



**ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ**

**ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ  
ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ ΚΑΙ  
ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ**

**Σχεδίαση και Ανάπτυξη Φορετών Κεραιών για Ιατρική  
Τηλεμετρία**

**ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ**

της

**ΑΔΑΜΑΝΤΙΑΣ ΡΟΔΑΚΗ**

**Επιβλέπουσα :Κωνσταντίνα Νικήτα**  
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Οκτώβριος 2016





ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ  
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ  
ΥΛΙΚΩΝ

## Σχεδίαση και Ανάπτυξη Φορετών Κεραιών για Ιατρική Τηλεμετρία

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

της

**ΡΟΔΑΚΗ ΑΔΑΜΑΝΤΙΑΣ**

**Επιβλέπουσα :**Κωνσταντίνα Νικήτα  
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 21<sup>η</sup> Οκτωβρίου 2016.

*(Υπογραφή)*

.....  
Κωνσταντίνα Νικήτα  
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

*(Υπογραφή)*

.....  
Δημήτρης Κουτσούρης  
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

*(Υπογραφή)*

.....  
Γιώργος Ματσόπουλος  
Αναπλ. Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Οκτώβριος 2016

(Υπογραφή)

.....

**ΡΟΔΑΚΗ ΑΔΑΜΑΝΤΙΑ**

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

© 2016 – All rights reserved

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

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

## Περίληψη

Η ανάπτυξη της Βιοιατρικής Τηλεμετρίας, μέσω ευφυών συστημάτων τα οποία μεταδίδουν κρίσιμες ζωτικές παραμέτρους του ασθενούς σε πραγματικό χρόνο, έχει δώσει ισχυρή ώθηση στον κλάδο της υγείας, δημιουργώντας νέους ορίζοντες στην πρόληψη, την παρακολούθηση και τη θεραπεία πολλών ασθενών βελτιώνοντας την ποιότητα της ζωής εκατομμυρίων ανθρώπων σε όλο τον κόσμο. Σημαντικό στοιχείο των ευφυών αυτών συστημάτων είναι η κεραία που διαθέτουν και επιτρέπει την επικοινωνία, τον έλεγχο και την ανταλλαγή δεδομένων με κάποια εξωτερική διάταξη. Στόχος της παρούσας διπλωματικής είναι η σχεδίαση μιας πρωτότυπης φορητής κεραίας διπλής ζώνης (ζώνη MEDRADIO 402-405MHZ και ζώνη ISM 2400-2483.5MHZ) μικροσκοπικών διαστάσεων, για ενσωμάτωση σε φορητές ιατρικές διατάξεις. Στο πλαίσιο της διπλωματικής εργασίας μελετώνται διεξοδικά η φιλοσοφία σχεδίασης μιας φορητής μικροταινιακής κεραίας με γνώμονα τη συχνότητα συντονισμού, τη σμίκρυνση των διαστάσεων, το εύρος ζώνης, το κέρδος και τη συμμόρφωση με τις διεθνείς οδηγίες για τον περιορισμό της έκθεσης του ανθρώπινου οργανισμού στην ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία. Σχεδιάζεται, κατασκευάζεται και μελετάται μία πρωτότυπη φορητή κεραία και πραγματοποιείται ο κατάλληλος έλεγχος λειτουργίας της δίπλα σε απλοποιημένο μοντέλο ανθρώπινου ιστού.

**Λέξεις Κλειδιά:** Βιοϊατρική τεχνολογία, φορητή κεραία διπλής ζώνης, φορητή μικροταινιακή κεραία, φορητές ιατρικές διατάξεις, ζώνη Βιομηχανικών, Επιστημονικών και Ιατρικών Εφαρμογών (Industrial Scientific and Medical, ISM, Band), ζώνη Υπηρεσιών Επικοινωνίας Ιατρικών Εμφυτευμάτων (Medical Implant Communications Service, MEDRADIO, Band), ιατρική τηλεμετρία



## **Abstract**

Biomedical Telemetry systems are capable of transmitting critical vital patient parameters in real time, have given strong impetus to the healthcare industry, creating new horizons in the prevention, monitoring and treatment of many patients, thus improving the quality of life of millions of people worldwide. A critical element of these intelligent systems is the antenna used to enable communication, and exchange of data with an external device. The objective of this Thesis is the design of a prototype wearable dual band antenna (MEDRADIO band 402-405MHZ and ISM band 2400-2483.5MHZ) with miniaturized dimensions, which can be integrated onto wearable medical devices. As part of the Thesis, a microstrip wearable antenna has been designed and analysed, addressing challenges related with miniaturization, enhanced bandwidth, increased gain and compliance with safety guidelines.

**Keywords:** <m-health, dual-band wearable antenna, wearable patch antenna, wearable medical devices, Industrial Scientific and Medical (ISM) band, Medical Implant Communications Service (MEDRADIO) band, medical telemetry

## ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Με την ολοκλήρωση της παρούσας διπλωματικής εργασίας θα ήθελα να ευχαριστήσω όλους όσους συνέβαλαν στην εκπόνηση της.

Αρχικά, ευχαριστώ θερμά την επιβλέπουσα καθηγήτρια της παρούσας διπλωματικής εργασίας, κυρία Κωνσταντίνα Νικήτα, για την ευκαιρία που μου έδωσε να γνωρίσω καλύτερα ένα μέρος του πολύ ενδιαφέροντος κλάδου της βιοϊατρικής τεχνολογίας. Ευχαριστώ επίσης τον Κωνσταντίνο Ψαθά για την καθοδήγησή του και το χρόνο που μου αφιέρωσε κατά τη διάρκεια πραγματοποίησης της εργασίας. Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένεια και τους φίλους μου, για τη στήριξη που μου παρέχουν όλα αυτά τα χρόνια.







## ***Περιεχόμενα***

<b>Σχεδίαση και Ανάπτυξη Φορετών Κεραίων για Ιατρική Τηλεμετρία</b>	<b>1</b>
Περιεχόμενα.....	i
Κατάλογος Εικόνων.....	iii
Κατάλογος Πινάκων .....	ix
Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή .....	1
1.1 Τηλεμετρία.....	4
1.2 Προκλήσεις στη σχεδίαση φορετών κεραίων .....	11
1.3 Αντικείμενο διπλωματικής.....	14
Κεφάλαιο 2: Φορετές Κεραίες για Ιατρική Τηλεμετρία .....	15
2.1 Τύποι Φορετών Κεραίων .....	17
2.1.1 Συμβατικές Φορετές Κεραίες.....	17
2.1.2 Υφασμάτινες Κεραίες: Κατασκευαστικά χαρακτηριστικά και Απόδοση.....	17
2.2 Μικροταινιακές Κεραίες.....	22
2.2.1 Ορθογώνια κεραία .....	26
2.2.2 Κυκλική κεραία.....	27
2.2.3 Κεραία σχήματος U .....	28
2.3 Τεχνικές Σμίκρυνσης για Μικροταινιακές κεραίες.....	30
2.3.1 Χρήση επιπέδου γείωσης και βραχυκυκλωμάτων .....	31
2.3.2 Ενεργές κεραίες .....	31
2.3.3 Δομή EBG.....	33
2.3.4 Τροφοδοσία σχήματος T.....	35
2.4 Λειτουργία Μικροταινιακής Κεραίας.....	36
2.5 Απορρόφηση ηλεκτρομαγνητικών πεδίων από βιολογικούς ιστούς.....	40
2.5.1 Ηλεκτρικές ιδιότητες Ανθρώπινων Ιστών .....	40
2.5.2 Μοντέλα Προσομοίωσης Βιολογικών Ιστών.....	41
2.5.3 Αριθμητικές Μέθοδοι & Περιβάλλον Σχεδίασης HFSS.....	45

Κεφάλαιο 3: Μελέτη και Βελτιστοποίηση Φορετής Μικροταινιακής Κεραίας Με Βραχυκυκλωμένη Ταινία Ακτινοβολίας .....	49
3.1 Κεραία Με Βραχυκυκλωμένη Ταινία Ακτινοβολίας .....	51
3.2 Τροποποίηση φορετής κεραίας με βραχυκυκλωμένη ταινία ακτινοβολίας για λειτουργία στη ζώνη MEDRadio .....	55
3.2.1 Χρήση ισοδύναμης αντίστασης .....	55
3.2.2 Χρήση ισοδύναμου κυκλώματος .....	58
3.2.3 Χρήση κυκλώματος προσαρμογής .....	59
3.2.4 Παραμετρική Μελέτη .....	61
3.2.5 Βελτιστοποίηση της κεραίας για λειτουργία στη ζώνη MEDRadio .....	64
Κεφάλαιο 4: Σχεδίαση και Ανάπτυξης πρωτότυπης φορετής κεραίας διπλής ζώνης σχήματος U .....	67
4.1 Σχεδιασμός Κεραίας σχήματος U .....	69
4.1.1 Υλικό Υποστρώματος FR-4.....	69
4.1.2 Υλικό Υποστρώματος Rogers-RT-5880.....	76
4.2 Παραμετρική μελέτη	76
4.3 Λειτουργία της κεραίας σχήματος U με την παρουσία ανθρώπινου σώματος .....	91
4.4 Κατασκευή και Πειραματική Μελέτη Σχήματος U Κεραίας.....	121
Κεφάλαιο 5: Συμπεράσματα-Προτάσεις Μελλοντικής Έρευνας .....	127
5.1 Συμπεράσματα .....	129
5.2 Κατευθύνσεις Μελλοντικής Έρευνας.....	133
Βιβλιογραφία .....	135

## Κατάλογος Εικόνων

Εικόνα 1.1 Ασύρματη επικοινωνία ιατρικών διατάξεων με εξωτερικές μονάδες ελέγχου και αποστολή των αποτελεσμάτων σε εξειδικευμένο προσωπικό μέσω του διαδικτύου ή άλλης ασύρματης σύνδεσης.....	3
Εικόνα 1.2 Μπλοκ διάγραμμα ασύρματης διεπαφής ενός βιοϊατρικού συστήματος τηλεμετρίας.....	5
Εικόνα 1.3 Αρχιτεκτονική ασύρματης πλατφόρμας τηλεμετρίας.....	5
Εικόνα 1.4 Συσκευή συνεχούς παρακολούθησης της γλυκόζης.....	6
Εικόνα 1.5 Συσκευή για ανίχνευση ζωτικών σημείων.....	7
Εικόνα 1.6 Εξυπνα υφάσματα.....	7
Εικόνα 1.7 Τοποθετημένος βηματοδότης με δύο ηλεκτρόδια στη δεξιά καρδιά.....	8
Εικόνα 1.8 Κοχλιακό εμφύτευμα.....	9
Εικόνα 1.9 εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς.....	10
Εικόνα 1.10 Καρδιακός απινιδωτής.....	10
Εικόνα 2.1 Μοτίβα: (αριστερά)πλεκτό Jersey, (μεσαία και δεξιά) σατέν υφαντό (α)μπροστινή όψη, (β)πίσω όψη.....	20
Εικόνα 2.2 Υφασμάτινες κεραίες με χρήση ταινίας χαλκού, με χρήση υφαντού χαλκού και με χρήση ψεκασμού.....	22
Εικόνα 2.3 Σχήματα μικροταινιακών κεραιών.....	22
Εικόνα 2.4 (α) Ορθογώνια ταινία ακτινοβολίας (β)κυκλική ταινία ακτινοβολίας.....	23
Εικόνα 2.5 Μικροταινιακή κεραία και σύστημα συντεταγμένων.....	24
Εικόνα 2.6 Τρόποι τροφοδοσίας κεραίας (α)μικροταινιακή γραμμή (β) ομοαξονικό καλώδιο (γ)aperture coupling (δ) proximity coupling.....	25
Εικόνα 2.7 α) Μικροταινιακή κεραία β) Δυναμικές γραμμές του Ηλεκτρικού πεδίου γ)Ενεργός διηλεκτρική σταθερά.....	27
Εικόνα 2.8 Κυκλική μικροταινιακή κεραία.....	28
Εικόνα 2.9 Δομή κεραίας σχήματος U.....	29
Εικόνα 2.10 Απώλειες επιστροφής της κεραίας της εικόνας.....	2.7 30
Εικόνα 2.11 Γεωμετρία μίας βραχυκυκλωμένης μικροταινιακής κεραίας.....	31
Εικόνα 2.12 Δομή ενεργής κεραίας.....	32
Εικόνα 2.13 Κατασκευασμένη ενεργή κεραία.....	33
Εικόνα 2.14 Τοπολογία δομής EBG.....	34

Εικόνα 2.15 Ισοδύναμο κύκλωμα EBG δομής .....	34
Εικόνα 2.16 Τροφοδοσίας σχήματος T .....	35
Εικόνα 2.17 Διαγράμματα ακτινοβολίας κεραίας στις 3 και στις 2 διαστάσεις .....	36
Εικόνα 2.18 Στο διάγραμμα παρουσιάζεται ο συντελεστής ανάκλασης μιας κεραίας διπλής ζώνης. Η μείωση του συντελεστή ανάκλαση στην περιοχή των 900 MHz και 2.5 GHz καθορίζει τις συχνότητες συντονισμού της συγκεκριμένης κεραίας. ....	37
Εικόνα 2.19 Τυπικό διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης. Στο διάγραμμα φαίνεται η εξάρτηση του συντελεστή ανάκλασης από την συχνότητα. Η μείωση του συντελεστή ανάκλασης σημαίνει υψηλότερη μεταφορά ισχύος προς τη κεραία και καθορίζει τη συχνότητα συντονισμού της. ....	38
Εικόνα 2.20 Κανονικά μοντέλα ολόκληρου σώματος που έχουν χρησιμοποιηθεί σε έρευνες. ....	42
Εικόνα 2.21 Κανονικές γεωμετρίες που μοντελοποιούν το ανθρώπινο σώμα. (α) ομογενής σφαίρα, (β) τριστρωματική σφαίρα που μοντελοποιεί το ανθρώπινο κεφάλι, (γ) κανονικό ορθογώνιο παραλληλεπίπεδο μοντέλο ανθρώπινου κορμού. ....	42
Εικόνα 2.22 Ρεαλιστικά ανατομικά μοντέλα ενηλίκων που έχουν χρησιμοποιηθεί στη βιβλιογραφία:(α)Hugo (β)Zubal (γ)Norman (δ)Japanese Male.....	43
Εικόνα 2.23 Ανατομικά μοντέλα ανθρώπινης κεφαλής που έχουν χρησιμοποιηθεί στη βιβλιογραφία .....	43
Εικόνα 2.24 Το φυσικό μοντέλο SAM. Το μοντέλο έχει χρησιμοποιηθεί από διεθνείς οργανισμούς και πολλές έρευνες τα τελευταία χρόνια. ....	44
Εικόνα 2.25 Φυσικό μοντέλο ανθρώπινης κεφαλής για εργαστηριακές δοκιμές.....	45
Εικόνα 2.26 α)Διδιάστατη λύση ηλεκτρομαγνητικού προβλήματος (β) Διαμέριση του χώρου για την εφαρμογή της μεθόδου πεπερασμένων στοιχείων .....	46
Εικόνα 2.27 Ενδεικτική εικόνα του HFSS.....	48
Εικόνα 3.1(α) Γεωμετρία κεραίας με βραχυκυκλωμένη ταινία ακτινοβολίας (β) Γεωμετρία της κεραίας της βιβλιογραφίας .....	52
Εικόνα 3.2(α) Η επίδραση της προσαρμογής της $d_{cut}$ (β) Η επίδραση της προσθήκης των $C_m$ και $L_m$ .....	53
Εικόνα 3.3 Η μέθοδος προσαρμογής και το ισοδύναμο κύκλωμα .....	54
Εικόνα 3.4 Συντελεστής ανάκλασης για διάφορες τιμές της $d_{cut}$ . ....	56
Εικόνα 3.5 Δομή κεραίας με $d_{cut}=64\text{mm}$ .....	57
Εικόνα 3.6 Κέρδος κεραίας με $d_{cut}=64\text{mm}$ .....	57
Εικόνα 3.7 Κατανομή του ρεύματος στην ταινία ακτινοβολίας.....	58

Εικόνα 3.8 Συντελεστής ανάκλασης κεραίας με $d_{cut}=64\text{mm}$ και παράλληλη συστοιχία αντίστασης και πηνίου .....	59
Εικόνα 3.9 Συντελεστής ανάκλασης κεραίας μετά την προσαρμογή .....	60
Εικόνα 3.10 Κέρδος της κεραίας με το κύκλωμα προσαρμογής .....	60
Εικόνα 3.11 Συχνότητα συντονισμού και συντελεστής ανάκλασης συναρτήσει του μήκους της εγκοπής $d_{cut}$ .....	61
Εικόνα 3.12 Εύρος ζώνης λειτουργίας συναρτήσει του μήκους της κεντρικής εγκοπής $d_{cut}$ .....	62
Εικόνα 3.13 Κέρδος της κεραίας συναρτήσει του μήκους της κεντρικής εγκοπής $d_{cut}$ .....	62
Εικόνα 3.14 Συχνότητα συντονισμού και συντελεστής ανάκλασης συναρτήσει του μήκους της τροφοδοσίας (μεταβλητή $x$ ).....	63
Εικόνα 3.15 Εύρος ζώνης συναρτήσει του μήκους της τροφοδοσίας (μεταβλητή $x$ ) .	64
Εικόνα 3.16 Κέρδος της κεραίας συναρτήσει του μήκους της τροφοδοσίας (μεταβλητή $x$ ) .....	64
Εικόνα 3.17 Συχνότητα συντονισμού και συντελεστής ανάκλασης της βελτιστοποιημένης κεραίας σε σύγκριση με τη συχνότητα συντονισμού και το συντελεστή ανάκλασης της αρχικής κεραίας.....	65
Εικόνα 3.18 (α) Κέρδος αρχικής κεραίας (β) Κέρδος βελτιστοποιημένης κεραίας ....	66
Εικόνα 4.1 Σχεδιασμός υποστρώματος κεραίας σχήματος U.....	70
Εικόνα 4.2 Σχεδιασμός Εγκοπής U.....	71
Εικόνα 4.3 Ομοαξονικό καλώδιο το οποίο τροφοδοτεί την κεραία .....	72
Εικόνα 4.4 Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης (α)στη ζώνη MEDRADIO, (β)στη ζώνη ISM .....	73
Εικόνα 4.5 Κέρδος της κεραίας σχήματος U (α)στη ζώνη MEDRADIO, (β)στη ζώνη ISM .....	74
Εικόνα 4.6 Κατανομή ρεύματος στην ταινία ακτινοβολίας (α)στη ζώνη MEDRADIO, (β)στη ζώνη ISM.....	75
Εικόνα 4.7 Λειτουργία της κεραίας συναρτήσει του μήκους της εγκοπής ( μεταβλητή $y$ ) (α)Συχνότητα συντονισμού (β) Συντελεστής ανάκλασης (γ) Εύρος ζώνης (δ) Κέρδος κεραίας .....	79
Εικόνα 4.8 Λειτουργία της κεραίας συναρτήσει του πλάτους της εγκοπής (μεταβλητή $x$ ) (α)Συχνότητα συντονισμού (β) Συντελεστής ανάκλασης (γ) Εύρος ζώνης (δ) Κέρδος της κεραίας.....	81

Εικόνα 4.9 Λειτουργία της κεραίας συναρτήσει της τετμημένης του σημείου στο οποίο τοποθετείται το καλώδιο τροφοδοσίας (μεταβλητή $fx$ ) (α) Συχνότητα συντονισμού (β) Συντελεστής ανάκλασης (γ) Εύρος ζώνης (δ) Κέρδος της κεραίας.....	84
Εικόνα 4.10 Λειτουργία της κεραίας συναρτήσει της τεταγμένης του σημείου στο οποίο τοποθετείται το καλώδιο τροφοδοσίας (μεταβλητή $fy$ ) (α) Συχνότητα συντονισμού (β) Συντελεστής ανάκλασης (γ) Εύρος ζώνης (δ) Κέρδος της κεραίας.....	87
Εικόνα 4.11 Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης (α)στη ζώνη MEDRADIO, (β)στη ζώνη ISM .....	89
Εικόνα 4.12 Κέρδος της κεραίας (α)στη ζώνη MEDRADIO, (β)στη ζώνη ISM .....	90
Εικόνα 4.13 Τοποθέτηση της κεραίας πάνω από το ομογενές κυβικό μοντέλο .....	92
Εικόνα 4.14 Συντελεστής ανάκλασης κεραίας, όταν τοποθετηθεί πάνω από το ομογενές μοντέλο (α)στη ζώνη MEDRADIO, (β)στη ζώνη ISM .....	93
Εικόνα 4.15 Κέρδος της κεραίας με την παρουσία του μονοστρωματιού μοντέλου (α)στη ζώνη MEDRADIO, (β)στη ζώνη ISM .....	94
Εικόνα 4.16 Συχνότητα συντονισμού και συντελεστής ανάκλασης της κεραίας με τροποποιημένες παραμέτρους	95
Εικόνα 4.17 Συχνότητα συντονισμού και συντελεστής ανάκλασης συναρτήσει της απόστασης της κεραίας και του ομογενούς μοντέλου (α)στη ζώνη MEDRADIO, (β)στη ζώνη ISM .....	96
Εικόνα 4.18 Κέρδος της κεραίας όταν η απόσταση μεταξύ της κεραίας και του ομογενούς μοντέλου είναι 20mm (α)στη ζώνη MEDRADIO, (β)στη ζώνη ISM .....	97
Εικόνα 4.19 Συχνότητα συντονισμού και συντελεστής ανάκλασης συναρτήσει των διαστάσεων του ομογενούς μοντέλου (α)στη ζώνη MEDRADIO, (β)στη ζώνη ISM	98
Εικόνα 4.20 Κέρδος της κεραίας με την παρουσία ομογενούς κυβικού μοντέλου διαστάσεων 400mmx500mmx300mm (α)στη ζώνη MEDRADIO, (β)στη ζώνη ISM .....	100
Εικόνα 4.21 Μέσος ρυθμός ειδικής απορρόφησης ανά (α)1g ιστού στη ζώνη MEDRADIO (β)10g ιστού MEDRADIO, 1g ιστού στη ζώνη ISM, 10g ιστού στη ζώνη ISM .....	102
Εικόνα 4.22 Τοποθέτηση του τριστρωματικού κυλινδρικού μοντέλου.....	104
Εικόνα 4.23 Συχνότητα συντονισμού και συντελεστής ανάκλασης όταν η απόσταση μεταξύ της κεραίας και του τριστρωματικού κυλινδρικού μοντέλου είναι 10mm (α)στη ζώνη MEDRADIO, (β)στη ζώνη ISM .....	105



