

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ  
ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ  
Τμήμα Ηλεκτρολόγων & Ηλεκτρονικών Μηχανικών  
[www.eee.uniwa.gr](http://www.eee.uniwa.gr)

Θηβών 250, Αθήνα-Αιγάλεω 12241  
Τηλ. +30 210 538-1225, Fax. +30 210 538-1226



UNIVERSITY of WEST ATTICA  
FACULTY OF ENGINEERING  
Department of Electrical & Electronics Engineering  
[www.eee.uniwa.gr](http://www.eee.uniwa.gr)

250, Thivon Str., Athens, GR-12241, Greece  
Tel:+30 210 538-1225, Fax:+30 210 538-1226

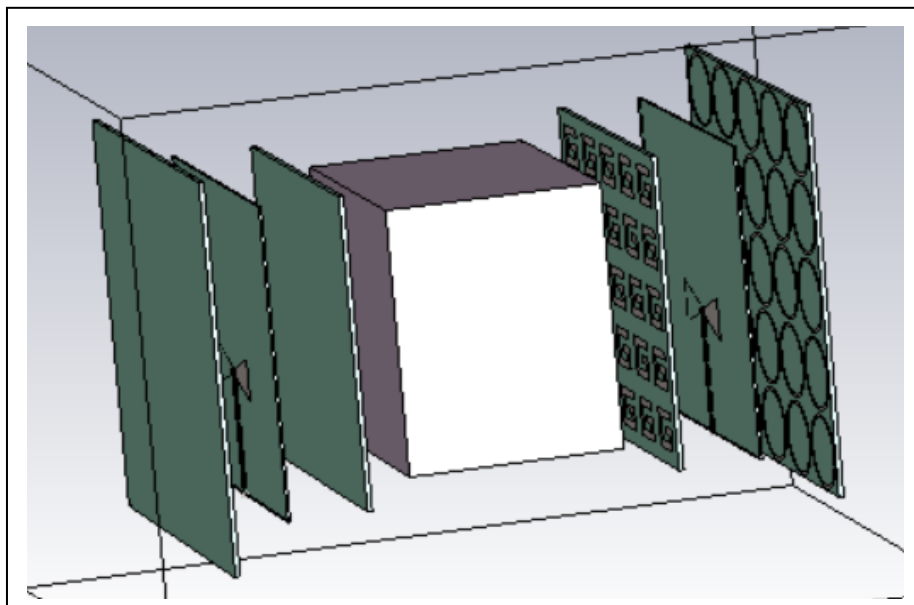
Πρόγραμμα Μεταπτυχιακών Σπουδών  
Επικοινωνίες και Δίκτυα Δεδομένων

Master of Science By Research in  
Electrical & Electronics Engineering

## ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

*Τίτλος:*

Μικροκυματική απεικόνιση, Χρήση μεταύλικών για την βελτίωση ακτινοβολίας μικροκεραίων που λειτουργούν σε κοντινή απόσταση με βιολογικούς ιστούς



Μεταπτυχιακός Φοιτητής: Αθανάσιος Γιανναράς, ΑΜ: 16  
Επιβλέπων: Στέλιος Μυτιληναίος, Καθηγητής ΗΗΜ ΠΑΔΑ

ΑΘΗΝΑ-ΑΙΓΑΛΕΩ, Φεβρουάριος 2024

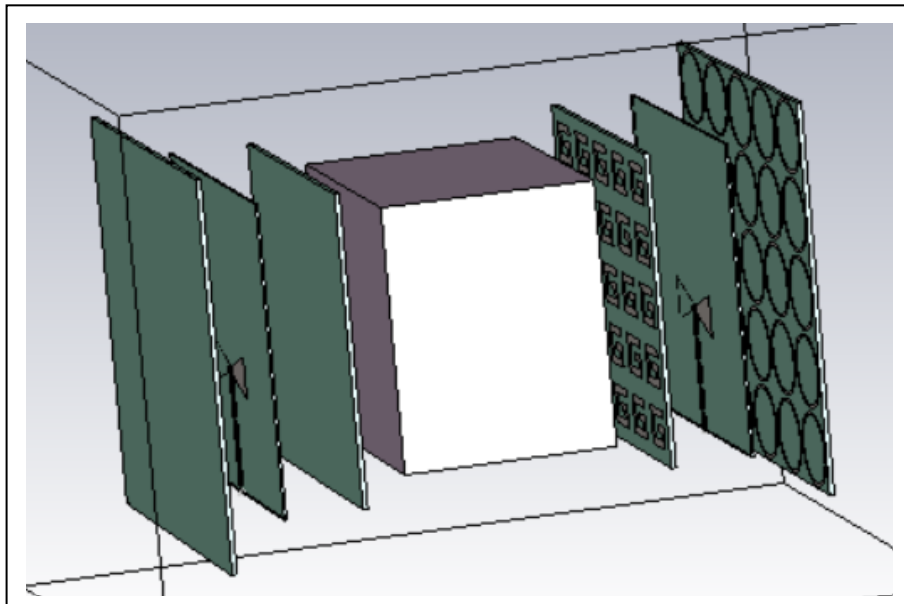
---



## MSc Thesis

*Title:*

*Microwave Imaging, Metamaterials to Enhance the Radiation of Antennas Operating in Close Range with Biological Tissues*



Student: Athanasios GIANNARAS, Register Number: 16

MSc Thesis Supervisor: Stelios MITILINEOS, Professor, EEE Department, UNIWA

ATHENS-EGALEO, February 2024

Η Μεταπτυχιακή Διπλωματική Εργασία έγινε αποδεκτή, εξετάστηκε και βαθμολογήθηκε από την εξής τριμελή εξεταστική επιτροπή:

Επιβλέπων	Μέλος	Μέλος
Στυλιανός Μυτιληναίος	Στυλιανός Σαββαΐδης	Νικόλαος Σταθόπουλος
Καθηγητής	Καθηγητής	Καθηγητής
Τμήμα: ΗΗΜ	Τμήμα: ΗΗΜ	Τμήμα: ΗΗΜ
Ίδρυμα: ΠΑΔΑ	Ίδρυμα: ΠΑΔΑ	Ίδρυμα: ΠΑΔΑ

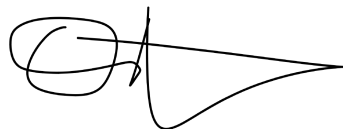
## ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Ο κάτωθι υπογεγραμμένος Αθανάσιος Γιανναράς του Παναγιώτη Γιανναρά, με αριθμό μητρώου MSCRES-16, φοιτητής του Προγράμματος Μεταπτυχιακών Σπουδών «Ηλεκτρικές και Ηλεκτρονικές Επιστήμες μέσω Έρευνας» του Τμήματος Ηλεκτρολόγων και Ηλεκτρονικών Μηχανικών της Σχολής Μηχανικών του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω ότι:

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

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

Ο Δηλών



Γιανναράς Αθανάσιος

Copyright © Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ και Γιανναράς Αθανάσιος,

Φεβρουάριος, 2024

Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας Μεταπτυχιακής Διπλωματικής 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/την συγγραφέα.

Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτό το έγγραφο εκφράζουν τον/την συγγραφέα του και δεν πρέπει να ερμηνευθεί ότι αντιπροσωπεύουν τις θέσεις του επιβλέποντος μέλους ΔΕΠ, της επιτροπής εξέτασης ή τις επίσημες θέσεις του Τμήματος και του Ιδρύματος.

## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Το εγκεφαλικό επεισόδιο είναι μια διαδεδομένη μορφή εγκεφαλικής διαταραχής παγκοσμίως, με συμπτώματα που μπορεί να μοιάζουν με άλλες ιατρικές καταστάσεις, όπως οι παροδικές ισχαιμικές κρίσεις, λιποθυμία, ημικρανίες, καρδιακά προβλήματα και οι επιληπτικές κρίσεις. Κατά συνέπεια, είναι υποχρεωτική ανάγκη να αποφεύγεται η λανθασμένη διάγνωση του εγκεφαλικού επεισοδίου κατά την αντιμετώπιση αυτών των προβλημάτων υγείας. Η άμεση ιατρική φροντίδα για έναν ασθενή με εγκεφαλικό πρόβλημα είναι σημαντική διότι, μετά τον τραυματισμό, εκατομμύρια εγκεφαλικά κύτταρα χάνονται κάθε δευτερόλεπτο, οδηγώντας σε ανεπανόρθωτη βλάβη ή ακόμη και σε θάνατο. Ο έγκαιρος εντοπισμός ενός εγκεφαλικού επεισοδίου και η γρήγορη χορήγηση της κατάλληλης φαρμακευτικής αγωγής εντός λίγων ωρών από την έναρξη των συμπτωμάτων, έχει μεγάλη σημασία για τη διάσωση της ζωής ενός ασθενούς. Το κλειδί για την επιτυχή θεραπεία είναι η ακριβής και η ταχεία διάγνωση του εγκεφαλικού επεισοδίου. Η επιστήμη της βιοϊατρικής, αναπτύσσεται στην δημιουργία ενός φορητού διαγνωστικού συστήματος για άμεση χρήση και είναι απαραίτητη για την ταχεία αναγνώριση των εγκεφαλικών κακώσεων. Σήμερα, η διάγνωση ενός εγκεφαλικού επεισοδίου ξεκινά με μία νευρολογική αξιολόγηση μέσω κλινικής εξέτασης. Σε αντίθεση με τους αξονικούς τομογράφους και τους μαγνητικούς τομογράφους, η μικροκυματική απεικόνιση (MWI) χρησιμεύει ως φορητό σύστημα ανίχνευσης, επιτρέποντας την αρχική διάγνωση διαφόρων απειλητικών για τη ζωή επειγόντων περιστατικών, όπως οι εγκεφαλικές κακώσεις λόγω εγκεφαλικού επεισοδίου, ακόμη και ενώ οι ασθενείς βρίσκονται καθ' οδόν προς το νοσοκομείο, εξοικονομώντας έτσι κρίσιμο χρόνο. Τα τελευταία χρόνια, η μικροκυματική έχει αναδειχθεί ως μια υποσχόμενη τεχνολογία σε διάφορες εφαρμογές, ιδίως στον ιατρικό τομέα, πιο συγκεκριμένα στην απεικόνιση του καρκίνου του μαστού και σε περίπτωση εγκεφαλικού επεισοδίου. Επιπλέον, παρουσιάζει πλεονεκτήματα, όπως οικονομική, αποδοτική, φορητή, γρήγορη και η φιλικότητά της προς τον χρήστη, με σημαντικές δυνατότητες για τον εντοπισμό εγκεφαλικών αιμορραγιών. Η μικροκυματική απεικόνιση λειτουργεί, εφαρμόζοντας μικροκυματική ακτινοβολία στο ανθρώπινο κεφάλι, καταγράφοντας τις διάφορες μεταβολές των ιστών του εγκεφάλου, βασιζόμενα στην διαφορετική ηλεκτρική τους αντίθεση με ένα υγιές εγκεφαλικό ιστό. Χρησιμεύει ως εργαλείο διαλογής για την ανίχνευση και παρακολούθηση αιμορραγικών εγκεφαλικών επεισοδίων, όγκων και καρκινικών κυττάρων, βασιζόμενο στις έντονες διαφορές στις διηλεκτρικές ιδιότητες μεταξύ φυσιολογικών και μη φυσιολογικών ιστών σε συχνότητες μικροκυμάτων. Σε αυτή την διπλωματική, στο Κεφάλαιο 1 μιλάμε για την ιατρική απεικόνιση, πιο συγκεκριμένα για την απεικόνιση του μαστού και εγκεφαλικό επεισόδιο (Κεφάλαιο 2-3). Στο Κεφάλαιο 4 μιλάμε γενικά για την χρήση κεραίων σε βιοϊατρικές εφαρμογές αναφέροντας συστήματα απεικόνισης από διάφορα επιστημονικά άρθρα. Το Κεφάλαιο 5 αναφέρει τις βασικές αρχές μικροκυματικής απεικόνισης. Τα Κεφάλαια 6 και 7, αφιερώνονται στα μεταύλικά και μεταεπιφάνιες, πιο συγκεκριμένα σε ηλεκτρομαγνητικούς μεταύλικούς απορροφητές. Στο τελευταίο Κεφάλαιο, μελετάμε πώς τα μεταύλικά μπορούν να βελτιώσουν την ακτινοβολία μιας κεραίας που λειτουργεί

σε κοντινή απόσταση με έναν βιολογικό εγκεφαλικό ιστό. Συγκεκριμένα, κατασκευάζουμε κεραίες bowtie με το CST που λειτουργούν μεταξύ 2 και 3 GHz και με τη βοήθεια της αντίστασης αντιστοίχισης μεταεπιφάνειας (IMM) και τεχνητού μαγνητικού αγωγού (AMC), βελτιώνουμε τη λειτουργικότητα του συστήματος μειώνοντας την ανεπιθύμητη οπίσθια ακτινοβολία και επιτυγχάνοντας καλύτερη εικόνα σε πυκνούς εγκεφαλικούς ιστούς. Τα αριθμητικά αποτελέσματα του CST πρέπει να συμφωνούν με τα πειραματικά.



## ABSTRACT

Stroke is a common form of brain disorder worldwide, with symptoms that may resemble other medical conditions, such as transient ischaemic attacks, fainting, migraines, heart problems and seizures. It is mandatory to avoid misdiagnosis of a stroke when treating these problems. The immediate medical attention is utmost important because, after a brain injury, millions of brain cells are lost every second, leading to irreversible damage. That said, an early detection of a brain stroke and a fast medical care within the early hours of the first symptoms, can save the patient's life. So a successful brain treatment must be accurate and fast. The biomedical science is advancing towards portable diagnostic system that can be used immediately, identifying a brain injury faster and more accurately than any other system existing today. The diagnosis of brain injury begins with a complete neurological examination. Unlike computed tomography (CT) and magnetic resonance imaging (MRI) scanners, microwave imaging (MWI) can be used to create a new imaging system that detect a variety of life threatening emergencies accurately, such as brain injuries and also can be portable in any ambulance, where the patient can be examined before they reach the nearest hospital, saving valuable time. As a result, microwave imaging is a promising technology in various applications, specifically in medical field such as breast cancer and brain stroke. Microwave imaging has advantages such as low price, efficiency, portability, it is a faster and a more patient-friendly procedure, with better detection of brain hemorrhages. Microwave imaging works by applying microwave radiation in close range to the human head, recording changes in brain tissue based on the difference between the electrical contrast of the healthy and the injured one. It can be used for detecting and monitoring hemorrhagic strokes, tumors and cancer cells, based on the differences in dielectric properties between normal and abnormal tissues at microwave frequencies. In this paper we talk about medical imaging (chapter 1), in particular breast and brain imaging (chapter 2-3). In chapter 4 we generally talk about antennas for biomedical applications and describe some fascinating imaging systems from various articles. Chapter 5 describes the basic principles of microwave imaging. Chapters 6 and 7 are dedicated to metamaterials and metasurfaces, specifically in electromagnetic metamaterial absorbers. In the last chapter, we study how metamaterials can improve the radiation of an antenna that operates in a close range with a biological brain tissue. Specifically, we build two bowtie antennas between 2 and 3 GHz, using the CST software and with the help of impedance matching metasurface (IMM) and artificial magnetic conductor (AMC), we improve the functionality of the system by reducing the unwanted back radiation and achieving better imaging of the dense brain tissues. The numerical results of the CST must agree with the experimental ones.

## ***ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ***

*Ευχαριστώ πολύ τον κ. Στέλιο Μυτιληναίο και τον κ. Παναγιώτη Κοσμά που μου έδωσαν την ευκαιρία να συνεργαστώ με την Metamaterials Inc., αλλά και την Μαρία Κουτσοπίντου και τον Διονύση Ρομπόλα για την βοήθειά τους στις πειραματικές μετρήσεις.*

# ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: Ιατρική Απεικόνιση.....	17
1.1 Ηλεκτρικές ιδιότητες των ιστών και παραδείγματα ιατρικής ανίχνευσης.....	19
1.2 Ανίχνευση καρδιακού παλμού.....	19
1.3 Ανίχνευση ροής του αίματος και αρτηριακής πίεσης .....	20
1.4 Απεικόνιση εγκεφάλου .....	20
1.5 Απεικόνιση μαστού .....	20
1.6 Απεικόνιση οστών.....	21
1.7 Απεικόνιση μαλακών ιστών και αρθρώσεων .....	21
1.8 Καρδιακή απεικόνιση.....	21
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: Απεικόνιση του Μαστού .....	22
2.1 Τρόποι απεικόνισης Μαστού .....	23
2.1.1 Μαστογραφία.....	23
2.1.2 Υπερηχογράφημα (Ultrasound).....	23
2.1.3 Μαγνητική Τομογραφία (MRI).....	24
2.1.4 Πυρηνική Απεικόνιση Μαστού .....	24
2.1.5 Οπτική Απεικόνιση.....	25
2.1.6 Μικροκυματική Απεικόνιση Μαστού .....	27
2.1.7 Δηλεκτρικές ιδιότητες του μαστικού ιστού .....	28
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: Εγκεφαλικό Επεισόδιο .....	29
3.1 Συμπτώματα Εγκεφαλικού Επεισοδίου.....	29
3.1.1 Ισχαιμικό Εγκεφαλικό Επεισόδιο.....	30
3.1.2 Αιμορραγικό Εγκεφαλικό Επεισόδιο .....	31
3.2 Τρόποι απεικόνισης Εγκεφαλικού Ιστού .....	32
3.2.1 Αξονική Τομογραφία και Ακτίνες Χ.....	32
3.2.2 Μαγνητική Τομογραφία .....	32
3.2.3 Μικροκυματική Απεικόνιση (MWI).....	34
3.2.4 Ηλεκτρικές ιδιότητες εγκεφαλικού ιστού κατά την MWI.....	35
3.3 Πλεονεκτήματα Μικροκυματικής Απεικόνισης (MWI) .....	36
3.3.1 Συνεχής παρακολούθηση .....	36
3.3.2 Καλύτερη ανάλυση του ιστού .....	36
3.3.3 Χαμηλό Κόστος .....	36
3.3.4 Ασφάλεια του ασθενή.....	36
3.3.5 Λειτουργική αντίθεση ιστών.....	37
3.3.6 Φορητή συσκευή.....	37

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: Κεραίες Για Βιοϊατρικές Εφαρμογές.....	38
4.1 Κεραίες για πληροφοριακές εφαρμογές (Medical Devices For Data Transfer).....	39
4.1.1 Αλληλεπίδραση του σώματος με τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα <b>Σφάλμα! Δεν έχει οριστεί σελιδοδείκτης.</b>	
4.1.2 Φορητές Κεραίες (Wearable Antennas) .....	39
4.1.3 Παραδείγματα Φορητών Κεραίων.....	40
4.2 Εμφυτεύσιμες Ιατρικές Συσκευές (Implantable Medical Devices) .....	44
4.2.1 Βηματοδότης.....	44
4.2.2 Μόνιτορ ενδοκρανιακής Πίεσης (ICP) .....	45
4.2.3 Μόνιτορ Καρδιοαγγειακής Πίεσης (Cardiovascular Pressure Monitors).....	46
4.2.4 Νευροαισθητήρας (Neurosensors).....	47
4.2.5 Νευροδιεργέτες (NeuroStimulators) .....	47
4.3 Καταποτικές Ιατρικές Συσκευές (Ingestible Medical Devices) .....	48
4.3.1 Ενδοσκοπική Κάψουλα (Imaging Capsules).....	49
4.3.2 Καταποτικός Αισθητήρας (Ingestible Sensor) .....	49
4.3.3 Κάψουλες για την χορήγηση Φαρμάκων (Drug Delivery Capsules) .....	50
4.4 Συσκευές Ενδοοστικής Έγχυσης (Injectable Medical Devices) .....	51
4.4.1 Μικροαισθητήρας Ενδοοστικής Έγχυσης (Microsensor IMD).....	51
4.4.2 Μικροδιεργέτες (Microstimulators) .....	52
4.4.3 Τεχνολογία ανακατασκευής ιατρικών συσκευών κατά την εγχύση στους βιολογικούς ιστούς (Injectable 3-D Fabrication of Medical) .....	52
4.5 Κεραίες Για Θεραπευτικές Εφαρμογές .....	53
4.5.1 Κεραίες στην Μικροκυματική Απεικόνιση (MWI) .....	53
4.5.1.1 U-shaped slot Κεραία .....	53
4.5.1.2 Stair-shaped Κεραία.....	54
4.5.1.3 Κεραία Vivaldi .....	55
4.5.1.4 Διπλωλική Κεραία MIMO .....	55
4.5.1.5 UWB Κεραία με SSR Στοιχεία.....	56
4.5.1.6 Radar based UWB Κεραία.....	57
4.5.2 Κεραίες για Θερμοκαυτηρίαση Όγκων .....	57
4.5.2.1 Θερμοκαυτηρίαση Όγκων με την Χρήση Ραδιοσυχνοτήτων .....	58
4.5.2.2 Θερμοκαυτηρίαση Όγκων με την Χρήση Μικροκυμάτων.....	58
4.6 Επίδραση του φαινομένου απορρόφησης Ενέργειας.....	59
4.7 Ιδιότητες των βιολογικών Ιστών κατά την θερμοκαυτηρίαση .....	60
4.8 Παραδείγματα θερμοκαυτηρίασης .....	61
4.8.1 Θερμοκαυτηρίαση στο συκώτι.....	61
4.8.2 Θερμοκαυτηρίαση στα οστά.....	62
4.8.3 Θερμοκαυτηρίαση στον πνεύμονα .....	63
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: Βασικές Αρχές Μικροκυματικής Απεικόνισης.....	64

5.1 Η διάδοση των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων μέσω ενός μέσου με απώλειες .....	64
5.2 Βάθος Διείσδυσης .....	66
5.3 Αντίσταση Μήκους Κύματος .....	66
5.4 Ρυθμός Ειδικής Απορρόφησης SAR .....	66
5.5 Διηλεκτρικές ιδιότητες βιολογικών ιστών .....	67
5.6 Μέθοδοι μικροκυματικής απεικόνισης εγκεφαλικού επεισοδίου .....	67
5.8 Ποσοτική μέτρηση όγκου και πυκνότητας θρομβωτικού υλικού με τη χρήση μικροκυματικής τομογραφίας (MT) .....	69
5.9 Διαδικασία ανακατασκευής εικόνας MT .....	70
5.10 Ποιοτική απεικόνιση ραντάρ .....	71
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6: Μεταύλικά .....	72
6.1 Ιδιότητες των μεταύλικών .....	74
6.2 Ταξινόμηση των μεταύλικών με βάση τις ιδιότητές τους .....	75
6.2.1 Υλικά αρνητικής ηλεκτρικής επιτρεπτότητας (ENG) .....	77
6.2.2 Υλικά αρνητικής μαγνητικής διαπερατότητας (MNG) .....	78
6.2.3 Διπλά αρνητικά μέσα (DNG) .....	79
6.3 Η χρήση μεταύλικών στον σχεδιασμό κεραιών .....	81
6.3.1 Μοναδιαία κελιά μεταύλικών .....	82
6.3.2 Λειτουργίες των μεταύλικών στη σχεδίαση των κεραιών .....	84
6.3.3 Μεταύλικά που χρησιμοποιούνται ως περιβάλλον κεραίας .....	84
6.4 Η επίδραση των μεταύλικών στον σχεδιασμό των κεραιών .....	87
6.4.1 Χρήση μεταύλικών στον σχεδιασμό κεραιών για την βελτίωση του κέρδους ισχύος .....	87
6.4.2 Χρήση μεταύλικών στην μείωση του μεγέθους της κεραίας .....	89
6.4.3 Χρήση μεταύλικών για την ενίσχυση του εύρους ζώνης .....	89
6.4.4 Χρήση μεταύλικών για την δημιουργία κεραιών πολλαπλών συχνοτήτων .....	90
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7: Ηλεκτρομαγνητικοί Μεταύλικοί Απορροφητές .....	72
7.1 Η θεωρία προσαρμογής σύνθετης αντίστασης .....	92
7.2 Θεωρία παρεμβολής .....	93
7.2.1 Μεταύλικοί απορροφητές στενής ζώνης .....	94
7.2.2 Ευρυζωνικοί μεταύλικοί απορροφητές .....	96
7.2.3 Μεταύλικοί απορροφητές με ρυθμιζόμενη συχνότητα .....	98
7.2.4 Συνεκτικοί μεταύλικοί απορροφητές .....	100
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 8: Κατασκευή μεταύλικών επιφανειών για την βελτίωση κεραιών που λειτουργούν σε κοντινούς βιολογικούς ιστούς .....	102
8.1 Σχεδίαση της Bowtie κεραίας .....	102
8.2 Τεχνητός Μαγνητικός Αγωγός AMC .....	105
8.3 Μεταεπιφάνεια αναντιστοιχίας της σύνθετης αντίστασης IMM .....	108

8.4 Μετρήσεις του ολοκληρωμένου συστήματος .....	111
8.4 Πειραματική διάταξη και μετρήσεις με VNA .....	113
8.5 Συμπεράσματα .....	116

Σύμφωνα με τον Παγκόσμιο Οργανισμό Υγείας [1], το εγκεφαλικό επεισόδιο εξακολουθεί να αναγνωρίζεται ως δεύτερη κύρια αιτία θανάτου για άτομα ηλικίας 60 ετών και άνω σε όλο τον κόσμο. Σε περίπτωση εγκεφαλικού επεισοδίου, διαταράσσεται η συνεχή ροή του αίματος σε κρίσιμες περιοχές του εγκεφάλου, οδηγώντας στη στέρωση του ζωτικού οξυγόνου και των θρεπτικών συστατικών από τον εγκεφαλικό ιστό, με τελικό αποτέλεσμα την απώλεια της εγκεφαλικής λειτουργίας και, πολύ συχνά, το θάνατο. Περίπου το 85% όλων των εγκεφαλικών επεισοδίων είναι ισχαιμικού τύπου, τα οποία χαρακτηρίζονται από ανεπαρκή παροχή αίματος σε συγκεκριμένες περιοχές του εγκεφάλου [2]. Άλλο ένα 25% των παγκόσμιων περιπτώσεων εγκεφαλικού επεισοδίου αποδίδεται σε ενδοκρανιακή αιμορραγία, η οποία προκύπτει κυρίως από αιμορραγία στον παρεγχυματικό ιστό του εγκεφάλου. Η σημασία της ταχείας αναγνώρισης και αντιμετώπισης του εγκεφαλικού επεισοδίου, είτε πρόκειται για ισχαιμικό είτε για αιμορραγικό, δεν μπορεί να υπερεκτιμηθεί, δεδομένης της σημαντικής νόσου και θανάτου που προκαλεί [1,3]. Στο πλαίσιο αυτό, οι τεχνικές απεικόνισης του εγκεφαλικού ιστού, διαδραματίζουν απαραίτητο ρόλο στη διαγνωστική διαδικασία του οξέος εγκεφαλικού επεισοδίου, αποτελώντας το αρχικό βήμα για την κατανόηση της παθογένειας του εγκεφαλικού επεισοδίου [4]. Ενώ η ιατρική απεικόνιση έχει εξελιχθεί σημαντικά, με την μαγνητική (MRI) και την αξονική τομογραφία (CT) να αναδεικνύονται ως καλύτερες κλινικές μέθοδοι απεικόνισης, είναι σημαντικό να αναγνωρίσουμε ότι παρουσιάζουν εμφανείς περιορισμούς και ελλείψεις στην ανίχνευση και διάγνωση του εγκεφαλικού επεισοδίου. Η μαγνητική τομογραφία (MRI), παρά την ανώτερη χωρική της ανάλυση, ο εξοπλισμός της είναι ακριβής, γεγονός που επιβαρύνει οικονομικά τους ασθενείς όσο και περιορίζει την προσβασιμότητα της σε νοσοκομεία. Από την άλλη πλευρά, η αξονική τομογραφία, προσφέρει καλά αποτελέσματα σε χαμηλότερη τιμή, προκαλεί ανησυχίες τόσο στους ιατρούς όσο και στους ασθενείς λόγω της πιθανής βλάβης από την έκθεση σε ιοντίζουσας ακτινοβολίας [5,6]. Στην εξέλιξη της ιατρικής απεικόνισης, έχει μεγάλη σημασία η εκτίμηση των ηλεκτρικών ιδιοτήτων των υγιών ιστών, η μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε πολλές ιατρικές εφαρμογές, από θεραπείες υπερθερμίας έως και χρήση μη ιοντίζουσας ακτινοβολίας. Οι αλλαγές αυτές έχουν πιθανές επιπτώσεις στα ευρέως αποδεκτά δεδομένα σχετικά με τις διηλεκτρικές ιδιότητες του εγκεφαλικού ιστού σε εφαρμογές ραδιοσυχνοτήτων. Η μικροκυματική απεικόνιση, η οποία βασίζεται στην παρατήρηση των μεταβολών των ιστών, ή ακόμη και του ίδιου ιστού υπό διαφορετικές λειτουργικές συνθήκες στη ζώνη μικροκυματικών συχνοτήτων, βασίζεται στο γεγονός ότι η σύνθετη διαπερατότητα εξαρτάται από τη φύση του εγκεφαλικού επεισοδίου είτε ισχαιμικό ή αιμορραγικό. Το αιμορραγικό εγκεφαλικό επεισόδιο, που προκύπτει από τη ρήξη ενός αιμοφόρου αγγείου, έχει ως αποτέλεσμα την περίσσεια αίματος στην περιοχή που επηρεάζεται από το εγκεφαλικό επεισόδιο, προκαλώντας στη συνέχεια τοπική αύξηση της σύνθετης διαπερατότητας [7,8]. Αντίθετα, όταν ένας θρόμβος αίματος αποφράσσει ένα αιμοφόρο αγγείο, το αίμα

δεν μπορεί πλέον να φτάσει στην πληγείσα περιοχή, οδηγώντας σε μείωση της τοπικής διαπερατότητας. Αυτό είναι ενδιαφέρον, καθώς αποκαλύπτει μια αύξηση της σύνθετης διαπερατότητας κατά 20% στην περιοχή που επηρεάζεται από αιμορραγικό εγκεφαλικό επεισόδιο και μια αντίστοιχη μείωση κατά 10% σε ισχαιμικό εγκεφαλικό επεισόδιο. Αυτές οι διαφοροποιήσεις ανοίγουν δυνατότητες για την ανίχνευση, τον εντοπισμό και την ταξινόμηση του εγκεφαλικού επεισοδίου [9,10]. Η μικροκυματική απεικόνιση αποτελεί ένα αναδυόμενο πεδίο στην ιατρική διάγνωση, παρουσιάζοντας τα πλεονεκτήματα της ταχύτητας, της απλότητας, της φορητότητας, της μη ιοντίζουσας ακτινοβολίας και της οικονομικής αποδοτικότητας σε σύγκριση με την παραδοσιακή μαγνητική τομογραφία και την αξονική τομογραφία[11,12]. Η έρευνα στον τομέα της μικροκυματικής απεικόνισης για το εγκεφαλικό επεισόδιο επικεντρώνεται κυρίως στον σχεδιασμό μοντέλων κεφαλής, στην ανάπτυξη κεραιών [13], στην επεξεργασία σήματος για διάχυτα σήματα και στις βελτιώσεις των αλγορίθμων απεικόνισης.



## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: Ιατρική Απεικόνιση

---

Η ιατρική απεικόνιση παίζει καθοριστικό ρόλο στην εξέταση των εσωτερικών δομών του σώματος και στον εντοπισμό ανωμαλιών με μη επεμβατικό τρόπο. Χρησιμοποιείται για τη μελέτη της ανθρώπινης ανατομίας και φυσιολογίας τόσο σε υγείς όσο και σε ασθενείς καταστάσεις, με ευρείες εφαρμογές στη διαχείριση του καρκίνου, την ανίχνευση καταγμάτων οστών και τον εντοπισμό όγκων, μεταξύ άλλων [14]. Οι κοινώς χρησιμοποιούμενες τεχνικές ιατρικής απεικόνισης περιλαμβάνουν ακτίνες X, μαγνητική τομογραφία, αξονικές τομογραφίες, υπερήχους και σαρώσεις PET. Αυτοί οι μέθοδοι προσφέρουν διαφορετικά επίπεδα ανάλυσης, κόστους και πολυπλοκότητας, ενώ ορισμένες περιλαμβάνουν ιοντίζουσα ακτινοβολία. Για παράδειγμα, η μαγνητική τομογραφία προσφέρει υψηλή ανάλυση αλλά είναι ακριβή και ευαίσθητη σε τεχνουργήματα από εσωτερικές κινήσεις του σώματος, της ο καρδιακός παλμός. Οι αξονικές τομογραφίες παρέχουν καλή χωρική ανάλυση αλλά είναι λιγότερο κατατοπιστικές για της μαλακούς ιστούς και περιλαμβάνουν ιοντίζουσες ακτίνες X [15]. Οι σαρώσεις PET προσφέρουν πληροφορίες για της μαλακούς ιστούς, αλλά έχουν χαμηλή χωρική ανάλυση και μπορεί να οδηγήσουν σε ψευδείς αποτελέσματα κατά την ανίχνευση όγκων. Η μαστογραφία, η οποία χρησιμοποιεί ακτίνες X για την ανίχνευση όγκων του μαστού, πάσχει από υψηλά ποσοστά “ψευδώς αρνητικών” και “ψευδώς θετικών” αποτελεσμάτων λόγω της περιορισμένης αντίθεσης μεταξύ όγκου και υγιούς ιστού [16]. Επιπλέον, τα παραδοσιακά συστήματα ιατρικής απεικόνισης δεν είναι συνήθως φορητά. Μια αναδυόμενη εναλλακτική λύση σε αυτές της τεχνικές περιλαμβάνει τη χρήση μη ιοντίζοντων ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων σε συχνότητες μικροκυμάτων για ιατρική διάγνωση. Η ανίχνευση και απεικόνιση με μικροκύματα (MWI) προσφέρει μια οικονομικά αποδοτική και χαμηλού υγειονομικού κινδύνου προσέγγιση, για τη διάγνωση παθολογικών καταστάσεων του ιστού. Τα σήματα μικροκυμάτων εκπέμπονται και λαμβάνονται από κεραιές για την ανίχνευση συγκεκριμένων συμβάντων όπως καρδιακός παλμός ή το ενδοεγκεφαλικό αιμάτωμα [17,18]. Σε εφαρμογές απεικόνισης, δημιουργούνται δισδιάστατες ή τρισδιάστατες εικόνες για την απεικόνιση των ιδιοτήτων των ιστών ή της θέσης λόγω της ισχυρής σκέδασης των καοηθών ιστών, της οι όγκοι μέσα στο σώμα. Τα συστήματα μικροκυματικής απεικόνισης είναι φορητά και οικονομικά αποδοτικά, καθιστώντας τα κατάλληλα για αρχική διάγνωση κατά τη μεταφορά του ασθενή με ασθενοφόρο, ιδίως για καταστάσεις όπως εγκεφαλικό επεισόδιο. Ένα σύστημα MWI, αποτελείται συνήθως έναν πομπό μικροκυματικών σημάτων, έναν δέκτη (π.χ. network analyzer), μια συστοιχία κεραιών και έναν διακόπτη ραδιοσυχνοτήτων για την εναλλαγή μεταξύ των κεραιών. Αυτά τα εξαρτήματα είναι φθηνότερα σε σύγκριση των παραδοσιακό διαγνωστικό εξοπλισμό, καθιστώντας τα συστήματα MWI μια πιο εύκολη επιλογή,

ιδίως στις νέες εταιρίες όπου της μέθοδοι απεικόνισης είναι οικονομικά ακριβές [19,20]. Οι πρώτες εργασίες στον τομέα της MSI, της αυτή των Larsen και Jacobi, έδειξαν μεγάλες υποσχέσεις στην ιατρική απεικόνιση με την χρήση μικροκυμάτων, αλλά αντιμετώπισαν τους περιορισμούς της όπως, χρονοβόρα λήψη και διαμόρφωση των παραμέτρων σκέδασης σε δυσδιάστατες εικόνες [21]. Με την πάροδο του χρόνου, έχουν προταθεί διάφορες διατάξεις συλλογής δεδομένων για μικροκυματική ανίχνευση και απεικόνιση, με γραμμικές ή πιο γρήγορες κυλινδρικές διατάξεις κεραίων [22,23]. Εκτός από την πρόοδο των διαφόρων αλγορίθμων ανακατασκευής, η MSI έχει εξελιχθεί από την απλή απεικόνιση οργάνων σε εξειδικευμένες εφαρμογές για διάφορες παθολογικές καταστάσεις. Οι εφαρμογές αυτές περιλαμβάνουν την ανίχνευση της αναπνοής και του καρδιακού παλμού [24,25], την απεικόνιση του εγκεφάλου για εγκεφαλικά επεισόδια και εγκεφαλικό όγκο, τη διάγνωση του καρκίνου του μαστού [26], την απεικόνιση των οστών [27], την εξέταση της καρδιάς [28,29] και την αξιολόγηση των ιστών των αρθρώσεων [30,31]. Η θεμελιώδης αρχή της ιατρικής απεικόνισης και ανίχνευσης με μικροκύματα, βασίζεται της διαφορές της ηλεκτρικές ιδιότητες (της η σχετική διαπερατότητα και αγωγιμότητα) μεταξύ των διαφόρων τύπων ιστών. Οι κακοήθεις ιστοί παρουσιάζουν συνήθως διακριτές ηλεκτρικές ιδιότητες σε σύγκριση με της φυσιολογικούς και υγιείς ιστούς, οι οποίες διακρίνονται της εικόνες που προκύπτουν. Όσον αφορά της τεχνικές απεικόνισης, έχουν αναπτυχθεί τόσο ποσοτικοί όσο και ποιοτικοί αλγόριθμοι. Οι ποσοτικοί αλγόριθμοι παρέχουν έναν μια εικόνα ή χάρτη που απεικονίζει την κατανομή των τύπων ιστών με της αντίστοιχες τιμές ηλεκτρικών ιδιοτήτων εντός του σώματος. Αυτές οι μέθοδοι βασίζονται συνήθως στην επίλυση του προβλήματος της αντίστροφης σκέδασης. Αντίθετα, οι ποιοτικοί αλγόριθμοι απεικόνισης χρησιμοποιούν τεχνικές που μοιάζουν με ραντάρ για τη δημιουργία εικόνων που διακρίνουν της κακοήθεις ιστούς από της φυσιολογικούς [29,32], καθώς οι κακοήθεις ιστοί τείνουν να παρουσιάζουν ισχυρότερα χαρακτηριστικά σκέδασης [19,20]. Οι πρώτες κλινικές δοκιμές των συστημάτων αυτών, έχουν χρησιμοποιεί στο πλαίσιο της ανίχνευσης καρκίνου του μαστού και εγκεφαλικού επεισοδίου. Ωστόσο, εξακολουθούν να υπάρχουν πολλές προκλήσεις, αναγκάζοντας την περαιτέρω έρευνα για να καταστούν τα συστήματα MSI πρακτικά εφαρμόσιμα στην κλινική πράξη. Οι προκλήσεις αυτές περιλαμβάνουν τόσο το επίπεδο του συστήματος, την ανάγκη για συστήματα υψηλού εύρους ζώνης για την ακριβή μέτρηση των πεδίων σκέδασης των ασθενών, όσο και το επίπεδο μοντελοποίησης, όπου απαιτούνται αποτελεσματικοί αλγόριθμοι τρισδιάστατης απεικόνισης για να ληφθούν υπόψη οι επιδράσεις των κεραίων και των δικτύων τροφοδοσίας κατά την απεικόνιση μεγάλων βιολογικών δομών. Οι πειραματικές προκλήσεις παραμένουν ανοικτές [32], συμπεριλαμβανομένης της αποτελεσματικής σύζευξης της ισχύος των μικροκυμάτων με της βιολογικούς ιστούς, της επιλογής κατάλληλων συχνοτήτων για την επίτευξη καλής ανάλυσης και βάθους διείσδυσης.

## *1.1 Ηλεκτρικές ιδιότητες των ιστών και παραδείγματα ιατρικής ανίχνευσης*

Οι διάφοροι τύποι ιστών, είτε πρόκειται για φυσιολογικούς είτε για κακοήθεις ιστούς του ίδιου τύπου, παρουσιάζουν διακριτά ηλεκτρικά χαρακτηριστικά, τα οποία επηρεάζονται κυρίως από τις μεταβολές της περιεκτικότητας σε νερό [33]. Αυτές οι διαφορές προκαλούν διαφοροποίηση στον τρόπο σκέδασης των ηλεκτρομαγνητικών πεδίων στους ιστούς, όπου εκεί βασίζεται η ανίχνευση και απεικόνιση με μικροκύματα. Σε ορισμένες περιπτώσεις, η αντίθεση μεταξύ φυσιολογικών και κακοήθων ιστών μπορεί να είναι ελάχιστη, ιδίως όταν συνυπάρχουν πολλαπλοί ιστοί με διαφορετικές ιδιότητες, δημιουργώντας ένα πολύπλοκο περιβάλλον σκέδασης. Η αντιμετώπιση αυτών των προκλήσεων μπορεί να περιλαμβάνει τη χρήση συστημάτων υψηλού εύρους για την ανίχνευση λεπτών διαφορών στο σκεδαζόμενο πεδίο ή την εξέταση της χρήσης παραγόντων αντίθεσης για την ενίσχυση των ηλεκτρικών ιδιοτήτων των κακοήθων ιστών. Ένα άλλο εμπόδιο είναι η εξαρτώμενη από τη συχνότητα φύση των ηλεκτρικών ιδιοτήτων των ιστών, η οποία μπορεί να παραμορφώσει τους παλμούς ευρείας ζώνης που χρησιμοποιούνται στις τεχνικές απεικόνισης με βάση το ραντάρ. Η εξασθένηση των μικροκυματικών σημάτων αυξάνεται όσο αυξάνεται η συχνότητα, κυρίως λόγω της αυξημένης αγωγιμότητας των ιστών, με αποτέλεσμα να μειώνεται το βάθος διείσδυσης. Ως εκ τούτου, η επιλογή της συχνότητας αποτελεί κρίσιμο παράγοντα στη διαδικασία απεικόνισης. Πέρα από τις μεταβολές στην περιεκτικότητα σε νερό, έχουν διερευνηθεί διάφοροι άλλοι παράγοντες για να διευκρινιστούν οι διαφορές στις ηλεκτρικές ιδιότητες μεταξύ υγείων και κακοήθων ιστών. Οι παράγοντες αυτοί περιλαμβάνουν τη διάσπαση της βιολογικής μεμβράνης που προκαλείται λόγω νέκρωσης ή φλεγμονής [34,35], τις μεταβολές στη φόρτιση της βιολογικής μεμβράνης, τις μεταβολές στο χρόνο διηλεκτρικής χαλάρωσης και στις μεγάλες διαφορές περιεκτικότητας σε νάτριο [36].

## *1.2 Ανίχνευση καρδιακού παλμού*

Η εφαρμογή του ραντάρ Doppler για την ανίχνευση του καρδιακού ρυθμού είναι μια ευρέως χρησιμοποιούμενη μέθοδος ανίχνευσης. Το βασικό πλεονέκτημα του ραντάρ Doppler έγκειται στη μη-επαφή του, η οποία συμβάλλει στην άνεση των ασθενών. Το ραντάρ Doppler έχει χρησιμοποιηθεί σε διάφορες συχνότητες, συμπεριλαμβανομένων των 2,4, 5,8 και 10 GHz, και σε διάφορα επίπεδα ισχύος για την εξαγωγή πληροφοριών σχετικά με τον παλμό της καρδιάς [24].

### ***1.3 Ανίχνευση ροής του αίματος και αρτηριακής πίεσης***

Η ανίχνευση μικροκυμάτων μπορεί να διαδραματίσει ρόλο στον εντοπισμό μεταβολών στη ροή του αίματος και στην αρτηριακή πίεση. Για παράδειγμα, μία πειραματική εργασία έδειξε ότι έχει τη δυνατότητα να ανιχνεύσει μεταβολές στη ροή του αίματος των άκρων τόσο μικρές όσο 0,3% έως 0,5% και περίπου 2,5% αλλαγή στην αυξημένη πίεση του διαμερίσματος. Άλλη εργασίες έδειξαν ότι οι μειώσεις στη ροή του αίματος μπορούν να οδηγήσουν σε αλλαγές στο πλάτος του σήματος μικροκυμάτων που μεταδίδεται στα 2,5 GHz [37].

### ***1.4 Απεικόνιση εγκεφάλου***

Στόχος της απεικόνισης του εγκεφάλου είναι να εντοπιστεί ο κακοηθής εγκεφαλικός ιστός που προκύπτει από τραυματισμούς ή καταστάσεις όπως τα ισχαιμικά ή αιμορραγικά εγκεφαλικά επεισόδια, τα οποία περιλαμβάνουν θρόμβους αίματος στον εγκέφαλο [38]. Η απεικόνιση με μικροκύματα είναι αποτελεσματική στην ανίχνευση εγκεφαλικών επεισοδίων επειδή εκμεταλλεύεται τις διαφορές των ηλεκτρικών ιδιοτήτων μεταξύ του φυσιολογικού εγκεφαλικού ιστού και του αίματος. Έχουν χρησιμοποιηθεί διάφορες ποσοτικές μέθοδοι, συμπεριλαμβανομένης μιας επαναληπτικής προσέγγισης τύπου Newton για δισδιάστατη τομογραφία, της επαναληπτικής μεθόδου Born και μιας πολλαπλασιαστικής κανονικοποιημένης αντιστροφής Gauss-Newton [39,40]. Οι έρευνες αυτές πραγματοποιούνται συνήθως μέσω αριθμητικών προσομοιώσεων με τη χρήση ενός απλουστευμένου μοντέλου εγκεφάλου με εγκεφαλικό επεισόδιο ή ενός ρεαλιστικού φαντάσματος κεφαλής.

### ***1.5 Απεικόνιση μαστού***

Η απεικόνιση του μαστού αποσκοπεί στον εντοπισμό του καρκίνου του μαστού ή των όγκων και συγκαταλέγεται μεταξύ των εκτενώς μελετημένων ιατρικών εφαρμογών του MWI (Microwave Imaging) [16]. Αυτό οφείλεται σε μεγάλο βαθμό στην αντίθεση μεταξύ των όγκων του μαστού και του λιπώδους ιστού στο μαστό. Αυτή η σημαντική αντίθεση των όγκων του μαστού τους κάνει να είναι “καλοί” σκεδαστές, επιτρέποντας στις τεχνικές που βασίζονται σε ραντάρ να εντοπίζουν αποτελεσματικά τη θέση τους [41,42]. Επιπλέον οι τομογραφικοί μέθοδοι, μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη διάκριση του όγκου από τους γύρω λιπώδεις ιστούς στην ανακατασκευασμένη εικόνα, ενισχύοντας περαιτέρω τις δυνατότητες ανίχνευσης [43,44].

## ***1.6 Απεικόνιση οστών***

Η τεχνολογία των μικροκυμάτων έχει χρησιμοποιηθεί στην απεικόνιση των οστών για διάφορους σκοπούς [30], όπως ο εντοπισμός της λευχαιμίας στο μυελό των οστών και η αξιολόγηση της οστικής πυκνότητας για την ανίχνευση της οστεοπόρωσης. Η λευχαιμία οδηγεί σε αύξηση του κυτταρικού πληθυσμού εντός του οστού, με αποτέλεσμα την αύξηση της σχετικής διαπερατότητας και τη μείωση της αγωγιμότητας, συχνά κατά 2 φορές [31]. Αυτές οι συγκεκριμένες εφαρμογές καθιστούν αναγκαία την ποσοτική κατανόηση των ηλεκτρικών χαρακτηριστικών του οστού.

## ***1.7 Απεικόνιση μαλακών ιστών και αρθρώσεων***

Η τεχνολογία μικροκυμάτων είναι ικανή να απεικονίσει τους μαλακούς ιστούς που μπορεί να επηρεαστούν σε περίπτωση κατάγματος, το οποίο οι ακτίνες X δεν μπορούν να ανιχνεύσουν [15]. Αυτό αποτελεί πρόκληση λόγω της σημαντικής διαφοράς στις διηλεκτρικές ιδιότητες μεταξύ οστών και μαλακών ιστών, γεγονός που καθιστά δύσκολη τη διάκριση πιο λεπτών ανωμαλιών στους μαλακούς ιστούς.

## ***1.8 Καρδιακή απεικόνιση***

Η καρδιακή απεικόνιση διεξάγεται για τον εντοπισμό παθολογικών καταστάσεων, όπως το έμφραγμα του μυοκαρδίου, κυρίως επειδή οι ηλεκτρικές ιδιότητες του μυοκαρδιακού ιστού εξαρτώνται πολύ με τη στεφανιαία ροή αίματος [45]. Επιπλέον, μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να παρέχει εικόνες υψηλής χρονικής ανάλυσης μιας καρδιάς για την εξαγωγή πληροφοριών για τον καρδιακό παλμό έως και το χιλιοστό του δευτερολέπτου [46]. Ωστόσο, η καρδιά βρίσκεται μέσα στην ανατομικά περίπλοκη και ηλεκτρομαγνητικά σκεδαζόμενη θωρακική δομή, καθιστώντας την καρδιακή απεικόνιση με μικροκύματα μια ριψοκίνδυνη προσπάθεια [15]. Επιπλέον οι πνεύμονες είναι γεμάτοι με αέρα με αποτέλεσμα να οδηγήσει σε σημαντικές ανακλάσεις με την δημιουργία αδύναμων σημάτων που διαχέονται από την καρδιά [31].

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: Απεικόνιση του Μαστού

---

Ο καρκίνος του μαστού, αποτελεί ένας από τους τρεις πιο συχνούς καρκίνους παγκοσμίως στις γυναίκες μαζί με τον καρκίνο του πνεύμονα και του παχύ εντέρου [47,48]. Η μελέτη που έγινε το έτος 2012, υπήρξαν πάνω από 1,7 εκατομμύρια νέες περιπτώσεις καρκίνου παγκοσμίως, και το 31% οδήγησε σε θάνατο. Σε καρδιαγγειακά νοσήματα, ο καρκίνος του μαστού είναι η δεύτερη κύρια αιτία θανάτου [49,50]. Τα σημαντικά σημάδια του καρκίνου του μαστού είναι, πρήξιμο, σταθερές μάζες με ακανόνιστα όρια, αλλαγές στο δέρμα όπως πάχος, αποχρωματισμός, λακκάκια και πόνος στο στήθος ή στις θηλές [51]. Σε κάθε περίπτωση καρκίνου, είναι σημαντικό η έγκαιρη ανίχνευσή του γιατί παίζει σημαντικό ρόλο στην θεραπεία και στον σωστό έλεγχο της. Αν για παράδειγμα ο καρκίνος του μαστού διαγνωστεί έγκαιρα, τότε υπάρχει μεγαλύτερο ποσοστό επιβίωσης του ασθενή. Με την αιτία αυτήν, πολλές χώρες έχουν αναπτύξει κέντρα πρόληψης. Υπάρχουν πολλοί διαγνωστικοί μέθοδοι, αν και οι περισσότεροι έχουν λάβει λιγότερη προσοχή λόγω ορισμένων προκλήσεων και πολυπλοκότητάς τους. Σήμερα βασιζόμαστε σε τρεις βασικούς τρόπους απεικόνισης, αν και η χειρωνακτική εξέταση χρησιμοποιείται ως κύριο διαγνωστικό εργαλείο. Η πιο τυπική μέθοδος που χρησιμοποιείται σήμερα είναι η μαστογραφία, η οποία χρησιμοποιεί ακτίνες X χαμηλής ενέργειας 20 με 30 KeV. Δυστυχώς η διάκριση μεταξύ κακοήθους με καλοήθους ιστούς, δηλαδή αν είναι θετική ή αρνητική δεν είναι σίγουρη ειδικά σε ιστούς που η πυκνότητα μάζας τους είναι πολύ μεγαλύτερη [26]. Άλλη μια μέθοδος είναι η μαγνητική τομογραφία (MRI). Η μαγνητική τομογραφία είναι ευαίσθητη στην ανίχνευση του καρκίνου αλλά έχει την μεγάλη πιθανότητα να δώσει ψευδή θετικά αποτελέσματα. Αυτή η μέθοδος δεν θεωρείται ως τυπική μέθοδος απεικόνισης (συνιστάται μόνο σε μεγάλου κινδύνου περιπτώσεις) λόγω του υψηλού κόστους και της χρονοβόρας σάρωσης του μαγνήτη, περίπου 30 λεπτά για να βγάλει τα αποτελέσματα. Η τρίτη μέθοδος απεικόνισης του μαστού είναι με υπερηχογράφημα (ultrasound). Στη διαδικασία αυτή, η διαγνωστική ισχύς εξαρτάται υπερβολικά από την ικανότητα του σαρωτή και την επιλογή των σωστών παραμέτρων υπέρηχων. Σε επεμβατικές επεμβάσεις, είναι δύσκολη η διάκριση μεταξύ κύστης και συμπαγών όγκων [52,53]. Παρακάτω θα μιλήσουμε περισσότερο για την μαστογραφία, το υπερηχογράφημα, την μαγνητική τομογραφία, την απεικόνιση πυρηνικής ιατρικής, οπτική απεικόνιση και απεικόνιση μαστού με μικροκύματα.

## 2.1 Τρόποι απεικόνισης Μαστού

### 2.1.1 Μαστογραφία

Η μαστογραφία είναι μια δισδιάστατη εικόνα που βοηθά στον εντοπισμό μορφολογικών ευρημάτων στον καρκίνο του μαστού. Τα ευρήματα αυτά μπορούν να είναι είτε μάζες, ασύμμετρες ασβεστοποιήσεις και παραμορφωμένες περιοχές του μαστού. Κατά την μαστογραφία, ο ιστός του μαστού πιέζεται από μια πλάκα και με την διείσδυση ακτίνας Χ χαμηλής ενέργειας μέσα στον ιστό, δημιουργούνται δισδιάστατες ακτινογραφικές εικόνες. Μια τυπική μαστογραφία μπορεί να ληφθεί σε πλάγια ή κάθετη προβολή κάθε μαστού. Σε δύσκολες επεμβάσεις, για τον προσδιορισμό των τοπικών χαρακτηριστικών και των ανωμαλιών απαιτούνται και άλλες απεικονιστικές όψεις, συμπεριλαμβανομένης της συμπίεσης σημείων, της μεγέθυνσης και των πραγματικών πλευρικών όψεων. Σήμερα η απεικόνιση του μαστού έχει βελτιωθεί δραστικά. Η μαστογραφία με φιλμ-οθόνη είναι από τις καλύτερες μεθόδους στην απεικόνιση του καρκίνου του μαστού, αν και περιορίζεται σε πυκνούς ιστούς του μαστού [54]. Επίσης έχει υψηλά ψευδώς θετικά αποτελέσματα λόγω της επικάλυψης των φυσιολογικών ινώδης αδενικών ιστών στη δισδιάστατη απεικόνιση και της εμφάνισης ανωμαλιών που μοιάζουν με καρκίνο και προκαλούν περαιτέρω περιττές βιοψίες. Ωστόσο, τα πλεονεκτήματα της μαστογραφίας δεν υπερτερούν τα μειονεκτήματά της. Ένα από τα σημαντικότερα μειονεκτήματα της μαστογραφίας είναι η σωστή δόση ακτινοβολίας σε έναν υψηλής ευαισθησίας ιστό όπως ο μαστός [51]. Η ευαισθησία της μαστογραφίας έχει αντίστροφη σχέση με την πυκνότητα του μαστού. Ο μαστός υψηλής πυκνότητας υποδηλώνει περισσότερο ινώδης αδενικός ιστός και λιγότερος λιπώδης ιστός. Επίσης υπάρχουν ανησυχίες σχετικά με τις παρενέργειες των ιοντιζουσών ακτινοβολιών που χρησιμοποιούνται στη μαστογραφία και ότι η μαστογραφία μπορεί να αυξήσει τη συχνότητα εμφάνισης καρκίνου του μαστού.

### 2.1.2 Υπερηχογράφημα (Ultrasound)

Το υπερηχογράφημα μπορεί να αξιολογήσει τη μορφολογία, τον προσανατολισμό, τις εσωτερικές δομές και το περιθώριο αλλοιώσεων σε πυκνούς μαστούς σε διάφορες πλάκες. Η αξιολόγηση αυτών των χαρακτηριστικών βοηθά στη διαφοροποίηση των καλών και των συμπαγών αλλοιώσεων του μαστού. Κύματα υπερήχων μεταδίδονται στον ιστό από ένα καθετήρα σε συχνότητες που κυμαίνονται μεταξύ 3 και 12 MHz [55]. Έπειτα αντανακλούν πίσω στον καθετήρα λόγω της διαφοράς της ακουστικής αντίστασης και το μέγεθος της ανακλώμενης έντασης του κύματος, δημιουργεί ένα γκρίζο στοιχείο στην οθόνη. Σήμερα έχει βελτιωθεί η ποιότητα των εικόνων στην υπερηχογραφία. Αυτό οφείλεται στην εξέλιξη της τεχνολογίας των υπολογιστών, στην

καλύτερη σχεδίαση της μετατροπής, στα ηλεκτρονικά και στην καλύτερη επεξεργασία του σήματος. Για τον προσδιορισμό την φύσης των συμπαγών μαζών, είτε για καρκινικούς είτε για καλούς όγκου, χρησιμοποιείται η μαστογραφία μαζί με την υπερηχογραφία.

### *2.1.3 Μαγνητική Τομογραφία (MRI)*

Η μαγνητική τομογραφία είναι ευρέως διαδεδομένη χάρη την πρόοδο της τεχνολογίας των επιφανειακών των πηνίων και την εισαγωγή νέων σκιαγραφικών παραγόντων και γρήγορων ακολουθιών απεικόνισης. Σε αυτή την μέθοδο, με την χρήση μαγνητικών ιδιοτήτων των ατόμων υδρογόνου του ιστού, παράγονται δισδιάστατες εικόνες, οι οποίες μπορούν έπειτα να γίνουν τρισδιάστατες με την χρήση υπολογιστή. Η μαγνητική τομογραφία δεν χρησιμοποιείται συχνά για την απεικόνιση του μαστού, αλλά είναι κατάλληλη μέθοδος για τον έλεγχο των ασθενών με μεγάλο κίνδυνο εμφάνισης καρκίνου του μαστού [56]. Χρησιμοποιείται κυρίως για σάρωση σπονδυλικής στήλης, εγκεφάλου και στήθους. Η μαγνητική τομογραφία λειτουργεί με έναν ισχυρό μαγνήτη που περιστρέφεται γύρω από τον ασθενή και χρησιμοποιεί ραδιοκύματα. Επίσης είναι πιο ευαίσθητη σε σύγκριση την μαστογραφία και την υπερηχογραφία στην διάγνωση του καρκίνου του μαστού. Κατά την μαγνητική τομογραφία, ένα υλικό αντίθεσης που ονομάζεται γαδολίνιο εγχέεται σε μια φλέβα του βραχίονα κατά τη διάρκεια της εξέτασης, το οποίο βοηθά στην εμφάνιση τυχόν μη φυσιολογικών περιοχών του ιστού του μαστού [57]. Συνιστάται η ταυτόχρονη απεικόνιση και των δύο μαστών. Μια σημαντική πρόκληση που αντιμετωπίζει αυτή η μέθοδος, είναι το υψηλό κόστος, ο χρόνος εξέτασης και οι δυσκολίες των ασθενών να διατηρήσουν σταθερό το σώμα τους κατά την σάρωση.

