσκονται σε ένα δεδομένο πλάνο.

Κατά την εφαρμογή της τεχνικής SAA, είναι σημαντικό να ευθυγραμμιστεί σωστά η μετατοπισμένη ανατομική πληροφορία. Στις περισσότερες εξεταστικές τράπεζες που χρησιμοποιούν πηγές ακτινών X, διατίθεται επαρκής μηχανική σταθερότητα, τέτοια ώστε η μέθοδος SAA να μπορεί να εκτελεστεί επαρκώς, βασισμένη αποκλειστικά στις καθορισμένες θέσεις του σωλήνα εκπομπής ακτινοβολίας, καθώς αυτός μετατοπίζεται. Όμως, πρέπει επίσης να λαμβάνεται υπόψη η κίνηση του ασθενούς ώστε οι επιθυμητές δομές να ευθυγραμμιστούν καταλλήλως μετά την μετατόπιση κατά την SAA. Στην περίπτωση της Τομοσύνθεσης στη μαστογραφία, η κίνηση αμβλύνεται από την ελαφρά συμπίεση του μαστού κατά τη λήψη της εικόνας. Σε άλλες κλινικές εφαρμογές, η κίνηση του εξεταζόμενου μπορεί να εκτιμηθεί με την τοποθέτηση βασικών δεικτών στον ασθενή, προκειμένου να καταχωρηθούν οι τελικές εικόνες, στις οποίες λαμβάνεται υπόψη πιθανή μετακίνηση του ασθενή.

Ο Webber και η επιστημονική ομάδα του πρότειναν μεθοδολογία για την ενσωμάτωση της πληροφορίας από τους τοποθετημένους δείκτες στην ανακατασκευή της εικόνας, με μία μέθοδο που αποτελεί εκδοχή της SAA. Η μέθοδος αυτή, που ονομάζεται «αξονική τομογραφία με ρυθμισμένο διάφραγμα» (tuned aperture computed tomography, εν συντομία TACT), επιτρέπει να αποκτηθούν εικόνες υπό τυχαίες γωνίες και προσανατολισμούς και στη συνέχεια, να ανακατασκευαστούν σε αυθαίρετα πλάνα με τη χρήση της πληροφορίας των βασικών δεικτών. Η επιστημονική ομάδα του Dobbins έχει υιοθετήσει μία απλοποιημένη έκδοση της μεθόδου των δεικτών του Webber σε συνδυασμό με τη γεωμετρία παράλληλης κίνησης, για τη δημιουργία εικόνων από προβολές στην Τομοσύνθεση θώρακα.

Η απλή ανακατασκευή με τη χρήση SAA είναι βασικά η ίδια με την αφιλτράριστη οπισθοπροβολή. Η SAA αποτελεί τη βάση για τους περισσότερους αλγόριθμους Τομοσύνθεσης σήμερα, εξαιτίας της απλότητας της. Όμως, έχει αποδειχθεί ανεπαρκής η αποκλειστική χρήση της SAA για ανακατασκευή υψηλής ποιότητας, εξαιτίας της αλληλεπικαλυπτόμενης θολούρας που προέρχεται από δομές πέραν του πεδίου ενδιαφέροντος.

Οι δύο πιο σημαντικοί αλγόριθμοι για την απομάκρυνση της θολούρας, που έχουν προσελκύσει περισσότερο το ενδιαφέρον της επιστημονικής κοινότητας τα τελευταία χρόνια και χρησιμοποιούνται κατά κόρον στην Τομοσύνθεση, είναι ο «αλγόριθμος MITS» και η «φιλτραρισμένη οπισθοπροβολή (FBP)». Ο αλγόριθμος MITS περιορίζει τη θολούρα χρησιμοποιώντας τις γνωστές συναρτήσεις από άλλα επίπεδα όταν ανακατασκευάζεται ένα δοσμένο επέπδο [Godfey, 2006]. Περιγράφοντας τις ανακατασκευές στην Τομοσύνθεση με χρήση της SAA, ως ένα άθροισμα θολών συνιστωσών από όλα τα επίπεδα, οι μη θολές δομές μπορούν να αποκτηθούν με τη χρήση άλγεβρας πινάκων για την επίλυση του συστήματος των εξισώσεων στο πεδίο της συχνότητας. Η μέθοδος αυτή είναι αρκετά γρήγορη και δεδομένου πως ένα αντικείμενο αποτελείται από ένα ορισμένο αριθμό επιπέδων, είναι εφικτό ένα αποτέλεσμα που προσφέρει ακρίβεια και απουσία θορύβου. Βέβαια, οι πραγματικοί ασθενείς δεν είναι απλώς ένα σύνολο από επίπεδα αλλά τρισδιάστατες δομές. Επομένως, υπάρχει παρεμβολή από δεδομένα που προέρχονται από δομές μεταξύ των επιπέδων, ωστόσο ο αλγόριθμος MITS ανταποκρίνεται σε ικανοποιητικό βαθμό [Dobbins, 2009a].

Μία τεχνική παρόμοια με το MITS είναι η επαναληπτική ανακατασκευή που προτάθηκε από το Ruttimann. Η μέθοδος αυτή, σε αντίθεση με το MITS επιλύει τις εξισώσεις επαναληπτικά κι όχι με άλγεβρα πινάκων. Το πλεονέκτημα που παρουσιάζει στην ανακατασκευή εικόνας είναι πως μπορεί να συμπεριλάβει όλα τα στοιχεία του απεικονιστικού συστήματος, ακόμα και περικομμένα τμήματα δομών στις άκρες του ανιχνευτή. Καθώς αποτελεί επαναληπτική μέθοδο, είναι υπολογιστικά πιο αργή από το MITS [Ruttiman, 1984].

Ο αλγόριθμος απομάκρυνσης της θολούρας που χρησιμοποιείται περισσότερο σήμερα από πολλούς ερευνητές της Τομοσύνθεσης και από τους περισσότερους κατασκευαστές, είναι η «φιλτραρισμένη οπισθοπροβολή». Η FBP, που αποτελεί έναν ταχύ υπολογιστικά αλγόριθμο, χρησιμοποιεί γνωστά δεδομένα πυκνότητας στο πεδίο

της συχνότητας, ώστε να δημιουργήσει μία προσεγγιστική συνάρτηση διασποράς σημείου, που χρησιμοποιείται για την διόρθωση της θολότητας από ανατομίες εκτός του επιπέδου ενδιαφέροντος. Η FBP απαιτεί ο μετασχηματισμός Fourier των προβολικών εικόνων να πολλαπλασιαστεί με μία συνάρτηση ράμπας, η οποία εμφανίζει την τάση να παράγει υπερβολικό θόρυβο στις υψηλές συχνότητες. Έτσι, είναι απαραίτητο ένα φίλτρο με ομαλή πτώση της απόκρισης στο μηδέν, ώστε να κατασταλεί η ενίσχυση του υψίσυχνου θορύβου. Η κύρια διαφορά μεταξύ της FBP και του MITS έγκειται στο φάσμα το θορύβου, καθώς η πρώτη εμφανίζει καλύτερα χαρακτηριστικά θορύβου στις χαμηλότερες συχνότητες ενώ ο αλγόριθμος MITS στις υψηλές συχνότητες χωρίς να απαιτείται φίλτρο.

Επιπλέον, υπάρχουν αρκετοί επαναληπτικοί αλγόριθμοι που εξετάζονται για την απεικόνιση με τη Τομοσύνθεση. Ο Wu κι η επιστημονική του ομάδα δημοσίευσαν μία διαδικασία ανακατασκευής εικόνας στην μαστογραφία, χρησιμοποιώντας αλγόριθμο μεγίστης πιθανότητας (maximum likelihood (ML)). Ένα πλεονέκτημα της προσέγγισης αυτής είναι πως μπορούν να μοντελοποιηθούν όλα τα στοιχεία του απεικονιστικού συστήματος, ενώ το μειονέκτημα είναι πως η τεχνική είναι επαναληπτική και έχει υπολογιστικό κόστος. Επίσης, ερευνητές έχουν αναφερθεί σε μία αλγεβρική τεχνική με την ονομασία «SART» (simultaneous algebraic reconstruction technique) που αποδίδει το ίδιο συγκριτικά με τον αλγόριθμο ML, αλλά απαιτεί λιγότερες επαναλήψεις [Dobbins, 2009a].

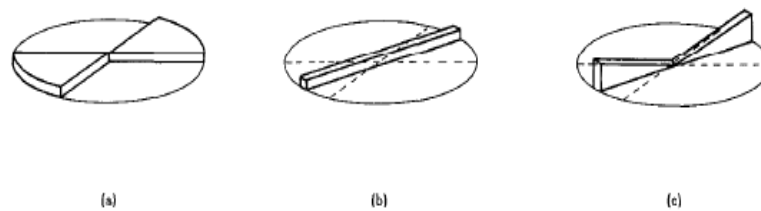
3.5 Μέθοδοι φιλτραρισμένης οπισθοπροβολής στην Τομοσύνθεση

Στην ενότητα αυτή περιγράφεται πιο αναλυτικά η μέθοδος της φιλτραρισμένης οπισθοπροβολής ή εν συντομία FBP. Όπως αναφέρθηκε, η διαδικασία ανακατασκευής της εικόνας στην Τομοσύνθεση, αναφέρεται στην ανάκτηση της εικόνας από ένα περιορισμένο σύνολο προβολών που λαμβάνονται υπό διαφορετικές γωνίες κι εκφράζονται ως γραμμικά ολοκληρώματα. Όταν είναι διαθέσιμα τα γραμμικά ολοκληρώματα από όλες τις πιθανές διευθύνσεις κι ο μετρούμενος θόρυβος είναι αμελητέος, τότε η μέθοδος FBP είναι η καταλληλότερη τεχνική. Η FBP βασίζεται σε διακριτοποίηση μιας αντίστροφης διαδικασίας του μετασχηματισμού Radon. Αρχικά, φιλτράρεται κάθε προβολή με ένα προκαθορισμένο φίλτρο και στη συνέχεια ακολουθεί

μια διαδικασία οπισθοπροβολής [Basu, 2000]. Η επιλογή των φίλτρων μπορεί να επηρεάσει δραστικά την ποιότητα της ανακατασκευής [Sechoroulos, 2013b].

Για να γίνει πιο κατανοητή η βασική αρχή της FBP, χρησιμοποιείται η δισδιάστατη Υπολογιστική Τομογραφία παράλληλων προβολών. Εξαιτίας του θεωρήματος Τομής Fourier η διαδικασία μέτρησης μιας προβολής, μπορεί να θεωρηθεί ως η εφαρμογή μιας δισδιάστατης συνάρτησης φιλτραρίσματος. Όπως έχει αναφερθεί, μία προβολή παρέχει τιμές για το δισδιάστατο μετασχηματισμό Fourier του αντικειμένου κατά μήκος μιας ευθείας. Αν οι τιμές αυτές εισαχθούν στη σωστή θέση του δισδιάστατου χώρου Fourier του αντικειμένου, τότε μπορεί να δημιουργηθεί μία απλή, αν και παραμορφωμένη ανακατασκευή, υποθέτοντας πως οι υπόλοιπες προβολές έχουν μηδενικές τιμές και υπολογίζοντας τον αντίστροφο 2D μετασχηματισμό Fourier.

Στην **Εικόνα 3.9** απεικονίζονται τα δεδομένα μιας προβολής στο πεδίο των συχνοτήτων. Η **Εικόνα 3.9.a** απεικονίζει την ιδανική κατάσταση. Μία ανακατασκευή θα μπορούσε να σχηματιστεί με απλή άθροιση των ανακατασκευών από κάθε γωνία, ώσπου να συμπληρωθεί ολόκληρο το πεδίο των συχνοτήτων. Η **Εικόνα 3.9.b** δίνει τις πραγματικές τιμές που μετρούνται κατά μήκος μιας ευθείας γραμμής, όπως ορίζεται από το θεώρημα Τομής Fourier. Ο αλγόριθμος της FBP παίρνει τα δεδομένα της **Εικόνας 3.9.b** και εφαρμόζει μια στάθμιση στο πεδίο των συχνοτήτων, ώστε τα δεδομένα στην **Εικόνα 3.9.c** να προσεγγίζουν τα δεδομένα της **Εικόνας 3.9.a**.



Εικόνα 3.9. Απεικονίζονται τα δεδομένα του πεδίου των συχνοτήτων μίας προβολής. **(a)** Η ιδανική κατάσταση. **(b)** Η πραγματική μέτρηση. **(c)** Ο αλγόριθμος της FBP παίρνει τα δεδομένα από την **(b)** και εφαρμόζει στάθμιση στο πεδίο των συχνοτήτων ώστε τα δεδομένα στην εικόνα **(c)** να προσεγγίζουν αυτά της **(a)** [Kak, 2001].

Η διαδικασία της FBP πραγματοποιείται σε δύο στάδια: **(α)** το στάδιο του φιλτραρίσματος, κατά το οποίο πραγματοποιείται μία απλή στάθμιση κάθε προβολής στο πεδίο των συχνοτήτων και **(β)** το στάδιο της οπισθοπροβολής, το οποίο είναι αντίστοιχο με την εύρεση των βασικών αρχικών ανακατασκευών που αντιστοιχούν σε κάθε τριγωνικό φίλτρο.

Κατά το πρώτο στάδιο, μέσω απλής στάθμισης λαμβάνεται κάθε προβολή και υπολογίζεται ένα κομμάτι του μετασχηματισμού Fourier, σε σχήμα «σφήνας», που μοιάζει με κομμάτι πίτας. Αυτό μπορεί να γίνει παίρνοντας την τιμή του μετασχηματισμού Fourier της προβολής, $S_{\theta}(w)$, και πολλαπλασιάζοντας την με το πλάτος της «σφήνας» στη συγκεκριμένη συχνότητα. Έτσι, αν υπάρχουν K προβολές σε εύρος 180° , τότε σε μία δοσμένη συχνότητα w , κάθε «σφήνα» έχει πλάτος $2\pi|w|/K$.

Η επίδραση της στάθμισης κατά $2\pi|w|/K$ φαίνεται στην **Εικόνα 3.9.c**. Συγκρίνοντας με την **Εικόνα 3.9.a** παρατηρείται πως σε κάθε χωρική συχνότητα, w , η σταθμισμένη προβολή, $(2\pi|w|/K)S_{\theta}(w)$, έχει το ίδιο μέγεθος με την «σφήνα». Επομένως, οι σταθμισμένες προβολές αναπαριστούν μία προσέγγιση της «σφήνας» και το σφάλμα μπορεί να περιοριστεί με χρησιμοποίηση δεδομένων από αρκετές προβολές.

Η τελική ανακατασκευή υπολογίζεται με την άθροιση του δισδιάστατου αντίστροφου μετασχηματισμού Fourier κάθε σταθμισμένης προβολής. Επειδή, κάθε προβολή δίνει μόνο τις τιμές του μετασχηματισμού Fourier κατά μήκος μιας μοναδικής ευθείας, η αντιστροφή μπορεί να υλοποιηθεί πάρα πολύ γρήγορα. Το στάδιο αυτό ονομάζεται **οπισθοπροβολή** και υποδηλώνει το «άπλωμα» κάθε φιλτραρισμένης προβολής στο σύνολο του επιπέδου της εικόνας.

Συνολικά, ο αλγόριθμος της φιλτραρισμένης οπισθοπροβολής μπορεί να περιγραφεί σε στάδια ως εξής:

- Άθροισμα για κάθε προβολή K που λαμβάνεται υπό γωνίες θ μεταξύ 0° και 180° .
- Μέτρηση της προβολής, $P_{\theta}(r)$.
- Μετασχηματισμός Fourier της $P_{\theta}(r)$, για να υπολογιστεί η $S_{\theta}(w)$.
- Πολλαπλασιασμός της $S_{\theta}(w)$ με τη συνάρτηση στάθμισης $2\pi|w|/K$.
- Άθροιση στο επίπεδο της εικόνας των αντίστροφων μετασχηματισμών Fourier των φιλτραρισμένων προβολών (διαδικασία οπισθοπροβολής).

Η μαθηματική περιγραφή της FBP δίνεται από την:

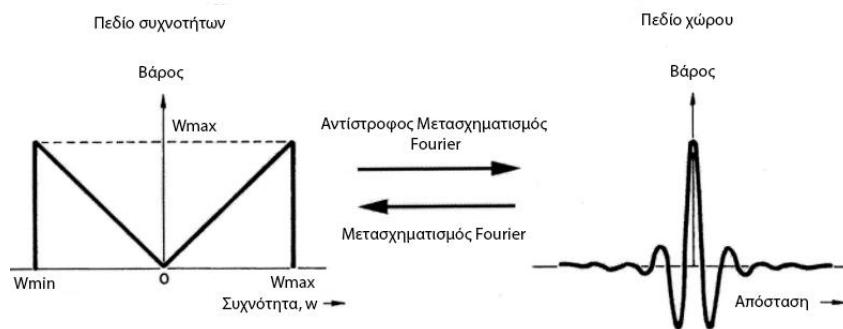
$$f(x, y) = \int_0^{\pi} \left[\int_{-\infty}^{\infty} S_{\theta}(w) |w| e^{j2\pi wr} dw \right] d\theta \quad (3.10)$$

Η Εξίσωση (3.10) αποτελεί μία διαδικασία φιλτραρίσματος, όπου η απόκριση συχνότητας του φίλτρου έχει την τιμή $|w|$. Επομένως, η προβολή

$$Q_{\theta}(r) = \int_{-\infty}^{\infty} S_{\theta}(w)|w| e^{j2\pi wr} dw, \quad (3.11)$$

ονομάζεται «*φιλτραρισμένη προβολή*» [Kak, 2001].

Εξαιτίας του σχήματος που έχει στο πεδίο των συχνοτήτων, το φίλτρο $|w|$ ονομάζεται *φίλτρο ράμπας* (Εικόνα 3.10).

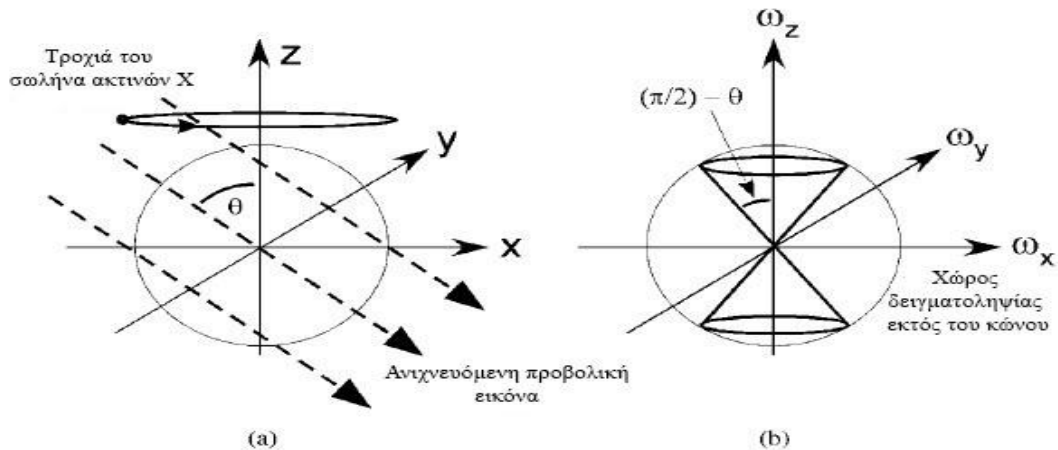


Εικόνα 3.10. Φίλτρο ράμπας.

Επειδή στη Τομοσύνθεση λαμβάνονται δεδομένα από ένα τρισδιάστατο όγκο παρά από μια δισδιάστατη περιοχή, όπως συμβαίνει στην Υπολογιστική Τομογραφία, είναι απαραίτητο να εξετασθεί ο 3D χώρος Fourier. Η τρισδιάστατη έκδοση του Θεωρήματος τομής Fourier ορίζει πως όταν μια δισδιάστατη εικόνα ενός αντικειμένου αποκτάται σε μία συγκεκριμένη κατεύθυνση, ο 2D μετασχηματισμός Fourier αυτής της προβολικής εικόνας παράγει ένα πλάνο στον τρισδιάστατο χώρο Fourier του αντικειμένου. Πρέπει να αναφερθεί, πως υπάρχει η παραδοχή πως τα pixels είναι λογαριθμικά επεξεργασμένα, ώστε να είναι ανάλογα με το γραμμικό ολοκλήρωμα των συντελεστών εξασθένισης κατά μήκος των αντίστοιχων ακτινών που διαπερνούν το αντικείμενο. Καθώς, η γωνία προσανατολισμού του δισδιάστατου ανιχνευτή μετατοπίζεται ανάλογα με το αντικείμενο, ένας όγκος δεδομένων αποκλείεται από το πεδίο Fourier. Επειδή αποκλείονται μόνο δεδομένα περιορισμένου γωνιακού εύρους, δεν πραγματοποιείται δειγματοληψία από όλο τον όγκο στο 3D πεδίο Fourier. Ενώ η πηγή παραγωγής της ακτινοβολίας και ο ανιχνευτής μετατοπίζονται γύρω από το αντικείμενο σε κυκλική τροχιά, ένα μέρος του πεδίου των συχνοτήτων αποκόπτεται.

Στην Εικόνα 3.11 απεικονίζεται ο αποκλεισμός των δεδομένων στην περίπτωση της Τομοσύνθεσης κυκλικής γεωμετρίας. Ο αποκομμένος όγκος δεδομένων ορίζεται

από ένα κώνο με γωνιακό εύρος $(\frac{\pi}{2} - \theta)$, όπου θ είναι η τομογραφική γωνία, στην συγκεκριμένη γεωμετρική διάταξη. Στην περίπτωση της συμβατικής Υπ. Τομογραφίας, η γωνία είναι $\frac{\pi}{2}$ και δειγματοληπτείται ολόκληρος ο χώρος των συχνοτήτων, σε αντίθεση με την Τομοσύνθεση, όπου σε μία περιοχή του πεδίου των συχνοτήτων εντός του κώνου δεν υπάρχουν δεδομένα. Αυτή είναι η αιτία της δυσκολίας απόκτησης τέλειων τρισδιάστατων απεικονίσεων ενός 3D αντικειμένου [Dobbins, 2003].



Εικόνα 3.11. Περιορισμένη δειγματοληψία του 3D πεδίου των συχνοτήτων με χρήση κυκλικής γεωμετρίας. (a) Προσανατολισμός της προσπίπτουσας δέσμης για μία προβολική εικόνα. (b) Κώνος που περιγράφει το όγκο πληροφορίας που αποκλείεται από τις προβολικές εικόνες. Δειγματοληπτείται μόνο ο χώρος εκτός του κώνου [Dobbins, 2003].

Σε έρευνα που δημοσίευσε ο David D. Grant, ανέπτυξε το επιστημονικό θεμέλιο για την Τομοσύνθεση, αναλύοντας την συνάρτηση μεταφοράς και περιγράφοντας τη διαδικασία θόλωσης των ανεπιθύμητων πλάνων ως μια γραμμική διαδικασία φιλτραρίσματος [Grant, 1972]. Οι G. Lauritsch και W. Härer παρουσίασαν ένα θεωρητικό ερευνητικό πλαίσιο για την φιλτραρισμένη οπισθοπροβολή στην Τομοσύνθεση. Χρησιμοποιώντας ως βάση τη συνάρτηση μεταφοράς τομής που ανέπτυξε ο Grant, εισήγαγαν μία μορφοποίηση του 3D χώρου Fourier και από την αντίστοιχη συνάρτηση μεταφοράς διαμόρφωσης (MTF), πρότειναν κατάλληλες συναρτήσεις φιλτραρίσματος των προβολικών εικόνων κι εκτίμηση της ποιότητας των ανακατασκευασμένων εικόνων.