Εικόνα 4.24 Συχνότητα συντονισμού και συντελεστής ανάκλασης της κεραίας με τροποποιημένες παραμέτρους.....	106
Εικόνα 4.25 Κέρδος της κεραίας όταν η απόσταση μεταξύ κεραίας και κυλινδρικού μοντέλου είναι 10mm (α)στη ζώνη MEDRADIO, (β)στη ζώνη ISM .....	107
Εικόνα 4.26 Συχνότητα συντονισμού και συντελεστής ανάκλασης συναρτήσει της απόστασης μεταξύ της κεραίας και του τριστρωματικού κυλινδρικού μοντέλου (α)στη ζώνη MEDRADIO, (β)στη ζώνη ISM .....	108
Εικόνα 4.27 Κέρδος της κεραίας όταν η απόσταση μεταξύ της κεραίας και του κυλινδρικού μοντέλου είναι 50mm (α)στη ζώνη MEDRADIO, (β)στη ζώνη ISM ..	109
Εικόνα 4.28 Μέσος ρυθμός ειδικής απορρόφησης ανά (α)1g ιστού στη ζώνη MEDRADIO, (β)10g ιστού στη ζώνη MEDRADIO, (γ)1g ιστού στη ζώνη ISM, (δ) 10g ιστού στη ζώνη ISM.....	111
Εικόνα 4.29 Τοποθέτηση τριστρωματικού ελλειπτικού μοντέλου .....	113
Εικόνα 4.30 Συχνότητα συντονισμού και συντελεστής ανάκλασης όταν η απόσταση μεταξύ της κεραίας και του τριστρωματικού ελλειπτικού μοντέλου είναι 10mm (α)στη ζώνη MEDRADIO, (β)στη ζώνη ISM .....	114
Εικόνα 4.31 Κέρδος της κεραίας όταν η απόσταση κεραίας μοντέλου είναι 10mm (α)στη ζώνη MEDRADIO, (β)στη ζώνη ISM .....	115
Εικόνα 4.32 Συχνότητα συντονισμού και συντελεστής ανάκλασης συναρτήσει της απόστασης της κεραίας και του τριστρωματικού ελλειπτικού μοντέλου (α)στη ζώνη MEDRADIO, (β)στη ζώνη ISM .....	116
Εικόνα 4.33 Κέρδος της κεραίας όταν η απόσταση κεραίας μοντέλου είναι 20mm (α)στη ζώνη MEDRADIO, (β)στη ζώνη ISM .....	117
Εικόνα 4.34 Μέσος ρυθμός ειδικής απορρόφησης ανά (α)1g ιστού στη ζώνη MEDRADIO,(β)10g ιστού στη ζώνη MEDRADIO, (γ)1g ιστού στη ζώνη ISM,(δ) 10g ιστού στη ζώνη ISM .....	120
Εικόνα 4.35 Εκτύπωση κεραιών μέσω φωτολιθογραφίας (α) καθαρισμός υποστρώματος και επιφάνειας χαλκού, (β) επίστρωση φωτοευαίσθητου υμενίου (φιλμ), (γ)ευθυγράμμιση μάσκας και έκθεση σε υπεριώδη ακτινοβολία, (δ) «εμφάνιση» του φιλμ, (ε) απομάκρυνση χαλκού και (στ)απομάκρυνση του φιλμ	121
Εικόνα 4.36 (α) Μπροστά και (β) πίσω όψη της κεραίας που κατασκευάστηκε στο εργαστήριο	123

Εικόνα 4.37 Συντελεστής ανάκλασης κατασκευασμένης και προσομοιωμένης κεραίας  
(α) στη ζώνη MEDRADIO (β) στη ζώνη ISM 125

Εικόνα 5.1 Συχνότητα συντονισμού και συντελεστής ανάκλασης της κεραίας της  
βιβλιογραφίας 130

Εικόνα 5.2 Συχνότητα συντονισμού και συντελεστής ανάκλασης της προσομοιωμένης  
κεραίας 130

**Κατάλογος Πινάκων**

Πίνακας 2.1 Διηλεκτρικές ιδιότητες συνηθισμένων υφασμάτων .....	18
Πίνακας 2.2 Σύγκριση των υφασμάτων που έχουν χρησιμοποιηθεί για την κατασκευή φορετών κεραίων .....	29
Πίνακας 2.3 Παράμετροι και επιδόσεις της κεραίας της εικόνας 2.7.....	30
Πίνακας 2.4 Διηλεκτρική σταθερά ιστών σε διαφορετικές συχνότητες.....	41
Πίνακας 2.5 Ειδική αγωγιμότητα ιστών σε διαφορετικές συχνότητες .....	41
Πίνακας 4.1 Ιδιότητες του FR-4 .....	69
Πίνακας 4.2 Μέγιστη τιμή ρυθμού ειδικής απορρόφησης της πρωτότυπης κεραίας	103
Πίνακας 4.3 Ηλεκτρικές Ιδιότητες ιστών .....	103
Πίνακας 4.4 Μέγιστη τιμή ρυθμού ειδικής απορρόφησης της πρωτότυπης κεραίας	112
Πίνακας 4.5 Ηλεκτρικές Ιδιότητες ιστών .....	112
Πίνακας 4.6 Μέγιστη τιμή ρυθμού ειδικής απορρόφησης της πρωτότυπης κεραίας	120
Πίνακας 5.1 Συγκριτικός πίνακας επιδόσεων ανάμεσα στην αρχική και την τροποποιημένη μικροταινιακή κεραία στη ζώνη MEDRadio .....	129
Πίνακας 5.2 Διαστάσεις των κεραίων που μελετήθηκαν .....	131
Πίνακας 5.3 Λειτουργία της κεραίας σχήματος U στη ζώνη MEDRADIO στον ελεύθερο χώρο και με την παρουσία μοντέλου ανθρώπινου ιστού.....	132
Πίνακας 5.4 Λειτουργία της κεραίας σχήματος U στη ζώνη ISM στον ελεύθερο χώρο και με την παρουσία μοντέλου ανθρώπινου ιστού .....	132
Πίνακας 5.5 Συγκριτικός πίνακας των επιδόσεων των 2 κεραίων που μελετήθηκαν	



# ***Κεφάλαιο 1:***

## ***Εισαγωγή***

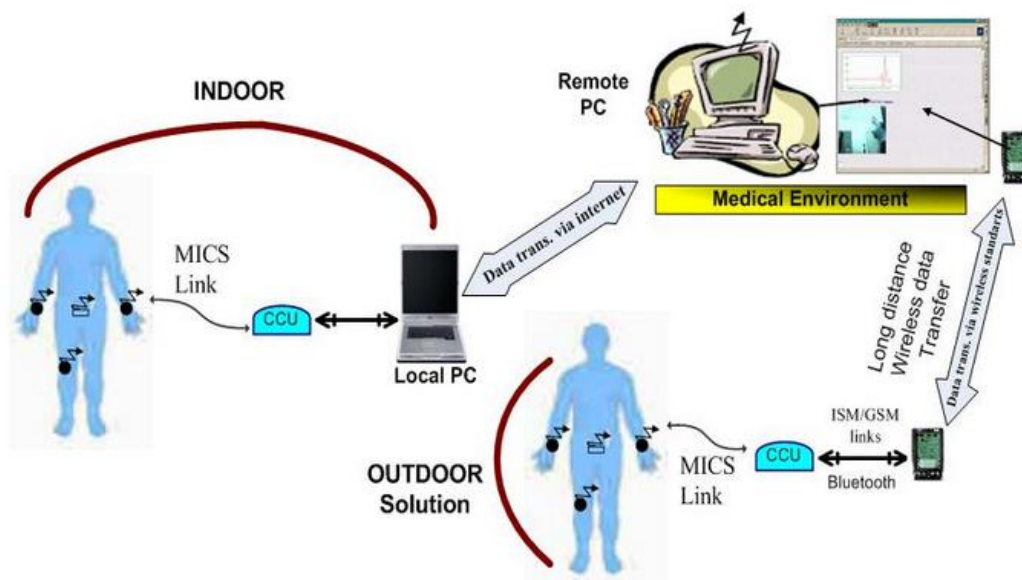
### **Περίληψη**

Το πρώτο κεφάλαιο της εργασίας είναι εισαγωγικό και παρουσιάζει τη σημερινή εικόνα των φορετών ιατρικών διατάξεων για ιατρική τηλεμετρία. Απαραίτητο στοιχείο των φορετών διατάξεων αποτελούν οι κεραίες που χρησιμοποιούνται για την ανταλλαγή δεδομένων. Γίνεται αναφορά στις προκλήσεις που αντιμετωπίζει ο σχεδιαστής φορετών κεραιών και παρουσιάζεται το αντικείμενο της παρούσας διπλωματικής εργασίας.



Οι κεραίες αποτελούν τα όργανα για την αξιοποίηση του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος. Ως εκ τούτου, στη σύγχρονη βιομηχανία της επικοινωνίας, οι κεραίες έχουν σημαντικό ρόλο στη δημιουργία συνδέσμων.[1] Πλέον οι περισσότερες ηλεκτρονικές συσκευές ενσωματώνουν λειτουργίες ασύρματης επικοινωνίας μέσω κατάλληλων κεραιών που επιτρέπουν τη σύνδεση τους σε διαθέσιμα ασύρματα δίκτυα, τα οποία αναπτύσσονται ραγδαία τα τελευταία χρόνια.

Παράλληλα, η τεχνολογική ανάπτυξη των αισθητήρων, των κυκλωμάτων ραδιοσυχνότητας χαμηλής ισχύος, της ασύρματης επικοινωνίας και των ενσωματωμένων συστημάτων έχει ωθήσει το σχεδιασμό συμπαγών συστημάτων χαμηλής ισχύος, υψηλής απόδοσης και χαμηλού κόστους για τη διανομή πληροφοριών [1]. Τα ασύρματα φορητά συστήματα για την παρακολούθηση της υγείας συγκεντρώνουν όλο και μεγαλύτερο ενδιαφέρον. Καθώς αυξάνεται ο μέσος όρος του προσδόκιμου ζωής, τόσο οι κρατικοί φορείς όσο και η ιδιωτική επιχειρηματικότητα δαπανούν μεγάλα χρηματικά ποσά για την εξέλιξη της ιατρικής περίθαλψης [3]. Αυτό έχει δημιουργήσει την ανάγκη να υπάρχει η δυνατότητα να παρακολουθούνται οι ασθενείς όταν βρίσκονται έξω από το νοσοκομείο έτσι ώστε να μειωθεί το κόστος και παράλληλα να αυξηθεί η άνεση των ασθενών, οι οποίοι θα μπορούν να βρίσκονται σε ένα οικείο περιβάλλον [2].



**Εικόνα 1.1** Ασύρματη επικοινωνία ιατρικών διατάξεων με εξωτερικές μονάδες ελέγχου και αποστολή των αποτελεσμάτων σε εξειδικευμένο προσωπικό μέσω του διαδικτύου ή άλλης ασύρματης σύνδεσης [7]

Οι φορητές συσκευές συγκεντρώνουν μεγάλο ενδιαφέρον στον τομέα της άθλησης, της ευζωίας και της διασκέδασης [3]. Επιπλέον υπάρχουν αυξανόμενες απαιτήσεις για φορητές κεραιές σε ένα ευρύ φάσμα στρατιωτικών εφαρμογών [2]. Για παράδειγμα, οι φορητές κεραιές βοηθούν στην απόκρυψη της ταυτότητας των στρατιωτικών, στην ασφάλεια και στη βελτίωση της κινητικότητας των πυροσβεστών κ.λπ.[3] Για να ανταπεξέλθουν σε αυτή τη ζήτηση, οι έρευνες επικεντρώνονται στη δημιουργία ασύρματων, μικροσκοπικών και ευέλικτων συσκευών/κεραιών έτσι ώστε η διαδικασία παρακολούθησης να γίνει πιο φιλική για το χρήστη και κατά συνέπεια να γίνει ευκολότερη η διείσδυση της στο ευρύ κοινό, όπως φαίνεται στην **Εικόνα 1.1**. Η δυνατότητα της φορητότητας και η δυνατότητα για ασύρματη επικοινωνία είναι σημαντικοί παράγοντες για κάθε συσκευή που στοχεύει στην συνεχή, σε πραγματικό χρόνο, παρακολούθηση, καθώς η ύπαρξη καλωδίων είναι πιθανό να περιορίσει σημαντικά τόσο τις δραστηριότητες όσο και την άνεση του χρήστη επηρεάζοντας πολλές φορές σημαντικά τις μετρήσεις. Αυτά τα συστήματα είναι κατάλληλα για να ενσωματωθούν σε μία πλατφόρμα τηλεϊατρικής και μία τεχνολογία παρακολούθησης των πληροφοριών, η οποία θα μπορεί να υποστηρίζει την έγκαιρη γνώση των μη φυσιολογικών καταστάσεων, την αποτροπή σοβαρών επιπτώσεων και γενικά την υγεία.

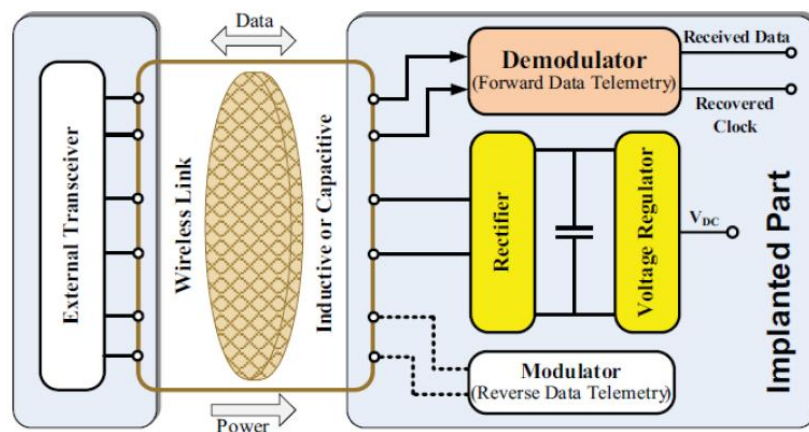
Μερικές παράμετροι ενδιαφέροντος, που παρακολουθούνται συχνά από τέτοιες εφαρμογές/διατάξεις είναι η θερμοκρασία του σώματος, η κίνηση του σώματος, οι σφυγμοί της καρδιάς, η πίεση του αίματος, το ηλεκτροκαρδιογράφημα για την υγεία της καρδιάς, το ηλεκτρομυογράφημα για τον έλεγχο των μυών, το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα για τα σήματα του εγκεφάλου, τα επίπεδα του οξυγόνου και η εξωτερική θερμοκρασία.

## ***1.1 Τηλεμετρία***

Η τηλεμετρία επιτρέπει τη συλλογή δεδομένων εξ αποστάσεως και χρησιμοποιείται για τη συλλογή, την επεξεργασία επιστημονικών δεδομένων και την αποστολή των δεδομένων αυτών ασύρματα σε κάποια απομακρυσμένη διάταξη/συσκευή [47] Χρησιμοποιείται στη σεισμολογία, στη μετεωρολογία, στα δίκτυα κοινωνικής ωφέλειας κλπ [4],[5] Η τηλεμετρία αναφέρεται στην ασύρματη μετάδοση δεδομένων με χρήση πομποδεκτών μεγάλης ή μικρής εμβέλειας. Η ιατρική τηλεμετρία είναι η εφαρμογή της τηλεμετρίας στο χώρο της υγείας για την παρακολούθηση των

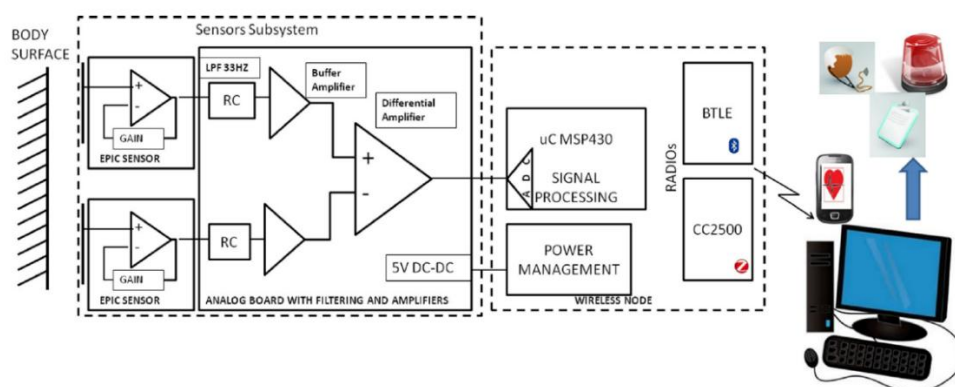


βιοσημάτων του ανθρώπου. Στην ιατρική τηλεμετρία, μία φορητή ή εμφυτεύσιμη ιατρική διάταξη επικοινωνεί με τον εξωτερικό κόσμο ανταλλάσσοντας πληροφορίες (Εικόνα 1.2). Η ασύρματη επικοινωνία μεταξύ της ιατρικής διάταξης και του εξωτερικού κόσμου απαιτεί την ύπαρξη ενός πομποδέκτη στη διάταξη, καθώς και ενός διαμορφωτή και αποδιαμορφωτή για τη λήψη και την εκπομπή των πληροφοριών (Εικόνα 1.3).



**Εικόνα 1.2 Μπλοκ διάγραμμα ασύρματης διεπαφής ενός βιοϊατρικού συστήματος τηλεμετρίας [47]**

Στην Εικόνα 1.2 φαίνονται η εξωτερική διάταξη (External Transceiver), η εμφυτεύσιμη διάταξη (Implanted Part) και η μεταξύ τους σύνδεση η οποία επιτρέπει την ασύρματη τροφοδότηση της εμφυτεύσιμης διάταξης ενώ παράλληλα παρέχει ένα αμφίδρομο δίαυλο επικοινωνίας.



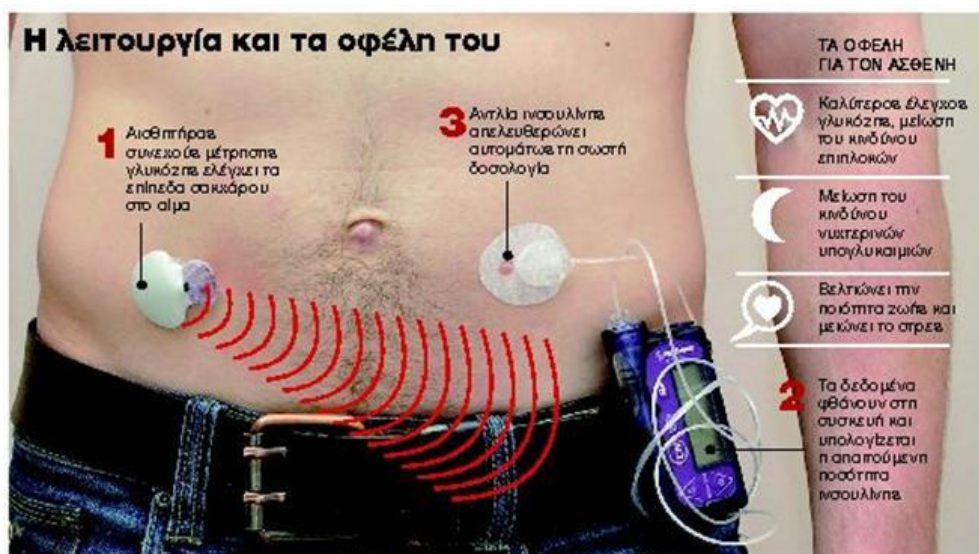
**Εικόνα 1.3 Αρχιτεκτονική ασύρματης πλατφόρμας τηλεμετρίας [3]**

Οι ιατρικές διατάξεις, ανάλογα με τη λειτουργία τους χωρίζονται σε δύο κατηγορίες. Η πρώτη κατηγορία χρησιμοποιείται κυρίως για τη διάγνωση διάφορων ασθενειών. Οι διατάξεις αυτές περιλαμβάνουν αισθητήρες, οι οποίοι καταγράφουν τις απαραίτητες

μετρήσεις των διάφορων φυσιολογικών σημάτων του ανθρώπινου οργανισμού[6]. Η παρακολούθηση των σημάτων αυτών μπορεί να οδηγήσει στην έγκαιρη διάγνωση ασθενειών, όπως ο καρκίνος, ο διαβήτης ή ακόμα και κάποιο καρδιακό επεισόδιο, βοηθώντας έτσι στην αντιμετώπιση τους. Η δεύτερη κατηγορία περιλαμβάνει διατάξεις που λειτουργούν ως διεγέρτες. Η κύρια λειτουργία των διεγερτών είναι η διέγερση συγκεκριμένων νεύρων, ανάλογα με την πάθηση του ασθενούς. Μερικές περιπτώσεις που χρησιμοποιούνται τέτοιες διατάξεις είναι: οι διαταραχές του εγκεφάλου, οι ασθένειες του αμφιβληστροειδούς, τα προβλήματα ακοής, οι καρδιακές αρρυθμίες κ.α. [7].

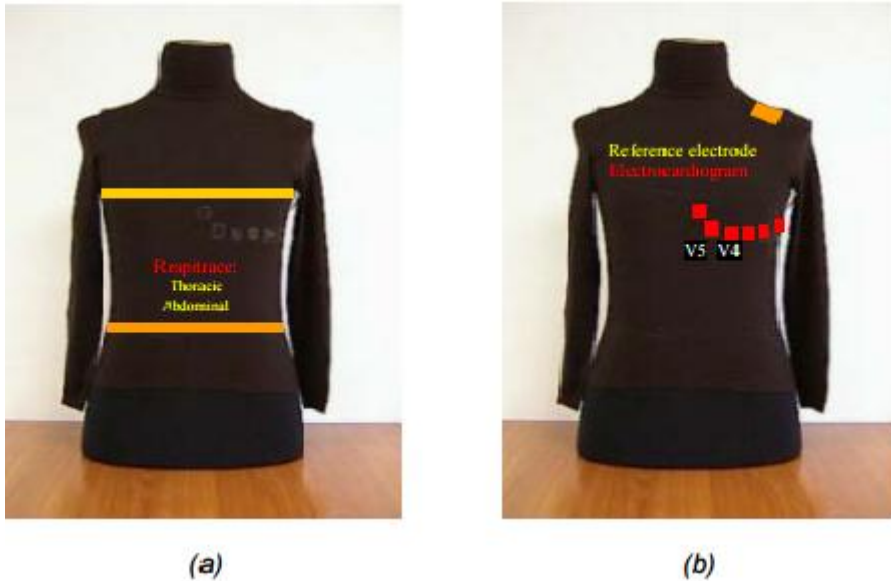
Κάποιες από τις κύριες φορητές διατάξεις που χρησιμοποιούνται σήμερα είναι:

Αντλία ινσουλίνης: Η αντλία ινσουλίνης χρησιμοποιείται για τη χορήγηση ινσουλίνης για τη θεραπεία του σακχαρώδους διαβήτη. Παρακολουθεί τη γλυκόζη στο αίμα κάθε λίγα δευτερόλεπτα, μέσω ενός αισθητήρα τοποθετημένου κάτω από το δέρμα στο επίπεδο του στομάχου (Εικόνα 1.4) [8].



Εικόνα 1.4 Συσσκευή συνεχούς παρακολούθησης της γλυκόζης [8]

Συσκευές ανίχνευσης ζωτικών σημείων: Μία μπλούζα με CRL πιεζοηλεκτρικούς αισθητήρες για την ανίχνευση της συχνότητας της αναπνοής και με αγώγιμα υφάσματα που χρησιμοποιούνται ως ηλεκτρόδια για την ανίχνευση ηλεκτροκαρδιογραφήματος (Εικόνα 1.5).[9]



**Εικόνα 1.5** Συσκευή για ανίχνευση ζωτικών σημείων [9]

Έξυπνα υφάσματα για την ανίχνευση κίνησης: Ενδύματα που έχουν τη δυνατότητα εγγραφής των χαρτών της κίνησης του σώματος χωρίς να φέρνουν σε δύσκολη θέση τον άνθρωπο που τα φοράει (Εικόνα 1.6)[9].

