

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ  
ΑΤΤΙΚΗΣ  
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ ΚΑΙ  
ΠΡΟΝΟΙΑΣ  
ΤΜΗΜΑ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΩΝ  
ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ  
ΤΟΜΕΑΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ  
ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ



Επιβλέπων Καθηγητής:  
Περικλής Παπαβασιλείου

Τρισδιάστατη Μαστογραφία –  
Έλεγχος Ποιότητας Εικόνας

ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ  
ΕΡΓΑΣΙΑ

Βιργινία Δόβα AM 20030  
Δεκέμβριος 2022

---

## Τίτλος εργασίας: Τρισδιάστατη Μαστογραφία – Έλεγχος Ποιότητας Εικόνας

Μέλη Εξεταστικής Επιτροπής συμπεριλαμβανομένου και του Εισηγητή

Η μεταπτυχιακή διπλωματική εργασία εξετάστηκε επιτυχώς από την κάτωθι Εξεταστική Επιτροπή:

| Α/α | ΟΝΟΜΑ ΕΠΩΝΥΜΟ          | ΒΑΘΜΙΔΑ/ΙΔΙΟΤΗΤΑ           | ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ |
|-----|------------------------|----------------------------|------------------|
|     | ΠΑΠΑΒΑΣΙΛΕΙΟΥ ΠΕΡΙΚΛΗΣ | ΕΠΙΚΟΥΡΟΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ        |                  |
|     | ΟΙΚΟΝΟΜΟΥ ΓΕΩΡΓΙΑ      | ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΡΙΑ<br>ΚΑΘΗΓΗΤΡΙΑ |                  |
|     | ΑΘΑΝΑΣΙΟΣ ΜΠΑΚΑΣ       | ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΗΣ<br>ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ   |                  |

## ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Ο/η υπογράφων/ουσα ...Δόβα Βιργινία..... του Αριστοτέλη-Χάρη....., με αριθμό μητρώου 20030..... φοιτητής/τρια του Προγράμματος Μεταπτυχιακών Σπουδών Σύγχρονες Εφαρμογές στην Ιατρική Απεικόνιση..... του Τμήματος Βιοϊατρικών Επιστημών Τομέα Ακτινολογίας-Ακτινοθεραπείας..... της Σχολής Επιστημών Υγείας και Πρόνοιας..... του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

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

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

Επιθυμώ την απαγόρευση πρόσβασης στο πλήρες κείμενο της εργασίας μου μέχρι ..... και έπειτα από αίτηση μου στη Βιβλιοθήκη και έγκριση του επιβλέποντα καθηγητή.

Ημερομηνία

12-12-2022

Ο/Η Δηλών/ούσα



## Περιεχόμενα:

|  |    |
|--|----|
| Κεφάλαιο 1: Μαστός .....                                   | 8  |
| 1.1 Δομή και ανατομία του μαστού .....                     | 9  |
| 1.2 Η φυσιολογία και ορμόνες που επιδρούν στο μαστό .....  | 13 |
| 1.3 Οι μύες του μαστού .....                               | 15 |
| 1.4 Νεύρωση του μαστού .....                               | 16 |
| Λεμφική παροχέτευση .....                                  | 16 |
| 1.6 Αγγείωση του μαστού .....                              | 18 |
| Παθολογία.....   | 20 |
| Κεφάλαιο 2 : Απεικόνιση μαστού.....                        | 25 |
| 2.1 Μαστογραφία .....                                      | 25 |
| 2.2 MRI-Μαστογραφία .....                                  | 31 |
| 2.3 Υπερηχογράφημα .....                                   | 32 |
| 2.4 Τομοσύνθεση 3D.....                                    | 33 |
| Κεφάλαιο 3: Ψηφιακή Μαστογραφία.....                       | 37 |
| 3.1 Αναλογική και ψηφιακή 2D μαστογραφία .....             | 37 |
| 3.2 Λήψεις-διαδικασία κλινικής εφαρμογής μαστογραφίας..... | 38 |
| 3.3 Διαφορές αναλογικής και ψηφιακής μαστογραφίας.....     | 39 |
| 3.4 Ψευδώς αρνητικά και θετικά αποτελέσματα.....           | 40 |

|  |                    |
|--|--------------------|
| 3.5 Σύστημα CAD.....   | 40                 |
| 3.6 Τεχνητή νοημοσύνη στον προληπτικό έλεγχο.....  | 42                 |
| 3.7 Μαστογραφία με χορήγηση σκιαγραφικού μέσου (Contrast Enhanced Mammography – CEM) ..... | 42                 |
| Κεφάλαιο 4: Τομοσύνθεση-3D μαστογραφία.....  | 44                 |
| 4.1 Αρχές τομοσύνθεσης .....   | 44                 |
| 4.2 Οφέλη.....   | 44                 |
| 4.3 Δόση- Χρόνος .....   | 45                 |
| 4.4 Συνδυασμός 2D και 3D δεδομένων .....   | 46                 |
| 4.5 Ευαισθησία και Ειδικότητα.....   | 47                 |
| 4.6 Προληπτικός έλεγχος.....   | 48                 |
| 4.7 Αποτελεσματικότητα .....   | 48                 |
| Κεφάλαιο 5 : Έλεγχος ποιότητας εικόνας μαστογραφίας.....                                   | 49                 |
| 5.1 Έλεγχος λυχνίας ακτίνων Χ .....  | 50                 |
| 5.1.1 Ακρίβεια .....   | 53                 |
| 5.1.2 Επαναληψιμότητα.....   | 54                 |
| 5.1.3 Χρόνος.....  | 54                 |
| 5.1.4 Δόση .....   | 54                 |
| 5.2.....   | Ανιχνευτής (2D) 60 |
| 5.2.1 Δοκιμή AEC .....   | 61                 |
| 5.2.2 Ομοιομορφία ανιχνευτή .....  | 64                 |

|  |    |
|--|----|
| 5.2.3 Γραμμικότητα ανιχνευτή .....                     | 67 |
| 5.2.4 Ποιότητα εικόνας ομοιώματος .....                | 69 |
| 5.3 Ανιχνευτής (3D) .....                              | 78 |
| 5.3.1 Μέση δόση ακτινοβολήσης αδένα .....              | 78 |
| 5.3.2 Γεωμετρική ακρίβεια στους άξονες X,Y και Z ..... | 79 |
| 5.3.3 Ποιότητα συστήματος απεικόνισης .....            | 85 |
| 5.3 Ακτινοπροστασία .....                              | 87 |
| Βιβλιογραφία .....                                     | 92 |

## Ευχαριστίες:

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τον καθηγητή μου κύριο Περικλή Παπαβασιλείου που μου παρείχε πολύτιμες συμβουλές για την περάτωση της διπλωματικής μου εργασίας καθώς και για την ευκαιρία που μου έδωσε μέσα από τη συγκεκριμένη εργασία να μελετήσω ένα θέμα τόσο τεράστιας σημασίας.

Επίσης ευχαριστώ θερμά τον κύριο Άγγελο Ζάπρο που και εκείνος με τη σειρά του με βοήθησε στη περάτωση αυτής της διπλωματικής εργασίας. Θα ήθελα ακόμα να ευχαριστήσω όλους τους καθηγητές του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής για τις πολύτιμες γνώσεις που μου προσέφεραν όλα αυτά τα χρόνια.

## Περίληψη:

**ΕΙΣΑΓΩΓΗ :** Η παρούσα εργασία αφορά πρωτόκολλα ελέγχου ποιότητας εικόνας στην τρισδιάστατη μαστογραφία (τομοσύνθεση).

**ΜΕΘΟΔΟΣ :** Η απεικόνιση του μαστού πραγματοποιείται με το υπερηχογράφημα μαστού, τη δισδιάστατη (2D) ψηφιακή μαστογραφία 2D, τη MRI μαστογραφία -με ή χωρίς έγχυση σκιαγραφικού μέσου-, και τη 3D τομοσύνθεση. Στην περίπτωση κακοήθειας, πραγματοποιείται PET/CT για τη λειτουργική μελέτη των κακοήθων όζων ή την παρακολούθηση μετά την ολοκλήρωση συγκεκριμένου θεραπευτικού πρωτοκόλλου.

Η 3D μαστογραφία-τομοσύνθεση αποτελεί εξέλιξη της ψηφιακής 2D μαστογραφίας. Η θέση εξέτασης είναι ίδια με αυτή για τη face 2D προβολή. Η λυχνία περιστρέφεται σε τόξο 15°, ενώ ο ανιχνευτής παραμένει σταθερός. Τα δεδομένα ανασυντίθεται σε 15 τομές του 1mm. Η απεικόνιση του μαστού σε τρία επίπεδα επιτρέπει τον ακριβέστερο εντοπισμό όζων, την καλύτερη ανάδειξη αποτιτανώσεων και λειτουργεί συμπληρωματικά της 2D ψηφιακής μαστογραφίας. Ο συνδυασμός 2D και 3D λήψης, αυξάνει τη δόση στην εξεταζόμενη αλλά μειώνει τις επαναλήψεις, και τα ψευδώς θετικά αποτελέσματα.



Ο έλεγχος ποιότητας του συστήματος μαστογραφίας είναι απαραίτητος για τη διασφάλιση της διαγνωστικής αξίας τόσο των 2D προβολών όσο και των 3D δεδομένων. Ο έλεγχος ποιότητας εικόνας βασίζεται στη χρήση κατάλληλου ομοιώματος που επιτρέπει τη μελέτη του Θορύβου, της Ομοιογένειας, της Διακριτικής Ικανότητας Υψηλής Αντίθεσης, της Διακριτικής Ικανότητας Χαμηλής Αντίθεσης και της Γεωμετρικής Ακρίβειας στους τρεις άξονες. Πραγματοποιήθηκε έλεγχος ποιότητας του μαστογράφου Mammomat Revelation (Siemens) που είναι εγκατεστημένος στο τμήμα Μαστογραφίας του Ακτινοδιαγνωστικού Εργαστηρίου του νοσοκομείου «ΠΑΠΑΓΕΩΡΓΙΟΥ» της Θεσσαλονίκης χρησιμοποιώντας το ομοίωμα του κατασκευαστή.

**ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ :** Οι έλεγχοι ποιότητας εικόνας που πραγματοποιήθηκαν, χρησιμοποιώντας το ομοίωμα μαστού (Gammex 156) και πλακών PMMA (για τον έλεγχο της γεωμετρικής ακρίβειας στον Z άξονα) έδειξαν πως το σύστημα απεικόνισης, σε 2D και 3D λειτουργία, πληρεί τις προϋποθέσεις/κριτήρια για τη διασφάλιση της διαγνωστικής αξίας των απεικονιστικών δεδομένων.

#### **Abstract:**

The current paper refers to the image quality control protocol in 3D mammography (tomosynthesis). The imaging of breast is shown through breast ultrasound or through 2D digital mammography or via MRI mammography with or without injection of contrast medium (agent), and through 3D tomosynthesis. In case of malignancy, we use PET/CT for the functional illustration of malignant nodules or with observation after the completion of specific therapeutic protocol. The 3D mammography tomosynthesis is actually the evolution

of 2D digital mammography. The examination position is the same as the 2D face projection. The bulb rotates is degree arc while the detector remains steady. The data are classified in is sections of 1mm. the breast imaging, at 3 levels, allows us to detect the exact nodule location, as well as, the calcsification display with great effectiveness. Thus, it serves as a supplemental contributor of the 2D-digital mammography. The combination of both, 2D and 3D image taking increases the dose to the patient but reduces the repetitions and the false-positive results. The quality control / evaluation of mammography system is necessary in order to ensure the diagnostic value of both, 2D and 3D imaging data. The control imaging value is based on the appropriate use of the effigy, witch allows the study / evaluations / analyzation of noise, homogeneity, the distinctive ability of high or low contrast and finally, the geometric precision / accuracy at the three axes (x, y, z). We performed control imaging using the Mammomat Revelation (mammogram type) witch is installed at the mammography department of radio diagnostic lab of Papageorgiou Hospital, at Thessaloniki. The effigy used was that of manufacturers of the corresponding company ( Siemens).

## Κεφάλαιο 1: Μαστός

Ο μαστικός αδέννας (ή μαστός) είναι ένα όργανο μοναδικό στην τάξη των θηλαστικών, με λειτουργία να συνθέτει, να εκκρίνει και να παραδίδει γάλα στο νεογέννητο κατόπιν ζήτησης για τη βέλτιστη διατροφή, προστασία και ανάπτυξή του. Στη γυναίκα, ο κύκλος ζωής του μαστικού αδέννα σηματοδοτείται από δραστικές αλλαγές στη σύνθεση, την αρχιτεκτονική και τη λειτουργικότητα, με τη μεσολάβηση σημαντικών αλλαγών στην έκφραση γονιδίων, που χαρακτηρίζουν τα φυσιολογικά στάδια ανάπτυξής του, τα οποία στο σύνολό τους αποσκοπούν στην δυνατότητα της λειτουργίας του οργάνου, ως μέσο παραγωγής γάλακτος με τη γέννηση του βρέφους. Τα βασικά αναπτυξιακά στάδια του μαστού περιλαμβάνουν την εμβρυακή ανάπτυξη, την βρεφική (προεφηβική), την εφηβική ανάπτυξη, την σχετιζόμενη με την εγκυμοσύνη και γαλουχία αναδιαμόρφωση του μαστού και την μετα-γαλακτική και μετα-εμμηνοπαυσιακή υποστρόφη.

Σύμφωνα με τον Παγκόσμιο Οργανισμό Υγείας (WHO), ο καρκίνος του μαστού είναι η συχνότερα εμφανιζόμενη μορφή καρκίνου μεταξύ των γυναικών, προσβάλλοντας κάθε χρόνο 2,1 εκατομμύρια γυναίκες, προκαλεί επίσης τον μεγαλύτερο αριθμό θανάτων που σχετίζονται με τον καρκίνο μεταξύ των γυναικών. Το 2018, εκτιμάται ότι 627.000 γυναίκες πέθαναν από καρκίνο του μαστού - δηλαδή περίπου το 15% όλων των θανάτων από καρκίνο στις γυναίκες. Ενώ τα ποσοστά καρκίνου του μαστού είναι υψηλότερα στις γυναίκες στις πιο ανεπτυγμένες περιοχές, τα ποσοστά αυξάνονται σχεδόν σε όλες τις χώρες, παγκοσμίως.

Προκειμένου να βελτιωθούν τα αποτελέσματα του καρκίνου του μαστού και τα ποσοστά επιβίωσης, η έγκαιρη ανίχνευση είναι κρίσιμη. Υπάρχουν δύο στρατηγικές έγκαιρης ανίχνευσης για τον καρκίνο του μαστού: έγκαιρη διάγνωση και διαγνωστική εξέταση. Οι

περιορισμένες παροχές πόρων στα αδύναμα συστήματα υγείας, όπου η πλειοψηφία των γυναικών διαγιγνώσκονται στα τελευταία στάδια, θα πρέπει να δώσουν προτεραιότητα στα προγράμματα έγκαιρης διάγνωσης βασισμένα στην συνειδητοποίηση των πρώτων σημείων και συμπτωμάτων και στην άμεση παραπομπή για διάγνωση και θεραπεία.

Τέλος τα ανατομικά και μοριακά χαρακτηριστικά που συνδέονται με την ακανόνιστη αύξηση του μαστού συζητούνται για να θέσουν τη βάση για μελλοντικές μελέτες και παρατηρήσεις που μπορούν να βελτιώσουν τα επίπεδα γνώσης και αντιμετώπισης του καρκίνου του μαστού.

---

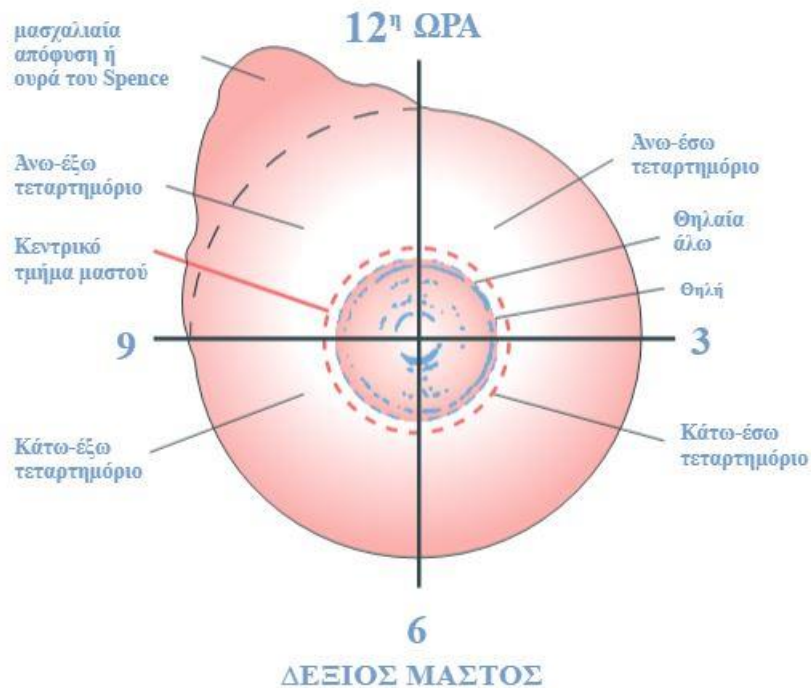
### 1.1 Δομή και ανατομία του μαστού

Η κατανόηση της βασικής ανατομίας του μαστού και των παραλλαγών του έχει πολλές κλινικές εφαρμογές που κυμαίνονται από την υποστήριξη του θηλασμού έως την ανίχνευση, τη διάγνωση και την αφαίρεση καλοήθων και κακοήθων αλλοιώσεων. Σε αυτό το πλαίσιο, τα επιθηλιακά κύτταρα που επιστρώνονται στα τοιχώματα των αγωγών αποτελούν την πηγή της πλειονότητας των κακοηθειών του μαστού, υπογραμμίζοντας τη σημασία μιας διεξοδικής κατανόησης της ανατομίας του μαστού.

Ο μαστός αποτελεί περίπου ημισφαιρική, λιπώδη πτυχή του δέρματος, που περιέχει το μαστικό (ή μαζικό) αδένα. Μετά την ολοκλήρωση της ανάπτυξής του, ο κάθε μαστός καταλαμβάνει την πρόσθια επιφάνεια του θώρακα, από τη 2η ως την 6η πλευρά. Προς τα έξω εκτείνεται μέχρι την πρόσθια μασχαλιαία γραμμή, ενώ προς τα έσω μέχρι το πλάγιο χείλος του στέρνου. Στην άτοκο ο μαστός έχει σχήμα κώνου, που προβάλλει προς τα εμπρός, ενώ το σχήμα του μεταβάλλεται με την ηλικία, την εγκυμοσύνη και τη γαλουχία, με αποτέλεσμα το άνω μέρος να επιπεδωθεί, ενώ το κάτω μέρος να κυρτωθεί από το βάρος του, σχηματίζοντας την υπομάστια πτυχή. Για καλύτερη τοπογραφική περιγραφή των ευρημάτων

από τη φυσική εξέταση συνηθίζεται να χωρίζεται ο μαστός σε τέσσερα τεταρτημόρια: το άνω-έξω, το κάτω-έξω, το άνω-έσω και το κάτω-έσω. Το άνω-έξω τεταρτημόριο είναι παχύτερο από τα υπόλοιπα, διότι περιέχει μεγαλύτερη μάζα μαστικού αδένα, καθώς και μία προεκβολή προς τη μασχάλη, που αναφέρεται και ως ουρά του Spence.

---



**Εικόνα 1:** Τεταρτημόρια μαστού και η μασχαλιαία απόφυση ή ουρά του Spence.

---

Εκτός από τον διαχωρισμό σε τεταρτημόρια, για την περιγραφή του μαστού διακρίνεται και σε πρόσθια και οπίσθια επιφάνεια και περιφέρεια. Η πρόσθια επιφάνεια του μαστού καλύπτεται από λεπτό και λείο δέρμα, στο μέσο περίπου του οποίου βρίσκονται η θηλή και η θηλέα άλως. Η θηλή αποτελεί κυλινδρoειδές ή κωνοειδές έπαρμα του δέρματος και στην κορυφή της παρουσιάζει 15-20 στόμια στα οποία εκβάλλουν οι γαλακτοφόροι πόροι. Η θέση της θηλής σε σχέση με το πρόσθιο θωρακικό τοίχωμα δεν είναι σταθερή, αλλά εξαρτάται από το μέγεθος και το βαθμό χαλάρωσης του μαστού. Συνήθως πάντως βρίσκεται στο ύψος του

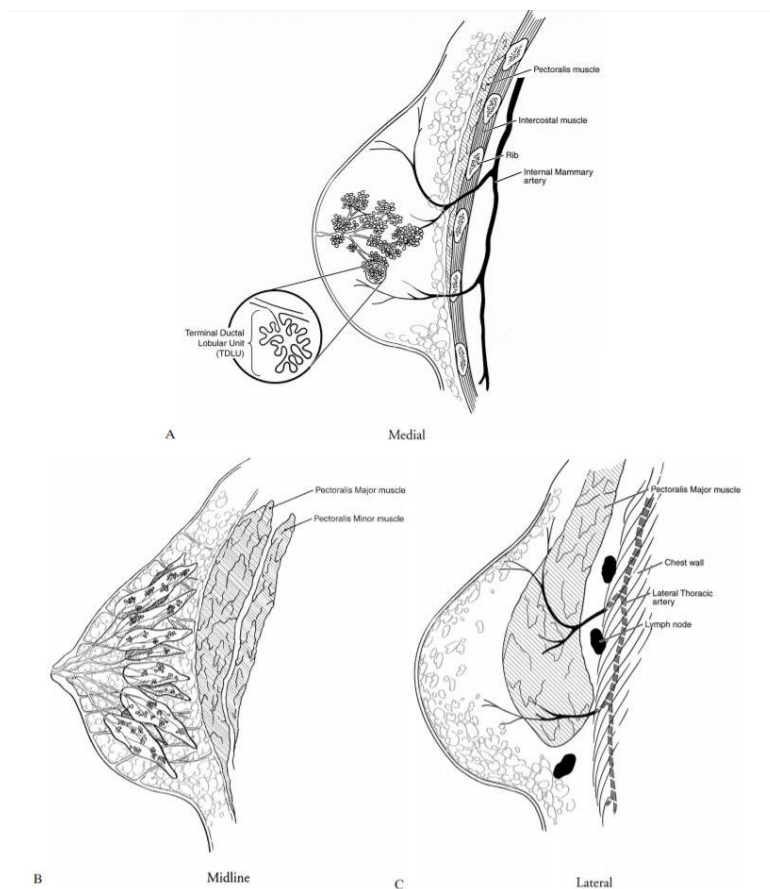
τέταρτου μεσοπλευρίου διαστήματος. Η θηλέα άλως είναι μία υποστρόγγυλη και ελαφρά επηρμένη περιοχή γύρω από τη θηλή με συνήθη διάμετρο 1,5-6 εκ. Στην επιφάνειά της εμφανίζει 10-15 μικρά επάρματα, κάτω από τα οποία βρίσκονται οι αδένες του Montgomery, που θεωρούνται τροποποιημένοι σμηγματογόνοι αδένες. Τόσο η θηλή όσο και η θηλαία άλως έχουν καστανέρυθρο χρώμα, που οφείλεται στην παρουσία άφθονης μελανίνης. Η οπίσθια επιφάνεια του μαστού είναι ελαφρά υπόκυλη, επικάθεται στην περιτονία του μείζονος θωρακικού μυός και σε μεγάλους μαστούς εκτείνεται μέχρι τον πρόσθιο οδοντωτό ή τον έξω λοξό κοιλιακό μυ. Τέλος, η περιφέρεια του μαστού μεταβαίνει βαθμιαία στο γύρω δέρμα.

Από άποψη κατασκευής ο μαστός αποτελείται από το δέρμα, το περιμαστικό λίπος και το μαστικό αδένα. Το δέρμα του μαστού είναι σχετικά λεπτό, έχει σμηγματογόνους και ιδρωτοποιούς αδένες και συνδέεται στενά με το περιμαστικό λίπος. Ιδιαίτερα στη θηλή και στη θηλέα άλω, στο χόριο του δέρματος υπάρχουν λείες μυϊκές ίνες, που προκαλούν σκλήρυνση (σύση) των μορφωμάτων αυτών κατά την προστριβή ή το θηλασμό. Το περιμαστικό λίπος αποτελεί συνέχεια του υποδορίου λίπους και σε αυτό διακρίνουμε μία πρόσθια στιβάδα, από όπου περνούν οι κρεμαστήρες σύνδεσμοι του Cooper και μία οπίσθια στιβάδα. Οι σύνδεσμοι του Cooper σε περίπτωση διήθησης από καρκίνο χάνουν την ελαστικότητά τους με συνέπεια τη βράχυνσή τους και την εισολκή του υπερκείμενου δέρματος. Ο μαστικός έχει σχήμα δισκοειδές και σε διατομή είναι λευκωπός, υπόσκληρος και ελαστικός, σε αντίθεση με το περιμαστικό λίπος που είναι υποκίτρινο και μαλακό.

Η πρόσθια επιφάνειά του είναι υπόκυρτη και ανώμαλη και παρουσιάζει εντυπώματα που χωρίζονται μεταξύ τους με ακρολοφίες. Ανάμεσα στις ακρολοφίες και στο χόριο του δέρματος εκτείνονται οι σύνδεσμοι του Cooper, που διαιρούν τον αδένα σε 15-20 λοβούς. Οι

λοβοί έχουν σχήμα πυραμοειδές, με την κορυφή προς τη θηλή, όπου και καταλήγει ο αντίστοιχος γαλακτοφόρος πόρος. Οι γαλακτοφόροι πόροι συγκλίνουν προς τη θηλή και εκβάλλουν είτε μεμονωμένα είτε μαζί με άλλους στην κορυφή της θηλής. Πριν από την εκβολή του στη θηλή, κάθε γαλακτοφόρος πόρος εμφανίζει μία διευρυμένη μοίρα, το γαλακτοφόρο κόλπο, όπου είναι δυνατή η συλλογή γάλακτος. Το εκκριτικό τμήμα του μαστικού αδένος αποτελείται από τις αδενοκυψέλες ή τελικές μονάδες των λοβίων και των πόρων (Terminal Ductal-Lobular Units – TDLUs), που συνενώνονται σχηματίζοντας τους αρχικούς μικρούς κλάδους των γαλακτοφόρων πόρων. Η οπίσθια επιφάνεια του μαστικού αδένος χωρίζεται από την περιτονία του μείζονος θωρακικού μυός με λίγο ινολιπώδη ιστό.

---



## **Εικόνα 2:** Σχηματική απεικόνιση οβελιαίας τομής του μαστού.

---

---

### 1.2 Η φυσιολογία και ορμόνες που επιδρούν στο μαστό

Ιδιαίτερη σημασία παρουσιάζει το γεγονός ότι ο μαστός είναι ορμονοεξαρτόμενο όργανο. Η ανάπτυξη του ξεκινά από την 4η εμβρυική εβδομάδα, ενώ κατά τη γέννηση, την ήβη, καθώς και η μορφολογία του κατά τις διάφορες φάσεις του καταμήνιου κύκλου, την κύηση και τη γαλουχία εξαρτάται άμεσα από τον υποθάλαμο, την υπόφυση, τις ωοθήκες, τον θυροειδή αδένα, τα επινεφρίδια, τον πλακούντα, και το νευρικό σύστημα. Αυτή η ορμονοεξάρτηση του μαστικού αδένα δε περιορίζεται μόνο στο επιθήλιο του αδενικού ιστού. Επεκτείνεται και στο συνδετικό ιστό, που αποτελεί το ερειστικό υπόστρωμα του μαστού, και ιδιαίτερα στους ιστούς που βρίσκονται γύρω από τους γαλακτοφόρους πόρους.

---

i.Υποθάλαμος: Είναι γνωστό πως ο υποθάλαμος έχει σχέση με την υπόφυση. Ένας ανασταλτικός παράγοντας του υποθαλάμου που έχει σχέση με την υπόφυση είναι και της υπόφυσης ο PIF (PROLACTIN INHIBITING FACTOR). Δύο άλλες ορμόνες, που ρυθμίζονται από τον υποθάλαμο, και έχουν σχέση με τον μαστό, είναι η αυξητική ορμόνη και η θυροειδοτρόπος ορμόνη.

ii.Υπόφυση: Η υπόφυση συμμετέχει πολύ στην ανάπτυξη των μαστών. Απόδειξη αυτού, είναι το γεγονός ότι μετά από υποφυσεκτομία προκαλείται υποπλασία των ωοθηκών και υποπλασία ή ατροφία των μαστών. Οι ορμόνες της υπόφυσης που έχουν στενότερη σχέση με το μαστό είναι η προλακτίνη και η ωκυτοκίνη.