Θεωρώντας την Τομοσύνθεση ως γραμμική διαδικασία, περιέγραψαν την τρισδιάστατη ανακατασκευασμένη εικόνα $g(x, y, z)$ ως συνέλιξη του πραγματικού αντικειμένου $f(x, y, z)$ με την τρισδιάστατη συνάρτηση διασποράς σημείου (PSF) $h(x, y, z)$. Έτσι στο χώρο Fourier έχουμε,

$$G(\omega_x, \omega_y, \omega_z) = H(\omega_x, \omega_y, \omega_z) \cdot F(\omega_x, \omega_y, \omega_z) \quad (3.12)$$

Όπου $F(\omega_x, \omega_y, \omega_z)$ είναι ο μετασχηματισμός Fourier της χωρικής κατανομής του αντικειμένου $f(x, y, z)$, $G(\omega_x, \omega_y, \omega_z)$ ο μετασχηματισμός Fourier του 3D αντικειμένου και $H(\omega_x, \omega_y, \omega_z)$ είναι η τρισδιάστατη συνάρτηση μεταφοράς διαμόρφωσης (MTF), η οποία αντιπροσωπεύει την προβολή, την οπισθοπροβολή και το φιλτράρισμα. Για την εκτίμηση της γενικής ιδέας της φιλτραρισμένης οπισθοπροβολής στην Τομοσύνθεση, οι συγγραφείς πρότειναν τον ακόλουθο διαχωρισμό της συνάρτησης MTF.

$$H(\omega_x, \omega_y, \omega_z) = H_{spect}(\omega_x, \omega_y) \cdot H_{prof}(\omega_z) \cdot H_{inv}(\omega_x, \omega_y, \omega_z) \cdot H_{proj}(\omega_x, \omega_y, \omega_z)$$

Όπου $H_{proj}(\omega_x, \omega_y, \omega_z)$ είναι η συνάρτηση MTF της προβολικής και της απλής οπισθοπροβολικής διαδικασίας κι αντικατοπτρίζει τις γεωμετρικές παραμέτρους της διαδικασίας σάρωσης. Η συνάρτηση $H_{inv}(\omega_x, \omega_y, \omega_z)$ αναπαριστά την αντίστροφη της H_{proj} . Σκοπός της συνάρτησης αυτής είναι η διαμόρφωση της απόκρισης της ανακατασκευασμένης εικόνας, ώστε να μην επιδεικνύει πτώση αντιστρόφως ανάλογη με την ακτινική συχνότητα, όπως συμβαίνει στη διαδικασία οπισθοπροβολής. Στην περίπτωση της ελλιπούς δειγματοληψίας, η οποία είναι έμφυτη στην Τομοσύνθεση, η H_{proj} μπορεί να αντιστραφεί μόνο προσεγγιστικά. Η H_{prof} επιβάλλεται για την παραγωγή όσο το δυνατόν περισσότερο ομοιόμορφου πάχους της τομής κατά τον άξονα z . Η $H_{spect}(\omega_x, \omega_y)$ αποτελεί τη συνάρτηση με το επιθυμητό χωρικό περιεχόμενο και καθορίζει την μετάδοση του φάσματος της κατανομής του αντικειμένου στις εικονικές τομές.

Το αποτέλεσμα της προσεγγιστικής αντιστροφής, της συνάρτησης H_{prof} και της συνάρτησης φασματικού περιεχομένου ορίζει τη συνάρτηση φιλτραρίσματος H_{filter} , της φιλτραρισμένης οπισθοπροβολής.

$$H_{filter}(\omega_x, \omega_y, \omega_z) = H_{spect}(\omega_x, \omega_y) \cdot H_{prof}(\omega_z) \cdot H_{inv}(\omega_x, \omega_y, \omega_z) \quad (3.13)$$

Με παραμετροποίηση της συνάρτησης φιλτραρίσματος, μπορεί να επιλεγθεί αυθαίρετα οποιοδήποτε πάχος της τομής, καθώς κι οποιαδήποτε βελτιστοποιημένη

συμπεριφορά φασματικής μετάδοσης. Το πλεονέκτημα της μεθόδου φιλτραρισμένης οπισθοπροβολής είναι η δυνατότητα επιλογής μεγάλου εύρους τιμών για τις ιδιότητες της ποιότητας εικόνων κατά το στάδιο της ανακατασκευής, χωρίς να απαιτείται η λήψη νέων προβολικών εικόνων του αντικειμένου.

Οι Lauritsch και Haerer ανέφεραν πως μία κατάλληλη συνάρτηση φιλτραρίσματος μπορεί να αναπτυχθεί σε τέσσερα βήματα [Lauritsch and Härer, 1998].

1. Καθορισμός της συνάρτησης μεταφοράς διαμόρφωσης (MTF) H_{proj} της διαδικασίας απλής οπισθοπροβολής.
2. Προσεγγιστική αντιστροφή H_{inv} της MTF H_{proj} του βήματος 1.
3. Σχεδιασμός της, ειδικής για κάθε εφαρμογή, συνάρτησης φιλτραρίσματος H_{filter} στο 3D πεδίο Fourier όπως ορίζεται από την Εξίσωση (3.13). Ανάλυση των προσδοκώμενων ιδιοτήτων της ανακατασκευής από τη συνάρτηση μεταφοράς τομής.
4. Μεταφορά του ορισμένου φίλτρου H_{filter} από το χώρο του τρισδιάστατου αντικειμένου στο χώρο της δισδιάστατης προβολής μέσω μετατροπής συντεταγμένων.

Σε επιστημονικό άρθρο που δημοσίευσε ο G. Stevens και οι συν αυτώ, παρουσίασαν μια τεχνική φιλτραρισμένης οπισθοπροβολής για τη διαμόρφωση της 3D κρουστικής απόκρισης της Τομοσύνθεσης κυκλικής τροχιάς, με σκοπό την απόκτηση εικόνων παρόμοιων με άλλες γεωμετρικές λήψης. Σκοπός ήταν η επίτευξη παραγωγής εικόνων με πιο ομοιογενή συνάρτηση θόλωσης για τα αντικείμενα πέραν του πεδίου εστίασης. Στην κυκλική Τομοσύνθεση, οι δομές στο πεδίο ενδιαφέροντος παρουσιάζονται διαυγείς, αλλά οι δομές έξω από το πεδίο ενδιαφέροντος εμφανίζονται ως τεχνικά σφάλματα σε σχήμα δακτυλίου. Η διάμετρος του δακτυλίου καθορίζεται από την απόσταση του αντικειμένου από το πεδίο ενδιαφέροντος. Επομένως, οι ερευνητές διαμόρφωσαν την απόκριση μακριά από το πεδίο ενδιαφέροντος ώστε να έχει ένα ομοιόμορφο σχήμα δίσκου παρά δακτυλίου. Για τη δημιουργία της θόλωσης σε σχήμα δίσκου, χρησιμοποιήθηκε η προσέγγιση πως ένας δίσκος αποτελεί υπέρθεση πολλών δακτυλίων. Επομένως, είναι εμφανής η ομοιότητα με τη υπέρθεση εικόνων που λαμβάνονται από την Τομοσύνθεση κυκλικής τροχιάς υπό πολλές τομογραφικές γωνίες εύρους $[0, 2\theta]$.

Θεωρώντας ένα 3D αντικείμενο, ορίζεται η πυκνότητα της δειγματοληψίας στο τρισδιάστατο σύνολο δεδομένων, ως η αναλογία του μετασχηματισμού Fourier μιας

εικόνας που παράγεται από αφιλτράριστη οπισθοπροβολή και η οποία συμβολίζεται με $I(k_x, k_y, k_z)$, προς το μετασχηματισμό Fourier του αντικειμένου $A(k_x, k_y, k_z)$. Επομένως ισχύει,

$$D(k_x, k_y, k_z) = \frac{I(k_x, k_y, k_z)}{A(k_x, k_y, k_z)} \quad (3.14)$$

Στην περίπτωση της Τομοσύνθεσης κυκλικής τροχιάς με τομογραφική γωνία 2θ , η πυκνότητα δειγματοληψίας δίνεται από τη σχέση

$$D_\theta(k, a) = \begin{cases} 0, & \text{αν } a < \frac{\pi}{2} - \theta \\ \frac{m_\theta}{k\pi\sqrt{\sin^2 \theta \sin^2 a - \cos^2 \theta \cos^2 a}}, & \text{αν } a \geq \frac{\pi}{2} - \theta \end{cases} \quad (3.15)$$

Για λόγους απλότητας, θεωρείται πως το αντικείμενο είναι συμμετρικό ως προς τον άξονα z. Σαν αποτέλεσμα, ο μετασχηματισμός της εικόνας οπισθοπροβολής είναι συμμετρικός ως προς k_z . Η γωνία α είναι μεταξύ του άξονα k_z και του δείκτη \mathbf{k} που δηλώνει την ακτινική συχνότητα, θ είναι η τομογραφική γωνία ημίσεως και m_θ είναι ο αριθμός των προβολικών εικόνων.

Στη διαδικασία που περιγράφεται από τους ερευνητές, σχεδιάζεται ένα φίλτρο, το οποίο όταν θα εφαρμόζεται σε δεδομένα που λαμβάνονται με τομογραφική γωνία 2θ , παράγει εικόνες με την κρουστική απόκριση που αναμένεται για τομογραφική γωνία $2\theta_i$, με $0 \leq 2\theta_i \leq 2\theta$. Για το λόγο αυτό, είναι απαραίτητος ο πολλαπλασιασμός των μετρούμενων δεδομένων επί τις αναλογίες της πυκνότητας στις γωνίες $2\theta_i$ και 2θ . Η τιμή της αναλογίας πυκνότητας, θεωρώντας ισάριθμες προβολές σε κάθε γεωμετρία, είναι

$$R_{\theta, \theta_i} = \begin{cases} 0, & \text{αν } \alpha < \frac{\pi}{2} - \theta_i \\ \frac{|k_u| \sin \theta}{\sqrt{k^2 \sin^2 \theta_i - k_v^2 \cos^2 \theta_i \cos^2 a}}, & \text{αν } \alpha \geq \frac{\pi}{2} - \theta_i \end{cases} \quad (3.16)$$

Όπου $k \cos a = k_u \sin \theta$ και $k^2 = k_u^2 + k_v^2$.

Το φίλτρο της **Εξίσωσης (3.16)**, όταν εφαρμόζεται σε δεδομένα που λαμβάνονται και οπισθοπροβάλλονται με τομογραφική γωνία 2θ , θα παράγει μία εικόνα που θα εμφανίζεται σαν να λαμβάνεται με τομογραφική γωνία $2\theta_i$. Κάθε $2\theta_i$ παράγει μία θολούρα σε σχήμα δακτυλίου για αντικείμενα σε μακρινή απόσταση από

το σημείο του αντικειμένου. Επομένως, είναι δυνατός ο σχηματισμός μια θολούρας σε σχήμα δίσκου ως σταθμισμένη υπέρθεση των δακτυλίων. Το φίλτρο που προτείνουν οι συγγραφείς του συγκεκριμένου επιστημονικού άρθρου είναι:

$$F_{\theta}(k_u, k_v) = \int R_{\theta, \theta_i}(k_u, k_v) s_{\theta_i} d\theta_i \quad (3.17)$$

Όπου ο όρος s_{θ_i} είναι ο όρος διαβάθμισης κι εξαρτάται από την ακτίνα κάθε δακτυλίου [Stevens, 2001].

Στις μελέτες τόσο των Lauritsch και Harer όσο και του Stevens, υποτίθεται πως η δέσμη είναι παράλληλης γεωμετρίας. Στην πραγματικότητα όμως η δέσμη ακτινοβολίας X έχει μορφή βεντάλιας και οι ακτίνες X αποκλίνουν. Όμως, ο περιορισμός αυτός δεν επηρεάζει το αποτέλεσμα καθώς τα σφάλματα από την προσέγγιση της γεωμετρίας της δέσμης είναι μικρά σε σύγκριση με τις επιδράσεις της εγγενούς μη ολοκληρωμένης δειγματοληψίας στην Τομοσύνθεση [Lauritsch and Härer, 1998].

Επίσης, σε έρευνα που δημοσίευσαν οι Mertelmeier και οι συν αυτώ, διατύπωσαν μια γενική θεωρία της ανακατασκευής της φιλτραρισμένης οπισθοπροβολής για τη γραμμική Τομοσύνθεση. Το στάδιο του φιλτραρίσματος περιλαμβάνει την εφαρμογή ενός MTF φίλτρου, ενός φασματικού φίλτρου και ενός φίλτρου για το πάχος της τομής. Στη συνέχεια, επιδεικνύεται η επίδραση των συναρτήσεων φιλτραρίσματος με τη σύγκριση μεταξύ προσομοιωμένων προβολών και κλινικών δεδομένων που λαμβάνονται από ένα ερευνητικό σύστημα Τομοσύνθεσης μαστού. Με τη μέθοδο αυτή, η επιστημονική ομάδα επισήμανε πως η ποιότητα της εικόνας μπορεί να ελεγχθεί ανεξάρτητα από το θόρυβο και τη χωρική ανάλυση. Σε ένα μεγάλο εύρος από χωρικές συχνότητες το πάχος της τομής μπορεί να διατηρηθεί σταθερό και τα τεχνικά σφάλματα που προκαλούνται από τα ελλιπή δεδομένα στη Τομοσύνθεση να κατασταλούν [Mertelmeier, 2006].

Σε άρθρο που συνέταξαν ο K Erhard και οι συν αυτώ παρουσίασαν ένα γενικευμένο αλγόριθμο φιλτραρισμένης οπισθοπροβολής, ο οποίος χρησιμοποιεί τα φιλτραρισμένα προβολικά δεδομένα από όλες τις όψεις που λαμβάνονται κατά μήκος μιας διεύθυνσης για την οπισθοπροβολή, προκειμένου να υπολογιστεί μια εικόνα που είναι παρόμοια με μία άλλη που έχει υπολογιστεί με χρήση επαναληπτικού αλγόριθμου. Η προτεινόμενη μέθοδος απαιτεί τον υπολογισμό πυρήνων φιλτραρίσματος (filter

kernels) που εξαρτώνται από τη γεωμετρία και παρέχουν έναν επαρκή αλγόριθμο ανακατασκευής. Ο αλγόριθμος αυτός έχει ακρίβεια παρόμοια με τις επαναληπτικές τεχνικές και τα αποτελέσματα επιδεικνύονται σε προσομοιωμένα δεδομένα που λαμβάνονται από Τομοσύνθεση μαστού [Erhard, 2012].

4 Προσομοίωση και Μοντελοποίηση

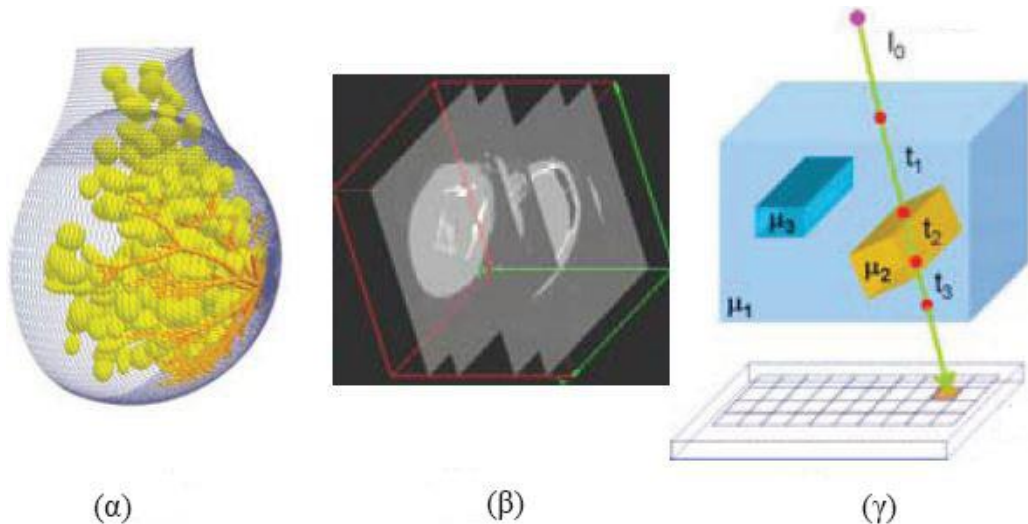
4.1 Εισαγωγή

Με τον όρο **μοντέλο** στην ιατρική απεικόνιση, ορίζεται μια απλοποιημένη αναπαράσταση ενός ακτινογραφικού συστήματος απεικόνισης, που χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση ενός παρόμοιου πραγματικού κλινικού απεικονιστικού συστήματος. Η **προσομοίωση** αποτελεί τη διαδικασία αξιοποίησης του μοντέλου αυτού σε διαφορετικά σενάρια και περιπτώσεις, που έχουν ως σκοπό την κατανόηση της επίδρασης ποικίλων παραμέτρων του μοντέλου στο τελικό αποτέλεσμα. Μια παραδοσιακή μέθοδος μοντελοποίησης και προσομοίωσης στο πεδίο της Τομοσύνθεσης, περιλαμβάνει την μοντελοποίηση των επιμέρους συσκευών του απεικονιστικού συστήματος, της γεωμετρίας που χρησιμοποιείται για την απόκτηση των προβολών, την προσομοίωση του ασθενούς (με χρήση ομοιωμάτων) και απαιτεί κώδικα λογισμικού για την προσομοίωση της αλληλεπίδρασης της ακτινοβολίας με το εξεταζόμενο μοντέλο.

Τυπικά, για τη σχεδίαση του μοντέλου ενός συστήματος, πρέπει πρώτα να σχεδιαστεί και να χρησιμοποιηθεί μία βιβλιοθήκη τρισδιάστατων γεωμετρικών βασικών αρχικών μοντέλων (primitives). Τρεις βασικές μέθοδοι έχουν αναπτυχθεί για τη δημιουργία των μοντέλων αυτών: η **στερεά γεωμετρία** (solid geometry), **τεχνικές βασισμένες στην επιφάνεια του αντικειμένου** (shape-based) και **τεχνικές βασισμένες στα voxels** (voxel based). Οι δύο τελευταίες συμπεριλαμβάνουν συγκεκριμένα δεδομένα ασθενών που έχουν ληφθεί με Υπολογιστική Τομογραφία ή Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού και απεικονίζουν λεπτομερή ανθρώπινη ανατομία.

Για τη σχεδίαση τρισδιάστατων βασικών μοντέλων, απαιτείται γνώση αριθμητικών μεθόδων (τεχνικές προσέγγισης, παρεμβολής κλπ.) και γλώσσα προγραμματισμού υψηλού επιπέδου. Με την κατάλληλη αξιοποίηση των βασικών αυτών μοντέλων μπορεί να σχεδιαστεί επαρκώς κάθε ακτινογραφικό σύστημα. Για παράδειγμα, η πηγή του σωλήνα εκπομπής μπορεί να μοντελοποιηθεί σαν σφαίρα με διάμετρο μεγέθους 300μm. Ο ανιχνευτής μπορεί να προσομοιωθεί ως παραλληλεπίπεδο με συγκεκριμένες διαστάσεις και χαρακτηριστικά των υλικών που τον αποτελούν, όπως ο ατομικός αριθμός, η μάζα, η πυκνότητα και οι διάφοροι

συντελεστές αλληλεπίδρασης των υλικών με την ακτινοβολία X. Ο ασθενής ή μία ανθρώπινη ανατομία μπορεί να μοντελοποιηθεί με χρήση ενός ή συνδυασμού των βασικών αρχικών μοντέλων (Εικόνα 4.1α) ή με τη χρήση συγκεκριμένων voxelized ομοιωμάτων των ασθενών(Εικόνα 4.1β).



Εικόνα 4.1. Βασικά στοιχεία μοντελοποίησης: Phantoms που δημιουργούνται από συνδυασμό (α) απλών και (β) voxel πρωταρχικών στοιχείων (primitives). Στην Εικόνα (γ) αναπαρίσταται προσομοίωση της μεταφοράς της ακτινοβολίας [Pallikarakis and Bliznakova, 2011].

Μετά το σχεδιασμό του ακτινογραφικού συστήματος και του μοντέλου του ασθενή ή της εξεταζόμενης ανατομίας, απαιτείται ο καθορισμός κι η προσομοίωση της γεωμετρίας που χρησιμοποιήθηκε για την απόκτηση των προβολών, όπως για παράδειγμα οι αποστάσεις μεταξύ πηγής – ανιχνευτή και αντικείμενου – ανιχνευτή, το γωνιακό εύρος απόκτησης κι ο αριθμός των προβολικών εικόνων [Pallikarakis and Bliznakova, 2011].

Καθώς σε γενικές γραμμές η απεικόνιση με ακτινοβολία X είναι κατανοητή, η πρόκληση στη μοντελοποίηση συστημάτων Τομοσύνθεσης πηγάζει από τη γεωμετρία του συστήματος, η οποία μπορεί να οδηγήσει σε λοξές τροχιές των ακτινών X σε σχέση με το αντικείμενο και την επιφάνεια του ανιχνευτή. Η ροή των ακτινών X μπορεί να μεταβάλλεται σημαντικά κατά μήκος του αντικείμενου, ανάλογα με τη γεωμετρία του συστήματος. Επιπλέον, οι ακτίνες που εισέρχονται στον ανιχνευτή υπό γωνία αυξάνουν τη θολότητα, που δυνητικά υποβαθμίζει την ποιότητα της εικόνας [Reiser, 2014].

Η προσομοίωση της μεταφοράς της δέσμης ακτινών X από το σωλήνα εκπομπής στο εξεταζόμενο αντικείμενο και στη συνέχεια στον ανιχνευτή, έχει ως αποτέλεσμα τη δημιουργία δισδιάστατων εικόνων. Η προσομοίωση αυτή αξιοποιεί την τεχνική της ιχνηλάτησης της ακτίνας X για το καθορισμό των ιδιοτήτων της και τις

αλληλεπιδράσεις της με τα φωτόνια, προκειμένου να αποκτηθεί η αρχική ακτινογραφική εικόνα ενός αντικειμένου και στη συνέχεια να επιτευχθεί η εξαγωγή προσεγγιστικών μοντέλων, για τις περαιτέρω διαδικασίες που εκτελούνται κατά την απεικόνιση. Ένα παράδειγμα παρουσιάζεται στην **Εικόνα 4.1.γ**. Η πηγή εκπέμπει ακτίνες προς τον ανιχνευτή με ένταση I_0 . Στη συνέχεια, καθορίζονται τα σημεία τομής της ακτίνας με κάθε αντικείμενο που συναντά κατά την πορεία της και υπολογίζονται τα μήκη της πορείας της ακτίνας ανάμεσα σε κάθε αντικείμενο (t_1 , t_2 , t_3). Η εκπεμπόμενη ένταση που ανιχνεύεται, υπολογίζεται από το νόμο του Beer. Οι εικόνες που λαμβάνονται με τη μέθοδο αυτή ονομάζονται *αναλυτικές* ή *χωρίς σκέδαση*, επειδή αξιοποιούν τις αναλυτικές σχέσεις για την αλληλεπίδραση της ακτινοβολίας X με την ύλη [Lazos, 2000].

