



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ**  
ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ  
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ

**«ΜΑΘΗΜΑΤΙΚΗ ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑ ΟΜΟΙΩΜΑΤΟΣ ΓΙΑ  
ΜΕΛΕΤΗ ΤΗΣ ΕΠΙΔΡΑΣΗΣ ΤΗΣ ΕΚΘΕΣΗΣ  
ΣΤΗ ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑ»**

Σπυριδούλα Κατσανεβάκη

Αριθμός Μητρώου: 18388053

Επιβλέπων καθηγητής:

Νεκτάριος Καλύβας, Καθηγητής

Αθήνα, Μάρτιος 2024



**UNIVERSITY OF WEST ATTICA**  
SCHOOL OF ENGINEERING  
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

**«MATHEMATICAL CREATION OF A PHANTOM TO  
STUDY THE EFFECT OF EXPOSURE  
ON MAMMOGRAPHY»**

Spyridoula Katsanevaki

Registration Number: 18388053

Supervisor:

Nektarios Kalyvas, Professor

Athens, March 2024

Η Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή:

Ο Επιβλέπων Καθηγητής

Νεκτάριος Καλύβας

Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

Γεώργιος Φούντος

Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

Χρήστος Μιχαήλ

Αναπληρωτής Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

## ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Η υπογράφουσα Σπυριδούλα Κατσανεβάκη του Λάμπρου, με αριθμό μητρώου 18388053 φοιτήτρια του Τμήματος Μηχανικών Βιοϊατρικής της Σχολής Μηχανικών του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

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

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

Ημερομηνία

Η Δηλούσα

11/03/2024

Σπυριδούλα Κατσανεβάκη



## **ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ**

Η παρούσα διπλωματική εργασία πραγματοποιήθηκε υπό την επίβλεψη του κύριου Νεκτάριου Καλύβα, Καθηγητή του Τμήματος Μηχανικών Βιοϊατρικής του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής. Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τον κύριο Καλύβα για την αδιάκοπη καθοδήγηση και βοήθεια που μου παρείχε καθ'όλη τη διάρκεια εκπόνησης της διπλωματικής μου εργασίας.

Ακόμα, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον κύριο Κοσμά Βρυώνη, Μαιευτήρ-Γυναικολόγο και Διευθυντή Ιατρικής Υπηρεσίας του Ομίλου «ΙΑΣΩ», καθώς και την κυρία Ευσταθία Καράμπαλη, Επιμελήτρια Α' στο Β' Χειρουργικό Τμήμα του Α' Χειρουργικού Τομέα του Γενικού Νοσοκομείου Νίκαιας «Άγιος Παντελεήμων» για τις πολύτιμες πληροφορίες που μου παρείχαν αναφορικά με το μαστό και τη μαστογραφική εικόνα. Το ίδιο ευγνώμων είμαι και προς τον κύριο Παναγιώτη Μαθιουδάκη, Ακτινοτεχνολόγο τοπικού Διαγνωστικού Κέντρου για τις συμβουλές του σχετικά με την παραμετροποίηση του πειραματικού μέρους.

Τέλος, οφείλω ένα μεγάλο ευχαριστώ στην οικογένεια και τους φίλους μου για την υπομονή, την κατανόηση και την υποστήριξη τους σε όλο το διάστημα των σπουδών μου.

## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Οι ιατρικές εικόνες αποτελούν καίριο μέρος της σύγχρονης διαγνωστικής διαδικασίας πολλών ασθενειών και προκειμένου να μην οδηγούν σε υπο- ή υπερ-διάγνωση, πρέπει να είναι ποιοτικές. Υπάρχουν πολυάριθμοι παράγοντες που επηρεάζουν την ποιότητα μιας ιατρικής εικόνας, εκ των οποίων ένας, και μάλιστα μείζονος σημασίας, είναι οι συνθήκες έκθεσης. Σκοπός, λοιπόν, της εν λόγω διπλωματικής εργασίας ήταν η μελέτη της επίδρασης της έκθεσης στην ποιότητα μιας μαστογραφικής εικόνας.

Προς υλοποίηση αυτού αρχικά δημιουργήθηκε μέσω του λογισμικού MATLAB ένα ψηφιακό ομοίωμα, το οποίο προσομοίωνε το μαστικό ιστό, καθώς και δύο δομές που θα μπορούσε να περιλαμβάνει · το αίμα εντός μιας αρτηρίας και το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης. Έπειτα ακολούθησε η μαθηματική ακτινοβολήση του ομοιώματος προς μελέτη, θεωρώντας εκθετική εξασθένιση της μονοενεργειακής ακτινοβολίας που χρησιμοποιήθηκε και λαμβάνοντας τους απαραίτητους συντελεστές εξασθένισης των δομών από το λογισμικό XMuDat. Τέλος, με τη χρήση δημοσιευμένων δεδομένων σχετικά με την καμπύλη απόκρισης, το κανονικοποιημένο φάσμα ισχύος θορύβου και τη συνάρτηση μεταφοράς διαμόρφωσης ενός εμπορικού ανιχνευτή Dexela 2923 πραγματοποιήθηκε η μετατροπή των τιμών KERMA σε τιμές εικονοστοιχείου και ακολούθως η εισαγωγή θορύβου και ασάφειας στην προκύπτουσα εικόνα.

Μέσω της παραπάνω μεθοδολογίας εξάχθηκαν συμπεράσματα τόσο για την επίδραση της έκθεσης στην ποιότητα της μαστογραφικής εικόνας, όσο και για τις δυνατότητες απεικόνισης του Dexela 2923 κάτω από τις πειραματικές συνθήκες της δεδομένης εργασίας. Όπως παρατηρήθηκε, το πλήθος των φωτονίων  $X/mm^2$  επίδρασε εντονότερα στο θόρυβο της τελικής εικόνας όταν έλαβε μικρές τιμές και ειδικότερα όταν αυτές αντιστοιχούσαν σε KERMA και τιμή εικονοστοιχείου εκτός της ληφθείσας από τη βιβλιογραφία γραμμικής περιοχής του ανιχνευτή. Σχετικά με τον Dexela 2923, παρατηρήθηκε ότι κατάφερε να απεικονίσει όλα τα πάχη και των δύο δομών ενδιαφέροντος για διαστάσεις έως και 0.3 mm, ανάλογα, βέβαια, με τις παραμέτρους που συνδυάστηκαν κατά την ακτινοβολήση.

**Λέξεις Κλειδιά:** Μαστογραφία, Ψηφιακό ομοίωμα, Dexela 2923, Έκθεση

## ABSTRACT

Medical images are a key part of the modern diagnostic process of many diseases and in order to avoid hypo- or hyper-diagnosis, they must be of a high quality. There are plentiful factors that affect the quality of a medical image, one of which - and of major importance - is the exposure conditions. Therefore, the purpose of this diploma thesis was to study the effect of exposure on the quality of a mammographic image.

A digital phantom simulating the breast tissue with two structures - the blood within an artery and the calcium of a microcalcification - was created using the MATLAB software. The phantom was mathematically irradiated, assuming exponential attenuation of the monoenergetic radiation used. The tissues' attenuation coefficients were obtained from the XMuDat software. The radiation escaping the phantom was assumed to impinge onto a Dexela 2923 detector. The detector characteristics affecting the final image that is the response curve, the normalized noise power spectrum and the modulation transfer function were obtained from the literature.

Via this methodology conclusions were drawn regarding both the effect of exposure on the quality of the mammographic image and the imaging capabilities of the Dexela 2923 detector under the experimental conditions of the particular thesis. As observed, the number of photons  $X/mm^2$  had a stronger effect on the noise of the final image when its value was small, especially when it corresponded to KERMA and pixel value outside the detector's linear range obtained from the literature. As regards the Dexela 2923, it was observed that the detector was able to illustrate all thicknesses of both structures of interest for dimensions up to 0.3 mm, depending - of course - on the parameters combined during the mathematical irradiation.

**Keywords:** Mammography, Digital phantom, Dexela 2923, Exposure

# ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

<b>ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....</b>	<b>VI</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>VII</b>
<b>ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ .....</b>	<b>X</b>
<b>ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ .....</b>	<b>XVI</b>
<b>ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΩΝ.....</b>	<b>XVII</b>
<b>ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ .....</b>	<b>XVIII</b>
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1. ΜΑΣΤΟΣ .....</b>	<b>1</b>
1.1 ΓΕΝΙΚΑ .....	1
1.2 ΑΝΑΤΟΜΙΑ .....	1
1.3 ΠΑΘΗΣΕΙΣ.....	4
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2. ΑΚΤΙΝΕΣ Χ.....</b>	<b>6</b>
2.1 ΓΕΝΙΚΑ .....	6
2.2 ΠΑΡΑΓΩΓΗ .....	6
2.3 ΑΛΛΗΛΕΠΙΔΡΑΣΗ ΜΕ ΤΗΝ ΥΛΗ.....	8
2.4 ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΚΑ ΜΕΓΕΘΗ .....	10
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3. ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑ .....</b>	<b>12</b>
3.1 ΓΕΝΙΚΑ .....	12
3.2 ΕΙΔΗ.....	12
3.3 ΟΡΓΑΝΟΛΟΓΙΑ .....	13
3.3.1 ΣΩΜΑ .....	13
3.3.2 ΛΥΧΝΙΑ ΑΚΤΙΝΩΝ Χ .....	13
3.3.3 ΣΥΣΤΗΜΑ ΣΥΜΠΙΕΣΗΣ .....	14
3.3.4 ΣΥΣΤΗΜΑ ΛΗΨΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ .....	15
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4. ΠΟΙΟΤΗΤΑ ΕΙΚΟΝΑΣ .....</b>	<b>16</b>



4.1 ΓΕΝΙΚΑ .....	17
4.2 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ .....	17
4.2.1 ΧΩΡΙΚΗ ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑ .....	17
4.2.2 ΑΝΤΙΘΕΣΗ .....	19
4.2.3 ΑΣΑΦΕΙΑ .....	20
4.2.4 ΘΟΡΥΒΟΣ .....	21
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5. ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ.....</b>	<b>22</b>
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ &amp; ΣΥΖΗΤΗΣΗ .....</b>	<b>29</b>
6.1 ΜΟΝΟΕΝΕΡΓΕΙΑΚΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑ 23 keV .....	29
6.1.1 ΑΙΜΑ ΕΝΤΟΣ ΑΡΤΗΡΙΑΣ .....	29
6.1.2 ΑΣΒΕΣΤΙΟ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΗΣ .....	44
6.2 ΜΟΝΟΕΝΕΡΓΕΙΑΚΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑ 28 keV .....	59
6.2.1 ΑΙΜΑ ΕΝΤΟΣ ΑΡΤΗΡΙΑΣ .....	59
6.2.2 ΑΣΒΕΣΤΙΟ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΗΣ .....	74
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΥΠΟΔΕΙΞΕΙΣ ΓΙΑ ΠΕΡΑΙΤΕΡΩ ΕΡΕΥΝΑ .....</b>	<b>92</b>
<b>ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΕΣ ΑΝΑΦΟΡΕΣ .....</b>	<b>93</b>

## ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

<b>Εικόνα 1.1:</b> Ο μαστός ανατομικά.....	3
<b>Εικόνα 1.2:</b> Το αγγειακό και το νευρικό δίκτυο των μαστών, αντίστοιχα. ....	4
<b>Εικόνα 2.1:</b> Ένα τυπικό φάσμα ακτίνων X από λυχνία με άνοδο Βολφραμίου (W), υλικό που χρησιμοποιείται αρκετά συχνά ως άνοδος στη μαστογραφία.....	7
<b>Εικόνα 2.2:</b> Ο μαζικός συντελεστής εξασθένησης του μαστικού ιστού συναρτήσει διαφόρων ενεργειών φωτονίων από το λογισμικό XMuDat.....	10
<b>Εικόνα 3.1:</b> Τα μέρη ενός μαστογράφου αναλυτικά και συνοπτικά, αντίστοιχα. ....	16
<b>Εικόνα 4.1:</b> Η συνάρτηση διασποράς σημείου και η επίδραση της στην απεικονιζόμενη δομή. ....	18
<b>Εικόνα 5.1:</b> Το μελετώμενο ψηφιακό ομοίωμα. ....	22
<b>Εικόνα 5.2:</b> (α) Η συνάρτηση διασποράς σημείου που προέκυψε περιστρέφοντας την καμπύλη, και (β) η σύγκριση της θεωρητικής και της πειραματικής συνάρτησης μεταφοράς διαμόρφωσης. ....	28
<b>Εικόνα 6.1:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 20000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.3 cm). ....	29
<b>Εικόνα 6.2:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 20000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.4 cm). ....	30
<b>Εικόνα 6.3:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 20000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.5 cm). ....	31
<b>Εικόνα 6.4:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 1500000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.3 cm).....	32
<b>Εικόνα 6.5:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 1500000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.4 cm).....	33

<b>Εικόνα 6.6:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 1500000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.5 cm).....	34
<b>Εικόνα 6.7:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 4500000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.3 cm).....	35
<b>Εικόνα 6.8:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 4500000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.4 cm).....	36
<b>Εικόνα 6.9:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 4500000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.5 cm).....	37
<b>Εικόνα 6.10:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 6000000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.3 cm).....	38
<b>Εικόνα 6.11:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 6000000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.4 cm).....	39
<b>Εικόνα 6.12:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 6000000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.5 cm).....	40
<b>Εικόνα 6.13:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 9000000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.3 cm).....	41
<b>Εικόνα 6.14:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 9000000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.4 cm).....	42
<b>Εικόνα 6.15:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 9000000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.5 cm).....	43
<b>Εικόνα 6.16:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 20000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.005 cm). ....	44
<b>Εικόνα 6.17:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 20000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.0075 cm). ....	45

<b>Εικόνα 6.18:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 20000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.01 cm). .....	46
<b>Εικόνα 6.19:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 1500000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.005 cm). .....	47
<b>Εικόνα 6.20:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 1500000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.0075 cm). .....	48
<b>Εικόνα 6.21:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 1500000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.01 cm). .....	49
<b>Εικόνα 6.22:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 4500000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.005 cm). .....	50
<b>Εικόνα 6.23:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 4500000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.0075 cm). .....	51
<b>Εικόνα 6.24:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 4500000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.01 cm). .....	52
<b>Εικόνα 6.25:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 6000000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.005 cm). .....	53
<b>Εικόνα 6.26:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 6000000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.0075 cm). .....	54
<b>Εικόνα 6.27:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 6000000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.01 cm). .....	55
<b>Εικόνα 6.28:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 9000000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.005 cm). .....	56
<b>Εικόνα 6.29:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 9000000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.0075 cm). .....	57

<b>Εικόνα 6.30:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 9000000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.01 cm).....	58
<b>Εικόνα 6.31:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 20000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.3 cm).....	59
<b>Εικόνα 6.32:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 20000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.4 cm).....	60
<b>Εικόνα 6.33:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 20000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.5 cm).....	61
<b>Εικόνα 6.34:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 1500000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.3 cm).....	62
<b>Εικόνα 6.35:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 1500000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.4 cm).....	63
<b>Εικόνα 6.36:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 1500000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.5 cm).....	64
<b>Εικόνα 6.37:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 4500000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.3 cm).....	65
<b>Εικόνα 6.38:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 4500000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.4 cm).....	66
<b>Εικόνα 6.39:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 4500000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.5 cm).....	67
<b>Εικόνα 6.40:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 6000000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.3 cm).....	68
<b>Εικόνα 6.41:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 6000000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.4 cm).....	69

<b>Εικόνα 6.42:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 6000000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.5 cm).....	70
<b>Εικόνα 6.43:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 9000000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.3 cm).....	71
<b>Εικόνα 6.44:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 9000000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.4 cm).....	72
<b>Εικόνα 6.45:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 9000000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.5 cm).....	73
<b>Εικόνα 6.46:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 20000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.005 cm). ....	74
<b>Εικόνα 6.47:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 20000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.0075 cm). ....	75
<b>Εικόνα 6.48:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 20000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.01 cm). ....	76
<b>Εικόνα 6.49:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 1500000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.005 cm). ....	77
<b>Εικόνα 6.50:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 1500000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.0075 cm). ....	78
<b>Εικόνα 6.51:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 1500000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.01 cm). ....	79
<b>Εικόνα 6.52:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 4500000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.005 cm). ....	80
<b>Εικόνα 6.53:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 4500000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.0075 cm). ....	81

<b>Εικόνα 6.54:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 4500000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.01 cm). .....	82
<b>Εικόνα 6.55:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 6000000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.005 cm). .....	83
<b>Εικόνα 6.56:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 6000000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.0075 cm). .....	84
<b>Εικόνα 6.57:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 6000000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.01 cm). .....	85
<b>Εικόνα 6.58:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 9000000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.005 cm). .....	86
<b>Εικόνα 6.59:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 9000000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.0075 cm). .....	87
<b>Εικόνα 6.60:</b> Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 9000000 φωτόνια X/mm <sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.01 cm). .....	88

## ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

<b>Πίνακας 5.1:</b> Οι μαζικοί συντελεστές εξασθένισης, απορρόφησης ενέργειας και οι πυκνότητες των δομών για τις μελετώμενες ενέργειες.....	24
<b>Πίνακας 6.1:</b> Το KERMA που προσέπεσε στο μαστό και στην επιφάνεια του ανιχνευτή, αντίστοιχα. ....	89



## ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΩΝ

<b>Διάγραμμα 5.1:</b> Η γραφική παράσταση του μέσου σήματος σε συνάρτηση με το KERMA αέρα. ....	25
<b>Διάγραμμα 5.2:</b> Το κανονικοποιημένο φάσμα ισχύος θορύβου εν συναρτήσει της χωρικής συχνότητας.....	26
<b>Διάγραμμα 5.3:</b> Η γραφική παράσταση του συντελεστή μεταβλητότητας εν συναρτήσει του KERMA αέρα.....	26
<b>Διάγραμμα 5.4:</b> Το διάγραμμα ροής της μεθοδολογίας που ακολουθήθηκε για τη διεκπεραίωση του πειράματος. ....	28

## ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ

AEC	Automatic Exposure Control
CC	Craniocaudal
CCD	Charge Coupled Device
CMOS	Complementary Metal Oxide Semiconductor
CV	Coefficient of Variation
DCIS	Ductal Carcinoma In Situ
FW	Full Well
HFW	High Full Well
KERMA	Kinetic Energy Released per unit Mass
LCIS	Lobular Carcinoma In Situ
LFW	Low Full Well
LSF	Line Spread Function
MLO	Mediolateral Oblique
MTF	Modulation Transfer Function
NNPS	Normalized Noise Power Spectrum
NPS	Noise Power Spectrum
OTF	Optical Transfer Function
PSF	Point Spread Function
SD	Standard Deviation
TFT	Thin Film Transistor

# ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1. ΜΑΣΤΟΣ

## 1.1 ΓΕΝΙΚΑ

Οι μαστοί αποτελούν τις πιο εμφανείς επιπολής δομές στο πρόσθιο θωρακικό τοίχωμα του ανθρώπου και είναι παρόντες τόσο στις γυναίκες, όσο και στους άνδρες (Moore et al., 2016). Στους άνδρες οι μαζικοί ή μαστικοί αδένες, που περικλείονται εντός των μαστών (Καμμάς, 2012), είναι υποτυπώδεις και ανενεργοί καθ'όλη τη διάρκεια της ζωής τους, λόγω μη κατάλληλου ορμονικού κλίματος. Στις γυναίκες, αντίθετα, είναι στοιχειώδεις μόνο κατά τη νεογνική και παιδική ηλικία, ενώ αναπτύσσονται σημαντικά κατά την εφηβεία και την αναπαραγωγική ηλικία (Ιωαννίδου-Μουζάκα et al., 2007). Επιπλέον, οι μαζικοί αδένες αποτελούν επικουρικό όργανο του αναπαραγωγικού συστήματος των γυναικών, μιας και πρωταρχική τους λειτουργία είναι η έκκριση γάλακτος για το τάισμα του βρέφους κατά τη διάρκεια της λοχείας (Καμμάς, 2012). Χαρακτηριστικά των μαστών όπως το σχήμα, το μέγεθος, το βάρος, η πυκνότητα, η σύσταση και η υφή μεταβάλλονται στα διάφορα στάδια ζωής της γυναίκας. Αναλυτικότερα, το σχήμα τους ποικίλλει από πεπλατυσμένο θόλο έως κωνικό, ημισφαιρικό ή και κρεμάμενο. Το μέγεθος, το βάρος και η πυκνότητα τους γενικά αυξάνονται μετά την εφηβεία και ακόμα περισσότερο κατά την εγκυμοσύνη και τη γαλουχία, ενώ ύστερα από την εμμηνόπαυση οι μαστοί ατροφούν (Wentz & Parsons, 1997; Απαρτόγλου-Παντελέων & Ταρασίδου-Κουτσομάρη, 1999; Δαΐκος, 2015).

## 1.2 ΑΝΑΤΟΜΙΑ

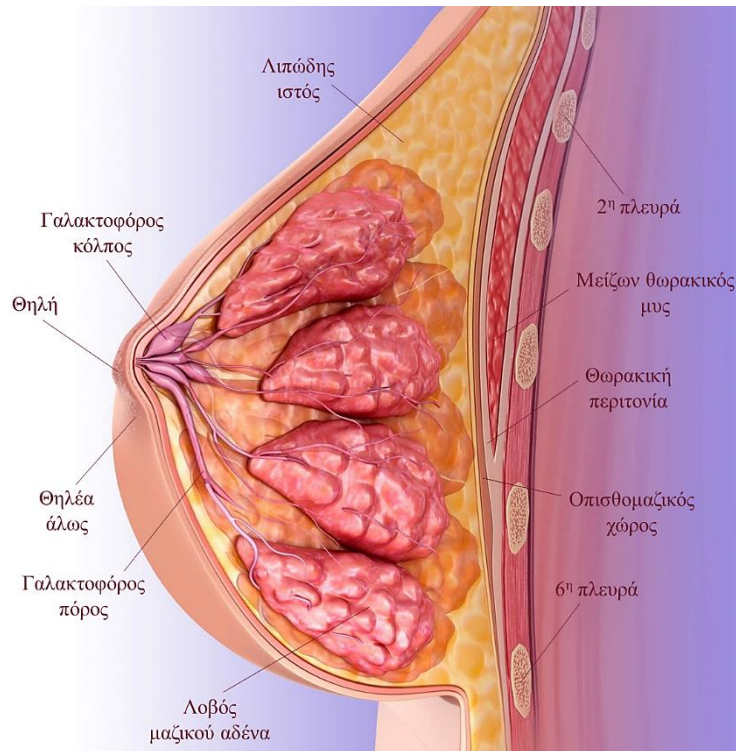
Όπως προαναφέρθηκε, οι μαστοί βρίσκονται εμπροσθεν του θωρακικού τοιχώματος και κάθε ένας από αυτούς εκτείνεται κάθετα από τη 2<sup>η</sup> έως την 6<sup>η</sup> πλευρά και εγκάρσια από το έξω χείλος του στέρνου έως τη μέση μασχαλιαία γραμμή (Wentz & Parsons, 1997; Απαρτόγλου-Παντελέων & Ταρασίδου-Κουτσομάρη, 1999). Τα 2/3 του υποστρώματος του μαστού σχηματίζονται από την εν τω βάθει ή θωρακική περιτονία που καλύπτει το μείζονα θωρακικό μυ, ενώ το εναπομένον 1/3 από την περιτονία που καλύπτει τον πρόσθιο οδοντωτό μυ (Moore et al., 2016). Μεταξύ του μαστού και της θωρακικής περιτονίας παρεμβάλλεται μια λεπτή ζώνη χαλαρού συνδετικού ιστού εν

ονόματι οπισθομαζικός ή οπισθομαστικός χώρος, ο οποίος επιτρέπει στο όργανο κάποιο βαθμό κινητικότητας (Moore et al., 2016; Ιωαννίδου-Μουζάκα et al., 2007). Θεωρώντας δύο γραμμές που διατρέχουν το κέντρο της θηλής κατακόρυφα και οριζόντια αντίστοιχα, κάθε μαστός χωρίζεται, πρακτικά, σε τέσσερα τεταρτημόρια · το κάτω έσω, το άνω έσω, το κάτω έξω και το άνω έξω. Το τελευταίο καταλήγει στην ουρά του μαστού ή ουρά του Spence, η οποία αποτελεί μοίρα του μαζικού αδένου που προσφύεται στο μασχαλιαίο βόθρο (Δαΐκος, 2015).

Εξωτερικά, ο μαστός συνίσταται από τη θηλή και τη θηλέα άλω (Khan & Sajjad, 2023). Η θηλή πρόκειται για κωνικό ή κυλινδρικό έπαρμα καστανέρυθρης χροιάς, το οποίο φέρει σχισμές από τα στόμια των γαλακτοφόρων πόρων που το διανοίγουν (Ιωαννίδου-Μουζάκα et al., 2007). Σαν δομή δε διαθέτει τριχοθυλάκια, ιδρωτοποιούς αδένες ή λιπώδη ιστό, αλλά αποτελείται από λείες μυϊκές ίνες που συμπιέζουν τους γαλακτοφόρους πόρους κατά τη διάρκεια της γαλουχίας (Khan & Sajjad, 2023; Moore et al., 2016). Όσον αφορά τη θηλέα άλω, πρόκειται για υποστρόγγυλη περιοχή που περιβάλλει τη θηλή και έχει την ίδια με αυτή χροιά (Καμμάς, 2012). Δομικά φέρει διάσπαρτα τριχοθυλάκια (Δαΐκος, 2015), καθώς και πολυάριθμες μικρές προπέτειες γνωστές ως αλωαία οζίδια ή οζίδια του Montgomery. Τα οζίδια αυτά περικλείουν του αλωαίους αδένες ή αδένες του Montgomery, οι οποίοι είναι σημηματογόνοι αδένες που κατά τη διάρκεια της εγκυμοσύνης εκκρίνουν μία ελαιώδη ουσία, προστατευτική για τη θηλή και τη θηλέα άλω (Moore et al., 2016; Καμμάς, 2012).