- iii.Προλακτίνη: Η προλακτίνη , παίρνει ουσιαστικό μέρος στην ανάπτυξη του μαστού και ιδιαίτερα στη διαφοροποίηση των κυττάρων των τελικών γαλακτοφόρων πόρων. Στην εγκυμοσύνη ελέγχει την αύξηση και την εκκριτική δραστηριότητα των κυττάρων των αδενοκυψελών. Επίσης ελέγχει τη σύνθεση των πρωτεϊνών του γάλακτος.
- iv.Ωκυτοκίνη: Παράγεται σε υποθαλαμικά κέντρα και αποθηκεύεται στον οπίσθιο λοβό της υπόφυσης. Η κυριότερη δράση της ωκυτοκίνης είναι η πρόκληση σύσπασης των επιθηλιακών κυττάρων των γαλακτοφόρων πόρων των μαστών. Έτσι συμβάλει στην έξοδο του εκκρινόμενου γάλακτος.
- v.Ωοθήκες: Οι ορμόνες των ωοθηκών που στενότερα συνδέονται με το μαστό είναι τα οιστρογόνα και η προγεστερόνη.
- vi.Οιστρογόνες Ορμόνες: Η βιολογική δράση των οιστρογόνων ορμονών αφορά περισσότερο στο γεννητικό σύστημα και στους ιστούς, που κάνουν την γυναίκα να ξεχωρίζει από τον άνδρα. Ανάμεσα σ' αυτούς είναι και οι μαστοί των οποίων προκαλούν ανάπτυξη όλων των στοιχείων τους και ιδιαίτερα των γαλακτοφόρων πόρων. Με την πάροδο της ηλικίας η επίδραση των οιστρογόνων ελαττώνεται γιατί ελαττώνονται οι οιστρογονικοί υποδοχείς του μαστικού αδένα. Οι οιστρογόνες ορμόνες συνδέονται έμμεσα με την έκκριση της προλακτίνης.
- vii.Προγεστερόνη: Στους μαστούς η προγεστερόνη, σε μικρές δόσεις , προκαλεί την ανάπτυξη των αδενοκυψελών και σε μεγάλες, έκκριση που μοιάζει με πύον.
- viii.Θυροειδής αδένας: Η θυροξίνη, που παράγεται στον αδένα αυτό, μπορεί να αυξήσει την παραγωγή γάλακτος σε περίπτωση υπογαλακτίας, γιατί αυξάνει την έκκριση της προλακτίνης.
- ix.Επινεφρίδια: Όπως ο θυροειδής αδένας έτσι και αυτά έχουν δευτερευούσης σημασίας επίδραση στους μαστικούς αδένες.

χ.Πλακούντας: Ο πλακούντας αποτελεί ενδοκρινή αδένα και σημαντική πηγή οιστρογόνων ορμονών και χοριακής γοναδοτρόπου ορμόνης, ενώ, σε μικρότερες ποσότητες, εκκρίνει προγεστερόνη και πλακούντιο λακτογόνο ορμόνη. Οι ορμόνες του πλακούντα έχουν σημασία για την ανάπτυξη του μαστού, τις μεταβολές του στη διάρκεια της εγκυμοσύνης και την έκκριση γάλακτος. Αυτό αποδεικνύεται από το ότι, αν εκτελέσουμε ωθηκετομή μετά τον 3 ή 4 μήνα της εγκυμοσύνης, θα διαπιστώσουμε πως η ανάπτυξη των μαστών συνεχίζεται και ακολουθεί φυσιολογική έκκριση γάλακτος. Με την ύπαρξη του πλακούντα συνδέεται και η μικρή διόγκωση των μαστών του νεογνού ή η μικρή έκκριση γάλακτος από αυτούς γιατί μητρικές ορμόνες πέρασαν μέσω του πλακούντα στο τελευταίο στάδιο της εγκυμοσύνης. Από τις ορμόνες του πλακούντα, αυτή που έχει στενότερη σχέση με τους μαστούς είναι η πλακούντιο γαλακτογόνος ορμόνη. Η ορμόνη αυτή μοιάζει με την αυξητική ορμόνη της υπόφυσης, μοιάζει όμως και με τη δράση της προλακτίνης, γιατί διεγείρει την παραγωγή γάλακτος και αναπτύσσει το μαστικό αδένα.

xi.Νευρικό σύστημα: Το νευρικό σύστημα ασκεί αγγειοκινητικές επιδράσεις στο μαστό και προκαλεί την έκθλιψη μικρής ποσότητας γάλακτος που περιέχεται στις αδενοκυψέλες, χωρίς να επηρεάζει την εκκριτική λειτουργία του μαστού. Επίσης μεγάλες συγκινήσεις είναι δυνατό να αναστείλουν την έκκριση γάλακτος προσωρινά ή μόνιμα (McGeown, 2008).

---

### 1.3 Οι μύες του μαστού

Οι μύες της περιοχής του μαστού είναι ο μείζων θωρακικός που εκφύεται από τις έξω επιφάνειες της 3<sup>ης</sup>, 4<sup>ης</sup> και 5<sup>ης</sup> πλευράς και καταφύεται στην άνω επιφάνεια της κορακοειδούς αποφύσεως της ωμοπλάτης, ο πρόσθιος οδοντωτός μυς που συγκρατεί την ωμοπλάτη στο θωρακικό τοίχωμα, εκφυόμενος από τα πλάγια των άνω 8 πλευρών και

καταφυόμενος στο σπονδυλικό χείλος της πλευρικής επιφάνειας της ωμοπλάτης. Τέλος, ο πλατύς ραχιαίος μυς, ο μεγαλύτερος μυς του ανθρώπινου σώματος με έκφυση από τις αποφύσεις του 7<sup>ου</sup> θωρακικού σπονδύλου των οσφυϊκών και ιερών σπονδύλων και κατάφυση στην αύλακα του δικεφάλου μύος του βραχιόνιου οστού.

---

#### 1.4 Νεύρωση του μαστού

---

Η νεύρωση του μαστού προέρχεται από πρόσθιους και πλάγιους υποδόριους κλάδους του δεύτερου έως έκτου μεσοπλευρίου νεύρου, το μεσό πλευρο βραχιόνιο νεύρο, το θωρακοραχιαίο, το μακρύ θωρακικό ή νεύρο του Bell και από το αυτόνομο νευρικό σύστημα. Η θηλή νευρώνεται από το τέταρτο μεσοπλευριο νεύρο και εμφανίζει ιδιαίτερη νευροβρίθεια. Ο κατώτερος κλάδος του τέταρτου μεσοπλευρίου νεύρου νευρώνει, επίσης, την περιοχή πολύ κοντά στην επιφάνεια της θηλαίας άλω και το έξω και κάτω τεταρτημόριο του μαστού και καταλήγει στην περιοχή της 5ης ώρας του αριστερού μαστού και της 7ης του δεξιού. Η πλούσια αισθητική νεύρωση της θηλής και της άλω είναι σημαντική για τον θηλασμό καθώς ο ερεθισμός τους από το θηλάζον βρέφος οδηγεί σε διέγερση του κεντρικού νευρικού συστήματος και απελευθέρωση ορμονών της γαλουχίας που οδηγούν στην εδραίωση και διατήρηση αυτής.

---

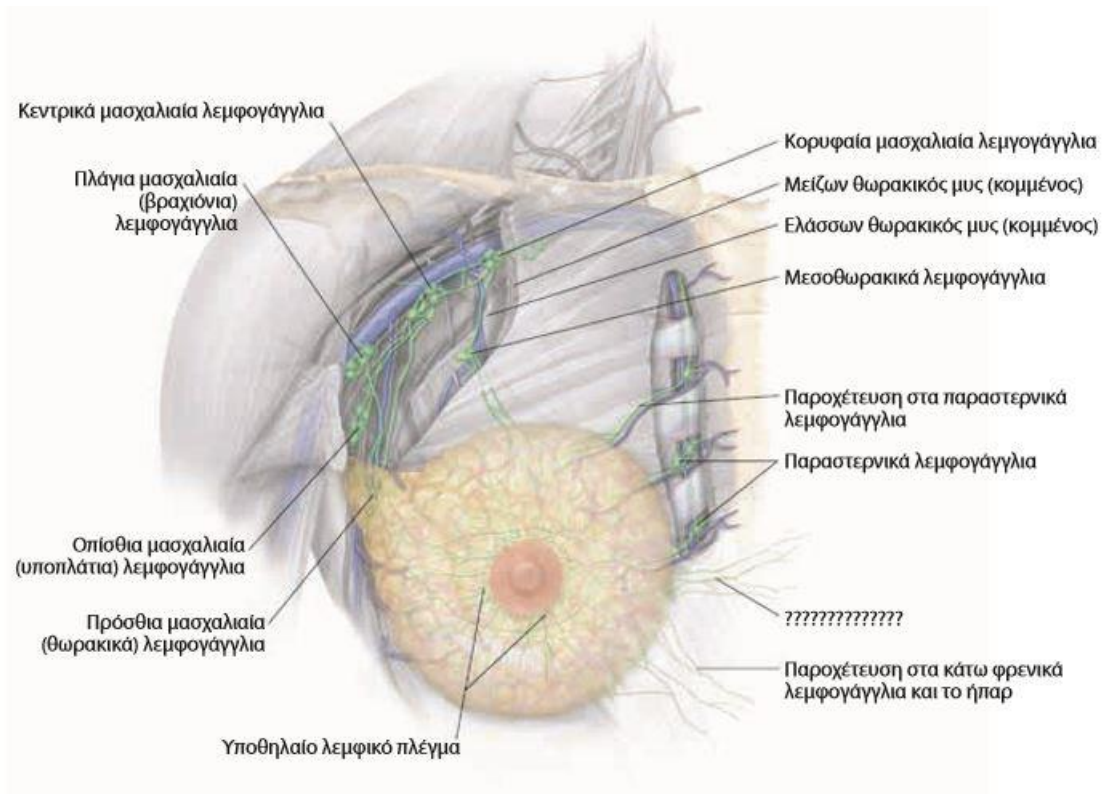
#### Λεμφική παροχέτευση

---

Ένα πολύ πλούσιο λεμφικό πλέγμα αποχετεύει το δέρμα και τον αδενικό ιστό του μαστού προς δυο κυρίως κατευθύνσεις: τα μασχαλιαία και τα έσω μαστικά λεμφογάγγλια. Η μελέτη των λεμφικών οδών κατέληξε σήμερα στην αποδοχή του γεγονότος ότι τα έσω μαστικά και

τα μασχαλιαία γάγγλια δέχονται λέμφο από όλα τα τεταρτημόρια του μαστού. Η εξωτερική οδός προς τη μασχάλη απάγει το 75% της λέμφου από τη θηλή και το έξω τμήμα του μαστού, η δε εσωτερική οδός προς τα έσω μαστικά γάγγλια αποχετεύει κυρίως τη λέμφο από το εν τω βάθει και έσω τμήμα του μαστού. Μεταξύ των δύο αυτών κυρίων οδών υπάρχουν πολλές αναστομώσεις, καθώς και με τις υπόλοιπες, μικρότερης σημασίας λεμφικές οδούς (π.χ. η οδός προς τα διαθωρακικά γάγγλια του Rotter).

Λεμφογάγγλια του μαστού: α. Μασχαλιαία. Προς αυτά κατευθύνεται η κύρια έξω λεμφική οδός, η οποία καταλήγει στα κεντρικά γάγγλια και από εκεί στις διάφορες άλλες ομάδες οι οποίες αναστομώνονται μεταξύ τους. 1. Έξω μαστικά (έσω ομάδα ή θωρακικά) κατά μήκος της πλάγιας θωρακικής αρτηρίας. 2. Ωμοπλατιαία (οπίσθια ή υποπλάτια) κατά την πορεία της υποπλατίου φλέβας, πολύ κοντά στο θωρακορραχιαίο νεύρο. 3. Κεντρικά, είναι μια μεγάλη ομάδα που κείται επιφανειακά, κάτω από το δέρμα της μασχάλης. 4. Διαθωρακικά ή Rotter, μεταξύ των δυο θωρακικών μυών. 5. Γάγγλια της μασχαλιαίας φλέβας (έξω ομάδα ή βραχιόνια) κάτω από τον τένοντα του μείζονα θωρακικού μύος. 6. Υποκλείδια (κορυφαία της μασχάλης), κάτω από τον τένοντα του υποκλειδίου μύος. Σ' αυτά καταλήγουν συλλεκτικές λεμφικές οδοί από όλες τις άλλες ομάδες των μασχαλιαίων γαγγλίων. β. Υπερκλείδια. Διηθούνται όταν πλέον έχουν προσβληθεί τα υποκλείδια γάγγλια της υποκλειδοσφαγιτιδικής γωνίας, και ψηλαφώνται επιφανειακά και πλάγια στην υπερκλείδια χώρα. γ. Γάγγλια της έσω μαστικής. Συνήθως εντοπίζονται στο ύψος των τριών πρώτων μεσοπλευρίων διαστημάτων. Προς αυτά απάγεται η λέμφος της οπίσθιας και έσω επιφάνειας του μαστού, καθώς επίσης και λέμφος από το ήπαρ, το διάφραγμα και την άνω μοίρα του ορθού κοιλιακού μύος.



**Εικόνα 3:** Λεμφική παροχέτευση μαστού - Πρόσθια όψη

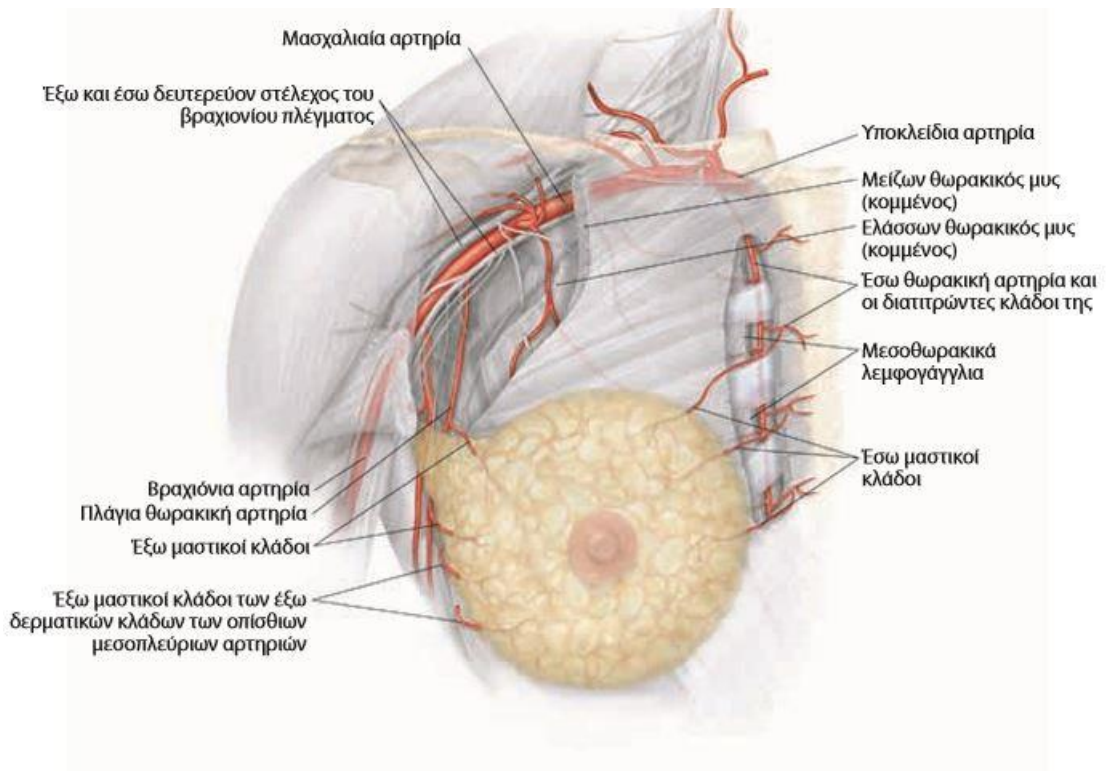
### 1.6 Αγγείωση του μαστού

Η πλούσια αιμάτωση του μαστού προέρχεται από 3 κυρίως αρτηριακούς κλάδους. Τους διατιτρώντες κλάδους της έσω μαστικής αρτηρίας, οι οποίοι περνούν από το 1ο - 4ο μεσοπλευρίο διάστημα, διατρυπούν την κατάφυση του μείζονα θωρακικού μυός και εισέρχονται στο έσω χείλος του μαστού, αιματώνοντας το 50% του οργάνου. Την πλάγια ή έξω θωρακική αρτηρία, κλάδο της μασχαλιαίας, που πορεύεται κατά μήκος του έξω χείλους του ελάσσονα θωρακικού μυός, οι δε έξω μαστικοί κλάδοι της αποτελούν τη δεύτερη σημαντικότερη πηγή αίματος του μαστού. Η τρίτη σημαντική αρτηρία είναι ο θωρακικός κλάδος της ακρωμοθωρακικής αρτηρίας, επίσης κλάδου της μασχαλιαίας. Πορεύεται μεταξύ

των δύο θωρακικών μυών και αιματώνει την οπίσθια επιφάνεια του αδένα. Οι άλλοι αρτηριακοί κλάδοι που αιματώνουν – σε πολύ μικρότερο ποσοστό – το μαστό είναι η ανωτάτη θωρακική αρτηρία, κλάδος της μασχαλιαίας, οι διατιτρώντες κλάδοι των μεσοπλεύριων αρτηριών και ορισμένοι μικροί κλάδοι της υποπλατίου αρτηρίας.

Ο μαστός έχει επίσης ένα πλούσιο αναστομωτικό δίκτυο επιπολής υποδορίων φλεβών, οι οποίες στην πλειονότητα τους εκβάλλουν στην έσω μαστική φλέβα και από εκεί στην ανώνυμο. Οι εν τω βάθει φλέβες του μαστικού αδένα ακολουθούν οδούς αντίστοιχες με τα αρτηριακά στελέχη. Μια οδός αποχέτευσης είναι η δια των προσθίων διατιτρώντων μεσοπλευρίων φλεβών προς την έσω μαστική φλέβα, μια άλλη είναι η με πολλαπλούς μικρούς κλάδους προς τη μασχαλιαία φλέβα. Η τρίτη οδός είναι η δια των οπισθίων αναστομωτικών κλάδων προς τις μεσοπλεύριες φλέβες, οι οποίες αναστομώνονται με τις σπονδυλικές φλέβες και καταλήγουν στην άζυγο φλέβα. Πράγμα που δικαιολογεί την εμφάνιση μεταστάσεων του καρκίνου του μαστού στη σπονδυλική στήλη ή ακόμα και στο ιερό οστού.

---



**Εικόνα 4:** Αρτηρίες μαστού – Πρόσθια όψη

---

**Παθολογία:**

Ο ιστός του μαστού μπορεί πολλές φορές να αναπτύξει ανωμαλίες οι οποίες μπορεί να είναι κακοήθεις. Οι καλοήθεις παθήσεις του μαστού δεν συνδέονται απαραίτητα με αυξημένο κίνδυνο ανάπτυξης καρκίνου του μαστού. Καλοήθεις παθήσεις είναι οι ινοκυστικές αλλοιώσεις, έκταση των πόρων, φλεγμονώδεις αλλοιώσεις, καλοήθη νεοπλάσματα, κύστεις μαστού και γαλακτοκήλη. Οι κακοήθεις παθήσεις του μαστού που έχουν αυξημένο κίνδυνο να αναπτυχθεί καρκίνος μαστού είναι το διηθητικό πορογενές αδενοκαρκίνωμα, το θηλώδες καρκίνωμα, το σωληνώδες καρκίνωμα, το βλεννώδες καρκίνωμα, το αδενοκυστικό καρκίνωμα, το λοβιακό, μυελώδες και φλεγμονώδες καρκίνωμα. Εύρημα μπορεί να αποτελέσει η ψηλάφηση ογκιδίου ή μάζας, η εσολκή δέρματος καθώς και το έκκριμα από τη

θηλή. Υψίστης σημασίας η σωστή διάγνωση η οποία οδηγεί στο σχεδιασμό της θεραπείας. Τα συμπτώματα μπορεί να διαφέρουν ανάλογα με τη φάση του εμμηνορρυσιακού κύκλου. Ο καρκίνος του μαστού αναπτύσσεται από τα αδενικά κύτταρα των πόρων και των λοβιδίων και προκύπτει όταν επιθηλιακά κύτταρα των πόρων ή των λοβίων ξεκινούν να αναπτύσσονται ανεξέλεγκτα. Ο καρκίνος του μαστού έχει προοδευτική ανάπτυξη. Διηθεί τα παρακείμενα όργανα ή ιστούς. Αργότερα, ίσως δώσει σε απομακρυσμένα όργανα μεταστάσεις. Ορισμένοι καρκίνοι του μαστού ανιχνεύονται όταν είναι ακόμη περιορισμένοι στους πόρους ή στα λόβια όπως το πορογενές καρκίνωμα *in situ* όμως οι περισσότεροι τύποι ανιχνεύονται όταν είναι διηθητικοί. Το εξόγκωμα ή η σκλήρυνση σε κάποιο σημείο του μαστού, το έκκριμα από τη θηλή, μεταβολή στο μέγεθος, το σχήμα ή την όψη του μαστού ή της επιδερμίδας αυτού, η εισολκή θηλής, το ξεφλούδισμα ή η ερυθρότητα της άλου αποτελούν βασικές ενδείξεις για περαιτέρω διερεύνηση. Καλά περιγεγραμμένα όρια συνήθως έχουν οι καλοήθειες ενώ ασαφή οι κακοήθειες. Οι κύστες του μαστού είναι οι πιο συχνά εμφανιζόμενες ογκόμορφες εξεργασίες συνήθως πολλαπλές και αμφοτερόπλευρες. Το ενδοκυστικό καρκίνωμα είναι σπάνιο και καμία ακτινολογική-κλινική μέθοδος δεν μπορεί να το διαφοροποιήσει εύκολα από την απλή κύστη. Το ινοαδένωμα είναι η πιο συχνή μορφή βλάβης σε νεαρές γυναίκες, είναι καλά περιγεγραμμένο και η χειρουργική αφαίρεση είναι η θεραπεία εκλογής. Οι φυλλοειδής μάζες είναι σχετικά ασυνήθεις. Τα λιπώματα είναι περιγεγραμμένες περιοχές λίπους μεγαλύτερες αλλά συναφείς με τις λιπώδεις κύστες. Συχνή λιπώδη μάζα αποτελεί ο ενδομαστικός λεμφαδένας. Τα μικρολοβωτά όρια είναι ύποπτα κακοήθειας καθώς τα περισσότερα αποδεικνύονται διηθητικά πορογενή καρκινώματα ενώ τα ασαφοποιημένα όρια λόγω επιπροβολής του φυσιολογικού παρεγχύματος συνήθως σε πυκνούς μαστούς δεν μπορούν να εκτιμηθούν παρα μόνο με συμπληρωματικές λήψεις. Κριτήριο αξιολόγησης πέρα από τα όρια αποτελεί και η πυκνότητα μίας μάζας η οποία πρέπει να αξιολογηθεί σε σχέση



με τη πυκνότητα του περιβάλλοντα ινοαδενικού ιστού. Επίσης, κριτήρια αποτελούν η εντόπιση, η πολλαπλότητα και το κλινικό ιστορικό-ευρήματα. Θεραπείες αποτελούν η χειρουργική αφαίρεση, η ακτινοθεαπεία, η χημειοθεραπεία, η ορμονοθεραπεία και η ανοσοθεραπεία.

Βασικότεροι ιστολογικοί τύποι καρκίνου του μαστού:

- Μη διηθητικό πορογενές καρκίνωμα in situ (πιο συχνός τύπος μη διηθητικού- πρόδρομο στάδιο διηθητικού καρκίνου)
- Διηθητικό πορογενές καρκίνωμα μη ειδικού τύπου (μακράν ο συχνότερος τύπος- βιοψία υπο καθοδήγηση-χειρουργική αφαίρεση )
- Μη διηθητικό λοβιακό καρκίνωμα in situ (αποφυγή χειρουργείου- στενή παρακολούθηση- πιθανότητα ορμονοθεραπείας)
- Διηθητικό λοβιακό καρκίνωμα μαστού (συχνά πολυεστιακός- βιοψία προεγχειρητικά- ψηλαφικός)
- Μυελοειδές καρκίνωμα μαστού
- Βλεννώδες καρκίνωμα μαστού
- Σωληνώδες καρκίνωμα μαστού
- Θηλώδες καρκίνωμα μαστού
- Φλεγμονώδης καρκίνος μαστού (επιθετική μορφή)
- Νόσος Paget της θηλής (διήθηση του δέρματος της θηλής- συνοδοί όγκοι πορογενούς τύπου- βιοψία-χειρουργική αφαίρεση της θηλής και της θηλαίας άλου)

Υπάρχουν πολλά είδη καρκίνων:

Ανάλογα το πόσο βαθιά έχει προχωρήσει ένας καρκίνος έχουμε:

1. In situ
2. Διηθητικό

Ανάλογα την προέλευση των κυττάρων έχουμε:

1. Πορογενή
2. Λοβιακό

Ανάλογα με το βαθμό κακοήθειας:

1. Χαμηλό
2. Μέτριο
3. Υψηλό

Ανάλογα με το πόσο διαφοροποιημένα είναι τα κύτταρα:

1. Χαμηλής διαφοροποίησης
2. Μέσης διαφοροποίησης
3. Υψηλής διαφοροποίησης

Δύο ομάδες ανάλογα:

1. Θετικούς ορμονικούς υποδοχείς
2. Αρνητικούς ορμονικούς υποδοχείς

---

## Κεφάλαιο 2 : Απεικόνιση μαστού

---

### 2.1 Μαστογραφία

Η μαστογραφία αποτελεί σήμερα, παρά τις αδυναμίες της, την καλύτερη απεικονιστική μέθοδο με αποτέλεσμα να αποκαλύπτονται όγκοι πολύ πριν μπορέσουμε να τους ψηλαφήσουμε. Η ψηφιακή μαστογραφία με αντίθεση CEDM και η μοριακή απεικόνιση μαστού βελτιώνουν την ανίχνευση του καρκίνου αλλά απαιτούν παραπάνω επικύρωση για τον προ συμπτωματικό έλεγχο και θα πρέπει να εφαρμοστεί άμεση καθοδήγηση βιοψίας για οποιαδήποτε εξέταση προ συμπτωματικού ελέγχου. Η ευαισθησία της μαστογραφίας μειώνεται σε γυναίκες με πυκνούς μαστούς.

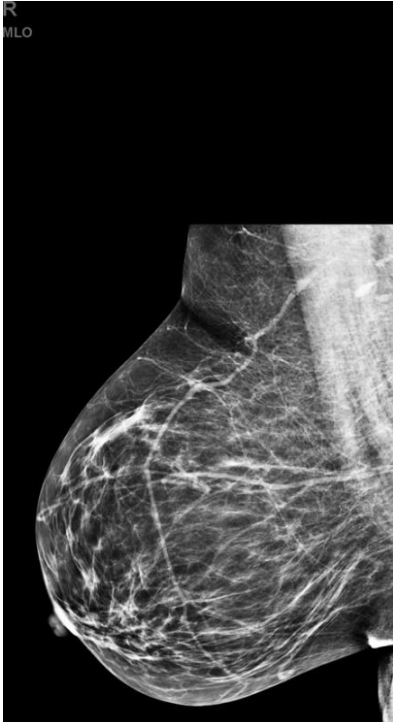


Εικόνα 5: Απεικόνιση καρκινικού όγκου με μαστογραφία.

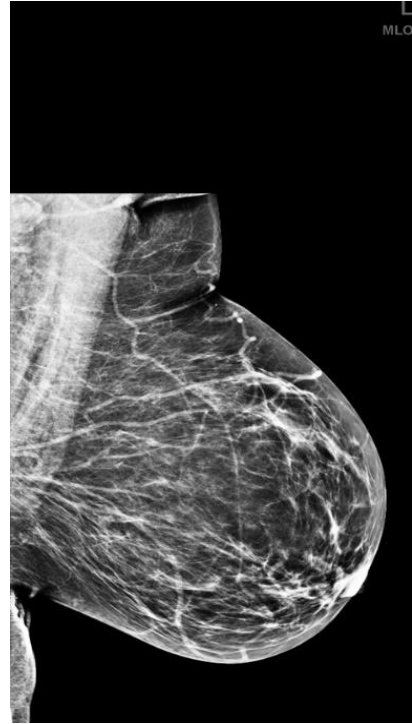
---

Η παραπάνω εικόνα αφορά ένα τυπικό παράδειγμα μαστογραφίας που απεικονίζει έναν όγκο στο μαστό.