Μία διαφορετική και πιο σύνθετη προσέγγιση στη μοντελοποίηση των συστημάτων βασίζεται σε σωματίδια, όπου παρατηρείται, το ιστορικό ξεχωριστών φωτονίων και δυνητικά όλων των μεταγενέστερων σωματιδίων που δημιουργούνται από τις αλληλεπιδράσεις της ακτινοβολίας με την ύλη, μέχρις ότου όλη η ενέργεια να εκμηδενιστεί. Πιο απλά, η διαδικασία περιλαμβάνει την αναπαραγωγή των ακτινών X από την πηγή, την προσομοίωση της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας και το καθορισμό της ενέργειας που απορροφάται, τόσο στο αντικείμενο όσο και στον ανιχνευτή. Η προσέγγιση αυτή είναι γνωστή ως μέθοδος **Monte Carlo** [Zaidi, 1999]. Πρόκειται για μία μαθηματική τεχνική, η οποία παράγει τυχαίες μεταβλητές για τη μοντελοποίηση της αβεβαιότητας ενός βέβαιου συστήματος. Οι τυχαίες μεταβλητές μοντελοποιούνται στη βάση πιθανοτικών κατανομών. Διάφορες προσομοιώσεις πραγματοποιούνται για την υλοποίηση του αποτελέσματος με τη χρήση κατάλληλων αριθμητικών υπολογισμών. Η μέθοδος είναι κατάλληλη όταν ένα μοντέλο διαθέτει παραμέτρους αβεβαιότητας ή όταν πρέπει να αναλυθεί ένα δυναμικό πολύπλοκο σύστημα και χρησιμοποιείται σε διάφορα επιστημονικά πεδία όπως η φυσική, η βιολογία, η στατιστική, η τεχνητή νοημοσύνη και η οικονομική θεωρία. Το πλεονέκτημα της εφαρμογής της τεχνικής Monte Carlo στην ιατρική απεικόνιση ακτινοβολίας X, είναι η φυσική ενσωμάτωση δευτερευόντων σωματιδίων και αλληλεπιδράσεων. Μειονέκτημα αποτελεί το μεγάλο κόστος σε υπολογιστική ισχύ, εξαιτίας των πολυάριθμων σωματιδίων που πρέπει να εντοπιστούν και να εξεταστούν.

Στην απεικονιστική διάγνωση, οι προσομοιώσεις με Monte Carlo χρησιμοποιούνται για να δημιουργηθούν μοντέλα σκέδασης και μοντέλα δόσης

ακτινοβολίας. Χρησιμοποιούνται διάφορα πακέτα κώδικα, με πιο βασικά τα μοντέλα PENELOPE και MANTIS. Το πακέτο PENELOPE περιλαμβάνει αλγόριθμους που προσομοιώνουν τη σκέδαση Rayleigh, την επίδραση του φωτοηλεκτρικού φαινομένου, τη σκέδαση Compton, την ελαστική και μη, σκέδαση των ηλεκτρονίων και την εξουδετέρωση των ποζιτρονίων.

Επειδή με το πακέτο PENELOPE προσομοιώνονται μόνο φωτόνια και ηλεκτρόνια των ακτινών X, δε είναι δυνατή η μοντελοποίηση της παραγωγής καθώς και της πορείας των οπτικών φωτονίων, που συχνά συμμετέχουν στη διαδικασία ανίχνευσης. Το πακέτο λογισμικού MANTIS χρησιμοποιείται συχνά σε συνδυασμό με το πακέτο PENELOPE για την προσομοίωση της μεταφοράς των οπτικών φωτονίων. Η πρακτική αυτή είναι ιδιαίτερα χρήσιμη για τη μοντελοποίηση έμμεσων αισθητήρων που συχνά χρησιμοποιούνται στην ιατρική απεικόνιση.

Στην πειραματική διαδικασία που αναλύεται στο Πειραματικό μέρος της διπλωματικής εργασίας, χρησιμοποιείται το λογισμικό προσομοίωσης XrayImagingSimulator.

4.2 Μοντέλα σκέδασης στην Τομοσύνθεση

Η σκέδαση μπορεί να προκαλέσει υποβάθμιση της ποιότητας της εικόνας. Στην εικόνα ενός αντικειμένου που προκύπτει από τη χρήση ακτινοβολίας X, σκεδασμένες ακτίνες της δέσμης προσπίπτουν στον ανιχνευτή σε διάφορες θέσεις. Η ανακατασκευή των δεδομένων που λαμβάνονται από τις συγκεκριμένες προβολές, δεν αντιστοιχούν με ακρίβεια στους συντελεστές εξασθένησης των υλικών που αποτελούν το εξεταζόμενο αντικείμενο. Προκειμένου να αποδοθούν επακριβώς οι τιμές εξασθένησης στα ανακατασκευασμένα voxels, πρέπει να μειωθεί η σκέδαση στις προβολικές εικόνες.

Επομένως, η προσομοίωση της σκέδασης εξυπηρετεί δύο σκοπούς: την κατανόηση των επιδράσεων της σκέδασης στην ποιότητα εικόνας και την απομάκρυνση της σκέδασης από τις εικόνες, για τη βελτίωση της ευκρίνειας και τη μείωση των σφαλμάτων στην ανακατασκευή. Μέθοδοι προσομοίωσης της σκέδασης περιλαμβάνουν χρήση της τεχνικής Monte Carlo και μαθηματικά μοντέλα συνέλιξης.

4.3 Μοντέλα Αντικειμένων

Με τη χρήση των φυσιολογικών μοντέλων είναι δυνατή η προσομοίωση της προβολικής εικόνας ενός εικονικού αντικειμένου. Στην ιδανική περίπτωση, η προσομοιωμένη εικόνα είναι πανομοιότυπη με την προβολή ενός πραγματικού αντικειμένου, όπως αυτή λαμβάνεται μέσω ενός απεικονιστικού ακτινογραφικού συστήματος.

Στο πλαίσιο της απεικόνισης, τα εικονικά αντικείμενα συχνά αναφέρονται με την ονομασία software phantoms (ομοιώματα λογισμικού) και περιέχουν πληροφορία για τη χωρική κατανομή της δέσμης ακτινών X, καθώς αυτή συναντά διαφορετικές δομές και υλικά. Ένα software phantom μπορεί να οριστεί αριθμητικά ή αναλυτικά. Στην περίπτωση της αριθμητικής ανάλυσης, το ομοίωμα περιγράφεται με βάση τα voxels, ενώ στη δεύτερη περίπτωση περιγράφεται με βάση την επιφάνεια του αντικειμένου.

4.3.1 Αναπαράσταση ομοιωμάτων με βάση τα Voxels

Η πιο απλή μέθοδος μαθηματικής περιγραφής ενός ομοιώματος (phantom) είναι η ανάθεση γραμμικών συντελεστών εξασθένισης των ακτινών X σε ένα πλέγμα, το οποίο στη συνέχεια αποθηκεύεται στη μνήμη υπολογιστή σαν ένας πίνακας. Ένα τέτοιο ομοίωμα ονομάζεται διακριτό, αριθμητικό ή voxelized. Το περιεχόμενο ενός voxelized phantom μπορεί να είναι απλό, απαιτεί όμως μεγάλη ποσότητα υπολογιστικής μνήμης, το μέγεθος της οποίας εξαρτάται από τον αριθμό των στοιχείων του πίνακα. Ο αριθμός των στοιχείων εξαρτάται με τη σειρά του από το φυσικό μέγεθος του αντικειμένου που αναπαρίσταται και την ανάλυση του phantom.

Η κατάλληλη ανάλυση του phantom εξαρτάται από το μέγεθος της λεπτομέρειας του αντικειμένου, καθώς και το μέγεθος των pixels του ανιχνευτή. Αν το πραγματικό αντικείμενο περιέχει λεπτομέρειες που είναι σημαντικά μικρότερες από το μέγεθος των pixels του ανιχνευτή, η ανάλυση του phantom θα πρέπει να είναι μεγαλύτερη από την ανάλυση του ανιχνευτή, προκειμένου να αποφευχθούν τεχνικά σφάλματα στην εικόνα που προκύπτει από τις προβολές.

Η προβολή ενός voxelized phantom σε ένα διακριτό πλάνο εικόνας, περιλαμβάνει τον υπολογισμό ενός γραμμικού ολοκληρώματος κατά μήκος μιας ακτίνας, με όρια ολοκλήρωσης τη θέση της πηγής της δέσμης X και τη θέση του

ανιχνευτή. Κατά την ιχνηλάτηση της ακτίνας X, το γραμμικό ολοκλήρωμα υπολογίζεται μέσω ενός διακριτού συνόλου σημείων κατά μήκος της ακτίνας.

4.3.2 Αναπαράσταση ομοιωμάτων με βάση την επιφάνεια.

Αν το ομοίωμα συνίσταται από υλικά που έχουν γεωμετρικά σχήματα όπως επίπεδα, σφαίρες, κύλινδροι ή κώνοι, ή διατομές αυτών τότε το phantom αυτό μπορεί να οριστεί μέσω ενός συνόλου εξισώσεων. Για παράδειγμα ένας κύβος μπορεί να αναπαρασταθεί από έξι πλάνα διατομών. Ένα τέτοιο ομοίωμα ονομάζεται **αναλυτικό**. Οι απαιτήσεις αποθήκευσης ενός τέτοιου ομοιώματος είναι ελάχιστες και τα ολοκληρώματα που περιγράφουν τη διαδρομή της ακτίνας X, μπορούν να υπολογιστούν αναλυτικά μέσω μετατροπής από διακριτή σε αναλυτική διαδικασία, η οποία αποκλείει σφάλματα διακριτοποίησης. Τα αναλυτικά phantoms είναι χρήσιμα για τη δημιουργία απλών δοκιμαστικών ομοιωμάτων, τα οποία συχνά αποτελούνται από απλά γεωμετρικά αντικείμενα.

4.3.3 Ανθρωπομορφικά ομοιώματα

Στη βιβλιογραφία της επιστήμης της ακτινολογίας, με τον όρο **ανθρωπομορφικό ομοίωμα (phantom)** περιγράφουμε ένα φυσικό μοντέλο, το οποίο προσομοιώνει μία ανατομία του ανθρώπινου σώματος. Στην επιστημονική κοινότητα που δραστηριοποιείται στον τομέα της ακτινολογίας, ο όρος αναφέρεται στο μαθηματικά ορισμένο ανατομικό μοντέλο, το οποίο είναι διαφορετικό από ένα φυσιολογικό υπολογιστικό μοντέλο. Το μοντέλο φυσιολογίας αποτελείται από υλικά που αντιστοιχούν σε αυτά των οστών ή άλλων μαλακών ιστών, τα οποία μπορούν να μορφοποιηθούν ώστε να αναπαριστούν δομές της ανθρώπινης ανατομίας. Η μέθοδος χρήσης τέτοιων φυσικών μοντέλων, χαρακτηρίζεται ως ακριβή και χρονοβόρα. Με την εφεύρεση όμως των υπολογιστών πρώτης γενιάς και των μεθόδων προσομοίωσης Monte Carlo, έγινε εφικτή σταδιακά η προσομοίωση με χρήση υπολογιστικών phantoms. Κάθε υπολογιστικό phantom καθορίζει όχι μόνο τα εξωτερικά χαρακτηριστικά ολόκληρου του ανθρώπινου σώματος, αλλά συμπεριλαμβάνει επίσης λεπτομέρειες των εσωτερικών δομών κι οργάνων, οι οποίες είναι σχετικές με τον όγκο, τη μάζα και το σχήμα. Σε συνδυασμό με πληροφορίες για την πυκνότητα των ιστών

και τη χημική τους σύσταση, επιτρέπει το κώδικα των αλγορίθμων Monte Carlo να προσομοιώνει τις αλληλεπιδράσεις του ανθρώπινου σώματος με την ακτινοβολία X. Επομένως, από την εφεύρεση τους κατά τη δεκαετία του 1960 τα υπολογιστικά phantoms έχουν γίνει ιδιαίτερα δημοφιλή στην απεικόνιση, την ακτινοθεραπεία και την προστασία από την ακτινοβολία X, κυρίως λόγω των πλεονεκτημάτων τους όσον αφορά την ευελιξία τους, την προσαρμοστικότητά τους, την ακρίβεια τους και την ασφάλεια τους ως προς την έκθεση στην ακτινοβολία X. Τα όργανα και οι επιφάνειες του σώματος που μοντελοποιούνται με τα υπολογιστικά phantoms, έχουν καθοριστεί από μια ποικιλία τεχνικών γεωμετρικής μοντελοποίησης όπως οι τετραγωνικές εξισώσεις, τα voxels καθώς και τις επιφάνειες NURBS ή τα πολυγωνικά πλέγματα [Xu and Eckerman, 2009].

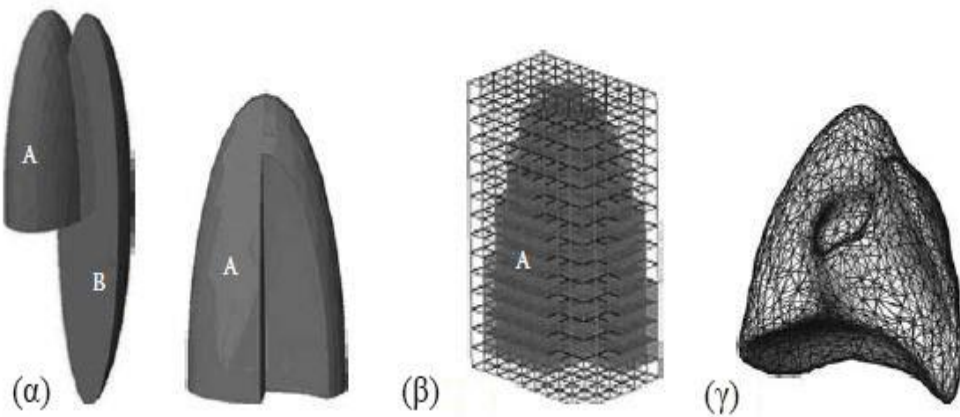
4.3.3.1 Τεχνικές μοντελοποίησης Στερεάς Γεωμετρίας.

Τα υπολογιστικά ανθρωπομορφικά μοντέλα αποτελούν γεωμετρικά στερεά μοντέλα που απεικονίζουν εξωτερικές κι εσωτερικές δομές της ανθρώπινης ανατομίας. Η κατασκευή τέτοιων ομοιωμάτων απαιτεί τη γνώση πολλών παραγόντων, όπως η ανατομία, η ευαισθησία στην ακτινοβολία και η γεωμετρική συμβατότητα με κάποιο κώδικα Monte Carlo.

Η προσομοίωση με γεωμετρικά στερεά έχει απασχολήσει έντονα την επιστημονική κοινότητα, για την εξέλιξη της σχεδίασης μοντέλων με τη χρήση υπολογιστικών συστημάτων (computed – aided design (CAD)). Οι δύο βασικές μέθοδοι που έχουν αναπτυχθεί για τη μοντελοποίηση με γεωμετρικά στερεά είναι: η τεχνική *constructive solid geometry* (CSG) και η τεχνική *boundary representation* (BREP). Η τοπολογία στις δύο μεθόδους διαφέρει ουσιαστικά. Η μέθοδος CSG επιτρέπει στο χρήστη τη δημιουργία σταθερών αντικειμένων, χρησιμοποιώντας τελεστές άλγεβρας Boole ώστε να συνδυαστούν πολύ απλά βασικά αντικείμενα. Τέτοια αντικείμενα είναι απλά σχήματα όπως κύβοι, κύλινδροι, πρίσματα, πυραμίδες, σφαίρες, κώνοι και ελλείψεις, δηλαδή επιφάνειες που μπορούν εύκολα να περιγράφονται από τετραγωνικές εξισώσεις. Οι απεικονίσεις CSG είναι περισσότερο αποτελεσματικές όταν τα αντικείμενα είναι σχετικά μικρά.

Τα σύγχρονα συστήματα λογισμικού βασίζονται περισσότερο στην ισχυρότερη μέθοδο BREP, η οποία παρέχει *τοπολογική* και *γεωμετρική* πληροφορία. Η

τοπολογική πληροφορία παρέχει δεδομένα για τις σχέσεις μεταξύ των κορυφών, των ακμών και των εδρών καθώς και τον προσανατολισμό των ακμών και κορυφών. Στην εξελιγμένη μέθοδο **BREP**, το εξωτερικό ενός αντικειμένου καθορίζεται ως **NURBS** και παρέχει πολύ ομαλές επιφάνειες. Οι έδρες μπορούν εναλλακτικά να αναπαρασταθούν ως πολύγωνα των οποίων οι κορυφές καθορίζονται από ένα σύνολο συντεταγμένων x , y και z . Ένα πολυγωνικό πλέγμα αποτελεί ένα σύνολο από κορυφές και πολύγωνα που καθορίζουν το γεωμετρικό σχήμα ενός πολυεδρικού αντικειμένου στη CAD μέθοδο. Η **BREP** αναπαράσταση είναι πιο ευέλικτη, καθώς διαθέτει πιο εμπλουτισμένο σύνολο λειτουργικών εργαλείων, επιτρέποντας τα **BREP** phantoms να απεικονίζουν ιδιαίτερα πολύπλοκες ανατομικές δομές. Επιπλέον, η τεχνική **BREP** είναι ιδανική για την παραμόρφωση των επιφανειών, διαδικασία απαραίτητη για την προσαρμογή του μεγέθους των οργάνων καθώς και την προσομοίωση της κίνησης τους.



Εικόνα 4.2. Ο αριστερός πνεύμονας όπως ορίζεται από διάφορες τεχνικές μοντελοποίησης. **(α)** Μεθοδολογία CSG σε συνδυασμό με διαδικασία άλγεβρας Boole για την απομάκρυνση του τομέα B από το μοντέλο A. **(β)** Μεθοδολογία CSG με ανατομική λεπτομέρεια που εξαρτάται από το μέγεθος των voxel. **(γ)** Μεθοδολογία BREP με χρήση πολυγωνικού πλέγματος. [Xu and Eckerman, 2009].

4.3.3.2 Ανθρωπομορφικά ομοιώματα στη Ψηφιακή Τομοσύνθεση

Με την εξέλιξη των απεικονιστικών συστημάτων Τομοσύνθεσης και την αυξανόμενη χρήση τους στην απεικόνιση της ανθρώπινης ανατομίας, έχει γίνει

απαραίτητη η ανάπτυξη ανθρωπομορφικών υπολογιστικών ομοιωμάτων προκειμένου να βελτιστοποιηθούν τα συστήματα αυτά για τις εκάστοτε κλινικές εφαρμογές τους.

Πολλές ερευνητικές ομάδες βασίζουν τη μελέτη τους στα πλεονεκτήματα που προσφέρει η Ψηφιακή Τομοσύνθεση στη μαστογραφία. Οι N. V. Ruiter, Cuiping Zhang και οι συνεργάτες τους δημοσίευσαν ένα πλαίσιο προσομοίωσης για τη δημιουργία σύνθετων εικόνων Τομοσύνθεσης, για την αξιολόγηση μελλοντικών εξελίξεων στον τομέα της Τομοσύνθεσης. Η μελέτη τους βασίστηκε στη χρήση ενός εξελιγμένου ανθρωπομορφικού υπολογιστικού phantom, το οποίο επιτρέπει πολλαπλούς βαθμούς ελευθερίας για την κάλυψη ανατομίας των αδένων του μαστού, μοντέλα υλικών για τους διάφορους ιστούς του μαστού και διάφορες γεωμετρίες Τομοσύνθεσης [Ruiter, 2008]. Έρευνα που δημοσιεύτηκε από τον Bakic και την επιστημονική του ομάδα παρουσιάζει έναν νέο αλγόριθμο για προσομοίωση ανατομίας του μαστού με σκοπό την δημιουργία πιο ρεαλιστικών ανθρωπομορφικών phantoms λογισμικού [Bakic 2011]. Η A.K. Carton και οι συνεργάτες της ανέπτυξαν τεχνική για την παραγωγή φυσικών τρισδιάστατων ανθρωπομορφικών ομοιωμάτων μαστού, με σκοπό την αξιολόγηση της ποιότητας των εικόνων που λαμβάνονται από δισδιάστατα και τρισδιάστατα ακτινογραφικά συστήματα μαστογραφίας [Carton, 2011]. Σε μία άλλη έρευνα, τρία διαφορετικά phantoms μαστογραφίας χρησιμοποιήθηκαν για τη ανάλυση της ισχύος στην περιοχή χαμηλών συχνοτήτων του ενεργειακού φάσματος, ώστε να εξαχθούν συμπεράσματα για την ποιότητα των εικόνων σε ένα σύστημα δισδιάστατης μαστογραφίας κι ένα σύστημα Ψηφιακής Τομοσύνθεσης μαστού [Cockmartin , 2013]. Μία ακόμα σύγκριση μεταξύ τεσσάρων διαφορετικών ομοιωμάτων, πραγματοποιήθηκε από την επιστημονική ομάδα της C. C. Brunner για την αξιολόγηση της ποιότητας εικόνων στην Ψηφιακή Τομοσύνθεση μαστού, αναλύοντας τα πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα κάθε phantom [Brunner, 2012]. Επιστημονικό άρθρο που δημοσιεύτηκε από τον D. D. Pokrajac και τους συνεργάτες του, προτείνει μία βελτιστοποιημένη μέθοδο δημιουργίας ανθρωπομορφικών phantoms λογισμικού με υψηλή χωρική ανάλυση, για εικονικές κλινικές δοκιμές στη μαστογραφία [Pokrajac, 2012]. Επίσης, ένα ανθρωπομορφικό phantom, αποτέλεσε το μέτρο σύγκρισης για την αξιολόγηση της απόδοσης πέντε συστημάτων Τομοσύνθεσης μαστού, χρησιμοποιώντας μία ποσοτική μέθοδο μετρολογίας [Ikejimba, 2016].

Ανθρωπομορφικά phantoms χρησιμοποιούνται και στην αξιολόγηση της Τομοσύνθεσης στην απεικόνιση του θώρακα. Ο D. J. Godfrey και οι συν αυτό

πραγματοποίησαν δοκιμές σε phantom θώρακα για την βελτιστοποίηση της MITS Τομοσύνθεσης, μέσω της αξιολόγησης της επίδρασης του συνολικού γωνιακού εύρους σάρωσης, τον αριθμό των προβολών εισόδου και τον αριθμό των ανακατασκευασμένων πλάνων στην κρουστική απόκριση και στη συνάρτηση μεταφοράς [Godfrey, 2006]. Έρευνες για τη σύγκριση Ψηφιακής Τομοσύνθεσης και Ακτινογραφίας θώρακα στη διάγνωση πνευμονικών θρόμβων, δημοσιεύτηκαν από τους E. Y. Kim και τους συνεργάτες του [Kim, 2010] καθώς και από τον S. Zachrisson και την ερευνητική ομάδα του, οι οποίοι βασίστηκαν στη συλλογή προβολών του θώρακα ύστερα από εκπομπή χαμηλής δόσης ακτινοβολίας και υπό διαφορετικές γωνίες και μετέπειτα την ανακατασκευή εικόνων που αντιστοιχούν σε τμήματα του θώρακα [Zachrisson, 2009]. Ανθρωπομορφικό phantom χρησιμοποιήθηκε από τον A. Tingberg για την ανάδειξη της επίδρασης της ανατομίας του υποβάθρου στη δυνατότητα διάγνωσης αντικειμένων κατά τη συμβατική ακτινογραφία, προβάλλοντας έτσι την Τομοσύνθεση ως μία αποδοτική εναλλακτική μέθοδο απεικόνισης [Tingberg, 2010]. Ο J. M. Sabol βασίστηκε σε ένα μοντέλο που σχεδιάστηκε από τους Cristy και Eckerman [Cristy, 1987], για να αναπτύξει το μαθηματικό μοντέλο ενός ενήλικα με δυνατότητα επιλογής επιθυμητού ύψους και βάρους. Το αριθμητικό αυτό phantom χρησιμοποιήθηκε στη συνέχεια από το εργαλείο προσομοίωσης Monte Carlo PCXMC 2.0 [Tarionaaara, 2008], για τον υπολογισμό της ακτινοβολίας που απορροφάται από τον ασθενή και το καθορισμό της αποτελεσματικής δόσης στην Τομοσύνθεση θώρακα [Sabol, 2009].