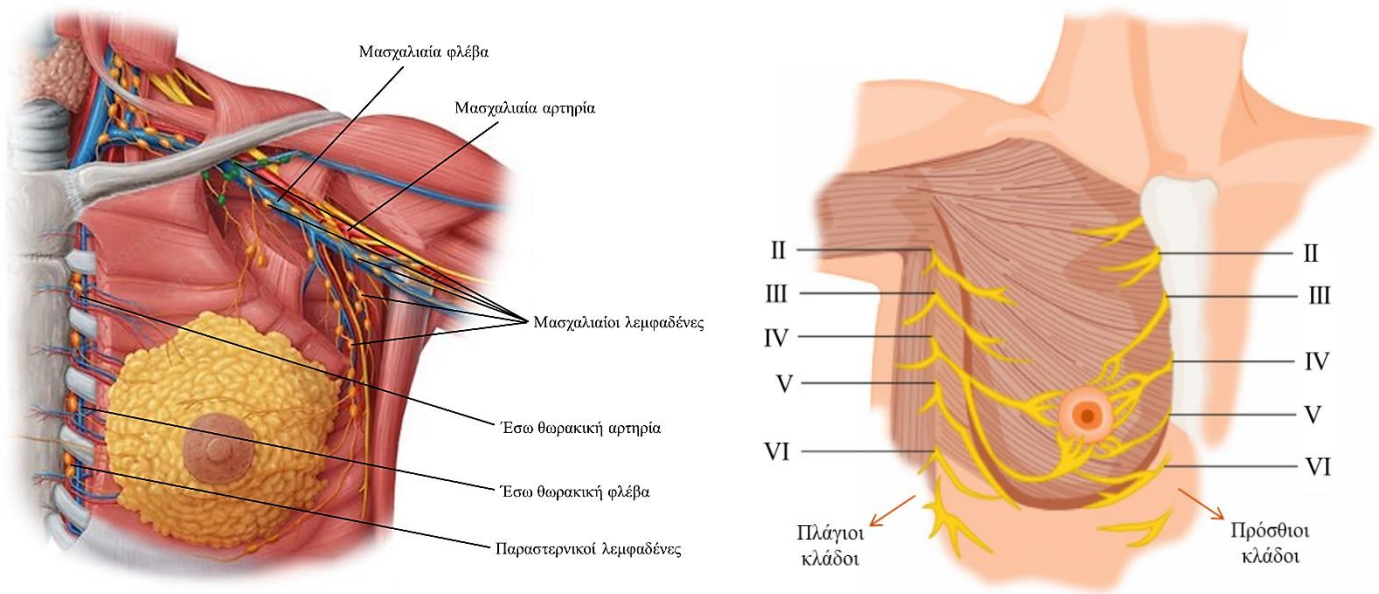
Σε μακροσκοπικό επίπεδο, ο μαστός χωρίζεται σε δύο μέρη · το αδενικό, που αποτελείται από τον αντίστοιχο ιστό και σχετίζεται με την έκκριση γάλακτος και το υποστηρικτικό, που συνίσταται από τον ινώδη και το λιπώδη ιστό (Darlington, 2015). Ο αδενικός ιστός (αμιγής μαζικός αδένου) είναι οργανωμένος σε 15-20 λοβούς, κάθε ένας από τους οποίους καταλήγει σε έναν γαλακτοφόρο πόρο. Πριν από την εκβολή του στη θηλή κάθε τέτοιος πόρος εμφανίζει τον γαλακτοφόρο κόλπο, μέσα στον οποίο συγκεντρώνεται το γάλα που εκκρίνεται από τις αδενοκυψέλες. Ως προς το υποστηρικτικό μέρος του μαστού, ο μαζικός αδένου συμφύεται στερεά με το υπερκείμενο δέρμα μέσω των κρεμαστήρων συνδέσμων ή συνδέσμων του Cooper, οι οποίοι πρόκειται για πυκνώσεις ινώδους συνδετικού ιστού (Moore et al., 2016; Καμμάς, 2012). Οι σύνδεσμοι αυτοί διαχωρίζουν, επίσης, τους επιμέρους λοβούς του

αδένα μεταξύ τους (Darlington, 2015; Καμμάς, 2012). Τόσο ο αδενικός, όσο και ο εριστικός ινώδης ιστός περιβάλλονται από άφθονο λιπώδη (Moore et al., 2016).



**Εικόνα 1.1:** Ο μαστός ανατομικά (Τροποποιημένη από: <https://www.verywellhealth.com/parts-of-a-nipple-and-areola-430642>).

Οι μαστοί χαρακτηρίζονται, επιπρόσθετα, από ένα πλούσιο αγγειακό, αλλά και νευρικό δίκτυο. Ειδικότερα, η αρτηριακή τους άρδευση προέρχεται από τους κλάδους της έσω μαστικής ή έσω θωρακικής αρτηρίας, από τον πλάγιο θωρακικό και τον ακρωμοθωρακικό κλάδο της μασχαλιαίας αρτηρίας, καθώς και από τους οπίσθιους μεσοπλεύριους κλάδους της θωρακικής αορτής (Moore et al., 2016; Ιωαννίδου-Μουζάκα et al., 2007). Οι φλεβικοί κλάδοι συμπορεύονται με τους αντίστοιχους αρτηριακούς, *απάγοντας* το αίμα κυρίως στη μασχαλιαία φλέβα. Το λεμφικό δίκτυο των μαστών διακρίνεται σε δύο επιμέρους, το επιπολής και το εν τω βάθει, τα οποία παροχετεύουν τη λέμφο είτε προς τους μασχαλιαίους, είτε προς τους παραστερνικούς λεμφαδένες. Το 75% της λέμφου και ιδιαίτερα από τα έξω τεταρτημόρια των μαστών *απάγεται* στους μασχαλιαίους λεμφαδένες, ενώ το υπόλοιπο 25% στους παραστερνικούς, ιδίως από τα έσω τεταρτημόρια (Απαρτόγλου-Παντελέων & Ταρασίδου-Κουτσουμάρη, 1999; Καμμάς, 2012). Αναφορικά με τη νεύρωση των μαστών, αυτή προέρχεται από τους πρόσθιους και τους πλάγιους κλάδους του δεύτερου έως έκτου μεσοπλεύριου νεύρου (Darlington, 2015; Khan & Sajjad, 2023).



**Εικόνα 1.2:** Το αγγειακό και το νευρικό δίκτυο των μαστών, αντίστοιχα (Τροποποιημένη από: <https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/lymphatic-drainage-of-the-breast>; <https://learnsurgeryonline.com/the-breasts/>).

### 1.3 ΠΑΘΗΣΕΙΣ

Στο δεδομένο τομέα η συντριπτική πλειονότητα των περιστατικών ενός κλινικού ιατρού, αλλά και των αλλοιώσεων που ‘διαβάζει’ ένας ειδικός ακτινοδιαγνώστης είναι καλοήθειες. Ιδιαίτερα συχνές καλοήθειες παθήσεις του μαστού είναι το ινοαδένωμα, το γιγάντιο ινοαδένωμα, οι κύστεις, η ινοκυστική αλλαγή που περιλαμβάνει την αδένωση και τη σκληρυντική αδένωση, ο φυλλοειδής όγκος, το αμάρτωμα, το λίπωμα, το θήλωμα, η νέκρωση λίπους, η ακτινωτή ουλή και οι διαφόρων τύπων φλεγμονές (Ιωαννίδου-Μουζάκα et al., 2007). Από τα παραπάνω συχνότερη παθολογική κατάσταση αποτελεί το ινοαδένωμα (Μαρκόπουλος, 2007), ένα ινοεπιθηλιακό νεόπλασμα που συνήθως ανευρίσκεται σε έφηβα κορίτσια και νέες γυναίκες. Τις περισσότερες φορές τα ινοαδενώματα είναι πολλαπλά, αμφοτερόπλευρα και δεν ξεπερνούν τα 3 εκατοστά σε διάμετρο. Σε περίπτωση που η διάμετρος τους ξεπεράσει τα 5 εκατοστά, τότε αναφέρονται ως γιγάντια (Hackney & Williams, 2015; Ιωαννίδου-Μουζάκα et al., 2007; Μαρκόπουλος, 2007). Η κακοήθης εξαλλαγή των ινοαδενωμάτων είναι εξαιρετικά σπάνια, αλλά υπάρχει ένα ποσοστό αυτών (3-5%) που μπορεί να εμφανίζουν κάποια μορφή καρκινώματος στην περιφέρεια τους (Ιωαννίδου-Μουζάκα et al., 2007; Μαρκόπουλος, 2007).

Όσον αφορά τις κακοήθεις παθήσεις του μαστού, καρκινώματα μπορούν να αναπτυχθούν από μεταστάσεις, από τους μεσεγγυματικούς και από τους επιθηλιακούς ιστούς. Η πλειοψηφία τους εμφανίζεται πρωτίστως στο επιθήλιο των γαλακτοφόρων πόρων (πορογενές καρκίνωμα) και δευτερευόντως σε αυτό των λοβών (λοβιακό καρκίνωμα). Όταν το καρκίνωμα περιορίζεται αυστηρά εντός των πόρων του μαστού, τότε ονομάζεται πορογενές μη διηθητικό καρκίνωμα ή πορογενές καρκίνωμα *in situ* (Ductal Carcinoma *In Situ* - DCIS). Στις περισσότερες περιπτώσεις το DCIS μετατρέπεται ακολούθως σε διηθητικό καρκίνωμα και επεκτείνεται πέρα των γαλακτοφόρων πόρων και του μαστού. Τα ίδια ισχύουν και για το λοβιακό καρκίνωμα *in situ* (Lobular Carcinoma *In Situ* - LCIS), με τη διαφορά ότι σημείο εμφάνισης του είναι οι λοβοί (Δημητρόπουλος & Κεραμόπουλλος, 2000). Το πορογενές διηθητικό καρκίνωμα αποτελεί >50% του συνόλου των καρκίνων του μαστού με μέση ηλικία εμφάνισης τα 50 έτη, ενώ το λοβιακό απαντάται στο 8-15% των καρκίνων με μέση ηλικία εμφάνισης τα 60 έτη. Άλλες μορφές καρκινωμάτων στο μαστό είναι το μυελλοειδές, το βλενώδες, το θηλώδες και το σωληνώδες (Δημητρόπουλος & Κεραμόπουλλος, 2000; Ιατράκης, 2015).

Ένα από τα συχνότερα μαστογραφικά ευρήματα που μπορεί να εμφανιστεί στα πλαίσια τόσο καλοηθών, όσο και κακοηθών καταστάσεων του μαστού είναι οι αποτιτανώσεις. Οι αποτιτανώσεις ή ασβεστώσεις πρόκειται για εναποθέσεις οξαλικού (τύπος I) ή φωσφορικού ασβεστίου (τύπος II) μέσα στο μαστό (Logullo et al., 2022; Wilkinson et al., 2017), οι οποίες ανάλογα με το μέγεθος, το σχήμα, την πυκνότητα και την κατανομή τους ταξινομούνται ως καλοήθεις, πιθανώς καλοήθεις και ενδεικτικές κακοήθειας (Ιωαννίδου-Μουζάκα et al., 2007). Οι πρώτες συνήθως είναι τύπου I, διάσπαρτες και σχετικά ομοιόμορφες ως προς το μέγεθος (ευμεγέθεις), το σχήμα (στρογγυλές) και την πυκνότητα. Αντιθέτως, αυτές που δεικνύουν κακοήθεια είναι, συνήθως, τύπου II, συρρέουσες και πλειόμορφες ως προς τα τρία προαναφερόμενα χαρακτηριστικά (Logullo et al., 2022; Wilkinson et al., 2017; Απαρτόγλου-Παντελέων & Ταρασίδου-Κουτσουμάρη, 1999). Σε γενικές γραμμές, οι αποτιτανώσεις μπορούν να εντοπιστούν στο λιπώδη ιστό, στους λοβούς και τους γαλακτοφόρους πόρους του μαζικού αδένου, στον ινώδη ιστό, στα αιμοφόρα αγγεία, καθώς και στο υπερκείμενο του μαστού δέρμα (Hackney & Williams, 2015).

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2. ΑΚΤΙΝΕΣ X

### 2.1 ΓΕΝΙΚΑ

Η ακτινοβολία X είναι μία μορφή ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας (Stark, 2020), η οποία σύμφωνα με την κβαντική θεωρία αποτελείται από στοιχειώδη «πακέτα» (κβάντα) ενέργειας  $E$  εν ονόματι φωτόνια (Κανδαράκης, 2007). Πέρα από αυτήν τη θεώρηση, μπορεί επίσης να περιγραφεί ως συζευγμένα κύματα ηλεκτρικού και μαγνητικού πεδίου που χαρακτηρίζονται από μία συχνότητα  $f$  και ένα μήκος κύματος  $\lambda$  (κυματική θεωρία) (Pope, 1999; Stark, 2020). Στο ηλεκτρομαγνητικό φάσμα οι ακτίνες X βρίσκονται προς το άκρο των μεγάλων συχνοτήτων ή μικρών μηκών κύματος, με συχνότητα από  $10^{17}$  έως  $10^{20}$  Hz, μήκη κύματος από  $10^{-13}$  έως  $10^{-7}$  m και ενέργεια από λίγα keV έως πολλά MeV (Pope, 1999; Γεωργίου, 2014; Ψαρράκος, 2018). Ως προς την ικανότητα τους να προκαλούν ιονισμό της ύλης κατατάσσονται στην κατηγορία της έμμεσα ιοντίζουσας ακτινοβολίας, καθώς προκαλούν το βιολογικό αυτό φαινόμενο μέσω μιας διαδικασίας δύο βημάτων · μεταφέρουν την ενέργεια τους σε δευτερογενή φορτισμένα σωματιδία (ηλεκτρόνια) που παράγονται κατά την αλληλεπίδραση τους με την ύλη και στη συνέχεια αυτά εναποθέτουν την ενέργεια στην ύλη μέσω περαιτέρω ιονισμών και διεγέρσεων (Dance et al., 2014; Podgoršak, 2016).

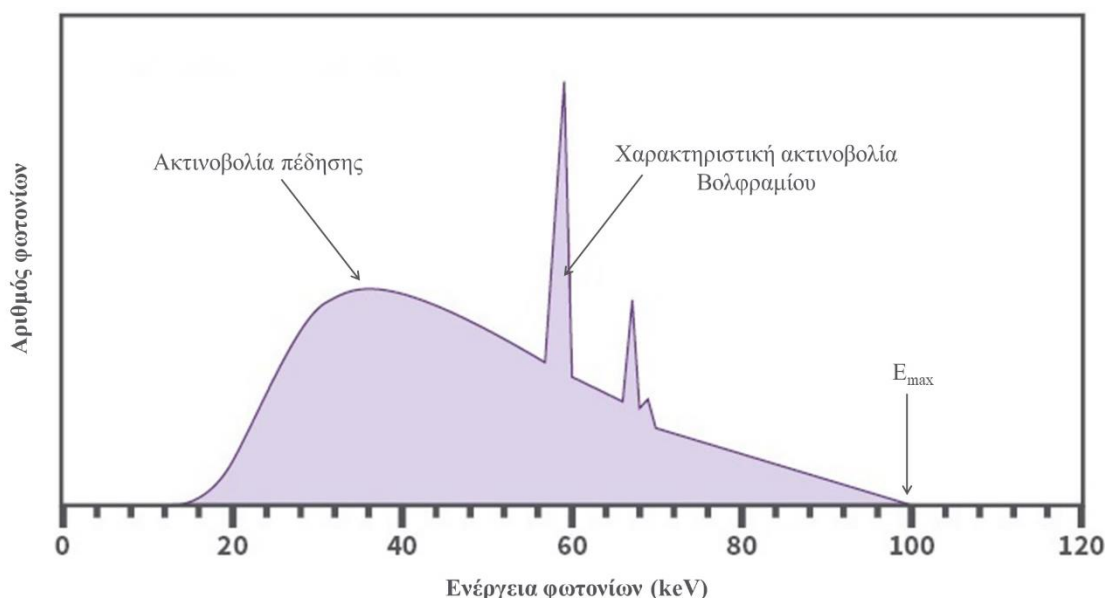
### 2.2 ΠΑΡΑΓΩΓΗ

Οι διαγνωστικές ακτίνες X, οι οποίες και χρησιμοποιούνται κατά τη μαστογραφία, παράγονται από μία ειδική διάταξη γνωστή ως λυχνία Coolidge ή απλά λυχνία ακτίνων X. Η αρχή λειτουργίας της δεδομένης λυχνίας βασίζεται στην επιτάχυνση μίας δέσμης ηλεκτρονίων εντός ηλεκτρικού πεδίου και ακολούθως στο 'βομβαρδισμό' ενός μεταλλικού στόχου με τη δέσμη αυτή (Pope, 1999; Κανδαράκης, 2007). Αναλυτικότερα, όταν η κάθοδος της λυχνίας αρχίζει να διαρρέεται από ηλεκτρικό ρεύμα, τότε παράγονται σε αυτή ηλεκτρόνια μέσω του φαινομένου της θερμιονικής εκπομπής. Ύστερα, με την εφαρμογή υψηλής τάσης τα ηλεκτρόνια επιταχύνονται μέσα στο σωλήνα ακτίνων X και προσπίπτουν πάνω στην άνοδο της λυχνίας, με την οποία και αλληλεπιδρούν (Pope, 1999; Γεωργίου, 2014). Εκεί το 99% περίπου της κινητικής



ενέργειας της δέσμης ηλεκτρονίων μετατρέπεται σε θερμότητα, ενώ το εναπομένον 1% σε ακτίνες X (Pope, 1999; Ψαρράκος, 2018).

Η παραγωγή του προαναφερόμενου ποσοστού ακτίνων X βασίζεται σε δύο μηχανισμούς · στην επιβράδυνση των ηλεκτρονίων λόγω της αλληλεπίδρασης τους με τα ηλεκτρικά πεδία των ατόμων της ανόδου και στην αλληλεπίδραση των προσπιπτόντων ηλεκτρονίων με τα περιφερειακά ηλεκτρόνια των ατόμων της ανόδου. Στην πρώτη περίπτωση η προκύπτουσα ακτινοβολία αναφέρεται ως ακτινοβολία πέδησης ή ακτινοβολία Bremsstrahlung και είναι το μεγαλύτερο μέρος των ακτίνων X που παράγονται από μία λυχνία Coolidge (Κανδαράκης, 2007). Επιπλέον, αποτελεί τη συνεχή συνιστώσα του ενεργειακού φάσματος των ακτίνων X, παρουσιάζοντας μία καθορισμένη ανώτατη τιμή ενέργειας φωτονίων  $E_{max}$ , καθώς και ένα μέγιστο (Ψαρράκος, 2018). Στη δεύτερη περίπτωση η ακτινοβολία ονομάζεται χαρακτηριστική και εκπέμπεται μόνο όταν η κινητική ενέργεια των προσπιπτόντων στην άνοδο ηλεκτρονίων είναι μεγαλύτερη από την ενέργεια ιονισμού των ηλεκτρονίων των ατόμων της (Γεωργίου, 2014). Από φασματοσκοπικής πλευράς αποτελεί τη γραμμική συνιστώσα του ενεργειακού φάσματος, εμφανιζόμενη ως κορυφές που επικάθονται στο συνεχές φάσμα και των οποίων οι ενέργειες είναι αυστηρά καθορισμένες και ανάλογες του υλικού της ανόδου (Ψαρράκος, 2018).



**Εικόνα 2.1:** Ένα τυπικό φάσμα ακτίνων X από λυχνία με άνοδο Βολφραμίου (W), υλικό που χρησιμοποιείται αρκετά συχνά ως άνοδος στη μαστογραφία (Τροποποιημένη από: <https://www.arpansa.gov.au/understanding-radiation/what-is-radiation/ionising-radiation/x-ray>).

## 2.3 ΑΛΛΗΛΕΠΙΔΡΑΣΗ ΜΕ ΤΗΝ ΥΛΗ

Κατά τη διείσδυση τους στην ύλη (στην περίπτωση της μαστογραφίας στο μαστό) τα φωτόνια  $X$  μπορούν να υποστούν διάφορες αλληλεπιδράσεις με τα άτομα της και πιο συγκεκριμένα είτε με τους πυρήνες, είτε με τα τροχιακά ηλεκτρόνια των ατόμων της. Οι αλληλεπιδράσεις με τους πυρήνες μπορεί να είναι άμεσες αλληλεπιδράσεις φωτονίου-πυρήνα (πυρηνική φωτοδιάσπαση) ή αλληλεπιδράσεις μεταξύ του φωτονίου και του ηλεκτροστατικού πεδίου του πυρήνα (δίδυμη γένεση). Από την άλλη, οι αλληλεπιδράσεις με τα τροχιακά ηλεκτρόνια μπορούν να συμβούν μεταξύ του φωτονίου και είτε ενός χαλαρά δεσμευμένου ηλεκτρονίου (σκέδαση Compton, σκέδαση Thomson και τρίδυμη γένεση), είτε ενός ισχυρά δεσμευμένου ηλεκτρονίου (φωτοηλεκτρικό φαινόμενο και σκέδαση Rayleigh) (Podgoršak, 2016). Τα παραπάνω φαινόμενα είναι στοχαστικά και ανεξάρτητα μεταξύ τους, με το καθένα να χαρακτηρίζεται από τη δική του πιθανότητα να συμβεί. Οι τέσσερις θεμελιώδεις αλληλεπιδράσεις των φωτονίων  $X$  με την ύλη είναι οι ακόλουθες (Dance et al., 2014):

- 1. Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο:** Πρόκειται για την αλληλεπίδραση ενός φωτονίου  $X$  με ένα ισχυρά συνδεδεμένο ηλεκτρόνιο των εσωτερικών στοιβάδων του ατόμου. Κατά το φαινόμενο αυτό το φωτόνιο απορροφάται πλήρως, ενώ το ηλεκτρόνιο αποσπάται από το άτομο με κινητική ενέργεια  $E_k$ . Έτσι, δημιουργείται μία κενή θέση, η οποία καλύπτεται από ένα άλλο ηλεκτρόνιο υψηλότερης ενεργειακής στάθμης. Η μετακίνηση αυτή του ηλεκτρονίου συνοδεύεται από την εκπομπή της περίσσειας ενέργειας με τη μορφή ακτινοβολίας (Podgoršak, 2016; Κανδαράκης, 2007). Η πιθανότητα να συμβεί το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο αυξάνει με τον ατομικό αριθμό  $Z$  του υλικού, αλλά μειώνεται με την ενέργεια  $E$  των φωτονίων (Dance et al., 2014; Γεωργίου, 2014).
- 2. Σκέδαση Rayleigh (Σύμφωνη ή Ελαστική σκέδαση):** Είναι το φαινόμενο κατά το οποίο ένα φωτόνιο  $X$  'συγκρούεται' με ένα ισχυρά συνδεδεμένο ηλεκτρόνιο των εσωτερικών στοιβάδων του ατόμου και απλά μεταβάλλει τη διεύθυνση διάδοσης του κατά μία μικρή γωνία, χωρίς να χάνει ενέργεια (Γεωργίου, 2014; Κανδαράκης, 2007). Όπως και το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο, έτσι και η σκέδαση Rayleigh συμβαίνει, κατά κύριο λόγο, σε μικρές ενέργειες φωτονίων και για μεγάλο ατομικό αριθμό υλικού (Podgoršak, 2016).

- 3. Σκέδαση Compton (Ασύμφωνη ή Ανελαστική σκέδαση):** Πρόκειται για τη ‘σύγκρουση’ ενός φωτονίου  $X$  με ένα χαλαρά συνδεδεμένο στο άτομο ηλεκτρόνιο. Κατά το φαινόμενο αυτό ένα ποσό της αρχικής ενέργειας του φωτονίου αποδίδεται στο ηλεκτρόνιο υπό τη μορφή κινητικής ενέργειας  $E_k$ , ενώ το υπόλοιπο παραμένει στο φωτόνιο, το οποίο μεταβάλλει τη διεύθυνση διάδοσης του κατά μία γωνία  $\theta$ . Η γωνία αυτή ονομάζεται γωνία σκέδασης και κυμαίνεται από  $0^\circ$  (πρόσθια σκέδαση) έως  $180^\circ$  (οπισθοσκέδαση) (Podgoršak, 2016; Γεωργίου, 2014). Η πιθανότητα να συμβεί η σκέδαση Compton μειώνεται με την ενέργεια των φωτονίων, αλλά είναι πρακτικά ανεξάρτητη από τον ατομικό αριθμό του υλικού (Κανδαράκης, 2007).
- 4. Δίδυμη γένεση:** Είναι το φαινόμενο κατά το οποίο ένα φωτόνιο  $X$  αλληλεπιδρά με το ηλεκτροστατικό πεδίο του πυρήνα του ατόμου, με αποτέλεσμα την πλήρη απορρόφηση του και τη μετατροπή της ενέργειας του σε ένα ηλεκτρόνιο και ένα ποζιτρόνιο (Dance et al., 2014; Γεωργίου, 2014). Σε αντίθεση με τις προηγούμενες αλληλεπιδράσεις, η δίδυμη γένεση απαιτεί μεγάλη ενέργεια φωτονίων ( $>1.02$  MeV) για να συμβεί (Podgoršak, 2016; Κανδαράκης, 2007).

Η δέσμη ακτίνων  $X$  υφίσταται μία βαθμιαία ελάττωση της έντασης της, ή αλλιώς του αριθμού των φωτονίων της, όταν αλληλεπιδράσει με την ύλη. Το γεγονός αυτό για μία μονοενεργειακή δέσμη περιγράφεται από το νόμο της εκθετικής εξασθένισης:

$$I = I_0 \times e^{-\mu \times x} \quad (2.1)$$

όπου:

$I$  είναι ο αριθμός των φωτονίων που δεν αλληλεπιδράσαν με το υλικό,

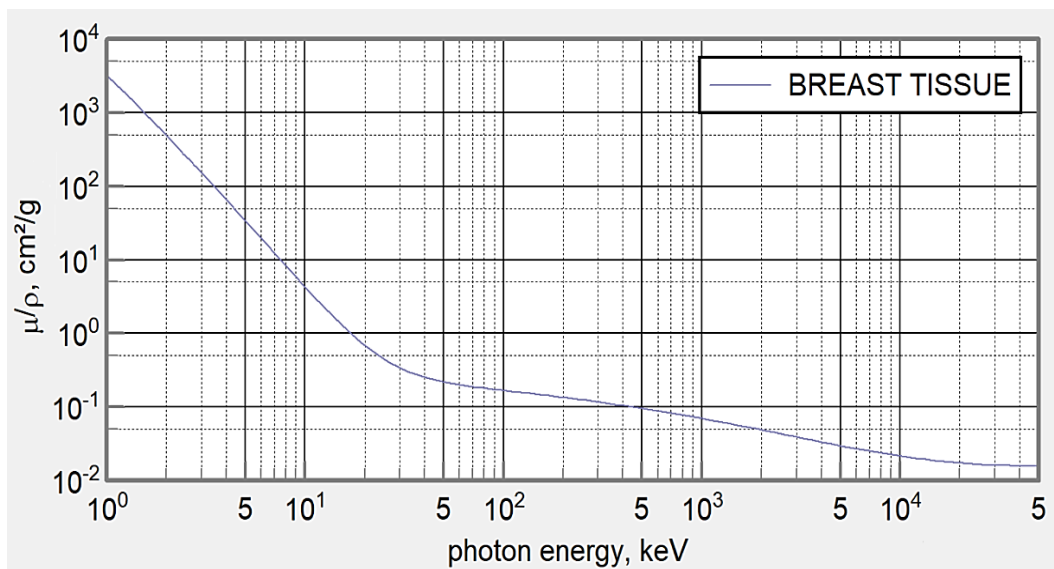
$I_0$  είναι ο αρχικός αριθμός των φωτονίων,

$\mu$  είναι ο γραμμικός συντελεστής εξασθένισης της δέσμης ( $m^{-1}$ ), και

$x$  είναι το μήκος της διαδρομής των φωτονίων εντός του υλικού (m) (Γεωργίου, 2014).

Η τιμή του γραμμικού συντελεστή εξασθένισης  $\mu$  (linear attenuation coefficient) εξαρτάται από τρεις παράγοντες · την ενέργεια  $E$  των φωτονίων, τον ατομικό αριθμό  $Z$  του υλικού, καθώς και από την πυκνότητα  $\rho$  του υλικού. Λόγω του ότι η τελευταία εξάρτηση δεν είναι ιδιαίτερα ‘πρακτική’, αντί του γραμμικού συνηθίζεται να χρησιμοποιείται ο μαζικός συντελεστής εξασθένισης  $\mu/\rho$  (mass attenuation coefficient)

( $m^2/kg$ ), ο οποίος είναι ανεξάρτητος της πυκνότητας. Για μία δεδομένη ενέργεια φωτονίων οι τιμές των παραπάνω συντελεστών είναι σταθερές και χαρακτηριστικές για κάθε υλικό (Dance et al., 2014).



*Εικόνα 2.2:* Ο μαζικός συντελεστής εξασθένησης του μαστικού ιστού συναρτήσει διαφόρων ενεργειών φωτονίων από το λογισμικό XMuDat.