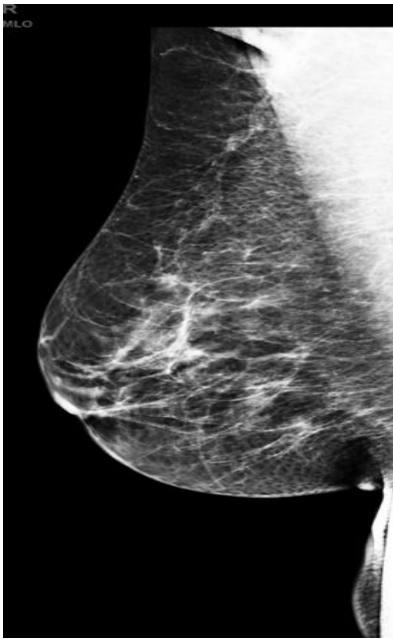
---



α)



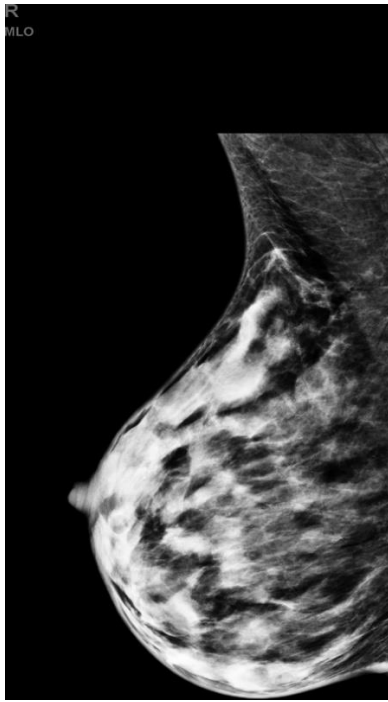
β)



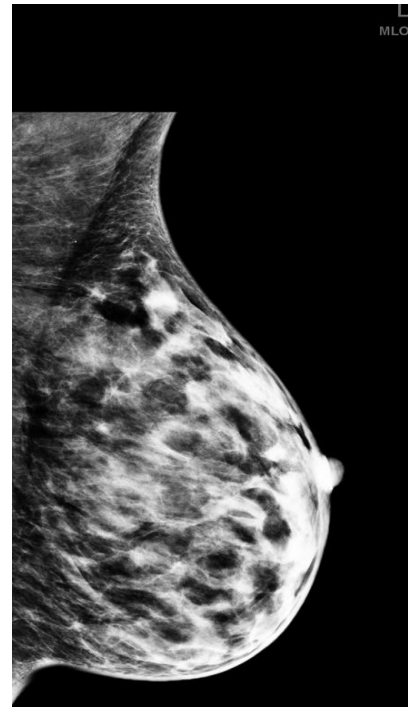
γ)



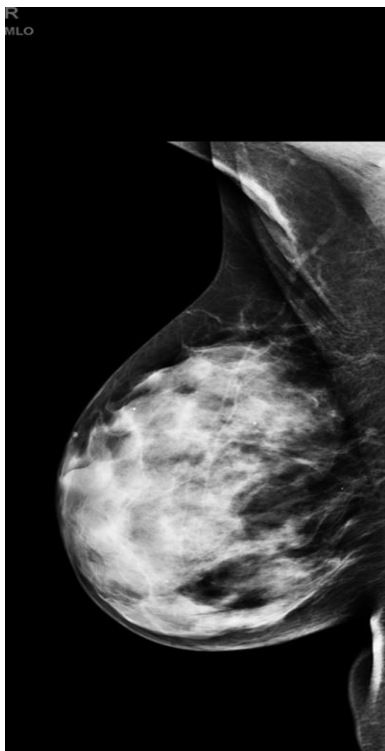
δ)



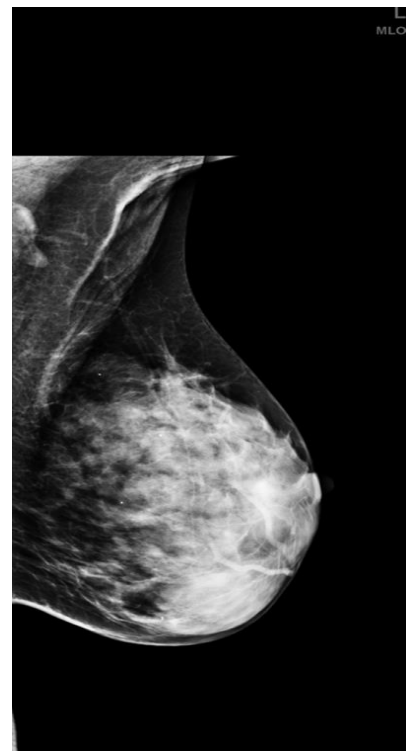
ε)



στ)

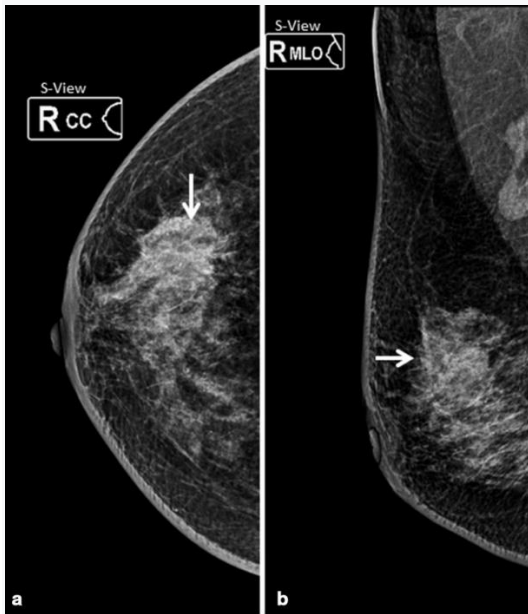


ζ)



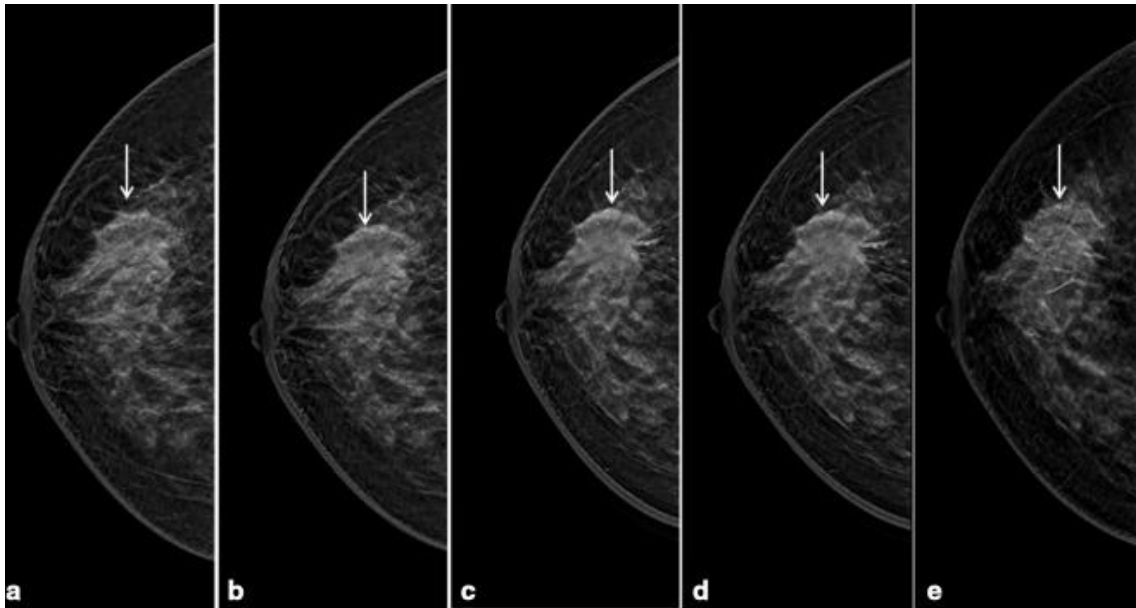
η)

**Εικόνα 6:** Παραδείγματα κάθε κατηγορίας σύνθεσης μαστού με (α-β) λιπαρούς, (γ-δ) διάσπαρτους ινοαδενικούς, (ε-στ) ετερογενώς πυκνούς, (g-h) εξαιρετικά πυκνούς μαστούς..

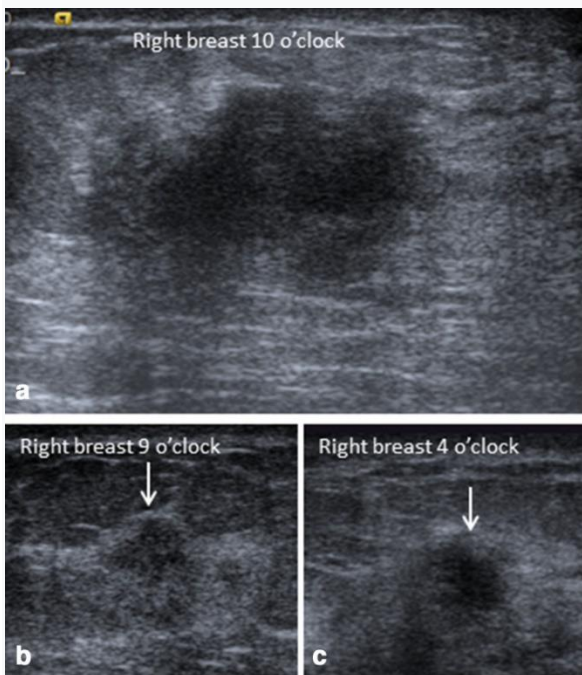


**Εικόνα 7:**

Η συνθετική 2D μαστογραφία του δεξιού μαστού, των κраниουουραίων και των μεσοπλάγιων λοξών προβολών έδειξε ετερογενή πυκνό ιστό μαστού (ACR τύπου C) με μη περιγεγραμμένη ιόπυκνη ακανόνιστη μάζα στο άνω εξωτερικό τεταρτημόριο (βέλος σε α και β).



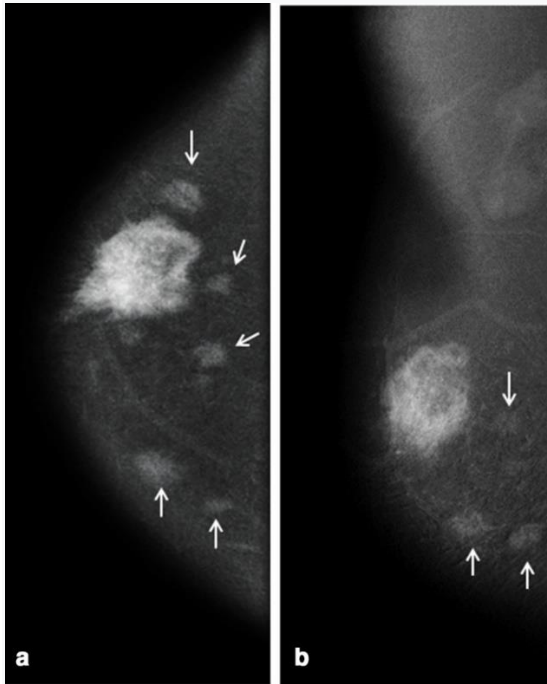
**Εικόνα 8:** Ψηφιακή τομοσύνθεση μαστού. Οι τομές του δεξιού κраниο-ουραίου μαστού της ίδιας ασθενούς έδειξαν καλύτερο χαρακτηρισμό του περιθωρίου της αντίστοιχης μάζας (βέλη α - ε). Δεν ήταν εμφανείς άλλες βλάβες.



**Εικόνα 9:** Ψηφιακή.....

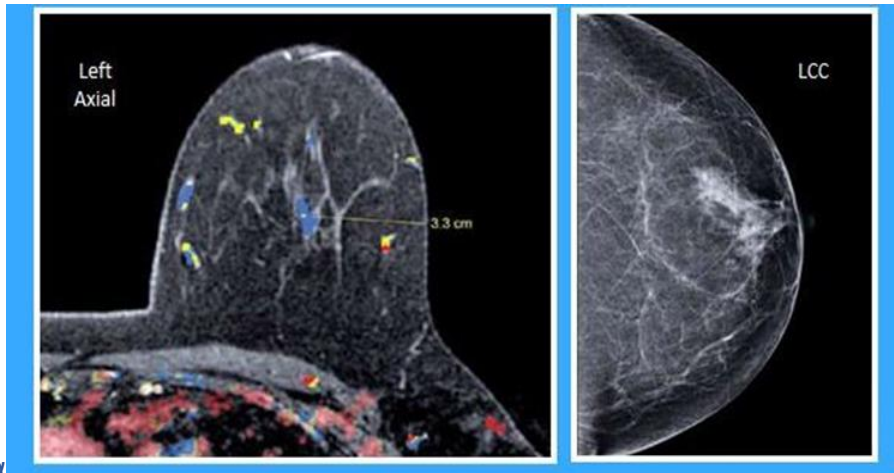


Το υπερηχογράφημα του δεξιού μαστού της ίδιας ασθενούς, έδειξε υποηχοϊκή ακανόνιστη πρωτογενή μάζα στις 10 η ώρα με δύο επιπλέον μικρότερες μάζες στις 9 και 4 η ώρα (βέλη β και γ).



**Εικόνα 10:** Ψηφιακή.....

Το CEDM του ίδιου ασθενούς, έδειξε ετερογενή έντονη ενίσχυση της πρωτογενούς μάζας με πολλαπλές πρόσθετες μικρές ενισχυτικές μάζες (βέλη σε α και β) σε διαφορετικά τεταρτημόρια του ίδιου μαστού που ήταν απόκρυφα σε s2D MG και DBT, και μόνο 2 από αυτά εντοπίστηκαν με υπερηχογράφημα.

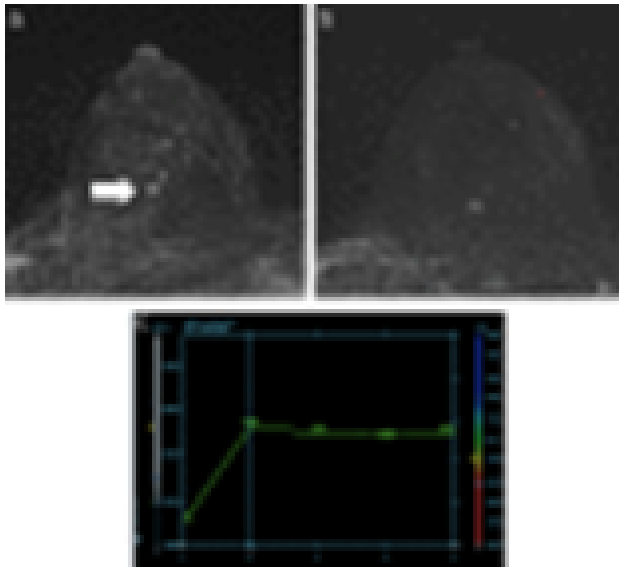


## 2.2 MRI-Μαστογραφία

**Εικόνα 11:** Απεικόνιση καρκινικού όγκου με μαγνητική μαστογραφία.

Ο συμπληρωματικός προληπτικός έλεγχος με μαγνητική μαστογραφία ενισχυμένης με σκιαγραφικό σε γυναίκες υψηλού κινδύνου μειώνει τη νόσο στο τελευταίο στάδιο. Επίσης, παρέχει πολύ υψηλή ευαισθησία σχεδόν διπλάσια από αυτή της απλής μαστογραφίας όπως και πολύ υψηλή ειδικότητα. Η μαγνητική μαστογραφία προ συμπτωματικού ελέγχου βελτιώνει την έγκαιρη διάγνωση του καρκίνου του μαστού περισσότερο από τον υπέρηχο και αυτή τη στιγμή συνίσταται για γυναίκες υψηλού κινδύνου. Επίσης, ο συνδυασμός μαγνητικής μαστογραφίας μαζί με μαστογραφία 2D μπορεί να δώσει ακριβέστερη διάγνωση λόγω της δυνατότητας συν εντοπισμού βλαβών. Η μαγνητική μαστογραφία χρησιμοποιείται για την ανίχνευση και τον χαρακτηρισμό βλαβών που εντοπίζονται στον προληπτικό έλεγχο. Η μαγνητική μαστογραφία είναι η πιο ευαίσθητη μέθοδος για την ανίχνευση του καρκίνου του μαστού και χρησιμοποιείται για την ανίχνευση της έκτασης της νόσου, για τον εντοπισμό κάποιας επιπρόσθετης βλάβης όπως επίσης χρήσιμη φαίνεται κατά τη σταδιοποίηση πολυεστιακής νόσου. Σημαντικό γεγονός επιπλέον αποτελεί η ανίχνευση των πιο διηθητικών-επιθετικών τύπων καρκίνου του μαστού. Ακόμη, βοηθάει στην ανίχνευση του καρκίνου του πόρου *in situ*. Αρνητικά αποτελούν το κόστος και τα μη συντομευμένα πρωτόκολλα

μαγνητικής μαστογραφίας. Αν αυτά βελτιώνονταν τότε θα ήταν πιο εύκολη η χρήση της MRI μαστογραφίας στον προληπτικό έλεγχο.



**Εικόνα 12:** Τυπικό εύρημα στην MRI μαστογραφία

---

### 2.3 Υπερηχογράφημα

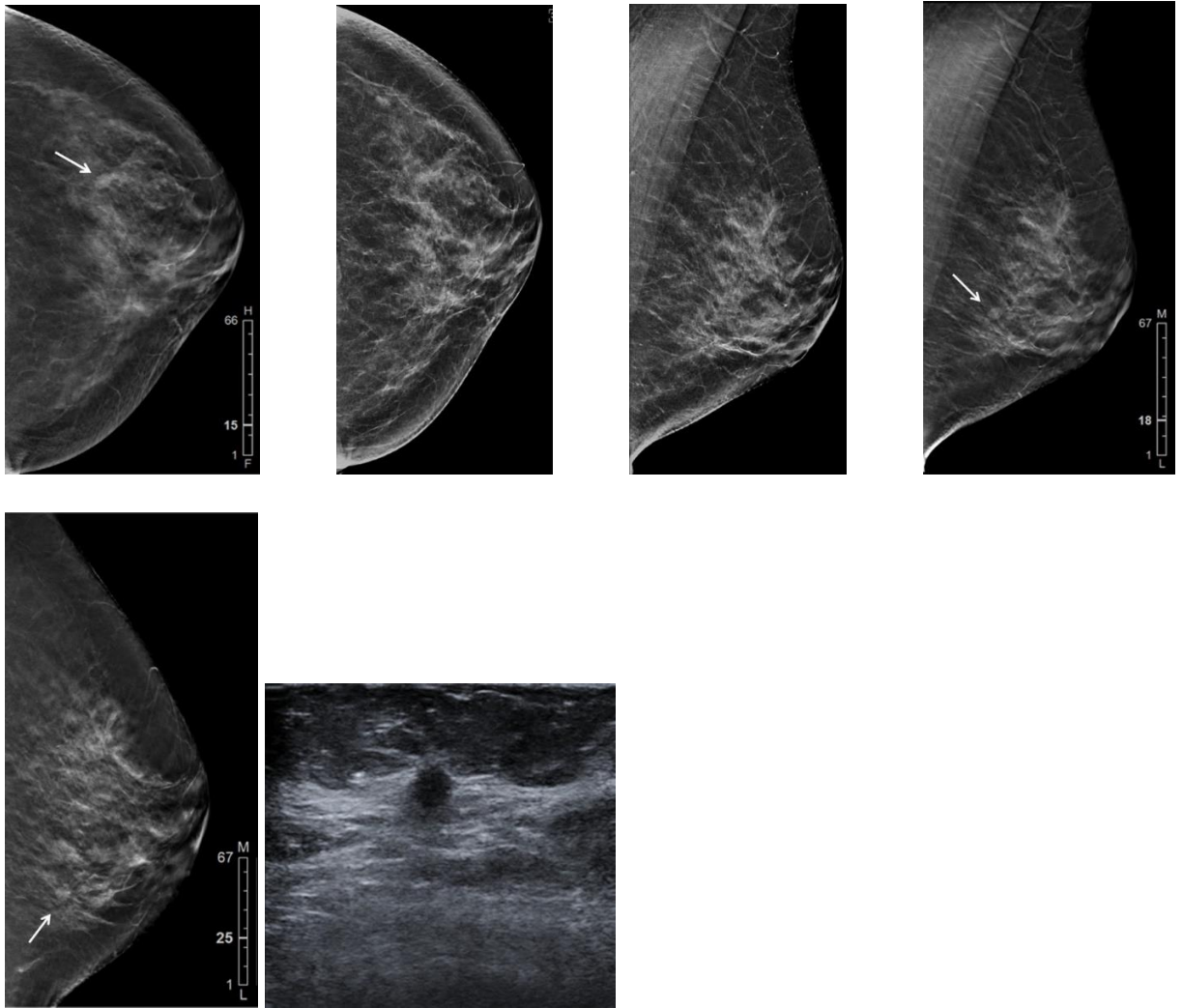
Το υπερηχογράφημα του μαστού γίνεται στο ιατρείο με εξειδικευμένο μηχάνημα υπερήχων υψηλής ευκρίνειας με δυνατότητα τρισδιάστατης απεικόνισης και έγχρωμου Doppler. Με το υπερηχογράφημα είναι δυνατή η λεπτομερής απεικόνιση των μαστών και των μασχαλιαίων κοιλοτήτων σημείο προς σημείο. Έτσι είναι δυνατή η αξιολόγηση βλαβών, που ανακαλύπτονται είτε με την κλινική εξέταση είτε με τη μαστογραφία, ακόμη και βλαβών που δεν γίνονται αντιληπτές παρά μόνο με τους υπερήχους. Το υπερηχογράφημα είναι η πιο εύχρηστη και κατάλληλη μέθοδος για την πραγματοποίηση βιοψίας στο ιατρείο σε περίπτωση ύποπτης βλάβης. Το υπερηχογράφημα αποτελεί απαραίτητη εξέταση για την προεγχειρητική αξιολόγηση βλαβών και το σχεδιασμό της χειρουργικής θεραπείας στο ιατρείο. Η τρισδιάστατη(3D) υπερηχογραφία μαστού, που πραγματοποιείται στο ιατρείο,

επεκτείνει τις δυνατότητες της κλασικής υπερηχογραφίας διασαφηνίζοντας τη φύση ύποπτων βλαβών. Το υπερηχογράφημα μαστού με έγχρωμο Doppler, που πραγματοποιείται στο ιατρείο, παρέχει περαιτέρω πληροφορίες για την κυκλοφορία του αίματος σε ύποπτες βλάβες, διασαφηνίζοντας περαιτέρω τη φύση τους. Το υπερηχογράφημα μαστού ανιχνεύει πρόσθετους διηθητικούς καρκίνους σε πρώιμο στάδιο όταν συνδυάζεται με μαστογραφία. Ωστόσο, υπάρχουν κάποιοι σχετικοί περιορισμοί όπως η έλλειψη εκπαιδευμένων χειριστών και το μικρό οπτικό πεδίο. Από την άλλη, το αυτοματοποιημένο υπερηχογράφημα μαστού ABS είναι μια πολλά υποσχόμενη τεχνική όμως δέχεται βελτίωση στα ψευδώς θετικά ποσοστά και στο χρόνο ερμηνείας.

---

#### 2.4 Τομοσύνθεση 3D

Η μαστογραφία 2D σε ασθενείς με καρκίνο του μαστού μπορεί να καθορίσει το μέγεθος και τη θέση της βλάβης και να αξιολογήσει τον περιβάλλοντα ιστό και τους λεμφαδένες. Όμως με την τρισδιάστατη μαστογραφία μας δίνεται η δυνατότητα να ξεπεραστεί ο κύριος περιορισμός της δυσδιάστατης μαστογραφίας που είναι το φαινόμενο της επιπροβολής λόγω του ινοαδενικού ιστού αποφέροντας έτσι καλύτερα διαγνωστικά αποτελέσματα ειδικά στους πυκνούς μαστούς.

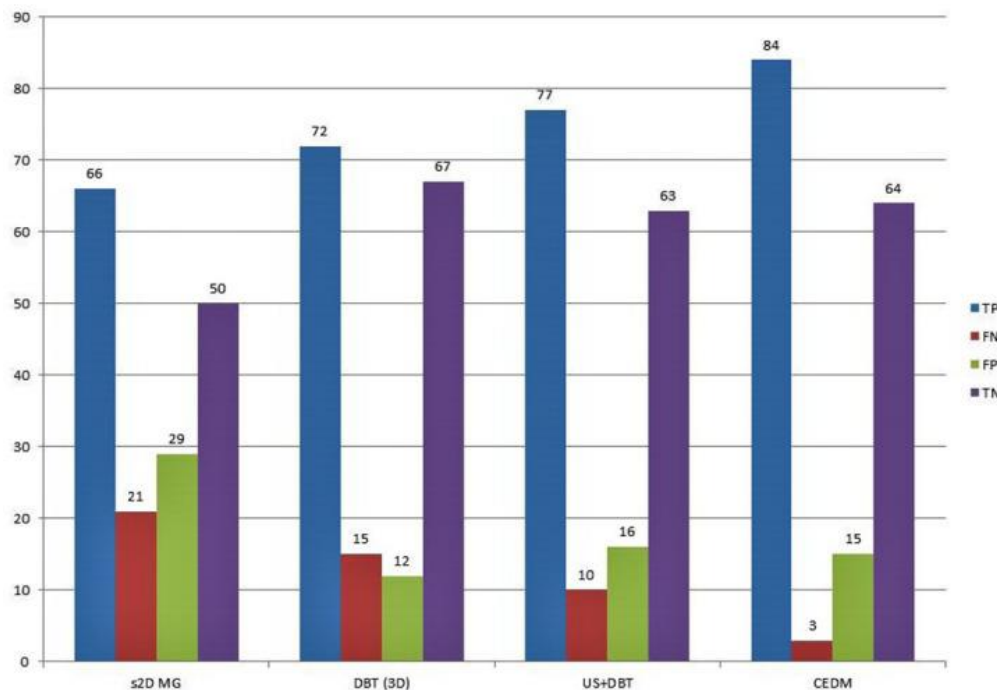


**Εικόνα 13:** Τομές 3D τομοσύνθεσης σε γυναίκα 57 ετών με καρκίνο που εντοπίστηκαν μόνο με ψηφιακή τομοσύνθεση μαστού. Η εξέταση δείχνει ακανόνιστη υποηχοϊκή μάζα και η παθολογική εξέταση αποκάλυψε διηθητικό καρκίνωμα του πόρου.

---

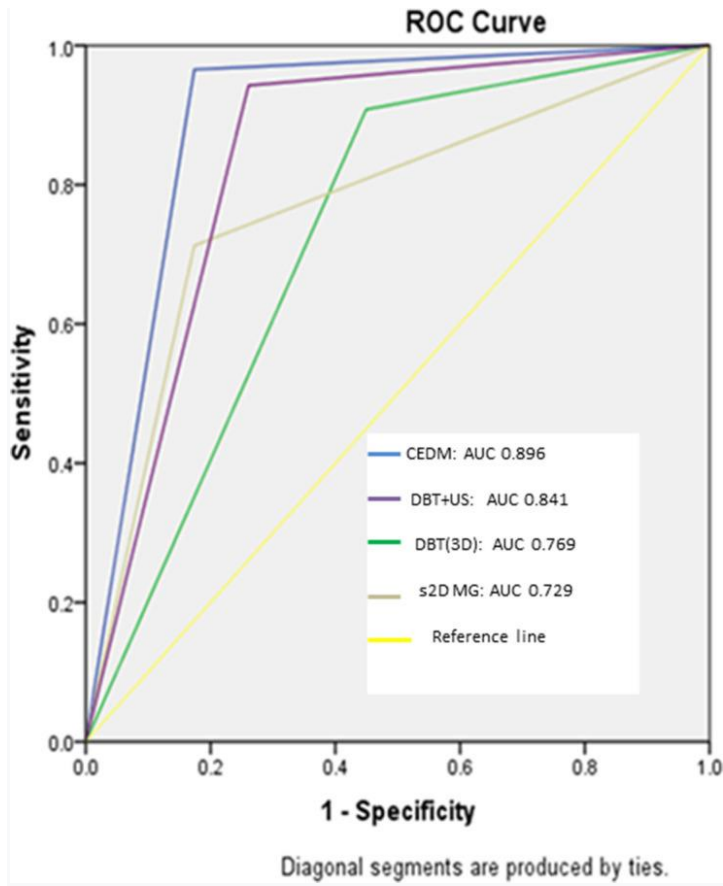
Η διαγνωστική αξία της 2D μαστογραφίας με σκιαγραφικό στην καθημερινή κλινική πράξη Έρευνα έγινε τον Απρίλιο του 2019 έως τον Ιούνιο του 2020 στην οποία προσήλθαν γυναίκες οι οποίες αξιολογήθηκαν με βάση την ψηφιακή τομοσύνθεση μαστού. Σαν στόχο είχε την αξιολόγηση της διαγνωστικής αποτελεσματικότητας της ψηφιακής μαστογραφίας με

σκιαγραφικό συγκριτικά με την συνθετική 2D μαστογραφία, την ψηφιακή τομοσύνθεση μαστού μόνη της και την ψηφιακή τομοσύνθεση μαστού σε συνδυασμό με υπερηχογράφημα σε γυναίκες με πυκνό μαστό. Την αξιολόγηση κάνανε δύο έμπειροι ακτινολόγοι μαστού. Στη μελέτη αυτή υπήρξαν 130 ασθενείς ηλικίας περίπου 45 ετών, 166 βλάβες, 87 κακοήθειες και 79 καλοήθειες. Το συμπέρασμα ήταν ότι η CEDM είναι μια ακριβής διαγνωστικά τεχνική για την ανίχνευση καρκίνου σε πυκνό μαστό καθώς επίσης προσέφερε μεγαλύτερο ποσοστό ευαισθησίας και ειδικότητας σε σχέση με τη 2D μαστογραφία, τη τομοσύνθεση και τη τομοσύνθεση συνδυαστικά με το υπερηχογράφημα.



