



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ

ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ ΜΑΣΤΟΥ ΜΕΣΩ ΑΛΛΗΛΕΠΙΔΡΑΣΗΣ ΑΚΤΙΝΩΝ LASER

ΔΗΜΗΤΡΑ ΠΗΛΙΟΥΝΗ

Αριθμός Μητρώου: **13085**

Επιβλέπων Καθηγητής:
Νεκτάριος Καλύβας, Αναπληρωτής Καθηγητής

Αιγάλεω 13/07/2021

Εξεταστική επιτροπή

Κος. Καλύβας Νεκτάριος (Επιβλέπων)

Κα. Σκουρολιάκου Αικατερίνη

Κος. Ασβεστάς Παντελής

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΠΤΥΧΙΑΚΗΣ/ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Η κάτωθι υπογραφούσα Δήμητρα Πηλιούνη του Ιωάννη, με αριθμό μητρώου 13085 φοιτήτρια του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής της Σχολής Μηχανικών του Τμήματος Μηχανικών Βιοϊατρικής, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

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

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

Η Δηλούσα

PiliouniDimitra

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά για την καταλυτική βοήθεια που δέχτηκα, κατά την διάρκεια της διεκπεραίωσης της εν λόγω διπλωματικής εργασίας, τον κύριο Καλύβα Νεκτάριο, επιβλέποντα καθηγητή της εργασίας. Ακόμα θα ήθελα να ευχαριστήσω τον κύριο Πηλιούνη Ιωάννη, Φυσικό και Μηχανικό πληροφορικής και επικοινωνιών καθώς και διευθυντή της εταιρείας ATLASCOM, όπου σε συνεργασία με τον ίδιο και το R&D τμήμα της εταιρείας, κατάφερα να υλοποιήσω το κατασκευαστικό μέρος της εργασίας μου.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ:

ΠΕΡΙΛΗΨΗ- ABSTRACT

ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ -KEYWORDS

ΜΕΡΟΣ 1^ο -ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΗΣ CTLM ΔΙΑΤΑΞΗΣ

- 1. ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1^ο:** Εισαγωγή και θεωρητικό υπόβαθρο [σελ. 9]
- 2. ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2^ο:** Βασικές Αρχές LASER και αλληλεπίδρασή του με τους ιστούς [σελ. 10]
 - **2.1:** Ιστορική αναδρομή [σελ. 10]
 - **2.2:** Βασικές Αρχές Λειτουργίας Laser [σελ. 10]
 - **2.3:** Αλληλεπιδράσεις με ιστούς. [σελ. 11]
 - **2.4:** Εφαρμογές των laser στην Ιατρική και στην Βιοϊατρική [σελ. 12]
- 3. ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3^ο:** Απεικόνιση μαστού [σελ. 15]
 - **3.1:** Ιστορική ανάλυση [σελ. 15]
 - **3.2:** Ανατομία και Φυσιολογία Μαστού [σελ. 16]
 - **3.3:** Καρκίνος του μαστού [σελ. 18]
 - **3.4:** Εντοπισμός σημείων ενδιαφέροντος [σελ. 20]
 - **3.5:** Συστήματα και τρόποι απεικόνισης [σελ. 23]
- 4. ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4^ο:** Περιγραφή συστήματος CTLM [σελ. 29]
 - **4.1:** Ιστορική αναφορά και Εισαγωγή στην οπτική μέθοδο απεικόνισης του μαστού [σελ. 29]

- **4.2:** Συστήματα που το αποτελούν [σελ. 30]
 - **4.3:** Τρόπος Σάρωσης του Μαστού [σελ. 35]
 - **4.4:** Τρόπος δημιουργίας εικόνας (**2D, 3D**) [σελ. 36]
- 5. ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5^ο:** Σύγκριση CTLM με άλλες μεθόδους απεικόνισης [σελ. 39]
- **5.1:** Σύγκριση CTLM με μαστογραφία ακτινών-χ [σελ. 39]
 - **5.1.α:** Διαγνωστική αξία (ειδικότητα, ακρίβεια, ευαισθησία) [σελ. 41]
 - **5.2:** Σύγκριση CTLM με υπέρηχο [σελ. 42]
 - **5.3:** Σύγκριση CTLM με MRI [σελ. 43]
 - **5.4:** Πίνακες σύγκρισης [σελ. 44]

ΜΕΡΟΣ 2^ο – ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΤΗΣ CTLM ΔΙΑΤΑΞΗΣ [σελ.

46]

- 6. ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6^ο:** Μέσα και μέθοδοι επαλήθευσης της CTLM [σελ. 47]
- **6.1:** Εισαγωγή [σελ. 47]
 - **6.2:** Σχεδιαστική Σύλληψη [σελ. 47]
- 7. ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7^ο :** Πειραματική Μέθοδος [σελ. 48]
- **7.1:** Περιγραφή και Μέθοδος [σελ. 48]
 - **7.2:** Μετρήσεις [σελ.49]
 - **7.3:** Πειραματική Διάταξη [σελ. 54]
 - **7.4:** ΕΙΚΟΝΕΣ: Υλικά-Διάταξη [σελ. 55]
 - **7.5:** Περιορισμοί- Προοπτικές [σελ. 57]

8. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ [σελ. 59]

9. ΑΝΑΦΟΡΕΣ [σελ. 61-66]

Περίληψη:

Σκοπός: Στόχος αυτής της εργασίας είναι να παρουσιαστεί το μηχάνημα αξονικής τομογραφίας μαστού μέσω εκπομπής LASER (CTLM- Computed Tomography Laser Mammography) ως μία μέθοδος απεικόνισης του μαστού, κυρίως για προληπτικό έλεγχο σε γυναίκες με πυκνό μαστό και να εξεταστεί αν ο συγκεκριμένος τρόπος απεικόνισης είναι αποτελεσματικός.

Μεθοδολογία: Για την παρουσίαση των επιμέρους συνιστωσών που αποτελούν το μηχάνημα CTLM πραγματοποιήθηκε βιβλιογραφική έρευνα. Οι παράγοντες που συνθέτουν το συγκεκριμένο απεικονιστικό σύστημα προκύπτουν από τεχνολογίες σχετικές κυρίως με την τεχνολογία του LASER. Έτσι ακολουθήθηκε μία λογική ανάλυσης των φυσικών τεχνικών παραγόντων που συνθέτουν το CTLM. Επίσης ακολουθήθηκε σχετική ανάλυση και σύγκριση διαφορετικών τεχνικών απεικόνισης, όπως μαστογραφία με ακτίνες-x, υπέρηχος, MRI, με το CTLM.

Συμπέρασμα: Το CTLM αποτελεί ένα μηχάνημα απεικόνισης του μαστού και η εξέταση που γίνεται από αυτό το μηχάνημα είναι περισσότερο χρήσιμη σε γυναίκες με πυκνό στήθος καθώς προκύπτει από την βιβλιογραφική έρευνα ότι τα απεικονιστικά αποτελέσματα του συστήματος μαστογραφίας αξονικής τομογραφίας με LASER δίνουν αρκετά καλές απεικονιστικές πληροφορίες. Από μόνο του όμως δεν αρκεί για το σαφή εντοπισμό κάποιου καρκινώματος καθώς και για την κατηγοριοποίηση του σε καλοήθες ή κακοήθες. Συνεπώς χρησιμοποιείται ως επιπρόσθετο απεικονιστικό μέσο, για τον καρκίνο του μαστού, της μαστογραφία ακτινών-x και του υπέρηχου.

Abstract:

Purpose: The aim of this work is to present the CTLM Computerized Tomography Laser Mammography as a method of imaging the breast, mainly for preventive control in women with dense breasts, and to show whether this particular mode of imaging is effective.

Methods: A bibliographic research was conducted to present the individual components of the CTLM. The factors that make up this imaging system arise from technologies related mainly to LASER technology. Thus, a logical analysis of the natural technical factors that make up the CTLM was followed. Also, relative analysis and comparison of different imaging techniques, such as x-ray, ultrasound, MRI, with CTLM, was followed.

Conclusion: The CTLM is a breast imaging machine and the examination performed by this machine is more useful for women with dense breasts as it results from bibliographic research that the imaging results of the CT scan mammography system with LASER give quite good imaging information. In itself, however, it is not enough to clearly identify a carcinoma and to categorize it to benign or malignant. It is therefore used as an additional imaging agent for breast cancer, x-ray mammography and ultrasound.

Λέξεις κλειδιά: CTLM, Μαστογραφία αξονικής τομογραφίας με LASER, Πυκνός Μαστός, Μαστογραφία, Εντοπισμός Καρκίνου, Τεχνική LASER, ‘Όγκος

Keywords: CTLM, Computed tomography LASER mammography, Dense Breast, Mammography, Cancer detection, LASER Technique, Tumor

ΜΕΡΟΣ 1^ο -ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΗΣ ΣΤΛΜ ΔΙΑΤΑΞΗΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1^ο

ΕΙΣΑΓΩΓΗ:

Ο καρκίνος του μαστού είναι ο πιο συχνά εμφανιζόμενος καρκίνος στις γυναίκες παγκοσμίως. Η πρόωγη ανίχνευσή του και η αποτελεσματική του θεραπεία είναι σημαντικοί παράγοντες που συμβάλλουν στην μείωση του ποσοστού θνησιμότητας καθώς μόνο στην Ευρώπη, 1 στις 8 γυναίκες παρουσιάζουν καρκίνο του μαστού και 75.000 γυναίκες πεθαίνουν, ετησίως. Συγκεκριμένα στην Ελλάδα 45.000 γυναίκες των χρόνων διαγιγνώσκονται με καρκίνο του μαστού. Στατιστικές έρευνες αποδεικνύουν ότι το άγχος και γενικά ο ρυθμός του τρόπου ζωής του δυτικού κόσμου είναι δύο από τους πιο σημαντικούς παράγοντες που έχουν αυξήσει σημαντικά το ποσοστό εμφάνισης καρκίνου του μαστού τα τελευταία χρόνια. [1]

Όλες οι γυναίκες που φτάνουν σε μία συγκεκριμένη ηλικία καλό θα ήταν και συνίσταται από τους γυναικολόγους να κάνουν το λιγότερο μία φορά τον χρόνο μαστογραφικό έλεγχο για τον καρκίνο του μαστού. Η επιλογή της εξέτασης ως επί των πλείστων είναι η μαστογραφία ακτινών-χ και ο υπέρηχος. Ωστόσο σε ηλικίες γυναικών κάτω των 40 ετών ο μαστός είναι αρκετά πυκνός και η μαστογραφία ακτινών-Χ μπορεί να είναι αναποτελεσματική.

Έχουν αναπτυχθεί κι άλλες τεχνικές διάγνωσης και απεικόνισης καρκίνου του μαστού όπως ο υπέρηχος, η αξονική τομογραφία μαστού (CBTI), η μαστογραφική απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού (MRM), και η τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων μαστού (b-PET) που μπορούν να δώσουν επίσης διαγνωστική πληροφορία. Αλλά ακόμα και αυτές οι μέθοδοι δεν δίνουν ικανή λειτουργική πληροφορία. Για αυτό αναπτύσσονται διαφορετικές προσεγγίσεις στην απεικόνιση του καρκίνου του μαστού.

Τα τελευταία χρόνια μέθοδοι οι οποίες βασίζονται σε σχεδόν υπέρυθη ακτινοβολία (NIR) και έχουν μεγάλη δυνατότητα να γίνουν πολύτιμα διαγνωστικά εργαλεία στην απεικόνιση του μαστού, έχουν ερευνηθεί και αναπτυχθεί. Το CTLM είναι ένα σύστημα το οποίο χρησιμοποιεί NIR και αποκτά μια τρισδιάστατη εικόνα (3D) του μαστού ανιχνεύοντας την απορρόφηση φωτός LASER (μήκους κύματος 808 nm). Φως LASER αυτού του συγκεκριμένου μήκους κύματος απορροφάται έντονα από την αιμοσφαιρίνη. Αυτή η προσέγγιση καθιστά δυνατή την απεικόνιση των αιμοφόρων αγγείων. Ένας όγκος διεγείρει την ανάπτυξη νέων αιμοφόρων αγγείων, δηλαδή αυξάνει την αγγειογένεση. Συνεπώς το CTLM είναι ικανό να ανιχνεύει τις αγγειογενέσεις στον μαστό.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2^ο

Βασικές αρχές Laser και αλληλεπίδρασή του με τους ιστούς:

2.1: Ιστορική Αναδρομή

Την δεκαετία του 1960 ξεκινάει η ραγδαία εξέλιξη της χρήσης των LASER ειδικά για ιατρικές και βιοιατρικές εφαρμογές. Ήδη όμως η θεωρητική τεκμηρίωση των φυσικών αρχών που συνθέτουν τα Laser ξεκίνησε στις αρχές του 20^{ου} αιώνα όταν ο Max Planck στηριζόμενος στην Ηλεκτρομαγνητική Θεωρία του Maxwell (1862) ανέπτυξε την ιδέα της δυαδικής φυσικής του φωτός, δηλαδή ότι το φως παρουσιάζει τόσο κυματικές όσο και σωματιδιακές ιδιότητες. Στην πορεία, το 1905, ο Einstein στηριζόμενος και ακολουθώντας την θεωρία του Planck προτείνει την Κβαντική Θεωρία του Φωτός όπου υποστηρίζει ότι η ενέργεια του φωτός μεταφέρεται σε διακριτά κβαντικά σωματίδια και τα ονομάζει φωτόνια. Μετά από 8 χρόνια, το 1913 ο Niels Bohr δίνει την θεωρητική ερμηνεία της αυθόρμητης εκπομπής του φωτός ενώ ο Albert Einstein το 1917 διατυπώνει την αρχή της εξαναγκασμένης εκπομπής του φωτός.

Περνάνε όμως 40 χρόνια περίπου μέχρι να αποδείξουν οι επιστήμονες αληθή την θεωρία του Einstein και να δημιουργήσουν τα LASER. Το 1951, λοιπόν, οι Purcell και Pound θέτουν την θεωρητική βάση για τα Maser που αποτελούν τον πρόγονο των Laser. Το πρώτο maser κατασκευάζεται από τον Gordon και συνεργάτες του το 1955. Το 1958 οι Schawlow και Townes υποστηρίζουν την δυνατότητα κατασκευής ενός LASER βασιζόμενοι στο maser. Το 1960 ο T. H. Maiman πετυχαίνει πρώτος τη λειτουργία LASER Ρουμπινίου και κάνει την πρώτη του εφαρμογή στην οφθαλμολογία και στην πορεία διερευνάται και η χρήση του LASER ρουμπινίου σε διάφορους κλάδους της οδοντιατρικής.[2,3,4]

2.2: Βασικές Αρχές Λειτουργίας Laser

Η Αρχή λειτουργίας των LASER βασίζεται στην εξαναγκασμένη εκπομπή ακτινοβολίας. Αυτό οδηγεί σε παραγωγή οπτικής ακτινοβολίας που διαφέρει δραστικά από εκείνη που εκπέμπουν οι συμβατικές πηγές φωτός, των οποίων η λειτουργία στηρίζεται στο φαινόμενο της αυθόρμητης εκπομπής ακτινοβολίας. Το LASER με την εξαναγκασμένη εκπομπή φωτός υπερτερεί σε πολλά σημεία σε σχέση με μία λάμπα πυρακτώσεως για παράδειγμα δηλαδή μία συμβατική πηγή φωτός. Τα σημεία στα οποία υπερτερεί είναι η κατευθυντικότητα, η ένταση, η φασματική καθαρότητα και η συμφωνία. Συγκεκριμένα για την κατευθυντικότητα βλέπουμε ότι όντως μια συμβατική πηγή φωτός εκπέμπει ακτινοβολία σε όλες τις διευθύνσεις.

Αντίθετα η ακτινοβολία από ένα LASER είναι μία αυστηρά περιορισμένη λεπτή δέσμη μικρής εγκάρσιας διατομής (της τάξης του ενός mrad).[4,7]

Κατά την εξαναγκασμένη εκπομπή ακτινοβολίας, η οποία αποτελεί την βασική αρχή του LASER όπως προαναφέρθηκε, ένα προσπίπτων φωτόνιο ενέργειας

$$h\nu = E_2 - E_1 = \Delta E \quad (1)$$

προκαλεί αποδιέγερση του ατόμου (από την ενεργειακή στάθμη E_2 στην ενεργειακή στάθμη E_1). Έτσι παράγεται ένα ακόμη φωτόνιο ενέργειας ΔE , που τελικά έχουμε παράλληλη εκπομπή δυο φωτονίων. Η εκπεμπόμενη ακτινοβολία έχει την ίδια φάση με την προσπίπτουσα, έχει την ίδια φορά διεύθυνσης καθώς και το ίδιο μήκος κύματος. Η δράση των LASER στηρίζεται στην αντιστροφή πληθυσμού. Η κατάσταση αντιστροφής πληθυσμού, για τη διατήρησή της, απαιτεί ενέργεια η οποία προσφέρεται από εξωτερική πηγή. Το φαινόμενο της συνεχούς αυτής διέγερσης με απορρόφηση εξωτερικής ενέργειας ονομάζεται άντληση. [4,5]

Παρόλο που υπάρχουν διάφοροι τύποι laser, όπου ο κάθε ένας διαθέτει τα δικά του χαρακτηριστικά και κατασκευαστικές λεπτομέρειες, υπάρχουν κάποιες βασικές αρχές λειτουργίας που για όλου τους τύπους είναι κοινές. Έτσι όλα τα συστήματα LASER έχουν ένα ενεργό υλικό που μετατρέπει την ενέργεια μιας εξωτερικής πηγής σε οπτική ενέργεια, μέσω εξαναγκασμένης εκπομπής. Επιπλέον τα συστήματα LASER έχουν ένα οπτικό αντηχείο, που αποτελείται από δύο αντιδιαμετρικούς καθρέφτες και δημιουργεί μια αυτοσυντηρούμενη ταλάντωση στα οπτικά φωτόνια. Τέλος υπάρχει και το σύστημα άντλησης που παρέχει ηλεκτρόνια που δύναται να υποστούν μεταπτώσεις με αποτέλεσμα τη δημιουργία οπτικών φωτονίων. Το σύστημα άντλησης συνεισφέρει στη σταθερή ροή της δέσμης LASER. [3,7]

Πέρα από τα σε κατασκευαστικό επίπεδο μια ακτίνα LASER έχει α) μονοχρωματικότητα, δηλαδή συγκέντρωση της ενέργειας της ακτινοβολίας σε πολύ μικρή περιοχή συχνοτήτων, β) συμφωνία και κατευθυντικότητα δηλαδή η διεύθυνση, ενέργεια και φάση του κύματος είναι σταθερή και γ) μεγάλη λαμπρότητα που προκύπτει απ' την συμφωνία της δέσμης. [5]

2.3: Αλληλεπιδράσεις της ακτινοβολίας με ιστούς.

Με την πρόσπτωση μιας ακτίνας LASER σε έναν ιστό συμβαίνουν κάποιες αλληλεπιδράσεις. Αυτές είναι η ανάκλαση, η απορρόφηση από μόρια του ιστού, η διάχυση ή σκέδαση, δηλαδή η μεταβολή της κατεύθυνσης της προσπίπτουσας ακτινοβολίας προς τυχαίες διευθύνσεις λόγω πρόσκρουσης σε μόρια του ιστού και η διάδοση διά μέσω του ιστού που αφορά το ποσό της ακτινοβολίας που δεν υπόκειται στις παραπάνω διαδικασίες. [5]

Οι επιδράσεις στον ιστό από την ακτινοβολία οφείλονται κυρίως στο ποσό της ακτινοβολίας που απορροφάται από τον ιστό και αλλάζει την ενεργειακή του

κατάσταση. Το ποσό αυτό εξαρτάται από το μήκος κύματος της ακτινοβολίας και την σύσταση του ιστού. Διαφορετικά μόρια και διαφορετικές ιστικές δομές απορροφούν διαφορετικά μήκη κύματος. Όταν γίνεται συνεχής χρήση της ακτινοβολίας παρατηρούνται διαφορές και αλλαγές στα χαρακτηριστικά του ιστού οπότε η απορρόφηση καθίσταται μη προβλέψιμη. Υψηλή απορρόφηση από έναν ιστό σημαίνει συγκέντρωση της ενέργειας στα επιφανειακά στρώματα άρα και αύξηση της θερμοκρασίας σε αυτά τα στρώματα. [5]

Παρατηρούνται κάποια φαινόμενα κατά την επίδραση της ακτινοβολίας στους ιστούς. Αυτά τα φαινόμενα μπορεί να είναι θερμικά όπως φωτοπηξία (μετουσίωση πρωτεϊνών) και φωτοεξάτμιση (τοπική εξάχνωση του ιστού) ή μη θερμικά όπως είναι τα φωτοχημικά και φωτομηχανικά φαινόμενα. [5]

2.4: Εφαρμογές των Laser στην Βιοϊατρική και στην Ιατρική.

Οι εφαρμογές των LASER απαντώνται πλέον σε πάρα πολλούς τομείς. Μερικοί από τους τομείς που χρησιμοποιούνται τα LASER είναι στη Φυσική, στη Χημεία, στην Επεξεργασία υλικού, στην κατεργασία υλικών, στις Οπτικές επικοινωνίες, στην Θερμοπυρηνική σύντηξη, σε Στρατιωτικές εφαρμογές, στην Εγγραφή και επεξεργασία πληροφοριών, στις μετρήσεις απόστασης, σε εφαρμογές φωτογραφίας και στον έλεγχο της μόλυνσης του περιβάλλοντος. Βασικοί όμως τομείς αποτελούν η Ιατρική, η Βιολογία και η Βιοϊατρική επιστήμη. [8]

Στο Ιατρικό κλάδο τα LASER αποτελούν βασικό χρηστικό μέσω. Οι τομείς της ιατρικής που έχουν τα laser ως βασικό μέσο για την διεξαγωγή των περιστατικών τους είναι πολλοί. Η δερματολογία αποτελεί έναν πολύ σημαντικό κλάδο που χρησιμοποιεί τα LASER καθώς είναι και από τους πρώτους που άρχισαν να χρησιμοποιούν την τεχνολογία τους ξεκινώντας με το παλμικό LASER ρουμπινίου. Οι τεχνολογίες LASER που βλέπουμε στον τομέα της δερματολογίας είναι τα LASER Carbon dioxide LASER, Nd: yag LASER, pulsed die LASER, diode LASER, alexandrite LASER, ruby LASER και το LASER αργού (argon LASER) και χρησιμοποιούνται για θεραπείες ερυθροχρωματικών κηλίδων καθώς και άλλων αγγειακών ανωμαλιών του δέρματος, αγγειακών αλλοιώσεων του δέρματος, δερματικών αλλοιώσεων, χρωστικών δερματικών αλλοιώσεων και για την αφαίρεση τατουάζ. [4]

Ακόμα ένας τομέας που άρχισε να χρησιμοποιεί τα LASER από την αρχή της παρουσίας τους στον επιστημονικό κόσμο είναι η οφθαλμολογία. Το LASER αποτελεί την βασική θεραπεία για πολλές παθήσεις των οφθαλμών αλλά οι πιο εντυπωσιακές θεραπείες φαίνεται να παρουσιάζονται τα τελευταία χρόνια με την οφθαλμολογική χειρουργική με LASER. Τα LASER που χρησιμοποιούνται για τις διάφορες χειρουργικές θεραπείες των οφθαλμών είναι αυτά των CO₂ (διοξειδίου του άνθρακα), παλμικού LASER Nd-YAG (κύρια χρήση του η αντιμετώπιση του καταρράκτη) και LASER διεγερμένων διμερών Ar-F. Η γαστρεντερολογία είναι μία ακόμα ιατρική επιστήμη που χρησιμοποιεί τεχνολογία LASER και οι γαστρεντερολόγοι έχουν σήμερα στη διάθεση τους μια μεγάλη ποικιλία ενδοσκοπίων με εύκαμπτες οπτικές ίνες μέσω

των οποίων μπορούν να εξετάσουν κάθε τμήμα της γαστρεντερικής οδού. Τρία είδη LASER έχουν χρησιμοποιηθεί: το LASER ιόντων αργού, το Nd-YAG LASER και σε μικρότερο βαθμό το LASER CO₂. οι χρήσεις των LASER στην γαστρεντερολογία είναι για έλεγχο αιμορραγίας του ανώτερου πεπτικού, για αγγειακές αλλοιώσεις του γαστρεντερικού, για «παρηγοριτική» θεραπεία καρκινωμάτων του οισοφάγου, για την χοληφόρο οδό, για αντιμετώπιση γαστρικών όγκων και για το παχύ έντερο. Άλλες εφαρμογές βρίσκουμε στην γυναικολογία για θεραπεία αλλοιώσεων στα γυναικολογικά αναπαραγωγικά όργανα, στην ωτορινολαρυγγολογία για μικροχειρουργική του λάρυγγα, αφαίρεση αλλοιώσεων από τη στοματική κοιλότητα, τη γλώσσα και την ρινική κοιλότητα καθώς και πραγματοποίηση μικροχειρουργικών επεμβάσεων ακριβείας χωρίς επαφή στο τύμπανο, στην ωτολογία. Η ουρολογία είναι ακόμα ένας κλάδος και χρησιμοποιεί τα LASER. [4]

Προηγούμενος έγινε μία μικρή αναφορά για την χρήση των LASER στην χειρουργική οφθαλμολογία. Η χρήση όμως των laser στον χειρουργικό τομέα είναι πολύ πιο διευρυμένη. Οι θεμελιώδεις ιδιότητες των LASER στη χειρουργική είναι η ικανότητα διατομής, η διείσδυση μέσα από το νερό και η αιμοστατική ενέργεια. Φυσικά όπως οποιαδήποτε μέθοδος χειρουργικής θεραπείας έτσι και η χειρουργική χρήση ακτινοβολίας LASER έχει τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματά της. Χρησιμοποιείται πολύ στην πλαστική χειρουργική και στην χειρουργική των κοιλοτήτων με σημαντική επιτυχία και προσπαθεί να διευρυνθεί περισσότερο στον τομέα της ορθοπεδικής χειρουργικής που προς το παρόν η χρήση του είναι περιορισμένη. Φυσικά σημαντική εφαρμογή του απαντάται στην νευροχειρουργική με χρήση LASER CO₂. [4]

Οι εφαρμογές των LASER στην βιοϊατρική- βιοτεχνολογία διακρίνονται σε διαγνωστικές εφαρμογές (in vivo και in vitro, σε μοριακό ή κυτταρικό επίπεδο), επεμβατικές εφαρμογές (μικροχειρισμός βιοδομών, νανοχειρουργική, φωτοδυναμική δράση), βασική εργαστηριακή έρευνα (μικροσκοπία, φθοριομετρία, κυτταρομετρία). Οι οπτικές διαγνωστικές μέθοδοι χρησιμοποιούν την ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία LASER είτε ως φωτεινή πηγή ή ως πηγή διέγερσης φωτοεπαγόμενων αντιδράσεων. Οι θεραπευτικές μέθοδοι χρησιμοποιούν την ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία LASER είτε ως «οπτικό νυστέρι» ή ως πηγή διέγερσης φωτοβιοχημικών αντιδράσεων.

