



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ
ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

**ΣΥΜΒΟΛΗ ΣΤΗΝ ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΜΕΘΟΔΩΝ ΜΗ-ΙΟΝΤΙΖΟΥΣΩΝ
ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΩΝ ΓΙΑ ΤΗΝ ΑΝΙΧΝΕΥΣΗ ΤΟΥ ΚΑΡΚΙΝΟΥ ΚΑΙ ΤΗ
ΜΕΛΕΤΗ ΝΕΥΡΟΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΩΝ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΩΝ**

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

Ευάγγελος Ι. Γρούμπας

Αθήνα, Σεπτέμβριος 2019



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ
ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

ΣΥΜΒΟΛΗ ΣΤΗΝ ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΜΕΘΟΔΩΝ ΜΗ-ΙΟΝΤΙΖΟΥΣΩΝ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΩΝ ΓΙΑ ΤΗΝ ΑΝΙΧΝΕΥΣΗ ΤΟΥ ΚΑΡΚΙΝΟΥ ΚΑΙ ΤΗ ΜΕΛΕΤΗ ΝΕΥΡΟΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΩΝ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΩΝ

Ευάγγελος Ι. Γρούμπας

Συμβουλευτική Επιτροπή : Νικόλαος, Ουζούνογλου
Παναγιώτης, Φράγκος
Ειρήνη, Καρανάσιου

Εγκρίθηκε από την επταμελή εξεταστική επιτροπή την 9^η Σεπτεμβρίου 2019.

.....

Δήμητρα-Θεοδώρα Κακλαμάνη
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

.....

Παναγιώτης Φράγκος
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....

Ειρήνη Καρανάσιου
Αν. Καθηγήτρια Σ.Σ.Ε.

.....

Γεώργιος Ματσόπουλος
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....

Πάυλος-Πέτρος Σωτηριάδης
Αν. Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....

Βασίλειος Κουλουλίας
Αν. Καθηγητής Ε.Κ.Π.Α.

.....

Χαράλαμπος Παπαγεωργίου
Καθηγητής Ε.Κ.Π.Α.

Αθήνα, Σεπτέμβριος 2019

.....
Ευάγγελος Ι. Γρούμπας

Διδάκτωρ Ηλεκτρολόγος Μηχανικός και Μηχανικός Υπολογιστών Ε.Μ.Π.

Copyright © Ευάγγελος Ι. Γρούμπας.

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξ ολοκλήρου ή τμήματος αυτής, για εμπορικό σκοπό. Επιτρέπεται η ανατύπωση, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό, εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης, υπό την προϋπόθεση να αναφέρεται η πηγή προέλευσης και να διατηρείται το παρόν μήνυμα. Ερωτήματα που αφορούν τη χρήση της εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς τον συγγραφέα.

Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτό το έγγραφο εκφράζουν το συγγραφέα και δεν πρέπει να ερμηνευθεί ότι αντιπροσωπεύουν τις επίσημες θέσεις του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η παρούσα διατριβή επικεντρώνεται στη μελέτη, υλοποίηση και αξιολόγηση καινοτόμων μη επεμβατικών απεικονιστικών συστημάτων με χρήση υπερήχων και μικροκυμάτων. Η πρόοδος της τεχνολογίας επιτρέπει την ανάπτυξη σύγχρονων απεικονιστικών συστημάτων χαμηλού κόστους βασισμένων σε μη ιοντίζουσες ακτινοβολίες για την έγκαιρη ανίχνευση του καρκίνου καθώς και για την παρακολούθηση και μελέτη νευροφυσιολογικών λειτουργιών. Στον αγώνα για την έγκαιρη ανίχνευση του καρκίνου, τα διαγνωστικά απεικονιστικά συστήματα κατέχουν τον πρωταρχικό ρόλο. Αποτελούν το σημαντικότερο εργαλείο στη διάθεση του ιατρικού προσωπικού για τον εντοπισμό και τη διάγνωση πιθανών όγκων. Επιπλέον, με τη χρήση της μικροκυματικής τεχνολογίας εξετάζεται η δυνατότητα μη επεμβατικής μελέτης των νευροφυσιολογικών λειτουργιών του εγκεφάλου. Με τη λογική και την πεποίθηση πως η τεχνολογία πρέπει να αξιοποιηθεί στο έπακρο για την αναβάθμιση της παρεχόμενης περίθαλψης οριοθετήθηκε το πλαίσιο αυτής της διατριβής.

Το πρώτο μέρος της διατριβής επικεντρώθηκε στη σχεδίαση και ανάπτυξη ενός πρωτότυπου συστήματος υπερηχητικής τομογραφίας του ανθρώπινου μαστού από ανακλώμενα κύματα υπερήχων. Για τη λήψη των ανακλάσεων σχεδιάστηκε και υλοποιήθηκε μια πρωτότυπη πλακέτα που λειτουργεί ως διακόπτης, προστατεύοντας το κύκλωμα λήψης από τις υψηλές τάσεις οδήγησης των μετατροπέων υπερήχων με ταυτόχρονη ενίσχυση του ασθενούς σήματος που λαμβάνεται από τους μετατροπείς. Στη συνέχεια, μετρήθηκαν ορισμένες ακουστικές παράμετροι της γέλης κεριού και εξετάστηκε η καταλληλότητα της ως υλικό κατασκευής ομοιώματος ανθρώπινου μαστού. Το πρώτο μέρος της διατριβής ολοκληρώθηκε με την ανάπτυξη και εφαρμογή αλγορίθμων ανακατασκευής εικόνας για την απεικόνιση των ομοιωμάτων μαστού. Εφαρμόστηκε ο μετασχηματισμός Radon στα δεδομένα ανάκλασης καθώς επίσης υλοποιήθηκε ένας νέος αλγόριθμος ανακατασκευής εικόνας. Ο νέος αλγόριθμος βασίστηκε στη γεωμετρική επίλυση του προβλήματος και αφορά την τοπολογία του συγκεκριμένου συστήματος. Για την επίτευξη καλύτερης ακρίβειας ανακατασκευής ακολουθήθηκε μια διαδικασία βελτιστοποίησης των εικόνων.

Στο δεύτερο μέρος της παρούσας διατριβής μελετήθηκαν 3 πρότυπα συστήματα, εκ των οποίων τα δύο ήταν συστήματα μικροκυματικής ραδιομετρίας εγκεφάλου και το τρίτο ένα σύστημα μικροκυματικής τομογραφίας μαστού. Για το πρώτο σύστημα μικροκυματικής

ραδιομετρίας εγκεφάλου μελετήθηκε η χωρική ευαισθησία του συστήματος και το βάθος ανίχνευσης στον εγκέφαλο χρησιμοποιώντας διάφορα διηλεκτρικά υλικά σε διαφορετικές συχνότητες για τη βελτίωση της προσαρμογής του αέρα με το ανθρώπινο κεφάλι. Το δεύτερο σύστημα μικροκυματικής ραδιομετρίας αποτελεί μια βελτιωμένη έκδοση του πρώτου συστήματος με μικρότερο όγκο, πιο ευκίνητο και με χαμηλότερο κόστος κατασκευής. Στο νέο σύστημα πραγματοποιήθηκαν υπολογιστικές προσομοιώσεις, πειράματα με ομοιώματα εγκεφάλου καθώς και μετρήσεις in vivo για τον προσδιορισμό των δυνατοτήτων του και τον έλεγχο λειτουργίας του. Τέλος, μελετήθηκε η δυνατότητα ανίχνευσης καρκινικού όγκου σε ανατομικά ρεαλιστικό μοντέλο μαστού με ένα σύστημα μικροκυματικής τομογραφίας με ελλειπτικές ομοεπίπεδες κεραίες σε κυκλική διάταξη γύρω από το μαστό.

Λέξεις κλειδιά

Απεικονιστικά συστήματα, υπερηχητική τομογραφία ανάκλασης, αλγόριθμος ανακατασκευής εικόνας, απεικόνιση μαστού, μικροκυματική ραδιομετρία εγκεφάλου, διηλεκτρικά υλικά προσαρμογής, μικροκυματική τομογραφία, μικροκυματική απεικόνιση

ABSTRACT

The present PhD thesis focuses on the study, implementation and evaluation of innovative non-invasive ultrasound and microwave imaging systems. The advances in technology enable the development of modern low-cost imaging systems based on non-ionizing radiation for the early detection of cancer as well as for the monitoring and study of neurophysiological functions. In the fight for early detection of cancer, diagnostic imaging systems play a leading role. They are the most important tool available to medical personnel to identify and diagnose possible tumors. In addition, with the use of microwave technology the possibility of a non-invasive study of the neurophysiological functions of the brain is examined. With the rationale and the belief that technology should be fully utilized to upgrade the health care provided, the scope of this thesis was delineated.

The first part of the dissertation focused on the design and development of a prototype ultrasound tomography system of the human breast from reflection data. In order to obtain the reflections, a prototype circuit board was designed and implemented, protecting the receiving circuit from the high voltage drive of the ultrasonic transducers while simultaneously amplifying the weak signal received by the transducers. Subsequently, some acoustic parameters of the gel wax were measured and the latter was examined for its suitability for use as a human breast phantom. The first part of the dissertation was completed with the development and implementation of image reconstruction algorithms for the depiction of breast phantoms. The Radon transform was applied to the reflection data as well as a new image reconstruction algorithm was implemented. The new algorithm was based on the geometric solution of the problem and relates to the topology of the particular system. To achieve better precision of reconstruction, an image optimization process was followed.

In the second part of the dissertation three prototype systems were studied, two of which were microwave radiometry systems for brain monitoring and the third one was a microwave tomography system for breast cancer detection. For the first microwave radiometry system the spatial sensitivity of the system and the detection depth in the brain were studied using various dielectric materials at different frequencies to improve the matching of air to the human head. The second microwave radiometry system is an improved version of the first system, being more compact, portable and low cost. Computer simulations, brain phantom experiments and in vivo

measurements were performed to determine the new system's capabilities and to examine its functionality. Finally, the possibility of detecting cancerous tumors in an anatomically realistic breast model with a microwave tomography system with elliptical co-planar antennas in a circular configuration around the breast was examined.

Keywords

Imaging systems, ultrasound reflection tomography, image reconstruction algorithm, breast imaging, microwave radiometry for brain monitoring, dielectric matching materials, microwave tomography, microwave imaging

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Η παρούσα διατριβή εκπονήθηκε στο Εργαστήριο Μικροκυμάτων και Οπτικών Ινών της Σχολής Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Η/Υ του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.

Θα ήθελα να εκφράσω τις εγκάρδιες ευχαριστίες μου στον επιβλέποντα Καθηγητή, κ. Νικόλαο Ουζούνoglou, που με εμπιστεύτηκε και με ενσωμάτωσε στην ερευνητική του ομάδα προτείνοντας το πρωτότυπο και πολύ ενδιαφέρον αυτό ερευνητικό θέμα. Οι πολύτιμες συμβουλές, η εμπειρία και η ευρύτητα των γνώσεων του λειτούργησαν ως οδηγός στον άγνωστο χώρο της επιστημονικής έρευνας. Η ψυχραιμία του στις αρκετές δυσκολίες που παρουσιάστηκαν με ενέπνευσε με την απαιτούμενη αυτοπεποίθηση για τη συνέχιση και ολοκλήρωση της διατριβής μου. Τον ευχαριστώ ιδιαίτερα για την υποστήριξη που μου παρείχε τόσο επιστημονικά όσο και προσωπικά.

Ευχαριστώ, επίσης, την Αν. Καθηγήτρια. Σ.Σ.Ε. κα Ειρήνη Καρανάσιου, για την αρωγή της στην εκπόνηση της διατριβής. Αισθάνομαι τυχερός που συνεργαστήκαμε και μοιράστηκε μαζί μου τα ερευνητικά της ενδιαφέροντα. Ένα μεγάλο μερίδιο της ολοκλήρωσης της διατριβής οφείλεται στη συνεχή ενθάρρυνση, καθοδήγηση και εμπιστοσύνη που μου έδειξε από την πρώτη μέρα στο Εργαστήριο καθώς και στην επιστημονική της αρτιότητα και εμπειρία χάρη της οποίας ξεπεράστηκαν αρκετοί ερευνητικοί σκόπελοι.

Επιπλέον, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Καθηγητή κ. Παναγιώτη Φράγκο για την άριστη συνεργασία μας και για την πολύτιμη βοήθεια του στις υποχρεώσεις του διδακτορικού.

Ευχαριστώ θερμά τα υπόλοιπα μέλη της εξεταστικής επιτροπής, την Καθηγήτρια ΕΜΠ, κα Δ. Κακλαμάνη, τον Καθηγητή ΕΜΠ, κ. Γ. Ματσόπουλο, τον Αν. Καθηγητή ΕΜΠ, κ. Π. Σωτηριάδη, τον Αν. Καθηγητή ΕΚΠΑ, κ. Β. Κουλουλία, και τον Καθηγητή ΕΚΠΑ, κ. Χ. Παπαγεωργίου για την τιμή που μου έκαναν να συμμετάσχουν στην επταμελή εξεταστική επιτροπή της διδακτορικής διατριβής μου.

Ιδιαίτερα θα ήθελα να ευχαριστήσω το συνάδελφο κ. Μιχάλη Σοφρά για τη βοήθεια που ανιδιοτελώς προσέφερε στη μελέτη και υλοποίηση του υπερηχητικού συστήματος τομογραφίας, καθώς χωρίς τη δική του εμπειρία και γνώση η λειτουργία του συστήματος δεν θα ήταν εφικτή. Επίσης, θα ήθελα να εκφράσω την ειλικρινή ευγνωμοσύνη μου στη Δρ. Μαρία Κουτσουπίδου, η οποία με στήριξε έμπρακτα σε όλη τη διάρκεια της διατριβής.

Σε προσωπικό επίπεδο, θα ήθελα να ευχαριστήσω όλα τα μέλη του Εργαστηρίου για την αρμονική και ευχάριστη συνύπαρξη μας και τους φίλους μου που φρόντιζαν για την ισορροπία μεταξύ εργασίας και διασκέδασης. Ιδιαίτερα ευχαριστώ την Ελένη Γιουρουκέλη για την υπομονή και την πίστη που έδειξε για το έργο μου. Τέλος, ευχαριστώ τους γονείς μου, ιδιαίτερα τον πατέρα μου Γιάννη, για την αμέριστη συμπαράσταση τους. Η διατριβή είναι αφιερωμένη στη μνήμη της μητέρας μου, Παρασκευής.

Ευάγγελος Γρούμπας

Αθήνα, 2019

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....	iii
ABSTRACT.....	v
ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΕΙΚΟΝΩΝ	xii
ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΠΙΝΑΚΩΝ.....	xvii
1. ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 - ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	1
1.1. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ.....	1
1.2. ΚΑΡΚΙΝΟΣ	4
1.3. ΜΕΘΟΔΟΙ ΑΝΙΧΝΕΥΣΗΣ ΚΑΡΚΙΝΟΥ ΤΟΥ ΜΑΣΤΟΥ	7
1.4. ΣΚΟΠΟΣ ΤΗΣ ΔΙΑΤΡΙΒΗΣ	12
2. ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 – ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΥΠΕΡΗΧΗΤΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ	15
2.1. ΜΕΘΟΔΟΙ ΠΟΥ ΑΝΑΠΤΥΣΣΟΝΤΑΙ ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΣ ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΕΣ ΟΜΑΔΕΣ	15
2.2. ΦΥΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΔΙΑΔΟΣΗΣ ΥΠΕΡΗΧΩΝ	20
2.2.1. Σκεδαζόμενο πεδίο	20
2.2.2. Ανάκλαση και διάθλαση.....	20
2.2.3. Ταχύτητα του ήχου.....	21
2.2.4. Εξασθένιση	21
2.3. ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗΣ ΔΙΑΤΑΞΗΣ.....	23
2.4. ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ ΑΝΑΚΛΑΣΗΣ.....	24
2.5. ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ	28
2.6. ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ.....	32
2.6.1. Αλγόριθμος ανακατασκευής εικόνας	33
2.6.2. Αποτελέσματα πειραμάτων και βελτιστοποίηση εικόνας	38
3. ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 - ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ	46

3.1.	ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΤΗΣ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΗΣ ΡΑΔΙΟΜΕΤΡΙΑΣ.....	47
3.1.1.	Η θεωρία της ακτινοβολίας του μέλανος σώματος και η επέκτασή της για κάθε φυσικό σώμα	50
3.1.2.	Είδη ραδιόμετρων	53
3.2.	ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΗΣ ΡΑΔΙΟΜΕΤΡΙΑΣ ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ.....	58
3.2.1.	Παθητική μικροκυματική ραδιομετρία	58
3.2.2.	Μικροκυματική τομογραφία.....	61
3.2.3.	Ανίχνευση του καρκίνου του μαστού.....	64
3.3.	ΜΕΘΟΔΟΣ ΤΩΝ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΔΙΑΦΟΡΩΝ ΣΤΟ ΠΕΔΙΟ ΤΟΥ ΧΡΟΝΟΥ	67
3.4.	ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΗΣ ΡΑΔΙΟΜΕΤΡΙΑΣ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ.....	69
3.4.1.	Εισαγωγή	69
3.4.2.	Η αγώγιμη ελλειψοειδής κοιλότητα	70
3.4.3.	Ραδιόμετρο dicke switch	71
3.4.4.	Κεραία συστήματος.....	73
3.4.5.	Πειραματική διάταξη.....	74
3.5.	ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΡΑΔΙΟΜΕΤΡΙΑΣ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ	75
3.5.1.	Προσομοίωση συστήματος.....	75
3.5.2.	Πειραματική διαδικασία	77
3.5.3.	Αποτελέσματα.....	79
3.6.	ΝΕΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΡΑΔΙΟΜΕΤΡΙΑΣ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ	80
3.6.1.	Ραδιόμετρο και κεραίες	81
3.6.2.	Προσομοίωση συστήματος.....	83
3.6.3.	Πειραματική διαδικασία	85
3.6.4.	Αποτελέσματα μετρήσεων.....	90

3.7. ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ ΜΑΣΤΟΥ	
.....	97
3.7.1. Κεραία συστήματος μικροκυματικής τομογραφίας	97
3.7.2. Προσομοίωση συστήματος	98
3.7.3. Πειραματική διαδικασία	100
3.7.4. Αποτελέσματα μετρήσεων	101
4. ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4 – ΤΕΛΙΚΑ ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ	103
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	107

ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 1-1: Παγκόσμιος κανονικοποιημένος ως προς την ηλικία χάρτης θανάτων λόγω καρκίνου για το 2012.....	4
Εικόνα 1-2: Ποσοστά καρκίνου ανά είδος για την Ελλάδα το 2012.	5
Εικόνα 1-3: Γράφημα ποσοστού επιβίωσης για το πρώτο έτος ανάλογα με το στάδιο διάγνωσης της ασθένειας. (Πηγή: Cancer Research UK, http://www.cancerresearchuk.org/health-professional/cancer-statistics/statistics-by-cancer-type/breast-cancer/survival#heading-Three , N)	6
Εικόνα 1-4: Τυπική στάση εξέτασης σε μαστογράφο.	8
Εικόνα 1-5: (α) Απεικόνιση θερμογραφίας φυσιολογικού στήθους. (β) Απεικόνιση θερμογραφίας στήθους με καρκίνο στον αριστερό μαστό.....	12
Εικόνα 2-1: Πειραματική διάταξη.	23
Εικόνα 2-2: Τοπολογία των ηχοβολέων πειραματικής διάταξης.	23
Εικόνα 2-3: Σχηματικό διάγραμμα κυκλώματος πλακέτας.....	25
Εικόνα 2-4: (α) Layout κυκλώματος πλακέτας (β) τυπωμένη πλακέτα	25
Εικόνα 2-5: Ανάκλαση απέναντι τοιχώματος δοχείου μόνο με νερό.	26
Εικόνα 2-6: Σήματα από ανάκλαση από κυλινδρικό πλαστικό εμπόδιο εντός νερού.	26
Εικόνα 2-7: Layout κυκλώματος νέας πλακέτας.....	27
Εικόνα 2-8: Μπλοκ διάγραμμα κυκλώματος λήψης.....	27
Εικόνα 2-9: Τέσσερις πλαστικοί σωλήνες σε τριγωνική διάταξη με αποστάσεις 20 mm και 30 mm για τους σωλήνες σε ευθεία και 70 mm για το σωλήνα υπό γωνία.	28
Εικόνα 2-10: Ζελέ κεριού κυλινδρικού σχήματος ύψους 5 cm για χρήση σε δοκιμές υπολογισμού ακουστικών παραμέτρων.....	29
Εικόνα 2-11: Κυλινδρικό ομοίωμα μαστού από ζελέ κεριού μαζί με τη βάση στήριξης.	31
Εικόνα 2-12: Κυλινδρικό ομοίωμα μαστού με τέσσερις ακρυλικές ράβδους διαφορετικών διαμέτρων στο εσωτερικό (α) διάταξη ράβδων (β) με βάση στήριξης	31
Εικόνα 2-13: Τρισδιάστατη αναπαράσταση των «A-lines» από γραμμική σάρωση με εμπόδιο στο κέντρο του επιπέδου απεικόνισης.....	32
Εικόνα 2-14: Δισδιάστατη αναπαράσταση των «A-lines» από γραμμική σάρωση με εμπόδιο στο κέντρο του επιπέδου απεικόνισης (εικόνα-τομή του προς απεικόνιση αντικειμένου).	33

Εικόνα 2-15: Γραφική απεικόνιση προβολών παράλληλων γραμμών. (Πηγή: A. C. Kak and Malcolm Slaney, Principles of Computerized Tomographic Imaging)	34
Εικόνα 2-16: Ανακατασκευή εικόνας με χρήση του μετασχηματισμού Radon για πλαστικό σωλήνα (α) χωρίς φίλτρο (β) με Ram-Lak φίλτρο (γ) με φίλτρο Hamming (δ) με φίλτρο Cosine	36
Εικόνα 2-17: Γεωμετρική αναπαράσταση προβλήματος ανακατασκευής εικόνας.	36
Εικόνα 2-18: Αποτέλεσμα αλγορίθμου ανακατασκευής εικόνας από έναν πλαστικό σωλήνα τοποθετημένο κοντά στο κέντρο του δοχείου απεικόνισης.....	38
Εικόνα 2-19: Αποτέλεσμα ανακατασκευής εικόνας για τέσσερις σωλήνες.....	39
Εικόνα 2-20: Αποτέλεσμα ανακατασκευής εικόνας ομοιογενούς ομοιώματος μαστού από γέλη κεριού.	40
Εικόνα 2-21: Αποτέλεσμα ανακατασκευής εικόνας ομοιώματος μαστού με 4 ακρυλικές ράβδους διαμέτρου 4 mm, 6 mm, 8 mm και 10 mm.....	40
Εικόνα 2-22: Χαρακτηριστικό σήμα A-scan με δύο ανακλάσεις από την μπροστά και την πίσω πλευρά του αντικειμένου.....	41
Εικόνα 2-23: Περιβάλλουσα του A-scan με χρήση του αναλυτικού σήματος.....	42
Εικόνα 2-24: Περιβάλλουσα του A-scan με χρήση rms τιμής σήματος.	43
Εικόνα 2-25: Περιβάλλουσα του A-scan με χρήση των κορυφών του σήματος.....	43
Εικόνα 2-26: Σύγκριση των 3 μεθόδων εξαγωγής της περιβάλλουσας του σήματος.....	44
Εικόνα 2-27: (α) Ομοίωμα μαστού από γέλη κεριού. Τομή ανακατασκευασμένης εικόνας (β) με τη μέθοδο περιβάλλουσας κορυφών (γ) με τη μέθοδο RMS περιβάλλουσας (δ) με τη μέθοδο αναλυτικής περιβάλλουσας.	45
Εικόνα 3-1:Φάσμα εκπομπής μέλανος σώματος.	51
Εικόνα 3-2: Είδη και αρχές ραδιόμετρων: (α) ραδιόμετρο ολικής ισχύος, (β) ραδιόμετρο συσχέτισης και (γ) ραδιόμετρο Dicke.....	54
Εικόνα 3-3: Θέση ηλεκτρικών και μαγνητικών διανυσμάτων στο μοναδιαίο κελί.....	68
Εικόνα 3-4: Λειτουργικό διάγραμμα του συστήματος μικροκυματικής ραδιομετρίας.	69
Εικόνα 3-5: (α) Πλευρική όψη συστήματος μικροκυματικής ραδιομετρίας (β) Μπροστινή όψη κοιλότητας συστήματος μικροκυματικής ραδιομετρίας.	70
Εικόνα 3-6: Χαρακτηριστική γεωμετρική ιδιότητα εστίασης της έλλειψης.	71
Εικόνα 3-7: Λειτουργικό διάγραμμα του ραδιομέτρου Dicke switch.	72

ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 3-8: Φωτογραφία του ραδιομέτρου Dicke switch. Διακρίνονται: η έξοδος του ραδιομέτρου, η θέση τροφοδοσίας του τοπικού ταλαντωτή, η θύρα ελέγχου (USB) του ραδιομέτρου και τα καλώδια τροφοδοσίας.	72
Εικόνα 3-9: Η κεραία λήψης με τον LNA και την ψήκτρα.....	73
Εικόνα 3-10: (α) Διάγραμμα ακτινοβολίας κεραίας (β) Συντελεστής ανάκλασης κεραίας.....	74
Εικόνα 3-11: Διάταξη προσομοίωσης με χρήση λογισμικού SEMCAD. (α) Διάταξη έλλειψης με τοποθετημένο κεφάλι στην αριστερή εστία. (β) Ανατομικά λεπτομερές κεφάλι γυναίκας με ειδικά διαμορφωμένο κράνος διηλεκτρικού προσαρμογής.	76
Εικόνα 3-12: Αποτελέσματα προσομοίωσης του ηλεκτρικού πεδίου και της θερμοκρασιακής κατανομής εντός του κεφαλιού στα 2.1 GHz. (α) Ηλεκτρικό πεδίο χωρίς ειδικό διαμορφωμένο διηλεκτρικό κράνος (β) Ηλεκτρικό πεδίο με διηλεκτρικό κράνος (γ) Κατανομή θερμοκρασιακής μεταβολής χωρίς διηλεκτρικό κράνος (δ) Κατανομή θερμοκρασιακής μεταβολής με διηλεκτρικό κράνος.	77
Εικόνα 3-13: Ανατομικά λεπτομερές μοντέλο κεφαλιού με οστό (κίτρινη περιοχή) και μίγμα λευκής-φαιάς ουσίας (μπλε περιοχή) (β) Τοποθέτηση μοντέλου κεφαλιού στην εστία της ελλειπτικής κοιλότητας.	78
Εικόνα 3-14: Τάση εξόδου ραδιομέτρου στα 2.1 GHz. Για τα χρονικά διαστήματα 25-50 sec: θερμική πηγή στη θέση f1 εντός του ομοιώματος, 75-100 sec: θερμική πηγή στη θέση f2 και 125-150 sec: θερμική πηγή στη θέση f3. (α) εστία στο σημείο f1, (β) εστία στο σημείο f2 και (γ) εστία στο σημείο f3.	80
Εικόνα 3-15: Τάση εξόδου ραδιομέτρου στα 2.5 GHz. Για τα χρονικά διαστήματα 25-50 sec: θερμική πηγή στη θέση f1 εντός του ομοιώματος, 75-100 sec: θερμική πηγή στη θέση f2 και 125-150 sec: θερμική πηγή στη θέση f3. (α) εστία στο σημείο f1, (β) εστία στο σημείο f2 και (γ) εστία στο σημείο f3.	80
Εικόνα 3-16: Διάταξη συστήματος ραδιομετρίας για την ανίχνευση βιολογικών ιστών με μικροκυματική ραδιομετρία.	81
Εικόνα 3-17: Μπλοκ διάγραμμα ραδιομέτρου.	82
Εικόνα 3-18: (α) Ομοεπίπεδη ελλειπτική κεραία μικροταινίας συνδεδεμένη με το ραδιόμετρο. (β) Μέτρηση συντελεστή ανάκλασης S11 της κεραίας όταν είναι σε επαφή με ανθρώπινο δέρμα. ...	83
Εικόνα 3-19: Αποτελέσματα προσομοίωσης για την κατανομή του ηλεκτρικού πεδίου στο κυβικό ομοίωμα στα 1.5 GHz σε λογαριθμική κλίμακα.	84

- Εικόνα 3-20: Διάταξη προσομοίωσης τεσσάρων ελλειπτικών κεραιών που εκπέμπουν σε ένα μοντέλο κεφαλής που περιλαμβάνει τρία στρώματα από δέρμα, οστό και εγκεφαλονωτιαίο υγρό (CSF) και έναν ελλειψοειδή εσωτερικό όγκο με διηλεκτρικές ιδιότητες παρόμοιες με τη μέση τιμή του ανθρώπινου εγκεφάλου.....84
- Εικόνα 3-21: (α) Αποτελέσματα προσομοίωσης για την κατανομή του ηλεκτρικού πεδίου εντός του μοντέλου κεφαλής στο επίπεδο xz- και yz- στα 1.5 GHz σε λογαριθμική κλίμακα για 4 κεραιές (β) Αποτελέσματα προσομοίωσης για την κατανομή του ηλεκτρικού πεδίου εντός του μοντέλου κεφαλής στο επίπεδο xz και yz στα 1.5 GHz σε λογαριθμική κλίμακα για 2 ακτινοβολούμενες κεραιές για το δεξιό ημισφαίριο.85
- Εικόνα 3-22: (α) Πειραματική διάταξη για μετρήσεις χωρικής ευαισθησίας: τέσσερις κεραιές τοποθετήθηκαν γύρω από το κυβικό ομοίωμα χωρισμένο σε 9 κελιά για την τοποθέτηση της πηγής θερμότητας ή αγωγιμότητας. Κελί A: τα μεσαία τμήματα κάθε πλευρικής επιφάνειας του ομοιώματος. Κελί B: οι γωνίες του ομοιώματος. Κελί C: το κέντρο του ομοιώματος. (β) Ημισφαιρικό ομοίωμα με τέσσερις σωλήνες τοποθετημένους 1 εκατοστό από κάθε κεραία με στόχο την προσομοίωση της αιματικής ροής στις φλέβες. (γ) Η σχετική διαπερατότητα και η αγωγιμότητα του ομοιώματος του εγκεφάλου που μετρήθηκε στην περιοχή 1.4-1.6 GHz.....86
- Εικόνα 3-23: Θέση συστοιχίας κεραιών στο κεφάλι και διάταξη για τη μέτρηση της ενεργοποίησης του εγκεφάλου στην περιοχή του πρωτογενή σωματοαισθητικού φλοιού.90
- Εικόνα 3-24: (α) Έξοδος τάσης ραδιομέτρου για τοπικές αλλαγές θερμοκρασίας όταν το μικρό δοχείο εισήχθη στο κυβικό ομοίωμα διαδοχικά στα κελιά C, B και A γύρω από την κεραία #1. (β) Έξοδος τάσης ραδιομέτρου για πειράματα τοπικής μεταβολής της αγωγιμότητας στο κυβικό ομοίωμα διαδοχικά στα κελιά C, B και A κοντά στην κεραία # 192
- Εικόνα 3-25: Έξοδος τάσης ραδιομέτρου για πειράματα ροής μπροστά από την κεραία # 1.92
- Εικόνα 3-26: (α) Έξοδος τάσης ραδιομέτρου όταν ένας φραγμένος σωλήνας που περιέχει διαδοχικά αέρα (μαύρη γραμμή), φυσιολογικό ορό (μπλε) και αλατούχο διάλυμα με 5% (κυανό), 10% (κόκκινο) και 50% (πράσινο) επιπλέον συγκέντρωση NaCl από το φυσιολογικό ορό, εισάγεται σε μεγαλύτερη σύριγγα γεμάτη με φυσιολογικό ορό που βρίσκεται μέσα στο κυβικό ομοίωμα εγκεφάλου. Η κόκκινη διακεκομμένη γραμμή είναι ενδεικτική της χρονικής στιγμής της εισαγωγής και η μπλε διακεκομμένη γραμμή του χρόνου εξαγωγής. (β) Μέση αύξηση τάσης εξόδου και το αντίστοιχο σφάλμα από 5 μετρήσεις του πειράματος ευαισθησίας αγωγιμότητας χρησιμοποιώντας διαλύματα αυξανόμενης αλατότητας.94

Εικόνα 3-27: (α) Η μέση μεταβολή της τάσης εξόδου τεσσάρων πειραμάτων από την τιμή αναφοράς που μετρήθηκαν με το ραδιόμετρο όταν η συστοιχία κεραιών προσαρτήθηκε στο δεξιό ημισφαίριο του εθελοντή κατά τη διάρκεια της δοκιμής Cold Pressor (μπλε γραμμή) και σε κατάσταση ηρεμίας (μαύρη γραμμή). (β) Η μέση μεταβολή της τάσης εξόδου τεσσάρων πειραμάτων από την τιμή αναφοράς που μετρήθηκαν με το ραδιόμετρο όταν η συστοιχία κεραιών προσαρτήθηκε στο αριστερό ημισφαίριο του εθελοντή κατά τη διάρκεια της δοκιμής Cold Pressor (μπλε γραμμή) και σε κατάσταση ηρεμίας (μαύρη γραμμή).....96

Εικόνα 3-28: Ομοεπίπεδη ελλειπτική κεραία (α) Προσομοίωση στο λογισμικό HFSS (β) Κατασκευασμένη κεραία.....98

Εικόνα 3-29: Συντελεστής ανάκλασης προσομοίωσης (κόκκινη γραμμή). Συντελεστή ανάκλασης μετρήσεων (μπλε γραμμή).....98

Εικόνα 3-30: (α) Κάτοψη συστήματος και μοντέλου μαστού (β) Πλάγια όψη μοντέλου μαστού100

Εικόνα 3-31: Αποτελέσματα προσομοιώσεων. Κατανομή ηλεκτρικού πεδίου (α) χωρίς όγκο (β) με όγκο.100

Εικόνα 3-32: (α) Ανατομικό μοντέλο μαστού. (β) Πειραματική διάταξη συστήματος μικροκυματικής τομογραφίας μαστού.101

Εικόνα 3-33: Πλάτος των παραμέτρων S_{21}, S_{32}, S_{31} για την πάνω (πάνω σειρά) και κάτω θέση (κάτω σειρά) παρουσία (μπλε γραμμή) και απουσία (κόκκινη γραμμή) του όγκου.102

Εικόνα 3-34: Φάση των παραμέτρων S_{21}, S_{32}, S_{31} για την πάνω (πάνω σειρά) και κάτω θέση (κάτω σειρά) παρουσία (μπλε γραμμή) και απουσία (κόκκινη γραμμή) του όγκου.....102

ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 2-1: Ενδεικτικές τιμές εξασθένησης και ταχύτητας ήχου σε ιστούς.	22
Πίνακας 2-2: Ακουστικές ιδιότητες ζελέ κεριού στα 2.35 MHz.....	30
Πίνακας 3-1: Βήματα πειραματικής διαδικασίας σε εθελοντή	90
Πίνακας 3-2: Μέγιστη διακύμανση τάσης ραδιομέτρου για δεξί και αριστερό ημισφαίριο	96

ΠΙΝΑΚΑΣ ΟΡΙΣΜΩΝ

<i>A-lines, A-scan</i>	Σήματα χρόνου-τάσης που λαμβάνονται από τις ανακλάσεις των υπερήχων
<i>Cerebral Blood Flow, CBF</i>	Αιματική ροή εγκεφάλου
<i>Cerebrospinal Fluid, CSF</i>	Εγκεφαλονωτιαίο υγρό
<i>Cold Pressor Test</i>	Δοκιμασία βύθισης του χεριού σε δοχείο με παγωμένο νερό
<i>Computed Tomography, CT</i>	Υπολογιστική Τομογραφία
<i>Data acquisition, DAQ</i>	Κάρτα δειγματοληψίας
<i>Elastic modulus</i>	Μέτρο ελαστικότητας υλικού
<i>Electrical impedance tomography, EIT</i>	Τομογραφία ηλεκτρικής αντίστασης
<i>Finite Element Method, FEM</i>	Μέθοδος πεπερασμένων στοιχείων
<i>Finite-Difference Time Domain, FDTD</i>	Μέθοδος πεπερασμένων διαφορών στο πεδίο του χρόνου
<i>Food and Drug Administration, FDA</i>	Οργανισμός Ελέγχου Φαρμάκων και Τροφίμων, Ηνωμένες Πολιτείες Αμερικής
<i>Full-field digital mammography</i>	Ψηφιακή μαστογραφία πλήρους πεδίου
<i>Insertion method</i>	Μέθοδος μέτρησης ακουστικών παραμέτρων με βύθιση σε υγρό
<i>Layout</i>	Κάτοψη κυκλώματος πλακέτας
<i>Low Noise Amplifier, LNA</i>	Ενισχυτής χαμηλού θορύβου
<i>Magnetic Resonance Imaging, MRI</i>	Μαγνητική τομογραφία
<i>Non-Destructive Testing, NDT</i>	Μη καταστροφικός έλεγχος
<i>Optocoupler</i>	Οπτικός συζεύκτης

<i>Positron Emission Tomography, PET</i>	Τομογραφίας εκπομπής ποζιτρονίων
<i>Root Mean Square, RMS</i>	Μέση τετραγωνική ρίζα
<i>Screen-film mammography</i>	Αναλογική μαστογραφία
<i>Single Pole Double Throw, SPDT</i>	Διακόπτης ενός πόλου διπλής θέσης
<i>Styrofoam</i>	Εξηλασμένη πολυστερίνη
<i>Time Gain Compensation, TGC</i>	Κύκλωμα ρύθμισης του κέρδους του ενισχυτή σε χρονική συμφωνία με την άφιξη ασθενέστερων παλμών
<i>Transducer</i>	Μετατροπέας
<i>Transmit-Receive switch, TR switch</i>	Διακόπτης εναλλαγής λειτουργίας εκπομπής-λήψης
<i>Ultrasound transducer</i>	Μετατροπέας ηλεκτρικής ενέργειας σε υπερήχους
<i>Water conditioner</i>	Διάταξη έγχυσης/απορρόφησης/φιλτραρίσματος νερού
<i>World Health Organization (WHO)</i>	Παγκόσμιος Οργανισμός Υγείας

1. ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 - ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ

Η γέννηση της Ιατρικής Απεικόνισης έγινε το Νοέμβριο του 1895 στο Wurzburg της Γερμανίας, όταν ο Wilhelm Conrad Roentgen ανακάλυψε τις ακτίνες X [1]. Από τότε μέχρι σήμερα ο κλάδος της Ιατρικής Απεικόνισης έχει γνωρίσει αλματώδη ανάπτυξη με σωρεία απεικονιστικών συστημάτων που βασίζονται σε διαφορετικές απεικονιστικές τεχνικές. Ο όρος «απεικονιστικές τεχνικές στην Ιατρική» χρησιμοποιείται για να περιγράψει τις διαφορετικές μεθόδους και τεχνολογίες που αξιοποιούνται για την απεικόνιση ή τη δημιουργία μιας οπτικής αναπαράστασης διάφορων ιστών, οργάνων και του εσωτερικού του σώματος [2]. Τα απεικονιστικά συστήματα που είναι πιο διαδεδομένα και καλύπτουν τις περισσότερες διαγνωστικές ανάγκες είναι ο υπολογιστικός αξονικός τομογράφος, ο μαγνητικός τομογράφος, ο υπερηχογράφος και ο τομογράφος εκπομπής ποζιτρονίου. Ανάλογα με τον επιθυμητό ιστό προς απεικόνιση, τη θέση του ιστού στον οργανισμό, τα χαρακτηριστικά του ιστού και την επιθυμητή ακρίβεια απεικόνισης, επιλέγεται κάθε φορά η κατάλληλη απεικονιστική τεχνική. Η εκάστοτε τεχνική διαθέτει ορισμένα πλεονεκτήματα αλλά και μειονεκτήματα-περιορισμούς που καθορίζονται από τις φυσικές αρχές στις οποίες βασίζονται αλλά και την πρόοδο της σημερινής τεχνολογίας. Ως εκ τούτου, δεν υπάρχει μια τεχνική που να αποτελεί πανάκεια για κάθε είδους ανάγκη απεικόνισης.

Η Υπολογιστική Τομογραφία (Computed Tomography, CT) αποτελεί την εξέλιξη στη χρήση των ακτίνων X για διαγνωστικό σκοπό. Η λειτουργία της βασίζεται στη σύνθεση πολλών εγκάρσιων τομών από διαφορετικές γωνίες με στόχο τη δημιουργία της μορφολογίας του οργάνου προς απεικόνιση. Για την ανακατασκευή της εικόνας απαιτείται πάντα η χρήση Ηλεκτρονικού Υπολογιστή (H/Y) [3].

Η απεικόνιση με μαγνητικό συντονισμό (Magnetic Resonance Imaging, MRI) βασίζεται στη μαγνητική ροπή που εμφανίζουν οι πυρήνες ατόμων με περιττό αριθμό πρωτονίων λόγω της ιδιοπεριστροφής (spin) τους. Τέτοιοι πυρήνες είναι π.χ. ^1H , ^{23}Na , ^{31}P και ^{13}C , οι οποίοι λειτουργούν ως ανιχνεύσιμοι μαγνήτες. Οι πυρήνες που χρησιμοποιούνται για διέγερση στους

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 - ΕΙΣΑΓΩΓΗ

σύγχρονους μαγνητικούς τομογράφους είναι του υδρογόνου (^1H), που αποτελούνται από ένα πρωτόνιο και υπάρχουν στο νερό και το λίπος. Το πρωτόνιο υδρογόνου περιστρέφεται στον άξονά του, με έναν πόλο βορρά-νότου. Από αυτή την άποψη, συμπεριφέρεται σαν μια μικρή μαγνητική ράβδος. Υπό κανονικές συνθήκες, οι πυρήνες υδρογόνου στροβιλίζονται στο σώμα με τους άξονές τους ευθυγραμμισμένους τυχαία. Όταν το σώμα τοποθετείται σε ισχυρό μαγνητικό πεδίο, όπως συμβαίνει μέσα στον μαγνητικό τομογράφο, οι άξονες των πρωτονίων ευθυγραμμίζονται. Αυτή η ομοιόμορφη ευθυγράμμιση δημιουργεί ένα μαγνητικό διάνυσμα προσανατολισμένο κατά μήκος του άξονα του σαρωτή MRI. Η ισχύς του μαγνητικού πεδίου διαφέρει μεταξύ των εμπορικά διαθέσιμων μαγνητικών τομογράφων με τιμές από 0.5 T έως και 3 T. Σε ερευνητικά κέντρα υπάρχουν MRI έως και 11.7 T. Για να δημιουργηθεί μια απεικόνιση του υπό μελέτη υλικού απαιτείται να εκπεμφθεί ένα σήμα (ενέργεια) από τους πυρήνες και να καταγραφεί μέσω των πηνίων του μαγνητικού τομογράφου. Το σήμα αυτό εκπέμπεται κατά την επιστροφή των πυρήνων στην αρχική τους ενεργειακή στάθμη, αφότου έχουν διεγερθεί με την εφαρμογή ενός επιπλέον εναλλασσόμενου μαγνητικού πεδίου κάθετου στο στατικό μαγνητικό πεδίο [3], [4].

Ο τομογράφος εκπομπής ποζιτρονίου βασίζεται στην απεικονιστική τεχνική τομογραφίας εκπομπής ποζιτρονίου (Positron Emission Tomography, PET) Η τεχνική αυτή παρουσιάζει σημαντικές ομοιότητες με την Υπολογιστική Τομογραφία και χρησιμοποιεί ραδιοφάρμακα για την δημιουργία της απεικόνισης. Αυτό σημαίνει πως για τη διαγνωστική εξέταση χρησιμοποιούνται ραδιοφάρμακα που έχουν επισημανθεί με πυρήνες που εκπέμπουν ποζιτρόνια (C^{11} , N^{13} , O^{15} , F^{18}) οι οποίοι αφού εξαϋλωθούν εκπέμπουν ένα ζευγάρι αντιδιαμετρικά κινούμενων ακτίνων-γ. Οι ακτίνες αυτές ανιχνεύονται από κρυσταλλικούς ανιχνευτές, τους σπινθηριστές, οι οποίοι είναι τοποθετημένοι σε κυκλική διάταξη. Για τη δημιουργία της απεικόνισης εφαρμόζονται στα λαμβανόμενα δεδομένα αλγόριθμοι ανακατασκευής εικόνων από προβολές. Με αυτό τον τρόπο, η τομογραφία PET απεικονίζει εσωτερικές δομές του σώματος και παράλληλα δίνει πληροφορίες για τις μεταβολικές ή λειτουργικές διεργασίες των οργάνων που απεικονίζονται λόγω της χρήσης των ραδιοφαρμάκων. Ορισμένες αξιοσημείωτες εφαρμογές του PET αφορούν το διαχωρισμό των κακοηθών νεοπλασιών από καλοήθεις όγκους, στη διάγνωση της στεφανιαίας νόσου, στον προσδιορισμό αλλοιώσεων του μυοκαρδίου και στην αξιολόγηση νευρολογικών παθήσεων.

Τα συστήματα που παρουσιάστηκαν ως τώρα βασίζονται στη χρήση της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας για την απεικόνιση των ιστών, σε αντίθεση με τον υπερηχογράφο που χρησιμοποιεί

υπερήχους, οι οποίοι είναι μηχανικά κύματα. Λόγω της φύσης τους δεν προκαλούν φαινόμενα ιονισμού και κατ' επέκταση δεν έχουν παρενέργειες. Οι υπερηχογράφοι είναι μη-επεμβατικές διατάξεις δίνοντας τη δυνατότητα για άνετη και γρήγορη εξέταση των ασθενών. Επιπλέον, οι υπερηχογράφοι έχουν χαμηλότερο κόστος σε σχέση με τα προαναφερθέντα μηχανήματα, το οποίο μεταφράζεται σε χαμηλότερο κόστος εξέτασης. Οι φυσικές αρχές και οι μέθοδοι απεικόνισης των υπερήχων θα αναλυθούν σε επόμενη παράγραφο.

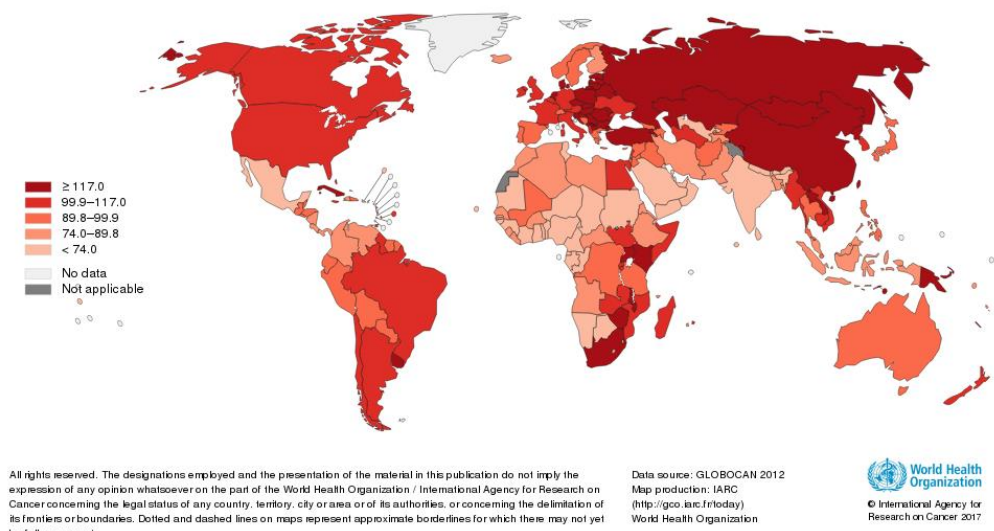
Ένα απεικονιστικό σύστημα μπορεί να λειτουργεί είτε ως εξωτερική πηγή ενέργειας που εκπέμπει ενέργεια στο ανθρώπινο σώμα είτε ως παθητικός δέκτης που λαμβάνει την ακτινοβολία που εκπέμπεται από το σώμα, σύμφωνα με τη θεωρία του μέλανος σώματος. Στην παρούσα διατριβή μελετώνται και αναπτύσσονται συστήματα και με τους δύο τρόπους λειτουργίας. Η πλειοψηφία των τωρινών εμπορικά διαθέσιμων συστημάτων βασίζεται στην πρώτη αρχή λειτουργίας, δηλαδή αυτή της εξωτερικής πηγής ενέργειας.

Όσον αφορά τα συστήματα που λειτουργούν ως πηγές ενέργειας, υπάρχουν δύο τρόποι μελέτης της αλληλεπίδρασης της ακτινοβολίας με τους διάφορους ιστούς. Στην πρώτη μέθοδο μελετάται η ακτινοβολία που διαπερνά τους ιστούς, όπως συμβαίνει για παράδειγμα στην αξονική τομογραφία ή στη μαστογραφία και η απεικόνιση του ιστού προκύπτει μέσω της μετάδοσης της ακτινοβολίας. Στη δεύτερη εξετάζεται η ακτινοβολία που σκεδάζεται από το σώμα και η απεικόνιση προκύπτει μέσω των ανακλάσεων της ακτινοβολίας. Η δεύτερη μέθοδος συνήθως βρίσκει εφαρμογή σε εφαρμογές απεικόνισης με υπερήχους. Σε οποιαδήποτε μέθοδο απεικόνισης, απαραίτητη προϋπόθεση για να παραχθεί εικόνα είναι η ενέργεια να μπορεί να διεισδύσει στους ιστούς και να αλληλοεπιδράσει μαζί τους είτε με απορρόφηση, εξασθένιση ή σκέδαση για να περιέχει χρήσιμη πληροφορία ως προς την εσωτερική τους δομή.

Η διαγνωστική αξία ενός απεικονιστικού συστήματος έγκειται στην ποιότητα της παρεχόμενης εικόνας, στην επιβάρυνση της υγείας του εξεταζόμενου λόγω της εξέτασης αλλά και στον απαιτούμενο χρόνο εξέτασης. Συνήθως, οι τρεις αυτοί παράγοντες είναι αντικρουόμενοι και η προσπάθεια των μηχανικών επικεντρώνεται στην εύρεση της χρυσής τομής.

1.2. ΚΑΡΚΙΝΟΣ

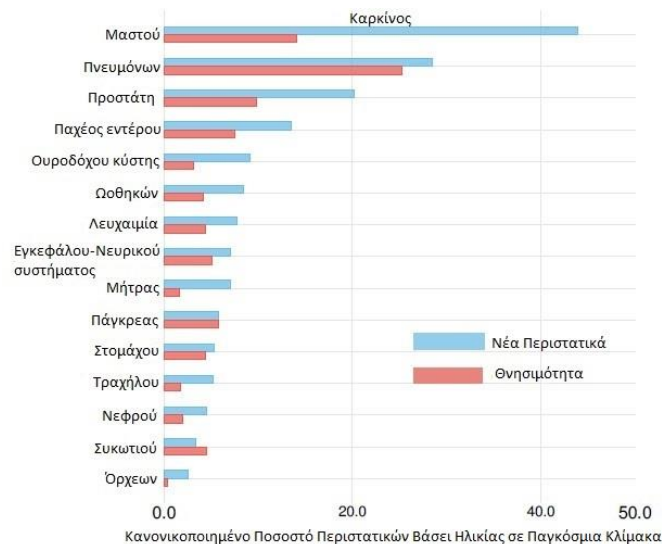
Η ασθένεια μάστιγα για την ανθρωπότητα είναι ο καρκίνος. Ο καρκίνος είναι η δεύτερη κυριότερη αιτία θανάτου παγκοσμίως μετρώντας 8,8 εκατομμύρια θανάτους το 2015 και 14 εκατομμύρια νέα περιστατικά το 2012 [5]. Στις Η.Π.Α μόνο το 2016 διαγνώστηκαν 1.685.210 νέα περιστατικά καρκίνου και σημειώθηκαν 595.690 θάνατοι [6], ενώ στην Κίνα ο καρκίνος αποτελεί την κυριότερη αιτία θανάτου [7]. Σύμφωνα με το Διεθνή Οργανισμό Υγείας (WHO), στην Ελλάδα το 2012 εμφανίστηκαν 40.971 νέα περιστατικά καρκίνου, ενώ σημειώθηκαν 28.480 θάνατοι. Η πλειοψηφία των νέων περιστατικών αφορά καρκίνο του μαστού και οι περισσότεροι θάνατοι σημειώθηκαν εξαιτίας καρκίνου του πνεύμονα.



Εικόνα 1-1: Παγκόσμιος κανονικοποιημένος ως προς την ηλικία χάρτης θανάτων λόγω καρκίνου για το 2012.

Για το έτος 2012, ο καρκίνος του μαστού στην Ελλάδα εμφάνισε με μεγάλη διαφορά τα περισσότερα νέα περιστατικά σε σχέση με τα υπόλοιπα είδη καρκίνου, όπως φαίνεται στην Εικόνα 2. Σε απόλυτους αριθμούς, εμφανίστηκαν 4.934 νέα περιστατικά και σημειώθηκαν 2.138 θάνατοι εξαιτίας αυτής της μορφής καρκίνου, που αντιστοιχεί στο 12% του συνόλου και στο 7.5% αντίστοιχα. Όσον αφορά τη θνησιμότητα στη χώρα μας, ο καρκίνος του μαστού είναι το δεύτερο πιο θανατηφόρο είδος καρκίνου. Παρόμοια στοιχεία ισχύουν και για τις υπόλοιπες αναπτυγμένες χώρες της Ευρώπης, της Βόρειας Αμερικής και της Ασίας. Ωστόσο, η θνησιμότητα εξαιτίας του καρκίνου του μαστού μεγαλώνει και στις αναπτυσσόμενες χώρες τις Αφρικής.

Ο καρκίνος του μαστού πλήττει κυρίως το γυναικείο πληθυσμό με μικρή πιθανότητα εμφάνισης στον αρσενικό πληθυσμό. Προκαλείται από ανεξέλεγκτο πολλαπλασιασμό παθολογικών κυττάρων με αποτέλεσμα το σχηματισμό κακοήθους όγκου στην περιοχή του μαστού και διακρίνεται σε διαφορετικούς τύπους. Τα αίτια που προκαλούν τον καρκίνο αυτού του είδους δεν έχουν προσδιοριστεί. Όμως, έχουν προσδιοριστεί αρκετοί παράγοντες που αυξάνουν τον κίνδυνο εμφάνισης. Ορισμένοι από αυτούς τους παράγοντες κατά φθίνουσα σειρά επικινδυνότητας είναι η ηλικία, η κληρονομικότητα, οι διαταραχές της έμμηνου ρήσης, το αλκοόλ, η παχυσαρκία, το κάπνισμα και άλλα. Σε αρχικό στάδιο, ο καρκίνος του μαστού δεν εμφανίζει συμπτώματα. Μεταγενέστερα, ίσως εμφανιστεί κάποιο ψηλαφητό μόρφωμα, σκλήρυνση στην περιοχή του μαστού, διόγκωση λεμφαδένων της μασχάλης ή έκκριση υγρών από τη θηλή.

