



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ
ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ

ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ
« ΠΡΟΗΓΜΕΝΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΙ ΣΤΗ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ »



ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ
« ΑΝΑΛΟΓΙΚΗ ΚΑΙ ΨΗΦΙΑΚΗ
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑ »

ΧΑΤΖΗΕΥΣΤΡΑΤΙΟΥ ΤΡΙΑΝΤΑΦΥΛΛΙΑ
ΜΑΡΚΕΛΑ
Α.Μ 1919

ΕΙΣΗΓΗΤΗΣ

Δρ Λαβδάς Ελευθέριος
Αναπληρωτής Καθηγητής
του Τμήματος Ακτινολογίας και Ακτινοθεραπεία

Αναλογική Και Ψηφιακή Μαστογραφία

ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

1. Επιβλέπων Λαβδός Ελευθέριος

2. Γκλώτσος Δημήτριος

3. Κωστόπουλος Σπυρίδων

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Η υπογράφουσα Χατζηευστρατίου Τριανταφυλλιά Μαρκέλα του Γεωργίου, με αριθμό μητρώου 1919 φοιτήτρια του προγράμματος μεταπτυχιακών σπουδών Προηγμένα Συστήματα Και Μέθοδοι Στη Βιοϊατρική Τεχνολογία 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».

Η Δηλούσα



ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Τα τελευταία χρόνια το ποσοστό των γυναικών που νοσούν με καρκίνο του μαστού, έχει αυξηθεί ραγδαία, γι' αυτό, κρίνεται απαραίτητη η πρόληψη και η άμεση αντιμετώπιση της νόσου.

Με την ραγδαία εξέλιξη της τεχνολογίας στην πάροδο των ετών, η μαστογραφία αποτελεί εξέταση εκλογής για τον τακτικό έλεγχο των γυναικών (ενδεχομένως και ανδρών).

Σκοπός εκπόνησης της παρούσας εργασίας, είναι η παρουσίαση των απεικονιστικών μεθόδων του μαστού, με χρήση ακτινοβολίας X (μαστογράφων) και η εξέλιξη των συστημάτων αυτών.

Για την πραγματοποίηση της παρούσας εργασίας αναζητήθηκε επιστημονικό υλικό από επιστημονικά άρθρα, μελέτες, συγγράμματα.

Αρχικά, πραγματοποιείται μια σύντομη ιστορική αναδρομή για την τεχνολογική εξέλιξη των μαστογράφων.

Στο Πρώτο κεφάλαιο, γίνεται σύντομη αναφορά της ανατομίας και της μορφολογίας του μαστού.

Στο Δεύτερο κεφάλαιο, παρουσιάζονται οι αλληλεπιδράσεις της ακτινοβολίας με την ύλη, καθώς και βασικές έννοιες-χαρακτηριστικά μαστογραφικών εικόνων.

Στο Τρίτο κεφάλαιο, προσδιορίζονται τα μέρη και τα τεχνικά χαρακτηριστικά που απαρτίζουν ένα σύστημα μαστογραφίας.

Στο Τέταρτο κεφάλαιο, υπογραμμίζονται οι μέθοδοι απεικόνισης των αναλογικών μαστογράφων που συγκρίνονται με τα μεταγενέστερα ψηφιοποιημένα συστήματα.

Συνεχίζοντας την ανασκόπηση στο Πέμπτο κεφάλαιο, αναλύονται τα μεταγενέστερα ψηφιακά συστήματα και οι μέθοδοι απεικόνισής τους. Παράλληλα γίνεται σύγκριση με της παλαιότερης τεχνολογίας μηχανήματα.

Καταλήγοντας, στο Έκτο κεφάλαιο, αναφέρονται τα μηχανήματα τομοσύνθεσης, ενώ δεν παραλείπεται η σύγκριση των τελευταίων με τα ψηφιακά μηχανήματα.

Λέξεις κλειδιά : Μαστός, Αναλογική Μαστογραφία, Ψηφιοποιημένη Μαστογραφία, Ψηφιακή Μαστογραφία, Τομοσύνθεση, ανιχνευτές

ABSTRACT

Nowadays due to the rates of breast cancer in women the early and valid diagnosis is necessary.

With the rapid development of technology over the years, the mammography is an elective test for regular screening of women (or possibly of men), for breast cancer.

The purpose of this study is to present the methods of breast imaging, with X-rays (mammograms) and the evolution of these systems over time.

To carry out this work, scientific material was searched from scientific articles, studies, bibli-ography. First, there is a brief historical overview of the technological development.

The first chapter gives a brief account of the anatomy and morphology of the organ under examination-breast.

In the second chapter, an introduction is made to the interactions of radiation, as well as to basic concepts-characteristics of mammographic images.

The third chapter identifies the parts - technical characteristics of a mammographic system.

The fourth chapter refers to the first screen film mammograms as well as imaging methods, which are compared with later digitized mammograms.

Continuing the review in the fifth chapter the later digital systems and methods of obtaining the final image, compared to their predecessors, are analyzed.

Finally, in the sixth chapter there is a brief reference to the latest technology tomosynthesis, as well as a comparison of them with digital machines.

Key words Breast Screen Film Mammography (SF screen film) Digitized Mammography (CR computed radiography), Full Field Digital Mammography (FFDM), Breast Computed Mammography (Tomosynthesis), detectors.

Ευχαριστίες

Για την εκπόνηση της παρούσας διπλωματικής εργασίας, στάθηκαν δίπλα μου συνάδελφοι και φίλοι, δίνοντάς μου δύναμη, στήριξη και βοήθεια για την ολοκλήρωσή της.

Πρωτίστως, θα ήθελα να ευχαριστήσω τους καθηγητές του τμήματος Μηχανικών Βιοϊατρικής, οι οποίοι αποτέλεσαν αρωγοί στην ακαδημαϊκή μου εξέλιξη, ως φοιτήτρια του μεταπτυχιακού προγράμματος.

Οφείλω ένα μεγάλο « ευχαριστώ » στον Αναπληρωτή καθηγητή του τμήματος Ακτινολογίας και Ακτινοθεραπείας, κύριο Λαβδά Ελευθέριο, επιβλέποντα της διπλωματικής μου εργασίας.

Αναλαμβάνοντας την εποπτεία, μου έδωσε την ευκαιρία και τα απαραίτητα εφόδια, για την πραγματοποίηση της παρούσας διπλωματικής εργασίας, αναλογιζόμενοι την ιδιαίτερα δύσκολη και φορτισμένη περίοδο που διανύουμε λόγω του Covid-19.

Ως επαγγελματίας υγείας, συναναστρέφομαι καθημερινά με ανθρώπους που μάχονται καθημερινά με έναν « άορατο εχθρό », χωρίς να χάνουν τη δύναμη και την ελπίδα τους. Οφείλω λοιπόν, να ευχαριστήσω τους αφανείς αυτούς ήρωες για την έμπνευση που μου προσφέρουν, ώστε να εξελιχθώ τόσο ως άνθρωπος όσο και ως επαγγελματίας υγείας.

Εκτός από τα παραπάνω, θα ήθελα να εκφράσω ένα τεράστιο « ευχαριστώ » στους γονείς που είναι δίπλα μου και με στηρίζουν, που αποτελούν το πιο σημαντικό μου πρότυπο και που με εμπνέουν κάθε μέρα να προσπαθώ να γίνομαι καλύτερος άνθρωπος

Περιεχόμενα

ΕΙΣΑΓΩΓΗ	10
ΙΣΤΟΡΙΑ	14
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2	21
ΒΑΣΙΚΕΣ ΕΝΝΟΙΕΣ ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΥΠΟΒΑΘΡΟ	21
2.1.1 Εισαγωγή στις βασικές έννοιες Φυσικής	21
2.1.2 Ακτινοβολία	22
2.1.3. Ιοντίζουσες Ακτινοβολίες	23
Ακτίνες Χ	24
Μηχανισμοί Παραγωγής Ακτίνων Χ	25
Μηχανισμοί Αλληλεπίδρασης των φωτονίων με την ύλη	25
2.2 Ποιοτικά Χαρακτηριστικά Μαστογραφικών Εικόνων	26
2.2.1 Ευκρίνεια	26
2.2.3 Θόρυβος	28
2.2.4 Αντικείμενα- Ξένα Σώματα	29
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3	30
ΤΕΧΝΙΚΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ – ΑΡΧΕΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΕΙΑΣ ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΩΝ	30
Εικόνα 6. Δομή Αναλογικού Μαστογράφου	30
3.1 Κύρια Μέρη Μαστογράφων	30
3.1.1 Κεφαλή	31
3.1.1.1 Λυχνία Ακτίνων Χ	31
3.1.1.1. α Κάθοδος	33
3.1.1.1.β Άνοδος	33
3.1.1.1.γ. Φίλτρο	35
3.1.1.1.δ. Φίλτρο Βηρυλλίου	37
3.1.1.1.ε. Διαφράγματα	37
3.1.1.1.ε Focal Spot - Εστιακό Σημείο	38
3.1.1.1.στ. Λαμπτήρας	39
3.1.2 Πίεστρα	39
3.1.3 Αντισκεδαστικό Διάφραγμα	41
3.1.4 Σύστημα Αυτόματου Ελέγχου Έκθεσης AEC	43
3.1.5 Γεννήτρια Υψηλής Τάσης	45
Τύποι Γεννητριών	45

Αναλογική Και Ψηφιακή Μαστογραφία

3.1.6 Τράπεζα Συμπίεσης.....	47
3.1.7 Ανιχνευτές Εικόνας.....	47
3.1.8 Αξονας Στήριξης.....	47
3.1.9 Τράπεζα Χειρισμού.....	48
3.1.10 Σαρωτής Εικόνας.....	49
3.1.11 Κλινικός Σταθμός Εργασίας.....	49
3.2 Παράγοντες Που επηρεάζουν Την Απεικόνιση.....	49
3.2.1 Φάσμα των Ακτίνων Χ.....	49
3.2.2 Ρυθμός Δόσης.....	51
3.2.3 kVp.....	51
3.2.4 Πίεση του μαστού.....	52
3.3.3 Ποιοτικός Έλεγχος.....	54
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4.....	55
ΑΝΑΛΟΓΙΚΗ (SF) ΚΑΙ ΨΗΦΙΟΠΟΙΗΜΕΝΗ ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑ (CR).....	55
4.1.1 Φίλμ.....	55
4.1.2 Δομή Φίλμ.....	56
4.1.2.1 Χαρακτηριστικά Φίλμ.....	56
4.1.2.1. α Ευαισθησία.....	56
4.1.2.1 β Αντίθεση.....	57
4.1.2. γ Οπτική Πυκνότητα.....	57
4.1.2. δ Καμπύλη HD.....	58
4.1.3 Ενισχυτική Πινακίδα.....	59
4.1.4 Κασέτες.....	60
4.3.1 Δημιουργία – Επεξεργασία Εικόνας.....	60
4.3.2 Βήματα Επεξεργασίας.....	61
4.3.3 Αποθήκευση εικόνας.....	62
4.4 Ψηφιοποιημένη μαστογραφία (CR).....	62
4.4.1 Συσκευή Ανάγνωσης.....	63
4.4.2 Κασέτα.....	66
4.4.3 Κβαντική απόδοση ανίχνευσης DQE (Detective Quantum Efficiency).....	67
4.5 Πλεονεκτήματα Ψηφιοποιημένης Μαστογραφίας (CR) σε σχέση με την Αναλογική (SF).....	68
Κεφάλαιο 5.....	70
ΨΗΦΙΑΚΗ ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑ.....	70
5.1 Εισαγωγή.....	70
Εικόνα 20. Τα βήματα απόκτησης ψηφιακής εικόνας.....	71
5.2 Ανιχνευτές.....	71

Αναλογική Και Ψηφιακή Μαστογραφία

5.2.1 Ανιχνευτές CCD (Couple Charged Device)	72
5.2.2 Ενεργά συστήματα απεικόνισης επίπεδων πάνελ μήτρας AMFPI (Active Matrix Flat Panel Imagers)	73
5.2.2.1 Flat Panel Φωσφόρου (έμμεση ανίχνευση)	74
5.3.2.2 Flat Panel Σεληνίου (άμεση ανίχνευση)	74
5.4 Ψηφιακή επεξεργασία εικόνας	75
5.5 Εμφάνιση εικόνας	76
5.6 Αλγόριθμοι Επεξεργασίας	77
5.7 Κλίμακα του Γκρι	77
5.8 Παράθυρο / επίπεδο	78
5.11 Σύγκριση Αναλογικών – Ψηφιακών Συστημάτων	78
Πίνακας 2. Σύγκριση Αναλογικών Και Ψηφιακών Μηχανημάτων	81
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6	82
ΤΟΜΟΣΥΝΘΕΣΗ	82
6.1 Ιστορική Αναδρομή	82
6.2 Αρχές λειτουργίας	84
6.3 Σχεδιασμός Μηχανήματος	85
6.4 Λυχνία Ακτίνων Χ	86
6.5 Ανιχνευτής	86
6.6 Γωνία Ακτινοβολήσης – Γωνιακό Εύρος	88
6.7 Αριθμός Λήψεων	88
6.8 Τρόπος Κίνησης Πηγής Ακτίνων Χ	89
6.9 Χρόνος Ακτινοβολήσης	91
6.10 Δόση Ακτινοβολίας	91
6.11 Τοποθέτηση και Πίεση Μαστού	92
6.12 Λήψεις	92
6.13 Μέθοδοι Ανακατασκευής Εικόνας	93
6.14 Διαδικασία – Τρόπος εξέτασης	95
6.15 Πλεονεκτήματα και Μειονεκτήματα της Τομοσύνθεσης	97
Μειονεκτήματα της Τομοσύνθεσης	98
ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	99
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	101
Κατάλογος Εικόνων	106
Κατάλογος Πινάκων	107

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Ανά τους αιώνες

Ο μαστός αποτελεί σημείο αναφοράς του γυναικείου κάλλους, της γονιμότητας, της θηλυκότητας και της γυναικείας φύσης. Θεωρείται γυναικείο όπλο για τη διαίωνιση και την επιβίωση του ανθρώπινου είδους. Ο γυναικείος μαστός αποτελεί ανά τους αιώνες πηγή έμπνευσης για πολλούς καλλιτέχνες, όπως ζωγράφους και γλύπτες. Οι αναφορές που γίνονται για τον μαστό είναι αμέτρητες στην αρχαία αλλά και σύγχρονη λογοτεχνία, στην ποίηση ακόμη και στην θρησκεία. [1]

Σύμφωνα με την αρχαία ελληνική μυθολογία, ο Γαλαξίας δημιουργήθηκε από τον μαστό της θεάς Ήρας. Πιο συγκεκριμένα, η ίδια όταν συνειδητοποίησε πως απρόθυμα θήλαζε τον Ηρακλή, τον απομάκρυνε βίαια από τους μαστούς της με αποτέλεσμα να χυθεί το γάλα. Μετά λοιπόν από αυτή την κίνηση της Ήρας, προέκυψε ο « Γαλα-ξίας » με τα δισεκατομμύρια άστρα του.

Μεταγενέστερα αξιοσημείωτη είναι και η πεποίθηση του θαλασσοπόρου και χαρτογράφου Χριστόφορου Κολόμβου. Ο ίδιος υποστήριζε πως το σχήμα της Γης μοιάζει με αυτό του μαστού.

Ετυμολογία της λέξης

Η λέξη «μαστός» προέρχεται κατά πάσα πιθανότητα από την λέξη «μαζός», η οποία χρησιμοποιούταν από τους Έλληνες προκειμένου να δηλώσουν οτιδήποτε είχε ομοιότητα με τη μάζα σε όπως αναφέρεται σε έργα του Ομήρου, του Ηροδότου, του Αισχύλου, του Ευρυπίδη και του Ιπποκράτη.

Αν προσπαθήσουμε να αναλύσουμε ετυμολογικά τη λέξη «Μαστός» προκύπτει η αρχική ρίζα (μαδ-), στα λατινικά (mad-eo), που σημαίνει «υγρός». Έπειτα το επίθετο «μαδ(αρ)ος», που σημαίνει «υγρός-μαλακός», μας οδηγεί στο ουσιαστικό «μαζός».[2] Ταυτόχρονα, ο «μαστός», ετυμολογικά προέρχεται και από «μεστός», ένα επίθετο που είναι συνώνυμο του «πλήρης, γεμάτος με γάλα – υγρός».

Ερευνητικά δεδομένα

Όπως όλα τα όργανα του ανθρώπινου οργανισμού “ πάσχουν”, έτσι συμβαίνει και με τον μαστό. Δυστυχώς ο καρκίνος του μαστού είναι μία νόσος που προσβάλλει τόσο άντρες, όσο και γυναίκες, με

Αναλογική Και Ψηφιακή Μαστογραφία

τις δεύτερες όμως, σε πολύ μεγαλύτερα ποσοστά. Τα ποσοστά αυτά αυξάνονται κάθε χρόνο ολοένα και περισσότερο. Χαρακτηριστικά, έρευνες που πραγματοποιήθηκαν μεταξύ 27 χωρών της Ευρώπης έδειξαν ότι τα ποσοστά του γυναικείου πληθυσμού που νοσεί από καρκίνο στο μαστό έχουν αυξηθεί σημαντικά. Πιο συγκεκριμένα, ιδία στις κοινωνίες με δυτικό τρόπο ζωής, έχουν αυξηθεί και τα ποσοστά θανόντων λόγω του καρκίνου του μαστού, κατατάσσοντάς τον στην τρίτη θέση για το 2020.

Σύμφωνα με στοιχεία της Ευρωπαϊκής Κοινοβουλευτικής Ομάδας για τον Καρκίνο του Μαστού:

Στην Ευρώπη:

- 355.000 γυναίκες διαγνώστηκαν με καρκίνο μαστού το 2020 (13,3% όλων των διαγνώσεων καρκίνου).
- Από το σύνολο των γυναικών στις χώρες της Ευρωπαϊκής Ένωσης ο καρκίνος του μαστού καταλαμβάνει το ποσοστό του 26,5% των νέων διαγνώσεων που αφορούν καρκίνο. Επίσης καταλαμβάνει το ποσοστό του 17,5% των θανάτων που οφείλονται σε καρκίνο.
- Το ποσοστό των γυναικών κάτω των 55 ετών που έχει νοσήσει, έχει αυξηθεί κατά 35% και 12% κάτω των 45 ετών.
- Ο καρκίνος του μαστού είναι η κύρια αιτία θανάτου στις γυναίκες ηλικίας 35 έως 59 ετών.
- Τα ποσοστά έχουν φθίνουσα πορεία στις χώρες της Βόρειας και Δυτικής Ευρώπης, σε αντίθεση με αυτές της Νότιας Ευρώπης.

Τα στοιχεία προκύπτουν από έρευνες και συνεργασία μεταξύ του Κοινού Κέντρου Ερευνών, της Ευρωπαϊκής Επιτροπής-JR, του Ευρωπαϊκού Δικτύου Μητρώων Καρκίνου και του Διεθνούς Οργανισμού Έρευνας για τον Καρκίνο (IARC).

Στην Ελλάδα:

- Έχει ένα από τα χαμηλότερα ποσοστά εμφάνισης καρκίνου του μαστού, καθώς και θνησιμότητας στην Ευρώπη.

Στις ΗΠΑ υπολογίζεται ότι το 2017:

- 3.5 εκατομμύρια γυναίκες είχαν ιστορικό που αφορούσε τον καρκίνο του μαστού. Κάποιες

Αναλογική Και Ψηφιακή Μαστογραφία

θεραπεύτηκαν, ενώ βρίσκονται ακόμη υπό θεραπευτική αγωγή.

- Διαγνώστηκαν 250.000 νέα περιστατικά καρκίνου του μαστού σε γυναικείο και 2.500 σε ανδρικό πλυθισμό.
- 40.000 γυναίκες και 400 άνδρες έχασαν τη ζωή τους λόγω του καρκίνου του μαστού.[1][3]

Από στοιχεία της Ευρωπαϊκής Κοινοβουλευτικής Ομάδας για τον Καρκίνο του Μαστού, μία στις οκτώ γυναίκες θα εμφανίσει καρκίνο του μαστού κατά τη διάρκεια της ζωής της.

Η πρόληψη και η έγκαιρη διάγνωση είναι ένας από τους μεγαλύτερους συμμάχους, αν όχι ο σημαντικότερος για την καταπολέμηση του καρκίνου του μαστού.

Η μαστογραφία είναι εξέταση εκλογής. Πραγματοποιείται έπειτα από ένα συγκεκριμένο όριο ηλικίας και συνήθως οι θεράποντες ιατροί προτείνουν να επαναλαμβάνεται κάθε χρόνο. Η συχνότητα ή η επαναληψιμότητα του ελέγχου, εξαρτάται από το ιστορικό και την κλινική εικόνα της εξεταζόμενης. Σε περίπτωση ευρήματος, για την σωστή διαφοροδιάγνωση διενεργούνται και άλλες εξετάσεις:

- Απεικονιστικές, όπως MRI μαστών και U/s.
- Εργαστηριακές, όπως εξετάσεις αίματος.
- Χειρουργικές, όπως βιοψία, όπου το δείγμα θα περάσει από εργαστηριακές αναλύσεις.
- Κλινική εξέταση από τον θεράποντα ιατρό, όπως ψηλάφηση.

Είναι σημαντικό, να υπογραμμιστεί η σημασία της ψηλάφησης από την ίδια τη γυναίκα. Έπειτα από σωστή καθοδήγηση και εκπαίδευση, η κάθε γυναίκα είναι σε θέση να «μάθει» την μορφολογία του μαστού της, προκειμένου να ελέγχεται ανά τακτά χρονικά διαστήματα και να αντιλαμβάνεται έγκαιρα τυχόν αλλαγές στο μαστό της. Στη πάροδο των ετών, έχουν γίνει πολύ μεγάλες καμπάνιες ενημέρωσης και κινητοποιήσεις σχετικά με την πρόληψη σε παγκόσμιο επίπεδο. [4]

Τα τελευταία χρόνια ο μήνας “Οκτώβριος” καθιερώθηκε ως ο μήνας μαστού, ο “*ροζ μήνας*”, ενώ η **25η Οκτωβρίου είναι η Παγκόσμια Ημέρα Κατά Του Καρκίνου Του Μαστού**. Παρατηρήθηκε ότι με τις καμπάνιες ενημέρωσης και ώθησης των γυναικών προς εξέταση, κυρίως τον συγκεκριμένο μήνα, έχουν μειωθεί κατά 20% τα ποσοστά θνησιμότητας. Περίοπτη θέση σε αυτό έχει η

Αναλογική Και Ψηφιακή Μαστογραφία

μαστογραφία, που είναι και το αντικείμενο της συγκεκριμένης εργασίας.

ΙΣΤΟΡΙΑ

Η ιστορία της μαστογραφίας μπορεί αυθαίρετα να υποδιαιρεθεί σε τρεις περιόδους:

- **Η Εποχή των Πρωτοπόρων**, που υπογραμμίζεται το έργο των Salomon, Kleinschmidt, Warren, Vogel, Seabold, Gershon-Cohen, Leborgne, Egan, Gallager, Martin, Dodd, Strax και των συνεργατών τους.
- **Η εποχή της Προόδου της Τεχνολογίας**, όπου καθοριστικό ρόλο παίζουν οι Gould, Wolfe και Gros και οι συνεργάτες τους.
- **Η Σύγχρονη Εποχή**, όπου αντανακλά τις συνεισφορές των Price, Butler, Ostrum, Becker, Isard, Moskowitz, Sickles, Korans, Homer, Tabár και των συνεργατών τους.



Εικόνα 1. Η πρώτη ακτινογραφία ανθρώπινου σώματος από τον Wilhelm Conrad Röntgen

Η μαστογραφία βασίζεται στον τρόπο λειτουργίας ενός κλασικού ακτινολογικού μηχανήματος, οπότε δυνητικά μπορούμε να πούμε ότι ο “σπόρος” γι’ αυτήν την ιδέα φυτεύτηκε από τον Γερμανό φυσικό *Wilhelm Conrad Röntgen*.

Το 1895 ανακάλυψε τις ακτίνες X και βραβεύτηκε με Nobel. Πραγματοποίησε την πρώτη ακτινογραφία – απεικόνιση του ανθρώπινου σώματος, την γνωστή σε όλους ακτινογραφία «άκρας χειρός», στη γυναίκα του, Άννα.

Το 1913 ξεκινάει ουσιαστικά η Ιστορία της Μαστογραφίας. Ο Γερμανός χειρουργός, Albert Salomon πραγματοποίησε μια ρεντογενοϊστολογική μελέτη σε 3.000 μαστεκτομές. Απεικόνισε- δηλαδή

Αναλογική Και Ψηφιακή Μαστογραφία

πραγματοποίησε τις πρώτες μαστογραφίες -στους μαστούς που είχαν αφαιρεθεί. Σύγκρινε τις εικόνες με τα αποτελέσματα που είχαν προκύψει από τις βιοψίες και τον τρόπο που απεικονίζονταν οι φυσιολογικοί και οι καρκινικοί ιστοί σε μία μαστογραφία. Επίσης, ανακάλυψε και διάφορους τύπους καρκίνου. Υπήρξαν αρκετές δυσκολίες λόγω της κακής ποιότητας εικόνας. Παρά τις δημοσιεύσεις του, η μαστογραφία άρχισε να χρησιμοποιείται χρόνια αργότερα.

Το 1930 ο Αμερικανός Stafford Warren, φυσικός και ιατρός ακτινολόγος στο επάγγελμα ήταν από τους πρωτοπόρους που εφάρμοσαν τη μαστογραφία σαν μέθοδο απεικόνισης του μαστού προεγχειτηρικά.. Εφάρμοσε την τεχνική αυτή σε περίπου 120 γυναίκες.

Από το 1947 έως το 1970, είναι η δεύτερη περίοδος έφερε τα αποτελέσματα της ρεντογενολογικής και κλινικής συσχέτισης.



Εικόνα 2. Πρώτη απόπειρα συμπίεσης μαστών από τον Raul Leborgne.

Ο Raul Leborgne, ακτινολόγος από την Ουρουγουάη, προσθέτει στην διαδικασία και την συμπίεση των μαστών ανάμεσα σε δύο πλάκες. Ανακάλυψε ότι, λόγω της συμπίεσης, ήταν εφικτό να απεικονιστούν μικρές ασβεστοποιήσεις και καρκινικές μάζες σε αρκετά πρώιμο στάδιο. Η τεχνική αυτή εφαρμόζεται αυστηρά μέχρι και σήμερα και παίζει σημαντικό ρόλο στην ποιότητα της εικόνας.

Από το 1951, πολλοί Αμερικανοί και Ευρωπαίοι ακτινολόγοι έφεραν τη συμβολή τους στην εξέλιξη και εδραίωσαν την μαστογραφία, ενώ οι γυναίκες δειλά ξεκίνησαν να προχωρούν σε ελέγχους.

Στα τέλη της δεκαετίας του 1950 ο Robert Egan, ένας ακτινολόγος από το Χιούστον, πρόσθεσε στη διαδικασία ειδικές ενισχυτικές πινακίδες και βιομηχανικό φιλμ προσφέροντας καλύτερη ποιότητα εικόνας.

Αναλογική Και Ψηφιακή Μαστογραφία

Από το 1956 ως το 1959 έγιναν μαστογραφίες σε 2.000 γυναίκες χωρίς κάποιο ψηλαφητό μόρφωμα ή κλινική εικόνα. Σε 53 από αυτές φάνηκαν ευρήματα καρκίνου. Η έρευνα αυτή πραγματοποιήθηκε στο MD Andersen, καρκινικό κέντρο του Χιούστον.

Στα μέσα της δεκαετίας του 1960 ξεκίνησαν να κατασκευάζονται απεικονιστικά μηχανήματα με χρήση ακτίνων X για τον έλεγχο του μαστού.

Από το 1963 έως το 1966, ο Philip Strax, ιατρός ακτινολόγος, ειδικεύτηκε στη μαστογραφία στο Elmhurst Hospital Center, στο Κουίνς της Νέας Υόρκης. Εκεί πραγματοποιήθηκε η πρώτη μεγάλη έρευνα με τυχαίο δείγμα πληθυσμού για τη χρήση της μαστογραφίας ως εργαλείο προσυμπτωματικού ελέγχου. Σε αυτήν συμμετείχαν 62.000 γυναίκες μεταξύ 40 και 64 ετών. Από αυτή την έρευνα αναδείχθηκε η τεράστια συμβολή του προσυμπτωματικού ελέγχου στην ανίχνευση του καρκίνου του μαστού.

Το 1972 λόγω των αποτελεσμάτων της μελέτης η Αμερικανική Εταιρία Καρκίνου και το Εθνικό Ινστιτούτο Καρκίνου ξεκίνησαν το πρόγραμμα «Επίδειξη Ανίχνευση Καρκίνου Του Μαστού». Στόχος του ήταν να παρέχει δωρεάν ετήσιες μαστογραφίες, κλινικές εξετάσεις μαστού και θερμογραφική απεικόνιση σε 270.000 γυναίκες μεταξύ 35 και 74 ετών.

Το 1976 η Αμερικανική Ογκολογική Εταιρία πρότεινε επίσημα τη μαστογραφία ως μέθοδο ελέγχου του πληθυσμού.

Το 1977 στη Σουηδία, πραγματοποιήθηκε ίσως η μεγαλύτερη μελέτη που αφορούσε τον έλεγχο του πληθυσμού με τη χρήση μαστογραφικών μηχανημάτων. Επικεφαλής ήταν ο Ακτινολόγος Lazlo Tabar. Στη μελέτη συμμετείχαν 135.000 γυναίκες. Στη συνέχεια έγινε ο διαχωρισμός τους σε δύο κατηγορίες. Στην πρώτη κατηγορία που περιελάμβανε γυναίκες μεταξύ 40 έως 50 ετών και γυναίκες μεταξύ 50 έως 60 ετών ο έλεγχος γινόταν με μία μαστογραφική λήψη κάθε δύο και τρία χρόνια αντίστοιχα. Στις γυναίκες της δεύτερης κατηγορίας δεν πραγματοποιήθηκε κανένας μαστογραφικός έλεγχος. Μετά το πέρας της μελέτης αυτής, αποδείχθηκε ότι τα ποσοστά θανάτου από καρκίνο του μαστού, μειώθηκαν κατά 31% και αντίστοιχα μειώθηκαν και κατά 25% τα ποσοστά επιθετικών μορφών καρκίνου του μαστού.

Το 1988 οι Strax και Shapiro μοιράστηκαν το βραβείο Kettering για την πρώτη οριστική μελέτη που απέδειξε την αποτελεσματικότητα του προσυμπτωματικού ελέγχου στη μείωση του αριθμού των θανόντων από τον καρκίνο του μαστού. Το ποσοστό μειώθηκε περίπου στο 1/3.

Ο Tabar πρότεινε ο μαστογραφικός έλεγχος να γίνεται ετήσια και να αποτελείται από δύο λήψεις

Αναλογική Και Ψηφιακή Μαστογραφία

προκειμένου να βελτιωθούν ακόμη περισσότερο τα αποτελέσματα.

To 2000 με την χορηγία της GE Healthcare πήρε σάρκα και οστά η μελέτη των Niklason, Laure Niklason και Breadley Christian και κατασκευάστηκε το πρώτο μηχάνημα ψηφιακής μαστογραφίας.

To 2009 κατασκευάστηκε το πρώτο μηχάνημα 3D μαστογραφίας. Από την Αμερικανική Ογκολογική Εταιρεία ανακοινώθηκε ότι οι θάνατοι από καρκίνο του μαστού μειώθηκαν κατά 30% σε σχέση τα ποσοστά από το 1991 που ήταν αντίκτυπο της έγκαιρης διάγνωσης και της βελτίωσης του θεραπευτικού πλάνου.

2011 Νέας γενιάς 3D μαστογράφοι κάνουν την εμφάνισή τους με χαμηλότερη δόση ακτινοβολίας. Την ίδια χρονιά, έγινε έγκριση του πρώτου μηχανήματος 3D-τομοσύνθεσης, το οποίο υπερέχει κλινικά από την 2D ψηφιακή μαστογραφία. Η πρώτη τομοσύνθεση πραγματοποιήθηκε το 2011 στο Κέντρο Μαστού Μασαχουσέτης.

To 2013 Πραγματοποιείται η Μελέτη JAMA σχετικά με την αξιοπιστία και την αναγκαιότητα των 3D τομογράφων.

To 2014, Έπειτα από τα αποτελέσματα της μελέτης στο αμερικανικό περιοδικό JAMA, αποδεικνύεται ότι μέσω της τομοσύνθεσης τα ποσοστά ανεύρεσης επιθετικών καρκίνων αυξηθεί, ενώ ταυτόχρονα μειώθηκαν τα ποσοστά συμπληρωματικών λήψεων για λογούς διαφοροδιάγνωσης. [3] [5]

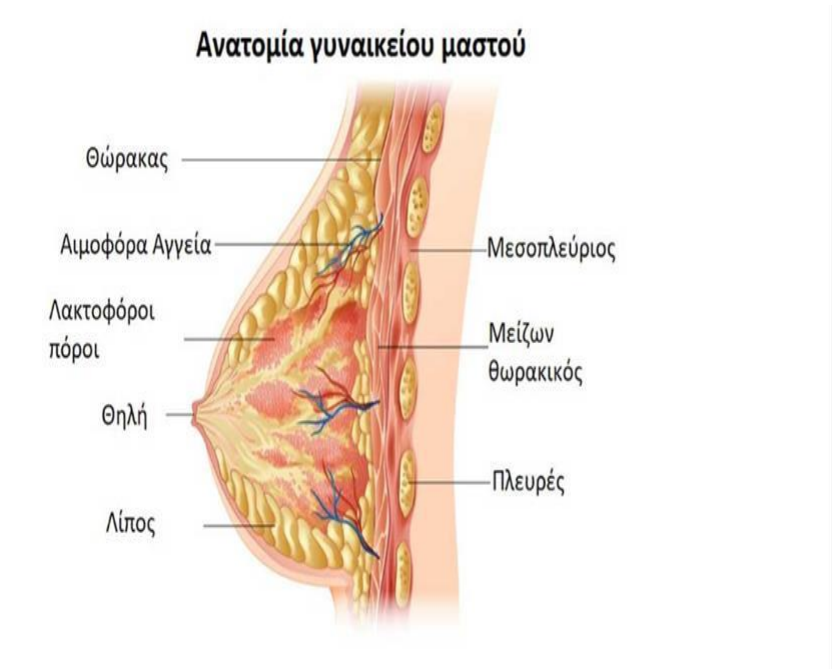
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

ΜΑΣΤΟΣ - ΑΝΑΤΟΜΙΑ

Από το μεγαλύτερο ποσοστό των γυναικών ο μαστός θεωρείται όπλο της σεξουαλικής τους ελκυστικότητας.

Είναι ένα όργανο που αποτελεί σύμβολο του γυναικείου φύλου και ίσως το μοναδικό που η ύπαρξή του είναι άμεσα συνδεδεμένη στη συνέχιση της ζωής. [2]. Η αποστολή του αυτή επιτυγχάνεται με δύο τρόπους:

- Με τη μορφή του, που είναι θελκτική, μιας και ανήκει στα πρωτογενή αλλά και βασικά χαρακτηριστικά του γυναικείου φύλου..
- Με τη λειτουργία του, που είναι προσανατολισμένη στη στήριξη και θωράκιση της νέας ζωής.[6]



Εικόνα 3. Δομή Μαστού

Και οι δύο παραπάνω στόχοι αντικατοπτρίζονται στην ανατομία του οργάνου, δηλαδή την θέση του, την κατασκευή του, αλλά και στον τρόπο λειτουργίας του.

Ο γυναικείος μαστός έχει ημισφαιρικό σχήμα. Η ημισφαιρική δομή του διαχωρίζεται σε δύο πόλους. Στο άνω μέρος βρίσκεται ο μικρότερος πόλος, ενώ στο κάτω ο μεγαλύτερος. Η δομή του μαστού που εκτείνεται στο πλάι παρομοιάζεται με ουρά και καλύπτει το θωρακικό τοίχωμα έως και την περιοχή της μασχάλης. Η δομή του περιβάλλεται από δέρμα και στο εσωτερικό του υπάρχει λιπώδης ιστός. Βρίσκεται μπροστά από το θωρακικό τοίχωμα, ενώ πίσω του βρίσκεται ο μείζον θωρακικός μυς, ο οποίος τον διαχωρίζει από τις πλευρές. Καλύπτει την περιοχή από την δεύτερη έως την έκτη πλευρά.

Στο μέσον του μαστού στο κεντρικό τμήμα, λίγο πιο κάτω και εξωτερικά βρίσκεται η θηλή και γύρω της εκτείνεται η θηλαία άλω με περίμετρο έως έξι εκατοστά.

Στη θηλή καταλήγουν οι γαλακτοφόροι πόροι και στην επιφάνειά της εντοπίζονται τα θηλαία οζίδια, όπου καταλήγουν οι οσμηγόνιοι, σμηματογόνιοι και οι γαλακτικοί αδένες.

Η θηλή έχει καστανέρυθρο χρώμα, το οποίο οφείλεται στην άφθονη παρουσία μελανίνης. Κατά την διάρκεια της κυήσεως η διαφορά του χρώματος γίνεται εντονότερη διότι το σώμα προετοιμάζεται για τον επικείμενο θηλασμό, προκειμένου το βρέφος να είναι σε θέση να διακρίνει την θηλή της μητέρας. Αυτό συμβαίνει διότι τα μωρά στα πρώτα χρόνια της ζωής τους είναι σε θέση να διακρίνουν μόνο ανοιχτόχρωμες και σκουρόχρωμες επιφάνειες στην κλίμακα του γκρι.

Ο μαζικός αδένας σχηματικά μοιάζει με ένα δίσκο, εκτός από την ουρά του Spence, η οποία εντοπίζεται στο άνω και έξω τεταρτημόριο του μαστού. Το σχήμα αυτό οφείλεται στο ινώδες δίκτυο του συνδετικού ιστού, με βασικά κύτταρα τα μεσεγχυματικά.

Γύρω από τον μαζικό αδένα εκτείνεται περιμαστικός λιπώδης ιστός και δέρμα που τον αγκαλιάζει και αλληλεπιδρά μέσω των λιποκυττάρων του.

Ο μαζικός αδένας αποτελείται από περίπου δεκαπέντε με είκοσι λοβούς οι οποίοι καθώς εκβάλλονται στη θηλή διαχωρίζονται αντίστοιχα σε είκοσι με σαράντα λοβία και μέσω αυτών σχηματίζονται οι πόροι και τα αδενικά λοβίδια.