### *2.1.4 Πυρηνική Απεικόνιση Μαστού*

Χρησιμοποιείται κυρίως στην ογκολογική απεικόνιση για διάγνωση, προγραμματισμό και σωστή ανταπόκριση στην θεραπεία. Σε αυτή την μέθοδο, χρησιμοποιείται ένεση με ραδιοφάρμακα και συλλέγονται εικόνες υποδηλώνουν την πρόσληψη αυτών στα όργανα από την αντανάκλαση του φωτός. Η πυρηνική απεικόνιση του μαστού χωρίζεται σε δύο κατηγορίες, την υπολογιστική τομογραφία εκπομπής φωτονίου (SPECT) και την τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων (PET). Η τομογραφία εκπομπής φωτονίου SPECT, είναι μία μέθοδος φυσιολογικής απεικόνισης όπου, τα ραδιοφάρμακα της ένεσης, απορροφούνται από ενεργοποιημένα μιτοχόνδρια στα καρκινικά κύτταρα του μαστού. Ο ιστός του μαστού συμπιέζεται από έναν ανιχνευτή ο οποίος απορροφά τις εκπεμπόμενες ακτίνες γάμμα [56]. Η SPECT έχει χαμηλή χωρική ανάλυση και η έκθεση του ασθενή στην ακτινοβολία είναι είκοσι φορές υψηλότερη από την



μαστογραφία. Επίσης είναι δύσκολη η χρήση της σε περιπτώσεις χαμηλού κινδύνου λόγω της χαμηλής ειδικότητας τους, της υψηλής έκθεσης ακτινοβολίας και του υψηλού ποσοστού λαθών. Η τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων PET είναι μία μέθοδος μεταβολικής και μοριακής απεικόνισης, όπου ποσοτικοποιεί την βιομηχανική και την φυσιολογική δραστηριότητα των κυττάρων σε μοριακό επίπεδο. Χρησιμοποιείται συνήθως για τον προσδιορισμό του βαθμού, του σταδίου και την αξιολόγηση της ανταπόκρισης στην θεραπεία του ασθενή [58]. Ένας από τους πιο γνωστούς ιχνογράφους στην τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων είναι η δε οξύ-γλυκόζη. Η  $p^{18}F$  είναι ένα ραδιο-νουκλίδιο που εκπέμπει ποζιτρόνια. Κάθε ποζιτρόνια συνδυάζεται με ένα ηλεκτρόνιο και παράγει ακτίνα γάμμα. Όσο αφορά την απεικόνιση του μαστού, η τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίου PEC, έχει καλύτερη χωρική ανάλυση σε σύγκριση την υπολογιστική τομογραφία εκπομπής φωτονίου SPECT και μπορεί να ανιχνεύσει καρκινικά κύτταρα σε περισσότερο βάθος του μαστικού ιστού. Επιπλέον είναι ακριβή μέθοδος και η έκθεση ακτινοβολίας είναι μικρότερη και τι από την SPECT. Με λίγα λόγια, και οι δύο μέθοδοι δεν είναι διαδεδομένες επειδή είναι ακριβές, δεν είναι έγκαιρες στην σωστή ανίχνευση των καρκινικών κυττάρων σε περιπτώσεις χαμηλού κινδύνου και χρησιμοποιούν μεγαλύτερη έκθεση ακτινοβολίας σε σύγκριση την μαστογραφία.

### *2.1.5 Οπτική Απεικόνιση*

Η οπτική απεικόνιση είναι μια μέθοδος απεικόνισης που χρησιμοποιεί μη ιοντιζόμενη, υπεριώδη και υπέρυθρα ηλεκτρομαγνητικά κύματα. Είναι μια τεχνική απεικόνισης που δεν χρειάζεται επέμβαση στο ασθενή και χρησιμοποιεί μήκη κύματος στις υπέρυθρες 700 έως 1000 nm και στο ορατό φως 400 έως 700 nm. Χρησιμοποιείται κυρίως για τη διερεύνηση μοριακών, μορφολογικών και λειτουργικών πληροφοριών του ιστού, καθώς και για τις ιδιότητες απορρόφησης, σκέδασης και φθορισμού. Ένα από τα πλεονεκτήματα της οπτικής απεικόνισης είναι η ικανότητα να συλλέγει πληροφορίες και να παράγει εικόνες σε μοριακό επίπεδο τις δομές των ιστών του ανθρώπινου σώματος. Επίσης χρησιμοποιεί μη ιοντίζουσες ακτινοβολίες με περιορισμένη έκθεση ακτινοβολίας, έχει χαμηλό κόστος κατασκευής και είναι μικρές σε μέγεθος για να είναι φορητές. Δυστυχώς το πρόβλημα με την οπτικής απεικόνισης είναι το βάθος διείσδυσης των μικροκυμάτων στον ιστό. Σήμερα, η μέθοδος έχει ερευνηθεί πάνω στον καρκίνο του μαστού. Ο καρκίνος του μαστού μπορεί να χαρακτηριστεί από ολική αιμοσφαιρίνη και το λίπος. Το καθένα από αυτά μελετάται σε διαφορετικά μήκη κύματος, δηλαδή η αιμοσφαιρίνη είναι πιο ευαίσθητη στα μήκη κύματος 600 έως 700 nm ενώ το λίπος στα μήκη κύματος 900 έως 1000 nm. Επίσης με την οπτική απεικόνιση είναι εφικτό να γίνουν δομικές, αγγειακές και μοριακές μελέτες πάνω στον ιστό του μαστού. Είναι φθηνή απλή και εύκολη στην χρήση προς τον ασθενή [59]. Ωστόσο, δεν είναι κατάλληλη για τη διάγνωση του καρκίνου του μαστού επειδή έχει μικρότερη χωρική ανάλυση και ακρίβεια. Η οπτική απεικόνιση μπορεί να παρέχει σημαντικές λεπτομέρειες σχετικά με τα καρκινικά κύτταρα χωρίς την έγχυση σκιαγραφικού. Η οπτική

απεικόνιση είναι μια παρόμοια συσκευή όπως η μαστογραφία ή το υπερηχογράφημα, επειδή οι πληροφορίες που λαμβάνονται από το οπτικό σήμα είναι σαφώς διαφορετικές από αυτές που λαμβάνονται με την κλινική απεικόνιση. Η σάρωση NIR των ύποπτων δυσπλασιών έχει το δυναμικό να παρέχει επιπλέον πληροφορίες που απαιτούνται για τον βελτιωμένο εντοπισμό κακοηθών καταστάσεων και την αξιολόγηση της ανάγκης για βιοψία. Επιπλέον, μπορεί επίσης να ανιχνεύσει ανωμαλίες καθώς εξελίσσονται με την πάροδο του χρόνου. Συνεπώς, υπάρχει η ευκαιρία να ενσωματώσουμε οπτικές συσκευές σε μια δευτερεύουσα μέθοδο απεικόνισης για την παροχή πληροφοριών που μπορούν να βοηθήσουν στη διάγνωση των δυσπλασιών και την παρακολούθηση της ανταπόκρισης στη θεραπεία [60]. Οι πρώτες συσκευές οπτικής απεικόνισης του μαστού πραγματοποιήθηκαν με συμπίεση του μαστού με μια διαφανή οθόνη δύο όψεων και την ακτινοβολήσή του με χρήση μιας πηγής οπτικών ινών και ενός ανιχνευτή οπτικών ινών. Αυτή η μέθοδος είναι γνωστή ως η "παράλληλη πλακών" από τις εταιρείες Siemens και Carl Zeiss στο πεδίο συχνοτήτων. Άλλοι συσκευές αποτελούνται από έναν κωνικό θάλαμο που έχει παρόμοιο σχήμα με το στήθος. Ο κωνικός θάλαμος, περιβάλλεται από πηγές και ανιχνευτές οπτικών ινών. Ένα εξαιρετικό χαρακτηριστικό, είναι η δυνατότητά της να δημιουργεί τρισδιάστατες εικόνες που απεικονίζουν με ακρίβεια το μέγεθος και το σχήμα του μαστού. Αυτό επιτρέπει την άμεση χρήση αυτών των εικόνων στη θεραπεία. Η εταιρία H Philips έχει αναπτύξει ένα μοντέλο σαρωτή συνεχούς κύματος, ενώ το Κολέγιο του Λονδίνου έχει κατασκευάσει έναν τύπο σαρωτή Time-Domain που είναι ικανός να μετράει τους συντελεστές απορρόφησης και διάχυσης. Άλλη μέθοδος οπτικής απεικόνισης του μαστού παρουσιάστηκε στο Πανεπιστήμιο της Καλιφόρνιας, και αυτή η μέθοδος ουσιαστικά ανήκει στην κατηγορία της μοριακής φασματοσκοπίας, γνωστή ως DOIS (Diffuse Optical Imaging Spectroscopy). Η τεχνική ανιχνεύει τα δεδομένα της του ροής αίματος και τη συγκέντρωση των συστατικών του αίματος. Αποτελείται από έναν φορητό ανιχνευτή και δύο ζεύγη οπτικών ινών. Το πρώτο ζεύγος λειτουργεί στη φάση συχνότητας 6 μικών κύματος 650 έως 860 nm [51], ενώ το δεύτερο παράγει λευκό φως βολφραμίου με μήκη κύματος 650 έως 1000 nm και αποκτά πληροφορίες στη μορφή συνεχούς κύματος. Στο Πανεπιστήμιο της Πενσυλβάνια, αναπτύχθηκε και παρουσιάστηκε ένας φορητός ανιχνευτής που διαθέτει τρία ζεύγη πηγών-ανιχνευτών. Ανάλογα με τη θέση του ασθενούς σε αυτές τις τρεις διαφορετικές μεθόδους, οι οπτικές τεχνικές απεικόνισης μπορούν να συνδυαστούν με τις ανατομικές εικόνες που παρέχουν η μαστογραφία, η μαγνητική τομογραφία ή ο υπέρηχος. Αυτός ο συνδυασμός της οπτικής απεικόνισης με άλλες τεχνικές απεικόνισης μπορεί επίσης να παράγει πληροφορίες για την ανατομία, τον μεταβολισμό και τη φυσιολογία του ιστού. Σε μια μελέτη, χρησιμοποιήθηκε ένας χειροκίνητος καθετήρας που συνδύασε την οπτική απεικόνιση με την υπερηχογραφία. Ο συνδυασμός της οπτικής μεθόδου με την μαγνητική τομογραφία αποτελεί μια σημαντική πρόκληση, καθώς τα ηλεκτρονικά συστήματα της οπτικής μεθόδου μπορεί να επηρεάσουν τις ραδιοσυχνότητες της συσκευής και των πηνίων, εκτός εάν το μήκος της ίνας είναι αρκετά μεγάλο. Ο πρώτος συνδυασμός της οπτικής μεθόδου με τη μαγνητική τομογραφία αναφέρθηκε από τους Niziachristos και Ma. Σε μια άλλη μελέτη στο Νοσοκομείο του Πανεπιστημίου της Μασαχουσέτης, χρησιμοποιήθηκε μια οπτική

μέθοδος παράλληλης πλάκας σε συνδυασμό με τη συμβατική μαστογραφία με ακτίνες X [60].

### *2.1.6 Μικροκυματική Απεικόνιση Μαστού*

Η μικροκυματική απεικόνιση του μαστού αντιπροσωπεύει μια καινοτόμο προσέγγιση για την ανίχνευση του καρκίνου του μαστού, αξιοποιώντας την τεχνολογία μικροκυμάτων για την συλλογή πληροφοριών σχετικά με την υγεία των ιστών του μαστού. Τα μικροκύματα, με μήκη κύματος που κυμαίνονται από 1 mm (300 GHz) έως 30 cm (1 GHz), είναι ιδιαίτερα κατάλληλα για αυτή την εφαρμογή λόγω της ικανότητάς τους να διεισδύουν αποτελεσματικά στον μαλακό ιστό του μαστού. Η μέθοδος αυτή αποσκοπεί στη διάκριση μεταξύ κακοήθων και καλοήθων ιστών του μαστού, βοηθώντας στην έγκαιρη ανίχνευση και διάγνωση του καρκίνου. Παρόλο που ορισμένες από αυτές τις τεχνικές μπορεί να συνοδεύονται από σχετικά υψηλό κόστος, τις τελευταίες δεκαετίες παρατηρείται αυξανόμενο ενδιαφέρον για προσεγγίσεις που βασίζονται σε βιοαισθητήρες για την ανίχνευση του καρκίνου. Η ποιότητα της μικροκυματικής απεικόνισης του μαστού εξαρτάται από διάφορους βασικούς παράγοντες, όπως ο σχεδιασμός και η απόδοση του αισθητήρα, η διαμόρφωση της συστοιχίας των αισθητήρων, ο αριθμός των αισθητήρων εντός της συστοιχίας και το μέγεθος του αισθητήρα. Οι βιοαισθητήρες που χρησιμοποιούνται σε αυτό το πλαίσιο αποτελούνται συνήθως από δείκτες και στόχους του καρκίνου, βιοϋποδοχείς και βιοσυμβατά στοιχεία μετατροπέα[50]. Τα χαρακτηριστικά που συνήθως συνδέονται με αποτελεσματικούς αισθητήρες μικροκυμάτων για την ανίχνευση καρκίνου του μαστού περιλαμβάνουν μεγάλο εύρος ζώνης σύνθετης αντίστασης, συμπαγές μέγεθος, αναπαραγωγή των υλικών, λογικό κόστος και συμβατότητα με τις ιδιότητες των ιστών του μαστού. Διάφορες μέθοδοι έχουν διερευνηθεί για τη διάγνωση του καρκίνου του μαστού, συμπεριλαμβανομένων εκείνων που βασίζονται σε βιοδείκτες όπως η ανοσοϊστοχημεία (IHC), η ραδιοανοσολογική εξέταση, η φθοριοανοσολογική εξέταση και η ανοσορροφητική ενζυμολογία. Ωστόσο, η μικροκυματική απεικόνιση του μαστού βασίζεται μοναδικά στις διηλεκτρικές ιδιότητες των ιστών για τη διαφοροποίηση μεταξύ υγιών και προσβεβλημένων από τον όγκο περιοχών. Η μικροκυματική απεικόνιση μπορεί να κατηγοριοποιηθεί σε δύο κύριους τύπους: μικροκυματική τομογραφία και μικροκυματική απεικόνιση με βάση το ραντάρ. Ενώ η τομογραφία μικροκυμάτων παρέχει περιορισμένες πληροφορίες σχετικά με τις διηλεκτρικές ιδιότητες των ιστών, η απεικόνιση μικροκυμάτων με βάση το ραντάρ υπερέρχει στη χαρτογράφηση των εσωτερικών δομών των οργάνων με τη μέτρηση αυτών των ιδιοτήτων. Αυτή η προσέγγιση προσφέρει λογική σχέση κόστους-αποτελεσματικότητας, υψηλή ευαισθησία, ειδικότητα και ασφάλεια. Είναι επίσης πιο βολική και αξιόπιστη από την τομογραφία μικροκυμάτων. Ένας κρίσιμος παράγοντας στην απεικόνιση μικροκυμάτων είναι η ανάλυση, η οποία εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από το μήκος κύματος της μικροκυματικής ακτινοβολίας. Γενικά, τα μικρότερα μήκη κύματος

αποδίδουν πιο λεπτομερείς εικόνες, με αποτέλεσμα καλύτερη ανάλυση. Ωστόσο, τα μικρότερα μήκη κύματος σημαίνουν επίσης μικρότερο βάθος διείσδυσης [57]. Η διάγνωση των όγκων του μαστού απαιτεί ανάλυση σε κλίμακα κάτω του εκατοστού, η οποία είναι εφικτή με συχνότητα περίπου 10 GHz. Συνοψίζοντας, η μικροκυματική απεικόνιση του μαστού είναι μια πολλά υποσχόμενη τεχνολογία με τη δυνατότητα να βελτιώσει την ανίχνευση και τη διάγνωση του καρκίνου του μαστού, προσφέροντας ισορροπία μεταξύ ανάλυσης και βάθους διείσδυσης και αξιοποιώντας τις διηλεκτρικές ιδιότητες των ιστών για τον ακριβή εντοπισμό καρκινικών περιοχών. Η συνεχής έρευνα και η πρόοδος στον τομέα αυτό υπόσχονται τη βελτίωση της έγκαιρης ανίχνευσης του καρκίνου του μαστού και των αποτελεσμάτων των ασθενών.

### *2.1.7 Διηλεκτρικές ιδιότητες του μαστικού ιστού*

Η κατανόηση των διηλεκτρικών ιδιοτήτων των ιστών του μαστού είναι χρήσιμη για την επιτυχή ανίχνευση του καρκίνου του μαστού με βάση τα μικροκύματα. Οι διηλεκτρικές ιδιότητες αντιπροσωπεύονται από μια μιγαδική διαπερατότητα, η οποία αποτελείται από ένα πραγματικό μέρος (που σχετίζεται με την ικανότητα του υλικού να αποθηκεύει μικροκυματική ενέργεια) και ένα φανταστικό μέρος (γνωστό ως συντελεστής απωλειών, που δείχνει την ικανότητα του υλικού να απορροφά μικροκυματική ενέργεια). Αυτή η γνώση είναι χρήσιμη για τη μοντελοποίηση και την πρόβλεψη του τρόπου με τον οποίο τα μικροκυματικά σήματα αλληλοεπιδρούν με τους ιστούς του μαστού. Η βασική αρχή της ανίχνευσης του καρκίνου του μαστού με μικροκύματα, είναι η σημαντική διαφοροποίηση των διηλεκτρικών ιδιοτήτων μεταξύ φυσιολογικών και κακοήθων ιστών του μαστού. Οι κακοήθεις ιστοί του μαστού παρουσιάζουν διαφορετικές διηλεκτρικές ιδιότητες σε σύγκριση με τους παρακείμενους υγιείς ιστούς του μαστού. Αυτή η σημαντική αντίθεση είναι το κλειδί για την αποτελεσματικότητα της απεικόνισης με μικροκύματα. Καθώς τα μικροκύματα κατευθύνονται στους ιστούς του μαστού και αλληλοεπιδρούν με αυτούς, τα ανακλώμενα ή σκεδαζόμενα σήματα υποβάλλονται σε επεξεργασία για τη δημιουργία εικόνων που αναδεικνύουν την αντίθεση μεταξύ κακοήθων και υγιών ιστών. Αυτή η προσέγγιση απεικόνισης με βάση την αντίθεση είναι ένα ισχυρό εργαλείο για τον εντοπισμό καρκινικών όγκων εντός του μαστού, προσφέροντας μια πιθανή μη επεμβατική και λιγότερο ενοχλητική εναλλακτική λύση σε σχέση με τις παραδοσιακές τεχνικές όπως οι ακτίνες X και η μαγνητική τομογραφία.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: Εγκεφαλικό Επεισόδιο

---

Ένα εγκεφαλικό επεισόδιο μπορεί να οφείλεται είτε σε απόφραξη αιμοφόρου αγγείου (ισχαιμικό ή θρόμβο) είτε σε αιμορραγία στον εγκέφαλο (αιμορραγικό). Οι ασθενείς κατηγοριοποιούνται ως ασθενείς με ισχαιμικό ή αιμορραγικό εγκεφαλικό επεισόδιο. Διάφοροι παράγοντες κινδύνου, ορισμένοι αμετάβλητοι και άλλοι τροποποιήσιμοι, συμβάλλουν και στους δύο τύπους εγκεφαλικών επεισοδίων. Στους παράγοντες κινδύνου περιλαμβάνονται καταστάσεις όπως η υψηλή αρτηριακή πίεση, διαβήτης και οι καρδιακές παθήσεις, καθώς και παράγοντες του τρόπου ζωής, όπως η έλλειψη σωματικής δραστηριότητας, οι κακές διατροφικές συνήθειες και το κάπνισμα. Γενικά, οι άνδρες διατρέχουν υψηλότερο κίνδυνο εγκεφαλικού επεισοδίου, εκτός από την ηλικιακή ομάδα 45 με 54 ετών, όπου οι γυναίκες έχουν τον διπλάσιο κίνδυνο. Οι γυναίκες αντιμετωπίζουν επίσης μεγαλύτερες πιθανότητες θανάτου. Οι κίνδυνοι αυξάνονται αν ένα οικογενειακό μέλος είχε ιστορικό εγκεφαλικού επεισοδίου όπως και ορισμένες άλλες ιατρικές παθήσεις όπως η αγγειίτιδα και η δρεπανοκυτταρική αναιμία και η ηλικία με το 75% των εγκεφαλικών επεισοδίων να συμβαίνουν σε άτομα άνω των 65 ετών [61]. Η αντιμετώπιση και η μείωση των τροποποιήσιμων παραγόντων κινδύνου, όπως η υψηλή αρτηριακή πίεση και η άσκηση, μπορούν να βοηθήσουν στη μείωση του κινδύνου εγκεφαλικού επεισοδίου. Η θεραπεία για το εγκεφαλικό επεισόδιο διαφέρει σημαντικά ανάλογα με το αν είναι ισχαιμικό ή αιμορραγικό στη φύση του, γεγονός που καθιστά ζωτικής σημασίας την ακριβή διάκριση μεταξύ αυτών των δύο κατηγοριών κατά τη διάρκεια της διαγνωστικής διαδικασίας. Λόγω των διαφορετικών θεραπευτικών προσεγγίσεων για κάθε τύπο εγκεφαλικού επεισοδίου, είναι απαραίτητο να εμβαθύνουμε στις ιδιαιτερότητες αυτών των δύο κατηγοριών εγκεφαλικών επεισοδίων [61].

### *3.1 Συμπτώματα Εγκεφαλικού Επεισοδίου*

Ένα εγκεφαλικό επεισόδιο, είτε προκαλείται από απόφραξη είτε από αιμορραγία, μπορεί να οδηγήσει σε ξαφνική απώλεια της νευρολογικής λειτουργίας. Διαφορετικές περιοχές του εγκεφάλου είναι υπεύθυνες για ξεχωριστές λειτουργίες και διάφοροι τύποι νευρών ελέγχουν κινητικές, αισθητηριακές και αυτόνομες λειτουργίες σε όργανα και συστήματα. Κατά συνέπεια, τα εγκεφαλικά επεισόδια χαρακτηρίζονται από νευρολογικά συμπτώματα στον ασθενή. Ο εντοπισμός της πληγείσας περιοχής του εγκεφάλου είναι εφικτός με την παρατήρηση των συμπτωμάτων, τα οποία είναι γνωστά ως "σύνδρομο εγκεφαλικού επεισοδίου" [62]. Για παράδειγμα, μια απόφραξη στη μέση εγκεφαλική αρτηρία (MCA) μπορεί να οδηγήσει σε συμπτώματα όπως αδυναμία στην αντίθετη πλευρά του προσώπου, του χεριού και των ποδιών, καθώς και δυσκολίες στην

ομιλία και την όραση [63]. Αντίθετα, ένα εγκεφαλικό επεισόδιο στο εγκεφαλικό στέλεχος είναι πιθανό να προκαλέσει διαταραχές στην όραση, αδυναμία στο πρόσωπο, προβλήματα ισορροπίας και διαταραχές στην αρτηριακή πίεση και την αναπνευστική λειτουργία. Ωστόσο, λόγω της πολυπλοκότητας του εγκεφάλου και του γεγονότος ότι τα εγκεφαλικά επεισόδια μπορούν να εμφανιστούν οπουδήποτε μέσα σε αυτόν, ο ακριβής εντοπισμός με βάση αποκλειστικά τα σωματικά συμπτώματα μπορεί να είναι δύσκολος, αν όχι αδύνατος [64]. Οι συνήθεις ενδείξεις εγκεφαλικού επεισοδίου περιλαμβάνουν αισθήματα μουδιάσματος, αδυναμίας ή παράλυσης στη μία πλευρά του σώματος, μαζί με προβλήματα ομιλίας και όρασης. Άλλα συχνά εμφανιζόμενα συμπτώματα περιλαμβάνουν σύγχυση και δυσκολίες με την ισορροπία.

### *3.1.1 Ισχαιμικό Εγκεφαλικό Επεισόδιο*

Περίπου το 85% των εγκεφαλικών επεισοδίων προκαλείται από ισχαιμία, η οποία προκύπτει από την απόφραξη ενός αιμοφόρου αγγείου είτε από αρτηριακό θρόμβο. Αυτή η απόφραξη μπορεί να οδηγήσει σε μόνιμη βλάβη στον ιστό, σχηματίζοντας ένα νεκρό σημείο του εγκεφάλου. Γύρω από τον νεκρό σημείο, υπάρχει μια περιοχή διαταραγμένου αλλά δυνητικά σωστού ιστού που ονομάζεται ισχαιμικό ημιμόριο. Η έγκαιρη θεραπευτική παρέμβαση για την αποκατάσταση της αιματικής ροής, γνωστή ως επαναιμάτωση, αποσκοπεί στη διάσωση αυτού του ημιθωρακίου και στη βελτίωση των αποτελεσμάτων των ασθενών. Τα ισχαιμικά εγκεφαλικά επεισόδια κατηγοριοποιούνται με διάφορους τρόπους, με ένα ευρέως χρησιμοποιούμενο σύστημα να είναι τα κριτήρια του Trial of Org 10172 in Acute Stroke Treatment (TOAST). Αυτή η ταξινόμηση επικεντρώνεται στην πηγή της απόφραξης. Οι κυριότεροι τύποι TOAST περιλαμβάνουν την αθηροσκλήρωση μεγάλων αρτηριών δηλαδή, αποφράξεις που προέρχονται από μεγάλες αρτηρίες όπως οι καρωτίδες ή η καρδιά, το λακκοειδές έμφραγμα όπου μικρές τοπικές αποφράξεις σε βαθιά αγγεία με μικρή περιοχή εμφράγματος διαμέτρου 5 έως 15 mm και το καρδιοεμβολικό έμφραγμα που προκαλείται από ταυτόχρονες καταστάσεις όπως η κολπική μαρμαρυγή, μια κοινή αιτία υποτροπιάζοντος εγκεφαλικού επεισοδίου με υψηλό κίνδυνο θανάτου. Η ταξινόμηση TOAST παρέχει σημαντικές πληροφορίες για τη θεραπεία και τη δευτερογενή πρόληψη. Ενώ ορισμένες περιοχές του αρτηριακού δικτύου του εγκεφάλου είναι πιο ευαίσθητες σε αποφράξεις, τα ισχαιμικά εγκεφαλικά επεισόδια μπορούν να εμφανιστούν οπουδήποτε σε αυτό το δίκτυο. Ο αιμορραγικός μετασχηματισμός του ισχαιμικού εμφράγματος είναι μια αναγνωρισμένη κατάσταση που εμφανίζεται συχνά ημέρες μετά από ένα εγκεφαλικό επεισόδιο, ιδίως εάν ο ασθενής έχει λάβει tPA ωστόσο, γενικά δεν επηρεάζει την πρόγνωση, εκτός από ακραίες περιπτώσεις όπως τα μαζικά αιματώματα [63]. Επιπλέον, υπάρχουν παροδικά ισχαιμικά επεισόδια (Transient Ischemic Attack ή TIA), που συχνά αναφέρονται ως μίνι εγκεφαλικά επεισόδια, τα οποία έχουν παρόμοια αιτία με τα ισχαιμικά εγκεφαλικά επεισόδια. Στην περίπτωση παροδικών ισχαιμικών επεισοδίων, η απόφραξη είναι προσωρινή, προκαλώντας μόνο

σύντομα, παροδικά συμπτώματα και συνήθως καμία μόνιμη εγκεφαλική βλάβη [64]. Ο οργανισμός διαλύει φυσιολογικά τον θρόμβο αρκετά γρήγορα ώστε να αποφευχθεί η μόνιμη λειτουργική απώλεια. Η διάκριση μεταξύ TIA και ισχαιμικού εγκεφαλικού επεισοδίου είναι κάπως αυθαίρετη, με το χρονικό όριο για να χαρακτηριστεί ένα συμβάν ως TIA να είναι μικρότερο από 24 ώρες. Πέραν αυτού του σημείου, η βλάβη θεωρείται ισχαιμικό εγκεφαλικό επεισόδιο. Οι μαγνητικές τομογραφίες δείχνουν ότι περίπου το 25% των ασθενών με TIA εμφανίζουν κάποια μόνιμη βλάβη, υπογραμμίζοντας ότι μια TIA συχνά έχει κάποια επίπτωση στην υγεία του ασθενούς.

### *3.1.2 Αιμορραγικό Εγκεφαλικό Επεισόδιο*

Τα αιμορραγικά εγκεφαλικά επεισόδια αποτελούν το 15% όλων των περιπτώσεων εγκεφαλικού επεισοδίου και έχουν υψηλότερο ποσοστό θανάτου σε σύγκριση με τα ισχαιμικά εγκεφαλικά επεισόδια. Αυτού του είδους τα εγκεφαλικά επεισόδια συνδέονται συχνά με καταστάσεις όπως η υπέρταση, η οποία μπορεί να οδηγήσει στο σχηματισμό ανευρύσματος και αγγειακών δυσπλασιών. Τα αιμορραγικά εγκεφαλικά επεισόδια μπορούν να κατηγοριοποιηθούν περαιτέρω σε δύο υποκατηγορίες: τα ενδοεγκεφαλικά και τα υπαραχνοειδή, ανάλογα με τη θέση της αιμορραγίας. Η ενδοεγκεφαλική αιμορραγία (Intercerebral Haemorrhage ή ICH) αναφέρεται σε αιμορραγία που συμβαίνει εντός του παρεγχύματος του εγκεφάλου [65–67]. Συχνά συμβαίνει σε βαθιές δομές του εγκεφάλου, όπως ο θάλαμος, η γέφυρα και η παρεγκεφαλίδα, ως αποτέλεσμα καταστάσεων όπως η υπέρταση. Σε ορισμένες περιπτώσεις, η ICH μπορεί να συνδεθεί με άλλες παθήσεις όπως η εγκεφαλική αγγειοπάθεια αμυλοειδούς, με αποτέλεσμα αιμορραγίες στη συμβολή της φαιάς και της λευκής ουσίας. Ωστόσο, οι ICH μπορούν να εμφανιστούν σε διάφορες θέσεις και να ποικίλλουν σε μέγεθος. Ο όγκος της αιμορραγίας αποτελεί προγνωστικό παράγοντα για την έκβαση και όγκοι ίσοι ή μεγαλύτεροι από 30 ml σχετίζονται με αυξημένη θνητότητα. Παρόλα αυτά, τα αιμορραγικά εγκεφαλικά επεισόδια μπορούν επίσης να προκληθούν από πολύ μικρότερους όγκους αιμορραγίας, με αναφορές για εγκεφαλικά επεισόδια που συμβαίνουν με αιμορραγίες μόλις 1 ml. Σε περιπτώσεις υπαραχνοειδούς αιμορραγίας (SAH), το αίμα συσσωρεύεται στο χώρο γύρω από τον εγκέφαλο που συνήθως καταλαμβάνεται από το εγκεφαλονωτιαίο υγρό (ΕΝΥ). Οι SAH, όπως και οι ICH, έχουν πολλαπλές πιθανές προελεύσεις και υποκείμενες αιτίες. Μια κοινή αιτία είναι η ρήξη ενός ανευρύσματος λόγω αιμοδυναμικής πίεσης στις αρτηρίες, ιδίως σε σημεία διακλάδωσης όπως ο κύκλος του Γουίλις. Κατά τη διάγνωση της SAH, μια πιθανή πρόκληση είναι ότι το αίμα τείνει να εξαπλώνεται στον υπαραχνοειδή χώρο ως λεπτή, επίπεδη συλλογή αντί να σχηματίζει μια σφαιρική ή ελλειψοειδή μάζα [68,69].

## **3.2 Τρόποι απεικόνισης Εγκεφαλικού Ιστού**

### **3.2.1 Αξονική Τομογραφία και Ακτίνες Χ**

Οι μέθοδοι απεικόνισης του εγκεφάλου μπορούν να κατηγοριοποιηθούν σε δύο κύριους τύπους με βάση τις πληροφορίες που καταγράφουν: τη λειτουργική και τη δομική απεικόνιση. Μεταξύ των τεχνικών δομικής απεικόνισης, η αξονική και η μαγνητική τομογραφία είναι οι πιο ευρέως χρησιμοποιούμενες και αποτελεσματικές μέθοδοι, οι οποίες συχνά αναφέρονται ως τεχνικές ανατομικής απεικόνισης. Αυτές οι δύο προσεγγίσεις νευροαπεικόνισης επικεντρώνονται στην απεικόνιση των διαφόρων ιστών και δομών εντός του εγκεφάλου. Η αξονική τομογραφία, ή αλλιώς *computed tomography* (CT), δημιουργεί λεπτομερείς εικόνες του σώματος ενός ασθενούς χρησιμοποιώντας την τεχνολογία των ακτίνων Χ, η οποία βασίζεται στην απορρόφηση των ακτίνων αυτών καθώς περνούν μέσα από τους διάφορους ιστούς του σώματος. Οι εικόνες αξονικής τομογραφίας παράγονται με την κατεύθυνση μιας σειράς ακτίνων Χ γύρω από το κεφάλι του ασθενούς. Κάθε δέσμη δημιουργεί μια δισδιάστατη εικόνα από μια συγκεκριμένη γωνία και οι εικόνες αυτές χρησιμοποιούνται για την κατασκευή ενός τρισδιάστατου όγκου μέσω της τομογραφικής ανακατασκευής. Οι αξονικές τομογραφίες προσφέρουν εικόνες με καλή αντίθεση και υψηλή ανάλυση. Ωστόσο, η χρήση των ακτίνων Χ, αν και χρησιμοποιούνται ευρέως, δεν παρέχουν ιδιαίτερα λεπτομερείς πληροφορίες για τις δομές των οργάνων. Οι εικόνες που προκύπτουν απεικονίζουν διάφορα μέρη του ανθρώπινου σώματος σε διαφορετικές αποχρώσεις του μαύρου και του λευκού, επειδή οι διάφοροι ιστοί απορροφούν διαφορετικές ποσότητες ακτινοβολίας. Σίγουρα, όταν πρόκειται για την απεικόνιση του εγκεφάλου, οι ακτίνες Χ με τις ιοντίζουσες ιδιότητές τους δεν αποτελεί σωστή επιλογή. Παρ' όλα αυτά, οι ακτίνες Χ είναι βολικές προς τον χρήστη και χαμηλού κόστους.

### **3.2.2 Μαγνητική Τομογραφία**

Η μαγνητική τομογραφία (MRI) θεωρείται ανώτερη απεικονιστική τεχνική σε σύγκριση με την αξονική τομογραφία για τη διάγνωση του εγκεφαλικού επεισοδίου στις δύσκολες περιπτώσεις. Ωστόσο, η αξονική τομογραφία αποτελεί το κύριο εργαλείο διαγνωστικής απεικόνισης λόγω της ταχύτητας, της ευκολίας χρήσης, της διαθεσιμότητας και του χαμηλότερου κόστους της. Υπάρχουν περιπτώσεις στις οποίες η μαγνητική τομογραφία δεν είναι κατάλληλη, όπως για ασθενείς με μεταλλικά εμφυτεύματα, βηματοδότες ή για εκείνους που παρουσιάζουν κλειστοφοβία. Μια ιδανική απεικονιστική μέθοδος θα πρέπει να είναι ικανή να ανιχνεύει τόσο την ισχαιμία όσο και την αιμορραγία σε ασθενείς με σοβαρό εγκεφαλικό επεισόδιο. Ενώ η αξονική τομογραφία είναι ευαίσθητη και ειδική για την οξεία αιμορραγία, δεν αποδίδει καλά στον εντοπισμό της ισχαιμίας



λίγο μετά την εκδήλωση ενός εγκεφαλικού επεισοδίου. Η μαγνητική τομογραφία ακολουθιών παλμών βαθμιδωτής ήχους είναι εξίσου αποτελεσματική με την αξονική τομογραφία στη διάγνωση οξύ αιμορραγικού εγκεφαλικού επεισοδίου, ενώ η μαγνητική τομογραφία διάχυσης μπορεί να ανιχνεύσει γρήγορα ισχαιμικό εγκεφαλικό επεισόδιο και αρχικές ισχαιμικές αλλαγές μέσα σε λίγα λεπτά από την έναρξη του εγκεφαλικού επεισοδίου. Κατά τις κρίσιμες πρώτες τρεις ώρες μετά από ένα εγκεφαλικό επεισόδιο, η αξονική τομογραφία μπορεί να ανιχνεύσει μόνο το 10% των ισχαιμικών εγκεφαλικών επεισοδίων, ενώ η μαγνητική τομογραφία διάχυσης μπορεί να εντοπίσει το 46% αυτών των εγκεφαλικών επεισοδίων μέσα σε αυτό το χρονικό διάστημα. Ορισμένες μελέτες αναφέρουν ακόμη και καλύτερες επιδόσεις για τη μαγνητική τομογραφία σε σύγκριση με την αξονική τομογραφία. Η μαγνητική τομογραφία είναι πιο αποτελεσματική στη διάγνωση των οξέων εγκεφαλικών επεισοδίων, συμπεριλαμβανομένων των αιμορραγικών και ισχαιμικών εγκεφαλικών επεισοδίων, καθώς και των χρόνιων αιμορραγικών εγκεφαλικών επεισοδίων, σε σύγκριση με την αξονική τομογραφία. Η μαγνητική τομογραφία είναι μια κοινή διαδικασία ιατρικής απεικόνισης που βασίζεται σε ισχυρούς μαγνήτες για τη δημιουργία εικόνων υψηλής ποιότητας για διαγνωστικούς σκοπούς. Βασίζεται στις μαγνητικές ιδιότητες των πυρήνων υδρογόνου που βρίσκονται σε αφθονία στο ανθρώπινο σώμα. Η μαγνητική τομογραφία είναι ιδιαίτερα χρήσιμη για εξετάσεις του εγκεφάλου λόγω της μη ιοντίζουσας φύσης της, της υψηλής αντίθεσης των ιστών και των λεπτομερών δυνατοτήτων απεικόνισης. Αποτελεί πολύτιμη τεχνική για μελέτες και απεικονίσεις του εγκεφάλου, ιδίως για την ανίχνευση εγκεφαλικών επεισοδίων και όγκων. Η μαγνητική τομογραφία παρέχει μη επεμβατική και μη ιοντίζουσα απεικόνιση με υψηλή αντίθεση ιστών και εξαιρετική λεπτομέρεια. Η ευαισθησία της οδηγεί σε εικόνες υψηλής ανάλυσης των μαλακών ιστών. Κατά τη διάρκεια μιας μαγνητικής τομογραφίας, ο ασθενής ξαπλώνει σε ένα εξεταστικό τραπέζι και ο μαγνητικός τομογράφος χρησιμοποιεί ραδιοκύματα και ισχυρά μαγνητικά πεδία για τη δημιουργία λεπτομερών εικόνων του ανθρώπινου σώματος. Ωστόσο, η μαγνητική τομογραφία δεν είναι γνωστή για την ταχύτητά της λόγω της χρονοβόρας διαγνωστικής διαδικασίας, δεν είναι φορητή λόγω του μεγέθους του εξοπλισμού και δεν είναι συνήθως διαθέσιμη σε ιδιωτικές ιατρικές εγκαταστάσεις. Τα τελευταία χρόνια έχουν χρησιμοποιηθεί διάφορες μέθοδοι, όπως η απεικόνιση αισθητήρων διάχυσης (Diffusion imaging). Η απεικόνιση αυτή, επιτρέπει την ανακατασκευή των οδών της λευκής ουσίας που συνδέουν διάφορα μέρη των νευρικών συστημάτων στον ανθρώπινο εγκέφαλο με τη μέτρηση της ανισοτροπικής διάχυσης του νερού μέσα στους ιστούς του σώματος. Άλλες μέθοδοι, όπως η μαγνητική τομογραφία αιμάτωσης, χρησιμοποιούν σκιαγραφικές ουσίες για τη μέτρηση του σχετικού όγκου του εγκεφαλικού αίματος, παρέχοντας πρόσθετες πληροφορίες για τη μελέτη των όγκων του εγκεφάλου και βοηθώντας στη διάγνυσή τους.

### 3.2.3 Μικροκυματική Απεικόνιση (MWT)

Η μικροκυματική απεικόνιση, τα τελευταία χρόνια έχει εξελιχθεί σε μεγάλο επίπεδο στην βιοϊατρική. Ωστόσο, βρίσκεται ακόμη σε φάση έρευνας και ανάπτυξης και δεν έχει υιοθετηθεί ευρέως στην κλινική πρακτική. Το φάσμα του ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων αναμένεται από 300 MHz έως 300 GHz. Τα μικροκύματα είναι ευαίσθητα στις μεταβολές των ηλεκτρικών και μαγνητικών ιδιοτήτων του μέσου που προσπίπτουν, με αποτέλεσμα να εξαρτάται κυρίως από την διαπερατότητα και την αγωγιμότητα. Όταν τα μικροκύματα προσπίπτουν σε υλικά με διαφορετικές ηλεκτρικές ή μαγνητικές ιδιότητες εντός του μέσου, εμφανίζεται ανάκλαση και σκέδαση. Κατά την απεικόνιση του ιστού, χρησιμοποιούνται κεραίες πομπού για την εκπομπή μικροκυμάτων μέσω ενός δείγματος, ενώ κεραίες δέκτη τοποθετημένες γύρω από το δείγμα ανιχνεύουν τα μικροκύματα που περνούν μέσα από το δείγμα, ακολουθώντας διάφορες διαδρομές ανάλογα με τη σύνθεση του δείγματος. Η ηλεκτρονική επεξεργασία αυτών των λαμβανόμενων σημάτων επιτρέπει την εξαγωγή ποσοτικών και ποιοτικών πληροφοριών σχετικά με το δείγμα, δημιουργώντας τελικά εικόνες της εσωτερικής δομής του. Οι βιολογικοί ιστοί παρουσιάζουν διακυμάνσεις στη διαπερατότητα και την αγωγιμότητα, οι οποίες σχετίζονται με την περιεκτικότητά τους σε νερό. Οι ιστοί με υψηλή περιεκτικότητα σε νερό, όπως οι μύες και το αίμα, έχουν υψηλή διαπερατότητα και αγωγιμότητα, ενώ οι ιστοί με χαμηλή περιεκτικότητα σε νερό, όπως τα οστά και το λίπος, παρουσιάζουν χαμηλή διαπερατότητα και αγωγιμότητα. Επιπλέον, αυτές οι διηλεκτρικές ιδιότητες επηρεάζονται από τη συχνότητα της χρησιμοποιούμενης μικροκυματικής ακτινοβολίας και ο τρόπος με τον οποίο μεταβάλλονται με διαφορετικές συχνότητες εξαρτάται από τον τύπο του ιστού. Ως αποτέλεσμα, τα μικροκύματα μπορούν να αξιοποιηθούν για τη δημιουργία εικόνων του σώματος μέσω τεχνικών όπως η τομογραφία και η απεικόνιση με ραντάρ. Η απεικόνιση με μικροκύματα έχει χρησιμοποιηθεί με κάποια επιτυχία στον έλεγχο του καρκίνου του μαστού. Προσφέρει πλεονεκτήματα, συμπεριλαμβανομένης της μη ιοντίζουσας ακτινοβολίας, της φθηνής κατασκευής και της δυνατότητας στόχευσης καρκινικού ιστού στο μαστό επειδή είναι ευαίσθητη στους ιστούς αυτούς. Επίσης σε αντίθεση με τη μαστογραφία, στην μικροκυματική απεικόνιση δεν χρειάζεται η συμπίεση του μαστού. Ωστόσο, υπάρχουν προκλήσεις που σχετίζονται με αυτή την τεχνολογία, συμπεριλαμβανομένης της εξασθένησης του σήματος λόγω της αγωγιμότητας των ιστών, των περιορισμών στην ανάλυση, της κίνησης και της ετερογενούς φύσης των ιστών, όπως για παράδειγμα το μείγμα αδενικών και λιπώδους ιστού στο μαστό. Επιπλέον, σε ορισμένες περιπτώσεις υπάρχει διαφορά μεταξύ ενός υγιούς και παθολογικού ιστού. Ενώ η αντίθεση μεταξύ λίπους και όγκου στο μαστό μπορεί να είναι σημαντική, η αντίθεση μεταξύ ινώδους αδενικού ιστού και όγκου στο ίδιο όργανο μπορεί να είναι έως και 10%. Η υπέρβαση αυτών των προκλήσεων θα απαιτήσει καινοτομίες στο υλικό, στους αλγόριθμους λογισμικού και στις τεχνικές μέτρησης, ώστε να απελευθερωθεί πλήρως το δυναμικό της μικροκυματικής απεικόνισης σε διάφορες ιατρικές εφαρμογές, συμπεριλαμβανομένης της νευροαπεικόνισης. Παρά τα εμπόδια

αυτά, σημειώνεται πρόοδος στην εφαρμογή της μικροκυματικής απεικόνισης για την ανίχνευση καρκινικών ιστών εντός του εγκεφάλου.

### *3.2.4 Ηλεκτρικές ιδιότητες εγκεφαλικού ιστού κατά την MWI*

Πρόσφατες έρευνες δίνουν έμφαση στην εφαρμογή της τεχνολογίας μικροκυμάτων στην ιατρική απεικόνιση, με ιδιαίτερη έμφαση στην ανίχνευση καταστάσεων που σχετίζονται με το κεφάλι, όπως τα εγκεφαλικά επεισόδια και τα ενδοκρανιακά αιματώματα. Η απεικόνιση μικροκυμάτων (MWI) είναι η τεχνική που βρίσκεται στο επίκεντρο αυτής της έρευνας, η οποία αξιοποιεί τις διαφορές στον τρόπο με τον οποίο οι διάφοροι ιστοί στο κεφάλι ανταποκρίνονται στα μικροκύματα. Όταν συμβαίνει ένα αιμορραγικό εγκεφαλικό επεισόδιο, μεταβάλλει σημαντικά τις ηλεκτρικές ιδιότητες των προσβεβλημένων ιστών του εγκεφάλου, προκαλώντας τους να συμπεριφέρονται διαφορετικά. Συγκεκριμένα, οι ιστοί αυτοί παρουσιάζουν πολύ υψηλότερες ηλεκτρικές ιδιότητες, έως και 30% περισσότερες, σε σύγκριση με τις ηλεκτρικές ιδιότητες του φυσιολογικού εγκεφαλικού ιστού. Η βασική αρχή της MWI για την ανίχνευση εγκεφαλικού επεισοδίου περιστρέφεται γύρω από αυτές τις έντονες διαφορές στις ηλεκτρικές ιδιότητες μεταξύ του ιστού που έχει προσβληθεί από αιμορραγικό εγκεφαλικό επεισόδιο και του περιβάλλοντος εγκεφαλικού ιστού. Η συμπεριφορά των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων που αλληλοεπιδρούν με τον ανθρώπινο ιστό εξαρτάται κυρίως από δύο παράγοντες: τη σχετική διαπερατότητα, η οποία σχετίζεται με την ικανότητα αποθήκευσης ηλεκτρομαγνητικής ενέργειας και την αγωγιμότητα, η οποία αφορά το πόσο καλά περνούν τα μικροκύματα μέσα από τον ιστό. Η ανίχνευση εγκεφαλικών επεισοδίων με βάση τα μικροκύματα βασίζεται στα διακριτά ηλεκτρικά χαρακτηριστικά τόσο των εγκεφαλικών επεισοδίων όσο και των γύρω ιστών. Αυτές οι ιδιότητες των ιστών αποτελούνται κυρίως από δύο σημαντικούς παράγοντες: την αγωγιμότητα και τη σχετική διαπερατότητα. Ο τρόπος με τον οποίο τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα αλληλοεπιδρούν με ένα μέσο εξαρτάται από την αγωγιμότητα και τη σχετική διαπερατότητα. Διάφορες ερευνητικές μελέτες έχουν καταδείξει ότι η περιεκτικότητα σε νερό σε έναν ιστό παίζει καθοριστικό ρόλο στον καθορισμό της σχετικής διαπερατότητάς του. Για παράδειγμα, ιστοί με υψηλή περιεκτικότητα σε νερό, όπως αυτοί που έχουν προσβληθεί από αιμορραγικό εγκεφαλικό επεισόδιο ή όγκους, παρουσιάζουν σημαντικά υψηλότερη σχετική διαπερατότητα από ιστούς με χαμηλή περιεκτικότητα σε νερό, όπως η λευκή ή η φαιά ουσία. Η σχετική διαπερατότητα ενός ιστού σχετίζεται με την ικανότητά του να αποθηκεύει ηλεκτρομαγνητική ενέργεια, ενώ η αγωγιμότητά του δείχνει πώς μειώνεται η ενέργεια μικροκυμάτων όταν αλληλοεπιδρά με τον ιστό. Οι διαφορές στις ηλεκτρομαγνητικές ιδιότητες μεταξύ υγιών και ανθυγιεινών ιστών, όπως αυτοί που επηρεάζονται από εγκεφαλικά επεισόδια ή όγκους, αξιοποιούνται για την ανίχνευση εγκεφαλικών επεισοδίων μέσω της απεικόνισης μικροκυμάτων (MWI). Η τεχνική αυτή αξιοποιεί τις διαφορές στην αγωγιμότητα ( $\sigma$ ) και τη σχετική διαπερατότητα ( $\epsilon_r$ ) μεταξύ

υγιών και αιμορραγικών ιστών εγκεφαλικού επεισοδίου στην περιοχή συχνοτήτων από 1 GHz έως 4 GHz.

### ***3.3 Πλεονεκτήματα Μικροκυματικής Απεικόνισης (MWT)***

#### ***3.3.1 Συνεχής παρακολούθηση***

Κατά το εγκεφαλικό επεισόδιο, συμβαίνουν ραγδαίες αλλαγές, γεγονός που υπογραμμίζει την κρίσιμη ανάγκη για συνεχή παρακολούθηση κατά τις πρώτες ώρες μετά τη θεραπεία. Στην περίπτωση των ισχαιμικών εγκεφαλικών επεισοδίων, η κύρια εγκεκριμένη θεραπεία είναι η ενδοφλέβια θρομβόλυση με την δραστική ουσία αλτεπλάση, η οποία μπορεί να οδηγήσει σε σοβαρότερη ζημιά μετά το εγκεφαλικό επεισόδιο και, ως εκ τούτου, απαιτεί συνεχή παρακολούθηση.

#### ***3.3.2 Καλύτερη ανάλυση του ιστού***

Η ανάλυση της απεικόνισης πρέπει να είναι επαρκώς υψηλή, από χιλιοστά έως μερικά εκατοστά, ώστε να ανιχνεύονται μικρές περιοχές που έχουν προσβληθεί από το εγκεφαλικό επεισόδιο. Αυτό το επίπεδο λεπτομέρειας είναι απαραίτητο για την αξιολόγηση της φύσης των ανωμαλιών και τον ακριβή εντοπισμό της θέσης τους.

#### ***3.3.3 Χαμηλό Κόστος***

Η επιτυχία της θεραπείας του εγκεφαλικού επεισοδίου συνδέεται άμεσα με τον χρόνο που μεσολαβεί μεταξύ της εμφάνισης των συμπτωμάτων και της έναρξης της θεραπείας. Η στοχευμένη περιφερειακή ανάλυση ενός εγκεφαλικού επεισοδίου έχει μεγάλη σημασία για την αποτελεσματική θεραπεία. Η χρήση οικονομικά φθηνών συσκευών σε περιφερειακά κέντρα υγειονομικής περίθαλψης διευκολύνει αυτόν τον στόχο.

#### ***3.3.4 Ασφάλεια του ασθενή***

Η μη ιοντίζουσα ακτινοβολία χαρακτηρίζεται ως η χαμηλότερο ενεργειακό επίπεδο μιας δέσμης k του ατόμου του υδρογόνου (1H). Η ακτινοβολία που υπερβαίνει αυτό το όριο μπορεί να διαταράξει τις ατομικές δομές. Δεδομένου ότι το ανθρώπινο σώμα αποτελείται κυρίως από νερό, η αλλοίωση της ατομικής δομής του υδρογόνου μπορεί

να οδηγήσει σε προβλήματα στην υγεία του ασθενή, συμπεριλαμβανομένου του κινδύνου εμφάνισης καρκίνου.

### *3.3.5 Λειτουργική αντίθεση ιστών*

Τα ειδικά χαρακτηριστικά των ιστών εντός του ανθρώπινου σώματος προσφέρουν πολύτιμες πληροφορίες για την κατάσταση της υγείας του ασθενούς, είτε πρόκειται για παθολογική κατάσταση είτε για υγιή κατάσταση. Στο πλαίσιο της ανίχνευσης, της διαφοροποίησης και της παρακολούθησης εγκεφαλικών επεισοδίων, είναι σημαντικό να προσδιορίζεται με ακρίβεια η λειτουργική κατάσταση των ιστών. Αυτή η γνώση είναι κρίσιμη για την επιλογή της κατάλληλης θεραπείας, με αρχικό βήμα τη διαφοροποίηση μεταξύ και αιμορραγικών εγκεφαλικών επεισοδίων. Η λάθος χορήγηση φαρμάκων για ενός εγκεφαλικού επεισοδίου μπορεί ακόμη και να θανατηφόρα [70].

### *3.3.6 Φορητή συσκευή*

Όπως αναφέραμε και προηγουμένως, παίζει σημαντικό ρόλο ο χρόνος και η σωστή απόφαση για την κατάλληλη επιλογή θεραπείας σε περίπτωση εγκεφαλικού επεισοδίου. Οι φορητές συσκευές μπορούν να μεταφέρονται σε ασθενοφόρα ή σε αγροτικές περιοχές [9]. Η προσέγγιση αυτή εξασφαλίζει ταχύτερη λήψη αποφάσεων και μειώνει τις καθυστερήσεις στις εισαγωγές ασθενών, οδηγώντας τελικά σε πιο έγκαιρη και αποτελεσματική θεραπεία [71].

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: Κεραίες Για Βιοϊατρικές Εφαρμογές

---

Οι κεραίες που χρησιμοποιούνται σε διάφορες βιολογικές εφαρμογές λειτουργούν κάτω από διαφορετικές συνθήκες σε σύγκριση με τις συμβατές κεραίες που λειτουργούν σε ελεύθερο χώρο. Λειτουργούν κυρίως στο κλειστό πεδίο και αλληλεπιδρούν με το σώμα, σε αντίθεση με τις παραδοσιακές κεραίες μακρινών πεδίων. Επιπλέον, οι κεραίες αυτές εκπέμπουν ακτινοβολία σε περιβάλλον με σημαντικές απώλειες σήματος, σε αντίθεση με τις ιδανικές συνθήκες του ελεύθερου χώρου. Μια ποικιλία κεραιών, όπως μικροταινιακές κεραίες και στοιχειοκεραίες, έχουν αναπτυχθεί για να διευκολύνουν τη μεταφορά ηλεκτρομαγνητικής ενέργειας από και προς το ανθρώπινο σώμα. Οι εφαρμογές αυτές στον τομέα της ιατρικής μπορούν να κατηγοριοποιηθούν σε γενικές γραμμές σε δύο ομάδες: θεραπευτικές και πληροφοριακές. Οι θεραπευτικές εφαρμογές περιλαμβάνουν θεραπείες όπως η υπερθερμία για τη θεραπεία του καρκίνου, καλύτερης θεραπείας των οστών και των πληγών, για την προσομοίωση νευρωνικής λειτουργίας, στην πρόσθεση νευρώνων, στην αγγειοπλαστική με “μπαλόνη” χρησιμοποιώντας μικροκύματα, στην καλοήγη υπερπλασία του προστάτη και στην καρδιακή κατάλυση. Οι πληροφοριακές εφαρμογές περιλαμβάνουν εφαρμογές όπως την ανίχνευση όγκων με ραδιομετρία μικροκυμάτων, την απεικόνιση με τομογραφία μικροκυμάτων, την μέτρηση της περιεκτικότητας σε νερό των πνευμόνων και η δοσιμετρία. Οι θεραπευτικές εφαρμογές μπορούν να χωριστούν περαιτέρω σε επεμβατικές και μη επεμβατικές διαδικασίες. Στις μη επεμβατικές εφαρμογές, όπου δεν διαπερνούν το σώμα, χρησιμοποιούνται κεραίες για τη δημιουργία ηλεκτρομαγνητικού πεδίου που θερμαίνει συγκεκριμένους ιστούς. Κεραίες όπως τα ελικοειδή πηνία, οι δακτυλιοειδείς πυκνωτές, οι διηλεκτρικά φορτισμένοι κυματοδηγοί και οι μικροταινιακοί ακτινοβολητές προτιμώνται λόγω της συμπαγούς τους μορφής. Χρησιμοποιούνται επίσης φασικές στοιχειοκεραίες για τη συγκέντρωση του σήματος στον συγκεκριμένο ιστό και την αύξηση του βάθους διείσδυσής του. Η επιλογή της κατάλληλης συχνότητας, του μεγέθους της κεραίας και της σωστής συγκέντρωσης ενέργειας στον ιστό που εξετάζεται, είναι κρίσιμη σε αυτές τις περιπτώσεις. Το βάθος διείσδυσης του σήματος καθορίζεται από τη συνολική ισχύ που εφαρμόζεται ή είναι διαθέσιμη στην κεραία γνωρίζοντας ότι το μέσο διάδοσης έχει απώλειες. Στις επεμβατικές εφαρμογές, η κατασκευή των κεραιών συγκεντρώνεται στην σωστή εμφύτευση στον ιστό. Διάφορες μεμονωμένες κεραίες και φασικές ή μη φασικές συστοιχίες έχουν χρησιμοποιηθεί εκτενώς στη θεραπεία συγκεκριμένων όγκων. Ένα κοινό παράδειγμα είναι η χρήση ενός ομοαξονικού καλωδίου με εκτεταμένο κεντρικό αγωγό ως εμφυτευμένη κεραία. Τέτοιες κεραίες έχουν επίσης χρησιμοποιηθεί σε αρτηρίες για τον μετρίασμό της αρτηριακής πλάκας και τη διαστολή της αρτηρίας. Επιπλέον, κεραίες έχουν χρησιμοποιηθεί για τη διέγερση συγκεκριμένων νεύρων στο ανθρώπινο σώμα. Καθώς η τεχνολογία εξελίσσεται, ιδίως όσον αφορά την ανάπτυξη υλικών και πιο συμπαγών σχεδίων

κεραιών, μπορούμε να περιμένουμε να ανακαλύψουμε ακόμη περισσότερες εφαρμογές κεραιών στον τομέα της βιοϊατρικής επιστήμης.

