

ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΠΟΙΟΤΙΚΩΝ ΕΛΕΓΧΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΚΩΝ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ



Σύνταξη:

Γ. Κοκονά – Κλάδος Ιατρικής Φυσικής – Γενικός Νοσοκομείο Λευκωσίας

Επίβλεψη:

Ν. Παπαδόπουλος – Κλάδος Ιατρικής Φυσικής – Γενικός Νοσοκομείο Λευκωσίας

Π.Α Καπλάνης – Κλάδος Ιατρικής Φυσικής – Γενικό Νοσοκομείο Λευκωσίας

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

Πίνακας Συντομογραφιών	3
Εισαγωγή	4
Πίνακας Ελέγχου Παραμέτρων Ψηφιακού Μαστογραφικού Συστήματος (Computed and Digital Mammography 2D/DBT)	5
Έλεγχοι καλής λειτουργίας συστήματος.....	5
Έλεγχοι γεωμετρίας συστήματος.....	6
Έλεγχοι λυχνίας	7
Αυτόματος Έλεγχος Συστήματος (AEC-SNR)-Δοσιμετρία MGD-SDNR (CNR)	10
Έλεγχος ανιχνευτή	18
Ποιότητα Εικόνας	23
Συνοπτικός πίνακας ελέγχων μαστογραφικών συστημάτων 2D και DBT για Ακτινολόγους Ακτινογράφους & Ιατροφυσικούς.....	26
Λίστα ελέγχου καλής λειτουργίας και ασφάλειας ψηφιακού μαστογραφικού συστήματος.....	27
Παράμετροι ελέγχου	27
Παράρτημα 1: Ελέγχοι Λυχνίας.....	28
1. Παροχή Λυχνίας.....	28
2. HVL (half value layer).....	28
Παράρτημα 2: AEC, SDNR και DDI.....	29
3. AEC-SDNR/CNR-MGD.....	29
4. Τρόποι ανάγνωσης ανά κατασκευαστή- Δείκτες έκθεσης ανά κατασκευαστή.....	31
5. SDNR.....	32
Παράρτημα 3 Έλεγχοι Ανιχνευτή.....	35
6. Συνάρτηση Απόκρισης Ανιχνευτή -Υπολογισμός θορύβου	35
7. Ομοιογένεια	37
8. Ψευδοδομές (Artifacts)	39
9. Διαφορές στην απόκριση κασετών (CR Systems)	42
Παράρτημα 4: Ποιότητα εικόνας (2D&DBT)	43
10. Παράδειγμα αξιολόγησης ACR phantom.....	43
Παράρτημα 5: Image J.....	44
11. Image J -Χρήσιμοι δεσμοί για το λογισμικό.....	44
Πρωτόκολλα αναφοράς (Βιβλιογραφία).....	45
Ιστορικό Αναθεωρήσεων Πρωτοκόλλων.....	46

Πίνακας Συντομογραφιών

Συντομογραφία	Επεξήγηση
AΣ	Αξιολόγηση συστήματος
AEC	Automatic exposure control
AGD	Average glandular dose
BGR	Background
CNR	Contrast to noise ratio
COV	Coefficient of variation
CR	Computed Radiography
DBT	Digital breast tomosynthesis-3D mammography
DDI	Detector dose index
DR	Digital Radiography
EI	Exposure Index
ESD	Entrance surface dose
FFDM	Full field digital mammography
FSF	Forward scatter factor
GU	Global Uniformity
HVL	Half value layer
Ki	Incident air kerma
LU	Local Uniformity
MGD	Mean glandular dose
MPV	Mean pixel value
MPV _{Al}	Mean pixel value of aluminum
MPV _{Bgr}	Mean pixel value of background
MTF	Modulation transfer property
PMMA	Poly-methyl-methacrylate
ROI	Region of interest
SD	Standard deviation
SD _{Bgr}	Standard deviation of the background
SDNR	Signal-difference-to-noise ratio
SNR	Signal to noise ratio
WW	Window Width
WL	Window level

Εισαγωγή

Στο πρωτόκολλο αυτό περιγράφεται το πρόγραμμα ελέγχων ποιότητας και διαδικασιών διασφάλισης καλής λειτουργίας μαστογραφικών συστημάτων.

Είναι σημαντικό να αναφερθεί ότι όταν γίνεται επίκληση των ορίων του κατασκευαστή, η διενέργεια των ελέγχων θα πρέπει να γίνεται σύμφωνα με το εγχειρίδιο λειτουργίας του κατασκευαστή και με αποκλειστική χρήση των προσφερόμενων από τον κατασκευαστή ομοιωμάτων.

Τα όρια αποδοχής τα οποία αναφέρονται στο πρωτόκολλο ελέγχου ποιότητας του συστήματος αφορούν τα **όρια επιφυλακής** (remedial level). Όρια επιφυλακής σύμφωνα με την έκθεση της Ευρωπαϊκής Επιτροπής (Radiation Protection N° 162) είναι τα όρια κατά τα οποία η απόδοση του συστήματος είναι σχεδόν ικανοποιητική χωρίς όμως να μειώνεται η κλινική του αποτελεσματικότητα ή ασφάλεια. Σε αυτή την περίπτωση, το σύστημα παραμένει σε κλινική χρήση αλλά απαιτείται να ξεκινήσει η διαδικασία αποκατάστασης (remedial action) της απόδοσης του συστήματος σε ικανοποιητικό βαθμό, από μηχανικό της προμηθεύτριας εταιρείας, εντός του χρονικού διαστήματος που προβλέπεται από το συμβόλαιο σύμβασης. Στο παρόν πρωτόκολλο δεν περιλαμβάνονται τα **όρια άμεσης δράσης** (suspension level), τα οποία παρουσιάζονται στην έκθεση της Ευρωπαϊκής Επιτροπής (Radiation Protection N° 162) και σύμφωνα με τα κριτήρια που καθορίζει απαιτείται άμεσα αναστολή λειτουργίας της κλινική χρήσης του συστήματος μέχρι την αποκατάσταση της βλάβης από τον μηχανικό της προμηθεύτριας εταιρείας. Στο παρόν πρωτόκολλο δεν περιλαμβάνονται τα **όρια άμεσης δράσης** (suspension level), τα οποία παρουσιάζονται στην έκθεση της Ευρωπαϊκής Επιτροπής (Radiation Protection N° 162) και σύμφωνα με τα κριτήρια που καθορίζει απαιτείται άμεσα αναστολή λειτουργίας της κλινική χρήσης του συστήματος μέχρι την αποκατάσταση της βλάβης από τον μηχανικό της προμηθεύτριας εταιρείας.

Στο παρόν πρωτόκολλο, το οποίο αναφέρεται σε σύγχρονα συστήματα, έχει εξαιρεθεί ο έλεγχος τάσης (ακρίβεια και επαναληψιμότητα) παρόλο που παραδοσιακά οι έλεγχοι αυτοί περιλαμβανόταν στους ελέγχους ρουτίνας. Το πιο πάνω αιτιολογείται διότι στα **σύγχρονα μαστογραφικά** συστήματα έχει παρατηρηθεί ότι οι γεννήτριες τους είναι εξαιρετικά σταθερές και εφόσον έχουν βαθμονομηθεί σπάνια παρουσιάζουν μεταβολή. Οι έλεγχοι ακρίβειας και επαναληψιμότητας τάσης πραγματοποιούνται κατά την αξιολόγηση τους συστήματος. Επίσης εξαιρείται η μέτρηση μεγέθους εστίας διότι πλέον δεν επιδρά περιοριστικά στη χωρική διακριτική ικανότητα του συστήματος.

Τέλος να σημειωθεί ότι κατά τη διάρκεια των μετρήσεων τάσης της λυχνίας (έλεγχοι παραλαβής) παροχής λυχνίας και πάχους υποδιπλασιασμού θα πρέπει να προστατεύεται ο ανιχνευτής καλύπτοντας τον με ένα φύλλο μολύβδου ή αλουμινίου αρκετά παχύ ώστε να απορροφηθεί η ακτινοβολία και να επιτευχθεί η προστασία του.

Πίνακας Ελέγχου Παραμέτρων Ψηφιακού Μαστογραφικού Συστήματος (Computed and Digital Mammography 2D/DBT)

Παράμετρος Ελέγχου	Σκοπός	Όργανα μετρήσεων και ομοιώματα	Στοιχεία Ελέγχου	Περιγραφή Ελέγχου	Συχνότητα Ελέγχου	Αποδεκτά Όρια	Σχόλια
¹Έλεγχοι καλής λειτουργίας συστήματος							
Μηχανικές κινήσεις/κομβία	Επιβεβαίωση της καλής λειτουργίας του συστήματος (μηχανικές κινήσεις, κομβία κτλ.)	-	Οπτικός και απτικός έλεγχος	Κινήσεις συστήματος λυχνίας-ανιχνευτή, συστήματος συμπίεσης. Έλεγχος κομβίων Χειριστηρίου.	² ΑΣ/Εξαμηνιαία	Καλή λειτουργία όλων των μερών του συστήματος	
Δύναμη συμπίεσης μαστού. Ένδειξη πάχους συμπίεσης.	Να μετρηθεί η δύναμη του πέστρου του συστήματος. Ακρίβεια ένδειξης πάχους μαστού	Κατάλληλο όργανο (πχ ζυγαριά, δυναμόμετρο). Συμπιέσιμο αντικείμενο. Ομοίωμα γνωστού πάχους (πχ. 20, 45, 70 mm).	Μέγιστη εφαρμοζόμενη δύναμη σταθερή για 1 min: 130-200 N. Πίστρο: Ναι	-Να τοποθετηθεί συμπιέσιμο αντικείμενο και να εφαρμοστεί δύναμη. - Να μετρηθεί η δύναμη που εφαρμόζεται με κατάλληλο όργανο. Να καταγραφεί μετά από 1 min η μέγιστη δύναμη και η δύναμη συμπίεσης. Για την ακρίβεια να τοποθετηθεί ομοίωμα πάχους 20 mm και να μετρηθεί η ακρίβεια δύναμης που ασκείται από το πίστρο. -Να επαναληφθεί η διαδικασία για όλα τα πάχη.	ΑΣ/Ετήσια	Η αναγραφόμενη τιμή του συστήματος θα πρέπει να είναι ± 20 N της μετρούμενης. Η απόκλιση της ένδειξης πάχους μαστού: $< \pm 5$ mm	

¹ Για την γενική αξιολόγηση της ασφάλειας και καθαριότητας του μαστογραφικού συστήματος βλέπε τον πίνακα [σελ.29](#)

² ΑΣ: Αξιολόγηση συστήματος: παραλαβή/αποδοχή, αποσυναρμολόγηση και συναρμολόγηση του εξοπλισμού, μετακίνηση του εξοπλισμού, σημαντική μηχανική παρέμβαση, αλλαγή λυχνίας ή αντικατάσταση αλλού σημαντικού εξαρτήματος (πχ ανιχνευτής, φίλτρο κτλ.), αντικατάσταση λογισμικού.

Έλεγχοι γεωμετρίας συστήματος							
<p>Σύμπτωση φωτεινού πεδίου με πεδίο ακτινοβολήσης. Σύμπτωση πεδίου ακτινοβολήσης με ανιχνευτή-υποδοχέα. Σύμπτωση πίεστρου με ανιχνευτή-υποδοχέα.</p>	<p>Να επιβεβαιωθεί ότι το πεδίο ακτινοβολήσης συμπίπτει με το φωτεινό πεδίο. Να διασφαλιστεί ότι τα διαφράγματα καλύπτουν τον υποδοχέα-ανιχνευτή, με αποφυγή της άσκοπης ακτινοβολήσης. Να διασφαλιστεί ότι η άκρη του θωρακικού τοιχώματος του πίεστρου ευθυγραμμίζεται με το θωρακικό τοίχωμα του υποδοχέα-ανιχνευτή.</p>	<p>Κατάλληλο ομοίωμα (πχ τοποθέτηση CR κασέτας) ή ακτινοδιαπερατοί δείκτες (πχ. πέντε νομίσματα, 4 ίδιου μεγέθους και το 5^ο μεγαλύτερου μεγέθους)</p>	<p>Φίλτρο/Στόχο: Όλοι οι συνδυασμοί Πίεστρου: Ναι</p>	<p>-Τοποθετούνται τα νομίσματα του ίδιου μεγέθους στην άκρη κάθε πλευράς του φωτεινού πεδίου. Το μεγαλύτερο σε μέγεθος νόμισμα τοποθετείται στην μέσα και κάτω πλευρά του πίεστρου (να είναι ευθυγραμμισμένο με το εσωτερικό άκρο του θωρακικού τοιχώματος). Το πίεστρο να βρίσκεται 4-6cm από τον ανιχνευτή. Να πραγματοποιηθεί έκθεση και να επαναληφθεί για όλους τους συνδυασμούς φίλτρου/στόχου και για όλα τα πεδία (αν υπάρχει μικρό πεδίο να αξιολογηθούν όλες οι πλευρές).</p>	<p>ΑΣ/Εξαμηνιαία</p>	<p>Σύστημα ψηφιακής τομοσύνθεσης 2D (conventional digital) Η επέκταση του πεδίου στο θωρακικό τοίχωμα να είναι μικρότερο από 5 mm. Το ακτινοβολούμενο πεδίο να καλύπτει όλον τον ανιχνευτή αλλά να μην εκτείνεται περισσότερο από 5 mm στην πλευρά του θωρακικού τοιχώματος. Το άκρο του πίεστρου να μην εκτείνεται περισσότερο από 5 mm στην πλευρά του θωρακικού τοιχώματος στον ανιχνευτή. Να μην είναι ορατό το πίεστρο στην πλευρά του θωρακικού τοιχώματος. Σύστημα ψηφιακής τομοσύνθεσης DBT (digital breast tomosynthesis-3D mammography) Η επέκταση του πεδίου στο θωρακικό τοίχωμα να είναι μικρότερη από 5 mm</p>	<p>-Να γίνουν οι απαραίτητες διορθώσεις για τη μεγέθυνση. Εάν ο ανιχνευτής είναι CR τότε να τοποθετηθούν δύο κασέτες μια στον υποδοχέα και μια πάνω από τον υποδοχέα. -Αν δεν καλύπτει η κασέτα όλες τις πλευρές του φωτεινού πεδίου να γίνουν πολλαπλές εκθέσεις ή να γίνει χρήση και άλλης κασέτας.</p>