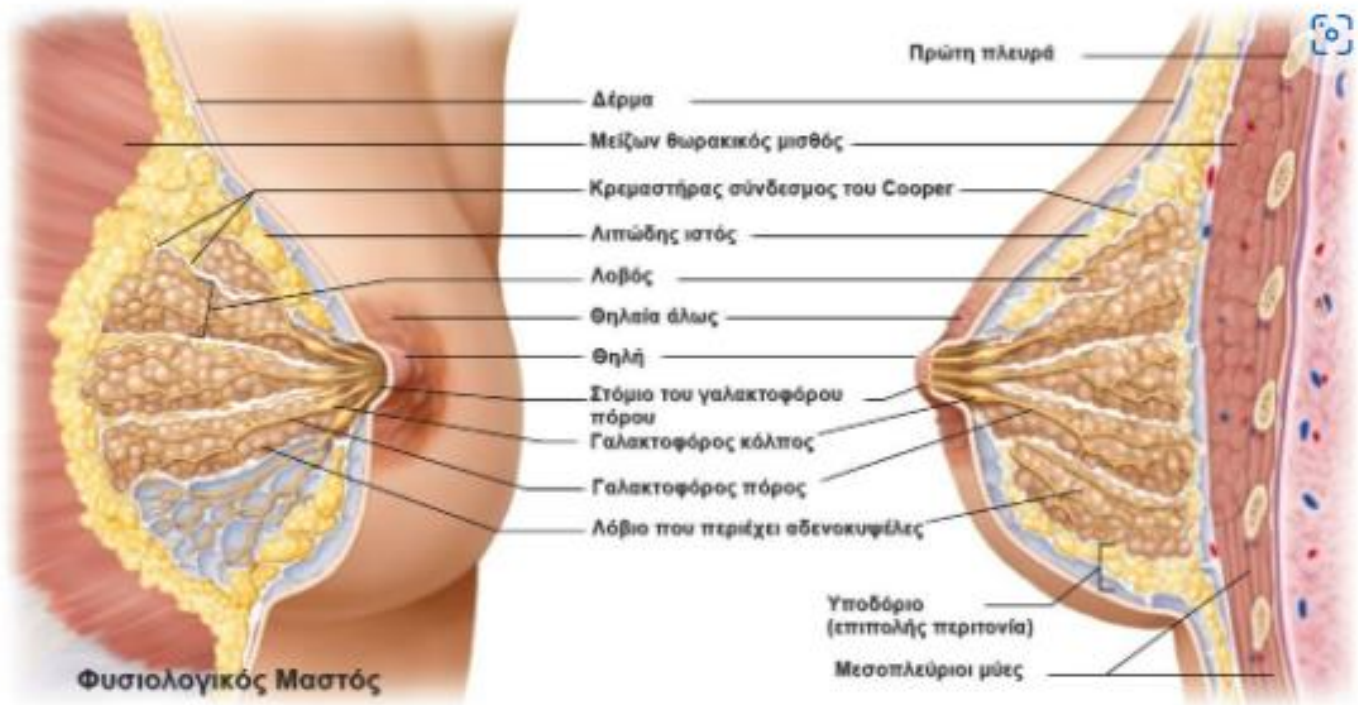
Στα λοβία έπειτα από ορμονική διέγερση, πραγματοποιείται η παραγωγή του γάλακτος.

Στο εσωτερικό του αδένα εντοπίζονται οι αδενοκυψέλες, στις οποίες παράγεται το έκκριμα του αδένου που μεταφέρεται μέσω των πόρων. Τα κύτταρα του μαζικού αδένου είναι επιθηλιακά.

Η στήριξη του μαστού, βασίζεται στην παρουσία συνδετικού ιστού. Ο ιστός αυτός εντοπίζεται ανάμεσα στους λοβούς, σχηματίζοντας τους συνδέσμους Cooper.

Τέλος λειτουργική μονάδα του μαστού είναι η πορολοβιακή μονάδα.

Σε κάθε μαστό υπάρχουν περίπου 15 με 20 μονάδες. [6][7] [8]



Εικόνα 4. Δομή Φυσιολογικού μαστού.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 ΒΑΣΙΚΕΣ ΕΝΝΟΙΕΣ ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΥΠΟΒΑΘΡΟ

2.1.1 Εισαγωγή στις βασικές έννοιες Φυσικής

Η ύλη αποτελείται από άτομα. Στο κέντρο κάθε ατόμου, που αποτελείται από πρωτόνια νετρόνια και ηλεκτρόνια.

Στο κέντρο κάθε ατόμου εντοπίζεται ο πυρήνας. Στο εσωτερικό του πυρήνα βρίσκονται τα πρωτόνια που είναι θετικά φορτισμένα σωματίδια και τα νετρόνια που έχουν ουδέτερο φορτίο. Τα ηλεκτρόνια είναι αρνητικά φορτισμένα σωματίδια και εντοπίζονται εξωτερικά του πυρήνα. Πιο συγκεκριμένα εκτελούν περιστρεφόμενη κίνηση γύρω του σε καθορισμένες τροχιές.

Σε ένα ουδέτερο φορτισμένο άτομο, τα πρωτόνια και τα ηλεκτρόνια που έχουν φορτίο είναι ίσα σε αριθμό.

Αν σε ένα ηλεκτρόνιο επιδράσει ένας εξωτερικός παράγοντας τότε αλλάζει η ενεργειακή του κατάσταση και μπορεί να μεταβεί σε τροχιά υψηλότερης ενεργειακής στάθμης. Σε αυτή την περίπτωση το άτομο διεγείρεται. Αποδιέγερση είναι η διαδικασία κατά την οποία επιστρέφει και πάλι στην αρχική του ενεργειακή κατάσταση. Αυτό γίνεται όταν το ηλεκτρόνιο επιστρέψει και πάλι στην αρχική του τροχιά. Καθώς μεταβαίνει σε στιβάδα χαμηλότερης ενέργειας απελευθερώνει την ενέργεια που έλαβε αρχικά με μορφή φωτονίων.

Τα φωτόνια αυτά, που αποβάλλονται από τα άτομα κατά την αποδιέγερση, συνιστούν την ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία όπως είναι το φως, οι ακτίνες X, τα ραδιοκύματα.

Σε περίπτωση που το ηλεκτρόνιο με την ενέργεια που έλαβε, κατά την αποδιέγερση δεν επιστρέφει στην αρχική ενεργειακή του στάθμη, αλλά απομακρυνθεί από το άτομο, τότε ionίζεται.

Τότε το άτομο αυτόματα μετατρέπεται σε θετικά φορτισμένο ιόν αφού τα πρωτόνια με το θετικό φορτίο θα υπερέχουν σε αριθμό. Κατ' αυτόν τον τρόπο προκαλείται το φαινόμενο του ionτισμού.

2.1.2 Ακτινοβολία

Η ενέργεια διαδίδεται στο χώρο μέσω σωματιδίων όπως είναι τα ηλεκτρόνια ή μέσω κυμάτων όπως είναι τα ραδιοκύματα. Η διάδοση αυτής της ενέργειας ονομάζεται ακτινοβολία. Υπάρχουν τρεις κατηγορίες ακτινοβολίας, σύμφωνα με την επίδρασή της στην ύλη και την ενέργεια της που είναι ιοντίζουσα, μη ιοντίζουσα και υπεριώδη.

Η ακτινοβολία υπάρχει παντού γύρω μας, καθώς ζούμε σε ένα περιβάλλον που διαθέτει ένα ευρύ σύνολο φυσικών και τεχνητών πηγών ακτινοβολίας.



Εικόνα 5. Ακτινοβολία

Οι ακτινοβολίες, έχουν ένα ευρύ φάσμα. Παρ' όλα αυτά ο άνθρωπος έχει τη δυνατότητα να αντιλαμβάνεται μόλις μία πολύ μικρή περιοχή αυτών. Για παράδειγμα το ορατό φως που το αντιλαμβανόμαστε με τους οφθαλμούς μας, ή τις υπέρυθρες ακτινοβολίες με τη βοήθεια ειδικών μέσων θερμότητας. Με την εξέλιξη της τεχνολογίας, έχουν αναπτυχθεί μέσα για την μελέτη και ανίχνευσή τους. [9] [10]

Στις φυσικές πηγές ακτινοβολίας, οι οποίες εμφανίζονται σε διάφορα στοιχεία της φύσης και κατατάσσονται τα φυσικά ραδιοϊσότοπα, τα οποία βρίσκονται στο έδαφος, στο υπέδαφος, στον αέρα και στο νερό και υπάρχουν από το σχηματισμό της γης. Φυσική πηγή ακτινοβολίας είναι και ο ήλιος αλλά και η κοσμική ακτινοβολία που εκπέμπουν τα ουράνια σώματα.

Τεχνητές πηγές ακτινοβολίας είναι τα μηχανήματα που χρησιμοποιούνται στην ιατρική για την παραγωγή ακτινοβολίας, όπως είναι οι λυχνίες ακτίνων X στα απεικονιστικά συστήματα, οι λαμπτήρες, τα ραντάρ, οι κεραιές κ.α. [11]

Το μήκος κύματος, η συχνότητα και η ενέργεια, είναι τα μεγέθη που χαρακτηρίζουν την ακτινοβολία.

Ιοντίζουσα είναι ακτινοβολία μεγάλης ενέργειας. Μεταφέρει ενέργεια της τάξεως των eV, η οποία η έχει την ιδιότητα να εισχωρεί στην ύλη και να προκαλεί ιοντισμό στα άτομα της, ορίζεται ως ιοντίζουσα. Τέτοιας μορφής ακτινοβολίας είναι οι ακτίνες-X, οι ακτίνες-γ, τα ηλεκτρόνια, τα πρωτόνια, τα νετρόνια και τμήμα της υπεριώδους ακτινοβολίας.

Η **υπεριώδης** ακτινοβολία αφορά τις ενέργειες που κυμαίνονται μεταξύ των ορίων της ιοντίζουσας με την μη ιοντίζουσα ακτινοβολία. Ένα τμήμα από το φάσμα της, έχει ενέργεια που δύναται να οδηγήσει σε ιοντισμό των ατόμων της ύλης, ενώ το υπόλοιπο τμήμα δύναται να προκαλέσει φωτοχημικές αντιδράσεις και όχι ιοντισμό, λόγω της χαμηλότερης του ενέργειας.

Ως Μη-ιοντίζουσα ορίζεται η ακτινοβολία, της οποίας το φάσμα της ενέργειας είναι χαμηλό και κατ'επέκταση δεν δύναται να προκαλέσει ιοντισμό στην ύλη. Ωστόσο οι επιδράσεις της ύλης που οφείλονται σε ηλεκτρικούς χημικούς και θερμικούς μηχανισμούς είναι εφικτές. Καλύπτει το φάσμα από τα στατικά και τα χαμηλής συχνότητας ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία μέχρι τμήμα του φάσματος της υπεριώδους ακτινοβολίας. Ο τρόπος που επιδρά στον οργανισμό μπορεί να είναι είτε θετικός είτε αρνητικός. Αυτό εξαρτάται από το είδος της ακτινοβολίας, την έντασή της και την ενέργεια που μεταφέρει.

2.1.3. Ιοντίζουσες Ακτινοβολίες

Ακτινοβολία α

Είναι σωματιδιακή ακτινοβολία. Η παραγωγή της πραγματοποιείται σε επιταχυντές σωματιδίων και η εκπομπή της γίνεται από ραδιενεργούς πυρήνες. Το σωματίδιο α έχει σχετικά μεγάλο βάρος. Η δομή του προκύπτει από δύο πρωτόνια και δύο νετρόνια και μεταφέρει σχετικά μεγάλο ηλεκτρικό φορτίο (+2). Όταν τα σωματίδια α αλληλεπιδρούν με την ύλη, επιβραδύνονται έντονα. Αυτό οφείλεται στα ισχυρά ηλεκτρομαγνητικά και βαρυτικά πεδία που περιβάλλουν τα άτομα, από τα οποία και

επηρεάζονται. Λόγω αυτού, απορροφώνται άμεσα στις πρώτες κιάλας επιφανειακές στιβάδες του υλικού που έρχονται σε επαφή.

Ακτινοβολία β

Είναι σωματιδιακή ακτινοβολία. Η παραγωγή της πραγματοποιείται σε επιταχυντές σωματιδίων και η εκπομπή της γίνεται από ραδιενεργούς πυρήνες. Τα σωματίδια β είναι ηλεκτρόνια τα οποία έχουν μικρή μάζα. Η μάζα τους είναι περίπου 7000 φορές μικρότερη από αυτή των σωματιδίων α και φέρουν μικρό ηλεκτρικό φορτίο +1 ή -1. Η ακτινοβολία β έχει τη δυνατότητα να διεισδύσει στην ύλη και μπορεί να διανύσει μεγαλύτερες διαδρομές σε σχέση με τις α και γ ακτινοβολίες.

Ακτινοβολία γ

Είναι ενέργεια που αποτελείται από υψηλής ενέργειας φωτόνια, τα οποία προκύπτουν κατά τις ραδιενεργές διασπάσεις των πυρήνων. Τα φωτόνια δεν διαθέτουν μάζα και δεν μεταφέρουν ηλεκτρικό φορτίο.

Ακτίνες X

Είναι ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία (φωτόνια) υψηλής ενέργειας. Έχουν την ίδια φύση με την ακτινοβολία γ, αλλά προκύπτουν με διαφορετικό τρόπο.

Η ακτινοβολία X μπορεί να παραχθεί στις στιβάδες ηλεκτρονίων των ατόμων (χαρακτηριστική ακτινοβολία), ή σε στόχους επιβράδυνσης, όπου πέφτουν ταχέως κινούμενα φορτισμένα σωματίδια (ακτινοβολία πέδησης). Η ακτινοβολία πέδησης εμφανίζεται σε ειδικές διατάξεις, όπως λυχνίες ακτινών-X και επιταχυντές σωματιδίων. Κινείται με την ταχύτητα του φωτός $c = 3 \times 10^8$ m/s και η ενέργεια των φωτονίων της κυμαίνεται από λίγα keV έως πολλά MeV.

Οι ακτίνες X έχουν πολύ μικρό μήκος κύματος. Έχουν τη δυνατότητα να προκαλέσουν φθορισμό σε ορισμένα είδη κρυστάλλων ή να προσβάλλουν το φωτογραφικό φιλμ.

Τέλος η ανακάλυψη τους έγινε από τον Γερμανό Φυσικό Wilhelm Conrad Röntgen το 1895.

Μηχανισμοί Παραγωγής Ακτίνων Χ

Χαρακτηριστική Ακτινοβολία. Όταν ένα ηλεκτρόνιο προσπίπτει σε ένα τροχιακό, τότε το δεύτερο απομακρύνεται δημιουργώντας μία ελεύθερη θέση. Η θέση αυτή καλύπτεται από ηλεκτρόνια που βρίσκονται σε εξωτερικές στιβάδες. Το ποσό της ενέργειας της Χαρακτηριστικής Ακτινοβολίας που εκπέμπεται, ισούται με τη διαφορά μεταξύ των ενεργειών που συνδέουν τα ηλεκτρόνια με γειτονικές ή μη ενεργειακές στοιβάδες.

Ακτινοβολία Πέδησης. Πρόκειται για ένα συνεχές φάσμα ακτίνων Χ. Προκύπτει από την επιβράδυνση των ηλεκτρονίων λόγω ενός ηλεκτροστατικού πεδίου στον πυρήνα και από την αρχή διατήρησης της ενέργειας. Η ένταση της ενέργειας της δέσμης ακτίνων Χ που παράγεται, είναι αντίστροφη συνάρτηση των αλληλεπιδράσεων που παράγουν τις ακτίνες Χ. Αυτό οφείλεται στην πέδηση και οδηγεί στην παραγωγή πολυχρωματικής ακτινοβολίας Χ. [12]

Μηχανισμοί Αλληλεπίδρασης των φωτονίων με την ύλη

Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο. Όταν στην επιφάνεια ενός αγωγού προσπίπτει ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία, κάποια από τα ηλεκτρόνια του εσωτερικού της απορροφούν ενέργεια. Τότε η ενεργειακή τους κατάσταση αλλάζει με αποτέλεσμα να υπερπηδούν το φράγμα δυναμικής ενέργειας που τα συγκρατεί στην επιφάνεια. Έτσι απελευθερώνονται στο περιβάλλον. Η αλληλεπίδραση αυτή εντοπίζεται κυρίως σε άτομα που έχουν μικρό αριθμό Ζ. Στο το φαινόμενο αυτό, δεν δημιουργούνται δευτερογενή φωτόνια. Αυτό είναι ένα πλεονέκτημα, αφού δεν θα επηρεαστεί η ποιότητα της εικόνας και γι αυτόν το λόγο χρησιμοποιείται στις απεικονιστικές μεθόδους.

Φαινόμενο Compton. Ένα ηλεκτρόνιο που συνδέεται με χαλαρούς δεσμούς στην εξωτερική στοιβάδα ενός ατόμου, αλληλεπιδρά με ένα φωτόνιο, με συνέπεια να αλλάξει η πορεία του. Η κβαντική ενέργεια του φωτονίου είναι μεγαλύτερη από αυτή που συγκρατεί το ηλεκτρόνιο στη στοιβάδα του ατόμου. Μέρος της ενέργειας του φωτονίου, απορροφάται από το τροχιακό και εκπέμπεται ως ηλεκτρόνιο Compton. Τότε άτομο ιοντίζεται και το φωτόνιο που προέκυψε από την σκέδαση συνεχίζοντας κινείται σε διαφορετική όμως διεύθυνση και με χαμηλότερη ενέργεια

Φαινόμενο Thomson. Κατά την αλληλεπίδραση ενός φωτονίου που έχει χαμηλή ενέργεια με ένα

ηλεκτρόνιο που συγκρατείται στην εξωτερική τροχιά ενός ατόμου, αλλάζει η πορεία του. Η αλλαγή της διεύθυνσης του φωτονίου, είναι αποτέλεσμα ελαστικής σκέδασης. Το ποσό της ενέργειας που χάνεται είναι πολύ μικρό, επομένως δεν προκαλείται ιοντισμός του ατόμου. και απώλεια ενέργειας είναι πού χαμηλή και έτσι το άτομο δεν ιοντίζεται. Αυτού του τύπου οι αλληλεπιδράσεις ως επί το πλείστον συμβάλουν στο να προκληθεί ομίχλωση στο φιλμ.

Φαινόμενο Rayleigh Όταν ένα φωτόνιο προσπίπτει σε ένα άτομο αλληλεπιδρά και το διεγείρει όλο. Λόγω αυτής της αλληλεπίδρασης όλα τα ηλεκτρόνια οδηγούνται σε συντονισμένη ταλάντωση. Τα ηλεκτρόνια του ατόμου εκπέμπουν την ενέργεια που απορρόφησαν μέσω των φωτονίων που έχουν ίση ενέργεια αλλά διαφορετική κατεύθυνση. Κατά το φαινόμενο αυτό, δεν συμβαίνει ιοντισμός και στις ιατρικές απεικονιστικές πράξεις μειώνει την ποιότητα της εικόνας, οπότε και αποφεύγεται.

Δίδυμος γένεση. Όταν ένα φωτόνιο υψηλής ενέργειας εξαυλώνεται προκύπτει ένα ποζιτρόνιο και ένα ηλεκτρόνιο. Λόγω της άμεσης αλληλεπίδρασής τους με ηλεκτρόνια που βρίσκονται στην ύλη, τα ποζιτρόνια σχηματίζουν δύο φωτόνια.

Τα φαινόμενα που είναι σημαντικά στο ακτινοδιαγνωστικό εύρος ενεργειών είναι το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο και το φαινόμενο και Compton. Το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο δεν παράγει ακτινοβολία X. Το φαινόμενο Compton συνοδεύεται από σκεδαζόμενη ακτινοβολία X. Η σκεδαζόμενη ακτινοβολία X δίνει λανθασμένες πληροφορίες όσον αφορά τη θέση. Δεδομένου λοιπόν ότι δεν προσφέρει ποιοτικά στην ποιότητα της παραγόμενης εικόνας γίνονται προσπάθειες αποφυγής της.. Το φαινόμενο της Δίδυμης γένεσης δεν βρίσκει εφαρμογές στην ιατρική πράξη. [12][13][14]

2.2 Ποιοτικά Χαρακτηριστικά Μαστογραφικών Εικόνων

2.2.1 Ευκρίνεια

Η ευκρίνεια χρησιμοποιείται σαν ποιοτικό χαρακτηριστικό σε μία εικόνα και σχετίζεται με το αν στην τελική εικόνα το μέγεθος και τα όρια της υπό εξέταση δομής αναδεικνύονται σωστά και με ευκολία. Μια εικόνα έχει καλή ευκρίνεια όταν η οπτική πυκνότητα μεταξύ των ορίων της υπό εξέτασης δομής και της γύρω περιοχής αλλάζει απότομα. Η έλλειψη ευκρίνειας (δηλαδή η έλλειψη καλής χωρικής ανάλυσης) είναι αποτέλεσμα πολλών παραγόντων

Γεωμετρικό σφάλμα: Εξαρτάται από τη γεωμετρία της δέσμης ακτίνων Χ. Η ευκρίνεια αυξάνεται όταν αυξάνεται η απόσταση του εστιακού σημείου με το φιλμ, όταν μειώνεται η απόσταση της υπό εξέτασης δομής με το φιλμ και όταν το μέγεθος του εστιακού σημείου που χρησιμοποιείται είναι μικρό.

Μη ευκρίνεια μεμβράνης-φύλλου: Είναι το θάμπωμα που προκύπτει όταν υπάρχουν περιορισμοί στους κρυστάλλους φωταύγειας του γαλακτώματος ή σε ελαττώματα της κασέτας στην οποία εμπεριέχεται το φιλμ. Η μη ευκρίνεια μεμβράνης-φύλλου συναντάται μόνο σε εικόνες που έχουν προκύψει από αναλογικά συστήματα, αφού στα ψηφιακά δεν χρησιμοποιείται φιλμ.

Θάμπωμα κίνησης: Εξαρτάται από το χρόνο έκθεσης. Είναι πιο πιθανό να συμβεί όταν ο χρόνος ακτινοβολήσης είναι μεγάλος. Σε αυτή την περίπτωση είναι δυνατό ο εξεταζόμενος να κινηθεί είτε εκούσια είτε ακούσια.

2.2.2 Χωρική Διακριτική Ικανότητα

Η ανάλυση-ΧΔΙ (χωρική διακριτική ικανότητα) μιας εικόνας ορίζεται και μετριέται ως η μικρότερη απόσταση μεταξύ δύο δομών στην οποία μπορούν ακόμα να αναγνωριστούν ως διακριτές δομές. Η ανάλυση μιας εικόνας είναι η επιθυμητή, όταν οι πολύ μικρές δομές, μπορούν να διακριθούν ως ξεχωριστές λεπτομέρειες ενώ είναι μόλις ορατές. Ο εντοπισμός και η ανάλυση τέτοιων δομών είναι δυνατή μόνο όταν υπάρχει επαρκής αντίθεση. Για τον λόγο αυτό η ανάλυση σαν ποιοτικό χαρακτηριστικό διακρίνεται σε δύο κατηγορίες. Ανάλυση υψηλής αντίθεσης-χωρική ανάλυση και ανάλυση χαμηλής αντίθεσης-μετάδοση αντίθεσης.

Η χωρική ανάλυση περιγράφει τον μικρότερο διαχωρισμό για να διακριθούν ικανοποιητικά τα ζεύγη μαύρης γραμμής σε σχέση με τα γειτονικά ζεύγη λευκής γραμμής. Η διάκριση αυτή ορίζεται ως ζεύγη γραμμών ανά χιλιοστό (lp/mm). Όταν οι γραμμές αυτές γίνουν πολύ λεπτές η διαφορά στη μεταξύ τους φωτεινότητα είναι μικρή. Λόγω αυτού τα ζεύγη γραμμών δεν μπορούν να διακριθούν. Έπειτα από μετρήσεις προέκυψε ότι για να είναι αντιληπτές οι διαφορές από το ανθρώπινο μάτι η

διαφορά στην φωτεινότητα θα πρέπει να αγγίζει τουλάχιστον το 4%. Το ποσό αυτό ορίζεται ως κατώφλι ανιχνευσιμότητας

Η μετάδοση αντίθεσης είναι συνάρτηση της λεπτότητας των ζευγών γραμμών (δηλαδή, της χωρικής ανάλυσης) και ονομάζεται συνάρτηση μεταφοράς διαμόρφωσης ή MTF (Modulation Transfer Function). Το MTF είναι ένα χρήσιμο μέτρο αξιολόγησης ανάλυσης. Είναι χαρακτηριστική παράμετρος για την ποιότητα της εικόνας και χρησιμοποιείται σαν μέτρο σύγκρισης της ανάλυσης μεταξύ διαφορετικών απεικονιστικών μηχανημάτων. Ωστόσο δεν χρησιμοποιείται για την σύγκριση μηχανημάτων διαφορετικής τεχνολογίας, πχ μεταξύ ψηφιακών και αναλογικών. Το MTF θα πρέπει να συγκρίνεται εντός του εύρους από 1,5 έως 3,5 lp/mm, καθώς μόνο αυτό το εύρος είναι σχετικό για την ανάλυση μαστογραφιών.

- Ο όρος **χωρική διακριτική ικανότητα (ΧΔΙ)** χρησιμοποιείται για να περιγράψει ένα χαρακτηριστικό κάθε απεικονιστικού συστήματος, που είναι η δυνατότητά του να αναδεικνύει-διακρίνει πολύ μικρές δομές στο εσωτερικό της υπό εξέταση δομής. Ως όριο διακριτικής ικανότητας, ορίζεται το μικρότερο μέγεθος δομής που δύναται να απεικονίσει ένα μηχανήμα. Διαφέρει ανάλογα με το είδος του απεικονιστικού μηχανήματος. Τέλος η χωρική διακριτική ικανότητα ενός συστήματος εξαρτάται από το μέγεθος της εστίας, το είδος του ανιχνευτή κ.α και στους μαστογράφους είναι συνήθως στα 0,3 mm που είναι το μικρότερο. [30]

2.2.3 Θόρυβος

Ο θόρυβος είναι ένα ποιοτικό χαρακτηριστικό που περιγράφει τις παραλλαγές στην φωτεινότητα της εικόνας οι οποίες δεν είναι αποτέλεσμα της σύστασης της υπό εξέτασης δομής. Είναι ένα ποιοτικό σφάλμα το οποίο μειώνει την ποιότητα της εικόνας και υπάρχει το ενδεχόμενο επικάλυψης ή απόκρυψης παθολογικών δομών. Μπορεί να προκληθεί από διάφορους παράγοντες. Είδη θορύβου:

- **Κβαντικός θόρυβος:** Οφείλεται στη στατιστική διαφοροποίηση της ροής των φωτονίων. Είναι απόρροια του μικρού αριθμού φωτονίων ακτίνων X που απορροφώνται ανά μονάδα επιφάνειας του ανιχνευτή εικόνας.

- **Θόρυβος συστήματος:** Στα αναλογικά μηχανήματα είναι προκύπτει όταν η κοκκώδης μεμβράνη του φιλμ (γαλάκτωμα) είναι χονδροειδής, από ελλείψεις στα ψηφιοποιημένα.
- **Δομικός θόρυβος** είναι ο θόρυβος που προκύπτει από την προβολική απεικόνιση. Η επιπροβολή πολλών δομών, έχει σαν αποτέλεσμα την συμπροβολή τους στην εικόνα ανίχνευσης. Ο μαστός είναι ένα όργανο τριών διαστάσεων, που όμως απεικονίζεται σε δύο διαστάσεις. Οι επιπροβολές των δομών του οδηγούν σε συμπροβολή στην τελική εικόνα..
[21,23]

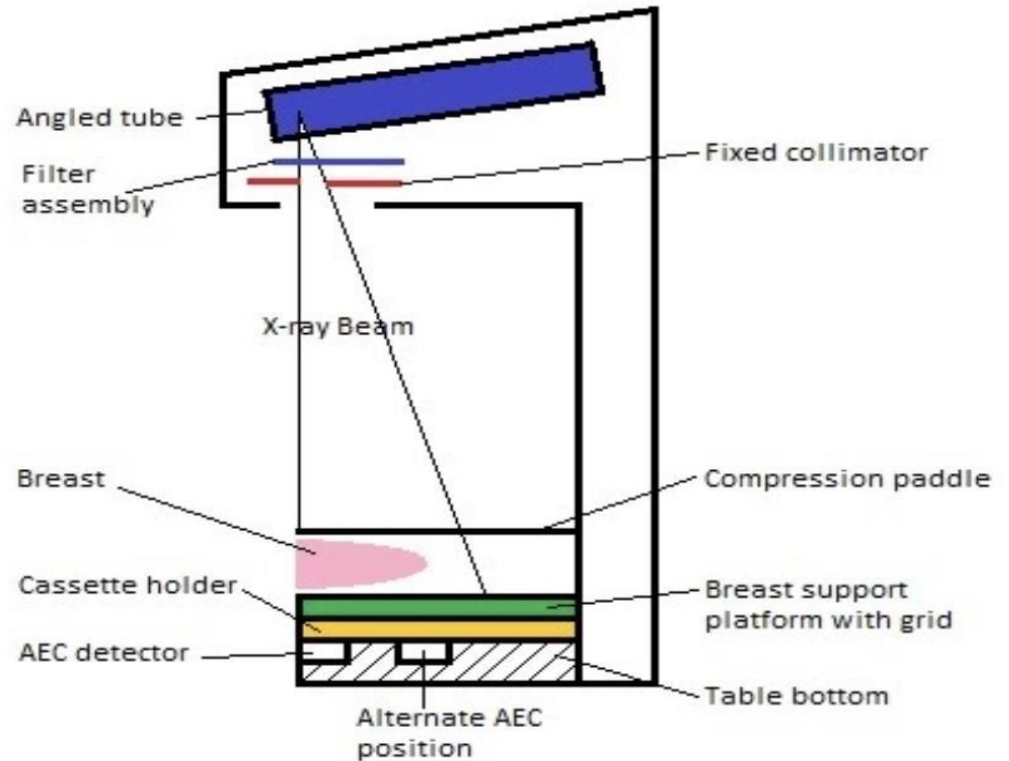
2.2.4 Αντικείμενα- Ξένα Σώματα

Στην τελική εικόνα, στην επιφάνεια του φιλμ μπορεί να φανούν τα λεγόμενα «artifacts» τεχνικά σφάλματα, τα οποία όχι μόνο μπορεί να καλύψουν- αποκρύψουν πληροφορίες για την υπό εξέταση δομή, αλλά ενδέχεται να οδηγήσουν τον ακτινοδιαγνώστη σε εσφαλμένη γνωμάτευση. Αυτά μπορεί να είναι:

- Σφάλματα που εξαρτώνται από τον εξεταζόμενο όπως κρέμες, αποσμητικό, χειρουργικά κλιπς. Έχει παρατηρηθεί επίσης ότι ακόμη και τα μαλλιά ειδικά αν έχουν κάποιο προϊόν πάνω τους μπορούν να προκαλέσουν σφάλμα στην εικόνα.
- Φθαρμένα φιλμ, αφορά αναλογικά συστήματα απεικόνισης. Αυτό μπορεί να προκληθεί από φθορές λόγω κακής χρήσης από τους τεχνολόγους, την φθορά του χρόνου, από τον σαρωτή, από σκόνη.
- Φθαρμένη πλάκα φωσφόρου που αφορά ψηφιοποιημένα συστήματα και μπορεί να προκληθεί από τους ίδιους παράγοντες
- Φθορά επιφάνειας ψηφιακού ανιχνευτή. Μπορεί να είναι αποτέλεσμα κάποιου χτυπήματος, χαράγματός, φθορά από την χρήσιμη μη συμβατικών καθαριστικών ή από πιθανή σκόνη ή σκουπιδάκια στην επιφάνεια του που δεν έχουν απομακρυνθεί.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

ΤΕΧΝΙΚΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ – ΑΡΧΕΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΕΙΑΣ ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΩΝ



Εικόνα 6. Δομή Αναλογικού Μαστογράφου

3.1 Κύρια Μέρη Μαστογράφων

- Κεφαλή
 - Λυχνία Ακτίνων X
 - Κιβώτιο Διαφραγμάτων
- Γεννήτρια Υψηλής Τάσης
- Έδρανο Συμπίεσης
- Αντισκεδαστικό διάφραγμα
- Ανιχνευτής
- Άξονας Στήριξης
- Τράπεζα χειρισμού
- Σαρωτής και Οθόνες για ψηφιοποιημένα συστήματα /

Οθόνες άμεσης προβολής για ψηφιακά.

- Ακτινολογικό Φιλμ, σε περιπτώσεις αναλογικών μαστογράφων.
- Ψηφιακός Ανιχνευτής, σε περιπτώσεις ψηφιακών μαστογράφων και τομοσύνθεσης.
- Κλινικός Σταθμός Εργασίας

3.1.1 Κεφαλή

Η κεφαλή ενός μαστογράφου, βρίσκεται στον πάνω μέρος του άξονα στήριξης του μηχανήματος, περιβάλλεται από ειδικά ανθεκτικά υλικά , προστατεύοντας της δομές του εσωτερικού της και υλικά που παρέχουν προστασία από μεγάλες θερμοκρασίες. Στο εσωτερικό της κεφαλής βρίσκονται τα εξής :

3.1.1.1 Λυχνία Ακτίνων X

Η μαστογραφία απαιτεί τη χρήση ακτίνων X χαμηλότερων ενεργειών σε σύγκριση με αυτές που απαιτούνται στις ακτινογραφίες. Αυτό κρίνεται απαραίτητο διότι η διαφορά εξασθένησης των ακτίνων X μεταξύ των φυσιολογικών ιστών του μαστού και των καρκινικών ιστών είναι μικρή λόγω των παρόμοιων ατομικών τους αριθμών, σε αντίθεση με λήψεις όπου παρεμβάλλονται οστά και η διαφορά είναι μεγαλύτερη.

Παρ' όλα αυτά η ενέργεια δεν πρέπει να είναι ιδιαίτερα χαμηλή, διότι σε αυτήν την περίπτωση σχεδόν όλα τα φωτόνια θα απορροφώνται χωρίς να φτάσουν στον ανιχνευτή οδηγώντας έτσι σε περιττή ακτινοβολία του μαστού χωρίς καμία διαγνωστική αξία. Για τους λόγους αυτούς η βέλτιστη δυνατή ενέργεια φωτονίων που προκύπτει από την λυχνία κυμαίνεται στα 25 keV. Σε πυκνότερους ή μεγαλύτερους σε μέγεθος μαστούς, το εύρος πρέπει να μεγαλώσει για να προκύψει μία εξίσου ποιοτική εικόνα.

Η παραγωγή ακτίνων X πραγματοποιείται στο εσωτερικό της λυχνίας. Τα κύρια εξαρτήματα της λυχνίας περιλαμβάνουν την κάθοδο, την άνοδο, τον ρότορα /στάτορα, το γυάλινο ή μεταλλικό περίβλημα, τη θύρα εξόδου, τις υποδοχές καλωδίων και το περίβλημα της λυχνίας. Η γεννήτρια ακτίνων X, παρέχει την ισχύ και επιτρέπει την επιλογή της τάσης της λυχνίας ακτίνων X, του ρεύματος της λυχνίας και του χρόνου έκθεσης. Η τάση της λυχνίας ορίζεται σε τιμές από 18 έως 23 kV σε

αναλογικούς μαστρογράφους και από 25 έως 49 kV σε ψηφιακούς ανάλογα με τον τύπο της απεικονιστικής εξέτασης και τη μορφολογία του υπό εξέταση μαστού.

Στο εσωτερικό της λυχνίας ακτίνων X πραγματοποιούνται τρία είδη αλληλεπιδράσεων :

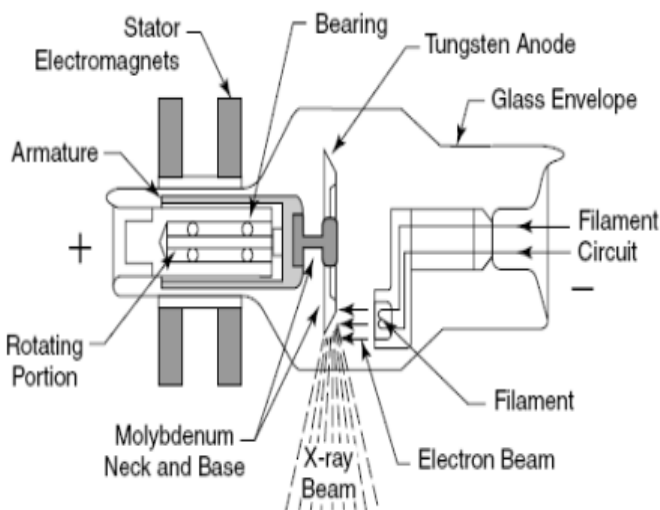
99% θερμότητα και 1 % ακτινοβολία X όπου το 20 % είναι αποτέλεσμα χαρακτηριστικής ακτινοβολίας και το 80 % είναι αποτέλεσμα ακτινοβολίας πέδησης. Το μεγαλύτερο μέρος της κινητικής ενέργειας των ηλεκτρονίων της καθόδου που προσπίπτουν στην άνοδο μετατρέπεται σε θερμότητα, το ποσό της οποίας είναι ανάλογο των kV που επιλέγονται. Για το λόγο αυτό στο εσωτερικό της λυχνίας, υπάρχουν ειδικά σωληνάκια αέρα ή λαδιού προκειμένου να εξισορροπούν τα ποσά της παραγόμενης θερμότητας και να προστατεύουν τη λυχνία από αντίστοιχες φθορές.

Το ρεύμα της λυχνίας, μετριέται σε milliamperes (mA) και αντιπροσωπεύει τον αριθμό των ηλεκτρονίων ανά δευτερόλεπτο που ρέουν από την κάθοδο προς την άνοδο. Το ρεύμα της λυχνίας κυμαίνεται τυπικά από 100 έως 1.000 mA με χρόνους έκθεσης μικρότερους από 100 ms για τις περισσότερες εξετάσεις. Τα kV, mA και ο χρόνος έκθεσης είναι οι παράμετροι που καθορίζουν τα χαρακτηριστικά της δέσμης ακτίνων X.

Το γινόμενο του ρεύματος της λυχνίας και του χρόνου έκθεσης είναι τα mAs (μιλιαμπέρ-δευτερόλεπτο).

