



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ  
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ

**Μελέτη και σύγκριση αλγοριθμικών μεθόδων  
επεξεργασίας εικόνων μαστογραφίας για τη βέλτιστη  
ανάδειξη των μικροαποτιτανώσεων**



**ΜΙΚΡΟΠΟΥΛΟΥ ΕΛΕΝΗ**  
**Αριθμός Μητρώου: 48013055**

**Επιβλέπων Καθηγητής**  
**Γκλώτσος Δημήτριος, Καθηγητής**

**Αθήνα 10/2024**

ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

Η Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

Ο Επιβλέπων Καθηγητής

Δημήτριος Γκλώτσος  
Καθηγητής

Παντελεήμων Ασβεστάς  
Καθηγητής

Σπυρίδων Κωστόπουλος  
Αναπληρωτής Καθηγητής

**ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ**

Η υπογράφουσα **Μικροπούλου Ελένη του Θρασύβουλου**, με αριθμό μητρώου **48013055**, φοιτήτρια του **Τμήματος Μηχανικών Βιοϊατρικής της Σχολής Μηχανικών του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής**, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

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

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

Ημερομηνία

11/10/2024

Η Δηλούσα

**ΜΙΚΡΟΠΟΥΛΟΥ ΕΛΕΝΗ**



## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Σκοπός της παρούσας εργασίας είναι η προσπάθεια της βέλτιστης ανάδειξης των πρώιμων αλλοιώσεων, όπως οι μικροαποτιτανώσεις, σε εικόνες μαστογραφίας, με στόχο την όσο το δυνατόν πιο έγκαιρη ανίχνευση τους, μέσω της χρήσης και εφαρμογής αλγοριθμικών μεθόδων και τεχνικών. Ένα σημαντικό ζήτημα στη μαστογραφική απεικόνιση είναι η δυσκολία διάκρισης των ιστών μεταξύ τους καθώς και των ύποπτων για κακοήθεια σημείων που ενδέχεται να “κρύβονται”, λόγω της εκ φύσεως χαμηλής αντίθεσης της εικόνας μαστογραφίας. Μία από τις μεγαλύτερες προκλήσεις είναι η αντιμετώπιση και άρση της χαμηλής αντίθεσης, η οποία αλλιώς θα συνεπαγόταν μικρότερη διαγνωστική αξία στην μαστογραφική απεικόνιση. Αφού μελετηθεί η ανατομία, η φυσιολογία και οι παθολογίες του μαστού, θα μελετηθεί το μηχανήμα μαστογράφου στα βασικά του μέρη, η φυσική της μαστογραφίας και τα όριά της. Ακολουθεί εισαγωγή στην επιστήμη επεξεργασίας εικόνας και τα οφέλη της στην ιατρική απεικόνιση. Θα γίνει μελέτη και σύγκριση διάφορων αλγοριθμικών τεχνικών με σκοπό την εύρεση της αποδοτικότερης μεθόδου που προσεγγίζει/επιλύει το υπό μελέτη πρόβλημα με τον καλύτερο δυνατό τρόπο. Επιπλέον, πέραν της αντίθεσης θα μελετηθεί και συγκριθεί ο θόρυβος της εικόνας και το πώς επιδρά η καταστολή του στο τελικό διαγνωστικό αποτέλεσμα. Για το λόγο αυτό, μελετήθηκαν και επεξεργάστηκαν με κώδικα σε περιβάλλον MATLAB, δέκα μαστογραφίες από την ανοιχτή βάση δεδομένων INbreast. Τα αποτελέσματα έδειξαν ξεκάθαρα την υπεροχή της μεθόδου CLAHE, ως προς την τελική διαγνωστική αξία, που επιτυγχάνει ενίσχυση της αντίθεσης, έναντι της μεθόδου Wavelet Denoising που πετυχαίνει μείωση του θορύβου. Τέλος, προτείνονται μέθοδοι για περαιτέρω αξιολόγηση των αλγοριθμικών μεθόδων με ποσοτικές τεχνικές και ιδέες για βελτίωση των οθονών των σταθμών εργασίας των μαστογραφικών συστημάτων.

**Λέξεις Κλειδιά:** μαστογραφία, μικροαποτιτανώσεις, καρκίνος, αλγόριθμος, CLAHE, MAHE, ψηφιακή μαστογραφία, επεξεργασία ιατρικής εικόνας, MIAS, DDSM, μαστογραφία ακτινών X, σύγκριση αλγορίθμων, ιατρικός αλγόριθμος, μαστός, καρκίνος μαστού, απεικόνιση μαστού, Convolutional Neural Networks, CNNs, μηχανική μάθηση, INbreast

## ABSTRACT

The purpose of this study is to optimize the enhancement of early lesions, such as microcalcifications, in mammography images to enable the earliest possible detection through the use and application of algorithmic methods and techniques. A significant issue in mammographic imaging is the difficulty in distinguishing tissues from one another, as well as identifying suspicious areas that may “hide” due to the naturally low contrast of mammography images. One of the greatest challenges is addressing and overcoming low contrast, which otherwise would reduce the diagnostic value of mammographic imaging. Following an examination of breast anatomy, physiology, and common pathologies, the study will also cover the main components of the mammography machine, the principles of mammographic physics, and the limitations inherent in the technology. This is followed by an introduction to image processing science and its benefits in medical imaging. A study and comparison of various algorithmic techniques will be conducted to determine the most efficient method to address/resolve the issue under study. In addition to contrast, image noise will also be studied and compared to assess how its suppression affects the final diagnostic outcome. For this purpose, ten mammograms from the open INbreast database were processed using MATLAB code. The results clearly showed the superiority of the CLAHE method, in terms of final diagnostic value, which enhances contrast, compared to the Wavelet Denoising method, which reduces noise. Finally, methods are suggested for further evaluation of algorithmic techniques using quantitative approaches and ideas for improving workstation displays of mammographic systems.

***Keywords: mammography, microcalcifications, tumor, algorithms, CLAHE, MAHE, digital mammography, medical image processing, MIAS, DDSM, X-ray mammography, algorithm comparison, medical algorithm, breast, breast cancer, breast imaging, Convolutional Neural Networks, CNNs, machine learning, INbreast***

## **Ευχαριστίες:**

Ευχαριστώ τον καθηγητή μου Δημήτριο Γκλώτσο για την αδιάκοπη υποστήριξη, την εκπαίδευση, την έμπνευση και την συνεχή του συμβολή και συνεισφορά στον τομέα της Βιοϊατρικής Τεχνολογίας γενικότερα και του τμήματός μας ειδικότερα.

Ευχαριστώ επιπλέον και όλους τους καθηγητές του τμήματος μας, οι οποίοι μας υποστήριξαν σε κάθε βήμα των σπουδών μας και ενδιαφέρθηκαν πραγματικά να μας φωτίσουν το δρόμο στο ταξίδι της βιοϊατρικής τεχνολογίας και της επιστήμης γενικότερα.

Ευχαριστώ επίσης τους αγαπημένους φίλους και συγγενείς μου, που έδειξαν υπομονή και με στήριξαν ψυχολογικά και συναισθηματικά για να συνεχίζω σε κάθε πόνημα σαν αυτό.

**Τέλος, αφιερώνω αυτή την εργασία στη μητέρα μου Αγγελική, η οποία ήρθε τρεις φορές έως τώρα αντιμετώπιση στη ζωή της με τον καρκίνο, εκ των οποίων η μια φορά ήταν στο μαστό, και βγήκε νικήτρια κάθε φορά.**

ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ .....	6
1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ .....	14
2. ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΚΑΙ ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑ ΜΑΣΤΟΥ .....	15
2.1 Μαστοί του θήλεος.....	16
2.2 Αγγείωση του μαστού .....	20
2.3 Νεύρα του μαστού.....	23
2.4 Μεταβολές στους μαστούς .....	23
3. ΠΑΘΟΛΟΓΙΑ ΤΟΥ ΜΑΣΤΟΥ .....	25
3.1 Καρκίνωμα του μαστού .....	28
4. ΨΗΦΙΑΚΟΣ ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΟΣ .....	31
5. ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑ.....	43
5.1 Η φύση του μαστού και η δυσκολία κλινικού διαχωρισμού των ιστών που τον αποτελούν.....	44
5.2 Ευαισθησία αντίθεσης και ενεργειακές απαιτήσεις της δέσμης .....	44
5.3 Ανίχνευση εικόνας.....	45
5.4 Αναλογική Μαστογραφία .....	46
5.5 Ψηφιακή Μαστογραφία.....	46
5.6 Αντιδιαχυτικό Διάφραγμα (Grid) .....	47
5.7 Συμπύεση μαστού.....	48
5.8 Μεγέθυνση Εικόνας.....	49
5.9 Ενεργειακό φάσμα των ακτίνων Χ στη μαστογραφία .....	49
5.10 Ακτινοπροστασία .....	52
5.11 Απαιτήσεις Μαστογραφίας.....	53
5.12 Ποιοτικός έλεγχος .....	53
5.14 Τρισδιάστατη (3-D) μαστογραφία ή Μαστογραφία Τομοσύνθεσης .....	55
5.15 Τεχνουργήματα - Artifacts.....	55
5.16 Πλεονεκτήματα και Μειονεκτήματα της Μαστογραφίας.....	57
6. ΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΙΣ .....	58
6.1 Είδη μικροαποτιτανώσεων .....	58

ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

6.2 Κατηγορίες κατανομής μικροαποτιτανώσεων.....	59
7. ΒΑΣΕΙΣ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΩΝ.....	68
8. ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΙ ΒΕΛΤΙΣΤΟΠΟΙΗΣΗΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ .....	76
8.1 Τεχνικές Επεξεργασίας Εικόνων .....	77
8.1.1 Ανίχνευση Ακμών (Edge Detection).....	77
8.1.2 Τμηματοποίηση (Segmentation) .....	78
8.1.3 Ανάλυση Πυκνότητας Ιστού (Density Analysis).....	78
8.1.4 Ανίχνευση Προτύπων και Χαρακτηριστικών (Pattern and Feature Detection)....	79
8.1.5 Αλγόριθμοι βελτίωσης αντίθεσης .....	79
8.1.5.1 Ισοστάθμιση Ιστογράμματος (Histogram Equalization).....	79
8.1.5.2 Προσηρμοσμένη Ισοστάθμιση Ιστογράμματος (Adaptive Histogram Equalization) .....	80
8.1.5.3 ΜΑΗΕ (Modified Adaptive Histogram Equalization) .....	80
8.1.5.3.1 Τρόπος λειτουργίας της ΜΑΗΕ.....	80
8.1.5.4 CLAHE (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization).....	80
8.1.5.4.1 Τρόπος λειτουργίας της CLAHE .....	80
8.1.5.4.2 Πλεονεκτήματα της CLAHE .....	81
Στα πλεονεκτήματα της CLAHE συγκαταλέγονται τα παρακάτω: .....	81
8.2 Τεχνικές Μηχανικής Μάθησης και Τεχνητή Νοημοσύνη (Machine Learning and AI) ...	81
Σύγκριση Τεχνικών .....	82
8.3 Αλγόριθμοι κατάλληλοι για επεξεργασία μαστογραφικών εικόνων .....	82
8.3.1 Ενίσχυση της αντίθεσης.....	82
8.3.2 Αποθορυβοποίηση.....	82
8.3.3 Βελτίωση εικόνας σε πυκνό μαστικό ιστό .....	83
8.3.4 Ανίχνευση άκρων και όγκων.....	83
8.3.5 Αποκατάσταση εικόνας (image reconstruction) .....	83
8.3.6 Καταστολή της εξάπλωσης της ακτινοβολίας (scatter suppression) .....	83
8.3.7 Αναγνώριση κακοήθων όγκων .....	84
8.3.8 Κατάτμηση εικόνας (image segmentation) .....	84



ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

8.3.9 Ανακατασκευή τρισδιάστατης μαστογραφίας (DBT - Digital Breast Tomosynthesis) .....	84
8.4 Συνοπτικά: .....	85
8.5 Το μοντέλο Mirai .....	85
8.5.1 Τεχνικές Πτυχές .....	86
8.5.2 Προβλέψεις και Προσαρμοστικότητα .....	86
8.5.3 Σημασία για τη Δημόσια Υγεία .....	86
9. ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ .....	87
9.1 Ενίσχυση της Αντίθεσης.....	87
9.1.1 Αλγόριθμος Image_Processing_with_CLAHE .....	87
9.2 Αποθορυβοποίηση.....	88
9.2.1 Αλγόριθμος Wavelet_Denoising_High_Threshold .....	89
10. ΥΛΙΚΑ ΠΟΥ ΧΡΗΣΙΜΟΠΟΙΗΘΗΚΑΝ .....	91
11. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ .....	92
12. ΣΥΖΗΤΗΣΗ.....	108
13. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ .....	109
14. ΕΠΟΜΕΝΑ ΒΗΜΑΤΑ - ΙΔΕΕΣ .....	111
15. ΑΝΑΦΟΡΕΣ - ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	112

## Εικόνες

Εικόνα 1. Διαγραμματική αναπαράσταση της ανατομίας του μαστού, Patrick J. Lynch, published under CC BY 3.0 license.....	17
Εικόνα 2. Διαγραμματική αναπαράσταση των αδενικών στοιχείων του μαστού.....	19
Εικόνα 3. Διαγραμματική αναπαράσταση της τελικής εκκριτικής μονάδας (TDLU) του μαστού.....	20
Εικόνα 4. Διαγραμματική αναπαράσταση των λειτουργιών των διάφορων επιθηλιακών στοιχείων του μαστού.....	21
Εικόνα 5. Διαγραμματική αναπαράσταση των τεσσάρων τεταρτημορίων των μαστών (UOQ, LOQ, LIQ, UIQ).....	23
Εικόνα 6. Ενδεικτική διάταξη αίθουσας διενέργειας μαστογραφίας.....	32
Εικόνα 7. Πλάγια διάταξη συστήματος Μαστογραφίας 1.....	33
Εικόνα 8. Διάταξη συστήματος Μαστογραφίας 2.....	34
Εικόνα 9. Διάταξη συστήματος Μαστογραφίας 3.....	35
Εικόνα 10. Σχηματική διάταξη βασικών στοιχείων μαστογράφου.....	37
Εικόνα 11. Το μοντέλο Senographe Crystal της GE Healthcare.....	38
Εικόνα 12. Το μοντέλο MAMMOMAT Revelation της Siemens Healthineers.....	39
Εικόνα 13. Το μοντέλο Artemis της Canon.....	40
Εικόνα 14. Το μοντέλο MicroDose L30 της Philips.....	41
Εικόνα 15. Το μοντέλο Selenia της Hologic.....	42
Εικόνα 16. Μαστογραφία υγιούς δεξιού μαστού (πλάγια λοξή προβολή - MLO).....	44
Εικόνα 17. Αναλογική και Ψηφιακή Μαστογραφία.....	48
Εικόνα 18. Φάσμα ακτίνων X για μαστογραφική απεικόνιση.....	53
Εικόνα 19. Τεχνουργήματα λόγω αναδίπλωσης.....	58
Εικόνα 20. Διάχυτες ή διασκορπισμένες μικροαποτιτανώσεις.....	62
Εικόνα 21. Διάχυτες ή διασκορπισμένες μικροαποτιτανώσεις.....	62
Εικόνα 22. Τοπικές μικροαποτιτανώσεις.....	63
Εικόνα 23. Τοπικές μικροαποτιτανώσεις.....	63

ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

Εικόνα 24. Ομαδοποιημένες ή συσσωρευμένες (κατά συστάδες) μικροαποτιτανώσεις.....	64
Εικόνα 25. Ομαδοποιημένες ή συσσωρευμένες (κατά συστάδες) μικροαποτιτανώσεις.....	65
Εικόνα 26. Γραμμικές μικροαποτιτανώσεις.....	66
Εικόνα 27. Γραμμικές μικροαποτιτανώσεις.....	67
Εικόνα 28. Τμηματικές μικροαποτιτανώσεις.....	68
Εικόνα 29. Τμηματικές μικροαποτιτανώσεις.....	68
Εικόνα 30. Μαστογραφικές εικόνες φυσιολογικών ευρημάτων.....	71
Εικόνα 31. Μαστογραφικές εικόνες φυσιολογικών ευρημάτων.....	72
Εικόνα 32. Μαστογραφικές εικόνες καλοήθων ευρημάτων.....	73
Εικόνα 33. Μαστογραφικές εικόνες καλοήθων ευρημάτων.....	74
Εικόνα 34. Μαστογραφικές εικόνες καρκινικών ευρημάτων.....	75
Εικόνα 35. Μαστογραφικές εικόνες καρκινικών ευρημάτων.....	76
Εικόνα 36. Μαστογραφικές εικόνες με παρουσία μικροαποτιτανώσεων.....	77
Εικόνα 37. Μαστογραφικές εικόνες με παρουσία μικροαποτιτανώσεων.....	77
Εικόνα 38. Στιγμιότυπο αλγορίθμου Image_Processing_with_CLAHE σε περιβάλλον MATLAB.....	91
Εικόνα 39. Στιγμιότυπο αλγορίθμου Wavelet_Denoising_High_Threshold σε περιβάλλον MATLAB.....	92
Εικόνα 40. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση CLAHE Figure_01.....	94
Εικόνα 41. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση CLAHE Figure_02.....	95
Εικόνα 42. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση CLAHE Figure_03.....	96
Εικόνα 43. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση CLAHE Figure_04.....	97
Εικόνα 44. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση CLAHE Figure_05.....	98
Εικόνα 45. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση CLAHE Figure_06.....	99
Εικόνα 46. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση CLAHE Figure_07.....	100
Εικόνα 47. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση CLAHE Figure_08.....	101
Εικόνα 48. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση CLAHE Figure_09.....	102
Εικόνα 49. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση CLAHE Figure_10.....	103

ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

Εικόνα 50. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση Wavelet_Denoise_01.....	104
Εικόνα 51. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση Wavelet_Denoise_02.....	105
Εικόνα 52. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση Wavelet_Denoise_03.....	106
Εικόνα 53. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση Wavelet_Denoise_04.....	107
Εικόνα 54. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση Wavelet_Denoise_05.....	107
Εικόνα 55. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση Wavelet_Denoise_06.....	108
Εικόνα 56. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση Wavelet_Denoise_07.....	108
Εικόνα 57. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση Wavelet_Denoise_08.....	109
Εικόνα 58. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση Wavelet_Denoise_09.....	109
Εικόνα 59. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση Wavelet_Denoise_10.....	110

## Πίνακες

Πίνακας 1. Πίνακας συντομεύσεων-ακρωνυμίων.....	13
Πίνακας 2. Συγκεντρωτικός πίνακας σύγκρισης αλγορίθμων επεξεργασίας μαστογραφικής ιατρικής εικόνας.....	87

### Πίνακας 1: Πίνακας συντομεύσεων-ακρωνυμίων

mSv	Mili-Sievert
KVp	Kilo Volt-peak
Z	Ατομικός αριθμός
CT	Computed Tomography
MGD	Mean Glandular Dose
EHz	Exa Hertz
pHz	pico Hertz
nm	nanometers
KeV	Kilo electron Volt
eV	electron Volt
FSH	Follicle-Stimulating Hormone
LH	Luteinizing Hormone
mAs	MiliAmpere second
KV	Kilo Volt
Mo	Molybdenum
Rh	Rhodium
pm	pico meter
2D	2-Dimentional
3D	3-Dimentional
DBT	Digital Breast Tomosynthesis

*Πίνακας 1. Πίνακας συντομεύσεων-ακρωνυμίων*

## 1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Ο μαστός είναι μια ανατομική δομή του ανθρώπινου σώματος η οποία μπορεί να προσβληθεί από διάφορες ασθένειες, με μεγαλύτερης συχνότητας τον καρκίνο. Οι μικροαποτιτανώσεις συχνά αποτελούν μία πολύ πρώιμη ένδειξη ότι ο μαστός ίσως αποκτήσει την τάση να εμφανίσει καρκίνο, εάν αυτές δεν εντοπιστούν έγκαιρα και δεν βγει πλάνο παρακολούθησης σε ετήσια βάση ή καθ' υπόδειξη του θεράποντος ιατρού.

Επιστήμες όπως η βιοϊατρική τεχνολογία, η πληροφορική και η ανάπτυξη αλγορίθμων, η φυσική και η ηλεκτρονική, έχουν συμβάλλει σε συνδυασμό, ώστε να ανιχνεύονται τέτοιες βλάβες, να απεικονίζονται, να αξιολογούνται, ώστε να παρακολουθούνται και τελικά να θεραπεύονται και να προλαμβάνουν την περαιτέρω εξάπλωση και αλλοίωση του ιστού, με απώτερο σκοπό τη διατήρηση της υγείας του ατόμου.

Οι γυναίκες μπορούν να υποβληθούν σε μαστογραφία, μία απεικονιστική διαγνωστική εξέταση με χρήση ιοντίζουσών ακτινοβολιών, προκειμένου να σκιαγραφηθεί το εσωτερικό των μαστών. Δηλαδή, η ψηφιακή μαστογραφία είναι μία προηγμένη εξέταση απεικόνισης των μαστών, η οποία χρησιμοποιεί ακτίνες X. Οι ακτίνες X ή αλλιώς ακτίνες Ρέντγκεν (Roentgen) είναι ένα τμήμα του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος με περιοχή μήκους κύματος μεταξύ 10 nm με 10 pm, που αντιστοιχεί σε περιοχή συχνότητας από 30 PHz - 30 EHz και σε περιοχή ενέργειας 120 eV - 120 keV.

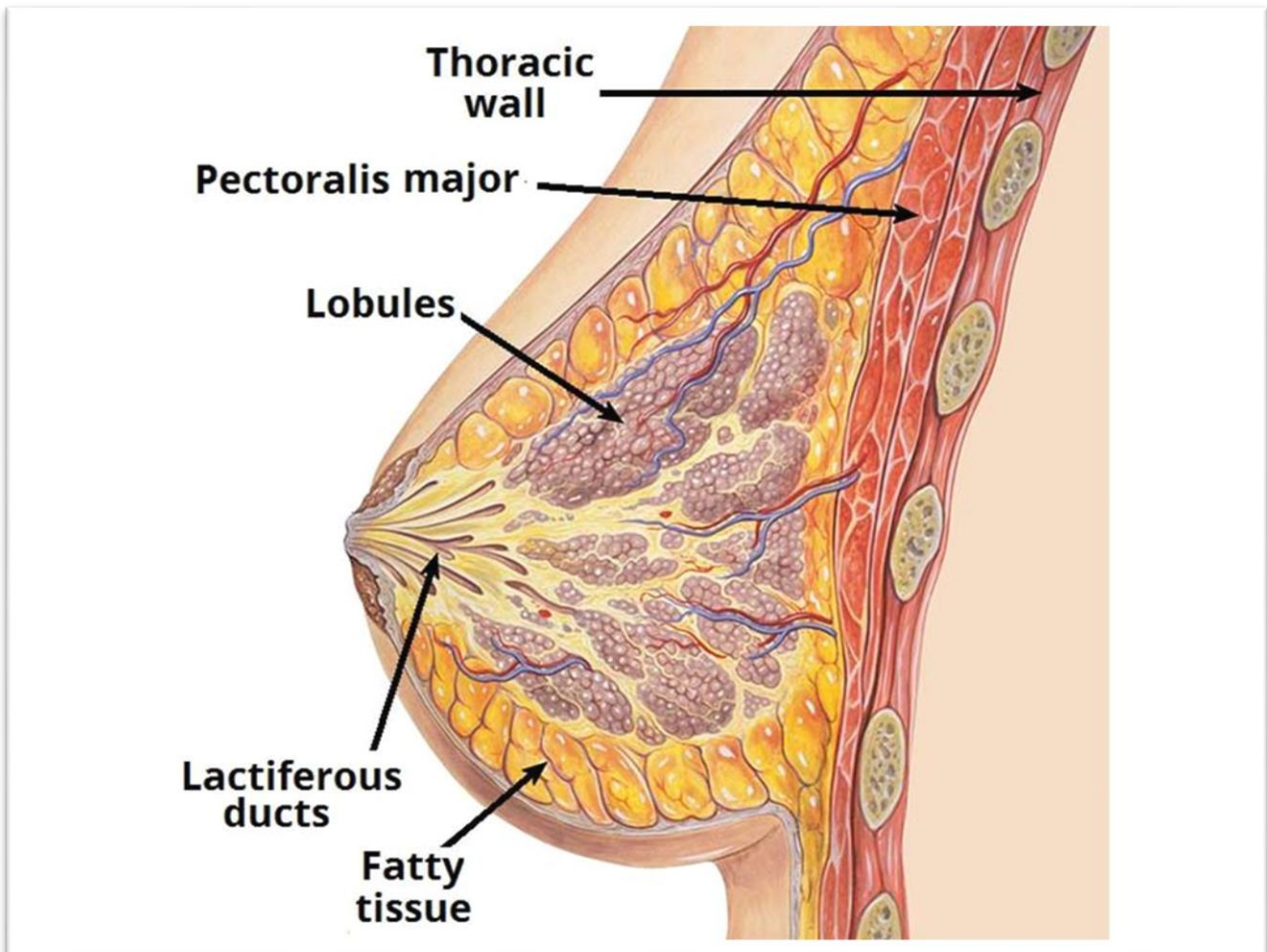
Υπάρχει η δυνατότητα να γίνει μετεπεξεργασία των μαστογραφικών εικόνων, μέσω αλγορίθμων επεξεργασίας και ανάλυσης ιατρικής εικόνας, ώστε να αναδειχθούν και να παρουσιαστούν καλύτερα στο ανθρώπινο μάτι οι μικροαλλοιώσεις. Αυτό εξαρτάται από πολλούς άλλους παράγοντες, όπως η πυκνότητα των υπό εξέταση μαστών, η ηλικία της ασθενούς, η συνύπαρξη υποκείμενων νοσημάτων, η κληρονομικότητα, το πάχος του μαστού, η ποιότητα και εγκυρότητα του μαστογράφου, καθώς και διάφοροι περιβαλλοντικοί παράγοντες. Υπάρχουν συγκεκριμένα ποιοτικά χαρακτηριστικά στις ιατρικές εικόνες και ειδικότερα στην περίπτωση μας στις μαστογραφίες, που μπορούν να ενισχυθούν ή να κατασταλούν, ώστε να αναδειχθεί συγκεκριμένη δομή κάθε φορά με σκοπό το βέλτιστο διαγνωστικό αποτέλεσμα.

Θα μελετηθούν και θα συγκριθούν τέτοιες αλγοριθμικές μέθοδοι σε θεωρητικό και πειραματικό επίπεδο ώστε να φτάσουμε στο συμπέρασμα για το ποιά προσεγγίζει το πρόβλημά μας με τον καλύτερο τρόπο, δηλαδή την καλύτερη δυνατή ανάδειξη των μικροαποτιτανώσεων.

Τέλος, θα προταθούν βελτιώσεις στις υπάρχουσες μεθόδους και ιδέες για περαιτέρω έρευνα κι ανάπτυξη.

## 2. ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΚΑΙ ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑ ΜΑΣΤΟΥ

Οι μαστοί αποτελούν τις πιο εμφανείς επιφανειακές δομές στο πρόσθιο τμήμα του θωρακικού τοιχώματος. Αποτελούνται από αδενικό ιστό και ινώδη συνδετικό ιστό, που περιβάλλονται από λιπώδη ιστό, ενώ περιέχουν επίσης αιμοφόρα αγγεία, λεμφαγγεία και νεύρα. Αμφότεροι και οι άνδρες και οι γυναίκες διαθέτουν μαστούς, ωστόσο αναπτύσσονται πλήρως μόνο στις γυναίκες. Οι μαζικοί αδένες βρίσκονται στον υποδόριο ιστό, ακριβώς πάνω από τους θωρακικούς μύες, δηλαδή τον μείζονα και τον ελάσσονα θωρακικό μυ. Στο πιο προεξέχον σημείο του μαστού βρίσκεται η θηλή, η οποία περιβάλλεται από μια κυκλική, χρωματιστή περιοχή του δέρματος, γνωστή ως θηλέα άλω. Οι μαζικοί αδένες στις γυναίκες θεωρούνται επικουρικοί αδένες του αναπαραγωγικού συστήματος. Αντίθετα, στους άνδρες είναι υποτυπώδεις και ανενεργοί, αποτελούμενοι μόνο από λίγους μικρούς πόρους ή επιθηλιακές χορδές. Το λίπος στους μαστούς των ανδρών δεν διαφέρει από το υποδόριο λίπος άλλων περιοχών του σώματος, ενώ το αδενικό σύστημα συνήθως δεν αναπτύσσεται φυσιολογικά. Στην **Εικόνα 1** διακρίνονται τα βασικότερα ανατομικά στοιχεία του μαστού, όπως το θωρακικό τοίχωμα (thoracic wall), τα λοβία (lobules), ο λιπώδης ιστός (fatty tissue), οι γαλακτοφόροι πόροι (lactiferous ducts) και ο μείζων θωρακικός μυς (pectoralis major). [1]



*Εικόνα 1. Διαγραμματική αναπαράσταση της ανατομίας του μαστού, Patrick J. Lynch, published under CC BY 3.0 license. (Πηγή: <https://screening.iarc.fr/atlasbreastdetail.php?Index=47&e=>)*

## 2.1 Μαστοί του θήλεος

Η ποσότητα του λίπους που περιβάλλει τον αδενικό ιστό καθορίζει το μέγεθος του μαστού, όταν δεν παράγεται γάλα. Το γυναικείο στήθος έχει μια στρογγυλή μορφή και είναι τοποθετημένο πάνω σε μια βάση που εκτείνεται οριζόντια από το εξωτερικό άκρο του στέρνου μέχρι τη μέση της μασχαλιαίας γραμμής, και κάθετα από τη δεύτερη μέχρι την έκτη πλευρά. Τα δύο τρίτα αυτής της βάσης αποτελούνται από τη θωρακική περιτονία που καλύπτει τον μείζονα θωρακικό μυ, ενώ το υπόλοιπο ένα τρίτο προέρχεται από την περιτονία που καλύπτει τον πρόσθιο οδοντωτό μυ. Μεταξύ του μαστού και της θωρακικής περιτονίας υπάρχει ένας χώρος από χαλαρό συνδετικό ιστό, γνωστός ως οπισθομαζικός χώρος. Αυτός ο χώρος, που περιέχει λίγη ποσότητα λίπους, επιτρέπει στο μαστό να κινείται ελαφρώς πάνω στη θωρακική περιτονία. Μια μικρή προέκταση του μαζικού αδένου μπορεί να φτάσει κατά μήκος του κάτω και εξωτερικού χείλους του μείζονα θωρακικού μυός προς τη μασχάλη, σχηματίζοντας τη μασχαλιαία απόφυση ή ουρά του Spence. Ορισμένες γυναίκες ανακαλύπτουν αυτή την απόφυση, ειδικά όταν διογκώνεται κατά τη διάρκεια του εμμηνορρυσιακού κύκλου, και μπορεί να ανησυχούν ότι πρόκειται για όγκο ή μεγεθυμένους λεμφαδένες. [1]

Ο μαζικός αδένος είναι σταθερά συνδεδεμένος με το χόριο του δέρματος, ιδιαίτερα μέσω των δερματικών συνδέσμων, γνωστών ως κρεμαστήρες σύνδεσμοι (Cooper). Αυτές οι ενισχυμένες ίνες του ινώδους ιστού, ιδιαίτερα ανεπτυγμένες στο άνω τμήμα του αδένου, βοηθούν στην υποστήριξη των λοβών και λοβίων του μαζικού αδένου. [1]

Κατά την εφηβεία, μεταξύ 8 και 15 ετών, οι μαστοί των κοριτσιών αυξάνονται σε μέγεθος, κυρίως λόγω της εναπόθεσης λίπους αλλά και λόγω της ανάπτυξης του αδενικού ιστού. Οι θηλές και οι θηλέες άλω επίσης μεγαλώνουν. Το σχήμα και το μέγεθος των μαστών καθορίζονται εν μέρει από γενετικούς, εθνικούς και διατροφικούς παράγοντες. [1]

Οι γαλακτοφόροι πόροι δημιουργούν βλαστικά κύτταρα που εξελίσσονται σε 15-20 λοβία του μαζικού αδένου, που αποτελούν το λειτουργικό τμήμα του αδένου. Κάθε λόβιο αποχετεύεται από έναν γαλακτοφόρο πόρο, και όλοι αυτοί οι πόροι συγκλίνουν και καταλήγουν ανεξάρτητα. Κάθε πόρος έχει μια διευρυμένη περιοχή κάτω από τη θηλέα άλω, γνωστή ως γαλακτοφόρο κόλπο, όπου συγκεντρώνεται ένα μικρό σταγονίδιο γάλακτος. Κατά τον θηλασμό, όταν το βρέφος πιέζει τη θηλή και την άλω, το γάλα απελευθερώνεται στο στόμα του.

Η θηλέα άλω περιέχει πολλούς σημηματογόνους αδένες, οι οποίοι μεγαλώνουν κατά την εγκυμοσύνη και εκκρίνουν μια λιπαρή ουσία που προστατεύει τη θηλή και την άλω από ερεθισμούς κατά τον θηλασμό. Οι θηλές είναι κυλινδρικές ή κωνικές προεξοχές στο κέντρο της θηλέας άλω και δεν έχουν λιπώδη ιστό, τρίχες ή ιδρωτοποιούς αδένες. Στην κορυφή τους

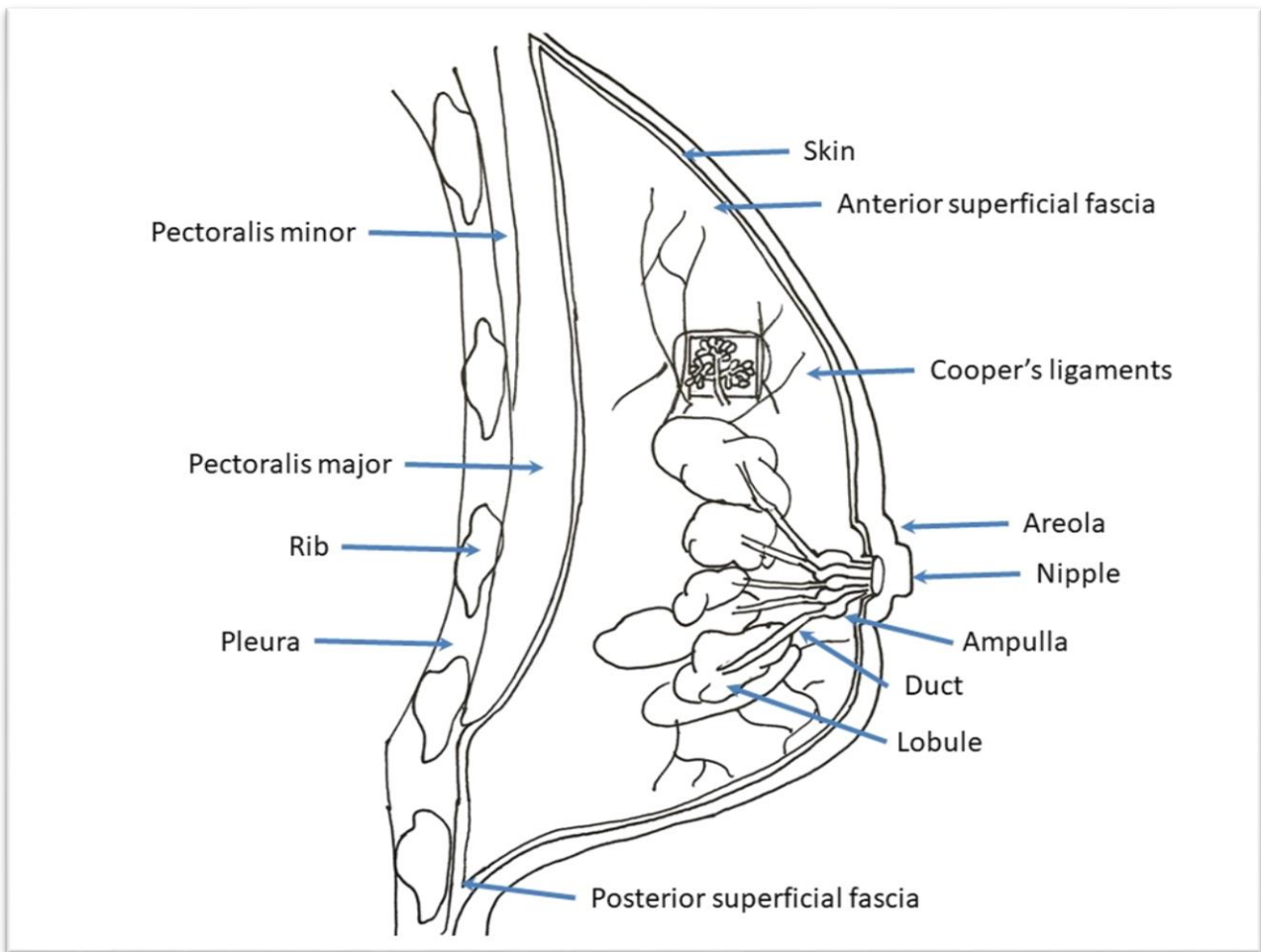


## ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

βρίσκονται τα στόμια των γαλακτοφόρων πόρων. Οι θηλές περιέχουν λείες μυϊκές ίνες που, κατά τον θηλασμό, συμπιέζουν τους γαλακτοφόρους πόρους και προκαλούν στύση της θηλής σε απόκριση σε ερεθίσματα, όπως το θήλασμα από το βρέφος.

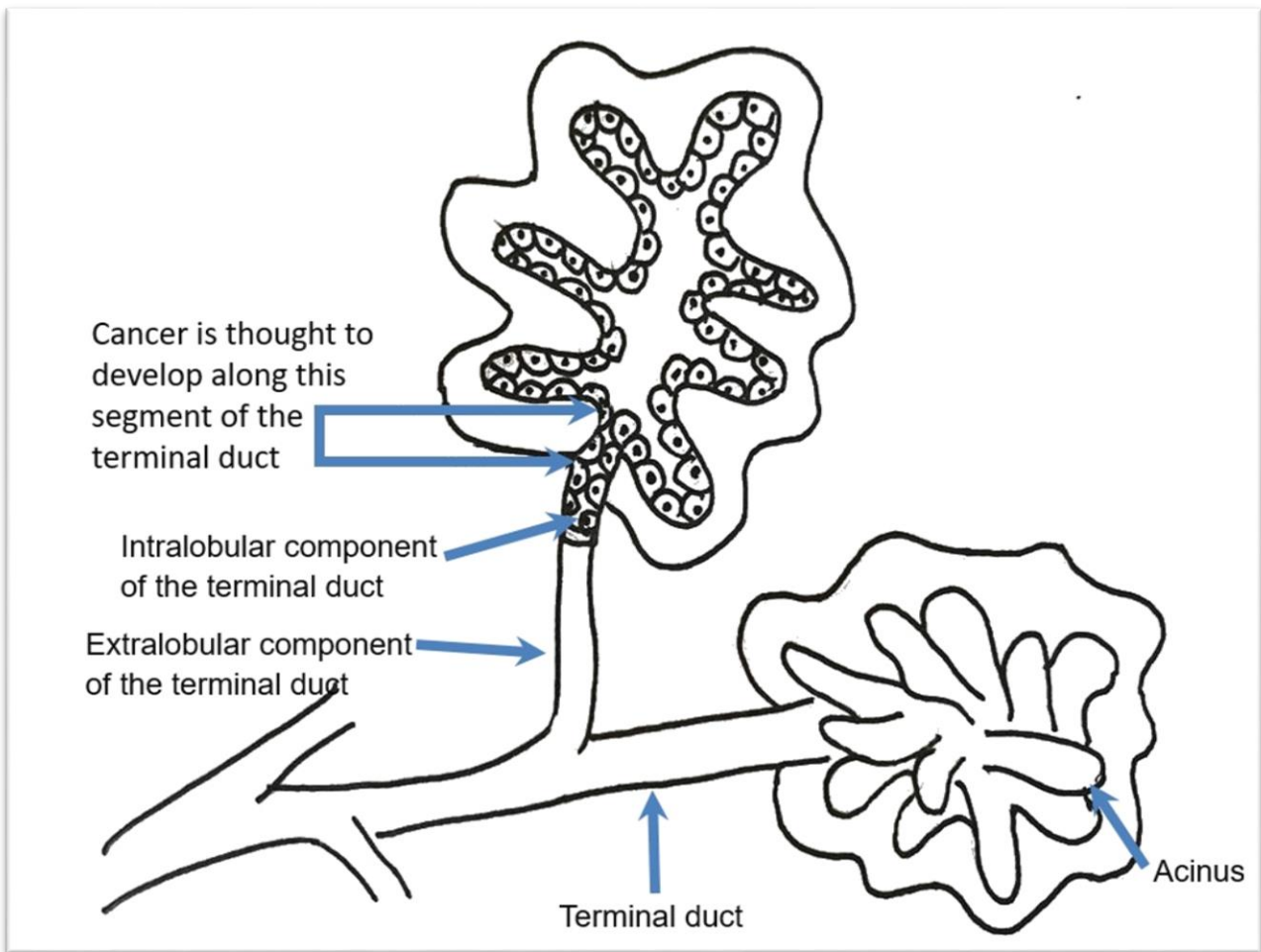
Οι μαζικοί αδένες, όντας τροποποιημένοι ιδρωτοποιοί αδένες, δεν έχουν κάψα ή έλυτρο. Το στρογγυλεμένο σχήμα και ο όγκος των μαστών οφείλονται στον υποδόριο λιπώδη ιστό, εκτός από την εγκυμοσύνη, κατά την οποία οι μαζικοί αδένες διογκώνονται και παράγεται νέος αδενικός ιστός. Οι αδενοκυψέλες, που παράγουν το γάλα, είναι οργανωμένες σε δομές που θυμίζουν τσαμπιά σταφυλιών. Σε πολλές γυναίκες, το μέγεθος των μαστών αυξάνεται ελαφρώς κατά τη διάρκεια του έμμηνου κύκλου λόγω της επίδρασης των ορμονών FSH και LH στο αδενικό σύστημα. Στην **Εικόνα 2** απεικονίζεται μία διαγραμματική αναπαράσταση των αδενικών στοιχείων του μαστού. Επιπλέον απεικονίζεται το δέρμα (skin), η επιφανειακή πρόσθια περιτονία (anterior superficial fascia), οι μύες ελάσσον και μείζον θωρακικός (pectoralis minor and pectoralis major), τα πλευρά (ribs), ο υπεζωκότας (pleura), οι σύνδεσμοι Cooper (Cooper's ligaments), τα λόβια (lobules), οι πόροι (ducts), ο γαλακτοφόρος κόλπος (ampulla or lactiferous sinus), η θηλή (nipple), η θηλαία άλως (areola), καθώς και η οπίσθια επιφανειακή περιτονία (posterior superficial fascia). [1], [2]

ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ



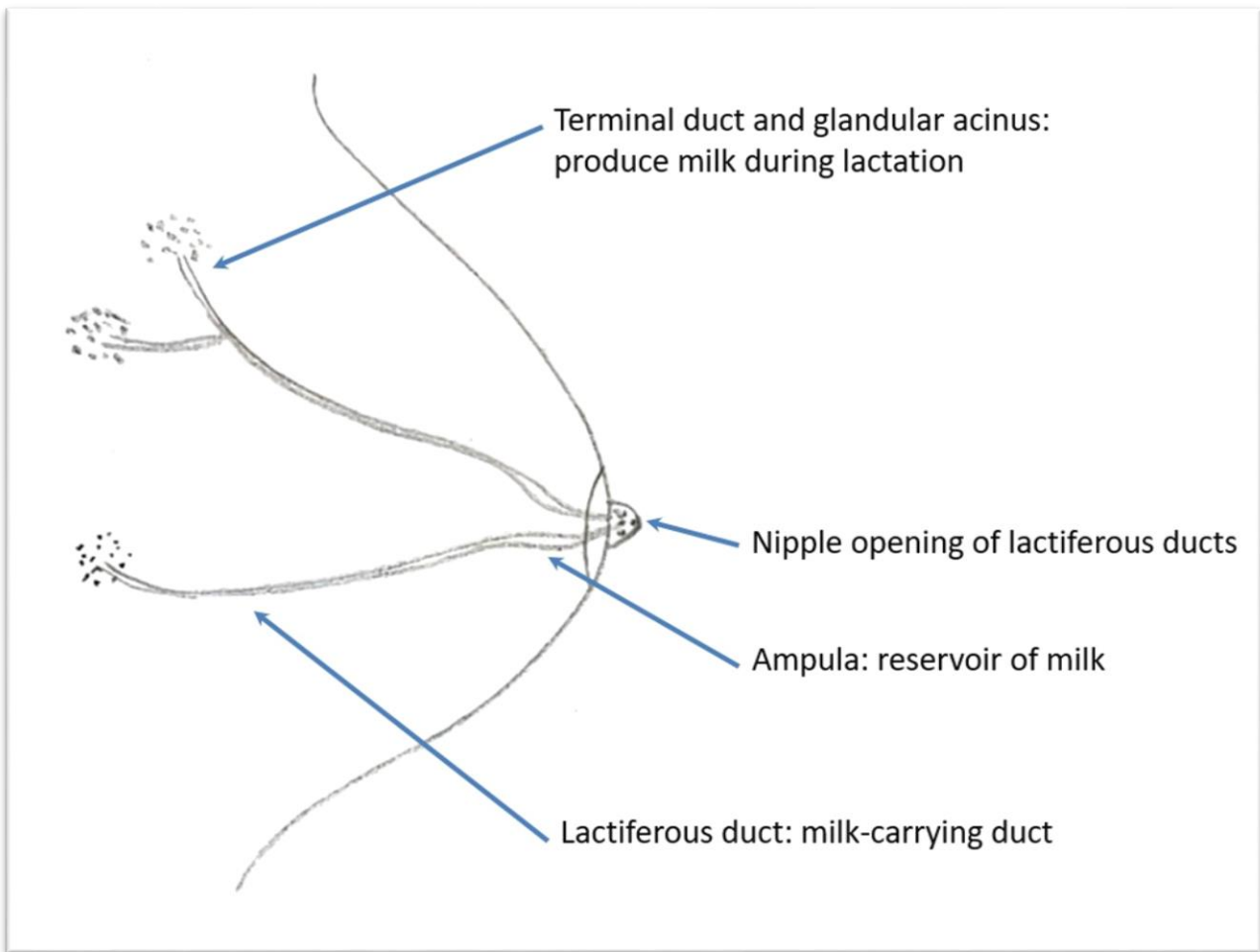
**Εικόνα 2:** Διαγραμματική αναπαράσταση των αδενικών στοιχείων του μαστού (Πηγή: <https://screening.iarc.fr/atlasbreastdetail.php?Index=004&e=>)

Η βασική λειτουργική δομή του μαστού είναι το λοβίδιο, που αποτελείται από πολλά μικρά βοτρυδία (acini) τα οποία συνδέονται με έναν τελικό πόρο. Αυτοί οι τελικοί πόροι ενώνονται για να σχηματίσουν μεγαλύτερους και, τελικά, τους γαλακτοφόρους πόρους που εκβάλλουν στη θηλή. Η πλειονότητα των μικροαποτιτανώσεων εμφανίζεται εντός αυτών των πόρων ή των βοτρυδίων. Η **Εικόνα 3** απεικονίζει τη διαγραμματική αναπαράσταση της τελικής εκκριτικής μονάδας (TDLU) του μαστού, περιλαμβάνοντας τα βοτρυδία (acini), τον τελικό πόρο (terminal duct), και τα ενδολοβιακά και εξωλοβιακά τμήματα του τελικού πόρου, όπου θεωρείται ότι μπορεί να αναπτυχθεί καρκίνος. [1], [2], [3]



**Εικόνα 3:** Διαγραμματική αναπαράσταση της τελικής εκκριτικής μονάδας (TDLU) του μαστού (Πηγή: <https://screening.iarc.fr/atlasbreastdetail.php?Index=004&e=> )

Η **Εικόνα 4** αποτελεί μία διαγραμματική αναπαράσταση των λειτουργιών των διάφορων επιθηλιακών στοιχείων του μαστού. Συγκεκριμένα απεικονίζει τον τελικό πόρο και το αδενικό ακίνιο που παράγουν γάλα κατά τη γαλουχία, τους γαλακτοφόρους πόρους που μεταφέρουν το γάλα, το γαλακτοφόρο κόλπο (ampulla) ως δεξαμενή γάλακτος και το άνοιγμα των γαλακτοφόρων πόρων στη θηλή.