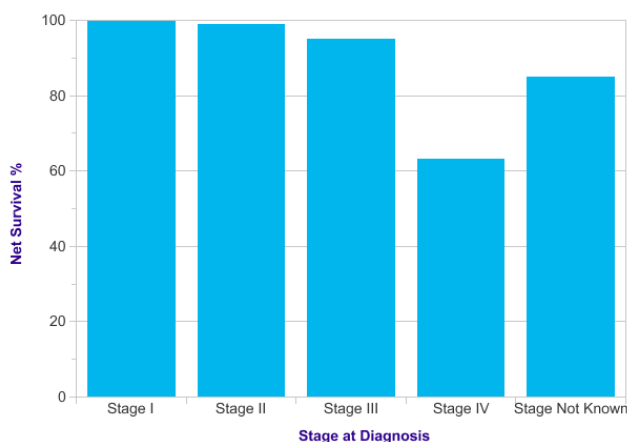


Εικόνα 1-2: Ποσοστά καρκίνου ανά είδος για την Ελλάδα το 2012.

Η έγκαιρη διάγνωση των διάφορων παθήσεων αποτελεί ακρογωνιαίο λίθο για τη σημαντική βελτίωση των πιθανοτήτων ίασης του ασθενούς. Ο χρόνος διάγνωσης αποκτά ακόμα μεγαλύτερη σημασία όταν πρόκειται για κάποιο είδος καρκίνου. Μελέτες έχουν δείξει ότι τα διάφορα είδη καρκίνου μπορούν να αντιμετωπιστούν αποτελεσματικά με μεγάλα ποσοστά επιβίωσης εφόσον διαγνωσθούν σε αρχικό στάδιο [8], [9]. Αυτό ισχύει και για την περίπτωση του καρκίνου του μαστού. Σύμφωνα με το Βρετανικό Κέντρο Έρευνας Καρκίνου, οι γυναίκες στο Ηνωμένο Βασίλειο των οποίων η διάγνωση γίνεται στο αρχικό στάδιο επιβιώνουν για τουλάχιστον πάνω από 5 χρόνια σε ποσοστό μεγαλύτερο του 90%. Το ποσοστό αυτό πέφτει στο 15% όταν η διάγνωση γίνεται στο πιο προχωρημένο στάδιο της νόσου. Ενδεικτικά, στην Εικόνα 3 φαίνεται το

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 - ΕΙΣΑΓΩΓΗ

ποσοστό επιβίωσης για ένα χρόνο ανάλογα με το στάδιο διάγνωσης του καρκίνου του μαστού στο Ηνωμένο Βασίλειο το έτος 2014. Η πτωτική πορεία για τα ποσοστά επιβίωσης ακόμα και από το πρώτο έτος μετά τη διάγνωση είναι εμφανής. Οι γυναίκες που διαγνώστηκαν στο τελευταίο στάδιο 4 της ασθένειας εμφανίζουν ποσοστό επιβίωσης για ένα χρόνο μόνο 63%, σε αντίθεση με τις γυναίκες που διαγνώστηκαν στο πρώτο στάδιο και παρουσιάζουν ποσοστό επιβίωσης 100%. Τα ποσοστά επιβίωσης μειώνονται καθώς αυξάνονται τα χρόνια μετά την αρχική διάγνωση και θεραπεία. Συνεπώς, γίνεται αντιληπτό ότι η έγκαιρη διάγνωση του καρκίνου του μαστού παίζει σημαντικό ρόλο στη βελτίωση της πιθανότητας επιβίωσης του ασθενούς. Ως εκ τούτου, αποτελεί πάγια ιατρική πρακτική η προτροπή των γυναικών από 40 χρονών και άνω με ιστορικό καρκίνου στην οικογένεια, να εξετάζονται τακτικά για καρκίνο του μαστού.



Εικόνα 1-3: Γράφημα ποσοστού επιβίωσης για το πρώτο έτος ανάλογα με το στάδιο διάγνωσης της ασθένειας. (Πηγή: Cancer Research UK, <http://www.cancerresearchuk.org/health-professional/cancer-statistics/statistics-by-cancer-type/breast-cancer/survival#heading-Three, N>)

Προς αυτήν την κατεύθυνση συνεισφέρουν τα ιατρικά απεικονιστικά συστήματα. Στις μέρες μας είναι διαθέσιμα διάφορων ειδών απεικονιστικά συστήματα, η λειτουργία των οποίων μπορεί να βασίζεται σε διαφορετικές τεχνολογίες. Τα συστήματα αυτά βοηθούν το ιατρικό προσωπικό να λαμβάνει εμπειριστατωμένες κλινικές εκτιμήσεις ως προς την κατάσταση του εξεταζόμενου. Ένα απεικονιστικό σύστημα με μεγάλη ευαισθησία και ακρίβεια στα αποτελέσματά του αποτελεί το καλύτερο εργαλείο στα χέρια του ιατρού για να τον βοηθήσει στη διαδικασία της διάγνωσης.

1.3. ΜΕΘΟΔΟΙ ΑΝΙΧΝΕΥΣΗΣ ΚΑΡΚΙΝΟΥ ΤΟΥ ΜΑΣΤΟΥ

Οι πρακτικές που χρησιμοποιούνται για την ανίχνευση του καρκίνου του μαστού για πολλά χρόνια έχουν παραμείνει στη βασική τους φιλοσοφία ίδιες με μικρές βελτιώσεις των εργαλείων διάγνωσης. Η διάγνωση εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από την εμπειρία του γιατρού, τη σωστή ανάγνωση της εξέτασης και την ποιότητα της εικόνας του μηχανήματος. Οι διαθέσιμες μη επεμβατικές εξετάσεις για την ανίχνευση του καρκίνου στο μαστό είναι οι εξής:

- i. Η σωματική εξέταση
- ii. Η μαστογραφία
- iii. Η υπερηχογραφία - ελαστογραφία
- iv. Η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού
- v. Η απεικόνιση εκπομπής ποζιτρονίου (PET)
- vi. Η τομογραφία ηλεκτρικής αντίστασης (Electrical impedance tomography, EIT)
- vii. Η Μικροκυματική απεικόνιση (σε πειραματικό στάδιο)
- viii. Η Θερμογραφία (Θερμική απεικόνιση ή υπέρυθη απεικόνιση) (σε πειραματικό στάδιο).

Σωματική Εξέταση

Ο πλήρης κλινικός έλεγχος του μαστού αποτελεί μια απλή εξέταση με περιορισμένες διαγνωστικές δυνατότητες. Εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από την εμπειρία του εξεταστή γιατρού, την παρατηρητικότητα του αλλά και από το στάδιο που βρίσκεται η νόσος, αναδεικνύοντας ορισμένα συμπτώματα συνυφασμένα με τον καρκίνο του μαστού. Ο κλινικός έλεγχος περιλαμβάνει εξέταση των μαστών, του θώρακα, της μασχάλης και των επιχώριων λεμφαδένων με παρατήρηση και ψηλάφηση. Κατά τη διάρκεια της εξέτασης, ο ιατρός ψάχνει για κάποιον αισθητό όγκο στο μαστό ή στη μασχάλη, για πρήξιμο του ενός μαστού σε σχέση με τον άλλο, για αλλαγή στο σχήμα ή στην υφή του στήθους, για υγρό στη θηλή και εισολκή της θηλής. Όλα αυτά τα συμπτώματα αποτελούν ενδείξεις για την ανάπτυξη καρκίνου του μαστού.

Μαστογραφία

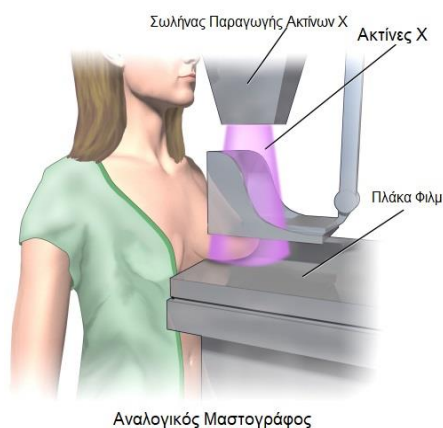
Η μαστογραφία, δηλαδή η απεικόνιση με ακτίνες X του μαστού, είναι η κύρια απεικονιστική τεχνική που χρησιμοποιείται σήμερα για την εξέταση και διάγνωση του καρκίνου του μαστού, την

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 - ΕΙΣΑΓΩΓΗ

ανίχνευση καλοηθών μαζών και μικροαποτιτανώσεων [10]. Από το 1970, που για πρώτη φορά έγινε διαθέσιμο το πρώτο απεικονιστικό σύστημα αποκλειστικά για μαστογραφία, μέχρι σήμερα έχουν γίνει σημαντικές βελτιώσεις όσον αφορά τη δόση ακτινοβολίας X που απαιτείται για τη λήψη μιας ποιοτικής εικόνας. Η ανησυχία για τους κινδύνους που προκύπτουν από τη χρήση ακτίνων X παραμένει στην ιατρική κοινότητα, ιδιαίτερα σε ευπαθείς ομάδες με ιστορικό καρκίνου που χρήζουν συχνής παρακολούθησης [11].

Οι μαστογράφοι που χρησιμοποιούνται σήμερα μπορούν να χωριστούν σε δύο κατηγορίες, τους αναλογικούς (αναλογική μαστογραφία, screen-film mammography) και τους ψηφιακούς (ψηφιακή μαστογραφία πλήρους-πεδίου, full-field digital mammography). Η βασική διαφορά ανάμεσα σε αναλογική και ψηφιακή μαστογραφία εντοπίζεται στον τρόπο καταγραφής της εξέτασης. Στη ψηφιακή μαστογραφία χρησιμοποιείται ψηφιακός ανιχνευτής και ηλεκτρονικός υπολογιστής, ενώ στην αναλογική μαστογραφία ως μέσο καταγραφής των διαγνωστικών εικόνων χρησιμοποιείται μόνο το φιλμ. Επειδή στην ψηφιακή μαστογραφία γίνεται ηλεκτρονική καταγραφή, η ψηφιακή πλέον εικόνα αποθηκεύεται στον υπολογιστή και μπορεί να υποστεί βελτιστοποιήσεις όσον αφορά την αντίθεση των χρωμάτων, τη φωτεινότητα και να προβληθεί σε οθόνη υψηλής ευκρίνειας πέρα από το κλασικό φιλμ. Για το λόγο αυτό, η ψηφιακή μαστογραφία θεωρείται περισσότερο λεπτομερής και δίνει τη δυνατότητα διερεύνησης μαστογραφικών ευρημάτων μικρού μεγέθους, όπως οι μικροαποτιτανώσεις.

Ο μαστογράφος αποτελείται από δύο παράλληλες πλάκες που συμπιέζουν το μαστικό ιστό μειώνοντας το πάχος του σε λίγα εκατοστά. Με αυτόν τον τρόπο, οι ακτίνες X διεισδύουν σε όλο τον όγκο του ιστού. Επιπλέον, ο μαστός συγκρατείται σταθερός κατά τη διάρκεια της εξέτασης μειώνοντας σημαντικά τις αλλοιώσεις λόγω κίνησης (motion blur).



Εικόνα 1-4: Τυπική στάση εξέτασης σε μαστογράφο.

Η διαδικασία της εξέτασης χαρακτηρίζεται άβολη, ορισμένες φορές επίπονη, από τους εξεταζόμενους και εμφανίζει σε σημαντικά ποσοστά ψευδή θετικά και αρνητικά αποτελέσματα [12], [13] εξαιτίας κυρίως της συχνά μικρής αντίθεσης υγιών και καρκινικών μαστικών ιστών στις ακτίνες Χ. Στη μαστογραφία, ο μαστικός λιπώδης ιστός αποδίδεται με μαύρο χρώμα, οι αποτιτανώσεις και ο ινώδης ιστός με λευκό χρώμα. Συνεπώς, δεν είναι πάντα εύκολο να διακριθούν καθαρά μεταξύ τους τα λιπώματα, οι καλοήθεις και κακοήθεις όγκοι, ιδιαίτερα όταν ο ιατρός δεν έχει μεγάλη εμπειρία [14]–[16].

Υπερηχογράφημα / Ελαστογραφία

Το υπερηχογράφημα είναι η δεύτερη πιο διαδεδομένη εξέταση μετά τη μαστογραφία και λειτουργεί συμπληρωματικά. Ο υπέρηχος του μαστού δίνει άριστα αποτελέσματα σε περιπτώσεις απεικόνισης κυστών στο μαστό λόγω της εξαιρετικής αντίθεσης στην εικόνα. Όμως, στερείται της χωρικής ευκρίνειας της μαστογραφίας, γεγονός που εμποδίζει την αποδοχή του από τον αμερικανικό Οργανισμό Ελέγχου Φαρμάκων και Τροφίμων (U.S FDA) ως επίσημο διαγνωστικό εργαλείο για την εξέταση του καρκίνου του μαστού. Ως εκ τούτου, το υπερηχογράφημα χρησιμοποιείται από τους γιατρούς επικουρικά της μαστογραφίας για να ερευνηθούν μια ανωμαλία που εμφανίστηκε στη μαστογραφία ή στη σωματική εξέταση. Αυτή τη στιγμή, το υπερηχογράφημα χρησιμοποιείται για τον εντοπισμό μαζών και το χαρακτηρισμό των κυστών χωρίς την ανάγκη αναρρόφησης υγρού με βελόνα. Επιπλέον, λειτουργεί υποστηρικτικά για την καθοδήγηση των ιατρών κατά τη διάρκεια της βιοψίας δείχνοντας τη θέση της βελόνας εντός του μαστού.

Η ελαστογραφία είναι ένα υπερηχογράφημα που μετράει τη σκληρότητα ενός ογκιδίου του μαστού καθώς πιέζεται με την κεφαλή του μετατροπέα (transducer) υπέρηχου. Γίνεται κατά τη διάρκεια του υπερηχογραφήματος και μπορεί να αναδείξει την ελαστικότητα ενός ογκιδίου. Όταν το ογκίδιο είναι σκληρό έχει αυξημένη πιθανότητα να είναι κακοήθες. Η ελαστογραφία βασίζεται στο γεγονός ότι οι ιστοί με διαφορετική σκληρότητα παραμορφώνονται διαφορετικά όταν ασκηθεί πάνω τους πίεση.

Απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού

Η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού για μαστό με σκιαγραφικό (dynamic contrast enhanced breast MRI) είναι μια μη επεμβατική, συνήθως ανώδυνη διαδικασία, υψηλού κόστους, που παρουσιάζει μεγάλο βαθμό ευαισθησίας στην ανίχνευση του καρκίνου [17]. Με τη μέθοδο αυτή

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 - ΕΙΣΑΓΩΓΗ

παρέχεται πληροφορία για παθήσεις που δεν φαίνονται με τη μαστογραφία ή τον υπέρηχο. Ωστόσο, χαρακτηρίζεται από φτωχή διακριτική ικανότητα μεταξύ καρκινικού και υγιούς ιστού, με συνέπεια να δίνει πολλά ψευδή θετικά αποτελέσματα [18]. Ως εκ τούτου η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού αξιοποιείται ως ένα συμπληρωματικό εργαλείο της μαστογραφίας ή του υπερηχογραφήματος. Τα πλεονεκτήματα αυτής της απεικονιστικής μεθόδου είναι ότι δε χρησιμοποιεί ιοντίζουσα ακτινοβολία και ανιχνεύει την αιματική ροή. Η χρήση της περιορίζεται σε άτομα υψηλού κινδύνου και συνιστάται σε γυναίκες με πιθανότητα εμφάνισης καρκίνου του μαστού πάνω από 20%, σύμφωνα με τις αμερικανικές (US) και ευρωπαϊκές (EU) οδηγίες [19].

Απεικόνιση εκπομπής ποζιτρονίου (PET)

Η απεικόνιση εκπομπής ποζιτρονίου είναι μια μορφή πυρηνικής ιατρικής. Μικρή ποσότητα μιας ραδιενεργού ουσίας εισάγεται με ένεση σε μια φλέβα του βραχίονα. Αυτή η ουσία εκπέμπει μικρή ποσότητα ακτινοβολίας που ανιχνεύεται από ειδικό σαρωτή PET για να σχηματιστεί μια εικόνα. Η πιο συχνά χρησιμοποιούμενη ουσία είναι η φθοροδεοξυγλυκόζη (fluorodeoxyglucose, FDG), η οποία είναι ένας τύπος ζάχαρης [17]. Η ουσία αυτή πηγαίνει στα κύτταρα που είναι τα περισσότερο ενεργά, τονίζοντας τον καρκινικό ιστό. Μια σάρωση PET μπορεί να συνδυαστεί με την υπολογιστική τομογραφία (CT) για να παρέχει μια ανατομική και λειτουργική απεικόνιση των ύποπτων κυττάρων. Η τεχνική PET έχει εφαρμογή με επιτυχία κυρίως στην ανίχνευση της μετάστασης του καρκίνου. Η σάρωση PET χρησιμοποιείται αυτή τη στιγμή ως συμπληρωματική εξέταση για την ανίχνευση του καρκίνου του μαστού.

Τομογραφία ηλεκτρικής αντίστασης (THA)

Η τομογραφία ηλεκτρικής αντίστασης είναι μια σχετικά νέα μέθοδος απεικόνισης που εξελίχθηκε τα τελευταία 30 χρόνια και ενδέχεται να συνεισφέρει θετικά στις διαγνωστική διαδικασία. Στην THA ανασυντίθεται η εσωτερική κατανομή αγωγιμοτήτων ενός αντικειμένου από ηλεκτρικές μετρήσεις στην περιφέρεια του. Οι ισοδυναμικές επιφάνειες εξαρτώνται από την ίδια την άγνωστη διατομή και το πρόβλημα ανασύνθεσης της εικόνας χαρακτηρίζεται ως μη γραμμικό [20]. Ως εκ τούτου, είναι δύσκολο να επιλυθεί τόσο από την πλευρά ανάπτυξης υλικού για τη συλλογή δεδομένων όσο και από την πλευρά ανάπτυξης κατάλληλων αλγορίθμων για την ανασυγκρότηση της εικόνας. Αυτή η τεχνική έχει εγκριθεί από την Υπηρεσία Τροφίμων και Φαρμάκων των ΗΠΑ και μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως διαγνωστικό βοήθημα στη μαστογραφία. Στη Ρωσία έχει αναπτυχθεί ένα πρότυπο μηχάνημα THA, ο Υπολογιστικός Μαστογράφος

Ηλεκτρικής Αντίστασης (Electrical Impedance Computerized Mammograph ΜΕΙΚ) για διάγνωση του καρκίνου του μαστού. Η απεικόνιση με την τεχνική ΤΗΑ βασίζεται στην ιδέα ότι τα καρκινικά κύτταρα του μαστού άγουν καλύτερα το ηλεκτρικό ρεύμα και κατά τη σάρωση του μαστού γίνεται η μέτρηση της ηλεκτρικής αγωγιμότητας. Η εξέταση περιλαμβάνει τη διέλευση ενός ηλεκτρικού ρεύματος μικρής έντασης διαμέσου του σώματος και τον εντοπισμό του στο δέρμα του μαστού με ένα μικρό ανιχνευτή. Η εξέταση δεν χρησιμοποιεί ακτινοβολία και δεν απαιτεί συμπίεση του μαστού [17].

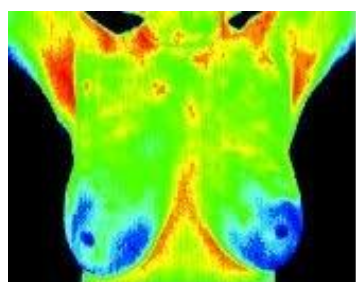
Μικροκυματική απεικόνιση

Η απεικόνιση βιολογικών ιστών με χρήση μικροκυμάτων βασίζεται στη σκέδαση της ακτινοβολίας λόγω των διαφορετικών ηλεκτρομαγνητικών ιδιοτήτων των ιστών και βρίσκεται ακόμα σε πειραματικό στάδιο. Ο όρος «μικροκυματική τομογραφία» αναφέρεται στην ενεργητική μικροκυματική απεικόνιση, όπου ο ιστός ακτινοβολείται και το σκεδαζόμενο πεδίο ανιχνεύεται από ένα σύστημα κεραιών. Μια άλλη μορφή απεικόνισης που στηρίζεται στα ηλεκτρομαγνητικά κύματα στην περιοχή των μικροκυματικών συχνοτήτων, είναι η ραδιομετρία ή παθητική μικροκυματική απεικόνιση. Στη ραδιομετρία, η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία λαμβάνεται παθητικά από το βιολογικό ιστό ή το όργανο καθώς όλα τα σώματα όταν βρίσκονται σε θερμοκρασία μεγαλύτερη από το απόλυτο μηδέν εκπέμπουν ακτινοβολία που ονομάζεται θερμική ακτινοβολία. Συνεπώς, μία βασική εφαρμογή της ραδιομετρίας είναι η ακριβής και μη επεμβατική μέτρηση της θερμοκρασίας των ιστών [21], [22]. Τεχνικές και εφαρμογές της μικροκυματικής απεικόνισης θα περιγραφούν αναλυτικότερα σε επόμενο κεφάλαιο.

Θερμογραφία

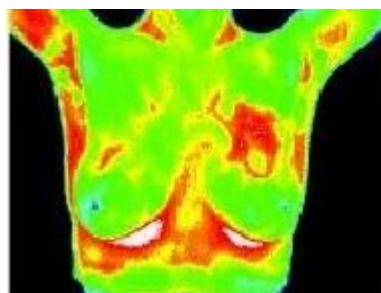
Οι θερμικές εικόνες, ή τα θερμογραφήματα, είναι η οπτική απεικόνιση του ποσού της υπέρυθρης ενέργειας που εκπέμπεται, μεταδίδεται, και αντανακλάται από ένα αντικείμενο. Η θερμογραφία, ή αλλιώς θερμική απεικόνιση, χρησιμοποιεί μια ειδική κάμερα για να μετρήσει τη θερμοκρασία του δέρματος στην επιφάνεια του μαστού. Είναι μια μη επεμβατική εξέταση που δεν περιλαμβάνει ακτινοβολία [17]. Η θερμογραφία βασίζεται σε δύο βασικές ιδέες. Επειδή τα καρκινικά κύτταρα μεγαλώνουν και πολλαπλασιάζονται πολύ γρήγορα, η ροή του αίματος και ο μεταβολισμός είναι υψηλότερα στα μέρη όπου υπάρχει καρκινικός όγκος. Καθώς αυξάνεται η αιματική ροή και ο μεταβολισμός, η θερμοκρασία του σώματος αυξάνεται επίσης. Παρότι η θερμογραφία ήταν διαθέσιμη για μερικές δεκαετίες, δεν υπάρχουν αποδείξεις ότι αποτελεί καλό

διαγνωστικό εργαλείο για την έγκαιρη διάγνωση του καρκίνου του μαστού στα αρχικά στάδια της νόσου. Σύμφωνα με την τελευταία ενημέρωση της Υπηρεσίας Τροφίμων και Φαρμάκων των ΗΠΑ τον Οκτώβρη του 2017, η θερμογραφία δεν μπορεί να υποκαταστήσει τη μαστογραφία ως μια αυτόνομη διαγνωστική εξέταση [23].



Φυσιολογικός μαστός

(α)



Καρκίνος στον αριστερό μαστό

(β)

Εικόνα 1-5: (α) Απεικόνιση θερμογραφίας φυσιολογικού στήθους. (β) Απεικόνιση θερμογραφίας στήθους με καρκίνο στον αριστερό μαστό.

1.4. ΣΚΟΠΟΣ ΤΗΣ ΔΙΑΤΡΙΒΗΣ

Μελετώντας τις υπάρχουσες διαγνωστικές μεθόδους για την ανίχνευση του καρκίνου του μαστού σε πρώιμο στάδιο, παρατηρείται ένα κενό. Το κενό αυτό σχετίζεται με τη δυνατότητα των εξεταζόμενων να πραγματοποιούν τις απαραίτητες διαγνωστικές εξετάσεις για τον καρκίνο του μαστού από νεαρή ηλικία και με συχνή επανάληψη, χωρίς να θέτουν την υγεία τους σε κίνδυνο ή να την επιβαρύνουν αποκλειστικά λόγω της εξέτασης. Συνεπώς, ο στόχος είναι η δημιουργία μιας αξιόπιστης, γρήγορης, αποτελεσματικής, εύκολης και ακίνδυνης για τον ανθρώπινο οργανισμό εξέτασης που θα αποτελέσει τη νέα πάγια ιατρική πρακτική στον τομέα της διάγνωσης του καρκίνου του μαστού. Το ιατρικό μηχανήμα που θα πραγματοποιεί αυτή την εξέταση πρέπει να πληροί ορισμένα χαρακτηριστικά, όπως τα εξής:

- Να μην είναι επεμβατικό
- Να χρησιμοποιεί ακίνδυνη για τον άνθρωπο ακτινοβολία
- Να έχει ικανοποιητική ευαισθησία για ανίχνευση νέων όγκων
- Ο αριθμός των λανθασμένων θετικών διαγνώσεων να είναι ιδανικά μηδενικός ή χαμηλότερος από τα υπάρχοντα συστήματα

- Η διαδικασία της διάγνωσης να μπορεί να γίνει πιο αυτοματοποιημένα, ώστε να αποφευχθούν λάθη από ανθρώπινο παράγοντα
- Η διαδικασία της εξέτασης να μην είναι επίπονη για τον εξεταζόμενο
- Η διάρκεια της εξέτασης να είναι μικρή
- Το κόστος της εξέτασης να είναι χαμηλό

Κάποια επιπλέον επιθυμητά χαρακτηριστικά είναι:

- Το κόστος του μηχανήματος να είναι μικρό
- Η διάταξη να καταλαμβάνει όσο το δυνατό λιγότερο χώρο
- Να υπάρχει η δυνατότητα μετακίνησης της διάταξης
- Το μηχάνημα να είναι εύκολο στη χρήση από το ιατρικό προσωπικό

Ο στόχος της παρούσας διατριβής είναι η ανάπτυξη μεθόδων ανίχνευσης με μη ιοντίζουσες ακτινοβολίες για την έγκαιρη ανίχνευση του καρκίνου του μαστού και τη μελέτη νευροφυσιολογικών λειτουργιών του εγκεφάλου. Οι μέθοδοι αυτοί έχουν ως φυσική βάση τους τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα στο φάσμα των μικροκυμάτων και τα μηχανικά κύματα στις συχνότητες των υπερήχων. Με τη χρήση μη ιοντιζουσών ακτινοβολιών επιτυγχάνεται η εξασφάλιση της ελαχιστοποίησης του κινδύνου για την υγεία του εξεταζόμενου καθώς και ο μη επεμβατικός χαρακτήρας της εξέτασης. Επίσης, διατηρείται η δυνατότητα για διαγνωστικά αποτελέσματα υψηλής ευαισθησίας και σε χαμηλό κόστος. Η διατριβή χωρίζεται σε δύο μέρη βασισμένα στη θεωρία που βασίζεται η κάθε απεικονιστική μέθοδος.

Στο πρώτο μέρος της παρούσας έρευνας γίνεται μελέτη, σχεδίαση και υλοποίηση ενός συστήματος υπερηχητικής απεικόνισης μέσω οπισθοσκέδασης, η εικόνα του οποίου συνδυάζεται με ένα υπάρχον σύστημα υπερηχητικής τομογραφίας για τη βελτίωση της παρεχόμενης πληροφορίας. Το πρότυπο σύστημα υπερηχητικής τομογραφίας βρίσκεται σε στάδιο κλινικών δοκιμών και εξετάζεται η δυνατότητα συνδυασμού της πρόσθιας σκέδασης με την οπισθοσκέδαση. Ο στόχος της έρευνας είναι η ενσωμάτωση στο μηχάνημα της υπερηχητικής τομογραφίας της δυνατότητας απεικόνισης λαμβάνοντας τις ανακλάσεις από τους υπερήχους με την ταυτόχρονη λειτουργία της πρόσθιας σκέδασης. Επιπλέον, η έρευνα αποσκοπεί στο συνδυασμό της πληροφορίας από τις δύο τεχνικές λήψης δεδομένων και στην εξαγωγή μιας ακριβέστερης διαγνωστικής εικόνας.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 - ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Στο δεύτερο μέρος της διατριβής, πραγματοποιείται η μελέτη, υλοποίηση και η αξιολόγηση ενός νέου πρότυπου συστήματος μικροκυματικής απεικόνισης για τον εντοπισμό καρκινικών όγκων στο στήθος. Το σύστημα απαρτίζεται από μια συστοιχία 5 κεραιών σε κυκλική διάταξη περιφερειακά του μαστού με δυνατότητα σάρωσης ολόκληρου του μαστού. Επιπλέον, η έρευνα επεκτείνεται στον κλάδο της μικροκυματικής ραδιομετρίας με εφαρμογές στον παθητικό έλεγχο μεταβολών θερμοκρασίας ή/και αγωγιμότητας του εγκεφάλου και τη μελέτη της επίδρασης ορισμένων διηλεκτρικών ως υλικών προσαρμογής στην ποιότητα του λαμβανόμενου σήματος.

2. ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 – ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΥΠΕΡΗΧΗΤΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ

2.1. ΜΕΘΟΔΟΙ ΠΟΥ ΑΝΑΠΤΥΣΣΟΝΤΑΙ ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΣ ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΕΣ ΟΜΑΔΕΣ

Το επιστημονικό ενδιαφέρον για την ανάπτυξη συστημάτων υπερηχητικής απεικόνισης για τη διάγνωση του καρκίνου του μαστού είναι έντονο και υπάρχουν αρκετές ερευνητικές ομάδες στον κόσμο που δραστηριοποιούνται σε αυτό το χώρο.

Μια ερευνητική ομάδα που ασχολείται με την ανάπτυξη ενός συστήματος υπερηχητικής απεικόνισης με τομογραφία και ανάκλαση βρίσκεται στο Εθνικό Εργαστήριο Los Alamos των Ηνωμένων Πολιτειών της Αμερικής [24]. Το 2016, η ερευνητική ομάδα παρουσίασε ένα νέο πρότυπο μαστογράφο υπερηχητικής τομογραφίας συνθετικής απεικόνισης [25]. Το μηχάνημα αποτελείται από δύο παράλληλες συστοιχίες μετατροπέων με συνολικό αριθμό 768 μετατροπέων. Οι συστοιχίες μετακινούνται κατακόρυφα για να καλύψουν όλο το μέγεθος του μαστού, ο οποίος βρίσκεται βυθισμένος σε δεξαμενή με ζεστό νερό μέχρι και το θώρακα. Τα δεδομένα που λαμβάνονται προέρχονται από την ανάκλαση και την ευθεία μετάδοση των υπερήχων. Η απόσταση των 2 συστοιχιών των μετατροπέων ρυθμίζεται ανάλογα με το μέγεθος του μαστού. Το πρωτότυπο τομογραφικό σύστημα χρησιμοποιήθηκε για την απόκτηση δεδομένων από ομοιώματα και *in vivo* ασθενών με υπερήχους για να μελετηθεί η δυνατότητα πραγματοποίησης της απεικόνισης του μαστού. Οι κλινικές δοκιμές [26] επιδεικνύουν πολλά υποσχόμενα αποτελέσματα απεικόνισης και υποστηρίζεται η άποψη ότι ο συνδυασμός τομογραφίας υπερήχων με δεδομένα ανάκλασης μαστού μπορεί να ανιχνεύσει βλάβες του μαστού που παρουσιάζονται σε κλινικό υπερηχογράφημα και μαστογραφικές εικόνες.

Σε μια άλλη δημοσίευση, το 2016 από τον A. Kuzmin, προτείνεται ένας νέος αλγόριθμος ανακατασκευής εικόνας χρησιμοποιώντας δεδομένα από τομογραφία ανάκλασης [27] από το σύστημα που παρουσιάστηκε από τον X. Zhang το 2015 [28]. Με έναν μόνο μετατροπέα να εκπέμπει και να λαμβάνει καθώς κινείται σε κυκλική τροχιά γύρω από το ομοίωμα μαστού, γίνεται

η καταγραφή των ανακλώμενων κυμάτων. Το εσωτερικό της δομής ανακτάται με βάση την ηχώ από την οπισθοσκέδαση των υπερήχων που καταγράφονται σε μεγάλο αριθμό διαφορετικών γωνιών. Ο αλγόριθμος στηρίζεται σε μια απλή προσέγγιση για τη λύση της γωνιακής αβεβαιότητας που είναι εγγενής στις μετρήσεις κυκλικών μετώπων κυμάτων υπερήχων.

Το 2013, ο Jie Yuan παρουσίασε για πρώτη φορά ένα απεικονιστικό σύστημα με πλήρως ενσωματωμένους 2 απεικονιστικούς τρόπους φωτο-ακουστικής τομογραφίας (photoacoustic tomography, PAT) και υπερήχων [29]. Το σύστημα εκτελεί σάρωση σήματος, ανακατασκευή εικόνας και ταυτόχρονη προβολή τόσο της φωτο-ακουστικής (PA) όσο και της υπερηχητικής εικόνας σε πραγματικό χρόνο. Η ποιότητα της εικόνας ήταν ικανοποιητική για την απεικόνιση ανθρώπινων περιφερειακών αρθρώσεων. Επιπλέον, επαληθεύτηκε η απόδοση του συστήματος στην απεικόνιση γρήγορων βιολογικών γεγονότων, όπως η ροή ενός σκιαγραφικού μέσα σε μια τεχνητή φλέβα.

Μια ακόμα ερευνητική ομάδα που δραστηριοποιείται στο χώρο της υπερηχητικής απεικόνισης προέρχεται από το Ισπανικό Συμβούλιο Έρευνας (Spanish National Research Council (CSIC)) , πιο συγκεκριμένα από την ομάδα για ιατρικές και βιομηχανικές εφαρμογές υπερήχων [30]. Η ερευνητική ομάδα κατασκεύασε ένα σύστημα που αποτελείται από μια συστοιχία δακτυλίων με πολλά στοιχεία που περικλείουν το κρεμαστό στήθος επιτρέποντας τη λήψη επαναλαμβανόμενων και ανεξάρτητων από τον χειριστή εικόνων σε τομές. Μια τέτοια διάταξη είναι κατάλληλη για πολυτροπική απεικόνιση που περιλαμβάνει εικόνες ανάκλασης, τομογραφίας και φάσης συνοχής για αυξημένη ανάλυση στην ανίχνευση του καρκίνου του μαστού. Προκαταρκτικές εργασίες που διεξήχθησαν με μηχανική εξομοίωση της συστοιχίας δακτυλίων και ένα πρότυπο ομοίωμα μαστού έδειξαν υψηλή ανάλυση και αντίθεση. Σε συνέχεια της προηγούμενης δουλειάς, το 2015 δημοσιεύτηκε μια νέα μελέτη στηριζόμενη στο ίδιο μηχάνημα με αλλαγές στη συχνότητα λειτουργίας των μετατροπέων και των μεθόδων απεικόνισης [31]. Η πρώτη από τις δύο απεικονιστικές τεχνικές που χρησιμοποιεί το μηχάνημα βασίζεται στη σύνθεση εικόνων από ανάκλαση, που λαμβάνονται σε προκαθορισμένα γωνιακά διαστήματα γύρω από το μαστό. Η δεύτερη μέθοδος δημιουργεί τομογραφικές εικόνες της ταχύτητας διάδοσης του ήχου χρησιμοποιώντας την ίδια κυκλική γεωμετρία. Η παραγωγή και λήψη των υπερήχων γίνεται με ένα αντιδιαμετρικά τοποθετημένο ζεύγος μετατροπέων 128-στοιχείων έκαστος στα 3.2 MHz. Η κίνηση τους γύρω από τον ιστό ελέγχεται μηχανικά. Η σύνθεση των εικόνων γίνεται με δεδομένα που συλλέγονται από περιστροφή 360° μοιρών, παρέχοντας βελτιωμένη ανάλυση, μείωση

λανθασμένων αποτελεσμάτων και ενίσχυση της απεικόνισης των εσωτερικών δομών. Επιπλέον, λαμβάνονται τομογραφικές εικόνες ταχύτητας ήχου από τις προβολές του χρόνου διάδοσης του κύματος (time of flight). Η ανακατασκευή των εικόνων γίνεται με δύο μεθόδους, τον αλγόριθμο «Filtered Back Projection (FBP)» και «2D Ordered Subset Expectation Maximization (2D OSEM).

Το 2007 παρουσιάστηκε από τον N. Duric το πρώτο κλινικό πρωτότυπο για το Σύστημα Υπολογιστικής Υπερηχητικής Εκτίμησης Κινδύνου (Computed Ultrasound Risk Evaluation, CURE) [32]. Σχεδιάστηκε έχοντας ως στόχο την απεικόνιση ολόκληρου του μαστού, να έχει επιπλέον τη δυνατότητα διαφοροποίησης των μαζών εντός των μαστών και το αποτέλεσμα να είναι ανεξάρτητο της ικανότητας του εκάστοτε χειριστή. Σε μια πρώτη αξιολόγηση της απόδοσης του συστήματος εξετάστηκαν in vivo 50 γυναίκες. Τα αποτελέσματα που ελήφθησαν ήταν ενθαρρυντικά από τη συνδυαστική λειτουργία της απεικόνισης από ανάκλαση και μετάδοση. Με τη λειτουργία της ανάκλασης επιτεύχθηκε 0.5mm χωρική ανάλυση σε ένα επίπεδο και 4mm για την απεικόνιση μετάδοσης αντίστοιχα. Επίσης, οι όγκοι πάνω από 15mm ανιχνεύονται με επιτυχία. Τα μεγέθη που απεικονίζονται είναι η ανάκλαση, η ταχύτητα του ήχου και η εξασθένηση. Τα αρχικά αποτελέσματα αυτής της μελέτης έδειξαν ότι είναι εφικτή η ανεξάρτητη από τον χειριστή απεικόνιση ολόκληρου του μαστού και η ανίχνευση όγκων στο μαστό με υπερηχητική τομογραφία μετάδοσης και ανάκλασης.

Το 2013 μελετήθηκε από τον ίδιο συγγραφέα N. Duric η απόδοση ενός ολοκληρωμένου συστήματος υπερηχητικής απεικόνισης του μαστού, του SoftVue, που βασίζεται στις αρχές της τομογραφίας υπερήχων [33]. Το SoftVue αναπτύχθηκε από την Delphinus Medical Technologies και βασίζεται σε πρωτότυπο μηχάνημα που αναπτύχθηκε στο Ινστιτούτο Καρκίνου Karmanos [34]. Το σύστημα δοκιμάστηκε τόσο στο εργαστήριο όσο και σε κλινικές δοκιμές με στόχο την επικύρωση των αναμενόμενων βελτιώσεων στην τελική εικόνα. Οι αρχικές αναλύσεις έδειξαν σημαντικές βελτιώσεις στην ποιότητα της εικόνας. Συγκεκριμένα, η απόδοση απεικόνισης του SoftVue ήταν συνεπής σε όλες τις κατηγορίες πυκνότητας του μαστού και είχε πολύ καλύτερη ανάλυση και αντίθεση.

Βασισμένος στη δουλειά του N. Duric, το 2015 ο G. Sandhu παρουσίασε μια νέα μελέτη για την παραγωγή τομογραφικών εικόνων χρησιμοποιώντας την εξίσωση ακουστικού κύματος στο πεδίο της συχνότητας. Η εργασία εστιάζει στην ανακατασκευή της ταχύτητας του ήχου στον ιστό

του μαστού χρησιμοποιώντας τεχνικές τομογραφίας κυματομορφής (waveform tomography). Οι αλγόριθμοι ανακατασκευής τομογραφίας κυματομορφής μοντελοποιούν το πεδίο του διαδιδόμενου κύματος χρησιμοποιώντας την εξίσωση πλήρους κύματος, λαμβάνοντας έτσι υπόψη τα φαινόμενα υψηλότερης τάξης όπως η περίθλαση και η πολλαπλή σκέδαση. Με αυτόν τον τρόπο επιτυγχάνεται η κατασκευή *in vivo* υψηλής ευκρίνειας ποσοτικών εικόνων που ανακατασκευάζουν την ταχύτητα διάδοσης του ήχου στο μαστό. Σε συνέχεια της ίδιας δουλειάς, το 2017 δημοσιεύτηκε ο αλγόριθμος της τρισδιάστατης ανακατασκευής της ταχύτητας διάδοσης με χρήση της τομογραφίας κυματομορφής στο πεδίο της συχνότητας [35].

Ένα άλλο υπερηχητικό σύστημα απεικόνισης του μαστού παρουσιάστηκε το 2007 από τους Jacob Nebeker και Thomas Nelson [36] και χρησιμοποιήθηκε το 2012 για την απεικόνιση της ταχύτητας των υπερήχων στο μαστό [37]. Στο σύστημα αυτό χρησιμοποιήθηκαν τα δεδομένα από την ανάκλαση των υπερήχων στο μαστό για τη μέτρηση της ταχύτητας διάδοσης των υπερήχων εντός του ιστού. Η παραγόμενη εικόνα προσφέρει μια αναπαράσταση των ταχυτήτων διάδοσης εντός του μαστού. Αυτή η μέθοδος απεικόνισης εκμεταλλεύεται το γεγονός ότι οι κακοήθεις όγκοι έχουν διαφορετική ταχύτητα, μεγαλύτερη από τους φυσιολογικούς μαστικούς αδένες και το λίπος. Ενδεικτικά, στη βιβλιογραφία αναφέρεται πως η ταχύτητα του ήχου στο λίπος είναι 1478 m/s, στο μαστικό αδένα 1510 m/s, στους καλοήθεις όγκους 1513 m/s και στους κακοήθεις όγκους 1548 m/s [38], [39]. Εξαιτίας αυτής της διαφοροποίησης, η ταχύτητα διάδοσης του ήχου μπορεί να χρησιμοποιηθεί για διαγνωστικούς σκοπούς στην έγκαιρη ανίχνευση του καρκίνου του μαστού.

Το 2002 μια ερευνητική ομάδα από τη Γερμανία παρουσίασε ένα πειραματικό σύστημα απεικόνισης του μαστού με υπερήχους [40]. Αντί για μια χειροκίνητα ελεγχόμενη γραμμική συστοιχία μετατροπέων, χρησιμοποίησαν υπολογιστική τομογραφία υπερήχων (Ultrasound Computed Tomography, USCT) για να απεικονίσουν το μαστό. Μερικές χιλιάδες μετατροπείς υπερήχων είναι διατεταγμένοι σε μια κυλινδρική συστοιχία γύρω από μια δεξαμενή που περιέχει το προς εξέταση αντικείμενο μέσα σε νερό. Κάθε ένας μετατροπέας είναι αρκετά μικρός ώστε το εκπεμπόμενο κύμα να θεωρείται σφαιρικό ηχητικό κύμα. Ένας μετατροπέας εκπέμπει το σήμα ενώ οι υπόλοιποι μετατροπείς λαμβάνουν ταυτόχρονα. Στη συνέχεια ένας διαφορετικός μετατροπέας εκπέμπει τον επόμενο παλμό. Για την ανακατασκευή του μαστού χρησιμοποιείται κάθε σήμα που λαμβάνεται είτε από μετάδοση, διασπορά ή ανάκλαση. Αυτή η μέθοδος επιτρέπει αναπαραγωγικές ακολουθίες εικόνων με βελτιωμένη χωρική και χρονική ανάλυση. Οι πρώτες

δοκιμές με το πρότυπο μηχάνημα σε σχήμα δακτυλίου έδειξαν νήματα από νάιλον (0.4 mm) και η ποιότητα εικόνας ήταν ανώτερη από τους κλινικούς σαρωτές υπερήχων.

Πιο πρόσφατα, το 2017, η συνεργασία του Πανεπιστημίου του Βρότσλαβ με την εταιρία Draminski οδήγησε στη δημοσίευση ενός νέου συστήματος υπερηχητικής τομογραφίας [41]. Το σύστημα υποστηρίζει τη δημιουργία εικόνας από ανάκλαση και μετάδοση. Η συστοιχία των μετατροπέων αποτελείται από 1024 πιεζοκεραμικούς μετατροπείς ομοιόμορφα κατανομημένους στο εσωτερικό του δακτυλίου που περιβάλλει το μαστό. Το κάθε στοιχείο μετατροπέα έχει επιφάνεια 0.5x18 mm και λειτουργεί στα 2 MHz. Ο μέσος χρόνος για την εξέταση μιας οριζόντιας τομής του μαστού διαρκεί 6.5 δευτερόλεπτα. Για να εξεταστεί ολόκληρος ο μαστός απαιτούνται περίπου 100-200 τομές. Συνεπώς, ο χρόνος εξέτασης φτάνει μέχρι τα 20 λεπτά. Στη δεδομένη φάση ανάπτυξης του συστήματος, από κάθε τομή παράγονται 2 εικόνες από τα δεδομένα μετάδοσης. Μια εικόνα αναπαριστά την κατανομή των τοπικών ταχυτήτων στο μαστό, ενώ η δεύτερη είναι αναπαράσταση των συντελεστών εξασθένησης. Επίσης, λαμβάνονται δεδομένα από ανάκλαση τα οποία προς το παρόν δεν χρησιμοποιούνται για ανακατασκευή της εικόνας.

Μια ακόμα ερευνητική ομάδα με σημαντική συνεισφορά στο χώρο της υπερηχητικής τομογραφίας είναι υπό την καθοδήγηση του Καθ. V. Marmarelis από το Πανεπιστήμιο University of Southern California. Το 2007 παρουσίασε ένα σύστημα τρισδιάστατης, υψηλής ανάλυσης, υπερηχητικής τομογραφίας μετάδοσης (High-resolution Ultrasonic Transmission Tomography, HUTT) με τη δυνατότητα εντοπισμού καρκινικών όγκων μικρότερων του χιλιοστού με μεγαλύτερη ευαισθησία και ακρίβεια από τη μαστογραφία [42]. Το σύστημα HUTT έχει τη μοναδική ικανότητα αξιόπιστης ταξινόμησης ιστών μέσω των εξαρτώμενων από τη συχνότητα χαρακτηριστικών εξασθένησης των μεμονωμένων voxels που εξάγονται από τα τομογραφικά δεδομένα μέσω νέων μεθόδων επεξεργασίας σήματος. Αυτές οι μέθοδοι επιτρέπουν την ταυτοποίηση των ιστών από το φασματικό αποτύπωμα της εξασθένησης των ιστών που λειτουργεί ως ταυτότητα του εκάστοτε ιστού. Με αυτόν τον τρόπο επιτυγχάνεται η αξιόπιστη διαφοροποίηση των ιστών μέσω νέων αλγορίθμων τμηματοποίησης και ταξινόμησης. Το 2012, ο Καθ. G. Zografos et al. παρουσίασαν αποτελέσματα από ένα παρόμοιο σύστημα τρισδιάστατης πολύτροπης υπερηχητικής τομογραφίας (Multimodal Ultrasonic Tomography, MUT) [43]. Το MUT εκτελεί 3D τομογραφία του εκκρεμούς μαστού εντός νερού με σταθερό σύστημα συντεταγμένων συλλέγοντας δεδομένα από τους υπερήχους μετάδοσης. Εξειδικευμένο ηλεκτρονικό υλικό και αλγόριθμοι επεξεργασίας σήματος χρησιμοποιούνται για την κατασκευή

πολυτροπικών εικόνων για κάθε τομή, που αντιστοιχούν σε μετρήσεις της διάθλασης και της εξαρτώμενης από τη συχνότητα εξασθένησης και διασποράς.

2.2. ΦΥΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΔΙΑΔΟΣΗΣ ΥΠΕΡΗΧΩΝ

2.2.1. Σκεδαζόμενο πεδίο

Η διαδρομή που διανύει ο παλμός υπερήχων μέσα στους ιστούς καθορίζεται από τις ιδιότητες τους. Η ευαισθησία του υπερηχητικού παλμού στις διακυμάνσεις των ιδιοτήτων των ιστών οδηγεί στη δημιουργία ενός σύνθετου σκεδασμένου πεδίου (scattered field). Ως εκ τούτου, το διασκορπισμένο πεδίο περιέχει πληροφορία που σχετίζεται με το είδος του μέσου μέσα στο οποίο διαδίδεται ο παλμός.

2.2.2. Ανάκλαση και διάθλαση

Όταν ένα υπερηχητικό κύμα περνάει μεταξύ δύο διαφορετικών υλικών υπό γωνία δημιουργείται ένα ανακλώμενο και ένα διαθλώμενο κύμα. Η διάθλαση λαμβάνει χώρα στη διεπαφή των υλικών λόγω των διαφορετικών δεικτών διάθλασης μεταξύ τους που έχουν ως αποτέλεσμα τη διαφορετική ταχύτητα διάδοσης των ακουστικών κυμάτων. Η ταχύτητα του ήχου σε κάθε υλικό καθορίζεται από τις ιδιότητες του υλικού (μέτρο ελαστικότητας, elastic modulus) και την πυκνότητα του υλικού. Από το νόμο του Snell γνωρίζουμε το εξής:

$$\frac{V_1}{V_2} = \frac{\sin(\varphi_1)}{\sin(\varphi_2)} \quad (2.1)$$

, όπου V_1 η ταχύτητα στο μέσο 1 και V_2 η ταχύτητα στο μέσο 2.

Επίσης, εμφανίζεται ένα ανακλώμενο κύμα με γωνία ανάκλασης ίση με την προσπίπτουσα γωνία. Το ανακλώμενο κύμα έχει την ίδια ταχύτητα διάδοσης με το προσπίπτον κύμα αφού και τα δύο διαδίδονται στο ίδιο μέσο. Η ισχύς του ανακλώμενου κύματος καθορίζεται από την ακουστική σύνθετη αντίσταση των δύο μέσων. Η σύνθετη ακουστική αντίσταση (Z) ενός μέσου ορίζεται από την παρακάτω σχέση.

$$Z = \rho * V \quad (2.2)$$

, όπου ρ η πυκνότητα και V η ταχύτητα του ήχου στο υλικό.

Σε περίπτωση που το κύμα προσπίπτει κάθετα στη διεπιφάνεια των μέσων, η ανακλώμενη ισχύς συσχετίζεται με την αλλαγή στη σύνθετη ακουστική αντίσταση ως εξής:

$$R = \left[\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right]^2 \quad (2.3)$$

Οι ανακλάσεις και οι διαθλάσεις συμβαίνουν λόγω της διαφορετικής ακουστικής σύνθετης αντίστασης των υλικών. Συνεπώς, όταν ένας υπερηχητικός παλμός εισέρχεται στον ιστό, η έξοδος του δεν είναι ένα απλό σήμα ανάκλασης ή διάθλασης, αλλά ένα εκτεταμένο ακουστικό πεδίο, που ονομάζεται scattered field. Το πεδίο αυτό περιέχει πληροφορίες για τις ακουστικές ιδιότητες του μέσου μετάδοσης καθώς και για τα σύνορα μεταξύ των διαφορετικών ιστών.

2.2.3. Ταχύτητα του ήχου

Η ταχύτητα του ήχου μέσα στο υλικό εξαρτάται από τις ιδιότητες του υλικού και είναι ανεξάρτητη από το πλάτος του κύματος και σχεδόν ανεξάρτητη από την ακουστική συχνότητα. Η γενική σχέση που συνδέει την ταχύτητα του ήχου (V) στο συγκεκριμένο υλικό, την πυκνότητα του υλικού (ρ) και την ελαστική του σταθερά (c) δίνεται παρακάτω:

$$V = \sqrt{\frac{c}{\rho}} \quad (2.4)$$

2.2.4. Εξασθένιση

Ο συνδυασμός της απορρόφησης και της σκέδασης του κύματος έχει ως αποτέλεσμα την απώλεια μέρους της ενέργειας του, δηλαδή εισάγεται εξασθένιση. Οι βιολογικοί ιστοί χαρακτηρίζονται από ανομοιογενή κατανομή πυκνότητας και ταχύτητας ήχου που οδηγούν σε πολλαπλές διαθλάσεις και ανακλάσεις. Επιπλέον, όταν τα υπερηχητικά κύματα αλληλοεπιδρούν με δομές στους ιστούς παρόμοιων διαστάσεων με το μήκος κύματος του υπέρηχου, τότε εμφανίζεται περίθλαση. Ο συνδυασμός της περίθλασης, της ανάκλασης και της διάθλασης οδηγεί σε σκέδαση. Εξαιτίας της σκέδασης, η ενέργεια του υπέρηχου κατευθύνεται σε διαφορετικές κατευθύνσεις από εκείνη της προσπίπτουσας. Η ενέργεια δεν χάνεται, αλλά ανακατευθύνεται. Η ενέργεια που καταναλώνεται στην απορρόφηση, είναι στην πραγματικότητα η ενέργεια του υπερηχητικού κύματος που μετατρέπεται σε θερμότητα κατά τη διάδοση. Η εξασθένιση ορίζεται μαθηματικά ως εξής:

$$A = A_0 e^{-a(f)z} \quad (2.5)$$

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 – ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΥΠΕΡΗΧΗΤΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ

, όπου A_0 είναι το πλάτος του διαδιδόμενου κύματος σε ένα σημείο αναφοράς, ο συντελεστής α είναι ένας συντελεστής εξασθένησης του κύματος και f η συχνότητα του κύματος. Το πλάτος A του κύματος μειώνεται καθώς το κύμα ταξιδεύει μακριά από το σημείο αναφοράς κατά τον άξονα z . Για τους ανθρώπινους ιστούς η γενική μέση τιμή εξασθένησης των ιστών εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από τη συχνότητα. Μια γενική έκφραση της εξασθένησης είναι:

$$\alpha = 0.5 \text{ dB/MHz/cm} \quad (2.6)$$

Στην πράξη, ο συντελεστής εξασθένησης ποικίλει με τον ιστό. Όταν γίνεται αναφορά πως το σκεδασμένο κύμα εμπεριέχει πληροφορία για τον ιστό, αυτό συμβαίνει διότι το αρχικό σήμα μπορεί να συγκριθεί με το λαμβανόμενο σήμα και από το μέγεθος της εξασθένησης να εξαχθεί συμπέρασμα για το είδος του ιστού εφόσον είναι γνωστή η εξασθένηση που εισάγει ο συγκεκριμένος ιστός. Πιο συγκεκριμένα, η εξασθένηση δίνεται από τη σχέση (2.7) [44], [45]:

$$\alpha(f) = a * f^b \quad (2.7)$$

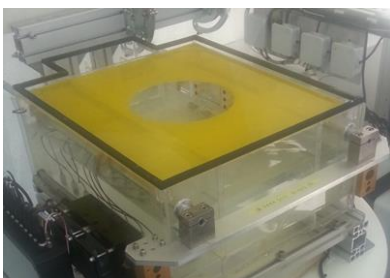
, όπου a και b είναι εμπειρικές σταθερές οι τιμές των οποίων εξαρτώνται από το είδος του ιστού και f η συχνότητα του κύματος. Στον παρακάτω πίνακα παρουσιάζονται ενδεικτικά ορισμένες τιμές ταχύτητας του ήχου και εξασθένησης.