Καταλήγοντας, μια πολύ σημαντική λεπτομέρεια είναι ότι η λυχνία που βρίσκεται κάθετα πάνω από τον ανιχνευτή είναι τοποθετημένη υπό κλίση και σε συγκεκριμένη απόσταση. Κατ' αυτόν τον τρόπο η ακτινοβολία καλύπτει επαρκώς τον μαστό από το θωρακικό τοίχωμα έως την θηλή χωρίς να αποκόπτονται πληροφορίες.[12,16,17, 31]

Η λυχνία αποτελείται από τα εξής:



Εικόνα 7. Δομή Λυχνίας Ακτίνων X

3.1.1.1. α Κάθοδος

Η κάθοδος είναι το αρνητικό ηλεκτρόδιο της λυχνίας ακτίνων X και αποτελείται από έναν πομπό ηλεκτρονίων και ένα κύπελλο εστίασης. Ο πομπός είναι συνήθως ένα σύρμα βολφραμίου σφικτά τυλιγμένο σε ένα νήμα και συνδέεται με το κύκλωμα νήματος στη γεννήτρια ακτίνων X. Στις περισσότερες λυχνίες ακτίνων X υπάρχουν δύο νήματα διαφορετικού μήκους. Τοποθετούνται στο κύπελλο εστίασης για την παραγωγή δύο μεγεθών εστιακών σημείων, με 0,3 και 0,1 mm σαν τυπικές ονομαστικές τιμές για μικρά και μεγάλα μεγέθη εστιακών σημείων αντίστοιχα. Το ρεύμα της λυχνίας στους μαστογράφους, είναι πολύ χαμηλό. Ο λόγος είναι η αποφυγή προβλημάτων υπερθέρμανσης λόγω του μικρού εστιακού σημείου.

Όταν ενεργοποιείται το κύκλωμα του νήματος περνάει ρεύμα με διαφορά δυναμικού περίπου 10 V μέσα από το νήμα. Η ηλεκτρική αντίσταση θερμαίνει το νήμα σε μια θερμοκρασία που καθορίζεται από το πλάτος του ρεύματος (3-7 Ampere), με αποτέλεσμα να απελευθερωθούν ηλεκτρόνια από την επιφάνεια του νήματος με μια διαδικασία που ονομάζεται θερμιονική εκπομπή. Η θερμιονική δύναμη εκπομπής ισούται με την αποστική δύναμη του αρνητικού φορτίου των ηλεκτρονίων που εκπέμπονται. Λόγω αυτού γύρω από το νήμα σχηματίζεται στατικό νέφος ηλεκτρονίων.

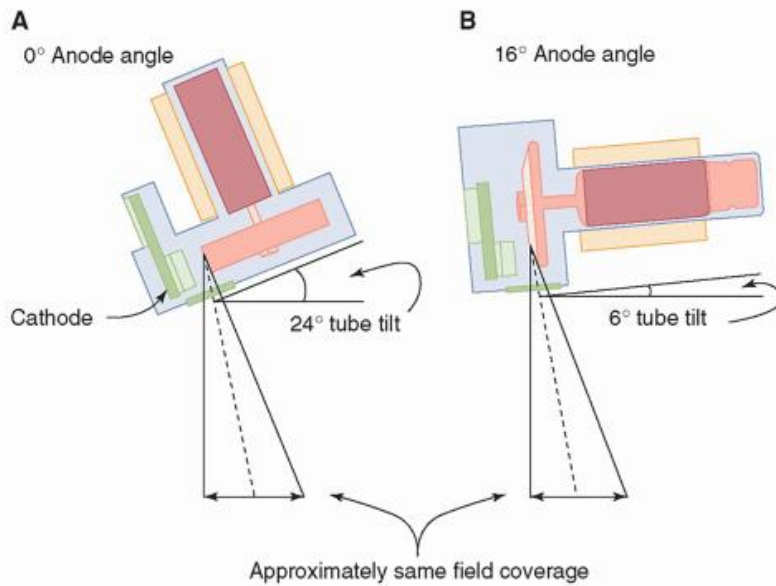
Όταν εφαρμόζεται τάση στη λυχνία, τα ηλεκτρόνια από το νήμα που επιταχύνονται προς την άνοδο, αντιπροσωπεύουν το ρεύμα της λυχνίας ακτίνων X. [12,16,18,19,31]

3.1.1.1.β Άνοδος

Η άνοδος είναι ένα μεταλλικό ηλεκτρόδιο-στόχος που διατηρείται σε θετική διαφορά δυναμικού σε σχέση με την κάθοδο. Όταν το νήμα της καθόδου θερμαίνεται και εφαρμόζεται τάση μεταξύ των ηλεκτροδίων, τα ηλεκτρόνια που εκπέμπονται από την κάθοδο επιταχύνονται προς την άνοδο και μεταφέρουν το μεγαλύτερο μέρος της ενέργειάς τους ως θερμότητα, με ένα μικρό μόνο μέρος να εκπέμπεται ως ακτίνες X. Έτσι, ο ρυθμός παραγωγής ακτίνων X, που είναι ανάλογος με το ρεύμα της λυχνίας περιορίζεται για να αποφευχθεί η ζημιά από τη θερμότητα στην άνοδο.

Είναι φτιαγμένη από ελαφριά υλικά, τα οποία όμως έχουν τη δυνατότητα να αποθηκεύουν μεγάλα ποσά θερμότητας.

Η άνοδος, έχει σχήμα που μοιάζει με δίσκο με γωνία περίπου από 7-26° ανάλογα με τον



Εικόνα 8. Άνοδος Τοποθετημένη υπό κλίση

κατασκευαστή, (γωνία ανόδου ορίζεται η γωνία αυτής μεταξύ του στόχου), και βρίσκεται σε έναν χάλκινο ρότορα, ο οποίος περιστρέφεται με ταχύτητες έως και 10.000 rpm, με θερμοκρασία 2000°C, προκειμένου να δεχτεί την θερμότητα. Καθώς ο δίσκος της ανόδου περιστρέφεται πάνω του προσκρούουν τα ηλεκτρόνια που προέρχονται από την κάθοδο. Τα ηλεκτρόνια χτυπούν στην άνοδο με τη μορφή μιας εστιασμένης δέσμης ηλεκτρονίων. Η δέσμη αυτή είναι αποτέλεσμα της μεγάλης διαφοράς δυναμικού μεταξύ της καθόδου και της ανόδου. Η δέσμη ηλεκτρονίων χτυπάει πάνω στην περιστρεφόμενη άνοδο. Τότε τα ηλεκτρόνια αλληλεπιδρούν με το υλικό του στόχου και παράγεται η δέσμη ακτίνων X.

Το μολυβδαίνιο Mo, με ατομικό αριθμό $Z = 42$ και το ρόδιο Rh, με ατομικό αριθμό $Z = 45$ χρησιμοποιούνται ως υλικά - στόχοι ανόδου σε αναλογικούς και ψηφιακούς μαστογράφους. Ορισμένα συστήματα διαθέτουν άνοδο διπλής τροχιάς, δηλαδή διαθέτουν δύο στόχους και μόνο σε αυτή την περίπτωση το ρόδιο συναντάται σαν υλικό στόχου. Σε αυτά τα συστήματα, δίνεται η δυνατότητα στον τεχνολόγο ή στο σύστημα αυτόματου ελέγχου έκθεσης να επιλέξει είτε το μολυβδαίνιο είτε το ρόδιο σαν υλικό στόχου της ανόδου. Οι χαρακτηριστικές ακτίνες X, που εξαρτώνται σε μεγάλο βαθμό από τη δομή του κελύφους ηλεκτρονίων του υλικού της ανόδου, αντιπροσωπεύουν ένα μεγάλο κλάσμα των φωτονίων ακτίνων X που παράγονται από τη λυχνία. Το Mo και το Rh έχουν και τα δύο δομή ηλεκτρονίων που οδηγεί σε άφθονα φωτόνια ακτίνων X κοντά στα 20 keV (17,5 και 19,6 keV για το Mo και 20,2 και 22,7 keV για το Rh) που είναι το επιθυμητό ενεργειακό εύρος για την απεικόνιση του μαστού.

Το βολφράμιο (W) είναι ένα άλλο υλικό στόχου ανόδου που χρησιμοποιείται κυρίως στην ψηφιακή μαστογραφία. Το W παρουσιάζει τα ακόλουθα πλεονεκτήματα ως υλικό στόχου:

- a) Παρέχει υψηλότερη απόδοση παραγωγής ακτίνων X, λόγω του υψηλότερου ατομικού του αριθμού του και μειωμένη θερμική φόρτιση, λόγω του υψηλότερου σημείου τήξης, σε σύγκριση με τα Mo και Rh. Επομένως είναι χρήσιμο και σε περιπτώσεις απεικόνισης πυκνότερων μαστών όπου υπάρχει μεγαλύτερη ανάγκη σε ενέργεια.
- b) Επιπλέον, το μεγαλύτερο δυναμικό εύρος και οι δυνατότητες μετεπεξεργασίας των ψηφιακών ανιχνευτών μειώνουν την απαίτηση για ενέργεια δέσμης ακτίνων X, καθιστώντας τη χαρακτηριστική ακτινοβολία από Mo ή Rh όχι τόσο κρίσιμη όσο είναι στην αναλογική μαστογραφία με τα φιλμ.[12,16,18,19,31]

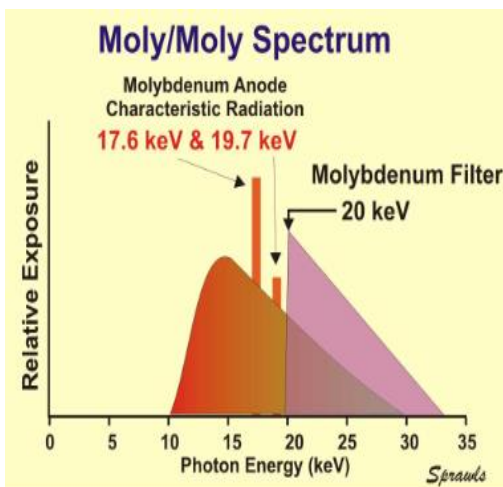
3.1.1.1.γ. Φίλτρο

Το φίλτρο είναι τοποθετημένο στην έξοδο της λυχνίας, με σκοπό να αποκόπτει τόσο τα φωτόνια υψηλής, αλλά και πολύ χαμηλής ενέργειας τα οποία δεν προσφέρουν ποιοτικά στην εικόνα, αλλά αντίθετα μπορεί να είναι επιβλαβή τόσο σε αυτήν όσο και για τον εξεταζόμενο. Έπειτα από διάφορα πειράματα επιβεβαιώθηκε, ότι το φάσμα στο ενεργειακό εύρος 17-24 keV δίνει το υψηλότερο σήμα ανά μονάδα δόσης.

Επομένως ο σκοπός του φίλτρου είναι να επιτρέπει τη διέλευση φωτονίων αυτού του φάσματος, αυξάνοντας τη διεισδυτικότητα της δέσμης, ενώ παράλληλα μειώνει τον χρόνο έκθεσης, άρα και την δόση. Κατ' αυτόν τον τρόπο εφαρμόζεται η χαμηλότερη δυνατή δόση για την ενίσχυση της ευαισθησίας αντίθεσης. Συνήθως σαν υλικά φίλτρου επιλέγονται το μολυβδαίνιο Mo ή το ρόδιο Rh, ενώ σε ορισμένα συστήματα υπάρχουν και τα δύο, δίνοντας τη δυνατότητα στον τεχνολόγο ή στο αυτόματο σύστημα ελέγχου έκθεσης να επιλέξει ποιο θα χρησιμοποιήσει βάσει του εκάστοτε τύπου μαστού και των επιθυμητών αποτελεσμάτων. Τα φίλτρα από μολυβδαίνιο μπορούν να χρησιμοποιηθούν συνδυαστικά μόνο με ανόδους που το υλικό του στόχου τους είναι επίσης από μολυβδαίνιο. Αντίθετα ένα φίλτρο από ρόδιο μπορεί να χρησιμοποιηθεί τόσο με ανόδους ροδίου αλλά και μολυβδαίνιου.

1. Επιλογή Μολυβδαίνιου σαν υλικό ανόδου και φίλτρου

Η χαρακτηριστική ακτινοβολία του παράγεται σε δύο ενέργειες 17,9 και 19,5 keV λόγω του ατομικού του αριθμού (42) και είναι κοντά στην βέλτιστη ενέργεια για την απεικόνιση μικρών και όχι τόσο πυκνών μαστών. Το όριο k- αιχμής είναι στα 20 keV και έτσι μπλοκάρει μεγάλο

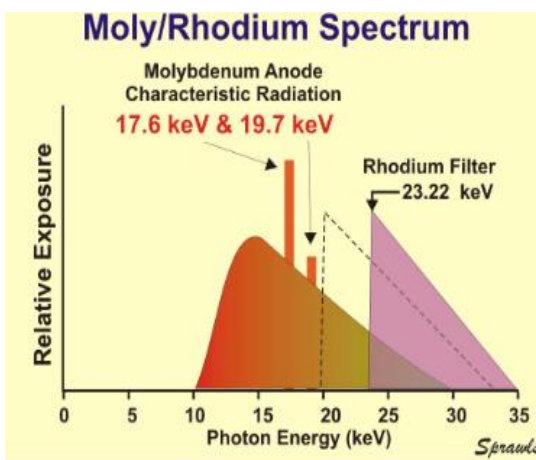


μέρος της ακτινοβολίας πέδησης από 20 keV και πάνω. Συνήθως το φάσμα της ακτινοβολίας πέδησης εκτίνεται έως και την τιμή των kV που έχουν επιλεγεί, κάτι που μειώνει την αντίθεση δεδομένου πως πάντα για μια αξιόλογη απεικόνιση η τιμή τους θα είναι μεγαλύτερη από τις βέλτιστες που προκύπτουν μετά το φίλτρο.

Εικόνα 9. Μολυβδαίνιο ως υλικό Ανόδου Και Φίλτρου.

2. Επιλογή Μολυβδαίνιου σαν υλικό ανόδου και Ρόδιου σαν υλικό φίλτρου

Η χαρακτηριστική ακτινοβολία που παράγεται είναι ίδια με πριν, δεδομένου ότι το υλικό της ανόδου είναι το ίδιο. Αυτό που διαφέρει, είναι το όριο της k- αιχμής, που στο ρόδιο έχει ενέργεια 23,22 keV. Αυξάνοντας λοιπόν το όριο της k -αιχμής, αυτόματα το φίλτρο αυτό κάνει την ακτινοβολία πιο διεισδυτική, χαρακτηριστικό που είναι εξαιρετικά χρήσιμο για την απεικόνιση πιο πυκνών και μεγαλύτερων σε μέγεθος μαστών. Το φίλτρο αυτό συναντάται κυρίως ως εναλλακτικό, σε συστήματα τα οποία διαθέτουν και τους δύο τύπους φίλτρων καθώς



επίσης και σύστημα αυτόματης έκθεσης. Κατ' αυτόν τον τρόπο δίνεται η δυνατότητα στον τεχνολόγο να επιλέξει ποιά από τα δύο θα χρησιμοποιήσει σύμφωνα με τα χαρακτηριστικά του υπό εξέταση μαστού, ή αντίστοιχα το αυτόματο σύστημα βάσει πάλι της ανατομίας του μαστού.

Εικόνα 10. Μολυβδαίνιο ως υλικό Ανόδου Και Ρόδιο ως υλικό Φίλτρου

3. Επιλογή Ρόδιου σαν υλικό ανόδου και φίλτρου.

Το ρόδιο σαν υλικό ανόδου το συναντάται σε ορισμένα μηχανήματα, όπου η άνοδος είναι διπλής τροχιάς, διαθέτει δηλαδή και ρόδιο και μολυβδαίνιο. Η χαρακτηριστική ακτινοβολία παράγεται σε δύο ενέργειες 20,3 keV και 22,7 keV. Σαν υλικό ανόδου χρησιμοποιείται όταν είναι απαραίτητη η παραγωγή μιας πιο διεισδυτικής δέσμης ακτίνων X. Σαν υλικό φίλτρου, χρησιμοποιείται συνδυαστικά μόνο όταν το υλικό της ανόδου είναι ρόδιο. Ο λόγος είναι ότι το όριο k-αίχμης του είναι στα 23,22 keV. [15]

Οι τιμές των kV που χρησιμοποιούνται κυμαίνονται συνήθως στα 28 με 32 kV. Καθορίζουν την μέγιστη ενέργεια του φάσματος η οποία είναι εν τέλη ανεπιθύμητη και εφαρμόζονται φίλτρα για τον περιορισμό της. Στην πραγματικότητα όμως τα υψηλά kV επιδρούν και στην απόδοση παραγωγής ακτίνων X. Το ποσό της έκθεσης που προκύπτει για μία συγκεκριμένη τιμή mAs είναι υψηλότερο και απαραίτητο για πυκνότερους μαστούς διατηρώντας χαμηλό το χρόνο έκθεσης.

3.1.1.1.δ. Φίλτρο Βηρυλλίου

Τα παράθυρα ακτίνων X βηρυλλίου χρησιμοποιούνται για τη θωράκιση του ανιχνευτή ενώ ταυτόχρονα εμποδίζουν την ανεπιθύμητη ακτινοβολία και ως εκ τούτου παρέχουν ελάχιστη εξασθένιση του επιθυμητού σήματος. Το βηρύλλιο αποτελείται από μικροσκοπικά άτομα, έχει πολύ χαμηλή πυκνότητα και έτσι απορροφά σχετικά λίγες ακτίνες X σε αντίθεση με άλλα υλικά. Αυτό το χαρακτηριστικό το καθιστά κατάλληλο για μετάδοση μέγιστης ροής και ειδικά όπου επιθυμείται μετάδοση χαμηλής ενέργειας.[34]

3.1.1.1.ε. Διαφράγματα

Τα διαφράγματα, είναι μεταλλικά ελάσματα που βρίσκονται στο κουτί που περιέχει τη λυχνία, τοποθετημένα παράλληλα και κάθετα μεταξύ τους. Ελέγχουν το μέγεθος και το σχήμα του πεδίου

ακτινοβολήσης, δηλαδή του σημείου που θα διεισδύσει η δέσμη των ακτίνων X. Ο σκοπός είναι να αποτραπεί η έκθεση άλλων ανατομικών δομών πέραν του μαστού.

Οι ακτίνες X που προσπίπτουν είναι ευθυγραμμισμένες με τον ανιχνευτή. Σύμφωνα με το FDA το εύρος γωνίας που επιτρέπουν τα διαφράγματα να διεισδύσει η δέσμη, πρέπει να καλύπτει έως και 1,2 cm πίσω από το θωρακικό τοίχωμα που θεωρητικά είναι στο τέλος του ανιχνευτή. Σε παλαιότερα συστήματα η φιλοσοφία χρήσης τους ήταν όπως και σ' αυτά της κλασικής ακτινογραφίας, δηλαδή ο τεχνολόγος με ειδικούς ροοστάτες προσάρμοζε το σχήμα τους σύμφωνα με το μέγεθος του μαστού. Τοποθετούνται κάτω από τη βάση της λυχνίας και πάνω από τα πίεςτρα.

Στα σύγχρονα συστήματα, το λογισμικό είναι ρυθμισμένο, έτσι ώστε από τους υποδοχείς να αναγνωρίζει το είδος και το μέγεθος του πιέστρου που χρησιμοποιείται την εκάστοτε φορά και έτσι τροποποιεί αυτόματα το σχήμα και το μέγεθος των διαφραγμάτων, με αποτέλεσμα να ταιριάζει απόλυτα με αυτά.

3.1.1.1.ε Focal Spot - Εστιακό Σημείο

Μία τυπική λυχνία ακτίνων X μαστογραφικού μηχανήματος, έχει δύο εστιακά σημεία. Το σχήμα τους είναι ορθογώνιο και είναι μικρότερα σε σχέση με τα υπόλοιπα ακτινολογικά μηχανήματα αφού εδώ υπάρχουν μεγαλύτερες απαιτήσεις για καλύτερη ποιότητα εικόνας και λιγότερη θολερότητα. Το μεγαλύτερο χρησιμοποιείται για τις κανονικές λήψεις, ενώ το μικρότερο χρησιμοποιείται στις μεγεθυντικές και εντοπιστικές λήψεις, όπου και απαιτείται υψηλή χωρική διακριτική ικανότητα. Στις περισσότερες χώρες τα μεγέθη τους είναι στα 0,3 mm για απλές λήψεις και 0,1 mm για μεγεθυντικές λήψεις αντίστοιχα.

- Πρακτικά μόνο το ήμισυ του πεδίου χρησιμοποιείται, το υπόλοιπο είναι θωρακισμένο. Το εστιακό σημείο είναι κάθετα ευθυγραμμισμένο με το σημείο που θα βρίσκεται το θωρακικό τοίχωμα κατά τη διενέργεια της εξέτασης. Λόγω αυτής της γεωμετρίας, δίνεται η δυνατότητα να απεικονιστεί όσο το δυνατόν μεγαλύτερο μέρος του μαστού που βρίσκεται κοντά στο θωρακικό τοίχωμα, χωρίς την επιπροβολή άλλων δομών του σώματος. Ένα από τα χαρακτηριστικά άλλωστε μιας σωστής μαστογραφίας σε CC (Cranio-caudal / face) προβολή είναι να φαίνεται θωρακικός μυς στη βάση του μαστού, κάτι που μας

επιβεβαιώνει ότι στην λήψη έχει συμπεριληφθεί όλη η δομή του μαστού. Επίσης το σημείο του μαστού που βρίσκεται κοντά στο θωρακικό τοίχωμα είναι το μεγαλύτερο σε πάχος και περιορίζεται σχετικά δυσκολότερα κατά την πίεση, άρα και το σημείο με τις μεγαλύτερες απαιτήσεις σε ενέργεια. Λόγω αυτής της γεωμετρικής θέσης του εστιακού σημείου, η απόσταση του από τον ανιχνευτή είναι μικρότερη στο σημείο που τοποθετείται το τμήμα του μαστού με την εξασθένηση, που είναι η περιοχή της θηλής και δέχεται τον μικρότερο αριθμό φωτονίων. Η γεωμετρία αυτή είναι άκρως απαραίτητη στους αναλογικούς μαστογράφους, όπου η μετέπειτα επεξεργασία της εικόνας δεν είναι εφικτή. Αντίθετα στους ψηφιοποιημένους ή στους ψηφιακούς μαστογράφους μπορεί να παραληφθεί αφού δίνεται η δυνατότητα βελτιστοποίησης της εικόνας μετά τη λήψη. Παρ όλα αυτά είναι μία τεχνική κατασκευής που εφαρμόζεται έως και σήμερα στους ψηφιακούς μαστογράφους, αφού βοηθάει στη διακύμανση του κβαντικού θορύβου. Ο τρόπος λοιπόν τοποθέτησης της λυχνίας βασίζεται στο **φαινόμενο πτέρνας** σύμφωνα με το οποίο η δέσμη των ακτίνων X από την μεριά της καθόδου είναι υψηλότερη από αυτήν της ανόδου. Αντίστοιχα λοιπόν η κάθοδος τοποθετείται προς το θωρακικό τοίχωμα και η άνοδος προς τη θηλή.[22]

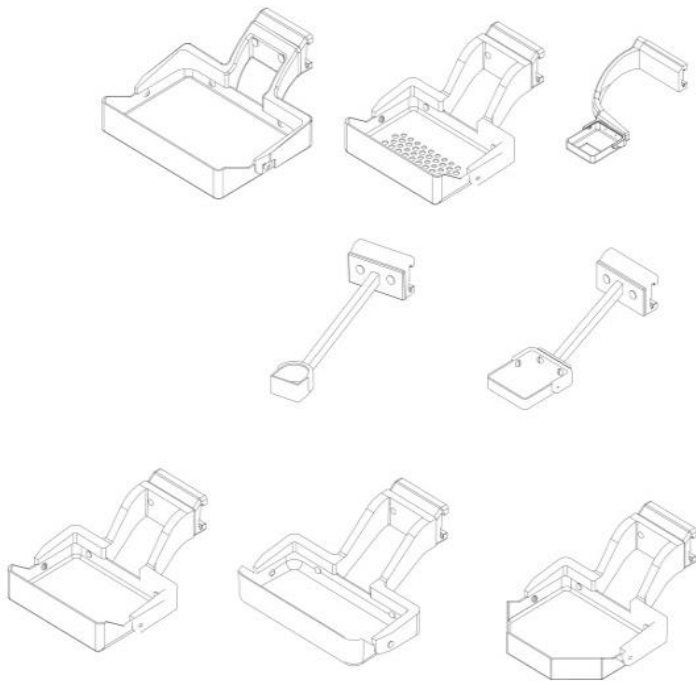
3.1.1.1.στ. Λαμπτήρας

Πρόκειται για ένα ειδικό λαμπτήρα που έχει καθαρά βοηθητικό ρόλο στη διενέργεια της εξέτασης. Πιο συγκεκριμένα ο λαμπτήρας αυτός υποδεικνύει το πεδίο ακτινοβολήσης, όπως αυτό είναι ρυθμισμένο σύμφωνα με τα διαφράγματα και βοηθάει τον τεχνολόγο να τοποθετήσει σωστά τον μαστό, προκειμένου να εμπεριέχεται όλη η απαιτούμενη ανατομική δομή στην τελική εικόνα.

3.1.2 Πίεστρα

Η σωστή τοποθέτηση και επαρκής πίεση έχουν πολύ σοβαρές επιπτώσεις στην ποιότητα της τελικής εικόνας. Τα πίεστρα είναι κατασκευασμένα από ένα διαφανές πλαστικό ακτινοδιαπερατό υλικό και έχουν πάχος περίπου 2 με 3 mm. Υπάρχουν πολλά μεγέθη και σχήματα, τα οποία ποικίλουν ανάλογα με το είδος της λήψης που θα επιλέξουμε και το μέγεθος του μαστού. Συνήθως το σχήμα τους είναι ορθογώνιο και παράλληλο προς την επιφάνεια στήριξης του ανιχνευτή και στις απλές λήψεις τυπικού ελέγχου. Το μέγεθος τους είναι μεγαλύτερο από το μέγεθος του υπό εξέταση μαστού, γιατί

κατά τη διάρκεια της πίεσης υπάρχει το ενδεχόμενο τμήματα του μαστού να ωθηθούν έξω από το σημείο ακτινοβολήσης κατά τη διάρκεια της πίεσης κι έτσι όχι μόνο δε θα έχει εφαρμοστεί ομοιόμορφη πίεση σε όλο τον μαστό, αλλά θα έχουν κοπεί και πληροφορίες- τμήματά του στην τελική εικόνα. Ταυτόχρονα είναι ελαφρώς μικρότερα από το συνολικό FoV (Field of view, πεδίο ακτινοβολήσης). Βασική προϋπόθεση-χαρακτηριστικό είναι η ανθεκτικότητα τους σε συγκεκριμένα όρια πίεσης. Τα πίεςτρα δεν πρέπει σε καμία περίπτωση να εκτραπούν, να σπάσουν ή να ραγίσουν κατά τη διάρκεια της πίεσης, όχι μόνο γιατί προκαλείται βλάβη σε εξαρτήματα του μηχανήματος και προκύπτει μία κακής ποιότητας εικόνα, αλλά και γιατί μπορεί να προκληθεί τραυματισμός στον εξεταζόμενο. Η θέση τους στον βραχίονα είναι πολύ συγκεκριμένη, αφού πρέπει να βρίσκονται εκτός του εστιακού σημείου τόσο το σημείο που εφάπτεται στον βραχίονα όσο και τα περιφερικά στηρίγματα –σκελετός που είναι συνήθως μεταλλικά αφού δεν πρέπει να φαίνονται στην τελική εικόνα επειδή μπορεί να αποκρύψουν πληροφορίες. Η σωστή συμπίεση συνοδεύεται και από τη σωστή τοποθέτηση του μαστού από τον τεχνολόγο, όπου θα πρέπει να περιλαμβάνεται όλο το θέμα χωρίς αναδιπλώσεις ή επιπροβολές άλλων ανατομικών δομών, διότι σε αντίθετη περίπτωση λόγω της λανθάνουσας εικόνας θα πρέπει να επαναληφθεί η λήψη.



Εικόνα 11. Διαφορετικοί τύποι και μεγέθη πίεςτρων.

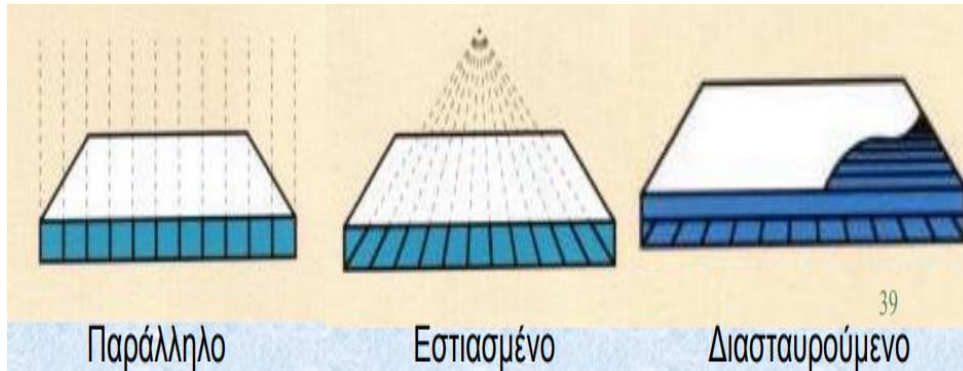
Κατά την αγορά-χρήση ενός μηχανήματος, δίνονται δύο βασικά απλά πίεςτρα ένα μεγάλο και ένα μικρό, που χρησιμοποιούνται ανάλογα με το μέγεθος του μαστού που πρόκειται να απεικονιστεί.

Συνήθως δίνονται και έξτρα πίεστρα τα οποία χρησιμοποιούνται υπό συνθήκες σε συμπληρωματικές λήψεις όπως, μεγεθυντικές με διάμετρο 10 με 15 cm, εντοπιστικές, πίεστρα multihole για τοποθέτηση hook, πίεστρα με κυρτές γωνίες για την τομοσύνθεση ή ειδικά διαμορφωμένα πίεστρα με μικρό παράθυρο για την διεξαγωγή στερεοταξίας. Τα πίεστρα αυτά έχουν διαφορετικό μέγεθος, βάθος και σχήμα σε σχέση με τα απλά. Στις ειδικές λήψεις σε ορισμένες περιπτώσεις χρησιμοποιούνται και ειδικές βάσεις πάνω στον ανιχνευτή συνδυαστικά με τα ειδικά πίεστρα, όπως στη μεγεθυντική. Στην τελευταία το εξάρτημα αυξάνει την προβολική απόσταση βοηθώντας στη μεγέθυνση. Στην στερεοταξία διατίθεται ένα ενσωματωμένο σύστημα ακριβούς κίνησης της βάσης της βελόνας, ενώ σε μία από τις τεχνικές τοποθέτησης hook τοποθετείται και ένα laser πάνω από το πίεστρο, που υποδεικνύει το σημείο εισόδου του οδηγού στον ιατρό.

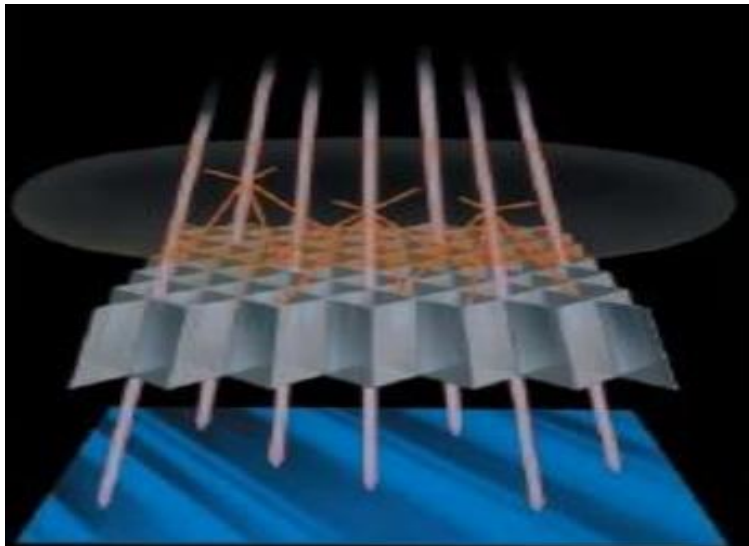
Αντίστοιχης φιλοσοφίας είναι και τα faceshield-προσωπίδες προστασίας. Είναι κατασκευασμένες από το ίδιο υλικό και τοποθετούνται στη βάση της δομής που βρίσκεται η λυχνία. Ο κύριος σκοπός αυτών, είναι να αναγκάζουν τον εξεταζόμενο να απομακρύνει το κεφάλι του από την περιοχή ακτινοβολίας για να μην υπάρξουν επιπροβολές. Σε αντίθετη περίπτωση είναι πιθανόν είτε εκούσια είτε ακούσια ο εξεταζόμενος να κουνηθεί και να υπάρξει επιπροβολή της κάτω γνάθου κ.α. Επίσης έχουν διαφορετικό σχήμα και μέγεθος ανάλογα με το μοντέλο, όμως κατά κύριο λόγο έχουν ύψος 15 cm και “αγκαλιάζουν” φαινομενικά την περιοχή του εστιακού σημείου από τις τρεις εξωτερικές πλευρές. Σε ορισμένες λήψεις οι προσωπίδες αφαιρούνται όπως για παράδειγμα στις μεγεθυντικές, αφού είναι τέτοια η τοποθέτηση του εξεταζόμενου, όπου δεν δύναται να υπάρξει επιπροβολή άλλων δομών και αντίθετα η χρήση τους ίσως να δυσκόλευε και τη θέση του εξεταζόμενου. Ενώ σε άλλες όπως στην τομοσύνθεση αλλάζει το σχήμα και το μέγεθος. Είναι μεγαλύτερο σε μήκος και καμπυλωτό με σκοπό την αποτροπή επιπροβολών καθ' όλη τη διάρκεια της τοξοειδούς κίνησης. [22]

3.1.3 Αντισκεδαστικό Διάφραγμα

- ✓ Βελτιώνει περίπου κατά 40 % την ποιότητα της αντίθεσης της εικόνας.
- ✓ Απορροφά το 70 - 80 % της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας.
- ✓ Μόνο το 60 - 70 % της πρωτογενούς δέσμης το διαπερνά.



Εικόνα 12. Δομή/ Σχηματισμός Παράλληλου, Εστιασμένου και Διασταυρούμενου Αντισκεδαστικού Διαφράγματος



Εικόνα 13. Δομή/ Σχηματισμός Κυφελωτού Αντισκεδαστικού Διαφράγματος

Κατά την αλληλεπίδραση των φωτονίων με την ύλη, προκύπτει η σκεδαζόμενη ακτινοβολία, η οποία όμως δεν προσφέρει στην ποιότητα της εικόνας. Το αντισκεδαστικό διάφραγμα είναι το πιο συνηθισμένο μέσο που χρησιμοποιείται για την μείωση της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας, πέρα από την σωστή πίεση, στοιχεία κλπ. Ο σκοπός χρήσης του είναι να βελτιώσει την αντίθεση στην εικόνα. Βρίσκεται ανάμεσα στον ανιχνευτή και τον μαστό. Ανακαλύφθηκε το 1913 από τον Gustav Bucky με σκοπό να ελαττώσει τον αριθμό των φωτονίων σκέδασης που φτάνουν στο φιλμ. Είναι επίπεδο και δύσκαμπτο. Αποτελείται από διαφραγματίδια υψηλής απορρόφησης ακτινοβολίας X τα οποία

εναλλάσσονται με υλικά χαμηλής απορρόφησης. Περιβάλλεται από φύλλα αλουμινίου, τα οποία το κάνουν πιο σταθερό, το στεγανοποιούν, και το προστατεύουν από τυχόν υγρασία. Τα διαφραγματίδια είναι κατασκευασμένα από μόλυβδο, υλικό που είναι οικονομικό και εύκολο σε κατασκευή. Ανάμεσά τους, παρεμβάλλεται ανθρακόνημα το οποίο ενισχύει την σταθερότητά τους. Το διάμεσο υλικό έχει μεγάλο αντίκτυπο στην δόση ακτινοβολίας στον ασθενή, αφού σε ενέργειες χαμηλών kVp, αυτή ενδέχεται να αυξηθεί κατά 20%. Κατ' αυτό τον τρόπο ενώ μπλοκάρεται σε μεγάλο βαθμό η σκεδαζόμενη ακτινοβολία πριν φτάσει στο φιλμ. Το μεγαλύτερο μέρος της πρωτογενούς το διαπερνά χωρίς σημαντικές απώλειες.

Η αποτελεσματικότητά του, εξαρτάται από τρεις βασικές διαστάσεις

- 1) Το πάχος των διαφραγματιδίων
- 2) Το ύψος των διαφραγματιδίων
- 3) Το πάχος του διάκεντρου χώρου.

Ο λόγος ενός ΑΔ είναι ο το ύψος των διαφραγματιδίων προς το εύρος του διάκενου. Οι τυπικές αναλογίες πλέγματος είναι 4:1 και 5:1. Συνήθως χρησιμοποιούνται ΑΔ από 25 έως 45 διαφραγματίδια ανά εκατοστό. Όσο αυξάνεται ο λόγος του ΑΔ τόσο μειώνεται η σκεδαζόμενη και πρωτογενής ακτινοβολία, αλλά αυξάνεται η δόση ακτινοβολίας στον ασθενή.[12,16,18,19,17,28]

Ένα ιδανικό ΑΔ θα είχε την δυνατότητα να αποκόπτει όλη τη σκεδαζόμενη ακτινοβολία και καθόλου την πρωτογενή. Συνήθως, χρησιμοποιούνται δύο είδη αντισκεδαστικών διαφραγμάτων. Τα γραμμικά-παράλληλα και τα κυψελωτά. Στα πρώτα, τα διαφραγματίδια και τα ενδιάμεσα υλικά, είναι τοποθετημένα παράλληλα μεταξύ τους και πολύ καλά εστιασμένα για την αποφυγή αποκοπής. Σε υψηλή διέλευσης κυψελωτά, τα διαφραγματίδια στο εσωτερικό είναι τοποθετημένα σε κυψελωτό σχήμα ενώ ενδιάμεσά τους παρεμβάλλεται αέρας. Έχουν αυξημένη απορρόφηση σκεδαζόμενης ακτινοβολίας και δίνουν αυξημένη αντίθεση. Είναι πολύ καλά εστιασμένα για την αποφυγή αποκοπής. Τα αντισκεδαστικά αυτά κινούνται σε αντίθεση με τα γραμμικά. Η κίνησή τους, είναι ανεξάρτητη από τον χρόνο ακτινοβολήσης και ελέγχονται από ειδικούς μικροεπεξεργαστές. Πρακτικά έχουν σχεδόν την ίδια αποτελεσματικότητα με τα γραμμικά-παράλληλα. Υπάρχουν αρκετές παράμετροι που χαρακτηρίζουν το πλέγμα και οι διαδικασίες ελέγχου της απόδοσής τους ορίζονται στο IEC 60627 διεθνές πρότυπο (IEC 60627, 2013).[22,26]

3.1.4 Σύστημα Αυτόματου Ελέγχου Έκθεσης AEC

Η σωστή λειτουργία του αυτόματου ελέγχου έκθεσης είναι απαραίτητη ώστε η τελική εικόνα να είναι όσο το δυνατόν πιο βέλτιστη ποιοτικά χωρίς την αυξημένη ακτινοβολήση του μαστού. Το

σύστημα αυτό είναι ιδιαίτερα σημαντικό για τα αναλογικά μηχανήματα τα οποία δεν διαθέτουν την δυνατότητα περαιτέρω επεξεργασίας της εικόνας μετά την λήψη της και έχουν περιορισμένο δυναμικό εύρος. Στα αναλογικά και ψηφιοποιημένα συστήματα, ο αισθητήρας ελέγχου έκθεσης βρίσκεται κάτω από την κασέτα και αποτελείται από μία σειρά τριών ή περισσότερων διόδων ημιαγωγών. Οι επιβεβαιωμένα σωστοί παράγοντες έκθεσης, όπως πχ το υλικό φίλτρου, ανόδου τα επιθυμητά kVp κ.α επιλέγονται από έναν προκαθορισμένο πίνακα και εξαρτώνται από το πάχος του μαστού, αφού αυτός δεχτεί πίεση. Στα ψηφιακά συστήματα, ο προκαθορισμένος πίνακας, έχει διαμορφωθεί βάσει ενός επιθυμητού SNR και στα αναλογικά βάσει της οπτικής πυκνότητας.

