



ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΙΑΤΡΙΚΗΣ

Μεταπτυχιακή Διπλωματική Εργασία

«Μέθοδοι διασφάλισης ποιότητας απεικονιστικών τεχνικών Ψηφιακής Μαστογραφίας»

«Quality assurance methods for Digital Mammography imaging techniques»

υπό

ΑΒΡΑΜΙΔΗ ΑΝΤΕΣΤΗ

Υπεβλήθη για την εκπλήρωση μέρους των

απαιτήσεων για την απόκτηση του

Διπλώματος Μεταπτυχιακών Σπουδών

«Φυσικές Αρχές Βιοϊατρικής Απεικόνισης και Ακτινοπροστασία»

Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

Βάσιου Αικατερίνη, Καθηγήτρια ΠΘ

Βλυχού Μαριάννα, Καθηγήτρια ΠΘ

Τσούγκος Ιωάννης, Καθηγητής ΠΘ

Λάρισα, 2023

Περιεχόμενα

Περίληψη.....	8
Abstract	9
1. Εισαγωγή.....	10
1.1 Ο μαστός: ανατομία, λειτουργία, και ανάπτυξη.....	10
1.2 Αλλοιώσεις του μαστού.....	11
1.3 Συμπτώματα	12
2. Μαστογραφική απεικόνιση	14
2.1 Εισαγωγή στην μαστογραφία	14
2.2 Διάταξη Μαστογράφου	15
2.2.1 Λυχνία ακτίνων Χ.....	17
2.2.1.1 Άνοδος.....	19
2.2.1.2 Κάθοδος.....	20
2.3 Φίλτρο	20
2.4 Συμπίεση και πάχος μαστού	22
2.5 Αντιδιαχτυτικό διάφραγμα (Grid).....	22
2.6 Αυτόματος έλεγχος έκθεσης (AEC)	24
2.7 Ψηφιακός ανιχνευτής (Detector)	25
2.8 Σταθμός Χειρισμού	26
2.9 Τομοσύνθεση.....	26
2.9.1 Κίνηση λυχνίας.....	27
2.9.2 Γωνίες λήψης και αριθμός προβολών	28
3 Μεθοδολογία	30
3.1 Εισαγωγή.....	30
3.2 Παράμετροι μετρήσεων	31
3.2.1 Μαστογράφος Συλλογής δεδομένων.....	31
3.2.2 Όργανα ελέγχου	32
3.3 Έλεγχος ποιότητάς δέσμης.....	34
3.4 Ποιότητα απεικόνισης.....	35
3.5 Έλεγχος Θορύβου.....	37
3.6 Δοσιμετρία.....	38
3.7 Γεωμετρία ανιχνευτή.....	39
3.8 Ομοιογένεια ανιχνευτή.....	39

3.9 Λειτουργική απόκριση ανιχνευτή και έλεγχος ψευδοεικόνας.....	40
3.10 Έλεγχος πάχους και συμπίεσης του μαστού.....	41
4. Αποτελέσματα ποιοτικού ελέγχου.....	43
4.1 Εισαγωγή.....	43
4.2 Αποτελέσματα	43
5. Συμπεράσματα-Συζήτηση	59
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	62

Κατάλογος εικόνων

Εικόνα 1: Διάταξη Μαστογράφου.

Εικόνα 2: Διάταξη Λυχνίας ακτίνων Χ.

Εικόνα 3: Αντιδιαχυτικό διάφραγμα.

Εικόνα 4: Γωνίες λήψης κατά την Τομοσυνθεσή.

Εικόνα 5: Διάταξη ομοιώματος μαστογραφίας της εταιρείας Gammex.

Εικόνα 6: Τοποθέτηση ACR Phantom πάνω στον ανιχνευτή.

Εικόνα 7: Ακρυλικό Ομοίωμα PMMA.

Εικόνα 8: Δυναμόμετρο μαστογραφίας Gammex model 163.

Εικόνα 9: Ομοίωμα ACR.

Εικόνα 10: Resolution Test Pattern.

Εικόνα 11: Λήψη με την χρήση στόχων στα όρια του ανιχνευτή.

Εικόνα 12: Πέντε σημεία λαμβανόμενου ROI.

Εικόνα 13: Λήψη ψευδοεικόνας.

Κατάλογος πινάκων

Πίνακας 1: Χαρακτηριστικά μαστογράφου Hologic Selenia Dimensions.

Πίνακας 2: Ακρίβεια kVp για συνδυασμό W/Rh.

Πίνακας 3: Ακρίβεια kVp για συνδυασμό W/Ag.

Πίνακας 4: Επαναληψιμότητα kVp για συνδυασμό W/Rh.

Πίνακας 5: Επαναληψιμότητα kVp για συνδυασμό W/Ag.

Πίνακας 6 : Μετρούμενες τιμές δόσης για αυξανόμενα πάχη φίλτρου (mm Al) επιλέγοντας συνδυασμό W/Rh.

Πίνακας 7: Μετρούμενες τιμές δόσης για αυξανόμενα πάχη φίλτρου (mm Al) επιλέγοντας συνδυασμό W/Ag.

Πίνακας 8: Μετρικά δεδομένα SNR σε διάφορα πάχη ομοιώματος.

Πίνακας 9: Τιμές SD για διαφορετικές τιμές mAs.

Πίνακας 10: Τιμές MPV για μεταβαλλόμενες τιμές mAs και σταθερές KVp.

Πίνακας 11: Πραγματικές και αναγραφόμενες τιμές πάχους μαστού.

Πίνακας 12: Πραγματικές και αναγραφόμενες τιμές συμπίεσης μαστού.

Κατάλογος γραφημάτων

Γράφημα 1: Συντελεστής εξασθένησης της ακτινοβολούμενης ενέργειας όταν διαπερνά τα διαφορετικά στοιχεία του μαστού.

Γράφημα 2: % Διερχόμενη ακτινοβολία συναρτήσει πάχους φίλτρου (mm Al) επιλέγοντας συνδυασμό W/Rh.

Γράφημα 3: % Διερχόμενη ακτινοβολία συναρτήσει πάχους φίλτρου (mm Al) επιλέγοντας συνδυασμό W/Ag.

Γράφημα 4: Γραφική παράσταση mAs προς SD^2 .

Ευχαριστίες

Με την ολοκλήρωση της μεταπτυχιακής μου εργασίας θα ήθελα να ευχαριστήσω ορισμένους ανθρώπους. Αρχικά, θέλω να ευχαριστήσω τους επιβλέποντες μου, Βάσιου Αικατερίνη, Βλυχού Μαριάννα και Τσούγκο Ιωάννη για τις γνώσεις που μου προσέφεραν κατά την διάρκεια των μαθημάτων του μεταπτυχιακού προγράμματος καθώς και για την καθοδήγηση κατά την διάρκεια της εκπόνησης της εργασίας. Σημαντική ήταν η συμβολή της καθηγήτριας κα. Μακρίδου Άννα στην επιλογή αυτού του μεταπτυχιακού προγράμματος και στην καθοδήγηση κατά την διάρκεια του. Ευχαριστώ θερμά την εταιρία Παπαποστόλου, όπου εργάζομαι, για την υλική και ηθική υποστήριξη που μου παρείχαν, δίνοντας μου την ευκαιρία να εξελίξω τις γνώσεις μου πάνω στο αντικείμενο των απεικονιστικών συστημάτων. Ιδιαίτερα, θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένεια Παπαποστόλου η οποία μου προσέφερε την οικονομική στήριξη για την συμμετοχή και ολοκλήρωση του μεταπτυχιακού προγράμματος σπουδών Βιοϊατρικής Απεικόνισης και Ακτινοπροστασίας. Ευχαριστώ επίσης τον κ. Αθανάσιο Γαλάνη, προϊστάμενο του απεικονιστικού τμήματος της εταιρίας Παπαποστόλου, για την καθοδήγηση και το ενδιαφέρον που έδειξε για την συνέχεια των σπουδών μου παράλληλα με τις απαιτήσεις της εργασίας μου. Θέλω να ευχαριστήσω ακόμα τους συναδέλφους μου Κώνστα Δημήτριο και Δημάδη Αλέξανδρο για την εμπειρία και τις γνώσεις που απέκτησα δουλεύοντας μαζί τους καθημερινά. Τέλος, θέλω να ευχαριστήσω την οικογένεια μου για την πολύπλευρη στήριξη που μου παρέχουν προκειμένου να εκπληρώσω τους στόχους.

Περίληψη

Αντικείμενο μελέτης της παρούσας μεταπτυχιακής εργασίας αποτελούν οι μέθοδοι διασφάλισης ποιότητας απεικονιστικών τεχνικών στην Ψηφιακή Μαστογραφία. Στην εισαγωγή παρατίθενται πληροφορίες αναφορικά με την ανατομία, την λειτουργία και την ανάπτυξη του μαστού, του οργάνου που εξετάζεται κατά την Ψηφιακή Μαστογραφία. Αναφέρονται, επίσης, οι βασικές αλλοιώσεις του μαστού που αναμένεται να εντοπιστούν μέσω της μαστογραφικής απεικονιστικής εξέτασης, καθώς και τα συμπτώματα που παρατηρούνται. Κατόπιν, αναλύονται οι βασικές αρχές λειτουργίας του μηχανήματος ψηφιακής μαστογραφίας και τα επιμέρους στοιχεία που απαρτίζουν ένα σύστημα μαστογραφικής απεικόνισης. Προκειμένου να επιβεβαιωθεί η ορθή λειτουργία ενός συστήματος Ψηφιακής Μαστογραφίας, πραγματοποιήθηκε μια σειρά ελέγχων σε έναν μαστογράφο Selenia Dimensions της κατασκευάστριας εταιρίας Hologic. Η διεξαγωγή των ελέγχων βασίστηκε στις κατευθυντήριες οδηγίες της Ελληνικής Επιτροπής Ατομικής Ενέργειας και διενεργήθηκαν με την χρήση εξειδικευμένων και πιστοποιημένων οργάνων μέτρησης. Ο έλεγχος επικεντρώθηκε τόσο στην ποιότητα απεικόνισης των λήψεων του μαστογράφου όσο και στη λειτουργική απόδοση του μηχανικού συνόλου του συστήματος του μαστογράφου. Τα αποτελέσματα όλης της σειράς δοκιμών που πραγματοποιήθηκαν επιβεβαίωσαν την ύπαρξη υψηλής ποιότητας λαμβανόμενης εικόνας του μαστογράφου παράλληλα με την επίτευξη της χαμηλότερης δυνατής δόσης ακτινοβολίας του ασθενή κατά την διάρκεια της εξέτασης.

Λέξεις κλειδιά: Μαστός, ποιοτικός έλεγχος, μαστογράφος, ακτινοβολία

Abstract

The subject of this postgraduate thesis is the quality assurance methods of imaging techniques in digital mammography. The introduction provides information about the anatomy, function, and development of the breast, the organ that is examined during digital mammography. The basic distortions of the breast that are expected to be detected through mammographic imaging examination, as well as the symptoms observed, are also mentioned. Subsequently, the basic principles of operation of the digital mammography machine and the individual components that make up a mammographic imaging system are analyzed. In order to confirm the proper functioning of a Digital Mammography System, a series of tests were carried out on a Selenia Dimensions mammography machine from the manufacturer Hologic. The tests were based on the guidelines of the Greek Atomic Energy Commission and were carried out using specialized and certified measuring instruments. The test focused on both the quality of the mammography images and the functional performance of the mechanical system of the mammography machine. The results of all the tests performed confirmed the existence of high-quality images of the breast being captured by the mammography machine in parallel with the lowest possible radiation dose for the patient during the examination.

Key words: breast, quality control, mammograph, radiation

1. Εισαγωγή

1.1 Ο μαστός: ανατομία, λειτουργία, και ανάπτυξη.

Παρόλο που η ανατομία και η φυσιολογία του μαστού, δεν αφορά άμεσα την παρούσα εργασία, θεωρήθηκε απαραίτητη η αναφορά ορισμένων στοιχειωδών πληροφοριών, δεδομένου ότι οι μέθοδοι ελέγχου των μαστογραφικών συστημάτων στοχεύουν στην διασφάλιση της ορθής λειτουργία τους, η οποία με τη σειρά της, αποτελεί απαραίτητη προϋπόθεση για την σωστή αξιολόγηση της κατάστασης του εν λόγω οργάνου. Η μαστογραφία είναι το βασικότερο μέτρο πρόληψης του καρκίνου του μαστού.

Ο γυναικείος μαστός είναι ένα όργανο με εξειδικευμένη λειτουργία, την παραγωγή γάλακτος για τον θηλασμό, η οποία αντανakλάται στη μορφολογία του. Ο ανδρικός μαστός παρουσιάζει παρόμοια δομή, χωρίς όμως να έχει γαλακτικούς πόρους, καθώς η φυσιολογική λειτουργία του δεν προβλέπει την παραγωγή γάλακτος. Ανατομικά, ο γυναικείος μαστός τοποθετείται στον εμπρόσθιο τμήμα του θώρακα, μεταξύ της πρόσθιας μασχαλιαίας γραμμής και του έξω στερνικού χείλους και εκτείνεται από την 2^η έως την 7^η πλευρά. Πρόκειται για ένα σύνθετο όργανο, που αποτελείται από επιμέρους δομικά στοιχεία. Το εξωτερικό τμήμα του μαστού περιλαμβάνει την θηλή, τη θηλιαία άλω και τον μαστικό (ή μαζικό αδένα). Ο μαστικός αδένας κατατάσσεται στους σωληνοκυψελοειδείς αδένες και αποτελείται από εκκριτικά σωληνάρια και κυψέλες, από εκφορητικούς πόρους και από συνδετικό ιστό. Οι ενδολόβιοι εκφορητικοί πόροι συγκεντρώνουν το έκκριμα (γάλα) των αδενωσωλήνων και των αδενοκυψελών των οποίων αποτελούν συνέχεια. Πολλοί ενδολόβιοι εκφορητικοί πόροι σχηματίζουν έναν μεσολόβιο εκφορητικό πόρο, και πολλοί μεσολόβιοι εκφορητικοί πόροι ενώνονται σε μεγαλύτερους γαλακτοφόρους πόρους (Λυκάκη, 2009; Bistoni and Farhadi, 2015).

Η διαμόρφωση του μαστού ξεκινάει από τις μαστικές ακρολοφίες, οι οποίες εμφανίζονται στο έμβρυο κατά την 5^η εβδομάδα της κύησης. Ο μαστός σχηματίζεται καθ' όλη τη διάρκεια της νηπιακής ηλικίας και εφηβικής ηλικίας, πριν την εμφάνιση του ορμονικού περιόδου κύκλου. Η ανάπτυξη του μαστού μπορεί να διαρκέσει έως και τη 3^η δεκαετία

της ζωής ενώ η τέλεια ωρίμανση του επιτυγχάνεται με την γαλουχία (Λυκάκη, 2009; Bistoni and Farhadi, 2015).

1.2 Αλλοιώσεις του μαστού

Οι αλλοιώσεις του μαστού διαχωρίζονται σε καλοήθειες και κακοήθειες (καρκινικές). Οι περισσότερες είναι καλοήθειες, για μερικές όμως υπάρχουν πιθανότητες να εξαλλαγούν σε καρκινικές. Υπάρχουν συστήματα που κατηγοριοποιούν τις καλοήθειες ανάλογα με τις πιθανότητες να εξαλλαγούν σε καρκινικές (Αργυρίου, Παπαδόπουλος and Ταρλατζής, 2009; Ξυνού, 2012).

Το ινοαδενώμα, η ινοκυστική νόσος, η αδένωση, το ενδοπορικό θήλωμα, οι κύστεις, του μαστού, η μαστίτιδα, η λιπονέκρωση είναι καλοήθειες καταστάσεις με μικρές πιθανότητες μελλοντικής εξαλλαγής (Αργυρίου, Παπαδόπουλος and Ταρλατζής, 2009; Ξυνού, 2012).

Ο καρκίνος του μαστού είναι ένας από τους πιο συνηθισμένους τύπους καρκίνου στις γυναίκες αλλά μπορεί επίσης να εμφανιστεί στους άνδρες, αν και είναι οι πιθανότητες είναι λιγότερες. Μέχρι σήμερα, πληθώρα κλινικών μελετών έχει δείξει ότι η συχνότητα εμφάνισης του καρκίνου του μαστού στις γυναίκες αυξάνεται με αναλογικά με την ηλικία. Τα περιστατικά που αφορούν γυναίκες ηλικίας 20-30 ετών είναι σπανιότερα συγκριτικά με γυναίκες ηλικίας άνω των 60 ετών. Επίσης σημαντικός θεωρείται ο κληρονομικός παράγοντας. Μεγάλος αριθμός ασθενών έχουν έναν ή περισσότερους συγγενείς πρώτου βαθμού με την ίδια πάθηση (Αργυρίου, Παπαδόπουλος and Ταρλατζής, 2009; Λυκάκη, 2009; Μπουράκη, 2012).

Ο καρκίνος του μαστού ανήκει σε μία ιδιαιτέρως ετερογενή ομάδα παθολογικών καταστάσεων. Ταξινομείται σε δύο γενικές κατηγορίες: τα αδеноκαρκινώματα, καθορισμένης ιστογενετικής προέλευσης και τα καρκινώματα ακαθόριστης ιστογενετικής προέλευσης. Οι δύο αυτές κατηγορίες υποδιαιρούνται ανάλογα με τα χαρακτηριστικά τους. Ο συχνότερα εμφανιζόμενος τύπος είναι τα αδеноκαρκινώματα καθορισμένης ιστογενετικής προέλευσης, τα οποία υποδιαιρούνται περαιτέρω σε πορογενή μη διηθητικά, πορογενή διηθητικά και λοβιακά (Αργυρίου, Παπαδόπουλος and Ταρλατζής, 2009; Λυκάκη, 2009; Μπουράκη, 2012).

Τα *in situ* καρκινώματα (λοβιακό και πορογενές) είναι οι πρώιμες μορφές του καρκίνου του μαστού, πριν ακόμη περάσουν το όριο του ιστού από τον οποίο δημιουργήθηκαν. Συνήθως γίνονται αντιληπτά κατά τη διάρκεια μιας προληπτικής (απεικονιστικής) εξέτασης, εφόσον δεν δίνουν κανένα σύμπτωμα. Εάν όμως δεν διαγνωστούν και δεν θεραπευτούν εγκαίρως θα εξελιχθούν σε καρκίνους των επόμενων σταδίων (Αργυρίου, Παπαδόπουλος and Ταρλατζής, 2009; Λυκάκη, 2009; Μπουράκη, 2012).

Το Επεμβατικό Καρκίνωμα του Πόρου (IDC) είναι ο πιο κοινός τύπος καρκίνου του μαστού, αντιπροσωπεύοντας περίπου το 80% όλων των περιπτώσεων. Μπορεί να εμφανιστεί με διάφορες μορφές, και με αργή ή επιθετική ανάπτυξη. Τα συμπτώματα μπορεί να περιλαμβάνουν εξόγκωμα του μαστού ή αύξηση της πυκνότητας, αλλαγές στο δέρμα (όπως ερυθρότητα ή αλλοιώσεις), και αποκόλληση της θηλής (Αργυρίου, Παπαδόπουλος and Ταρλατζής, 2009; Λυκάκη, 2009; Μπουράκη, 2012).

Το Επεμβατικό Λοβιακό Καρκίνωμα (ILC) αντιπροσωπεύει περίπου το 10-15% των περιπτώσεων καρκίνου του μαστού. Σε αντίθεση με το Επεμβατικό Καρκίνωμα του Πόρου δεν προκαλεί οποιαδήποτε εμφανή συμπτώματα ή φυσικές αλλαγές στο μαστό (Αργυρίου, Παπαδόπουλος and Ταρλατζής, 2009; Λυκάκη, 2009; Μπουράκη, 2012).