Έλεγχοι λυχνίας							
Ακρίβεια και επαναληψιμότητα τάσης (Accuracy-repeatability kV)	Επιβεβαίωση της ακρίβειας και της επαναληψιμότητας της μέτρησης.	-Θάλαμος ιονισμού ή πολύμετρο ³ -0.5 mm Pb ή -μεταλλική πλάκα (για προστασία του ανιχνευτή).	Συστήματα 2D/FFDM Ακρίβεια Φίλτρο/Στόχος: Όλοι οι συνδυασμοί Πίεστρο: Όχι Τάση: 3 τιμές κλινικής χρήσης (χαμηλότερη, ενδιάμεση και υψηλότερη) Επαναληψιμότητα 3 επαναλήψεις για μια τιμή συχνής κλινικής χρήσης (πχ. 28 kV) Συστήμα DBT (γεωμετρία FFDM) Η λυχνία ακίνητη στις 0°.	Συστήματα 2D/FFDM -Τοποθέτηση προστατευτικού καλύμματος στον ανιχνευτή. -Θέση δοσιμέτρου: Κάθετα στον ανιχνευτή, απόσταση 4-6 cm από τη μέση γραμμή του θωρακικού τοιχώματος (σύμφωνα με τις οδηγίες του κατασκευαστή) -Τρεις εκθέσεις για τρεις διαφορετικές τιμές kV και καταγραφή μετρήσεων. -Τρεις επαναλήψεις για μια τιμή τάσης και καταγραφή μετρήσεων.	ΑΣ και για διερεύνηση προβλήματος /Εξαμηνιαίος (εφόσον το σύστημα δεν είναι σύγχρονο)	Ακρίβεια: ±5% Επαναληψιμότητα: ± 5% ή Σύμφωνα με το εγχειρίδιο του κατασκευαστή.	Σε DBT mode η τάση μπορεί να διαφέρει σε σχέση με 2D/FFDM εξαιτίας της παλμικής έκθεσης σε DBT mode.
Παροχή λυχνίας - δόση εισόδου (air kerma/mAs: mGy /mAs) (Tube output, incident air kerma)	Για τον υπολογισμό της μέσης δόσης αδένα.	-Θάλαμος ιονισμού ή πολύμετρο -0.5 mm Pb ή μεταλλική πλάκα (για προστασία του ανιχνευτή).	Φίλτρο/Στόχος: Όλοι οι συνδυασμοί Πίεστρο: Ναι, Θέση: Ανώτερη θέση-μακριά από ανιχνευτή. ⁴ Τάση: 4 κλινικές τιμές για κάθε	-Τοποθέτηση προστατευτικού καλύμματος του ανιχνευτή. -Θέση δοσιμέτρου: κάθετα στον ανιχνευτή, απόσταση 4-6 cm από τη μέση γραμμή θωρακικού τοιχώματος	ΑΣ/Ετήσιος	Σύμφωνα με το εγχειρίδιο του κατασκευαστή. Βλ.1 (παραρτ.1 και §1).	Χρήσιμες εξισώσεις για μείωση των εκθέσεων: Output (mGy/mAs) = $K_i A^*(kV_p)^n$ (1)

³ Η συνολική αβεβαιότητα του δοσιμέτρου και η ενεργειακή απόκριση να είναι $\leq 10\%$, η ακρίβεια να είναι μικρότερη από $\pm 5\%$, με εύρος 0.5-100 mGy για ανιχνευτές integrated ενώ για ανιχνευτές photon counting είναι 0.05 mGy. Να λαμβάνονται υπόψιν οι καμπύλες βαθμονόμησης.

⁴ Κάθε δοσιμετρο έχει διαφορετική ευαισθησία στην εμπρόσθια σκέδαση (forward scattered radiation) για την ελαχιστοποίηση της τοποθετείται το πίεστρο μακριά. Ωστόσο για μεγαλύτερη ακρίβεια μπορεί να γίνει χρήση σταθερού παράγοντα ομπροσθοσκέδασης : FSF (forward scatter factor)=1.076, $K_{im} = FSF \cdot K_i$.

			<p>συνδυασμό φίλτρου/στόχου mAs: 50, 100 (integrated detectors) ή 5, 10 (counting detectors). Mode: χειροκίνητο SDD: να καταγραφεί. Συστήματα DBT (γεωμετρία FFDM) Η λυχνία ακίνητη στις 0°.</p>	<p>του μαστού και σε ύψος 4.5cm. -Πραγματοποιείται χειροκίνητη έκθεση. Μετράται το air Kerma (K_i) για διαφορετικές τιμές τάσεις εντός του κλινικού εύρους (πχ. 26, 28 kV, 30 kV, 32 kV Mo/Rh, για προτεινόμενες τιμές και παράδειγμα Βλ.1 (παραρτ.1 και §1) για όλους τους συνδυασμούς φίλτρου στόχου και σταθερά mAs. Για σκοπούς επαναληψιμότητας (προαιρετικό), ο έλεγχος να πραγματοποιηθεί για δυο τιμές mAs.</p>			<p>$\log_{10}(K_i) = \log_{10}(A) + n \cdot \log_{10}(kV_p)$ (2) Όπου, K_i=δόση εισόδου (air kerma) χωρίς οπισθοσκέδαση, Με mAs=σταθ. και δυο διαφορετικές τιμές τάσης λαμβάνονται δυο τιμές δόσης εισόδου (παροχής) υπολογίζονται οι τιμές των σταθερών A, n από την εξίσωση 2. (Robson et al χρονολογία.). Εφόσον είναι γνωστοί οι συντελεστές με τη χρήση της εξίσωσης 1 είναι δυνατόν να υπολογιστούν οι τιμές δόσεις εισόδου σε όλα τα kV.</p>
Μέτρηση πάχους υποδιπλασιασμού (half value layer-HVL)	Να μετρηθεί η ποιότητα δέσμης για τον υπολογισμό της μέσης δόσης αδένα.	-θάλαμος ιονισμού ή πολύμετρο -Φύλλα αλουμινίου (καθαρότητας 99.9%, ή καθαρότητας 99%) -0.5 mm Pb ή μεταλλική πλάκα	Συστήματα 2D/FFDM Φίλτρο/ Στόχος: Όλοι οι συνδυασμοί (για σκοπούς δοσιμετρίας και θέσπισης τιμών αναφοράς)	-Τοποθέτηση προστατευτικού για ανιχνευτή. Θέση δοσιμέτρου: βλέπε έλεγχο τάσης. -Τοποθέτηση φύλλων Al στο πίεστρο Πραγματοποιούνται 3 μετρήσεις. (προτεινόμενες τιμές τάσης βλ.2 , παρ.1 και	ΑΣ και για διερεύνηση προβλήματος / Εξαμηνιαίος (εφόσον το σύστημα δεν είναι σύγχρονο)	Υπάρχουν μόνο προτεινόμενες τιμές. βλ.2 (παραρτ.1 και §1)	Εάν το πολύμετρο το επιτρέπει μπορεί να γίνεται η μέτρηση με μια έκθεση. Δεν είναι απαραίτητη η διόρθωση της δόσης με την εμπρόσθια σκέδαση (FSF) ⁴ .

		(για προστασία του ανιχνευτή)	Πίεστρο: ⁵ Ναι, ενδιάμεση θέση ή στην ανώτερη θέση. kV: για όλες τις τιμές που χρησιμοποιούνται κλινικά-τουλάχιστον 3 ανά φίλτρο/στόχο mAs: 80-150 ή 10mAs (ανάλογα με το είδος ανιχνευτή). Συστήματα DBT (γεωμετρία FFDM) Η λυχνία ακίνητη στις 0°.	§2) μια χωρίς απορροφητή και 2 μετρήσεις με απορροφητή για δυο διαφορετικά πάχη έτσι ώστε η ένδειξη του μετρητή να είναι η μια λίγο πιο πάνω και η άλλη λίγο πιο κάτω από το 50 % του air kerma. -Να επαναληφθεί η διαδικασία για τουλάχιστον τρεις διαφορετικές κλινικές τάσεις και για όλους τους συνδυασμούς στόχος/φίλτρο.			Σε DBT mode οι τιμές HVL μπορεί να διαφέρουν σε σχέση με 2D/FFDM.
--	--	-------------------------------	--	---	--	--	---

⁵ Για τον υπολογισμό της μέσης δόση του μαστού είναι απαραίτητο να υπάρχει το πίεστρο στη δέση. Για σύγκριση με τα τεχνικά χαρακτηριστικά του κατασκευαστή που ακολουθεί πρότυπα IEC η μέτρηση του HVL να γίνεται χωρίς το πίεστρο (IAEA, series 17, 2011).

Αυτόματος Έλεγχος Συστήματος (AEC-SNR)-Δοσιμετρία MGD-SDNR (CNR)							
Έλεγχος καλής λειτουργίας του AEC για 2D & DBT συστήματα (AEC performance).	-Για να ελεγχθούν οι παράμετροι του αυτόματου ελέγχου που σχετίζονται με τη δοσιμετρία. -Να επιβεβαιωθεί η συνέπεια της μεταβολής του ηλίκου σήματος θορύβου (signal to noise ratio/ SNR) με το πάχος μαστού. -Να ελεγχθεί για DBT συστήματα η απόκριση του συστήματος ως προς την έκθεση τόσο σε σύντομο χρόνο (short term), όσο και σε βάθος	⁶ Ομοίωμα PMMA ή ακρυλικό ή BR12 ή BR 50. Πάχη 2-8 cm	Φίλτρο/στόχος: κλινικό Πίστρο: Ναι (18x24 cm ² ή 24x40 cm ²) AEC mode: Ναι, AEC sensor: 2 Βήμα έκθεσης (exposure compensation): 0 (εφόσον υπάρχει αυτή η επιλογή) kV: κλινικό Εστία: μεγάλη Βάση μεγέθυνσης αν είναι διαθέσιμη (magnification stand). Ανάλυση Εικόνας: Raw/for presentation/Flat field Conv ή Flat field Tomo Για το set up σε 2D&DBT βλ.3 (παραρτ.2 και §3) Βάση μεγέθυνσης (magnification stand) εφόσον διατίθεται. CR συστήματα: κάθε κατασκευαστής έχει διαφορετικό τρόπο	Συστήματα 2D/FFDM -Τοποθετείται το ομοίωμα πάχους 2 cm στον ανιχνευτή στην άκρη του θωρακικού τοιχώματος και συμπιέζεται ώστε να ενεργοποιηθεί το AEC. -Καταγράφονται όλα τα στοιχεία έκθεσης (mAs, EI/MPV, exp comp step, kV κτλ.). -Επαναλαμβάνεται η διαδικασία για τα πάχη 4-8cm. Σχεδιάζεται ROI: 10x10, 3-6 cm από το θωρακικό τοίχωμα στο κέντρο της εικόνας Υπολογίζεται και καταγράφεται: Το SNR (signal to noise ratio) για κάθε πάχος ομοιώματος του τελευταίου ελέγχου) $SNR = \frac{MPV_{Bgrsignal} - DC_{offset}}{SD_{Bgr}}$ DC _{offset} : εφόσον παρέχεται από τον κατασκευαστή. Να υπολογιστεί επίσης το κατώτερο και ανώτερο όριο του SNR και να καταγραφεί. Να συγκριθούν οι τιμές του SNR με τις τιμές αναφοράς από τον έλεγχο αποδοχής ή τον τελευταίο έλεγχο. Απεικόνιση μεγέθυνσης (εφόσον τοποθετηθεί το stand μεγέθυνσης).	⁷ ΑΣ/Ετήσιος	SNR: ≥ 40 για πάχος ομοιώματος 4 cm. Η τιμή του SNR να μην διαφέρει: ± 15 % από την τιμή αναφοράς. Εναλλακτικά αν δεν υπάρχει η δυνατότητα για να σχεδιαστεί ROI: Το MPV/EI κάθε πάχους να μην διαφέρει περισσότερο από το 10 % από τη μέση τιμή όλων των MPV/ EI από όλα τα πάχη και όλες τις επιλογές (modes). Συστήματα DBT <i>Επαναληψιμότητα AEC (short term)</i> COV mAs: < 5 % (total mAs)	Εάν δεν υπάρχει η δυνατότητα σχεδιασμού ROI στην εικόνα τότε να ακολουθηθεί το εγχειρίδιο του κατασκευαστή.

⁶ Να επιλέγετε ομοίωμα μικρότερο σε διαστάσεις από το πίστρο. Κάθε ομοίωμα (πχ PMMA, ακρυλικό, BR12, BR 50) έχει διαφορετικά χαρακτηριστικά εξασθένησης σε σχέση με τον μαστό. Για να συσχετιστούν με μεγαλύτερη ακρίβεια με τη πραγματική σύσταση με το μαστό θα πρέπει να χρησιμοποιηθούν κατάλληλα υλικά δημιουργίας κενού (spacers) μεταξύ των πλακών του ομοιώματος.

⁷ Αν ο έλεγχος αποδοχής έγινε με βάση τον κατασκευαστή να ακολουθηθούν οι οδηγίες του. Να ληφθούν υπόψη οι πίνακες διόρθωσης του CNR και να γίνουν οι κατάλληλες διορθώσεις σε περίπτωση που ο κατασκευαστής το προτείνει.

	χρόνου (long term)		ανάγνωσης όπως επίσης διαφορετικό δείκτη έκθεσης βλ.3 (παραρτ.2 και §3) .	Επαναλαμβάνεται η διαδικασία για πάχος ομοιώματος 4 cm Συστήματα DBT Ακολουθείται η ίδια διαδικασία. Σχεδιάζεται ROI στην πρώτη εικόνα ανακατασκευής ή στην εικόνα οπισθοπροβολής.		COV SNR: < 10 % (στο λόγο σήματος προς θόρυβο στην εικόνα 1 ^{ης} προβολής ή στην εικόνα οπισθοπροβολής. <i>Επαναλημιμότητα AEC (long term)</i> COV mAs: < 10 % COV MPV: < 10 % COV ROI: < 10 % (του ROI αναφοράς στην εικόνα 1 ^{ης} προβολής ή στην εικόνα οπισθοπροβολής.	
Μεταβολή των στοιχείων (mAs ή δείκτης έκθεσης /εικονοστοιχείο -EI/PV) με το βήμα αμαύρωσης (AEC compensation function) Είναι εφαρμόσιμος για συστήματα που διαθέτουν βήματα αμαύρωσης.	Αξιολόγηση της ικανότητας του συστήματος μεταβολής των στοιχείων με το βήμα αμαύρωσης	Ομοίωμα PMMA ή Ακρυλικό ή BR12 ή BR 50. Πάχους: 4 cm	Φίλτρο/στόχος: κλινικό Πίεστρο: Ναι (18x24 cm ² ή 24x40 cm ²) AEC mode : κλινικό AEC sensor: 2 Βήματα έκθεσης: όλα kV: κλινικό Εστία: μεγάλη	Σύστημα 2D/FFDM -Τοποθετείται το ομοίωμα στον ανιχνευτή (στην άκρη του θωρακικού τοιχώματος) και συμπιέζεται ώστε να ενεργοποιηθεί το AEC. -Πραγματοποιούνται εκθέσεις σε όλο το εύρος (πχ. -3,-2...,-2, 3). -Καταγράφονται οι τιμές των mAs ή EI/PV ανάλογα με τις οδηγίες του κατασκευαστή. Για την δεύτερη περίπτωση (EI/PV): -Πραγματοποιούνται τρεις εκθέσεις για το βήμα 0 και καταγράφεται το EI/PV. -Υπολογίζεται μεταβολή των EI/PV σε κάθε βήμα ως προς μέση τιμή των EI/PV στο βήμα 0. Σύστημα DBT	ΑΣ/ Εξαμηνιαίος	Σύμφωνα με τα όρια του κατασκευαστή.	Για την περίπτωση καταγραφής του δείκτη έκθεσης ή του εικονοστοιχείου (EI/PV) να αφαιρεθεί από την αναγραφόμενη τιμή το DC offset.