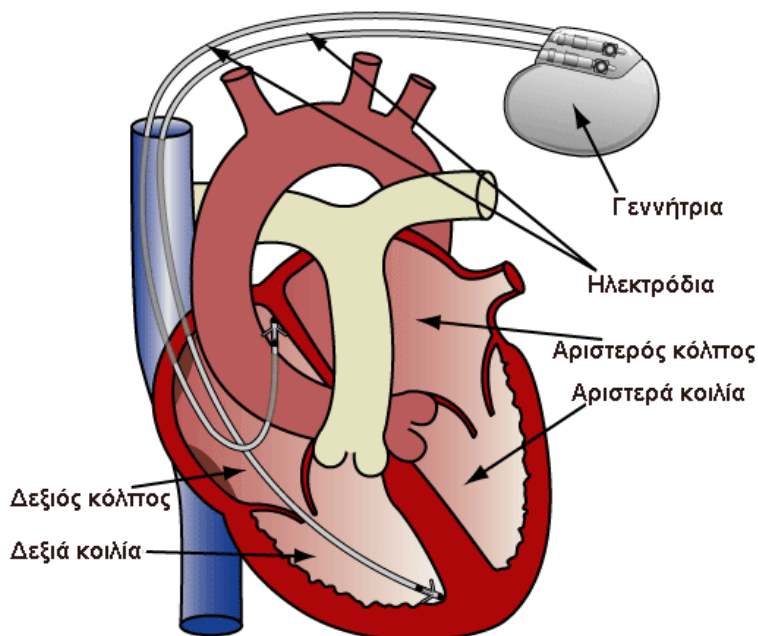


**Εικόνα 1.6** Έξυπνα υφάσματα [9]

Εκτός από τις φορετές συσκευές, υπάρχουν δύο ακόμη κατηγορίες συσκευών τηλεμετρίας, οι εμφυτεύσιμες και οι καταπόσιμες. Ακόμη και οι συσκευές αυτών των κατηγοριών, χρησιμοποιούν φορετές κεραίες για την επικοινωνία τους, με την εξωτερική διάταξη. Κάποιες από αυτές είναι:

Βηματοδότης: Ο βηματοδότης είναι μια συσκευή που τοποθετείται κάτω από το δέρμα του θώρακα με μια απλή σχετικά επέμβαση και σκοπό έχει να διατηρεί το ρυθμό της καρδιάς, όταν υπάρχουν κάποιες αρρυθμίες ή άλλα νοσήματα της καρδιάς που

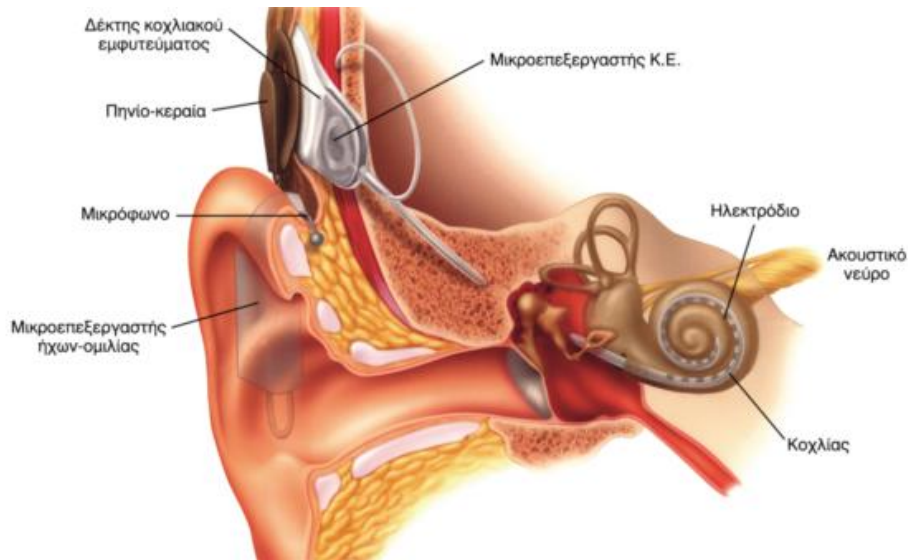
διαταράσσουν τη συχνότητα με την οποία πάλλεται η καρδιά. Πρόκειται για μια μικρή συσκευή που λειτουργεί με μπαταρία. Διαθέτει ένα λεπτό καλώδιο το οποίο φτάνει μέχρι την καρδιά και διοχετεύει ηλεκτρικές διεγέρσεις με σκοπό η καρδιά να πάλλεται με συγκεκριμένη συχνότητα (Εικόνα 1.7).[10]



**Εικόνα 1.7 Βηματοδότης με δύο ηλεκτρόδια στη δεξιά καρδιά [10]**

Εμφυτεύματα κοχλίας: Το κοχλιακό εμφύτευμα είναι μια ηλεκτρονική συσκευή, η οποία επιτρέπει σε πολλούς ανθρώπους που έχουν υποστεί απώλεια ακοής να ακούσουν και πάλι καλύτερα. Επίσης, πολλοί άνθρωποι που δεν έχουν ακούσει ποτέ ήχους βιώνουν την ακρόαση για πρώτη φορά. Χρησιμοποιώντας υπερσύγχρονη τεχνολογία, το κοχλιακό εμφύτευμα υποκαθιστά τα κατεστραμμένα ή νεκρά τριχωτά κύτταρα του κοχλίου και διεγείρει άμεσα το ηχητικό νεύρο. Τα σήματα ταξιδεύουν από το ακουστικό νεύρο στον εγκέφαλο, όπου και γίνονται αντιληπτά ως ήχοι (Εικόνα 1.8).[11]

Γαστρικός Διεγέρτης: Ο γαστρικός διεγέρτης είναι μία συσκευή, η οποία διαθέτει ηλεκτρικές συνδέσεις προς την επιφάνεια του στομάχου. Χρησιμοποιείται κυρίως για τη διαχείριση της παχυσαρκίας.



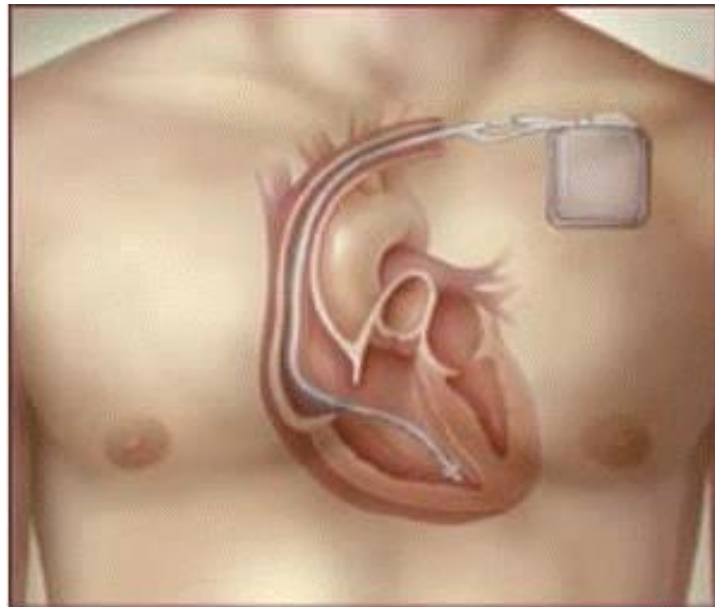
**Εικόνα 1.8 Κοχλιακό εμφύτευμα [11]**

Εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς: Έχοντας τη θετική εμπειρία των εμφυτευμάτων κοχλία, που παρά τη μικρή ποσότητα πληροφοριών που προσφέρουν στους κωφούς χρήστες τους έχουν επιτρέψει σημαντική αποκατάσταση της αίσθησης της ακοής, πολλοί ερευνητές πιστεύουν ότι κάτι ανάλογο μπορεί να γίνει για την όραση με εμφυτεύματα πάνω στον αμφιβληστροειδή. Η μετάδοση των σημάτων στο εμφύτευμα θα γίνεται μέσω ραδιοκυμάτων από μια συσκευή που θα φοράει στα γυαλιά του ο τυφλός. Το εμφύτευμα, μήκους περίπου 2,5 εκατοστών, είναι καμπύλο ώστε να παρακολουθεί την καμπύλωση του αμφιβληστροειδούς και περιέχει έναν επεξεργαστή σημάτων και 100 μικρά δισκοειδή πλατινένια ηλεκτρόδια, που το καθένα έχει διάμετρο όσο η άκρη ενός ματόκλαδου. Στόχος των ηλεκτροδίων είναι να διεγείρουν υγιή κύτταρα του αμφιβληστροειδούς (**Εικόνα 1.9**).[12]



**Εικόνα 1.9 Εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς [12]**

Καρδιακός απινιδωτής: Ο καρδιακός απινιδωτής μοιάζει με το βηματοδότη. Αποτελείται από μία γεννήτρια παλμών και από ένα ή περισσότερα ηλεκτρόδια που συνδέονται μέσω μίας φλέβας στην καρδιά. Παρακολουθεί συνεχώς τον καρδιακό ρυθμό και σε περίπτωση επικίνδυνης αρρυθμίας προκαλεί στιγμιαίο ηλεκτροσόκ (Εικόνα 1.10).[10]



**Εικόνα 1.10 Καρδιακός απινιδωτής [10]**

Τα τελευταία χρόνια, η ιατρική τηλεμετρία γίνεται όλο και πιο διαδεδομένη και χρησιμοποιείται κατά κόρον. Για αυτό το λόγο, έγινε αναγκαίο να οριστούν

συγκεκριμένες ζώνες συχνοτήτων για τη λειτουργία αυτών των εφαρμογών. Η Ομοσπονδιακή Επιτροπή Τηλεπικοινωνιών (Federal Communications Commission, FCC), και η Ευρωπαϊκή Επιτροπή Ραδιοτηλεπικοινωνιών (European Radiocommunications Committee, ERC), έχουν ορίσει τα πρωτόκολλα για αυτές τις εφαρμογές. Οι κύριες ζώνες είναι η ζώνη MICS (Medical Implant Communication Service, 402-405 MHz) [13] και η ζώνη ISM (Industrial Scientific Medical Band 433.1-434.8 MHz, 868-868.6 MHz, 902.8-928 MHz και 2400-2500 MHz).[14] [14] Η ζώνη MICS χρησιμοποιείται περισσότερο στην ιατρική τηλεμετρία, λόγω των πλεονεκτημάτων που προσφέρει, καθώς σχεδιάστηκε αποκλειστικά για τη χρήση της σε αυτές τις εφαρμογές.[15] Η ζώνη MICS, αρχικά, είναι διαθέσιμη παγκοσμίως. Επιπλέον, είναι ζώνη χαμηλής ισχύος, και για αυτό το λόγο, η επικοινωνία μπορεί να επιτευχθεί με συσκευές χαμηλού κόστους. Συγκεκριμένα, η μέγιστη ισχύς ορίζεται σε  $EIRP_{max}=25\mu W$ . [16] Το φάσμα των 3 MHz, χωρίζεται σε 10 κανάλια, με μέγιστο εύρος ζώνης 300KHz, το καθένα. Τα τελευταία χρόνια, όμως, λόγω της εκτενούς χρήσης της ζώνης MICS προστέθηκαν ακόμα 2MHz στο φάσμα της, δημιουργώντας τη ζώνη MEDRadio (401-406 MHz). Ο πυρήνας αυτής της ζώνης εξακολουθεί να είναι η ζώνη MICS, και έτσι διατηρεί τα πλεονεκτήματά της [17]. Από την άλλη, η ζώνη ISM, είναι διαθέσιμη σε κάποιες χώρες και χρησιμοποιείται ευρύτατα για ασύρματες επικοινωνίες εκτός βιοιατρικής. Λόγω αυτής της εκτενούς χρήσης, χρησιμοποιείται σε αρκετές περιπτώσεις και σε εφαρμογές της βιοιατρικής τηλεμετρίας.

## ***1.2 Προκλήσεις στη σχεδίαση φορετών κεραιών***

Οι φορετές συσκευές, έχουν αρκετά πλεονεκτήματα σε σχέση με τα παραδοσιακά συστήματα παρακολούθησης της υγείας. Η ελευθερία κίνησης λόγω της ασύρματης σύνδεσης είναι το πιο προφανές και σημαντικό πλεονέκτημα για το χρήστη. Στην πραγματικότητα, το σύστημα μπορεί διακριτικά να παρακολουθεί και να επεξεργάζεται τα ζωτικά σήματα του ανθρώπου οπουδήποτε και για όσο χρόνο χρειάζεται. Ένα ακόμα πλεονέκτημα για το χρήστη είναι η παρακολούθηση της υγείας του χωρίς να χρειάζεται να κάνει συχνές επισκέψεις στο γιατρό και να ειδοποιείται σε περίπτωση έκτακτης ανάγκης. Για παράδειγμα ασθενείς που πάσχουν από ασθένειες που εμφανίζονται με τη μορφή κρίσεων μπορούν να αποφύγουν την παρακολούθηση για μέρες μέσα στο νοσοκομείο.[18]

Από την άλλη πλευρά, οι φορετές κεραίες πρέπει να ανταποκρίνονται σε πολλές απαιτήσεις. Πρέπει να είναι εύκολο να φορεθούν, να είναι ελαφριές, να μην χρειάζονται συντήρηση, να είναι φθηνές και να λειτουργούν με περιορισμένη ισχύ. Για να ικανοποιηθούν οι απαιτήσεις για το βάρος, χρειάζεται σχεδιασμός μίας συσκευής με πολύ χαμηλή ισχύ. Αυτές οι συσκευές πρέπει να έχουν μπαταρίες οι οποίες πρέπει να διαρκούν τουλάχιστον για μέρες ή ακόμα και για μήνες. Οι περιορισμοί της ισχύος έχουν αντίκτυπο στο συνολικό σχεδιασμό. Επιπλέον, οι απαιτήσεις για τη λειτουργικότητα έχουν αντίκτυπο στην αξιοπιστία των βιοιατρικών πληροφοριών και τελικά στην ποιότητα της πλατφόρμας.[19],[20]

Για παράδειγμα, τα chip αντίστασης RFID έχουν συνήθως μία χωρητική αντίσταση εισόδου. Για να διασφαλιστεί η προσαρμογή της σύνθετης αντίστασης και κατ' επέκταση η μεταφορά μέγιστης ισχύος στην κεραία, η αντίσταση εισόδου της κεραίας πρέπει να παρέχει την αντίστοιχη επαγωγική αντίσταση. Η προσαρμογή της κατάλληλης αντίστασης είναι πολύ σημαντική για τα παθητικά συστήματα RFID επειδή στις φορετές κεραίες η ισχύς παρέχεται από μία απομακρυσμένη μονάδα.[21]

Επιπροσθέτως, οι φορετές κεραίες πρέπει να έχουν υψηλή αντοχή στην επίδραση που προκαλείται από το ανθρώπινο σώμα. Σε διαφορετική περίπτωση θα επηρεαστεί σημαντικά η αντίσταση εισόδου της κεραίας και η απόδοση ακτινοβολίας.[22] Στη ζώνη UHF RFID, το ανθρώπινο σώμα αντιπροσωπεύει ένα διηλεκτρικό υλικό με μεγάλες απώλειες, με σχετική διηλεκτρική σταθερά  $\epsilon_r=50-60$  και εφαπτομένη απωλειών  $\tan\delta=1.2$ . Είναι γνωστό, ότι στην περίπτωση κεραίων που εκπέμπουν σε όλες τις κατευθύνσεις, όπως οι κεραίες διπόλων, η παρουσία του ανθρώπινου σώματος προκαλεί αποσυντονισμό της αντίστασης εισόδου και απορρόφηση μέρους της εκπεμπόμενης ή της λαμβανόμενης ηλεκτρομαγνητικής ενέργειας [22]. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα να μειώνεται η απόσταση επικοινωνίας. Για αυτό το λόγο μία από τις πιο σημαντικές προκλήσεις για τις φορετές κεραίες είναι να απομονωθεί η φορετή κεραία από το ανθρώπινο σώμα. Στις UHF συχνότητες, τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα δεν μπορούν να διαπεράσουν το ανθρώπινο σώμα και ως εκ τούτου ο ιστροπικός ακτινοβολητής, θα έχει απώλειες στην ακτινοβολούμενη ενέργεια. Έτσι, η απόδοση της ακτινοβολίας μειώνεται σημαντικά[23].

Επίσης, οι φορετές κεραίες πρέπει να είναι αξιόπιστες και ανθεκτικές. Οι υφασμάτινες φορετές κεραίες εκτίθενται σε διάφορες επιδράσεις του περιβάλλοντος. Πρέπει,



λοιπόν, να εξασφαλιστεί ότι αυτές οι κεραίες έχουν τουλάχιστον τον ίδιο χρόνο ζωής με αυτόν του υφάσματος και επίσης ότι διατηρούν τα χαρακτηριστικά τους έπειτα από πολλά πλυσίματα.[24]

Τέλος, ακόμα ένα πρόβλημα προκύπτει εξαιτίας της φύσης των δεδομένων που μεταφέρονται. Οι πληροφορίες αυτές είναι προσωπικά δεδομένα του ασθενή, και χωρίς την κατάλληλη μέριμνα θα μπορούσαν να υποκλαπούν.[25] Για αυτό το λόγο πρέπει να υπάρχει τέτοιος χειρισμός ώστε να διασφαλιστεί η ασφαλής μεταφορά τους. Οι τεχνικές που χρησιμοποιούνται για την ασφαλή μεταφορά δεδομένων στα ασύρματα δίκτυα, όπως η κρυπτογράφηση[26], δεν είναι κατάλληλες λύσεις για τη μεταφορά των δεδομένων στην τηλεμετρία, γιατί έχουν υψηλό ενεργειακό κόστος, κάτι που τις καθιστά απαγορευτικές για τις εφαρμογές αυτές.[27]

### **1.3 Αντικείμενο διπλωματικής**

Οι φορητές κεραίες, όπως έγινε αντιληπτό, παίζουν σημαντικότατο ρόλο στις εφαρμογές Βιοϊατρικής Τηλεμετρίας. Τα δίκτυα της Βιοϊατρικής απαιτούν πληροφορίες σχετικά με μετρούμενες βιολογικές παραμέτρους, οι οποίες πρέπει να είναι αξιόπιστες και να μεταδίδονται σε πραγματικό χρόνο. Οι φορητές κεραίες έχουν χαμηλό κόστος, χαμηλή ισχύ και δεν έχουν ανάγκη συντήρησης. Αποτελούν λοιπόν κατάλληλη επιλογή για την εκπλήρωση των απαιτήσεων αυτών και μπορούν να θεωρηθούν σημείο αναφοράς στην τηλεμετρία.

Αντικείμενο της παρούσας διπλωματικής αποτελεί η μελέτη, η σχεδίαση και η υλοποίηση μίας φορητής κεραίας διπλής ζώνης για χρήση σε βιοϊατρικές εφαρμογές. Η πρώτη κεραία που μελετάται είναι μία μικροταινιακή κεραία με βραχυκυκλωμένη ταινία ακτινοβολίας [58]. Η κεραία αυτή συντονίζεται στη συχνότητα των 430MHz. Η κεραία τροποποιείται ώστε να λειτουργεί στη ζώνη MEDRadio, και γίνεται προσπάθεια να επιτευχθεί δεύτερος συντονισμός στη ζώνη ISM.

Στη συνέχεια, σχεδιάζεται και κατασκευάζεται μία κεραία διπλής ζώνης σχήματος U. Η λειτουργία της προσομοιώνεται σε ψηφιακό περιβάλλον σχεδίασης και γίνεται προσπάθεια να εξαχθούν συμπεράσματα σχετικά με τα χαρακτηριστικά που την καθιστούν λειτουργική και αποτελεσματική.

## **Κεφάλαιο 2:**

# **Φορετές Κεραίες για Ιατρική Τηλεμετρία**

### **Περίληψη**

Σε αυτό το κεφάλαιο παρουσιάζεται μία λεπτομερής επισκόπηση των θεωρητικών γνώσεων που απαιτούνται για τη σχεδίαση φορετών κεραιών για ιατρικούς σκοπούς. Αρχικά, αναλύονται οι ηλεκτρικές ιδιότητες των ανθρώπινων ιστών καθώς και η αλληλεπίδραση των ηλεκτρικών κυμάτων με τον άνθρωπο. Στη συνέχεια, αναλύονται τα μοντέλα προσομοίωσης των βιολογικών ιστών που έχουν χρησιμοποιηθεί στη βιβλιογραφία, καθώς και τα πρότυπα ασφαλείας που πρέπει να τηρούν οι φορετές κεραίες. Το αντικείμενο της εργασίας αυτής είναι ο σχεδιασμός φορετών κεραιών. Για το λόγο αυτό, δίνεται έμφαση στις παραμέτρους που εξετάζονται ώστε να διαπιστωθεί η λειτουργικότητα μια φορετής κεραίας. Αναλύονται διεξοδικά οι τύποι των φορετών κεραιών και δίνεται έμφαση στις μικροταινιακές κεραίες. Παρουσιάζονται, επίσης, κάποιες τεχνικές σμίκρυνσης των κεραιών. Τέλος, γίνεται αναφορά στο περιβάλλον σχεδίασης Ansoft HFSS.



## **2.1 Τύποι Φορετών Κεραίων**

### **2.1.1 Συμβατικές Φορετές Κεραίες**

Οι συμβατικές κεραίες, όπως τα επίπεδα δίπολα, τα μονόπολα, οι επίπεδες ανεστραμμένες F κεραίες, οι μικροταινιακές κεραίες έχουν χρησιμοποιηθεί ως φορετές κεραίες. Οι μικροταινιακές κεραίες είναι επίπεδες και μπορούν να κατασκευαστούν πάνω σε μία πλακέτα τυπωμένου κυκλώματος. Λόγω του χαμηλού κόστους και της απλότητας κατασκευής, οι μικροταινιακές κεραίες έγιναν ένας από τους πιο διαδεδομένους και πρακτικούς τύπους φορετών κεραίων. Οι μικροταινιακές κεραίες θα αναλυθούν εκτενέστερα στην ενότητα 2.2.

### **2.1.2 Υφασμάτινες Κεραίες: Κατασκευαστικά χαρακτηριστικά και Απόδοση**

Τα ηλεκτρο-υφάσματα είναι αγωγίμα υφάσματα που κατασκευάζονται παρεμβάλλοντας αγωγίμα νήματα μετάλλου ή πολυμερών υλικών σε κανονικά υφάσματα. Τα χαρακτηριστικά των υφασμάτων αυτών είναι ότι είναι φορετά, ανθεκτικά και ευέλικτα. Έτσι, είναι κατάλληλα ώστε να ενσωματωθούν σε ενδύματα.

Η επιλογή του υλικού είναι ένα κρίσιμο βήμα στο σχεδιασμό μίας κεραίας, έτσι ώστε να είναι ισχυρή και κατάλληλη για συγκεκριμένες εφαρμογές. Τα υφάσματα είναι επίπεδα ινώδη υλικά, των οποίων οι ιδιότητες προσδιορίζονται κυρίως από τις ιδιότητες των ινών που τα αποτελούν. Είναι πορώδη υλικά, των οποίων η πυκνότητα των ινών, ο όγκος του αέρα και το μέγεθος των πόρων καθορίζουν τη γενική συμπεριφορά. Αυτά τα υφάσματα είναι εύκαμπτα και συμπιέσιμα υλικά, συνεπώς το πάχος και η πυκνότητα τους μπορεί να αλλάξει σε χαμηλές πιέσεις. Το γεγονός αυτό, καθιστά δύσκολο τον έλεγχο τους, όταν χρησιμοποιούνται σε πρακτικές εφαρμογές. Ως εκ τούτου, είναι σημαντικό να γνωρίζουμε πως επηρεάζεται η συμπεριφορά της κεραίας από τα διάφορα χαρακτηριστικά των υφασμάτων, έτσι ώστε να ελαχιστοποιήσουμε τις ανεπιθύμητες συμπεριφορές[41].