## ***4.1 Κεραίες για πληροφοριακές εφαρμογές (Medical Devices For Data Transfer)***

### ***4.1.1 Φορητές Κεραίες (Wearable Antennas)***

Τα τελευταία χρόνια οι εξελίξεις των φορητών συσκευών έχουν δημιουργήσει νέες ιδέες, με ιδιαίτερη έμφαση στις φορητές κεραίες που λειτουργούν ως αισθητήρες κοντά στο ανθρώπινο σώμα. Οι κεραίες αυτές είναι κατάλληλες σε στρατιωτικές εφαρμογές, προσφέροντας καλύτερη μετάδοση και λήψη δεδομένων, ενισχύοντας έτσι την κινητικότητα και την αποτελεσματικότητα των στρατιωτών στο πεδίο της μάχης. Ωστόσο οι συσκευές αυτές αντιμετωπίζουν προβλήματα όπως εξασθένηση του σήματος, όπου η ισχύς του σήματος μειώνεται επειδή η συσκευή κινείται και η διαφορά του μήκους διαδρομής γίνεται συγκρίσιμη με το μήκος κύματος του σήματος [75]. Για την αντιμετώπιση αυτού του προβλήματος, η εξασθένηση πολλαπλών διαδρομών μπορεί να μειωθεί με τη χρήση πολλαπλών κεραιών. Αυτό μπορεί να γίνει με την τοποθέτηση κεραιών σε απόσταση μισού μήκους κύματος μεταξύ τους. Όμως, αυτή η προσέγγιση δεν είναι κατάλληλη σε κεραίες μεγάλης κλίμακας που λειτουργούν κοντά στο ανθρώπινο σώμα [76]. Την τελευταία δεκαετία, οι φορητές κεραίες που λειτουργούν κοντά στο ανθρώπινο σώμα έχουν σημαντικό ερευνητικό ενδιαφέρον σε διάφορους τομείς λόγω των λειτουργιών και των ικανοτήτων τους [77]. Στον τομέα της υγειονομικής περίθαλψης, οι τεχνολογίες αυτές χρησιμεύουν ως φορητά εργαλεία για την ανίχνευση ζωτικών ζητημάτων υγείας σε διάφορα περιβάλλοντα, όπως αίθουσες ανάρρωσης, κλινικές, σπίτια και χειρουργεία. Χρησιμοποιούνται επίσης σε στρατιωτικές εφαρμογές, διαθέτοντας μικροσκοπικές κεραίες σε κάμερες και μικρόφωνα για τη μεταφορά δεδομένων. Επιπλέον, αυτές οι κεραίες βρίσκουν χρήση σε εφαρμογές παρακολούθησης για παιδιά, ηλικιωμένους και αθλητές, που εκτείνονται σε συστήματα υγειονομικής περίθαλψης, μονάδες διάσωσης και συσκευές ψυχαγωγίας. Η σύνδεση αυτών των τεχνολογιών με "σταθμούς" συλλογής δεδομένων για την αποτελεσματική μετάδοση δεδομένων απαιτεί την χρήση τέτοιων κεραιών. Όμως οι κεραίες αυτές επειδή λειτουργούν κοντά στο ανθρώπινο σώμα, και το ανθρώπινο σώμα έχει απώλειες, η σχεδίαση τέτοιων κεραιών είναι δύσκολη. Επομένως, για λόγους πρακτικότητας, οι κεραίες που λειτουργούν στο σώμα πρέπει να είναι φιλικές προς τον χρήστη, οικονομικά αποδοτικές, ελαφριές, αισθητικά ευχάριστες, χωρίς συντήρηση, συμπαγείς και χωρίς εγκατάσταση, καθώς η απόδοσή τους να λειτουργεί και σε διαφορετικά περιβάλλοντα. Σύμφωνα με το [78], ο σχεδιασμός τέτοιων κεραιών ποικίλλει ανάλογα

με την περιοχή συχνοτήτων λειτουργίας, την ισχύ μετάδοσης και το περιβάλλον στο οποίο λειτουργεί και συνολική αποτελεσματικότητά της εξαρτάται από τις φυσικές αλλαγές και την απορρόφηση νερού του ανθρώπινου σώματος. Παρ' όλα αυτά, η συνολική απόδοση της κεραίας εξαρτάται ολοκληρωτικά από το διηλεκτρικό υλικό που χρησιμοποιείται. Κατά τον σχεδιασμό της κεραίας, το διηλεκτρικό υλικό επιλέγεται με βάση την ικανότητά του να διατηρεί τα χαρακτηριστικά του σε ορισμένες θερμοκρασίες, να αντέχει στο λύγισμα και να μην συντρίβεται. Επιπλέον χρησιμοποιούνται αγωγιμα υλικά στο άνω και κάτω στρώμα του διηλεκτρικού υλικού για να έχουν υψηλή αντοχή στη φθορά λόγω μηχανικής παραμόρφωσης. Ο σχεδιασμός φορητών κεραιών που λειτουργούν κοντά στο ανθρώπινο σώμα απαιτεί πλήρη την κατανόηση των ηλεκτρομαγνητικών χαρακτηριστικών του υλικού που χρησιμοποιείται, όπως η διαπερατότητα και επιτρεπτότητα, τις εφαπτόμενες απώλειες αλλά και το πόσο παχύ θα είναι το υπόστρωμα [78]. Συνήθως τα υλικά που χρησιμοποιούνται ονομάζονται ηλεκτρονικά υφάσματα τα οποία είναι αγωγιμα και μη αγωγιμα υλικά. Για να μειωθεί το βάρος και το προφίλ τέτοιων κεραιών, χρησιμοποιούνται μη αγωγιμα υφαντουργικά υλικά όπως τσόχα, νάιλον, δέρμα, μετάξι, τζιν, πολυμερή υλικά, χαρτί και Φλιν υλικά. Τα αγωγιμα υφασμάτινα υλικά χρησιμοποιούνται για συστήματα που λειτουργούν σε κοντινή απόσταση και έχουν υψηλές αποδόσεις [77,79]. Τα υλικά αυτά δημιουργούνται συνδυάζοντας πολυμερή νήματα ή αγωγιμα μέταλλα με κανονικά υφάσματα. Παραδείγματα τέτοιων υφασμάτων είναι το Flectron, το Zelt ύφασμα, ο καθαρός χαλκός, ύφασμα ταφτά και τα υλικά θωράκισης [80], τα οποία είναι εύκαμπτα και ανθεκτικά, καθιστώντας τα κατάλληλα για χρήσεις κοντά στο σώμα. Επιπλέον για την ανάπτυξη συστήματος με κεραίες υψηλής απόδοσης χρειάζεται και ένα ελαφρύ εύκαμπτο υπόστρωμα [81] και τα υλικά των υφασμάτων υλικών που αναφέρθηκαν παραπάνω έχουν διαφορετικά διηλεκτρικά χαρακτηριστικά, κάνοντας έτσι δύσκολη την επιλογή του υποστρώματος προκειμένου η κεραία να είναι ανθεκτική για μια συγκεκριμένη εφαρμογή. Επιπλέον στην σχεδίαση τέτοιων συστημάτων πρέπει να διασφαλιστεί ότι το ακτινοβολούμενο στοιχείο δεν επηρεάζει τον ασθενή. Γενικά, τα υφάσματα έχουν πολύ χαμηλή διηλεκτρική σταθερά, η οποία μειώνει τις απώλειες επιφανειακών κυμάτων και διευρύνει το εύρος ζώνης σύνθετης αντίστασης της κεραίας.

#### *4.1.2 Παραδείγματα Φορητών Κεραιών*

##### *1. Επίπεδες κεραίες (Planar Antennas)*

Οι επίπεδες κεραίες αντιπροσωπεύουν την τελευταία εξέλιξη στην τεχνολογία κεραιών και διακρίνονται από χαρακτηριστικά όπως το χαμηλό προφίλ, ο ελαφρύς σχεδιασμός, οικονομική και εύκολη ενσωμάτωση σε άλλες συστοιχίες κεραιών. Τα χαρακτηριστικά



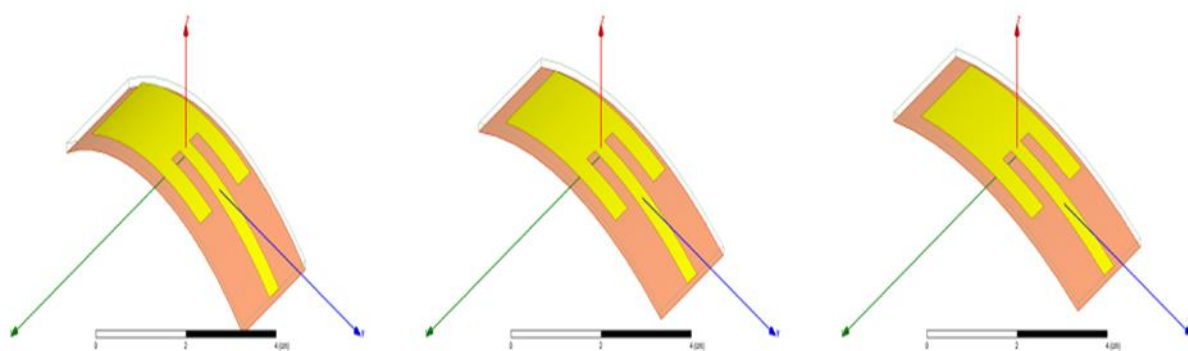
αυτά τις καθιστούν κατάλληλες για τα σύγχρονα συστήματα επικοινωνίας, ιδίως σε εφαρμογές κινητής τηλεφωνίας και WLAN. Κατά συνέπεια, τα τελευταία δύο με τρία χρόνια έχουν εμφανιστεί διάφορα καινοτόμα σχέδια για επίπεδες κεραίες για τέτοιες εφαρμογές.

## 2. Συρμάτινες κεραίες (Wire Antennas)

Συρμάτινες κεραίες είναι από τους πιο συνηθισμένους τύπους κεραιών και μπορούν να βρεθούν σε διάφορες εφαρμογές, όπως αυτοκίνητα, πλοία, αεροσκάφη και κτίρια. Υπάρχουν διάφορες ποικιλίες συρμάτινων κεραιών, συμπεριλαμβανομένων απλής κεραίας δίπολο, βρόχου και ελικοειδής.

## 3. Σύμμορφες κεραίες (Conformal Antennas)

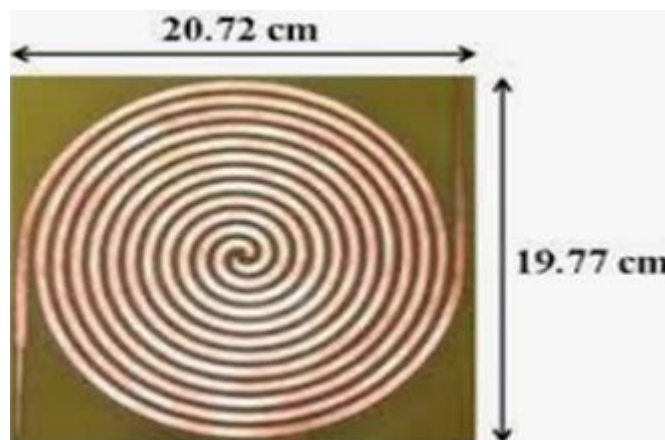
Μια σύμμορφη κεραία, που αναφέρεται επίσης και ως σύμμορφη συστοιχία, είναι μια επίπεδη κεραία συστοιχίας σχεδιασμένη να προσαρμόζεται σε ένα συγκεκριμένο σχήμα. Αποτελείται από πολλαπλές μεμονωμένες κεραίες που είναι τοποθετημένες πάνω ή μέσα σε μια καμπυλωτή επιφάνεια, η οποία λειτουργεί εκπέμποντας και λαμβάνοντας ραδιοκύματα όπως μια ενιαία κεραία. Η κεραία φασικής συστοιχίας είναι ένας τύπος σύμμορφης κεραίας, που αποτελείται από μια συστοιχία πολλών μικρών επίπεδων στοιχείων κεραίας που καλύπτουν την επιφάνεια, όπως δίπολο ή patch κεραίες.



Εικόνα 4.1 Σύμμορφη κεραία [82].

#### 4. Σπειροειδής κεραίες (Spiral Antennas)

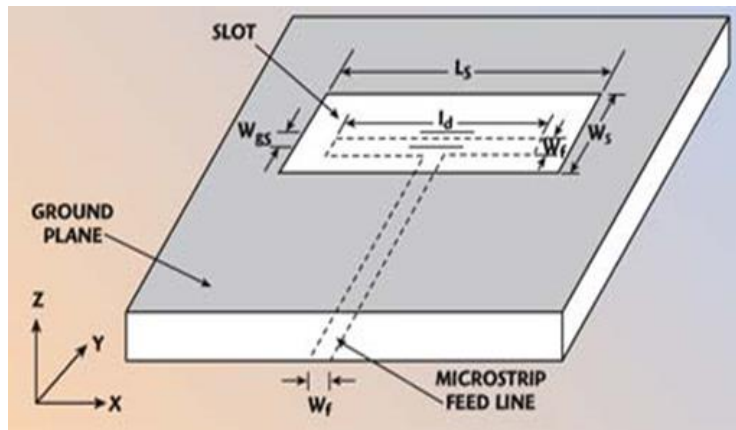
Η σπειροειδής κεραία ανήκει στην κατηγορία των κεραιών ραδιοσυχνότητας (RF). Μπορεί να διαμορφωθεί ως σπειροειδής με δύο βραχίονες ή με πρόσθετους βραχίονες. Μεταξύ των ανεξάρτητων από τη συχνότητα κεραιών περιλαμβάνονται οι λογαριθμικές σπειροειδείς κεραίες. Αυτές οι κεραίες διατηρούν σταθερή την αντίσταση, το διάγραμμα ακτινοβολίας και την πόλωση σε ένα ευρύ φάσμα συχνοτήτων. Οι σπειροειδείς κεραίες παρουσιάζουν κυκλική πόλωση και διαθέτουν ένα μέτριο επίπεδο κέρδους ισχύος. Επιπλέον η χρήση συστοιχιών κεραιών μπορεί να ενισχύσει το κέρδος της. Οι σπειροειδείς κεραίες χαρακτηρίζονται από τον συμπαγή σχεδιασμό τους λόγω της μικροσκοπικής δομής τους.



Εικόνα 4.2 Σπειροειδής κεραία [83].

#### 5. Κεραία σχισμής (Slot Antennas)

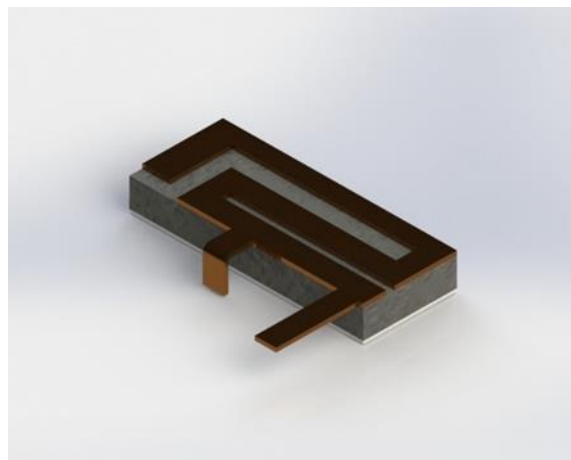
Μια κεραία σχισμής αποτελείται από ένα ή περισσότερα ανοίγματα ή σπές χαραγμένες σε μια μεταλλική επιφάνεια, συνήθως σε μια επίπεδη πλάκα. Όταν εφαρμόζεται ρεύμα ραδιοσυχνότητας για να ενεργοποιηθεί η πλάκα ως κεραία, η σχισμή εκπέμπει ηλεκτρομαγνητικά κύματα κατά τρόπο παρόμοιο με μια διπολική κεραία. Το διάγραμμα ακτινοβολίας επηρεάζεται από το σχήμα και τις διαστάσεις της σχισμής, καθώς και από τη συχνότητα λειτουργίας. Οι κεραίες σχισμής χρησιμοποιούνται κυρίως σε συχνότητες UHF και μικροκυμάτων, όπου τα μήκη κύματος είναι επαρκώς μικρά για να φιλοξενήσουν την πλάκα και τη σχισμή σε συμπαγή χώρο. Σε αυτές τις συχνότητες, τα ραδιοκύματα συχνά διαδίδονται μέσω ενός κυματοδηγού και η κεραία κατασκευάζεται με σχισμές στον κυματοδηγό, γνωστή ως κεραία κυματοδηγού με σχισμές.



Εικόνα 4.3 Κεραία σχισμής [84]

## 6. PIFA κεραία (*Planar Inverted F Antennas-PIFA*)

Η PIFA κεραία είναι μια κεραία ασύρματης επικοινωνίας που χρησιμοποιείται κυρίως σε συχνότητες UHF (Ultra High Frequency) και μικροκυμάτων. Αποτελείται από μια μονοπολική κεραία γειωμένη στο ένα άκρο της, η οποία κινείται παράλληλα με το επίπεδο γείωσης. Η κεραία τροφοδοτείται σε μια ενδιάμεση θέση, σε μικρή απόσταση από το γειωμένο άκρο. Ο σχεδιασμός της είναι μικρότερος και πιο συμπαγής από ένα τυπικό μονόπολο, επιτρέποντάς της να χωράει μέσα σε κινητές συσκευές. Οι σχεδιαστές μπορούν να επιτύχουν προσαρμογή σύνθετης αντίστασης στο κύκλωμα τροφοδοσίας, επιτρέποντας την αποτελεσματική ακτινοβολία ισχύος χωρίς την ανάγκη πρόσθετων εξαρτημάτων προσαρμογής. Λόγω των χαρακτηριστικών εξοικονόμησης χώρου, αυτή η κεραία χρησιμοποιείται συνήθως σε κινητές ασύρματες συσκευές, λαμβάνοντας τη μορφή επίπεδης κεραίας ανεστραμμένου F (PIFA). Η μορφή μικροταινίας διευκολύνει την εκτύπωση των στοιχείων RF στην ίδια πλακέτα κυκλώματος με άλλα στοιχεία, μπορεί να χρησιμοποιηθεί και για τη δημιουργία τυπωμένων PIFA.



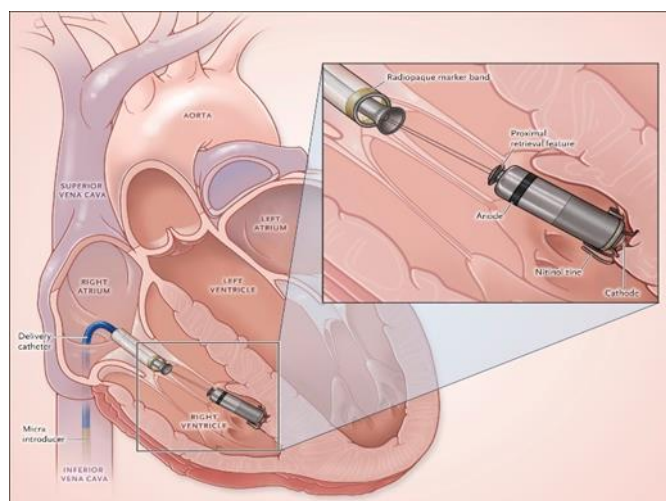
Εικόνα 4.4 Planar Inverted F Antennas-PIFA [85].

## 4.2 Εμφυτεύσιμες Ιατρικές Συσκευές (Implantable Medical Devices)

Για την εισαγωγή εμφυτεύσιμων ιατρικών συσκευών χρησιμοποιούνται χειρουργικές διαδικασίες. Οι συσκευές αυτές μπορούν να ανιχνεύουν και να παρακολουθούν βιοϊατρικά προβλήματα, όπως για την παρακολούθηση της αρτηριακής πίεσης, την ρύθμιση των επιπέδων σακχάρου και για την εμφύτευση εξοπλισμών για την ανίχνευση καρκίνου.

### 4.2.1 Βηματοδότης

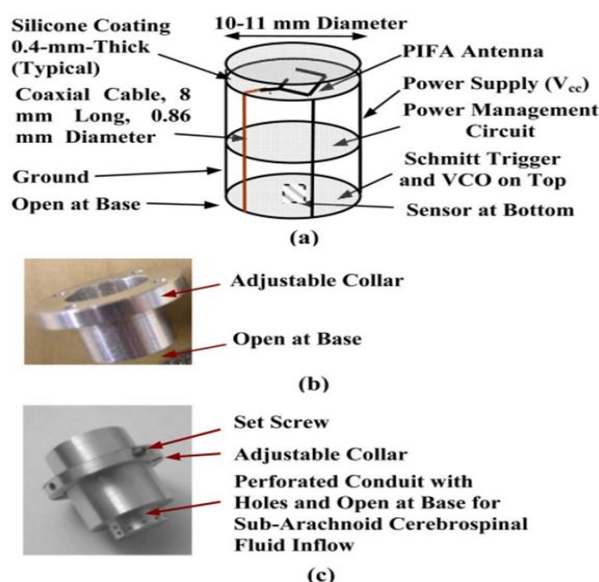
Μία από τις πιο ευρέως διαδεδομένες εμφυτεύσιμες ιατρικές συσκευές είναι ο βηματοδότης, μια συμπαγής συσκευή που εισάγεται στο θώρακα ή στην κοιλιά για τη διαχείριση καρδιακών αρρυθμιών. Η πρώτη εμφύτευση βηματοδότη πραγματοποιήθηκε το 1958 και έκτοτε οι εξελίξεις στην ηλεκτρονική, στην ηλεκτρομαγνητική και τις ασύρματες επικοινωνίες έχουν βελτιώσει σημαντικά το φυσικό μέγεθος και τις επιδόσεις των βηματοδοτών. Σήμερα, οι περισσότεροι σύγχρονοι βηματοδότες είναι συμπαγείς, με διαστάσεις που δεν υπερβαίνουν τα τρία εκατοστά, και ορισμένοι μπορούν να μεταδίδουν κρίσιμες διαγνωστικές πληροφορίες τόσο για τον ασθενή όσο και για την κατάσταση της συσκευής σε εξωτερικές συσκευές. Για παράδειγμα, ο βηματοδότης Medtronic Micra [86], ο οποίος αναγνωρίζεται ως ο μικρότερος βηματοδότης στον κόσμο, έχει περίπου το μέγεθος μιας μεγάλης κάψουλας βιταμίνης και μπορεί να εμφυτευθεί απευθείας μέσα στην καρδιά. Αυτός ο βηματοδότης έχει διάρκεια ζωής μπαταρίας μέχρι και δώδεκα χρόνια και επίσης, μπορεί να πραγματοποιηθεί ασφαλής σάρωση με μαγνητικής τομογραφίας (MRI) πλήρους σώματος [87].



Εικόνα 4.5 Ο Micra βηματοδότης τοποθετημένος στην δεξιά κοιλιά [86].

#### 4.2.2 Μόνιτορ ενδοκρανιακής Πίεσης (ICP)

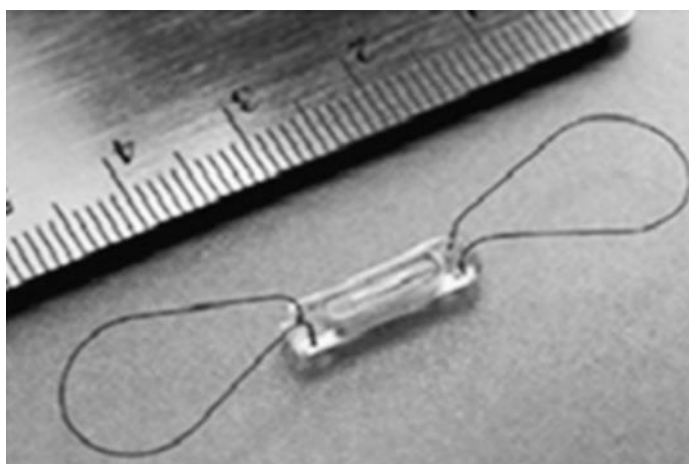
Η αυξημένη ενδοκρανιακή πίεση (ICP) συνήθως οφείλεται σε καταστάσεις όπως το εγκεφαλικό οίδημα, διαταραχές του εγκεφαλονωτιαίου υγρού, τραυματισμοί στο κεφάλι ή εντοπισμός ενδοκρανιακών μαζών στο κεφάλι. Η αύξηση της ICP αυξάνει τον κίνδυνο σοβαρής εγκεφαλικής βλάβης, οδηγώντας σε αναπηρία ή ακόμη και σε θάνατο. Για να αντιμετωπιστεί αυτή η ανησυχία, έχουν αναπτυχθεί διάφορες εμφυτεύσιμες λύσεις για τη μέτρηση της ICP. Για παράδειγμα, στα άρθρα [88,89], ανέφεραν έναν αισθητήρα πίεσης MEMS για την ανίχνευση μεταβολών της ICP και την ασύρματη μετάδοση των δεδομένων σε μια εξωτερική συσκευή. Το σύστημα λειτούργησε σε συχνότητα 2,45 GHz, εμφανίζοντας μέγιστο σφάλμα πίεσης μόλις 0,8mmHg. Μια άλλη προσέγγιση, όπως περιγράφεται στο [90], χρησιμοποίησε έναν ταλαντωτή RF σχεδιασμένο να εντοπίζει τις μεταβολές της ICP με βάση τις μεταβολές στη συχνότητα ταλάντωσής του. Λειτουργώντας στα 2,4 GHz, η συσκευή αυτή προσδιόρισε με ακρίβεια τις πιέσεις εντός του εύρους 10-70mmHg. Ωστόσο, οι δύο αισθητήρες στηρίζονταν στην ενέργεια της μπαταρίας, αυξάνοντας έτσι το συνολικό μέγεθος του εμφυτεύματος και απαιτώντας συχνή αντικατάσταση ή επαναφόρτιση. Για να εξαλειφθεί η ανάγκη για μπαταρίες, δημιούργησαν έναν παθητικό χωρητικό αισθητήρα ICP MEMS που τροφοδοτείται μέσω επαγωγικής σύζευξης RF. Ο αισθητήρας είναι μια δεξαμενή LC με ένα πηνίο τοποθετημένο στο κρανίο και οι μεταβολές της ICP άλλαξαν τη συχνότητα συντονισμού της δεξαμενής. Μια εξωτερική συσκευή ανάγνωσης, ανίχνευσε αυτές τις μεταβολές. Οι αισθητήρες αυτοί, κατέδειξαν την ικανότητα ανίχνευσης μεταβολών της ICP από 0 έως 70mmHg σε διαστήματα 2,5mmHg.



Εικόνα 4.6 Περιγραφή της ICP συσκευής που βασίζεται σε MEMS [89].

### 4.2.3 Μόνιτορ Καρδιαγγειακής Πίεσης (Cardiovascular Pressure Monitors)

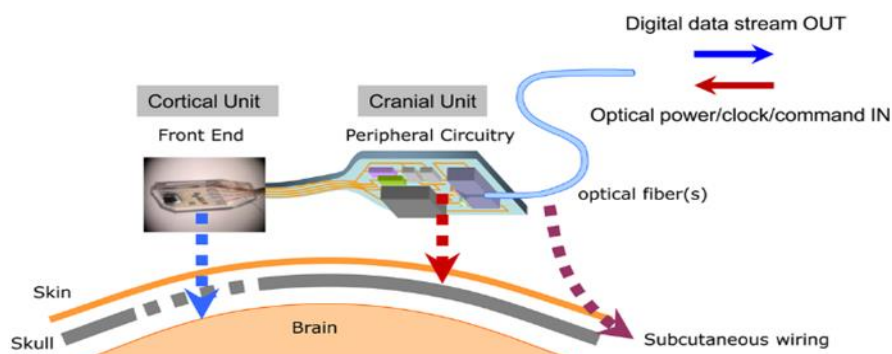
Η συνεχής παρακολούθηση της αρτηριακής πίεσης είναι βασική για την παρακολούθηση διάφορων καρδιαγγειακών καταστάσεων (π.χ. επανστένωση αγγείου, υπέρταση, καρδιακή ανεπάρκεια) και την αξιολόγηση των χειρουργικών επεμβάσεων (π.χ. παρακολούθηση μετά την αποκατάσταση ενδαγγειακού ανευρύσματος) [91]. Ωστόσο, οι παραδοσιακές μέθοδοι, (π.χ. μανσέτες από το πιεσόμετρο ή οι ενδοαρτηριακοί καθετήρες, που επιτρέπουν συνεχή αιμοδυναμική παρακολούθηση και αιμοληψία) έχουν περιορισμούς, συμπεριλαμβανομένης της δυσφορίας, κακές μετρήσεις, πιθανή απόφραξη της ροής του αίματος και των μακροπρόθεσμων επιπλοκών όπως τραυματισμό και λοιμώξεις. Κατά συνέπεια, προτιμώνται οι εμφυτεύσιμες συσκευές, η οποία επιτρέπει τη συνεχή μακροχρόνια παρακολούθηση της αρτηριακής πίεσης, χωρίς να εμποδίζει τις καθημερινές δραστηριότητες του ασθενή και επιπλέον αποφεύγονται οι κίνδυνοι μόλυνσης από καθετήρες και καλώδια. Χάρης την γρήγορη εξέλιξη της τεχνολογίας, έχουν αναπτυχθεί αισθητήρες χαμηλού κόστους και υψηλής ακρίβειας, οι οποίοι μπορούν να εμφυτευθούν με ασφάλεια στο σώμα για την συνεχή παρακολούθηση της αρτηριακής πίεσης. Στα άρθρα [92–94] έχουν προτείνει εμφυτεύσιμες συσκευές για την συνεχή παρακολούθηση της αρτηριακής πίεσης, που χρησιμοποιούν χωρητικούς αισθητήρες MEMS, συσκευή χρόνου διέλευσης παλμών (PTT) που μετράται με επιταχυνσιόμετρο και ο επιφανειακός συντονιστής ακουστικών κυμάτων (SAW). Επιπλέον έχουν κατασκευαστεί και άλλοι αισθητήρες όπως, ο αισθητήρας της Boston Scientific, ο οποίος έχει σχεδιαστεί για την μέτρηση πιέσεων στον σάκο ανευρύσματος μετά από την αποκατάσταση ενδαγγειακού ανευρύσματος. Η συσκευή CardioMEMS, η πρώτη εγκεκριμένη εμφυτεύσιμη συσκευή παρακολούθησης της αρτηριακής πίεσης, ανιχνεύει την καρδιακή ανεπάρκεια εντός της πνευμονικής αρτηρίας [95]. Τέλος στο άρθρο [96], απέδειξαν μία συσκευή για την παρακολούθηση των παραμέτρων του καρδιαγγειακού συστήματος.



Εικόνα 4.7 Αισθητήρας CardioMems [95].

#### 4.2.4 Νευροαισθητήρας (Neurosensors)

Υπάρχει μεγάλο ενδιαφέρον για την ανάπτυξη ασύρματων νευροαισθητήρων για διάφορες εφαρμογές που σχετίζονται γύρω από τον εγκέφαλο, όπως η επιληψία, πάρκινσον και αλτσχάιμερ. Στο άρθρο [97], διερευνήθηκε ένας ασύρματος νευροαισθητήρας, ο οποίος βασίζεται στην τεχνολογία RFID, υψηλού εύρους ζώνης, τοποθετείται πάνω στο κεφάλι του ασθενή και η ενέργεια αποθηκεύεται με RF τεχνικές συλλογής ενέργειας (energy harvesting). Σε μια άλλη έρευνα, παρουσιάστηκε ένας ασύρματος νευροαισθητήρας που σχεδιάστηκε για την καταγραφή νευρικών σημάτων από τον οπτικό φλοιό των πιθήκων [98]. Πιο πρόσφατα, αναπτύχθηκαν πλήρως παθητικοί εμφυτευμένοι νευροαισθητήρες που λειτουργούν χωρίς εσωτερικά στοιχεία τροφοδοσίας [99],[100]. Αυτές οι συσκευές διαθέτουν μια απλή τοπολογία κυκλώματος εμφυτεύματος και δεν περιλαμβάνουν γύρω καλώδια. Για παράδειγμα, ένας από τους πιο πρόσφατους πλήρως παθητικούς νευροαισθητήρες εγκεφάλου έχει διαστάσεις 10 mm × 8,7 mm και μπορεί να ανιχνεύσει εξομοιούμενα νευροδυναμικά τόσο χαμηλά όσο 20  $\mu\text{Vpp}$ , έχοντας βελτίωση της ευαισθησίας του αισθητήρα σε σύγκριση με τους πλήρως παθητικούς νευροαισθητήρες εγκεφάλου [101].

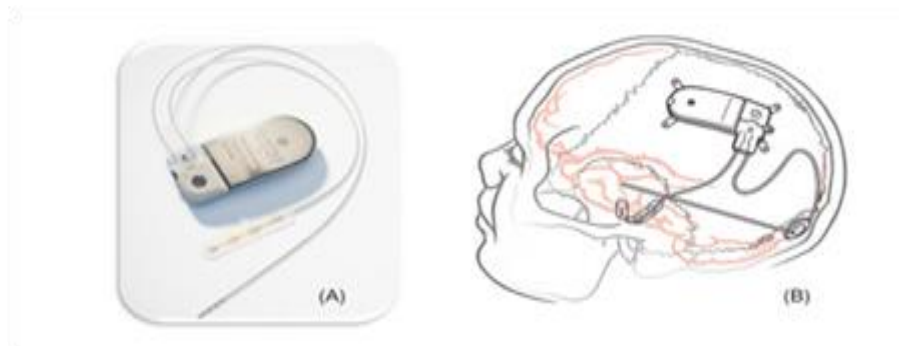


Εικόνα 4.8 Ένα εμφυτεύσιμο μικροσύστημα νευρικής ανίχνευσης [102]

#### 4.2.5 Νευροδιεργέτες (NeuroStimulators)

Διάφοροι εμφυτεύσιμοι νευροδιεργέτες έχουν διερευνηθεί με σκοπό τη διέγερση του νευρικού συστήματος έπειτα από πάρκινσον, δυστονία, κατάθλιψη, εγκεφαλικό επεισόδιο, προσθέσεις (προσθετική ποδιών), Αλτσχάιμερ, άπνοια, χρόνιος πόνος, παχυσαρκία, επιληψία, υπέρταση, καρδιακή ανεπάρκεια, ακράτεια, καθώς και οι ακουστικές και οπτικές διαταραχές. Για παράδειγμα, οι νευροδιεργέτες του αμφιβληστροειδούς έχουν τη δυνατότητα να επαναφέρουν την όραση [103,104], τα κοχλιακά εμφυτεύματα μπορούν να βελτιώσουν την ακοή [78], η εμφύτευση εν τω βάθι διεγέρτη του εγκεφάλου στον υποθαλαμικό πυρήνα μπορούν να διαχειριστούν

αποτελεσματικά τη νόσο του Πάρκινσον [105], οι διεπαφές εγκεφάλου-υπολογιστή (BCI) θα μπορούσαν να επιτρέψουν την ανάπτυξη ρομποτικών χεριών, βραχιόνων, ποδιών που ελέγχονται από την σκέψη [106] και οι διεγέρτες στη φαιά ουσία μπορούν να σταματήσει τον χρόνιο πόνο [107].



Εικόνα 4.9 Διαγραμματική αναπαράσταση του τρόπου εμφύτευσης του συστήματος [108].

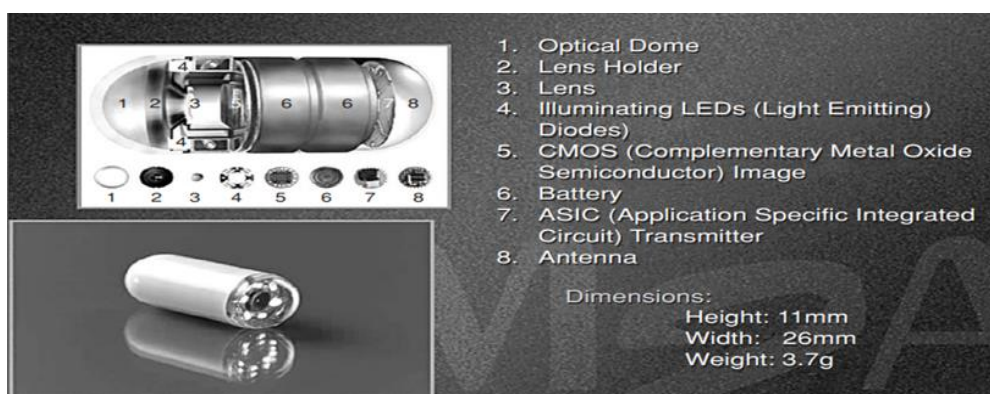
### ***4.3 Καταποτικές Ιατρικές Συσκευές (Ingestible Medical Devices)***

Οι καταποτικές ιατρικές συσκευές είναι μια φαρμακευτική μορφή δοσολογίας που περιέχει έναν καταπίσιμο αισθητήρα μέσα σε μία κάψουλα [109,110], οι οποίοι διατρέχουν στον γαστρεντερικό σωλήνα και το πεπτικό σύστημα του ασθενή, εκτελώντας πολλαπλές λειτουργίες, όπως η λήψη εικόνων, η μετάδοση βίντεο, παρακολούθηση φυσιολογικών παραμέτρων και να προσδιορίσει εάν τα χορηγούμενα φάρμακα έχουν φαρμακευτική απόκριση. Το “έξυπνο” χάπι, θεωρείται μέρος ψηφιακής ιατρικής και μεταδίδουν τα δεδομένα που συλλέγουν σε μία διπλανή οθόνη για προβολή και επεξεργασία. Πιθανές μελλοντικές εφαρμογές περιλαμβάνουν την ανάπτυξη εξατομικευμένων καψουλών χορήγησης φαρμάκων για τη θεραπεία πεπτικών διαταραχών και ασθενειών, ενισχυμένες δυνατότητες μετάδοσης δεδομένων για βελτιωμένη διάγνωση, καταποτικοί αισθητήρες που καταπίνονται μαζί με κανονικά χάπια για την επαλήθευση της σωστής δοσολογίας που λαμβάνουν οι ασθενείς, ηλεκτρονικές κάψουλες που παρακολουθούν τις φυσιολογικές αντιδράσεις στις δόσεις, κάψουλες σχεδιασμένες να ενεργοποιούν και να ανιχνεύουν συγκεκριμένες περιοχές εντός του γαστρεντερικού σωλήνα και του πεπτικού συστήματος, συσκευές ικανές να παρακολουθούν την ηλεκτρική δραστηριότητα στο γαστρεντερικό σωλήνα ενώ μετρούν τους χρόνους διέλευσης, και έξυπνες κάψουλες προγραμματισμένες να απελευθερώνουν εξειδικευμένα προφίλ φαρμάκων σε συγκεκριμένες θέσεις – στόχους.



### 4.3.1 Ενδοσκοπική Κάψουλα (Imaging Capsules)

Η ενδοσκόπηση με κάψουλα είναι η πιο γνωστή ιατρική διαδικασία, που χρησιμοποιείται για την καταγραφή εσωτερικών εικόνων του γαστρεντερικού σωλήνα και του πεπτικού συστήματος για χρήση στη διάγνωση ασθενειών. Στο άρθρο [111], αναφέρονται οι ενδοσκοπικές κάψουλες μίας χρήσης, έχουν μέγεθος χαπιού και μπορούν να απεικονίσουν τον οισοφάγο, το λεπτό και παχύ έντερο χωρίς να χρειάζεται νάρκωση ή επέμβαση στον ασθενή. Έχουν αναπτυχθεί ασύρματα συστήματα ενδοσκόπησης με κάψουλα, τα οποία φθάνουν ρυθμούς δεδομένων έως και 2 Mbps, ενσωματώνοντας προηγμένες τεχνικές συμπίεσης για την επίτευξη 15-20 fps [112]. Στο [113], αναφέρεται ένα σύστημα ενδοσκόπησης ασύρματης κάψουλας βασισμένο σε φθορισμό το οποίο προσφέρει καλύτερη ποιότητα εικόνας. Συνήθως, τα συστήματα αυτά κατηγοριοποιούνται σε τρεις κατηγορίες: ηλεκτρονικός έλεγχος και απόκτηση εικόνας, οπτική απεικόνιση και στην επεξεργασία και μετάδοση πληροφοριών.



Εικόνα 4.10 Ενδοσκοπική κάψουλα Imaging Capsules [114]

### 4.3.2 Καταποτικός Αισθητήρας (Ingestible Sensor)

Καταποτικές κάψουλες χρησιμοποιούνται συχνά για την ανίχνευση φυσιολογικών δεικτών εντός του σώματος, χρησιμεύοντας ως διαγνωστικό εργαλείο. Για παράδειγμα, η Proteus Digital Health ανέπτυξε έναν καταποτικό αισθητήρα που σχετίζεται με την καρδιακή ανεπάρκεια [115]. Ένα άλλο παράδειγμα αφορά έναν αισθητήρα που έχει σχεδιαστεί για την ανίχνευση της κατάποσης φαρμακευτικών δισκίων ή καψουλών [116] και έγιναν κλινικές δοκιμές στις οποίες συμμετείχαν 412 άτομα κατέδειξαν ακρίβεια ανίχνευσης 99,1% με μηδενικά ψευδώς θετικά αποτελέσματα. Αυτό το σύστημα διευκολύνει την άμεση συσχέτιση μεταξύ της κατάποσης φαρμάκων, των συμπεριφορών που σχετίζονται με την υγεία (όπως η σωματική δραστηριότητα) και τις φυσιολογικές μετρήσεις (συμπεριλαμβανομένων του καρδιακού παλμού, της ποιότητας

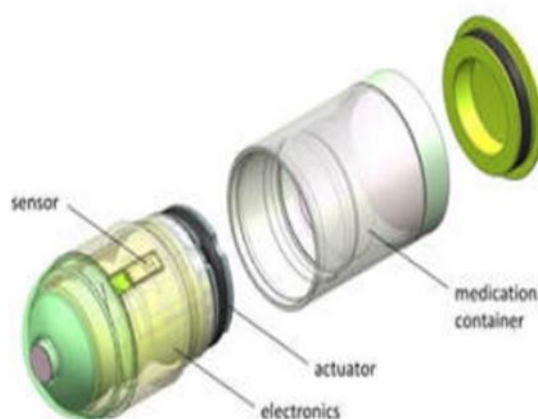
του ύπνου και της αρτηριακής πίεσης). Άλλο ένα παράδειγμα λειτουργίας των καταποτικών κάψουλών μελετιέται στο [117], όπου ειδικά κατασκευασμένες κάψουλες, είναι ικανές να μετρούν την συγκέντρωση διάφορων αερίων κατά την πεπτική διαδικασία στο έντερο. Ειδικότερα, οι αλλαγές στην παραγωγή συγκεκριμένων αερίων στο ανθρώπινο έντερο έχουν συσχετιστεί με γαστρεντερικές διαταραχές όπως η δυσκοιλιότητα, το σύνδρομο ευερέθιστου εντέρου (IBS) και ο καρκίνος του παχέος εντέρου.



Εικόνα 4.11 Καταποτική κάψουλα [117].

#### 4.3.3 Κάψουλες για την χορήγηση Φαρμάκων (*Drug Delivery Capsules*)

Οι κάψουλες χορήγησης φαρμάκων, αφορά τα ηλεκτρονικά χάπια που έχουν σχεδιαστεί για την ακριβή χορήγηση συγκεκριμένων φαρμάκων κατά μήκος της γαστρεντερικής οδού. Στο άρθρο [118] αναφέρουν έναν μικρό μηχανισμό, που ενσωματώνεται εύκολα σε μια κάψουλα, επιτρέποντας τη στοχευμένη χορήγηση 1 ml φαρμάκου. Ο μηχανισμός αυτός δίνει την δυνατότητα την τοποθέτηση μιας βελόνας εντός ενός τμήματος 22,5ο μιας κυλινδρικής κάψουλας, που εκτείνεται έως και 1,5 mm έξω από το σώμα της κάψουλας. Στο άρθρο [119], σχεδιάστηκε ένα έξυπνο χάπι, απελευθερώνοντας το φάρμακο σε σκόνη λίγο πριν φθάσει στην ελεοτυφλική βαλβίδα, τη διασταύρωση μεταξύ λεπτού και παχέος εντέρου. Για να απελευθερώσει το φάρμακο σε σκόνη, η κάψουλα ανοίγει με έναν μαγνητικό "πυροκροτητή".



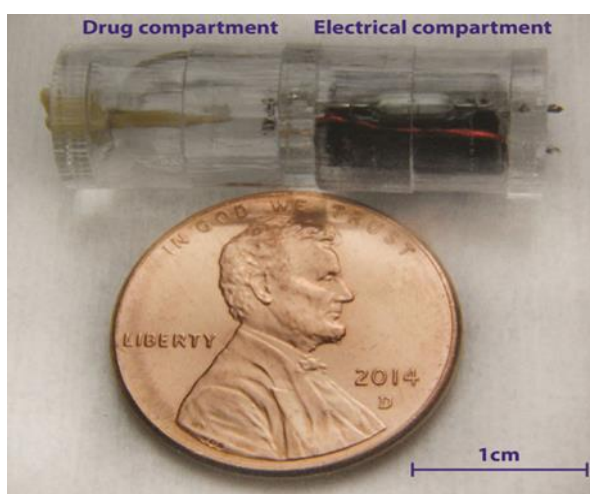
Εικόνα 4.12 IntelliCap® Ηλεκτρονική Κάψουλα [120].

#### 4.4 Συσκευές Ενδοοστικής Έγχυσης (*Injectable Medical Devices*)

Η ανάπτυξη των συσκευών ενδοοστικής έγχυσης είναι σημαντική. Οι δυσκολίες τέτοιων συστημάτων σχετίζονται με την τροφοδοσία και την κατασκευή ενέσιμων κεραίων σε στενό χώρο. Οι συσκευές αυτές θα είναι χρήσιμες για τη θεραπεία καταστάσεων όπως η σύσπαση των χεριών, νόσος του πεπτικού έλκους, ημικρανίες, επιληπτικές κρίσεις, ακράτεια ούρων και άπνοια.

##### 4.4.1 Μικροαισθητήρας Ενδοοστικής Έγχυσης (*Microsensor IMD*)

Ένας μικρο-αισθητήρας ενδοοστικής έγχυσης, είναι συσκευές για την παρακολούθηση της περιφερικής αρτηριακής νόσου (PAD) και για την παρακολούθηση της μυϊκής απόδοσης των αθλητών. Εγχέεται στο ανθρώπινο σώμα μέσω μιας βελόνας. Στο άρθρο [121], η Profusa, παρουσίασε έναν αισθητήρα έγχυσης, πιο συγκεκριμένα τον αισθητήρα Lumee Oxygen, ο οποίος μπορεί να παρακολουθεί τα επίπεδα οξυγόνου σε περιβάλλοντες ιστούς. Πιο συγκεκριμένα, ο αισθητήρας αυτός έχει πάχος όσο μερικών τριχών και μήκος όσο ένα μακρύκοκκο ρύζι, κατασκευασμένος από υδρογέλη (είναι ένα διαφασικό υλικό) με φθορίζουσα βαφή (χρησιμοποιείται για την απεικόνιση των θραυσμάτων DNA του ασθενούς, των ελέγχων και των δεικτών μεγέθους σε το τζελ μετά από έκθεση σε υπεριώδη ακτινοβολία) και είναι ευαίσθητη στο οξυγόνο. Για να μπορούν να παρακολουθήσουν την συσκευή, χρησιμοποιούν έναν οπτικό αναγνώστη (optical reader) ο οποίος λαμβάνει τις εκπομπές από το φως που ακτινοβολείται στο δέρμα. Κατά την διαδικασία, η φωτεινότητα του φθορισμού μειώνεται καθώς το οξυγόνο ενώνεται με τους χημειοϋποδοχείς (νευρικά κύτταρα που ανιχνεύουν αλλαγές στη χημική σύνθεση του αίματος και στέλνουν πληροφορίες στον εγκέφαλο για τη ρύθμιση των καρδιαγγειακών και αναπνευστικών λειτουργιών).



Εικόνα 4.13 Συναρμολογημένη έξυπνη κάψουλα η οποία μεταφέρει συγκεκριμένο φάρμακο στον γαστρεντερικό σωλήνα [119].

#### 4.4.2 Μικροδιεργέτες (Microstimulators)

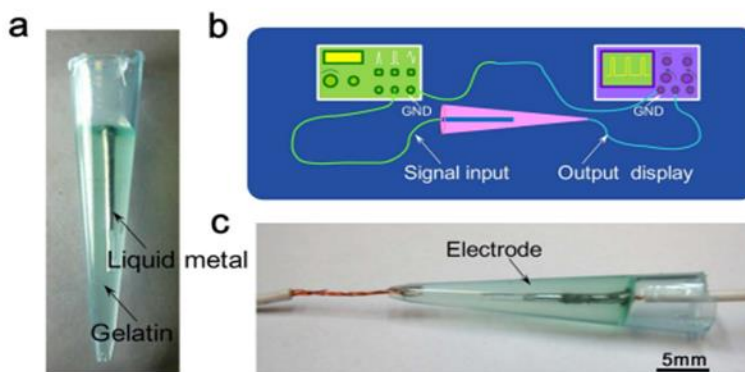
Οι μικροδιεργέτες εισάγονται στο ανθρώπινο σώμα μέσω μιας βελόνας, αποτελώντας μια εύκολη εναλλακτική λύση σε σχέση με τους προαναφερθέντες εμφυτεύσιμους διεργέτες. Ένας νευροδιεργητής έγχυσης περιλαμβάνει συνήθως ηλεκτρόδια διέγερσης, κεραία βιοτελεμετρίας και συλλογής ενέργειας (power harvesting) και ηλεκτρονικά εξαρτήματα για τον έλεγχο της διέγερσης. Στο άρθρο [122], έδειξαν καλά αποτελέσματα για την θεραπεία από υπεξάρθρωμα ώμου μετά από εγκεφαλικό και για τη οστεοαρθρίτιδα γόνατος με την χρήση μικροδιεργετών BION.



Εικόνα 4.14 Εμφυτεύματα BION για θεραπευτική διέγερση [122].

#### 4.4.3 Τεχνολογία ανακατασκευής ιατρικών συσκευών κατά την εγχύση στους βιολογικούς ιστούς (Injectable 3-D Fabrication of Medical)

Είναι μία τεχνολογία που έχει τη δυνατότητα δημιουργίας 3D ιατρικών συσκευών απευθείας μέσα στους βιολογικούς ιστούς μέσω μιας σειράς εγχύσεων. Τα υλικά που εγχέονται για την κατασκευή τέτοιων συμπαγών ηλεκτρονικών συστημάτων περιλαμβάνουν βιοσυμβατά υλικά συσκευασίας και μελάνια υγρού μετάλλου. Στο άρθρο [123], διάφορα ηλεκτρόδια κατασκευάζονται διαδοχικά στους ιστούς. Τα ηλεκτρόδια αυτά δοκιμάστηκαν με επιτυχία τόσο σε εργαστηριακές συνθήκες όσο και εντός ζωντανών οργανισμών. Οι μετρήσεις σύνθετης αντίστασης αποκάλυψαν ότι τα ηλεκτρόδια που δημιουργήθηκαν παρουσίασαν συνολική ηλεκτρική αντίσταση 16kOhm.



Εικόνα 4.14 Ηλεκτρονικές δοκιμές του ηλεκτροδίου [123].

## 4.5 Κεραίες Για Θεραπευτικές Εφαρμογές

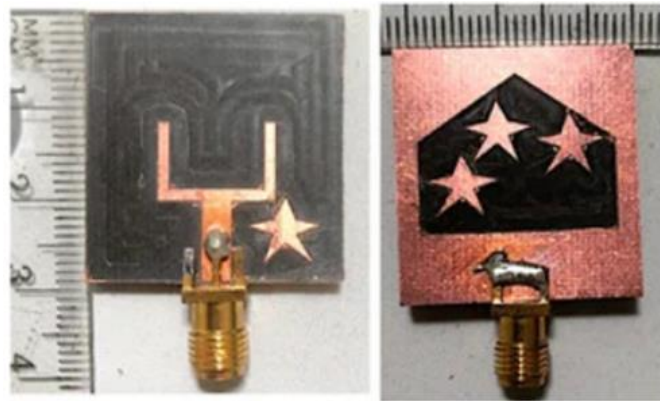
### 4.5.1 Κεραίες στην Μικροκυματική Απεικόνιση (MWI)

Η μικροκυματική απεικόνιση είναι μία αποτελεσματική τεχνική για τη διάγνωση του καρκίνου στο αρχικό του στάδιο. Τα συστήματα αυτά εξαρτώνται από την απόδοση της κεραίας για την σωστή μετάδοση και λήψη σημάτων. Επομένως η κεραία πρέπει να είναι ευέλικτη. Τα τελευταία χρόνια έχουν γίνει πολλές έρευνες για την σωστή σχεδίαση της κεραίας για να ενισχύσουν την απόδοσή της όταν λειτουργεί κοντά στο ανθρώπινο σώμα. Είναι πολύ σημαντικό να κατασκευαστούν τέτοιες κεραίες γιατί είναι σημαντική η γρήγορη ανίχνευση του καρκίνου, για την σωστή θεραπεία του ασθενή. Σήμερα ο καρκίνος του μαστού είναι η πιο συχνή μορφή καρκίνου στις γυναίκες και χρησιμοποιούνται διαγνωστικές μέθοδοι όπως μαστογραφία, μαγνητική τομογραφία (MRI) και υπέρηχοι. Πρέπει να λάβουμε υπόψη ότι, η γρήγορη ανίχνευση του καρκίνου οδηγεί στην σωστή θεραπεία του ασθενή. Για αυτό τον λόγο πρέπει να ερευνηθούν καινοτόμες διαγνωστικές μέθοδοι. Νέες έρευνες έχουν προτείνει για την γρήγορη ανίχνευσή του, τον σχεδιασμό μιας φορητής συσκευής με την χρήση μικροκυματικής η οποία θα χρησιμοποιείται στο ασθενοφόρο κατά την μεταφορά του ασθενή στο πλησιέστερο νοσοκομείο. Οι κεραίες αυτές λειτουργούν σε υπερευρείες ζώνες συχνοτήτων (UWB) από 3.1 GHz έως 6.10 GHz με την χρήση μεταλλικών και μπορεί να λύσει τα μειονεκτήματα που έχουν οι σημερινές διαγνωστικές μέθοδοι περιλαμβανόμενων οι συχνότητες λειτουργίας του οι οποίες είναι βλαβερές προς στον άνθρωπο [124].

#### 4.5.1.1 U-shaped slot Κεραία

Στο άρθρο [125], προτείνεται μια U-shaped slot κεραία, υπερευρείας ζώνης (UWB) για εφαρμογές μικροκυματικής απεικόνισης, η οποία αποτελείται από κωνικά slot και patches με σχήμα αστεριού στο πάνω και κάτω μέρος της γείωσης. Το patch που έχει σχήμα αστεριού, βρίσκεται δίπλα στην γραμμή τροφοδοσίας, βελτιώνοντας την προσαρμογή της σύνθετης αντίστασης στις συχνότητες λειτουργίας της. Επιπλέον επιτυγχάνεται η βελτίωση της κεραίας στις χαμηλότερες συχνότητες με την προσθήκη ορθογωνίου slot στο U-shaped slot, ενώ το κωνικό τμήμα που βρίσκεται στο κάτω επίπεδο, περιέχει patches σε σχήμα αστεριού μεγαλώνοντας έτσι το εύρος ζώνης της κεραίας από 3,8 GHz έως 10,1 GHz. Επίσης έγιναν πειραματικές μετρήσεις πάνω σε ένα Phantom με όγκο, το οποίο μιμείται τον ιστό του μαστού. Αξιολόγησαν τα ηλεκτρικά χαρακτηριστικά της κεραίας, έχοντας αποτελεσματική κατευθυντική ακτινοβολία και με

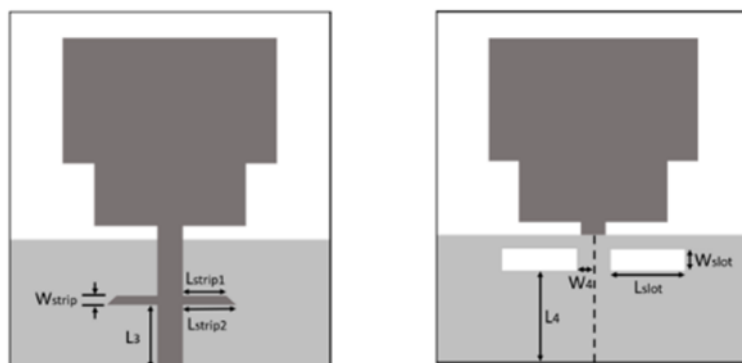
συντελεστές πιστότητας 90,6% και 91,2%, τοποθετώντας την από μπροστά και από τα πλάγια, αντίστοιχα.



Εικόνα 4.15 U-shaped slot κεραία [125].

#### 4.5.1.2 Stair-shaped Κεραία

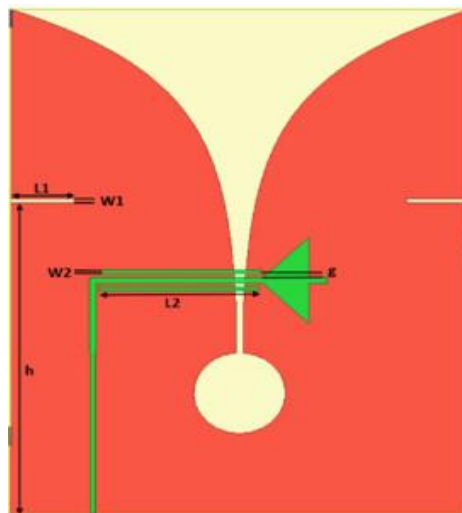
Στην έρευνα [126], σχεδιάστηκε μια τυπωμένο μονόπολο με “σκαλοπάτια” κατά μήκος της γραμμής τροφοδοσίας, με διαστάσεις  $40 \times 36 \times 1,6 \text{ mm}^3$  χρησιμοποιώντας υπόστρωμα FR4. Μεταβάλλοντας το άκρο από το μονόπολο, προσαρμόζεται το εύρος συχνοτήτων λειτουργίας και ο συντονισμός της κεραίας. Επίσης οι διαστάσεις τις υπολογίστηκαν με το απλό μοντέλο γραμμής μεταφοράς. Παρά το μικροσκοπικό μέγεθός της, μεγαλώνοντας την γραμμή τροφοδοσίας λειτουργεί καλύτερα στις χαμηλότερες συχνότητες. Κατά την σχεδιάσή της, αφαιρέθηκε ένα μικρό κομμάτι από την άκρη της γραμμής τροφοδοσίας δημιουργώντας ένα κενό στο κάτω μέρος ης για την επίτευξη προσαρμογής της σύνθετης αντίστασης στο εύρος συχνοτήτων λειτουργίας της μεταξύ 2,7 GHz και 11,4 GHz παρουσιάζοντας κέρδος από 1 έως 6,5 dBi.