Κατά τη διάρκεια της έκθεσης, ακτίνες X που μεταδίδονται μέσω του υποδοχέα φτάνουν στον ειδικό αισθητήρα. Όταν επιτευχθεί η επιθυμητή δόση σύμφωνα με τον προκαθορισμένο πίνακα, παράγεται ένα σήμα ανάδρασης, το οποίο διακόπτει την έκθεση.

Οι αλγόριθμοι AEC εξαρτώνται από διάφορες παραμέτρους για τον προσδιορισμό της επιθυμητής τεχνικής. Κάποιοι από αυτούς είναι το πάχος-σύσταση του μαστού υπό πίεση, τα επιλεγμένα kVp, το είδος της γεννήτριας που έχει το εκάστοτε μηχάνημα, το υλικό ανόδου-φίλτρου το SNR (λόγος σήματος προς θόρυβο στα ψηφιακά μηχανήματα) και οπτική πυκνότητα (φιλμ). Οι αλγόριθμοι αυτόματης έκθεσης, διαθέτουν και δικλίδες ασφαλείας, δηλαδή:

1. Έχουν τη δυνατότητα να αποτρέψουν μία ανεπιθύμητη ακτινοβολήση.
2. Επιτρέπουν μία ανεπιθύμητη ακτινοβολήση όταν αυτό γίνεται υπό συνθήκες και με τις σωστές παραμέτρους.
3. Σε περίπτωση που για κάποιον λόγο, μία έκθεση δεν διακοπεί από τον αυτόματο έλεγχο, τότε μόλις ξεπεραστούν τα 5 δευτερόλεπτα συνεχούς ακτινοβολήσης, εκείνη διακόπτεται χάρις σε ένα εφεδρικό χρονόμετρο προκαλώντας υπό έκθεση.

Στα ψηφιακά συστήματα δεν υπάρχει ο ειδικός αισθητήρας που τοποθετείται κάτω από τον μαστό. Οι ανιχνευτές εικόνας χρησιμοποιούνται σαν αισθητήρες (ένα τμήμα αυτών). Προηγείται μία σύντομη προ έκθεση, της οποίας αν και η δόση είναι πολύ μικρή συμπεριλαμβάνεται στη συνολική. Από τα δεδομένα που λαμβάνονται κατά την προ έκθεση, το αυτόματο σύστημα, υπολογίζει όλες τις απαιτούμενες παραμέτρους για μία βέλτιστη εικόνα, σύμφωνα με τη μορφολογία του εκάστοτε μαστού που εξετάζεται, σε σχέση με το επιθυμητό SNR, κάνοντάς την πιο αξιόπιστη.

Το σύστημα AEC επιτρέπει στον τεχνολόγο :

- a) Την επιλογή πλήρους αυτόματης λειτουργίας, σύμφωνα με τα kVp που έχει επιλέξει.
- b) Την επιλογή ημιαυτόματης λειτουργίας, η οποία χρησιμοποιείται κυρίως για τους αυτόματους ελέγχους.

Τα περισσότερα συστήματα προσφέρουν επίσης περισσότερους από έναν τρόπο λειτουργίας, οι οποίοι βασίζονται στις απαιτήσεις των ακτινολόγων, όπως η προτίμηση αύξησης της αντίθεσης, έναντι μείωσης της δόσης και το αντίθετο. [22,31]

3.1.5 Γεννήτρια Υψηλής Τάσης

Η γεννήτρια είναι ένα μηχάνημα, το οποίο τροφοδοτεί με ηλεκτρική ενέργεια τη λυχνία ακτίνων X. Περίπου το 1% της ενέργειας που διαρρέει τη λυχνία ακτίνων X, μετατρέπεται σε ακτίνες X. Τα kVp που απαιτούνται είναι χαμηλής ενέργειας, προκειμένου να αυξηθεί ο λόγος αντίθεσης, αλλά και η απορρόφηση των ακτίνων X στην επιφάνεια αντίθεσης της εικόνας. Η βαθμονόμηση του ρεύματος γίνεται σε mA. Όσο περισσότερα είναι τα mA που χρησιμοποιούνται, τόσο μικρότερος είναι και ο χρόνος έκθεσης.

Στα σύγχρονα μηχανήματα χρησιμοποιούνται γεννήτριες υψηλής συχνότητας και είναι εγκατεστημένες στο εσωτερικό του μηχανήματος, λόγω του μικρού τους όγκου και χρησιμοποιούν τριφασικά τροφοδοτικά.

Σε τέτοιου τύπου γεννήτριες, είναι εγκατεστημένος ένας μετασχηματιστής, οποίος αυξάνει την τελική τάση που εφαρμόζεται στη λυχνία ακτίνων X. Η γεννήτριες βοηθούν στην εναλλαγή του εναλλασσόμενου ρεύματος σε συνεχές. Ο τεχνολόγος έχει τη δυνατότητα να καθορίσει τα kV που θα εφαρμοστούν στην λυχνία, τα mA και τον χρόνο που η λυχνία θα διαρρέεται από ρεύμα.

Η ισχύς που καταναλώνεται μετράται σε watt kW και ισούται με το γινόμενο της τάσης της λυχνίας (μετριέται σε Volt) και του ρεύματος (μετριέται σε Ampere).

Μία τυπική γεννήτρια αποτελείται από τα εξής μέρη:

- a) Ένα Κύκλωμα ανόρθωσης.
- b) Έναν Μετασχηματιστή
- c) Ένα τροφοδοτικό εισόδου.

Τύποι Γεννητριών

A) Μονοφασικές Γεννήτριες

Χρησιμοποιούν μονοφασική παροχή ρεύματος. Διαθέτουν ένα κύκλωμα ανορθωτή γέφυρας, το οποίο κατευθύνει την εναλλασσόμενη ροή. Πλέον οι γεννήτριες αυτές έχουν εξαλειφθεί και χρησιμοποιούνται μόνο σε ορθοπαντομογράφους.

B) Τριφασικές Γεννήτριες

Είναι υψηλής συχνότητας και είναι οι πλέον χρησιμοποιούμενες στις διαγνωστικές εξετάσεις.

Χρησιμοποιούν τριφασικό τροφοδοτικό.

Αρχικά, μετατρέπουν το εναλλασσόμενο ρεύμα, σε συνεχές ρεύμα χαμηλής τάσης και στη συνέχεια σε εναλλασσόμενο ρεύμα υψηλής συχνότητας.

Τέλος, το υψηλής συχνότητας ρεύμα, μετατρέπεται σε κυματομορφές εναλλασσόμενου ρεύματος οι οποίες θα πρέπει να έχουν όσο το δυνατόν περισσότερο σταθερή τάση, γι αυτό και διορθώνονται.

Είναι μικρές σε μέγεθος, πιο αποδοτικές και τοποθετούνται στο εσωτερικό των μηχανημάτων

Γ) Γεννήτριες Σταθερού Δυναμικού

Με τις γεννήτριες σταθερού δυναμικού, είναι εφικτό να παρέχεται μία πιο σταθερή τάση στον σωλήνα ακτινών Χ. Το κόστος τους είναι πολύ μεγαλύτερο. Είναι μεγαλύτερες σε μέγεθος κι έτσι καταλαμβάνουν πολύ μεγαλύτερο χώρο. Χρησιμοποιούνται στην επεμβατική ακτινολογία.

- Το ηλεκτρικό ρεύμα από ένα τροφοδοτικό εναλλασσόμενου ρεύματος ρέει εναλλάξ και προς τις δύο κατευθύνσεις. Στην πρώτη διόρθωση, η τάση γίνεται συνεχής και χρησιμοποιούνται δίοδοι, προκειμένου το ρεύμα να ρέει προς μία μόνο κατεύθυνση. Στις τριφασικές γεννήτριες, χρησιμοποιούνται πολλές δίοδοι.

Μετασηματιστές

Ένας μετασηματιστής, τροποποιεί το μέγεθος της τάσης εισόδου και παράγει τόσο υψηλές, όσο και χαμηλές τάσεις. Υπάρχουν τρία είδη:

1. **Ο μετασηματιστής κλιμάκωσης** ο οποίος αυξάνει την τάση. Οι μετασηματιστές αυτοί βρίσκονται στις γεννήτριες και έχουν ένα δεύτερο πηνίο με πολλές περισσότερες στροφές για την παραγωγή υψηλής τάσης η οποία είναι απαραίτητη και εφαρμόζεται κατά μήκος του σωλήνα.

2. **Ο μετασχηματιστής κατεδάφισης** ο οποίος μειώνει την τάση.
3. **Αυτομετασχηματιστής** ο οποίος επιτρέπει τη ρύθμιση της τάσης εξόδου χρησιμοποιώντας κινητικές επαφές για την αλλαγή του αριθμού.[19,23,24,31,35]

3.1.6 Τράπεζα Συμπίεσης

Βρίσκεται στη βάση του άξονα στήριξης. Είναι η επιφάνεια, στην οποία τοποθετείται ο μαστός, με τις κατάλληλες τεχνικές και συμπιέζεται για να ολοκληρωθεί η εξέταση. Η επιφάνεια αυτή είναι λεία και φτιαγμένη από ακτινοδιαπερατά υλικά. Βασική προϋπόθεση είναι η προστασία της επιφάνειας αυτής, από τυχόν γρατζουνιές ή άλλες φθορές που ενδέχεται να προκαλέσουν artifact στην τελική εικόνα, ειδικά στα ψηφιακά συστήματα. Η τράπεζα συμπίεσης πρέπει να απολυμαίνεται με ειδικά καθαριστικά, όπως αυτά έχουν οριστεί από τον κατασκευαστή λόγω βασικών κανόνων υγιεινής, αλλά και για να απομακρύνονται χνούδια, σκόνη κ.α που μπορεί να προκαλέσουν τεχνικά σφάλματα.

3.1.7 Ανιχνευτές Εικόνας

Είναι τα συστήματα στα οποία αποθηκεύεται η πληροφορία μετά την ακτινοβολήση. Η δομή και η λειτουργία τους διαφέρουν ανάλογα με το σύστημα – είδος του μαστογράφου και θα αναλυθούν εκτενέστερα στα επόμενα κεφάλαια για τον κάθε τύπο μηχανήματος ξεχωριστά. Βρίσκονται στην βάση του άξονα στήριξης, κάτω από την επιφάνεια συμπίεσης του μαστού και επηρεάζουν σημαντικά την ποιότητα της τελικής εικόνας, τη διάρκεια της εξέτασης, το ενδεχόμενο πιθανών επαναλήψεων σε περιπτώσεις υπό/υπέρ έκθεσης, τη δυνατότητα επεξεργασίας της εικόνας και τον τρόπο αποθήκευσής της.

3.1.8 Άξονας Στήριξης

Είναι η κεντρική δομή ενός μαστογράφου. Πάνω σε αυτόν είναι προσαρτημένα όλα τα επιμέρους εξαρτήματα ενός μαστογράφου. Ο άξονας είναι φτιαγμένος από στιβαρά και ανθεκτικά υλικά. Στο άνω μέρος του, βρίσκεται η κεφαλή, στην οποία περιλαμβάνεται η λυχνία ακτίνων X με όλα τα επιμέρους

χαρακτηριστικά που αναλύθηκαν προηγουμένως. Διαθέτει ειδικούς μηχανισμούς, οι οποίοι επιτρέπουν στα πίεςτρα να εκτελούν τις επιθυμητές κινήσεις για την σωστή πίεση του μαστού. Στη βάση του άξονα, βρίσκεται η τράπεζα συμπίεσης με τους ανιχνευτές και το σύστημα AEC. Περίπου στο ύψος που είναι προσαρτημένη η βάση, στο εσωτερικό του άξονα, υπάρχουν ειδικοί μηχανισμοί, οι οποίοι επιτρέπουν στον άξονα και κατ'επέκταση στη λυχνία να πραγματοποιεί περιστροφή τουλάχιστον 180 μοιρών (90 δεξιά και 90 αριστερά) πάνω σε μία σταθερή τράπεζα που είναι κάθετα τοποθετημένη σε σχέση με αυτή. Η κίνηση αυτή είναι απαραίτητη σε όλους τους τύπους μηχανημάτων ανεξαρτήτου αυτών που εκτελούν και τομοσυνθετικές λήψεις.

Ο λόγος, είναι ότι υπάρχουν λήψεις στη διαγνωστική μαστογραφία που εκτελούνται σε παρά πάνω από 45 μοίρες (λήψεις ρουτίνας), όπως πχ σε 90 μοίρες αμφοτερόπλευρα R LM/ML L LM/ML (Lateromedial/Mediolateral).

Πάνω στον άξονα στήριξης και από τις δύο πλευρές (ανάλογα με τον κατασκευαστή), υπάρχουν ειδικά κουμπιά τα οποία χρησιμοποιούνται από τον τεχνολόγο για να προσαρμόσουν το μηχάνημα στη σωστή θέση σύμφωνα με τη σωματοδομή του εξεταζόμενου. Τα κουμπιά αυτά αλλάζουν το ύψος του συστήματος (τράπεζα συμπίεσης), τις μοίρες για εναλλαγή από CC λήψεις σε MLO ή άλλες, την ενεργοποίηση του λαμπτήρα για να εμφανιστεί το πεδίο ακτινοβολήσης και έναν ροοστάτη για την ομαλή κίνηση των πίεςτρων. Αντίστοιχες λειτουργίες πραγματοποιούνται και από τα ποδοπίεστρα, που επίσης βρίσκονται και στις δύο πλευρές του μηχανήματος. Τέλος στα ψηφιακά συστήματα στη βάση του άξονα, στο σημείο δηλαδή που έρχεται σε επαφή με το πάτωμα, υπάρχει και μία οθόνη που δείχνει το ποσό πίεσης του μαστού (Dan) και τα προσωπικά στοιχεία του εξεταζόμενου. Σε ορισμένα αναδεικνύεται επίσης και το κατώτερο ποσοστό πίεσης βάσει του υπό εξέταση μαστού.

3.1.9 Τράπεζα Χειρισμού

Στην τράπεζα χειρισμού, περιλαμβάνονται όλοι οι παράμετροι που είναι στην ευχέρεια του τεχνολόγου για τον τρόπο με τον οποίο θα ρυθμιστούν, όπως kVp, AEC, ρύθμιση πυκνότητας κ.α. Στα παλαιότερα μηχανήματα, οι παράμετροι αυτοί βρίσκονται πάνω στον άξονα του μηχανήματος πίσω από ένα ειδικό κάλυμμα από μολυβδύαλο στο οποίο στέκεται και ο τεχνολόγος κατά την απεικόνιση. Στα πιο εξελιγμένα συστήματα, οι ρυθμίσεις αυτές γίνονται όλες από τον υπολογιστή, ο οποίος βρίσκεται φυσικά στον ίδιο χώρο και προστατεύεται εξίσου από μολυβδύαλο πίσω από τον οποίο βρίσκεται ο τεχνολόγος.

3.1.10 Σαρωτής Εικόνας

Στ αναλογικά μηχανήματα, μετά την λήψη το φιλμ πρέπει να περάσει από μία ειδική επεξεργασία προκειμένου να δημιουργηθεί η τελική εικόνα. Η χημική επεξεργασία γίνεται στον σκοτεινό θάλαμο (διαφορετικό σημείο από το δωμάτιο έκθεσης) σε ειδικά βαρέλια με τα απαραίτητα χημικά και μεταγενέστερα σε ειδικά μηχανήματα που βασίζονται στην ίδια φιλοσοφία λειτουργίας. Αντίστοιχα στα ψηφιοποιημένα συστήματα υπάρχει ένας σαρωτής που τοποθετείται η κασέτα, περνάει από στάδια επεξεργασίας και συνήθως βρίσκεται επίσης σε άλλο χώρο. Στα ψηφιακά συστήματα, η τελική εικόνα εμφανίζεται μετά από λίγα δευτερόλεπτα στις οθόνες του υπολογιστή. Η διαδικασία σάρωσης εικόνας θα αναλυθεί εκτενέστερα για το κάθε σύστημα στα επόμενα κεφάλαια.

3.1.11 Κλινικός Σταθμός Εργασίας

Είναι ο χώρος που βρίσκεται το γραφείο του ακτινοδιαγνώστη, στο οποίο γίνεται η γνωμάτευση των εικόνων. Στα αναλογικά συστήματα, όπου δεν υπάρχει ψηφιακή εικόνα η διάγνωση γίνεται με φιλμ τοποθετημένα σε διαφανοσκόπια. Στα ψηφιοποιημένα και ψηφιακά συστήματα ο σταθμός αυτός θα πρέπει να διαθέτει τουλάχιστον δύο μεγάλες οθόνες αρκετά υψηλής ευκρίνειας.

3.2 Παράγοντες Που επηρεάζουν Την Απεικόνιση

3.2.1 Φάσμα των Ακτίνων Χ

Όταν τα ηλεκτρόνια χτυπήσουν την άνοδο, προκύπτουν δύο τύποι ακτινοβολίας και θερμότητα όπως προαναφέρθηκε. Η ακτινοβολία πέδησης έχει ευρύ φάσμα και ενέργεια που καθορίζεται από τα kV που έχουν επιλεγεί και είναι ανεπιθύμητη για την εικόνα. Ο δεύτερος τύπος είναι η χαρακτηριστική ακτινοβολία που είναι χαμηλότερης ενέργειας και εξαρτάται από τον ατομικό αριθμό των υλικών της ανόδου και του φίλτρου που έχουν επιλεγεί.

Στην μαστογραφία χρησιμοποιούνται χαμηλές ενέργειες φωτονίων. Οι αλληλεπιδράσεις βασίζονται στο φωτοηλεκτρικό φαινόμενο, που εξαρτάται από την μεμονωμένη ενέργεια των φωτονίων και

μειώνεται όσο αυξάνεται η ενέργεια.

Σκοπός είναι να βελτιστοποιείται το φάσμα ακτίνων X, δηλαδή να επιτυγχάνεται η καλύτερη δυνατή αναλογία σήματος προς θόρυβο στην εικόνα, με την ελάχιστη δυνατή δόση. Αυτό βέβαια εξαρτάται άμεσα από την πίεση και τον τύπο του μαστού, από το υλικό της ανόδου, του φίλτρου και από το kV που επιλέγονται.

Σε ορισμένα συστήματα δίνεται η δυνατότητα στον χειριστή να επιλέξει τα υλικά της ανόδου και του φίλτρου και τα kV ή στις περιπτώσεις αυτόματης έκθεσης η επιλογή γίνεται από τη μηχανή. Στην δεύτερη περίπτωση, ο τεχνολόγος επιλέγει το επιθυμητό αποτέλεσμα της εξέτασης. Αν στην τελική εικόνα είναι επιθυμητή η καλύτερη αντίθεση τότε οι παράγοντες έκθεσης τροποποιούνται ώστε να προκύψει ένα φάσμα που να το ενισχύει. Στην περίπτωση που είναι επιθυμητή η ελάχιστη δυνατή δόση, γίνονται οι αντίστοιχες τροποποιήσεις ώστε να προκύψει ένα φάσμα που είναι μεν πιο διεισδυτικό, αλλά είναι χαμηλότερη η ευαισθησία των φωτονίων. Αυτό σημαίνει ότι τόσο η δόση όσο και η αντίθεση μειώνονται με την αύξηση της ενέργειας των φωτονίων.

Λόγω των διακυμάνσεων στη σύνθεση του μαστού και της επίδρασης στο πάχος, η δόση και η αντίθεση δεν μειώνονται με τον ίδιο ρυθμό και αυτό είναι που καθιστά δυνατή τη ρύθμιση του φάσματος της δέσμης ακτίνων X για βελτιστοποιημένη απεικόνιση. Ιδανικά θα ήταν χρήσιμα φωτόνια που έχουν την ίδια ενέργεια η οποία θα προσαρμόζεται και θα επηρεάζεται διαφορετικά μεταξύ υγιών και μη ιστών. Έτσι η ποιότητα της εικόνας και η αναλογία ποιότητας προς αντίθεση θα ήταν η βέλτιστη.

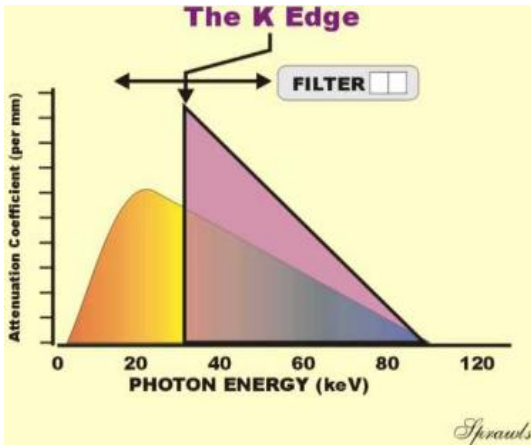
Εν κατακλείδι:

Σε περίπτωση που η ενέργεια του φάσματος είναι λιγότερη από την βέλτιστη ενέργεια που απαιτείται για την απεικόνιση του μαστού, τότε η δέσμη δεν θα είναι επαρκώς διεισδυτική και θα παρατηρηθεί αύξηση της δόσης. Σε περίπτωση που η ενέργεια του φάσματος είναι μεγαλύτερη από την βέλτιστη ενέργεια που απαιτείται για την απεικόνιση του μαστού, τότε η δέσμη θα είναι πιο διεισδυτική και θα παρατηρηθεί μείωση της αντίθεσης.[15,16,23,36]

Σε αυτό το σημείο αξίζει να γίνει αναφορά στις κ-αιχμές και την χρησιμότητα τους στις μαστογραφικές εικόνες.

Το γράμμα κ αντιστοιχεί στην κ στοιβάδα των ηλεκτρονίων.

Το άκρο απορρόφησης-αιχμής αντιστοιχεί στην απότομη αύξηση του συντελεστή εξασθένησης των φωτονίων. Αυτό συμβαίνει σε ενέργεια φωτονίου που είναι ακριβώς πάνω από την ενέργεια με την οποία τα ηλεκτρόνια δεσμεύονται στην κ στοιβάδα. Η απότομη αυτή αύξηση οφείλεται στη φωτοηλεκτρική απορρόφηση των φωτονίων των ακτίνων X. Για να συμβεί αυτό η ενέργεια των φωτονίων θα πρέπει να



Εικόνα 14. Καμπύλη Φωτονίων κ-αιχμής

είναι μεγαλύτερη από την ενέργεια με την οποία τα ηλεκτρόνια δεσμεύονται στην στοιβάδα κ με τον πυρήνα του ατόμου, η οποία είναι και η πιο ισχυρή.

Κάθε στοιχείο, έχει συγκεκριμένες τιμές ενέργειας δέσμευσης, οι οποίες εξαρτώνται από τον ατομικό του αριθμό. Όσο αυξάνεται ο ατομικός αριθμός, αυξάνεται και η ενέργεια δέσμευσης, άρα και η ενέργεια των φωτονίων που εμφανίζεται η κ- αιχμή.

Οι ιδιότητες της κ- αιχμής εκμεταλλεύονται και χρησιμοποιούνται στην απεικόνιση όταν οι τιμές τους βρίσκονται εντός των τιμών του απαιτούμενου φάσματος. Πιο συγκεκριμένα οι ιδιότητες τους επηρεάζουν την αντίθεση μίας εικόνας και η επιλογή υλικών βάση του υλικού τους εξαρτάται από αυτό.[15,32]

3.2.2 Ρυθμός Δόσης

Ο χαμηλός χρόνος έκθεσης είναι απαραίτητος στις μαστογραφίες με βασικότερο σκοπό την αποφυγή ασάφειας λόγω κίνησης της εξεταζόμενης είτε ακούσια όπως λόγω της αναπνοής είτε εκούσια. Επίσης λόγω της έντονης πίεσης προκαλείται δυσφορία η οποία πρέπει να διαρκεί όσο το δυνατόν λιγότερο. Όσο μεγαλύτερος είναι ο ρυθμός δόσης που απορροφάται από τον ανιχνευτή, τόσο μικρότερος είναι ο συντελεστής εξασθένησης και αντίστοιχα μικραίνει και ο χρόνος της έκθεσης. Σε περιπτώσεις όπως στην τομοσύνθεση όπου σαν διαδικασία διαρκεί περισσότερο σε σχέση με μία απλή λήψη και ο χαμηλός χρόνος έκθεσης είναι ακόμη πιο σημαντικός.[15]

3.2.3 kVp

Όσο μειώνεται η διεισδυτικότητα της δέσμης, τόσο βελτιώνεται η αντίθεση της εικόνας ,αλλά αυξάνεται η δόση στην οποία εκτίθεται ο εξεταζόμενος.

Όσο αυξάνονται τα kV, αυξάνεται και η απόδοση της εξόδου της λυχνίας για μια συγκεκριμένη τιμή mAs,. Το φάσμα ενέργειας των φωτονίων μετατοπίζεται προς τα πάνω και έτσι η δέσμη γίνεται πιο διεισδυτική. Αυτό λειτουργεί αντιστρόφως ανάλογα με την αντίθεση της εικόνας, όμως είναι απαραίτητο για την απεικόνιση ενός πιο πυκνού, ή μεγαλύτερου σε πάχος μαστού. Πρακτικά τα kVp, έχουν μικρή επίδραση στην αντίθεση και εξαρτώνται άμεσα από το πάχος του μαστού-πίεση, γι 'αυτό το λόγο χρησιμοποιούνται κυρίως για την μείωση του χρόνου έκθεσης, το οποίο έχει ως αποτέλεσμα την μείωση θορύβου, ή ασάφειας λόγω κίνησης. [16,23]

3.2.4 Πίεση του μαστού

Η σωστή τοποθέτηση-πίεση του μαστού κατά τη διενέργεια της εξέτασης είναι ίσως ο πιο σημαντικός παράγοντας. Εφαρμόζοντας την σωστή – απαιτούμενη πίεση επιτυγχάνονται τα εξής.

- Μειώνεται το πάχος του μαστού κατ' επέκταση και η δόση στην οποία θα εκτεθεί, άρα και το ποσοστό της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας.
- Εξαλείφονται τα σφάλματα λόγω κίνησης στην εικόνα. Η γυναίκα όντας ακινητοποιημένη λόγω της πίεσης δεν δύναται να κινηθεί πέρα από την ήπια αναπνοή.
- Περιορίζονται σε μεγάλο βαθμό οι επιπροβολές δομών και οι γεωμετρικές ασάφειες. Αυτό συμβαίνει γιατί με την πίεση απλώνονται καλύτερα οι δομές στο εσωτερικό του μαστού. Αυτό έχει θετικό αντίκτυπο στη διαφοροδιάγνωση, ειδικά σε πυκνούς και μεγάλου μεγέθους μαστούς, όπου οι αδένες είναι πυκνότεροι και περισσότεροι εντείνοντας έτσι το φαινόμενο της επιπροβολής δομών.

Σε αυτό το σημείο, αξίζει να αναφερθεί ότι το μέγεθος και η πυκνότητα του μαστού επηρεάζουν το φάσμα. Σε ένα μικρότερο, λιγότερο πυκνό μαστό, έπειτα από την κατάλληλη εφαρμογή πίεσης, το πάχος του μειώνεται, οπότε τα φωτόνια μπορούν να διεισδύσουν ευκολότερα αποδίδοντας καλύτερη σχέση ποιότητας και αντίθεσης, με την χαμηλότερη δόση.

Στους μεγαλύτερους και πυκνότερους μαστούς υπάρχουν δύο σημαντικοί περιορισμοί.

- Απαιτείται υψηλότερη ενέργεια φωτονίων για την επιθυμητή αναλογία αντίθεσης προς δόση

- Λόγω της μορφολογίας- μεγέθους, η διείσδυση είναι μειωμένη οπότε πρέπει να αυξηθεί η δόση, μειώνοντας έτσι την αναλογία αντίθεσης προς δόση.

Η απαιτούμενη ενέργεια του φάσματος, επηρεάζεται και εξαρτάται άμεσα από το μέγεθος του μαστού πιο συγκεκριμένα:

- a) Όσο μεγαλύτερο είναι το μέγεθος του μαστού, τόσο ελαττώνεται η αναλογία αντίθεσης προς δόση.
- b) Όσο αυξάνεται το μέγεθος του μαστού, τόσο αυξάνεται και η απαιτούμενη ενέργεια φάσματος.
- c) Η βέλτιστη ενέργεια φωτονίων που απαιτείται αυξάνεται ή μειώνεται σύμφωνα με το μέγεθος του μαστού.

Σύμφωνα με οδηγίες που έχουν δοθεί από το FDA η πίεση θα πρέπει να είναι η περισσότερη δυνατή, χωρίς να προκαλέσει προβλήματα ή πολύ έντονο πόνο στον εξεταζόμενο και να κυμαίνεται μεταξύ των τιμών 110 N έως 200 N (τελικό όριο).[22,55]

Στα σύγχρονα μηχανήματα που χρησιμοποιείται σύστημα αυτόματης έκθεσης υπάρχει μία δικλίδα ασφαλείας όπου δείχνει το κατώτατο επιτρεπτό όριο πίεσης αναλόγως με τη μορφολογία του εκάστοτε μαστού. Επίσης αξιοσημείωτο είναι το γεγονός ότι ορισμένοι μαστοί λόγω της μορφολογίας τους, δεν δύναται να δεχτούν παραπάνω πίεση.

Τέλος σε διαδικασίες όπως τοποθέτηση hook υπό μαστογραφική καθοδήγηση, ή στερεοτακτικής βιοψίας, η αυξημένη πίεση δεν είναι απαραίτητη αφού οι λήψεις δεν προορίζονται για διάγνωση, αλλά για ανατομική καθοδήγηση του γιατρού για τη διενέργεια της διαδικασίας. Επομένως σε αυτή την περίπτωση, όπου ο εξεταζόμενος θα βρίσκεται υπό πίεση και ακινητοποιημένος για αρκετή ώρα, όρια πίεσης από 40 N έως 60 N είναι θεμιτά, αφού ο κύριος λόγος αυτών είναι η όσο το δυνατόν πιο σταθερή και αναπαικτική ακινητοποίηση των μαστών για μεγάλο χρονικό διάστημα, έως και μισής ώρας.

3.3.3 Ποιοτικός Έλεγχος

Η ποιότητα μιας εικόνας και συγκεκριμένα μίας μαστογραφίας εξαρτάται από πολλά χαρακτηριστικά.

Στην τελική εικόνα θα πρέπει να είναι ευδιάκριτη η ανατομία της υπό εξέταση δομής. Πιο συγκεκριμένα θα πρέπει να απεικονίζονται σωστά τόσο οι υγιείς όσο και οι παθολογικοί ιστοί και να είναι ευδιάκριτες οι μεταξύ τους διαφορές.

Ο σχεδιασμός του εξοπλισμού, τα πρωτόκολλα, οι τεχνικές απεικόνισης και οι διαδικασίες διασφάλισης ποιότητας αντιμετωπίζουν οποιοδήποτε παράγοντα μπορεί να δράσει βλαπτικά στην ποιότητα της εικόνας.

Μία πολύ βασική δικλείδα ασφαλείας είναι ο τακτικός έλεγχος του μηχανήματος (το οποίο θα πρέπει να εφαρμόζεται σε όλα τα μηχανήματα ανεξαρτήτου τεχνολογίας) μέσω του οποίου γίνεται η αξιολόγηση του μηχανήματος. Αυτό επιτυγχάνεται μέσω των τεστ που γίνονται με την χρήση phantom συγκεκριμένης σύστασης τα οποία μιμούνται την δομή ενός μαστού.

Τα phantom εμπεριέχουν δομές που αντιστοιχούν σε μάζες αποτιτανώσεις και ίνες. Αν μετά τον ποιοτικό έλεγχο οι δομές αυτές απεικονίζονται σε ποσοστό θεμιτό σύμφωνα με τις οδηγίες του κατασκευαστή και του ακτινοφυσικού, τότε το μηχάνημα δουλεύει σωστά. Η συχνότητα ελέγχου του μηχανήματος προτείνεται από τον κατασκευαστή και από τον ακτινοφυσικό. Συνήθως προτείνεται να επαναλαμβάνονται ανά εβδομάδα προκειμένου να διασφαλίζεται η σωστή λειτουργία του μηχανήματος.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

ΑΝΑΛΟΓΙΚΗ (SF) ΚΑΙ ΨΗΦΙΟΠΟΙΗΜΕΝΗ ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑ (CR)

Υπάρχουν δύο πολύ διαφορετικές μέθοδοι για την καταγραφή και την εμφάνιση μαστογραφικών εικόνων, που είναι και η ειδοποιός διαφορά μεταξύ των δύο μηχανημάτων-τεχνολογιών καθώς επίσης και με τα ψηφιακά μηχανήματα. Στους αναλογικούς και τους ψηφιοποιημένους μαστογράφους, ως ανιχνευτές εικόνες χρησιμοποιούνται τα φιλμ και οι πλάκες φωσφόρου, κάτι που θα συζητηθεί σε αυτό το κεφάλαιο.

4.1.1 Φιλμ

Το φιλμ είναι ένας μετατροπέας εικόνας. Στην αναλογική μαστογραφία, τα φιλμ που χρησιμοποιούνται έχουν πολλαπλούς ρόλους. Είναι μέσο εγγραφής που βρίσκεται μέσα στην κασέτα, μεταφέρει και αποθηκεύει την εικόνα αμέσως μετά την λήψη και τέλος αποτελεί συσκευή προβολής της εικόνας. Το σημαντικότερο και πιο βοηθητικό χαρακτηριστικό των φιλμ, είναι ότι μετά την λήψη της εικόνας και έως ολοκληρωθεί η επεξεργασία για την ανάκτησή της, η αντίθεση της εικόνας δεν αλλάζει. Αυτό βέβαια αποτελεί και περιορισμό, αφού πρέπει να επιλεγούν με εξαιρετική προσοχή οι παράγοντες έκθεσης για να αποκτηθεί μία εικόνα με όσο το δυνατόν πιο βέλτιστη ποιότητα. Μετατρέπει την ακτινοβολία, σε διάφορες αποχρώσεις του γκρι ή τιμές οπτικής πυκνότητας. Μια έκθεση κλάσματος του δευτερολέπτου μπορεί να δημιουργήσει μια μόνιμη εικόνα.

Η ποσότητα της έκθεσης που απαιτείται για την παραγωγή μιας εικόνας εξαρτάται από την ευαισθησία ή την ταχύτητα του φιλμ που χρησιμοποιείται. Ορισμένα φιλμ είναι πιο ευαίσθητα από άλλα λόγω του σχεδιασμού τους ή του τρόπου επεξεργασίας τους.

4.1.2 Δομή Φιλμ

Τα φιλμ που χρησιμοποιούνται στην μαστογραφία, αποτελούνται από μία βάση που πάνω της εναποτίθεται ένα στρώμα γαλακτώματος..

Αναλυτικότερα: Η βάση είναι το κεντρικό και το πιο παχύ στρώμα 0,1 mm (έχει συνήθως μπλε χρώμα) και αποτελείται από ένα διαυγές πολυεστερικό υλικό. Προσφέρει στήριξη στο σύστημα και δεν συμμετέχει στον σχηματισμό εικόνας.

Το γαλάκτωμα αποτελείται από μία ζελατίνη και φωτοευαίσθητους κόκκους αλογονούχου αργύρου και έχει πάχος περίπου 10μm.

Η ζελατίνη είναι δύσκαμπτη και απορροφά τα ορατά φωτόνια. Βασικό της χαρακτηριστικό είναι ότι σταθεροποιεί, διαχωρίζει και προστατεύει τους κρυστάλλους.

Το ποσοστό των κόκκων είναι 95 % AgBr (βρωμιούχου αργύρου) και 5 % AgI (αλογονούχου αργύρου). Εναποτίθεται πάνω στη βάση με τη βοήθεια μίας μικρού πάχους επιφάνειας συγκόλλησης.

Ο κρύσταλλος έχει μορφή κυβικού πλέγματος και πάνω του εναποτίθενται οι κόκκοι, οι οποίοι έχουν τριγωνικό σχήμα και αποτελούνται από ιόντα Ag^+ , Br^- και I^- . Η διάμετρος του κρυστάλλου είναι της τάξης των μm και περιέχει εκατομμύρια ιόντα Ag^+ . Κάθε cm^3 περιέχει περίπου $6,3 \times 10^9$ κόκκους. Η αυξημένη ευαισθησία του κόκκου οφείλεται στην κίνηση των ιόντων του αργύρου μέσα στον κρύσταλλο, όταν αυτά αποσπώνται. Στην περιοχή αυτή παγιδεύονται τα ηλεκτρόνια. Κάθε κόκκος φιλμ περιέχει μεγάλο αριθμό ιόντων αργύρου και βρωμιδίου. Τα ιόντα αργύρου έχουν έλλειμμα ενός ηλεκτρονίου, το οποίο τους δίνει θετικό φορτίο, ενώ τα ιόντα βρωμιδίου έχουν αρνητικό φορτίο επειδή περιέχουν ένα επιπλέον ηλεκτρόνιο. Κάθε κόκκος έχει ένα δομικό «ελάττωμα» γνωστό ως ευαίσθητη κηλίδα. Σε αυτή την κατάσταση, οι κόκκοι είναι σχετικά διαφανείς. [15,16,33]

4.1.2.1 Χαρακτηριστικά Φιλμ

4.1.2.1. α Ευαισθησία

Ένα από τα πιο σημαντικά χαρακτηριστικά του φιλμ είναι η ευαισθησία του, που συχνά αναφέρεται ως ταχύτητα φιλμ. Η ευαισθησία ενός συγκεκριμένου φιλμ καθορίζει την ποσότητα της έκθεσης που απαιτείται για την παραγωγή μιας εικόνας. Ένα φιλμ με υψηλή ευαισθησία (ταχύτητα)

απαιτεί λιγότερη έκθεση από ένα φιλμ με χαμηλότερη ευαισθησία (ταχύτητα).[33]

41.2.1 β Αντίθεση

Η αντίθεση αντιπροσωπεύεται από την κλίση μίας καμπύλης.