Ο Φυλλοειδής Όγκος είναι ένας σπάνιος τύπος, που αναπτύσσεται στο συνδετικό ιστό του μαστού. Μπορεί να εμφανιστεί σε οποιαδήποτε ηλικία, αλλά πιο συχνά στα 40 με 50. Μπορεί να ταξινομηθεί ως καλοήθης ή κακοήθης (Αργυρίου, Παπαδόπουλος and Ταρλατζής, 2009; Λυκάκη, 2009; Μπουράκη, 2012).

1.3 Συμπτώματα

Τα συμπτώματα του καρκίνου του μαστού μπορεί να διαφέρουν ανάλογα με τον τύπο και το στάδιο του καρκίνου. Ωστόσο, μερικά κοινά συμπτώματα του καρκίνου του μαστού είναι (Λυκάκη, 2009; Μπουράκη, 2012):

- Εξόγκωμα ή πάχυνση στην περιοχή του μαστού ή της μασχάλης
- Οίδημα, θερμότητα, ερυθρότητα ή σκούρα χρώση του μαστού
- Αλλαγή στο μέγεθος ή το σχήμα του μαστού
- Πτύχωση ή πρήξιμο του δέρματος στο στήθος

- Κνησμός, φολιδωτή ή εξανθηματική περιοχή στη θηλή ή στο στήθος
- Έκκριμα θηλής εκτός από μητρικό γάλα
- Πόνος στο στήθος που δεν φεύγει ή νέος πόνος στο στήθος

Αξίζει να τονιστεί στο σημείο αυτό, η σημασία της διεξαγωγής περιοδικού προληπτικού κλινικού (ψηλάφηση) και απεικονιστικού (μαστογραφία και υπερηχογράφημα) ελέγχου, πριν την εμφάνιση οποιοδήποτε συμπτώματος.

2. Μαστογραφική απεικόνιση

2.1 Εισαγωγή στην μαστογραφία

Η μαστογραφία είναι η ιατρική ακτινοδιαγνωστική εξέταση που χρησιμοποιείται για την διάγνωση αλλοιώσεων στην περιοχή του μαστού. Μέσω του μαστογράφου δίνεται η δυνατότητα ακριβούς οπτικής απεικόνισης της μορφολογίας του μαστού ώστε να αξιολογηθεί η κατάσταση του κλινικά από τους ειδικούς μαστολόγους, είτε στο πλαίσιο προληπτικού ελέγχου είτε κατόπιν εύρεσης πιθανής αλλοίωσης (Miller, 2014).

Η μαστογραφία είναι μια εξειδικευμένη τεχνική ακτινογραφικής απεικόνισης που χρησιμοποιεί χαμηλή δόση συστήματος για τις εξετάσεις του μαστού. Τυπικά, η μαστογραφική εξέταση αποτελείται από μία ή δύο λήψεις του κάθε μαστού, συνήθως κεφαλοουραία (CC) και έσω πλάγια λοξή (MLO). Η μαστογραφία είναι ένα σημαντικό εργαλείο για την ανίχνευση του καρκίνου του μαστού σε πρώιμο στάδιο και είναι καθολικά αποδεκτή (Mohamed *et al.*, 2018).

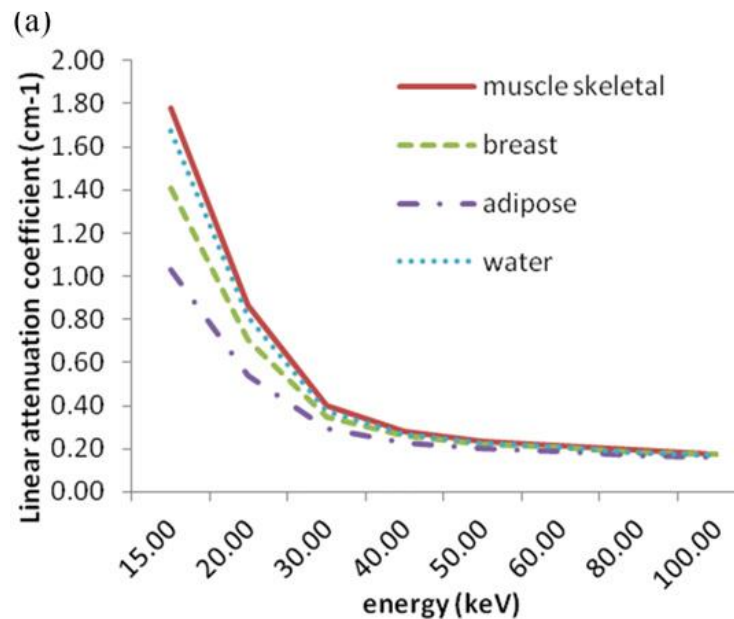
Υπάρχουν δύο τύποι εξέτασης που εκτελούνται με τη χρήση μαστογραφίας, η προληπτική μαστογραφία και η διαγνωστική μαστογραφία. Η προληπτική μαστογραφία χρησιμεύει για την ανίχνευση πιθανού καρκίνου του μαστού σε ασυμπτωματικές γυναίκες. Η προληπτική μαστογραφία ενδείκνυται για τις γυναίκες ηλικίας 40 ετών και άνω και σε γυναίκες κάτω των 40 ετών που διατρέχουν υψηλό κίνδυνο καρκίνου του μαστού λόγω ιατρικού οικογενειακού ιστορικού (Yaffe, 2008) .

Σε διαγνωστική μαστογραφία υπόκειται ένας ασθενής που εμφανίζει μη φυσιολογικές αλλαγές στον μαστό , όπως πόνο, εξόγκωμα, αλλαγή στο σχήμα ή/και στο μέγεθος του μαστού. Η διαγνωστική μαστογραφία χρησιμοποιείται επίσης για την παρακολούθηση των είδη εντοπισμένων ανωμαλιών. Ο ρόλος των προληπτικών εξετάσεων του μαστού θεωρείται καίριος στην μείωση των ποσοστών θνησιμότητας από καρκίνο του μαστού, λόγω της πρόωρης διάγνωσης (Lewin, 2008).

Ο στόχος της μαστογραφικής απεικόνισης είναι να παρέχει επαρκή αντίθεση μεταξύ του φυσιολογικού ιστού του μαστού και του πιθανού καρκίνου που βρίσκεται μέσα σε αυτόν. Η ύπαρξη αντίθεσης προκύπτει λόγω της εξασθένησης των ακτινών Χ όταν προσπίπτουν στους διαφορετικού τύπου ιστούς που βρίσκονται στο στήθος, όπως του λιπώδους ιστού, του φυσιολογικού αδενικού ιστού και του διηθητικού καρκινώματος του πόρου. Υπάρχει

μια προφανής διαφορά στον βαθμό εξασθένησης μεταξύ του λιπώδους ιστού και του αδενικού ιστού. Αντιθέτως η εξασθένηση ακτίνων X σε σύγκριση με την εξασθένηση κατά την διηθητικού καρκινώματος του πόρου είναι παρόμοια, όπως φαίνεται στο γράφημα 1 (Coan, Bravin and Tromba, 2013).

Επίσης, τόσο στις αποτιτανώσεις όσο και στους όγκους η απορρόφησή ακτίνων X μειώνεται καθώς αυξάνεται η ενέργεια φωτονίων. Προκείμενου να μεγιστοποιηθεί η αντίθεση και να τονιστούν οι διαφορές των ιστών του μαστού απαιτείται χαμηλότερη ενέργεια φωτονίων.



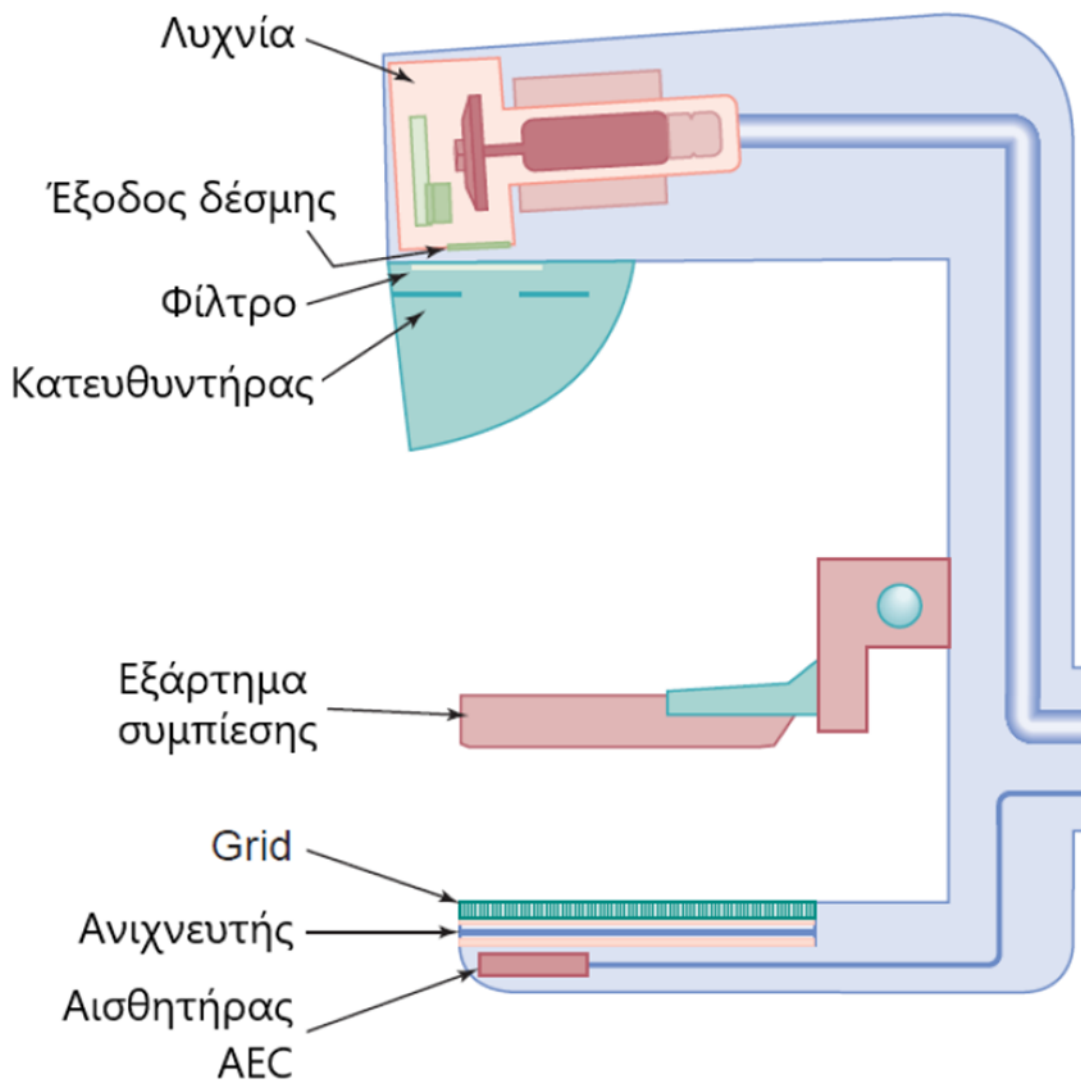
Γράφημα 1: Συντελεστής εξασθένησης της ακτινοβολούμενης ενέργειας όταν διαπερνά τα διαφορετικά στοιχεία του μαστού. Από Coan, Bravin and Tromba, (2013).

2.2 Διάταξη Μαστογράφου

Ένα σύστημα μαστογραφίας (Εικόνα 1) περιλαμβάνει γεννήτρια ακτίνων X η οποία ακτινοβολεί προς έναν ανιχνευτή, για την αποτύπωση της ψηφιακής εικόνας. Ο άξονας του μηχανήματος μπορεί να περιστραφεί σε διαφορετικές γωνίες και να κινηθεί ώστε να επιτευχθεί η απεικόνιση του μαστού σε διαφορετικές λήψεις και να είναι σε θέση να προσαρμόζεται ανάλογα με το ύψος του κάθε ασθενή. Επίσης, ο μαστογράφος

περιλαμβάνει ένα «πίεστρο» για τη συμπίεση και την τοποθέτηση του μαστού κατά τη διάρκεια της εξέτασης.

Ο μαστογράφος έχει σχεδιαστεί με τέτοιο τρόπο ώστε κατά τη διάρκεια της εξέτασης το θωρακικό τοίχωμα του ασθενούς είναι οριοθετημένο από μία κάθετη γραμμή που προέρχεται από την πηγή ακτίνων X και στη συνέχεια ο μαστός να περιέχεται σε ένα ορθογώνιο πλαίσιο ακριβώς στα όρια του ανιχνευτή εικόνας. Αν το πεδίο εικόνας ήταν κεντραρισμένο κάτω από την πηγή ακτίνων X, όπως συμβαίνει με τον συνηθισμένο ακτινολογικό εξοπλισμό, τότε ορισμένοι από τους ιστούς που είναι κοντά στο στήθος δεν θα είχαν την δυνατότητα να καταγραφούν. Κατά τη διάρκεια της λήψης, η γεννήτρια ακτίνων X παράγει ακτινοβολία η οποία διέρχεται από ένα μεταλλικό φίλτρο διαμόρφωσης, από πλαστικό πίεστρο που συμπιέζει το στήθος και φθάνει στον ανιχνευτή, όπου αλληλοεπιδρά και αποθέτει τοπικά το μεγαλύτερο μέρος της ενέργειάς του. Μεταξύ του στήθους και του ανιχνευτή υπάρχει ένα κινούμενο αντιδιαχυτικό πλέγμα προκυμμένου να ελαχιστοποιηθεί η σκέδαση ακτινοβολίας, ωστόσο σε συστήματα που δεν διαθέτουν αντιδιαχυτικό πλέγμα μπορεί να βελτιστοποιηθεί η απεικονιστική εικόνα με την χρήση λογισμικού από την μονάδα επεξεργασίας του μαστογράφου (Miller, 2014; M.J. Yaffe and A.D.A. Maidment, 2014).



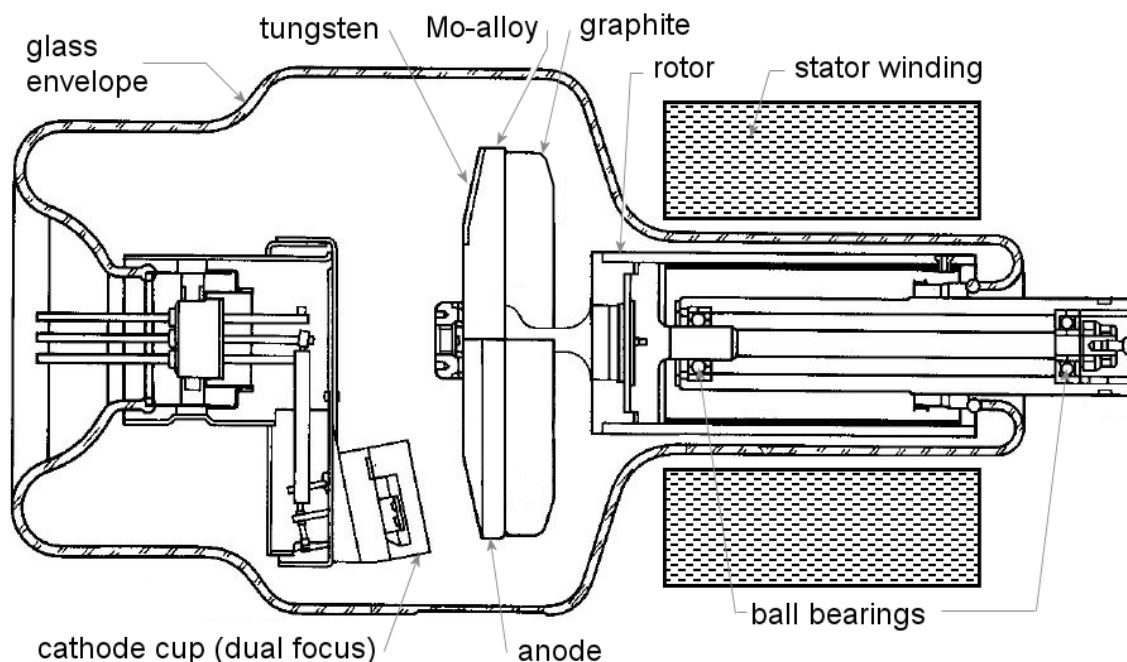
Εικόνα 1: Διάταξη Μαστογράφου (Από: www.radiologykey.com/breast-imaging-mammography/)

2.2.1 Λυχνία ακτίνων X

Τα σύγχρονα μαστογραφικά συστήματα τροφοδοτούνται από υψηλού τύπου συχνότητες αποδίδοντας σχεδόν πάντα σταθερή απόδοση κατά την ακτινοβολήση. Οι λυχνίες ακτίνων X διαθέτουν περιστρεφόμενη άνοδο στις οποίες τον στόχο προσκρούουν τα ηλεκτρόνια που εκπέμπονται από την κάθοδο λόγω της υψηλής τάσης της (Εικόνα 2) . Στον σύγχρονο εξοπλισμό ο στόχος που χρησιμοποιείται για την κλασική μαστογραφία έχει πάχος 0,3 χλστ. ενώ για την μεγεθυντική λήψη 0,1 χλστ. Το μέγεθος του σημείου εστίασης (Focal

Spot) ποικίλει ανάλογα με τον κατασκευαστή και τις απαιτήσεις του κάθε συστήματος μαστογραφίας. Στην μαστογραφία η λυχνία ακτινών X τοποθετείται με τέτοιο τρόπο ώστε η πλευρά της καθόδου να ευθυγραμμίζεται με το θωρακικό τοίχωμα επειδή οι ακτίνες X έχουν υψηλότερή ένταση στην πλευρά της καθόδου και η εξασθένηση των ακτινών X, λόγω του ασθενή, είναι συνήθως μεγαλύτερη κοντά στο θωρακικό τοίχωμα. Παρατηρούνται διάφορες στην γωνία τοποθέτησης του στόχου της λυχνίας ακτινών X, στους κατασκευαστές, λόγω διαφορετικού εστιακού σημείου. Επίσης διαφορές παρατηρούνται και στην γωνία που τοποθετείται η ίδια η λυχνία ανάλογα με τις διαφορετικές επιλογές του κατασκευαστή στον σχεδιασμό της.

Οι περισσότεροι τύποι λυχνιών ακτινών X χρησιμοποιούν παράθυρο εξόδου προς την ατμόσφαιρα κατασκευασμένο από Βηρύλλιο (Be), χωρίς να παρεμβάλλεται οποιοδήποτε άλλο υλικό. Γενικότερα στην ακτινολογία, όλοι οι κατασκευαστές προσπαθούν να επιτύχουν ένα φάσμα ακτινοβολίας επιτυγχάνοντας την χρυσή τομή μεταξύ ακτινοβολούμενης δόσης στον ασθενή και της ποιότητας της εικόνας. Στην μαστογραφία το φάσμα ελέγχεται ρυθμίζοντας την τάση της λυχνίας, επιλέγοντας το υλικό του στόχου και του πάχους του φίλτρου που παρεμβάλλεται μεταξύ της λυχνίας ακτινών X και του μαστού. Ειδικότερα, στην ψηφιακή μαστογραφία η ποιότητα της εικόνας εξαρτάται άμεσα από τον λόγο εικόνας και θορύβου (SNR). Επίσης, λόγω των υψηλών ενεργειών που απαιτούνται κατά την ψηφιακή μαστογραφία χρησιμοποιείται, συνήθως, λυχνία ακτινών X με στόχο βολφραμίου. Ο στόχος βολφραμίου έχει το πλεονέκτημα ότι μπορεί να συνδυαστεί σε, χαμηλές ή υψηλές ενέργειες, με φίλτρα όπως Ρόδιο (Rh), Αργυρό (Ag), Αλουμίνιο (Al), επιτυγχάνοντας καλύτερη ποιότητα εικόνας ακόμα και σε παχύτερους μαστούς (Alim Yucel-Finn *et al.*, 2008; M.J. Yaffe and A.D.A. Maidment, 2014; R. Nowotny, 2014).