Μερικά παραδείγματα εφαρμογών των LASER στη βιοτεχνολογία είναι τα παρακάτω:

- Κυτταρομετρία ροής και διαχωρισμός κυττάρων
- Μικροσκοπία σάρωσης με ακίδα
- Μικροσκοπίας ατομικής δύναμης
- Μικροχειρισμός βιοδομών με LASER –οπτική παγίδευση
- Συνεστιακή μικροσκοπία σάρωσης
- Εναπόθεση βιοϋλικών σε διεπιφάνειες – βιοαισθητήρες
- Φασματομετρία – φασματοσκοπία φθορισμού
- Συντονισμός πλασμονίων επιφανείας

Μια εφαρμογή των LASER στην Βιοϊατρική απεικόνιση αποτελεί η οπτική τομογραφία η οποία δημιουργεί εικόνες της μικροδομής ενός ιστού σε τομές, σε πραγματικό χρόνο. Η εικόνες που παράγονται δημιουργούνται από τη καταγραφή των χρονικών καθυστερήσεων του ανακλώμενου φωτός. Ως τελική κατάσταση έχουμε μια

δισδιάστατη απεικόνιση της οπτικής οπισθοσκέδασης μιας διατομής του ιστού στην κλίμακα του φαιού. Η βασική αρχή της οπτικής τομογραφίας βασίζεται στο συμβολόμετρο Michelson [6]. Η ένταση του φωτός που φθάνει στον ανιχνευτή δίνεται από τη σχέση:

$$I_{\text{ανιχνε}} = \frac{1}{4} |E_{\text{αναφ}}|^2 + \frac{1}{4} |E_{\text{ιστο}}|^2 + \frac{1}{2} \Gamma(E_{\text{αναφ}}, E_{\text{ιστο}}) \cos(2k_o \Delta l) \quad (2)$$

Όπου $E_{\text{αναφ}}$, $E_{\text{ιστο}}$ είναι τα πεδία της δέσμης αναφοράς και αυτής του ιστού-δείγματος αντίστοιχα, $\Gamma(E_{\text{αναφ}}, E_{\text{ιστο}})$ είναι η διασυσχέτιση (cross correlation) των πεδίων του δείγματος και της αναφοράς, $k_o = 2\pi/\lambda_o$ είναι ο κυματάρριθμός και Δl είναι η σχετική διαφορά δρόμου μεταξύ των κλάδων αναφοράς και δείγματος. [6]

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3^ο

Απεικόνιση Μαστού:

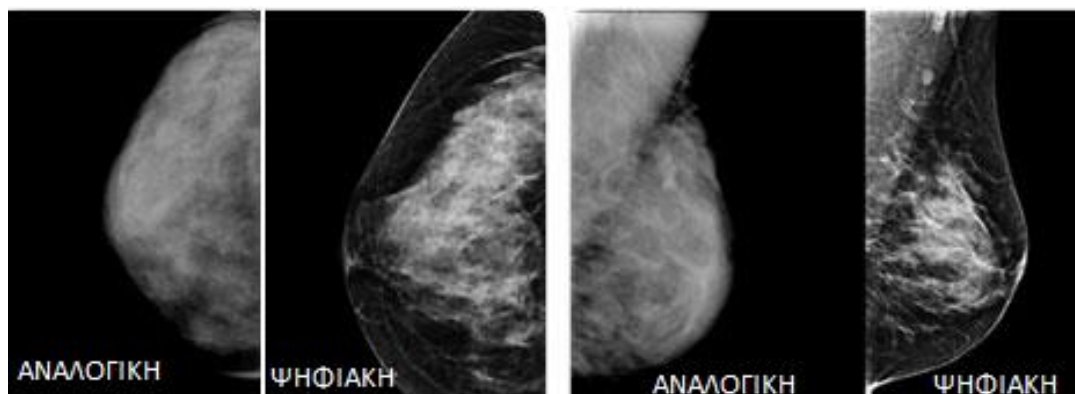
3.1: Ιστορική Ανάλυση

Οι απεικονιστικές μέθοδοι του μαστού αποτελούν ένα πολύ σημαντικό ποσοστό στην πρόωγη αντιμετώπιση του καρκίνου του μαστού. Έρευνες αποδεικνύουν ότι στις ΗΠΑ το 50% των μαστογραφιών που γίνονται εμφανίζουν κάποια δομή που μπορεί να χρήζει περαιτέρω έρευνας. Χωρίς τις απεικονιστικές μεθόδους οι γυναίκες θα μπορούσαν να πεθαίνουν από καρκίνο του μαστού χωρίς να γνωρίζουν την βασική αιτία και παρόλο που είναι τόσο σημαντικός ο ρόλος τους ως εργαλείο πρόληψης και διάγνωσης του καρκίνου ο επιστημονικός κόσμος άργησε να αποδεχτεί την σημασία τους με αποτέλεσμα να αναπτυχθεί και να καθιερωθεί στο 1960. [9,10]

Οι πρώτες τεχνολογικές μέθοδοι που αναπτύχθηκαν για την απεικόνιση του μαστού ξεκινάνε από τις αρχές του 20^{ου} αιώνα και ακόμα συνεχίζεται η εξέλιξή τους. Αρχικά ο Γερμανός χειρουργός Salomon, το 1920, αναλύει μικροσκοπικά, τμήματα του μαστού που έχουν αφαιρεθεί με μαστεκτομή και στην πορεία παρατηρεί ότι μπορεί να γίνει ακτινολογική καταγραφή του εσωτερικού του μαστού. Μετά από 10 χρόνια, το 1930, ο Stafford Warren στις ΗΠΑ κατέγραψε μαστογραφική εικόνα σε film. Το 1937 δημοσιεύτηκε μια εκτενής έρευνα για τη σχέση των αλλοιώσεων του μαστού με την ηλικία και την εμμηνόπαυση καθώς και με την καταγραφή τους σε οπτικό μέσο. Παράλληλα υπήρξαν έρευνες προς τη βελτίωση του εξοπλισμού της μαστογραφίας, καθώς και την περαιτέρω ανάπτυξη της τεχνικής. Το πρώτο μηχάνημα μαστογραφίας εμφανίστηκε λίγο πριν το 1960 και το όνομά του ήταν Senographe. Στην πορεία οι κατασκευαστικές εταιρείες αποφασίζουν να δώσουν μεγαλύτερη βάση στην μαστογραφία και να επενδύσουν στην ανάπτυξη της ακρίβειας και της ευαισθησίας του μηχανήματος καθώς και στην αντίθεση ώστε να μπορούν να δουν περισσότερες λεπτομέρειες στην εικόνα. Ταυτόχρονα γίνονται προσπάθειες για την μείωση της δόσης ακτινοβολίας στο μαστό. Από το 1970 καθιερώνεται στο όνομα της εξέτασης του μαστού ως μαστογραφία και όλο και περισσότερες γυναίκες υποβάλλονται σε μαστογραφικές εξετάσεις. Παράλληλα με την μαστογραφία νέες μέθοδοι αρχίζουν και αναπτύσσονται για την απεικόνιση του μαστού όπως η υπερηχογραφία και η ξηρογραφία που χρησιμοποιήθηκαν συμπληρωματικά. Το 1980 και μέχρι τα τέλη του '90 εμφανίζεται και η μαγνητική τομογραφία η οποία όμως είναι αρκετά πιο ακριβή και λειτουργεί ως συμπληρωματική εξέταση της μαστογραφίας καθώς δεν έχει την δυνατότητα σαν εξέταση να δει και να εμφανίσει τις μικρές αποτιτανώσεις που θα μπορούσαν να οδηγήσουν σε καρκίνο. [10]

Φυσικά η ιοντίζουσα ακτινοβολία που έκπεμπε η μαστογραφία ήταν τεράστια, αλλά πλέον τόσο η αναλογική όσο και η ψηφιακή μαστογραφία έχουν μειώσει το ποσό της ακτινοβολίας στο οποίο εκτίθεται η ασθενής. Η ψηφιακή μαστογραφία που αναπτύχθηκε μέσα στην τελευταία δεκαετία, με την ανάπτυξη των ψηφιακών μέσων αποτύπωσης, σήμερα έχει αντικαταστήσει την αναλογική μαστογραφία καθώς διαθέτει πλεονεκτήματα που την καθιστούν πιο γρήγορη, πιο αξιόπιστη και πιο ασφαλή [10].

Στην Εικόνα 3.1 διακρίνεται η απεικόνιση του μαστού με ψηφιακή και αναλογική (με χρήση ακτινογραφικού φιλμ) μαστογραφία.



Εικόνα 3.1: Στα αριστερά: απεικόνιση αριστερού μαστού με αναλογική και ψηφιακή μαστογραφία. Στα δεξιά: απεικόνιση δεξιού μαστού με αναλογική και ψηφιακή μαστογραφία.

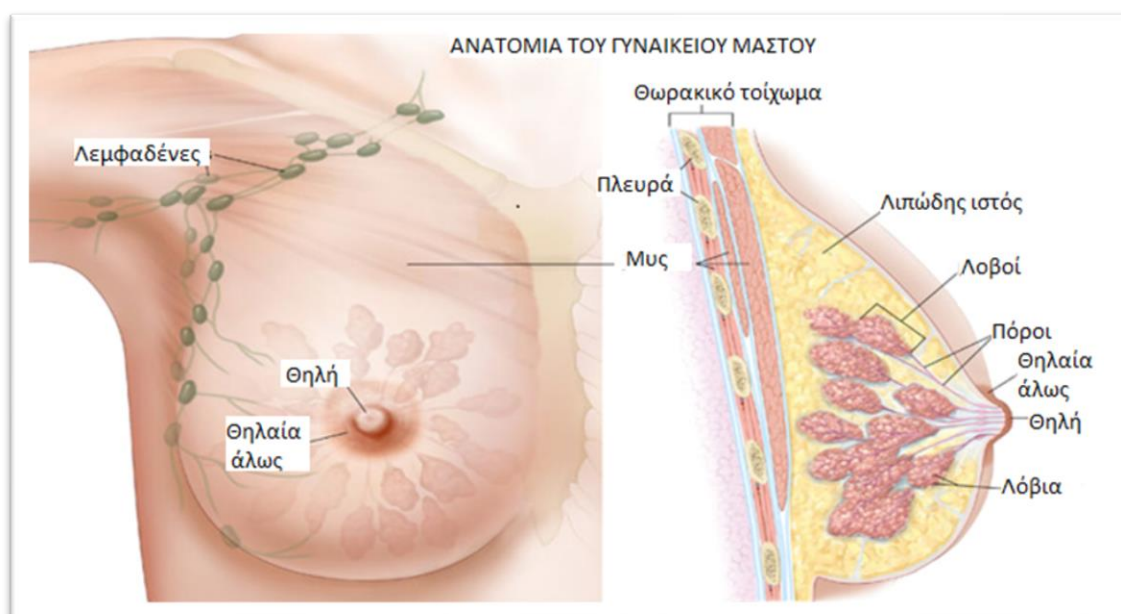
[<https://lincolnradiology.com/radiology-services/digital-mammography/>]

3.2: Ανατομία και φυσιολογία μαστού

Ανατομία μαστού

Ο μαστός αποτελεί ένα πολύ βασικό γεννητικό όργανο του γυναικείου σώματος καθώς παίζει πολύ σημαντικό ρόλο στην εγκυμοσύνη και στον θηλασμό. Αποτελεί μία ημισφαιρική μάζα που συντίθεται από αδενικό, συνδετικό και λιπώδη ιστό. Οι μαστοί βρίσκονται μπροστά από το θωρακικό τοίχωμα και ανάμεσά τους σχηματίζεται ο μεσομάστιος κόλπος. Στην πρόσθια πλευρά τους και λίγο πιο κάτω από το μέσω του μαστού βρίσκεται η θηλή η οποία έχει κωνοειδές σχήμα και σε αυτήν εκβάλλονται εκφορητικοί πόροι των λοβών που βρίσκονται στον μαζικό ή μαστικό αδένα. Ο μαζικός αδένας έχει σχήμα δισκοειδές εκτός από μία προεξοχή που σχηματίζεται στο άνω έξω τεταρτημόριο, η αποκαλούμενη ουρά του Spence. Ο μαζικός αδένας περιβάλλεται από περιμαστικό λίπος και δέρμα και όπως προαναφέρθηκε από 15 με 20 λοβούς. Οι λοβοί υποδιαιρούνται σε 20-40 λόβια στην θηλή και διαχωρίζονται από συνδετικό ιστό ο οποίος βρίσκεται συγκεντρωμένος σε κάποια σημεία και σχηματίζει τους συνδέσμους του Cooper. Αυτές οι συνδετικές ίνες που καλούνται σύνδεσμοι του Cooper βρίσκονται στην πρόσθια στοιβάδα του περιμαστικού λίπους. Το περιμαστικό λίπος βρίσκεται ενδιάμεσα του δέρματος και του μαστικού αδένα τον οποίο τον περιβάλλει. Στην περιοχή των μαστών επίσης βρίσκονται 7 μύες. Οι μύες αυτοί είναι οι μείζων θωρακικός, ελάσσων θωρακικός, πρόσθιος, οδοντωτός, πλατύς, ραχιαίος, κορακοβραχιόνιος, υποπλάτιος και έξω λοξός κοιλιακός μυς. Ακόμα οι μαστοί διαθέτουν ένα σχετικά σύνθετο αγγειακό δίκτυο που αποτελείται από τις αρτηρίες, τις

φλέβες, τα λεμφαγγεία. Οι αρτηρίες του μαστού αγγειώνουν όλο τον μαστό και δημιουργούν ένα πυκνό αγγειακό δίκτυο γύρω από τους γαλακτοφόρους και τις αδενοκυψέλες. Οι φλέβες του μαστού αποτελούν ένα πλούσιο φλεβικό σύστημα που διακρίνεται σε επιπολής και εν τω βαθεί. Οι επιπολής εκβάλλουν στην έσω μαστική φλέβα. Οι εν τω βαθεί ακολουθούν τρεις βασικές οδούς προς την έσω μαστική φλέβα, προς τη μασχαλιαία φλέβα και προς τις μεσοπλευρίες φλέβες. Τέλος το πλούσιο λεμφαγγειακό δίκτυο του μαστού, δηλαδή του δέρματος και του μαστικού αδένα αποχετεύει τη λέμφο προς δυο κατευθύνσεις, προς τα έξω στους μασχαλιαίους αδένες και προς τα έσω στους λεμφαδένες της έσω μαστικής αρτηρίας. [11,12,13]. Στην εικόνα 3.2 παρουσιάζεται απλά η ανατομία του μαστού.



Εικόνα 3.2 Ανατομία γυναικείου μαστού

[\[https://gr.pinterest.com/pin/336925615845590208/?lp=true\]](https://gr.pinterest.com/pin/336925615845590208/?lp=true)

Φυσιολογία μαστού

Ο μαστός σε νεαρές ηλικίες (20 – 30 ετών) είναι πυκνότεροι από τους μαστούς σε μεγαλύτερες ηλικίες, λόγω των υψηλών επιπέδων οιστρογόνων που εκκρίνονται από τις ωοθήκες καθώς και από τη προγεστερόνη. Επιπλέον παρουσιάζουν περιοδικές μεταβολές, όπως ευαισθησία, αύξηση μεγέθους ή πόνο λίγες ημέρες πριν την ωορρηξία μέχρι και την εμμηνόρροια. Καθώς οι γυναίκες εισέρχονται στην εμμηνόπαυση ο αδενικός ιστός και τα λόβια του μαστού ατροφούν και αντικαθίσταται από λίπος. Έτσι παρατηρείται σταδιακή μείωση της πυκνότητας των μαστών που έχει ως συνέπεια τη μεγαλύτερη ευαισθησία της μαστογραφίας στην ανίχνευση του καρκίνου. [13]

3.3: Καρκίνος του μαστού.

Όπως ήδη έχει αναφερθεί σε προηγούμενα κεφάλαια ο καρκίνος του μαστού αποτελεί μία μάστιγα στην υγεία της σύγχρονης εποχής. Τα ποσοστά γυναικών που παρουσιάζουν καρκίνο του μαστού στην σύγχρονη εποχή όλο και μεγαλώνουν. Είναι η πιο συνηθισμένη διάγνωση καρκίνου απειλητικού για τη ζωή και μετά τον θάνατο από καρκίνο των πνευμόνων, έρχεται ως δεύτερη αιτία θανάτου από καρκίνο. Φυσικά δεν αφορά μόνο τον γυναικείο μαστό αυτή η μορφή καρκίνου. Ένας στους 100 καρκίνους του μαστού παρουσιάζεται στον αντρικό πληθυσμό σε μέση ηλικία τα 67 έτη. [14]

Οι ενδείξεις που πρέπει να αναζητήσει μία γυναίκα για καρκίνο του μαστού είναι κάποιο εξόγκωμα ή σκλήρυνση σε κάποιο μέρος του μαστού, καθώς όλοι οι μαστολόγοι και γυναικολόγοι προειδοποιούν τις γυναίκες για ψηλάφηση του στήθους τους, ώστε να καταλάβουν αν κάτι δεν είναι το ίδιο. Ένα άλλο πολύ συχνό σύμπτωμα είναι η έκκριση υγρών από τη θηλή όπου στο υγρό μπορεί να παρουσιαστεί αίμα. Άλλα συμπτώματα εξίσου σημαντικά είναι μεταβολή στο μέγεθος, το σχήμα ή την όψη του μαστού, αλλαγές στην όψη της επιδερμίδας του μαστού, όπως π.χ. πτυχώσεις, όψη φλοιού πορτοκαλιού, εσολκή θηλής, όταν δηλαδή η θηλή έλκεται προς το εσωτερικό του μαστού, ξεφλούδισμα της σκουρόχρωμης επιδερμίδας γύρω από τη θηλή (άλως του στήθους) ή της επιδερμίδας του μαστού, κοκκίνισμα ή κοίλωμα στην επιδερμίδα ακριβώς επάνω από το μαστό.[15,19]

Ο όρος «καρκίνος του μαστού» αναφέρεται στην ανάπτυξη κακοήθους όγκου στην περιοχή του μαστού. Αποτελεί μία από τις συχνότερα εμφανιζόμενες μορφές καρκίνου παγκοσμίως και είναι η πρώτη σε αριθμό κρουσμάτων στο γυναικείο πληθυσμό [15]. Η πρόληψη για το καρκίνο του μαστού έχει οδηγήσει στην ανάγκη ετησίων εξετάσεων μαστού στις γυναίκες από μια ηλικία και μετά κάθε διόγκωση όμως του μαστού δεν είναι απαραίτητα καρκίνος. Υπάρχει πιθανότητα στον ιστό του μαστού να δημιουργηθεί και κάποιος όγκος ο οποίος είναι καλοήθης. Οι καλοήθεις όγκοι αναπτύσσονται αργά και δεν είναι επιβλαβείς για την υγεία όπως οι κακοήθεις, οι οποίοι αναπτύσσονται γρήγορα και είναι ο λεγόμενος καρκίνος του μαστού.

Το στήθος αποτελείται από τους αδενικούς αγωγούς και τους λοβούς, τον συνδετικό ιστό και το λίπος, με το μεγαλύτερο μέρος της καλοήθους και κακοήθους παθολογίας να αναπτύσσεται από τα αδενικά κύτταρα των πόρων και των λοβιδίων. Συγκεκριμένα, οι περισσότεροι καρκίνοι του μαστού θεωρείται ότι προέρχονται από την τερματική λοβοειδή μονάδα (TDLU). Σπάνια, όμως, αναπτύσσονται κακοήθειες και από τον λιπώδη ή τον μυϊκό ιστό, που λέγονται σαρκώματα. [16,17]

Υπάρχουν διάφοροι τύποι καρκίνου του μαστού με διαφορετικά στάδια, επιθετικότητα και διαφορετική γενετική σύσταση. Ο πιο κοινός τύπος καρκίνου του

μαστού είναι ο καρκίνος των πόρων και των λοβίων. Αυτός είναι ο λοβιακός καρκίνος που δημιουργείται στα σημεία των λοβίων που παράγεται το μητρικό γάλα και μία άλλη κατηγορία είναι ο πρωτογενής που προέρχεται από τους γαλακτοφόρους πόρους. Και οι δύο αυτές κατηγορίες ονομάζονται επιθηλιακοί όγκοι. Ένας άλλος τύπος καρκίνου είναι οι μη επιθηλιακοί όγκοι (σαρκώματα) προερχόμενοι από τον ενδιάμεσο ιστό. [15,18]

Ο καρκίνος του μαστού διαχωρίζεται σε διηθητικό και μη διηθητικό ή *in situ*, ανάλογα με το βάθος διήθησης του όγκου. Ο πρώτος έχει την ικανότητα να δίνει μεταστάσεις, ενώ ο δεύτερος τύπος θεωρείται αρχόμενος και δυνητικά δε δίνει μεταστάσεις. [15,18]

Οι διηθητικοί, οι οποίοι διηθούν την βασική μεμβράνη είναι οι πορογενείς, ο πιο συχνός ιστολογικός τύπος (80%), που εξορμάται από το επιθήλιο των πόρων, με λιγότερο συχνές μορφές τους μυελοειδής, κολλοειδής και σωληνώδεις. Επιπλέον είναι οι λοβιακοί που αφορούν το 8-10% των διηθητικών τύπων καρκινωμάτων του μαστού που εξορμώνται από το επιθήλιο των λοβίων. Έχουν καλύτερη πρόγνωση, δεν παρουσιάζουν συνήθως μικροαποτιτανώσεις και έχουν περισσότερες πιθανότητες να είναι αμφοτερόπλευρα. Είναι ακόμα το θηλώδες καρκίνωμα (Papillary Carcinoma), η νόσος Paget της θηλής που αφορά το 1-3% των κακοήθων νόσων του μαστού με εμφάνιση εκζεματοειδούς αλλοίωσης της θηλής, με ή χωρίς όγκο, το σωληνώδες καρκίνωμα (Tubular Carcinoma), ο φλεγμονώδης καρκίνος, το μυελοειδές καρκίνωμα (Medullary Carcinoma) και το βλεννώδες καρκίνωμα (Colloid Carcinoma). [18]

Τέλος ο καρκίνος του μαστού αναλόγως με την εντόπιση διακρίνεται και σε πολυεστιακό, πολυκεντρικό ή αμφοτερόπλευρο. Πολυεστιακός σημαίνει ότι υπάρχουν εστίες της νόσου και σε άλλα σημεία του ίδιου τεταρτημορίου. Πολυκεντρικός χαρακτηρίζεται όταν υπάρχουν εστίες της νόσου και σε άλλα τεταρτημόρια του ίδιου του μαστού και αμφοτερόπλευρος ονομάζεται όταν υπάρχει νόσος και στους 2 μαστούς. [18]

Όπως προαναφέρθηκε τα καρκινικά κύτταρα του μαστού έχουν την δυνατότητα να μεταστατούν σε γειτονικά κύτταρα γειτονικών ιστών. Οι μεταστάσεις που μπορεί να δώσει ο καρκίνος του μαστού είναι μέσω της λεμφικής οδού, όπου τα καρκινικά κύτταρα προσβάλλουν τους σύστοιχους λεμφαδένες. Αυτοί που προσβάλλονται κυρίως είναι οι μασχαλιαίοι δεδομένου ότι το 75% της λέμφου απάγεται στη μασχάλη, η μετάσταση μπορεί να γίνει μέσω της αιματικής οδού όπου νεοπλασματικά κύτταρα από τη πρωτοπαθή εστία μπορούν να παρακάμψουν στους επιχώριους λεμφαδένες, και μπορούν να μπουν απ' ευθείας στην κυκλοφορία χωρίς να προκαλούν πάντα μετάσταση. Το 99% από αυτά τα κύτταρα όπως πιστεύεται καταστρέφονται. Ένα μικρό μόνο μέρος από το υπόλοιπο 1% δίνει μακρινές μεταστάσεις οι οποίες αφορούν τα οστά, τους πνεύμονες, το ήπαρ και τον εγκέφαλο και κατά συνέχεια του οστού γίνεται μετάσταση στο θωρακικό τοίχωμα και στο δέρμα. [18]

3.4: Εντοπισμός σημείων ενδιαφέροντος.

Η μαστογραφία ακτινών-χ αποτελεί ίσως τον πιο γνωστό τρόπο απεικόνισης του μαστού. Είτε για προληπτικό είτε για διαγνωστικό λόγο, είναι η μέθοδος απεικόνισης με την μεγαλύτερη χρηστικότητα και τα πιο αξιόπιστα ακτινολογικά ευρήματα. Επίσης κατέχει το μεγαλύτερο ποσοστό αξιοπιστίας για την διερεύνηση ύπαρξης καρκίνου του μαστού καθώς και για τον εντοπισμό του σε πολύ πρώιμο στάδιο, δηλαδή όταν το μέγεθός του είναι πολύ μικρό και δεν έχουν υπάρξει άλλες ένδειξης για την παρουσία του.