Η καμπύλη αντίθεσης είναι μια γραφική παράσταση της κλίσης της χαρακτηριστικής καμπύλης που δείχνει την αντίθεση του φιλμ σε κάθε τιμή έκθεσης. Σε μεγάλες τιμές έκθεσης οι καμπύλη είναι λιγότερο απότομη με αποτέλεσμα οι τιμές να αντιστοιχούν σε μειωμένη αντίθεση. Λόγω αυτού το ανώτερο εύρος της έκθεσης θα πρέπει να κυμαίνεται εντός συγκεκριμένων ορίων για να προκύψει μία εικόνα με τα επιθυμητά χαρακτηριστικά.

Το ιδανικό εύρος, στο οποίο η τελική εικόνα έχει ικανοποιητική αντίθεση είναι το γεωγραφικό πλάτος του φιλμ.

Αντίστοιχα στα ψηφιακά συστήματα αυτό ονομάζεται δυναμικό εύρος.

Για να προκύψει μία εικόνα που θα έχει επιθυμητή αντίθεση θα πρέπει το γεωγραφικό πλάτος του φιλμ να είναι αντίστοιχο με τη μεταφορά υψηλής αντίθεσης. Επίσης η έκθεση θα πρέπει να είναι τέτοια ώστε το ιστόγραμμά της πρέπει να έχει τόσο μειωμένο εύρος, ώστε να είναι εντός του γεωγραφικού πλάτους του φιλμ. Αυτό επιτυγχάνεται με την συμπίεση του μαστού.

Τέλος η απόδοση της αντίθεσης επηρεάζεται και από τη χημική επεξεργασία του φιλμ και από τις συνθήκες προβολής της τελικής εικόνας.[15,16,33,41]

4.1.2. γ Οπτική Πυκνότητα

Η οπτική πυκνότητα είναι η αδιαφάνεια ενός φιλμ και προκύπτει από την έκθεση του φιλμ και τη χημική επεξεργασία.

Μια εικόνα περιέχει περιοχές με διαφορετικές πυκνότητες που αντιστοιχούν σε διάφορες αποχρώσεις του γκρι. Στην οπτική πυκνότητα του φιλμ αποδίδονται αριθμητικές τιμές, που σχετίζονται με το ποσοστό του φωτός που θα διαπεράσει το φιλμ.

Όσο αυξάνεται η πυκνότητα, μειώνεται η διεισδυτικότητα του φωτός. Ένα διαυγές τμήμα φιλμ που επιτρέπει στο 100% του φωτός να διεισδύσει έχει τιμή πυκνότητας 0. Το ακτινογραφικό φιλμ δεν είναι ποτέ εντελώς καθαρό. Η ελάχιστη πυκνότητα φιλμ είναι συνήθως στην περιοχή από 0,1 έως 0,2 μονάδες πυκνότητας.

Μια περιοχή φιλμ με τιμή πυκνότητας 1 επιτρέπει στο 10% του φωτός να διεισδύσει και εμφανίζεται

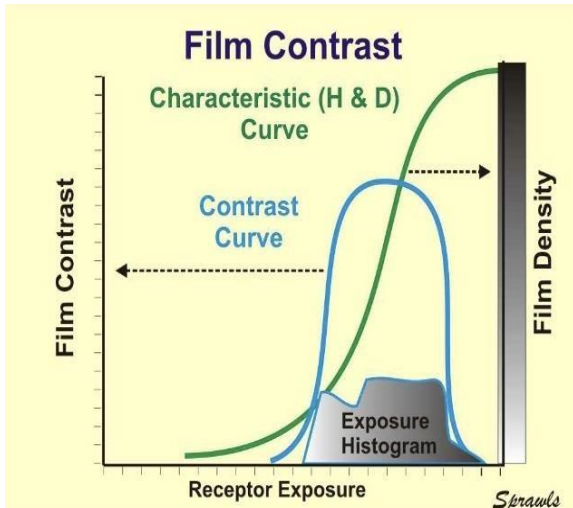
ως ένα μεσαίο γκρι όταν τοποθετείται σε ένα συμβατικό πλαίσιο προβολής. Η πυκνότητα ενός φιλμ υπολογίζεται με πυκνόμετρο και εφαρμόζεται για να ελέγχει η αποδοτικότητα των φιλμ.

- **Διαβάθμιση φιλμ Καμπύλη Οπτικής Πυκνότητας**

Η διαβάθμιση του φιλμ ορίζεται ως η κλίση της καμπύλης της οπτικής πυκνότητας, σε σχέση με την έκθεση. Η κλίση αυτή, καθορίζει το πώς αλλάζει η ΟΠ στην εικόνα, από τις διακυμάνσεις των ακτίνων X καθώς θα διαπεράσουν τον μαστό. Επηρεάζεται από τον τύπο του φιλμ, τις συνθήκες επεξεργασίας, τις αποθήκευσης του φιλμ και την οπτική πυκνότητα του εκτιθέμενου φιλμ. Στην μαστογραφία, επιλέγονται φιλμ μεγάλης βαρύτητας (υψηλή κλίση) με καμπύλη μεταξύ 2,8 και 3,5.[15,16,41,42]

41.2. δ Καμπύλη HD

Η βασική λειτουργία του φιλμ είναι να μετατρέπει την έκθεση σε ακτίνες X, αφού μετατραπεί σε φως, σε μια ορατή πυκνότητα φιλμ. Μέσα από αυτήν τη διαδικασία η δέσμη ακτίνων X μετατρέπεται σε μία εικόνα προβολής. Η αντίθεση σε μια εικόνα καθορίζεται σε μεγάλο βαθμό από το πώς ένα συγκεκριμένο φιλμ μεταφέρει τις τιμές έκθεσης σε τιμές πυκνότητας. Η σχέση αυτή, δεν είναι μια γραμμική, ευθύγραμμη σχέση, αλλά ακολουθεί μια καμπύλη, η οποία περιγράφει τη μεταφορά αντίθεσης κάθε συγκεκριμένου φιλμ και ονομάζεται χαρακτηριστική καμπύλη H & D. Ο ρυθμός μεταφοράς της αντίθεσης, καθορίζεται από την κλίση της συγκεκριμένης καμπύλης σε κάθε σημείο διαδρομής.[15,41,42]



Εικόνα 15. Καμπύλη H&D

4.1.3 Ενισχυτική Πινακίδα

Χρησιμοποιείται ευρέως γιατί μειώνει την δόση στον εξεταζόμενο καθώς και το χρόνο έκθεσης, όμως αυξάνει τον θόρυβο και την ασάφεια. Η λειτουργία της βασίζεται στο φαινόμενο της φωταύγειας-φθορισμού.

Φωταύγεια χαρακτηρίζεται η ικανότητα εκπομπής φωτός από ορισμένα υλικά όταν αυτά διεγερθούν λόγω αλλαγών θερμοκρασίας. Η φωταύγεια διακρίνεται σε Φθορισμό, όπου η φωταύγεια διακόπτεται μετά την άρση της διέγερσης και σε φωσφορισμό, όπου η φωταύγεια συνεχίζεται και μετά την άρση της διέγερσης για λίγα δευτερόλεπτα. Η ΕΠ αποτελείται από φθορίζοντα υλικά, τα οποία διεγείρονται από τις ακτίνες X. Τέτοια είναι το βολφραμικό ασβέστιο φθοριοχλωριούχο βάριο κ.α.

Αποτελείται από μία βάση, μια αντανακλαστική επιφάνεια που βοηθάει στην αύξηση της ταχύτητας και στη μείωση της σαφήνειας και από ένα στρώμα πλαστικού με φθορίζοντες κρυστάλλους. Το πάχος της επηρεάζει την ταχύτητα και τη ΧΔΙ της πινακίδας. Τέλος διαθέτει ένα προστατευτικό στρώμα πλαστικό, υδατοστεγές που τη προστατεύει από μηχανικές φθορές.

Για υψηλή ταχύτητα ενισχυτικής πινακίδας και για μειωμένο θόρυβο απαιτείται υψηλή απορροφητικότητα ακτίνων X στο φθορίζον υλικό το οποίο ενισχύεται με την χρήση υλικών με υψηλό ατομικό αριθμό. Η απορρόφηση γίνεται με φωτοηλεκτρικό φαινόμενο.

Κάθε ενισχυτική πινακίδα έχει ένα χαρακτηριστικό φάσμα εκπομπής φωτός και κάθε φιλμ συγκεκριμένη φασματική ευαισθησία.

Το φάσμα της ΕΠ πρέπει να εμπεριέχεται σε αυτό του φιλμ . Κατ αυτόν τον τρόπο αυξάνεται η

ταχύτητα και μειώνεται ο θόρυβος βελτιώνοντας την ΧΔΙ της εικόνας.[16,40,]

4.1.4 Κασέτες

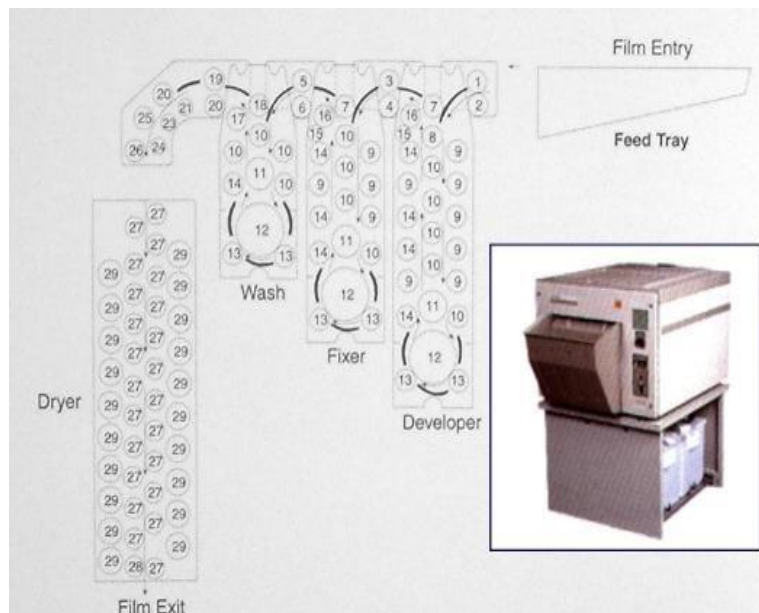
Είναι άκαμπτες βάσεις που στο εσωτερικό τους υπάρχει το φιλμ τόσο σε αναλογικά όσο και σε ψηφιοποιημένα συστήματα (πλάκα φωσφόρου). Οι κασέτες που χρησιμοποιούνται στη μαστογραφία πρέπει να έχουν μπροστινά πάνελ χαμηλού ατομικού αριθμού πλαστικό ή άνθρακα ούτως ώστε να μη μειώνεται η δέσμη των ακτίνων Χ καθώς τις διαπερνά. Το πίσω μέρος, περιέχει στοιχεία υψηλότερων ατομικών αριθμών για την μείωση του θαμπώματος στην εικόνα. Επίσης έχει καουτσούκη τσόχα, για να είναι ομοιογενής η επαφή φιλμ και ενισχυτικής πινακίδας.. Η κασέτα προσφέρει μηχανική προστασία στο σύστημα, είναι αδιαφανής και τέλος βελτιώνει την αντίθεση διότι απορροφά εκλεκτικά ένα ποσοστό σκεδαζόμενης ακτινοβολίας.

Το φιλμ είναι τοποθετημένο μόνο από την πίσω πλευρά της κασέτας. [16,33]

4.3.1 Δημιουργία – Επεξεργασία Εικόνας

Η παραγωγή της πυκνότητας του φιλμ και ο σχηματισμός μιας ορατής εικόνας είναι μια διαδικασία δύο βημάτων.

- 1) Το πρώτο βήμα σε αυτή τη φωτογραφική διαδικασία είναι η έκθεση του φιλμ στο φως, το οποίο σχηματίζει μια αόρατη λανθάνουσα εικόνα.
- 2) Το δεύτερο βήμα είναι η χημική διαδικασία που μετατρέπει την λανθάνουσα εικόνα σε ορατή με αποχρώσεις του γκρι. Το χημικό διάλυμα περιέχει ηλεκτρόνια που εναποτίθενται στους κόκκους και μετατρέπουν τα ιόντα αργύρου σε μαύρο χρώμα. Η πυκνότητα του φιλμ παράγεται μετατρέποντας τα ιόντα αργύρου σε μεταλλικό ασήμι, που κάνει κάθε επεξεργασμένο κόκκο να γίνεται μαύρος και πρόκειται για μία περίπλοκη διαδικασία. Η επεξεργασία των φιλμ, γίνεται σε ειδικά μηχανήματα επεξεργαστές, ενώ παλαιότερα σε ειδικά δοχεία εμποτισμένα με τις απαραίτητες χημικές ουσίες. Σε έναν συμβατικό επεξεργαστή, το φιλμ παραμένει περίπου 1,5 λεπτό μέχρι να ολοκληρωθεί η επεξεργασία.



Εικόνα 16. Σαρωτής Φιλμ, Χημικής Επεξεργασίας

4.3.2 Βήματα Επεξεργασίας

Όταν ένα φιλμ εισάγεται σε έναν επεξεργαστή, μεταφέρεται στο εσωτερικό του για να ολοκληρωθούν τα διάφορα στάδια, μέσω ενός συστήματος κυλίνδρων. Κάθε χημική ουσία έχει μια συγκεκριμένη λειτουργία στη διαδικασία ανάπτυξης της εικόνας.

1. Το πρώτο βήμα, είναι η χημική αναγωγή των εκτεθειμένων κόκκων βρωμιούχου αργύρου. Στο χημικό διάλειμμα εμπεριέχονται συνήθως η φαιδόνη, μία δραστική ουσία που παράγει τις μεσαίες και χαμηλότερες τιμές στην κλίμακα του γκρι και την υδροκιόνη, που είναι υπεύθυνη για τις πολύ πυκνές ή σκούρες περιοχές. Ο ενεργοποιητής που συνήθως αποτελείται από ανθρακικό νάτριο, μαλακώνει και διογκώνει το γαλάκτωμα, έτσι ώστε οι προηγούμενες ουσίες να εισχωρήσουν στους εκτεθειμένους κόκκους. Το βρωμιούχο κάλιο μετριάζει τον ρυθμό ανάπτυξης. Το θειώδες νάτριο, ένα τυπικό συντηρητικό, βοηθά στην προστασία των αναγωγικών παραγόντων από την οξείδωση λόγω της επαφής τους με τον αέρα. Αντιδρά επίσης με προϊόντα οξείδωσης για να μειώσει τη δραστηριότητά τους. Επίσης εμπεριέχεται γλουταραλδεϋδη σαν σκληρυντικός παράγοντας για την επιβράδυνση της διόγκωσης του γαλακτώματος. Αυτό είναι απαραίτητο σε αυτόματους επεξεργαστές στους οποίους η μεμβράνη μεταφέρεται από ένα σύστημα κυλίνδρων.

2. Το δεύτερο βήμα είναι η διόρθωση. Στην δεύτερη δεξαμενή, περιέχεται το διάλυμα στερέωσης. Στο διάλυμα αυτό εμπεριέχονται πολλές χημικές ουσίες. Όταν ένα φιλμ αφαιρείται από το διάλυμα ανάπτυξης, η ανάπτυξη συνεχίζεται λόγω του διαλύματος που απορροφάται από το γαλάκτωμα, αυτή η διαδικασία πρέπει να διακοπεί για να μην υπάρξει θάμπωμα στην εικόνα. Το διάλυμα στερέωσης, απομακρύνει τους μη ανεπτυγμένους κόκκους από το φιλμ με την χρήση θειοθειικού αμμωνίου ή με το νάτριο. Το θειώδες νάτριο, χρησιμοποιείται ως συντηρητικό στο μονωτικό υλικό. Τέλος το χλωριούχο αλουμίνιο, χρησιμοποιείται για να σκληρύνει και να συρρικνώσει το γαλάκτωμα.
3. Το τρίτο βήμα είναι η πλύση. Σε αυτό το βήμα το φιλμ περνάει από μία πλύση νερού, για να απομακρυνθεί το διάλυμα. Σε αυτό το σημείο είναι ιδιαίτερα σημαντικό να απομακρυνθεί το θειοθειικό από το γαλάκτωμα γιατί μέσω κάποιων αλληλεπιδράσεων ενδέχεται να σχηματιστεί θειικός άργυρος που πρακτικά φαίνεται σαν μία κιτρινωπή κηλίδα.
4. Στο τελευταίο βήμα, το φιλμ περνάει μέσα από ένα θάλαμο, όπου το χτυπάει ζεστός αέρας, μέχρι να στεγνώσει.[16,33]

4.3.3 Αποθήκευση εικόνας

Το φιλμ είναι ένα παραδοσιακό μέσο αποθήκευσης και αρχειοθέτησης ιατρικών εικόνων. Εάν ένα φιλμ υποβληθεί σε σωστή επεξεργασία, τότε θα έχει διάρκεια ζωής πολλών ετών και στις περισσότερες περιπτώσεις, θα ξεπεράσει την κλινική του χρησιμότητα. Τα σημαντικότερα μειονεκτήματα της αποθήκευσης εικόνων σε φιλμ είναι ο όγκος και ο τρόπος ανάκτησής τους. Οι περισσότερες κλινικές εγκαταστάσεις πρέπει να αφιερώνουν σημαντικό χώρο στην αποθήκευση φιλμ και η ανάκτησή τους αποτελεί μία εξαιρετικά χρονοβόρα διαδικασία. Στην περίπτωση όμως της ψηφιοποιημένης ακτινογραφίας οι εικόνες μπορούν να αποθηκευτούν στον υπολογιστή και μετ' έπειτα στο σύστημα PACS διορθώνοντας τόσο τα προβλήματα χώρου αλλά και όγκου.

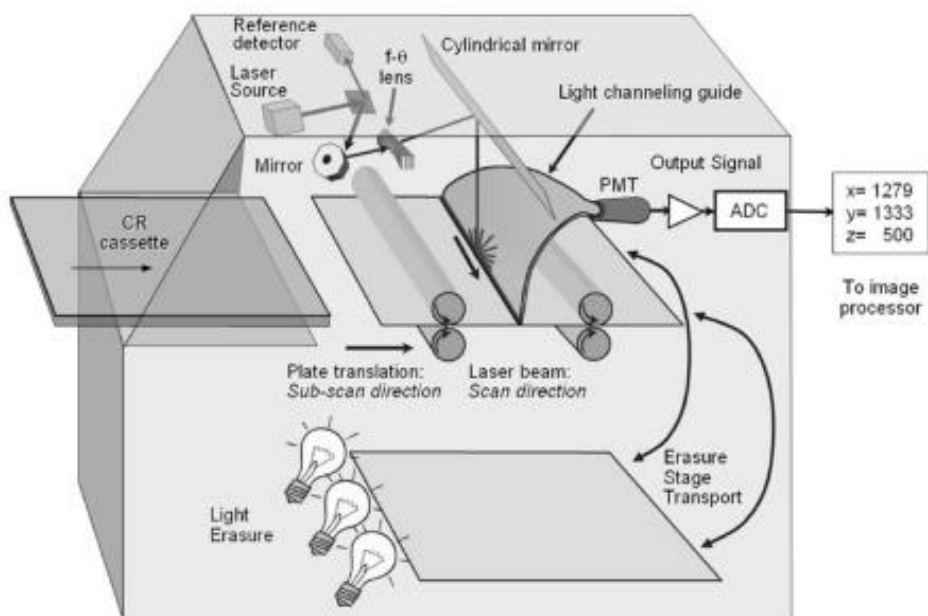
4.4 Ψηφιοποιημένη μαστογραφία (CR)

Τα συστήματα CR δεν έχουν διαφορές στους παράγοντες έκθεσης και αρχών λειτουργίας τους σε σχέση με τα αναλογικά, όσον αφορά το είδος, παρά μόνο στη μέθοδο ανίχνευσης, επεξεργασίας και

αποθήκευσης της εικόνας.

Οι κασέτες είναι πανομοιότυπες σε μέγεθος και σε λειτουργία και δεν διαθέτουν ενισχυτική πινακίδα. Αφού γίνει η λήψη, η κασέτα τοποθετείται σε μία ψηφιακή συσκευή ανάγνωσης-ψηφιοποιητή που ο τρόπος λειτουργίας του θα αναλυθεί αργότερα. Οι CR κασέτες έχουν 20-30% περισσότερη απορρόφηση σε σχέση με τις SF γι αυτό έγιναν κάποιες παραμετροποιήσεις, όσον αφορά το ποσό των kVp που εφαρμόζονται, αφού τα υλικά στόχου και φίλτρου παραμένουν ίδια και το σύστημα AEC ρυθμίζεται με τον ίδιο τρόπο, δεδομένου ότι η θέση του δεν έχει αλλάξει και συνεχίζει να βρίσκεται κάτω από την κασέτα.[37]

4.4.1 Συσκευή Ανάγνωσης



Εικόνα 17. Συσκευή Ανάγνωσης κασέτας CR συστημάτων

Μετά την έκθεση, η κασέτα τοποθετείται στη συσκευή ανάγνωσης.

Υπάρχουν δύο τύποι συσκευών ανάγνωσης PSP(Photostimulable Phosphor φωτοφωγέεργισμου φωσφόρου): σάρωση σημείου και σάρωση γραμμής.

Οι αναγνώστες σάρωσης σημείου διαθέτουν οπτικό στάδιο, δέσμη λέιζερ σάρωσης, μηχανισμό μετάφρασης, οδηγό λήψης φωτός, φωτοπολλαπλασιαστή, μετασχηματιστή/ενισχυτή σήματος και μετατροπέα αναλογικού σήματος σε ψηφιακό (ADC). Κατά τηνεπεξεργασία μόνο ένα σημείο λέιζερ ακτινοβολείται πλάκα απεικόνισης κάθε φορά.

Οι αναγνώστες γραμμικής σάρωσης

Βασίζονται στην ταυτόχρονη διέγερση της πλάκας απεικόνισης φωσφόρου ανά γραμμή κάθε φορά. Η απόκτηση της φωτοδιεγερμένης φωταύγειας γίνεται με έναν φωτοανιχνευτή γραμμικής διάταξης συσκευής συζευγμένης φόρτισης CCD (charged couple device). Όταν το στρώμα φωσφόρου διεγερθεί από πηγή φωτός, εκπέμπει φω, την φωτοδιαγερμένη φωταύγια. Σαν πηγή φωτός δεν χρησιμοποιείται μία μόνο πηγή λέιζερ αλλά πολλές, με φακούς συλλογής οπτικού φωτός. Το σύστημα σάρωσης γραμμής απαιτεί μια διάταξη φακών για την εστίαση κάθε δέσμης λέιζερ σε ένα αντίστοιχο σημείο στη διάταξη CCD.

Κατά τη διαδικασία ανάγνωσης, η πλάκα απεικόνισης σαρώνεται με δέσμη λέιζερ ηλίου ή, στερεάς κατάστασης. Αυτή η δέσμη έχει πλάτος περίπου 100 μικρομέτρα (μm) με μήκος κύματος 633 νανόμετρα (nm). Η πλάκα σαρώνεται με κόκκινο φω, δίνοντας ενέργεια στα παγιδευμένα ηλεκτρόνια. Το κόκκινο φω λέιζερ εκπέμπεται σε περίπου 2 eV, τα οποία είναι απαραίτητα για την ενεργοποίηση των παγιδευμένων ηλεκτρονίων. Αυτή η επιπλέον ενέργεια επιτρέπει στα παγιδευμένα ηλεκτρόνια να διαφύγουν από το ενεργό στρώμα. Καθώς χαλαρώνουν σε χαμηλότερα επίπεδα ενέργειας, απελευθερώνουν ενέργεια εκπέμποντας ορατό μπλε φω. Καθώς η πλάκα απεικόνισης κινείται μέσα ή παραμένει ακίνητη στη συσκευή ανάγνωσης, το λέιζερ την σαρώνει πολλές φορές. Η κίνηση της πλάκας μέσω του σαρωτή ορίζεται ως μετάφραση επειδή κινείται παράλληλα και με συγκεκριμένο ρυθμό μέσω του αναγνώστη. Οι πληροφορίες που παράγονται για την ένταση του φωτός κατά τη διάρκεια της σάρωσης, ανιχνεύονται από έναν φωτοανιχνευτή.

Ο φωτοανιχνευτής ενισχύει το φω και το στέλνει σε ένα ADC. Η ταχύτητα μετάφρασης της πλάκας πρέπει να συντονιστεί με την κατεύθυνση σάρωσης του λέιζερ, διαφορετικά θα επηρεαστεί η απόσταση των γραμμών σάρωσης.[37,38,48]

- Οι πληροφορίες σχετικά με την θέση των δομών καθορίζονται από τη θέση που ήταν η πλάκα κατά το στάδιο της μετάφρασης και τη θέση των κατόπτρων για την κατεύθυνση σάρωσης δέσμης λέιζερ. Η διαδικασία της σάρωσης, διαρκεί από 60 έως 75 δευτερόλεπτα. Οι

μηχανισμοί απορρόφησης ακτίνων X είναι πανομοιότυποι με εκείνους των επιφανειών φωσφόρου στα SF φιλμ. Η διαδικασία αυτή αναλύεται στο επόμενο κεφάλαιο.

Αρχή Λειτουργίας Φωτοδιεγέρσιμου Φωσφόρου

Οι φωτοδιεγέρσιμοι φώσφοροι ανήκουν στην κατηγορία του φθοροαλογονιδίου του βαρίου, όπου τα επίπεδα ατομικής ενέργειας του ενεργοποιητή καθορίζουν τα χαρακτηριστικά εκπομπής φωτός. Οι μηχανισμοί απορρόφησης ακτίνων X είναι πανομοιότυποι με αυτούς του συμβατικού φωσφόρου.

Η διαφορά βρίσκεται στο χρήσιμο οπτικό σήμα. Το σήμα προέρχεται από παγίδες υλικού από τις οποίες εκπέμπονται τα απελευθερωμένα ηλεκτρόνια και οι οπές.

Σε ένα σύστημα φωτοδιεγέρσιμου φωσφόρου, είναι ενσωματωμένη μια υψηλή συγκέντρωση παγίδων στους κρυστάλλους.

Η αρχική αλληλεπίδραση των ακτίνων X με τον κρύσταλλο φωσφόρου, προκαλεί διέγερση των ηλεκτρονίων. Ορισμένα από αυτά, παράγουν φως στον κρύσταλλο με τον κανονικό τρόπο, όμως λόγω των παγίδων, τα φορτία αποθηκεύονται σε αυτές.

Όταν ο κρύσταλλος διεγερθεί με λέιζερ κόκκινου φωτός, τότε τα ηλεκτρόνια απελευθερώνονται από τις παγίδες αποθήκευσης και ανυψώνονται στην ζώνη αγωγιμότητας του κρυστάλλου. Με αυτή την εναλλαγή στις ενεργειακές στιβάδες, εκπέμπεται μπλε φως που έχει μικρότερο μήκος κύματος. Η διαδικασία αυτή, ονομάζεται φωτοδιεγερμένη φωταύγεια.

Η ποσότητα του μπλε φωτός που εκπέμπεται, είναι ανάλογη με την ενέργεια ακτίνων X που απορροφάται από τον φώσφορο και μετράται από ένα οπτικό σύστημα συλλογής και ένα φωτοπολλαπλασιαστή. Το σήμα εξόδου του φωτοπολλαπλασιαστή ψηφιοποιείται και έτσι σχηματίζεται η εικόνα.

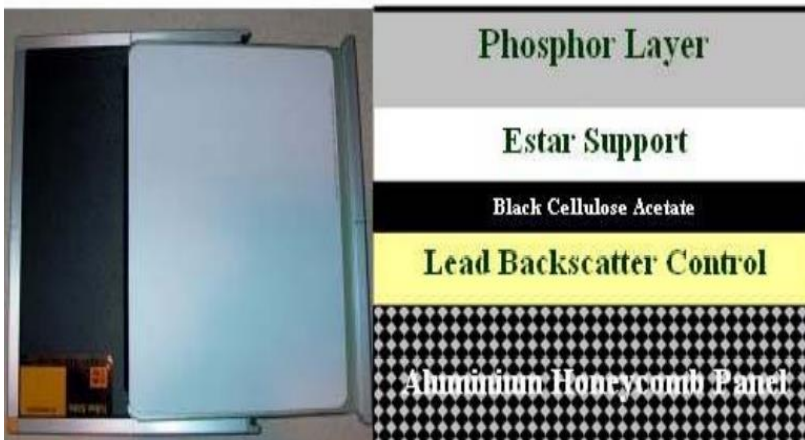
Στο σύστημα, διαθέτεται ένα φίλτρο, το οποίο αποτρέπει τη διέγερση κόκκινου φωτός, το οποίο θα δημιουργούσε παρεμβολές στη μέτρηση.

Δεν υπάρχουν διακριτές δομές στη πλάκα φωσφόρου. Η χρονική διάρκεια που απαιτείται από μία δέσμη λέιζερ για να σαρώσει την εκάστοτε πλάκα φωσφόρου, δίνει τις απαραίτητες πληροφορίες σχετικά με τις συντεταγμένες x , y κάθε εικόνας.

Σε αυτό το σύστημα, η χωρική δειγματοληψία, προσδιορίζεται από το μέγεθος / διάμετρο του λέιζερ και από την απόσταση μεταξύ των δειγμάτων που μετρήθηκαν.

Οι φωτοδιεγέρσιμοι φώσφοροι χρησιμοποιούνται ευρέως στη μαστογραφία επειδή:

- Όταν τοποθετούνται σε κασέτα, μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε ψηφιοποιημένα μηχανήματα ακτίνων Χ.
- Οι πλάκες φωτοδιεγέρσιμου φωσφόρου μεγάλης επιφάνειας παράγονται εύκολα και λόγω αυτής της μορφής, οι εικόνες μπορούν να αποκτηθούν σε μικρότερο χρονικό διάστημα.
- Οι πλάκες έχουν γραμμική απόκριση σε ένα ευρύ φάσμα εντάσεων ακτίνων Χ.
- Οι πλάκες μπορούν να επαναχρησιμοποιηθούν, αφού η έκθεση διαγράφεται, όταν τοποθετηθούν σε μία ομοιόμορφη διεγερτική πηγή φωτός, προκειμένου να απελευθερωθεί οποιαδήποτε υπόλειμμα φορτίου υπάρχει στις παγίδες.[39,48]



Εικόνα 18 Δομή Κασέτας CR συστημάτων

4.4.2 Κασέτα

Στα συστήματα CR, η ακτινογραφική εικόνα καταγράφεται σε ένα λεπτό φύλλο πλαστικού γνωστό ως πλάκα απεικόνισης. Η πλάκα απεικόνισης αποτελείται από πολλά στρώματα. Διαθέτει:

- Ένα προστατευτικό στρώμα πλαστικού, το οποίο είναι πολύ λεπτό, σκληρό, διαφανές για να

προστατεύει το στρώμα φωσφόρου.

- Ένα στρώμα φωτοδιεγέρσιμου φωσφόρου στο οποίο παγιδεύονται τα ηλεκτρόνια κατά την έκθεση. Συνήθως κατασκευάζεται από φωσφόρους της οικογένειας του φθοραλογονιδίου του βαρίου (π.χ. κρύσταλλοι φθοραλογονιδίου, χλωροαλογονιδίου ή βρωμοαλογονιδίου του βαρίου). Για να μειωθεί η εξάπλωση συνήθως σε αυτό το στρώμα υπάρχει και μία χρωστική που απορροφά το διεγερτικό φως.
- Ένα ανακλαστικό στρώμα, το οποίο είναι συνήθως μαύρο. Ο σκοπός αυτού είναι η μείωση της εξάπλωσης του διεγερτικού φωτός και τη διαφυγή του εκπεμπόμενου. Το ανακλαστικό στρώμα τοποθετείται για να στέλνει προς τα εμπρός το φως όταν αυτό απελευθερώνεται μέσα στη συσκευή ανάγνωσης. Σε αυτό το στάδιο υπάρχει η πιθανότητα να χαθούν κάποιες λεπτομέρειες.
- Ένα αγώγιμο στρώμα, από υλικό που απορροφά και μειώνει τον στατικό ηλεκτρισμό.
- Ένα στρώμα χρώματος.
- Ένα στρώμα στήριξης που είναι φτιαγμένο από ειδικό ημιάκαμπτο υλικό, προσφέροντας αντοχή στην πλάκα.
- Ένα στρώμα υποστήριξης, το οποίο βρίσκεται στο πίσω μέρος της κασέτας. Συνήθως το στρώμα αυτό είναι φτιαγμένο από ένα μαλακό πολυμερές και παρέχει προστασία.
- Δεν διαθέτει ενισχυτική πινακίδα και δεν είναι ευαίσθητη στο φως.
- Επιπρόσθετα, μετά το τέλος της σάρωσης, έπειτα από ειδική επεξεργασία σύμφωνα με τους μηχανισμούς που προαναφέρθηκαν επαναχρησιμοποιείται.[16,43]

4.4.3 Κβαντική απόδοση ανίχνευσης DQE (Detective Quantum Efficiency)

Η κβαντική απόδοση ανίχνευσης (DQE) είναι μία μεταβλητή που σχετίζεται με την ποιότητα εικόνας στη μαστογραφία. Ορίζει την αποτελεσματικότητα του ανιχνευτή ως προς τη μετατροπή της προσπίπτουσας δέσμης ακτινών X σε σήμα εικόνας και σχετίζεται με τα ψηφιοποιημένα και ψηφιακά συστήματα. Χρησιμοποιείται ως μεταβλητή για την σύγκριση αποδοτικότητας μεταξύ των απεικονιστικών συστημάτων.

Το DQE μετρά την κβαντική απόδοση ενός ισοδύναμου εικονικού ανιχνευτή που παράγει στην έξοδό του τον ίδιο λόγο σήματος προς θόρυβο (SNR) με τον πραγματικό ανιχνευτή. Εξαρτάται από την δέσμη των ακτινών X, το υλικό του ανιχνευτή, την ποιότητα της ακτινοβολίας (τάση- ρεύμα), τον

τύπο του ομοιώματος, τους ιθμούς και τη λειτουργία μεταφοράς διαμόρφωσης(MTF), με την οποία είναι και ευθέως ανάλογη.

Όταν οι τιμές του DQE είναι υψηλές, σημαίνει ότι ο ανιχνευτής του μηχανήματος είναι αποδοτικός και πως για την απόκτηση ίδιας ποιότητας εικόνας, απαιτείται λιγότερη ακτινοβολία.

Σε έναν ιδανικό ανιχνευτή η κβαντική απόδοση ανίχνευσης θα ισούταν με 1. Στην πράξη αυτό σημαίνει ότι όλη η ενέργεια ακτινοβολίας που απορροφάται, μετατρέπεται σε πληροφορία εικόνας. Το σύστημα ανίχνευσης θα ήταν 100% αποδοτικό και για την παραγωγή μιας ποιοτικής εικόνας θα απαιτούνταν λιγότερη ακτινοβολία. [44]

Detector	DQE (0.5 lines/mm)	DQE (2.5 lines/mm)
Screen-film	30%	10%
CR	50%	15%
DR (indirect)	80%	40%
DR (direct)	60%	30%

CR = computed radiography; DR = digital radiography

Πίνακας 1. Τιμές DQE στα μαστογραφικά συστήματα

4.5 Πλεονεκτήματα Ψηφιοποιημένης Μαστογραφίας (CR) σε σχέση με την Αναλογική (SF)

Υπάρχουν πολλά πιθανά πλεονεκτήματα των CR μηχανημάτων σε σύγκριση με τα SF

Αυτά είναι :

- Το υψηλότερο DQE που σχετίζεται με την ψηφιακή τεχνολογία, επιτρέπει στο ψηφιοποιημένο σύστημα να παρέχει υψηλότερο λόγο σήματος προς θόρυβο σε παρόμοιες ή χαμηλότερες δόσεις ακτινοβολίας σε σχέση με ένα αναλογικό σύστημα.
- Τα ψηφιοποιημένα συστήματα προσφέρουν πιο σταθερή ποιότητα εικόνας με πιο περιορισμένα τεχνικά σφάλματα σε σχέση με αυτά που προκύπτουν κατά την χημική επεξεργασία του αναλογικού φιλμ.
- Ο αριθμός των επαναλήψεων που οφείλονται σε θέματα υπό/υπέρ έκθεσης μειώνεται, αφού στα ψηφιοποιημένα συστήματα δίνεται η δυνατότητα επεξεργασίας της εικόνας μετά την σάρωση. Επίσης τα σφάλματα αυτά μπορεί να οφείλονται και σε τεχνικά ζητήματα κατά την χημική επεξεργασία που έχει αντικατασταθεί. Επίσης η εμφάνιση της τελικής εικόνας γίνεται σε

μικρότερο χρονικό διάστημα, οπότε ο εξεταζόμενος είναι σε θέση να περιμένει έως ότου ο τεχνολόγος επιβεβαιώσει ότι η τελική εικόνα είναι ποιοτικά και τεχνικά σωστή.