**Εικόνα 4:** Διαγραμματική αναπαράσταση των λειτουργιών των διάφορων επιθηλιακών στοιχείων του μαστού (Πηγή: <https://screening.iarc.fr/atlasbreastdetail.php?Index=004&e=>)

## 2.2 Αγγείωση του μαστού

Η αιμάτωση του μαστού είναι μια διαδικασία που εξασφαλίζεται από πολλαπλές αρτηριακές πηγές. Το αρτηριακό αίμα φτάνει στον μαστό κυρίως μέσω των έσω μαζικών κλάδων, που προέρχονται από τους διαιτηραινόντες και πρόσθιους μεσοπλεύριους κλάδους της έσω θωρακικής αρτηρίας, η οποία εκτείνεται από την υποκλείδια αρτηρία. Επιπλέον, η παροχή αίματος υποστηρίζεται από την πλάγια θωρακική αρτηρία και την ακρωμιοθωρακική αρτηρία, οι οποίες είναι κλάδοι της μασχαλιαίας αρτηρίας. Επίσης, οι οπίσθιες μεσοπλεύριες αρτηρίες, που ξεκινούν από τη θωρακική αορτή, εξυπηρετούν το δεύτερο, τρίτο και τέταρτο μεσοπλεύριο διάστημα. [1]

Όσον αφορά τη φλεβική αποστράγγιση, αυτή επιτυγχάνεται κυρίως μέσω της μασχαλιαίας φλέβας, αν και ένα μικρό μέρος της παροχέτευσης κατευθύνεται προς την έσω θωρακική φλέβα. Η λεμφική αποστράγγιση είναι ιδιαίτερα σημαντική, καθώς επηρεάζει την εξάπλωση καρκινικών κυττάρων. Η λέμφος ξεκινά από τη θηλή, την άλω και τα λοβία του μαζικού αδένου, και μεταφέρεται στο υποθηλέο λεμφικό πλέγμα. Από εκεί, η πλειονότητα της λέμφου

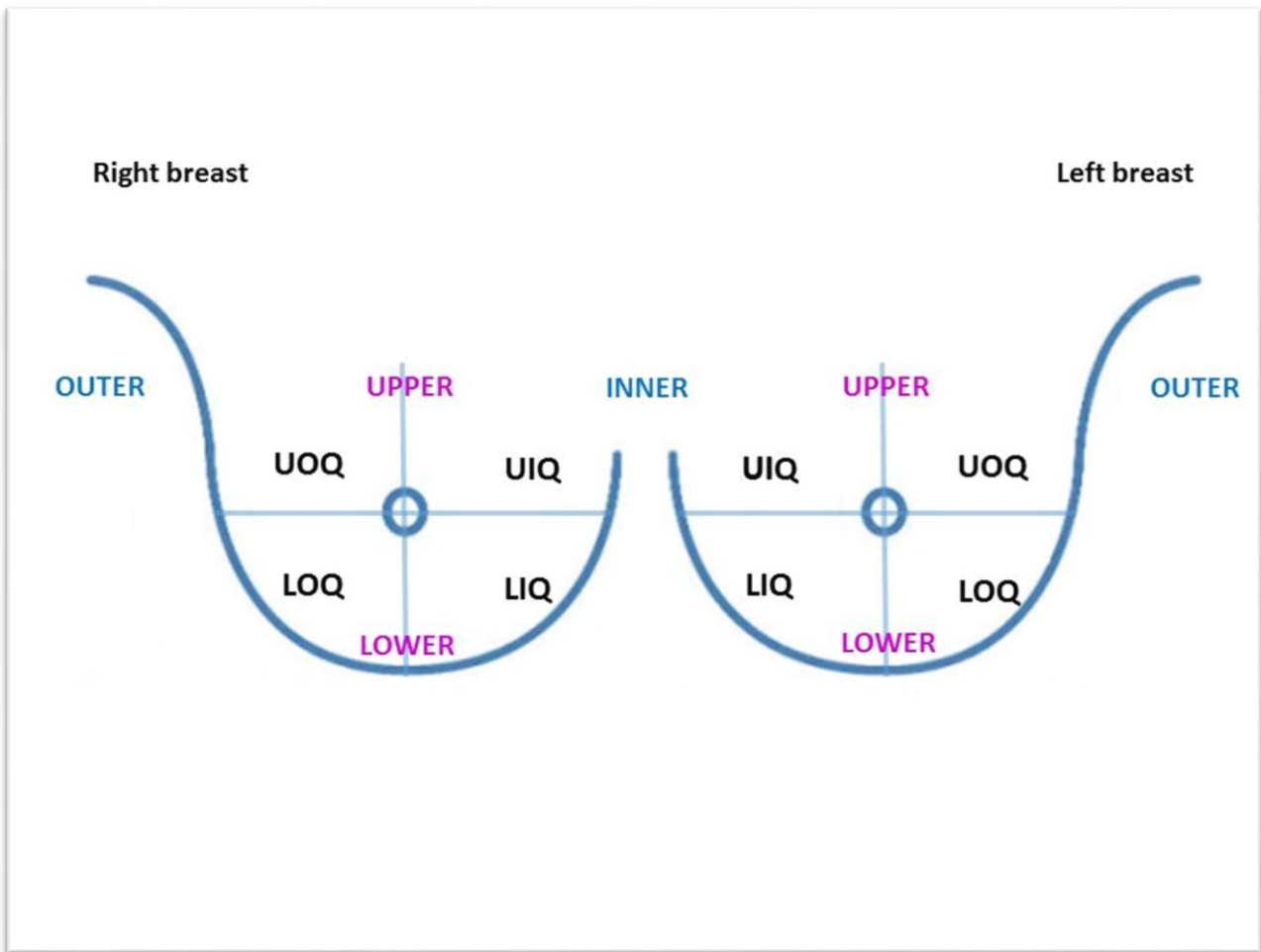
## ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

αποστραγγίζεται προς τους μασχαλιαίους λεμφαδένες, αρχικά στους πρόσθιους ή θωρακικούς λεμφαδένες, ενώ ένα μικρότερο μέρος αποστραγγίζεται σε άλλους μασχαλιαίους λεμφαδένες ή σε παραστερνικούς, μεσοθωρακικούς και υπερκλείδιους λεμφαδένες. [2], [3]

Η υπόλοιπη λέμφος, κυρίως από τα εσωτερικά τεταρτημόρια του μαστού, αποστραγγίζεται προς τους παραστερνικούς λεμφαδένες ή μεταφέρεται στον αντίθετο μαστό. Σε ορισμένες περιπτώσεις, η λέμφος από τα κάτω τεταρτημόρια μπορεί να φτάσει στους εν τω βάθει κοιλιακούς λεμφαδένες. Επιπλέον, η λέμφος που αποστραγγίζεται από το δέρμα του μαστού, εξαιρουμένων της θηλής και της άλω, κατευθύνεται προς τους μασχαλιαίους λεμφαδένες της ίδιας πλευράς ή στους εν τω βάθει τραχηλικούς, υποκλείδιους και παραστερνικούς λεμφαδένες, τόσο της ίδιας όσο και της αντίθετης πλευράς. [3]

Η **Εικόνα 5** απεικονίζει τα τέσσερα τεταρτημόρια του κάθε μαστού:

- UOQ (Upper Outer Quarter): Άνω Εξωτερικό Τεταρτημόριο
- UIQ (Upper Inner Quarter): Άνω Εσωτερικό Τεταρτημόριο
- LOQ (Lower Outer Quarter): Κάτω Εξωτερικό Τεταρτημόριο
- LIQ (Lower Inner Quarter): Κάτω Εσωτερικό Τεταρτημόριο



**Εικόνα 5:** Διαγραμματική αναπαράσταση των τεσσάρων τεταρτημορίων των μαστών (UOQ, LOQ, LIQ, UIQ).  
(Πηγή: <https://screening.iarc.fr/atlasbreastdetail.php?Index=50&e=>)

Η λέμφος από τους μασχαλιαίους λεμφαδένες μεταφέρεται στους κλειδικούς λεμφαδένες και από εκεί στο υποκλείδιο λεμφικό στέλεχος, το οποίο συνδέεται με το ανώτερο άκρο. Η λέμφος από τους παραστερνικούς λεμφαδένες καταλήγει στα βρογχομεσοπνευμόνια λεμφικά στελέχη, τα οποία αποστραγγίζουν λέμφο από τα θωρακικά όργανα. Η τελική πορεία αυτών των στελεχών διαφέρει, αν και συχνά ενώνονται με το σφαγιτιδικό λεμφικό στέλεχος που αποστραγγίζει τη λέμφο από την κεφαλή και τον λαιμό. Αυτά τα λεμφικά στελέχη εκβάλλουν είτε στον βραχύ θωρακικό πόρο στη δεξιά πλευρά είτε στον μείζονα θωρακικό πόρο στην αριστερή πλευρά, και τελικά, στη συμβολή των έσω σφαγιτίδων και των υποκλείδιων φλεβών.

[1]

## 2.3 Νεύρα του μαστού

Όσον αφορά την εννεύρωση του μαστού, αυτή προέρχεται από τα πρόσθια και πλάγια κλαδιά των τέταρτων έως έκτων μεσοπλευρίων νεύρων. Αυτά τα νεύρα διαπερνούν τη θωρακική περιτονία, η οποία περιβάλλει τον μείζονα θωρακικό μυ, και φτάνουν στον υποδόριο ιστό και στο δέρμα. Τα μεσοπλευρία νεύρα μεταφέρουν αισθητικά σήματα από το δέρμα του μαστού και παρέχουν συμπαθητικά ερεθίσματα στα αιμοφόρα αγγεία και στις λείες μυϊκές ίνες που βρίσκονται στο δέρμα και στη θηλή.

Οι μαστοί, κυρίως στις γυναίκες, αποτελούν το πιο χαρακτηριστικό εξωτερικό στοιχείο του πρόσθιου θωρακικού τοιχώματος. Αντίθετα, στους άνδρες, οι μαστοί είναι συνήθως περιορισμένοι σε μια μικρή υπερτροφία των θωρακικών μυών, με τη θηλή να τοποθετείται στο τέταρτο μεσοπλευριο διάστημα, λίγο έξω από τη μεσοκλειδική γραμμή. Οι γυναικείοι μαστοί διαφέρουν σημαντικά ως προς το μέγεθος, το σχήμα και τη συμμετρία, ακόμα και στο ίδιο άτομο.

Η θηλή περιβάλλεται από την άλω, μια ελαφρώς ανυψωμένη κυκλική περιοχή, της οποίας το χρώμα ποικίλλει ανάλογα με τη φυσική απόχρωση του δέρματος. Κατά την εγκυμοσύνη, η άλω σκουραίνει και διατηρεί τη σκουρόχρωμη απόχρωσή της και μετά τον τοκετό. Στην άλω παρατηρούνται μικρά εξογκώματα, που είναι στόμια σημηματογόνων αδένων.

Σε κάποιες περιπτώσεις, οι θηλές μπορεί να είναι ανεστραμμένες, μια συγγενής ανωμαλία που μπορεί να επηρεάσει τον θηλασμό. Στους άνδρες και στις γυναίκες με μεσαίου μεγέθους μαστούς, οι θηλές βρίσκονται συνήθως στο επίπεδο του τέταρτου μεσοπλευρίου διαστήματος, περίπου 10 εκατοστά από τη μέση γραμμή του σώματος. Ωστόσο, η θέση αυτή μπορεί να διαφέρει, ιδιαίτερα στις γυναίκες που έχουν τεκνοποιήσει, καθώς η θέση των θηλών εξαρτάται από το σχήμα και το μέγεθος των μαστών τους. Ως αποτέλεσμα, οι θηλές δεν αποτελούν πάντα αξιόπιστο σημείο αναφοράς για τον εντοπισμό του τέταρτου μεσοπλευρίου διαστήματος στις γυναίκες. [1]

## 2.4 Μεταβολές στους μαστούς

Μεταβολές όπως η διακλάδωση των γαλακτοφόρων πόρων συμβαίνουν στους μαζικούς ιστούς κατά τη διάρκεια των εμμηνορρυσιακών περιόδων και της εγκυμοσύνης. Αν και οι μαζικοί αδένες προπαρασκευάζονται για έκκριση κατά τη μεσότητα της εγκυμοσύνης, δεν παράγουν γάλα μέχρι μέσα σε ένα σύντομο χρονικό διάστημα μετά τη γέννηση του μωρού. Το **πύαρ** ή αλλιώς **πρωτόγαλα**, ένα κρεμώδες λευκοκίτρινο προγαλακτικό υγρό, μπορεί να εκκρίνεται από τις θηλές κατά τη διάρκεια του τελευταίου τριμήνου της εγκυμοσύνης και κατά τη διάρκεια των αρχικών επεισοδίων της γαλουχίας. Το πύαρ είναι ιδιαίτερα πλούσιο σε πρωτεΐνες σε παράγοντες ανοσίας και σε έναν αυξητικό παράγοντα που επηρεάζει τα έντερα του βρέφους. Στις πολύτοκες γυναίκες οι μαστοί συχνά γίνονται μεγάλοι και αιωρούμενοι. Οι μαστοί των

ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

γυναικών σε γεροντική ηλικία είναι συνήθως μικροί λόγω της μείωσης του λιπώδους ιστού και της ατροφίας του αδενικού ιστού. [1], [2].



### 3. ΠΑΘΟΛΟΓΙΑ ΤΟΥ ΜΑΣΤΟΥ

Οι παθολογίες του μαστού ποικίλλουν από καλοήθειες καταστάσεις έως πιο σοβαρές, όπως ο καρκίνος του μαστού. Κάθε μία έχει διαφορετικά χαρακτηριστικά, και πολλές από αυτές μπορεί να προκαλέσουν συμπτώματα, όπως ο πόνος, η διόγκωση ή οι αλλαγές στην υφή του μαστικού ιστού. Ακολουθεί μια λίστα με τις κύριες παθολογίες του μαστού:

#### 1. Ινοκυστική Μαστοπάθεια (Fibrocystic Breast Changes)

- **Περιγραφή:** Πρόκειται για μια κοινή καλοήγη πάθηση που επηρεάζει το παρέγχυμα του μαστού. Χαρακτηρίζεται από την ανάπτυξη ινώδους ιστού και κύστεων, προκαλώντας πόνο, πρήξιμο και ευαισθησία, ιδιαίτερα πριν από την έμμηνο ρύση.
- **Συμπτώματα:** Τα πιο συνηθισμένα συμπτώματα είναι ογκίδια, κυρίως κινητά, πρήξιμο, καθώς και ευαισθησία στον μαστό. [73]

#### 2. Ινοαδένωμα (Fibroadenoma)

- **Περιγραφή:** Ένας καλοήθης όγκος που αποτελείται από ινώδη και αδενικό ιστό. Είναι η πιο κοινή καλοήθης πάθηση του μαστού στις γυναίκες, ιδιαίτερα σε ηλικίες 15-35 ετών.
- **Συμπτώματα:** Ομαλό, σφικτό, και κινητό ογκίδιο στον μαστό, συνήθως ανώδυνο. [73]

#### 3. Μαστίτιδα (Mastitis)

- **Περιγραφή:** Φλεγμονή του μαστού, συχνά οφειλόμενη σε βακτηριακή λοίμωξη, κυρίως κατά τον θηλασμό. Μπορεί να προκαλέσει απόστημα εάν δεν αντιμετωπιστεί.
- **Συμπτώματα:** Πόνος, πρήξιμο, ερυθρότητα, ζέστη στην πληγείσα περιοχή, καθώς και πυρετός. [74]

#### 4. Γαλακτοκίλη (Galactocele)

- **Περιγραφή:** Μια κύστη γεμάτη με γάλα, συνήθως εμφανίζεται μετά τον θηλασμό. Είναι καλοήθης και δεν προκαλεί καρκίνο.
- **Συμπτώματα:** Μαλακό, κινητό ογκίδιο που εμφανίζεται μετά τον θηλασμό. [75]

#### 5. Κύστες Μαστού (Breast Cysts)

- **Περιγραφή:** Κύστες γεμάτες με υγρό που μπορεί να εμφανιστούν σε οποιοδήποτε μέρος του μαστού. Είναι συνήθως καλοήθειες.
- **Συμπτώματα:** Μαλακό ή σκληρό ογκίδιο, το οποίο ενδέχεται να προκαλεί πόνο ή να είναι ασυμπτωματικό. [75]

#### 6. Λιπώδης Νέκρωση του Μαστού (Fat Necrosis)

- **Περιγραφή:** Καλοήθης κατάσταση που προκαλείται από βλάβη του λιπώδους ιστού του μαστού, συχνά μετά από τραύμα ή χειρουργική επέμβαση. Δημιουργεί σκληρά ογκίδια, που συχνά μιμούνται τον καρκίνο.
- **Συμπτώματα:** Συνήθως σκληρά ογκίδια, τα οποία μπορεί να προκαλούν πόνο ή να είναι ασυμπτωματικά.[75]

### 7. Θηλώματα του Μαστού (Intraductal Papilloma)

- **Περιγραφή:** Μικροί, καλοήθεις όγκοι που αναπτύσσονται στους γαλακτοφόρους πόρους του μαστού. Συχνά προκαλούν εκροή αίματος ή ορώδους υγρού από τη θηλή.
- **Συμπτώματα:** Εκροή υγρού από τη θηλή, και μικρά ογκίδια κοντά στη θηλή.[75]

### 8. Εκροή από τη Θηλή (Nipple Discharge)

- **Περιγραφή:** Η εκροή υγρού από τη θηλή μπορεί να οφείλεται σε διάφορες αιτίες, από καλοήθεις καταστάσεις (π.χ., θηλώματα, γαλακτοκήλες) έως κακοήθειες.
- **Συμπτώματα:** Παρουσία αίματος ή υγρού γύρω από τη θηλή.[75]

### 9. Μαστοδυνία ή Μασταλγία (Breast Pain)

- **Περιγραφή:** Πόνος στον μαστό που μπορεί να οφείλεται σε ορμονικές αλλαγές, τραύματα ή άλλες καλοήθεις καταστάσεις.
- **Συμπτώματα:** Επίμονος ή διαλείπων πόνος στο μαστό.[75]

### 10. Πολύπτυχη Εσωτερική Επισκόπηση (Ductal Ectasia)

- **Περιγραφή:** Διεύρυνση των γαλακτοφόρων πόρων του μαστού, συχνά προκαλεί εκροή υγρού από τη θηλή και φλεγμονή.
- **Συμπτώματα:** Συνήθως συνοδεύεται από εκροή υγρού από τη θηλή, επί παρουσία πόνου ή αισθήματος διόγκωσης.[75]

### 11. Απόστημα Μαστού (Breast Abscess)

- **Περιγραφή:** Μία φλεγμονώδης κατάσταση κατά την οποία σχηματίζεται ένα απόστημα στον μαστό. Συνήθως προκαλείται από μαστίτιδα που δεν αντιμετωπίστηκε έγκαιρα.
- **Συμπτώματα:** Τα συνηθέστερα είναι πόνος, πρήξιμο, ερυθρότητα, και πυρετός.[75],[76]

### 12. Πορογενές ή δερματικό Καρκίνωμα In Situ (DCIS - Ductal Carcinoma In Situ)

- **Περιγραφή:** Μη διηθητικός καρκίνος που αναπτύσσεται μέσα στους γαλακτοφόρους πόρους. Αν και θεωρείται προκαρκινική κατάσταση, μπορεί να εξελιχθεί σε διηθητικό καρκίνο αν δεν αντιμετωπιστεί.

- **Συμπτώματα:** Συχνά ασυμπτωματικό, ανιχνεύεται μόνο στη μαστογραφία.[76]

### 13. Διηθητικό Πορογενές Καρκίνωμα (Invasive Ductal Carcinoma - IDC)

- **Περιγραφή:** Ο πιο κοινός τύπος καρκίνου του μαστού, ο οποίος αρχίζει στους γαλακτοφόρους πόρους και εξαπλώνεται στον περιβάλλοντα ιστό.
- **Συμπτώματα:** Σκληρό ογκίδιο, αλλαγές στην εμφάνιση του μαστού ή της θηλής.[76]

### 14. Διηθητικό Λοβιακό Καρκίνωμα (Lobular Carcinoma Invasive - LCIS)

- **Περιγραφή:** Ένας άλλος τύπος καρκίνου του μαστού που αρχίζει στους λοβούς του μαστού και εξαπλώνεται στον περιβάλλοντα ιστό.
- **Συμπτώματα:** Σκληρό ογκίδιο ή πάχυνση, αλλαγές στην υφή του μαστού.[76]

### 15. Φλεγμονώδης Καρκίνος του Μαστού (Inflammatory Breast Cancer - IBC)

- **Περιγραφή:** Ένας επιθετικός τύπος καρκίνου του μαστού που προκαλεί ερυθρότητα, πρήξιμο και ζέστη στον μαστό, συχνά μιμείται φλεγμονώδεις καταστάσεις όπως η μαστίτιδα.
- **Συμπτώματα:** Ερυθρότητα, πρήξιμο, πόνος, πυκνότητα του μαστού.[76]

### 16. Νόσος του Paget της Θηλής

- **Περιγραφή:** Ένας σπάνιος τύπος καρκίνου που ξεκινά από τους πόρους της θηλής και εξαπλώνεται στο δέρμα της θηλής και στην άλω.
- **Συμπτώματα:** Η συγκεκριμένη νόσος συνοδεύεται από αλλαγές στην εμφάνιση της θηλής, ερεθισμό, απολέπιση.[76]

### 17. Φυλλοειδής Όγκος (Phyllodes Tumor)

- **Περιγραφή:** Ένας σπάνιος καλοήθης ή κακοήθης όγκος του μαστού που αναπτύσσεται από τον στρωματικό ιστό.
- **Συμπτώματα:** Ταχεία ανάπτυξη ογκιδίου, το οποίο συχνά είναι ανώδυνο.[76]

### 18. Άτυπη υπερπλασία του μαστού

- **Περιγραφή:** τα κύτταρα στους γαλακτοφόρους πόρους ή τους λοβούς του μαστού (από όπου προέρχεται το γάλα) αναπτύσσονται ανώμαλα και υπερβολικά.
- **Συμπτώματα:** Η άτυπη υπερπλασία συχνά **δεν προκαλεί συμπτώματα** και **ανιχνεύεται τυχαία** κατά τη διάρκεια μαστογραφίας ή βιοψίας που πραγματοποιείται για άλλο λόγο,

όπως η ανίχνευση ενός ογκιδίου ή άλλων ανωμαλιών του μαστού. Συνήθως δεν προκαλεί ορατές αλλαγές στον μαστό ή αίσθημα όγκου.[76]

## 19. Ασβέστωση μαστού

Η ασβέστωση του μαστού αναφέρεται στην παρουσία μικρών εναποθέσεων ασβεστίου στον ιστό του μαστού. Πρόκειται για μια συχνή κατάσταση που συνήθως ανιχνεύεται κατά τη διάρκεια της μαστογραφίας και στις περισσότερες περιπτώσεις είναι καλοήθης. Οι ασβεστώσεις δεν προκαλούν καρκίνο, αλλά ορισμένοι τύποι ασβεστώσεων μπορεί να υποδεικνύουν πρώιμες αλλαγές που σχετίζονται με καρκίνο του μαστού ή άλλες παθολογίες.[77]

Υπάρχουν δύο κύριοι τύποι ασβεστώσεων:

- 1) **Μακροαποτιτανώσεις (Macrocalcifications):** Μεγαλύτερες εναποθέσεις ασβεστίου που είναι συνήθως καλοήθεις και δεν απαιτούν περαιτέρω έλεγχο.
- 2) **Μικροαποτιτανώσεις (Microcalcifications):** Μικρές, λεπτότερες εναποθέσεις ασβεστίου, οι οποίες μπορεί να είναι αθώες ή να αποτελούν ένδειξη κακοήθειας όταν εντοπίζονται σε ομάδες ή ακολουθούν ύποπτο μοτίβο.

**Συμπτώματα:** Είναι κατά κύριο λόγο ασυμπτωματικές. Δεν προκαλούν συνήθως ορατά συμπτώματα, όπως πόνο ή διόγκωση. Οι περισσότερες γυναίκες δεν γνωρίζουν την παρουσία τους μέχρι να πραγματοποιηθεί μαστογραφία. Επίσης, δεν ψηλαφώνται. Σε αντίθεση με άλλες καταστάσεις, όπως τα ογκίδια, οι ασβεστώσεις δεν μπορούν να γίνουν αντιληπτές με την αυτοεξέταση ή την κλινική εξέταση του μαστού.

Η κατανόηση και η σωστή διάγνωση αυτών των παθολογιών είναι ζωτικής σημασίας για την έγκαιρη και αποτελεσματική αντιμετώπιση των προβλημάτων του μαστού. Η μαστογραφία, το υπερηχογράφημα και η βιοψία είναι οι κύριες μέθοδοι διάγνωσης. [4], [5], [6],[77]

### 3.1 Καρκίνωμα του μαστού

Ο καρκίνος του μαστού είναι η πιο συχνή μορφή κακοήθειας στις γυναίκες και αποτελεί τη δεύτερη πιο κοινή αιτία θανάτου από καρκίνο στις γυναίκες των ΗΠΑ. Η έγκαιρη διάγνωση είναι κρίσιμη και επιτυγχάνεται κυρίως μέσω της μαστογραφίας σε συνδυασμό με φυσική εξέταση. Η μαστογραφία μπορεί να εντοπίσει αλλαγές στον μαστό που δεν είναι ψηλαφητές, υποδεικνύοντας την ύπαρξη μικρών, πρώιμων καρκίνων που είναι πιο θεραπεύσιμοι. Ωστόσο, επειδή η μαστογραφία δεν είναι απόλυτα διαγνωστική, συχνά απαιτείται βιοψία για να επιβεβαιωθεί αν μια ανωμαλία είναι καλοήθης ή κακοήθης. Κάθε χρόνο, πραγματοποιούνται πάνω από ένα εκατομμύριο βιοψίες μαστού στις ΗΠΑ, με ένα ποσοστό 11%-36% να επιβεβαιώνουν την ύπαρξη καρκίνου σε αλλοιώσεις που δεν είναι ψηλαφητές. Οι βιοψίες που καθοδηγούνται από στερεοτακτική μαστογραφία ή υπέρηχο είναι λιγότερο επεμβατικές από τις ανοικτές βιοψίες και μειώνουν τις επιπλοκές σε περιπτώσεις καλοήθειας.

## ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

Η αναρρόφηση με βελόνα συνιστάται για την αρχική αξιολόγηση μαζών που φαίνονται καλοήθεις. Αυτή η μέθοδος είναι ασφαλής και αποτελεσματική στη διάκριση μεταξύ κύστεων και συμπαγών μαζών, και γίνεται συνήθως με τοπική αναισθησία. Εάν το υγρό που λαμβάνεται είναι καθαρό, δεν απαιτείται περαιτέρω εξέταση, ενώ αν είναι αιματηρό ή η μάζα παραμένει, πρέπει να γίνει χειρουργική βιοψία.

Η διαγνωστική μαστογραφία χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση συμπτωμάτων, όπως ο πόνος ή η εκροή υγρού από τη θηλή, και πριν από χειρουργικές επεμβάσεις στο μαστό. Επίσης, είναι απαραίτητη για την παρακολούθηση ατόμων με ιστορικό καρκίνου του μαστού. Παρά τη σημασία της, μια αρνητική μαστογραφία δεν αποκλείει πλήρως την ύπαρξη καρκίνου, και η παρουσία μιας ψηλαφητής μάζας απαιτεί επιβεβαίωση με βιοψία. [4], [5]

Η βιοψία με λεπτή ή κοίλη βελόνα μπορεί να πραγματοποιηθεί για ψηλαφητές μάζες υπό τοπική αναισθησία, ενώ οι μη ψηλαφητές αλλοιώσεις καθοδηγούνται μέσω στερεοτακτικής μαστογραφίας ή υπερήχου. Η ακρίβεια αυτών των μεθόδων φτάνει περίπου το 90%. Αν η μάζα αποδειχθεί καλοήθης, η συνήθης διαδικασία είναι η τακτική παρακολούθηση με φυσική εξέταση και μαστογραφία. Σε περίπτωση κακοήθειας, μπορεί να απαιτείται χειρουργική επέμβαση. [6], [9]

Ωστόσο, ορισμένοι ειδικοί επισημαίνουν τον κίνδυνο ψευδώς αρνητικών αποτελεσμάτων στις βιοψίες με λεπτή βελόνα και υποστηρίζουν ότι όλες οι ψηλαφητές μάζες πρέπει να υποβάλλονται σε χειρουργική βιοψία. Μελέτες δείχνουν ότι όταν οι φυσικές εξετάσεις, οι μαστογραφίες και οι βιοψίες με βελόνα δίνουν αρνητικά αποτελέσματα, η πιθανότητα κακοήθειας είναι μικρή, οπότε ενδείκνυται η παρακολούθηση παρά η άμεση χειρουργική επέμβαση.

Εάν διαγνωστεί κακοήθεια, χρειάζεται περαιτέρω διερεύνηση για να αποκλειστεί η εξάπλωση του καρκίνου. Αυτό περιλαμβάνει φυσική εξέταση, αιματολογικές εξετάσεις και ακτινογραφία θώρακα. Το σπινθηρογράφημα οστών και η αξονική τομογραφία προτείνονται μόνο σε περιπτώσεις που υπάρχουν ενδείξεις μεταστάσεων.

Η γνώση της λεμφικής παροχέτευσης του μαστού είναι απαραίτητη για την κατανόηση της εξάπλωσης των καρκινικών κυττάρων. Οι καρκίνοι του μαστού, κυρίως αδenoκαρκινώματα, προέρχονται από τα επιθηλιακά κύτταρα των γαλακτοφόρων πόρων και μπορεί να εξαπλωθούν μέσω των λεμφαγγείων στους λεμφαδένες, προκαλώντας μεταστάσεις, κυρίως στους μασχαλιαίους λεμφαδένες. Διόγκωση αυτών των λεμφαδένων μπορεί να αποτελεί ένδειξη καρκίνου, αν και η απουσία τους δεν αποκλείει απαραίτητα την παρουσία καρκίνου. Η τοπική εξάπλωση μπορεί επίσης να επηρεάσει το δέρμα του μαστού, οδηγώντας σε λεμφοίδημα και άλλα σημάδια, όπως η εμφάνιση δέρματος τύπου "φλοιού πορτοκαλιού".

Τέλος, ο καρκίνος μπορεί να εξαπλωθεί στους σπονδύλους και στον εγκέφαλο μέσω του σπονδυλικού φλεβικού πλέγματος, προκαλώντας πιο προχωρημένη νόσο. Αν η μάζα βρίσκεται κοντά στον μείζονα θωρακικό μυ, μπορεί να ανυψωθεί κατά τη σύσπαση του μυός, σημάδι προχωρημένου καρκίνου του μαστού. [7], [8], [9]

ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

## 4. ΨΗΦΙΑΚΟΣ ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΟΣ

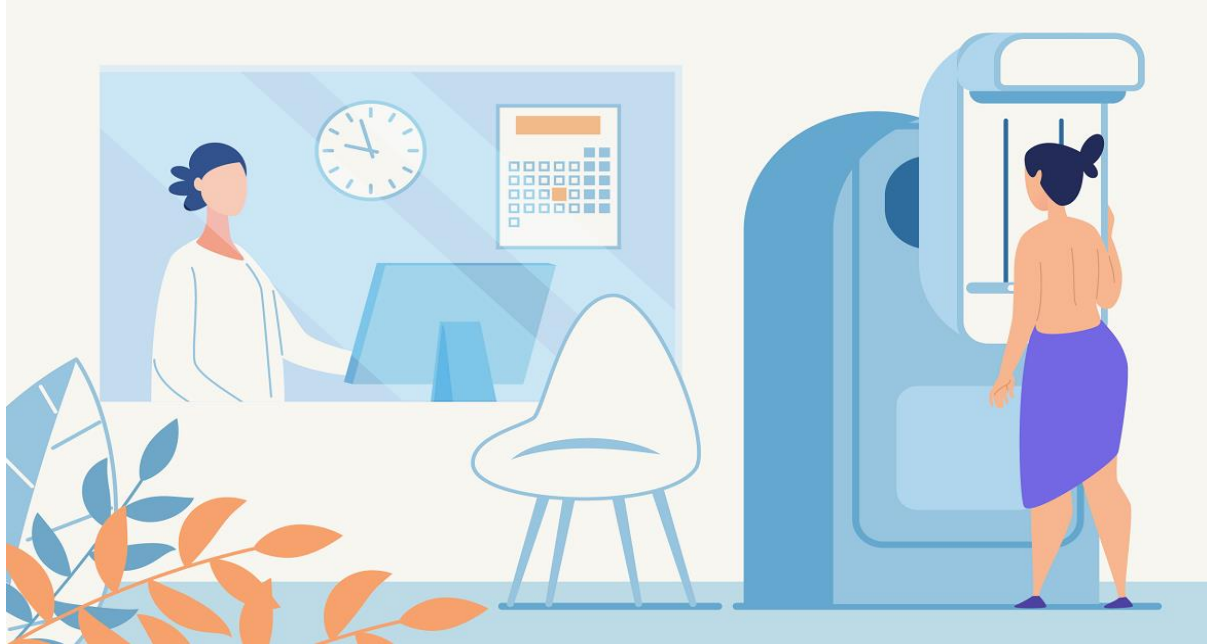
Ο ψηφιακός μαστογράφος είναι ένα ιατρικό εξειδικευμένο μηχάνημα διαγνωστικής απεικόνισης που χρησιμοποιεί ακτίνες X (ακτίνες Roentgen) για να δημιουργήσει εικόνες που απεικονίζουν το εσωτερικό των μαστών. Η **Εικόνα 6** παρουσιάζει τη χωροταξική διάταξη ενός συστήματος μαστογραφίας, δείχνοντας την εξεταζόμενη και τη θέση της ως προς το μαστογράφο, την ακτινολόγο, καθώς και τη διάταξη ακτινοπροστασίας για την ακτινολόγο.

Τα βασικά μέρη από τα οποία αποτελείται ένα σύστημα ψηφιακού μαστογράφου είναι τα ακόλουθα:

- Συμπιεστρο (Breast compression device)
- Λυχνία παραγωγής ακτίνων X (X-ray tube)
- Παράθυρο βηρυλλίου - έξοδος ακτίνων X (beryllium window-output of X-rays)
- Ανιχνευτής ακτίνων X (X-ray detector or image receptor cassette)
- Φίλτρα K-αιχμής (K-edge filters)
- Τροφοδοσία ρεύματος (Mains)
- Βάση/έδρανο στήριξης (Breast support)
- Γεννήτρια (Electrical supply/ UPS)
- Σταθεροποιητής τάσης (Voltage stabilizer)
- Ρυθμιστής KV-mAS (KV-mAS Adjustment)
- Ποδοδιακόπτες ρύθμισης του ύψους του συμπιεστρου (Compression paddles)
- Ποδοδιακόπτες ρύθμισης της τράπεζας (Table movement paddles)

Στις **Εικόνες 7, 8, 9** διακρίνονται τα βασικότερα τμήματα ενός μηχανήματος μαστογραφίας από διάφορες οπτικές γωνίες για λόγους καλύτερης κατανόησης.