Πίνακας 2-1: Ενδεικτικές τιμές εξασθένησης και ταχύτητας ήχου σε ιστούς.

Ιστός	Εξασθένηση (dB/MHz/cm)	Ταχύτητα Ήχου (m/s)
Νερό (25 °C)	$2.17 \cdot 10^{-3}$	1482.3
Αέρας	1.64 (20 °C)	330
Γάλα	0.5	1553
Αίμα	0.14	1584
Οστό	3.54	3198
Εγκέφαλος	0.58	1562
Μαστός	0.75	1510
Λίπος	0.6	1430
Μυς	0.57	1580

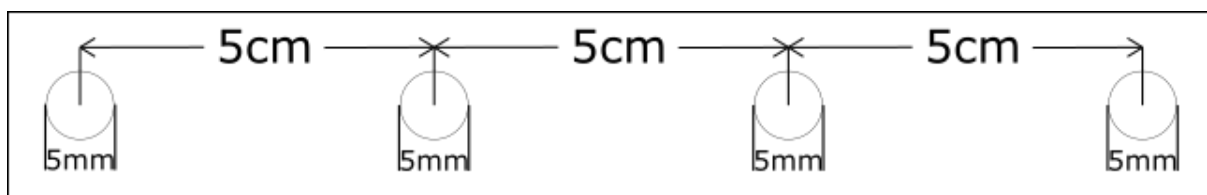
2.3. ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗΣ ΔΙΑΤΑΞΗΣ

Η πειραματική διάταξη αποτελείται συνολικά από μια πλατφόρμα, που περιλαμβάνει ένα δοχείο και τους μηχανισμούς περιστροφής και ανύψωσης της πλατφόρμας, μια διάταξη έγχυσης/απορρόφησης/φιλτραρίσματος του νερού (water conditioner) που χρησιμοποιείται κατά τη διάρκεια των πειραμάτων για το γέμισμα του δοχείου, μια γεννήτρια σημάτων, που οδηγεί τους μετατροπείς καθώς και έναν υπολογιστή.



Εικόνα 2-1: Πειραματική διάταξη.

Η πλατφόρμα περιλαμβάνει ένα γυάλινο ορθογώνιο δοχείο διαστάσεων 43cm x 49cm x 20cm, το οποίο είναι στερεωμένο σε κυκλικό τραπέζι. Εντός του δοχείου τοποθετείται ο υπό εξέταση μαστός κατόπιν πλήρωσης του δοχείου με φιλτραρισμένο απιονισμένο νερό. Επιπλέον, η πλατφόρμα περιλαμβάνει δύο μεταλλικές ράβδους με αντίστοιχα μοτέρ ευθύγραμμης κίνησης, ένα μοτέρ για περιστροφική κίνηση του τραπεζιού και ένα μοτέρ ανύψωσης του. Εντός του δοχείου βρίσκονται τοποθετημένοι 4 ηχοβολείς (ultrasound transducers) στη σειρά. Τα στοιχεία είναι κυκλικά με διάμετρο 5mm και απέχουν μεταξύ τους 5cm, όπως φαίνεται στην Εικόνα 2.2. Η κεντρική συχνότητα λειτουργίας των στοιχείων είναι στα 3MHz με εύρος 1.3MHz στα -6dB.



Εικόνα 2-2: Τοπολογία των ηχοβολέων πειραματικής διάταξης.

Η συστοιχία βρίσκεται πάνω σε μία μεταλλική ράβδο που κινείται ευθύγραμμα με τη βοήθεια ενός μοτέρ. Πάνω στη μια ράβδο είναι τοποθετημένος ένας οπτικός συζεύκτης (optocoupler) ο οποίος δίνει το σήμα στη γεννήτρια παλμών για την έναρξη της οδήγησης των μετατροπέων. Το σήμα

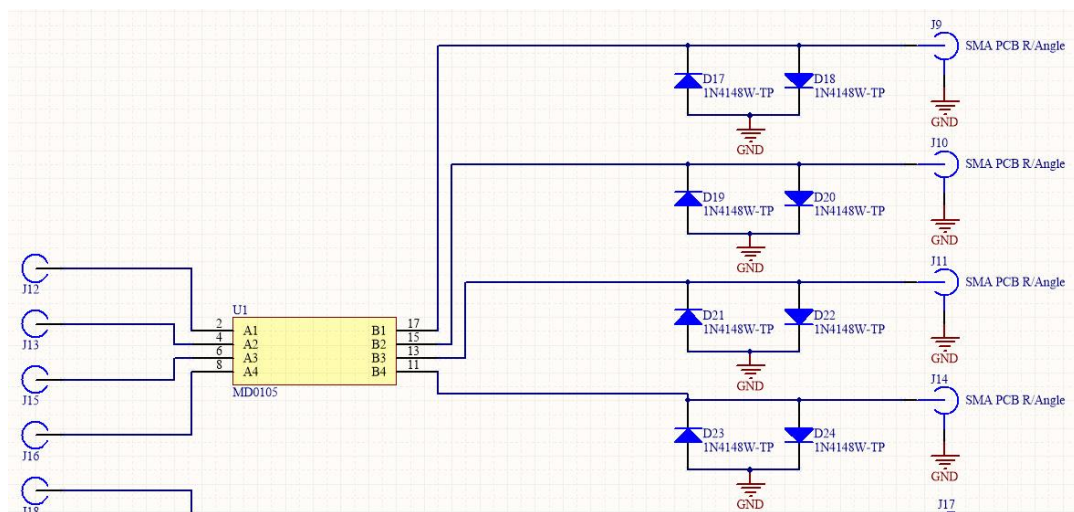
έναρξης της εκπομπής των παλμών δίνεται από τον «ortocoupler» ανά 1 mm οριζόντιας κίνησης. Η γεννήτρια παράγει τετραγωνικούς παλμούς -120 V. Το μήκος της οριζόντιας κίνησης είναι συνολικά 80 mm και η οριζόντια σάρωση διαρκεί 500 ms. Η ράβδος χρειάζεται 30mm για να σταματήσει, οπότε το ενεργό κομμάτι σάρωσης είναι 50 cm. Συνεπώς, το αντικείμενο προς απεικόνιση δεν μπορεί να ξεπερνάει τα 50 cm. Η ταχύτητα κίνησης στον οριζόντιο άξονα είναι $80\text{mm}/500\text{ ms} = 0.16\text{ m/s}$. Στη συνέχεια, η πλατφόρμα με το δοχείο και το μηχανισμό οριζόντιας κίνησης στρίβει κατά 1.5° και ξεκινάει από την αρχή την οριζόντια κίνηση. Συνολικά, γίνεται περιστροφή 180° και λαμβάνονται σήματα από 120 διαφορετικές γωνίες. Ο χρόνος που χρειάζεται ο πρώτος παλμός για να φτάσει στην απέναντι πλευρά του δοχείου (~25 cm) είναι λίγο παραπάνω από 160 μsec .

2.4. *ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ ΑΝΑΚΛΑΣΗΣ*

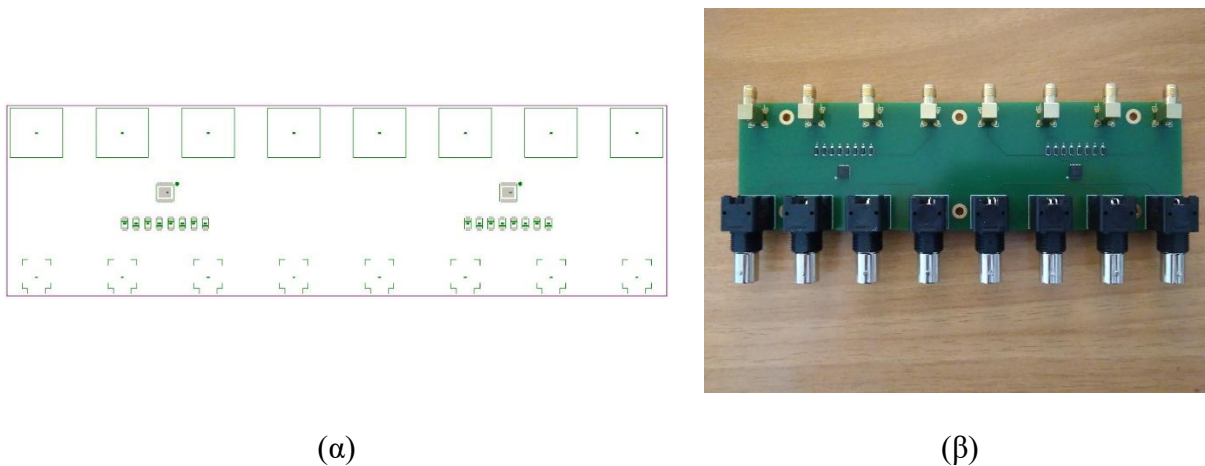
Ο βασικός στόχος της τομογραφίας από ανάκλαση είναι η κατασκευή μιας ποσοτικής εικόνας-τομής συλλέγοντας τα δεδομένα της ανάκλασης των υπερήχων. Το θετικό αυτής της απεικονιστικής μεθόδου, ειδικά σε σύγκριση με την τομογραφία μετάδοσης, είναι ότι δεν είναι απαραίτητο να περικυκλώνεται το αντικείμενο με πομπούς και δέκτες προκειμένου να γίνει η συλλογή των δεδομένων, καθώς με τη μέθοδο αυτή η εκπομπή και η λήψη γίνονται από την ίδια πλευρά του αντικειμένου. Το ίδιο ισχύει βέβαια και για την απεικόνιση B-scan, κατά την οποία μία μικρή δέσμη υπερηχητικής ενέργειας στοχεύει το αντικείμενο και σχηματίζεται μια εικόνα δείχνοντας το ανακλώμενο σήμα ως συνάρτηση του χρόνου και της κατεύθυνσης της δέσμης.

Για να ληφθούν τα σήματα από ανάκλαση πρέπει να απομονωθεί το κύκλωμα λήψης των ανακλάσεων από το κύκλωμα οδήγησης των μετατροπέων. Αυτό γίνεται μέσω ενός διακόπτη εκπομπής-λήψης (Transmit-Receive Switch, TR Switch). Για το λόγο αυτό σχεδιάστηκε και υλοποιήθηκε μια πλακέτα που επιτελεί αυτή τη λειτουργία. Η πλακέτα σχεδιάστηκε στο λογισμικό Altium και το σχηματικό της φαίνεται στην Εικόνα 2.3. Η υλοποιημένη πλακέτα μαζί με το layout φαίνονται στην Εικόνα 2.4. Βασικό στοιχείο αυτής της πλακέτας είναι το ολοκληρωμένο κύκλωμα MD0105 της εταιρίας Supertex, το οποίο είναι ένας διακόπτης προστασίας από υψηλές τάσεις. Έχει σχεδιαστεί για να προστατεύει κυκλώματα λήψης χαμηλής ισχύος από τους εκπεμπόμενους

παλμούς υψηλής τάσης σε εφαρμογές υπερήχων και συνήθως αναφέρεται ως διακόπτης μετάδοσης/λήψης (T/R Switch, Transmit/Receive Switch).



Εικόνα 2-3: Σχηματικό διάγραμμα κυκλώματος πλακέτας.



Εικόνα 2-4: (α) Layout κυκλώματος πλακέτας (β) τυπωμένη πλακέτα .

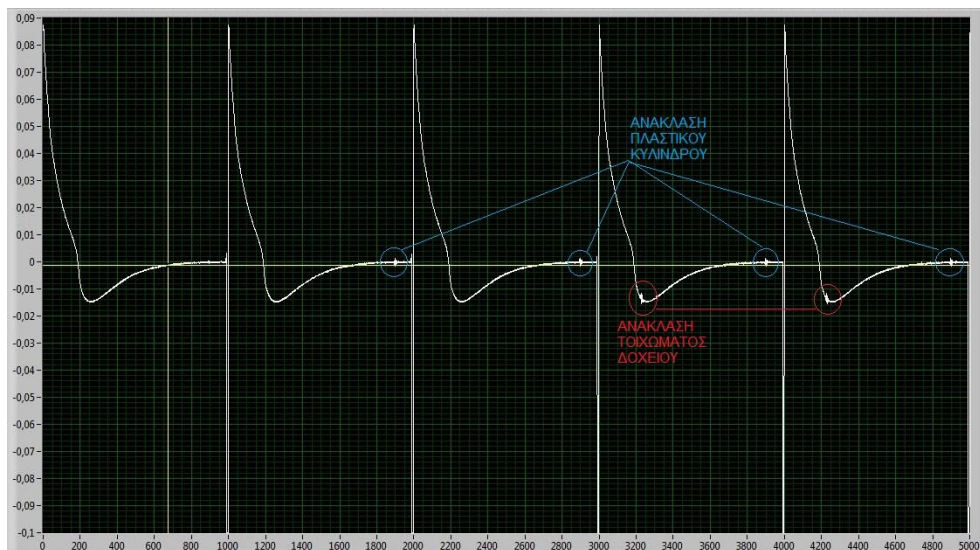
Στη συνέχεια, έγιναν δοκιμές για να ελεγχθεί η ορθή λειτουργία της πλακέτας. Το κύκλωμα λήψης προστατεύτηκε από το κύκλωμα εκπομπής και το σήμα που λήφθηκε από τις αρχικές δοκιμές φαίνεται στις παρακάτω εικόνες (Εικόνα 2-5, 2-6). Οι μετρήσεις έγιναν μέσα σε δοχείο με νερό μόνο και έπειτα τοποθετήθηκε ένα κυλινδρικό εμπόδιο από πλαστικό.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 – ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΥΠΕΡΗΧΗΤΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ



Εικόνα 2-5: Ανάκλαση απέναντι τοιχώματος δοχείου μόνο με νερό.

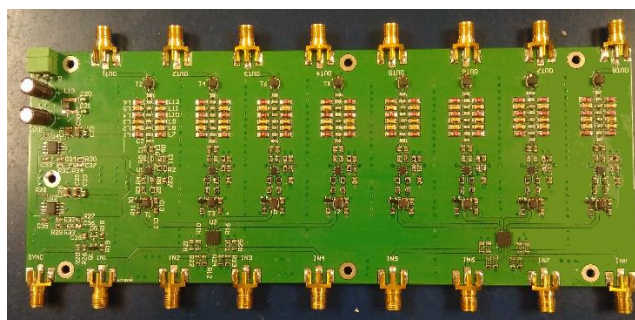
Τα σήματα μεγάλου πλάτους (0.09V) οφείλονται στη διέγερση των μετατροπέων κατά την εκπομπή. Παρατηρείται πως η εκπομπή γίνεται κάθε 1000 δείγματα, που αντιστοιχεί σε 100μs για συχνότητα δειγματοληψίας 10Msamples/s. Επειδή το δοχείο με το νερό είναι μικρό και δεν υπάρχει μεγάλη εξασθένιση, στο σήμα λήψης εμφανίζεται η ανάκλαση από το απέναντι τοίχωμα του δοχείου μετά από 320μs, όπως ήταν αναμενόμενο από τη θεωρία βάσει της ταχύτητας διάδοσης του ήχου στο νερό. Η διαπίστωση αυτή βεβαιώνεται και από τις μετρήσεις που πραγματοποιήθηκαν μόνο με νερό εντός του δοχείου (Εικόνα 2-5).



Εικόνα 2-6: Σήματα από ανάκλαση από κυλινδρικό πλαστικό εμπόδιο εντός νερού.

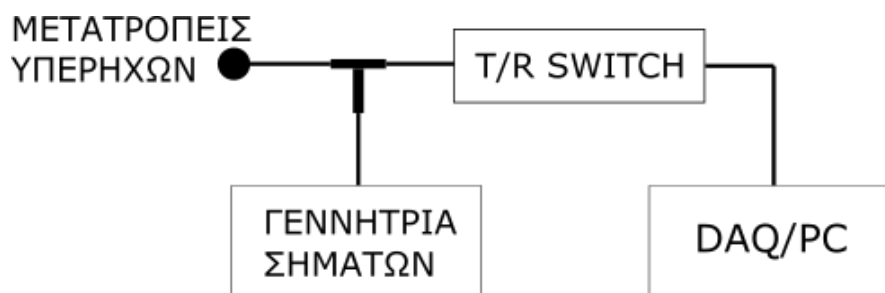
Η ανάκλαση του πλαστικού κυλίνδρου φαίνεται στην Εικόνα 2.6. Σύμφωνα με τη θεωρία, θα έπρεπε να εμφανίζονται δύο ανακλάσεις, μια στην είσοδο του παλμού στο πλαστικό και άλλη μια κατά την έξοδο του. Όμως, στην Εικόνα 2.6 φαίνεται μόνο μια ανάκλαση σε κάθε παλμό. Αυτό συμβαίνει διότι η δεύτερη ανάκλαση καλύπτεται από το ισχυρό σήμα κατά τη διέγερση των μετατροπέων. Επιπλέον, τα λαμβανόμενα σήματα έχουν πολύ μικρό πλάτος. Ως εκ τούτου, είναι απαραίτητη η προσθήκη ενισχυτή σήματος στο κύκλωμα λήψης και η αύξηση της χρονοκαθυστέρησης στη διαδικασία παραγωγής παλμών με τη νέα πλακέτα, έτσι ώστε το ανακλώμενο σήμα από το απέναντι τοίχωμα του δοχείου να επιστρέφει πριν την εκπομπή του επόμενου παλμού.

Η νέα πλακέτα βασίστηκε στο ίδιο ολοκληρωμένο κύκλωμα, MD0105 και προστέθηκε ένας ενισχυτής χαμηλού θορύβου (Low Noise Amplifier, LNA) καθώς και ένα ζωνοπερατό φίλτρο με κεντρική συχνότητα τα 3MHz. Η πλακέτα δεν περιλαμβάνει κύκλωμα ρύθμισης της απολαβής του ενισχυτή σε χρονική συμφωνία με την άφιξη των ασθενέστερων παλμών από μεγαλύτερα βάθη (Time Gain Compensation, TGC).



Εικόνα 2-7: Layout κυκλώματος νέας πλακέτας.

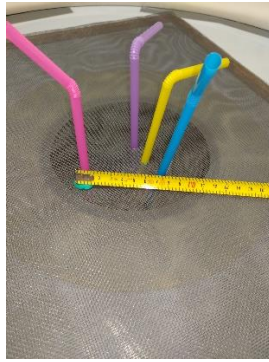
Κάθε κανάλι εισόδου της πλακέτας συνδέεται μέσω ενός T-BNC με τη γεννήτρια παλμών και τους ηχοβολείς, όπως φαίνεται στο μπλοκ διάγραμμα της Εικόνας 2-8. Στην έξοδο, τα κανάλια συνδέονται σε κάρτα δειγματοληψίας του υπολογιστή με SMA.



Εικόνα 2-8: Μπλοκ διάγραμμα κυκλώματος λήψης.

2.5. ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ

Για τα πρώτα πειράματα που έγιναν με στόχο την εξακρίβωση της λειτουργίας του αλγορίθμου ανακατασκευής της εικόνας χρησιμοποιήθηκαν απλές κυλινδρικές δομές, όπως πλαστικοί σωλήνες μικρής διαμέτρου. Στην πρώτη πειραματική δοκιμή τοποθετήθηκε ένας σωλήνας σχεδόν στο κέντρο του δοχείου απεικόνισης. Η αναμενόμενη εικόνα-τομή για μια τέτοια κυλινδρική δομή είναι ένα δακτυλίδι. Ο στόχος αυτού του πειράματος ήταν η ταύτιση του κέντρου περιστροφής του δοχείου με το κέντρο του αλγορίθμου ανακατασκευής. Στο επόμενο πείραμα, χρησιμοποιήθηκαν τέσσερις σωλήνες, εκ των οποίων τρεις τοποθετήθηκαν σε ευθεία γραμμή και ένας υπό γωνία. Οι αποστάσεις μεταξύ των τριών είναι 20 mm και 30 mm. Ο τέταρτος σωλήνας τοποθετήθηκε 70 mm από τον τελευταίο σωλήνα υπό γωνία, όπως φαίνεται στην Εικόνα 2-9. Οι πλαστικοί σωλήνες σταθεροποιούνται στη θέση τους με διπλή στρώση από πυκνό πλαστικό πλέγμα.



Εικόνα 2-9: Τέσσερις πλαστικοί σωλήνες σε τριγωνική διάταξη με αποστάσεις 20 mm και 30 mm για τους σωλήνες σε ευθεία και 70 mm για το σωλήνα υπό γωνία.

Με στόχο την προσομοίωση πιο ρεαλιστικών συνθηκών λειτουργίας της πειραματικής διάταξης και του αλγορίθμου ανακατασκευής εικόνας κατασκευάστηκαν ομοιώματα μαστού με παρόμοιες μηχανικές ιδιότητες ενός πραγματικού ανθρώπινου μαστού. Η χρήση ομοιωμάτων για εξέταση και βελτιστοποίηση του ιατρικού εξοπλισμού πριν από τις κλινικές μελέτες καθώς και για εκπαίδευση του ιατρικού προσωπικού είναι μια παγιωμένη και ευρέως διαδεδομένη πρακτική. Υπάρχουν μερικά εμπορικά διαθέσιμα ομοιώματα μαστού πολλαπλών χρήσεων όπως, το μοντέλο 040 της CIRS [46], [47], το Sono403 της Gammex [48] καθώς και αρκετά πειραματικά ομοιώματα στη βιβλιογραφία με διαφορετική βασική ουσία σύστασης, όπως ομοιώματα με βάση το

συμπυκνωμένο γάλα [49], τη ζελατίνη [50], το άγαρ [51], [52] και το ζελέ κεριού [53]–[55]. Για το σκοπό της απεικόνισης με υπερήχους είναι σημαντικό το υλικό που χρησιμοποιείται για την κατασκευή του ομοιώματος να έχει παρόμοιες ακουστικές ιδιότητες (ταχύτητα ήχου, ακουστική αντίσταση και εξασθένηση) με το ανθρώπινο στήθος στην επιθυμητή συχνότητα λειτουργίας της συσκευής. Η μέση τιμή για την ταχύτητα διάδοσης του ήχου, την εξασθένηση και την ακουστική σύνθετη αντίσταση για το ανθρώπινο στήθος είναι 1510 m/s, 0.75 dB/(cm MHz^{1.5}) and 1.54 MRayls, αντίστοιχα [56].



Εικόνα 2-10: Ζελέ κεριού κυλινδρικού σχήματος ύψους 5 cm για χρήση σε δοκιμές υπολογισμού ακουστικών παραμέτρων.

Για την εξέταση της λειτουργίας του αλγορίθμου κατασκευάστηκε ένα κυλινδρικό ομοίωμα μαστού με βάση το ζελέ κεριού. Οι ακουστικές παράμετροι του ζελέ κεριού μετρήθηκαν χρησιμοποιώντας ένα μη εστιασμένο αδιάβροχο μετατροπέα υπερήχων με κεντρική συχνότητα στα 2.35 MHz και ένα κυλινδρικό κομμάτι του ζελέ σε απόσταση 10 cm από το μετατροπέα υπερήχων. Το ύψος του κυλινδρικού κομματιού ήταν 5 cm. Η μέτρηση πραγματοποιήθηκε εντός μιας δεξαμενής με νερό διαστάσεων (24x30x14) cm. Η ταχύτητα διάδοσης του ήχου και η ακουστική εξασθένηση μετρήθηκαν χρησιμοποιώντας τη μέθοδο εμφάπτισης (insertion method) [57] σε νερό θερμοκρασίας 20 °C σε λειτουργία ανάκλασης. Η μέση τιμή της ταχύτητας διάδοσης του ήχου, η εξασθένηση και η ακουστική σύνθετη αντίσταση για το νερό στους 20 °C είναι 1482.3 m/s, 2.17x10⁻³ dB/MHz και 1.482 MRayls, αντίστοιχα [56]. Ο υπολογισμός της ταχύτητας διάδοσης του ήχου (c_s) βασίστηκε στην εξίσωση (2.8), όπου d είναι το πλάτος του ομοιώματος, Δt είναι η διαφορά στον χρόνο άφιξης των σημάτων από τον ανακλαστήρα και c_w η ταχύτητα του ήχου στο νερό.

$$\frac{1}{c_s} = \frac{1}{c_w} - \frac{\Delta t}{2d} \quad (2.8)$$

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 – ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΥΠΕΡΗΧΗΤΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ

Ο συντελεστής εξασθένησης (a) μετρήθηκε χρησιμοποιώντας δύο παρόμοιες εξισώσεις με βάση το πλάτος της πίεσης (εξίσωση 2.9) [53] και τα φάσματα ισχύος (εξίσωση 2.10) [54] των υπερηχητικών σημάτων ανάκλασης.

$$a = \frac{20}{d} \log_{10} \frac{A_o}{A} \quad (2.9)$$

$$a = \frac{10}{d} \log_{10} \frac{I_o}{I} \quad (2.10)$$

Το πλάτος του μεταδιδόμενου παλμού πριν και μετά την εισαγωγή του ομοιώματος σημειώνεται με A_o και A , αντίστοιχα. Ομοίως, I_o και I συμβολίζουν τα φάσματα ισχύος πριν και μετά την εισαγωγή του ομοιώματος. Επίσης, μετρήθηκε η ακουστική σύνθετη αντίσταση (Z) του ζελέ κεριού με τη βοήθεια της εξίσωσης (2.11), όπου ρ_o είναι η πυκνότητα του ζελέ κεριού. Η πυκνότητα της ουσίας είναι 1200 kg/m^3 .

$$Z = \rho_o c_s \quad (2.11)$$

Οι μέσες τιμές και η τυπική απόκλιση τριών επαναλήψεων μέτρησης για τις ακουστικές ιδιότητες της ουσίας που χρησιμοποιήθηκε για τη δημιουργία του ομοιώματος του μαστού φαίνονται στον Πίνακα 2-2. Σε κάθε μέτρηση, οι μέσες τιμές εξήχθησαν από 50 παλμούς. Η ταχύτητα του ήχου μέσα στο ζελέ κεριού είναι περίπου 1515 m/s , ενώ η μέση ταχύτητα του ήχου μέσα σε ανθρώπινο στήθος είναι 1510 m/s . Η εξασθένηση σε ένα μέσο ανθρώπινο στήθος είναι 2.7 dB/cm στα 2.35 MHz [56], η οποία είναι υψηλότερη από την εξασθένηση του ζελέ κεριού.

Πίνακας 2-2: Ακουστικές ιδιότητες ζελέ κεριού στα 2.35 MHz

Πλάτος ομοιώματος d (cm)	Ταχύτητα ήχου c_s (m/s)	Εξασθένηση a (dB/cm)		Σύνθετη αντίσταση Z (MRayls)	Πυκνότητα ρ_o (kg/m ³)
		Εξίσωση 10	Εξίσωση 11		
5	1515.2 ± 1.1	2.13 ± 0.03	1.96 ± 0.05	1.818	1200
Ανθρώπινος Μαστός	1510	2.7		1.540	1020

Το ομοίωμα μαστού που κατασκευάστηκε με ζελέ κεριού ήταν κυλινδρικού σχήματος με ακτίνα 12 cm και ύψος 13 cm , όπως φαίνεται στην Εικόνα 2-11. Το ομοίωμα σταθεροποιήθηκε μέσα στη δεξαμενή νερού με δύο σφιγκτήρες. Τέσσερις μεταλλικές άκρες προσαρτήθηκαν στους σφιγκτήρες προκειμένου να σταθεροποιηθεί η διάταξη. Λόγω της ελαφριάς ευκαμψίας του ζελέ,

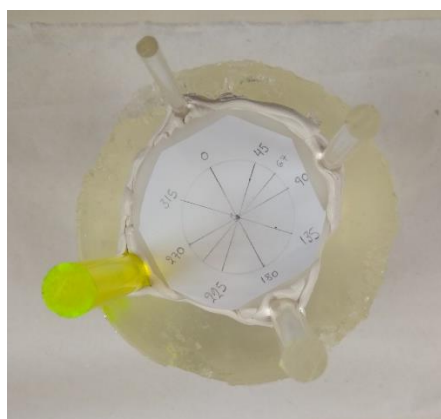
η ακτίνα του ομοιώματος μεταβλήθηκε στα 13 cm όταν πιάστηκε από τους σφιγκτήρες κατά τη συγκράτησή του.



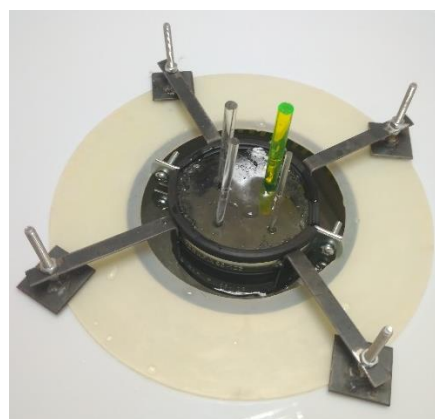
Εικόνα 2-11: Κυλινδρικό ομοίωμα μαστού από ζελέ κεριού μαζί με τη βάση στήριξης.

Το ομοίωμα μαστού χρησιμοποιήθηκε σε δύο ομάδες πειραμάτων. Αρχικά, δοκιμάστηκε η ικανότητα του συστήματος να ανακατασκευάσει την εικόνα ενός ομοιογενούς ζελέ κεριού κυλινδρικού σχήματος. Στη συνέχεια, κατασκευάστηκε νέο ομοίωμα από ζελέ κεριού με ακρυλικές ράβδους στο εσωτερικό. Οι στόχοι αυτών των πειραμάτων είναι να αξιολογηθεί η ομοιογένεια του υλικού και επίσης να ελεγχθεί η ικανότητα του συστήματος να απεικονίσει δομές στο εσωτερικό ενός ομοιώματος ακτίνας 13 cm, που προσομοιώνει τα ακουστικά χαρακτηριστικά του μαστού.

Το ομοίωμα του μαστού από ζελέ κεριού με τις τέσσερις ακρυλικές ράβδους στο εσωτερικό φαίνεται στην Εικόνα 2-12. Κάθε ράβδος έχει διαφορετική διάμετρο και είναι τοποθετημένες κυκλικά ανά ενενήντα μοίρες.



(α)

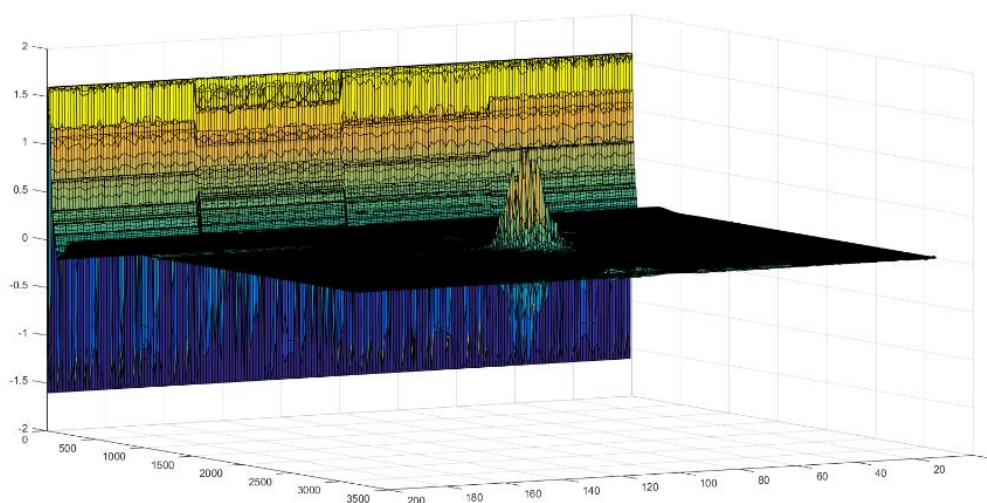


(β)

Εικόνα 2-12: Κυλινδρικό ομοίωμα μαστού με τέσσερις ακρυλικές ράβδους διαφορετικών διαμέτρων στο εσωτερικό (α) διάταξη ράβδων (β) με βάση στήριξης

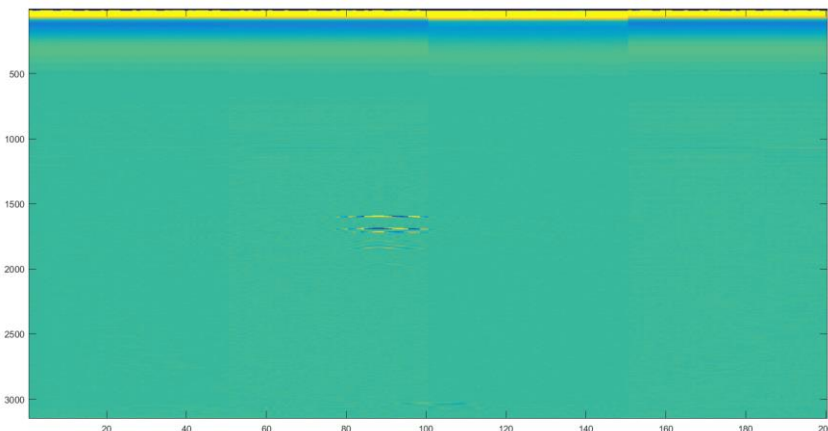
2.6. ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ

Τα ανακλώμενα σήματα που λαμβάνονται από τους μετατροπείς υπερήχων δειγματοληπτούνται μέσω της κάρτας συλλογής δεδομένων (DAQ) με ρυθμό 10 MHz. Αυτά τα σήματα, που είναι συνάρτηση χρόνου-τάσης (A-lines) αποθηκεύονται στον υπολογιστή ανά μετατροπέα. Λόγω της οριζόντιας κίνησης της πειραματικής διάταξης, κάθε μετατροπέας υπερήχων ηχοβολεί σε γραμμή μήκους 5cm σε διαδοχικές θέσεις που απέχουν μεταξύ τους 1mm. Συνεπώς, συνολικά η πειραματική διάταξη σε μια οριζόντια κίνηση καλύπτει 20cm και παράγει 200 σήματα «A-line». Τα «A-lines» που δημιουργούνται από τον κάθε μετατροπέα ταξινομούνται με τη σειρά κατά τη θέση παραγωγής τους ώστε να δημιουργήσουν μια αναπαράσταση της κατανομής των ανακλάσεων στο επίπεδο που δημιουργήθηκαν, όπως φαίνεται στην Εικόνα 2-13.



Εικόνα 2-13: Τρισδιάστατη αναπαράσταση των «A-lines» από γραμμική σάρωση με εμπόδιο στο κέντρο του επιπέδου απεικόνισης.

Η διδιάστατη απεικόνιση των «A-lines» δείχνει πιο καθαρά το μέτωπο των ανακλάσεων από το εμπόδιο στο κέντρο του επιπέδου, δημιουργώντας μια εικόνα-τομή του προς απεικόνιση αντικειμένου, η οποία ονομάζεται «όψη» (Εικόνα 2-14). Όπως γίνεται εύκολα αντιληπτό, υπάρχουν δύο ανακλάσεις σε βάθος 1600 δειγμάτων και 1700 δειγμάτων που αντιστοιχούν στην αρχή και τέλος του αντικειμένου αντίστοιχα. Τα δεδομένα ανάκλασης που συλλέγονται από τις διαφορετικές γωνίες χρησιμοποιούνται για τη δημιουργία μιας τελικής εικόνας ανάκλασης με τον αλγόριθμο ανακατασκευής εικόνας που παρουσιάζεται στην παράγραφο 2.6.1.



Εικόνα 2-14: Δισδιάστατη αναπαράσταση των «A-lines» από γραμμική σάρωση με εμπόδιο στο κέντρο του επιπέδου απεικόνισης (εικόνα-τομή του προς απεικόνιση αντικειμένου).

2.6.1. Αλγόριθμος ανακατασκευής εικόνας

Η πειραματική διάταξη, πέρα από την ευθύγραμμη κίνηση, πραγματοποιεί μια περιστροφική κίνηση 180° μοιρών με στόχο τη σάρωση του αντικειμένου από διαφορετικές οπτικές γωνίες. Η σάρωση του αντικειμένου απ' όσες περισσότερες γωνίες γίνεται δίνει τη δυνατότητα για τη μέγιστη δυνατή ακρίβεια στην αναπαράσταση του αντικειμένου. Η σάρωση των 180° μοιρών καλύπτεται με βήμα 1.5° μοίρας, δημιουργώντας ένα σύνολο από 120 γωνίες θέασης. Στη συνέχεια, το πρόβλημα που προκύπτει αφορά την αξιοποίηση των δεδομένων από κάθε γωνία για τη δημιουργία μιας τελικής εικόνας-τομής του αντικειμένου.

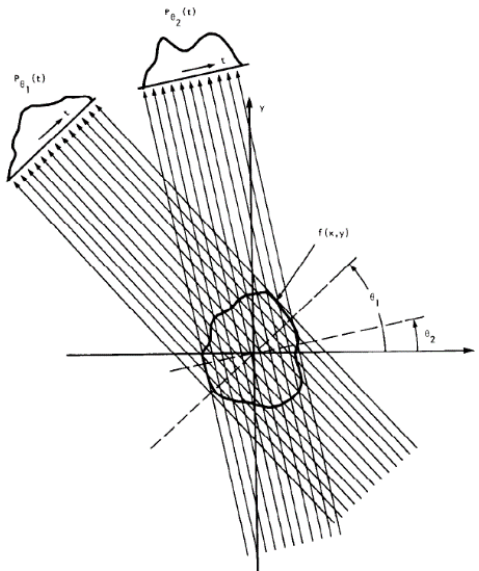
Η πιο διαδεδομένη τεχνική για την ανακατασκευή της εικόνας από προβολές, που χρησιμοποιείται ευρέως στην τομογραφία, βασίζεται στο Θεώρημα Τομής Fourier (Fourier Slice Theorem). Έστω $f(x,y)$ η συνάρτηση ανάκλασης του αντικειμένου. Το επικαμπύλιο ολοκλήρωμα $P_\theta(t)$ της $f(x,y)$ ονομάζεται μετασχηματισμός Radon της $f(x,y)$ και δίνεται στην εξίσωση 2.12.

$$P_\theta(t) = \iint_{-\infty}^{\infty} f(x,y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - t) dx dy \quad (2.12)$$

,όπου $f(x,y)$ είναι η συνάρτηση του προς απεικόνιση αντικειμένου, t η κάθετη απόσταση της προβολής από την αρχή των αξόνων και θ η γωνία θέασης. Μία προβολή δημιουργείται συνδυάζοντας μια ομάδα επικαμπύλιων ολοκληρωμάτων από την ίδια γωνία θέασης. Όταν οι δέσμες από την ίδια γωνία θέασης είναι παράλληλες, ορίζεται η πιο απλή περίπτωση προβολής που ονομάζεται παράλληλη προβολή. Λαμβάνοντας και συνθέτοντας πολλαπλές όψεις από διαφορετικές γωνίες γίνεται δυνατή η δημιουργία ενός διδιάστατου διαγράμματος, όπου ο ένας

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 – ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΥΠΕΡΗΧΗΤΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ

άξονας είναι η θέση t και ο άλλος η γωνία θέασης θ (Εικόνα 2-15). Το διάγραμμα αυτό ονομάζεται Σινόγραμμα (Sinogram) ή μετασχηματισμός Radon (Radon Transform) του διδιάστατου αντικειμένου. Εφαρμόζοντας τον αντίστροφο μετασχηματισμό Radon είναι δυνατή η εμφάνιση μιας εκτίμησης της αναπαράστασης μιας τομής της γεωμετρίας του προς απεικόνιση αντικειμένου. Ο στόχος των αλγόριθμων ανακατασκευής εικόνας στην τομογραφία ανάκλασης είναι η βέλτιστη επίλυση του αντίστροφου μετασχηματισμού Radon [58].



Εικόνα 2-15: Γραφική απεικόνιση προβολών παράλληλων γραμμών. (Πηγή: A. C. Kak and Malcolm Slaney, Principles of Computerized Tomographic Imaging)

Η εξαγωγή του Θεωρήματος Τομής Fourier μπορεί να γίνει θεωρώντας ένα ορθογώνιο σύστημα συντεταγμένων (t, s) που αποτελεί μια περιστραμμένη εκδοχή του συστήματος (x, y) κατά θ .

$$\begin{pmatrix} t \\ s \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\theta & \sin\theta \\ -\sin\theta & \cos\theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} \quad (2.13)$$

Ο διδιάστατος μετασχηματισμός Fourier είναι:

$$F(u, v) = \iint_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-j2\pi(ux+vy)} dx dy \quad (2.14)$$

Ο μετασχηματισμός Fourier μιας προβολής σε γωνία θ , $P_{\theta}(t)$ είναι:

$$S_{\theta}(w) = \int_{-\infty}^{\infty} P_{\theta}(t) e^{-j2\pi wt} dt \quad (2.15)$$

Στο σύστημα συντεταγμένων (t,s) η εξίσωση (2.12) γράφεται:

$$P_{\theta}(t) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t,s)ds \quad (2.16)$$

Αντικαθιστώντας τη (2.16) στη (2.15) και κάνοντας χρήση της (2.13) προκύπτει:

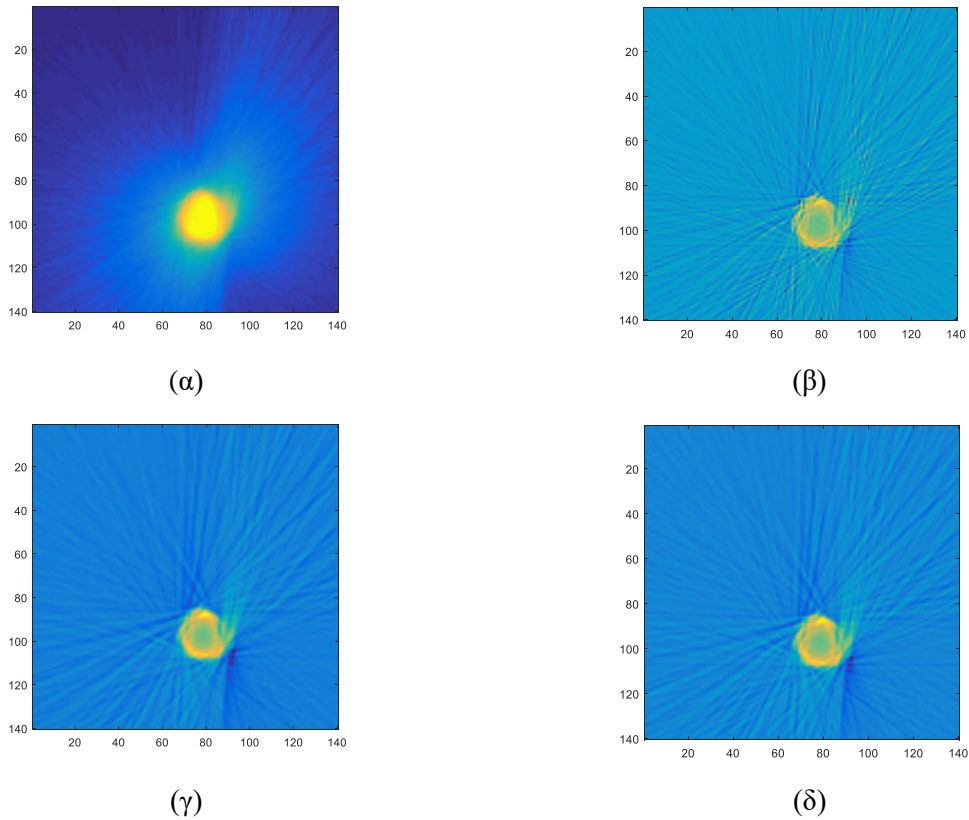
$$S_{\theta}(w) = \iint_{-\infty}^{\infty} f(x,y)e^{-j2\pi w(x\cos\theta+y\sin\theta)}dxdy \quad (2.17)$$

που είναι ο ο διδιάστατος μετασχηματισμός Fourier της συνάρτησης $f(x,y)$ θεωρώντας ότι $u=w\cos\theta$ και $v=w\sin\theta$. Η εξίσωση (2.17) είναι ο ακρογωνιαίος λίθος της τομογραφίας ευθείας γραμμής και αποδεικνύει το Θεώρημα Τομής Fourier. Στην ουσία, η εξίσωση υποδεικνύει ότι λαμβάνοντας τις προβολές μιας συνάρτησης αντικειμένου και εφαρμόζοντας το μετασχηματισμό Fourier σε αυτές προκύπτει μια εικόνα $F(u,v)$ στο επίπεδο uv . Εφαρμόζοντας τον αντίστροφο μετασχηματισμό Fourier στη $F(u,v)$, γίνεται εφικτή η ανακατασκευή της εικόνας του αντικειμένου $f(x,y)$ από τα δεδομένα προβολής.

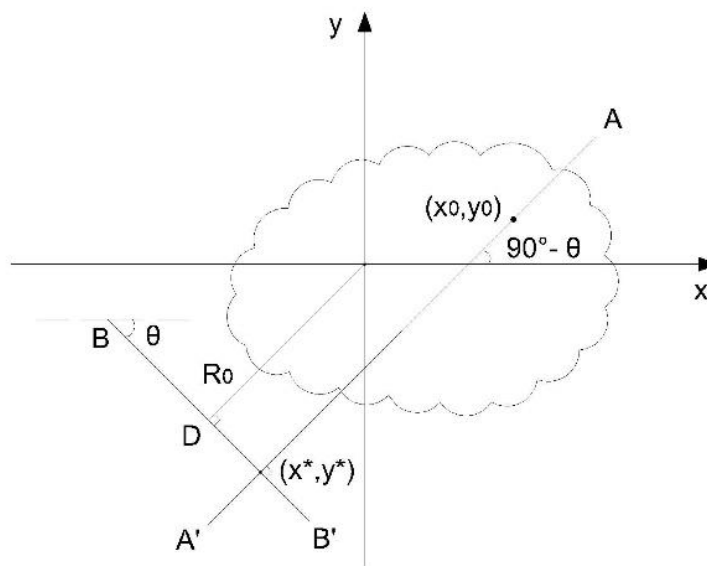
Στις παρακάτω Εικόνες 2-16((α)-(δ)) παρουσιάζονται ορισμένα αποτελέσματα ανακατασκευής εικόνας με το μετασχηματισμό Radon. Το αντικείμενο προς απεικόνιση είναι ένας πλαστικός σωλήνας διαμέτρου 10 mm. Για την ανακατασκευή της εικόνας χρησιμοποιήθηκε η εντολή αντίστροφου μετασχηματισμού Radon (iradon) του προγράμματος Matlab. Η εικόνα που προκύπτει μέσω του μετασχηματισμού Radon δεν είναι ικανοποιητική και δυσκολεύει το σαφή διαχωρισμό της γεωμετρίας του προς απεικόνιση αντικειμένου. Για το λόγο αυτό, αναπτύχθηκε ένας νέος αλγόριθμος που χρησιμοποιεί τα δεδομένα ανάκλασης από κάθε γωνία λήψης για τη δημιουργία μιας τελικής αναπαράστασης των σημείων ανάκλασης στο επίπεδο. Η βασική ιδέα έγκειται στον εντοπισμό του εκάστοτε σημείου προς απεικόνιση στο επίπεδο ανά γωνία και στη συνέχεια την άθροιση των τιμών ανάκλασης για το συγκεκριμένο σημείο. Επομένως, η εικόνα-τομή που προκύπτει δείχνει τις τιμές ανάκλασης του κάθε σημείου του χώρου, δημιουργώντας την αναπαράσταση της γεωμετρίας του αντικειμένου. Τα σημεία του επιπέδου στα οποία βρίσκονται ανακλαστικές επιφάνειες εμφανίζονται πιο φωτεινά σε σχέση με τα υπόλοιπα, όπως συμβαίνει στην απεικόνιση B-mode, γνωστή και ως 2D mode στην κλασική υπερηχογραφία. Ο αλγόριθμος που παρουσιάζεται στη συνέχεια βασίζεται στη γεωμετρική λύση του προβλήματος εντοπισμού

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 – ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΥΠΕΡΗΧΗΤΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ

του εκάστοτε σημείου του επιπέδου προς απεικόνιση και έχει σχεδιαστεί για τη γεωμετρία της συγκεκριμένης πειραματικής διάταξης.



Εικόνα 2-16: Ανακατασκευή εικόνας με χρήση του μετασχηματισμού Radon για πλαστικό σωλήνα (α) χωρίς φίλτρο (β) με Ram-Lak φίλτρο (γ) με φίλτρο Hamming (δ) με φίλτρο Cosine



Εικόνα 2-17: Γεωμετρική αναπαράσταση προβλήματος ανακατασκευής εικόνας.

Στο καρτεσιανό σύστημα συντεταγμένων του σχήματος τοποθετείται το αντικείμενο προς απεικόνιση. Έστω ένα τυχαίο σημείο $A(x_0, y_0)$ στο επίπεδο xy . Οι αισθητήρες βρίσκονται τοποθετημένοι πάνω στο ευθύγραμμο τμήμα BB' . Η απόσταση της αρχής των αξόνων από το BB' είναι R_0 . Η εξίσωση της ευθείας AA' που διέρχεται από το σημείο A και είναι κάθετη στο BB' είναι:

$$y = \tan(90^\circ - \theta) x + b \quad (2.18)$$

,όπου θ η γωνία μεταξύ του άξονα x και της BB' . Αφού η ευθεία AA' διέρχεται από το σημείο A , τότε με απλή αντικατάσταση προκύπτει ότι

$$b = y_0 - \tan(90^\circ - \theta) x_0 \quad (2.19)$$

Συνεπώς, η εξίσωση της ευθείας AA' γίνεται:

$$y = \frac{x - x_0}{\tan(\theta)} + y_0 \quad (2.20)$$

Έστω σημείο D το μέσο του ευθύγραμμου τμήματος BB' . Οι συντεταγμένες του D είναι $(-R_0 \sin\theta, -R_0 \cos\theta)$. Η εξίσωση της ευθείας BB' είναι της μορφής:

$$y = \tan(180^\circ - \theta) x + c \quad (2.21)$$

Με απλή αντικατάσταση των συντεταγμένων του D στην εξίσωση της ευθείας BB' και με χρήση βασικών ταυτοτήτων τριγωνομετρίας, υπολογίζεται το c ως

$$c = \tan(180^\circ - \theta) * \sin(\theta) * R_0 - R_0 * \cos(\theta) = -\frac{R_0}{\cos(\theta)} \quad (2.22)$$

Όπου R_0 η απόσταση από την αρχή των αξόνων, η οποία συμπίπτει με το γεωμετρικό κέντρο του συστήματος απεικόνισης. Επομένως, η εξίσωση της ευθείας BB' γίνεται:

$$y = -\tan(\theta) * x - \frac{R_0}{\cos(\theta)} \quad (2.23)$$

Εξισώνοντας τις σχέσεις 2.21 και 2.23 βρίσκεται το σημείο τομής των δύο ευθειών. Το σημείο αυτό $Z(x^*, y^*)$ αντιστοιχεί στον ηχοβολέα από τον οποίο εκπέμπεται το κάθετο κύμα προς το σημείο A . Με αυτόν τον τρόπο εντοπίζεται σε κάθε γωνία από ποιον μετατροπέα υπερήχων ηχοβολείται το κάθε σημείο στο επίπεδο. Γνωρίζοντας τη θέση του μετατροπέα, επιλέγεται το

κατάλληλο A-scan ανάκλασης για την ανακατασκευή της εικόνας. Οι συντεταγμένες του σημείου Z δίνονται από τις παρακάτω σχέσεις:

$$x^* = -R_o * \sin(\theta) + x_o * (\cos(\theta))^2 - y_o * \sin(\theta) * \cos(\theta) \quad (2.24)$$

$$y^* = -R_o * \cos(\theta) - x_o * \sin(\theta) * \cos(\theta) + y_o * (\sin(\theta))^2 \quad (2.25)$$

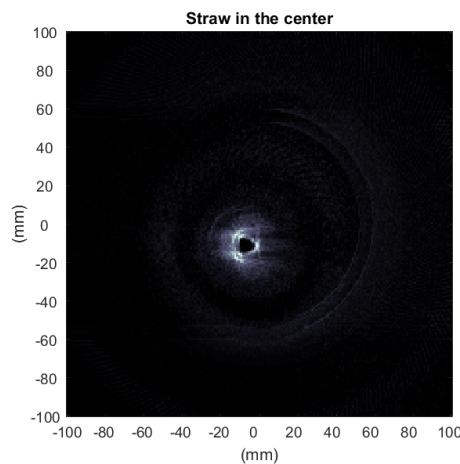
Τέλος, η απόσταση R του σημείου A από την ευθεία των μετατροπέων υπολογίζεται από τη σχέση

$$R = \sqrt{(x^* - x_o)^2 + (y^* - y_o)^2} \quad (2.26)$$

Επομένως, γνωρίζοντας σε κάθε γωνία λήψης τον μετατροπέα που ηχοβολεί το κάθε σημείο του επιπέδου και την απόσταση του εκάστοτε σημείου προς απεικόνιση από τον ηχοβολέα, είναι δυνατή η συλλογή και η άθροιση όλων των τιμών ανάκλασης για κάθε σημείο του επιπέδου από κάθε γωνία.

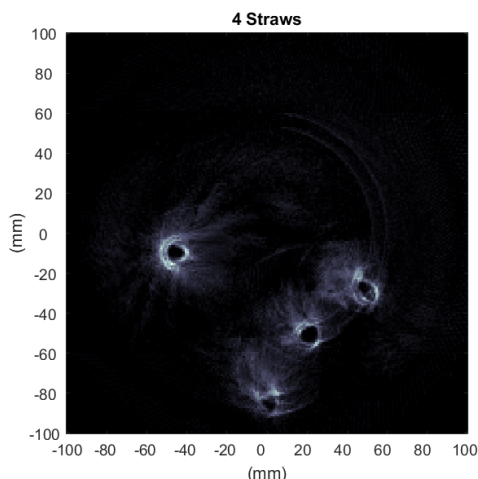
2.6.2. Αποτελέσματα πειραμάτων και βελτιστοποίηση εικόνας

Για την πρώτη σειρά πειραμάτων, χρησιμοποιήθηκαν πλαστικοί σωλήνες σε διαφορετικές θέσεις μέσα στη δεξαμενή νερού και σε διαφορετικές αποστάσεις μεταξύ τους. Οι σωλήνες που χρησιμοποιούνται έχουν διάμετρο 5 mm. Η Εικόνα 2-18 δείχνει την τομή από ένα σωλήνα τοποθετημένο σχεδόν στο κέντρο του δοχείου απεικόνισης, όπως προκύπτει από τον αλγόριθμο ανακατασκευής που προτάθηκε στην προηγούμενη παράγραφο. Το αναμενόμενο σχήμα δακτυλίου φαίνεται καθαρά. Το αχνό φωτεινό νέφος γύρω από το δακτυλίδι οφείλεται στις μικρές μετατοπίσεις που συμβαίνουν στο σωλήνα κατά τη μετακίνηση του νερού και του δοχείου.