Εικόνα 2: Διάταξη Λυχνίας ακτίνων X. Από (R. Nowotny, 2014)

2.2.1.1 Άνοδος

Η άνοδος είναι ένα μεταλλικό ηλεκτρόδιο-στόχος εντός της λυχνίας ακτίνων X που παίζει κρίσιμο ρόλο στη δημιουργία ακτίνων X. Είναι συνήθως κατασκευασμένη από ένα μεταλλικό στόχο ο οποίος βομβαρδίζεται από ηλεκτρόνια υψηλής ταχύτητας, προκαλώντας την απελευθέρωση φωτονίων ακτίνων X.

Όταν εφαρμόζεται ηλεκτρικό ρεύμα στη λυχνία ακτίνων X, τα ηλεκτρόνια εκπέμπονται από την κάθοδο και επιταχύνονται προς την άνοδο, η οποία συνήθως είναι κατασκευασμένη από ένα μέταλλο με υψηλό σημείο τήξης όπως βολφράμιο ή μολυβδαίνιο. Καθώς τα ηλεκτρόνια προσκρούουν την άνοδο, παράγουν ακτίνες X μέσω μιας διαδικασίας γνωστής ως ακτινοβολία Bremsstrahlung.

Για να αποφευχθεί η υπερθέρμανση, η άνοδος συνήθως ψύχεται με λάδι ή νερό που κυκλοφορεί γύρω της. Μια άνοδος λυχνίας ακτίνων X πρέπει να είναι σε θέση να αντέξει τα υψηλά επίπεδα θερμότητας που παράγονται κατά τη διαδικασία παραγωγής ακτίνων X, καθώς και τον επαναλαμβανόμενο βομβαρδισμό των ηλεκτρονίων (Perry Sprawls, no date; M.J. Yaffe and A.D.A. Maidment, 2014).

2.2.1.2 Κάθοδος

Η κάθοδος είναι ένα στοιχείο μιας λυχνίας ακτινών X που παίζει κρίσιμο ρόλο στη δημιουργία ακτινών X. Συνήθως είναι ένα θερμαινόμενο νήμα βολφραμίου που εκπέμπει ηλεκτρόνια όταν θερμαίνεται. Στις περισσότερες λυχνίες ακτινών X υπάρχουν δύο νήματα διαφορετικού μήκους. Τοποθετούνται στο κύπελλο εστίασης για την παραγωγή δύο μεγεθών εστιακών σημείων, με 0,3 και 0,1 mm σαν τυπικές ονομαστικές τιμές για μικρά και μεγάλα μεγέθη εστιακών σημείων αντίστοιχα. Το ρεύμα της λυχνίας στους μαστογράφους, είναι πολύ χαμηλό. Ο λόγος είναι η αποφυγή προβλημάτων υπερθέρμανσης λόγω του μικρού εστιακού σημείου.

Όταν ενεργοποιείται το κύκλωμα του νήματος περνάει ρεύμα με διαφορά δυναμικού περίπου 10 V μέσα από το νήμα. Η ηλεκτρική αντίσταση θερμαίνει το νήμα σε μια θερμοκρασία που καθορίζεται από το πλάτος του ρεύματος (3-7 Ampere), με αποτέλεσμα να απελευθερωθούν ηλεκτρόνια από την επιφάνεια του νήματος με μια διαδικασία που ονομάζεται θερμιονική εκπομπή. Η θερμιονική δύναμη εκπομπής ισούται με την αποστική δύναμη του αρνητικού φορτίου των ηλεκτρονίων που εκπέμπονται. Λόγω αυτού γύρω από το νήμα σχηματίζεται στατικό νέφος ηλεκτρονίων. Όταν εφαρμόζεται τάση στη λυχνία, τα ηλεκτρόνια από το νήμα που επιταχύνονται προς την άνοδο, αντιπροσωπεύουν το ρεύμα της λυχνίας ακτινών X (Perry Sprawls, no date; M.J. Yaffe and A.D.A. Maidment, 2014) .

2.3 Φίλτρο

Η πρόκληση της μαστογραφίας είναι η παραγωγή εικόνων υψηλής αντίθεσης ώστε να ανιχνευθεί όσο το δυνατόν νωρίτερα ο καρκίνος του μαστού και να παραμένει όσο το δυνατόν πιο χαμηλά η δόση ακτινοβολίας που λαμβάνει ο ασθενής. Η αντίθεση καθώς και η δόση ακτινοβολίας εξαρτάται από το φάσμα ενέργειας ακτινών X που χρησιμοποιείται για την παραγωγή της μαστογραφικής εικόνας . Ο τύπος του ενεργειακού φάσματος εξαρτάται από την εφαρμοζόμενη τάση στην λυχνία, το υλικό που αποτελεί το στόχο της λυχνίας ακτινών X και το πάχος και το είδος του φίλτρου που βρίσκεται στη ενδιάμεσα της λυχνίας ακτινών X και του στήθους.

Έχει επιβεβαιωθεί ότι η βέλτιστη ενέργεια για την απεικόνιση του μαστού κυμαίνεται μεταξύ 18 keV και 23 keV, ανάλογα με την σύνθεση και το πάχος του μαστού. Στην μαστογραφία οι στόχοι της λυχνίας ακτίνων X αποτελούνται συνήθως από μολυβδαίνιο(Mo), ρόδιο(Rh) και βολφράμιο(W). Η δέσμη στη συνέχεια φιλτράρεται με φίλτρα μολυβδαινίου, ροδίου, αλουμινίου (Al) ή αργύρου (Ag). Η αλληλεπίδραση μεταξύ του στόχου και του φίλτρου οδηγεί στην αφαίρεση φωτονίων χαμηλής ενέργειας που συμβάλλουν στην αύξηση της δόσης του ασθενούς και αφαίρεση των φωτονίων υψηλής ενέργειας που επηρεάζουν αρνητικά την αντίθεση της εικόνας.

Το Μολυβδαίνιο έχει χαρακτηριστικές εκπομπές ακτίνων X σε 17 και 19 keV, ενώ το ρόδιο σε 20.2 και 22.7 keV. Στην περίπτωση του συνδυασμού Mo/Rh, το όριο απορρόφησης K του το Rh θα παρέχει ισχυρή εξασθένηση των ακτίνων X κάτω από 19keV και πάνω από 23keV. Όμως, κατά τη διάρκεια του συνδυασμού Rh/Rh, με την K απορρόφηση του ροδίου η ακτίνες X θα εξασθενήσουν στις χαμηλές ενέργειες και λίγο πάνω από τις δικές του χαρακτηριστικές ενέργειες ακτίνων X. Ωστόσο, τα πυκνά στήθη απαιτούν πιο διεισδυτική δέσμη για αυτό, εκτός από το Rh, το υλικό στόχου βολφραμίου μπορεί να χρησιμοποιηθεί με φίλτρα Rh, Al και Ag. Στο βολφράμιο (W) ο στόχος δεν έχει K χαρακτηριστική ακτίνα X στο φάσμα καθώς η τάση που χρησιμοποιείται για την μαστογραφία είναι πολύ χαμηλότερη από το K όριο του βολφραμίου δηλαδή τα 59 keV και 67 keV (Nishino, Wu and Johnson, 2005).

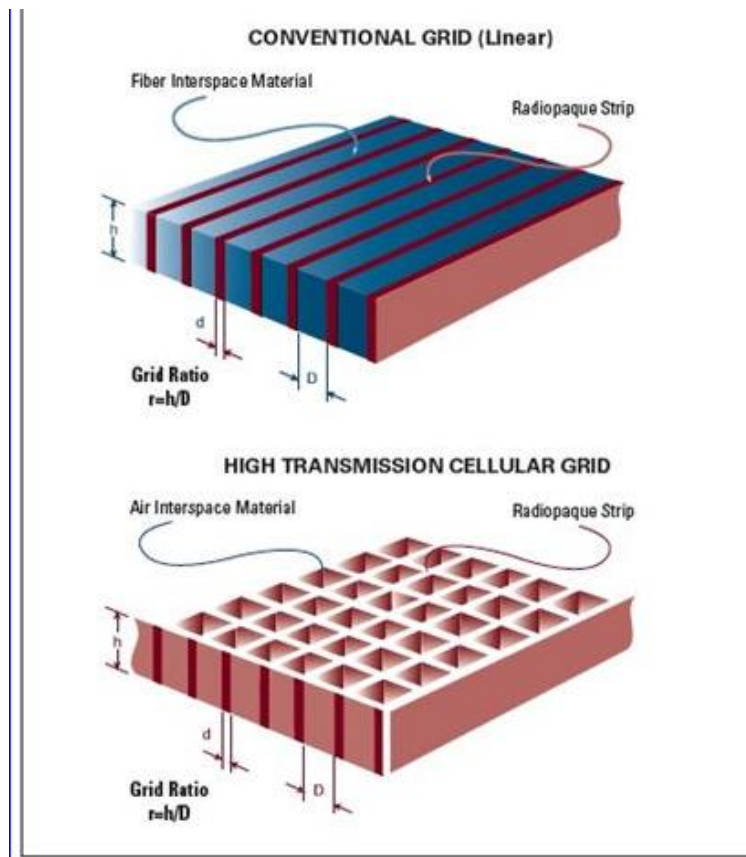
2.4 Συμπίεση και πάχος μαστού

Η συμπίεση του μαστού είναι απαραίτητη κατά τη μαστογραφική εξέταση καθώς παρέχει αρκετά πλεονεκτήματα. Αρχικά, η συμπίεση εξαπλώνει τους επικαλυπτόμενους ιστούς και κατά συνέπεια βελτιώνει την απεικόνιση των ιστών του μαστού και διευκολύνει στον εντοπισμό του καρκίνου. Επιπλέον, η μείωση του πάχους του στήθους οδηγεί σε χαμηλότερη δόση λόγω του γεγονότος ότι οι ακτίνες χ διεισδύουν πιο εύκολα στο λεπτότερο συμπιεσμένο στήθος, επομένως απαιτείται χαμηλότερη δόση. Ακόμη, συνεισφέρει στην ακινητοποίηση του μαστού ελαττώνοντας την δυνατότητα μετακίνησης του μαστού, που έχει σαν αποτέλεσμα να υπάρχει λιγότερο έως καθόλου θόλωμα της εικόνας που προκαλείται από την ανατομική κίνηση κατά την διάρκεια της λήψης. Επιπλέον η χρήση συμπίεσης μειώνει τη διάσπαρτη ακτινοβολία ως εκ τούτου βελτιώνεται και η αντίθεση της μαστογραφίας (Holland *et al.*, 2017).

2.5 Αντιδιαχυτικό διάφραγμα (Grid)

Στη μαστογραφία, ένα μέρος του αριθμού των φωτονίων των ακτινών X που διέρχονται μέσα από τον μαστό δεν θα τον επηρεάσουν καθόλου, μερικά θα διασκορπιστούν μέσα στο στήθος και θα διαφύγουν και άλλα θα απορροφηθούν. Έχει αποδειχθεί ότι, στις χαμηλές ενέργειες που χρησιμοποιούνται κατά την μαστογραφία, το 40% ή περισσότερο των φωτονίων των ακτινών X που διαφεύγουν του στήθους και κατευθύνονται προς τον ψηφιακός ανιχνευτής είναι σκεδαζόμενη ακτινοβολία. Η ακτινοβολία σκέδασης σε αντίθεση με την πρωτογενής ακτινοβολία δεν φέρει καμία χρήσιμη πληροφορία σχετικά με το στήθος αλλά, αντίθετα, υποβαθμίζει την αντίθεση της εικόνας και κατά συνέπεια και την κλινική ποιότητα της. Ο πιο συνηθισμένος τρόπος για να μειωθεί η ακτινοβολία σκέδασης είναι με τη χρήση των αντιδιαχυτικών διαφραγμάτων (Grid), τα οποία τις απορροφούν. Τα αντιδιαχυτικά διαφράγματα είναι αποτελεσματικά στη μείωση της ποσότητας των φωτονίων σκέδασης που ανιχνεύονται από τον ψηφιακό ανιχνευτή καθώς και στην βελτιστοποίηση της απεικονιστικής εικόνας που λαμβάνεται λόγω της υψηλότερης αντίθεσης που επιτρέπουν. Τα περισσότερα συστήματα μαστογραφίας χρησιμοποιούν γραμμικά αντιδιαχυτικά διαφράγματα, υπάρχουν όμως και κατασκευάστριες εταιρίες που χρησιμοποιούν υψηλής μετάδοσης κυψελωτά αντιδιαχυτικά διαφράγματα (HTC Grid) (Εικόνα 3). Κατά τη διάρκεια της λήψης το

αντιδιαχυτικό διάφραγμα κινείται γρήγορα παλινδρομικά προκειμένου σε ομαλοποιηθούν τυχόν γραμμές που δημιουργούνται στην εικόνα λόγω της ύπαρξης του και για την εξάλειψη οποιασδήποτε θολούρας στην εικόνα (Egan, McSweeney and Sprawls, 1983; Gray and Princehorn, 2014; Chen *et al.*, 2015).



Εικόνα 3: Αντιδιαχυτικό διάφραγμα. Από (Gray and Princehorn, 2014)

2.6 Αυτόματος έλεγχος έκθεσης (AEC)

Τα σύγχρονα συστήματα μαστογραφίας είναι εξοπλισμένα με αυτόματο έλεγχο έκθεσης (AEC), λόγω του ότι είναι δύσκολο να εκτιμηθούν επακριβώς οι παράμετροι έκθεσης του ασθενή, όπως τα kVp, τα mAs και το φίλτρο. Ο στόχος της χρήσης του αισθητήρα AEC είναι να βελτιώσει την ποιότητα εικόνας και να μειώσει τη δόση ακτινοβολίας του ασθενούς. Η συσκευή AEC είναι τοποθετημένη πίσω από τον ανιχνευτή για τη μέτρηση της ποσότητας ακτινοβολίας που διαπερνά όλα τα στοιχεία που παρεμβάλλονται, δηλαδή τον μαστό έπειτα το αντιδιαχυτικό διάφραγμα και τέλος τον ανιχνευτή, ώστε να τερματίζει την έκθεση όταν έχει επιτευχθεί το απαιτούμενο επίπεδο ακτινοβολίας για τον ανιχνευτή. Η διείσδυση ακτινών X μέσα από το στήθος εξαρτάται από τη σύνθεση και πάχος του στήθους. Σε περίπτωση που το στήθος είναι παχύτερο ή πυκνότερο, για χαμηλή τάση λυχνίας (kVp), είναι πιθανό να απαιτείται μεγαλύτερος χρόνος έκθεσης για να επιτευχθεί η κατάλληλη ψηφιακή απεικόνιση. Επομένως, αυτό έχει ως αποτέλεσμα υψηλότερη δόση στον ασθενή και ίσως να επηρεάσει την εικόνα λόγω της ανατομικής κίνησης (M.J. Yaffe and A.D.A. Maidment, 2014).

Ενώ η χρήση της υψηλότερης τάσης λυχνίας (kVp) επιτρέπει τη χρήση της χαμηλότερης δόσης, έχοντας ως συνέπεια τη μείωση της αντίθεσης της εικόνας. Οπότε, πολλά συστήματα ψηφιακής Μαστογραφίας χρησιμοποιούν συστήματα AEC που παρέχουν αυτόματο έλεγχο της τάσης της λυχνίας και του συνδυασμός ανόδου/φίλτρου. Με την συμπίεση του στήθους ένας αλγόριθμος υπολογίζει και επιλέγει αυτόματα την τάση της λυχνίας και τον συνδυασμό ανόδου/φίλτρου. Συνήθως, λαμβάνεται αναγνωριστική λήψη, με μικρή δόση, σε δύο σημεία του μαστού που ονομάζεται προέκθεση, που αναλύονται σε πραγματικό από την μονάδα επεξεργασίας του μαστογράφου. Οι πληροφορίες αυτές χρησιμοποιούνται για τον καθορισμό των βέλτιστων στοιχείων mAs, kVp και φίλτρου για την εξέταση (M.J. Yaffe and A.D.A. Maidment, 2014).

2.7 Ψηφιακός ανιχνευτής (Detector)

Στην ψηφιακή μαστογραφία, το πιο σημαντικό χαρακτηριστικό είναι ότι η εικόνα που μπορεί να καταγραφεί, να επεξεργαστεί, να προβληθεί και να αποσταλεί επιτρέποντας έτσι τη βελτίωση της ποιότητας της καθεμιάς λήψης. Η λήψη εικόνων εκτελείται με τη χρήση ψηφιακών ανιχνευτών που έχουν μεγάλο δυναμικό εύρος. Οι ανιχνευτές που χρησιμοποιούνται στην ψηφιακή μαστογραφία διαχωρίζονται σε δύο τύπους: έμμεσους και άμεσους ανιχνευτές (M.J. Yaffe and A.D.A. Maidment, 2014).

Οι ψηφιακοί ανιχνευτές άμεσης μετατροπής χρησιμοποιούν ένα φωτοαγώγιμο υλικό, όπως το άμορφο σελήνιο (a-Se) που μετατρέπει την ενέργεια ακτίνων X απευθείας σε ηλεκτρικό σήμα. Τα απορροφούμενα φωτόνια ακτίνων X αλληλοεπιδρούν μέσα στο σελήνιο παράγοντας ζεύγη ηλεκτρονίων και οπών. Λόγω του εξωτερικού ηλεκτρικού εφαρμοζόμενου πεδίου σε όλο το στρώμα σεληνίου τα σωματίδια φορτίου κινούνται προς την αντίθετη κατεύθυνση από την επιφάνεια του ανιχνευτή. Τα ηλεκτρονικά σήματα διαβάζονται από μία λεπτή μεμβράνη τρανζίστορ και μετατρέπονται σε ψηφιακές τιμές από ενισχυτές σήματος. Τέλος, επεξεργάζονται από έναν ψηφιακό σε αναλογικό μετατροπέα προκειμένου να δημιουργηθεί η εικόνα (Karellas and Vedantham, 2009a; M.J. Yaffe and A.D.A. Maidment, 2014).

Οι έμμεσοι ψηφιακοί ανιχνευτές χρησιμοποιούν σπινθηριστή όπως το θάλλιο (Tl) ενεργοποιημένο Ιωδιούχο Καίσιο (CsI), το οποίο απορροφά τις ακτίνες X και τις μετατρέπει σε φωτόνια φωτός. Οι κρύσταλλοι εντός των σπινθηριστών μπορεί να διαμορφωθούν σαν βελόνες, οι οποίες ενεργούν σαν μια οπτική ίνα ώστε να καθοδηγεί η δέσμη φωτός και έτσι να μειωθεί η σκέδαση του φωτός. Συστοιχίες φωτοδιόδων μετατρέπουν αυτά τα φωτόνια σε ηλεκτρονικά φορτία που συλλαμβάνονται από μια λεπτή μεμβράνη τρανζίστορ. Ως εναλλακτική μέθοδος συλλογής φωτός και ανάγνωσης του μερικά συστήματα χρησιμοποιούν διατάξεις συζευγμένου φορτίου (CCDs) (Karellas and Vedantham, 2009a; M.J. Yaffe and A.D.A. Maidment, 2014).