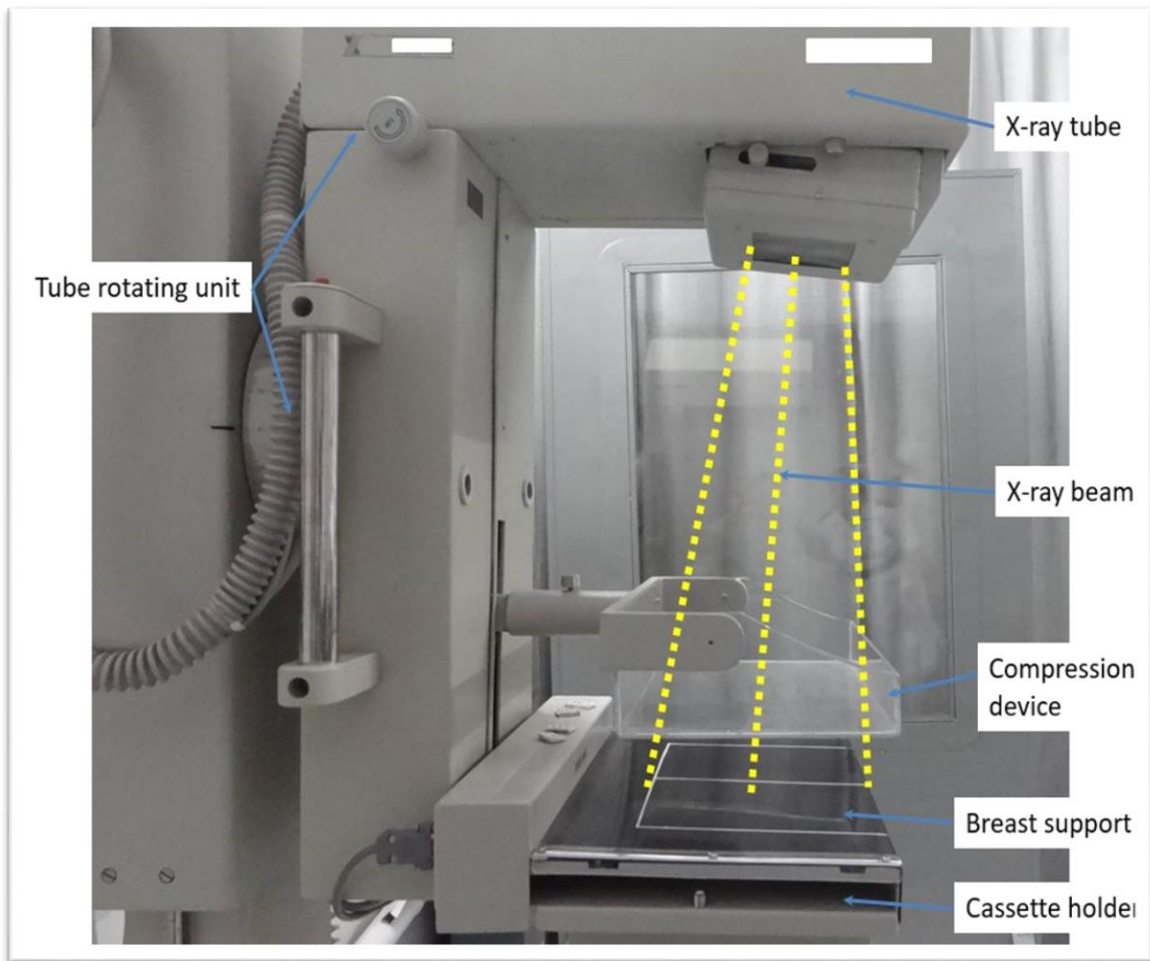
ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ



**Εικόνα 6.** Ενδεικτική διάταξη αίθουσας διενέργειας μαστογραφίας (Πηγή: <https://www.pbmchealth.org/news-events/blog/screening-mammogram-vs-diagnostic-mammogram>)

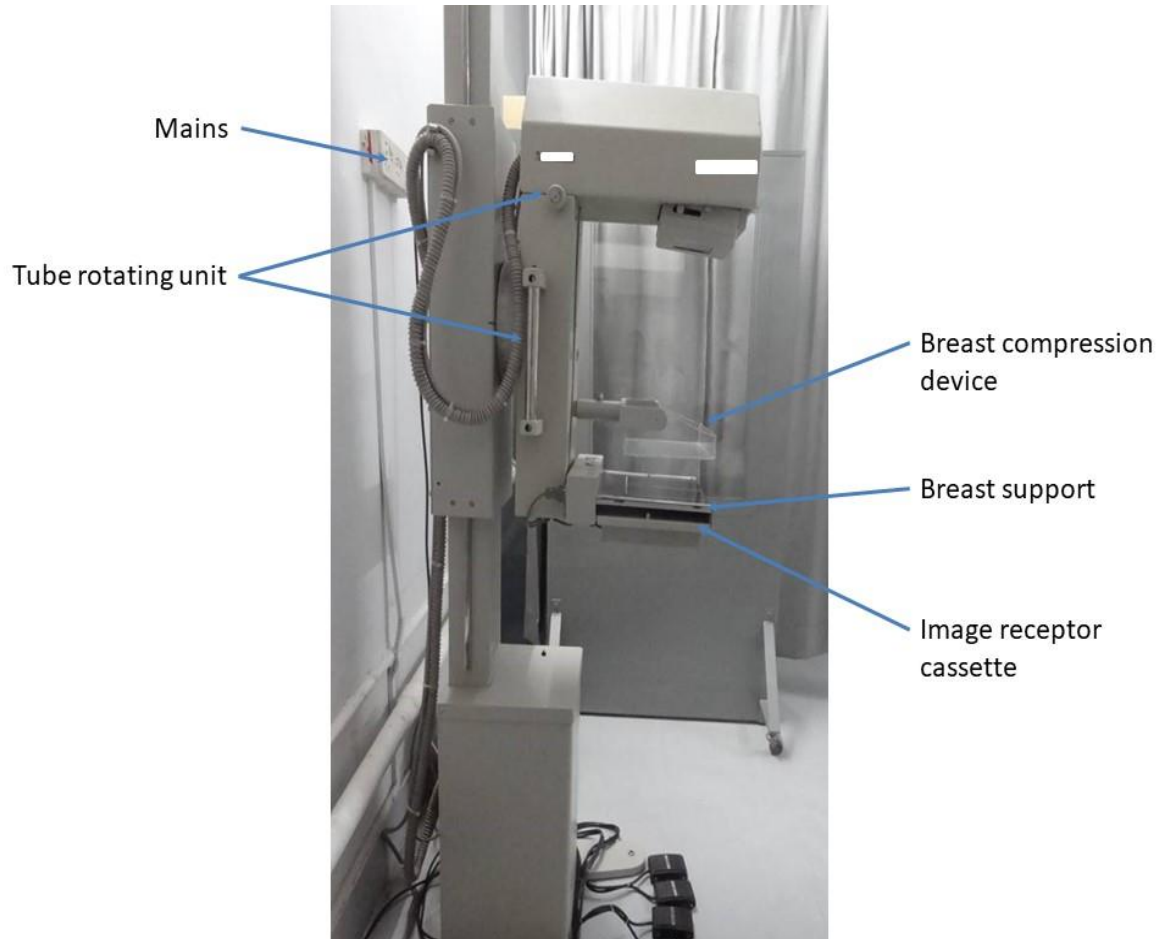


ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ



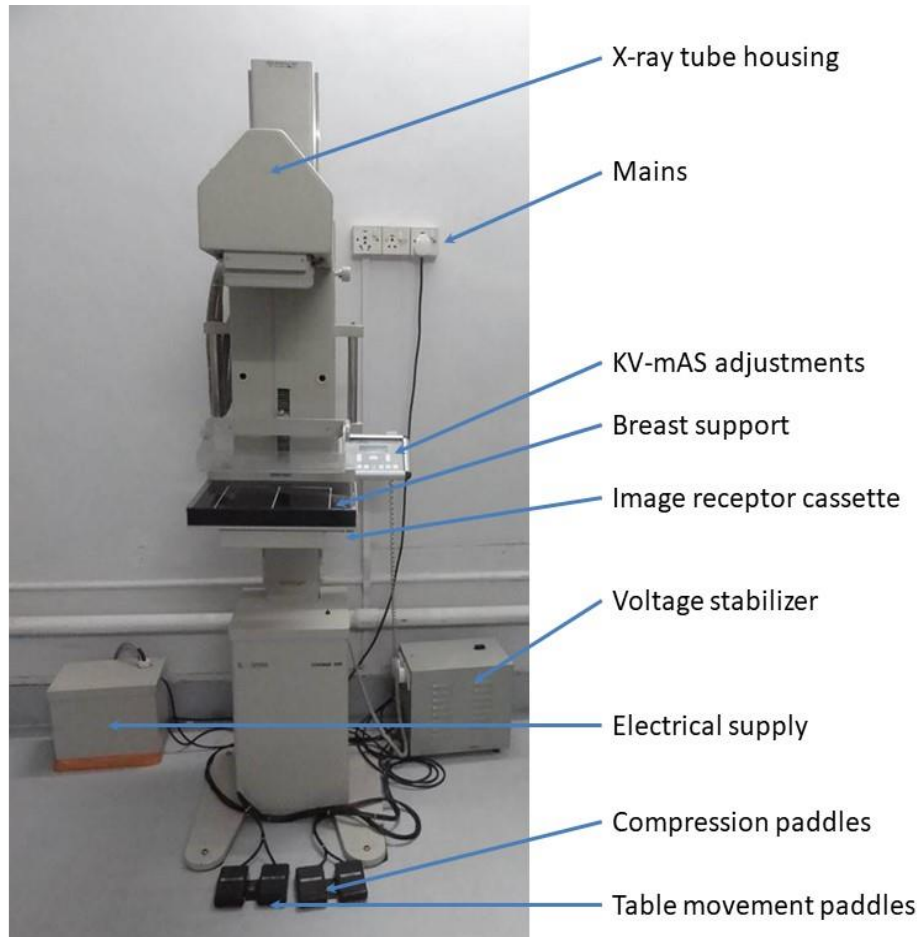
*Εικόνα 7. Πλάγια διάταξη συστήματος Μαστογραφίας 1 (Πηγή:  
<https://screening.iarc.fr/atlasbreastdetail.php?Index=021&e=>)*

ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ



*Εικόνα 8. Διάταξη συστήματος Μαστογραφίας 2 (Πηγή:  
<https://screening.iarc.fr/atlasbreastdetail.php?Index=021&e=>)*

## ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ



*Εικόνα 9. Διάταξη συστήματος Μαστογραφίας 3 (Πηγή: <https://screening.iarc.fr/atlasbreastdetail.php?Index=021&e=>)*

Κατά τη διάρκεια μιας μαστογραφίας, το στήθος τοποθετείται κάτω από έναν συμπιεστικό μηχανισμό που ασκεί πίεση, ώστε να γίνει όσο πιο επίπεδο γίνεται και να απλωθεί ο μαστικός ιστός. Αυτή η συμπίεση είναι αναγκαία για να ληφθεί εικόνα υψηλής ευκρίνειας και καθαρότητας. Όσο περισσότερο συμπιέζεται το στήθος, τόσο καλύτερα διαχωρίζονται οι ιστοί και αποφεύγεται η περίπτωση οι ανατομικές δομές να καλύπτονται μεταξύ τους. Επίσης, το πάχος του μαστού κατανέμεται πιο ομοιόμορφα, επιτρέποντας στις ακτίνες X να διαπεράσουν όλες τις περιοχές που ενδέχεται να είναι "κρυμμένες" λόγω της φυσιολογίας του μαστού. [4]

Ένας ακόμη λόγος που η συμπίεση είναι κρίσιμη είναι ότι οι ιστοί πλησιάζουν περισσότερο την πηγή και τον ανιχνευτή, μειώνοντας την απόσταση μεταξύ τους. Με αυτόν τον τρόπο, βελτιώνεται η ποιότητα της εικόνας και παράλληλα περιορίζεται η πιθανότητα να μετακινηθεί η ασθενής κατά τη διάρκεια της εξέτασης. Αυτοί οι παράγοντες είναι καθοριστικοί για την ενίσχυση της αντίθεσης στην τελική εικόνα. [4], [5]

## ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

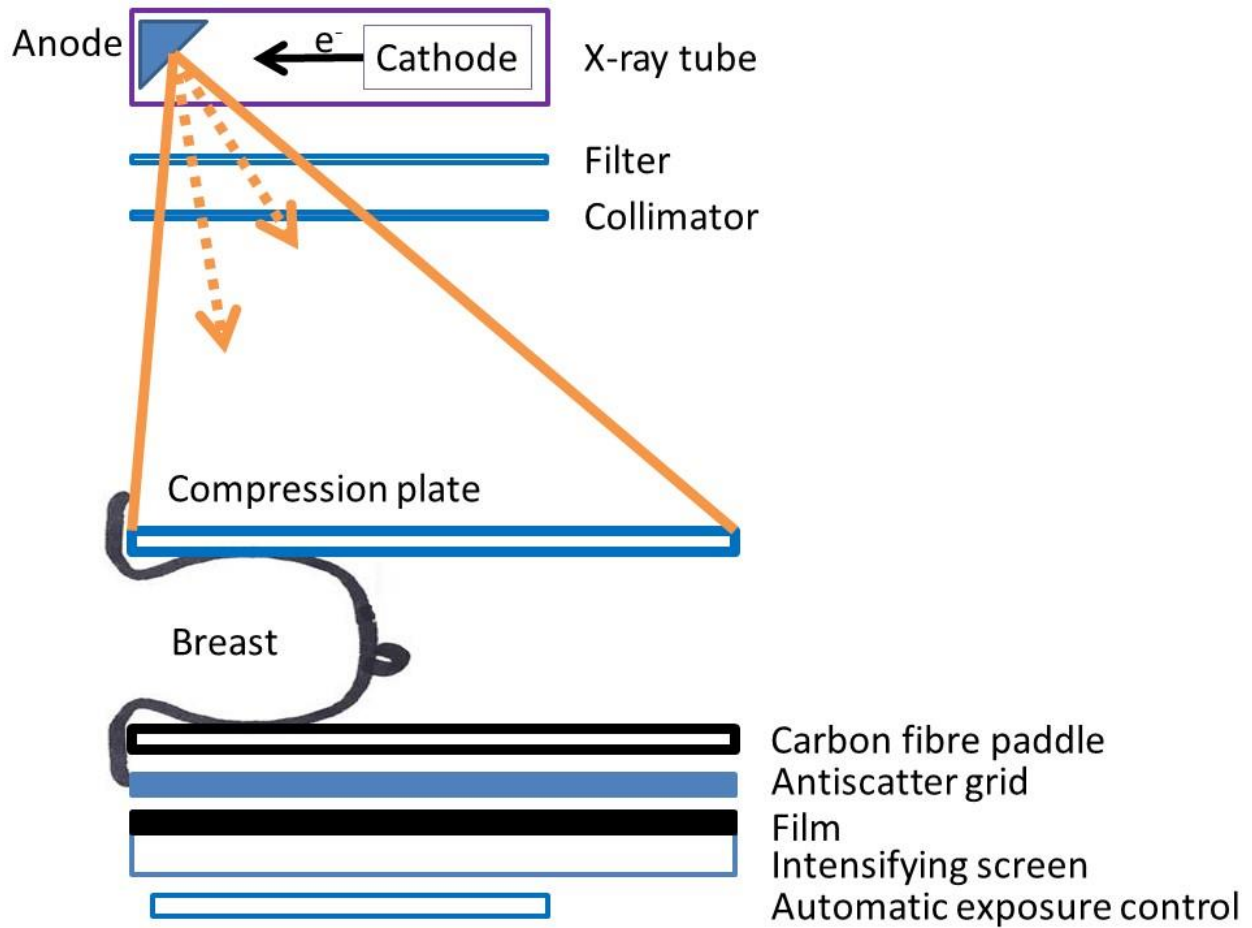
Η αντίθεση είναι ένα εξαιρετικά σημαντικό στοιχείο στη μαστογραφία, καθώς επηρεάζει άμεσα τη διαγνωστική ακρίβεια. Όσο καλύτερη είναι η αντίθεση της εικόνας, τόσο πιο λεπτομερείς και ακριβείς είναι οι παρατηρήσεις που μπορούν να γίνουν, διευκολύνοντας την ανίχνευση οποιωνδήποτε ανωμαλιών ή παθολογικών ευρημάτων.

Η λυχνία, η οποία αποτελεί την πηγή των ακτίνων X, εκπέμπει μια μικρή ποσότητα ακτινοβολίας, η οποία περνά μέσα από τον συμπιεσμένο μαστό και, αφού τον διαπεράσει, φτάνει στον ανιχνευτή. Εκεί η ακτινοβολία μετατρέπεται σε εικόνα. Τα σύγχρονα και τεχνολογικά εξελιγμένα συστήματα μαστογραφίας λειτουργούν με ψηφιακή τεχνολογία, γεγονός που επιτρέπει την ηλεκτρονική δημιουργία των εικόνων, οι οποίες εμφανίζονται σε ειδική οθόνη υπολογιστή. Αυτό καθιστά την ανάλυση των εικόνων από τον ιατρό, είτε ακτινοδιαγνώστη είτε μαστολόγο, πιο εύκολη και γρήγορη. Επιπλέον, μειώνεται η πιθανότητα να χρειαστεί επαναληπτική εξέταση, καθώς η ποιότητα των ψηφιακών εικόνων είναι συνήθως αρκετά καλή. [4],[5]

Μάλιστα, κάποια από τα σύγχρονα μαστογραφικά μηχανήματα είναι εξοπλισμένα με τρισδιάστατη τεχνολογία (3D), που επιτρέπει τη δημιουργία μιας πιο λεπτομερούς και ακριβούς εικόνας του μαστού. Αυτή η τρισδιάστατη απεικόνιση παρέχει σημαντικά πλεονεκτήματα στον τομέα της διάγνωσης, προσφέροντας ακόμη περισσότερες πληροφορίες και βελτιώνοντας τη δυνατότητα ανίχνευσης πιθανών ανωμαλιών ή παθήσεων.

Στην παρακάτω **Εικόνα 10** διακρίνονται τα βασικότερα λειτουργικά στοιχεία της διάταξης ενός μαστογράφου. Απεικονίζεται σχεδιαγραμματικά η παραγωγή ακτίνων X από τη λυχνία (διακρίνεται η άνοδος και η κάθοδος), η συμπίεση του μαστού από το έδρανο συμπίεσης, ο κατευθυντήρας, το αντιδιαχυτικό διάφραγμα, το φίλμ, καθώς και η οθόνη.

ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ



*Εικόνα 10. Σχηματική διάταξη βασικών στοιχείων μαστογράφου (Πηγή:  
<https://screening.iarc.fr/atlasbreastdetail.php?Index=22&e=>)*

**Μοντέλα συστημάτων μαστογραφίας διάφορων κατασκευαστικών οίκων:**

Παρακάτω παρατίθενται μερικά από τα πιο γνωστά μοντέλα διάφορων κατασκευαστικών οίκων ιατρικών μαστογράφων.

Στην **Εικόνα 11** παρουσιάζεται το προηγμένο μοντέλο μαστογράφου Senographe Crystal του κατασκευαστικού οίκου GE Healthcare.

ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ



*Εικόνα 11.* Το μοντέλο Senographe Crystal της GE Healthcare (Πηγή: <https://www.indiamart.com/proddetail/ge-healthcare-senographe-crystal-mammography-machine-23184281362.html?mTd=1>)

Παρακάτω, απεικονίζεται στην **Εικόνα 12** το μοντέλο MAMMOMAT Revelation της Siemens Healthineers

ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ



*Εικόνα 12.* Το μοντέλο MAMMOMAT Revelation της Siemens Healthineers (Πηγή: <chrome-extension://efaidnbmnnnibpcajpcglclefindmkaj/https://marketing.webassets.siemens-healthineers.com/09f5acb9b97ed589/8e45bc8e1069/siemens-healthineers-MAMMOMAT-Revelation-Brochure.pdf>)

Στην Εικόνα 13 παρουσιάζεται το σύστημα μαστογραφίας Artemis του οίκου Canon.



ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ



*Εικόνα 13.* Το μοντέλο Artemis της Canon (Πηγή: <https://se.medical.canon/radiography-and-fluoroscopy/artemis/>)



ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

Αντίστοιχα, στην ακόλουθη **Εικόνα 14** φαίνεται μια αναπαράσταση του μοντέλου MicroDose L30 της Philips.



**Εικόνα 14.** Το μοντέλο MicroDose L30 της Philips (Πηγή: <https://medsystems.eu/en/mammography-machines/113-philips-microdose-l30-mammo.html>)

ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

Τέλος, στην **Εικόνα 15** απεικονίζεται το μοντέλο Selenia της Hologic.

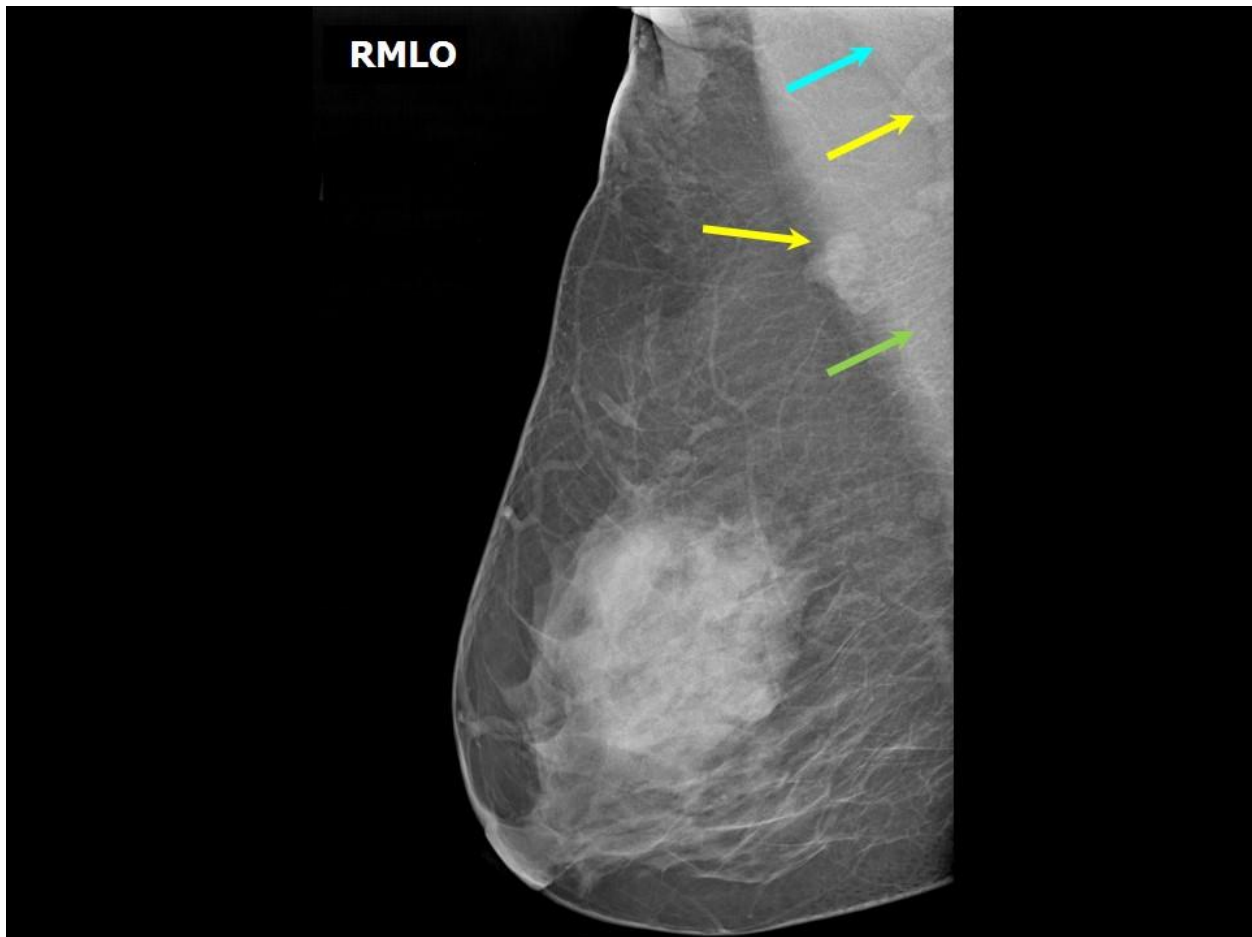


**Εικόνα 15.** Το μοντέλο Selenia της Hologic (Πηγή: <https://clinicalimagingystems.com/product/hologic-selenia-dimensions-3d-digital-mammography/>)

## 5. ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑ

Η μαστογραφία αποτελεί μία από τις κύριες ιατρικές απεικονιστικές μεθόδους που χρησιμοποιούνται για την απεικόνιση της ανατομικής δομής των ιστών. Μέσω αυτής της τεχνικής, είναι δυνατή η παρατήρηση των ανατομικών στοιχείων με τον φυσιολογικό τους τόνο, τον όγκο των υγρών που περιέχουν, καθώς και τις εσωτερικές πιέσεις που υφίστανται. Ο βασικός σκοπός της ιατρικής απεικόνισης είναι η ανίχνευση παθολογικών καταστάσεων και ανωμαλιών, ωστόσο, η ικανότητα διάκρισης αυτών από τη φυσιολογική ανατομία απαιτεί καλή γνώση της ακτινολογικής ανατομίας.

Η **Εικόνα 16** απεικονίζει μία μαστογραφία υγιούς δεξιού μαστού (πλάγια λοξή προβολή - MLO). Διακρίνονται οι λεμφαδένες στη μασχάλη σε σχέση με τους θωρακικούς μύες. Επίσης διακρίνεται ο ελάσσονας θωρακικός μυς (μπλε βέλος), ο μείζονας θωρακικός μυς (πράσινο βέλος) και οι μασχαλιαίοι λεμφαδένες (κίτρινα βέλη). [3]



**Εικόνα 16.** Μαστογραφία υγιούς δεξιού μαστού (πλάγια λοξή προβολή - MLO) (Πηγή: <https://screening.iarc.fr/atlasbreastdetail.php?Index=006> )

Ένας κακοήθης όγκος, όπως το καρκίνωμα, εμφανίζεται τυπικά στη μαστογραφία με τη μορφή μιας μεγάλης, πολυγωνικής περιοχής αυξημένης πυκνότητας. Συχνά, το δέρμα πάνω από τον όγκο παρουσιάζει πάχυνση, ενώ η θηλή ενδέχεται να εμφανίζει εσοκλή. Η μαστογραφία χρησιμοποιείται επίσης από τους χειρουργούς ως εργαλείο καθοδήγησης, όταν πρόκειται να αφαιρέσουν όγκους, κύστες ή αποστήματα από τον μαστό, εξασφαλίζοντας ακριβέστερη παρέμβαση με βάση τα ευρήματα της απεικόνισης. [4]

### **5.1 Η φύση του μαστού και η δυσκολία κλινικού διαχωρισμού των ιστών που τον αποτελούν**

Στις περισσότερες περιπτώσεις, η μαστογραφία έχει ως στόχο την όσο το δυνατόν πιο πρόωμη ανίχνευση του καρκίνου του μαστού. Ωστόσο, ο μαστός, τόσο από βιολογική όσο και από φυσιολογική άποψη, αλλά και από πλευράς ακτινολογικής απεικόνισης, παρουσιάζει σημαντικές διαφορές σε σύγκριση με τη θωρακική κοιλότητα, ιδιαίτερα όσον αφορά την αντίθεση, την ανάδειξη λεπτών δομών και τη σαφήνεια της εικόνας. Αποτελείται από μαλακούς ιστούς, που έχουν μικρές διαφορές στην πυκνότητά τους (ή τον ατομικό αριθμό). Ο λιπώδης ιστός, συγκεκριμένα, δημιουργεί ένα υπόβαθρο χαμηλής πυκνότητας, επάνω στο οποίο μπορεί να απεικονιστεί ο μαστικός αδένας, καθώς και τυχόν παθολογικές αλλαγές. Παρά ταύτα, η σαφής διαφοροποίηση των φυσιολογικών από τους νεοπλασματικούς ιστούς είναι συχνά δύσκολη, λόγω της παρόμοιας πυκνότητάς τους.

Η σύσταση του μαστού ποικίλλει ανάλογα με την ηλικία και τη φυσιολογική κατάσταση της γυναίκας. Για παράδειγμα, σε νεαρές γυναίκες, ο μαστικός αδένας είναι πιο αναπτυγμένος, ενώ με την πάροδο του χρόνου μειώνεται, καθιστώντας τον μαστό πιο λιπώδη. Έτσι, οι μαστοί μπορεί να είναι είτε κυρίως λιπώδεις, είτε να έχουν περισσότερο ινώδη και αδενικό ιστό, είτε να εμφανίζουν ανομοιογένεια ή αυξημένη πυκνότητα.

Όσο περισσότερο λίπος υπάρχει στον μαστό, τόσο πιο εύκολα αναδεικνύονται τυχόν νεοπλασματικές βλάβες, ακόμη και μικρές. Αντίθετα, σε πυκνούς μαστούς, η απεικόνιση είναι δυσκολότερη, καθώς οι σημαντικές δομές που πρέπει να εξεταστούν κρύβονται κυρίως στον πυκνό αδενικό ιστό και όχι στο λιπώδες υπόστρωμα. Πολλά είδη κακοήθειας περιλαμβάνουν την εναπόθεση ασβεστίου, το οποίο απορροφά πιο έντονα τις ακτίνες X, διευκολύνοντας την ανίχνευση τέτοιων αλλοιώσεων στη μαστογραφική εικόνα.[4]

### **5.2 Ευαισθησία αντίθεσης και ενεργειακές απαιτήσεις της δέσμης**

Η ευαισθησία αντίθεσης στην μαστογραφία αποτελεί έναν εξαιρετικά σημαντικό παράγοντα για την ασφαλή διάγνωση. Είναι κρίσιμο να σημειωθεί ότι πολλές παθολογικές καταστάσεις, ιδίως οι καρκινικές, προκαλούν πολύ μικρές φυσικές αλλοιώσεις στους ιστούς. Αυτός ο λόγος καθιστά απαραίτητο να απαιτούνται οι υψηλότερες προδιαγραφές ποιότητας εικόνας σε σύγκριση με όλες τις άλλες ακτινοδιαγνωστικές μεθόδους.

## ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

Στην μαστογραφία, υπάρχουν δύο αντικρουόμενες απαιτήσεις: από τη μία πλευρά, απαιτείται χαμηλή διεισδυτικότητα της ακτινοβολίας για την αύξηση της αντίθεσης, και από την άλλη, απαιτείται υψηλή διείσδυση για τη μείωση της ακτινοβόλησης που δέχεται ο μαστός. Η λύση σε αυτή την πρόκληση είναι η παραγωγή μιας δέσμης που θα έχει ένα φάσμα ικανό να επιτύχει την καλύτερη δυνατή ισορροπία μεταξύ υψηλής αντίθεσης και χαμηλής δόσης ακτινοβολίας. [4], [5], [10], [16]

Δεδομένου ότι οι ενεργειακές τιμές των φωτονίων που χρησιμοποιούνται στη μαστογραφία είναι σχετικά χαμηλές, οι περισσότερες αλληλεπιδράσεις της ακτινοβολίας με τους ιστούς γίνονται μέσω του φωτοηλεκτρικού φαινομένου. Αυτή η αλληλεπίδραση μειώνεται καθώς η ενέργεια της δέσμης αυξάνεται, ευνοώντας το φαινόμενο Compton. Αυτό πρακτικά σημαίνει ότι, όταν αυξάνεται η ενέργεια της δέσμης, η δόση και η αντίθεση μειώνονται ταυτόχρονα, κάτι που δεν είναι επιθυμητό στην απεικόνιση. Ευτυχώς, η αλλαγή στη σύνθεση και το πάχος του μαστού επιτρέπει αυτή τη διαφοροποίηση, επιτρέποντας την προσαρμογή του φάσματος ώστε να επιτευχθεί η βέλτιστη εικόνα.

Οι ενεργειακές τιμές των φωτονίων που σχετίζονται με την χαρακτηριστική ακτινοβολία επηρεάζονται από τα φυσικά χαρακτηριστικά των ατόμων του υλικού της ανόδου, τα οποία εξαρτώνται από τον ατομικό αριθμό ( $Z$ ) του υλικού.

Η βελτιστοποίηση της μαστογραφικής διαδικασίας αποσκοπεί:

- 1) στη μεγιστοποίηση της οπτικοποίησης τόσο της ανατομίας όσο και των παθολογικών στοιχείων, και
- 2) στην ελαχιστοποίηση της ακτινοβόλησης που δέχεται ο ασθενής.

Αυτό επιτυγχάνεται μέσω της επιλογής του καλύτερου δυνατού συνδυασμού τεχνικών παραμέτρων για το συγκεκριμένο πρωτόκολλο. Ορισμένες βασικές τεχνικές παράμετροι περιλαμβάνουν την τεχνική ανίχνευσης και απεικόνισης, την ενέργεια της ακτινοβολίας και τις μεθόδους λήψης εικόνας. [4],[5]

### 5.3 Ανίχνευση εικόνας

Προσφέρονται δύο βασικοί τύποι μαστογραφικών μονάδων:

- Αναλογική Μαστογραφία (Screen-Film Mammography – SFM) και
- Ψηφιακή Μαστογραφία (Full-Field Digital Mammography – FFDM). Η τεχνική λήψης εικόνας είναι η ίδια και για τους δύο τύπους. Αυτό το οποίο διαφέρει είναι το πού θα καταγραφεί η εικόνα (σε φιλμ ή σε υπολογιστή) [4],[5],[11]. Ο μαστογραφικός εξοπλισμός είναι εξειδικευμένος ώστε να παρέχει όσο το δυνατόν περισσότερους βαθμούς ελευθερίας κίνησης για την πιο άνετη και βέλτιστη τοποθέτηση της εξεταζόμενης. Οι σύγχρονες μονάδες περιλαμβάνουν το σύστημα συμπίεσης του μαστού,

το αντιδιαχτυτικό πλέγμα χαμηλού λόγου (low-ratio grid), τις ρυθμίσεις αυτόματης έκθεσης, και τη λυχνία ακτίνων X μικροεπικέντρωσης (micro-focus X-ray tube, οι οποίες δημιουργούν πολύ μικρή κηλίδα πρόσπτωσης - focal spot - στην άνοδο) για μαστογραφία μεγέθυνσης. [10], [11], [12].

#### **5.4 Αναλογική Μαστογραφία**

Το αντιδιαχτυτικό πλέγμα της αναλογικής μαστογραφίας είναι ειδικά σχεδιασμένο και ο συνδυασμός του με το φιλμ είναι κατάλληλα επιλεγμένος, ώστε να εξασφαλίζεται ότι η ομίχλωση (blurring) παραμένει σε πολύ χαμηλά επίπεδα, ακόμη και με περιορισμένη δόση ακτινοβολίας. Αυτός ο σχεδιασμός διευκολύνει την ανίχνευση μικρών δομών και στοιχείων, όπως οι μικροαποτιτανώσεις, καθώς και πολύ λεπτές διαφοροποιήσεις στα ιστολογικά στοιχεία ή στην εξασθένιση της δέσμης.

Για να παραχθεί η τελική εικόνα, είναι απαραίτητη η συνεργασία με έναν εμφανιστή που έχει ρυθμιστεί αποκλειστικά για μαστογραφικό φιλμ. Η χρήση ενός κοινού, κλασσικού εμφανιστηρίου ενδέχεται να επηρεάσει αρνητικά την ποιότητα της εικόνας που θα δημιουργηθεί.

#### **5.5 Ψηφιακή Μαστογραφία**

Υπάρχουν δύο κύριες τεχνολογίες που χρησιμοποιούνται για την ψηφιακή απεικόνιση:

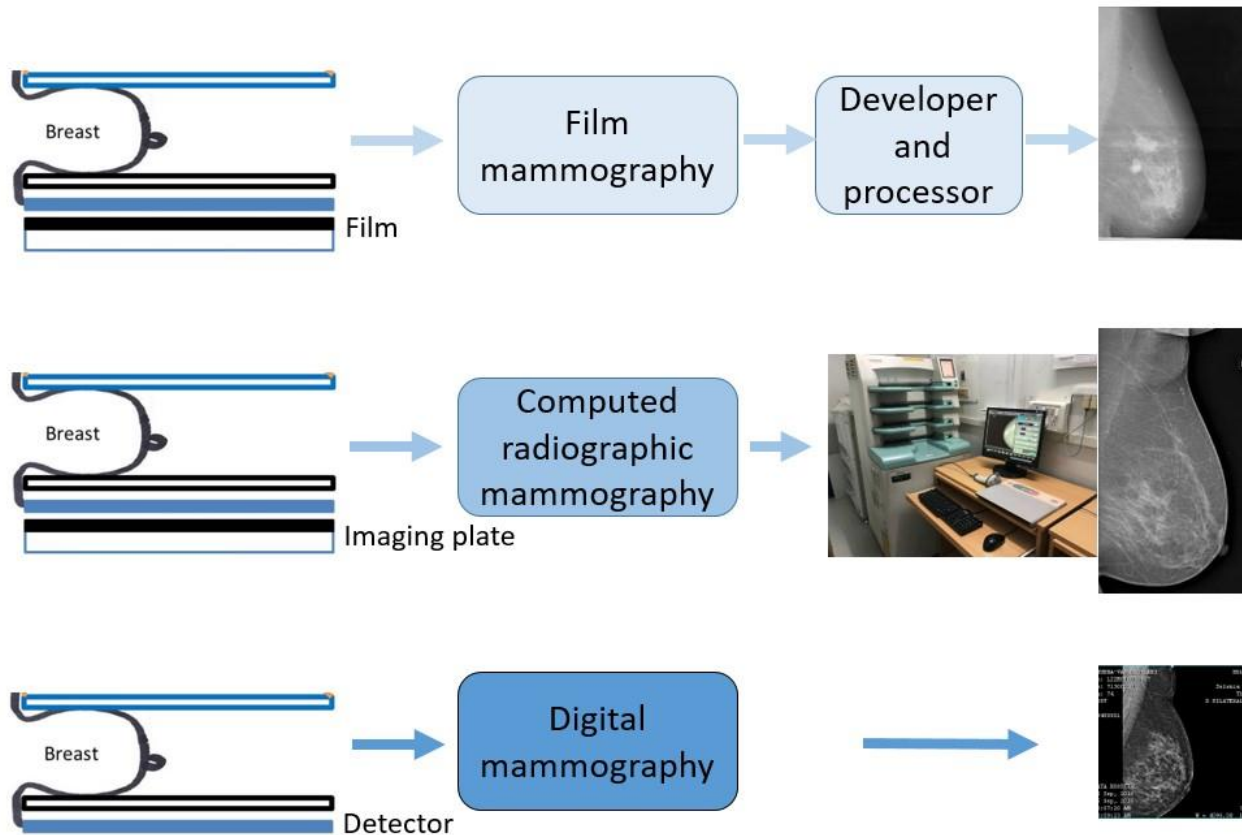
1) Η πρώτη τεχνολογία είναι η έμμεση ψηφιοποίηση. Σε αυτή τη διαδικασία, χρησιμοποιείται μια ειδική ψηφιακή κασέτα. Η κασέτα αυτή περιέχει μια διάταξη που έχει σχεδιαστεί να απορροφά την ορατή ακτινοβολία που προκύπτει από μια ενισχυτική πινακίδα. Μετά την έκθεση, η κασέτα τοποθετείται σε ένα μηχάνημα ψηφιοποίησης, όπου η εικόνα που έχει καταγραφεί μετατρέπεται σε ψηφιακή μορφή. Αυτή η ψηφιακή εικόνα μπορεί στη συνέχεια είτε να προβληθεί σε μια οθόνη υπολογιστή είτε να εκτυπωθεί.

2) Η δεύτερη τεχνολογία είναι η άμεση ψηφιοποίηση, η οποία λειτουργεί χωρίς την ανάγκη κασέτας. Σε αυτή την περίπτωση, η ακτινοβολία ανιχνεύεται άμεσα από μια ειδική μήτρα ημιαγωγών, επιτρέποντας έτσι την άμεση ψηφιοποίηση της εικόνας. Αυτή η μέθοδος ψηφιακής μαστογραφίας προσφέρει εξαιρετική διακριτική ικανότητα, επιτρέποντας στους επαγγελματίες να δουλεύουν ανεξάρτητα από τις συνθήκες εμφάνισης, όπως οι ρυθμίσεις του εμφανιστηρίου και τα χρησιμοποιούμενα υγρά.

Επιπλέον, για να μειωθεί η ποσότητα της διαχεόμενης ακτινοβολίας που φτάνει στον ανιχνευτή του μαστογράφου, εφαρμόζονται δύο βασικές μέθοδοι: η χρήση ενός αντιδιαχτυτικού διαφράγματος και η διαδικασία συμπίεσης του μαστού. Αυτές οι μέθοδοι βοηθούν στην βελτίωση της ποιότητας των εικόνων, περιορίζοντας την αχρεία ακτινοβολία.

## ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

Στην ακόλουθη **Εικόνα 17** παρουσιάζεται ένα διάγραμμα ροής που συγκρίνει την αναλογική με την ψηφιακή μαστογραφία, από την αρχική ανίχνευση των ακτίνων X που διέρχονται μέσα από το μαστό, μέχρι την τελική εικόνα προς διάγνωση.



*Εικόνα 17. Αναλογική και Ψηφιακή Μαστογραφία (Πηγή: <https://screening.iarc.fr/atlasbreastdetail.php?Index=44&e=>)*

### 5.6 Αντιδιαχυτικό Διάφραγμα (Grid)

Ακόμη και αν ο μαστός έχει σχετικά μικρές διαστάσεις σε σύγκριση με το υπόλοιπο σώμα, είναι σημαντική πηγή διαχεόμενης ακτινοβολίας. Αυτή η ακτινοβολία μπορεί να έχει αρνητική επίδραση στην αντίθεση των εικόνων που παράγονται κατά τη διάρκεια της μαστογραφίας. Ο σχεδιασμός των διαφραγμάτων που χρησιμοποιούνται σε αυτή την απεικονιστική διαδικασία είναι ειδικά προσαρμοσμένος, με έναν σχετικά χαμηλό λόγο απόδοσης (grid ratio) και κατασκευασμένο από υλικό που έχει χαμηλή ικανότητα απορρόφησης ακτινοβολίας μεταξύ των επιμέρους φύλλων του διαφράγματος. Αυτό είναι ιδιαίτερα σημαντικό, καθώς το προσπίπτον φάσμα ακτίνων X που χρησιμοποιείται είναι επίσης χαμηλής ενέργειας.

Κατά τη διάρκεια της διαδικασίας μαστογραφίας, όταν απαιτείται μεγέθυνση της εικόνας (γνωστή ως "magnification mode"), η συνήθης προσέγγιση περιλαμβάνει την αφαίρεση του διαφράγματος και τη χρήση ενός κενού διαστήματος (γνωστό ως "air gap") για να μειωθεί η ποσότητα της διαχεόμενης ακτινοβολίας που προσπίπτει στον ανιχνευτή. Το διάφραγμα είναι ενσωματωμένο σε μια ειδική διάταξη που ονομάζεται "bucky", η οποία έχει τη δυνατότητα να κινείται κατά τη διάρκεια της έκθεσης. Αυτή η κίνηση έχει ως σκοπό να θολώσει και να μειώσει την ορατότητα των γραμμών του διαφράγματος, γνωστές ως "grid lines", ώστε να βελτιωθεί η ποιότητα της τελικής εικόνας. [4],[5]

## 5.7 Συμπύεση μαστού

Η ανατομία του μαστού επιβάλλει κάποιες ειδικές προϋποθέσεις κατά τη διαδικασία της μαστογραφίας, καθώς η ικανότητα απεικόνισης των εσωτερικών δομών, οι οποίες έχουν πολύ χαμηλή αντίθεση, είναι κρίσιμη. Η φυσιολογική δομή του μαστού, που εκτείνεται από τη θηλή μέχρι το θωρακικό τοίχωμα, καθιστά δύσκολη την παραγωγή εικόνων που να είναι ικανοποιητικές για διαγνωστικούς σκοπούς. Στο πλαίσιο αυτό, η συμπύεση του μαστού, αν και μπορεί να προκαλέσει προσωρινή ενόχληση στην ασθενή, έχει ως αποτέλεσμα τη δημιουργία ενός πιο ομοιογενούς και λεπτότερου πεδίου για εξέταση. Αυτό το πεδίο είναι πιο κατάλληλο για τη λεπτομερή απεικόνιση των εσωτερικών δομών του μαστού.

Η διαδικασία συμπύεσης προσφέρει αρκετά δυνητικά οφέλη, τα οποία περιλαμβάνουν:

1. **Μείωση της δόσης ακτινοβολίας:** Ο βαθμός ακτινοβολίας που απορροφάται από τον μαστό μπορεί να ελαχιστοποιηθεί.
2. **Ομοιογενής κατανομή του ιστού:** Η διαδικασία επιτρέπει μια πιο ομοιογενή κατανομή του πάχους του μαστού, γεγονός που διευκολύνει την προσαρμογή της ακτινικής έκθεσης.
3. **Μείωση της θόλωσης:** Η κίνηση της ασθενούς κατά τη διάρκεια της εξέτασης μπορεί να οδηγήσει σε θόλωση της εικόνας, η οποία μειώνεται με την κατάλληλη συμπύεση.
4. **Σκεδασμένη ακτινοβολία:** Η συμπύεση συμβάλλει στη μείωση της σκεδασμένης ακτινοβολίας, βελτιώνοντας τη συνολική ποιότητα της εικόνας και την ευαισθησία αντίθεσης.
5. **Ικανοποιητική απεικόνιση κοντά στο θωρακικό τοίχωμα:** Η τεχνική αυτή επιτρέπει την καλύτερη απεικόνιση των ιστών που βρίσκονται πολύ κοντά στο θωρακικό τοίχωμα.