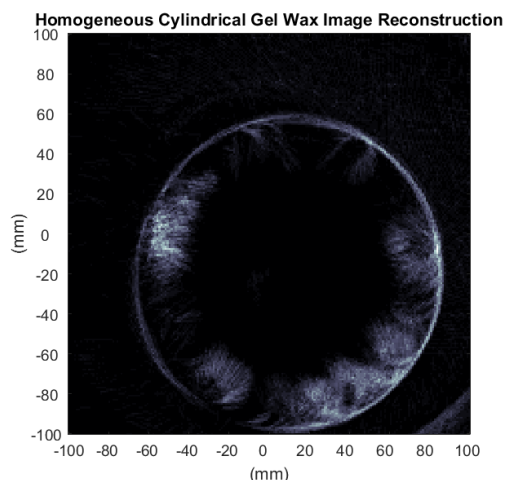
Εικόνα 2-18: Αποτέλεσμα αλγορίθμου ανακατασκευής εικόνας από έναν πλαστικό σωλήνα τοποθετημένο κοντά στο κέντρο του δοχείου απεικόνισης.

Σε άλλη πειραματική διαδικασία χρησιμοποιήθηκαν 4 πλαστικοί σωλήνες, όπως περιεγράφηκε στην Εικόνα 2-9. Το αποτέλεσμα της ανακατασκευής φαίνεται στην Εικόνα 2-19, όπου για μια ακόμα φορά είναι ξεκάθαρη η γεωμετρία του δακτυλίου. Παρά το γεγονός ότι οι σωλήνες συγκρατούνται από διπλό πυκνό πλέγμα, το τμήμα τους που βρίσκεται εντός του δοχείου με το νερό επηρεάστηκε από την κίνηση του νερού, με αποτέλεσμα το λευκό νέφος που εμφανίζεται γύρω από τους δακτύλιους.



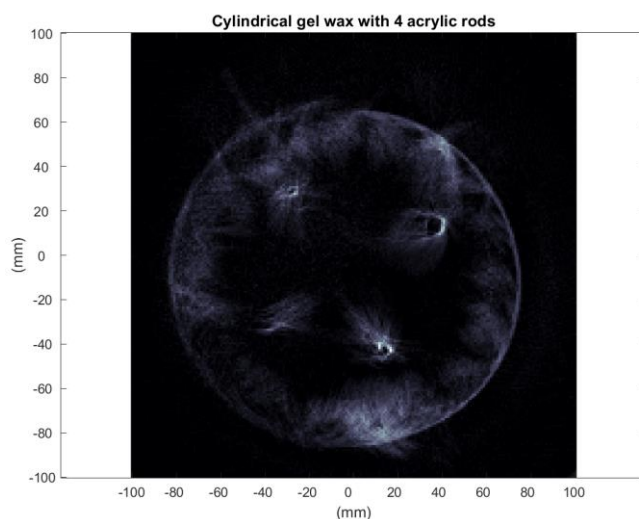
Εικόνα 2-19: Αποτέλεσμα ανακατασκευής εικόνας για τέσσερις σωλήνες.

Το πρώτο πείραμα με το ομοίωμα μαστού πραγματοποιήθηκε με το ομοιογενές κυλινδρικό ομοίωμα από γέλη κεριού που παρουσιάζεται στην Εικόνα 2-11. Το αποτέλεσμα της ανακατασκευής φαίνεται στην Εικόνα 2-20. Επειδή το ομοίωμα θεωρείται ομοιογενές, το αναμενόμενο σχήμα της εικόνας-τομής είναι αυτό του δακτυλιδιού με τα όρια του να είναι πολύ σαφείς. Ο πυρήνας του ομοιώματος είναι σαφώς ομοιογενής χωρίς φυσαλίδες αέρα και ρωγμές. Κοντά στα σύνορα του ομοιώματος, απεικονίζονται κάποιες νεφώσεις, οι οποίες αποδίδονται στις ατέλειες στην επιφάνεια του ομοιώματος. Οι ατέλειες αυτές δημιουργήθηκαν κατά την εξαγωγή του ομοιώματος από το καλούπι σχηματίζοντας ρωγμές σε κάποια σημεία. Επιπλέον, τα νέφη που εμφανίζονται εσωτερικά του συνόρου αποδίδονται στη συγκέντρωση φυσαλίδων αέρα σε συγκεκριμένη περιοχή. Κατά τη διάρκεια παρασκευής του ομοιώματος λιώνοντας τη γέλη κεριού, οι περισσότερες φυσαλίδες απομακρύνονται με τη θερμότητα. Οι εναπομείνουσες φυσαλίδες τείνουν να συσσωρεύονται στα τοιχώματα του καλουπιού δημιουργώντας την εικόνα νέφους.



Εικόνα 2-20: Αποτέλεσμα ανακατασκευής εικόνας ομοιογενούς ομοιώματος μαστού από γέλη κεριού.

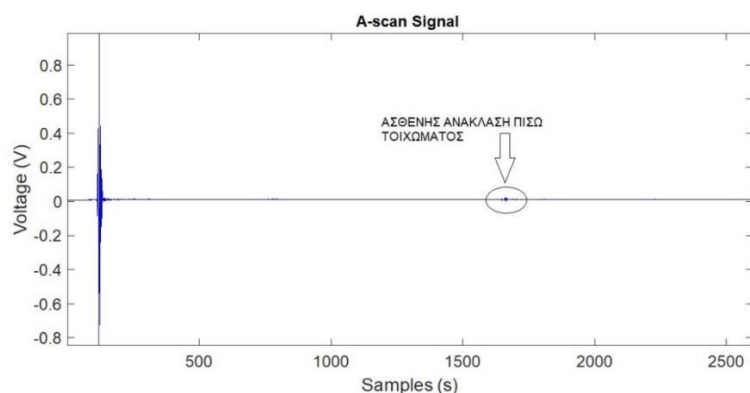
Στη συνέχεια, το αποτέλεσμα της ανακατασκευής του ομοιώματος της Εικόνας 2-12 φαίνεται στην Εικόνα 2-21. Η εισαγωγή διαφορετικού υλικού εντός της γέλης κεριού έχει δημιουργήσει πολλαπλές εστίες φυσαλίδων που παραμορφώνουν την τελική εικόνα. Όμως, η κυκλική γεωμετρία του ομοιώματος εξακολουθεί να φαίνεται μαζί με δύο από τις τέσσερις ακρυλικές ράβδους. Η ράβδος διατομής 4 mm φαίνεται αχνά και δεν είναι δυνατός ο προσδιορισμός της γεωμετρίας της. Αντίστοιχα, η γεωμετρία της ράβδου διατομής 6 mm είναι αρκετά δύσκολο να προσδιοριστεί με ακρίβεια αν και είναι καλύτερη από αυτή των 4 mm. Οι ράβδοι με 8 mm και 10 mm φαίνονται καθαρά στην εικόνα. Συνεπώς, η απεικόνιση δομών μικρότερων των 8 mm δεν είναι εφικτή εντός του ομοιώματος μαστού.



Εικόνα 2-21: Αποτέλεσμα ανακατασκευής εικόνας ομοιώματος μαστού με 4 ακρυλικές ράβδους διαμέτρου 4 mm, 6 mm, 8 mm και 10 mm.

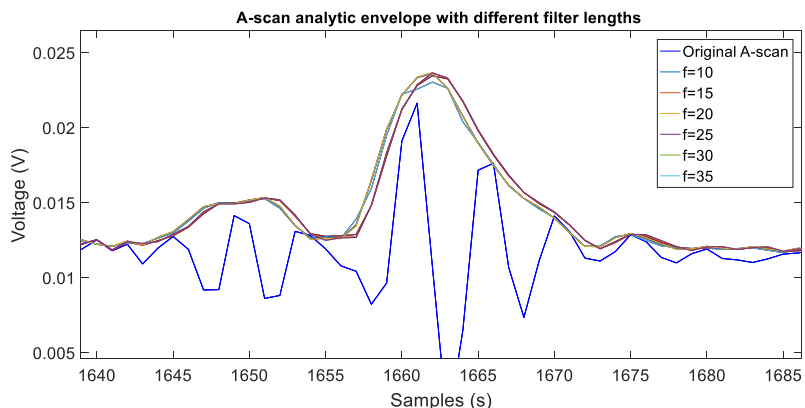
Βελτιστοποίηση εικόνας

Σε αυτή την υλοποίηση το σήμα που λαμβάνεται από τους μετατροπείς υφίσταται ορισμένες διεργασίες με στόχο την εξαγωγή του ωφέλιμου σήματος με τον ελάχιστο δυνατό θόρυβο. Για να μελετηθεί η κατάλληλη μέθοδος επεξεργασίας του σήματος επιλέχθηκε ένα χαρακτηριστικό A-scan σήμα στο οποίο υπάρχουν ανακλάσεις από το αντικείμενο προς απεικόνιση. Το σήμα που επιλέχθηκε εμφανίζει μια ισχυρή πρώτη ανάκλαση, ενώ η δεύτερη είναι αρκετά εξασθενημένη διότι προέρχεται από το απέναντι τοίχωμα του αντικειμένου σε απόσταση σχεδόν 14 εκατοστών. Το σήμα αυτό επιλέχθηκε σκόπιμα εξαιτίας του προαναφερθέντος χαρακτηριστικού, καθώς κατά την επεξεργασία είναι απαραίτητο να λαμβάνονται υπόψη και να μη χάνονται οι ασθενείς ανακλάσεις που προέρχονται από μεγαλύτερα βάθη. Με δεδομένο πως η πλακέτα που χρησιμοποιείται δεν περιλαμβάνει στάδιο TGC, είναι ανάγκη να εφαρμοσθεί μια μέθοδος που θα επιτρέψει την ανίχνευση της ασθενούς ανάκλασης, ώστε να είναι εφικτή η απεικόνιση δομών που βρίσκονται βαθύτερα στο αντικείμενο.



Εικόνα 2-22: Χαρακτηριστικό σήμα A-scan με δύο ανακλάσεις από την μπροστά και την πίσω πλευρά του αντικειμένου.

Αρχικά, υπολογίζεται η άνω περιβάλλουσα του σήματος. Για τον προσδιορισμό της μελετώνται 3 διαφορετικές περιπτώσεις. Στην πρώτη περίπτωση, υπολογίζεται η άνω περιβάλλουσα από το πλάτος του αναλυτικού σήματος για κάθε A-scan. Το αναλυτικό σήμα υπολογίζεται μέσω του διακριτού μετασχηματισμού Fourier για τον προσδιορισμό του μετασχηματισμού Hilbert και φιλτράροντας το A-scan με FIR φίλτρο Hilbert. Το μήκος του φίλτρου Hilbert δοκιμάστηκε με διάφορες τιμές από 10 έως 35 δείγματα. Από τα αποτελέσματα που φαίνονται στην παρακάτω Εικόνα 2-23 εξάγεται το συμπέρασμα πως για μήκος φίλτρου μεγαλύτερο του 20 δεν υπάρχει ουσιαστική διαφοροποίηση στην περιβάλλουσα.

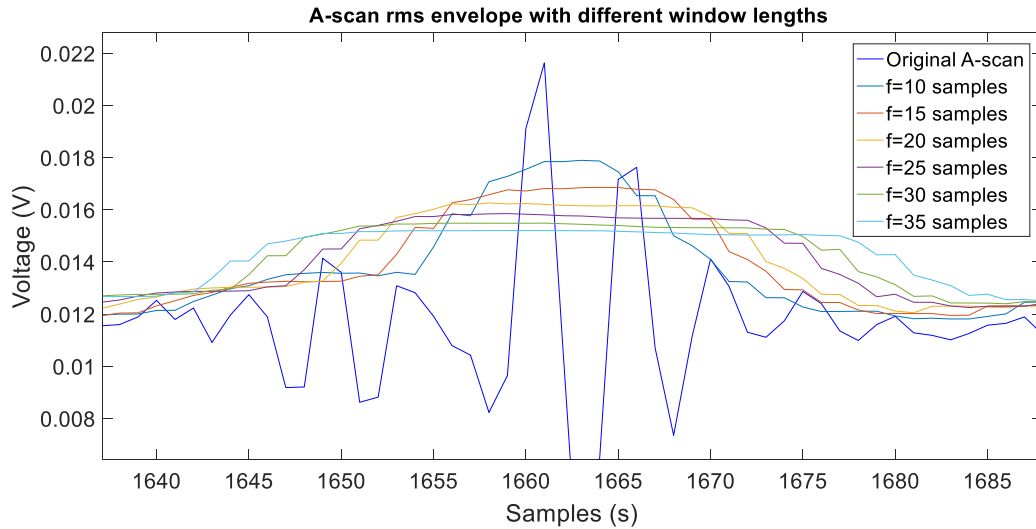


Εικόνα 2-23: Περιβάλλουσα του A-scan με χρήση του αναλυτικού σήματος.

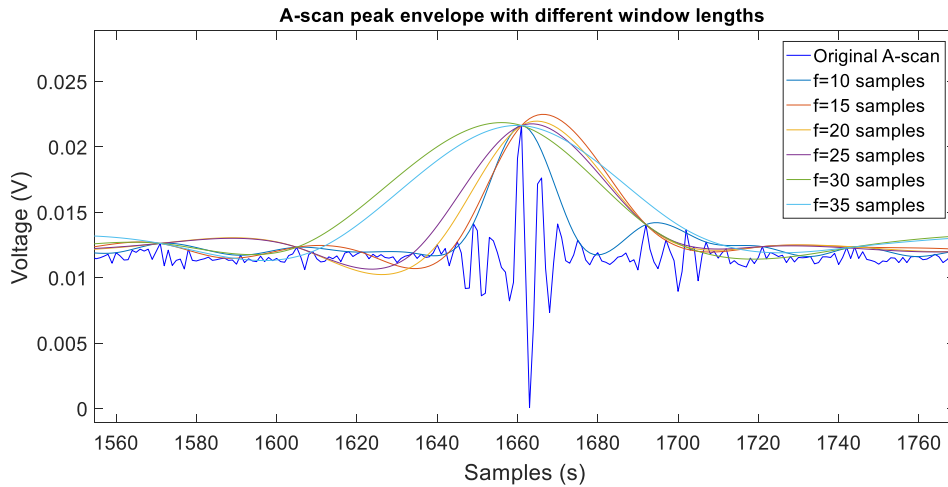
Στη δεύτερη περίπτωση, υπολογίζεται η άνω περιβάλλουσα από τη μέση τετραγωνική ρίζα του σήματος για κάθε A-scan χρησιμοποιώντας ένα κυλιόμενο παράθυρο, το μήκος του οποίου δοκιμάστηκε για διάφορες τιμές, όπως φαίνεται στην παρακάτω Εικόνα 2-24. Γίνεται αντιληπτό πως καθώς το μήκος του παραθύρου αυξάνεται, η κορυφή της περιβάλλουσας εμφανίζεται χαμηλότερα και εκτείνεται σε μεγαλύτερο αριθμό δειγμάτων. Αυτό είναι αρνητικό για τη διαδικασία ανακατασκευής της εικόνας διότι η ανάκλαση που προέρχεται από το αντικείμενο προς απεικόνιση ουσιαστικά χάνεται μέσα στο υπόλοιπο σήμα, αφού η μεταβολή της μέσης τετραγωνικής τιμής του σήματος είναι μικρότερη. Επίσης, το γεγονός πως εκτείνεται σε μεγαλύτερο αριθμό δειγμάτων εισάγει μια ψευδή επιμήκυνση του συνόρου του αντικειμένου, καθιστώντας ασαφή και θολά τα όρια του στην τελική απεικόνιση. Ως εκ τούτου, η επιλογή ενός παραθύρου με μικρό μήκος είναι κατάλληλη για την διαδικασία ανακατασκευής της εικόνας. Στην Εικόνα 2-24 φαίνεται πως το μήκος παραθύρου δέκα δειγμάτων δίνει τη μεγαλύτερη μεταβολή της rms τιμής του σήματος στην περιοχή που εμφανίζεται η ανάκλαση από το υπό μελέτη αντικείμενο.

Στην τρίτη περίπτωση, υπολογίζεται η άνω περιβάλλουσα των κορυφών του σήματος για κάθε A-scan. Η περιβάλλουσα προκύπτει μέσω παρεμβολής των τοπικών μεγίστων του σήματος ανά συγκεκριμένο αριθμό δειγμάτων. Για να προσδιοριστεί ο κατάλληλος αριθμός δειγμάτων μεταξύ των τοπικών μεγίστων μελετήθηκαν διάφορες τιμές, όπως φαίνονται στην παρακάτω Εικόνα 2-25. Με παρατήρηση των αποτελεσμάτων, προκύπτει το συμπέρασμα πως όταν λαμβάνονται τα τοπικά μέγιστα ανά μικρό αριθμό δειγμάτων, η περιβάλλουσα ακολουθεί με μεγαλύτερη ακρίβεια τη μορφή του σήματος. Από τη μια πλευρά, αυτό είναι επιθυμητό διότι η πληροφορία της

ανάκλασης δεν αλλοιώνεται. Όμως, ο πολύ μικρός αριθμός δειγμάτων μπορεί να οδηγήσει σε απότομες μεταβολές στην ίδια ανάκλαση.



Εικόνα 2-24: Περιβάλλουσα του A-scan με χρήση rms τιμές σήματος.

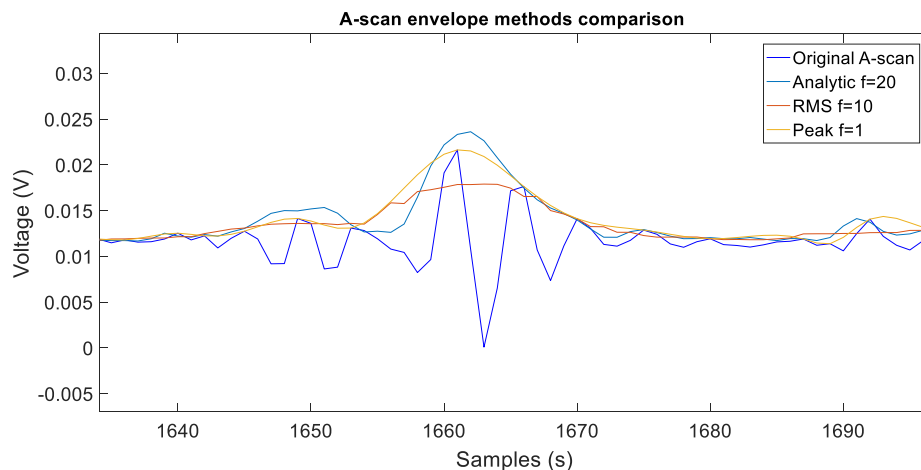


Εικόνα 2-25: Περιβάλλουσα του A-scan με χρήση των κορυφών του σήματος.

Σύγκριση Αναλυτικής Περιβάλλουσας με RMS και PEAK

Για τον προσδιορισμό της βέλτιστης μεθόδου για την εξαγωγή της περιβάλλουσας έγινε η σύγκριση των τριών μεθόδων που παρουσιάστηκαν προηγουμένως σε κοινό διάγραμμα (Εικόνα 2-26). Παρατηρείται πως για τις βέλτιστες τιμές της κάθε μεθόδου, όπως αυτές προσδιορίστηκαν προηγουμένως, τα αποτελέσματα είναι αρκετά καλά και δεν παρουσιάζονται σημαντικές διαφορές μεταξύ τους. Η αναλυτική περιβάλλουσα με μήκος φίλτρου 20 ακολουθεί πιστά το αρχικό σήμα

και εμφανίζει τη μεγαλύτερη μεταβολή στην περιοχή της ανάκλασης. Η rms περιβάλλουσα ανά 10 δείγματα έχει πιο ομαλή μεταβολή, ενώ η τρίτη περιβάλλουσα που προκύπτει από τις κορυφές ανά δείγμα μεταβάλλεται σε μεγαλύτερο αριθμό δειγμάτων σε σχέση με την αναλυτική.



Εικόνα 2-26: Σύγκριση των 3 μεθόδων εξαγωγής της περιβάλλουσας του σήματος.

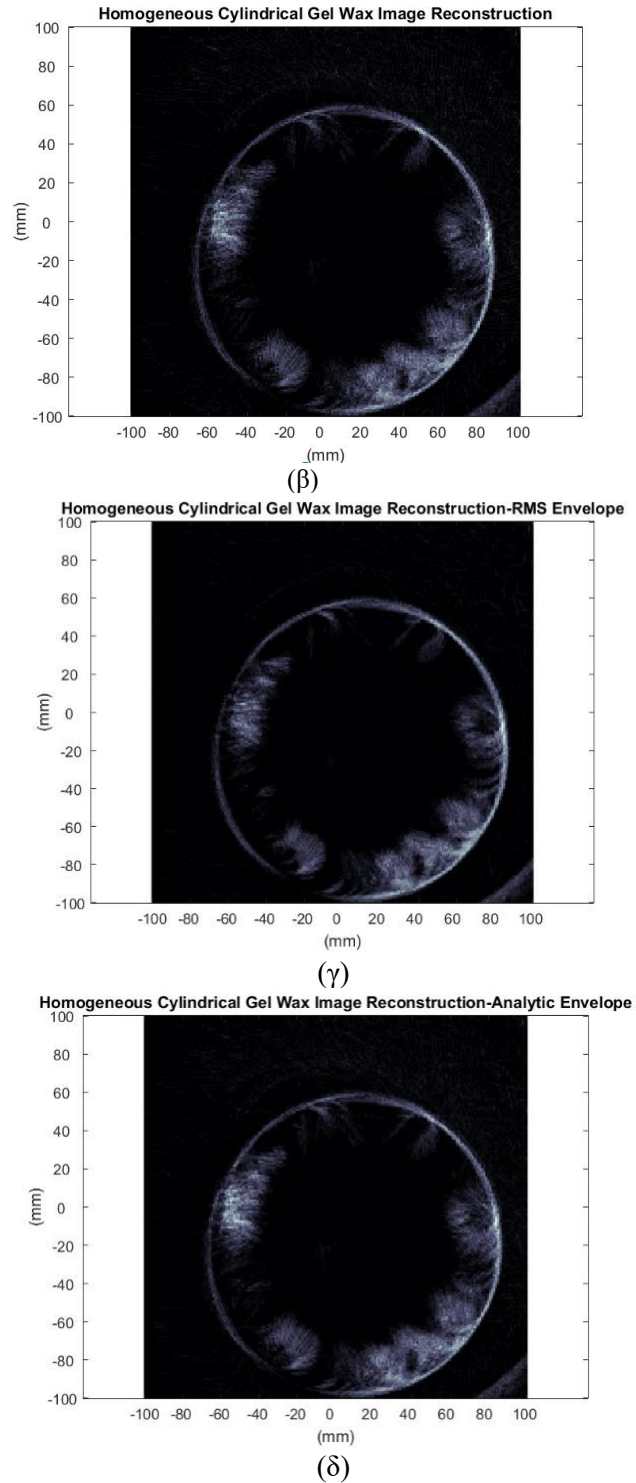
Ανακατασκευή εικόνας με περιβάλλουσα κορυφών ανά ένα δείγμα

Τα συμπεράσματα της προηγούμενη ανάλυσης επαληθεύτηκαν με τη χρήση τους για την ανακατασκευή μιας τομής από ένα ομοίωμα μαστού από γέλη κεριού. Για τα ίδια δεδομένα ανάκλασης χρησιμοποιήθηκαν οι τρεις διαφορετικές εκδοχές της επεξεργασίας που παρουσιάστηκε και τα αποτελέσματα φαίνονται συγκεντρωτικά στην Εικόνα 2-27. Οι διαφορές μεταξύ των εικόνων γίνονται δύσκολα αντιληπτές με γυμνό μάτι. Συνεπώς, η επιλογή της μεθόδου έγινε με κριτήριο την ελαχιστοποίηση του χρόνου εκτέλεσης του κώδικα. Η πιο γρήγορη τεχνική ήταν η περιβάλλουσα που εξάγεται από το αναλυτικό σήμα και για αυτό το λόγο προτιμήθηκε στην υλοποίηση του κώδικα επεξεργασίας των δεδομένων ανάκλασης.



(α)

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 – ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΥΠΕΡΗΧΗΤΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ



Εικόνα 2-27: (α) Ομοίωμα μαστού από γέλη κεριού. Τομή ανακατασκευασμένης εικόνας (β) με τη μέθοδο περιβάλλουσας κορυφών (γ) με τη μέθοδο RMS περιβάλλουσας (δ) με τη μέθοδο αναλυτικής περιβάλλουσας.

3. ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 - ΤΕΧΝΙΚΕΣ

ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ

Ο όρος «μικροκυματική απεικόνιση» χρησιμοποιείται για να περιγράψει τις τεχνικές που χρησιμοποιούν την ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία στη φασματική περιοχή των 300 MHz έως 300 GHz με στόχο την ανίχνευση ή απεικόνιση μιας δεδομένης περιοχής ενδιαφέροντος. Για δεκαετίες τα μικροκύματα χρησιμοποιούνται για ανίχνευση μέσω ραντάρ, για παρακολούθηση στόχων και γενικότερα σε εφαρμογές ανίχνευσης μεγάλων αποστάσεων. Πιο πρόσφατα, οι εφαρμογές τους επεκτείνονται σε απεικονίσεις για επιθεώρηση της δομικής ακεραιότητας υλικών, μη καταστροφικούς ελέγχους (Non-Destructive Testing, NDT) καθώς και στην απεικόνιση περιοχών του σώματος, όπως για παράδειγμα ο μαστός.

Οι τεχνικές μικροκυματικής απεικόνισης μπορούν να ταξινομηθούν σε δύο κατηγορίες, τις ποσοτικές τεχνικές και τις ποιοτικές τεχνικές. Οι ποσοτικές τεχνικές, γνωστές και ως μέθοδοι αντίστροφης σκέδασης, δίνουν τις ηλεκτρικές και γεωμετρικές (σχήμα, μέγεθος, θέση) παραμέτρους ενός αντικειμένου προς απεικόνιση λύνοντας το μη γραμμικό αντίστροφο πρόβλημα. Η μορφή του αντικειμένου και η χωρική κατανομή της διηλεκτρικής σταθεράς λαμβάνονται από τα εκπεμπόμενα (προσπίπτοντα) και σκεδαζόμενα (ληφθέντα) πεδία. Η λύση των περισσότερων προβλημάτων αντίστροφης σκέδασης για τις μικροκυματικές συχνότητες είναι πολύ δύσκολη, λόγω των ασυνεχειών και των διαφορών στις ιδιότητες των ανομοιογενειών με το μήκος κύματος. Το μη γραμμικό πρόβλημα μετατρέπεται σε γραμμικό πρόβλημα αντιστροφής μέσω της προσέγγισης Born ή Rytov. Παρά το γεγονός ότι μπορεί να χρησιμοποιηθούν μέθοδοι απευθείας αντιστροφής πίνακα, αυτό έχει τεράστιο υπολογιστικό κόστος σε μεγάλους πίνακες. Επίσης, η λύση συχνά δεν είναι μοναδική, καθώς τα αποσβενόμενα κύματα δεν προσδιορίζονται ακριβώς και έτσι χάνεται η πληροφορία που περιέχεται στις υψηλές συχνότητες. Προβλήματα όπως η ανάλυση, η αντίθεση, το μέγεθος του αντικειμένου, η ταχύτητα της λύσης, η στιβαρότητα του αλγορίθμου, η αριθμητική σταθερότητα, η συμβατότητα με τη γεωμετρία του αντικειμένου υπάρχουν σε οποιαδήποτε εφαρμογή μικροκυματικής απεικόνισης και αναφέρονται πιο αναλυτικά στο [59]. Από την άλλη πλευρά, οι ποιοτικές τεχνικές μικροκυματικής απεικόνισης υπολογίζουν ένα ποιοτικό χαρακτηριστικό του υπό μελέτη αντικειμένου, που ονομάζεται συνάρτηση

ανακλαστικότητα (reflectivity function). Οι τεχνικές αυτές χρησιμοποιούν προσεγγίσεις για να απλοποιήσουν το απεικονιστικό πρόβλημα και στη συνέχεια εφαρμόζουν έναν αλγόριθμο οπισθοσκέδασης για να ανακατασκευάσουν το προφίλ του άγνωστου αντικειμένου. Κάποιες από τις πιο γνωστές ποιοτικές τεχνικές μικροκυματικής απεικόνισης είναι το ραντάρ συνθετικού παραθύρου (Synthetic Aperture Radar, SAR) και το ραντάρ διείσδυσης εδάφους (Ground Penetrating Radar, GPR).

Στις ιατρικές εφαρμογές, μερικά από αυτά τα προβλήματα επιδεινώνονται από διάφορους παράγοντες. Από την μια πλευρά απαιτείται υψηλή ανάλυση για την ανίχνευση των μικρών όγκων, ενώ από την άλλη οι υψηλές συχνότητες εξασθενούν έντονα στους περισσότερους ιστούς επιτυγχάνοντας μικρά βάθη διείσδυσης. Επιπλέον, ο συνολικός χρόνος που απαιτείται για τη συλλογή και επεξεργασία των δεδομένων για την ανακατασκευή της συνάρτησης αντικειμένου οφείλει να είναι διάρκειας μερικών λεπτών. Τέλος, μία ακόμα πρόκληση αποτελεί η δυνατότητα του συστήματος να συλλέγει τα εκπεμπόμενα και σκεδαζόμενα πεδία με κλινικά αποδεκτό τρόπο.

3.1. ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΤΗΣ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΗΣ ΡΑΔΙΟΜΕΤΡΙΑΣ

Η ραδιομετρία γενικά είναι μια μέθοδος ανίχνευσης της ακτινοβολίας της ύλης. Όλα τα υλικά σώματα (στερεά, υγρά, αέρια και πλάσμα) εκπέμπουν ενέργεια με τη μορφή ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων σύμφωνα με το νόμο του Planck. Το φάσμα συχνοτήτων μιας τέτοιας θερμικής ακτινοβολίας προσδιορίζεται, πέρα από τις ιδιότητες του μέλανος σώματος, από τη θερμοκρασία του συγκεκριμένου σώματος. Μελετώντας την ένταση της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας και τη φασματική κατανομή της, είναι δυνατό να καθοριστεί η θερμοκρασία και να χαρακτηριστεί το ακτινοβόλο σώμα καθώς και το περιβάλλον, ανεξάρτητα από την απόσταση [60].

Ο όρος Μικροκυματική Ραδιομετρία (Microwave Radiometry) χρησιμοποιείται για να περιγράψει την τεχνολογία της ραδιομετρίας στην μικροκυματική ζώνη συχνοτήτων. Η τεχνολογία αυτή βρίσκει εφαρμογή στη ραδιοαστρονομία και αναπτύχθηκε κατά τη διάρκεια των τελευταίων 70 ετών ως μέσο καλύτερης παρατήρησης και κατανόησης του σύμπαντος. Η λειτουργία των ραδιομέτρων βασίζεται στη φυσική αρχή λήψης της χαοτικής θερμικής

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 - ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ

ακτινοβολίας που εκπέμπεται από οποιοδήποτε υλικό αντικείμενο σε θερμοκρασία πάνω από το απόλυτο μηδέν ($-273\text{ }^{\circ}\text{C}$). Στην αρχή του 20ου αιώνα ο Max Planck διατύπωσε τους νόμους που διέπουν αυτή την ακτινοβολία, οριοθετώντας κατ' αυτόν τον τρόπο την αρχή της εποχής της Κβαντικής Φυσικής [61], [62].

Το μετρητικό όργανο που χρησιμοποιείται στη ραδιομετρία είναι το ραδιόμετρο το οποίο αποτελεί έναν παθητικό αισθητήρα που λειτουργεί εξ αποστάσεως. Πέρα από την εφαρμογή του στην αστρονομία, το ραδιόμετρο χρησιμοποιείται για τη μέτρηση της ραδιομετρικής θερμοκρασίας επιφανειών ξηράς, θάλασσας, της μεσολαβούσας ατμόσφαιρας καθώς και στην υδρολογία, τη μετεωρολογία, τη γεωλογία και την ωκεανογραφία. Οι θερμοκρασίες λαμπρότητας που καταγράφονται από τα ραδιόμετρα σχετίζονται με τις ηλεκτρικές, τις χημικές και τις δομικές ιδιότητες των υπό μέτρηση επιφανειών. Ειδικότερα, τα ραδιόμετρα δίνουν τη δυνατότητα καταγραφής της υγρασίας του εδάφους, την εκτίμηση του βάθους του χιονιού ή του πάγου, παρέχουν πληροφορίες για τον προσδιορισμό των παραμέτρων του εδάφους, των γεωλογικών δομών καθώς και των αποθεμάτων ορυκτών. Οι δυνατότητες ενός ραδιομετρικού συστήματος εκτείνονται έως και την προσγείωση ενός αεροσκάφους υπό συνθήκες μηδενικής ορατότητας μέσω της κατασκευής χαρτών θερμοκρασιών λαμπρότητας του εδάφους και της θερμοκρασίας της ατμόσφαιρας παρουσία σύννεφων ή νέφους, τη μέτρηση των υδρατμών στην ατμόσφαιρα αλλά και σε άλλες εφαρμογές όπως ο εντοπισμός μόλυνσης στους υποθαλάσσιους και θαλάσσιους χώρους.

Μια άλλη πολύ σημαντική εφαρμογή της Μικροκυματικής Ραδιομετρίας αφορά την επιστήμη της βιοϊατρικής. Οι βιολογικοί ιστοί, ως υλικά με απώλειες και σε θερμοκρασίες μεγαλύτερες του απόλυτου μηδέν, εκπέμπουν ηλεκτρομαγνητικό θερμικό θόρυβο. Συνεπώς, γίνεται δυνατή η μέτρηση του μικροκυματικού, ηλεκτρομαγνητικού θερμικού θορύβου των ιστών του ανθρώπινου σώματος. Εκμεταλλευόμενοι την παραπάνω ιδιότητα καθίσταται δυνατή η Ραδιομετρική Απεικόνιση ως μια μη επεμβατική τεχνική, η οποία παρέχει πληροφορία για τη θερμοκρασιακή κατανομή των ιστών σε βάθος αρκετών εκατοστών σε υποδόριους ιστούς.

Η έρευνα για βιοϊατρικές εφαρμογές της Μικροκυματικής Ραδιομετρίας ξεκίνησε τη δεκαετία του '70. Η εξέλιξη της εν λόγω τεχνολογίας συνεχίζεται και εν μέρει οφείλεται στην αποτυχία των τεχνικών υπέρυθρης θερμογραφίας να παρέχουν χρήσιμες πληροφορίες για την κατανομή θερμοκρασίας μέσα στο ανθρώπινο σώμα. Παρά το γεγονός ότι το ανθρώπινο σώμα εκπέμπει τη

μέγιστη ακτινοβολία στα μήκη κύματος της υπέρυθρης ακτινοβολίας, η μεγάλη εξασθένιση της ακτινοβολίας αυτής δια μέσου των ιστών, περιορίζει τη δυνατότητα αξιοποίησης της υπέρυθρης θερμογραφίας για κλινικές εφαρμογές. Η Μικροκυματική Ραδιομετρία και η Υπέρυθη Θερμογραφία βασίζονται στις ίδιες φυσικές αρχές, παρουσιάζοντας όμως σημαντικές διαφορές στα βάθη διείσδυσης στους βιολογικούς ιστούς. Τα μικροκύματα στην περιοχή 1-5 GHz εξασφαλίζουν ικανοποιητικό βάθος διείσδυσης αρκετών εκατοστών ενώ το βάθος διείσδυσης της υπέρυθρης ακτινοβολίας (300 GHz με 400 THz) είναι της τάξης του χιλιοστού [63]–[65].

Οι εφαρμογές της μικροκυματικής ραδιομετρίας κοντινού πεδίου στην Ιατρική περιλαμβάνουν ειδικότητες, όπως τη νευροπαθολογία, τη μαστολογία, τη γυναικολογία, την ουρολογία καθώς και παράλληλη χρήση με συνεδρίες υπερθερμίας για τον έλεγχο της θερμοκρασίας στους υγιείς ιστούς κατά τη θεραπεία κατά του καρκίνου. Δυστυχώς, παρά τη σημαντική πρόοδο για την εφαρμογή της μεθόδου, υπάρχουν ακόμα αρκετά εμπόδια για την καθιέρωση της [63]–[65]. Τα εμπόδια αυτά υφίστανται λόγω της ιδιαιτερότητας της φυσιολογίας του ανθρώπινου οργανισμού, των βιολογικών ιδιοτήτων των ιστών και των μετρητικών μεθόδων καθώς και της ακρίβειας των ραδιομέτρων. Ως εκ τούτου είναι απαραίτητο να στοιχειοθετηθεί η υπάρχουσα γνώση σε ό,τι αφορά τους τύπους των ραδιομέτρων, τη μετρητική διαδικασία και τα όρια της τεχνολογίας.

Οι βασικές αρχές της μικροκυματικής ραδιομετρίας περιγράφονται περιληπτικά παρακάτω [66], [67]:

(i) Σύμφωνα με την ακτινοβολία του μέλανος σώματος, η εφαρμογή του νόμου του Planck ή η χρήση της προσέγγισης των Rayleigh–Jeans (που ισχύει στην περιοχή των μικροκυμάτων για θερμοκρασίες υψηλότερες από 100 K) οδηγούν στο νόμο του Nyquist, που εκφράζει την ισχύ θορύβου P που εκπέμπεται σε μια κεραία συζευγμένη σε ένα μέσο με απώλειες σε απόλυτη θερμοκρασία T . Αυτή η πυκνότητα ισχύος είναι ομοιόμορφη στο μικροκυματικό φάσμα και για εύρος ζώνης ενός Hertz, δίνεται από τη σχέση:

$$P = k * T \quad (3.1)$$

όπου k είναι η σταθερά Boltzmann: $k = 1.38 * 10^{-23} \text{ J K}^{-1}$

(ii) Σύμφωνα με την εξίσωση ισορροπίας της ακτινοβολίας (*radiation balance equation*), που αποτελεί συνέπεια του δεύτερου θερμοδυναμικού νόμου, η ενέργεια που

ανταλλάσσεται μεταξύ διαφόρων σωμάτων σε θερμοδυναμική ισορροπία είναι ισοκατανεμημένη (*equipartition principle*). Η ιδιότητα αυτή ισχύει για τα διάφορα εύρη συχνοτήτων.

Μια άλλη περιγραφή της ίδιας προσέγγισης είναι ότι η θερμοκρασία σχετίζεται με την τυχαία κίνηση των ηλεκτρικών σωματιδίων και δίπολων της ύλης και με την παραγωγή σήματος (τύπου) ηλεκτρομαγνητικού θορύβου μεγάλου εύρους.

3.1.1. Η θεωρία της ακτινοβολίας του μέλανος σώματος και η επέκτασή της για κάθε φυσικό σώμα

Ως «Μέλαν Σώμα» χαρακτηρίζεται το σώμα που απορροφά πλήρως την προσπίπτουσα ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία κάθε συχνότητας. Ένα μέλαν σώμα, που βρίσκεται σε θερμική ισορροπία με το περιβάλλον του, εκπέμπει ακτινοβολία, σε όλες τις συχνότητες [68].

Το μέλαν σώμα μπορεί να προσεγγιστεί πειραματικά ως μια κλειστή κοιλότητα στο εσωτερικό ενός σώματος με ομοιόμορφη θερμοκρασία, που επικοινωνεί με τον έξω κόσμο μέσω μιας μικρής οπής. Η ακτινοβολία που διαφεύγει από την οπή έχει ίδιες φασματοσκοπικές ιδιότητες με την ακτινοβολία εντός της κοιλότητας, δηλαδή του μέλανος σώματος. Το φάσμα του περιγράφεται πειραματικά από τη φασματική πυκνότητα του $u(\nu, T)$ σύμφωνα με τη σχέση:

$$u(\nu, T) = \frac{\Delta E}{\Delta V * \Delta \nu} \quad (3.2)$$

όπου ΔE είναι η ενέργεια που ακτινοβολείται μέσα σε μια περιοχή συχνοτήτων $\Delta \nu$ από έναν όγκο ΔV της κοιλότητας που βρίσκεται σε θερμοκρασία T .

Η $u(\nu, T)$ είναι η πυκνότητα ενέργειας ανά μονάδα όγκου και διαστήματος συχνότητας και διαδίδεται με την ταχύτητα του φωτός προς όλες τις κατευθύνσεις. Η ενέργεια που εκπέμπει ένα μέλαν σώμα ανά μονάδα χρόνου, επιφάνειας και διαστήματος συχνότητας είναι [69]:

$$E(\nu, T) = \frac{c * u(\nu, T)}{4} \quad (3.3)$$

όπου c : η ταχύτητα του φωτός.

Το φάσμα εκπομπής του μέλανος σώματος σε διάφορες θερμοκρασίες προκύπτει πειραματικά μετρώντας την ποσότητα $E(\nu, T)$ [69], που φαίνεται στην Εικόνα 3.1.

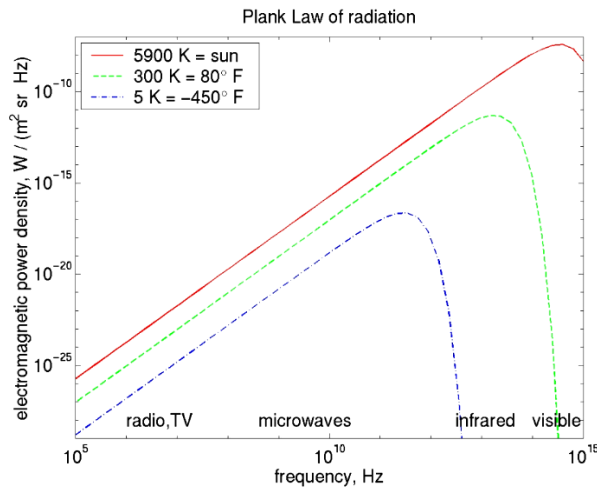
Οι *Rayleigh* και *Jeans* διατύπωσαν τον ομώνυμο νόμο *Rayleigh-Jeans* που σε συνδυασμό με το νόμο του *Planck* δίνουν τη σχέση για τη φασματική πυκνότητα της ακτινοβολίας του μέλανος σώματος:

$$u(\nu, T) = \frac{8\pi \nu^2 kT}{c^3} \quad (3.4)$$

όπου k : η σταθερά *Boltzmann*, $1.380136 \times 10^{-23} \text{ JK}^{-1}$. Συνεπώς, η ροή ενέργειας της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας θα είναι

$$E(\nu, T) = \frac{2\pi \nu^2 kT}{c^2} \quad (3.5)$$

Η συγκεκριμένη θεωρητική πρόβλεψη στηρίχθηκε στην παραδοχή ότι οι ταλαντωτές θα έχουν συνεχές ενεργειακό φάσμα καθώς ταλαντώνονται μέσα στην κοιλότητα του μέλανος σώματος. Στις χαμηλές συχνότητες η θεωρητική ανάλυση βρίσκεται σε συμφωνία με τα πειραματικά αποτελέσματα. Στις υψηλές συχνότητες η ίδια θεωρητική ανάλυση οδηγεί σε άτοπο, αφού εφαρμόζοντας την, προκύπτει ότι η εκπεμπόμενη ακτινοβολία αυξάνει απεριόριστα.



Εικόνα 3-1: Φάσμα εκπομπής μέλανος σώματος.

Ο *Planck* έκανε την παραδοχή ότι η ενέργεια εκπέμπεται σε πακέτα ενέργειας $h\nu$, όπου h , η σταθερά του *Planck* και ν , η συχνότητα της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας. Βασιζόμενος στην παραδοχή της διακριτότητας των ενεργειακών σταθμών των σωμάτων και συνδυάζοντάς την με τις στατιστικές παραδοχές του *Boltzmann*, ο *Planck* κατέληξε στη σχέση που περιγράφει τη φασματική πυκνότητα ισχύος του μέλανος σώματος.

$$u(\nu, T) = \frac{8\pi\nu^2}{c^3} \frac{h\nu}{e^{kT} - 1} \quad (3.6)$$

Συνεπώς, η εκπεμπόμενη ενέργεια ανά μονάδα χρόνου, επιφάνειας και διαστήματος συχνοτήτων είναι:

$$E(\nu, T) = \frac{1}{c^2} \frac{2\pi h\nu}{e^{kT} - 1} \quad (3.7)$$

όπου h : η σταθερά *Planck*, c : η ταχύτητα του φωτός, k : η σταθερά *Boltzmann*, T : η απόλυτη θερμοκρασία.

Η παραπάνω σχέση συναρτήσεως του μήκους κύματος λ της ακτινοβολίας δίνει:

$$E(\nu, T)dV = E(\nu, T)d\lambda \quad (3.8)$$

$$\lambda = \frac{c}{\nu} \quad (3.9)$$

Η τελευταία με παραγωγή δίνει $d\lambda = \left(-c/\nu^2\right) d\nu$, οπότε, η σχέση γίνεται:

$$E(\lambda, T) = \frac{2\pi c^2}{\lambda^5} \frac{h}{e^{\frac{hc}{\lambda kT}} - 1} \quad (3.10)$$

Με ολοκλήρωση της συνάρτησης του *Planck* για όλες τις συχνότητες [68], προκύπτει ο νόμος των *Stephan – Boltzmann* για την ολική εκπεμπόμενη ενέργεια από ένα μέλαν σώμα

$$E_b = \int_0^\infty E(\lambda, T)d\lambda = \sigma T^4 \quad (3.11)$$

Όπου, E_b είναι η ολική εκπεμπόμενη ενέργεια ανά μονάδα χρόνου και επιφάνειας (ένταση) σε όλες τις συχνότητες και σ είναι σταθερά με τιμή για κάθε μέλαν σώμα ίση με $\sigma = 5.7 \times 10^{-8} \text{ W/m}^2\text{K}^4$

Ο νόμος αυτός έχει επιβεβαιωθεί και πειραματικά με την ακτινοβολούμενη ενέργεια μέλανος σώματος να κατανέμεται στις διάφορες συχνότητες όπως φαίνεται στη χαρακτηριστική καμπύλη του σχήματος 3-1.

Η ένταση της ακτινοβολίας μεγιστοποιείται για μια συγκεκριμένη συχνότητα ν_{max} (μήκος κύματος λ_{max}) για την οποία έχει βρεθεί ότι αυξάνει ανάλογα με τη θερμοκρασία, σύμφωνα με το νόμο του *Wien*:

$$\lambda_{max}T = 0.002898 \quad (3.12)$$

όπου λ_{max} , το μήκος σε μέτρα της μέγιστης ακτινοβολίας E_b στη θερμοκρασία T σε Κ. Ο πειραματικός αυτός νόμος προκύπτει και θεωρητικά παραγωγίζοντας την εξίσωση (3.7) ως προς ν και εξισώνοντάς τη με το μηδέν.

Ο συντελεστής απορρόφησης α_ν για κάθε φυσικό σώμα ορίζεται ως ο λόγος της ισχύος της απορροφούμενης ακτινοβολίας προς την ισχύ της προσπίπτουσας σε αυτό ακτινοβολίας. Στην περίπτωση που το μέλαν σώμα απορροφά πλήρως την ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία κάθε συχνότητας που προσπίπτει πάνω του ισχύει $\alpha_{b\nu} = 1$ ενώ, σε διαφορετική περίπτωση είναι $\alpha_\nu < 1$.

Για κάθε σώμα, που βρίσκεται σε θερμική ισορροπία, η ακτινοβολούμενη ενέργεια πρέπει να εξισορροπείται από την ενέργεια που απορροφά αυτό από το περιβάλλον. Ο *Kirchoff* με απλούς θερμοδυναμικούς συλλογισμούς κατέληξε στη σχέση:

$$E_\nu = \alpha_\nu E_{b\nu} = \alpha_\nu \sigma T^4 \quad (3.13)$$

Κατέληξε, δηλαδή, στο συμπέρασμα πως ένα ομοιόμορφο μέσο σε θερμική ισορροπία, έχει συντελεστές απορρόφησης και εκπομπής για κάθε φασματική περιοχή ίσους με το λόγο της εκπεμπόμενης ενέργειας του σώματος προς την αντίστοιχη του μέλανος. Η παραπάνω σχέση ορίζει το συντελεστή εκπομπής ϵ_ν ενός σώματος.

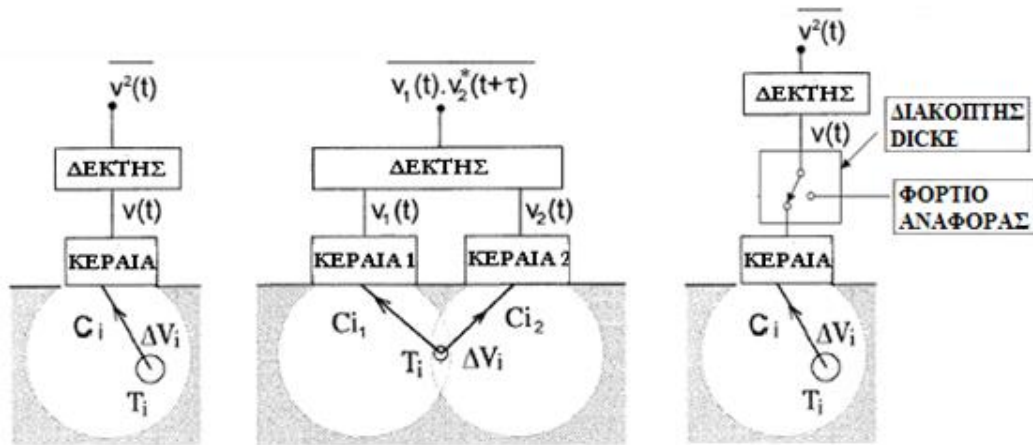
$$\alpha_\nu = \frac{E_\nu}{E_{b\nu}} = \epsilon_\nu \quad (3.14)$$

Συνοψίζοντας, η αρχή λειτουργίας της μικροκυματικής ραδιομετρίας, στηρίζεται στην ανίχνευση των πολύ ασθενών σημάτων τύπου θορύβου που εκπέμπονται από όλα τα υλικά αντικείμενα.

3.1.2. Είδη ραδιόμετρων

Ένα ραδιόμετρο απαρτίζεται κατά κύριο λόγο από μια κεραία ανίχνευσης και έναν πολύ ευαίσθητο δέκτη ευρείας ζώνης. Η κεραία συλλέγει τη θερμική ακτινοβολία που μεταδίδεται στο μικροκυματικό φάσμα και τη συγκεντρώνει στον ευαίσθητο δέκτη όπου ανιχνεύεται, ενισχύεται και καταγράφεται ως μια συνάρτηση τάσης – χρόνου. Τα κύρια είδη μικροκυματικών ραδιομέτρων είναι τρία, όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.2 και παρουσιάζονται παρακάτω [70]:

- (i) **ραδιόμετρα ολικής ισχύος** (*total power radiometers*): μετρούν απευθείας ισχύ θερμικού θορύβου
- (ii) **ραδιόμετρα συσχέτισης** (*correlation radiometers*): υπολογίζουν τη συνάρτηση συσχέτισης των σημάτων θορύβου που λαμβάνουν από δυο κεραίες (*probes*).
- (iii) **ραδιόμετρα Dicke** (*Dicke radiometers*): η είσοδος του δέκτη εναλλάσσεται μεταξύ του σήματος που λαμβάνεται από την κεραία και ενός φορτίου αναφοράς με τη βοήθεια ενός διακόπτη (*dicke switch*).



Εικόνα 3-2: Είδη και αρχές ραδιομέτρων: (α) ραδιόμετρο ολικής ισχύος, (β) ραδιόμετρο συσχέτισης και (γ) ραδιόμετρο Dicke.

Το ραδιόμετρο ολικής ισχύος είναι ουσιαστικά ένας δέκτης συνδεδεμένος με μια κεραία (Εικόνα 3.2 (α)). Η έξοδος του υποδεικνύει τη λαμβανόμενη ισχύ. Στην περίπτωση που το υλικό είναι προσαρμοσμένο με ομοιόμορφη θερμοκρασία, το σήμα ισχύος είναι συσχετισμένο με τη θερμοκρασία σύμφωνα με την (3.1), έτσι ώστε, μετά από βαθμονόμηση (*calibration*), η θερμοκρασία T να μπορεί να καθοριστεί. Αν το υλικό δεν είναι προσαρμοσμένο στην κεραία, στον ακροδέκτη δοκιμής (*probe*), τότε η (3.1) γίνεται:

$$P = (1 - |\rho|^2)kT \quad (3.15)$$

όπου ρ ο συντελεστής ανάκλασης.

Για ένα μη-ισοθερμικό υλικό, η ισχύς εξόδου ανά Hz εύρους ζώνης προέρχεται από την υπέρθεση της συνεισφοράς από όλους τους (επιμέρους) στοιχειώδεις όγκους, τους συζευγμένους στην κεραία, δηλαδή:

$$P = \sum C_i T_i \quad (3.16)$$

Όπου C_i είναι η συνάρτηση βάρους (*weighting function*=*WF*) και T_i η απόλυτη θερμοκρασία ενός επιμέρους (στοιχειώδους) όγκου συζευγμένου στην κεραία.

Η ολική μετρούμενη ισχύς από το ραδιόμετρο αντιστοιχεί στο αποτέλεσμα της ολοκλήρωσης των σχέσεων (3.1), (3.15) ή (3.16) στο εύρος ζώνης του ραδιομέτρου [71]. Το σήμα εξόδου είναι μικρής ισχύος. Ενδεικτικά, για θερμοκρασία δωματίου και εύρος ζώνης 1GHz, το σήμα είναι της τάξεως των 10^{-11} W. Ως εκ τούτου, είναι αναγκαία η ενίσχυση του σήματος. Όμως, επειδή οι ενισχυτές επηρεάζονται από ολίσθηση/πτώση κέρδους (*gain drift*), το σήμα πρέπει να συγκρίνεται περιοδικά με ένα σήμα αναφοράς θορύβου (*lock-in detection scheme*) [72]. Παλαιότερα, με στόχο να περιοριστεί δραστικά το φαινόμενο διάχυσης και το λαμβανόμενο σήμα να είναι κανονικοποιημένο, κάποιες ερευνητικές ομάδες πρότειναν την προσάρτηση κατά τη διάρκεια της μέτρησης μιας ρυθμιζόμενης πηγής θορύβου στο σύστημα του ραδιομέτρου [73], [74].