				Ο έλεγχος δεν πραγματοποιείται σε αυτή την περίπτωση (μη εφαρμόσιμος).			
Επιφανειακή δόση εισόδου μαστού (ESD). Μέτρηση/Υπολογισμός της μέσης δόσης μαστού μέσου μεγέθους και σύστασης (AGD).	Μέτρηση της δόσης εισόδου (ESD) σε ομοίωμα μέσου μεγέθους και σύστασης. Μέτρηση του AGD τυπικού μαστού μέσου μεγέθους μαστού.	-Ομοίωμα: ACR 4.2 cm ή ακρυλικό ή BR12 - ⁸ Δοσίμετρο	Φίλτρο/στόχος: κλινικό Πίστρο: Ναι kV: κλινικό 1 ^η έκθεση : AEC (sensor 2), χωρίς δοσίμετρο 2 ^η έκθεση: χειροκίνητη παρουσία δοσιμέτρου Εστία: Μεγάλη Exp.comp:0 (εφόσον υπάρχει αυτή η επιλογή).	Σύστημα 2D/FFDM -Τοποθετείται το ομοίωμα στην άκρη του θωρακικού τοιχώματος και συμπιέζεται. -Καταγράφονται τα στοιχεία έκθεσης (mAs, kV) και η αναγραφόμενη δόση του συστήματος. -Τοποθετείται το δοσίμετρο στο τραπέζι στήριξης μαστού 4-6 cm από το θωρακικό τοίχωμα και στο ίδιο ύψος με το ομοίωμα. -Το πίστρο να βρίσκεται εντός της δέσμης σε ελαφριά επαφή με το δοσίμετρο. -Πραγματοποιείται χειροκίνητη έκθεση με τα στοιχεία της προηγούμενης έκθεσης, γίνεται μέτρηση K _i (incident air kerma) (εναλλακτικά λαμβάνεται από τις μετρήσεις της παροχής) και καταγράφεται -Υπολογίζεται τοAGD με τη χρήση πινάκων ⁹ . (AGD= K _i ·g · c ·s) Όπου: K _i : δόση εισόδου χωρίς οπισθοσκέδαση. Παράγοντας g: Ποσοστό αδενικού μαστού 50%.Εξαρτάται από το HVL και το πάχος του συμπιεσμένου μαστού.	ΑΣ/ Εξαμηνιαίος	Το AGD να μην ξεπερνά τα 3 mGy για πάχος 4.2 cm και για τα δύο modes. Η ενδεικνυόμενη τιμή του συστήματος να είναι ±25% της μετρούμενης.	Να γίνει χρήση των κατάλληλων πινάκων ανάλογα με το ομοίωμα και τη σύστασή του

⁸ Η χρήση του δοσιμέτρου για τη μέτρηση της επιφανειακής δόση εισόδου μαστού μπορεί να παραληφθεί εφόσον έχει πραγματοποιηθεί κατά τον έλεγχο της παροχής λυχνίας.

⁹ Οι τιμές g, c, s για PMMA δίνονται στο Appendix 5 (tables A5.1-A5.5, 2013) του Ευρωπαϊκού πρωτοκόλλου και του IAEA (series 17, tables 18&19, 2011). Οι τιμές g, c, s για ομοίωμα BR12 και ακρυλικό δίνονται στο ACR QC manual (table 4, 2016).

				<p>Παράγοντας c: Πάχος του συμπίεσμένου μαστού. Εξαρτάται από το HVL και το πάχος του συμπίεσμένου μαστού.</p> <p>Παράγοντας s :Φάσμα της ακτινοβολίας. Εξαρτάται από την επιλογή στόχου/φίλτρου.</p> <p>A. Συστήματα DBT FFDM geometry</p> <p>-Λυχνία ακίνητη στις 0°</p> <p>-Ακολουθείται η ίδια διαδικασία εκτέλεσης του ελέγχου.</p> <p>Υπολογισμός</p> <p>-Για <i>κάθε γωνία λήψης</i></p> $AGD(\theta) = K_i \cdot g \cdot c \cdot s \cdot t(\theta)$ <p>Το AGD της εξέτασης είναι το άθροισμα των AGD σε όλες τις γωνίες και οι συντελεστές προκύπτουν από πίνακες¹⁰. Όπου t(θ) είναι παράγοντας (tomo factor) για κάθε γωνία προβολής θ.</p> <p>-Η AGD για μια ολοκληρωμένη εξέταση τομοσύνθεσης δίνεται από τη σχέση :</p> $AGD_T = K_T \cdot g \cdot c \cdot s \cdot T$ <p>Όπου K_T μετριέται σε γωνία 0° (air kerma in zero degree position), τα mAs αντιστοιχούν στα mAs ολόκληρης της εξέτασης.</p> <p>T: παράγοντας για το τόξο περιστροφής της λυχνίας, εξαρτάται από τη γωνία θ (είναι η γωνία προβολής και όχι η γωνία περιστροφής της λυχνίας φ)</p>			
--	--	--	--	--	--	--	--

¹⁰ Οι τιμές g, c, s, t(θ) δίνονται στο Appendix 1 (tables 1-8 2018) του Ευρωπαϊκού πρωτοκόλλου (version 1.03, March 2018).

				<p>-Οι υπόλοιποι παράγοντες της εξίσωσης είναι συντελεστές οι οποίοι προκύπτουν από πίνακες¹¹. Ειδικά για τον παράγοντα T υπάρχουν τιμές στην βιβλιογραφία για μοντέλα του εμπορίου.¹²</p> <p>AGD DBT scanning geometry (narrow beam scanning).</p> <p>-Το δοσίμετρο τοποθετείται πάνω στην τραπέζι στήριξης του μαστού</p> $AGD_s = K_s \cdot g \cdot c \cdot s \cdot T_s.$ <p>Όπου K_s (incident air kerma) υπολογίζεται με τη λυχνία να περιστρέφεται (πλήρης περιστροφή) όπως στην κλινική πράξη αντί της λήψης σε 0°.</p> <p>T_s: παράγοντας ο οποίος εξαρτάται από τη θέση δοσιμέτρου και από το πάχος του μαστού (οι τιμές βρίσκονται σε πίνακες¹¹).</p>			
--	--	--	--	--	--	--	--

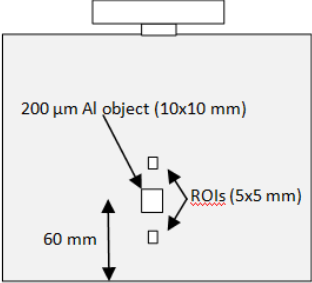
¹¹ Οι τιμές για τον παράγοντα T παρουσιάζονται στο Appendix 1 (tables 9-11b 2018) του Ευρωπαϊκού πρωτοκόλλου (version 1.03, March 2018). Οι επικαιροποιημένες τιμές θα δίνονται στο site της EUREF.

¹² Οι τιμές για τα παράγοντα T για διαφορετικά συστήματα του εμπορίου δίνονται στο Appendix 1 (tables 10a-11b 2018) του Ευρωπαϊκού πρωτοκόλλου (version 1.03, March 2018) για διαφορετικά πάχη μαστού και ομοιώματος PMMA.

<p>-Μέση δόση αδένα για διαφορετικά πάχη μαστού-ομοιώματος για σύστημα 2D/FFDM (Average glandular dose-AGD). - Μεταβολή και επαναληψιμότητα του SDNR/CNR (SDNR compensation & reproducibility).</p>	<p>-Μέτρηση του AGD για διάφορα πάχη μαστού. -Μεταβολή του λόγου διαφοράς σήματος προς θόρυβο SDNR/CNR με το πάχος του ομοιώματος (σταθερότητα της ποιότητας εικόνας).</p>	<p>Ομοίωμα: PMMA ή Ακρλικό ή BR12 Πάχος από 2-8 cm & Φύλλο Al: 10 x10 x0.2 mm³ ή δίσκος από PMMA πάχους 1 mm και διάμετρο 25 mm. ¹³Χρήση δοσιμέτρου προαιρετική.</p>	<p>Φίλτρο/στόχος: κλινικό Πίεστρο: Ναι -συμπίεση σταθερή kV: κλινικό AEC mode:κλινικό AEC sensor: 2 Exp. compr: 0 (εφόσον υπάρχει αυτή η επιλογή) Εστία: μεγάλη Stand μεγέθυνσης αν είναι διαθέσιμο. Εικόνα ROI: Raw/for processing (να απενεργοποιηθούν οι αλγόριθμοι επεξεργασίας εικόνας).</p>	<p>Σύστημα 2D Τοποθετείται το ομοίωμα πάχους 2 cm στον ανιχνευτή στην άκρη του θωρακικού τοιχώματος. Πάνω στο ομοίωμα τοποθετείται το φύλλο Al ή ο δίσκος, σε απόσταση 4-6 cm από την άκρη του θωρακικού τοιχώματος. Εφαρμόζεται συμπίεση ώστε να ενεργοποιηθεί το AEC και πραγματοποιείται έκθεση. Επαναλαμβάνεται η διαδικασία για όλα τα πάχη του ομοιώματος. <u>Προσοχή: Να μην μετακινηθεί το Al ή ο δίσκος και να επιλεγεί η σωστή συμπίεση για όλα τα πάχη ομοιώματος.</u> Επαναληψιμότητα AEC 2D Για το πάχος των πχ. 4.5 cm η έκθεση να επαναληφθεί 4 φορές. Καταγράφονται τα στοιχεία έκθεσης (kV, mAs φίλτρο/στόχος) και υπολογίζεται το COV του K_i (εφόσον δεν χρησιμοποιηθεί δοσίμετρο, οι τιμές λαμβάνονται από την παροχή) AGD 2D AGD= K_i · g · c · s Οπου K_i το air Kerma χωρίς οπισθοσκέδαση, οι συντελεστές υπολογίζονται από πίνακες⁹ SDNR/CNR 2D Σχεδιάζονται δυο τετράγωνα ROI. Το ένα ROI εντός της περιοχής του Al ή του</p>	<p>ΑΣ/ Ετήσια</p>	<p>2D Σύστημα</p> <p>Όρια AGD και ASDNR_{4,5} (%)</p> <table border="1" data-bbox="1486 267 1833 682"> <thead> <tr> <th>PMMA → Ισοδύναμο πάχος μαστού (cm)</th> <th>ΔSDNR_{4,5} (%)</th> <th>AGD (mGy) acceptable</th> <th>AGD (mGy) achievable</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>2 →2.1</td> <td>≥0</td> <td><1.0</td> <td><0.6</td> </tr> <tr> <td>3 →3.2</td> <td>≥0</td> <td><1.5</td> <td><1.0</td> </tr> <tr> <td>4 →4.5</td> <td>≥0</td> <td><2.0</td> <td><1.6</td> </tr> <tr> <td>4.5 →5.3</td> <td>≥0</td> <td><2.5</td> <td><2.0</td> </tr> <tr> <td>5 →6</td> <td>≥15</td> <td><3.0</td> <td><2.4</td> </tr> <tr> <td>6 →7.5</td> <td>≥30</td> <td><4.5</td> <td><3.6</td> </tr> <tr> <td>7 →9</td> <td>-</td> <td><6.5</td> <td><5.1</td> </tr> </tbody> </table> <p>Επαναληψιμότητα όρια mAs: COV ≤ 5 % Ki: COV ≤ 5 % SDNR_{4,5}: COV ≤ 5 % Linearized PV: ≤ 5 % από τη μέση τιμή</p> <p>Τύποι για υπολογισμό του SDNR</p> $SDNR = \frac{MPV_{Al} - MPV_{PMMA}}{SD_{PMMA}}$ $SDNR = \frac{SDNR_{1cm} - SDNR_{4.5cm}}{SDNR_{4.5cm}}$ <p>*Τα όρια για διαφορετικά πάχη SDNR για χρήση δίσκου από PMMA είναι διαφορετικά (βλ. πρωτόκολλο του IAEA (series 17, tables 14&15, 2011).</p>	PMMA → Ισοδύναμο πάχος μαστού (cm)	ΔSDNR _{4,5} (%)	AGD (mGy) acceptable	AGD (mGy) achievable	2 →2.1	≥0	<1.0	<0.6	3 →3.2	≥0	<1.5	<1.0	4 →4.5	≥0	<2.0	<1.6	4.5 →5.3	≥0	<2.5	<2.0	5 →6	≥15	<3.0	<2.4	6 →7.5	≥30	<4.5	<3.6	7 →9	-	<6.5	<5.1	<p>Οι τιμές c, g αφορούν πραγματικό πάχος μαστού. Είναι απαραίτητο να γίνει χρήση κατάλληλων υλικών για δημιουργία κενού μεταξύ PMMA και συστήματος συμπίεσης (spacers). Ο σχεδιασμός του ROI μπορεί να γίνει εναλλακτικά με τη βοήθεια του image J (βλ.5)</p>
PMMA → Ισοδύναμο πάχος μαστού (cm)	ΔSDNR _{4,5} (%)	AGD (mGy) acceptable	AGD (mGy) achievable																																				
2 →2.1	≥0	<1.0	<0.6																																				
3 →3.2	≥0	<1.5	<1.0																																				
4 →4.5	≥0	<2.0	<1.6																																				
4.5 →5.3	≥0	<2.5	<2.0																																				
5 →6	≥15	<3.0	<2.4																																				
6 →7.5	≥30	<4.5	<3.6																																				
7 →9	-	<6.5	<5.1																																				