Τα ευρήματα της μαστογραφίας μπορούν να αποκαλύψουν πολλές ανωμαλίες, είτε κακοήθειες, είτε καλοήθειες οι οποίες μαρτυρούν την ύπαρξη καρκίνου του μαστού. Το Αμερικάνικο Κολέγιο Ακτινολογίας (American College of Radiology-ACR) έχει θεσπίσει το Breast Imaging Reporting and Data System (BIRADS) lexicon με σκοπό την κατηγοριοποίηση των βασικών ευρημάτων που εμφανίζονται σε μία μαστογραφία. Σύμφωνα με το συγκεκριμένο λεξικό, οι βασικές κατηγορίες στις οποίες κατατάσσονται τα ευρήματα είναι: (i) οι μάζες, (ii) οι αποτιτανώσεις, συγκεκριμένα οι μικροαποτιτανώσεις και (iii) οι αρχιτεκτονικές διαστρεβλώσεις. Οι δύο πρώτες κατηγορίες, δηλαδή οι μάζες και οι μικροαποτιτανώσεις, είναι οι συνηθέστερες και οι πλέον πιο ανησυχητικές για την εκδήλωση καρκίνου. Η διάγνωση της νόσου γίνεται με αξιολόγηση του συνόλου των ευρημάτων από τον ιατρό. [20]

Ως μάζα ορίζεται μία τρισδιάστατη δομή στο εσωτερικό του μαστού η οποία μπορεί να έχει σχήμα λοβωτό, οβάλ, στρογγυλό ή ακανόνιστο. Βασική προϋπόθεση για να κατηγοριοποιηθεί ένα τέτοιο εύρημα στις μάζες είναι να μπορεί να απεικονιστεί τουλάχιστον σε 2 προβολές. Αν δεν παρουσιάζεται σε δύο προβολές τότε ονομάζεται ασύμμετρη πυκνότητα. Τα κριτήρια κατάταξης των μαζών σε καλοήθους ή κακοήθους αφορούν το σχήμα, τα όρια-περιγράμματα και την πυκνότητά τους. [20]

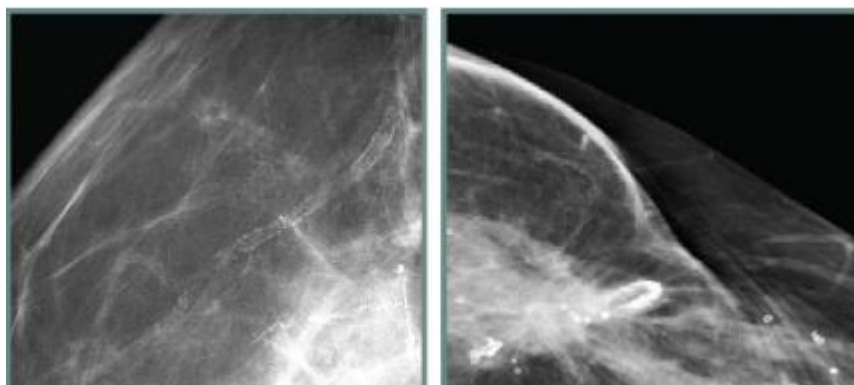
Σύμφωνα με το περίγραμμα που έχει μια μάζα μπορεί να διακριθεί σε: Περιγεγραμμένη (circumscribed) όπου τα όρια μεταξύ της αλλοίωσης και του περιβάλλοντος ιστού είναι σαφώς ορισμένα, Αμυδρή (obscured) στην οποία τα όρια δεν διακρίνονται καθαρά και δεν μπορεί να πραγματοποιηθεί διάγνωση με υψηλό επίπεδο εμπιστοσύνης, Μικρολοβωτή (micro-lobulated) όπου το όριο χαρακτηρίζεται από μικρούς κυκλικούς κυματισμούς, Απροσδιόριστη (indistinct or ill-defined) όπου τα όρια είναι τελείως αδιάκριτα και Αστεροειδής (spiculated) στην οποία υπάρχουν γραμμές που περιβάλλουν κυκλικά τη μάζα, με ακτινικό σχηματισμό. [20]

Οι περισσότεροι καρκίνοι του μαστού που εμφανίζονται ως μάζα έχουν ίσες ή υψηλότερες πυκνότητες από ότι ο φυσιολογικός ιστός του μαστού. Με βάση την πυκνότητα της μάζας οι κατηγοριοποιήσεις γίνεται σε μάζα υψηλής πυκνότητας, όπου η μάζα παρουσιάζεται πιο φωτεινή από τον φυσιολογικό ιστό του στήθους, σε μάζα ίσης πυκνότητας, όπου η μάζα παρουσιάζεται με την ίδια φωτεινότητα με τον φυσιολογικό ιστό και σε μάζα χαμηλής πυκνότητας, όπου ο φυσιολογικός ιστός παρουσιάζεται πιο φωτεινός. Οι περισσότερες επικίνδυνες για κακοήθεια μάζες είναι αυτές που δεν ορίζεται το σχήμα τους και τα όρια τους σαφώς και η πυκνότητά τους είναι υψηλή. [20]

Οι αποτιτανώσεις του μαστού είναι μικροί κόκκοι αλάτων ασβεστίου δηλαδή πρόκειται για εναποθέσεις ασβεστίου στο μαστό και εμφανίζονται είτε μόνες είτε σε

ομάδες. Οι κόκκοι αυτοί δεν μπορούν να ψηλαφιστούν, δεν απεικονίζονται στους υπερήχους και δεν προκαλούν κανένα σύμπτωμα. Οι αποτιτανώσεις αποτελούν αποκλειστικά μαστογραφικό εύρημα και είναι από τις πιο σημαντικές ενδείξεις παθήσεων του μαστού και μπορεί να αποτελέσουν πρώιμη ένδειξη καρκίνου του μαστού ή μπορεί να σημαίνουν απλώς καλοήθεια και όχι κακοήθεια. Είναι το πιο διαδεδομένο και το πιο μικρό μαστογραφικό εύρημα. Συγκεκριμένα, πρόκειται για εναποθέσεις ασβεστίου στα λοβία ή τους πόρους του μαστού και συνήθως, είναι εύκολα παρατηρήσιμες στις μαστογραφίες, μιας και στις περισσότερες περιπτώσεις είναι πιο φωτεινές από τον περιβάλλοντα ιστό του μαστού. Ανάλογα με το μέγεθός τους διακρίνονται σε δύο κατηγορίες: τις μακροαποτιτανώσεις (macrocalcifications) και τις μικροαποτιτανώσεις (microcalcifications). [20,21]

Οι μακροαποτιτανώσεις, βλέπε **εικόνα 3.3**, είναι μεγάλες αποτιτανώσεις, συνήθως μεγαλύτερες από 0.5 mm, που μπορεί να οφείλονται σε φυσιολογικές αλλαγές των ιστών του μαστού, σε τραυματισμούς, φλεγμονές, αποτιτανώσεις αγγείων κλπ. Σχετίζονται συνήθως με καλοήθεις περιπτώσεις και πρόκειται για αποτιτανώσεις που συνήθως είναι μεγάλες, στρογγυλές, λίγες σε αριθμό και εκτείνονται σε ένα μεγάλο τμήμα του μαστού και δεν απαιτείται να γίνει βιοψία. Οι μακρο αποτιτανώσεις αναδεικνύονται στη μαστογραφία στο ήμισυ των γυναικών σε ηλικία πάνω των 50 ετών και σε 1 στις 10 μαστογραφίες σε γυναίκες κάτω των 50 ετών. [20,22]



Εικόνα 3.3: Αποτιτανώσεις μαστού.

[<https://www.hygeia.gr/kliniki-simasia-ton-mikroapotitanoseon-viopsia-epeita-apotopismo-me-syrmatino-odigo/>]

Οι μικροαποτιτανώσεις είναι μικροσκοπικές κουκίδες δηλαδή πολύ μικρές αποθήκες ασβεστίου, μικρότερες από 0.5 mm, περίπου 0.1mm. Εμφανίζονται οπουδήποτε στον μαστό και η συχνότητα εμφάνισής τους αυξάνει με την ηλικία. Μπορεί να είναι το αποτέλεσμα γενετικών μεταλλάξεων στον ιστό του μαστού κι έτσι να αποτελούν ένδειξη καρκίνου. Αν υπάρχει κακοήθεια, μια αλλαγή στο pH (αύξηση όξινου χαρακτήρα) που προκαλείται από τα νεκρά κακοήθη κύτταρα μπορεί να λειτουργήσει ως “μαγνήτης” που τραβάει μόρια ασβεστίου από το αίμα, επομένως οι μικροαποτιτανώσεις που φαίνονται στην μαστογραφία είναι η θέση των νεκρών καρκινικών κυττάρων. Οι μικρο αποτιτανώσεις, που αναδεικνύονται μόνο με την

μαστογραφία, είναι περισσότερο ανησυχητικές από ό,τι οι μακρό αποτιτανώσεις, χωρίς όμως αυτό να σημαίνει ότι οι μικρό αποτιτανώσεις σημαίνουν πάντα κακοήθεια. Η μορφολογία τους και η κατανομή τους βοηθούν τον ακτινολόγο στην τελική διάγνωση (καλοήθεις ή κακοήθεις). Εάν οι μικρό αποτιτανώσεις χαρακτηρισθούν ύποπτες τότε ο ακτινολόγος προτείνει βιοψία. Η βιοψία είναι ο μόνος τρόπος για την επιβεβαίωση της κακοήθειας. Παρ' όλα αυτά, υπάρχει η πιθανότητα οι μικροαποτιτανώσεις να σχετίζονται και με καλοήθεις καταστάσεις. [20,21,22]

Υπάρχουν και οι αποτιτανώσεις ενδιάμεσης υποψίας για ανάπτυξη κακοήθειας. Εάν οι μικροαποτιτανώσεις δεν εμφανίζουν τυπικά καλοήθη μορφολογία, τότε χαρακτηρίζονται ύποπτες για την ανάπτυξη κακοήθειας. Αυτές συνήθως είναι άμορφες ή αδρές ετερογενείς. Συνήθως αυτές είναι εκείνες που επιλέγονται για βιοψία, η οποία θέτει και την ακριβή διάγνωση. Οι άμορφες είναι αυτές που δεν έχουν σαφές σχήμα και τύπο. Συνήθως είναι μικρές, με ασαφή μορφολογία, που δεν επιτρέπει τη μορφολογική τους ταξινόμηση. Με τέτοιου είδους αποτιτανώσεις μπορεί να εμφανίζονται τόσο καλοήθεις όσο και κακοήθεις καταστάσεις. Είναι οι αδρές ετερογενείς μεγαλύτερες από 0,5 cm, με ανώμαλο σχήμα και μπορεί να υποδηλώνουν τόσο καλοήθη όσο και κακοήθη αιτιολογία. Σε αυτές περιλαμβάνονται τα ινοαδενώματα, ινώσεις, μετατραυματικές βλάβες, συμπεριλαμβανομένης της λιπώδους νέκρωσης και πορογενούς καρκινώματος in situ. [23]

Οι μικροαποτιτανώσεις συνήθως εμφανίζονται ως φυσιολογικό γεγονός καθώς ο ιστός του μαστού γερνάει. Μπορούν να εμφανιστούν σε οποιοδήποτε σημείο του μαστού και δεν σχετίζονται με την πρόσληψη ασβεστίου από τις τροφές. Συχνά δημιουργούνται μέσα σε ένα ινοαδένωμα ή σε μία κύστη. Ακόμη, μπορεί να είναι το αποτέλεσμα μιας φλεγμονής του μαστού ή ενός τραύματος. Μικροαποτιτανώσεις δημιουργούνται μετά από ένα χειρουργείο γύρω από τα ράμματα ή στην κάψα ενός ενθέματος σιλικόνης. Μικροαποτιτανώσεις δημιουργούνται και στα αγγεία του μαστού και σχετίζονται με καρδιαγγειακά προβλήματα. [21]

Με βάση τις κατηγορίες BI-RADS, η διάγνωση της καλοήθειας ή της κακοήθειας των μικροαποτιτανώσεων, γίνεται με την μελέτη της μορφολογίας (σχήμα και μέγεθος), του αριθμού και της κατανομής τους στον μαστό. Συγκεκριμένα, οι ύποπτες μικροαποτιτανώσεις διακρίνονται σε άμορφες ή ακαθόριστες αποτιτανώσεις που έχουν συνήθως στρογγυλό σχήμα είναι αρκετά μικρές ή θολές στην όψη και μια πιο συγκεκριμένη ταξινόμηση της μορφολογίας τους δεν μπορεί να γίνει, σε παχιές ή ετερογενείς που είναι ακανόνιστες αποτιτανώσεις με διαφορετικά μεγέθη και σχήματα και είναι συνήθως μεγαλύτερες από 0,5 mm σε διάμετρο, σε λεπτές, πλειόμορφες ή διακλαδούμενες αποτιτανώσεις όπου οι πλειόμορφες ασβεστώσεις είναι περισσότερο αισθητές από ότι οι άμορφες και ποικίλλουν σε μέγεθος και σχήμα και είναι συνήθως μικρότερες από 0,5 mm. Οι διακλαδούμενες ασβεστώσεις είναι λεπτές, ευθείες ή κυκλικές και μπορεί να είναι ασυνεχείς και μικρότερες από 0,5 mm. Η εμφάνισή τους υποδηλώνει το γέμισμα του αυλού των μαζικών αγωγών. [20,24]

3.5: Συστήματα και τρόποι απεικόνισης.

Οι τρόποι απεικόνισης του μαστού ποικίλουν βάση των φυσικών τους αρχών και τεχνικών τους μεθόδων. Με την εξέλιξη της τεχνολογίας σε βάθος χρόνων, έχουν αναπτυχθεί καινούριες τεχνοτροπίες απεικόνισης για μεγαλύτερη βοήθεια στην αξιολόγηση των αποτελεσμάτων από τους γιατρούς. Οι περισσότερες από τις νέες μεθόδους απεικόνισης βασίζονται στις αρχές λειτουργίας των παλαιότερων.

Οι πιο γνωστές και βασικές μέθοδοι απεικόνισης είναι η μαστογραφία ακτινών-χ, που αποτελεί τον πιο αξιόπιστο τρόπο απεικόνισης, και ο υπέρηχος που συνήθως χρησιμοποιείται ως επιπρόσθετη εξέταση της μαστογραφίας. Μία αρκετά γνωστή και ακριβής μέθοδος εξέτασης είναι η απεικόνιση μαστού μέσω τομογραφίας μαγνητικού συντονισμού (MRI). Η τελευταία μέθοδος λειτουργεί επίσης ως συμπληρωματική της μαστογραφίας σε περιπτώσεις που περισσότερη πληροφορία είναι απαραίτητη. Άλλες απεικονιστικές μεθόδους αποτελούν η εξέταση με γ -camera, η γαλακτογραφία, μία πιο παλιά μέθοδος της αναλογικής και της ψηφιακής μαστογραφίας ακτινών-χ και πλέον δεν έχει μεγάλη εφαρμογή έως και καθόλου, και η ψηφιακή τομοσύνθεση μαστού.

➤ Μαστογραφία ακτινών-χ (mammogram)

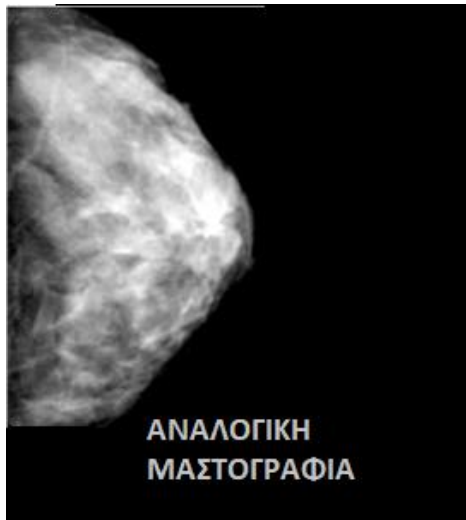
Η μαστογραφία ακτινών-χ, αναλογική ή ψηφιακή, είναι μία ακτινογραφική εξέταση του γυναικείου μαστού που πραγματοποιείται με ένα μηχάνημα που ονομάζεται μαστογράφος. Ο αναλογικός μαστογράφος αποτελείται από την ακτινολογική κεφαλή, το σύστημα συμπίεσης και τη βάση στήριξης του μαστού. Τα παραπάνω τμήματα είναι ενσωματωμένα στον κορμό του συστήματος μέσω ενός οριζοντίου περιστρεφόμενου βραχίονα. Η ακτινολογική κεφαλή περιλαμβάνει μία λυχνία ακτίνων-X, χαμηλής ενέργειας. Το σύστημα συμπίεσης του μαστού συγκρατεί και συμπιέζει κατάλληλα το μαστό ώστε να είναι δυνατή η λήψη εικόνων από διαφορετικές γωνίες. Επίσης, κάτω από το σύστημα συμπίεσης βρίσκεται η βάση στήριξης του μαστού η οποία περιλαμβάνει το σύστημα αποτύπωσης της εικόνας (κασέτα, φιλμ). [25]

Ο ψηφιακός μαστογράφος έχει ακριβώς την ίδια μορφή με τον κλασικό με την μόνη διαφορά ότι χρησιμοποιείται ψηφιακός ανιχνευτής και ηλεκτρονικός υπολογιστής. Η ψηφιακή μαστογραφία έχει την ικανότητα να διακρίνει μικρού μεγέθους μαστογραφικά ευρήματα, όπως οι μικροαποτιτανώσεις που έχουν μέγεθος 100-200 microns και λόγω των υπολογιστικών φίλτρων που εφαρμόζει στην εικόνα μπορεί να διακρίνει δομές σε πυκνούς μαστούς. [26]

Η ψηφιακή με την αναλογική μαστογραφία έχουν κι άλλες διαφορές οι οποίες αφορούν την φύση του συστήματος. Λόγω του ότι η ψηφιακή μαστογραφία αποτελεί εξέλιξη της αναλογικής οι διαφορές τους είναι μικρές αλλά με εξαιρετικά σημαντικό χαρακτήρα (βλέπε εικόνες 3.4α και 3.4β).

Η εξέταση σε ψηφιακό μαστογράφο διαρκεί σχεδόν τον μισό χρόνο σε σχέση με τον συμβατικό, αφού δεν υπάρχει η χρονοβόρα διαδικασία της εμφάνισης των φιλμ [26]. Η ψηφιακά παραγόμενη εικόνα μπορεί να υποστεί περαιτέρω ψηφιακή επεξεργασία

βελτιώνοντας τη δυνατότητα απεικόνισης «ύποπτων» δομών. Επιπλέον η εικόνα αποθηκεύεται ηλεκτρονικά και βοηθά στη δημιουργία ιατρικού φακέλου ασθενούς. Τέλος τεχνικές υπολογιστικά υποβοηθούμενης διάγνωσης (Computer Aided Diagnosis-CAD), που βασίζονται σε κλασσικούς αλγορίθμους ή σε τεχνική νοημοσύνη μπορούν να είναι χρήσιμες.



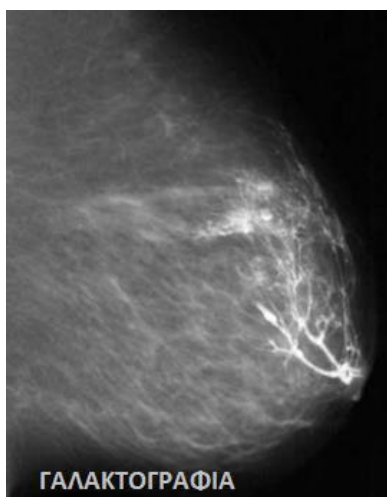
Εικόνα 3.4.α: Αναλογική μαστογραφία με εμφανές πιο θολή εικόνα του ιστού.



Εικόνα 3.4.β: Ψηφιακή μαστογραφία με πολύ πιο λεπτομερή εμφάνιση του ιστού του μαστού.

- Γαλακτογραφία (Ductography-galactography)

Γαλακτογραφία (βλέπε εικόνα 3.4γ) είναι η απεικόνιση των γαλακτοφόρων πόρων του μαστού και χρησιμοποιείται για την ανάδειξη θηλωμάτων μέσα στους γαλακτοφόρους πόρους, την ακριβή θέση και το μέγεθός τους και γίνεται η συγκεκριμένη εξέταση σε περίπτωση που υπάρχει αιματηρό έκκριμα από την θηλή. Για να διεξαχθεί αυτή η εξέταση χορηγείται στην ασθενή σκιαγραφικό υγρό πριν την μαστογραφία. Το σκιαγραφικό υγρό εισέρχεται στους πόρους από τους οποίους προέρχεται το αίμα μέσω ενός καθετήρα ή μίας βελόνας. Η μαστογραφία απεικονίζει τον πόρο στον οποίο έχει εισαχθεί το σκιαγραφικό υγρό και κάποια τυχόν μάζα μέσα σε αυτόν. [29,30,31]



Εικόνα 3.4.γ: Απεικόνιση μαστού με γαλακτογραφία

Οι παραπάνω μέθοδοι αποτελούν τρόπους απεικόνισης του μαστού με την χρήση της μαστογραφίας ακτινών-χ.

➤ Ψηφιακή τομοσύνθεση μαστού.

Η ψηφιακή τομοσύνθεση μαστού αποτελεί μία «επαναστατική» μέθοδο απεικόνισης του μαστού καθώς όπως δείχνουν στατιστικές έρευνες αυξάνει την πιθανότητα εύρεσης καρκίνου του μαστού 30% από την ψηφιακή μαστογραφία. Δημιουργεί τρισδιάστατη απεικόνιση των μαστών λαμβάνοντας τις κλασικές 2 λήψεις τις μαστογραφίας και επιπλέον εικόνες σε γωνία 15 μοιρών από μία δεύτερη κάμερα. Αυτό που λαμβάνουμε ως αποτέλεσμα της εξέτασης, είναι ένα σύνολο εικόνων (περίπου 50-60) πάχους ενός χιλιοστού, γεγονός που αυξάνει πολύ τη διακριτότητα της εξέτασης. Λειτουργεί ως επιπρόσθετη εξέταση της μαστογραφίας, παρόλο που σε κάποια διαγνωστικά κέντρα, βασικά στο εξωτερικό, τη χρησιμοποιούν σαν κύρια μέθοδο απεικόνισης όλων των γυναικών. Η ακτινοβολία που δέχεται ο μαστός είναι η ίδια με αυτήν της ψηφιακής μαστογραφίας, ο μαστός συμπιέζεται λιγότερο και ο χρόνος είναι ελάχιστα περισσότερος. [36,37,38]

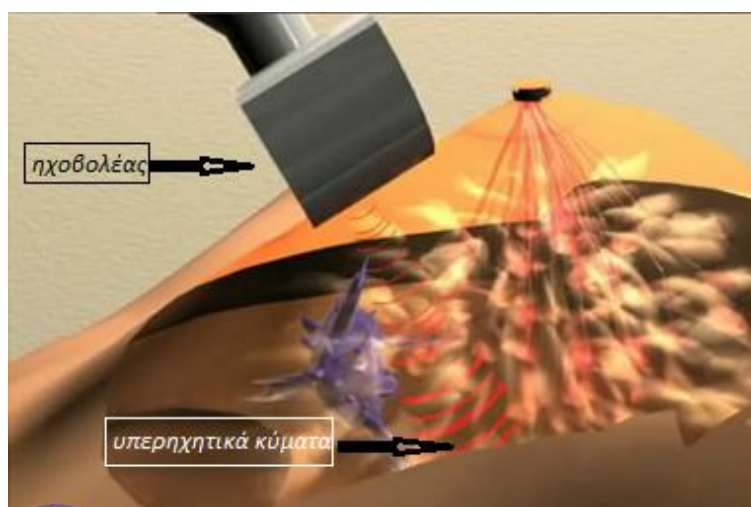
➤ Υπέρηχος μαστού.

Το υπερηχογράφημα του μαστού είναι μία εξέταση που γίνεται επιπρόσθετα της μαστογραφίας ή της κλινικής εξέτασης. Διακρίνεται σε δύο τεχνικές, ανάλογα με την ένδειξη, σε σκοπευτικό έλεγχο και σε υπερηχογραφικό έλεγχο ολόκληρου του μαστού. Πραγματοποιείται κάθε φορά που θέλουμε να διερευνήσουμε ένα εύρημα που προέκυψε από την κλινική εξέταση ή τη μαστογραφία ή ακόμη και να επιβεβαιώσουμε με μια τρίτη εξέταση, ότι η αρνητική κλινική μας εξέταση και η μαστογραφία πράγματι είναι αρνητικές και δεν διαπιστώνεται κάτι ούτε με τους υπερήχους. [32, 33]

Θα γίνει σκοπευτικός έλεγχος υπερήχων σε περιπτώσεις που έχει ψηλαφηθεί ο μαστός και έχει βρεθεί κάτι και έχει ήδη φανεί με μαστογραφία αλλά πρέπει να διερευνηθεί με υπέρηχο αν είναι καλοήθες ή κακοήθες το εύρημα. Επίσης σκοπευτικός έλεγχος θα γίνει για καθοδήγηση σε μία βιοψία. [33]

Καθολικός υπερηχογραφικός έλεγχος θα χρειαστεί να ακολουθηθεί σε πυκνό μαστό ως συμπληρωματική της μαστογραφίας, σε γυναίκες υψηλού κινδύνου για τις οποίες ενδείκνυται μεν έλεγχος με MRI αλλά δεν μπορεί να γίνει για οποιοδήποτε λόγο πχ σε κλειστοφοβία ή αν υπάρχει βηματοδότης προληπτικά σε γυναίκες που προγραμματίζουν ή έχει διαγνωστεί εγκυμοσύνη, ιδίως αν έχουν ατομικό ή οικογενειακό ιστορικό καρκίνου μαστού, σε διερεύνηση εκκρίματος θηλής, για παρακολούθηση πολλαπλών όζων, γνωστούς από παλαιότερη απεικόνιση, σε κλινήρη εξεταζόμενη αντί για μαστογραφία χωρίς βέβαια να την αντικαθιστά. [33]

Τα συστήματα που χρησιμοποιούνται για την εξέταση, είναι σύστημα υπερήχων (βλέπε εικόνα 3.5) με την κατάλληλη για τον μαστό κεφαλή εξέτασης-ηχοβολέα, ο οποίος τοποθετείται στον μαστό της γυναίκας που βρίσκεται ανάσκελα και εξετάζονται οι μαστοί σε όλη τους την επιφάνεια και οι μασχαλιαίες περιοχές. Όλη η διαδικασία της εξέτασης υπερήχων διαρκεί περίπου 20 λεπτά χωρίς να είναι επιβλαβής ο τρόπος εξέτασης για τον γυναικείο μαστό διότι δεν διαθέτει ακτινοβολία και δεν συμπιέζεται ο μαστός όπως στην μαστογραφία ώστε να είναι επίπονη η διαδικασία. [33,34]



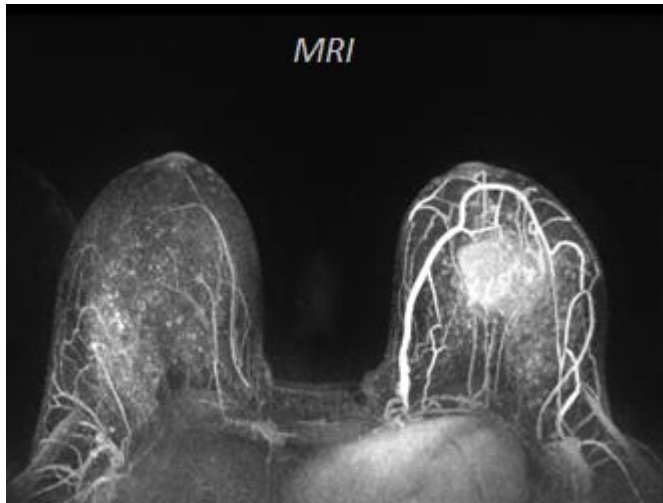
Εικόνα 3.5 : Σύστημα απεικόνισης μαστού με υπερήχους.