Από την τεχνική σκοπιά, το εξάρτημα συμπύεσης είναι ένα κρίσιμο στοιχείο του συνολικού συστήματος που διαμορφώνει και διηθά τη δέσμη ακτινοβολίας. Η σύνθεση και το πάχος του εξαρτήματος επηρεάζουν άμεσα την ένταση της ακτινοβολίας που χρησιμοποιείται. Ο μαστός συμπιέζεται με προσοχή αλλά και σταθερότητα, προκειμένου να ελαχιστοποιηθεί ή και να εξαλείφεται η κίνηση του οργάνου. Αυτό επιτυγχάνεται μέσω ενός διαφανούς πλαστικού εξαρτήματος, το οποίο χρησιμοποιείται για μόνο λίγα δευτερόλεπτα, με σκοπό την παραγωγή



της πιο ευκρινής δυνατής εικόνας, μειώνοντας την ασάφεια, και όλα αυτά με την ελάχιστη δυνατή δόση ακτινοβολίας.

Η διαδικασία συμπίεσης έχει επίσης θετική επίδραση στη μείωση της απορροφούμενης δόσης ακτινοβολίας. Απλώνοντας τον μαστικό ιστό, επιτυγχάνεται μια “ομογενοποίηση” του πάχους του, κάνοντάς τον λιγότερο απορροφητικό. Αυτό οδηγεί στη μείωση της σκεδασμένης ακτινοβολίας και στη βελτίωση της απεικόνισης του θωρακικού τοιχώματος, ενισχύοντας έτσι την ποιότητα των απεικονίσεων που λαμβάνονται. [4],[5]

### **5.8 Μεγέθυνση Εικόνας**

Σε πολλά συστήματα μαστογραφίας υπάρχει η δυνατότητα ρύθμισης της απόστασης μεταξύ της πηγής ακτινοβολίας και του ανιχνευτή εικόνας, γνωστής ως Source-Intensifier Distance (SID). Όταν ο ανιχνευτής μετακινείται προς τα πάνω ή προς τα κάτω για να επιτευχθεί η επιθυμητή μεγέθυνση, αυτό έχει ως αποτέλεσμα να αλλάζει και η ποσότητα ακτινοβολίας που απορροφάται από τον μαστό, λόγω της αντίστοιχης προσαρμογής της SID. Συγκεκριμένα, καθώς η μεγέθυνση αυξάνεται, παρατηρείται και αύξηση στην απορρόφηση της δόσης ακτινοβολίας.

Επιπλέον, με την αύξηση της μεγέθυνσης της ακτινογραφικής εικόνας, δεν είναι απαραίτητη η χρήση αντιδιαχυτικού πλέγματος ή διαφράγματος, δεδομένου ότι δημιουργείται ένα κενό διάστημα, γνωστό ως air gap. Αυτή η κενή περιοχή έχει ως αποτέλεσμα τη μείωση της ποσότητας της διαχεόμενης ακτινοβολίας που φτάνει στον ανιχνευτή εικόνας. Έτσι, με τη ρύθμιση αυτή επιτυγχάνεται όχι μόνο η καλύτερη απεικόνιση αλλά και η μείωση της ακτινοβολίας που προσπίπτει στο μαστό, προσφέροντας μια πιο ασφαλή διαδικασία απεικόνισης. [4],[5]

### **5.9 Ενεργειακό φάσμα των ακτίνων X στη μαστογραφία**

Ο διαχωρισμός του νεοπλασματικού ιστού από τον περιβάλλοντα υγιή ιστό συνιστά μια ιδιαίτερα απαιτητική διαδικασία, καθώς οι πυκνότητες αυτών των ιστών είναι συχνά παρόμοιες. Για να διευκολυνθεί η απεικόνιση των διαφορών αυτών, χρησιμοποιείται σχετικά χαμηλή ενέργεια ακτίνων X, που κυμαίνεται μεταξύ 25 και 35 keV. Αυτή η προσέγγιση ενισχύει την απεικόνιση των αλλαγών στους ιστούς και στο λιπώδη ιστό, καθώς η αυξημένη αλληλεπίδραση μέσω του φωτοηλεκτρικού φαινομένου υπερτερεί του φαινομένου Compton.

Η ποικιλία στη μορφολογία των μαστών απαιτεί διαφορετικά επίπεδα ενέργειας φωτονίων για να επιτευχθεί ο καλύτερος λόγος αντίθεσης προς τη δόση. Το ιδανικό φάσμα ακτίνων X για τις μαστογραφίες θα περιλάμβανε μονοενεργειακά φωτόνια, η ενέργεια των οποίων θα προσαρμόζεται ανάλογα με τη μορφολογία του μαστού. Εάν η ενέργεια των φωτονίων είναι χαμηλότερη από την ιδανική για τον συγκεκριμένο μαστό, τότε παρατηρείται αύξηση στην απορροφούμενη δόση, καθώς μειώνεται η διείσδυση και η ακτινοβολία που περνάει μέσω του ιστού.

## ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

Η ανάγκη για φωτόνια χαμηλής ενέργειας είναι χαρακτηριστική στη μαστογραφία, καθώς επιδιώκεται η επίτευξη υψηλής αντίθεσης και ευαισθησίας, μαζί με τη μείωση της απορροφούμενης δόσης στον μαστό. Κλινικά, η κατάλληλη ενέργεια (και το αντίστοιχο φάσμα) των φωτονίων για μαστογραφία εξαρτάται από το μέγεθος και την πυκνότητα του μαστού. Σε περίπτωση που ο μαστός είναι λεπτός, η διείσδυση της δέσμης είναι πιο εύκολη και η βέλτιστη ενέργεια για τον λόγο αντίθεσης/δόσης είναι σχετικά χαμηλή. Για παχύτερους και πυκνότερους μαστούς, υπάρχουν δύο προσεγγίσεις: η επιλογή υψηλότερης ενέργειας για καλύτερο λόγο αντίθεσης/δόσης, αν και αυτό μπορεί να έχει ως αποτέλεσμα χαμηλότερο λόγο λόγω της αύξησης της δόσης που προκύπτει από τη μείωση της διείσδυσης. [4]

Ένα φάσμα ενέργειας γύρω από τα 20 keV θεωρείται ικανοποιητικό για την απεικόνιση των χαρακτηριστικών του μαστού, διαχωρίζοντας τον από τον περιβάλλοντα λιπώδη ιστό. Φωτόνια με μεγαλύτερη ενέργεια αρχίζουν να διεισδύουν στο μαστικό αδένωμα χωρίς να απορροφώνται, με αποτέλεσμα η ακτινογραφική εικόνα να φαίνεται ενιαία. Αντίθετα, χαμηλότερης ενέργειας φωτόνια απορροφώνται και από τον μαστικό αδένωμα αλλά και από το λιπώδη ιστό του μαστού.

Η επιλογή του φάσματος ακτίνων X είναι ένας από τους κρίσιμους παράγοντες που πρέπει να προσαρμόζονται προκειμένου να βελτιωθεί η διαδικασία όσον αφορά την ευαισθησία της αντίθεσης και την απορροφούμενη δόση. Αυτή η διαδικασία περιλαμβάνει δύο βήματα: την επιλογή του κατάλληλου συνδυασμού ανόδου και φίλτρου (Mo ή Rh) και την επιλογή της κατάλληλης τιμής KV, συνήθως στην περιοχή 24-32 kV. [4],[5]

Η άνοδος από βολφράμιο και ηθμός από αλουμίνιο είναι ο τυπικός συνδυασμός για όλες τις ακτινογραφίες, εκτός από τη μαστογραφία, όπου χρησιμοποιούνται άνοδος από Μολυβδαίνιο ή Ρόδιο. Το μολυβδαίνιο παράγει χαρακτηριστική ακτινοβολία κοντά στην ιδανική ενέργεια για μαστογραφικές εξετάσεις, ενώ το ρόδιο προσφέρει πιο διεισδυτική δέσμη. Οι ενέργειες των φωτονίων που παράγονται είναι σημαντικές, καθώς βρίσκονται κοντά στην ιδανική ενεργειακή περιοχή.

Η παραγωγή ενός βέλτιστου φάσματος απαιτεί και την ύπαρξη ηθμού, ο οποίος χρησιμοποιείται για την αποκοπή τμήματος της ακτινοβολίας υψηλότερης ενέργειας από την επιθυμητή ζώνη. Τα φίλτρα που χρησιμοποιούνται στη μαστογραφία απορροφούν την ακτινοβολία υψηλότερης ενέργειας από την K-αιχμή του συγκεκριμένου υλικού φίλτρου.

Η ρύθμιση των τιμών KV στοχεύει στη διατήρηση της δόσης και του χρόνου έκθεσης σε χαμηλά επίπεδα, καθώς αυξάνεται το πάχος του μαστού. Η τυπική διαφορά δυναμικού που χρησιμοποιείται είναι 30 kV, κάτι που εγείρει το ερώτημα γιατί οι τιμές KV φτάνουν έως και 32 kV, εφόσον αυτό μπορεί να οδηγήσει σε ανεπιθύμητη ακτινοβολία. Η απάντηση βρίσκεται στην ανάγκη για υψηλότερη δόση και διεισδυτικότητα για την απεικόνιση πυκνότερων μαστών σε σύντομο χρόνο.

## ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

Η απορροφούμενη δόση στον μαστό μιας ασθενούς εξαρτάται από τρεις παράγοντες: τα χαρακτηριστικά του εξοπλισμού, τους τεχνικούς παράγοντες που επιλέγονται για την εξέταση και το μέγεθος και την πυκνότητα του μαστού. Στις μαστογραφικές διαδικασίες, η απορροφούμενη δόση στο μαστικό αδένωμα είναι περίπου 15% της δόσης εισόδου στο δέρμα. Η κατανομή της δόσης δεν είναι ομοιογενής, επομένως υπολογίζεται η Μέση Δόση Αδένα (Mean Glandular Dose - MGD) για την εκτίμηση της έκθεσης της ασθενούς.

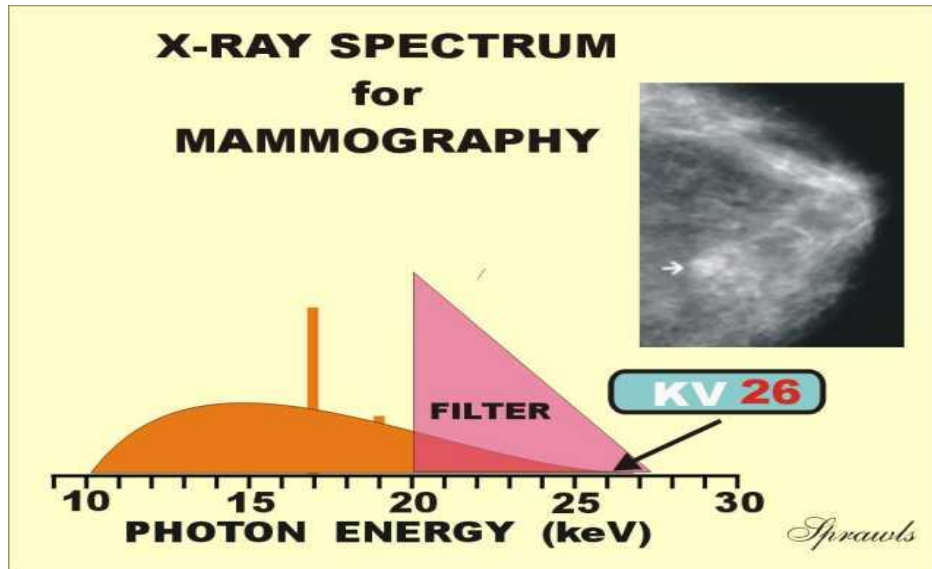
Η MGD, η οποία δεν μπορεί να μετρηθεί άμεσα, εκτιμάται από τη ρυθμό έκθεσης της λυχνίας και άλλες παραμέτρους. Σημαντικό είναι ότι ο στόχος της μαστογραφίας δεν είναι να ρυθμιστούν οι τεχνικές παράμετροι για την επίτευξη της χαμηλότερης MGD, αλλά να εξασφαλιστεί η ποιότητα εικόνας με την ελάχιστη δόση.

Είναι ενδιαφέρον ότι η απορροφηθείσα δόση στον μαστό είναι κατά μέσο όρο 25 φορές υψηλότερη από αυτή μιας ακτινογραφίας θώρακος, κάτι που σχετίζεται με την ανάγκη ανίχνευσης καρκίνου σε πρώιμο στάδιο, η οποία απαιτεί εικόνα υψηλής αντίθεσης και ευκρίνειας. Οι φυσιολογικές συνθέσεις και η τοπογραφία των πρώιμων συμπτωμάτων του καρκίνου του μαστού συνδυάζονται σε έναν μαλακό ιστό, με συνέπεια οι διαφορές στην αντίθεση να είναι μικρές. Επιπλέον, η αναγκαιότητα ανίχνευσης μικροαποτιτανώσεων απαιτεί υψηλότερη έκθεση σε σχέση με άλλες ακτινογραφικές διαδικασίες. [4]

Η **Εικόνα 18** παρουσιάζει το φάσμα των φωτονίων που χρησιμοποιείται για τις μαστογραφίες:

1. Εύρος Ενέργειας Φωτονίων: Οριζόντια, ο άξονας απεικονίζει την ενέργεια των φωτονίων σε keV, από 10 έως 30 keV. Για τις μαστογραφίες, τα χαμηλής ενέργειας φωτόνια (15-30 keV) είναι τα πλέον κατάλληλα.
2. Χαρακτηριστικές Κορυφές: Οι πορτοκαλί κορυφές (γύρω στα 17-20 keV) αντιστοιχούν στις χαρακτηριστικές ακτινοβολίες X που παράγονται από την άνοδο μολυβδαινίου ή ροδίου. Αυτές οι κορυφές είναι ιδανικές για την απεικόνιση μαλακών ιστών του μαστού.
3. Φίλτρο: Η ροζ περιοχή αντιπροσωπεύει το φίλτρο, το οποίο αποκόπτει τα χαμηλής ενέργειας φωτόνια (κάτω των 15 keV). Αυτά τα φωτόνια απορροφώνται από το σώμα χωρίς να βελτιώνουν την εικόνα και αυξάνουν ανεπιθύμητα την ακτινοβολία
4. Τάση (26 kV): Η τάση των 26 kV αναφέρεται στην ενέργεια που χρησιμοποιείται για τη δημιουργία των ακτίνων X
5. Ακτινοβολία Bremsstrahlung: Η πορτοκαλί καμπύλη δείχνει την συνεχή ακτινοβολία που παράγεται όταν τα ηλεκτρόνια επιβραδύνονται κατά την πρόσκρουση στην άνοδο.
6. Κλινική Εικόνα (Δεξιά τμήμα της εικόνας): Η εικόνα στην πάνω δεξιά γωνία είναι μία μαστογραφία, που δείχνει την απεικόνιση ιστών του μαστού, η οποία βασίζεται στο φάσμα που απεικονίζεται.

Αυτή η βελτιστοποίηση του φάσματος βοηθά στην αύξηση της αντίθεσης μεταξύ των μαλακών ιστών και των μικρών ανωμαλιών όπως οι μικροαποτιτανώσεις, κάτι που είναι κρίσιμο για την έγκαιρη διάγνωση του καρκίνου του μαστού. [4],[5]



Εικόνα 18. Φάσμα ακτίνων X για μαστογραφική απεικόνιση (Πηγή:

<https://th.bing.com/th/id/R.3610d3864052d036c146ddd5de65a419?rik=w0kGYcHc5k0V8w&riu=http%3a%2f%2fw.ww.sprawls.org%2fresources%2fMAMMO%2fnammo31.jpg&ehk=KEctZUqDpj68yGqMBITCNjGhJEGcfC5dlDS h5EQOSgk%3d&risl=&pid=ImgRaw&r=0>)

## 5.10 Ακτινοπροστασία

Στη μαστογραφία, η απορροφώμενη δόση ακτινοβολίας έχει καθοριστική σημασία, καθώς ο μαστός είναι ιδιαίτερα ευαίσθητος στην ακτινοβολία. Είναι επίσης κρίσιμο να παρακολουθείται προσεκτικά η συνολική έκθεση της γυναίκας, είτε πρόκειται για ασθενή είτε για ετήσιους ελέγχους, με σκοπό την ανίχνευση του καρκίνου του μαστού. Ωστόσο, η αυξημένη ακτινοβολία μπορεί να έχει στατιστικά επιπτώσεις, ενισχύοντας τους κινδύνους εμφάνισης βιολογικών παρενεργειών, συμπεριλαμβανομένου του ακτινο-επαγόμενου καρκίνου. Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι οι βιολογικές αντιδράσεις σχετίζονται με τον μαστικό αδένα και όχι με το δέρμα που τον περιβάλλει. Ως εκ τούτου, η συνολική μέγιστη δόση στον αδένα—υπολογίζοντας το μέσο πάχος ενός συμπιεσμένου μαστού περίπου 4-5 εκ.—δεν θα πρέπει να υπερβαίνει τα 1 mSv ανά λήψη χωρίς πλέγμα ή 3 mSv ανά λήψη με πλέγμα.

Ο πιο αποτελεσματικός τρόπος για να μειωθεί η δόση που δέχεται η ασθενής είναι να περιοριστεί ο αριθμός των λήψεων. Στις μαζικές εξετάσεις (screening), δεν θα πρέπει να γίνονται περισσότερες από δύο λήψεις ανά μαστό. Αυτές οι συστάσεις θα πρέπει να συμβαδίζουν με την θεμελιώδη αρχή της ακτινοδιαγνωστικής, σύμφωνα με την οποία, όταν η ακτινική επιβάρυνση είναι χαμηλή, το κλινικό όφελος της διαδικασίας είναι σημαντικά μεγαλύτερο από τον αντίστοιχο κίνδυνο, κάτι που ισχύει και για τη μαστογραφία.[4],[5]

### 5.11 Απαιτήσεις Μαστογραφίας

Στη μαστογραφική απεικόνιση χρησιμοποιείται ειδικό μηχάνημα με λυχνία κατάλληλη για διαγνωστικές εξετάσεις μαστού, η οποία διαθέτει άνοδο και φίλτρο από μολυβδαίνιο. Οι τάσεις λειτουργίας του μηχανήματος κυμαίνονται τουλάχιστον από 24 έως 35 kVp. Με τον σύγχρονο εξοπλισμό, το δυναμικό της λυχνίας δεν μπορεί να υπερβεί τα 30 kVp, διαφορετικά η ποιότητα της εικόνας θα επηρεαστεί αρνητικά. Η ανάπτυξη νέων τεχνολογιών απεικόνισης—όπως ταχύτερα φιλμ και οθόνες—αναμένεται να μειώσει τις δόσεις που δέχεται ο μαστός.

Σχετικά με την προηγούμενη απαίτηση, η ιδανική τιμή kV δεν είναι εκείνη που οδηγεί στην χαμηλότερη δόση ιστού, αλλά αυτή που προσφέρει τον καλύτερο συνδυασμό ποιότητας εικόνας προς απορροφώμενη δόση, και εξαρτάται από το μέγεθος και την πυκνότητα του συμπίεσμένου μαστού. Επιπλέον, επιδιώκεται υψηλός ρυθμός έκθεσης για να διασφαλιστεί ότι οι χρόνοι έκθεσης είναι επαρκώς σύντομοι, μειώνοντας έτσι την κίνηση της ασθενούς και την αίσθηση δυσφορίας.

Το πεδίο ακτινοβολίας στο πλευρό του θωρακικού τοιχώματος περιορίζεται στο σύστημα αποτύπωσης εικόνας (κασέτα) και δεν θα πρέπει να υπερβαίνει τα 5 χιλιοστά. Η ελάχιστη απόσταση από την εστία έως το σύστημα αποτύπωσης εικόνας πρέπει να είναι τουλάχιστον 60 εκατοστά. Είναι επίσης απαραίτητο να υπάρχει ένα κατάλληλο, κινητό πίεστρο για την συμπίεση του μαστού, καθώς και ένα αντιδιαχυτικό διάφραγμα τύπου χαμηλής δόσης. Το σύστημα αποτύπωσης εικόνας (film-ενισχυτική πινακίδα) θα πρέπει να έχει υψηλή ευαισθησία και χαμηλή δόση, εκτός από περιπτώσεις που είναι ιατρικά απολύτως δικαιολογημένες. Οι κασέτες που χρησιμοποιούνται θα πρέπει επίσης να είναι τύπου χαμηλής δόσης. [4]

### 5.12 Ποιοτικός έλεγχος

Όσον αφορά τον ποιοτικό έλεγχο, αυτός είναι κρίσιμος για τη μείωση της δόσης που δέχεται η ασθενής και την αύξηση της ποιότητας της εικόνας. Ο ποιοτικός έλεγχος περιλαμβάνει τεχνικούς ελέγχους, καταγραφή δεδομένων και αξιολόγηση του εξοπλισμού ανίχνευσης και επεξεργασίας εικόνας, όπως περιγράφεται σε συγκεκριμένα πρωτόκολλα. Επιπλέον, εκτελούνται περιοδικοί έλεγχοι με ειδικά ομοιώματα μαστού για την αξιολόγηση της ποιότητας απεικόνισης των δομών τους. Επίσης, ελέγχεται συχνά το σύστημα συμπίεσης. Η σωστή συμπίεση του μαστού είναι απαραίτητη για την παραγωγή υψηλής ποιότητας εικόνας και για τη διασφάλιση ομογενούς οπτικής πυκνότητας. Ιδιαίτερη προσοχή δίδεται και στις επαναλήψεις των λήψεων. Συνίσταται, ανά τετράμηνο, να γίνονται στατιστικές αναλύσεις των μαστογραφιών που πραγματοποιούνται, και εάν διαπιστωθεί ότι πάνω από το 2% έχουν επαναληφθεί, πρέπει να αναλύονται οι αιτίες και να ληφθούν κατάλληλα διορθωτικά μέτρα. [4]

### 5.13 Τεχνικά Χαρακτηριστικά

## ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

Η μαστογραφία αποτελεί μια μέθοδο της κλασικής Ακτινοδιαγνωστικής που χρησιμοποιείται κυρίως για τη διάγνωση καρκίνου του μαστού. Κύριο χαρακτηριστικό αυτής της μεθόδου είναι η χρήση ακτίνων X χαμηλής ενέργειας. Η τάση της λυχνίας δεν υπερβαίνει τα 30kVp. Η αντίθεση της εικόνας επηρεάζεται από τη διαφορά  $\mu\Delta\chi_1$ - $\mu\Delta\chi_2$ , ενώ οι γραμμικοί συντελεστές εξασθένησης  $\mu$  μειώνονται σε υψηλές ενέργειες. Έτσι, όσο αυξάνονται τα kV, τόσο μειώνεται η αντίθεση στην ακτινογραφική εικόνα. Αντίθετα, τα φωτόνια χαμηλής ενέργειας επιτρέπουν την απόκτηση εικόνων με καλή αντίθεση, ειδικά κατά την απεικόνιση μαλακών ιστών. Στην περίπτωση του μαστού, οι παράγοντες που καθορίζουν την αντίθεση, όπως η πυκνότητα και οι ατομικοί αριθμοί των ιστών, παρουσιάζουν μικρές διαφορές μεταξύ καρκινικών και υγιών ιστών. Η χρήση υψηλών kVp θα εξαφάνιζε αυτές τις διαφορές, καθιστώντας δύσκολη τη διάκριση των ιστών στις εικόνες. Σε χαμηλές ενέργειες, η βασική αλληλεπίδραση της ακτινοβολίας με τους ιστούς είναι η φωτοηλεκτρική απορρόφηση, η οποία εξαρτάται από τον ατομικό αριθμό Z. Το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο ενισχύει τις διαφορές στον ατομικό αριθμό, με αποτέλεσμα η απορρόφηση των ακτίνων X να διαφέρει μεταξύ των ιστών, αυξάνοντας έτσι την αντίθεση. Οι κακοήθεις όγκοι εντοπίζονται ευκολότερα, καθώς η εμφάνισή τους συνοδεύεται συχνά από αποτιτανώσεις, οι οποίες λόγω του υψηλού ατομικού αριθμού του ασβεστίου (Z=20) ενισχύουν τη φωτοηλεκτρική απορρόφηση και βελτιώνουν την αντίθεση. [5]

Σε πολλά συστήματα μαστογραφίας, οι λυχνίες ακτίνων X έχουν άνοδο από μολυβδαίνιο (Mo), διότι αυτό το υλικό παράγει φωτόνια χαμηλής ενέργειας. Εκτός από την ακτινοβολία πέδησης, εκπέμπεται και χαρακτηριστική ακτινοβολία μολυβδαινίου, με δύο φασματικές γραμμές, K $\alpha$  και K $\beta$ , στις ενέργειες 17,5keV και 19,6keV αντίστοιχα, που διακρίνονται για την ένταση και τη χαμηλή ενέργειά τους. Στην έξοδο της λυχνίας τοποθετείται λεπτό φίλτρο από μολυβδαίνιο, το οποίο κόβει φωτόνια πολύ υψηλής ή πολύ χαμηλής ενέργειας, ενώ επιτρέπει τη διέλευση του 57% της γραμμής K $\alpha$  και του 67% της K $\beta$ . Αυτό το φίλτρο λειτουργεί ως φίλτρο K-αιχμής, με αιχμή φωτοηλεκτρικής απορρόφησης στα 20keV, διαμορφώνοντας μια δέσμη φωτονίων με ενέργειες από 15keV έως 20keV, που ευνοούν τη φωτοηλεκτρική απορρόφηση στους ιστούς. [5]

Με παρόμοια λογική έχουν αναπτυχθεί λυχνίες με άνοδο και φίλτρο από ρόδιο, οι οποίες παράγουν ακτινοβολία με φασματικές γραμμές στις ενέργειες 20-23 keV. Η K-αιχμή απορρόφησης του ροδίου βρίσκεται στα 23,5keV, κάτι που αυξάνει τη μέση ενέργεια της δέσμης και τη διεισδυτικότητά της, μειώνοντας ταυτόχρονα τον χρόνο έκθεσης και τη δόση ακτινοβολίας έως και 40%, ιδίως κατά την απεικόνιση παχύτερων ή πυκνότερων περιοχών. [5]

Χρησιμοποιούνται επίσης φίλτρα αλουμινίου σε συνδυασμό με μολυβδαίνιο και παράθυρα βηρυλλίου. Στις λυχνίες αυτές, η απόσταση μεταξύ ανόδου και καθόδου είναι μικρότερη από το συνηθισμένο, αυξάνοντας το ρεύμα των ηλεκτρονίων, αλλά μειώνοντας τη μέγιστη τιμή kVp που μπορεί να χρησιμοποιηθεί. Η αύξηση της διαφοράς  $\mu_1$ - $\mu_2$  σε χαμηλά kV αυξάνει την αντίθεση μόνο αν δεν αντισταθμίζεται από τα πάχη των ιστών. Για να μειωθεί η επίδραση του πάχους, χρησιμοποιείται ειδική διάταξη που συμπιέζει το μαστό, διατηρώντας σταθερό το πάχος των ιστών σε όλο το πεδίο ακτινοβολίας. Αυτή η διάταξη, γνωστή ως έδρανο συμπίεσης,

ακινητοποιεί τον μαστό, ελαχιστοποιώντας την ασάφεια λόγω κίνησης. Πολλά σύγχρονα συστήματα μαστογραφίας διαθέτουν αυτόματα πνευματικά συστήματα συμπίεσης, που προσαρμόζονται καλύτερα στο σχήμα και την πυκνότητα του μαστού, επιτυγχάνοντας ομοιόμορφη πίεση. [5]

Η ακτινολογική κεφαλή στα συστήματα μαστογραφίας είναι προσαρτημένη σε περιστρεφόμενο βραχίονα, που επιτρέπει την αλλαγή κατεύθυνσης της δέσμης ανάλογα με τις ανάγκες της εξέτασης, ενώ υπάρχει δυνατότητα κατακόρυφης μετατόπισης της κεφαλής, ώστε να προσαρμόζεται στο ύψος της ασθενούς. [5], [6],[7]

### **5.14 Τρισδιάστατη (3-D) μαστογραφία ή Μαστογραφία Τομοσύνθεσης**

Η τρισδιάστατη μαστογραφία, γνωστή και ως ψηφιακή τομοσύνθεση μαστού (DBT), αποτελεί έναν τύπο ψηφιακής μαστογραφίας, κατά τον οποίο χρησιμοποιούνται ειδικά ακτινογραφικά συστήματα για να ληφθούν εικόνες λεπτών τμημάτων του μαστού από διάφορες γωνίες. Στη συνέχεια, οι εικόνες αυτές επεξεργάζονται μέσω λογισμικού για να δημιουργηθεί μια ολοκληρωμένη ανασύνθεση της εικόνας. Η μέθοδος αυτή είναι παρόμοια με τον τρόπο λειτουργίας της αξονικής τομογραφίας (CT), που παράγει εικόνες από τις εσωτερικές δομές του σώματος. Η τρισδιάστατη μαστογραφία χρησιμοποιεί ακτίνες X χαμηλής δόσης, ωστόσο επειδή συχνά συνδυάζεται με την παραδοσιακή δισδιάστατη ψηφιακή μαστογραφία, η συνολική δόση ακτινοβολίας είναι μεγαλύτερη σε σύγκριση με την κλασική μαστογραφία. Ωστόσο, νεότερες τεχνικές τομοσύνθεσης επιτρέπουν την πραγματοποίηση της DBT χωρίς την ταυτόχρονη χρήση της 2D μαστογραφίας, γεγονός που μπορεί να μειώσει τη δόση ακτινοβολίας, φέρνοντάς την πιο κοντά στα επίπεδα της τυπικής μαστογραφίας.

Παρόλο που η DBT προσφέρεται σε πολλές γυναίκες, δεν έχει ακόμη καθοριστεί με σαφήνεια αν υπερέχει έναντι της 2D μαστογραφίας στην ανίχνευση πρώιμων μορφών καρκίνου και στη μείωση των ψευδώς θετικών αποτελεσμάτων.

Μια μεγάλης κλίμακας τυχαιοποιημένη μελέτη για τον προσυμπτωματικό έλεγχο του μαστού βρίσκεται σε εξέλιξη, συγκρίνοντας την 3D μαστογραφία με την 2D μαστογραφία. Η Δοκιμή Ελέγχου Μαστογραφίας Τομοσύνθεσης (TMIST) εξετάζει τον αριθμό των προχωρημένων καρκίνων που εντοπίζονται σε γυναίκες που παρακολουθούνται για τέσσερα χρόνια με τη μέθοδο DBT, σε σύγκριση με εκείνους που ανιχνεύονται σε γυναίκες που υποβάλλονται σε έλεγχο με την παραδοσιακή ψηφιακή μαστογραφία. [8],[9], [10], [11], [12], [13], [14]

### **5.15 Τεχνουργήματα - Artifacts**

Τα artifacts στις μαστογραφικές εικόνες είναι ανεπιθύμητα στοιχεία ή παραμορφώσεις που μπορεί να εμφανιστούν και να επηρεάσουν τόσο την ακρίβεια της διάγνωσης όσο και την ποιότητα της εικόνας. Ένας έμπειρος ακτινολόγος ή ειδικός στον μαστό μπορεί συνήθως να τα

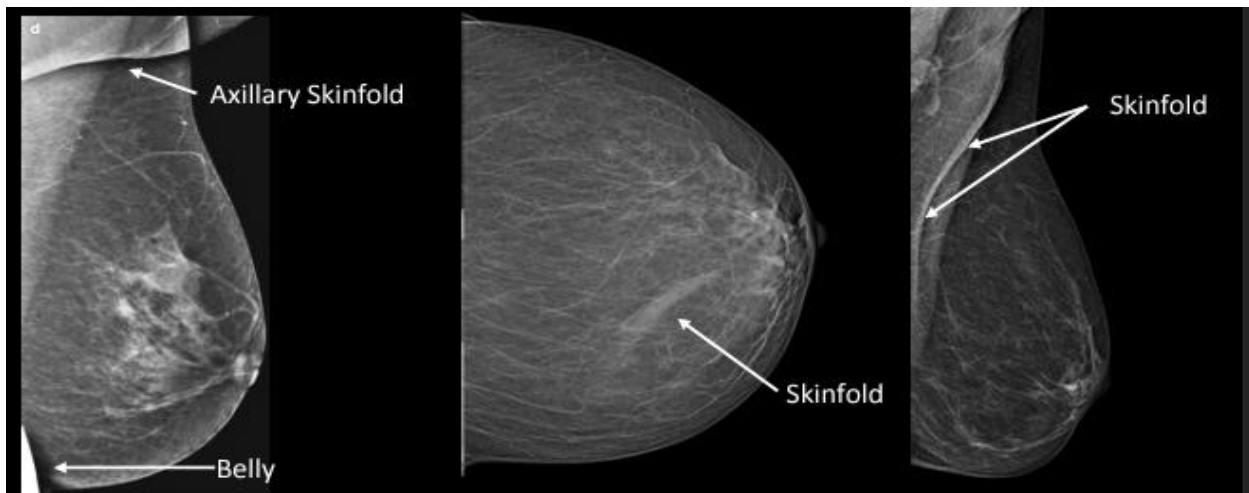
## ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

αναγνωρίσει εύκολα, καθώς έχουν συγκεκριμένα σχήματα και προκαλούν χαρακτηριστικές αλλοιώσεις στις εικόνες. Τα artifacts διακρίνονται σε τέσσερις βασικές κατηγορίες:

1. Artifacts που προέρχονται από την ασθενή: Κινητικότητα κατά τη διάρκεια της εξέτασης, επικάλυψη αντικειμένων, υλικών ή άλλων τμημάτων του σώματος που καλύπτουν τον μαστό.
2. Artifacts που σχετίζονται με τον ανιχνευτή (detector): Περιλαμβάνουν μεμονωμένα νεκρά εικονοστοιχεία, συστάδες νεκρών pixels, νεκρές ή μη αναγνώσιμες γραμμές και το φαινόμενο ghosting.
3. Artifacts που προκύπτουν από άλλα μέρη του μαστογράφου πέρα από τον ανιχνευτή: Αυτά δημιουργούνται από εξαρτήματα του συστήματος απεικόνισης που δεν συνδέονται άμεσα με τον ανιχνευτή.
4. Artifacts που σχετίζονται με την επεξεργασία και την ανάκτηση της εικόνας: Συμβαίνουν όταν ο αλγόριθμος επεξεργασίας αδυνατεί να διορθώσει τις διαφορές στην έκθεση του ανιχνευτή ή όταν η ανασύνθεση της εικόνας αποτυγχάνει στον σταθμό ανασκόπησης.

Η κατάλληλη προετοιμασία της ασθενούς, η χρήση σωστού εξοπλισμού και οι ορθές τεχνικές κατά τη λήψη της εικόνας είναι βασικές προϋποθέσεις για τη μείωση αυτών των artifacts και τη διασφάλιση μιας ποιοτικής διαγνωστικής εικόνας.

Ακολουθεί ένα παράδειγμα (**Εικόνα 19**) τεχνουργήματος από αναδίπλωση του δέρματος (skinfold), το οποίο ανήκει στην πρώτη κατηγορία από τις παραπάνω που περιγράψαμε:



**Εικόνα 19.** Τεχνουργήματα λόγω αναδίπλωσης (Πηγή: [chrome-extension://efaidnbnmnibpcajpcglclefindmkaj/https://ec.europa.eu/programmes/erasmus-plus/project-result-content/cbb7e7ba-a519-4368-9d3e-168f43188f77/IO3\\_Mammographic%20artefacts.pdf](https://ec.europa.eu/programmes/erasmus-plus/project-result-content/cbb7e7ba-a519-4368-9d3e-168f43188f77/IO3_Mammographic%20artefacts.pdf))

Παρατηρούμε τις ευδιάκριτες και χαρακτηριστικές γραμμές που δημιουργούνται από τις πτυχώσεις/ αναδιπλώσεις του δέρματος της ασθενούς.



## 5.16 Πλεονεκτήματα και Μειονεκτήματα της Μαστογραφίας

Στα **μειονεκτήματα** της εξέτασης περιλαμβάνονται:

- η χρήση ιοντίζουσας ακτινοβολίας
- η χαμηλή ευαισθησία
- η **χαμηλή** σχετικά **αντίθεση** της εικόνας
- η άβολη πίεση στους μαστούς της εξεταζόμενης
- Η πιθανότητα ψευδώς θετικών ή ψευδώς αρνητικών ενδείξεων/ αποτελεσμάτων
- Η υπερανάλυση με αποτέλεσμα τον κίνδυνο διαστρέβλωσης της διάγνωσης και υπερβολικής υποψίας περιοχών που είναι αθώες
- Ηλικιακός περιορισμός: συνήθως στις νεαρότερες ηλικίες ο μαστός είναι πιο πυκνός και αυτό ενδέχεται να οδηγήσει σε παραπλάνηση της διάγνωσης

Στα **πλεονεκτήματα** της εξέτασης ανήκουν τα παρακάτω:

- Πολύ πρόωμη ανίχνευση των μικροαποτιτανώσεων, γεγονός που δεν μπορεί να αντικαταστήσει άλλη μη ιοντίζουσας εκπομπής εξέταση όπως ο υπέρηχος
- Πρόωμη ανίχνευση αλλοιώσεων σε προσυμπτωματική ή ασυμπτωματική φάση
- Κατ'επέκταση, προσφέρει αύξηση του προσδόκιμου ζωής της ασθενούς
- Πλέον η μαστογραφία αποτελεί μία εξέταση ρουτίνας, η οποία είναι εύκολη στη διεξαγωγή, απλή, σύντομη, αναίμακτη (μη επεμβατική), σχετικά οικονομική, εύκολα προσβάσιμη (πολλά νοσοκομεία και διαγνωστικά κέντρα διαθέτουν μαστογράφο)
- Καλής ποιότητας ψηφιακή εικόνα με μεγάλη διαγνωστική αξία
- Δυνατότητα μετεπεξεργασίας της εικόνας
- Μπορεί να προσφερθεί για υποβοήθηση βιοψίας

## 6. ΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΙΣ

Οι μικροαποτιτανώσεις είναι από τα πιο συχνά ευρήματα στη μαστογραφία και συχνά συνδέονται με καλοήθειες καταστάσεις, αν και αυτό δεν ισχύει πάντα. Πρόκειται για μικροσκοπικές εναποθέσεις αλάτων ασβεστίου στους ιστούς του μαστού, που εμφανίζονται στη μαστογραφία ως μικρές κηλίδες, συνήθως με διάμετρο μικρότερη του ενός χιλιοστού. Σε μικρό ποσοστό ασθενών, οι μικροαποτιτανώσεις μπορεί να σχετίζονται με την παρουσία καρκινώματος *in situ* των πόρων (DCIS) ή, λιγότερο συχνά, με διηθητικό πορογενές καρκίνωμα. Ακόμα πιο σπάνια, μπορεί να συνδέονται με λοβιακή νεοπλασία. [19]

Η βασική λειτουργική δομή του μαστού είναι το λοβίδιο, που αποτελείται από πολλά μικρά βοτρυδία (*acini*) τα οποία συνδέονται με έναν τελικό πόρο. Αυτοί οι τελικοί πόροι ενώνονται για να σχηματίσουν μεγαλύτερους και, τελικά, τους γαλακτοφόρους πόρους που εκβάλλουν στη θηλή. Η πλειονότητα των μικροαποτιτανώσεων εμφανίζεται εντός αυτών των πόρων ή των βοτρυδίων.

Η εκτίμηση των μικροαποτιτανώσεων βασίζεται στη μορφολογία τους, η οποία παίζει σημαντικό ρόλο στην αξιολόγηση της κατανομής και των πιθανών αλλαγών τους με την πάροδο του χρόνου. Οι μικροαποτιτανώσεις διαφέρουν σε μέγεθος, σχήμα και διασπορά. Κάποιες είναι στρογγυλές και κανονικές, ενώ άλλες είναι ακανόνιστες και ανομοιόμορφες. Μπορεί να εμφανιστούν διάσπαρτες στον ιστό ή συγκεντρωμένες σε συστάδες. Η εμφάνισή τους μπορεί να δώσει ενδείξεις για την πιθανή αιτία τους. Για παράδειγμα, ομαλές και κυκλικές μικροαποτιτανώσεις τείνουν να είναι καλοήθειες, ενώ ακανόνιστες και συγκεντρωμένες σε ομάδες είναι πιο ύποπτες για κακοήθεια. Ωστόσο, η μορφολογία τους δεν αρκεί πάντα για μια ακριβή διάγνωση, γι' αυτό και συχνά απαιτείται βιοψία.

### 6.1 Είδη μικροαποτιτανώσεων

Τα είδη των μικροαποτιτανώσεων περιλαμβάνουν:

1. Δερματικού τύπου (στρογγυλές)
2. Αγγειακού τύπου (γραμμικές)
3. Δυστροφικού τύπου (σε ουλώδη ιστό)
4. Εκκριτικού τύπου (κυλινδρικές, εντός πόρων)
5. Λοβιακού τύπου (λεπτές, πλειόμορφες, διάσπαρτες ή συγκεντρωμένες)

Το συχνότερο εύρημα που συνδέεται με την ανάπτυξη πορογενούς καρκινώματος *in situ* (DCIS) είναι η παρουσία μικροαποτιτανώσεων σε γυναίκες χωρίς συμπτώματα. Χάρη στη συνεχή βελτίωση των απεικονιστικών μεθόδων και τη συμμετοχή των γυναικών σε προληπτικούς ελέγχους, το DCIS αποτελεί σήμερα ένα σημαντικό ποσοστό των διαγνώσεων καρκίνου του μαστού.

## ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

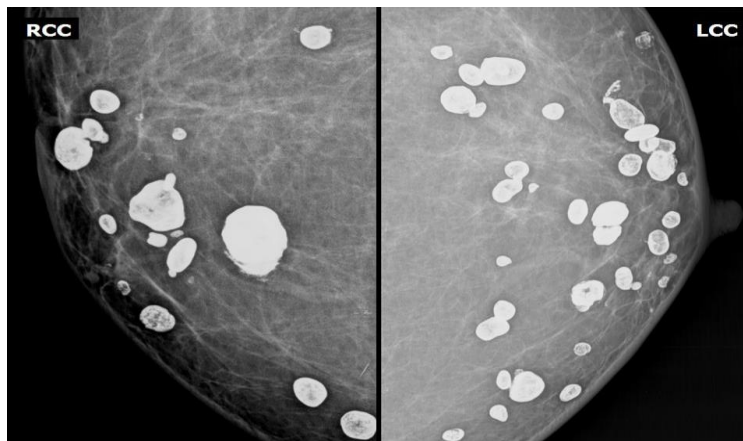
Η μορφολογία των μικροαποτιτανώσεων μπορεί να συνδέεται με τον βαθμό κακοήθειας. Οι μικροαποτιτανώσεις που χαρακτηρίζονται ως υψηλής πιθανότητας για κακοήθεια σχετίζονται με τα υψηλού βαθμού DCIS, που έχουν μεγαλύτερη πιθανότητα εξέλιξης σε διηθητική νόσο. Αντίθετα, οι μικροαποτιτανώσεις ενδιάμεσης πιθανότητας, όπως οι άμορφες, σχετίζονται με λιγότερο επιθετικές μορφές καρκίνου, όπως το χαμηλού βαθμού DCIS.