Επιπλέον, συγκρίσεις μεταξύ της ακτινογραφίας θώρακα, της Ψηφιακής Τομοσύνθεσης θώρακα και της Υπολογιστικής Τομογραφίας χαμηλής δόσης με πολλαπλούς ανιχνευτές, πραγματοποιήθηκαν για την αξιολόγηση κάθε τεχνικής στη διάγνωση θρόμβων υψηλής αδιαφάνειας. Οι μελέτες αυτές χρησιμοποίησαν ανθρωπομορφικό ομοίωμα θώρακα και απέδειξαν πως η μέθοδος της Υπολογιστικής Τομογραφίας χαμηλής δόσης είναι αποδοτικότερη της Ψηφιακής Τομοσύνθεσης [Zhao, 2012], [Doo, 2014]. Επιπλέον, έρευνα που δημοσιεύτηκε από τη C. Soederman και τους συνεργάτες της, είχε ως σκοπό την διερεύνηση των αποτελεσμάτων που θα είχε η αύξηση της δόσης ανά προβολική εικόνα στην Τομοσύνθεση θώρακα και την εκτίμηση της επίδρασης της τάσης του σωλήνα παραγωγής στην ποιότητα της εικόνας. Με την απεικόνιση ενός ανθρωπομορφικού phantom αποδείχτηκε πως η αύξηση της δόσης ανά προβολή δεν αντισταθμίζει τα μειονεκτήματα της μείωσης των αριθμών των

προβολικών εικόνων. Επιπρόσθετα, η τάση του σωλήνα εκπομπής δεν παρουσιάζει σημαντική επίδραση στην ποιότητα της εικόνας [Soederman, 2015].

Η χρήση ανθρωπομορφικών phantoms συναντάται και στον τομέα της Οδοντιατρικής. Ο J. Shan και οι συνεργάτες του δημοσίευσαν έρευνα για την αξιολόγηση συστήματος στατικής Ψηφιακής Τομοσύνθεσης, που περιλαμβάνει σωλήνα εκπομπής νανοτεχνολογίας, κατασκευασμένο από άνθρακα. Οι δοκιμές πραγματοποιήθηκαν σε ανθρωπομορφικά phantoms, που προσομοίωναν οδοντοστοιχία με προσομοιωμένη ή πραγματική βλάβη από τερηδόνα και απέδειξαν πως οι εικόνες που λαμβάνονται από την ενδοστοματική εξέταση με στατικό σύστημα Ψ. Τομοσύνθεσης, διαθέτουν ανώτερης ποιότητας εικόνες από τις απλές ψηφιακές εικόνες, ενώ προσφέρουν και το πλεονέκτημα της τρισδιάστατης προβολής [Shan, 2015].

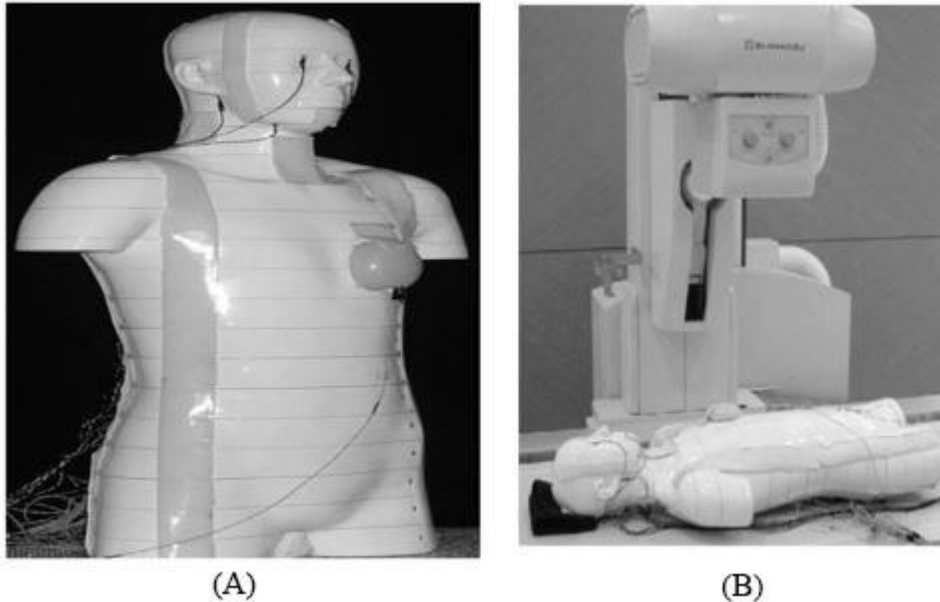
Επίσης, η μοντελοποίηση και προσομοίωση παρουσιάζουν ευρεία εφαρμογή και στην Ορθοπαιδική. Σε επιστημονική μελέτη που δημοσιεύτηκε από τη G. Nirula, ανθρωπομορφικό phantom που αναπαριστά την ανατομία της λεκάνης απεικονίστηκε με χρήση της Ψηφιακής Τομοσύνθεσης σε τρία διαφορετικά επίπεδα δοσολογίας της ακτινοβολίας, για τη σύγκριση της μεθόδου με τη συμβατική ακτινογραφία στην απεικόνιση της ιερολαγόνιας άρθρωσης [Nirula, 2012].

Σε έρευνα από τον S. N. Gurzhiev και τους συνεργάτες του, εξετάστηκε η ικανότητα της Τομοσύνθεσης ενός ανθρωπομορφικού phantom με χρήση του εμπορικού συστήματος Ψηφιακής Τομοσύνθεσης ProGraf-2000. Το phantom αναπαριστά κεφαλή ανδρός και είναι κατασκευασμένο από πολυουρεθάνη, υλικό που προσομοιώνει ιστούς μυών και λίπους. Η μελέτη απέδειξε τις ικανότητες του συστήματος για ιατρική εφαρμογή [Gurzhiev, 2012].

Τέλος, ένα ψηφιακό τρισδιάστατο μοντέλο ανθρώπινου δαχτύλου υψηλής ανάλυσης, χρησιμοποιήθηκε σαν ομοίωμα σε έρευνα που δημοσιεύτηκε από τη Y. M. Levakhina και τους επιστημονικούς συνεργάτες της. Σκοπός της έρευνας ήταν η εκτίμηση των πλεονεκτημάτων της εφαρμογής μιας εναλλακτικής γεωμετρίας απόκτησης των προβολικών εικόνων στη Ψηφιακή Τομοσύνθεση του μυοσκελετικού συστήματος [Levakhina, 2013].

Ανθρωπομορφικά phantoms έχουν χρησιμοποιηθεί και για τη μέτρηση της δόσης της ακτινοβολίας στη Ψηφιακή Τομοσύνθεση. Σύγκριση της δοσολογίας ανάμεσα στην Ψηφιακή Τομοσύνθεση, την Υπολογιστική Τομογραφία κωνικής δέσμης και την

Υπολογιστική Τομογραφία με χρήση πολλαπλών ανιχνευτών, πραγματοποιήθηκε από το S. Koyama και τους συν αυτώ. Το ανθρωπομορφικό μοντέλο που χρησιμοποιήθηκε είναι το Kyoto Kagaku THRA1 (Kyoto Kagaku, Kyoto, Japan), που προσομοιώνει το μέσο Ιάπωνα άνδρα με βάρος 60 κιλά και 170 εκατοστά σε ύψος (**Εικόνα 4.3**). [Koyama, 2010].



Εικόνα 4.3. (A) Ανθρωπομορφικό ομοίωμα συστήματος δοσιμετρίας. Φαίνονται καλώδια νήματος άνθρακα που εκκινούν από τους δοσομετρητές φωτοδίοδου εντός του ομοιώματος. (B) Διαδικασία μέτρησης της δόσης της ακτινοβολίας σε μία εξέταση Τομοσύνθεσης [Koyama, 2010].

4.4 Έλεγχος εγκυρότητας συστημάτων προσομοίωσης

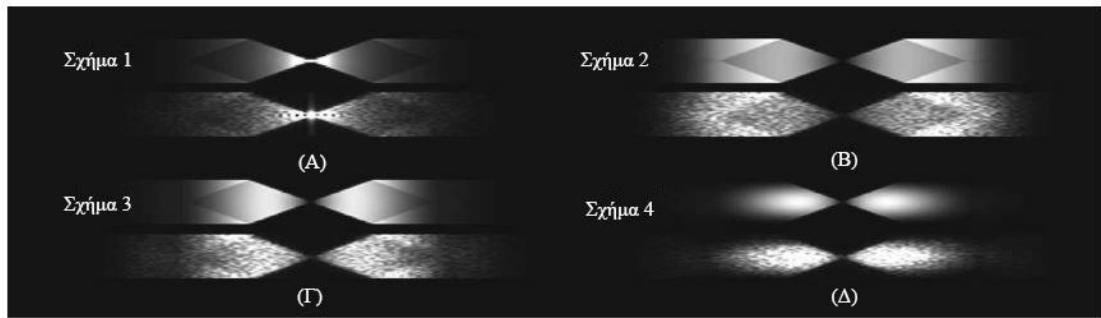
Ένα μοντέλο συστήματος πρέπει να επικυρωθεί και να ελεγχθεί η εγκυρότητα και αξιοπιστία του πριν διατεθεί για εξέταση των φυσικών διαδικασιών που προσομοιώνει. Υπάρχουν δύο διαφορετικές μέθοδοι για την επικύρωση των μοντέλων. Η πρώτη έχει ως στόχο την πιστοποίηση των γενικών ιδιοτήτων της απεικονιστικής μεθόδου, όπως για παράδειγμα μέσω της μέτρησης του φάσματος ισχύος. Η δεύτερη ελέγχει αν η εξεταστική διαδικασία αποδίδει ακριβή αποτελέσματα μέσω μιας διαδικασίας προσομοίωσης και της σύγκρισης των αποτελεσμάτων που προκύπτουν με πειραματικά δεδομένα.

Στη συνέχεια ακολουθούν παραδείγματα κάθε μεθόδου.

4.4.1 Παραδείγματα επικύρωσης μέσω των ιδιοτήτων

Σε έρευνα που δημοσιεύτηκε από τον A. Badano και τους συν αυτώ, εξετάστηκε η ανισοτροπία στην απόδοση της απεικονιστικής διαδικασίας, που προκαλείται από λοξές τροχιές των ακτινών της δέσμης X, που προσπίπτουν σε μη ευθείς ανιχνευτές. Με τη χρήση του πακέτου MANTIS, μοντελοποιήθηκαν οι διαδικασίες ανίχνευσης ακτινών X υπό λοξές τροχιές σε οθόνες σπινθηριστών. Τα αποτελέσματα αναφέρονται στη διακύμανση του ύψους του παλμού του φωτός εξόδου και στη χωρική θολότητα, εκφραζόμενη ως την απόκριση ενός ανιχνευτή σε μία γραμμική λεπτή δέσμη (pencil beam) με συγκεκριμένη γωνία πρόσπτωσης. Οι ιδιότητες των δεδομένων που προκύπτουν, συγκρίνονται με αυτές πειραματικών δεδομένων που προέρχονται από μικροσκοπική σάρωση ηλεκτρονίων σε οθόνες φωσφόρου. Τα αποτελέσματα δείχνουν πως η απόκριση είναι μη συμμετρική και πως οι ιδιότητες ανάλυσης ενός συστήματος Τομοσύνθεσης ποικίλουν ανάλογα με τη γωνία πρόσπτωσης της ακτίνας X. Αντίθετα, ο θόρυβος εξαιτίας της μεταβλητότητας του αριθμού των φωτονίων που ανιχνεύεται ανά αρχική αλληλεπίδραση της ακτίνας X, αλλάζει κατά μικρό ποσοστό. Τα αποτελέσματα δείχνουν πως η ανισοτροπική απόδοση της απεικονιστικής διαδικασίας στην περιοχή των ανιχνευτών, μπορεί να συμπεριληφθεί στους αλγορίθμους ανακατασκευής, για τη βελτίωση της ποιότητας της εικόνας στην Τομοσύνθεση μαστού [Badano, 2007].

Ο Zhao και οι συν αυτώ δημοσίευσαν μία μελέτη πειραματικής επαλήθευσης της δυνατότητας ενός τρισδιάστατου γραμμικού μοντέλου για τη Ψηφιακή Τομοσύνθεση μαστού, το οποίο αναπτύχθηκε για την έρευνα των διαφορετικών παραμέτρων απεικόνισης στην ποιότητα της ανακατασκευασμένης εικόνας. Η απόδοση του απεικονιστικού συστήματος εξετάστηκε αναφορικά με παραμέτρους που εξαρτώνται από τη χωρική συχνότητα, όπως το φάσμα ισχύος τρισδιάστατου θορύβου (3D noise power spectrum (NPS)) και τη συνάρτηση μεταφοράς διαμόρφωσης MTF (modulation transfer function). Τα αποτελέσματα της προσομοίωσης συγκρίθηκαν με τα αποτελέσματα που προέκυψαν πειραματικά και εξετάστηκε η εξάρτηση της ποιότητας της εικόνας από τέσσερα διαφορετικά φίλτρα ανακατασκευής. Όπως φαίνεται στην **Εικόνα 4.4** υπάρχει ικανοποιητική ταύτιση μεταξύ των θεωρητικών και πειραματικών υπολογισμών, επομένως το γραμμικό σύστημα αποδείχτηκε ικανό για την πρόβλεψη χαρακτηριστικών όπως το NPS και η MTF [Zhao, 2008].



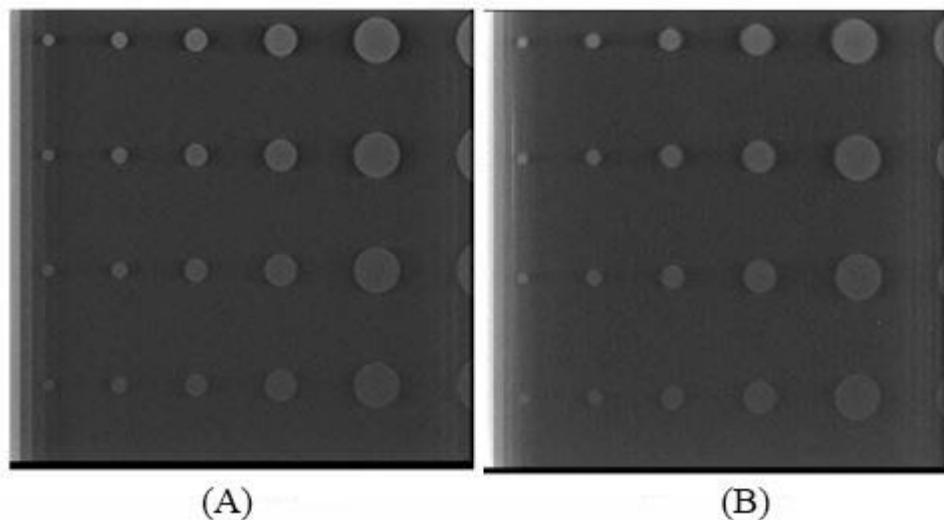
Εικόνα 4.4. Σύγκριση μεταξύ προσομοιωμένου (άνω μέρος) και μετρούμενου (κάτω μέρος) φάσματος ισχύος θορύβου (NPS) για 4 διαφορετικά φίλτρα που χρησιμοποιήθηκαν στην έρευνα των Zhao και συν αυτώ [Zhao, 2008].

Παρόμοια μεθοδολογία ακολουθήθηκε σε μελέτες που δημοσίευσαν οι επιστημονικές ομάδες των Bakic [Bakic, 2010], A. Carton [Carton 2010a, Carton 2010b] και οι I Reiser, A Edwards και R M Nishikawa [Reiser, 2013].

4.4.2 Παραδείγματα επικύρωσης με έλεγχο ακρίβειας της διαδικασίας προσομοίωσης

Τα παραδείγματα της μεθόδου αυτής συμπεριλαμβάνουν τη σύγκριση εικόνων των phantoms προσομοίωσης με ακτινογραφικές εικόνες των ίδιων phantoms.

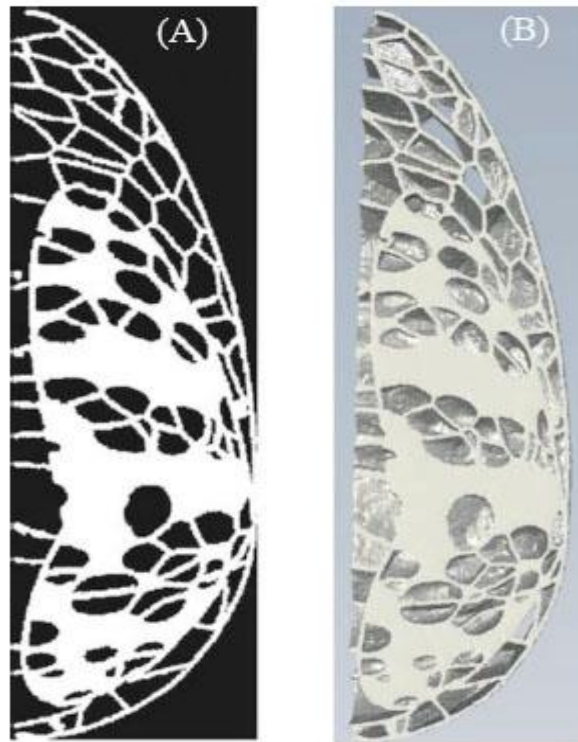
Ένα πρώτο παράδειγμα αποτελεί η μελέτη του Reiser, με σκοπό την επαλήθευση ενός μοντέλου με χρήση ομοιώματος λεπτομερούς αντίθεσης. Το ομοίωμα περιέχει κυλίνδρους με συγκεκριμένες διαμέτρους και ύψη, κατασκευασμένους και τοποθετημένους πάνω σε μία βάση από το ακρυλικό υλικό lucite. Τα γνωστά δεδομένα των διαστάσεων του phantom επέτρεψαν την δημιουργία ενός υπολογιστικού ομοιώματος με τις ίδιες παραμέτρους. Στην **Εικόνα 4.5** εμφανίζονται ανακατασκευασμένες τομές του phantom, για τις περιπτώσεις της ανακατασκευής από δεδομένα προσομοίωσης και πραγματικά δεδομένα, αντίστοιχα. Η εμφάνιση των δύο εικόνων είναι παρόμοια. Επίσης, η συμφωνία ανάμεσα σε τιμές των παραμέτρων που προέκυψαν από τα προσομοιωμένα και πραγματικά δεδομένα, υποδεικνύει πως τα δεδομένα προσομοίωσης μπορούν να χρησιμοποιηθούν για βελτιστοποίηση της απόκτησης των προβολών στην Τομοσύνθεση [Reiser, 2007].



Εικόνα 4.5. (A) Τομή του ομοιώματος λεπτομέρειας αντίθεσης, ανακατασκευασμένο από προσομοιωμένα προβολικά δεδομένα και (B) πραγματικά προβολικά δεδομένα [Reiser, 2007].

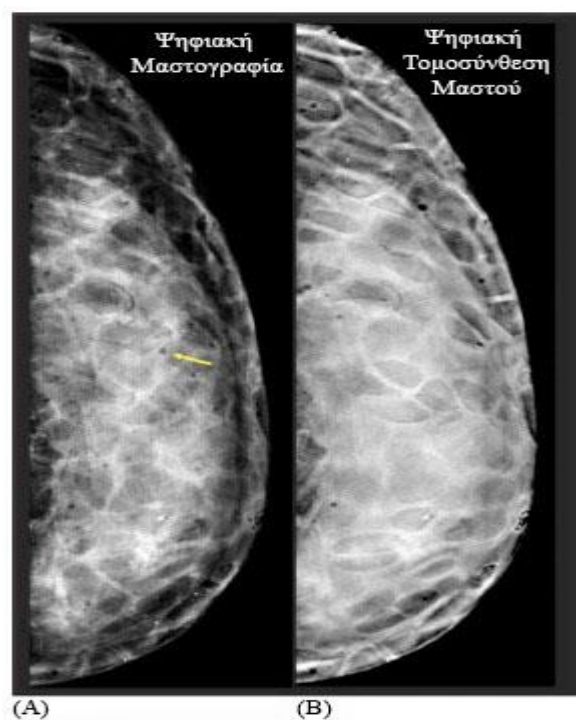
Σε έρευνα που δημοσίευσε η A-K Carton και οι συνεργάτες της, αναπτύχθηκε μία τεχνική για την κατασκευή ενός πρωτότυπου φυσικού ανθρωπομορφικού ομοιώματος μαστού με γνωστή «**ground truth**» για την αξιολόγηση δισδιάστατων και τρισδιάστατων συστημάτων απεικόνισης μαστού. Ο όρος «**ground truth**» αναφέρεται σε ένα σύνολο από δεδομένα μετρήσεων τα οποία αποδεδειγμένα είναι πιο ακριβή από τα δεδομένα του συστήματος που εξετάζεται.

Το phantom σχεδιάστηκε με βάση ένα υπάρχον μοντέλο λογισμικού, το οποίο μπορεί να αναπαράγει voxelized phantoms ποικίλων χαρακτηριστικών σύνθεσης, μεγέθους και σχήματος. Στην **Εικόνα 4.6** φαίνεται τομή από το voxelized phantom που χρησιμοποιήθηκε, το οποίο σχεδιάστηκε με παραμέτρους που προσομοιώνουν τον ινοαδενικό ιστό, το δέρμα και το σύνδεσμο του Cooper.



Εικόνα 4.6. (A) Τομή του voxel phantom που συνίσταται από ινοαδενικό ιστό, δέρμα και το σύνδεσμο Cooper. (B) Τομή πάχους 1 cm του phantom για πρωτότυπη χρήση [Carton, 2011].

Η **Εικόνα 4.7b** αποτελεί την ανακατασκευασμένη εικόνα Ψηφιακής Τομοσύνθεσης του phantom που σχεδιάστηκε κατά τη συγκεκριμένη έρευνα.



Εικόνα 4.7. Ανακατασκευασμένες εικόνες (A) Ψηφιακής Μαστογραφίας και (B) Ψηφιακής Τομοσύνθεσης μαστού του πρωτότυπου ιατρικού ανθρωπομορφικού ομοιώματος. Το κίτρινο βέλος δείχνει την παρουσία φυσαλίδων αέρα στην εποξεική ρητίνη [Carton, 2011].

Οι ακτινολόγοι που εξέτασαν την εικόνα αποφάνθηκαν πως προσομοιώνει ένα πυκνό σχήμα ινοαδενικού ιστού ποιοτικά παρόμοιου με κλινικά δεδομένα. Επομένως η μέθοδος μοντελοποίησης, σε συνδυασμό με το σύνολο δεδομένων «ground truth» οδηγεί σε ακριβή αποτελέσματα και το ομοίωμα που αναπτύχθηκε, αποτελεί ένα εξαιρετικό εργαλείο για ποιοτική και ποσοτική εκτίμηση των εικόνων που λαμβάνονται από ποικίλα συστήματα Ψηφιακής Τομοσύνθεσης Μαστού [Carton, 2011].

4.5 Συμπεράσματα

Στο κεφάλαιο αυτό παρουσιάστηκε ένα σύνολο από φυσικούς παράγοντες που παίζουν ρόλο στην απεικόνιση της Τομοσύνθεσης. Όταν η προσομοίωση κατά την εξέταση ενός ερευνητικού αντικειμένου είναι απαραίτητη, θα πρέπει να μελετηθεί, σχεδιαστεί και αναπτυχθεί με ιδιαίτερη προσοχή στο απαιτούμενο εύρος των λεπτομερειών, το αντίστοιχο μοντέλο του συστήματος που εξετάζεται.

Η επαλήθευση του μοντέλου ενός συστήματος, εφόσον είναι δυνατή είναι επιτακτική. Όμως, η διαδικασία επιβεβαίωσης μπορεί να αποδειχθεί πολύ δύσκολη έως ανέφικτη, όπως για παράδειγμα όταν μοντελοποιείται μία διάταξη ή ένα σύστημα το οποίο είναι πρωτότυπο. Σε αυτή την περίπτωση, ο ερευνητής έχει την ευθύνη για την προσεκτική αναφορά όλων των υποθέσεων και προσεγγιστικών υπολογισμών κατά την παρουσίαση των αποτελεσμάτων της μελέτης.

B. ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

5 Περιγραφή πειραματικής διαδικασίας

5.1 Σκοπός της πειραματικής διαδικασίας

Κατά την πειραματική εργασία, προσομοιώθηκε η διαδικασία ανακατασκευής ενός voxelized phantom με τις τεχνικές της απλής 2D ακτινογραφίας και της Ψ. Τομοσύνθεσης, σε υπολογιστικό περιβάλλον. Σκοπός της διαδικασίας είναι η σύγκριση της ικανότητας απεικόνισης των δύο μεθόδων.