Στη συνέχεια αναλύονται ορισμένα από τα χαρακτηριστικά τα οποία επηρεάζουν την απόδοση της κεραίας.

### Διηλεκτρική σταθερά

Η κυριότερη παράμετρος των διηλεκτρικών υλικών είναι η διηλεκτρική σταθερά  $\epsilon$ , η οποία είναι μία πολύπλοκη παράμετρος [40]. Εκφράζεται συχνά ως μία παραμετρική σχέση  $\epsilon_r: \epsilon = \epsilon_0 \epsilon_r = \epsilon_0 (\epsilon'_r - j\epsilon''_r)$ , στην οποία το  $\epsilon_0$  είναι η διηλεκτρική σταθερά του κενού. Γενικά, οι διηλεκτρικές ιδιότητες ενός υλικού εξαρτώνται από τη συχνότητα, τη θερμοκρασία, την επιφανειακή τραχύτητα, την περιεκτικότητα σε υγρασία καθώς και την ομοιογένεια και καθαρότητα του υλικού.

Οι διηλεκτρικές ιδιότητες των ηλεκτρο-υφασμάτων έχουν μελετηθεί ενδελεχώς, γιατί είναι ανισότροπα υλικά και ο χαρακτηρισμός τους εξαρτάται επίσης από τον προσανατολισμό του ηλεκτρικού πεδίου. Η διηλεκτρική σταθερά  $\epsilon_r$  περιγράφει τη συμπεριφορά του υλικού σε συγκεκριμένο προσανατολισμό του ηλεκτρικού πεδίου και συγκεκριμένη συχνότητα [40].

Σε γενικές γραμμές τα ηλεκτρο-υφάσματα παρουσιάζουν πολύ χαμηλή διηλεκτρική σταθερά. Ο Πίνακας 2.1 δείχνει τις διηλεκτρικές ιδιότητες συνηθισμένων ηλεκτρο-υφασμάτων που μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως διηλεκτρικά υποστρώματα. Τα αποτελέσματα ελήφθησαν με τη μέθοδο κυματοδηγού κοιλότητας στα 2.6 GHz.

**Πίνακας 2.1 Διηλεκτρικές ιδιότητες συνηθισμένων υφασμάτων[40]**

<b>Nonconductive Fabric</b>	<b><math>\epsilon'_r</math></b>	<b><math>\tan\delta</math></b>
Cordura <sup>®</sup>	1.90	0.0098
Cotton	1.60	0.0400
100% Polyester	1.90	0.0045
Quartzel <sup>®</sup> Fabric	1.95	0.0004
Cordura/Lycra <sup>®</sup>	1.50	0.0093

### Πάχος διηλεκτρικών υφασμάτων

Το εύρος ζώνης και η αποδοτικότητα των επιδόσεων μίας επίπεδης μικροταινιακής κεραίας καθορίζονται κυρίως από τη διηλεκτρική σταθερά και το πάχος του υποστρώματος. Λόγω του ότι τα ηλεκτρο-υφάσματα παρουσιάζουν ένα αρκετά στενό εύρος τιμών για τη διηλεκτρική σταθερά, το πάχος, του οποίου οι τιμές μπορούν να έχουν μεγαλύτερη διακύμανση, καθορίζει κατά κύριο λόγο το εύρος ζώνης καθώς και την αντίσταση της κεραίας, και κατά συνέπεια τη συχνότητα συντονισμού της. Η τιμή

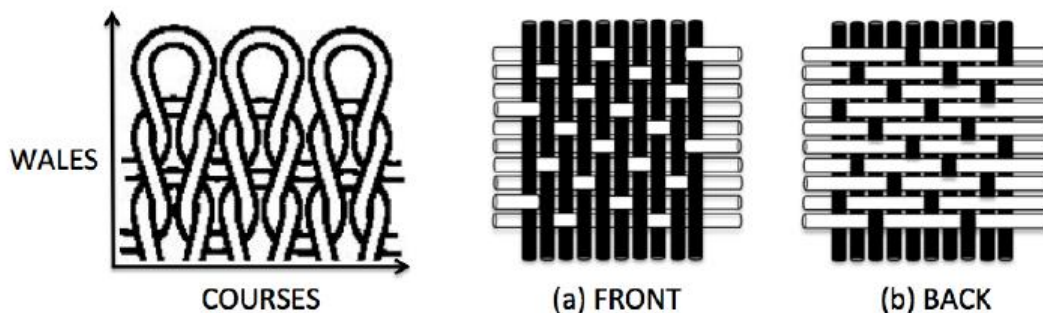
του πάχους του υποστρώματος, η οποία μεγιστοποιεί το εύρος ζώνης της κεραίας, είναι πιθανό να μην οδηγήσει και στη βελτιστοποίηση της απόδοσης της κεραίας. Ως εκ τούτου, η επιλογή του πάχους του διηλεκτρικού υλικού είναι ένας συμβιβασμός ανάμεσα στην αποτελεσματικότητα και το εύρος ζώνης της κεραίας. [40]

### **Ειδική επιφανειακή αντίσταση ηλεκτρο-υφασμάτων**

Τα ηλεκτρο-υφάσματα είναι επίπεδα υλικά και συνεπώς η ηλεκτρική συμπεριφορά τους μπορεί να ποσοτικοποιηθεί από την επιφανειακή αντίσταση και την ειδική επιφανειακή αντίσταση [40]. Η επιφανειακή αντίσταση είναι ο λόγος της τάσης DC προς το ρεύμα που ρέει μεταξύ δύο ηλεκτροδίων. Η ειδική επιφανειακή αντίσταση είναι ο λόγος της πτώσης τάσης ανά μονάδα μήκους προς την επιφάνεια του ρεύματος ανά μονάδα πλάτους. Η ειδική επιφανειακή αντίσταση εκφράζεται σε ποσοστό και συνήθως μετριέται σε  $\Omega/m^2$  [40].

Η σχετική παράμετρος με το σχεδιασμό μίας κεραίας, είναι η αγωγιμότητα  $\sigma$  του ηλεκτρο-υφάσματος, η οποία εκφράζεται σε Siemens/ $m^2$  και συνδέεται με την ειδική επιφανειακή αντίσταση με τη σχέση  $\sigma = \frac{1}{\rho_s t}$ , όπου  $t$  το πάχος του υποστρώματος. Τα ηλεκτρο-υφάσματα πρέπει να έχουν πολύ μικρή ειδική επιφανειακή αντίσταση για να ελαχιστοποιούνται οι απώλειες και να βελτιστοποιείται η απόδοση της κεραίας. Παρά το γεγονός ότι η ειδική επιφανειακή αντίσταση πρέπει να είναι σταθερή σε όλη την κεραία, τα ηλεκτρο-υφάσματα είναι πιθανό να παρουσιάσουν κάποιες ετερογένειες, όπως για παράδειγμα ασυνέχειες στο ηλεκτρικό ρεύμα. Ως εκ τούτου, η δομή του ηλεκτρο-υφάσματος πρέπει να μελετηθεί, ώστε να καθοριστεί η πυκνότητα, η συνέχεια και η ευθυγράμμιση των αγωγίμων συστατικών του [40].

Στη βιβλιογραφία, έχουν χρησιμοποιηθεί υφαντά και πλεκτά ηλεκτρο-υφάσματα με ειδική επιφανειακή αντίσταση μικρότερη του  $1\Omega/m^2$  [40]. Όπως παρατηρήθηκε τα πλεκτά ηλεκτρο-υφάσματα είναι περισσότερο ανισότροπα από τα υφαντά ηλεκτρο-υφάσματα. Η επίδραση της δομής των ηλεκτρο-υφασμάτων στην ειδική επιφανειακή αντίσταση μπορεί να γίνει περισσότερο κατανοητή, παρατηρώντας την **Εικόνα 2.1**.



**Εικόνα 2.1 Μοτίβα: (αριστερά)πλεκτό Jersey, (μεσαία και δεξιά) σατέν υφαντό (α)μπροστινή όψη, (β)πίσω όψη[40]**

Η **Εικόνα 2.1** δείχνει τη μορφή δύο συνηθισμένων μοτίβων ηλεκτρο-υφασμάτων: ένα πλεκτό Jersey και ένα σατέν υφαντό. Αν τα αγώγιμα νήματα στο σχήμα ύφανσης είναι κατά μήκος της επιθυμητής ροής του ρεύματος, τα υφαντά μοτίβα είναι πολύ πιο αποδοτικά, όσον αφορά την ηλεκτρική αγωγιμότητα, σε σχέση με τα πλεκτά, επειδή ο αγώγιμος δρόμος στα υφαντά ευθυγραμμίζεται καλύτερα με την κατεύθυνση του ρεύματος, ελαχιστοποιώντας έτσι τις απώλειες[40].

### **Περιεκτικότητα σε υγρασία**

Τα ηλεκτρο-υφάσματα βρίσκονται σε δυναμική ισορροπία με τη θερμοκρασία και την υγρασία του αέρα που τα περιβάλλει, καθώς οι ίνες τους ανταλλάσσουν συνεχώς μόρια νερού με τον αέρα[40]. Η ποσότητα του νερού που χρειάζεται ένα υλικό μέχρι την επίτευξη αυτής της ισορροπίας εξαρτάται από το είδος του υλικού. Ο βαθμός στον οποίο ένα υλικό είναι ευαίσθητο στην υγρασία, καθορίζεται από το λόγο της μάζας του νερού που απορροφά το δείγμα προς τη μάζα στεγνού δείγματος[40].

Το νερό που απορροφάται από τις ίνες του ηλεκτρο-υφάσματος ή παγιδεύεται μέσα στη δομή του, αλλάζει τις ηλεκτρομαγνητικές ιδιότητες του ηλεκτρο-υφάσματος, αυξάνοντας τη διηλεκτρική σταθερά και τις απώλειες. Κατά συνέπεια, επηρεάζει και τη συμπεριφορά της κεραίας. Όσο μεγαλύτερη είναι η διηλεκτρική σταθερά, τόσο μειώνεται η συχνότητα συντονισμού και το εύρος ζώνης της κεραίας. Επίσης, όταν οι ίνες του υφάσματος απορροφούν νερό, διογκώνονται και προκαλούν σύσφιξη των υφασμάτων. Ως εκ τούτου, επηρεάζεται η σταθερότητα του μεγέθους της κεραίας. Γενικά, τα χαρακτηριστικά κεραιών, οι οποίες χρησιμοποιούν υφάσματα μικρότερης απορρόφησης υγρασίας, είναι πιο σταθερά[40].

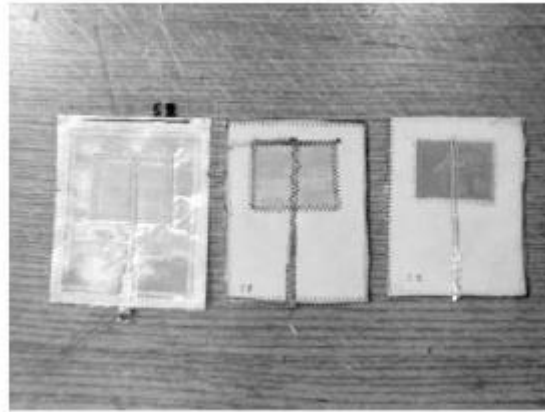


Ο Πίνακας 2.2 συνοψίζει τα βασικά χαρακτηριστικά υφασμάτων που έχουν χρησιμοποιηθεί στην κατασκευή φορετών κεραιών[40].

**Πίνακας 2.2 Σύγκριση των υφασμάτων που έχουν χρησιμοποιηθεί για την κατασκευή φορετών κεραιών[40]**

Reference	Application	Dielectric material				Conductive material	Performance
		Material	$h$ (mm)	$\epsilon_r$	$\tan \delta$		
[22]	GSM (900 MHz) and Bluetooth (2.4 GHz)	Unspecified material	0.236	3.29	0.0004	-	Acceptable
[43]	WLAN (2.4 GHz)	Fleece fabric	3	1.04	-	Knitted copper fabric	Acceptable
[28]	GPS (1.5 GHz)	<i>Cordura</i> <sup>®</sup>	0.5	Between 1.1 and 1.7	-	Copper tape	Good
[5,12]	ISM (2.4 GHz) and GPS (1.5 GHz)	Fleece fabric	2.56	1.25	-	<i>Flectron</i>	Acceptable to Good
[13]	ISM (900 MHz)	Polyurethane protective Foam	11	1.16	0.01	<i>Flectron</i>	Acceptable
[14,15]	WLAN (2.4 GHz and 5.8 GHz)	Felt	1.1	1.30	0.02	<i>Zelt</i>	Acceptable
[16]	ISM (2.4 GHz)	Cotton/Polyester	2.808	1.6	0.02	<i>Flectron</i> /Conductive ink	Acceptable
[6,46]	Not specific (2–2.4 GHz)	Polydimethylsiloxane (PDMS)	-	3.0–13	0.02	Embroidered conductive fibres	Good
[2]	Bluetooth (2.4 GHz)	Polyamide spacer fabric	6	1.14	Negligible	Silver-copper-nickel plated woven fabric	Good
[2]	Bluetooth (2.4 GHz)	Woollen felt	3.5	1.45	0.02	Silver-copper-nickel plated woven fabric	Good

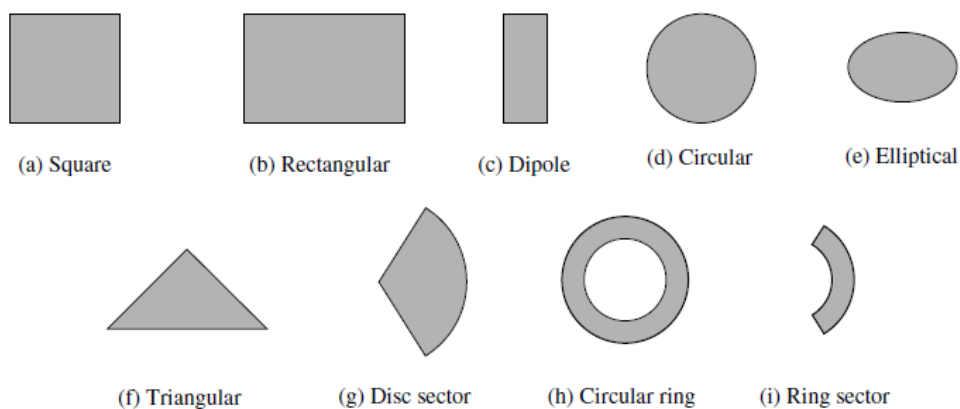
Εκτός από την επιλογή του υλικού, μία άλλη σημαντική παράμετρος στην κατασκευή φορετών κεραιών είναι η τεχνική κατασκευής, κυρίως όσον αφορά τον προσδιορισμό του συνολικού κόστους. Η τεχνική που θα χρησιμοποιηθεί εξαρτάται εν μέρει από το ύφασμα που επιλέγεται. Στη βιβλιογραφία, έχουν μελετηθεί διάφορες τεχνικές κατασκευής φορετών κεραιών[40]. Η χρησιμοποίηση ταινίας χαλκού ταυτοποιήθηκε ως η απλούστερη τεχνική, γιατί μπορεί να εφαρμοστεί άμεσα στο υπόστρωμα και δεν χρειάζεται καμία επιπλέον τροποποίηση. Μία άλλη, πιο ευέλικτη τεχνική κατασκευής είναι η τεχνική ψεκασμού, που μπορεί να εφαρμοστεί σε οποιαδήποτε υφαντική ύλη. Το σπρέι ψεκασμού, είναι ένα μείγμα χαλκού υπό πίεση και χρησιμοποιείται για να δημιουργήσει ένα αγώγιμο στρώμα στην υφασμάτινη επιφάνεια που εκτίθεται στον ψεκασμό (Εικόνα 2.2)[40].



**Εικόνα 2.2** Υφασμάτινες κεραίες με χρήση ταινίας χαλκού, με χρήση υφαντού χαλκού και με χρήση ψεκασμού [40]

## 2.2 Μικροταινιακές Κεραίες

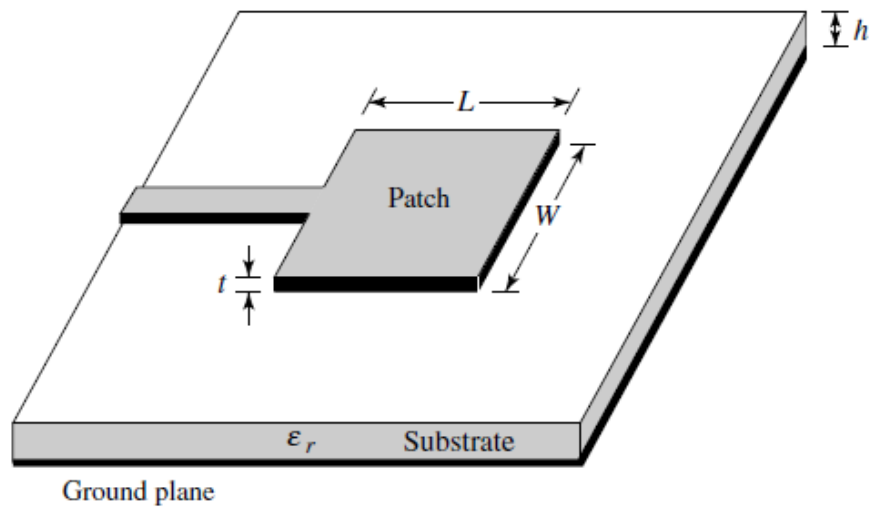
Οι μικροταινιακές κεραίες έγιναν γνωστές τη δεκαετία του 70 κυρίως για διαστημικές εφαρμογές. Βέβαια, η ιδέα των μικροταινιακών κεραίων εμφανίστηκε πρώτη φορά το 1953. Σήμερα χρησιμοποιούνται τόσο για κυβερνητικές εφαρμογές όσο και για ιδιωτικές εφαρμογές. Οι κεραίες αυτές αποτελούνται από μία μεταλλική ταινία ακτινοβολίας πάνω σε ένα γειωμένο υπόστρωμα[28]. Η μεταλλική ταινία ακτινοβολίας μπορεί να έχει διάφορα σχήματα. Οι πιο συχνές είναι οι ορθογώνιες, οι ταινίες λεπτής λωρίδας (διπόλου), οι ελλειπτικές, οι τριγωνικές, οι τετράγωνες κ.α. Ωστόσο, τα πιο δημοφιλή σχήματα για τις ταινίες ακτινοβολίας είναι το ορθογώνιο και το κυκλικό, επειδή είναι εύκολο να αναλυθούν και να κατασκευαστούν και επιπλέον έχουν ελκυστικά χαρακτηριστικά ακτινοβολίας (Εικόνα 2.3, 2.4).



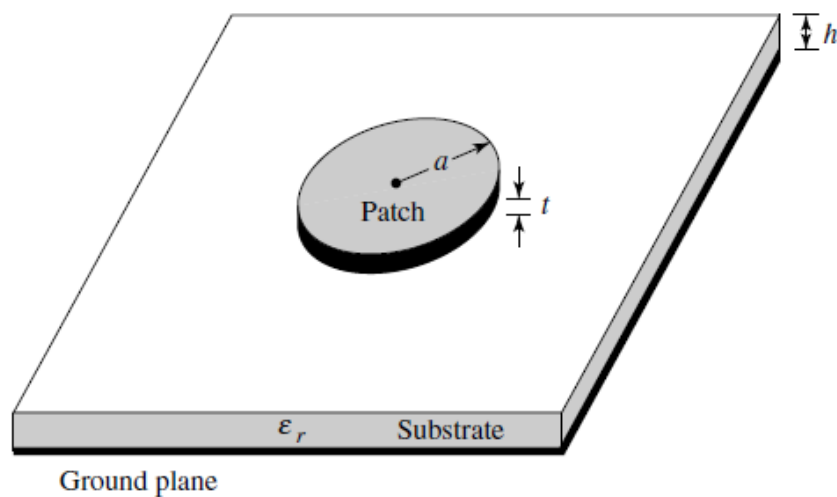
**Εικόνα 2.3** Σχήματα μικροταινιακών κεραίων [28]

Οι μικροταινιακές κεραίες έχουν διάφορα πλεονεκτήματα. Τα κυριότερα είναι: [29]

- Έχουν μικρό μέγεθος.
- Έχουν απλή δομή.
- Τοποθετούνται εύκολα σε επίπεδες και μη επιφάνειες.
- Έχουν μικρό κόστος γιατί χρησιμοποιούν τυπωμένα κυκλώματα.
- Είναι μηχανικά εύρωστες όταν τοποθετούνται σε σκληρές επιφάνειες.
- Είναι συμβατές με το φάσμα λειτουργίας MEDRadio.