Εικόνα 4.16 Τυπωμένο μονόπολο [126].

### 4.5.1.3 Κεραία Vivaldi

Στο παρακάτω άρθρο [127], κατασκευάστηκε μία μικρή, ευέλικτη κεραία Vivaldi με διαστάσεις  $25 \times 20 \times 0,1 \text{ mm}^3$  και μελετήθηκαν κάνοντας δύο παραλλαγές σε αυτήν, η μία με συντονισμό στα 4,4 GHz και η άλλη στα 9,4 GHz. Για την κατασκευή της κεραίας, χρησιμοποιήθηκε η PCB μέθοδος χρησιμοποιώντας πολυιμίδιο, το οποίο είναι ένα ευέλικτο υλικό, με διηλεκτρική σταθερά  $\epsilon_r = 3,5$  και πάχος 0,1 mm. Έπειτα με μία συστοιχία παρόμοιων κεραιών Vivaldi, οι οποίες συντονίζονται στα 4,4 GHz, δημιούργησαν ένα ραντάρ για την ανίχνευση καρκινικών κυττάρων πάνω σε ένα phantom, με τα αποτελέσματα της προσομοίωσης να δείχνουν καλό εντοπισμό των όγκων. Αυτή η προτεινόμενη κεραία Vivaldi δείχνει καλές υποσχέσεις για την δημιουργία τεχνικών μικροκυματικής απεικόνισης για την σωστή ανίχνευση του καρκίνου του μαστού.

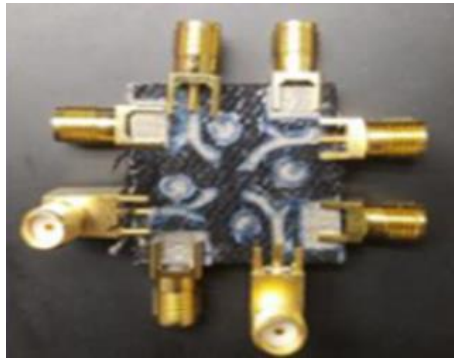


Εικόνα 4.17 Κεραία Vivaldi [127].

### 4.5.1.4 Διπολική Κεραία MIMO

Στο παρακάτω επιστημονικό άρθρο [128], συζητείται μια συμπαγής διπολική κεραία MIMO. Η διπλή πόλωσή της, επιτυγχάνεται μέσω της χρήσης κεραιών σε tree-shaped και leaf-shape, η οποία είναι οριζόντια και κάθετα πολωμένη, αντίστοιχα. Το φαινόμενο σύζευξης στους συντονισμούς εξαλείφεται με την εφαρμογή stubs, με βραχυκύκλωση των άκρων και με παρασιτική σπείρα (parasitic spiral). Το αγωγίμο ύφασμα ShieldIt χρησιμοποιείται σε συνδυασμό με ένα υπόστρωμα διπλής στρώσης που περιλαμβάνει ένα στρώμα τσόχας (με διηλεκτρική σταθερά  $\epsilon_r = 1,8$  και πάχος 0,9 mm) και ένα στρώμα τζιν (με διηλεκτρική σταθερά  $\epsilon_r = 1,2$  και πάχος 0,5 mm). Για να δημιουργηθούν πρόσθετα κελιά, τα μοναδιαία κελιά διπλής θύρας (dual-port) MIMO πρέπει να επιστραφούν κατά ενενήντα μοίρες με να χωριστούν κατά 2 mm. Το εύρος ζώνης της

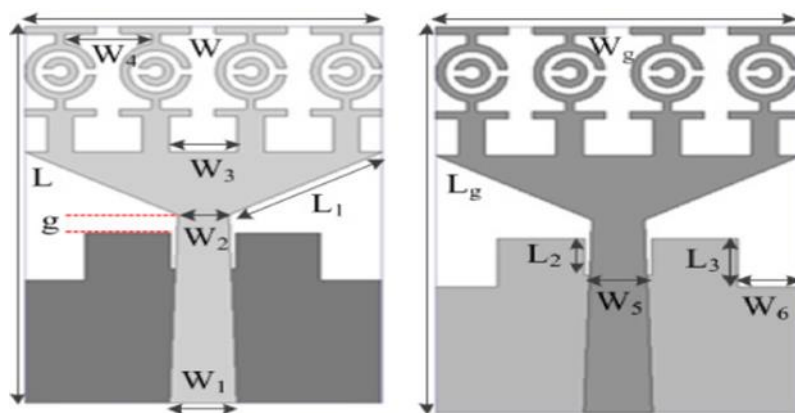
κεραίας ικανοποιεί τα πρότυπα SAR για 1 και 10 g των ιστών ανάμεσα από 4,8 έως 30 GHz. Επίσης, παρατηρήθηκε μείωση της αμοιβαίας σύζευξης και με απομόνωση πάνω από 18 dB, συνδυάζοντας ακροδέκτες βραχυκύκλωσης (short pins) και με σπειροειδή παρασιτικά φορτία (parasitic loadings). Οι επιδόσεις της κεραίας στον ελεύθερο χώρο και κοντά στον ανθρώπινο σώμα, αξιολογήθηκαν μέσω μικροκυματικής απεικόνισης κοντινού πεδίου, δείχνοντας καλή συχνότητα λειτουργίας, με χαμηλό SAR και με ακριβό εντοπισμό του καρκινικού όγκου.



Εικόνα 4.18 Διπολική κεραία MIMO [128].

#### 4.5.1.5 UWB Κεραία με SSR Στοιχεία

Τα μεταλλικά διαθέτουν μοναδικές ηλεκτρομαγνητικές ιδιότητες, όπως ο αρνητικός δείκτης διάθλασης. Εκτός από το μεταλλικά αρνητικού δείκτη διάθλασης υπάρχουν και τα διπλά αρνητικά μεταλλικά, που έχουν ταυτόχρονα αρνητική διαπερατότητα και επιτρεπτότητα. Η δημιουργία τέτοιων υλικών έχει την δυνατότητα νέων των μικροκυματικών συσκευών, κυρίως σε αισθητήρες για την καλύτερη ιατρική απεικόνιση. Στο άρθρο [129], έχουν αναπτύξει μία δομή SRR (Split Ring Resonator) τυπωμένη πάνω σε ένα FR4 υπόστρωμα με πάχος 1,6 mm στα 8,9 GHz.

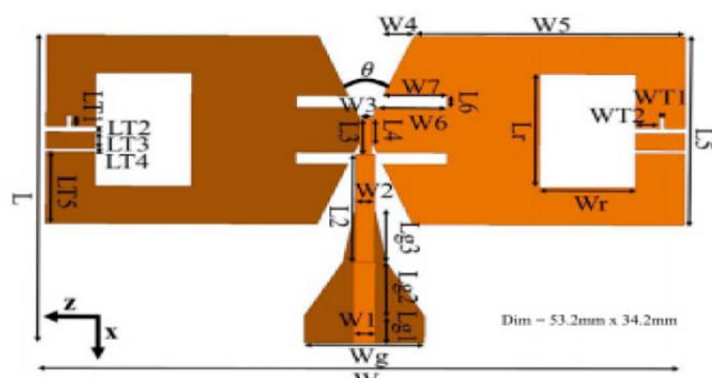


Εικόνα 4.19 Η UWB κεραία με 4 στοιχεία SSR (κελία) [129].



#### 4.5.1.6 Radar based UWB Κεραία

Στο άρθρο [130], αναφέρεται μία radar-based UWB τεχνική μικροκυματικής απεικόνιση η οποία βασίζεται στις ηλεκτρικές ιδιότητες του ιστού για την ανίχνευση των καρκινικών κυττάρων που εμφανίζονται στο μαστό. Οι μετρήσεις έγιναν πάνω σε έναν υγιή μαστό φορώντας ένα σουτιέν που έχει ενσωματωμένες μικρές συμπαγείς κεραίες και τα αποτελέσματα αναλύθηκαν για να εκτιμηθεί κατά πόση καλή είναι η απόδοση της συστοιχίας των κεραιών. Επιπλέον, στο επιστημονικό άρθρο [131], παρουσιάζουν έναν νέο αισθητήρα μικροκυμάτων σχεδιασμένο για την ανίχνευση καρκίνου του μαστού. Αυτός ο αισθητήρας επιδεικνύει βελτιωμένες δυνατότητες στη διάγνωση καρκινικών κυττάρων και προσφέρει ανώτερη ανάλυση εικόνας σε σύγκριση με τις παραδοσιακές κεραίες.



Εικόνα 4.20 radar-based UWB κεραία [131].

#### 4.5.2 Κεραίες για Θερμοκαυτηρίαση Όγκων

Ο Θερμοκαυτηριασμός όγκων αποκτά ολοένα και μεγαλύτερη σημασία για θεραπεία του καρκίνου του πνεύμονα, νεφρών οστών και του ήπατος. Η πιο μελετημένη μέθοδος θερμοκαυτηριασμού όγκου που χρησιμοποιείται σήμερα, είναι με την χρήση ραδιοσυχνοτήτων. Άλλη μία μέθοδος η οποία βρίσκεται σε υπό ανάπτυξη για κλινικές εφαρμογές, είναι με την χρήση μικροκυμάτων. Και οι δύο τρόποι, επικεντρώνονται στην καταστροφή των ιστών με την θέρμανσή τους σε κυτταροτοξικές θερμοκρασίες. Τα κύτταρα καταστρέφονται απευθείας σε θερμοκρασίες που υπερβαίνουν τους 60 °C, ενώ σε θερμοκρασίες μεταξύ 50 και 60 °C καταλήγουν μετά από λίγα λεπτά στην πήξη και έπειτα στον θάνατο των κυττάρων. Εξαρτάται με την θερμοκρασία και τον προηγούμενο θερμικό τραυματισμό. Παρόλου που οι δύο μέθοδοι επικεντρώνονται στην θερμική καταστροφή των κυττάρων σε κυτταροτοξικές θερμοκρασίες, λειτουργούν με διαφορετικό μηχανισμό που καθιστά την εξέταση αυτών των διαφορών για την αποτελεσματική χρήση του σε διάφορους τύπους ιστών.

#### *4.5.2.1 Θερμοκαυτηρίαση Όγκων με την Χρήση Ραδιοσυχνοτήτων*

Ο θερμοκαυτηριασμός όγκων με την χρήση ραδιοσυχνοτήτων, καταστρέφει τα κύτταρα λόγω της θεμοπηξιακής νέκρωσης, παράγοντας θερμότητα μέσω ιοντικής διέγερσης και εφαρμοζόμενης ενέργειας. Σήμερα χρησιμοποιούνται δύο συσκευές για τον θερμοκαυτηριασμό όγκων με RF. Με μονοπολική συσκευή που χρησιμοποιεί μοναδική κεραία και διπολική συσκευή η οποία χρησιμοποιεί δύο κεραίες ή δύο ηλεκτρόδια στην ίδια κεραία που το ένα είναι απέναντι από το άλλο. Σύμφωνα με το άρθρο [132], η μονοπολική συσκευή για θερμοκαυτηριασμό όγκων εφαρμόζεται συνήθως για την αφαίρεση του υπατοκυτταρικού καρκίνου (καρκίνος του ήπατος) και η διπολική συσκευή μπορεί να αφαιρέσει μεγαλύτερο μέρος του όγκου σε ένα χειρουργείο σε σύγκριση με την μονοπολική συσκευή. Επίσης είναι λιγότερο ευαίσθητη στην επίδραση της ψύξης θερμότητας. Σύμφωνα με το μέγεθος και το σχήμα της άκρης μιας βελόνας, μια σφαιρική περιοχή εκτομής δημιουργείται μέσα σε δέκα έως τριάντα λεπτά και κυμαίνεται περίπου από δύο έως πέντε εκατοστά σε διάμετρο [133]. Στην χρήση ραδιοσυχνοτήτων για την αφαίρεση όγκων, περιορίζεται η ενεργή ζώνη θέρμανσης των ιστών σε μικρά χιλιοστά γύρω από το ενεργό ηλεκτρόδιο, με την υπόλοιπη ζώνη θέρμανσης του ιστού να θερμαίνεται μέσω της θερμικής αγωγιμότητας. Σύμφωνα με το άρθρα [134,135], η αποτελεσματικότητα της θεραπείας μειώνεται με την αύξηση του μεγέθους περιοχής του στόχου, παίρνοντας τα καλύτερα αποτελέσματα για όγκους μικρότερους από 3,5 χιλιοστά. Επιπλέον οι ζώνες αφαίρεσης όγκου επηρεάζονται από τις ιδιότητες των ιστών πχ. (λόγω της ηλεκτρικής και θερμικής αγωγιμότητας, της διηλεκτρικής διαπερατότητας και της θερμοχωρητικότητας). Κατά την διάρκεια αφαίρεσης του όγκου με RF, οι ιστοί μπορούν να αφυδατωθούν και να "καούν", με αποτέλεσμα να αυξάνουν την αντίσταση των ιστών στην ροή του ηλεκτρικού ρεύματος. Για τον λόγο αυτό η μέθοδος αυτή περιορίζεται στην χρήση της λόγω της αύξησης της αντίστασης των ιστών αλλά και την αύξηση της τοπικής θερμοκρασίας στον στόχο [135]. Σύμφωνα με το άρθρο [136], έχουν εφευρεθεί τεχνικές λύσεις στο θέμα αυτό, όπως την παρακολούθηση της θερμοκρασία και της σύνθετης αντίστασης και την διάρκεια της διαδικασίας ή την ταυτόχρονη έγχυση αλατούχου ορού στον ιστό γύρω από την βελόνα RF για την μετρίαση των επιδράσεων.

#### *4.5.2.2 Θερμοκαυτηρίαση Όγκων με την Χρήση Μικροκυμάτων*

Η χρήση μικροκυματικής για την αφαίρεση όγκων βασίζεται στην διηλεκτρική θέρμανση του ιστού, η οποία συμβαίνει όταν ένα ατελές διηλεκτρικό υλικό εκτίθεται σε ένα εναλλασσόμενο ηλεκτρομαγνητικό πεδίο [137,138]. Ένα ηλεκτρομαγνητικό πεδίο ταλαντώνεται γρήγορα πχ. (2,450 GHz= 2,45 δισεκατομμύρια φορές το δευτερόλεπτο), περιστρέφοντας πολικά μόρια, κυρίως νερού που ταλαντώνονται εκτός φάσης με αποτέλεσμα την απορρόφηση ηλεκτρομαγνητικής ενέργειας η οποία στην συνέχεια

μετατρέπεται σε θερμότητα. Κατά την διαδικασία της μικροκυματικής αφαίρεσης, τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα παράγονται γύρω από μία μονωμένη ηλεκτρικά ανεξάρτητη κεραία. Το μεγαλύτερο μέρος της θερμότητας προέρχεται από την διέγερση των πολικών μορίων του νερού, ενώ η ιοντική πόλωση παίζει μικρότερο ρόλο στην παραγόμενη ενέργεια [139,140]. Οι συσκευές αυτές λειτουργούν σε συχνότητες  $\geq 915$  MHz, με κύριες κατηγορίες συχνοτήτων στα 915 MHz και 2,45 GHz. Οι συσκευές που λειτουργούν στα 2,45 GHz, χρησιμοποιούνται συχνότερα αν και οι άλλες προσφέρουν βαθύτερη διείσδυση δημιουργώντας μεγαλύτερες ζώνες αφαίρεσης. Η χρήση μικροκυματικής για την αφαίρεση όγκων έχει πλεονεκτήματα, όπως η ηλεκτρομαγνητική ενέργεια δημιουργεί μεγαλύτερη ζώνη θέρμανσης ιστού έως 2 εκατοστά γύρω από την κεραία επιτρέποντας έτσι ομοιόμορφη αφαίρεση των όγκων, μικρότερο χρόνο διαδικασίας και θεραπείας, επηρεάζεται λιγότερο από τους αμυντικούς μηχανισμούς των γύρω ιστών λόγω της εξάτμισης και απανθράκωσης έτσι ώστε το φαινόμενο της ψύξης να επηρεάζει πολύ λιγότερο την αποτελεσματικότητα της θεραπείας. Επιπλέον λόγω της φύσης των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων, δεν περιορίζεται από την αγωγιμότητα των ιστών, καθώς η διάδοση της ενέργειας δεν εξαρτάται από τις ηλεκτρικές ιδιότητες των ιστών σε σύγκριση με την αφαίρεση όγκων με RF [141].

#### ***4.6 Επίδραση του φαινομένου απορρόφησης Ενέργειας***

Οι συσκευές για θερμοκαυτηριασμό όγκων καταστρέφουν τα καρκινικά κύτταρα με θερμότητα ή ψύξη των ιστών. Η λειτουργία τους χωρίζεται σε δύο διαφορετικές ζώνες θέρμανσης, ενεργής και παθητικής. Στην ενεργή ζώνη θέρμανσης, συμβαίνει εντός του ιστού που βρίσκεται πιο κοντά στη συσκευή, όπου η ένταση της ενέργειας είναι πολύ υψηλή και η απορρόφησή της είναι γρήγορη από τον ιστό. Αντίθετα στην παθητική ζώνη θέρμανσης γίνεται έξω από την ενεργή ζώνη και πιο μακριά από τη συσκευή, όπου η ένταση της ενέργειας είναι χαμηλότερη. Επιπλέον η επέκταση της παθητικής ζώνης επηρεάζεται από την τοπική φυσιολογία την ικανότητα να αποφεύγει τις υψηλές θερμοκρασίες που προκαλούν βλάβη στο σύστημα. Είναι δύσκολο να γίνει αφαίρεση εστιακών καρκινικών κυττάρων κοντά σε μεγάλα αγγεία, για αυτό το φαινόμενο ψύξης πρέπει να εξεταστεί από την θερμική και ηλεκτρική άποψη. Αρχικά το θερμικό φαινόμενο επηρεάζει συσκευές που είναι βασισμένες στη ροή του ρεύματος και στα ηλεκτρικά πεδία. Για παράδειγμα αν θερμαίνουμε ένα καρκινικό κύτταρο στο οποίο υπάρχει ροή του αίματος, με το φαινόμενο της συναγωγής της θερμότητας, η θα έχουμε διάφορες θερμοκρασίες με αποτέλεσμα να αποτύχει η διαδικασία του θερμοκαυτηριασμού του ιστού. Η θερμική απορρόφηση γίνεται προβληματική όταν η παθητική ζώνη θέρμανσης χρησιμοποιείται για την αφαίρεση του ιστού γύρω από ένα αγγείο. Για αυτό σε τέτοιες περιπτώσεις όσο χαμηλότερη είναι η ένταση της ενέργειας δεν πρόκειται να υπάρχουν θερμικά τοξικές θερμοκρασίες κοντά στο ψυχόμενο αγγείο [142]. Στο άρθρο [143], οι τεχνολογίες θερμοκαυτηρίασης με RF, οι οποίες βασίζονται

στο ρεύμα, δεν συνιστώνται για την αφαίρεση ιστών κοντά σε μεγάλα αγγεία επειδή έχουν μεγάλο κίνδυνο στην ολική νέκρωση των κυττάρων που μπορεί να έχει παρενέργειες στον ασθενή μετά την χειρουργική θεραπεία λόγω της ηλεκτρικής και θερμικής απορρόφησης. Από την πλευρά η θερμοκαυτηρίαση με μικροκυματική, οι οποίες βασίζονται στα ηλεκτρικά πεδία, μπορούν να πετύχουν την πήξη των ιστών γύρω από μεγάλα αγγεία επειδή η ενέργεια δεν επηρεάζεται από το φαινόμενο απορρόφησης ενέργειας [144,145]. Ωστόσο, όσο στην μικροκυματική όσο και στις ραδιοσυχνότητες, η χρήση παθητικής ζώνης θέρμανσης γύρω από τον ιστό παραμένει να είναι δύσκολη λόγω του φαινομένου απορρόφησης ενέργειας. Αν η παθητική ζώνη θέρμανσης ξεπεράσει τις θερμοκρασίες των θερμικών προτύπων που έχουν εξεταστεί, τότε αυξάνεται και ο κίνδυνος των παρενεργειών του ασθενή μετά την θεραπεία. Στο άρθρο [146], αξιολόγησαν ιστολογικά την μικροκυματική, τις ραδιοσυχνότητες, κρυοκαυτηριασμό και διαπίστωσαν ότι με την χρήση μικροκυμάτων δεν υπάρχουν περιαγγειακά ηπατοκυττάρια. Αντίθετα, ο κρυοκαυτηριασμός παρουσίασε επιβίωση των ηπατοκυττάρων εντός του όγκου που αφαιρέθηκε, ενώ οι ραδιοσυχνότητες εμφάνισαν εμφανή επιβίωση αυτών.

#### ***4.7 Ιδιότητες των βιολογικών Ιστών κατά την θερμοκαυτηρίαση***

Οι βασικές ιδιότητες των ιστών στην θερμοκαυτηρίαση όγκων με RF είναι η ηλεκτρική και η θερμική αγωγιμότητα. Οι υψηλότερες ηλεκτρικές αγωγιμότητες, δηλαδή χαμηλότερη αντίσταση, επιτρέπουν μεγαλύτερη ροή ρεύματος και αυξημένη ισχύ από τη γεννήτρια, ενώ οι χαμηλότερες ηλεκτρικές αγωγιμότητες εμποδίζουν τη ροή ρεύματος. Η θερμική διάχυση αποτελεί επίσης σημαντικό παράγοντα, γιατί ρυθμίζει την ταχύτητα με την οποία η θερμότητα μεταφέρεται από την θερμαινόμενη ζώνη στον περιβάλλοντα ιστό. Στην θερμοκαυτηρίαση όγκων με μικροκυματική, οι βασικές ιδιότητες των ιστών είναι η σχετική επιτρεπτότητα και αποτελεσματική αγωγιμότητα. Η σχετική διαπερατότητα που μερικές φορές αναφέρεται ως διηλεκτρική σταθερά, μετρά πόσο καλά επιτρέπει το ηλεκτρικό πεδίο να περάσει σε ένα υλικό σε σχέση με το κενό. Καθορίζει το μήκος κύματος του εφαρμοζόμενου πεδίου σε μία συχνότητα, επηρεάζοντας τη διάδοση της ενέργειας μέσα στον ιστό και στον σχεδιασμό της κεραίας. Σημειώνεται ότι, υψηλή διαπερατότητα σημαίνει μικρότερα μήκη κύματος και σε μικρότερες κεραίες συντονισμού. Η αποτελεσματική αγωγιμότητα μετρά πόσο καλά ένας ιστός απορροφά την μικροκυματική ενέργεια. Οι ιστοί με υψηλή αγωγιμότητα, έχουν μεγάλη περιεκτικότητα σε νερό, απορροφούν εύκολα τα μικροκύματα, ενώ οι ιστοί με χαμηλή αγωγιμότητα έχουν χαμηλή περιεκτικότητα σε νερό επιτρέπουν τη διάδοση μικροκυμάτων. Οι ηλεκτρικές, θερμικές και μηχανικές ιδιότητες των ιστών εξαρτώνται από πολλούς παράγοντες, αλλά κυρίως από την περιεκτικότητα σε νερό και από την κυτταρική σύνθεση. Αν θερμάνουμε έναν ιστό σε θερμοκρασίες πάνω από 100°C, το νερό βράσει και γίνεται ατμός με αποτέλεσμα να αφυδατώνεται και έχουμε δραματικές αλλαγές στις ηλεκτρικές ιδιότητες του ιστού. Επίσης πρέπει να ληφθεί

υπόψη ότι οι μόνιμες κυτταρικές αλλαγές συμβαίνουν πάνω από τους 50°C. Το ρεύμα RF, δεν μπορεί να περάσει μέσα από τους ιστούς που θερμαίνονται πάνω από 100 °C επειδή το νερό που χρειάζεται να ιόντα να ρέουν έχει εξατμιστεί, προκαλώντας έτσι την χαρακτηριστική αύξηση της σύνθετης αντίστασης κατά την θερμοκαυτηρίαση RF. Αντίθετα, με τα μικροκύματα μπορούν να περάσουν και να θερμάνουν τον ιστό σε οποιαδήποτε θερμοκρασία ή περιεκτικότητα νερού. Όμως οι αλλαγές κατά την διάρκεια της θερμοκαυτηρίασης επηρεάζουν την απόδοση της κεραίας , οι οποίες μπορούν να ξεπεραστούν με καλύτερο σχεδιασμό της κεραίας. Τέλος, ο ρυθμός αιμάτωσης σε κάθε ιστό παίζει σημαντικό ρόλο τόσο στην θερμοκαυτηρίαση RF όσο στην μικροκυματική. Και στις δύο μεθόδους, η αιμάτωση επηρεάζει πάντα την διαδικασία της θερμοκαυτηρίασης επειδή η ροή του αίματος απομακρύνει ένα μέρος της θερμότητας από την ζώνη κατάλυσης. Σε κάποια φάση, ο ρυθμός αιμάτωσης θα είναι μεγαλύτερος από τον ρυθμό θερμότητας που παράγεται στην περιφέρεια της ζώνης κατάλυσης [147]. Αυτό το φαινόμενο μπορεί να ξεπεραστεί με το να δημιουργηθούν μεγαλύτερες ζώνες ενεργούς θέρμανσης ή με την ενίσχυση θερμικής κλίσης που παράγεται από αυτήν. Παρακάτω βλέπουμε κάποιες προτάσεις για να βελτιστοποιήση σε ιστούς:

1. Οι χαμηλές ηλεκτρικές αγωγιμότητες του πνεύμονα και των οστών πιθανόν να παρεμποδίζουν τη ροή του ρεύματος RF, αλλά επιτρέπουν καλύτερη διάδοση μικροκυμάτων
2. Το νεφρό και το συκώτι έχουν υψηλούς ρυθμούς αιμάτωσης και πιθανώς απαιτούν μεγαλύτερες ζώνες ενεργού θέρμανσης για την αποτελεσματική θερμοκαυτηρίαση. Αυτό ισχύει σε μεγάλα αγγεία που υπάρχουν στο συκώτι ή στο κεντρικό τμήμα του νεφρού.
3. Η υψηλή ηλεκτρική αγωγιμότητα των νεφρών επιτρέπει την ταχύτερη απορρόφηση ενέργειας μικροκυμάτων, αλλά μειώνει τη διείσδυση του πεδίου.
4. Ο πνεύμονας και τα οστά έχουν κακή θερμική αγωγιμότητα και μπορεί να περιορίσουν την διαδικασία θερμοκαυτηρίασης.

## ***4.8 Παραδείγματα θερμοκαυτηρίασης***

### ***4.8.1 Θερμοκαυτηρίαση στο συκώτι***

Η θερμοκαυτηρίαση RF είναι πιο δημοφιλής για την θεραπεία του συκωτιού, κυρίως για όγκους με διάμετρο μικρότερη από 3 εκατοστά σε διάμετρο. Θεωρείται ως πρώτη επιλογή για μικρά ηπατοκυτταρικά καρκινώματα και για ηπατικές μεταστάσεις [148]. Ωστόσο η αποτελεσματικότητά περιορίζεται όταν πρόκειται για θέρμανση μεγαλύτερων όγκων ιστών με διάμετρο 3 εκατοστά ή σε ιστούς που υπάρχει υψηλή αιμάτωση όπως όγκοι που είναι κοντά με αγγεία με μεγαλύτερη διάμετρο από 3 εκατοστά [149]. Με τις

εξελίξεις που έχουν γίνει πάνω στις συσκευές και στην τεχνική, έχουν βελτιώσει δραστικά την αποτελεσματικότητα της θερμοκαυτηρίασης με ραδιοσυχνότητες στο συκώτι, αλλά οι περισσότερες συσκευές απαιτούν την χρήση πολλών αναλώσιμων ηλεκτροδίων, αυξάνοντας έτσι την επεμβατικότητα της διαδικασίας [150]. Στο [151,152], οι χειρουργικές προσεγγίσεις και οι φαρμακολογικοί παράγοντες, έχουν αποδείξει την ικανότητα να μειώσουν την αιμάτωση στο συκώτι και να αυξήσουν τα μεγέθη ζωνών κατάλυσης αλλά αυξημένη επεμβατικότητα ή η απαίτηση φαρμάκων μπορεί να μην είναι κατάλληλη σε κάποιες περιπτώσεις. Από την άλλη πλευρά η χρήση μικροκυματικής στην θερμική κατάλυση προσφέρει παρόμοια πλεονεκτήματα με την RF, αλλά έχει αποδειχθεί ότι αφαιρούν γύρω από τα μεγάλα αγγεία και φαίνεται να δημιουργούν μεγαλύτερες ζώνες αφαίρεσης ιστού σε περιοχές με υψηλή αιμάτωση όπου η RF περιορίζεται [132]. Ένας λόγος για αυτή την βελτιωμένη απόδοση με την μικροκυματική μπορεί να είναι η ταχύτερη θέρμανση των ιστών και την ικανότητά τους να φτάνουν σε μεγάλες θερμοκρασίες. Επίσης η χρήση υψηλότερων ισχύων μπορεί να βελτιώσει περαιτέρω την απόδοση των μικροκυμάτων στο συκώτι [153,154]. Όμως το κύριο μειονέκτημα των μικροκυμάτων είναι η ανάγκη αύξησης εφαρμοζόμενης ισχύος με αποτέλεσμα να οδηγεί σε μεγαλύτερες διαμέτρους των κεραιών οι οποίες είναι ασύμβατες με την χρήση της. Σύμφωνα με το άρθρο [155,155] νέες κεραιές μικρής διαμέτρου δείχνουν τη δημιουργία μεγάλων όγκων αφαίρεσης στο συκώτι.

#### *4.8.2 Θερμοκαυτηρίαση στα οστά*

Πολλές αρχές που ισχύουν για τον πνεύμονα μπορούν επίσης να εφαρμοστούν με τα οστά. Η αποτελεσματικότητα θερμικής κατάλυσης με RF περιορίζεται από την χαμηλή και κακή θερμική αγωγιμότητα των οστών. Παρόλα αυτά, η θερμική κατάλυση RF χρησιμοποιείται για την αντιμετώπιση οστεοειδών οστεωμάτων και για την ανακούφιση από τις επώδυνες οστικές μεταστάσεις. Λόγω της χαμηλής αγωγιμότητας και της σχετικής διαπερατότητας των οστών, τα μικροκύματα μπορούν να διεισδύσουν βαθύτερα, επηρεάζονται λιγότερο από τη θέρμανση των ιστών ή την αποξήρανση και να είναι πιο αποτελεσματικά στη θέρμανση των οστικών όγκων σε σύγκριση με την θερμική κατάλυση RF. Ωστόσο, υπάρχει έλλειψη επιστημονικής βιβλιογραφίας που να αναφέρει την αφαίρεση με μικροκύματα για όγκους των οστών και χρειάζεται περαιτέρω εκτεταμένη έρευνα για την επικύρωση αυτών των υποθέσεων [145]. Σύμφωνα με [156], υποδηλώνουν ότι ο κρυοκαυτηριασμός θα μπορούσε να είναι πιο αποτελεσματική επιλογή για την ανακούφιση του πόνου που προκαλούν οι όγκοι των οστών σε σχέση με τις θεραπείες που βασίζονται στη θερμότητα. Καθώς το ενδιαφέρον μεγαλώνει για την θερμική κατάλυση των όγκων στα οστά, ελπίζουμε ότι θα υπάρξουν περισσότερες έρευνες για τη βελτιστοποίηση τεχνικών και συσκευών τόσο για την RF όσο και για τα μικροκύματα.

### 4.8.3 Θερμοκαυτηρίαση στον πνεύμονα

Η χρήση της θερμικής κατάλυσης με RF για τη θεραπεία πνευμονικών όγκων γίνεται όλο και πιο δημοφιλής, αλλά η επιτυχία της στην κατάλυση αυτών είναι περιορισμένη. Η RF ενέργεια έχει μειωμένη ικανότητα διείσδυσης στη χαμηλή αγωγιμότητα του αεριζόμενου πνεύμονα, με αποτέλεσμα να υπάρχει αυξημένη αντίσταση που βλέπει η γεννήτρια, μειώνοντας έτσι την εφαρμοζόμενη ισχύ. Η κακή θερμική αγωγιμότητα στον αεριζόμενο πνεύμονα, εμποδίζει περαιτέρω τη δημιουργία ενός αφαιρετικού περιθωρίου, περιορίζοντας την ικανότητα καταστροφής καρκινικών κυττάρων στον πνεύμονα [157]. Σύμφωνα με το άρθρο [158], οι όγκοι υψηλής αγωγιμότητας μέσα σε ιστό χαμηλής αγωγιμότητας οδηγούν σε υψηλότερες αντιστάσεις, η θερμότητα μπορεί να ενισχυθεί σε ένα μικρό περιθώριο γύρω από τον όγκο. Επιπλέον, έχουν αρχίσει να δοκιμάζουν την έγχυση φυσιολογικού ορού ως τεχνική για την αύξηση της αγωγιμότητας του φυσιολογικού πνεύμονα, επιτρέποντας έτσι την εφαρμογή μεγαλύτερης ισχύος από μία RF συσκευή [159]. Τα συστήματα RF που αναπτύχθηκαν αρχικά για όγκους που βρίσκονται στο συκώτι, ενδέχεται να μην είναι βελτιστοποιημένα για τη θεραπεία όγκων του πνεύμονα λόγω των τεράστιων διαφορών στις ιδιότητες των ιστών. Η έλλειψη ηλεκτρικής αγωγιμότητας στη θερμική κατάλυση με μικροκύματα σημαίνει ότι η θερμότητα του ιστού δεν παρεμποδίζεται ουσιαστικά από ιστούς υποβάθρου χαμηλής αγωγιμότητας. Μελέτες δείχνουν ότι τα μικροκύματα μπορούν να θερμάνουν ενεργά μεγαλύτερους όγκους φυσιολογικού πνεύμονα από ότι οι συσκευές RF παρόμοιου μεγέθους [159]. Ωστόσο, οι ιδιότητες των πνευμονικών όγκων τείνουν να μοιάζουν περισσότερο με εκείνες των συμπαγών οργάνων, οπότε απαιτούνται περισσότερες μελέτες για να διαπιστωθεί αν η βελτιωμένη θέρμανση του φυσιολογικού πνεύμονα μπορεί να δώσει καλύτερα αποτελέσματα στην θεραπεία. Κλινικές μελέτες [160,161], δείχνουν ότι η θέρμανση των πνευμονικών όγκων με μικροκύματα είναι εφικτή αλλά και αποτελεσματική. Ένα πρόσθετο πιθανό πλεονέκτημα των μικροκυμάτων στον πνεύμονα είναι η αυξημένη θερμική κλίση, που παρέχει καλύτερη παθητική θέρμανση του περιθωρίου του όγκου. Επιπλέον με την χρήση μικροκυμάτων οι θερμοκρασίες στις ζώνες κατάλυσης μπορούν να υπερβούν ακόμη τους 150 °C, ενώ στην θερμική κατάλυση με RF φτάνουν σχεδόν του 100 °C. Τέλος, επειδή η ενέργεια στα μικροκύματα διαδίδεται τόσο καλά σε έναν φυσιολογικό πνεύμονα και οι ιδιότητες των ιστών κατά την διαδικασία δεν επηρεάζονται τόσο πολύ όσο στην RF, μπορούν στο μέλλον να είναι ιδανικά για την θεραπεία όγκων στον πνεύμονα.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: Βασικές Αρχές Μικροκυματικής Απεικόνισης

---

### 5.1 Η διάδοση των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων μέσω ενός μέσου με απώλειες

Οι εξισώσεις του Maxwell μπορούν να περιγραφεί η διάδοση των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων. Στην περίπτωση ενός γραμμικού μέσου, όπου  $\epsilon$  και  $\mu$  ανεξάρτητα από  $\vec{E}$  και  $\vec{H}$ , οι εξισώσεις του Maxwell στην μορφή φάσης γράφονται ως εξής:

$$\nabla \times \vec{E} = -j\omega\mu \vec{H} \quad (5.1)$$

$$\nabla \times \vec{H} = -j\omega\epsilon \vec{E} + \vec{J} \quad (5.2)$$

$$\nabla \times \vec{B} = 0 \quad (5.3)$$

$$\nabla \times \vec{D} = \rho \quad (5.4)$$

Οι σχέσεις:

$$\vec{D} = \epsilon \vec{E} \quad (5.5)$$

$$\vec{B} = \mu \vec{H} \quad (5.6)$$

Όπου  $\epsilon$  η ηλεκτρική επιτρεπτότητα και  $\mu$  η μαγνητική διαπερατότητα. Ένα ομογενές, ισότροπο με απώλειες μέσο, μπορεί να περιγραφεί με την μιγαδική μορφή της ηλεκτρικής επιτρεπτότητας και μαγνητικής διαπερατότητας και γράφονται ως:

$$\epsilon = \epsilon_0(\epsilon' - j\epsilon'') = \epsilon_0\epsilon_r \quad (5.7)$$

$$\mu = \mu_0(\mu' - j\mu'') = \mu_0\mu_r \quad (5.8)$$

όπου  $\epsilon_0 = 8,85 \times 10^{-12}$  και  $\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7}$  είναι η επιτρεπτότητα και διαπερατότητα στο κενό αντίστοιχα. Το  $\epsilon''$ , είναι οι διηλεκτρικές και αγωγιμες απώλειες του μέσου.  $\epsilon_r$  είναι η σχετική διαπερατότητα του μέσου. Το  $\mu''$  είναι μηδέν γιατί οι βιολογικοί ιστοί θεωρούνται μη μαγνητικοί. Για αγωγιμότητα  $\sigma$  του μέσου η αντίστοιχη πυκνότητα ρεύματος αγωγιμότητας είναι ανάλογη με το  $\vec{E}$  όπως φαίνεται παρακάτω:

$$\vec{J} = \sigma \vec{E} \quad (5.9)$$



Και με την εξίσωση 5.2 μπορεί να γραφεί:

$$\nabla \times \vec{H} = -j\omega \varepsilon \vec{E} + \vec{J} \quad (5.10)$$

$$\nabla \times \vec{H} = -j\omega \varepsilon_0 \varepsilon_r \vec{E} + \sigma \vec{E} \quad (5.11)$$

$$\nabla \times \vec{H} = -j\omega \varepsilon_0 \left[ \varepsilon_r - j \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0} \right] \vec{E} \quad (5.12)$$

Επομένως, η τροποποιημένη μιγαδική επιτρεπτότητα γράφεται ως εξής:

$$\varepsilon = \varepsilon_0 \left[ \varepsilon_r - j \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0} \right] \quad (5.13)$$

Για ένα μέσο χωρίς πηγή ( $\vec{M} = 0$ ) η κυματική εξίσωση γράφεται ως:

$$\nabla \times \vec{E} = -j\omega \mu_0 \vec{H} \quad (5.14)$$

$$\nabla \times \nabla \times \vec{E} = -j\omega \mu_0 \nabla \times \vec{H} \quad (5.15)$$

$$\nabla(\nabla \cdot \vec{E}) - \nabla^2 \vec{E} = \omega^2 \mu_0 \varepsilon_0 \left[ \varepsilon_r - j \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0} \right] \vec{E} \quad (5.16)$$

$$\nabla^2 \vec{E} + \omega^2 \mu_0 \varepsilon_0 \left[ \varepsilon_r - j \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0} \right] \vec{E} = 0 \quad (5.17)$$

Για να απλοποιηθεί η παραπάνω εξίσωση, ο κυματάρριθμος σε ένα μέσο με απώλειες είναι:

$$k = \omega \sqrt{\mu_0 \varepsilon_0 \left[ \varepsilon_r - j \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0} \right]} \quad (5.18)$$

Η μιγαδική σταθερά διάδοσης των κυμάτων για το μέσο μπορεί να οριστεί ως:

$$\gamma = \alpha + j\beta = jk = j\omega \sqrt{\mu_0 \varepsilon_0 \left[ \varepsilon_r - j \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0} \right]} \quad (5.19)$$

Όπου  $\alpha$  και  $\beta$  είναι οι σταθερές εξασθένησης και φάσης, αντίστοιχα. Με το διαχωρισμό των πραγματικού και φανταστικού μέρους της δεξιάς πλευράς της παραπάνω εξίσωσης μπορούν να γραφούν ως εξής:

$$\alpha = \frac{w}{c_0} \sqrt{\frac{\epsilon_r}{2} \left[ \sqrt{1 + \left( \frac{\sigma}{w\mu_0\epsilon_0} \right)^2} - 1 \right]} \quad (5.20)$$

$$\beta = \frac{w}{c_0} \sqrt{\frac{\epsilon_r}{2} \left[ \sqrt{1 + \left( \frac{\sigma}{w\mu_0\epsilon_0} \right)^2} + 1 \right]} \quad (5.21)$$

## 5.2 Βάθος Διείσδυσης

Το βάθος διείσδυσης ή το λεγόμενο βάθος δέρματος παίζει σημαντικό ρόλο στην μικροκυματική απεικόνιση. Η παράμετρος αυτή καθορίζει την ικανότητα διείσδυσης του ηλεκτρομαγνητικού κύματος σε ένα γενικό μέσο με απώλειες. Ορίζεται ως το βάθος στο οποίο η ένταση του πεδίου (μέγεθος) φθίνει στο  $\frac{1}{e}$  της τιμής του πεδίου στην επιφάνεια του μέσου, δηλαδή:

$$\delta_p = \frac{1}{\alpha} = \frac{c_0}{w \sqrt{\frac{\epsilon_r}{2} \left[ \sqrt{1 + \left( \frac{\sigma}{w\mu_0\epsilon_0} \right)^2} - 1 \right]}} \quad (5.22)$$

## 5.3 Αντίσταση Μήκους Κύματος

Η κυματική σύνθετη αντίσταση σε ένα μέσο με απώλειες δίνεται παρακάτω:

$$\eta_m = \sqrt{\frac{\bar{\mu}}{\epsilon}} = \sqrt{\frac{\mu_0}{\epsilon_0 \left[ \epsilon_r - j \frac{\sigma}{w\epsilon_0} \right]}} = \frac{\eta_0}{\sqrt{\left[ \epsilon_r - j \frac{\sigma}{w\epsilon_0} \right]}} \quad (5.23)$$

## 5.4 Ρυθμός Ειδικής Απορρόφησης SAR

Κατά την έκθεση σε ακτινοβολία μικροκυμάτων, το ανθρώπινο σώμα απορροφά αυτήν την ενέργεια και τη μετατρέπει σε θερμότητα. Αυτή η θέρμανση συμβαίνει εσωτερικά, χωρίς να είναι αντιληπτή από έξω, όπως συμβαίνει στην περίπτωση του φούρνου

μικροκυμάτων. Τα πιο ευαίσθητα ανθρώπινα όργανα είναι ο εγκέφαλος, τα μάτια και ο στομάχι. Γι' αυτό, όταν χρησιμοποιούνται ηλεκτρομαγνητικά κύματα σε ιατρικές εφαρμογές, πρέπει να καθοριστούν επίπεδα ασφαλείας, προκειμένου να αποφευχθεί η έκθεση των ανθρώπινων ιστών σε επιβλαβή επίπεδα ισχύος [57]. Για αυτό το λόγο η Ομοσπονδιακή Επιτροπή Επικοινωνιών έχει καθορίσει τον ρυθμό ειδικής απορρόφησης SAR, ο οποίος μετρά την ποσότητα της διαχεόμενης ισχύος θερμότητας σε μία μονάδα μάζας ιστού. Ορίζεται παρακάτω:

$$SAR = \frac{\sigma}{2\rho_m} |\vec{E}|^2 \quad W/kg \quad (5.24)$$

Όπου  $\sigma$  η αγωγιμότητα του ιστού (S/m),  $\rho_m$  η πυκνότητα ιστού  $kg/m^3$  και  $\vec{E}$  το ηλεκτρικό πεδίο μέσα στον ιστό. Το γενικό όριο SAR στην Ευρώπη στις συχνότητες από 100 kHz έως 10 GHz είναι 2 W/kg κατά μέσο όρο 10 g του ιστού.

### **5.5 Διηλεκτρικές ιδιότητες βιολογικών ιστών**

Η κατανόηση των διηλεκτρικών ιδιοτήτων των βιολογικών ιστών παίζει μεγάλο ρόλο για την ανάλυση των ποικίλων αλληλεπιδράσεων μεταξύ των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων και του ανθρώπινου σώματος. Συνεπώς, η κατανόηση των ιδιοτήτων των ανθρώπινων ιστών, έχει μεγάλη σημασία. Μια αρχική εξέταση των διηλεκτρικών ιδιοτήτων των ανθρώπινων ιστών περιγράφεται στο επιστημονικό άρθρο [16] καλύπτοντας μετρήσεις που κυμαίνονται από in-vivo έως ex-vivo τεχνικές. Όσο οι υγιείς όσο και οι μη φυσιολογικοί ιστοί έχουν διακριτές διηλεκτρικές ιδιότητες (σχετική επιτρεπτότητα και αγωγιμότητα). Οι διαφορές αυτές προκύπτουν από τις από διαφορές στην περιεκτικότητα σε νερό μεταξύ των ιστών, η οποία έχει ως αποτέλεσμα τη διαφοροποίηση των σκεδαζόμενων σημάτων από τους ιστούς. Ακόμη και οι διηλεκτρικές ιδιότητες ενός βιολογικού ιστού εξαρτώνται από τη συχνότητα. Επομένως, όχι μόνο οι διάφοροι ιστοί παρουσιάζουν διαφορετικές διηλεκτρικές ιδιότητες, αλλά και οι ιδιότητες αυτές ενός μεμονωμένου ιστού ποικίλλουν επίσης σε σχέση με τη συχνότητα.

### **5.6 Μέθοδοι μικροκυματικής απεικόνισης εγκεφαλικού επεισοδίου**

Το εγκεφαλικό επεισόδιο παραμένει ένα σημαντικό πρόβλημα υγείας στον κόσμο. Πρόκειται για διαταραχές στη ροή του αίματος που οδηγούν σε δυσλειτουργίες του εγκεφάλου. Η πάθηση αυτή θεωρείται πρόβλημα υψηλού κινδύνου, συμβάλλοντας σε 1 στους 16 θανάτους στις ΗΠΑ και κατατάσσεται ως η δεύτερη σημαντικότερη αιτία θανάτου του ανθρώπου παγκοσμίως ή να προκαλέσει αναπηρίες, όπως αναφέρεται

στις αναφορές [60], [23] και [47]. Η πιο γνωστή μορφή εγκεφαλικού επεισοδίου αναγνωρίζεται ως οξύ ισχαιμικό εγκεφαλικό επεισόδιο, το οποίο προκύπτει από απόφραξη που σχηματίζεται από τοπικό θρόμβο στην κυκλοφορία του αίματος, διακόπτοντας την παροχή αίματος σε συγκεκριμένη περιοχή του εγκεφάλου. Εάν δεν αντιμετωπιστεί εγκαίρως, μπορεί να οδηγήσει σε μη αναστρέψιμη βλάβη των ιστών του εγκεφάλου. Μία άλλη κατηγορία εγκεφαλικής δυσλειτουργίας είναι το αιμορραγικό εγκεφαλικό επεισόδιο, το οποίο οφείλεται σε αιμορραγία εντός του εγκεφάλου, που ενδεχομένως προκαλείται από τη ρήξη ενός αιμοφόρου αγγείου. Τα συμπτώματα του εγκεφαλικού επεισοδίου περιλαμβάνουν, όπως αδυναμία, ζαλάδες, δυσαρθρία και δυσκολίες στην ανάγνωση. Η αναγνώριση ενός πιθανού εγκεφαλικού επεισοδίου θεωρείται επείγουσα κατάσταση. Δεδομένου ότι και οι δύο τύποι εγκεφαλικών επεισοδίων που αναφέρονται μοιράζονται παρόμοια συμπτώματα αλλά απαιτούν εντελώς διαφορετικές παρεμβάσεις, οι άμεσες και ακριβείς διαγνωστικές μέθοδοι κατά τις πρώτες ώρες μετά την εμφάνιση των συμπτωμάτων παίζουν σημαντικό ρόλο για την αποτελεσματική θεραπεία. Η τυπική διάγνωση του εγκεφαλικού επεισοδίου πραγματοποιείται με τη χρήση νευρολογικής εξέτασης, ακολουθούμενης από ιατρικές απεικονιστικές τεχνικές, οι πιο συνηθισμένες από τις οποίες είναι η αξονική τομογραφία (CT) και η μαγνητική τομογραφία (MRI) [47]. Παρόλο που αυτές οι τρέχουσες τεχνικές απεικόνισης είναι αποτελεσματικές όσον αφορά τον προσδιορισμό του τύπου και της θέσης του εγκεφαλικού επεισοδίου, πάσχουν από το γεγονός ότι δεν είναι γρήγορες, οικονομικά αποδοτικές και φορητές και έτσι περιορίζονται σε μεγάλα νοσοκομεία και δεν είναι διαθέσιμες σε όλες τις ιατρικές κλινικές. Αυτό το μειονέκτημα αποτελεί το κύριο κίνητρο για τη διερεύνηση εναλλακτικών τεχνικών απεικόνισης που μπορούν να επιταχύνουν τη διαγνωστική διαδικασία, καθιστώντας τις φορητές διαγνωστικές συσκευές διαθέσιμες σε ασθενοφόρα και μικρές κλινικές, μειώνοντας έτσι το χρόνο έναρξης της θεραπείας. Ένα αποτελεσματικό και φορητό εργαλείο απεικόνισης που είναι σήμερα διαθέσιμο είναι οι υπέρηχοι. Ωστόσο, στο πλαίσιο της ανίχνευσης εγκεφαλικού επεισοδίου, οι υπέρηχοι αντιμετωπίζουν ένα σημαντικό πρόβλημα, το οστό του κρανίου διαθέτει υψηλή ακουστική αντίσταση, με αποτέλεσμα σχεδόν 100% ανάκλαση στο όριο. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα να μεταδίδεται ελάχιστη ένταση στον εγκέφαλο. Επιπλέον, το κρανίο έχει υψηλή ταχύτητα διάδοσης του ήχου σε σύγκριση με τους μαλακούς ιστούς και το μεταβλητό πάχος του παραμορφώνει τη διάδοση των κυμάτων, διαταράσσοντας την εστίαση μιας δέσμης. Γενικά, οι υπέρηχοι δεν θεωρούνται καλή τεχνολογία για την απεικόνιση του ανθρώπινου κεφαλιού [74]. Οι βιολογικοί ιστοί του ανθρώπινου σώματος μπορούν να ταξινομηθούν σε δύο κύριες ομάδες με βάση την περιεκτικότητά τους σε νερό: ιστοί με υψηλή περιεκτικότητα σε νερό, όπως το δέρμα, οι μύες και ο εγκέφαλος, και ιστοί με χαμηλή περιεκτικότητα σε νερό, όπως το λίπος και τα οστά. Το ανθρώπινο κεφάλι, που αποτελείται από δέρμα, κρανίο και εγκέφαλο, ανήκει στην κατηγορία των μέσων με υψηλή αντίθεση, αποτελώντας ένα δύσκολο περιβάλλον για την απεικόνιση με τη χρήση τεχνικών μικροκυμάτων. Για την επιτυχή ανίχνευση εγκεφαλικών επεισοδίων, απαιτείται ένα αποτελεσματικό σύστημα απεικόνισης, το οποίο ενσωματώνει κεραίες, ανιχνευτές και αισθητήρες υψηλής απόδοσης, μαζί με καινοτόμους αλγόριθμους ανακατασκευής και

ταξινόμησης εικόνας. για να αντιμετωπίσει η υψηλή εξασθένιση και σκέδαση των σημάτων που διαδίδονται στους ιστούς του εγκεφάλου.

## 5.7 Απεικόνιση εγκεφαλικού ιστού

Το ανθρώπινο κεφάλι αποτελείται από πέντε κύρια στρώματα: δέρμα, κρανίο, εγκεφαλονωτιαίο υγρό (ΕΝΥ), φαιά ουσία και λευκή ουσία. Αυτά τα στρώματα διαφέρουν σημαντικά ως προς την περιεκτικότητά τους σε νερό, το κρανίο με χαμηλή περιεκτικότητα σε νερό ενώ το εγκεφαλονωτιαίο υγρό και τον εγκέφαλο έχει υψηλή περιεκτικότητα σε νερό. Η μικροκυματική απεικόνιση αξιοποιεί αυτές τις διαφορές στις ιδιότητες των ιστών για τον εντοπισμό και την επισήμανση τυχόν ανωμαλιών εντός του εγκεφάλου. Ωστόσο, η αποτελεσματική διείσδυση στο ανθρώπινο κεφάλι με σήματα μικροκυμάτων για τη διαφοροποίηση μεταξύ αυτών των στρωμάτων αποτελεί σημαντική πρόκληση. Όταν ένα μικροκυματικό σήμα συναντά μια διεπιφάνεια, τα κύματα συνήθως παθαίνει διάθλαση, μια περίπλοκη φυσική διαδικασία που απαιτεί πολύπλοκους αριθμητικούς κώδικες για ακριβή ανάλυση. Η περίθλαση περιλαμβάνει τη σκέδαση των ηλεκτρομαγνητικών σημάτων, με ορισμένα να μεταδίδονται εν μέρει μέσω της διεπιφάνειας, ενώ άλλα ανακλώνται.

## 5.8 Ποσοτική μέτρηση όγκου και πυκνότητας θρομβωτικού υλικού με τη χρήση μικροκυματικής τομογραφίας (MT)

Η μικροκυματική τομογραφία (MT) είναι μια τεχνική απεικόνισης που χρησιμοποιείται σε διάφορες εφαρμογές, όπως ο βιομηχανικός μη καταστροφικός έλεγχος, η απεικόνιση μέσω τοίχων, η ανίχνευση για νάρκες, ο εντοπισμός ελαττωμάτων και ρωγμών σε δομικά υλικά, καθώς και η βιοϊατρική απεικόνιση. Από την έναρξή της στα τέλη της δεκαετίας του 1970, υπήρξε συνεχής ανάπτυξη προηγμένων αλγορίθμων και πρακτικών συστημάτων μέτρησης που εκτείνονται σε εύρος συχνοτήτων από μερικές εκατοντάδες megahertz έως αρκετά gigahertz. Σε αυτή τη μέθοδο απεικόνισης, το προς απεικόνιση αντικείμενο περιβάλλεται από μια συστοιχία κεραιών εκπομπής και λήψης. Το αντικείμενο εκτίθεται στη συνέχεια σε μικροκυματικά σήματα από μια κεραία εκπομπής και τα σκεδαζόμενα σήματα σε διάφορα σημεία παρατήρησης καταγράφονται από όλες τις κεραιές λήψης. Ο πρωταρχικός στόχος ενός συστήματος απεικόνισης μικροκυματικής τομογραφίας για βιοϊατρικούς σκοπούς, είναι η ποσοτική ανακατασκευή, σε 2D ή 3D, των σύνθετων διηλεκτρικών ιδιοτήτων του αντικειμένου που μελετιέται (όπως η σχετική διαπερατότητα και η αγωγιμότητα). Ενώ έχει σημειωθεί σημαντική πρόοδος στην ανίχνευση του καρκίνου του μαστού στον ιατρικό τομέα, έχουν προκύψει διάφορες άλλες εφαρμογές, όπως η ανίχνευση εγκεφαλικών επεισοδίων και η απεικόνιση οστών.

## 5.9 Διαδικασία ανακατασκευής εικόνας MT

Στόχος της απεικόνισης μικροκυματικής τομογραφίας, είναι η ανακατασκευή της σχετικής διαπερατότητας και αγωγιμότητας του βιολογικού ιστού του στόχου. Χρησιμοποιώντας κεραίες που εναλλάσσονται μεταξύ ρόλων εκπομπής και λήψης, μετρούνται πολλαπλά σκεδαζόμενα σήματα σε διάφορα σημεία παρατήρησης. Ο στόχος είναι να βρεθεί μια μοναδική λύση στο πρόβλημα αντιστροφής, προσδιορίζοντας τη σχετική διαπερατότητα και αγωγιμότητα του αντικείμενου με βάση τα καταγεγραμμένα σκεδαζόμενα σήματα. Μετά τη μέτρηση και τη λήψη των σκεδαζόμενων σημάτων από το αντικείμενο, η διάταξη μέτρησης αναπαράγεται σε έναν αριθμητικό επιλύτη (numerical solver), γνωστό ως forward solver. Διάφορες μέθοδοι αριθμητικής ανάλυσης μπορούν να χρησιμεύσουν ως προωθητικός επιλύτης (forward solver), όπως η μέθοδος των στιγμών (στατιστική), η μέθοδος πεπερασμένων στοιχείων και η μέθοδος πεπερασμένων διαφορών στο πεδίο του χρόνου (FDTD) [63]. Ο forward solver, ανακατασκευάζει μια αριθμητική αναπαράσταση της διάταξης μέτρησης και το πεδίο προσομοίωσης υποδιαιρείται σε κελιά πλέγματος. Το πρώτο βήμα της διαδικασίας ανακατασκευής, μια αρχική σχετική διαπερατότητα και αγωγιμότητα κατανέμονται στα διάφορα κελιά του πλέγματος εντός του μοντέλου προσομοίωσης forward solver, και αναφέρεται ως αρχική εκτίμηση. Συνήθως, σε όλα τα κελιά πλέγματος αποδίδονται αρχικά οι ίδιες διηλεκτρικές ιδιότητες με το περιβάλλον μέσο προσαρμογής. Χρησιμοποιώντας την αρχική εκτίμηση που έχει οριστεί, η αριθμητική προσομοίωση εκτελείται στον forward solver, προσομοιώνοντας διάσπαρτα σήματα (πρώτη επανάληψη). Αυτά τα σήματα συγκρίνονται στη συνέχεια με τα πραγματικά σήματα μέτρησης και αξιολογείται το σφάλμα που προκύπτει. Κατά τη διάρκεια αυτής της φάσης, η σχετική διαπερατότητα και η αγωγιμότητα των κελιών του πλέγματος στο μοντέλο προσομοίωσης του forward solver, προσαρμόζονται ώστε να ελαχιστοποιηθεί η διαφορά μεταξύ των μετρούμενων και των προσομοιωμένων σκεδαζόμενων σημάτων. Σε εφαρμογές ιατρικής απεικόνισης, χρησιμοποιούνται συνήθως μη γραμμικοί αλγόριθμοι επαναληπτικής βελτιστοποίησης. Μια τέτοια τεχνική είναι η μη γραμμική επαναληπτική προσέγγιση Gauss-Newton [22]. Μετά την εφαρμογή μιας τέτοιας τεχνικής, ενημερώνονται οι διηλεκτρικές ιδιότητες όλων των κελιών του πλέγματος στο αριθμητικό μοντέλο. Με αυτές τις νέες εκτιμώμενες διηλεκτρικές ιδιότητες, ο προωθητικός επιλύτης προσομοιώνεται εκ νέου, δημιουργώντας ένα άλλο σύνολο προσομοιωμένων σκεδαζόμενων σημάτων. Αυτή η επαναληπτική διαδικασία συνεχίζεται έως ότου το σφάλμα συγκλίνει, υποδεικνύοντας ότι περαιτέρω ενημερώσεις των διηλεκτρικών ιδιοτήτων των κελιών του πλέγματος δεν βελτιώνουν πλέον τα αποτελέσματα. Η διαδικασία ανακατασκευής εικόνας που περιγράφηκε παραπάνω, μπορεί να χρησιμοποιηθεί είτε σε μία μόνο συχνότητα είτε σε ένα ευρύ φάσμα χρησιμοποιώντας την τεχνική frequency hopping [58]. Σε αυτή την προσέγγιση, η οποία αγνοεί τη διασπορά συχνοτήτων των διαφόρων ιστών, τα αποτελέσματα που λαμβάνονται σε μια συχνότητα χρησιμεύουν ως αρχική εκτίμηση για μια υψηλότερη

συχνότητα. Η μέθοδος αυτή συμβάλλει στη μείωση των επιπέδων τεχνουργημάτων, ιδίως στο ανακατασκευασμένο προφίλ αγωγιμότητας του σώματος.