5.2 Περιγραφή λογισμικού

Για την εκτέλεση του πειράματος χρησιμοποιήθηκαν τα εξής προγράμματα:

5.2.1 XRayImagingSimulator

Πρόκειται για εργαλείο δημιουργίας δεδομένων λογισμικού και αναπτύχθηκε για τη μελέτη ακτινολογικών εφαρμογών. Η εφαρμογή περιλαμβάνει πλατφόρμες σχεδιασμού phantom, δημιουργίας ακτινολογικών δεδομένων και δημιουργίας εγκάρσιων τομών των phantoms. Τα ομοιώματα μπορούν να περιγραφούν ως ένα σύνολο γεωμετρικών αντικειμένων ή voxels, ή περιγράμματα σχεδιασμένα σε πολλαπλές τομογραφικές τομές. Οι ακτινολογικές προβολές των phantoms προκύπτουν με βάση μια προσομοιωμένη διαδικασία ακτινοβόλησης του ομοιώματος.

5.2.1.1 Πλατφόρμα σχεδιασμού phantom λογισμικού

Τα phantoms λογισμικού παράγονται από συνδυασμούς γεωμετρικών βασικών στοιχείων όπως ελλείψεις, ελλειπτικοί κύλινδροι, κύβοι, πυραμίδες, κώνοι και σφήνες. Ο χρήστης έχει τη δυνατότητα να καθορίσει τις διαστάσεις, τη θέση και τον

προσανατολισμό του αντικειμένου. Επίσης, μπορεί να ορίσει τη σύσταση του ομοιώματος, μέσω της κατάλληλης επιλογής του *γραμμικού συντελεστή εξασθένησης*. Η *θέση* καθορίζεται από τις Καρτεσιανές συντεταγμένες ενός σημείου αναφοράς του αντικειμένου, συνήθως του κέντρου συμμετρίας του, ενώ ο *προσανατολισμός* καθορίζεται από τρεις γωνιακές συντεταγμένες, τις γωνίες Euler. Η *σύσταση* επιλέγεται από μία βιβλιοθήκη που περιέχει τύπους ιστών (π.χ. οστό, μυς, λίπος), μέταλλα (π.χ. μόλυβδος, χαλκός, σίδηρος, αλουμίνιο) και άλλα υλικά που συχνά συναντώνται στην ακτινολογία (νερό, πλεξιγκλάς, αέρα).

Στα ομοιώματα που σχεδιάζονται με βάση τα **voxels**, ο όγκος ενδιαφέροντος καταμερίζεται σε voxels και αναπαρίσταται από ένα 3D πίνακα που φέρει την πληροφορία του περιεχομένου κάθε voxel.

5.2.1.2 Προσομοιωτής Ακτινογραφικής Απεικόνισης

Η διαδιδόμενη ενέργεια που φτάνει σε μία στοιχειώδη περιοχή του ανιχνευτή υπολογίζεται από το γραμμικό ολοκλήρωμα που περιγράφει την διαδρομή της ακτίνας από την πηγή, ως το κέντρο αυτής της περιοχής, όπως ορίζεται από την εξίσωση (3.1) του 3ου Κεφαλαίου,

$$I = I_0 \cdot e^{-\int_0^x \mu dl} \quad (3.1)$$

Οι γωνιακές προβολές αποκτούνται με την περιστροφή του συστήματος πηγής – ανιχνευτή υπό την αντίστοιχη γωνία. Η εξασθένηση λόγω των γεωμετρικών βασικών υλικών, υπολογίζεται αθροίζοντας τη συνεισφορά κάθε υλικού.

Στην περίπτωση ακανόνιστων αντικειμένων, όπου η επιφάνεια καθορίζεται από ένα σύνολο τριγώνων, υπολογίζεται το σημείο τομής μεταξύ της ευθείας της ακτίνας και του επιπέδου κάθε τριγώνου και γίνεται αποδεκτό αν περιέχεται στην περιοχή του τριγώνου. Για τέτοια αντικείμενα, υπάρχουν περισσότερα από ένα σημεία τομής μεταξύ της επιφάνειας και της ακτίνας.

Όταν χρησιμοποιούνται voxels ως βασικά στοιχεία, η ακριβής διαδρομή της ακτίνας μέσα στο ομοίωμα υπολογίζεται από τον αλγόριθμο Siddon. Ο χρόνος υπολογισμού είναι ανάλογος με τον αριθμό των τομών κι όχι με τον αριθμό των voxels.

Το φάσμα της ακτίνας X υπολογίζεται με βάση ένα ημι-εμπειρικό μοντέλο. Το μοντέλο αυτό, παράγει φάσματα με εύρος ενέργειας 50 – 200 keV, που αποτελούνται από συνεχή και χαρακτηριστική ακτινοβολία X και υπό ένα μεγάλο εύρος τάσεων σωλήνα παραγωγής, γωνίας υλικού στόχου, εγγενούς και επιπρόσθετου φιλτραρίσματος.

Η γεννήτρια ακτινοβολίας X επιλέγεται από μία βιβλιοθήκη διαθέσιμων γεννητριών. Ο χρήστης μπορεί επίσης να επιλέξει την τάση του σωλήνα παραγωγής, την έξοδο (mAs), καθώς και το υλικό και το πάχος του πρόσθετου φίλτρου.

5.2.2 Πλατφόρμα Ανακατασκευής Εικόνας

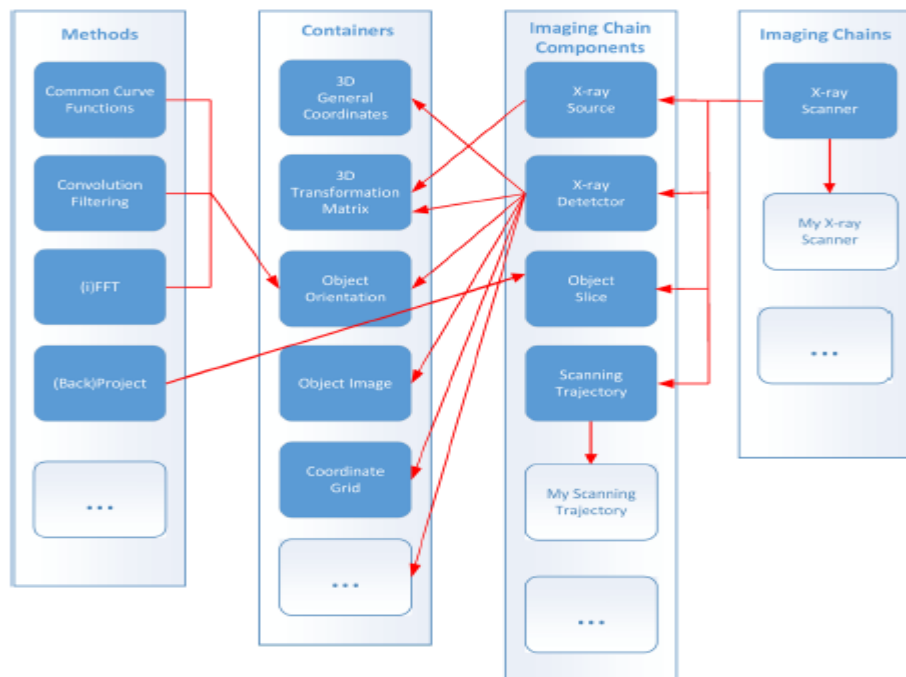
Για την ανακατασκευή του phantom λογισμικού του πειράματος, χρησιμοποιήθηκε η πλατφόρμα ανακατασκευής απεικόνισης με ακτίνες X, **PIRXI** (Platform for Image Reconstruction in X-ray Imaging). Ένα βασικό εργαλείο της πλατφόρμας είναι η βιβλιοθήκη τεχνικών ανακατασκευής, **RTCL** (Reconstruction Techniques Class Library).

5.2.2.1 Η βιβλιοθήκη RTCL

Η βιβλιοθήκη RTCL παρέχει στο χρήστη λογισμικό, που επιτρέπει την προσομοίωση των βασικών παραγόντων που συμμετέχουν στη διαδικασία της Υπολογιστικής Τομογραφίας, επιτρέποντας την εύκολη επανάληψη οποιασδήποτε απεικονιστικής διάταξης και τη χρήση των προβολικών εικόνων για την ανακατασκευή τομών υπό αυθαίρετες γωνίες. Τέτοιοι παράγοντες συμπεριλαμβάνουν την πηγή ακτινοβολίας X, τη διάταξη του ανιχνευτή, το μηχανισμό που μετακινεί τη διάταξη πηγής – ανιχνευτή σε μια συγκεκριμένη τροχιά, τη μονάδα επεξεργασίας δεδομένων, ειδικό επεξεργαστή ανακατασκευής εικόνας και τεχνικές διόρθωσης της κίνησης αντικειμένων.

Η βιβλιοθήκη προσφέρει διαφορετικούς τύπους κατηγοριών, που συνδυάζουν περιεχόμενο και εγγενείς ιδιότητες σε μία ιεραρχική ακολουθία. Η μέθοδος αποτελεί μια αντικειμενοστραφή προγραμματιστική τεχνική, η οποία συμμορφώνεται απόλυτα με την αντικειμενοστραφή σύνθεση και λειτουργία των απεικονιστικών συστημάτων

Υπολογιστικής Τομογραφίας. Τα βασικά δομικά στοιχεία της βιβλιοθήκης φαίνονται στην **Εικόνα 5.1**.



Εικόνα 5.1. Δομικά στοιχεία της βιβλιοθήκης RTCL [Kamarianakis, 2014].

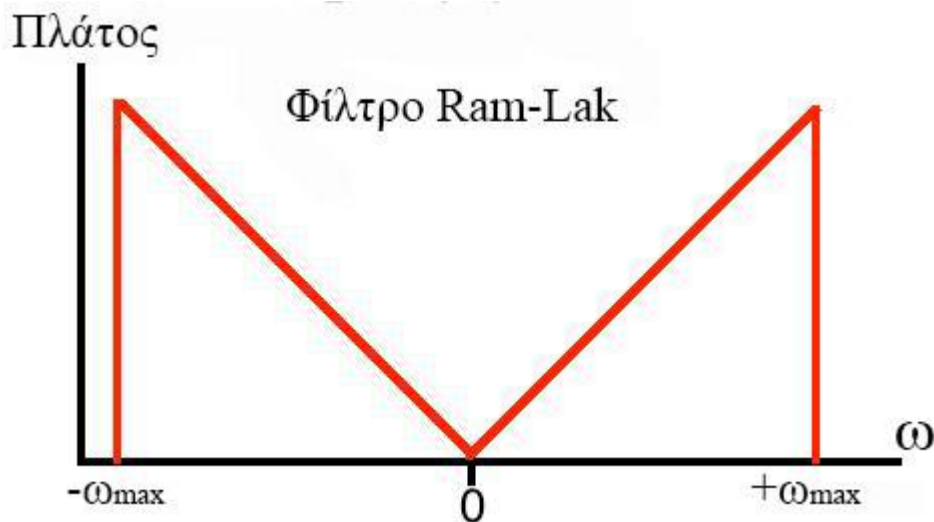
5.2.2.2 Πλατφόρμα PIRXI

Η πλατφόρμα PIRXI παρέχει λύση στις διεργασίες ανακατασκευής με τη δυνατότητα εφαρμογής ποικίλων γεωμετριών σάρωσης και μορφών προβολικών εικόνων. Με βάση το σύστημα αρχείων .INI και με τη βοήθεια ενός εμπλουτισμένου συνόλου κλειδιών, η πλατφόρμα προσφέρει τη διαχείριση ενός μεγάλου αριθμού αρχείων προβολών, ώστε αυτές να φορτώνονται και να επεξεργάζονται περαιτέρω.

Το γραφικό περιβάλλον χρήστη (GUI) της πλατφόρμας σχεδιάστηκε σε C/C++ και Qt. Έτσι, ο κώδικας μπορεί εύκολα να χρησιμοποιηθεί από διαφορετικές υπολογιστικές πλατφόρμες και λειτουργικά συστήματα. Ο χρήστης παρέχει τη πληροφορία στο σύστημα και καθορίζει τις γενικές ρυθμίσεις της διαδικασίας ανακατασκευής. Συνήθεις παράμετροι περιλαμβάνουν την περιγραφή των προβολών μέσω της μορφής των δεδομένων, της γεωμετρίας της σάρωσης, της περιγραφής του μεγέθους σε pixels του ανιχνευτή κ.λπ. Στη συνέχεια ακολουθεί η εύκολη επεξεργασία των προβολών (όπως το φιλτράρισμα) μέσω κομβίων του GUI. Τέλος, ο χρήστης μπορεί να εκτελέσει με ευκολία πειράματα και να εξάγει συμπεράσματα για τα

φορτωμένα δεδομένα, με την επιλογή της ανακατασκευής κεντρικών τομών ή τομών αυθαίρετων γωνιών. Η μέθοδος ανακατασκευής μπορεί να επιλεγεί από τις ήδη ενσωματωμένες στο GUI, τεχνικές ανακατασκευής [Kamarianakis, 2014].

Η πλατφόρμα δίνει τη δυνατότητα για εφαρμογή αλγορίθμων ανακατασκευής, όπως η φιλτραρισμένη οπισθοπροβολή (FBP). Το φίλτρο που χρησιμοποιείται για το φιλτράρισμα των προβολικών δεδομένων πριν τις οπισθοπροβολές, έχει την ονομασία **RAM – LAK** (Εικόνα 5.2). Η συνάρτηση του φίλτρου εντός του εύρους συχνοτήτων της φασματικής περιοχής ορίζεται ως $|\omega|$, ενώ είναι μηδέν οπουδήποτε αλλού, όπου ω είναι η χωρική συχνότητα στην κάθετη διεύθυνση με τις προβολικές ακτίνες. Το φίλτρο ενδείκνυται για απεικόνιση υψηλής ανάλυσης, καθώς τείνει να διατηρεί τα στοιχεία υψηλής χωρικής συχνότητας [Ramachandran and Lakshminarayanan, 1971].



Εικόνα 5.2. Φίλτρο Ram-Lak. Εντός του εύρους ζώνης η τιμή του φίλτρου ορίζεται ως $|\omega|$, ενώ εκτός ισούται με μηδέν.

5.2.3 Αλγόριθμος Ανακατασκευής MPA

Κατά την πειραματική διαδικασία και την ανακατασκευή με Ψ. Τομοσύνθεση χρησιμοποιούνται οι αλγόριθμοι της φιλτραρισμένης οπισθοπροβολής κι ο αλγόριθμος ανακατασκευής πολλαπλών προβολών με την ονομασία **MPA** (multiple projection algorithm). Πρόκειται για αλγόριθμο μέγιστης απόδοσης, ικανό για τη δημιουργία εικόνων ή επιπέδων με αυθαίρετους προσανατολισμούς. Η βελτιστοποίηση της απόδοσης έχει επιτευχθεί με την κατάτμηση της διαδικασίας ανακατασκευής σε

διακριτούς μετασχηματισμούς και στη συνέχεια, την ομαδοποίηση των pixels που περιέχονται στα προβολικά δεδομένα, τα οποία εμφανίζουν ίδια χαρακτηριστικά.

Ο αλγόριθμος MPA έχει σχεδιαστεί για ισοκεντρική γεωμετρία απόκτησης των προβολών, αν και μπορεί εύκολα να προσαρμοστεί για χρήση σε κλασσικά συστήματα Τομογραφίας. Η απαιτούμενη υπολογιστική ισχύς είναι ελάχιστη, καθώς η διαδικασία μετάφρασης των ομάδων των pixels απαιτεί 60 φορές λιγότερη υπολογιστική ισχύ από την μετάφραση ξεχωριστών pixels.

Η βασική αρχή του αλγορίθμου είναι ο ορισμός του «*επιπέδου σχηματισμού εικόνας*». Το επίπεδο αυτό ορίζεται ως εξής: εφόσον ένας επίπεδος ανιχνευτής μπορεί να συμπεράνει τον προσανατολισμό του επιθυμητού επιπέδου της ανακατασκευής, ενώ κινείται κατάλληλα με την πηγή της ακτινοβολίας X, τότε η ολοκλήρωση του σήματος διάδοσης σε όλο το τόξο απόκτησης των προβολών, θα προσφέρει μία τομογραφική εικόνα του επιπέδου αυτού [Kolitsi, 1992].

Στην παρούσα πειραματική διαδικασία ο αλγόριθμος MPA είναι γραμμένος σε κώδικα MATLAB.

5.3 Δημιουργία ομοιώματος λογισμικού

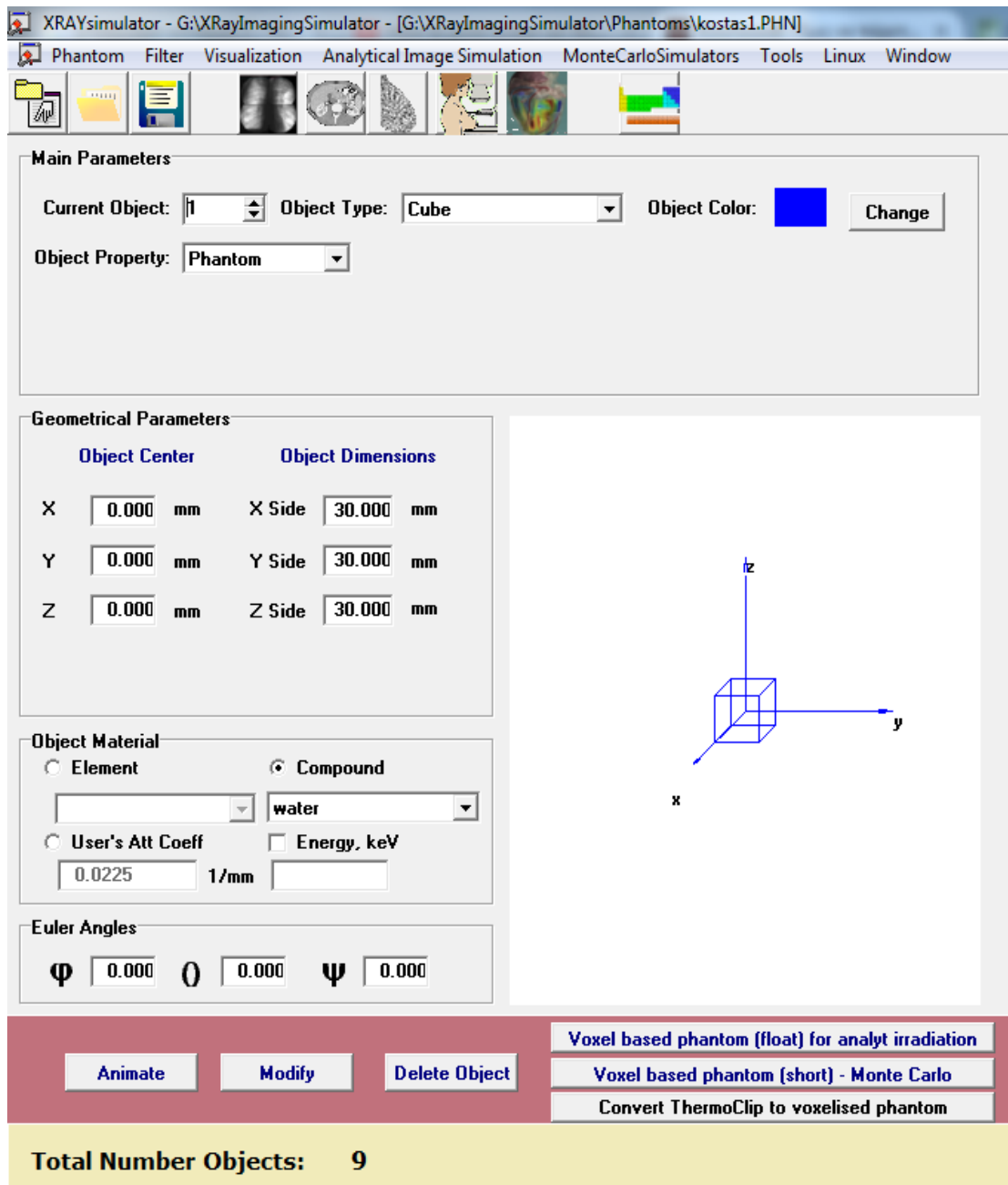
Το μοντέλο σχεδιάστηκε με την υπολογιστική πλατφόρμα **XRayImagingSimulator**. Πρόκειται για ένα voxelized phantom, που αποτελείται από γεωμετρικά σχήματα, τα οποία αντιστοιχούν σε διαφορετικά υλικά και είναι διατεταγμένα εντός ενός κύβου με νερό. Αρχικά, για το σχεδιασμό κάθε γεωμετρικού στερεού που αποτελεί το phantom, πραγματοποιείται η επιλογή των παραμέτρων που το χαρακτηρίζουν μέσω της πλατφόρμας. Στην **Εικόνα 5.3** απεικονίζεται στιγμιότυπο της πλατφόρμας κατά την δημιουργία του **κύβου 1**. Στο στάδιο αυτό καθορίζονται οι βασικές παράμετροι του αντικειμένου, όπως το σχήμα, η θέση του κέντρου συμμετρίας, οι διαστάσεις του αντικειμένου, η σύνθεσή του, καθώς και οι γωνίες Euler που ορίζουν την περιστροφή του. Οποιαδήποτε στιγμή κατά τη δημιουργία του phantom προσφέρεται η επιλογή παρουσίασης της διαδικασίας μέσω της επιλογής **visualization** → **simple visualization**.

Στην **Εικόνα 5.4** παρουσιάζεται το phantom σε τυχαίο προσανατολισμό.