Πίνακας 1:

Αποτελέσματα ακρίβειας των αξιολογήσεων BI-RADS σε s2D MG, DBT (3D), υπερήχους και CEDM με αναφορά στην ιστοπαθολογική διάγνωση.



**Εικόνα 14:** Καμπύλες ROC με AUC για s2D MG, DBT (3D) μόνο, υπερηχογράφημα DBT + και CEDM για ανίχνευση καρκίνου σε πυκνό μαστό.

### 3.1 Αναλογική και ψηφιακή 2D μαστογραφία

Μαστογραφία είναι η ακτινογραφία του μαστού με ένα ειδικό μηχάνημα, το μαστογράφο, όπου μπορεί να εντοπίσει ακόμη και την ύπαρξη πολύ μικρού μεγέθους καρκίνου του μαστού χωρίς εκείνος να έχει δώσει ακόμα κανένα κλινικό εύρημα. Πλέον η συμβατική μαστογραφία έχει δώσει τη θέση της στη ψηφιακή μαστογραφία, η οποία διαθέτει καλύτερη ευκρίνεια δηλαδή καλύτερα διαγνωστικά αποτελέσματα με πολύ μικρότερη ποσότητα ακτινοβολίας. Ουσιαστικά η μαστογραφία είναι μια διαδικασία κατά την οποία γίνεται χρήση ακτίνων χαμηλής ενέργειας για την εξέταση του μαστού για έγκαιρη διάγνωση και έλεγχο. Στόχος της μαστογραφίας είναι η έγκαιρη ανίχνευση του καρκίνου του μαστού μέσω της ανίχνευσης χαρακτηριστικών μαζών ή αποτιτανώσεων. Σκοπός επίσης είναι η ανίχνευση του καρκίνου πριν αυτός γίνει ογκίδιο διότι είναι πιο εύκολα αντιμετωπίσιμος χωρίς να απαιτείται κάποια συστηματική θεραπεία. Έχει τη δυνατότητα να δώσει πληροφορίες τόσο για τα ψηλαφητά μορφώματα όσο και για τις μη ψηλαφητές μορφολογίες τις οποίες ούτε ο γιατρός δεν μπορεί να ψηλαφήσει αφού το μέγεθος του καρκίνου είναι τόσο μικρό που δεν έχει δώσει κανένα κλινικό εύρημα. Συνεπώς, αυτό είναι και το μεγαλύτερό της πλεονέκτημα η εντόπιση του μη ψηλαφητού καρκίνου ή ακόμη πιο σημαντικό η εντόπιση μιας *in situ* βλάβης συνήθως με τη μορφή αποτιτανώσεων όπου συνήθως επέρχεται και η πλήρης ίαση.

Η μαστογραφία συνιστάται για κάθε γυναίκα άνω των 40 ετών κάθε 1 ή 2 χρόνια εκτός από περιπτώσεις όπου μια γυναίκα έχει οικογενειακό ιστορικό καρκίνου του μαστού και έπειτα από προτροπή του γιατρού ξεκινάει νωρίτερα και συχνότερα τις εξετάσεις. Ο καρκίνος του μαστού είναι ένας από τους πιο συνηθισμένους τύπους καρκίνου στις γυναίκες. Η



πιθανότητα μια γυναίκα να αναπτύξει διηθητικό καρκίνο του μαστού είναι πολύ αυξημένη κατά τη διάρκεια της ζωής της και είναι μια από τις κύριες αιτίες θνησιμότητας μεταξύ των γυναικών σε όλο το κόσμο.

Η μαστογραφία όσον αφορά τη διάγνωση άλλοτε συμβαίνει προληπτικά και άλλοτε διαγνωστικά. Προληπτικά συμβαίνει ως εξέταση ρουτίνας για τον έλεγχο τυχόν καρκίνου του μαστού ενώ διαγνωστικά αφορά τον πιο εκτεταμένο έλεγχο διότι υπάρχει κάποιο σύμπτωμα καρκίνου του μαστού που αυτό πρακτικά σημαίνει λήψη περισσότερων εικόνων ενώ η διαδικασία ουσιαστικά είναι ίδια. Όταν κριθεί απαραίτητη η πιο λεπτομερής ανάλυση του μαστού διεξάγονται ειδικές λήψεις όπως μεγεθυντικές εικόνες μέσω ειδικών εξαρτημάτων και εάν από κει και πέρα η αλλοίωση παραμένει μέσω βιοψίας γίνεται η περαιτέρω ανάλυσή της. Όσον αφορά τα είδη της μαστογραφίας η μαστογραφία χωρίζεται σε ψηφιακή μαστογραφία (2D) και ψηφιακή τομοσύνθεση μαστού (3D).

---

### 3.2 Λήψεις-διαδικασία κλινικής εφαρμογής μαστογραφίας

Η διαδικασία της μαστογραφίας αφορά την τοποθέτηση του μαστού στην ειδική θέση του μηχανήματος, ανάμεσα δηλαδή σε δύο επίπεδες διαφανείς πλάκες, την ελαφρά συμπίεσή του -εκτός αν αφορά γυναίκες με ενθέματα όπου εκεί αποφεύγεται η συμπίεση- και το κράτημα της αναπνοής για λίγα δευτερόλεπτα για την καλύτερη δυνατή ευκρίνεια. Η πίεση των μαστών βοηθά στη καλύτερη ποιότητα εικόνας, στην απορρόφηση λιγότερης ακτινοβολίας και στο καλύτερο διαγνωστικό αποτέλεσμα. Τα ενθέματα καλύπτουν ένα μεγάλο τμήμα των μαστών άρα περιορίζουν τη διαγνωστική ακρίβεια της μαστογραφίας. Σε αυτή τη περίπτωση γίνεται λήψη ειδικών εικόνων με και χωρίς παρεκτόπιση των ενθεμάτων, έτσι ελέγχεται μεγάλο τμήμα των μαστών όμως ένα 20% καλύπτεται από το ένθεμα και

υστερεί στην αξιολόγηση. Στην κλασική-αναλογική μαστογραφία η απεικόνιση γίνεται πάνω σε φιλμ ενώ στη ψηφιακή μαστογραφία χρησιμοποιείται ψηφιακός ανιχνευτής καθώς και ηλεκτρονικός υπολογιστής. Η δόση ακτινοβολίας είναι μικρή στα σύγχρονα μηχανήματα απεικόνισης. Συνήθως απαραίτητες είναι δύο λήψεις για το κάθε μαστό σε διαφορετικές προβολές (face και profile). Face ή αλλιώς κεφαλουραία είναι η μαστογραφία όπου ο μαστός συμπίεζεται από την κάτω και πάνω μεριά του και Profile είναι η δεύτερη από τα πλάγια λήψη.

---

### 3.3 Διαφορές αναλογικής και ψηφιακής μαστογραφίας

Η ψηφιακή μαστογραφία είναι μιας σύγχρονης μορφής μαστογραφία όπου αντί για την ύπαρξη φιλμ οι ακτίνες χ διεγείρουν έναν ειδικό υποδοχέα που μαζί με ένα πρόγραμμα επεξεργασίας και τη συμβολή ενός ηλεκτρονικού υπολογιστή αναπαράγουν ψηφιακά την εικόνα στην οθόνη. Σε αυτό που διαφέρει η ψηφιακή μαστογραφία σε σχέση με την αναλογική-κλασική μαστογραφία είναι ότι στην αναλογική η καταγραφή των διαγνωστικών δεδομένων γίνεται επάνω σε φιλμ. Πρακτικά λοιπόν, μέσω της ψηφιακής μαστογραφίας παίρνουμε μαστογραφίες που υπερέχουν σε ευκρίνεια, αξιοπιστία, με χαμηλότερη δόση ακτινοβολίας και σε μικρότερο χρόνο που σημαίνει λιγότερο επώδυνη. Επίσης ένα ακόμα πλεονέκτημα είναι η μείωση επαναλήψεων λόγω της δυνατότητας εντοπιστικής μεγέθυνσης και ρύθμιση της αντίθεσης και της φωτεινότητας καθώς και η δυνατότητα ηλεκτρονικής αποθήκευσης, επεξεργασίας, ανάκλησης και σύγκρισης με παλαιότερες εξετάσεις σε μεταγενέστερο χρόνο. Η ψηφιακή μαστογραφία ενδείκνυται ιδιαίτερα σε γυναίκες νέες με πυκνούς μαστούς.

---

### 3.4 Ψευδώς αρνητικά και θετικά αποτελέσματα

Μια μαστογραφία μπορεί να χαρακτηριστεί ως ψευδώς αρνητική και ψευδώς θετική. Αυτό συμβαίνει κάποιες φορές λόγω του περιορισμού κάποιων δυνατοτήτων της στο διαγνωστικό κομμάτι. Για παράδειγμα στην ύπαρξη καρκίνου εάν αυτός υπάρχει αλλά δε φαίνεται τότε έχουμε ψευδώς αρνητική. Αυτό μπορεί να συμβεί σε νέες γυναίκες πιο συχνά λόγω των πυκνών μαστών. Στη ψευδώς θετική αντιθέτως μπορεί να φαίνεται ότι υπάρχει μια κακοήθεια και έπειτα μέσω της βιοψίας να αποδεικνύεται το αντίθετο.

Φυσικά η μαστογραφία είναι αναγκαίο να συνδυάζεται και με τη κλινική εξέταση από ειδικό μαστολόγο ο οποίος θα αξιολογεί και τα αποτελέσματα της εξέτασης για μια σφαιρική και αξιόπιστη διάγνωση όπως επίσης θα πρέπει να συνδυάζεται και με υπερηχογράφημα μαστών. Σίγουρα τέλος, πριν από κάθε εξέταση η εκάστοτε γυναίκα πρέπει να αναφέρει αν είναι έγκυος ή αν υπάρχει πιθανότητα εγκυμοσύνης καθώς επίσης και αν θηλάζει καθώς η μαστογραφία δεν γίνεται κατά τη διάρκεια της εγκυμοσύνης διότι υπάρχει κίνδυνος για το έμβρυο.

---

### 3.5 Σύστημα CAD

Μια σημαντική εξέλιξη στην ψηφιακή μαστογραφία είναι το σύστημα CAD, το σύστημα δηλαδή υποβοηθούμενης διάγνωσης το οποίο με βάση ένα λογισμικό του υπολογιστή αναζητεί και ψάχνει τις παθολογικές περιοχές στην πυκνότητα, το μέγεθος ή αποτιτανώσεις που μπορεί να υποδεικνύουν παρουσία καρκίνου. Έτσι ο ακτινολόγος ειδοποιείται για την ανάγκη περαιτέρω ανάλυσης και ελέγχου. Στη κλινική πράξη βέβαια παρά την εξέλιξη της τεχνολογίας και την ευρεία χρήση των συστημάτων CAD στο τομέα της μαστογραφίας τα συμβατικά προγράμματα αυτά δεν έχουν καταφέρει να προσφέρουν στον απόλυτο βαθμό διαγνωστική ακρίβεια. Με τη βοήθεια βέβαια της τεχνητής νοημοσύνης και της μηχανικής

μάθησης έχει επιτευχθεί καλύτερη ποιοτικά πρόβλεψη από τα συστήματα αυτά εφόσον εδώ και κάποιο καιρό λειτουργούν με βάση deep learning αλγόριθμους. Οι αλγόριθμοι αυτοί έχουν εφαρμοστεί και στη ψηφιακή μαστογραφία και στην τομοσύνθεση μαστού. Ο προ συμπτωματικός μαστογραφικός έλεγχος έχει εισαχθεί τα τελευταία 30 χρόνια σε διάφορες χώρες με αναλογικά συστήματα όπου πλέον τα τελευταία 20 χρόνια έχουν αντικατασταθεί με τη χρήση αποκλειστικά ψηφιακών συστημάτων. Με τη ψηφιοποίηση αυτή η ερμηνεία των αποτελεσμάτων αποτέλεσε σημείο έντονου ενδιαφέροντος με αποτέλεσμα την εισαγωγή αλγόριθμων ανίχνευσης CADe μέσω υπολογιστή και διάγνωσης CADx. Οι προσδοκίες ήταν πολλές όμως ο υψηλός αριθμός ψευδώς θετικών αποτελεσμάτων στην εικόνα δεν βοήθησε στην βελτίωση στη κλινική πράξη. Η εξέλιξη της τεχνητής νοημοσύνης με το deep learning βοηθάει στην αυτοματοποιημένη ανίχνευση του καρκίνου του μαστού στην ψηφιακή μαστογραφία και στην τομοσύνθεση. Τα δύο τελευταία χρόνια έχει διατυπωθεί ότι η δυνατότητα των αλγόριθμων αυτών εξισώνεται με αυτή της ανθρώπινης απόδοσης. Η τεχνητή νοημοσύνη το σίγουρο είναι ότι θα διαδραματίσει πολύ σημαντικό ρόλο στην εξέλιξη του προ συμπτωματικού ελέγχου.

Έρευνα βασίστηκε στη τεχνητή νοημοσύνη, τα συστήματα CAD και τη τμηματοποίηση μάζας μαστού. Μια ακριβής κατάτμηση θα μπορούσε να βελτιώσει την ακρίβεια στην ανίχνευση και τον χαρακτηρισμό μιας τυχόν βλάβης. Στη συγκεκριμένη έρευνα στόχο αποτέλεσε η ανάπτυξη μιας μεθόδου κατάτμησης όγκου που θα βελτίωνε και θα παρείχε ακριβή χαρακτηριστικά ταξινόμησης. Πρόκειται για μια μέθοδο αυτοματοποιημένη που αφορά τα χαρακτηριστικά σχήματα των βλαβών, τα εικονοστοιχεία, τις περιοχές ενδιαφέροντος μιας μάζας έτσι ώστε να βρεθεί το βέλτιστο περίγραμμα της εκάστοτε μάζας. Τελικά, η μέθοδος αυτή, δηλαδή της κατάτμησης, απέδωσε καρπούς αφού φάνηκε χρήσιμη στη βελτίωση της

ακρίβειας της ηλεκτρονικής ανίχνευσης και ταξινόμησης του καρκίνου του μαστού στη μαστογραφία.

---

### 3.6 Τεχνητή νοημοσύνη στον προληπτικό έλεγχο

Σύγκριση σε πειραματικό στάδιο έγινε όσον αφορά την ανίχνευση καρκίνου του μαστού από αυτόνομο σύστημα τεχνητής νοημοσύνης και από 101 ακτινολόγους. Τα συστήματα τεχνητής νοημοσύνης απέδωσαν παρόμοια με τους ακτινολόγους -όπως φάνηκε από την αξιολόγηση της ψηφιακής μαστογραφίας- και μπορούν να βελτιώσουν την ακρίβεια και την αποτελεσματικότητα του προ συμπτωματικού ελέγχου. Η μελέτη αυτή έγινε σε 7 χώρες με δείγμα πολλαπλών περιπτώσεων. Η απόδοση των συστημάτων δεν ήταν στατιστικά κατώτερη από αυτή του μέσου όρου των ακτινολόγων πετυχαίνοντας ακρίβεια ανίχνευσης καρκίνου συγκρίσιμη με ένα μέσο ακτινολόγο μαστού. Φυσικά ένα τέτοιο σύστημα αν και πολλά υποσχόμενο χρήζει περαιτέρω διερεύνησης.

---

### 3.7 Μαστογραφία με χορήγηση σκιαγραφικού μέσου (Contrast Enhanced Mammography – CEM)

Μια επιπλέον τεχνική, αυτή της CEM μαστογραφίας (χρήση ιωδιούχου σκιαγραφικού μέσου) έχει αναδειχθεί ως αντικαταστάτης της μαγνητικής τομογραφίας μαστού με σκιαγραφικό καθώς παρέχει καλύτερη αγγειακή απεικόνιση, μικρότερο κόστος, προσδιορισμό στην έκταση της νόσου σε νέο διαγνωσμένο καρκίνο, παρακολούθηση στην ανταπόκριση της θεραπείας και αξιολόγηση του μαστού για υπολειπόμενη ή υποτροπιάζουσα νόσο. Τα τελευταία χρόνια η CEM έχει βρει τη θέση της στα πρωτόκολλα απεικόνισης μαστού. Με τη χορήγηση σκιαγραφικού ανακτώνται εικόνες χαμηλής και υψηλής ενέργειας και διακρίνονται οι περιοχές πρόσληψης με έντονη αντίθεση. Η ψηφιακή μαστογραφία γίνεται ακριβώς μετά

την έγχυση σκιαγραφικού μέσου παρέχοντας μια εικόνα χαμηλής ενέργειας με έντονα ενισχυμένες τις βλάβες. Η CEM φαίνεται να βελτιώνει την ακρίβεια συγκριτικά με την ψηφιακή μαστογραφία σε γυναίκες με θετικά ευρήματα στο μαστό καθώς επίσης προσεγγίζει την ακρίβεια της μαγνητικής τομογραφίας μαστού στη προ εγχειρητική σταδιοποίηση και στη παρακολούθηση της ανταπόκρισης μετά τη χημειοθεραπεία. Μειονέκτημα αποτελεί η αύξηση της δόσης.

---

## Κεφάλαιο 4: Τομοσύνθεση-3D μαστογραφία

Η τομοσύνθεση αποτελεί εξέλιξη της ψηφιακής μαστογραφίας. Η ψηφιακή μαστογραφία ήταν η επικρατέστερη τα προηγούμενα χρόνια ενάντια στην πρόληψη του καρκίνου του μαστού. Στη ψηφιακή μαστογραφία λαμβάνονται δύο λήψεις για κάθε μαστό με πίεση με ακίνητη την ακτινολογική λυχνία όμως λόγω του φαινομένου της επιπροβολής επικαλύπτονται κάποια ινοαδενικά στοιχεία που σημαίνει ότι μια ενδεχόμενη βλάβη κρύβεται ή και ακριβώς το αντίθετο και άρα περιορίζεται η διαγνωστική της ακρίβεια. Ουσιαστικά το πρόβλημα είναι ότι στην ψηφιακή μαστογραφία η 2D απεικόνιση περιορίζει σε κάποιο βαθμό τον εντοπισμό παθολογιών καθώς η απεικόνισή τους εξαρτάται από το συνολικό βαθμό εξασθένησης της ακτινοβολίας που προκύπτει από το σύνολο των δομών πάνω και κάτω από την παθολογία, αυτό ίσως κάποιες φορές οδηγεί σε λάθος διάγνωση σε πυκνούς μαστούς.

---

### 4.1 Αρχές τομοσύνθεσης

Στην τομοσύνθεση μειώνεται αρκετά το φαινόμενο της επιπροβολής, η λυχνία σε αυτή την περίπτωση περιστρέφεται σε τόξο  $15^\circ$  λαμβάνοντας 15 τομές του 1 χιλιοστού από διαφορετικές γωνίες χαμηλής δόσης οι οποίες έπειτα ανασυντίθενται μέσω ηλεκτρονικού υπολογιστή σε τόσα χιλιοστά αναλόγως με το εκάστοτε πάχος μαστού. Έτσι το αποτέλεσμα μελετάται από το γιατρό τομή-τομή για την πιο λεπτομερή εντόπιση βλαβών πολύ καλύτερα σε σύγκριση με την ψηφιακή μαστογραφία.

---

### 4.2 Οφέλη

Μερικά από τα πλεονεκτήματα της τομοσύνθεσης είναι ότι αυξάνει την ακρίβεια όσον αφορά το διαγνωστικό αποτέλεσμα αναφορικά με την έγκαιρη διάγνωση του καρκίνου του μαστού,

ελαττώνει το ποσοστό της ψευδώς αρνητικής και θετικής διάγνωσης, χρειάζονται λιγότερες συμπληρωματικές λήψεις, λιγότερες επαναλήψεις, λιγότερες βιοψίες, απεικονίζει καλύτερα τα όρια και την έκταση της βλάβης, ακριβής εντόπιση της βλάβης άρα καλύτερο αποτέλεσμα στο υπερηχογράφημα, καλύτερη διάκριση αποτιτανώσεων, λιγότερη άσκηση πίεσης στους μαστούς άρα λιγότερο επώδυνη και λειτουργεί συμπληρωματικά σε μια ψηφιακή μαστογραφία όπου ένα εύρημα χρειάζεται περαιτέρω διερεύνηση.

Το όφελος της τρισδιάστατης μαστογραφίας αφορά όλους τους τύπους μαστών και τους πυκνούς μαστούς και τους λιπώδεις μαστούς αλλά για τις γυναίκες με πυκνούς μαστούς η 3D μαστογραφία είναι απαραίτητη. Οι πυκνοί μαστοί είναι αυτοί που συνήθως ευθύνονται για τα ψευδώς αρνητικά διαγνωστικά αποτελέσματα σε καρκίνο σε πρώιμο στάδιο. Μέσα λοιπόν από την τεχνική της τομοσύνθεσης με τη λήψη πολλαπλών πολύ λεπτών τομών και της τρισδιάστατης απεικόνισης του μαστού υπάρχει ο πλήρης έλεγχος όπως επίσης η τομοσύνθεση βοηθάει στην ανίχνευση διηθητικού καρκίνου σε πυκνούς μαστούς. Συνεπώς η τομοσύνθεση ενδείκνυται και για νέες γυναίκες οι οποίες έχουν κάποιας μορφής κληρονομικότητα.

Πλεονέκτημα ακόμη αποτελεί ο καλύτερος προσδιορισμός της προ εγχειρητικής μέτρησης του μεγέθους των βλαβών ανεξάρτητα από την παρεγχυματική τους πυκνότητα ιδιαίτερα σε πυκνούς μαστούς για τη διαφοροποίηση ποσοστού κακοήθειας της βλάβης.

---

#### 4.3 Δόση- Χρόνος

Όσον αφορά τη δόση της ακτινοβολίας, αυτή παραμένει σε χαμηλά επίπεδα και δεν θα πρέπει να αποτελεί αποτρεπτικό παράγοντα για καμία γυναίκα. Η συνολική δόση μάλιστα ελαττώνεται σημαντικά όπως και ο χρόνος της εξέτασης.



Σε σχέση με την ψηφιακή μαστογραφία τα επίπεδα δόσης της τομοσύνθεσης διαφέρουν όσον αφορά τη μέση απορροφούμενη δόση στους αδενικούς ιστούς. Τα ποσοστά δόσης στην αυτόνομη τομοσύνθεση είναι ανάλογα ή ελάχιστα υψηλότερα σε σχέση με αυτά της ψηφιακής μαστογραφίας, αυτό που ουσιαστικά αυξάνει τη δόση είναι ο συνδυασμός ψηφιακής μαστογραφίας και τομοσύνθεσης.

---

#### 4.4 Συνδυασμός 2D και 3D δεδομένων

Ο συνδυασμός ψηφιακής μαστογραφίας και τομοσύνθεσης δείχνει να βοηθά στην καλύτερη ανίχνευση του διηθητικού καρκίνου με ταυτόχρονη μείωση των ψευδώς θετικών αποτελεσμάτων και τη μείωση των επαναλήψεων αποτελώντας την καλύτερη ιατρικά επιλογή.

Η τομοσύνθεση πρέπει να χρησιμοποιείται συμπληρωματικά στη 2D ψηφιακή μαστογραφία. Η τομοσύνθεση μαστού φαίνεται να είναι πρότυπο επιλογής για την απεικόνιση του μαστού τόσο στον προ συμπτωματικό έλεγχο όσο και στη διάγνωση διότι λαμβάνονται πρόσθετες πληροφορίες και μειώνεται η επικάλυψη ιστού και έτσι βελτιώνεται η ανίχνευση, ο χαρακτηρισμός και ο εντοπισμός της βλάβης. Επιπλέον το τρισδιάστατο αποτέλεσμα που παίρνουμε από την τομοσύνθεση μας βοηθάει στην καλύτερη επεξεργασία του απεικονιστικού αποτελέσματος. Επιπλέον η τομοσύνθεση συνδέεται με τη μείωση των ψευδώς θετικών αποτελεσμάτων καθώς και αυξημένη ανίχνευση καρκίνου του μαστού συγκριτικά με την ψηφιακή μαστογραφία.

Τρία ερευνητικά κέντρα ανέλυσαν δεδομένα γυναικών ηλικίας 40-74 ετών που υπεβλήθησαν σε εξετάσεις προ συμπτωματικού ελέγχου. Έγινε χρήση τομοσύνθεσης μαστού ως συμπληρωματική εξέταση της ψηφιακής μαστογραφίας με σκοπό να διαπιστωθεί εάν με τη τομοσύνθεση έχουμε καλύτερη πρόγνωση και ανίχνευση καρκίνου σε προ συμπτωματικό στάδιο, όλα αυτά ανά ηλικία ασθενούς και πυκνότητας μαστού. Τα αποτελέσματα ήταν ότι η τομοσύνθεση μαστού ως εξέταση διαλογής σχετίστηκε με υψηλότερη ανίχνευση καρκίνου του μαστού σε όλες τις ηλικιακές ομάδες, το μεγαλύτερο όμως ποσοστό ανίχνευσης αφορούσε τις γυναίκες ηλικίας 40-45 ετών με διηθητικό καρκίνο και πυκνούς μαστούς σε σύγκριση με τη ψηφιακή μαστογραφία. Άρα, ο προ συμπτωματικός έλεγχος με τομοσύνθεση σχετίζεται με αυξημένη ειδικότητα και υψηλότερο ποσοστό ανίχνευσης και πρόγνωσης καρκίνου του μαστού σε σχέση με την ψηφιακή μαστογραφία.

---

#### 4.5 Ευαισθησία και Ειδικότητα

Όσον αφορά την ευαισθησία και την ειδικότητα της ψηφιακής τομοσύνθεσης μαστού και της ψηφιακής μαστογραφίας πλήρους πεδίου στην ανίχνευση καρκίνου στο μαστό σχετικά με 4 τύπους ασυμμετρίας διεξήχθη έρευνα με 201 ασθενείς οι οποίοι κάνανε εκτός των δύο προαναφερθέντων τεχνικών και υπερηχογράφημα μαστού. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η ειδικότητα και η ευαισθησία στην τομοσύνθεση μαστού ήταν υψηλότερη από την ψηφιακή μαστογραφία. Επομένως, η τομοσύνθεση αξιολογεί τις ασυμμετρίες του μαστού καλύτερα και βελτιώνει την ευαισθησία και την ειδικότητα στην ανίχνευση του καρκίνου του μαστού ενώ παράλληλα μειώνει τον αριθμό των βιοψιών και των βραχυχρόνιων εξετάσεων παρακολούθησης.

---

#### 4.6 Προληπτικός έλεγχος

Μελέτη συγκριτικής αποτελεσματικότητας έγινε όσον αφορά την απόδοση του προ συμπτωματικού ελέγχου της τομοσύνθεσης μαστού έναντι στη ψηφιακή μαστογραφία σε 1.584.079 εξετάσεις προ συμπτωματικού ελέγχου για ηλικίες 40 με 79 που υποβλήθηκαν σε προληπτική μαστογραφία χωρίς προηγούμενο ιστορικό ανά ηλικία, πυκνότητα μαστού και φάση προ συμπτωματικού ελέγχου. Το συμπέρασμα αυτής της έρευνας ήταν ότι με την τομοσύνθεση μαστού υπήρχε όφελος όσον αφορά τις βασικές μαστογραφίες αφού στην ανάκληση υπήρξαν βελτιώσεις όπως και μεγαλύτερα ποσοστά ανίχνευσης καρκίνου. Όμως οι γυναίκες με εξαιρετικά πυκνό μαστό δεν επωφελήθηκαν από τη βελτιωμένη ανάκληση και την ανίχνευση καρκίνου με τομοσύνθεση σε μια επόμενη φάση προ συμπτωματικού ελέγχου.