### **5.10 Ποιοτική απεικόνιση ραντάρ**

Για την ανίχνευση του καρκίνου του μαστού, ο στόχος δεν είναι να δημιουργηθεί ένας χάρτης που να περιγράφει λεπτομερώς τις διηλεκτρικές ιδιότητες του αντικειμένου, αλλά να διαπιστωθεί απλώς η παρουσία και η θέση ενός όγκου μέσα στο σώμα. Σε τέτοιες περιπτώσεις, δεν υπάρχει ανάγκη για υπολογιστικά εντατικούς αλγόριθμους επαναληπτικής ανακατασκευής. Οι όγκοι του μαστού παρουσιάζουν συνήθως υψηλότερες διηλεκτρικές ιδιότητες σε σύγκριση με τους γύρω υγιείς ιστούς, καθιστώντας τους ισχυρούς βιολογικούς σκεδαστές. Μπορούν να χρησιμοποιηθούν διάφοροι αλγόριθμοι απεικόνισης με ραντάρ για την εστίαση του όγκου. Αυτές οι τεχνικές μοιάζουν με ποσοτικές προσεγγίσεις (Qualitative), καθώς περιλαμβάνουν το αντικείμενο με μια συστοιχία κεραιών. Κάθε κεραία εκπέμπει ένα σήμα υπερευρείας ζώνης (UWB), συνήθως σε σύντομους παλμούς, εξασφαλίζοντας υψηλή χωρική ανάλυση. Στην απεικόνιση με ραντάρ, τα οπισθοσκεδαζόμενα σήματα δεν περιέχουν μόνο την απόκριση από τον όγκο, αλλά περιλαμβάνουν επίσης τεχνουργήματα από την απόκριση του δέρματος και αποκρίσεις από άλλους ιστούς που δεν μας ενδιαφέρουν, δηλαδή σήματα παρεμβολής. Επομένως, είναι απαραίτητη η προεπεξεργασία για την απομόνωση της καθαρής απόκρισης του όγκου από τα recorded signals. Στη συνέχεια, το προεπεξεργασμένο οπισθοσκεδαζόμενο σήμα σε κάθε κεραία ολοκληρώνεται με την πάροδο του χρόνου. Εάν οι μετρήσεις διεξάγονται στο πεδίο της συχνότητας, πρέπει να μετατραπούν στο πεδίο του χρόνου με τη χρήση αντίστροφου γρήγορου μετασχηματισμού Fourier (IFFT). Στη συνέχεια, όλες οι ολοκληρωμένες κυματομορφές μετατοπίζονται χρονικά ώστε να εστιάζουν σε ένα συγκεκριμένο εικονοστοιχείο στο πεδίο απεικόνισης. Ρυθμίζοντας τις κατάλληλες χρονικές μετατοπίσεις, ο διαμορφωτής δέσμης σαρώνεται σε διαφορετικά σημεία εστίασης εντός του αντικειμένου ενδιαφέροντος (IO). Τα χρονικά μετατοπισμένα σήματα από όλες τις κεραιές αθροίζονται στη συνέχεια συνεκτικά για να ληφθεί η σχετική ένταση κάθε συνθετικού εστιακού σημείου στο απεικονιζόμενο σώμα. Η ενέργεια από το σήμα που προκύπτει, αντιπροσωπεύει μια ενιαία τιμή που υποδεικνύει την ενέργεια του οπισθοσκεδαζόμενου σήματος σε διάφορες θέσεις εντός του αντικειμένου ενδιαφέροντος.

Τα τελευταία χρόνια έχει δοθεί σημαντική έμφαση στη σμίκρυνση και την ενσωμάτωση διαφόρων λειτουργιών στον τηλεπικοινωνιακό εξοπλισμό, ιδίως σε συσκευές που χρησιμοποιούνται ευρέως στην καθημερινή ζωή, όπως συστήματα κινητών επικοινωνιών, smartphones, φορητές ταμπλέτες, δέκτες GPS και συσκευές ασύρματου διαδικτύου. Η ικανοποίηση αυτής της ζήτησης απαιτεί τα εξαρτήματα των κινητών συσκευών να είναι συμπαγή, πολυλειτουργικά και ικανά να λειτουργούν σε πολλαπλές ζώνες συχνοτήτων. Μεταξύ αυτών των εξαρτημάτων, οι κεραίες διαδραματίζουν κρίσιμο ρόλο. Πρέπει να προσαρμόζονται στο σώμα της συσκευής, να είναι μειωμένες σε μέγεθος και να μπορούν να λειτουργούν σε πολλαπλές συχνότητες των συστημάτων κινητής επικοινωνίας μέσα σε μια έξυπνη συσκευή. Για την ικανοποίηση αυτών των απαιτήσεων έχουν χρησιμοποιηθεί διάφορες τεχνικές λύσεις στην κατασκευή κεραίων. Οι παραδοσιακές μέθοδοι περιλαμβάνουν την τεχνολογία μικροταινιακών κεραίων, η οποία επιτυγχάνει τη σμίκρυνση μέσω διηλεκτρικών υποστρωμάτων υψηλής διαπερατότητας, βραχυκυκλωμένων τοιχωμάτων, βραχυκυκλωμένων ακίδων, παραμόρφωσης και κλασματικής γεωμετρίας. Ωστόσο, αυτές οι μέθοδοι έχουν μειονεκτήματα, όπως το στενό εύρος ζώνης και το χαμηλό κέρδος. Μια νέα, όλο και πιο ενδιαφέρουσα λύση για τους σχεδιαστές είναι η ενσωμάτωση ηλεκτρομαγνητικών μεταϋλικών στο σχεδιασμό κεραίων. Η αξιοποίηση των μεταϋλικών στις κεραίες, όχι μόνο μειώνει σημαντικά το μέγεθος της κεραίας, αλλά και ενισχύει άλλες σημαντικές παραμέτρους, όπως η αύξηση του εύρους ζώνης, τη βελτίωση του κέρδους και η δυνατότητα χρήσης της σε πολυζωνικές συχνότητες. Επιστήμονες, έχουν αφιερώσει τον χρόνο τους στην διερεύνηση νέων υλικών και φυσικών φαινομένων έτσι ώστε να ικανοποιούν τις απαιτήσεις των ανθρώπων. Μέσα στα νέα υλικά, ξεχωρίζουν τα μεταϋλικά. Αποτελούνται από μεταλλικές δομές τοποθετημένες σε διηλεκτρικό υπόστρωμα. Τα φυσικά χαρακτηριστικά των μεταϋλικών, καθορίζονται κυρίως από τις τεχνική δομή τους και όχι από τα επιμέρους υλικά τους. Παίζει περισσότερο ρόλο η τεχνική δομή του παρά το υλικό που έχει φτιαχτεί πχ μέταλλο. Η έννοια των υλικών που παρουσιάζουν αρνητική ηλεκτρική επιτρεπτότητα και μαγνητική διαπερατότητα, μελετήθηκε για πρώτη φορά από τον Veselago το 1968. Ο Veselago, ονόμασε τα υλικά αυτά ως μέσα αριστερού χεριού (LH), τα οποία χαρακτηρίζονται από τα τρία διανύσματα που αντιπροσωπεύουν το ηλεκτρικό πεδίο, το μαγνητικό πεδίο και τη διάδοση της φάσης [1]. Αξίζει να πούμε ότι, αυτές οι μοναδικές ιδιότητες δεν υπάρχουν στα φυσικά υλικά και είναι αποκλειστικές στα τεχνητά υλικά, γνωστά ως μεταϋλικά. Τα αποτελέσματα που δημιουργούνται από τα μεταϋλικά γίνονται εμφανή κατά τη μετάδοση ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων, δηλαδή κατά τη διάδοση των κυμάτων. Το φαινόμενο αυτό προκύπτει λόγω μιας αντιπαράλληλης ομάδας, όπου ταχύτητα φάσης οδηγεί στην αναστροφή των μετώπων των κυμάτων, ενώ η ενέργειά του απομακρύνεται από την πηγή. Τα μεταϋλικά βρίσκουν εφαρμογές στα πεδία των



μικροκυμάτων και τεραχέρτνζ, συμβάλλοντας στην ανάπτυξη διατάξεων κεραιών, φίλτρων, αισθητήρες δικτύων και νέα υποστρώματα, βελτιώνοντας διάφορες παραμέτρους σε διάφορα επιστημονικά και τεχνολογικά πεδία. Η κατανόηση των φυσικών εννοιών των μεταύλικών, ανοίγει άπειρες δυνατότητες σε πρακτικές εφαρμογές μηχανικής, ιδίως στον καινοτόμο σχεδιασμό κεραιών. Η λέξη μεταύλικά, προέρχεται από τις ελληνική λέξη "μετά" και "υλικό", όπου το μετά σημαίνει κάτι πιο πέρα δηλαδή σε κάτι πιο προηγμένο. Είναι μια τεχνητό υλικό που έχει κατασκευαστεί από τον άνθρωπο ώστε να παρουσιάζει νέα χαρακτηριστικά που υπάρχουν στα φυσικά υλικά. Ο όρος επινοήθηκε από τον Rodger M. Walser του Πανεπιστημίου του Τέξας στο Όστιν το 1999 [2]. Ονόμασε μεταύλικά ως "Μακροσκοπικά σύνθετα υλικά με συνθετική, τρισδιάστατη, περιοδική κυψελοειδή αρχιτεκτονική σχεδιασμένη να παράγει έναν βελτιστοποιημένο συνδυασμό δύο ή περισσότερων αποκρίσεων, δίχως να υπάρχουν στην φύση" [3].

Έχουν τυπωθεί διάφοροι ορισμοί για τα ηλεκτρομαγνητικά μεταύλικά, παρέχοντας πληροφορίες για τη φύση τους, μεταξύ από τους οποίους είναι οι εξής:

- Τα ηλεκτρομαγνητικά μεταύλικά (MTMs) είναι τεχνητά υλικά που κατασκευάζονται με την οργάνωση ομοιόμορφων μεταλλικών δομών, επιδεικνύοντας ιδιότητες πέραν αυτών που υπάρχουν στα φυσικά αντίστοιχα υλικά.
- Το μέγεθος μιας αποτελεσματικής ομοιογενούς δομής για τη δημιουργία ενός μοναδιαίου κελιού μεταύλικών πρέπει να είναι να είναι πολύ μικρότερο από το μήκος κύματος που καθοδηγείται [2].
- Τα μεταύλικά δημιουργούνται με τη διάταξη μικροδομών που ονομάζονται "άτομα". Αυτά τα "άτομα" μπορούν να κατασκευαστούν από ηλεκτρικά, μη ηλεκτρικά ή διηλεκτρικά υλικά.
- Οι δομές αυτές μπορεί να είναι συμμετρικές ή ασύμμετρες, ισότροπες ή ανισότροπες.
- Η διάταξη των ατόμων μπορεί να είναι κατά τρόπο οργανωμένο ή χαοτικό, ο σκοπός της οποίας είναι να δημιουργηθούν τα επιθυμητά μακροχαρακτηριστικά για τα μεταύλικά.

Αντίθετα, διάφορες διαμορφώσεις οδηγούν σε διάφορους τύπους και χρήσεις των μεταύλικών. Αυτό καθορίζεται από ηλεκτρική επιτρεπτότητα και τη μαγνητική διαπερατότητα των υλικών που δημιουργούνται μέσω της διάταξης αυτών των δομών.

## 6.1 Ιδιότητες των μεταλλικών

Τα ηλεκτρομαγνητικά χαρακτηριστικά αυτών των μεταλλικών μπορούν να διευκρινιστούν μέσω των εξισώσεων του Maxwell. Η τροποποίηση αυτών των εξισώσεων χρησιμεύει για την ανάδειξη των ιδιαίτερων ιδιοτήτων των μεταλλικών σύμφωνα με τις παρακάτω εξισώσεις:

$$\nabla \times \vec{E} = -j\omega\mu \vec{H} \quad (6.1)$$

$$\nabla \times \vec{H} = j\omega\varepsilon \vec{E} \quad (6.2)$$

Όπου  $\vec{E}$  και  $\vec{H}$  είναι τα διανύσματα του ηλεκτρικού και μαγνητικού πεδίου αντίστοιχα. Το  $\varepsilon$  καθορίζει την ηλεκτρική επιτρεπτότητα και  $\mu$  η μαγνητική διαπερατότητα του υλικού.  $\omega$  είναι η γωνιακή συχνότητα και  $j = \sqrt{-1}$  ο φανταστικός αριθμός.

Οι παρακάτω εξισώσεις αναπαριστούν το ηλεκτρικό και μαγνητικό πεδίο κατά την διάδοση του επίπεδου κύματος αντίστοιχα:

$$E = E_0 e^{(-jkr+j\omega t)} \quad (6.3)$$

$$H = H_0 e^{(-jkr+j\omega t)} \quad (6.4)$$

Επιπλέον, για την αξιολόγηση των ιδιοτήτων των υλικών, αναφέρεται ένας γενικός ορισμός του διανύσματος πυκνότητας ισχύος  $\vec{S}$  το οποίο υποδιαιρείται στις συνιστώσες του χρόνου  $e^{i\omega t}$  και του χώρου  $e^{-jkr}$ . Το πραγματικό μέρος του διανύσματος Poynting  $\vec{S}$ , καθορίζει την ροή ενέργειας και ορίζεται με τον ακόλουθο τύπο:

$$\vec{S} = \frac{1}{2} \vec{E} \times \vec{E}^* \quad (6.5)$$

Για το επίπεδο κύμα, το ηλεκτρικό πεδίο  $\vec{E}$  και το μαγνητικό πεδίο  $\vec{H}$  ορίζονται ως εξής:

$$\vec{k} \times \vec{E} = \omega\mu \vec{H} \quad (6.6)$$

$$\vec{k} \times \vec{H} = -\omega\varepsilon \vec{E} \quad (6.7)$$

Σε ένα ισότροπο και ομογενές μέσο, οι τιμές  $\varepsilon$  και  $\mu$  είναι ταυτόχρονα θετικές. Μέσα σε αυτό το μέσο, το ηλεκτρικό πεδίο  $\vec{E}$ , το μαγνητικό πεδίο  $\vec{H}$  και το διάνυσμα διάδοσης  $\vec{k}$  συνιστούν μια ορθογώνια τριάδα ορθογώνιων διανυσμάτων. Κατά συνέπεια, το μέσο αυτό χαρακτηρίζεται επίσης ως δεξιόστροφο (RHM), όπου τα διανύσματα  $\vec{S}$  και  $\vec{k}$

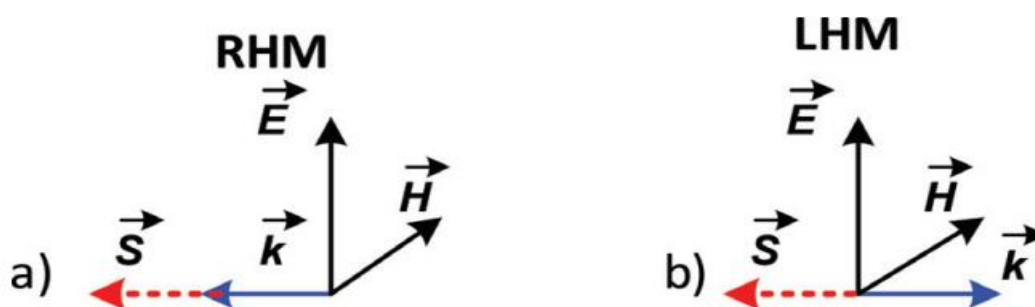
μοιράζονται τις ίδιες κατευθύνσεις, επιτρέποντας τη διάδοση των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων [4].

Στην περίπτωση αυτή η ηλεκτρική επιτρεπτότητα  $\epsilon$  και η μαγνητική διαπερατότητα  $\mu$  είναι ταυτόχρονα αρνητικές [5]. Άρα οι εξισώσεις (6) και (7) γράφονται ως εξής:

$$\vec{k} \times \vec{E} = -\omega|\mu| \vec{H} \quad (6.8)$$

$$\vec{k} \times \vec{H} = -\omega|\epsilon| \vec{E} \quad (6.9)$$

Σε αυτή την περίπτωση, το ηλεκτρικό  $\vec{E}$  και μαγνητικό  $\vec{H}$  πεδίο και το διάνυσμα διάδοσης  $\vec{k}$  αποτελούν την αριστερή κυκλική τριάδα ορθογωνίων διανυσμάτων η οποία ορίζεται ως αριστερό μέσο (LHM). Σε αυτό το μέσο το διάνυσμα Poynting  $\vec{S}$  έχει αντίθετη κατεύθυνση από το διάνυσμα διάδοσης  $\vec{k}$ , με αποτέλεσμα να υποστηρίζει τα κύματα προς τα πίσω, δηλαδή το μέτωπο των κυμάτων κινούνται προς αντίθετη κατεύθυνση με την ενέργεια. Εικόνα 6.1 απεικονίζει τα μοντέλα των RHM και LHM υλικών.



Εικόνα 6.1 Τα διανύσματα  $\vec{k}, \vec{E}, \vec{H}$  των RHM και LHM υλικών.

## 6.2 Ταξινόμηση των μεταύλικών με βάση τις ιδιότητές τους

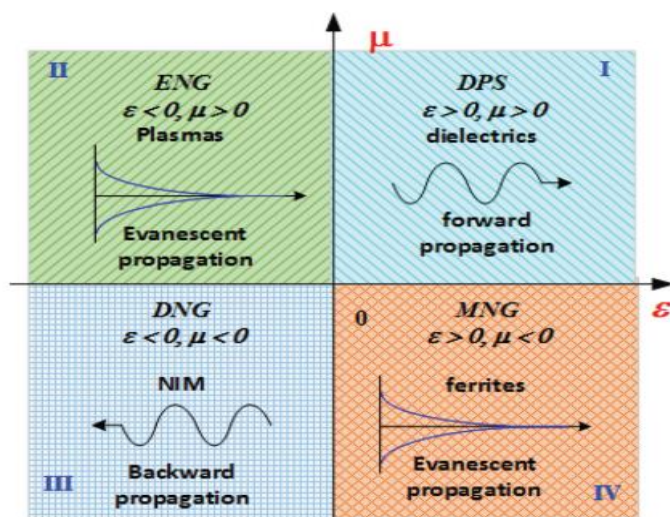
Οι επιστήμονες του Veselago πρότειναν για πρώτη φορά την ταξινόμηση των μεταύλικών βάζοντας υπόψη, την ηλεκτρική επιτρεπτότητα  $\epsilon$ , την ηλεκτρομαγνητική διαπερατότητα  $\mu$  του ομοιογενούς υλικού. Ως αποτέλεσμα αυτής της μελέτης των επιστημών του Veselago, όταν η ηλεκτρική επιτρεπτότητα  $\epsilon$  και η μαγνητική διαπερατότητα  $\mu$  έχουν αρνητικές τιμές ταυτόχρονα, δημιουργούνται νέα ανώμαλα φαινόμενα που δεν βρίσκονται στην φύση όπως η αντιστροφή του νόμου του Snell και του φαινομένου Cerenkov αλλά και η αντιστροφή μετατόπισης του Doppler. Η

παρακάτω φόρμουλα, δείχνει την σχέση μεταξύ του δείκτη διάθλασης  $n$  και των συστατικών παραμέτρων  $\epsilon$  και  $\mu$  :

$$n = \pm \sqrt{\epsilon_r \mu_r} \quad (6.10)$$

όπου  $\epsilon_r$  και  $\mu_r$  ορίζει την σχετική επιτρεπτότητα και διαπερατότητα του υλικού, οι οποίες σχετίζονται με την επιτρεπτότητα και διαπερατότητα του ελεύθερου χώρου:  $\epsilon_0 = \epsilon/\epsilon_r = 8.854 \times 10^{-12} \text{ F/m}$  και  $\mu_0 = \mu/\mu_r = 4\pi \times 10^{-7} \text{ H/m}$ , αντίστοιχα.

Από τον τύπο (6.10), το πρόσημο  $\pm$  του  $n$  μπορεί να είναι και στις τέσσερις περιπτώσεις  $= 1$ , το οποίο καθορίζεται από τα ζεύγη των προσήμων του  $\epsilon_r$  και  $\mu_r$ . Άρα η ταξινόμηση των ηλεκτρομαγνητικών μεταυλικών γίνεται με βάση το ζεύγος των προσήμων του  $\epsilon$  και  $\mu$ , όπως φαίνεται στο παρακάτω σχήμα.



Εικόνα 6.2 Η ταξινόμηση των ηλεκτρομαγνητικών MTM με βάση τα πρόσημα των  $\epsilon$  και  $\mu$ .

Στο πρώτο τεταρτημόριο I, οι παράμετροι  $\epsilon$  και  $\mu$  είναι ταυτόχρονα θετικές και τα υλικά ονομάζονται διπλά θετικά μέσα (DPS) ή αλλιώς δεξιόχειρα μέσα (RHM). Αυτά τα υλικά εμφανίζονται στην φύση, όπως τα φυσικά διηλεκτρικά, όπου η διάδοση των κυμάτων γίνεται προς τα εμπρός. Επίσης έχουν κατασκευαστεί υλικά που συνδυάζουν τις ιδιότητές τους μαζί με ENG και MNG υλικά.

Στο δεύτερο τεταρτημόριο II, παρατηρούμε η παράμετρος  $\epsilon$  είναι αρνητική και η  $\mu$  είναι θετική. Αυτά τα υλικά ονομάζονται (ENG) αρνητικής διαπερατότητας  $\epsilon$ . Δρουν ως μεταυλικά όταν συνδυάζονται με ένα διαφορετικό, συμπληρωματικό single negative

medium (SNG), δρώντας από κοινού ως double negative medium (DNG). Χαρακτηρίζονται από το πλάσμα. Για παράδειγμα, τα ευγενή μέταλλα όπως ο χρυσός ή ο άργυρος είναι αρνητικά έψιλον μέσα (ENG) στο υπέρυθρο και στο ορατό φάσμα.

Στο τρίτο τεταρτημόριο III, οι παράμετροι  $\epsilon$  και  $\mu$  είναι ταυτόχρονα αρνητικές. Ονομάζονται διπλά αρνητικά μέσα (DNG) ή αριστερόχειρα μέσα (LHM). Οι ιδιότητες των υλικών αυτών δεν βρίσκονται στην φύση.

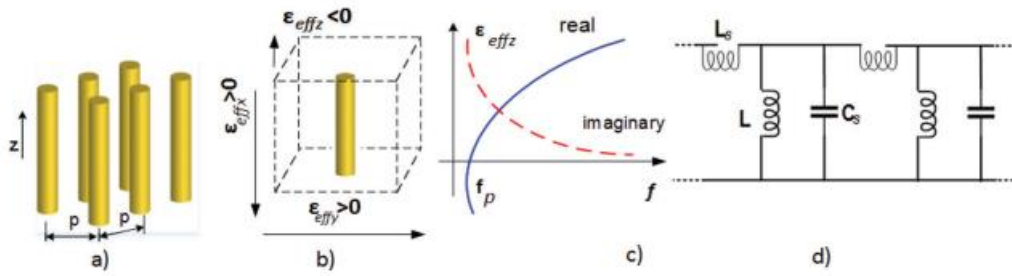
Στο τέταρτο τεταρτημόριο IV, όπου το  $\epsilon$  είναι θετικό και  $\mu$  είναι αρνητικό ονομάζονται μεταϋλικά αρνητικής διαπερατότητας ή μέσα μ-αρνητικά (MNG) και αντιπροσωπεύονται από τα φερριτικά υλικά. Η συχνότητα του μέσου αυτού, βρίσκεται κάτω από την συχνότητα πλάσματος. Τα περισσότερα κύματα, διαδίδονται σε δύο μέσα κυρίως στα διπλά θετικά μέσα (DPS) και διπλά αρνητικά μέσα (DNG). Στις άλλες περιοχές εντοπίζονται μη διαδεδομένα ευμετάβολα κύματα [6,6–8]. Γενικά υπάρχουν δύο βασικοί τύποι που χρησιμοποιώντας για τον σχεδιασμό των μεταϋλικών και είναι οι εξής: πυκνή συστοιχία λεπτών καλωδίων δηλαδή ηλεκτρικά δίπολα και συστοιχία διαιρούμενου δακτυλίου SSR δηλαδή μαγνητικοί βρόχοι [9].

### 6.2.1 Υλικά αρνητικής ηλεκτρικής επιτρεπτότητας (ENG)

Τα υλικά αρνητικής επιτρεπτότητας (ENG), αποτελείται από πλέγμα λεπτών συρμάτων για να επιτύχει αρνητική ηλεκτρική επιτρεπτότητα  $\epsilon$ . Αυτά τα παράλληλα μεταλλικά σύρματα παρουσιάζουν συμπεριφορά υψηλής διέλευσης για ένα προσπίπτον επίπεδο κύμα του οποίου το ηλεκτρικό πεδίο είναι παράλληλο προς τα σύρματα. Το κυλινδρικό πλέγμα παρουσιάζει αρνητική διαπερατότητα  $\epsilon$  κάτω από τη συχνότητα του πλάσματος, τα σύρματα μπορούν να είναι κατασκευασμένα από χαλκό, αλουμίνιο, ασήμι ή χρυσό, είναι τοποθετημένα με περιοδικό τρόπο όπως φαίνεται στην εικόνα 6.3 [10]. Η παρακάτω εξίσωση δίνει την αποτελεσματική διαπερατότητα:

$$\epsilon_p = 1 - \frac{\omega_p^2}{\omega^2} \quad (6.11)$$

Όπου  $\omega$  είναι η συχνότητα του διαδιδόμενου ηλεκτρομαγνητικού κύματος και  $\omega_p$  είναι η συχνότητα του πλάσματος.



Εικόνα 6.3 Μια συστοιχία λεπτών αγωγίμων συρμάτων (α), μοναδιαίου κελιού (β), γραφικές παραστάσεις της διαπερατότητας μιας σειράς συρμάτων (γ) και ισοδύναμο κύκλωμά του (δ).

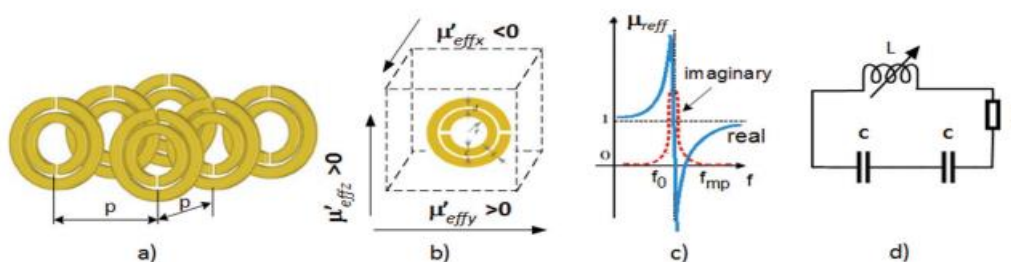
Από την εξίσωση (6.11) φαίνεται ότι αν η συχνότητα διάδοσης είναι μικρότερη από τη συχνότητα του πλάσματος, η διαπερατότητά του είναι αρνητική [11]. Η συμπεριφορά αυτή είναι παρόμοια με εκείνη που παρατηρείται όταν τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα διαδίδονται στο πλάσμα. Η τιμή της πραγματικής διαπερατότητας αυξάνεται καθώς η συχνότητα διάδοσης πλησιάζει τη συχνότητα του πλάσματος. Στη συχνότητα του πλάσματος, η αποτελεσματική διαπερατότητα είναι μηδέν, που αντιστοιχεί σε δείκτη διάθλασης μηδέν [5]. Κάτω από τη συχνότητα αποκοπής της συστοιχίας, δεν υπάρχει διάδοση κυμάτων και τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα είναι πλήρως ανακλώμενα κύματα. Αυτή η συμπεριφορά είναι πολύ παρόμοια με εκείνη της διάδοσης των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων στο πλάσμα. Η συχνότητα του πλάσματος εξαρτάται από τη σταθερά πλέγματος  $p$  και την ακτίνα κάθε σύρματος. Εάν η συχνότητα της σταθεράς πλέγματος είναι αρκετές φορές μικρότερη από το μήκος κύματος, η συστοιχία συρμάτων μπορεί να θεωρηθεί ισοδύναμη με το συνεχές πλάσμα [9,12].

### 6.2.2 Υλικά αρνητικής μαγνητικής διαπερατότητας (MNG)

Η πιο δημοφιλής δομή που χρησιμοποιείται ως υλικό μ-αρνητικό (MNG) είναι ο συντονιστής διαιρούμενου δακτυλίου (SRR). Το μοναδιαίο κελί του SRR αποτελείται από δύο ομόκεντρους μεταλλικούς δακτυλίους, οι οποίοι μπορεί να είναι είτε κυκλικοί είτε τετράγωνοι, όπου χωρίζονται μεταξύ τους με ένα διάκενο  $d$  όπως στην εικόνα 6.4. Οι δακτύλιοι διαχωρίζονται κατά 180 μοίρες σε κάθε πλευρά και κάθε δακτύλιος έχει μια στενή σχισμή. Οι ίδιοι οι δακτύλιοι λειτουργούν ως επαγωγή, αλλά το διάκενο μεταξύ του εσωτερικού και του εξωτερικού δακτυλίου λειτουργεί ως πυκνωτής. Ως αποτέλεσμα, ο συνδυασμός των δύο δακτυλίων λειτουργεί ως κύκλωμα συντονισμού LC. Ο τύπος (12) δίνει την αποτελεσματική διαπερατότητα του μεταύλικού (MNG).

$$\mu_{eff} = \mu'_{eff} - j\mu''_{eff} = 1 - \frac{f_{mp}^2 - f_0^2}{f^2 - f_0^2 - j\gamma f} \quad (6.12)$$

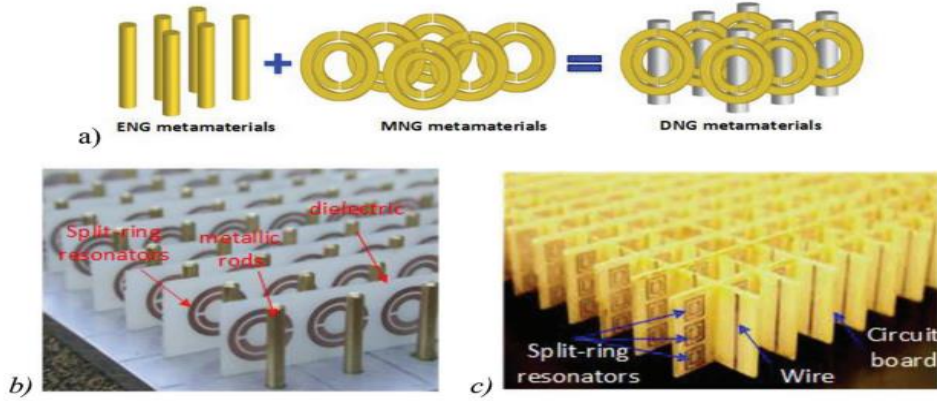
Όπου  $f$  είναι η συχνότητα του σήματος, η  $f_{mp}$  δηλώνει την συχνότητα σε περίπτωση χωρίς απώλειες όπου  $\mu_{eff} = 0$  (“συχνότητα μαγνητικού πλάσματος”),  $f_0$  είναι η συχνότητα όπου  $\mu_{eff}$  αποκλίνει την συχνότητα συντονισμού του SSR και η μεταβλητή  $\gamma$  είναι οι απώλειες. Οι συχνότητες  $f_{mp}$  και  $f_0$  εξαρτώνται από την σταθερά πλέγματος ( $p$ ), αλλά και στις γεωμετρικές παραμέτρους του SRR, για παράδειγμα οι ακτίνες των εσωτερικών και εξωτερικών δακτυλίων, το πλάτος του διακενού μεταξύ των δακτυλίων αλλά και το πλάτος [13] σχισμής [9]. Εικόνα 6.4. φαίνεται πως εξαρτάται το  $\mu_{eff}$  με την συχνότητα.



Εικόνα 6.4. Μια συστοιχία λεπτών αγωγίμων συρμάτων (α), μοναδιαίο κελί (β), γραφικές παραστάσεις της διαπερατότητας μιας σειράς συρμάτων (γ) και ισοδύναμο κύκλωμά του (δ).

### 6.2.3 Διπλά αρνητικά μέσα (DNG)

Τα διπλά αρνητικά μέσα (DNG) είναι γνωστά και ως υλικά με αρνητικό δείκτη διάθλασης (RIM). Οι ιδιότητες αυτού του μέσου έγιναν επιτυχές με τον συνδυασμό της συρμάτινης λεπτής δομής των υλικών αρνητικής επιτρεπτότητας (ENG) και με την δομή του συντονιστή διαιρούμενου δακτυλίου SRR των μ-ακριτικών υλικών (MNG). Εικόνα 6.5.α [14]. Με αυτόν το συνδυασμό ικανοποιείται η απαίτηση του  $\epsilon$  και  $\mu$  να έχουν αρνητικές τιμές, δηλαδή έχουμε  $\epsilon < 0$  από ένα λεπτό συρμάτινο μέσο (ως τεχνητό διηλεκτρικό) και  $\mu < 0$  από συντονιστή διαιρούμενου δακτυλίου SRR. Η πρώτη δομή αυτών των μέσων κατασκευάστηκε με τον διονυσιασμό επίπεδων διαιρούμενων δακτυλίων SRR, οι οποίοι είναι χαραγμένοι σε ένα λεπτό διηλεκτρικό στρώμα μεταλλικών ράβδων Εικόνα 6.5.β. Επιπλέον, για να εκμεταλλευτούν και οι δύο πλευρές του διηλεκτρικού στρώματος, σχεδιάστηκαν δυσδιάστατα μεταύλικά χαράζοντας το SRR από την μία πλευρά του διηλεκτρικού και επίπεδες λωρίδες από την άλλη εικόνα 6.5.γ [9].



Εικόνα 6.5 Συνδυασμός λεπτών συρμάτων και SRR για σχηματισμό μεταύλικών DNG (α) και παραδείγματα πραγματοποιήσεων DNG μεταύλικά (β) και (γ).

Τα διπλά αρνητικά μέσα DNG είναι φτιαγμένα από τον συνδυασμό ενός συρματινού μέσου μαζί με το μέσο SRR, το οποίο επηρεάζει την συχνότητα λόγω της ισχυρής συμπεριφοράς συντονισμού των μέσων αυτών (μοντέλα Drude-Lorentz). Άρα τα μεταύλικά DNG εξαρτώνται από την συχνότητα με αποτέλεσμα ο δείκτης διάθλασης  $n$  να γράφεται όπως παρακάτω:

$$n \equiv n_{eff}(\omega) = \sqrt{\varepsilon_{eff}(\omega) \mu_{eff}(\omega)} \quad (6.13)$$

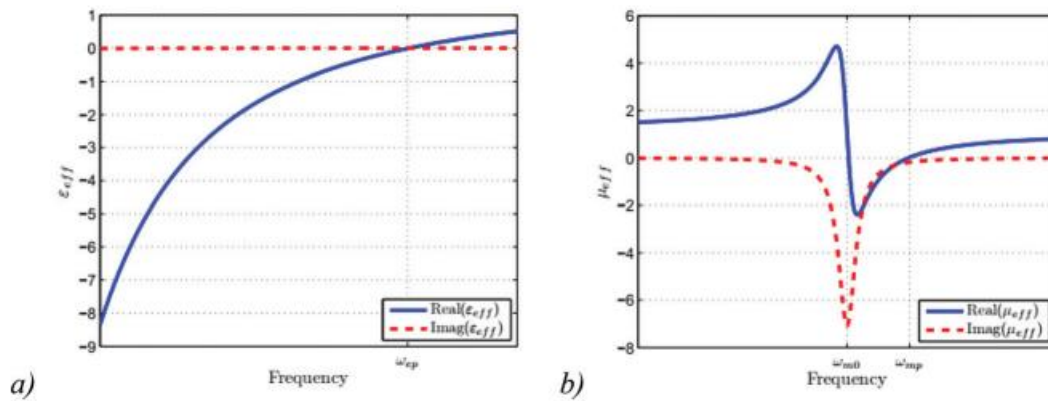
όπου  $\varepsilon_{eff}(\omega)$  είναι η εξαρτώμενη συχνότητα αποτελεσματικής επιτρεπτότητας και  $\mu_{eff}(\omega)$  η εξαρτώμενη συχνότητα αποτελεσματικής διαπερατότητας. Αυτοί οι παράμετροι χαρακτηρίζονται από τα μοντέλα διασποράς Drude-Lorentz (6.14) (6.15)

$$\varepsilon_{eff}(\omega) = 1 - \frac{\omega_{ep}^2 - \omega_{e0}^2}{\omega^2 - \omega_{e0}^2 + j\omega\gamma_c} \quad (6.14)$$

$$\mu_{eff}(\omega) = 1 - \frac{F\omega^2}{\omega^2 - \omega_{m0}^2 + j\omega\Gamma} \quad (6.15)$$

όπου  $\omega_{ep}$  και  $\omega_{mp}$  είναι οι ηλεκτρικές και μαγνητικές πλασματικές συχνότητες αντίστοιχα,  $\omega_{e0}$  και  $\omega_{m0}$  είναι οι ηλεκτρικές και μαγνητικές συχνότητες συντονισμού,  $\gamma_c$  η συχνότητα κρούσης,  $F$  ως παράγοντας πλάτους και  $\Gamma$  ο παράγοντας απόσβεσης.





Σχήμα 6.1 α) ηλεκτρική επιτρεπτότητα , b) μαγνητική διαπερατότητα των διπλών αρνητικών μέσων (DNG).

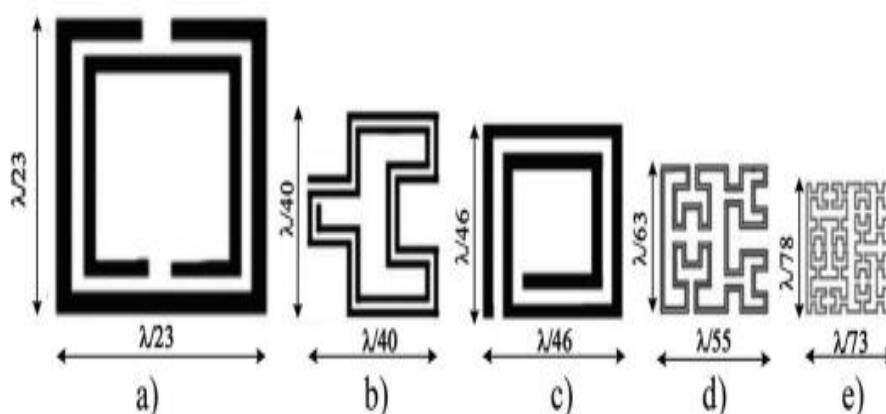
Οι εκφράσεις αυτές φαίνονται στο Σχήμα 6.1. Για να προκύψει το DNG υλικό, πρέπει οι δύο αρνητικές περιοχές ENG και MNG να συμπίπτουν, δηλαδή να συμπίπτουν στις περιοχές  $\omega_{e0} < \omega < \omega_{ep}$  και  $\omega_{m0} < \omega < \omega_{mp}$  αντίστοιχα. Πρέπει να σημειωθεί ότι αν το λεπτό σύρμα είναι ηλεκτρικά συνεχές, η συχνότητα συντονισμού είναι ίση με μηδέν ( $\omega_{e0} \approx 0$ ). Αυτό σημαίνει ότι η περιοχή ENG είναι μεγαλύτερη από την MNG και το μαγνητικό υλικό περιορίζει την απόδοση του DNG όταν κατασκευάζεται με ένα ηλεκτρικό υλικό [15,16].

### 6.3 Η χρήση μεταύλικών στον σχεδιασμό κεραιών.

Τα μεταύλικά εφαρμόζονται σε πολλές εφαρμογές σήμερα όπως αόρατοι μικροκυματικό καμουφλάζ, καμουφλάζ στα υποβρύχια, νέες εφευρέσεις ηλεκτρονικών, φακοί αρνητικού δείκτη διάθλασης, σε μικροκυματικά εξαρτήματα όπως φίλτρα και αποτελεσματικές κεραιές [17–19]. Αυτό οφείλεται στην ιδιαιτερότητα των φυσικών ιδιοτήτων τους που δεν υπάρχουν στα φυσικά υλικά. Όμως η πιο σημαντική εφαρμογή των μεταύλικών βρίσκεται στον καλύτερο σχεδιασμό των κεραιών, επειδή τα μεταύλικά έχουν ασυνήθιστες ιδιότητες, δημιουργούνται κεραιές με νέα χαρακτηριστικά τα οποία δεν μπορούν να επιτευχθούν με τα παραδοσιακά υλικά που βρίσκονται στην φύση. Μία κεραιά μεταύλικών αποτελείται από ένα ή περισσότερα στρώματα μεταύλικών τα οποία χρησιμοποιούνται ως υποστρώματα ή στην καλύτερη διαμόρφωση της κεραιάς για τη βελτίωση των επιδόσεων της [20–22]. Σύμφωνα με επιστημονικές έρευνες δείχνουν ότι η χρήση των μεταύλικών στον σχεδιασμό της κεραιάς μπορεί να βελτιώσει δραστικά τις σημαντικές παραμέτρους της, να μειώσει το μέγεθός της αλλά και να ενισχύσει την ακτινοβολούμενη ισχύ. Η επιλογή της δομής και της εφαρμογής των μεταύλικών ποικίλλει ανάλογα με τον σκοπό που σχεδιάζεται η κεραιά.

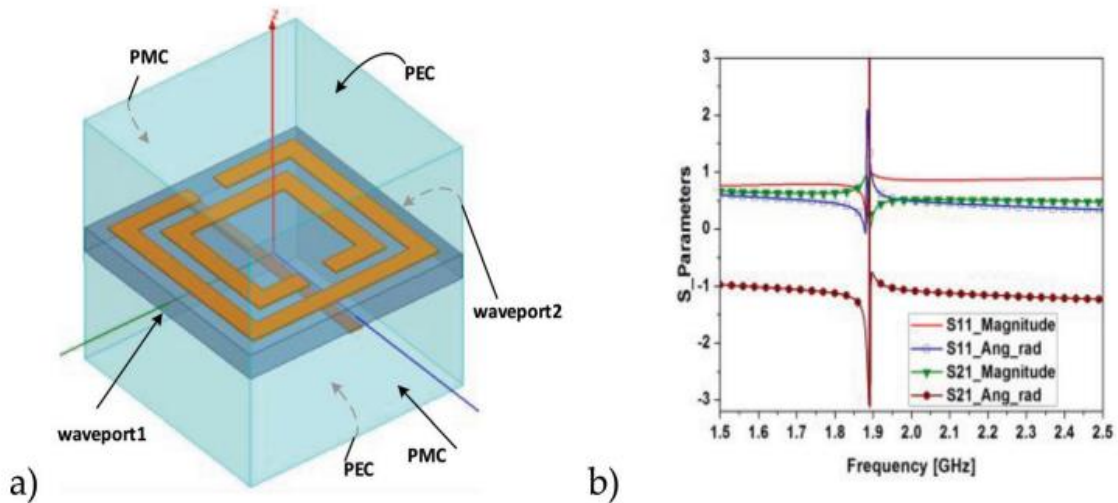
### 6.3.1 Μοναδιαία κελιά μεταλλικών

Τα μεταλλικά που εφαρμόζονται στη σχεδίαση της κεραίας μπορεί να έχουν τη μορφή ενός μοναδιαίου κελιού ή πολλαπλών μοναδιαίων κελιών που συναρμολογούνται μαζί σε μια συστοιχία [23]. Επομένως, το πρώτο βήμα για την σχεδίαση της κεραίας με την χρήση μεταλλικών, είναι ο σχεδιασμός και η ανάλυση των κύριων παραγόντων που επηρεάζουν τη συχνότητα συντονισμού, την ηλεκτρική επιτρεπτότητα και την μαγνητική διαπερατότητα του μοναδιαίου κελιού. Ο σχεδιασμός αυτών των κελιών, εξαρτάται στον σωστό υπολογισμό του μεγέθους και των προσομοιώσεων του ενός κελιού έτσι ώστε οι παράμετροι  $\epsilon$  και  $\mu$  αυτών να ικανοποιούν τις απαιτήσεις στην αναμενόμενη συχνότητα συντονισμού. Μπορούμε να πάρουμε διαφορετικές τιμές  $\mu$   $\epsilon$  και συχνότητες συντονισμού  $f$ , ανάλογα με την δομή και το μέγεθος των μοναδιαίων κελιών. Κάθε τύπου μοναδιαίου κελιού μπορεί να ρυθμιστεί έτσι ώστε να ικανοποιεί τις συνθήκες στην συχνότητα συντονισμού [24]. Συνήθως κατασκευάζονται να είναι μικρότερα από το 1/10 του μήκους κύματος λειτουργίας. Εξαρτάται από το σχήμα του μεταλλικού και το μέγεθός τους πάντοτε διαφέρει [18,19,25].



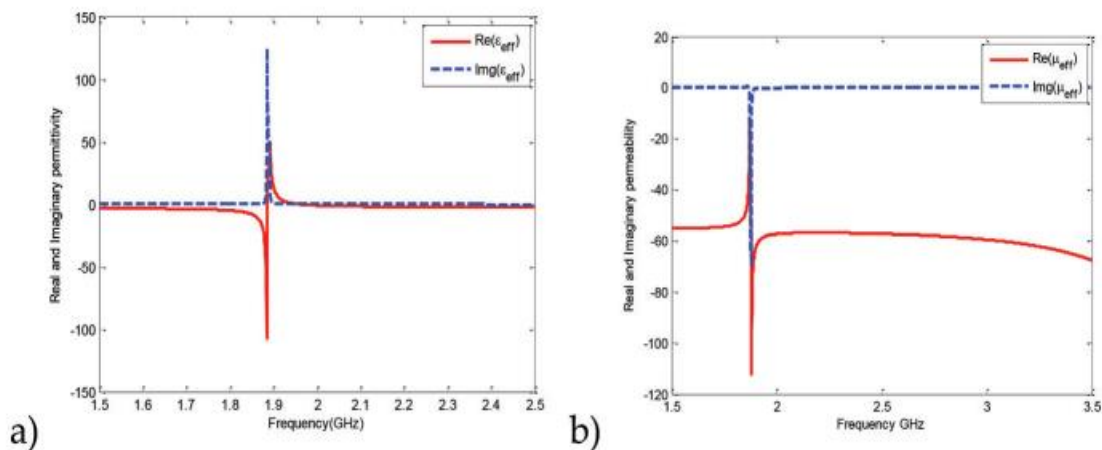
Εικόνα 6.6 Ένα μοναδιαίο κελί με SRR (a), Hilbert fractal inclusion δεύτερης τάξης (b), σπειροειδές τετράγωνο (c), Hilbert fractal inclusion τρίτης τάξης (d) Hilbert fractal inclusion τέταρτης τάξης (e).

\*Όσο η τάξη της καμπύλης Hilbert fractal αυξάνεται το μέγεθος του inclusion μειώνεται. Για παράδειγμα, ένα μοναδιαίο κελί μεταλλικού σχεδιάζεται και προσομοιώνεται με βάση τα παρακάτω βήματα. Προκειμένου το μεταλλικό να ικανοποιεί τις ομοιογενείς συνθήκες, το μέγεθός του πρέπει να είναι πολύ μικρότερο από το μήκος κύματος λειτουργίας. Στην εικόνα 6.7 [26] παρουσιάζεται ένα μοναδιαίο μεταλλικό κελί για τα συστήματα GSM με συχνότητα λειτουργίας στα 1,88 GHz.



Εικόνα 6.7 Μοναδιαίο κελί του μοντέλου προσομοίωσης SRR (α) και οι γραφικές παραστάσεις των παραμέτρων S (β) στα 1,88 GHz για κινητό τηλέφωνο GSM Σύστημα.

Στην εικόνα 6.7 φαίνεται το μοντέλο ενός μοναδιαίου κελιού SRR. Στις επιφάνειες “κουτιού” ακτινοβολίας, ο άξονας z ορίζει τον τέλει ηλεκτρικό αγωγό PEC και ο άξονας y τον τέλει μαγνητικό αγωγό (PMC). Οι παράμετροι S φαίνονται στο Σχήμα 6.2.β. Οι παράμετροι  $\epsilon$  και  $\mu$  των μεταύλικών πρέπει να επαλειφθούν μέσω των παραμέτρων S και δίνονται από τις παρακάτω σχέσεις (6.16)-(6.19) και φαίνονται στα παρακάτω γραφήματα Σχήμα 6.2 [27].



Σχήμα 6.2 Αποτελεσματική επιτρεπτότητα (α) και διαπερατότητα (β) του μεταύλικού που ανακτάται από τις παραμέτρους S στα 1,88 GHz [27].

$$z = \pm \sqrt{\frac{(1 + S_{11})^2 - S_{21}^2}{(1 - S_{11})^2 - S_{21}^2}} \quad (6.16)$$

$$n = \frac{1}{k_0 d} \left\{ \text{Im}g \left[ \ln(e^{ink_0 d} + 2m\pi) - iR_e[\ln(e^{ink_0 d})] \right] \right\} \quad (6.17)$$

$$e^{ink_0 d} = \frac{S_{21}}{1 - S_{21} \frac{z-1}{z+1}} \quad (6.18)$$

$$\varepsilon = \frac{n}{z}, \quad \mu = nz \quad (6.19)$$

Όπου  $S_{11}$  και  $S_{21}$  είναι οι συντελεστές ανάκλασης και μετάδοσης,  $k_0$  είναι κυματάρθμος,  $d$  το μέγιστο μήκος του μοναδιαίου κελιού,  $m$  ο ακέραιος αριθμός που σχετίζεται με τον δείκτη διάθλασης  $n$ ,  $z$  η κυματική σύνθετη αντίσταση,  $\mu$  και  $\varepsilon$  διαπερατότητα και επιτρεπτότητα αντίστοιχα.

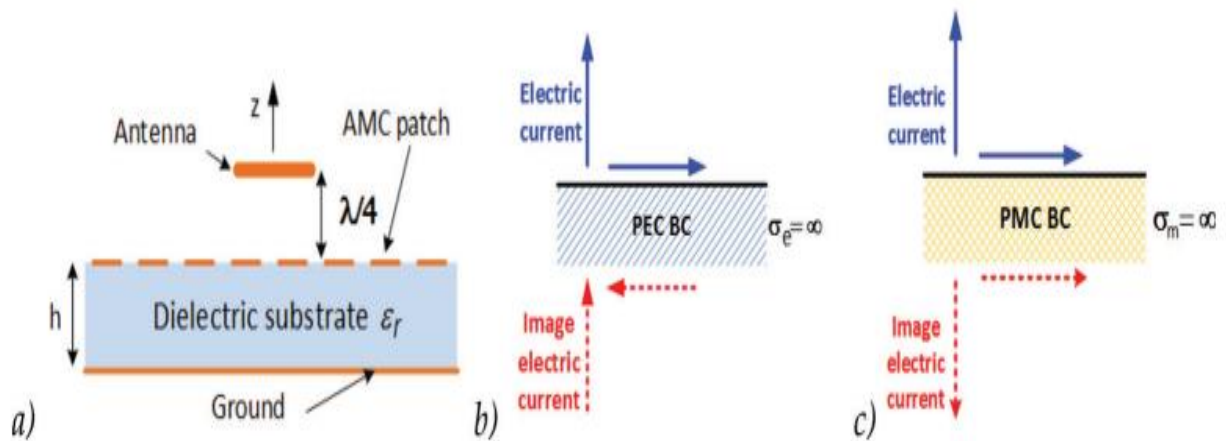
### 6.3.2 Λειτουργίες των μεταϊλικών στη σχεδίαση των κεραιών

Οι πιο σχετικές και εφαρμοσμένες διατάξεις στις εφαρμογές κεραιών, δηλαδή μεταξύ εφαρμογών υλικών υποστρώματος μικροκυμάτων και ραδιοσυχνοτήτων, είναι οι τεχνητοί μαγνητικοί αγωγοί (AMC) και οι επιφάνειες υψηλής εμπέδησης (HIS). Οι επιφάνειες AMC και HIS τοποθετούνται γύρο ή κοντά στα ακτινοβολούμενα στοιχεία της κεραίας, σχεδιάζοντας έτσι συμπαγές και χαμηλού προφίλ κεραιοσυστήματα. Επιπλέον τα μεταϊλικά σε ένα σύστημα κεραιών, μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως μέρος της δομής της κεραίας και τροφοδοσίας της.

### 6.3.3 Μεταϊλικά που χρησιμοποιούνται ως περιβάλλον κεραίας

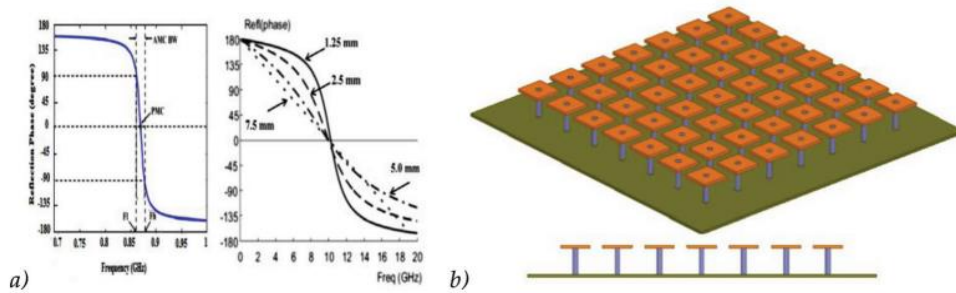
Με την χρήση τεχνητών μαγνητικών αγωγών AMC, τα μεταϊλικά εφαρμόζονται ως περιβάλλον κεραιών για να βελτιώσουν τις ιδιότητες ακτινοβολίας του συστήματος. Το μεταϊλικό αυτό, εφαρμόζεται σε πολλές εφαρμογές σχεδίασης κεραιών και μικροκυμάτων. Τα χαρακτηριστικά των μεταϊλικών δεν εμφανίζονται στην φύση και μπορούν να βελτιώσουν την απόδοση διάφορων μικροκυματικών συσκευών αν

αξιοποιηθούν σωστά. Όμως τα χαρακτηριστικά των μεταλλικών AMC περιορίζονται σε ευζωνικές εφαρμογές κεραιών. Παρακάτω μιλάμε λεπτομερώς, μία από τις τεχνικές βελτίωσης στενής ζώνης των AMC ως επίπεδο γείωσης. Η χρήση των AMC έχει επιλύσει πολλά ζητήματα ξεπερνώντας τους τυπικούς περιορισμούς των συμβατικών σχεδιασμών κεραιών. Τα μεταλλικά για να βελτιώσουν τις ιδιότητες ακτινοβολίας ενός συστήματος κεραιών, οι κεραιές τοποθετούνται συνήθως πάνω από τον ανακλαστήρα, ώστε να ακτινοβολεί προς μία μόνο κατεύθυνση, μειώνοντας παράλληλα την οπισθοακτινοβολία [28]. Σε τέτοια περίπτωση, τα μεταλλικά δεν χρησιμοποιούνται ως μέσο αλλά ως μια διάταξη που χρησιμεύει ως ενεργό υπόστρωμα για την δημιουργία πλασματικού περιβάλλοντος σε κάθε μοναδιαίο στοιχείο του μεταλλικού. Η απόσταση μεταξύ της κεραιάς και της μεταλλικής επιφάνειας, πρέπει να είναι το λιγότερο  $\lambda/4$ , όπου το μεταλλικό λειτουργεί ως ανακλαστήρας για την ενίσχυση της ακτινοβολίας, όπως φαίνεται στην παρακάτω εικόνα [29].



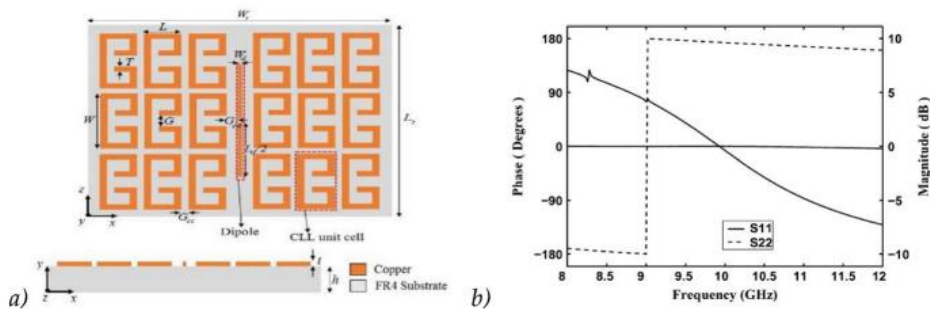
Εικόνα 6.8 (α) Γεωμετρία μιας κεραιάς που βρίσκεται πάνω από ένα επίπεδο γείωσης AMC, (β) τα ηλεκτρικά ρεύματα εικόνας που οφείλονται σε ένα PEC, (γ) οριακή συνθήκη PMC.

Αυτό μπορεί να αναλυθεί με την θεωρία για ηλεκτρικά και μαγνητικά ρεύματα. Όταν τοποθετείται μία φόρτιση  $p(\vec{r})$  ή μια κατανομή ρεύματος  $\vec{J}(\vec{r})$ , εμφανίζονται πάνω στην επιφάνεια του μετάλλου φορτία και ρεύματα τα οποία εμπλέκονται στην ακτινοβολία του αγωγού. Προηγουμένως φαίνεται η εικόνα ρεύματος [9] και οι οριακές συνθήκες ενός τέλει μαγνητικού αγωγού PMC και τέλει ηλεκτρικού αγωγού PEC. Ανάλογα του τύπου ανακλαστήρα, αλλάζουν οι εικόνες ηλεκτρικού και μαγνητικού ρεύματος [30]. Στην εικόνα 6.9 φαίνεται τα ηλεκτρικά ρεύματα μιας διπολικής κεραιάς τοποθετημένη πάνω από ένα PEC και PMC σε οριακές συνθήκες.



Εικόνα 6.9 (α) Τυπικό διάγραμμα φάσης ανάκλασης του AMC και (β) σχεδιασμός επιφάνειας.