Οι μικροαποτιτανώσεις μπορεί να οφείλονται σε διάφορους λόγους, όπως φλεγμονές, τραυματισμοί ή ορμονικές αλλαγές. Μπορεί επίσης να σχετίζονται με καλοήθεις καταστάσεις όπως η εκτασία των γαλακτοφόρων πόρων ή θηλώματα.

### 6.2 Κατηγορίες κατανομής μικροαποτιτανώσεων

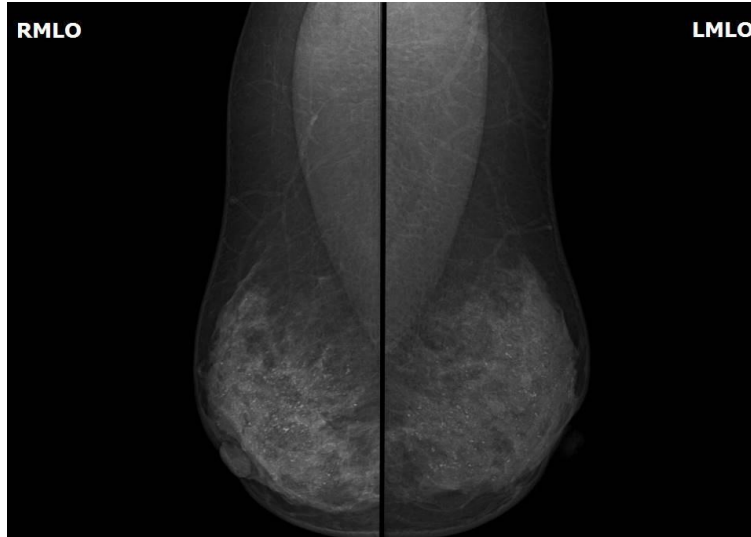
Οι αποτιτανώσεις στο παρέγχυμα του μαστού μπορούν να κατηγοριοποιηθούν ανάλογα με την κατανομή τους:

- **Διάχυτες ή διασκορπισμένες (Diffuse or scattered):** Οι αποτιτανώσεις είναι διάσπαρτες σε όλο τον μαστό ή εμφανίζονται πολλαπλές παρόμοιες συστάδες αποτιτανώσεων σε όλο τον μαστό. Στις **Εικόνες 20, 21**, παρουσιάζονται τέτοιου τύπου μικροαποτιτανώσεις.



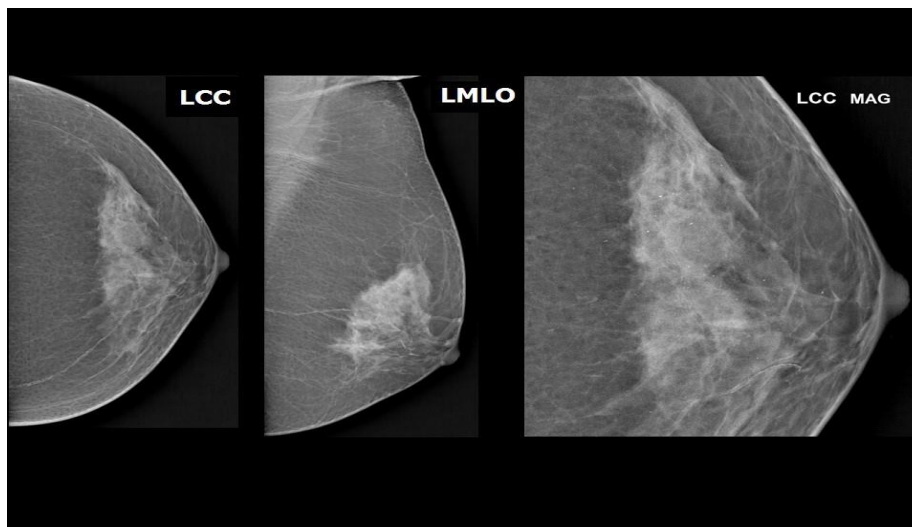
*Εικόνα 20. Διάχυτες ή διασκορπισμένες μικροαποτιτανώσεις (Πηγή: <https://screening.iarc.fr/atlasbreastdetail.php?Index=057&e=>)*

ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ



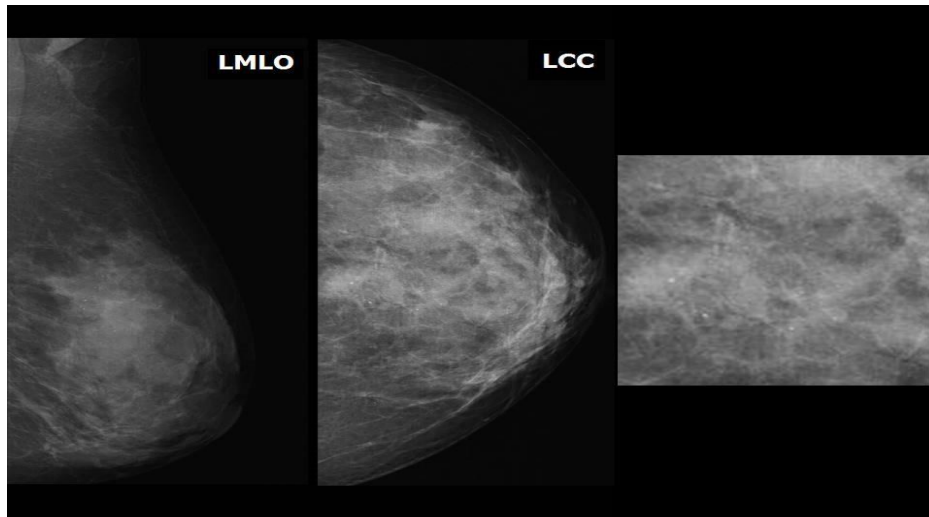
*Εικόνα 21. Διάχυτες ή διασκορπισμένες μικροαποτιτανώσεις (Πηγή: <https://screening.iarc.fr/atlasbreastdetail.php?Index=057&e=>)*

- **Τοπικές (Regional):** Οι αποτιτανώσεις βρίσκονται σε μια περιοχή ιστού μαστού με διάμετρο 2 εκ. και δεν αντιστοιχούν στην αναμενόμενη κατανομή στους πόρους. Στις παρακάτω **Εικόνες 22 και 23** παρουσιάζονται τέτοιου είδους μικροαποτιτανώσεις.



*Εικόνα 22. Τοπικές μικροαποτιτανώσεις (Πηγή: <https://screening.iarc.fr/atlasbreastdetail.php?Index=057&e=>)*

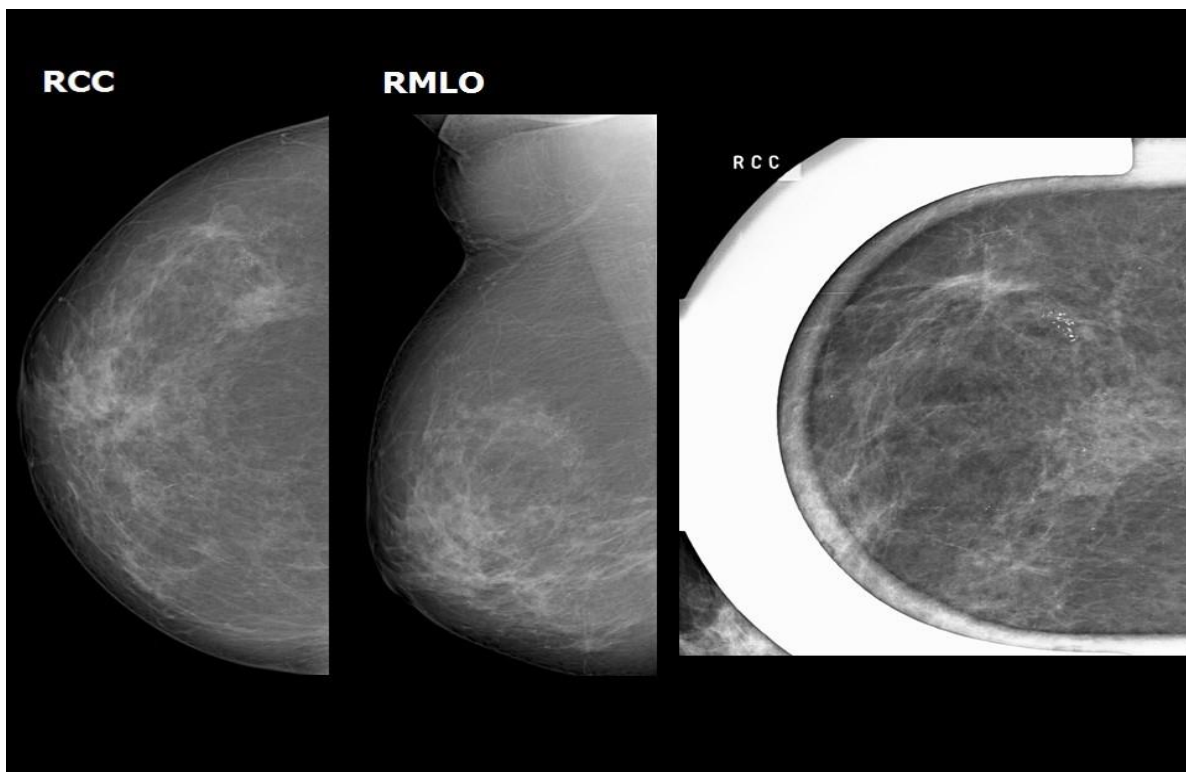
ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ



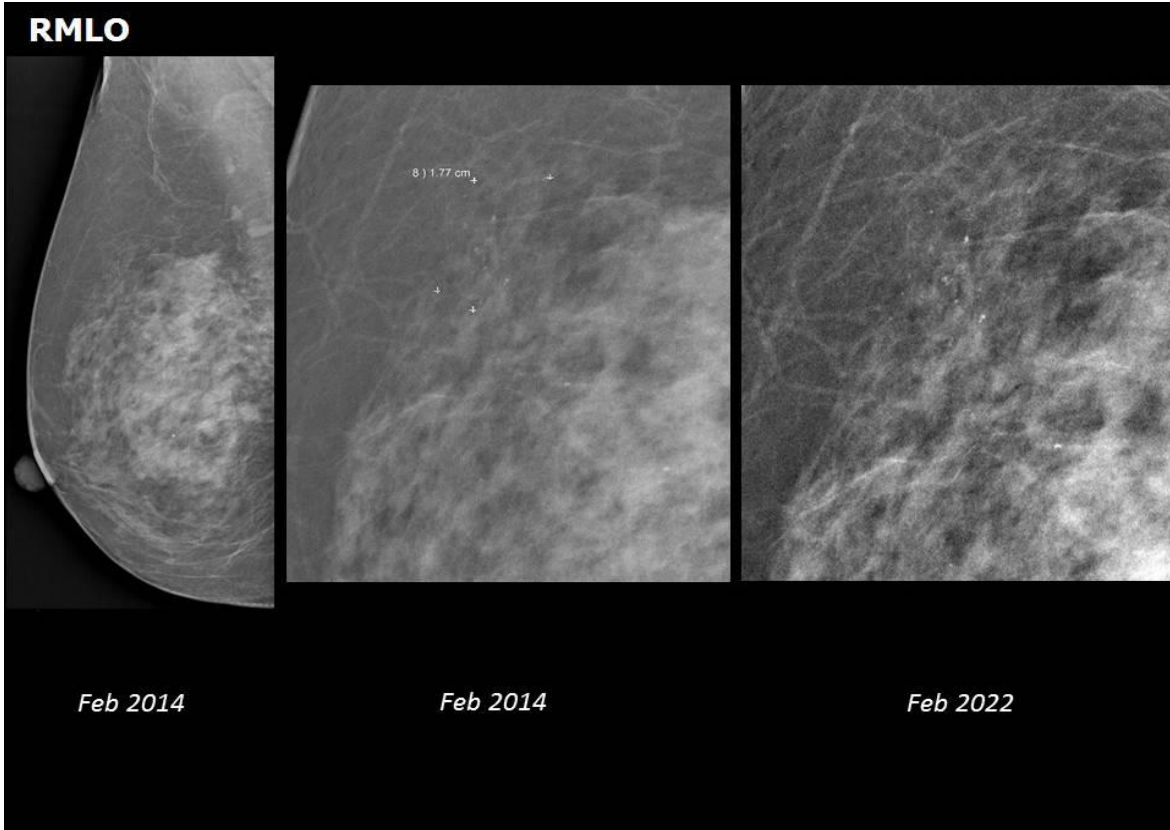
*Εικόνα 23. Τοπικές μικροαποτιτανώσεις (Πηγή: <https://screening.iarc.fr/atlasbreastdetail.php?Index=057&e=>)*

- **Ομαδοποιημένες ή συσσωρευμένες (κατά συστάδες) /Grouped or clustered:**  
Τουλάχιστον πέντε αποτιτανώσεις βρίσκονται κοντά η μία στην άλλη, σε απόσταση έως 1 εκατοστό ή αρκετές αποτιτανώσεις είναι συγκεντρωμένες σε απόσταση έως 2 εκατοστά μεταξύ τους. Όταν οι συστάδες αυτές εμφανίζονται διάσπαρτες σε όλη την έκταση του μαστού, συνήθως υποδηλώνουν καλοήγη κατάσταση. Αντίθετα, μια μοναδική συστάδα αποτιτανώσεων είναι πιο πιθανό να υποδηλώνει κακοήθεια. Στις κάτωθι **Εικόνες 24, 25** διακρίνονται τέτοιου είδους μικροαποτιτανώσεις.

ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

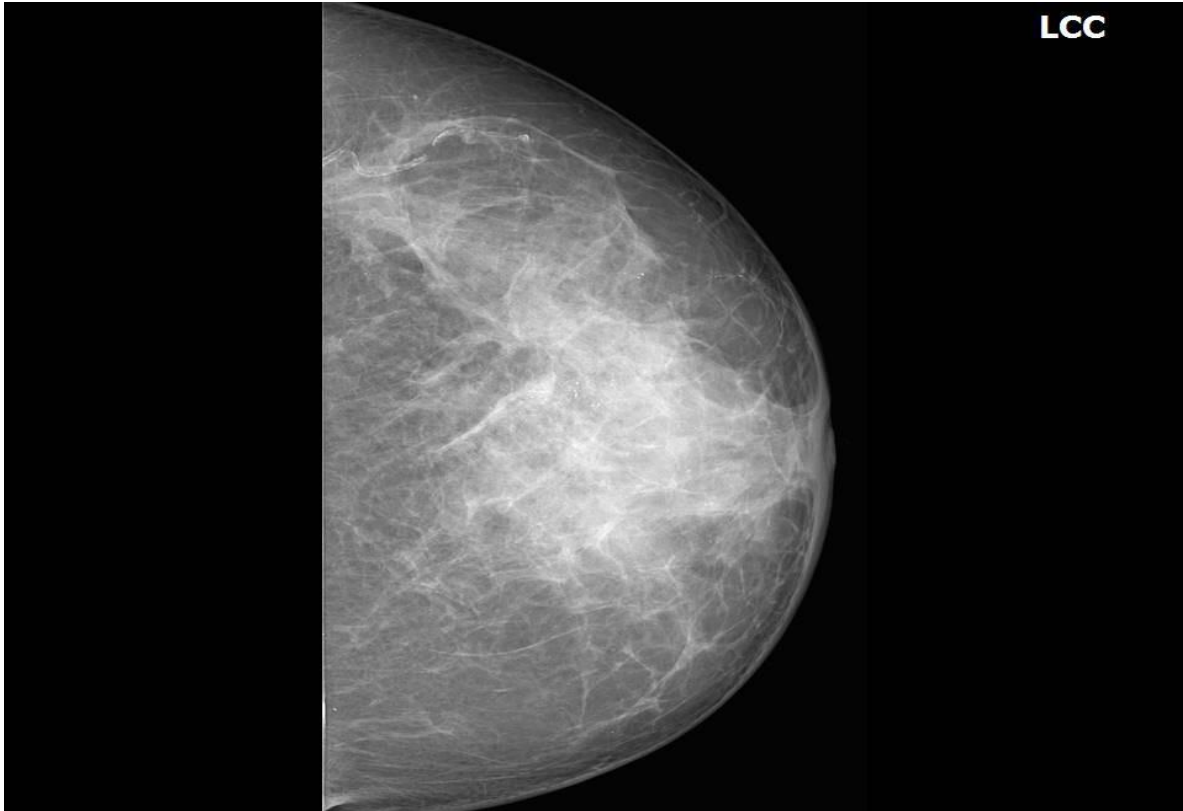


*Εικόνα 24. Ομαδοποιημένες ή συσσωρευμένες (κατά συστάδες) μικροαποτιτανώσεις (Πηγή:  
<https://screening.iarc.fr/atlasbreastdetail.php?Index=057&e=>)*



*Εικόνα 25. Ομαδοποιημένες ή συσσωρευμένες (κατά συστάδες) μικροαποτιτανώσεις (Πηγή: <https://screening.iarc.fr/atlasbreastdetail.php?Index=057&e=>)*

- **Γραμμικές (Linear):** Οι αποτιτανώσεις είναι διατεταγμένες σε μια γραμμή, κάτι που υποδηλώνει εναποθέσεις σε έναν πόρο. Η γραμμική κατανομή παρατηρείται συνήθως όταν το DCIS (πορογενές καρκίνωμα in situ) γεμίζει ολόκληρο τον πόρο και τα παρακλάδια του με αποτιτανώσεις. Στις **Εικόνες 26, 27** που ακολουθούν, παρουσιάζονται τέτοιου τύπου μικροαποτιτανώσεις.



*Εικόνα 26. Γραμμικές μικροαποτιτανώσεις (Πηγή: <https://screening.iarc.fr/atlasbreastdetail.php?Index=057&e=>)*

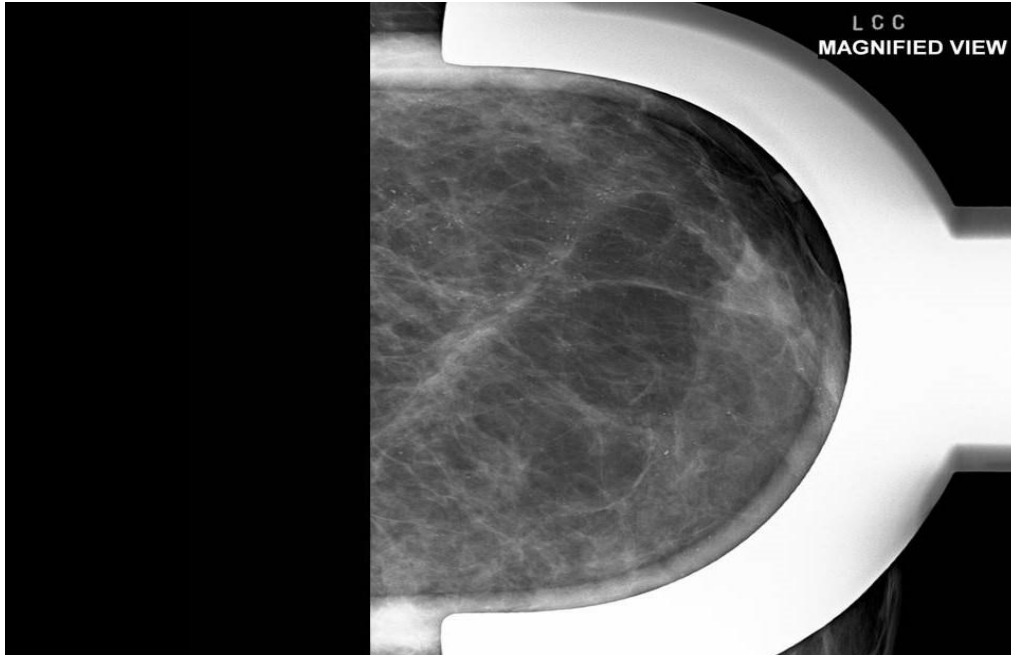




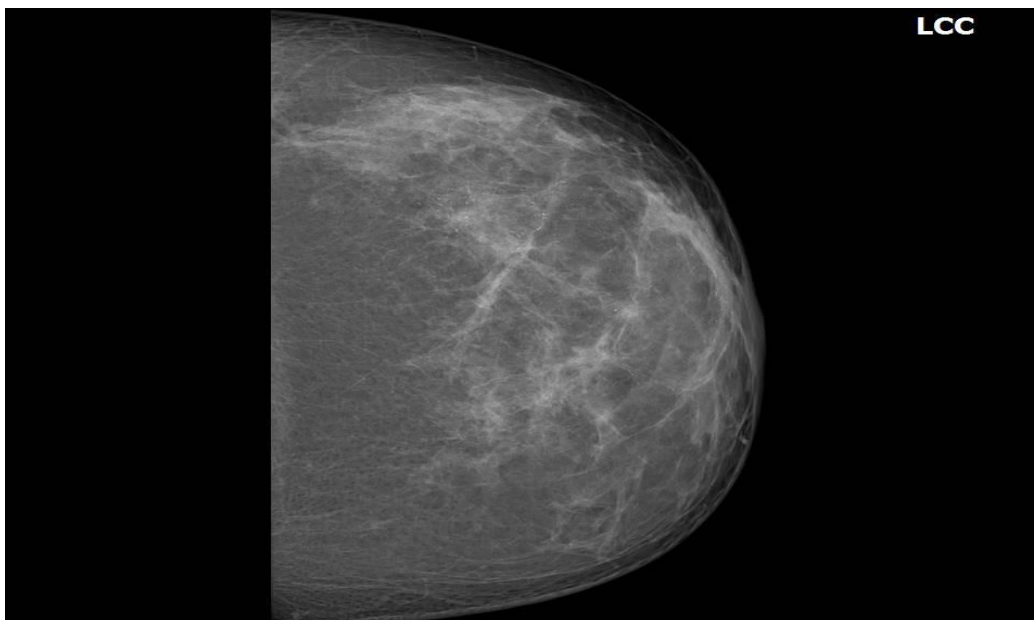
*Εικόνα 27. Γραμμικές μικροαποτιτανώσεις (Πηγή: <https://screening.iarc.fr/atlasbreastdetail.php?Index=057&e=>)*

- **Τμηματικές (Segmental):** Οι εναποθέσεις ασβεστίου ανιχνεύονται στους πόρους του μαστού και στις διακλαδώσεις τους, μέσα σε μια συγκεκριμένη περιοχή ή λοβό. Αυτή η εντόπιση συχνά συνδέεται με κακοήθεια, καθώς η παρουσία ασβεστίου σε τέτοιες περιοχές είναι ενδεικτική παθολογικών διαδικασιών. Παρόλο που σε ορισμένες περιπτώσεις μπορεί να γίνει μια σαφής διάκριση μεταξύ της κατανομής του ασβεστίου σε μια περιφερειακή ή τομεακή ζώνη, υπάρχουν άλλες περιπτώσεις όπου η διαφοροποίηση αυτή καθίσταται δύσκολη. Αυτό συμβαίνει επειδή τα όρια μιας συγκεκριμένης περιοχής ή ενός λοβού δεν είναι πάντοτε ευδιάκριτα στις απεικονιστικές μεθόδους, όπως η μαστογραφία ή η μαγνητική τομογραφία, καθιστώντας την ακριβή διάκριση των κατανομών ασαφή και προβληματική. Παρακάτω, στις **Εικόνες 28, 29**, διακρίνονται τέτοιου είδους μικροαποτιτανώσεις.

ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ



*Εικόνα 28. Τμηματικές μικροαποτιτανώσεις (Πηγή: <https://screening.iarc.fr/atlasbreastdetail.php?Index=057&e=>)*



*Εικόνα 29. Τμηματικές μικροαποτιτανώσεις (Πηγή: <https://screening.iarc.fr/atlasbreastdetail.php?Index=057&e=>)*

Οι αποτιτανώσεις που είναι διάχυτες ή διασκορπισμένες σε μεγάλο τμήμα ή σε ολόκληρο τον μαστό θεωρούνται καλοήθειες. Είναι σπάνιο να σχετίζονται αποτιτανώσεις με καρκίνο του μαστού όταν εμφανίζονται σε τόσο εκτεταμένη κατανομή. Ένας πιθανός δείκτης ότι αυτές οι αποτιτανώσεις είναι καλοήθειες είναι η σταθερότητά τους, όπως φαίνεται σε μαστογραφίες

ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

παρακολούθησης που γίνονται κάθε 6 μήνες για μια περίοδο δύο ετών, και στη συνέχεια σε ετήσια βάση.

## 7. ΒΑΣΕΙΣ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΩΝ

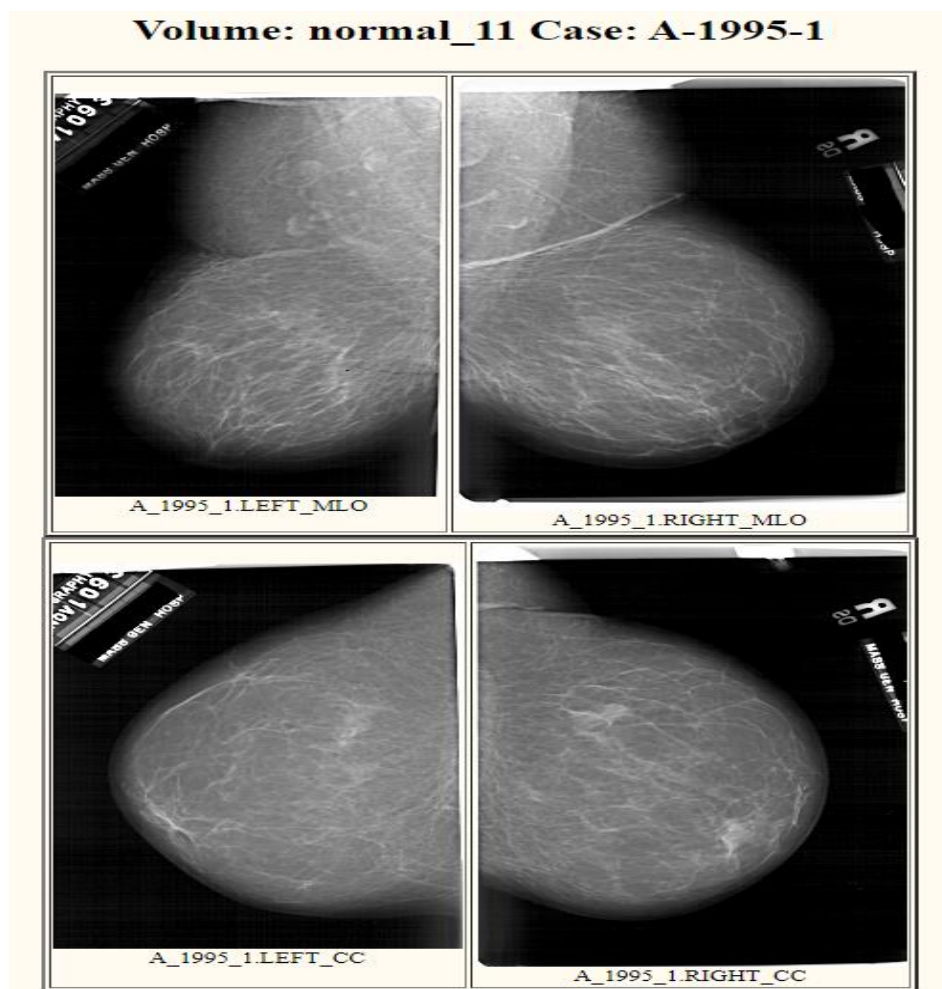
Υπάρχουν αρκετές αξιόπιστες βάσεις δεδομένων που περιέχουν εικόνες μαστογραφίας, οι οποίες χρησιμοποιούνται για ανάλυση και ανάπτυξη αλγορίθμων μηχανικής μάθησης. Παρατίθενται παρακάτω ορισμένες από τις γνωστότερες: [23]

- **DDSM (Digital Database for Screening Mammography)**: Είναι μια από τις πιο διάσημες βάσεις δεδομένων μαστογραφίας, με εικόνες που προέρχονται από πραγματικές περιπτώσεις. Περιέχει τόσο ψηφιακές μαστογραφίες όσο και αναφορές ιατρών.
- **INbreast**: Αυτή η βάση δεδομένων περιέχει υψηλής ποιότητας πλήρως ανωνυμοποιημένες μαστογραφίες από διάφορα περιστατικά. Χρησιμοποιείται ευρέως σε ερευνητικά προγράμματα μηχανικής μάθησης και ιατρικής απεικόνισης.
- **MIAS (Mammographic Image Analysis Society)**: Η βάση αυτή περιέχει 322 εικόνες μαστογραφίας από το πρόγραμμα του Εθνικού Υπηρεσίας Υγείας του Ηνωμένου Βασιλείου. Είναι μικρότερη σε μέγεθος από άλλες βάσεις δεδομένων, αλλά παραμένει ευρέως χρησιμοποιούμενη.
- **CBIS-DDSM (Curated Breast Imaging Subset of DDSM)**: Αυτή η βάση είναι μια πιο επιμελημένη και βελτιωμένη έκδοση του DDSM και αποτελεί ένα υποσύνολο της πρωτότυπης βάσης δεδομένων, με εικόνες υψηλότερης ποιότητας και περισσότερα δεδομένα για κάθε εικόνα.
- **BACH (Breast Cancer Histology)**: Αν και αφορά και ιστολογικές εικόνες, η BACH περιέχει και μαστογραφίες που χρησιμοποιούνται σε συνδυαστικές μελέτες για την ανίχνευση καρκίνου του μαστού.

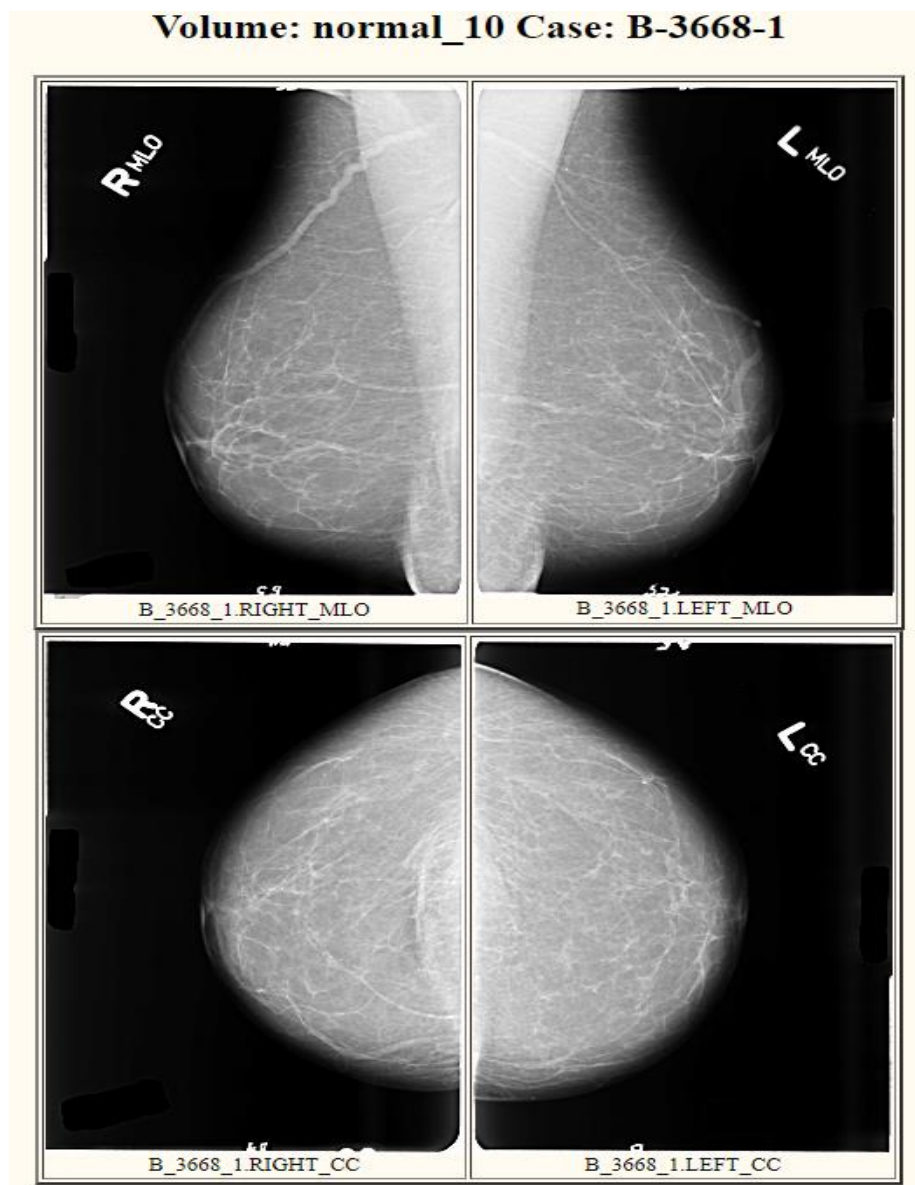
Αντλώντας δεδομένα εικόνων από τη βάση DDSM, από διάφορα μηχανήματα μαστογράφων από γυναίκες διαφόρων ηλικιών, παρατίθενται παρακάτω μερικά παραδείγματα: [21], [22]

- Μαστογραφικές εικόνες φυσιολογικών ευρημάτων: Στις εικόνες **Εικόνα 30** και **Εικόνα 31** βλέπουμε μαστογραφίες που απεικονίζουν φυσιολογικά ευρήματα.

ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ



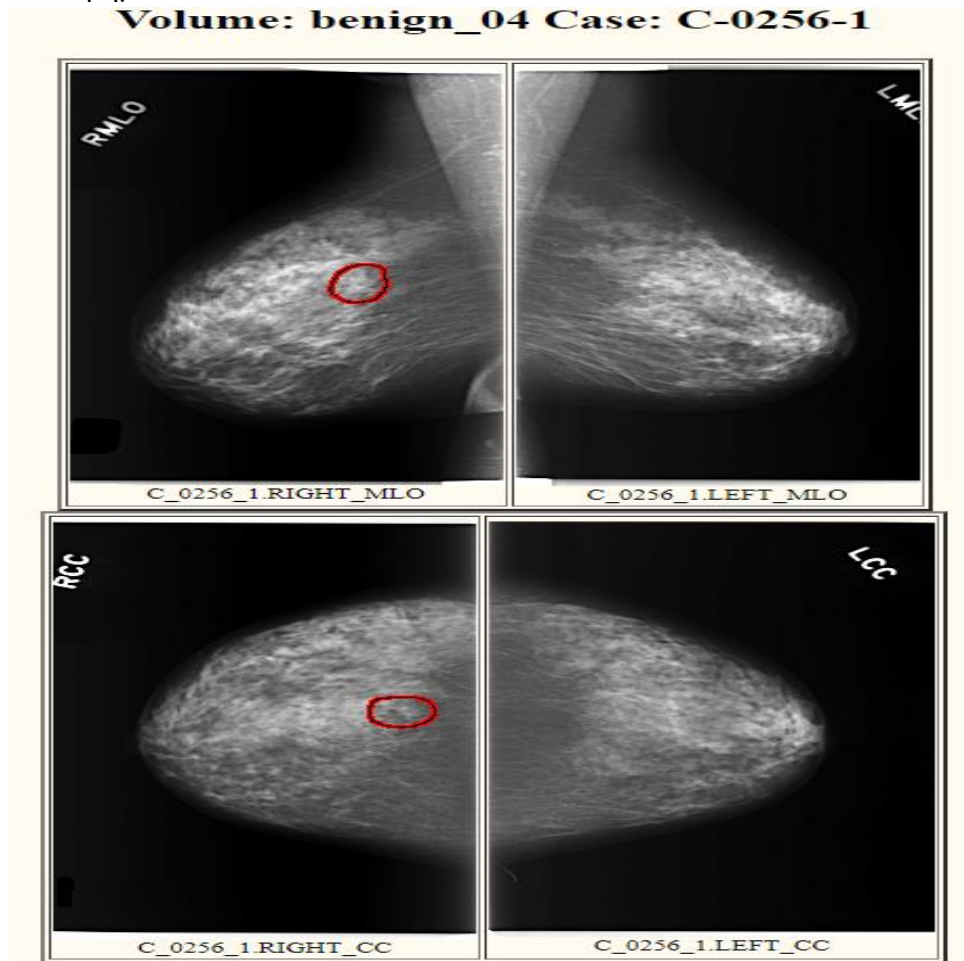
*Εικόνα 30. Μαστογραφικές εικόνες φυσιολογικών ευρημάτων*



*Εικόνα 31. Μαστογραφικές εικόνες φυσιολογικών ευρημάτων*

ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

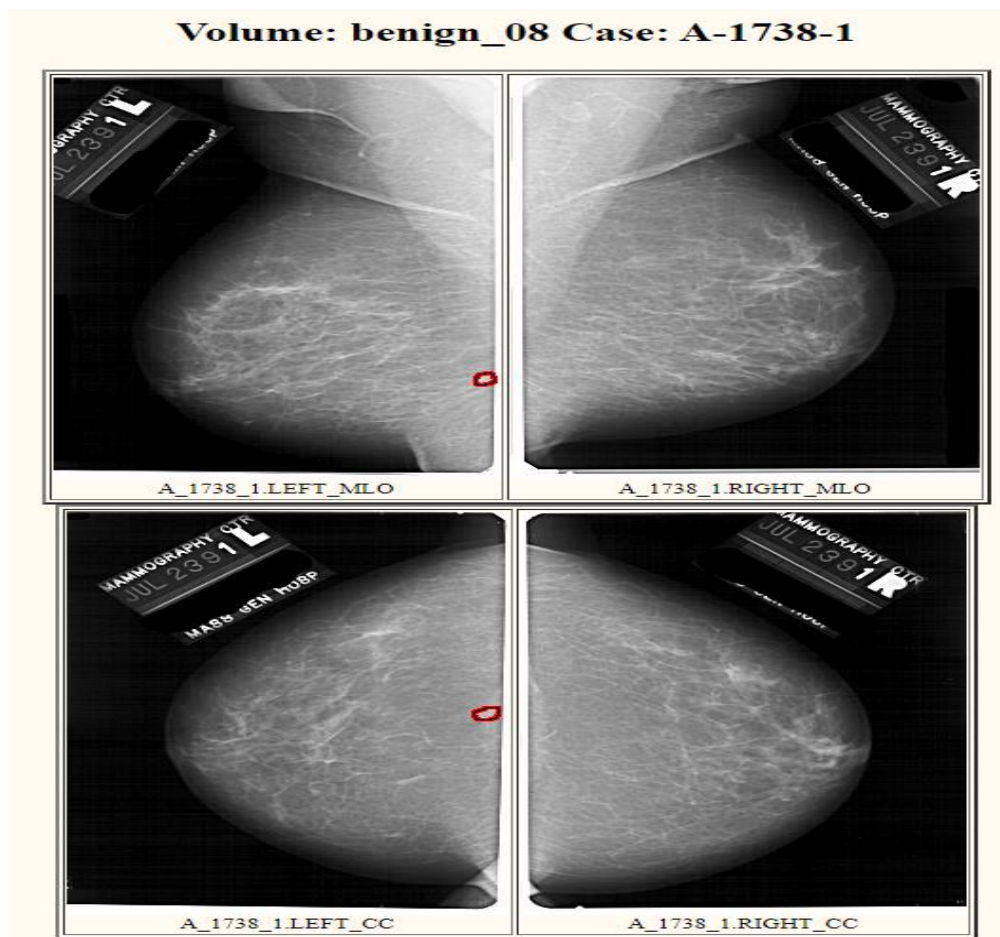
- Στις κάτωθι εικόνες **Εικόνα 32** και **Εικόνα 33** διακρίνονται μερικές μαστογραφίες καλοήθων ευρημάτων:



*Εικόνα 32. Μαστογραφικές εικόνες καλοήθων ευρημάτων*



ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

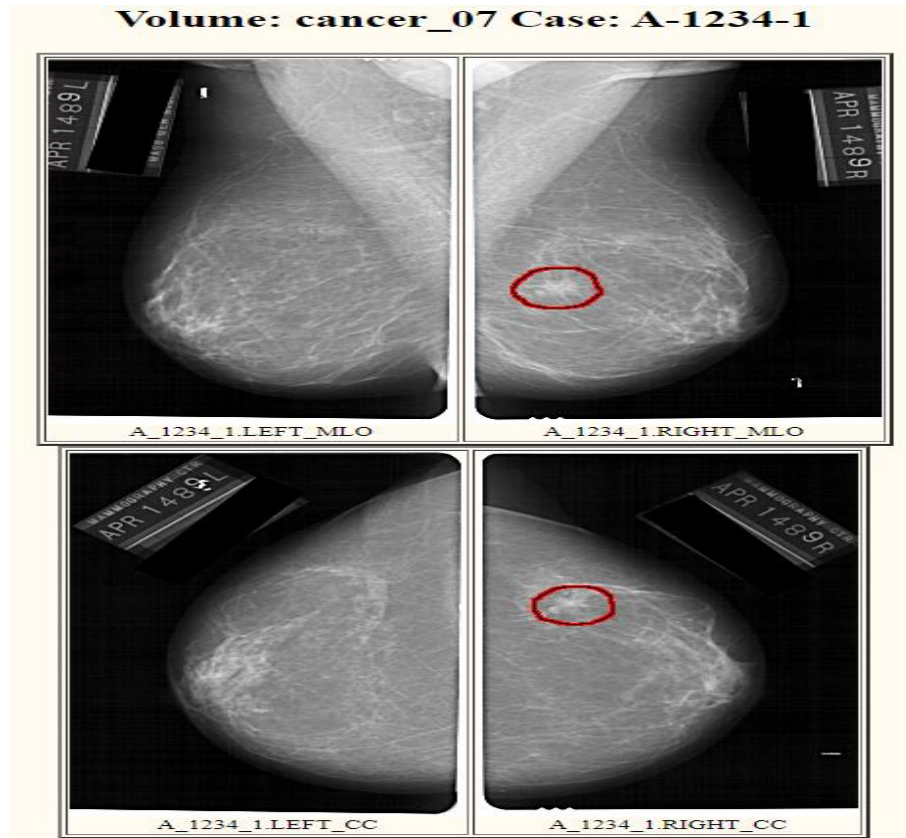


*Εικόνα 33. Μαστογραφικές εικόνες καλοήθων ευρημάτων*



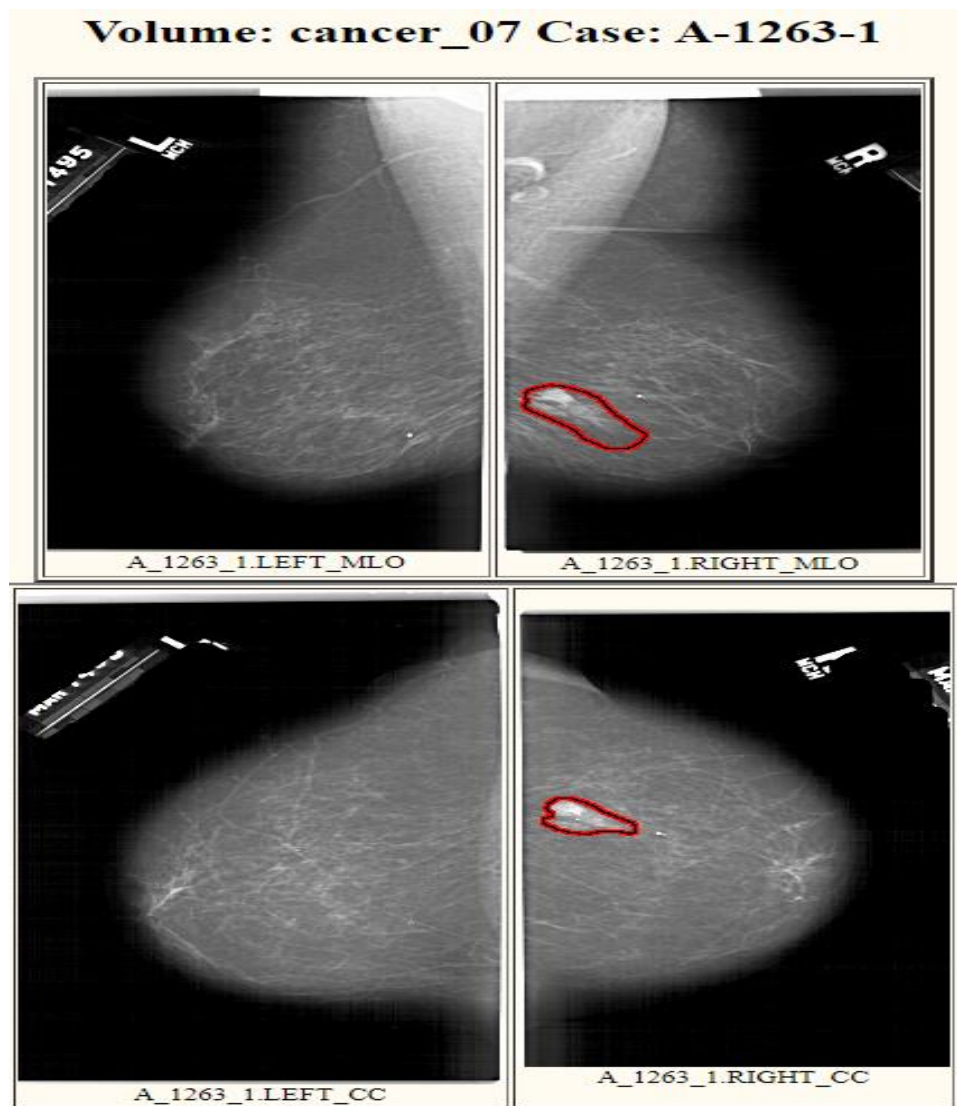
ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

