



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ

Διπλωματική Εργασία

ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑ ΨΗΦΙΑΚΟΥ ΟΜΟΙΩΜΑΤΟΣ ΓΙΑ ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ

ΑΝΑΣΤΑΣΙΑ ΧΑΜΟΓΕΩΡΓΑΚΗ

AM: 16122

Επιβλέπων Καθηγητής: Νεκτάριος Καλόβας

Αθήνα, Ιούλιος 2022

Η Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

Όνομα Επώνυμο

N. Καλύβας

Όνομα Επώνυμο

Γ. Φούντος

Όνομα Επώνυμο

Κ. Σκουρολιάκου

Αναπληρωτής Καθηγητής

Επιβλέπων Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

Αναπληρώτρια Καθηγήτρια

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Η υπογράφουσα Αναστασία Χαμογεωργάκη του Ιωάννη, με αριθμό μητρώου 16122 φοιτητής/τρια του Τμήματος Μηχανικών Βιοιατρικής 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

5 Ιουλίου 2022



ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Στους δασκάλους μου & στην οικογένεια μου.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

Πίνακας περιεχομένων

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ	ii
ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ	iii
ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ.....	iv
ΛΙΣΤΑ ΠΙΝΑΚΩΝ.....	v
ΛΙΣΤΑ ΕΙΚΟΝΩΝ	v
ΠΕΡΙΛΗΨΗ	v
1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	1
1.1 ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΤΟΥ ΜΑΣΤΟΥ	1
1.2 ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ	2
1.3 ΑΠΑΙΤΗΣΕΙΣ ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΚΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ	3
1.4 ΠΟΙΟΤΗΤΑ ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΚΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ.....	4
1.4.1. ΑΝΤΙΘΕΣΗ	4
1.4.2. ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑ.....	5
1.4.3. ΑΣΑΦΕΙΑ.....	5
1.4.4. ΘΟΡΥΒΟΣ ΚΑΙ ΑΝΕΠΙΘΥΜΗΤΕΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΕΣ.....	6
1.5 ΑΛΛΗΛΕΠΙΔΡΑΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ Χ.....	6
1.6 ΑΝΙΧΝΕΥΤΕΣ	8
1.7 PSF, LSF, MTF	8
1.8 ΈΚΘΕΣΗ ΚΑΙ ΚΕΡΜΑ	9
2. ΚΥΡΙΟ ΘΈΜΑ.....	10
2.1. ΥΛΙΚΑ ΚΑΙ ΜΈΘΟΔΟΣ.....	10
2.1.1. ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑ ΟΜΟΙΩΜΑΤΟΣ	10
2.2. ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΗΣΗ.....	11
2.3. ΘΟΡΥΒΟΣ.....	12
2.4. ΑΣΑΦΕΙΑ.....	13
2.5. ΑΝΆΘΕΣΗ ΒΙΤ	14
3. ΑΠΟΤΕΛΈΣΜΑΤΑ ΠΕΙΡΆΜΑΤΟΣ.....	15
4. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	57
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	58

ΛΙΣΤΑ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 1 - Παράμετροι μαστογραφίας	3
Πίνακας 2 - Δοσιμετρικά στοιχεία	51

ΛΙΣΤΑ ΕΙΚΟΝΩΝ

- Εικόνα 1 – Μαστογραφία
- Εικόνα 2 - Επίδραση της ασάφειας στην απεικόνιση
(https://en.wikipedia.org/wiki/Point_spread_function)
- Εικόνα 3 - Επίδραση του στατιστικού θορύβου στην απεικόνιση
- Εικόνα 4 - Γραφική παράσταση των μαζικών συντελεστών εξασθένησης για τρία υλικά και ενέργειες 0-150 keV.
- Εικόνα 5 - Κατανομή δομών του ψηφιακού ομοιώματος
- Εικόνα 6 - PSF του συστήματος RADEYE
- Εικόνα 7 - Σύγκριση θεωρητικού και πειραματικού MTF
- Εικόνα 8 - Εικόνα ενέργειας 18 keV, 50.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.5 cm
- Εικόνα 9 - Εικόνα ενέργειας 18keV, 50.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.2cm
- Εικόνα 10 - Εικόνα ενέργειας 18keV, 50.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.1cm
- Εικόνα 11 - Εικόνα 18keV, 40.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.5 cm
- Εικόνα 12 - Εικόνα 18keV, 40.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.2cm
- Εικόνα 13 - Εικόνα 18keV, 40.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.1cm
- Εικόνα 14 - Εικόνα 18keV, 30.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.5 cm,
- Εικόνα 15 - Εικόνα 18keV, 30.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.2 cm
- Εικόνα 16 - Εικόνα 18keV, 30.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.1 cm
- Εικόνα 17 - Εικόνα 20keV, 50.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.5 cm
- Εικόνα 18 - Εικόνα 20keV 50.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.2 cm
- Εικόνα 19 - Εικόνα 20keV, 50.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.1cm
- Εικόνα 20 - Εικόνα 20keV, 40.000.000/ φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.5 cm
- Εικόνα 21 - Εικόνα 20keV, 40.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.2cm
- Εικόνα 22 - Εικόνα 20keV, 40.000.000/ φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.1cm
- Εικόνα 23 - Εικόνα 20keV 30.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.5 cm
- Εικόνα 24 - Εικόνα 20keV, 30.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.2 cm
- Εικόνα 25 - Εικόνα 20keV, 30.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.1 cm
- Εικόνα 26 - Εικόνα 25keV, 50.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.5 cm
- Εικόνα 27 - Εικόνα 25keV, 50.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.2 cm
- Εικόνα 28 - Εικόνα 25keV, 50.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.1cm
- Εικόνα 29 - Εικόνα 25keV, 40.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.5 cm
- Εικόνα 30 - Εικόνα 25keV, 40.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.2cm
- Εικόνα 31 - Εικόνα μαστού 25 keV, 40.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.1cm
- Εικόνα 32 - Εικόνα 25keV, 30.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.5cm
- Εικόνα 33 - Εικόνα 25keV, 30.000.000/mm², πάχος δομών 0.2cm
- Εικόνα 34 - Εικόνα μαστού 25keV, 30.000.000/mm², πάχος δομών 0.1 cm
- Εικόνα 35 - Εικόνα 30keV, 50.000.000/mm², πάχος δομών 0.5cm
- Εικόνα 36 - Εικόνα 30keV, 50.000.000/mm², πάχος δομών 0.2cm

Εικόνα 37 - Εικόνα 30keV, 50.000.000/mm², πάχος δομών 0.1cm
Εικόνα 38 - Εικόνα 30keV, 40.000.000/mm², πάχος δομών 0.5 cm
Εικόνα 39 - Εικόνα 30keV, 40.000.000/mm², πάχος δομών 0.2cm
Εικόνα 40 - Εικόνα 30keV, 40.000.000/mm², πάχος δομών 0.1 cm
Εικόνα 41 - Εικόνα 30 keV, 30.000.000/mm², πάχος δομών 0.5cm
Εικόνα 42 - Εικόνα 30keV , 30.000.000/mm², πάχος δομών 0.2cm
Εικόνα 43 - Εικόνα 30keV, 30.000.000/mm², πάχος δομών 0.1cm
Εικόνα 44 - 20keV, 50.000.000/mm² πάχος δομής 0.5 cm,
Εικόνα 45 - 30keV, 30.000.000/mm² πάχος δομής 0.1cm
Εικόνα 46 -18keV, 50.000.000/mm² πάχος 0.5cm
Εικόνα 47 - 30keV, 30.000.000/mm², πάχος 0.1cm
Εικόνα 48 - 20keV, 50.000.000/mm² , πάχος 0.5cm,
Εικόνα 49 - 30keV, 30.000.000/mm² , πάχος 0.1cm
Εικόνα 50 - 18keV, 50.000.000/mm² , πάχος 0.2cm
Εικόνα 51 - 30keV, 30.000.000/mm² πάχος 0.1cm
Εικόνα 52 - 18keV , 50.000.000/mm² , πάχος 0.5cm
Εικόνα 53 - 30keV, 30.000.000/mm² , πάχος 0.1cm

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Στα πλαίσια της παρούσας εργασίας μελετήθηκε η ανιχνευσιμότητα μαστογραφικής εικόνας μέσω της δημιουργίας ενός ψηφιακού ομοιώματος διαστάσεων 1.000 x 1.000 pixels. Το ομοίωμα αποτελείται από έξι διαφορετικές δομές διαφορετικών διαστάσεων αλλά ίδιου πάχους.

Στο ομοίωμα μελετήθηκε η απορρόφηση της ακτινοβολίας, η ασάφεια και ο θόρυβος μέσω προγραμματισμού με το λογισμικό MATLAB, που διατίθεται δωρεάν από το Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής. Έγινε μελέτη για ενέργειες 18 keV, 20 keV, 25 keV και 30 keV σε συνδυασμό με διαφορετικά πάχη δομής. Για τον υπολογισμό της ασάφειας και του θορύβου θεωρήθηκε ως ανιχνευτής ο RADEYE τύπου CMOS. Βρέθηκε ότι οι δομές με υψηλότερο ατομικό αριθμό είναι πιο εμφανής ακόμα και για πάχη δομών 0.1 cm. Αντίθετα οι δομές χαμηλού ατομικού αριθμού σε συνθήκες χαμηλής έκθεσης ακτινοβολίας δεν ήταν όλες ορατές λόγω του θορύβου.

Λέξεις κλειδιά:

Μαστογραφία, ποιότητα εικόνας, RADEYE CMOS

ABSTRACT

In this Diploma Thesis the detectability of a software created mammographic image of a phantom was studied. The phantom comprised of 1000 x 1000 pixels, with six different areas (lesions) of different sizes but the same thickness. The radiation absorption and the effect of image blur and image noise were theoretically examined through the available from University of West Attica MATLAB software. Four photon energies were considered, namely 18 keV, 20 keV, 25 keV and 30keV, as well as different area thicknesses. A RADEYE CMOS image detector was considered in order to apply blur and noise in the simulated image. It was found that the X-ray exposure conditions and the lesion thickness affected the detectability of the theoretically produced image.

KEYWORDS:

Mammography, Image quality, RADEYE CMOS

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1 ANATOMIA ΤΟΥ ΜΑΣΤΟΥ

Ο μυϊκός ιστός του μαστού βρίσκεται και στα δύο φύλα, με την διαφορά ότι στους άντρες παραμένει υπανάπτυκτος. Από την άλλη πλευρά, ο μαστός μιας γυναίκας αναπτύσσεται από την εφηβεία μέχρι και την περίοδο της κύησης, αλλά και της γαλουχίας. Ο μαζικός αδένας αποτελείται από δύο ιστούς: α) τον αδενικό και β) τον ινολιπώδη, ο οποίος βρίσκεται ανάμεσα στα λοβίδια και αδενικά λοβίδια. Στον αδένα αυτό συμπεριλαμβάνονται επίσης νεύρα, αιμοφόρα αγγεία και λεμφαγγεία.

Όσον αφορά την ανατομία του μαστού, πρόκειται για μια στρογγυλή προβολή στο μπροστινό και άνω μέρος του θώρακα, και η μορφή του εξαρτάται από την ηλικία και άλλους γενετικούς παράγοντες. Πιο συγκεκριμένα, στο οβελιαίο επίπεδο, ο μαστός εκτείνεται από την δεύτερη μέχρι την έκτη πλευρά. Στον τέταρτο πλευρικό χόνδρο προβάλετε εγκάρσια από την παραστερνική περιοχή μέχρι την μέση μασχαλική περιοχή, ενώ στο πλάγιο μέρος αποτελείται από την πλάγια και άνω περιοχή της μασχάλης.

Η επιφάνεια του μαστού σχηματίζει μια ελαφρός κοίλη και γεωγραφικά είναι πρόσθια του μείζονα θωρακικού μυ, πρόσθιο οδοντωτό μυ και λοξό έξω κοιλιακό μυ συμπεριλαμβανομένη και η απονεύρωση του. Ο μαστός διαχωρίζεται με αυτούς τους μυς με την εν τω βάθει θωρακική περιτονία, εκεί βρίσκεται ο λεγόμενος πιθομαζικός χώρος που επιτρέπει στο μαστό να κινείται. Τέλος, η θηλή του μαστού μια κυκλική προβολή στο κέντρο του του μαστού. Γεωγραφικά βρίσκεται στην τέταρτο μεσοπλεύρια περιοχή, έχει χρώμα ροδαλό, ελαφρύ καφέ η και πιο σκούρο (*Φοινίσης, Σ. 2002*).

Η δομή του ιστού αυτού αποτελείται από το αδενικό ιστό κυψελιδικού τύπου, ινώδη ιστό και λιπώδη ιστό. Ένας φυσιολογικός μαζικός αδένας έχει ωχρό ερυθρό χρώμα, και είναι μια στερεή μάζα, αποπλατυσμένη από εμπρός προς τα πίσω και με μεγαλύτερο πάχος στο κέντρο. Ο μαστός ιστολογικά διαφοροποιείται από ηλικία σε ηλικία, στην γαλουχία και στην κύηση. Αρχικά, ο μαστός περιέχει γαλακτοφόρους πόρους χωρίς την υπάρχει κυψελίδων. Από την γέννηση μέχρι την εφηβεία υπάρχει μία ελαφρός ανάπτυξη του μαστού όπου είναι αποτέλεσμα της ανάπτυξης του λίπους και του του ινώδους ιστού.

Όσον αφορά την διαδικασία της γαλουχίας, πρόκειται για την μεταφορά γάλακτος από τις κυψελίδες προς τους πόρους, όπως και η ροή μέσα σε αυτούς γίνεται με την βοήθεια από τα μυοεπιθηλιακά κύτταρα. Όταν ο μαστός δεν βρίσκεται σε περίοδο γαλουχίας περιέχει λιπώδη ιστό, που επηρεάζει το μέγεθος, την υφή και το σχήμα του μαστού.

Σχετικά με τα αγγεία και νεύρα του μαστού, η αιμάτωση γίνεται από τις αρτηρίες της μασχαλιαίας έσω θωρακικής και τις μεσοπλεύριες αρτηρίες, από την άλλη πλευρά οι φλέβες σχηματίζουν ένα κυκλικό δακτύλιο γύρω από την θηλή και τέλος η έξοδος του είναι προς την

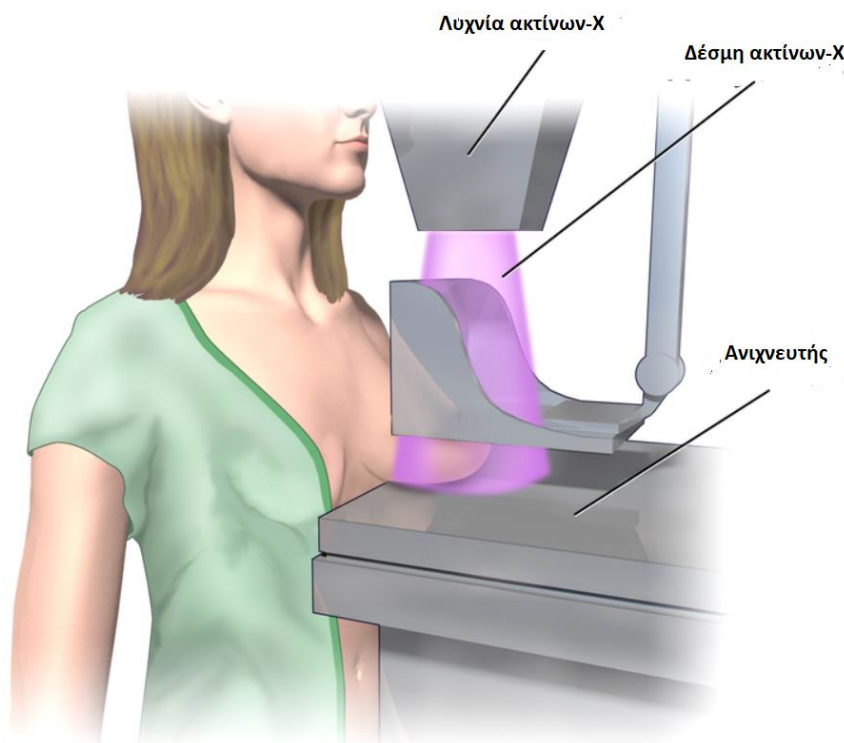
μασχαλιαία και έσω θωρακική φλέβα. Τα νεύρα του μαστού ξεκινούν από το νωτιαίου νεύρου και συγκεκριμένα από τους μπροστινούς και πλάγιους κλάδους του τέταρτου έως έκτου. Όμως, οι εκκριτικές λειτουργίες του καθορίζονται από τις ωθήκες και από ορμόνες.

Ωστόσο, σε αντίθεση με το γυναικείο, ο ανδρικός μαστός δεν μεταβάλλεται καθόλου μετά την γέννηση του. Περιέχει μικρούς πόρους και μικρή ποσότητα στηρικτικού ινολιπώδους ιστού (Φοινίσης, Σ. 2002).

1.2 ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ

Όταν μιλάμε για μαστογραφία, αναφερόμαστε στην ακτινολογική διαγνωστική εξέταση των μαστών μιας γυναίκας. Η εξέταση αυτή μπορεί να γίνεται προληπτικούς ή για διαγνωστικούς λόγους. Σκοπός την εξέτασης είναι να ανιχνεύσουν πιθανές κακοήθειες με την χρήση μικρών δόσεων ακτινοβολίας έτσι ώστε να προληφθούν αλλοιώσεις που μπορεί να προκληθούν. Τα τελευταία χρόνια η μαστογραφία γίνεται σε σύγχρονα ψηφιακά συστήματα.

Η εξέταση του μαστού γίνεται με το ιατρικό όργανο του μαστογράφου (IAEA 2014, Κανδαράκης 2007, Karellas 2008). Στην εικόνα 1 παρουσιάζεται η διαδικασία μιας μαστογραφικής λήψης.



Εικόνα 1 - Μαστογραφία

Πηγή Blausen.com staff (2014). "Medical gallery of Blausen Medical 2014". WikiJournal of Medicine 1 (2). DOI:10.15347/wjm/2014.010. ISSN 2002-4436. - Own work, CC BY 3.0, <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=30462648>

Η Μαστογραφική τεχνική εκθέτει το μαστό σε ιονίζουσα ακτινοβολία χαμηλής ενέργειας. Η χρήση της χαμηλής ενέργειας γίνεται για να εκμεταλλευτούμε το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο και να οδηγηθούμε σε εικόνα καλύτερης αντίθεσης. Συνήθως η δόση εισόδου στο μαστό είναι μικρότερη από 7.5 mGy. Υπάρχουν κάποιες τεχνικές που βελτιώνουν την ποιότητα της εικόνας όπως η μεγέθυνση, η απεικόνιση διπλής ενέργειας και η ψηφιακή τομοσύνθεση. Αυτές οι τεχνικές μπορούν να βοηθήσουν στην κατηγοριοποίηση και τον διαχωρισμό των ιστών που πιθανών να περιέχουν βλάβες (EEAE 2019, Koukou et al 2017, Κωσταρίδου et al 2011) .

1.3 ΑΠΑΙΤΗΣΕΙΣ ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΚΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ

Παρακάτω παρουσιάζονται κάποια χαρακτηριστικά όρια σε παραμέτρους που επηρεάζουν τη σωστή λήψη και διάγνωση μία μαστογραφίας. Κάποια από τα πιο σημαντικά χαρακτηριστικά είναι (IAEA 2014, Καλύβας N 2021, SPIE 2000) :

1. Φωτεινότητα δωματίων παρατήρησης,
2. Οπτική αντίθεση
3. Διακριτική ικανότητα
4. Παραμορφώσεις στην εικόνα
5. Εύρος φωτεινότητας
6. Ομοιογένεια φωτεινότητας διαγνωστικών οθονών.

Παρακάτω αναλύονται πιο λεπτομερώς ένα προς ένα ξεχωριστά.

Πίνακας 1 - Παράμετροι μαστογραφίας

Χαρακτηριστικο	Εξήγηση	Όργανο Ελεγχου	Αποδεκτα Ορια
Φωτεινότητα Δωματίου	Καταγραφή της φωτεινότητας δωματίου που βρίσκεται η οθόνη παρατήρησης.	Lux meter	Για οθόνες lcd: ≤ 20 lux για οθόνες crt: ≤ 10 lux
Οπτική Αντίθεση	Μέτρηση της αντίθεσης της εικόνας.	Ψηφιακό ομοίωμα	Σε κάθε τετράγωνο του τεστ πρέπει να ξεχωρίζουν και οι 4 γωνιακές δόμες. Επίσης πρέπει να ξεχωρίζουν και οι τετράγωνες δόμες με pixel value 5% και 95%.
Διακριτική Ικανότητα	Η διακριτική ικανότητα που έχει η	Ψηφιακό ομοίωμα	Περιέχονται 6 line patterns όπου όλα

	οθόνη.		πρέπει να είναι όρατα.
Παραμορφώσεις	Οι παραμορφώσεις που παρατηρούνται στη εικόνα.	Ψηφιακό ομοίωμα	Δεν πρέπει να παρατηρούνται αλλοιώσεις στην εικόνα.
Ευρος Φωτεινότητας	Η διαφορά μέγιστης και ελάχιστης φωτεινότητας(είναι ένα μέτρο της αντίθεσης).	Φωτόμετρο και ψηφιακά ομοιώματα.	Maxlum / minlum \geq 250 για διαγνωστικές οθόνες maxlum / minlum \geq 100 για βοηθητικές οθόνες.
Ομοιογένεια Φωτεινότητας Εικονασ	Επαλήθευση της ομοιογενούς φωτεινότητας της οθόνης.	Φωτόμετρο και ψηφιακά ομοιώματα.	Μέγιστη απόκλιση στη φωτεινότητα: < 30%

Πηγή: ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ ΑΤΟΜΙΚΗΣ ΕΝΕΡΓΕΙΑΣ, 2019

1.4 ΠΟΙΟΤΗΤΑ ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΚΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ

Καθημερινά, ένα ακτινοδιαγνωστικό κέντρο αντιμετωπίζει προκλήσεις για την παραγωγή εικόνας υψηλής ποιότητας. Με τον όρο υψηλή ποιότητα εικόνας εννοούμε εικόνες που μπορούν να μας δώσουν τις πληροφορίες που χρειαζόμαστε για μια σωστή διάγνωση και κατ'επέκταση για την κατάσταση του ασθενούς. Όμως, ο ορισμός για την ποιότητα της εικόνας διαφέρει από εξέταση σε εξέταση. Οπότε, για τον καθορισμό της ποιότητας εικόνας λαμβάνουμε μέρος διάφορα χαρακτηριστικά όπως αναφέρονται παρακάτω (IAEA 2014, Κανδαράκης 2007, Κωσταρίδου et al 2011, SPIE 2000).