(α)



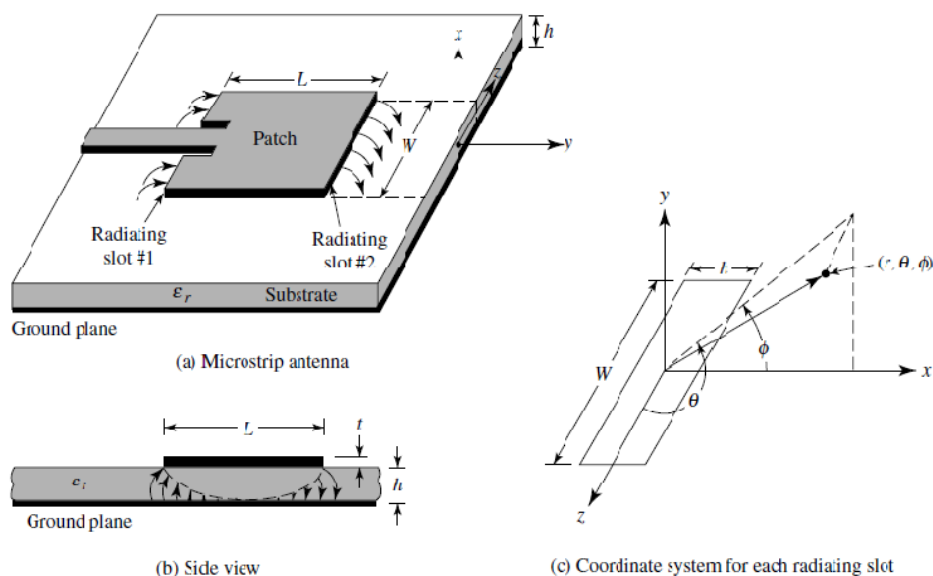
(β)

**Εικόνα 2.4 (α) Ορθογώνια ταινία ακτινοβολίας (β)κυκλική ταινία ακτινοβολίας[28]**

Από την άλλη πλευρά οι μικροταινιακές κεραίες έχουν και κάποια σοβαρά μειονεκτήματα. Τα σημαντικότερα από αυτά είναι: [29]

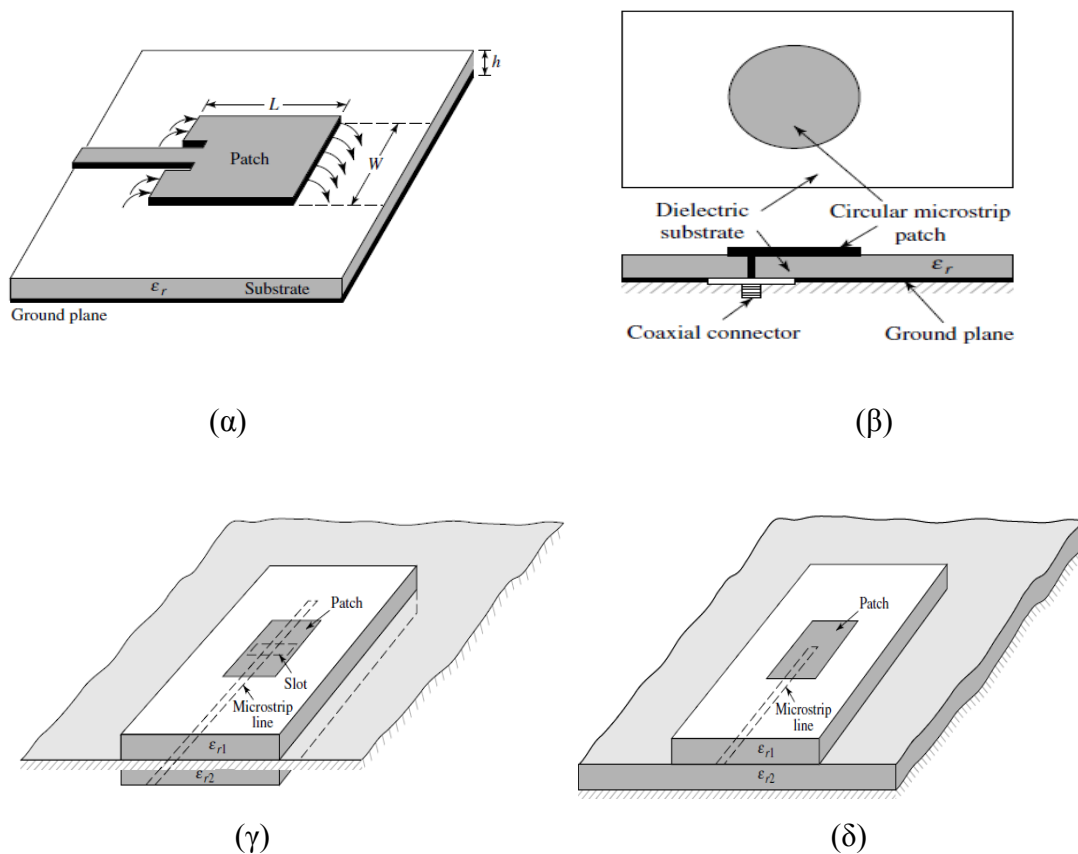
- Η χαμηλή τους απόδοση.
- Η μικρή ισχύς τους.
- Το μεγάλο Q που παρουσιάζουν.
- Η χαμηλή πόλωση.
- Το μικρό εύρος ζώνης.

Πολλές εφαρμογές απαιτούν, συνήθως λόγω του όγκου των δεδομένων που είναι απαραίτητο να μεταφερθούν, μεγάλο εύρος ζώνης. Παρόλα αυτά, οι μικροταινιακές κεραίες (**Εικόνα 2.5**) έχουν, όπως αναφέρθηκε, λόγω του μεγέθους τους και των κατασκευαστικών χαρακτηριστικών, μικρό εύρος ζώνης. Έχουν αναπτυχθεί τεχνικές, που παρουσιάζονται στη βιβλιογραφία, οι οποίες αντιμετωπίζουν αυτό το μειονέκτημα των μικροταινιακών κεραιών ενισχύοντας επίσης την απόδοσή τους. Μία τεχνική που επιτυγχάνει αυτό το σκοπό είναι η αύξηση του ύψους του υποστρώματος. Αυτή η τεχνική όμως δημιουργεί επιφανειακά κύματα, γεγονός το οποίο αποφεύγεται γιατί τα επιφανειακά κύματα αντλούν ενέργεια [11]. Για να εξαλειφθούν τα επιφανειακά κύματα, ενώ το ύψος του υποστρώματος διατηρείται αυξημένο, χρησιμοποιούνται κοιλότητες. Υπάρχουν, φυσικά, διάφορες ακόμα τεχνικές για να μειωθούν τα μειονεκτήματα των μικροταινιακών κεραιών [11].



**Εικόνα 2.5 Μικροταινιακή κεραία και σύστημα συντεταγμένων[28]**

Ένας πολύ σημαντικός παράγοντας κατά την κατασκευή μικροταινιακών κεραιών, είναι η επιλογή του υποστρώματος. Υπάρχουν πολλοί τύποι υποστρωμάτων που μπορούν να χρησιμοποιηθούν. Η διηλεκτρική σταθερά τους κυμαίνεται συνήθως από 2.2 έως 12 [7]. Τα καταλληλότερα υποστρώματα για τις εφαρμογές των μικροταινιακών κεραιών είναι τα πυκνά υποστρώματα με μικρή διηλεκτρική σταθερά γιατί προσφέρουν μεγαλύτερη απόδοση και μεγαλύτερο εύρος ζώνης [47]. Αυτά τα υποστρώματα αυξάνουν όμως το μέγεθος της κεραίας, γεγονός που τα καθιστά σχεδόν απαγορευτικά για τις βιοϊατρικές εφαρμογές. Γι' αυτό το λόγο για τις μικροταινιακές κεραίες που χρησιμοποιούνται σε βιοϊατρικές εφαρμογές προτιμώνται [47] λεπτά υποστρώματα με μεγάλη διηλεκτρική σταθερά. Αυτά τα υποστρώματα επιτρέπουν στην κεραία να έχει μικρό μέγεθος, καθώς και ισχυρή σύνδεση των πεδίων, έτσι ώστε να ελαχιστοποιείται η ανεπιθύμητη ακτινοβολία. Τα υποστρώματα αυτά όμως έχουν και ανεπιθύμητα χαρακτηριστικά, όπως μεγαλύτερες απώλειες, μικρότερη απόδοση αλλά και μικρότερο εύρος ζώνης.



**Εικόνα 2.6** Τρόποι τροφοδοσίας κεραίας (α)μικροταινιακή γραμμή (β)μοαξονικό καλώδιο (γ)aperture coupling (δ) proximity coupling [28]

Μία άλλη κατασκευαστική παράμετρος μίας μικροταινιακής κεραίας είναι ο τρόπος με τον οποίο θα τροφοδοτηθεί. Οι πιο σημαντικές μέθοδοι για την τροφοδοσία μιας κεραίας είναι η μικροταινιακή γραμμή, το ομοαξονικό καλώδιο, η σύζευξη ανοιχτής οπής (aperture coupling) και η σύζευξη κλειστής οπής (proximity coupling) [24] (**Εικόνα 2.6**).

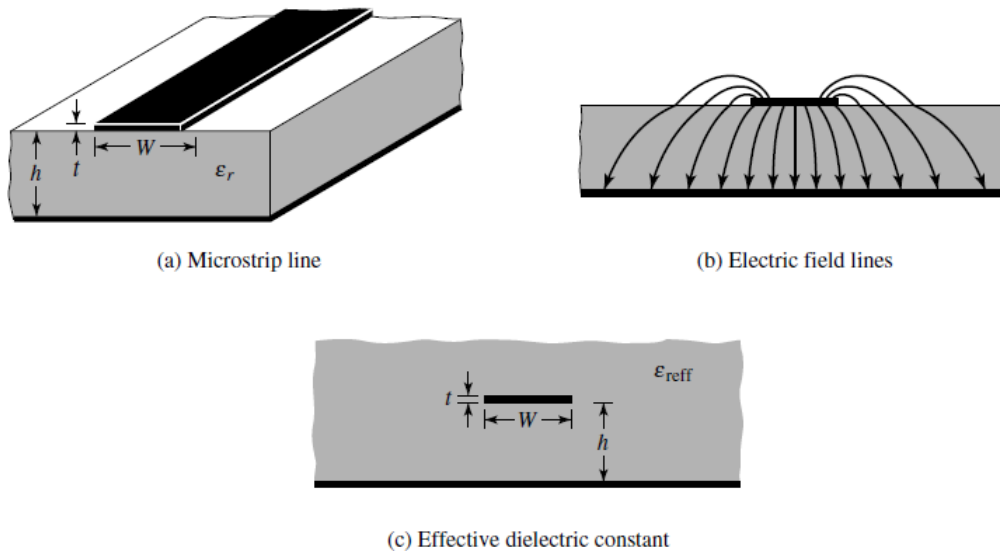
Υπάρχουν διάφορα μοντέλα για την ανάλυση των μικροταινιακών κεραιών. Τα πιο δημοφιλή είναι το μοντέλο της γραμμής μεταφοράς και το μοντέλο της κοιλότητας πλήρους κύματος [24]. Το μοντέλο της γραμμής μεταφοράς είναι το πιο απλό, δίνει καλή φυσική εικόνα, αλλά έχει μικρότερη ακρίβεια και έχει πρόβλημα στη μοντελοποίηση της σύζευξης[30],[31]. Σε σύγκριση με το μοντέλο της γραμμής μεταφοράς, το μοντέλο της κοιλότητας είναι πιο περίπλοκο αλλά έχει μεγαλύτερη ακρίβεια, δίνει καλή φυσική εικόνα και έχει πρόβλημα στη μοντελοποίηση της σύζευξης αν και έχει επιτυχημένα αποτελέσματα σε κάποιες περιπτώσεις. Τέλος, το μοντέλο πλήρους κύματος έχει μεγάλη ακρίβεια, είναι πολύ ευπροσάρμοστο, μπορεί να αναλύσει διάφορες συστοιχίες κεραιών αλλά έχει το μειονέκτημα να μην μπορεί να δώσει φυσική αίσθηση της διάταξης. Εξάγεται, λοιπόν το συμπέρασμα, ότι ανάλογα με τα αποτελέσματα που θέλουμε, χρησιμοποιούμε και το ανάλογο μοντέλο.

Στη συνέχεια, θα παρουσιαστούν τα αποτελέσματα από τη θεωρητική ανάλυση των ανωτέρων μοντέλων, για τα δύο πιο διαδεδομένα είδη κεραιών, την ορθογώνια μικροταινιακή κεραία και την κυκλική μικροταινιακή κεραία. Επίσης, θα αναλυθεί η κεραία σχήματος U.

### **2.2.1 Ορθογώνια κεραία**

Η ορθογώνια μικροταινιακή κεραία είναι το πιο διαδεδομένο είδος μικροταινιακής κεραίας. Είναι εύκολο να αναλυθεί τόσο με το μοντέλο της γραμμής μεταφοράς όσο και με το μοντέλο της κοιλότητας. Λόγω των μικρών διαστάσεων της κεραίας τόσο στο μήκος όσο και στο πλάτος, εμφανίζονται κροσσοί στα άκρα της κεραίας. Οι κροσσοί που εμφανίζονται είναι συνάρτηση των διαστάσεων της κεραίας ακτινοβολίας και του ύψους του υποστρώματος. Στην **Εικόνα 2.7** οι δυναμικές γραμμές του πεδίου δείχνουν τη δημιουργία ενός ανομοιογενούς πεδίου που αποτελείται από δύο διηλεκτρικά, τον αέρα και το υπόστρωμα της κεραίας. Δεδομένου λοιπόν, ότι ορισμένα από τα κύματα διαδίδονται στον αέρα και ορισμένα άλλα στο υπόστρωμα, είναι απαραίτητη η

χρησιμοποίηση μίας αποτελεσματικής διηλεκτρικής σταθεράς, για να αποφευχθεί η εμφάνιση των κροσσών.



**Εικόνα 2.7 α) Μικροταινιακή κεραία β) Δυναμικές γραμμές του Ηλεκτρικού πεδίου γ) Ενεργός διηλεκτρική σταθερά [28]**

Για τον κυρίαρχο τρόπο TM<sub>010</sub>, η συχνότητα συντονισμού της μικροταινιακής κεραίας είναι μια συνάρτηση του μήκους της. Συνήθως δίνεται από τον τύπο:

$$(f_r)_{010} = \frac{1}{2L\sqrt{\epsilon_r}\sqrt{\mu_0\epsilon_0}} = \frac{c}{2L\sqrt{\epsilon_r}}$$

Όπου  $c$  η ταχύτητα του φωτός στο κενό.

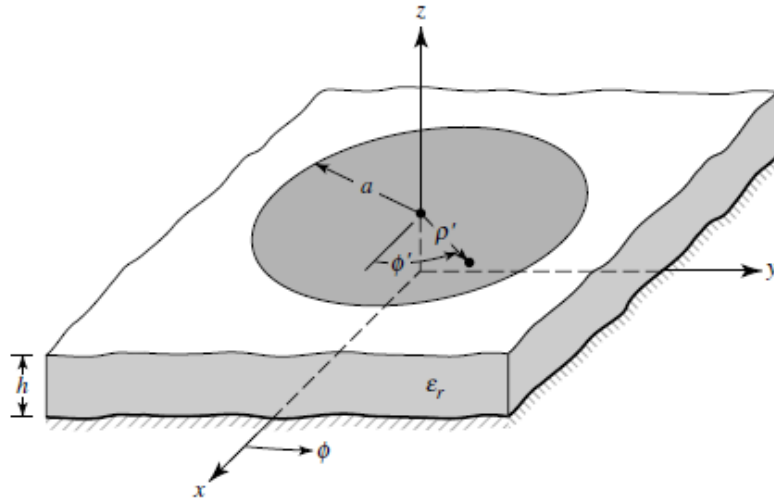
Δεδομένου ότι ο τύπος δεν περιλαμβάνει την επίδραση των κροσσών πρέπει να μετασχηματιστεί. Έτσι, στον τύπο εμφανίζεται το ενεργό μήκος της κεραίας και ο παράγοντας των κροσσών και ο τύπος γίνεται:

$$(f_{rc})_{010} = \frac{1}{2L\sqrt{\epsilon_{reff}}\sqrt{\mu_0\epsilon_0}} = q \frac{c}{2L\sqrt{\epsilon_0}}$$

όπου  $q$  ο παράγοντας των κροσσών.

### 2.2.2 Κυκλική κεραία

Εκτός από την ορθογώνια μικροταινιακή κεραία, η επόμενη πιο δημοφιλής μικροταινιακή κεραία είναι η κυκλική μικροταινιακή κεραία (Εικόνα 2.8). Επίσης, έχει λάβει πολλή προσοχή όχι μόνο ως ένα στοιχείο αλλά και σε συστοιχίες.



**Εικόνα 2.8 Κυκλική μικροταινιακή κεραία [28]**

Η συχνότητα συντονισμού μίας κυκλικής μικροταινιακής κεραίας εξαρτάται από την ακτίνα του κύκλου. Η συχνότητα συντονισμού του κύριου τρόπου της κυκλικής κεραίας δίνεται από τον τύπο:

$$(f_r)_{110} = \frac{1,8412}{2\pi a \sqrt{\mu\epsilon}} = \frac{1,8412c}{2\pi a \sqrt{\epsilon_r}}$$

Στον τύπο αυτό, δε λαμβάνεται υπόψη η ύπαρξη των κροσσών. Έτσι, ο τύπος πρέπει να μετασχηματιστεί. Στον προηγούμενο τύπο, πρέπει να εισαχθεί η ενεργός ακτίνα.

$$\alpha_e = a \left\{ 1 + \frac{2h}{\pi a \epsilon_r} \left[ \ln \left( \frac{\pi a}{2h} \right) + 1,7762 \right] \right\}^{1/2}$$

Έτσι, ο τύπος γίνεται:

$$(f_r)_{110} = \frac{1,8412u_0}{2\pi \alpha_e \sqrt{\epsilon_r}}$$

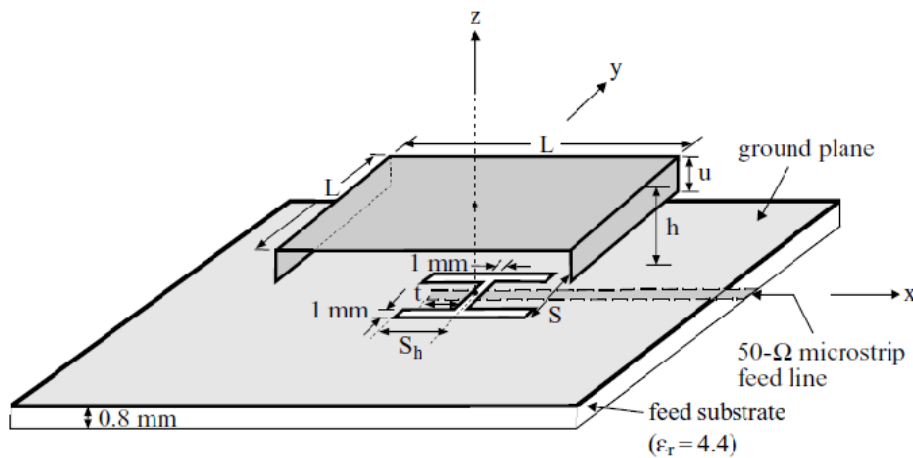
### 2.2.3 Κεραία σχήματος U

Σε πολλές εφαρμογές είναι απαραίτητο, ή τουλάχιστον επιθυμητό, να έχουμε διπλό ή πολλαπλό συντονισμό. Μια απλή μέθοδος για να επιτευχθεί ο διπλός συντονισμός είναι να δημιουργηθεί μία εγκοπή στην ταινία ακτινοβολίας της μικροταινιακής κεραίας, να κατασκευαστεί δηλαδή μία κεραία σχήματος U, η οποία παρουσιάζει διπλό συντονισμό. Η πρώτη συχνότητα συντονισμού σχετίζεται με το μέγεθος της ταινίας



ακτινοβολίας ενώ η δεύτερη συχνότητα σχετίζεται με τις παραμέτρους της εγκοπής σχήματος U [32].

Η εγκοπή αυτού του σχήματος αυξάνει τη διαδρομή του ρεύματος. Η αύξηση της διαδρομής του ρεύματος αυξάνει την πυκνότητα του ρεύματος, η οποία με τη σειρά της αυξάνει την απόδοση της κεραίας. Η εγκοπή αυξάνει, επίσης, το εύρος του συντονισμού της κεραίας χωρίς να χρειαστεί να αυξηθεί το πάχος του υποστρώματος [32]. Η **Εικόνα 2.9** δείχνει μια κλασική δομή μιας κεραίας, σχήματος U.



**Εικόνα 2.9** Δομή κεραίας σχήματος U[32]

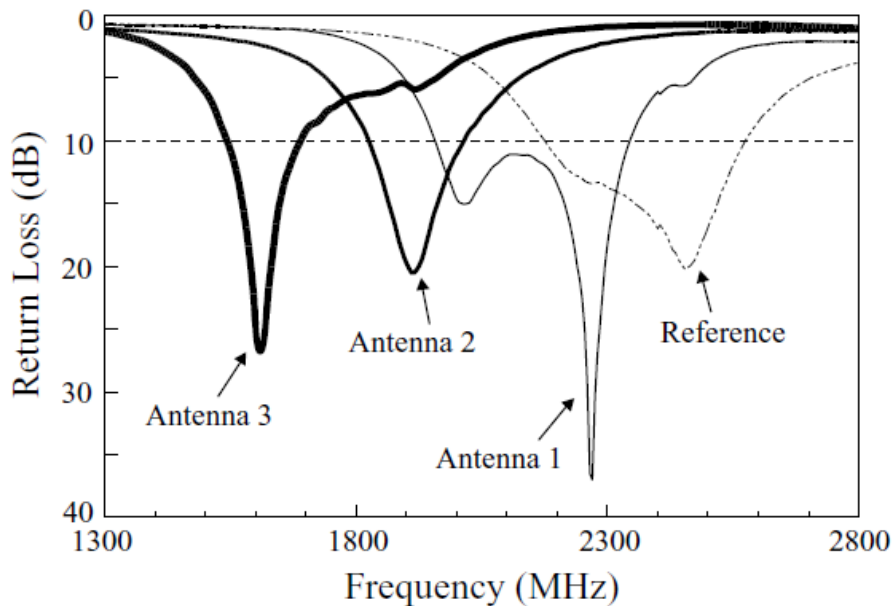
Το σχήμα U δημιουργείται με δύο τομές σε δύο άκρα της ταινίας ακτινοβολίας. Με τις επιπρόσθετες τομές, το εύρος ζώνης συντονισμού της κεραίας σχήματος U γίνεται μεγαλύτερο από το εύρος ζώνης μίας συμβατικής κεραίας. Αυτός ο σχεδιασμός είναι ιδιαίτερα κατάλληλος για εφαρμογές στις οποίες οι μικροταινιακές κεραίες έχουν σαν υπόστρωμα τον αέρα. Παρόλο που το μέγιστο μήκος της εγκοπής μειώνεται από το πάχος του υποστρώματος, μπορεί να παρατηρηθεί μία μείωση έως και 32% στη συχνότητα συντονισμού για μία κεραία της οποίας το υπόστρωμα είναι έως 5% του μήκους κύματος της κεντρικής συχνότητας λειτουργίας [32]. Δεδομένου ότι η αύξηση της διαδρομής του ρεύματος οφείλεται στις επιπρόσθετες τομές που δημιουργούνται στη μεταλλική ταινία ακτινοβολίας, αναμένεται μία πολύ μικρή διαταραχή στην κατανομή του ρεύματος στην επιφάνεια της ταινίας ακτινοβολίας. Αυτό συνεπάγεται ότι είναι δυνατόν τα χαρακτηριστικά της ακτινοβολίας αυτού του σχεδιασμού να είναι το ίδιο καλά με τα χαρακτηριστικά της ακτινοβολίας της αντίστοιχης συμβατικής κεραίας.

Έχουν κατασκευαστεί διάφορα πρότυπα κεραιών σχήματος U. Συγκριτικά με μία απλή εγκοπή στην μεταλλική ταινία ακτινοβολίας, η εγκοπή σχήματος U, μειώνει την ανάκλαση της ακτινοβολίας. Όταν κατασκευάζεται μία κεραία σχήματος U, δίνεται ιδιαίτερη προσοχή σε κάποιες παραμέτρους έτσι ώστε να επιτευχθεί καλή προσαρμογή της σύνθετης αντίστασης εισόδου. Ο Πίνακας 2.3 δείχνει τις παραμέτρους και τις επιδόσεις 3 διαφορετικών περιπτώσεων της κεραίας σχήματος U, που παρουσιάζεται στην Εικόνα 2.9, ενώ η Εικόνα 2.10 δείχνει τις αντίστοιχες απώλειες επιστροφής

**Πίνακας 2.3 Παράμετροι και επιδόσεις της κεραίας της εικόνας 2.9 [32]**

	$u$ (mm)	$S, S_h, t$ (mm)	$f_c$ (MHz)	Bandwidth (MHz, %)
Reference	0	21, 3, 5	2375	400, 16.8
Antenna 1	4	21, 5, 10	2150	388, 18.0
Antenna 2	6	21, 10, 10	1920	190, 9.9
Antenna 3	9	17, 10, 7	1615	150, 9.3

<sup>a</sup> $L = 46$  mm,  $h = 9.6$  mm, and ground-plane size =  $100 \times 100$  mm<sup>2</sup>.