- Παρακάτω, στην **Εικόνα 34** και **Εικόνα 35**, παρουσιάζονται ορισμένες μαστογραφίες καρκινικών ευρημάτων, μαρκαρισμένων με κόκκινο περίγραμμα:



*Εικόνα 34. Μαστογραφικές εικόνες καρκινικών ευρημάτων*

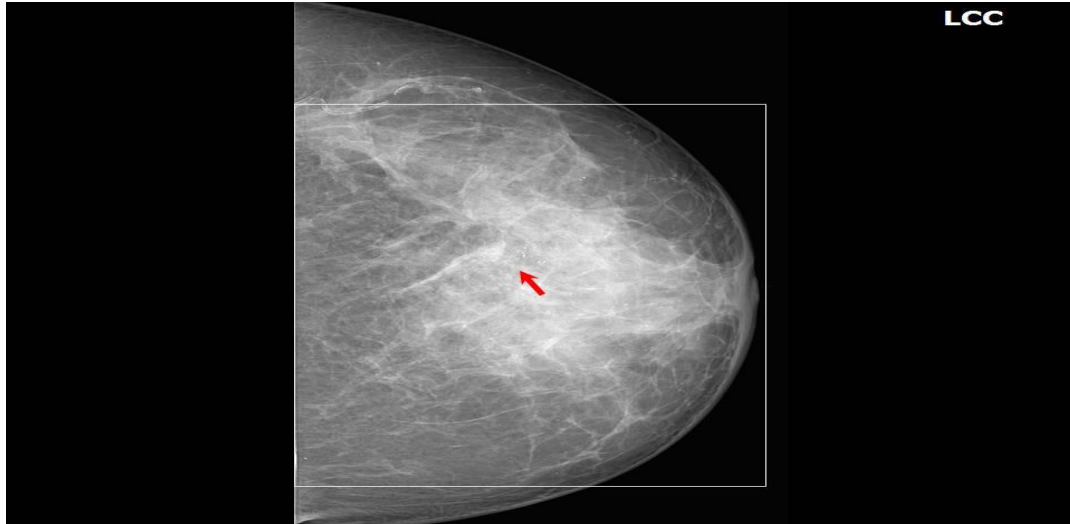
ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ



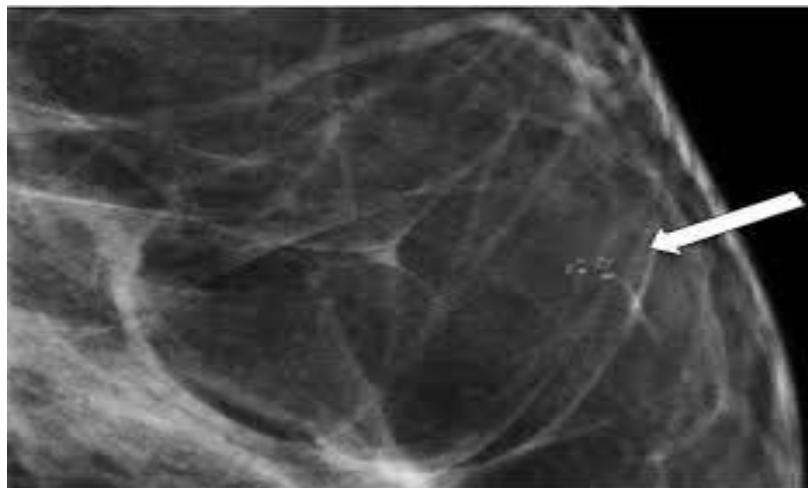
*Εικόνα 35. Μαστογραφικές εικόνες καρκινικών ευρημάτων*

ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

- Στην **Εικόνα 36** και στην **Εικόνα 37** παρακάτω, απεικονίζονται μερικές μαστογραφίες με παρουσία μικροαποτιτανώσεων, στα σημεία που υποδεικνύουν τα βέλη:



*Εικόνα 36. Μαστογραφικές εικόνες με παρουσία μικροαποτιτανώσεων*



*Εικόνα 37. Μαστογραφικές εικόνες με παρουσία μικροαποτιτανώσεων*

## 8. ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΙ ΒΕΛΤΙΣΤΟΠΟΙΗΣΗΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ

Η επιστήμη της επεξεργασίας εικόνας αποτελεί έναν από τους πιο συναρπαστικούς και ταχέως αναπτυσσόμενους τομείς της πληροφορικής και της ψηφιακής τεχνολογίας. Η επεξεργασία εικόνας αναφέρεται σε ένα σύνολο τεχνικών και μεθόδων που χρησιμοποιούνται για την ανάλυση, την επεξεργασία και την τροποποίηση εικόνων με στόχο τη βελτίωση της ποιότητάς τους, την εξαγωγή χρήσιμων πληροφοριών, ή τη μετατροπή τους για συγκεκριμένες εφαρμογές. Βασίζεται στη χρήση αλγοριθμικών μεθόδων, δηλαδή ακολουθιών βημάτων που επιτρέπουν την αυτοματοποιημένη ανάλυση και επεξεργασία των εικόνων μέσω υπολογιστών.

Η σημασία της επεξεργασίας εικόνας είναι ευρύτατη και καλύπτει πολλούς τομείς της καθημερινής ζωής και της επιστημονικής έρευνας. Από την ιατρική, όπου η ανάλυση εικόνων από μαγνητικές τομογραφίες ή ακτινογραφίες βοηθά στη διάγνωση ασθενειών, μέχρι τη βιομηχανία, όπου χρησιμοποιείται για την αναγνώριση αντικειμένων και τον ποιοτικό έλεγχο προϊόντων, οι αλγοριθμικές μέθοδοι παίζουν καθοριστικό ρόλο. Παράλληλα, στην τέχνη και την ψυχαγωγία, η επεξεργασία εικόνας επιτρέπει τη δημιουργία εντυπωσιακών οπτικών εφέ και την ανάπτυξη βιντεοπαιχνιδιών με υψηλή αισθητική ποιότητα.

Η καρδιά της επεξεργασίας εικόνας βρίσκεται στους αλγορίθμους που επιτρέπουν τον χειρισμό των ψηφιακών εικόνων σε επίπεδο pixel. Μέσα από την εφαρμογή μαθηματικών και στατιστικών μεθόδων, αυτοί οι αλγόριθμοι μπορούν να εντοπίσουν μοτίβα, να αναγνωρίσουν αντικείμενα, να βελτιώσουν την αντίθεση, να αφαιρέσουν θόρυβο, να εκτελέσουν ανίχνευση ακμών και πολλές άλλες λειτουργίες. Καθώς η τεχνολογία προοδεύει, οι αλγόριθμοι αυτοί γίνονται όλο και πιο ισχυροί και ικανοί να διαχειρίζονται εικόνες υψηλής ανάλυσης και μεγάλου όγκου δεδομένων. [20], [24], [25]

Συνολικά, η επεξεργασία εικόνας μέσω αλγοριθμικών μεθόδων αποτελεί ένα πεδίο με τεράστιες προοπτικές και εφαρμογές, το οποίο συνεχώς εξελίσσεται, προσφέροντας νέες δυνατότητες στην ανάλυση και την αξιοποίηση οπτικών δεδομένων. Μέσα από τη μελέτη και την κατανόηση αυτών των μεθόδων, μπορούμε να εκμεταλλευτούμε στο έπακρο τις δυνατότητες που προσφέρει η σύγχρονη τεχνολογία και να βελτιώσουμε πολλές πτυχές της καθημερινής μας ζωής.

Όπως αναφέρθηκε παραπάνω, η επεξεργασία ιατρικής εικόνας αποτελεί ένα από τα πιο κρίσιμα και καινοτόμα πεδία της επιστήμης, ειδικά όταν αφορά τη διάγνωση και την πρόληψη ασθενειών. Ένας από τους τομείς όπου η επεξεργασία εικόνας έχει τεράστιο αντίκτυπο είναι η μαστογραφία, μια διαγνωστική μέθοδος που χρησιμοποιείται για την ανίχνευση και την αξιολόγηση του καρκίνου του μαστού.

Η μαστογραφία παράγει ακτινογραφικές εικόνες του μαστικού ιστού, και μέσω της επεξεργασίας αυτών των εικόνων, οι γιατροί μπορούν να εντοπίσουν πολύ μικρές ανωμαλίες που μπορεί να μην είναι ορατές με γυμνό μάτι. Η επεξεργασία εικόνας σε αυτό το πλαίσιο

## ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

περιλαμβάνει την εφαρμογή αλγορίθμων που βοηθούν στην ενίσχυση της αντίθεσης, την εξάλειψη του θορύβου και την ακριβή ανίχνευση μικρών ασβεστοποιήσεων ή όγκων στον ιστό.

Ένα από τα κύρια οφέλη της επεξεργασίας εικόνας στη μαστογραφία είναι η αύξηση της ακρίβειας στη διάγνωση. Μέσω των αλγοριθμικών μεθόδων, οι εικόνες μπορούν να βελτιωθούν έτσι ώστε να διακρίνονται καλύτερα οι λεπτομέρειες, επιτρέποντας στους ιατρούς να εντοπίζουν πιθανές ενδείξεις καρκίνου σε πρώιμο στάδιο. Αυτό είναι εξαιρετικά σημαντικό, καθώς η έγκαιρη διάγνωση αυξάνει σημαντικά τις πιθανότητες επιτυχούς θεραπείας.

Πέρα από την ενίσχυση της ποιότητας της εικόνας, οι αλγοριθμικές μέθοδοι μπορούν να χρησιμοποιηθούν και για την αυτοματοποιημένη ανάλυση των μαστογραφιών, βοηθώντας τους ακτινολόγους να εντοπίζουν ύποπτα σημεία πιο γρήγορα και με μεγαλύτερη ακρίβεια. Τεχνικές όπως η ανίχνευση ακμών, η καταγραφή της πυκνότητας του ιστού και η τμηματοποίηση (segmentation) συμβάλλουν στην αυτόματη επισήμανση περιοχών που πρέπει να αξιολογηθούν περαιτέρω. [25]

Η ενσωμάτωση αυτών των μεθόδων στην καθημερινή ιατρική πρακτική όχι μόνο βελτιώνει τη διαγνωστική ικανότητα αλλά και μειώνει το ανθρώπινο λάθος, καθιστώντας τη διαδικασία πιο ασφαλή και αξιόπιστη. Στο μέλλον, οι εξελίξεις στην τεχνητή νοημοσύνη και στη μηχανική μάθηση υπόσχονται ακόμη πιο προηγμένες δυνατότητες στην επεξεργασία μαστογραφικών εικόνων, με απώτερο στόχο την ολοένα και πιο εξατομικευμένη και αποτελεσματική φροντίδα των ασθενών.

Στη μαστογραφία, η ανάλυση και επεξεργασία των εικόνων βασίζεται σε πολλές προηγμένες τεχνικές. Αυτές οι μέθοδοι χρησιμοποιούνται για την ανίχνευση ανωμαλιών και τη βελτίωση της ακρίβειας στη διάγνωση του καρκίνου του μαστού.

### 8.1 Τεχνικές Επεξεργασίας Εικόνων

Παρακάτω παρατίθενται οι κυριότερες τεχνικές επεξεργασίας εικόνας που χρησιμοποιούνται στη μαστογραφία, καθώς και μια σύγκριση των χαρακτηριστικών και των πλεονεκτημάτων τους:

#### 8.1.1 Ανίχνευση Ακμών (Edge Detection)

Η ανίχνευση ακμών είναι μια θεμελιώδης τεχνική που χρησιμοποιείται για τον εντοπισμό των περιγραμμάτων και των ορίων των δομών μέσα στην εικόνα. Αλγόριθμοι όπως ο Canny, ο Sobel και ο Laplacian εφαρμόζονται για να εντοπίσουν απότομες αλλαγές στη φωτεινότητα που αντιπροσωπεύουν τα όρια των ιστών ή των ασβεστοποιήσεων.[31],[32]

#### **Πλεονεκτήματα:**

- **Ανίχνευση μικρών λεπτομερειών:** Επιτρέπει τον εντοπισμό λεπτών δομών, όπως μικρο-ασβεστοποιήσεις.
- **Χρήσιμη για προκαταρκτική ανάλυση:** Συχνά χρησιμοποιείται ως πρώτο βήμα για την κατηγοριοποίηση και την τμηματοποίηση.[31],[32]

#### **Μειονεκτήματα:**

- **Ευαισθησία στο θόρυβο:** Οι ακμές που ανιχνεύονται μπορεί να επηρεαστούν από θόρυβο στην εικόνα, οδηγώντας σε ψευδώς θετικά αποτελέσματα.
- **Περιορισμένη ακρίβεια σε σύνθετες εικόνες:** Μπορεί να δυσκολευτεί στην ανίχνευση ακμών σε εικόνες με πυκνούς ή επικαλυπτόμενους ιστούς.[31]

### **8.1.2 Τμηματοποίηση (Segmentation)**

Η τμηματοποίηση είναι η διαδικασία διαχωρισμού της εικόνας σε περιοχές με παρόμοια χαρακτηριστικά, όπως η πυκνότητα ή η υφή, ώστε να αναγνωριστούν διαφορετικοί ιστοί ή ανωμαλίες. Χρησιμοποιούνται αλγόριθμοι όπως η Thresholding, το Watershed, και οι μέθοδοι βασισμένες σε clusters (π.χ. K-means). [33],[34],[35]

#### **Πλεονεκτήματα:**

- **Ακριβής διαχωρισμός περιοχών:** Ιδανική για την απομόνωση και ανάλυση συγκεκριμένων περιοχών ενδιαφέροντος.
- **Αυτοματοποίηση ανάλυσης:** Μπορεί να εφαρμοστεί σε μεγάλο όγκο εικόνων για την αυτόματη αναγνώριση ύποπτων περιοχών. [33],[34],[35]

#### **Μειονεκτήματα:**

- **Εξάρτηση από την ποιότητα της εικόνας:** Η ακρίβεια της τμηματοποίησης μπορεί να επηρεαστεί από θόρυβο ή ασάφεια στις εικόνες.
- **Περίπλοκη εφαρμογή σε ετερογενείς ιστούς:** Η ποικιλία στην υφή και τη φωτεινότητα των ιστών μπορεί να δυσκολέψει την ακριβή τμηματοποίηση. [33],[34],[35]

### **8.1.3 Ανάλυση Πυκνότητας Ιστού (Density Analysis)**

Η ανάλυση της πυκνότητας του ιστού χρησιμοποιείται για να αξιολογηθεί η πυκνότητα των μαστικών αδένων, κάτι που συνδέεται άμεσα με τον κίνδυνο ανάπτυξης καρκίνου. Αυτή η τεχνική μπορεί να βοηθήσει στην κατηγοριοποίηση του ιστού ως λιπώδους, ινώδους ή πυκνού.[36],[37],[38]

#### **Πλεονεκτήματα:**

- **Σημαντική για την εκτίμηση κινδύνου:** Η ανάλυση πυκνότητας αποτελεί κρίσιμο παράγοντα για την πρόβλεψη του κινδύνου καρκίνου του μαστού.
- **Αυξημένη ακρίβεια στη διάγνωση:** Βελτιώνει την ακρίβεια της διάγνωσης μέσω της εκτίμησης του επιπέδου κινδύνου. [36],[37]

**Μειονεκτήματα:**

- **Προσαρμοσμένη εκπαίδευση:** Απαιτεί προηγμένη ανάλυση και εξειδικευμένα εργαλεία για την ακριβή εκτίμηση.
- **Εξάρτηση από τις αρχικές συνθήκες:** Η ακρίβεια εξαρτάται από την ποιότητα και τις παραμέτρους λήψης της μαστογραφίας. [36],[37]

### 8.1.4 Ανίχνευση Προτύπων και Χαρακτηριστικών (Pattern and Feature Detection)

Αυτή η τεχνική επικεντρώνεται στην αναγνώριση συγκεκριμένων χαρακτηριστικών, όπως μικρο-ασβεστοποιήσεις ή συμμετρικές δομές, που είναι ενδεικτικά κακοήθων όγκων. Χρησιμοποιούνται μέθοδοι όπως η Hough Transform, οι Gabor filters, και τα νευρωνικά δίκτυα.[39],[40],[41],[42]

**Πλεονεκτήματα:**

- **Ανίχνευση σύνθετων χαρακτηριστικών:** Ιδανική για την ανίχνευση πολύπλοκων μοτίβων και λεπτομερειών που είναι σημαντικές για τη διάγνωση.
- **Υψηλή προσαρμοστικότητα:** Μπορεί να συνδυαστεί με άλλες τεχνικές για βελτιωμένη ακρίβεια.[39],[41]

**Μειονεκτήματα:**

- **Απαίτηση υπολογιστικών πόρων:** Συχνά απαιτεί υψηλή υπολογιστική ισχύ και προηγμένα λογισμικά για ανάλυση σε πραγματικό χρόνο.
- **Δυσκολία στην εκπαίδευση:** Απαιτεί εκτεταμένη εκπαίδευση με μεγάλες βάσεις δεδομένων για να επιτευχθεί υψηλή ακρίβεια.

### 8.1.5 Αλγόριθμοι βελτίωσης αντίθεσης

#### 8.1.5.1 Ισοστάθμιση Ιστογράμματος (Histogram Equalization)

Αυτή η τεχνική ενισχύει την αντίθεση των εικόνων, βοηθώντας στην καλύτερη οπτική αναγνώριση των μικροαποτιτανώσεων.

### 8.1.5.2 Προσηρμοσμένη Ισοστάθμιση Ιστογράμματος (Adaptive Histogram Equalization)

Σε αυτή τη μέθοδο, η εικόνα χωρίζεται σε μικρότερα τμήματα ή "παράθυρα" (τοπικές περιοχές), και η ισοστάθμιση ιστογράμματος εφαρμόζεται ξεχωριστά σε κάθε τμήμα. Αυτό επιτρέπει την προσαρμοσμένη βελτίωση της αντίθεσης ανάλογα με τις τοπικές ιδιότητες της εικόνας.[43],[44],[45]

### 8.1.5.3 MAHE (Modified Adaptive Histogram Equalization)

Η τεχνική MAHE είναι μια παραλλαγή της AHE που τροποποιεί τη διαδικασία έτσι ώστε να ελαχιστοποιεί τα προβλήματα θορύβου που εμφανίζονται στην AHE.

Μία από τις κύριες διαφορές είναι ότι η MAHE εφαρμόζει ελεγχόμενη ισοστάθμιση στα τοπικά παράθυρα, χρησιμοποιώντας πληροφορίες σχετικά με τις ιδιότητες κάθε περιοχής για να αποφασίσει πόση ενίσχυση της αντίθεσης θα εφαρμόσει.

#### 8.1.5.3.1 Τρόπος λειτουργίας της MAHE

- **Προσαρμοσμένη Ισοστάθμιση:** Εφαρμόζει ισοστάθμιση ιστογράμματος σε τοπικά τμήματα της εικόνας
- **Ανάλυση Υφής:** Σε ορισμένες υλοποιήσεις, το MAHE μπορεί να περιλαμβάνει ανάλυση υφής για να διαφοροποιήσει περιοχές με διαφορετικές χαρακτηριστικές ιδιότητες, βελτιώνοντας την ευαισθησία του στην ανίχνευση ανωμαλιών. [43],[44],[45]

### 8.1.5.4 CLAHE (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization)

Μια πιο προηγμένη μορφή της ισοστάθμισης ιστογράμματος που προσαρμόζεται τοπικά στην εικόνα, προσφέροντας καλύτερη ανάλυση λεπτομερειών.

Η CLAHE (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization) είναι μια τεχνική επεξεργασίας εικόνας που χρησιμοποιείται για τη βελτίωση της αντίθεσης σε ψηφιακές εικόνες. Η βασική ιδέα πίσω από το CLAHE είναι η εφαρμογή της ισοστάθμισης ιστογράμματος σε τοπικά τμήματα της εικόνας, αντί για ολόκληρη την εικόνα, με σκοπό τη διατήρηση της τοπικής αντίθεσης. [43],[44],[45]

#### 8.1.5.4.1 Τρόπος λειτουργίας της CLAHE

- **Τοπική Ισοστάθμιση Ιστογράμματος:** Η εικόνα χωρίζεται σε μικρά παράθυρα ή πλακίδια. Σε κάθε παράθυρο, υπολογίζεται το ιστόγραμμα των τιμών φωτεινότητας, και στη συνέχεια



εφαρμόζεται ισοστάθμιση ιστογράμματος, η οποία διαμοιράζει τις τιμές της φωτεινότητας πιο ομοιόμορφα.

- **Περιορισμός Αντίθεσης (Contrast Limiting):** Για να αποφευχθεί η υπερβολική ενίσχυση της αντίθεσης, το CLAHE περιορίζει το ύψος του ιστογράμματος, αποτρέποντας τη δημιουργία τεχνητών αρνημάτων ή εκθαμβώσεων στις εικόνες.
- **Εξομάλυνση Μεταξύ των Πλακιδίων:** Μετά την εφαρμογή του CLAHE σε κάθε πλακίδιο, τα πλακίδια συνδυάζονται με εξομάλυνση για να αποφευχθεί η εμφάνιση τεχνητών ορίων μεταξύ των διαφορετικών περιοχών της εικόνας.

#### 8.1.5.4.2 Πλεονεκτήματα της CLAHE

Στα πλεονεκτήματα της CLAHE συγκαταλέγονται τα παρακάτω:

- **Τοπική Ενίσχυση Αντίθεσης:** Βελτιώνει την αντίθεση σε τοπικό επίπεδο, αναδεικνύοντας λεπτομέρειες σε περιοχές που μπορεί να είναι υπερβολικά φωτεινές ή σκοτεινές.
- **Πρόληψη Υπερβολικής Αντίθεσης:** Το CLAHE αποτρέπει την υπερβολική ενίσχυση της αντίθεσης, διατηρώντας τις λεπτομέρειες σε όλη την εικόνα χωρίς να προκαλεί έντονα τεχνητά αποτελέσματα.

## 8.2 Τεχνικές Μηχανικής Μάθησης και Τεχνητή Νοημοσύνη (Machine Learning and AI)

Οι τεχνικές αυτές περιλαμβάνουν τη χρήση αλγορίθμων μηχανικής μάθησης, όπως τα Convolutional Neural Networks (CNNs), για την αυτόματη ανάλυση και κατηγοριοποίηση των μαστογραφικών εικόνων.[46],[47],[48]

#### Πλεονεκτήματα:

- **Υψηλή ακρίβεια:** Τα μοντέλα μηχανικής μάθησης μπορούν να αναγνωρίσουν μοτίβα και ανωμαλίες με υψηλή ακρίβεια, μαθαίνοντας από μεγάλες ποσότητες δεδομένων.
- **Αυτοματοποίηση και ταχύτητα:** Αυτοματοποιεί την ανάλυση και μπορεί να επεξεργαστεί μεγάλο όγκο εικόνων σε σύντομο χρονικό διάστημα.

#### Μειονεκτήματα:

- **Απαίτηση μεγάλων δεδομένων:** Χρειάζεται μεγάλη ποσότητα δεδομένων για εκπαίδευση και βελτίωση της ακρίβειας.
- **Μαύρο κουτί:** Οι αλγόριθμοι AI συχνά λειτουργούν ως "μαύρα κουτιά," κάνοντας δύσκολη την ερμηνεία των αποτελεσμάτων.

## Σύγκριση Τεχνικών

- **Ανίχνευση Ακμών και Ανάλυση Πυκνότητας Ιστού** παρέχουν σημαντικά προκαταρκτικά δεδομένα, με την πρώτη να είναι πιο ευαίσθητη σε λεπτομέρειες και τη δεύτερη να είναι ζωτικής σημασίας για την εκτίμηση κινδύνου.
- **Τμηματοποίηση** προσφέρει μια σαφή εικόνα των διαφόρων περιοχών ενδιαφέροντος, αλλά μπορεί να είναι περίπλοκη σε πιο ετερογενείς ιστούς.
- **Ανίχνευση Μορφών και Χαρακτηριστικών** είναι εξαιρετικά για την αναγνώριση σύνθετων μοτίβων, όμως απαιτεί σημαντική υπολογιστική ισχύ.
- **Μηχανική Μάθηση και Τεχνητή Νοημοσύνη** αντιπροσωπεύουν την αιχμή της τεχνολογίας, με πολύ υψηλή ακρίβεια, αν και απαιτούνται μεγάλες βάσεις δεδομένων και υπολογιστικοί πόροι.[46],[47]

Κάθε τεχνική έχει τα πλεονεκτήματα και τις προκλήσεις της, και συχνά οι καλύτερες πρακτικές περιλαμβάνουν τον συνδυασμό πολλών τεχνικών για την επίτευξη της βέλτιστης ακρίβειας στη διάγνωση. Ιδιαίτερα όμως στην περίπτωση της μαστογραφίας, όπου οι λεπτές και δυσδιάκριτες δομές όπως οι μικροαποτιτανώσεις εξαρτώνται από το πόσο καλή αντίθεση παρουσιάζει η εικόνα, οι Αλγόριθμοι βελτίωσης αντίθεσης έχουν σημαντικό πλεονέκτημα και προσφέρουν μία καλή λύση και ωφέλιμη προσέγγιση στο ζήτημα.

## 8.3 Αλγόριθμοι κατάλληλοι για επεξεργασία μαστογραφικών εικόνων

Για τη βελτιστοποίηση ιατρικών εικόνων μαστογραφίας, διάφοροι αλγόριθμοι χρησιμοποιούνται ανάλογα με την περίπτωση και το στόχο της επεξεργασίας. Κάθε τεχνική έχει διαφορετικά πλεονεκτήματα ανάλογα με τις ανάγκες της εικόνας και τα χαρακτηριστικά του μαστικού ιστού. Ακολουθούν ορισμένες αλγοριθμικές τεχνικές και η καταλληλότητά τους σε συγκεκριμένες περιπτώσεις:

### 8.3.1 Ενίσχυση της αντίθεσης

- **CLAHE (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization):**  
Το CLAHE είναι μια αποτελεσματική μέθοδος για την ενίσχυση της τοπικής αντίθεσης σε εικόνες ιατρικής απεικόνισης, συμπεριλαμβανομένων των μαστογραφιών. Δεν προσθέτει υπερβολικό θόρυβο και είναι χρήσιμο στην ενίσχυση λεπτών δομών που μπορεί να περιλαμβάνουν μικροαποτιτανώσεις ή μικρές βλάβες, χωρίς να υπερβάλλει την αντίθεση. Είναι επίσης κατάλληλο για την εξισορρόπηση της αντίθεσης σε διαφορετικές περιοχές του μαστικού ιστού.

### 8.3.2 Αποθορυβοποίηση

- **Wavelet Transform:**

Η Wavelet Transform χρησιμοποιείται κυρίως για την αποθορυβοποίηση εικόνων και τη συμπίεση δεδομένων, ενώ επίσης ενδείκνυται για την πολυκλιμακική ανάλυση εικόνων, επιτρέποντας τη διάκριση λεπτών δομών σε πολλές κλίμακες. Όμως, η ανίχνευση μικροαποτιτανώσεων γίνεται πιο αποτελεσματικά με αλγόριθμους που συνδυάζουν τη Wavelet με κάποια ταξινομητική μέθοδο (π.χ., SVM - Support Vector Machines), οι οποίοι διαχωρίζουν τις μικρές αποτιτανώσεις από το θόρυβο.[49],[50],[51],

- **Non-Local Means (NLM) Denoising:**

Ο αλγόριθμος Non-Local Means είναι από τις καλύτερες επιλογές για την αποθορυβοποίηση μαστογραφικών εικόνων, καθώς αφαιρεί τον θόρυβο χωρίς να αλλοιώνει σημαντικές δομές. Ιδιαίτερα χρήσιμος σε μαστογραφίες χαμηλής ανάλυσης ή με έντονο θόρυβο. [52]

### 8.3.3 Βελτίωση εικόνας σε πυκνό μαστικό ιστό

- **Fuzzy C-Means Clustering ή Region Growing:**

Το Fuzzy C-Means είναι αποτελεσματικό για την ταξινόμηση των ιστών σε μαστογραφίες με πυκνό ιστό, όπου η αντίθεση είναι χαμηλή, ενώ το Region Growing είναι κατάλληλο για τον διαχωρισμό κακοήθων περιοχών από υγιή ιστό. Ο συνδυασμός αυτών των τεχνικών μπορεί να προσφέρει ακριβέστερα αποτελέσματα σε εικόνες με πυκνό ιστό.[53],[54]

### 8.3.4 Ανίχνευση άκρων και όγκων

- **Canny Edge Detection ή Active Contour Models (Snakes):**

Ο αλγόριθμος Canny παραμένει εξαιρετικός για την ανίχνευση άκρων, καθώς είναι πολύ ευαίσθητος και ικανός να εντοπίζει περιγράμματα όγκων με ακρίβεια. Τα Active Contour Models είναι ιδανικά για δυναμικές προσαρμογές στα περιγράμματα των όγκων, βοηθώντας στη σωστή απομόνωση της περιοχής ενδιαφέροντος.[55],[56],[57]

### 8.3.5 Αποκατάσταση εικόνας (image reconstruction)

- **Filtered Back Projection (FBP) ή Convolutional Neural Networks (CNN):**

Ο FBP παραμένει βασική μέθοδος για την ανακατασκευή εικόνων από ακατέργαστα δεδομένα, ιδιαίτερα σε CT και DBT (Digital Breast Tomosynthesis). Τα CNN ωστόσο κερδίζουν έδαφος, παρέχοντας καλύτερη ποιότητα εικόνας και καλύτερη προσαρμογή σε θορυβώδη δεδομένα.[58],[59],[60]

### 8.3.6 Καταστολή της εξάπλωσης της ακτινοβολίας (scatter suppression)

- **Monte Carlo Simulations:**

Οι προσομοιώσεις Monte Carlo είναι ακριβείς για την καταστολή της εξάπλωσης της ακτινοβολίας, μειώνοντας την παραμόρφωση στις μαστογραφίες. Είναι ακριβής μέθοδος

για την προσομοίωση της διάδοσης των ακτίνων X και των αποτελεσμάτων τους σε διάφορους ιστούς.[61],[62],[63]

### 8.3.7 Αναγνώριση κακοήθων όγκων

- **Deep Learning (Convolutional Neural Networks - CNNs):**

Τα CNN είναι η πιο προηγμένη μέθοδος για την αναγνώριση κακοήθων όγκων, καθώς μαθαίνουν από δεδομένα και εντοπίζουν πολύπλοκες και ασαφείς δομές με μεγάλη ακρίβεια.[64],[65]

### 8.3.8 Κατάτμηση εικόνας (image segmentation)

- **U-Net:**

Ο U-Net παραμένει από τους πιο αποδοτικούς αλγόριθμους για την κατάτμηση ιατρικών εικόνων. Είναι ιδιαίτερα αποτελεσματικός στην αναγνώριση περιοχών ενδιαφέροντος, όπως οι όγκοι και οι κακοήθειες σε μαστογραφικές εικόνες.[66]

### 8.3.9 Ανακατασκευή τρισδιάστατης μαστογραφίας (DBT - Digital Breast Tomosynthesis)

- **Iterative Reconstruction Methods:**

Οι επαναληπτικοί αλγόριθμοι ανακατασκευής προσφέρουν υψηλότερη ποιότητα εικόνας και μεγαλύτερη ακρίβεια σε τρισδιάστατες μαστογραφικές εικόνες, έναντι των παραδοσιακών μεθόδων όπως το FBP.[67],[68],[69]

Ακολουθεί ένας συγκεντρωτικός πίνακας (**Πίνακας 2**) των διαφόρων αλγορίθμων που αναφέρθηκαν σε αντιστοίχιση με την εφαρμογή τους:

**Πίνακας 2.** Συγκεντρωτικός πίνακας σύγκρισης αλγορίθμων επεξεργασίας μαστογραφικής ιατρικής εικόνας

<b>Αντικείμενο υπό εξέταση:</b> DICOM Mammo image	
<b>Μέθοδος:</b> Επεξεργασία Εικόνας μέσω αλγορίθμου	
<b>Σκοπός:</b> Βελτιστοποίηση ποιοτικών χαρακτηριστικών εικόνας, καλύτερη οπτικοποίηση, ανάδειξη σημαντικών διαγνωστικών σημείων, μείωση δυσμενών παραμέτρων	
<b>Συνήθης Επικρατέστερος Αλγόριθμος</b>	<b>Ιδιότητα - πρόβλημα που επιλύει</b>
CLAHE, MAHE	Ενίσχυση της Αντίθεσης [43],[45]
Wavelet Transform, Non-Local Means (NLM) Denoising	Αποθορυβοποίηση [51],[52]
Canny edge detection, Active contour models (Snakes)	Ανίχνευση ακμών και όγκων [55],[56]
Fuzzy C-Means clustering, Region Growing	Βελτίωση εικόνας σε πυκνό μαστικό ιστό [38],[53],[54]
Convolutional Neural Networks (CNNs), Filtered-Back projection (FBP)	Ανακατασκευή Εικόνας [59],[60]
Convolutional Neural Networks (CNNs)	Αναγνώριση κακοήθους όγκου [40]
Monte Carlo Simulations	Καταστολή της εξάπλωσης της ακτινοβολίας [62],[63]
U-Net	Κατάτμηση εικόνας [66]
Iterative Reconstruction Methods	Ανακατασκευή 3D Mammogram – DBT [59],[67],[68],[69]

## 8.4 Συνοπτικά:

Η επιλογή του κατάλληλου αλγόριθμου για την επεξεργασία μαστογραφικών εικόνων εξαρτάται από τον επιθυμητό στόχο, όπως η ενίσχυση αντίθεσης, η ανίχνευση όγκων ή η βελτίωση εικόνων σε πυκνό μαστικό ιστό. Οι αλγόριθμοι βασισμένοι σε τεχνικές μηχανικής μάθησης, όπως τα CNN, και σε εξειδικευμένες τεχνικές βιοϊατρικής επεξεργασίας εικόνας είναι συχνά οι πιο αποτελεσματικοί στην επίτευξη υψηλής ποιότητας αποτελεσμάτων.

## 8.5 Το μοντέλο Mirai

Ένα παράδειγμα σύγχρονου μοντέλου που βασίζεται σε αλγορίθμους για την πρόωμη ανίχνευση και διάγνωση προκαρκινικών αλλοιώσεων, είναι το λεγόμενο Mirai.

Το Mirai είναι ένα καινοτόμο σύστημα τεχνητής νοημοσύνης, που αναπτύχθηκε από το Jameel Clinic και το MIT CSAIL, για την έγκαιρη ανίχνευση του καρκίνου του μαστού. Στόχος του είναι η βελτίωση της διάγνωσης μέσω πιο ακριβών προβλέψεων, αξιοποιώντας τεχνολογίες βαθιάς μάθησης (deep learning) για την ανάλυση μαστογραφιών.[70]

### **8.5.1 Τεχνικές Πτυχές**

Το Mirai βασίζεται σε Convolutional Neural Networks (CNNs) για την ανίχνευση μικροαποτιτανώσεων και την αναγνώριση μοτίβων σε μαστογραφικές εικόνες από διαφορετικές χρονικές στιγμές. Οι πολυκλιμακικές εξαγωγές χαρακτηριστικών βοηθούν στην ανίχνευση δομών σε πολλές κλίμακες, ενώ οι attention mechanisms καθοδηγούν το σύστημα σε κρίσιμες περιοχές των εικόνων, αυξάνοντας την ακρίβεια.

Χρησιμοποιεί επίσης transfer learning, το οποίο επιτρέπει στο μοντέλο να μαθαίνει από μεγάλα σύνολα δεδομένων και να προσαρμόζεται σε νέες καταστάσεις με περιορισμένα δείγματα. Το self-supervised learning βελτιώνει τη μάθηση από μη επισημασμένες εικόνες, βελτιστοποιώντας το μοντέλο όταν υπάρχουν λίγα δεδομένα.[70]

### **8.5.2 Προβλέψεις και Προσαρμοστικότητα**

Το Mirai δεν περιορίζεται στην ανίχνευση καρκίνου, αλλά και στην εκτίμηση μελλοντικού κινδύνου ανάπτυξης της νόσου, συνδυάζοντας μαστογραφίες και άλλους παράγοντες κινδύνου. Είναι σχεδιασμένο να προσαρμόζεται σε διαφορετικούς πληθυσμούς και τύπους μαστογραφικών μηχανημάτων, καθιστώντας το ιδανικό για παγκόσμια χρήση, ακόμη και σε περιοχές με περιορισμένους πόρους.[70]

### **8.5.3 Σημασία για τη Δημόσια Υγεία**

Το Mirai μπορεί να συμβάλλει καθοριστικά στην έγκαιρη ανίχνευση καρκίνου του μαστού, ιδιαίτερα σε περιοχές με περιορισμένη πρόσβαση σε προηγμένη ιατρική τεχνολογία, ενισχύοντας την ακρίβεια των διαγνώσεων και βελτιώνοντας τα ποσοστά επιβίωσης.

## 9. ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

Αντλώντας ένα σετ δεδομένων δέκα (10) μαστογραφιών από την ανοιχτή βάση δεδομένων INbreast θα εξετάσουμε την εφαρμογή δύο αλγοριθμικών μεθόδων που έχουν ήδη αναφερθεί θεωρητικά παραπάνω στην εργασία και θα μελετήσουμε τα αντίστοιχα αποτελέσματα.

Ο πρώτος αλγόριθμος αφορά την ενίσχυση της αντίθεσης στις εικόνες, ενώ ο δεύτερος αφορά στην μείωση/ καταστολή του θορύβου. Ονομάζουμε τον πρώτο **Image\_Processing\_with\_CLAHE**, και τον δεύτερο **Wavelet\_Denoising\_High\_Threshold**. Για λόγους σύγκρισης, θα χρησιμοποιηθούν οι ίδιες μαστογραφικές εικόνες και για τις δύο δοκιμές.

### 9.1 Ενίσχυση της Αντίθεσης

Όπως έχουμε ήδη αναφέρει θεωρητικά, η ενίσχυση της αντίθεσης συγκαταλέγεται στις σημαντικότερες τεχνικές βελτιστοποίησης της διαγνωστικής αξίας όταν πρόκειται για ιατρικές εικόνες μαστογραφιών. Αυτό συμβαίνει διότι από τη φύση τους οι μαστογραφίες απεικονίζουν ιστούς παρόμοιας μορφής και είναι σχετικά δύσκολη και περίπλοκη η ανάγνωσή τους, καθότι είναι πολύ δυσδιάκριτες οι διαφορές μεταξύ φυσιολογικού ιστού και προ-παθολογικού ιστού. Αναμένουμε καλύτερη ανάδειξη των σημείων που ενδεχομένως ενέχουν την ύπαρξη μικροαποτιτανώσεων.

Δημιουργήθηκε αλγόριθμος ο οποίος δέχεται σαν είσοδο μια εικόνα μαστογραφίας σε μορφή dicom ( .dcm), ακολουθεί η επεξεργασία αυτής της εικόνας με την τεχνική CLAHE, και δίδεται σαν έξοδος η τελική επεξεργασμένη εικόνα δίπλα στην αρχική για λόγους οπτικής σύγκρισης.

#### 9.1.1 Αλγόριθμος Image\_Processing\_with\_CLAHE

Παρακάτω, στην **Εικόνα 38**, ακολουθεί ο Αλγόριθμος **Image\_Processing\_with\_CLAHE**:

## ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

```
Image_Processing_with_CLAHE.m x +
/MATLAB Drive/Image_Processing_with_CLAHE.m
1 % Φόρτωση εικόνας DICOM
2 [file, path] = uigetfile('*.dcm', 'Επιλέξτε την DICOM εικόνα');
3 if isequal(file,0)
4     disp('Η επιλογή της εικόνας ακυρώθηκε');
5     return;
6 else
7     fullFileName = fullfile(path, file);
8     dicomImage = dicomread(fullfile(path, file));
9     dicomImage = double(dicomImage); % Μετατροπή σε double για σωστό χειρισμό
10    disp(['Η εικόνα φορτώθηκε από: ', fullfile(path, file)]);
11 end
12
13
14 % 2. Μετατροπή της εικόνας σε τύπο διπλής ακρίβειας για καλύτερη επεξεργασία
15 imageDouble = mat2gray(dicomImage); % Κανονικοποίηση της εικόνας σε [0, 1]
16
17 % 3. Εφαρμογή CLAHE (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization)
18 % Εδώ, χρησιμοποιούμε την εντολή adapthisteq() για την εφαρμογή CLAHE
19 % με ορισμένα παραμετροποιημένα όρια αντίθεσης και μέγεθος πλακιδίων
20 claheImage = adapthisteq(imageDouble, 'NumTiles', [8 8], 'ClipLimit', 0.01, 'Distribution', 'rayleigh');
21
22 % 4. Εμφάνιση της αρχικής και της επεξεργασμένης εικόνας για σύγκριση
23 figure;
24 subplot(1,2,1); imshow(dicomImage, []); title('Αρχική Μαστογραφία (DICOM)');
25 subplot(1,2,2); imshow(claheImage, []); title('Εικόνα μετά την Επεξεργασία με CLAHE');
26
27 % 5. Αποθήκευση της επεξεργασμένης εικόνας
28 imwrite(claheImage, 'enhanced_mammogram_clahe.png');
```

Εικόνα 38. Στιγμιότυπο αλγορίθμου Image\_Processing\_with\_CLAHE σε περιβάλλον MATLAB

Κάθε βήμα του αλγορίθμου συνοδεύεται και από αντίστοιχα σχόλια τα οποία επεξηγούν/ περιγράφουν τη λειτουργία που ακολουθεί κάθε φορά.