➤ Τομογραφία μαγνητικού συντονισμού μαστών – MRM

Η μαγνητική τομογραφία (MRI) του στήθους (Magnetic Resonance Mammography) χρησιμοποιεί ένα ισχυρό μαγνητικό πεδίο, ραδιοκύματα για να παράγει λεπτομερείς εικόνες των δομών μέσα στο στήθος και δεν χρησιμοποιεί ιοντίζουσα ακτινοβολία. Αποτελεί χρήσιμο διαγνωστικό εργαλείο καθώς προσφέρεται ιδιαίτερα για την εξέταση των μαστών με πυκνό αδενικό ιστό. Το MRI μπορεί να βοηθήσει αποτελεσματικά στη συλλογή πληροφοριών για ανωμαλίες του μαστού οι οποίες υποδεικνύονται είτε μαστογραφικά, είτε μετά από φυσική εξέταση ή με άλλες απεικονιστικές μεθόδους. Επίσης σημαντική είναι η συμβολή του στη σταδιοποίηση του καρκίνου του μαστού, στην αξιολόγηση θεραπευτικών δυνατοτήτων καθώς και για τη μεταθεραπευτική παρακολούθηση του ασθενούς. [39]

Το MRI βρίσκει σημαντική εφαρμογή στην αξιολόγηση μαστού με ενθέματα καθώς και της ρήξης αυτών, την απεικόνιση ανεστραμμένων θηλών, τη διερεύνηση της πρωτοπαθούς εστίας καρκίνου σε ασθενείς με διηθημένους μασχαλιαίους λεμφαδένες όπως και την ανάδειξη υπολειπόμενης νόσου μετά ογκεκτομή (βλέπε εικόνα 3.6). Η συμβολή του MRI στην επιλογή της χειρουργικής επέμβασης (ογκεκτομή ή μαστεκτομή) και η αξιολόγηση περιστατικών για υποτροπή μετά από ογκεκτομή, θεωρείται επίσης σημαντική. [35]

Οι περιορισμοί του μαγνητικού συντονισμού στην απεικόνιση του μαστού έχουν να κάνουν με την δυσκολία απεικόνισης καρκίνου του μαστού, με το ότι δεν υπάρχει μεγάλη διαθεσιμότητα, με το υψηλό κόστος της εξέτασης και κυρίως με την έλλειψη ειδικότητας στην εξέταση δηλαδή να ξεχωριστεί η καλοήθεια του ευρήματος ή η κακοήθεια. Επίσης σημαντικός περιορισμός που έχει να κάνει με την μορφή του μηχανήματος είναι ο κλειστοφοβικός παράγοντας που μπορεί να αισθάνονται οι ασθενείς.[35]



Εικόνα 3.6: Απεικόνιση όγκου στον αριστερό μαστό με MRI.

[\[http://www.cancernetwork.com/asco-2015-breast-cancer-symposium/mri-could-aid-breast-cancer-detection-average-risk-women\]](http://www.cancernetwork.com/asco-2015-breast-cancer-symposium/mri-could-aid-breast-cancer-detection-average-risk-women)

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4^ο

Περιγραφή συστήματος CTLM:

4.1: Ιστορική αναφορά και Εισαγωγή στην οπτική μέθοδο απεικόνισης μαστού

Η διαπέραση λευκού φωτός εισήχθη στην ιατρική στις αρχές της δεκαετίας του 1800, αλλά εφαρμόστηκε για απεικόνιση του μαστού και απεικόνιση των αλλοιώσεων του στα τέλη του 1920. Σε ένα σκοτεινό δωμάτιο, φώτισαν το στήθος με ισχυρό λευκό φως και η εικόνα που μεταδόθηκε παρατηρήθηκε απευθείας με το μάτι στην άλλη πλευρά του μαστού, ψάχνοντας για σκιές που θα μπορούσαν να αποκαλύψουν την παρουσία μιας παθολογικής κατάστασης. Η διαδικασία ήταν απλή και φθηνή, και αποδείχθηκε χρήσιμη για να προσδιοριστούν αιματώματα και υγρές κύστες. Ωστόσο, δεν επετεύχθη ευρεία εφαρμογή, διότι δεν επέτρεψε τη διάκριση μεταξύ κακοηθών και καλοηθών στερεών αλλοιώσεων, και δημιουργήθηκαν προβλήματα με την ερμηνεία της εικόνας. [40]

Στη δεκαετία του 1980, έγιναν προσπάθειες για νέα συστήματα εφαρμογής οπτικών τεχνικών απεικόνισης στο στήθος που οδήγησαν σε μια μέθοδο διαπέρασης φωτός που ονομάζεται διαφανογράφημα ή σάρωση φωτός. Μία λάμπα νήματος βολφραμίου, φιλτραρίστηκε για να επιλέγεται κόκκινο και εγγύς υπέρυθρο (NIR) φως, χρησιμοποιήθηκε για φωτισμό, κυρίως μέσω ενός φορητού μέσου φωτός οπτικών ινών που εφαρμόζεται στο στήθος και η σκιά του μαστού καταγράφεται σε μια υπέρυθρη ευαίσθητη ταινία ή με μία βιντεοκάμερα συνδεδεμένη σε ασπρόμαυρη οθόνη και καταγραφέα βιντεοκασέτας. Στη διαφανογραφική εξέταση, το φως διαχέεται σε όλο το στήθος και διασκορπίζεται τυχαία. Αδιαφανείς βλάβες σχημάτιζαν σκιές στην επιφάνεια του μαστού που ενήργησε ως οθόνη. Όσο πιο βαθιά είναι η βλάβη, τόσο μεγαλύτερη η απόσταση από την οθόνη και τόσο λιγότερη είναι η αντίθεση. Αυτό συνεπάγεται έναν εγγενή περιορισμό της τεχνικής, διότι αφού είναι μικρές οι βλάβες θα εμφανίζονται μόνο με υψηλή αντίθεση αν δεν είναι πάρα πολύ μακριά από την επιφάνεια. Τυπικά, η υψηλή απορρόφηση, που φαίνεται ως μια σκοτεινή σκιά, θεωρήθηκε ως ένα ειδικό σημάδι ανωμαλίας, αλλά εξετάστηκαν στην ερμηνεία των εικόνων και η ασυμμετρία μεταξύ των δύο μαστών και το μη φυσιολογικό αγγειακό σύστημα που εμφανίζονται και πάλι ως σκοτεινές σκιές. [40]

Έγιναν διάφορες μελέτες και έρευνες προκειμένου να φανεί η διαγνωστική αξία της διαφανογραφίας σε σχέση με τον κλασικό τρόπο απεικόνισης, την μαστογραφία ακτινών-Χ. Ωστόσο τα αποτελέσματα ήταν μικτά από την άποψη ότι υπήρχαν και θετικά και αρνητικά αποτελέσματα υπέρ της διαφανογραφίας. Μέσα στα αρνητικά αποτελέσματα υπόκειται και το γεγονός ότι η διαφανογραφία δεν εκμεταλλεύτηκε πλήρως τη διαγνωστική αξία των φασματικών πληροφοριών που μπορεί να λαμβάνονται με οπτική μαστογραφία. Πιο πρόσφατα, ξεκινώντας κατά τη δεκαετία του 1990, έχουν υπάρξει τεχνικές βελτιώσεις για καλύτερη εκμετάλλευση των οπτικών ιδιοτήτων των υγιών και των ασθενών μαστών για διαγνωστικούς σκοπούς και έχουν

ανοίξει νέες ευκαιρίες για την εφαρμογή των οπτικών μεθόδων στην ανίχνευση καρκίνου στο στήθος. [40]

Οι οπτικές διαγνωστικές μέθοδοι για καρκίνο του μαστού βασίζονται στη συλλογή και την ποσοτικοποίηση των διαταραχών στο ανακλώμενο, μεταδιδόμενο ή / και εκπεμπόμενο φως που δημιουργούνται από μια παθολογική κατάσταση. Στην περίπτωση της οπτικής μαστογραφίας, η διάγνωση βασίζεται στην ανίχνευση τοπικών μεταβολών στις συγκεντρώσεις ενδογενών απορροφητών ή και σκεδαστών μεταξύ φυσιολογικού και νοσούντος ιστού μαστού. [41]

Πιο συγκεκριμένα η οπτική μαστογραφία χρησιμοποιεί σχεδόν υπέρυθρο φως (συνήθως στο μήκος κύματος 670-970 nm) σε μη επεμβατική ανίχνευση του γυναικείου μαστού. Πάνω από αυτή τη φασματική περιοχή, η αιμοσφαιρίνη είναι ο κυρίαρχος εγγενής παράγοντας αντίθεσης. Η συγκέντρωση της αιμοσφαιρίνης και ο κορεσμός του οξυγόνου της είναι δύο βασικές παράμετροι που μπορούν να επιτρέψουν όχι μόνο την ανίχνευση καρκίνου, αλλά και την διάκριση μεταξύ κακοήθων και καλοηθών αλλοιώσεων του μαστού με τη χρήση οπτικών μεθόδων. Η οπτική μαστογραφία μπορεί να εκτελεστεί χρησιμοποιώντας φως συνεχούς μήκους κύματος (CW) ή χρησιμοποιώντας χρονικά διαχωρισμένες τεχνικές στον επίπεδο χρόνου και στον επίπεδο των συχνοτήτων. [42]

4.2: Συστήματα που το αποτελούν

Το CTLM αποτελεί ένα σύστημα απεικόνισης του μαστού που βασίζεται στις αρχές λειτουργίας των οπτικών μεθόδων απεικόνισης του μαστού, όπως προαναφέρθηκαν στο παραπάνω κεφάλαιο. Είναι ένα νέο μηχάνημα που πρόσφατα εισήλθε η τεχνολογία του στον ιατρικό και απεικονιστικό «κόσμο» το οποίο όπως φαίνεται από έρευνες που έχουν διεξαχθεί είναι κατάλληλο για απεικόνιση πυκνών μαστών και ως εκ τούτου μελετάται η ακεραιότητά του ως προς το αν μπορεί να σταθεί ως βασική μέθοδος απεικόνισης ή ως συμπληρωματική των συνηθισμένων τρόπων, αναλογική-ψηφιακή μαστογραφία, υπέρηχος, MRM απεικόνιση.

Η βασική αρχή που το CTLM βασίζεται στην εύρεση και απεικόνιση αγγειογενέσεων. Οι αγγειογενέσεις του όγκου είναι γνωστό ότι είναι κρίσιμες για την αυτόνομη ανάπτυξη και εξάπλωση των καρκίνων του μαστού. Η "αγγειογένεση" του όγκου είναι μια σύνθετη διαδικασία που περιλαμβάνει τόσο την ενσωμάτωση των υπαρχόντων αιμοφόρων αγγείων στον όγκο όσο και τη δημιουργία μικρό αγγείων μέσα στον όγκο. Εάν αυτά τα αγγεία θα μπορούσαν να βρεθούν, οι λειτουργικές πληροφορίες θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν από τους γιατρούς, καθώς σε περιπτώσεις ασθενών με πυκνό στήθος η κλασική μαστογραφία ακτινών-X δεν μπορεί να δώσει ακριβής πληροφορίες. Συνεπώς εφόσον το CTLM είναι ένα σύστημα ανίχνευσης, στην ουσία της συγκέντρωσης του αίματος, όπου ο καρκίνος-όγκος διαθέτει τεράστια ποσότητα αίματος, τότε συνίσταται για εξετάσεις σε πυκνούς μαστούς να χρησιμοποιείται σαν ένα απεικονιστικό εργαλείο που μαζί με την εξέταση της μαστογραφίας μπορεί να δώσει πολλές λειτουργικές πληροφορίες στους γιατρούς για την φύση του καρκίνου. Το σύστημα CT LASER Mammography λοιπόν είναι μια νέα μέθοδος που αποσκοπεί

στην παροχή περισσότερων πληροφοριών σχετικά με τις ανωμαλίες του μαστού για να βοηθήσει στην ανίχνευση του καρκίνου του μαστού. [43,44]

Το CTLM λειτουργεί όπως συμβατικό CT scanner, καθώς μια πηγή ενέργειας, ένα λέιζερ κοντά στο υπέρυθρο (NIR), σαρώνει το στήθος και οι υπολογιστικοί αλγόριθμοι ανασυνθέτουν τις εικόνες διατομής με βάση τα μετρημένα οπτικά δεδομένα. Οι εικόνες μπορεί να θεωρούνται ως μεμονωμένες φέτες ή ως τρισδιάστατες δομές. [44]

Ο ασθενής κατά την εξέταση με CT LASER Mammography βρίσκεται με την όψη προς τα κάτω, σε πρηνή δηλαδή θέση, σε μια άνετη στάση έτσι ώστε ο προς εξέταση μαστός να αιωρείται μέσω του κυκλικού ανοίγματος εντός του κύκλου σάρωσης. Το στήθος είναι αναρτημένο ελεύθερο στο διάφραγμα σάρωσης, απλά αιωρείται, χωρίς να έρχεται κανένα αντικείμενο σε επαφή μαζί του άρα δεν υπάρχει συμπίεση και δεν υπάρχει ακτινοβολία επειδή το σύστημα CTLM χρησιμοποιεί ένα LASER ως πηγή ενέργειας αντί για ένα σωλήνα ακτινών X. Η δέσμη λέιζερ σαρώνει 360° μοίρες γύρω από το στήθος, ξεκινώντας από το τοίχωμα του θώρακα που κινείται προς τα εμπρός μέχρι να σαρωθεί ολόκληρος ο μαστός. Τα οπτικά δεδομένα συλλέγονται από μια σειρά εξειδικευμένων ανιχνευτών από τους οποίους αναδημιουργούνται εικόνες 3-διαστάσεων και εγκάρσιας διατομής. Με το επιλεγμένο μήκος κύματος που είναι στα 808nm μπορεί να ανιχνευθεί αγγειογένεση. [44]

Το σύστημα απεικόνισης του CTLM προορίζεται για παροχή φυσιολογικών και κλινικών πληροφοριών, οι οποίες αποκτούνται μη επεμβατικά και χωρίς τη χρήση ιοντίζουσας ακτινοβολίας, όπως προαναφέρθηκε. Το CTLM παράγει εικόνες τρισδιάστατων, στεφανιαίων, οσφυϊκών και αξονικών διατομών που εμφανίζουν την κατανομή της αιμοσφαιρίνης μέσα στις εσωτερικές δομές του μαστού. Όταν ερμηνεύονται από εκπαιδευμένο και πιστοποιημένο γιατρό, αυτές οι εικόνες παρέχουν πληροφορίες που μπορεί να είναι χρήσιμες για τον προσδιορισμό του διαγνωστικού ελέγχου. [44]

Το φως σε αυτό το εύρος μήκους κύματος, στα 808 nm δηλαδή που χρησιμοποιεί το CTLM, ονομάζεται εγγύς υπέρυθρο φως (NIR). Τα μόρια του λίπους, του νερού, της δεοξυμοσφαιρίνης και της οξυαιμοσφαιρίνης του μαστού έχουν διαφορετικές συμπεριφορές σε μήκη κύματος κοντά σε αυτό. Η συμπεριφορά των μορίων του λίπους, για παράδειγμα, είναι σχεδόν διαφανή για το πέρασμα του φωτός από τα 621 στα 856nm. Καθώς το μήκος κύματος αυξάνεται περαιτέρω, αυξάνεται και η απορρόφηση του φωτός, που θα πέσει πάλι μετά φθάνοντας στο μέγιστο μήκος κύματος, 930 nm. [44].

Τα μόρια του νερού, το οποίο νερό συμπεριφέρεται παρόμοια με το λίπος σε χαμηλά μήκη κύματος, αυξάνουν σημαντικά την εξασθένηση στα 975 nm. Για μικρότερα μήκη κύματος, κάτω από 705 nm, το λίπος και το νερό είναι διαφανή. [44]. Η αιμοσφαιρίνη και στις δύο μορφές απορροφά το φως NIR με περισσότερη απορρόφηση στην περίπτωση της δεοξυαιμοσφαιρίνης. Καθώς αυξάνεται το μήκος κύματος, η απορρόφηση του φωτός από την δεοξυαιμοσφαιρίνη μειώνεται ενώ στα 808 nm ή οξυαιμοσφαιρίνη και η δεοξυαιμοσφαιρίνη είναι ίσες για την απορρόφηση. Το λέιζερ CTLM είναι συντονισμένο ειδικά σε αυτή τη διασταύρωση για την παραγωγή εικόνων που παρουσιάζουν μια διαφορά απορρόφησης εξασθένησης μεταξύ αιμοσφαιρίνης και

μορίων νερού ή λίπους. Αυτές οι αρχές επιτρέπουν στο CTLM να παράγει εικόνες 3D της κατανομής της αιμοσφαιρίνης στον μαστό, ενώ οι ιστοί που είναι πλούσιοι σε λίπος και νερό εμφανίζονται διαφανή. [44]

Πιο ειδικά τα συγκεκριμένα χαρακτηριστικά που παρουσιάζει το CTLM έχουν εκμαιευθεί από πειραματικές διαδικασίες σε ομοιώματα (phantoms) και αφορούν την ποιότητα εικόνας, τα χαρακτηριστικά του σαρωτή καθώς και τα ηλεκτρικά χαρακτηριστικά.

Για την ΠΟΙΟΤΗΤΑ ΕΙΚΟΝΑΣ:

Οι μελέτες in-vitro των ομοιωμάτων (phantom) απεικόνισης παρέχουν αντικειμενικό στόχο ποσοτικοποίησης της απόδοσης:

Ανίχνευση αντικειμένων (Object Detectability) - Το σύστημα CTLM αναλύει με σαφήνεια μια σφαιρική αδιαφανή ένταξη $2,0 \pm 0,1$ mm αιωρούμενη σε ένα κυκλικό phantom διαμέτρου 110 χιλιοστών του τυποποιημένου IntraLipid διαλύματος, με την ένταξη αυτή σε απόσταση 20 mm (ακτινικά) από το τοίχωμα.

Ομοιογένεια πεδίου (Field Uniformity) - Το CTLM διαχωρίζει σαφώς μία $3,0 \pm 0,2$ mm σφαιρική αδιαφανή ένταξη αιωρούμενη σε 110×80 χιλιοστά ελλειπτικό phantom πρότυπου διαλύματος IntraLipid, με την ένταξη σε απόσταση 10mm (ακτινικά) από το τοίχωμα στις θέσεις «ώρα» 12:00, 3:00, 6:00 και 9:00.

Για τον ΣΑΡΩΤΗ:

Σάρωση πεδίου προβολής (Scan Field of View) - Ο σαρωτής αποκτά δεδομένα από ένα 200 mm διαμέτρου κατά 200 mm ύψους δεξί κυλινδρικό οπτικό πεδίο.

Χαρακτηριστικά ακτινών LASER (Laser Beam Characteristics) - Η διάμετρος της δέσμης πηγής LASER είναι $3\text{mm} \pm 20\%$ μέσω του φρέατος σάρωσης. Η μέση ισχύς που παρέχεται στον ασθενή δεν υπερβαίνει τα 500mW. Το μήκος κύματος είναι ονομαστικά 808 νανομέτρων. Η πόλωση είναι τυχαία.

Ονομαστική απόσταση οφθαλμικού κινδύνου (Nominal Ocular Hazard Distance)- Σύμφωνα με το πρότυπο IEC 60825-1, Παράρτημα 5, το Nominal Ocular Hazard Distance (NOHD) δίνεται από: $\text{NOHD} = (((2,5 * 4 * P_o / \pi * E_{MPE})^{1/2}) - a) / \varphi = 69$ μέτρα

Ακρίβεια τοποθέτησης (Positioning accuracy) - η θέση της τροχιάς είναι ακριβής και καλύτερη από $\pm 0,1\%$, σε σχέση με τη σημαία εκκίνησης.

Σταθερότητα ταχύτητας περιστροφής (Rotational speed constancy) - οι μεταβολές της ταχύτητας τροχιάς δεν υπερβαίνει το $\pm 3\%$ σε σχέση με το χρονικό διάστημα περιστροφής 12 - 45 δευτερολέπτων.

Ακρίβεια ανύψωσης (Elevation accuracy) - η ακρίβεια της θέσης ανελκυστήρα είναι καλύτερη από $\pm 0,5$ mm.

Σταθερότητα LASER (Laser Stability)- για διάρκεια ενός slice (45 δευτερόλεπτα) το πολύ), η ισχύς εξόδου LASER δεν κυμαίνεται περισσότερο από $\pm 0,2\%$ από κορυφή σε κορυφή.

Περιμετρική ακρίβεια (Perimeter Accuracy)- η μετρημένη περίμετρος βρίσκεται εντός $\pm 0,5$ χιλιοστόμετρα ενός προσαρμοσμένου κύκλου, μετρούμενο με κεντρική διάμετρο 110 mm, κυκλικού phantom με περιεχόμενο IntraLipid.

Για τα Ηλεκτρικά Χαρακτηριστικά:

Γείωση - Όλες οι συσκευές που λαμβάνουν επικίνδυνη τάση με τα προσβάσιμα μεταλλικά μέρη έχουν λιγότερο από 0,1 Ohms αντίσταση μεταξύ του προσβάσιμου μεταλλικού τμήματος και της γείωσης στη σύνδεση παροχής.

Υπολειπόμενη ισχύς - δεν υπάρχει τάση 60V στη πηγή της μονάδας 1 δευτερόλεπτο μετά την αποσύνδεση από το ηλεκτρικό δίκτυο.

Απομόνωση - Οι επιφάνειες της μονάδας που προορίζονται να έρχονται σε επαφή με τον ασθενή είναι απομονωμένες από τα κυκλώματα δυναμικών έτσι ώστε να εφαρμόζεται ένα δυναμικό 1500Vdc μεταξύ των δύο σημείων και να μην συμβεί καμία αποτυχία στην απομόνωση.

Διαρροή ρεύματος - Η μέγιστη φυσιολογική κατάσταση ρεύματος διαρροής δεν υπερβαίνει τα 500μΑ. Το μέγιστο σφάλμα ρεύματος διαρροής δεν υπερβαίνει το 1 mA.

Κονσόλα χειριστή - Η Κονσόλα χειριστή απαιτεί 220VAC γραμμή πηγής (198VAC - 250VAC) στα 50/60 Hz με χωρητικότητα 20 Amps.

Σύστημα - Το σύστημα τυπικά αντλεί 5 Amps σε 220VAC, 60 Hz. Η απορρόφηση θερμότητας είναι 1100 Watt ή 3760 BTUs / ώρα.

Το συγκεκριμένο μηχάνημα συνολικά αποτελείται από 4 δομές. Αυτές είναι το κρεβάτι σάρωσης που ξαπλώνει ο ασθενής κατά την εξέταση, φτιαγμένο από γυαλί και υποστηρίζεται από ένα μεταλλικό πλαίσιο το οποίο έχει, η δομή που αποτελεί την

φυσική του συστήματος, δηλαδή ο σαρωτής LASER με διάμετρο δέσμης πηγής LASER 3mm+-20%, οι κατάλληλοι αλγόριθμοι-software που ανακατασκευάζουν τις τομές που λαμβάνει ο σαρωτής και φυσικά τα monitor απεικόνισης της ανακατασκευασμένης εικόνας των τομών του μαστού.

Το κρεβάτι σάρωσης πιο ειδικά, παρέχει μια οριζόντια επιφάνεια πάνω στην οποία ο ασθενής βρίσκεται στην πρηνή θέση, όπως ήδη έχει αναφερθεί, κατά τη διάρκεια της εξέτασης. Είναι ύψους 737mm (29 ") για εύκολη στον ασθενή πρόσβαση και περιλαμβάνει ένα μαξιλαράκι για την άνεση του ασθενούς. Περιλαμβάνει επιπλέον, 4 δακτυλίους κεντραρίσματος, οι οποίοι επιλέγονται για χρήση ανάλογα με το μέγεθος του στήθους του ασθενούς. Το περίβλημα του κρεβατιού σάρωσης είναι από υαλοβάμβακα και υποστηρίζεται από ένα μεταλλικό πλαίσιο. Τα ηλεκτρονικά ισχύος στεγάζονται σε ένα χαλύβδινο κουτί στο κέντρο του κρεβατιού. Το κρεβάτι σάρωσης είναι 88 "x 34" (2235mm x 865mm) και ζυγίζει 465 λίβρες (210 κιλά) [46]. Στις εικόνες 4.1, 4.2α και 4.2β διακρίνονται τα βασικά εξαρτήματα ενός συστήματος CTLM.