## 2.4 ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΚΑ ΜΕΓΕΘΗ

Υπάρχουν πολλαπλά μεγέθη που χρησιμοποιούνται στον τομέα της δοσιμετρίας, με σκοπό τον προσδιορισμό της ενέργειας που εναποτίθεται σε ένα υλικό από την ακτινοβολία (Dance et al., 2014; Κανδαράκης, 2007). Εξ αυτών βασικά δοσιμετρικά μεγέθη αποτελούν η ροή σωματιδίων, η ροή ενέργειας, το kerma και ο ρυθμός kerma, η έκθεση, η εναποτιθέμενη ενέργεια και η απορροφούμενη δόση (International Atomic Energy Agency, 2007; Podgoršak, 2016).

Η ροή σωματιδίων ή κβαντική ροή  $\Phi$  (particle or quantum fluence) μετράται σε  $m^{-2}$  και είναι ίση με το πηλίκο:

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (2.2)$$

όπου:

$dN$  είναι ο αριθμός των σωματιδίων που εισέρχονται σε μία σφαίρα με κέντρο  $P$ , και

da είναι η διατομή της σφαίρας.

Το kerma K (Kinetic Energy Released per unit Mass) εκφράζεται σε μονάδες Gy και ισούται με το πηλίκο:

$$K = \frac{dE_K}{dm} \quad (2.3)$$

όπου:

$dE_K$  είναι το άθροισμα των αρχικών κινητικών ενεργειών όλων των φορτισμένων σωματιδίων που απελευθερώνονται μέσα στην ύλη από μη φορτισμένα σωματίδια, και

$dm$  είναι μάζα της ύλης.

Η έκθεση X (exposure) μετράται σε Cb/kg και είναι ίση με το πηλίκο:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.4)$$

όπου:

$dQ$  είναι η απόλυτη τιμή του ολικού φορτίου των ιόντων ενός προσήμου (κατιόντων ή ανιόντων) τα οποία παράγονται στον αέρα, όταν όλα τα ηλεκτρόνια και τα ποζιτρόνια που απελευθερώνονται από φωτόνια στον αέρα ακινητοποιηθούν τελείως σε αυτόν, και

$dm$  είναι μάζα του αέρα (Dance et al., 2014; International Atomic Energy Agency, 2007; Podgoršak, 2016; Κανδαράκης, 2007; Ψαρράκος, 2018).

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3. ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑ

### 3.1 ΓΕΝΙΚΑ

Η μαστογραφία είναι μία εξειδικευμένη ακτινογραφική τεχνική, η οποία παρέχει τη δυνατότητα λήψης λεπτομερών προβολικών εικόνων των μαστών και χρησιμοποιείται ως προληπτικό και διαγνωστικό εργαλείο για τον εν λόγω καρκίνο (Reilly, 2019; Γεωργίου, 2014). Όπως σε κάθε τέτοια τεχνική, έτσι και σε αυτή επιδιώκεται η βέλτιστη δυνατή απεικόνιση της μελετώμενης δομής με τη χαμηλότερη δυνατή δόση στον εξεταζόμενο. Παρ'όλα αυτά, οι ιστοί και οι λοιπές δομές που συνιστούν το μαστό χαρακτηρίζονται από παραπλήσιο ατομικό αριθμό και πυκνότητα, με απόρροια η αντίθεση θέματος, η οποία εξαρτάται από τους παράγοντες αυτούς, να είναι πολύ μικρή (Γεωργίου, 2014). Προς αποφυγή του τελευταίου, στη μαστογραφία χρησιμοποιούνται ακτίνες X χαμηλής ενέργειας, με την τάση της λυχνίας να κυμαίνεται από 20 έως 40 kVp (Ebrahimi, 2019; Γεωργίου, 2014). Επιπρόσθετα, κατά την απεικόνιση οι μαστοί συμπίεζονται κατάλληλα, ώστε η προαναφερόμενη αντίθεση να εξαρτάται μόνο από τους γραμμικούς συντελεστές εξασθένισης των ιστών και των δομών και όχι από τα πάχη τους (Γεωργίου, 2014).

### 3.2 ΕΙΔΗ

Ως προς το λόγο για τον οποίο πραγματοποιείται, η μαστογραφία είναι δύο ειδών · προληπτική (screening mammography) και διαγνωστική (diagnostic mammography). Η πρώτη γίνεται σε ασυμπτωματικές γυναίκες άνω των 45 ετών, με σκοπό τη διάγνωση του καρκίνου του μαστού σε όσο το δυνατόν πρώιμο και πιθανόν θεραπεύσιμο στάδιο (European Society of Radiology, 2023). Από την άλλη, η δεύτερη διενεργείται σε ασθενείς με συμπτώματα (π.χ. ψηλαφητό όγκο, έκκριση από τη θηλή) ή με κάποια ανωμαλία που βρέθηκε κατά την προληπτική μαστογραφία (Dua & Khinda, 2019; European Society of Radiology, 2023).

Ανάλογα με το είδος του ανιχνευτή, η μαστογραφία διακρίνεται σε δύο άλλες κατηγορίες · την αναλογική (screen-film mammography) και την ψηφιακή μαστο-

γραφία (digital mammography). Η πρώτη διαθέτει ως ανιχνευτή ένα σύστημα ενισχυτικής πινακίδας-φιλμ, το οποίο πρέπει να υποβληθεί σε κατάλληλη χημική επεξεργασία (εμφάνιση) ώστε να ληφθεί η τελική εικόνα (Ebrahimi, 2019). Η δεύτερη, αντίθετα, διαθέτει έναν ψηφιακό ανιχνευτή, ο οποίος παράγει ένα ηλεκτρικό σήμα ανάλογο των φωτονίων X που δεν αλληλεπιδράσαν με το μαστό (Beutel et al., 2000). Κύριο πλεονέκτημα της ψηφιακής έναντι της αναλογικής μαστογραφίας είναι το ότι η διαδικασία λήψης της εικόνας είναι ‘αποσυζευγμένη’ από αυτές της αποθήκευσης και της απεικόνισης, με συνέπεια κάθε μία εξ αυτών να μπορεί να βελτιστοποιηθεί (Beutel et al., 2000; Lewin, 2008; Pisano et al., 2004).

### **3.3 ΟΡΓΑΝΟΛΟΓΙΑ**

Ο μαστογράφος συνίσταται, ουσιαστικά, από τέσσερα μέρη · το σώμα, τη λυχνία ακτίνων X, το σύστημα συμπίεσης του μαστού και το σύστημα λήψης της εικόνας (Khandpur, 2020; Γεωργίου, 2014). Τα τρία τελευταία συνδέονται με το σώμα μέσω ενός περιστρεφόμενου βραχίονα (C arm), ο οποίος τους επιτρέπει να λάβουν, ως σύνολο, διάφορους προσανατολισμούς ανάλογα με την προβολική εικόνα που επιθυμείται να ληφθεί (Dua & Khinda, 2019). Επιπλέον, τους παρέχει τη δυνατότητα κατακόρυφης μετατόπισης ανάλογα με το ύψος της εξεταζόμενης (Dance et al., 2014).

#### **3.3.1 ΣΩΜΑ**

Μέσα στο σώμα ή κορμό του μαστογράφου βρίσκεται η γεννήτρια ακτίνων X (Γεωργίου, 2014), η οποία τροποποιεί κατάλληλα την τροφοδοσία δικτύου ώστε να παρέχει στη λυχνία την απαιτούμενη ισχύ για την παραγωγή ακτίνων X (Khandpur, 2020). Σήμερα η γεννήτρια αυτή είναι, τυπικά, υψηλής συχνότητας και παρέχει μία σχεδόν σταθερή κυματομορφή (Dance et al., 2014).

#### **3.3.2 ΛΥΧΝΙΑ ΑΚΤΙΝΩΝ X**

Όπως έχει ήδη αναφερθεί, η λυχνία του μαστογράφου παράγει ακτίνες X χαμηλής ενέργειας και παρουσιάζει την ίδια αρχή λειτουργίας με αυτήν που περιγράφηκε στην ενότητα 2.2 (Γεωργίου, 2014). Στην πράξη, είναι τοποθετημένη με τέτοιο τρόπο, ώστε η κάθοδος να βρίσκεται από την πλευρά του θωρακικού τοιχώματος του εξεταζόμενου όπου η εξασθένιση των ακτίνων X είναι γενικά μεγαλύτερη (Dance et al., 2014).

Η άνοδος της λυχνίας είναι περιστρεφόμενη και τυπικά κατασκευάζεται από Μολυβδαίνιο (Mo) ή Ρόδιο (Rh), των οποίων οι χαρακτηριστικές ακτινοβολίες βρίσκονται εντός του επιθυμητού εύρους ενεργειών για τη μαστογραφία (17.5 & 19.6 keV και 20.2 & 22.7 keV αντίστοιχα) (Dance et al., 2014; Reilly, 2019; Γεωργίου, 2014). Ένα άλλο υλικό ανόδου που χρησιμοποιείται αρκετά συχνά, λόγω της μεγάλης έντασης της ακτινοβολίας πέδησης του, είναι το Βολφράμιο (W) (Reilly, 2019). Το παράθυρο εξόδου της λυχνίας είναι συνήθως κατασκευασμένο από Βηρύλλιο (Be) (Dance et al., 2014; Reilly, 2019).

Η μαστογραφική λυχνία ακτίνων X συνοδεύεται, επίσης, από το φίλτρο και τον κατευθυντήρα. Το φίλτρο ή ηθμός παρεμβάλλεται μεταξύ της λυχνίας και του κατευθυντήρα και χρησιμοποιείται για την αποκοπή των ακτίνων X πολύ χαμηλής ενέργειας, οι οποίες δε συνεισφέρουν στην απεικόνιση αλλά αυξάνουν τη δόση στον εξεταζόμενο (Reilly, 2019; Γεωργίου, 2014). Ομοίως με την άνοδο, είναι τυπικά κατασκευασμένο από Mo ή Rh, με απότοκο να προκύπτουν οι εξής συνδυασμοί ανόδου-φίλτρου: Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Mo και Rh/Rh (Dance et al., 2014; Γεωργίου, 2014). Για τις ανόδους από W το φίλτρο συνήθως κατασκευάζεται από Rh, Αλουμίνιο (Al) ή Άργυρο (Ag), οπότε οι προκύπτοντες συνδυασμοί είναι: W/Rh, W/Al και W/Ag (Dance et al., 2014). Η επιλογή του κατάλληλου συνδυασμού ανόδου-φίλτρου εξαρτάται από την πυκνότητα και το πάχος των μαστών προς απεικόνιση (Γεωργίου, 2014). Αναφορικά με τον κατευθυντήρα (collimator), ρόλος του είναι να εστιάζει τις εξερχόμενες από το φίλτρο ακτίνες X στο μαστό (Reilly, 2019).

### **3.3.3 ΣΥΣΤΗΜΑ ΣΥΜΠΙΕΣΗΣ**

Το σύστημα συμπίεσης, ή αλλιώς πίεστρο, του μαστού βρίσκεται μεταξύ της λυχνίας ακτίνων X και του συστήματος λήψης της εικόνας και διαδραματίζει σπουδαίο ρόλο στην τεχνική της μαστογραφίας. Ειδικότερα, η προκληθείσα από αυτό συμπίεση οδηγεί σε ένα πιο ομοιόμορφο πάχος του μαστού, με αποτέλεσμα η έκθεση να κατανέμεται καλύτερα στο δυναμικό εύρος του ανιχνευτή (Khandpur, 2020). Επιπρόσθετα, συμβάλλει στην ‘εξάπλωση’ των διάφορων ιστών του μαστού, ελαχιστοποιώντας με τον τρόπο αυτό την αλληλοεπικάλυψη τους (Dua & Khinda, 2019). Τέλος, το πίεστρο μειώνει τη σκεδαζόμενη ακτινοβολία, την ασάφεια λόγω κίνησης του εξεταζόμενου, καθώς και τη δόση σε αυτόν (Reilly, 2019).



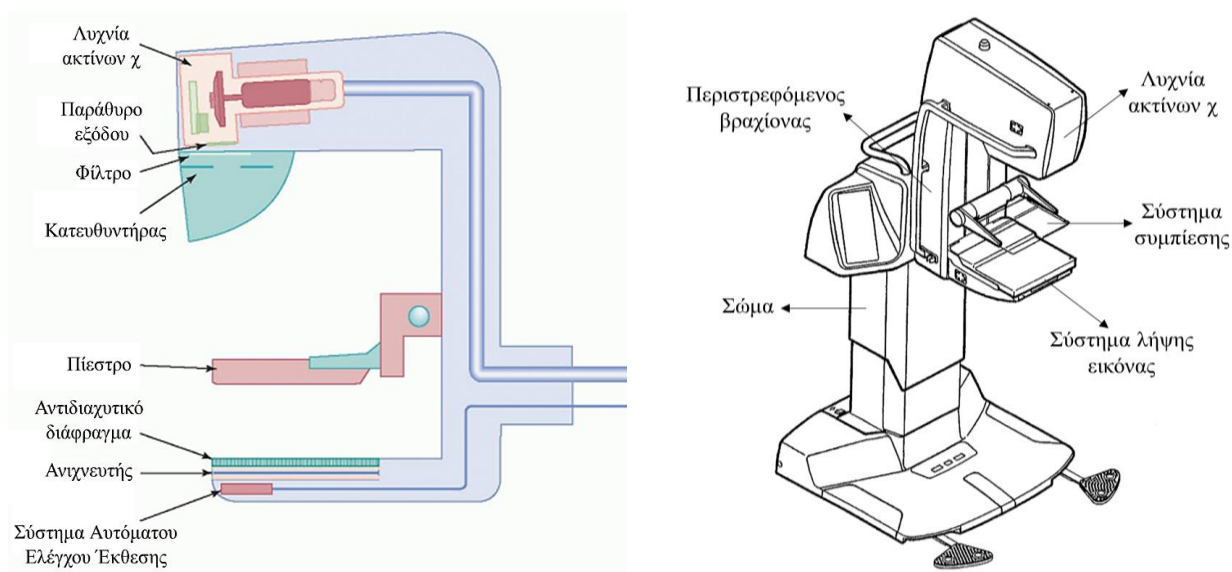
### 3.3.4 ΣΥΣΤΗΜΑ ΛΗΨΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ

Το σύστημα λήψης της εικόνας αποτελεί τη βάση στήριξης του μαστού κατά τη διάρκεια της μαστογραφίας και περιλαμβάνει τρεις επιμέρους διατάξεις · το αντιδιαχυτικό διάφραγμα, τον ανιχνευτή και το σύστημα αυτόματου ελέγχου της έκθεσης (Γεωργίου, 2014). Το αντιδιαχυτικό διάφραγμα (bucky) βρίσκεται προ του ανιχνευτή (Γεωργίου, 2014) και αποσκοπεί στην απορρόφηση της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας και κατά συνέπεια στη βελτίωση της αντίθεσης της εικόνας (Dance et al., 2014; Khandpur, 2020). Στη μαστογραφία χρησιμοποιείται κυρίως γραμμικό αντιδιαχυτικό διάφραγμα με λόγο (grid ratio) από 3.5:1 έως 5:1 (Dance et al., 2014), το οποίο κινείται ομοιόμορφα κατά τη διάρκεια της έκθεσης ώστε οι λωρίδες που το συνιστούν να μην είναι ορατές στην τελική εικόνα (Dance et al., 2014; Khandpur, 2020).

Όσον αφορά το σύστημα αυτόματου ελέγχου της έκθεσης (Automatic Exposure Control - AEC) ή αλλιώς φωτοχρονιστή, διαθέτει έναν ή περισσότερους ανιχνευτές ακτινοβολίας, καθώς και διάφορες άλλες ηλεκτρονικές διατάξεις όπως ενισχυτή, συγκριτή κ.ά. Σκοπός της χρήσης του είναι η μέτρηση της ποσότητας της ακτινοβολίας που φθάνει στον ανιχνευτή του μαστογράφου και ο τερματισμός της παραγωγής της όταν η μετρούμενη ποσότητα υπερβεί μία προκαθορισμένη τιμή αναφοράς (Kotre & Reis, 2015).

Αναφορικά με τον ανιχνευτή, αυτός μπορεί να είναι δύο ειδών στην επικρατούσα πλέον ψηφιακή μαστογραφία · έμμεσος ή άμεσος. Οι έμμεσοι αρχικά μετατρέπουν τα ανιχνευόμενα φωτόνια X σε οπτικά και έπειτα αυτά σε ηλεκτρικό σήμα. Οι άμεσοι, αντιθέτως, μετατρέπουν απευθείας τα φωτόνια X σε ηλεκτρικό σήμα, χωρίς να παρεμβάλλεται κάποιο ενδιάμεσο στάδιο (American Association of Physicists in Medicine, 2003). Δύο ευρέως διαδεδομένοι έμμεσοι ανιχνευτές είναι ο ανιχνευτής φωσφόρου-flat panel και ο ανιχνευτής φωσφόρου-CCD, ενώ ένας άμεσος είναι ο ανιχνευτής σεληνίου-flat panel. Ο ανιχνευτής φωσφόρου-flat panel αποτελείται από μία πλάκα μεγάλης επιφάνειας, κατασκευασμένη από άμορφο Πυρίτιο (a-Si). Πάνω σε αυτήν σχηματίζεται μία ορθογώνια διάταξη από φωτοευαίσθητες διόδους, κάθε μία από τις οποίες συνδέεται με ένα διακόπτη τρανζίστορ λεπτού υμενίου (Thin Film Transistor - TFT). Οι φωτοδιόδοι, αλλά και ό,τι τις ‘συνοδεύει’, επικαλύπτονται με φώσφορο Ιωδιούχου Καισίου ενεργοποιημένο με Θάλλιο (CsI(Tl)), ο οποίος λειτουργεί σαν σπινθηριστής. Όταν τα φωτόνια X προσπίψουν πάνω στο σπινθηριστή,

τότε αυτός τα απορροφά και εκπέμπει οπτικά φωτόνια. Τα τελευταία ανιχνεύονται από τις φωτοδιόδους και παράγεται ένα ηλεκτρικό σήμα, που αποθηκεύεται σε κάθε μία εξ αυτών. Η ανάγνωση του σήματος είναι διαδοχική και διεκπεραιώνεται ανά γραμμή φωτοδιόδων. Στον ανιχνευτή φωσφόρου-CCD (Charge Coupled Device - CCD) ο σπινθηριστής CsI(Tl) επικαλύπτει μία πλάκα, που συνίσταται από πολυάριθμες οπτικές ίνες. Η πλάκα αυτή είναι υπεύθυνη για τη σύζευξη του σπινθηριστή με τη διάταξη CCD, η οποία πρόκειται για ένα ηλεκτρονικό chip με φωτοευαίσθητα στοιχεία, διατεταγμένα σε γραμμές και στήλες. Ομοίως με τον προηγούμενο ανιχνευτή, όταν τα φωτόνια X προσπίψουν πάνω στο σπινθηριστή, τότε απορροφούνται από αυτόν και εκπέμπονται οπτικά φωτόνια. Τα τελευταία οδηγούνται μέσω των οπτικών ινών στη διάταξη CCD, όπου και μετατρέπονται σε ηλεκτρικό σήμα. Η ανάγνωση αυτού είναι διαδοχική και υλοποιείται, εξίσου, ανά γραμμή φωτοευαίσθητων στοιχείων. Τέλος, ο ανιχνευτής σεληνίου-flat panel αποτελείται από ένα λεπτό στρώμα άμορφου Σεληνίου (a-Se), που αντικαθιστά το φώσφορο των προηγούμενων ανιχνευτών. Όταν τα φωτόνια X προσπίψουν πάνω στο προαναφερόμενο στρώμα, τότε απελευθερώνεται ηλεκτρικό φορτίο με τη μορφή ζευγών ηλεκτρονίου-οπής. Εφαρμόζοντας κατάλληλο ηλεκτρικό πεδίο μεταξύ δύο ηλεκτροδίων, το ηλεκτρικό αυτό σήμα συλλέγεται στην επιφάνεια ανάγνωσης, η οποία είναι σχηματισμένη πάνω σε πλάκα άμορφου Πυριτίου. Η ανάγνωση του σήματος διενεργείται όπως και στον ανιχνευτή φωσφόρου-flat panel (Bick & Diekmann, 2009; Pisano et al., 2004).



**Εικόνα 3.1:** Τα μέρη ενός μαστογράφου αναλυτικά και συνοπτικά, αντίστοιχα (Τροποποιημένη από: <https://radiologykey.com/breast-imaging-mammography/>; [https://www.patentsencyclopedia.com/imgfull/20110222653\\_02](https://www.patentsencyclopedia.com/imgfull/20110222653_02)).

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4. ΠΟΙΟΤΗΤΑ ΕΙΚΟΝΑΣ

### 4.1 ΓΕΝΙΚΑ

Όπως έχει ήδη αναφερθεί στην ενότητα 3.1, κατά τη μαστογραφία λαμβάνονται δύο προβολικές εικόνες κάθε μαστού · η κεφαλουραία (Cranio-caudal - CC) και η μεσο-πλάγια λοξή (Mediolateral Oblique - MLO) (European Society of Radiology, 2023). Σκοπός κάθε ιατρικής εικόνας είναι να παρέχει ανατομικές ή/και λειτουργικές πληροφορίες που συμβάλλουν στη διάγνωση παθολογικών καταστάσεων, στον καθορισμό της φύσης, της έκτασης και της αιτίας αυτών, καθώς και στην καθοδήγηση και παρακολούθηση της απαιτούμενης θεραπείας. Ο βαθμός στον οποίο η εικόνα επιτυγχάνει τον παραπάνω σκοπό περιγράφεται από τον όρο «ποιότητα εικόνας» (Hendee & Ritenour, 2002; Prince & Links, 2015).

### 4.2 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ

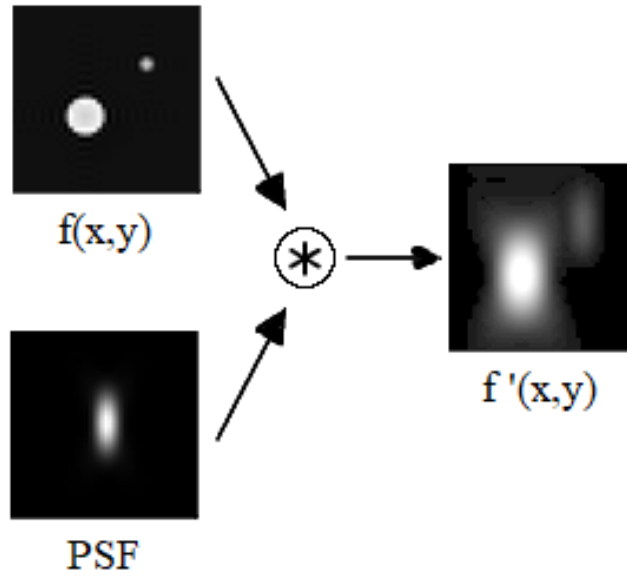
#### 4.2.1 ΧΩΡΙΚΗ ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑ

Η χωρική διακριτική ικανότητα (spatial resolution) εκφράζει το επίπεδο της λεπτομέρειας που είναι ορατό σε μία εικόνα ή απλά το πόσο μικρό μπορεί να είναι ένα αντικείμενο, για να απεικονιστεί από ένα δεδομένο απεικονιστικό σύστημα χωρίς να αλλοιωθεί η μορφή του. Το βασικότερο και απλούστερο μέτρο της διακριτικής αυτής ικανότητας είναι η συνάρτηση διασποράς σημείου (Point Spread Function - PSF) (Bushberg et al., 2012). Η PSF είναι μία δισδιάστατη μαθηματική συνάρτηση, η οποία περιγράφει την επίδραση του απεικονιστικού συστήματος (στην περίπτωση της μαστογραφίας του μαστογράφου) σε μία σημειακή πηγή ελάχιστης διαμέτρου κατά τη διάρκεια της απεικόνισης. Έτσι, η τελική εικόνα  $f'(x,y)$  μίας απεικονιζόμενης δομής  $f(x,y)$  δίνεται από τη σχέση:

$$f'(x,y) = \text{PSF}(x,y) \otimes f(x,y) \quad (4.1)$$

όπου:

⊗ είναι το σύμβολο της συνέλιξης μεταξύ των δύο συναρτήσεων (Καλύβας, 2020).



**Εικόνα 4.1:** Η συνάρτηση διασποράς σημείου και η επίδραση της στην απεικονιζόμενη δομή (Τροποποιημένη από: [https://en.wikipedia.org/wiki/Point\\_spread\\_function](https://en.wikipedia.org/wiki/Point_spread_function)).

Κατά την ολοκλήρωση της  $PSF(x,y)$  στη διεύθυνση  $x$  ή  $y$  προκύπτει η συνάρτηση διασποράς γραμμής (Line Spread Function - LSF) στην εναπομείνουσα διεύθυνση. Δηλαδή:

$$LSF(y) = \int_x PSF(x,y) dx \quad (4.2)$$

Η χρησιμότητα της LSF έγκειται στο γεγονός ότι μπορεί να υποστεί μετασχηματισμό Fourier και να προκύψει με τον τρόπο αυτό η συνάρτηση μεταφοράς διαμόρφωσης (Optical Transfer Function - OTF):

$$OTF(u) = \frac{1}{N} \sum_{y=0}^{N-1} LSF(y) e^{-\left[\frac{i2\pi u y}{N}\right]} \quad (4.3)$$

Στην περίπτωση ημιτονικού σήματος η OTF είναι ίση με την MTF (Modulation Transfer Function - MTF) (Καλύβας, 2020).

### 4.2.2 ANΤΙΘΕΣΗ

Υπάρχουν δύο ορισμοί για την αντίθεση (contrast) στον τομέα της ακτινοδιαγνωστικής · αυτός για την τοπική αντίθεση και εκείνος για την αντίθεση διαμόρφωσης. Η τοπική αντίθεση ή αντίθεση Weber χρησιμοποιείται, συνήθως, σε περιπτώσεις όπου μικρές δομές είναι παρούσες σε ένα μεγάλο και ομοιόμορφο υπόβαθρο (Dance et al., 2014) και ορίζεται ως:

$$C = \frac{f_f - f_b}{f_b} \quad (4.4)$$

όπου:

$f_f$  είναι το σήμα της δομής, και

$f_b$  είναι το σήμα του υποβάθρου (Dance et al., 2014; Prince & Links, 2015).

Από την άλλη, η αντίθεση διαμόρφωσης ή αντίθεση Michelson έχει ιδιαίτερο ενδιαφέρον κατά την ανάλυση της εικόνας στο πεδίο των χωρικών συχνοτήτων και ορίζεται ως:

$$C_M = \frac{f_{\max} - f_{\min}}{f_{\max} + f_{\min}} \quad (4.5)$$

όπου:

$f_{\max}$  είναι η μεγαλύτερη τιμή του σήματος, και

$f_{\min}$  είναι η μικρότερη τιμή του σήματος (Dance et al., 2014; Prince & Links, 2015).