### 9.2 Αποθορυβοποίηση

Δημιουργήθηκε αλγόριθμος ο οποίος δέχεται σαν είσοδο μια εικόνα μαστογραφίας σε μορφή dicom (.dcm), ακολουθεί η επεξεργασία αυτής της εικόνας με την τεχνική Wavelet Denoising και εφαρμογή συγκεκριμένου κατωφλίου στην τιμή 160 (thr=160) για ισχυρή μείωση του θορύβου. Δίδεται σαν έξοδος η τελική επεξεργασμένη εικόνα δίπλα στην αρχική για λόγους οπτικής σύγκρισης.

Η τιμή του κατωφλίου (threshold) μπορεί να αλλάξει και να γίνουν δοκιμές με διάφορες τιμές. Όσο αυξάνει η τιμή του κατωφλίου, τόσο πιο ισχυρή και “επιθετική” είναι η εφαρμογή της αποθορυβοποίησης, ενώ, αντίθετα, όσο μειώνεται η τιμή του, τόσο πιο ήπια είναι η εξάλειψη του θορύβου της εικόνας. Έπειτα από αρκετές δοκιμές στον κώδικα, επιλέχθηκε η τιμή 160 σαν κατώφλι, η οποία προσφέρει μια ικανοποιητικά έως έντονη αποθορυβοποίηση, ώστε να γίνει καλύτερα αντιληπτό στο ανθρώπινο μάτι η επενέργεια του denoising.



### **9.2.1 Αλγόριθμος Wavelet\_Denoising\_High\_Threshold**

Παρακάτω, στην Εικόνα 39, παρουσιάζεται η λήψη του στιγμιότυπου του Αλγόριθμου **Wavelet\_Denoising\_High\_Threshold** από το περιβάλλον MATLAB:

## ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

```
Wavelet_Denoising_High_Threshold.m x +
MATLAB Drive\Wavelet_Denoising_High_Threshold.m
1 % φόρτωση εικόνας DICOM
2 [file, path] = uigetfile('*.dcm', 'Επιλέξτε την DICOM εικόνα');
3 if isequal(file,0)
4     disp('Η επιλογή της εικόνας ακυρώθηκε');
5     return;
6 else
7     fullFileName = fullfile(path, file);
8     dicomImage = dicomread(fullfile(path, file));
9     dicomImage = double(dicomImage); % Μετατροπή σε double για σωστό χειρισμό
10    disp(['Η εικόνα φορτώθηκε από: ', fullfile(path, file)]);
11 end
12
13 % Εμφάνιση αρχικής εικόνας
14 figure;
15 imshow(dicomImage, []);
16 title('Αρχική εικόνα DICOM');
17
18 % Εφαρμογή αποθρομβοποίησης με Wavelet Denoising
19 wname = 'db2'; % Είδος wavelet
20 level = 3; % Επίπεδο αποσύνθεσης στο wavelet
21
22 % Εκτέλεση της wavelet αποσύνθεσης
23 [coeffs, sizes] = wavedec2(dicomImage, level, wname);
24
25 % Εφαρμογή ακόμα πιο ισχυρού thresholding στους wavelet coefficients
26 thr = 160; % Αυξημένο όριο αποθρομβοποίησης για ακόμα πιο ισχυρή αποθρομβοποίηση
27 coeffs = wthresh(coeffs, 's', thr); % Soft thresholding των wavelet coefficients
28
29 % Ανασύνθεση της αποθρομβοποιημένης εικόνας
30 denoisedImage = waverec2(coeffs, sizes, wname);
31
32 % Εμφάνιση και σύγκριση αρχικής και αποθρομβοποιημένης εικόνας
33 figure;
34 subplot(1, 2, 1); % Δημιουργία πλέγματος 1x2
35 imshow(dicomImage, []);
36 title('Αρχική εικόνα');
37
38 subplot(1, 2, 2); % Η δεύτερη εικόνα δίπλα
39 imshow(denoisedImage, []);
40 title('Ισχυρά αποθρομβοποιημένη εικόνα με Wavelet Denoising');
41
42 % Αποθήκευση της αποθρομβοποιημένης εικόνας
43 outputFileName = fullfile(path, ['strongest_wavelet_denoised_', file]);
44 dicomwrite(uint16(denoisedImage), outputFileName);
45 disp(['Ισχυρά αποθρομβοποιημένη εικόνα αποθηκεύτηκε ως: ', outputFileName]);
46
```

Εικόνα 39. Στιγμιότυπο αλγορίθμου *Wavelet\_Denoising\_High\_Threshold* σε περιβάλλον MATLAB

Κάθε βήμα του αλγορίθμου συνοδεύεται και από αντίστοιχα σχόλια τα οποία επεξηγούν/ περιγράφουν τη λειτουργία που ακολουθεί κάθε φορά.

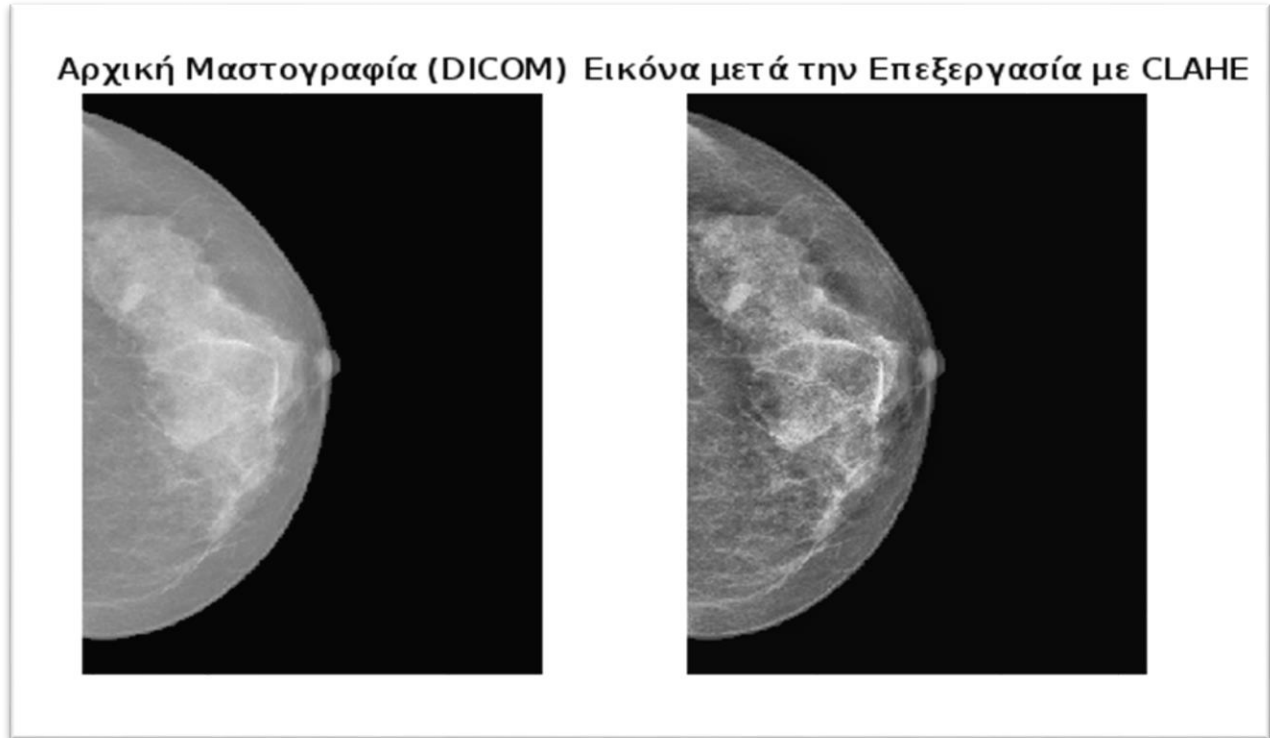
## **10. ΥΛΙΚΑ ΠΟΥ ΧΡΗΣΙΜΟΠΟΙΗΘΗΚΑΝ**

Το περιβάλλον του κώδικα που χρησιμοποιήθηκε ήταν το MATLAB της Mathworks.

Χρησιμοποιήθηκαν μαστογραφίες από την ανοιχτή βάση δεδομένων INbreast (<https://www.kaggle.com/datasets/tommyngx/inbreast2012>), διαθέσιμες για ερευνητικούς σκοπούς. Οι εικόνες είναι ανώνυμες, καθώς ενδιαφέρει μόνο η διαγνωστική αξία και όχι τα προσωπικά δεδομένα των ασθενών.

## 11. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

- 1) Ακολουθούν τα αποτελέσματα των εικόνων έπειτα από την εφαρμογή του αλγορίθμου `Image_Processing_with_CLAHE`:



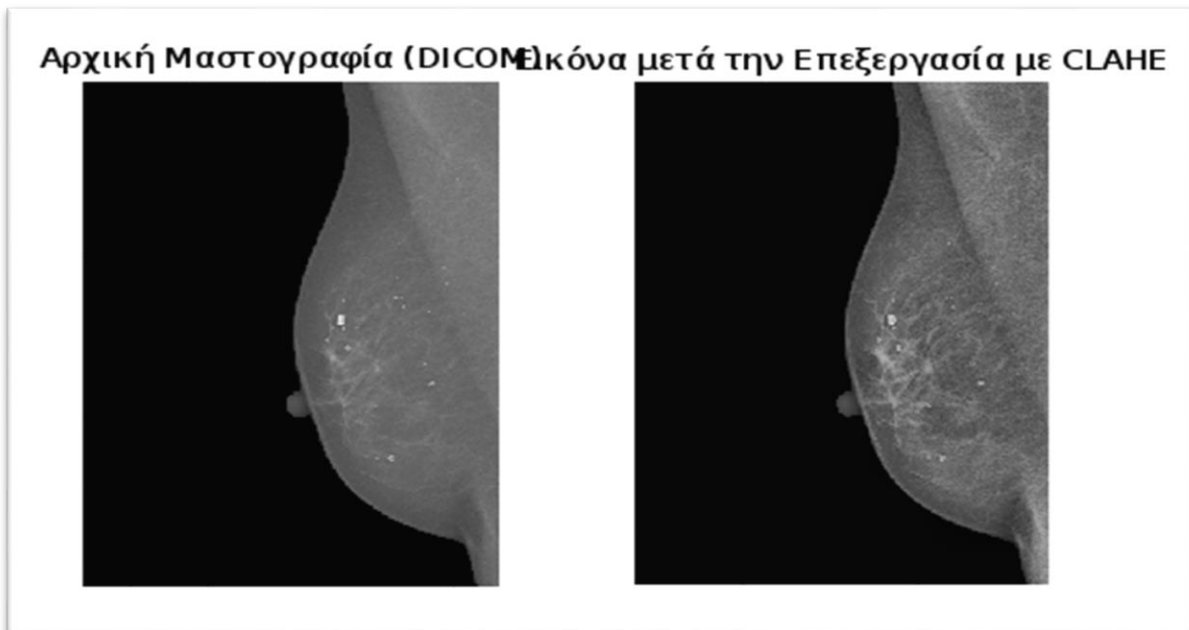
*Εικόνα 40. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση CLAHE Figure\_01*

Παρατηρούμε στην **Εικόνα 40. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση CLAHE Figure\_01** ότι έχει επιδράσει ευνοϊκά η μέθοδος CLAHE, δηλαδή έχει ενισχύσει την αντίθεση όλης της εικόνας, προσφέροντας έτσι καλύτερη διάκριση των μορφολογικών στοιχείων του μαστού.



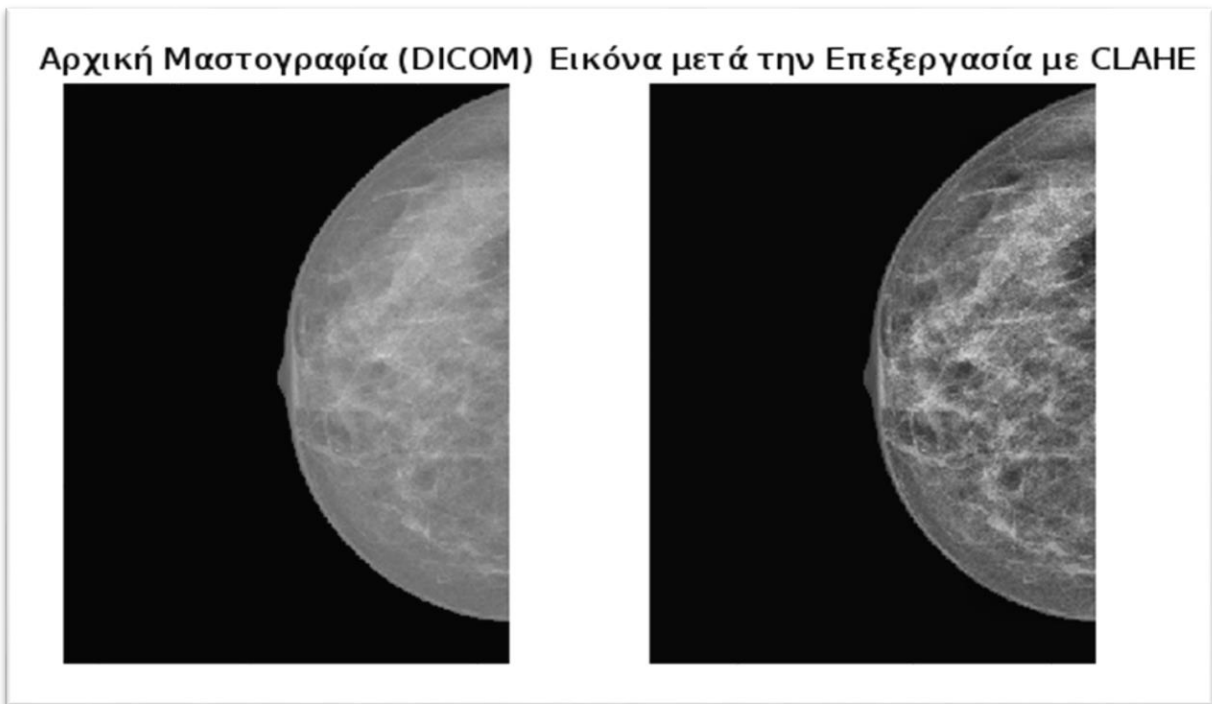
*Εικόνα 41. Αρχική και επεξεργασμένη εικόνα με χρήση CLAHE Figure\_02*

Παρομοίως, παρατηρούμε στην **Εικόνα 41. Αρχική και επεξεργασμένη εικόνα με χρήση CLAHE Figure\_02** ότι έχει επιδράσει ευνοϊκά η μέθοδος CLAHE, δηλαδή έχει ενισχύσει την αντίθεση όλης της εικόνας, προσφέροντας έτσι καλύτερη διάκριση των μορφολογικών στοιχείων του μαστού.



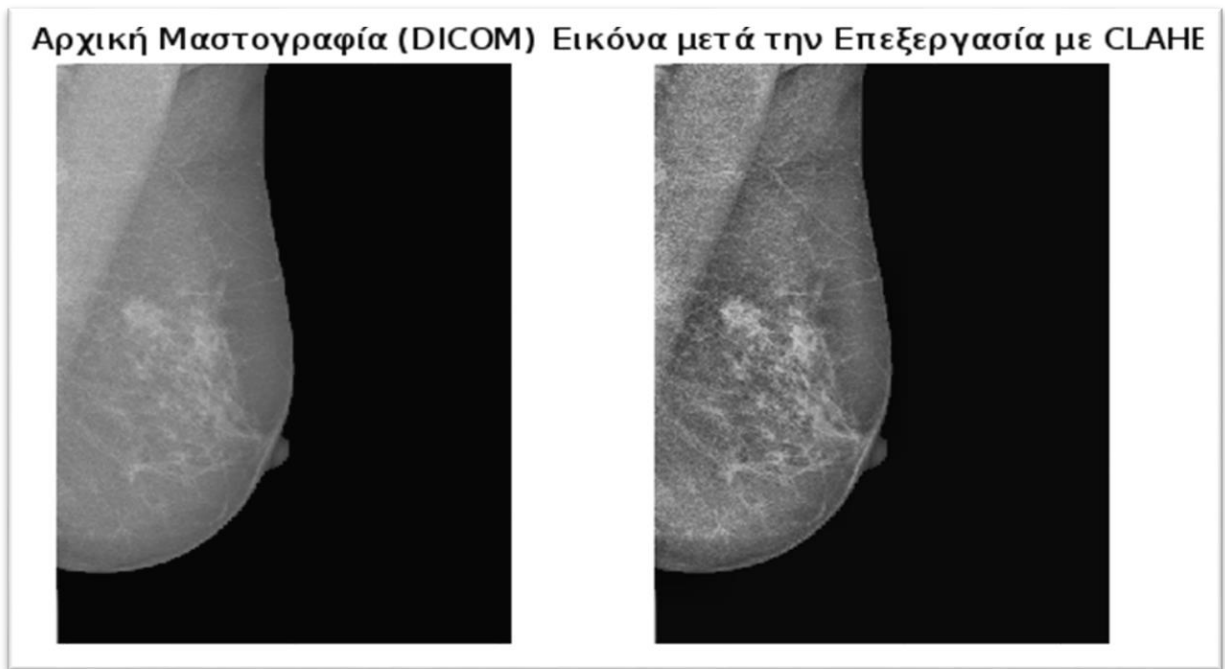
*Εικόνα 42. Αρχική και επεξεργασμένη εικόνα με χρήση CLAHE Figure\_03*

Ομοίως, παρατηρούμε στην **Εικόνα 42. Αρχική και επεξεργασμένη εικόνα με χρήση CLAHE Figure\_03** ότι έχει επιδράσει ευνοϊκά η μέθοδος CLAHE, δηλαδή έχει ενισχύσει την αντίθεση όλης της εικόνας, προσφέροντας έτσι καλύτερη διάκριση των μορφολογικών στοιχείων του μαστού.



*Εικόνα 43. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση CLAHE Figure\_04*

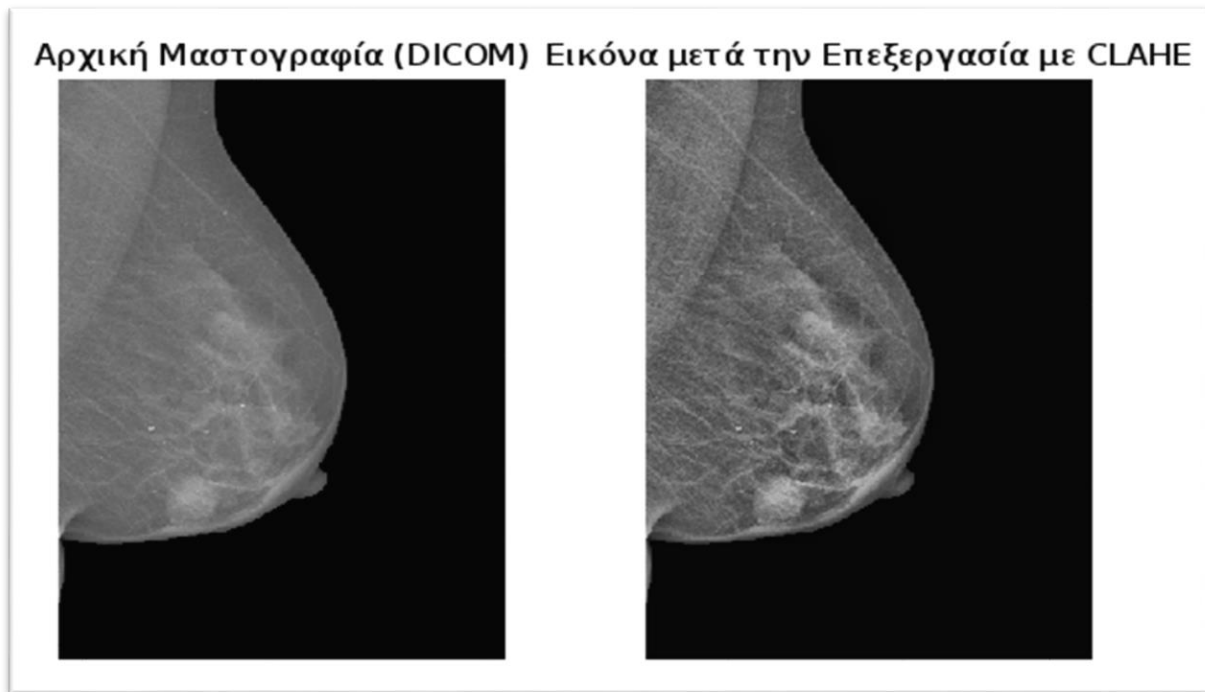
Παρατηρούμε στην **Εικόνα 43. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση CLAHE Figure\_04** ότι έχει επιδράσει ευνοϊκά η μέθοδος CLAHE, δηλαδή έχει ενισχύσει την αντίθεση όλης της εικόνας, προσφέροντας έτσι καλύτερη διάκριση των μορφολογικών στοιχείων του μαστού.



*Εικόνα 44. Αρχική και επεξεργασμένη εικόνα με χρήση CLAHE Figure\_05*

Παρατηρούμε στην **Εικόνα 44. Αρχική και επεξεργασμένη εικόνα με χρήση CLAHE Figure\_05** ότι έχει επιδράσει ευνοϊκά η μέθοδος CLAHE, δηλαδή έχει ενισχύσει την αντίθεση όλης της εικόνας, προσφέροντας έτσι καλύτερη διάκριση των μορφολογικών στοιχείων του μαστού.





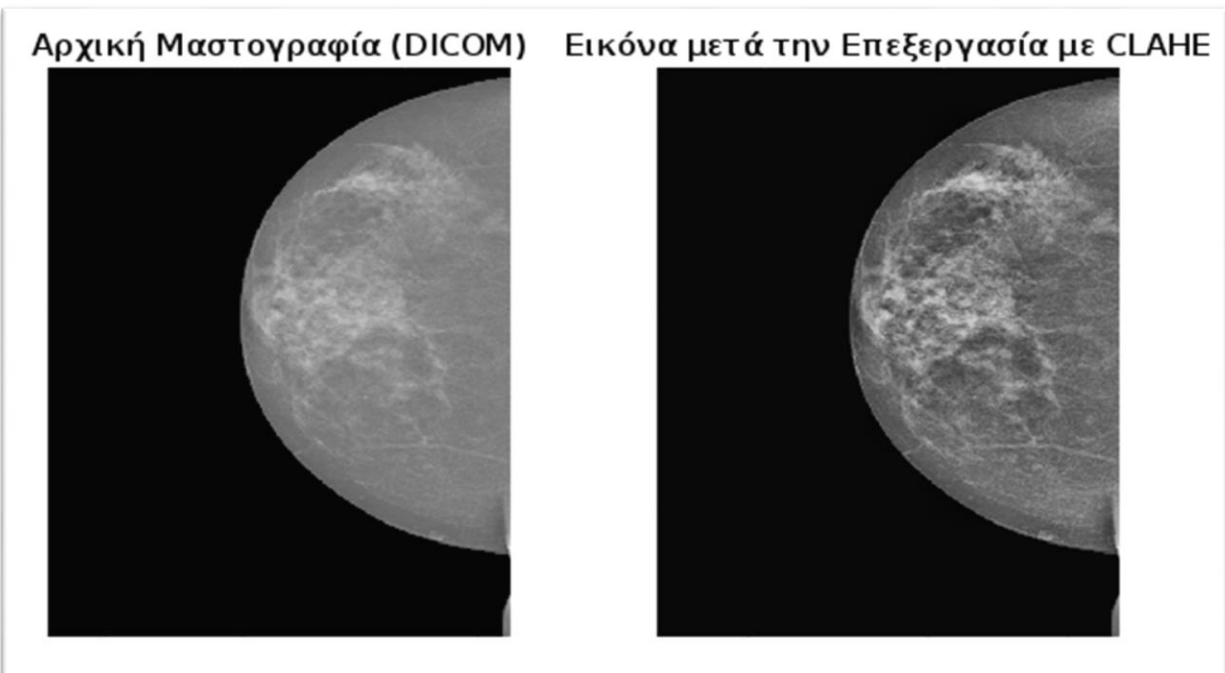
*Εικόνα 45. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση CLAHE Figure\_06*

Παρατηρούμε στην **Εικόνα 45. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση CLAHE Figure\_06** ότι έχει επιδράσει ευνοϊκά η μέθοδος CLAHE, δηλαδή έχει ενισχύσει την αντίθεση όλης της εικόνας, προσφέροντας έτσι καλύτερη διάκριση των μορφολογικών στοιχείων του μαστού.



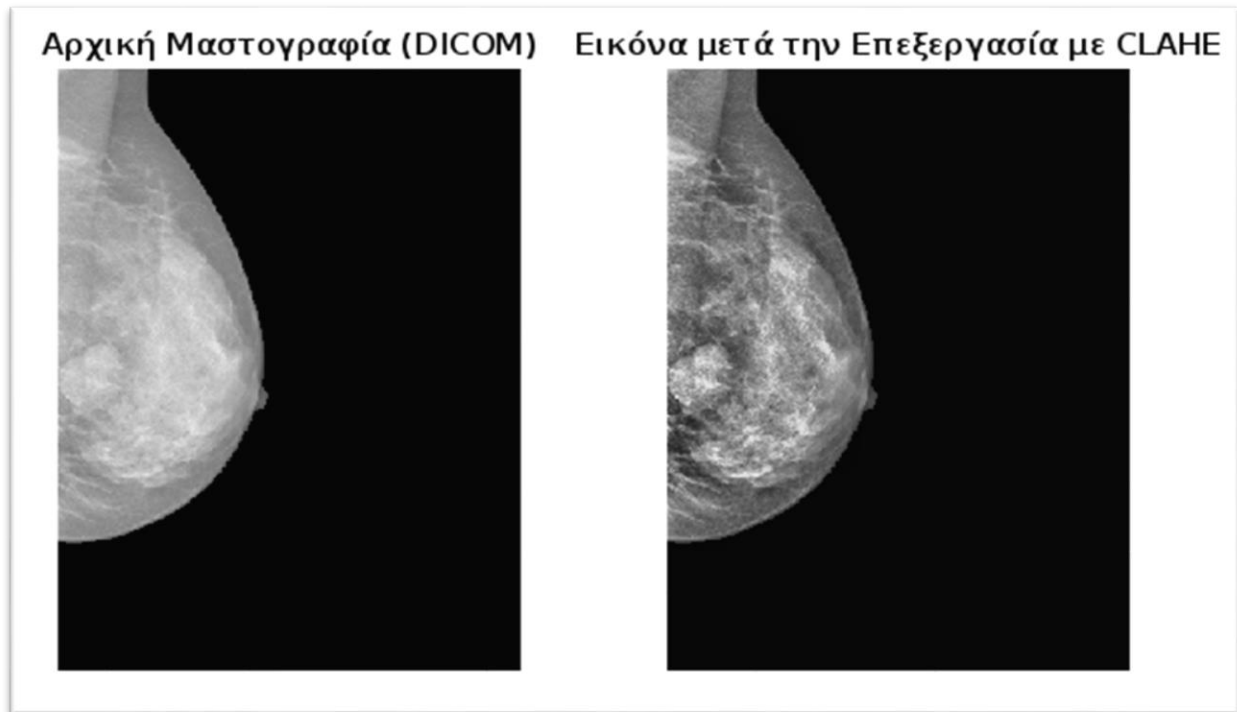
*Εικόνα 46. Αρχική και επεξεργασμένη εικόνα με χρήση CLAHE Figure\_07*

Ομοίως, παρατηρούμε στην **Εικόνα 46. Αρχική και επεξεργασμένη εικόνα με χρήση CLAHE Figure\_07** ότι έχει επιδράσει ευνοϊκά η μέθοδος CLAHE, δηλαδή έχει ενισχύσει την αντίθεση όλης της εικόνας, προσφέροντας έτσι καλύτερη διάκριση των μορφολογικών στοιχείων του μαστού.



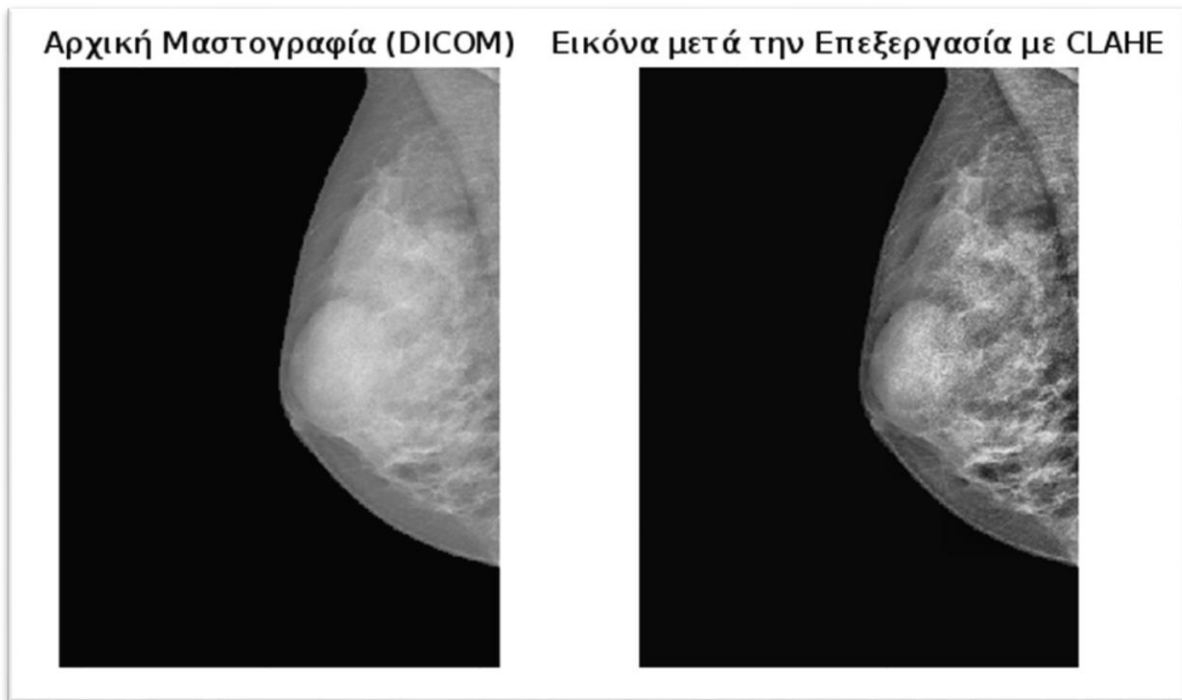
*Εικόνα 47. Αρχική και επεξεργασμένη εικόνα με χρήση CLAHE Figure\_08*

Επίσης, παρατηρούμε στην **Εικόνα 47. Αρχική και επεξεργασμένη εικόνα με χρήση CLAHE Figure\_08** ότι έχει επιδράσει ευνοϊκά η μέθοδος CLAHE, δηλαδή έχει ενισχύσει την αντίθεση όλης της εικόνας, προσφέροντας έτσι καλύτερη διάκριση των μορφολογικών στοιχείων του μαστού.



*Εικόνα 48. Αρχική και επεξεργασμένη εικόνα με χρήση CLAHE Figure\_09*

Παρομοίως, παρατηρούμε στην **Εικόνα 48. Αρχική και επεξεργασμένη εικόνα με χρήση CLAHE Figure\_09** ότι έχει επιδράσει ευνοϊκά η μέθοδος CLAHE, δηλαδή έχει ενισχύσει την αντίθεση όλης της εικόνας, προσφέροντας έτσι καλύτερη διάκριση των μορφολογικών στοιχείων του μαστού.

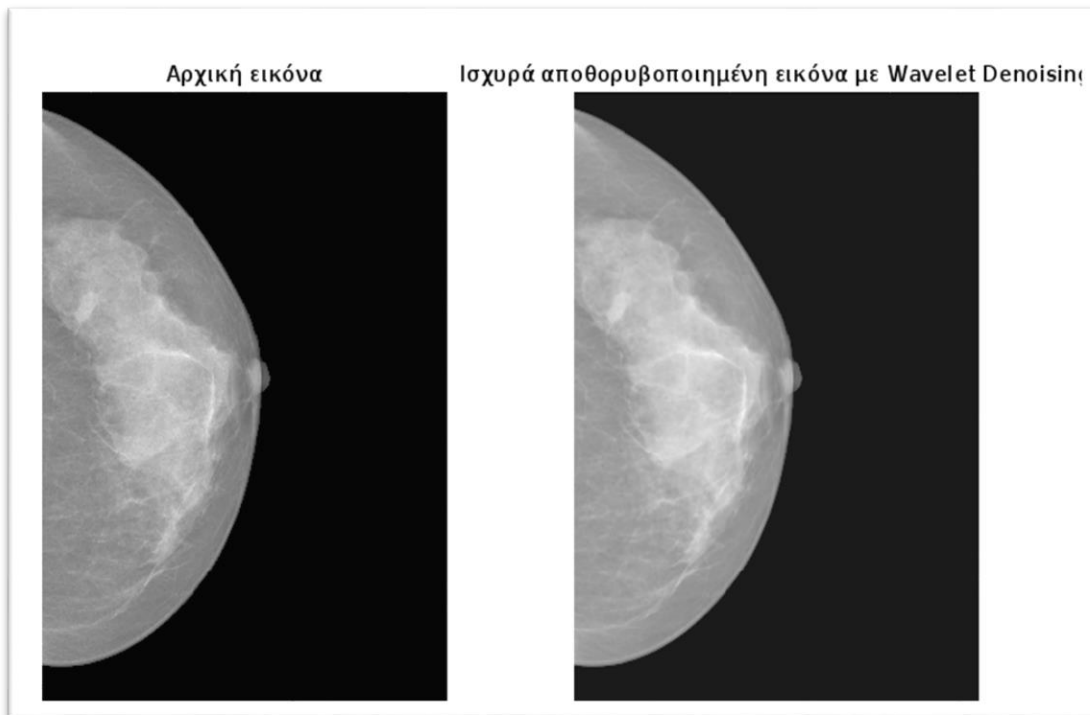


*Εικόνα 49. Αρχική και επεξεργασμένη εικόνα με χρήση CLAHE Figure\_10*

Τέλος, παρατηρούμε στην **Εικόνα 49. Αρχική και επεξεργασμένη εικόνα με χρήση CLAHE Figure\_10** ότι έχει επιδράσει ευνοϊκά η μέθοδος CLAHE, δηλαδή έχει ενισχύσει την αντίθεση όλης της εικόνας, προσφέροντας έτσι καλύτερη διάκριση των μορφολογικών στοιχείων του μαστού.

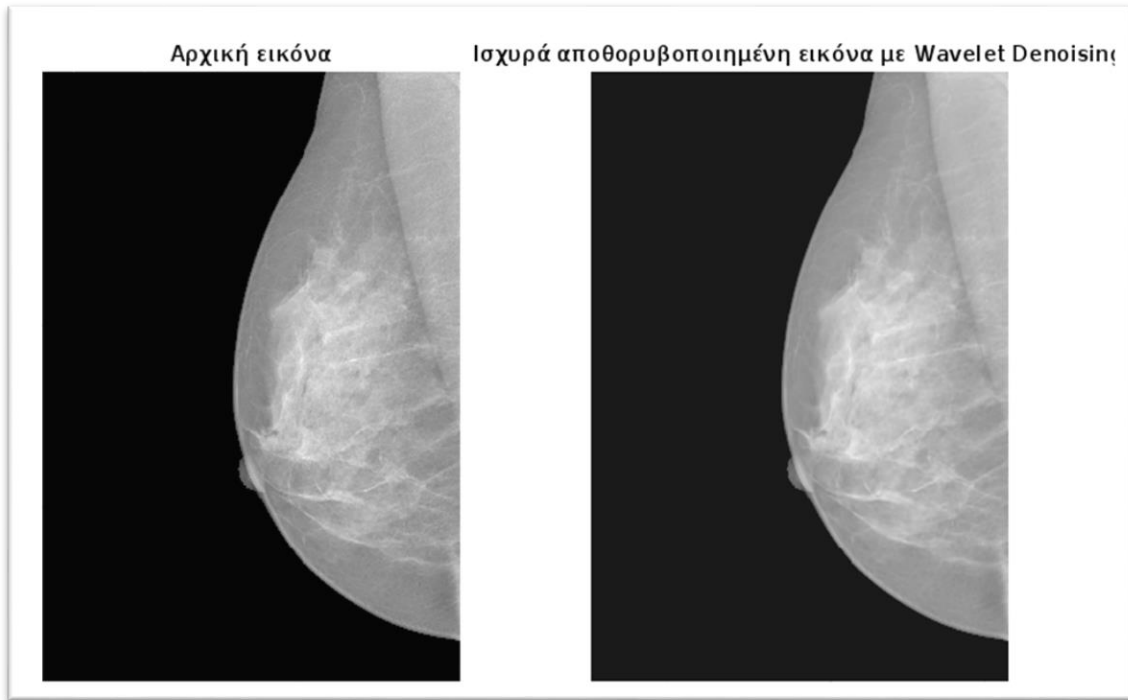
- 2) Ακολουθούν τα αποτελέσματα των εικόνων έπειτα από την εφαρμογή του αλγορίθμου **Wavelet\_Denoising\_High\_Threshold**

ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ



*Εικόνα 50. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση Wavelet\_Denoise\_01*

Στην **Εικόνα 50**. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση **Wavelet\_Denoise\_01**, παρατηρείται η επίδραση του αλγορίθμου αποθρορυβοποίησης, με ισχυρό κατώφλι καταστολής θορύβου. Η τελική εικόνα έχει εξομαλυνθεί.

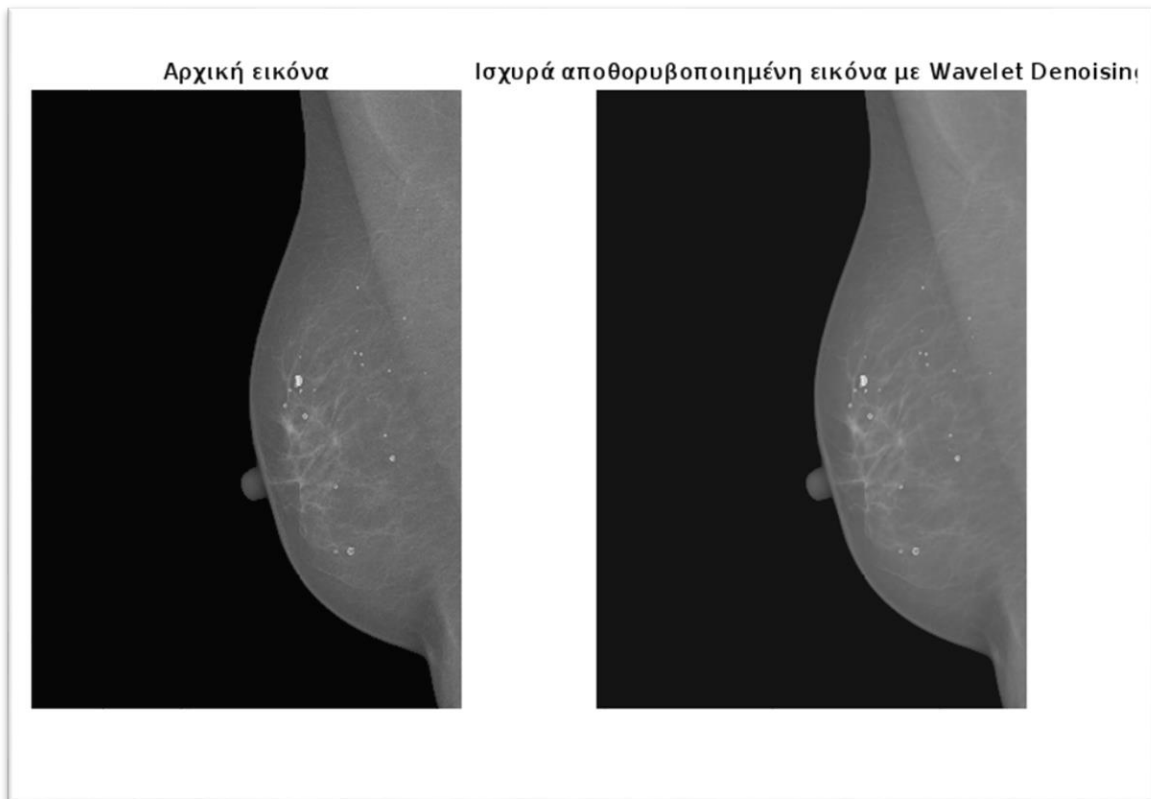


*Εικόνα 51. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση Wavelet\_Denoise\_02*

Στην **Εικόνα 51. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση Wavelet\_Denoise\_02**, παρατηρείται η επίδραση του αλγορίθμου αποθουροποίησης, με ισχυρό κατώφλι καταστολής θορύβου. Η τελική εικόνα έχει εξομαλυνθεί.

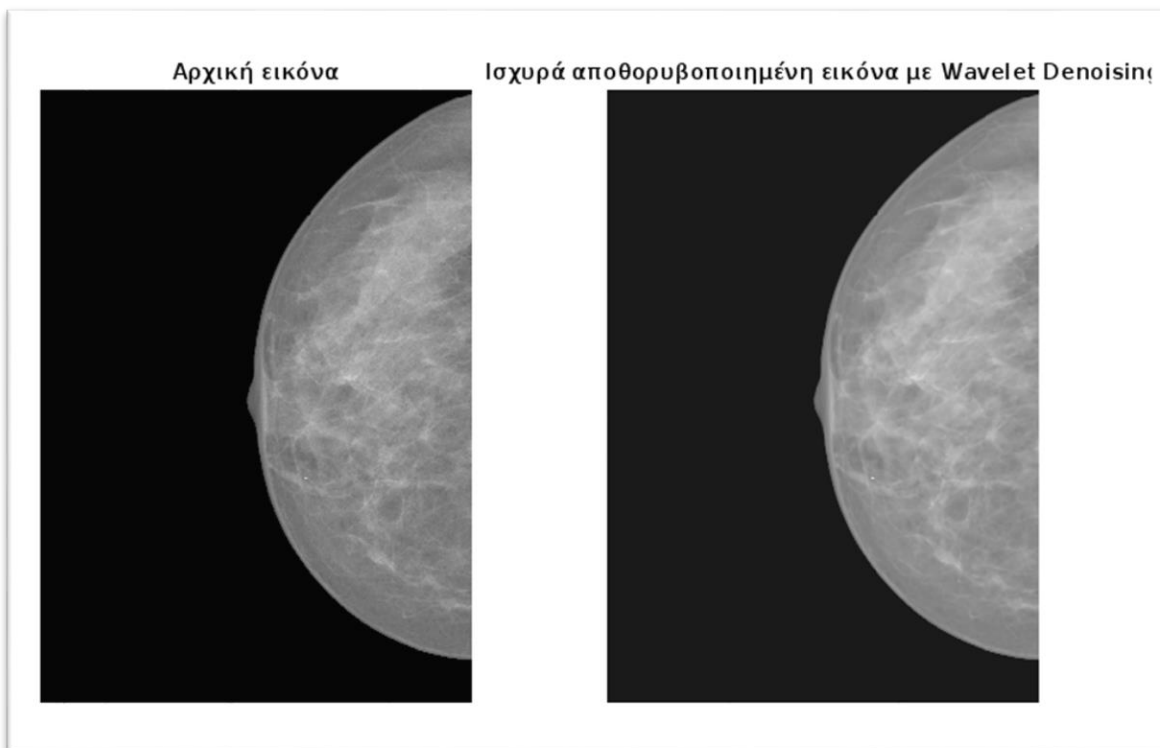
Το ίδιο παρατηρείται και για τις ακόλουθες εικόνες **Εικόνα 52. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση Wavelet\_Denoise\_03**, **Εικόνα 53. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση Wavelet\_Denoise\_04**, **Εικόνα 54. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση Wavelet\_Denoise\_05**, **Εικόνα 55. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση Wavelet\_Denoise\_06**, **Εικόνα 56. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση Wavelet\_Denoise\_07**, **Εικόνα 57. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση Wavelet\_Denoise\_08**, **Εικόνα 58. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση Wavelet\_Denoise\_09**, **Εικόνα 59. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση Wavelet\_Denoise\_10**.

ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

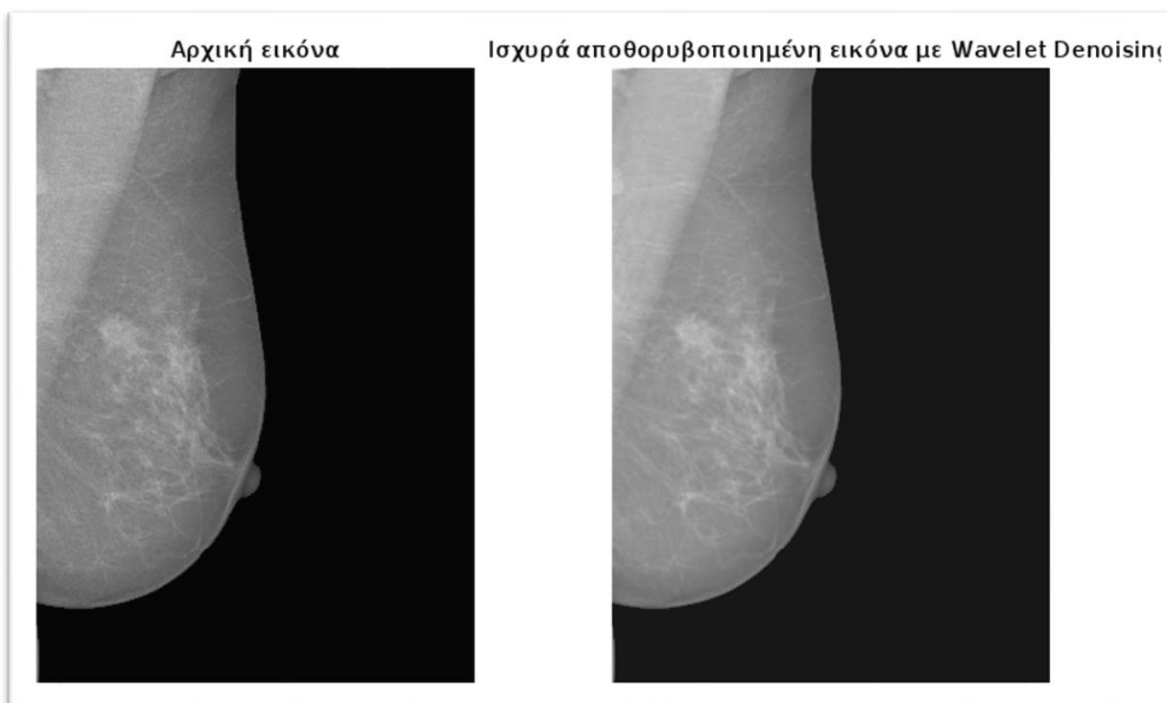


*Εικόνα 52. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση Wavelet\_Denoise\_03*

ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ



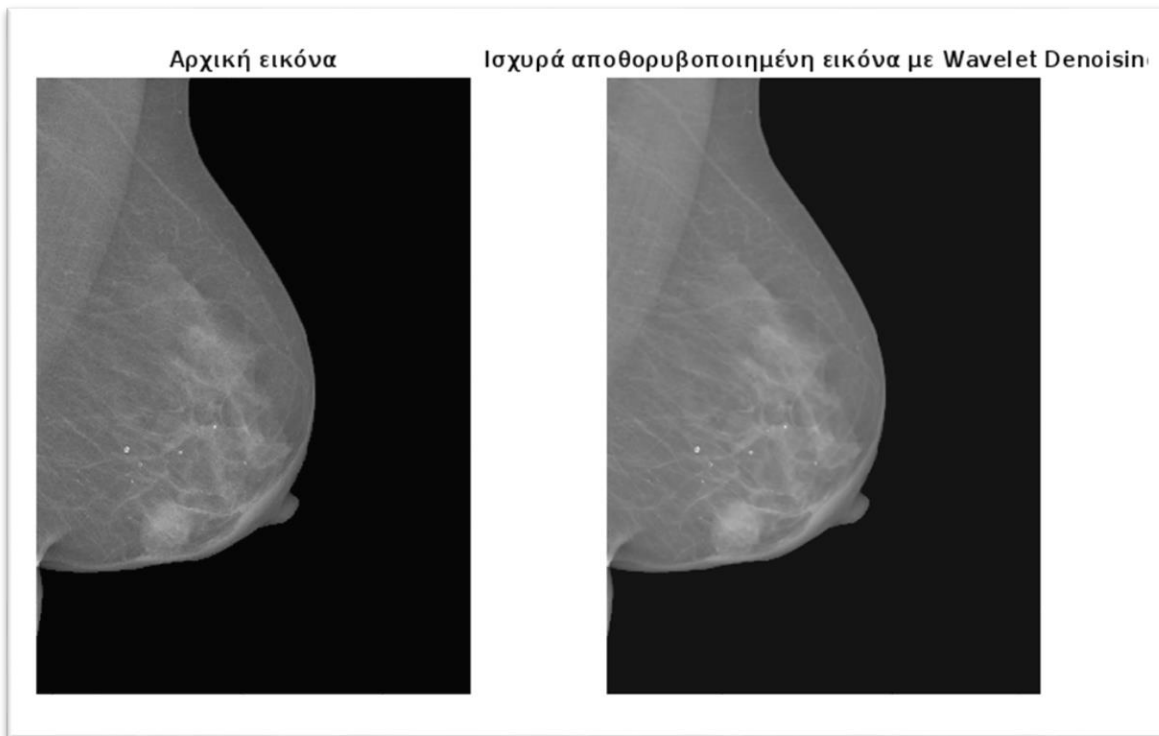
*Εικόνα 53. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση Wavelet\_Denoise\_04*



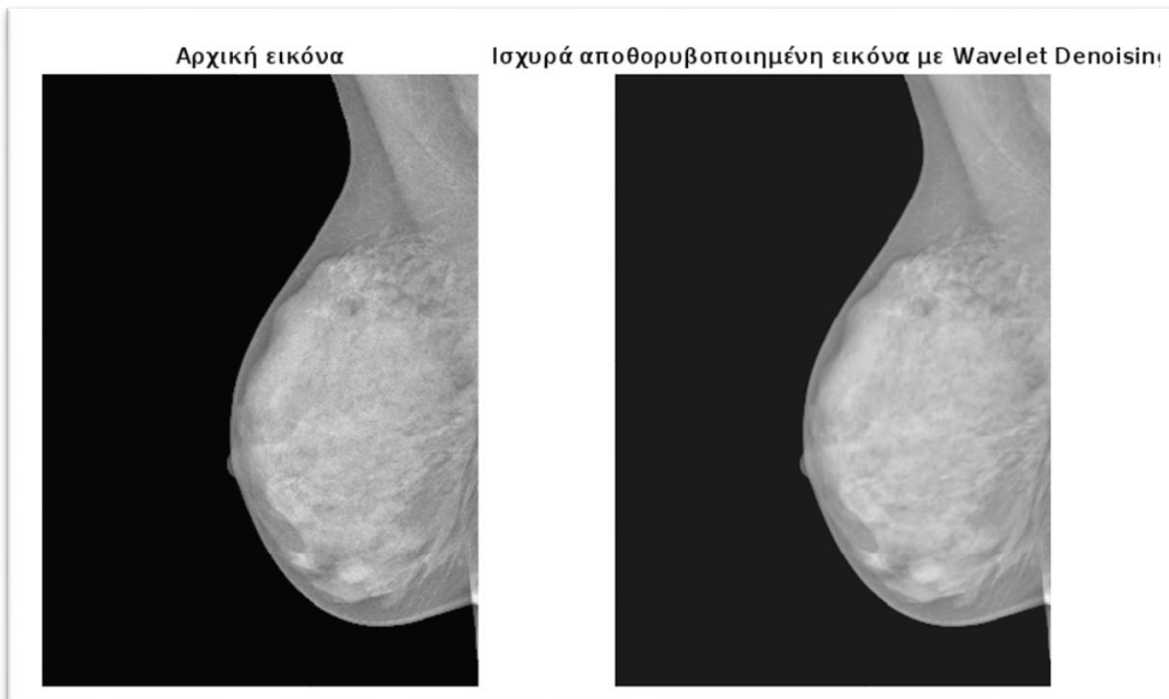
*Εικόνα 54. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση Wavelet\_Denoise\_05*



ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

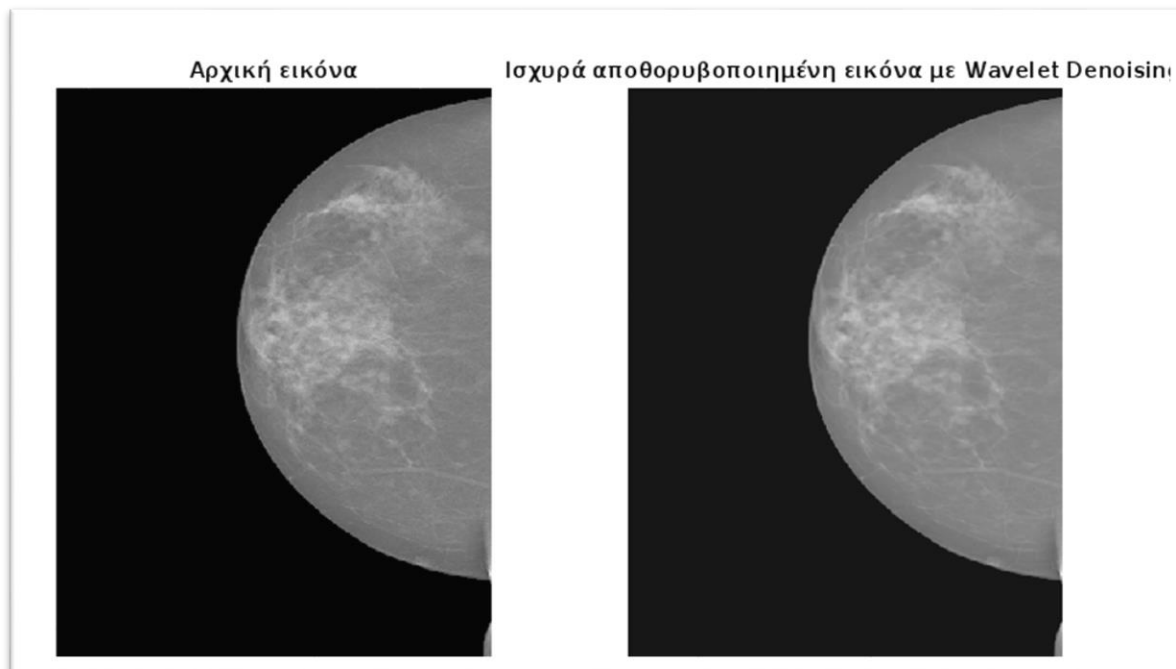


*Εικόνα 55. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση Wavelet\_Denoise\_06*

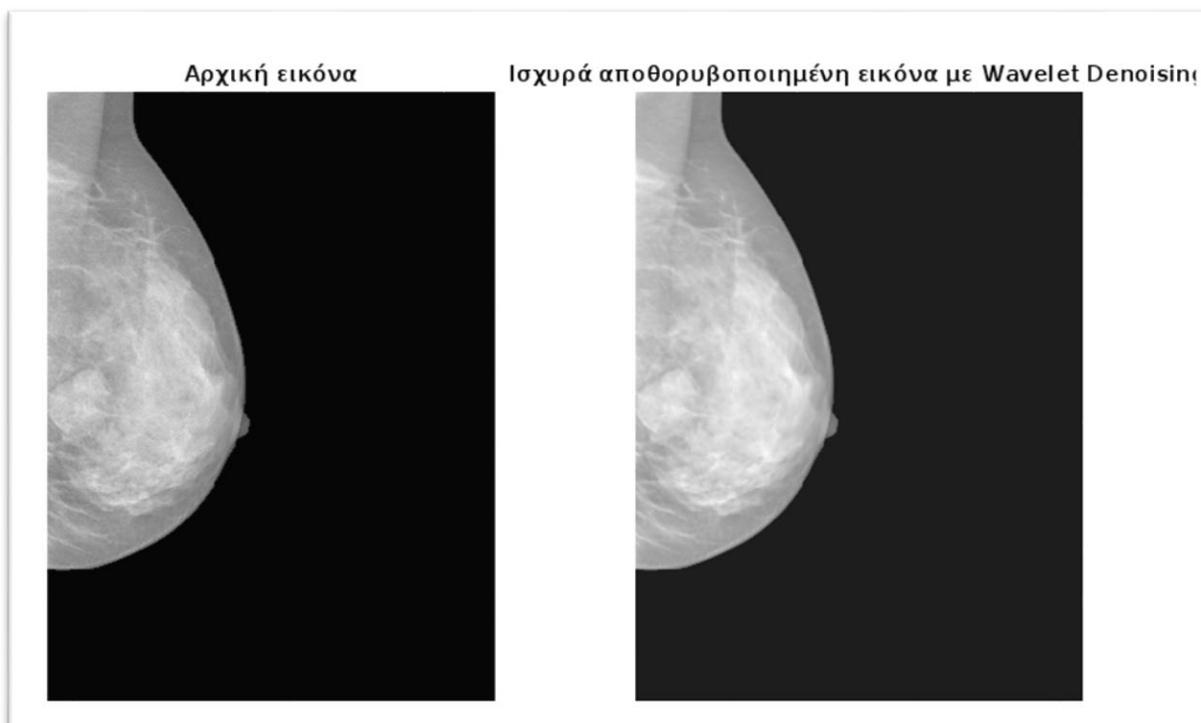


*Εικόνα 56. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση Wavelet\_Denoise\_07*

ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

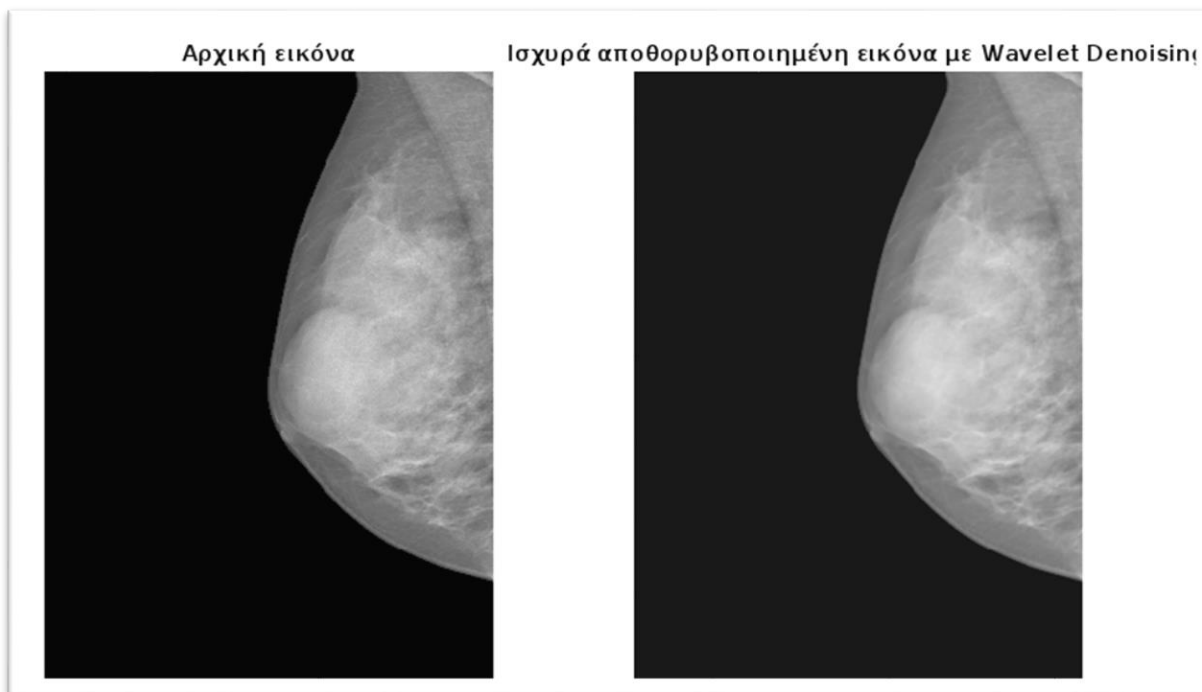


*Εικόνα 57. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση Wavelet\_Denoise\_08*



*Εικόνα 58. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση Wavelet\_Denoise\_09*

ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ



*Εικόνα 59. Αρχική κι επεξεργασμένη εικόνα με χρήση Wavelet\_Denoise\_10*

## 12. ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Όπως παρατηρούμε εν συγκρίσει την κάθε αρχική (πρωτότυπη) εικόνα σε σχέση με την τελική (επεξεργασμένη), συμπεραίνουμε ότι στην περίπτωση εφαρμογής του αλγορίθμου CLAHE, η αντίθεση έχει βελτιωθεί, δηλαδή έχει αυξηθεί (ενισχυθεί). Κοντινές ανατομικές δομές και όρια διακρίνονται καλύτερα και πιο καθαρά μεταξύ τους. Τονίζοντας τις μικρές λευκές λεπτομέρειες σε σχέση με το σκούρο φόντο (τόνων του γκρι), γίνονται ευδιάκριτα ύποπτα σημεία όπως οι μικροαποτιτανώσεις, που ένα κλινικό μάτι θα αντιληφθεί άμεσα.

Αντιθέτως, παρατηρώντας τις αρχικές και τελικές εικόνες κατά την εφαρμογή του αλγορίθμου Wavelet Denoising, προκύπτει ότι ο θόρυβος έχει όντως κατασταλεί, αλλά η τελική συνολική ποιότητα δεν είναι απαραίτητα καλύτερη. Φαίνεται πως η αποθορυβοποίηση έχει καταστείλει κάπως και την αντίθεση στην εικόνα, πιθανότατα επειδή έχει εκλάβει τις απότομες διαφοροποιήσεις σαν θόρυβο. Βεβαίως η τιμή του κατωφλίου (threshold) που υπάρχει στον αλγόριθμο δύναται να τροποποιηθεί ώστε να πετύχουμε μεγαλύτερη ή ηπιότερη αποθορυβοποίηση. Όμως, συμπεραίνουμε τελικά ότι αυτή η τεχνική έχει πιο υποκειμενικό αποτέλεσμα, ανάλογα με το πώς έχει συνηθίσει να “διαβάζει” και να αξιολογεί ο κάθε ακτινολόγος ή/και ακτινοδιαγνώστης τις μαστογραφίες. Αντιθέτως, η εφαρμογή της μεθόδου CLAHE οδηγεί αντικειμενικά σε βελτίωση της ανάγνωσης της εικόνας. Αυτό προκύπτει λόγω της συγκεκριμένης ιδιαιτερότητας που έχουν οι μαστογραφικές εικόνες, στις οποίες οι δομές δεν ξεχωρίζουν έντονα μεταξύ τους. Όπως έχουμε ήδη αναφέρει, είναι καίριας σημασίας η διαφοροποίησή τους ώστε να φανούν πιο διακριτές στο ανθρώπινο μάτι οι μικροαποτιτανώσεις οι οποίες ενδέχεται να “κρύβονται” στην εικόνα. Αυτό το ζήτημα επιλύει ικανοποιητικά η τεχνητή αύξηση της αντίθεσης.

Η παραπάνω τεχνική επομένως αποτελεί μία μετεπεξεργασία της εικόνας που δημιουργεί ο ψηφιακός μαστογράφος, αποτελεί θα λέγαμε μία “προέκταση” των δυνατοτήτων του, με απώτερο σκοπό την επίτευξη της όσο το δυνατόν καλύτερης διαγνωστικής “ανάγνωσης” της τελικής μαστογραφίας.

### 13. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Στον τομέα της ιατρικής απεικόνισης, και ειδικότερα στη μαστογραφία, η πρόκληση της επίτευξης άριστης ποιότητας εικόνας με ταυτόχρονη ελαχιστοποίηση της δόσης ακτινοβολίας αποτελεί βασική ανησυχία και στόχο. Η ποιότητα της εικόνας είναι κρίσιμη για τη σωστή διάγνωση, καθώς οι λεπτομέρειες που καταγράφονται στις μαστογραφικές εικόνες, όπως οι μικροαποτιτανώσεις ή οι αλλαγές στη δομή του ιστού, μπορούν να καθορίσουν αν υπάρχει ανάγκη για περαιτέρω διερεύνηση ή παρέμβαση. Η ακτινοβολία, ωστόσο, είναι επιβλαβής σε μεγάλες δόσεις, και επομένως η πρόκληση για τους ειδικούς είναι να βρουν την ισορροπία μεταξύ αποτελεσματικής απεικόνισης και ασφάλειας για τον ασθενή.

Παρά τα φυσικά όρια που θέτει η φύση των ακτινοβολιών και της απεικόνισης, η τεχνολογία έχει προσφέρει σημαντικές λύσεις. Η ανάπτυξη προηγμένων μεθόδων μετεπεξεργασίας επιτρέπει την περαιτέρω βελτίωση των εικόνων μετά τη λήψη τους, κάτι που μπορεί να αυξήσει την ακρίβεια της διάγνωσης. Αυτές οι μέθοδοι μετεπεξεργασίας περιλαμβάνουν αλγόριθμους που μπορούν να ενισχύσουν τη λεπτομέρεια των εικόνων, να μειώσουν το θόρυβο ή να διορθώσουν ατέλειες που προκύπτουν από τη διαδικασία λήψης. Ανάλογα με την κλινική περίπτωση, οι γιατροί και οι τεχνολόγοι μπορούν να επιλέξουν την κατάλληλη τεχνική επεξεργασίας, προσαρμόζοντας τις εικόνες έτσι ώστε να εξυπηρετούν το ζητούμενο αποτέλεσμα. Αυτό σημαίνει ότι οι εικόνες μπορούν να γίνουν πιο καθαρές, επιτρέποντας στους ειδικούς να εντοπίσουν σημάδια καρκίνου ή άλλων ανωμαλιών που μπορεί να διαφεύγουν υπό κανονικές συνθήκες.

Η τεχνολογία και η ιατρική απεικόνιση έχουν προχωρήσει περαιτέρω με την ενσωμάτωση της **Τεχνητής Νοημοσύνης (AI)** και της **Μηχανικής Μάθησης (Machine Learning)**. Αυτές οι τεχνολογίες αλλάζουν τον τρόπο με τον οποίο προσεγγίζουμε την απεικόνιση, δίνοντας τη δυνατότητα για ακόμη μεγαλύτερη ακρίβεια και ταχύτερη ανάλυση των εικόνων. Μέσω της εκπαίδευσης των συστημάτων AI με μεγάλες ποσότητες δεδομένων μαστογραφιών, τα μοντέλα μπορούν να αναγνωρίσουν παθολογικά μοτίβα που ίσως να μην είναι ορατά με γυμνό μάτι. Αυτό οδηγεί σε μια πιο ακριβή και γρήγορη διάγνωση, ενώ μειώνει την ανάγκη για επιπλέον εξετάσεις ή επαναλήψεις της μαστογραφίας. [71]

Επιπλέον, η χρήση της AI και της μηχανικής μάθησης προσφέρει δυνατότητες αυτοματοποίησης στη διαδικασία αξιολόγησης των εικόνων. Αυτό μπορεί να μειώσει τον χρόνο που χρειάζεται ένας ακτινολόγος για να αναλύσει μια εικόνα και να επιτρέψει σε περισσότερους ασθενείς να λαμβάνουν ταχύτερα αποτελέσματα, κάτι που είναι ζωτικής σημασίας για τον έγκαιρο εντοπισμό και την αντιμετώπιση του καρκίνου του μαστού.

Παρότι η φυσική της απεικόνισης έχει τα όριά της, η συνεχής εξέλιξη της τεχνολογίας, με την ανάπτυξη εξειδικευμένων αλγορίθμων και τεχνικών, μας επιτρέπει να βελτιώνουμε την ποιότητα των εικόνων με κάθε νέα καινοτομία. Η ενσωμάτωση αυτών των τεχνολογιών στην κλινική

ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

πρακτική αποτελεί ένα ακόμη βήμα προς την επίτευξη του στόχου: να διασφαλίσουμε ότι κάθε γυναίκα θα λαμβάνει την καλύτερη δυνατή φροντίδα με τη χαμηλότερη δυνατή επιβάρυνση.

## 14. ΕΠΟΜΕΝΑ ΒΗΜΑΤΑ - ΙΔΕΕΣ

### Πρόταση 1:

Για την αξιολόγηση και εκτίμηση τόσο της αντίθεσης, όσο και διάφορων άλλων ποιοτικών χαρακτηριστικών μιας ιατρικής εικόνας (π.χ. ευκρίνεια, θόρυβος) χρησιμοποιούνται δύο βασικοί τρόποι. Ο πρώτος τρόπος είναι ποιοτικός και βασίζεται στην υποκειμενική αξιολόγηση των εικόνων οπτικά. Αυτή είναι η μέθοδος που ακολουθήθηκε παραπάνω στο πειραματικό μέρος της παρούσας εργασίας. Ο δεύτερος τρόπος είναι ποσοτικός και βασίζεται στη μέτρηση μίας ή περισσοτέρων παραμέτρων στις αξιολογούμενες εικόνες. Οι βασικοί ορισμοί της αντίθεσης περιλαμβάνουν τη φωτεινότητα στην περιοχή ενδιαφέροντος (ROI) σε σχέση με την εικόνα, τη διαφορά φωτεινότητας μεταξύ ROI και φόντου και τον λόγο αντίθεσης προς θόρυβο (CNR), που συγκρίνει φωτεινότητα μεταξύ ιστών.

### Πρόταση 2:

Ένα workstation - σταθμός εργασίας σχεδιασμένο για την επεξεργασία μαστογραφικών εικόνων υψηλής ανάλυσης θα μπορούσε να ενσωματώνει μια εξαιρετικά προηγμένη οθόνη με υψηλές απαιτήσεις σε ανάλυση και αντίθεση, ειδικά σχεδιασμένη για ιατρική χρήση. Αυτή η οθόνη θα συνοδεύεται από λογισμικό επεξεργασίας μαστογραφιών που θα δίνει τη δυνατότητα στον ακτινοδιαγνώστη να εφαρμόζει διαφορετικά φίλτρα ή επεξεργασίες, με στόχο την καλύτερη ανάδειξη ύποπτων σημείων, όπως μικροαποτιτανώσεις ή αλλαγές στη δομή του ιστού. Κύρια χαρακτηριστικά θα περιλαμβάνουν οθόνη υψηλής ανάλυσης, ρυθμιζόμενα προφίλ αντίθεσης, AI για αυτόματη ανίχνευση ανωμαλιών, επιλογή ROI, σύγκριση εικόνων, βιβλιοθήκη για εκπαίδευση, διασύνδεση με CAD και φορητότητα μέσω cloud. Αυτή η πρόταση δημιουργεί ένα εργαλείο που όχι μόνο αυξάνει την ακρίβεια και την αξιοπιστία στην ανίχνευση του καρκίνου του μαστού, αλλά ταυτόχρονα ενισχύει την ευκολία στη χρήση και την προσαρμοστικότητα στις διαφορετικές ανάγκες των ιατρών και των ασθενών.

## 15. ΑΝΑΦΟΡΕΣ - ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] K. Moore, A. Dalley, A. Agur, Κλινική Ανατομία, 6η αγγλική έκδοση, 2η ελληνική έκδοση, εκδόσεις Πασχαλίδης, Broken Hill Publishers Ltd.
- [2] R. A. Jesinger, "Breast Anatomy for the Interventionalist," Techniques in Vascular and Interventional Radiology, vol. 17, pp. 3-9, 2014.
- [3] <https://screening.iarc.fr/atlasbreastdetail.php?Index=006>.
- [4] Κ.Κάππας, Κ.Θεοδώρου, Ακτινοβολίες και Ακτινοπροστασία, Τόμος 2, Εκδ.Πασχαλίδης (για την ελληνική έκδοση), εκδ Broken Hill Publishers Ltd, 2019, pp. 894-899
- [5] Ι.Κανδαράκης, Ακτινοδιαγνωστική, Πανεπιστημιακές Εκδόσεις Αράκυνθος, 2007, pp. 225-230
- [6] National Cancer Institute, "Breast Cancers," March 2016.
- [7] Greene, F. L., Page, D. L., Fleming, I. D., et al., AJCC Cancer Staging Manual, 6th ed., New York: Springer-Verlag, 2002.
- [8] L. Wang, "Early Diagnosis of Breast Cancer," Sensors, vol. 17, no. 7, 2017.
- [9] R. J. Brenner, L. L. Fajardo, P. R. Fisher, et al., "Percutaneous core biopsy of the breast: effect of operator experience and number of samples on diagnostic accuracy," AJR, vol. 166, pp. 341, 1996.
- [10] W. L. Donegan, "Evaluation of a palpable breast mass," N Engl J Med, vol. 327, pp. 937, 1992.
- [11] A. Jemal, et al., "Global cancer statistics," CA Cancer J Clin, vol. 61, no. 2, pp. 69-90, 2011.
- [12] C. L. Sze and P. Raveendran, "Review of medical image quality assessment," Biomedical Signal Processing and Control, vol. 27, pp. 145–154, 2016.
- [13] D. Pisano, et al., "Digital versus screen-film mammography for breast-cancer screening," N Engl J Med, vol. 353, no. 17, pp. 1773-1783, 2005.
- [14] J. Houssami, et al., "Digital breast tomosynthesis (3D mammography) versus mammography for breast cancer screening and diagnosis," Eur J Cancer, vol. 45, no. 7, pp. 1308-1316, 2018.



ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

- [15] L. Tabár, B. Vitak, T. H.-H. Chen, et al., "Swedish two-county trial: impact of mammographic screening on breast cancer mortality during 3 decades," *Radiology*, vol. 260, pp. 658–663, 2011.
- [16] L. Tabár, A. Gad, L. Holmberg, et al., "Reduction in mortality from breast cancer after mass screening with mammography," *Lancet*, vol. 325, pp. 829–832, 1985.
- [17] J. Howard, "Using mammography for cancer control: an unrealized potential," *CA*, vol. 37, pp. 33, 1987.
- [18] J. L. Humphrey, "Breast Cancer Detection: The Mammography Dilemma," *Radiology*, vol. 246, no. 2, pp. 348-352, 2011.
- [19] F. L. Greene, D. L. Page, I. D. Fleming, et al., eds., *AJCC Cancer Staging Manual*, 6th ed., New York: Springer-Verlag, 2002.
- [20] M. O. Wurdinger, et al., "Systematic review of mammography studies: impact of image quality and reading strategies," *Eur Radiol*, vol. 24, no. 6, pp. 1006-1012, 2019.
- [21] J. J. Mordang, A. Gubern-Merida, A. Bria, et al., "The importance of early detection of calcifications associated with breast cancer in screening," *Breast Cancer Res Treat*, vol. 16, no. 7, pp. 451–458, 2018.
- [22] R. O. Guardado-Medina, B. Ojeda-Magana, J. Quintanilla-Dominguez, et al., "Quality of microcalcification segmentation in mammograms by clustering algorithms," *Adv Intell Syst Comput*, vol. 239, pp. 299–308, 2014.
- [23] J. Suckling, et al., "The mammographic image analysis society digital mammogram database," *Exerpta Medica, International Congress Series*, vol. 1069, pp. 375–378, 1994.
- [24] M. Heath, et al., "The Digital Database for Screening Mammography," in *Proceedings of the Fifth International Workshop on Digital Mammography*, Medical Physics Publishing, pp. 212–218, 2001.
- [25] <https://www.kaggle.com/datasets/hayder17/breast-cancer-detection/data>.
- [26] <https://screening.iarc.fr/atlasbreastdetail.php?Index=1&e=>.
- [27] K. Loizidou, R. Elia, C. Pitris, "Computer-aided breast cancer detection and classification in mammography: a comprehensive review," *Comput Biol Med*, vol. 153, pp. 1–24, 2023.

- [28] C. L. Sze and P. Raveendran, "Review of medical image quality assessment," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 27, pp. 145–154, 2016.
- [29] Xu, Y., Quan, R., Xu, W., Huang, Y., Chen, X., & Liu, F. (2024): "Advances in Medical Image Segmentation: A Comprehensive Review of Traditional, Deep Learning, and Hybrid Approaches," *Bioengineering*, 11(10), Article 1034. Available at: <https://doi.org/10.3390/bioengineering11101034>
- [30] R. O. Guardado-Medina, B. Ojeda-Magana, J. Quintanilla-Dominguez, et al., "Quality of microcalcification segmentation in mammograms by clustering algorithms," *Adv Intell Syst Comput*, vol. 239, pp. 299–308, 2014.
- [31] A. S. Saeed, N. S. Mian, S. Basalamah, J. Iqbal, and A. Basalamah, "Edge detection methods," in *2015 2nd World Symposium on Web Applications and Networking (WSWAN)*, 2015
- [32] M. R. Mokarram, S. J. Hashemi, and R. E. Ehsanifar, "An extensive study on edge detection methods: A review," in *AIP Conference Proceedings*, vol. 3028, no. 1, 2023
- [33] Hu, H., Tian, J., Chen, Z., et al. "Graphical Image Region Extraction with K-Means Clustering and Watershed." *MDPI*, 2020.
- [34] Desai, V. et al. "Combined Watershed Segmentation and K-Means Clustering for Medical Imaging." *IEEE Xplore*, 2021.
- [35] Chen, L., and Zhang, P. "Segmentation Techniques for Complex Image: Review," *IEEE Transactions on Image Processing*, 2019
- [36] A. Gierach, G. Byrne, C. Glass, et al. "Mammographic Density and Breast Cancer Risk: Current Understanding and Future Prospects," *Breast Cancer Research*, Springer, 2021
- [37] V. McCormack, I. dos Santos Silva. "Breast Density and Risk of Breast Cancer," *Oxford Academic Journal of Breast Imaging*, vol. 7, no. 3, pp. 245–256, 2022
- [38] L. Warren, S. Colditz. "Association Between Mammographic Density and Breast Cancer in Postmenopausal Women," *JAMA Oncology*, vol. 3, no. 9, pp. 531–540, 2019
- [39] Y. Tian, L. Xu, και X. Chen, "A Study on Hough Transform and Its Improved Algorithm in Medical Image Processing," *IOP Conf. Ser. Mater. Sci. Eng.*, vol. 526, 2022, pp. 1-6
- [40] P. Rivas και M. Rai, "Enhancing CNNs Performance on Object Recognition Tasks with Gabor Initialization," *Electronics*, vol. 12, no. 19, 2023, pp. 4072

ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

- [41] D. Zhang και Z. Liang, "The Role of Gabor Filters in Neural Network Feature Detection for Medical Image Analysis," *J. of Imaging Science and Technology*, vol. 64, no. 4, 2022, pp. 8-17
- [42] J. Kim και K. Jeong, "Feature Pattern Recognition in MRI and CT Images Using Enhanced Neural Network Architectures," *IEEE Trans. on Biomedical Eng.*, vol. 69, no. 5, 2021, pp. 3057-3064
- [43] M. Seifi, S. Sadri, S. Moazami-Goudarzi, and A. Haj-Mohammadian, "A New Algorithm for Contrast Enhancement in Medical Imaging: Adaptive Histogram Equalization with Modifications (CLAHE)," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 40, no. 8, pp. 2178–2188, 2021
- [44] J. Smith, T. Brown, and L. Williams, "3D Adaptive Histogram Equalization Method for Medical Volumes," *Medical Imaging Review*, vol. 34, pp. 360-370, 2019
- [45] A. Yamashita, K. Okazaki, and Y. Nakamura, "Improving Visibility of Mammographic Lesions using Histogram Equalization Techniques," *Journal of Digital Imaging*, vol. 26, pp. 215–227, 2022
- [46] J. Liu, Y. G. Choi, και D. Xu, "Artificial Intelligence (AI) for Screening Mammography: An Overview," *American Journal of Roentgenology*, vol. 217, no. 2, pp. 348-357, 2021
- [47] M. Prodan, E. Paraschiv, και A. Stanciu, "Applying Deep Learning Methods for Mammography Analysis and Breast Cancer Detection," *Applied Sciences*, vol. 13, no. 7, pp. 4272, 2023
- [48] X. Jiang, H. Luo, και Z. Wang, "CNN-Based Approach for Breast Cancer Detection in Mammograms," *IEEE Access*, vol. 10, pp. 38573-38583, 2022
- [49] R. C. Gonzalez και R. E. Woods, *Digital Image Processing*, 4th ed., Upper Saddle River, NJ: Pearson, 2018, pp. 450-460, ISBN 978-0133354797
- [50] A. Buades, B. Coll, και J. M. Morel, "A Non-Local Algorithm for Image Denoising," *IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, vol. 2, pp. 60-65, 2005
- [51] H. W. Chang, D. M. He, και P. J. Liu, "Wavelet Transform-Based Image Denoising for Digital Mammography," *Journal of Digital Imaging*, vol. 30, no. 1, pp. 23-32, 2017
- [52] A. Buades, B. Coll, και J. M. Morel, "A Non-Local Algorithm for Image Denoising," *IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, pp. 60-65, 2005

ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

- [53] J. C. Bezdek, R. Ehrlich, και W. Full, "FCM: The Fuzzy C-Means Clustering Algorithm," *Computers & Geosciences*, vol. 10, no. 2-3, pp. 191-203, 1984
- [54] S. J. J. S. Chen και S. C. H. Leung, "Image Segmentation Using Region Growing Techniques," *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 9, no. 4, pp. 674-679, 2000
- [55] J. Canny, "A Computational Approach to Edge Detection," *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 8, no. 6, pp. 679-698, 1986
- [56] K. Y. Chan και L. A. Vese, "Active Contour Models without Edges," *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 10, no. 2, pp. 266-277, 2001
- [57] J. C. Montagnat, C. Kervrann, και F. Pitiot, "Image Segmentation Using Active Contours and Level Set Methods," *Computer Vision and Image Understanding*, vol. 113, no. 1, pp. 124-133, 2009
- [58] A. C. Kak και M. Slaney, *Principles of Computerized Tomographic Imaging*, New York: IEEE Press, 1988, pp. 35-40
- [59] K. He, X. Zhang, S. Ren, και J. Sun, "Deep Residual Learning for Image Recognition," *Proceedings of the IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 2016, pp. 770-778
- [60] P. A. Santago, A. M. S. da Costa και D. P. Figueiredo, "Comparison of Filtered Back Projection and Deep Learning Techniques for Image Reconstruction in DBT," *Medical Physics*, vol. 45, no. 6, pp. 2641-2650, 2018
- [61] A. K. Kahn, D. A. K. Mathews, και T. S. Hoh, "Monte Carlo Techniques for Radiological Imaging," *Radiation Physics and Chemistry*, vol. 60, no. 3, pp. 281-292, 2001
- [62] K. S. P. K. Shankar, R. G. R. Sathish, και T. P. I. T. Chattopadhyay, "Scatter Correction in Mammography: A Monte Carlo Approach," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 52, no. 14, pp. 4243-4258, 2007
- [63] J. B. C. DeMarco, J. E. D. B. M. Osorio και R. K. R. H. H. K. H. J. K. Kalinowski, "Monte Carlo Simulation for Radiographic Scatter Correction in Mammography," *Medical Physics*, vol. 42, no. 3, pp. 1261-1270, 2015
- [64] Wang, H., et al. "Deep learning for identifying metastatic breast cancer." *Nature*, vol. 562, no. 7727, pp. 146-150, 2018

ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΗ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΑΠΟΤΙΤΑΝΩΣΕΩΝ

- [65] A. Litjens, T. Kooi, B. Bejnordi, et al. "A survey on deep learning in medical image analysis." *Medical Image Analysis*, vol. 42, pp. 60-88, 2017
- [66] Kather, J. N., et al. "Multi-class cancer image classification using U-Net based deep learning." *Scientific Reports*, vol. 10, Article 20737, 2020
- [67] Zhang, X., et al. "Image reconstruction for digital breast tomosynthesis: A review." *Medical Physics*, vol. 44, no. 12, pp. 6231-6242, 2017
- [68] Chen, Y., et al. "Iterative reconstruction algorithms for digital breast tomosynthesis: A review." *Journal of Medical Imaging*, vol. 4, no. 3, 2017
- [69] Gennaro, G., et al. "Performance of iterative reconstruction algorithms in digital breast tomosynthesis: A simulation study." *European Radiology*, vol. 29, no. 12, pp. 6741-6750, 2019
- [70] Jameel Clinic, MIT CSAIL. "Mirai: A New AI Model for Early Detection of Breast Cancer." *MIT News*, 2021
- [71] S. A. Taghanaki, G. Hamarneh, "Deep learning for medical image analysis: a comprehensive review," *Med Image Anal*, vol. 63, pp. 1–27, 2020
- [72] E. Silverberg, C. C. Borring, T. S. Squires, "Cancer statistics, 1990," *Cancer J Clin*, vol. 40, pp. 9, 1990.
- [73] M. S. Kelley and J. C. Bennett, *Netter's Obstetrics and Gynecology*, Elsevier Health Sciences, 2017, p. 312.
- [74] L. J. Rouse and D. F. Olive, *Obstetrics and Gynecology Clinics of North America*, vol. 40, Elsevier, 2013, p. 679
- [75] R. W. Rebar, *Clinical Obstetrics & Gynecology*, vol. 54, Wolters Kluwer, 2011, p. 63.
- [76] J. L. Jameson and D. L. Kasper, *Harrison's Principles of Internal Medicine*, McGraw-Hill Education, 2018, p. 2120
- [77] J. A. Jerome, "An Osteopathic Approach to Chronic Pain Management," *Journal of Osteopathic Medicine*, vol. 117, American Osteopathic Association, 2017, p. 306.