---

#### 4.7 Αποτελεσματικότητα

Έρευνα επίσης έγινε για να φανούν τα αποτελέσματα σε βάθος χρόνου ανάμεσα στην τομοσύνθεση και τη ψηφιακή μαστογραφία όπου η πρώτη έγινε επί 5 χρόνια ενώ η δεύτερη για 1 χρόνο υπό τη μορφή εξετάσεων στον αριθμό συγκεκριμένα 67.350 σε 29.310 γυναίκες από τις οποίες εξετάσεις οι 56.839 ήταν τομοσύνθεσης και οι 10.511 ψηφιακής μαστογραφίας. Η μέση ηλικία ασθενών ήταν τα 56 έτη. Τα ψευδώς αρνητικά ποσοστά ήταν χαμηλότερα στη τομοσύνθεση αλλά η διαφορά δεν ήταν τόσο στατιστικά σημαντική. Ακόμα στη τομοσύνθεση το ποσοστό του διηθητικού καρκίνου που ανιχνεύτηκε ήταν υψηλότερο. Εν τέλη σε βάθος χρόνου τα πλεονεκτήματα και τα ευνοϊκά αποτελέσματα με τη τεχνική της τομοσύνθεσης διατηρήθηκαν και η τομοσύνθεση συνδέθηκε με την ανίχνευση υψηλότερου ποσοστού κακής πρόγνωσης.

---

## Κεφάλαιο 5 : Έλεγχος ποιότητας εικόνας μαστογραφίας

Ο έλεγχος ποιότητας μαστογράφου αφορά τρία σκέλη:

1. Έλεγχος λυχνίας. Η μέτρηση της λυχνίας, ο έλεγχος της δηλαδή, περιλαμβάνει συνοπτικά τι είδους ακτινοβολία παράγεται, KVp, mAs, γραμμικότητα με KVp, mAs και δόση στο μαστό. Επίσης, εξετάζεται η ακρίβεια και η επαναληψιμότητα των KVp, η γραμμικότητα παροχής και η επαναληψιμότητα παροχής. Ουσιαστικά κάνουμε έλεγχο ακρίβειας και επαναληψιμότητας KVp, επαναληψιμότητα χρόνου, τιμή δόσης, γραμμικότητα δόσης ανά mAs και επαναληψιμότητα δόσης.
  2. Έλεγχος ανιχνευτή. Ο έλεγχος του ανιχνευτή περιλαμβάνει την τη συμβατική λειτουργία του ανιχνευτή (2D προβολές), και την λειτουργία αυτού σε τομογραφική λήψη.
  3. Ακτινοπροστασία. Ο έλεγχος ακτινοπροστασίας αφορά στον τεχνολόγο ακτινολογίας-ακτινοθεραπείας, την εξεταζόμενη/ασθενή (δόση μαστού-δόση εισόδου-μέση αδενική δόση) και τη θωράκιση του θαλάμου.
-

## 5.1 Έλεγχος λυχνίας ακτίνων Χ

Η διαφορά δυναμικού (kVp) και η ποσότητα των παραγόμενων ηλεκτρονίων (mAs) είναι δύο παράγοντες που αφορούν τη λυχνία. Η διαφορά δυναμικού αφορά τα kVp, όσο πιο μεγάλη διαφορά δυναμικού έχουμε τόσο μεγαλύτερη επιτάχυνση (ηλεκτρονίων) έχουμε-

Η διαδικασία ελέγχου της λυχνίας ξεκινάει με τη τοποθέτηση ομοιώματος στη βάση στήριξης μαστού, παίρνουμε εικόνα του ομοιώματος (4,5mm συμπιεσμένο-μέσος μαστός) και σημειώνουμε τις τιμές kVp και mAs για να τα χρησιμοποιήσουμε στον υπολογισμό της δόσης εισόδου. Ακτινοβολήσαμε με τη λειτουργία OPDose όπου τα kV και τα mAs ρυθμίζονται αυτόματα με το πάχος που ανιχνεύει ο μαστογράφος. Στην περίπτωσή μας το πάχος του ομοιώματος.

Στη λήψη ομοιώματος έχουμε 71,3 mAs. Έπειτα έρχεται η χρήση του μετρητή/ηλεκτρόμετρου (piranha, RTI Electronics) το οποίο με μια λήψη μετράει πληροφορίες για τις τιμές kVp και mAs. Το piranha τοποθετείται πάνω από την ακτινοπροστατευτική πλάκα από μολύβι. Η ακτινοπροστατευτική πλάκα χρησιμοποιείται έτσι ώστε να αποφύγουμε την ακτινοβολία στον ανιχνευτή. Επιπλέον, βάζουμε μολύβδινη πλάκα διότι το piranha μετά από για παράδειγμα 20 ακτινοβολήσεις μπορεί να εμφανίζεται αχνά στην εικόνα της εκάστοτε γυναίκας που θα έρθει για μαστογραφία σε ύστερο χρόνο (ghost imaging). Να επισημανθεί επίσης, ότι δεν βάζουμε πίετρο κατά αυτή τη διαδικασία διότι χρειαζόμαστε τη ακτινοβολία χωρίς υλικά που θα εξασθενήσουν τη δέσμη. Όμως στη μέση αδενική δόση (την υπολογίζουμε) και τη δόση εισόδου (τη μετράμε) τοποθετούμε πίετρο για να έχουμε ρεαλιστικές συνθήκες καθώς επίσης αφαιρούμε την μολύβδινη πλάκα από κάτω. Επικεντρώνουμε το piranha στη μέση γραμμή. Παίρνουμε μετρήσεις για εύρος kVp

26-32 με σταθερά 50 mAs. Στη συγκεκριμένη περίπτωση να σημειωθεί ότι κάναμε πρώτα την μέτρηση για τα 27 KVp και μετά για τα 26.



α



β

---

### Εικόνα 15:

Στο συγκεκριμένο μαστογράφο που χρησιμοποιήθηκε για την εργασία αυτή, η λειτουργία OPDOSE (optional dose) είναι η λειτουργία έκθεσης ενός μαστού μέσου πάχους (4,5mm). Στη συγκεκριμένη λειτουργία όλα καθορίζονται αυτόματα όπως δηλαδή KVp, mAs και άνοδο/φίλτρο καθώς βασίζονται στην ένδειξη πάχους του μαστού που φαίνεται στο σύστημα π.χ 45mm με 64 Newton. Το OPDOSE ουσιαστικά είναι ένα αυτόματο σύστημα έκθεσης που προσαρμόζει τα στοιχεία ανάλογα με το πάχος του μαστού. Ενώ το AEC είναι ημιαυτόματο σύστημα διότι σε αυτό εμείς ορίζουμε μόνο τα KVp ενώ τα mAs μπαίνουν μόνα τους.

---

Τα στοιχεία έκθεσης του ομοιώματος 156 Gammex στον συγκεκριμένο μαστογράφο είναι :

|                   |          |
|-------------------|----------|
| KVp               | 28       |
| mAs               | 69,8     |
| W/Rh              |          |
| Δόση εισόδου      | 2,6 mGy  |
| Μέση αδενική δόση | 0,81 mGy |

Πίνακας 2

Κρατώντας τα mAs στα 50 σταθερά, επιλέγουμε W/Rh, όχι πίεστρο και το πρόγραμμα μέτρησης του Piranha ξεκινάει. Το σύστημα ελέγχει τη θέση του piranha (position check). Το piranha τοποθετείται στο κέντρο σε θέση που μπορεί να πάρει ο μαστός λόγω του μεγέθους και της θέσης εξέτασης έτσι ώστε οι μετρήσεις να είναι ρεαλιστικές. Στη συνέχεια, ορίζουμε χειροκίνητα τα στοιχεία έκθεσης, ακτινοβολούμε για κάθε KVp και παίρνουμε τις μετρούμενες τιμές. Το όριο απόκλισης είναι το 1.

KVp

mAs

|    |    |
|----|----|
| 26 | 50 |
| 27 | 50 |
| 28 | 50 |
| 29 | 50 |
| 30 | 50 |
| 31 | 50 |

|    |    |
|----|----|
| 32 | 50 |
|----|----|

Πίνακας 3

### 5.1.1 Ακρίβεια

Όσον αφορά τον έλεγχο της λυχνίας μέσω των KVr αντιλαμβανόμαστε την ακρίβεια. Τα mAs βλέπουμε αν είναι γραμμικά διότι πάνε μαζί με τον χρόνο καθώς εμείς ορίζουμε μόνο τα mAs τα sec ρυθμίζονται αυτόματα. Ελέγχουμε δηλαδή, κατά πόσο τα kV που ορίζουμε στο χειριστήριο του μαστογράφου αποκλίνουν από τα kV που πραγματικά παράγουν μία συγκεκριμένη ακτινοβολία.

Το εύρος των KVr κυμαίνεται από 28 έως 32, όμως τα 28 KVr είναι τα πιο σημαντικά για τη μαστογραφία. Υπάρχουν οι ονομαστικές τιμές και οι μετρούμενες.

| Ονομαστικές τιμές | Μετρούμενες |
|-------------------|-------------|
| 28                | 28,5        |
| 29                | 29,9        |
| 30                | .           |
| 31                | .           |
| 32                | .           |

Μέσω λοιπόν, των ονομαστικών τιμών -τις οποίες ορίζουμε εμείς σε ένα συγκεκριμένο εύρος- και των μετρούμενων τιμών υπολογίζουμε την απόκλιση. Η ακρίβεια είναι η διαφορά



ανάμεσα στις ονομαστικές και τις μετρούμενες τιμές. Βρίσκουμε τη μεγαλύτερη απόκλιση και τη συγκρίνουμε με το όριο από την Ε.Ε.Α.Ε (1 KVp).

---

### **5.1.2 Επαναληψιμότητα**

Στη διαδικασία της επαναληψιμότητας έχουμε σταθερά στοιχεία και το λιγότερο 10 ή 5 ακτινοβολήσεις για 1 τιμή ( στα 28 KVp 10 λήψεις ) έτσι ώστε να είναι στατιστικά αποδεκτό.

Τα 28 KVp είναι πολύ σημαντικά και επιλέγονται για δύο λόγους:

---

4. Πρώτον, διότι είναι παγκοσμίως αποδεκτό
  5. Δεύτερον, διότι το σύστημά μας σύμφωνα με το ομοίωμα στους μέσους μαστούς των 4,5mm έδωσε 28 KVp. Σε περίπτωση που έδινε 29 KVp θα κάναμε τη διαδικασία και για τα 29 και για τα 28 KVp.
- 

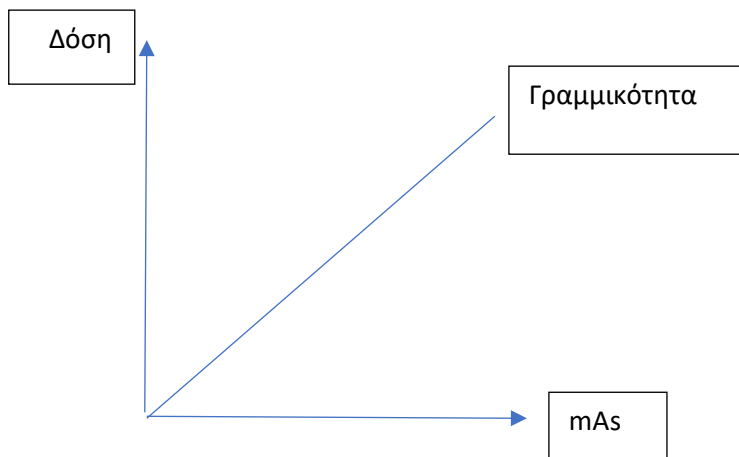
### **5.1.3 Χρόνος**

Ο χρόνος ρυθμίζεται αυτόματα, για αυτό το λόγο επειδή δεν έχουμε ονομαστικές τιμές δεν μπορούμε να υπολογίσουμε την ακρίβεια. Δεν μετράμε λοιπόν ακρίβεια χρονομέτρου μόνο επαναληψιμότητα.

---

### **5.1.4 Δόση**

Σε αυτή τη περίπτωση αξιολογούμε τη γραμμικότητα της δόσης ανα mAs. Μας ενδιαφέρουν μόνο τα mAs σε σχέση με τη δόση όχι τα KVp. Όσο πιο πολλά mAs τόσο πιο υψηλή δόση διότι έχουν γραμμική σχέση.



Το πόσο σωστά είναι τα αποτελέσματα στη θεωρητική γραμμή ελέγχεται μέσα από το  $R^2 > 0,99$ . Το  $R^2$  είναι ο γραμμικός συντελεστής συσχέτισης.

#### Επαναληψιμότητα δόσης

---

Στην επαναληψιμότητα δόσης ελέγχουμε κατά πόσο η δόση είναι σταθερή εάν ακτινοβολήσουμε με ακριβώς τα ίδια στοιχεία έκθεσης 5-10 φορές ώστε να είναι στατιστικά αποδεκτό.

**ΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΑ ΕΠΙΠΕΔΑ ΑΝΑΦΟΡΑΣ: ΔΟΣΗ ΕΙΣΟΔΟΥ & ΜΕΣΗ ΑΔΕΝΙΚΗ ΔΟΣΗ**

Οι συνθήκες λήψης της μαστογραφίας είναι OPDose. Έγινε λήψη του ομοιώματος ACR model 156 της GAMMEX και τα στοιχεία λήψης ήταν 28 kVp, 69,8 mAs, W / Rh.

**ΔΟΣΗ ΕΙΣΟΔΟΥ ΜΑΣΤΟΥ**

|  |        |
|--|--------|
| Ονομαστική τιμή kVp                    | 28     |
| mAs                                    | 69,8   |
| Κώνος συμπίεσης                        | NAI    |
| Άνοδος / Φίλτρο                        | W/Rh   |
| Ομοίωμα GAMMEX model156                |        |
| AEC:                                   | OPDose |
| D1 (mGy)                               | 2,16   |
| D2 (mGy)                               | 2,16   |
| D3 (mGy)                               | 2,16   |
| Δόση εισόδου (mGy)                     | 2,16   |
| Ένδειξη δόσης εισόδου συστήματος (mGy) | 2,60   |

ΟΡΙΟ Τιμή Δ.Ε.Α  
< 12 mGy 7 mGy/λήψη

**ΜΕΣΗ ΑΔΕΝΙΚΗ ΔΟΣΗ - STANDARD MODE**

|                              |       |
|------------------------------|-------|
| Ονομαστική τιμή kVp          | 28    |
| mAs                          | 69,8  |
| Κώνος συμπίεσης              | NAI   |
| Άνοδος / Φίλτρο              | W/Rh  |
| Ομοίωμα GAMMEX model156      |       |
| HVL                          | 0,544 |
| g factor                     | 0,272 |
| c factor                     | 1,091 |
| s factor                     | 1,042 |
| D (mGy)                      | 2,16  |
| ΜΑΔ(mGy)                     | 0,67  |
| Ένδειξη ΜΑΔ συστήματος (mGy) | 0,81  |

από πίνακα ΙΑΕΑ  
από πίνακα ΙΑΕΑ  
από πίνακα ΙΑΕΑ  
ΟΡΙΟ Τιμή Δ.Ε.Α  
< 2 mGy 1.54 mGy/λήψη

|                |    |               |      |
|----------------|----|---------------|------|
| d δοσιμέτρου   | 62 | d επιφάνειας  | 59   |
| mAs μέτρησης 1 | 50 | επιθυμητά mAs | 69,8 |

| Μετρήσεις (mGy) | Δόση Εισόδου |
|-----------------|--------------|
| 1,40232         | 2,162        |
| 1,401809        | 2,161        |
| 1,403356        | 2,163        |
| 1,401971        | 2,161        |

1,954

### Φίλτρα

Τα φίλτρα στους μαστογράφους μειώνουν τη δόση και δίνουν καλύτερη απεικόνιση. Επιλέγεται λοιπόν, W/Rh για μείωση της δόσης όσον αφορά το υλικό ανόδου και τα φίλτρα στη ψηφιακή μαστογραφία.

## ΑΚΡΙΒΕΙΑ & ΕΠΑΝΑΛΗΨΙΜΟΤΗΤΑ kVp

### ΟΡΓΑΝΟ ΕΛΕΓΧΟΥ:

Multimeter Black Piranha

| Ονομαστική τιμή (kVp) | Μετρούμενη τιμή (kVp) | Απόκλιση (kVp) |   |                   |
|-----------------------|-----------------------|----------------|---|-------------------|
| <b>W/Rh</b>           |                       |                |   |                   |
| 26                    | 26,32                 | 0,32           | <b>Ακρίβεια (kV)</b>  | <b>0,42</b> ≤ 1kV |
| 27                    | 27,41                 | 0,41           | <b>Επαναληψιμότητα (%)</b>  | <b>0,28%</b> <±2% |
| 28                    | 28,26                 | 0,26           |   |                   |
| 29                    | 29,21                 | 0,21           |   |                   |
| 30                    | 30,20                 | 0,20           |   |                   |
| 31                    | 31,18                 | 0,18           |   |                   |
| 32                    | 32,10                 | 0,10           |   |                   |
| 28                    | 28,42                 | 0,42           | <b>28 kV</b><br><br>Μέση τιμή (kV) <b>28,4</b><br>SD (kV) <b>0,08</b> |                   |
| 28                    | 28,41                 | 0,41           |   |                   |
| 28                    | 28,28                 | 0,28           |   |                   |
| 28                    | 28,41                 | 0,41           |   |                   |
| 28                    | 28,41                 | 0,41           |   |                   |
| 28                    | 28,26                 | 0,26           |   |                   |

## ΕΛΕΓΧΟΣ H.V.L.

28 kVp (ονομ.)

Όριο

| Άνοδος / Φίλτρο | HVL (mm Al) |                          |
|-----------------|-------------|--------------------------|
| W / Rh          | 0,544       | <b>0.31 ≤ HVL ≤ 0.58</b> |

## ΕΠΑΝΑΛΗΨΙΜΟΤΗΤΑ ΧΡΟΝΟΜΕΤΡΟΥ

| msec                       |  |                       |                |
|----------------------------|--|-----------------------|----------------|
| 686,04                     |  |                       |                |
| 687,02                     |  |                       |                |
| 688,03                     |  |                       |                |
| 687,03                     |  | <b>Μέση τιμή (kV)</b> | <b>686,8</b>   |
| 686,04                     |  | <b>SD (kV)</b>        | <b>0,83</b>    |
| <b>Επαναληψιμότητα (%)</b> |  | <b>0,12%</b>          | <b>&lt;±2%</b> |

## ΕΛΕΓΧΟΣ ΠΑΡΟΧΗΣ

FDD (cm) = 62

ΟΡΓΑΝΟ ΕΛΕΓΧΟΥ: Multimeter Black Piranha

| <b>ΤΙΜΗ ΠΑΡΟΧΗΣ</b>                                 |     |      |                 |              |
|---|-----|------|-----------------|--------------|
| <i>W/Rh, 28kVp, διάφορες τιμές mAs, FDD = 62 cm</i> |     |      |                 |              |
| kVp   | mAs | mGy  | μGy/mAs (62 cm) | μGy/mAs (1m) |
| 28  | 25  | 0,71 | 28,3            | 10,9         |
|   | 32  | 0,90 | 28,2            | 10,8         |
|   | 40  | 1,12 | 28,1            | 10,8         |
|   | 50  | 1,40 | 28,0            | 10,8         |
|   | 63  | 1,76 | 27,9            | 10,7         |
|   | 80  | 2,23 | 27,9            | 10,7         |
|   | 100 | 2,78 | 27,8            | 10,7         |

Τιμή παροχής σε απόσταση 1m

10,8

Γραμμικότητα για διαφορετικές τιμές mAs

0,88% < ±10%

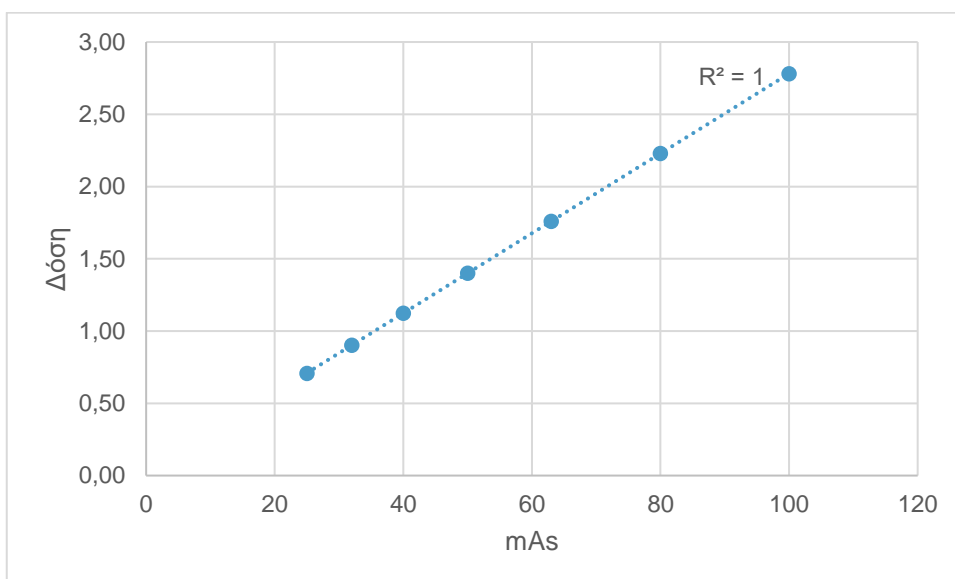
**ΟΡΙΟ**

| <b>ΕΠΑΝΑΛΗΨΙΜΟΤΗΤΑ ΠΑΡΟΧΗΣ</b> |     |       |         |
|--------------------------------|-----|-------|---------|
| <i>W/Rh, 28kVp, 50 mAs</i>     |     |       |         |
| kVp                            | mAs | mGy   | μGy/mAs |
| 28                             | 50  | 1,402 | 28,0    |
|                                | 50  | 1,402 | 28,0    |
|                                | 50  | 1,403 | 28,1    |
|                                | 50  | 1,402 | 28,0    |
|                                | 50  | 1,404 | 28,1    |

Επαναληψιμότητα

0,06% < ±5%

**ΟΡΙΟ**



## ΡΥΘΜΟΣ ΠΑΡΟΧΗΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ

|                        |        |                      |
|------------------------|--------|----------------------|
| Ονομαστική τιμή        | 28     | <b>Χωρίς πίεστρο</b> |
| kVp                    |        |                      |
| mAs                    | 50     |                      |
| Άνοδος / Φίλτρο        | W / Rh |                      |
| Κώνος συμπίεσης        | NAI    |                      |
| D1 (mGy/s)             | 2,044  |                      |
| D2 (mGy/s)             | 2,040  |                      |
| D3 (mGy/s)             | 2,040  |                      |
| D4 (mGy/s)             | 2,041  |                      |
| D5 (mGy/s)             | 2,046  |                      |
| Ρυθμός παροχής (mGy/s) | 2,04   |                      |

### 5.2 Ανιχνευτής (2D)

### 5.2.1 Δοκιμή AEC

---

#### Σκοπός

---

- ❖ Η δοκιμή της διακοπής της ασφάλειας AEC
  - ❖ Η μέτρηση της σταθερότητας AEC για μαστούς διαφορετικού πάχους
- 

#### Εξοπλισμός

---

- ❖ Πλάκα ακτινοπροστασίας στο μέγεθος της βάσης αντικειμένου όπως πλάκα χάλυβα ή μολύβδου 2mm
  - ❖ Πλάκες PMMA 10cm x 10cm πάχους 20,30,40,50,60,70 mm
  - ❖ Πίεστρο συμπίεσης 24 cm x 30 cm χαμηλό ή υψηλό άκρο
- 

#### Διαδικασία

---

Δημιουργούμε ένα νέο αρχείο ασθενούς στη τοπική βάση δεδομένων και συμπληρώνουμε πεδία όπως επίθετο, όνομα, ταυτότητα ασθενή, ημερομηνία γέννησης και φύλο και στη συνέχεια επιλέγουμε τη διαδικασία QC-raw δηλαδή επιλέγουμε τον ποιοτικό έλεγχο πρωτογενών δεδομένων.

#### Διακοπή ασφάλειας AEC:

---

- ❖ Επιλέγουμε την τεχνική έκθεσης AEC



- ❖ 28 kV
  - ❖ Επιλέγουμε τον πιο συχνά χρησιμοποιούμενο συνδυασμό ανόδου/φίλτρου
  - ❖ Διαλέγουμε ρυθμίσεις για προχωρημένους
  - ❖ Θέση πλέγματος: in
  - ❖ Αυτόματη συμπίεση: off
  - ❖ OPCOMP: off
  - ❖ Τμηματοποίηση AEC: off
  - ❖ Dose level: normal
  - ❖ Τοποθετούμε τη πλάκα ακτινοπροστασίας στη βάση αντικειμένου
  - ❖ Προσαρτούμε το πίεστρο συμπίεσης και το μετακινούμε προς τα κάτω έτσι ώστε να αγγίξει την πλάκα θωράκισης
  - ❖ Πραγματοποιούμε μια έκθεση
  - ❖ Ελέγχουμε εάν το σήμα ακτινοβολίας ανάβει μόνο για μικρό χρονικό διάστημα και η έκθεση διακόπτεται. Το φορτίο λυχνίας είναι μικρότερο από 5 mAs
  - ❖ Ελέγχουμε αν εμφανίζεται ένα μήνυμα προειδοποίησης
  - ❖ Καταγράφουμε τα αποτελέσματα
  - ❖ Απενεργοποιούμε την έκθεση και αφαιρούμε την πλάκα θωράκισης
- 
- ✚ Το σύστημα AEC χρησιμοποιεί τόσα mAs όσα για να απεικονίσει το μαστό, αν βάλουμε ακτινοπροστατευτική πλάκα η λυχνία θα ακτινοβολεί συνεχόμενα

με αποτέλεσμα να καεί οπότε λοιπόν, ο διακόπτης ασφαλείας σταματά αυτή τη διαδικασία διότι ο ανιχνευτής δεν λαμβάνει καθόλου ακτινοβολία.

---

### Σταθερότητα AEC:

---

- ❖ Επιλέγουμε τη τεχνική έκθεσης Ordose
- ❖ Διαλέγουμε ρυθμίσεις για προχωρημένους
- ❖ Θέση πλέγματος: in
- ❖ Αυτόματη συμπίεση: on
- ❖ OPCOMP: on
- ❖ Τμηματοποίηση AEC: off
- ❖ Dose level: normal

---

Τοποθετούμε μια πλάκα PMMA πάχους 20mm στη βάση αντικειμένου, εκτελούμε συμπίεση μέχρι να επιτευχθεί η τιμή OPCOMP, εκτελούμε έκθεση και καταγράφουμε τα δεδομένα έκθεσης και τις τιμές kVp και mAs, βεβαιωνόμαστε ότι η περιοχή AEC της ληφθείσας εικόνας είναι εντός των ορίων της πλάκας PMMA, καθορίζουμε μια ROI, καταγράφουμε τη μέση τιμή εικονοστοιχείου, επαναλαμβάνουμε τη διαδικασία για τις πλάκες PMMA πάχους 30, 40, 50, 60 και 70mm και τερματίζουμε την εξέταση. Υπολογίζουμε την τιμή του γενικού Μ.Ο όλων των μέσων τιμών εικονοστοιχείων - pixel για όλες τις τιμές πάχους PMMA. Επίσης,

υπολογίζουμε την τυπική απόκλιση των μέσων τιμών εικονοστοιχείων από το γενικό μέσο όρο για όλες τις τιμές πάχους PMMA και το συντελεστή μεταβλητότητας. Καταγράφουμε τα αποτελέσματα.