				<p>δίσκου να μην αγγίζει τις πλευρές του τετραγώνου του Αλουμινίου ή του δίσκου και το άλλο δίπλα από την περιοχή αντίθεσης στην περιοχή του ομοιώματος (βλ. 5) (παράρτημα 2 και §5)</p> <p>Για κάθε πάχος του ομοιώματος καταγράφονται: το MPV_{Al} (η μέση τιμή εικονοστοιχείου στη θέση του Al), το MPV_{PMMA}, (μέση τιμή εικονοστοιχείου υποβάθρου) και το SD_{PMMA} . Υπολογίζονται το $SDNR$ για κάθε πάχος, η μέση τιμή, COV του $SDNR$ για πάχος 4.5cm και η μεταβολή του σε σχέση με το πάχος των 4.5cm $\Delta SDNR_{4.5cm}$.</p>			
--	--	--	--	---	--	--	--

¹³ Να χρησιμοποιηθούν οι τιμές από τον έλεγχο της παροχής ή να ληφθεί η δόση εισόδου μαστού. Εναλλακτικά αν γίνει χρήση δοσιμέτρου η τοποθέτηση και οι μετρήσεις του K_i να πραγματοποιηθούν με τη μεθοδολογία του προηγούμενου ελέγχου

<p>Συστήματα DBT -Μέση δόση αδένα για διαφορετικά πάχη μαστού (με χρήση ομοιώματος).</p> <p>-Μεταβολή του SDNR/CNR για διαφορετικά πάχη ομοιώματος (προαιρετικός έλεγχος).</p>	<p>-Μέτρηση του AGD για: ¹⁴DBT/FFDM ¹⁵DBT/narrow scanning beam. -Μεταβολή του λόγου διαφοράς σήματος προς θόρυβο <i>SDNR/CNR</i> με το πάχος του ομοιώματος.</p>	<p>Ομοίωμα PMMA ή ακριλικό ή BR12 (2-8cm) Φύλλο Al: 10 x10 x0.2 mm³ ή δίσκος από PMMA πάχους 1mm και διάμετρο 25 mm. Χρήση δοσιμέτρου: προαιρετική</p>	<p>Συστήματα DBT Φίλτρο/στόχος: κλινικό Πίεστρο: Ναι -συμπίεση σταθερή AEC mode: κλινικό AEC sensor: 2 Exp. comp: 0 (εφόσον υπάρχει αυτή η επιλογή) kV: κλινικό Εστία: μεγάλη.</p>	<p>AGD DBT Η τοποθέτηση είναι ίδια (set-up) με αυτή των συστημάτων 2D. Λαμβάνονται εικόνες για όλα τα πάχη και καταγράφονται τα στοιχεία έκθεσης. Μετράτε το air kerma (με χειροκίνητη επιλογή στοιχείων ανάλογα με το πάχος) και υπολογίζεται το AGD. SDNR/CNR DBT (προαιρετικός έλεγχος) Οι μετρήσεις πραγματοποιούνται στην εικόνα 1^{ης} προβολής ή στην εικόνα οπισθοπροβολής.</p>  $MPV_{Bgr} = \frac{\sum_1^2 MPV(ROI)}{2}$ $SD_{Bgr} = \frac{\sum_1^2 SD(ROI)}{2}$ $SDNR = \frac{MPV_{signal} - MPV_{Bgr}}{SD_{Bgr}}$	<p>ΑΣ/Ετήσια</p>	<p>Όρια αναφοράς</p> <table border="1" data-bbox="1488 224 1766 500"> <thead> <tr> <th>Πάχος PMMA (mm)</th> <th>Ισοδύναμο πάχος μαστού</th> <th>Reference level (mGy)</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>20</td><td>21</td><td>1.2</td></tr> <tr><td>30</td><td>32</td><td>1.5</td></tr> <tr><td>40</td><td>45</td><td>2.0</td></tr> <tr><td>45</td><td>53</td><td>2.5</td></tr> <tr><td>50</td><td>60</td><td>3.0</td></tr> <tr><td>60</td><td>75</td><td>4.5</td></tr> <tr><td>70</td><td>90</td><td>6.5</td></tr> </tbody> </table> <p>SDNR Δεν υπάρχουν όρια για το SDNR. Καταγράφονται οι τιμές αναφοράς και παρακολουθείται η σταθερότητα του συστήματος.</p>	Πάχος PMMA (mm)	Ισοδύναμο πάχος μαστού	Reference level (mGy)	20	21	1.2	30	32	1.5	40	45	2.0	45	53	2.5	50	60	3.0	60	75	4.5	70	90	6.5	<p>Οι τιμές c, g αφορούν πραγματικό πάχος μαστού. Είναι απαραίτητο να γίνει χρήση κατάλληλων υλικών για δημιουργία κενού μεταξύ PMMA και συστήματος (spacers).</p>
Πάχος PMMA (mm)	Ισοδύναμο πάχος μαστού	Reference level (mGy)																													
20	21	1.2																													
30	32	1.5																													
40	45	2.0																													
45	53	2.5																													
50	60	3.0																													
60	75	4.5																													
70	90	6.5																													

¹⁴ Σε κάθε γωνία λήψης εκτίθεται ολόκληρος ο μαστός.

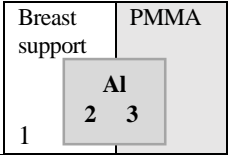
¹⁵ Συστήματα με μικρή γωνία λήψης που σε κάθε γωνία λήψης εκτίθεται μέρος μόνο του μαστού.

Έλεγχος ανιχνευτή							
-Συνάρτηση απόκρισης ανιχνευτή (response function).	Ελέγχεται αν η συνάρτηση απόκρισης του ανιχνευτή μεταξύ των εικονοστοιχείων-MPV και της δόσης είναι η αναμενόμενη.	-Ομοίωμα ομοιογενές (π.χ. PMMA 4 cm). -Δοσίμετρο (Εφόσον η δόση εισόδου K_i (air kerma) έχει μετρηθεί στον έλεγχο της παροχής, η μέτρηση και το δοσίμετρο μπορούν να παραλειφθούν).	Πίεστρο: Ναι Μέγεθος πίεστρου: Να ταιριάζει με το ομοίωμα Mode: Η πρώτη έκθεση, χειροκίνητη-manual Οι υπόλοιπες εκθέσεις αυτόματες mAs: 10-200 Συμπίεση: 30-50 N Format εικόνας: RAW ή for processing Για CR συστήματα η ανάγνωσης της κασέτας είναι διαφορετική για κάθε κατασκευαστή.	Συστήματα 2D/FFDM -Συμπίεζεται το ομοίωμα ώστε να ενεργοποιηθεί το AEC. -Πραγματοποιείται αυτόματη έκθεση και καταγράφονται τα στοιχεία (A/F, kV, mAs). -Πραγματοποιούνται 8 εκθέσεις χειροκίνητα για όλο το εύρος των mAs και καταγράφεται το K_i (air kerma). -Σε κάθε μη επεξεργασμένη εικόνα μετράται το MPV και το SD (ROI: τετράγωνο πλευράς 10-15 mm, απόσταση 4-6 cm από το θωρακικό τοίχωμα). -Ο έλεγχος της γραμμικότητας του ανιχνευτή επιτυγχάνεται από τη γραφική παράσταση του MPV (ή mAs) και της δόσης εισόδου (K_i , air kerma). -Υπολογίζεται το R^2 της γραφικής παράστασης και το σημείο τομής στον άξονα xx' (αναλυτικά βλ. 6 (παρ. 2 και §4) -Για CR συστήματα η διαδικασία να εκτελείται με μια κασέτα.	ΑΣ/Μετά από αλλαγή ανιχνευτή	Συστήματα 2D/FFDM Γραμμικά συστήματα $MPV(y) = A + Bx$ $R^2 \geq 0.95$: ελάχιστη τιμή (η τιμή θα πρέπει να είναι όσο το δυνατόν πιο κοντά στη μονάδα) $COV = \frac{(MPV_i - A)}{x_i} \leq 10\%$ Όπου y: MPV x: mAs, K_i Συστήματα CR Μη γραμμικά συστήματα $y = A + Bx$ $COV = \frac{(y_i - A)}{x_i} \leq 10\%$ Όπου: x: mAs, K_i , ln(mAs), ln(K_i) y: EI, ln(EI), MPV, ln(MPV) Συστήματα DBT Τα αποτελέσματα του ελέγχου κατά την παραλαβή αποτελούν τις τιμές αναφοράς.	-Η ανάλυση του ελέγχου μπορεί να γίνει μέσω του λογισμικού Image J. -Τα CR συστήματα παρουσιάζουν μη γραμμική απόκριση (λογαριθμική ή εκθετική)

				<p>- Επιπλέον Καταγράφεται και το EI. -Απεικονίζεται η καμπύλη MPV ή EI σε συνάρτηση με το $\ln(K_i)$ ή mAs. βλ. 6. (παρ. 3 και §6) Συστήματα DBT Λυχνία ακίνητη στις 0° Η διαδικασία είναι ίδια. Λαμβάνεται ROI στην 1^η εικόνα κάθε προβολής, μετριοούνται οι τιμές MPV και SD Απεικονίζονται οι τιμές MPV και mAs.</p>			
<p>Θόρυβος ανιχνευτή (noise evaluation). Ο έλεγχος γίνεται μαζί με τον έλεγχο συνάρτησης απόκρισης.</p>	<p>Επιβεβαίωση ότι ο κβαντικός θόρυβος είναι η βασική πηγή θορύβου</p>	<p>Βλ. έλεγχο απόκρισης ανιχνευτή</p>	<p>Βλ. έλεγχο απόκρισης ανιχνευτή</p>	<p>-Ο θόρυβος μια εικόνας υπολογίζεται από το SD του MPV που έχει ληφθεί στον έλεγχο απόκρισης ανιχνευτή. -Απεικονίζεται γραφικά το SD² σε συνάρτηση με τα mAs ή το K_i (air kerma). -Εφαρμόζεται γραμμική προσαρμογή και υπολογίζεται το R². Για συστήματα CR αναπαρίσταται γραφικά το SD² σε συνάρτηση με mAs⁻¹ ή K_i⁻¹. -Εφαρμόζεται γραμμική προσαρμογή και υπολογίζεται το R². βλ. 6 (παρ. 2 και §6) Συστήματα DBT Ο έλεγχος είναι προαιρετικός. Η διαδικασία είναι η ίδια.</p>	<p>ΑΣ/Μετά από αλλαγή ανιχνευτή</p>	<p>R² ≥ 0.95 σε περίπτωση που δεν υπάρχει τιμή αναφοράς (η τιμή θα πρέπει να είναι όσο το δυνατόν πιο κοντά στη μονάδα) Αλλιώς, η τιμή R² κατά την παραλαβή να χρησιμοποιηθεί ως τιμή αναφοράς Συστήματα DBT Οι μετρήσεις στον έλεγχο αποδοχής αποτελούν τιμές αναφοράς.</p>	

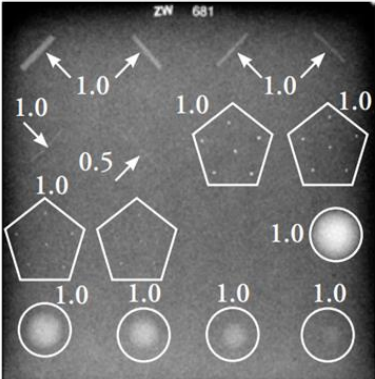
<p>Ομοιογένεια ανιχνευτή</p>	<p>-Ελέγχεται αν το μέσο σήμα που παράγεται από τον ανιχνευτή κατά την ακτινοβόληση ομοιογενούς ομοιώματος είναι τοπικά ομοιογενές. -Επιβεβαίωση ότι έχει πραγματοποιηθεί αποτελεσματικά η διόρθωση του flat field ή του gain (εφαρμόζεται μόνο για DR systems)</p>	<p>PMMA πάχους (πχ.4 cm) ή ομοίωμα ACR DM Να καλύπτει τον ανιχνευτή και να είναι καθαρό - χωρίς βαθιές γρατζουνιές</p>	<p>Πίεστρο: Ναι, 24 x 32 cm² Mode: AEC Συμπύεση: 30-50 N Επεξεργασία εικόνας: raw data or for processing. Πίεστρο: Ναι (καθαρό, χωρίς βαθιές γρατζουνιές-απτικές-ανιχνεύσιμες με την αφή).</p>	<p>- Συμπιέζεται το ομοίωμα ώστε να ενεργοποιηθεί το AEC. - Πραγματοποιείται έκθεση και καταγράφονται τα στοιχεία (kV, mAs, A/F) - Αξιολογείται η εικόνα για ψευδοδομές (raw data or for processing). -Σχεδιάζεται ROI =10x10 mm² και μετράτε το local και global uniformity (GU) (εφαρμόζεται μόνο για DR συστήματα). -Για την περίπτωση των CR συστημάτων κάθε κασέτα πρέπει να ελέγχεται ξεχωριστά. Συστήματα DBT Λυχνία ακίνητη στις 0°. Λήψη 5 εικόνων και καταγραφή MPV σε ROI διαστάσεων 5x5 mm.</p>	<p>ΑΣ/ Ετήσιος</p>	<p>Συστήματα 2D/FFDM LU ≤ 5% (DR+CR) GU ≤ 10% (DR) Για τον υπολογισμό (βλ.7 εικόνα 6) (παραρτ. 3 και §7)</p> <p>Συστήματα DBT Οποιαδήποτε τιμή PV της κάθε προβολής δεν πρέπει να είναι περισσότερο από το 20% της τιμής MPV του ROI. Καμία ανομοιογένεια να μην είναι ορατή.</p>	<p>Είναι δυνατόν κάποιοι ανιχνευτές να παρουσιάζουν φυσιολογικές ανομοιογένειες για αυτό θα πρέπει οι περιοχές αυτές να μην περιλαμβάνονται στην ανάλυση (οι άκρες της εικόνας) (βλ.7- εικόνα 7) (παραρτ. 3 και §7) Η ανάλυση μπορεί να γίνει αυτόματα με χρήση λογισμικού image J.</p>
------------------------------	---	--	---	---	--------------------	---	---

Ψευδοδομές (artifact).	Έλεγχος για την ύπαρξη ψευδοδομών (artifacts).	PMMA πάχους (πχ.4 cm) ή ομοίωμα ACR DM 086. Να καλύπτει τον ανιχνευτή Να είναι καθαρό και χωρίς βαθιές γρατζουνιές.	Φίλτρο/Στόχος: Όλα Πίεστρο: όχι Mode: AEC Format εικόνας: RAW ή for processing Magnification stand.	- Τοποθετείται το ομοίωμα έτσι ώστε να καλυφθεί πλήρως ο ανιχνευτής και πραγματοποιείται έκθεση. - Επαναλαμβάνεται η διαδικασία μετά από περιστροφή του ομοιώματος 180°. - Αξιολογείται η εικόνα με χρήση zoom. - Στην περίπτωση των CR συστημάτων κάθε κασέτα πρέπει να ελέγχεται ξεχωριστά. Συστήματα DBT - Λυχνία ακίνητη στις 0°.	ΑΣ/ Εξαμηνιαίος	Συστήματα 2D/FFDM Ναι/Όχι Συστήματα DBT Ναι/Όχι.	Στην περίπτωση που η ανάλυση γίνεται μέσω του λογισμικού Image J στην επεξεργασία (process/filters) να εφαρμόζεται variance φίλτρο ακτίνας 2-5 pixel (variance map). Βλ. 8 (παραρτ. 2 και §8).
Εναπομείναν σήμα στον ανιχνευτή (Detector Ghosting).	Έλεγχος για εναπομείναν σήμα από προηγούμενη έκθεση στον ανιχνευτή.	Ομοίωμα το οποίο να καλύπτει τον ανιχνευτή PMMA πάχους (πχ.4 cm) ή ομοίωμα ACR DM Φύλλο Al: 10x10cm πάχους 0.1 mm.	Πίεστρο: Ναι, 24 x 29 cm ² AEC: Ναι.	Συστήματα 2D/CR (μόνο) <u>1^η Έκθεση:</u> - Τοποθετείται το ομοίωμα ώστε να καλύπτει τη μισή επιφάνεια του ανιχνευτή και τους θαλάμους του AEC. <u>2^η Έκθεση μετά από 1min :</u> Το ομοίωμα τοποθετείται ώστε να καλύπτει όλη την επιφάνεια του ανιχνευτή. Πάνω σε αυτό τοποθετείται και το φύλλο Al στο κέντρο του πεδίου (βλέπε σχήμα-λευκή περιοχή χωρίς ghost, γκρι περιοχή με ghost).	ΑΣ/ Για διερεύνηση προβλήματος	Ghost Image Factor $GIF = \frac{MPV3 - MPV2}{MPV1 - MPV2} < \pm 0.$	Οι μετρήσεις γίνονται στην εικόνα της δεύτερης έκθεσης.