Εικόνα 4.1: Κρεβάτι Σάρωσης CTLM

[https://imds.com/wp-content/uploads/2016/02/CTLM_DataSheet.pdf]

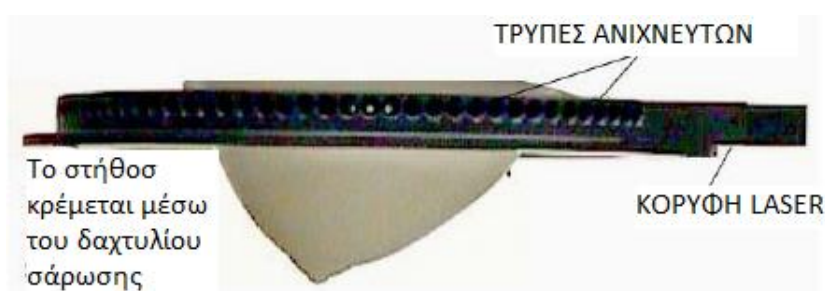
4.3: Τρόπος Σάρωσης του Μαστού-Σύστημα ανίχνευσης

Πέραν του τεράστιου ενδιαφέροντος που έχει ο τρόπος με τον οποίο εντοπίζει τον καρκίνο το συγκεκριμένο σύστημα, έχει και τεράστιο ενδιαφέρον ο τρόπος με τον οποίο λαμβάνει τις τομές του στήθους. Η δομή που είναι υπεύθυνη για την λήψη των εικόνων του στήθους, είναι ένας ανιχνευτή πηγής LASER τοποθετημένος στον θάλαμο σάρωσης του στήθους.

Ο δακτύλιος σάρωσης πρέπει να είναι κατάλληλος για το μέγεθος του στήθους του ασθενούς. Σε γενικές γραμμές, 2 mm φέτα θα είναι το πάχος που θα οριστεί στους περισσότερους ασθενείς. Όταν το στήθος είναι πάρα πολύ μεγάλο ή πολύ μικρό θα οριστεί 1 mm και 4 mm πάχος για την κάθε τομή αντίστοιχα. Πριν από τη σάρωση, το στήθος τοποθετείται στη μέση του δακτυλίου σάρωσης. [43]

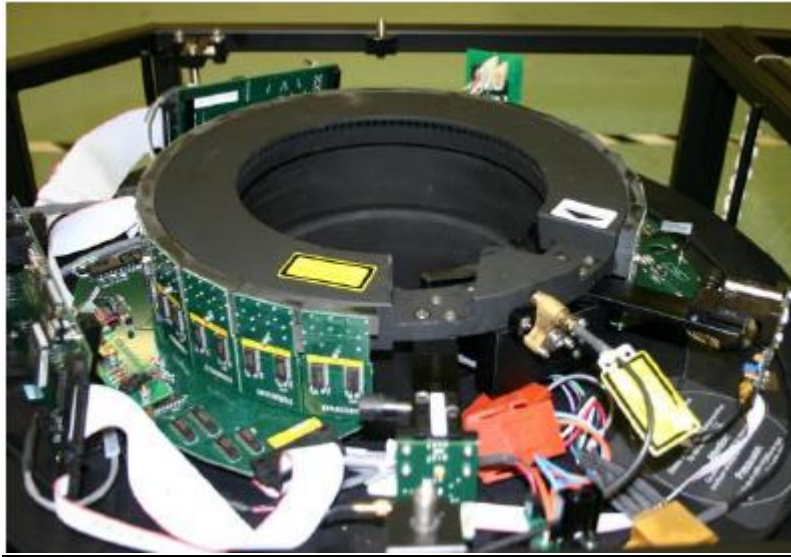
Το σύστημα ανίχνευσης αποτελείται από 2 δακτυλίους με 84 φωτοανιχνευτές το κάθε ένα. Ένα ζευγάρι γραμμικών φωτοδίοδων παρατεταγμένων καμερών χρησιμοποιούνται για τη χαρτογράφηση της θέσης της ακτίνας του λέιζερ στην επιφάνεια του στήθους στη φυσική θέση της διεπαφής δέσμης-μαστού εντός του θαλάμου σάρωσης, δημιουργώντας έτσι μια ακριβή μέτρηση της περιμέτρου του μαστού στο κομμάτι που διερευνάται. Αυτή η μονάδα περιστρέφεται γύρω από το στήθος 360 ° και διαρκεί 17 δευτερόλεπτα. Μετά από κάθε περιστροφή, ο δακτύλιος κατέρχεται, δημιουργώντας μία τομή σε κάθε βήμα. Η πλατφόρμα σάρωσης πηγαίνει την μία δεξιόστροφα και την άλλη αριστερόστροφα και ούτω καθεξής για να αποφεύγετε η συστροφή των καλωδίων. Ολόκληρη η σάρωση του μαστού θα αποτελείται από 10-40 φέτες.

Ενώ έχει σκαναριστεί η τομή του ενός επιπέδου, κατάλληλα διαμορφωμένο software ανακατασκευάζει το προηγούμενο slice. Η σάρωση είναι έτοιμη για ανάγνωση αμέσως μετά την ολοκλήρωση. Η συσκευή παράγει εντυπωσιακά τρισδιάστατες (3D) προβολές, οι οποίες μπορούν να περιστραφούν, σε πραγματικό χρόνο, κατά μήκος οποιουδήποτε άξονα. Το CTLM παράγει επίσης οσφυϊκές, αξονικές και στεφανιαίες όψεις. [43,45]



Εικόνα 4.2α: Δακτύλιος σάρωσης CTLM.

[\[https://imds.com/wp-content/uploads/2016/02/CTLM_DataSheet.pdf\]](https://imds.com/wp-content/uploads/2016/02/CTLM_DataSheet.pdf)



Εικόνα 4.2.β.: Σχεδιασμός σάρωσης CT χρησιμοποιώντας ειδική σειρά ανιχνευτών.

[\[https://imds.com/wp-content/uploads/2016/02/CTLM_DataSheet.pdf\]](https://imds.com/wp-content/uploads/2016/02/CTLM_DataSheet.pdf)

4.4: Τρόπος δημιουργίας εικόνας (2D, 3D)

Το CTLM όπως έχει αναφερθεί και προηγουμένως είναι ένα σύστημα απεικόνισης του μαστού που λειτουργεί κυρίως ως συμπληρωματική εξέταση στην μαστογραφία και στον υπέρηχο λόγω της ικανότητάς του να απεικονίζει εύκολα και μη επεμβατικά, δομές, σε στήθη που είναι πυκνά, πράγμα το οποίο δεν γίνεται εύκολα με την μαστογραφία ακτίνων-Χ. Το CTLM λοιπόν παράγει εικόνες από δισδιάστατες τομές(2D) και μέσω αλγορίθμων ανακατασκευής εικόνας τις μετατρέπει σε 3D δομές. Αυτή ακριβώς η ικανότητα του συγκεκριμένου μηχανήματος είναι που βοηθάει τους γιατρούς και ακτινολόγους να έχουν μεγαλύτερη πληροφορία.

Ο τρόπος για να επιτευχθεί 3D απεικόνιση μέσω του CTLM γίνεται χρησιμοποιώντας τη βοήθεια υπολογιστών -computed aided design (CAD). Γίνεται τμηματοποίηση της περιοχής ενδιαφέροντος σε 2-διαστάσεις (2D) ή ο όγκος ενδιαφέροντος σε τρισδιάστατες (3D) εικόνες και είναι ένα κρίσιμο βήμα σε συστήματα CAD διότι η 3D τμηματοποίηση εικόνας χρησιμοποιώντας 2D τομές έχει έντονο ενδιαφέρον και για ερευνητικούς σκοπούς. Στην ουσία με την αξιοποίηση των συστημάτων υποβοήθησης της διάγνωσης (CAD) έχει αναπτυχθεί ένα νέο πλαίσιο στην ακτινολογία εκμετάλλευσης δεδομένων που εφαρμόζουν σε διαφορετικές μορφές απεικόνισης και στην διάγνωση διαφορετικών ανωμαλιών. Ο στόχος του συστήματος CAD είναι να επιτύχει υψηλότερη τιμή ευαισθησίας και να κρατήσει χαμηλά τα ψευδώς θετικά ποσοστά. Τα βασικά βήματα στα συστήματα CAD περιλαμβάνουν τις περιοχές κατακερματισμού που παρουσιάζουν ενδιαφέρον, την εξαγωγή χαρακτηριστικών και την επιλογή και ταξινόμηση χαρακτηριστικών. Πλέον κάποια συστήματα απεικόνισης,

όπως η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού (MRI), η υπολογιστική τομογραφία (CT), ο υπερηχογράφος 3D, το CTLM και κάποια άλλα συστήματα είναι ικανά να παράγουν εικόνες με τη μορφή 3D. Επομένως, οι μέθοδοι τμηματοποίησης 3D είναι επιθυμητές για ακριβέστερη κατάτμηση σε εικόνες όγκων. [47]

Ο στόχος της εξέτασης για καρκίνο του μαστού είναι η ανίχνευση και η διάγνωση σε πρώιμα στάδια. Τα περισσότερα από τα υπάρχοντα συστήματα παρουσιάζουν αποτελέσματα, δηλαδή εικόνες, δύο διαστάσεων. Η ζήτηση για ανάπτυξη τεχνικής τμηματοποίησης σε 3D χώρο έχει αυξηθεί πρόσφατα. Ορισμένες προσεγγίσεις έχουν προταθεί για διαφορετικούς τρόπους όπως η μαγνητική τομογραφία του μαστού, το αυτοματοποιημένο 3D υπερηχογράφημα μαστού και η μαστογραφία. [47]

Τα καρκινικά κύτταρα, είναι χαρακτηριστικό τους, πως για να αναπτυχθούν-πολλαπλασιαστούν χρειάζονται περισσότερο αίμα και το CTLM, βάση αυτής της βιολογικής λειτουργίας των καρκινικών κυττάρων, αναζητά περιοχές νεοαγγειοποίησης που είναι γνωστές ως αγγειογένεση. Η συμβατική διάγνωση σε εικόνες CTLM εκτελείται σε 2D και 3D διαστάσεις. Η ανίχνευση αγγειογένεσης του CTLM βασίζεται στη φωτεινότητα, το σχήμα και τον όγκο. Σε λειτουργία 3D, μπορούν να εξαχθούν σημαντικοί όγκοι, από το φόντο, με ρύθμιση παραθύρου / επιπέδου. Ο εξαγόμενος όγκος εξαρτάται από την προσαρμοσμένη τιμή για ρυθμίσεις παραθύρου και επιπέδου. Επομένως, είναι επιθυμητή μια αυτοματοποιημένη μέθοδος ανασυγκρότησης των όγκων ενδιαφέροντος (VOIs (volume of interest)) για τις περιοχές ανωμαλίας για να βοηθήσει τον ακτινολόγο στη διάγνωση εικόνων CTLM. [47]

Το CTLM με τις δυνατότητες 2D και 3D χρησιμοποιείται για την ανίχνευση του καρκίνου του μαστού ειδικά σε νεαρές γυναίκες με πυκνό μαστό. Η ανίχνευση της ανωμαλίας στις εικόνες CTLM είναι χρονοβόρα για τους ακτινολόγους λόγω της δομικής πολυπλοκότητας στην εμφάνιση και την εγγύτητα της χρωματικής απόχρωσης. Στο πρώτο βήμα, οι εξετάζονται οι 2D όψεις των τοξοειδών και των στεφανιαίων όψεων για να βρουν οποιαδήποτε παραμόρφωση και απόκλιση σε διαφορετικές τομές. Εάν ανιχνευτεί κάποια ανωμαλία σε τοξοειδή ή στεφανιαία όψη, το επόμενο βήμα γίνεται για περισσότερη έρευνα σε 3D χώρο. Σε 3D χώρο οι εικόνες αναλύονται σε δύο διαφορετικές προβολές, προβολή μέγιστης έντασης (MIP (maximum intensity projection)) και προσθιοπίσθια προβολή (FTB (front to back projection)). Η λειτουργία FTB βελτιώνει την ποιότητα της εικόνας και αντιπροσωπεύει σημαντικά τμήματα της εικόνας, εφαρμόζοντας επιφανειακή απόδοση χρησιμοποιώντας ρύθμιση παραθύρου / επιπέδου. Τα αποτελέσματα της επιφανειακής απόδοσης εξαρτώνται σε μεγάλο βαθμό από την ποσότητα των τιμών παραθύρου και επιπέδου που θα επιλεγθούν από τον εκάστοτε υπεύθυνο γιατρό-ακτινολόγο. Οι τιμές του παραθύρου και του επιπέδου που ρυθμίζονται για την απόδοση της επιφάνειας, χρησιμοποιούνται για την εξαγωγή της αληθούς εικόνας για αξιολόγηση στην κατάτμηση. Τα αποτελέσματα της επιφανειακής απόδοσης σε λειτουργία FTB μπορούν να περιστραφούν για να εξερευνήσουν διαφορετικά σχήματα αγγειογένεσης. Ο γιατρός- ακτινολόγος εντοπίζει την ανωμαλία με βάση τα τεταρτημόρια του ρολογιού, έτσι όπως το κοιτάς, και την πλάγια όψη για το πρόσθιο, μεσαίο και οπίσθιο. [47]

Τα δεδομένα κατηγοριοποιούνται με το Fuzzy C-means η οποία είναι μια σχετικά απλή μέθοδος ομαδοποίησης για την αντιστοίχιση αντικειμένων σε κάθε κατηγορία χρησιμοποιώντας τη συνάρτηση fuzzy membership.

Σε αντίθεση με την k-mean clustering (διαφορετικός αλγόριθμος ομαδοποίησης δεδομένων) όπου το αντικείμενο δεδομένων πρέπει να ανήκει αποκλειστικά σε ένα σύμπλεγμα, το Fuzzy C-means σύμφωνα με το επίπεδο συμμετοχής, κάθε δεδομένο μπορεί να ανήκει σε περισσότερα από ένα κέντρα συμπλέγματος. Ο αλγόριθμος είναι μια επαναληπτική συνάρτηση βελτιστοποίησης που ελαχιστοποιεί την αντικειμενική συνάρτηση που ορίζεται ως εξής:

$$J = \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^C w_{ij}^m \|X_j - \mu_j\|^2 \quad (3)$$

Τα αλγοριθμικά βήματα για το Fuzzy C-means περιλαμβάνουν τα εξής:

- Let $X = \{x_1, x_2, x_3, \dots, x_n\}$ be the set of data points and
- $\mu = \{\mu_1, \mu_2, \mu_3, \dots, \mu_k\}$ be the set of centroids.
- Randomly select 'μ' cluster centers.
- 2. Calculate the fuzzy membership.
- 3. Compute fuzzy center .
- 4. Repeat step 2 and 3 until minimum J value is achieved.[47]

Για την εξαγωγή μία εικόνας 3D από το διαγνωστικό σύστημα CTLM για καρκίνο του μαστού διεξάγονται αρχικά δισδιάστατες εικόνες από όλο το στήθος καθώς ο κυκλικός σαρωτής LASER περιστρέφεται με λογική που αναλύθηκε παραπάνω γύρω από τον μαστό. Μέσω ομαδοποίησης δεδομένων δηλαδή των VOIs, τα σημεία αυτά ενδιαφέροντος που είναι σε 2D τομές μετατρέπονται σε 3D εικόνα με εμφανή τον όγκο ενδιαφέροντος και τελικά αυτή είναι η λογική που ακολουθείται για την εκμαίευση 3D εικόνων από το CT LASER mammography diagnostic system. Περισσότερες πληροφορίες μπορούν να μπουρούν να βρεθούν στη βιβλιογραφία (A. Jalalian et al (2015), IEEE Student Symposium in Biomedical Engineering & Sciences (ISSBES), DOI:10.1109/ISSBES.2015.7435885 Corpus ID: 36792453

(<https://www.semanticscholar.org/paper/3D-reconstruction-for-volume-of-interest-in-laser-Jalalian-Mashohor/1fbb468d35d5d0f210952375fdb8895a10760d13>)

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5^ο

Σύγκριση CTLM με άλλες μεθόδους απεικόνισης:

5.1.: Σύγκριση CTLM με μαστογραφία ακτινών-χ, υπέρηχο και MRI

Όπως έχει προαναφερθεί ο καρκίνος του μαστού αποτελεί τον πιο πιθανό καρκίνο στις γυναίκες παγκοσμίως. Συνεπώς για να μπορεί έγκαιρα να αντιμετωπιστεί είναι απαραίτητη και η έγκαιρη και ακριβής διάγνωσή του. Το πιο συχνό μέσω διάγνωσης καρκίνου του μαστού αποτελεί η μαστογραφία ακτινών-χ που λόγω της οποίας πολλές περιπτώσεις καρκίνων του μαστού έχουν προληφθεί. Όπως κάθε διαγνωστικό μέσο, όμως, έτσι και η μαστογραφία ακτινών-χ έχει κάποια μειονεκτήματα και για αυτόν τον λόγο αρχίζουν και εμφανίζονται συνέχεια νέες εξελιγμένες μέθοδοι διάγνωσης καρκίνου του μαστού όπως το CTLM.

Τα χαρακτηριστικά τα οποία μειονεκτούν στην μαστογραφία ακτινών-χ σε σχέση με το CTLM είναι πολύ βασικά. Είναι γεγονός ότι CTLM είναι ένα μηχάνημα επιπρόσθετο της μαστογραφίας ακτινών-χ στην ανίχνευση καρκίνου, παρόλα αυτά αξίζει να σημειωθούν οι διαφορές των δύο μηχανημάτων. Ο λόγος που χρειάζεται να υπάρξει σύγκριση μεταξύ των 2 μηχανημάτων είναι διότι σε πολλές περιπτώσεις χρειάζονται επαναλαμβανόμενες μαστογραφίες σε μικρά χρονικά διαστήματα για συχνή παρακολούθηση του ασθενούς, και παρόλο που πλέον η ψηφιακή μαστογραφία ακτινών-χ, όπου και χρησιμοποιείται ως επί των πλείστων πλέον, έχει ελάχιστη δόση ακτινοβολίας περίπου 4 mGy ανά μαστό, σε συχνή χρήση είναι προσθετικά αρκετή ακτινοβολία. Επιπλέον δεν συνίσταται μαστογραφία ακτινών-χ σε έγκυες γυναίκες λόγω της ακτινοβολίας. Εν αντιθέσει, το CTLM δεν χρησιμοποιεί ιοντίζουσα ακτινοβολία συνεπώς θα μπορούσε να χρησιμοποιείται ως εναλλακτική λύση για τέτοιες περιπτώσεις. Φυσικά η διαγνωστική αξία της μαστογραφίας παραμένει ανεκτίμητη. (46,51)

Πέραν του ότι η μαστογραφία ακτινών-χ λειτουργεί με ιοντίζουσα ακτινοβολία άλλο ένα αρνητικό χαρακτηριστικό είναι ότι για να γίνει η εξέταση πρέπει να συμπιεστεί το στήθος, μία όχι τόσο ευχάριστη κατάσταση για την γυναίκα καθώς είναι επίπονη. Το CTLM λόγω της αρχιτεκτονικής του αφήνει εντελώς ανεπηρέαστο το στήθος χωρίς να έχει καμία επαφή με κάποια δομή του μηχανήματος. Επιπλέον η ψηφιακή μαστογραφία δεν μπορεί να δώσει καθαρή πληροφορία για καρκινικές δομές σε στήθη πυκνά ή με εμφυτεύματα. Ο βασικός ρόλος του CTLM ως επιπρόσθετη εξέταση είναι ότι δίνει ακριβής πληροφορίες ακόμα και σε περιπτώσεις γυναικών που ανήκουν στις δύο παραπάνω κατηγορίες. (46,51)

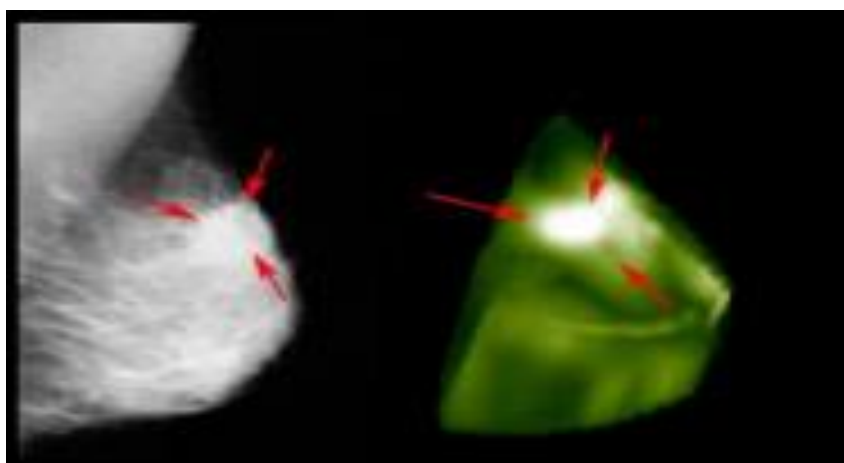
Η μαστογραφία ακτινών-χ έχει εκτιμηθεί η αποτελεσματικότητά της πάρα πολλά χρόνια ως η πιο άμεση και ζωτικής σημασίας εξέταση για τον καρκίνο του μαστού. Το CTLM δεν έχει ακόμα εκτιμηθεί η αξιοπιστία του κυρίως ως αυτόνομος τρόπος εξέτασης. Συνεπώς παρά τα υπάρχοντα αρνητικά χαρακτηριστικά της μαστογραφίας ,

ο μαστογραφικός έλεγχος φαίνεται να επιτρέπει τόσο τη μείωση της θνησιμότητας όσο και τη βελτίωση των επιλογών θεραπείας με πρώιμες ασθένειες. Τόσο η βελτίωση της πρόγνωσης όσο και η μείωση των επιθετικών θεραπειών δικαιολογούν τον μαστογραφικό έλεγχο. Με βάση τον πολύ διαφορετικό αντίκτυπό τους στη ζωή του ασθενούς, τα πλεονεκτήματα αντισταθμίζουν τα μειονεκτήματα. Ωστόσο, πρέπει να γνωρίζουμε αυτή τη λεπτή ισορροπία και τους υπάρχοντες περιορισμούς της μαστογραφικής εξέτασης. Το CTLM θα συνεχίσει να εκτιμάται για την διαγνωστική του αξία καθώς αποτελεί ένα πολλά υποσχόμενο μηχάνημα.(51)

Ένας ακόμα τομέας που πρέπει να εξεταστεί είναι το κόστος της κάθε εξέτασης. Για το CTLM δεν είναι ακόμα γνωστό το κόστος της εξέτασης αλλά υπολογίζεται στα 150\$ η εξέταση. Ο μαστογραφικός έλεγχος σε διαγνωστικά κέντρα στην χώρα μας δεν υπολογίζεται πάνω από 60 ευρώ, ενώ στις Η.Π.Α. το κόστος είναι πολύ μεγαλύτερο και διαφέρει από πολιτεία σε πολιτεία και παίζουν ρόλο διάφοροι παράγοντες. (48, 49)

Για το CTLM όσο αφορά τον χρόνο της εξέτασης, ο μέσος χρόνος που απαιτείται για τη σάρωση ενός μαστού, είναι 12 λεπτά. Συνεπώς, κατά προσέγγιση, ο μέσος χρόνος που θα απαιτείται για μία ολική εξέταση και για τους δύο μαστούς δηλαδή, είναι περίπου 24 λεπτά, μη λαμβάνοντας υπόψη το χρόνο αλλαγής στήθους. Τα αποτελέσματα της εξέτασης βγαίνουν άμεσα, ακριβώς μετά το πέρας της εξέτασης διότι το CTLM ανασυνθέτει την εικόνα κατά τη διάρκεια της διαδικασίας σάρωσης, δηλαδή κατά την διάρκεια της εξέτασης. Ο χρόνος που θα πάρει για να παραδοθούν στον ασθενή εξαρτάται από τον χρόνο που θα χρειαστεί για να γίνει η διάγνωση από το εκάστοτε εξεταστικό κέντρο.

Από την άλλη πλευρά, ο χρόνος που απαιτείται για την εξέταση των μαστών (τέσσερες λήψεις δύο σε κάθε μαστό), λαμβάνοντας υπόψη και την τοποθέτηση στη λυχνία και την αλλαγή στήθους με μαστογραφία ακτινών-χ είναι περίπου 30 λεπτά. Επίσης ο χρόνος που θα χρειαστεί για την παραλαβή των αποτελεσμάτων εξαρτάται από τον χρόνο που θα χρειαστεί για να γίνει η διάγνωση από το εκάστοτε εξεταστικό κέντρο. (45,53,54). Στην εικόνα 5.1 παρουσιάζεται συγκριτικά η απεικόνιση με μαστογραφία και με CLTM.



Εικόνα 5.1: Απεικόνιση καρκίνου του μαστού με αριστερά Μαστογραφία ακτινών-χ και δεξιά CTLM[https://imds.com/wp-content/uploads/2016/02/CTLM_DataSheet.pdf]

5.1.α: Διαγνωστική αξία (ειδικότητα, ακρίβεια, ευαισθησία)

Το CTLM είναι ένα μηχάνημα το οποίο στις Ηνωμένες πολιτείες της Αμερικής δεν έχει εγκριθεί από τον FDA (Οργανισμό τροφίμων και Φαρμάκων των ΗΠΑ). Εκτός των ΗΠΑ όμως και σε άλλες χώρες το CTLM δεν χρησιμοποιείται ακόμα για κλινικές εξετάσεις σε διαγνωστικά κέντρα ή νοσοκομεία. Παρόλο που η τεχνολογία του είναι σε εξελιγμένα επίπεδα και τελειοποιημένη δεν έχει δοθεί η έγκριση για κλινική του χρήση. Πολλές έρευνες όμως έχουν διεξαχθεί με το συγκεκριμένο μηχάνημα για να αποδοθούν τα χαρακτηριστικά του όσον αφορά την διαγνωστική του αξία. Στις έρευνες αυτές συμμετέχουν γυναίκες με πραγματικά καρκινικά δείγματα καθώς και phantoms τα οποία βοηθούν στο να χαρακτηριστεί το συγκεκριμένο μηχάνημα.