2.8 Σταθμός Χειρισμού

Η ρύθμιση όλων των παραμέτρων του μηχανήματος (πχ. kVp, AEC, ρύθμιση πυκνότητας) καθώς και τρόπος λειτουργίας του (αυτόματος ή χειροκίνητος) εμπίπτουν στην αρμοδιότητα του τεχνολόγου. Στα μηχανήματα παλαιότερης τεχνολογίας, ο έλεγχος των ρυθμίσεων βρίσκεται πάνω στον άξονα του μηχανήματος, εντός ενός ειδικού καλύμματος κατασκευασμένο από μολυβδύαλο, στο οποίο βρίσκεται ο τεχνολόγος κατά την διάρκεια της λήψης. Στα πιο προηγμένα συστήματα, οι ρυθμίσεις εκτελούνται από ηλεκτρονικό υπολογιστή, εγκατεστημένο στον ίδιο χώρο με το μηχάνημα. Ο χώρος του ηλεκτρονικού υπολογιστή, στον οποίο στέκεται ο τεχνολόγος κατά την λήψη, προστατεύεται, αντίστοιχα, με κάλυμμα από μολυβδύαλο. Ο σταθμός χειρισμού τοποθετείται συνήθως διαγωνίως απέναντι από τον μαστογράφο, ώστε να εξασφαλίζεται η αναγκαία κάλυψη του χειριστή άλλα ταυτοχρόνως να έχει τον ασθενή στο οπτικό του πεδίο.

2.9 Τομοσύνθεση

Η ψηφιακή τομοσύνθεση μαστού είναι μια σύγχρονη μέθοδος απεικόνισης μαστού, η οποία ενισχύει την ικανότητα διερεύνησης της δομής του μαστού σε εικόνα τριών διαστάσεων, ξεπερνώντας τους περιορισμούς της συμβατικής μαστογραφίας, η οποία μπορεί να απεικονίσει μόνο το στήθος ιστού σε δύο διαστάσεις αποκλειστικά. Η ψηφιακή τομοσύνθεση μαστού μιμείται το πρότυπο της κλασσικής μαστογραφία όσον αφορά τη συμπίεση και τη θέση του μαστού αλλά, σε αντίθεση με την κλασσική λήψη όπου η λυχνία ακτινών X παραμένει σταθερή, η λυχνία ακτινών X περιστρέφεται εντός ενός συγκεκριμένου τόξου και λαμβάνει πολλαπλές εικόνες χαμηλής δόσης από διαφορετικών μοιρών γωνίες, οι οποίες στη συνέχεια ανασυντίθενται με τη χρήση εξειδικευμένων αλγορίθμων (Karellas and Vedantham, 2009b; Helvie, 2010; M.J. Yaffe and A.D.A. Maidment, 2014).

Τα περισσότερα ψηφιακά συστήματα τομοσύνθεσης μαστού χρησιμοποιούν άνοδο βολφραμίου σε συνδυασμό με φίλτρο κυρίως αλουμινίου (Al), με σκοπό την απόκτηση περισσότερων διεισδυτικών δεσμών από αυτές που χρησιμοποιούνται στην κλασσική ψηφιακή μαστογραφία δύο διαστάσεων. Τα σημαντικότερα πλεονέκτημα της ψηφιακής τομοσύνθεσης είναι η βελτίωση της ορατότητας της βλάβης λόγω της μείωσης του

ανατομικού θορύβου, καθιστώντας έτσι λιγότερο σημαντική την επίτευξη υψηλής αντίθεσης. Κατά συνέπεια, στην ψηφιακή τομοσύνθεση απαιτείται η χρησιμοποίηση υψηλότερης ενέργειας φωτονίων (Karellas and Vedantham, 2009b; Helvie, 2010; M.J. Yaffe and A.D.A. Maidment, 2014).

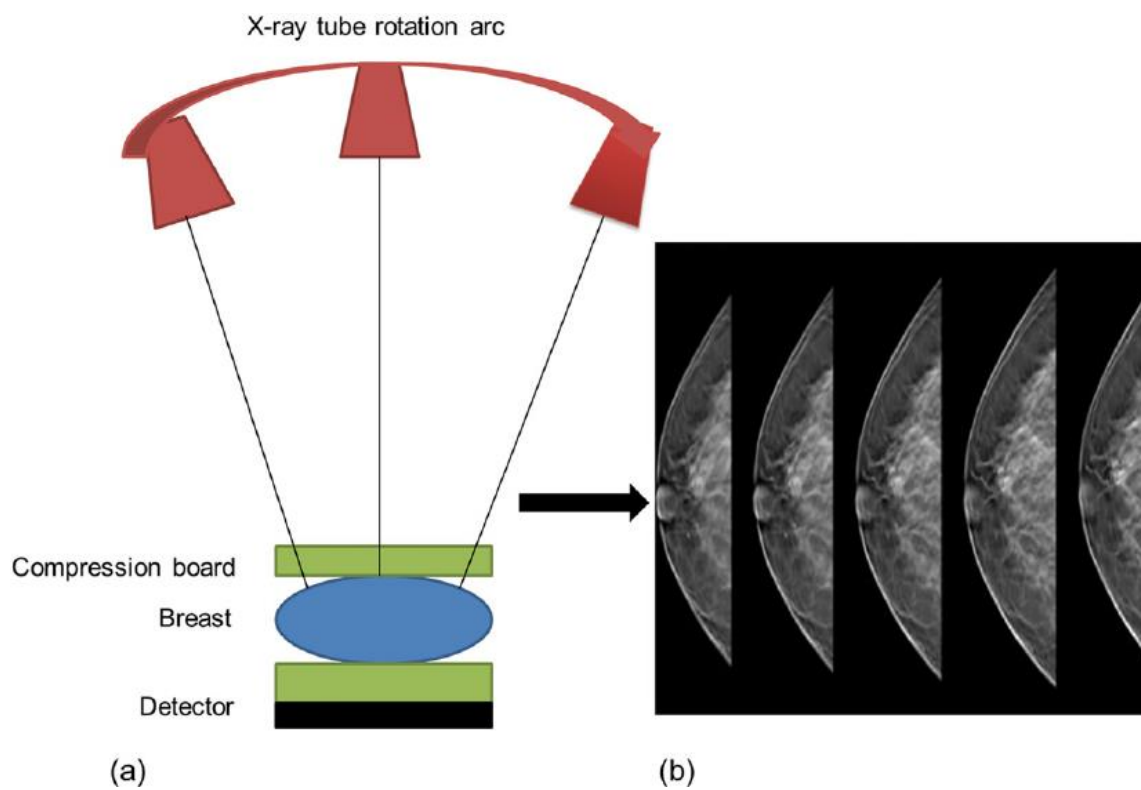
Είναι γνωστό ότι η σκεδαζόμενη ακτινοβολία μειώνει την ποιότητα της εικόνας, για το λόγο αυτό χρησιμοποιείται το αντιδιαχυτικό διάφραγμα όμως, λόγω του ότι από λήψη σε λήψη η γωνία πρόσπτωσης των ακτινών χ στους υποδοχείς του ανιχνευτή αλλάζει, οι γραμμές του αντιδιαχυτικού διαφράγματος απορροφούν και πρωτογενείς ακτίνες X . Επομένως, κατά την λήψη εικόνας ψηφιακής τομοσύνθεσης δεν χρησιμοποιείται το αντιδιαχυτικό διάφραγμα (Karellas and Vedantham, 2009b; Helvie, 2010; M.J. Yaffe and A.D.A. Maidment, 2014).

2.9.1 Κίνηση λυχνίας

Η διαδικασία λήψης εικόνας επιτυγχάνεται είτε με συνεχή είτε με βηματική κίνηση και ακτινοβολήση (Step-and-Shot) της λυχνίας ακτινών X . Στη συνεχή κίνηση, η γεννήτρια ακτινών X κινείται και σε κάποιο σημείο, εκπέμπει έναν παλμό ακτινών X και ως αποτέλεσμα λαμβάνεται μια εικόνα χαμηλής δόσης. Στη λειτουργία βήματος και ακτινοβολήσης, καθώς η γεννήτρια ακτινών X κινείται μέσα στο τόξο σταματά σε κάθε θέση για να πραγματοποιηθεί η κάθε χαμηλή δόσης προβολή μεμονωμένα. Η συνεχής κίνηση έχει το πλεονέκτημα ενός μικρότερου χρόνου σάρωσης, ενώ ένα μειονέκτημα είναι το θόλωμα στο σημείο εστίασης λόγω της κίνησης της λυχνίας. Αντίθετα, η κίνηση βήματος και ακτινοβολήσης μειώνει το θόλωμα σημείου εστίασης αλλά απαιτεί περισσότερο χρόνο για να εκτελεστεί η συνολική σάρωση, λαμβάνοντας όμως μια ποιοτικότερη εικόνα. Ο συνολικός χρόνος απόκτησης για μία προβολή είναι, ανάλογα με την κατασκευάστρια εταιρία, περίπου 10 δευτερόλεπτα. Προκειμένου να αποφευχθεί η κίνηση του ασθενούς, ο χρόνος λήψης της εικόνας πρέπει να είναι όσο το δυνατόν μικρότερος (Helvie, 2010; Ekpo and McEntee, 2014; M.J. Yaffe and A.D.A. Maidment, 2014).

2.9.2 Γωνίες λήψης και αριθμός προβολών

Η γωνία σάρωσης είναι η μέγιστη γωνία που διανύει η βάση της λυχνίας από την πρώτη έως την τελευταία λήψη με χαμηλή δόση. Ανάλογα με το σχεδιασμό του κατασκευαστή το εύρος της γωνίας περιστροφής είναι από 15° έως 50° (Εικόνα 4). Η γεννήτρια ακτινών Χ κινείται και στις δύο κατευθύνσεις, θετικές και αρνητικές, σε ένα συμμετρικό τόξο. Ο αριθμός των προβολών ανέρχεται από 9 έως 25 ανάλογα με τον κατασκευαστή. Γενικότερα, η αύξηση της γωνίας σάρωσης βελτιώνει κυρίως την "ανάλυση εκτός επιπέδου" σε μεγάλα αντικείμενα. Για παράδειγμα μάζες που καταλαμβάνουν πολλαπλά επίπεδα απεικονίζονται καλύτερα, ενώ η μικρότερη γωνία σάρωσης βελτιώνει την "ανάλυση εντός επιπέδου" και προσφέρει καλύτερη απεικόνιση των μικρών αντικείμενων όπως μικροασβεστώσεις. Μια ακόμη παράμετρος που θα πρέπει να αξιολογηθεί είναι στη μεγιστοποίηση του εύρους της γωνίας λήψης είναι το οπτικό πεδίο (Field of View). Λόγω της στατικότητας του ανιχνευτή, μέρη της προβολής του στήθους μπορεί να διαφεύγουν του οπτικού πεδίου όταν χρησιμοποιούνται ευρύτερες γωνίες, ειδικά σε γυναίκες με μεγαλύτερα μεγέθη μαστού. Επίσης, η δόση ακτινοβολίας στην ψηφιακή τομοσύνθεση πρέπει να βρίσκεται στο ίδιο επίπεδο δόσης με την κλασσική ψηφιακή μαστογραφία, καθώς η χρήση μεγαλύτερου τόξου γωνιών σημαίνει περισσότερες προβολές και κατ' επέκταση αύξηση της δόσης ακτινοβολίας στον ασθενή (Helvie, 2010; Ekpo and McEntee, 2014; M.J. Yaffe and A.D.A. Maidment, 2014).



Εικόνα 4: Γωνίες λήψης κατά την Τομοσυνθεσή. Από (Ekpo and McEntee, 2014, Figure 1)

3 Μεθοδολογία

3.1 Εισαγωγή

Είναι σημαντικό να κατανοήσουμε τη σημασία των όρων «διασφάλιση ποιότητας» (Quality assurance) και «έλεγχος ποιότητας» (Quality control) σε σχέση με την μαστογραφία. Με τον όρο διασφάλιση ποιότητας αναφερόμαστε σε ένα ολοκληρωμένο πλαίσιο διαχείρισης που έχει σχεδιαστεί για να διασφαλίζει ότι όλες οι παράμετροι ενός συστήματος μαστογραφίας παράγουν ένα σταθερό και ικανοποιητικό αποτέλεσμα. Ο έλεγχος ποιότητας είναι ένα επιμέρους στοιχείο της διασφάλισης ποιότητας που αφορά τις διακριτές διαδικασίες για τον εντοπισμό και τη διόρθωση ανεπιθύμητων ή λιγότερο βέλτιστων αποτελεσμάτων.

Ένα ολοκληρωμένο πρόγραμμα διασφάλισης ποιότητας για τη μαστογραφία αφορά τους ακόλουθους τομείς:

- Ικανότητα του προσωπικού (ακτινολόγος, τεχνολόγος και ιατρός)
- Απόδοση εξοπλισμού
- Κλινική απόδοση και αποτελέσματα
- Εκπαίδευση
- Διαχείριση εγγραφών
- Ικανοποίηση των καταναλωτών

Ως μέρος του προγράμματος διασφάλισης ποιότητας (QA) υπάρχουν διαδικασίες ελέγχου ποιότητας (QC) που παρακολουθούν τις επιδόσεις σε καθένα από αυτούς τους τομείς ξεχωριστά ώστε να διασφαλίζεται ότι το κλινικό αποτέλεσμα δεν τίθεται σε ρίσκο. Προκειμένου να λειτουργήσει αποτελεσματικά αυτή η διαδικασία απαιτείται η ύπαρξη μιας ομάδας διασφάλισης ποιότητας η οποία αποτελείται τουλάχιστον από τον ακτινολόγο, τον τεχνολόγο και τον ακτινοφυσικό. Ο ακτινοφυσικός διαθέτει την εξειδικευμένη γνώση της διαδικασίας απεικόνισης και των σχετικών διαδικασιών ελέγχου ποιότητας του συστήματος απεικόνισης. Ως εκ τούτου ο φυσικός είναι το ιδανικό άτομο για να παρέχει συμβουλές σχετικά με τις πτυχές του εξοπλισμού απεικόνισης που χρησιμοποιείται κατά τον ποιοτικό έλεγχο.

Μια σημαντική ευθύνη του ακτινοφυσικού είναι η ετήσια επιθεώρηση του κέντρου μαστογραφίας. Αυτό περιλαμβάνει τη δοκιμή του συστήματος μαστογραφικής απεικόνισης ακτίνων Χ, την αξιολόγηση των συνθήκων και της ποιότητας των απεικονιστικών εικόνων των ασθενών καθώς και τον έλεγχο του αρχείου των καταγεγραμμένων ποιοτικών ελέγχων που πραγματοποιήθηκαν από το προσωπικό λειτουργίας του μηχανήματος. Η επιθεώρηση αποτελεί επιπλέον ευκαιρία για τον ακτινοφυσικό να παρέχει εκπαίδευση, πάνω στον ποιοτικό έλεγχο, στο προσωπικό, να ελέγξει τη βαθμονόμηση του εγκατεστημένου μηχανήματος και να απαντήσει σε διάφορες ερωτήσεις που αφορούν τον ποιοτικό έλεγχο. Ιδιαίτερα σημαντικό είναι να ελεγχθεί η δόση ακτινοβολίας του μηχανήματος προς τον ασθενή.

Οι έλεγχοι ποιότητας που πραγματοποιήθηκαν στα πλαίσια της παρούσας εργασίας ακολουθούν τις κατευθυντήριες οδηγίες που αναγράφονται στο πρωτόκολλο ελέγχου ποιότητας μαστογραφικών συστημάτων της Ελληνικής Επιτροπής Ατομικής Ενεργείας (ΕΕΑΕ). Το οποίο είναι αναρτημένο στον ιστότοπο www.eeae.gr.

3.2 Παράμετροι μετρήσεων

3.2.1 Μαστογράφος Συλλογής δεδομένων

Για την συλλογή των δεδομένων στα οποία βασίζεται η παρούσα εργασία χρησιμοποιήθηκε ο μαστογράφος Selenia Dimensions του κατασκευαστικού οίκου Hologic. Τα χαρακτηριστικά του μηχανήματος παρατίθενται στον παρακάτω πίνακα 1.

Τύπος λυχνίας	Varex M-103T
Ισχύς γεννήτριας	5KW
Άνοδος	W με φίλτρο Rh/Ag
Γωνία ανόδου	0°
Εστίες	2 (0.1 και 0.3)
Εύρος kV-mAs	kV 22-49 (BHMA 1)/mAs 4-500
Μόνιμο φίλτρο	0.63χιλ.Be
Διαστάσεις ανιχνευτή	24x29 cm, CsI
Μέγεθος pixel	100μm

Βάθος εικόνας	14 bit
DQE/MTF/Χρόνος	DQE 70% @ 0,5 lp/mm/
Σύστημα συμπίεσης	200 N μέγιστη δύναμη με αυτόματη αποσυμπίεση
Πίστρα	24x29εκ.max FOV ή 18x24εκ.off axis
Μεγέθυνση	x1.5 και x 1.8
SSD	662 mm
Δόση	Υπολογισμός και απεικόνισης της δόσης πάνω στην εικόνα μετά από κάθε έκθεση (Δόση εισόδου δέρματος (Entrance Skin Dose) και μέση δόση αδένων (Average Glandular Dose).