1. ΑΝΤΙΘΕΣΗ
2. ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑ
3. ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗ
4. ΑΣΑΦΕΙΑ
5. ΘΟΡΥΒΟΣ
6. ΑΝΕΠΙΘΥΜΗΤΕΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΕΣ

Παρακάτω θα αναλύσω τα χαρακτηριστικά που μας ενδιαφέρουν ,πως επηρεάζονται αλλά και πως αντιμετωπίζονται.

1.4.1. ΑΝΤΙΘΕΣΗ

Η ικανότητα να διακρίνουμε τις διάφορες ανατομικές δομές μιας εικόνας ενός ασθενούς. Οπότε αντίθεση ορίζεται η διαφορά αυτού του σήματος από δομή σε δομή. Η διαφορά συνήθως οφείλεται στην διάφορα έκθεσης απο σημείο σε σημείο . Αυτή η διαφορά

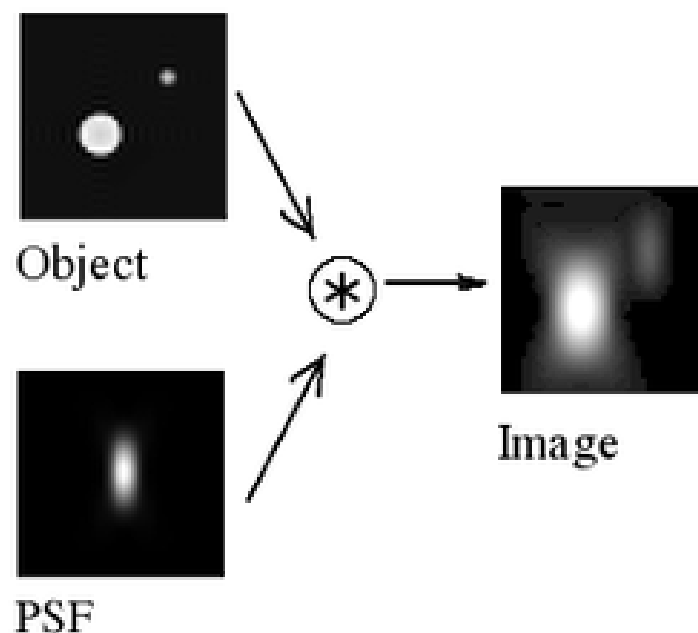
μπορεί να προκληθεί από την διαφορά πάχους ή την ύπαρξη άλλου υλικού μέσα στον ασθενή. Η αντίθεση της εικόνας εξαρτάται από δύο επιμέρους αντίθεσης . Την αντίθεση υποκειμένου και την αντίθεση του ανιχνευτικού συστήματος (Κανδαράκης 2007, Κωσταρίδου et al 2011).

1.4.2. ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑ

Ως διακριτική ικανότητα ορίζεται το ελάχιστο μέγεθος αντικειμένου που είναι ορατό , η αναφέρεται στην ελάχιστη απόσταση όπου μπορούμε να διακρίνουμε μεταξύ δύο αντικειμένων. Καθοριστικό ρόλο έχει το μέγεθος των εικονοστοιχείων και κατά συνέπεια το πλήθος αυτών σε συγκεκριμένο μέγεθος εικόνας (Καλύβας 2021, Κωσταρίδου, 2021).

1.4.3. ΑΣΑΦΕΙΑ

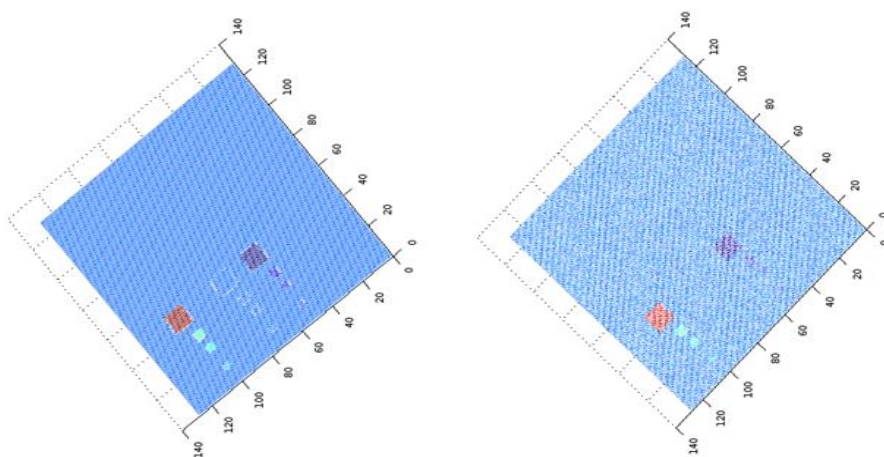
Ως ασάφεια ορίζουμε την αδυναμία ενός απεικονιστικού συστήματος να παρουσιάσει καθαρά (με σαφήνεια δηλαδή) τα γεωμετρικά όρια και τις διαστάσεις μια δομής. Υπάρχουν διάφορες πηγές ασάφειας όπως η ασάφεια λόγω σκέδασης, η γεωμετρική ασάφεια, η ασάφεια κίνησης και ασάφεια λόγω του ανιχνευτή. Φυσικά υπάρχουν και άλλες πηγές ασάφειας που μπορούν να παίξουν καθοριστικό ρόλο στην ποιότητα της εικόνας, όπως οι ψευδενδείξεις, αλλά αυτές που αναφέραμε είναι οι πιο σημαντικές και οι πιο σύνηθες. Στην εικόνα 2 φαίνεται η επίδραση της ασάφειας (βλ.Εικόνα 2).



Εικόνα 2 - Επίδραση της ασάφειας στην απεικόνιση

1.4.4. ΘΟΡΥΒΟΣ ΚΑΙ ΑΝΕΠΙΘΥΜΗΤΕΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΕΣ

Κάθε ανεπιθύμητη πληροφορία που απεικονίζεται στην εικόνα ονομάζεται γενικά θόρυβος. Τα πιο γνωστά είδη θορύβου είναι ο θόρυβος δομής του ανιχνευτή και ο ακτινογραφικός (ή κβαντικός) θόρυβος. Επιπλέον υπάρχει και η ανατομία που μπορεί να εμποδίσει την σωστή διάγνωση σε κάποιες προβολές. Για παράδειγμα αν κατά την απεικόνιση πνευμόνων απεικονιστούν και πλευρές οστών, αυτό θα αποτελούσε έναν ανατομικό θόρυβο. Αυτό θα μπορούσε να αντιμετωπιστεί με την χρήση μεγαλύτερης τάσης ή με κάποια ειδική τεχνική. Ενώ ο ακτινογραφικός θόρυβος είναι αποτέλεσμα της μη ομοιογενούς απεικόνισης από το σύστημα του ανιχνευτή, λόγω της στατιστικής φύσης της αλληλεπίδρασης των φωτονίων Χ (IAEA 2014, Καλύβας 2021, Κανδαράκης 2007, Κωσταρίδου et al 2011, SPIE 2000). Στην εικόνα 3 (Καλύβας 2021) φαίνεται η επίδραση του στατιστικού θορύβου.



Εικόνα 3 - Επίδραση του στατιστικού θορύβου στην απεικόνιση (Καλύβας, 2021).

1.5 ΑΛΛΗΛΕΠΙΔΡΑΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ Χ

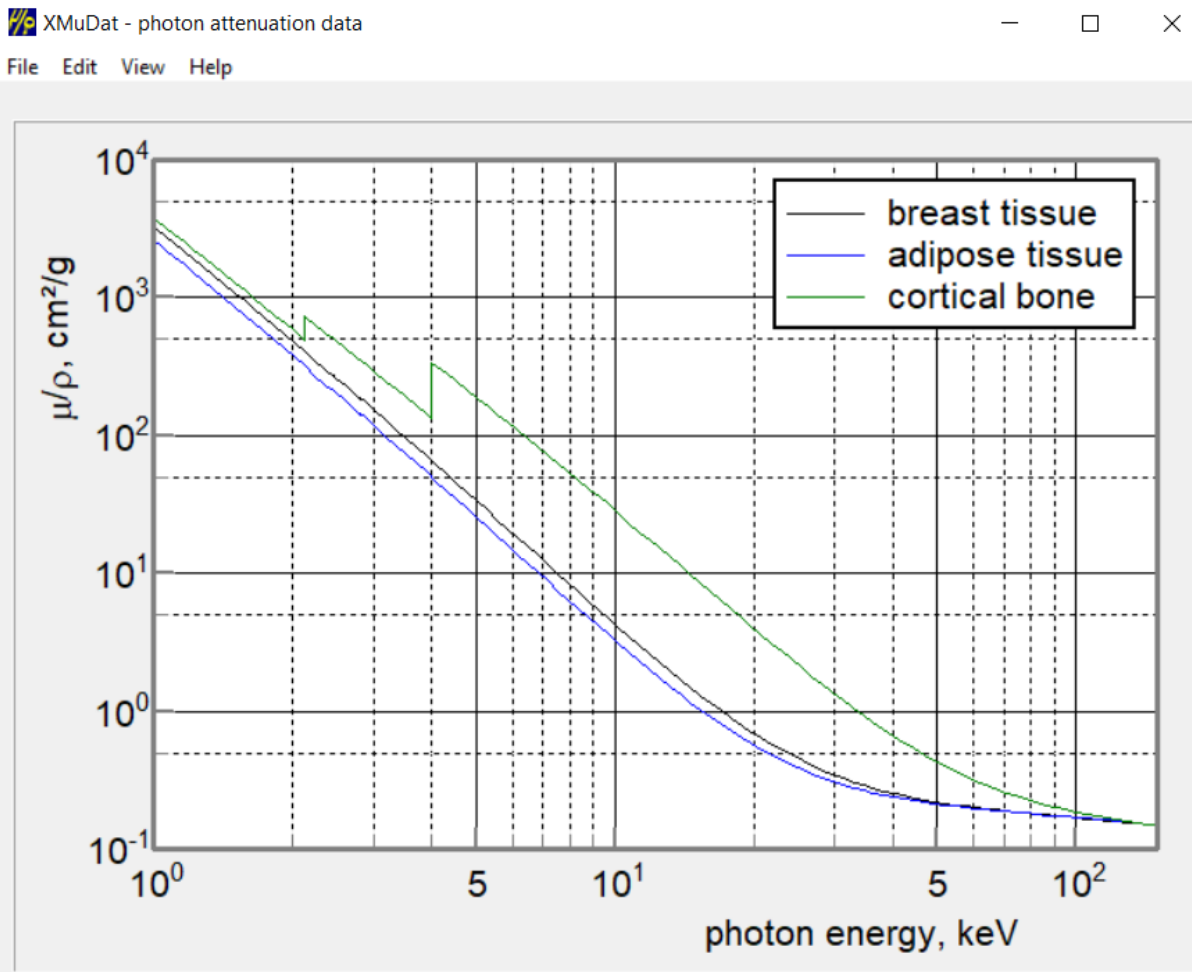
Κάθε μονοενεργειακή δέσμη που διαπερνά μία δομή υφίσταται εξασθένηση. Όταν μιλάμε για εξασθένηση αναφερόμαστε στην εξασθένηση της δέσμης λόγω διάφορων αλληλεπιδράσεων όπως το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο, το φαινόμενο Compton κτλ. με την δομή. Ένας δείκτης μέτρησης αυτής της εξασθένησης είναι ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης μ που έχει μονάδες $1/\text{cm}$ κι εκφράζει την πιθανότητα αλληλεπίδρασης της ιονίζουσας ακτινοβολίας. Για δέσμη φωτονίων με ένταση I_0 (φωτόνια/ $\text{cm}^2 \cdot \text{s}$), που πέφτουν κάθετα σε απορροφητή πάχους x για υλικό που έχει γραμμικό συντελεστής

εξασθένησης μ , η ένταση I κατά την έξοδο θα είναι (IAEA 2014, Κανδαράκης 2007, Κεκκάτος 2014) :

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (1)$$

Όταν αναφερόμαστε σε ένα γνωστό υλικό και μιλώντας για συγκεκριμένη ενέργεια φωτονίων, τότε ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης εξαρτάται μόνο από την πυκνότητα του υλικού (Κεκκάτος, 2014; Κανδαράκης, 2007).

Γενικά ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης εξαρτάται από δύο παράγοντες: α) από την ενέργεια των φωτονίων που προσπίπτει στο υλικό και β) από το είδος του ιστού ή του υλικού. Στην εικόνα 4 παρουσιάζονται οι μαζικοί συντελεστές εξασθένησης για μαστό, λιπώδη ιστό και οστό για ενέργειες 1-150 keV. Ο υπολογισμός έγινε μέσω του προγράμματος XmuDat (Nowotny R 1998).



Εικόνα 4 - Γραφική παράσταση των μαζικών συντελεστών εξασθένησης για τρία υλικά και ενέργειες 0-150 keV.

1.6 ΑΝΙΧΝΕΥΤΕΣ

Οι ανιχνευτές που χρησιμοποιούνται στη σύγχρονη απεικόνιση είναι οι ψηφιακοί ανιχνευτές. Αυτοί χωρίζονται στους επιπέδου μήτρας άμορφου πυριτίου, στους τύπου CMOS και στις συσκευές απεικόνισης συζευγμένου φορτίου CCD. Οι συσκευές απεικόνισης CCD διαβάζουν το σήμα τους μεταφέροντας πακέτα φορτίου στο υπόστρωμα πυριτίου. Σαν αποτέλεσμα τα πλεονεκτήματά της διάταξης αυτής είναι η υψηλή ανάλυση, ο χαμηλός θόρυβος και η υψηλή ευαισθησία. Οι ανιχνευτές τύπου CMOS είναι φθηνότεροι και μπορούν να κατασκευαστούν με μικρότερο μέγεθος εικονοστοιχείου κι επομένως καλύτερη διακριτική ικανότητα.

Οι CMOS όπως και τα πάνελ άμορφου πυριτίου χρησιμοποιούν συστοιχίες φωτοδιόδων με τεχνολογία όμοια με αυτή που χρησιμοποιείται για την κατασκευή λογικών στοιχείων και μικροεπεξεργαστών. Οι σύγχρονοι ανιχνευτές CMOS μπορούν πλέον να συγκριθούν με τα επίπεδα θορύβου ενός CCD. Ένα μεγάλο μειονέκτημα παραμένει να είναι το μέγεθος τους, όμως μπορούν να ενσωματωθούν μηχανισμοί αναγνώρισης και χρονισμού. Συγκεκριμένα ο ανιχνευτής RADEYE τύπου CMOS εισάγει ένα διαφορικό σήμα χαμηλού θορύβου και υψηλής ανάλυσης όπου τον κάνει κατάλληλο για την απεικόνιση ακτίνων χ. Επιπλέον ο χρόνος λήψης σήματος επιτρέπει σε αυτή τη συσκευή να λειτουργεί σε ένα ευρύ φάσμα εφαρμογών απεικόνισης. (*Bigas M. et. al. 2006, Elbakri I.A et al 2009, Graeve T et al 2022, Spahn M. 2005*)

1.7 PSF, LSF, MTF

Η ανάλυση της χωρικής διασποράς σημειακού σήματος απεικόνισης ακτίνων-Χ αναφέρεται και ως συνάρτηση διασποράς σημείου (PSF). Ολοκληρώνοντας την $PSF(x,y)$ ως προς μία διάσταση προκύπτει η συνάρτηση διασποράς γραμμής LSF όπου (*Atam 2011, IAEA 2014, Καλύβας 2021, SPIE 2000*):

$$LSF(y) = \int_x PSF(x, y) dx \quad (2)$$

Ο μετασχηματισμός Fourier της LSF δίνει τη συνάρτηση μεταφοράς διαμόρφωσης MTF, ή αλλιώς Optical Transfer Function (OTF), όπου (*Atam 2011, IAEA 2014, Καλύβας 2021, SPIE 2000*):

$$OTF(u) = \frac{1}{N} \sum_{y=0}^{N-1} LSF(y) e^{-\left[\frac{i2\pi y}{N}\right]} \quad (3)$$

Η συνάρτηση MTF είναι σημαντική διότι μας επιτρέπει την αξιολόγηση των χαρακτηριστικών μεταφοράς της ανιχνευτικής μας διάταξης με γρήγορο τρόπο. Στην ασάφεια όμως του σήματος επιδρά ουσιαστικά η PSF.

Πιο συγκεκριμένα εάν έχω μία ιδανική διδιάστατη εικόνα $f(x,y)$ και η συνάρτηση $PSF(x,y)$ είναι γνωστή, τότε η τελική εικόνα, $F(x,y)$, λαμβάνοντας υπόψη και την ασάφεια προκύπτει ως (Atam 2011, IAEA 2014, Καλύβας 2021, SPIE 2000)

:

$$F(x, y) = PSF(x, y) \otimes f(x, y) \quad (4)$$

Οι ανωτέρω σχέσεις είναι σημαντικές γιατί μέσω αυτών μπορεί να καθοριστεί με πειραματικό τρόπο η απόδοση του ανιχνευτή (IAEA 2014, SPIE 2000, Κανδαράκης 2007, Brian Nett 2022).

1.8 ΈΚΘΕΣΗ ΚΑΙ KERMA

Η έκθεση της ακτινοβολίας X ορίζεται ως το ποσό του φορτίου που μπορεί να δημιουργείται στον αέρα λόγω της έκθεσης ακτινοβολίας και μπορεί να υπολογιστεί από τον τύπο σε mR (Michail et al 2011, Liaparinos et al 2013, Seferis et al 2013) :

$$X(E) = 1.83 \cdot 10^{-6} f(E) E (\mu_{en} / \rho)_{air} \quad (5)$$

Όπου $f(E)$ είναι ο αριθμός φωτονίων ανά mm^2 ενέργειας E και $(\mu_{en}/\rho)_{air}$ είναι ο μαζικός συντελεστής απορρόφησης ενέργειας του αέρα. Η γνώση της έκθεσης μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τον υπολογισμό του KERMA.

Ως KERMA ορίζεται η ποσότητα των φορτισμένων σωματιδίων τα οποία έχουν δημιουργηθεί ανά μονάδα μάζας. Η δόση και το Κέρμα έχουν την ίδια μονάδα (IAEA 2014). Στην παρούσα εργασία το κέρμα σε μονάδες mGy έχει πρακτικά υπολογιστεί από την παρακάτω εξίσωση (Convert me 2022) .

$$Ka = X(E)/113 \quad (6)$$

2.ΚΥΡΙΟ ΘΕΜΑ

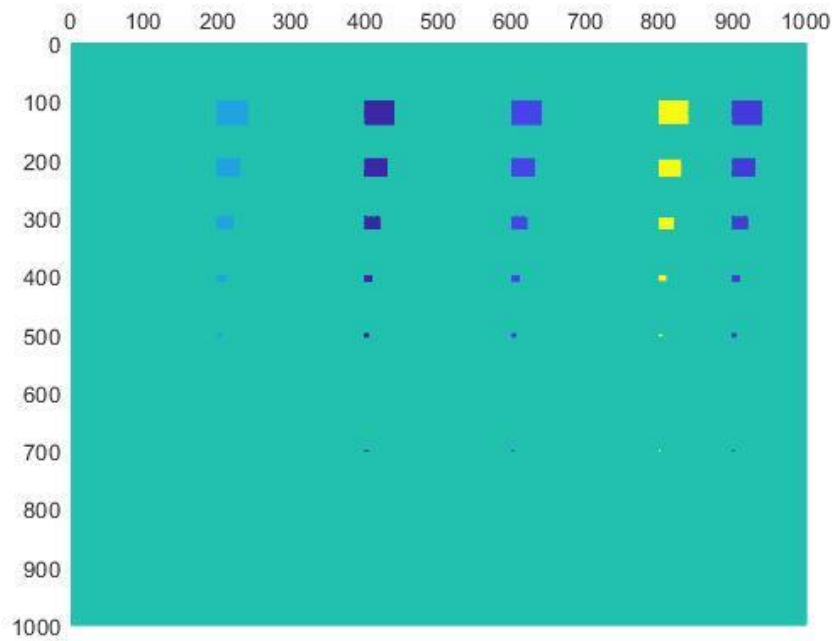
2.1. ΥΛΙΚΑ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΣ

2.1.1. ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑ ΟΜΟΙΩΜΑΤΟΣ

Στην εργασία αυτή θα δημιουργήσουμε και θα ακτινοβολήσουμε θεωρητικά με μονοενεργειακή ακτινοβολία μια ψηφιακής εικόνας ομοιώματος ποιότητας εικόνας μαστού (ΕΕΑΕ 2019, Καλύβας 2021 Spyropoulou et al 2009). Αρχικά δημιουργούμε μία εικόνα μαστογραφίας με την βοήθεια του πακέτου λογισμικού MATLAB. Η εικόνα είναι ένας πίνακας 1000x1000 όπου εκεί σε υπόβαθρο συντελεστών εξασθένησης ιστού μαστού (πυκνότητα 1,02 g/cm²) (Nowotny 1998) έχουν τοποθετηθεί σε διαφορετικές θέσεις διαστάσεων 1000x1000. (Καλύβας, 2021)

Οι συντελεστές εξασθένησης των λιπώδες ιστού (πυκνότητα 0,95 g/cm³), του αίματος (πυκνότητα 1,06 g/cm³), του Ca (πυκνότητα 1,55 g/cm³), του P (πυκνότητα 2, 2 g/cm³) και μείγματος Ca-P 50-50 (πυκνότητα 1,82 g/cm³). Οι συντελεστές εξασθένησης υπολογίστηκαν μέσω του λογισμικού XmuDat. Οι ενέργειες που επιλέχτηκαν ήταν 18 keV, 20keV, 25keV και 30keV. (Nowotny, 1998).

Στο παρακάτω σχήμα (Εικόνα 5) παρουσιάζεται χρωματικά η χωρική θέση των δομών για ενέργεια 18 keV. Οι δομές από αριστερά προς τα δεξιά όπως βλέπουμε το ομοίωμα αντιστοιχούν σε λίπος, αίμα, Ca, P και συνδυασμό Ca-P (50-50). Το υπόβαθρο αντιστοιχεί σε ιστό του μαστού.