Από τις έρευνες που έχουν διεξαχθεί όλα αυτά τα χρόνια φαίνεται να υπάρχουν διαφορετικά νούμερα που χαρακτηρίζουν την ακρίβεια, την ευαισθησία και την ειδικότητα αυτού του μηχανήματος. Τα νούμερα αυτά όμως είναι σχετικά κοντά με αποτέλεσμα να μπορούν να αποδοθούν τιμές για την διαγνωστική αξία του CTLM.

Εξετάζοντας την ειδικότητα του μηχανήματος φαίνεται τα ποσοστά της να βρίσκονται πάνω του 60%. Η ευαισθησία όμως του μηχανήματος είναι περίπου στο 40%. Η διαγνωστική αξία του CTLM είναι επίσης πάνω από 50% . Η θετική προβλεπόμενη αξία (PPV- Positive Predictive Value) είναι μεταξύ 30-50% και η αρνητική προβλεπόμενη αξία (NPV- Negative Predictive Value) περίπου 70%.

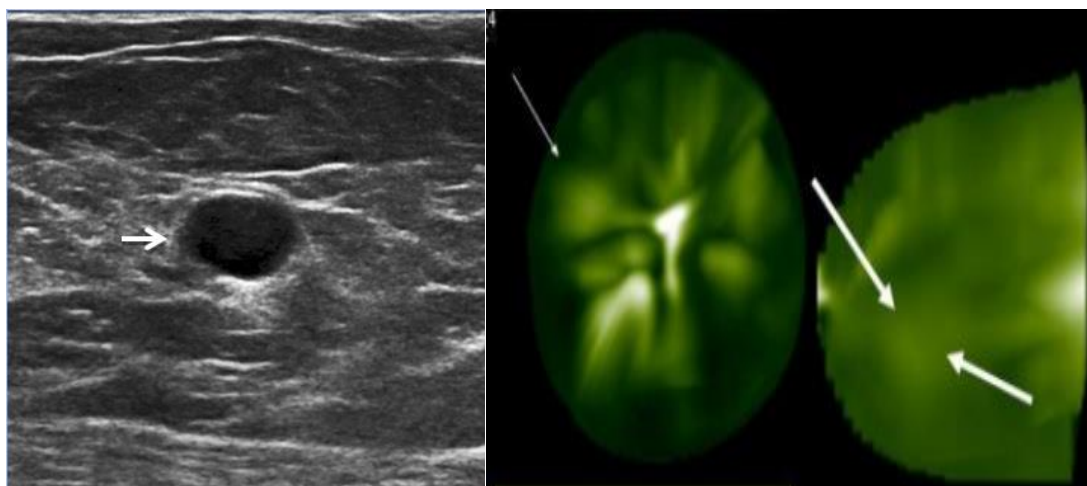
Φαίνεται λοιπόν μέσω της διεξαγωγής ερευνών, ότι οι εξετάσεις που προέρχονται από το CTLM σε συνεργασία με τα αποτελέσματα των εξετάσεων μίας μαστογραφίας και ενός υπερήχου μπορούν να αποδώσουν καλύτερα αποτελέσματα και να χρειαστεί να αποφευχθούν διαδικασίες εξετάσεων όπως η βιοψία.

Πρακτικά το CTLM μπορεί και διακρίνει διάφορες μορφές μέσα σε στήθη που είναι πυκνά πράγμα το οποίο δεν είναι δυνατόν σε πολλές περιπτώσεις πυκνών σιθών να γίνει με μία μαστογραφία ακτινών-χ ή με τον υπέρηχο με μεγάλη ακρίβεια. Διακρίνοντας αυτές τις μορφές μπορεί να τις κατηγοριοποιήσει περί τίνος δομές πρόκειται. Αν και μέσω της μαστογραφίας και του υπερήχου ίσως να φαινόντουσαν, δύσκολα θα μπορούσε ο γιατρός, με την πληροφορία που θα είχε, να διακρίνει την ακριβή δομή-αλλοίωση. (51, 55)

5.2: Σύγκριση CTLM με υπέρηχο

Το υπερηχογράφημα μαστών είναι μια συνηθισμένη συμπληρωτική εξέταση με την μαστογραφία, που μπορεί να βοηθήσει για την περαιτέρω διερεύνηση ενός ευρήματος και εφαρμόζεται από ιατρούς που έχουν εμπειρία σ' αυτή τη μέθοδο και γνωρίζουν καλά τις παθήσεις του μαστού. Στο υπερηχογράφημα χρησιμοποιούνται υπερηχητικά κύματα για την εξέταση του μαστού, όπως ήδη έχει αναφερθεί. Η εξέταση είναι εντελώς ανώδυνη και δεν εκπέμπεται καθόλου ακτινοβολία. Είναι κατάλληλη για την εξέταση πυκνών μαστών κατά κανόνα νέων ασθενών. Το υπερηχογράφημα είναι ιδανικό για την αναγνώριση κυστικών βλαβών. Παρόλα αυτά το CTLM έχει πολύ μεγαλύτερη απεικονιστική ειδικότητα και μπορεί μέσω αυτού να αναγνωριστούν και να διευκρινιστούν πολύ μεγαλύτερο μέρος βλαβών του στήθους. (52)

Όσον αφορά την διαφορά από οικονομικής πλευράς μεταξύ του υπέρηχου και της εξέτασης με CTLM, όπως είδαμε και στην σύγκριση μεταξύ μαστογραφίας και CTLM, για το δεύτερο δεν γνωρίζουμε την ακριβή τιμή της εξέτασης, αν και υπολογίζεται, όπως προαναφέρθηκε, στα 150\$. Μία υπερηχογραφική μαστογραφική εξέταση ξεκινάει από 40-50 ευρώ στην χώρα μας. Λόγω του ότι λειτουργεί ως συμπληρωματική εξέταση στην μαστογραφία ακτίνων-χ, υπολογίζεται ως πακέτο και η συνολική τιμή εξέτασης υπολογίζεται στα 80 ευρώ. Φυσικά τα οικονομικά δεδομένα αλλάζουν ανάλογα το διαγνωστικό κέντρο που θα γίνει η εξέταση και με ποιον τρόπο θα πληρωθεί η εξέταση από τον ασθενή. Στην εικόνα 5.2 παρουσιάζεται συγκριτικά η απεικόνιση με υπέρηχο και με CLTM.



Εικόνα 5.2: Απεικόνιση καρκίνου με υπέρηχο (αριστερά) και με CLTM (δεξιά)

<https://densebreast-info.org/screening-technologies/breast-ultrasound/>

5.3: Σύγκριση CTLM με MRI

Το MRI χρησιμοποιείται σε περιπτώσεις ασθενών που έχουν πυκνό μαστό. Συνεπώς όπως και το CTLM είναι ένα διαγνωστικό μηχάνημα που είναι επιπρόσθετο της μαστογραφίας σε περιπτώσεις που η μαστογραφία λόγω πυκνού στήθους δεν μπορεί να έχει υψηλή ακρίβεια. Το MRI δίνει πολύ μεγάλη ακρίβεια στην εικόνα του και επίσης δεν χρησιμοποιεί ακτίνες-X καθώς και ούτε συμπίεση του στήθους για να πάρει την εικόνα. Επιπλέον έχει πολύ καλή ανάλυση της εικόνας. (56)

Πέραν των θετικών παραμέτρων που προσφέρονται κατά την εξέταση των μαστών με μαγνητική τομογραφία υπάρχουν και κάποια αρνητικά. Αρχικά μια μαγνητική τομογραφία είναι επιρρεπής σε ψευδώς θετικά αποτελέσματα. Σύμφωνα με τα τρέχοντα στοιχεία, η ειδικότητα μπορεί να κυμανθεί οπουδήποτε μεταξύ 97% και 37%. Ο κύριος λόγος για αυτό είναι ότι μια μαγνητική τομογραφία θα ενισχύσει τόσο τις καλοήθεις όσο και τις κακοήθεις-καρκινικές βλάβες, συχνά με μικρή διαφοροποίηση των χαρακτηριστικών τους. (56, 57)

Ένας επιπλέον αρνητικός παράγοντας της εξέτασης μαστών με MRI είναι το γεγονός ότι ο ασθενής για να εξεταστεί μπαίνει σε ένα κουβούκλιο. Ασθενής με κλειστοφοβία δεν μπορούν να υποβάλλουν τον εαυτό τους σε αυτήν την εξέταση λόγω του κλειστού χώρου που πρέπει να τοποθετηθούν για να κάνουν την εξέταση. Η εξέταση επίσης διαρκεί αρκετά μεγάλο χρονικό διάστημα, 45-90 λεπτά πράγμα τα οποίο είναι αρκετά κουραστικό ακόμα και για ασθενής που δεν έχουν κλειστοφοβικές τάσεις. Τέλος το κόστος της εξέτασης με MRI είναι πάρα πολύ μεγάλο. Στην Ελλάδα κυμαίνεται στα 180 ευρώ ενώ στην Αμερική μπορεί να φτάσει τα 2.500 \$. (56,58)

Συνεπώς σε σχέση με όσα έχουν προαναφερθεί για το CTLM φαίνεται ότι τα 2 μηχανήματα μπορούν να συγκρίσιμα όσον αφορά την διαγνωστική τους αξία καθώς και τις περιπτώσεις εφαρμογής τους ως επιπρόσθετες εξετάσεις για την κλασική μαστογραφία και τον υπέρηχο. Διαφέρουν κατά πολύ ο χρόνος εξέτασης των δύο μηχανημάτων καθώς και το κόστος εξέτασης, με το MRI να έχει πολύ μεγάλο χρόνο εξέτασης σε σχέση με το CTLM αλλά και να κοστίζει πολύ περισσότερο από μία εξέταση με CTLM ακόμα και με το θεωρητικό κόστος που έχει δοθεί για την εξέταση με CTLM.

5.4: Πίνακες Σύγκρισης

<u>Μαστογραφία ακτινών-γ VS CTLM</u>		
	<u>Θετικά</u>	<u>Αρνητικά</u>
Μαστογραφία ακτινών-γ	Καλύτερη διαγνωστική αξία	Ιοντίζουσα ακτινοβολία ακτινών-γ
	Κύρια μαστογραφική εξέταση	Συμπίεση μαστών
	Μικρό κόστος εξέτασης	Σχετικά μεγάλος χρόνος εξέτασης
		Μη αποδοτικό σε περιπτώσεις πυκνών μαστών και εμφυτευμάτων
CTLM	Δεν έχει ιοντίζουσα ακτινοβολία	Πιο θεωρητικά υψηλό κόστος εξέτασης
	Δεν έρχεται σε επαφή με τον μαστό	Δεν υπάρχουν δεδομένα για να χρησιμοποιηθεί ως ακέραια εξέταση
	Πιθανόν μικρότερος χρόνος εξέτασης	Δεν υπάρχουν πλήρη δεδομένα ακόμα
	Κατάλληλο και αποδοτικό σε περιπτώσεις πυκνών μαστών και εμφυτευμάτων	Η χρήση LASER απαιτεί ειδικές διαδικασίες ασφάλειας, που ακόμα δεν έχουν εφαρμοστεί σε επίσημες οδηγίες.

<u>Υπέρηχος VS CTLM</u>		
	<u>Θετικά</u>	<u>Αρνητικά</u>
Υπέρηχος	Δεν έχει ιοντίζουσα ακτινοβολία	Δεν μπορεί να αποτελέσει ακέραια εξέταση για τον εντοπισμό βλαβών στους μαστούς
	Κατάλληλο και αποδοτικό σε περιπτώσεις πυκνών μαστών	Δεν έχει πολύ μεγάλη ειδικότητα
	Χαμηλό κόστος εξέτασης	Επαφή με τους μαστούς
CTLM	Δεν έχει ιοντίζουσα ακτινοβολία	
	Δεν έρχεται σε επαφή με τον μαστό	Δεν υπάρχουν δεδομένα για να χρησιμοποιηθεί ως ακέραια εξέταση
	Μικρός χρόνος εξέτασης	Δεν υπάρχουν πλήρη δεδομένα ακόμα
	Κατάλληλο και αποδοτικό σε περιπτώσεις πυκνών μαστών και εμφυτευμάτων	Η χρήση LASER απαιτεί ειδικές διαδικασίες ασφάλειας, που ακόμα δεν έχουν εφαρμοστεί σε επίσημες οδηγίες.

<u><i>MRI VS CTLM</i></u>		
	<u>Θετικά</u>	<u>Αρνητικά</u>
MRI	Δεν έχει ιοντίζουσα ακτινοβολία	Ψευδώς θετικά αποτελέσματα, λόγω μεταβλητής ειδικότητας εξαιτίας ενίσχυσης και καλοηθών και κακοηθών βλαβών στην εικόνα
	Κατάλληλο και αποδοτικό για περιπτώσεις πυκνών μαστών	Κλειστοφοβικός χώρος εξέτασης, εκτός εάν το σύστημα είναι ανοικτού τύπου. Έχει ηχητικό θόρυβο
	Δεν έρχεται σε επαφή με τον ασθενή	Μεγάλο χρονικό διάστημα εξέτασης
	Πολύ μεγάλη ανάλυση εικόνας	Μεγάλο κόστος εξέτασης
CTLM	Δεν έχει ιοντίζουσα ακτινοβολία	Ανοιχτός χώρος εξέτασης, κρεβάτι
	Δεν έρχεται σε επαφή με τον μαστό	Δεν υπάρχουν δεδομένα για να χρησιμοποιηθεί ως ακέραια αναγνώριση εξέταση
	Μικρός χρόνος εξέτασης	Δεν υπάρχουν πλήρη δεδομένα ακόμα
	Κατάλληλο και αποδοτικό σε περιπτώσεις πυκνών μαστών και εμφυτευμάτων	Η χρήση LASER απαιτεί ειδικές διαδικασίες ασφάλειας, που ακόμα δεν έχουν εφαρμοστεί σε επίσημες οδηγίες.

ΜΕΡΟΣ 2^ο – ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΤΗΣ CTLM ΔΙΑΤΑΞΗΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6^ο

Μέσα και μέθοδοι επαλήθευσης της CTLM:

6.1: Εισαγωγή

Ως βασική συνιστώσα της Διπλωματικής αυτής εργασίας και για την πληρότητα της κάλυψης του θέματος, προχωρήσαμε στη κατασκευή μιας πειραματικής διάταξης μετρήσεων, μέσω της οποίας θα υλοποιείται το “proof of concept” της CTLM.

Για το σκοπό αυτό σχεδιάσαμε μια συσκευή που να μπορεί να εκθέτει τις λειτουργικές αρχές ενός CTLM μαστογράφου και να δίνει την δυνατότητα να παίρνουμε μετρήσεις που να αντιστοιχούν στα θεωρητικά προβλεπόμενα της μεθόδου.

6.2: Σχεδιαστική Σύλληψη

Η όλη τελική κατασκευή, εξομοιώνει υπό κλίμακα έναν μηχανισμό περιμετρικής ανέπαφης σάρωσης του γυναικείου μαστού με την laser ακτινοβολία υπερύθρων στα 808nm και την ταυτόχρονη ανίχνευση από δύο φωτοδιόδους,

α) της έντασης της ακτινοβολίας απ’ ευθείας διέλευσής της μέσα από την μάζα του κεντρικά τοποθετημένου στο επίπεδο σάρωσης δείγματος, απορρόφηση, καθώς και

β) την ένταση της ακτινοβολίας σκέδασης από το δείγμα, σε μεταβαλλόμενες γωνίες που περιλαμβάνει σκεδάσεις και ανακλάσεις.

Οι λαμβανόμενες μετρήσεις από την έξοδο των δύο φωτοδίοδων, έγιναν με δύο ψηφιακά βολτόμετρα ακριβείας 3^{ov} δεκαδικών ψηφίων.

Τα αποτελέσματα αυτά καταγράφηκαν σε φύλλο εργασίας EXCEL και παραδίδονται ως μέρος αυτής της εργασίας συνοδευόμενα από μια γραφική ανάλυσή τους, που είναι η αναπαράσταση της εστίας κατά μια επίπεδη τομή. Οι διακυμάνσεις της ακτινοβολίας laser ισοδυναμούν ως εάν να επρόκειτο για ανίχνευση ποδε αιμογλοβίνης σε μάζα ιστού. Ενός δείκτη δηλαδή μιας αρχικής κυτταρικής εστίας νεοπλασίας.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7^ο :

Πειραματική Μέθοδος

7.1: Περιγραφή και Μέθοδος

Η κατασκευή της συσκευής μας αποτελεί σύνθεση επί μέρους μηχανικών και ηλεκτρονικών διατάξεων, που άλλες σχεδιάσαμε και κατασκευάσαμε από βασικά στοιχεία και άλλες προμηθευτήκαμε από το εμπόριο.

Η σχεδιαστική μας προσέγγιση μας οδήγησε να σκεφτούμε ότι ένα γυναικείο στήθος, σε περιβάλλον εξέτασης με την ΜΗ ΕΠΕΜΒΑΤΙΚΗ και ΑΝΕΠΙΑΦΗ μέθοδο CTLM, θα πρέπει να μπορεί να σαρώνεται ανά τομές. Επομένως ένα ανεστραμμένο στέλεχος σε μορφή 'Π' που φέρει στα άκρα των δύο σκελών του μια Laser diode και μια laser photodiode και περιστρέφεται γύρω από ένα δείγμα ιστού, θα μπορούσε να αποτελεί μια καλή λύση. Αυτή η λύση που δώσαμε συνοδεύεται και από μια 2^η laser φωτοδίοδο που ανιχνεύει στις διάφορες γωνίες απορρόφησης γύρω από το δείγμα, την συνδυασμένη σκέδαση/ανάκλαση της IR ακτινοβολίας των 808nm.

- Ως δείγμα ιστού χρησιμοποιήσαμε κομμάτι από φιλέτο γαλοπούλας, περίπου ιστοσυμβατός με τον ανθρώπινο, το οποίο είχαμε σταθερά αναρτημένο στο διάκενο του ανεστραμμένου «Π», προσαρτημένο από μια βίδα, η οποία μπορεί να ρυθμίζει την καθ' ύψος θέση της μάζας του δείγματος ανάμεσα σε laser diode και laser photodiodes, ώστε η σάρωση να μπορεί να γίνεται και σε διάφορες τομές.
- Ως εξομοίωση καρκινικής εστίας, χρησιμοποιήσαμε ένα πάρα πολύ μικρό κομμάτι σπλήνας από αρνί, επειδή η σπλήνα περιέχει υπερσυγκέντρωση αιμογλοβίνης, το οποίο ενθέσαμε περίπου στο κέντρο της μάζας του φιλέτου γαλοπούλας, μετά από τομή που ανοίξαμε σε αυτήν με νυστέρι.
- Πήραμε μετρήσεις και στο δείγμα του ιστού γαλοπούλας σκέτης, και μετά, με το ένθεμα σπλήνας.
- Οι μετρήσεις καταγράφονταν σε δύο ψηφιακά πολύμετρα ακριβείας, σε κλίμακα mV και V, και προέρχονται από τις εξόδους των δύο φωτοδίοδων απορρόφησης και σκέδασης ανάκλασης.
- Το βήμα των μετρήσεων ήταν ανά 10 μοίρες σε βαθμονομημένο κανόνα 360°, όπως φαίνεται και στις σχετικές photo, και η περιστροφή του «Π» των μετρήσεων γινόταν από δύο διακόπτες που έκαναν trigger τον βηματικό κινητήρα περιστροφής του «Π» που βρίσκεται στο κάτω μέρος της πειραματικής πλατφόρμας.
- Ο βηματικός κινητήρας ελέγχεται από ειδικό controller στο κάτω μέρος της πειραματικής πλατφόρμας και η φορά περιστροφής του "Π" ανίχνευσης, clock-wise ή counter-clock-wise, ελέγχεται από διακόπτη στο πάνω μέρος της πειραματικής πλατφόρμας.

- Οι μετρήσεις καταγράφονταν 5-10 δευτερόλεπτα μετά από την θέση του «Π» στην κάθε νέα γωνία ανίχνευσης, ώστε τα ψηφιακά πολύμετρα να έχουν χρόνο για να σταθεροποιήσουν την ένδειξή τους.
- Ο φυσικός και τεχνητός φωτισμός κάθε είδους στο χώρο των μετρήσεων περιορίστηκε στο ελάχιστο δυνατόν, ώστε οι συνιστώσες υπερύθρων του ambient φωτισμού να είναι στο ελάχιστο ανιχνεύσιμες από τις υπερευαίσθητες laser φωτοδιόδους ανίχνευσης.
- Κατά την διάρκεια των πρώτων μετρήσεων για τις ρυθμίσεις των οργάνων και της πειραματικής διάταξης, παρατηρήσαμε ότι οι κινήσεις του ανθρώπινου σώματος του πειραματιστή, επηρέαζαν την μέτρηση, και όσο κινούμασταν, τόσο τα ψηφιακά πολύμετρα καταγραφής καθυστερούσαν να σταθεροποιήσουν την τελική μέτρηση. Επίσης, όσο πιο κοντά ερχόμασταν στην συσκευή, ανέβαιναν λίγο οι τιμές στο 3^ο δεκαδικό ψηφίο. Αυτό είναι φυσιολογικό διότι το ανθρώπινο σώμα είναι μια μεγάλη πηγή υπέρυθρης ακτινοβολίας σε μεγάλο φάσμα. Οπότε καθ' όλη την διάρκεια των μετρήσεων φροντίσαμε να παραμένουμε ακίνητοι και όσο πιο μακριά από την πειραματική διάταξη.
- Οι μετρήσεις καταγράφηκαν σε φύλλο εργασίας EXCEL και από τις μετρήσεις,
 - α) απορρόφησης και
 - β) σκέδασης/ανάκλασης,
 πάνω στο
 - i) καθαρό δείγμα ιστού,
 - ii) δείγμα ιστού με ένθεμα ιστού σπλήνας,

δημιουργήσαμε στη συνέχεια ένα τρίτο πίνακα διαφορών, ώστε στις γραφικές αναπαραστάσεις να φανεί ξεκάθαρα η επιτυχία της μεθόδου για την ανίχνευση διαφορετικών εστιών.

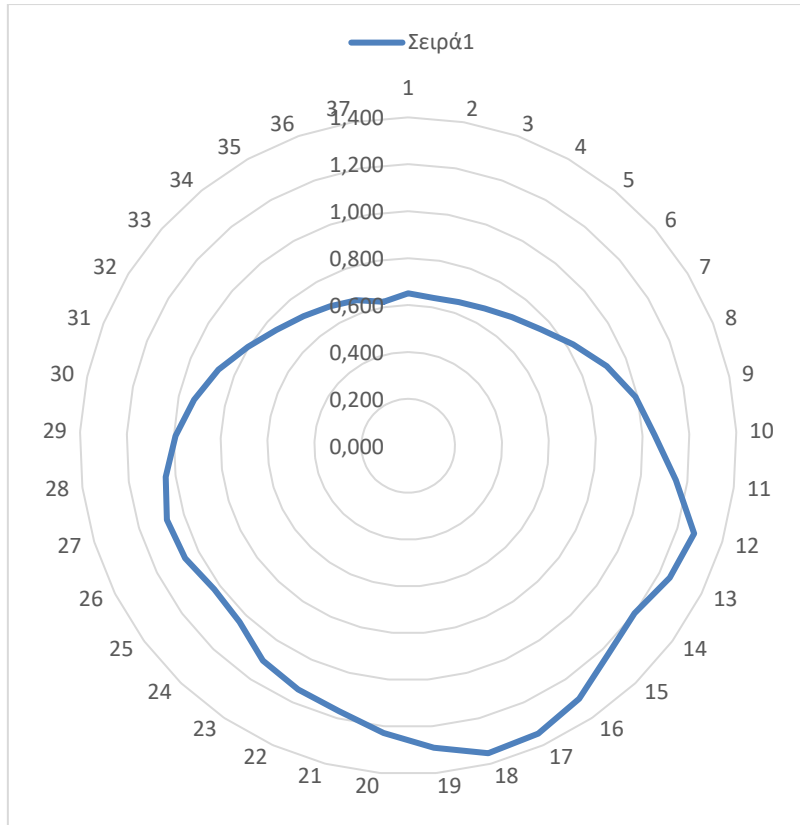
7.2: Μετρήσεις

Ακολουθούν οι πίνακες των μετρήσεων και οι ΠΟΛΙΚΕΣ γραφικές αναπαραστάσεις τους, που μαρτυρούν την ύπαρξη και τη μορφή του μικρο-τεμαχίου σπλήνας, εξομοίωσης της καρκινικής εστίας, κατά μια τομή. Ως 'διαφορές' εννοούμε τις διαφορές στις τιμές απορρόφησης & σκέδασης/ανάκλασης **ΧΩΡΙΣ ΕΣΤΙΑ ΣΤΟΝ ΙΣΤΟ ΜΕ ΕΣΤΙΑ, ΜΕΙΟΝ**, τις τιμές απορρόφησης & σκέδασης/ανάκλασης **ΜΕ ΕΣΤΙΑ**. Οι τιμές είναι σε Volt. Ο όρος ΕΣΤΙΑ αναφέρεται στην ύπαρξη ενθέματος ιστού σπλήνας.