Από το 1983 ως το 1996 σε πολλά επιστημονικά άρθρα εξετάζονται, άλλα ραδιομετρικά συστήματα ολικής ισχύος, που στη συνέχεια εξελίχθηκαν σε συστήματα για ιατρικές και άλλες εφαρμογές, [75]–[80]. Ένα διαφορετικό σύστημα σχεδιάστηκε και κατασκευάστηκε από τους *Edrich* και *Hardee* το 1974 [81]. Σύμφωνα με αυτό το σχεδιασμό, η εκπεμπόμενη ακτινοβολία από το ανθρώπινο σώμα σε δύο μήκη κύματος $\lambda = 1\text{cm}$ και $\lambda = 3\text{cm}$ εστιάζεται από έναν ελλειπτικό ανακλαστήρα σε δύο χοανοκεραίες – δέκτες ευαίσθητων *Dicke* ραδιομέτρων. Η σάρωση επιτυγχάνεται κινώντας τον ανακλαστήρα εστίασης πάνω από τον ασθενή.

Όσον αφορά την αρχή λειτουργίας των ραδιομέτρων συσχέτισης, η συνάρτηση συσχέτισης δυο τάσεων $u_1(t)$ και $u_2(t)$ ορίζεται από τη σχέση:

$$\Phi(\tau) = [1/(t_1 - t_2)] \int_{t_2}^{t_1} V_1(t) V_2(t + \tau) dt \quad (3.17)$$

Η συνάρτηση (3.17) βρίσκει ισχύ σε ηλεκτρομαγνητικά σήματα θορύβου, λαμβανόμενα από δύο κεραίες, όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.2 (β). Η παραπάνω σχέση υλοποιείται στην πράξη με τη χρήση ενός παρεμβολέα αλλαγής φάσης (*phase switching interferometer* [82]), όπου μια ελεγχόμενου μήκους γραμμή καθυστέρησης δημιουργεί το χρονικό διάστημα τ . Τέτοια συστήματα χρησιμοποιούνται ως αισθητήρες από απόσταση (*remote sensing*) με

χαρακτηριστικότερη εφαρμογή στη ραδιοαστρονομία [82], [83]. Επίσης, έχουν χρησιμοποιηθεί και ως αισθητήρες στο κοντινό πεδίο, από σημαντικό αριθμό ερευνητικών ομάδων [84]–[86].

Παρατηρώντας το Εικόνα 3.2 (β), γίνεται αντιληπτό πως αν οι κεραίες είναι μακριά η μια από την άλλη τότε λαμβάνουν ασυσχέτιστα σήματα και η έξοδος είναι μηδενική. Όσο οι κεραίες πλησιάζουν και φωτίζουν τον ίδιο όγκο που παράγει το θερμικό θόρυβο, τα δυο σήματα συσχετίζονται μερικώς με αποτέλεσμα να λαμβάνεται ένα σήμα εξόδου. Το σήμα αυτό εξαρτάται από τρεις παραμέτρους: την κατανομή της θερμοκρασίας μέσα στο υλικό, τη σύζευξη του υλικού στις κεραίες (μέτρο και φάση) και το χρόνο καθυστέρησης τ . Η σχετική θέση των κεραιών καθορίζει τον υπό εξέταση όγκο ύλης και ο χρόνος καθυστέρησης του συσχετιστή καθορίζει τη σάρωση εντός του υλικού. Από τις πρώτες μετρήσεις [87] διαφάνηκε μια σημαντική αύξηση στη χωρική ανάλυση – ευαισθησία (*spatial resolution*) των ραδιομέτρων συσχέτισης σε αντιπαραβολή με αυτή του ραδιομέτρου ολικής ισχύος.

Το πρόβλημα της εξάρτησης της εξόδου του ραδιομέτρου ολικής ισχύος από τη θερμοκρασία θορύβου του δέκτη αλλά και από τις διακυμάνσεις του κέρδους του ενισχυτή που χρησιμοποιείται λύθηκε το 1946 από τον *R.H. Dicke* [72] προσθέτοντας ένα φορτίο αναφοράς στην είσοδο του ραδιομέτρου, μετατρέποντας την έξοδό του σε διαφορική. Στην Εικόνα 3.2 (γ) φαίνεται η διάταξη ενός ραδιομέτρου με τη χρήση του διακόπτη Dicke (*Dicke switch*). Η εναλλαγή της εξόδου μεταξύ του φορτίου αναφοράς και της κεραίας γίνεται αρκετά γρήγορα έτσι ώστε το κέρδος του συστήματος να παραμένει σταθερό σε μια πλήρη περίοδο εναλλαγής. Συνεπώς, το κέρδος για κάθε μια από τις δύο ημιπεριόδους (μια ημιπερίοδος με το διακόπτη στη θέση της κεραίας και μια ημιπερίοδος με το διακόπτη στη θέση του φορτίου αναφοράς) είναι το ίδιο. Άρα, η ισχύς που μετράται σε κάθε ημιπερίοδο είναι:

$$P_A = kB G(T_A + T_n) \quad (3.18)$$

$$P_R = kB G(T_R + T_n) \quad (3.19)$$

όπου, P_A η μετρούμενη ισχύς στην ημιπερίοδο της κεραίας, P_R η μετρούμενη ισχύς στην ημιπερίοδο του φορτίου αναφοράς, G το κέρδος του ενισχυτή, B το εύρος ζώνης του δέκτη, T_A η θερμοκρασία θορύβου της κεραίας, T_R η θερμοκρασία θορύβου του φορτίου αναφοράς και T_n η θερμοκρασία θορύβου του δέκτη. Επομένως, η συνολική μετρούμενη ισχύς σε μια πλήρη περίοδο θα είναι:

$$P_{tot} = kB G(T_A - T_R) \quad (3.20)$$

Η σχέση (3.20) υποδεικνύει πως η έξοδος του ραδιομέτρου είναι διαφορική και ανεξάρτητη από τη θερμοκρασία θορύβου του δέκτη.

Η θερμοκρασιακή ακρίβεια των ραδιομετρικών δεκτών εκφρασμένη ως η μικρότερη διαφορά θερμοκρασίας που ανιχνεύεται, δT , είναι γενικά μεγαλύτερη από αυτή που θεωρητικά προβλέπεται από τη σχέση:

$$\delta T = 2(T + T_n)/(\Delta t \Delta f)^{1/2} \quad (3.21)$$

όπου T είναι η θερμοκρασία του υλικού, T_n η θερμοκρασία θορύβου του δέκτη, Δt η σταθερά χρόνου του *lock-in detector* ή η διάρκεια της μέτρησης και Δf το εύρος ζώνης του συστήματος. Χαρακτηριστικά, η θερμοκρασιακή ευαισθησία δT είναι περίπου $0.1 \text{ }^\circ\text{C}$ για μια σταθερά χρόνου 1 sec και εύρος ζώνης 1 GHz, που αντιστοιχεί σε μια μεταβολή ισχύος περίπου 10^{-15} W .

Για κλινικές εφαρμογές, όπου οι μεταβολές της θερμοκρασίας προς μέτρηση είναι γενικά μικρότερες από μερικούς βαθμούς, η εν λόγω θερμοκρασιακή ευαισθησία είναι ικανοποιητική. Επίσης, ο λόγος σήματος προς θόρυβο είναι μικρότερος από 16 dB και η κεντρική συχνότητα είναι μεταξύ 1 και 10 GHz, και κυρίως στο εύρος 1-5 GHz. Κατά την εφαπτομενική εφαρμογή της κεραίας στο δέρμα, το σήμα προέρχεται από τον όγκο της ύλης που βρίσκεται μπροστά στο άνοιγμα της κεραίας. Η μεταβολή του δείκτη ανάκλασης μεταξύ των βιολογικών ιστών και του αέρα επηρεάζει την εκπομπή του σήματος που προέρχεται από τους ιστούς, με αποτέλεσμα η ισχύς του να είναι μικρότερη από αυτή της σχέσης (3.1). Η μέτρηση σημάτων αυτού του τύπου δίνει πληροφορία για τη θερμοκρασία που επικρατεί στο εσωτερικό του υπό εξέταση υλικού.

Το βάθος διείσδυσης στους ιστούς ποικίλει ανάλογα με τον ιστό και τη συχνότητα. Οι θεωρητικές προβλέψεις για τη ραδιομετρία κοντινού πεδίου, εκτιμούν το βάθος διείσδυσης ως και 10 cm σε κάποιες περιπτώσεις, αν και οι μετρήσεις *in vivo*, αποδεικνύουν μικρότερα βάθη. Η δομή και η φυσιολογία των ιστών έχουν μεγάλη επιρροή στο μετρούμενο ραδιομετρικό σήμα [88]. Επιπλέον, το βάθος διείσδυσης δεν επηρεάζεται σε σημαντικό βαθμό από το είδος της κεραίας. Οι περισσότερες ραδιομετρικές κεραίες είναι κυματοδηγοί ορθογώνιας διατομής, που περιέχουν διηλεκτρικά υψηλής επιτρεπτότητας και μικρών απωλειών ώστε να επιτυγχάνεται η προσαρμογή στη διεπιφάνεια κεραίας – ιστού. Άλλες κεραίες που χρησιμοποιούνται είναι τυπωμένες ή κεραίες σχισμής [89]. Ωστόσο, το βάθος διείσδυσης μεταβάλλεται σημαντικά με τη διηλεκτρική

επιτρεπτότητα των ιστών (υψηλή ή χαμηλή περιεκτικότητα σε νερό), με τη δομή τους (ομοιογενείς, ετερογενείς, πολυστρωματικοί), με τη συχνότητα του ραδιομέτρου και το μέγεθος της επιφάνειας της κεραίας που εφαρμόζει στο σώμα.

3.2. ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΗΣ ΡΑΔΙΟΜΕΤΡΙΑΣ ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ

3.2.1. Παθητική μικροκυματική ραδιομετρία

Το ενδιαφέρον της επιστημονικής κοινότητας για την απεικόνιση του ανθρώπινου σώματος μέσω μικροκυματικής ραδιομετρίας για τη διάγνωση του καρκίνου είναι έντονο εδώ και μερικές δεκαετίες. Στη δεκαετία του 1970, αρκετές ερευνητικές, ομάδες πρότειναν για πρώτη φορά την πιθανότητα χρήσης της μικροκυματικής ραδιομετρίας για μη – επεμβατική θερμομέτρηση των ιστών, ονομάζοντας τη διαδικασία αυτή «μικροκυματική θερμομετρία» (*microwave thermography*) [73], [81], [85], [90], [91]. Η παθητική μέθοδος μικροκυματικής ραδιομετρίας βασίζεται στη μέτρηση της θερμοκρασιακής διαφοράς των ιστών, ανιχνεύοντας τους καρκινικούς όγκους λόγω της υψηλότερης θερμοκρασίας τους σε σχέση με τους φυσιολογικούς ιστούς [92]. Ως αποτέλεσμα αυτά παράγουν μια εικόνα της φυσικής ακτινοβολίας μικροκυμάτων από τον ανθρώπινο ιστό που προέρχεται από βάθη αρκετών εκατοστών κάτω από το δέρμα. Αυτά είναι συνήθως συστήματα στενής ζώνης που χρησιμοποιούν τυπικά μήκη κύματος (στον αέρα) 10-30 cm [93].

Ένα παράδειγμα συστήματος για παθητική μικροκυματική απεικόνιση του μαστού είναι το «ONCOSCAN» [94]. Το μηχάνημα χρησιμοποιήθηκε σε κλινική μελέτη με 129 άτομα που εμφάνισαν ύποπτα ευρήματα στη μαστογραφία και θα ακολουθούσαν τη διαδικασία της βιοψίας. Σε κάθε θέση σάρωσης το μηχάνημα διάβαζε τη θερμοκρασία των ιστών, έβγαζε το μέσο όρο θερμοκρασιών και στη συνέχεια τις περνούσε από έναν αλγόριθμο βαθμολόγησης με συντελεστές βαρύτητας. Τα αποτελέσματα ήταν θετικά και έδειξαν τη δυνατότητα υποστηρικτικής διαγνωστικής εφαρμογής του συστήματος στη μαστογραφία.

Ακόμα ένα σύστημα παθητικής μικροκυματικής ραδιομετρίας παρουσιάστηκε από μια ερευνητική ομάδα στη Γαλλία [95]. Το σύστημα αυτό βασίζεται σε ένα τροποποιημένο ραδιόμετρο Dicke και ενσωματώνει έξι ραδιομετρικά όργανα που λειτουργούν παράλληλα για τη μείωση του χρόνου λήψης των δεδομένων. Χρησιμοποιήθηκαν αριθμητικά μοντέλα για τον προσδιορισμό μιας συνάρτησης βάρους που απεικονίζει μια φυσική μεταβολή θερμοκρασίας 1K ανά μονάδα όγκου με την αλλαγή στη ραδιομετρική ένδειξη. Στη συνέχεια χρησιμοποιήθηκε η συνάρτηση βάρους για την εκτίμηση της φυσικής θερμοκρασίας από τα δεδομένα που μετρήθηκαν χρησιμοποιώντας μια αντίστροφη προσέγγιση. Οι εικόνες που προκύπτουν από το σύστημα εμφανίζουν τη μετρούμενη θερμοκρασία σε ένα τεταρτημόριο του μαστού. Για τη διάγνωση, συγκρίνονται εικόνες της ύποπτης περιοχής του ενός μαστού με την αντίστοιχη περιοχή του άλλου στήθους.

Μια άλλη μελέτη χρησιμοποίησε αριθμητικά μοντέλα για να εξετάσει τις αλλαγές στην θερμοκρασία ενός όγκου τοποθετημένου σε ιστό μαστού με αλλαγές στη συχνότητα, το μέγεθος του όγκου, το βάθος και τη θέση του ραδιομέτρου. Τα αριθμητικά αποτελέσματα δείχνουν ότι η θερμοκρασία φωτεινότητας των κακοηθών όγκων παρουσιάζει μια συντονισμένη συμπεριφορά σε σχέση με τη συχνότητα. Το μέγεθος της φωτεινότητας μειώνεται όσο πιο βαθιά είναι ο όγκος, ωστόσο, οι συχνότητες συντονισμού εξαρτώνται μόνο από το μέγεθος και το υλικό του όγκου και είναι ανεξάρτητες από το βάθος που βρίσκεται ο όγκος [96]. Σε μια νέα δημοσίευση αναφέρονται αριθμητικές και πειραματικές μελέτες ραδιομετρίας πολλαπλών συχνοτήτων. Αυτή η μέθοδος βασίζεται στην αυξημένη ένταση της θερμικής ακτινοβολίας και στο μειωμένο βάθος διείσδυσης που σχετίζεται με την αυξημένη συχνότητα. Ο όγκος αρχικά μοντελοποιήθηκε ως σφαίρα με κατανομή θερμοκρασίας διαμορφωμένη ως μονοδιάστατη (1D) συνάρτηση Gauss. Το μοντέλο αυτό επέτρεψε τη σχέση μεταξύ της αυξημένης φυσικής θερμοκρασίας και της μετρούμενης θερμοκρασίας στην επιφάνεια να εκτιμάται σε επιλεγμένες συχνότητες. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν σε ένα μοντέλο ιστού (βοδινό) που θερμαίνεται με διάλυμα αλατόνευρου 1,5%. Οι μετρήσεις θερμοκρασίας σε 3 συχνότητες και το μονοδιάστατο μοντέλο οδήγησαν σε μια γραφική παράσταση θερμοκρασιακής μεταβολής με βάθος που ήταν σε καλή συμφωνία με το γνωστό φυσικό μοντέλο [97].

Σε μια νεότερη μελέτη ερευνάται η ευαισθησία και η ακρίβεια ενός μη επεμβατικού ραδιομετρικού θερμόμετρου μικροκυμάτων που προορίζεται για την παρακολούθηση της θερμοκρασίας του πυρήνα του σώματος κατευθείαν στον εγκέφαλο για να βοηθήσει στην ταχεία

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 - ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ

ανάρρωση από την υποθερμία, όπως συμβαίνει κατά τη διάρκεια των χειρουργικών επεμβάσεων. Για να μελετηθεί αυτή η προσέγγιση, κατασκευάστηκε ένα μοντέλο ανθρώπινης κεφαλής με ξεχωριστές περιοχές του εγκεφάλου και του τριχωτού της κεφαλής από υγρά που προσομοιώνουν τις ιδιότητες των ιστών σε ανεξάρτητες θερμοκρασίες. Ένα ραδιόμετρο μίας ζώνης βαθμονομήθηκε και δοκιμάστηκε στο μοντέλο της ανθρώπινης κεφαλής με διαφορετική τριχοφυΐα και θερμοκρασία εγκεφάλου. Μετά τη βαθμονόμηση του ραδιομέτρου μικροκυμάτων εύρους ζώνης 500 MHz στο μοντέλο κεφαλής, αξιολογήθηκε η δυνατότητα κλινικής παρακολούθησης σε παιδιατρικό ασθενή κατά τη διάρκεια μιας δίωρης χειρουργικής επέμβασης. Τα αποτελέσματα της εξέτασης στο ομοίωμα έδειξαν ότι η υπολογιζόμενη ραδιομετρική ισοδύναμη θερμοκρασία εγκεφάλου παρέκκλινε κατά 0.4 °C της μετρούμενης θερμοκρασίας όταν μειώθηκε η θερμοκρασία του ομοιώματος του εγκεφάλου κατά 10 °C και επέστρεψε στην αρχική θερμοκρασία (37 °C), ενώ το τριχωτό της κεφαλής διατηρήθηκε σταθερό για 4-6 ώρες. Η επιδιωκόμενη κλινική χρήση αυτού του συστήματος αποδείχθηκε με παρακολούθηση της θερμοκρασίας του εγκεφάλου κατά τη διάρκεια χειρουργείου ενός παιδιατρικού ασθενούς. Το ραδιόμετρο απέδειξε μακροπρόθεσμη σταθερότητα, ακρίβεια και ευαισθησία επαρκή για κλινική παρακολούθηση της βαθιάς θερμοκρασίας του εγκεφάλου κατά τη διάρκεια της χειρουργικής επέμβασης [98]–[101].

Μια ακόμα μελέτη που εστιάζει στον έλεγχο της θερμοκρασίας του εγκεφάλου [102] υποστηρίζει τη δυνατότητα ανίχνευσης θερμοκρασίας ιστών σε βάθος 5 cm κάτω από το δέρμα. Αυτό επιτυγχάνεται με τη χρήση πολλαπλών περιοχών συχνοτήτων με την κάθε μία να έχει διαφορετικό βάθος διείσδυσης, επιτρέποντας με αυτόν τον τρόπο μια πολυστρωματική ανακατασκευή των θερμοκρασιών των ιστών του εγκεφάλου ανάλογα με το βάθος τους. Το ραδιόμετρο πολλαπλών φασματικών ζωνών χρησιμοποιεί ενισχυτές εξαιρετικά χαμηλού θορύβου και διακόπτες χαμηλών απωλειών στην περιοχή 1-2 GHz.

Σε μια άλλη εφαρμογή της μικροκυματικής ραδιομετρίας εξετάστηκε η δυνατότητα ανίχνευσης των θερμοκρασιακών διαφορών στις καρωτιδικές πλάκες που αντικατοπτρίζουν την ενεργοποίηση φλεγμονώδους πλάκας [103]. Τριάντα τέσσερις ασθενείς που υποβάλλονταν σε καρωτιδική ενδαρτηρεκτομή υποβλήθηκαν σε έλεγχο καρωτιδικής αρτηριοσκλήρυνσης με υπερήχους και μικροκυματική ραδιομετρία. Υγιείς εθελοντές εγγράφηκαν ως ομάδα ελέγχου. Κατά τη διάρκεια της μελέτης υπερήχων, αναλύθηκε η υφή της πλάκας, η επιφάνεια της πλάκας και η ηχογένεση της πλάκας. Η διαφορά θερμοκρασίας (ΔT) αποδόθηκε ως μέγιστη μείον ελάχιστη θερμοκρασία. Η μικροκυματική ραδιομετρία μπορεί τελικά να επιτρέψει τη μη

επεμβατική αντίχνευση της φλεγμονής της πλάκας in vivo. Δυνητικά μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε ασθενείς με μέτριο βαθμό στένωσης της καρωτιδικής αρτηρίας, οι οποίοι μπορεί να ωφεληθούν από στενότερη παρακολούθηση, πιο επιθετική ιατρική θεραπεία ή από πρόωμη παρέμβαση.

3.2.2. Μικροκυματική τομογραφία

Η μικροκυματική τομογραφία είναι μια μη ιοντίζουσα τεχνική απεικόνισης που παρέχει μια ποσοτική εικόνα του διηλεκτρικού προφίλ του αντικειμένου προς μελέτη. Αυτή η μέθοδος απεικόνισης αποτελείται από δύο βασικά βήματα: 1) συλλογή δεδομένων και βαθμονόμηση, και 2) επεξεργασία δεδομένων. Κατά τη συλλογή των δεδομένων, το αντικείμενο φωτίζεται από κάποιες κεραίες και το σκεδαζόμενο πεδίο λαμβάνεται σε μια περιοχή γύρω από το αντικείμενο. Η λήψη του σκεδασμένου πεδίου απαιτεί τη διεξαγωγή δύο διαφορετικών πειραμάτων όπου στο πρώτο λαμβάνεται το πεδίο απουσία του αντικειμένου και στο δεύτερο λαμβάνεται το πεδίο παρουσία του αντικειμένου. Η αφαίρεση των δεδομένων από τα δύο πεδία αφήνει μόνο τα δεδομένα του σκεδαζόμενου πεδίου, από το οποίο θα εξαχθεί το διηλεκτρικό προφίλ του αντικειμένου προς απεικόνιση. Στη συνέχεια τα δεδομένα από το σκεδαζόμενο πεδίο βαθμονομούνται και ξεκινάει η επεξεργασία τους. Επίσης, υπάρχουν και άλλες διαδικασίες συλλογής δεδομένων για μικροκυματική τομογραφία με την παραπάνω να είναι η πιο συνηθισμένη. Το στάδιο επεξεργασίας δεδομένων χαρτογραφεί τα βαθμονομημένα μετρούμενα δεδομένα σκεδαζόμενου πεδίου σε μια ποσοτική εικόνα του διηλεκτρικού προφίλ του υπό απεικόνιση αντικειμένου χρησιμοποιώντας κατάλληλους αλγόριθμους αντιστροφής. Επί του παρόντος, οι περισσότεροι αλγόριθμοι αντιστροφής που χρησιμοποιούνται στη μικροκυματική τομογραφία είναι μη γραμμικοί.

Η βελτίωση της ποσοτικής ακρίβειας και της ανάλυσης που επιτυγχάνεται από τη μικροκυματική τομογραφία είναι η κύρια πρόκληση για την υιοθέτηση αυτής της τεχνολογίας σε εφαρμογές κλινικής και βιομηχανικής απεικόνισης. Προς το παρόν, δεν υπάρχει γνωστό θεωρητικό όριο για τη μέγιστη δυνατή ανάλυση και ακρίβεια από την τομογραφία μικροκυμάτων. Η επικρατούσα άποψη είναι πως το όριο της απεικονιστικής ακρίβειας εξαρτάται από το σηματοθορυβικό λόγο των δεδομένων, από το πόσο καλά ο αλγόριθμος αντιστροφής μπορεί να επεξεργαστεί τα δεδομένα καθώς και από το ποσοστό συμπίεσης του θορύβου κατά τη διαδικασία της ανακατασκευής της εικόνας [104].

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 - ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ

Η μικροκυματική τομογραφία μπορεί να βρει εφαρμογές στην Ιατρική όπως στην έγκαιρη ανίχνευση του καρκίνου του μαστού, τη διάγνωση του καρκίνου του πνεύμονα, την απεικόνιση του εγκεφάλου και της καρδιάς [105] και κατά συνέπεια να αποτελέσει ένα ασφαλές, κινητό και οικονομικά αποδοτικό συμπλήρωμα στις τρέχουσες μεθόδους απεικόνισης για μη επεμβατική αξιολόγηση των οξέων και χρόνιων λειτουργικών και παθολογικών καταστάσεων των μαλακών ιστών.

Μερικές ερευνητικές ομάδες στην Ευρώπη [106], και τις Η.Π.Α. πραγματοποιούν θεωρητικές και πειραματικές μελέτες σε αυτόν τον τομέα. Σε όλα τα συστήματα, το προς απεικόνιση αντικείμενο βυθίζεται σε νερό ή σε ασθενές αλατούχο διάλυμα. Κεραίες εκπομπής τοποθετούνται σε επίπεδες ή κυλινδρικές επιφάνειες και τα κύματα που διαδίδονται μέσω του αντικειμένου λαμβάνονται από ένα αριθμό από κεραίες λήψης και χρησιμοποιούνται για την ανακατασκευή της συνάρτησης του αντικειμένου, πχ., της χωρικής κατανομής της διηλεκτρικής σταθεράς ή/και της αγωγιμότητας.

Δύο ερευνητικές ομάδες από τη Γαλλία και την Ισπανία σε συνεργασία ανέπτυξαν επίπεδα και κυλινδρικά συστήματα ανίχνευσης [107]–[110]. Δύο αλγόριθμοι έχουν ερευνηθεί: η τομογραφία φασματικής διάθλασης (*Spectral Diffraction Tomography – SDT*) και η τεχνική *Newton-Kantorovich (NK technique)*. Ο πρώτος αλγόριθμος, παρέχει μόνο ποιοτική πληροφορία για τη συνάρτηση του αντικειμένου, ενώ η τεχνική *NK* χρησιμοποιείται για την ακριβέστερη ανακατασκευή της συνάρτησης του αντικειμένου. Τα πειραματικά συστήματα λειτουργούν στα 2.33 ή 2.45 GHz. Συνήθως χρησιμοποιούνται 36 ή 64 κεραίες εκπομπής και 25 ή 33 κεραίες λήψης. Στα πειράματα που έχουν πραγματοποιηθεί τα εξεταζόμενα αντικείμενα ήταν απλουστευμένα μοντέλα, όπως κύλινδροι για προσομοίωση ενός ανθρώπινου βραχίονα. Η ανακατασκευή του αντικειμένου είναι ικανοποιητική με λόγο σήματος προς θόρυβο (S/N) 20 dB.

Μια ιταλική ερευνητική ομάδα ανέπτυξε ένα σύστημα απεικόνισης *multiview* που λύνει το πρόβλημα της σκέδασης με μια ψευδο-αντίστροφη προσέγγιση [111]–[113]. Ο αλγόριθμος ανακατασκευής λαμβάνει την ισοδύναμη πυκνότητα ρεύματος από το συσχετισμό των μετρούμενων σκεδαζόμενων πεδίων και της επαγόμενης πυκνότητας ρεύματος μέσω της δυαδικής συνάρτησης *Green* για το μέσο του υποβάθρου.

Μια ομάδα από τις Η.Π.Α. σε συνεργασία με Ρώσους ερευνητές [114] έχει αναπτύξει ένα άλλο σύστημα απεικόνισης. Στο τρισδιάστατό τους (3-D) σύστημα, υπάρχουν 32 εκπομποί που

τοποθετούνται κατά μήκος μιας κατακόρυφης ευθείας γραμμής και ένας δέκτης που περιστρέφεται γύρω από το αντικείμενο. Επιπλέον, το αντικείμενο περιστρέφεται γύρω από έναν άξονα. Ο συνολικός χρόνος για την απόκτηση των δεδομένων είναι περίπου 8 ώρες. Καλή ανακατασκευή της συνάρτησης του αντικειμένου παρατηρείται για μια σφαίρα με δύο σφαιρικά εγκλείσματα. Η διαφορά στη διηλεκτρική σταθερά του αντικειμένου και του υγρού βύθισης είναι περίπου 5%, και στην αγωγιμότητα περίπου 30%. Από την άλλη, λιγότερο ικανοποιητικά αποτελέσματα παρατηρήθηκαν για ένα αντικείμενο με μεγαλύτερη διαφορά (10% στη διηλεκτρική σταθερά και περίπου 50% στην αγωγιμότητα).

Μια ερευνητική ομάδα από το πανεπιστήμιο *Dartmouth*, στο Αννόβερο, έχει υιοθετήσει μια διαφορετική αριθμητική μέθοδο με την οποία μπορεί να αξιολογήσει το ευθύ πρόβλημα [115]–[119], [119], [120]. Πρόκειται για ένα ενεργητικό σύστημα τομογραφίας μικροκυμάτων που λειτουργεί στο πεδίο συχνότητας στο εύρος 300-1000 MHz. Σε αυτό το σύστημα, λαμβάνονται δισδιάστατες εικόνες από ένα σύνολο 32 κεραιών εκπομπής-λήψης. Κατά τη διάρκεια της μαστογραφικής εξέτασης, η εξεταζόμενη βρίσκεται στην πρηνή θέση με το στήθος να βυθίζεται σε μια δεξαμενή με υφάλμυρο νερό. Το σύστημα συλλογής δεδομένων αποτελείται από 32 κανάλια που συνδέονται με 32 κεραίες-μονόπολα, με κάθε κεραία να λειτουργεί ως πομπός και δέκτης. Για την εξαγωγή των εικόνων χρησιμοποιείται συνδυασμός των μεθόδων πεπερασμένων στοιχείων (*Finite Element Method – FEM*) και όριο – στοιχείων (*Boundary Element Method – BEM*), όπου η *FEM* χρησιμοποιείται για το εσωτερικό του αντικειμένου που ανακατασκευάζεται και η *BEM* για το υγρό βύθισης. Ο συνολικός χρόνος που απαιτείται για τη συλλογή των δεδομένων είναι 10-15 λεπτά. Τα αναφερόμενα κλινικά αποτελέσματα είναι για πέντε εθελοντές [120]. Οι παραγόμενες εικόνες παρουσιάζουν σαφείς χωρικές διαφορές στη διηλεκτρική σταθερά και την αγωγιμότητα. Αρκετά καλή συσχέτιση έχει παρατηρηθεί μεταξύ της διηλεκτρικής σταθεράς και της ακτινογραφικής πυκνότητας, με υψηλότερη διηλεκτρική σταθερά για τον πυκνό ιστό του στήθους.

Μια πρόσφατη προσπάθεια έγινε για απεικόνιση των εγκεφαλικών επεισοδίων μέσω της μικροκυματικής τομογραφίας. Αναπτύχθηκε ένα σύστημα για την ανίχνευση ισχαιμικών και αιμορραγικών εγκεφαλικών επεισοδίων καθώς και για παρακολούθηση των ασθενών κατά τη θεραπεία. Η μέθοδος που χρησιμοποιήθηκε βασίζεται σε πεπερασμένα στοιχεία υψηλής τάξης, παράλληλους προεπεξεργαστές με τη μέθοδο αποικοδόμησης τομέα και την ειδική γλώσσα τομέα με ελεύθερη λύση FreeFEM++.

Η έρευνα για εύρεση νέων τεχνικών απεικόνισης και βελτιστοποίησης της μικροκυματικής απεικόνισης συνεχίζεται και εστιάζεται στην ανάπτυξη νέων μεθόδων και αλγορίθμων που θα λύνουν αποτελεσματικά το μη-γραμμικό και «μερικώς πάσχον» (ill-posed) πρόβλημα της αντίστροφης σκέδασης. Σε αυτήν την κατεύθυνση εστιάζονται οι δημοσιεύσεις [121]–[127] παρουσιάζοντας νέες μεθόδους για την ποσοτική μικροκυματική απεικόνιση εστιασμένη σε ιατρικές εφαρμογές όπου η *a priori* γνώση για το σενάριο απεικόνισης είναι ελάχιστη. Οι μέθοδοι που χρησιμοποιούνται [125]–[127] εφαρμόζονται σε εικονικά πειράματα [124] καθώς δεν έχουν αναπτυχθεί ακόμα ολοκληρωμένα συστήματα που εφαρμόζουν αυτές τις μεθόδους. Στις δημοσιεύσεις [121], [122] παρουσιάζεται μια διαδικασία που βασίζεται στην εφαρμογή της παραμορφωμένης επαναληπτικής μεθόδου Born (distorted Born iterative method, DBIM) και μιας τεχνικής κανονικοποίησης από προβολές, η οποία ανακατασκευάζει τις παραμέτρους των ιστών χρησιμοποιώντας wavelets. Η αποτελεσματικότητα της μεθόδου αναδείχθηκε μέσω ανακατασκευής ενός ισχυρά ετερογενούς ανατομικά ακριβούς αριθμητικού μοντέλου μαστού.

3.2.3. Ανίχνευση του καρκίνου του μαστού

Το κυριότερο ίσως πλεονέκτημα των μικροκυμάτων ως τεχνολογία για χρήση σε διαγνωστική εξέταση είναι η αβλαβής φύση τους σε χαμηλά επίπεδα ισχύος επιτρέποντας τη διεξαγωγή μεγάλου αριθμού επαναλήψεων της εξέτασης ακόμα και σε νεαρό σε ηλικία πληθυσμό, γεγονός που σήμερα δεν συνίσταται. Λόγω της συσσωρευτικής δράσης των ακτίνων X, που χρησιμοποιούνται στη μαστογραφία, της αρνητικής τους επίδρασης στον οργανισμό καθώς και των περιορισμένων απεικονιστικών δυνατοτήτων τους σε πυκνούς μαστούς, οι νεαρές ηλικιακές ομάδες δεν προτρέπονται να εξεταστούν. Έχοντας ως μοναδικό διαγνωστικό εργαλείο τον υπέρηχο, η ανάγκη για μια επιπλέον συμπληρωματική μέθοδο εξέτασης είναι επιτακτική, ιδιαίτερα στις νευραλγικές νεαρές ηλικίες.

Επιπλέον τα συστήματα που βασίζονται στην τεχνολογία μικροκυμάτων έχουν χαμηλότερο κόστος κατασκευής και συντήρησης έναντι αυτών της μαστογραφίας και της μαγνητικής τομογραφίας. Επιπρόσθετα, η διαφορετική διηλεκτρική σταθερά του ιστού των όγκων σε σχέση με αυτή του υγιούς ιστού δίνει τη δυνατότητα για μεγαλύτερη ακρίβεια στην απεικόνιση, αξιοποιώντας ένα ευρύ φάσμα συχνοτήτων. Συνεπώς, μπορούν να κατασκευαστούν

μικροκυματικά συστήματα που να λειτουργούν σε πολλές διαφορετικές συχνότητες προσφέροντας ευελιξία προσαρμογής στις ανάγκες της εκάστοτε εφαρμογής [128].

Πολλά από τα μικροκυματικά συστήματα που έχουν αναπτυχθεί εστιάζονται στην απεικόνιση του μαστού. Η ανάγκη για ένα εναλλακτικό ή συμπληρωματικό διαγνωστικό εργαλείο είναι αναμφισβήτητη δεδομένου ότι ο καρκίνος του μαστού παραμένει ο πιο συνηθισμένος καρκίνος μεταξύ των γυναικών, αλλά και λόγω των περιορισμών που σχετίζονται με τη μαστογραφία. Επίσης, το μικρό μέγεθος, η εύκολη πρόσβαση, η απλή γεωμετρία, ο μεγάλος όγκος περιστατικών παγκοσμίως και η μεγάλη διαφορά στην διηλεκτρική σταθερά μεταξύ καρκινικού και υγιούς ιστού αποτελούν καθοριστικά πλεονεκτήματα που δικαιολογούν την προτίμηση των ερευνητών για ανάπτυξη συστημάτων απεικόνισης μαστού.

Από τα πρώτα μικροκυματικά απεικονιστικά συστήματα που παρουσιάστηκαν ήταν το 1998, όταν η *Hagness* και η ομάδα της εισήγαγαν ένα παλμικό μικροκυματικό ομοεστιακό σύστημα για την ανίχνευση του καρκίνου του μαστού [129]. Αυτή ήταν η πρώτη ιατρική εφαρμογή της τεχνολογίας που έως τότε χρησιμοποιούνταν κυρίως σε στρατιωτικές εφαρμογές ραντάρ. Αυτή η μέθοδος αποφεύγει τις σύνθετες και υπολογιστικά επίπονες μη γραμμικές αντίστροφες τεχνικές σκέδασης. Επίσης, δεν παρέχει το προφίλ της διηλεκτρικής σταθεράς, αλλά προσδιορίζει μόνο τις περιοχές αυξημένης σκέδασης λόγω μιας μικρής περιοχής με διαφορετική διηλεκτρική σταθερά. Το στήθος ακτινοβολείται με έναν υπέρ – ευρυζωνικό παλμό από την ίδια κεραία που συλλέγει και τα ανακλώμενα κύματα. Αυτή η διαδικασία επαναλαμβάνεται για διάφορες θέσεις της κεραίας. Αρχικά, το σύστημα σχεδιάστηκε να λειτουργεί σε δύο διαστάσεις [129] και στην συνέχεια επεκτάθηκε στις τρεις [130]. Έχει αποδειχτεί ότι είναι εφικτή η ανίχνευση όγκων μεγέθους μέχρι 2 mm σε βάθος 5 cm.

Την ίδια περίοδο, μια άλλη ερευνητική ομάδα από τις *Fear* και *Stuchly* [131] παρουσίασε ένα εναλλακτικό σύστημα βασισμένο στην ίδια αρχή. Σε αυτό το σύστημα η ασθενής βρίσκεται σε πρηνή θέση με το στήθος βυθισμένο σε ένα υγρό μέσο, σε μια διάταξη παρόμοια με αυτή που υπάρχει στο κλινικό σύστημα που περιγράφεται από τον *Meaney* [120]. Ωστόσο, αυτή η διάταξη αντιμετώπισε προβλήματα λόγω των ισχυρών ανακλάσεων από το δέρμα, οι οποίες πρέπει να ληφθούν υπόψη στους αλγορίθμους που χρησιμοποιούνταν για την επεξεργασία των σημάτων επιστροφής.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 - ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ

Το 2010, μια ερευνητική ομάδα από τον Καναδά παρουσίασε ένα δικό της πρωτότυπο σύστημα μικροκυματικής τομογραφίας για την απεικόνιση του μαστού. Το σύστημα αυτό αποτελείται από μια κυλινδρική κοιλότητα ακτίνας 22 cm και ύψους 50.8 ψμ και μπορεί να συλλέξει δεδομένα σε συχνότητες από 3 GHz έως 6 GHz με τη βοήθεια των 24 κεραιών συνδεδεμένων σε VNA. Επίσης, παρουσιάζεται μια νέα μέθοδος επιλογής συχνότητας λειτουργίας έτσι ώστε να ελαχιστοποιείται η σύζευξη των γειτονικών κεραιών. Τα δεδομένα στη συνέχεια μετατρέπονται σε εικόνες είτε με την τροποποιημένη επαναληπτική μέθοδο Born είτε με την πολλαπλασιαστική κανονικοποιημένη μέθοδο αντιστροφής πηγής αντίθεσης (multiplicative regularized contrast source inversion method,(MR-CSI).

Δύο χρόνια αργότερα, το 2012, παρουσιάστηκε από μια ερευνητική ομάδα του Πανεπιστημίου του Michigan, ένα πρωτότυπο σύστημα μικροκυματικής απεικόνισης του μαστού [132]. Το σύστημα αυτό αποτελείται από μια δώδεκα-γωνική μακρόστενη κοιλότητα που κατασκευάστηκε με τη συγκόλληση 12 κατακόρυφων πλακών μικροκυματικού υποστρώματος σε μια αγωγήμη βάση. Οι απέναντι πλάκες απέχουν μεταξύ τους 15 cm και η κοιλότητα έχει ύψος 17 cm. Σε κάθε πλάκα είναι τυπωμένες 3 κεραιές για ένα σύνολο 36 κεραιών. Όταν εκπέμπουν οι 3 κεραιές μια πλάκας, οι υπόλοιπες κεραιές είναι σε λειτουργία λήψης. Η συχνότητα λειτουργίας είναι τα 3 GHz. Το εσωτερικό της κοιλότητας γεμίζεται με ένα μείγμα νερού 35% και λαδιού 65% για την εξισορρόπηση της υψηλής διαπερατότητας και της υψηλής αγωγιμότητας του νερού με τη χαμηλή διαπερατότητα και τη χαμηλή αγωγιμότητα του λαδιού, προκειμένου να επιτευχθεί ένα ρευστό με μέτρια διαπερατότητα ενώ παράλληλα περιορίζονται οι απώλειες όσο το δυνατόν περισσότερο. Οι κεραιές που χρησιμοποιούνται είναι τύπου παπιγιόν, μονής συχνότητας με κατακόρυφη πόλωση.

Το 2013, η ερευνητική ομάδα της Milica Popovic παρουσίασε ένα πειραματικό σύστημα για ανίχνευση του καρκίνου του μαστού με χρήση πολυστατικών ραντάρ (multistatic radar) [133], [134]. Η λειτουργία του συστήματος βασίζεται στην εκπομπή μικρής διάρκειας παλμών και στη λήψη των σκεδασμένων σημάτων από το μαστό. Ο μαστός τοποθετείται εντός μιας ειδικής κατασκευής σε σχήμα ημισφαιρικού θόλου, η οποία ονομάζεται «radome». Η ίδια κατασκευή αποτελεί τη βάση για τις 16 κεραιές σε σχήμα σταυρού. Το σύστημα λειτουργεί στο πεδίο του χρόνου. Ένας παλμός μικρής διάρκειας τροποποιείται στο επιθυμητό συχνοτικό περιεχόμενο και τροφοδοτείται στην κεραία. Ο εκπεμπόμενος μικροκυματικός παλμός σκεδάζεται από το μαστό και τα σήματα λαμβάνονται από τις κεραιές.

Την ίδια χρονιά η Fear, ανέπτυξε στο Πανεπιστήμιο Calgary του Καναδά ένα πρωτότυπο σύστημα απεικόνισης του μαστού (TSAR, Tissue Sensing Adaptive Radar) εφαρμόζοντας την προσέγγιση του μονοστατικού ραντάρ για μικροκυματική απεικόνιση [135], [136]. Το σύστημα αποτελείται από ένα τραπέζι εξέτασης με μια οπή, μέσα στην οποία τοποθετείται ο μαστός και βυθίζεται εντός ειδικού υγρού. Στο δοχείο με το υγρό βρίσκονται επίσης και οι αισθητήρες που είναι ένα laser και μια κεραία υπέρ ευρείας ζώνης. Οι αισθητήρες είναι προσδεμένοι σε ένα ρομποτικό χέρι που κινείται στον κατακόρυφο άξονα καθώς το δοχείο πραγματοποιεί κυκλική κίνηση. Κατά αυτό τον τρόπο φωτίζεται ολόκληρος ο μαστός σε ένα εύρος συχνοτήτων από 50 MHz έως 15 GHz. Στη συνέχεια, τα δεδομένα χρησιμοποιούνται για να παράγουν τρισδιάστατες εικόνες του μαστού. Στο συγκεκριμένο σύστημα πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις σε πραγματικούς μαστούς από 8 εθελοντές. Τα αποτελέσματα ήταν ικανοποιητικά αν και απαιτείται μεγαλύτερος αριθμός δοκιμών για την εξαγωγή ασφαλών συμπερασμάτων.

3.3. ΜΕΘΟΔΟΣ ΤΩΝ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΔΙΑΦΟΡΩΝ ΣΤΟ ΠΕΔΙΟ ΤΟΥ ΧΡΟΝΟΥ

Στο πλαίσιο της διατριβής πραγματοποιήθηκαν προσομοιώσεις με τη μέθοδο των πεπερασμένων διαφορών στο πεδίο του χρόνου για τη μελέτη της κατανομής του ηλεκτρικού πεδίου στο χώρο για τα συστήματα που μοντελοποιήθηκαν και στη συνέχεια κατασκευάστηκαν καθώς και για τη μελέτη της επίδρασης της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας στους υπό εξέταση ιστούς. Για τις προσομοιώσεις χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό SEMCAD X της εταιρίας SPEAG. Το συγκεκριμένο λογισμικό χρησιμοποιεί τη μέθοδο των πεπερασμένων διαφορών στο πεδίο του χρόνου (Finite-Difference Time-Domain, FDTD) για να επιλύσει το ηλεκτρομαγνητικό πρόβλημα. Η μέθοδος αυτή βασίζεται σε μια χωρική και χρονική διακριτοποίηση των εξισώσεων του Maxwell εντός ενός ευθύγραμμου καρτεσιανού πλέγματος, όπως προτάθηκε από τον Yee το 1966 [137], [138].

Σύμφωνα με τη μέθοδο FDTD, ο συνεχής τρισδιάστατος χώρος διακριτοποιείται σε σημεία με βήμα Δx , Δy , Δz σε κάθε άξονα αντίστοιχα. Με αυτόν τον τρόπο δημιουργείται ένα πλέγμα σημείων-κόμβων με συντεταγμένες $(i\Delta x, j\Delta y, k\Delta z)$ ως προς το αρχικό σύστημα συντεταγμένων.

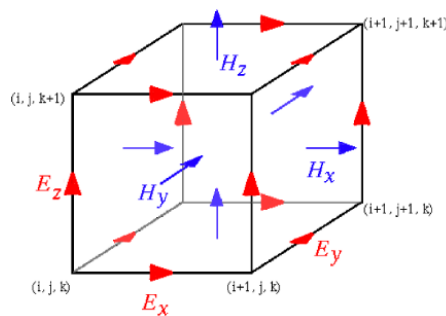
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 - ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ

Οι συνιστώσες του ηλεκτρικού E και μαγνητικού πεδίου H τοποθετούνται κατά τέτοιο τρόπο ώστε κάθε συνιστώσα H να είναι κάθετη και να περιβάλλεται από 4 συνιστώσες του ηλεκτρικού πεδίου. Το εκάστοτε κελί του πλέγματος δημιουργείται από τις συνιστώσες που δεν βρίσκονται στους ίδιους κόμβους και απέχουν $(\Delta x, \Delta y, \Delta z)$, όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.3. Οι τελικές εξισώσεις που χρησιμοποιούνται είναι της μορφής:

$$E_y^{n+1}(i) = E_y^n(i) - \frac{\Delta t H_z^{n+\frac{1}{2}}\left(i + \frac{1}{2}\right) - H_z^{n+\frac{1}{2}}\left(i - \frac{1}{2}\right)}{\varepsilon \Delta x} \quad (3.22)$$

$$H_z^{n+\frac{1}{2}}\left(i + \frac{1}{2}\right) = H_z^{n-\frac{1}{2}}\left(i + \frac{1}{2}\right) - \frac{\Delta t E_y^n(i+1) - E_y^n(i)}{\mu \Delta x} \quad (3.23)$$

Από τις εξισώσεις προκύπτει ότι για να υπολογιστεί το ηλεκτρικό και το μαγνητικό πεδίο σε μια θέση απαιτείται η γνώση της τιμής του πεδίου την προηγούμενη χρονική στιγμή ταυτόχρονα με την τιμή του κάθετου πεδίου εκατέρωθεν της θέσης.



Εικόνα 3-3: Θέση ηλεκτρικών και μαγνητικών διανυσμάτων στο μοναδιαίο κελί.

Δεδομένου ότι ο αλγόριθμος λειτουργεί με κελιά, είναι απαραίτητος ο καθορισμός του μεγέθους τους. Οι διαστάσεις των κελιών πρέπει να είναι τουλάχιστον το μισό του μήκους κύματος με προτεινόμενο όριο το 1/10 του μήκους κύματος. Όμως, πρέπει επιπλέον να λαμβάνεται υπόψη το υπολογιστικό κόστος για πολύ μικρά κελιά. Συνεπώς, γίνεται ένας συμβιβασμός μεταξύ της επιθυμητής ακρίβειας της λύσης και των υπολογιστικών απαιτήσεων.

Για να θεωρηθεί ότι τα αποτελέσματα του αλγορίθμου παρέχουν ικανοποιητική ακρίβεια, πρέπει να ικανοποιείται η συνθήκη ευστάθειας του Courant, σύμφωνα με την οποία

$$\Delta t \leq \frac{1}{c * \sqrt{\left(\frac{1}{(\Delta x)^2} + \frac{1}{(\Delta y)^2} + \frac{1}{(\Delta z)^2}\right)}} \quad (3.24)$$

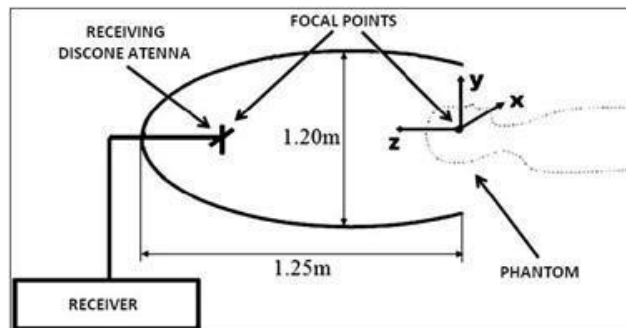
Στην περίπτωση του τετραγωνικού κελιού, $\Delta x = \Delta y = \Delta z$, η σχέση απλοποιείται σε

$$\Delta t \leq \frac{\Delta x}{c\sqrt{3}} \quad (3.25)$$

3.4. ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΗΣ ΡΑΔΙΟΜΕΤΡΙΑΣ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ

3.4.1. Εισαγωγή

Το παθητικό σύστημα μικροκυματικής ραδιομετρίας που χρησιμοποιήθηκε έχει σχεδιαστεί και κατασκευαστεί στο Εργαστήριο Μικροκυμάτων και Οπτικών Ινών (ΕΜΟΙ) του ΕΜΠ [139]. Το σύστημα αποτελείται από μια αγωγήμη ελλειψοειδή κοιλότητα που δρα ως μορφοποιητής δέσμης (*beamformer*), ένα μικροκυματικό δέκτη που περιλαμβάνει ένα ευαίσθητο ραδιόμετρο, μια κεραία λήψης και έναν ηλεκτρονικό υπολογιστή, όπου γίνεται η συλλογή των δεδομένων των μετρήσεων και η επεξεργασία τους. Ο κύριος στόχος είναι η ανάπτυξη ενός συστήματος παρακολούθησης σε πραγματικό χρόνο της διαφοροποίησης θερμοκρασίας μιας συγκεκριμένης περιοχής εντός του εγκεφάλου όταν αυτό τοποθετείται στην εστία της έλλειψης. Το λειτουργικό διάγραμμα του συστήματος, φαίνεται στην Εικόνα 3.4. Στην Εικόνα 3.5 παρουσιάζονται φωτογραφίες του πραγματικού συστήματος. Στη συνέχεια του κεφαλαίου, ακολουθεί αναλυτική περιγραφή των επιμέρους τμημάτων του συστήματος.



Εικόνα 3-4: Λειτουργικό διάγραμμα του συστήματος μικροκυματικής ραδιομετρίας.



(α)



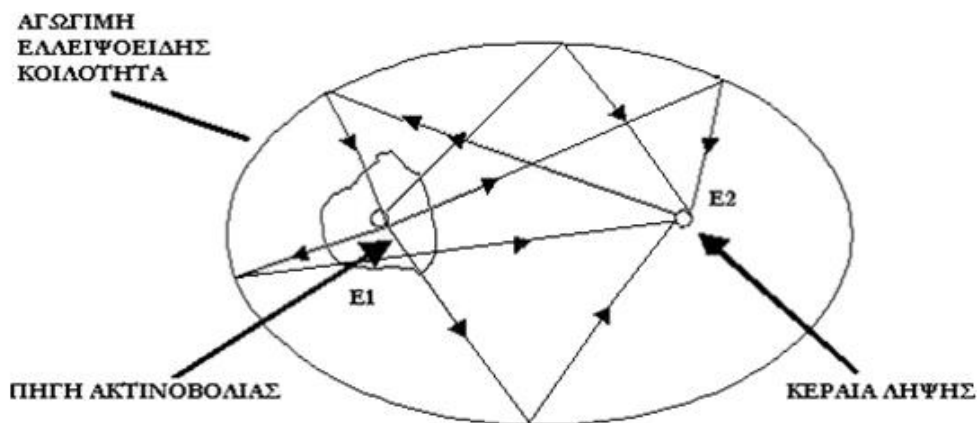
(β)

Εικόνα 3-5: (α) Πλευρική όψη συστήματος μικροκυματικής ραδιομετρίας (β) Μπροστινή όψη κοιλότητας συστήματος μικροκυματικής ραδιομετρίας.

3.4.2. Η αγώγιμη ελλειψοειδής κοιλότητα

Η ελλειψοειδής κοιλότητα του συστήματος μικροκυματικής ραδιομετρίας που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα διδακτορική διατριβή βασίζεται στη κοιλότητα με όνομα «Παθητικός Μικροκυματικός Ραδιομετρικός Τομογράφος (*Microwave Radiometry Imaging System – MiRaIS*)», που μελετήθηκε και σχεδιάστηκε από το ΕΜΟΙ σε προγενέστερη διδακτορική διατριβή [62]. Η σημαντική διαφοροποίηση των δύο διατάξεων έγκειται στην κάθετη τομή κατά το μεγάλο άξονα της ελλειψοειδούς κοιλότητας σε απόσταση 5 cm από το επίπεδο της εστίας προς το άκρο της έλλειψης (Εικόνα 3.4). Οι συχνότητες λειτουργίας του συστήματος βρίσκονται στο εύρος 1 – 4 GHz [139]. Η αρχική έλλειψη που κατασκευάστηκε είχε μήκος μεγάλου άξονα $2a = 150 \text{ cm}$ και μήκος μικρού άξονα $2b = 120 \text{ cm}$, με εστιακή απόσταση $c = \sqrt{a^2 - b^2} = 45 \text{ cm}$. Μετά την τομή, ο μεγάλος άξονας της κοιλότητας έχει μήκος 125 cm και ο μικρός 120 cm (Εικόνα 3.3). Σύμφωνα με προηγούμενες θεωρητικές αναλύσεις η τομή δεν επηρεάζει τις ιδιότητες εστίασης του συστήματος [140]–[144].

Η λειτουργία του συστήματος βασίζεται στην ιδιότητα της έλλειψης σύμφωνα με την οποία κάθε ακτίνα που εκπέμπεται από τη μία εστία συγκλίνει στην άλλη εστία με το ίδιο μήκος διαδρομής. Συνεπώς, αν τοποθετηθεί μια πηγή θερμικής ακτινοβολίας στην εστία E1 είναι δυνατή η λήψη ισχυρού σήματος στην εστία E2 με την τοποθέτηση μιας κεραίας λήψης στο σημείο αυτό (Εικόνα 3.6).



Εικόνα 3-6: Χαρακτηριστική γεωμετρική ιδιότητα εστίασης της έλλειψης.

Τοποθετώντας το ανθρώπινο κεφάλι (ή οποιαδήποτε άλλο μέρος του σώματος) στην εστία E1 ως πηγή θερμικής ακτινοβολίας και στην άλλη εστία βρίσκεται μια κεραία λήψης συνδεδεμένη με ένα ραδιομετρικό δέκτη, είναι εφικτή η συγκέντρωση της θερμικά εκπεμπόμενης ακτινοβολίας από το κεφάλι στην κεραία λήψης ανιχνεύοντας με αυτό τον τρόπο την παρουσία του.