Ένας τεχνητός μαγνητικός αγωγός AMC χρησιμοποιείται ευρέως στον σχεδιασμό κεραιών για να μιμηθεί τις ιδιότητες ενός τέλειου μαγνητικού αγωγού PMC το οποίο δεν υπάρχει στην φύση. Οι επιδόσεις της κεραιάς μπορούν να βελτιωθούν αν υπάρχει ένα AMC στο σύστημα κεραιών γιατί λειτουργεί ως τέλειος μαγνητικός αγωγός PMC παρέχοντας φάσεις ανάκλασης μηδενικού βαθμού στην συχνότητα συντονισμού Εικόνα 6.9 [31]. Οι πρώτοι τεχνητοί μαγνητικοί αγωγοί AMC, παρουσιάστηκαν το 1999 [32] από τον Sievenpiper και ονομαζόταν επιφάνεια ηλεκτρομαγνητικού χάσματος ζώνης (electromagnetic band-gap) ή EBG. Η επιφάνεια αυτή μοιάζει με το παρακάτω Σχήμα 6.3.β όπου αποτελείται από ένα πλέγμα τετραγωνικών επιφανειών που συνδέονται με την γη με μεταλλικές οπές. Άλλα AMC κατασκευάστηκαν χρησιμοποιώντας ένα επίπεδο διηλεκτρικό υπόστρωμα διπλής όψης μεταλλοποιημένο, όπου η μία πλευρά είναι το επίπεδο γείωσης ενώ στην άλλη πλευρά τα φωτοτυπημένα τετράγωνα patches. Μεταλλικοί ράβδοι περνούν μέσα από το υπόστρωμα για να ενώσουν τις δύο πλευρές του AMC [9]. Επιπλέον, έχουν σχεδιαστεί και άλλοι τεχνητοί μαγνητικοί αγωγοί AMC που δεν απαιτούν επίπεδο γείωσης για ανακλαστικούς σκοπούς.



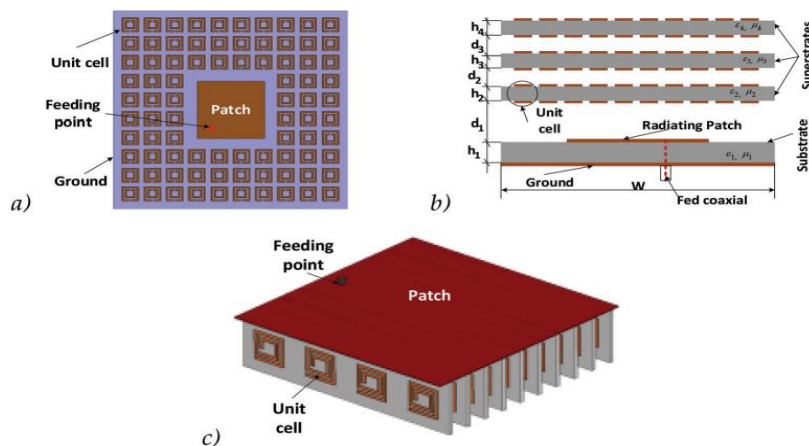
Σχήμα 6.3 (α) Σχεδίαση της προτεινόμενης διπολικής κεραιάς με δύο πετυγία CLL και (β) η φάση των συντελεστών ανάκλασης του  $S_{11}$  και  $S_{22}$ .

## 6.4 Η επίδραση των μεταύλικών στον σχεδιασμό των κεραιών

Η χρήση μεταύλικών στον σχεδιασμό κεραιών, μπορεί να μειώσει το μέγεθός της, να βελτιώσει το κέρδος και το εύρος ζώνης της κεραιάς αλλά και να δημιουργήσει κεραιά πολλαπλής ζώνης, ανάλογα τις τεχνικές απαιτήσεις που χρειάζεται κανείς στον σχεδιασμό της κεραιάς.

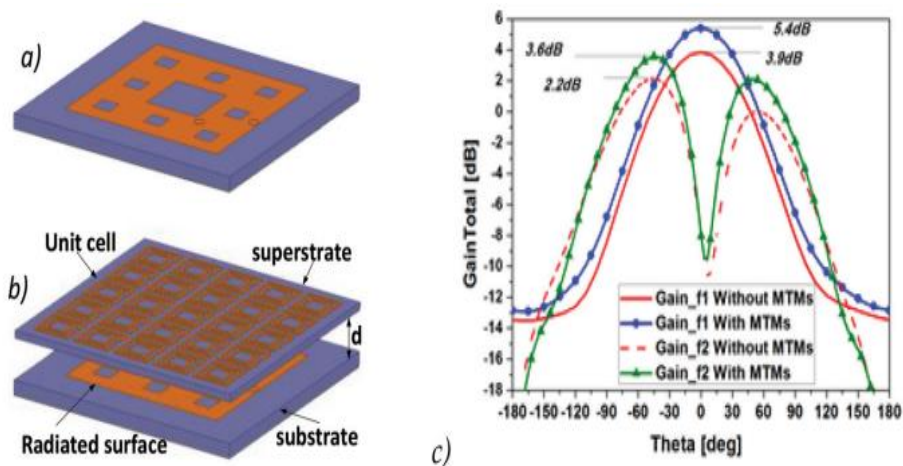
### 6.4.1 Χρήση μεταύλικών στον σχεδιασμό κεραιών για την βελτίωση του κέρδους ισχύος

Το κύριο μειονέκτημα των μικρών επίπεδων κεραιών είναι το χαμηλό κέρδος, το οποίο πρέπει να ξεπεραστεί για λειτουργεί ενεργειακά σωστά ο πομποδέκτης. Σήμερα στον σχεδιασμό κεραιών εκτός από μία συστοιχία κεραιών, εφαρμόζονται και τα μεταύλικά, δηλαδή τεχνητοί μαγνητικοί αγωγοί AMC ή αλλιώς τεχνητά μαγνητικά μεταύλικά AMM. Εφαρμόζονται με τέτοιο τρόπο που διατάσσονται τα μοναδιαία στοιχεία μεταύλικών γύρω από το ακτινοβολούμενο στοιχείο, ή χρησιμοποιώντας υποστρώματα πάνω ή κάτω από αυτά ή και ως προσαρμογή σύνθετης αντίστασης της κεραιάς[25,33,34]. Οι μέθοδοι των μεταύλικών που αναφέρθηκαν παραπάνω έχουν πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα. Η ικανότητά τους να βελτιώσει το κέρδος μιας κεραιάς βασίζεται στον αριθμό των υποστρωμάτων, το υλικό το οποίο είναι φτιαγμένο κάθε κελί και η απόσταση μεταξύ των στοιχείων ακτινοβολίας με τα άλλα μεταύλικά υποστρώματα. Στην παρακάτω εικόνα φαίνονται οι τρεις τρόποι βελτίωσης κέρδους με την χρήση μεταύλικών.



Εικόνα 6.10 Μοντέλα εφαρμογής μεταύλικών για τη βελτίωση του κέρδους ισχύος των κεραιών: (α) μοναδιαία κελιά που περιβάλλουν το ακτινοβολημένο patch, (β) μεταύλικά ως υπόστρωμα, (γ) χρήση μεταύλικών ως φορτίο.

Στην Εικόνα 6.10, τα μοναδιαία κελία του μεταύλικού, εφαρμόζονται γύρω από το ακτινοβολούμενο στοιχείο της κεραίας και μπορούν επίσης να τυπωθούν και από την πίσω πλευρά του υποστρώματος. Αν θέλουμε να λειτουργεί σωστά στην επιλεγμένη συχνότητα συντονισμού, τα μεταύλικά πρέπει να έχουν αντίστοιχο μέγεθος με την συχνότητα αυτή έτσι ώστε να έχουν ειδικές ιδιότητες που δεν μπορούν να βρεθούν στην φύση. Τα μοναδιαία κελία μπορούν να διαμορφωθούν μαζί με το ακτινοβολούμενο στοιχείο, έτσι ώστε να λειτουργούν ως μονωτές για να ανακλούν τα επιφανειακά κύματα με βάση την αρνητική τιμή της μαγνητικής διαπερατότητας  $\mu$ . Βάζοντας μοναδιαία κελία MTM, γύρω από την συμβατική κεραία, η απόδοση ακτινοβολίας της κεραίας αυξάνεται με αποτέλεσμα να έχουμε κέρδος ισχύος μεγαλύτερο από 2 dB [35]. Πρέπει να σημειωθεί, ανάλογα με το αριθμό των μοναδιαίων κελιών, βάζοντας υπόψη και την συχνότητα συντονισμού του συστήματος, το κέρδος που πρέπει να πετύχουμε μπορεί να διαφέρει.



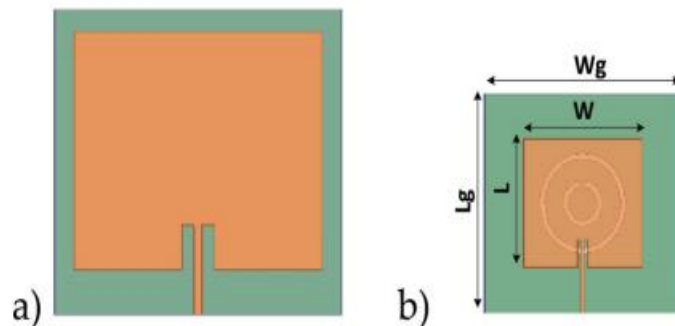
Εικόνα 6.11 (α) The Sierpinski carpet fractal antenna, (β) η ίδια κεραία η με το AMC MTM, (c) πραγματοποιήθηκε απολαβή ισχύος κεραίας για δύο συχνότητες συντονισμού.

Στην εικόνα 6.11, όπου το μεταύλικο εφαρμόζεται σε διαφορετικό διηλεκτρικό στρώμα, τα μοναδιαία κελία του μεταύλικού τοποθετούνται σε διαφορετικό υπόστρωμα, διαφορετικού διηλεκτρικού, με απόσταση  $d$  από τα ακτινοβολούμενα στοιχεία. Αυτά τα κελία δημιουργούν τους τεχνητούς μαγνητικούς αγωγούς AMC ή αλλιώς AMMs, τα οποία μπορούν και στις δύο πλευρές του υποστρώματος. Το κέρδος ισχύος της κεραίας βασίζεται στον αριθμό των υποστρωμάτων, την απόστασή του από τα ακτινοβολούμενα στοιχεία και τον αριθμό των κελιών [12] [9]. Γενικά τα μεταύλικά μπορούν να σχεδιαστούν έτσι ώστε να βελτιώσουν το κέρδος ισχύος της κεραίας. Ωστόσο αυτή η μέθοδος αυτή αυξάνει το πάχος της κεραίας.



### 6.4.2 Χρήση μεταλλικών στην μείωση του μεγέθους της κεραίας

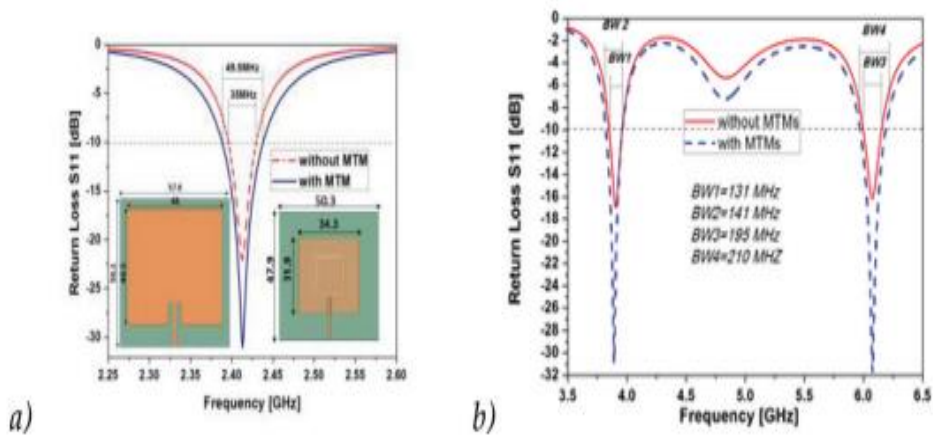
Έχουν χρησιμοποιηθεί πολλές τεχνικές για να γίνει πιο συμπαγείς η κεραίες για παράδειγμα, το υπόστρωμα υψηλής επιτρεπτότητας μιας μικροταινιακής κεραίας, βραχυκύκλωμα ακροδεκτών και λεπτών επιφανειών, δημιουργία διαταραχών στην δομή της κεραίας, fractal γεωμετρία και άλλα. Πρόσφατα, χρησιμοποιείται μεταλλικό ως άμεση δομή γείωσης (defected ground structure DGS) [36] για να μειώσουν το μέγεθος των κεραίων. Σε αυτή την περίπτωση, τα κελιά του μεταλλικού έχουν ασυνήθιστες ιδιότητες γύρω από την συχνότητα συντονισμού του συστήματος. Οι διαστάσεις αυτών των κελιών είναι ίσες με το μέγεθος του αναιρουμένου τμήματος του DGS [3] [9] [5]. Στην παρακάτω εικόνα δείχνει τα προσομοιωμένα μοντέλα δύο κεραίων με συχνότητα λειτουργίας 1.88 GHz για συστήματα GSM.



Εικόνα 6.12 (α) Σύγκριση του μεγέθους της MPA της microstrip patch κεραίας χωρίς φορτωμένο CSRR και (β) με φορτωμένο CSRR για συστήματα GSM.

### 6.4.3 Χρήση μεταλλικών για την ενίσχυση του εύρους ζώνης

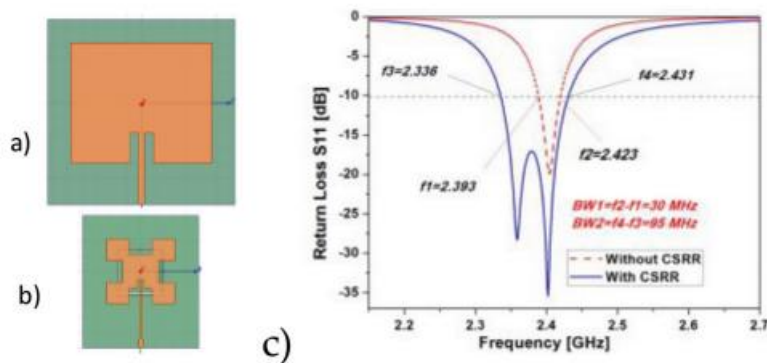
Επιπλέον τα μεταλλικά μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να ενισχύσουν το εύρος ζώνης συχνοτήτων μιας κεραίας. Όπως βλέπουμε στην παρακάτω εικόνα, τα μεταλλικά χρησιμοποιούνται ως στοιχεία της κεραίας ή ως μετα-επιφάνεια πάνω από το ακτινοβολούμενο στοιχείο όπως είδαμε την χρήση τους για τη ενίσχυση του κέρδους ισχύος. Οι μετα-επιφάνειες αποτελούνται από ένα πλέγμα μοναδιαίων κελιών πάνω και κάτω. Σε αυτή την περίπτωση, το εύρος ζώνης της κεραίας εξαρτάται από το αριθμό των κελιών και την απόσταση που υπάρχει μεταξύ της επιφάνειας και του ακτινοβολούμενου στοιχείου. Πρέπει να παρατηρηθεί ότι για να πετύχουμε το κατάλληλο εύρος ζώνης της κεραίας χρειάζονται διαφορετικές τεχνικές απαιτήσεις στην σχεδίαση της κεραίας αλλά και στην σωστή σχεδίαση των μεταλλικών στρωμάτων [26].



Εικόνα 6.13 (α) Οι S παράμετροι με και χωρίς MTM (β) με μετα-επιφάνεια σε C-band μικροκομματικές συχνότητες.

#### 6.4.4 Χρήση μεταλλικών για την δημιουργία κεραιών πολλαπλών συχνοτήτων

Οι κεραιές πολλαπλών συχνοτήτων είναι χρήσιμες σε συστήματα επικοινωνίας και η χρήση των μεταλλικών στον σχεδιασμό τέτοιων κεραιών μπορεί να γίνει εφικτή. Όπως αναφέραμε και προηγουμένως τα μεταλλικά στον σχεδιασμό κεραιών μπορούν να μειώσουν το μέγεθος της, να ενισχύσουν το κέρδος ισχύος και το εύρος ζώνης. Τα μεταλλικά μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως στοιχεία ακτινοβολίας ή ως ένα μέρος του επιπέδου γείωσης της κεραιάς. Βασίζεται στο ότι τα MTMs έχουν αρνητικούς δείκτες διάθλασης στις συχνότητες συντονισμού όπως και στις δομές μοναδιαίων κελιών. Έτσι το μεταλλικό μπορεί να συνδυαστεί με μία συμβατική μικροταινία δημιουργώντας έτσι μια κεραιά πολλαπλής ζώνης. Το μέγεθος της κεραιάς αυτής εξαρτάται από την χαμηλότερη συχνότητα. Στην εικόνα 6.13, βλέπουμε το μοντέλο προσομοίωσης και τον συντελεστή του πίνακα σκέδασης S11 των δύο κεραιών, οι οποίες λειτουργούν σε πολλαπλές συχνότητες. Η συχνότητα συντονισμού της κεραιάς μπορεί να είναι προσαρμόζεται με την αλλαγή του μεγέθους της κεραιάς [37].



Εικόνα 6.13 Οι δύο κεραιές για συστήματα WLAN και οι παράμετροι S των δύο.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7: Ηλεκτρομαγνητικοί Μεταϋλικοί Απορροφητές

---

Τα μεταϋλικά, ή αλλιώς τεχνικές συστοιχίες, είναι πολύ γνωστά την τελευταία δεκαετία λόγω των ιδιοτήτων τους που δεν είναι διαθέσιμα στην φύση [9,38]. Η βασική ιδέα κατασκευής τέτοιων υλικών, είναι να η κατασκευή μοναδιαίων κελιών μικρότερες από το μήκος κύματος που αλληλεπιδρούν για να έχουν νέες ηλεκτρικές και μαγνητικές ιδιότητες και ανταποκρίσεις στα προσπίπτοντα ηλεκτρομαγνητικά κύματα [39]. Αυτό επιτρέπει νέα τεχνικά μέσα με διαφορετικές ιδιότητες από αυτές που βρίσκονται στην φύση. Σήμερα έχουν αναπτυχθεί νέες ενδιαφέρουσες εφαρμογές όπως το καμουφλάζ, σωστός έλεγχος προσπίπτων κυμάτων [38], η τεχνική οπτικής επιφανειακών πλασμονίων SPR [9,40] καθώς και στην κατασκευή συμπαγών κεραιών και επιφανειών που ενισχύουν την κατευθυντικότητα των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων [41–43]. Ένα από τα κύρια εμπόδια στις μηχανολογικές εφαρμογές είναι οι απώλειες που συναντώνται στα μεταϋλικά εξαιτίας της φύσης τους. Έχει αφιερωθεί μεγάλη προσπάθεια στην βελτιστοποίηση των δομικών γεωμετριών του μεταϋλικού, για να υπάρξουν νέες διατάξεις για τη μείωση απωλειών αντίστασης και κατανάλωσης ενέργειας [44–46]. Ένα άλλο σύστημα που χρειάζεται διερεύνηση είναι η αντιστάθμιση απωλειών με την χρήση στοιχείων κέρδους [47–49]. Από την άλλη πλευρά, οι μεταϋλικοί απορροφητές μπορούν να χρειαστούν σε πολλές εφαρμογές όπως στην αξιοποίησης συγκομιδής ενέργειας, στην μείωση της σκέδασης και στην θερμική ανίχνευση [50–52]. Με τις κατάλληλες τεχνικές ηλεκτρικών και μαγνητικών συντονισμών, μπορούν να δημιουργηθούν μεταϋλικά με ομοιόμορφη απορρόφηση αξιοποιώντας την χρησιμότητα των απωλειών τους [52–58]. Λόγω της φύσης του συντονισμού, ο πρώτος τέλειος απορροφητής με μεταϋλικά που αναφέρθηκε είναι στενού εύρους ζώνης και ευαισθησίας πόλωσης, που περιορίζει την χρησιμότητά του σε πρακτικές εφαρμογές κυρίως σε THz και πάνω [59]. Πολλές προσπάθειες έχουν γίνει για να επεκτείνουν το εύρος χρήσης των μεταϋλικών απορροφητών. Οι μεταϋλικοί απορροφητές πολλαπλής ζώνης σχεδιάστηκαν αργότερα χρησιμοποιώντας πολλαπλά μοναδιαία κελιά συντονισμού με συνδυασμό μιας διάταξης συν-επιπέδου [105,106]. Αυτό κατορθώνεται [60], όταν οι συντονισμοί βρίσκονται κοντά μεταξύ τους στο φάσμα συχνοτήτων. Η απορρόφηση αυτή μπορεί επίσης να επιτευχθεί σε μεταϋλικούς απορροφητές όπου αποτελούνται από δομές πολλαπλών στρώσεων ή χρησιμοποιώντας κάθετα νανοκαλώδια [61,62]. Επιπλέον ενσωματώνοντας ενεργά μέσα, οι απορροφητικές ιδιότητες και οι συχνότητες των μεταϋλικών απορροφητών μπορούν να ρυθμιστούν ανάλογα [63,64].

## 7.1 Η θεωρία προσαρμογής σύνθετης αντίστασης

Ένας μεταλλικός απορροφητής αποτελείται από μία συστοιχία μεταλλικών μοτίβων πάνω σε ένα λεπτό υπόστρωμα, ενώ από την άλλη πλευρά του υποστρώματος υπάρχει ένα αγώγιμο μέταλλο γείωσης. Η επιτρεπτότητα και η μαγνητική διαπερατότητα αντιστοιχούν  $\varepsilon = \varepsilon_0 \varepsilon_r(\omega)$  και  $\mu = \mu_0 \mu_r(\omega)$ . Οι  $\varepsilon_0$  και  $\mu_0$  είναι η επιτρεπτότητα και η μαγνητική διαπερατότητα στο κενό,  $\varepsilon_r(\omega)$  και  $\mu_r(\omega)$  είναι η επιτρεπτότητα και η μαγνητική διαπερατότητα της σχετικής συχνότητας και είναι καθαρός αριθμός και κανονικοποιημένες ως προς τις τιμές του κενού. Λόγω της επίπεδης γείωσης τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα που προσπίπτουν δεν διαπερνούν το μεταλλικό. Σύμφωνα με τον τύπο της ανάκλασης Fresnel, η ανακλαστικότητα  $R$  του μεταλλικού γράφεται ως εξής:

$$R_{TE} = |r_{TE}|^2 = \left| \frac{\mu_r \cos \theta - \sqrt{n^2 - \sin^2 \theta}}{\mu_r \cos \theta + \sqrt{n^2 - \sin^2 \theta}} \right|^2 \quad (7.1)$$

$$R_{TM} = |r_{TM}|^2 = \left| \frac{\varepsilon_r \cos \theta - \sqrt{n^2 - \sin^2 \theta}}{\varepsilon_r \cos \theta + \sqrt{n^2 - \sin^2 \theta}} \right|^2 \quad (7.2)$$

Όπου TE συμβολίζει εγκάρσιες ηλεκτρικές λειτουργίες και TM εγκάρσιες μαγνητικές λειτουργίες πολωμένων κυμάτων,  $\theta$  η γωνία πρόσπτωσης και  $n = \sqrt{\varepsilon_r \mu_r}$  ο δείκτης διάθλασης του μεταλλικού. Στην περίπτωση που  $\theta = 0$  έχουμε:

$$R = \left| \frac{Z - Z_0}{Z + Z_0} \right|^2 = \left| \frac{\sqrt{\mu_r} - \sqrt{\varepsilon_r}}{\sqrt{\mu_r} + \sqrt{\varepsilon_r}} \right|^2 \quad (7.3)$$

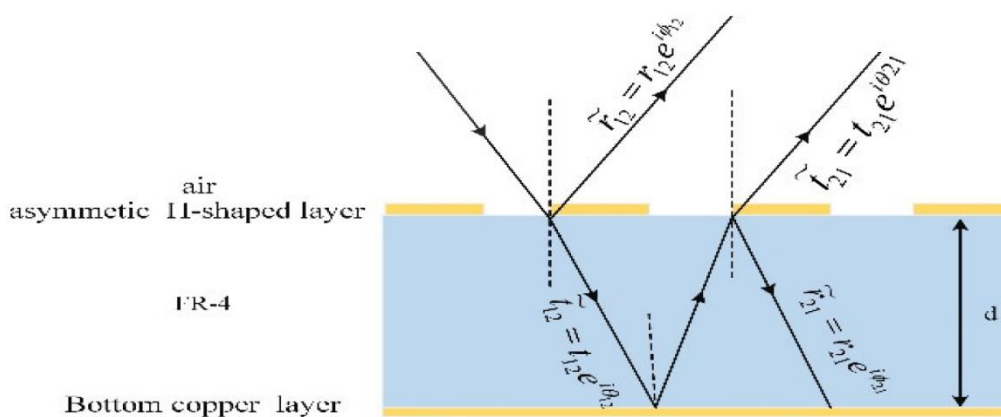
Όπου  $Z = \sqrt{\mu/\varepsilon}$  είναι η αντίσταση του μεταλλικού και  $Z_0 = \sqrt{\mu_0/\varepsilon_0}$  η αντίσταση του κενού. Λόγω της επίπεδης γείωσης η απορρόφηση είναι:

$$A = 1 - R = 1 - \left| \frac{Z - Z_0}{Z + Z_0} \right|^2 = 1 - \left| \frac{\sqrt{\mu_r} - \sqrt{\varepsilon_r}}{\sqrt{\mu_r} + \sqrt{\varepsilon_r}} \right|^2 \quad (7.4)$$

Η παραπάνω εξίσωση δείχνει ότι η αντιστοιχία σύνθετης αντίστασης  $Z = Z_0$ ,  $\mu_r = \varepsilon_r$  παίζει σημαντικό ρόλο για υπάρξει τέλεια απορρόφηση. Πρέπει να σημειωθεί ότι για να επιτευχθεί η αντιστοιχία σύνθετης αντίστασης σε έναν μεταλλικό απορροφητή χρειάζεται να υπάρχει ταυτόχρονος ηλεκτρικός και μαγνητικός συντονισμός. Για ένα μεταλλικό με έναν συντονισμό, είτε ηλεκτρικός είτε μαγνητικός, θα υπάρχει αντιστοιχία σύνθετης αντίστασης με την αντίσταση του κενού. Επομένως δεν υπάρχει τέλειος απορροφητής [59].

## 7.2 Θεωρία παρεμβολής

Ένας μεταλλικός απορροφητής μπορεί να θεωρηθεί ως συζευγμένο σύστημα και ο μαγνητικός συντονισμός του προκαλείται λόγω των αντιπαράλληλων ρευμάτων μεταξύ του εμπρός και του πίσω μεταλλικού στρώματος. Ωστόσο, μπορούμε επίσης να εξετάσουμε ανεξάρτητα τις λειτουργίες του μπροστινού μετα-στρώματος και της γείωσης από την άλλη πλευρά του υποστρώματος [65]. Όπως φαίνεται παρακάτω, το μπροστινό στρώμα αποτελείται από μια συστοιχία μικρών μεταλλικών κελιών και λειτουργεί ως επιφάνεια μερικής ανάκλασης, η οποία μπορεί να κατασκευαστεί με τέτοιο τρόπο έτσι ώστε να τροποποιεί τον συντελεστή ανάκλασης και μετάδοσης. Από την άλλη πλευρά του υποστρώματος, υπάρχει ένα μεταλλικό στρώμα γείωσης και λειτουργεί ως τέλειος ανακλαστήρας, όπου κάθε προσπίπτων ηλεκτρομαγνητικό κύμα ανακλάται σε αυτό με καθυστέρηση φάσης 180 μοίρες.



Εικόνα 7.1 Μοντέλο θεωρίας πολλαπλών ανακλάσεων και παρεμβολών του μεταλλικού απορροφητή. [66]

Το μπροστινό μετα-στρώμα βρίσκεται σε επαφή μεταξύ του αέρα και του διηλεκτρικού υποστρώματος. Το προσπίπτον ηλεκτρομαγνητικό κύμα ανακλάται μερικώς με συντελεστή ανάκλασης  $\tilde{r}_{12}(\omega) = r_{12}(\omega) e^{i\phi_{12}(\omega)}$  και το υπόλοιπο μεταδίδεται στον διηλεκτρικό υπόστρωμα με συντελεστή μετάδοσης  $\tilde{t}_{12}(\omega) = t_{12}(\omega) e^{i\theta_{12}(\omega)}$ . Το μεταδιδόμενο κύμα διαδίδεται περεταίρω μέχρι να φτάσει στην μεταλλική γείωση. Η μιγαδική σταθερά διάδοσης δίνεται από τον παρακάτω τύπο  $\tilde{\beta} = \beta_1 + i\beta_2 = \sqrt{\epsilon_d} k_0 d$  όπου το  $k_0$  είναι ο κυματάριθμος στο κενό,  $d$  το πάχος του διηλεκτρικού υποστρώματος,  $\beta_1$  η φάση διάδοσης του κύματος και  $\beta_2$  η απορρόφηση το διηλεκτρικού υποστρώματος. Στο επίπεδο γείωσης, ο συντελεστής ολικής ανάκλασης είναι ίσος με  $-1$ . Έπειτα την ανάκλαση και την επιπλέον καθυστέρηση της φάσης διάδοσης, η μερική ανάκλαση και διάδοση γίνεται ξανά στην μπροστινή μετα-επιφάνεια.

Οι αντίστοιχες τιμές ανάκλασης και μετάδοσης δίνονται από τους παρακάτω τύπους:

$$\tilde{r}_{21}(\omega) = r_{21}(\omega) e^{i\varphi_{21}(\omega)}, \quad \tilde{t}_{21}(\omega) = t_{21}(\omega) e^{i\theta_{21}(\omega)} \quad (7.5).$$

Πρέπει να σημειωθεί ότι, μέσα στο διηλεκτρικό υπόστρωμα γίνονται πολλαπλές ανακλάσεις και μεταδόσεις και η συνολική ενέργεια εξόδου είναι η υπέρθεση των ανακλάσεων όλων των τάξεων:

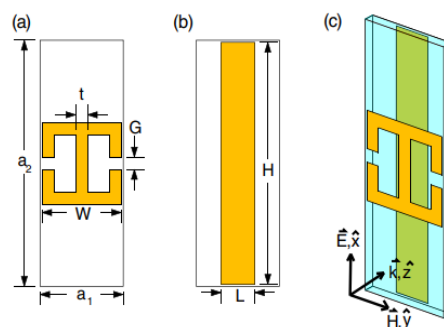
$$\tilde{r}(\omega) = \tilde{r}_{12}(\omega) \frac{\tilde{t}_{12}(\omega) \tilde{t}_{21}(\omega) e^{2i\tilde{\beta}}}{1 + \tilde{r}_{21}(\omega) e^{2i\tilde{\beta}}} \quad (7.6)$$

όπου ο πρώτος όρος στα δεξιά είναι η απευθείας ανάκλαση από το μετα-στρώμα, και ο δεύτερος όρος είναι η συνεισφορά της υπέρθεσης των πολλαπλών ανακλάσεων ανώτερης τάξης. Όσο γνωρίζουμε την ολική ανάκλαση  $\tilde{r}$ , το φάσμα απορρόφησης του μεταύλικού απορροφητή υπολογίζεται από  $A(\omega) = 1 - |\tilde{r}(\omega)|^2$ . Η θεωρία της παρεμβολής μπορεί να εξηγήσει ικανοποιητικά τα χαρακτηριστικά που παρατηρήθηκαν στους μεταύλικούς απορροφητές με μεταλλική βάση και να κατανοήσουμε την βασική φυσική των μεταύλικών απορροφητών. Επίσης πρέπει να σημειωθεί ότι, η παραπάνω ανάλυση βασίζεται στο ότι περιστατικό κύμα είναι κάθετο στο μεταύλικό. Στην περίπτωση όπου ένα ηλεκτρομαγνητικό κύμα προσπίπτει ισόπλευρα στο μεταύλικό με γωνία  $\theta$ , Το μήκος διάδοσης μέσα στο εσωτερικό του διηλεκτρικού υποστρώματος είναι μεγαλύτερο. Οπότε η καθυστέρηση φάσης διάδοσης τροποποιείται:  $\tilde{\beta} = \sqrt{\epsilon_d} k_0 d'$ , όπου  $d' = d/\cos\theta'$  είναι το τροποποιημένο μήκος διάδοσης στο εσωτερικό του υποστρώματος και η γωνία διάθλασης  $\theta'$  βρίσκεται με τον νόμο του Snell  $\sqrt{\epsilon_d} \sin\theta' = \sin\theta$  [67].

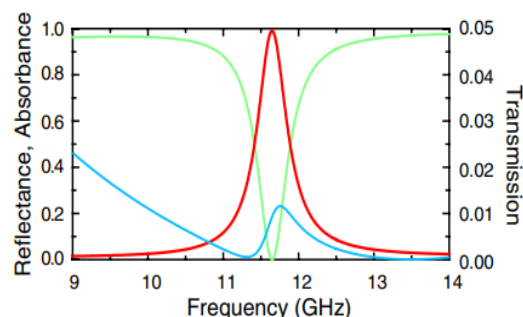
### 7.2.1 Μεταύλικοί απορροφητές στενής ζώνης

Ο πρώτος μεταύλικός απορροφητής, αποτελείται από μια σειρά στοιχείων τύπου SRR (split ring resonators) στηριζόμενα σε ένα φύλλο αντίστασης και εξετάστηκε θεωρητικά το 2006. Συγκεκριμένα το προσπίπτον κύμα είναι παράλληλο στο επίπεδο των SRR και το μαγνητικό πεδίο να είναι κάθετο στην στήλη των στοιχείων, ενώ η όλη διάταξη είναι τοποθετημένη σε ένα φύλλο ωμικής αντίστασης  $377\Omega$  – παρόμοια με την οθόνη Salisbury που παρομοιάζει την αντίσταση ελεύθερου χώρου. Έπειτα από αριθμητική εξέταση βρέθηκε ότι οι περιοχές ανάκλασης και μετάδοσης για τον απορροφητή αυτό βρίσκονται κάτω από τα  $-20\text{dB}$  στα  $2\text{GHz}$ , αποτελέσματα που δικαιολογούνται από την ύπαρξη συντονισμού στη δομή των υλικών όπου και επιτυγχάνεται σχεδόν τέλεια απορρόφηση σε αυτή τη συχνότητα. Ωστόσο λόγω του ότι οι στήλες βρίσκονται σε όρθια διάταξη αυξάνεται έτσι και η πολυπλοκότητα της κατασκευής, κάτι που δεν παρατηρείται σε χαμηλού προφίλ επίπεδες διατάξεις, με την απορρόφηση εύρους ζώνης

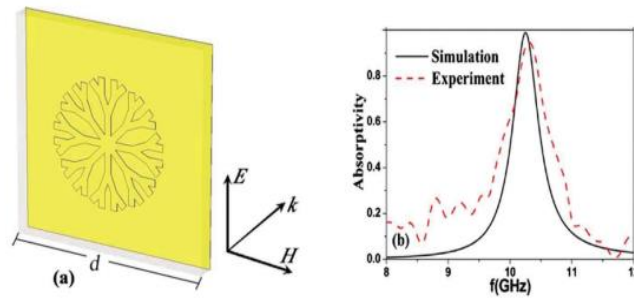
(bandwidth) να είναι επίσης χαμηλή. Ο σχεδιασμός των απορροφητών αυτών είναι και ο περιορισμός τους, πράγμα που αποτελεί το κίνητρο των μοντέρνων ερευνών στο θέμα αυτό. Το 2008, Landy et. al [59] προτάθηκε η χρήση κατασκευής τύπου σάντουιτς αποτελούμενη από δακτυλιοειδής ηλεκτρικούς συντονιστές και καλώδια τύπου cut διαχωριζόμενα από ένα υπόστρωμα FR-4 όπως και φαίνεται στο σχήμα 7.2. Αυτή είναι και η πρώτη αναφορά μεταλλικού απορροφητή επίπεδης και υπομήκους κύματος δομής με την παρατηρούμενη απορροφητικότητά του να φτάνει το ποσοστό των 96% στα 11.65GHz σε προσομοίωση και 88% στα 11.5GHz σε πείραμα, ενώ το εύρος ζώνης FWHM (full width half maximum) να είναι περίπου 4%. Οι εμπρόσθιοι δακτύλιοι συμβάλλουν στην ηλεκτρική απόκριση λόγω του προσπίπτον ηλεκτρικού πεδίου, με τη κυκλοφοριακή ροή αντιπαράλληλων επιφανειακών ρευμάτων στις μπρος και πίσω μεταλλικές στρώσεις να συμβάλλει στη μαγνητική απόκριση. Η συχνότητα και η ένταση απορρόφησης μπορούν να ελεγχθούν μεταβάλλοντας τις γεωμετρικές παραμέτρους των δακτυλιοειδών ηλεκτρικών συντονιστών ή το πάχος του υποστρώματος. Η πρωτοποριακότητα του παραπάνω έργου έχει εμπνεύσει τις προσπάθειες υλοποίησης μεταλλικών απορροφητών σε φασματικές περιοχές εύρους 30-40. Ιστορικά οι πρώτοι απορροφητές ήταν ευαίσθητοι στη πόλωση λόγω των ανισότροπων στοιχείων τους [59,68] ενώ αργότερα αναπτύχθηκαν επίπεδου τύπου με συμμετρικές δομές όπως δακτυλιοειδής, κυκλικών συστοιχιών [69] και μορφής στοιχείων χιονονιφάδας (snowflake cells) [68,70].



Εικόνα 7.2 Μοναδιαίο κελί του πρώτου επίπεδου μεταλλικού απορροφητή [59]



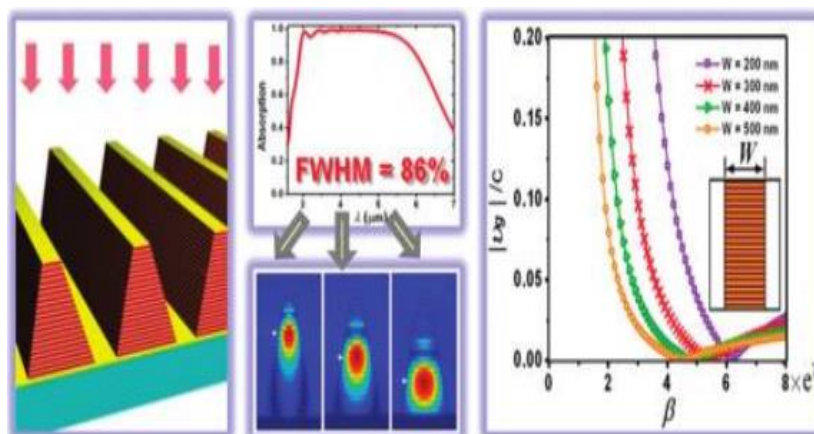
Εικόνα 7.3 Προσομοίωση ανάκλασης, μετάδοσης και απορρόφησης σε μικροκυματική συχνότητα [59]



Εικόνα 7.4 Μοναδιαίο κελί δενδριτικού μεταλλικού απορροφητή και προσομοίωση και μέτρηση της απορρόφησης. [71].

### 7.2.2 Ευρυζωνικοί μεταλλικοί απορροφητές

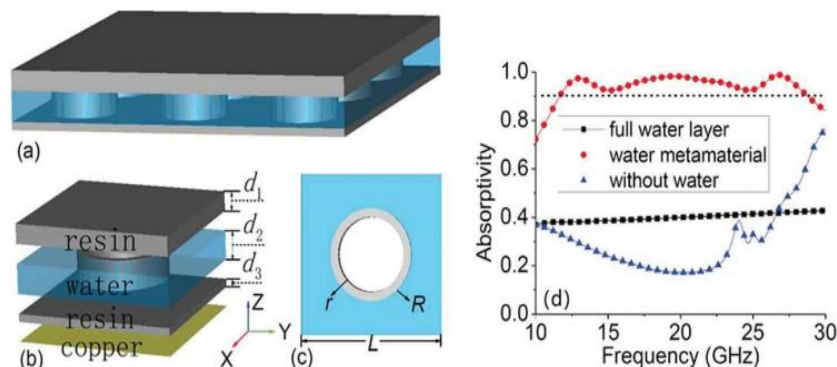
Έχουν αναπτυχθεί διάφορες τεχνικές για την επέκταση του εύρους ζώνης των metamaterial απορροφητών μεταξύ αυτών η χρήση πολυστρωματικών στοιβαγμένων δομών [72,73] ομοεπίπεδων συντονισμένων στοιχείων [74,75], η προσθήκη ομαδοποιημένων στοιχείων [76], όπως επίσης και η χρήση διηλεκτρικών και ημιαγωγών με μεγάλες απώλειες [77,78]. Παρακάτω θα γίνουν αναφορές σε ορισμένες τυπικές προσεγγίσεις για το σχεδιασμό απορροφητών ενισχυμένου εύρους. Μια από τις πιο αποτελεσματικές σχεδιάσεις είναι η στοιβάξη διαφορετικού μεγέθους συντονισμένων επιθεμάτων όπου και προτάθηκε σε χρήση ανισότροπου μεταλλικού απορροφητή με πριονωτά δόντια λειτουργώντας σε υπέρυθρα μήκη κύματος, μελέτη Cui et. al όπως και φαίνεται στο σχήμα [72]. Παρ' ότι μια τέτοια διάταξη αποτελείται από 21 μεταλλικά στρώματα το συνολικό πάχος εξακολουθεί να είναι αρκετά λεπτό σε σχέση με το εύρος ζώνης λειτουργίας του, και συγκεκριμένα δείχθηκε ότι το σχετικό πλάτος απορρόφησης στο μισό μέγιστο (FWHM) μπορεί να φτάσει τιμές έως και 86%.



Εικόνα 7.5 Απεικόνιση του πριονωτού μεταλλικού απορροφητή και του φάσματος απορρόφησης του [72].



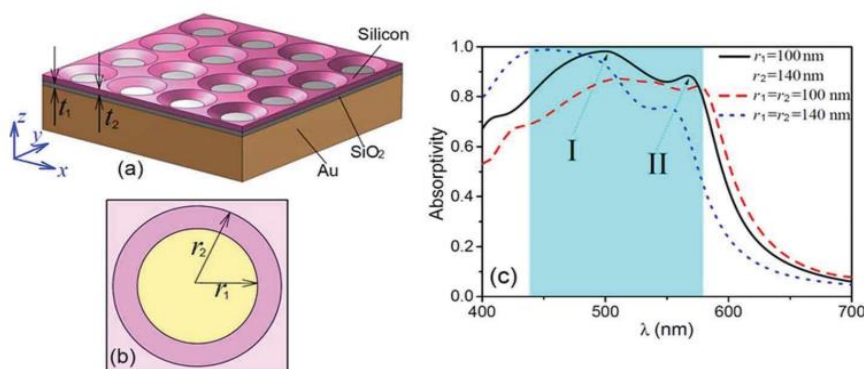
Σε ένα τέτοιο σωματοποιημένο μεταύλικό απορροφητή, το μεγάλο εύρος ζώνης πραγματοποιείται όταν συμπίπτουν πολλαπλοί συντονισμοί με τα μεταλλικά patches σε διαφορετικά στρώματα. Τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα υψηλότερων συχνοτήτων απορροφούνται στα ανώτερα τμήματα ενώ τα κύματα χαμηλότερων συχνοτήτων παγιδεύονται στα κατώτερα τμήματα. Οι εσωτερικές υψηλές απώλειες σε διηλεκτρικά μπορούν να επίσης να χρησιμοποιηθούν για τον σχεδιασμό απορρόφησης ευρείας ζώνης σε πιο απλές δομές [78]. Για παράδειγμα, το νερό είναι διηλεκτρικό με μεγάλες απώλειες στις μικροκυματικές συχνότητες του οποίου η ηλεκτρική επιτρεπτότητα του μπορεί να περιγραφεί με τον τύπο του Debye [79]. Στο παρακάτω σχήμα βλέπουμε έναν μεταύλικό απορροφητή που αποτελείται από στρώμα νερού με περιοδικές οπές, τοποθετημένο σε ένα δοχείο ρητίνης το οποίο υποστηρίζεται με ένα επίπεδο γείωσης στον κάτω μέρος. Με μία τέτοια δομή ο Xie στον άρθρο [80], έδειξαν πειραματικά μια υπερ-ευρυζωνική απορρόφηση με απορροφητικότητα μεγαλύτερη από 90% σε ολόκληρη ζώνη συχνοτήτων από 12 έως 29,6 GHz. Για να καταλάβουν αν η ευρυζωνική απορρόφηση σε έναν τέτοιο μεταύλικό απορροφητή νερού οφείλεται κυρίως στην εγγενή υψηλή απώλεια του νερού, έκριναν επιπλέον το φάσμα απορρόφησης για την περίπτωση όπου έχουν πλήρες στρώμα νερού χωρίς οπές αλλά και την περίπτωση που το δοχείο ρητίνης είναι άδειο.



Εικόνα 7.6 (α) Μεταύλικός Απορροφητής νερού. (β) μοναδιαίο κελί του απορροφητή. (γ) επίπεδη εικόνα του στρώματος νερού. (δ) Η Απορροφητικότητα του με πλήρες στρώμα νερού με γείωση, με μεταύλικό και χωρίς στρώμα νερού [80].

Όπως φαίνεται στο σχήμα, διαπιστώνεται ότι η απορροφητικότητα ενός πλήρους στρώματος νερού χωρίς οπές είναι μόνο περίπου 35-40% ενώ η απορροφητικότητα του μεταύλικού απορροφητή μειώνεται και φτάνει περίπου 20-40% όταν το νερό αδειάζει. Τα αποτελέσματα αυτά επιβεβαιώνουν ότι η απορρόφηση υπερ-ευρείας ζώνης συμβάλλει κυρίως σε εντοπισμένους συντονισμούς σε δομές με νερό. Το πυρίτιο με υψηλή πρόσμιξη, οποίο χρησιμοποιήθηκε για την επίτευξη ευρυζωνικής απορρόφησης γιατί έχει σχετικά χαμηλή ειδική αντίσταση και συμπεριφέρεται ως διηλεκτρικό με

απώλειες στις terahertz συχνότητες [78]. Στο άρθρο [64], έδειξαν επίσης πειραματικά έναν μεταλλικό απορροφητή με ζώνη λειτουργίας από 0,9 έως 2,5 THz, χρησιμοποιώντας ένα διαμορφωμένο υπόστρωμα πυριτίου με απώλειες. Ένας μεταλλικός απορροφητής με βάση το πυρίτιο, όπως φαίνεται στο Σχήμα (α), προτάθηκε για ευρυζωνική υψηλή απορρόφηση σε ορατά μήκη κύματος [81]. Ένας τέτοιος μεταλλικός απορροφητής έχει τρία λειτουργικά στρώματα: ένα στρώμα πυριτίου υποκύματος με περιοδικές αποκομμένες κωνικές οπές, έναν αποστάτη διοξειδίου του πυριτίου υποκύματος και ένα παχύ υπόστρωμα χρυσού. Όπως φαίνεται από τα αριθμητικά αποτελέσματα στην εικόνα 7.7, ο μεταλλικός απορροφητής πυριτίου με τις αποκομμένες κωνικές οπές έχει υψηλότερη απορροφητικότητα και μεγαλύτερο εύρος ζώνης στη ζώνη συχνοτήτων που μας ενδιαφέρει.

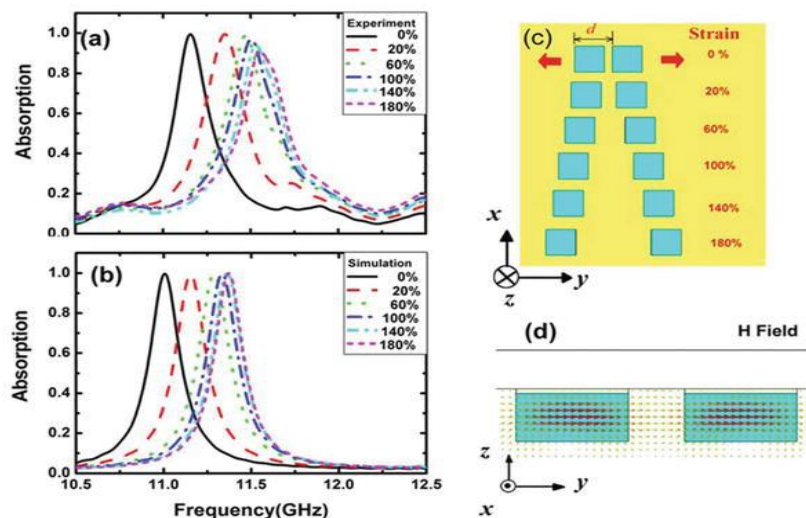


Εικόνα 7.7 Μεταλλικός απορροφητής με βάση το πυρίτιο, το μοναδιαίο κελί, η απορροφητικότητα με κωνικές και κυκλικές οπές [81].

### 7.2.3 Μεταλλικοί απορροφητές με ρυθμιζόμενη συχνότητα

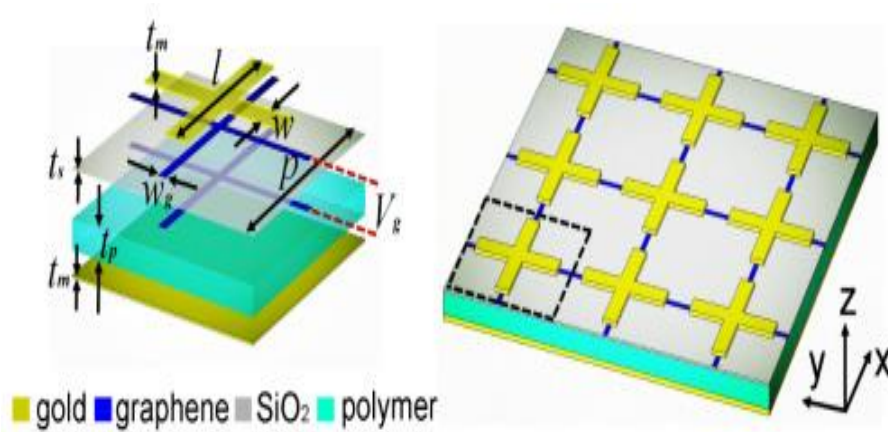
Παρόλου τα μεταλλικά σχεδιάζονται για να έχουν αυθαίρετες ηλεκτρομαγνητικές ιδιότητες, οι ιδιότητες αυτές καθορίζονται μετά τον σχεδιασμό του μεταλλικού [82–85]. Αυτό ισχύει και για του μεταλλικούς απορροφητές, στους οποίους οι συχνότητες λειτουργίας είναι σταθερές, περιορίζοντας έτσι την χρήση τους σε πρακτικές εφαρμογές. Επομένως, είναι περισσότερο επιθυμητοί οι μεταλλικοί απορροφητές όπου η συχνότητά τους μπορεί να ρυθμιστεί ανάλογα την εφαρμογή τους. Για να δημιουργηθούν αυτοί οι μεταλλικοί απορροφητές, πρέπει να εφαρμοστεί ένα μέσο, με ρυθμιζόμενες τιμές υλικού, σε έναν παθητικό μεταλλικό απορροφητή. Ορισμένες δοκιμαστικές έρευνες περιλαμβάνουν στοιχεία όπως δίοδοι Varicap [86], σιδηροηλεκτρικά υλικά [87], φίλτρα φερρίτη [88], γραφένιο [88,89], ανισοτροπική υγροί κρύσταλλοι [90] και υλικά αλλαγής φάσης [91]. Επίσης έχει μελετηθεί και η μηχανική

μετατόπιση για την δημιουργία ρυθμιζόμενων μεταλλικών απορροφητών [90–94]. Ο Zhang στο άρθρο [92], παρουσίασε πειραματικά έναν μηχανικά τεντώσιμο μεταλλικό απορροφητή, ο οποίος αποτελείται από διηλεκτρικούς συντονιστές πάνω σε ένα λεπτό αγωγίμο στρώμα καουτσούκ όπως φαίνεται στην Εικόνα 7.8.

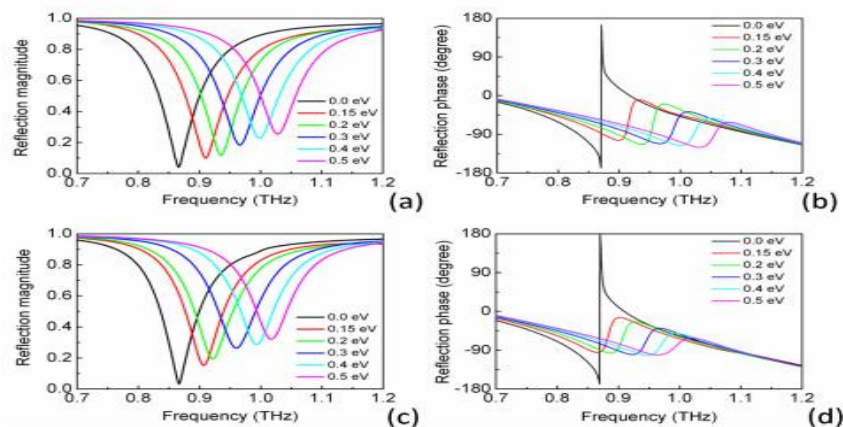


Εικόνα 7.8 (a) Πειραματική, (b) προσομοίωση του φάσματος απορρόφησης ενός μεταλλικού απορροφητή ο οποίος είναι μηχανικά τεντωμένος. (c) Σχηματική αναπαράσταση της μηχανικής τέντωσης πάνω σε ένα λεπτό αγωγίμο στρώμα καουτσούκ. (d) Η κατανομή του μαγνητικού πεδίου στην συχνότητα συντονισμού του συστήματος [92].

Στο πείραμα αυτό, διαπιστώθηκε σχεδόν 100% απορρόφηση μαζί με ισχυρό περιορισμό του τοπικού ηλεκτρικού πεδίου λόγω συντονισμού Μ-τύπου των διηλεκτρικών συντονιστών. Όταν τεντώνεται ο μεταλλικός απορροφητής υπό μονοαξονική πίεση, το κενό ανάμεσα των διηλεκτρικών στρωμάτων αυξάνεται σταδιακά με αποτέλεσμα η συχνότητα συντονισμού μετατοπίζεται προς το ερυθρό (κόκκινη μετατόπιση) κατά 410 MHz στην ζώνη X. Επομένως έδειξαν πειραματικά ότι η συχνότητα συντονισμού ενός μεταλλικού απορροφητή μπορεί να μετατοπιστεί με μηχανικά μέσα [94]. Η μετατόπιση έγινε με την προσθήκη μιας βοηθητικής διηλεκτρικής πλάκας παράλληλα με τον μεταλλικό απορροφητή και μεταβάλλοντας το κενό μεταξύ του μεταλλικού και της πλάκας. Επίσης έδειξαν τη δυνατότητα δημιουργίας πολλαπλών ζωνών απορρόφησης, ρυθμίζοντας έξυπνα το μέγεθος και το σχήμα της διηλεκτρικής πλάκας. Το γραφένιο έχει χρησιμοποιηθεί για τον σχεδιασμό συντονιζόμενων μεταλλικών απορροφητών λόγω της δυνατότητας ρύθμισης της επιφανειακής αγωγιμότητας [95,96]. Στο άρθρο [97], συνδύασαν τον μεταλλικό απορροφητή, ο οποίος έχει μεταλλικά μοναδιαία κελιά μαζί με λεπτά σύρματα γραφενίου όπως Εικόνα 7.9.



Εικόνα 7.9 Σταυροειδής μοναδιαία κελιά με σύρματα γραφενίου και (b) η σχηματική απεικόνιση ενός μεταλλικού απορροφητή [97].



Εικόνα 7.10 Προσομοίωση ανάκλασης φάσης με x-polarized (a,b) και y-polarized (c,d) κύμα ρυθμίζοντας την ενέργεια Fermi των συρμάτων γραφενίου κατά μήκος του άξονα x ή κατά μήκος του άξονα y, αντίστοιχα.

Μια τέτοια δομή υλοποιήθηκε για απορρόφηση χωρίς ευαισθησία στην πόλωση και το φάσμα απορρόφησης που μπορεί να συντονιστεί σε συχνότητες terahertz. Όπως φαίνεται στο Σχήμα 8(γ), απέδειξαν ότι η κορυφή της απορρόφησης συχνότητας μπορεί να ρυθμιστεί σε ένα εύρος συχνοτήτων 15% με σχεδόν ομοιόμορφη απορροφητικότητα, ελέγχοντας απλά το επίπεδο Fermi του γραφενίου. Το επίπεδο Fermi στο γραφένιο μπορεί να ελεγχθεί εύκολα με τη ρύθμιση της τάσης πόλωσης στα στρώματα γραφενίου.