**Εικόνα 2.10 Απώλειες επιστροφής της κεραίας της εικόνας 2.9[32]**

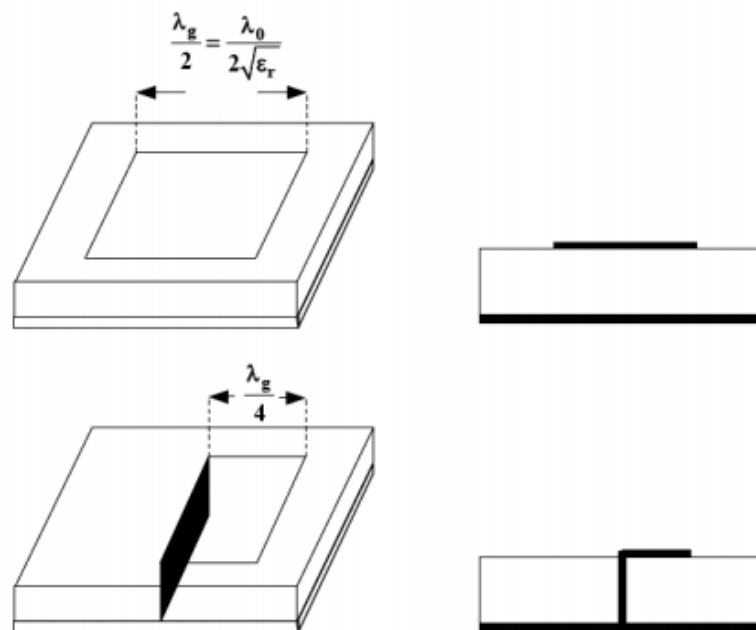
### 2.3 Τεχνικές Σμίκρυνσης για Μικροταινιακές κεραιές

Οι ασύρματες επικοινωνίες, όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, γνωρίζουν τεράστια ανάπτυξη και για αυτό το λόγο χρησιμοποιούνται κατά κόρον σε νέες εφαρμογές. Βασικά στοιχεία των ασύρματων φορητών συσκευών είναι το μικρό μέγεθος και βάρος

και η χαμηλή κατανάλωση ενέργειας. Η προσπάθεια να έχουν οι κεραίες το επιθυμητό μέγεθος επηρεάζει όμως και άλλες παραμέτρους της κεραίας, όπως το εύρος ζώνης, το κέρδος κλπ. Στο κεφάλαιο αυτό, θα παρουσιαστούν διάφορες τεχνικές σμίκρυνσης μιας μικροταινιακής κεραίας, σε συνδυασμό με τις επιπτώσεις τους στη λειτουργία της κεραίας.

### 2.3.1 Χρήση επιπέδου γείωσης και βραχυκυκλωμάτων

Μία δημοφιλής τεχνική σμίκρυνσης κεραιών είναι η χρήση επιπέδου γείωσης και βραχυκυκλωμάτων. Στην τεχνική αυτή χρησιμοποιούνται βραχυκυκλώματα στις μεταλλικές επιφάνειες της κεραίας και έτσι, το μέγεθος της μικροταινιακής κεραίας μπορεί να μειωθεί στο ήμισυ για δεδομένη συχνότητα λειτουργίας, όπως φαίνεται στην **Εικόνα 2.11**. Αντίστοιχα, το κέρδος της κεραίας μειώνεται στο μισό καθώς ακτινοβολεί μόνο η μία πλευρά της[33].

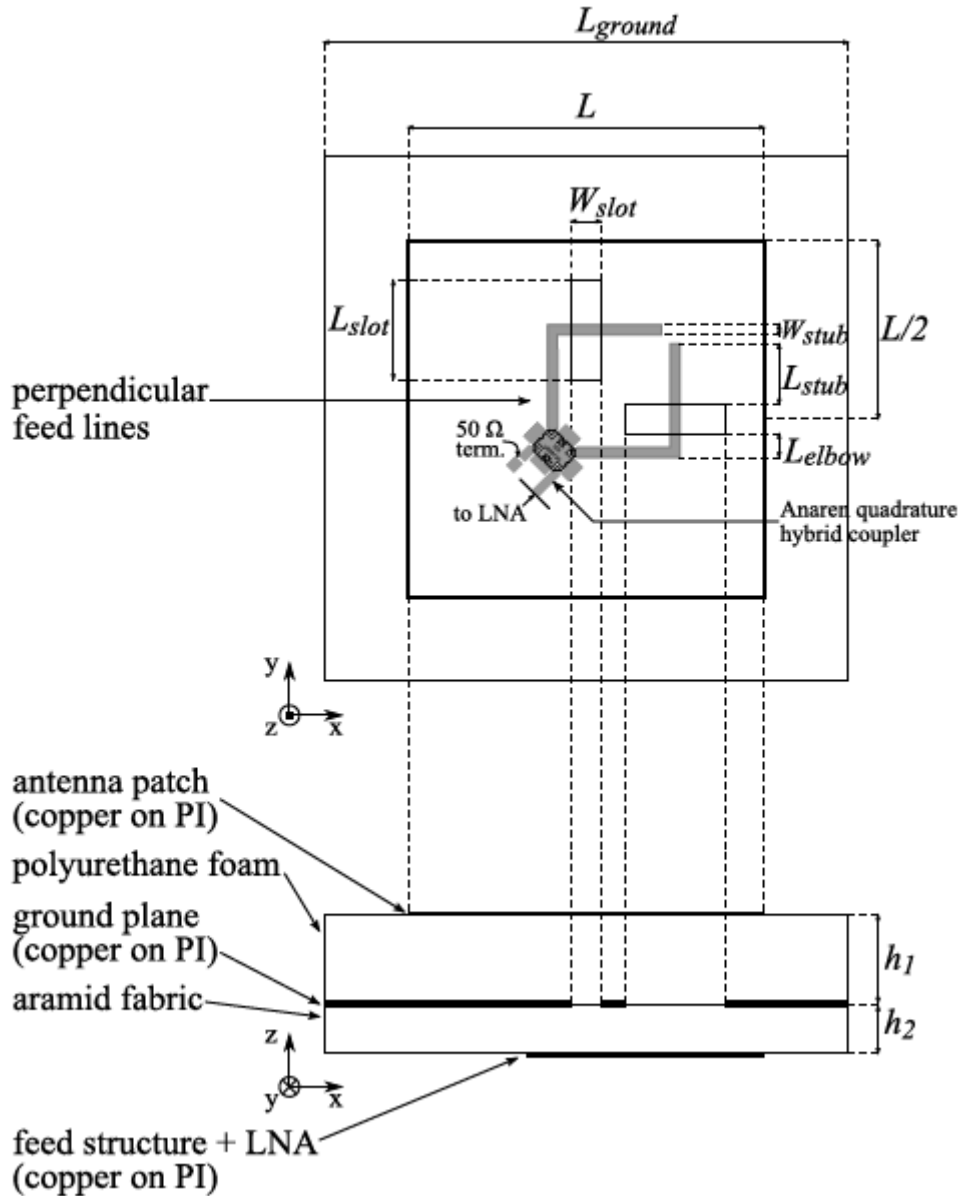


**Εικόνα 2.11** Γεωμετρία μίας βραχυκυκλωμένης μικροταινιακής κεραίας[33]

### 2.3.2 Ενεργές κεραίες

Η απόδοση μιας κεραίας επηρεάζεται, όπως αναφέρθηκε παραπάνω, από διάφορους παράγοντες, όπως η κάμψη και η απορρόφηση υγρασίας. Επίσης η τροφοδοσία μιας

κεραίας μέσω καλωδίου επηρεάζει την απόδοση της. Η ελαχιστοποίηση της επίδρασης των παραπάνω παραγόντων αποτελεί πρόκληση στην προσπάθεια σμίκρυνσης μιας κεραίας.

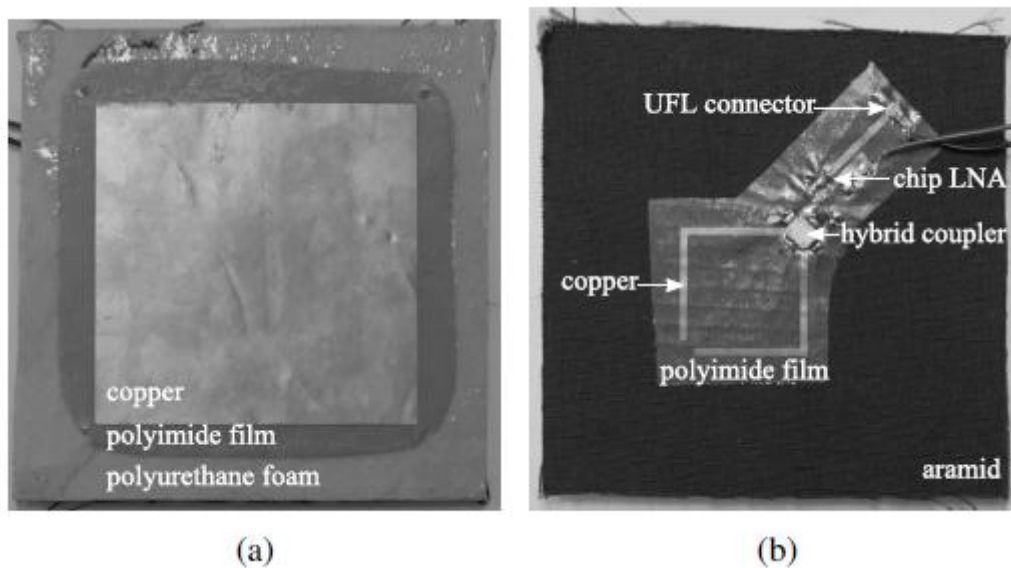


**Εικόνα 2.12** Δομή ενεργής κεραίας[34]

Για να ελαχιστοποιηθούν οι επιδράσεις αυτές, έχει προταθεί στη βιβλιογραφία μία ισχυρή ενεργή κεραία με κυκλική πόλωση, η οποία προσφέρει καλή προσαρμογή [34]. Η ενεργή κεραία τροφοδοτείται από μία τοπολογία ανοιχτής οπής. Δηλαδή, δεν χρησιμοποιούνται καλώδια αυξάνοντας έτσι τη σταθερότητα και την ευελιξία της κεραίας. Χρησιμοποιείται επίσης ένας διακριτός υβριδικός ζεύκτης (discrete hybrid coupler) έτσι ώστε να επιτευχθεί η κυκλική πόλωση. Τέλος, το ενεργό μέρος της

κεραίας αποτελείται από έναν ενισχυτή χαμηλού θορύβου, ο οποίος ενισχύει το εισερχόμενο σήμα. [34].

Στην **Εικόνα 2.12** φαίνεται η δομή μιας ενεργής κεραίας[34]. Η μεταλλική ταινία ακτινοβολίας διαθέτει σύζευξη ανοιχτής οπής (aperture coupling) με τις δύο κάθετες γραμμές τροφοδοσίας, μέσω των ορθογώνιων τομών στο επίπεδο της γείωσης. Το επίπεδο γείωσης θωρακίζει αποτελεσματικά την μικροταινιακή κεραία από το ενεργό κύκλωμα. Οι γραμμές τροφοδοσίας συνδέονται με ένα διακριτό υβριδικό ζεύκτη τετραγωνισμού (discrete quadrature hybrid coupler)[34]. Ο ζεύκτης που χρησιμοποιήθηκε στο σχεδιασμό [34] είναι ο Anaren XC1400P-03S. Αυτός ο ζεύκτης παρέχει μια σταθερή διαφορά φάσης 90 μοιρών μεταξύ των γραμμών τροφοδοσίας και ως εκ τούτου καλή κυκλική πόλωση. Στο άλλο άκρο, αυτός ο ζεύκτης είναι συνδεδεμένος με ένα τσιπ LNA (low-noise amplifier) και μία αντίσταση 50Ω. Η **Εικόνα 2.13** δείχνει την ενεργή κεραία.

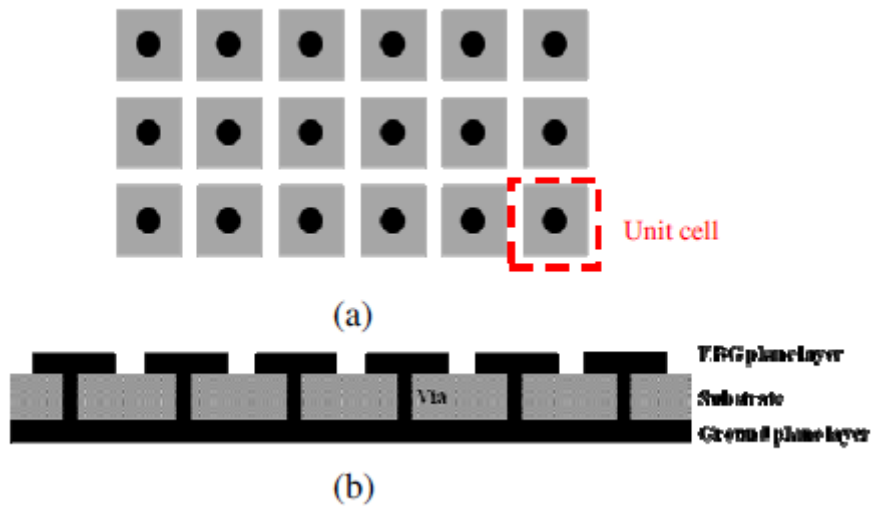


**Εικόνα 2.13** Ενεργή κεραία (φωτογραφία)[34]

### 2.3.3 Δομή EBG

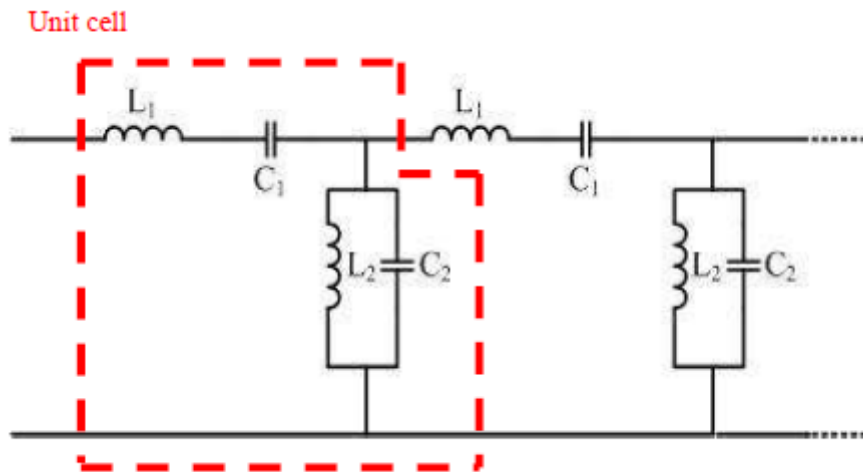
Η δομή EBG (Electromagnetic Band Gap- Κενό ηλεκτρομαγνητικής ζώνης) είναι μία περιοδική δομή με συγκεκριμένες ηλεκτρομαγνητικές ιδιότητες, όπως αρνητική διαπερατότητα και διηλεκτρική σταθερά[35],[36]. Η δομή αυτή χρησιμοποιείται συχνά

στην προσπάθεια σμίκρυνσης των φορετών κεραιών. Η δομή EBG είναι ικανή να δεσμεύσει τη διάδοση του ηλεκτρομαγνητικού επιφανειακού κύματος σε μία συγκεκριμένη ζώνη συχνοτήτων. Η **Εικόνα 2.14** δείχνει μία EBG δομή 2 στρωμάτων με σχήμα μανιταριού. Το άνω μεταλλικό στρώμα και το στρώμα της γείωσης ενώνονται με ένα καλώδιο στο κέντρο της μεταλλικής ταινίας ακτινοβολίας[37].



**Εικόνα 2.14** Τοπολογία δομής EBG [37]

Η **Εικόνα 2.15** δείχνει το ισοδύναμο κύκλωμα της ανωτέρω EBG δομής.

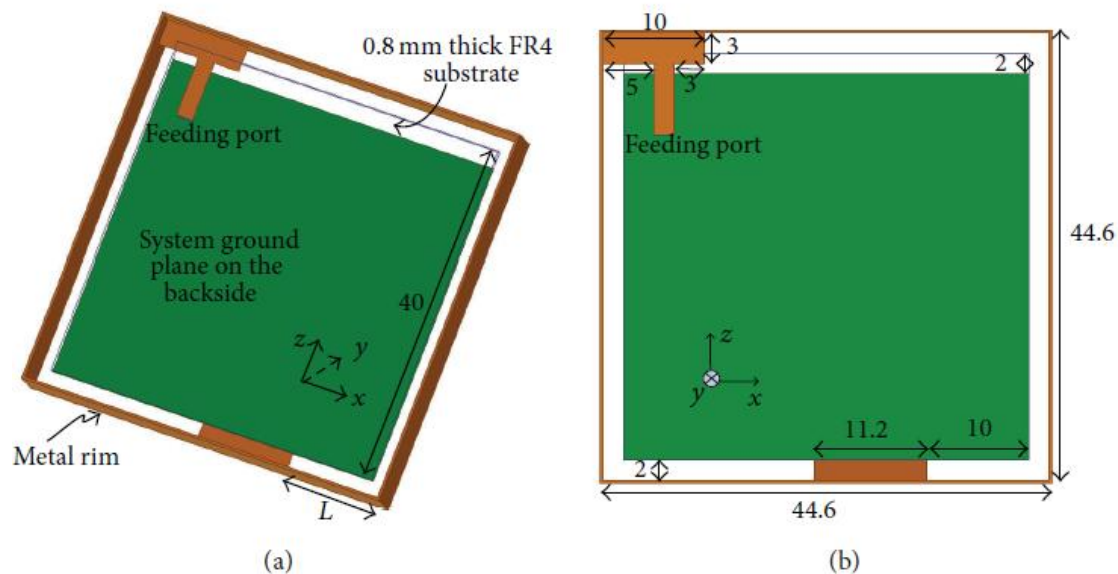


**Εικόνα 2.15** Ισοδύναμο κύκλωμα EBG δομής [37]

### 2.3.4 Τροφοδοσία σχήματος T

Η χρησιμοποίηση φορητών συσκευών μεταλλικού σκελετού, όπως τα έξυπνα ρολόγια, έχει αρχίσει να αυξάνεται λόγω της σταθερότητας και της καλής εμφάνισης τους. Όμως όταν, χρησιμοποιούνται φορητές συσκευές μεταλλικού σκελετού η ελαχιστοποίηση του μεγέθους της κεραίας έχει περισσότερες προκλήσεις, επειδή ο μεταλλικός σκελετός ασκεί μεγάλη επίδραση στις επιδόσεις της κεραίας[38]. Οι περισσότερες από τις αναφερθείσες μεθόδους δεν μπορούν να ανταποκριθούν στις απαιτήσεις, λόγω του πρόσθετου μεταλλικού σκελετού, ο οποίος οδηγεί σε στενό εύρος ζώνης λειτουργίας. Στη βιβλιογραφία [38] έχει προταθεί μία δομή τροφοδοσίας σχήματος T για να μειωθεί το μέγεθος μιας φορητής κεραίας μεταλλικού σκελετού.

Η δομή της τροφοδοσίας σχήματος T χρησιμοποιείται για να συνδέσει το επίπεδο της γείωσης απευθείας στο μεταλλικό άκρο. Χρησιμοποιείται επίσης μία βραχυκυκλωμένη ταινία ακτινοβολίας για να επιτευχθεί ένας δεύτερος συντονισμός. Με τη βοήθεια της δομής T, η κεραία μπορεί να συντονιστεί εύκολα και σταθερά. Η **Εικόνα 2.16** δείχνει τη γεωμετρία μίας κεραίας μεταλλικού σκελετού [38] η οποία συντονίζεται στη ζώνη ISM και το μέγεθος της είναι μικρό λόγω της χρησιμοποίησης της ανωτέρω δομής τροφοδοσίας.[38]



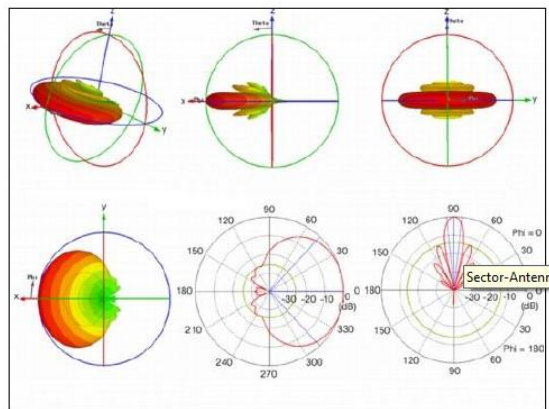
**Εικόνα 2.16 Τροφοδοσία σχήματος T[38]**

## 2.4 Λειτουργία Μικροταινιακής Κεραίας

Στη συνέχεια παρουσιάζονται οι παράμετροι που χρησιμοποιούνται από τους σχεδιαστές κατά τη μελέτη και τον έλεγχο των επιδόσεων μίας κεραίας. Με βάση αυτές τις παραμέτρους, είναι δυνατή η επιλογή μίας κεραίας ανάλογα με την εκάστοτε εφαρμογή και τις ανάγκες της.

### 1. Διάγραμμα ακτινοβολίας

Το διάγραμμα ακτινοβολίας είναι η γραφική παράσταση του τρόπου ακτινοβολίας μιας κεραίας καθώς μεταβάλλεται το σημείο παρατήρησης του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου [42]. Στις περισσότερες περιπτώσεις πρακτικού ενδιαφέροντος, το διάγραμμα ακτινοβολίας προσδιορίζεται για τη μακρινή περιοχή μιας κεραίας και σχεδιάζεται ως συνάρτηση ενός κατάλληλα επιλεγμένου συστήματος σφαιρικών συντεταγμένων διεύθυνσης  $\theta$  και  $\phi$  με κέντρο, συνήθως, το γεωμετρικό κέντρο της κεραίας (Εικόνα 2.17).



**Εικόνα 2.17 Διαγράμματα ακτινοβολίας κεραίας στις 3 και στις 2 διαστάσεις[42]**

Λοβός ακτινοβολίας ονομάζεται το τμήμα του διαγράμματος ακτινοβολίας που οριοθετείται από περιοχές της ασθενούς, συνήθως μηδενικής, έντασης ακτινοβολίας. Κύριος λοβός ονομάζεται αυτός που περιέχει τη διεύθυνση μέγιστης ακτινοβολίας. Δευτερεύων λοβός είναι κάθε λοβός ακτινοβολίας που δεν είναι κύριος. Ως πλευρικοί λοβοί χαρακτηρίζονται οι λοβοί που δεν περιέχουν τη διεύθυνση ενδιαφέροντος της κεραίας, ενώ υπό τον όρο οπίσθιος λοβός εννοείται ο λοβός που περιλαμβάνει τη διεύθυνση που είναι αντίθετη αυτής του κύριου λοβού[42].