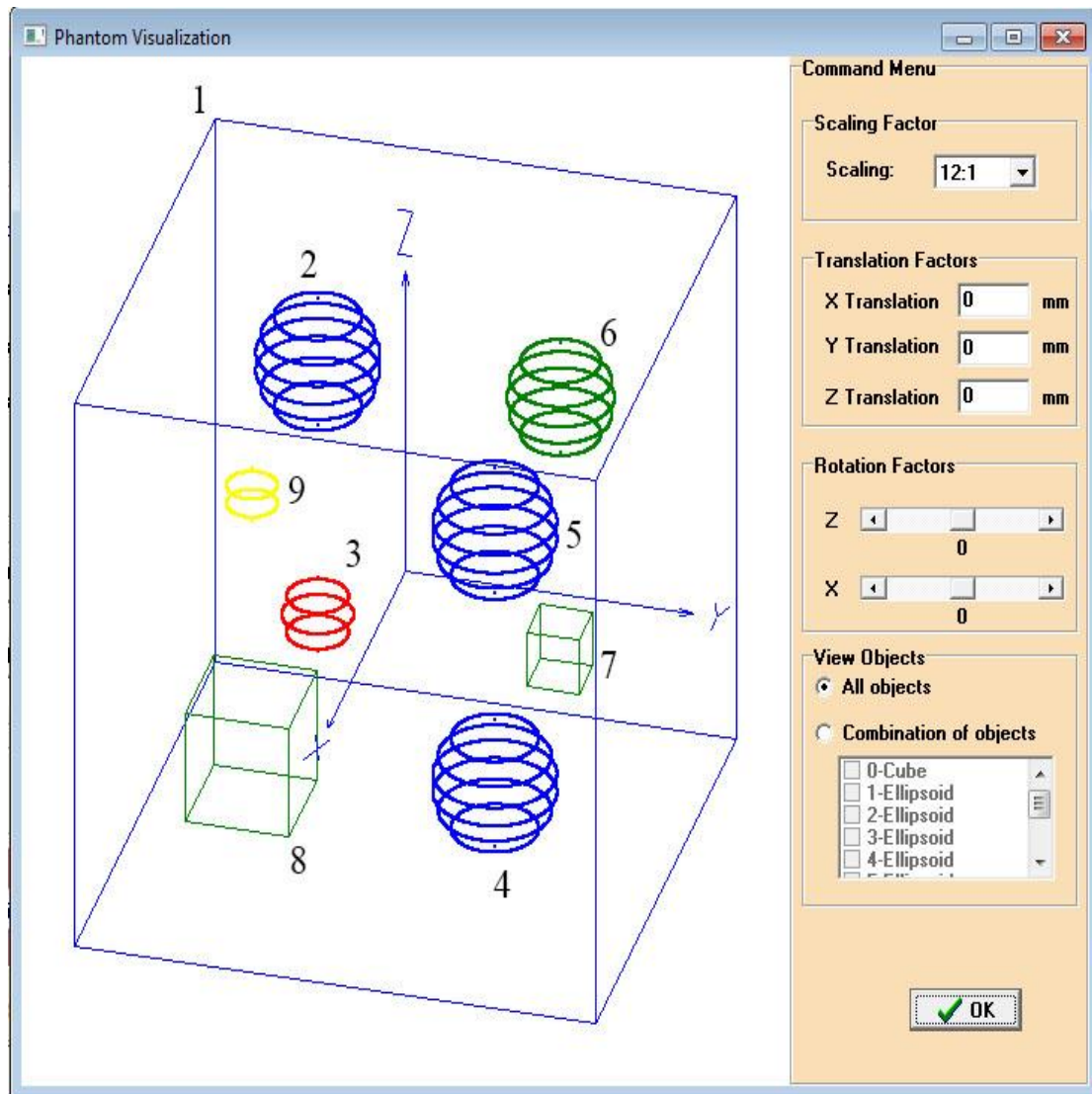
1. Ο **κύβος 1** (μπλε χρώμα) αποτελείται από **νερό**, η ακμή του έχει διάσταση 30 mm και το κέντρο συμμετρίας του είναι τοποθετημένο στην αρχή των αξόνων του καρτεσιανού συστήματος συντεταγμένων ($x = 0, y = 0, z = 0$).
2. Η **σφαίρα 2** (μπλε χρώμα) αποτελείται από **PMMA** (Πολυμεθυλμεθακρυλικό ή πλεξιγκλάς ή ακρυλικό γυαλί). Έχει διάμετρο 3.5 mm και βρίσκεται τοποθετημένη στη θέση $(-7.5, -7.5, 7.5)$.
3. Το **ελλειψοειδές στερεό 3** (κόκκινο χρώμα) αποτελείται από **Polystyrene** (Πολυστερίνη). Έχει διάμετρο 2 mm και βρίσκεται στη θέση $(-7.5, -7.5, -7.5)$.
4. Το **ελλειψοειδές στερεό 4** (μπλε χρώμα) έχει τα ίδια χαρακτηριστικά με τη σφαίρα 2 και βρίσκεται στη θέση $(7.5, 7.5, -7.5)$.
5. Το **ελλειψοειδές στερεό 5** (μπλε χρώμα) έχει τα ίδια χαρακτηριστικά με τη σφαίρα 2 και βρίσκεται στη θέση $(7.5, 7.5, 7.5)$.
6. Το **ελλειψοειδές στερεό 6** (πράσινο χρώμα) αποτελείται από Silicone gel (γέλη Σιλικόνης), έχει διάμετρο 3mm και βρίσκεται στη θέση $(-7.5, 7.5, 7.5)$.
7. Ο **κύβος 7** (πράσινο χρώμα) αποτελείται από **Silicone gel**, έχει ακμή με διάσταση 3mm και είναι τοποθετημένος στο σημείο $(-7.5, 7.5, -7.5)$.
8. Ο **κύβος 8** (πράσινο χρώμα) αποτελείται επίσης από **Silicone gel**, έχει ακμή διάστασης 6mm και βρίσκεται στο σημείο $(7.5, -7.5, -7.5)$.
9. Το **ελλειψοειδές στερεό 9** (κίτρινο χρώμα) αποτελείται από **CaCO₃** (ανθρακικό ασβέστιο), έχει ακτίνα 1.5mm και τοποθετήθηκε στο σημείο $(7.5, -7.5, 7.5)$.

Στον **Πίνακα 5.1** παρουσιάζονται για κάθε υλικό που χρησιμοποιήθηκε για τη δημιουργία των αντικειμένων του phantom, η ονομαστική πυκνότητα r_o και το ατομικό βάρος A , χαρακτηριστικά τα οποία καθορίζουν το συντελεστή εξασθένισης μ .

Στις **Εικόνες 5.5** και **5.6** παρουσιάζεται το phantom στα επίπεδα x-y και z-y αντίστοιχα.



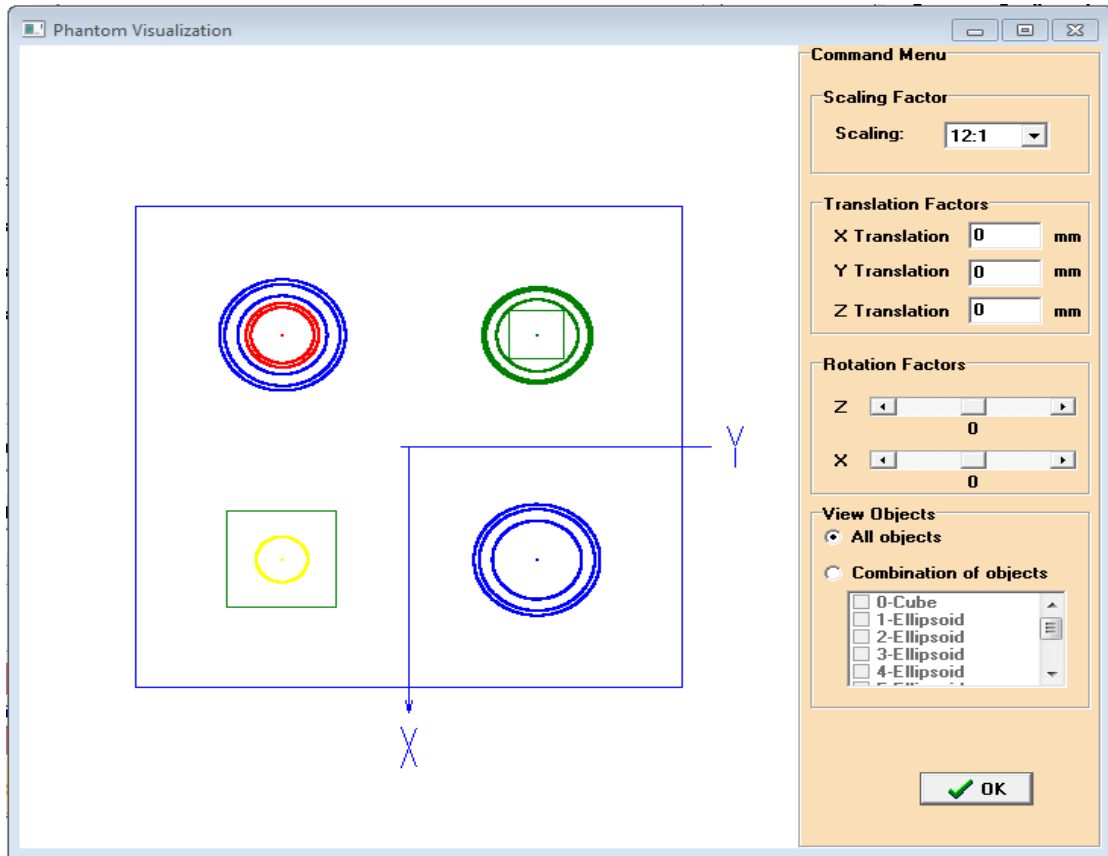
Εικόνα 5.3. Στιγμιότυπο της πλατφόρμας κατά τη δημιουργία του κύβου 1 με την επιλογή των βασικών παραμέτρων του.



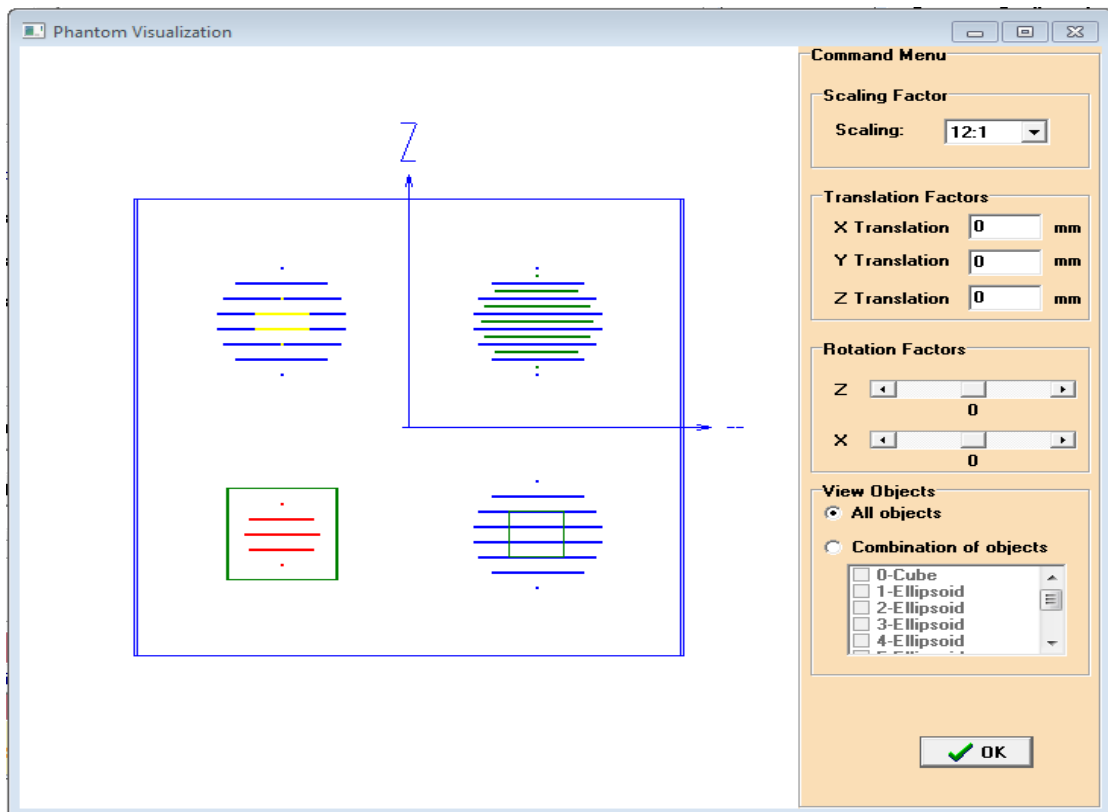
Εικόνα 5.4. Απεικόνιση του 3D phantom σε τυχαία θέση.

Υλικό	Χαρακτηριστικά	
	$\rho_o(\text{g/cm}^3)$	$A(\text{g/mol})$
Νερό (H ₂ O)	1	18.015
PMMA	1.190	100.116
Polystereene	1.06	104.512
Silicone gel	0.97	17.5023
CaCO ₃	2.8	100.087

Πίνακας 5.1. Βασικά χαρακτηριστικά των υλικών του phantom, τα οποία καθορίζουν το συντελεστή εξασθένισης μ του κάθε υλικού.



Εικόνα 5.5. Όψη του phantom στο επίπεδο x-y.



Εικόνα 5.6. Όψη του phantom στο επίπεδο y-z.

5.4 Ακτινογραφική απεικόνιση του ομοιώματος

Η διαδικασία απεικόνισης του ομοιώματος εκκινεί με την προσομοίωση της ακτινοβόλησης με ακτίνες X, μέσω της πλατφόρμας **XRyImagingSimulator** και του προσομοιωτή ακτινογραφικής απεικόνισης. Η μέθοδος μοντελοποίησης είναι η τεχνική Monte Carlo. Οι παράμετροι επιλέγονται κατάλληλα στην καρτέλα **Analytical Irradiation** της εφαρμογής, όπως παρουσιάζεται στην **Εικόνα 5.7**.

The screenshot shows the 'Analytical Irradiation' window with the following settings:

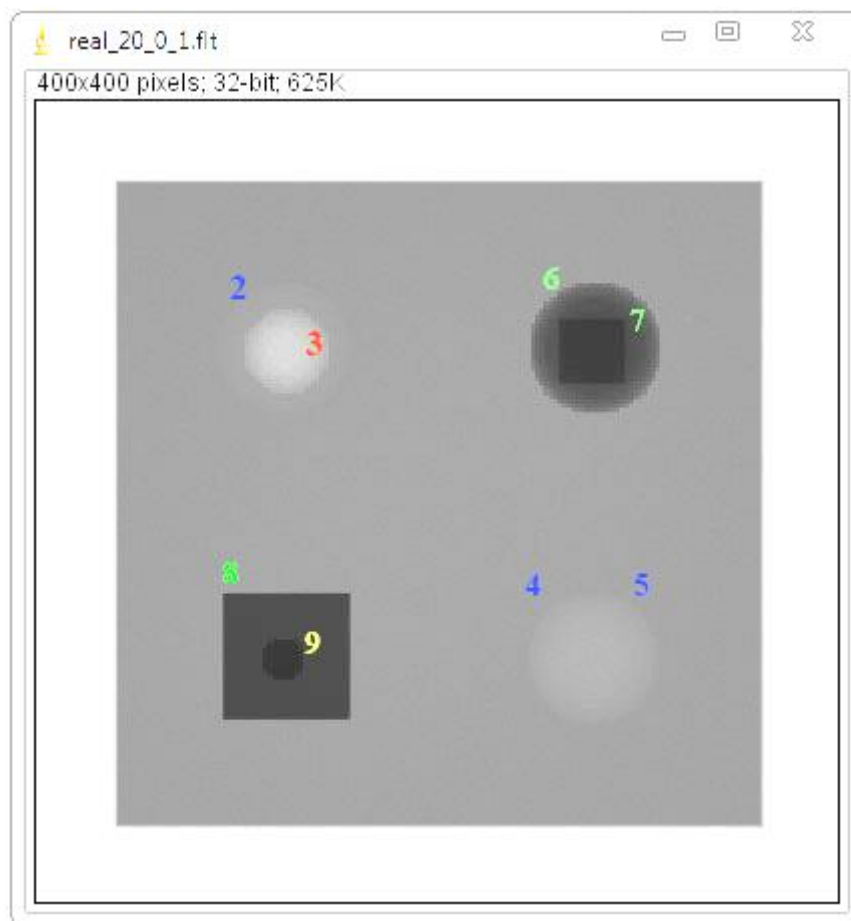
- Geometry Configuration:**
 - Choose geometry: **Isocentric rotation**
 - Detector center between pixels
 - Source to Isocenter Distance: **600** mm
 - Source to Detector Distance: **660** mm
 - Still Detector:
 - Detector Offset: **0** x **0** mm
 - Angle Ranges:
 - Alpha Angle: From: **-24** degrees, To: **24** degrees, Step: **2** degrees
 - Beta Angle
- Beam Characteristics:**
 - Photon Number: **10000** photons per area
 - Initial Energy: **20** keV
 - Beam Type: **Fan**
- Image Formation Parameters:**
 - Resolution: **10** Pixels/mm
 - Image Size: **400** x **400** pixels
- Detector Characteristics:**
 - Detector Type: **ideal**
 - Det thickness: **0.150** mm
 - Poisson Noise:
- File parameters:**
 - Image format: Raw Bmp Double
 - Directory Name: **DataA**
- Command Menu:**
 - Simple irradiation
 - Advanced irradiation**
 - Irradiation no energy
 - Simulate CFRP Simulate Phase Contrast
- Total Dose:** **0,000000E+000(cGy)** **0,000000E+00(mRad/R)** **Many**

Εικόνα 5.7. Καρτέλα **Analytical Irradiation**, για την επιλογή των παραμέτρων που καθορίζουν τα χαρακτηριστικά της εκπεμπόμενης δέσμης, τη γεωμετρία λήψης των προβολών και την ανάλυση της λαμβανόμενης εικόνας.

Κατά την ολοκλήρωση της διαδικασίας λαμβάνεται μία δισδιάστατη (2D) εικόνα με τα εξής χαρακτηριστικά, όπως φαίνονται και στην **Εικόνα 5.7**.

- **Ανάλυση (Resolution):** 10 pixels/mm
- **Μέγεθος Εικόνας (Image Size):** 400 × 400 pixels
- **Απόσταση πηγής από κέντρο ισομετρίας (SID):** 600mm
- **Απόσταση πηγής από ανιχνευτή (SDD):** 660mm

Η τελική εικόνα που λαμβάνεται είναι η **Εικόνα 5.8**. Για την προβολή της εικόνας, όπως και αυτών που ακολουθούν χρησιμοποιείται το λογισμικό ImageJ.



Εικόνα 5.8. Η δισδιάστατη εικόνα ακτινογραφίας που λαμβάνεται με την πλατφόρμα XRayImagingSimulator και τη μέθοδο προσομοίωσης Monte Carlo.

5.5 Απεικόνιση του phantom με Ψηφιακή Τομοσύνθεση

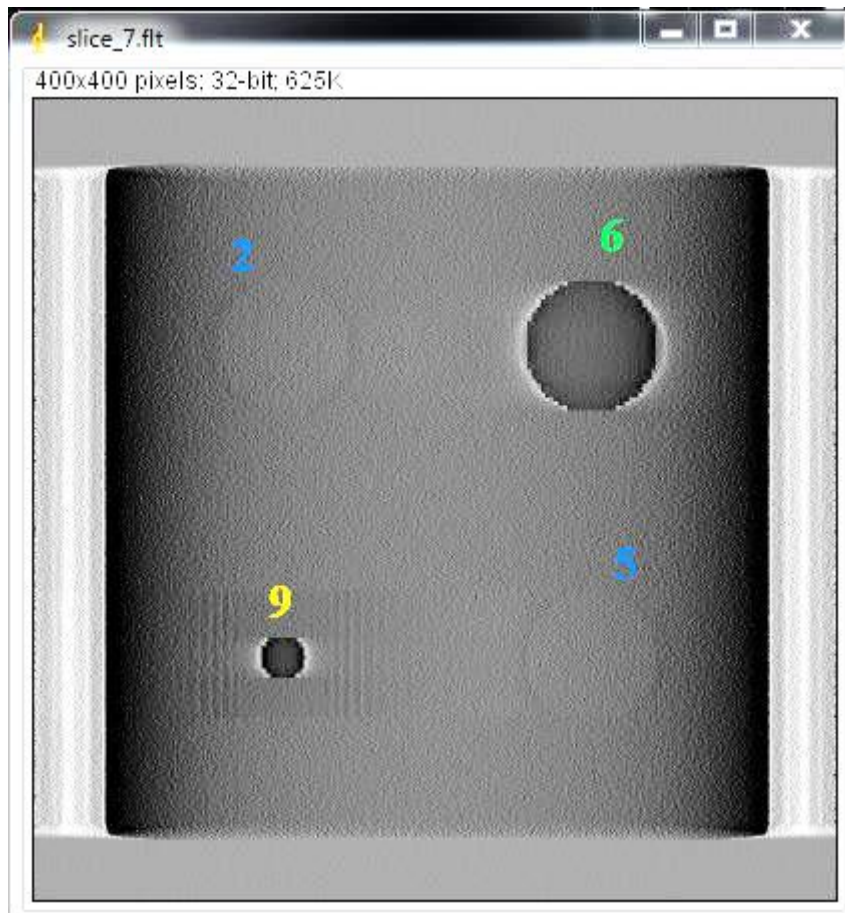
Η απεικόνιση με Ψηφιακή Τομοσύνθεση πραγματοποιήθηκε με τις εξής προδιαγραφές:

- **Τόξο (Arc):** -24° to 24° με βήμα (step): 2
- **Απόσταση πηγής από κέντρο ισομετρίας (SID):** 600mm
- **Απόσταση πηγής από ανιχνευτή (SDD):** 660mm
- **Ανάλυση (Resolution):** 10 pixels/mm
- **Αριθμός φωτονίων/pixel/projection:** 4000 (Η δόση ανά προβολή υπολογίστηκε ώστε η συνολική δόση να είναι ίση με αυτή της 2D ακτινογράφησης, δηλαδή 100000)
- **Προβολές:** 25

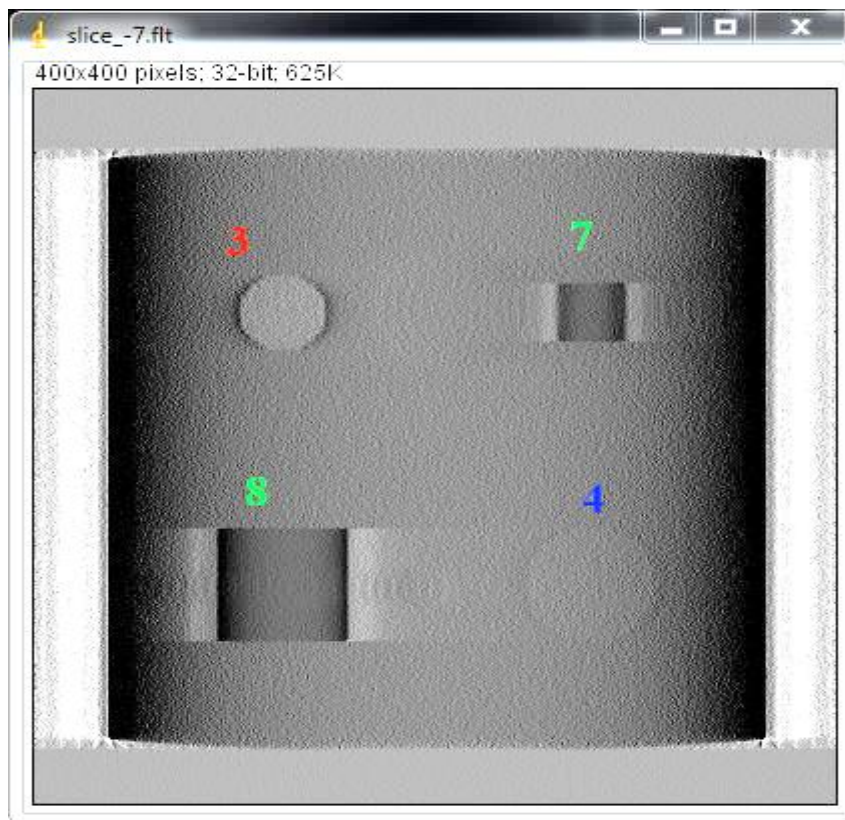
Η ανακατασκευή των εικόνων για την απεικόνιση του ομοιώματος με Ψηφιακή Τομοσύνθεση πραγματοποιήθηκε με δύο τρόπους. Πρώτα χρησιμοποιήθηκε ο αλγόριθμος ανακατασκευής MPA. Αποκτήθηκαν 30 επίπεδα ανακατασκευής ανά 1 mm κατά μήκος του άξονα z και εφαρμόστηκε το φίλτρο sinc πριν την ανακατασκευή. Οι τομές (επίπεδα) που λήφθηκαν και στις οποίες τα αντικείμενα εμφανίζονται in focus, δηλαδή εντός του εστιασμένου πλάνου παρουσιάζονται στην **Εικόνα 5.9** και στην **Εικόνα 5.10**.

Στη συνέχεια χρησιμοποιήθηκε ο αλγόριθμος της φιλτραρισμένης οπισθοπροβολής (FBP). Συνολικά ανακατασκευάστηκαν 30 επίπεδα ανά 1 mm κατά μήκος του άξονα z κι εφαρμόστηκε το φίλτρο RAM – LAK προ ανακατασκευής. Τα επίπεδα στα οποία τα αντικείμενα ενδιαφέροντος εμφανίζονται εστιασμένα (in focus), απεικονίζονται στις **Εικόνες 5.11**. και **5.12**.