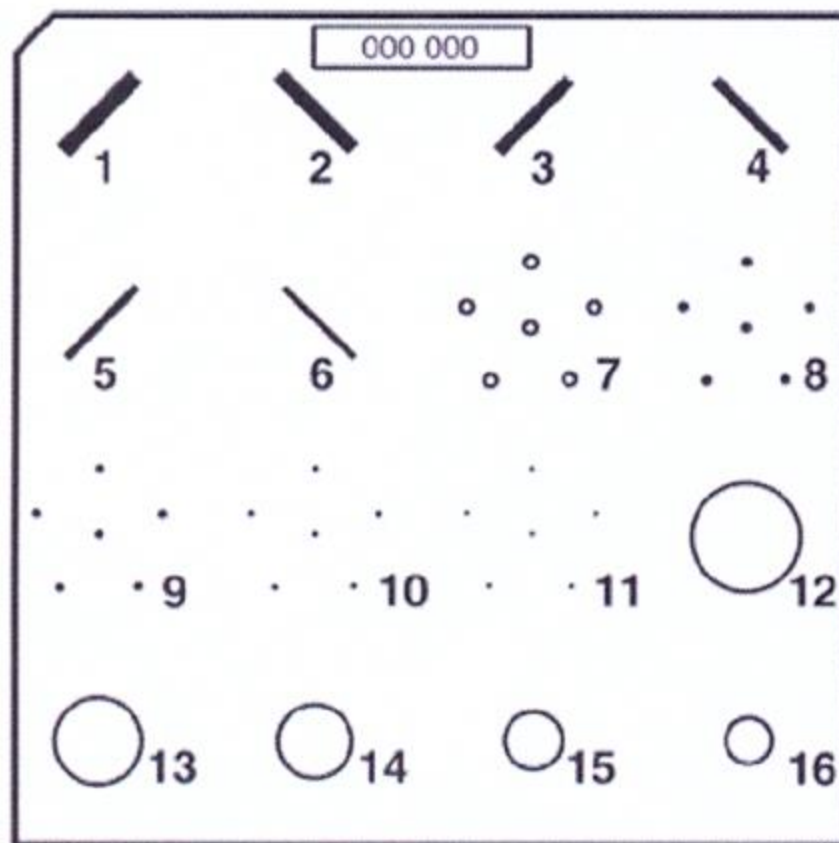
Πίνακας 1: Χαρακτηριστικά μαστογράφου Hologic Selenia Dimensions

3.2.2 Όργανα ελέγχου

Για την πραγματοποίηση του ελέγχου λειτουργίας του παραπάνω μηχανήματος μαστογραφίας χρησιμοποιήθηκαν τα παρακάτω όργανα:

- πολύμετρο ελέγχου ακτινολογικών μηχανημάτων τύπου Piranha – CB2 για μετρήσεις – έλεγχο πολλαπλών παραμέτρων λειτουργίας, όπως π.χ. υψηλής τάσης (kVp), χρόνου, πάχους υποδιπλασιασμού (Half Value Layer, HVL), ολικού φίλτρου (Total Filtration), δόσης, ρυθμού δόσης κ.α.,
- ειδικός ανιχνευτής στερεάς – κατάστασης (**solid – state detector**) τύπου Piranha Dose Probe κατάλληλος για μετρήσεις χαμηλών ρυθμών δόσης,
- ομοίωμα ελέγχου πρότυπου αστέρα (**star test pattern**) για τον έλεγχο του μεγέθους της εστίας τύπου VD0219105 Type 9/1.0,
- ομοίωμα από υλικό ισοδύναμο ιστού (**Plexiglas**): 40 πλάκες επιφάνειας 30εκ.x 30εκ.και πάχους 0.5εκ.η καθεμία, και
- **ομοίωμα μαστογραφίας** (Mammographic Accreditation Phantom) τύπου Gammex 156, κατασκευής της Αμερικάνικης εταιρείας GAMMEX. Το ομοίωμα

σχεδιάσθηκε ώστε να προσομοιώνει την εξασθένηση της ακτινοβολίας-X από συμπιεσμένο ανθρώπινο μαστό πάχους 4.2 εκ., ο οποίος αποτελείται από 50% λιπώδη και 50% αδενικό ιστό. Αποτελείται από ακρυλικό υλικό και έχει σχήμα ορθογωνίου παραλληλογράμμου με διαστάσεις επιφανείας 10.2 x 10.8 cm² και πάχος 4.5 εκ. Στο ακρυλικό περίβλημα του ομοιώματος υπάρχουν ενσωματωμένα σε κερί αντικείμενα ελέγχου (test objects) διαφόρων μεγεθών, σχημάτων και πυκνοτήτων. Αυτά τα αντικείμενα προσομοιάζουν κακοήθειες ή μικρές δομές (π.χ. μικρο-αποτιτανώσεις, ινώσεις) του μαστού, ώστε οι απαιτούμενοι έλεγχοι ποιότητας να προσεγγίζουν τις κλινικές συνθήκες. Ειδικότερα, το ομοίωμα διαθέτει (Εικόνα 5) έξι (6) ίνες από νάιλον (nylon fibers) με διαστάσεις 0.40, 0.54, 0.75, 0.89, 1.12 και 1.56 χιλ. για την προσομοίωση ινώσεων, πέντε (5) ομάδες δομών Al₂O₃ με διαστάσεις από 0.16, 0.24, 0.32, 0.40 και 0.54 χιλ. για την προσομοίωση μικρο-ασβεστώσεων (micro-calcifications), και πέντε (5) κυκλικές δομές με διαμέτρους 0.25, 0.50, 0.75, 1.00 και 2.00 χιλ. για την προσομοίωση κύστεων.



Εικόνα 5: Διάταξη ομοιώματος μαστογραφίας της εταιρείας Gammex. Από www.sunnuclear.com

3.3 Έλεγχος ποιότητάς δέσμης

Το φάσμα των ακτίνων X και η ποιότητα δέσμης αποτελούν βασικές παραμέτρους για τη μελέτη των δοσιμετρικών ιδιοτήτων των ακτίνων X στη διαγνωστική ακτινολογία. Προκειμένου να περιγραφεί πλήρως το φάσμα δέσμης ακτίνων X, πρέπει να προσδιοριστεί η φασματική ροή φωτονίων. Ένα φασματοσκόπιο είναι απαραίτητο για τη μέτρηση της πραγματικής φασματικής ροής φωτονίων, ωστόσο, η φασματομετρία είναι πολύ ακριβή και χρονοβόρα για την εφαρμογή ρουτίνας στις ακτίνες X. Ως εκ τούτου, ο προσδιορισμός του Half-Value Layer (HVL) περιγράφει την ποιότητα της δέσμης ακτίνων X. Το HVL μιας δέσμης είναι το πάχος του υλικού που απαιτείται για τη μείωση της έντασης μιας ακτίνας X. Σε ακτίνες X τάσης χιλιάδων Βολτ (Volts), ο προσδιορισμός του HVL της δέσμης ακτίνων X μπορεί να χρησιμοποιηθεί για το χαρακτηρισμό της ακτινοβολούμενης

ενέργειας με τη μετατροπή του HVL σε συντελεστή γραμμικής εξασθένησης ή στο συντελεστή εξασθένησης μάζας (Young *et al.*, 2006; Aminah *et al.*, 2010; Chen, Jong and Harun, 2012).

Προκειμένου να επιβεβαιωθεί η ακρίβεια των ακτινοβολουμένων ενεργειών kVp μετρήθηκαν τιμές τάσης στο εύρος 25 – 35 kVp ανά 1 kVp για 50 mAs και συνδυασμό εστίας/φίλτρου W/Rh και W/Ag. Ο έλεγχος πραγματοποιήθηκε με χρήση του συστήματος μέτρησης Piranha-CB2 το οποίο τοποθετήθηκε επάνω στο σύστημα συγκράτησης της κασέτας και σε απόσταση 4 εκ. από το όριο του θωρακικού τοιχώματος και σε απόσταση Focus Detector Distance (FDD) = 62 εκ. Η ακρίβεια υπολογίστηκε αφαιρώντας από την ονομαστική τη μετρούμενη τιμή τάσης.

Επίσης με χρήση του συστήματος μέτρησης Piranha-CB2 πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις επαναληψιμότητας της υψηλής τάσης στα 27 kVp για 50 mAs και συνδυασμός εστίας/φίλτρου W/Rh και W/Ag. Η διάταξη μέτρησης τοποθετήθηκε πάνω στο σύστημα του ανιχνευτή, σε απόσταση FDD = 62 εκ.

Για τον έλεγχο του HVL τοποθετήθηκε το σύστημα μέτρησης Piranha-CB2 στην κορυφή του ανιχνευτή και σε απόσταση ~65εκ. από την εστία. Το πίεστρο τοποθετήθηκε 3εκ. πάνω από τον ανιχνευτή. Επιλέγοντας συνδυασμό εστίας/φίλτρου W/Rh και κατόπιν W/Ag , στοιχεία έκθεσης 28 kVp και 50 mAs, ακτινοβολήθηκε ο ανιχνευτής τοποθετώντας κάθε φορά αυξανόμενα πάχη φίλτρου αλουμινίου (Al) μεταξύ λυχνίας και ανιχνευτή.

3.4 Ποιότητα απεικόνισης

Στη μαστογραφία, υπάρχει παραδοσιακή η χρήση των ομοιωμάτων διακρίβωσης για την αξιολόγηση της ποιότητας της εικόνας. Έχουν χρησιμοποιηθεί ποικίλα τέτοια φαντάσματα και τα περισσότερα βασίζονται σε υποκειμενικές κρίσεις της ορατότητας των λεπτομερειών που προσομοιώνουν τις μάζες, τις απασβεστώσεις ή τις κύστες. Οι βαθμολόγηση του κάθε συστήματος με βάση την δυνατότητα προβολής αυτών των προσομοιώσεων είναι απλή, αποτελεσματική και εύκολα επαναλαμβανομένη σε κάθε εγκατάσταση. Επίσης είναι απαραίτητος ο έλεγχος της ορθής λειτουργίας του συστήματος αυτόματης έκθεσης AEC και ο συστηματικός έλεγχος συμμόρφωσης του σύμφωνα με τα

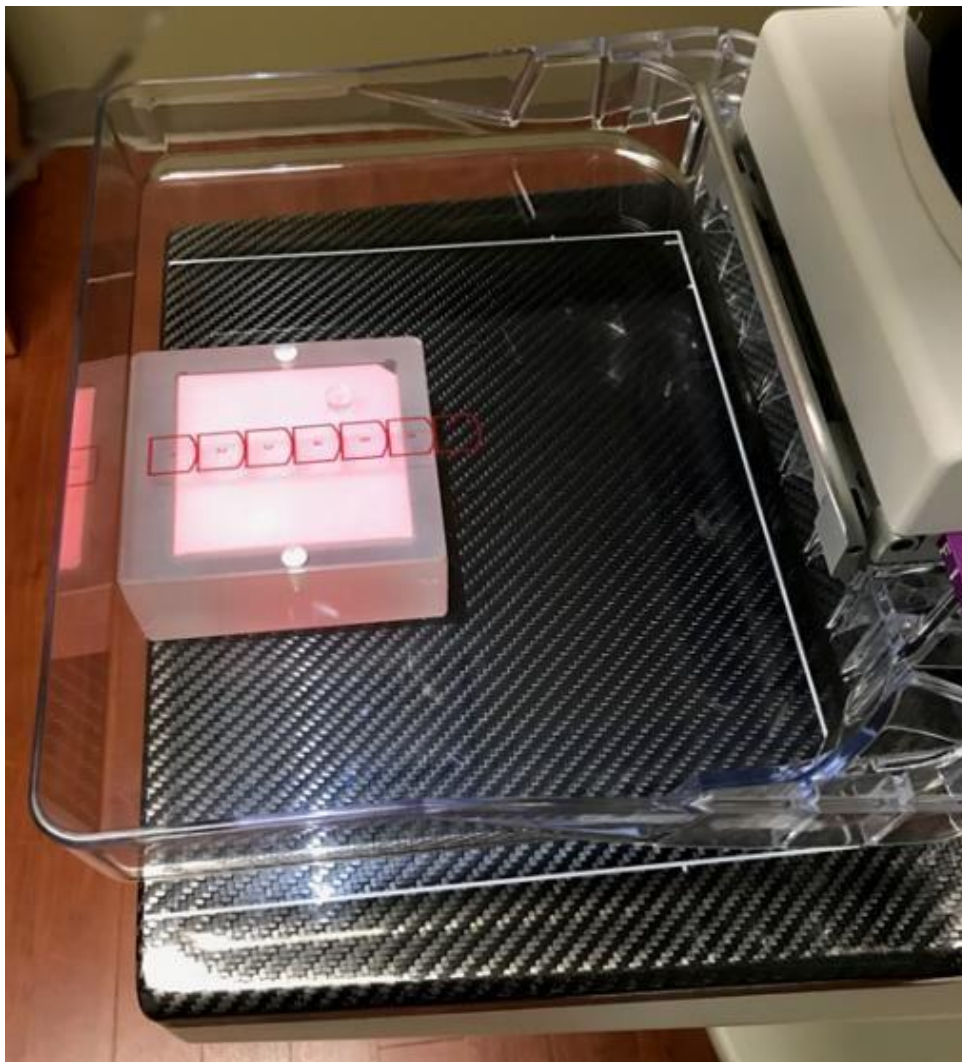
πρωτόκολλα ελέγχου του μαστογράφου (Salvagnini *et al.*, 2015; Whelehan, 2016; Fausto *et al.*, 2017).

Για να εξαχθούν ασφαλή συμπεράσματα θα πρέπει να μετρηθεί επακριβώς ο λόγος αντίθεσης προς θόρυβο (Contrast to Noise Ratio – CNR). Το πλεονέκτημα μέτρησης του CNR είναι ότι είναι εύκολο να διεξαχθεί με ακρίβεια και να είναι εξαιρετικά σχετικό με την ποιότητα της εικόνας σε λήψεις του ομοιώματος ή κλινικές ασθενών. Συγκεκριμένα, το CNR είναι ιδιαίτερα ευαίσθητο ως προς τις αλλαγές στο θόρυβο, π.χ. λόγω μεταβολών στην δόση ή αλλαγών στην αντίθεση των , π.χ. λόγω αλλαγών στην ποιότητα της δέσμης. Για το λόγο αυτό, η μέτρηση του CNR είναι πολύ χρήσιμη για τον έλεγχο των επιδόσεων των συστημάτων αυτόματου ελέγχου της έκθεσης και μπορεί να συσχετιστεί με την επίδραση του πάχους ενός αντικειμένου σε ένα συγκεκριμένο σύστημα (Baldelli, Phelan and Egan, 2009; Leyton *et al.*, 2011).

Στον παρόντα έλεγχο χρησιμοποιήθηκε, προκειμένου να μετρηθεί η διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης, το ομοίωμα μαστογραφίας (ACR Phantom) το οποίο τοποθετήθηκε πάνω στο αντιδιαχτυτικό διάφραγμα σε τέτοια θέση ώστε να είναι ευθυγραμμισμένο με το θωρακικό τοίχωμα (Εικόνα 6). Πραγματοποιήθηκε ακτινοβολήση του ομοιώματος με χρήση λειτουργίας AEC και τάση 28 kV.

Επίσης, για να μετρηθεί η διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης χρησιμοποιήθηκε το ομοίωμα μαστού με ενσωματωμένο bar pattern 5 - 12 lp/mm το οποίο τοποθετήθηκε πάνω στο αντιδιαχτυτικό διάφραγμα σε τέτοια θέση ώστε να είναι ευθυγραμμισμένο με το θωρακικό τοίχωμα. Πραγματοποιήθηκε ακτινοβολήση του ομοιώματος με χρήση λειτουργίας AEC και τάση 29 kV.

Προκειμένου να διασφαλιστεί η ορθή λειτουργία του Αυτόματου Συστήματος Έκθεσης (AEC) χρησιμοποιήθηκαν διαφορετικά πάχη πλεξιγκλάς τα οποία τοποθετήθηκαν πάνω στο αντιδιαχτυτικό διάφραγμα σε τέτοια θέση ώστε να είναι ευθυγραμμισμένο με το θωρακικό τοίχωμα και πάνω από αυτά φύλλο αλουμινίου πάχους 0,1 χιλιοστού (mm). Πραγματοποιήθηκε ακτινοβολήση του ομοιώματος με χρήση λειτουργίας AEC, με την τάση σε 28 kV και μετρήθηκαν ROIs σε σημεία εντός και εκτός ομοιώματος χαλκού.



Εικόνα 6: Τοποθέτηση ACR Phantom πάνω στον ανιχνευτή. Από (American College of Radiology).

3.5 Έλεγχος Θορύβου

Ο θόρυβος στις εικόνες ψηφιακής μαστογραφίας αντιπροσωπεύει έναν θεμελιώδη περιορισμό της ποιότητας της εικόνας και για αυτό είναι σημαντικό μέρος των διαδικασιών ποιοτικού ελέγχου. Ο θόρυβος εικόνας μπορεί να θεωρηθεί ότι αποτελείται από τρία στοιχεία: τον κβαντικό, τον δομικό και τον ηλεκτρονικό θόρυβο. Ο Κβαντικός θόρυβος προκύπτει λόγω των παραλλαγών των ακτίνων X και δευτερεύοντος των φωτονίων. Ο δομικός θόρυβος είναι ο θόρυβος που προκαλείται από χωροταξικά καθορισμένες διακυμάνσεις της βαθμονόμησης (Gain) ενός συστήματος απεικόνισης και είναι ανάλογο

προς την έκθεση. Ο ηλεκτρονικός θόρυβος θεωρείται ανεξάρτητος από την ενέργεια έκθεση και μπορεί να προκύψει από διάφορες πηγές: θόρυβο αέρα, θόρυβος επεξεργασίας, θόρυβος ενίσχυσης (Baldelli, Phelan and Egan, 2009; Leyton *et al.*, 2011).

Τυπική απόκλιση (Standard Deviation - SD) σε μια τυπική περιοχή ενδιαφέροντος (Standard region of Interest - ROI) λαμβάνεται ως μετρήσιμο μέγεθος του θορύβου. Αυτή η τυπική περιοχή ενδιαφέροντος μετράτε ως ένα τετράγωνο $0,6 \times 0,6$ εκ. και τοποθετείται σε 6 εκ. απόσταση από το θωρακικό τοίχος και κεντραρισμένο. Το συνολικό SD σε ένα ROI μπορεί να γραφεί ως το τετραγωνικό άθροισμα των στοιχείων θορύβου:

$$SD^2 = SD_e^2 + SD_q^2 + SD_s^2$$

- SD είναι η τυπική απόκλιση στο ROI
- SD_e είναι η τυπική απόκλιση στο ROI λόγω του ηλεκτρονικού θορύβου
- SD_q είναι η τυπική απόκλιση στο ROI λόγω του κβαντικού θορύβου
- SD_s είναι η τυπική απόκλιση στο ROI λόγω του δομικού θορύβου

3.6 Δοσιμετρία

Οι περισσότερες διαδικασίες ποιοτικού ελέγχου για τη μέτρηση της δόσης είναι οι ίδιες για τα συστήματα ψηφιακής μαστογραφίας και για τα αναλογικά συστήματα που χρησιμοποιούν φιλμ. Ωστόσο, υπάρχουν κάποιες λεπτές διαφορές. Οι περισσότερες τεχνικές δοσιμετρίας βασίζονται σε ένα απλό ομοίωμα για να αναπαραστήσει το στήθος. Στο πρωτότυπο ευρωπαϊκό πρωτόκολλο για τα αναλογικά συστήματα, έκθεση γίνεται σε μια πλάκα PMMA με πάχος 45 χλστ. και με την χρήση αυτόματου έλεγχου έκθεσης (Bouwman *et al.*, 2015).

Στον παρόντα έλεγχο πραγματοποιήθηκε μέτρηση της δόσης εισόδου μαστού (ESAK: Entrance Surface Air Kerma) με χρήση του ομοιώματος μαστού πάχους 4.5εκ. και με τον ειδικό ανιχνευτή Piranha Dose Probe τοποθετημένο πάνω στο ομοίωμα (FDD = 62 cm). Επιλέγοντας λειτουργία AEC και τάση 28 kVp.

Επιπλέον υπολογίστηκε η μέση δόση αδένων (AGD: Average Glandular Dose) μέσω της σχέσης:

$$AGD = ESAK \times (g) \times (c) \times (s)$$

3.7 Γεωμετρία ανιχνευτή

Η σύμπτωση του φωτεινού πεδίου με τον ψηφιακό ανιχνευτή αποτελεί απαραίτητη προϋπόθεση για την ακρίβεια της απεικόνισης. Το όριο του φωτεινού πεδίου και η άκρη του θωρακικού τοιχώματος, όπως απεικονίζονται στον ψηφιακό ανιχνευτή, πρέπει να συμπίπτουν με το «πραγματικό» θωρακικό τοίχωμα στον ασθενή. Η συμμόρφωση με τις προδιαγραφές θα επιβεβαιωθεί κατά την διάρκεια της διαδικασίας αποδοχής του μηχανήματος, που διενεργείται από τον ακτινοφυσικό (M.J. Yaffe and A.D.A. Maidment, 2014).

Προκειμένου να επιβεβαιωθεί το παραπάνω τοποθετήθηκαν μεταλλικά αντικείμενα στα όρια του φωτεινού πεδίου ώστε να απεικονιστούν στην απεικονιστική λήψη που πραγματοποιήθηκε. Επίσης, χρησιμοποιήθηκε ομοίωμα τύπου αστέρα για την μέτρηση του μεγέθους εστίας (Focal Spot).