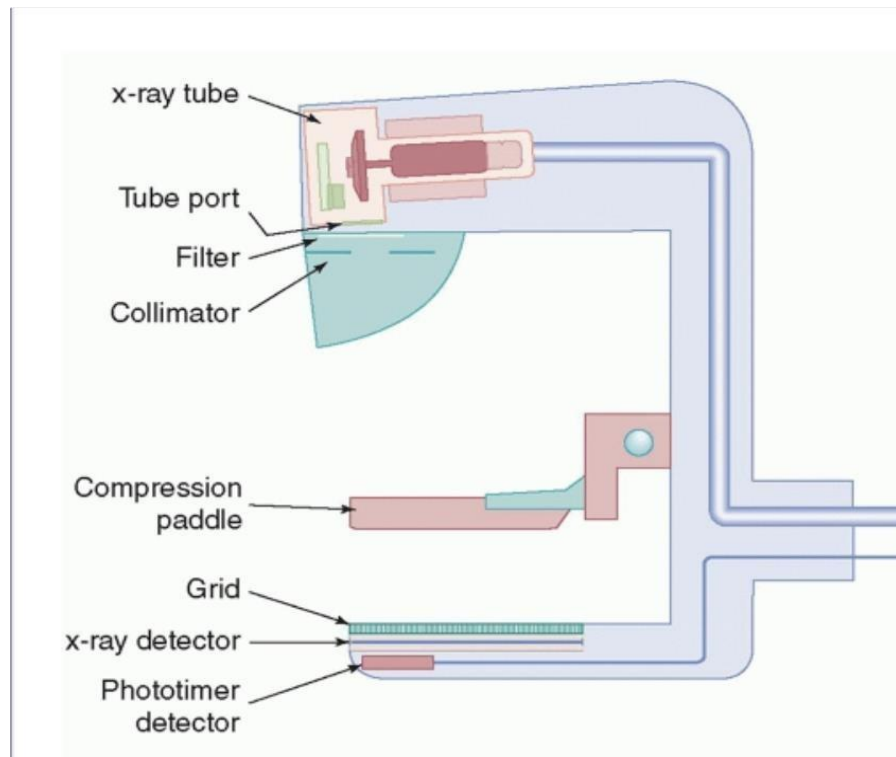
- Δίνεται η δυνατότητα μικρών διορθώσεων κατά την επεξεργασία, ενώ αντίθετα στα φιλμ μόλις η εικόνα εμφανιστεί, είναι αμετάβλητη.
- Σε περίπτωση που χαθεί κάποιο φιλμ η απώλεια είναι ανεπανόρθωτη αφού δεν υπάρχει κάποιο άλλο μέσο αποθήκευσης στα SF συστήματα, ενώ στα CR υπάρχει η δυνατότητα αποθήκευσης της εικόνας σε ψηφιακή μορφή.
- Στα αναλογικά συστήματα αρκετοί χώροι χρησιμοποιούνται για την αρχειοθέτηση φιλμ μένοντας ουσιαστικά ανεκμετάλλευτοι, σε αντίθεση με τα CR συστήματα που αποθηκεύονται ψηφιακά
- Στα ψηφιοποιημένα συστήματα, η ανάκτηση και αναζήτηση παλαιότερων εξετάσεων είναι ευκολότερη και λιγότερο χρονοβόρα, λόγω της ψηφιακής αποθήκευσης. [44,45,46]

Κεφάλαιο 5

ΨΗΦΙΑΚΗ ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑ

5.1 Εισαγωγή

Η βασικότερη διαφορά μεταξύ αναλογικής- ψηφιοποιημένης μαστογραφίας με την ψηφιακή, είναι η κατάργηση και αντικατάσταση του φιλμ ως ανιχνευτή, από ψηφιακούς ανιχνευτές. Οι υπόλοιποι παράμετροι που επηρεάζουν την ποιότητα της εικόνας, οι απαιτήσεις καθώς και τα τεχνικά χαρακτηριστικά παραμένουν ίδια.



Εικόνα 19. Δομή Ψηφιακού Μαστογράφου

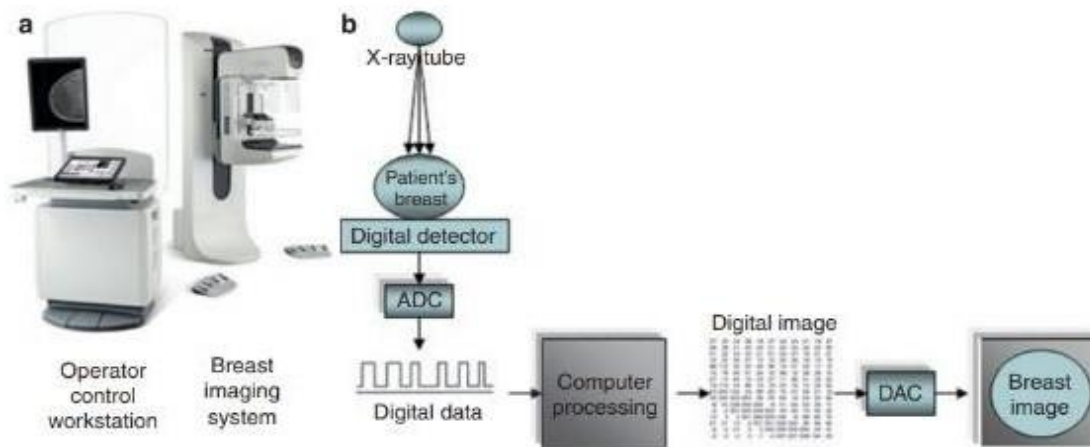
Η σημαντικότερη τεχνολογική αδυναμία που έχουν οι αναλογικοί μαστογράφοι, είναι το γεγονός ότι τα φιλμ χρησιμοποιούνται τόσο ως μέρος του ανιχνευτή για την λήψη μίας εικόνας, όσο και ως συσκευές- μέσον προβολής. Η κλίση της χαρακτηριστικής καμπύλης του φιλμ, εξαρτάται από το επίπεδο έκθεσης.

Όμως η αντίθεση της εικόνας μεταξύ των ιστών του μαστού, μειώνεται τόσο σε περιπτώσεις υψηλής, όσο και σε χαμηλή έκθεση, επιδρώντας αρνητικά στην ποιότητα της εικόνας.

Σκοπός των ψηφιακών μαστογράφων είναι να ξεπεραστούν όλοι οι περιορισμοί που προκύπτουν από την χρήση φιλμ. Τα συστήματα ανίχνευσης φιλμ αντικαθίστανται από ψηφιακούς ανιχνευτές για την απόκτηση εικόνας. Οι ανιχνευτές έχουν αυξημένη κβαντική απόδοση, διατηρώντας την χωρική ανάλυση. Οι εικόνες εμφανίζονται σε οθόνες υψηλής ανάλυσης και αποθηκεύονται σε ψηφιακή μορφή.

Από μελέτες που έχουν γίνει στην πάροδο των ετών έχει αποδειχθεί ότι η τελική εικόνα που προέρχεται από ψηφιακά συστήματα, υπερέρχει στην ΧΔΙ και στην αναλογία σήματος προς θόρυβο με ίδια δόση σε σχέση με τα αναλογικά και ψηφιοποιημένα συστήματα.

Η εικόνα σε μία ψηφιακή μαστογραφία, αποτελείται από pixels. Σε κάθε pixel δίνεται μία τιμή από 0 έως 16383 (μέγιστη μεταδιδόμενη ένταση ακτίνων X) ένα εύρος το οποίο είναι πολύ μεγαλύτερο από τις δυνατότητες του ανθρώπινου οφθαλμού και από τις συσκευές απεικόνισης που χρησιμοποιούνται. Η ψηφιακή μαστογραφία υπερέρχει στην απεικόνιση εξαιρετικά μικρών δομών, όπως για παράδειγμα μικροαποτιτανώσεις της τάξης μεγέθους 0,1-0,2 χιλιοστών.



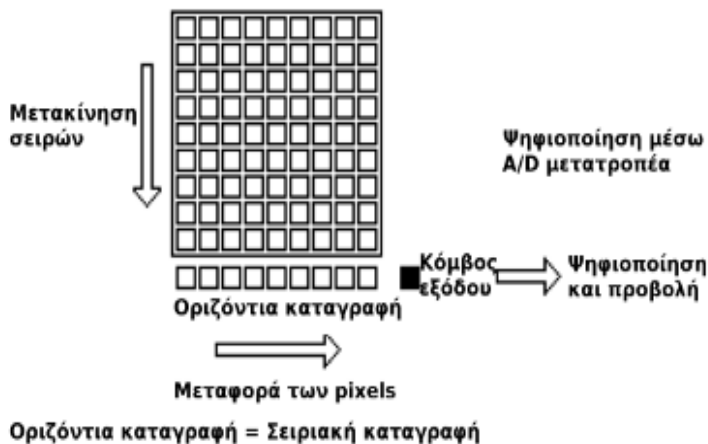
Εικόνα 20. Τα βήματα απόκτησης ψηφιακής εικόνας

5.2 Ανιχνευτές

Για να δημιουργηθεί μία εικόνα σε ψηφιακά συστήματα, πρέπει να υπολογιστεί η ένταση της προσπίπτουσας δέσμης ακτίνων X στο χωρικό τομέα. Το μέγεθος της έντασης των ακτίνων X μετατρέπεται σε αναλογικό ηλεκτρικό σήμα το οποίο στη συνέχεια ψηφιοποιείται για να σταλεί στον υπολογιστή, όπου θα προκύψει η τελική εικόνα. Στο χωρικό τομέα η διακύμανση της έντασης του

σήματος, αντιπροσωπεύει τις πληροφορίες της εικόνας. Η τελική εικόνα είναι αποτέλεσμα συνδυασμού της θέσης ενεργού περιοχής του ανιχνευτή (περιοχή πληροφοριών), με την ένταση του ψηφιοποιημένου σήματος. Για το λόγο αυτό τα προσπίπτοντα φωτόνια μετατρέπονται σε ηλεκτρικό σήμα.

5.2.1 Ανιχνευτές CCD (Couple Charged Device)



Εικόνα 21. Διάταξη- Λειτουργία CCD

Πάνω σε μία επιφάνεια ζεύξης οπτικών ινών που είναι κατασκευασμένες από γυαλί, εναποτίθεται φώσφορο. Οι οπτικές ίνες, μεταφέρουν το φως που προκύπτει από το φώσφορο, σε ένα σύστημα CCD το οποίο στη συνέχεια μετατρέπει το φως σε ηλεκτρικό σήμα.

Το υλικό των οπτικών ινών διακόπτει την ακτινοβολία που δεν έχει απορροφηθεί από την επιφάνεια φωσφόρου και έτσι τα CCD δεν έρχονται σε άμεση επαφή με τις ακτίνες X με αποτέλεσμα να προστατεύονται από ακτινικές βλάβες..

Το CCD αποτελείται από σειρές και στήλες φωτοευαίσθητων στοιχείων. Τα στοιχεία αυτά διατάσσονται με αρχιτεκτονική που επιτρέπει στην έκθεση που παράχθηκε σε κάθε στοιχείο λόγω του φωτός, να μεταφερθεί στο τέλος της κάθε στήλης του CCD σε μία γραμμή ανάγνωσης.

Συνήθως για να καλυφθεί το μέγεθος του ανιχνευτή, είναι τοποθετημένα στη σειρά τέσσερα με πέντε τσιπ CCD. Ο ανιχνευτής έχει ορθογώνιο και στενό σχήμα, περίπου 1cm x 24 cm και η δέσμη ακτίνων X, είναι ευθυγραμμισμένη σε μία στενή υποδοχή προκειμένου να αντιστοιχεί στο σχήμα αυτό.

Ο ανιχνευτής σαρώνει σε πραγματικό χρόνο την δέσμη ακτίνων X που προσπίπτει.

Το φορτίο που δημιουργείται στο CCD μεταφέρεται στις στήλες σειρά- σειρά ρυθμικά, αλλά με αντίθετο τρόπο σε σχέση με τον τρόπο σάρωσης του μαστού από τον ανιχνευτή, ώστε η δέσμη του

φορτίου να είναι ολοκληρωμένη.

Ένα πολύ σημαντικό δομικό στοιχείο, είναι ο πυκνωτής **MOS** (Ημιαγωγός Μεταλλικού Οξειδίου)

→ Η διάταξη ενός πυκνωτή MOS απαρτίζεται μία στρώση ημιαγωγού, μία στρώση μονωτή και μία στρώση μετάλλου. Προκειμένου να δημιουργηθεί το επιθυμητό πηγάδι δυναμικού στο κάτω μέρος του ηλεκτροδίου, η διάταξη αυτή είναι ορθά πολωμένη. Η δέσμη της ακτινοβολίας που προσπίπτει στον πυκνωτή, αλληλεπιδρά με τον ημιαγωγό, με αποτέλεσμα να δημιουργηθούν ζεύγη ηλεκτρονίων-οπών. Το φορτίο των ηλεκτρονίων αποθηκεύεται στο πηγάδι δυναμικού. Τα ηλεκτρόνια παραμένουν στην μικρή επιφάνεια μεταξύ του ημιαγωγού και του μονωτή.

Ένας στοιχειώδης ανιχνευτής CCD αποτελείται από τέσσερις με πέντε ανιχνευτές MOS παράλληλα τοποθετημένους. Κατά τη διάρκεια της διαδικασίας το σήμα μεταφέρεται από τον έναν πυκνωτή στον επόμενο. Η διαδικασία λήψης και μεταφοράς σήματος επαναλαμβάνεται σε τόσες φάσεις, όσες και ο αριθμός των MOS στο σύστημα

Αρχικά πολώνεται μόνο η πρώτη πύλη και όλο το σήμα συγκεντρώνεται εκεί. Στη συνέχεια πολώνεται η δεύτερη, μηδενίζοντας το δυναμικό της πρώτης. Έτσι το σήμα μεταφέρεται κατά ένα βήμα δεξιά. Αυτό συνεχίζεται έως ότου ολοκληρωθεί ο κύκλος.

Τέτοιου τύπου ανιχνευτές, απαιτούν μεγαλύτερο χρόνο σάρωσης.

Η θερμική φόρτιση της λυχνίας ακτίνων X είναι μεγαλύτερη.

Η υψηλή εγγενής απόδοση, αποβάλλει την σκεδαζόμενη ακτινοβολία, οπότε σε αυτές τις περιπτώσεις το αντισκεδαστικό διάφραγμα θα μπορούσε να παραληφθεί. Για να επιτευχθεί αυτό, απαιτείται ένας ειδικά σχεδιασμένος μηχανισμός με ελεγχόμενη ταχύτητα σάρωσης.[47,49,55]

5.2.2 Ενεργά συστήματα απεικόνισης επίπεδων πάνελ μήτρας AMFPI (Active Matrix Flat Panel Imagers)

Η τεχνολογία επίπεδων πάνελ ενεργής μήτρας , βασίζεται σε μεγάλα γυάλινα υποστρώματα στα οποία εναποτίθενται εικονοστοιχεία απεικόνισης.

Τα pixel (εικονοστοιχεία) είναι διατεταγμένα σε ένα δισδιάστατο πλέγμα, με κάθε pixel να περιέχει έναν διακόπτη με βάση άμορφο πυρίτιο (a-Si:H) που είναι συνήθως ένα λεπτό φιλμ τρανζίστορ. Ο

διακόπτης pixel συνδέεται με πυκνωτή αποθήκευσης pixel. Ο διακόπτης έχει πολύ σημαντικό ρόλο, αφού βοηθάει να συγκρατείται το φορτίο απεικόνισης που προκαλείται από την προσπίπτουσα ακτινοβολία.

Συνήθως ένα σύστημα επίπεδης οθόνης ψηφιακής μαστογραφίας έχει διαστάσεις 18 cm x 23 cm ή 19 cm x 25 cm.

Υπάρχουν δύο προσεγγίσεις για αυτού του είδους τα συστήματα: η έμμεση και άμεση ανίχνευση.

5.2.2.1 Flat Panel Φωσφόρου (έμμεση ανίχνευση)

Αυτό το σύστημα αποτελείται από μια μεγάλη επιφάνεια από άμορφο πυρίτιο. Πάνω σε αυτήν την επιφάνεια είναι τοποθετημένες με ορθογώνιο τρόπο φωτοευαίσθητες φωτοδίοδοι. Η ακτινοβολία X απορροφάται από ένα στρώμα ενεργοποιημένου CsI(Tl) (Thallium doped Cesium Iodide /ιοδιούχο καίσιο εμπλουτισμένο με θάλλιο) και εναποτίθεται στις φωτοδίοδους. Τότε οι φωτοδίοδοι, του ανιχνευτή, απορροφούν το εκπεμπόμενο φως του φωσφόρου και το μετατρέπουν σε ηλεκτρικό σήμα, το οποίο και αποθηκεύεται.

Εκμεταλλευόμενοι το φαινόμενο της εσωτερικής ανάκλασης, οι CsI τοποθετούνται σε στήλες, ώστε να λειτουργούν σαν σωλήνες φωτός. Λόγω της διάταξης αυτής περιορίζεται και το φαινόμενο πλευρικής εξάπλωσης και η απώλεια πληροφορίας.

Κάθε pixel του ανιχνευτή περιέχει μία φωτοδίοδο και ένα διακόπτη τρανζίστορ λεπτής μεμβράνης. Οι συστοιχίες των pixel τοποθετούνται σε σειρές και σε κάθε μία από αυτές υπάρχει και μία γραμμή ελέγχου. Για να ενεργοποιηθεί ο διακόπτης- τρανζίστορ του κάθε pixel της σειράς οι γραμμές ελέγχου, ενεργοποιούνται η μία μετά την άλλη.

Κάθε στήλη, διαθέτει και μία γραμμή ανάγνωσης. Όταν μία σειρά ενεργοποιείται, η γραμμή ανάγνωσης, δίνει το σήμα από όλα τα pixel της σειράς του ανιχνευτή.

Οι ανιχνευτές αυτοί είναι γρήγοροι, όμως έχουν υψηλό κόστος.[22,39,50,53,55]

5.3.2.2 Flat Panel Σεληνίου (άμεση ανίχνευση)

Το άμορφο σελήνιο (a-Se) είναι ο πιο εξελιγμένος φωτοαγωγός για άμεσες εφαρμογές λόγω, της άμορφής του κατάστασης, που επιτρέπει τη διατήρηση ομοιόμορφης απεικόνισης.

Το πάχος του φωτοαγωγού (όταν χρησιμοποιείται a-Se) κυμαίνεται από 200 έως 500 μm .

Η δέσμη των ακτίνων X απορροφάται από την επιφάνεια του άμορφου σεληνίου. Κατά τη διαδικασία αυτή στην επιφάνεια του υλικού δημιουργείται το ηλεκτρικό φορτίο με τη μορφή ζεύγους ηλεκτρονίων-οπών.

Αν τα ηλεκτρόδια είναι τοποθετημένα στο πάνω μέρος και εφαρμοστεί ηλεκτρικό πεδίο μεταξύ τους, τότε το σήμα φόρτισης συλλέγεται σε μία επιφάνεια άμορφου πυριτίου με διαδικασία παρόμοια με αυτήν της συλλογής από επιφάνεια από φωσφόρο. Στη δομή αυτή, το φορτίο συλλέγεται από απλά ηλεκτρόδια.

Τα συστήματα άμεσης ανίχνευσης έχουν πλεονεκτήματα σε σύγκριση με τα έμμεσα συστήματα.

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, στα συστήματα έμμεσης ανίχνευσης, οι ακτίνες X που απορροφώνται στην επιφάνεια ενός έμμεσου συστήματος απελευθερώνουν φως το οποίο πρέπει να διαφύγει στην επιφάνεια για να δημιουργηθεί μια εικόνα. Ταυτόχρονα όμως λόγω της διάχυσης φωτός υπάρχει πλευρική εξάπλωση. Έτσι, η διάμετρος θαμπώματος είναι συγκρίσιμη με το πάχος της επιφάνειας. Αυτό το θάμπωμα προκαλεί απώλεια πληροφοριών στην εικόνα, είναι έντονο και μη αναστρέψιμο. Αυτή η απώλεια μετριάζεται όταν χρησιμοποιείται CsI.

Επειδή ο διαχωρισμός μεταξύ των ινών, δημιουργείται από ρωγμές, η διοχέτευση του φωτός δεν είναι τέλεια.

Στα συστήματα άμεσης ανίχνευσης τα παραγόμενα φορτία, μεταφέρονται μέσω των ηλεκτροδίων. Λόγω αυτού η πλευρική εξάπλωση και το θάμπωμα δεν είναι αξιοσημείωτα. Αν επιλεγεί το κατάλληλο υλικό φωτοαγωγού, η αποτελεσματικότητα απορρόφησης ενός άμεσου ανιχνευτή μεγιστοποιείται.

Τα άμεσα συστήματα έχουν πιο απλοποιημένη δομή σε σχέση με τα έμμεσα. Αυτό καθιστά την κατασκευή τους ευκολότερη.

Για την διατήρηση ηλεκτρικού πεδίου, απαιτείται εφαρμογή υψηλής τάσης. Η αναγκαιότητα αυτή, αποτελεί το βασικότερο μειονέκτημα των άμεσων ανιχνευτών.[22,39,50,51,53,55]

5.4 Ψηφιακή επεξεργασία εικόνας

Αφού γίνει η λήψη της εικόνας, και η κατάλληλη επεξεργασία της από αλγορίθμους, τα νέα συστήματα- λογισμικά επιτρέπουν στον ακτινοδιαγνώστη να έχει πρόσβαση και σε εργαλεία επιπλέον επεξεργασίας τα οποία θα τον βοηθήσουν στην γνωμάτευση της εικόνας. Κάποια από αυτά είναι εργαλεία παραθύρου, εργαλεία που επιτρέπουν τις μετρήσεις στην εικόνα, όπως πχ ο υπολογισμός της

διαμέτρου μιας βλάβης, προσθήκη σχολίων ή σήμανση πιθανής παθολογίας, ή ακόμη και η αλλαγή παραθύρων απεικόνισης.

Σε αυτό το σημείο πρέπει να σημειωθεί ότι με τις συγκεκριμένες επιπρόσθετες εξεργασίες παρέχεται και η δυνατότητα επίλυσης τεχνικών σφαλμάτων που συνέβησαν κατά τη διενέργεια της εξέτασης.

Για παράδειγμα έστω ότι εξετάζεται μία γυναίκα με μαστεκτομή AP και ο τεχνολόγος δεν έχει επιλέξει το ανάλογο πρωτόκολλο των δύο λήψεων, αλλά έχει αφήσει το στάνταρ που χρησιμοποιείται στη διαγνωστική μαστογραφία μη χειρουργημένων εξεταζόμενων. Αν δεν αλλάξει τη σειρά των προβολών πριν την ακτινοβολήση, τότε αυτόματα οι λήψεις θα εμφανιστούν με διαφορετικό προσανατολισμό το οποίο είναι ένα εξαιρετικά σοβαρό σφάλμα ειδικά σε περιπτώσεις που το λάθος αυτό δεν μπορεί να εντοπιστεί εύκολα. [55]

5.5 Εμφάνιση εικόνας

Το ψηφιακό σήμα που παίρνουμε από την έξοδο του υπολογιστή πρέπει να μετατραπεί ξανά σε αναλογικό, ώστε να μπορέσει να εμφανιστεί στην οθόνη, η οποία έχει ανάλυση τουλάχιστον 5 megapixel και οι οθόνες που χρησιμοποιούνται είναι υγρών κρυστάλλων.

Σε αυτό το σημείο πρέπει να τονιστεί ότι όσο καλή και να είναι μία ψηφιακή εικόνα, αν οι οθόνες στις οποίες γίνεται η γνωμάτευση δεν είναι υψηλής ευκρίνειας, τότε οι βελτιώσεις στην ποιότητα δε θα αναδειχθούν.

Για την διευκόλυνση των ακτινολόγων υπάρχουν προεγκατεστημένα πρωτόκολλα εμφάνισης των λήψεων στην οθόνη, σύμφωνα με το είδος και την σειρά των λήψεων και δίνεται και η δυνατότητα ταυτόχρονης μελέτης προηγούμενων λήψεων για μεγαλύτερη ευκολία στη σύγκριση.

Όλες οι οθόνες θα πρέπει να είναι βαθμονομημένες ώστε να συμμορφώνονται με το ψηφιακό απεικονιστικό σύστημα ιατρικής DICOM στην κλίμακα του γκρι καθώς και σε ότι αφορά τη μεγέθυνση. Η παράμετρος αυτή, είναι υψίστης σημασίας, που είναι απαραίτητο να ακολουθείτε από όλους τους κατασκευαστές πιστά αφού είναι ζωτικής σημασίας σε περιπτώσεις σύγκρισης εικόνων που έχουν πραγματοποιηθεί σε διαφορετικά συστήματα.

- Ένας τυπικός σταθμός εργασίας ψηφιακών συστημάτων απεικόνισης, έχει δύο μεγάλου μεγέθους οθόνες LCD, υψηλής ευκρίνειας τοποθετημένες η μία κολλημένη στην άλλη. Ο λόγος είναι η καλύτερη ανάδειξη των ποιοτικά ανώτερων εικόνων. Επίσης υπάρχει και μία

μικρότερη οθόνη με μέγεθος παρόμοιο με μία συμβατική οθόνη., η οποία χρησιμεύει στην παρακολούθηση της λίστας των εξεταζομένων, την είσοδο στο σύστημα, την αναζήτηση παλαιότερων εικόνων κ.α.

5.6 Αλγόριθμοι Επεξεργασίας

Υπάρχουν αρκετοί αλγόριθμοι επεξεργασίας εικόνας που αναπτύχθηκαν ειδικά για την εφαρμογή τους σε συστήματα ψηφιακής μαστογραφίας και από τους ίδιους τους κατασκευαστές των μηχανημάτων, αλλά και από άλλους ανεξάρτητα.

Κάποιοι από αυτούς είναι:

- Χειροκίνητο παράθυρο έντασης με το οποίο ο χειριστής μπορεί να μετατρέψει-αλλάξει τα ποιοτικά χαρακτηριστικά μιας εικόνας, σύμφωνα με τις ανάγκες του.
- Παράθυρο έντασης με βάση το ιστόγραμμα, το οποίο μπορεί να βελτιώσει την ευκρίνεια της βλάβης, όμως μπορεί να προκαλέσει αλλοίωση και απώλεια λεπτομέρειας στους υπόλοιπους ιστούς.
- Παράθυρο έντασης μοντέλου μείγματος, που ενισχύει την ορατότητα των ορίων της δομής-βλάβης σε σχέση με τον λιπώδη ιστό, προκαλώντας όμως πάλι απώλεια λεπτομέρειας στους γύρω ιστούς.
- Προσαρμοστική εξίσωση ιστογράμματος περιορισμένης αντίθεσης, η οποία δίνει καλύτερες πληροφορίες στα άκρα μιας δομής.
- Μη ευκρινής κάλυψη, η οποία ενισχύει την ευκρίνεια των ορίων μαζικών δομών.
- Περιφερειακή εξισορρόπηση, με αυτόν τον αλγόριθμο, εμφανίζονται καλύτερα οι λεπτομέρειες της δομής, διατηρώντας τις περιφερικές πληροφορίες [54,55]

5.7 Κλίμακα του Γκρι

Η ψηφιακή μαστογραφία υπερέχει σε σχέση με την αναλογική ως προς το γεωγραφικό πλάτος, που είναι πολύ μεγαλύτερο. Προκειμένου να καταγραφεί το ευρύ δυναμικό εύρος του μαστού με την επαρκή ανάλυση αντίθεσης, ορίζεται η κατάλληλη κλίμακα του γκρι. Πρακτικά για

τεχνικούς λόγους, πρέπει να καθοριστεί ο αριθμός των bit που θα αξιοποιείται για την μετατροπή της εικόνας ακτίνων X σε ψηφιακή μορφή.

→ Οι ψηφιακοί ανιχνευτές ακτίνων X έχουν μεγάλο εύρος δυναμικού, για την καταγραφή των διακυμάνσεων του πάχους του μαστού που εμφανίζονται στην περιφερειακή περιοχή. Έχουν περιορισμένο γεωγραφικό πλάτος συστήματος προβολής και γι αυτό απαιτούνται συμβιβασμοί στην εμφάνιση της εικόνας.

Η εξίσωση της κλίμακας του γκρι συνήθως εκτελείται για να εμφανιστεί σωστά ολόκληρος ο μαστός, από το θωρακικό τοίχωμα έως και τη θηλή, με την μέγιστη αντίθεση. Για την αντιστάθμιση του πάχους αρχικά αναγνωρίζεται η περιοχή μεταβλητού πάχους και επιλεκτικά εφαρμόζεται ο αλγόριθμος διόρθωσης. Η συγκεκριμένη διαδικασία εφαρμόζεται και σε περιπτώσεις ιδιαίτερα πυκνών μαστών.

5.8 Παράθυρο / επίπεδο

Μετά την αντιστάθμιση της εκθετικής εξασθένησης των ακτίνων X και για τη διακύμανση του πάχους στην περιφερειακή ζώνη του μαστού, η κλίμακα του γκρι πρέπει να τροποποιηθεί περαιτέρω για μία βέλτιστη απεικόνιση. Αυτή η διαδικασία είναι γνωστή ως παράθυρο/επίπεδο. Εξαρτάται από τις τιμές W (πλάτος) και L (επίπεδο) που ορίζονται σύμφωνα με το πρότυπο DICOM ώστε η εφαρμογή τους να γίνεται αυτόματα. Το WW (window width) και το WL (window level) σχετίζονται με την αντίθεση και τη φωτεινότητα.

5.11 Σύγκριση Αναλογικών – Ψηφιακών Συστημάτων

Τα μηχανήματα αναλογικής μαστογραφίας έχουν αντικατασταθεί πλήρως από τα ψηφιακά πλην ελάχιστων εξαιρέσεων, οπότε μπορούμε να πούμε ότι χρησιμοποιούνται αποκλειστικά οι ψηφιακοί

μαστογράφοι πλέον.

Η ειδοποιός διαφορά μεταξύ των δύο συστημάτων απ όπου απορρέουν και οι περισσότερες διαφορές, είναι η μέθοδος λήψης εικόνας, δηλαδή η αντικατάσταση των φιλμ από ψηφιακούς ανιχνευτές.

Αναλυτικότερα:

Τα φιλμ έχουν αντικατασταθεί πλήρως από ψηφιακούς ανιχνευτές. Ακόμη φυσικά δίνεται η δυνατότητα εκτύπωσης των εικόνων σε φιλμ, όμως και πάλι υπάρχει τεράστια διαφορά στην ποιότητα της εικόνας. Αυτή η αντικατάσταση οδήγησε σε:

- Μείωση του κόστους, λόγω αποφυγής εκτύπωσης φιλμ.
- Δυνατότητα επεξεργασίας, βελτιστοποίησης ή τροποποίησης των εικόνων μετά την λήψη, τόσο από τους τεχνολόγους, όσο και από τους γιατρούς. Αυτό γίνεται με την εφαρμογή ειδικών αλγορίθμων, παραθύρων, δυνατότητα βελτιστοποίησης της αντίθεσης- φωτεινότητας, ζουμ εικόνας, σήμανσης δομώνκ.α. Έχει πολύ σημασία γιατί σε περιπτώσεις τεχνικών σφαλμάτων η ποιότητα της εικόνας μπορεί να βελτιωθεί χωρίς την ανάγκη επιπλέον ακτινοβόλησης (επανάληψη της λήψης).
- Καλύτερη και ευκολότερη αρχειοθέτηση, αφού πλέον οι εικόνες αποθηκεύονται στο σύστημα PACS, του οποίου η χωρητικότητα είναι απεριόριστη. Λόγω αυτού είναι και πολύ πιο εύκολη η αναζήτηση εξετάσεων, αφού σε αντίθετη περίπτωση υπάρχει και το ενδεχόμενο απώλειας των φιλμ. Αυτό αποτελεί και δικλείδα ασφαλείας για τις εξεταζόμενες οι οποίες σε περίπτωση απώλειας προηγούμενων εξετάσεων, ή εάν ξεχάσουν να τις φέρουν για σύγκριση στον τακτικό έλεγχο. Βασική προϋπόθεση σε αυτό, είναι οι έλεγχοι να γίνονται στο ίδιο κέντρο κάθε φορά.
- Γίνεται εξοικονόμηση χώρου και ορθότερη αξιοποίηση αυτών.
- Μέσω των ειδικών λογισμικών που προσφέρει η κάθε εταιρία, είναι πολύ πιο εύκολο για τους γιατρούς να συγκρίνουν τις εικόνες από τις οθόνες στον κλινικό σταθμό εργασίας.
- Λόγω της ψηφιακής λίστας εξεταζόμενων, είναι ευκολότερη και γρηγορότερη η ροή των εξετάσεων.
- Επίσης μειώνονται τα ποσοστά λάθους σχετικά με τα στοιχεία του εξεταζόμενου, ή το είδος της λήψης αφού αναγράφονται αναλυτικά τα στοιχεία και καταχωρείται αυτόματα το απαιτούμενο πρωτόκολλο για την διενέργεια της εξέτασης

Αυτή η δικλείδα ασφαλείας είναι πολύ σημαντική σε περιπτώσεις συνωνυμίας, ή σε περιπτώσεις που απαιτείται ειδικό πρωτόκολλο, λεπτομέρεια που μπορεί να διαφύγει από τον τεχνολόγο.

Τεχνικοί λόγοι

- Λόγω της άμεσης εμφάνισης των εικόνων στον υπολογιστή, είναι πολύ πιο εύκολο να κριθεί αν λόγω ευρήματος, πρέπει να γίνουν συμπληρωματικές λήψεις για διαφοροδιάγνωση. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα να μη χρειάζεται να επιστρέψει η εξεταζόμενη σε δεύτερο χρόνο για να γίνουν οι απαιτούμενες λήψεις.
- Ο χρόνος ακτινοβολήσης είναι μειωμένος, όπως επίσης και ο χρόνος εμφάνισης των εικόνων. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα, ο χρόνος για την ολοκληρωμένη διεξαγωγή της διαδικασίας να έχει μειωθεί αισθητά, πράγμα ευχάριστο για κάθε εξεταζόμενο.
- Η απεικόνιση των μεγαλύτερων και πυκνότερων μαστών είναι πολύ καλύτερη ποιοτικά. Η δόση που λαμβάνει ο εξεταζόμενος, έχει μειωθεί αισθητά κατά 30 με 40 %.
- Εφαρμογή του συστήματος CAD το οποίο βοηθάει ιδιαίτερα στην ανίχνευση βλαβών
- Αποφυγή θορύβου, που προέρχεται από την κοκκοποίηση του φιλμ, όπως στα αναλογικά συστήματα.
- Μεγαλύτερο δυναμικό εύρος το οποίο μεταξύ άλλων, επιτρέπει την ανάδειξη πολύ μικρών δομών, όπως αποτιτανώσεις.
- Λόγω της αυξημένης γραμμικότητας απόκρισης του ανιχνευτή, ενισχύεται η ευαισθησία, η αντίθεση και η ανάλυση της εικόνας.
- Αύξηση του λόγου σήματος προς θόρυβο SNR.
- Τέλος, στα πρώτα χρόνια που τέθηκαν υπό χρήση οι ψηφιακοί μαστογράφοι, είχαν υψηλό κόστος αγοράς και συντήρησης, οπότε κατ' επέκταση υπήρχε και διαφορά στην κοστολόγηση μεταξύ των δύο εξετάσεων, δεδομένου ότι δεν διέθεταν όλα τα κέντρα την συγκεκριμένη παροχή. Πλέον το συγκεκριμένο θέμα δεν υφίσταται, αφού το κοστολόγιο έχει αλλάξει και συνήθως δεν υπάρχει μεγάλη απόκλιση κοστολόγησης μεταξύ των κέντρων. Επίσης είναι πολύ σημαντικό να αναφερθεί ότι λόγω της τεράστιας ευαισθητοποίησης γίνονται συχνά καμπάνιες σχετικά με την ευαισθητοποίηση των πολιτών στις οποίες γίνονται δωρεάν εξετάσεις. Ως μήνας μαστού έχει καθιερωθεί ο Οκτώβριος κατά τη διάρκεια του οποίου συνηθίζεται να γίνονται εκπτώσεις ή ολοκληρωμένα οικονομικά πακέτα εξέτασης του μαστού. Τέλος σε πάρα πολλές

χώρες η εξέταση του μαστού παρέχεται δωρεάν. [44,45,46,56,57]

Components	Analog	Digital
X-ray tube (target)	Molybdenum or rhodium	Molybdenum or tungsten
Grid	Stationary or moving	Optional
Exposure time	2-3 sec	1-6 sec
Average dose per view	Less than 3.0 mGy	Comparable to analog or less
Detector type	Screen-film cassette	Solid-state device (linear or 2D)
Detector Size	18 x 24cm or 24 x 30 cm	18 x 23 or 19 x 25 cm
Spatial resolution	15-20 lp/mm (33-25 μm)	5-13 lp/mm (100-20 μm)
Image Contrast resolution	Approximately 0.04	Comparable to analog or better
Dynamic range	25-100	5.000-10.000
Noise	Quantum and film granularity	Quantum and electronic
Image development	Wet processing	Wet or dry laser printers or digital
Image display	Light box	CRT and/or light box
Image processing	Film processing	CAD/ post-processing

Components and Characteristics of Analog and Digital Mammography Systems From Yaffe MJ, Cheung L and Williams MB

Πίνακας 2. Σύγκριση Αναλογικών Και Ψηφιακών Μηχανημάτων

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6

ΤΟΜΟΣΥΝΘΕΣΗ

Ο μαστός, αν και όργανο τριών διαστάσεων, απεικονίζεται σε διδιάστατη μορφή και γι' αυτόν τον λόγο σε μία εξέταση ρουτίνας πραγματοποιούνται δύο λήψεις συνήθως σε κάθε μαστό, μία face στις 0 μοίρες και μία Mlo (mediolateral oblique) στις 45 μοίρες. Αυτό σε ένα αρκετά μεγάλο βαθμό προκαλεί περιορισμούς ως προς την ανάλυση και απεικόνιση της δομής του, αφού η τελική εικόνα είναι αποτέλεσμα της συνολικής εξασθένησης των ιστών που περιλαμβάνει η δομή, είτε φυσιολογικών είτε μη.

Επίσης, είναι σύνηθες, στην τελική εικόνα να εμφανίζονται βλάβες, οι οποίες όμως στην πραγματικότητα είναι ψευδείς και οφείλονται στην επιπροβολή των ανατομικών δομών στο εσωτερικό του μαστού. Επομένως σημαντικό κριτήριο και ρόλο παίζει σαφώς και η μορφολογία του μαστού της εκάστοτε εξεταζόμενης. Η τομοσύνθεση λοιπόν, είναι η εξέλιξη των μέχρι τώρα υπαρχόντων ψηφιακών μαστογράφων, αφού βασίζεται σε αυτά, και πραγματοποιείται στα ίδια εξελιγμένα πλέον μηχανήματα που έχουν τη δυνατότητα πραγμάτωσης και των δύο ειδών εξετάσεων.

6.1 Ιστορική Αναδρομή

Με τον όρο τομογραφία – τομοσύνθεση περιγράφεται η απεικόνιση ενός θέματος σε εγκάρσιες τομές, με δεδομένα που έχουν προκύψει από μετάδοση ή ανάκλαση.