Η αντίθεση ταξινομείται, επίσης, σε τρεις άλλες κατηγορίες · την αντίθεση θέματος, εικόνας και απεικόνισης (Bushberg et al., 2012; Dance et al., 2014). Η αντίθεση θέματος ή υποκειμένου εκφράζει τη διαφορά έντασης της δέσμης ακτίνων X που εξήλθε από τον εξεταζόμενο και οδεύει προς τον ανιχνευτή (Bushberg et al., 2012). Η αντίθεση αυτή εξαρτάται από ποικίλους παράγοντες όπως το φάσμα των ακτίνων X, την εξασθένιση αυτών από τη δομή και το υπόβαθρο της, την ύπαρξη σκιαγραφικού μέσου κ.ά. (Bushberg et al., 2012; Dance et al., 2014). Η αντίθεση εικόνας αναφέρεται στη διαφορά φωτεινότητας μεταξύ μίας δομής και του υποβάθρου της (Prince & Links, 2015) και εξαρτάται από την αντίθεση θέματος και τα χαρακτηριστικά του ανιχνευτή (Dance et al., 2014; Prince & Links, 2015). Τέλος, η αντίθεση απεικόνισης πρόκειται

για την αντίθεση της τελικής εικόνας όπως αυτή εμφανίζεται για παρατήρηση από τον ειδικό. Η αντίθεση αυτή εξαρτάται από την αντίθεση εικόνας, τα χαρακτηριστικά της συσκευής απεικόνισης, καθώς και από οποιαδήποτε επεξεργασία υποστεί η εικόνα πριν ή κατά τη διάρκεια της απεικόνισης (Dance et al., 2014).

### 4.2.3 ΑΣΑΦΕΙΑ

Η ασάφεια (unsharpness or blurring) αναφέρεται στην αλλοίωση (θόλωμα) των σαφώς καθορισμένων ορίων της απεικονιζόμενης δομής, με απότοκο να μην είναι δυνατός ο ακριβής προσδιορισμός παραμέτρων ενδιαφέροντος όπως η μορφή, η σύσταση κ.ά. (Hendee & Ritenour, 2002; Καλύβας, 2020). Το χαρακτηριστικό αυτό επηρεάζεται, συνολικά, από τέσσερις επιμέρους κατηγορίες ασάφειας και δίνεται από τη σχέση:

$$U = \sqrt{U_g^2 + U_s^2 + U_m^2 + U_r^2} \quad (4.6)$$

όπου:

$U_g$  είναι η γεωμετρική ασάφεια,

$U_s$  είναι η ασάφεια θέματος,

$U_m$  είναι η ασάφεια λόγω κίνησης, και

$U_r$  είναι η ασάφεια του ανιχνευτή (Hendee & Ritenour, 2002).

Η γεωμετρική ασάφεια επηρεάζεται από το μέγεθος της πηγής ακτινοβολίας και από τις αποστάσεις μεταξύ πηγής-εξεταζόμενου και εξεταζόμενου-ανιχνευτή. Τρόποι με τους οποίους μπορεί να μειωθεί είναι χρησιμοποιώντας λυχνία με μικρό μέγεθος εστίας και αυξάνοντας την απόσταση μεταξύ της πηγής και του εξεταζόμενου (Hendee & Ritenour, 2002; Καλύβας, 2020). Η ασάφεια θέματος ή υποκειμένου αποδίδεται στην απεικονιζόμενη δομή και πιο συγκεκριμένα στη σύσταση, το σχήμα της ή και στα δύο αυτά μαζί. Υπάρχουν, δηλαδή, δομές των οποίων τα προαναφερόμενα χαρακτηριστικά δεν επιτρέπουν τη σαφή απεικόνιση των ορίων τους. Η ασάφεια λόγω κίνησης οφείλεται σε ακούσιες φυσιολογικές διεργασίες που λαμβάνουν χώρα εντός του εξεταζόμενου ή/και σε εκούσιες κινήσεις του ίδιου. Ο συνηθέστερος τρόπος για να ελεγχθεί είναι διατηρώντας το χρόνο της εξέτασης μικρό και ζητώντας από τον εξεταζόμενο να παραμείνει όσο το δυνατόν πιο ακίνητος κατά τη διάρκεια αυτής

(Hendee & Ritenour, 2002). Τέλος, η ασάφεια του ανιχνευτή αποδίδεται στον τρόπο λειτουργίας του, εξαιτίας του οποίου συμβαίνει το εξής · το σήμα δε μεταφέρεται επακριβώς στην αντίστοιχη με το σημείο αλληλεπίδρασης θέση εξόδου, αλλά παράπλευρα μετατοπισμένο (Καλύβας, 2020).

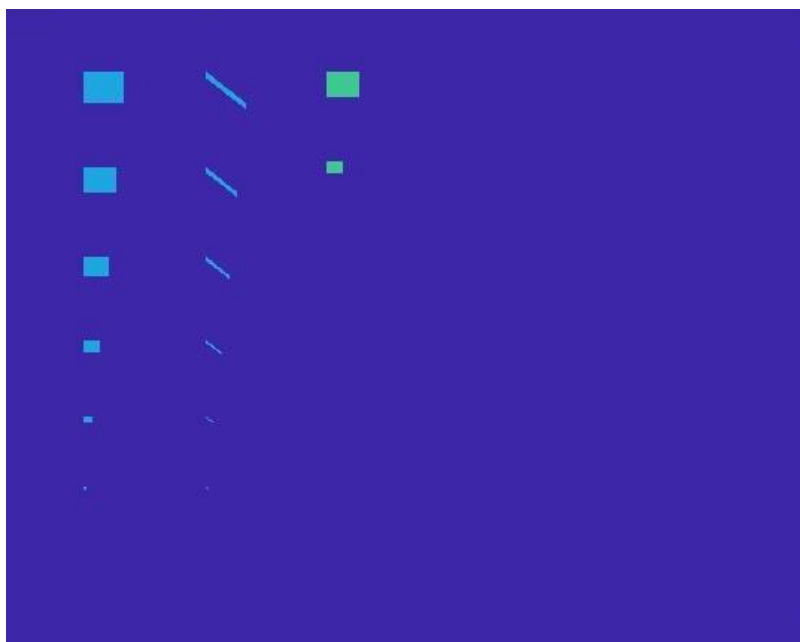
#### **4.2.4 ΘΟΡΥΒΟΣ**

Ως θόρυβος (noise) ορίζεται οποιαδήποτε πληροφορία εμπεριέχεται σε μία εικόνα και δεν έχει διαγνωστική αξία. Η πληροφορία αυτή όχι μόνο είναι ελάσσονος σημασίας για τον ειδικό, αλλά συχνά παρεμποδίζει την απεικόνιση χαρακτηριστικών που είναι χρήσιμα για τη διάγνωση. Σε γενικές γραμμές, ο θόρυβος μπορεί να είναι τεσσάρων ειδών · ανατομικός, θόρυβος της ακτινοβολίας, θόρυβος του ανιχνευτή και κβαντικός. Ο ανατομικός θόρυβος πρόκειται για πληροφορίες της απεικονιζόμενης δομής που δε συνεισφέρουν στη διάγνωση (Hendee & Ritenour, 2002) και για να μειωθεί μπορούν να εφαρμοστούν διάφορες τεχνικές όπως τομογραφία, ψηφιακή επεξεργασία της εικόνας κ.ά. (Κανδαράκης, 2007). Ο θόρυβος της ακτινοβολίας έχει στατιστικό χαρακτήρα και αντιστοιχεί σε ανεπιθύμητες διακυμάνσεις γύρω από την αναμενόμενη τιμή του σήματος (Καλύβας, 2020). Ο θόρυβος του ανιχνευτή οφείλεται στο ότι η πλειονότητα αυτών δεν είναι ομοιόμορφα ευαίσθητοι στην ακτινοβολία που προσπίπτει πάνω τους (Hendee & Ritenour, 2002). Τέλος, ο κβαντικός θόρυβος εκφράζει την αριθμητική ανεπάρκεια των φορέων πληροφορίας (φωτόνια X) της εικόνας, καθώς και την ανομοιόμορφη κατανομή τους σε αυτήν (Κανδαράκης, 2007). Ο μοναδικός τρόπος για να μειωθεί είναι χρησιμοποιώντας περισσότερους φορείς, το οποίο συνήθως επιτυγχάνεται με την αύξηση του χρόνου της εξέτασης και της δόσης στον εξεταζόμενο (Hendee & Ritenour, 2002).

Ένας τρόπος περιγραφής, αλλά και εκτίμησης του θορύβου είναι μέσω του φάσματος ισχύος του. Το φάσμα ισχύος θορύβου (Noise Power Spectrum - NPS) ή φάσμα Wiener περιγράφει την ένταση του θορύβου συναρτήσει της χωρικής του συχνότητας και ουσιαστικά αποτελεί τη γραφική παράσταση του τετραγώνου του μετασχηματισμού Fourier του (Κανδαράκης, 2007).

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5. ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

Για την υλοποίηση του πειράματος ακολουθήθηκε η μεθοδολογία που περιγράφεται στο άρθρο των Kalyvas et al. (2023). Αναλυτικότερα, με τη χρήση του λογισμικού MATLAB (MathWorks, 2022) δημιουργήθηκε, αρχικά, το ομοίωμα προς μελέτη, το οποίο πρόκειται για μία μήτρα  $1000 \times 1000$  pixel. Η μήτρα αυτή σχεδιάστηκε με τέτοιο τρόπο, ώστε να φέρει τετραγωνικές και γραμμικές περιοχές διαστάσεων  $2 \times 2$ ,  $4 \times 4$ ,  $10 \times 10$ ,  $20 \times 20$ ,  $30 \times 30$ ,  $40 \times 40$  και  $50 \times 50$  pixel (γαλάζιες). Πέρα από αυτές, έφερε επίσης τετραγωνικές περιοχές διαστάσεων  $20 \times 20$  και  $40 \times 40$  pixel (πράσινες), οι οποίες χρησιμοποιήθηκαν κατά την ακτινοβόληση ως επικουρικές για καλύτερη οπτικοποίηση των αποτελεσμάτων. Κάθε φορά οι βασικές περιοχές προσομοίωναν τη δομή ενδιαφέροντος (αίμα εντός αρτηρίας ή ασβέστιο μικροαποτιτάνωσης), οι επικουρικές την εναπομείνασα δομή (ασβέστιο μικροαποτιτάνωσης ή αίμα εντός αρτηρίας), ενώ το υπόβαθρο (μπλε) το μαστικό ιστό που τις περιλαμβάνει.



*Εικόνα 5.1:* Το μελετώμενο ψηφιακό ομοίωμα.

Στη συνέχεια, το ομοίωμα θεωρήθηκε πως ακτινοβολείται με μονοενεργειακή ακτινοβολία 23 και 28 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 20000, 1500000, 4500000, 6000000 και 9000000 φωτόνια  $X/\text{mm}^2$ . Με εξαίρεση την πρώτη τιμή ροής, όλες οι υπόλοιπες επιλέχθηκαν να είναι μέσα στο εύρος που δίνει μέση



τιμή εικονοστοιχείου (mean pixel value) στη γραμμική περιοχή του επιλεγόμενου ανιχνευτή. Προκειμένου, λοιπόν, να υπολογιστεί το προσπίπτον στον ανιχνευτή KERMA εφαρμόστηκε η παρακάτω εξίσωση, η οποία θεωρεί ότι η μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X εξασθενεί εκθετικά καθώς διέρχεται από το μαστό:

$$K_T = 1.83 \times 10^{-6} \times f \times e^{-\mu \times T} \times E \times \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{en,air} \times 8.7 \quad (5.1)$$

όπου:

$1.83 \times 10^{-6}$  είναι μία σταθερά,

$f$  είναι η ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας (φωτόνια X/mm<sup>2</sup>),

$\mu$  είναι ο γραμμικός συντελεστής εξασθένισης του μαστικού ιστού (1/cm),

$T$  είναι το πάχος του μαστικού ιστού (cm),

$E$  είναι η ενέργεια της δέσμης ακτίνων X (keV),

$(\mu/\rho)_{air}$  είναι ο μαζικός συντελεστής απορρόφησης ενέργειας του αέρα (cm<sup>2</sup>/g), και

8.7 είναι ο όρος που μετατρέπει την έκθεση (mR) σε KERMA (μGy).

Για τις δομές πάχους  $t_i$  που εμπεριέχονται στο μαστό (βασικές:  $i = 2$ , επικουρικές  $i = 3$ ) η εξίσωση προσαρμόστηκε ως εξής:

$$K_{T,t_i} = 1.83 \times 10^{-6} \times f \times e^{-\mu \times (T-t_i)} \times e^{-\mu_i \times t_i} \times E \times \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{en,air} \times 8.7 \quad (5.2)$$

όπου:

$\mu_i$  είναι ο γραμμικός συντελεστής εξασθένισης της δομής (1/cm), και

$t_i$  είναι το πάχος της δομής (cm).

Το πάχος του μαστικού ιστού θεωρήθηκε ίσο με 4.5 cm, ενώ αυτό των δομών ίσο με 0.3, 0.4 και 0.5 cm στην περίπτωση του αίματος εντός αρτηρίας και 0.005, 0.0075 και 0.01 cm σε εκείνη του ασβεστίου μίας μικροαποτιτάνωσης. Όσον αφορά τους γραμμικούς συντελεστές εξασθένισης, αυτοί υπολογίστηκαν πολλαπλασιάζοντας τους αντίστοιχους μαζικούς συντελεστές με την πυκνότητα της εκάστοτε δομής,

δεδομένα τα οποία εξάχθηκαν μέσω του λογισμικού XMuDat (Nowotny, 1998) και παρατίθενται στον ακόλουθο πίνακα.

**Πίνακας 5.1:** Οι μαζικοί συντελεστές εξασθένησης, απορρόφησης ενέργειας και οι πυκνότητες των δομών για τις μελετώμενες ενέργειες.

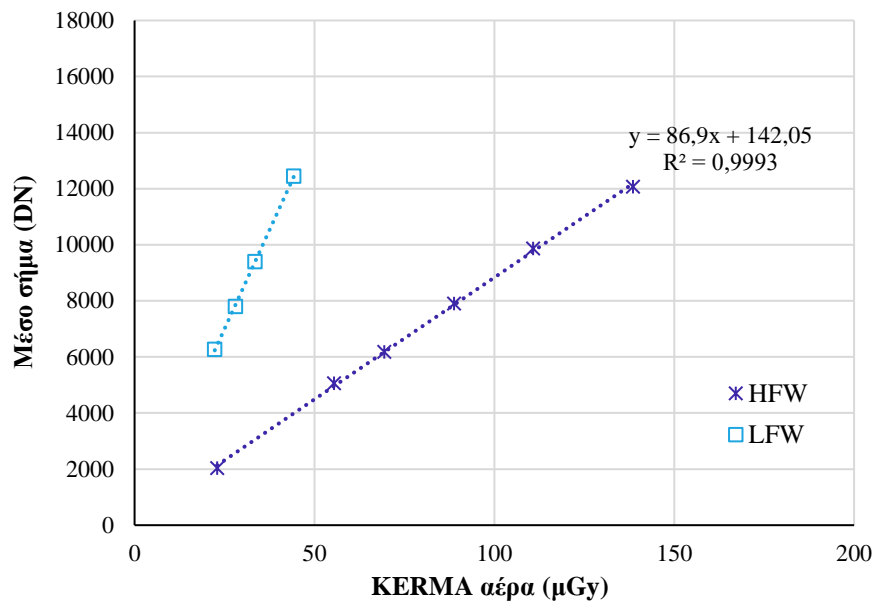
Ενέργεια (keV)	Μαστικός ιστός		Αίμα εντός αρτηρίας		Ασβέστιο μικροαποτιτάνωσης		Αέρας	
	$\mu/\rho$ ( $\text{cm}^2/\text{g}$ )	$\rho$ ( $\text{g}/\text{cm}^3$ )	$\mu/\rho$ ( $\text{cm}^2/\text{g}$ )	$\rho$ ( $\text{g}/\text{cm}^3$ )	$\mu/\rho$ ( $\text{cm}^2/\text{g}$ )	$\rho$ ( $\text{g}/\text{cm}^3$ )	$(\mu/\rho)_{\text{en}}$ ( $\text{cm}^2/\text{g}$ )	$\rho$ ( $\text{g}/\text{cm}^3$ )
23	$\mu/\rho$ ( $\text{cm}^2/\text{g}$ )	$\rho$ ( $\text{g}/\text{cm}^3$ )	$\mu/\rho$ ( $\text{cm}^2/\text{g}$ )	$\rho$ ( $\text{g}/\text{cm}^3$ )	$\mu/\rho$ ( $\text{cm}^2/\text{g}$ )	$\rho$ ( $\text{g}/\text{cm}^3$ )	$(\mu/\rho)_{\text{en}}$ ( $\text{cm}^2/\text{g}$ )	$\rho$ ( $\text{g}/\text{cm}^3$ )
	0.520	1.020	0.621	1.060	8.83	1.550	0.347	0.001205
28	$\mu/\rho$ ( $\text{cm}^2/\text{g}$ )	$\rho$ ( $\text{g}/\text{cm}^3$ )	$\mu/\rho$ ( $\text{cm}^2/\text{g}$ )	$\rho$ ( $\text{g}/\text{cm}^3$ )	$\mu/\rho$ ( $\text{cm}^2/\text{g}$ )	$\rho$ ( $\text{g}/\text{cm}^3$ )	$(\mu/\rho)_{\text{en}}$ ( $\text{cm}^2/\text{g}$ )	$\rho$ ( $\text{g}/\text{cm}^3$ )
	0.374	1.020	0.429	1.060	4.95	1.550	0.189	0.001205

Το επόμενο βήμα ήταν μία πρώτη ανάθεση τιμών σήματος, η οποία έγινε εφαρμόζοντας την καμπύλη απόκρισης του επιλεγόμενου ανιχνευτή. Για τη δεδομένη εργασία επιλέχθηκε ο Dexela 2923, ένας CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor - CMOS) ανιχνευτής της εταιρείας PerkinElmer με μέγεθος εικονοστοιχείου (pixel size)  $\approx 75 \mu\text{m}$ , ενεργό περιοχή (sensitive area)  $\approx 290 \times 230 \text{ mm}$  και διακριτική ικανότητα (resolution)  $3888 \times 3072 \text{ pixel}$  (PerkinElmer, 2012). Ο ανιχνευτής αυτός χαρακτηρίζεται, επιπρόσθετα, από τη δυνατότητα επιλογής του επιπέδου χωρητικότητας του (Full Well capacity - FW) και πιο συγκεκριμένα αν θα είναι υψηλό (High Full Well - HFW) ή χαμηλό (Low Full Well - LFW) (Konstantinidis et al., 2012). Η καμπύλη απόκρισης  $f(K)$  του Dexela 2923 για το HFW επίπεδο λήφθηκε από το άρθρο των Konstantinidis et al. (2012) (Διάγ. 5.1) ως:

$$f(K) = 86.9 \times K + 142.05 \quad (5.3)$$

όπου:

Κ είναι το προσπίπτον στον ανιχνευτή KERMA (μGy).



*Διάγραμμα 5.1:* Η γραφική παράσταση του μέσου σήματος σε συνάρτηση με το KERMA αέρα.

Έπειτα ακολούθησε η προσθήκη θορύβου στην εικόνα, χαρακτηριστικό το οποίο αποδίδεται τόσο στη στατιστική της απορρόφησης των ακτίνων X, όσο και στον ίδιο τον ανιχνευτή. Με βάση τη βιβλιογραφία, η τυπική απόκλιση (Standard Deviation - SD) μπορεί να προσεγγιστεί ως:

$$SD = \sqrt{\int NPS(f) df} \quad (5.4)$$

όπου:

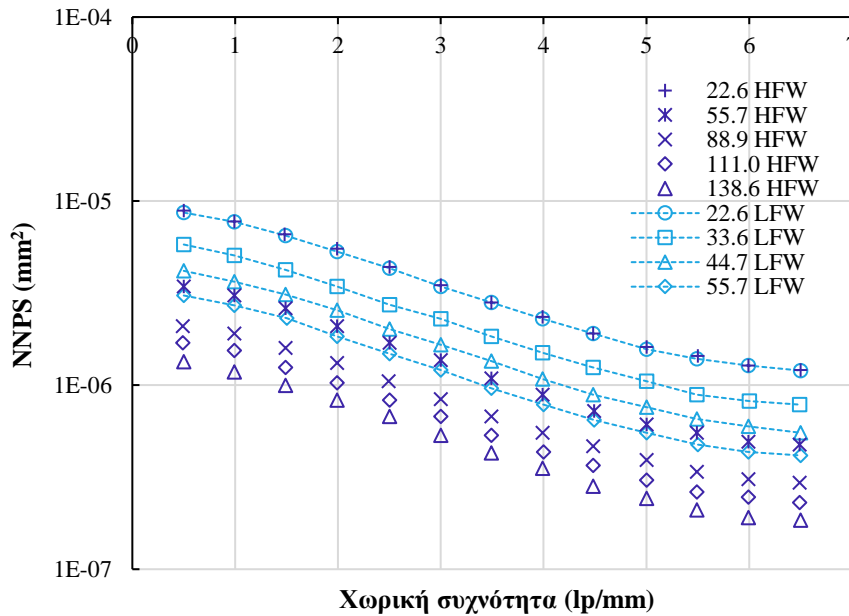
f είναι η χωρική συχνότητα (lp/mm).

Λαμβάνοντας υπόψη τον ορισμό ( $NNPS = NPS/M^2$ ) του κανονικοποιημένου φάσματος ισχύος θορύβου (Normalized Noise Power Spectrum - NNPS), ο συντελεστής μεταβλητότητας (Coefficient of Variation - CV) υπολογίστηκε με τον ακόλουθο τρόπο:

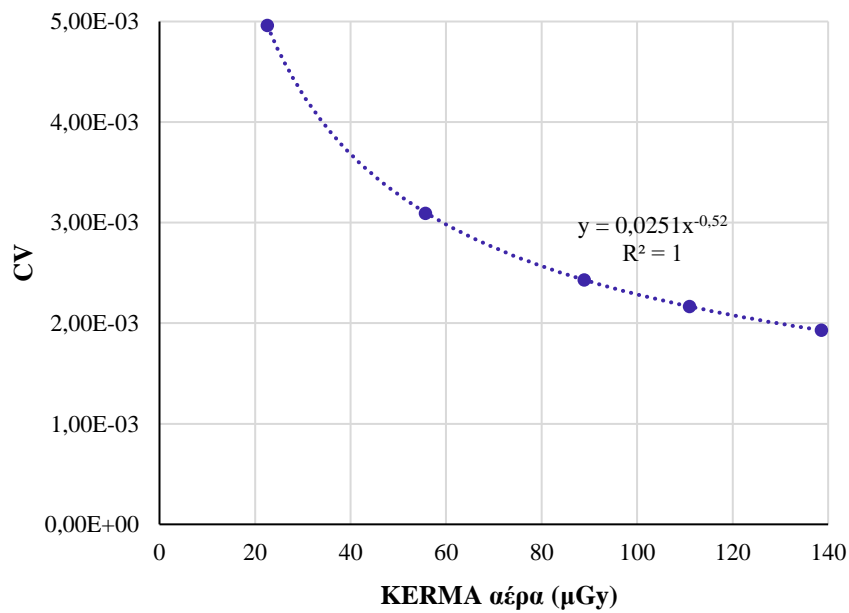
$$CV = \sqrt{\frac{\int NPS(f) df}{M^2}} = \sqrt{\int NNPS(f) df} \quad (5.5)$$

Η παραπάνω εξίσωση εφαρμόστηκε στα πειραματικά δεδομένα των Konstantinidis et al. (2012) (Διάγ. 5.2) και με τον τρόπο αυτό ο CV βρέθηκε να μεταβάλλεται σε συνάρτηση με το KERMA αέρα (Διάγ. 5.3) ως εξής:

$$CV = 0.0251 \times K^{-0.52} \quad (5.6)$$



Διάγραμμα 5.2: Το κανονικοποιημένο φάσμα ισχύος θορύβου εν συναρτήσει της χωρικής συχνότητας.



Διάγραμμα 5.3: Η γραφική παράσταση του συντελεστή μεταβλητότητας εν συναρτήσει του KERMA αέρα.

Θεωρώντας, λοιπόν, ότι ο θόρυβος ακολουθεί κανονική κατανομή, η προσθήκη του στην εικόνα τελικά πραγματοποιήθηκε μέσω της συνάρτησης «normrnd» του λογισμικού MATLAB:

$$Im_{noise} = \text{normrnd}(Im, SD) \quad (5.7)$$

όπου:

$Im$  είναι η μέση τιμή του σήματος, και

$SD$  είναι η τυπική απόκλιση του σήματος.

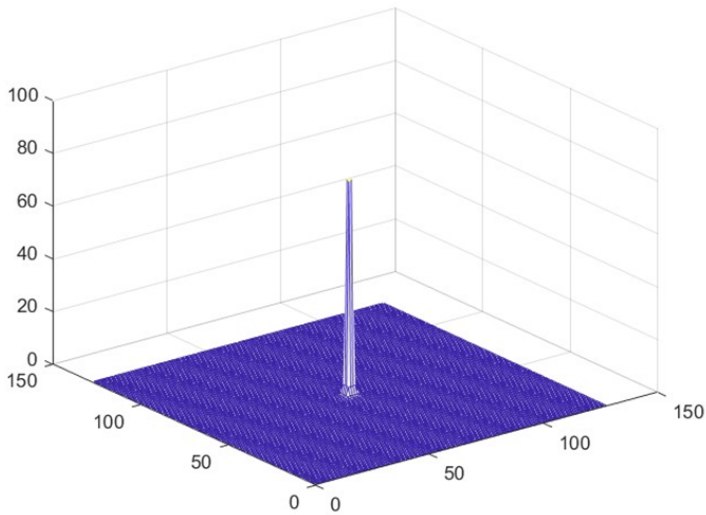
Οι δύο αυτές παράμετροι εισόδου εκτιμήθηκαν για κάθε pixel ( $i,j$ ) ως εξής · η  $Im$ , όπως έχει ήδη αναφερθεί, εφαρμόζοντας την καμπύλη απόκρισης  $f(K)$  του ανιχνευτή στο προσπίπτον σε αυτόν KERMA, ενώ η  $SD$  πολλαπλασιάζοντας τον CV με την  $Im$ .