Εικόνα 5 - Κατανομή Δομών του ψηφιακού ομοιώματος

ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΗΣΗ

Κατά την ακτινοβολήση επιλέχθηκε ως μήτρα ψηφιακού ανιχνευτή αυτή του CMOS RADEYE. Ο συγκεκριμένος ανιχνευτής είναι βελτιστοποιημένος για μαστογραφία. έχει μέγεθος εικονοστοιχείου 22,5 μm κι έχει μελετηθεί εκτενώς στη βιβλιογραφία (*Michail et al 2011, Michail et al 2015, Seferis et al 2013*)

Η ακτινοβολήση έγινε για θεωρούμενο πάχος μαστού 4.2 cm και πάχη δομών 0.1, 0.2 και 0.5 cm. Ο αριθμός φωτονίων που επιλέχθηκε ήταν 50000000 φωτόνια/mm², 40000000 φωτόνια/mm² και 30000000 φωτόνια/mm². Για κάθε δέσμη φωτονίων και ενέργεια υπολογίστηκε η έκθεση στο μαστό χρησιμοποιώντας τη σχέση (*Michail et al 2011, Seferis et al 2013*) :

$$K_a = \sum_{E_{\min}}^{E_{\max}} \left(1.83 \times 10^{-6} \cdot \Phi_0(E) \cdot E \cdot \left(\frac{\mu_{en}(E)}{\rho} \right)_{air} \right) \quad (7)$$

Λήφθηκε υπόψη ότι ο αριθμός των φωτονίων διαμοιράζεται ομοιόμορφα στα εικονοστοιχεία του ανιχνευτή διάστασης 22.5 μm (*Graeve T et al 2022, Michail et al 2011,*

Michail et al 2015, Seferis et al 2013). Έστω I_R η δέσμη που αντιστοιχεί στο εμβαδό του pixel. Τότε το ποσό των ακτίνων-Χ που προκύπτει στο στην επιφάνεια του pixel από τον καθαρό σημείο του ομοιώματος, I_K θα ισούται με:

$$I_K = I_R e^{-\mu T} \quad (8)$$

Όπου μ ο συντελεστής εξασθένησης του ιστού για ενέργεια E και T το πάχος, που τέθηκε ίσο με 4.2cm.

Στην περίπτωση που στο συγκεκριμένο εικονοστοιχείο υπάρχει δομή τότε το ποσό της ακτινοβολίας I_Δ θα ισούται με:

$$I_\Delta = I_R e^{-\mu(T-t)} e^{-\mu_1 t} \quad (9)$$

Όπου μ_1 ο συντελεστής εξασθένησης της δομής και t το πάχος της. (Καλύβας, 2021)

Το σήμα τέλος μετατρέπεται σε ηλεκτρόνια, όπου θεωρήθηκε ότι δημιουργούνται 132 e/X-ray (Michail et al, 2011)

2.2. ΘΟΡΥΒΟΣ

Οι ακτίνες-Χ που απορροφούνται και το τελικό σήμα είναι στατιστικής φύσεως, επομένως εισάγεται θόρυβος στη τελικά εικόνα. Για να επιτευχθεί η τυχαιότητα στο σχηματισμό της τελικής εικόνας, ο θόρυβος προστέθηκε μέσω της συνάρτησης `normrnd` (B, C) του πακέτου λογισμικού MATLAB.

Η συνάρτηση θεωρεί κατανομή σήματος τύπου Gauss μέση τιμή B και τυπική απόκλιση C και δειγματοληπτεί σε αυτό το εύρος. Η μέση τιμή του σήματος μπορεί να υπολογιστεί από τον αριθμό των παραγόμενων ηλεκτρονίων. Η τυπική απόκλιση εξαρτάται από τον θόρυβο του συστήματος ο οποίος με τη σειρά του εξαρτάται από τα χαρακτηριστικά του συστήματος και τις συνθήκες έκθεσης που προσπίπτουν στον ανιχνευτή. Για τον ανιχνευτή RADEYE έχει υπολογισθεί ότι ο συντελεστής διακύμανσης, CV , σε συνάρτηση με το KERMA μπορεί να προσεγγισθεί ως (Kalyvas et al 2015, Καλύβας 2021):

$$CV = 0.6256 e^{-0.015 * K_a} \quad (10)$$

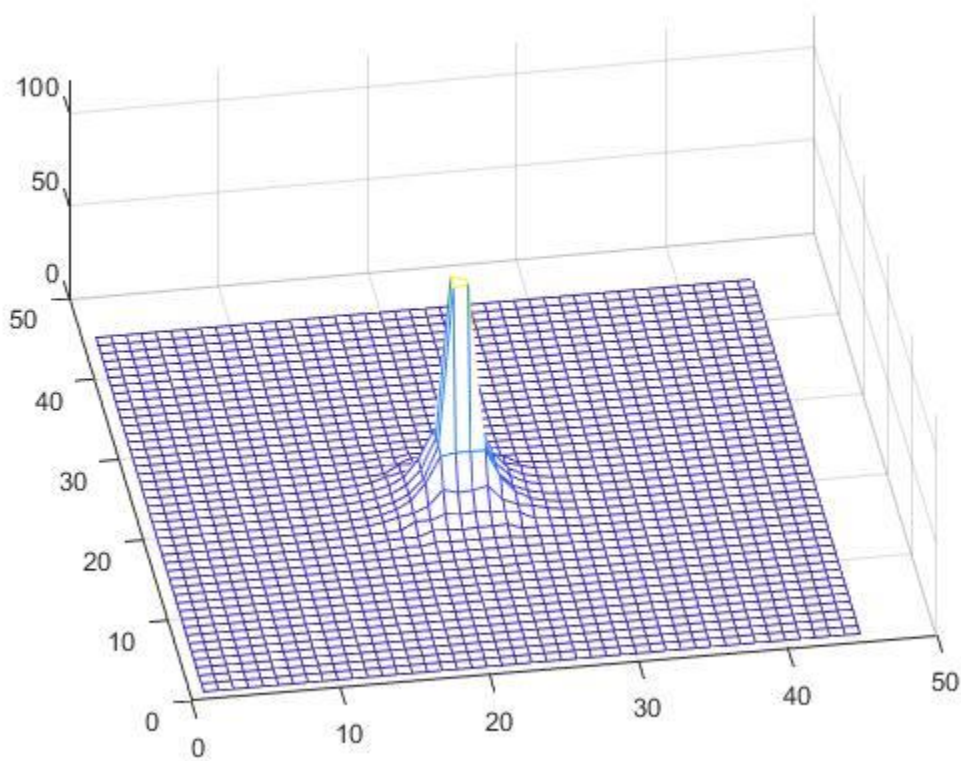
Όπου K_a είναι το KERMA που προκύπτει στην επιφάνεια του ανιχνευτή. Ξέροντας το CV ο όρος C στον τύπο του `normrnd` υπολογίζεται ως $C=B*CV$.

2.3. ΑΣΑΦΕΙΑ

Για να προστεθεί η ασάφεια του ανιχνευτή CMOS πρέπει να βρεθεί μία κατάλληλη PSF τέτοια ώστε το MTF της να ισούται με το MTF του συστήματος RADEYE που έχει μετρηθεί και μπορεί να βρεθεί από τη βιβλιογραφία (*Michail et al, 2011*). Βρέθηκε ότι η περιστροφή (*Καλύβας 2021*) της εξίσωσης:

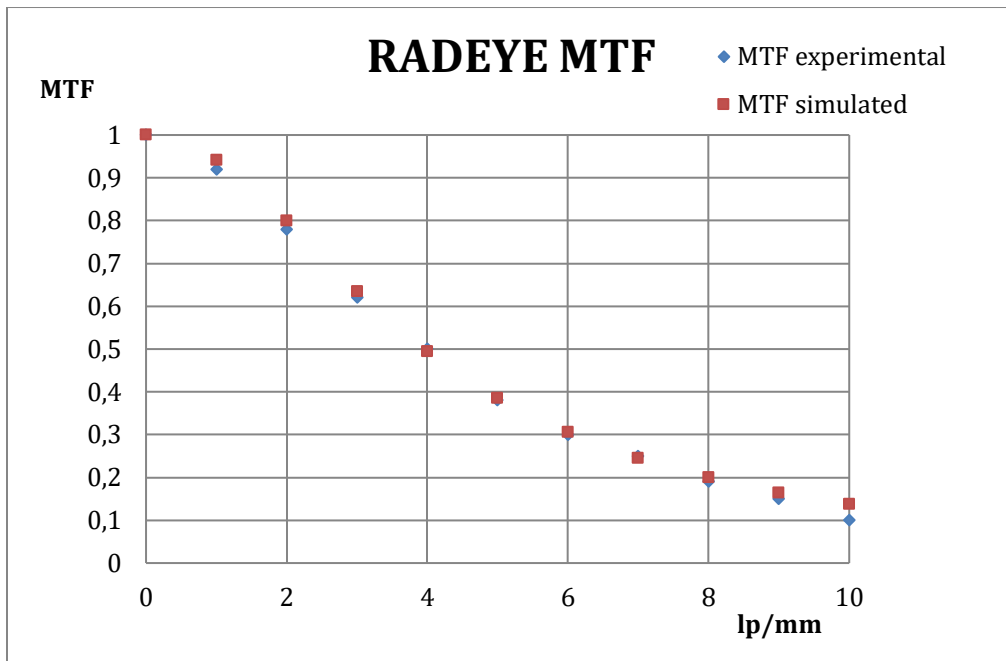
$$y(x) = \frac{6}{10}e^{-0.03x^2} + \frac{8}{10}e^{-0.1x^2} \quad (11)$$

δίνει την PSF που φαίνεται στην παρακάτω εικόνα. (βλ. Εικόνα 6)



Εικόνα 6 - PSF του συστήματος RADEYE

Το υπολογιζόμενο MTF και η σύγκρισή του με αυτό που πειραματικά έχει υπολογισθεί για το RADEYE φαίνεται στο παρακάτω σχήμα. (βλ. Εικόνα 7)



Εικόνα 7 - Σύγκριση θεωρητικού και πειραματικού MTF

Η PSF που προέκυψε επίδρασε μέσω συνέλιξης στην εικόνα έτσι ώστε να προκύψει η επίδραση της ασάφειας

2.4. ΑΝΑΘΕΣΗ BIT

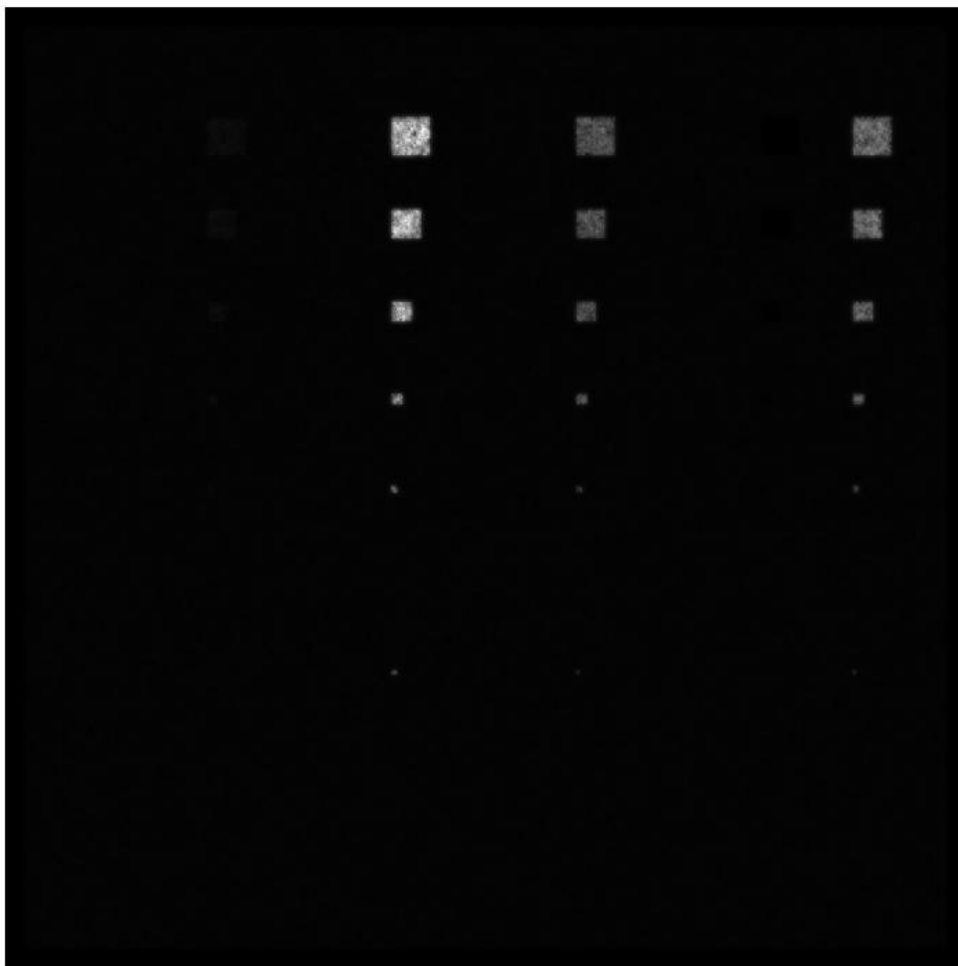
Οι εικόνες που προέκυψαν αποδόθηκαν με τη μορφή 8bit εικόνων και καμία άλλη αλγοριθμική επεξεργασία δεν επίδρασε στην εικόνα (Kalyvas et al 2015, Michail et al 2009, Spyropoulou et al 2009). Δεδομένου ότι στον υπολογισμό μας δεν έχει ληφθεί υπόψη η επίδραση του κατωφλίου σήματος του ανιχνευτή, το σήμα σε κάθε pixel γραμμικοποιήθηκε από 0-255 μέσω της εξίσωσης:

$$Im(i, j) = \frac{255}{P_{max} - P_{min}} [P(i, j) - P_{min}] \quad (12)$$

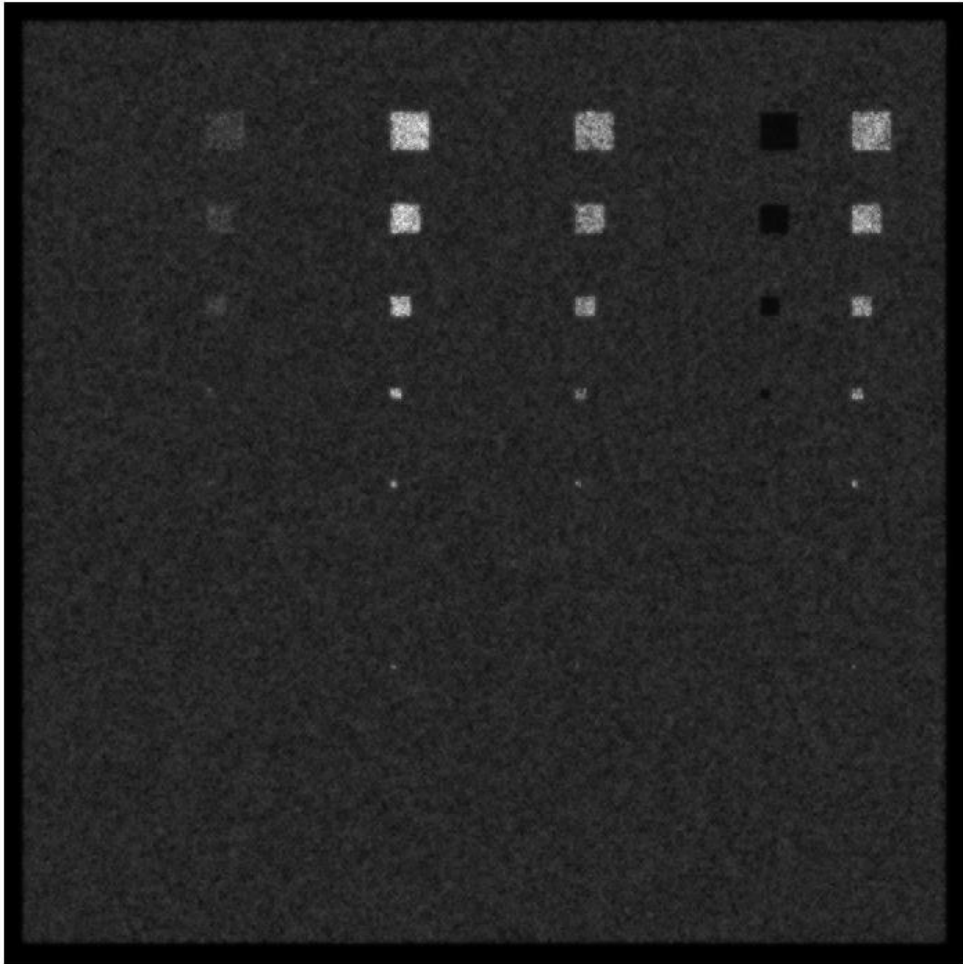
3.ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΠΕΙΡΑΜΑΤΟΣ

Όταν ακτινοβολούμε την εικόνα που έχουμε δημιουργήσει αρχικά με 18keV έχουμε τα παρακάτω αποτελέσματα για τρεις διαφορετικές τιμές πάχους δομής 0.1cm, 0.2 cm, 0.5 cm. Μία άλλη παράμετρο που λαμβάνουμε μέρος είναι η ακτινοβολήση της εικόνας από διαφορετική ένταση φωτονίων-Χ κάθε φορά, συγκεκριμένα 50.000.000, 40.000.000, 30.000.000 φωτόνια//mm².

Ακτινοβλούμενα ομοιώματα για ροή ακτίνων-Χ 50.000.000 φωτόνια/mm² (βλ. Εικόνα 8, 9 & 10)



Εικόνα 8 - Εικόνα ενέργειας 18 keV, 50.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.5 cm

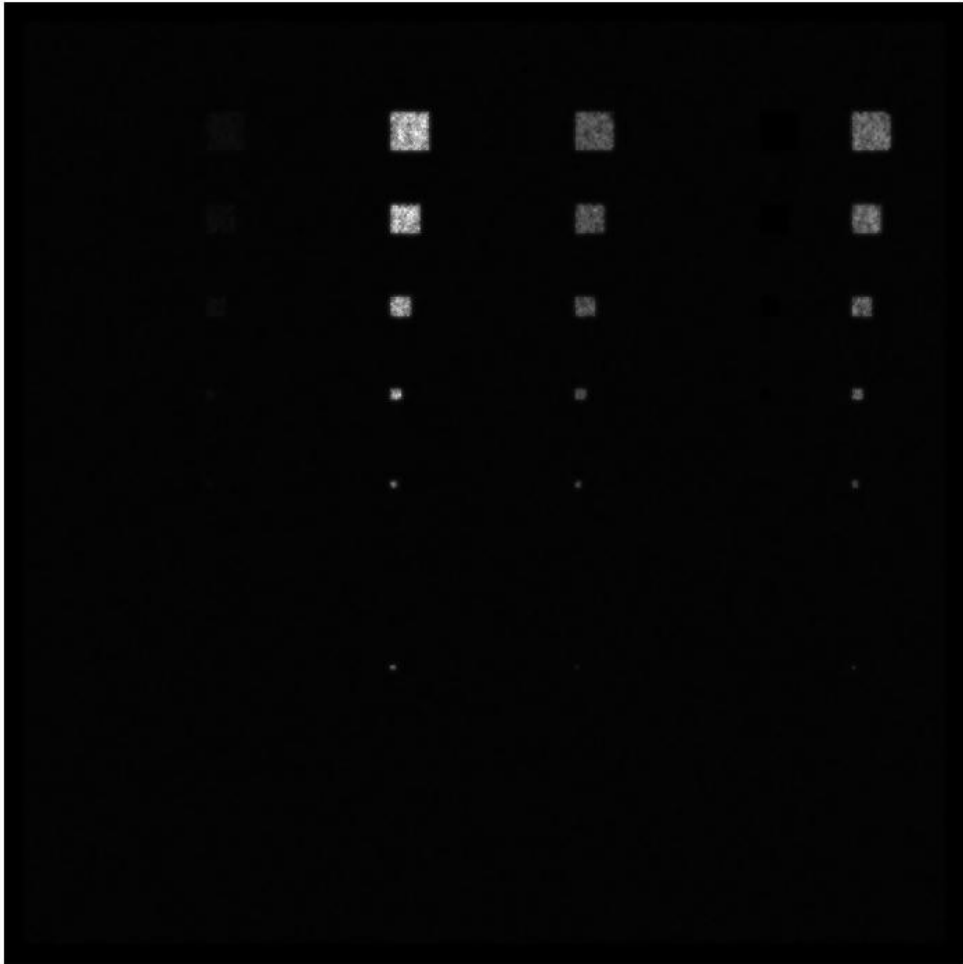


Εικόνα 9 - Εικόνα ενέργειας 18keV, 50.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.2cm

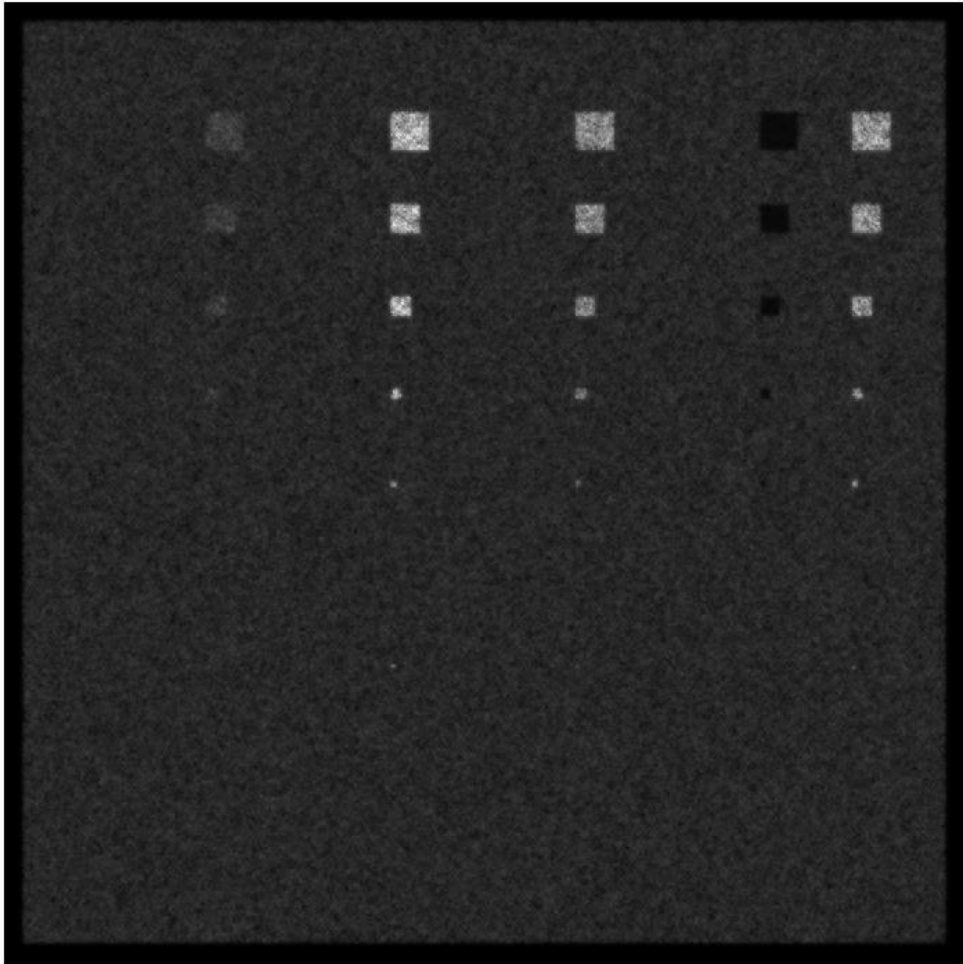


Εικόνα 10 - Εικόνα ενέργειας 18keV , 50.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.1cm