### 7.2.4 Συνεκτικοί μεταλλικοί απορροφητές

Είναι γνωστό ότι ένα από τα μειονεκτήματα ενός τυπικού μεταλλικού απορροφητή είναι ότι η απορροφητικότητα καθορίζεται μετά από τον σχεδιασμό του μεταλλικού

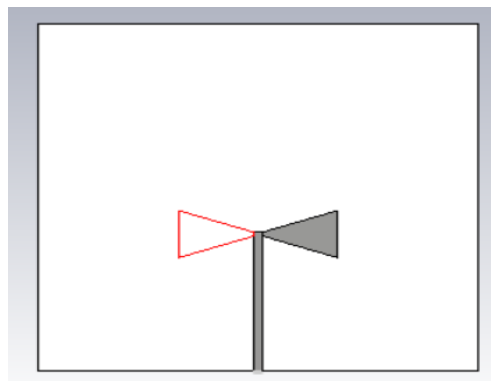
απορροφητή. Ως αποτέλεσμα, δεν είναι κατάλληλα σε περιβάλλον που χρειάζεται ευέλικτη ρυθμιζόμενη απορρόφηση. Μια λύση να για ξεπεραστεί το πρόβλημα αυτό είναι με την χρήση συνεκτικού τέλειου απορροφητή CPA [98,99]. Μαθηματικά, ο CPA αντιστοιχεί σε μηδενική ιδιοτιμή του πίνακα σκέδασης  $S$  σε μία συγκεκριμένη συχνότητα, η οποία θεωρείται ως χρονικά αντίστροφη εκπομπή λέιζερ στο κατώτερο όριο. Η τέλεια απορρόφηση επιτυγχάνεται αξιοποιώντας την καταστροφική παρεμβολή των στάσιμων κυμάτων που σχηματίζονται από δύο αντιδιαδιδόμενες δέσμες [100]. Επιπλέον σε ένα τέτοιο σύστημα η απορροφητικότητα μπορεί να διαμορφωθεί από 0% έως 100% ρυθμίζοντας μόνο τη διαφορά φάσης μεταξύ των δύο αντίθετα διαδιδόμενων προσπίπτων ακτίνων [101]. Οι απορροφητές που έχουν αυτή την δυνατότητα διαμόρφωσης της απορροφητικότητας, χρησιμοποιούνται σε εφαρμογές όπως ηλεκτρομαγνητικοί διακόπτες, σε διαμορφωτές και μετατροπέα. Ο Chong et al [98], πρωτοεμφάνισε θεωρητικά την ιδέα των CPA και πιο μετά το απέδειξαν και πειραματικά [99]. Από τότε το CPA παρατηρείται σε μεταλλικά με εκκοντά στο μηδέν [102], σε κυματοδηγούς αργούς φωτός [103], σε μεταεπιφάνειες που αποτελούνται από μεταλλικές κεραίες [104] και σε συστήματα Fano συντονισμού πλασματικής συχνότητας. Οι περισσότεροι συνεκτικοί μεταλλικοί απορροφητές, βασίζονται σε μεταλλικούς συντονιστές υπό μήκους κύματος. Ωστόσο, οι επιστήμονες έχουν ανακαλύψει ότι οι CPA μπορούν να επιτευχθούν σε μεταλλικά χωρίς μέταλλο ή αλλιώς σε μεταεπιφάνειες. Στο άρθρο [105] έχει σχεδιαστεί μια μονοστρωματική δομή η οποία είναι κατασκευασμένη από διηλεκτρικό κεραμικό στο οποίο το πάχος της είναι κατά δύο επίπεδα μικρότερο από την μήκος κύματος λειτουργίας της. Δείξανε ότι το CPA μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε τέτοιες κατασκευές όπου η απορροφητικότητα διαχειρίζεται με την διαμόρφωση φάσης σε μεγάλο εύρος από 0.38 έως 99.85%. Στο άρθρο [106], έχουν κατασκευάσει μια παρόμοια μονοστρωματική δομή αλλά με νερό για να πετύχουν μεγάλη συνεκτική απορρόφηση σε πολλαπλές ζώνες συχνοτήτων. Πρέπει να σημειωθεί ότι επειδή υπάρχουν μεγάλες απώλειες στο νερό, ο συνεκτικός τέλειος απορροφητής μπορεί να σχεδιαστεί με μεγαλύτερο εύρος συχνοτήτων. Άλλες πρόσφατες εργασίες αναφέρουν ότι τα CPA μπορούν να βρεθούν σε φυσικά υπάρχοντα υλικά με βαθύ πάχος υπό μήκος κύματος σε σύγκριση με τους τέλειους μεταλλικούς απορροφητές οι οποίοι χρειάζονται τεχνητά δομημένους συντονιστές για να πετύχουν ισχυρό ηλεκτρικό και μαγνητικό συντονισμό. Στο άρθρο [105], παρουσίασαν ότι μπορούν να δημιουργηθούν τέλειοι συνεκτικοί απορροφητές με εξαιρετικά λεπτά αγωγίμο φιλμ. Αποδείξανε πειραματικά σε συχνότητες μικροκυμάτων σε ένα αγωγίμο φιλμ, η ευρυζωνική συνεκτική απορρόφηση επιτυγχάνει σχετικό εύρος ζώνης κοντά στο 100% με πάχος 1/1000 του μήκος κύματος. Στα άρθρα [77,107], μελέτησαν τέλειους συνεκτικούς απορροφητές πάνω σε λεπτά στρώματα γραφενίου και MoS<sub>2</sub>. Η ρυθμιζόμενη αγωγιμότητα στο γραφένιο ή στο MoS<sub>2</sub> επιτρέπει σε έναν τέτοιο συνεκτικό απορροφητή να είναι πιο ευέλικτος στη συχνότητα εργασίας, η οποία μπορεί να ελεγχθεί με τη ρύθμιση του ποσοστού χημικής προσθήκης ή της τάσης πόλωσης.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 8: Κατασκευή μεταϋλικών επιφανειών για την βελτίωση κεραιών που λειτουργούν σε κοντινούς βιολογικούς ιστούς

Στο κεφάλαιο αυτό σχεδιάζεται ένα σύστημα το οποίο λειτουργεί σε κοντινή απόσταση με τους βιολογικούς ιστούς και με την χρήση μεταεπιφανειών θα εξετάσουμε, πως μπορούν να βελτιώσουν την απόδοση της ακτινοβολίας του συστήματος. Η ιδέα αυτή βασίζεται πάνω στο επιστημονικό άρθρο [1]. Πιο συγκεκριμένα, κατασκευάζονται δύο κεραίες bowtie, που χρησιμοποιούνται σε διάφορες βιοϊατρικές εφαρμογές, οι οποίες λειτουργούν στα 2,56 GHz κοντά σε ένα δοκιμαστικό φάντομ εγκεφαλικού ιστού. Οι βιολογικοί ιστοί, όπως αναφέραμε και στα προηγούμενα κεφάλαια, όταν έρχονται σε επαφή με ένα ακτινοβολούμενο στοιχείο, υποβαθμίζουν την απόδοση του συστήματος. Με την χρήση τεχνητού μαγνητικού αγωγού AMC, βελτιώνεται η απολαβή και μειώνεται η ανεπιθύμητη οπίσθια ακτινοβολία. Επιπλέον χρησιμοποιούμε μεταεπιφάνεια για την αναντιστοιχίας της σύνθετης αντίστασης για να πετύχουμε καλύτερη διείσδυση του πεδίου μέσα στον ιστό και πιο ασφαλή λειτουργία του συστήματος, απομακρύνοντας τα ακτινοβολούμενα στοιχεία από τον ιστό. Οι προσομοιώσεις έγιναν με την χρήση του προγράμματος CST και τα κατασκευαστικά πρότυπα και οι αριθμητικές μετρήσεις έγιναν με την βοήθεια της Meta Materials Inc.

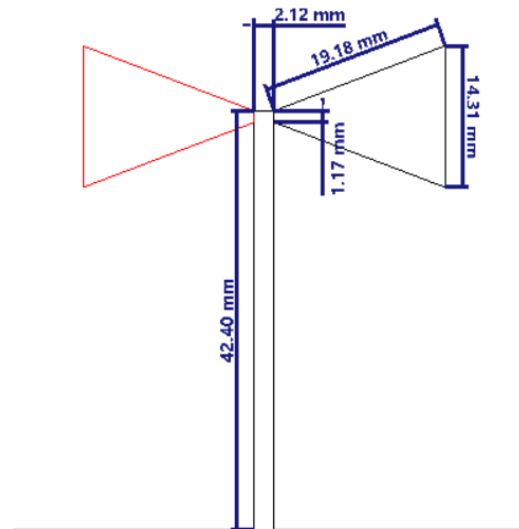
### 8.1 Σχεδίαση της Bowtie κεραίας

Για το σύστημα ακτινοβολίας, μπορεί να χρησιμοποιηθεί οποιαδήποτε άλλη κεραία, αλλά επιλέξαμε την bowtie συγκεκριμένα, λόγω ότι αντιπροσωπεύει πολλές πρακτικές εφαρμογές πάνω στην βιοϊατρική απεικόνιση. Η κεραία bowtie λειτουργεί στη 2,56 GHz και έχει χαραχθεί και από τις δύο πλευρές του διηλεκτρικού υποστρώματος με χαλκό πάχους  $h_{copper} = 0,035 \text{ mm}$  όπως φαίνεται στο παρακάτω σχήμα.



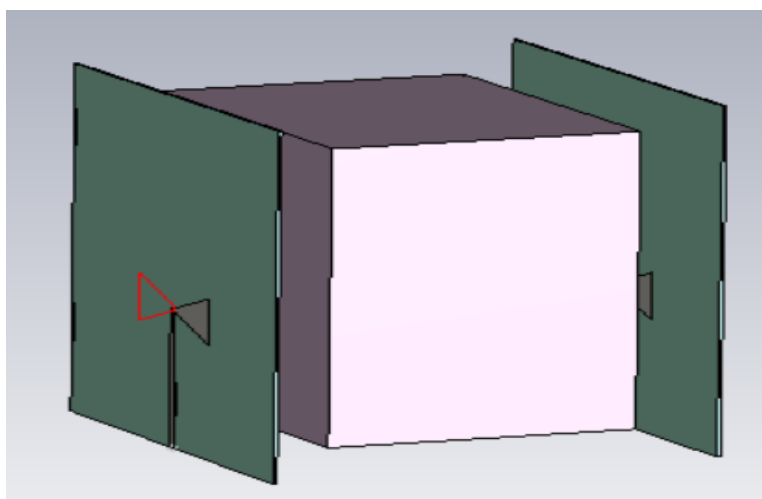
Σχήμα 8.1. Κεραία Bowtie.

Το τετραγωνικό διηλεκτρικό υπόστρωμα με διαστάσεις  $W_{substrate} = 106 \text{ mm}$ , είναι FR4 με πάχος  $h_1 = 0,8 \text{ mm}$  με διηλεκτρική σταθερά  $\epsilon_r = 2,2$  και με διηλεκτρική απώλεια  $\tan \delta = 0,04$ . Η γραμμή τροφοδοσίας έχει πάχος  $W_{feedline} = 2,12 \text{ mm}$  και το ύψος της χάλκινης λωρίδας είναι  $h_{feedline} = 42,4 \text{ mm}$ . Όσο για το patch ακτινοβολίας, είναι ένα ισοσκελές χάλκινο τρίγωνο με  $W_1 = 14,31 \text{ mm}$ , βάση μικρή  $W_2 = 1,17 \text{ mm}$  και με  $A_1 = A_2 = 19,18 \text{ mm}$ . Στον παρακάτω πίνακα φαίνονται οι διαστάσεις της bowtie κεραία.



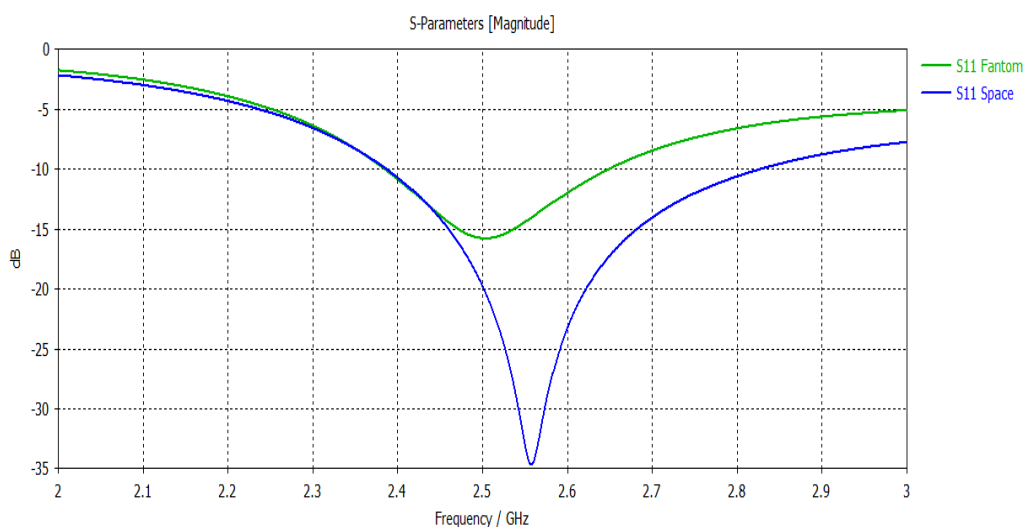
Σχήμα 8.2. Διαστάσεις της κεραίας Bowtie.

Επιπλέον για να αξιολογήσουμε την συμπεριφορά της κεραίας δημιουργήσαμε ένα βιολογικό φάντομ. Γνωρίζουμε ότι η κεραία είναι φτιαγμένη να λειτουργεί σε μία μόνο συχνότητα. Όπως μιλήσαμε και στα προηγούμενα κεφάλαια, η μικροκυματική απεικόνιση βασίζεται στην ανίχνευσή των διηλεκτρικών σταθερών του ιστού, δηλαδή στην διηλεκτρική διαπερατότητα και στην ηλεκτρική αγωγιμότητα των ιστών. Επομένως δημιουργήσαμε ένα ομοιογενές βιολογικό φάντομ, με τις μέσες διηλεκτρικές ιδιότητες του εγκεφάλου στα 2,56 GHz, με διηλεκτρική σταθερά  $\epsilon_r = 43$  και διηλεκτρικές απώλειες  $\tan \delta = 0,27$ , οι οποίες μετρηθήκανε με την χρήση probe και με τον network analyser, μετρήσαμε τον συντελεστή ανάκλασης του φάντομ. Με τον συντελεστή ανάκλασης μπορούμε έπειτα να μετρήσουμε την ηλεκτρική επιτρεπτότητα (πραγματικό και φανταστικό μέρος) αλλά και τις διηλεκτρικές απώλειες. Το ομοιογενές βιολογικό φάντομ, έχει διατάσεις  $90 \times 90 \times 70$  και τοποθετείται ανάμεσα από τις δύο κεραίες σε απόσταση  $g_{air} = 15 \text{ mm}$  από την κάθε μία. Παρακάτω θα χρησιμοποιήσουμε το ίδιο φάντομ αλλά με την παρουσία όγκου.



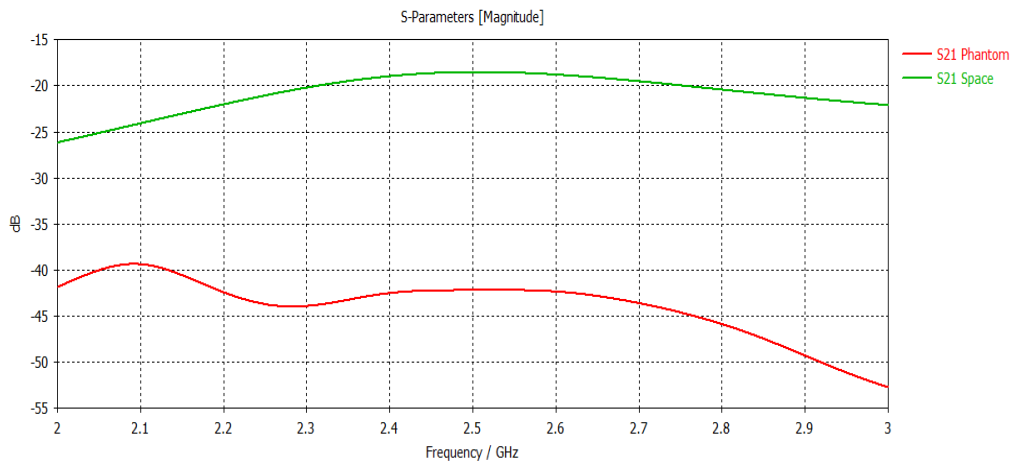
Σχήμα 8.3. Bowtie κεραίες βρίσκονται  $g_{air} = 15 \text{ mm}$  μακριά από το ομοιογενές βιολογικό φάντομ.

Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν με την χρήση του CST. Έγιναν προσομοιώσεις πλήρους κύματος για την εξέταση της συμπεριφοράς των δύο κεραίων. Αρχικά έγιναν μετρήσεις με τις δύο κεραίες να βρίσκονται σε απόσταση  $g_1 = 100 \text{ mm}$  μεταξύ τους. Έπειτα παρουσιάσαμε το βιολογικό φάντομ ανάμεσα στις κεραίες με απόσταση  $g_{air} = 15 \text{ mm}$  μεταξύ αυτών.



Σχήμα 8.4. Σύγκριση της  $S_{11}$  παραμέτρου. Η μπλε γραμμή της είναι οι κεραίες αυτόνομες σε απόσταση  $g_1 = 100 \text{ mm}$  μεταξύ τους. Η πράσινη γραμμή είναι με την παρουσία του βιολογικού φάντομ με τις κεραίες να έχουν  $g_{air} = 15 \text{ mm}$  απόσταση από αυτό.





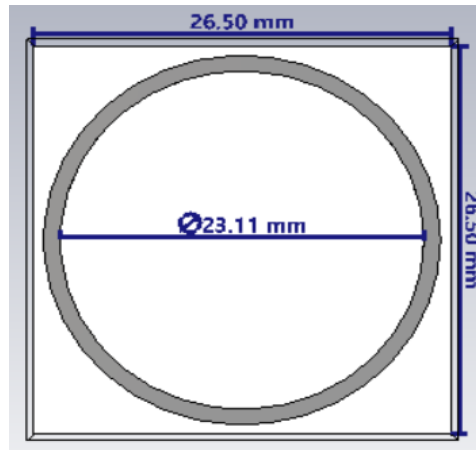
Σχήμα 8.5. Σύγκριση της  $S_{21}$  παραμέτρου. Πράσινη είναι οι κεραίες στον ελεύθερο χώρο. Κόκκινη οι κεραίες με την παρουσία του βιολογικού φάντομ.

Με τον συντελεστή ανάκλασης  $S_{11}$ , μπορούμε να μελετήσουμε την επίδραση του βιολογικού ιστού με τις κεραίες, όσο αφορά τον αποσυντονισμό και το Mismatching τους. Με τον συντελεστή μετάδοσης  $S_{21}$ , μελετούμε το μέτρο διείσδυσης του πεδίου μέσα από τον ιστό. Όπως φαίνεται στα παραπάνω σχήματα, η παρουσία του ομοιογενούς βιολογικού ιστού, υποβαθμίζει σημαντικά την απόδοση της κεραίας στην επιθυμητή συχνότητα. Παρακάτω σχεδιάζονται μεταεπιφάνειες για να λύση το πρόβλημα αυτό.

## 8.2 Τεχνητός Μαγνητικός Αγωγός AMC

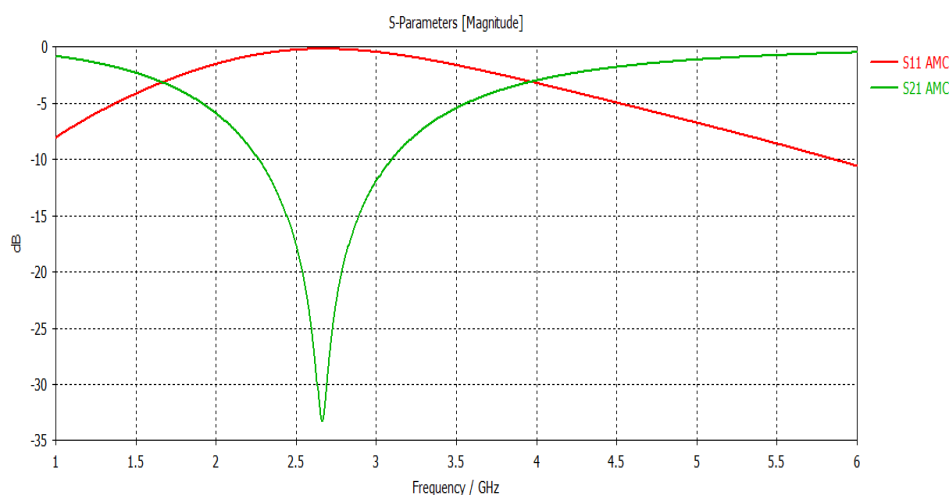
Όπως αναφέραμε στο προηγούμενο κεφάλαιο, ένας τεχνητός μαγνητικός αγωγός AMC χρησιμοποιείται ευρέως στον σχεδιασμό κεραιών για να μιμηθεί τις ιδιότητες ενός τέλειου μαγνητικού αγωγού PMC το οποίο δεν υπάρχει στην φύση. Οι επιδόσεις της κεραίας μπορούν να βελτιωθούν αν υπάρχει ένα AMC στο σύστημα κεραιών γιατί λειτουργεί ως τέλειος μαγνητικός αγωγός PMC παρέχοντας φάσεις ανάκλασης μηδενικού βαθμού στην συχνότητα συντονισμού. Οι κεραίες τοποθετούνται πάνω από έναν ανακλαστήρα AMC ώστε να ακτινοβολεί προς μία μόνο κατεύθυνση, πετυχαίνοντας έτσι υψηλότερο κέρδος, μειώνοντας παράλληλα την οπισθοακτινοβολία (189). Στην μικροκυματική απεικόνιση, είναι σημαντικό να πετύχουμε ισχυρότερη διείσδυση του πεδίου μέσα στους βιολογικούς ιστούς. Επομένως σχεδιάσαμε έναν τεχνητό μαγνητικό αγωγό AMC, οποίος στην συχνότητα λειτουργίας πρέπει να πετυχαίνει σχεδόν τέλεια ανάκλαση του κύματος και με πολύ μικρή ισχύ μετάδοσης.

Αρχικά, σχεδιάστηκε ένα μοναδιαίο κελί με υπόστρωμα FR4 διηλεκτρικής σταθεράς  $\epsilon_r = 2,2$  με διηλεκτρική απώλεια  $\tan \delta = 0,04$  και πάχος  $h_{AMC} = 1,6 \text{ mm}$  χωρίς φύλλο χαλκού στο πίσω μέρος του υποστρώματος. Η περιδικότητα του κελιού είναι  $26,5 \text{ mm}$  και πάνω στο διηλεκτρικό υπόστρωμα χαράζεται χάλκινος βρόχος με εσωτερική διάμετρος  $\rho_{copper} = 23,11 \text{ mm}$  και πάχος  $1 \text{ mm}$  όπως φαίνεται στο παρακάτω σχήμα



Σχήμα 6. Διαστάσεις του AMC μοναδιαίου κελιού.

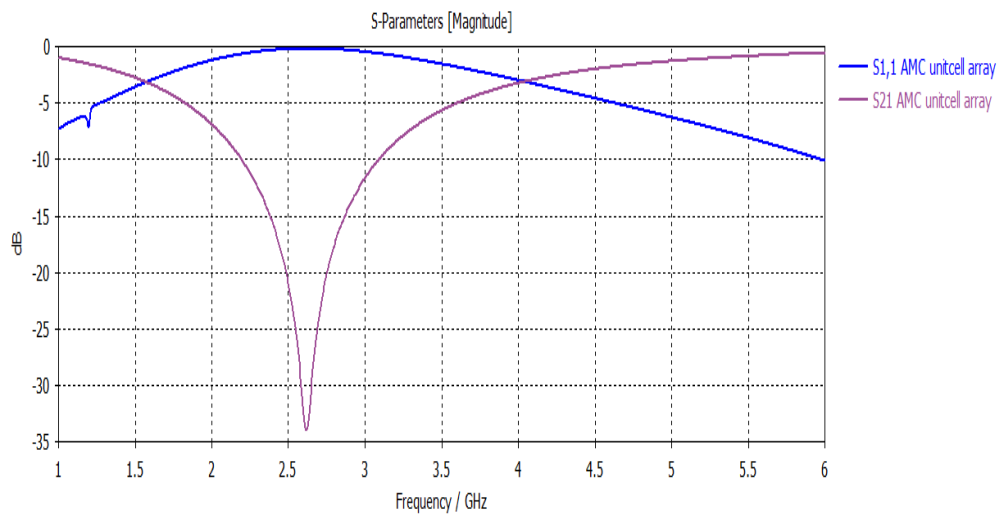
Έπειτα ακολούθησε η παρακάτω προσομοίωση. Παρατηρούμε ότι στην συχνότητα λειτουργίας πετυχαίνουμε σχεδόν ολική ανάκλαση του κύματος με μικρή ισχύ μετάδοσης από τον τεχνητό μαγνητικό αγωγό. Πιο συγκεκριμένα, ο συντελεστή ανάκλασης  $S_{11}$  βρίσκεται στο  $-0,2 \text{ dB}$  με συντελεστή μετάδοσης  $S_{21} = S_{21} = -23,8 \text{ dB}$ .



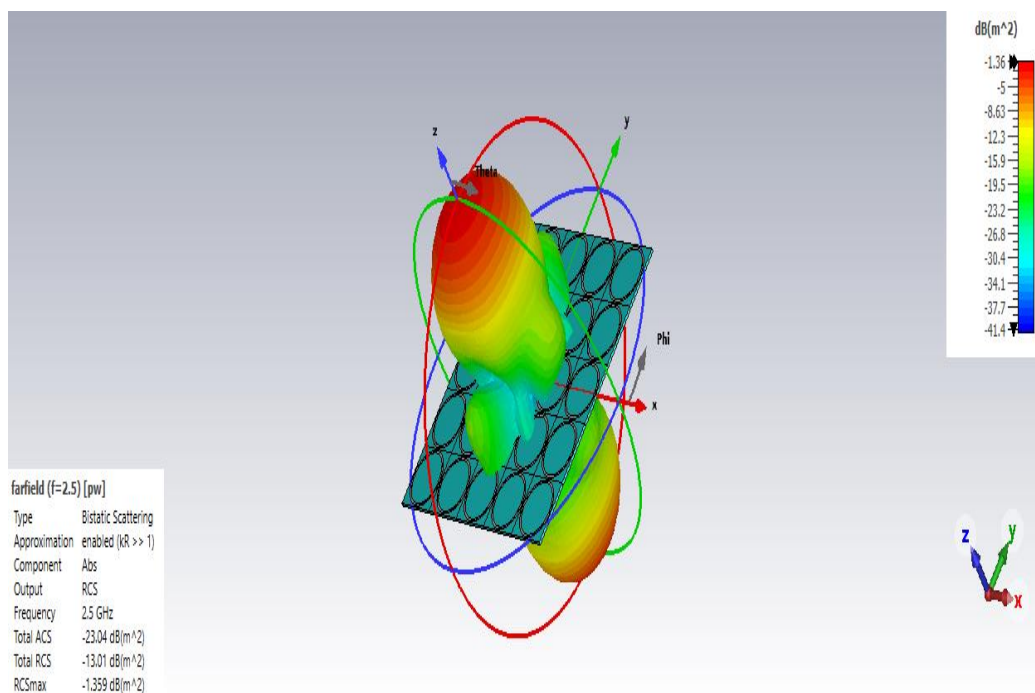
Σχήμα 8.7. S-παράμετροι του μοναδιαίου κελιού AMC.

Στη συνέχεια με την χρήση του CST, μπορούμε εύκολα να πάρουμε το μοναδιαίο κελί που περιγράψαμε παραπάνω και να δημιουργήσουμε μια  $5 \times 5$  συστοιχία. Παρακάτω

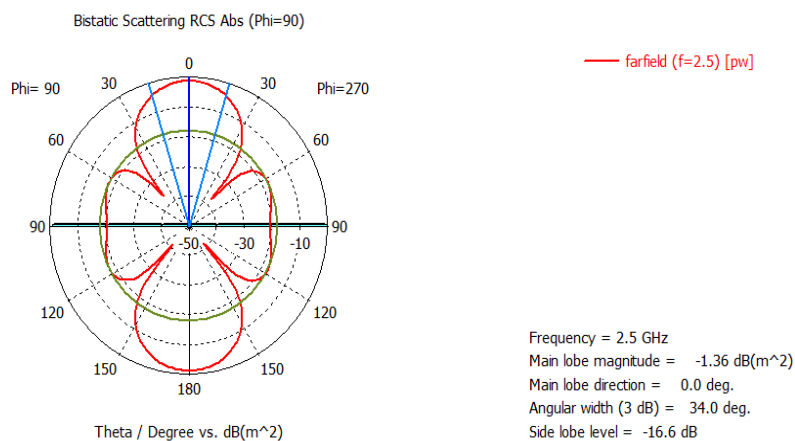
βλέπουμε ολοκληρωμένο τον τεχνητό μαγνητικό αγωγό AMC. Όπως παρατηρείται και από το Σχήμα 8, οι S-παράμετροι παραμένουν ίδιοι. Το Σχήμα 9, απεικονίζει το διάγραμμα ακτινοβολίας του AMC όπως και τα Σχήματα 10, 11 σε καρτεσιανή και πολική μορφή. Όπως φαίνεται, ο AMC λειτουργεί ως ανακλαστήρας.



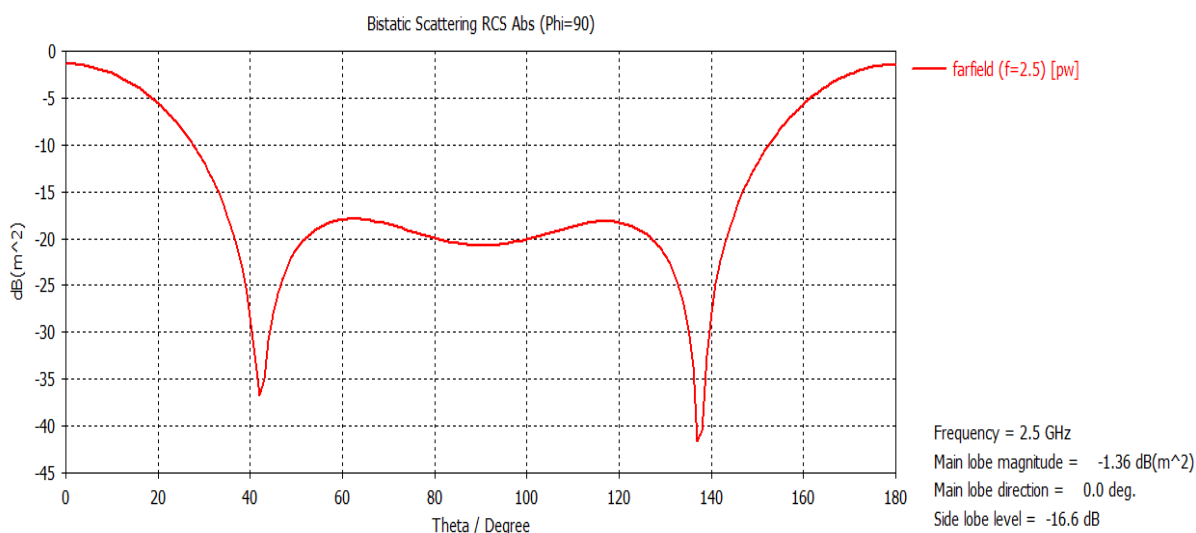
Σχήμα 8.8. S-παράμετροι ολοκληρωμένου AMC.



Σχήμα 8.10. Τρισδιάστατο διάγραμμα ακτινοβολίας του AMC.



Σχήμα 8.11. Πολική μορφή του διαγράμματος ακτινοβολίας του AMC.



Σχήμα 8.12. Το διάγραμμα ακτινοβολίας του AMC στο καρτεσιανό επίπεδο.

### 8.3 Μεταεπιφάνεια αναντιστοιχίας της σύνθετης αντίστασης IMM

Ο σχεδιασμός της μεταεπιφάνειας αναντιστοιχίας της σύνθετης αντίστασης, βασίζεται στο μοντέλο της γραμμής μεταφοράς. Με την θεωρία της γραμμής μεταφοράς, μπορούμε να αναλύσουμε και να περιγράψουμε την αλληλεπίδραση των προσπίπτων κυμάτων σε έναν βιολογικό ιστό. Στην εργασία, η κεραία βρίσκεται  $g_{air} = 15 \text{ mm}$  μακριά από έναν ομοιογενές βιολογικό ιστό. Επειδή ο ιστός έχει πάχος  $75 \text{ mm}$ , δηλαδή πάχος πολλών μηκών κυμάτων, σύμφωνα με το μοντέλο της γραμμής μετάδοσης, μπορούμε να

θεωρήσουμε ότι η γραμμή τερματίζει σε ένα φορτίο. Επομένως μπορούμε να αξιολογήσουμε την σύνθετη αντίσταση εισόδου από την θέση της κεραίας έως τον βιολογικό ιστό. Η σύνθετη αντίσταση εισόδου δίνεται από τον παρακάτω τύπο:

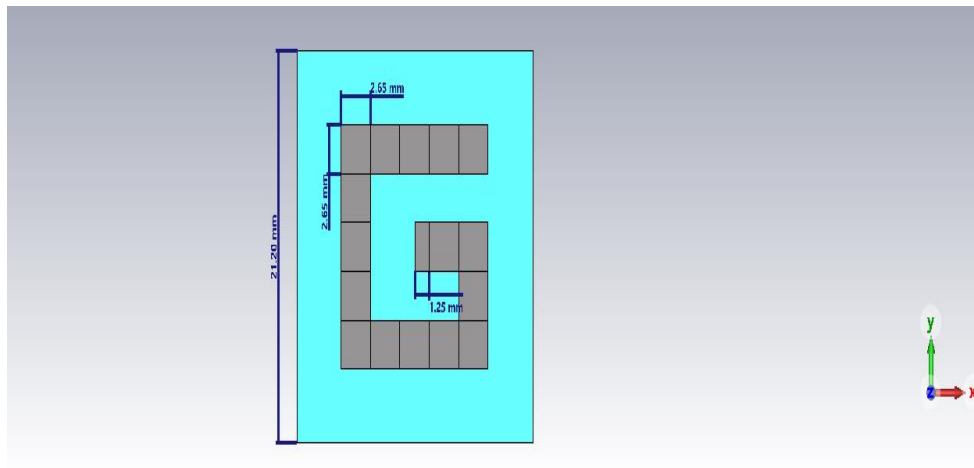
$$Z_{in} = Z_0 \frac{Z_L + jZ_0 \tan(\beta d)}{Z_0 + jZ_L \tan(\beta d)} \quad (8.1)$$

$$Z_L = \sqrt{\frac{\mu_0}{\epsilon_0 \epsilon_r \left(1 - \frac{j\sigma}{\omega \epsilon_0}\right)}} \quad (8.2)$$

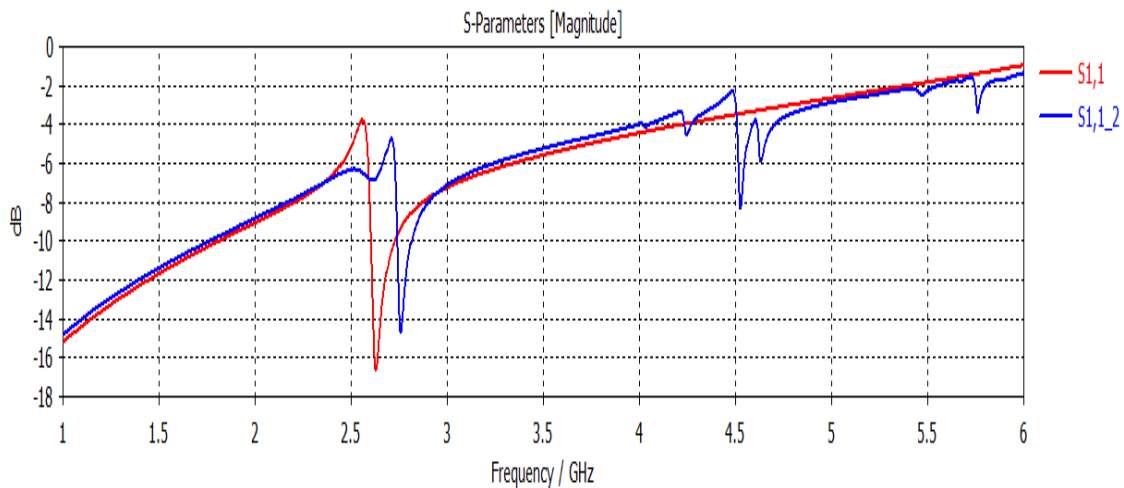
Όπου  $Z_0 = 377 \Omega$  είναι η χαρακτηριστική αντίσταση του ελεύθερου χώρου,  $Z_L$  η αντίσταση του φορτίου (δηλ. του βιολογικού ιστού) και  $\beta = \omega \sqrt{\epsilon_0 \mu_0}$  η σταθερά διάδοσης στο κενό. Πριν τον σχεδιασμό του IMM, πρέπει να λάβουμε υπόψη την τιμή της αντίστασης της μεταεπιφάνειας. Πρέπει να μελετήσουμε την φύση της σύνθετης αντίστασης του βιολογικού ιστού στην συχνότητα που επιθυμούμε. Γνωρίζουμε ότι ο βιολογικός ιστός έχει επαγωγική συμπεριφορά και η τιμή του είναι γνωστή. Επιπλέον γνωρίζουμε το κενό ανάμεσα στην κεραία από τον βιολογικό ιστό και τον συντελεστή ανάκλασης, με την παραπάνω εξίσωση (1) που αναφέραμε, μπορούμε να βρούμε την νέα σύνθετη αντίσταση εισόδου  $Z_{in\ new}$ :

$$Z_{in\ new} = \frac{Z_0(1+\Gamma)}{(1-\Gamma)} \quad (8.3)$$

Εφόσον γνωρίζουμε την  $Z_{in\ new}$  και  $Z_{in}$ , η  $Z_{in\ new}$  είναι ίση με την παραλληλία της  $Z_{in}$  με την  $Z_{IMM}$ , μπορούμε να βρούμε την τιμή της αντίστασης της μεταεπιφάνειας  $Z_{IMM}$ . Επομένως, το IMM πρέπει να σχεδιαστεί έτσι ώστε εξουδετερώσει την επαγωγική συμπεριφορά του βιολογικού ιστού. Πρέπει δηλαδή να έχει χωρητική συμπεριφορά στην επιθυμητή ζώνη και να είναι κοντά στη τιμή της αντίστασης του βιολογικού ιστού αλλά με αντίθετο πρόσημο. Χρησιμοποιήσαμε μία μεταεπιφάνεια FR4 πάχους 1.6 mm με διηλεκτρική σταθερά  $\epsilon_r = 2,2$  με διηλεκτρικές απώλειες  $\tan \delta = 0,04$ . Πάνω στην μεταεπιφάνεια χαραξαμε το μοναδιαίο κελί με χαλκό όπως φαίνεται στο παρακάτω σχήμα. Η περιδικότητα του κελιού είναι 21.2 mm. Έπειτα δημιουργήσαμε μία 5x5 συστοιχία με το μοναδιαίο κελί του IMM και συγκρίναμε τους συντελεστές ανάκλασης.



Σχήμα 8.13. Διαστάσεις του IMM.

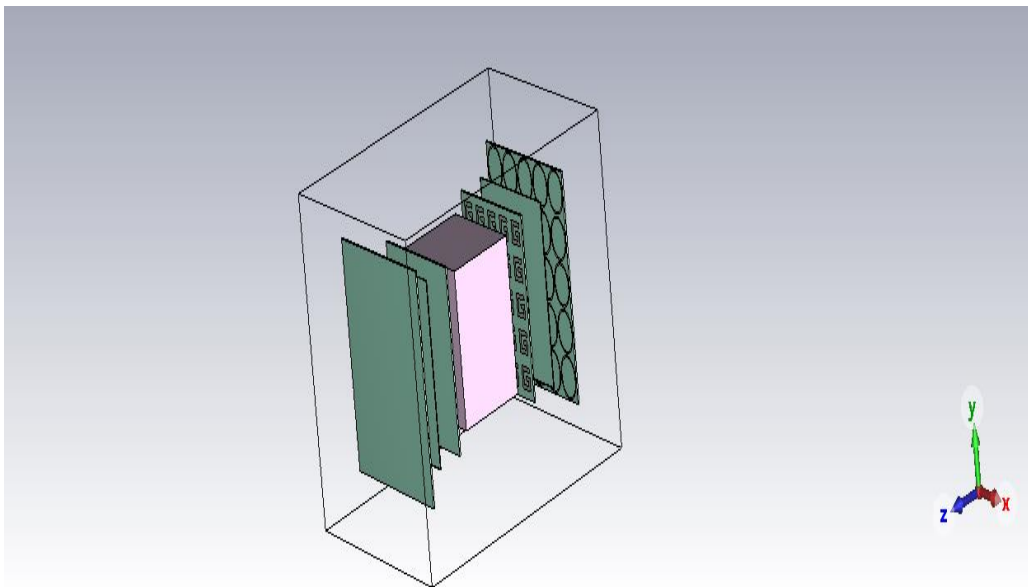


Σχήμα 8.14. Συντελεστής ανάκλασης. Με μπλε είναι η 5x5 συστοιχία και κόκκινη το μοναδιαίο κελί IMM. Παρατηρείται ότι έχει παρόμοια συμπεριφορά στην συχνότητα λειτουργίας του συστήματος.

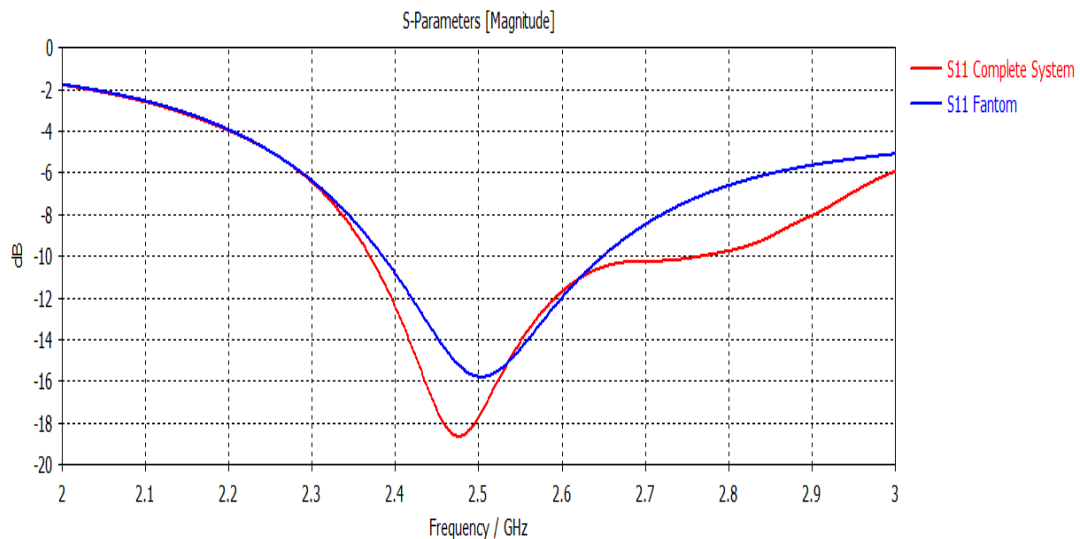
Από το διάγραμμα μπορούμε να υπολογίσουμε την σύνθετη αντίσταση με την βοήθεια του απλοποιημένου τύπου που αναφέραμε παραπάνω (3) στην συχνότητα που επιθυμούμε. Οι κεραίες λειτουργούν στα 2,56 GHz και κάνοντας του ανάλογους υπολογισμούς η σύνθετη αντίσταση του IMM είναι  $Z_{IMM} = 510 \Omega$ . Πρέπει να σημειωθεί ότι τα IMM τοποθετούνται στην θέση που βρισκόντουσαν οι κεραίες, για να είναι δίκαιη η σύγκριση της απόδοσης του συστήματος και οι κεραίες μεταφέρονται 25 mm πίσω από τα IMM. Αυτή η απόσταση είναι μεταβλητή, δηλαδή μπορεί στις πρακτικές μετρήσεις, μπορεί να αυξηθεί ή να μειωθεί έτσι ώστε να επιτευχθεί η σωστή αντιστοίχιση της σύνθετης αντίστασης, ανάλογα τον ιστό που χρησιμοποιείται.

#### 8.4 Μετρήσεις του ολοκληρωμένου συστήματος

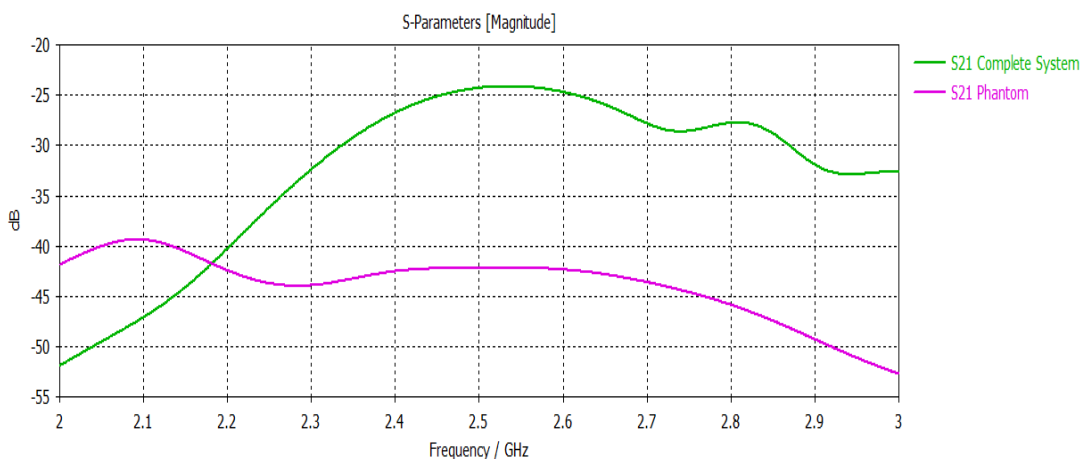
Εφόσον σχεδιάστηκαν οι μεταεπιφάνειες, έχουμε την τελική διάταξη του συστήματος όπως φαίνεται στο σχήμα 14. Το IMM τοποθετείται στα 15 mm μακριά από τον ομοιογενές βιολογικό ιστό, η bowtie κεραία βρίσκεται 25 mm πίσω από το IMM και το AMC βρίσκεται 20 mm πίσω από την κεραία. Έπειτα πραγματοποιήσαμε προσομοιώσεις για να συγκρίνουμε την απόδοση του συστήματος με της αυτόνομες κεραίες που είδαμε στο Α. Πράγματι με την βοήθεια του τεχνητού μαγνητικού αγωγού AMC και της μεταεπιφάνειας αναντιστοιχίας της σύνθετης αντίστασης IMM, παρατηρούμε να βρίσκονται κάτω από  $-10\text{ dB}$  στην συχνότητα λειτουργίας με μία ενίσχυση  $22\text{ dB}$ , αποδεικνύοντας ότι οι μεταεπιφάνειες μπορούν να βελτιώσουν την απόδοση του συστήματος. Η εφαρμογή τέτοιων μεταεπιφανειών σε συστήματα βιοϊατρικής απεικόνισης, πιο συγκεκριμένα στην μικροκυματική απεικόνιση, μπορούν να βελτιώσουν την διείσδυση του πεδίου στους βιολογικούς ιστούς του ανθρώπου.



Σχήμα 8.14. Τελική διάταξη του συστήματος.



Σχήμα 8.15. Σύγκριση των S-παραμέτρων. Η μπλε γραμμή είναι οι bowtie κεραίες με τον φάντομ, η κόκκινη γραμμή μαζί με τις μεταεπιφάνειες.



Σχήμα 8.16. Σύγκριση των S-παραμέτρων. Η μωβ γραμμή είναι οι bowtie κεραίες με τον φάντομ, η πράσινη γραμμή μαζί με τις μεταεπιφάνειες.

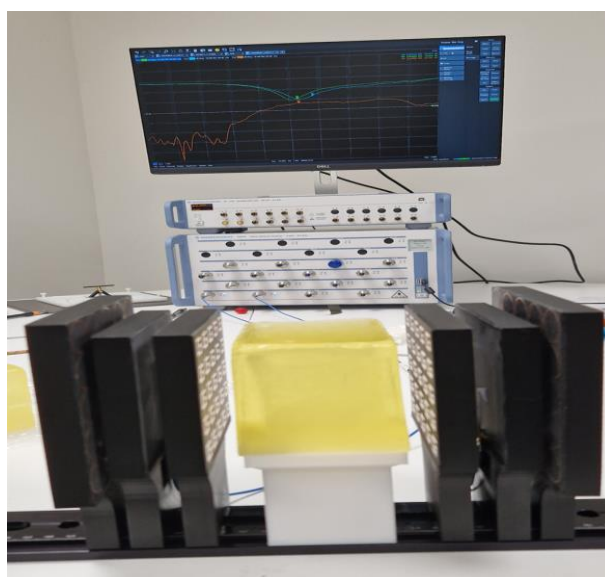
Όπως βλέπουμε παραπάνω, η τελική διάταξη μπορεί να βελτιώσει την απόδοση της ακτινοβολίας ενός συστήματος που λειτουργεί σε κοντινή απόσταση από το ανθρώπινο σώμα με καλύτερη διείσδυση του ηλεκτρικού πεδίου και πετυχαίνοντας μεγαλύτερο κέρδος. Όμως αυτή η διάταξη πρέπει να πειραματιστεί σε αληθινούς ιστούς για το αν μπορεί να εντοπίζει καλύτερα το αιμάτωμα στον εγκέφαλο. Επομένως για τις πειραματικές μετρήσεις που θα ακολουθήσουν παρακάτω, χρειάζεται αρχικά να γίνουν προσομοιώσεις με ένα φάντομ που περιλαμβάνει αιμάτωμα, για μελετήσουμε την απόδοση ακτινοβολίας των κεραιών. Πιο



συγκεκριμένα, χρησιμοποιήσαμε το προηγούμενο φάντομ το οποίο περιλαμβάνει ένα κυκλικό αιμάτωμα ( $\epsilon_r = 58,2$  και  $\tan \delta = 0,32$  στα 2,5 GHz) με διάμετρο 25 mm και ύψος 8 mm στη μέση του φάντομ. Έπειτα από προσομοιώσεις, παρατηρήθηκε ότι το φάντομ με το αιμάτωμα είναι -3 dB πιο κάτω από το αρχικό φάντομ υποβαθμίζοντας ελάχιστα το σύστημα.

#### 8.4 Πειραματική διάταξη και μετρήσεις με VNA

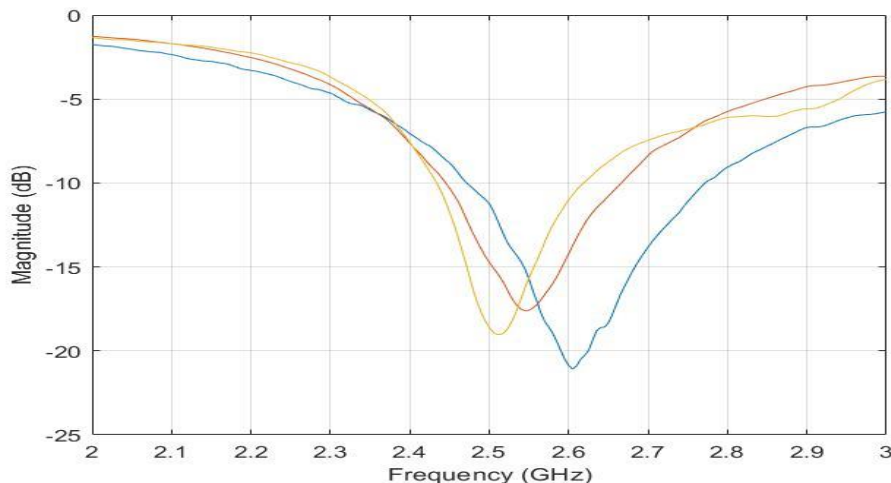
Ο στόχος αυτής της ενότητας είναι να κατασκευαστούν οι παραπάνω διατάξεις και να επαληθεύσουμε τις αριθμητικές μετρήσεις με τις μετρήσεις από την πειραματική διάταξη. Οι διαστάσεις της κάθε μεταεπιφάνειας παραμένουν σταθερές με τις αριθμητικές μετρήσεις. Η κατασκευή της κάθε μεταεπιφάνειας έγινε με την χρήση 3d printer. Αρχικά κατασκευάζουμε το υπόστρωμα από ένα θερμοπλαστικό υλικό που λέγεται hips. Έπειτα βάζουμε copper tape πάνω στην μεταεπιφάνεια και χρησιμοποιώντας IR laser κόβεται ο χαλκός στο περίγραμμα των σχημάτων που θέλουμε. Στο τέλος ξεκολλάμε τις περιοχές που δεν μας χρειάζονται. Στην παρακάτω εικόνα φαίνεται η τελική διάταξη:



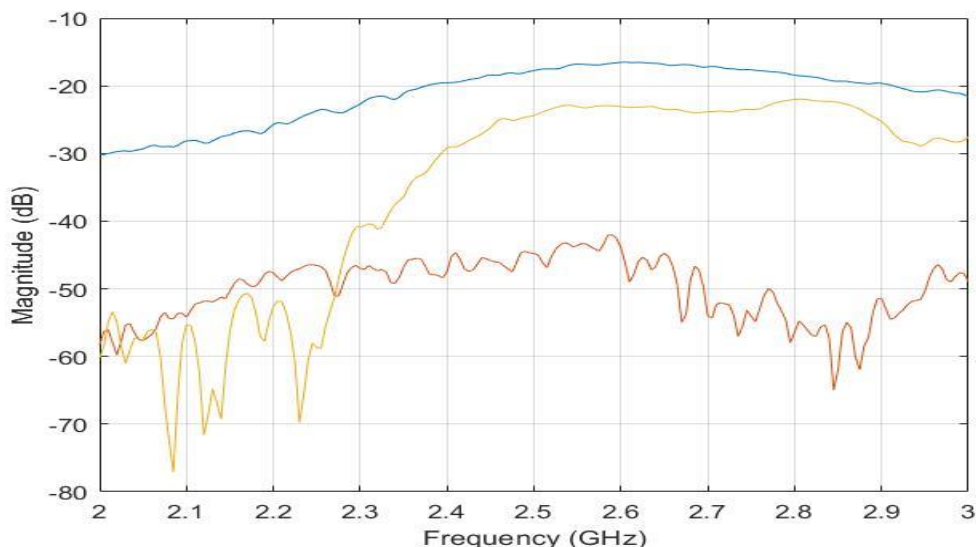
Εικόνα 1. Τελική διάταξη με το φάντομ ανάμεσα.

Όπως αναφέραμε και στα προηγούμενα κεφάλαια, η μικροκυματική απεικόνιση βασίζεται στις ηλεκτρικές ιδιότητες του βιολογικού ιστού. Το φάντομ αποτελείται από χλωριούχο νάτριο NaCl (αλάτι) το οποίο έγινε στερεό με την προσθήκη Άγαρ έτσι ώστε, να έχει τις ίδιες ηλεκτρικές ιδιότητες με τον εγκεφαλικό ιστό. Οι διαστάσεις του φάντομ είναι 90x90x70 και τοποθετήθηκε ανάμεσα στην τελική διάταξη. Στη συνέχεια έγιναν πειραματικές μετρήσεις με VNA. Έγιναν τρεις πειραματικές διαμορφώσεις,

πρώτα οι κεραίες στον ελεύθερο χώρο χωρίς το βιολογικό φάντομ και οι άλλες δύο με την παρουσία του φάντομ, μία αυτόνομες οι κεραίες και μία μαζί με τις σχεδιασμένες μεταεπιφάνιες AMC και IMM. Στα σχήματα 17, 18, γίνεται η σύγκριση των  $S$  παραμέτρων των τριών διαμορφώσεων. Παρατηρείται ότι οι αριθμητικές μετρήσεις στο Σχήμα 15 και 16, επαληθεύουν τις πειραματικές μετρήσεις του σχήματος 17. Το μικρό *swift* συχνότητας προς τα αριστερά, οφείλεται στην επιρροή με το φάντομ αλλά πετυχαίνεται ένα υψηλότερο επίπεδο σύζευξης με αύξηση περίπου +20 dB στην επιθυμητή συχνότητα από -45 σε -23 dB.

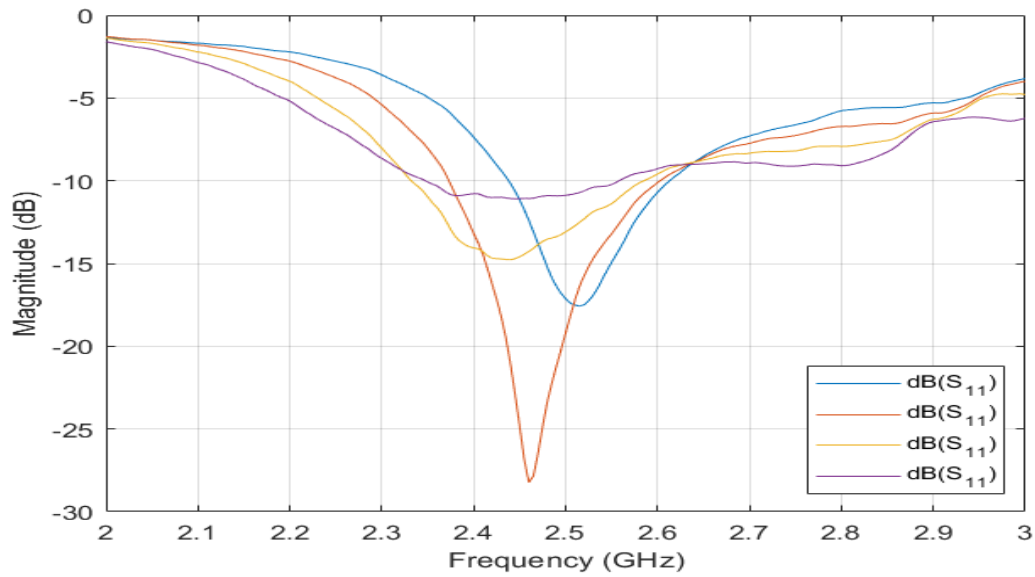


Σχήμα 8.17. Σύγκριση του  $S_{11}$ , μπλε γραμμή είναι οι κεραίες στον ελεύθερο χώρο, κόκκινη με την παρουσία φάντομ και κίτρινη φάντομ μαζί με τις δύο μεταεπιφάνιες.

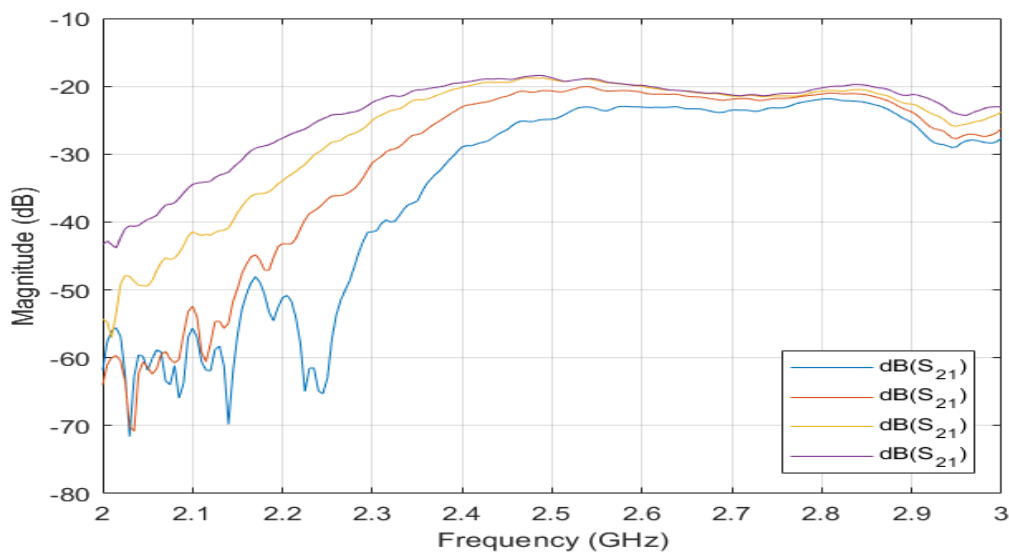


Σχήμα 8.18. Σύγκριση του  $S_{21}$ , μπλε γραμμή είναι οι κεραίες στον ελεύθερο χώρο, κόκκινη με την παρουσία φάντομ και κίτρινη φάντομ μαζί με τις δύο μεταεπιφάνιες.

Επιπλέον μετακινήσαμε πειραματικά το AMC, λίγο πιο κοντά στην κεραία και ακόμη πιο πίσω και πήραμε τα εξής αποτελέσματα:



Σχήμα 8.19. Σύγκριση του S11, η μπλε γραμμή βρίσκεται το AMC στα 20 mm πίσω από την κεραία, κόκκινη στα 25 mm, κίτρινη στα 30 mm και μωβ στα 35 mm.