3.8 Ομοιογένεια ανιχνευτή

Η μέτρηση της ομοιογένειας είναι σημαντική και πρέπει να ελέγχεται συστηματικά στην ψηφιακή μαστογραφία. Επειδή η πλειοψηφία των προβλημάτων που αντιμετωπίζουν τα ψηφιακά συστήματα οφείλεται είτε σε λανθασμένη βαθμονόμηση είτε σε αλλοιώσεις που προκαλούνται από ελαττωματική λειτουργία του ψηφιακού ανιχνευτή, οι δύο αυτές παράμετροι μπορούν να αξιολογούνται σε έναν έλεγχο ομοιογένειας (Yaffe and Mainprize, 2004).

Στον έλεγχο ομοιογένειας χρησιμοποιήθηκε ένα ομοιογενές σύνολο από PMMA, το οποίο καλύπτει ολόκληρο τον ανιχνευτή, που απεικονίζεται σε πλήρως αυτόματη λειτουργία (Εικόνα 7). Η μη επεξεργασμένη εικόνα που προέκυψε, διαιρέθηκε σε ROI με μέγεθος $0,5 \times 0,5$ εκ. Για κάθε ROI υπολογίστηκε η τιμή του μέσου όρου (Mean) pixel, η τυπική απόκλιση (SD) και η διακύμανση (Max-Min). Ο λόγος του σήματος προς θόρυβο (SNR) υπολογίζεται ως η τιμή του pixel σε σχέση με την τυπική απόκλιση.



Εικόνα 7: Ακρυλικό Ομοίωμα PMMA. Από (www.Hologic.com).

3.9 Λειτουργική απόκριση ανιχνευτή και έλεγχος ψευδοεικόνας

Είναι ιδιαίτερα σημαντικό να διασφαλίζεται την ορθή λειτουργία του ψηφιακού ανιχνευτή καθώς και η υψηλή ποιότητα της εικόνας που λαμβάνεται. Απαραίτητη προϋπόθεση για την λήψη μιας εικόνας υψηλής ποιότητας είναι η ορθή λειτουργική απόκριση του ανιχνευτή. Επιπλέον, είναι σημαντικό να εξεταστεί η καθαρότητα της εικόνας από οποιεσδήποτε παρεισφρήσεις ή/και αλλοιώσεις. Για να ελεγχθεί το παραπάνω πρέπει να πραγματοποιηθεί λήψη "ψευδοεικόνας" ώστε να σκαναριστεί όλο το πεδίο του ανιχνευτή

χωρίς την ύπαρξη οποιουδήποτε αντικειμένου (Yaffe and Mainprize, 2004; Karellas and Vedantham, 2009b).

Προκειμένου να ελεγχθεί η λειτουργική απόκριση του ανιχνευτή τοποθετούμε ομοίωμα της εταιρίας από πλεξιγκλάς πάχους 4 εκατοστών επάνω στον ανιχνευτή, ακτινοβολούμε χειροκίνητα 5 φορές με σταθερά KV (28) και ανεβάζουμε κάθε φορά τα mAs. Σε κάθε έκθεση παίρνουμε ένα ROI, 6 εκατοστά μέσα από το θωρακικό τοίχωμα και κάνουμε τον πίνακα και κατόπιν και τη γραφική παράσταση mAs – MPV (Mean pixel Value).

Επίσης, προκειμένου να ελεγχθεί το ενδεχόμενο ύπαρξης ψευδοεικόνας, πραγματοποιήθηκε λήψη χωρίς κανένα ομοίωμα στον ανιχνευτή ακτινοβολώντας με ενεργοποιημένη την λειτουργία του AEC, με στόχο τον έλεγχο πιθανής εμφάνισης δομών ή γραμμών ή οποιοδήποτε άλλο στοιχείο που επηρεάζει την ποιότητα εικόνας.

3.10 Έλεγχος πάχους και συμπίεσης του μαστού

Η πυκνότητα και κατά συνέπεια το πάχος του μαστού μπορεί να επηρεάσει την ανίχνευση βλαβών και να μειώσει την ακρίβεια των διαγνώσεων. Εκτός από επίδραση στην ακρίβεια των διαγνώσεων, η πυκνότητα του μαστού μπορεί επίσης να επηρεάσει την ποιότητα της λαμβανόμενης εικόνας. Επομένως, είναι απαραίτητη η σωστή αξιολόγηση του πάχους από το μηχάνημα αλλά και ο συστηματικός έλεγχος ορθής λειτουργίας του συστήματος συμπίεσης μαστού (M.J. Yaffe and A.D.A. Maidment, 2014; Nazari and Mukherjee, 2018).

Για τον προσδιορισμό του πάχους του μαστού τοποθετήθηκαν επάνω στον ανιχνευτή διάφοροι συνδυασμοί από πλάκες πλεξιγκλάς πάχους 1 εκατοστού η κάθε μία και αποτυπώθηκε η ένδειξη πάχους μαστού σε σχετική οθόνη του μηχανήματος. Για τον προσδιορισμό της συμπίεσης του μαστού μετρήθηκε η δύναμη του πιέστρου χρησιμοποιώντας δυναμόμετρο μαστογραφίας Gammex model 163 (Εικόνα 8).



Εικόνα 8: Δυναμόμετρο μαστογραφίας Gammex model 163. Από www.sunnuclear.com

4. Αποτελέσματα ποιοτικού ελέγχου

4.1 Εισαγωγή

Στο παρακάτω κεφάλαιο παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των μετρήσεων που πραγματοποιήθηκαν στο πλαίσιο της παρούσας εργασίας. Οι μετρήσεις παρουσιάζονται είτε σε μορφή πινάκων είτε ως γραφικές παραστάσεις και παρατίθενται τα μέτρα θέσης και μεταβλητότητας των μετρούμενων τιμών. Επίσης παρατίθενται οι λήψεις που πραγματοποιήθηκαν κατά την διαδικασία ελέγχου σύμφωνα με όσα αναφέρθηκαν στο κεφάλαιο της μεθοδολογίας.

4.2 Αποτελέσματα

Έλεγχος ποιότητας δέσμης

Στους πίνακες 2 και 3 παρουσιάζονται οι μετρήσεις που πραγματοποιήθηκαν για καταχωρημένες στο μηχάνημα τιμές από 25 έως 35 kVp με χρήση φίλτρου Rh και Ag αντίστοιχα. Έπειτα παρουσιάζονται οι μετρήσεις που εξάχθηκαν από το όργανο μέτρησης Piranha CB2 και το ποσοστό ακρίβειας τους. Με τις παρακάτω μετρήσεις μπορούμε να εξετάσουμε την ακρίβεια των επιλεγμένων από τον χρήστη τάσεων ενέργειας σε σύγκριση με τις πραγματικά μετρούμενες.

Η ακρίβεια των καταχωρημένων τιμών με την χρήση φίλτρου Rh (Πίνακας 2) παρουσιάζει ένα εύρος που κυμαίνεται από 0,812 έως 0,04 ενώ το εύρος με την χρήση φίλτρου Ag (Πίνακας 3) κυμαίνεται από 0,947 έως 0,089. Διαπιστώνεται πως και στις δύο περιπτώσεις οι τιμές τοποθετούνται εντός του αποδεκτού ορίου, που είναι το 1 (Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας, 2019).

Ονομαστική τάση (kV _p)	Μετρούμενη τάση (kV _p)	Ακρίβεια (kV _p)
25	24,908	0,092
26	25,578	0,422
27	26,644	0,354
28	27,786	0,214

29	28,260	0,740
30	29,152	0,04
31	30,282	0,718
32	31,187	0,813
33	32,212	0,788
34	33,531	0,469
35	34,393	0,607
Πίνακας 2: Ακρίβεια kVp για συνδυασμό W/Rh		

Ονομαστική τάση (kV_p)	Μετρούμενη τάση (kV_p)	Ακρίβεια (kV_p)
25	25,160	0,160
26	25,757	0,243
27	26,911	0,089
28	27,531	0,469
29	28,647	0,353
30	29,174	0,826
31	30,253	0,747
32	31,377	0,623
33	32,053	0,947
34	33,643	0,457

35	34,737	0,263
Πίνακας 3: Ακρίβεια kVp για συνδυασμό W/Ag		

Στον πίνακα 4 και 5 παρουσιάζονται οι μετρήσεις που πραγματοποιήθηκαν για ίδια ονομαστική τιμή τάσης $kV_p = 27$, για τιμή $mAs = 50$ και με την χρήση φίλτρου Rh και Ag αντίστοιχα. Τέλος παρατίθεται η διαφορά μεταξύ των μετρούμενων τάσεων σε ποσοστό επί τις εκατό (%). Με τις μετρήσεις των πινάκων 4 και 5 εξετάζεται επαναληψιμότητα των μετρούμενων τάσεων ακτινοβολίας. Παρατηρείται πως το ποσοστό επαναληψιμότητα (%) για χρήση φίλτρου Rh ανέρχεται σε 0,049% ενώ το αντίστοιχο με φίλτρο Ag ανέρχεται σε 0,122. Και οι δύο τιμές θεωρούνται αποδεκτές από τα πρωτόκολλα ελέγχου (Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας, 2019).

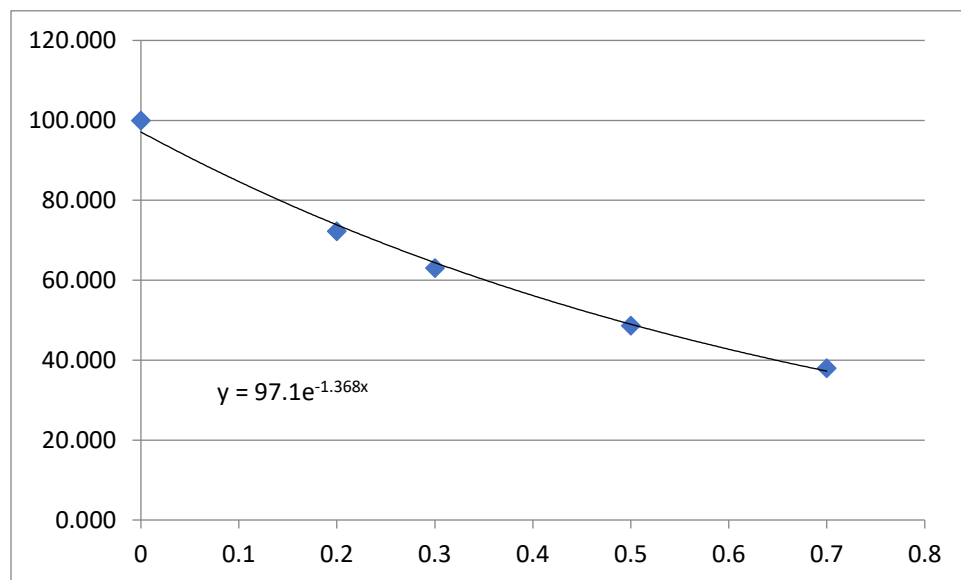
Ονομαστική τάση (kV_p)	Μετρούμενη τάση (kV_p)
27	27,836
27	27,839
27	27,729
27	27,767
27	27,757
Μέση τιμή:	27,786
Επαναληψιμότητα (%):	0,049
Πίνακας 4: Επαναληψιμότητα kVp για συνδυασμό W/Rh	

Ονομαστική τάση (kV_p)	Μετρούμενη τάση (kV_p)
27	27,033
27	27,042
27	27,044
27	26,795
Μέση τιμή:	26,979
Επαναληψιμότητα (%):	0,122
Πίνακας 5: Επαναληψιμότητα kV _p για συνδυασμό W/Ag	

Στους πίνακες 6 και 7 παρατίθενται οι μετρούμενες τιμές δόσης (mGy) με την χρήση εστίας/φίλτρου W/Rh και W/Ag αντίστοιχα. Με στοιχεία έκθεσης 28 kVp και 50 mAs, ακτινοβολήθηκε ο ανιχνευτής τοποθετώντας κάθε φορά αυξανόμενα πάχη φίλτρου αλουμινίου (Al) μεταξύ λυχνίας και ανιχνευτή. Επιπλέον παρατίθενται το ποσοστό απόδοσης της ακτινοβολούμενης δόσης για κάθε πάχος αλουμινίου σε σύγκριση με την μετρούμενη δόση χωρίς αυτό. Βάσει αυτών σχεδιάστηκε η γραφική παράσταση της δόσης συναρτήσει του πάχους Al και υπολογίστηκε το HVL για το καθένα αντίστοιχα. Παρατηρείται πτώση των τιμών της μετρούμενης δόσης καθώς το πάχος των φύλλων αλουμινίου αυξάνεται και στα δύο φίλτρα (πίνακες 6 και 7). Από τα γραφήματα 2 και 3 φαίνεται η ύπαρξη αρνητικού συσχετισμού μεταξύ των δύο μεταβλητών και στις δύο περιπτώσεις.

mm Al	mGy	%
0	1,633	100,000
0,2	1,181	72,289
0,3	1,030	63,045
0,5	0,795	48,655
0,7	0,621	38,014

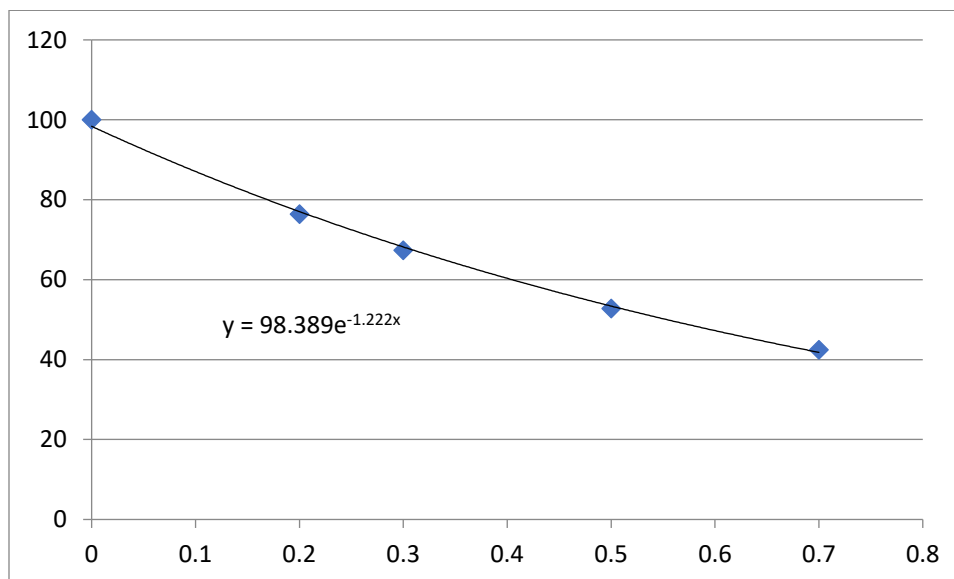
Πίνακας 6 : Μετρούμενες τιμές δόσης για αυξανόμενα πάχη φίλτρου (mm Al) επιλέγοντας συνδυασμό W/Rh



Γράφημα 2 : % Διερχόμενη ακτινοβολία συναρτήσει πάχους φίλτρου (mm Al) επιλέγοντας συνδυασμό W/Rh

mm Al	mGy	%
0	1,571	100
0,2	1,200	76,389
0,3	1,058	67,358
0,5	0,830	52,820
0,7	0,667	42,469

Πίνακας 7: Μετρούμενες τιμές δόσης για αυξανόμενα πάχη φίλτρου (mm Al) επιλέγοντας συνδυασμό W/Ag



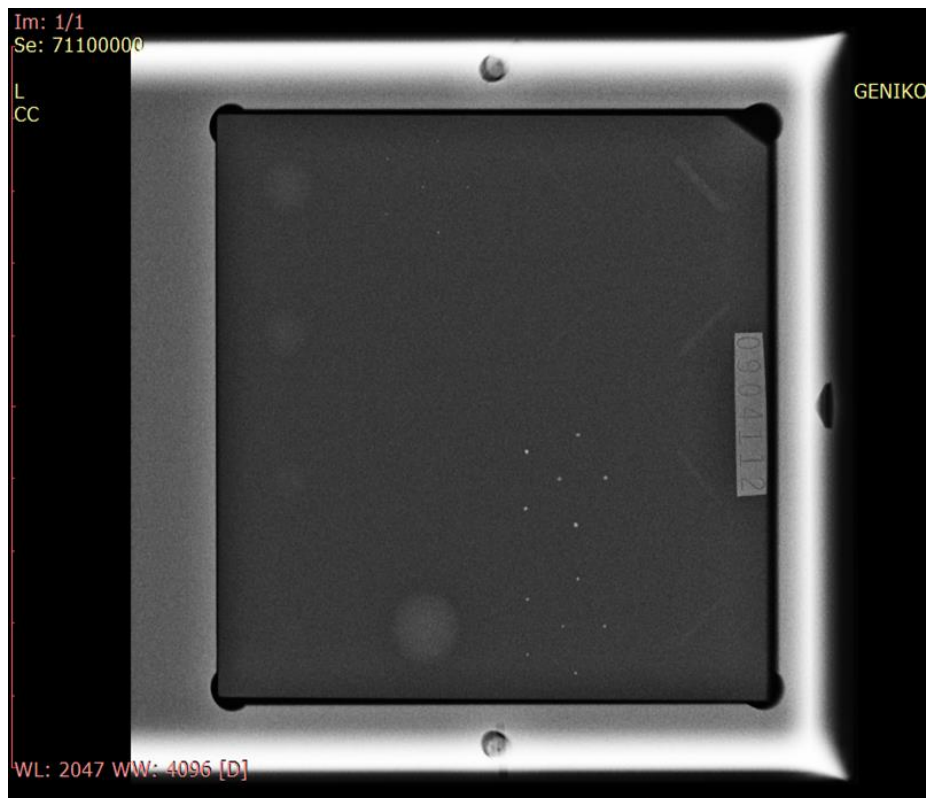
Γράφημα 3 : % Διερχόμενη ακτινοβολία συναρτήσει πάχους φίλτρου (mm Al) επιλέγοντας συνδυασμό W/Ag

Ποιότητα απεικόνισης

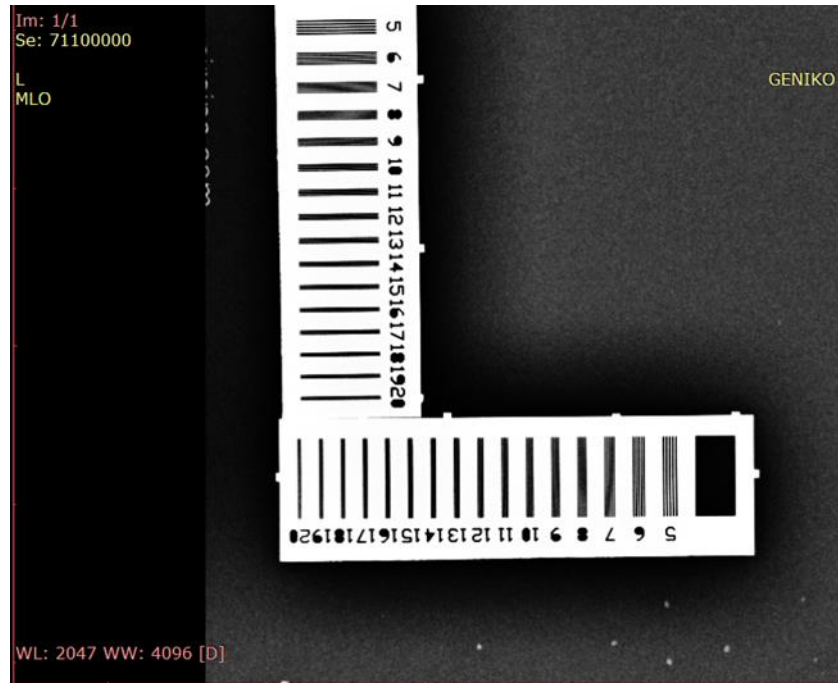
Στην εικόνα 1 απεικονίζεται το ομοίωμα ACR που χρησιμοποιήθηκε για να ελεγχθεί η διακριτική ικανότητα απεικόνισης του μαστογράφου για συνθήκες χαμηλής αντίθεσης, με ενεργοποιημένη την λειτουργία ελέγχου αυτόματης έκθεσης AEC και τάση ακτινοβολήσης 28 kV.