---

---

#### **Κριτήρια απόδοσης και διορθωτικές ενέργειες:**

---

Η περιοχή AEC πρέπει να βρίσκεται εντός των άκρων της πλάκας PMMA, το όριο της περιοχής AEC πρέπει να βρίσκεται κοντά στο όριο των πλακών PMMA, με τη διακοπή ασφάλειας AEC πρέπει να διασφαλίζεται η διατήρηση του φορτίου λυχνίας εντός του ορίου των 5 mAs σε περιπτώσεις που η ακτινοβολία δεν φτάνει στον ανιχνευτή. Επιπλέον, ο συντελεστής μεταβλητότητας των μέσων τιμών εικονοστοιχείων δεν πρέπει να υπερβαίνει το 5% για όλες τις πλάκες και η μέγιστη σχετική απόκλιση για τις μέσες τιμές εικονοστοιχείων δεν πρέπει να υπερβαίνει το 10% για όλες τις πλάκες.

---

#### **5.2.2 Ομοιομορφία ανιχνευτή**

---

|  |
|--|
| <b>Σκοπός:</b> μέτρηση της ομοιομορφίας απόκρισης του ανιχνευτή σε ολόκληρη την επιφάνειά του. |
|--|

|                                 |
|---------------------------------|
| <b>Απαιτούμενος εξοπλισμός:</b> |
|---------------------------------|

---

|  |
|--|
| <ul style="list-style-type: none"> <li>○ Ομοίωμα PMMA 40mm με δυνατότητα τοποθέτησης στο διάφραγμα</li> </ul> <hr/>  |
| <ul style="list-style-type: none"> <li>○ Πίεστρο συμπίεσης 24cm x 30cm</li> </ul> <hr/>  |
| <p>❖ <b>Διαδικασία:</b> δημιουργούμε ένα νέο αρχείο ασθενούς στη τοπική βάση δεδομένων, επιλέγουμε QC-raw ποιοτικό δηλαδή έλεγχο πρωτογενών δεδομένων, προσαρτούμε το ομοίωμα PMMA 40mm στο διάφραγμα, προσαρτούμε το πίεστρο συμπίεσης και συμπιέζουμε μέχρι να αγγίξει τη βάση αντικειμένου. Επιλέγουμε AEC και 28 kV τα mAs στη προκειμένη είναι 69,5, συνδυασμό ανόδου/φίλτρου Mo/Mo, Διαλέγουμε ρυθμίσεις για προχωρημένους, θέση πλέγματος in, αυτόματη συμπίεση off, OPCOMP off, τμηματοποίηση AEC off και Dose level normal. Πραγματοποιούμε μια έκθεση. Έπειτα καθορίζουμε μια ROI των 20mm x 20mm σε οποιοδήποτε σημείο εντός της εικόνας και τη μετακινούμε σε 5 διαφορετικές θέσεις και καταγράφουμε τη μέση τιμή pixel για κάθε μια από τις πέντε θέσεις ROI. Υπολογίζουμε το γενικό M.O των μέσων τιμών pixels και για τις πέντε ROI όπως και τη σχετική απόκλιση από το γενικό M.O. Έτσι, προσδιορίζουμε και καταγράφουμε τη μέγιστη σχετική απόκλιση και η εξέταση τερματίζεται.</p> <hr/> |
| <hr/>  |
| <hr/>  |
| <p><b>Κριτήρια απόδοσης και διορθωτικές ενέργειες:</b></p> <hr/>   |

- Η μέγιστη σχετική απόκλιση από το γενικό μέσο όρο δεν θα πρέπει να υπερβαίνει το 7%

- Εάν δεν μπορεί να επιτευχθεί η απαιτούμενη ομοιομορφία εικόνας, βαθμονομούμε τον ανιχνευτή και επαναλαμβάνουμε τη δοκιμή.

#### ΕΛΕΓΧΟΣ ΟΜΟΙΟΓΕΝΕΙΑΣ ΑΝΙΧΝΕΥΤΗ

|  | W/Rh                            |                             |                 |  |  |  |  |  |
|--|---------------------------------|-----------------------------|-----------------|--|--|--|--|--|
|  | <b>Mean<br/>pixel<br/>value</b> | <b>Σχετική<br/>απόκλιση</b> | <b>Όριο</b>     |  |  |  |  |  |
| <b>ROI1</b>                              | 351,40                          | 1,29                        |                 |  |  |  |  |  |
| <b>ROI2</b>                              | 348,10                          | 0,33                        |                 |  |  |  |  |  |
| <b>ROI3</b>                              | 343,30                          | 1,05                        |                 |  |  |  |  |  |
| <b>ROI4</b>                              | 347,40                          | 0,13                        |                 |  |  |  |  |  |
| <b>ROI5</b>                              | 344,50                          | 0,70                        |                 |  |  |  |  |  |
| <b>M.O.</b>                              | <b>346,94</b>                   |                             |                 |  |  |  |  |  |
| <b>Μέγιστη<br/>σχετική<br/>απόκλιση:</b> |                                 | <b>1,29</b>                 | <b>&lt; 7 %</b> |  |  |  |  |  |

### 5.2.3 Γραμμικότητα ανιχνευτή

|  |
|--|
| <b>Σκοπός:</b>   |
| <ul style="list-style-type: none"><li>Μέτρηση της γραμμικότητας του ανιχνευτή ως προς το air kerma εισαγωγής για όλους τους συνδυασμούς ανόδου/φίλτρου</li></ul>   |
| <ul style="list-style-type: none"><li>Μέτρηση του θορύβου του ανιχνευτή</li></ul>  |
| <b>Απαιτούμενος εξοπλισμός:</b>  |
| <ul style="list-style-type: none"><li>Ομοίωμα PMMA 40mm με δυνατότητα τοποθέτησης στο διάφραγμα</li></ul>  |
| <ul style="list-style-type: none"><li>Δοσίμετρο για μέτρηση της ισχύος air kerma και για χρήση με τους συνδυασμούς ανόδου/φίλτρου Mo/Mo, Mo/Rh, W/Rh</li></ul>   |
| <ul style="list-style-type: none"><li>Πίεστρο συμπίεσης 24cm x 30cm</li></ul>  |
| <p><b>Διαδικασία:</b> δημιουργούμε ένα νέο αρχείο ασθενούς στη τοπική βάση δεδομένων, επιλέγουμε τη διαδικασία QC-raw, τη τεχνική έκθεσης MANUAL, 28 KV, 5mAs, συνδυασμό ανόδου/φίλτρου Mo/Mo, ρυθμίσεις advanced, θέση πλέγματος in, αυτόματη συμπίεση off και OPCOMP off. Προσαρτούμε το ομοίωμα PMMA 40mm στο διάφραγμα, τοποθετούμε το δοσίμετρο στη βάση αντικειμένου, εκτελούμε τη συμπίεση, καταγράφουμε τη τιμή air kerma που μετρήθηκε και καθορίζουμε μια ROI με ελάχιστη απόσταση 2cm από το δοσίμετρο. Έπειτα, καταγράφουμε τη μέση τιμή εικονοστοιχείου και τη τυπική απόκλιση (SD) εντός της ROI και επαναλαμβάνουμε για όλες τις τιμές φορτίου λυχνίας. Επίσης,</p> |

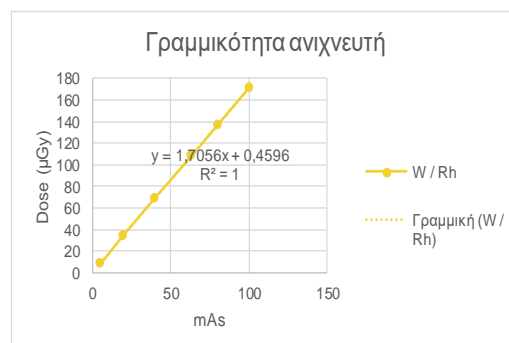
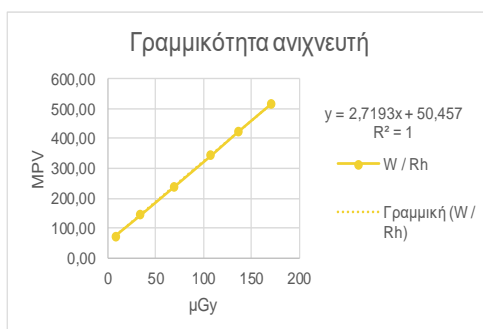
υπολογίζουμε τον συντελεστή γραμμικής συσχέτισης ανάμεσα στη τιμή air kerma στη πλευρά εισαγωγής του ανιχνευτή και την προκύπτουσα μέση τιμή εικονοστοιχείου. Ακόμη, υπολογίζουμε την μετατόπιση ανιχνευτή για τη μέση τιμή εικονοστοιχείου ως προς τη τιμή air kerma στη πλευρά εισαγωγής του ανιχνευτή και καταγράφουμε τα αποτελέσματα. Για κάθε εικόνα υπολογίζουμε τη τιμή SNR στις αντίστοιχες περιοχές αξιολόγησης ROI και επαναλαμβάνουμε τη διαδικασία για τους συνδυασμούς Mo/Rh και W/Rh. Αφού καταγράψουμε τα αποτελέσματα τερματίζουμε την εξέταση.

### Κριτήρια απόδοσης και διορθωτικές ενέργειες:

- Ο συντελεστής γραμμικής συσχέτισης πρέπει να είναι μεγαλύτερος από 0,99
- Η τιμή μετατόπισης πρέπει να κυμαίνεται μεταξύ 40 και 60

#### ΕΛΕΓΧΟΣ ΓΡΑΜΜΙΚΟΤΗΤΑΣ ΑΝΙΧΝΕΥΤΗ

| mAs | W / Rh |      |            |                        |       |
|-----|--------|------|------------|------------------------|-------|
|     | Mean   | S.D. | Dose (μGy) | Μετατόπιση ανιχνευτή d | SNR   |
| 5   | 73,90  | 1,6  | 8,695      | 44,95                  | 18,09 |
| 20  | 144,70 | 2,9  | 34,59      |                        | 34,40 |
| 40  | 238,30 | 4,0  | 69,11      |                        | 48,34 |
| 63  | 344,50 | 5,0  | 108        |                        | 59,91 |
| 80  | 422,30 | 5,6  | 136,8      |                        | 67,38 |
| 100 | 515,10 | 6,3  | 170,9      |                        | 74,63 |



MPVoffset 50,457

|                 |   |        |       |         |
|-----------------|---|--------|-------|---------|
| Άνοδος / Φίλτρο | R | Όριο   | d     | Όριο    |
| W / Rh          | 1 | > 0,99 | 44,95 | 40 - 60 |

#### 5.2.4 Ποιότητα εικόνας ομοιώματος

|  |
|--|
| <b>Σκοπός:</b> επιβεβαίωση ικανοποιητικής ποιότητας εικόνας ομοιώματος   |
| <b>Απαιτούμενος εξοπλισμός:</b>  |
| <ul style="list-style-type: none"><li>▪ Ομοίωμα ACR</li></ul>  |
| <ul style="list-style-type: none"><li>▪ Πίεστρο συμπίεσης 24cm x 30cm</li></ul>  |
| <b>Διαδικασία:</b>   |
| <p>Δημιουργούμε ένα νέο αρχείο ασθενούς στη τοπική βάση δεδομένων, επιλέγουμε τη διαδικασία QC-raw, τη τεχνική έκθεσης AEC, 28 KV, συνδιασμό ανόδου/φίλτρου Mo/Mo, ρυθμίσεις advanced, θέση πλέγματος in, αυτόματη συμπίεση off, OPCOMP off, τμηματοποίηση AEC off και dose level normal. Στη συνέχεια, κεντράρουμε το ομοίωμα και βεβαιωνόμαστε ότι δεν υπάρχει κενό ανάμεσα στο ομοίωμα και στο θωρακικό τοίχωμα. Προσαρτούμε το πίεστρο συμπίεσης, πραγματοποιούμε τη συμπίεση και την έκθεση. Στη συνέχεια ελέγχουμε την εικόνα μέσω του ζουμ ή της αντιστροφής της κλίμακας του γκρι. Προσδιορίζουμε τον αριθμό των ινών, των κηλίδων και των μαζών που εμφανίζονται. Επιλέγουμε την κατηγορία αντικειμένου -μάζες, κηλίδες, ίνες- και ξεκινάμε την αξιολόγηση του αντικειμένου της επιλεγμένης κατηγορίας αντικειμένου που είναι καλύτερα ορατό. Μετράμε τον αριθμό των ορατών αντικειμένων μίας κατηγορίας. Μια ίνα θεωρείται ορατή, εάν έχει σωστό προσανατολισμό και θέση και εφόσον μπορεί να προσδιοριστεί τουλάχιστον το μισό της μήκος. Μια ομάδα κηλίδων θεωρείται ορατή, εάν έχει σωστό προσανατολισμό και θέση και εφόσον μπορούν να προσδιοριστούν τουλάχιστον τέσσερις</p> |



κηλίδες. Μια μάζα θεωρείται ορατή, εάν έχει σωστό προσανατολισμό και θέση και εφόσον μπορεί να προσδιοριστεί η κυκλική της μορφή. Καταγράφουμε το αποτέλεσμα και επαναλαμβάνουμε τη διαδικασία για τους συνδυασμούς ανόδου/φίλτρου Mo/Rh και τερματίζουμε την εξέταση.

**Κριτήρια απόδοσης και διορθωτικές ενέργειες:**

➤ Ίνες

➤ Κηλίδες

➤ Μάζες

**Αριθμός αντικειμένων που πρέπει να είναι ορατά:**

➤ Ίνες  $\geq 5$

➤ Κηλίδες  $\geq 4$

➤ Μάζες  $\geq 4$

Εάν προκύψουν κατά την αξιολόγηση των ινών, κηλίδων και μαζών διακυμάνσεις λόγω διαφοροποιήσεων του ομοιώματος και εάν δεν μπορεί να προσδιοριστεί ο ελάχιστος αριθμός αντικειμένων τότε πρέπει να ελέγξουμε τη χωρική ανάλυση.

Εάν η δοκιμή είναι επιτυχής, ένα αποτέλεσμα αξιολόγησης 4 ινών 3 κηλίδων και 3 μαζών θεωρείται αποδεκτό.

---

---

---

|  |
|--|
| <b>SNR</b>   |
| <ul style="list-style-type: none"> <li>• Σήμα προς θόρυβο (<math>&gt; 1</math>)</li> </ul>                                   |
| <ul style="list-style-type: none"> <li>• Αυτόματο σύστημα έκθεσης</li> </ul>   |
| <ul style="list-style-type: none"> <li>• Καταγράφουμε kV και mAs</li> </ul>  |
| <ul style="list-style-type: none"> <li>• Χρησιμοποιούμε 30,40,50 mm πλάκες PMMA</li> </ul>                                   |
| <ul style="list-style-type: none"> <li>• Ακτινοβολούμε</li> </ul>  |
| <ul style="list-style-type: none"> <li>• Υπολογίζουμε το SNR από την Ε.Ε.Α.Ε</li> </ul>                                      |
| <ul style="list-style-type: none"> <li>• Υπολογίζουμε το SNR για κάθε πάχος και βρίσκουμε την απόκλιση από το Μ.Ο</li> </ul> |
| <ul style="list-style-type: none"> <li>• Συγκρίνουμε με το όριο 15%</li> </ul>   |



Εικόνα 16

|  |
|--|
|  |
| <b>CNR</b>   |
| <ul style="list-style-type: none"> <li>• Αντίθεση προς θόρυβο</li> </ul> |

|   |
|---|
| <ul style="list-style-type: none"><li>• Δύο διαφορετικά υλικά: πλεξιγκλάς και αλουμίνιο</li></ul>                         |
| <ul style="list-style-type: none"><li>• Τοποθετούμε μισό χιλιοστό αλουμινίου για να πετύχουμε καλύτερη αντίθεση</li></ul> |
| <ul style="list-style-type: none"><li>• Ακτινοβολούμε χειροκίνητα</li></ul>   |
| <ul style="list-style-type: none"><li>• Επιλέγουμε τα πλησιέστερα στοιχεία kV και mAs με τον έλεγχο του SNR</li></ul>     |
| <ul style="list-style-type: none"><li>• 3 εικόνες</li></ul>   |
| <ul style="list-style-type: none"><li>• 30,40,50 mm πλάκες PMMA</li></ul>   |
| <ul style="list-style-type: none"><li>• Μόλις ακτινοβολήσουμε παίρνουμε 2 ROI περιοχές ενδιαφέροντος</li></ul>            |
| <ul style="list-style-type: none"><li>• Λαμβάνουμε τα στοιχεία</li></ul>  |
| <ul style="list-style-type: none"><li>• Υπολογίζουμε το CNR για κάθε πάχος</li></ul>                                      |



Εικόνα 17

**Ghosting:**

---

Σε αυτή τη διαδικασία πρώτα ακτινοβολούμε βάζοντας πλεξιγκλάς στον μισό ανιχνευτή. Έπειτα, ακτινοβολούμε με πλεξιγκλάς όλο τον ανιχνευτή προσθέτοντας στο κέντρο του και ένα φύλλο αλουμινίου. Στη συνέχεια παίρνουμε 3 ROI. Ο ανιχνευτής μετά από κάθε ακτινοβολία μηδενίζει το σήμα του. Αν λοιπόν, ακτινοβολούμε πολλές φορές ένα αντικείμενο με μεγάλη αντίθεση σε ένα μέρος του ανιχνευτή τότε απορροφά μεγάλη ακτινοβολία και δημιουργείται μια σκιά. Έτσι, στην επόμενη ακτινοβολή θα λάβω και το καινούργιο σήμα αλλά και το προηγούμενο.

Σε αυτό τον έλεγχο θα πάρω 3 περιοχές ενδιαφέροντος ROI:

---

- 1 στο πλεξιγκλάς -δεν είχε πριν πλεξιγκλάς-
- 

- 1 στο αλουμίνιο -δεν είχε πριν πλεξιγκλάς-
- 

- 1 στο αλουμίνιο -είχε πριν πλεξιγκλάς-
- 

Αποδεκτό θα θεωρείται όταν τα αποτελέσματα των 3 ROI βγούνε ίδια

---



Εικόνα 18



Εικόνα 19

#### ΕΛΕΓΧΟΣ ΑΥΤΟΜΑΤΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΕΚΘΕΣΗΣ

| AOP Mode  |    |       |            |                                |
|-----------|----|-------|------------|--------------------------------|
| PMMA (mm) | kV | mAs   | Mean Value | Συντελεστής μεταβλητότητας (%) |
| 30        | 27 | 43,1  | 348,6      | 0,22                           |
| 40        | 28 | 62,3  | 350,5      | 0,17                           |
| 50        | 29 | 89,1  | 342,2      | 1,51                           |
| 60        | 29 | 145,4 | 345,4      | 0,87                           |
| 70        | 30 | 216,2 | 361,7      | 2,43                           |
| M.O.      |    |       | 349,7      |                                |

| Όριο   | Μέγιστη σχετική απόκλιση | Όριο    |
|--------|--------------------------|---------|
|        | 0,31                     |         |
|        | 0,23                     |         |
| < ± 5% | 2,14                     |         |
|        | 1,22                     |         |
|        | 3,44                     |         |
|        | 3,44                     | < ± 10% |

**ΕΛΕΓΧΟΣ ΕΝΑΠΟΜΕΙΝΟΥΣΑΣ ΕΙΚΟΝΑΣ - GHOSTING**

| ROI | Mean Pixel Value | Ghosting |
|-----|------------------|----------|
| 1   | 632,00           | -0,002   |
| 2   | 409,90           |          |
| 3   | 409,40           |          |

Όριο

< 0.3

**ΕΛΕΓΧΟΣ ΛΟΓΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ ΠΡΟΣ ΘΟΡΥΒΟ - SNR & ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ ΠΡΟΣ ΘΟΡΥΒΟ - CNR**

| PMMA | kV | mAs   | MPV   | SD  | SNR     | Απόκλ. SNR | Μέγ. |
|------|----|-------|-------|-----|---------|------------|------|
| 30   | 27 | 46,2  | 334,9 | 6,0 | 47,4    | 2,4%       | 2,4% |
| 40   | 28 | 68,9  | 334,1 | 6,2 | 45,7    | 1,2%       |      |
| 50   | 29 | 101,3 | 334   | 6,2 | 45,7    | 1,2%       |      |
|      |    |       |       |     | SNR Avg | 46,3       |      |

Όριο

<±15%

| PMMA | kV | mAs | MPV AI | MPV Bgd | SD AI | SD Bgd | CNR  |
|------|----|-----|--------|---------|-------|--------|------|
| 30   | 27 | 45  | 259,1  | 372,8   | 5,0   | 6,4    | 19,8 |
| 40   | 28 | 71  | 262,4  | 369,6   | 5,1   | 6,4    | 18,5 |
| 50   | 29 | 100 | 251,7  | 348,5   | 5,0   | 6,3    | 17,0 |

Όριο

>1.1 CNR<sub>50</sub>, >18,7

>1.05 CNR<sub>50</sub>, >17,85

-

## ΕΛΕΓΧΟΣ ΣΥΜΠΤΩΣΗΣ ΕΠΙΦΑΝΕΙΑΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΚΑΙ ΠΕΔΙΟΥ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΗΣΗΣ

| Σημείο     | Απόκλιση (mm) | Όριο   |
|------------|---------------|--------|
| L          | 1,7           | ≤ 5 mm |
| R          | 2,7           |        |
| Chest wall | 0             |        |
| Back       | 0             |        |



## ΕΛΕΓΧΟΣ ΕΠΕΚΤΑΣΗΣ ΠΕΔΙΟΥ ΣΤΟ ΘΩΡΑΚΙΚΟ ΤΟΙΧΩΜΑ

| Σημείο     | Απόκλιση (mm) | Όριο   |
|------------|---------------|--------|
| Chest wall | 0             | ≤ 5 mm |





### 5.3 Ανιχνευτής (3D)

#### 5.3.1 Μέση δόση ακτινοβολήσης αδένα

|   |
|---|
| <p><b>Σκοπός:</b> συμμόρφωση με μέγιστες τιμές Μέσης Δόσης Ακτινοβολήσης Αδένα βάσει PMMA με τη χρήση του πίνακα FFDM του Dance, DR.</p>  |
| <p><b>Απαιτούμενος εξοπλισμός:</b></p>  |
| <p>➤ Πλάκες PMMA, 15cm x 15cm, πάχους 20mm, 40mm, 60mm</p>  |
| <p>➤ Πλάκα συμπίεσης τομογραφίας 25cm x 36cm</p>  |
| <p><b>Διαδικασία:</b> δημιουργούμε ένα νέο αρχείο ασθενούς στη τοπική βάση δεδομένων, επιλέγουμε τη διαδικασία QC-processed Tomo δηλαδή, τομογραφία υποβληθείσα σε επεξεργασία ποιοτικού ελέγχου, επιλέγουμε τεχνική έκθεσης AEC, ρυθμίσεις για προχωρημένους, OPCOMP on, αυτόματη αποσυμπίεση off, τμηματοποίηση AEC off, Dose level Normal, ελέγχουμε τη “Σταθερή Τομογραφία”, τοποθετούμε μια πλάκα PMMA πάχους 20mm στη βάση αντικειμένου, εκτελούμε συμπίεση μέχρι να επιτευχθεί η τιμή OPCOMP, εκτελούμε μια τομογραφική σάρωση με τη τιμή kV και πάχους που έχουν καθοριστεί και σημειώνουμε την εμφανιζόμενη τιμή για mAs και AGD (οι τιμές AGD υπολογίζονται αυτόματα από το σύστημα). Επαναλαμβάνουμε τα βήματα για πλάκες πάχους 40mm και 60mm και τερματίζουμε την εξέταση.</p> |

**Κριτήρια απόδοσης και διορθωτικές ενέργειες:** εάν η τιμή AGD είναι μεγαλύτερη από τη Μέγιστη τιμή ( από το όριο του κατασκευαστή) τότε ενημερώνουμε την υπεύθυνη υπηρεσία συντήρησης.

### 5.3.2 Γεωμετρική ακρίβεια στους άξονες X,Y και Z

**Σκοπός:** έλεγχος ακρίβειας εντοπισμού

**Απαιτούμενος εξοπλισμός:**

✓ πλάκα PMMA πάχος 20mm 15cm x 15cm


✓ ομοίωμα ACR


✓ πλάκα συμπίεσης τομογραφίας 25cm x 36cm


**Διαδικασία:** δημιουργούμε ένα νέο αρχείο ασθενούς στη τοπική βάση δεδομένων, επιλέγουμε τη διαδικασία QC-processed Tomo δηλαδή, τομογραφία υποβληθείσα σε επεξεργασία ποιοτικού ελέγχου, επιλέγουμε τεχνική έκθεσης AEC, ρυθμίσεις για προχωρημένους, OPCOMP off, συμπίεση με ελάχιστη δύναμη 90 N, αυτόματη αποσυμπίεση off, τμηματοποίηση AEC off και Dose level Normal. Στη συνέχεια, επιλέγουμε ένα RPG "Standard\_Phantom". Έπειτα, τοποθετούμε κεντρικά μια πλάκα PMMA 20mm και ευθυγραμμίζουμε με το θωρακικό τοίχωμα. Επιπλέον, τοποθετούμε κεντρικά το ομοίωμα ACR σε απόσταση 5mm από την πλευρά του θωρακικού

τοιχώματος και μετράμε τις εξωτερικές διαστάσεις X και Y του ομοιώματος και σημειώνουμε τις τιμές.

Όσον αφορά τη τοποθέτηση της πλάκας PMMA και του ομοιώματος ACR με παρέμβλημα

 το ομοίωμα ACR – κέρινο παρέμβλημα προς τα κάτω- τοποθετείται στο πάνω μέρος της πλάκας PMMA

 το ομοίωμα ACR – κέρινο παρέμβλημα προς τα πάνω- τοποθετείται στο πάνω μέρος της πλάκας PMMA

 το ομοίωμα ACR – κέρινο παρέμβλημα προς τα πάνω- τοποθετείται απευθείας στη συσκευή υποστήριξης υποδοχέα εικόνας και η πλάκα PMMA τοποθετείται στο πάνω μέρος του ομοιώματος ACR

Όσον αφορά το X, Y, Z

X = οριζόντια (πλάτος)

Y = κατακόρυφα (μήκος)

Z = βάθος

Απαραίτητη κρίνεται η εφαρμογή αλλαγών στη τοποθέτηση της πλάκας PMMA και του ομοιώματος ACR ώστε οι ομάδες κηλίδων να τοποθετούνται σε διαφορετικά βάθη (z) και έτσι να παρέχονται δοκιμές σταθερότητας για την ανάλυση (z)

Εν συνεχεία εκτελούμε συμπίεση  $\geq 90$  N για τη σταθεροποίηση του ομοιώματος και της πλάκας PMMA, εκτελούμε τομογραφική σάρωση με τα κατάλληλα kV ανάλογα με το συγκεκριμένο πάχος PMMA για παράδειγμα 30 kV και μετά την ανασύνθεση μετακινούμαστε με κύλιση στις τομές και επιλέγουμε την τομή στην οποία είναι καλύτερα ορατά τα αντικείμενα ( ίνες, κηλίδες, μάζες). Τέλος, μετράμε τις τιμές X και Y και τις καταγράφουμε.

Για να κρίνουμε την ανάλυση στον άξονα Z, μετακινούμαστε με κύλιση στη τομή στην οποία είναι καλύτερα ορατές οι κηλίδες του ομοιώματος ACR και στη συνέχεια μετακινούμαστε με κύλιση προς τα κάτω και προς τα επάνω κατά δύο τομές. Σε κάθε μια από τις τομές, εκτελούμε ζουμ σε αυτή με τις μεγαλύτερες κηλίδες και μετράμε τις μέσες τιμές εικονοστοιχείων.

- $S(z_{-2})$  = μέσος όρος των μέγιστων τιμών εικονοστοιχείων

- $S(bg_{-2})$  = μέση τιμή υποβάθρου ( μεταξύ των κηλίδων )

Καταγράφουμε τις δύο παραπάνω τιμές.

Ομάδα αντικειμένων 7 ( μεγαλύτερες κηλίδες )

- Μετράμε τη μέγιστη τιμή καθεμίας από της μεμονωμένες κηλίδες και υπολογίζουμε τη μέση τιμή αυτών των 6 μέγιστων τιμών. Έτσι προκύπτει η τιμή  $S(z)$  για τη συγκεκριμένη τομή
- 6 μεγάλες κηλίδες
- Μετράμε τη μέση τιμή εικονοστοιχείων στο εσωτερικό της κάθε μίας από τις 5 περιοχές φόντου που βρίσκονται μεταξύ των κηλίδων και στη συνέχεια υπολογίζουμε τη γενική μέση τιμή μεταξύ των αποτελεσμάτων από τις 5 περιοχές φόντου. Έτσι προκύπτει η τιμή  $S(bg)$  για τη συγκεκριμένη τομή.
- ✚ Υπάρχει περίπτωση να είναι περιορισμένη η δυνατότητα οπτικής διαφοροποίησης μεταξύ κηλίδων και φόντου σε μία ή περισσότερες θέσεις ( π.χ 2 τομές πάνω ή κάτω από τη τομή αναφοράς). Σε αυτή τη περίπτωση η αντίστοιχη τιμή ASF θα πρέπει να μηδενιστεί στην αναφορά δοκιμής. Για παράδειγμα αν  $ASF(-2)=0$  ή  $ASF(2)=0$  αυτό υποδεικνύει ότι η διαφοροποίηση δεν διευθετήθηκε οπτικά το οποίο είναι ενδεικτικό καλής ανάλυσης στον άξονα Z.