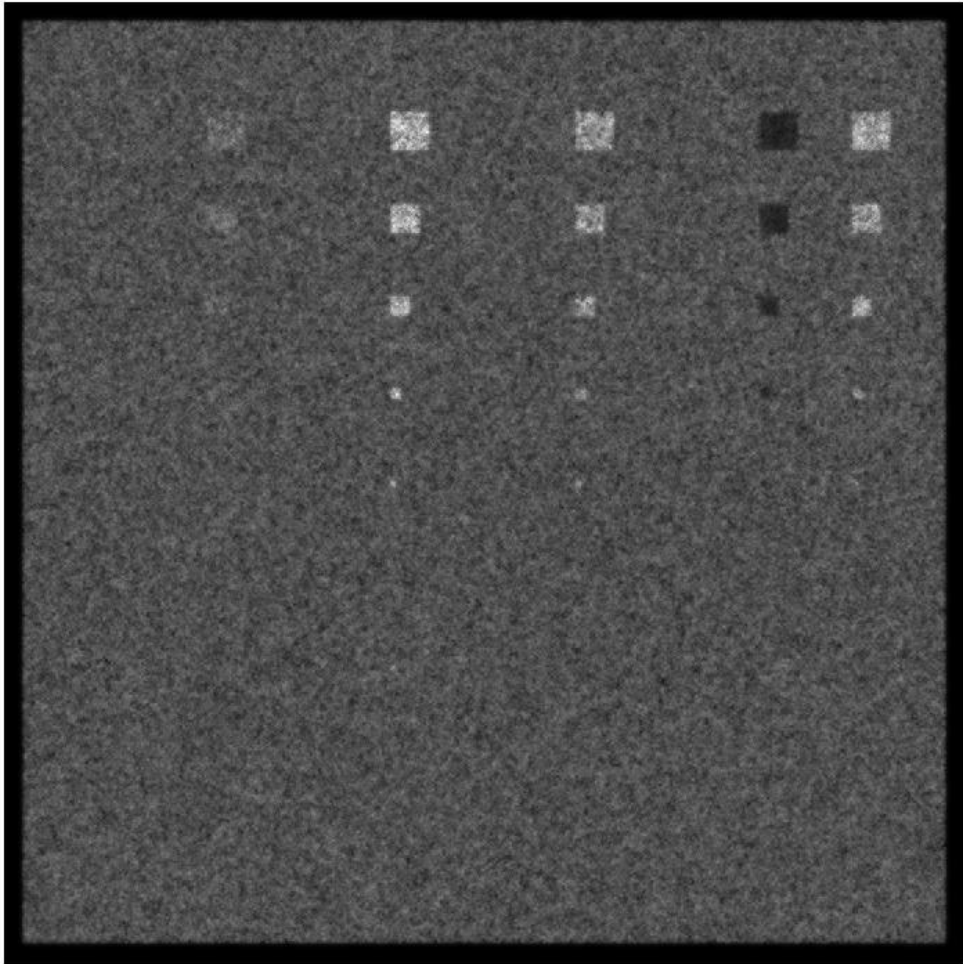
Ακτινοβολούμενα ομοιώματα για ροή 40.000.000 φωτόνια/mm² στα 18keV (βλ. Εικόνα 11, 12 &13)



Εικόνα 11 - Εικόνα 18keV, 40.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.5 cm

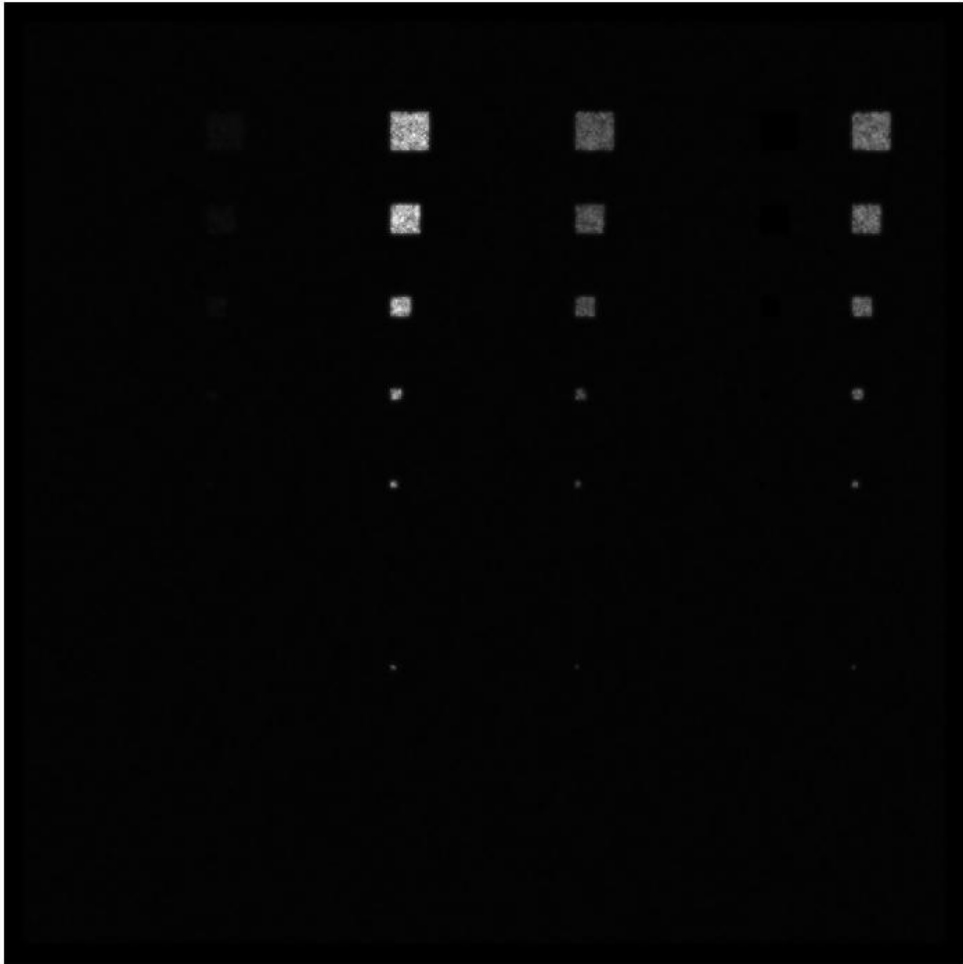


Εικόνα 12 - Εικόνα 18keV, 40.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.2cm

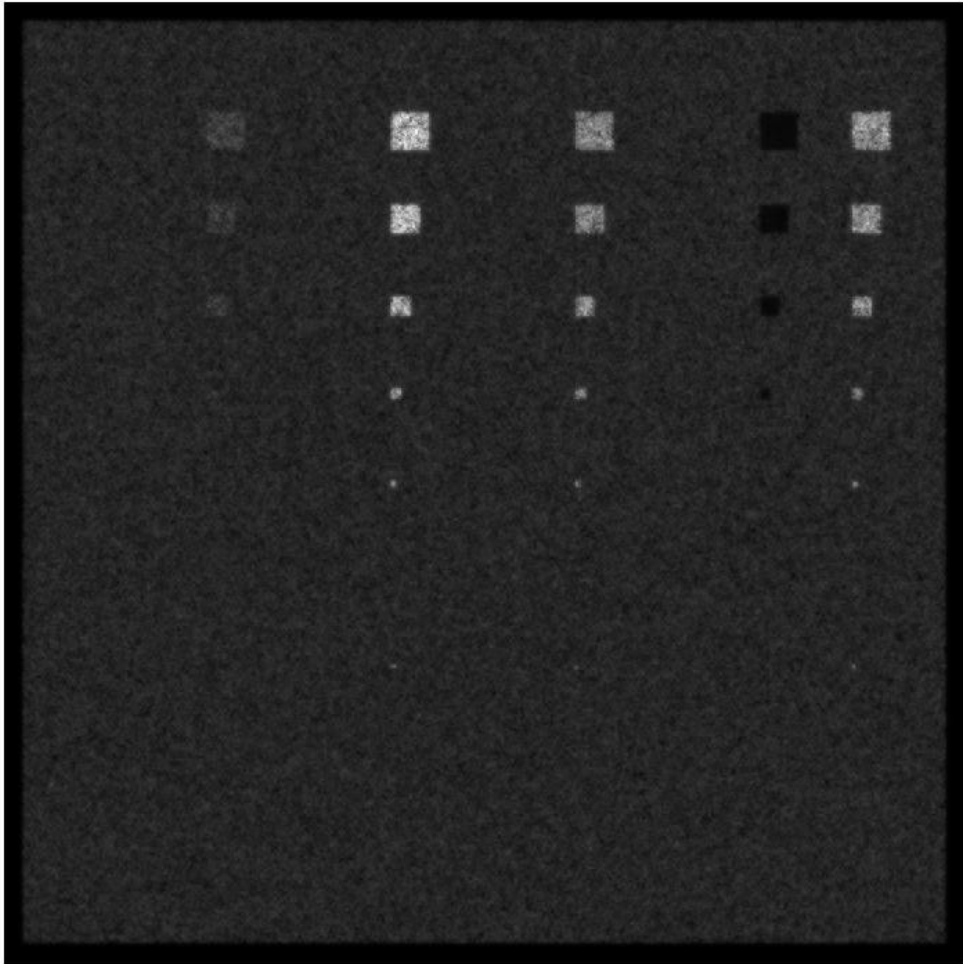


Εικόνα 13 - Εικόνα 18keV, 40.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.1cm

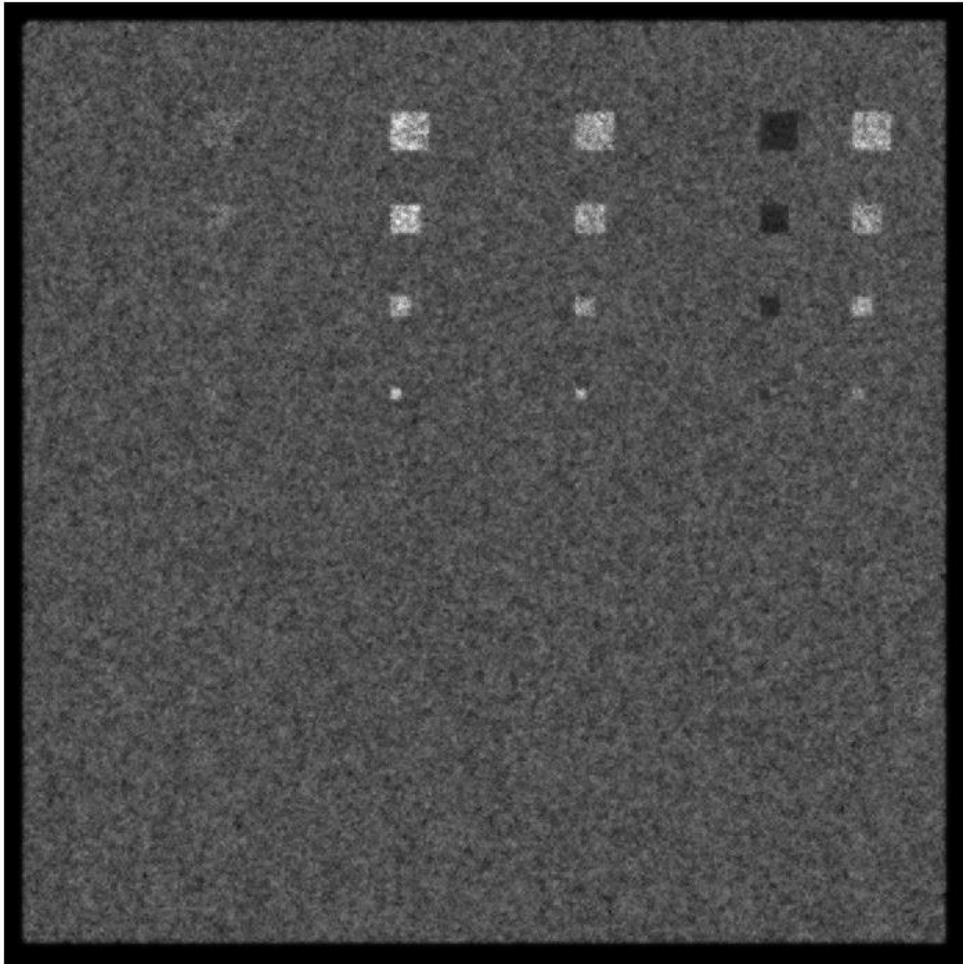
Ακτινοβλούμενα ομοιώματα για ροή ακτινοβολίας **30.000.000 φωτόνια/mm²** και ενέργεια **18keV** (βλ. Εικόνα 14, 15 & 16)



Εικόνα 14 - Εικόνα 18keV, 30.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.5 cm,

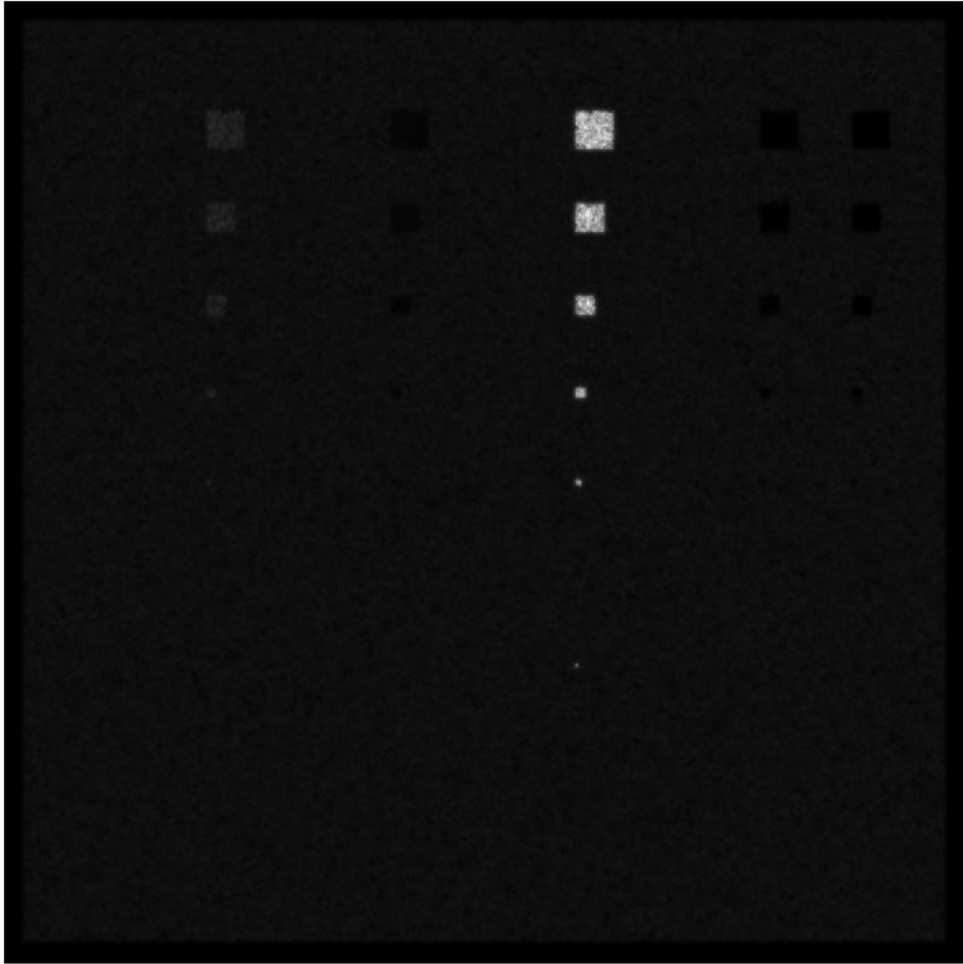


Εικόνα 15 - Εικόνα 18keV, 30.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.2 cm

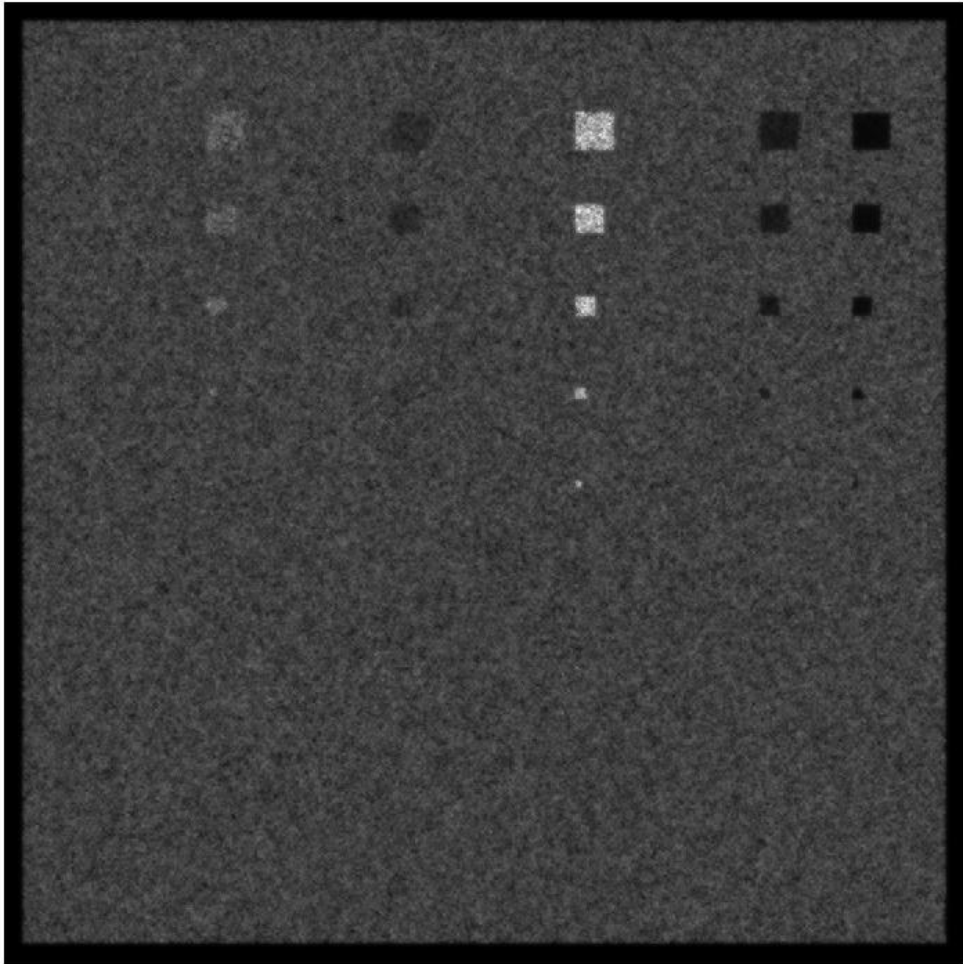


Εικόνα 16 - Εικόνα 18keV, 30.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.1 cm

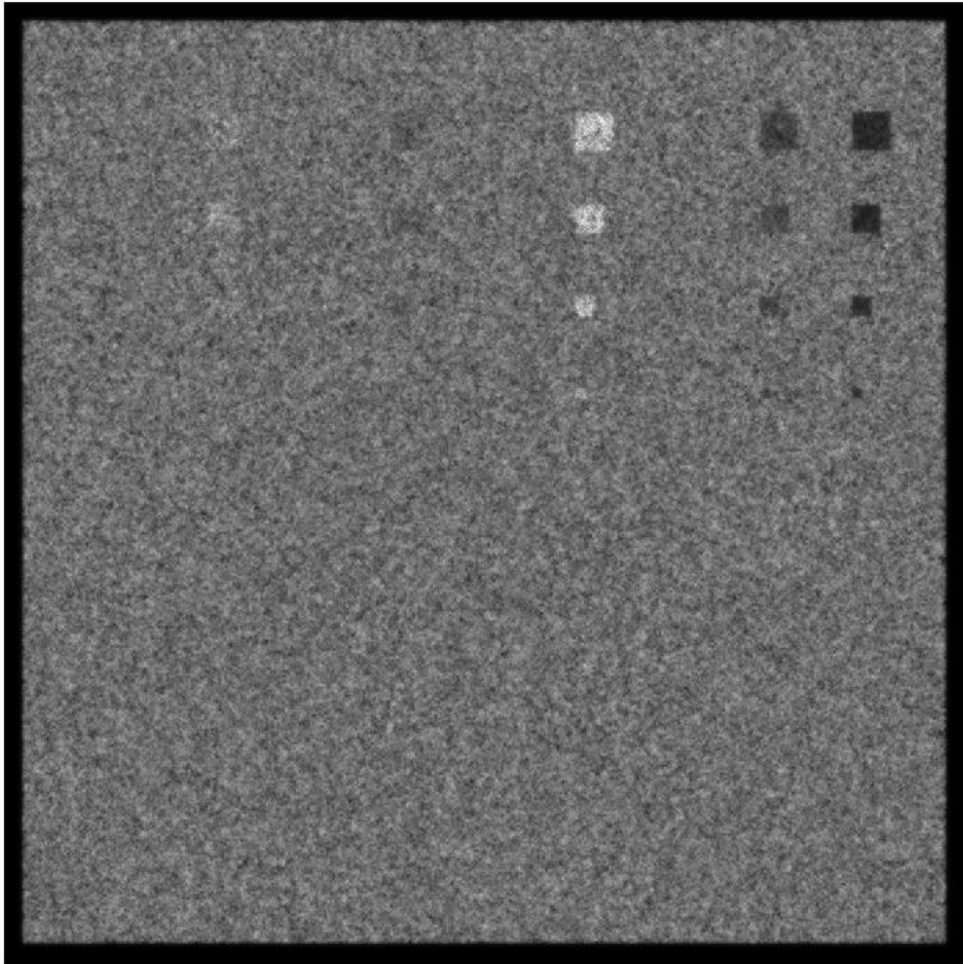
Ακτινοβολούμενα ομοιώματα για ροή ακτινοβολίας **50.000.000 φωτόνια/mm²** και ενέργεια **20keV** (βλ. Εικόνα 17, 18 & 19)



Εικόνα 17 - Εικόνα 20keV, 50.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.5 cm