Σχήμα 8.20. Σύγκριση του S21, η μπλε γραμμή βρίσκεται το AMC στα 20 mm πίσω από την κεραία, κόκκινη στα 25 mm, κίτρινη στα 30 mm και μωβ στα 35 mm.

Σύμφωνα με τα παραπάνω διαγράμματα, παρατηρείται ότι όσο πιο μακριά βρίσκεται το AMC από την κεραία, το S21 αυξάνεται κατά +5 dB με κόστος το S11.

## 8.5 Συμπεράσματα

Σε αυτή τη μελέτη παρουσιάσαμε μια νέα διάταξη κεραιών σε βιοϊατρικές εφαρμογές και με την χρήση σχεδιασμένων μεταεπιφανειών, δείξαμε ότι τα μεταϋλικά μπορούν να βελτιώσουν την απόδοση του συστήματος. Σχεδιάστηκε μία μεταεπιφάνεια για την μείωση της αντιστοιχίας της σύνθετης βασίζοντας στο μοντέλο της γραμμής μεταφοράς. Επιπλέον σχεδιάστηκε ένας τεχνητός μαγνητικός αγωγός για να μειώσει την ανεπιθύμητη ακτινοβολία και να ενισχύσει το κέρδος της κεραίας. Η συνολική διάταξη έδειξε την καλύτερη διείσδυση του βιολογικού ιστού αλλά και βελτίωση της ακτινοβολίας. Για να επαληθεύσουμε την προσέγγισή μας, έγινε μία νέα προσέγγιση με μεταϋλικά, χρησιμοποιώντας μια συμβατική κεραία bowtie τοποθετημένη κοντά σε ένα βιολογικό φάντομ και μαζί της δύο νέες μεταεπιφάνειες. Οι αριθμητικές προσομοιώσεις που έγιναν με την χρήση του CST, επιβεβαίωσαν την αποτελεσματικότητα αυτής της διάταξης. Έπειτα ακολούθησε η πειραματική κατασκευή της διάταξης. Με την χρήση VNA κάναμε τρεις πειραματικές διαμορφώσεις για γίνει επαλήθευση με τις αριθμητικές προσομοιώσεις. Αυτή η πρακτική μελέτη βασίζεται στην χρήση μεταϋλικών, μπορεί να έχει ευρεία χρήση σε διάφορες βιοϊατρικές εφαρμογές, βελτιώνοντας την ακτινοβολία του συστήματος, δηλαδή το κέρδος και μειώνοντας την ανεπιθύμητη ακτινοβολία, παρέχοντας καλύτερη διείσδυση του πεδίου μέσα στον βιολογικό ιστό σε κοντινή απόσταση.

## ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ - ΠΗΓΕΣ

---

- [1] Benjamin E J, Muntner P, Alonso A, Bittencourt M S, Callaway C W, Carson A P, Chamberlain A M, Chang A R, Cheng S, Das S R, Delling F N, Djousse L, Elkind M S V, Ferguson J F, Fornage M, Jordan L C, Khan S S, Kissela B M, Knutson K L, Kwan T W, Lackland D T, Lewis T T, Lichtman J H, Longenecker C T, Loop M S, Lutsey P L, Martin S S, Matsushita K, Moran A E, Mussolino M E, O’Flaherty M, Pandey A, Perak A M, Rosamond W D, Roth G A, Sampson U K A, Satou G M, Schroeder E B, Shah S H, Spartano N L, Stokes A, Tirschwell D L, Tsao C W, Turakhia M P, VanWagner L B, Wilkins J T, Wong S S, Virani S S, and On behalf of the American Heart Association Council on Epidemiology and Prevention Statistics Committee and Stroke Statistics Subcommittee 2019 Heart Disease and Stroke Statistics—2019 Update: A Report From the American Heart Association *Circulation* 139
- [2] Katan M and Luft A 2018 Global Burden of Stroke *Semin Neurol* 38 208–11
- [3] Murphy S JX and Werring D J 2020 Stroke: causes and clinical features *Medicine* 48 561–6
- [4] Elameer M and Price C I 2020 Neuroimaging Methods for Acute Stroke Diagnosis and Treatment *Stroke Biomarkers Neuromethods* ed P V Peplow, B Martinez and S A Dambinova (New York, NY: Springer) pp 297–333
- [5] Orel S G and Schnall M D 2001 MR Imaging of the Breast for the Detection, Diagnosis, and Staging of Breast Cancer *Radiology* 220 13–30
- [6] Walsh K B 2019 Non-invasive sensor technology for prehospital stroke diagnosis: Current status and future directions *International Journal of Stroke* 14 592–602
- [7] Bevacqua M T, Bellizzi G G, Crocco L and Isernia T 2019 A method for quantitative imaging of electrical properties of human tissues from only amplitude electromagnetic data *Inverse Problems* 35 025006
- [8] Semenov S Y, Svenson R H, Posukh V G, Nazarov A G, Sizov Yu E, Bulyshev A E, Souvorov A E, Chen W, Kasell J and Tatsis G P 2002 Dielectrical spectroscopy of canine myocardium during acute ischemia and hypoxia at frequency spectrum from 100 kHz to 6 GHz *IEEE Transactions on Medical Imaging* 21 703–7
- [9] Hopfer M, Planas R, Hamidipour A, Henriksson T and Semenov S 2017 Electromagnetic Tomography for Detection, Differentiation, and Monitoring of Brain Stroke: A Virtual Data and Human Head Phantom Study *IEEE Antennas and Propagation Magazine* 59 86–97
- [10] Pagliari D J, Pulimeno A, Vacca M, Tobon J A, Vipiana F, Casu M R, Solimene R and Carloni L P 2015 A low-cost, fast, and accurate microwave imaging system for breast cancer detection 2015 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS) 2015 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS) pp 1–4
-

- [11] Eesuola A, Chen Y and Tian G Y 2011 Novel ultra-wideband directional antennas for microwave breast cancer detection 2011 IEEE International Symposium on Antennas and Propagation (APSURSI) 2011 IEEE International Symposium on Antennas and Propagation (APSURSI) pp 90–3
- [12] Chew K M, Yong C Y, Sudirman R and Wei S T C 2018 Bio-signal processing and 2D representation for brain tumor detection using microwave signal analysis 2018 IEEE Symposium on Computer Applications & Industrial Electronics (ISCAIE) 2018 IEEE Symposium on Computer Applications & Industrial Electronics (ISCAIE) pp 303–9
- [13] Mobashsher A T, Bialkowski K S and Abbosh A M 2016 Design of Compact Cross-Fed Three-Dimensional Slot-Loaded Antenna and Its Application in Wideband Head Imaging System IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters 15 1856–60
- [14] Fass L 2008 Imaging and cancer: A review Molecular Oncology 2 115–52
- [15] Semenov S 2009 Microwave tomography: review of the progress towards clinical applications Phil. Trans. R. Soc. A. 367 3021–42
- [16] Fear E C, Li X, Hagness S C and Stuchly M A 2002 Confocal microwave imaging for breast cancer detection: localization of tumors in three dimensions IEEE Trans. Biomed. Eng. 49 812–22
- [17] Semenov S Y and Corfield D R 2008 Microwave Tomography for Brain Imaging: Feasibility Assessment for Stroke Detection International Journal of Antennas and Propagation 2008 1–8
- [18] Lin J C and Clarke M J 1982 Microwave imaging of cerebral edema Proc. IEEE 70 523–4
- [19] Persson M, Fhager A, Trefna H D, Yu Y, McKelvey T, Pegenius G, Karlsson J-E and Elam M 2014 Microwave-Based Stroke Diagnosis Making Global Prehospital Thrombolytic Treatment Possible IEEE Trans. Biomed. Eng. 61 2806–17
- [20] Henriksson T, Klemm M, Gibbins D, Leendertz J, Horseman T, Preece A W, Benjamin R and Craddock I J 2011 Clinical trials of a multistatic UWB radar for breast imaging 2011 Loughborough Antennas & Propagation Conference Propagation Conference (LAPC) (Loughborough, United Kingdom: IEEE) pp 1–4
- [21] Anon Medical Applications of Microwave Imaging,
- [22] Pichot C, Jofre L, Peronnet G and Bolomey J 1985 Active microwave imaging of inhomogeneous bodies IEEE Trans. Antennas Propagat. 33 416–25
- [23] Broquetas A, Romeu J, Rius J M, Elias-Fuste A R, Cardama A and Jofre L 1991 Cylindrical geometry: a further step in active microwave tomography IEEE Trans. Microwave Theory Techn. 39 836–44
- [24] Obeid D, Sadek S, Zaharia G and El Zein G 2010 Multitunable microwave system for touchless heartbeat detection and heart rate variability extraction Micro & Optical Tech Letters 52 192–8
-

- [25] Zakrzewski M, Raittinen H and Vanhala J 2012 Comparison of Center Estimation Algorithms for Heart and Respiration Monitoring With Microwave Doppler Radar *IEEE Sensors J.* 12 627–34
- [26] Nikolova N 2011 Microwave Imaging for Breast Cancer *IEEE Microwave* 12 78–94
- [27] Semenov S Y, Svenson R H, Boulyshev A E, Souvorov A E, Borisov V Y, Sizov Y, Starostin A N, Dezern K R and Tatsis G P Microwave Tomography: Two-Dimensional System for Biological Imaging
- [28] Brovoll S, Berger T, Paichard Y, Aardal O, Lande T S and Hamran S-E 2013 Time-lapse imaging of human heartbeats using UWB radar 2013 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS) 2013 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS) (Rotterdam, Netherlands: IEEE) pp 142–5
- [29] Meaney P M, Fanning M W, Reynolds T, Fox C J, Fang Q, Kogel C A, Poplack S P and Paulsen K D 2007 Initial Clinical Experience with Microwave Breast Imaging in Women with Normal Mammography *Academic Radiology* 14 207–18
- [30] Colton D and Monk P 1995 The detection and monitoring of leukemia using electromagnetic waves: numerical analysis *Inverse Problems* 11 329–42
- [31] Meaney P M, Goodwin D, Golnabi A H, Zhou T, Pallone M, Geimer S D, Burke G and Paulsen K D 2012 Clinical Microwave Tomographic Imaging of the Calcaneus: A First-in-Human Case Study of Two Subjects *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 59 3304–13
- [32] Hagness S C, Fear E C and Massa A 2012 Guest Editorial: Special Cluster on Microwave Medical Imaging *Antennas Wirel. Propag. Lett.* 11 1592–7
- [33] Schepps J L and Foster K R 1980 The UHF and microwave dielectric properties of normal and tumour tissues: variation in dielectric properties with tissue water content *Phys. Med. Biol.* 25 1149–59
- [34] Sha L, Ward E R and Stroy B 2002 A Review of Dielectric Properties of Normal and Malignant Breast Tissue *Proceedings IEEE Southeastcon*
- [35] Pethig R 1984 Dielectric Properties of Biological Materials: Biophysical and Medical Applications *IEEE Trans. Elect. Insul.* EI-19 453–74
- [36] Lazebnik M, Okoniewski M, Booske J H and Hagness S C 2007 Highly Accurate Debye Models for Normal and Malignant Breast Tissue Dielectric Properties at Microwave Frequencies *IEEE Microw. Wireless Compon. Lett.* 17 822–4
- [37] Semenov S, Kellam J, Althausen P, Williams T, Abubakar A, Bulyshev A and Sizov Y 2007 Microwave tomography for functional imaging of extremity soft tissues: feasibility assessment *Phys. Med. Biol.* 52 5705–19
- [38] Mustafa S, Mohammed B and Abbosh A 2013 Novel Preprocessing Techniques for Accurate Microwave Imaging of Human Brain *Antennas Wirel. Propag. Lett.* 12 460–3
- [39] Ireland D, Bialkowski K and Abbosh A 2013 Microwave imaging for brain stroke detection using Born iterative method *IET Microwaves, Antennas & Propagation* 7 909–15

- [40] Mojabi P and LoVetri J 2009 Microwave Biomedical Imaging Using the Multiplicative Regularized Gauss--Newton Inversion Antennas Wirel. Propag. Lett. 8 645–8
- [41] Bond E J, Xu Li, Hagness S C and Van Veen B D 2003 Microwave imaging via space-time beamforming for early detection of breast cancer IEEE Trans. Antennas Propagat. 51 1690–705
- [42] Sill J M and Fear E C 2005 Tissue Sensing Adaptive Radar for Breast Cancer Detection—Experimental Investigation of Simple Tumor Models IEEE Trans. Microwave Theory Techn. 53 3312–9
- [43] Hagness S C, Taflove A and Bridges J E 1998 Two-dimensional FDTD analysis of a pulsed microwave confocal system for breast cancer detection: fixed-focus and antenna-array sensors IEEE Trans. Biomed. Eng. 45 1470–9
- [44] Yao Xie, Bin Guo, Luzhou Xu, Jian Li and Stoica P 2006 Multistatic Adaptive Microwave Imaging for Early Breast Cancer Detection IEEE Trans. Biomed. Eng. 53 1647–57
- [45] Semenov S Y, Bulyshev A E, Posukh V G, Sizov Y E, Williams T C and Souvorov A E 2003 Microwave Tomography for Detection/Imaging of Myocardial Infarction. I. Excised Canine Hearts Annals of Biomedical Engineering 31 262–70
- [46] Salvador S M, Fear E C, Okoniewski M and Matyas J R 2010 Exploring Joint Tissues With Microwave Imaging IEEE Trans. Microwave Theory Techn. 58 2307–13
- [47] Harbeck N and Gluz O 2017 Neoadjuvant therapy for triple negative and HER2-positive early breast cancer The Breast 34 S99–103
- [48] Jemal A, Bray F, Center M M, Ferlay J, Ward E and Forman D 2011 Global cancer statistics CA: A Cancer Journal for Clinicians 61 69–90
- [49] Ghoncheh M, Pournamdar Z and Salehiniya H 2016 Incidence and Mortality and Epidemiology of Breast Cancer in the World Asian Pacific Journal of Cancer Prevention 17 43–6
- [50] Wang L 2018 Microwave Sensors for Breast Cancer Detection Sensors 18 655
- [51] Grosenick D, Rinneberg H, Cubeddu R and Taroni P 2016 Review of optical breast imaging and spectroscopy J. Biomed. Opt 21 091311
- [52] Autier P and Boniol M 2018 Mammography screening: A major issue in medicine European Journal of Cancer 90 34–62
- [53] Morrow M, Waters J and Morris E 2011 MRI for breast cancer screening, diagnosis, and treatment The Lancet 378 1804–11
- [54] Vii B 2005 Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation The National Academies report in brief
- [55] Hedrick W R Ultrasound physics and instrumentation (No Title)
- [56] Mortezaazadeh T 2020 Glucosamine Conjugated Gadolinium (III) Oxide Nanoparticles as a Novel Targeted Contrast Agent for Cancer Diagnosis in MRI J Biomed Phys Eng 10



- [57] Drukteinis J S, Mooney B P, Flowers C I and Gatenby R A 2013 Beyond Mammography: New Frontiers in Breast Cancer Screening *The American Journal of Medicine* 126 472–9
- [58] Groheux D, Cochet A, Humbert O, Alberini J-L, Hindié E and Mankoff D 2016 18F-FDG PET/CT for Staging and Restaging of Breast Cancer *Journal of Nuclear Medicine* 57 17S-26S
- [59] Godavarty A, Rodriguez S, Jung Y-J and Gonzalez S 2015 Optical imaging for breast cancer prescreening *BCTT* 193
- [60] Tromberg B J, Pogue B W, Paulsen K D, Yodh A G, Boas D A and Cerussi A E 2008 Assessing the future of diffuse optical imaging technologies for breast cancer management *Medical Physics* 35 2443–51
- [61] Pastorino M 2010 *Microwave Imaging* (John Wiley & Sons)
- [62] Balami J S, Chen R L and Buchan A M 2013 Stroke syndromes and clinical management *QJM* 106 607–15
- [63] Assistant To The Department Of Human Anatomy And Surgical Topography Of The Samrkand State Medical Institute, Uzbekistan, Ilkhomovna K, Eriyigitovich I S, Doctor Of Medical Sciences, Department Of Forensic Examination And Pathological Anatomy, Samarkand Medical Institute, Uzbekistan, Kadyrovich K N, and Doctor Of Medical Sciences, Department Of Nervous Diseases And Physiotherapy Of Tashkent State Dental Institute, Uzbekistan 2020 Morphological Features Of Microvascular Tissue Of The Brain At Hemorrhagic Stroke *TAJMSPR* 02 53–9
- [64] Zhang J, Yang Y, Sun H and Xing Y 2014 Hemorrhagic transformation after cerebral infarction: current concepts and challenges *Annals of Translational Medicine* 2
- [65] Auriel E and Gurol M E 2012 Characteristic distributions of intracerebral hemorrhage-associated diffusion-weighted lesions
- [66] Hemphill J C, Bonovich D C, Besmertis L, Manley G T and Johnston S C 2001 The ICH Score: A Simple, Reliable Grading Scale for Intracerebral Hemorrhage *Stroke* 32 891–7
- [67] Chalela J A, Kidwell C S, Nentwich L M, Luby M, Butman J A, Demchuk A M, Hill M D, Patronas N, Latour L and Warach S 2007 Magnetic resonance imaging and computed tomography in emergency assessment of patients with suspected acute stroke: a prospective comparison *The Lancet* 369 293–8
- [68] Fiebach J B, Schellinger P D, Gass A, Kucinski T, Siebler M, Villringer A, Ölkens P, Hirsch J G, Heiland S, Wilde P, Jansen O, Röther J, Hacke W and Sartor K 2004 Stroke Magnetic Resonance Imaging Is Accurate in Hyperacute Intracerebral Hemorrhage: A Multicenter Study on the Validity of Stroke Imaging *Stroke* 35 502–6
- [69] Siddiqui F M, Bekker S V and Qureshi A I 2011 Neuroimaging of Hemorrhage and Vascular Defects *Neurotherapeutics* 8 28–38
- [70] Anon Current Status of Endovascular Stroke Treatment | *Circulation*
-

- [71] Hacke W, Kaste M, Bluhmki E, Brozman M, Dávalos A, Guidetti D, Larrue V, Lees K R, Medeghri Z, Machnig T, Schneider D, von Kummer R, Wahlgren N and Toni D 2008 Thrombolysis with Alteplase 3 to 4.5 Hours after Acute Ischemic Stroke New England Journal of Medicine 359 1317–29
- [72] Abd Rahman N H, Yamada Y and Amin Nordin M S 2019 Analysis on the Effects of the Human Body on the Performance of Electro-Textile Antennas for Wearable Monitoring and Tracking Application Materials 12 1636
- [73] Zhang J, Yan S and Vandenbosch G A E 2017 A Miniature Feeding Network for Aperture-Coupled Wearable Antennas IEEE Transactions on Antennas and Propagation 65 2650–4
- [74] Ashyap A Y I, Dahlan S H, Abidin Z Z, Kamarudin M R, Majid H A, Alduais N A M, Dahri M H and Alhandi S A 2021 C-shaped antenna based artificial magnetic conductor structure for wearable IoT healthcare devices Wireless Netw 27 4967–85
- [75] Venkatachalam D and Govindasamy M 2019 A miniaturized planar antenna with defective ground structure for UWB applications IEICE Electron. Express 16 20190242–20190242
- [76] Hassan A, Ali S, Bae J and Lee C H 2016 All printed antenna based on silver nanoparticles for 1.8 GHz applications Appl. Phys. A 122 768
- [77] Singh R 2019 Design and Performance Analysis of Low Profile Miniaturized MSPAs for Body Centric Wireless Communication in ISM Band
- [78] Abolade J O, Konditi D B O and Dharmadhikary V M 2021 Comparative study of textile material characterization techniques for wearable antennas Results in Materials 9 100168
- [79] Sreemathy R, Hake S, Gaikwad S V, Saw S K and Behera S 2022 DESIGN, ANALYSIS AND FABRICATION OF DUAL FREQUENCY DISTINCT BANDWIDTH SLOT LOADED WASH COTTON FLEXIBLE TEXTILE ANTENNA FOR ISM BAND APPLICATIONS PIER M 109 191–203
- [80] Anon Design and performance analysis of wearable antenna for ISM band applications: International Journal of Electronics: Vol 110, No 6
- [81] Lakrit S, Das S, Madhav B T P and Babu K V 2020 An octagonal star shaped flexible UWB antenna with band-notched characteristics for WLAN applications J. Inst. 15 P02021
- [82] Anon 2016 Wearable Conformal Antenna Design in Presence of the ANSYS Human Body Model | Finite Element Analysis (FEA) Blog – LEAP Australia & New Zealand
- [83] Anon Sensors | Free Full-Text | RF Energy Harvesting System Based on an Archimedean Spiral Antenna for Low-Power Sensor Applications
- [84] Anon Characteristics of a Wide-band, High Gain, Eight-element Slot Antenna for PCS, IMT-2000 and WLL-band
-

- [85] Anon Planar Inverted “F” Antenna (PIFA) 2.4 GHz | 3D CAD Model Library | GrabCAD
- [86] Reynolds D, Duray G Z, Omar R, Soejima K, Neuzil P, Zhang S, Narasimhan C, Steinwender C, Brugada J, Lloyd M, Roberts P R, Sagi V, Hummel J, Bongiorno M G, Knops R E, Ellis C R, Gornick C C, Bernabei M A, Laager V, Stromberg K, Williams E R, Hudnall J H and Ritter P 2016 A Leadless Intracardiac Transcatheter Pacing System New England Journal of Medicine 374 533–41
- [87] Plummer C J, Henderson S, Gardener L and McComb J M 2001 The use of permanent pacemakers in the detection of cardiac arrhythmias Europace 3 229–32
- [88] Warty R, Tofighi M-R, Kawoos U and Rosen A 2008 Characterization of Implantable Antennas for Intracranial Pressure Monitoring: Reflection by and Transmission Through a Scalp Phantom IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques 56 2366–76
- [89] Kawoos U, Tofighi M-R, Warty R, Kralick F A and Rosen A 2008 In-Vitro and In-Vivo Trans-Scalp Evaluation of an Intracranial Pressure Implant at 2.4 GHz IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques 56 2356–65
- [90] Meng X, Browne K, Huang S M, Cullen D K, Tofighi M R and Rosen A 2012 Dynamic study of wireless intracranial pressure monitoring of rotational head injury in swine model Electronics Letters 48 363–4
- [91] Yu L, Kim B J and Meng E 2014 Chronically Implanted Pressure Sensors: Challenges and State of the Field Sensors (Basel) 14 20620–44
- [92] Theodor M, Ruh D, Fiala J, Förster K, Heilmann C, Manoli Y, Beyersdorf F, Zappe H and Seifert A 2013 Subcutaneous blood pressure monitoring with an implantable optical sensor Biomed Microdevices 15 811–20
- [93] Murphy O H, Bahmanyar M R, Borghi A, McLeod C N, Navaratnarajah M, Yacoub M H and Toumazou C 2013 Continuous in vivo blood pressure measurements using a fully implantable wireless SAW sensor Biomed Microdevices 15 737–49
- [94] Chow E Y, Chlebowski A L, Chakraborty S, Chappell W J and Irazoqui P P 2010 Fully wireless implantable cardiovascular pressure monitor integrated with a medical stent IEEE Trans Biomed Eng 57 1487–96
- [95] Adamson P B, Abraham W T, Aaron M, Aranda J M, Bourge R C, Smith A, Stevenson L W, Bauman J G and Yadav J S 2011 CHAMPION\* Trial Rationale and Design: The Long-Term Safety and Clinical Efficacy of a Wireless Pulmonary Artery Pressure Monitoring System Journal of Cardiac Failure 17 3–10
- [96] Anon Self-powered impantable electromagnetic device for cardiovascular system monitoring through arterial wall deformation - Google Search
- [97] Moradi E, Björninen T, Sydänheimo L, Carmena J M, Rabaey J M and Ukkonen L 2013 Measurement of Wireless Link for Brain–Machine Interface Systems Using Human-Head Equivalent Liquid IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters 12 1307–10
-

- [98] Yin M, Borton D A, Komar J, Agha N, Lu Y, Li H, Laurens J, Lang Y, Li Q, Bull C, Larson L, Rosler D, Bezard E, Courtine G and Nurmikko A V 2014 Wireless Neurosensor for Full-Spectrum Electrophysiology Recordings during Free Behavior *Neuron* 84 1170–82
- [99] Kiourti A, Lee C W L, Chae J and Volakis J L 2016 A Wireless Fully Passive Neural Recording Device for Unobtrusive Neuropotential Monitoring *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 63 131–7
- [100] Lee C W L, Kiourti A, Chae J and Volakis J L 2015 A High-Sensitivity Fully Passive Neurosensing System for Wireless Brain Signal Monitoring *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques* 63 2060–8
- [101] Schwerdt H N, Xu W, Shekhar S, Abbaspour-Tamijani A, Towe B C, Miranda F A and Chae J 2011 A Fully Passive Wireless Microsystem for Recording of Neuropotentials Using RF Backscattering Methods *Journal of Microelectromechanical Systems* 20 1119–30
- [102] Park S, Borton D A, Kang M, Nurmikko A V and Song Y-K 2013 An Implantable Neural Sensing Microsystem with Fiber-Optic Data Transmission and Power Delivery *Sensors* 13 6014–31
- [103] Watson L, Archbold S and Nikolopoulos T 2006 Children’s communication mode five years after cochlear implantation: Changes over time according to age at implant *Cochlear implants international* 7 77–91
- [104] Weiland J D and Humayun M S 2014 Retinal Prosthesis *IEEE Trans Biomed Eng* 61 1412–24
- [105] Benabid A L, Chabardes S, Mitrofanis J and Pollak P 2009 Deep brain stimulation of the subthalamic nucleus for the treatment of Parkinson’s disease *Lancet Neurol* 8 67–81
- [106] Lotte F and Guan C 2011 Regularizing Common Spatial Patterns to Improve BCI Designs: Unified Theory and New Algorithms *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 58 355–62
- [107] Lin C-W, Chiu H-W, Lin M-L, Chang C-H, Ho I-H, Fang P H, Li Y C, Wang C L, Tsai Y-C, Wen Y-R, Shih W-P, Yang Y-J and Lu S-S 2010 Pain control on demand based on pulsed radio-frequency stimulation of the dorsal root ganglion using a batteryless implantable CMOS SoC 2010 IEEE International Solid-State Circuits Conference - (ISSCC) 2010 IEEE International Solid-State Circuits Conference - (ISSCC) pp 234–5
- [108] Anon Neurostimulator - an overview | ScienceDirect Topics
- [109] Anon (PDF) Implantable RF Medical Devices: The Benefits of High-Speed Communication and Much Greater Communication Distances in Biomedical Applications
- [110] Yuce M and Dissanayake T 2012 Easy-to-Swallow Wireless Telemetry *Microwave Magazine, IEEE* 13 90–101
- [111] Anon An imaging pill for gastrointestinal endoscopy | IEEE Journals & Magazine | IEEE Xplore
-

- [112] Thoné J, Radiom S, Turgis D, Carta R, Gielen G and Puers R 2009 Design of a 2Mbps FSK near-field transmitter for wireless capsule endoscopy *Sensors and Actuators A: Physical* 156 43–8
- [113] Kfourri M, Marinov O, Quevedo P, Faramarzpour N, Shirani S, Liu L W-C, Fang Q and Deen M J 2008 Toward a Miniaturized Wireless Fluorescence-Based Diagnostic Imaging System *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics* 14 226–34
- [114] Steiger C, Abramson A, Nadeau P, Chandrakasan A P, Langer R and Traverso G 2019 Ingestible electronics for diagnostics and therapy *Nat Rev Mater* 4 83–98
- [115] Anon Introduction to “Electronic Protection”
- [116] Hafezi H, Robertson T L, Moon G D, Au-Yeung K-Y, Zdeblick M J and Savage G M 2015 An ingestible sensor for measuring medication adherence *IEEE Trans Biomed Eng* 62 99–109
- [117] Kalantar-zadeh K, Yao C K, Berean K J, Ha N, Ou J Z, Ward S A, Pillai N, Hill J, Cottrell J J, Dunshea F R, McSweeney C, Muir J G and Gibson P R 2016 Intestinal Gas Capsules: A Proof-of-Concept Demonstration *Gastroenterology* 150 37–9
- [118] Woods S P and Constandinou T G 2013 Wireless capsule endoscope for targeted drug delivery: mechanics and design considerations *IEEE Trans Biomed Eng* 60 945–53
- [119] Anon A Smart Capsule With GI-Tract-Location-Specific Payload Release | *IEEE Journals & Magazine | IEEE Xplore*
- [120] Anon Pill cam safety MRI Questions and Answers in MRI
- [121] Anon 2015 Lumee | Profusa, Inc.
- [122] Salter A-C D, Bagg S D, Creasy J L, Romano C, Romano D, Richmond F J R and Loeb G E 2004 First Clinical Experience with BION Implants for Therapeutic Electrical Stimulation *Neuromodulation* 7 38–47
- [123] Jin C, Zhang J, Li X, Yang X, Li J and Liu J 2013 Injectable 3-D Fabrication of Medical Electronics at the Target Biological Tissues *Sci Rep* 3 3442
- [124] Anon (PDF) Modeling, Design and Experimentation of Wearable RFID Sensor Tag
- [125] Anon Materials | Free Full-Text | Microwave Imaging Approach for Breast Cancer Detection Using a Tapered Slot Antenna Loaded with Parasitic Components
- [126] Martínez-Lozano A, Blanco-Angulo C, García-Martínez H, Gutiérrez-Mazón R, Torregrosa-Penalva G, Ávila-Navarro E and Sabater-Navarro J M 2021 UWB-Printed Rectangular-Based Monopole Antenna for Biological Tissue Analysis *Electronics* 10 304
- [127] Anon Applied Sciences | Free Full-Text | A Modified Compact Flexible Vivaldi Antenna Array Design for Microwave Breast Cancer Detection
- [128] Anon Electronics | Free Full-Text | A Bra Monitoring System Using a Miniaturized Wearable Ultra-Wideband MIMO Antenna for Breast Cancer Imaging
-

- [129] Anon Sensors | Free Full-Text | A Negative Index Metamaterial-Inspired UWB Antenna with an Integration of Complementary SRR and CLS Unit Cells for Microwave Imaging Sensor Applications
- [130] Bahrami Barghouei H, Porter E, Santorelli A, Gosselin B, Popović M and Rusch L A 2015 Flexible 16 Antenna Array for Microwave Breast Cancer Detection IEEE Transactions on Biomedical Engineering 62 2516–25
- [131] Karthikeya G S, Devaiah K K, Sharma R S G, Patel M H B, Mandi N R and Thyagaraj T 2016 Wearable button antenna array for V band application 2016 IEEE 5th Asia-Pacific Conference on Antennas and Propagation (APCAP) 2016 IEEE 5th Asia-Pacific Conference on Antennas and Propagation (APCAP) pp 283–4
- [132] Brace C L 2009 Radiofrequency and microwave ablation of the liver, lung, kidney and bone: What are the differences Curr Probl Diagn Radiol 38 135–43
- [133] Crocetti L, de Baere T and Lencioni R 2010 Quality improvement guidelines for radiofrequency ablation of liver tumours Cardiovasc Intervent Radiol 33 11–7
- [134] Goldberg S N, Gazelle G S and Mueller P R 2000 Thermal ablation therapy for focal malignancy: a unified approach to underlying principles, techniques, and diagnostic imaging guidance AJR Am J Roentgenol 174 323–31
- [135] Lencioni R and Crocetti L 2007 Radiofrequency ablation of liver cancer Tech Vasc Interv Radiol 10 38–46
- [136] Shimizu A, Ishizaka H, Awata S, Shiraishi A, Hirasawa S, Tatzawa T, Kano M, Shimodaira K, Taketomi-Takahashi A, Tsushima Y and Endo K 2009 Expansion of radiofrequency ablation volume by saturated NaCl saline injection in the area of vaporization Acta Radiol 50 61–4
- [137] Knavel E M and Brace C L 2013 Tumor ablation: common modalities and general practices Tech Vasc Interv Radiol 16 192–200
- [138] Simon C J, Dupuy D E and Mayo-Smith W W 2005 Microwave ablation: principles and applications Radiographics 25 Suppl 1 S69–83
- [139] Tanaka M and Sato M 2007 Microwave heating of water, ice, and saline solution: molecular dynamics study J Chem Phys 126 034509
- [140] Liang P, Yu J, Lu M-D, Dong B-W, Yu X-L, Zhou X-D, Hu B, Xie M-X, Cheng W, He W, Jia J-W and Lu G-R 2013 Practice guidelines for ultrasound-guided percutaneous microwave ablation for hepatic malignancy World J Gastroenterol 19 5430–8
- [141] Revel-Mouroz P, Otal P, Jaffro M, Petermann A, Meyrignac O, Rabinel P and Mokrane F-Z 2017 Other non-surgical treatments for liver cancer Rep Pract Oncol Radiother 22 181–92
- [142] Brannan J D and Ladtkow C M 2009 Modeling bimodal vessel effects on radio and microwave frequency ablation zones Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc 2009 5989–92
- [143] Lu D S K, Yu N C, Raman S S, Limanond P, Lassman C, Murray K, Tong M J, Amado R G and Busuttill R W 2005 Radiofrequency ablation of hepatocellular carcinoma:

treatment success as defined by histologic examination of the explanted liver *Radiology* 234 954–60

- [144] Shock S A, Meredith K, Warner T F, Sampson L A, Wright A S, Winter T C, Mahvi D M, Fine J P and Lee F T 2004 Microwave ablation with loop antenna: in vivo porcine liver model *Radiology* 231 143–9
- [145] Carrafiello G, Laganà D, Mangini M, Fontana F, Dionigi G, Boni L, Rovera F, Cuffari S and Fugazzola C 2008 Microwave tumors ablation: principles, clinical applications and review of preliminary experiences *Int J Surg* 6 Suppl 1 S65–69
- [146] Gervais D A, Goldberg S N, Brown D B, Soulen M C, Millward S F and Rajan D K 2009 Society of Interventional Radiology position statement on percutaneous radiofrequency ablation for the treatment of liver tumors *J Vasc Interv Radiol* 20 S342–347
- [147] Duck F A 1990 Chapter 2 - Thermal Properties of Tissue Physical Properties of Tissues ed F A Duck (London: Academic Press) pp 9–42
- [148] Solbiati L, Ahmed M, Cova L, Ierace T, Brioschi M and Goldberg S N 2012 Small liver colorectal metastases treated with percutaneous radiofrequency ablation: local response rate and long-term survival with up to 10-year follow-up *Radiology* 265 958–68
- [149] Lu D S K, Raman S S, Vodopich D J, Wang M, Sayre J and Lassman C 2002 Effect of Vessel Size on Creation of Hepatic Radiofrequency Lesions in Pigs *American Journal of Roentgenology* 178 47–51
- [150] Tacke J, Mahnken A, Roggan A and Günther R W 2004 Multipolar radiofrequency ablation: first clinical results *Rofo* 176 324–9
- [151] Hines-Peralta A, Sukhatme V, Regan M, Signoretti S, Liu Z and Goldberg S N 2006 Improved tumor destruction with arsenic trioxide and radiofrequency ablation in three animal models *Radiology* 240 82–9
- [152] Rossi S, Garbagnati F, De Francesco I, Accocella F, Leonardi L, Quaretti P, Zangrandi A, Paties C and Lencioni R 1999 Relationship between the shape and size of radiofrequency induced thermal lesions and hepatic vascularization *Tumori* 85 128–32
- [153] Brace C L, Laeseke P F, van der Weide D W and Lee F T 2005 Microwave Ablation With a Triaxial Antenna: Results in ex vivo Bovine Liver *IEEE Trans Microw Theory Tech* 53 215–20
- [154] Strickland A D, Clegg P J, Cronin N J, Swift B, Festing M, West K P, Robertson G S M and Lloyd D M 2002 Experimental study of large-volume microwave ablation in the liver *Br J Surg* 89 1003–7
- [155] Yu N C, Lu D S K, Raman S S, Dupuy D E, Simon C J, Lassman C, Aswad B I, Ianniti D and Busuttill R W 2006 Hepatocellular carcinoma: microwave ablation with multiple straight and loop antenna clusters--pilot comparison with pathologic findings *Radiology* 239 269–75
- [156] Callstrom M R, Atwell T D, Charboneau J W, Farrell M A, Goetz M P, Rubin J, Sloan J A, Novotny P J, Welch T J, Maus T P, Wong G Y and Brown K J 2006 Painful

metastases involving bone: percutaneous image-guided cryoablation--prospective trial interim analysis *Radiology* 241 572–80

- [157] Liu Z, Ahmed M, Weinstein Y, Yi M, Mahajan R L and Goldberg S N 2006 Characterization of the RF ablation-induced “oven effect”: the importance of background tissue thermal conductivity on tissue heating *Int J Hyperthermia* 22 327–42
- [158] Solazzo S A, Liu Z, Lobo S M, Ahmed M, Hines-Peralta A U, Lenkinski R E and Goldberg S N 2005 Radiofrequency ablation: importance of background tissue electrical conductivity--an agar phantom and computer modeling study *Radiology* 236 495–502
- [159] Gillams A R and Lees W R 2005 CT mapping of the distribution of saline during radiofrequency ablation with perfusion electrodes *Cardiovasc Intervent Radiol* 28 476–80
- [160] He W, Hu X, Wu D, Guo L, Zhang L, Xiang D and Ning B 2006 Ultrasonography-guided percutaneous microwave ablation of peripheral lung cancer *Clin Imaging* 30 234–41
- [161] Furukawa K, Miura T, Kato Y, Okada S, Tsutsui H, Shimatani H, Kajiwara N, Taira M, Saito M and Kato H 2005 Microwave coagulation therapy in canine peripheral lung tissue *J Surg Res* 123 245–50
- [162] Grimberg R 2013 Electromagnetic metamaterials *Materials Science and Engineering: B* 178 1285–95
- [163] Caloz C and Itoh T 2002 Application of the transmission line theory of left-handed (LH) materials to the realization of a microstrip “LH line” *IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium (IEEE Cat. No.02CH37313) IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium (IEEE Cat. No.02CH37313) vol 2 pp 412–5 vol.2*
- [164] Anon Electromagnetic metamaterials
- [165] Anon Metamaterials with Negative Parameters: Theory, Design, and Microwave Applications | Wiley Wiley.com
- [166] Rohde U L, Rubiola E and Whitaker J C 2021 *Microwave and Wireless Synthesizers: Theory and Design* (John Wiley & Sons)
- [167] Pendry J B, Holden A J, Stewart W J and Youngs I 1996 Extremely Low Frequency Plasmons in Metallic Mesostructures *Phys. Rev. Lett.* 76 4773–6
- [168] Sievenpiper D F, Sickmiller M E and Yablonovitch E 1996 3D Wire Mesh Photonic Crystals *Phys. Rev. Lett.* 76 2480–3
- [169] Sievenpiper D F, Yablonovitch E, Winn J N, Fan S, Villeneuve P R and Joannopoulos J D 1998 3D Metallo-Dielectric Photonic Crystals with Strong Capacitive Coupling between Metallic Islands *Phys. Rev. Lett.* 80 2829–32
- [170] Canet-Ferrer J 2019 *Metamaterials and Metasurfaces* (BoD – Books on Demand)
- [171] Rotman W 1962 Plasma simulation by artificial dielectrics and parallel-plate media *IRE Transactions on Antennas and Propagation* 10 82–95
- [172] Anon Electromagnetics for Engineering Students (Part 2) - Google Books
-



- [173] Tretyakov S 2003 Analytical Modeling in Applied Electromagnetics (Artech House)
- [174] Pendry J B, Holden A J, Robbins D J and Stewart W J 1999 Magnetism from conductors and enhanced nonlinear phenomena IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques 47 2075–84
- [175] Zouhdi S, Sihvola A and Arsalane M 2012 Advances in Electromagnetics of Complex Media and Metamaterials (Springer Science & Business Media)
- [176] Anon 2-D isotropic effective negative refractive index metamaterial in planar technology - Google Search
- [177] Anon Microwave transmission through a twodimensional, isotropic, left-handed metamaterial. - Google Search
- [178] Oliveri G, Werner D H and Massa A 2015 Reconfigurable Electromagnetics Through Metamaterials—A Review Proceedings of the IEEE 103 1034–56
- [179] Krzysztofik W J 2014 Antenna properties improvement by means of modern technology 2014 20th International Conference on Microwaves, Radar and Wireless Communications (MIKON) 2014 20th International Conference on Microwaves, Radar and Wireless Communications (MIKON) pp 1–4
- [180] Krzysztofik W J 2013 Fractal Geometry in Electromagnetics Applications - from Antenna to Metamaterials
- [181] Anon Radiation properties of a split ring resonator and monopole composite - Alici - 2007 - physica status solidi (b) - Wiley Online Library
- [182] Anon (PDF) Metamaterials on antenna solutions
- [183] Siddiqui O F, Mojahedi M and Eleftheriades G V 2003 Periodically loaded transmission line with effective negative refractive index and negative group velocity IEEE Transactions on Antennas and Propagation 51 2619–25
- [184] Anon Design of unit cell for metamaterials applied in a wireless power transfer system | IEEE Conference Publication | IEEE Xplore
- [185] Tung P D 2016 A miniaturization of microstrip antenna using negative permittivity metamaterial based on CSRR-loaded groundfor WLAN applications Journal of Science and Technology 6 689–97
- [186] Anon Fractal Analysis - Google Books
- [187] Krzysztofik W and Nghia C 2019 Metamaterials in Application to Improve Antenna Parameters
- [188] Anon (PDF) Microstrip Patch Antenna With Defected Ground Structure for Cross Polarization Suppression
- [189] Anon Metamaterials for Remote Generation of Spatially Controllable Two Dimensional Array of Microplasma | Scientific Reports
-

- [190] Yeo J and Kim D 2008 Design of a Wideband Artificial Magnetic Conductor (AMC) Ground Plane for Low-Profile Antennas *Journal of Electromagnetic Waves and Applications* 22 2125–34
- [191] Maci S, Lindmark B and Freni A 2005 The European School of Antennas: the new model of distributed PhD school of the antenna center of excellence *IEEE Antennas and Propagation Magazine* 47 120–5
- [192] Dewan R and Rahim M K A 2015 Antenna performance enhancement with Artificial Magnetic Conductor (AMC) 2015 IEEE Conference on Antenna Measurements & Applications (CAMA) 2015 IEEE Conference on Antenna Measurements & Applications (CAMA) pp 1–4
- [193] Sievenpiper D, Zhang L, Broas R F J, Alexopolous N G and Yablonovitch E 1999 High-impedance electromagnetic surfaces with a forbidden frequency band *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques* 47 2059–74
- [194] Kim D and Choi J 2010 Analysis of Antenna Gain Enhancement with a New Planar Metamaterial Superstrate: an Effective Medium and a Fabry-Pérot Resonance Approach *J Infrared Milli Terahz Waves* 31 1289–303
- [195] Mosallaei H and Sarabandi K 2007 Design and Modeling of Patch Antenna Printed on Magneto-Dielectric Embedded-Circuit Metasubstrate *Antennas and Propagation, IEEE Transactions on* 55 45–52
- [196] Anon *Metamaterial for Microwave Applications* - Google Books
- [197] Raval F, Kosta Y P and Joshi H 2015 Reduced size patch antenna using complementary split ring resonator as defected ground plane *AEU - International Journal of Electronics and Communications* 69 1126–33
- [198] Rajkumar R and Usha Kiran K 2016 A compact metamaterial multiband antenna for WLAN/WiMAX/ITU band applications *AEU - International Journal of Electronics and Communications* 70 599–604
- [199] Engheta N and Ziolkowski R W 2006 *Metamaterials: Physics and Engineering Explorations* (John Wiley & Sons)
- [200] Liu Z 2017 *Plasmonics and Super-Resolution Imaging* (CRC Press)
- [201] Deng Y 2022 *Adjoint Topology Optimization Theory for Nano-Optics* (Springer Nature)
- [202] Hong W, Jiang Z H, Yu C, Zhou J, Chen P, Yu Z, Zhang H, Yang B, Pang X, Jiang M, Cheng Y, Al-Nuaimi M K T, Zhang Y, Chen J and He S 2017 Multibeam Antenna Technologies for 5G Wireless Communications *IEEE Transactions on Antennas and Propagation* 65 6231–49
- [203] Si L-M, Zhu W and Sun H-J 2013 A Compact, Planar, and CPW-Fed Metamaterial-Inspired Dual-Band Antenna *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters* 12 305–8
-

- [204] Lin F H and Chen Z N 2017 Low-Profile Wideband Metasurface Antennas Using Characteristic Mode Analysis *IEEE Transactions on Antennas and Propagation* 65 1706–13
- [205] Cao W, Singh R, Al-Naib I A I, He M, Taylor A J and Zhang W 2012 Low-loss ultra-high-Q dark mode plasmonic Fano metamaterials *Opt. Lett.*, OL 37 3366–8
- [206] Bisio I, Fedeli A, Lavagetto F, Pastorino M, Randazzo A, Sciarrone A and Tavanti E 2018 A numerical study concerning brain stroke detection by microwave imaging systems *Multimed Tools Appl* 77 9341–63
- [207] Anon Adjusting the resonant frequency and loss of dendritic left-handed metamaterials with fractal dimension | *Journal of Applied Physics* | AIP Publishing
- [208] Xiao S, Drachev V P, Kildishev A V, Ni X, Chettiar U K, Yuan H-K and Shalaev V M 2010 Loss-free and active optical negative-index metamaterials *Nature* 466 735–8
- [209] Anon Light Propagation in Gain Media
- [210] Zhu W, Rukhlenko I D and Premaratne M 2012 Light amplification in zero-index metamaterial with gain inserts *Applied Physics Letters* 101 031907
- [211] Wang H, Prasad Sivan V, Mitchell A, Rosengarten G, Phelan P and Wang L 2015 Highly efficient selective metamaterial absorber for high-temperature solar thermal energy harvesting *Solar Energy Materials and Solar Cells* 137 235–42
- [212] Culhaoglu A E, Osipov A V and Russer P 2013 Mono- and Bistatic Scattering Reduction by a Metamaterial Low Reflection Coating *IEEE Transactions on Antennas and Propagation* 61 462–6
- [213] Guddala S, Kumar R and Ramakrishna S A 2015 Thermally Induced Nonlinear Optical Absorption in Metamaterial Perfect Absorbers *Applied Physics Letters* 106 111901
- [214] Liu X, Starr T, Starr A F and Padilla W J 2010 Infrared Spatial and Frequency Selective Metamaterial with Near-Unity Absorbance *Phys. Rev. Lett.* 104 207403
- [215] Ra'di Y, Simovski C R and Tretyakov S A 2015 Thin Perfect Absorbers for Electromagnetic Waves: Theory, Design, and Realizations *Phys. Rev. Appl.* 3 037001
- [216] Zhu W, Rukhlenko I D and Premaratne M 2013 Graphene metamaterial for optical reflection modulation *Applied Physics Letters* 102 241914
- [217] and, and, and, and and 2012 Metamaterial absorbers realized in an X-band rectangular waveguide *Chinese Phys. B* 21 117801
- [218] Zhu W, Zhao X, Gong B, Liu L and Su B 2011 Optical metamaterial absorber based on leaf-shaped cells *Appl. Phys. A* 102 147–51
- [219] Watts C M, Liu X and Padilla W J 2012 Metamaterial Electromagnetic Wave Absorbers *Advanced Materials* 24 OP98–120
- [220] Landy N I, Sajuyigbe S, Mock J J, Smith D R and Padilla W J 2008 Perfect Metamaterial Absorber *Phys. Rev. Lett.* 100 207402
-

- [221] Gu S, Su B and Zhao X 2013 Planar isotropic broadband metamaterial absorber *Journal of Applied Physics* 114 163702
- [222] Chen Q, Gu J, Liu P, Xie J, Wang J, Liu Y and Zhu W 2018 Nanowire-based ultra-wideband absorber for visible and ultraviolet light *Optics & Laser Technology* 105 102–5
- [223] Shen Y, Pang Y-Q, Wang J-F, Ma H, Pei Z-B and Qu S-B 2015 Ultrabroadband Terahertz Absorption by Uniaxial Anisotropic Nanowire Metamaterials *IEEE Photonics Technology Letters* 27 2284–7
- [224] Chen H-T, O'Hara J, Azad A, Taylor A, Averitt R, Shrekenhamer D and Padilla W 2008 Experimental demonstration of frequency-agile terahertz metamaterials *Nature Photonics* 2 295–8
- [225] Anon Dual-band tunable perfect metamaterial absorber in the THz range - Google Search
- [226] Anon Interference theory of metamaterial perfect absorbers
- [227] Lu T, Zhang D, Qiu P, Lian J, Jing M, Yu B, Wen J and Zhuang S 2018 Dual-Band Perfect Metamaterial Absorber Based on an Asymmetric H-Shaped Structure for Terahertz Waves *Materials* 11 2193
- [228] Anon Analysis of metamaterial absorber in normal and oblique incidence by using interference theory | *AIP Advances* | AIP Publishing
- [229] Anon Wide-angle and polarization-independent metamaterial absorber based on snowflake-shaped configuration: *Journal of Electromagnetic Waves and Applications: Vol 27, No 5*
- [230] Wei-Ren Z, Xiao-Peng Z, Shi B and Yan-Ping Z 2010 Highly Symmetric Planar Metamaterial Absorbers Based on Annular and Circular Patches *Chinese Phys. Lett.* 27 014204
- [231] Anon Experimental study of absorption band controllable planar metamaterial absorber using asymmetrical snowflake-shaped configuration - *IOPscience*
- [232] Zhu W and Zhao X 2009 Metamaterial absorber with dendritic cells at infrared frequencies *J. Opt. Soc. Am. B, JOSAB* 26 2382–5
- [233] Anon Ultrabroadband Light Absorption by a Sawtooth Anisotropic Metamaterial Slab | *Nano Letters*
- [234] Anon Dual broadband metamaterial absorber
- [235] Bouchon P, Koechlin C, Pardo F, Haïdar R and Pelouard J-L 2012 Wideband omnidirectional infrared absorber with a patchwork of plasmonic nanoantennas *Opt. Lett., OL* 37 1038–40
- [236] Zhou Y, Qin Z, Liang Z, Meng D, Xu H, Smith D R and Liu Y 2021 Ultra-broadband metamaterial absorbers from long to very long infrared regime *Light Sci Appl* 10 138
- [237] Anon Design, fabrication and measurement of a broadband polarization-insensitive metamaterial absorber based on lumped elements | *Journal of Applied Physics* | AIP Publishing

- [238] Anon MoS  $\langle \text{span class="MathJax_Preview" style="display: none;}\rangle \langle \text{span class="MathJax" id="MathJax-Element-1-Frame" tabindex="0" style="}\rangle \langle \text{noobr}\rangle \langle \text{span class="math" id="MathJax-Span-1" style="width: 0.558em; display: inline-block;}\rangle \langle \text{span style="display: inline-block; position: relative; width: 0.447em; height: 0px; font-size: 120%;}\rangle \langle \text{span style="position: absolute; clip: rect(1.669em, 1000.45em, 2.503em, -999.997em); top: -2.164em; left: 0em;}\rangle \langle \text{span class="mrow" id="MathJax-Span-2"}\rangle \langle \text{span class="msubsup" id="MathJax-Span-3"}\rangle \langle \text{span style="display: inline-block; position: relative; width: 0.447em; height: 0px;}\rangle \langle \text{span style="position: absolute; clip: rect(3.836em, 1000em, 4.169em, -999.997em); top: -3.997em; left: 0em;}\rangle \langle \text{span class="mi" id="MathJax-Span-4"}\rangle \langle \text{span}\rangle \langle \text{span style="display: inline-block; width: 0px; height: 4.003em;}\rangle \langle \text{span}\rangle \langle \text{span style="position: absolute; top: -3.831em; left: 0em;}\rangle \langle \text{span class="mn" id="MathJax-Span-5" style="font-size: 70.7%; font-family: MathJax_Main;}\rangle 2 \langle \text{span}\rangle \langle \text{span style="display: inline-block; width: 0px; height: 4.003em;}\rangle \langle \text{span}\rangle \langle \text{span}\rangle \langle \text{span}\rangle \langle \text{span style="display: inline-block; width: 0px; height: 2.169em;}\rangle \langle \text{span}\rangle \langle \text{span}\rangle \langle \text{span style="display: inline-block; overflow: hidden; vertical-align: -0.263em; border-left: 0px solid; width: 0px; height: 0.67em;}\rangle \langle \text{span}\rangle \langle \text{span}\rangle \langle \text{noobr}\rangle \langle \text{span}\rangle \langle \text{script type="math/tex" id="MathJax-Element-1"}\rangle 2 \langle \text{script}\rangle \text{Broadband Coherent Perfect Absorber for Terahertz Waves | IEEE Journals & Magazine | IEEE Xplore}$
- [239] Pu M, Wang M, Hu C, Huang C, Zhao Z, Wang Y and Luo X 2012 Engineering heavily doped silicon for broadband absorber in the terahertz regime Opt. Express, OE 20 25513–9
- [240] Ellison W 2007 Permittivity of Pure Water, at Standard Atmospheric Pressure, over the Frequency Range 0–25 THz and the Temperature Range 0–100 °C Journal of Physical and Chemical Reference Data 36 1
- [241] Anon Premaratne M. Water metamaterial for ultra-broadband and wide-angle absorption - Google Search
- [242] Yin S, Zhu J, Xu W, Jiang W, Yuan J, Yin G, Xie L, Ying Y and Ma Y 2015 High-performance terahertz wave absorbers made of silicon-based metamaterials Applied Physics Letters 107 073903
- [243] Smith D R, Padilla W J, Vier D C, Nemat-Nasser S C and Schultz S 2000 Composite Medium with Simultaneously Negative Permeability and Permittivity Phys. Rev. Lett. 84 4184–7
- [244] Plum E, Fedotov V A and Zheludev N I 2008 Optical activity in extrinsically chiral metamaterial Applied Physics Letters 93 191911
- [245] Zhong J, Huang Y, Wen G, Sun H, Gordon O and Zhu W 2012 Dual-Band Negative Permittivity Metamaterial Based on Cross Circular Loop Resonator With Shorting Stubs IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters 11 803–6
- [246] and and 2011 Electric and magnetic dipole couplings in split ring resonator metamaterials Chinese Phys. B 20 114101

- [247] Wen Q-Y, Zhang H-W, Yang Q-H, Chen Z, Long Y, Jing Y-L, Lin Y and Zhang P-X 2012 A tunable hybrid metamaterial absorber based on vanadium oxide films J. Phys. D: Appl. Phys. 45 235106
- [248] Hand T H and Cummer S A 2008 Frequency tunable electromagnetic metamaterial using ferroelectric loaded split rings Journal of Applied Physics 103 066105
- [249] Anon Electrically Tunable Metasurface Perfect Absorbers for Ultrathin Mid-Infrared Optical Modulators | Nano Letters
- [250] Linder J and Halterman K 2016 Graphene-based extremely wide-angle tunable metamaterial absorber Sci Rep 6 31225
- [251] Shrekenhamer D, Chen W-C and Padilla W J 2013 Liquid Crystal Tunable Metamaterial Absorber Phys. Rev. Lett. 110 177403
- [252] Mkhitarian V K, Ghosh D S, Rudé M, Canet-Ferrer J, Maniyara R A, Gopalan K K and Pruneri V 2017 Tunable complete optical absorption in multilayer structures including Ge<sub>2</sub>Sb<sub>2</sub>Te<sub>5</sub> without lithographic patterns 2017 Conference on Lasers and Electro-Optics Europe & European Quantum Electronics Conference (CLEO/Europe-EQEC) 2017 Conference on Lasers and Electro-Optics Europe & European Quantum Electronics Conference (CLEO/Europe-EQEC) pp 1–1
- [253] Zhang F, Feng S, Qiu K, Liu Z, Fan Y, Zhang W, Zhao Q and Zhou J 2015 Mechanically stretchable and tunable metamaterial absorber Applied Physics Letters 106 091907
- [254] Pitchappa P, Pei Ho C, Kropelnicki P, Singh N, Kwong D-L and Lee C 2014 Micro-electro-mechanically switchable near infrared complementary metamaterial absorber Applied Physics Letters 104 201114
- [255] Zhu W, Huang Y, Rukhlenko I D, Wen G and Premaratne M 2012 Configurable metamaterial absorber with pseudo wideband spectrum Opt. Express, OE 20 6616–21
- [256] Anon Tunable terahertz left-handed metamaterial based on multi-layer graphene-dielectric composite. - Google Search
- [257] Zhu W, Rukhlenko I D, Si L-M and Premaratne M 2013 Graphene-enabled tunability of optical fishnet metamaterial Applied Physics Letters 102 121911
- [258] Zhang Y, Feng Y, Zhu B, Zhao J and Jiang T 2014 Graphene based tunable metamaterial absorber and polarization modulation in terahertz frequency Opt. Express, OE 22 22743–52
- [259] Chong Y D, Ge L, Cao H and Stone A D 2010 Coherent Perfect Absorbers: Time-Reversed Lasers Phys. Rev. Lett. 105 053901
- [260] Wan W, Chong Y, Ge L, Noh H, Stone A D and Cao H 2011 Time-Reversed Lasing and Interferometric Control of Absorption Science 331 889–92
- [261] Kang M (康明), Chong Y D, Wang H-T (王慧田), Zhu W and Premaratne M 2014 Critical route for coherent perfect absorption in a Fano resonance plasmonic system Applied Physics Letters 105 131103
-

- [262] Pu M, Feng Q, Wang M, Hu C, Huang C, Ma X, Zhao Z, Wang C and Luo X 2012 Ultrathin broadband nearly perfect absorber with symmetrical coherent illumination Opt. Express, OE 20 2246–54
- [263] Feng S and Halterman K 2012 Coherent perfect absorption in epsilon-near-zero metamaterials Phys. Rev. B 86 165103
- [264] Gutman N, Sukhorukov A A, Chong Y D and Sterke C M de 2013 Coherent perfect absorption and reflection in slow-light waveguides Opt. Lett., OL 38 4970–3
- [265] Kang M, Liu F, Li T-F, Guo Q-H, Li J and Chen J 2013 Polarization-independent coherent perfect absorption by a dipole-like metasurface Opt. Lett., OL 38 3086–8
- [266] Zhu W, Xiao F, Kang M and Premaratne M 2016 Coherent perfect absorption in an all-dielectric metasurface Applied Physics Letters 108 121901
- [267] Zhu W, Rukhlenko I D, Xiao F, He C, Geng J, Liang X, Premaratne M and Jin R 2017 Multiband coherent perfect absorption in a water-based metasurface Opt. Express, OE 25 15737–45
- [268] Fan Y, Zhang F, Zhao Q, Wei Z and Li H 2014 Tunable terahertz coherent perfect absorption in a monolayer graphene Opt. Lett., OL 39 6269–72
-