---

Ολοκληρώνοντας, υπολογίζουμε όλες τις τιμές που προκύπτουν και αξιολογούμε τα αποτελέσματα για την ακρίβεια στην κατεύθυνση X και Y καθώς και για την ανάλυση στον άξονα Z.

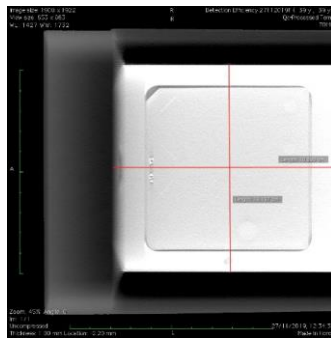
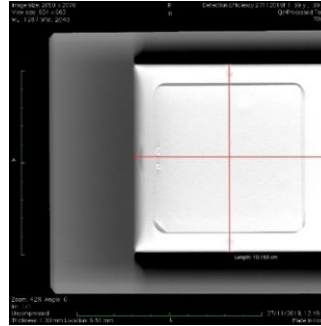
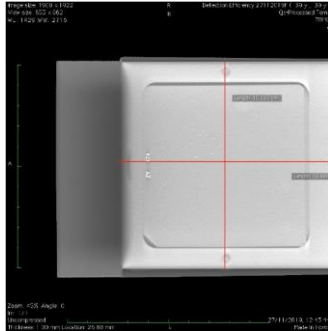
---

**Κριτήρια απόδοσης και διορθωτικές ενέργειες:** οι τιμές στην κατεύθυνση X και Y πρέπει να υπολογιστούν με ακρίβεια  $\pm 2 \%$ . Εάν δεν εμπίπτουν εντός των επιτρεπτών ορίων ενημερώνουμε την υπεύθυνη εταιρεία συντήρησης.

---

## ΕΛΕΓΧΟΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΚΗΣ ΑΚΡΙΒΕΙΑΣ ΣΤΟΥΣ ΑΞΟΝΕΣ X & Y

| Διάταξη | X (cm) | Y (cm) | X x Y min (cm) | X x Y max (cm) |
|---------|--------|--------|----------------|----------------|
| 1       | 10,90  | 10,16  |                |                |
| 2       | 10,59  | 10,20  | 10.58 x 9.95   | 11.02 x 10.35  |
| 3       | 10,69  | 10,16  |                |                |



## ΕΛΕΓΧΟΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΚΗΣ ΑΚΡΙΒΕΙΑΣ ΣΤΟΝ ΑΞΟΝΑ Z

| Διάταξη                  | Image                    | Average value | Signal - Background | ASF   | ASF <sub>1</sub> | ASF <sub>2</sub> | Όριο  |
|--------------------------|--------------------------|---------------|---------------------|-------|------------------|------------------|-------|
| 1                        | Signal <sub>0</sub>      | 2227,50       | 165,75              | 1     | 0,63             |                  | ≤ 0,9 |
|                          | Background <sub>0</sub>  | 2061,75       |                     |       |                  |                  |       |
|                          | Signal <sub>+1</sub>     | 2192,83       | 134,83              | 0,81  |                  |                  |       |
|                          | Background <sub>+1</sub> | 2058,00       | 72,61               | 0,44  |                  |                  |       |
|                          | Signal <sub>-1</sub>     | 2131,74       |                     |       |                  |                  |       |
|                          | Background <sub>-1</sub> | 2059,13       | 123,70              | 0,75  |                  |                  |       |
|                          | Signal <sub>+2</sub>     | 2179,50       | 13,35               | 0,08  |                  |                  |       |
|                          | Background <sub>+2</sub> | 2055,80       |                     |       |                  |                  |       |
| Signal <sub>-2</sub>     | 2063,24                  | 2049,89       | 0,41                | ≤ 0,6 |                  |                  |       |
| 2                        | Signal <sub>0</sub>      | 2334,12       | 272,28              | 1,00  | 0,88             |                  | ≤ 0,9 |
|                          | Background <sub>0</sub>  | 2061,85       |                     |       |                  |                  |       |
|                          | Signal <sub>+1</sub>     | 2299,55       | 243,62              | 0,89  |                  |                  |       |
|                          | Background <sub>+1</sub> | 2055,93       | 237,33              | 0,87  |                  |                  |       |
|                          | Signal <sub>-1</sub>     | 2298,02       |                     |       |                  |                  |       |
|                          | Background <sub>-1</sub> | 2060,69       | 79,78               | 0,29  |                  |                  |       |
|                          | Signal <sub>+2</sub>     | 2128,87       | 94,03               | 0,35  |                  |                  |       |
|                          | Background <sub>+2</sub> | 2049,09       |                     |       |                  |                  |       |
| Signal <sub>-2</sub>     | 2153,76                  | 0,32          | ≤ 0,6               |       |                  |                  |       |
| Background <sub>-2</sub> | 2059,72                  |               |                     |       |                  |                  |       |
| 3                        | Signal <sub>0</sub>      | 2595,05       | 328,24              | 1,00  | 0,84             |                  | ≤ 0,9 |
|                          | Background <sub>0</sub>  | 2266,81       |                     |       |                  |                  |       |
|                          | Signal <sub>+1</sub>     | 2496,18       | 219,84              | 0,67  |                  |                  |       |
|                          | Background <sub>+1</sub> | 2276,34       | 334,69              | 1,02  |                  |                  |       |
|                          | Signal <sub>-1</sub>     | 2602,79       |                     |       |                  |                  |       |
|                          | Background <sub>-1</sub> | 2268,10       | 37,52               | 0,11  |                  |                  |       |
|                          | Signal <sub>+2</sub>     | 2315,09       | 165,66              | 0,50  |                  |                  |       |
|                          | Background <sub>+2</sub> | 2277,57       |                     |       |                  |                  |       |
| Signal <sub>-2</sub>     | 2438,66                  | 0,31          | ≤ 0,6               |       |                  |                  |       |
| Background <sub>-2</sub> | 2273,00                  |               |                     |       |                  |                  |       |

### 5.3.3 Ποιότητα συστήματος απεικόνισης

|  |
|--|
| <p><b>Σκοπός:</b> επιβεβαίωση ικανοποιητικής ποιότητας εικόνας και παρακολούθηση της απόδοσης της απεικόνισης</p> <hr/>  |
| <p><b>Απαιτούμενος εξοπλισμός:</b></p> <hr/>   |
| <ul style="list-style-type: none"><li>• Ομοίωμα ACR</li></ul> <hr/>  |
| <ul style="list-style-type: none"><li>• Πλάκα συμπίεσης τομογραφίας 25cm x 36cm</li></ul> <hr/>  |
| <p><b>Διαδικασία:</b> δημιουργούμε ένα νέο αρχείο ασθενούς στη τοπική βάση δεδομένων, επιλέγουμε τη διαδικασία QC-processed Tomo δηλαδή, τομογραφία υποβληθείσα σε επεξεργασία ποιοτικού ελέγχου, επιλέγουμε τεχνική έκθεσης AEC και 28 kV. Όσον αφορά τις ρυθμίσεις AEC έχουμε OPCOMP on, αυτόματη αποσυμπίεση off, τμηματοποίηση AEC off και Dose level Normal. Στη συνέχεια, επιλέγουμε ένα RPG "Standard_Phantom".</p> <hr/>   |
| <p>Τοποθετούμε το ομοίωμα στη βάση αντικειμένου, επιλέγουμε ένα RPG "Standard_Phantom", προσαρτούμε τη πλάκα συμπίεσης, συμπιέζουμε και εκτελούμε μια τομογραφική σάρωση. Μετά την ανασύνθεση, μετακινούμαστε με κύλιση στις τομές και επιλέγουμε την τομή στην οποία είναι καλύτερα ορατά τα αντικείμενα οι ίνες δηλαδή οι κηλίδες και οι μάζες. Ελέγχουμε τις εικόνες τομής με τη βοήθεια του ζουμ ή της αντιστροφής της κλίμακας του γκρι. Εάν απαιτείται μπορούμε να πραγματοποιήσουμε την αξιολόγηση σε πολλαπλές τομές. Έπειτα, προσδιορίζουμε τον αριθμό των ινών, των κηλίδων και των μαζών που εμφανίζονται. Επιλέγουμε την κατηγορία αντικειμένου -μάζες, κηλίδες, ίνες- και ξεκινάμε την αξιολόγηση του αντικειμένου της επιλεγμένης κατηγορίας</p> |



αντικειμένου που είναι καλύτερα ορατό. Μετράμε τον αριθμό των ορατών αντικειμένων μίας κατηγορίας. Μια ίνα θεωρείται ορατή, εάν έχει σωστό προσανατολισμό και θέση και εφόσον μπορεί να προσδιοριστεί τουλάχιστον το μισό της μήκος. Μια ομάδα κηλίδων θεωρείται ορατή, εάν έχει σωστό προσανατολισμό και θέση και εφόσον μπορούν να προσδιοριστούν τουλάχιστον τέσσερις κηλίδες. Μια μάζα θεωρείται ορατή, εάν έχει σωστό προσανατολισμό και θέση και εφόσον μπορεί να προσδιοριστεί η κυκλική της μορφή. Καταγράφουμε τα αποτελέσματα και επαναλαμβάνουμε τα βήματα με το ομοίωμα αντεστραμμένο με το παρέμβλημα ACR στο κάτω μέρος αντί για το πάνω.

---

- ❖ Επαναλαμβάνουμε τα βήματα που αφορούν τη διαδικασία όπου Τοποθετούμε το ομοίωμα στη βάση αντικειμένου, επιλέγουμε ένα RPG "Standard\_Phantom", προσαρτούμε τη πλάκα συμπίεσης, συμπιέζουμε και εκτελούμε μια τομογραφική σάρωση με τη κεφαλή της λυχνίας σε 90°.
- 

- ❖ Επαναλαμβάνουμε επίσης, τα βήματα που αφορούν την επιλογή τεχνικής έκθεσης AEC και 28 kV, τις ρυθμίσεις AEC που έχουμε OPCOMP on, αυτόματη αποσυμπίεση off, τμηματοποίηση AEC off και Dose level Normal. Στη συνέχεια, επιλέγουμε πάλι ένα RPG "Standard\_Phantom". Τοποθετούμε το ομοίωμα στη βάση αντικειμένου, επιλέγουμε ένα RPG "Standard\_Phantom", προσαρτούμε τη πλάκα συμπίεσης, συμπιέζουμε και εκτελούμε μια τομογραφική σάρωση όλα αυτά για ακόμη μια φορά με τη κεφαλή της λυχνίας στις 90° και το ομοίωμα αντεστραμμένο.
- 

Στις δύο παραπάνω περιπτώσεις πολύ σημαντικό είναι να έχουμε βεβαιωθεί ότι η λειτουργία της αυτόματης αποσυμπίεσης θα είναι απενεργοποιημένη ώστε να

|  |
|--|
| <p>αποφευχθεί τυχόν πτώση και πρόκληση ζημιάς στο ομοίωμα. Ακολουθεί τερματισμός της εξέτασης.</p>   |
| <p><b>Κριτήρια απόδοσης και διορθωτικές ενέργειες:</b></p>   |
| <p>❖ Ίνες</p>  |
| <p>❖ Κηλίδες</p>   |
| <p>❖ Μάζες</p>   |
| <p>Αριθμός αντικειμένων που πρέπει να είναι ορατά:</p>   |
| <p>❖ Ίνες <math>\geq 4</math></p>  |
| <p>❖ Κηλίδες <math>\geq 3</math></p>   |
| <p>❖ Μάζες <math>\geq 3</math></p>   |
| <p>Σε περίπτωση που τα αντικείμενα μέγιστης ορατότητας βρίσκονται κάτω από τα απαιτούμενα όρια ενημερώνουμε την υπηρεσία εξυπηρέτησης πελατών.</p> |

### 5.3 Ακτινοπροστασία

|   |
|---|
| <p>Η ακτινοπροστασία διακρίνεται στην</p> |
| <p>1. Ακτινοπροστασία του χειριστή</p>    |

2. Ακτινοπροστασία του ασθενούς

---

3. Ακτινοπροστασία του θαλάμου

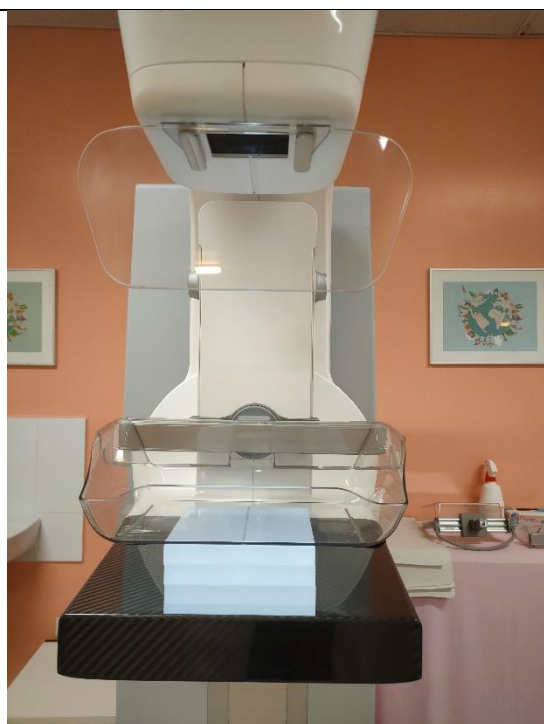
---

Όσον αφορά το χειριστή και το κοινό χρησιμοποιούμε ένα Survey meter – Μετρητή ακτινοβολίας χώρου όπου μετράει σε  $\mu\text{Sv/h}$ . Την κάθε μέτρηση τη συγκρίνουμε με το όριο της ΕΕΑΕ. Το όργανο που μετράμε έχει κατώφλι ερεθίσματος ακτινοβολίας. Η ακτινοβολία πρέπει να είναι ενεργή για περισσότερο του 1 sec.

Η διαδικασία ξεκινά με την τοποθέτηση και την ακτινοβόληση πλεξιγκλάς στο μαστογράφο. Δημιουργούμε τις χειρότερες συνθήκες (Worst case scenario), αυτό σημαίνει 7 cm πλεξιγκλάς προσομοιώνοντας δηλαδή έναν υπερβολικά μεγάλο μαστό και χρησιμοποιώντας υψηλά στοιχεία έκθεσης.



**Εικόνα 20**



**Εικόνα 21**

|  |
|--|
| <p>Από τη λυχνία πρωτογενής ακτινοβολία προσπίπτει στο μαστό και χωρίζεται σε</p> <hr/>  |
| <p>○ Ακτινοβολία η οποία περνάει το μαστό και διέρχεται προς τα κάτω, τον διαπερνά δηλαδή πλήρως</p> <hr/>   |
| <p>○ Απορροφούμενη</p> <hr/>   |
| <p>○ Σκεδαζόμενη</p> <hr/>   |
| <p>Τα στοιχεία μας είναι:</p> <hr/>  |
| <p>❖ 32 Kvp</p> <hr/>  |
| <p>❖ 140 mAs</p> <hr/>   |
| <p>❖ 1,2 sec</p> <hr/>   |
| <p>Ο λόγος που επιλέγονται τα 7 cm πλεξιγκλάς συμβαίνει διότι εμείς μετράμε τη σκεδαζόμενη ακτινοβολία, προσομοιώνοντας λοιπόν έναν τεράστιο μαστό συνδυαστικά με υψηλά στοιχεία πετυχαίνουμε πολύ υψηλή σκεδαζόμενη ακτινοβολία και αυτό με τη σειρά του σημαίνει ότι εάν η μέτρηση του στιγμιαίου ρυθμού έκθεσης είναι κάτω του επιτρεπτού ορίου της ΕΕΑΕ τότε σε οποιοδήποτε μικρότερο μέγεθος μαστού θα είναι σίγουρα εντός του ορίου.</p> <hr/> |

Η διαδικασία της ακτινοβόλησης γίνεται χειροκίνητα. Σύμφωνα με το μετρητή έχουμε 1,1  $\mu\text{Sv/h}$  χωρίς θωράκιση το αποτέλεσμα ανέρχεται σε 1000 φορές πάνω 1,0  $\text{mSv/h}$ .

#### ΕΛΕΓΧΟΣ ΘΩΡΑΚΙΣΕΩΝ

|     |     |    |       |
|-----|-----|----|-------|
| kVp | 32  |    |       |
| mAs | 140 |    |       |
| s   | 1,2 | mA | 116,7 |

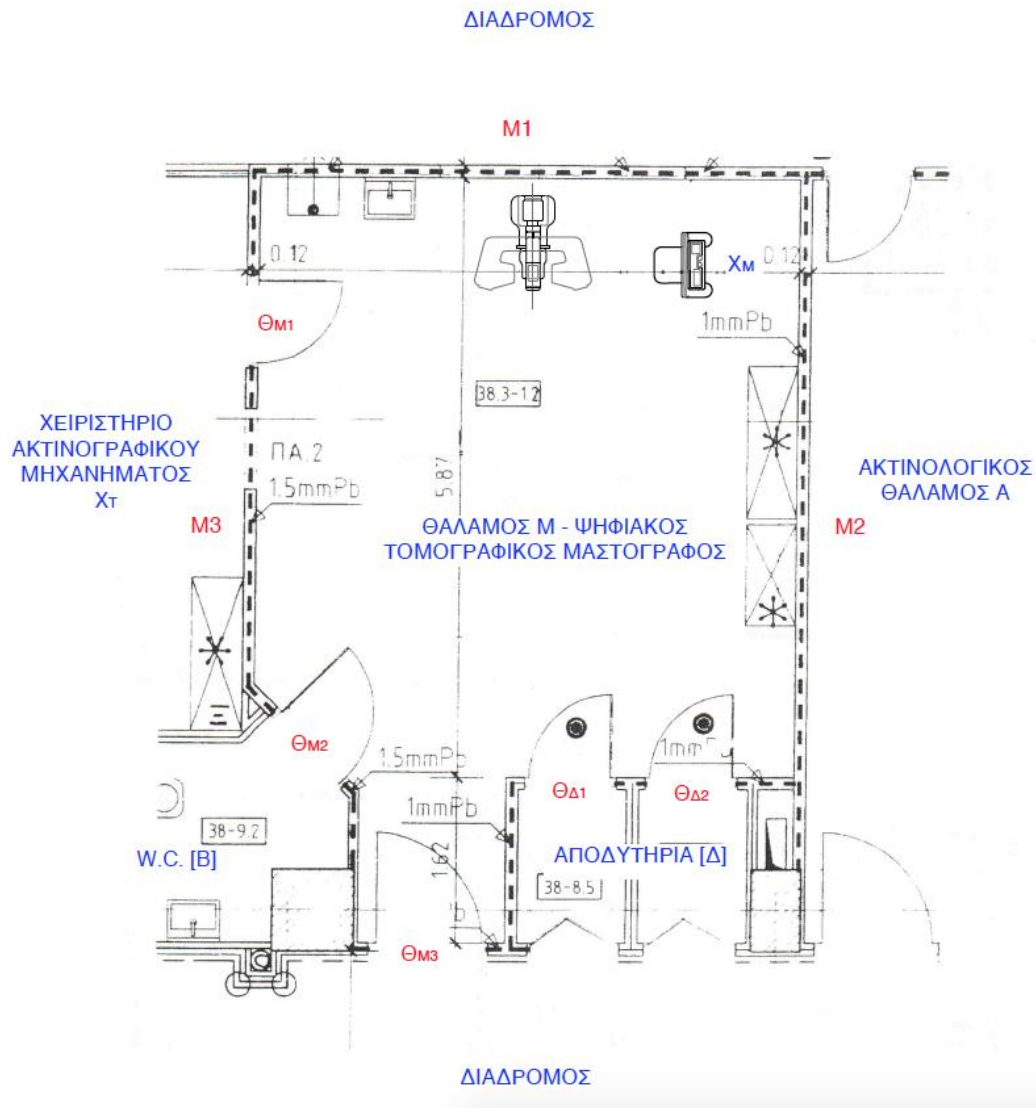
Μετρητής ακτινοβολίας χώρου: 9DP\* Ludlum Measurements Inc

Σκευαστής : 6.5 cm plexiglass

|  | $\mu\text{Sv/h}$ | T    | $\mu\text{Sv/h/mA}$ | Όριο  |
|--|------------------|------|---------------------|-------|
| Χειριστήριο - $X_M$                                      | 1,1              | 1    | 0,009               | < 1   |
| Πόρτα $\Theta_{M1}$ - Χειριστήριο $X_T$                  | 0                | 1    | 0                   | < 1   |
| Τοίχος M1 - Διάδρομος                                    | 0                | 0,25 | 0                   | < 0.1 |
| Τοίχος M2 - Ακτινολογικός θάλαμος A                      | 0                | 1    | 0                   | < 0.1 |
| Τοίχος M3 - Χειριστήριο ακτινογραφικού μηχανήματος $X_T$ | 0                | 1    | 0                   | < 1   |
| Πόρτα $\Theta_{M2}$ - W.C. [B]                           | 0                | 0,25 | 0                   | < 0.1 |
| Πόρτα $\Theta_{M3}$ - Διάδρομος                          | 0                | 0,25 | 0                   | < 0.1 |
| Πόρτα $\Theta_{\Delta 1}$ - Αποδυτήριο [Δ]               | 0                | 1    | 0                   | < 0.1 |
| Πόρτα $\Theta_{\Delta 2}$ - Αποδυτήριο [Δ]               | 0                | 1    | 0                   | < 0.1 |

0 : Ακτινοβολία υποστρώματος

T : Συντελεστής κατάληψης χώρου



## Βιβλιογραφία

Alabousi, M., Wadera, A., Kashif Al-Ghita, M., Kashef Al-Ghetaa, R., Salameh, J.-P., Pozdnyakov, A., Zha, N., Samoilov, L., Dehmoobad Sharifabadi, A., Sadeghirad, B., Freitas, V., McInnes, M. D. F., & Alabousi, A. (2020). Performance of digital breast tomosynthesis, Synthetic Mammography, and Digital Mammography in breast cancer screening: A systematic review and meta-analysis. *JNCI: Journal of the National Cancer Institute*, *113*(6), 680–690. <https://doi.org/10.1093/jnci/djaa205>

Alexeeff, S. E., Odo, N. U., McBride, R., McGuire, V., Achacoso, N., Rothstein, J. H., Lipson, J. A., Liang, R. Y., Acton, L., Yaffe, M. J., Whittemore, A. S., Rubin, D. L., Sieh, W., & Habel, L. A. (2019). Reproductive factors and mammographic density: Associations among 24,840 women and comparison of studies using digitized film-screen mammography and full-field digital mammography. *American Journal of Epidemiology*, *188*(6), 1144–1154. <https://doi.org/10.1093/aje/kwz033>

Bernardi, D., Macaskill, P., Pellegrini, M., Valentini, M., Fantò, C., Ostillo, L., Tuttobene, P., Luparia, A., & Houssami, N. (2016). Breast cancer screening with Tomosynthesis (3D mammography) with acquired or synthetic 2D mammography compared with 2D mammography alone (storm-2): A population-based prospective study. *The Lancet Oncology*, *17*(8), 1105–1113. [https://doi.org/10.1016/s1470-2045\(16\)30101-2](https://doi.org/10.1016/s1470-2045(16)30101-2)

Ciatto, S., Houssami, N., Bernardi, D., Caumo, F., Pellegrini, M., Brunelli, S., Tuttobene, P., Bricolo, P., Fantò, C., Valentini, M., Montemezzi, S., & Macaskill, P. (2013). Integration of 3D digital mammography with tomosynthesis for population breast-cancer screening (STORM): A prospective comparison study. *The Lancet Oncology*, *14*(7), 583–589. [https://doi.org/10.1016/s1470-2045\(13\)70134-7](https://doi.org/10.1016/s1470-2045(13)70134-7)

Conant, E. F., Barlow, W. E., Herschorn, S. D., Weaver, D. L., Beaber, E. F., Tosteson, A. N., Haas, J. S., Lowry, K. P., Stout, N. K., Trentham-Dietz, A., diFlorio-Alexander, R. M., Li, C. I., Schnall, M. D., Onega, T., & Sprague, B. L. (2019). Association of Digital Breast Tomosynthesis VS Digital mammography with cancer detection and recall rates by age and breast density. *JAMA Oncology*, *5*(5), 635. <https://doi.org/10.1001/jamaoncol.2018.7078>



Conant, E. F., Zuckerman, S. P., McDonald, E. S., Weinstein, S. P., Korhonen, K. E., Birnbaum, J. A., Tobey, J. D., Schnall, M. D., & Hubbard, R. A. (2020). Five consecutive years of screening with Digital Breast tomosynthesis: Outcomes by screening year and Round. *Radiology*, *295*(2), 285–293. <https://doi.org/10.1148/radiol.2020191751>

Covington, M. F. (2021). Contrast-enhanced mammography implementation, performance, and use for Supplemental Breast Cancer Screening. *Radiologic Clinics of North America*, *59*(1), 113–128. <https://doi.org/10.1016/j.rcl.2020.08.006>

Destounis, S., Arieno, A., Morgan, R., & Philpotts, L. E. (2018). Implementation of Digital Breast Tomosynthesis into clinical practice. *Breast Tomosynthesis*, 18–25. <https://doi.org/10.1016/b978-0-323-35827-9.00004-6>

Farber, R., Houssami, N., Wortley, S., Jacklyn, G., Marinovich, M. L., McGeechan, K., Barratt, A., & Bell, K. (2020). Impact of full-field digital mammography versus film-screen mammography in population screening: A meta-analysis. *JNCI: Journal of the National Cancer Institute*, *113*(1), 16–26. <https://doi.org/10.1093/jnci/djaa080>

Geras, K. J., Mann, R. M., & Moy, L. (2019). Artificial Intelligence for mammography and Digital Breast Tomosynthesis: Current concepts and future perspectives. *Radiology*, *293*(2), 246–259. <https://doi.org/10.1148/radiol.2019182627>

Geras, K. J., Mann, R. M., & Moy, L. (2019). Artificial Intelligence for mammography and Digital Breast Tomosynthesis: Current concepts and future perspectives. *Radiology*, *293*(2), 246–259. <https://doi.org/10.1148/radiol.2019182627>

Geras, K. J., Mann, R. M., & Moy, L. (2019). Artificial Intelligence for mammography and Digital Breast Tomosynthesis: Current concepts and future perspectives. *Radiology*, *293*(2), 246–259. <https://doi.org/10.1148/radiol.2019182627>

Gurando, A. V., Babkina, T. M., Dykan, I. M., Kozarenko, T. M., Gurando, V. R., & Telniy, V. V. (2021). Digital Breast Tomosynthesis and full-field digital mammography in breast cancer detection associated with four asymmetry types. *Wiadomości Lekarskie*, *74*(4), 842–848. <https://doi.org/10.36740/wlek202104106>

Horvat, J. V., Keating, D. M., Rodrigues-Duarte, H., Morris, E. A., & Mango, V. L. (2019). Calcifications at Digital Breast Tomosynthesis: Imaging features and biopsy techniques. *RadioGraphics*, *39*(2), 307–318. <https://doi.org/10.1148/rg.2019180124>

Hwang, E., Szabo, J., Sonnenblick, E. B., & Margolies, L. R. (2018). Variable appearances of ductal carcinoma in situ calcifications on Digital Mammography, Synthesized Mammography, and Tomosynthesis: A pictorial essay. *Canadian Association of Radiologists Journal*, *69*(1), 2–9. <https://doi.org/10.1016/j.carj.2017.04.005>

Jochelson, M. S., & Lobbes, M. B. (2021). Contrast-Enhanced Mammography: State of the art. *Radiology*, *299*(1), 36–48. <https://doi.org/10.1148/radiol.2021201948>

Li, H., Mendel, K. R., Lan, L., Sheth, D., & Giger, M. L. (2019). Digital mammography in breast cancer: Additive value of Radiomics of breast parenchyma. *Radiology*, *291*(1), 15–20. <https://doi.org/10.1148/radiol.2019181113>

Lowry, K. P., Coley, R. Y., Miglioretti, D. L., Kerlikowske, K., Henderson, L. M., Onega, T., Sprague, B. L., Lee, J. M., Herschorn, S., Tosteson, A. N., Rauscher, G., & Lee, C. I. (2020).