Τελικό βήμα ήταν η προσθήκη ασάφειας στη θορυβώδη εικόνα  $Im_{noise}$ , χαρακτηριστικό το οποίο μπορεί να περιγραφεί στο πεδίο των χωρικών συχνοτήτων μέσω της MTF. Λόγω της χωρικής συμμετρίας που χαρακτηρίζει την παρούσα μεθοδολογία, έχει θεωρηθεί ότι η  $MTF(f)$  δε διαφέρει μεταξύ των αξόνων  $x$  και  $y$ . Έτσι αν η  $PSF(x,y)$  είναι γνωστή, τότε η ‘ασαφής’ εικόνα μπορεί να προκύψει από τη δισδιάστατη συνέλιξη της εν λόγω συνάρτησης με τη μήτρα εικόνας. Με τη βοήθεια, λοιπόν, του λογισμικού MATLAB υπολογίστηκε μία καμπύλη, η περιστροφή της οποίας προσεγγιστικά έδωσε τη ζητούμενη  $PSF$  (Εικ. 5.2α). Στην τελευταία εφαρμόστηκε, ακολούθως, μετασχηματισμός Fourier, ώστε να ληφθεί η  $MTF_{\theta}$  και να συγκριθεί με την αντίστοιχη ( $MTF_{\pi}$ ) των Konstantinidis et al. (2012) (Εικ. 5.2β). Η προαναφερόμενη καμπύλη περιγράφεται από την εξίσωση:

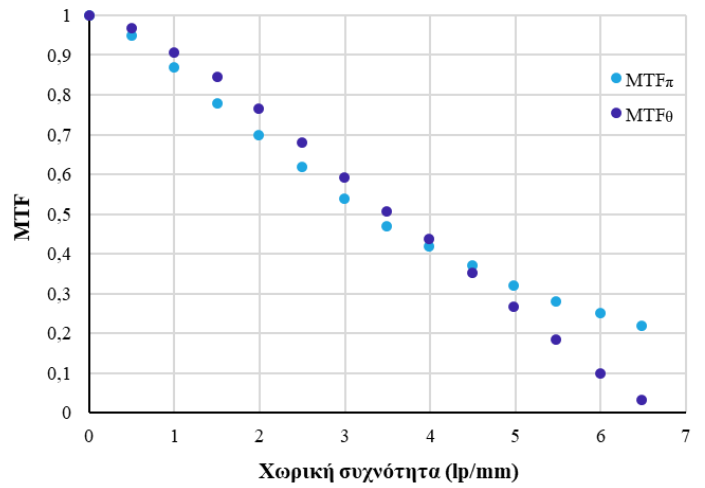
$$y(x) = \frac{1}{x^3 + 0.1} \quad (5.8)$$

Η ασάφεια προστέθηκε, τελικά, στην  $Im_{noise}$  μέσω της συνάρτησης «conv2» του λογισμικού MATLAB:

$$Im_f = \text{conv2}(PSF, Im_{noise}) \quad (5.9)$$



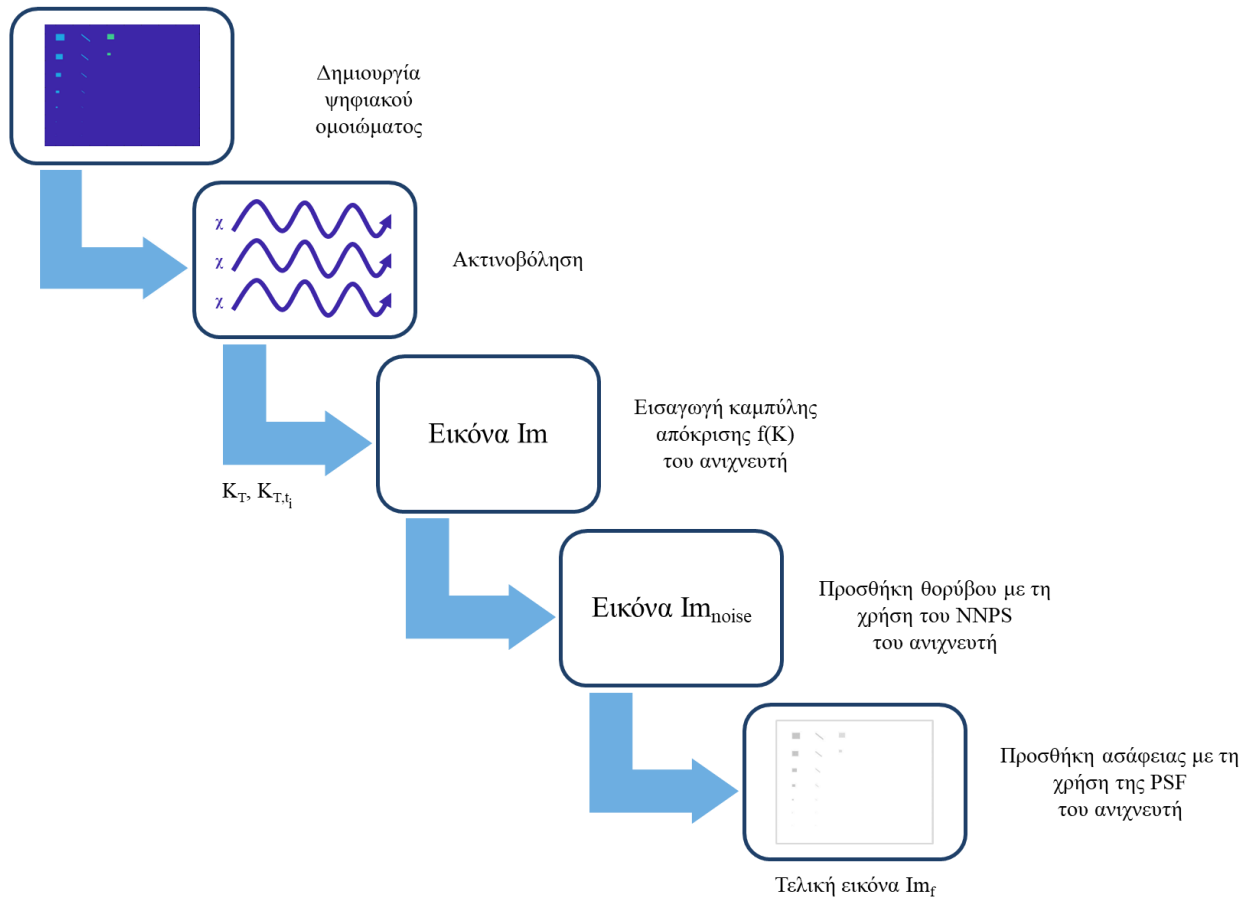
(α)



(β)

**Εικόνα 5.2:** (α) Η συνάρτηση διασποράς σημείου που προέκυψε περιστρέφοντας την καμπύλη, και (β) η σύγκριση της θεωρητικής και της πειραματικής συνάρτησης μεταφοράς διαμόρφωσης.

Όλα τα βήματα που προαναφέρθηκαν συνοψίζονται στο παρακάτω διάγραμμα ροής.



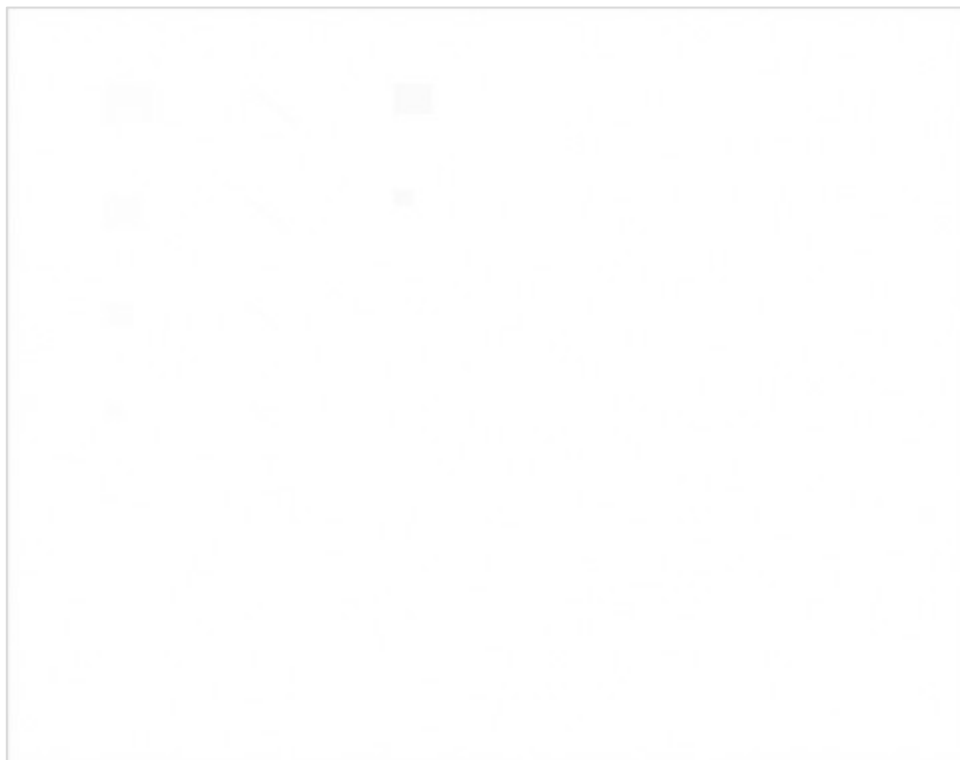
**Διάγραμμα 5.4:** Το διάγραμμα ροής της μεθοδολογίας που ακολουθήθηκε για τη διεκπεραίωση του πειράματος.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ & ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Στο παρόν κεφάλαιο παρουσιάζονται οι τελικές εικόνες του ομοιώματος προς μελέτη, διατεταγμένες ανάλογα με το συνδυασμό των παραμέτρων που χρησιμοποιήθηκαν κατά την ακτινοβολήση, καθώς και τη δομή ενδιαφέροντος. Όλες οι εικόνες που θα ακολουθήσουν προβλήθηκαν στην οθόνη του Lenovo IdeaPad S145-15API, σε κλίση  $\approx 45^\circ$ . Κρίνεται αναγκαίο να υπενθυμισθεί ότι τα δύο τετράγωνα στα δεξιά πρόκειται για επικουρικές περιοχές, οι οποίες δε θα σχολιασθούν.

### 6.1 ΜΟΝΟΕΝΕΡΓΕΙΑΚΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑ 23 keV

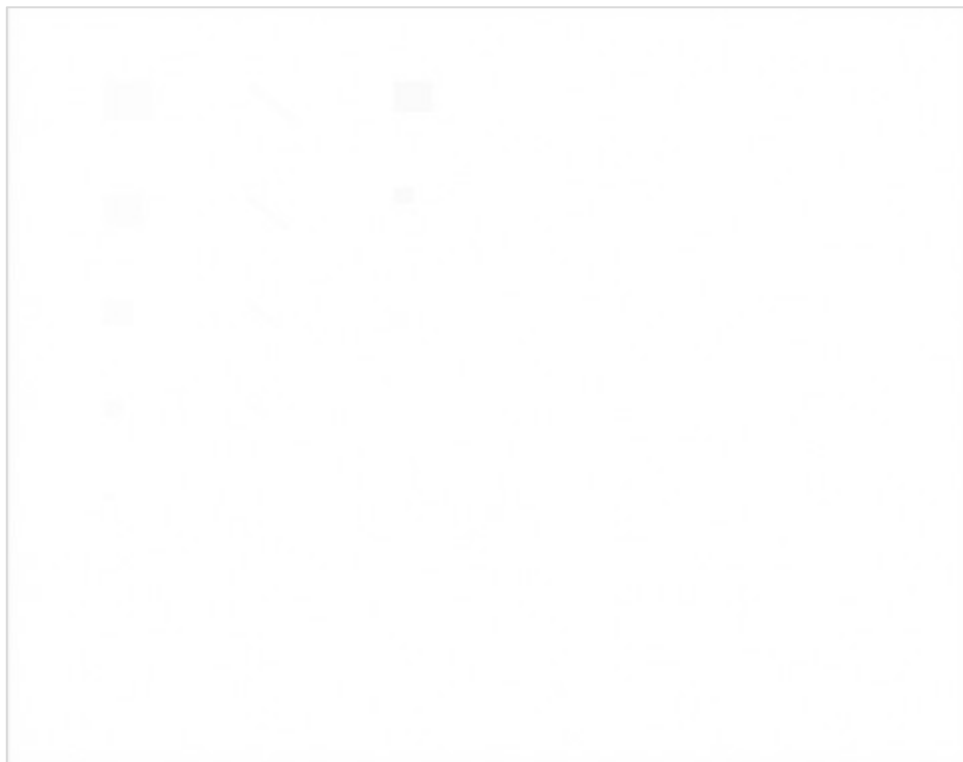
#### 6.1.1 ΑΙΜΑ ΕΝΤΟΣ ΑΡΤΗΡΙΑΣ



*Εικόνα 6.1:* Το ομοίωμα ακτινοβολουμένο με ενέργεια 23 keV και ροή 20000 φωτόνια  $X/mm^2$  (πάχος αρτηρίας = 0.3 cm).

Στην εικόνα 6.1 παρουσιάζεται το ομοίωμα κατόπιν ακτινοβολήσης του με μονο-ενεργειακή δέσμη ακτίνων X 23 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 20000 φωτόνια  $X/mm^2$ . Στην προκειμένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι

το αίμα εντός μιας αρτηρίας πάχους 0.3 cm, ενώ η επικουρική το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.01 cm. Όπως παρατηρείται, η δομή ενδιαφέροντος δεν είναι καθόλου ορατή για κανένα σχήμα ή μέγεθος της.



**Εικόνα 6.2:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 20000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.4 cm).

Όπως αναφέρεται και στη λεζάντα της εικόνας 6.2, σε αυτήν παρουσιάζεται το μελετώμενο ομοίωμα ύστερα από ακτινοβόληση του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 23 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 20000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στην περίπτωση αυτή η δομή ενδιαφέροντος είναι το αίμα μέσα σε μια αρτηρία πάχους 0.4 αντί για 0.3 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγουμένως. Παρατηρώντας την εικόνα 6.2, φαίνεται πως η δομή ενδιαφέροντος, αν και έχει μεγαλύτερο πάχος, εξακολουθεί να μην είναι καθόλου ορατή όποιο και αν είναι το σχήμα ή το μέγεθος της.





**Εικόνα 6.3:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 20000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.5 cm).

Στην παραπάνω εικόνα παρουσιάζεται το ομοίωμα προς μελέτη έπειτα από ακτινοβολήση του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 23 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 20000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στη δεδομένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το αίμα εντός μιας αρτηρίας πάχους 0.5 αντί για 0.4 ή 0.3 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγούμενως. Όπως παρατηρείται, λοιπόν, στην εικόνα 6.3, η δομή ενδιαφέροντος, παρ'ότι είναι ακόμα πιο παχιά συγκριτικά με πριν, δεν είναι ούτε και σε αυτήν την περίπτωση ορατή ανεξάρτητα από το σχήμα, τις διαστάσεις της ή το αν η εικόνα έχει υποστεί μεγέθυνση. Εξαιρέση αποτελούν οι τετραγωνικές δομές διαστάσεων 2.25 mm και 1.5 mm, σημεία των οποίων μπορούν να παρατηρηθούν οριακά χωρίς μεγέθυνση και καθαρότερα με μεγέθυνση 200%.

Τόσο αυτή η παρατήρηση, όσο και εκείνες των δύο προηγούμενων εικόνων μπορούν να αποδοθούν στο γεγονός ότι το πλήθος των φωτονίων X/mm<sup>2</sup> είναι αρκετά μικρό, με απόρροια ο κβαντικός θόρυβος να είναι μεγάλος και να υποβαθμίζει την ποιότητα της τελικής εικόνας (Κανδαράκης, 2007).



**Εικόνα 6.4:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 1500000 φωτόνια  $X/mm^2$  (πάχος αρτηρίας = 0.3 cm).

Στην εικόνα 6.4 παρουσιάζεται το ομοίωμα κατόπιν ακτινοβόλησης του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 23 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 1500000 φωτόνια  $X/mm^2$ . Στην προκειμένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το αίμα εντός μιας αρτηρίας πάχους 0.3 cm, ενώ η επικουρική το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.01 cm. Όπως παρατηρείται, όντας τετραγωνική η δομή ενδιαφέροντος είναι ορατή για διαστάσεις από 3.75 mm έως 0.75 mm χωρίς μεγέθυνση και έως 0.3 mm με μεγέθυνση 200%. Όντας γραμμική, ωστόσο, μπορεί να παρατηρηθεί για διαστάσεις από 3.75 mm έως 1.5 mm με ή χωρίς μεγέθυνση.



**Εικόνα 6.5:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 1500000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.4 cm).

Όπως αναφέρεται και στη λεζάντα της εικόνας 6.5, σε αυτήν παρουσιάζεται το μελετώμενο ομοίωμα ύστερα από ακτινοβόληση του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 23 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 1500000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στην περίπτωση αυτή η δομή ενδιαφέροντος είναι το αίμα μέσα σε μια αρτηρία πάχους 0.4 αντί για 0.3 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγουμένως. Παρατηρώντας την εικόνα 6.5, φαίνεται πως η μικρότερη τετραγωνική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή είναι αυτή με διαστάσεις 0.3 mm. Από την άλλη, η μικρότερη γραμμική δομή ενδιαφέροντος που μπορεί να παρατηρηθεί είναι αυτή με διαστάσεις 0.75 mm. Τα παραπάνω μπορούν να γίνουν καλύτερα αντιληπτά, κάνοντας μια μεγέθυνση 200%.



**Εικόνα 6.6:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 1500000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.5 cm).

Στην παραπάνω εικόνα παρουσιάζεται το ομοίωμα προς μελέτη έπειτα από ακτινοβολήση του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 23 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 1500000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στη δεδομένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το αίμα εντός μιας αρτηρίας πάχους 0.5 αντί για 0.4 ή 0.3 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγουμένως. Όπως παρατηρείται, λοιπόν, στην εικόνα 6.6, η μικρότερη τετραγωνική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή είναι αυτή με διαστάσεις 0.3 mm. Αντίθετα, η μικρότερη γραμμική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή είναι αυτή με διαστάσεις 0.75 mm. Τα προαναφερόμενα μπορούν να γίνουν καλύτερα αντιληπτά, κάνοντας εξίσου μια μεγέθυνση 200%.



*Εικόνα 6.7:* Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 4500000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.3 cm).

Στην εικόνα 6.7 παρουσιάζεται το ομοίωμα κατόπιν ακτινοβόλησης του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 23 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 4500000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στην προκειμένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το αίμα εντός μιας αρτηρίας πάχους 0.3 cm, ενώ η επικουρική το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.01 cm. Όπως παρατηρείται, όντας τετραγωνική η δομή ενδιαφέροντος είναι ορατή για διαστάσεις από 3.75 mm έως 0.75 mm χωρίς μεγέθυνση και έως 0.3 mm με μεγέθυνση 200%. Όντας γραμμική, παρά ταύτα, μπορεί να παρατηρηθεί για διαστάσεις από 3.75 mm έως 1.5 mm με ή χωρίς μεγέθυνση.



**Εικόνα 6.8:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 4500000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.4 cm).

Όπως αναφέρεται και στη λεζάντα της εικόνας 6.8, σε αυτήν παρουσιάζεται το μελετώμενο ομοίωμα ύστερα από ακτινοβόληση του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 23 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 4500000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στην περίπτωση αυτή η δομή ενδιαφέροντος είναι το αίμα μέσα σε μια αρτηρία πάχους 0.4 αντί για 0.3 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγούμενως. Παρατηρώντας την εικόνα 6.8, φαίνεται πως η δομή ενδιαφέροντος όντας τετραγωνική είναι ορατή για διαστάσεις από 3.75 mm έως 0.3 mm. Αντίθετα, όντας γραμμική είναι ορατή για διαστάσεις από 3.75 mm έως 0.75 mm. Τα παραπάνω μπορούν να γίνουν καλύτερα αντιληπτά, κάνοντας μια μεγέθυνση 200%.



**Εικόνα 6.9:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 4500000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.5 cm).

Στην παραπάνω εικόνα παρουσιάζεται το ομοίωμα προς μελέτη έπειτα από ακτινοβολήση του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 23 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 4500000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στη δεδομένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το αίμα εντός μιας αρτηρίας πάχους 0.5 αντί για 0.4 ή 0.3 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγούμενως. Όπως παρατηρείται, λοιπόν, στην εικόνα 6.9, η μικρότερη τετραγωνική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή είναι αυτή με διαστάσεις 0.3 mm. Από την άλλη, η μικρότερη γραμμική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή είναι αυτή με διαστάσεις 0.75 mm. Τα προαναφερόμενα μπορούν να γίνουν καλύτερα αντιληπτά, κάνοντας εξίσου μια μεγέθυνση 200%.



**Εικόνα 6.10:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 6000000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.3 cm).

Στην εικόνα 6.10 παρουσιάζεται το ομοίωμα κατόπιν ακτινοβόλησης του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 23 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 6000000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στην προκειμένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το αίμα εντός μιας αρτηρίας πάχους 0.3 cm, ενώ η επικουρική το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.01 cm. Όπως παρατηρείται, όντας τετραγωνική η δομή ενδιαφέροντος είναι ορατή για διαστάσεις από 3.75 mm έως 0.75 mm χωρίς μεγέθυνση και έως 0.3 mm με μεγέθυνση 200%. Όντας γραμμική, ωστόσο, μπορεί να παρατηρηθεί για διαστάσεις από 3.75 mm έως 1.5 mm με ή χωρίς μεγέθυνση.





**Εικόνα 6.11:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 6000000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.4 cm).

Όπως αναφέρεται και στη λεζάντα της εικόνας 6.11, σε αυτήν παρουσιάζεται το μελετώμενο ομοίωμα ύστερα από ακτινοβολήση του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 23 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 6000000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στην περίπτωση αυτή η δομή ενδιαφέροντος είναι το αίμα μέσα σε μια αρτηρία πάχους 0.4 αντί για 0.3 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγουμένως. Παρατηρώντας την εικόνα 6.11, φαίνεται πως η μικρότερη τετραγωνική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή είναι αυτή με διαστάσεις 0.3 mm. Από την άλλη, η μικρότερη γραμμική δομή ενδιαφέροντος που μπορεί να παρατηρηθεί είναι αυτή με διαστάσεις 0.75 mm. Τα παραπάνω μπορούν να γίνουν καλύτερα αντιληπτά, κάνοντας μια μεγέθυνση 200%.



**Εικόνα 6.12:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 6000000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.5 cm).

Στην παραπάνω εικόνα παρουσιάζεται το ομοίωμα προς μελέτη έπειτα από ακτινοβολήση του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 23 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 6000000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στη δεδομένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το αίμα εντός μιας αρτηρίας πάχους 0.5 αντί για 0.4 ή 0.3 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγουμένως. Όπως παρατηρείται, λοιπόν, στην εικόνα 6.12, η μικρότερη τετραγωνική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή είναι αυτή με διαστάσεις 0.3 mm. Αντίθετα, η μικρότερη γραμμική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή είναι αυτή με διαστάσεις 0.75 mm. Τα προαναφερόμενα μπορούν να γίνουν καλύτερα αντιληπτά, κάνοντας εξίσου μια μεγέθυνση 200%.



**Εικόνα 6.13:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 9000000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.3 cm).

Στην εικόνα 6.13 παρουσιάζεται το ομοίωμα κατόπιν ακτινοβόλησης του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 23 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 9000000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στην προκειμένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το αίμα εντός μιας αρτηρίας πάχους 0.3 cm, ενώ η επικουρική το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.01 cm. Όπως παρατηρείται, όντας τετραγωνική η δομή ενδιαφέροντος είναι ορατή για διαστάσεις από 3.75 mm έως 0.75 mm χωρίς μεγέθυνση και έως 0.3 mm με μεγέθυνση 200%. Όντας γραμμική, παρά ταύτα, μπορεί να παρατηρηθεί για διαστάσεις από 3.75 mm έως 1.5 mm με ή χωρίς μεγέθυνση.



**Εικόνα 6.14:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 9000000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.4 cm).

Όπως αναφέρεται και στη λεζάντα της εικόνας 6.14, σε αυτήν παρουσιάζεται το μελετώμενο ομοίωμα ύστερα από ακτινοβόληση του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 23 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 9000000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στην περίπτωση αυτή η δομή ενδιαφέροντος είναι το αίμα μέσα σε μια αρτηρία πάχους 0.4 αντί για 0.3 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγούμενως. Παρατηρώντας την εικόνα 6.14, φαίνεται πως η δομή ενδιαφέροντος όντας τετραγωνική είναι ορατή για διαστάσεις από 3.75 mm έως 0.3 mm. Αντίθετα, όντας γραμμική είναι ορατή για διαστάσεις από 3.75 mm έως 0.75 mm. Τα παραπάνω μπορούν να γίνουν καλύτερα αντιληπτά, κάνοντας μια μεγέθυνση 200%.



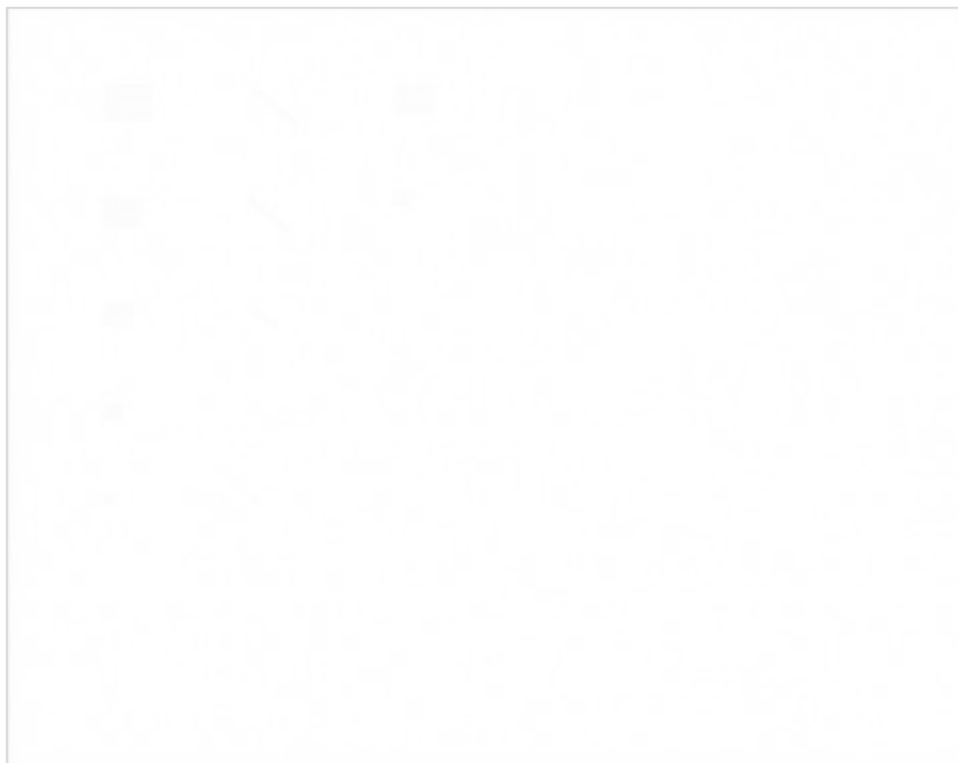
**Εικόνα 6.15:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 9000000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.5 cm).

Στην παραπάνω εικόνα παρουσιάζεται το ομοίωμα προς μελέτη έπειτα από ακτινοβολήση του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 23 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 9000000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στη δεδομένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το αίμα εντός μιας αρτηρίας πάχους 0.5 αντί για 0.4 ή 0.3 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγουμένως. Όπως παρατηρείται, λοιπόν, στην εικόνα 6.15, η μικρότερη τετραγωνική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή είναι αυτή με διαστάσεις 0.3 mm. Από την άλλη, η μικρότερη γραμμική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή είναι αυτή με διαστάσεις 0.75 mm. Τα προαναφερόμενα μπορούν να γίνουν καλύτερα αντιληπτά, κάνοντας εξίσου μια μεγέθυνση 200%.