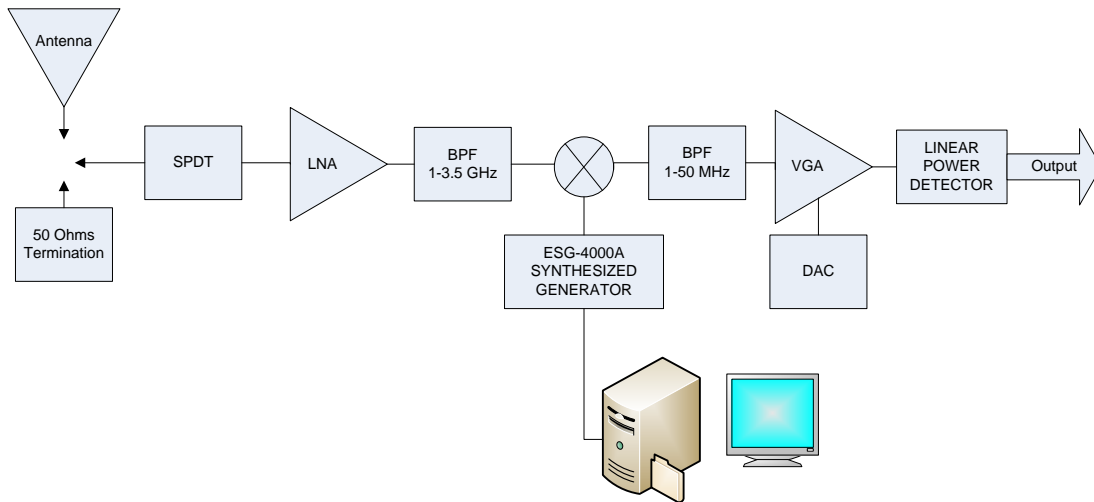
Το ελλειψοειδές είναι κατασκευασμένο από υαλοβάμβακα και το εσωτερικό του είναι λείο καλυμμένο με αγωγίμη μπογιά, ώστε να επιτευχθεί ικανοποιητικός συντελεστής ανάκλασης της ακτινοβολίας ($|\rho| > 0.95$) [139].

3.4.3. Ραδιόμετρο dicke switch

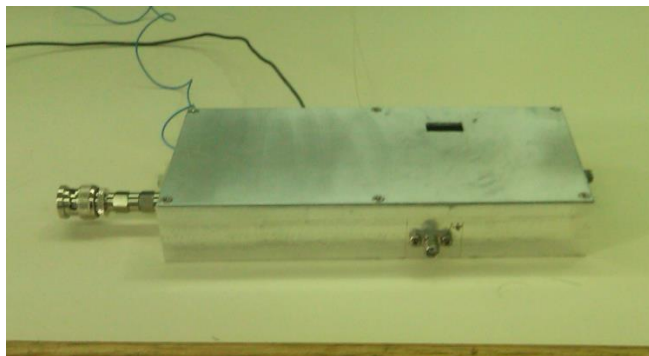
Στην Εικόνα 3.7 φαίνεται το λειτουργικό διάγραμμα του ραδιομέτρου *Dicke switch*. Το κύκλωμα εισόδου αποτελείται από την κεραία λήψης και ένα βαθμονομημένο φορτίο 50 Ohms, τα οποία εναλλάσσονται μέσω ενός διακόπτη ενός πόλου διπλής θέσης, *Single Pole Double Throw (SPDT)*, με πολύ χαμηλές απώλειες. Ο διακόπτης είναι ηλεκτρομηχανικός με τυπικές απώλειες εισαγωγής (*insertion loss*) μικρότερες από 0.1 dB στα 3.5 GHz. Στη συνέχεια, ακολουθεί ένας ενισχυτής χαμηλού θορύβου δύο σταδίων με κέρδος περίπου 40 dB και ένα ζωνοπερατό φίλτρο. Έπειτα, το λαμβανόμενο μικροκυματικό σήμα υποβαθμίζεται στην *IF* περιοχή από 1–50 MHz χρησιμοποιώντας ένα γραμμικό μείκτη (*high linearity double balanced mixer*). Η ισχύς του τοπικού ταλαντωτή εισάγεται στο μείκτη από μια γεννήτρια *RF* συχνότητας *Agilent ESG – 4000A*. Με αυτόν τον τρόπο γίνεται και η επιλογή της συχνότητας λειτουργίας του δέκτη, γύρω από την

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 - ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ

επιλεγόμενη συχνότητα του τοπικού ταλαντωτή. Στη συνέχεια ακολουθεί νέο ζωνοπερατό φίλτρο στις IF συχνότητες και ένας ενισχυτής κέρδους τάσης (*voltage gain amplifier*). Το τελευταίο στοιχείο του δέκτη είναι ένας γραμμικός ανιχνευτής ισχύος, που μετατρέπει την ισχύ του λαμβανόμενου σήματος σε τάση, η οποία εισάγεται σε μια κάρτα απόκτησης δεδομένων 16bit [139].



Εικόνα 3-7: Λειτουργικό διάγραμμα του ραδιομέτρου Dicke switch.



Εικόνα 3-8: Φωτογραφία του ραδιομέτρου Dicke switch. Διακρίνονται: η έξοδος του ραδιομέτρου, η θέση τροφοδοσίας του τοπικού ταλαντωτή, η θύρα ελέγχου (USB) του ραδιομέτρου και τα καλώδια τροφοδοσίας.

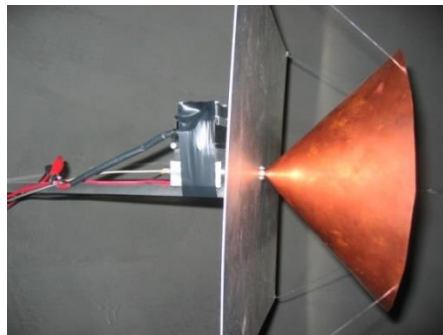
Η συσχέτιση της μετρούμενης τάσης εξόδου του ραδιομετρικού δέκτη (*Dicke switch*) και της τρισδιάστατης κατανομής του γινομένου θερμοκρασίας και αγωγιμότητας γίνεται μέσω της σχέσης:

$$I \cong c\Delta\omega \iiint \Gamma_A(r') \times \delta T_A(r') \times \delta\sigma_A(r') dr' \quad (3.26)$$

όπου $\Delta\omega$ το εύρος ζώνης του δέκτη, $\delta T_A(r')$ και $\delta\sigma_A(r')$ η χωρική κατανομή της θερμοκρασίας και της αγωγιμότητας στο αντικείμενο ενδιαφέροντος αντίστοιχα, ενώ $\Gamma_A(r')$ είναι ένας παράγοντας πεδίου που σχετίζεται με την συνάρτηση *Green* του εξεταζόμενου αντικειμένου και παρουσιάζει ισχυρή εξάρτηση από τις χωρικές συντεταγμένες. Από την παραπάνω εξίσωση γίνεται αντιληπτό ότι η έξοδος του ραδιομέτρου είναι ανάλογη του εύρους ζώνης και του γινομένου των μεταβολών της θερμοκρασίας και της αγωγιμότητας. Επομένως, η τάση εξόδου επηρεάζεται τόσο από μεταβολές της θερμοκρασίας όσο και της αγωγιμότητας εντός του μέλανος σώματος. Κατά αυτόν τον τρόπο είναι δυνατή η παρακολούθηση του ανθρώπινου εγκεφάλου, δεδομένου ότι κατά τη διάρκεια της εγκεφαλικής λειτουργίας εκτός από τη θερμοκρασία μεταβάλλεται και η ηλεκτρική αγωγιμότητα του εγκεφάλου [145]–[147]. Η παρατήρηση αυτή αποτελεί τον ακρογωνιαίο λίθο της έρευνας για την απεικόνιση του εγκεφάλου μέσω του συγκεκριμένου συστήματος.

3.4.4. Κεραία συστήματος

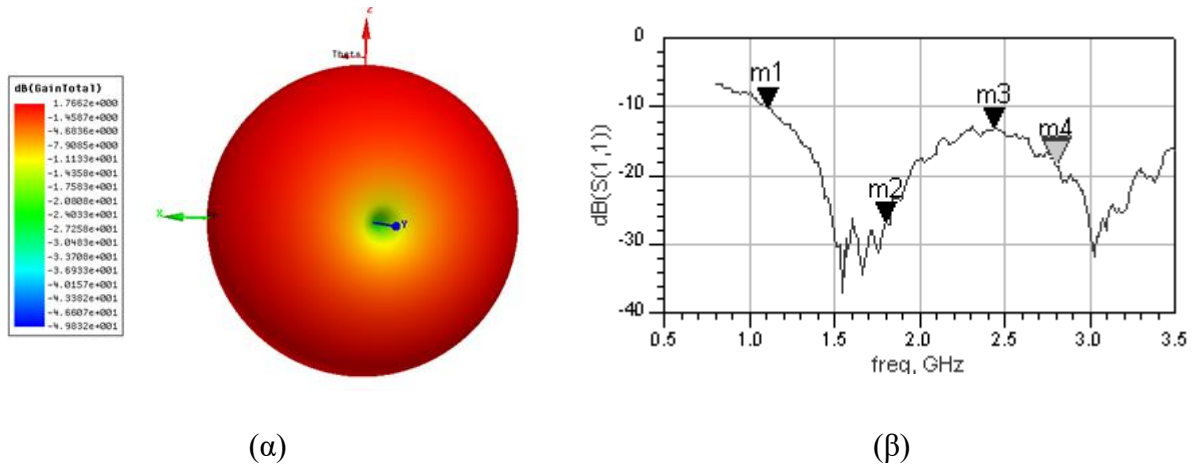
Η κεραία που χρησιμοποιήθηκε κατά τη διάρκεια των πειραμάτων είναι κωνική και ευρυζωνική στο εύρος συχνοτήτων 1-4 GHz (Εικόνα 3.9). Προτιμήθηκε το συγκεκριμένο είδος κεραίας λόγω του ομοιόμορφου παγκατευθυντικού της κέρδους στο οριζόντιο επίπεδο και του μεγάλου εύρους ζώνης. Το ύψος του κώνου είναι 4.59 cm, το μέγιστο άνοιγμα της είναι 9.18 cm και το ηλεκτρικό μήκος του διπόλου περίπου 55°. Η γείωση είναι τετράγωνη με μήκος πλευράς 20 cm [139]. Το διάγραμμα ακτινοβολίας της κωνικής κεραίας καθώς και η γραφική παράσταση του συντελεστή ανάκλασης S_{11} της κατασκευασμένης κεραίας δίνονται στην Εικόνα 3.10.



Εικόνα 3-9: Η κεραία λήψης με τον LNA και την ψήκτρα.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 - ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ

Δεδομένου ότι η λειτουργία του συστήματος βασίζεται στη λήψη της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας στο φάσμα λειτουργίας της κεραίας, κρίθηκε απαραίτητο για την ορθή διεξαγωγή του πειράματος με γνώμονα τη βέλτιστη λειτουργία του συστήματος και για την εξαγωγή ασφαλών συμπερασμάτων, οι πειραματικές μετρήσεις να γίνουν εντός του ανηχοϊκού κλωβού Faraday του ΕΜΠ. Αυτό εξασφαλίζει την εξάλειψη των εξωτερικών ηλεκτρομαγνητικών παρεμβολών και ελαχιστοποιεί τις παρεμβολές από εσωτερικές ανακλάσεις εντός του κλωβού.



Εικόνα 3-10: (α) Διάγραμμα ακτινοβολίας κεραίας (β) Συντελεστής ανάκλασης κεραίας.

3.4.5. Πειραματική διάταξη

Η πειραματική διάταξη χωρίστηκε σε δύο διαφορετικούς χώρους. Εντός του ανηχοϊκού κλωβού Faraday τοποθετήθηκε η ελλειψοειδής κοιλότητα, η κεραία και το ραδιόμετρο Dicke. Εξωτερικά του θαλάμου τοποθετήθηκε το σύστημα δειγματοληψίας με τον ηλεκτρονικό υπολογιστή και η γεννήτρια τροφοδοσίας του τοπικού ταλαντωτή του ραδιομέτρου.

Για τη συλλογή των δεδομένων, η έξοδος του ραδιομέτρου συνδέθηκε στη διεπαφή του ανηχοϊκού θαλάμου με τον εξωτερικό χώρο με BNC καλώδιο και από εκεί σε μια ειδική κάρτα δειγματοληψίας DAQ 6221 M-Series της εταιρίας National Instruments (NI). Ο ρυθμός δειγματοληψίας είναι 200Ks/sec με ακρίβεια δειγματοληψίας 16 bit. Η κάρτα προγραμματίζεται μέσω του λογισμικού LabVIEW της ίδιας εταιρίας (NI). Η κάρτα είναι συνδεδεμένη με τον υπολογιστή όπου είναι δυνατή η επεξεργασία του ψηφιακού σήματος.

3.5. ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΡΑΔΙΟΜΕΤΡΙΑΣ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ

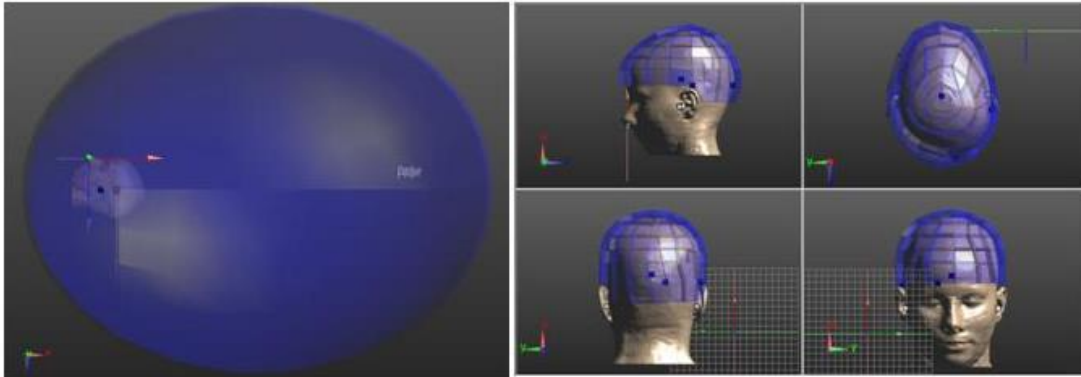
3.5.1. Προσομοίωση συστήματος

Η δυνατότητα του συστήματος να εντοπίζει ομοιώματα σε διαφορετικές θερμοκρασίες μέσω μικροκυματικής ραδιομετρίας έχει ήδη εξεταστεί από άλλους ερευνητές [148]–[151] με ευαισθησία θερμοκρασίας περίπου $0.1 \text{ mV}/^\circ\text{C}$ στα 2.4 GHz και $0.5 \text{ mV}/^\circ\text{C}$ σε όλο το εύρος $1\text{-}4 \text{ GHz}$. Ο στόχος της παρούσας μελέτης ήταν να μελετηθεί η χωρική ευαισθησία του συστήματος και το βάθος ανίχνευσης στον εγκέφαλο χρησιμοποιώντας διάφορα υλικά για βελτίωση της προσαρμογής.

Για να βελτιωθεί η ευαισθησία του συστήματος μέσω της βελτίωσης της ηλεκτρομαγνητικής ζεύξης στη διεπαφή ιστού κεφαλής με αέρα, χρησιμοποιείται ένα διηλεκτρικό υλικό ως μέσο προσαρμογής κατά τη διάρκεια της απεικόνισης. Η απόδοση διαφόρων διηλεκτρικών υλικών έχει εξεταστεί σε συνδυασμό με την εφαρμογή παθητικής ραδιομετρίας μικροκυμάτων χρησιμοποιώντας αριθμητικές μεθόδους και πειραματική επικύρωση [141]. Τα μοντέλα που χρησιμοποιήθηκαν ήταν απλές γεωμετρίες που δεν μπορούν να προσομοιώσουν το πλήθος των ιστών και την πολυπλοκότητα της δομής του ανθρώπινου εγκέφαλου. Για το λόγο αυτό, κρίθηκε απαραίτητη η χρήση πιο αναλυτικών μοντέλων προσομοίωσης του εγκέφαλου που θα μπορούσαν να δώσουν σαφέστερα αποτελέσματα.

Το ανατομικό μοντέλο κεφαλιού που χρησιμοποιήθηκε ανήκει στην εταιρία ITIS SPEAG. Πιο συγκεκριμένα, ήταν το μοντέλο Ella της βιβλιοθήκης μοντέλων Virtual Population (ViP) που αποτελείται από 44 διαφορετικούς ιστούς του ανθρώπινου κεφαλιού (Εικόνα 3-11).

Το υλικό προσαρμογής με το οποίο καλύφθηκε το κεφάλι ήταν το ECCOSTOCK HiK Powder της εταιρίας Emerson and Cuming με διηλεκτρική σταθερά 9 και γωνία απωλειών $\tan\delta = 0.0007$. Το πάχος του υλικού που κάλυπτε το κεφάλι ήταν 1 cm . Το κεφάλι τοποθετήθηκε στην αριστερή εστία της έλλειψης και στην δεξιά η κεραία λήψης.



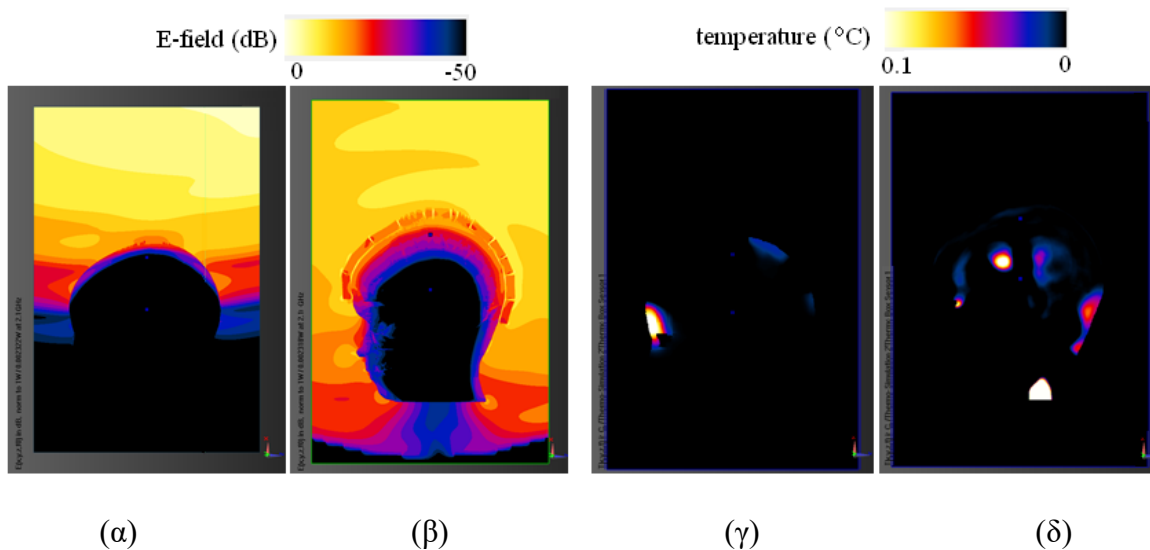
(α)

(β)

Εικόνα 3-11: Διάταξη προσομοίωσης με χρήση λογισμικού SEMCAD. (α) Διάταξη έλλειψης με τοποθετημένο κεφάλι στην αριστερή εστία. (β) Ανατομικά λεπτομερές κεφάλι γυναίκας με ειδικά διαμορφωμένο κράνος διηλεκτρικού προσαρμογής.

Η συχνότητα λειτουργίας της κεραίας ήταν 2.1 GHz. Για μείωση του υπολογιστικού κόστους υπολογίστηκε το αντίστροφο ηλεκτρομαγνητικό πρόβλημα σύμφωνα με το θεώρημα αμοιβαιότητας. Συνεπώς, αντί να τοποθετηθεί η πηγή εντός του κεφαλιού, υπολογίστηκε η απόκριση του μοντέλου του κεφαλιού στη διέγερση που προκλήθηκε από την κεραία.

Η επίδραση του υλικού προσαρμογής μελετήθηκε πραγματοποιώντας την προσομοίωση αρχικά με το κεφάλι χωρίς το ειδικά διαμορφωμένο κράνος και στη συνέχεια καλυμμένο με το διηλεκτρικό. Η ανάλυση του πλάτους του ηλεκτρικού πεδίου εντός του κεφαλιού σε λογαριθμική κλίμακα φαίνεται στην Εικόνα 3.12.α και 3.12.β. Είναι προφανές ότι η χρήση ενός διηλεκτρικού στρώματος βελτιώνει σημαντικά το βάθος διείσδυσης του πεδίου εντός του κεφαλιού και κατ' επέκταση το βάθος ανίχνευσης από 2 cm σε 3 cm. Οι Εικόνες 3.12.γ και 3.12.δ δείχνουν την κατανομή μεταβολής της θερμοκρασίας εντός του κεφαλιού με το ειδικά διαμορφωμένο κράνος και χωρίς το κράνος, αντίστοιχα. Ο χρωματικός δείκτης έχει περιοριστεί σε μέγιστη τιμή 0.1 °C. Όπως ήταν αναμενόμενο από το αντίστοιχο ηλεκτρικό πεδίο, η θερμοκρασία αυξάνεται εντός του εγκεφάλου όταν χρησιμοποιείται το διηλεκτρικό κράνος. Συγκεκριμένα, στην περιοχή της εστίας της έλλειψης παρατηρείται η μεγιστοποίηση της θερμοκρασιακής αύξησης. Στην περίπτωση χωρίς το κράνος, μόνο η κοιλότητα της μύτης θερμαίνεται.



Εικόνα 3-12: Αποτελέσματα προσομοίωσης του ηλεκτρικού πεδίου και της θερμοκρασιακής κατανομής εντός του κεφαλιού στα 2.1 GHz. (α) Ηλεκτρικό πεδίο χωρίς ειδικό διαμορφωμένο διηλεκτρικό κράνος (β) Ηλεκτρικό πεδίο με διηλεκτρικό κράνος (γ) Κατανομή θερμοκρασιακής μεταβολής χωρίς διηλεκτρικό κράνος (δ) Κατανομή θερμοκρασιακής μεταβολής με διηλεκτρικό κράνος.

3.5.2. Πειραματική διαδικασία

Για τη διεξαγωγή των πειραμάτων ως μοντέλο κεφαλιού χρησιμοποιήθηκε ένα μοντέλο κέλυφος ανθρώπινου κεφαλιού (Specific Anthropomorphic Mannequin, SAM). Το κέλυφος του κεφαλιού γεμίστηκε με ένα στρώμα πάχους 1 cm από ομοίωμα που προσομοιώνει τις ηλεκτρικές ιδιότητες του δοκιδωτού οστού (Εικόνα 3.13 κίτρινη περιοχή), το οποίο συνθέτει το ανθρώπινο κρανίο. Επίσης, ένα ομοίωμα εγκεφάλου με τις διηλεκτρικές ιδιότητες της λευκής και φαιάς ουσίας στα 2 GHz τοποθετήθηκε εσωτερικά του ομοιώματος του κρανίου (Εικόνα 3.13 μπλε περιοχή). Οι συνταγές για τα ομοιώματα του εγκεφάλου βρίσκονται στη βιβλιογραφία καθώς και οι ιδιότητες των κατασκευασμένων ιστών είναι σε συμφωνία με τις πραγματικές τιμές [152]–[154].

Η αγώγιμη ελλειψοειδής κοιλότητα τοποθετήθηκε εντός ενός ανηχοϊκού κλωβού Faraday. Το μοντέλο του κεφαλιού τοποθετήθηκε πάνω σε μια ξύλινη σανίδα ρυθμισμένη στο ύψος του σημείου της εστίας της έλλειψης. Η εστία της έλλειψης εντοπίστηκε από την τομή 3 ακτίνων laser. Η ξύλινη πλάκα μπορούσε να μετακινηθεί στο οριζόντιο επίπεδο, επιτρέποντας τη μέτρηση διαφορετικών περιοχών εντός του ομοιώματος κεφαλιού. Η εξωτερική επιφάνεια του μοντέλου καλύφθηκε με το διηλεκτρικό προσαρμογής ECCOSTOCK HiK Powder με πάχος 1 cm. Τα σημεία εντός του εγκεφάλου προς ανίχνευση με μικροκυματική ραδιομετρία δίνονται στην Εικόνα 3.13 ως σημεία f1, f2, f3 και βρίσκονται σε απόσταση 1 cm, 2 cm, 3 cm από την εξωτερική

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 - ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ

επιφάνεια του μοντέλου, αντίστοιχα. Η πηγή θερμότητας που έπρεπε να ανιχνεύσει το ραδιόμετρο ήταν μια μικρή κυλινδρική σύριγγα με 30 ml απιονισμένου νερού σε θερμοκρασία 38 °C. Η σύριγγα με το νερό εισάχθηκε στο ομοίωμα στα σημεία f1, f2, f3 διαδοχικά και πραγματοποιήθηκαν οι μετρήσεις.



(α)

(β)

Εικόνα 3-13: Ανατομικά λεπτομερές μοντέλο κεφαλιού με οστό (κίτρινη περιοχή) και μίγμα λευκής-φαιάς ουσίας (μπλε περιοχή) (β) Τοποθέτηση μοντέλου κεφαλιού στην εστία της ελλειπτικής κοιλότητας.

Η διαδικασία διεξαγωγής του πειράματος ήταν η εξής: Αρχικά, η εστία της έλλειψης ταυτίστηκε με το σημείο f1 του ομοιώματος. Μέχρι $t=25$ s το ραδιόμετρο μετρούσε το θόρυβο του περιβάλλοντος στα 2.1 GHz. Στη συνέχεια, η σύριγγα τοποθετήθηκε εντός του ομοιώματος στο σημείο f1 και αφαιρέθηκε όταν $t=50$ s. Τη χρονική στιγμή $t=75$ s, η σύριγγα με το νερό τοποθετήθηκε στη θέση f2 και παρέμεινε εκεί έως $t=100$ s. Τέλος, όταν $t=125$ s, η θερμική πηγή εισάχθηκε στο σημείο f3 του ομοιώματος και παρέμεινε έως $t=150$ s. Όταν ολοκληρώθηκε αυτή η διαδικασία, το μοντέλο του κεφαλιού μετατοπίστηκε ώστε το σημείο f2 και στη συνέχεια το σημείο f3 να βρίσκονται αντίστοιχα στην εστία της έλλειψης. Η διαδικασία αυτή επαναλήφθηκε για τη συχνότητα 2.5 GHz. Κατά τη διάρκεια των πειραμάτων το νερό ανανεωνόταν συνεχώς ώστε να διατηρεί σταθερή θερμοκρασία στους 38 °C.

3.5.3. Αποτελέσματα

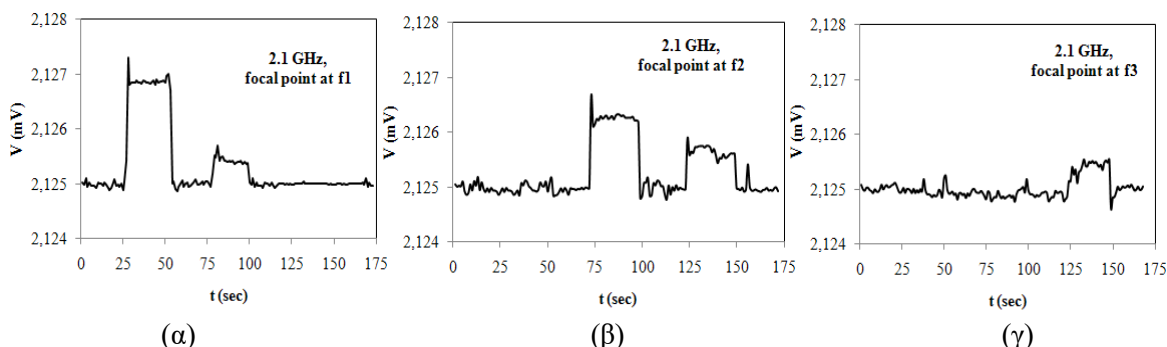
Ο σκοπός αυτών των μετρήσεων ήταν να διαπιστωθεί η ευαισθησία και η χωρική ανάλυση του ραδιομετρικού μετρητικού συστήματος στις συχνότητες 2.1 GHz και 2.5 GHz χρησιμοποιώντας ένα ανατομικά αναλυτικό μοντέλο κεφαλιού. Οι τάσεις εξόδου του ραδιομέτρου για τη συχνότητα 2.1 GHz δίνονται στην Εικόνα 3.14 και για τη συχνότητα 2.5 GHz φαίνονται στην Εικόνα 3.15.

Στα 2.1 GHz, ο θόρυβος περιβάλλοντος (baseline) δημιουργεί μια τάση ισχύος 2.125 mV. Όπως ήταν αναμενόμενο, η παρουσία της θερμικής πηγής στην εστία της κοιλότητας οδήγησε σε αύξηση της τάσης εξόδου του ραδιομέτρου, σε όλα τα εξεταζόμενα βάθη μέσα στο μοντέλο κεφαλής. Όταν το σημείο f1 ήταν ευθυγραμμισμένο με την εστία της κοιλότητας και η θερμική πηγή εισήχθη στο σημείο f2, η τάση εξόδου του ραδιομέτρου εμφάνισε περιορισμένη αύξηση (Εικόνα -14.α, 75-100 sec) σε σύγκριση με την τάση εξόδου όταν η θερμική πηγή τοποθετήθηκε στο ίδιο σημείο με την εστία της κοιλότητας (Εικόνα 3-14.α, 25-50 sec). Ομοίως, όταν το σημείο f2 του μοντέλου κεφαλής ήταν κεντραρισμένο στην εστία της κοιλότητας και η θερμική πηγή εισήχθη στο σημείο f3, το αποτέλεσμα ήταν επίσης μια περιορισμένη αύξηση της ραδιομετρικής εξόδου (Εικόνα 3-14.β). Ωστόσο, οι διαφορές στις αυξήσεις των επιπέδων των ραδιομετρικών αποτελεσμάτων μεταξύ των γειτονικών εγκεφαλικών περιοχών επιτρέπουν τον σαφή προσδιορισμό της χωρικής προέλευσης της θερμικής πηγής.

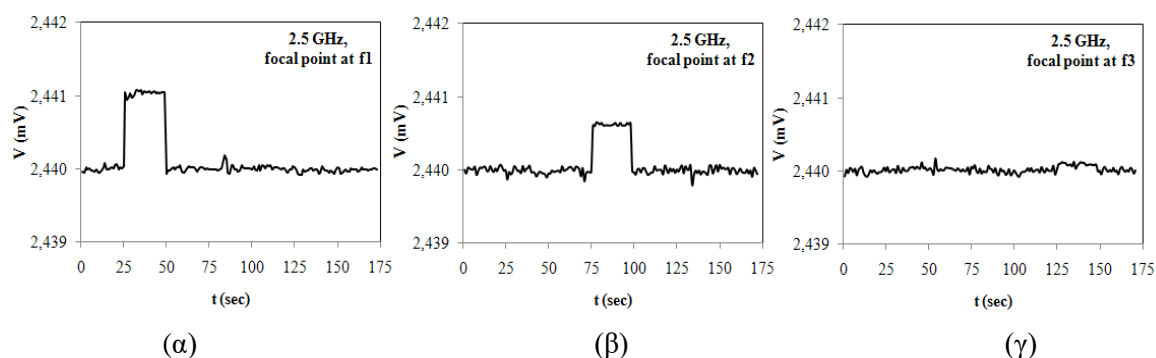
Όταν το σύστημα συντονίστηκε για μέτρηση στα 2.5 GHz, η τιμή αναφοράς του θορύβου περιβάλλοντος κυμαινόταν στα 2.440 mV. Σε αυτή τη συχνότητα, η θερμική πηγή δεν ανιχνεύθηκε καθαρά σε βάθος 3 cm στο εσωτερικό του μοντέλου κεφαλής, καθώς η αύξηση της τάσης εξόδου ήταν μικρότερη από 1 μ V (Εικόνα 3-15.γ). Στα 2.5 GHz το ραδιόμετρο ανίχνευσε τη θερμική πηγή μόνο όταν αυτή ήταν κεντραρισμένη στην εστία της έλλειψης, όπως φαίνεται στην Εικόνα 3-15.α και 3-15.β.

Τα αποτελέσματα των πειραμάτων αποδεικνύουν την ικανότητα του MiRaIS να ανιχνεύει διαφορές θερμοκρασίας μέσα στον εγκέφαλο. Χρησιμοποιώντας συχνότητες κάτω των 2.1 GHz, μπορούν να μετρηθούν περιοχές που βρίσκονται 3 cm μέσα στο κεφάλι. Ωστόσο, στα 2.5 GHz το βάθος ανίχνευσης στον εγκέφαλο μειώθηκε και η χωρική ανάλυση αυξήθηκε σημαντικά, όσον αφορά τη μετατόπιση της περιοχής ενδιαφέροντος από την εστία της έλλειψης, καθώς η θερμική πηγή ανιχνεύθηκε μόνο στην περίπτωση της ταύτισης της εστίας της έλλειψης με την θέση της

θερμικής πηγής. Συμπερασματικά, για την επίτευξη μιας ακριβούς τεχνικής απεικόνισης απαιτείται πολυφασματική σάρωση [154], [155].



Εικόνα 3-14: Τάση εξόδου ραδιομέτρου στα 2.1 GHz. Για τα χρονικά διαστήματα 25-50 sec: θερμική πηγή στη θέση f1 εντός του ομοιώματος, 75-100 sec: θερμική πηγή στη θέση f2 και 125-150 sec: θερμική πηγή στη θέση f3. (α) εστία στο σημείο f1, (β) εστία στο σημείο f2 και (γ) εστία στο σημείο f3.

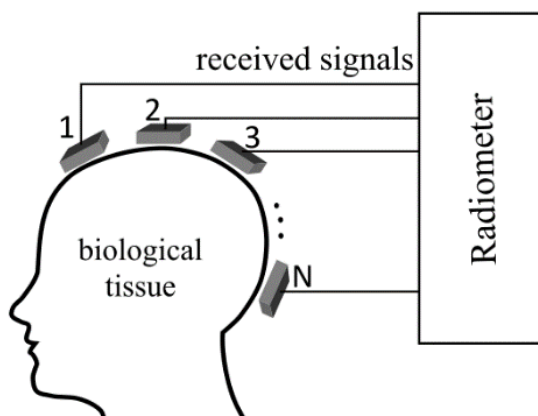


Εικόνα 3-15: Τάση εξόδου ραδιομέτρου στα 2.5 GHz. Για τα χρονικά διαστήματα 25-50 sec: θερμική πηγή στη θέση f1 εντός του ομοιώματος, 75-100 sec: θερμική πηγή στη θέση f2 και 125-150 sec: θερμική πηγή στη θέση f3. (α) εστία στο σημείο f1, (β) εστία στο σημείο f2 και (γ) εστία στο σημείο f3.

3.6. ΝΕΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΡΑΔΙΟΜΕΤΡΙΑΣ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ

Με στόχο τη βελτίωση ορισμένων περιοριστικών παραγόντων του συστήματος που παρουσιάστηκε στην προηγούμενη παράγραφο, μελετήθηκε η δυνατότητα ανάπτυξης ενός νέου φορητού συστήματος μικροκυματικής ραδιομετρίας κοντινού πεδίου χαμηλού κόστους και εργονομικού για την ανίχνευση της εγκεφαλικής δραστηριότητας. Η δομή του συστήματος φαίνεται στην Εικόνα 3-16. Η ακτινοβολία μέλανος σώματος που εκπέμπεται από το ανθρώπινο σώμα μετριέται από 4 κεραίες μικροταινίας γύρω από το υπό μελέτη σώμα. Τα σήματα που

λαμβάνονται από τις κεραίες οδηγούνται σε ένα νέο πρωτότυπο μικροκυματικό δέκτη, ένα ραδιόμετρο ολικής ισχύος Dicke, με συχνότητα λειτουργίας στα 1.5 ± 0.05 GHz με 4 εισόδους για τις κεραίες. Επιλέχθηκε η συχνότητα 1.5 GHz διότι το βάθος διείσδυσης της μικροκυματικής ακτινοβολίας στον εγκέφαλο είναι ικανοποιητικό και επιτυγχάνεται η επιθυμητή χωρική ανάλυση. Η χρήση πολλαπλών κεραιών γύρω από το κεφάλι ενισχύει το βάθος ανίχνευσης καθώς και την ευαισθησία του συστήματος. Για τον προσδιορισμό των χαρακτηριστικών λειτουργίας του συστήματος έχουν διεξαχθεί πολυάριθμα πειράματα με διαφορετικές ρυθμίσεις.



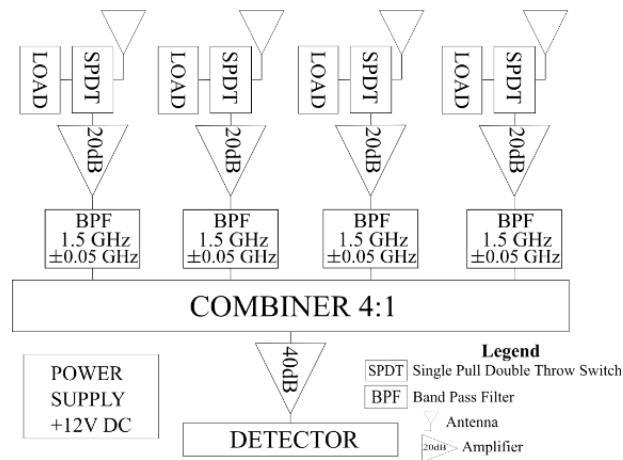
Εικόνα 3-16: Διάταξη συστήματος ραδιομετρίας για την ανίχνευση βιολογικών ιστών με μικροκυματική ραδιομετρία

3.6.1. Ραδιόμετρο και κεραίες

Το σύστημα χρησιμοποιείται για τη συλλογή της φυσικά εκπεμπόμενης ενέργειας του εγκεφάλου. Η ενέργεια που συλλέγεται οδηγείται σε ένα ραδιόμετρο με δυνατότητα ανίχνευσης ισχύος έως -100 dBm. Ένας δέκτης ολικής ισχύος Dicke που λειτουργεί σε $1.5 (+/- 0.05)$ GHz είναι ο πυρήνας του ραδιομέτρου. Το ραδιόμετρο διαθέτει τέσσερις θύρες εισόδου στις οποίες είναι συνδεδεμένες οι κεραίες. Σε κάθε κανάλι εισόδου υπάρχει διακόπτης «on-off», ώστε με αυτόν τον τρόπο διάφοροι συνδυασμοί διατάξεων κεραιών να μπορούν να χρησιμοποιηθούν είτε με μία, είτε με μερικές είτε με όλες τις κεραίες που συνδέονται με το ραδιόμετρο. Τα λαμβανόμενα σήματα οδηγούνται μέσω τεσσάρων παρόμοιων αλυσίδων ενισχυτών και φίλτρων σ' ένα συζεύκτη και τροφοδοτούνται στον ανιχνευτή. Η δομή του ραδιομέτρου δίνεται στην Εικόνα 3-17. Η κάθε κεραία συνδέεται με ένα διακόπτη ενός πόλου-δύο θέσεων (Single Pull Double Throw switch, SPDT), ο οποίος είναι συνδεδεμένος με φορτίο (Load) 50 Ohm. Το σήμα περνάει από ένα ενισχυτή

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 - ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ

(Amplifier) κέρδους 20 dB και ένα ζωνοπερατό φίλτρο (Band Pass Filter, BPF) κεντρικής συχνότητας 1.5 GHz και εύρους 0.1 GHz. Η ισχύς από κάθε κανάλι συνδυάζεται (Combiner 4:1) και ενισχύεται κατά 40 dB σε δύο στάδια. Στη συνέχεια, χρησιμοποιείται ανιχνευτής ισχύος (Detector) 65 dB. Για την τροφοδοσία του κυκλώματος χρησιμοποιείται τροφοδοτικό ρεύματος (Power Supply) 12 V DC με σταθεροποιητή. Τέλος, το σήμα φτάνει στην κάρτα λήψης δεδομένων (DAQ), όπου ψηφιοποιείται, γίνεται η αποθήκευση και η επεξεργασία του. Για τα πειράματα ο ρυθμός δειγματοληψίας είχε οριστεί σε 10000 δείγματα ανά δευτερόλεπτο με υπολογισμό της μέσης τιμής ανά 1000 δείγματα.



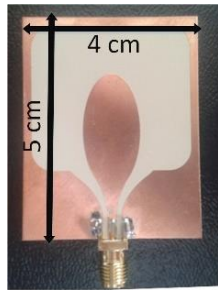
Εικόνα 3-17: Μπλοκ διάγραμμα ραδιομέτρου.

Η ισχύς που συλλέγεται από τις κεραίες του ραδιομέτρου μετριέται σε τάση στην έξοδο του ραδιομέτρου βάσει της σχέσης 3.26, που γράφεται πιο αναλυτικά

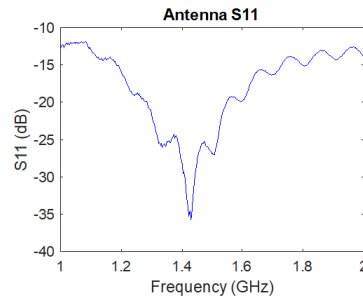
$$I = \left(\frac{\omega_0^2 \mu_0 k}{\pi} \right) \Delta\omega \iiint_V \Gamma_A(\vec{r}) T(\vec{r}) \sigma(\vec{r}) d\vec{r} \quad (3.27)$$

Όπου, I είναι η τάση εξόδου του ραδιομέτρου, k η σταθερά Boltzman, ω_0 είναι η κεντρική συχνότητα του εύρους ζώνης του παρατηρούμενου φάσματος, μ_0 είναι μαγνητική διαπερατότητα ελεύθερου χώρου, $\Delta\omega$ είναι το αντίστοιχο εύρος ζώνης, V ο όγκος της περιοχής εστίασης, $T(\vec{r})$ είναι η χωρική κατανομή της θερμοκρασίας στο μέσο ενδιαφέροντος, $\sigma(\vec{r})$ είναι η χωρική κατανομή της ηλεκτρικής αγωγιμότητας στο μέσο ενδιαφέροντος, και $\Gamma_A(\vec{r})$ είναι η συνάρτηση Kernel που σχετίζεται με τη συνάρτηση Green του παρατηρούμενου μέσου, λαμβάνοντας υπόψη τις ηλεκτρομαγνητικές ιδιότητες της κεραίας λήψης.

Το σύστημα περιλαμβάνει 4 ομοεπίπεδες ελλειπτικές κεραίες μικροταινίας (Εικόνα 3-18(α)). Ο συντελεστής ανάκλασης (S_{11}) των κεραιών μετρήθηκε -26 dB στα 1.5 GHz, όταν βρίσκονται σε επαφή με το ανθρώπινο δέρμα (Εικόνα 3-18(β)). Οι κεραίες παρουσιάζουν έναν κύριο λοβό με κέρδος 3.1 dB και εύρος δέσμης μισής ισχύος 85 μοίρες σύμφωνα με προσομοίωση στα 1.5 GHz.



(α)

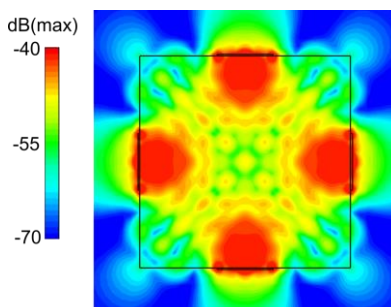


(β)

Εικόνα 3-18: (α) Ομοεπίπεδη ελλειπτική κεραία μικροταινίας συνδεδεμένη με το ραδιόμετρο. (β) Μέτρηση συντελεστή ανάκλασης S_{11} της κεραίας όταν είναι σε επαφή με ανθρώπινο δέρμα.

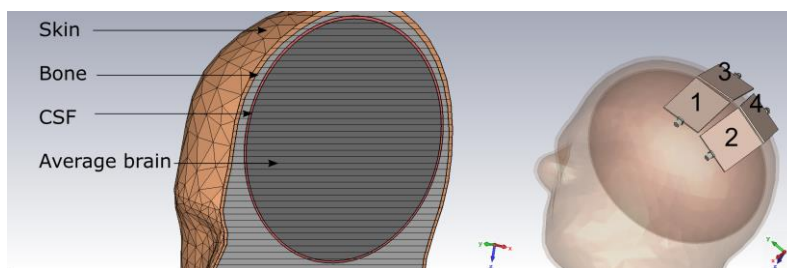
3.6.2. Προσομοίωση συστήματος

Αρχικά έγινε η προσομοίωση του συστήματος στο λογισμικό HFSS και στο CST Microwave Studio και κάποιες αρχικές μετρήσεις για τον έλεγχο του ραδιομέτρου [155], [156]. Στο λογισμικό CST Microwave Studio σχεδιάστηκε αρχικά ένα κυβικό μοντέλο με ηλεκτρομαγνητικές ιδιότητες ανθρώπινου κεφαλιού μαζί με τέσσερις ελλειπτικές κεραίες τοποθετημένες η κάθε μια σε μια κατακόρυφη πλευρά του μοντέλου. Δεδομένου ότι η μικροκυματική ραδιομετρία είναι μια παθητική μέθοδος, οι κεραίες λειτουργούν ως δέκτες και η πηγή είναι ο εγκέφαλος. Ωστόσο, προκειμένου να μειωθεί το υπολογιστικό κόστος, το αντίστροφο ηλεκτρομαγνητικό πρόβλημα επιλύθηκε σύμφωνα με το θεώρημα αμοιβαιότητας. Επομένως, υπολογίστηκε το ηλεκτρομαγνητικό πεδίο που δημιουργείται μέσα στο ομοίωμα λόγω της διέγερσης των κεραιών στα 1.5 GHz. Τα αποτελέσματα της προσομοίωσης χαρακτηρίζουν την κατανομή του ηλεκτρικού πεδίου μέσα στο ομοίωμα για την εκτίμηση της ισχύος του πεδίου σε διαφορετικές αποστάσεις από τις κεραίες (Εικόνα 3-19). Σε μια περιοχή 2 cm x 2 cm μπροστά από κάθε κεραία το πεδίο είναι ισχυρότερο, ενώ μειώνεται κατά 10 - 15 dB στον υπόλοιπο όγκο του ομοιώματος.



Εικόνα 3-19: Αποτελέσματα προσομοίωσης για την κατανομή του ηλεκτρικού πεδίου στο κυβικό ομοίωμα στα 1.5 GHz σε λογαριθμική κλίμακα.

Στη συνέχεια πραγματοποιήθηκαν προσομοιώσεις με αριθμητικό μοντέλο ανθρώπινου κεφαλιού στα 1.5 GHz. Το ομοίωμα του κεφαλιού περιλάμβανε τέσσερα στρώματα (Εικόνα 3-20), των οποίων οι διηλεκτρικές ιδιότητες μιμούνται εκείνες του δέρματος ($\epsilon_r=44.4$, $\sigma=1.09$ S/m), σπογγώδους οστού ($\epsilon_r=19.8$, $\sigma=0.45$ S/m), εγκεφαλονωτιαίου υγρού, ($\epsilon_r=67.6$, $\sigma=2.72$ S/m) και της μέσης τιμής εγκεφάλου (Average brain, $\epsilon_r=45$, $\sigma=0.9$ S/m).

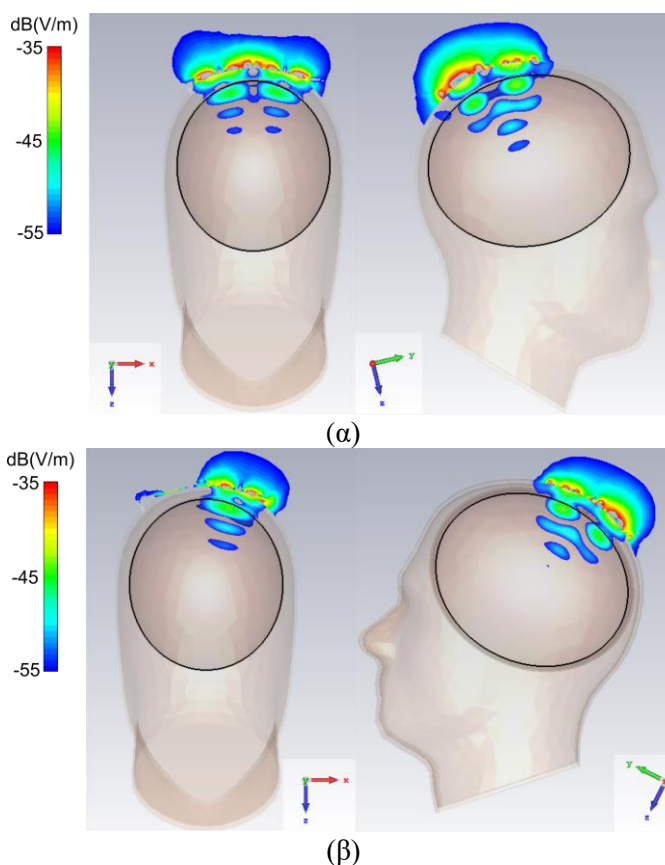


Εικόνα 3-20: Διάταξη προσομοίωσης τεσσάρων ελλειπτικών κεραιών που εκπέμπουν σε ένα μοντέλο κεφαλής που περιλαμβάνει τρία στρώματα από δέρμα, οστό και εγκεφαλονωτιαίο υγρό (CSF) και έναν ελλειψοειδή εσωτερικό όγκο με διηλεκτρικές ιδιότητες παρόμοιες με τη μέση τιμή του ανθρώπινου εγκεφάλου.

Τα πάχη των τριών εξωτερικών στρωμάτων ήταν για το δέρμα (Skin) 8 mm, 10 mm για το οστό (Bone) και 5 mm για το εγκεφαλονωτιαίο υγρό (Cerebrospinal Fluid, CSF). Οι κεραιές 1 και 2 τοποθετήθηκαν για να διαβάζουν το αριστερό ημισφαίριο του εγκεφάλου, ενώ οι κεραιές 3 και 4 τοποθετήθηκαν πάνω από το δεξί ημισφαίριο.

Το ηλεκτρομαγνητικό πεδίο εντός του μοντέλου κεφαλής που παράγεται από τη διέγερση τεσσάρων και δύο κεραιών υπολογίστηκε στα 1.5 GHz. Τα αποτελέσματα της προσομοίωσης για την κατανομή του ηλεκτρικού πεδίου στο μοντέλο με τις τέσσερις και τις δύο κεραιές φαίνονται στην Εικόνα 3-21 (α) και (β), αντίστοιχα. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται σε λογαριθμική κλίμακα με ισχύ πεδίου κάτω από -60 dB. Κάθε ζεύγος κεραιάς στο ίδιο ημισφαίριο φωτίζει μια

περιοχή 4 cm x 6 cm στην επιφάνεια του κεφαλιού. Επιπλέον, αυτή η τοποθέτηση επιτρέπει τη δημιουργία δύο εστιακών σημείων μικρού όγκου μέσα σε κάθε ημισφαίριο του εγκεφάλου.



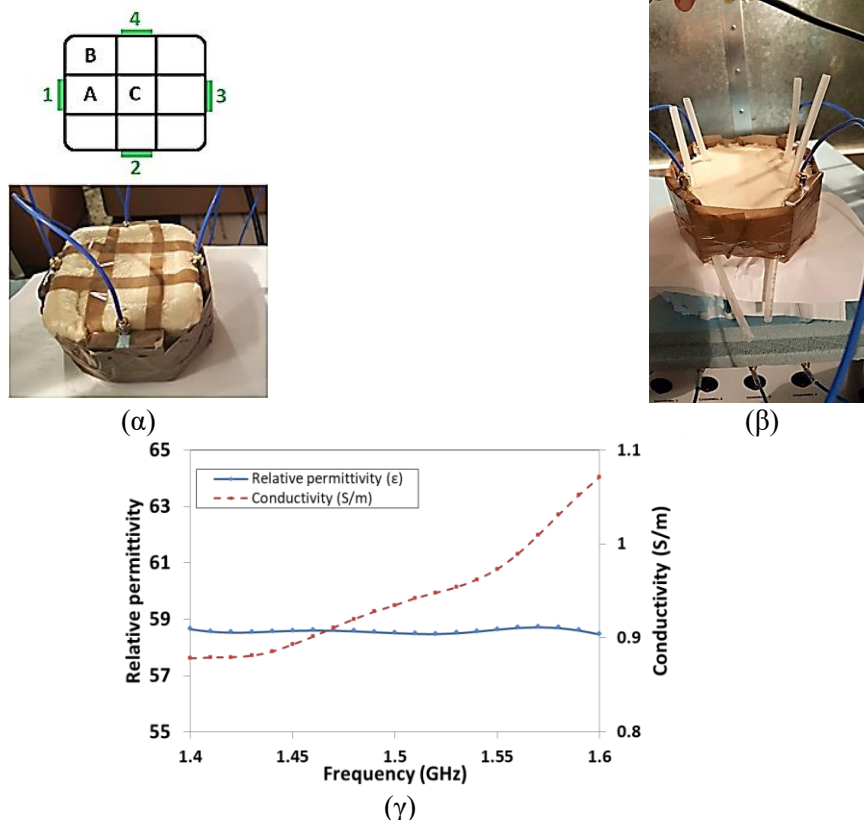
Εικόνα 3-21: (α) Αποτελέσματα προσομοίωσης για την κατανομή του ηλεκτρικού πεδίου εντός του μοντέλου κεφαλής στο επίπεδο xz- και yz- στα 1.5 GHz σε λογαριθμική κλίμακα για 4 κεραίες (β) Αποτελέσματα προσομοίωσης για την κατανομή του ηλεκτρικού πεδίου εντός του μοντέλου κεφαλής στο επίπεδο xz και yz στα 1.5 GHz σε λογαριθμική κλίμακα για 2 ακτινοβολούμενες κεραίες για το δεξιό ημισφαίριο.

3.6.3. Πειραματική διαδικασία

Για να ελεγχθεί η ικανότητα του συστήματος να εντοπίσει μεταβολές της θερμοκρασίας και της αγωγιμότητας στο πραγματικό περιβάλλον, κατασκευάστηκαν δύο ομοιώματα εγκεφάλου χρησιμοποιώντας νερό (64%), αλεύρι (33%) και ζελατίνη (3%). Οι διηλεκτρικές ιδιότητες των ομοιωμάτων μετρήθηκαν με ομοαξονικό καθετήρα ανοιχτού άκρου της εταιρίας SPEAG (DAK-12, SPEAG) και τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στην Εικόνα 3-22(γ). Στα 1.5 GHz η σχετική διαπερατότητα και αγωγιμότητα είναι $\epsilon_r=58.5$ και $\sigma=0.93$ S/m. Το πρώτο ομοίωμα είχε κυβικό σχήμα (10 cm x 10 cm x 7 cm) και χρησιμοποιήθηκε για τον έλεγχο της χωρικής ευαισθησίας του

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 - ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ

συστήματος (Εικόνα 3-22(α)). Το δεύτερο ομοίωμα είχε ημισφαιρικό σχήμα και σε συνδυασμό με μικρούς πλαστικούς σωλήνες, χρησιμοποιήθηκε σε πειραματικές διατάξεις που μιμούνται τις τοπικές αλλαγές της ροής του αίματος (Εικόνα 3-22(β)).