Το 1917, έγινε η πρώτη επίσημη δημοσίευση επιστημονικού άρθρου από τον Johann Karl August Radon. Σε αυτό ανέπτυξε το μαθηματικό υπόβαθρο της τομογραφίας σύμφωνα με το οποίο τα δεδομένα που λαμβάνονται στο εσωτερικό ενός θέματος, μπορούν να χρησιμοποιηθούν για περαιτέρω ανάλυση του εσωτερικού του.

Τη δεκαετία του 1920, έγιναν αρκετές προσπάθειες προκειμένου να απαλειφθεί ο θόρυβος – σκιές και να εκμεταλλευτούν στο έπακρο τα οφέλη των ακτινών Χ. Κατά την προσπάθεια αυτή, εφαρμόστηκαν αρκετές πατέντες και ιδέες που είχαν προταθεί από διάφορους επιστήμονες.

Μία από αυτές ήταν το 1930 η στωματογραφία (εφεξής « τομογραφία»), που δημιουργήθηκε από τον Alessandro Vallebona. Σκοπό αυτής, ήταν η εκτενέστερη ανάλυση και η πραγματοποίηση λεπτομερών λήψεων μόνο στις δομές που ήταν απαραίτητο. Παρ' όλα αυτά η τεχνική αυτή εμφάνιζε

αρκετά μειονεκτήματα χαμηλή αντίθεση και ΧΔΙ.

Το 1932, ο Ziedses des Plantes, εισήγαγε την τομογραφική απεικόνιση. Ως βασικό μέσο απεικόνισης, αποτέλεσε αρωγό στην δημιουργία και την εξέλιξη νέων απεικονιστικών μεθόδων όπως η Αξονική και η Μαγνητική Τομογραφία, η Τομοσύνθεση και άλλες τρισδιάστατες μέθοδοι απεικόνισης.

Η αναγκαιότητα του προσυμπτωματικού ελέγχου σε συνδυασμό με την εφαρμογή ψηφιακών ανιχνευτών, οδήγησε στην ανάπτυξη και εξέλιξης της τομοσύνθεσης.

Οι διαθέσιμες τομογραφικές τεχνικές απαιτούσαν πολύ υψηλές δόσεις για την απεικόνιση του μαστού.

Ο Richard Moore, επικεφαλής της έρευνας απεικόνισης μαστού, με τον ακτινολόγο Daniel B. Korans και τον φυσικό του τμήματος Loren Niklason το 1992, αναθεώρησαν τις τεχνικές της τομογραφικής απεικόνισης, οι οποίες μεταξύ άλλων οδηγούσαν σε αυξημένη δόση στον εξεταζόμενο.

Κατά την μελέτη τους, αντικατέστησαν τη δομή του μαστού με δομές που είχαν προκύψει από μαστεκτομές. Κινούσαν την λυχνία και έπαιρναν λήψεις υπό διαφορετικές γωνίες.

Το 1996, ο Loren Niklason, η Laura E. Niklason και ο Dr. Korans κατέθεσαν ένα δίπλωμα ευρεσιτεχνίας με τίτλο "Tomosynthesis System for Breast Imaging", το οποίο περιέγραφε ένα ψηφιακό σύστημα τομοσύνθεσης μαστού και πήρε έγκριση και επιχορήγηση από το Υπουργείο Άμυνας των ΗΠΑ.

Το δίπλωμα ευρεσιτεχνίας εγκρίθηκε το Φλεβάρη του 1999, λαμβάνοντας επιχορήγηση από το Υπουργείο Άμυνας των ΗΠΑ. Η General Electric ανέλαβε το έργο για την κατασκευή του πρώτου συστήματος Ψηφιακής Τομοσύνθεσης Μαστού, με την επιχορήγηση του Στρατού Των ΗΠΑ και με την πρώτη δοκιμή εθελοντή να πραγματοποιείται την ίδια χρονιά. Έπειτα από δοκιμές αποδείχθηκε ότι με το σύστημα αυτό, είναι δυνατή η αναλυτικότερη απεικόνιση ολόκληρου του μαστού και όχι μόνο μικρών δομών του.

Το 2000 έγιναν πολλές μελέτες με εκατοντάδες εθελοντές. Με την εφαρμογή αλλαγών βελτιώθηκε σημαντικά η ΧΔΙ του μηχανήματος και η αναλυτικότερη εμφάνιση βλαβών.

Η ψηφιακή τομοσύνθεση είναι μία τεχνική απεικόνισης του μαστού που βασίζεται στην ανακατασκευή εικόνων τομογραφίας, που η λήψη τους έχει γίνει σε περιορισμένο ύψος. Οι εικόνες αυτές είναι υψηλής ευκρίνειας και προκύπτουν, από λήψεις που πραγματοποιούνται ανά μοίρες με το μηχάνημα να ακολουθεί μία τοξοειδή κίνηση από 15 έως 50 μοίρες, λαμβάνοντας περίπου 9 έως 25 λήψεις. Έτσι επιτυγχάνεται η απεικόνιση του μαστού σε πολύ λεπτές τομές, πάχους ενός χιλιοστού.

Κατά τη διεξαγωγή της εξέτασης, για την εξεταζόμενη η εξέταση δεν διαφέρει στο κομμάτι τοποθέτησης της, παρά μόνο στον χρόνο ακτινοβόλησης - πίεσης του μαστού, που είναι ελάχιστα μεγαλύτερος. Χρησιμοποιείται σαν μέθοδος συμπληρωματικής απεικόνισης και όχι ως αντικατάστασης.

6.2 Αρχές λειτουργίας

Με την μέθοδο της μαστογραφίας μία τρισδιάστατη δομή αποτυπώνεται σε μία εικόνα δύο διαστάσεων το οποίο φυσικά δημιουργεί σημαντικούς περιορισμούς. Ο βασικότερος αυτών είναι ότι με την τεχνική που χρησιμοποιείται, οι δομές από όλο τον μαστό υπερτίθενται για να σχηματιστεί μία εικόνα. Έτσι λοιπόν βάσει της ιδιότητας εξασθένησης των ακτίνων X, η ευκρίνεια μίας βλάβης είναι πιθανόν να μειωθεί αισθητά λόγω των φυσιολογικών δομών που παρεμβάλλονται (ινοαδενικών ιστών) ενός μαστού, οι οποίες έχουν παρόμοιες ιδιότητες εξασθένησης ακτίνων X και βρίσκονται στο ίδιο μήκος διαδρομής της δέσμης πάνω ή κάτω από τη βλάβη. Ο περιορισμός αυτός είναι εντονότερος στις γυναίκες με πυκνούς μαστούς δηλαδή με υψηλό ποσοστό ινοαδενικών ιστών, αφού δημιουργείται πολυπλοκότητα στις εικόνες με ενδεχόμενο αλληλοεπικάλυψης καρκινικών ιστών από φυσιολογικούς.

Η ψηφιακή τομοσύνθεση μαστού είναι μια τεχνική που αποδίδει τρισδιάστατες εικόνες, εξαλείφει σε μεγάλο βαθμό τα αποτελέσματα υπέρθεσης ιστού, από τις επίπεδες εικόνες και έτσι βελτιώνεται η διακριτική ικανότητα της εικόνας. Επίσης με την δυνατότητα εντοπισμού μιας βλάβης σε τρεις διαστάσεις, είναι πολύ πιο εύκολο να σχεδιαστεί ένα ακριβέστερο πλάνο χειρουργικής εκτομής, ή και πλάνου ακτινοθεραπείας.

Όπως προαναφέρθηκε τα εξελιγμένα συστήματα μαστογράφων δίνουν τη δυνατότητα πραγματοποίησης και των δύο τύπων απεικονίσεων στο ίδιο μηχάνημα.

Η τομοσύνθεση μπορεί να πραγματοποιηθεί σε ένα τροποποιημένο σύστημα ψηφιακής μαστογραφίας.

Η ανακατασκευή επιτυγχάνεται χρησιμοποιώντας αλγόριθμους παρόμοιους με αυτούς που χρησιμοποιούνται για την υπολογιστική τομογραφία.

Οι δόσεις παραμένουν χαμηλές, διατηρώντας παράλληλα εικόνες υψηλής ποιότητας.

6.3 Σχεδιασμός Μηχανήματος

Τα μηχανήματα τομοσύνθεσης, είναι βασισμένα στα προϋπάρχοντα μηχανήματα μαστογράφων με κάποιες τροποποιήσεις φυσικά.

Πιο συγκεκριμένα:

- Η λυχνία είναι ίδια με μόνη διαφορά ότι επιλέγονται λυχνίες υψηλότερης ισχύος.
- Ο ανιχνευτής είναι ίδιος με τη μόνη διαφορά ότι πλέον επιλέγονται μεγαλύτεροι σε μέγεθος και με δυνατότητα γρηγορότερης ανάγνωσης προκειμένου να μειωθεί ο χρόνος εξέτασης.
- Τα πίεστρα είναι φτιαγμένα από το ίδιο υλικό, όμως είναι μεγαλύτερα σε μέγεθος προσφέροντας καλύτερη ακινητοποίηση και σταθερότητα κατά την τοξοειδή κίνηση.
- Το face shield είναι επίσης φτιαγμένο από το ίδιο υλικό, αλλά είναι μεγαλύτερο σε μέγεθος και είναι σχεδιασμένο με μία καμπυλωτή μορφή, μιμούμενο την τοξοειδή κίνηση προκειμένου να αποφευχθεί η επιπροβολή του προσώπου στις λήψεις.
- Ο βραχίονας είναι κατασκευασμένος από τα ίδια υλικά όμως κινείται με τοξοειδή τρόπο κατά τη διενέργεια στις εξέτασης.

Η ειδοποιός διαφορά μεταξύ των δύο συστημάτων είναι ότι κατά την τομοσύνθεση η λυχνία περιστρέφεται γύρω από ένα σταθερό σημείο πάνω από τον ανιχνευτή. Επίσης εφαρμόζονται διαφορετικά φίλτρα φάσματος ακτίνων X και αποθήκευσης των pixel.

Σε μία προσπάθεια εξέλιξης και βελτίωσης του μηχανήματος έχουν προταθεί διάφορες αλλαγές, όπως για παράδειγμα:

- Βελτιώσεις σύνθεσης της λυχνίας ακτίνων X.
- Η χρήση διαφορετικού τύπου – λειτουργίας ανιχνευτών.

6.4 Λυχνία Ακτίνων X

Η λυχνία ακτίνων X παράγει τάσεις από 23 έως 49 kVp με στόχους βολφραμίου, ροδίου ή μολυβδαινίου σε συνδυασμό με φίλτρα απόαλουμίνιο, ασήμι, ρόδιο, χαλκό ή τιτάνιο.

Στα πλαίσια βελτιστοποίησης και εξέλιξης της τεχνικής έχουν γίνει μελέτες και αλλαγές που αφορούν την λυχνία.[59,62]

- Σε ένα πρότυπο μοντέλο έγινε αντικατάσταση της λυχνίας από συστοιχία νανοσωλήνων άνθρακα, με 31 πηγές ακτίνων X που εκτείνονται σε 370mm, έχοντας γωνιακή κάλυψη 30° . Κατ' αυτόν τον τρόπο μειώνεται η ασάφεια λόγω κίνησης καθώς και ο χρόνος της εξέτασης.

- Σε ένα άλλο εναλλακτικό πρωτότυπο σύστημα τομοσύνθεσης χρησιμοποιείται συστοιχία πηγών ακτίνων X εκπομπής πεδίου πολλαπλών ακτινών για να αποφευχθεί το θάμπωμα του εστιακού σημείου λόγω της κίνησης της λυχνίας κατά τη λήψη και να μειωθεί ενδεχομένως ο συνολικός χρόνος απόκτησης .

6.5 Ανιχνευτής

Οι βασικές προϋποθέσεις που πρέπει να διαθέτουν οι ανιχνευτές στα μηχανήματα τομοσύνθεσης είναι

1. Να μην προκαλείται «ghosting» χαρακτηριστικά που σχετίζεται άμεσα με την μείωση των σφαλμάτων σε μία εικόνα.
2. Να είναι πιο γρήγοροι, οπότε θα είναι συντομότερη η απόκτηση δεδομένων, άρα ελαττώνεται και ο χρόνος της εξέτασης.
3. Ελάχιστη μείωση της κβαντικής αποτελεσματικότητας ανιχνευτή σε χαμηλή έκθεση, σε σύγκριση με τους ψηφιακούς ανιχνευτές

Οι ανιχνευτές, είναι κατασκευασμένοι από άμορφο σελήνιο ή άμορφο πυρίτιο για άμεση μετατροπή ή

ιωδιούχο καίσιο για έμμεση μετατροπή.

Προτιμάται η χρήση ανιχνευτών, όπου η βάση τους, είναι κατασκευασμένη από άμορφο στρώμα σεληνίου. Οι λόγοι είναι εξής :

- Απορροφάται τουλάχιστον το 95% των ακτίνων X.
- Δυνατότητα γρήγορης απεικόνισης – ελέγχου κατά τη διάρκεια διεξαγωγής της εξέτασης.
- Έχουν υψηλή ανιχνευτική κβαντική απόδοση (DQE).
- Η συνολική δόση δεν έχει μεγάλη απόκλιση από τις 2D λήψεις.
- Άμεση μετατροπή ακτίνων X σε ζεύγη ηλεκτρονίων, μειώνοντας το χρόνο της εξέτασης και αυξάνοντας το σήμα.

Έπειτα από μελέτες και δεδομένου ότι πρόκειται για μία νέα τεχνική η οποία επιδέχεται αναβαθμίσεις, έχουν γίνει διάφορες προτάσεις βελτίωσης των ανιχνευτών.

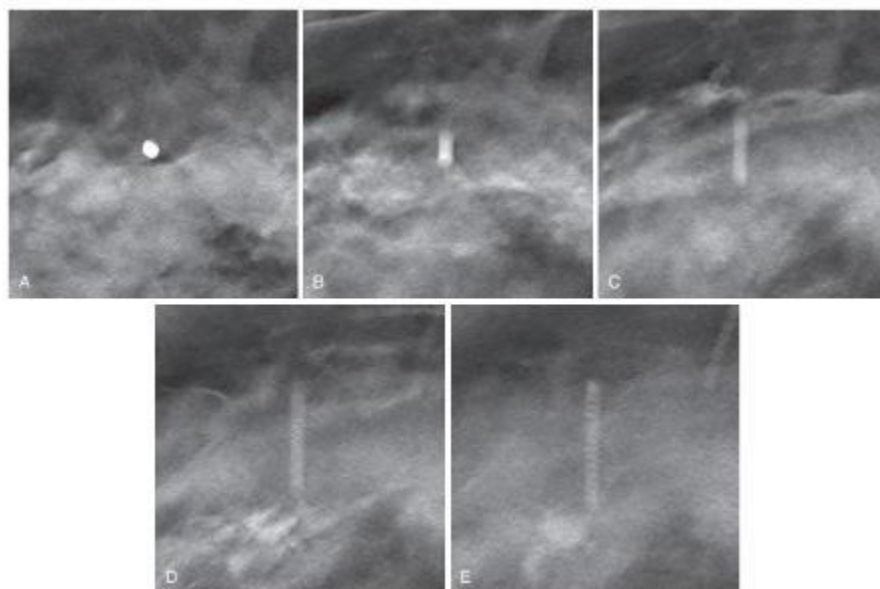
- Η χρήση ανιχνευτών, οι οποίοι μετρούν τα φωτόνια με σχισμή σάρωσης. Σε αυτό το σύστημα ανιχνευτής πολλαπλών σχισμών είναι παράλληλος με την λυχνία και η σάρωση πραγματοποιείται με το κέντρο περιστροφής της, να βρίσκεται κάτω από τον μαστό. Είναι ένα σύστημα υψηλής απόδοσης, με χαμηλές απαιτήσεις σε ακτινοβολία, δίνοντας υψηλή κβαντική απόδοση, χαμηλό ποσοστό σκεδαζόμενης ακτινοβολίας και χαμηλά ποσοστά ηλεκτρονικού θορύβου.
- Μία επιπλέον νέα έκδοση αυτού του ανιχνευτή μέτρησης φωτονίων περιλαμβάνει ενεργειακή ανάλυση, επιτρέποντας την ταυτόχρονη λήψη δύο εικόνων σε χαμηλή και υψηλή ενέργεια.

Το μέγεθος των pixel του ανιχνευτή κυμαίνεται επί του παρόντος από 50 έως 140 μm λαμβάνοντας υπόψη τη χωρητικότητα του ανιχνευτή. Τα ανακατασκευασμένα μεγέθη voxel είναι συνήθως περίπου $100 \mu\text{m} \times 100 \mu\text{m} \times 1 \text{mm}$. [22]

6.6 Γωνία Ακτινοβόλησης – Γωνιακό Εύρος

Ενώ ο μαστός παραμένει συμπιεσμένος στον ανιχνευτή, η λυχνία πραγματοποιεί μία τοξοειδή κίνηση έως 180 μοίρες ακτινοβολώντας σε ένα εύρος από 15 έως 50 μοίρες. Το εύρος της γωνίας έχει πολύ μεγάλη σημασία, αφού επηρεάζει άμεσα την ποιότητα της εικόνας. Όσο μεγαλύτερο είναι το εύρος της γωνίας, είναι πιθανό να μειωθεί το μέγεθος του ιστού στις ανακατασκευασμένες εικόνες – αυξάνεται ο διαχωρισμός. Παρ' όλα αυτά είναι ιδιαίτερα σημαντικά τα οφέλη της μικρής γωνίας ακτινοβόλησης, όπως για παράδειγμα η καλύτερη ανάδειξη αποτιτανώσεων. Επίσης διατηρούνται περισσότερες δομές στο επίκεντρο σε μία δεδομένη τομή και αυξάνει την χωρική διακριτική ικανότητα μεταξύ δύο τομών. [62,63]

6.7 Αριθμός Λήψεων



Εικόνα 22 Τεχνικά Σφάλματα λόγω περιορισμένου αριθμού λήψεων

Ο αριθμός των εικόνων κατά την τομοσύνθεση παίζει σημαντικό ρόλο στα τεχνικά σφάλματα που προκύπτουν. Στα σύγχρονα συστήματα συνήθως πραγματοποιούνται 9 έως 25 λήψεις, οι οποίες στη συνέχεια ανακατασκευάζονται σε τομοσυνθετικές. Τα τεχνικά σφάλματα έχουν αντιστρόφως ανάλογη σχέση με τον αριθμό των λήψεων.

Τέτοιου τύπου τεχνικά σφάλματα είναι πιο εύκολο να εντοπιστούν σε δομές με υψηλή εξασθένηση, όπως ασβεστοποιήσεις – αποτιτανώσεις.

Σε αυτή την περίπτωση η δομή μπορεί να φαίνεται αντίστοιχα σε τομές πάνω και κάτω από την πραγματική τομή στην οποία βρίσκεται. Αν για παράδειγμα πραγματοποιηθούν 10 λήψεις, τότε θα υπάρχει και στις 10 τομές τεχνικό σφάλμα εκτός εστίας, όπου στην κάθε τομή θα περιλαμβάνεται το 1/10 της πραγματικής αντίθεσης. Αυτού του τύπου τα σφάλματα απλώνονται. Όσο πιο απομακρυσμένες είναι οι τομές από το επίπεδο εστίασης που είναι η δομή, τα σφάλματα γίνονται και πιο θολερά, ενώ αντίστοιχα συστέλλονται όσο πλησιάζουμε στην κεντρική τομή. Σε μία αντίστοιχη περίπτωση, αν ο αριθμός των τομών ήταν 25, τότε το ποσοστό της αντίθεσης θα ήταν 1/25 σε σημείο που δεν θα ήταν καν ορατό.

Τέλος, υπάρχουν μέθοδοι ανακατασκευής που περιορίζουν τέτοιου τύπου σφάλματα.

Πρέπει επίσης να λάβουμε υπόψη μας ότι με την αύξηση των τομών, αυξάνεται και η δόση που θα λάβει ο εξεταζόμενος καθώς και ο χρόνος της εξέτασης – πίεσης του μαστού.[60]

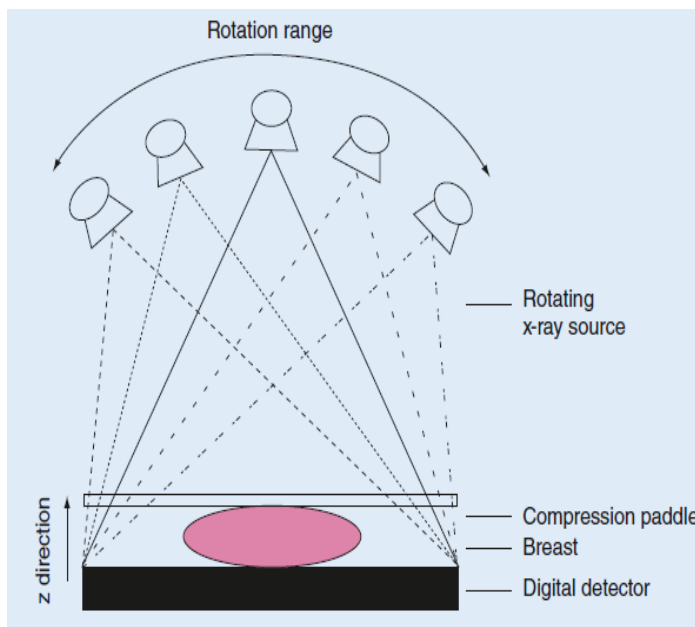
6.8 Τρόπος Κίνησης Πηγής Ακτίνων X

Υπάρχουν δύο τύποι κίνησης πηγής ακτίνων X.

1. **Συνεχόμενη κίνηση και ακτινοβολήση.** Στα συστήματα αυτά η πηγή πραγματοποιεί την τοξοειδή κίνηση συνεχόμενα και με σταθερή ταχύτητα, ενώ η λυχνία ενεργοποιείται παλμικά σε συγκεκριμένες γωνίες. Η κίνηση του συστήματος ενδέχεται να προκαλέσει θολερότητα. Για να ελαχιστοποιηθεί η θολερότητα χρησιμοποιούνται σύντομοι παλμοί 50 χιλιοστών ή και λιγότερο το δευτερόλεπτο. Για την λήψη τόσο σύντομων παλμών, απαιτούνται λυχνίες υψηλής

ισχύος.

II. **Step and shoot.** Στα συστήματα αυτά η πηγή κινείται και πραγματοποιείται η λήψη. Αφού γίνει το βήμα και η πηγή πάει στη επιθυμητή θέση ενεργοποιείται. Σε όλη την υπόλοιπη διάρκεια δεν ακτινοβολεί. Η διαδικασία αυτή, πρέπει να γίνεται σε μικρό χρονικό διάστημα για να εξαλείφονται τα τεχνικά σφάλματα λόγω κίνησης, όπως θολερότητα – θόρυβος λόγω κίνησης του εστιακού σημείου. Ο χρόνος εξέτασης, είναι αυξημένος σε σχέση με την άλλη τεχνική κάτι που συμβάλει στην ύπαρξη τεχνικών σφαλμάτων. Για τον περιορισμό της αύξησης του χρόνου έκθεσης, στα συστήματα αυτά συνήθως πραγματοποιούνται λιγότερες λήψεις.



Εικόνα 23. Τόπος Κίνησης της λυχνίας κατά την Τομοσύνθεση

Με το πέρασμα των ετών, έχουν προταθεί και νέες τεχνικές και σχεδιασμοί του μηχανήματος.

- Ένα κυκλικό σύστημα τομοσύνθεσης, στο οποίο η λυχνία και ο ανιχνευτής κινούνται ταυτόχρονα και παράλληλα.[65]
- Σύστημα το οποίο διαθέτει 2 λυχνίες οι οποίες είναι τοποθετημένες με τέτοιο τρόπο, όπου οι κινήσεις τους θα είναι κάθετες μεταξύ τους. Δηλαδή η μία λυχνία θα κινείται από δεξιά προς τα αριστερά παράλληλα με τον μαστό στον άξονα χ , ενώ η δεύτερη λυχνία θα κινείται από μέσα (θωρακικό τοίχωμα) προς τα έξω (θηλή) παράλληλα με τον μαστό στον άξονα ψ . [66]

- Όμοια, έχει προταθεί ένα σύστημα ίδιας φιλοσοφίας με το προαναφερθέν. Σε αυτό, οι δύο λυχνίες πραγματοποιούν μία κίνηση “ζικ-ζακ” πάνω από τον μαστό.[64]

6.9 Χρόνος Ακτινοβόλησης

Ο χρόνος ακτινοβόλησης συνήθως διαρκεί από 4 έως 45 δευτερόλεπτα. Επηρεάζεται άμεσα από όλες τις παραμέτρους που προαναφέρθηκαν, δηλαδή την γωνία ακτινοβόλησης, τον αριθμό των τομών, τον τύπο κίνησης της πηγής ακτίνων X.

Για παράδειγμα σε ένα σύστημα που δουλεύει με συνεχόμενη κίνηση της πηγής, έχει μικρή γωνία λήψης και μεγάλο αριθμό λήψεων, ο χρόνος της ακτινοβόλησης θα είναι πολύ μεγαλύτερος.

Ο χρόνος είναι ένας εξαιρετικά σημαντικός παράγοντας αφού έχει μεγάλο αντίκτυπο στην ποιότητα της εικόνας. Σε περιπτώσεις μικρότερου χρόνου ακτινοβόλησης εξαλείφονται τεχνικά σφάλματα λόγω κίνησης του ασθενούς, λόγω της αναπνοής του κ.α τα οποία επηρεάζουν την απεικόνιση μια βλάβης, την θολερότητα της, τα ακριβή της όρια κ.α.

6.10 Δόση Ακτινοβολίας

Η δόση ακτινοβολίας του εξεταζόμενου, είναι παρόμοια με αυτή της ψηφιακής μαστογραφίας. Σε περιπτώσεις συνδυαστικής προβολής, όταν δηλαδή πραγματοποιείται και απλή μαστογραφία 2D και τομοσύνθεση για έναν τυπικό έλεγχο ρουτίνας τότε τα ποσοστά της ακτινοβολίας είναι υψηλότερα. Αν και έγκειται στα επιτρεπτά όρια που έχει θέσει το FDA, οι θεράποντες ιατροί είναι οι μόνοι που είναι σε θέση να κρίνουν την αναγκαιότητα της συνδυαστικής μεθόδου απεικονίσεως του μαστού.

Η καταγραφή της δόσης μίας λήψη ψηφιακής μαστογραφίας 2D και μίας τομοσυνθετικής, είναι περίπου στα 2,5 mGy. Από τον φορέα του Mammography Quality Standards Act το επιτρεπτό όριο δόσης που προτείνεται είναι στα 3 mGy. Η έγκριση της συνδυαστικής χρήσης της τομοσύνθεσης με την ψηφιακή μαστογραφία έγινε το 2011 από την αμερικάνικη Υπηρεσία Τροφίμων και Φαρμάκων FDA το 2011.

Στα περισσότερα κέντρα επιλέγεται οι CC λήψεις να γίνονται με 2D μαστογραφία, ενώ οι MLO τομοσυνθετικά δεδομένου ότι μικρές δομές όπως αποτιτανώσεις αναδεικνύονται καλύτερα στις CC προβολές και κατ' αυτόν τον τρόπο περιορίζονται και τα ποσοστά δόσης.

6.11 Τοποθέτηση και Πίεση Μαστού

Και οι 2 τύποι εξετάσεων, πραγματοποιούνται στα ίδια εξελιγμένα μηχανήματα, οπότε πρακτικά δεν υπάρχουν αισθητές διαφορές στο κομμάτι της τοποθέτησης και πίεσης, τα οποία παίζουν καθοριστικό ρόλο στην ποιότητα της εικόνας. Αν και τα περισσότερα συστήματα έχουν μία δικλείδα ασφαλείας στο κατώτερο δυνατό όριο πίεσης για την απόκτησης μίας ποιοτικής εικόνας στην περίπτωση της τομοσύνθεσης, είναι επιτρεπτή η ελαφρώς λιγότερη πίεση η οποία αφορά την ανακούφιση του εξεταζόμενου λόγω του αυξημένου χρόνου.

Επίσης στην τοποθέτηση δεν υπάρχουν αισθητές διαφορές. Παρ όλα αυτά πρέπει να είναι πολύ πιο σωστή η ευθυγράμμιση των θηλών και η απομάκρυνση δομών που μπορούν να προκαλέσουν τεχνικά σφάλματα, όπως το πρόσωπο, οι ώμοι, μαλλιά. Ο λόγος είναι ότι τα τεχνικά αυτά σφάλματα θα εμφανίζονται σε πολλές τομές και όχι μόνο στην πραγματική, όπως προαναφέρθηκε.

Πολύ μεγάλη προσοχή χρειάζεται και στην σωστή τοποθέτηση του προσώπου. Συνήθως χρησιμοποιούνται ειδικά face shields—προστατευτικά με μεγαλύτερο μήκος και είναι ελαφρώς καμπυλωτά. Ο λόγος είναι ότι κατά την τοξοειδή κίνηση της λυχνίας, για την αποφυγή της επιπροβολής του προσώπου στις τομές, ο εξεταζόμενος πρέπει να κάνει υπερέκταση κεφαλής. Τα προστατευτικά αυτά είναι εξαιρετικά βοηθητικά σε αυτήν την περίπτωση αφού η θέση είναι άβολη και η πιθανότητα ακούσιας κίνησης είναι συνήθης.

Τέλος, μία σημαντική διαφορά που έγκειται στην σωστή τοποθέτηση, είναι οι δείκτες που χρησιμοποιούνται για να βοηθήσουν τον ακτινοδιαγνώστη να εντοπίσει σπίλους, τομές κλπ. Συνήθως κατασκευάζονται από διαφορετικό υλικό από αυτά που χρησιμοποιούνται στην μαστογραφία γιατί ενδέχεται δημιουργήσουν τεχνικά σφάλματα.

6.12 Λήψεις

Όπως και την μαστογραφία, έτσι και στην τομοσύνθεση πραγματοποιούνται τέσσερις λήψεις 2 CC και 2 MLO. Προσφέρεται η δυνατότητα «μίξης» των δύο τεχνικών.

Τα συστήματα ποικίλλουν ως προς τον αριθμό προτεινόμενων προβολών. Οι κατασκευαστές προτείνουν είτε να γίνονται όλες οι λήψεις τομοσυνθετικά, είτε οι CC να εκτελούνται σε να είναι απλές μαστογραφίες. Αν και πρόκειται για 3D λήψεις δεν αρκεί μόνο μία λήψη για μία σαφή μελέτη του μαστού. Συνήθως επιλέγεται να πραγματοποιούνται οι δύο CC λήψεις μαστογραφικές, ενώ οι δύο

MLO τομοσυνθετικές.

1. Σε αντίθεση με την Αξονική Τομογραφία όπου οι επιπροβολές εξαλείφονται, στην τομοσύνθεση αυτό δεν γίνεται με αποτέλεσμα να δημιουργούνται τεχνικά σφάλματα, ή οι δομές να μην φαίνονται καθαρά λόγω του υπερτιθέμενου ιστού.
2. Οι βλάβες και οι δομές δεν είναι ισότροπες. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα να απεικονίζονται με διαφορετικό μέγεθος στις λήψεις, αλλά και με διαφορετική αντίθεση μεταξύ των προβολών.
3. Μελετώντας και τους δύο τύπους εικόνων είναι πολύ πιο εύκολο να αποσαφηνιστεί αν η ύποπτη περιοχή πρόκειται για κάποια βλάβη ή είναι αποτέλεσμα επιπροβολής ιστών.
4. Στις μαστογραφικές προβολές είναι πιο ευδιάκριτη και σωστή η απεικόνιση των ασβεστοποιήσεων – αποτιτανώσεων. Ο συνδυασμός και των δύο τεχνικών ταυτόχρονα, έχει αρκετά θετικά όμως έχει ένα εξαιρετικά βασικό μειονέκτημα, όπως προαναφέρθηκε και αυτό είναι αυξημένη δόση που θα πάρει ο εξεταζόμενος κατά την διαδικασία.

Τα πλεονεκτήματα είναι:

- Είναι πολύ πιο εύκολο να γίνει σύγκριση των εικόνων προηγούμενου προσυμπτωματικού ελέγχου στις απλές λήψεις απ' ότι στις τομοσυνθετικές, όπου ο αριθμός των εικόνων είναι μεγαλύτερος.
- Η απλή μαστογραφία μπορεί να χρησιμοποιηθεί σαν οδηγός για τον περαιτέρω έλεγχο πιθανών βλαβών με τομοσυνθετικές λήψεις.
- Οι ασβεστοποιήσεις – αποτιτανώσεις απεικονίζονται πολύ καλύτερα στις απλές λήψεις.

6.13 Μέθοδοι Ανακατασκευής Εικόνας

Δύο πολύ σημαντικοί παράγοντες που παίζουν καθοριστικό ρόλο στο τελικό αποτέλεσμα στις εικόνες μίας τομοσυνθετικής λήψης, είναι τόσο οι αλγόριθμοι ανακατασκευής εικόνας που εφαρμόζονται για να προκύψει μία 3D εικόνα, αλλά και οι αλγόριθμοι – φίλτρα που εφαρμόζονται έπειτα για μείωση θορύβου – artifact, λόγω κίνησης, μετάλλων, χειρουργικών κλιπς.

Με τον όρο ανασκευή εικόνας, περιγράφεται η διαδικασία μαθηματικής επεξεργασίας μια ομάδας δεδομένων που αποκτώνται με μη επεμβατικό τρόπο με σκοπό να προκύψει μία τομογραφική εικόνα υψηλής ποιότητας και διαγνωστικής αξίας. Οι ανακατασκευασμένες εικόνες θεωρούνται συχνά ως "βρόχος ταινίας" στον οποίο εμφανίζονται διαδοχικά γειτονικά επίπεδα $x-y$ (παράλληλα με τον ανιχνευτή ακτίνων X) και μοιάζουν με μια σειρά από μαστογραφίες 2D, καθεμία από τις οποίες αντιπροσωπεύει μια "φέτα" ιστού στο στήθος.[67]

Μέσα σε αυτές τις 2D εικόνες, η χωρική ανάλυση (επίπεδο $x-y$) είναι ίδια ή παρόμοια με αυτή μιας συμβατικής ψηφιακής μαστογραφίας (0,05–0,14 mm), αλλά η ανάλυση φέτα σε φέτα (επίπεδο z) είναι πολύ πιο τραχιά (0,5–1 mm).

Επειδή δεν λαμβάνεται ένα πλήρες εύρος γωνιακών δεδομένων, δημιουργούνται σφάλματα στην εικόνα. Η ποιότητα της ανακατασκευασμένης εικόνας εξαρτάται από το γωνιακό εύρος και τον αριθμό των προβολών, τη δόση που χρησιμοποιείται ανά προβολή, την απόδοση του ανιχνευτή ακτίνων X και των ανιχνευτών.

Όπως αναφέρθηκε με τη συνδυαστική προβολή, αυξάνεται η δόση. Αυτό επιλύεται, αφού όταν δημιουργηθεί ένα τρισδιάστατο σύνολο δεδομένων, είναι δυνατή η σύνθεση 2D προβολών προβάλλοντας μέσω του συνόλου δεδομένων σε παραδοσιακά επίπεδα 2D, προσομοιώνοντας έτσι είτε τις CC λήψεις είτε τις MLO.

Η διαδικασία ανακατασκευής εικόνας θυμίζει πολύ αυτήν που εφαρμόζεται και στις εικόνες που λαμβάνονται στον Αξονικό Τομογράφο. Παρ' όλα αυτά η ειδοποιός διαφορά είναι ότι στην τομοσύνθεση μαστού είναι αδύνατη η ορθογώνια πολυεπίπεδη ανακατασκευή εικόνας, σε στεφανιαίο και οβελιαίο επίπεδο. Αυτό αποτελεί περιορισμό, αφού κάποιες βλάβες μπορούν να απεικονιστούν καλύτερα σε άλλον προσανατολισμό, διευκολύνοντας την γνωμάτευση.

Στην τομοσύνθεση η ανακατασκευή εικόνας γίνεται από εικόνες υψηλής ευκρίνειας των οποίων τα επίπεδα είναι παράλληλα με τα πίεστρα που συμπιέζουν – συγκρατούν τον μαστό. Συνήθως οι εικόνες αυτές ανακατασκευάζονται με πάχος τομής 1 mm. Επομένως σε έναν μαστό όπου μετά την πίεση το πάχος του θα είναι περίπου στα 3 cm ο συνολικός αριθμός ανακατασκευασμένων εικόνων θα είναι 30. Οι αρχικές προβολές είναι πανομοιότυπες με τις 2D, αν όχι ταυτόσημες αν έχει εφαρμοστεί η ίδια πίεση και δίνεται η δυνατότητα προβολής τους καρέ καρέ ή συνεχόμενα (cine προβολή) όπως και στον Αξονικό Τομογράφο.

Ένα πολύ σημαντικό βήμα που πρέπει να εφαρμοστεί πριν από τους αλγόριθμους ανακατασκευής εικόνας, είναι η προεπεξεργασία των δεδομένων των εικόνων. Πρόκειται για έναν λογαριθμικό μετασχηματισμό, ο οποίος μετατρέπει τα δεδομένα των εικόνων σε εικόνες τομοσύνθεσης.

Ο πιο γνωστός αλγόριθμος - φίλτρο ανακατασκευής που χρησιμοποιείται είναι αυτός της **οπισθοπροβολής Filter Back Projection (FBP)**, καθώς χρησιμοποιείται και στην αξονική τομογραφία.

Σύμφωνα με το FBP, εισάγεται ένα φίλτρο που μειώνει την αρνητική επίπτωση της ατελούς δειγματοληψίας. Έτσι ελέγχεται η επίδραση τεχνικών σφαλμάτων εκτός πεδίου, μειώνεται η παραμόρφωση και βελτιώνεται η ποιότητα της εικόνας.

Σαν μέθοδο ανακατασκευής εικόνας χρησιμοποιείται και ο επαναληπτικός αλγόριθμος.

Οι περισσότερες μέθοδοι επαναληπτικής ανακατασκευής βασίζονται σε άλλες τεχνικές, όπως :

- Η αλγεβρική ανακατασκευή
- Η ταυτόχρονη επαναληπτική ανακατασκευή
- Η ταυτόχρονη αλγεβρική ανακατασκευή
- Η τεχνική ανακατασκευής μεγιστοποίησης προσδοκιών μέγιστης πιθανότητας.