Συγκρίνοντας κάθε ομάδα εικόνων στις οποίες το ομοίωμα ακτινοβολήθηκε με την ίδια ροή (6.4, 6.5 και 6.6, 6.7, 6.8 και 6.9 κ.ο.κ.), παρατηρείται ότι, ανεξαρτήτως σχήματος και διαστάσεων, όσο αυξάνεται το πάχος της δομής ενδιαφέροντος αποδίδεται σε αυτήν και μία πιο σκούρα απόχρωση του γκρι. Αυτό μπορεί να αιτιολογηθεί από το γεγονός ότι με την αύξηση του πάχους της αυξάνεται και η αντίθεση θέματος. Ειδικότερα, χρησιμοποιώντας τον τύπο  $C_s = [(K_T - K_{T,0}) / K_T] \times 100\%$  η αντίθεση θέματος για πάχος δομής 0.3 cm βρέθηκε σε όλες τις περιπτώσεις

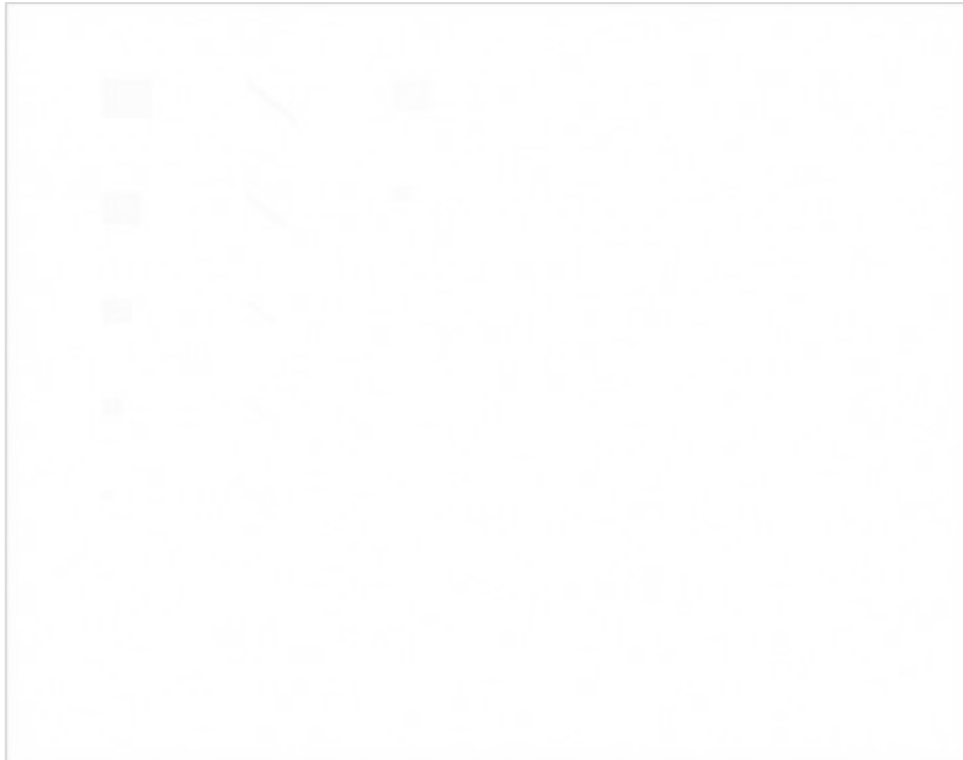
ομάδων ίση με 3.8%, για πάχος 0.4 cm ίση με 5%, ενώ για πάχος 0.5 cm ίση με 6.2% (Kalyvas et al., 2023).

### 6.1.2 ΑΣΒΕΣΤΙΟ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΗΣ



*Εικόνα 6.16:* Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 20000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.005 cm).

Στην εικόνα 6.16 παρουσιάζεται το ομοίωμα κατόπιν ακτινοβόλησης του με μονο-ενεργειακή δέσμη ακτίνων X 23 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 20000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στην προκειμένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.005 cm, ενώ η επικουρική το αίμα εντός μιας αρτηρίας πάχους 0.5 cm. Όπως παρατηρείται, η δομή ενδιαφέροντος δεν είναι καθόλου ορατή, ανεξάρτητα από το σχήμα, τις διαστάσεις της ή το αν η εικόνα έχει υποστεί μεγέθυνση. Εξαίρεση αποτελεί η τετραγωνική δομή διαστάσεων 1.5 mm, της οποίας δύο σημεία μπορούν να παρατηρηθούν οριακά χωρίς μεγέθυνση και καθαρότερα με μεγέθυνση 200%.



**Εικόνα 6.17:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 20000 φωτόνια  $X/mm^2$  (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.0075 cm).

Όπως αναφέρεται και στη λεζάντα της εικόνας 6.17, σε αυτήν παρουσιάζεται το μελετώμενο ομοίωμα ύστερα από ακτινοβόληση του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 23 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 20000 φωτόνια  $X/mm^2$ . Στην περίπτωση αυτή η δομή ενδιαφέροντος είναι το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.0075 αντί για 0.005 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγουμένως. Παρατηρώντας την εικόνα 6.17, φαίνεται πως η δομή ενδιαφέροντος δεν είναι ολόκληρη ορατή, αλλά μόνο κάποια τμήματα αυτής. Οι διαστάσεις για τις οποίες ισχύει το προαναφερόμενο είναι από 3.75 mm έως 1.5 mm όντας τετραγωνική και τα 3.75 mm όντας γραμμική. Παρ' όλα αυτά, κάνοντας μια μεγέθυνση 200% μπορεί να παρατηρηθεί καθαρότερα και ένα σημείο της γραμμικής δομής διαστάσεων 2.25 mm.



**Εικόνα 6.18:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 20000 φωτόνια  $X/mm^2$  (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.01 cm).

Στην παραπάνω εικόνα παρουσιάζεται το ομοίωμα προς μελέτη έπειτα από ακτινοβολήση του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 23 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 20000 φωτόνια  $X/mm^2$ . Στη δεδομένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.01 αντί για 0.0075 ή 0.005 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγουμένως. Όπως παρατηρείται, λοιπόν, στην εικόνα 6.18, η δομή ενδιαφέροντος είναι ολόκληρη ορατή μεν, δεν έχουν απεικονισθεί κάποια σημεία αυτής δε. Το παραπάνω ισχύει για διαστάσεις από 3.75 mm έως 1.5 mm όντας τετραγωνική και από 3.75 mm έως 2.25 mm όντας γραμμική.

Οι παρατηρήσεις που αφορούν τις εικόνες 6.16, 6.17 και 6.18 μπορούν να αποδοθούν, εξίσου, στο ότι ο αριθμός των φωτονίων  $X/mm^2$  είναι αρκετά μικρός, με απότοκο ο κβαντικός θόρυβος να είναι μεγάλος και να επηρεάζει και σε αυτήν την περίπτωση δομής την ποιότητα της τελικής εικόνας (Κανδαράκης, 2007).





**Εικόνα 6.19:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 1500000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.005 cm).

Στην εικόνα 6.19 παρουσιάζεται το ομοίωμα κατόπιν ακτινοβόλησης του με μονοenerγειακή δέσμη ακτίνων X 23 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 1500000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στην προκειμένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.005 cm, ενώ η επικουρική το αίμα εντός μιας αρτηρίας πάχους 0.5 cm. Όπως παρατηρείται, όντας τετραγωνική η δομή ενδιαφέροντος είναι ορατή για διαστάσεις από 3.75 mm έως 0.3 mm. Όντας γραμμική, ωστόσο, μπορεί να παρατηρηθεί για διαστάσεις από 3.75 mm έως 0.75 mm. Τα παραπάνω μπορούν να γίνουν καλύτερα αντιληπτά, κάνοντας μια μεγέθυνση 200%.



**Εικόνα 6.20:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 1500000 φωτόνια  $X/mm^2$  (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.0075 cm).

Όπως αναφέρεται και στη λεζάντα της εικόνας 6.20, σε αυτήν παρουσιάζεται το μελετώμενο ομοίωμα ύστερα από ακτινοβόληση του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 23 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 1500000 φωτόνια  $X/mm^2$ . Στην περίπτωση αυτή η δομή ενδιαφέροντος είναι το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.0075 αντί για 0.005 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγουμένως. Παρατηρώντας την εικόνα 6.20, φαίνεται πως η μικρότερη τετραγωνική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή είναι αυτή με διαστάσεις 0.3 mm. Από την άλλη, η μικρότερη γραμμική δομή ενδιαφέροντος που μπορεί να παρατηρηθεί είναι αυτή με διαστάσεις 0.75 mm. Τα προαναφερόμενα μπορούν να γίνουν καλύτερα αντιληπτά, κάνοντας εξίσου μια μεγέθυνση 200%.



**Εικόνα 6.21:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 1500000 φωτόνια  $X/mm^2$  (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.01 cm).

Στην παραπάνω εικόνα παρουσιάζεται το ομοίωμα προς μελέτη έπειτα από ακτινοβολία του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 23 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 1500000 φωτόνια  $X/mm^2$ . Στη δεδομένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.01 αντί για 0.0075 ή 0.005 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγουμένως. Όπως παρατηρείται, λοιπόν, στην εικόνα 6.21, η μικρότερη τετραγωνική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή με ή χωρίς μεγέθυνση είναι αυτή με διαστάσεις 0.3 mm. Αντίθετα, η μικρότερη γραμμική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή χωρίς μεγέθυνση είναι αυτή με διαστάσεις 0.75 mm, ενώ με μεγέθυνση 200% αυτή με διαστάσεις 0.3 mm.



**Εικόνα 6.22:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 4500000 φωτόνια  $X/\text{mm}^2$  (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.005 cm).

Στην εικόνα 6.22 παρουσιάζεται το ομοίωμα κατόπιν ακτινοβόλησης του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων  $X$  23 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 4500000 φωτόνια  $X/\text{mm}^2$ . Στην προκειμένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.005 cm, ενώ η επικουρική το αίμα εντός μιας αρτηρίας πάχους 0.5 cm. Όπως παρατηρείται, όντας τετραγωνική η δομή ενδιαφέροντος είναι ορατή για διαστάσεις από 3.75 mm έως 0.3 mm. Όντας γραμμική, παρά ταύτα, μπορεί να παρατηρηθεί για διαστάσεις από 3.75 mm έως 0.75 mm. Τα παραπάνω μπορούν να γίνουν καλύτερα αντιληπτά, κάνοντας μια μεγέθυνση 200%.



**Εικόνα 6.23:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 4500000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.0075 cm).

Όπως αναφέρεται και στη λεζάντα της εικόνας 6.23, σε αυτήν παρουσιάζεται το μελετώμενο ομοίωμα ύστερα από ακτινοβόληση του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 23 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 4500000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στην περίπτωση αυτή η δομή ενδιαφέροντος είναι το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.0075 αντί για 0.005 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγουμένως. Παρατηρώντας την εικόνα 6.23, φαίνεται πως η δομή ενδιαφέροντος όντας τετραγωνική είναι ορατή για διαστάσεις από 3.75 mm έως 0.3 mm. Αντίθετα, όντας γραμμική είναι ορατή για διαστάσεις από 3.75 mm έως 0.75 mm. Τα προαναφερόμενα μπορούν να γίνουν καλύτερα αντιληπτά, κάνοντας εξίσου μια μεγέθυνση 200%.



**Εικόνα 6.24:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 4500000 φωτόνια  $X/mm^2$  (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.01 cm).

Στην παραπάνω εικόνα παρουσιάζεται το ομοίωμα προς μελέτη έπειτα από ακτινοβολήση του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 23 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 4500000 φωτόνια  $X/mm^2$ . Στη δεδομένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.01 αντί για 0.0075 ή 0.005 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγουμένως. Όπως παρατηρείται, λοιπόν, στην εικόνα 6.24, η μικρότερη τετραγωνική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή με ή χωρίς μεγέθυνση είναι αυτή με διαστάσεις 0.3 mm. Από την άλλη, η μικρότερη γραμμική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή χωρίς μεγέθυνση είναι αυτή με διαστάσεις 0.75 mm, ενώ με μεγέθυνση 200% αυτή με διαστάσεις 0.3 mm.



**Εικόνα 6.25:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 6000000 φωτόνια  $X/mm^2$  (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.005 cm).

Στην εικόνα 6.25 παρουσιάζεται το ομοίωμα κατόπιν ακτινοβόλησης του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 23 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 6000000 φωτόνια  $X/mm^2$ . Στην προκειμένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.005 cm, ενώ η επικουρική το αίμα εντός μιας αρτηρίας πάχους 0.5 cm. Όπως παρατηρείται, όντας τετραγωνική η δομή ενδιαφέροντος είναι ορατή για διαστάσεις από 3.75 mm έως 0.3 mm. Όντας γραμμική, ωστόσο, μπορεί να παρατηρηθεί για διαστάσεις από 3.75 mm έως 0.75 mm. Τα παραπάνω μπορούν να γίνουν καλύτερα αντιληπτά, κάνοντας μια μεγέθυνση 200%.



**Εικόνα 6.26:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 6000000 φωτόνια  $X/mm^2$  (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.0075 cm).

Όπως αναφέρεται και στη λεζάντα της εικόνας 6.26, σε αυτήν παρουσιάζεται το μελετώμενο ομοίωμα ύστερα από ακτινοβόληση του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 23 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 6000000 φωτόνια  $X/mm^2$ . Στην περίπτωση αυτή η δομή ενδιαφέροντος είναι το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.0075 αντί για 0.005 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγουμένως. Παρατηρώντας την εικόνα 6.26, φαίνεται πως η μικρότερη τετραγωνική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή είναι αυτή με διαστάσεις 0.3 mm. Από την άλλη, η μικρότερη γραμμική δομή ενδιαφέροντος που μπορεί να παρατηρηθεί είναι αυτή με διαστάσεις 0.75 mm. Τα προαναφερόμενα μπορούν να γίνουν καλύτερα αντιληπτά, κάνοντας εξίσου μια μεγέθυνση 200%.





**Εικόνα 6.27:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 6000000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.01 cm).

Στην παραπάνω εικόνα παρουσιάζεται το ομοίωμα προς μελέτη έπειτα από ακτινοβολήση του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 23 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 6000000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στη δεδομένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.01 αντί για 0.0075 ή 0.005 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγουμένως. Όπως παρατηρείται, λοιπόν, στην εικόνα 6.27, η μικρότερη τετραγωνική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή με ή χωρίς μεγέθυνση είναι αυτή με διαστάσεις 0.3 mm. Αντίθετα, η μικρότερη γραμμική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή χωρίς μεγέθυνση είναι αυτή με διαστάσεις 0.75 mm, ενώ με μεγέθυνση 200% αυτή με διαστάσεις 0.3 mm.



**Εικόνα 6.28:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 9000000 φωτόνια  $X/mm^2$  (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.005 cm).

Στην εικόνα 6.28 παρουσιάζεται το ομοίωμα κατόπιν ακτινοβόλησης του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων  $X$  23 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 9000000 φωτόνια  $X/mm^2$ . Στην προκειμένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.005 cm, ενώ η επικουρική το αίμα εντός μιας αρτηρίας πάχους 0.5 cm. Όπως παρατηρείται, όντας τετραγωνική η δομή ενδιαφέροντος είναι ορατή για διαστάσεις από 3.75 mm έως 0.3 mm. Όντας γραμμική, παρά ταύτα, μπορεί να παρατηρηθεί για διαστάσεις από 3.75 mm έως 0.75 mm. Τα παραπάνω μπορούν να γίνουν καλύτερα αντιληπτά, κάνοντας μια μεγέθυνση 200%.



**Εικόνα 6.29:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 9000000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.0075 cm).

Όπως αναφέρεται και στη λεζάντα της εικόνας 6.29, σε αυτήν παρουσιάζεται το μελετώμενο ομοίωμα ύστερα από ακτινοβόληση του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 23 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 9000000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στην περίπτωση αυτή η δομή ενδιαφέροντος είναι το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.0075 αντί για 0.005 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγουμένως. Παρατηρώντας την εικόνα 6.29, φαίνεται πως η δομή ενδιαφέροντος όντας τετραγωνική είναι ορατή για διαστάσεις από 3.75 mm έως 0.3 mm. Αντίθετα, όντας γραμμική είναι ορατή για διαστάσεις από 3.75 mm έως 0.75 mm. Τα προαναφερόμενα μπορούν να γίνουν καλύτερα αντιληπτά, κάνοντας εξίσου μια μεγέθυνση 200%.



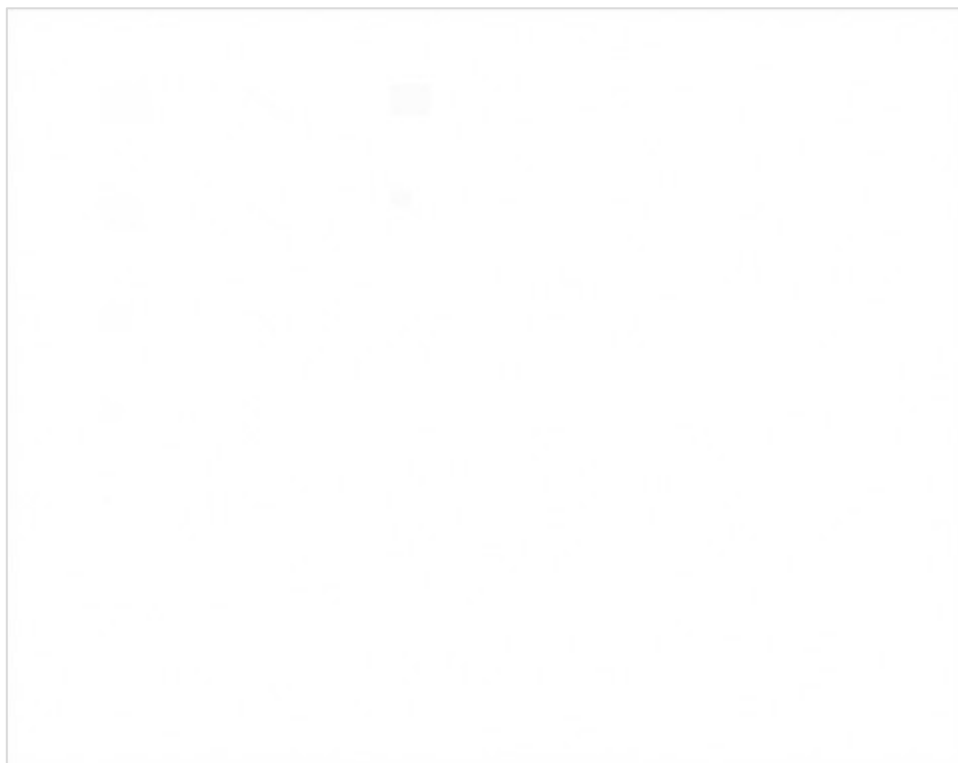
**Εικόνα 6.30:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 23 keV και ροή 9000000 φωτόνια  $X/mm^2$  (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.01 cm).

Στην παραπάνω εικόνα παρουσιάζεται το ομοίωμα προς μελέτη έπειτα από ακτινοβολήση του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 23 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 9000000 φωτόνια  $X/mm^2$ . Στη δεδομένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.01 αντί για 0.0075 ή 0.005 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγουμένως. Όπως παρατηρείται, λοιπόν, στην εικόνα 6.30, η μικρότερη τετραγωνική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή με ή χωρίς μεγέθυνση είναι αυτή με διαστάσεις 0.3 mm. Από την άλλη, η μικρότερη γραμμική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή χωρίς μεγέθυνση είναι αυτή με διαστάσεις 0.75 mm, ενώ με μεγέθυνση 200% αυτή με διαστάσεις 0.3 mm.

Συγκρίνοντας πάλι κάθε ομάδα εικόνων στις οποίες το ομοίωμα ακτινοβολήθηκε με την ίδια ροή (6.19, 6.20 και 6.21 κ.ο.κ.), παρατηρείται ότι, ανεξαρτήτως σχήματος και διαστάσεων, όσο αυξάνεται το πάχος και αυτής της δομής ενδιαφέροντος της αποδίδεται και μία πιο σκούρα απόχρωση του γκρι. Αυτό μπορεί να αιτιολογηθεί, εξίσου, από το ότι με την αύξηση του πάχους της αυξάνεται και η αντίθεση θέματος. Πιο συγκεκριμένα, χρησιμοποιώντας τον **τύπο** της σελίδας 43 η αντίθεση θέματος για πάχος δομής 0.005 cm βρέθηκε σε όλες τις περιπτώσεις ομάδων ίση με 6.4%, για πάχος 0.0075 cm ίση με 9.4%, ενώ για πάχος 0.01 cm ίση με 12.3% (Kalyvas et al., 2023).

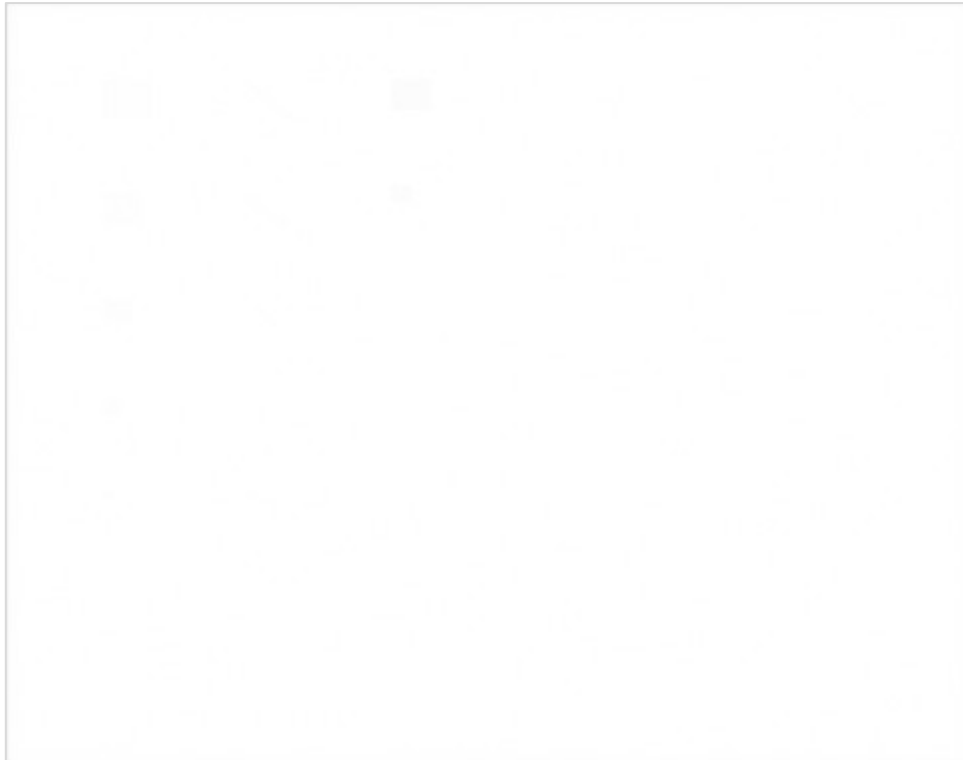
## 6.2 ΜΟΝΟΕΝΕΡΓΕΙΑΚΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑ 28 keV

### 6.2.1 ΑΙΜΑ ΕΝΤΟΣ ΑΡΤΗΡΙΑΣ



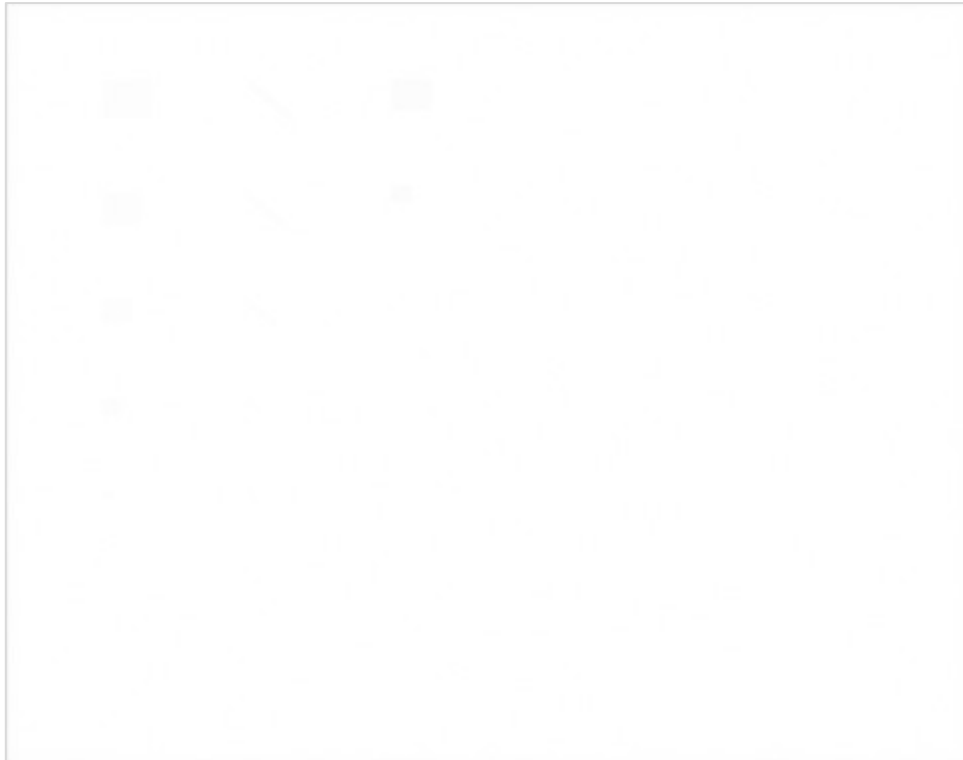
*Εικόνα 6.31:* Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 20000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.3 cm).

Στην εικόνα 6.31 παρουσιάζεται το ομοίωμα κατόπιν ακτινοβόλησης του με μονο-ενεργειακή δέσμη ακτίνων X 28 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 20000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στην προκειμένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το αίμα εντός μιας αρτηρίας πάχους 0.3 cm, ενώ η επικουρική το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.01 cm. Όπως παρατηρείται, η δομή ενδιαφέροντος δεν είναι καθόλου ορατή για κανένα σχήμα ή μέγεθος της.



**Εικόνα 6.32:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 20000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.4 cm).

Όπως αναφέρεται και στη λεζάντα της εικόνας 6.32, σε αυτήν παρουσιάζεται το μελετώμενο ομοίωμα ύστερα από ακτινοβολήση του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 28 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 20000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στην περίπτωση αυτή η δομή ενδιαφέροντος είναι το αίμα μέσα σε μια αρτηρία πάχους 0.4 αντί για 0.3 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγουμένως. Παρατηρώντας την εικόνα 6.32, φαίνεται πως η δομή ενδιαφέροντος, αν και παχύτερη, εξακολουθεί να μην είναι καθόλου ορατή όποιο και αν είναι το σχήμα ή το μέγεθος της.



**Εικόνα 6.33:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 20000 φωτόνια  $X/mm^2$  (πάχος αρτηρίας = 0.5 cm).

Στην παραπάνω εικόνα παρουσιάζεται το ομοίωμα προς μελέτη έπειτα από ακτινοβολήση του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 28 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 20000 φωτόνια  $X/mm^2$ . Στη δεδομένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το αίμα εντός μιας αρτηρίας πάχους 0.5 αντί για 0.4 ή 0.3 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγούμενως. Όπως παρατηρείται, λοιπόν, στην εικόνα 6.33, η δομή ενδιαφέροντος, παρ'ότι έχει ακόμα μεγαλύτερο πάχος συγκριτικά με πριν, δεν είναι ούτε και σε αυτήν την περίπτωση ορατή ανεξάρτητα από το σχήμα ή τις διαστάσεις της.

Τόσο αυτή η παρατήρηση, όσο και εκείνες των δύο προηγούμενων εικόνων μπορούν να αποδοθούν στο γεγονός ότι το πλήθος των φωτονίων  $X/mm^2$  είναι αρκετά μικρό, με αποτέλεσμα ο κβαντικός θόρυβος να είναι μεγάλος και να υποβαθμίζει την ποιότητα της τελικής εικόνας (Κανδαράκης, 2007).



**Εικόνα 6.34:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 1500000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.3 cm).

Στην εικόνα 6.34 παρουσιάζεται το ομοίωμα κατόπιν ακτινοβόλησης του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 28 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 1500000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στην προκειμένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το αίμα εντός μιας αρτηρίας πάχους 0.3 cm, ενώ η επικουρική το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.01 cm. Όπως παρατηρείται, όντας τετραγωνική η δομή ενδιαφέροντος είναι ορατή για διαστάσεις από 3.75 mm έως 0.75 mm. Όντας γραμμική, ωστόσο, μπορεί να παρατηρηθεί για διαστάσεις από 3.75 mm έως 2.25 mm. Τα παραπάνω μπορούν να γίνουν καλύτερα αντιληπτά, κάνοντας μια μεγέθυνση 200%.





**Εικόνα 6.35:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 1500000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.4 cm).