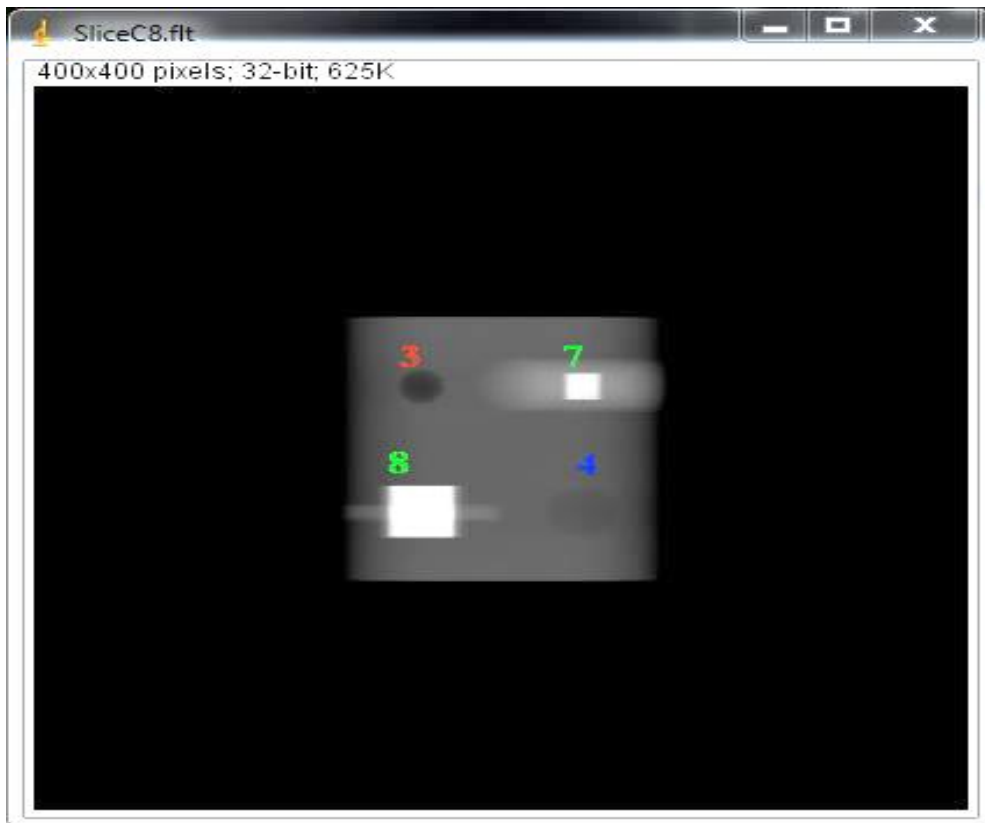
Στην **Εικόνα 5.9** και στην **Εικόνα 5.12** εμφανίζονται εστιασμένα τα εξής αντικείμενα: 2, 6, 4, 5, ενώ στην **Εικόνα 5.10** και στην **Εικόνα 5.11** τα αντικείμενα: 3, 7, 8, 4.



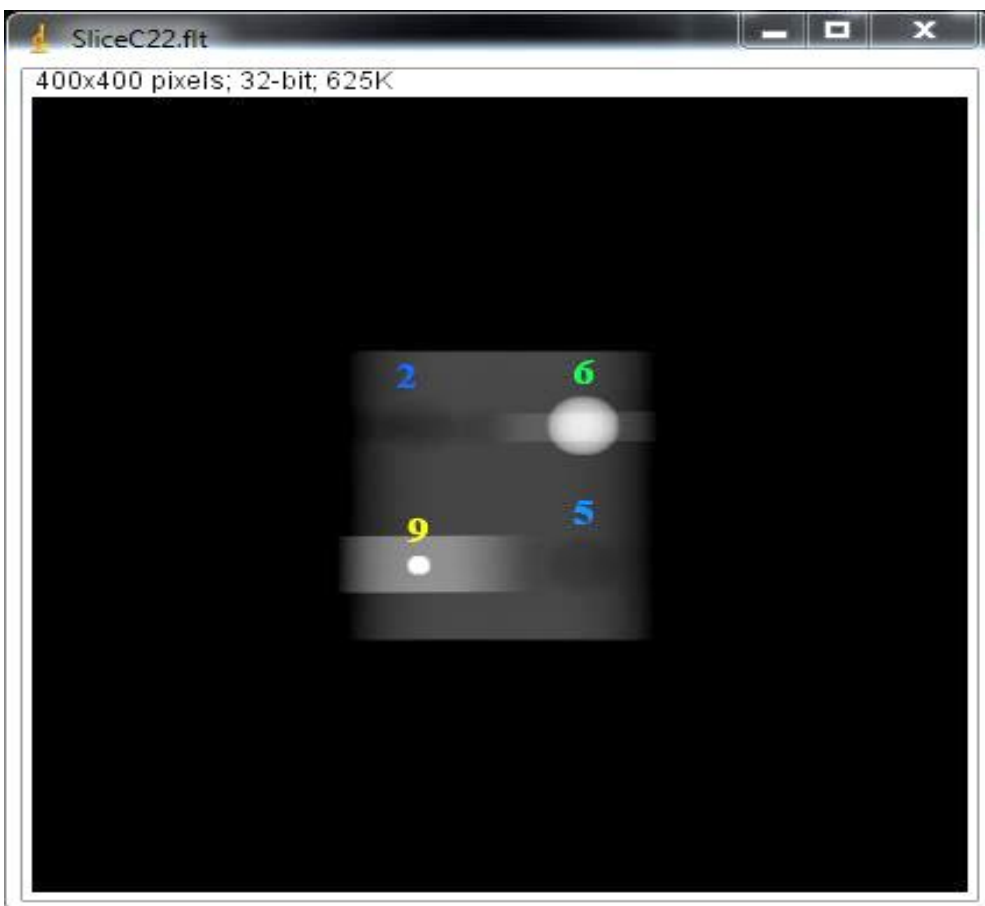
Εικόνα 5.9.



Εικόνα 5.10.



Εικόνα 5.11.



Εικόνα 5.12.

5.6 Σύγκριση των μεθόδων απεικόνισης και συμπεράσματα

5.6.1 Ποσοτική σύγκριση μέσω του δείκτη CNR

Για την ποσοτική σύγκριση των τομών του ομοιώματος που αποκτήθηκαν από την απλή δισδιάστατη ακτινογραφία και τη Ψηφιακή Τομοσύνθεση και παρουσιάστηκαν στις προηγούμενες ενότητες, υπολογίζεται ο δείκτης **CNR**. Ο δείκτης CNR υπολογίζει την αναλογία αντίθεσης προς το θόρυβο και χρησιμοποιείται για την εκτίμηση της ποιότητας μιας εικόνας [Wagner, 1977], [Zhang et al, 2006], [Bliznakova et al, 2010], [Lu et al, 2011], [Malliori et al, 2012].

Ο δείκτης CNR υπολογίζεται από τη σχέση:

$$CNR = \frac{|\bar{I}_{obj} - \bar{I}_{back}|}{\sigma_{back}} \quad (5.1)$$

Στην **Εξίσωση 5.1** με \bar{I}_{obj} συμβολίζεται η μέση τιμή του αντικειμένου που εξετάζεται, ενώ με \bar{I}_{back} και σ_{back} η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση του υποβάθρου (background). Υπάρχουν αρκετές παραλλαγές του δείκτη CNR. Σε άλλες χρησιμοποιείται στον παρονομαστή η τυπική απόκλιση τόσο του υποβάθρου όσο και του αντικειμένου [Shaheen, 2011], [Van de Sompel, 2011] και σε άλλες το γινόμενο της μέσης τιμής και της τυπικής απόκλισης του υποβάθρου [Sechoroulos and Ghetti, 2009].

Επομένως, στη συγκεκριμένη πειραματική διαδικασία υπολογίστηκε ο δείκτης CNR για κάθε ένα από τα 8 αντικείμενα εντός του κύβου 1, για τις τρεις πειραματικές μεθόδους που χρησιμοποιήθηκαν.

Η διαδικασία έχει ως εξής:

1. Χρησιμοποιώντας το λογισμικό ImageJ, δημιουργείται στην **Εικόνα 5.11** της τεχνικής DTFBP, μία περιοχή ενδιαφέροντος (ROI) για κάθε ένα από τα τέσσερα αντικείμενα που εμφανίζονται in focus. Επίσης, δημιουργείται μία ROI και για το background. Το σύνολο των ROI αποθηκεύεται για να χρησιμοποιηθεί και στις άλλες μεθόδους. Η ίδια διαδικασία ακολουθείται και για το επίπεδο που

παρουσιάζεται στην **Εικόνα 5.12**, όπου δημιουργείται ένα σύνολο από ROI και για τα υπόλοιπα 4 αντικείμενα τα οποία εμφανίζονται in focus, το οποίο και αποθηκεύεται.

2. Οι περιοχές ενδιαφέροντος που δημιουργήθηκαν στο βήμα 1 χρησιμοποιούνται και στις τεχνικές της 2D ακτινογραφίας και της Ψηφιακής Τομοσύνθεσης με αλγόριθμο ανακατασκευής τον MPA. Για κάθε ROI των αντικειμένων λαμβάνονται οι τιμές mean, που αντιστοιχούν στο \bar{I}_{obj} της Εξίσωσης (5.1) και για το ROI του background οι τιμές mean και StdDev, που αντιστοιχούν στα \bar{I}_{back} και σ_{back} , αντίστοιχα, της Εξίσωσης (5.1).
3. Εφαρμόζεται η Εξίσωση (5.1) και λαμβάνονται οι τιμές του δείκτη CNR. Έτσι λαμβάνονται 8 τιμές για κάθε διαδικασία Τομοσύνθεσης και τη 2D ακτινογραφία.

Η αντιστοιχία των ROI με κάθε αντικείμενο έχει ως εξής:

ROI	Αντικείμενο	ROI	Αντικείμενο
8_1	3	22_1	2
8_2	7	22_2	6
8_3	8	22_3	9
8_4	4	22_4	5

Πίνακας 5.2. Αντιστοιχία των ROI και των αντικειμένων.

Οι τιμές των ROI για κάθε αντικείμενο και για τις τρεις διαφορετικές μεθόδους παρουσιάζονται στους επόμενους Πίνακες.

Τεχνική	Επίπεδο(Τομή)	Τιμές			
		ROI	mean	StdDev	CNR
DTFBP	Slice_8	8_1	0,143		47,33
		8_2	0,253		200,59
		8_3	0,260		216,36
		8_4	0,159		11,27
		Background	0,164	0,0004437	
	Slice_22	22_1	0,154		23,13
		22_2	0,268		216,61
		22_3	0,298		279,71
		22_4	0,159		12,62
		Background	0,165	0,0004755	

Πίνακας 5.3. Οι τιμές CNR για κάθε αντικείμενο στη μέθοδο της Ψ. Τομοσύνθεσης με αλγόριθμο ανακατασκευής τη φιλτραρισμένη οπισθοπροβολή (FBP).

Τεχνική	Επίπεδο(Τομή)	Τιμές			
		ROI	mean	StdDev	CNR
DTMPA	Slice_-7	8_1	-0,054		4,13
		8_2	-0,137		6,9
		8_3	-0,130		6,67
		8_4	-0,088		5,27
		Background	0,070	0,030	
	Slice_7	22_1	-0,086		5,03
		22_2	-0,130		6,45
		22_3	-0,202		8,77
		22_4	-0,088		5,096
		Background	-0,070	0,031	

Πίνακας 5.4. Οι τιμές CNR για κάθε αντικείμενο στη μέθοδο της Ψ. Τομοσύνθεσης με αλγόριθμο ανακατασκευής MPA.

Τεχνική	Επίπεδο(Τομή)	Τιμές			
		ROI	mean	StdDev	CNR
2D		8_1	279,75		44,71
		8_2	26,705		95,8
		8_3	43,911		86,24
		8_4	219,61		11,31
		Background			
		22_1	205,077		3,25
		22_2	67,284		73,26
		22_3	19,213		99,96
		22_4	224,368		13,96
		Background	199,232	1,801	

Πίνακας 5.5. Οι τιμές CNR για τα 8 αντικείμενα στη μέθοδο της 2D ακτινογραφίας.

Όσο μεγαλύτερη τιμή έχει ο δείκτης CNR τόσο πιο καλή είναι η ποιότητα της εικόνας. Με σύγκριση των **Πινάκων 5.2, 5.3, και 5.4** παρατηρείται πως η μέθοδος Ψηφιακής Τομοσύνθεσης με φιλτραρισμένη οπισθοπροβολή (DTFBP, **Πίνακας 5.2**) προσφέρει την καλύτερη ποιότητα εικόνας. Στη συνέχεια ακολουθεί η μέθοδος 2D ακτινογραφίας ενώ τη χαμηλότερη ποιότητα εικόνας διαθέτει η μέθοδος DTMPA. Πρέπει να σημειωθεί πως στη μέθοδο DTMPA έχει χρησιμοποιηθεί στο φίλτρο **sinc** πριν την ανακατασκευή κι αυτός είναι ο λόγος που παρατηρούνται πολύ διαφορετικά νούμερα σε σχέση με την μέθοδο της FBP. Δηλαδή η μέθοδος δεν είναι κατώτερη, αλλά λόγω φίλτρου τα μεγέθη που προκύπτουν δεν είναι ακριβώς συγκρίσιμα.

5.6.2 Οπτική σύγκριση

Συγκρίνοντας οπτικά τις **Εικόνες 5.8-12** γίνονται εμφανή τα εγγενή πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα των μεθόδων απεικόνισης της 2D ακτινογραφίας και της Ψ. Τομοσύνθεσης. Στην **Εικόνα 5.8** της 2D ακτινογραφίας είναι εμφανής η απώλεια βάθους, καθώς τα τρισδιάστατα αντικείμενα εντός του κύβου 1 προβάλλονται σε ένα δισδιάστατο επίπεδο. Επιπλέον, υπάρχει υπέρθεση των αντικειμένων 2 και 3 καθώς και των 4 και 5. Τα χαρακτηριστικά των αντικειμένων 2 (υλικό PMMA) και 3 (Polyester) που επηρεάζουν το συντελεστή εξασθένισης μ δε διαφέρουν πολύ, όπως φαίνεται στον **Πίνακα 5.1**, ενώ τα αντικείμενα 4 και 5 αποτελούνται από το ίδιο υλικό (PMMA) και είναι αδύνατον να τα διαχωρίσουμε. Επομένως η υπέρθεση είναι αναμενόμενη διότι η απλή ακτινογραφία επιτρέπει το διαχωρισμό μεταξύ δύο δομών που εμφανίζουν διαφορά 5% μεταξύ τους, όσον αφορά την αντίθεση.

Στις **Εικόνες 5.9 και 5.10** της Ψηφιακής Τομοσύνθεσης με MPA (DTMPA) και τις **Εικόνες 5.11 και 5.12** της Ψ. Τομοσύνθεσης με FBP (DTFBP) παρατηρείται πως διακρίνονται τα αντικείμενα εντός του πεδίου ενδιαφέροντος σε τρεις διαστάσεις, ενώ εμφανίζονται θολά υπό μορφή θορύβου τα αντικείμενα εκτός αυτού. Η υπέρθεση των αντικειμένων σχεδόν εξαλείφεται και τα αντικείμενα εμφανίζονται σε διαφορετικά επίπεδα, δηλαδή σε διαφορετικά βάθη. Η θολούρα είναι εμφανώς μεγαλύτερη στις Εικόνες της μεθόδου DTFBP. Επιπλέον, στις Εικόνες της μεθόδου DTMPA είναι εμφανής η θολούρα στις ακμές του κύβου 1.

5.6.3 Συμπεράσματα

Τόσο από την οπτική σύγκριση όσο και από τη σύγκριση των δεικτών μέτρησης της ποιότητας εικόνας, προκύπτει το συμπέρασμα πως η Ψηφιακή Τομοσύνθεση αποτελεί μια ανώτερη τεχνική απεικόνισης σε σχέση με τη 2D απλή ακτινογραφία, καθώς προσφέρει καλύτερη ποιότητα εικόνας. Η τρισδιάστατη απεικόνιση των εσωτερικών δομών ενός αντικειμένου, είναι βασικό πλεονέκτημα της Ψ. Τομοσύνθεσης σε σχέση με την απλή ακτινογραφία, κατά την οποία τα αντικείμενα εμφανίζονται μονοδιάστατα.

Με τη Ψηφιακή Τομοσύνθεση επιτυγχάνεται αποτελεσματικότερη ανίχνευση των εσωτερικών δομών του εξεταζόμενου αντικειμένου, καθώς αντιμετωπίζεται η

υπέρθεση των διαφορετικών δομών. Η υπέρθεση όλων των τρισδιάστατων δομών ενός αντικειμένου αποτελεί μία από τις βασικές αδυναμίες της συμβατικής 2D ακτινογραφίας απλής προβολής κι εμφανίζεται ως μια δισδιάστατη σκιά. Επομένως, ενδέχεται να οδηγήσει στην αδυναμία διάκρισης ενός αντικειμένου ενδιαφέροντος ή/και στη δημιουργία ψευδών αντικειμένων. Ιδιαίτερα στην περίπτωση της διαγνωστικής απεικόνισης, δομές που είναι ψευδείς ενδέχεται να προκαλέσουν εσφαλμένα συμπεράσματα στη διάγνωση μιας ασθένειας (πχ στην ανίχνευση καρκινικών όγκων).

Πλέον, είναι αποδεκτό πως η Ψηφιακή Τομοσύνθεση παρουσιάζει υψηλότερη ικανότητα απεικόνισης από τη συμβατική ακτινογραφία σε αρκετές κλινικές εφαρμογές, καθώς αντιμετωπίζει τις εγγενείς αδυναμίες της 2D ακτινογραφίας κι επιπλέον προσφέρει τα πλεονεκτήματα του χαμηλού κόστους και της χαμηλής δόσης ακτινοβολίας στον ασθενή. Ωστόσο, πρέπει να μελετηθούν και να αναπτυχθούν περαιτέρω, μέθοδοι για τον περιορισμό της θολούρας που προέρχεται από δομές μακριά από το επίπεδο εστίασης και για την αντιμετώπιση των σφαλμάτων λόγω του περιορισμένου εύρους απόκτησης των προβολών. Τέλος, πριν την ευρεία κλινική χρήση της τεχνικής της Ψ. Τομοσύνθεσης, θα πρέπει να αποδειχτεί η πρακτική εφαρμογή της μεθόδου. Επομένως, τα ερωτήματα που πρέπει να απαντηθούν δεν αναφέρονται μόνο στη βελτιστοποίηση των φυσικών παραμέτρων ή στην κλινική απόδοση αλλά κυρίως στον τρόπο με τον οποίο Η Ψ. Τομοσύνθεση θα εφαρμοστεί αποτελεσματικά στους διάφορους επιστημονικούς τομείς.

6 ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. **[Badano, 2007]** Badano, Aldo & S Kyprianou, Iacovos & Jennings, Robert & Sempau, Josep. (2007). Anisotropic imaging performance in breast tomosynthesis. *Medical physics*. 34. 4076-91. 10.1118/1.2779943.
2. **[Badea, 1998]** Badea, C., Z. Kolitsi, N. Pallikarakis. (1998). A wavelet-based method for removal of out-of-plane structures in digital tomosynthesis. *Comput. Med. Imaging Graph.* 22:309–315.
3. **[Badea, 2001]** Badea, Cristian & Kolitsi, Z & Pallikarakis, Nicolas. (2001). A 3D imaging system for dental imaging based on digital tomosynthesis and cone beam CT.
4. **[Bakic, 2010]** Predrag R. Bakic, Susan Ng, Peter Ringer, Ann-Katherine Carton, Emily F. Conant, Andrew D. A. Maidment, "Validation and optimization of digital breast tomosynthesis reconstruction using an anthropomorphic software breast phantom", Proc. SPIE 7622, Medical Imaging 2010: Physics of Medical Imaging, 76220F (19 March 2010); doi: 10.1117/12.845299; <http://dx.doi.org/10.1117/12.845299>
5. **[Bakic, 2011]** Bakic, P. R., Zhang, C. and Maidment, A. D. A. (2011), Development and characterization of an anthropomorphic breast software phantom based upon region-growing algorithm. *Med. Phys.*, 38: 3165–3176. doi:10.1118/1.3590357
6. **[Basu, 2000].** S. Basu and Y. Bresler, " $O(N^2 \log_2 N)$ filtered backprojection reconstruction algorithm for tomography," in *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 9, no. 10, pp. 1760-1773, Oct 2000. doi: 10.1109/83.869187.
7. **[Bliznakova et al, 2010].** Bliznakova K, Kolitsi Z, Speller R D, Horrocks J A, Tromba G & Pallikarakis N 2010 Evaluation of digital breast tomosynthesis

reconstruction algorithms using synchrotron radiation in standard geometry *Med Phys* **37** 1893-903.

8. **[Brunner, 2012]** Brunner C.C. et al. (2012) Evaluation of Various Mammography Phantoms for Image Quality Assessment in Digital Breast Tomosynthesis. In: Maidment A.D.A., Bakic P.R., Gavenonis S. (eds) Breast Imaging. IWDM 2012. Lecture Notes in Computer Science, vol 7361. Springer, Berlin, Heidelberg.
9. **[Bushberg, 2011]** Jerrold T. Bushberg, J. Anthony Seibert, Edwin M. Leidholdt Jr., John M. Boone-The Essential Physics of Medical Imaging-LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS (2011)
10. **[Carton, 2010a]** Carton, ann-katherine & Ullberg, Christer & Lindman, Karin & Acciavatti, Raymond & Francke, Tom & Maidment, Andrew. (2010). Optimization of a dual-energy contrast-enhanced technique for a photon-counting digital breast tomosynthesis system: I. A theoretical model. *Medical physics*. 37. 5896-907. 10.1118/1.3490556.
11. **[Carton, 2010b]** Carton, A.-K., Ullberg, C. and Maidment, A. D. A. (2010), Optimization of a dual-energy contrast-enhanced technique for a photon-counting digital breast tomosynthesis system: II. An experimental validation. *Med. Phys.*, 37: 5908–5913. doi:10.1118/1.3488889.
12. **[Carton, 2011]** Carton, A.-K., Bakic, P., Ullberg, C., Derand, H. and Maidment, A. D. A. (2011), Development of a physical 3D anthropomorphic breast phantom. *Med. Phys.*, 38: 891–896. doi:10.1118/1.3533896.
13. **[Cherry, 2012]**. Simon R. Cherry, James A. Sorenson and Michael E. Phelps, chapter 6 - Interaction of Radiation with Matter, In *Physics in Nuclear Medicine* (Fourth Edition), W.B. Saunders, Philadelphia, 2012, Pages 63-85, ISBN 9781416051985, <https://doi.org/10.1016/B978-1-4160-5198-5.00006-X>. (<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B978141605198500006X>).

14. **[Clarke, 2015]**. Christopher Clarke, Anthony Dux Abdominal X-rays for Medical Students. John Wiley & Sons. (2015). ISBN 111860055X, 9781118600559

15. **[Cockmartin, 2013]** Cockmartin, L., Bosmans, H. and Marshall, N. W. (2013), Comparative power law analysis of structured breast phantom and patient images in digital mammography and breast tomosynthesis. Med. Phys., 40: n/a, 081920. doi:10.1118/1.4816309.

16. **[Cristy, 1987]** M. Cristy and K. F. Eckerman, "Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources. I. Methods," Report No. ORNL/TM-8381/V1 Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, 1987.

17. **[Deller, 2007]**, Timothy Deller, Kadri N. Jabri, John M. Sabol, Xianfeng Ni, Gopal Avinash, Rowland Saunders, Renuka Uppaluri, "Effect of acquisition parameters on image quality in digital tomosynthesis", Proc. SPIE 6510, Medical Imaging 2007: Physics of Medical Imaging, 65101L (17 March 2007); doi: 10.1117/12.713777;http://dx.doi.org/10.1117/12.713777

18. **[Dendy and Heaton, 2011]**. PP Dendy, B Heaton. Physics for diagnostic radiology.3rd edition. Br J Radiol. 2012 Mar; 85(1011): 290. doi:10.1259/bjr/89098047.