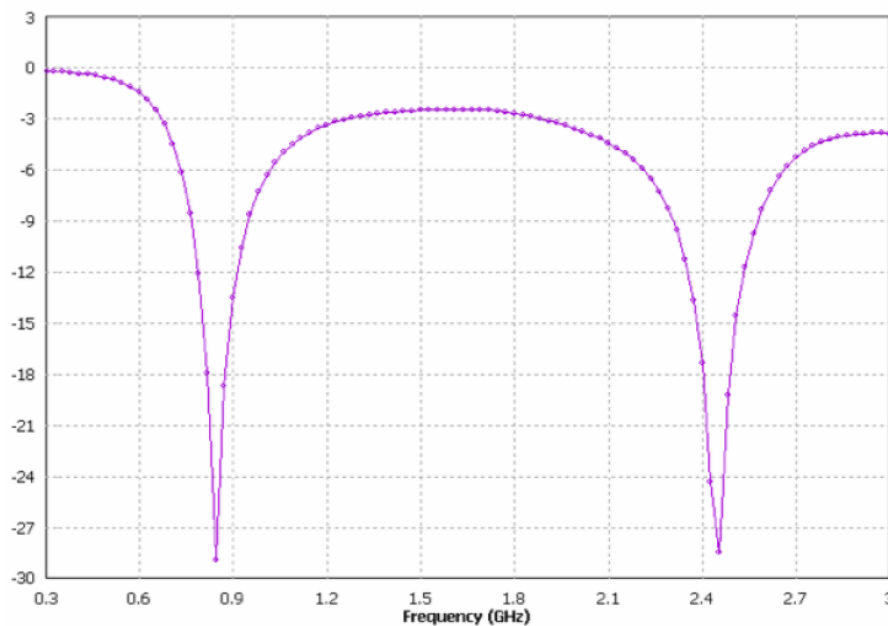


## 2. Κατευθυντικό Κέρδος-Κατευθυντικότητα

Ως κατευθυντικό κέρδος ορίζεται ο λόγος της έντασης ακτινοβολίας μιας κεραίας προς την ένταση ακτινοβολίας ισοτροπικού ακτινοβολητή που εκπέμπει την ίδια ισχύ ακτινοβολίας. Κατευθυντικότητα μιας κεραίας είναι η μέγιστη τιμή του κατευθυντικού κέρδους της. Η κατευθυντικότητα εκφράζεται κυρίως σε dB [42].

## 3. Συχνότητα συντονισμού

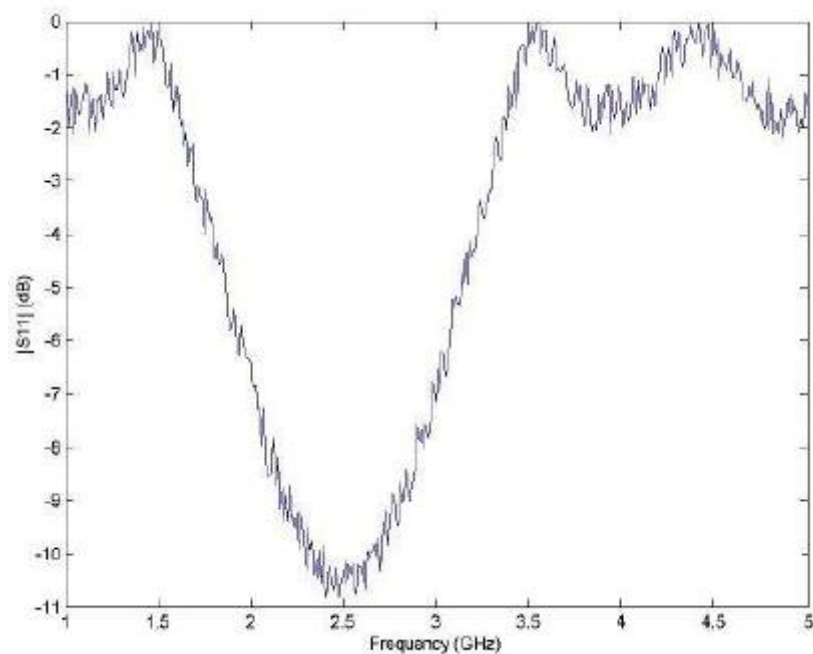
Η συχνότητα συντονισμού ή συχνότητα λειτουργίας είναι ένας από τους πιο σημαντικούς παράγοντες κατά τη σχεδίαση μιας κεραίας. Με τον όρο συχνότητα συντονισμού ορίζεται η τιμή της συχνότητας στην οποία το φανταστικό μέρος της αντίστασης εισόδου της κεραίας μηδενίζεται (**Εικόνα 2.18**). Οι κεραίες σχεδιάζονται με τέτοιο τρόπο, ώστε να παρουσιάζουν τα επιθυμητά χαρακτηριστικά λειτουργίας σε μία συγκεκριμένη συχνότητα, ή σε ένα μικρό φάσμα συχνοτήτων. Όπως αναφέρθηκε η επιθυμητή ζώνη συχνοτήτων για τις εφαρμογές της βιοϊατρικής τηλεμετρίας είναι οι ζώνη MEDRadio.[43]



**Εικόνα 2.18** Στο διάγραμμα παρουσιάζεται ο συντελεστής ανάκλασης μιας κεραίας διπλής ζώνης. Η μείωση του συντελεστή ανάκλαση στην περιοχή των 900 MHz και 2.5 GHz καθορίζει τις συχνότητες συντονισμού της συγκεκριμένης κεραίας.[43]

#### 4. Παράμετροι S-Συντελεστής ανάκλασης

Οι παράμετροι S χρησιμοποιούνται σε όλα τα ηλεκτρικά κυκλώματα και προσδιορίζουν την έξοδο σε μία συγκεκριμένη θύρα  $i$  του δικτύου όταν μια άλλη θύρα  $j$  διεγερθεί[44],[45]. Η παράμετρος  $S_{11}$  ονομάζεται συντελεστής ανάκλασης και εκφράζει την ισχύ του ανακλώμενου κύματος σε σχέση με το προσπίπτον (Εικόνα 2.19). Ο συντελεστής ανάκλασης είναι ένας από τους πιο σημαντικούς παράγοντες για τη σχεδίαση μιας κεραίας. Αν η συνολική χαρακτηριστική αντίσταση της πηγής, της γραμμής μεταφοράς και του φορτίου γίνουν ίσες, τότε ιδανικά θα ελαχιστοποιηθούν οι απώλειες μεταφοράς. Στην πράξη, αυτό είναι ένα από τα μεγαλύτερα προβλήματα-πρόκληση στην μικροκυματική τεχνολογία.



**Εικόνα 2.19** Τυπικό διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης. Στο διάγραμμα φαίνεται η εξάρτηση του συντελεστή ανάκλασης από την συχνότητα. Η μείωση του συντελεστή ανάκλασης σημαίνει υψηλότερη μεταφορά ισχύος προς τη κεραία και καθορίζει τη συχνότητα συντονισμού της.[47]

Αν ο συντελεστής ανάκλασης πάρει τιμή  $S_{11}=0$  dB, τότε το σύνολο της μεταφερόμενης ισχύος προς την κεραία ανακλάται πίσω στην γραμμή μεταφοράς και η κεραία δεν εκπέμπει τίποτα. Συνεπώς, η τιμή του συντελεστή ανάκλασης πρέπει να διατηρείται σε όσο το δυνατόν μικρότερες τιμές, στην επιθυμητή συχνότητα λειτουργίας της κεραίας.

### 5. Ρυθμός Ειδικής Απορρόφησης (SAR)

Το ανθρώπινο σώμα απορροφά ένα τμήμα της ηλεκτρομαγνητικής ισχύος. Η απορρόφηση της ηλεκτρομαγνητικής ισχύος από τους ιστούς είναι πιθανό να προκαλέσει βλάβες στον οργανισμό. Για να αποφευχθεί το ενδεχόμενο αυτό, έχουν οριστεί από διεθνείς οργανισμούς πρότυπα που θέτουν τα όρια ποσότητας ισχύος που μπορεί χωρίς κίνδυνο να απορροφηθεί από τους ιστούς. [7]

Ο ρυθμός ειδικής απορρόφησης (Specific Absorption Rate, SAR), ο οποίος εκφράζει την απορροφούμενη ενέργεια ανά μονάδα χρόνου και μάζας για διάφορους ιστούς του σώματος, θεωρείται ως το καταλληλότερο μέτρο για τον έλεγχο συμμόρφωσης μιας διάταξης με τα πρότυπα που έχουν καθοριστεί. Μαθηματικά, ο SAR υπολογίζεται ως εξής:

$$SAR = \int_{SAMPLE} \frac{\sigma(r)|E(r)|^2}{\rho(r)} dr$$

Όπου:

$\sigma$ , η ηλεκτρική αγωγιμότητα (S/m)

$E$ , η ένταση του ηλεκτρικού πεδίου (V/m)

$\rho$ , η πυκνότητα του ιστού (kg/m<sup>3</sup>)

Η μονάδα μέτρησης του SAR είναι W/Kg. Διεθνείς οργανισμοί σε συνεργασία και με ανεξάρτητους φορείς συνεργάζονται προκειμένου να εκδοθούν πρότυπα σχετικά με τα όρια ασφαλούς έκθεσης του ανθρώπινου οργανισμού σε ακτινοβολία ραδιοσυχνότητας. Τα πιο πρόσφατα πρότυπα που έχουν θεσπιστεί είναι τα IEEE C95.1-1999 και IEEE C95.1-2005. Το πρότυπο IEEE C95.1-1999 θεσπίστηκε το 1999 και ορίζει σαν όριο το SAR<1.6 W/Kg σε ένα γραμμάριο ιστού. Το πρότυπο IEEE C95.1-2005 θεσπίστηκε το 2005 και ορίζει σαν όριο το SAR<2 W/Kg για 10 γραμμάρια ιστού. Επίσης όσον αφορά την μέγιστη ακτινοβολούμενη ισχύ, το όριο για τη ζώνη MEDRadio ορίστηκε από την FCC στα 25μW.[7]

Ο ρυθμός ειδικής απορρόφησης εξαρτάται από[46]:

- Τα χαρακτηριστικά της ακτινοβολίας (συχνότητα, πόλωση).

- Τα χαρακτηριστικά του βιολογικού αντικειμένου, τη γεωμετρία του και την εσωτερική του δομή.
  - Την απόσταση της πηγής εκπομπής της ακτινοβολίας και του βιολογικού αντικειμένου και.
  - Τις ιδιότητες του περιβάλλοντα χώρου.
6. Ενεργός Ακτινοβολούμενη Ισχύς(Effective Radiated Power ERP)

Η ενεργός ακτινοβολούμενη ισχύς χρησιμοποιείται για να χαρακτηρίσει την εκπεμπόμενη ισχύ και ορίζεται ως το γινόμενο της ακτινοβολούμενης ισχύος επί το κέρδος της κεραίας[47]. Η ενεργός ακτινοβολούμενη ισχύς μπορεί να μετρηθεί σε ένα συγκεκριμένο σημείο ενός τηλεπικοινωνιακού συστήματος, αθροίζοντας τα κέρδη του συστήματος και αφαιρώντας τις απώλειες.

## ***2.5 Απορρόφηση ηλεκτρομαγνητικών πεδίων από βιολογικούς ιστούς***

Ο ανθρώπινος οργανισμός αποτελείται από δισεκατομμύρια κύτταρα τα οποία σχηματίζουν ιστούς οι οποίοι με τη σειρά τους σχηματίζουν όργανα, όπως ο πνεύμονας, το συκώτι και ο εγκέφαλος. Τα κύτταρα, μέσω των μεμβρανών τους, επιτρέπουν την διέλευση ιόντων και μορίων για να επιτελέσουν το ζωτικής σημασίας έργο τους. Η διέλευση αυτή μπορεί να διαταραχθεί μετά από την επίδραση ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας[50].

### ***2.5.1 Ηλεκτρικές ιδιότητες Ανθρώπινων Ιστών***

Οι βιολογικοί ιστοί περιέχουν ελεύθερα φορτία, οπότε είναι λογικό να λειτουργούν ως αγωγοί του ηλεκτρισμού και να χαρακτηρίζονται από την ειδική αγωγιμότητα τους. Η ειδική αγωγιμότητα είναι ένα μέγεθος που εξαρτάται από τη φύση του βιολογικού ιστού. Επομένως, είναι δυνατή η αποτύπωση της ειδικής αγωγιμότητας των διαφορετικών βιολογικών ιστών του ανθρώπινου σώματος σε εικόνα[47].

Στους βιολογικούς ιστούς υπάρχουν επίσης δεσμευμένα φορτία που δημιουργούν ρεύματα μετατόπισης κατά την εφαρμογή ηλεκτρικού πεδίου. Οι διηλεκτρικές ιδιότητες των ιστών προκύπτουν από την ηλεκτρική πόλωση σε μη πολικά υλικά, από τη σχετική μετατόπιση των αρνητικών και των θετικών ιόντων που ενδεχομένως

υπάρχουν ή από τη μοριακή διπολική ροπή, όταν υπάρχει κατανομή του θετικού και του αρνητικού φορτίου μέσα στην ίδια τη δομή του μορίου.

Το ανθρώπινο σώμα για την περιοχή των ραδιοσυχνοτήτων και μικροκυμάτων είναι μη μαγνητικό, και οι μαγνητικές ιδιότητες των βιολογικών ιστών περιγράφονται με τη μαγνητική διαπερατότητα του ελεύθερου χώρου. Σε αντίθεση με τις μαγνητικές ιδιότητες, οι βιολογικοί ιστοί του ανθρώπινου σώματος εμφανίζουν πολύπλοκες ηλεκτρικές ιδιότητες, οι οποίες μπορούν να περιγραφούν επαρκώς με βάση τη διηλεκτρική σταθερά (relative permittivity,  $\epsilon_r$ ) και την ειδική αγωγιμότητα (conductivity,  $\sigma$ )[48].

Στους Πίνακες 2.4 και 2.5 φαίνεται η μεταβολή των τιμών της διηλεκτρικής σταθεράς και της αγωγιμότητας σε σχέση με τη συχνότητα σε σταθερή θερμοκρασία (37° C)[49].

**Πίνακας 2.4 Διηλεκτρική σταθερά ιστών σε διαφορετικές συχνότητες[48]**

Ιστός	Συχνότητα					
	100 kHz	1MHz	10MHz	100MHz	1GHz	10GHz
Σκελετικός μυς	$15 \times 10^3$	$2,1 \times 10^3$	180	75	58	44
Ήπαρ	$12 \times 10^3$	$2 \times 10^3$	300	75	48	35
Σπλήνας	$3,3 \times 10^3$	$1,5 \times 10^3$	360	80	53	41
Νεφροί	$11 \times 10^3$	$2,4 \times 10^3$	200	75	46	40
Εγκέφαλος	$2,5 \times 10^3$	$0,9 \times 10^3$	260	70	50	42
Οστά	280	87	37	23	-	-

**Πίνακας 2.5 Ειδική αγωγιμότητα ιστών σε διαφορετικές συχνότητες[48]**

Ιστός	Συχνότητα					
	100 kHz	1MHz	10MHz	100MHz	1GHz	10GHz
Σκελετικός μυς	0,45	0,7	0,85	0,9	1,42	11,5
Ήπαρ	0,16	0,28	0,44	0,65	1,03	8,9
Σπλήνας	0,62	0,63	0,7	0,87	5,5	10,1
Νεφροί	0,25	0,36	0,6	0,8	0,98	9,7
Εγκέφαλος	0,15	0,16	0,4	0,75	1,02	9,5
Οστά	0,014	0,017	0,024	0,057	-	-

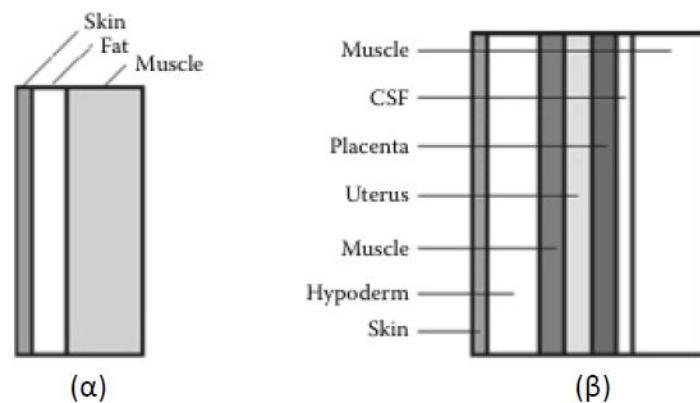
### 2.5.2 Μοντέλα Προσομοίωσης Βιολογικών Ιστών

Η χρήση μοντέλων προσομοίωσης είναι απαραίτητη για τη μελέτη τόσο της απορρόφησης της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας από τους ανθρώπινους ιστούς, όσο

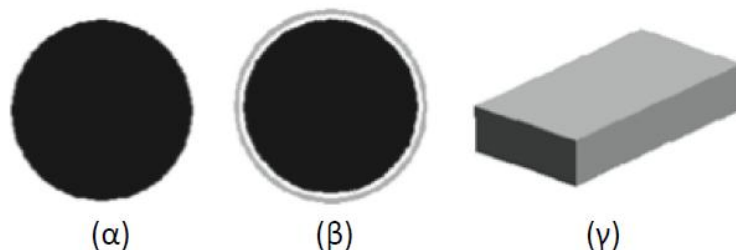
και της απόδοσης της κεραίας. Τα μοντέλα προσομοίωσης χωρίζονται σε δύο μεγάλες κατηγορίες, τα αριθμητικά και τα φυσικά μοντέλα[52].

### Αριθμητικά μοντέλα

Τα αριθμητικά μοντέλα προσομοίωσης διακρίνονται με τη σειρά τους σε δύο κατηγορίες. Τα μοντέλα της πρώτης κατηγορίας ονομάζονται κανονικά αριθμητικά μοντέλα. Τα μοντέλα αυτά διαθέτουν απλή γεωμετρία και αποτελούν τον πιο γρήγορο, απλό, εύκολα υλοποιήσιμο και χαμηλού υπολογιστικού κόστους τρόπο για την αξιολόγηση της κεραίας (Εικόνα 2.20, 2.21). Τα κανονικά μοντέλα χωρίζονται σε ομογενή και μη ομογενή. Τα ομογενή κανονικά μοντέλα αποτελούνται από ένα υλικό. Τα μη-ομογενή μοντέλα αποτελούνται από περισσότερα στρώματα υλικών, και κατά συνέπεια μας δίνουν ακριβέστερους υπολογισμούς. Επίσης, μπορούν να προσομοιώσουν είτε ολόκληρο το σώμα είτε ένα μέρος αυτού.[53],[54],[55],[56]



Εικόνα 2.20 Κανονικά μοντέλα ολόκληρου σώματος που έχουν χρησιμοποιηθεί σε έρευνες.[53]

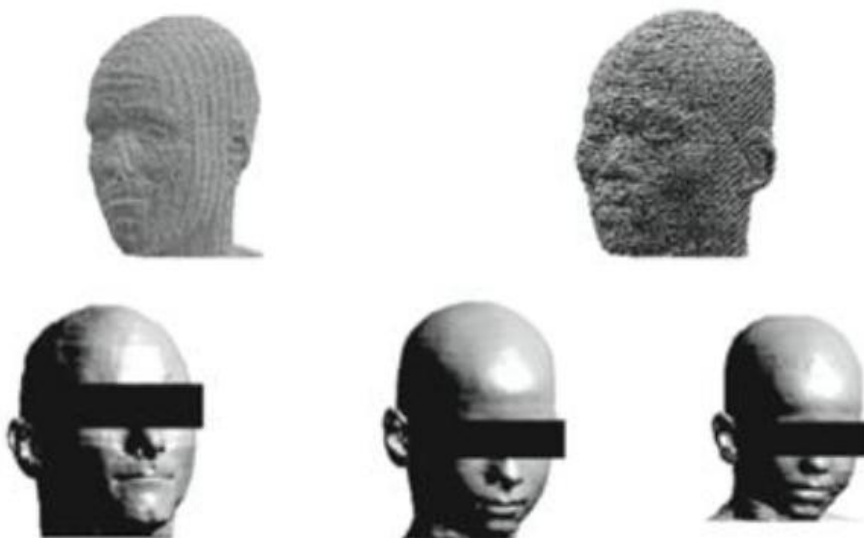


Εικόνα 2.21 Κανονικές γεωμετρίες που μοντελοποιούν το ανθρώπινο σώμα. (α) ομογενής σφαίρα, (β) τριστρωματική σφαίρα που μοντελοποιεί το ανθρώπινο κεφάλι, (γ) κανονικό ορθογώνιο παραλληλεπίπεδο μοντέλο ανθρώπινου κορμού.[54]

Η δεύτερη κατηγορία των αριθμητικών μοντέλων είναι τα ανατομικά μοντέλα (**Εικόνα 2.22, 2.23**). Η ραγδαία ανάπτυξη των υπολογιστικών συστημάτων και των τεχνικών ιατρικής απεικόνισης τα τελευταία χρόνια οδήγησε στην ανάπτυξη των ανατομικών μοντέλων. Τα ανατομικά μοντέλα παρέχουν μεγαλύτερη ακρίβεια αφού συλλέγουν τα δεδομένα τους από αξονικές και μαγνητικές τομογραφίες και έτσι μπορούν να προσομοιώσουν περισσότερους ιστούς. Τα ανατομικά μοντέλα μπορούν να προσομοιώσουν είτε ολόκληρο το σώμα, είτε μέρος του. Αν και τα ανατομικά μοντέλα είναι ακριβέστερα, απαιτούν σημαντικά υψηλότερη ισχύ απ' ό τι τα κανονικά μοντέλα. Εξάγεται, λοιπόν το συμπέρασμα ότι κάθε μοντέλο χρησιμοποιείται για διαφορετικό σκοπό.



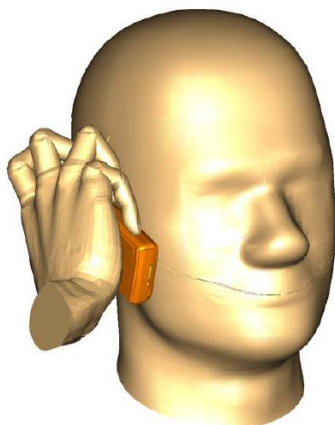
**Εικόνα 2.22** Ρεαλιστικά ανατομικά μοντέλα ενηλίκων που έχουν χρησιμοποιηθεί στη βιβλιογραφία:  
(α) Hugo (β) Zubal (γ) Norman (δ) Japanese Male. [47]



**Εικόνα 2.23** Ανατομικά μοντέλα ανθρώπινης κεφαλής που έχουν χρησιμοποιηθεί στη βιβλιογραφία [47]

## Φυσικά Μοντέλα

Όπως αναφέρθηκε ήδη, είναι δύσκολο έως αδύνατο να γίνουν μετρήσεις σε ζωντανό ανθρώπινο οργανισμό. Για το λόγο αυτό, έχουν αναπτυχθεί τα φυσικά μοντέλα (Εικόνα 2.25). Τα φυσικά μοντέλα προσομοιώνουν με ακρίβεια τα διηλεκτρικά χαρακτηριστικά των ιστών και χρησιμοποιούνται για να επιβεβαιώσουν πειραματικά τους αριθμητικούς υπολογισμούς που γίνονται με τα αριθμητικά μοντέλα προσομοίωσης. Είναι αξιόπιστα και παρέχουν μεγάλη ακρίβεια. Χωρίζονται και αυτά σε ομογενή και μη-ομογενή. Τα ομογενή αποτελούνται από απλούστερα υγρά και τζελ. Ένα από τα πιο διάσημα ομογενή φυσικά μοντέλα προσομοίωσης είναι το μοντέλο SAM (Εικόνα 2.24), το οποίο προτάθηκε από την IEEE το 2003 και από την IEC το 2005 για την μέτρηση της ακτινοβολίας των κινητών τηλεφώνων [47]. Χρησιμοποιείται ως και σήμερα ως το μοντέλο για την πειραματική προσομοίωση, ώστε να καταλήξουμε σε όρια και προδιαγραφές στην αλληλεπίδραση των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων και του ανθρώπου.