Όπως αναφέρεται και στη λεζάντα της εικόνας 6.35, σε αυτήν παρουσιάζεται το μελετώμενο ομοίωμα ύστερα από ακτινοβόληση του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 28 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 1500000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στην περίπτωση αυτή η δομή ενδιαφέροντος είναι το αίμα μέσα σε μια αρτηρία πάχους 0.4 αντί για 0.3 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγουμένως. Παρατηρώντας την εικόνα 6.35, φαίνεται πως η μικρότερη τετραγωνική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή είναι αυτή με διαστάσεις 0.75 mm. Από την άλλη, η μικρότερη γραμμική δομή ενδιαφέροντος που μπορεί να παρατηρηθεί είναι αυτή με διαστάσεις 1.5 mm. Τα προαναφερόμενα μπορούν να γίνουν καλύτερα αντιληπτά, κάνοντας εξίσου μια μεγέθυνση 200%.



**Εικόνα 6.36:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 1500000 φωτόνια  $X/mm^2$  (πάχος αρτηρίας = 0.5 cm).

Στην παραπάνω εικόνα παρουσιάζεται το ομοίωμα προς μελέτη έπειτα από ακτινοβολήση του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 28 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 1500000 φωτόνια  $X/mm^2$ . Στη δεδομένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το αίμα εντός μιας αρτηρίας πάχους 0.5 αντί για 0.4 ή 0.3 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγουμένως. Όπως παρατηρείται, λοιπόν, στην εικόνα 6.36, η μικρότερη τετραγωνική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή χωρίς μεγέθυνση είναι αυτή με διαστάσεις 0.75 mm, ενώ με μεγέθυνση 200% αυτή με διαστάσεις 0.3 mm. Αντίθετα, η μικρότερη γραμμική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή με ή χωρίς μεγέθυνση είναι αυτή με διαστάσεις 1.5 mm.



**Εικόνα 6.37:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 4500000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.3 cm).

Στην εικόνα 6.37 παρουσιάζεται το ομοίωμα κατόπιν ακτινοβόλησης του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 28 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 4500000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στην προκειμένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το αίμα εντός μιας αρτηρίας πάχους 0.3 cm, ενώ η επικουρική το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.01 cm. Όπως παρατηρείται, όντας τετραγωνική η δομή ενδιαφέροντος είναι ορατή για διαστάσεις από 3.75 mm έως 0.75 mm με ή χωρίς μεγέθυνση. Όντας γραμμική, παρά ταύτα, μπορεί να παρατηρηθεί για διαστάσεις από 3.75 mm έως 2.25 mm χωρίς μεγέθυνση και έως 1.5 mm με μεγέθυνση 200%.



**Εικόνα 6.38:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 4500000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.4 cm).

Όπως αναφέρεται και στη λεζάντα της εικόνας 6.38, σε αυτήν παρουσιάζεται το μελετώμενο ομοίωμα ύστερα από ακτινοβόληση του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 28 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 4500000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στην περίπτωση αυτή η δομή ενδιαφέροντος είναι το αίμα μέσα σε μια αρτηρία πάχους 0.4 αντί για 0.3 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγούμενως. Παρατηρώντας την εικόνα 6.38, φαίνεται πως η δομή ενδιαφέροντος όντας τετραγωνική είναι ορατή για διαστάσεις από 3.75 mm έως 0.75 mm. Αντίθετα, όντας γραμμική είναι ορατή για διαστάσεις από 3.75 mm έως 1.5 mm. Τα παραπάνω μπορούν να γίνουν καλύτερα αντιληπτά, κάνοντας μια μεγέθυνση 200%.



**Εικόνα 6.39:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 4500000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.5 cm).

Στην παραπάνω εικόνα παρουσιάζεται το ομοίωμα προς μελέτη έπειτα από ακτινοβολήση του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 28 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 4500000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στη δεδομένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το αίμα εντός μιας αρτηρίας πάχους 0.5 αντί για 0.4 ή 0.3 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγουμένως. Όπως παρατηρείται, λοιπόν, στην εικόνα 6.39, η μικρότερη τετραγωνική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή χωρίς μεγέθυνση είναι αυτή με διαστάσεις 0.75 mm, ενώ με μεγέθυνση 200% αυτή με διαστάσεις 0.3 mm. Από την άλλη, η μικρότερη γραμμική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή με ή χωρίς μεγέθυνση είναι αυτή με διαστάσεις 1.5 mm.



**Εικόνα 6.40:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 6000000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.3 cm).

Στην εικόνα 6.40 παρουσιάζεται το ομοίωμα κατόπιν ακτινοβόλησης του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 28 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 6000000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στην προκειμένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το αίμα εντός μιας αρτηρίας πάχους 0.3 cm, ενώ η επικουρική το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.01 cm. Όπως παρατηρείται, όντας τετραγωνική η δομή ενδιαφέροντος είναι ορατή για διαστάσεις από 3.75 mm έως 0.75 mm με ή χωρίς μεγέθυνση. Όντας γραμμική, ωστόσο, μπορεί να παρατηρηθεί για διαστάσεις από 3.75 mm έως 2.25 mm χωρίς μεγέθυνση και έως 1.5 mm με μεγέθυνση 200%.



**Εικόνα 6.41:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 6000000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.4 cm).

Όπως αναφέρεται και στη λεζάντα της εικόνας 6.41, σε αυτήν παρουσιάζεται το μελετώμενο ομοίωμα ύστερα από ακτινοβόληση του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 28 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 6000000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στην περίπτωση αυτή η δομή ενδιαφέροντος είναι το αίμα μέσα σε μια αρτηρία πάχους 0.4 αντί για 0.3 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγούμενως. Παρατηρώντας την εικόνα 6.41, φαίνεται πως η μικρότερη τετραγωνική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή είναι αυτή με διαστάσεις 0.75 mm. Από την άλλη, η μικρότερη γραμμική δομή ενδιαφέροντος που μπορεί να παρατηρηθεί είναι αυτή με διαστάσεις 1.5 mm. Τα παραπάνω μπορούν να γίνουν καλύτερα αντιληπτά, κάνοντας μια μεγέθυνση 200%.



**Εικόνα 6.42:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 6000000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.5 cm).

Στην παραπάνω εικόνα παρουσιάζεται το ομοίωμα προς μελέτη έπειτα από ακτινοβολήση του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 28 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 6000000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στη δεδομένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το αίμα εντός μιας αρτηρίας πάχους 0.5 αντί για 0.4 ή 0.3 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγουμένως. Όπως παρατηρείται, λοιπόν, στην εικόνα 6.42, η μικρότερη τετραγωνική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή χωρίς μεγέθυνση είναι αυτή με διαστάσεις 0.75 mm, ενώ με μεγέθυνση 200% αυτή με διαστάσεις 0.3 mm. Αντίθετα, η μικρότερη γραμμική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή με ή χωρίς μεγέθυνση είναι αυτή με διαστάσεις 1.5 mm.





**Εικόνα 6.43:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 9000000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.3 cm).

Στην εικόνα 6.43 παρουσιάζεται το ομοίωμα κατόπιν ακτινοβόλησης του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 28 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 9000000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στην προκειμένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το αίμα εντός μιας αρτηρίας πάχους 0.3 cm, ενώ η επικουρική το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.01 cm. Όπως παρατηρείται, όντας τετραγωνική η δομή ενδιαφέροντος είναι ορατή για διαστάσεις από 3.75 mm έως 0.75 mm με ή χωρίς μεγέθυνση. Όντας γραμμική, παρά ταύτα, μπορεί να παρατηρηθεί για διαστάσεις από 3.75 mm έως 2.25 mm χωρίς μεγέθυνση και έως 1.5 mm με μεγέθυνση 200%.



**Εικόνα 6.44:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 9000000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.4 cm).

Όπως αναφέρεται και στη λεζάντα της εικόνας 6.44, σε αυτήν παρουσιάζεται το μελετώμενο ομοίωμα ύστερα από ακτινοβόληση του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 28 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 9000000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στην περίπτωση αυτή η δομή ενδιαφέροντος είναι το αίμα μέσα σε μια αρτηρία πάχους 0.4 αντί για 0.3 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγούμενως. Παρατηρώντας την εικόνα 6.44, φαίνεται πως η δομή ενδιαφέροντος όντας τετραγωνική είναι ορατή για διαστάσεις από 3.75 mm έως 0.75 mm. Αντίθετα, όντας γραμμική είναι ορατή για διαστάσεις από 3.75 mm έως 1.5 mm. Τα παραπάνω μπορούν να γίνουν καλύτερα αντιληπτά, κάνοντας μια μεγέθυνση 200%.

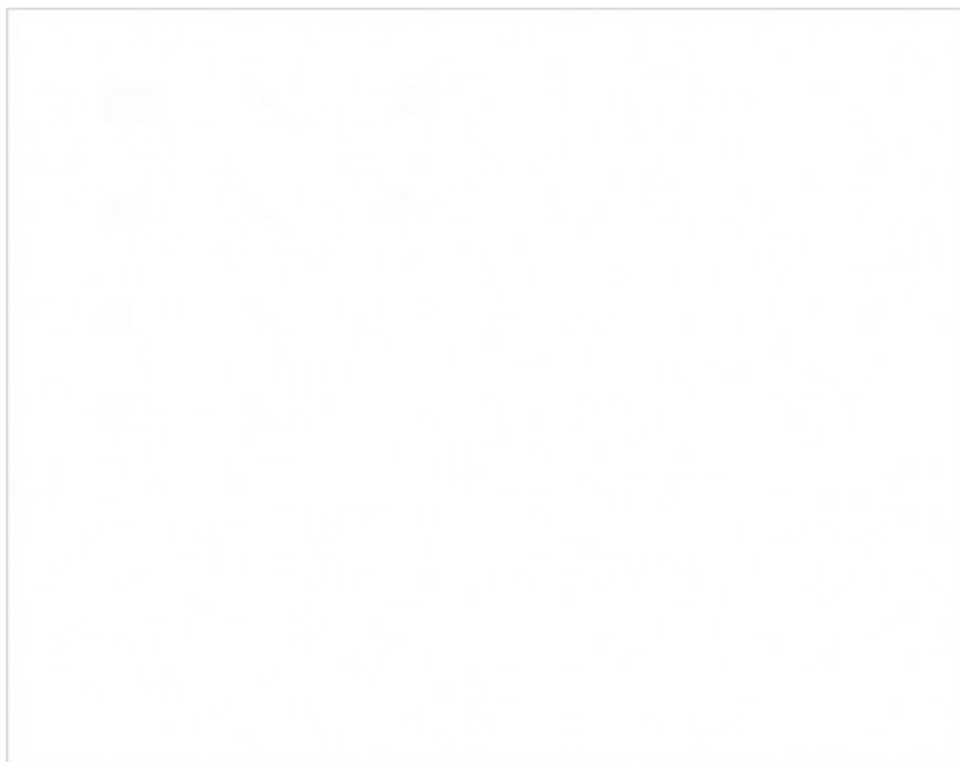


*Εικόνα 6.45:* Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 9000000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος αρτηρίας = 0.5 cm).

Στην παραπάνω εικόνα παρουσιάζεται το ομοίωμα προς μελέτη έπειτα από ακτινοβολήση του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 28 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 9000000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στη δεδομένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το αίμα εντός μιας αρτηρίας πάχους 0.5 αντί για 0.4 ή 0.3 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγουμένως. Όπως παρατηρείται, λοιπόν, στην εικόνα 6.45, η μικρότερη τετραγωνική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή χωρίς μεγέθυνση είναι αυτή με διαστάσεις 0.75 mm, ενώ με μεγέθυνση 200% αυτή με διαστάσεις 0.3 mm. Από την άλλη, η μικρότερη γραμμική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή με ή χωρίς μεγέθυνση είναι αυτή με διαστάσεις 1.5 mm.

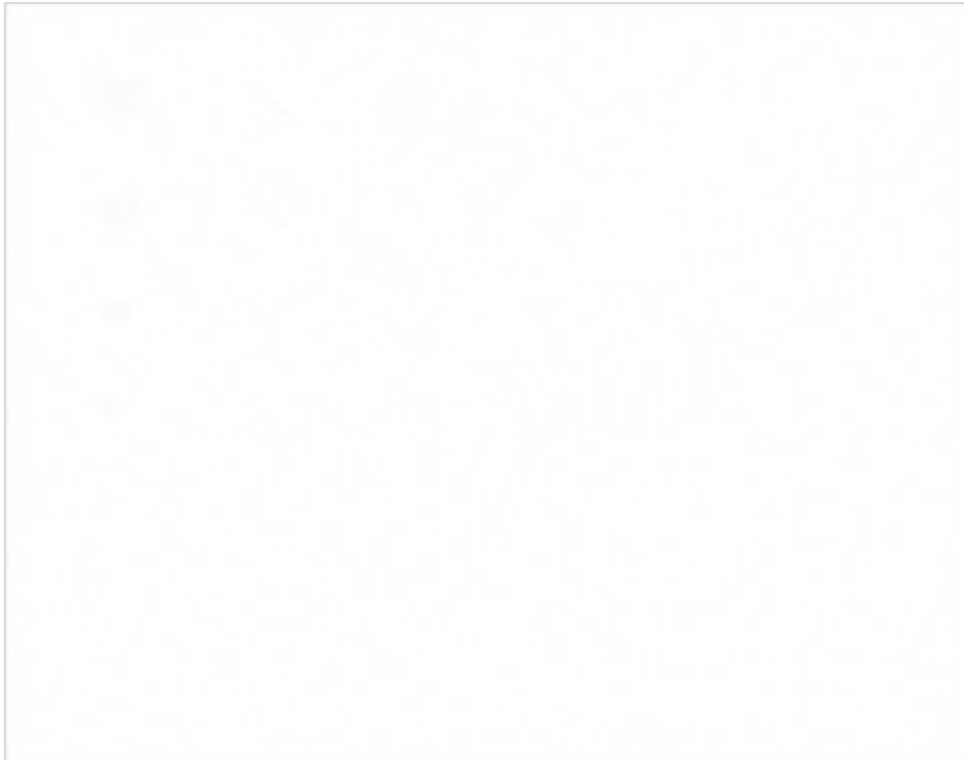
Συγκρίνοντας κάθε ομάδα εικόνων στις οποίες το ομοίωμα ακτινοβολήθηκε με την ίδια ροή (6.34, 6.35 και 6.36 κ.ο.κ.), παρατηρείται ότι, ανεξαρτήτως σχήματος και διαστάσεων, όσο αυξάνεται το πάχος της δομής ενδιαφέροντος αποδίδεται σε αυτήν και μία πιο σκούρα απόχρωση του γκρι. Αυτό μπορεί να αιτιολογηθεί από το γεγονός ότι με την αύξηση του πάχους της αυξάνεται και η αντίθεση θέματος. Ειδικότερα, χρησιμοποιώντας τον **τύπο** της σελίδας 43 η αντίθεση θέματος για πάχος δομής 0.3 cm βρέθηκε σε όλες τις περιπτώσεις ομάδων ίση με 2.2%, για πάχος 0.4 cm ίση με 2.9%, ενώ για πάχος 0.5 cm ίση με 3.6% (Kalyvas et al., 2023).

### 6.2.2 ΑΣΒΕΣΤΙΟ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΗΣ



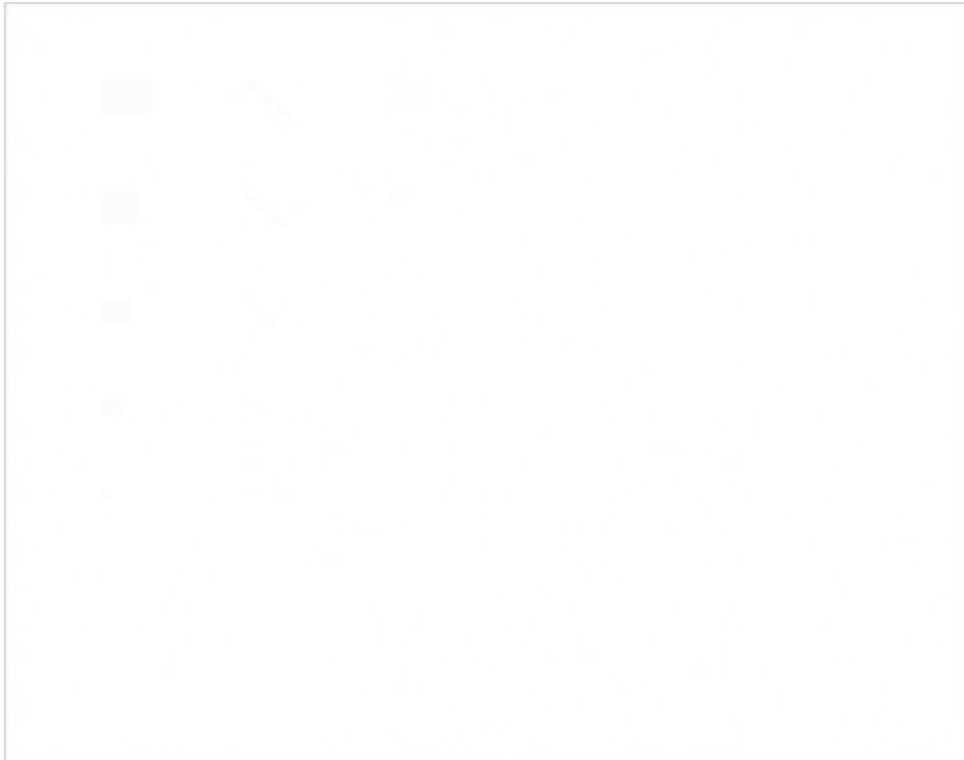
**Εικόνα 6.46:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 20000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.005 cm).

Στην εικόνα 6.46 παρουσιάζεται το ομοίωμα κατόπιν ακτινοβόλησης του με μονο-ενεργειακή δέσμη ακτίνων X 28 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 20000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στην προκειμένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.005 cm, ενώ η επικουρική το αίμα εντός μιας αρτηρίας πάχους 0.5 cm. Όπως παρατηρείται, η δομή ενδιαφέροντος δεν είναι καθόλου ορατή, ανεξάρτητα από το σχήμα ή τις διαστάσεις της.



**Εικόνα 6.47:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 20000 φωτόνια  $X/mm^2$  (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.0075 cm).

Όπως αναφέρεται και στη λεζάντα της εικόνας 6.47, σε αυτήν παρουσιάζεται το μελετώμενο ομοίωμα ύστερα από ακτινοβολήση του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 28 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 20000 φωτόνια  $X/mm^2$ . Στην περίπτωση αυτή η δομή ενδιαφέροντος είναι το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.0075 αντί για 0.005 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγουμένως. Παρατηρώντας την εικόνα 6.47, φαίνεται πως η δομή ενδιαφέροντος δεν είναι ολόκληρη ορατή, αλλά μόνο κάποια τμήματα αυτής. Οι διαστάσεις για τις οποίες ισχύει το προαναφερόμενο είναι τα 3 mm όντας τετραγωνική και τα 3.75 mm όντας γραμμική. Παρ'όλα αυτά, κάνοντας μια μεγέθυνση 200% μπορούν να παρατηρηθούν καθαρότερα ακόμα δύο σημεία · ένα της τετραγωνικής δομής διαστάσεων 3.75 mm και ένα της γραμμικής δομής διαστάσεων 3 mm.



**Εικόνα 6.48:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 20000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.01 cm).

Στην παραπάνω εικόνα παρουσιάζεται το ομοίωμα προς μελέτη έπειτα από ακτινοβολία του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 28 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 20000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στη δεδομένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.01 αντί για 0.0075 ή 0.005 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγουμένως. Όπως παρατηρείται, λοιπόν, στην εικόνα 6.48, η δομή ενδιαφέροντος εξακολουθεί να μην είναι ολόκληρη ορατή, παρά μόνο κάποια τμήματα της. Οι διαστάσεις για τις οποίες ισχύει αυτό είναι από 3.75 mm έως 1.5 mm όντας τετραγωνική και από 3.75 mm έως 3 mm όντας γραμμική.

Οι παρατηρήσεις που αφορούν τις εικόνες 6.46, 6.47 και 6.48 μπορούν να αποδοθούν, εξίσου, στο ότι ο αριθμός των φωτονίων X/mm<sup>2</sup> είναι αρκετά μικρός, με συνέπεια ο κβαντικός θόρυβος να είναι μεγάλος και να επηρεάζει και σε αυτήν την περίπτωση δομής την ποιότητα της τελικής εικόνας (Κανδαράκης, 2007).



**Εικόνα 6.49:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 1500000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.005 cm).

Στην εικόνα 6.49 παρουσιάζεται το ομοίωμα κατόπιν ακτινοβόλησης του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 28 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 1500000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στην προκειμένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.005 cm, ενώ η επικουρική το αίμα εντός μιας αρτηρίας πάχους 0.5 cm. Όπως παρατηρείται, όντας τετραγωνική η δομή ενδιαφέροντος είναι ορατή για διαστάσεις από 3.75 mm έως 0.75 mm χωρίς μεγέθυνση και έως 0.3 mm με μεγέθυνση 200%. Όντας γραμμική, ωστόσο, μπορεί να παρατηρηθεί για διαστάσεις από 3.75 mm έως 1.5 mm με ή χωρίς μεγέθυνση.



**Εικόνα 6.50:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 1500000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.0075 cm).

Όπως αναφέρεται και στη λεζάντα της εικόνας 6.50, σε αυτήν παρουσιάζεται το μελετώμενο ομοίωμα ύστερα από ακτινοβόληση του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 28 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 1500000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στην περίπτωση αυτή η δομή ενδιαφέροντος είναι το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.0075 αντί για 0.005 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγουμένως. Παρατηρώντας την εικόνα 6.50, φαίνεται πως η μικρότερη τετραγωνική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή είναι αυτή με διαστάσεις 0.3 mm. Από την άλλη, η μικρότερη γραμμική δομή ενδιαφέροντος που μπορεί να παρατηρηθεί είναι αυτή με διαστάσεις 0.75 mm. Τα παραπάνω μπορούν να γίνουν καλύτερα αντιληπτά, κάνοντας μια μεγέθυνση 200%.





**Εικόνα 6.51:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 1500000 φωτόνια  $X/mm^2$  (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.01 cm).

Στην παραπάνω εικόνα παρουσιάζεται το ομοίωμα προς μελέτη έπειτα από ακτινοβολία του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 28 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 1500000 φωτόνια  $X/mm^2$ . Στη δεδομένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.01 αντί για 0.0075 ή 0.005 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγουμένως. Όπως παρατηρείται, λοιπόν, στην εικόνα 6.51, η μικρότερη τετραγωνική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή είναι αυτή με διαστάσεις 0.3 mm. Αντίθετα, η μικρότερη γραμμική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή είναι αυτή με διαστάσεις 0.75 mm. Τα προαναφερόμενα μπορούν να γίνουν καλύτερα αντιληπτά, κάνοντας εξίσου μια μεγέθυνση 200%.



**Εικόνα 6.52:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 4500000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.005 cm).

Στην εικόνα 6.52 παρουσιάζεται το ομοίωμα κατόπιν ακτινοβολήσης του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 28 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 4500000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στην προκειμένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.005 cm, ενώ η επικουρική το αίμα εντός μιας αρτηρίας πάχους 0.5 cm. Όπως παρατηρείται, όντας τετραγωνική η δομή ενδιαφέροντος είναι ορατή για διαστάσεις από 3.75 mm έως 0.75 mm χωρίς μεγέθυνση και έως 0.3 mm με μεγέθυνση 200%. Όντας γραμμική, παρά ταύτα, μπορεί να παρατηρηθεί για διαστάσεις από 3.75 mm έως 1.5 mm με ή χωρίς μεγέθυνση.



**Εικόνα 6.53:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 4500000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.0075 cm).

Όπως αναφέρεται και στη λεζάντα της εικόνας 6.53, σε αυτήν παρουσιάζεται το μελετώμενο ομοίωμα ύστερα από ακτινοβόληση του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 28 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 4500000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στην περίπτωση αυτή η δομή ενδιαφέροντος είναι το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.0075 αντί για 0.005 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγουμένως. Παρατηρώντας την εικόνα 6.53, φαίνεται πως η δομή ενδιαφέροντος όντας τετραγωνική είναι ορατή για διαστάσεις από 3.75 mm έως 0.3 mm με ή χωρίς μεγέθυνση. Αντίθετα, όντας γραμμική είναι ορατή για διαστάσεις από 3.75 mm έως 1.5 mm χωρίς μεγέθυνση και έως 0.75 mm με μεγέθυνση 200%.



**Εικόνα 6.54:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 4500000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.01 cm).

Στην παραπάνω εικόνα παρουσιάζεται το ομοίωμα προς μελέτη έπειτα από ακτινοβολήση του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 28 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 4500000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στη δεδομένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.01 αντί για 0.0075 ή 0.005 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγουμένως. Όπως παρατηρείται, λοιπόν, στην εικόνα 6.54, η μικρότερη τετραγωνική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή είναι αυτή με διαστάσεις 0.3 mm. Από την άλλη, η μικρότερη γραμμική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή είναι αυτή με διαστάσεις 0.75 mm. Τα προαναφερόμενα μπορούν να γίνουν καλύτερα αντιληπτά, κάνοντας μια μεγέθυνση 200%.



**Εικόνα 6.55:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 6000000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.005 cm).

Στην εικόνα 6.55 παρουσιάζεται το ομοίωμα κατόπιν ακτινοβόλησης του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 28 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 6000000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στην προκειμένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.005 cm, ενώ η επικουρική το αίμα εντός μιας αρτηρίας πάχους 0.5 cm. Όπως παρατηρείται, όντας τετραγωνική η δομή ενδιαφέροντος είναι ορατή για διαστάσεις από 3.75 mm έως 0.75 mm χωρίς μεγέθυνση και έως 0.3 mm με μεγέθυνση 200%. Όντας γραμμική, ωστόσο, μπορεί να παρατηρηθεί για διαστάσεις από 3.75 mm έως 1.5 mm με ή χωρίς μεγέθυνση.



**Εικόνα 6.56:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 6000000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.0075 cm).

Όπως αναφέρεται και στη λεζάντα της εικόνας 6.56, σε αυτήν παρουσιάζεται το μελετώμενο ομοίωμα ύστερα από ακτινοβόληση του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 28 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 6000000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στην περίπτωση αυτή η δομή ενδιαφέροντος είναι το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.0075 αντί για 0.005 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγουμένως. Παρατηρώντας την εικόνα 6.56, φαίνεται πως η μικρότερη τετραγωνική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή με ή χωρίς μεγέθυνση είναι αυτή με διαστάσεις 0.3 mm. Από την άλλη, η μικρότερη γραμμική δομή ενδιαφέροντος που μπορεί να παρατηρηθεί χωρίς μεγέθυνση είναι αυτή με διαστάσεις 1.5 mm, ενώ με μεγέθυνση 200% αυτή με διαστάσεις 0.75 mm.



**Εικόνα 6.57:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 6000000 φωτόνια  $X/mm^2$  (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.01 cm).

Στην παραπάνω εικόνα παρουσιάζεται το ομοίωμα προς μελέτη έπειτα από ακτινοβολία του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 28 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 6000000 φωτόνια  $X/mm^2$ . Στη δεδομένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.01 αντί για 0.0075 ή 0.005 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγουμένως. Όπως παρατηρείται, λοιπόν, στην εικόνα 6.57, η μικρότερη τετραγωνική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή είναι αυτή με διαστάσεις 0.3 mm. Αντίθετα, η μικρότερη γραμμική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή είναι αυτή με διαστάσεις 0.75 mm. Τα προαναφερόμενα μπορούν να γίνουν καλύτερα αντιληπτά, κάνοντας μια μεγέθυνση 200%.



**Εικόνα 6.58:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 9000000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.005 cm).