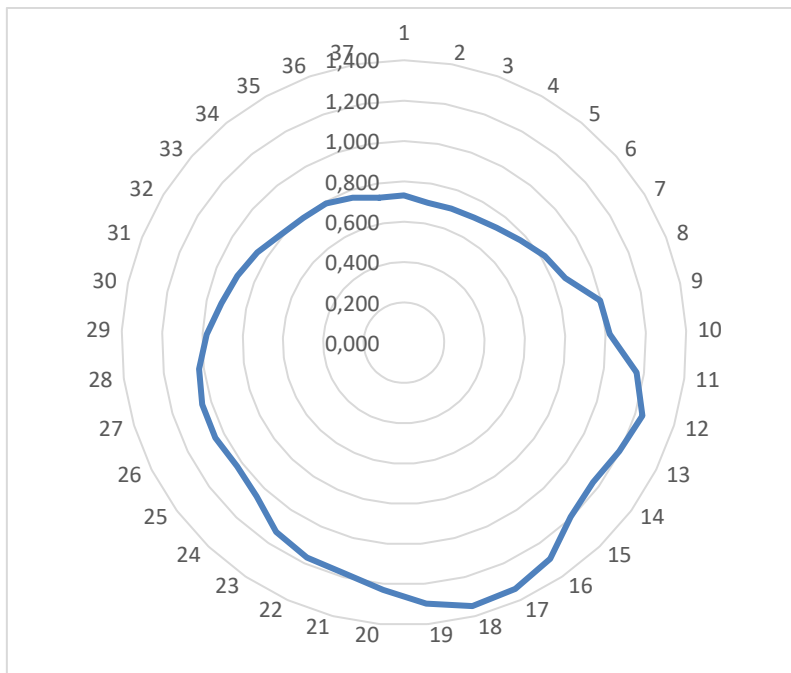
ΔΕΙΓΜΑ ΙΣΤΟΥ ΜΕ ΕΝΘΕΜΑ ΑΙΜΟΓΛΟΒΙΝΗΣ			ΚΑΘΑΡΟ ΔΕΙΓΜΑ ΙΣΤΟΥ					
ΜΟΙΡΕΣ	ΑΠΟΡΡΟΦΗΣΗ (V)	ΣΚΕΔΑΣΗ (V)	ΜΟΙΡΕΣ	ΑΠΟΡΡΟΦΗΣΗ (V)	ΣΚΕΔΑΣΗ (V)	ΜΟΙΡΕΣ	ΔΙΑΦΟΡΑ ΑΠΟΡΡΟΦΗΣΗΣ (V)	ΔΙΑΦΟΡΑ ΣΚΕΔΑΣΗΣ (V)
0	0.650	6.830	0	0.730	6.440	0	0.080	0.390
10	0.640	6.740	10	0.704	6.370	10	0.064	0.370
20	0.649	6.700	20	0.704	6.380	20	0.055	0.320
30	0.670	6.620	30	0.711	6.340	30	0.041	0.280
40	0.705	6.590	40	0.731	6.240	40	0.026	0.350
50	0.752	6.510	50	0.769	6.190	50	0.017	0.320
60	0.826	6.350	60	0.820	6.100	60	-0.006	0.250
70	0.912	6.220	70	0.861	5.980	70	-0.051	0.240
80	0.992	6.020	80	0.995	5.900	80	0.003	0.120
90	1.052	6.480	90	1.021	6.930	90	-0.031	-0.450
100	1.151	7.650	100	1.162	7.530	100	0.011	0.120
110	1.275	7.710	110	1.236	7.440	110	-0.039	0.270
120	1.249	7.790	120	1.195	7.500	120	-0.054	0.290
130	1.201	7.840	130	1.165	7.600	130	-0.036	0.240
140	1.232	7.620	140	1.195	7.340	140	-0.037	0.280
150	1.302	7.590	150	1.293	7.330	150	-0.009	0.260
160	1.346	7.480	160	1.340	7.280	160	-0.006	0.200
170	1.354	7.410	170	1.349	7.220	170	-0.005	0.190
180	1.292	7.360	180	1.298	7.170	180	0.006	0.190
190	1.229	7.340	190	1.230	7.110	190	0.001	0.230
200	1.169	7.280	200	1.180	7.120	200	0.011	0.160
210	1.139	7.220	210	1.168	7.080	210	0.029	0.140
220	1.106	7.100	220	1.132	6.980	220	0.026	0.120
230	1.039	7.090	230	1.055	6.860	230	0.016	0.230
240	1.029	6.980	240	1.029	6.740	240	0.000	0.240
250	1.065	6.870	250	1.047	6.670	250	-0.018	0.200
260	1.076	6.920	260	1.046	6.670	260	-0.030	0.250
270	1.042	6.700	270	1.024	6.480	270	-0.018	0.220
280	0.993	7.270	280	0.978	7.130	280	-0.015	0.140
290	0.934	7.360	290	0.925	7.140	290	-0.009	0.220
300	0.871	7.320	300	0.889	7.200	300	0.018	0.120
310	0.803	7.250	310	0.853	7.110	310	0.050	0.140
320	0.748	7.200	320	0.812	7.070	320	0.064	0.130
330	0.710	7.250	330	0.794	7.080	330	0.084	0.170
340	0.681	7.190	340	0.790	6.940	340	0.109	0.250
350	0.658	7.130	350	0.762	7.020	350	0.104	0.110
360	0.623	7.090	360	0.729	6.880	360	0.106	0.210

Ακολουθούν στη συνέχεια οι γραφικές παραστάσεις των σηλών των μετρήσεων με και χωρίς δείγμα ΕΣΤΙΑΣ και των διαφορών, όπου τόσο στο διάγραμμα διαφορών απορρόφησης, όσο και στο διάγραμμα των διαφορών σκέδασης ανάκλασης, αποτυπώνεται ξεκάθαρα μια τομή της εστίας.

Στις εικόνες 7.1 και 7.2 παρατίθενται τα διαγράμματα απορρόφησης και σκέδασης-ανάκλασης με εστία

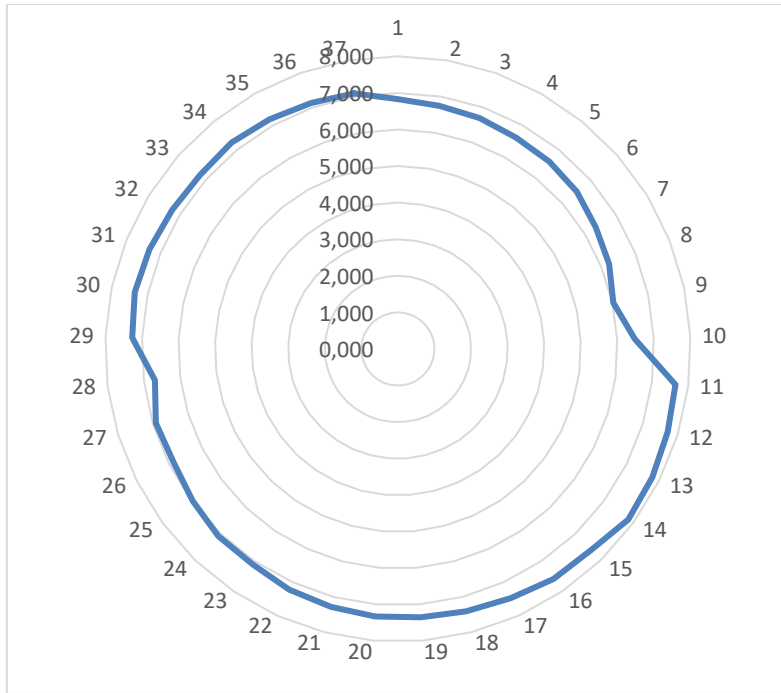


Σχήμα 7.1 απορρόφηση

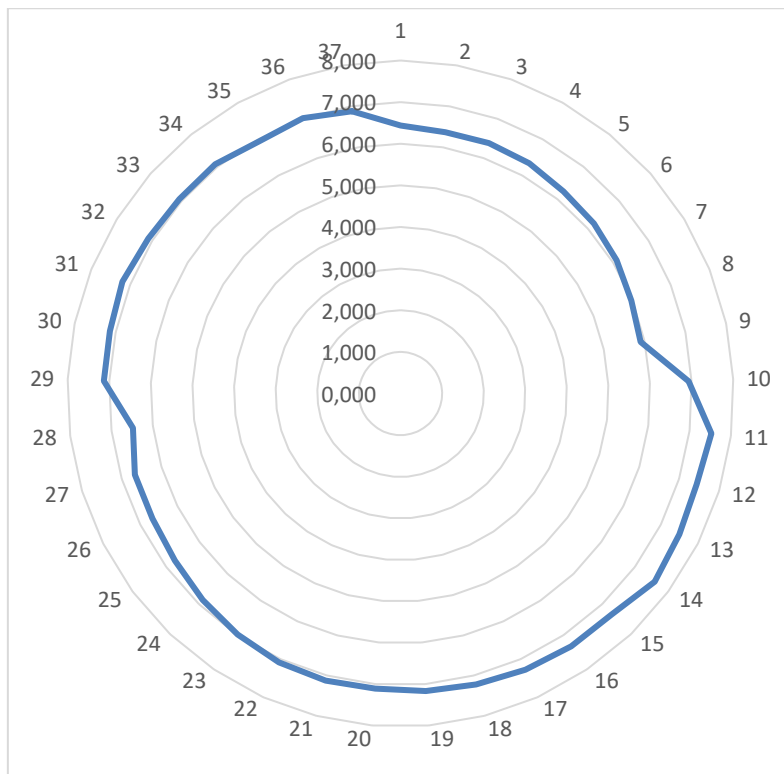


Σχήμα 7.2 ανάκλαση/σκέδαση

Στις εικόνες 7.3 και 7.4 παρατίθενται τα διαγράμματα απορρόφησης και σκέδασης-ανάκλασης χωρίς εστία

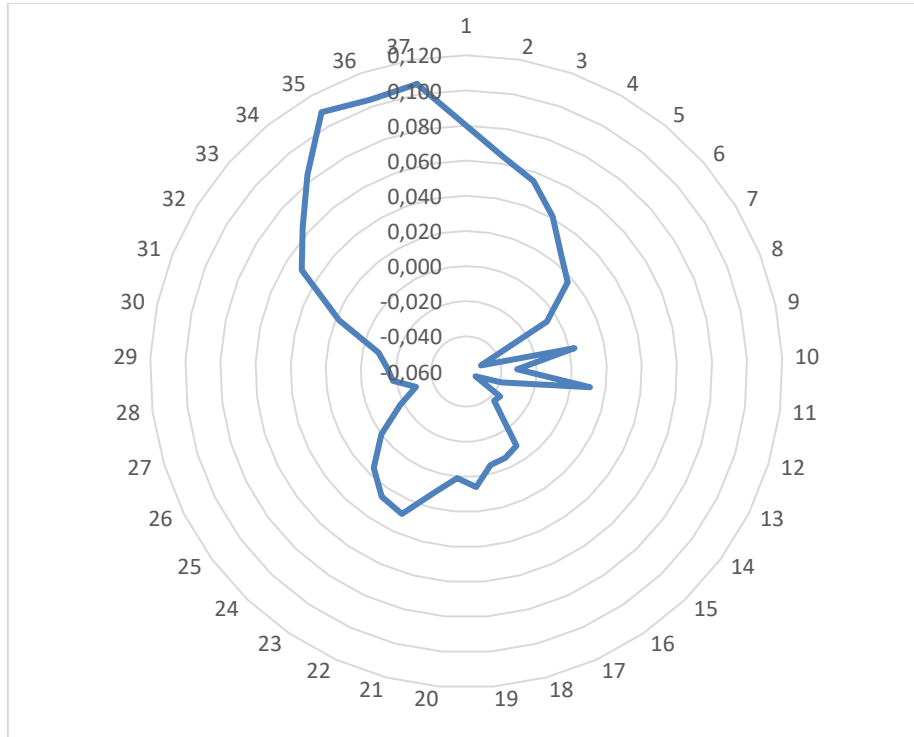


Σχήμα 7.3 απορρόφηση

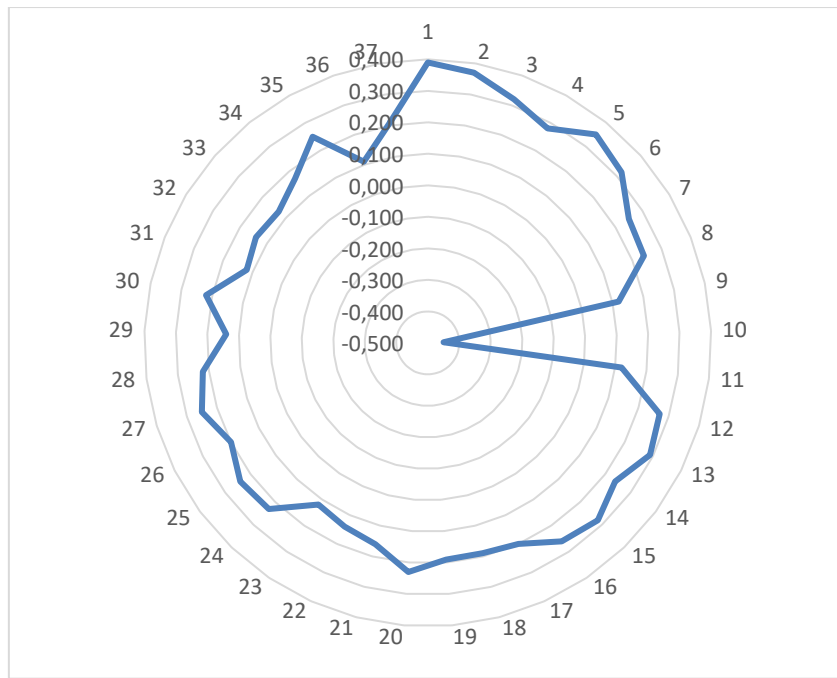


Σχήμα 7.4 ανάκλαση/σκέδαση

Στις εικόνες 7.5 και 7.6 παρατίθενται τα διαγράμματα απορρόφησης και σκέδασης-ανάκλασης των διαφορών με και χωρίς εστία



Σχήμα 7.5 απορρόφηση



Σχήμα 7.6 ανάκλαση/σκέδαση

Οι διαφορές που αποκαλύπτουν την εστία είναι σε mili-Volt, μέχρι και λίγα mili-Volt, γεγονός που υποδεικνύει ότι η μέθοδος CTLM, μπορεί να δώσει εξαιρετική διάγνωση, με μεγάλη ευαισθησία, σε πρώιμα στάδια. Τα δυο παραπάνω διαγράμματα τιμών ΔΙΑΦΟΡΩΝ, συνεπεξεργαζόμενα με αλγορίθμους DSP, μαζί με εκείνα σε διαδοχικές τομές, δίνουν την τελική 3D εικόνα της θέσης, της μορφολογίας και της πυκνότητας της αρχικής εστίας. Έτσι η CTLM μέθοδος υποβοηθά με εξαιρετική ακρίβεια την όποια επόμενη επεμβατική διαδικασία αφαίρεσης της όποιας εστίας στα πολύ πρώιμα στάδια, αλλά και μηδενίζει τον κίνδυνο από την έκθεση του γυναικείου μαστού στις διαγνωστικές αλλά επικίνδυνες ακτινοβολίες των αξονικών τομογραφιών ή ακτινογραφιών ακτίνων-X.

7.3: Πειραματική Διάταξη

Θα ακολουθήσουν στην συνέχεια μερικές φωτογραφίες από την πειραματική διάταξη με σύντομη περιγραφή τους. Η ανάλυση και ο σχεδιασμός της πειραματικής διάταξης CTLM έγινε από την Δήμητρα Πηλιούνη και η κατασκευή της διάταξης έγινε σε συνεργασία με το R&D τμήμα της εταιρείας ATLASCOM, που διευθύνει ο κ. Ιωάννης Πηλιούνης.

Η συσκευή περιλαμβάνει πειραματική πλατφόρμα με,

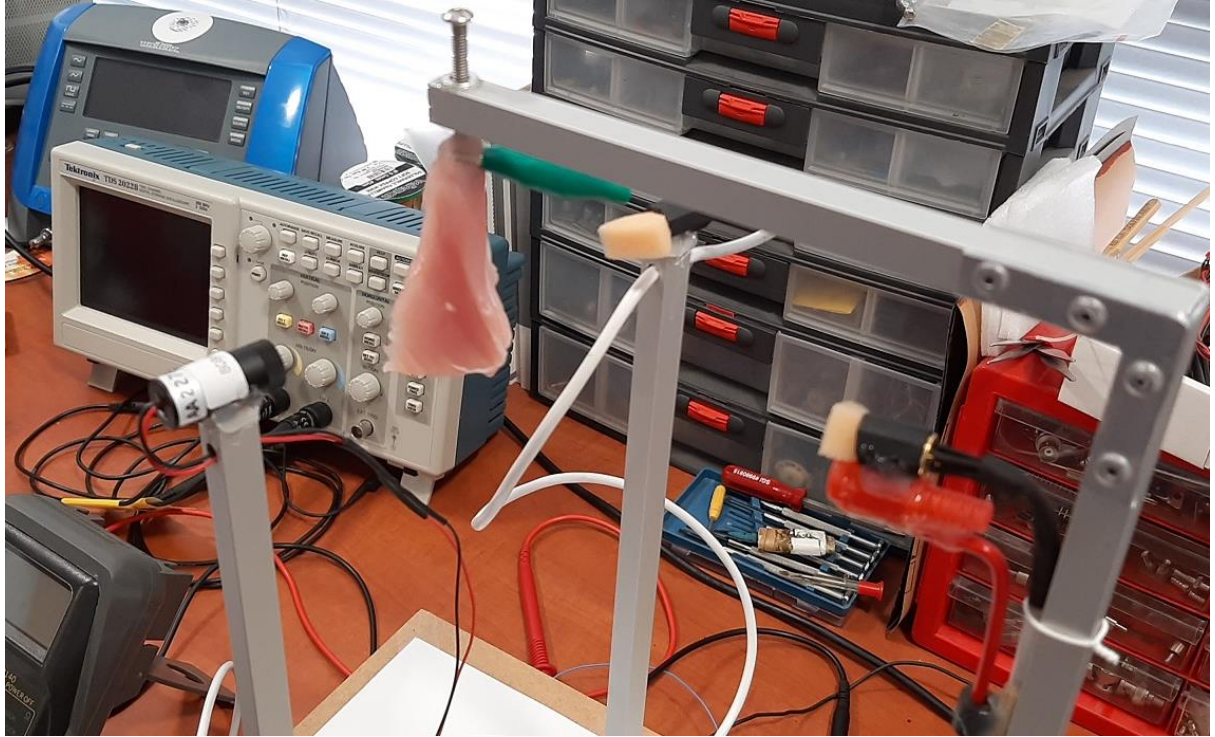
- 1) το ανεστραμμένο «Π» ανίχνευσης του δείγματος ιστού που οδηγείται από
- 2) βηματικό κινητήρα και controller τοποθετημένα στο κάτω μέρος της πειραματικής πλατφόρμας
- 3) 2^η φωτοδίοδο laser ανίχνευσης της IR ακτινοβολίας από σκέδαση/ανάκλαση
- 4) αναρτήρα σε σχήμα «Γ» του δείγματος ιστού, στο διάκενο ανίχνευσης
- 5) τροφοδοτικό PC τοποθετημένου στο κάτω μέρος της πλατφόρμας, για παραλαβή 3.3V, 5V και 12V για τροφοδοσία των επί μέρους συστημάτων
- 6) συμμετρικό τροφοδοτικό +/- 18V που σχεδιάσαμε με βάση πρότυπα από την Open Hardware Platform του internet και που χρειάζεται για την τροφοδοσία των φωτοδίοδων ανίχνευσης
- 7) διακόπτες ελέγχου της βηματικής κίνησης και της φοράς κίνησης του «Π» ανίχνευσης
- 8) πρότυπο πολικό διάγραμμα αποτύπωσης των μοιρών των μετρήσεων
- 9) Γυαλιά προστασίας laser στα IR μήκη κύματος

7.4: ΕΙΚΟΝΕΣ: Υλικά-Διάταξη

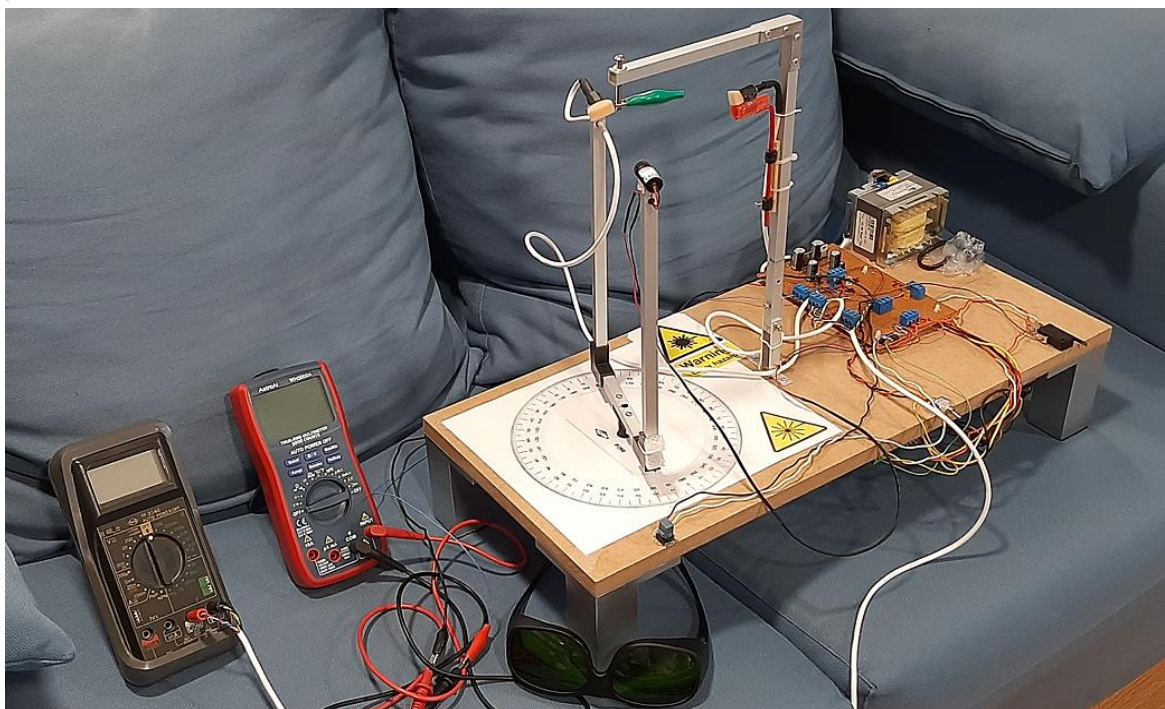
Στις εικόνες 7,7 έως 7,10 παρουσιάζονται στιγμιότυπα της πειραματικής διάταξης



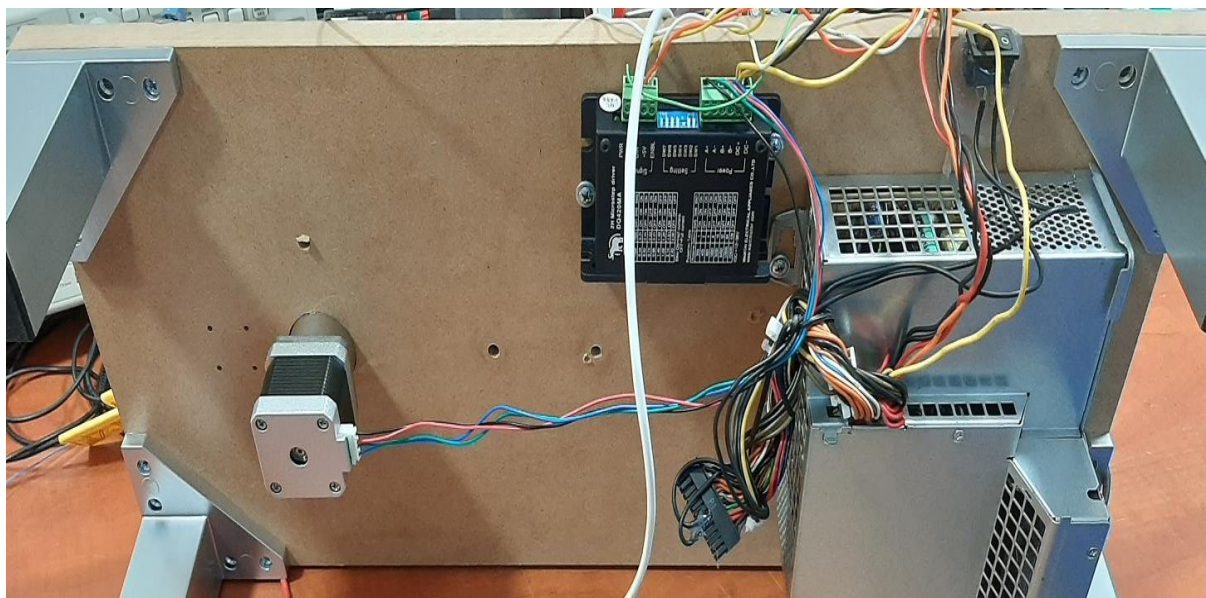
Εικόνα 7.7 Προετοιμασία δείγματος ιστού με ένθεση εστίας,



Εικόνα 7.8 Ανάρτηση δείγματος στη συσκευή για την παραγωγή/λήψη των μετρήσεων



Εικόνα 7.9. Πειραματική πλατφόρμα μετρήσεων όπου φαίνεται όλη η ανάπτυξη των μερών της όπως την έχουμε περιγράψει



Εικόνα 7.10 Κάτω μέρος συσκευής με τις διατάξεις που έχουμε περιγράψει,

7.5 : Περιορισμοί- Προοπτικές

Τα όρια σχεδιαστικής προσέγγισης στα πλαίσια αυτής της εργασίας εξαντλούνται σε μια πλήρη και ακριβή επαλήθευση της μεθόδου CTLM. Η ανωτέρω όμως έρευνα μπορεί να επεκταθεί μελλοντικά στα ακόλουθα σημεία

- 1) Τα δεδομένα που λαμβάνονται από τις μετρήσεις μπορούν να γίνουν υλικό λογισμικής επεξεργασίας από αλγορίθμους επεξεργασίας ψηφιακών σημάτων, DSP -Digital Signal Processing, ώστε να λαμβάνουμε οπτική (visual) αναπαράσταση σε 2D ή και 3D της τομής ανίχνευσης – σάρωσης, ώστε να εμφανίζεται η γεωμετρία και η θέση του συμπυκνώματος μέσα στην μάζα του ιστού.
- 2) Η κατασκευή μας, έχει σχεδιαστεί με την μελλοντική δυνατότητα σάρωσης σε όλο το μήκος του γυναικείου μαστού, από την βάση έως το tip της ρόγας, ώστε στην συνέχεια να αναπαράγεται μέσω DSP, η 3D απεικόνιση της εστίας αιμάτωσης των καρκινικών κυττάρων. Αυτό θα επιτυγχάνεται με την εξεταζόμενη να είναι ξαπλωμένη ώστε τα στήθη της να διέρχονται από δύο οπές του κρεβατιού, και το ‘Π’ σάρωσης που παρουσιάζουμε στην κατασκευή μας να εκτελεί αφ’ ενός κυκλική σάρωση 360° ξεκινώντας από την βάση του στήθους, επαπτόμενο σχεδόν στο από κάτω μέρος του