				<p>-Σχεδιάζονται ROIs, στα σημεία 1, 2, και 3 όπως φαίνεται στο πιο κάτω σχήμα. Μετράτε το MPV σε κάθε ROI.</p> 			
Σχετική απόκριση μεταξύ ενισχυτικών πινακίδων - interplate variability (CR systems).	Να εντοπιστούν τυχόν πιθανές διαφορές στην απόκριση/ευαισθησία (response/sensitivity) μεταξύ των ενισχυτικών πινακίδων (IP) που χρησιμοποιούνται.	Ομοίωμα PMMA (πχ. πάχους 4 cm).	Φίλτρο/Στόχος: Όλα Πίεστρο: Ναι Mode: AEC Format εικόνας: RAW ή for processing AEC sensor: ίδιος για όλες τις κασέτες.	<p>CR Συστήματα (μόνο) -Συμπίεζεται το ομοίωμα ώστε να ενεργοποιηθεί το AEC -Πραγματοποιείται έκθεση και καταγράφονται τα στοιχεία έκθεσης. -Μετράται το MPV και το SD (ROI: 1cm² και σε απόσταση 5-6 cm από το θωρακικό τοίχωμα) -Υπολογίζεται το SNR και καταγράφεται ο δείκτης δόσης- Exposure Index (EI) ή η δόση στον αέρα (K_i) εφόσον συσχετίζεται με την απορροφούμενη δόση. Ο έλεγχος να επαναληφθεί για όλες τις κασέτες στον ίδιο ψηφιοποιητή¹⁶.</p>	Ετήσια/μετά από αλλαγή ενισχυτικών πινακίδων	Απόκλιση της τιμής SNR= μεταξύ των κασετών: ≤ 15 %.	Ο χρόνος ακτινοβολήσης και ανάγνωσης κάθε πινακίδας να είναι περίπου ο ίδιος.

¹⁶ Επειδή στην πράξη το να επαναληφθούν όλοι οι έλεγχοι για κάθε ενισχυτική πινακίδα είναι πρακτικά δύσκολο και χρονοβόρο, μια καλή πρακτική είναι να χρησιμοποιηθεί μια ενισχυτική πινακίδα ως πινακίδα αναφοράς (QC CR cassette). Κατόπιν, να ελεγχθούν οι υπόλοιπες πινακίδες για τυχόν διαφορές απόκρισης σε σχέση με την πινακίδα αναφοράς. Η όλη διαδικασία να γίνεται στην αποδοχή των πινακίδων ώστε να ανιχνευθούν πινακίδες με παρόμοια απόκριση. Για συστήματα που ήδη βρίσκονται σε χρήση ο έλεγχος να γίνεται ώστε να ανιχνευθεί η ομάδα των ενισχυτικών πινακίδων με παρόμοια απόκριση (αναλυτικά βλέπε [8](#) (παρ.3 και §8)).

Ποιότητα Εικόνας

<p>Συστήμα 2D/DBT Διακριτική Ικανότητα χαμηλής αντίθεσης. Συστήμα 2D: μέτρηση του SNR/CNR. Συστήμα DBT: Ομοιογένεια εικόνων ανακατασκευής και ύπαρξη ψευδοεικόνων.</p>	<p>Έλεγχος ποιότητας εικόνας.</p>	<p>Ομοίωμα κατάλληλο (πχ ACR CIRS model 015 ή RMI/ Gammex 156) Ακρυλικός δίσκος πάχους 4.0 mm και διαμέτρου 1 cm για μέτρηση του SNR/CNR.</p>	<p>Πίστρο : Ναι AEC: Ναι, sensor 2, exposure comp:0 Εστία: Μεγάλη Εικόνα: true pixel size, for presentation/ra w. Κασέτες CR: να σβηστούν πριν τη χρήση τους.</p>	<p>Συστήμα 2D: -Τοποθετείστε το ομοίωμα (στο κέντρο του ανιχνευτή, ευθυγραμμισμένο στην άκρη του τοιχώματος μαστού). - Τοποθετείται ο ακρυλικός δίσκος στο ομοίωμα σε τέτοια θέση ώστε να μην καλύπτει δομές. - Το ομοίωμα συμπιέζεται ώστε να ενεργοποιηθεί η αυτόματη έκθεση AEC και πραγματοποιείται η έκθεση. -Καταγράφονται τα στοιχεία. - Αξιολογείται η εικόνα. -Υπολογίζεται το SNR/CNR λαμβάνοντας 2 ROI (σε μη επεξεργασμένη εικόνα) εντός και εκτός του δίσκου (2D/CR)). Συστήμα DBT : -Να επιλεγεί mode DBT όπως στην κλινική πράξη (να περιληφθεί λήψη εικόνας συνδυασμού 2D και DBT-combo εφόσον χρησιμοποιείται κλινικά). –Επαναλαμβάνεται η διαδικασία. - Παρατηρούνται οι ανακατασκευασμένες</p>	<p>ΕΣ/ Εξαμηνιαίος</p>	<table border="1"> <thead> <tr> <th>Είδος</th> <th>Κριτήριο</th> <th>Όριο</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Ίνες</td> <td>Όλη →1 Μερική→0.5 Καθόλου→0</td> <td>5</td> </tr> <tr> <td>Αποτιτ.</td> <td>5 αποτιτ. →1 1 < αποτιτ.< 5→0.5 Καμία →0</td> <td>4 γκρουπ</td> </tr> <tr> <td>Μάζες</td> <td>Όλη→1 Μέρος→0.5 Καθόλου→0</td> <td>4</td> </tr> </tbody> </table>	Είδος	Κριτήριο	Όριο	Ίνες	Όλη →1 Μερική→0.5 Καθόλου→0	5	Αποτιτ.	5 αποτιτ. →1 1 < αποτιτ.< 5→0.5 Καμία →0	4 γκρουπ	Μάζες	Όλη→1 Μέρος→0.5 Καθόλου→0	4	<p>Για αξιολόγηση και άλλων ομοιωμάτων βλ. EFOMP mammo protocol (Mars 15)</p>
Είδος	Κριτήριο	Όριο																	
Ίνες	Όλη →1 Μερική→0.5 Καθόλου→0	5																	
Αποτιτ.	5 αποτιτ. →1 1 < αποτιτ.< 5→0.5 Καμία →0	4 γκρουπ																	
Μάζες	Όλη→1 Μέρος→0.5 Καθόλου→0	4																	
<div style="text-align: center;">  </div> <p>Στην περίπτωση που το σκορ για τις ίνες είναι 4.5 ή των μαζών 3.5, να ελεγχθεί προσεκτικά το SNR και η διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης.</p> $SNR = \frac{MPV_{Bgrsignal} - DC_{offset}}{SD_{Bgr}} \geq 40$ <p>Όρια για DBT: Να επιλεγεί η τομή όπου τα αντικείμενα φαίνονται πιο καθαρά.</p>																			

				εικόνες (να γίνει κατάλληλη επιλογή παραθύρου) και ελέγχονται για τυχόν ανομοιογένειες και ψευδοδομές. -Για DBT σύστημα να επιλεγεί η τομή στην οποία οι δομές είναι ευδιάκριτες.		Βλ. 10 (παρ. 4 και §1) (παράδειγμα αξιολόγησης)													
						<table border="1"> <thead> <tr> <th>Είδος</th> <th>Κριτήριο</th> <th>Όριο</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Ίνες</td> <td>Όλη →1 Μερική→0.5 Καθόλου→0</td> <td>4</td> </tr> <tr> <td>Αποτιτ.</td> <td>5 αποτιτ. →1 1 < αποτιτ.< 5→0.5 Καμία →0</td> <td>3 γκρουπ</td> </tr> <tr> <td>Μάζες</td> <td>Όλη→1 Μέρος→0.5 Καθόλου→0</td> <td>3</td> </tr> </tbody> </table>	Είδος	Κριτήριο	Όριο	Ίνες	Όλη →1 Μερική→0.5 Καθόλου→0	4	Αποτιτ.	5 αποτιτ. →1 1 < αποτιτ.< 5→0.5 Καμία →0	3 γκρουπ	Μάζες	Όλη→1 Μέρος→0.5 Καθόλου→0	3	
Είδος	Κριτήριο	Όριο																	
Ίνες	Όλη →1 Μερική→0.5 Καθόλου→0	4																	
Αποτιτ.	5 αποτιτ. →1 1 < αποτιτ.< 5→0.5 Καμία →0	3 γκρουπ																	
Μάζες	Όλη→1 Μέρος→0.5 Καθόλου→0	3																	
Διακριτική Ικανότητα υψηλής αντίθεσης	Έλεγχος ποιότητας εικόνας.	- Κατάλληλο bar pattern (12 lp/mm) -PPMA πάχους 4.5 cm (ή ACR DM)	Πίστρο: Ναι AEC: Ναι, sensor 2, exposure comp:0 Εστία: Μεγάλη Στόχος/Φίλτρο : Όλοι οι συνδυασμοί Εικόνα: true pixel size. Για κασέτες CR να σβηστούν πριν τη χρήση τους.	Συστήμα 2D: -Τοποθετείται το bar pattern πάνω στο ομοίωμα PMMA υπό γωνία 45° ως προς τον άξονα ανόδου καθόδου. -Πραγματοποιείται συμπίεση ώστε να ενεργοποιηθεί το AEC. Προσοχή: Το AEC sensor να μην βρίσκεται κάτω από το bar pattern. -Καταγράφονται τα στοιχεία έκθεσης και αξιολογείται η εικόνα. Συστήμα DBT: -Να επιλεγεί mode DBT όπως στην κλινική πράξη -Επαναλαμβάνεται η διαδικασία και αξιολογείται η εικόνα.	ΕΣ/ Εξαμηνιαίος	2D: ≥ 7 lp/mm και στους δυο άξονες. ή σύμφωνα με τις προδιαγραφές του κατασκευαστή. Η μείωση στην διακριτική ικανότητα να μην υπερβαίνει το 10 % της τιμής αναφοράς (base line value) 3D: ≥ 3 lp/mm ή σύμφωνα με τις προδιαγραφές του κατασκευαστή. Η μείωση στην διακριτική ικανότητα να μην υπερβαίνει το 10% της τιμής αναφοράς (base line value)	Η διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης ιδανικά θα πρέπει να μετράτε μέσω της συνάρτησης MTF. Η μέθοδος αυτή είναι εναλλακτική εφόσον δεν υπάρχουν τα κατάλληλα εργαλεία.												
Διακριτική Ικανότητα υψηλής αντίθεσης μέσω	Έλεγχος διακριτικής ικανότητας υψηλής	-MTF εξάρτημα, -PPMA πάχους 4.5 cm ή	Εστία: Μεγάλη Έκθεση:AEC, χειροκίνητα Πίστρο: Όχι	Συστήμα 2D: -Τοποθετείται το MTF εξάρτημα (πάνω στο PPMA), 60 mm από την άκρη του τραπέζιού	ΑΣ/Ετήσιος	Η μείωση του MTF στις χωρικές συχνότητες 50 % και 20 %, να μην υπερβαίνει το 10 % από τις τιμές αναφοράς (base line values).													