Εικόνα 3-22: (α) Πειραματική διάταξη για μετρήσεις χωρικής ευαισθησίας: τέσσερις κεραίες τοποθετήθηκαν γύρω από το κυβικό ομοίωμα χωρισμένο σε 9 κελιά για την τοποθέτηση της πηγής θερμότητας ή αγωγιμότητας. Κελί A: τα μεσαία τμήματα κάθε πλευρικής επιφάνειας του ομοιώματος. Κελί B: οι γωνίες του ομοιώματος. Κελί C: το κέντρο του ομοιώματος. (β) Ημισφαιρικό ομοίωμα με τέσσερις σωλήνες τοποθετημένους 1 εκατοστό από κάθε κεραία με στόχο την προσομοίωση της αιματικής ροής στις φλέβες. (γ) Η σχετική διαπερατότητα και η αγωγιμότητα του ομοιώματος του εγκεφάλου που μετρήθηκε στην περιοχή 1.4-1.6 GHz

Η ικανότητα του ραδιομέτρου να ανιχνεύει επίπεδα ισχύος κάτω από -100 dBm, το καθιστά ευαίσθητο στις εξωτερικές παρεμβολές. Επομένως, όλες οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν σε θάλαμο Faraday. Το ραδιομέτρο τοποθετήθηκε μέσα στο θάλαμο μαζί με τις 4 κεραίες και τα ομοιώματα. Ο υπολογιστής που ελέγχει τη διαδικασία συλλογής δεδομένων τοποθετήθηκε έξω από τον κλωβό Faraday και συνδέθηκε με το ραδιόμετρο μέσω υποδοχής Bayonet Neill-Concelman (BNC) στο μεταλλικό τοίχωμα του κλωβού. Τα πειράματα χωρίστηκαν σε 4 κατηγορίες.

1) Μετρήσεις χωρικής ευαισθησίας

- 2) Μετρήσεις ροής
- 3) Μετρήσεις ευαισθησίας σε μεταβολές αγωγιμότητας
- 4) Μετρήσεις σε ανθρώπινο εγκέφαλο

Μετρήσεις χωρικής ευαισθησίας

Τέσσερις κεραίες τοποθετήθηκαν στις τέσσερις πλευρικές όψεις του κυβικού ομοιώματος. Η τοπολογία των κεραίων στο ομοίωμα φαίνεται στην Εικόνα 3-22(α). Το ομοίωμα χωρίστηκε σε εννέα ίσα κελιά. Τα κελιά Α (x4) ήταν τα μεσαία τμήματα κάθε πλευρικής όψης του ομοιώματος και τα πλησιέστερα στις κεραίες. Το κέντρο τους απέχει 2.5 cm από την αντίστοιχη κεραία. Τα κελιά Β (x4) ήταν οι γωνίες του ομοιώματος. Το κελί C (x1) είναι το μεσαίο τμήμα και το κέντρο του ομοιώματος ισαπέχοντας από όλες τις κεραίες (5 cm). Μια σύριγγα των 5 ml χρησιμοποιήθηκε για να τοποθετηθεί η θερμική ή ηλεκτρική αγωγή πηγή στα κέντρα των κελιών του ομοιώματος προκειμένου να δοκιμαστεί η ευαισθησία στο χώρο του ραδιομετρικού συστήματος. Όλες οι κεραίες ήταν σε λειτουργία κατά τη διάρκεια όλων των πειραμάτων.

Μετρήσεις ροής

Η ενεργοποίηση του εγκεφάλου συχνά σχετίζεται με τοπικές μεταβολές στον όγκο του αίματος, δηλαδή περισσότερο αίμα συσσωρεύεται και διασχίζει τα αγγεία της ενεργοποιημένης περιοχής. Οι μεταβολές στον όγκο του αίματος στα αγγεία μεταφράζονται σε αλλαγές αγωγιμότητας που μπορούν να μετρηθούν με τη βοήθεια της παθητικής μικροκυματικής ραδιομετρίας [148]. Με στόχο να προσομοιωθεί η ροή του αίματος, το ημισφαιρικό ομοίωμα του εγκεφάλου διαπεράστηκε από τέσσερις στενούς πλαστικούς σωλήνες εσωτερικής ακτίνας 2 mm έκαστος σε απόσταση 1 cm από κάθε κεραία (Εικόνα 3-22(β)). Μία σύριγγα χρησιμοποιήθηκε για την έγχυση 5 ml αλατούχου διαλύματος (υδατικό διάλυμα συγκέντρωσης 0.5 M NaCl) μέσα στο σωλήνα, ενώ ένα δοχείο κάτω από το ομοίωμα χρησιμοποιήθηκε για τη συλλογή του υγρού. Η άκρη της σύριγγας τοποθετήθηκε ομαλά στο ένα άκρο από το σωλήνα και στη συνέχεια το διάλυμα εγχύθηκε διαμέσου του ομοιώματος. Η διαδικασία επαναλήφθηκε τέσσερις φορές μπροστά από κάθε κεραία. Κατά τη διάρκεια των δύο πρώτων δοκιμών, η σύριγγα τοποθετήθηκε στο άκρο από το σωλήνα και αμέσως πιάστηκε αργά και σταθερά για 3 δευτερόλεπτα για να απελευθερώσει το διάλυμα, προκαλώντας την απόκριση του ραδιομέτρου για 7 δευτερόλεπτα. Την τρίτη φορά, η σύριγγα τοποθετήθηκε στην άκρη και μετά από 5 δευτερόλεπτα το διάλυμα εγχύθηκε απότομα στο ομοίωμα (1 δευτερόλεπτο διάρκεια έγχυσης). Τέλος, για την τελευταία

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 - ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ

δοκιμή, 20 δευτερόλεπτα μετά την ομαλή τοποθέτηση της σύριγγας, το διάλυμα εγχύθηκε αργά (3 δευτερόλεπτα) διαμέσου του ομοιώματος. Το νερό και το ομοίωμα ήταν σε θερμοκρασία δωματίου καθ' όλη τη διάρκεια του πειράματος.

Μετρήσεις ευαισθησίας σε μεταβολές αγωγιμότητας

Τέσσερις κεραίες τοποθετήθηκαν στις τέσσερις πλευρικές όψεις του κυβικού ομοιώματος. Η τοπολογία των κεραιών στο ομοίωμα φαίνεται στην Εικόνα 3-22(α). Μια σύριγγα των 20 ml με φυσιολογικό ορό (0.154 M NaCl) τοποθετήθηκε σε απόσταση 4 cm από την κεραία 1. Κατά τη διάρκεια των πειραμάτων τοποθετήθηκε εντός της σύριγγας ένας μπλοκαρισμένος σωλήνας που περιείχε διαφορετικές συγκεντρώσεις αλατούχων διαλυμάτων. Αυτό το πείραμα επικεντρώθηκε στην ανίχνευση περιοχών υψηλότερης αγωγιμότητας (διάλυμα μέσα στο σωλήνα) μέσα σε ένα δοχείο με σταθερή αγωγιμότητα (σύριγγα με φυσιολογικό ορό). Πέντε διαφορετικές περιπτώσεις εξετάστηκαν. Αρχικά, ένα άδειο σωλήνα (αέρας), μπλοκαρισμένο στο ένα άκρο, εισήχθη στη σύριγγα. Στη συνέχεια, στο σωλήνα εγχύθηκε φυσιολογικός ορός (0.154 M). Σε αυτή την περίπτωση η σύριγγα (διάλυμα αναφοράς) και ο σωλήνας (υπό μελέτη διάλυμα) περιείχαν διαλύματα της ίδιας συγκέντρωσης NaCl. Για τις ακόλουθες τρεις περιπτώσεις, ο σωλήνας περιείχε αλατούχα διαλύματα 0.1617 M, 0.1771 M και 0.231 M, που αντιστοιχούν σε αύξηση της συγκέντρωσης NaCl κατά 5%, 15% και 50% σε σύγκριση με το φυσιολογικό ορό. Το πείραμα επαναλήφθηκε πέντε φορές για κάθε περίπτωση.

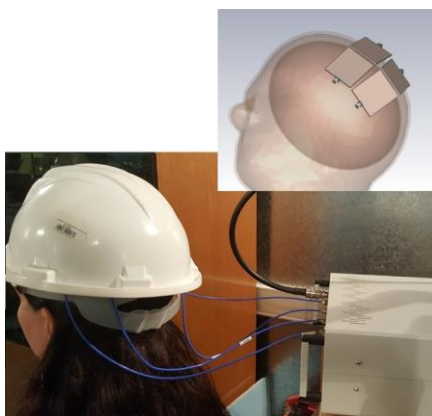
Μετρήσεις σε ανθρώπινο εγκέφαλο

Σε μια προσπάθεια να δοκιμαστεί η λειτουργικότητα του ραδιομέτρου, πραγματοποιήθηκαν αρχικά πειράματα σε πραγματικό εγκέφαλο με τη συμμετοχή ενός εθελοντή. Ο συμμετέχων έδωσε γραπτή συγκατάθεση και όλες οι πειραματικές διαδικασίες που αφορούν τον εθελοντή πραγματοποιήθηκαν σύμφωνα με τη διακήρυξη του Ελσίνκι. Είναι γνωστό ότι ο εγκέφαλος αποκρίνεται σε ερεθίσματα (μεταβολές της θερμοκρασίας και πόνο), που ενεργοποιούν ορισμένες περιοχές του εγκεφαλικού φλοιού μέσω αυξημένης τοπικής ροής του αίματος (rCBF) [157]. Ένας εθελοντής υποβλήθηκε σε μια δοκιμασία εγκεφαλικού ερεθίσματος 4 φορές, τη γνωστή δοκιμασία «Cold Pressor Test» [158], [159], βυθίζοντας το αντίπλευρο (contralateral) και το ομόπλευρο (ipsilateral) χέρι σε σχέση με το υπό μελέτη ημισφαίριο, σε κρύο νερό και σε νερό με θερμοκρασία δωματίου. Η συγκεκριμένη δοκιμασία επιλέχθηκε γιατί είχε δώσει πολλά υποσχόμενα αποτελέσματα με το σύστημα MiRaIS [148] και ακολουθήθηκε παρόμοιο πρωτόκολλο. Οι κεραίες

προσαρτήθηκαν στην εσωτερική επιφάνεια ενός κράνους το οποίο τοποθετείται στην κορυφή της κεφαλής (Εικόνα 3-23). Μόνο οι δύο γειτονικές κεραιές στο ίδιο ημισφαίριο της κεφαλής λειτουργούσαν κατά τη διάρκεια κάθε πειραματικής διαδικασίας. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα της προσομοίωσης στην προηγούμενη παράγραφο, οι κεραιές ανιχνεύουν μια προβολή στην επιφάνεια της κεφαλής περίπου 4 cm x 6 cm για κάθε ημισφαίριο. Αυτή η περιοχή περιλαμβάνει τον πρωτοταγή σωματοαισθητικό φλοιό που είναι υπεύθυνος για την επεξεργασία ερεθισμάτων πόνου μεταξύ άλλων λειτουργιών [160]. Η διαδικασία διεξήχθη σε έναν εθελοντή 4 φορές σε χρονική περίοδο τριών μηνών. Ο στόχος αυτού του πειράματος είναι να δείξει την επαναληψιμότητα των αποτελεσμάτων και συνεπώς τη σκοπιμότητα του συστήματος *in vivo*. Τα αποτελέσματα αυτών των πειραμάτων δεν χρησιμοποιούνται για την εξαγωγή μοτίβων ή για την εξαγωγή συμπερασμάτων σχετικά με τη συμπεριφορά του εγκεφάλου. Σε μελλοντικές μελέτες, με περισσότερα πειραματικά στοιχεία που επιτρέπουν την πραγματοποίηση στατιστικών αναλύσεων, τέτοια συμπεράσματα θα είναι δυνατά. Αυτά τα πειράματα στοχεύουν να αποδείξουν ότι οι μεταβολές της τάσης εξόδου του συστήματος προκαλούνται από την πειραματική διαδικασία, δηλαδή τη δοκιμασία Cold Pressor Test και δεν παράγονται τυχαία ή από άλλο φυσιολογικό ερέθισμα. Η πειραματική διαδικασία είναι παρόμοια με αυτή που παρουσιάζεται στη βιβλιογραφία [148] και έχει ως εξής. Δύο κεραιές ήταν σε λειτουργία και συνέλεξαν δεδομένα από τη μια πλευρά του κεφαλιού, για παράδειγμα το δεξιό ημισφαίριο. Το άτομο βρισκόταν σε καθιστή θέση κοντά στο ραδιόμετρο στο εσωτερικό του κλωβού Faraday, αποφεύγοντας οποιαδήποτε κίνηση. Η ίδια διαδικασία ακολουθήθηκε για το αριστερό ημισφαίριο. Η κίνηση του χεριού για την τοποθέτηση του εντός του δοχείου με το παγωμένο νερό ή με το νερό σε θερμοκρασία δωματίου γινόταν από άλλο άτομο, προκειμένου να αποφευχθεί όσο το δυνατόν η κίνηση του εθελοντή κατά τη διάρκεια της πειραματικής διαδικασίας. Επιπρόσθετα, ζητώντας από τον εθελοντή να έχει τα χέρια του χαλαρά και ελεύθερα να μετακινηθούν, εξασφαλίστηκε η ελάχιστη δυνατή δραστηριότητα στον πρωτογενή κινητικό φλοιό του εγκεφάλου που είναι γειτονικά του πρωτεύοντος σωματοαισθητικού φλοιού και θα μπορούσε να ανιχνευθεί από τις κεραιές [147], [158], [159]. Για κάθε ημισφαίριο έχουν πραγματοποιηθεί τέσσερις μετρήσεις. Αρχικά, ο εθελοντής παρέμεινε σε κατάσταση ηρεμίας, δηλαδή ακίνητος χωρίς να διενεργείται το Cold Pressor Test. Στη συνέχεια, το αντίπλευρο και το ομόπλευρο χέρι βυθίστηκαν διαδοχικά σε νερό θερμοκρασίας δωματίου (28 °C) με ενδιάμεσες περιόδους ανάπαυσης. Στη συνέχεια, το αντίπλευρο και ομόπλευρο χέρι βυθίστηκαν διαδοχικά σε παγωμένο νερό. Η διάρκεια του πειράματος ήταν 9 λεπτά με τον

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 - ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ

εθελοντή να είναι ακίνητος σε όλη τη διάρκεια. Οι φάσεις της πειραματικής διαδικασίας παρουσιάζονται στον παρακάτω πίνακα.



Εικόνα 3-23: Θέση συστοιχίας κεφαίων στο κεφάλι και διάταξη για τη μέτρηση της ενεργοποίησης του εγκεφάλου στην περιοχή του πρωτογενή σωματοαισθητικού φλοιού.

Πίνακας 3-1: Βήματα πειραματικής διαδικασίας σε εθελοντή

Χρόνος (s)	Σύμβολο Γραφήματος	Περιγραφή
0-55	A1	Κατάσταση ηρεμίας 1
55-115	CR1	Βύθιση αντίπλευρου χεριού σε νερό θερμοκρασίας δωματίου
115-175	A2	Κατάσταση ηρεμίας 2
175-235	IR1	Βύθιση ομόπλευρου χεριού σε νερό θερμοκρασίας δωματίου
235-295	A3	Κατάσταση ηρεμίας 3
295-355	CC1	Βύθιση αντίπλευρου χεριού σε παγωμένο νερό
355-415	A4	Κατάσταση ηρεμίας 4
415-475	IC1	Βύθιση ομόπλευρου χεριού σε παγωμένο νερό
475-535	A5	Κατάσταση ηρεμίας 5

3.6.4. Αποτελέσματα μετρήσεων

Αποτελέσματα μετρήσεων χωρικής ευαισθησίας

Ο στόχος των πειραμάτων που περιεγράφηκαν στην προηγούμενη παράγραφο ήταν να εξεταστεί η ευαισθησία του προτεινόμενου συστήματος σε αλλαγές θερμοκρασίας και αγωγιμότητας. Η Εικόνα 3-24(α) δείχνει τα αποτελέσματα των πειραμάτων μεταβολής των τοπικών θερμοκρασιών στα κελιά C, B και A. Ο θόρυβος περιβάλλοντος παρήγαγε μια τάση εξόδου 1.3430 V κατά μέσο όρο με τυπική απόκλιση 3×10^{-5} V. Η θερμική πηγή, η οποία ήταν

απιονισμένο νερό στους 40 °C, ανιχνεύθηκε με ξεκάθαρες μεταβολές τάσης από 0.1 mV έως 0.6 mV από τη γραμμική βάση. Η παρουσία της θερμικής πηγής στα κελιά B και C είχε ως αποτέλεσμα αυξήσεις περίπου 0.2 mV και 0.1 mV, αντίστοιχα. Η υψηλότερη αύξηση τάσης, 0.6 mV, παρατηρήθηκε όταν η θερμική πηγή τοποθετήθηκε στο κελί A, δηλαδή μπροστά από την κεραία # 1. Παρόμοια αποτελέσματα καταγράφηκαν για τις κεραίες #2, #3 και #4.

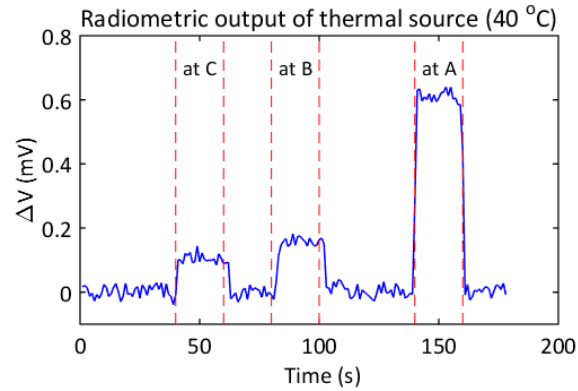
Τα αποτελέσματα για την ανίχνευση αλλαγών αγωγιμότητας φαίνονται στην Εικόνα 3-24(β). Ο θόρυβος περιβάλλοντος δημιούργησε τάση εξόδου στο ραδιόμετρο 1.3430 V με τυπική απόκλιση 3×10^{-5} V, ενώ το αλατούχο διάλυμα ανιχνεύθηκε με αυξήσεις περίπου 0.2 mV έως 0.8 mV. Στο κελί C ανιχνεύθηκε το αλατούχο διάλυμα με αύξηση σχεδόν 0.2 mV, ενώ στο κελί B η αύξηση ήταν 0.25 mV. Ομοίως με τις μετρήσεις μεταβολής της θερμοκρασίας, όταν το διάλυμα τοποθετήθηκε μπροστά στην κεραία (κελί A) ανιχνεύθηκε η μέγιστη αύξηση 0.8 mV.

Είναι σημαντικό να τονιστεί ότι αν και στο κελί C η θερμική πηγή και η πηγή αγωγιμότητας έχουν τη μέγιστη απόσταση (5 cm) από όλες τις κεραίες, οι μεταβολές ήταν σαφώς ανιχνεύσιμες από το ραδιόμετρο με αύξηση της τάσης εξόδου που είναι συγκρίσιμη με το κελί B, το οποίο απέχει ~3.5 cm από τις γειτονικές κεραίες. Αυτό εξηγείται από το γεγονός ότι, στο εσωτερικό του κελιού C οι πηγές ανιχνεύθηκαν και από τις τέσσερις κεραίες, ενώ στο κελί B ανιχνεύθηκαν μόνο από τις δύο γειτονικές κεραίες.

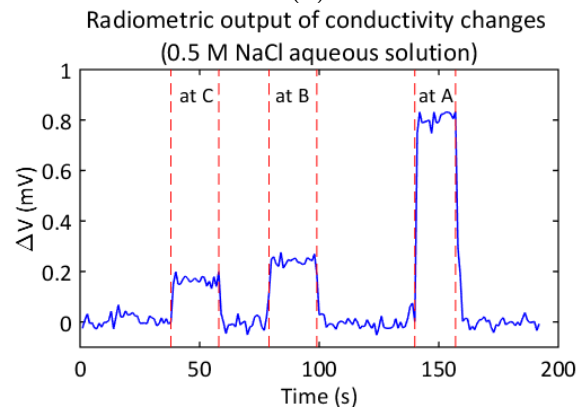
Αποτελέσματα μετρήσεων ροής

Τα πειράματα ροής παρείχαν τα αποτελέσματα που απεικονίζονται στην Εικόνα 3-25. Ο θόρυβος περιβάλλοντος δημιούργησε μια τάση εξόδου 1.3470 V κατά μέσο όρο με τυπική απόκλιση 2×10^{-5} V. Τα χρονικά διαστήματα τοποθέτησης της σύριγγας πάνω στο σωλήνα και ώθησης του εμβόλου καταγράφηκαν και απεικονίστηκαν στην Εικόνα 3-25. Οι κατακόρυφες πράσινες και κόκκινες διακεκομμένες γραμμές δείχνουν πότε δόθηκε η φωνητική εντολή για την τοποθέτηση της σύριγγας στο σωλήνα και η κατά προσέγγιση διάρκεια ώθησης του εμβόλου της σύριγγας. Όταν η σύριγγα προσαρμόστηκε στο σωλήνα, ανιχνεύθηκε μια διακύμανση τάσης. Είναι προφανές ότι η διακύμανση ομαλοποιείται σταδιακά μόλις η διάταξη είναι ξανά σταθερή. Στη συνέχεια, η σύριγγα πιέζεται αργά για να δημιουργήσει μια σταθερή ροή ή μια απότομη ροή του αλατούχου διαλύματος μέσα στο ομοίωμα. Η σταθερή ροή του αλατούχου διαλύματος προκάλεσε αύξηση 0.3 mV με την αναμενόμενη απότομη καμπύλη. Κατά τη διάρκεια της απότομης ροής (τρίτη επανάληψη), η αύξηση της τάσης εξόδου ήταν 0.2 mV.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 - ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ

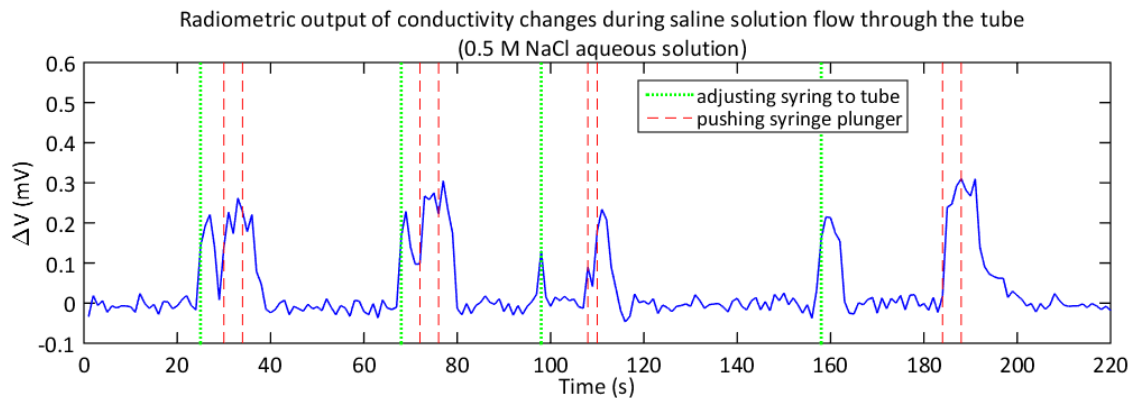


(α)



(β)

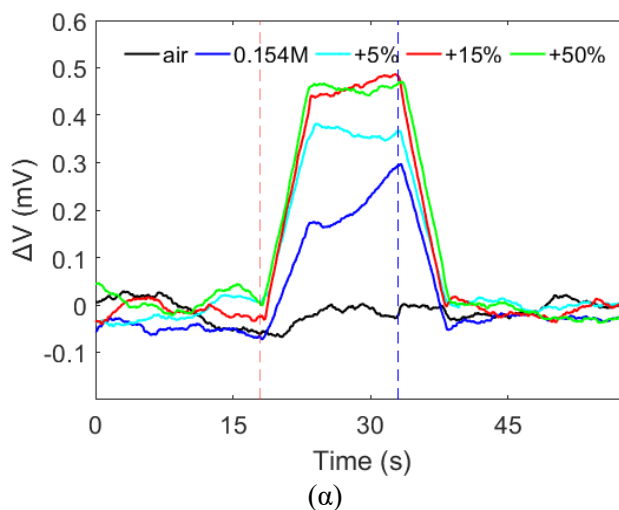
Εικόνα 3-24: (α) Έξοδος τάσης ραδιομέτρου για τοπικές αλλαγές θερμοκρασίας όταν το μικρό δοχείο εισήχθη στο κυβικό ομοίωμα διαδοχικά στα κελιά C, B και A γύρω από την κεραία #1. (β) Έξοδος τάσης ραδιομέτρου για πειράματα τοπικής μεταβολής της αγωγιμότητας στο κυβικό ομοίωμα διαδοχικά στα κελιά C, B και A κοντά στην κεραία # 1

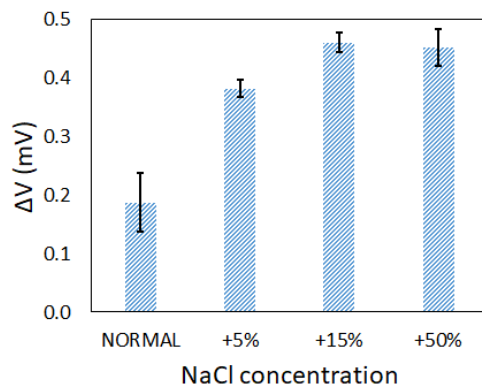


Εικόνα 3-25: Έξοδος τάσης ραδιομέτρου για πειράματα ροής μπροστά από την κεραία # 1.

Αποτελέσματα μετρήσεων ευαισθησίας σε μεταβολές αγωγιμότητας

Τα αποτελέσματα από τις μετρήσεις ευαισθησίας σε μεταβολές αγωγιμότητας απεικονίζονται στην Εικόνα 3-26 (α) και (β). Το σχήμα. 3-26(α) δείχνει μεταβολές τάσης που προκαλούνται όταν εισάγεται κενός σωλήνας (περιέχει μόνο αέρα), φυσιολογικός ορός (0.154 M) και διαλύματα αυξημένης αλατότητας σε σύριγγα με φυσιολογικό ορό. Όταν εισάγεται ο κούφιος σωλήνας (αέρας) δεν παρουσιάζεται σημαντική διακύμανση. Η μπλε γραμμή (0.154 M) απεικονίζει την έξοδο του ραδιομέτρου όταν εισάγεται ο σωλήνας που περιέχει φυσιολογικό ορό. Το ίδιο ισχύει και για τα υπόλοιπα αλατούχα διαλύματα 0.1617 M (γαλάζια γραμμή), 0.1771 M (κόκκινη γραμμή) και 0.231 M (πράσινη γραμμή), που αντιστοιχούν σε αύξηση της συγκέντρωσης NaCl του διαλύματος της σύριγγας κατά 5%, 15% και 50%. Είναι προφανές ότι η εισαγωγή αλατούχου διαλύματος υψηλότερης συγκέντρωσης στη σύριγγα με το φυσιολογικό ορό (0.154 M) προκαλεί αύξηση στην τάση εξόδου του ραδιομέτρου, όπως αναμένεται από την Εξίσωση (3.27). Η τιμή αναφοράς που προκύπτει από το θόρυβο του περιβάλλοντος κατά τη διάρκεια των μετρήσεων ευαισθησίας σε μεταβολές αγωγιμότητας ήταν στα 1.3505 V με τυπική απόκλιση 3.2×10^{-5} V. Η μέση τιμή αύξησης της τάσης εξόδου του ραδιομέτρου μαζί με το αντίστοιχο σφάλμα μετά από πέντε επαναλήψεις των μετρήσεων για κάθε συγκέντρωση αλατούχου διαλύματος απεικονίζονται στο σχήμα 3-26 (β). Το γεγονός ότι ραδιομετρική έξοδος τάσης δεν αυξάνεται γραμμικά με τη συγκέντρωση αλατότητας οφείλεται στη μη γραμμική εξάρτηση της τάσης εξόδου με την αγωγιμότητα, η οποία βρίσκεται στην εξίσωση (3.27) τόσο ως ανεξάρτητος όρος όσο και μέσα στις συναρτήσεις Green στον όρο της συνάρτησης Kernel.





(β)

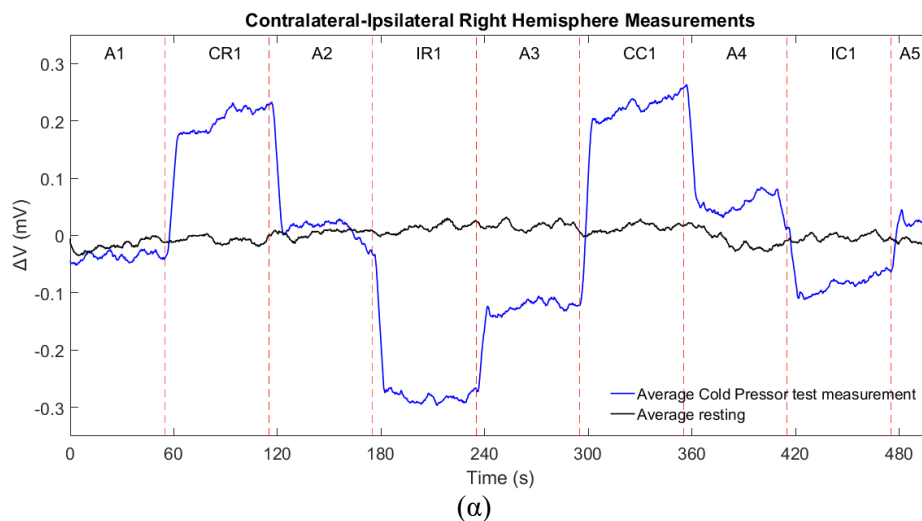
Εικόνα 3-26: (α) Έξοδος τάσης ραδιομέτρου όταν ένας φραγμένος σωλήνας που περιέχει διαδοχικά αέρα (μαύρη γραμμή), φυσιολογικό ορό (μπλε) και αλατούχο διάλυμα με 5% (κυανό), 10% (κόκκινο) και 50% (πράσινο) επιπλέον συγκέντρωση NaCl από το φυσιολογικό ορό, εισάγεται σε μεγαλύτερη σύριγγα γεμάτη με φυσιολογικό ορό που βρίσκεται μέσα στο κυβικό ομοίωμα εγκεφάλου. Η κόκκινη διακεκομμένη γραμμή είναι ενδεικτική της χρονικής στιγμής της εισαγωγής και η μπλε διακεκομμένη γραμμή του χρόνου εξαγωγής. (β) Μέση αύξηση τάσης εξόδου και το αντίστοιχο σφάλμα από 5 μετρήσεις του πειράματος ευαισθησίας αγωγιμότητας χρησιμοποιώντας διαλύματα αυξανόμενης αλατότητας.

Αποτελέσματα μετρήσεων σε ανθρώπινο εγκέφαλο

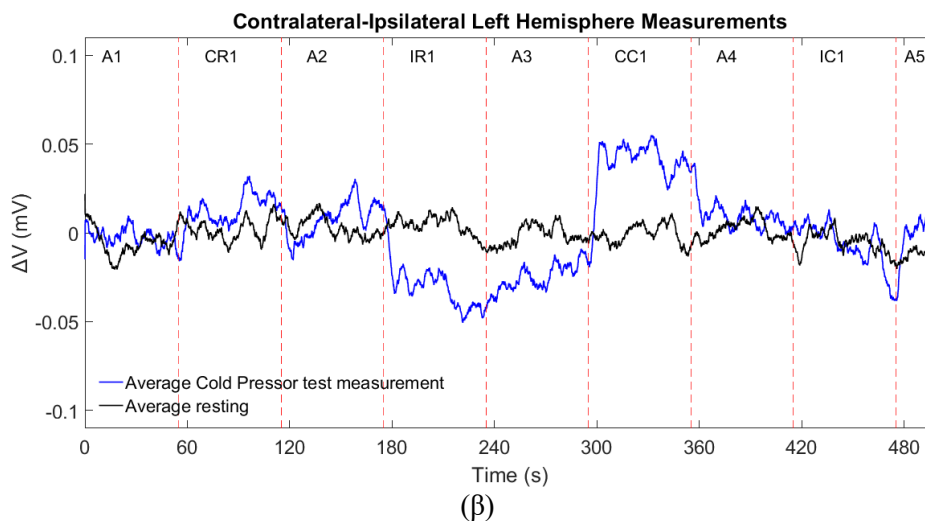
Ο μέσος όρος των αποτελεσμάτων από τις τέσσερις πειραματικές διαδικασίες, που διεξήχθησαν κατά τη διάρκεια μιας περιόδου τριών μηνών, παρουσιάζονται στην Εικόνα 3.27. Οι κατακόρυφες κόκκινες διακεκομμένες γραμμές υποδεικνύουν τον κατά προσέγγιση χρόνο της βύθισης και ανάδυσης του χεριού από το νερό. Πρέπει να σημειωθεί ότι μπορεί να υπάρχει μια απόκλιση δύο δευτερολέπτων μεταξύ της εντολής και της πραγματικής ολοκλήρωσης της ενέργειας. Οι μπλε γραμμές στις Εικόνες 3.27 (α) και (β) δείχνουν τη μέση μεταβολή της τάσης από την τιμή αναφοράς τεσσάρων πειραμάτων που μετρήθηκαν με το ραδιόμετρο όταν το ζεύγος των κεραιών προσαρτήθηκε στο δεξιό και αριστερό ημισφαίριο του εθελοντή κατά τη διάρκεια της δοκιμασίας Cold Pressor Test, αντίστοιχα. Οι μαύρες γραμμές περιγράφουν τη μέση αλλαγή τάσης τεσσάρων πειραμάτων με τον εθελοντή να βρίσκεται σε κατάσταση ηρεμίας (ακίνητος εθελοντής χωρίς να υποβάλλεται στο Cold Pressor Test ή σε άλλο φυσιολογικό ερέθισμα). Ένα φίλτρο μέσης τιμής (moving average filter) με παράθυρο (window) 50 δειγμάτων εφαρμόστηκε στα δεδομένα που συλλέχθηκαν. Τα Σχήματα 3.27 (α) και 3.27 (β) διασαφηνίζουν την καλή επαναληψιμότητα των μετρήσεων για κάθε ημισφαίριο. Οι μεταβολές της τάσης εξόδου σε κάθε φάση της πειραματικής διαδικασίας είναι διακριτές και συνεπείς. Οι μέγιστες μεταβολές τάσης έχουν μετρηθεί και παρουσιάζονται στον Πίνακα 3-2. Συμπεραίνεται ότι οι μεταβολές της τάσης

εξόδου για το αντίπλευρο χέρι είναι μεγαλύτερες στο παγωμένο νερό από το κανονικό νερό και για τα δύο ημισφαίρια. Το αντίθετο ισχύει για τις διακυμάνσεις όταν εξετάζεται το ομόπλευρο ημισφαίριο με το χέρι. Επίσης, η διακύμανση της τάσης εξόδου για το αντίπλευρο χέρι στο κρύο νερό είναι μεγαλύτερη από όταν τοποθετείται το ομόπλευρο χέρι στο κρύο. Σε προηγούμενη εργασία [148] παρατηρήθηκε ότι το ημισφαίριο του εγκεφάλου που ελέγχει το κυρίαρχο χέρι παρουσιάζει μικρότερες διακυμάνσεις τάσης στα ερεθίσματα, γεγονός που πιθανώς να οφείλεται στην εξοικείωση του χεριού με τον πόνο. Τα αποτελέσματα είναι παρόμοια με εκείνα που ελήφθησαν στο [148] και μπορεί να υποδηλώνουν ότι η αυξημένη εγκεφαλική δραστηριότητα που παρατηρείται κατά τη διάρκεια του πόνου αντικατοπτρίζει τις φυσιολογικές αλλαγές στην δραστηριότητα του εγκεφαλικού φλοιού, η οποία οφείλεται κυρίως στις τοπικές μεταβολές της θερμοκρασίας και / ή της αγωγιμότητας. Οι αλλαγές αυτές ενδέχεται να σχετίζονται με τις μεταβολές στην εγκεφαλική αιματική ροή (CBF) και τον όγκο του αίματος. Οι μεταβολές στην έξοδο του ραδιομέτρου δεν αποδίδονται σε ιοντικές ανταλλαγές ή σε συναπτική δραστηριότητα νευρώνων [148].

Η διάκριση μεταξύ των χρονικών διαστημάτων που το χέρι βρίσκεται μέσα και έξω από το νερό είναι εμφανής. Η πιο σημαντική αιτία θορύβου είναι η κίνηση του κεφαλιού που μετατοπίζει τα καλώδια και οι κεραίες ενδέχεται να χάσουν επαφή με την επιφάνεια του κεφαλιού.



ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 - ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ



Εικόνα 3-27: (α) Η μέση μεταβολή της τάσης εξόδου τεσσάρων πειραμάτων από την τιμή αναφοράς που μετρήθηκαν με το ραδιόμετρο όταν η συστοιχία κεραιών προσαρτήθηκε στο δεξιό ημισφαίριο του εθελοντή κατά τη διάρκεια της δοκιμής Cold Pressor (μπλε γραμμή) και σε κατάσταση ηρεμίας (μαύρη γραμμή). (β) Η μέση μεταβολή της τάσης εξόδου τεσσάρων πειραμάτων από την τιμή αναφοράς που μετρήθηκαν με το ραδιόμετρο όταν η συστοιχία κεραιών προσαρτήθηκε στο αριστερό ημισφαίριο του εθελοντή κατά τη διάρκεια της δοκιμής Cold Pressor (μπλε γραμμή) και σε κατάσταση ηρεμίας (μαύρη γραμμή)

Πίνακας 3-2: Μέγιστη διακύμανση τάσης ραδιομέτρου για δεξί και αριστερό ημισφαίριο

	Δεξί (μV)	Αριστερό (μV)
CR	270	47
IR	-317	-71
CC	364	70
IC	-196	-43

3.7. ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ ΜΑΣΤΟΥ

Σε αυτή την παράγραφο περιγράφεται ένα πρωτότυπο σύστημα για μικροκυματική απεικόνιση του μαστού χρησιμοποιώντας ελλειπτικές ομοεπίπεδες κεραίες σε κυκλική διάταξη. Το εύρος συχνοτήτων λειτουργίας των συστημάτων μικροκυματικής τομογραφίας έχει μελετηθεί και διαπιστώθηκε πως οι χαμηλότερες συχνότητες γύρω στο 1 GHz έχουν βαθιά διείσδυση και επιτρέπουν τον έλεγχο ολόκληρου του όγκου του μαστού. Από την άλλη πλευρά, οι υψηλότερες συχνότητες βελτιώνουν την ανάλυση απεικόνισης, όμως εξασθενούν σημαντικά εντός του μαστού. Πρακτικά, συχνότητες πάνω από 4 GHz δεν είναι αξιοποιήσιμες.

Το κυριότερο στοιχείο ενός συστήματος μικροκυματικής τομογραφίας είναι τα στοιχεία ακτινοβολίας, δηλαδή οι κεραίες. Οι κεραίες πρέπει να είναι μικρές, ευρυζωνικές με χαμηλή συχνότητα αποκοπής. Επίσης, η τοπολογία τους πρέπει να είναι γεωμετρικά απλή ώστε να μπορούν να μοντελοποιηθούν εύκολα από τους αλγόριθμους αντίστροφης σκέδασης. Τα μονόπολα πληρούν αυτές τις προδιαγραφές καθώς και οι κεραίες Vivaldi οι οποίες προσφέρουν πολύ μεγάλο εύρος ζώνης. Ως εκ τούτου, η επιλογή της κατάλληλης κεραίας με την αντίστοιχη τοπολογία αποτελούν απαραίτητη προϋπόθεση για την καλή λειτουργία του συστήματος.

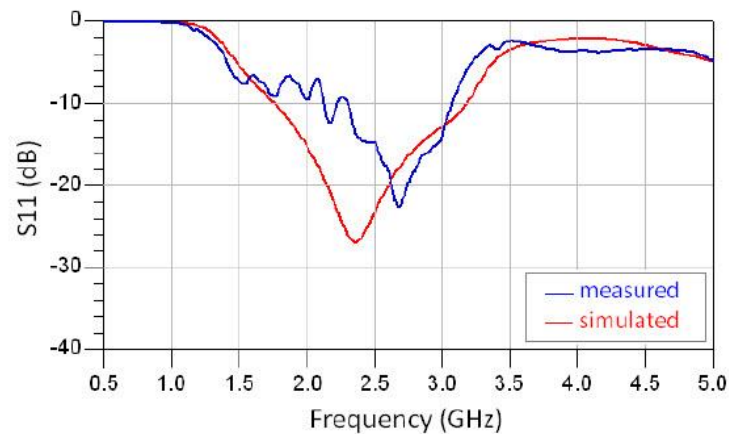
3.7.1. Κεραία συστήματος μικροκυματικής τομογραφίας

Η κεραία μικροταινίας είναι ορθογώνια ομοεπίπεδη με διαστάσεις 40 mm x 50 mm και αποτελείται από μια ταινία ελλειπτικού σχήματος με μεγάλο άξονα 26 mm και μικρό άξονα 13 mm. Το επίπεδο γείωσης περιβάλλει το ελλειπτικό μονόπολο δημιουργώντας ένα παράθυρο με στόχο να διευρύνει το εύρος λειτουργίας της κεραίας σε χαμηλότερες συχνότητες αυξάνοντας τη διαδρομή του ρεύματος. Η γεωμετρία της κεραίας δίνεται στην Εικόνα 3-28. Το υπόστρωμα είναι το Rogers RO3210 με διηλεκτρική σταθερά $\epsilon=10.2$, εφαπτομένη απωλειών $\tan\delta=0.003$ και πάχος 1.27 mm. Η κεραία σχεδιάστηκε στο λογισμικό HFSS της εταιρίας ANSYS. Ο δείκτης ανάκλασης S_{11} της κεραίας από την προσομοίωση και από τις μετρήσεις σε ελεύθερο χώρο δίνονται στην Εικόνα 3-29. Τα αποτελέσματα της προσομοίωσης δίνουν ένα εύρος ζώνης 1.3 GHz με επίπεδο ανάκλασης ως αναφορά τα -10 dB. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα των μετρήσεων, οι συχνότητες

λειτουργίας της κεραίας βρίσκονται στο εύρος από 1.5 GHz έως 3.05 GHz με αναφορά τα -6 dB [161].



Εικόνα 3-28: Ομοεπίπεδη ελλειπτική κεραία (α) Προσομοίωση στο λογισμικό HFSS (β) Κατασκευασμένη κεραία.



Εικόνα 3-29: Συντελεστής ανάκλασης προσομοίωσης (κόκκινη γραμμή). Συντελεστή ανάκλασης μετρήσεων (μπλε γραμμή).

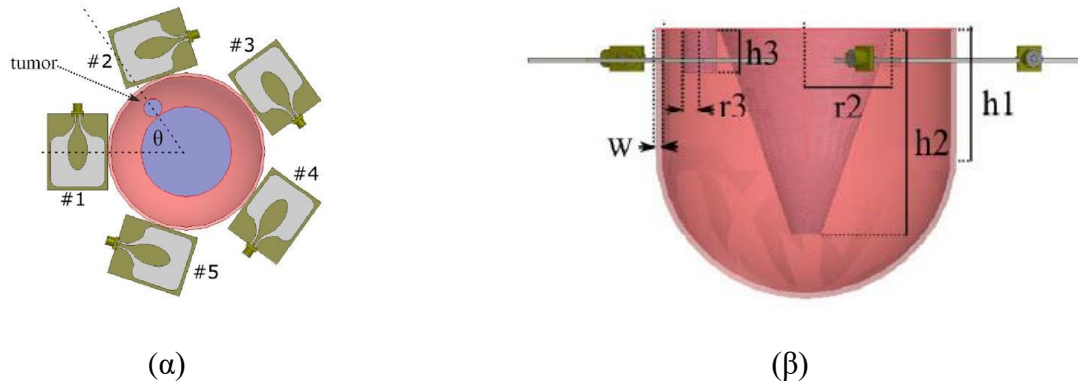
3.7.2. Προσομοίωση συστήματος

Χρησιμοποιώντας την κεραία που παρουσιάστηκε προηγουμένως, σχεδιάστηκε μια συστοιχία κεραιών με κατάλληλη διάταξη και τοπολογία ώστε να γίνεται αποτελεσματικά και γρήγορα ο εντοπισμός των δομών που προσομοιώνουν τους όγκους στο στήθος. Ερευνήθηκε η δυνατότητα του συστήματος να εντοπίζει μικρούς όγκους τόσο με υπολογιστικές προσομοιώσεις όσο και με πραγματικά πειράματα με ανθρωπόμορφα ομοιώματα μαστού. Η έρευνα δεν εστιάστηκε στην ανάπτυξη αλγορίθμων για την ανακατασκευή εικόνας του μαστού από τα πειραματικά δεδομένα.

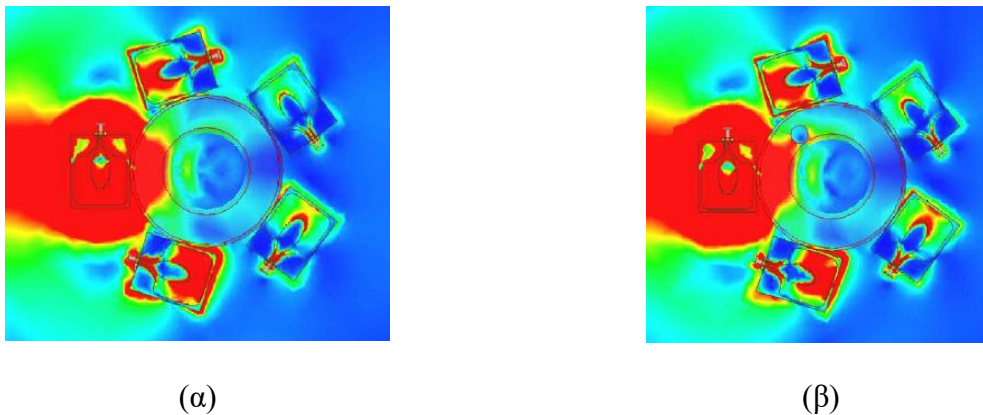
Το σύστημα βασίζεται στη χρήση 5 όμοιων κεραιών τοποθετημένων γύρω από το μαστό σε κυκλική διάταξη και πάνω σε ένα υπόστρωμα που μετακινείται κατακόρυφα στον άξονα που είναι κάθετος στο επίπεδο της διάταξης. Οι κεραιές ισαπέχουν μεταξύ τους, όπως φαίνεται στην Εικόνα 3-30.α. Το διάγραμμα ακτινοβολίας τους είναι σχήματος δακτυλίου, γεγονός που ελαττώνει σημαντικά την αμοιβαία σύζευξη των στοιχείων. Επίσης, λόγω της συχνότητας λειτουργίας τους και του μεγάλου εύρους ζώνης προσφέρουν έναν καλό συμβιβασμό μεταξύ βάθους διείσδυσης και προσδοκώμενης ανάλυσης εικόνας. Επιπλέον, αυτές οι επιδόσεις των κεραιών επιτυγχάνονται χωρίς τη χρήση κάποιου υλικού προσαρμογής. Επομένως, το σύστημα μπορεί να λειτουργεί στον αέρα. Όλα αυτά τα χαρακτηριστικά σε συνδυασμό με το μικρό αριθμό κεραιών επιτρέπουν τη δημιουργία ενός συστήματος που προσφέρει γρήγορη ανίχνευση της επιθυμητής περιοχής και μεγάλη ευελιξία λόγω του μικρού αριθμού κεραιών [162].

Στην αρχή το σύστημα μοντελοποιήθηκε στο λογισμικό HFSS να λειτουργεί σε συχνότητες από 0.8 έως 3.5 GHz και δοκιμάστηκε σε ένα αναλυτικό μοντέλο μαστού. Το μοντέλο ήταν κυλινδρικού σχήματος ύψους 4 cm και ακτίνας 5.2 cm στην άκρη του οποίου υπήρχε ένα ημισφαίριο (Εικόνα 3-30.β). Συνολικά, το μοντέλο είχε 4 στρώματα που προσομοίωναν τα διηλεκτρικά χαρακτηριστικά διάφορων ιστών του μαστού στη συχνότητα των 1.5 GHz. Αναλυτικά, είχε ένα στρώμα δέρματος πάχους 2 mm, με διηλεκτρική σταθερά 39.4 και αγωγιμότητα 1.07 S/m. Στο εσωτερικό του δέρματος, υπήρχε ένα στρώμα λίπους που περιλάμβανε επιπλέον το μαστικό αδένια σε κωνικό σχήμα. Το στρώμα λίπους είχε ακτίνα 5 mm, $\epsilon_r=5.32$ και $\sigma=0.07$ S/m και ο μαστικός αδένιας είχε ακτίνα βάσης 3 cm, ύψος 7 cm, $\epsilon_r=58.6$ και $\sigma=1.32$ S/m. Τέλος, τοποθετήθηκε ένα μικρό κυλινδρικό σχήμα με τα χαρακτηριστικά ενός όγκου μεταξύ του λίπους και του μαστικού αδένια [162].

Τα αποτελέσματα της προσομοίωσης του ηλεκτρικού πεδίου λόγω ακτινοβολήσεως της κεραιάς 1 στη συχνότητα 1.5 GHz δίνονται στην Εικόνα 3-31.α με απουσία του όγκου και στην Εικόνα 3-31.β παρουσία του όγκου. Παρατηρείται πως παρά το υψηλό επίπεδο απωλειών του τμήματος του μαστικού αδένια, το πεδίο διεισδύει μέχρι το κέντρο του μοντέλου μαστού και οι 5 κεραιές είναι αρκετές για να ακτινοβολήσουν ολόκληρο τον όγκο του μαστού. Επιπλέον, παρατηρείται πως ο όγκος παραμορφώνει το ηλεκτρικό πεδίο και σκεδιάζει ενέργεια προς την κεραιά 2.



Εικόνα 3-30: (α) Κάτοψη συστήματος και μοντέλου μαστού (β) Πλάγια όψη μοντέλου μαστού

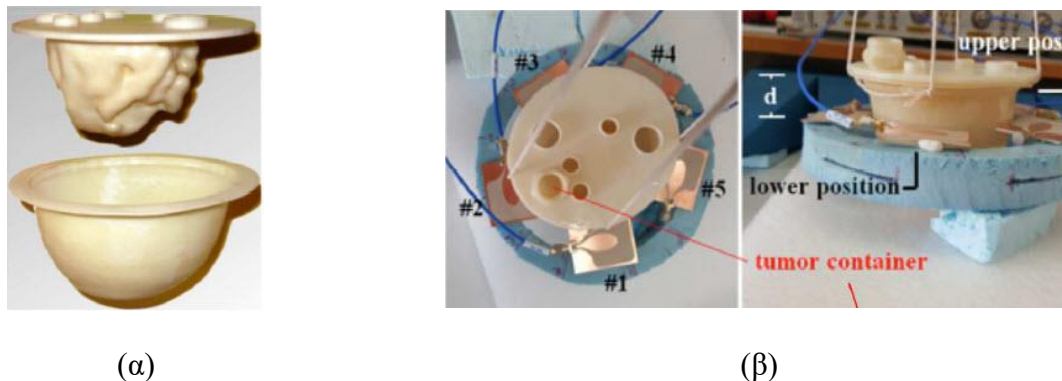


Εικόνα 3-31: Αποτελέσματα προσομοιώσεων. Κατανομή ηλεκτρικού πεδίου (α) χωρίς όγκο (β) με όγκο.

3.7.3. Πειραματική διαδικασία

Η διάταξη της προσομοίωσης πραγματοποιήθηκε στο εργαστήριο με τη βοήθεια ενός δαχτυλιδιού από εξηλασμένη πολυστερίνη (Styrofoam) και ενός ρεαλιστικού φυσικού μοντέλου μαστού (Εικόνα 3-32). Το δαχτυλίδι είχε εγχοπές στην περιμέτρό του όπου τοποθετούνταν οι κεραίες σε ίση απόσταση μεταξύ τους, όπως έγινε στην προσομοίωση. Το μοντέλο μαστού σχεδιάστηκε και εκτυπώθηκε με 3D εκτυπωτή από την ερευνητική ομάδα της N. Joachimowicz [163] με κατάλληλες θήκες και με γεωμετρίες παρόμοιες με αυτές που συναντάμε στον πραγματικό μαστό. Στις θήκες τοποθετήθηκαν υλικά που προσομοιώνουν τις διηλεκτρικές ιδιότητες των ιστών και του όγκου. Για τις μετρήσεις χρησιμοποιήθηκε ένας τετράθυρος VNA. Η πέμπτη κεραία τερματίστηκε με φορτίο 50 Ω (Εικόνα 3-32.β) [162]. Τα μίγματα που μιμούνται τον όγκο, το λίπος μαστού και τον αδενικό ιστό, που προορίζονται να γεμίσουν τις κοιλότητες του ομοιώματος αντίστοιχα, κατασκευάζονται από απεσταγμένο νερό, άγαρ και άλας σε διάφορες αναλογίες [164].

Τα μίγματα βρίσκονταν σε θερμοκρασία δωματίου και οι διηλεκτρικές τους ιδιότητες μετρήθηκαν στα 2 GHz. Για το λίπος του μαστού μετρήθηκε $\epsilon_r=20$, $\sigma=1$ S/m, για τον αδενικό ιστό $\epsilon_r=55$, $\sigma=1.9$ S/m και για τον όγκο $\epsilon_r=55$, $\sigma=2.1$ S/m.