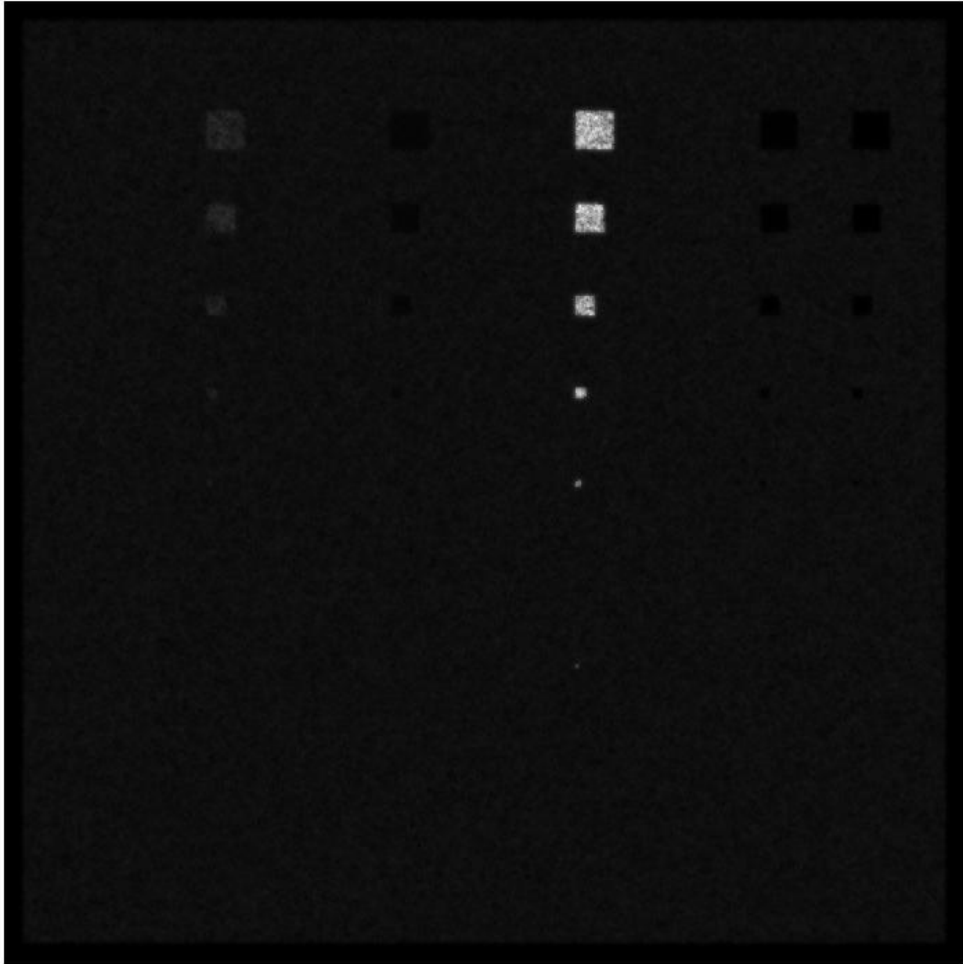


Εικόνα 18 - Εικόνα 20keV 50.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.2 cm

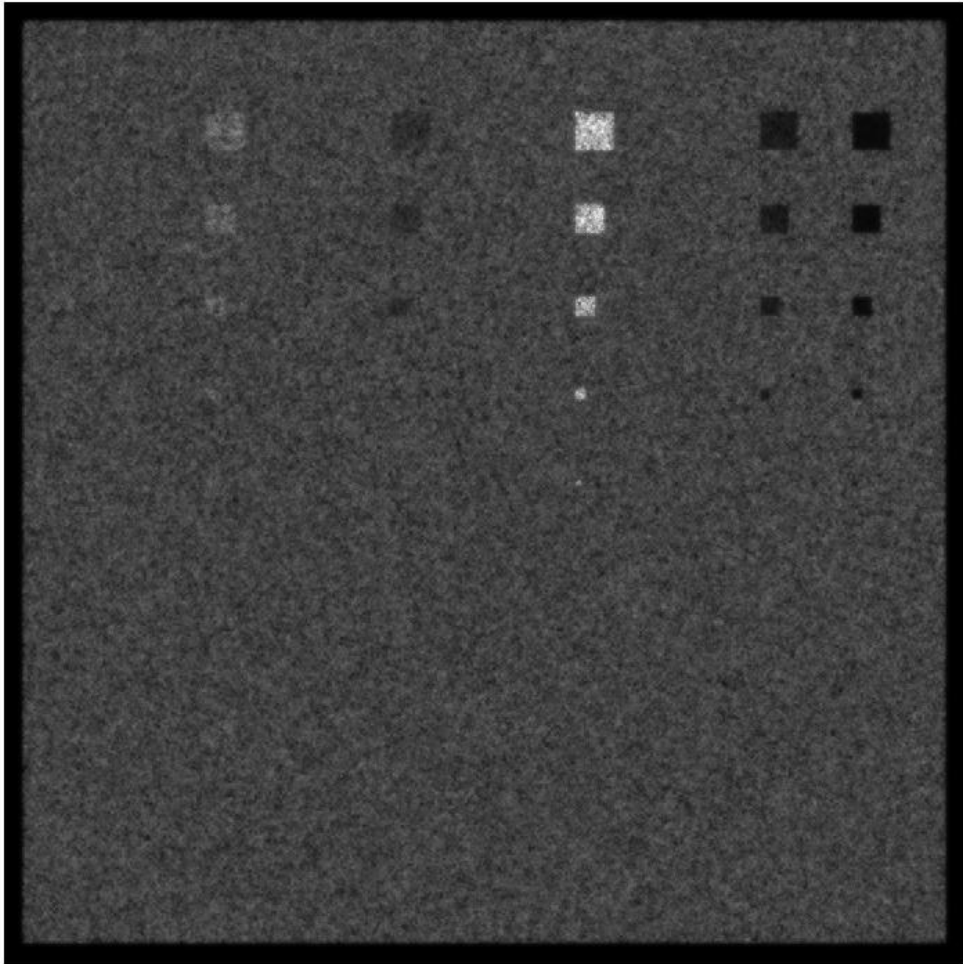


Εικόνα 19 - Εικόνα 20keV , 50.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.1cm

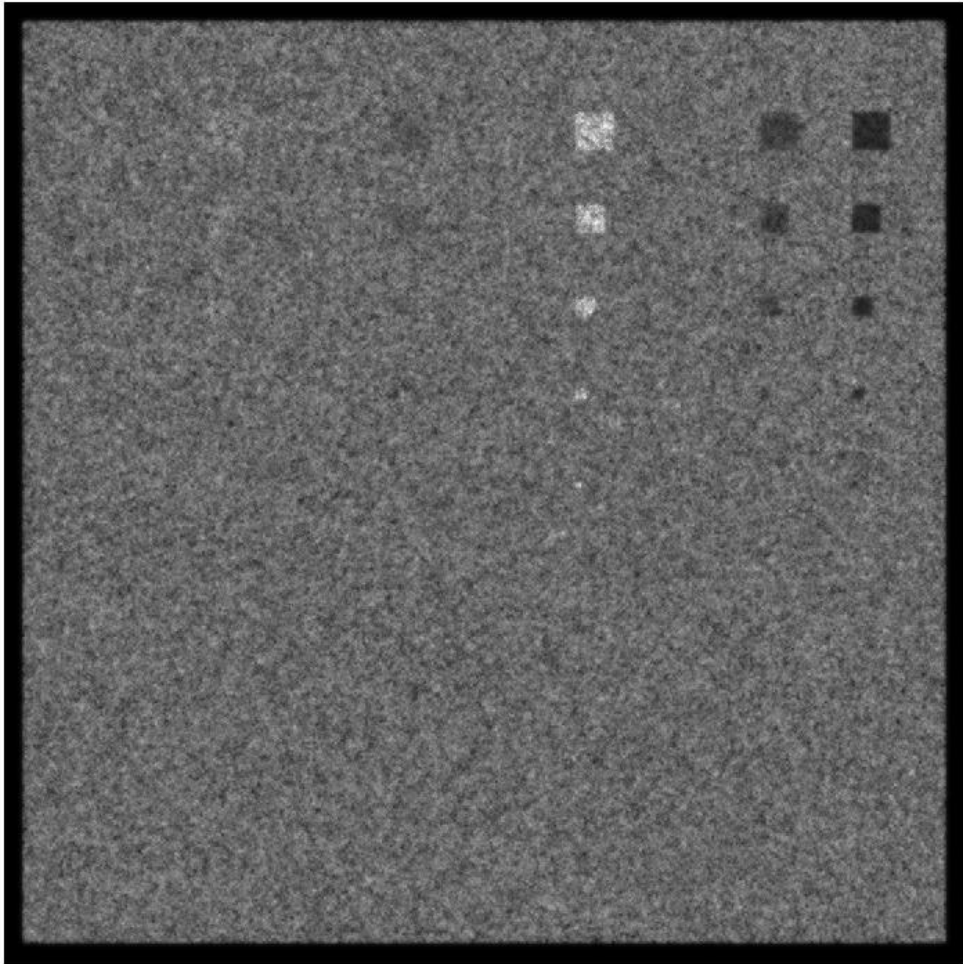
Ακτινοβλούμενα ομοιώματα για ροή ακτινοβολίας **40.000.000 φωτόνια/mm²** και για ενέργεια **20keV** (βλ. Εικόνα 20, 21 & 22)



Εικόνα 20 - Εικόνα 20keV, 40.000.000/ φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.5 cm

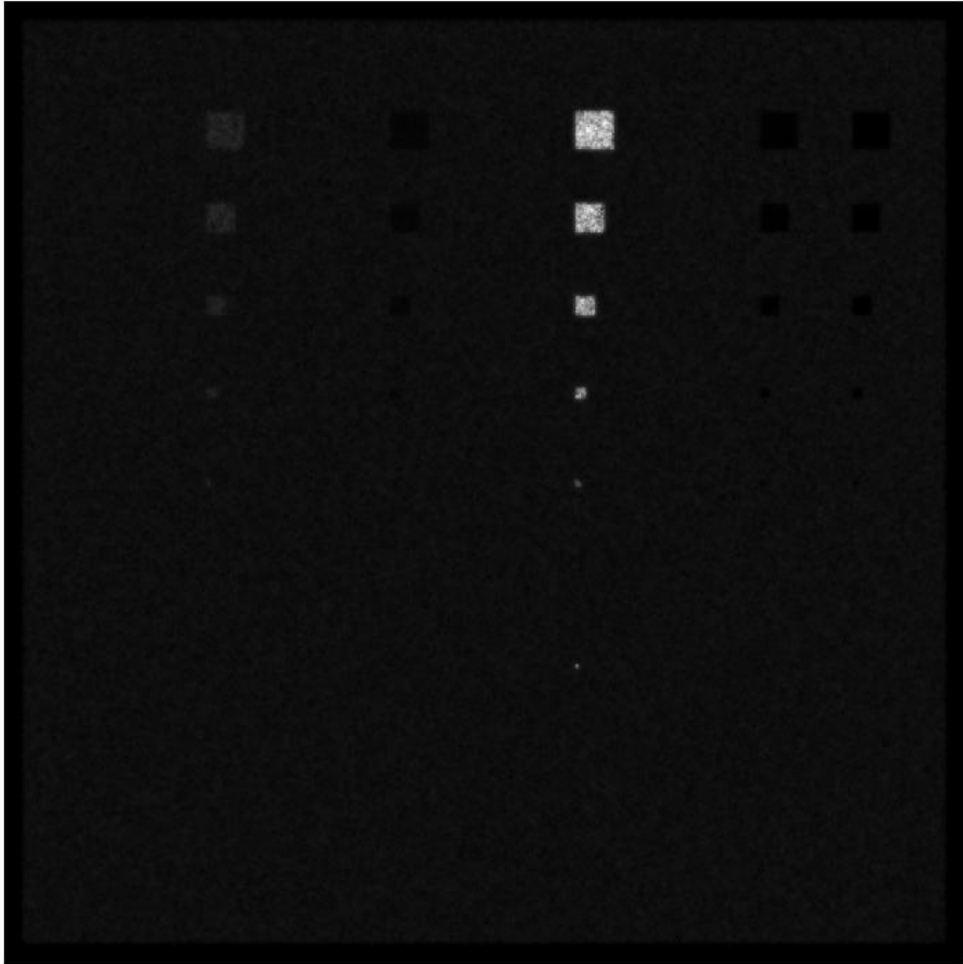


Εικόνα 21 - Εικόνα 20keV, 40.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.2cm

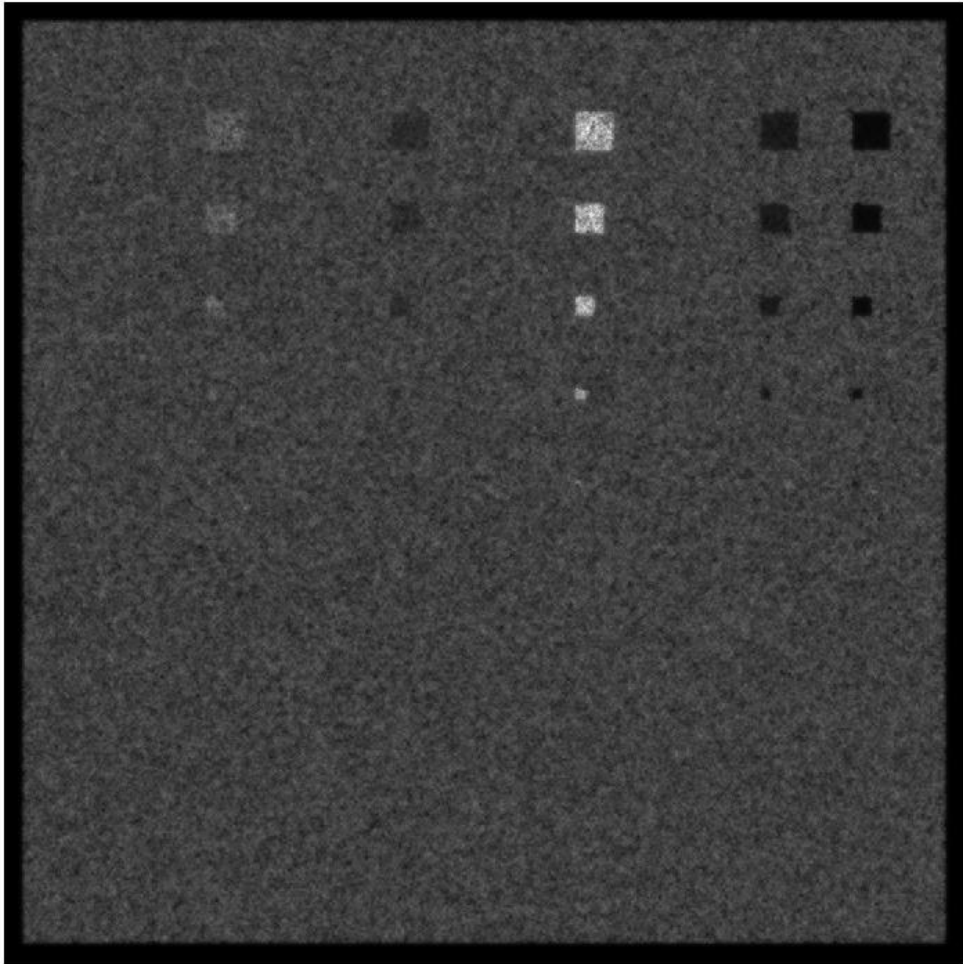


Εικόνα 22 - Εικόνα 20keV, 40.000.000/ φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.1cm

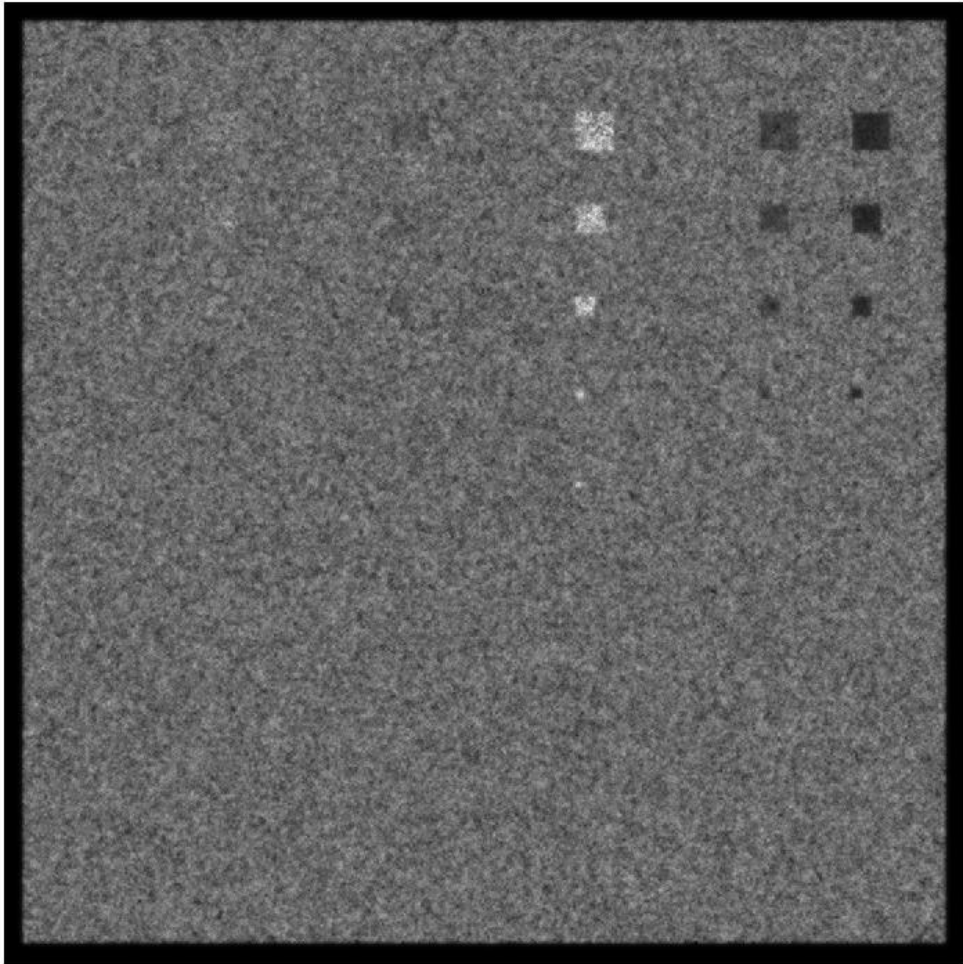
Ακτινοβλούμενα ομοιώματα για ροή ακτινοβολίας **30.000.000 φωτόνια/mm²** και ενέργεια **20keV** (βλ. Εικόνα 23, 24 & 25)



Εικόνα 23 - Εικόνα 20keV 30.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.5 cm

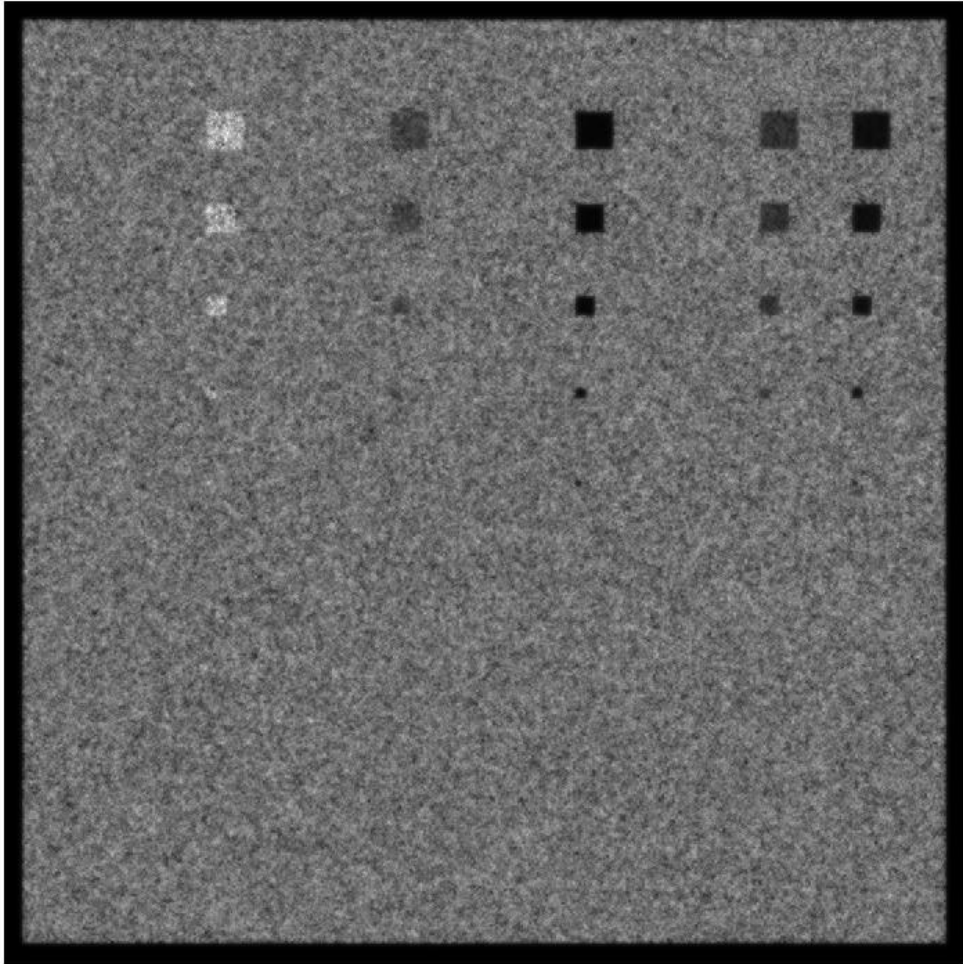


Εικόνα 24 - Εικόνα 20keV, 30.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.2 cm

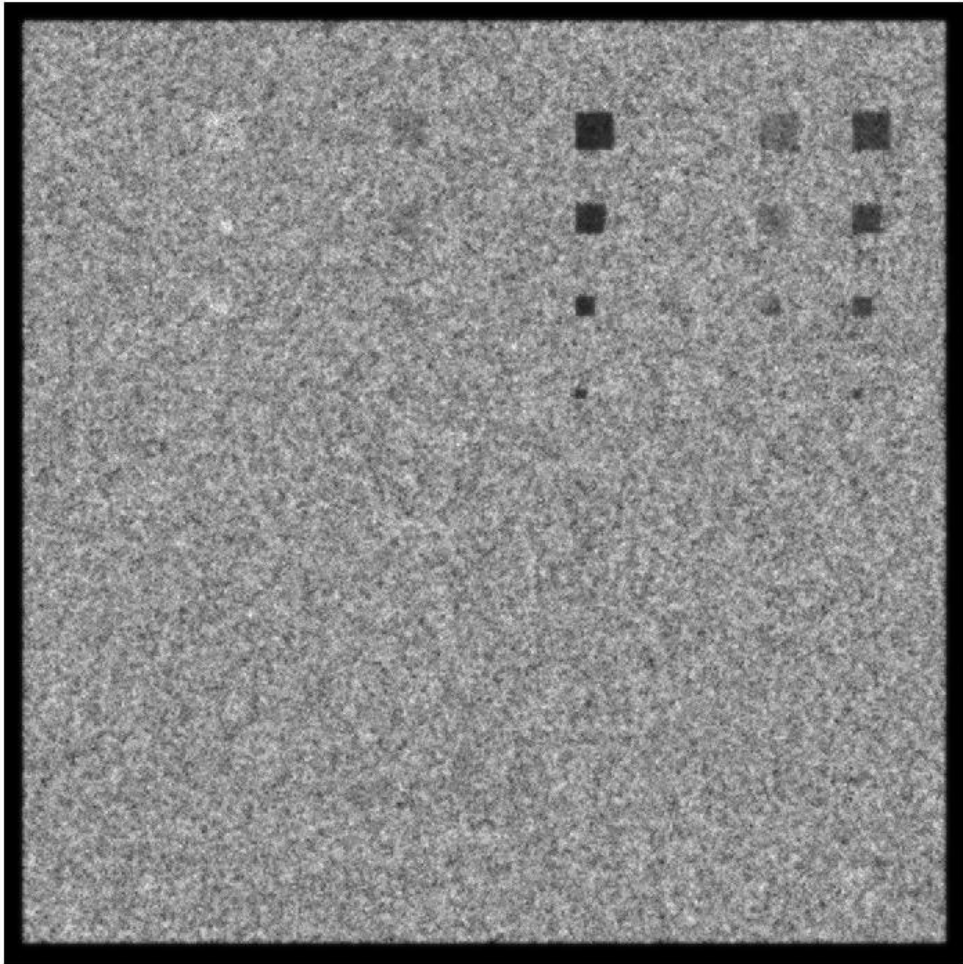


Εικόνα 25 - Εικόνα 20keV, 30.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.1 cm