<p>MTF (προαιρετικός)</p>	<p>αντίθεση μέσω MTF</p>	<p>-Κατάλληλο ομοίωμα με ενσωματωμένο το εξάρτημα MTF. -2mm Al -Λογισμικό για αξιολόγηση της εικόνας.</p>	<p>Εικόνα:raw ή for possessing</p>	<p>στήριξης υπό γωνία 2–5 ° σε κατακόρυφη γραμμή από την άκρη του θωρακικού τοιχώματος. -Τοποθετείται 2 mm Al στη έξοδο της λυχνία. -Πραγματοποιείται μία έκθεση αυτόματη και καταγράφονται τα στοιχεία. -Πραγματοποιείται κατόπιν χειροκίνητα και δεύτερη έκθεση και επιλέγονται τα καταγεγραμμένα στοιχεία. -Αναλύεται η μη επεξεργασμένη εικόνα μέσω λογισμικού. -Αξιολογείται η παράμετρος MTF στους 2 άξονες και καταγράφονται οι χωρικές συχνότητες στο 50 % και 20 %.</p>		<p>Αναλυτικά ανά σύστημα βλέπε πίνακα 17 IAEA (series 17, tables 17, 2011)</p>	
-------------------------------	------------------------------	--	------------------------------------	--	--	--	--

Συνοπτικός πίνακας ελέγχων μαστογραφικών συστημάτων 2D και DBT για Ακτινολόγους Ακτινογράφους & Ιατροφυσικούς

Έλεγχος	Έλεγχοι για διαφορετικούς τρόπους απεικόνισης (imaging modes)			
	Σύστημα με δυνατότητα 2D και DBT (digital breast tomosynthesis)			Σύστημα για χρήση μόνο DBT
	2D	2D με DBT συσκευή (add-on)	DBT	DBT
Έλεγχοι Ακτινολόγο Ακτινογράφου				
1. Ποιότητα εικόνας	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/> &2D
2. Ομοιογένεια εικόνας	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/> &2D
3. Πίεστρο (Δύναμη& Ένδειξη)	<input checked="" type="checkbox"/>			
4. Αξιολόγηση οθονών (acquisition& radiologist monitors)	<input checked="" type="checkbox"/>			
5. Διαγραφή κασετών (CR)	<input checked="" type="checkbox"/>			
Έλεγχοι Ιατροφυσικού				
1. Αξιολόγηση Εξοπλισμού (AE)	<input checked="" type="checkbox"/>			<input checked="" type="checkbox"/>
2. Ακρίβεια και Επαναληψιμότητα τάσης	<input checked="" type="checkbox"/>			<input checked="" type="checkbox"/>
3. Αξιολόγηση ποιότητας δέσμης (HVL)	<input checked="" type="checkbox"/>			<input checked="" type="checkbox"/>
4. Αυτόματος Έλεγχος Συστήματος (AEC)	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
5. Αξιολόγηση γεωμετρίας δέσμης	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
6. Μέση Δόση μαστού	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
7. Ποιότητα Εικόνας	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
8. Υπολογισμός CNR/SNR	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
9. Χωρική διακριτική ικανότητα	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
10. Χωρική διακριτική ικανότητα βάθους z (DBT z resolution)			<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
11. DBT volume coverage			<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
12. Αξιολόγηση του προγράμματος ποιότητας του ακτινογράφου (συμπεριλαμβάνει τις οθόνες)	<input checked="" type="checkbox"/>			
13. Αξιολόγηση οθονών (acquisition & radiologist monitors)	<input checked="" type="checkbox"/>			

Λίστα ελέγχου καλής λειτουργίας και ασφάλειας ψηφιακού μαστογραφικού συστήματος

Είδος παραμέτρου	Παράμετροι ελέγχου
Καθαριότητα Δωματίου και Θερμοκρασία	Πιέστρο χωρίς σκόνη.
	Βάση μεγέθυνσης χωρίς σκόνη.
	Πάγκοι και γενική καθαριότητα δωματίου.
	Έλεγχος καταλληλότητας θερμοκρασίας δωματίου
Μαστογραφικό Σύστημα	Ελεύθερη κίνηση όλων των κινούμενων μερών.
	Όλα τα κουμπιά θα πρέπει να λειτουργούν.
	Οι φωτεινές ενδείξεις να λειτουργούν.
	Τα καλώδια να είναι τοποθετημένα με ασφαλή τρόπο.
	Δυνατότητα αυτόματης απελευθέρωσης του πιέστρου.
	Έλεγχος λειτουργίας του πιέστρου με χειροκίνητο τρόπο.
	Καλή κατάσταση: πιέστρου, προστατευτικού του ασθενή και του εργαζόμενου.

Παράρτημα 1: Ελέγχοι Λυχνίας

1. Παροχή Λυχνίας

kV _p	Στόχος/Φίλτρο				
	Mo/Mo	Mo/Rh	Rh/Rh	W/Ag	W/Al
kV _{p1}	24	26	26	26	29
kV _{p2}	26	28	28	28	32
kV _{p3}	28	30	30	30	35
kV _{p4}	30	32	32	32	38

Πίνακας 1 Προτεινόμενες τιμές τάσης για να μετρηθεί η παροχή της λυχνίας

W/Ag	kV _p	K _{im} (mAs ₁)	K _{im} (mAs ₂)
kV _{p1}	26	1.826	3.696
kV _{p2}	28	2.348	4.736
kV _{p3}	30	2.849	5.747
kV _{p4}	32	3.369	6.757

Πίνακας 2 Παράδειγμα από ψηφιακό σύστημα μετρήσεων air kerma για δυο τιμές mAs διορθωμένες με τον παράγοντα FSF=1.076

2. HVL (half value layer)

kV _p	Ανοδος/Φίλτρο					
	Mo/Mo	Mo/Rh	Rh/Rh	W/Rh	W/Ag	W/Al
kV _{p1}	26	26	28	26	28	29
kV _{p2}	28	28	30	28	30	32
kV _{p3}	30	30	32	30	32	35

Πίνακας 3 Προτεινόμενες τιμές τάσης για διαφορετικές επιλογές στόχου/φίλτρου

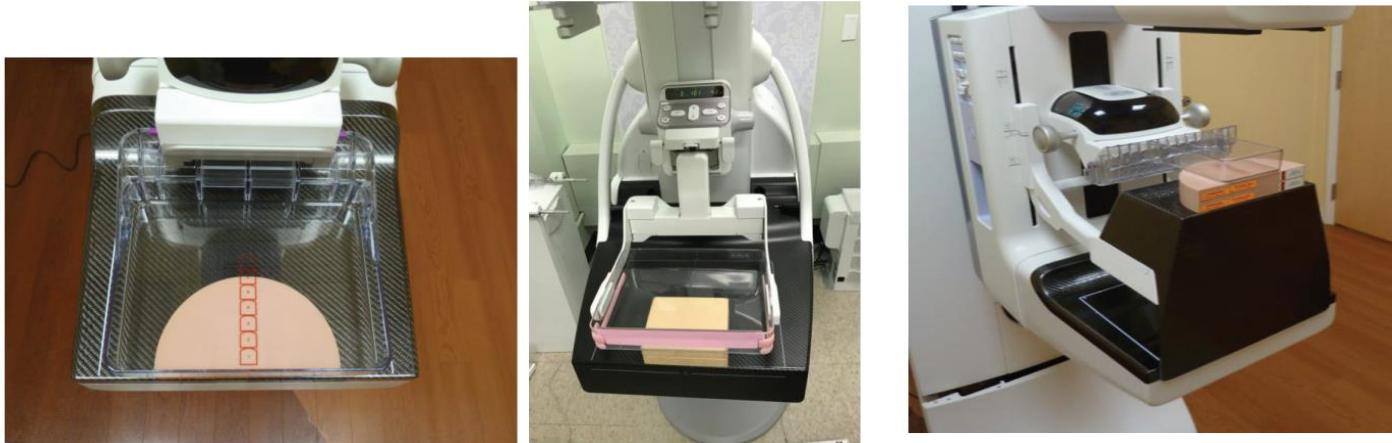
kV _p	Mo + 30mm Mo	Mo + 25mm Rh	Rh + 25mm Rh	W + 50mm Rh	W + 45mm Al
25	0.33 ± 0.02	0.40 ± 0.02	0.38 ± 0.02	0.52 ± 0.03	0.31 ± 0.03
28	0.36 ± 0.02	0.42 ± 0.02	0.44 ± 0.02	0.54 ± 0.03	0.37 ± 0.03
31	0.39 ± 0.02	0.44 ± 0.02	0.48 ± 0.02	0.56 ± 0.03	0.42 ± 0.03
34	0.47 ± 0.02	0.59 ± 0.03	0.47 ± 0.03		
37	0.50 ± 0.02	0.51 ± 0.03			

Πίνακας 4 Ενδεικτικές τιμές HVL

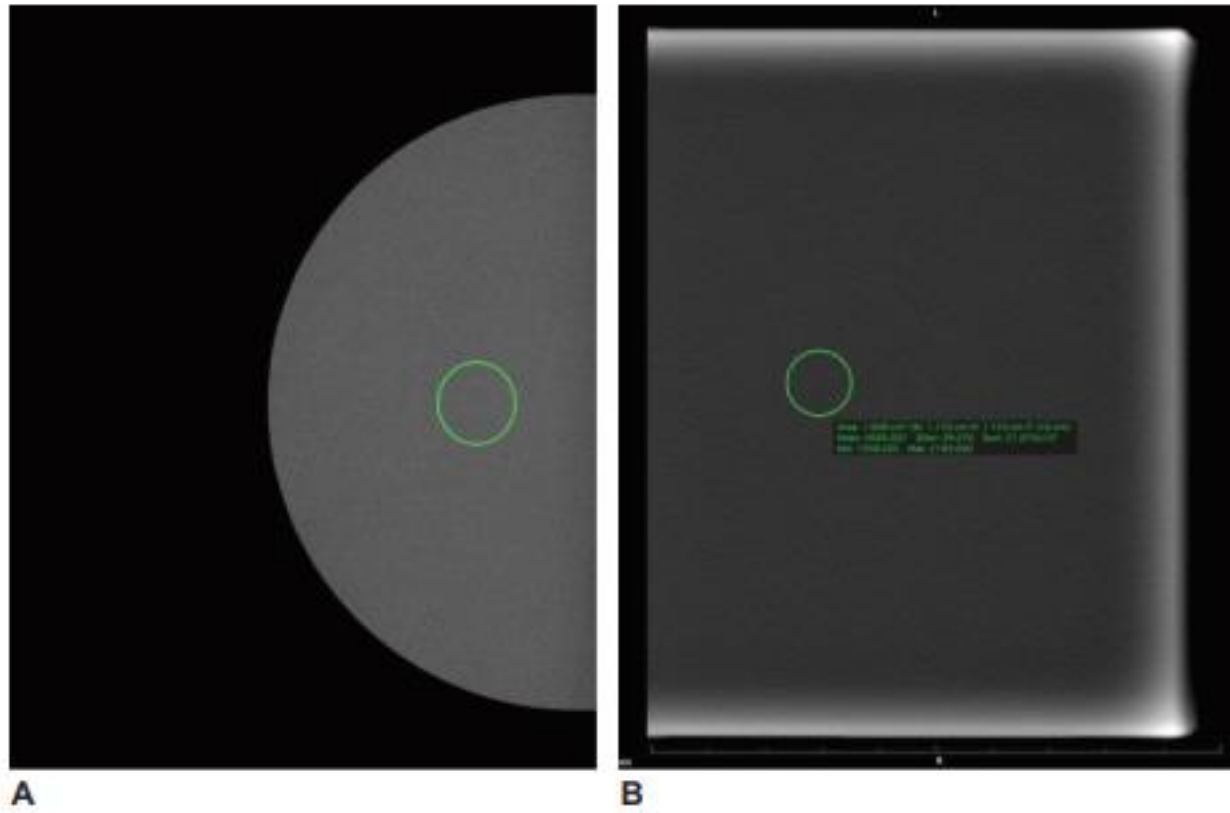
Παράρτημα 2: AEC, SDNR και DDI

3. AEC-SDNR/CNR-MGD

Εικόνες τοποθέτησης ομοιώματος για τον έλεγχο της απόδοσης AEC (Set-up)-Επιλογή Περιοχής ενδιαφέροντος (ROI)



Εικόνα 1 Τοποθέτηση ομοιώματος σε διαφορετικά modes 2D, DBT, σταντ μεγέθυνσης (magnification stand)



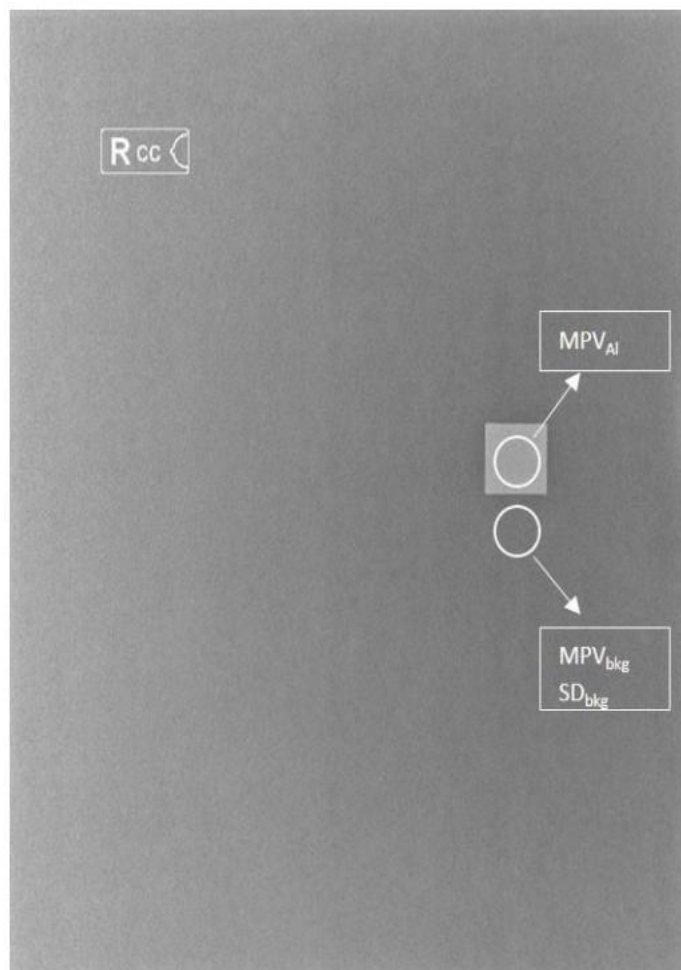
Εικόνα 2 Σχεδιασμός της περιοχής ενδιαφέροντος σε απόσταση 3-6cm από το θωρακικό τοίχωμα και τοποθετημένο στο κέντρο (εικόνα A-2D, εικόνα B- DBT)