- κρεβατιού από όπου ξεπροβάλλει το στήθος, και αφ' εταίρου, σπειροειδώς κατερχόμενο ανά τομές επιλεγμένου πάχους, 'βήμα' σάρωσης, έως άκρης του στήθους.
- 3) Τα δεδομένα από μια τέτοια μελλοντική διευθέτηση συσκευής, όπως δοκιμάσαμε, μπορούν μέσω ενός τοπικού επεξεργαστή που υλοποιεί DAQ ADC μετατροπές των συλλεγόμενων δεδομένων από τις διαδοχικές μετρήσεις, να μεταδίδονται ταυτόχρονα local η remote σε server real-time DSP επεξεργασίας τους, μέσω Wi-Fi ή BT, ή land-line internet IP.
 - 4) Τα στοιχεία που χρησιμοποιήσαμε ως IR 808nm Laser Diode Transmitters και ως φωτοδιόδους λήψης, παρ' ότι καλής ποιότητας, είναι ακριβά. Στη κατασκευή λοιπόν μιας απόλυτα αξιόπιστης διάταξης, μπαίνουν κάποια φυσικά όρια στην ευαισθησία ανίχνευσης της πειραματικής συσκευής, που ουσιαστικά εξαρτώνται από το κόστος τους. Αυτό όμως καθόλου δεν εμπόδισε την ανάδειξη των δυνατοτήτων της τεχνολογίας CTLM. Τα αποτελέσματα εξ' άλλου των μετρήσεων αρχικά δικαιώνουν την σχεδιαστική και πειραματική μας προσέγγιση.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 8^ο:

Συμπεράσματα

Στη συγκεκριμένη εργασία μελετήθηκαν οι θεωρητικές αρχές, τα πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα ενός συστήματος απεικόνισης μαστού με χρήση LASER. Επιπλέον έγινε μία κατασκευή για να γίνει επίδειξη της αρχής λειτουργίας του συστήματος, αναφορικά με τη δυνατότητα διαφοροποίησης των αλληλεπιδράσεων και των ληφθέντων σημάτων με αντίστοιχη διαφοροποίηση του υλικού αλληλεπίδρασης. Πολλά στοιχεία μπορούν να εκμαιευθούν από την ανάλυση της παρούσας εργασίας. Το βασικό θέμα που έχει γίνει καθ' όλη την εργασία είναι η απόδειξη ανάγκης νέων μέσων απεικόνισης του μαστού για γενικές αλλά κυρίως ειδικές περιπτώσεις. Κατά την εξέταση του μαστού με κλασική μαστογραφική απεικόνιση, η εικόνα είναι αρκετά υψηλής ποιότητας όσο αφορά τα δεδομένα που έχουν τεθεί ως όρια. Υπάρχουν πολύ υψηλές απαιτήσεις για πάρα πολύ καλή ανάλυση και ειδικότητα της εικόνας κατά την συμβατική μαστογραφία ώστε να μπορούν να διαγνωστούν στην εικόνα, βλάβες του μαστού έως και μικροαποτιτανώσεις. Όμως ακριβώς εκεί είναι που μπαίνουν εμπόδια και περιορισμοί διότι δεν υπάρχει τόσο καλή ειδικότητα στην εικόνα μίας μαστογραφίας σε περιπτώσεις που πρέπει να προσδιοριστεί μία μικροαποτιτανώση ειδικά σε έναν πυκνό μαστό. Έτσι φαίνεται να δημιουργήθηκε η ανάγκη νέων τεχνικών απεικόνισης που έχουν μεγαλύτερη εξειδίκευση στην εικόνα τους ώστε να είναι δυνατόν να απεικονιστούν μέχρι και μικρές βλάβες σε συγκεκριμένες περιπτώσεις μαστών. Η τεχνική με την οποία λειτουργεί το CTLM το καθιστά ένα απεικονιστικό σύστημα που δημιουργήθηκε ώστε να μπορούν τέτοιοι περιορισμοί από αποφεύγονται. Λόγω της τεχνολογίας του τελευταίου, δηλαδή της διαφορικής απορρόφησης του μεταδιδόμενου φωτός λέιζερ, μήκους κύματος 808nm, από σχετικές συγκεντρώσεις οξυαιμοσφαιρίνης και δεοξυαιμοσφαιρίνης είναι ικανό να απεικονίζει πολύ μικρές βλάβες στους πιο πυκνούς μαστούς. Ουσιαστικά βρίσκει και απεικονίζει τις αγγειογενέσεις δηλαδή την συγκέντρωση του αίματος στον όγκο ή πριν την δημιουργία του. Μόνο με το συγκεκριμένο μήκος κύματος μπορεί να ανιχνευτούν. Ο ασθενής κατά την εξέταση βρίσκεται σε ύπτια θέση, με το στήθος να αιωρείται μέσα σε έναν θαλαμίσκο μέσα στο κρεβάτι εξέτασης. Ένας σαρωτής, σαρώνει ανέπαφα τον μαστό με αντίστοιχο τρόπο με το CT και ενώ λαμβάνονται οι εικόνες ανακατασκευάζονται είτε δισδιάστατα είτε τρισδιάστατα.

Το CTLM μελετάται από διάφορα κέντρα παγκοσμίως ως ένα νέο απεικονιστικό σύστημα. Σε άλλα κέντρα μελετώνται τα χαρακτηριστικά του ως τον τρόπο με τον οποίο απεικονίζει. Σε άλλες περιπτώσεις μελετάται συγκριτικά με την μαστογραφία ακτινών-χ και αν μπορεί να αποτελέσει συμπληρωματικό τρόπο απεικόνισης στην τελευταία ή ακέραιο μέσο απεικόνισης, ενώ σε άλλες περιπτώσεις μελετάται από επιστημονικής διάστασης σε σχέση με τον τρόπο ανακατασκευής του σαν 3D σύστημα. Μπορεί η φυσική του να βασίζεται στην φυσική του LASER πράγμα που το καθιστά και ακίνδυνο σε σχέση με τις ακτίνες-χ της μαστογραφίας αλλά ελέγχεται διαρκώς σε πολλές επιστημονικές έρευνες το πόσο καλή είναι η ακρίβειά του τελικά. Το CTLM

φαίνεται ξεκάθαρα ένα πολλά υποσχόμενο μηχάνημα όσο αφορά τον τρόπο με τον οποίο εντοπίζει και απεικονίζει τις μαστικές βλάβες αλλά βρίσκεται προς το παρόν σε πειραματικά επίπεδα μέχρι να αρχίσει να χρησιμοποιείται ως ένα από τα κύρια μέσα απεικόνισης του μαστού. Τέλος τα πειραματικά αποτελέσματα της διαφοροποίησης των αλληλεπιδράσεων είναι θετικά και μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως βάση για περαιτέρω έρευνα.

ΑΝΑΦΟΡΕΣ

1. Στρες και Καρκίνος του Μαστού Κουμαντάκη Βασιλική (BA, MSc, MBPsS Κλινική Ψυχολόγος, Σύλλογος Κ.Ε.Φ.Ι.)]
<https://www.anticancerath.gr/publictraining/articles/?nid=32373>
2. https://www.photonics.com/Articles/A_History_of_the_Laser_A_Trip_Through_the_Light/a42279
3. <https://el.wikipedia.org/wiki/%CE%9B%CE%AD%CE%B9%CE%B6%CE%B5%CF%81>
4. Πατσίδου Πετρούλα, Εφαρμογές των LASER στην ιατρική, Διπλωματική Εργασία, Τμήμα Πληροφορικής, Αριστοτέλειο Πανεπιστήμιο Θεσσαλονίκης
<http://ikee.lib.auth.gr/record/114823/files/ptuxiaki.pdf>
5. <http://www.sebe.gr/wp-content/uploads/2015/12/2004-Part-2-Article-2.pdf>
6. [ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΤΩΝ LASER ΣΤΗ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗ ΚΑΙ ΤΟ ΠΕΡΙΒΑΛΛΟΝ
ΠΕΡΙΒΑΛΛΟΝ: Εφαρμογές των laser στη Βιοϊατρική έρευνα
Μυρσίνη Μακροπούλου Αναπλ. Καθηγήτρια Τομέα Φυσικής, Σχολή Εφαρμοσμένων Μαθηματικών και Φυσικών Επιστημών, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Αθήνα ΣΕΜΦΕ, 9^ο εξάμηνο ΑΘΗΝΑ, Ακαδ. Έτος 2008-9 ΣΕΜΦΕ]
http://www.physics.ntua.gr/~mmakro/index_files/Laser_SEMFE_research_2008.pdf
7. http://physics.teiath.gr/physics/opto_lab/pdf%20files/LASER%201.pdf
8. [“ΑΣΦΑΛΕΙΑ ΚΑΤΑ ΤΙΣ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΤΩΝ LASER”
Εργασία στα πλαίσια του μαθήματος «Εφαρμογές των laser στη Βιοϊατρική και το Περιβάλλον», κατά το ακαδημαϊκό έτος 2003-2004.
Ομάδα εργασίας: Κουρκουτάς Βασίλης, Κουταλώνης Μάνθος, Λιβιτσάνος Χρήστος, Μανδρίδης Δημήτρης, Μπέικος Μιχάλης, Ορφανουδάκης Θάνος, Τσαρούχας Διονύσης, Φραγκάκης Ιωάννης.
Συντονίστρια: Μακροπούλου Μυρσίνη, Επίκ. Καθηγήτρια, ΣΕΜΦΕ, ΕΜΠ.
ΑΘΗΝΑ 2005]
http://www.physics.ntua.gr/pdf_doc_files/web_mathhmata/Laser_safety_2005_Greek.pdf
9. <https://www.tovima.gr/2008/11/25/science/aktinografia-tis-mastografias/>
10. <https://www.facebook.com/NatasaPazaitiBHC/photos/%CE%B9%CF%83%CF%84%CE%BF%CF%81%CE%AF%CE%B1-%CF%84%CE%B7%CF%82-%CE%BC%CE%B1%CF%83%CF%84%CE%BF%CE%B3%CF%81%CE%B1%CF%86%CE%AF%CE%B1%CF%82httpwwwmastografiacentergr%CE%B7-%CE%B9%CF%83%CF%84%CE%BF%CF%81%CE%AF%CE%B1-%CF%84%CE%B7%CF%82-%CE%BC%CE%B1%CF%83%CF%84%CE%BF%CE%B3%CF%81%CE%B1%CF%86%CE%AF%CE%B1%CF%82-%CF%87%CF%89%CF%81/997984833546460/>
11. [ΜΗΤΡΙΚΟΣ ΘΗΛΑΣΜΟΣ, Σπουδάστρια: Κανελλοπούλου Αικατερίνη, Πάυλου Αικατερίνη, Καθηγήτρια Εφαρμογών, Αθήνα 2006]
<http://hypatia.teiath.gr/xmlui/bitstream/handle/11400/18113/Maternal%20lactation.pdf?sequence=1>

12. <https://el.wikipedia.org/wiki/%CE%9C%CE%B1%CF%83%CF%84%CF%8C%CF%82>
13. http://www.mammography.gr/el/?page_id=33
14. <https://www.euroclinic.gr/article/karkinos-tou-mastou-ston-andra/>
15. https://el.wikipedia.org/wiki/%CE%9A%CE%B1%CF%81%CE%BA%CE%AF%CE%BD%CE%BF%CF%82_%CF%84%CE%BF%CF%85_%CE%BC%CE%B1%CF%83%CF%84%CE%BF%CF%8D
16. <http://www.mammography.gr/el/?p=2856>
17. <https://gynaikologos-aigaleo.gr/%CF%80%CE%B1%CE%B8%CE%B7%CF%83%CE%B5%CE%B9%CF%82-%CE%BC%CE%B1%CF%83%CF%84%CE%BF%CF%85/>
18. <http://digilib.teiemt.gr/jspui/bitstream/123456789/3908/1/DIDZ01Z0006.pdf>
19. <https://www.healthyliving.gr/2014/03/27/karkinos-mastou-symptomata-aities-prolhpsi-therapeia/>
20. Σιούκα Φωτεινή,- Εξαγωγή και Χαρακτηρισμός Μικροαποτιτανώσεων από Μαστογραφικές Εικόνες, μέσω Ανάπτυξης Ασαφούς Βάσης Γνώσης σε Περιβάλλον Αντικειμενοστρεφούς Ανάλυσης για την Αναγνώριση του Πορογενούς Καρκινώματος In Situ Διπλωματική Εργασία, Εργαστήριο Τηλεπισκόπησης, Σχολή Αγρονόμων Τοπογράφων Μηχανικών, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Αθήνα, Ιούλιος 2017
21. <http://www.natasapazaiti.gr/%CE%BC%CE%B9%CE%BA%CF%81%CE%BF%CE%B1%CF%80%CE%BF%CF%84%CE%B9%CF%84%CE%B1%CE%BD%CF%8E%CF%83%CE%B5%CE%B9%CF%82-2/>
22. <http://www.natasapazaiti.gr/%CE%BC%CE%B1%CF%83%CF%84%CE%BF%CE%B3%CF%81%CE%B1%CF%86%CE%AF%CE%B1/>
23. <https://www.hygeia.gr/kliniki-simasia-ton-mikroapotitanoseon-viopsia-epeita-apo-entopismo-me-syrmatino-odigo/>
24. <https://www.emedi.gr/%CE%B4%CE%B9%CE%B1%CE%B3%CE%BD%CF%89%CF%83%CF%84%CE%B9%CE%BA%CE%AD%CF%82-%CE%B5%CE%BE%CE%B5%CF%84%CE%AC%CF%83%CE%B5%CE%B9%CF%82/item/1289-%CE%B1%CF%80%CE%B5%CE%B9%CE%BA%CE%BF%CE%BD%CE%B9%CF%83%CF%84%CE%B9%CE%BA%CE%AC-%CE%B5%CF%85%CF%81%CE%AE%CE%BC%CE%B1%CF%84%CE%B1-%CF%83%CF%84%CE%BF%CF%85%CF%82-%CE%BC%CE%B1%CF%83%CF%84%CE%BF%CF%8D%CF%82.html#.XFXJ8Fwza01>
25. <https://eeae.gr/%CE%B1%CE%BA%CF%84%CE%B9%CE%BD%CE%BF%CE%B2%CE%BF%CE%BB%CE%AF%CE%B1/%CE%B9%CE%B1%CF%84%CF%81%CE%B9%CE%BA%CE%AE-%CE%AD%CE%BA%CE%B8%CE%B5%CF%83%CE%B7-%CF%83%CE%B5-%CE%B1%CE%BA%CF%84%CE%B9%CE%BD%CE%BF%CE%B2%CE%BF%CE%BB%CE%AF%CE%B1/%CE%BC%CE%B1%CF%83%CF%84%CE%BF%CE%B3%CF%81%CE%B1%CF%86%CE%AF%CE%B1>

26. <https://www.ivf-embryo.gr/gynaikologia/kentro-mastoy-emvio/mastografia-analogiki-i-psifiaki>
27. [Βενέτη Βασιλική, Σπυροπούλου Παναγιώτα «Η έγκαιρη διάγνωση του καρκίνου του μαστού, η ενημέρωση του πληθυσμού και η συνήθης πρακτική πρόληψης», Πτυχιακή Εργασία, ΤΕΙ Δυτικής Στερεάς Ελλάδας, Τμήμα Νοσηλευτικής]
<http://repository.library.teimes.gr/xmlui/bitstream/handle/123456789/5979/%CE%97%20%CE%95%CE%93%CE%9A%CE%91%CE%99%CE%A1%CE%97%20%CE%94%CE%99%CE%91%CE%93%CE%9D%CE%A9%CE%A3%CE%97%20%CE%A4%CE%9F%CE%A5%20%CE%9A%CE%91%CE%A1%CE%9A%CE%99%CE%9D%CE%9F%CE%A5%20%CE%A4%CE%9F%CE%A5%20%CE%9C%CE%91%CE%A3%CE%A4%CE%9F%CE%A5%20%CE%97%20%CE%95%CE%9D%CE%97%CE%9C%CE%95%CE%A1%CE%A9%CE%A3%CE%97%20%CE%A4%CE%9F%CE%A5%20%CE%A0%CE%9B%CE%97%CE%98%CE%A5%CE%A3%CE%9C%CE%9F%CE%A5%20%CE%9A%CE%91%CE%99%20%CE%97%20%CE%A3%CE%A5%CE%9D%CE%97%CE%98%CE%97%CE%A3%20%CE%A0%CE%A1%CE%91%CE%9A%CE%A4%CE%99%CE%9A%CE%97%20%CE%A0%CE%A1%CE%9F%CE%9B%CE%97%CE%A8%CE%97%CE%A3..pdf?sequence=1&isAllowed=y>
28. <https://en.wikipedia.org/wiki/Xeromammography>
29. <http://www.natasapazaiti.gr/%CE%B3%CE%B1%CE%BB%CE%B1%CE%BA%CF%84%CE%BF%CE%B3%CF%81%CE%B1%CF%86%CE%AF%CE%B1/>
30. <https://en.wikipedia.org/wiki/Galactography>
31. [Medical Complications of Mothers
 Ruth A. Lawrence MD, Robert M. Lawrence MD, in Breastfeeding (Seventh Edition), 2011] <https://www.sciencedirect.com/topics/medicine-and-dentistry/galactography>
32. <https://www.ivf-embryo.gr/gynaikologia/kentro-mastoy-emvio/oles-oi-exetaseis-mastoy/yperihografima-maston>
33. <http://apeikonismastou.gr/breast%20ultrasound.htm>
34. http://www.mammography.gr/el/?page_id=56
35. <http://www.cancer-society.gr/%CE%B3%CF%81%CE%B1%CE%BC%CE%BC%CE%AE-%CF%85%CE%B3%CE%B5%CE%AF%CE%B1%CF%82/%CF%80%CF%89%CF%82-%CE%B3%CE%AF%CE%BD%CE%B5%CF%84%CE%B1%CE%B9-%CE%B7-%CE%B1%CF%80%CE%B5%CE%B9%CE%BA%CE%BF%CE%BD%CE%B9%CF%83%CF%84%CE%B9%CE%BA%CE%AE-%CE%B5%CE%BE%CE%AD%CF%84%CE%B1%CF%83%CE%B7-%CF%84%CE%BF%CF%85-%CE%BC%CE%B1%CF%83%CF%84%CE%BF%CF%8D>
36. <https://www.bioanalysis.gr/%CF%84%CF%81%CE%B9%CF%83%CE%B4%CE%B9%CE%AC%CF%83%CF%84%CE%B1%CF%84%CE%B7-3d-%CF%88%CE%B7%CF%86%CE%B9%CE%B1%CE%BA%CE%AE->

[%CE%BC%CE%B1%CF%83%CF%84%CE%BF%CE%B3%CF%81%CE%B1%CF%86%CE%AF%CE%B1-%CE%BC%CE%B5/](#)

37. <http://www.patronews.gr/ygeia/ti-einai-i-psifiaki-tomosynthesi-mastoy>
38. <http://www.kotziamanis.com.cy/el-GR/Article/DefaultView/Digital-Breast-Tomosynthesis>
39. <https://www.radiologyinfo.org/en/info.cfm?pg=breastmr>
40. <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.721.2245&rep=rep1&type=pdf>
41. Xavier Intes, Fre S.Azar, Advances in Optical Mammography, Chapter 11 of Advances in Clinical Imaging, Book Editors Nicusor Iftimia, William R. Brugge, Danies X. Hammer, 18 January 2011 <https://doi.org/10.1002/9780470767061.ch11>
<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/9780470767061.ch11>
42. [Sergio Fantini, Erica L. Heffer, Maria Angela Franceschini Bioengineering Center, Department of Electrical Engineering and Computer Science, Tufts University, 4 Colby Street, Medford, MA 02155, USA Linda Götz, Anke Heinig, Sylvia Heywang-Köbrunner Martin Luther, Optical Mammography with Intensity-Modulated Light Universitaet Halle/Wittenberg, Institut für Diagnostische Radiologie und CT Magdeburgerstraße 16, D-06097 Halle, Germany Oliver Schütz, Horst Siebold Siemens AG, Medical Engineering, Postfach 3260, 91050 Erlangen, Germany]
http://www.nmr.mgh.harvard.edu/DOT/people/mari/papers/NIH99_sergio.pdf
43. Jin Qi, Zhaoxiang Ye- CTLM as an adjunct to mammography in the diagnosis of patients with dense breast, Clin Imaging, Mar-Apr 2013; 37(2), 289-294, <https://doi.org/10-1016/j.clinimag.2012.05.003>
44. https://imds.com/wp-content/uploads/2016/02/CTLM_DataSheet.pdf
45. Alexander Poellinger, Jan C. Martin, Steven L. Ponder, Torsten Freund, Bernd Hamm, Ulrich Bick, Felix Diekmann "Near-infrared Laser Computed Tomography of the Breast: First Clinical Experience" Academic Radiology (2008) 1(18), 1545-1553, <https://doi.org/10.1016/j.acra.2008.07.023>
46. <https://imds.com/>
47. A. Jalalian, S.Mashohor, R.Mahmud*, M. I. Saripan, A.R.Ramli, N.Bahri*, S. A/P.Suppiah, 3D Reconstruction for Volume of Interest in Computed Tomography Laser Mammography Images, Conference: 2015 IEEE Student Symposium in Biomedical Engineering & Sciences (ISSBES) DOI:10.1109/ISSBES.2015.7435885 https://www.researchgate.net/publication/342163304_3D_Reconstruction_for_Volume_of_Interest_in_Computed_Tomography_Laser_Mammography_Images
48. Kelli A Miller (2002), New Light on Breast Cancer, Laser light and thermal heat could help improve the accuracy of mammograms
<https://www.scientificamerican.com/article/new-light-on-breast-cance/>
49. <https://amino.com/blog/mammogram-screening-cost/>
50. Barbara Bobek-Billewicz, Marek K. Jurkowski, K. Steinhof-Radwańska, Ewa Stobiecka "Evaluation of laser computer mammography (CTLM) usefulness in differentiation benign and malignant breast lesions" Pol J Radiol, 2008; 73(1): 27-31

51. Sylvia H. Heywang-Köbrunner Astrid Hacker Stefan Sedlacek "Advantages and Disadvantages of Mammography Screening" Breast Care 2011;6:199–207 DOI: 10.1159/00032900
52. <https://www.iprolipsi.gr/%CF%85%CF%80%CE%B5%CF%81%CE%B7%CF%87%CE%BF%CE%B3%CF%81%CE%B1%CF%86%CE%B7%CE%BC%CE%B1-%CE%BC%CE%B1%CF%83%CF%84%CE%BF%CF%85/>
53. [http://www.deltahospital.org/getpage.php?name=Frequently Asked Mammogram Questions](http://www.deltahospital.org/getpage.php?name=Frequently%20Asked%20Mammogram%20Questions)
54. <https://www.wakerad.com/expert-feature/how-long-does-a-mammogram-take/>
55. Katarzyna Steinhof-Radwańska, Barbara Bobek-Billewicz, Ewa Stobiecka, Kamil Gorczewski, Dagmara Adamiak, Gabriela Stasiak-Preis, Monika Sczasny, Can the application of computed tomography laser mammography (CTLM) in dense breast (category 3,4 according to ACR) examinations combined with x-ray mammography enhance the detection of breast cancer?
https://inis.iaea.org/search/search.aspx?orig_q=RN:40056410
56. <https://www.verywellhealth.com/difference-between-a-mammogram-and-a-breast-mri-430274>
57. <https://www.insideradiology.com.au/breast-mri/>
58. <https://www.doctoranytime.gr/diagnostikes-eksetaseis/magnitikes/magnitiki-tomografia-maston?area=ATHINA>

ΑΝΑΦΟΡΕΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 3.1: Στα αριστερά: απεικόνιση αριστερού μαστού με αναλογική και ψηφιακή μαστογραφία. Στα δεξιά: απεικόνιση δεξιού μαστού με αναλογική και ψηφιακή μαστογραφία.

[<https://lincolnradiology.com/radiology-services/digital-mammography/>] (last accessed 2/7/2021)

Εικόνα 3.2 Ανατομία γυναικείου μαστού

[<https://gr.pinterest.com/pin/336925615845590208/?lp=true>] (last accessed 2/7/2021)

Εικόνα 3.3: αποτιτανώσεις μαστού.

[<https://www.hygeia.gr/kliniki-simasia-ton-mikroapotitanoseon-viopsia-epeita-apo-entopismo-me-syrmatino-odigo/>] (last accessed 2/7/2021)

Εικόνα 3.5 : Σύστημα απεικόνισης μαστού με υπερήχους.

[<https://medlabgr.blogspot.com/2011/02/y.html#gsc.tab=0>] (last accessed 2/7/2021)

Εικόνα 3.6 : Απεικόνιση όγκου στον αριστερό μαστό με MRI.

[<http://www.cancernetwork.com/asco-2015-breast-cancer-symposium/mri-could-aid-breast-cancer-detection-average-risk-women>] (last accessed 2/7/2021)

Εικόνα 4.1: Κρεβάτι Σάρωσης CTLM

[https://imds.com/wp-content/uploads/2016/02/CTLM_DataSheet.pdf] last accessed 2/7/2021)

Εικόνα 4.2.α: Δακτύλιος σάρωσης CTLM.

[https://imds.com/wp-content/uploads/2016/02/CTLM_DataSheet.pdf] last accessed 2/7/2021)

Εικόνα 4.2.β.: Σχεδιασμός σάρωσης CT χρησιμοποιώντας ειδική σειρά ανιχνευτών.

[https://imds.com/wp-content/uploads/2016/02/CTLM_DataSheet.pdf] last accessed 2/7/2021)

Εικόνα 5.1: Απεικόνιση καρκίνου του μαστού με αριστερά Μαστογραφία ακτινών-χ και δεξιά CTLM

[https://imds.com/wp-content/uploads/2016/02/CTLM_DataSheet.pdf] last accessed 2/7/2021)

Εικόνα 5.2: Απεικόνιση καρκίνου με υπέρηχο (αριστερά) και με CLTM (δεξιά)

[<https://densebreast-info.org/screening-technologies/breast-ultrasound/>] last accessed 2/7/2021)