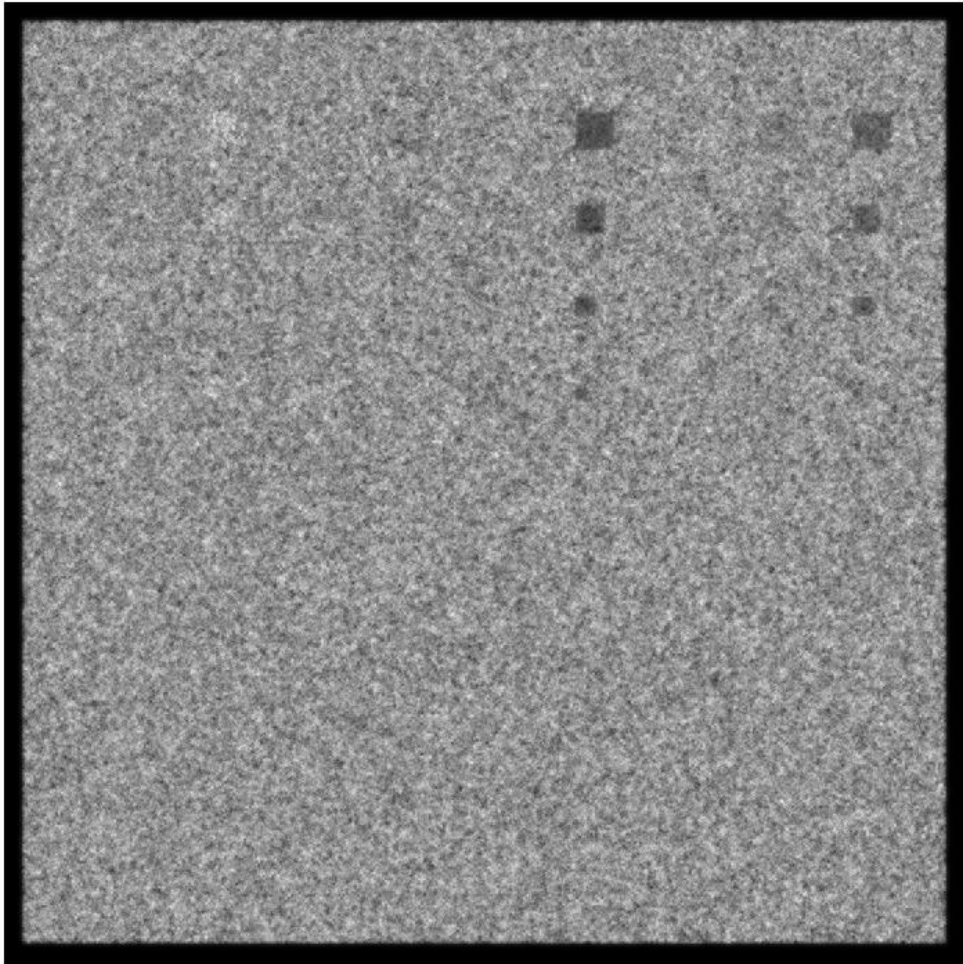
Ακτινοβολούμενα ομοιώματα για ροή **50.000.000 φωτόνια/mm²** και ενέργεια **25keV** (βλ. Εικόνα 26, 27 & 28)



Εικόνα 26 - Εικόνα 25keV, 50.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.5 cm

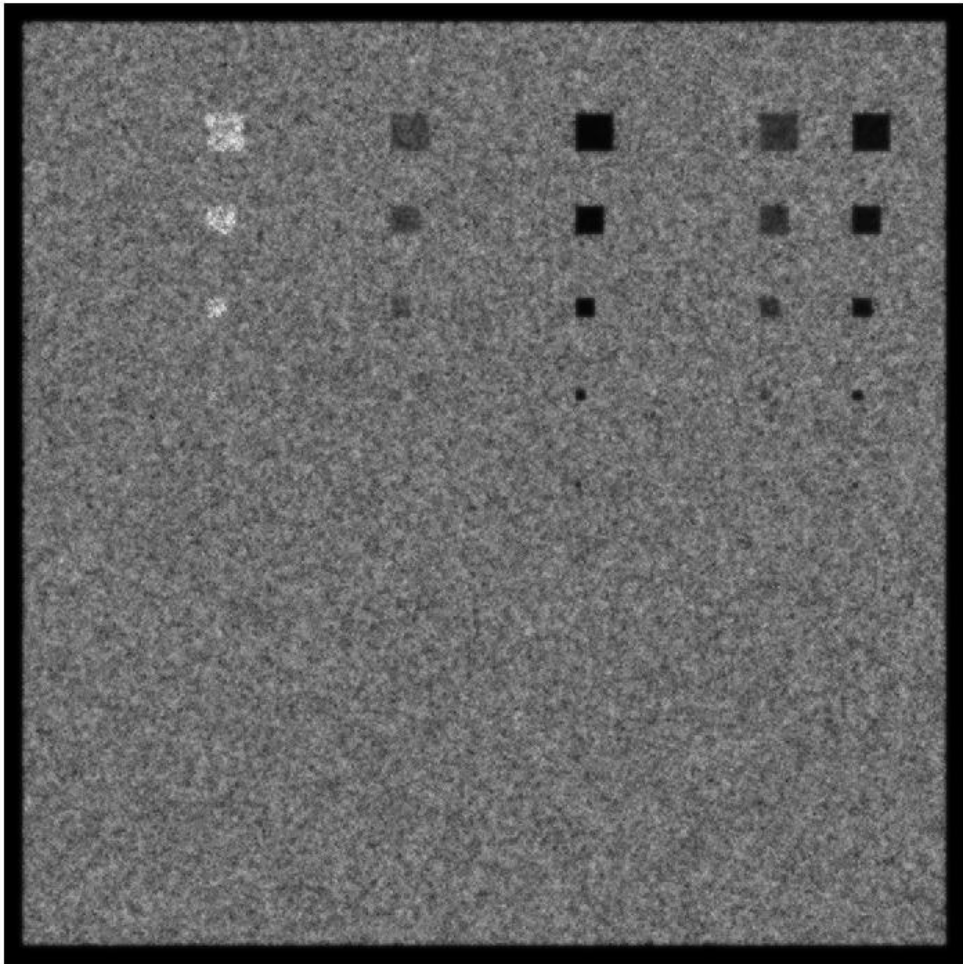


Εικόνα 27 - Εικόνα 25keV, 50.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.2 cm

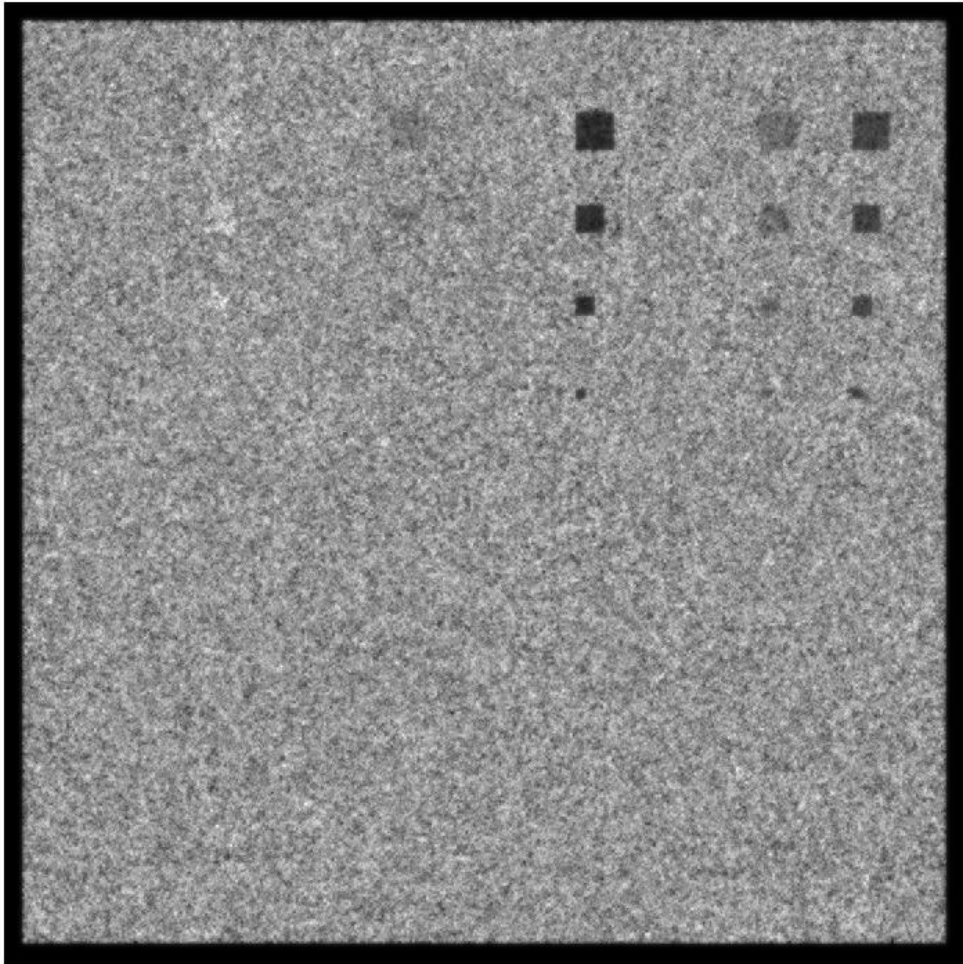


Εικόνα 28 - Εικόνα 25keV, 50.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.1cm

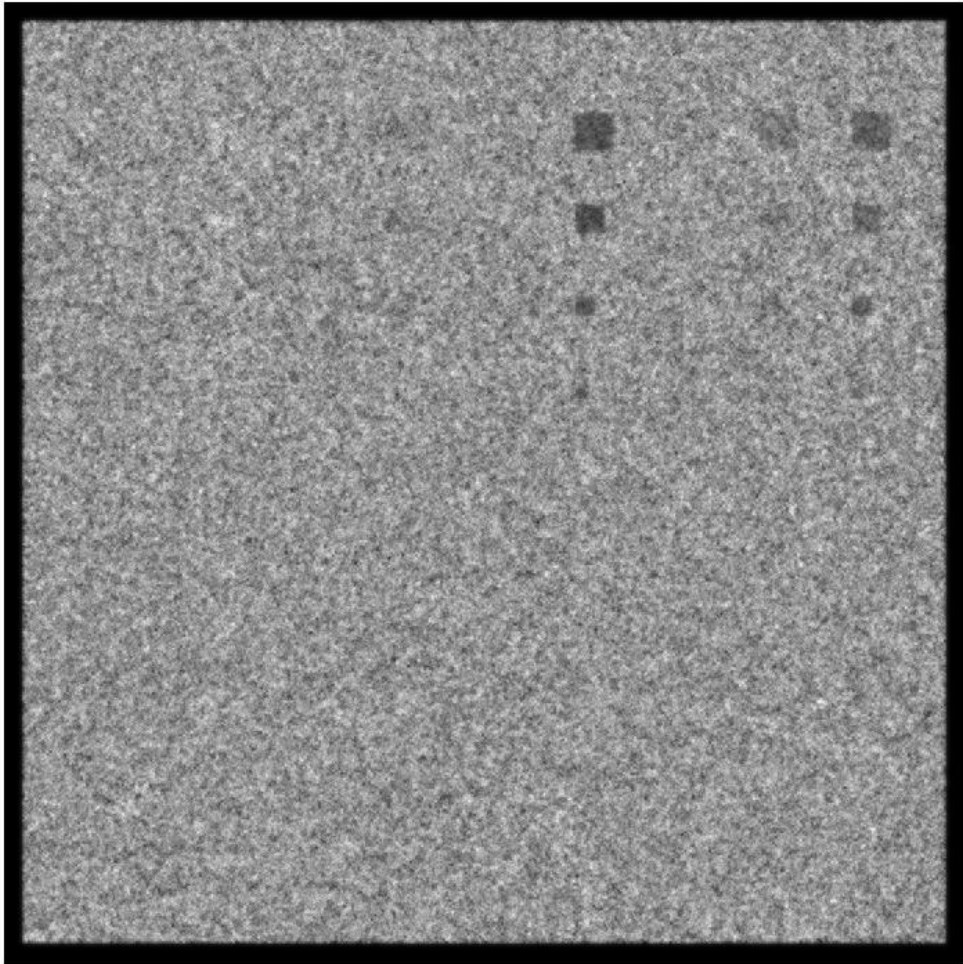
Ακτινοβολούμενες μαστογραφίες για ροή ακτινοβολίας **40.000.000 φωτόνια/mm²** και ενέργεια **25keV** (βλ. Εικόνα 29, 30 & 31)



Εικόνα 29 - Εικόνα 25keV, 40.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.5 cm

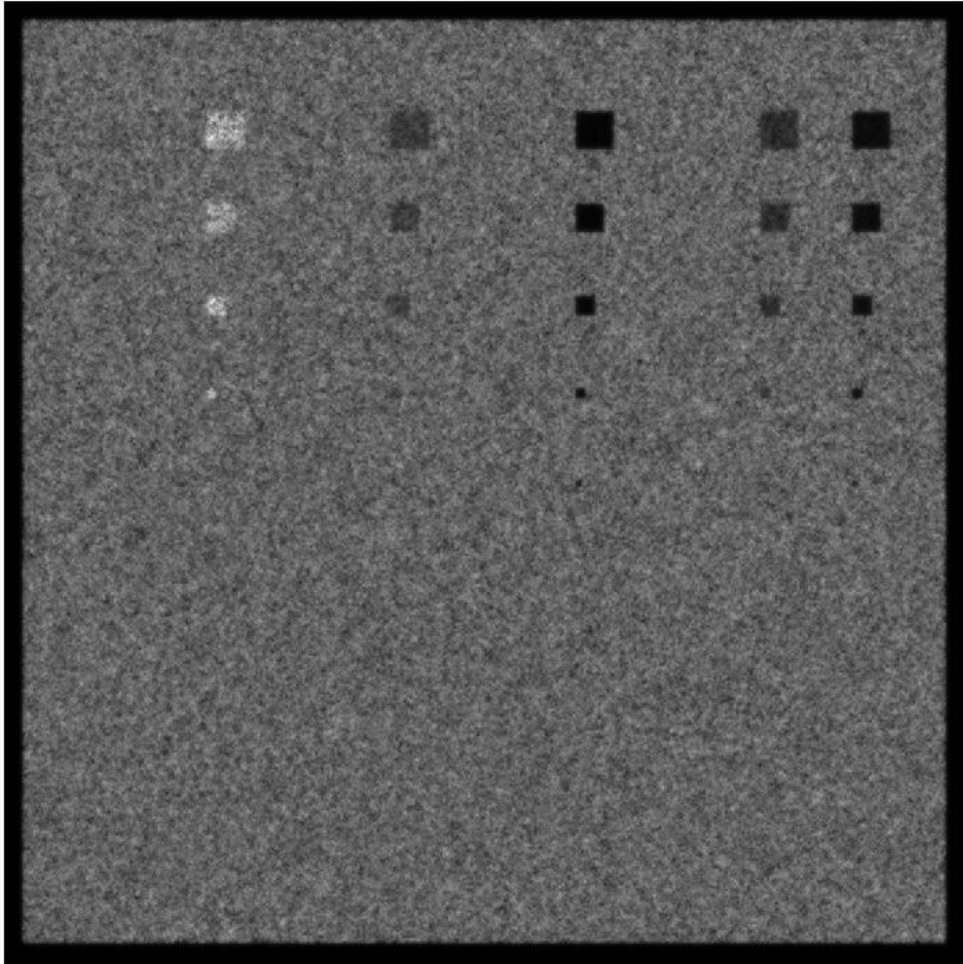


Εικόνα 30 - Εικόνα 25keV , 40.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.2cm

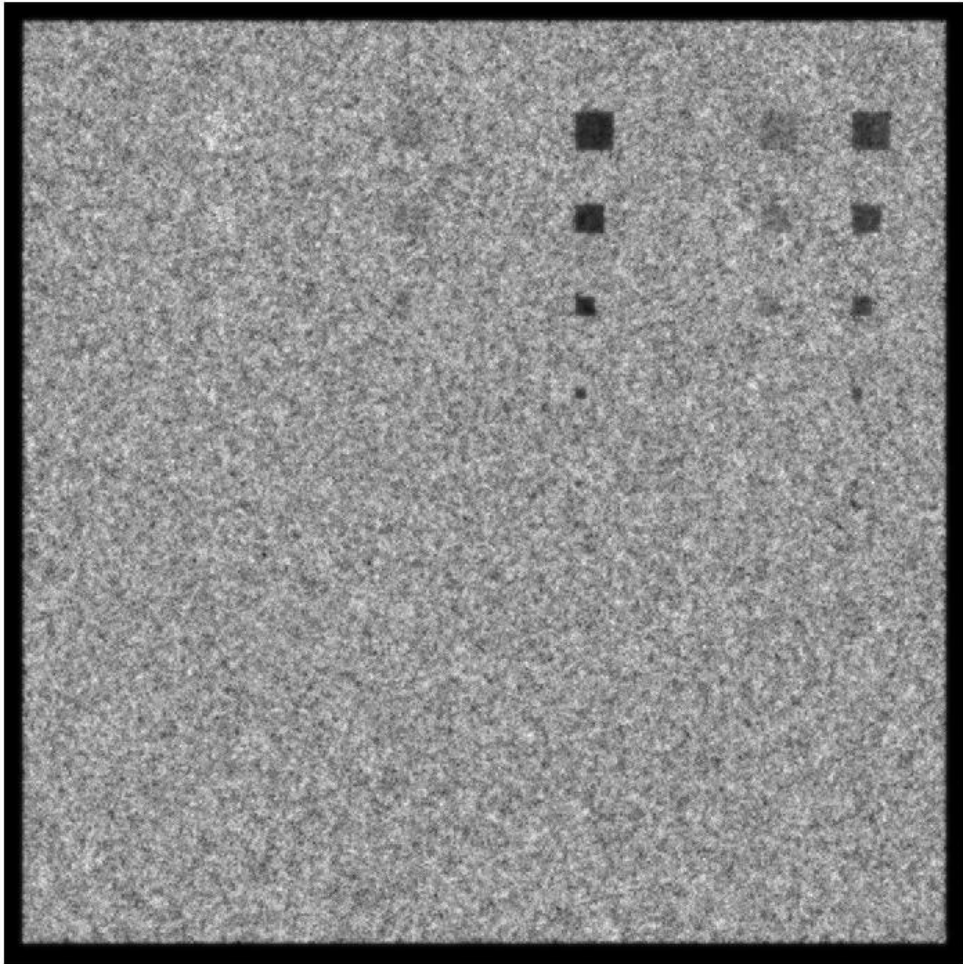


Εικόνα 31 - Εικόνα μαστού 25 keV, 40.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.1cm

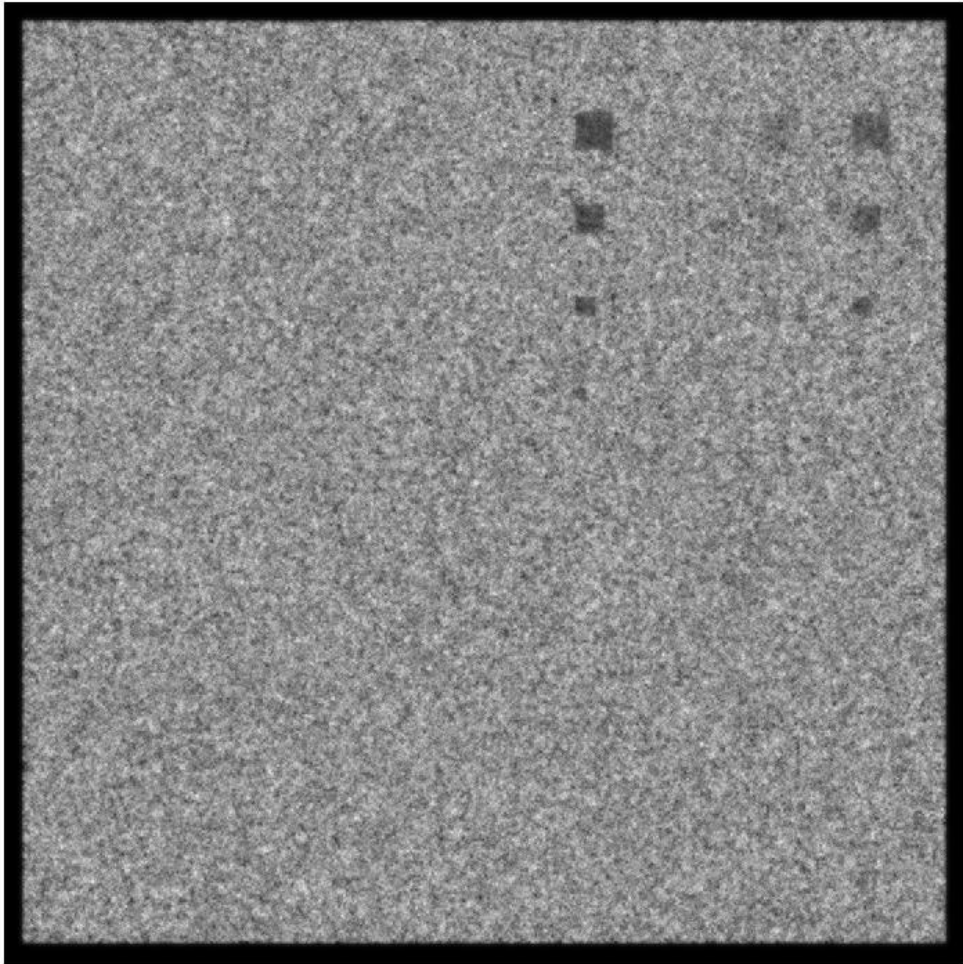
Ακτινοβολούμενα ομοιώματα για ροή ακτινοβολίας **30.000.000 φωτόνια/mm²** και ενέργεια **25keV** (βλ. Εικόνα 32, 33 & 34)