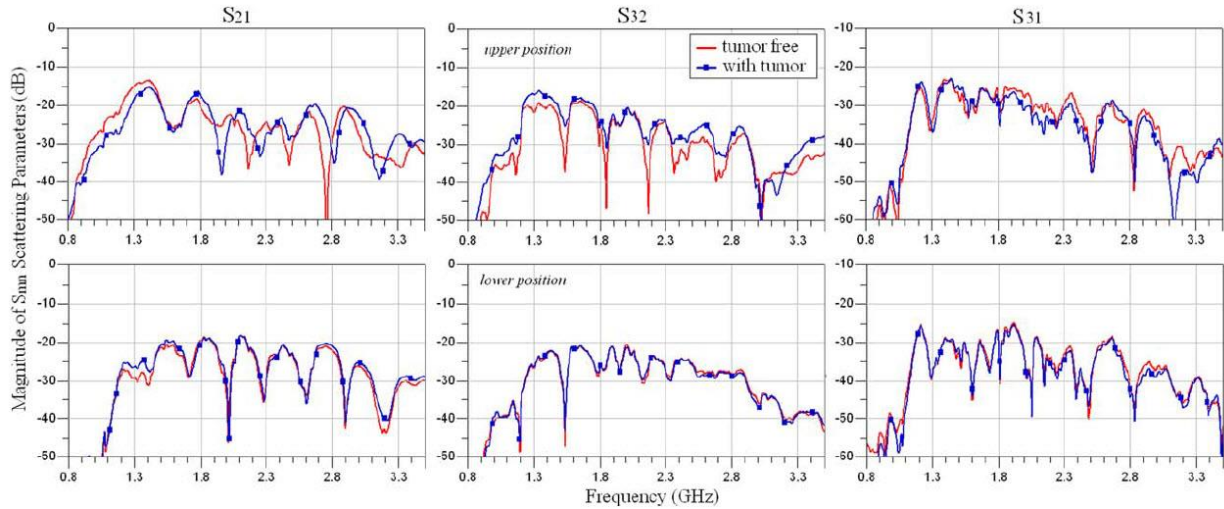


Εικόνα 3-32: (α) Ανατομικό μοντέλο μαστού. (β) Πειραματική διάταξη συστήματος μικροκυματικής τομογραφίας μαστού.

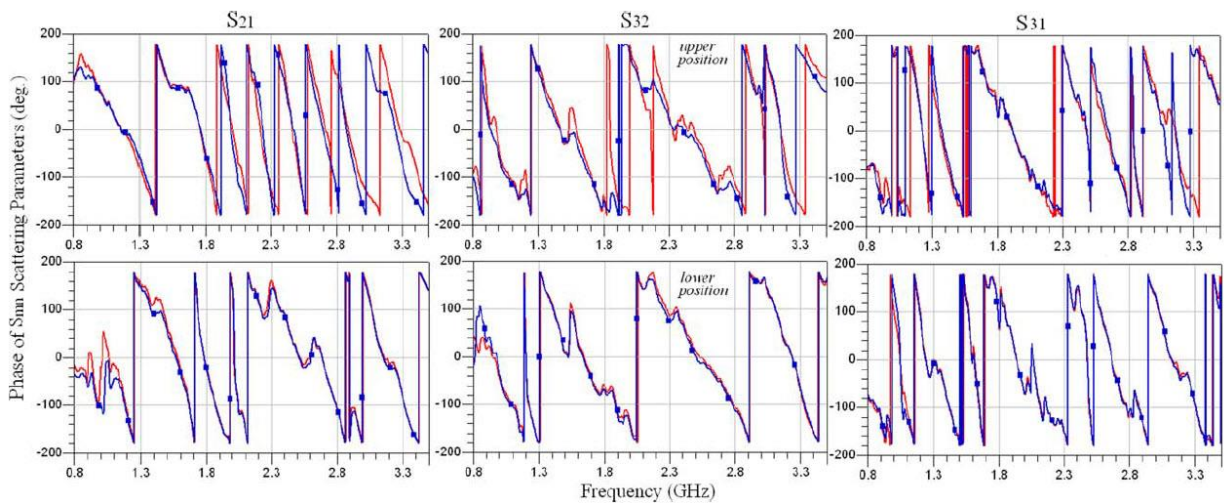
3.7.4. Αποτελέσματα μετρήσεων

Οι μετρήσεις έγιναν σε 2 διαφορετικά ύψη με απόσταση μεταξύ τους $d=2$ cm. Στην πάνω θέση, το επίπεδο των κεραιών τέμνει τον όγκο, ενώ στη δεύτερη θέση δύο εκατοστά χαμηλότερα βρίσκεται κάτω από τον όγκο. Οι παράμετροι σκέδασης των κεραιών μετρήθηκαν στις δύο θέσεις παρουσία και μη του όγκου. Στις Εικόνες 3-34 και 3-35 δίνονται το πλάτος και η φάση αντίστοιχα μερικών από τις παραμέτρους σκέδασης ως συνάρτηση της συχνότητας στο εύρος 0.8-3.5 GHz. Στην κάτω θέση, το πλάτος και η φάση όλων παραμέτρων σκέδασης είναι το ίδιο είτε υπάρχει ο όγκος, είτε απουσιάζει. Στην πάνω θέση, υπάρχει μια καθαρή διαφορά στο πλάτος μεταξύ 1-5 dB και στη φάση από 10-90 μοίρες όταν υπάρχει ο όγκος και όταν αφαιρείται. Η σημαντικότερη διαφοροποίηση παρατηρείται στο S_{21} όπου η παρουσία του όγκου μεταβάλλει 20 με 90 μοίρες τη φάση στη ζώνη 1.9-2.4 GHz και πάνω από τα 2.7 GHz. Επειδή η κεραία 3 λαμβάνει επίσης ενέργεια που σκεδάζεται από την παρουσία του όγκου, το πλάτος του S_{32} αυξάνεται κατά 3-5 dB, ενώ το πλάτος του S_{31} μειώνεται από 1 έως 3 dB στην περιοχή 1.8-2.8 GHz και η φάση μεταβάλλεται από 10 έως 90 μοίρες στην περιοχή 3-3.4 GHz. Συμπερασματικά, η παρουσία του όγκου επηρεάζει περισσότερο τους συντελεστές σκέδασης των κεραιών 1,2 και 3 που βρίσκονται κοντά στον όγκο και την κεραία που εκπέμπει παρά των υπόλοιπων κεραιών που είναι πιο μακριά από τον όγκο.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 - ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ



Εικόνα 3-33: Πλάτος των παραμέτρων S_{21}, S_{32}, S_{31} για την πάνω (πάνω σειρά) και κάτω θέση (κάτω σειρά) παρουσία (μπλε γραμμή) και απουσία (κόκκινη γραμμή) του όγκου.



Εικόνα 3-34: Φάση των παραμέτρων S_{21}, S_{32}, S_{31} για την πάνω (πάνω σειρά) και κάτω θέση (κάτω σειρά) παρουσία (μπλε γραμμή) και απουσία (κόκκινη γραμμή) του όγκου.

4. ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4 – ΤΕΛΙΚΑ ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Στην παρούσα διατριβή μελετήθηκαν δύο διαφορετικές προσεγγίσεις για τη μη επεμβατική ανίχνευση του καρκίνου με χρήση μη ιοντιζουσών ακτινοβολιών καθώς και νευροφυσιολογικές λειτουργίες του εγκεφάλου. Η πρώτη μέθοδος περιλαμβάνει την αξιοποίηση της πληροφορίας από τις ανακλάσεις των υπερήχων σε μια πρότυπη πειραματική διάταξη για τη δημιουργία εικόνας. Η δεύτερη μέθοδος εστιάζει στη χρήση της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας σε μικροκυματικές συχνότητες με ενεργητικό και παθητικό τρόπο.

Το πρώτο μέρος της διατριβής περιλαμβάνει τη μελέτη, σχεδίαση και ανάπτυξη ενός συστήματος υπερηχητικής απεικόνισης του ανθρώπινου μαστού με δεδομένα ανάκλασης. Για να γίνει εφικτή η λήψη των ανακλάσεων σχεδιάστηκε και υλοποιήθηκε μια πρωτότυπη πλακέτα που λειτουργεί ως διακόπτης, προστατεύοντας το κύκλωμα λήψης από τις υψηλές τάσεις οδήγησης των μετατροπέων υπερήχων με ταυτόχρονη ενίσχυση του ασθενούς σήματος που λαμβάνεται από τους μετατροπείς. Στη συνέχεια, εξετάστηκε η καταλληλότητα της γέλης κεριού ως υλικό για χρήση στην κατασκευή ομοιώματος ανθρώπινου μαστού. Η δημιουργία ενός ομοιώματος που προσεγγίζει τις ακουστικές παραμέτρους του ανθρώπινου μαστού ήταν πολύ σημαντική για την αξιολόγηση και τον έλεγχο του συστήματος. Η επιλογή της γέλης κεριού για αυτό το σκοπό δεν ήταν διαδεδομένη και μόνο τα τελευταία χρόνια δημοσιεύτηκαν μελέτες προς αυτήν την κατεύθυνση, καθιστώντας τη ως ένα υλικό κατάλληλο για τη δημιουργία ομοιωμάτων μαστού. Το πρώτο μέρος της διατριβής ολοκληρώθηκε με την ανάπτυξη και εφαρμογή αλγορίθμων ανακατασκευής εικόνας για την απεικόνιση των ομοιωμάτων μαστού. Η εφαρμογή του μετασχηματισμού Radon στα δεδομένα ανάκλασης δεν έδωσε ικανοποιητικά αποτελέσματα και ως εκ τούτου υλοποιήθηκε ένας νέος αλγόριθμος ανακατασκευής εικόνας. Ο αλγόριθμος αυτός βασίστηκε στη γεωμετρική επίλυση του προβλήματος και αφορά την τοπολογία του συγκεκριμένου συστήματος. Η υλοποίηση του έγινε στο προγραμματιστικό περιβάλλον MATLAB. Για την επίτευξη καλύτερης ακρίβειας ανακατασκευής ακολουθήθηκε μια διαδικασία βελτιστοποίησης των εικόνων. Οι ανακατασκευασμένες εικόνες με το νέο αλγόριθμο διέπονται

από βελτιωμένη ακρίβεια στην αναπαράσταση των δομών και είναι ελπιδοφόρες για τη μελλοντική απεικόνιση πιο σύνθετων δομών, όπως ενός πραγματικού ανθρώπινου μαστού.

Το δεύτερο μέρος της διατριβής επικεντρώνεται στη μελέτη τεχνικών μικροκυματικής απεικόνισης και στην ανάπτυξη συστημάτων με εστίαση στον εγκέφαλο και στο μαστό. Συνολικά, μελετήθηκαν τρία συστήματα, εκ των οποίων τα δύο ήταν παθητικά εφαρμόζοντας τις αρχές της μικροκυματικής ραδιομετρίας για την ανίχνευση των μεταβολών στον εγκέφαλο και το τρίτο εξέταζε τη δυνατότητα ανίχνευσης του καρκίνου του μαστού μέσω της μικροκυματικής τομογραφίας. Για το πρώτο σύστημα μικροκυματικής ραδιομετρίας εγκεφάλου μελετήθηκε η χωρική ευαισθησία του συστήματος και το βάθος ανίχνευσης στον εγκέφαλο χρησιμοποιώντας διάφορα υλικά για βελτίωση της προσαρμογής. Αρχικά, πραγματοποιήθηκαν προσομοιώσεις στο λογισμικό πρόγραμμα SEMCAD με ανατομικά μοντέλα ανθρώπινου κεφαλιού σε διάφορες συχνότητες και με διαφορετικά υλικά για την προσαρμογή του αέρα με το ανθρώπινο κεφάλι. Τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων έδειξαν σημαντική βελτίωση στο βάθος ανίχνευσης του εγκεφάλου και στη χωρική ευαισθησία του συστήματος. Για το λόγο αυτό, οι ενδείξεις των προσομοιώσεων επαληθεύτηκαν με τη διεξαγωγή πειραμάτων χρησιμοποιώντας ομοιώματα εγκεφάλου, αναδεικνύοντας τη σημαντική βελτίωση στη χωρική ακρίβεια και το βάθος ανίχνευσης που επιφέρει η χρήση διηλεκτρικών υλικών προσαρμογής.

Το δεύτερο σύστημα μικροκυματικής ραδιομετρίας εγκεφάλου είναι σαφώς μικρότερο, λιγότερο ογκώδες και ευκολότερο στη μετακίνηση σε σχέση με το πρώτο σύστημα. Η λειτουργία του επαληθεύτηκε μέσω προσομοιώσεων, πειραμάτων σε ομοιώματα εγκεφάλου καθώς και μέσω μετρήσεων *in vivo* σε εθελοντή. Τα αποτελέσματα όλων των μελετών συγκλίνουν στη διαπίστωση πως το σύστημα μπορεί να ανιχνεύσει μεταβολές στη λειτουργία του εγκεφάλου που σχετίζονται με τη μεταβολή της ροής του αίματος.

Τέλος, το τρίτο σύστημα αποτελούνταν από ελλειπτικές ομοεπίπεδες κεραίες σε κυκλική διάταξη γύρω από το μαστό με στόχο τη μικροκυματική απεικόνιση του. Ερευνήθηκε η δυνατότητα του συστήματος να εντοπίζει μικρούς όγκους τόσο με υπολογιστικές προσομοιώσεις όσο και με πραγματικά πειράματα με ανατομικά ρεαλιστικά ομοιώματα μαστού. Η έρευνα δεν εστιάστηκε στην ανάπτυξη αλγορίθμων για την ανακατασκευή εικόνας του μαστού από τα πειραματικά δεδομένα αλλά στη δυνατότητα ανίχνευσης παρουσίας καρκινικού όγκου μέσω των συντελεστών ανάκλασης και διάθλασης.

Μελλοντική εργασία

Η κατασκευή της πειραματικής διάταξης για την απεικόνιση του μαστού από ανακλάσεις υπερήχων και η δημιουργία του αλγόριθμου ανακατασκευής της εικόνας αποτελούν τα πρώτα βήματα προς την ολοκλήρωση ενός συστήματος υπερηχητικής τομογραφίας ανάκλασης. Το επόμενο στάδιο ανάπτυξης του συστήματος περιλαμβάνει την αναβάθμιση του αλγόριθμου για απεικόνιση πιο σύνθετων δομών, τη διεξαγωγή πειραμάτων *in vivo* με εθελοντές και την ενσωμάτωση της δυνατότητας για τρισδιάστατη απεικόνιση. Επιπλέον, ένας ακόμα θεμιτός ερευνητικός στόχος είναι η μελέτη της δυνατότητας σύντηξης της εικόνας από τα δεδομένα ανάκλασης με την εικόνα από τα δεδομένα πρόσθιας σκέδασης και η αξιολόγηση των αποτελεσμάτων της.

Το σύστημα μικροκυματικής ραδιομετρίας για τη μελέτη των νευροφυσιολογικών λειτουργιών του εγκεφάλου αποτελεί μια ελπιδοφόρο απόλυτα ασφαλή διάταξη για τη μη επεμβατική μελέτη του ανθρώπινου εγκεφάλου. Για την πλήρη κατανόηση των αποτελεσμάτων του και την αξιοποίηση των δυνατοτήτων του είναι απαραίτητη η διενέργεια περαιτέρω πειραμάτων με περισσότερους εθελοντές. Η στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων σε μεγαλύτερο υγιή πληθυσμό θα συμβάλλει στην εξαγωγή ασφαλών συμπερασμάτων ως προς τις δυνατότητες του συστήματος. Η σύγκριση των αποτελεσμάτων των πειραμάτων του υγιούς πληθυσμού, ύστερα από υπόδειξη του κατάλληλου ιατρού, με άλλες ομάδες που έχουν διαγνωσθεί με κάποια πάθηση, θα συντελέσει στην εξακρίβωση της διαγνωστικής ικανότητας του συστήματος. Επίσης, το σύστημα επιδέχεται ορισμένων αναβαθμίσεων στις κεραίες και την ηλεκτρομαγνητική του θωράκιση. Η κατασκευή μικρότερων και πιο κατευθυντικών κεραιών που έρχονται σε επαφή με το ανθρώπινο κεφάλι θα βοηθήσει στη μείωση του θορύβου και τον καλύτερο προσδιορισμό της επιθυμητής περιοχής του εγκεφάλου προς εξέταση. Επιπλέον, η βελτίωση της ηλεκτρομαγνητικής θωράκισης του ραδιομέτρου και των κεραιών θα μειώσει το θόρυβο και πιθανώς να επιτρέψει, σε συνδυασμό με τη βελτιστοποίηση της κατευθυντικότητας των κεραιών, τη διεξαγωγή των πειραμάτων εκτός του κλωβού Faraday, διευκολύνοντας με αυτόν τον τρόπο τη διεξαγωγή εκτεταμένων κλινικών δοκιμών.

Η προοπτική για τη βελτίωση του συστήματος μικροκυματικής τομογραφίας μαστού έγκειται στην κατασκευή μιας σταθερής βάσης σταθεροποίησης των κεραιών με δυνατότητα ανύψωσης ώστε να ακτινοβολείται ολόκληρος ο μαστός και η χρήση πιο κατευθυντικών κεραιών.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4 – ΤΕΛΙΚΑ ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Επιπρόσθετα, απαιτείται η ανάπτυξη ενός αλγορίθμου ανακατασκευής εικόνας για την απεικόνιση του μαστού.

Τέλος, αξίζει να μελετηθεί η δυνατότητα ανάπτυξης ενός υβριδικού συστήματος που θα βασίζεται στην τεχνολογία των υπερήχων και των μικροκυμάτων για τη διαγνωστική εξέταση του μαστού. Ο συνδυασμός των δεδομένων από τις δύο τεχνολογίες πιθανότατα θα συμβάλει στη βελτιστοποίηση της τελικής εικόνας. Τα μειονεκτήματα των υπερήχων στην τελική απεικόνιση μπορούν να ξεπεραστούν με τη βοήθεια της μικροκυματικής απεικόνισης και αντιστρόφως. Λόγω της φύσης των υπερήχων ως μηχανικά κύματα, ο συνδυασμός τους με τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα είναι εφικτός και μπορεί να αποτελέσει ένα μελλοντικό αντικείμενο έρευνας.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] W. G. Bradley, “History of Medical Imaging,” *Proceedings of the American Philosophical Society*, vol. 152, no. 3, pp. 349–361, 2008.
- [2] J. L. Prince and J. M. Links, *Medical Imaging Signals and Systems*. Pearson Prentice Hall, 2006.
- [3] Κουτσούρης Δ., Νικήτα Κ., Παυλόπουλος Σ., *ΙΑΤΡΙΚΑ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ*. Εκδόσεις ΤΖΙΟΛΑ, 2005.
- [4] A. Berger, “Magnetic resonance imaging,” *BMJ: British Medical Journal*, vol. 324, no. 7328, pp. 35–35, Jan. 2002.
- [5] “Ferlay J., Soerjomataram I., Ervik M., Dikshit R., Eser S., Mathers C. et al. GLOBOCAN 2012 v1.0, Cancer Incidence and Mortality Worldwide: IARC CancerBase No. 11 Lyon, France: International Agency for Research on Cancer; 2013.”
- [6] R. L. Siegel, K. D. Miller, and A. Jemal, “Cancer statistics, 2016,” *CA: A Cancer Journal for Clinicians*, vol. 66, no. 1, pp. 7–30, Jan. 2016.
- [7] W. Chen *et al.*, “Cancer statistics in China, 2015,” *CA: A Cancer Journal for Clinicians*, vol. 66, no. 2, pp. 115–132, Mar. 2016.
- [8] K. D. Miller *et al.*, “Cancer treatment and survivorship statistics, 2016,” *CA: A Cancer Journal for Clinicians*, vol. 66, no. 4, pp. 271–289, Jul. 2016.
- [9] A. Jemal, F. Bray, M. M. Center, J. Ferlay, E. Ward, and D. Forman, “Global cancer statistics,” *CA: A Cancer Journal for Clinicians*, vol. 61, no. 2, pp. 69–90, Mar. 2011.
- [10] S. V. Sree, E. Y.-K. Ng, R. U. Acharya, and O. Faust, “Breast imaging: A survey,” *World J Clin Oncol*, vol. 2, no. 4, pp. 171–178, Apr. 2011.
- [11] R. E. Hendrick, “Radiation Doses and Cancer Risks from Breast Imaging Studies,” *Radiology*, vol. 257, no. 1, pp. 246–253, Oct. 2010.
- [12] Institute of Medicine (US) and National Research Council (US) Committee on New Approaches to Early Detection and Diagnosis of Breast Cancer, *Saving Women’s Lives: Strategies for Improving Breast Cancer Detection and Diagnosis*. Washington (DC): National Academies Press (US), 2005.
- [13] J. G. Elmore, K. Armstrong, C. D. Lehman, and S. W. Fletcher, “Screening for Breast Cancer,” *JAMA*, vol. 293, no. 10, pp. 1245–1256, Mar. 2005.
- [14] J. G. Elmore *et al.*, “Screening Mammograms by Community Radiologists: Variability in False-Positive Rates,” *J Natl Cancer Inst*, vol. 94, no. 18, pp. 1373–1380, Sep. 2002.
- [15] J. G. Elmore, C. Y. Nakano, T. D. Koepsell, L. M. Desnick, C. J. D’Orsi, and D. F. Ransohoff, “International Variation in Screening Mammography Interpretations in Community-Based Programs,” *J Natl Cancer Inst*, vol. 95, no. 18, pp. 1384–1393, Sep. 2003.
- [16] E. J. Aiello Bowles *et al.*, “Accuracy of Short-Interval Follow-Up Mammograms by Patient and Radiologist Characteristics,” *AJR Am J Roentgenol*, vol. 190, no. 5, pp. 1200–1208, May 2008.
- [17] S. N. Prasad and D. Houserkova, “The role of various modalities in breast imaging,” *Biomed Pap Med Fac Univ Palacky Olomouc Czech Repub*, vol. 151, no. 2, pp. 209–218, Dec. 2007.
- [18] W. DeMartini, C. Lehman, and S. Partridge, “Breast MRI for Cancer Detection and Characterization,” *Academic Radiology*, vol. 15, no. 4, pp. 408–416.
- [19] R. M. Mann, C. K. Kuhl, K. Kinkel, and C. Boetes, “Breast MRI: guidelines from the European Society of Breast Imaging,” *European Radiology*, vol. 18, no. 7, pp. 1307–1318, Jul. 2008.

- [20] X. Κουκουρλής, “Διατριβή: ΜΕΛΕΤΗ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ ΗΛΕΚΤΡΙΚΗΣ ΑΝΤΙΣΤΑΣΗΣ ΣΤΗΝ ΠΕΡΙΟΧΗ ΧΑΜΗΛΩΝ ΣΥΧΝΟΤΗΤΩΝ,” Δημοκρίτειο Πανεπιστήμιο Θράκης (ΔΠΘ), Σχολή Πολυτεχνική, Τμήμα Ηλεκτρολόγων Μηχανικών, 1990.
- [21] S. Kwon and S. Lee, “Recent Advances in Microwave Imaging for Breast Cancer Detection,” *International Journal of Biomedical Imaging*, vol. 2016, p. 25, 2016.
- [22] Μ. Κουτσουπίδου, “Ανάλυση και Ανάπτυξη Κεραίων για Μικροκυματικές και THz Βιοϊατρικές Εφαρμογές,” Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Σχολή Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών, 2014.
- [23] FDA, “Breast Cancer Screening: Thermogram No Substitute for Mammogram.” [Online]. Available: <https://www.fda.gov/ForConsumers/ConsumerUpdates/ucm257499.htm>. [Accessed: 17-Dec-2017].
- [24] L. Huang *et al.*, “Breast ultrasound waveform tomography: using both transmission and reflection data, and numerical virtual point sources,” presented at the Proc. SPIE 9040, Medical Imaging 2014: Ultrasonic Imaging and Tomography, 2014, vol. 9040, p. 90400T.
- [25] L. Huang *et al.*, “Breast ultrasound tomography with two parallel transducer arrays,” presented at the Proc. SPIE 9783, Medical Imaging 2016: Physics of Medical Imaging, 2016, vol. 97830C.
- [26] L. Huang *et al.*, “Breast ultrasound tomography with two parallel transducer arrays: preliminary clinical results,” presented at the Proc. SPIE 9419, Medical Imaging 2015: Ultrasonic Imaging and Tomography, 2015, vol. 941916.
- [27] A. Kuzmin, X. Zhang, J. Finche, M. Feigin, B. W. Anthony, and V. Lempitsky, “Fast low-cost single element ultrasound reflectivity tomography using angular distribution analysis,” in *2016 IEEE 13th International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI)*, 2016, pp. 1021–1024.
- [28] X. Zhang, J. Fincke, A. Kuzmin, V. Lempitsky, and B. Anthony, “A single element 3D ultrasound tomography system,” in *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2015, pp. 5541–5544.
- [29] J. Yuan *et al.*, “Real-time photoacoustic and ultrasound dual-modality imaging system facilitated with graphics processing unit and code parallel optimization,” *Journal of Biomedical Optics*, vol. 18, no. 8, p. 086001, Aug. 2013.
- [30] J. Camacho, L. Medina, J. F. Cruza., J. M. Moreno, and C. Fritsch, “Multimodal Ultrasonic Imaging for Breast Cancer Detection,” *Archives of Acoustics; Vol 37, No 3 (2012)*.
- [31] L. Medina-Valdés, M. Pérez-Liva, J. Camacho, J. M. Udías, J. L. Herraiz, and N. González-Salido, “Multi-modal Ultrasound Imaging for Breast Cancer Detection,” *Physics Procedia*, vol. 63, pp. 134–140, Jan. 2015.
- [32] N. Duric *et al.*, “Detection of breast cancer with ultrasound tomography: First results with the Computed Ultrasound Risk Evaluation (CURE) prototype,” *Medical Physics*, vol. 34, no. 2, pp. 773–785, 2007.
- [33] N. Duric *et al.*, “Breast imaging with the SoftVue imaging system: first results,” 2013, vol. 8675, pp. 86750K-8675–8.
- [34] N. Duric *et al.*, “Breast Imaging with Ultrasound Tomography: Clinical Results at the Karmanos Cancer Institute,” in *2008 International Conference on BioMedical Engineering and Informatics*, 2008, vol. 2, pp. 713–717.

- [35] Gursharan Yash Sandhu, Erik West, Cuiping Li, Olivier Roy, and Neb Duric, “3D frequency-domain ultrasound waveform tomography breast imaging,” 2017, vol. 10139, pp. 1013909-10139-14.
- [36] Thomas R. Nelson, Jakob Nebeker, Susie Denton, Laura I. Cervino, Dolores H. Pretorius, and John M. Boone, “Performance characterization of a volumetric breast ultrasound scanner,” 2007, vol. 6510, pp. 65101G-6510-8.
- [37] J. Nebeker and T. R. Nelson, “Imaging of Sound Speed Using Reflection Ultrasound Tomography,” *Journal of Ultrasound in Medicine*, vol. 31, no. 9, pp. 1389–1404, 2012.
- [38] T. D. Mast, “Empirical relationships between acoustic parameters in human soft tissues,” *Acoustics Research Letters Online*, vol. 1, no. 2, pp. 37–42, 2000.
- [39] K. K. Shung and G. A. Thieme, *Ultrasonic scattering in biological tissues*. CRC press, 1992.
- [40] Rainer Stotzka, Jan Wuerfel, Tim Oliver Mueller, and Hartmut Gemmeke, “Medical imaging by ultrasound computer tomography,” in *Proc. SPIE 4687, Medical Imaging 2002: Ultrasonic Imaging and Signal Processing*, 2002, vol. 4687, pp. 4687–10.
- [41] K. J. Opieliński *et al.*, “Multimodal ultrasound computer-assisted tomography: An approach to the recognition of breast lesions,” *Computerized Medical Imaging and Graphics*, Jul. 2017.
- [42] V. Z. Marmarelis, J. Jeong, D. C. Shin, and S. Do, “High-Resolution 3-D Imaging and Tissue Differentiation with Transmission Tomography,” in *Acoustical Imaging*, 2007, pp. 195–206.
- [43] G. Zografos *et al.*, “Novel technology of multimodal ultrasound tomography detects breast lesions,” *European Radiology*, vol. 23, no. 3, pp. 673–683, Mar. 2013.
- [44] *Tables of Physical & Chemical Constants*, 16th edition. Kaye & Laby, 1995.
- [45] H. Azhari, *Basics of biomedical ultrasound for engineers*. John Wiley & Sons, 2010.
- [46] C. Kim *et al.*, “Evaluation of ultrasound synthetic aperture imaging using bidirectional pixel-based focusing: preliminary phantom and in vivo breast study,” *IEEE transactions on biomedical engineering*, vol. 60, no. 10, pp. 2716–2724, Oct. 2013.
- [47] A. J. Casper, D. Liu, J. R. Ballard, and E. S. Ebbini, “Real-Time Implementation of a Dual-Mode Ultrasound Array System: In Vivo Results,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 60, no. 10, pp. 2751–2759, Oct. 2013.
- [48] Q. W. Guerrero, L. Fan, S. Brunke, A. Milkowski, I. M. Rosado-Mendez, and T. J. Hall, “Power Spectrum Consistency among Systems and Transducers,” *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 44, no. 11, pp. 2358–2370, Nov. 2018.
- [49] E. L. Madsen, G. R. Frank, and F. Dong, “Liquid or Solid Ultrasonically Tissue-Mimicking Materials with Very Low Scatter,” *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 24, no. 4, pp. 535–542, May 1998.
- [50] M. O. Culjat, D. Goldenberg, P. Tewari, and R. S. Singh, “A Review of Tissue Substitutes for Ultrasound Imaging,” *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 36, no. 6, pp. 861–873, Jun. 2010.
- [51] J. E. Browne, K. V. Ramnarine, A. J. Watson, and P. R. Hoskins, “Assessment of the acoustic properties of common tissue-mimicking test phantoms,” *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 29, no. 7, pp. 1053–1060, Jul. 2003.
- [52] L. M. Cannon, A. J. Fagan, and J. E. Browne, “Novel Tissue Mimicking Materials for High Frequency Breast Ultrasound Phantoms,” *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 37, no. 1, pp. 122–135, Jan. 2011.
- [53] S. L. Vieira, T. Z. Pavan, J. E. Junior, and A. A. O. Carneiro, “Paraffin-Gel Tissue-Mimicking Material for Ultrasound-Guided Needle Biopsy Phantom,” *Ultrasound in Medicine and Biology*, vol. 39, no. 12, pp. 2477–2484, Dec. 2013.

- [54] E. Maneas *et al.*, “Anatomically realistic ultrasound phantoms using gel wax with 3D printed moulds,” *Physics in medicine and biology*, vol. 63, no. 1, pp. 015033–015033, Jan. 2018.
- [55] E. Maneas *et al.*, “Gel wax-based tissue-mimicking phantoms for multispectral photoacoustic imaging,” *Biomedical optics express*, vol. 9, no. 3, pp. 1151–1163, Feb. 2018.
- [56] T. L. Szabo, *Diagnostic ultrasound imaging: inside out*. Academic Press, 2004.
- [57] M. J. Crocker, *Encyclopedia of acoustics*. John Wiley, 1997.
- [58] A. C. Kak and M. Slaney, *Principles of Computerized Tomographic Imaging*. IEEE Press, 1988.
- [59] W. Chew, “Imaging and inverse problems in electromagnetics,” *Advances in Computational Electrodynamics: The Finite-Difference Time-Domain Method*, pp. 653–702, 1998.
- [60] J. Polívka, “Microwave radiometry and applications,” *Int J Infrared Milli Waves*, vol. 16, no. 9, pp. 1593–1672, Sep. 1995.
- [61] L. D. Landau, J. Bell, M. Kearsley, L. Pitaevskii, E. Lifshitz, and J. Sykes, *Electrodynamics of continuous media*, vol. 8. elsevier, 2013.
- [62] Ε. Καρανάσιου, “Ανάπτυξη Συστήματος μη Επεμβατικής Απεικόνισης του Ανθρώπινου Εγκεφάλου με Μικροκυματική Ραδιομετρία,” Διδακτορική Διατριβή, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Σχολή Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών, 2003.
- [63] E. A. Cheever and K. R. Foster, “Microwave radiometry in living tissue: what does it measure?,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 39, no. 6, pp. 563–568, Jun. 1992.
- [64] Foster Kenneth R. and Cheever Eric A., “Microwave radiometry in biomedicine: A reappraisal,” *Bioelectromagnetics*, vol. 13, no. 6, pp. 567–579, Oct. 2005.
- [65] Y. Leroy, B. Bocquet, and A. Mamouni, “Non-invasive microwave radiometry thermometry,” *Physiol Meas*, vol. 19, no. 2, pp. 127–148, May 1998.
- [66] H. Bosma, “On the theory of linear noisy systems,” PhD Thesis, TUE : Department of Electrical Engineering, 1967.
- [67] G. Evans and (joint author.) McLeish C. W. ., 1915-, *RF radiometer handbook*. Dedham, Mass. : Artech House, 1977.
- [68] M. Planck, *The theory of heat radiation*. Courier Corporation, 2013.
- [69] Pain, *Η Φυσική των ταλαντώσεων και των κυμάτων*. Συμμετρία, 1991.
- [70] G. Evans and C. W. McLeish, “RF radiometer handbook,” *Dedham, Mass., Artech House, Inc., 1977. 158 p., 1977.*
- [71] F. Ulaby, R. Moore, and A. Fung, *Microwave Remote Sensing: Active and Passive, Volume I: Fundamentals and Radiometry*. Artech House, 1986.
- [72] R. H. Dicke, “The Measurement of Thermal Radiation at Microwave Frequencies,” *Review of Scientific Instruments*, vol. 17, no. 7, pp. 268–275, Jul. 1946.
- [73] A. Mamouni, F. Bliot, Y. Leroy, and Y. Moschetto, “A Modified Radiometer for Temperature and Microwave Properties Measurements of Biological Substances,” in *1977 7th European Microwave Conference*, 1977, pp. 703–707.
- [74] K. M. Lüdeke, B. Schiek, and J. Köhler, “Radiation balance microwave thermograph for industrial and medical applications,” *Electronics Letters*, vol. 14, no. 6, pp. 194–196, Mar. 1978.
- [75] K. L. Carr, A. M. El-Mahdi, and J. Shaeffer, “Dual-Mode Microwave System to Enhance Early Detection of Cancer,” *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 29, no. 3, pp. 256–260, Mar. 1981.

- [76] Y. Leroy, A. Mamouni, M. Hochedez-Robillard, and J. C. Van de Velde, "Present Results and Trends in Microwave Thermography," in *1983 IEEE MTT-S International Microwave Symposium Digest*, 1983, pp. 186–188.
- [77] S. Mizushina, Y. Hamamura, and T. Sugiura, "A Three-Band Microwave Radiometer System for Noninvasive Measurement of the Temperature at Various Depths," in *1986 IEEE MTT-S International Microwave Symposium Digest*, 1986, pp. 759–762.
- [78] M. M. Abdul-Razzak, B. A. Hardwick, G. L. Hey-Shipton, P. A. Matthews, J. R. T. Monson, and R. C. Kester, "Microwave thermography for medical applications," *IEE Proceedings A - Physical Science, Measurement and Instrumentation, Management and Education - Reviews*, vol. 134, no. 2, pp. 171–174, Feb. 1987.
- [79] F. Bardati, V. J. Brown, and G. Di Bernardo, "Multi-frequency Microwave Radiometry for Retrieval of Temperature Distributions in the Human Neck," *The Journal of Photographic Science*, vol. 39, no. 4, pp. 157–160, Jul. 1991.
- [80] L. Dubois *et al.*, "Temperature control and thermal dosimetry by microwave radiometry in hyperthermia," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 44, no. 10, pp. 1755–1761, Oct. 1996.
- [81] J. Edrich and P. C. Hardee, "Thermography at millimeter wavelengths," *Proceedings of the IEEE*, vol. 62, no. 10, pp. 1391–1392, Oct. 1974.
- [82] "A new radio interferometer and its application to the observation of weak radio stars," *Proc R Soc Lond A Math Phys Sci*, vol. 211, no. 1106, p. 351, Mar. 1952.
- [83] C. S. Ruf, C. T. Swift, A. B. Tanner, and D. M. Le Vine, "Interferometric synthetic aperture microwave radiometry for the remote sensing of the Earth," *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing*, vol. 26, no. 5, pp. 597–611, Sep. 1988.
- [84] A. Mamouni, J. C. van de Velde, and Y. Leroy, "New correlation radiometer for microwave thermography," *Electronics Letters*, vol. 17, no. 16, pp. 554–555, Aug. 1981.
- [85] N. C. Haslam, A. R. Gillespie, and C. G. T. Haslam, "Aperture Synthesis Thermography - A New Approach to Passive Microwave Temperature Measurements in the Body," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 32, no. 8, pp. 829–835, Aug. 1984.
- [86] J. C. Hill and R. B. Goldner, "The Thermal and Spatial Resolution of a Broad-Band Correlation Radiometer with Application to Medical Microwave Thermography (Short Paper)," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 33, no. 8, pp. 718–722, Aug. 1985.
- [87] L. Bellarbi, A. Mamouni, J. C. van de Velde, and V. Leroy, "Accurate localisation of thermal gradients in lossy materials by correlation microwave thermography," *Electronics Letters*, vol. 20, no. 10, pp. 430–431, May 1984.
- [88] M. S. Hawley, J. Conway, A. P. Anderson, and P. A. Cudd, "The influence of tissue layering on microwave thermographic measurements," *International Journal of Hyperthermia*, vol. 4, no. 4, pp. 427–435, Jan. 1988.
- [89] R. Ledee, M. Chive, and M. Plancot, "Microstrip microslot antennas for biomedical applications: frequency analysis of different parameters of this type of applicator," *Electronics Letters*, vol. 21, no. 7, pp. 304–305, Mar. 1985.
- [90] D. V. Land, "A clinical microwave thermography system," *IEE Proceedings A - Physical Science, Measurement and Instrumentation, Management and Education - Reviews*, vol. 134, no. 2, pp. 193–200, Feb. 1987.

- [91] K. L. Carr, “Microwave radiometry: its importance to the detection of cancer,” *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 37, no. 12, pp. 1862–1869, Dec. 1989.
- [92] E. C. Fear, S. C. Hagness, P. M. Meaney, M. Okoniewski, and M. A. Stuchly, “Enhancing breast tumor detection with near-field imaging,” *IEEE Microwave Magazine*, vol. 3, no. 1, pp. 48–56, Mar. 2002.
- [93] N. K. Nikolova, “Microwave Imaging for Breast Cancer,” *IEEE Microwave Magazine*, vol. 12, no. 7, pp. 78–94, Dec. 2011.
- [94] K. L. Carr, P. Cevasco, P. Dunlea, and J. Shaeffer, “Radiometric sensing: an adjuvant to mammography to determine breast biopsy,” in *2000 IEEE MTT-S International Microwave Symposium Digest (Cat. No.00CH37017)*, 2000, vol. 2, pp. 929–932 vol.2.
- [95] S. Mouty, B. Bocquet, R. Ringot, N. Rocourt, and P. Devos, “Microwave radiometric imaging (MWI) for the characterisation of breast tumours,” *Eur. Phys. J. AP*, vol. 10, no. 1, pp. 73–78, Apr. 2000.
- [96] E.-S. Magda, “Numerical assessment of multifrequency microwave radiometry for sensing malignant breast cancer tumors,” *Microwave and Optical Technology Letters*, vol. 36, no. 5, pp. 394–398.
- [97] B. Stec, A. Dobrowolski, and W. Susek, “Multifrequency microwave thermograph for biomedical applications,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51, no. 3, pp. 548–550, Mar. 2004.
- [98] P. R. Stauffer *et al.*, “Stable Microwave Radiometry System for Long Term Monitoring of Deep Tissue Temperature,” *Proceedings of SPIE*, vol. 8584, p. 10.1117/12.2003976, Feb. 2013.
- [99] P. R. Stauffer *et al.*, “Non-Invasive Measurement of Brain Temperature with Microwave Radiometry: Demonstration in a Head Phantom and Clinical Case,” *The neuroradiology journal*, vol. 27, no. 1, pp. 3–12, Feb. 2014.
- [100] D. B. Rodrigues, P. R. Stauffer, P. J. S. Pereira, and P. F. Maccarini, “Microwave Radiometry for Noninvasive Monitoring of Brain Temperature,” in *Emerging Electromagnetic Technologies for Brain Diseases Diagnostics, Monitoring and Therapy*, L. Crocco, I. Karanasiou, M. L. James, and R. C. Conceição, Eds. Cham: Springer International Publishing, 2018, pp. 87–127.
- [101] D. B. Rodrigues *et al.*, “Design and Optimization of an Ultra Wideband and Compact Microwave Antenna for Radiometric Monitoring of Brain Temperature,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 61, no. 7, pp. 2154–2160, Jul. 2014.
- [102] P. F. Maccarini *et al.*, “A novel compact microwave radiometric sensor to noninvasively track deep tissue thermal profiles,” in *2015 European Microwave Conference (EuMC)*, 2015, pp. 690–693.
- [103] K. Toutouzas *et al.*, “First In Vivo Application of Microwave Radiometry in Human Carotids: A New Noninvasive Method for Detection of Local Inflammatory Activation,” *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 59, no. 18, pp. 1645–1653, May 2012.
- [104] P. Mojabi, M. Ostadrahimi, L. Shafai, and J. LoVetri, “Microwave tomography techniques and algorithms: A review,” in *2012 15 International Symposium on Antenna Technology and Applied Electromagnetics*, 2012, pp. 1–4.
- [105] S. Semenov, “Microwave tomography: review of the progress towards clinical applications,” *Philosophical transactions. Series A, Mathematical, physical, and engineering sciences*, vol. 367, no. 1900, pp. 3021–3042, Aug. 2009.

- [106] J. C. Bolomey, “Recent European developments in active microwave imaging for industrial, scientific, and medical applications,” *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 37, no. 12, pp. 2109–2117, Dec. 1989.
- [107] A. Franchois and C. Pichot, “Microwave imaging-complex permittivity reconstruction with a Levenberg-Marquardt method,” *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 45, no. 2, pp. 203–215, Feb. 1997.
- [108] A. Franchois, A. Joisel, C. Pichot, and J. C. Bolomey, “Quantitative microwave imaging with a 2.45-GHz planar microwave camera,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 17, no. 4, pp. 550–561, Aug. 1998.
- [109] J. M. Rius *et al.*, “Planar and cylindrical active microwave temperature imaging: numerical simulations,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 11, no. 4, pp. 457–469, Dec. 1992.
- [110] N. Joachimowicz, J. J. Mallorqui, J. C. Bolomey, and A. Broquets, “Convergence and stability assessment of Newton-Kantorovich reconstruction algorithms for microwave tomography,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 17, no. 4, pp. 562–570, Aug. 1998.
- [111] S. Caorsi, G. L. Gagnani, and M. Pastorino, “An electromagnetic imaging approach using a multi-illumination technique,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 41, no. 4, pp. 406–409, Apr. 1994.
- [112] S. Caorsi, A. Ferrando, G. L. Gagnani, and M. Pastorino, “A moment-method-based approach to electromagnetic scattering computation by a perturbation technique,” *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 45, no. 10, pp. 1561–1562, Oct. 1997.
- [113] S. Caorsi, A. Massa, and M. Pastorino, “Numerical assessment concerning a focused microwave diagnostic method for medical applications,” *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 48, no. 11, pp. 1815–1830, Nov. 2000.
- [114] S. Y. Semenov *et al.*, “Three-dimensional microwave tomography: experimental prototype of the system and vector Born reconstruction method,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 46, pp. 937–946, 1999.
- [115] P. M. Meaney, K. D. Paulsen, and T. P. Ryan, “Two-dimensional hybrid element image reconstruction for TM illumination,” *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 43, no. 3, pp. 239–247, Mar. 1995.
- [116] K. D. Paulsen, P. M. Meaney, M. J. Moskowitz, and J. M. Sullivan, “A dual mesh scheme for finite element based reconstruction algorithms,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 14, no. 3, pp. 504–514, Sep. 1995.
- [117] P. M. Meaney, K. D. Paulsen, A. Hartov, and R. K. Crane, “An active microwave imaging system for reconstruction of 2-D electrical property distributions,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 42, no. 10, pp. 1017–1026, Oct. 1995.
- [118] P. M. Meaney, K. D. Paulsen, and J. T. Chang, “Near-field microwave imaging of biologically-based materials using a monopole transceiver system,” *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 46, no. 1, pp. 31–45, Jan. 1998.
- [119] K. D. Paulsen and P. M. Meaney, “Nonactive antenna compensation for fixed-array microwave imaging. I. Model development,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 18, no. 6, pp. 496–507, Jun. 1999.
- [120] P. M. Meaney, M. W. Fanning, Dun Li, S. P. Poplack, and K. D. Paulsen, “A clinical prototype for active microwave imaging of the breast,” *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 48, no. 11, pp. 1841–1853, Nov. 2000.

- [121] R. Scapaticci, I. Catapano, and L. Crocco, “Wavelet-Based Adaptive Multiresolution Inversion for Quantitative Microwave Imaging of Breast Tissues,” *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 60, no. 8, pp. 3717–3726, Aug. 2012.
- [122] R. Scapaticci, P. Kosmas, and L. Crocco, “Wavelet-Based Regularization for Robust Microwave Imaging in Medical Applications,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 62, no. 4, pp. 1195–1202, Apr. 2015.
- [123] R. Palmeri, M. T. Bevacqua, R. Scapaticci, A. F. Morabito, L. Crocco, and T. Isernia, “Biomedical imaging via wavelet-based regularization and distorted iterated virtual experiments,” in *2017 International Conference on Electromagnetics in Advanced Applications (ICEAA)*, 2017, pp. 1381–1384.
- [124] L. Di Donato, M. T. Bevacqua, L. Crocco, and T. Isernia, “Inverse Scattering Via Virtual Experiments and Contrast Source Regularization,” *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 63, no. 4, pp. 1669–1677, Apr. 2015.
- [125] M. T. Bevacqua, L. Crocco, L. Di Donato, and T. Isernia, “An Algebraic Solution Method for Nonlinear Inverse Scattering,” *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 63, no. 2, pp. 601–610, Feb. 2015.
- [126] L. Crocco, I. Catapano, L. Di Donato, and T. Isernia, “The Linear Sampling Method as a Way to Quantitative Inverse Scattering,” *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 60, no. 4, pp. 1844–1853, Apr. 2012.
- [127] R. Palmeri, M. T. Bevacqua, L. Crocco, T. Isernia, and L. Di Donato, “Microwave Imaging via Distorted Iterated Virtual Experiments,” *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 65, no. 2, pp. 829–838, Feb. 2017.
- [128] A. Rosen, M. A. Stuchly, and A. Vander Vorst, “Applications of RF/microwaves in medicine,” *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 50, no. 3, pp. 963–974, Mar. 2002.
- [129] S. C. Hagness, A. Taflove, and J. E. Bridges, “Two-dimensional FDTD analysis of a pulsed microwave confocal system for breast cancer detection: fixed-focus and antenna-array sensors,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 45, no. 12, pp. 1470–1479, Dec. 1998.
- [130] S. C. Hagness, A. Taflove, and J. E. Bridges, “Three-dimensional FDTD analysis of a pulsed microwave confocal system for breast cancer detection: design of an antenna-array element,” *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 47, no. 5, pp. 783–791, May 1999.
- [131] E. C. Fear and M. A. Stuchly, “Microwave system for breast tumor detection,” *IEEE Microwave and Guided Wave Letters*, vol. 9, no. 11, pp. 470–472, Nov. 1999.
- [132] M. Haynes, J. Stang, and M. Moghaddam, “Microwave Breast Imaging System Prototype with Integrated Numerical Characterization,” *Journal of Biomedical Imaging*, vol. 2012, pp. 2:2–2:2, Jan. 2012.
- [133] E. Porter, A. Santorelli, M. Coates, and M. Popović, “An experimental system for time-domain microwave breast imaging,” in *Proceedings of the 5th European Conference on Antennas and Propagation (EUCAP)*, 2011, pp. 2906–2910.
- [134] E. Porter, E. Kirshin, A. Santorelli, M. Coates, and M. Popović, “Time-Domain Multistatic Radar System for Microwave Breast Screening,” *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, vol. 12, pp. 229–232, 2013.
- [135] J. Bourqui, J. M. Sill, and E. C. Fear, “A prototype system for measuring microwave frequency reflections from the breast,” *Journal of Biomedical Imaging*, vol. 2012, p. 9, 2012.

- [136] E. C. Fear, J. Bourqui, C. Curtis, D. Mew, B. Docktor, and C. Romano, “Microwave Breast Imaging With a Monostatic Radar-Based System: A Study of Application to Patients,” *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 61, no. 5, pp. 2119–2128, May 2013.
- [137] SPEAG, *SEMCAD, Reference manual for the SEMCAD Simulation Platform for Electromagnetic Compatibility, Antenna Design and Dosimetry*. .
- [138] Μ. Ζιώγα, “Μελέτη διάφορων γεωμετριών γραμμών μικροταινίας με τη μέθοδο των πεπερασμένων διαφορών στο πεδίο του χρόνου,” Τμήμα Ηλεκτρολόγων Μηχανικών, ΑΠΘ.
- [139] Κ. Καραθανάσης, “ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΠΑΘΗΤΙΚΩΝ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΛΕΤΗΣ ΕΝΔΟΚΡΑΝΙΑΚΩΝ ΘΕΡΜΟΚΡΑΣΙΑΚΩΝ ΜΕΤΑΒΟΛΩΝ ΚΑΙ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΩΝ ΔΙΕΡΓΑΣΙΩΝ,” Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Σχολή Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών, 2010.
- [140] I. S. Karanasiou and N. K. Uzunoglu, “Study of a Brain Hyperthermia System providing also Passive Brain Temperature Monitoring,” in *2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2006, pp. 5017–5020.
- [141] Gouzouasis Ioannis A., Karathanasis Konstantinos T., Karanasiou Irene S., and Uzunoglu Nikolaos K., “Contactless passive diagnosis for brain intracranial applications: A study using dielectric matching materials,” *Bioelectromagnetics*, vol. 31, no. 5, pp. 335–349, Jun. 2010.
- [142] I. S. Karanasiou, K. T. Karathanasis, A. Garetsos, and N. K. Uzunoglu, “Development and Laboratory Testing of a Noninvasive Intracranial Focused Hyperthermia System,” *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 56, no. 9, pp. 2160–2171, Sep. 2008.
- [143] K. T. Karathanasis, I. A. Gouzouasis, I. S. Karanasiou, M. I. Giamalaki, G. Stratakos, and N. K. Uzunoglu, “Noninvasive Focused Monitoring and Irradiation of Head Tissue Phantoms at Microwave Frequencies,” *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 14, no. 3, pp. 657–663, May 2010.
- [144] K T Karathanasis and I S Karanasiou and Nikolaos K Uzunoglu, “A FEM simulation study of the optimization of the imaging attributes of a microwave radiometry system with possible functional imaging capabilities,” *Journal of Instrumentation*, vol. 4, no. 06, p. P06005, 2009.
- [145] J. B. Ranck, “Analysis of specific impedance of rabbit cerebral cortex,” *Experimental Neurology*, vol. 7, no. 2, pp. 153–174, Feb. 1963.
- [146] L. A. Geddes and L. E. Baker, “The specific resistance of biological material—A compendium of data for the biomedical engineer and physiologist,” *Medical and biological engineering*, vol. 5, no. 3, pp. 271–293, May 1967.
- [147] S. La Cesa *et al.*, “fMRI pain activation in the periaqueductal gray in healthy volunteers during the cold pressor test,” *Magnetic Resonance Imaging*, vol. 32, no. 3, pp. 236–240, Apr. 2014.
- [148] I. S. Karanasiou, N. K. Uzunoglu, and C. C. Papageorgiou, “Towards functional noninvasive imaging of excitable tissues inside the human body using focused microwave radiometry,” *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 52, no. 8, pp. 1898–1908, Aug. 2004.
- [149] I. S. Karanasiou, N. K. Uzunoglu, S. Stergiopoulos, and W. Wong, “A passive 3D imaging thermograph using microwave radiometry,” *ITBM-RBM*, vol. 25, no. 4, pp. 227–239, Oct. 2004.
- [150] I. S. Karanasiou and N. K. Uzunoglu, “Experimental study of 3D contactless conductivity detection using microwave radiometry: a possible method for investigation of brain

- conductivity fluctuations,” in *The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2004, vol. 1, pp. 2303–2306.
- [151] I. S. Karanasiou and N. K. Uzunoglu, “The Inverse Problem of a Passive Multiband Microwave Intracranial Imaging Method,” in *2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, 2006, pp. 1642–1645.
- [152] C Gabriel and S Gabriel and E Corthout, “The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 41, no. 11, p. 2231, 1996.
- [153] S Gabriel and R W Lau and C Gabriel, “The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 41, no. 11, p. 2251, 1996.
- [154] S Gabriel and R W Lau and C Gabriel, “The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 41, no. 11, p. 2271, 1996.
- [155] E. Groupmpas, M. Koutsoupidou, N. Uzunoglu, and I. S. Karanasiou, “Sensing local temperature and conductivity changes in a brain phantom using near-field microwave radiometry,” in *2017 International Workshop on Antenna Technology: Small Antennas, Innovative Structures, and Applications (iWAT)*, 2017, pp. 293–295.
- [156] E. Groupmpas, M. Koutsoupidou, I. Karanasiou, C. Papageorgiou, and N. Uzunoglu, “Real-time Passive Brain Monitoring System Using Near-Field Microwave Radiometry,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, pp. 1–1, 2019.
- [157] R. Peyron, B. Laurent, and L. García-Larrea, “Functional imaging of brain responses to pain. A review and meta-analysis (2000),” *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, vol. 30, no. 5, pp. 263–288, Oct. 2000.
- [158] K. L. Casey, “Forebrain mechanisms of nociception and pain: Analysis through imaging,” *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, vol. 96, no. 14, pp. 7668–7674, Jul. 1999.
- [159] P. Petrovic, K. M. Petersson, P. Hansson, and M. Ingvar, “A Regression Analysis Study of the Primary Somatosensory Cortex during Pain,” *NeuroImage*, vol. 16, no. 4, pp. 1142–1150, Aug. 2002.
- [160] K. D. Bornhövd, M. Quante, V. Glauche, B. Bromm, C. M. Weiller, and C. Buechel, “Painful stimuli evoke different stimulus-response functions in the amygdala, prefrontal, insula and somatosensory cortex: a single-trial fMRI study.,” *Brain : a journal of neurology*, vol. 125 Pt 6, pp. 1326–36, 2002.
- [161] M. Koutsoupidou, E. Groupmpas, C. G. Kakoyiannis, I. S. Karanasiou, M. Gargalagos, and N. Uzunoglu, “A microwave breast imaging system using elliptical uniplanar antennas in a circular-array setup,” in *2015 IEEE International Conference on Imaging Systems and Techniques (IST)*, 2015, pp. 1–4.
- [162] M. Koutsoupidou *et al.*, “Evaluation of a tumor detection microwave system with a realistic breast phantom,” *Microwave and Optical Technology Letters*, vol. 59, no. 1, pp. 6–10, 2017.
- [163] N. Joachimowicz, B. Duchêne, C. Conessa, and O. Meyer, “Easy-to-produce adjustable realistic breast phantoms for microwave imaging,” in *2016 10th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP)*, 2016, pp. 1–4.
- [164] M. Jalilvand, X. Li, L. Zwirello, and T. Zwick, “Ultra wideband compact near-field imaging system for breast cancer detection,” *IET Microwaves, Antennas & Propagation*, vol. 9, no. 10, pp. 1009–1014, 2015.