19. **[DeVries, 1985]**. deVries, N & Miller, Franklin & M Wojtowycz, M & R Brown, P & R Yandow, D & Nelson, James & A Kruger, R. (1985). Tomographic digital subtraction angiography: initial clinical studies using tomosynthesis. Work in progress. Radiology. 157. 239-41. 10.1148/radiology.157.1.3898219.

20. **[Dobbins, 2003]** Dobbins, James & J Godfrey, Devon. (2003). Digital x-ray tomosynthesis: Current state of the art and clinical potential. Physics in medicine and biology. 48. R65-106. 10.1088/0031-9155/48/19/R01.

21. **[Dobbins, 2008]**. Dobbins JT 3rd, McAdams HP, Godfrey DJ, Li CM. Digital tomosynthesis of the chest. *J Thorac Imaging*. 2008 May;23(2):86-92. doi: 10.1097/RTI.0b013e318173e162.

22. **[Dobbins, 2009a]** Dobbins, James. (2009). Tomosynthesis imaging: At a translational crossroads. *Medical physics*. 36. 1956-67. 10.1118/1.3120285.

23. **[Dobbins, 2009b]** Dobbins, J.T. III, H.P. McAdams. 2009. Chest tomosynthesis: Technical principles and clinical update. *Eur. J. Radiol*. 72:244–251.

24. **[Doo, 2014]** Doo, K.W., Kang, EY., Yong, H.S. et al. *Eur Radiol* (2014) 24: 3269. <https://doi.org/10.1007/s00330-014-3376-6>.

25. **[Erhard, 2012]**, Klaus Erhard; Michael Grass; Sebastian Hitziger; Armin Iske; Tim Nielsen , Generalized filtered back-projection for digital breast tomosynthesis reconstruction *Proc. SPIE 8313, Medical Imaging 2012: Physics of Medical Imaging*, 831320 (3 March 2012); doi:[10.1117/12.91116](https://doi.org/10.1117/12.91116)

26. **[Garrison et al, 1969]** Garrison J B, Grant D G, GuierWH and Johns R J 1969 Three dimensional roentgenography *Am. J. Roentgenol*. 105 903–8.

27. **[Godfey, 2006]** Godfrey, D. J., McAdams, H. P. and Dobbins, J. T. (2006), Optimization of the matrix inversion tomosynthesis (MITS) impulse response and modulation transfer function characteristics for chest imaging. *Med. Phys.*, 33: 655–667. doi:10.1118/1.2170398.

28. **[Gomi, 2012]** Gomi, T & Nakajima, M & Fujiwara, H & Takeda, T & Saito, K & Umeda, T & Sakaguchi, K. (2012). Comparison between chest digital tomosynthesis and CT as a screening method to detect artificial pulmonary nodules: A phantom study. *The British journal of radiology*. 85. e622-9. 10.1259/bjr/12643098.

29. **[Gomi, 2013]** Gomi, T. (2013) Comparison of metal artifact in digital tomosynthesis and computed tomography for evaluation of phantoms. *Journal of Biomedical Science and Engineering*, **6**, 722-731. doi: [10.4236/jbise.2013.67089](https://doi.org/10.4236/jbise.2013.67089).
30. **[Göthlin, 2013]**. Gothlin, Jan & Geijer, Mats. (2013). The Utility of Digital Linear Tomosynthesis Imaging of Total Hip Joint Arthroplasty with Suspicion of Loosening: A Prospective Study in 40 Patients. *BioMed research international*. 2013. 594631. [10.1155/2013/594631](https://doi.org/10.1155/2013/594631).
31. **[Gunderman, 2013]**. Richard B. Gunderman. *X-Ray Vision The Evolution of Medical Imaging and Its Human Significance*. (2013). Oxford University Press, 2012. ISBN: 0199976244, 9780199976249
32. **[Gupta, 2013]**. Gupta, Tapan. (2013). Radiation, Ionization, and Detection in Nuclear Medicine. *Radiation, Ionization, and Detection in Nuclear Medicine*. 59-134. [10.1007/978-3-642-34076-5_2](https://doi.org/10.1007/978-3-642-34076-5_2).
33. **[Grant, 1972]**. D. G. Grant, "TOMOSYNTHESIS: A Three-Dimensional Radiographic Imaging Technique," in *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-19, no. 1, pp. 20-28, Jan. 1972. doi: [10.1109/TBME.1972.324154](https://doi.org/10.1109/TBME.1972.324154).
34. **[Gurzhiev, 2012]** Gurzhiev, S.N., Novikov, V.P. & Sokolov, S.N. *Biomed Eng* (2012) 46: 12. <https://doi.org/10.1007/s10527-012-9255-z>.
35. **[Haaker, 1985a]**. Haaker, P., E. Klotz, R. Koppe, R. Linde, D.G. Mathey. 1985a. First clinical results with digital flashing tomosynthesis in coronary angiography. *Eur. Heart J.* 6:913–920.
36. **[Haaker, 1985b]**. Haaker, P., E. Klotz, R. Koppe, R. Linde, H. Moller. 1985b. A new digital tomosynthesis method with less artifacts for angiography. *Med. Phys.* 12:431–436.

37. **[Ikejimba, 2016]**. Ikejimba, L., Lo, J. Y., Chen, Y., Oberhofer, N., Kiarashi, N. and Samei, E. (2016), A quantitative metrology for performance characterization of five breast tomosynthesis systems based on an anthropomorphic phantom. *Med. Phys.*, 43: 1627–1638. doi:10.1118/1.4943373.
38. **[Kak, 2001]**. Kak, A. C., & Slaney, M. (2001). *Principles of computerized tomographic imaging*. Philadelphia: Society for Industrial and Applied Mathematics.
39. **[Kamarianakis, 2011]**. Kamarianakis Z, Buliev I, Pallikarakis N (2011) Robust identification and localization of intramedullary nail holes for distal locking using CBCT: A simulation study. *Med Eng Phys* 33:479-489.
40. **[Kamarianakis, 2014]**. Kamarianakis, Zacharias & Buliev, Ivan & Pallikarakis, Nicolas. (2014). A platform for Image Reconstruction in X-ray Imaging: Medical Applications using CBCT and DTS algorithms. *Computer Science Journal of Moldova*. 22. 236-252.
41. **[Kim, 2005]**. Kim J.Y. (2005) An Efficient Image Distortion Correction Method for an X-ray Digital Tomosynthesis System. In: Pal S.K., Bandyopadhyay S., Biswas S. (eds) *Pattern Recognition and Machine Intelligence. PReMI 2005. Lecture Notes in Computer Science*, vol 3776. Springer, Berlin, Heidelberg.
42. **[Kim, 2010]**. Kim EY, Chung MJ, Lee HY, Koh WJ, Jung HN, Lee KS. Pulmonary mycobacterial disease: diagnostic performance of low-dose digital tomosynthesis as compared with chest radiography. *Radiology* 2010; 257(1):269–277.
43. **[Kim, 2012]**. Kim EY, Chung MJ, Choe YH, Lee KS. Digital tomosynthesis for aortic arch calcification evaluation: performance comparison with chest radiography with CT as the reference standard. *Acta Radiol* 2012;53(1):17–22.

44. **[Klotz, 1976]**. Klotz, E., Weiss H. 1976. Short-time tomosynthesis: The new image in tomography. In *Proceedings of the Symposium Actualitatis Tomographiae* (Genoa, Italy, 11–13 September 1975) L. Oliva and R.J. Berry editors. Excerpta Medica, Amsterdam, 65–70.
45. **[Kolitsi, 1992]**. Kolitsi, Z & Panayiotakis, George & Anastassopoulos, Vassilis & Scodras, A & Pallikarakis, Nicolas. (1992). A multiple projection method for digital tomosynthesis. *Medical physics*. 19. 1045-50. 10.1118/1.596822.
46. **[Kopans, 2014]**. Kopans DB. Digital breast tomosynthesis from concept to clinical care. *AJR Am J Roentgenol* 2014;202(2):299–308.
47. **[Koyama, 2010]**. Shuji Koyama, Takahiko Aoyama, Nobuhiro Oda, and Chiyo Yamauchi-Kawaura (2010) Radiation dose evaluation in tomosynthesis and C-arm cone-beam CT examinations with an anthropomorphic phantom Citation: *Medical Physics* 37, 4298
48. **[Kruger, 1983]**. Kruger, R.A., Nelson, J.A., Ghosh-Roy, D., Miller, F.J., Anderson, R.E. and Liu, P.Y. (1983) Dynamic tomographic digital subtraction angiography using temporal filtration. *Radiology*, 147, 863-867.
49. **[Kruger, 1984]**. Kruger, R.A., M. Sedaghati, R. Ghosh, P. Liu, J.A. Nelson, W. Kubal, P. Del Rio. 1984. Tomosynthesis applied to digital subtraction angiography. *Radiology* 152:805–808.
50. **[Lacout, 2012]**. Lacout, A., Thariat, J., Hajjam, M. E. and Marcy, P.-Y. (2013), Insight into osteo-articular digital tomosynthesis: A pictorial essay. *Journal of Medical Imaging and Radiation Oncology*, 57: 45–49. doi:10.1111/j.1754-9485.2012.02412.x
51. **[Lazos, 2000]**. D. Lazos, Z. Kolisti and N. Pallikarakis, "A software data generator for radiographic imaging investigations," in *IEEE Transactions on*

- Information Technology in Biomedicine*, vol. 4, no. 1, pp. 76-79, March 2000.
doi: 10.1109/4233.826863.
52. **[Lee, 2013]**. Comparison of chest digital tomosynthesis and chest radiography for detection of asbestos-related pleuropulmonary disease Lee, G. et al. *Clinical Radiology* , Volume 68 , Issue 4 , 376 – 382.
 53. **[Levakhina, 2013]** Levakhina Y. (2014) Dual-axis tilt acquisition geometry for musculoskeletal tomosynthesis. In: *Three-Dimensional Digital Tomosynthesis. Aktuelle Forschung Medizintechnik – Latest Research in Medical Engineering*. Springer Vieweg, Wiesbaden.
 54. **[Levakhina, 2014]**. Y. Levakhina, *Three-Dimensional Digital Tomosynthesis: Iterative Reconstruction, Artifact Reduction and Alternative Acquisition Geometry* (Springer, 2014).
 55. **[Lu et al, 2011]**. Lu Y, Chan H P, Wei J, Goodsitt M, Carson P L, Hadjiiski L, Schmitz A, Eberhard J W & Claus B E 2011 Image quality of microcalcifications in digital breast tomosynthesis: effects of projection-view distributions *Med Phys* **38** 5703-12.
 56. **[Machida, 2010]**. Machida, H., Yuhara, T., Mori, T., Ueno, E., Moribe, Y. and Sabol, J.M. (2010) Optimizing parameters for flatpanel detector digital tomosynthesis. *Radiographics*, 30, 546-562. doi:10.1148/rg.302095097.
 57. **[Malliori et al, 2012]**. Malliori A, Bliznakova K, Speller R D, Horrocks J A, Rigon L, Tromba G & Pallikarakis N 2012 Image quality evaluation of breast tomosynthesis with synchrotron radiation *Med Phys* **39** 5621-34.
 58. **[Maravilla, 1983]**. Maravilla KR, Murry RC, Deck M, Horner S, Clinical application of digital tomosynthesis: a preliminary report. *AJNR Am J Neuroradiol*. 1983 May-Jun;4(3):277-80.

59. **[Mermuys, 2008]**. Mermuys, K., Vanslambrouck, K., Goubau, J. et al. Skeletal Radiol (2008) 37: 569. <https://doi.org/10.1007/s00256-008-0470-3>.
60. **[Mertelmeier, 2006]**. Mertelmeier T, Orman J, Haerer W and Dudam M K 2006 Optimizing filtered backprojection reconstruction for a breast tomosynthesis prototype device *Proc. SPIE* **6142** 61420F.
61. **[Niklason, 1997]**. Niklason, L.T, B.T. Christian, L.E. Niklason et al. 1997. Digital tomosynthesis in breast imaging. *Radiology* 205:399–406.
62. **[Nirula, 2012]**. Nirula (2012) Assessing digital tomosynthesis for paediatric sacroiliac joint imaging.
63. **[Oh, 2012]**. Oh, Ji Eun & Cho, Hyosung & S. Kim, D & I. Choi, S & K. Je, U. (2012). Application of digital tomosynthesis (DTS) of optimal deblurring filters for dental X-ray imaging. *Journal of the Korean Physical Society*. 60. . 10.3938/jkps.60.1161.
64. **[Omori, 2015]**. Omori T, Nakamura S, Shiratori K. Localization of the patency capsule by abdominal tomosynthesis. *Digestion* 2015;91(4):318–325.
65. **[Pallikarakis and Bliznakova, 2011]**. Pallikarakis N., Bliznakova K. (2011) Modelling and Simulation in Digital Tomosynthesis. In: Jobbágy Á. (eds) 5th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering. IFMBE Proceedings, vol 37. Springer, Berlin, Heidelberg.
66. **[Park, 2007]**. Park JM, Franken EA Jr, Garg M, Fajardo LL, Niklason LT. Breast tomosynthesis: present considerations and future applications. *RadioGraphics* 2007;27(suppl 1): S231–S240.

67. **[Pokrajac, 2012]**. Pokrajac, D. D., Maidment, A. D. A. and Bakic, P. R. (2012), Optimized generation of high resolution breast anthropomorphic software phantoms. *Med. Phys.*, 39: 2290–2302. doi:10.1118/1.3697523.
68. **[Quaia, 2012]**. Quaia, E., E. Baratella, S. Cernic et al. 2012. Analysis of the impact of digital tomosynthesis on the radiological investigation of patients with suspected pulmonary lesions on chest radiography. *Eur. Rad.* 22(9):1912–1922.
69. **[Ramachandran and Lakshminarayanan, 1971]**. N Ramachandran, G & Lakshminarayanan, AV. (1971). Three-Dimensional Reconstruction from Radiographs and Electron Micrographs: Application of Convolutions Instead of Fourier Transforms. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America.* 68. 2236-40. 10.1073/pnas.68.9.2236.
70. **[Reiser, 2007]**. Development of a Model for Breast Tomosynthesis Image Acquisition I. Reiser, R. M. Nishikawa, E. Y. Sidky, M. R. Chinander, P. Seifi Department of Radiology, The University of Chicago, Chicago, IL 60637.
71. **[Reiser, 2013]**. Reiser I, Edwards A, Nishikawa RM. Validation of a power-law noise model for simulating small-scale breast tissue. *Physics in medicine and biology.* 2013;58(17):6011-6027. doi:10.1088/0031-9155/58/17/6011.
72. **[Reiser, 2014a]**. Ingrid Reiser, Stephen Glick (2014) Tomosynthesis Imaging (Imaging in Medical Diagnosis and Therapy) 1st Edition. Taylor & Francis, 2014. ISBN 1439878706, 9781439878705.
73. **[Reiser, 2014b]**. Reiser I, Sechopoulos I (2014) A review of digital breast tomosynthesis. *Med Phys Int* 2:57–66.
74. **[Roentgen, 1895]**. Wilhelm Conrad Roentgen. Eine neue Art von Strahlen (II. Mittheilung), 1895. 1, 11, 19.

75. **[Roh, 2003]**. Young Jun Roh, Won Shik Park , Hyungsuck Chob, Correcting image distortion in the X-ray digital tomosynthesis system for PCB solder joint inspection.
76. **[Roth, 2014]**. Roth RG, Maidment AD, Weinstein SP, Roth SO, Conant EF. Digital breast tomosynthesis: lessons learned from early clinical implementation. *RadioGraphics* 2014;34(4): E89–E102.
77. **[Ruiter, 2008]**. Nicole V. Ruiter, Cuiping Zhang, Predrag R. Bakic, Ann-Katherine Carton, Johnny Kuo, Andrew D. A. Maidment, "Simulation of tomosynthesis images based on an anthropomorphic software breast tissue phantom", *Proc. SPIE 6918, Medical Imaging 2008: Visualization, Image-Guided Procedures, and Modeling*, 69182I (17 March 2008); doi: 10.1117/12.770372; <http://dx.doi.org/10.1117/12.770372>.
78. **[Ruttiman, 1984]**. U. E. Ruttimann, R. A. J. Groenhuis & Webber R. L. *Restoration of digital multiplane tomosynthesis by a constrained iteration method*. *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 3, no. 3, pages 141–148, 1984. 24.
79. **[Sabol, 2009]**. Sabol, J. M. (2009), A Monte Carlo estimation of effective dose in chest tomosynthesis. *Med. Phys.*, 36: 5480–5487. doi:10.1118/1.3250907.
80. **[Sechopoulos, 2013a]**. Sechopoulos, Ioannis. (2013). A review of breast tomosynthesis. Part I. The image acquisition process. *Medical physics*. 40. 014301. 10.1118/1.4770279.
81. **[Sechopoulos, 2013b]**. Sechopoulos, Ioannis. (2013). A review of breast tomosynthesis. Part II. Image reconstruction, processing and analysis, and advanced applications. *Medical physics*. 40. 014302. 10.1118/1.4770281.

82. **[Sechopoulos and Ghetti, 2009]**. Sechopoulos, I. and Ghetti, C. (2009). “Optimization of the acquisition geometry in digital tomosynthesis of the breast,” *Med. Phys.* 36(4), 1199-1207.
83. **[Shan, 2015]**. Shan, Jing & W Tucker, Andrew & R Gaalaas, Laurence & Wu, Gongting & Platin, Enrique & Mol, Andre & Lu, Jianping & Zhou, Otto. (2015). Stationary intraoral digital tomosynthesis using a carbon nanotube X-ray source array. *Dento maxillo facial radiology*. 44. 20150098. 10.1259/dmfr.20150098.
84. **[Shaheen, 2011]**. Shaheen, Eman & Marshall, Nicholas & Bosmans, Hilde. (2011). Investigation of the effect of tube motion in breast tomosynthesis: Continuous or step and shoot?. *Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE*. 7961. . 10.1117/12.877348.
85. **[Shigeta, 1994]**. Shigeta H, Sone S, Kasuga T, Kyoshima K, Tanizaki Y. Digital angiotomosynthesis for preoperative evaluation of cerebral arteriovenous malformations and giant aneurysms. *AJNR Am J Neuroradiol*. 1994 Mar;15(3):543-9.
86. **[Sklebitz, 1983]**. Sklebitz Hand Haendle J 1983 Tomoscopy: dynamic layer imaging without mechanical movements *Am. J. Roentgenol.* 140 1247–52.
87. **[Soederman, 2015]**. Söderman, C., Asplund, S., Allansdotter Johnsson, Å., Vikgren, J., Rossi Norrlund, R., Molnar, D., Svalkvist, A., Gunnar Månsson, L. and Båth, M. (2015), Image quality dependency on system configuration and tube voltage in chest tomosynthesis—A visual grading study using an anthropomorphic chest phantom. *Med. Phys.*, 42: 1200–1212. doi:10.1118/1.4907963.
88. **[Sone, 1991]**. Sone, S., T. Kasuga, F. Sakai et al. 1991. Development of a high resolution digital tomosynthesis system and its clinical application. *Radiographics* 11:807–822.

89. **[Stiel, 1993]**. G. M. Stiel, L. S. G. Stiel, E. Klotz and C. A. Nienaber, "Digital flashing tomosynthesis: a promising technique for angiocardigraphic screening," in *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 12, no. 2, pp. 314-321, Jun 1993. doi: 10.1109/42.232261
90. **[Swinbourne, 2008]**. Swinbourne R (2008) The X-ray tube and image intensifier for present day application. *Aust Radiol* 22(3):204.
91. **[Tagliafico, 2016]**. Tagliafico, Alberto & Houssami, N & Calabrese, Massimiliano. (2016). Digital breast tomosynthesis: A practical approach. 10.1007/978-3-319-28631-0.
92. **[Tingberg, 2010]**. Tingberg, Anders. (2010). X-ray tomosynthesis: A review of its use for breast and chest imaging. *Radiation protection dosimetry*. 139. 100-7. 10.1093/rpd/ncq099.
93. **[Van De Sompel et al, 2011]**. Van de Sompel, D, Brady, SM and Boone, J, (2011). Task-based performance analysis of FBP, SART and ML for digital breast tomosynthesis using signal CNR and Channelised Hotelling Observers. *Medical image analysis*, 15 (1), 53-70.
94. **[Vikgren, 2008]**. Vikgren J, Zachrisson S, Svalkvist A, et al. Comparison of chest tomosynthesis and chest radiography for detection of pulmonary nodules: human observer study of clinical cases. *Radiology* 2008;249:1034–41.
95. **[Wagner, 1977]**. Wagner R F 1977 Toward a unified view of radiological imaging systems. Part II: Noisy images *Med Phys* 4 279-96.
96. **[Wells, 2011]**. Wells IT, Raju VM, Rowberry BK, Johns S, Freeman SJ, Wells IP. Digital tomosynthesis: a new lease of life for the intravenous urogram? *Br J Radiol* 2011;84(1001): 464–468.

97. [Woelke, 1982]. Woelke, H., P. Hanrath, M. Schlueter, W. Bleifeld, E. Klotz, H. Weiss, D. Waller, J. Von Weltzien. 1982. Work in progress. Flashing tomosynthesis: A tomographic technique for quantitative coronary angiography. *Radiology* 145:357–360.
98. [Xu and Eckerman, 2009]. G Xu, X & Eckerman, Keith. (2009). Handbook of anatomical models for radiation dosimetry. 10.1201/EBK1420059793.
99. [Yamada, 2011]. Yamada, Y., M. Jinzaki, I. Hasegawa et al. 2011. Fast scanning tomosynthesis for the detection of pulmonary nodules diagnostic performance compared with chest radiography, using multidetector-row computed tomography as the reference. *Invest. Radiol.* 46(8):471–477.
100. [Zachrisson, 2009]. S. Zachrisson, J. Vikgren, A. Svalkvist, Å. A. Johnsson, M. Boijesen, A. Flinck, L. G. Månsson, S. Kheddache M. Båth. *Acta Radiol.* 2009 Oct; 50(8):884-91. doi: 10.1080/02841850903085584.
101. [Zaidi, 1999]. Zaidi H (1999) Relevance of accurate Monte Carlo modeling in nuclear medical imaging. *Med Phys* 26(4):574-608.
102. [Zhang et al, 2006]. Zhang Y, Chan H P, Sahiner B, Wei J, Goodsitt M M, Hadjiiski L M, Ge J & Zhou C 2006 A comparative study of limited-angle cone-beam reconstruction methods for breast tomosynthesis *Med Phys* 33 3781-95.
103. [Zhao, 2008]. Zhao B1, Zhou J, Hu YH, Mertelmeier T, Ludwig J, Zhao W. Experimental validation of a three-dimensional linear system model for breast tomosynthesis. *Med Phys.* 2009 Jan;36(1):240-51. DOI: 10.1118/1.3040178
104. [Zhao, 2012]. Zhao, Feng & Zeng, Yongming & Peng, Gang & Yu, Renqiang & Peng, Shengkun & Tan, Huan & Liu, Xiao & Wang, Jie. (2012). Experimental Study of Detection of Nodules Showing Ground-Glass Opacity and Radiation

Dose by Using Anthropomorphic Chest Phantom: Digital Tomosynthesis and Multidetector CT. Journal of computer assisted tomography. 36. 523-7. 10.1097/RCT.0b013e318266aa71.

105. [**Ziedses des Plantes, 1932**]. B. G. Ziedses Des Plantes (1932) Eine Neue Methode Zur Differenzierung in der Rontgenographie (Planigraphies), Acta Radiologica, 13:2, 182-192.
106. [**Ziegler, 2003**]. Ziegler, C.M., Franetzki, M., Denig, T. et al. Clin Oral Invest (2003) 7: 41. <https://doi.org/10.1007/s00784-003-0195-6>.