Εικόνα 32 - Εικόνα 25keV, 30.000.000 φωτόνια/mm², πάχος δομών 0.5cm

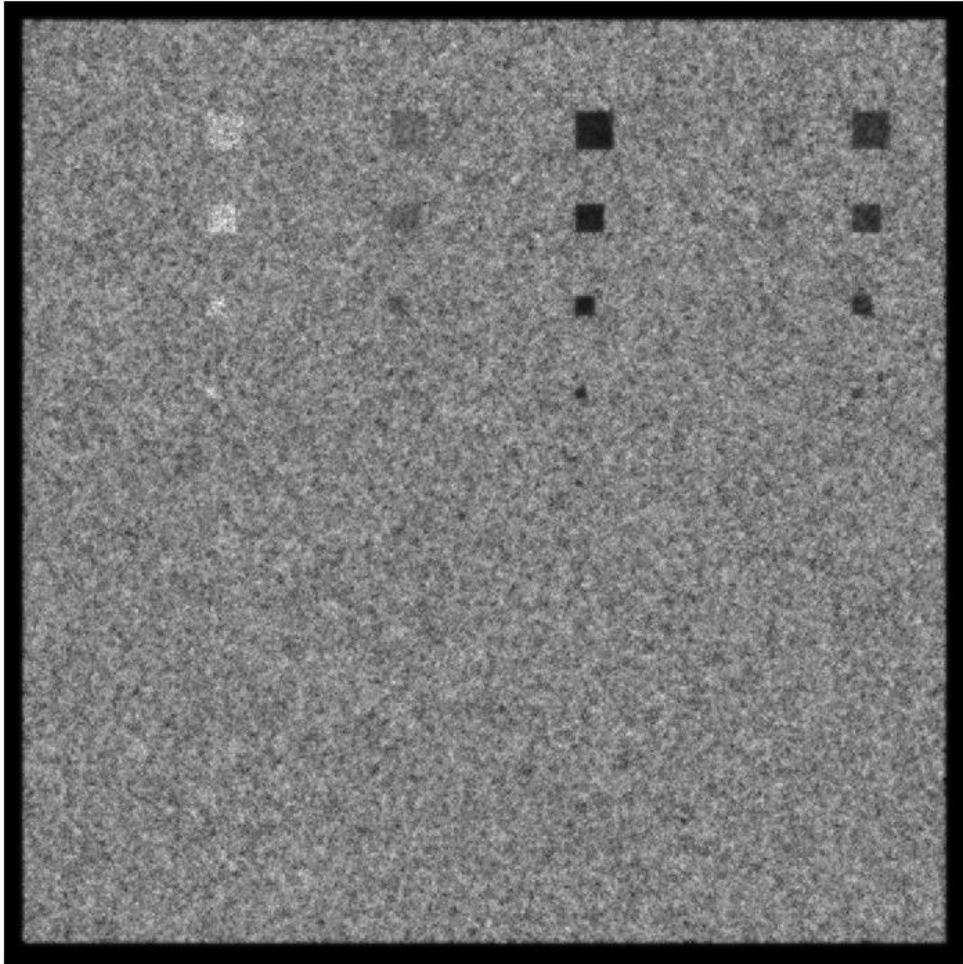


Εικόνα 33 - Εικόνα 25keV, 30.000.000/mm², πάχος δομών 0.2cm

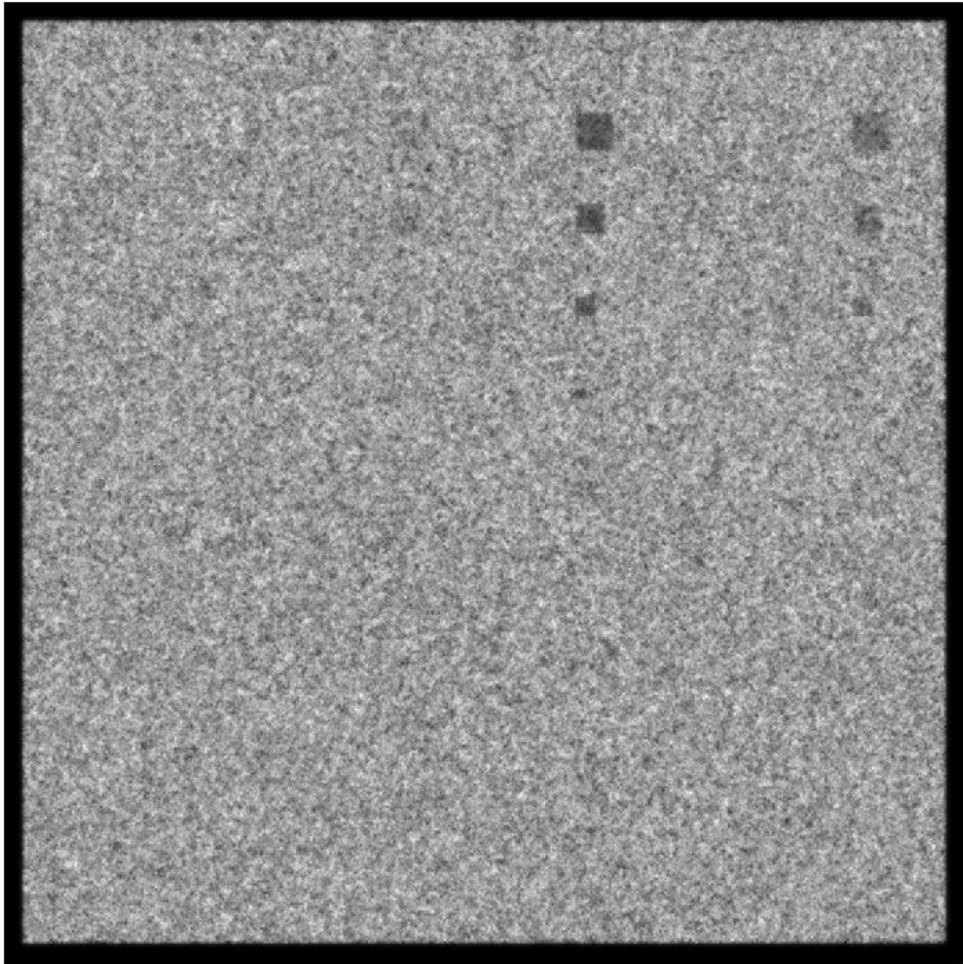


Εικόνα 34 - Εικόνα μαστού 25keV, 30.000.000/mm², πάχος δομών 0.1 cm

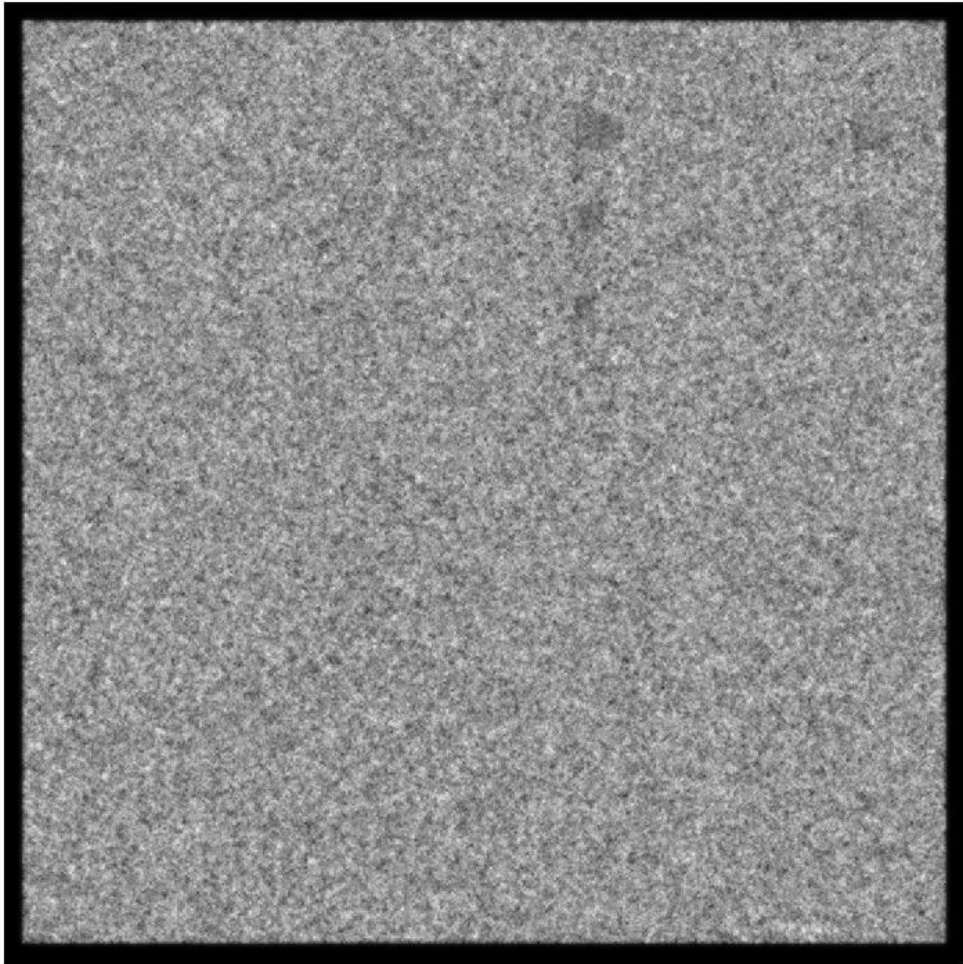
Ακτινοβολούμενα ομοιώματα για ροή ακτινοβολίας **50.000.000 φωτόνια/mm²** και ενέργεια **30keV**(βλ. Εικόνα 35, 36 & 37)



Εικόνα 35 - Εικόνα 30keV, 50.000.000/mm², πάχος δομών 0.5cm

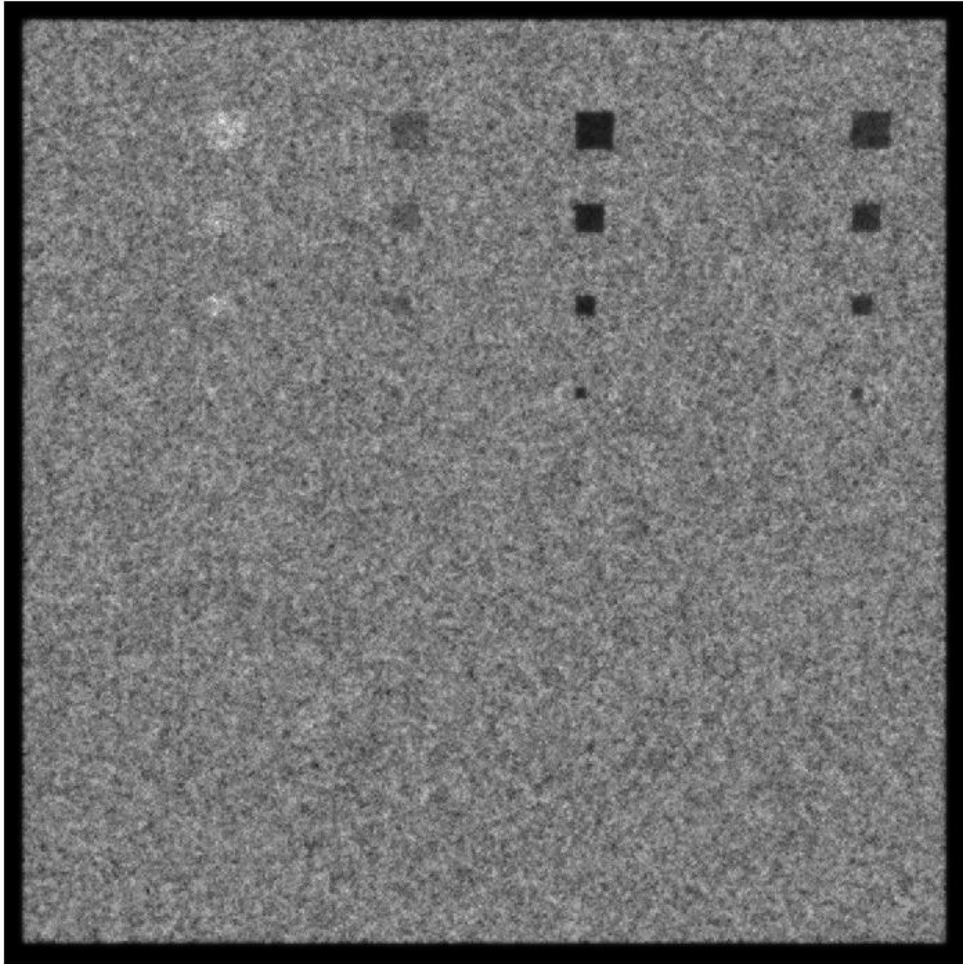


Εικόνα 36 - Εικόνα 30keV, 50.000.000/mm², πάχος δομών 0.2cm

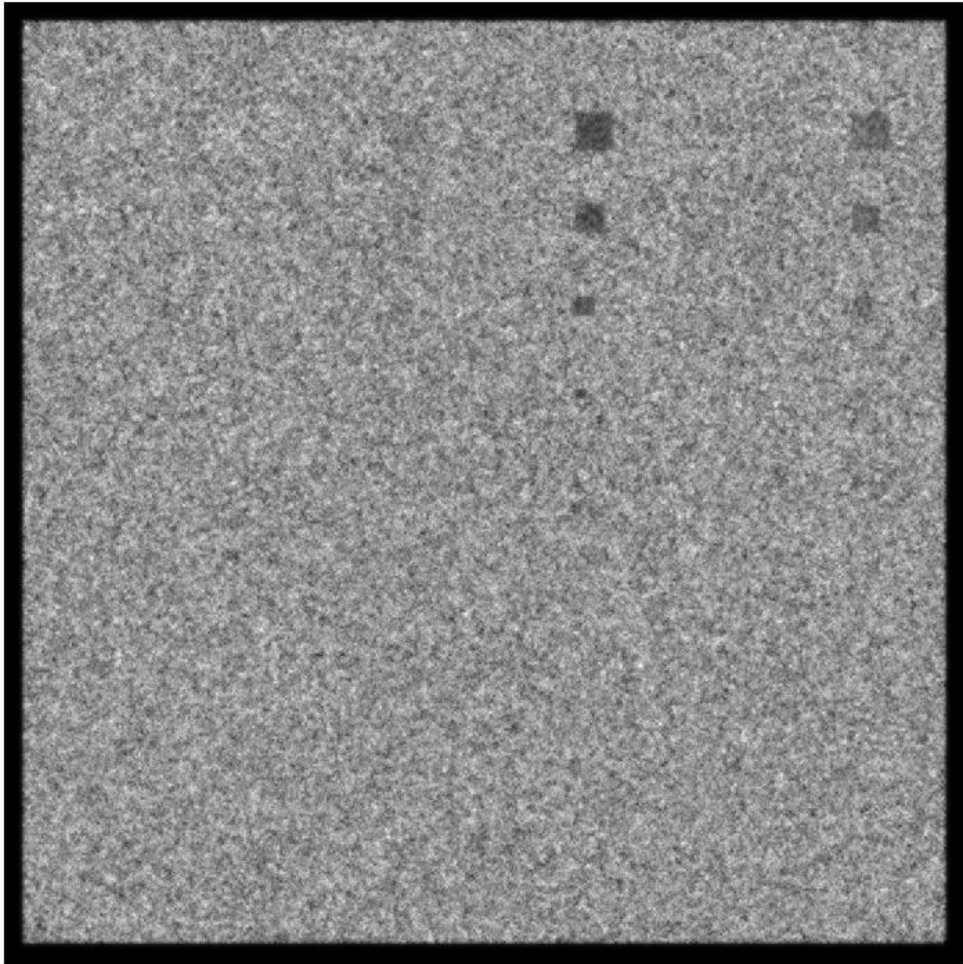


Εικόνα 37 - Εικόνα 30keV, 50.000.000/mm², πάχος δομών 0.1cm

Ακτινοβλούμενα ομοιώματα για ροή ακτινοβολίας **40.000.000** φωτόνια/mm² και ενέργεια **30keV** (βλ. Εικόνα 38, 39 & 40)



Εικόνα 38 - Εικόνα 30keV, 40.000.000/mm², πάχος δομών 0.5 cm

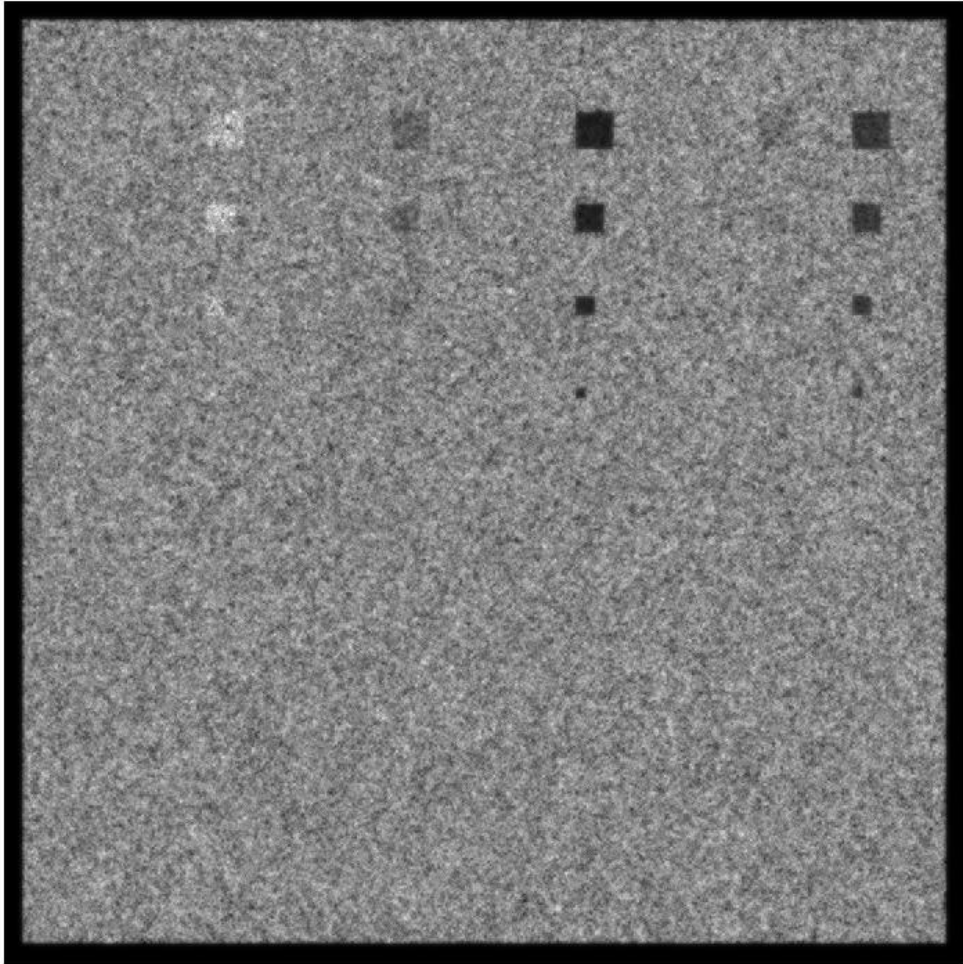


Εικόνα 39 - Εικόνα 30keV, 40.000.000/mm², πάχος δομών 0.2cm

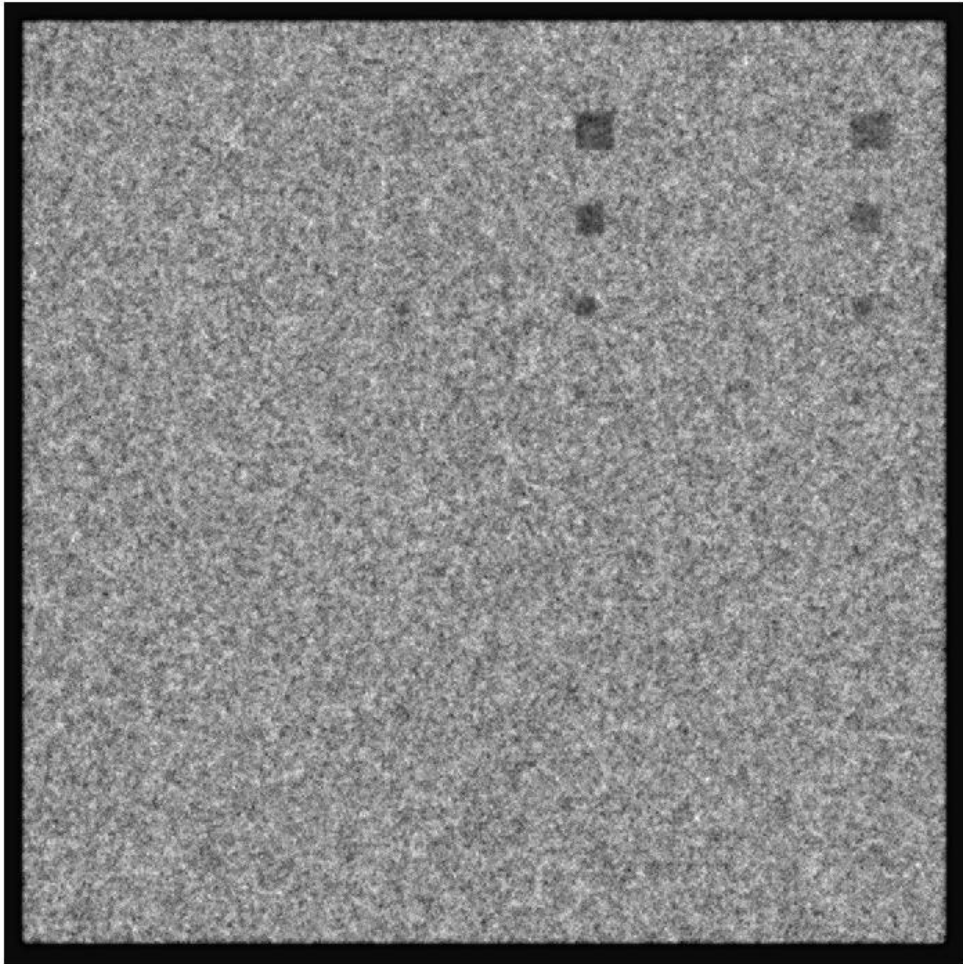


Εικόνα 40 - Εικόνα 30keV, 40.000.000/mm², πάχος δομών 0.1 cm

Ακτινοβλούμενα ομοιώματα για ροή ακτινοβολίας **30.000.000** φωτόνια/mm² και ενέργεια **30keV** (Βλ. Εικόνα 41, 42 & 43)