Στην εικόνα 2 απεικονίζεται το bar pattern 5 - 12 lp/mm σε λειτουργία ελέγχου αυτόματης έκθεσης AEC και τάση ακτινοβολήσης 29 kV. Η λήψη πραγματοποιήθηκε προκειμένου να μετρηθεί η διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης.

Στην εικόνα 9 διακρίνονται 5 σετ γραμμών που αντιστοιχούν σε ίνες νάιλον διαστάσεων 0.54 mm., 3 σετ δομών Al_2O_3 , που αντιστοιχούν σε διαστάσεις 0.24 mm, και 4 κυκλικές δομές, που αντιστοιχούν σε ομοιόμορφη δομή πάχους 0.25 mm. Από την εικόνα 10 τεκμηριώνεται η ύπαρξη πλήρους ορατότητας έως 9 lp/mm και στις δύο κατευθύνσεις.



Εικόνα 9: Ομοίωμα ACR.



Εικόνα 10: Resolution Test Pattern

Για τον έλεγχο του Αυτόματου Συστήματος Έκθεσης (AEC), στον πίνακα 8 παρατίθενται τα SNR που καταγράφηκαν σε διάφορα πάχη ομοιώματος πλεξιγκλάς ακολουθώντας την διαδικασία που περιγράφεται στην μεθοδολογία.

Παρατηρείτε ότι οι ελεγχόμενες τιμές βρίσκονται εντός των ορίων που ορίζουν τα πρωτοκολλά ελέγχου του μαστογράφου, επιβεβαιώνοντας την ορθή λειτουργία του συστήματος αυτόματης έκθεσης AEC (Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας, 2019).

Πάχος(cm)	MPV(AI)	SD(AI)	MPV(PMMA)	SD(PMMA)	CNR	CNR/CNR 5	Limit
2.0	196,75	7,11	286,85	4,46	- 15,18	1,33	> 1.15
3.0	208,32	6,87	291,57	4,11	- 14,71	1,29	> 1.10
4.0	230,12	6,78	305,04	4,22	- 13,27	1,16	> 1.05

5.0	253,17	6,57	317,32	4,49	- 11,40	1,00	1,00
-----	--------	------	--------	------	------------	------	------

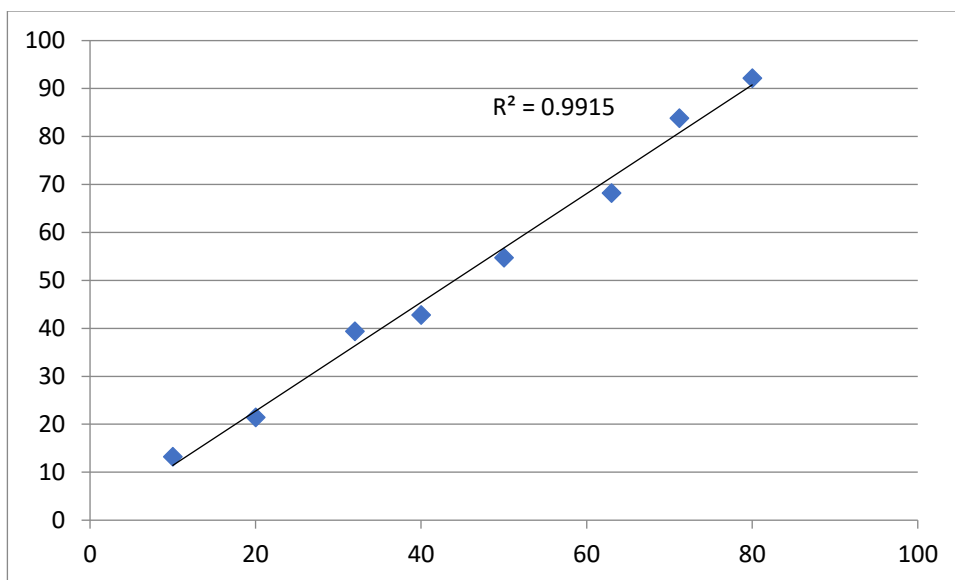
Πίνακας 8: Μετρικά δεδομένα SNR σε διάφορα πάχη ομοιώματος

Έλεγχος θορύβου

Παίρνουμε τις τιμές SD (Πίνακας 9) που καταγράψαμε πιο πάνω, τις υψώνουμε στο τετράγωνο και κατασκευάζουμε την γραφική παράσταση $mAs - SD^2$. Παρατηρείτε ότι η γραμμικότητα της γραφικής παράστασης $mAs - SD^2$ υπερβαίνει το 0,99.

KV	mAs	SD	SD^2
28	10	3,641	13,25688
28	20	4,631	21,44616
28	28	6,277	39,40073
28	40	6,542	42,79776

Πίνακας 9: Τιμές SD για διαφορετικές τιμές mAs



Γράφημα 4: Γραφική παράσταση mAs προς SD^2

Δοσιμετρία

Όπως αναφέρεται στην μεθοδολογία για να μετρηθεί η μέση δόση αδένα πρέπει να υπολογιστεί η παρακάτω σχέση:

$$AGD = ESAK \times g \times c \times s$$

όπου $g \times c = 0,269$, τροποποιητικός παράγοντας για $HVL = 0.5 \text{ mm Al}$, και $g \times c = 0,300$ για $HVL = 0,567$, για πάχος συμπιεσμένου μαστού 5 cm (ισοδύναμο πάχος ομοιώματος PMMA 4.5 cm) και όπου $s (=1,042$ για W/Rh και W/Ag επίσης) τροποποιητικός παράγοντας ανάλογα με το φίλτρο [IAEA 2011 publication 1482] και ESAK η δόση εισόδου μαστού.

Με βάση την παραπάνω σχέση: $AGD = 5,509 \times 0,269 \times 1,042$

Μέση Δόση Αδένα = 1,544 (συνδυασμό εστίας/φίλτρου W/Rh)

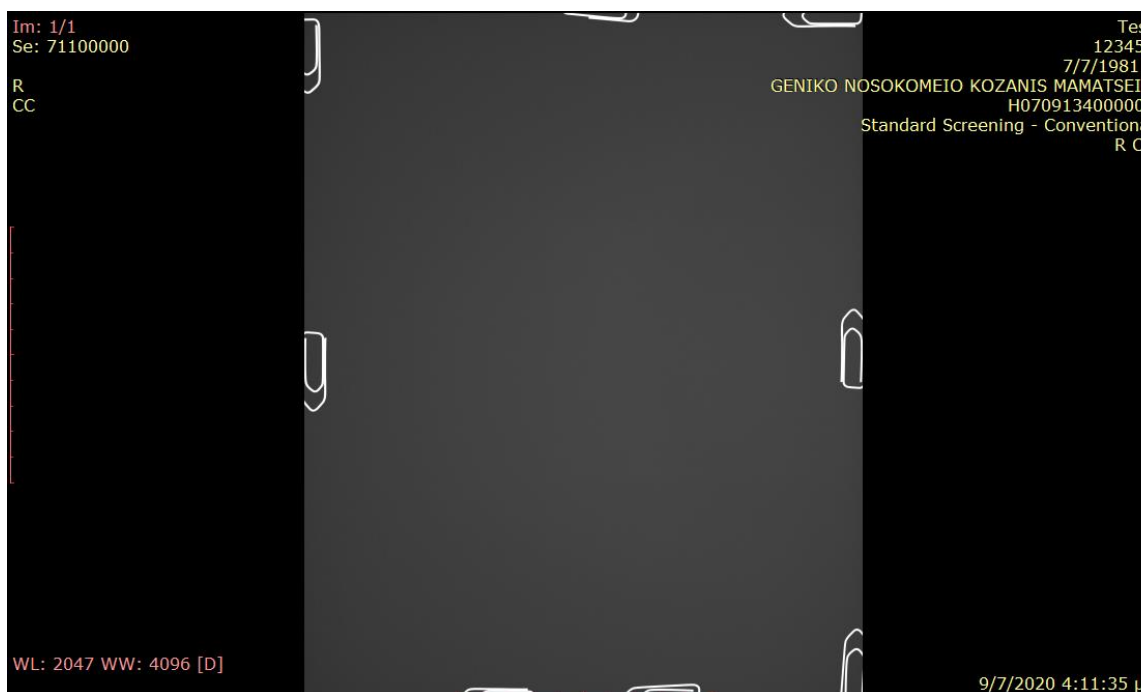
$$\text{Και AGD} = \text{ESAK} \times g \times c \times s = 4,262 \times 0,300 \times 1,042$$

Μέση Δόση Αδένα = 1,332 (συνδυασμό εστίας/φίλτρου W/Ag)

Γεωμετρία ανιχνευτή

Πραγματοποιήθηκαν οι παρακάτω λήψεις σύμφωνα με τις οδηγίες που περιγράφονται στην μεθοδολογία ώστε να επιβεβαιωθεί σύμπτωση του φωτεινού πεδίου με τον ψηφιακό ανιχνευτή.

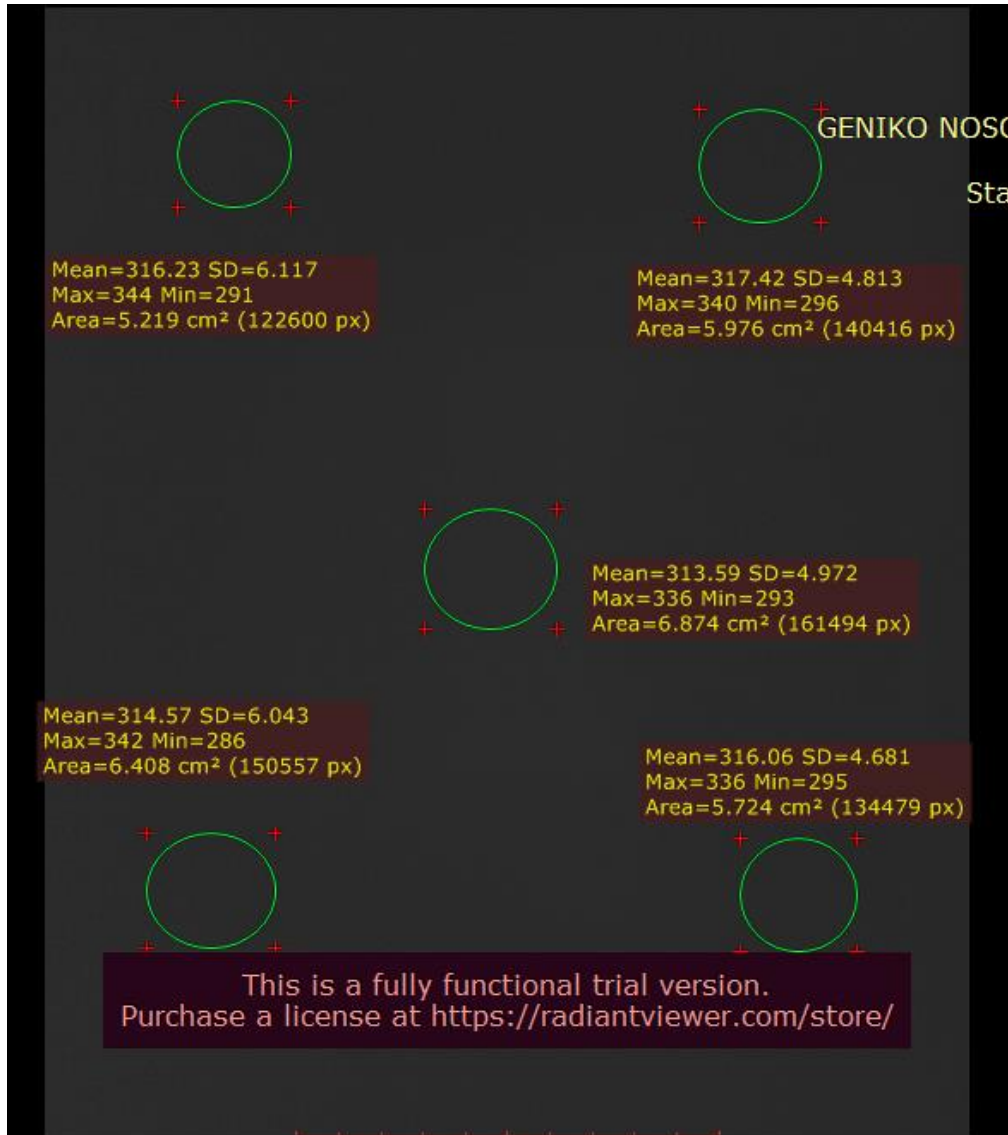
Όπως φαίνεται στην εικόνα 11 τα μεταλλικά αντικείμενα που έχουμε τοποθετήσει (συνδετήρες) ακριβώς επάνω στα όρια των πλευρών του φωτεινού πεδίου απεικονίζονται, επίσης, στα όρια των πλευρών του ψηφιακού ανιχνευτή του μαστογράφου. (Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας, 2019)



Εικόνα 11: Λήψη με την χρήση στόχων στα όρια του ανιχνευτή

Ομοιογένεια ανιχνευτή

Για την επιβεβαίωση της ομοιογένειας του ανιχνευτή πραγματοποιήθηκε λήψη με την χρήση ενός ομοιογενούς συνόλου PMMA και μετρήθηκαν τα ROI σε πέντε σημεία του ανιχνευτή, τέσσερα στα άκρα και ένα στο κέντρο της εικόνας (Εικόνα 12). Ο μέσος όρος των 4 περιφερειακών τιμών (Μ.Ο. 316,09) διαφέρει 0,8% (όριο πάνω από 20%) από την τιμή του κεντρικού (313,59) (Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας, 2019).



Εικόνα 12: Πέντε σημεία λαμβανόμενου ROI

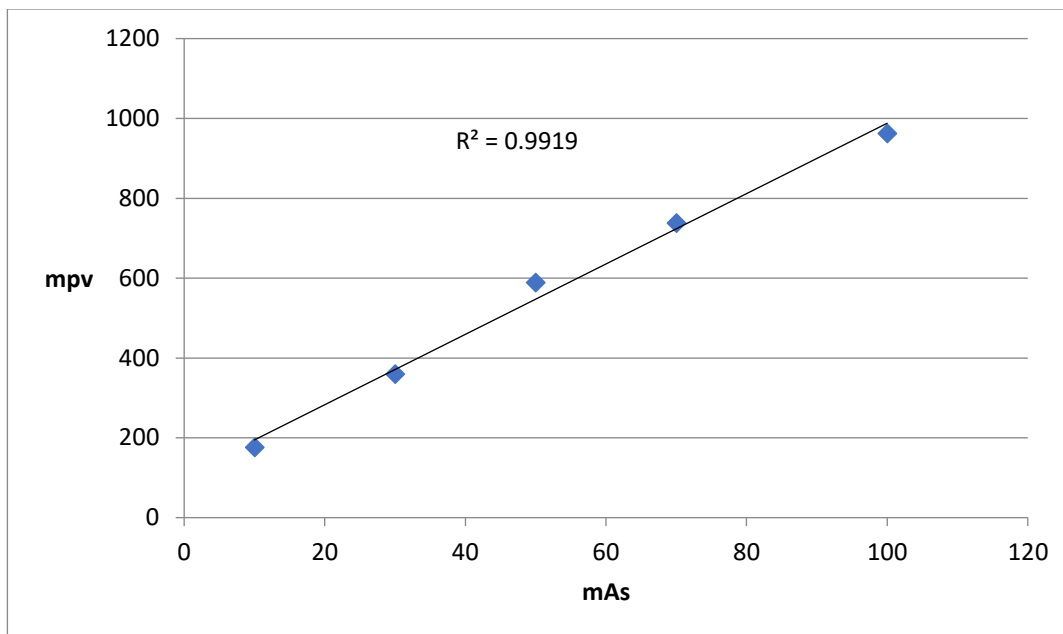
Λειτουργική απόκριση ανιχνευτή και έλεγχος ψευδοεικόνας

Ακολουθώντας την μεθοδολογία που αναπτύξαμε στο προηγούμενο κεφάλαιο προκειμένου να ελεγχθεί η λειτουργική απόκριση του ανιχνευτή δημιουργήθηκε ο παρακάτω πίνακας 10 και το γράφημα 5. Επίσης για τον έλεγχο ύπαρξης πιθανών παρεισφρήσεων στον ανιχνευτή πραγματοποιήθηκε η παρακάτω λήψη όπως φαίνεται στην εικόνα 13.

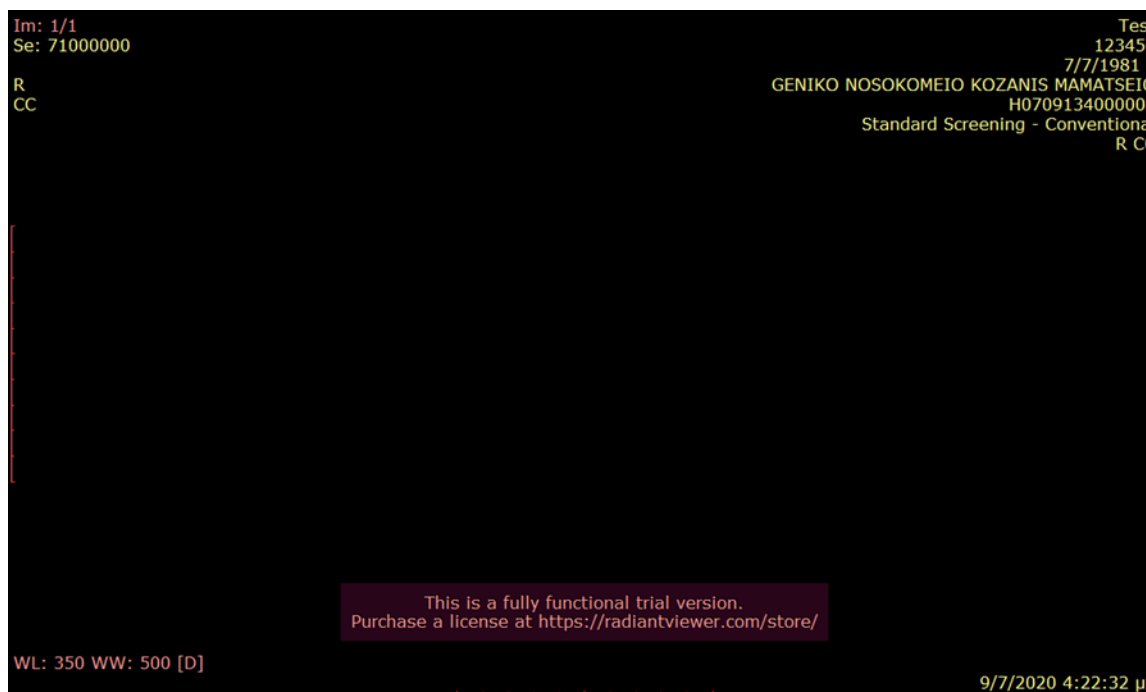
Διαπιστώθηκε ,όπως φαίνεται και στο γράφημα, ότι η γραμμικότητα της γραφικής παράστασης mAs – MPV υπερβαίνει το 0,99. Επίσης, στην ψευδοεικόνα που λάβαμε δεν εντοπίζονται παρεισφρήσεις ή αλλοιώσεις στον ψηφιακό ανιχνευτή (Εικόνα 13).