Με τις μεθόδους αυτές, προκύπτει καλύτερης ποιότητας εικόνα, με λιγότερα σφάλματα σε σχέση με το φίλτρο οπισθοπροβολής, αλλά είναι πιο χρονοβόρα διαδικασία. [68]

6.14 Διαδικασία – Τρόπος εξέτασης

Για μία πιο ομαλή και γρήγορη διεξαγωγή εξέτασης τόσο για τον τεχνολόγο που τη διενεργεί, όσο και για τον εξεταζόμενο, θα πρέπει το μηχάνημα να έχει την δυνατότητα να υποστηρίξει και τους δύο τύπους απεικόνισης, καθώς επίσης και την γρήγορη εναλλαγή πρωτοκόλλων.

- Αρχικά για να ελαχιστοποιηθεί η ταλαιπωρία του εξεταζόμενου, αφού δεν θα χρειαστεί η αλλαγή μηχανήματος – άρα και χώρου πιθανά.
 - Αναφορικά με αυτό ελαχιστοποιείται και η πιθανότητα ενδεχόμενου λάθους από διπλά αρχεία εξετάσεων, απώλειας εικόνων, λάθη που σχετίζονται με προσωπικά δεδομένα και ταυτοπροσωπία. Επίσης αυτό θα προκαλέσει δυσκολία και στον εκάστοτε ακτινοδιαγνώστη, αφού θα υπάρχει διπλή καταχώρηση στο σύστημα PACS δυσκολεύοντάς τον να κάνει την σωστή μελέτη - σύγκριση μεταξύ εικόνων.

- Κατά την διεξαγωγή της εξέτασης, διευκολύνεται κατά πολύ ο ρόλος του τεχνολόγου.
 - Αν στο κέντρο εφαρμόζεται η μέθοδος συνδυαστικής απεικόνισης δηλαδή οι CC λήψεις να είναι 2D και οι MLO 3D, η παραμετροποίηση και διαμόρφωση του πρωτοκόλλου είναι πολύ πιο γρήγορη και εύκολη, μειώνοντας και τον χρόνο της εξέτασης και την πιθανότητα λάθους που αφορά και πάλι ταυτοπροσωπία.
 - Σε κέντρα που υπάρχει άμεση επικοινωνία με τον γιατρό κατά την διάρκεια της εξέτασης διευκολύνεται η εφαρμογή οποιασδήποτε παραμετροποίησης πρωτοκόλλου που θα ζητηθεί για διαφοροδιάγνωση.
 - Είναι πιο γρήγορη η ανασκευή εικόνας, διευκολύνοντας έτσι τον τεχνολόγο να επαληθεύσει ότι η λήψη είναι τεχνικά σωστή πριν προχωρήσει στην επόμενη. Αυτό έχει και πάλι θετικό αντίκτυπο στον χρόνο διεξαγωγής της διαδικασίας.

Τα οφέλη μιας ικανοποιητικής συμπίεσης είναι γνωστά. Στα σύγχρονα μηχανήματα κατά την διαδικασία της πίεσης δεδομένης της πυκνότητας του εκάστοτε μαστού, δίνουν το επιτρεπόμενο όριο ελάχιστης πίεσης. Αυτό θα πρέπει να υποστηρίζεται εξίσου και κατά την τομοσύνθεση σε περιπτώσεις όπου η εξεταζόμενη δεν είναι σε θέση να δεχτεί επιπλέον πίεση.

Σε επεμβατικές διαδικασίες όπως Στερεοακτική Βιοψία, ή τοποθέτηση οδηγού προεγχειρητικά, η δυνατότητα του μηχανήματος για ανασκευή εικόνας σε 10 δευτερόλεπτα ή και λιγότερο, παίζει καθοριστικό ρόλο. Σε αυτές τις ενέργειες η σειρά, το είδος, η γωνία των λήψεων εξαρτώνται από τον γιατρό που τις πραγματοποιεί, την θέση της υπό εξέταση βλάβης, την σύσταση του μαστού της εξεταζόμενης και τέλος και το πόσο συνεργάσιμη δύναται να είναι η ίδια. Πέρα λοιπόν από κάποια έτοιμα πρωτοκολλά που προσαρμόζονται σύμφωνα με τις απαιτήσεις του γιατρού και συνήθως έχουν συνδυασμό τεχνικών και γωνιών λήψεων, πρέπει να παρέχεται στον τεχνολόγο η εύκολη παραμετροποίησή τους είτε πριν την έναρξη της διαδικασίας είτε κατά την διάρκεια αν χρειαστεί.

6.15 Πλεονεκτήματα και Μειονεκτήματα της Τομοσύνθεσης

Πλεονεκτήματα της Τομοσύνθεσης

- Συνολικά, η τομοσύνθεση θεωρείται μια πιο προηγμένη και λεπτομερής τεχνική απεικόνισης από μια συμβατική μαστογραφία.
- Με την τομοσύνθεση δίνεται η δυνατότητα να εξεταστούν πολλαπλά στρώματα του μαστού σε μια τρισδιάστατη εικόνα, ξεπερνώντας ορισμένους από τους περιορισμούς των συμβατικών μαστογραφιών. Για παράδειγμα, μειώνει τα ψευδώς θετικά ευρήματα.
- Επιπλέον, η τρισδιάστατη απεικόνιση επιτρέπει την ανίχνευση μικρών βλαβών και άλλων ενδεικτικών δομών καρκίνου του μαστού νωρίτερα από τη συμβατική μαστογραφία. Και πολύ νωρίτερα από την εμφάνιση των συμπτωμάτων.
- Έχει λιγότερη τυπική απόκλιση ως προς το χαρακτηρισμό μιας δομής σε σχέση με το βάθος τα όρια και το σχήμα της στο εσωτερικό του μαστού.
- Με την τομοσύνθεση, παρέχεται μεγαλύτερη πιθανότητα ανίχνευσης πολλαπλών όγκων στον μαστό.
- Δίνει το πλεονέκτημα του διαχωρισμού των επικαλυπτόμενων ιστών. Σε μια 2D μαστογραφία, μια ανωμαλία μπορεί να μη φανεί από αλληλοεπικάλυψη φυσιολογικών ιστών, καθιστώντας δύσκολη τη διαφοροδιάγνωση μεταξύ αυτών των δύο. Λόγω αυτού μειώνονται και τα ποσοστά των γυναικών που επιστρέφουν σε ένα εξεταστικό κέντρο για επαναληπτικές λήψεις.

Μειονεκτήματα της Τομοσύνθεσης

- Με την λήψη περισσότερων εικόνων σε κάθε μαστό, υπάρχει μεγαλύτερη έκθεση στην ακτινοβολία. Ωστόσο, η ακτινοβολία εξακολουθεί να είναι ελάχιστη και εντός ασφαλών επιπέδων ακτινοβολίας για τις εγκεκριμένες από τον FDA εικόνες μαστογραφίας.
- Η τοξοειδής κίνηση της λυχνίας ακτίνων X ποικίλλει στα διάφορα μηχανήματα, γεγονός που μπορεί να προκαλέσει διακυμάνσεις στις εικόνες και γι αυτό τον λόγο συστήνεται όλοι οι έλεγχοι να γίνονται όσο αυτό είναι δυνατόν στα ίδια μηχανήματα κάθε φορά.
- Είναι πολύ πιο ακριβά μηχανήματα, σε σχέση με τα συμβατικά ψηφιακά.
- Αντίστοιχα είναι πολύ μεγαλύτερο το κόστος συντήρησής τους.
- Απόρροια αυτών είναι και το αυξημένο κόστος της εξέτασης για την εξεταζόμενη.
- Κάποιες δομές απεικονίζονται καλύτερα σε 2D προβολές.

Τα απλά ψηφιακά μηχανήματα μαστογραφίας είναι ισχυρά και εξακολουθούν να αποτελούν το πρότυπο στην απεικόνιση μαστού. Επίσης όπως προαναφέρθηκε βάσει των υπάρχοντων τεχνικών ορισμένες βλάβες έχουν καλύτερη και ευδιάκριτη απεικόνιση στις 2D λήψεις.

Οι τομοσυνθετικές λήψεις δεν έχουν αντικαταστήσει τις 2D, όπως έγινε μεταξύ αναλογικών και ψηφιακών μαστογράφων, όπου τα προτερήματα των δεύτερων ήταν αδιαμφισβήτητα.

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Δυστυχώς ο καρκίνος του μαστού είναι μία νόσος που τα ποσοστά των ατόμων που νοσούν ολοένα και αυξάνονται. Αυτό καθιστά απαραίτητη την ύπαρξη εξειδικευμένων συστημάτων απεικόνισης.

Η μαστογραφία είναι απεικονιστική εξέταση εκλογής για τον έλεγχο του μαστού καθώς επίσης και μία εξέταση ρουτίνας, που εντάσσεται στα πλαίσια του τυπικού ετήσιου check up.

Τα αναλογικά συστήματα έχουν πλέον αντικατασταθεί πλήρως, αφού με την εξέλιξη της τεχνολογίας τα μεταγενέστερα προσφέρουν εικόνες με πολύ καλύτερη ποιότητα εικόνας και με λιγότερα ποσοστά έκθεσης των εξεταζομένων σε ακτινοβολία.

Σε ορισμένα κέντρα ενδέχεται να υπάρχουν ακόμη ψηφιοποιημένα συστήματα, όμως το ποσοστό αυτών είναι αμελητέο.

Πλέον ο ψηφιακός μαστογράφος είναι το βασικότερο μηχάνημα που χρησιμοποιείται για την απεικόνιση του μαστού.

Οι ψηφιακοί ανιχνευτές έχουν αντικαταστήσει πλήρως τα φιλμ σαν μέθοδο απεικόνισης. Τα ψηφιακά συστήματα, προσφέρουν εικόνες ποιότητας που βοηθούν τους ιατρούς να γνωματεύουν με μεγαλύτερη ακρίβεια, μειώνοντας κατά πολύ το χρόνο διεξαγωγής της εξέτασης.

Όσο αφορά την τομοσύνθεση, πρόκειται για μίας νέας τεχνολογίας μηχανήματα, τα οποία σίγουρα επιδέχονται βελτιώσεων με την πάροδο του χρόνου και με την εξέλιξη της τεχνολογίας.

Αν και έχουν μεγαλύτερη διαγνωστική αξία στην εν τω βάθει ανάλυση του μαστού δεν γίνεται να αντικαταστήσουν την 2D μαστογραφία, αφού ακόμη υστερούν στην ανάδειξη ορισμένων δομών (πχ αποτιτανώσεις).

Παρ όλα αυτά αξίζει να σημειωθεί ότι έχουν προσφέρει ένα πολύ σημαντικό βήμα για την πραγμάτωση επεμβατικών διεργασιών υπό τομοσυνθετική καθοδήγηση, διευκολύνοντας τους ιατρούς στη διαφοροδιάγνωση και μειώνοντας έτσι τα ποσοστά χειρουργείων που εν τέλει τα αποτελέσματα της βιοψίας ήταν αρνητικά.

Είναι σαφές ότι στο εγγύς μέλλον ο συνδυασμός των δύο συστημάτων απεικόνισης είναι απαραίτητος κατά περίπτωση.

Τέλος είναι απαραίτητο να τονιστεί ότι η πρόληψη σε νόσους όπως ο καρκίνος του μαστού σώζει ζωές. Λόγω αυτού είναι υψηλής σημασίας, ο κάθε εξεταζόμενος να ακολουθεί αυστηρά τις εντολές του

θεράποντα σχετικά με τον τύπο της εξέτασης και την συχνότητα που θα πρέπει αυτή να επαναλαμβάνεται βάσει ιστορικού του και της μορφολογίας του μαστού.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] Αριστέα Μπούτου, Φοιτήτρια, Πτυχιακή Εργασία «Καρκίνος Του Μαστού Μετεγχειρητική Αποκατάσταση», Τ.Ε.Ι Δυτικής Ελλάδας, ΣΕΥΠ, Τμήμα Νοσηλευτικής, Πάτρα 2015 [ΚΑΡΚΙΝΟΣ ΤΟΥ ΜΑΣΤΟΥ ΜΕΤΕΓΧΕΙΡΙΤΙΚΗ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ.pdf](#)
- [2] Ελληνική Γυναικολογική Εταιρία Παθήσεων ΕΓΕΠΑΜ <https://www.egepam.gr/%ce%b3%ce%b9%ce%b1-%cf%84%ce%bf-%ce%ba%ce%bf%ce%b9%ce%bd%cf%8c/%ce%b4%ce%bf%ce%bc%ce%ae-%ce%ba%ce%b1%ce%b9-%ce%bb%ce%b5%ce%b9%cf%84%ce%bf%cf%85%cf%81%ce%b3%ce%af%ce%b1/>
- [3] Μητέρα, Μαιευτική Γυναικολογική Κλινική, Κέντρο Μαστού, Επιδημιολογικά Στοιχεία/ Διεθνή Δεδομένα <https://www.mitera.gr/maieytiki-gynaikologiki-kliniki/epidimiologika-stoicheia-diethni-dedomena/>
- [4] Λιάκου Παρασκευή, MD, PhD, FEBS, Χειρουργός Μαστού, Φροντίδα Μαστού, Αυτοεξέταση Μαστού <https://www.liakouparaskevi.gr/aytoexetasi/>
- [5] ΒΑΣΙΛΕΙΑΔΗ, Ε. - ΔΡΑΚΩΤΟΥ MD PhD -3D. Μαστογραφία , Ακτινοδιαγνώστης, Διδάκτωρ Πανεπιστημίου Αθηνών. <https://3dmastografia.gr/>
- [6] Λιάκου Παρασκευή, MD, PhD, FEBS, Χειρουργός Μαστού, Breastpedia, Ανατομία Μαστού <https://www.liakouparaskevi.gr/anatomia-mastoy/>
- [7] Κατσικάκης Νικόλαος Γενικός Χειρουργός, Χειρουργική Μαστού, Μαστός και Παθήσεις https://www.katsiakis-mastos.gr/?section=1946&language=el_GR
- [8] Γιάννης Π. Φύσσας MD, PhD, Ειδικός Χειρουργός Μαστού- Μαστολόγος, Διδάκτωρ Πανεπιστημίου Αθηνών, Ο Μαστός Και Οι Παθήσεις του, Ανατομία Του Μαστού <https://fyssas.gr/anatomia-mastou/>
- [9] ΕΕΑΕ Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας <https://eeae.gr/%CE%BC%CE%B5-%CE%BC%CE%B9%CE%B1-%CE%BC%CE%B1%CF%84%CE%B9%CE%AC/%CE%BC%CE%B1%CE%B8%CE%B1%CE%AF%CE%BD%CE%BF%CF%85%CE%BC%CE%B5-%CE%B3%CE%B9%CE%B1-%CF%84%CE%B9%CF%82-%CE%B1%CE%BA%CF%84%CE%B9%CE%BD%CE%BF%CE%B2%CE%BF%CE%BB%CE%AF%CE%B5%CF%82>
- [10] Υπουργείο Εργασίας Πρόνοιας Και Κοινωνικών Ασφαλίσεων , Τμήμα Επιθεώρησης Εργασίας « Η Ακτινοβολία Στη Ζωή Μας», Λευκωσία 2016, Αναθεωρημένη Έκδοση 2020
- [11] Άννα Μαστοράκου, Πρόεδρος ΙΣΠ, Διακείδιος Σχολή, Η Ακτινοβολία Παντού Γύρω Μας Κινδυνί και Προφυλάξεις, 18/01/20 pdf [PowerPoint Presentation \(ispstras.gr\)](#)
- [12] Σοφία Κόττου, Καθηγήτρια Ιατρικής Φυσικής, Εθνικό Και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών, «Πηγές Ιοντίζουσας Ακτινοβολίας»,pdf , Αθήνα 15/12/2020 [Microsoft PowerPoint - _____ t - a t β a 2020.pptx.pdf](#)
- [13] Physics4u, Θεωρίες Φυσικής , 10/2002
- [14] Ανδριάνα Καρόνια, Διπλωματική Εργασία, « Διάγνωση Του Καρκίνου Του Μαστού Και Ο Ποιοτικός Έλεγχος Του Μαστογράφου», Πανεπιστήμιο Κύπρου, Σχολή Θετικών Επιστημών, Τμήμα Φυσικής, 05/2013
- [15] Perry Sprawls, PhD, Mammography Physics and Technology for effective clinical imaging, <http://www.sprawls.org/resources/MAMMO/module.htm#3>
- [16] Φυσική της Ακτινοδιαγνωστικής, Σημειώσεις, pdf, [Φυσική της Ακτινοδιαγνωστικής \(Σημειώσεις\).pdf](#)
- [17] Ευάγγελος Παντελής, Επ. Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής, Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής, Ιατρική Σχολή Αθηνών, Βιοφυσική, Ακτινογραφία-Ακτινογραφικό Μηχάνημα, Ιατρική Φυσική – Διαγνωστικές και θεραπευτικές εφαρμογές ακτινοβολιών : Κεφάλαιο 6 [ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΙΑ – ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΙΚΟ ΜΗΧΑΝΗΜΑ.pdf](#)
- [18] Γ. Παναγιωτάκης Ε. Κωσταρίδου, Φυσική Της Ακτινοδιαγνωστικής, Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής, Τμήμα Ιατρικής, Πανεπιστήμιο Πατρών 12/2005 pdf, [Φυσική της Ακτινοδιαγνωστικής Dec 2015.pdf](#)
- [19] Ευάγγελος Παντελής, Επ. Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής, Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής, Ιατρική Σχολή Αθηνών, Βιοφυσική, Ακτινογραφία-Ακτινογραφικό Μηχάνημα, Ιατρική Φυσική – Διαγνωστικές και θεραπευτικές εφαρμογές ακτινοβολιών : Κεφάλαιο 8, pdf [PowerPoint Presentation.pdf](#)

- [20] [Laszlo Tabar](#) «Imaging of the Breast - Technical Aspects and Clinical Implication», 16/03/1012 DOI10.5772/1230
- [21] International Journal of Engineering Research and General Science Volume 4, Issue 2, An Overview Of Mammogram Noise And Denoising Techniques Athira P1 , Fasna K.K1 , Anjaly Krishnan P.G Scholar, 2Assistant Professor, Thejus Engineering College, March-April 2016
- [22] Taibi, A., & Vecchio, S. *Breast Imaging. Comprehensive Biomedical Physics*, 2014, 121–154. , doi:10.1016/b978-0-444-53632-7.00206-9 , Research Gate
- [23] Mammography: Equipment and Basic Physics Mammography: Equipment and Basic Physics, Radiology Key [Mammography: Equipment and Basic Physics | Radiology Key](#)
- [24] Mammography Acquisition: Screen-Film and Digital Mammography, the Mammography Quality Standards Act, and Computer-Aided Detection, Radiology Key [Mammography Acquisition: Screen-Film and Digital Mammography, the Mammography Quality Standards Act, and Computer-Aided Detection | Radiology Key](#)
- [26] U. Fischer, Mammography [Mammography | Radiology Key](#)
- [27] Beaman, S. A., & Lillicrap, S. C. (1982) EQUIPMENT REQUIREMENTS AND QUALITY CONTROL FOR MAMMOGRAPHY Published for the American Association of Physicists in Medicine by the American Institute of Physics AAPM report NO 20 August 1990.
- [28] Οικονόμου Γεωργία, PhD, Η Φυσική Της Μαστογραφίας Εργαστήριο Ακτινολογίας, Τμήμα Ακτινολογίας και Ακτινοθεραπείας, Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής. [PHYSICSMAMMO.pdf \(teiath.gr\)](#)
- [29] Οικονόμου Γεωργία, PhD, Ψηφιακή Απεικόνιση Απεικόνιση Εργαστήριο Ακτινολογίας, Τμήμα Ακτινολογίας και Ακτινοθεραπείας, Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής, pdf [<4D6963726F736F667420506F776572506F696E74202D20C1CAD4C9CDCFCBCFC3C9C120C92D313120D8E7F6E9E1EADE20E1F0E5E9EAFCEDE9F3E72E707074> \(teiath.gr\)](#)
- [30] Κόττου Σοφία, Φυσικός Ιατρικής Επίκουρη Καθηγήτρια, Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής, Ιατρική Σχολή Αθηνών, Εθνικό Και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών 09/2007 , pdf [A2 \(uoa.gr\)](#)
- [31] Breast Imaging: Mammography Radiology Key [Breast Imaging: Mammography | Radiology Key](#)
- [32] Vajuhudeen, Z., Bell, D. K-absorption edge. Reference article, 07/2020 Radiopaedia.org <https://doi.org/10.53347/rID-79625>
- [33] Perry Sprawls, Ph.D, The Photographic Process and Film Sensitivity [The Photographic Process and Film Sensitivity \(sprawls.org\)](#)
- [34] McGarry, M. B., Franz, P., Hartog, D. J. D., & Goetz, J. A. *Effect of beryllium filter purity on x-ray emission measurements. Plasma Physics and Controlled Fusion*, 56(12), 125018. ,2014, doi:10.1088/0741-3335/56/12/125018
- [35] X-RAY PRODUCTION, I. BASIC PHYSICS, Radiology Key, [X-Ray Production | Radiology Key](#)
- [36] Breast cancer screening *IARC Handbooks of Cancer Prevention, Vol. 15* IARC Working Group on the Evaluation of Cancer-Preventive Interventions. Lyon (FR): International Agency for Research on Cancer; 2016. SBN-13: 978-9283230151 (paperback) ISBN-13: 978-9283230175 (pdf), Published by the International Agency for Research on Cancer, 150 cours Albert Thomas, 69372 Lyon Cedex 08, France © International Agency for Research on Cancer, 2016 Chepter View , National Library Of Medicine,
- [37] Seibert, J. A., Boone, J. M., Cooper, V. N., & Lindfors, K. K. *Cassette-based Digital Mammography. Technology in Cancer Research & Treatment*, 3(5), 413–427. , 2014 doi:10.1177/153303460400300502
- [38] C H A P T E R 4 Photostimulable Phosphor Image Capture, Radiology Key, <https://radiologykey.com/photostimulable-phosphor-image-capture/>
- [39] G. PANAGIOTAKIS UNIV OF PATRAS 1 MAMMOGRAPHIC DETECTORS ΣΗΜΕΙΩΣΕΙΣ ΓΙΑ ΤΟ ΜΑΘΗΜΑ ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΑ ΣΗΜΑΤΑ ΚΑΙ ΕΙΚΟΝΕΣ ΤΟΥ ΔΠΜΣ-ΗΕΠ, pdf http://www.hep.upatras.gr/class/download/bio_sim_eik/mammographic_detectors.pdf
- [40] Οικονόμου Γεωργία, PhD, Ψηφιακή Απεικόνιση Απεικόνιση Εργαστήριο Ακτινολογίας-4, Τμήμα Ακτινολογίας και Ακτινοθεραπείας, Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής, pdf [Microsoft PowerPoint - ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑ Ι-4 ΕΠ.ppt \(teiath.gr\)](#)
- [41] Οικονόμου Γεωργία, PhD, Ψηφιακή Απεικόνιση Απεικόνιση Εργαστήριο Ακτινολογίας-5, Τμήμα Ακτινολογίας

και Ακτινοθεραπείας, Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής, pdf

[4D6963726F736F6667420506F776572506F696E74202D20C1CAD4C9CDCFCBCFC3C9C120C92D3520D6C9CBCC2E707074](https://www.teiath.gr/4D6963726F736F6667420506F776572506F696E74202D20C1CAD4C9CDCFCBCFC3C9C120C92D3520D6C9CBCC2E707074)> (teiath.gr)

[42] Οικονόμου Γεωργία, PhD, Ψηφιακή Απεικόνιση Απεικόνιση Εργαστήριο Ακτινολογίας-6, Τμήμα Ακτινολογίας και Ακτινοθεραπείας, Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής, pdf

[4D6963726F736F6667420506F776572506F696E74202D20C1CAD4C9CDCFCBCFC3C9C120C92D3620C5D5C1C9D3C8C7D3C9CFCCC5D4D1C9C12E707074](https://www.teiath.gr/4D6963726F736F6667420506F776572506F696E74202D20C1CAD4C9CDCFCBCFC3C9C120C92D3620C5D5C1C9D3C8C7D3C9CFCCC5D4D1C9C12E707074)> (teiath.gr)

[43] Οικονόμου Γεωργία, PhD, Ψηφιακή Απεικόνιση Απεικόνιση Εργαστήριο Ακτινολογίας-11, Τμήμα Ακτινολογίας και Ακτινοθεραπείας, Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής, pdf

[4D6963726F736F6667420506F776572506F696E74202D20C1CAD4C9CDCFCBCFC3C9C120C92D313120D8E7F6E9E1EADE20E1F0E5E9EAFCEDE9F3E72E707074](https://www.teiath.gr/4D6963726F736F6667420506F776572506F696E74202D20C1CAD4C9CDCFCBCFC3C9C120C92D313120D8E7F6E9E1EADE20E1F0E5E9EAFCEDE9F3E72E707074)> (teiath.gr)

[44] J. Anthony Seibert, PhD, Experience with a computed radiographic mammography system and comparison with other systems, pdf [https://www.appliedradiology-](https://www.appliedradiology.org.translate.google.com/courses/1394/HTML/idm_experience.html?x_tr_sch=http&x_tr_sl=en&x_tr_tl=el&x_tr_hl=el&x_tr_pto=op,sc)

[org.translate.google.com/courses/1394/HTML/idm_experience.html? x_tr sch=http& x_tr sl=en& x_tr tl=el& x_tr hl=el& x_tr pto=op,sc](https://www.appliedradiology.org.translate.google.com/courses/1394/HTML/idm_experience.html?x_tr_sch=http&x_tr_sl=en&x_tr_tl=el&x_tr_hl=el&x_tr_pto=op,sc)

[45] Yang, W. T., Lai, C.-J., Whitman, G. J., Murphy, W. A., Dryden, M. J., Kushwaha, A. C. Shaw, C. C. (2006). *Comparison of Full-Field Digital Mammography and Screen-Film Mammography for Detection and Characterization of Simulated Small Masses*. *American Journal of Roentgenology*, 187(6), W576–W581. doi:10.2214/ajr.05.0126

[46] Lewin, J. M., Hendrick, R. E., D’Orsi, C. J., Isaacs, P. K., Moss, L. J., Karellas, A., ... Cutter, G. R. (2001). *Comparison of Full-Field Digital Mammography with Screen-Film Mammography for Cancer Detection: Results of 4,945 Paired Examinations*. *Radiology*, 218(3), 873–880. doi:10.1148/radiology.218.3.r01mr29873
10.1148/radiology.218.3.r01mr29873

[47] Yaffe, M. J., & Mainprize, J. G. (2004). *Detectors for Digital Mammography*. *Technology in Cancer Research & Treatment*, 3(4), 309–324. doi:10.1177/153303460400300401

[48] Rowlands, J. A. (2002). *The physics of computed radiography*. *Physics in Medicine and Biology*, 47(23), R123–R166. doi:10.1088/0031-9155/47/23/20110.1088/0031-9155/47/23/201

[49] Κουτσουμπής Στέφανος ΣΕΜΦΕ ΕΜΠ Υπεύθυνη Καθηγήτρια: Μυρσίνη Μακροπούλου Ανιχνευτές CCD: Αρχή λειτουργίας και εφαρμογές, Σεμινάριο Φυσικής, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, pdf http://www.physics.ntua.gr/pdf_doc_files/seminario_fysikhs_2011/koutsoumphis.pdf

[50] Noel, A., & Thibault, F. (2004). *Digital detectors for mammography: the technical challenges*. *European Radiology*, 14(11), 1990–1998. doi:10.1007/s00330-004-2446-610.1007/s00330-004-2446-6

[51] Åslund, M., Cederström, B., Lundqvist, M., & Danielsson, M. (2007). *Physical characterization of a scanning photon counting digital mammography system based on Si-strip detectors*. *Medical Physics*, 34(6Part1), 1918–1925. doi:10.1118/1.273103210.1118/1.2731032

[52] Suryanarayanan, S., Karellas, A., & Vedantham, S. (2004). *Physical characteristics of a full-field digital mammography system*. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 533(3), 560–570. doi:10.1016/j.nima.2004.05.12810.1016/j.nima.2004.05.128

[53] Mahesh, M. (AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents. *RadioGraphics*, 24(6),2004, 1747–1760. doi:10.1148/rg.24604510210.1148/rg.246045102

[54] Seeram, E. *Digital Image Processing Concepts*. *Digital Radiography*,2019 21–39. doi:10.1007/978-981-13-3244-9_2 10.1007/978-981-13-3244-9_2, downloaded on 2019-01-27

[55] Sussan Kennedy, MD Why is Compression Important During a Mammogram, 19/10/2020, Wake Radiology UNC REX HEALTHCARE

[55] Seeram, E. (2019). *Full-Field Digital Mammography*. *Digital Radiography*, 111–123. doi:10.1007/978-981-13-3244-9_7 url to share this paper: sci-hub.st/10.1007/978-981-13-3244-9_7 downloaded on 2019-01-27

[56] Maria Kallergi, PhD, DIGITAL MAMMOGRAPHY: FROM THEORY TO PRACTICE Digital Medical Imaging and Analysis Program H. Lee Moffitt Cancer Center & Research Institute, 1998, doi:10.1177/10732748980050011110.1177/107327489800500111

- [57] Pisano, E. D., Gatsonis, C., Hendrick, E., Yaffe, M., Baum, J. K., Acharyya, S., ... Rebner, M. (2005). *Diagnostic Performance of Digital versus Film Mammography for Breast-Cancer Screening*. *New England Journal of Medicine*, 353(17), 1773–1783. doi:10.1056/nejmoa05291110.1056/NEJMoa052911
- [58] Dobbins, J. T., & Godfrey, D. J. (2003). *Digital x-ray tomosynthesis: current state of the art and clinical potential*. *Physics in Medicine and Biology*, 48(19), R65–R106. doi:10.1088/0031-9155/48/19/r0110.1088/0031-9155/48/19/r01
- [59] Sechopoulos, I. Department of Radiology and Imaging Sciences, Hematology and Medical Oncology and Winship Cancer Institute, Emory University, 1701 Upper Gate Drive Northeast, Suite 5018, Atlanta, Georgia 30322A *review of breast tomosynthesis. Part I. The image acquisition process*. (2013). *Medical Physics*, 40(1), 014301. doi:10.1118/1.477027910.1118/1.4770279
- [60] Savini, A., Feliciani, G., Amadori, M., Rivetti, S., Cremonesi, M., Cesarini, F., ... Falcini, F *The Role of Acquisition Angle in Digital Breast Tomosynthesis: A Texture Analysis Study*. *2020 Applied Sciences*, 10(17), 6047. doi:10.3390/app1017604710.3390/app10176047
- [61] Niklason, L. T., Christian, B. T., Niklason, L. E., Kopans, D. B., Castleberry, D. E., Opsahl-Ong, B. H., Wirth, R. F. *Digital tomosynthesis in breast imaging*.1997, *Radiology*, 205(2), 399–406. doi:10.1148/radiology.205.2.935662010.1148/radiology.205.2.9356620
- [62] Li B, Avinash GB, Uppaluri R, Eberhard JW, Claus BEH (2004). The impact of acquisition angular range on the z-resolution of radiographic tomosynthesis. Proc. CARS 1268, 13–1, <https://www.openaccessjournals.com/articles/digital-breast-tomosynthesis-a-concise-overview.html>
- [63] Tirada, N., Li, G., Dreizin, D., Robinson, L., Khorjekar, G., Dromi, S., & Ernst, T. *Digital Breast Tomosynthesis: Physics, Artifacts, and Quality Control Considerations*. *RadioGraphics*, 39(2),2019, 413426. doi:10.1148/rg.201918004610.1148/rg.2019180046
- [64] Kai Zeng, MS, Hengyong Yu, PhD, Shiyong Zhao, PhD, Laurie Lee Fajardo, MD, Christopher Ruth, PhD, Zhenxue Jing, PhD, and Ge Wang, PhD *Digital Tomosynthesis Aided by Low-Resolution Exact Computed Tomography*. *Journal of Computer Assisted Tomography*,2007, 31(6), 976–83. doi:10.1097/rct.0b013e31803e8c1f 10.1097/rct.0b013e31803e8c1f
- [65] Park, Y. O., Hong, D. K., Cho, H. S., Je, U. K., Oh, J. E., Lee, M. S., ... Koo, Y. S. *Digital tomosynthesis (DTS) with a Circular X-ray tube: Its image reconstruction based on total-variation minimization and the image characteristics*. *Journal of the Korean Physical Society*,(2013) 63(5), 1060–1065. doi:10.3938/jkps.63.106010.3938/jkps.63.1060
- [66] Xia, D., Cho, S., Bian, J., Sidky, E. Y., Pelizzari, C. A., & Pan, X. *Tomosynthesis with source positions distributed over a surface*.(2008) *Medical Imaging 2008: Physics of Medical Imaging*. doi:10.1117/12.77268710.1117/12.772687
- [67] Yaffe, M. J., & Mainprize, J. G. *Digital Tomosynthesis*. *Radiologic Clinics of North America*, (2014) 52(3), 489–497. doi:10.1016/j.rcl.2014.01.00310.1016/j.rcl.2014.01.003
- [68] Kiarashi, N., & Samei, E. *Digital breast tomosynthesis: a concise overview*. *Imaging in Medicine*, 5(5), 467–476. (2013) doi:10.2217/iim.13.5210.2217/iim.13.52
- [69] Butler, R., & Hooley, R. J *Tomosynthesis in Diagnostic Mammography*. *Breast Tomosynthesis*,(2018) 39–55. doi:10.1016/b978-0-323-35827-9.00006-x10.1016/B978-0-323-35827-9.00006-X
- [70] Liberatore, M., Cucchi, J.-M., Fighiera, M., Binet, A., Missana, M. C., Brunner, P., ... Iannessi, A *Interest of systematic tomosynthesis (3D mammography) with synthetic 2D mammography in breast cancer screening*.(2017) *Hormone Molecular Biology and Clinical Investigation*, 32(2). doi:10.1515/hmbci-2017-0024 10.1515/hmbci-2017-0024
- [71] Wu, T., Stewart, A., Stanton, M., McCauley, T., Phillips, W., Kopans, D. B., ... Williams, M. B *Tomographic mammography using a limited number of low-dose cone-beam projection images*. *Medical Physics*, (2003),30(3), 365–380. doi:10.1118/1.154393410.1118/1.1543934
- [72] Skaane, P., Bandos, A. I., Niklason, L. T., Sebuødegård, S., Østerås, B. H., Gullien, R., ... Hofvind, S. *Digital Mammography versus Digital Mammography Plus Tomosynthesis in Breast Cancer Screening: The Oslo Tomosynthesis Screening Trial*. 2019,*Radiology*, 182394. doi:10.1148/radiol.201918239410.1148/radiol.2019182394

downloaded on 2019-02-20

[73] PEP Training Siemens

[74] Κανδαράκης Ιωάννης Μεταπτυχιακό Πρόγραμμα : Προηγμένα συστήματα και μέθοδοι στη Βιοϊατρική Τεχνολογία, Τμήμα Μηχανικών Βιοϊατρικής, Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής, Επιστήμη της Εικόνας-Συστήματα Ιατρικής Απεικόνισης-Αναδυόμενες Τεχνολογίες, pdf [ΨΗΦΙΑΚΟΙ ΑΝΙΧΝΕΥΤΕΣ \(uniwa.gr\)](http://uniwa.gr)

[75] Marlin J. Yaffe (Chairman) Gary T. Barnes Burton J. Conway Arthur G. Haus Andrew Karellas Carolyn Kimme-Smith Pei-Jan Paul Lin Gordon Mawdsley Phillip Rauch Lawrence N. Rothenberg, EQUIPMENT REQUIREMENTS AND QUALITY CONTROL FOR MAMMOGRAPHY REPORT OF TASK GROUP NO. 7 DIAGNOSTIC X-RAY IMAGING, August 1990 Published for the American Association of Physicists in Medicine by the American Institute of Physics, pdf https://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_29.pdf

Κατάλογος Εικόνων

Εικόνα εξωφύλλου : Wine & Design Charlotte, NY wineanddesign.com, Breast cancer awareness month campaign

Εικόνα 1: physicsgg.me

Εικόνα 2: 3dmastografia

Εικόνα 3 : Ελληνική Γυναικολογική Εταιρία Παθήσεων ΕΓΕΠΑΜ

Εικόνα 4 : webhealth.gr

Εικόνα 5 : ΕΕΑΕ

Εικόνα 6 : Ε. Παντελής Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής, Ιατρικής Σχολής Αθηνών

Εικόνα 7 : Ε. Παντελής Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής Ιατρική Σχολή Αθηνών

Εικόνα 8 : Radiology Key, Breast Imaging

Εικόνα 9 : Perry Sprawls

Εικόνα 10: Perry Sprawls

Εικόνα 11 Taibi, A., & Vecchio, S. (2014). *Breast Imaging. Comprehensive Biomedical Physics*, 121–154. doi:10.1016/b978-0-444-53632-7.00206-9

Εικόνα 12: Φυσική της Ακτινοδιαγνωστικής Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής, Πανεπιστήμιο Πατρών

Εικόνα 13: Γ. Οικονόμου Εργαστήριο Η φυσική της Μαστογραφίας, Τμήμα Ακτινολογίας Ακτινοθεραπείας Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής

Εικόνα 14: Sprawls

Εικόνα 15: Sprawls

Εικόνα 16: Science Direct

Εικόνα 17: Seibert, J. A., Boone, J. M., Cooper, V. N., & Lindfors, K. K. (2004). *Cassette-based Digital Mammography. Technology in Cancer Research & Treatment*, 3(5), 413–427. doi:10.1177/153303460400300502

Εικόνα 18 : Οικονόμου Γεωργία, Εργαστήριο Ακτινολογίας 11, ΤΕΙ Ακτινολογίας και Ακτινοθεραπείας, Πανεπιστήμιο Δυτικής, Αττικής

Εικόνα 19: Ευάγγελος Π. Επ. Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής Ιατρική Σχολή Αθηνών

Εικόνα 20: Seeram E 2019 Full-Field Digital Mammography Digital Radiography

Εικόνα 21: Σεμινάριο Ιατρικής ΕΜΠΑ Σ. Κουτσούμπης

Εικόνα 22: Τεχνικά Σφάλματα λόγω μικρού αριθμού λήψεων Πηγή Physics and Developments of Breast Tomosynthesis 2018

Εικόνα 23: Kiarashi, N., & Samei, E. (2013). *Digital breast tomosynthesis: a concise overview. Imaging in Medicine*, 5(5), 467–476. doi:10.2217/iim.13.52

10.2217/iim.13.52

Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 1: Experience with a computed radiographic mammography system
J. Anthony Seibert, PhD

Πίνακας 2: DIGITAL MAMMOGRAPHY: FROM THEORY TO PRACTICE Maria Kallergi, PhD
Digital Medical Imaging and Analysis Program H. Lee Moffitt Cancer Center & Research Institute