Εικόνα 41 - Εικόνα 30 keV, 30.000.000/mm², πάχος δομών 0.5cm



Εικόνα 42 - Εικόνα 30keV , 30.000.000/mm², πάχος δομών 0.2cm

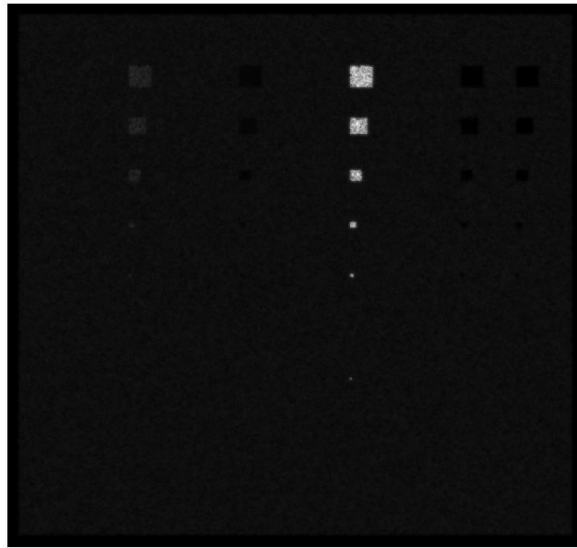


Εικόνα 43 - Εικόνα 30keV, 30.000.000/mm², πάχος δομών 0.1cm

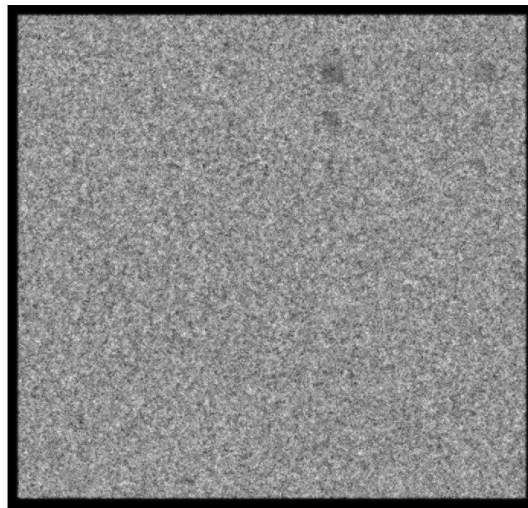
Πίνακας 2 - Δοσιμετρικά στοιχεία

Φωτονια/mm ²	Ενέργεια (keV)	Έκθεση(mR)	KERMA στον ανιχνευτή (μGy)
50000000	18	1,23 *10 ³	4,46*10 ⁻¹²
50000000	20	980,9	1,41 * 10 ⁻⁹
50000000	25	610,8	2,55 * 10 ⁻⁵
50000000	30	422,7	0,0018
40000000	18	986	3,57* 10 ⁻¹²
40000000	20	784,7	1,13 *10 ⁻⁹
40000000	25	488,6	2,04*10 ⁻⁵
40000000	30	388,18	0,0014
30000000	18	739	2,7*10 ⁻¹²
30000000	20	588,5	8,46*10 ⁻¹⁰
30000000	25	366,5	1,53*10 ⁻⁵
30000000	30	253,6	0,0011

Παρακάτω θα κάνουμε κάποιες παρατηρήσεις σχετικά με τα αποτελέσματα που πήραμε και θα συγκρίνουμε τις εικόνες, αναφορικά με την ανιχνευσιμότητα κάθε δομής



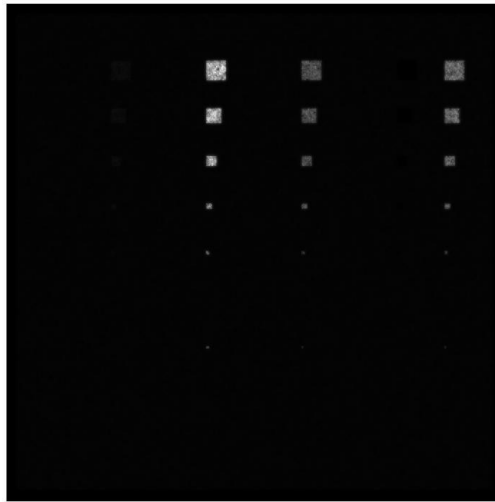
Εικόνα 44 - 20keV, 50.000.000/mm² πάχος δομής 0.5 cm,



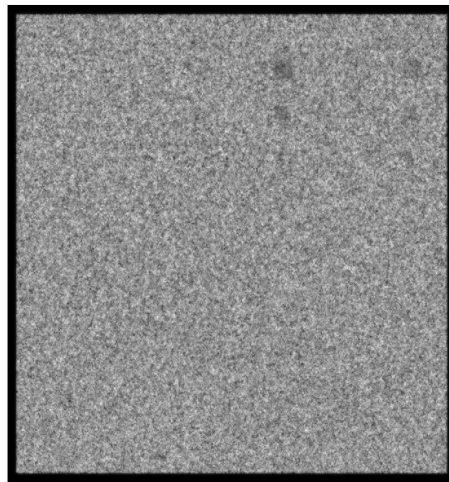
Εικόνα 45 - 30keV, 30.000.000/mm² πάχος δομής 0.1cm

Στις παραπάνω εικόνες συγκρίνουμε την πρώτη ομάδα δομών από αριστερά, που αντιστοιχεί στο λίπος. Στην μία εικόνα (44) παρατηρούνται σχεδόν όλες τις δομές ενώ στην εικόνα (45) δεν μπορούμε να διακρίνουμε σχεδόν καμία. Παρατηρούμε ότι στην εικόνα με τα 20keV και την μεγαλύτερη ένταση φωτονίων μπορούμε να διακρίνουμε υψηλότερη αντίθεση λιπώδους ιστού από ότι σε μια εικόνα με μεγαλύτερη ενέργεια και λιγότερη ένταση. Επίσης, παρατηρούμε ότι στην εικόνα (44) μπορούμε να διακρίνουμε και άλλες δομές όπως είναι το το

ca, ca-p, p και αίμα χωρίς θόρυβο αλλά συγκριτικά με τις εικόνες που συλλέξαμε και με αρκετά υψηλή αντίθεση εικόνας.

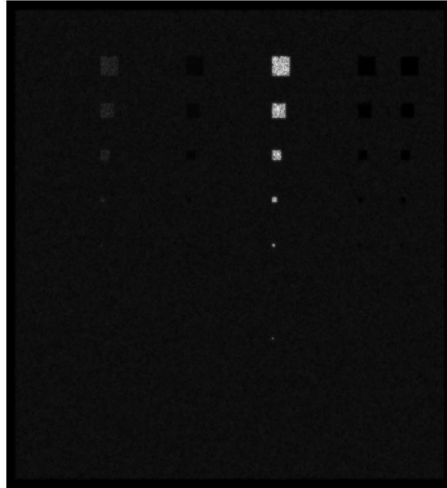


Εικόνα 46 - 18keV, 50.000.000/mm² πάχος 0.5cm



Εικόνα 47 - 30keV, 30.000.000/mm², πάχος 0.1cm

Στις παραπάνω εικόνες συγκρίνουμε την δεύτερη ομάδα δομών από αριστερά όπου έχουμε αίμα, στην εικόνα (46) βλέπουμε σχεδόν όλες τις διαστάσεις ενώ στην (47) εικόνα μπορούμε να διακρίνουμε ελάχιστες. Παρατηρούμε ότι στην εικόνα με την χαμηλότερη ενέργεια και μεγαλύτερη ένταση, έχουμε μία πού καλή εικόνα, λόγω της μεγαλύτερης αντίθεσης. Στην συγκεκριμένη εικόνα μπορούμε να διακρίνουμε σχεδόν όλες τις δομές της εικόνας αλλά κάποιες όπως το Ca και το Ca-P μπορούμε να τις διακρίνουμε αρκετά καλά και με ελάχιστο θόρυβο.

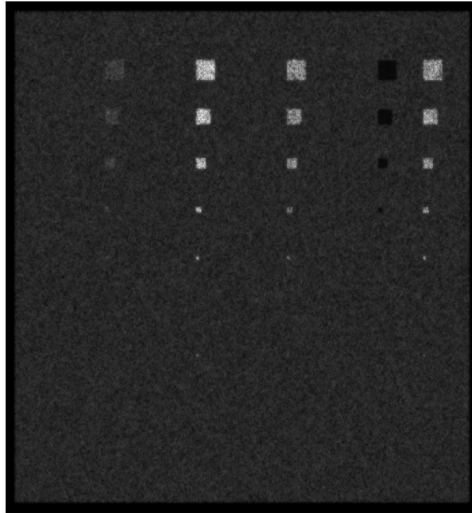


Εικόνα 48 - 20keV, 50.000.000/mm² , πάχος 0.5cm,



Εικόνα 49 - 30keV, 30.000.000/mm² , πάχος 0.1cm

Στις παραπάνω εικόνες συγκρίνουμε την τρίτη ομάδα δομών από αριστερά όπου έχουμε ασβέστιο Ca , στην εικόνα (48) διακρίνονται σχεδόν όλες οι δομές της ομάδας ενώ στην (49) μπορούμε να διακρίνουμε μόνο κάποιες από τις μεγαλύτερες δομές αλλά και αυτές με μεγάλη ασάφεια. Παρατηρούμε ότι στην εικόνα με χαμηλότερη ενέργεια και μεγαλύτερη ένταση , έχουμε μία πού καλή εικόνα. Μπορούμε να διακρίνουμε λεπτομερώς όλες τις επιμέρους δομές . Ενώ στην εικόνα (49) με ενέργεια 30 keV και την μικρότερη ροή φωτονίων δεν έχουμε σχεδόν καμία πληροφορία. Στην εικόνα (48) μπορούμε συνδιαστικά να πάρουμε και αρκετές πληροφορίες σχετικά με το λίπος του μαστού.

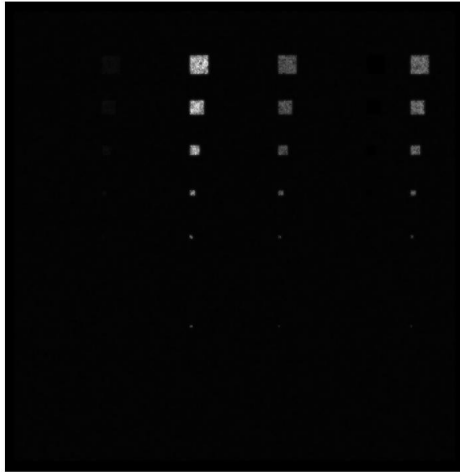


Εικόνα 50 - 18keV, 50.000.000/mm², πάχος 0.2cm

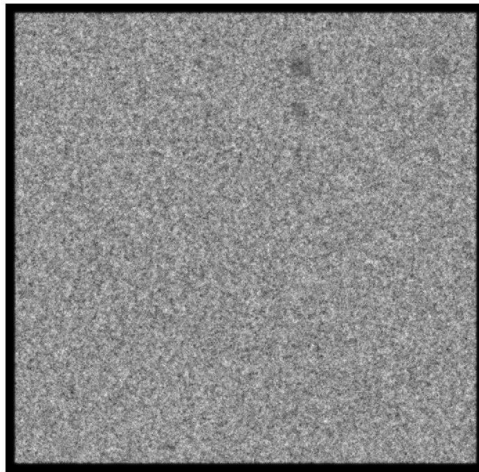


Εικόνα 51 - 30keV, 30.000.000/mm² πάχος 0.1cm

Στις παραπάνω εικόνες συγκρίνουμε την τέταρτη ομάδα δομών από αριστερά όπου έχουμε φώσφορο P. Στην εικόνα (50) διακρίνονται όλες οι δομές της ομάδας ενώ στη (51) καμία. Παρατηρούμε ότι στην εικόνα με τα 18 keV και την μεγαλύτερη ένταση φωτονίων μπορούμε να διακρίνουμε υψηλότερη αντίθεση ικανότητα από ότι σε μια εικόνα με μεγαλύτερη ενέργεια και λιγότερη ένταση. Το ίδιο ισχύει και με τις τελευταίες ομάδες (Ca, P, Ca-P) όπου στην εικόνα με τη μικρότερη ενέργεια οι δομές είναι πιο ευδιάκριτες.



Εικόνα 52 - 18keV , 50.000.000/mm² , πάχος 0.5cm



Εικόνα 53 - 30keV, 30.000.000/mm² , πάχος 0.1cm

Στις παραπάνω εικόνες συγκρίνουμε την πρώτη δομή από δεξιά όπου έχουμε ασβέστιο+φώσφορο, στην εικόνα (52) παρατηρούμε σχεδόν όλες τις δομές ενώ στην (53) διακρίνουμε αμυδρά οι μεγαλύτερες δομές της ομάδας. Επίσης σε αυτή την περίπτωση η εικόνα με τα 18 keV και την μεγαλύτερη ένταση ροής φωτονίων είναι περισσότερο ευδιάκριτη. Στις εικόνες που συγκρίνουμε παραπάνω έχουμε μία πολύ καλή εικόνα όπου μπορούμε να δούμε με μεγάλη πολύ καλά όλες τις δομές της εικόνας με αρκετά καλή αντίθεση. Από την εικόνα (53) τον 30keV βλέπουμε ότι με δυσκολία μπορούμε να ξεχωρίσουμε κάποιες δομές και αυτές στις μεγαλύτερες διαστάσεις όπως είναι Ca και Ca-P.

4. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Στην παρούσα έρευνα έγινε μελέτη εικόνων μαστογραφίας που δημιουργήθηκαν μέσω MATLAB, για να γίνει προσομοίωση σε πραγματικές συνθήκες. Οι εικόνες αυτές εξετάστηκαν με διαφορετικές ενέργειες, πάχη και ένταση φωτός στις υπάρχουσες δομές. Μέσα από αυτό το πείραμα βγάζουμε αρκετά συμπεράσματα αν λάβουμε υπόψη μας την ενέργεια, το πάχος και την ένταση της δέσμης της εκάστοτε δομής για σταθερό πάχος. Πιο συγκεκριμένα, παρατηρούμε ότι για μεγάλες ενέργειες τα αποτελέσματα που λαμβάνουμε δεν είναι μεγάλης ακρίβειας όσον αφορά τις δομές που λαμβάνουμε (λίπος ,αίμα ,Ca ,P Ca-P), ξέροντας ότι η εικόνα που μας δίνει την καλύτερη αντίθεση και συνάμα τον λιγότερο θόρυβο για σταθερή διακριτική ικανότητα είναι για ενέργεια 18keV και πάχος 0,2 cm και ένταση 50.000.000 φωτόνια/mm². Στις άλλες περιπτώσεις παρατηρείται χαμηλότερη ποιότητα εικόνας που επηρεάζει την διάγνωση.

Εν συνεχεία, παρατηρούμε ότι για κάποιες ενέργειες οι εικόνες που λαμβάνουμε δεν έχουν ιδιαίτερα εμφανείς αποκλίσεις μεταξύ τους, όπως για παράδειγμα οι εικόνες με ενέργεια 18 keV, 20 keV για 0,5 πάχος δομής και για τις δύο ενέργειες.

Συμπερασματικά, ανάλογα με τις δομές που θέλουμε να απεικονίσουμε πρέπει να χρησιμοποιήσουμε και διαφορετική ενέργεια και να γίνει σύγκριση μεταξύ τους και επιλογή της καλύτερης. Αυτό θα συμβάλλει σημαντικά στην εξέλιξη των μαστογραφιών.

Ωστόσο, όπως και σε κάθε έρευνα και πείραμα, υπάρχουν αρκετοί περιορισμοί. Στην παρούσα έρευνα έγινε χρήση μόνο 4 ενεργειών, 3 παχών και 3 διαφορετικών εντάσεων φωτός, γεγονός που καθιστά τα αποτελέσματα αρκετά περιοριστικά λόγω του επιπέδου σπουδών και των διαθέσιμων πόρων και ερευνητικών εργαλείων. Θα μπορούσε λοιπόν να γίνει μελλοντική παρόμοια έρευνα η οποία θα μελετά ένα μεγαλύτερο φάσμα αυτών των παραγόντων έτσι ώστε τα αποτελέσματα να είναι πιο ακριβή και γενικεύσιμα.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

ATAM P. DHAWAN Medical Image Analysis, 2nd edition, IEEE Press 445 Hoes Lane Piscataway, NJ 08854, A John Wiley & Sons, Inc., Publication ISBN 978-0-470-622056 Printed in Singapore, 2011

Bigas M., Cabruja E., Forest J. and Salvi J. (2006), "Review of CMOS image sensors" Microelectronics Journal, Vol. 37, pp. 433-451.

Blausen.com staff (2014). "Medical gallery of Blausen Medical 2014" WikiJournal of Medicine 1 (2). DOI:10.15347/wjm/2014.010. ISSN 2002-4436. - Own work, CC BY 3.0, <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=30462648>

Brian Nett, P., 2022. X- Ray Resolution (PSF, MTF, NPS, DQE) For Radiologic Technologists • How Radiology Works. [online] How Radiology Works. Available at: <<https://howradiologyworks.com/x-ray-resolution/>> [Accessed 22 June 2022].

Convert-me, [online], <https://www.convert-me.com/en/convert/radiation/rmroentgen/rmroentgen-to-rmgray.html> (last accessed July 2022)

ΕΕΑΕ Κατευθυντήριες Οδηγίες για τα πρωτόκολλα ελέγχων ποιότητας μαστογραφικών συστημάτων (2019) [online] Available at: <<https://eeae.gr/files/KO/KA-EEAE-KO-112019-03.pdf>> [Accessed 22 June 2022].

Elbakri I.A., McInosh B.J. and Rickey D.W. (2009), "Physical characterization and performance comparison of active-and passive-pixel CMOS detectors for mammography", Vol. 54, pp. 1743-1755.

Graeve, T., & Weckler, G. P. Large Area Digital X-ray Specific Imagers, Rad-Icon Imaging Corp. http://www.rad-icon.de/Radicon_AN02.pdf (last accessed July 2022)

IAEA, Diagnostic Radiology Physics, A Handbook for Teachers and Students STI/PUB/1564 978-92-0-131010-1, IAEA Publications 2014 <https://www.iaea.org/publications/8841/diagnostic-radiology-physics>

Kalyvas N, Michail C., Fountos G, Seferis I, Valais I, et al "Modeling a CMOS based indirect imaging detector. Effect of bit depth and detector software" page 23 in the Proceedings of the SCinTE 2015 international conference Athens, Greece / November 5-7, 2015: ISBN: 978-960-98739-8-7 Volume 3: ISBN: 978-618-5208-03-5 (<http://www.scinte.gr/proceedings.php>).

Καλύβας Ν, σημειώσεις μαθήματος «Επιστήμη Δημιουργίας Εικόνας», Τμήμα Μηχανικών Βιοιατρικής, 2021.

Κανδαράκης Ι. Ακτινοδιαγνωστική, Εκδόσεις Αράκυνθος 1/2007, ISBN: 9789608976818

Karellas A. and Vedantham S. (2008), "Breast cancer imaging: A perspective for the next decade", Med. Phys. Vol. 35, pp. 4878-5897

Κεκκάτος, Δ. Μ. (2014). Διερεύνηση της επίδρασης της γεωμετρίας δέσμης, κατά τον πειραματικό προσδιορισμό του ολικού γραμμικού συντελεστή εξασθένησης μ φωτονίων πολύ χαμηλών ενεργειών (Bachelor's thesis).

Koukou V, Martini N, Fountos G, Michail C, et al "Dual energy subtraction method for breast calcification imaging" Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, 848, 31-38, 2017.

Κωσταρίδου, Ε., Παναγιωτάκης Γ. Ιατρική Απεικόνιση με Ακτίνες Χ: Προβολική απεικόνιση, υπολογιστική τομογραφία και ποιότητα ιατρικής εικόνας, σημειώσεις μαθήματος (2011) [online] Eclass.upatras.gr. Available at: <<https://eclass.upatras.gr/modules/document/file.php/PHY1916/%CE%99%CE%B1%CF%84%CF%81%CE%B9%CE%BA%CE%AE%20%CE%B1%CF%80%CE%B5%CE%B9%CE%BA%CF%8C%CE%BD%CE%B9%CF%83%CE%B7%20%CE%BC%CE%B5%20%CE%B1%CE%BA%CF%84%CE%AF%CE%BD%CE%B5%CF%82%20%CE%A7.pdf>> [Accessed 16 November 2021].

Liaparinos P., Kalyvas N., Kandarakis I., Cavouras D. "Analysis of the imaging performance in indirect digital mammography detectors by linear systems and signal detection models" Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 697, 87-98, 2013.

Michail C., Spyropoulou V., Kalyvas N., Valais I., Dimitropoulos N., Fountos G., Kandarakis I and Panayiotakis G.: “The influence of software filtering in digital mammography image quality” JINST P05018, May 2009

Michail C.M., Spyropoulou V.A., Fountos G.P., Kalyvas N.I., Valais I.G., Kandarakis I.S. and Panayiotakis G.S.: (2011) “Experimental and Theoretical Evaluation of a High Resolution CMOS Based Detector under X-ray Imaging Conditions” IEEE Transactions on Nuclear Science 58(1), 314-322.

Michail C, Valais I, Martini N, Koukou V, Kalyvas N, Bakas A, Kandarakis I, Fountos G: (2016) “Determination of the detective quantum efficiency (DQE) of CMOS/CsI imaging detectors following the novel IEC 62220-1-1:2015 International Standard” Radiation Measurements 94, 8-17.

Nowotny R. XMuDat: Photon Attenuation Data on PC (IAEA-NDS-195), International Atomic Energy Agency, Vienna, Austria, 1998. <https://www-nds.iaea.org/publications/iaea-nds/iaea-nds-0195.htm>.

Seferis I.E., Michail C.M., Valais I.G., Fountos G.P. Kalyvas N.I., Stromatia F., Oikonomou G., Kandarakis I.S. and Panayiotakis G.S.: (2013) “On the response of europium doped phosphor-coated CMOS digital imaging detector”, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 729, 307-315.

Spahn M. (2005), “Flat detectors and their clinical applications”, Eur. Radiol., Vol. 15, pp. 1934-1947.

SPIE Handbook of Medical Imaging, Volume1, Physics and Psychophysics, Jacob Beutel, Harold L. Kundel, Richard L. Van Meter editors. A publication of SPIE the International Society for optical Engineering Bellingham Washington, USA, copyright 2000.

Spyropoulou V., Kalyvas N., Gaitanis A., Michail C., Panayiotakis G. and Kandarakis I. “Modeling the imaging performance and low contrast detectability in digital mammography” JINST P06004, June 2009.

Φοινίτσης, Σ. (2002). Η συμβολή της μαγνητικής τομογραφίας στη διερεύνηση των παθήσεων του μαστού (Doctoral dissertation, Αριστοτέλειο Πανεπιστήμιο Θεσσαλονίκης (ΑΠΘ). Σχολή Επιστημών Υγείας. Τμήμα Ιατρικής. Τομέας Ακτινολογίας Ιατρικής Φυσικής και Πληροφορικής. Εργαστήριο