4. Τρόποι ανάγνωσης ανά κατασκευαστή- Δείκτες έκθεσης ανά κατασκευαστή

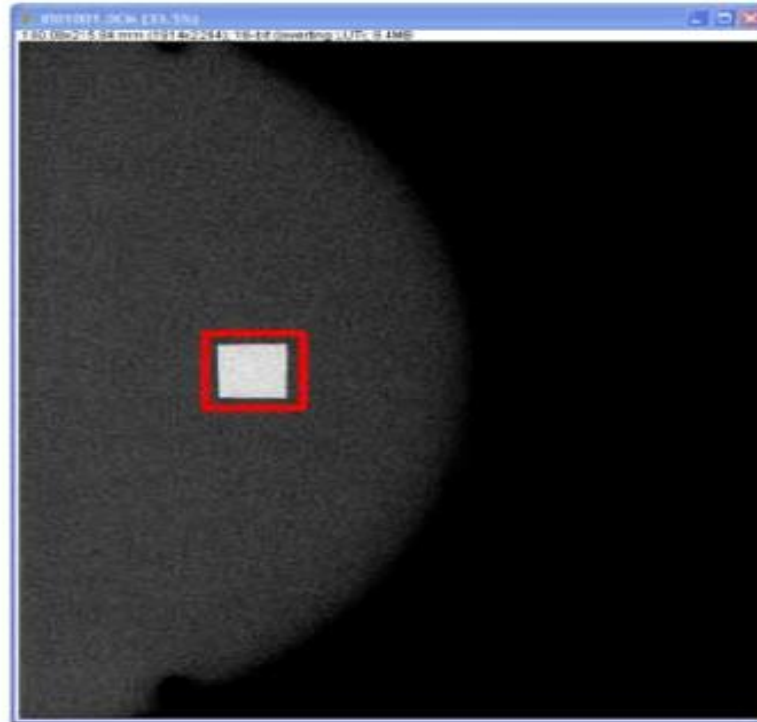
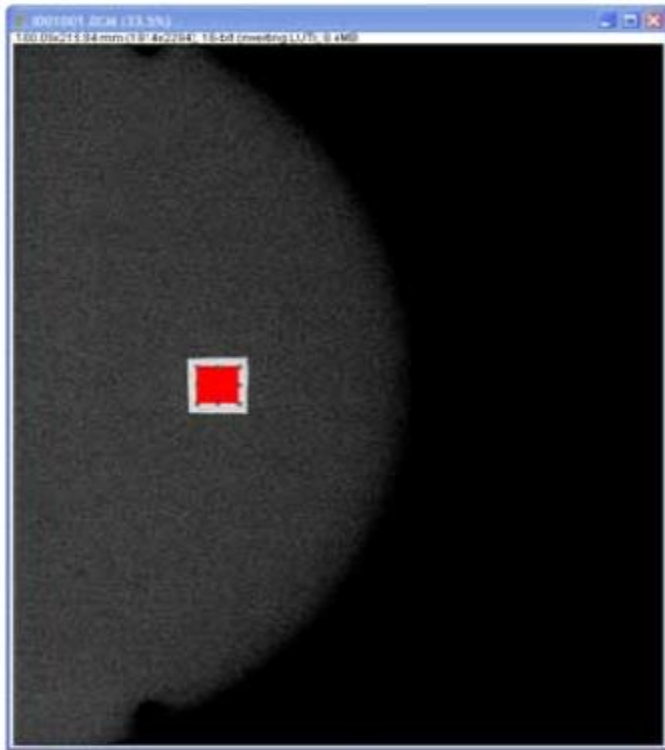
CR system	Test menu	Output
Agfa	System diagnostic/ flat field	Pixel gray level
Carestream	Test	Pixel gray level
Fuji	1. Ave2 (preferred) 2. Linear (EDR fix, S= 120, L = 2)	1. Exposure Index (S) 2. Pixel gray level
Konica-Minolta	Test	Exposure Index (S)

Κατασκευαστής/Σύστημα	Mode Setting	Exposure Index
Fuji	QC Test/Sensitivity Semi	S#
Philips	QC Test/Sensitivity Semi	S#
Agfa	System diagnostic/flat field mammo	SAL/SALlog/PVlog
Carestream	Others/pattern	EI
Konica	Mammo/test	S#

5. SDNR



Εικόνα 3 Η πρώτη περιοχή ενδιαφέροντος-ROI σχεδιάζεται στο αντικείμενο αντίθεσης (Αλουμίνιο- MPV_{Al}), η δεύτερη περιοχή ενδιαφέροντος-ROI σχεδιάζεται πάνω στο ομοίωμα δίπλα από την περιοχή αντίθεσης (MPV_{bkg})



Εικόνα 4 Σχεδιάζεται ένα ROI εντός αλουμινίου και ένα ROI το οποίο χωρίς να περιλαμβάνει το αλουμίνιο το περικλείει (με τη βοήθεια του λογισμικού image J μπορεί να σχεδιαστεί μια περιοχή ως τετράγωνη ζώνη η οποία περιλαμβάνει εικονοστοιχεία μόνο του ομοιώματος- η μέθοδος δίνει μεγαλύτερη ακρίβεια)



Εικόνα 5 Με τη χρήση του λογισμικού image J είναι δυνατόν να σχεδιαστεί ζώνη (make a band) η οποία περικλείει το αλουμίνιο και μετρά μόνο τα εικονοστοιχεία του ομοιώματος που βρίσκονται γύρω από αυτό

Παράρτημα 3 Έλεγχοι Ανιχνευτή

6. Συνάρτηση Απόκρισης Ανιχνευτή - Υπολογισμός θορύβου

Συστήματα με γραμμική απόκριση ανιχνευτή	Συστήματα με ΜΗ γραμμική απόκριση ανιχνευτή
GE DRs (2000D, DS, Essential)	Fuji DR (Amulet)
Hologic DRs (Selenia, Dimensions)	
IMS DR (Giotto Image)	
Philips DRs (Mammo Diagnost, Microdose)	
Planmed DR (Nuance)	
Siemens DRs (Novation, Inspiration)	

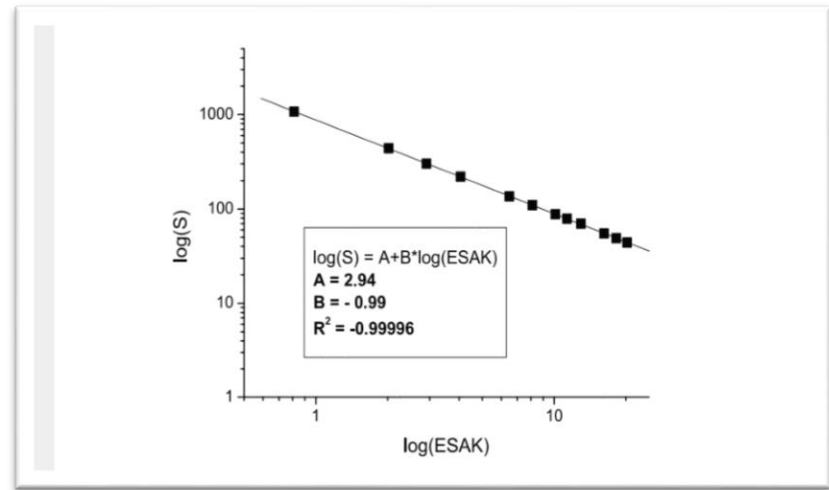
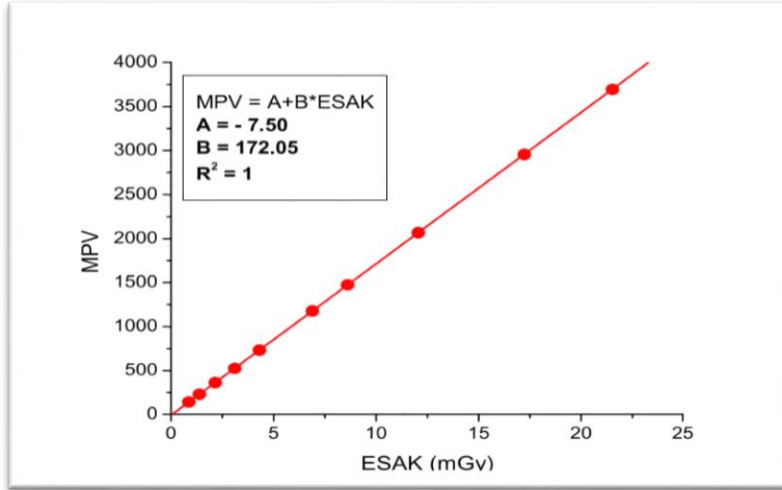
Συνάρτηση απόκρισης ανιχνευτή

Τύπος Απόκρισης Ανιχνευτή	Σχέση με δόση	Μεταβλητές
Γραμμικός	$MPV(y) = A + B \cdot x$	x: mAs, K_i y: MPV
	$COV = \frac{(MPV_i - A)}{x_i}$	
Μη Γραμμικός	$y = A + B \cdot x$	x: mAs, K_i , $\ln(mAs)$, $\ln(K_i)$ y: EI, $\ln(EI)$, MPV, $\ln(MPV)$
	$COV = \frac{(y_i - A)}{x_i}$	

Υπολογισμός θορύβου

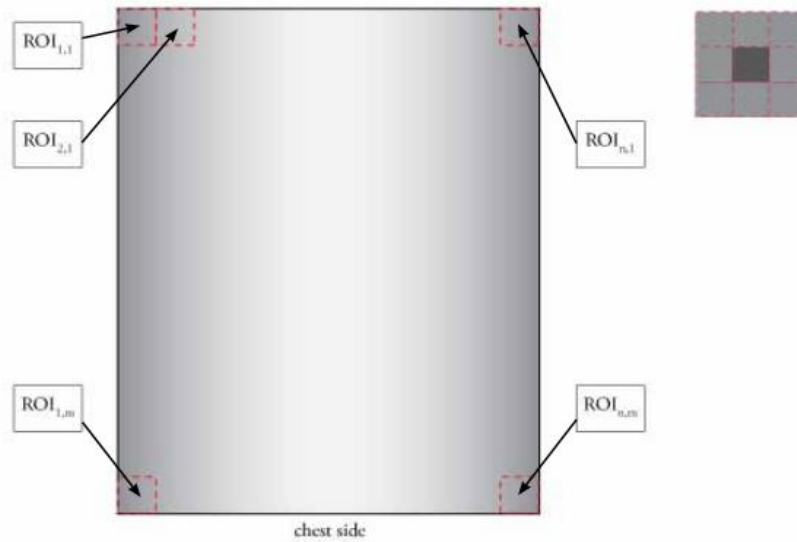
Τύπος Απόκρισης Ανιχνευτή	Σχέση με δόση	Μεταβλητές
Γραμμικός	$SD^2 = a + b \cdot x$	x: mAs, K_i
Μη Γραμμικός		x: mAs^{-1} , K_i^{-1}

Σημείωση: Συστήματα-DR: όλες οι παράμετροι έκθεσης αποθηκεύονται στο DICOM HEADER, Συστήματα CR: Οι παράμετροι έκθεσης δεν αποθηκεύονται θα πρέπει να καταγράφονται



Γραφική 1 Παράδειγμα γραμμικής απόκρισης ανιχνευτή (GE, Senographe Essential) Γραφική 2 Παράδειγμα ανιχνευτή μη γραμμικής απόκρισης (Fuji, FCR Profect, HRB)

7. Ομοιογένεια



Εικόνα 6 Αναπαράσταση υπολογισμού τοπικής και ολικής ομοιογένειας

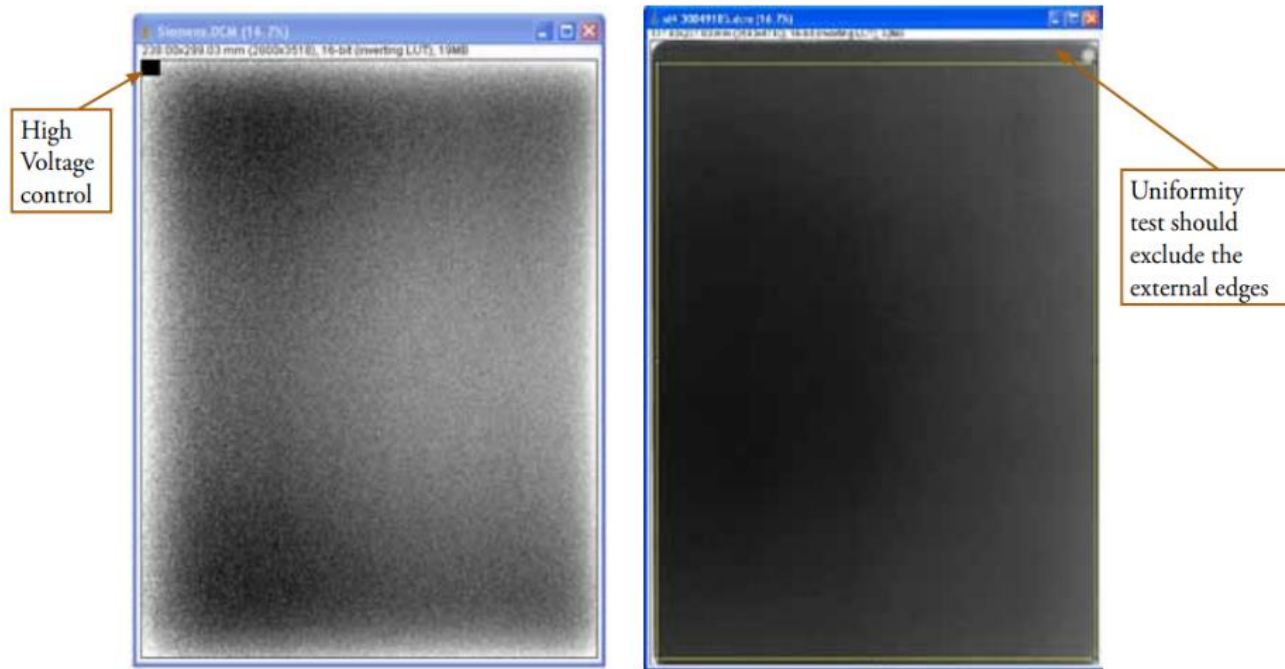
Τοπική ομοιογένεια-Local uniformity (LU): Καθορίζεται με τον υπολογισμό της τοπικής διαφοράς κάθε εικονοστοιχείου $MPV_{i,j}$ και της μέσης τιμής των οκτώ γειτονικών εικονοστοιχείων $-MPV_{neighbour}$

Ολική ομοιογένεια-Global uniformity (GU):

Καθορίζεται ως η μέγιστη απόκλιση μεταξύ $MPV_{i,j}$ και της μέσης τιμής εικονοστοιχείου-pixel που μετράται από ολόκληρη την εικόνα- MPV_{image}

$$LU = \max \left(\frac{|MPV_{i,j} - MPV_{neighbour}|}{MPV_{neighbour}} \right) \leq 0.05$$

$$GU = \max \left(\frac{|MPV_{i,j} - MPV_{image}|}{MPV_{image}} \right) \leq 0.10$$



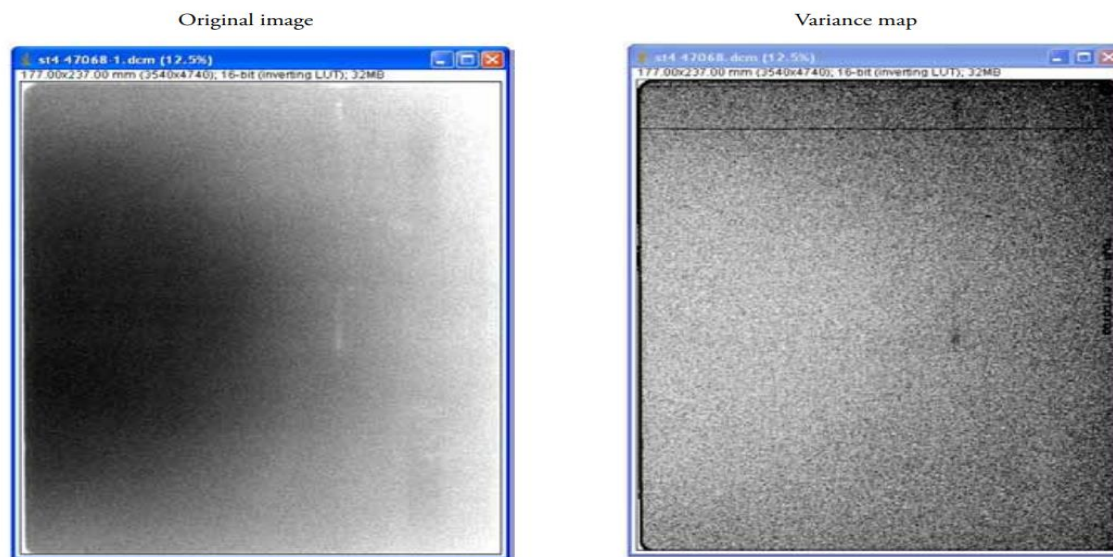
Εικόνα 7 DR συστήματα : με ανιχνευτές από σελήνιο έχουν μία ή παραπάνω μικρές περιοχές που δεν είναι ευαίσθητες στην ακτινοβολία με αποτέλεσμα στα άκρα του ανιχνευτή να είναι ορατό το αποτέλεσμα της ακτινοβόλησης με υψηλή τάση.