Στην εικόνα 6.58 παρουσιάζεται το ομοίωμα κατόπιν ακτινοβόλησης του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 28 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 9000000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στην προκειμένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.005 cm, ενώ η επικουρική το αίμα εντός μιας αρτηρίας πάχους 0.5 cm. Όπως παρατηρείται, όντας τετραγωνική η δομή ενδιαφέροντος είναι ορατή για διαστάσεις από 3.75 mm έως 0.75 mm χωρίς μεγέθυνση και έως 0.3 mm με μεγέθυνση 200%. Όντας γραμμική, παρά ταύτα, μπορεί να παρατηρηθεί για διαστάσεις από 3.75 mm έως 1.5 mm με ή χωρίς μεγέθυνση.





**Εικόνα 6.59:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 9000000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup> (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.0075 cm).

Όπως αναφέρεται και στη λεζάντα της εικόνας 6.59, σε αυτήν παρουσιάζεται το μελετώμενο ομοίωμα ύστερα από ακτινοβόληση του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 28 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 9000000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>. Στην περίπτωση αυτή η δομή ενδιαφέροντος είναι το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.0075 αντί για 0.005 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγουμένως. Παρατηρώντας την εικόνα 6.59, φαίνεται πως η δομή ενδιαφέροντος όντας τετραγωνική είναι ορατή για διαστάσεις από 3.75 mm έως 0.3 mm με ή χωρίς μεγέθυνση. Αντίθετα, όντας γραμμική είναι ορατή για διαστάσεις από 3.75 mm έως 1.5 mm χωρίς μεγέθυνση και έως 0.75 mm με μεγέθυνση 200%.



**Εικόνα 6.60:** Το ομοίωμα ακτινοβολούμενο με ενέργεια 28 keV και ροή 9000000 φωτόνια  $X/\text{mm}^2$  (πάχος μικροαποτιτάνωσης = 0.01 cm).

Στην παραπάνω εικόνα παρουσιάζεται το ομοίωμα προς μελέτη έπειτα από ακτινοβολήση του με μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 28 keV και ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας ίση με 9000000 φωτόνια  $X/\text{mm}^2$ . Στη δεδομένη περίπτωση η δομή ενδιαφέροντος είναι το ασβέστιο μιας μικροαποτιτάνωσης πάχους 0.01 αντί για 0.0075 ή 0.005 cm, ενώ η επικουρική είναι η ίδια με προηγουμένως. Όπως παρατηρείται, λοιπόν, στην εικόνα 6.60, η μικρότερη τετραγωνική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή είναι αυτή με διαστάσεις 0.3 mm. Από την άλλη, η μικρότερη γραμμική δομή ενδιαφέροντος που είναι ορατή είναι αυτή με διαστάσεις 0.75 mm. Τα προαναφερόμενα μπορούν να γίνουν καλύτερα αντιληπτά, κάνοντας μια μεγέθυνση 200%.

Συγκρίνοντας πάλι κάθε ομάδα εικόνων στις οποίες το ομοίωμα ακτινοβολήθηκε με την ίδια ροή (6.49, 6.50 και 6.51 κ.ο.κ.), παρατηρείται ότι, ανεξαρτήτως σχήματος και διαστάσεων, όσο αυξάνεται το πάχος και αυτής της δομής ενδιαφέροντος της αποδίδεται και μία πιο σκούρα απόχρωση του γκρι. Αυτό μπορεί να αιτιολογηθεί, εξίσου, από το ότι με την αύξηση του πάχους της αυξάνεται και η αντίθεση θέματος. Πιο συγκεκριμένα, χρησιμοποιώντας τον **τύπο** της σελίδας 43 η αντίθεση θέματος για πάχος δομής 0.005 cm βρέθηκε σε όλες τις περιπτώσεις ομάδων ίση με 3.6%, για πάχος 0.0075 cm ίση με 5.3%, ενώ για πάχος 0.01 cm ίση με 7% (Kalyvas et al., 2023).

Στον παρακάτω πίνακα δίνονται οι τιμές του KERMA που προσέπεσε στο μαστό και εκείνου που τον διαπέρασε και έφτασε στον Dexela 2923.

*Πίνακας 6.1:* Το KERMA που προσέπεσε στο μαστό και στην επιφάνεια του ανιχνευτή, αντίστοιχα.

Ενέργεια (keV)	Ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας (φωτόνια X/mm <sup>2</sup> )	KERMA προσπίπτον στο μαστό (μGy)	KERMA στην επιφάνεια του ανιχνευτή (μGy)
23	20000	2.5413	0.2328
	1500000	190.5983	17.4616
	4500000	571.7948	52.3849
	6000000	762.3930	69.8466
	9000000	1143.6	104.7698
28	20000	1.6851	0.3033
	1500000	126.3809	22.7468
	4500000	379.1427	68.2402
	6000000	505.5236	90.9869
	9000000	758.2854	136.4803

Βάσει βιβλιογραφικών αναφορών, η αύξηση της ροής ιοντίζουσας ακτινοβολίας θεωρητικά αναμένεται να οδηγήσει σε μείωση του θορύβου της τελικής εικόνας (Hendee & Ritenour, 2002; Κανδαράκης, 2007). Κατόπιν προσεκτικής εξέτασης όλων των εικόνων παρατηρήθηκε ότι το χαρακτηριστικό «grain» του θορύβου δε φαίνεται, οπτικά, να μεταβλήθηκε σε καμία από αυτές, γεγονός το οποίο μπορεί να αποδοθεί στο ότι ο συντελεστής διακύμανσης του επιλεγόμενου ανιχνευτή, που χρησιμοποιήθηκε στη σχέση 5.7 για την απόδοση του θορύβου, ήταν πολύ μικρός (της τάξεως του 10<sup>-3</sup>). Αυτό που παρατηρήθηκε, ωστόσο, ήταν ορισμένες μεταβολές στη μορφή, στον τόνο του γκρι και στη μικρότερη διάσταση της δομής ενδιαφέροντος που ήταν ορατή. Ειδικότερα, ακτινοβολώντας με 20000 φωτόνια X/mm<sup>2</sup>, τιμή που αντιστοιχεί σε KERMA και τιμή εικονοστοιχείου εκτός της γραμμικής περιοχής του ανιχνευτή,

παρατηρήθηκε ότι ο κβαντικός θόρυβος ήταν τόσο μεγάλος που είτε η δομή ενδιαφέροντος δε μπορούσε να παρατηρηθεί καθόλου (Εικ. 6.1, 6.2, 6.31, 6.32, 6.33 και 6.46), είτε κάποια σημεία ή τμήματα της ήταν μονάχα ορατά και αυτά σε συγκεκριμένες διαστάσεις (Εικ. 6.3, 6.16, 6.17, 6.18, 6.47 και 6.48). Για τις τιμές των φωτονίων  $X/mm^2$  που αντιστοιχούν σε KERMA και τιμή εικονοστοιχείου μέσα στη γραμμική περιοχή η επίδραση της ροής ιοντίζουσας ακτινοβολίας στο θόρυβο της τελικής εικόνας δεν ήταν τόσο έντονη. Αναλυτικότερα, αυξάνοντας την από τα 1500000 στα 4500000 φωτόνια  $X/mm^2$ , από τα 4500000 στα 6000000 φωτόνια  $X/mm^2$  και από τα 6000000 στα 9000000 φωτόνια  $X/mm^2$  παρατηρήθηκε ότι υπήρξαν περιπτώσεις όπου καμία μεταβολή του θορύβου δεν ήταν ορατή (π.χ. Εικ. 6.4, 6.7, 6.10 και 6.13, Εικ. 6.51, 6.54, 6.57 και 6.60) και περιπτώσεις όπου η αύξηση της ροής από μία συγκεκριμένη τιμή και άνω οδήγησε σε αύξηση της αντίθεσης θέματος και μείωση του θορύβου (π.χ. Εικ. 6.36, 6.39, 6.42 και 6.45, Εικ. 6.19, 6.22, 6.25 και 6.28). Πέρα απ'αυτά, υπήρξε και μία περίπτωση όπου η αύξηση της ροής από τα 1500000 στα 4500000 φωτόνια  $X/mm^2$  και άνω μείωσε τόσο το θόρυβο που παρατηρήθηκε και η γραμμική δομή ενδιαφέροντος διαστάσεων 1.5 mm, η οποία προηγουμένως δεν ήταν ορατή (Εικ. 6.34 και 6.37).

Σύμφωνα με τους Huda & Abrahams (2015), καθώς και τον Κανδαράκη (2007) η αύξηση της ενέργειας της δέσμης ακτίνων X θεωρητικά αναμένεται να οδηγήσει σε μείωση της αντίθεσης της τελικής εικόνας. Πράγματι αυτό παρατηρήθηκε σε όλες τις εξεταζόμενες εικόνες, ανεξαρτήτως των παραμέτρων που συνδυάστηκαν κατά την ακτινοβόληση ή το ποια ήταν η δομή ενδιαφέροντος. Για την ακρίβεια, περισσότερο φανερό, οπτικά, ήταν στις περιπτώσεις όπου η ροή έλαβε τιμές από 1500000 φωτόνια  $X/mm^2$  και άνω, καθώς ο κβαντικός θόρυβος ήταν μικρότερος (π.χ. Εικ. 6.8 και 6.38, 6.15 και 6.45, 6.19 και 6.49, 6.27 και 6.57).

Κάτι το οποίο δε φάνηκε να συμβαίνει με την αύξηση της ενέργειας της δέσμης ακτίνων X, ενώ θεωρητικά αναμενόταν (Κανδαράκης, 2007) ήταν η παρατήρηση διαστάσεων της δομής ενδιαφέροντος που δεν ήταν εμφανής με τη μικρότερη ενέργεια (π.χ. 0.15 mm). Αντίθετα, είτε η δομή ενδιαφέροντος ήταν ορατή στις ίδιες ακριβώς διαστάσεις παρά την αύξηση της ενέργειας (π.χ. Εικ. 6.20 και 6.50, 6.29 και 6.59), είτε λιγότερες διαστάσεις της ήταν ορατές ακτινοβολώντας με τη μεγαλύτερη ενέργεια συγκριτικά με τη μικρότερη (π.χ. Εικ. 6.11 και 6.41, 6.24 και 6.54). Αξίζει να σημειωθεί ότι με τις συνθήκες έκθεσης που εφαρμόστηκαν (Βλέπε σελ. 22) και την

οθόνη από την οποία προβλήθηκαν οι εικόνες (Βλέπε σελ. 29) οι διαστάσεις δομής 0.15 mm δεν παρατηρήθηκαν σε καμία εξ αυτών.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΥΠΟΔΕΙΞΕΙΣ ΓΙΑ ΠΕΡΑΙΤΕΡΩ ΕΡΕΥΝΑ

Συμπερασματικά μπορεί να καταστεί σαφές ότι η μεθοδολογία που εφαρμόστηκε στην παρούσα διπλωματική εργασία αποδείχθηκε ιδιαίτερα χρήσιμη τόσο για τη μελέτη της επίδρασης της έκθεσης στην ποιότητα της τελικής μαστογραφικής εικόνας, όσο και για την ανακάλυψη των δυνατοτήτων απεικόνισης του ανιχνευτή προς μελέτη. Αναφορικά με το πρώτο, παρατηρήθηκε ότι η ροή ιοντίζουσας ακτινοβολίας επίδρασε εντονότερα στο θόρυβο της τελικής εικόνας όταν έλαβε μικρές τιμές και πιο συγκεκριμένα όταν αυτές αντιστοιχούσαν σε KERMA και τιμή εικονοστοιχείου εκτός της ληφθείσας από τη βιβλιογραφία γραμμικής περιοχής του ανιχνευτή. Η προαναφερόμενη επίδραση παρατηρήθηκε περισσότερο σε χαρακτηριστικά της δομής ενδιαφέροντος όπως η μορφή, ο τόνος του γκρι και η μικρότερη ορατή διάσταση της. Όσον αφορά τις δυνατότητες απεικόνισης του Dexela 2923, παρατηρήθηκε πως για τις πειραματικές συνθήκες της συγκεκριμένης εργασίας (τιμές ενέργειας, τιμές έκθεσης, λογισμικό, οθόνη προβολής κ.λ.π.) ο ίδιος κατάφερε να απεικονίσει όλα τα πάχη και των δύο μελετώμενων δομών ενδιαφέροντος για διαστάσεις έως και 0.3 mm, ανάλογα, βέβαια, με τις παραμέτρους που συνδυάστηκαν κατά την ακτινοβολήση. Οι τετραγωνικές και γραμμικές περιοχές διαστάσεων 0.15 mm δε φάνηκε να απεικονίσθηκαν σε καμία εξεταζόμενη εικόνα.

Προκειμένου, όμως, να εξαχθούν πιο ακριβή και κοντά στην κλινική πράξη συμπεράσματα προτείνεται η εν λόγω μελέτη να διεκπεραιωθεί χρησιμοποιώντας φάσμα ακτίνων X έναντι μονοενεργειακής ακτινοβολίας (Kalyvas et al., 2023), αλλά και να ληφθεί μαθηματικά υπόψη η ύπαρξη του αντιδιαχυτικού διαφράγματος (bucky). Επιπλέον, θα μπορούσαν να μελετηθούν περισσότερες δομές (Kalyvas et al., 2023; Χαμογεωργάκη, 2022) και χαρακτηριστικά αυτών (πάχος, σχήμα, διαστάσεις), καθώς επίσης και περισσότερα πάχη συμπιεσμένου μαστού (Kalyvas et al., 2023) όπως για παράδειγμα μεγαλύτερο ή και μικρότερο, που να αντιστοιχεί σε εκείνο ενός άνδρα. Τέλος, θα παρουσίαζε μεγάλο ενδιαφέρον η συγκριτική μελέτη των δυνατοτήτων απεικόνισης του Dexela 2923 με αυτές ενός άλλου ανιχνευτή που να χρησιμοποιείται στη μαστογραφία όπως ο Remote RadEye HR (Kalyvas et al., 2023; Χαμογεωργάκη, 2022) κ.ά.

## BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΚΕΣ ΑΝΑΦΟΡΕΣ

### ➤ ΞΕΝΟΓΛΩΣΣΕΣ

1. American Association of Physicists in Medicine. (2003). *Fundamentals of Digital Mammography: Review*. <https://www.aapm.org/meetings/03am/pdf/9877-37003.pdf>
2. Beutel, J., Kundel, H. L., & Van Metter, R. L. (2000). *HANDBOOK OF Medical Imaging: Volume 1. Physics and Psychophysics*. SPIE. ISBN: 0-8194-3621-6. [https://books.google.gr/books?hl=el&lr=&id=YKVULpCZ\\_iEC&oi=fnd&pg=PR11&ots=aJTQ3MEKcT&sig=DSZKhSzQ9BcsRj3dOJfwhLFiPG8&redir\\_esc=y#v=onepage&q&f=false](https://books.google.gr/books?hl=el&lr=&id=YKVULpCZ_iEC&oi=fnd&pg=PR11&ots=aJTQ3MEKcT&sig=DSZKhSzQ9BcsRj3dOJfwhLFiPG8&redir_esc=y#v=onepage&q&f=false)
3. Bick, U., & Diekmann, F. (2009). *Digital Mammography*. Springer. ISBN: 978-3-540-78449-4. <https://link.springer.com/content/pdf/10.1007/978-3-540-78450-0.pdf>
4. Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, E. M., & Boone, J. M. (2012). *The Essential Physics of Medical Imaging* (3<sup>rd</sup> Ed.). LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS. ISBN: 978-0-7817-8057-5. [https://books.google.gr/books?hl=el&lr=&id=tqM8IG3f8bsC&oi=fnd&pg=PR1&dq=science+of+medical+image+creation&ots=9oqz4ViVqj&sig=Ylnk4m-siCw9w1nmoVJk7wcy908&redir\\_esc=y#v=onepage&q&f=true](https://books.google.gr/books?hl=el&lr=&id=tqM8IG3f8bsC&oi=fnd&pg=PR1&dq=science+of+medical+image+creation&ots=9oqz4ViVqj&sig=Ylnk4m-siCw9w1nmoVJk7wcy908&redir_esc=y#v=onepage&q&f=true)
5. Dance, D. R., Christofides, S., Maidment, A. D. A., McLean, I. D., & Ng, K. H. (2014). *Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Marketing and Sales Unit, IAEA. ISBN: 978-92-131010-1. <https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1564webNew-74666420.pdf>
6. Darlington, A. J. (2015). Anatomy of the Breast. In *Springer eBooks* (pp. 3–10). [https://doi.org/10.1007/978-3-319-04831-4\\_1](https://doi.org/10.1007/978-3-319-04831-4_1)
7. Dua, H., & Khinda, J. (2019). Breast Imaging. In *Medical Imaging for Health Professionals: Technologies and Clinical Applications* (pp. 185–221). <https://doi.org/10.1002/9781119537397.ch9>

8. Ebrahimi, M. (2019). Breast Imaging: Mammography, Digital Tomosynthesis, Dynamic Contrast Enhancement. In *Reference Module in Biomedical Sciences* (pp. 501-504). <https://doi.org/10.1016/b978-0-12-801238-3.99943-4>
9. European Society of Radiology. (2023). *eBook for Undergraduate Education in Radiology: Breast Imaging*. <https://www.myesr.org/app/uploads/2023/08/ESR-eBook-for-Undergraduate-Education-in-Radiology-%E2%80%9304-Breast-Imaging.pdf>
10. Hackney, L., & Williams, S. (2015). Other Breast Diseases. In *Springer eBooks* (pp. 27–47). [https://doi.org/10.1007/978-3-319-04831-4\\_4](https://doi.org/10.1007/978-3-319-04831-4_4)
11. Hendee, W. R., & Ritenour, E. R. (2002). *MEDICAL IMAGING PHYSICS* (4<sup>th</sup> Ed.). Wiley-Liss Inc. **ISBN: 0-471-38226-4**
12. Huda, W., & Abrahams, R. B. (2015). Radiographic techniques, contrast, and noise in X-Ray imaging. *American Journal of Roentgenology*, 204(2), W126–W131. <https://doi.org/10.2214/ajr.14.13116>
13. International Atomic Energy Agency. (2007). *Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code Of Practice*. Sales and Promotion Unit, IAEA. **ISBN: 92-0-115406-2**. [https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/TRS457\\_web.pdf](https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/TRS457_web.pdf)
14. Kalyvas, N., Chamogeorgaki, A., Michail, C., Skouroliakou, A., Liaparinos, P., Valais, I., Fountos, G., & Kandarakis, I. (2023). A Novel Method to Model Image Creation Based on Mammographic Sensors Performance Parameters: A Theoretical Study. *Sensors*, 23(4), 2335. <https://doi.org/10.3390/s23042335>
15. Khan, Y. S., & Sajjad, H. (2023). *Anatomy, Thorax, Mammary Gland*. StatPearls - NCBI Bookshelf. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK547666/>
16. Khandpur, R. S. (2020). Mammography. In *Compendium of Biomedical Instrumentation*. (pp. 1221-1228). <https://doi.org/10.1002/9781119288190.ch228>
17. Konstantinidis, A. C., Szafraniec, M. B., Speller, R. D., & Olivo, A. (2012). The Dexela 2923 CMOS X-ray detector: A flat panel detector based on CMOS active pixel sensors for medical imaging applications. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 689. <https://doi.org/10.1016/j.nima.2012.06.024>
18. Kotre, C. J., & Reis, C. S. D. (2015). Mammography equipment. In *Springer eBooks* (pp. 125–141). [https://doi.org/10.1007/978-3-319-04831-4\\_16](https://doi.org/10.1007/978-3-319-04831-4_16)
19. Lewin, J. M. (2008). Digital Mammography. In *Elsevier eBooks* (pp. 455–458). <https://doi.org/10.1016/b978-012374212-4.50050-x>



20. Logullo, A. F., Prigenzi, K. C. K., Nimir, C. C. B. A., Franco, A. F. V., & Campos, M. S. D. A. (2022). Breast microcalcifications: Past, present and future (Review). *Molecular and Clinical Oncology*, 16(4). <https://doi.org/10.3892/mco.2022.2514>
21. MathWorks. (2022). *MATLAB* (Version 9.12) (R2022a). [Computer software]. [https://www.mathworks.com/?s\\_tid=gn\\_logo](https://www.mathworks.com/?s_tid=gn_logo)
22. Nowotny, R. (1998). *XMuDat* (Version 1.0.1). [Computer software]. <https://www-nds.iaea.org/publications/iaea-nds/iaea-nds-0195.htm>
23. PerkinElmer. (2012). *Dexela CMOS Flat Panel X-ray Detectors* [PDF]. [https://resources.perkinelmer.com/lab-solutions/resources/docs/prd\\_cmos\\_std\\_pub\\_109\\_rev\\_1.pdf](https://resources.perkinelmer.com/lab-solutions/resources/docs/prd_cmos_std_pub_109_rev_1.pdf)
24. Pisano, E. D., Yaffe, M. J., & Kuzmiak, C. M. (2004). *Digital Mammography*. LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS. ISBN: 0-7817-4142-4
25. Podgoršak, E. B. (2016). *Radiation Physics for Medical Physicists* (3<sup>rd</sup> Ed.). Springer International Publishing Switzerland. ISBN: 978-3-319-25380-0. <https://link.springer.com/content/pdf/10.1007/978-3-319-25382-4.pdf>
26. Pope, J. (1999). *Medical Physics: Imaging*. Heinemann. ISBN: 0-435-57094-3. [https://books.google.gr/books?hl=el&lr=&id=xfbKH9epiZgC&oi=fnd&pg=PA2&dq=medical+physics&ots=O52XstIziC&sig=zMT0K3\\_1EhOcjFpteDuaDqmTAa4&redir\\_esc=y#v=onepage&q&f=false](https://books.google.gr/books?hl=el&lr=&id=xfbKH9epiZgC&oi=fnd&pg=PA2&dq=medical+physics&ots=O52XstIziC&sig=zMT0K3_1EhOcjFpteDuaDqmTAa4&redir_esc=y#v=onepage&q&f=false)
27. Prince, J. L., & Links, J. M. (2015). *Medical Imaging: Signals and Systems*. Prentice Hall. ISBN: 978-0-13-214518-3. [https://iacl.ece.jhu.edu/images/0/06/Medical Imaging Signals and Systems Pearson 2014.pdf](https://iacl.ece.jhu.edu/images/0/06/Medical_Imaging_Signals_and_Systems_Pearson_2014.pdf)
28. Reilly, R. M. (2019). X-Ray, CT, and Mammography Technology. In *Medical Imaging for Health Professionals: Technologies and Clinical Applications* (pp. 11–26). <https://doi.org/10.1002/9781119537397.ch2>
29. Stark, G. (2020). *X-Ray: Fundamental characteristics*. Encyclopaedia Britannica. <https://www.britannica.com/science/X-ray/Fundamental-characteristics>
30. Wentz, G., & Parsons, W. C. (1997). *Mammography for Radiologic Technologists* (2<sup>nd</sup> Ed.). McGraw-Hill Companies Inc. ISBN: 0-07-105845-1
31. Wilkinson, L., Thomas, V., & Sharma, N. (2017). Microcalcification on mammography: approaches to interpretation and biopsy. *British Journal of Radiology*, 90(1069). <https://doi.org/10.1259/bjr.20160594>

## ➤ ΕΛΛΗΝΙΚΕΣ

1. Απαρτόγλου-Παντελέων, Σ., & Ταρασίδου-Κουτσουμάρη, Ο. (1999). *ΑΤΛΑΝΤΑΣ ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ*. ΙΑΤΡΙΚΕΣ ΕΚΔΟΣΕΙΣ Π.Χ. ΠΑΣΧΑΛΙΔΗΣ
2. Moore, K. L., Dalley, A. F., & Agur, A. M. R. (2016). *ΚΛΙΝΙΚΗ ΑΝΑΤΟΜΙΑ* (3<sup>η</sup> Έκδ.) (Αρβανίτης, Λ. Δ., Μεταφρ.). BROKEN HILL PUBLISHERS LTD. **ISBN: 978-9663-274-21-5** (Έκδοση πρωτότυπου 2010)
3. Γεωργίου, Ε. (2014). *ΙΑΤΡΙΚΗ ΦΥΣΙΚΗ: ΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΕΣ & ΘΕΡΑΠΕΥΤΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΤΩΝ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΩΝ* (2<sup>η</sup> Έκδ.). BROKEN HILL PUBLISHERS LTD. **ISBN: 978-960-489-274-7**
4. Δαΐκος, Γ. Α. (2015). *ΛΗΨΗ ΙΣΤΟΡΙΚΟΥ ΚΑΙ ΚΛΙΝΙΚΗ ΕΞΕΤΑΣΗ ΣΤΗΝ ΠΑΘΟΛΟΓΙΑ*. ΣΕΑΒ. **ISBN: 978-960-603-357-5**
5. Δημητρόπουλος, Ν., & Κεραμόπουλλος Α. (2000). *Η ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑ ΣΤΗΝ ΚΛΙΝΙΚΗ ΠΡΑΞΗ*. Επιστημονικές Εκδόσεις “Γρηγόριος Παρισιάνος”. **ISBN: 960-340-158-7**
6. Ιατράκης, Γ. Μ. (2015). *Γυναικολογικά Προβλήματα και Λύσεις*. ΣΕΑΒ. **ISBN: 978-960-603-362-9**
7. Ιωαννίδου-Μουζάκα Λ., Μανδρέκας Α., & Μπαρμπούνης Β. (2007). *Σύγχρονη Μαστολογία*. ΙΑΤΡΙΚΕΣ ΕΚΔΟΣΕΙΣ Π.Χ. ΠΑΣΧΑΛΙΔΗΣ. **ISBN: 978-960-399-600-2**
8. Καλύβας, Ν. (2020). *Σημειώσεις μαθήματος Επιστήμης Δημιουργίας Εικόνας*. UNIWA Open eClass.
9. Καμμάς, Α. (2012). *ΜΑΘΗΜΑΤΑ ΑΝΑΤΟΜΙΚΗΣ*. ΒΗΤΑ Ιατρικές Εκδόσεις ΜΕΠΕ. **ISBN: 978-960-452-107-4**
10. Κανδαράκης, Ι. (2007). *ΑΚΤΙΝΟΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΗ*. ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΑΚΕΣ ΕΚΔΟΣΕΙΣ “ΑΡΑΚΥΝΘΟΣ”. **ISBN: 978-960-89768-1-8**
11. Μαρκόπουλος, Χ. Ι. (2007). *Εγχειρίδιο: ΚΑΛΟΗΘΕΙΣ ΚΑΙ ΚΑΚΟΗΘΕΙΣ ΠΑΘΗΣΕΙΣ ΤΟΥ ΜΑΣΤΟΥ*. ΙΑΤΡΙΚΕΣ ΕΚΔΟΣΕΙΣ Π.Χ. ΠΑΣΧΑΛΙΔΗΣ ΕΠΕ. **ISBN: 978-960-399-553-1**
12. Χαμογεωργάκη, Α. (2022). *ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑ ΨΗΦΙΑΚΟΥ ΟΜΟΙΩΜΑΤΟΣ ΓΙΑ ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ* [Διπλωματική εργασία, Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής]. Αθήνα. <https://polynoe.lib.uniwa.gr/xmlui/bitstream/handle/11400/263>

1/Chamogeorgaki\_AM16122\_diplomatikn\_2022\_signed.pdf?sequence=1&isAllo  
wed=y

- 13.** Ψαρράκος, Κ. (2018). *ΕΠΙΤΟΜΗ ΙΑΤΡΙΚΗ ΦΥΣΙΚΗ*. UNIVERSITY STUDIO PRESS A.E. ISBN: 978-960-12-2092-5