KV	mAs	MPV
28	10	175,91
28	30	359,43
28	50	589,18
28	70	737,55
28	100	922,7

Πίνακας 10: Τιμές MPV για μεταβαλλόμενες τιμές mAs και σταθερές KVp



Γράφημα 5: Γραφική παράσταση MPV προς mAs



Εικόνα 13: Λήψη ψευδοεικόνας

Έλεγχος πάχους και συμπίεσης του μαστού

Προκειμένου να επιβεβαιωθεί ότι το αναγραφόμενο και μετρούμενο πάχος μαστού στο μηχάνημα συμβαδίζει με το πραγματικό μέγεθος που τοποθετείτε σε αυτό, πραγματοποιήθηκαν οι παρακάτω μετρήσεις που καταγράφονται στον πίνακα 11.

Προκειμένου να επιβεβαιωθεί ότι το αναγραφόμενη και μετρούμενη δύναμη συμπίεσης του μαστού στο μηχάνημα συμβαδίζει με το πραγματική πίεση που ασκείται στον τοποθετημένο μαστό, πραγματοποιήθηκαν οι παρακάτω μετρήσεις που καταγράφονται στον πίνακα 12.

Παρατηρείται απόλυτη ταύτιση των αναγραφόμενων τιμών του μηχανήματός με τα τοποθετημένα πάχη. Επίσης σημειώνεται ταύτιση των πιέσεων που αναγράφονται στο μηχάνημα με τις πραγματικά μετρήσιμες. Η μέγιστη τιμή δύναμής που βρέθηκε ήταν 19,8 kg (όριο αποδοχής < 20 kg).

Πάχος συμπίεσης μαστού (πλεξιγκλάς σε εκατοστά)	
Πάχος ομοιώματος	Αναγραφόμενη τιμή
3	3
4	4
5	5
6	6

Πίνακας 11: Πραγματικές και αναγραφόμενες τιμές πάχους μαστού

Αναγραφόμενη τιμή δύναμης (kg)	Μετρούμενη τιμή δύναμης (daN ή kg)
5	5,1
8	7,9
10	9,9

13	12,8
15	14,8
20	19,8

Πίνακας 12: Πραγματικές και αναγραφόμενες τιμές συμπίεσης μαστού

5. Συμπεράσματα-Συζήτηση

Στο πλαίσιο της παρούσας εργασίας διενεργήθηκε ποιοτικός έλεγχος στο μαστογράφο Selenia Dimensions του κατασκευαστικού οίκου Hologic χρησιμοποιώντας διαπιστευμένα, εξειδικευμένα όργανα μέτρησης και ειδικά ομοιώματα μαστογραφίας. Η συλλογή των δεδομένων διεξάχθηκε σύμφωνα με τις κατευθυντήριες οδηγίες της ΕΕΑΕ οι οποίες εναρμονίζονται με τις ευρωπαϊκές κατευθυντήριες οδηγίες όπως αυτές αναγράφονται από τον οργανισμό EUREF (www.euref.org).

Ο έλεγχος που πραγματοποιήθηκε αξιολογεί:

- Την ποιότητα της δέσμης
- Την ποιότητα απεικόνισης
- Τον παραγόμενο θορύβου
- Την δοσιμετρία
- Την γεωμετρία του ανιχνευτή
- Την Ομοιογένεια του ανιχνευτή
- Την λειτουργική απόκριση του ανιχνευτή
- Το πάχος και τη συμπίεση του μαστού

Οι τιμές του συνόλου των ποιοτικών ελέγχων που πραγματοποιήθηκαν, τοποθετούνται εντός των αποδεκτών ορίων και διαπιστώθηκε εξαιρετική ποιότητα εικόνας στις λήψεις που πραγματοποιήθηκαν.

Όπως φαίνεται στα παραπάνω ο ποιοτικός έλεγχος του μαστογράφου αξιολογεί μια σειρά διακριτών παραμέτρων οι οποίες όμως, αν προσεγγιστούν μεμονωμένα δεν μπορούν να εξασφαλίσουν ένα ορθό τελικό αποτέλεσμα κατά την κλινική χρήση. Ουσιαστικά πρόκειται για έναν πολυεπίπεδο έλεγχο του οποίου κάθε παράμετρος επηρεάζει άμεσα ή έμμεσα τις υπόλοιπες. Οποιαδήποτε απόκλιση από το αποδεκτό όριο καθιστά επισφαλές το σύνολο του ελέγχου. Για παράδειγμα, η λανθασμένη αξιολόγηση του πάχους του μαστού από το μηχάνημα οδηγεί στην λήψη εικόνας μειωμένης ποιότητας. Η λανθασμένη αντίληψη του πάχους του μαστού θα έχει ως συνέπεια την πτώση της ποιότητας της δέσμης και κατά συνέπεια και της ποιότητας απεικόνισης.

Ένας μικρός σε μέγεθος καρκίνος του μαστού, διαμέτρου 1 εκ., είναι πιθανό να διαγνωστεί πιο εύκολα σε ένα μαστό που περιέχει σημαντική ποσότητα λιπώδη ιστού αλλά αντιθέτως θα ήταν δύσκολο να ανιχνευθεί αν η βλάβη είχε τοποθετηθεί σε έναν πυκνό ιστό. Επομένως, ο υπολογισμός της πυκνότητας του μαστού, ως βασική επίδραση στην ακρίβεια της ανίχνευσης καρκίνων του μαστού, είναι σαφώς ορθός και απαραίτητος. Εκτός από επίδραση στην ακρίβεια των διαγνώσεων, η πυκνότητα του μαστού μπορεί επίσης να επηρεάσει την ποιότητα της λαμβανόμενης εικόνας αλλά και της ακτινοβολούμενης δόσης. Επειδή η αυτόματη έκθεση στα ψηφιακά συστήματα μπορεί εύκολα να δώσει διαφορετικές δόσεις σε διαφορετικό πάχος. Για αυτό τα όρια δόσης στις ευρωπαϊκές οδηγίες αυξάνονται όσο αυξάνεται και το πάχος του στήθους. Συνεπώς ο έλεγχος του πάχους του μαστού πρέπει να συμπεριληφθεί σε οποιαδήποτε μέθοδο αξιολόγησης της εικόνας.

Ένα σημαντικό ζήτημα της εξέτασης και κατ' επέκταση του ελέγχου, είναι να περιοριστεί η έκθεση ακτινών X εκτός των ορίων του φωτεινού πεδίου ώστε ο ασθενής να μην εκτεθεί σε μη αναγκαία ακτινοβολία. Αντίστοιχα, θα πρέπει να ελέγχεται ότι το φωτεινό πεδίο και το ακτινοβολούμενο πεδίο συμπίπτουν επακριβώς. Τέλος, θα πρέπει να έχει πραγματοποιηθεί σωστή ευθυγράμμιση του εμπρόσθιου ορίου του πιάστρου με το εμπρόσθιο όριο του ψηφιακού ανιχνευτή. Κατά την διάρκεια των τακτικών ποιοτικών ελέγχων του μηχανήματος, όλες οι παράμετροι ευθυγράμμισης των διαφραγμάτων θα πρέπει να επαναξιολογούνται, ώστε να επιβεβαιωθεί η σωστή λειτουργία του συστήματος. Η ίδια διαδικασία πρέπει να επαναλαμβάνεται μετά από αντικατάσταση της λυχνίας ακτινών X.

Η ύπαρξη του θορύβου μειώνει την ποιότητα της λαμβανόμενης εικόνας και μπορεί να οδηγήσει σε λανθασμένη διάγνωση. Όσον αφορά τον ποιοτικό έλεγχο, μια ενδεχόμενη πηγή σύγχυσης είναι ότι ενώ μια υψηλή τιμή CNR οδηγεί σε καλύτερη ποιότητα εικόνας σε οποιοδήποτε σύστημα, δεν είναι ένα έγκυρο μέτρο για τη σύγκριση συστημάτων που έχουν διαφορετικές ιδιότητες και τεχνικές κατασκευής. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι τα συστήματα με το καλύτερο σύστημα λήψης και επεξεργασίας χρειάζονται χαμηλότερο CNR για να επιτύχουν ένα συγκεκριμένο επίπεδο ποιότητας εικόνας. Οι τιμές CNR που απαιτούνται για την επίτευξη του ελάχιστου και εφικτού επιπέδου ποιότητας εικόνας, όπως

έχουν οριστεί στο Ευρωπαϊκό Πρωτόκολλο, διαφέρουν ανάλογα τον κάθε κατασκευαστή μαστογράφου.

Είναι σύνηθες να παρατηρούνται και τα τρία είδη θορύβου (πιο αναλυτικά βλ. Μεθοδολογία) σε ποικίλες αναλογίες ανάλογα με τη δόση που απορροφάται από τον ανιχνευτή. Αν υπάρχει υψηλός ηλεκτρονικός ή δομικός θόρυβος στις εικόνες ενός συγκεκριμένου συστήματος, η ποιότητα της εικόνας μπορεί να είναι χαμηλότερη από την αναμενόμενη. Ως εκ τούτου, το μέγεθος των πρόσθετων πηγών θορύβου αποτελούν σημαντική παράμετρο κατά τον ποιοτικό έλεγχο.

Όπως διαπιστώσαμε στον έλεγχο διακριτικής ικανότητας του ανιχνευτή, με την χρήση του ομοιώματος (Mammographic Accreditation Phantom) τύπου Gammex 156, εξετάζεται η ικανότητα του ανιχνευτή και κατ' επέκταση όλου του συστήματος, να εντοπίσει διαφορών κατηγοριών αλλοιώσεις. Η χρήση του παραπάνω ομοιώματος μας παρέχει την δυνατότητα με μία μόνο λήψη να αποκτήσουμε γενική εικόνα, για τον μέσο ασθενή, για την κατάσταση του συστήματος μαστογραφίας που ελέγχουμε. Με τις τωρινές συνθήκες, το ομοίωμα χρησιμοποιείται αποκλειστικά από τον ακτινοφυσικό και από εξειδικευμένους μηχανικούς μόνο κατά τους τακτικούς ελέγχους. Κατά την άποψη του γράφοντα ο έλεγχος αυτός θα μπορούσε να διεξάγεται πολύ συχνότερα από το προσωπικό της εγκατάστασης, δεδομένης της ευκολίας και του ελάχιστου χρόνου που απαιτεί. Λόγω έλλειψης των απαιτούμενων οικονομικών πόρων, προς το παρόν, αυτό είναι ιδιαίτερα δύσκολο να πραγματοποιηθεί.

Τέλος, ένας ακόμη παράγοντας που διασφαλίζει την ποιότητα της λαμβανόμενης εικόνας αλλά είναι ιδιαίτερα παραμελημένος είναι ο τακτικός καθαρισμός των οθονών. Ο καθαρισμός τους βοηθά στην ελαχιστοποίηση των παρεισφρήσεων οι οποίες σε την σειρά τους μειώνουν την καθαρότητα της εικόνας, οδηγώντας σε λανθασμένες διαγνώσεις. Το Australasian College of Physical Scientists and Engineers in Medicine (ACPSEM) και το American College of Radiology (ACR) υποστηρίζουν μία σειρά διαδικασιών για τον καθαρισμό των οθονών μαστογραφίας. Στην πράξη, όμως, η εφαρμογή τους βρίσκεται στην διακριτική ευχέρεια του προσωπικού της εγκατάστασης χωρίς να ακολουθείτε κάποιο ενδεδειγμένο πρωτόκολλο.

BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

Alim Yucel-Finn *et al.* (2008) 'Imaging with X-rays', in *Farr's Physics for Medical Imaging*, pp. 49–64.

Aminah, M. *et al.* (2010) 'Optimal beam quality selection based on contrast-to-noise ratio and mean glandular dose in digital mammography', *Australasian Physical and Engineering Sciences in Medicine*, 33(4), pp. 329–334. Available at: <https://doi.org/10.1007/s13246-010-0035-3>.

Baldelli, P., Phelan, N. and Egan, G. (2009) 'A novel method for contrast-to-noise ratio (CNR) evaluation of digital mammography detectors', *European Radiology*, 19(9), pp. 2275–2285. Available at: <https://doi.org/10.1007/s00330-009-1409-3>.

Bistoni, G. and Farhadi, J. (2015) 'Anatomy and Physiology of the Breast', in *Plastic and Reconstructive Surgery: Approaches and Techniques*. Wiley, pp. 477–485. Available at: <https://doi.org/10.1002/9781118655412.ch37>.

Bouwman, R.W. *et al.* (2015) 'Average glandular dose in digital mammography and digital breast tomosynthesis: Comparison of phantom and patient data', *Physics in Medicine and Biology*, 60(20), pp. 7893–7907. Available at: <https://doi.org/10.1088/0031-9155/60/20/7893>.

Chen, H. *et al.* (2015) 'On image quality metrics and the usefulness of grids in digital mammography', *Journal of Medical Imaging*, 2(1), p. 013501. Available at: <https://doi.org/10.1117/1.jmi.2.1.013501>.

Chen, S.C., Jong, W.L. and Harun, A.Z. (2012) 'Evaluation of X-Ray Beam Quality Based on Measurements and Estimations Using SpekCalc and IpeM78 Models', *Malays J Med Sci.*, 19(3), pp. 22–28.

Coan, P., Bravin, A. and Tromba, G. (2013) 'Phase-contrast x-ray imaging of the breast: Recent developments towards clinics', *Journal of Physics D: Applied Physics*, 46(49). Available at: <https://doi.org/10.1088/0022-3727/46/49/494007>.

Egan, R.L., McSweeney, M.B. and Sprawls, P. (1983) 'Grids in Mammography', *Radiology*, (146), pp. 359–362.

Ekpo, E.U. and McEntee, M.F. (2014) 'Measurement of breast density with digital breast tomosynthesis-a systematic review', *British Journal of Radiology*. British Institute of Radiology. Available at: <https://doi.org/10.1259/bjr.20140460>.

Fausto, A.M.F. *et al.* (2017) 'Optimization of Image Quality and Dose in Digital Mammography', *Journal of Digital Imaging*, 30(2), pp. 185–196. Available at: <https://doi.org/10.1007/s10278-016-9928-3>.

Gray, J.E. and Princehorn, J.A. (2014) *HTC Grid Improve Mammography Contrast, HOLOGIC*.

Helvie, M.A. (2010) 'Digital Mammography Imaging: Breast Tomosynthesis and Advanced Applications', *Radiologic Clinics of North America*, 48(5), pp. 917–929. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.rcl.2010.06.009>.

Holland, K. *et al.* (2017) 'Influence of breast compression pressure on the performance of population-based mammography screening', *Breast Cancer Research*, 19(1). Available at: <https://doi.org/10.1186/s13058-017-0917-3>.

- Karellas, A. and Vedantham, S. (2009a) 'Detectors for digital mammography', in *Digital Mammography: A Practical Approach*. Cambridge University Press, pp. 1–17. Available at: <https://doi.org/10.1017/CBO9781139049337.002>.
- Karellas, A. and Vedantham, S. (2009b) 'Detectors for digital mammography', in *Digital Mammography: A Practical Approach*. Cambridge University Press, pp. 1–17. Available at: <https://doi.org/10.1017/CBO9781139049337.002>.
- Lewin, J.M. (2008) 'Digital Mammography', in M. A. Hayat (ed.) *Cancer Imaging*. San Diego, United States: Elsevier Science Publishing Co Inc, pp. 455–458.
- Leyton, F. et al. (2011) 'Quality Control In Digital Mammography: The Noise Components', in *International Nuclear Atlantic Conference-INAC 2011*. Belo Horizonte, Brazil.
- Miller, A.B. (2014) 'Digital mammography', *Journal of the National Cancer Institute*. Oxford University Press. Available at: <https://doi.org/10.1093/jnci/dju125>.
- M.J. Yaffe and A.D.A. Maidment (2014) 'Mammography', in D.R. Dance et al. (eds) *Diagnostic Radiology Physics*. Vienna, Austria: International Atomic Energy Agency, pp. 209–235.
- Mohamed, A.A. et al. (2018) 'Understanding Clinical Mammographic Breast Density Assessment: a Deep Learning Perspective', *Journal of Digital Imaging*, 31(4), pp. 387–392. Available at: <https://doi.org/10.1007/s10278-017-0022-2>.
- Nazari, S.S. and Mukherjee, P. (2018) 'An overview of mammographic density and its association with breast cancer', *Breast Cancer*. Springer Tokyo, pp. 259–267. Available at: <https://doi.org/10.1007/s12282-018-0857-5>.
- Nishino, T.K., Wu, X. and Johnson, R.F. (2005) 'Thickness of molybdenum filter and squared contrast-to-noise ratio per dose for digital mammography', *American Journal of Roentgenology*, 185(4), pp. 960–963. Available at: <https://doi.org/10.2214/AJR.04.1489>.
- Perry Sprawls (no date) *Mammography Physics and Technology for effective clinical imaging*. Available at: <http://www.sprawls.org/resources/MAMMO/module.htm#1> (Accessed: 11 March 2023).
- R. Nowotny (2014) 'X ray Production', in D.R Dance et al. (eds) *Diagnostic Radiology Physics*. Vienna, Austria: International Atomic Energy Agency, pp. 89–113.
- Salvagnini, E. et al. (2015) 'Tailoring automatic exposure control toward constant detectability in digital mammography', *Medical Physics*, 42(7), pp. 3834–3847. Available at: <https://doi.org/10.1118/1.4921417>.
- Whelehan, P. (2016) 'Clinical image quality in mammography', *RAD Magazine*, 42(493), pp. 16–17. Available at: <https://doi.org/10.1594/ecr2015/C-2432>.
- Yaffe, M.J. (2008) 'Mammographic density. Measurement of mammographic density', *Breast Cancer Research*. Available at: <https://doi.org/10.1186/bcr2102>.
- Yaffe, M.J. and Mainprize, J.G. (2004) 'Detectors for Digital Mammography', *Technology in Cancer Research & Treatment*, 3(4), pp. 309–324.

Young, K.C. *et al.* (2006) ‘Optimal beam quality selection in digital mammography’, *British Journal of Radiology*, 79(948), pp. 981–990. Available at: <https://doi.org/10.1259/bjr/55334425>.

Αργυρίου, Θ., Παπαδόπουλος, Α. and Ταρλατζής, Β. (2009) ‘Καλοήθειες και Προδιηθητικές αλλοιώσεις του Μαστού’, *Ελληνική Μαιευτική & Γυναικολογία*, 21(2), pp. 122–128.

Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας (2019) ‘Κατευθυντήριες οδηγίες για τα πρωτόκολλα ελέγχων ποιότητας μαστογραφικών συστημάτων’.

Λυκάκη, Ε. (2009) *Σύγκριση των αποτελεσμάτων της κλινικής εξέτασης της μαστογραφίας της βιοψίας δια λεπτής βελόνης και των προγνωστικών δεικτών σε ογκόμορφες αλλοιώσεις του μαστού*. Πανεπιστήμιο Πατρών.

Μπουράκη, Ε. (2012) *Φασματοσκοπική μελέτη καρκινικών κυττάρων μαστού*. Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο.

Ξυνού, Α. (2012) ‘Καλοήθειες παθήσεις μαστού. Απεικόνιση με μαστογραφία.’, *Ακτινολογικά Χρονικά*, (4), pp. 1–15.