CR συστήματα: Οι ενισχυτικές πινακίδες δεν ταιριάζουν απόλυτα σε μια κασέτα με αποτέλεσμα οι άκρες τις εικόνας να φαίνονται πιο λευκές.

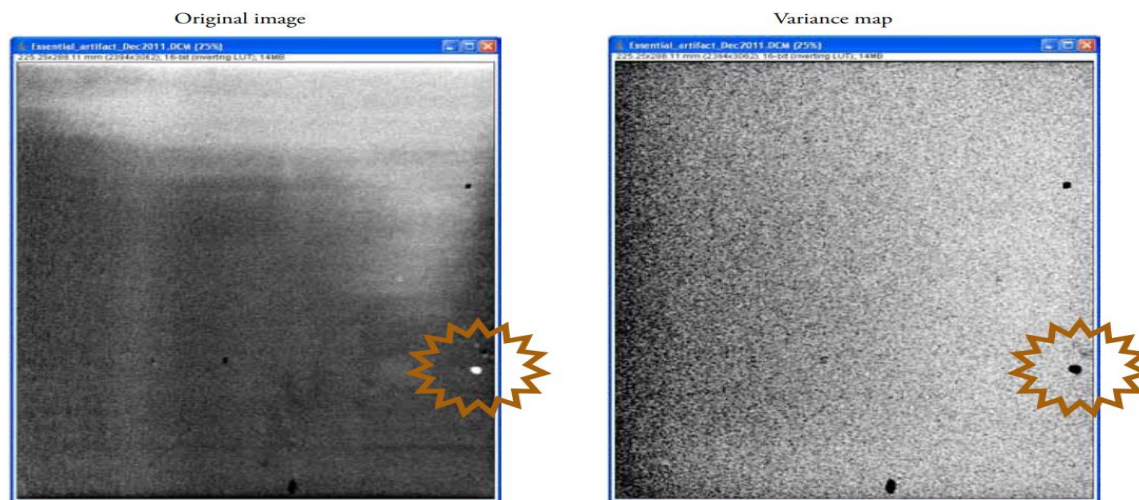
8. Ψευδοδομές (Artifacts)



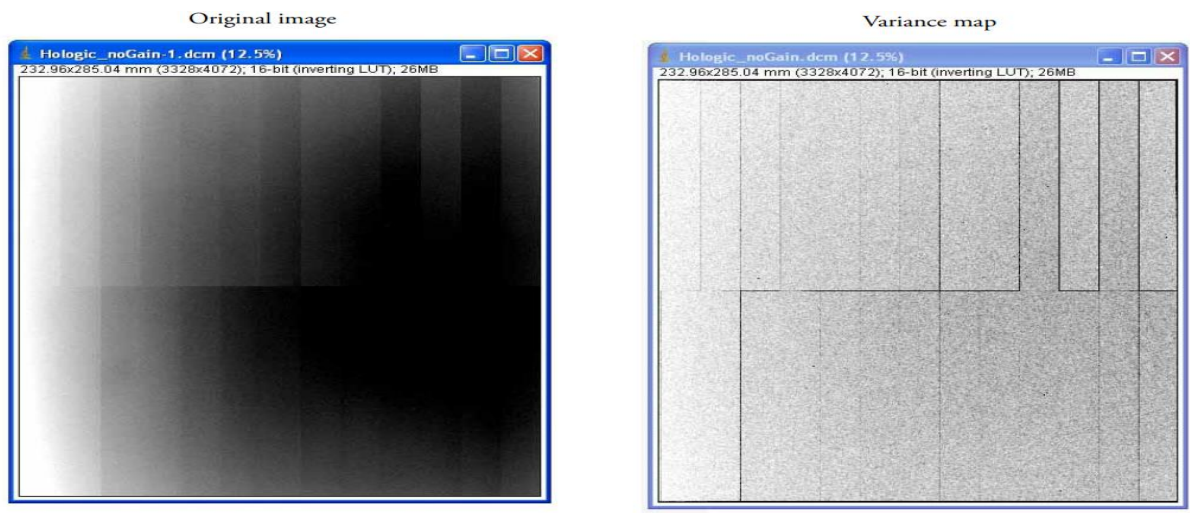
Εικόνα 8 Ψευδή ψευδοδομή (false artifact) προκλήθηκε από την αυτόματη επιλογή παραθύρου WW&WL η τονίζει το επίπεδο το επίπεδο του γκρι, με ανάλυση μέσω του Image J φαίνεται ότι οι τιμές των εικονοστοιχείων είναι περίπου ίδιες μέσα και έξω από το τραπεζοειδές. (για περισσότερα βλέπε ανάλυση artifacts EFOMP mammo protocol).



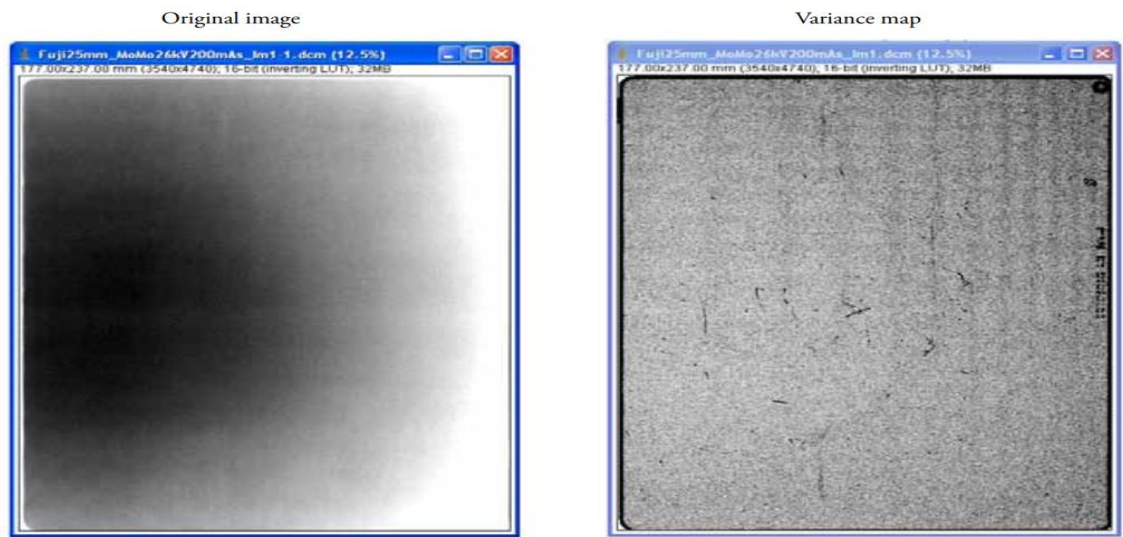
Εικόνα 9 Πρόβλημα CR, πρόβλημα στον ψηφιοποιητή- η γραμμή εμφανιζόταν σε όλες τις κασέτες



Εικόνα 10 Πρόβλημα DR: Η ψευδοδομή εμφανιζόταν και σε κλινική εικόνα- η ψευδοδομή οφείλεται σε σκόνη που βρισκόταν στο παράθυρο εξόδου των ακτίνων X



Εικόνα 11 Πρόβλημα DR: Λείπει το gain correction mapping



Εικόνα 12 Πρόβλημα CR :Γρανζουιές λόγω τριβής κατά την ανάγνωση της ενισχυτικής πινακίδας η οποία περνά μέσα από τους κυλίνδρους του ψηφιοποιητή

9. Διαφορές στην απόκριση κασετών (CR Systems)

$$\Delta_{ref} = \max \frac{|X_i - X_{ref}|}{X_{ref}} \times 100$$

$$\Delta_{mean} = \max \frac{|X_i - X_{ref}|}{X_{ref}} \times 100$$

Όπου X : X_i , EI ή SNR, για κάθε από μια παράμετρο το μεταβολή στην απόκριση (Δ) υπολογίζεται ως η μέγιστη μεταβολή κάθε ενισχυτικής πινακίδας από την πινακίδα αναφοράς.

Όρια κάθε πινακίδας με την πινακίδα αναφοράς

Μέγιστη μεταβολή του EI/ K_i σε σχέση με την πινακίδα αναφοράς :20 %

Μέγιστη μεταβολή του SNR σε σχέση με την πινακίδα αναφοράς : 15 %

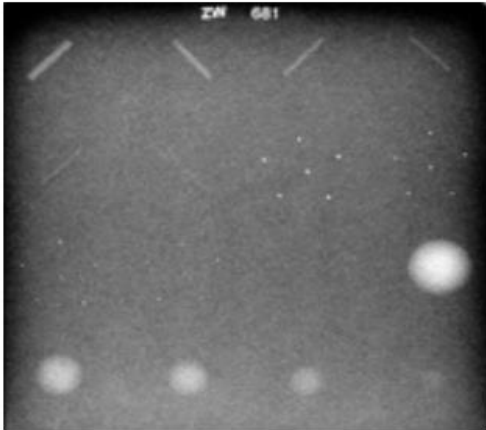
Όρια μεταξύ πινακίδων αναφοράς διαφορετικών ομάδων κασετών

Μέγιστη μεταβολή του EI/ K_i σε σχέση με τη μέση τιμή των πινακίδων αναφοράς κάθε ομάδας :20%

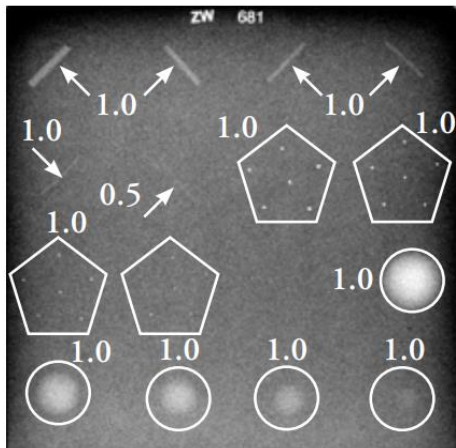
Μέγιστη μεταβολή του SNR σε σχέση με τη μέση τιμή των πινακίδων αναφοράς κάθε ομάδας: 15%

Παράρτημα 4: Ποιότητα εικόνας (2D&DBT)

10. Παράδειγμα αξιολόγησης ACR phantom



Εικόνα του ACR ομοιώματος από ψηφιακό σύστημα.



Παράδειγμα βαθμολόγησης ποιότητας εικόνας

Ινώσεις= $1+1+1+1+1+0.5=5.5$

Αποτιτανώσεις= $1+1+1+1=4.0$

Μάζες= $1+1+1+1+0.5=4.5$

Σύνολο =14

Παράρτημα 5: Image J

11. Image J -Χρήσιμοι δεσμοί για το λογισμικό

Πιο κάτω θα βρείτε χρήσιμους δεσμούς που αφορούν το λογισμικό Image J και τις προσθήκες του (plugins):

- Δεσμός για να κατεβάσετε το λογισμικό (Download link)
<https://imagej.nih.gov/ij/download.html>
- Δεσμοί για να κατεβάσετε τις προσθήκες (Plugins link):
<https://imagej.nih.gov/ij/plugins/index.html>
COQ: http://www.medphys.it/down_dqe.htm
- Δεσμός για διαχείριση περιοχών ενδιαφέροντος (ROI links)
https://imagejdocu.tudor.lu/doku.php?id=gui:analyze:tools#roi_manager

Πρωτόκολλα αναφοράς (Βιβλιογραφία)

1. ΕΕΑΕ (Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας). (2019). *Κατευθυντήριες οδηγίες για την πραγματοποίηση Ελέγχων σε μαστογραφικά συστήματα*. ΚΑ-ΕΕΑΕ-ΚΟ-11202019-03.
2. ACR (American College of Radiation). (2018 November). *Quality control manual for 2D and digital breast tomosynthesis*, 2nd edition.
3. Burch, A., Loader R., Rowberry, B., Strudley, C., Whitwam, D. (2015, December). *Routine quality control tests for breast tomosynthesis (physicists)* NHS Breast Screening Programme Equipment Report 1407.
4. Dance, D. R., Skinner, C. L., Young, K. C., Beckett J. R., Kotre, C. J. (2000). *Additional factors for the estimation of mean glandular dose using the UK mammography dosimetry protocol*. Phys Med Biol 45:3225-3240.
5. Dance, D. R., Young K. C., Van Engen, R.E. (2009). *Further factors for the estimation of mean glandular dose using the United Kingdom, European and IAEA and breast dosimetry protocols*.
6. EFOMP (European Federation of Medical Physics). (2015, March). *Quality Controls in Digital Mammography protocol of the EFOMP Mammo Working group*.
7. EUREF (European Reference Frame). (2006). *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis*. ISBN: 92- 79-01258-4, Catalogue number: ND-73-06--954-EN-C, 4th edition.
8. EUREF (European Reference Frame). (2013). *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis*, ISBN 978- 92-79-32970-8, 4th Edition Supplements.
9. EUREF (European Reference Frame). (2018, March). *European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Digital Breast Tomosynthesis Systems*, version 1.03 [www.euref.org/europeanguidelines/physico-technical-protocol].
10. IAEA (International Atomic Energy Agency). (2007). *Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice*. Technical Reports Series No. 457, IAEA, Vienna.
11. IAEA (International Atomic Energy Agency). (2009). *Quality Assurance Programme for Screen Film Mammography Series No. 2*, Vienna.
12. IAEA (International Atomic Energy Agency). (2011). *Human Health Quality Assurance Programme for Digital Mammography*. Series No. 17, Vienna.
13. Robson, K J. (2001). *A parametric method for determining mammographic X-ray tube output and half value layer*. BJR 74:335-340. Med Biol 54:4361-4372.

Ιστορικό Αναθεωρήσεων Πρωτοκόλλων

Έκδοση	Ημερομηνία	Σημεία αναθεώρησης	Έγκριση από	Υπογραφή
1η	06/2021	Αρχική έκδοση		