Screening performance of digital breast tomosynthesis vs Digital Mammography in community practice by patient age, screening round, and breast density. *JAMA Network Open*, 3(7). <https://doi.org/10.1001/jamanetworkopen.2020.11792>

McDonald, E. S., Oustimov, A., Weinstein, S. P., Synnestvedt, M. B., Schnall, M., & Conant, E. F. (2016). Effectiveness of Digital Breast Tomosynthesis compared with Digital Mammography. *JAMA Oncology*, 2(6), 737. <https://doi.org/10.1001/jamaoncol.2015.5536>

Neeter, L. M. F. H., Raat, H. P. J. (F., Alcantara, R., Robbe, Q., Smidt, M. L., Wildberger, J. E., & Lobbes, M. B. I. (2021). Contrast-Enhanced Mammography: What the radiologist needs to know. *BJR/Open*, 3(1), 20210034. <https://doi.org/10.1259/bjro.20210034>

Rodriguez-Ruiz, A., Lång, K., Gubern-Merida, A., Broeders, M., Gennaro, G., Clauser, P., Helbich, T. H., Chevalier, M., Tan, T., Mertelmeier, T., Wallis, M. G., Andersson, I., Zackrisson, S., Mann, R. M., & Sechopoulos, I. (2019). Stand-alone artificial intelligence for breast cancer detection in mammography: Comparison with 101 radiologists. *JNCI: Journal of the National Cancer Institute*, 111(9), 916–922. <https://doi.org/10.1093/jnci/djy222>

Sawyer Lee, R., Dunnmon, J. A., He, A., Tang, S., Ré, C., & Rubin, D. L. (2021). Comparison of segmentation-free and segmentation-dependent computer-aided diagnosis of Breast Masses on a public mammography dataset. *Journal of Biomedical Informatics*, 113, 103656. <https://doi.org/10.1016/j.jbi.2020.103656>

Sechopoulos, I., Teuwen, J., & Mann, R. (2021). Artificial Intelligence for Breast Cancer Detection in mammography and Digital Breast Tomosynthesis: State of the art. *Seminars in Cancer Biology*, 72, 214–225. <https://doi.org/10.1016/j.semcan.2020.06.002>

Skaane, P., Bandos, A. I., Eben, E. B., Jepsen, I. N., Krager, M., Haakenaasen, U., Ekseth, U., Izadi, M., Hofvind, S., & Gullien, R. (2014). Two-view digital breast tomosynthesis screening with synthetically reconstructed projection images: Comparison with Digital Breast Tomosynthesis with full-field digital mammographic images. *Radiology*, *271*(3), 655–663. <https://doi.org/10.1148/radiol.13131391>

Sogani, J., Mango, V. L., Keating, D., Sung, J. S., & Jochelson, M. S. (2021). Contrast-Enhanced Mammography: Past, present, and future. *Clinical Imaging*, *69*, 269–279. <https://doi.org/10.1016/j.clinimag.2020.09.003>

Song, E., Jiang, L., Jin, R., Zhang, L., Yuan, Y., & Li, Q. (2009). Breast mass segmentation in mammography using plane fitting and Dynamic Programming. *Academic Radiology*, *16*(7), 826–835. <https://doi.org/10.1016/j.acra.2008.11.014>

Svahn, T. M., Houssami, N., Sechopoulos, I., & Mattsson, S. (2015). Review of radiation dose estimates in digital breast tomosynthesis relative to those in two-view full-field digital mammography. *The Breast*, *24*(2), 93–99. <https://doi.org/10.1016/j.breast.2014.12.002>

Yang, J., Li, H., Shi, N., Zhang, Q., & Liu, Y. (2021). Microscopic Tumour Classification by Digital Mammography. *Journal of Healthcare Engineering*, *2021*, 1–13. <https://doi.org/10.1155/2021/6635947>

Øynes, M., Strøm, B., Tveito, B., & Hafslund, B. (2020). Digital Zoom of the full-field digital mammogram versus Magnification Mammography: A systematic review. *European Radiology*, *30*(8), 4223–4233. <https://doi.org/10.1007/s00330-020-06798-6>

Cohen, E. O., Tso, H. H., Phalak, K. A., Mayo, R. C., & Leung, J. W. (2018). Screening mammography findings from one standard projection only in the era of full-field digital mammography and Digital Breast Tomosynthesis. *American Journal of Roentgenology*, *211*(2), 445–451. <https://doi.org/10.2214/ajr.17.19023>

Gilbert, F. J., Tucker, L., & Young, K. C. (2016). Digital Breast Tomosynthesis (DBT): A review of the evidence for use as a screening tool. *Clinical Radiology*, *71*(2), 141–150. <https://doi.org/10.1016/j.crad.2015.11.008>

Opitz, M., Zensen, S., Breuckmann, K., Bos, D., Forsting, M., Hoffmann, O., Stuschke, M., Wetter, A., & Guberina, N. (2022). Breast radiation exposure of 3D digital breast tomosynthesis compared to full-field digital mammography in a clinical follow-up setting. *Diagnostics*, *12*(2), 456. <https://doi.org/10.3390/diagnostics12020456>

Freer, P. E., Riegert, J., Eisenmenger, L., Ose, D., Winkler, N., Stein, M. A., Stoddard, G. J., & Hess, R. (2017). Clinical implementation of synthesized mammography with Digital Breast Tomosynthesis in a routine clinical practice. *Breast Cancer Research and Treatment*, *166*(2), 501–509. <https://doi.org/10.1007/s10549-017-4431-1>

Choi, J. S., Han, B.-K., Ko, E. Y., Ko, E. S., Hahn, S. Y., Shin, J. H., & Kim, M. J. (2015). Comparison between two-dimensional synthetic mammography reconstructed from Digital Breast Tomosynthesis and full-field digital mammography for the detection of T1 breast cancer. *European Radiology*, *26*(8), 2538–2546. <https://doi.org/10.1007/s00330-015-4083-7>

Yi, A., Chang, J. M., Shin, S. U., Chu, A. J., Cho, N., Noh, D.-Y., & Moon, W. K. (2018). Detection of noncalcified breast cancer in patients with extremely dense breasts using digital breast

tomosynthesis compared with full-field digital mammography. *The British Journal of Radiology*, 20180101. <https://doi.org/10.1259/bjr.20180101>

Lee, S. H., Jang, M. J., Kim, S. M., Yun, B. L., Rim, J., Chang, J. M., Kim, B., & Choi, H. Y. (2019). Factors affecting breast cancer detectability on digital breast tomosynthesis and two-dimensional digital mammography in patients with dense breasts. *Korean Journal of Radiology*, 20(1), 58. <https://doi.org/10.3348/kjr.2018.0012>

Kim, J. Y., Kang, H. J., Shin, J. K., Lee, N. K., Song, Y. S., Nam, K. J., & Choo, K. S. (2017). Biologic profiles of invasive breast cancers detected only with digital breast tomosynthesis. *American Journal of Roentgenology*, 209(6), 1411–1418. <https://doi.org/10.2214/ajr.17.18195>

Nam, K. J., Han, B.-K., Ko, E. S., Choi, J. S., Ko, E. Y., Jeong, D. W., & Choo, K. S. (2015). Comparison of full-field digital mammography and digital breast tomosynthesis in ultrasonography-detected breast cancers. *The Breast*, 24(5), 649–655. <https://doi.org/10.1016/j.breast.2015.07.039>

Suñén, I., & GARCIA MUR, C. A. R. M. E. N. (2021). Comparison of radiation dose between Contrast Enhanced Mammography (CEM), full-Field Digital Mammography (FFDM) and Digital Breast Tomosynthesis (DBT). <https://doi.org/10.26226/morressier.61371d12842293c031b57261>

Seo, N., Kim, H. H., Shin, H. J., Cha, J. H., Kim, H., Moon, J. H., Gong, G., Ahn, S.-H., & Son, B. H. (2014). Digital Breast Tomosynthesis *versus* full-field digital mammography: Comparison of the accuracy of lesion measurement and characterization using specimens. *Acta Radiologica*, 55(6), 661–667. <https://doi.org/10.1177/0284185113503636>

Chae, E. Y., Kim, H. H., Cha, J. H., Shin, H. J., & Choi, W. J. (2016). Detection and characterization of breast lesions in a selective diagnostic population: Diagnostic Accuracy Study for comparison between one-view digital breast tomosynthesis and two-view full-field digital mammography. *The British Journal of Radiology*, *89*(1062), 20150743. <https://doi.org/10.1259/bjr.20150743>

Michell, M. J., Iqbal, A., Wasan, R. K., Evans, D. R., Peacock, C., Lawinski, C. P., Douiri, A., Wilson, R., & Whelehan, P. (2012). A comparison of the accuracy of film-screen mammography, full-Field Digital Mammography, and Digital Breast Tomosynthesis. *Clinical Radiology*, *67*(10), 976–981. <https://doi.org/10.1016/j.crad.2012.03.009>

Endo, T., Morita, T., Oiwa, M., Suda, N., Sato, Y., Ichihara, S., Shiraiwa, M., Yoshikawa, K., Horiba, T., Ogawa, H., Hayashi, Y., Sendai, T., & Arai, T. (2017). Diagnostic performance of Digital Breast Tomosynthesis and full-field digital mammography with new reconstruction and new processing for dose reduction. *Breast Cancer*, *25*(2), 159–166. <https://doi.org/10.1007/s12282-017-0805-9>

Alabousi, M., Zha, N., Salameh, J.-P., Samoïlov, L., Sharifabadi, A. D., Pozdnyakov, A., Sadeghirad, B., Freitas, V., McInnes, M. D., & Alabousi, A. (2020). Digital Breast Tomosynthesis for breast cancer detection: A diagnostic test accuracy systematic review and meta-analysis. *European Radiology*, *30*(4), 2058–2071. <https://doi.org/10.1007/s00330-019-06549-2>

Abdullah, P., Alabousi, M., Ramadan, S., Zawawi, I., Zawawi, M., Bhogadi, Y., Freitas, V., Patlas, M. N., & Alabousi, A. (2021). Synthetic 2d Mammography versus standard 2D Digital Mammography: A diagnostic test accuracy systematic review and meta-analysis. *American Journal of Roentgenology*, *217*(2), 314–325. <https://doi.org/10.2214/ajr.20.24204>

Skaane, P., Bandos, A. I., Niklason, L. T., Sebuødegård, S., Østerås, B. H., Gullien, R., Gur, D., & Hofvind, S. (2019). Digital Mammography Versus Digital Mammography Plus Tomosynthesis in breast cancer screening: The Oslo Tomosynthesis Screening trial. *Radiology*, *291*(1), 23–30. <https://doi.org/10.1148/radiol.2019182394>

Zuckerman, S. P., Sprague, B. L., Weaver, D. L., Herschorn, S. D., & Conant, E. F. (2020). Multicenter evaluation of breast cancer screening with Digital Breast Tomosynthesis in combination with synthetic versus Digital Mammography. *Radiology*, *297*(3), 545–553. <https://doi.org/10.1148/radiol.2020200240>

Moshina, N., Aase, H. S., Danielsen, A. S., Haldorsen, I. S., Lee, C. I., Zackrisson, S., & Hofvind, S. (2020). Comparing screening outcomes for Digital Breast Tomosynthesis and digital mammography by automated breast density in a randomized controlled trial: Results from the TO-be trial. *Radiology*, *297*(3), 522–531. <https://doi.org/10.1148/radiol.2020201150>

Hovda, T., Holen, Å. S., Lång, K., Albertsen, J. L., Bjørndal, H., Brandal, S. H., Sahlberg, K. K., Skaane, P., Suhrke, P., & Hofvind, S. (2020). Interval and consecutive round breast cancer after Digital Breast Tomosynthesis and synthetic 2D mammography versus standard 2D digital mammography in Breastscreen Norway. *Radiology*, *294*(2), 256–264. <https://doi.org/10.1148/radiol.2019191337>

Hofvind, S., Hovda, T., Holen, Å. S., Lee, C. I., Albertsen, J., Bjørndal, H., Brandal, S. H., Gullien, R., Lømo, J., Park, D., Romundstad, L., Suhrke, P., Vigeland, E., & Skaane, P. (2018). Digital Breast Tomosynthesis and synthetic 2D mammography versus Digital Mammography: Evaluation in a population-based screening program. *Radiology*, *287*(3), 787–794. <https://doi.org/10.1148/radiol.2018171361>



Heywang-Köbrunner, S. H., Jänsch, A., Hacker, A., Weinand, S., & Vogelmann, T. (2021). Digital Breast Tomosynthesis (DBT) plus synthesised two-dimensional mammography (S2D) in breast cancer screening is associated with higher cancer detection and lower recalls compared to Digital Mammography (DM) alone: Results of a systematic review and meta-analysis. *European Radiology*, *32*(4), 2301–2312. <https://doi.org/10.1007/s00330-021-08308-8>

van Winkel, S. L., Rodríguez-Ruiz, A., Appelman, L., Gubern-Mérida, A., Karssemeijer, N., Teuwen, J., Wanders, A. J., Sechopoulos, I., & Mann, R. M. (2021). Impact of artificial intelligence support on accuracy and reading time in breast tomosynthesis image interpretation: A multi-reader multi-case study. *European Radiology*, *31*(11), 8682–8691. <https://doi.org/10.1007/s00330-021-07992-w>

Gurando, A. V., Babkina, T. M., Dykan, I. M., Kozarenko, T. M., Gurando, V. R., & Telniy, V. V. (2021). Digital Breast Tomosynthesis and full-field digital mammography in breast cancer detection associated with four asymmetry types. *Wiadomości Lekarskie*, *74*(4), 842–848. <https://doi.org/10.36740/wlek202104106>

Babkina, T. M., Gurando, A. V., Kozarenko, T. M., Gurando, V. R., Telniy, V. V., & Pominchuk, D. V. (2021). Detection of breast cancers represented as architectural distortion: A comparison of full-field digital mammography and Digital Breast Tomosynthesis. *Wiadomości Lekarskie*, *74*(7), 1674–1679. <https://doi.org/10.36740/wlek202107121>

Lai, Y.-C., Ray, K. M., Lee, A. Y., Hayward, J. H., Freimanis, R. I., Lobach, I. V., & Joe, B. N. (2018). Microcalcifications detected at Screening Mammography: Synthetic mammography and Digital Breast Tomosynthesis versus digital mammography. *Radiology*, *289*(3), 630–638. <https://doi.org/10.1148/radiol.2018181180>

His, M., Lajous, M., Gómez-Flores-Ramos, L., Monge, A., Dossus, L., Viallon, V., Gicquiau, A., Biessy, C., Gunter, M. J., & Rinaldi, S. (2021). Biomarkers of mammographic density in premenopausal women. *Breast Cancer Research*, *23*(1). <https://doi.org/10.1186/s13058-021-01454-3>

Greenberg, J. S., Javitt, M. C., Katzen, J., Michael, S., & Holland, A. E. (2014). Clinical performance metrics of 3D Digital Breast Tomosynthesis compared with 2D digital mammography for Breast Cancer Screening in Community practice. *American Journal of Roentgenology*, *203*(3), 687–693. <https://doi.org/10.2214/ajr.14.12642>

Hofvind, S., Holen, Å. S., Aase, H. S., Houssami, N., Sebuødegård, S., Moger, T. A., Haldorsen, I. S., & Aksten, L. A. (2019). Two-view Digital Breast Tomosynthesis versus digital mammography in a population-based breast cancer screening programme (to-be): A randomised, controlled trial. *The Lancet Oncology*, *20*(6), 795–805. [https://doi.org/10.1016/s1470-2045\(19\)30161-5](https://doi.org/10.1016/s1470-2045(19)30161-5)

Vourtsis, A., & Berg, W. A. (2018). Breast density implications and supplemental screening. *European Radiology*, *29*(4), 1762–1777. <https://doi.org/10.1007/s00330-018-5668-8>

Neeter, L., Raat, F., Meens-Koreman, S., Stiphout, R. van, Timmermans, S., Duvivier, K., Smidt, M., Wildberger, J., Nelemans, P., & Lobbes, M. (2021). The diagnostic value of contrast-enhanced 2D mammography in everyday clinical use. <https://doi.org/10.21203/rs.3.rs-612897/v1>

Rauscher, G. H., Murphy, A. M., Qiu, Q., Dolecek, T. A., Tossas, K., Liu, Y., & Alsheik, N. H. (2021). The “sweet spot” revisited: Optimal recall rates for cancer detection with 2D and 3D

Digital Screening Mammography in the Metro Chicago Breast Cancer Registry. *American Journal of Roentgenology*, 216(4), 894–902. <https://doi.org/10.2214/ajr.19.22429>

Sudhir, R., Sannapareddy, K., Potlapalli, A., Krishnamurthy, P. B., Buddha, S., & Koppula, V. (2021). Diagnostic accuracy of contrast-enhanced digital mammography in breast cancer detection in comparison to Tomosynthesis, synthetic 2D mammography and Tomosynthesis combined with ultrasound in women with dense breast. *The British Journal of Radiology*, 94(1118), 20201046. <https://doi.org/10.1259/bjr.20201046>

Elmore, J. G., & Lee, C. I. (2020). Keeping pace with technology advances in breast cancer screening: Synthetic 2D Images Outperform Digital Mammography. *JNCI: Journal of the National Cancer Institute*, 113(6), 645–646. <https://doi.org/10.1093/jnci/djaa208>

Wahab, R. A., Lee, S.-J., Zhang, B., Sobel, L., & Mahoney, M. C. (2018). A comparison of full-field digital mammograms versus 2D synthesized mammograms for detection of microcalcifications on screening. *European Journal of Radiology*, 107, 14–19. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2018.08.004>

Dodelzon, K., Simon, K., Dou, E., Levy, A. D., Michaels, A. Y., Askin, G., & Katzen, J. T. (2020). Performance of 2D Synthetic Mammography Versus Digital Mammography in the detection of microcalcifications at screening. *American Journal of Roentgenology*, 214(6), 1436–1444. <https://doi.org/10.2214/ajr.19.21598>

Renaldo, A., Miller, M., Caley, M., Ganti, R., Patrie, J., Rochman, C., & Nguyen, J. V. (2022). 2D or synthetic 2D? A reader study of visualization of amorphous calcifications. *Journal of Breast Imaging*, 4(1), 19–24. <https://doi.org/10.1093/jbi/wbab094>

Mackenzie, A., Thomson, E. L., Mitchell, M., Elangovan, P., van Ongeval, C., Cockmartin, L., Warren, L. M., Wilkinson, L. S., Wallis, M. G., Given-Wilson, R. M., Dance, D. R., & Young, K. C. (2021). Virtual clinical trial to compare cancer detection using combinations of 2D mammography, Digital Breast Tomosynthesis and synthetic 2D imaging. *European Radiology*, 32(2), 806–814. <https://doi.org/10.1007/s00330-021-08197-x>

Durand, M. (2018). Synthesized mammography: Clinical evidence, appearance, and implementation. *Diagnostics*, 8(2), 22. <https://doi.org/10.3390/diagnostics8020022>

Hadjipanteli, A., Polyviou, P., Kyriakopoulos, I., Genagritis, M., Kotziamani, N., Moniatis, D., Papoutsou, A., & Constantinidou, A. (2021). Comparison of two-view versus single-view Digital Breast Tomosynthesis and 2D-mammography in Breast Cancer Surveillance Imaging. *PLOS ONE*, 16(9). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0256514>

Yi, P. H., Lin, A., Wei, J., Yu, A. C., Sair, H. I., Hui, F. K., Hager, G. D., & Harvey, S. C. (2019). Deep-learning-based semantic labeling for 2D mammography and comparison of complexity for machine learning tasks. *Journal of Digital Imaging*, 32(4), 565–570. <https://doi.org/10.1007/s10278-019-00244-w>

Romanucci, G., Zantedeschi, L., Ventriglia, A., Mercogliano, S., Bisighin, M. V., Cugola, L., Bricolo, P., Rella, R., Mandarà, M., Benassuti, C., Caneva, A., & Fornasa, F. (2021). Lobular breast cancer conspicuity on digital breast tomosynthesis compared to synthesized 2D mammography: A multireader study. *Journal of Imaging*, 7(9), 185. <https://doi.org/10.3390/jimaging7090185>

Sanmugasiva, V. V., Ramli Hamid, M. T., Fadzli, F., Rozalli, F. I., Yeong, C. H., Ab Mumin, N., & Rahmat, K. (2020). Diagnostic accuracy of Digital Breast Tomosynthesis in combination with 2D mammography for the characterisation of mammographic abnormalities. *Scientific Reports*, 10(1). <https://doi.org/10.1038/s41598-020-77456-6>

Sanmugasiva, V. V., Ramli Hamid, M. T., Fadzli, F., Rozalli, F. I., Yeong, C. H., Ab Mumin, N., & Rahmat, K. (2020). Diagnostic accuracy of Digital Breast Tomosynthesis in combination with 2D mammography for the characterisation of mammographic abnormalities. *Scientific Reports*, 10(1). <https://doi.org/10.1038/s41598-020-77456-6>

Gilbert, F. J., & Pinker-Domenig, K. (2019). Diagnosis and staging of breast cancer: When and how to use mammography, Tomosynthesis, Ultrasound, contrast-enhanced mammography, and Magnetic Resonance Imaging. *IDKD Springer Series*, 155–166. [https://doi.org/10.1007/978-3-030-11149-6\\_13](https://doi.org/10.1007/978-3-030-11149-6_13)

Sogani, J., Mango, V. L., Keating, D., Sung, J. S., & Jochelson, M. S. (2021). Contrast-Enhanced Mammography: Past, present, and future. *Clinical Imaging*, 69, 269–279. <https://doi.org/10.1016/j.clinimag.2020.09.003>

Sumkin, J. H., Berg, W. A., Carter, G. J., Bandos, A. I., Chough, D. M., Ganott, M. A., Hakim, C. M., Kelly, A. E., Zuley, M. L., Houshmand, G., Anello, M. I., & Gur, D. (2019). Diagnostic performance of MRI, molecular breast imaging, and contrast-enhanced mammography in women with newly diagnosed breast cancer. *Radiology*, 293(3), 531–540. <https://doi.org/10.1148/radiol.2019190887>

Berg, W. A., Madsen, K. S., Schilling, K., Tartar, M., Pisano, E. D., Larsen, L. H., Narayanan, D., & Kalinyak, J. E. (2012). Comparative effectiveness of positron emission mammography and

MRI in the contralateral breast of women with newly diagnosed breast cancer. *American Journal of Roentgenology*, 198(1), 219–232. <https://doi.org/10.2214/ajr.10.6342>

Mann, R. M., Kuhl, C. K., & Moy, L. (2019). Contrast-enhanced MRI for breast cancer screening. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 50(2), 377–390. <https://doi.org/10.1002/jmri.26654>

Heller, S. L., & Moy, L. (2019). MRI breast screening revisited. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 49(5), 1212–1221. <https://doi.org/10.1002/jmri.26547>

Cover, K. S., Duvivier, K. M., de Graaf, P., Wittenberg, R., Smit, R., Kuijter, J. P. A., Hofman, M. B. M., Slotman, B. J., & Verdaasdonk, R. M. (2018). Summarizing the 4D image stack of ultrafast dynamic contrast enhancement MRI of breast cancer in 3D using color intensity projections. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 49(5), 1391–1399. <https://doi.org/10.1002/jmri.26521>

Vreemann, S., Rodriguez-Ruiz, A., Nickel, D., Heacock, L., Appelman, L., van Zelst, J., Karssemeijer, N., Weiland, E., Maas, M., Moy, L., Kiefer, B., & Mann, R. M. (2017). Compressed sensing for breast MRI: Resolving the trade-off between spatial and temporal resolution. *Investigative Radiology*, 52(10), 574–582. <https://doi.org/10.1097/rli.0000000000000384>

Pham, R., Marshall, H., & Plecha, D. (2020). Abbreviated protocol breast MRI. *American Journal of Roentgenology*, 215(3), 765–769. <https://doi.org/10.2214/ajr.19.22292>

Wang, J., Greuter, M. J. W., Vermeulen, K. M., Brokken, F. B., Dorrius, M. D., Lu, W., & de Bock, G. H. (2022). Cost-effectiveness of abbreviated-protocol MRI screening for women with mammographically dense breasts in a national breast cancer screening program. *The Breast*, 61, 58–65. <https://doi.org/10.1016/j.breast.2021.12.004>

Mango, V. L., Goel, A., Mema, E., Kwak, E., & Ha, R. (2019). Breast MRI screening for average-risk women: A Monte Carlo simulation cost–benefit analysis. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 49(7). <https://doi.org/10.1002/jmri.26334>

Zhang, Z. (2012). Detection of breast cancer with addition of annual screening ultrasound or a single screening MRI to mammography in women with elevated breast cancer risk. *JAMA*, 307(13), 1394. <https://doi.org/10.1001/jama.2012.388>

Hwang, E., Szabo, J., Sonnenblick, E. B., & Margolies, L. R. (2018). Variable appearances of ductal carcinoma in situ calcifications on Digital Mammography, Synthesized Mammography, and Tomosynthesis: A pictorial essay. *Canadian Association of Radiologists Journal*, 69(1), 2–9. <https://doi.org/10.1016/j.carj.2017.04.005>

Wu, W.-H., Ji, Q.-L., Li, Z.-Z., Wang, Q.-N., Liu, S.-Y., & Yu, J.-F. (2019). Mammography and MRI manifestations of breast angiosarcoma. *BMC Women's Health*, 19(1). <https://doi.org/10.1186/s12905-019-0769-3>

Murakami, S., Nagano, H., Okubo, K., Sakata, H., Tsuji, Y., Ishiguro, T., Hirayama, R., Amanuma, M., & Hirose, T. (2001). Angiosarcoma of the breast: Report of a case and its findings of MRI. *Breast Cancer*, 8(3), 254–258. <https://doi.org/10.1007/bf02967519>

Geuzinge, H. A., Heijnsdijk, E. A. M., Obdeijn, I.-M., de Koning, H. J., & Tilanus-Linthorst, M. M. A. (2021). Experiences, expectations and preferences regarding MRI and mammography as breast cancer screening tools in women at familial risk. *The Breast*, 56, 1–6. <https://doi.org/10.1016/j.breast.2021.01.002>

Wernli, K. J., Ichikawa, L., Kerlikowske, K., Buist, D. S., Brandzel, S. D., Bush, M., Johnson, D., Henderson, L. M., Nekhlyudov, L., Onega, T., Sprague, B. L., Lee, J. M., Lehman, C. D., & Miglioretti, D. L. (2019). Surveillance Breast MRI and mammography: Comparison in women with a personal history of breast cancer. *Radiology*, *292*(2), 311–318. <https://doi.org/10.1148/radiol.2019182475>

Comstock, C. E., Gatsonis, C., Newstead, G. M., Snyder, B. S., Gareen, I. F., Bergin, J. T., Rahbar, H., Sung, J. S., Jacobs, C., Harvey, J. A., Nicholson, M. H., Ward, R. C., Holt, J., Prather, A., Miller, K. D., Schnall, M. D., & Kuhl, C. K. (2020). Comparison of abbreviated breast MRI vs Digital Breast Tomosynthesis for breast cancer detection among women with dense breasts undergoing screening. *JAMA*, *323*(8), 746. <https://doi.org/10.1001/jama.2020.0572>

Mann, R. M., Kuhl, C. K., & Moy, L. (2019). Contrast-enhanced MRI for breast cancer screening. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, *50*(2), 377–390. <https://doi.org/10.1002/jmri.26654>

Wu, W.-H., Ji, Q.-L., Li, Z.-Z., Wang, Q.-N., Liu, S.-Y., & Yu, J.-F. (2019). Mammography and MRI manifestations of breast angiosarcoma. *BMC Women's Health*, *19*(1). <https://doi.org/10.1186/s12905-019-0769-3>

Hu, Q., Whitney, H. M., Li, H., Ji, Y., Liu, P., & Giger, M. L. (2021). Improved classification of benign and malignant breast lesions using deep feature maximum intensity projection MRI in breast cancer diagnosis using dynamic contrast-enhanced MRI. *Radiology: Artificial Intelligence*, *3*(3). <https://doi.org/10.1148/ryai.2021200159>

Kataoka, M., Honda, M., Ohashi, A., Yamaguchi, K., Mori, N., Goto, M., Fujioka, T., Mori, M., Kato, Y., Satake, H., Ima, M., & Kubota, K. (2022). Ultrafast dynamic contrast-enhanced MRI



of the breast: How is it used? *Magnetic Resonance in Medical Sciences*, 21(1), 83–94.

<https://doi.org/10.2463/mrms.rev.2021-0157>

---

---