**Εικόνα 2.24 Το φυσικό μοντέλο SAM. Το μοντέλο έχει χρησιμοποιηθεί από διεθνείς οργανισμούς και πολλές έρευνες τα τελευταία χρόνια.[47]**

Τα μη ομογενή φυσικά μοντέλα αποτελούνται από διάφορα υλικά, διαθέτουν μεγαλύτερη ακρίβεια από τα ομογενή και έχουν πιο ρεαλιστικό σχήμα. Όμως, δεν διαθέτουν τον ίδιο βαθμό λεπτομέρειας με τα αριθμητικά ανατομικά μοντέλα. Συμπερασματικά, τα αριθμητικά μοντέλα χρησιμοποιούνται για τη θεωρητική ανάλυση και σχεδίαση των κεραιών. Τα φυσικά μοντέλα, χρησιμοποιούνται για την πειραματική επιβεβαίωση της ανάλυσης που έγινε με τα αριθμητικά μοντέλα.





**Εικόνα 2.26 Φυσικό μοντέλο ανθρώπινης κεφαλής για εργαστηριακές δοκιμές[53]**

### **2.5.3 Αριθμητικές Μέθοδοι & Περιβάλλον Σχεδίασης HFSS**

Τα ηλεκτρομαγνητικά προβλήματα μπορούν να επιλυθούν με τη χρήση αναλυτικών μεθόδων. Στη σχεδίαση των κεραιών, όμως, η πολυπλοκότητα των προβλημάτων καθιστά την μελέτη με αναλυτικό τρόπο, αδύνατη. Για το λόγο αυτό χρησιμοποιούνται αριθμητικές μέθοδοι.

Οι πιο γνωστές αριθμητικές μέθοδοι που παρουσιάζονται στη βιβλιογραφία είναι:

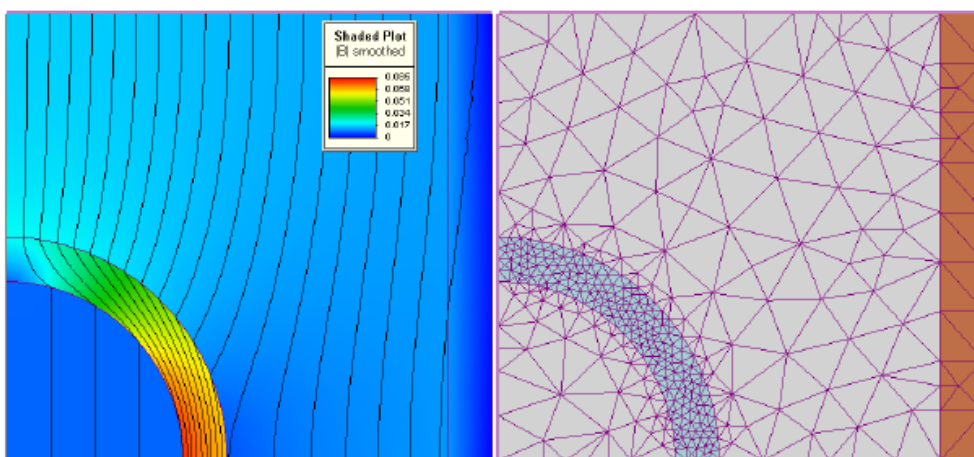
- Η μέθοδος των πεπερασμένων διαφορών (FDT).
- Η μέθοδος των ροπών (MoM).
- Η μέθοδος των πεπερασμένων διαφορών στο πεδίο του χρόνου (FDTD).
- Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων (FEM).

Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων (FEM) προέρχεται από την ανάγκη για επίλυση σύνθετων προβλημάτων ελαστικότητας και δομικής ανάλυσης στη μηχανική (Εικόνα 2.26). Η ανάπτυξη της μεθόδου μπορεί να βρεθεί στις εργασίες του A Hrennikoff το 1941 και του R. Courant το 1942. Η εργασία του Hrennikoff διακριτοποίησε τον τομέα, χρησιμοποιώντας ένα πλέγμα αναλογίας, ενώ η προσέγγιση του Courant διαίρεσε τον τομέα σε πεπερασμένες τριγωνικές υποπεριοχές. Η συνεισφορά του Courant ήταν εξελικτική [47].

Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων δέχτηκε πραγματική ώθηση στις δεκαετίες του 1960 και του 1970, όταν εξελίχθηκε από τον Ιωάννη Αργύρη και τους συνεργάτες του στο Πανεπιστήμιο της Στουτγάρδης, από τον Clough και τους συναδέλφους του στο Πανεπιστήμιο του Berkeley, από τον Zienkiewicz και τους συναδέλφους του στο Πανεπιστήμιο του Swansea κ.α. Περαιτέρω ώθηση δόθηκε σε αυτά τα χρόνια από τα διαθέσιμα προγράμματα λογισμικού πεπερασμένων στοιχείων [47]. Η NASA χρηματοδότησε την αρχική έκδοση του NASTRAN και το Πανεπιστήμιο του Berkeley έκανε το πρόγραμμα πεπερασμένων στοιχείων SAP IV ευρέως διαθέσιμο.

Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων είναι μεν προσεγγιστική, αλλά μπορεί να δώσει αξιόπιστα αποτελέσματα και έχει το πλεονέκτημα ότι μπορεί να εφαρμοστεί σε όλα τα προβλήματα. Το μειονέκτημά της είναι οι αυξημένες απαιτήσεις σε υπολογιστική ισχύ, ιδίως όταν εφαρμόζεται σε σύνθετα μοντέλα [47]. Αυτό όμως το μειονέκτημα ξεπεράστηκε τα τελευταία χρόνια λόγω της ραγδαία ανάπτυξη των υπολογιστών. Η επιτυχία αυτής της μεθόδου ήταν τόσο μεγάλη, που ακόμα και σήμερα χρησιμοποιείται στην έρευνα και στην βιομηχανία για τον υπολογισμό και τη μελέτη διάφορων κατασκευών.

Η μέθοδος πεπερασμένων στοιχείων βασίζεται στην επίλυση μιας διαφορικής εξίσωσης σε ένα χωρίο  $\Omega$ , μέσω του διαμερισμού του σε πεπερασμένα τμήματα απλού γεωμετρικού σχήματος και της εφαρμογής κατάλληλων οριακών συνθηκών που αντιστοιχούν στο φυσικό πρόβλημα.



**Εικόνα 2.26 α) Διδιάστατη λύση ηλεκτρομαγνητικού προβλήματος  
β) Διαμέριση του χώρου για την εφαρμογή της μεθόδου πεπερασμένων  
στοιχείων[47]**

Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων αποτελείται, συνοπτικά, από τα εξής βήματα:

- Αρχικά, επιλέγονται οι άγνωστοι συντελεστές του προβλήματος και σχηματίζεται μια προσεγγιστική έκφραση για το άγνωστο μέγεθος.
- Έπειτα, το πρόβλημα επαναδιατυπώνεται με τη χρήση μίας συναρτησιακής σχέσης ή με την απευθείας εφαρμογή μιας διατύπωσης σταθμισμένων υπολοίπων στη διαφορική εξίσωση.
- Τέλος, εισάγεται στην τροποποιημένη έκφραση η προσεγγιστική έκφραση. Αυτή, με τον κατάλληλο συνδυασμό των επιμέρους στοιχείων καταλήγει σε ένα γραμμικό σύστημα εξισώσεων ως προς το άγνωστο μέγεθος.

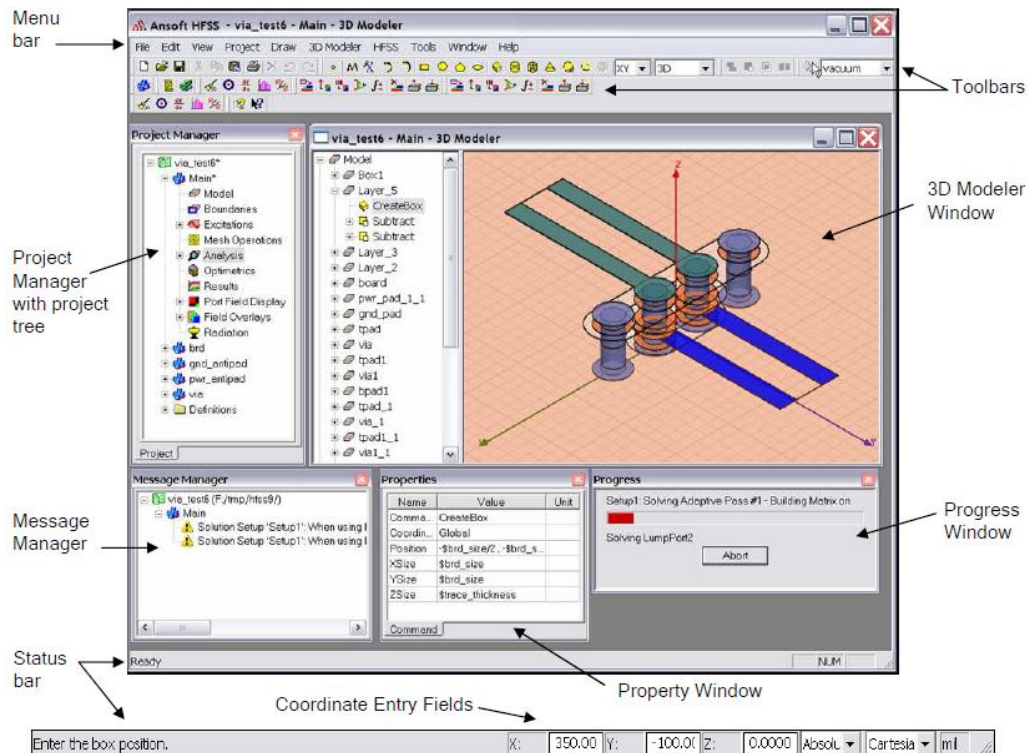
### **Περιβάλλον Σχεδίασης HFSS (High Frequency Structure Simulator)**

Το HFSS είναι ένας προσομοιωτής υψηλών επιδόσεων, για ηλεκτρομαγνητικά πεδία πλήρους κύματος. Εκμεταλλεύεται το οικείο γραφικό περιβάλλον των Microsoft Windows. Ενσωματώνει προσομοιώσεις, οπτικοποίηση, στερεά μοντελοποίηση, αυτοματοποίηση και δίνει γρήγορες και ακριβείς λύσεις σε τρισδιάστατα ηλεκτρομαγνητικά προβλήματα. Το HFSS χρησιμοποιεί τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων, η οποία αναλύθηκε ανωτέρω[57]. Το HFSS χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό:

- Ηλεκτρομαγνητικών πεδίων σε μία κλειστή δομή.
- Κοντινών και μακρινών πεδίων σε μία ανοιχτή δομή.
- Χαρακτηριστικών αντιστάσεων στις εισόδους και τις εξόδους μίας δομής.
- Σταθερών διάδοσης.
- Γενικευμένων παραμέτρων σκέδασης (S11 Παραμέτρων).
- Ρυθμών διάδοσης μιας δομής.
- Συχνοτήτων συντονισμού.

Το HFSS παρέχει περιβάλλον CAD για τη σχεδίαση του συστήματος. Ο χρήστης πρέπει να σχεδιάσει το σύστημα, να καθορίσει τη γεωμετρία του προβλήματος καθώς και τα υλικά που χρησιμοποιούνται, τις θύρες εισόδου και εξόδου, και τα ειδικά χαρακτηριστικά των επιφανειών της δομής. Η βασική δομή που χρησιμοποιείται είναι το τετράεδρο, στο οποίο υπολογίζεται το ηλεκτρομαγνητικό πεδίο. Οι εξισώσεις Maxwell, στη συνέχεια, μετασχηματίζονται σε εξισώσεις πινάκων και λύνονται με

κάποια αριθμητική μέθοδο. Μία ενδεικτική εικόνα του HFSS φαίνεται στην **Εικόνα 2.27**.



**Εικόνα 2.27** Ενδεικτική εικόνα του HFSS

***Κεφάλαιο 3:***  
***Μελέτη και Βελτιστοποίηση Φορετής***  
***Μικροταινιακής Κεραίας Με***  
***Βραχυκυκλωμένη Ταινία***  
***Ακτινοβολίας***

**Περίληψη**

Στο κεφάλαιο αυτό σχεδιάζεται μία φορετή κεραία με βραχυκυκλωμένη ταινία ακτινοβολίας [58]. Η κεραία της βιβλιογραφίας, λειτουργεί στη συχνότητα των 430MHz. Οι παράμετροι της κεραίας τροποποιούνται ώστε η κεραία να λειτουργεί στη ζώνη MEDRadio. Έπειτα, γίνεται προσπάθεια να υπάρξει δεύτερος συντονισμός στη ζώνη ISM.

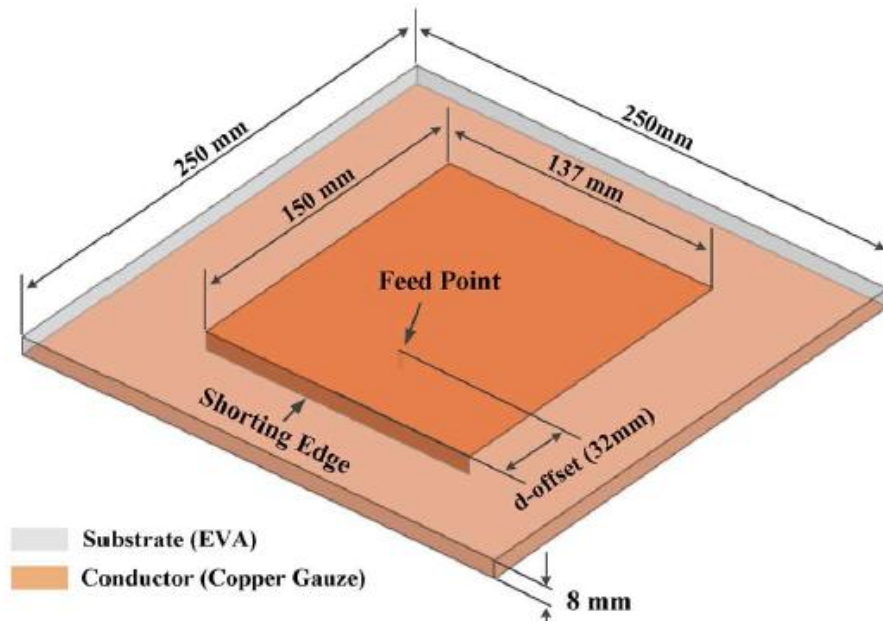


### 3.1 Κεραία Με Βραχυκυκλωμένη Ταινία Ακτινοβολίας

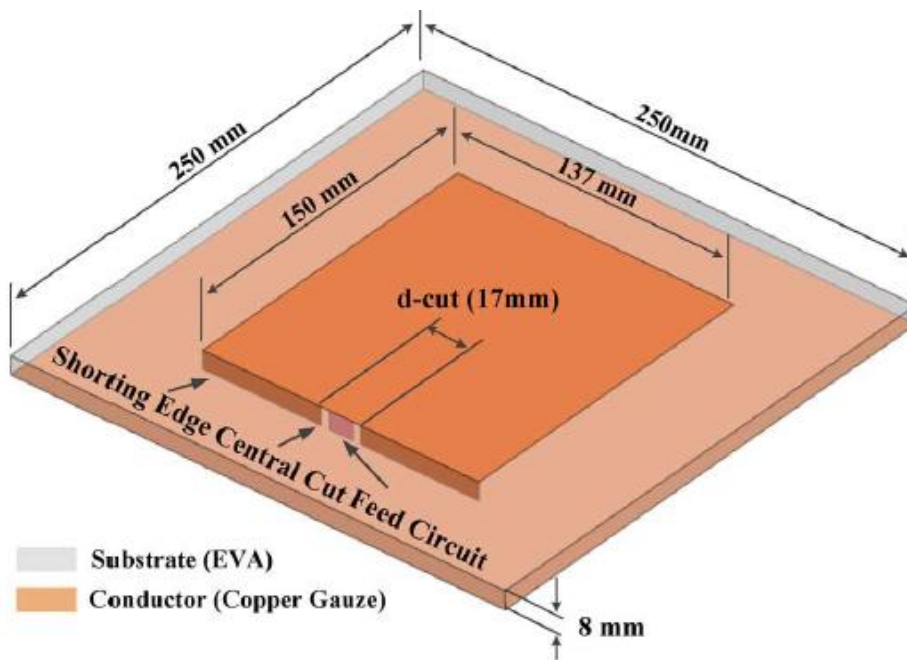
Όπως αναφέρθηκε παραπάνω, οι κεραίες με βραχυκυκλωμένη μεταλλική ταινία ακτινοβολίας είναι από τις πιο υποσχόμενες δομές λόγω της απλότητας τους. Θωρακίζοντας, μάλιστα, τη γείωση επιτυγχάνεται να μην επηρεάζονται σημαντικά από το ανθρώπινο σώμα και να προσφέρουν επαρκές εύρος ζώνης όταν λειτουργούν στα 900 MHz και στα 2.4 GHz. Το πρόβλημα δημιουργείται όταν η συχνότητα λειτουργίας μειώνεται στα 403 MHz [58]. Στη συχνότητα αυτή πρέπει το υπόστρωμα να γίνει πολύ παχύ, διαφορετικά το εύρος ζώνης λειτουργίας θα είναι πολύ στενό.

Το υλικό που χρησιμοποιείται ως υπόστρωμα [58] είναι το EVA (Ethylene Vinyl Acetate- Συμπολυμερές αιθυλενίου και οξικού βινυλίου). Το υπόστρωμα έχει διαστάσεις 250mm x 250mm x 8mm. Το υλικό αυτό έχει πολύ χαμηλή διηλεκτρική σταθερά  $\epsilon_r$  (από 1.1-1.2). Στη συγκεκριμένη εφαρμογή επιλέγεται  $\epsilon_r = 1.17$  και  $\tan\delta=0.04$  [58]. Επίσης, η χρήση EVA σαν υπόστρωμα καθιστά την κεραία εύκαμπτη και ανθεκτική στην παραμόρφωση [58]. Ακόμη, επειδή είναι ένα υλικό που μπορεί να βρεθεί εύκολα στην αγορά και σε αρκετά χαμηλές τιμές, υπάρχει η δυνατότητα κατασκευής μεγάλων ποσοτήτων. Το υλικό που επιλέγεται να χρησιμοποιηθεί ως ταινία ακτινοβολίας είναι ο χαλκός. Η μεταλλική ταινία ακτινοβολίας έχει διαστάσεις 150mm x 137mm [58].

Η **Εικόνα 3.1(α)** δείχνει τη συνηθισμένη δομή μίας κεραίας με βραχυκυκλωμένη ταινία ακτινοβολίας. Τοποθετείται ένα τοίχωμα βραχυκύκλωσης κατά μήκος του ενός άκρου της ταινίας. Η προσαρμογή της συχνότητας πραγματοποιείται με ρύθμιση της τροφοδοσίας doffset κατά μήκος της θέσης του συμμετρικού άξονα. Η εικόνα 3.1(β) δείχνει το προτεινόμενο στη βιβλιογραφία [58] σχέδιο για την κεραία. Η θέση της τροφοδοσίας μετακινείται σε μία κεντρική εγκοπή dcut στο βραχυκυκλωμένο άκρο, και το πλάτος της εγκοπής dcut λειτουργεί ως παράμετρος συντονισμού.



(α)

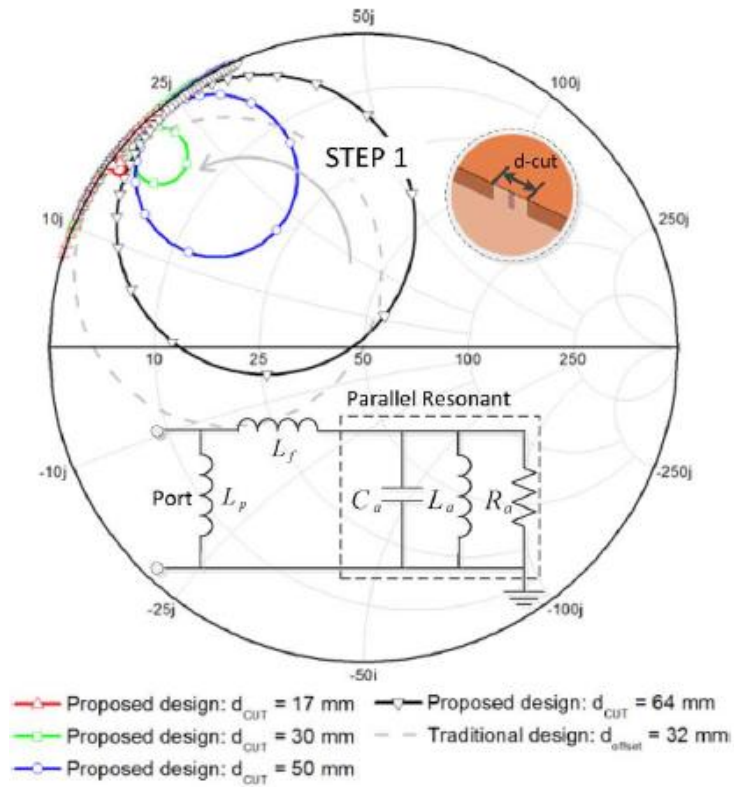


(β)

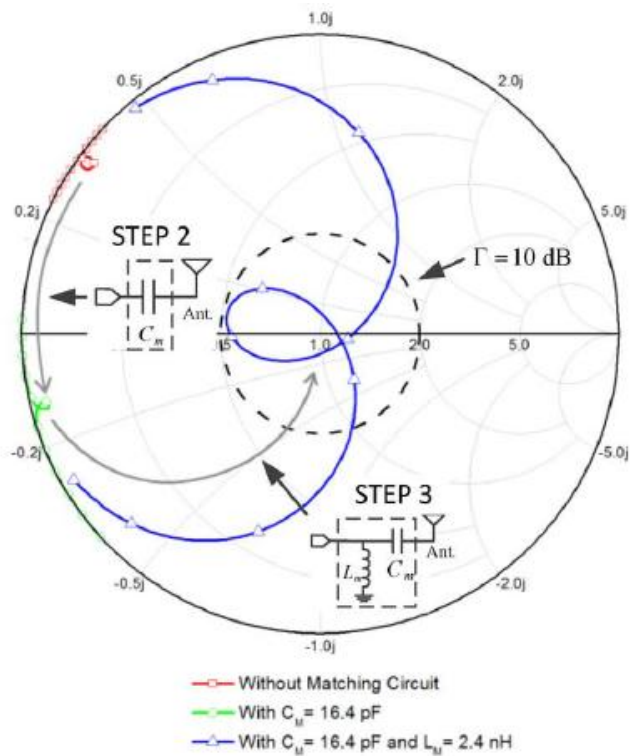
**Εικόνα 3.1(α) Γεωμετρία κεραίας με βραχυκυκλωμένη ταινία ακτινοβολίας (β) Γεωμετρία της κεραίας της βιβλιογραφίας [58]**

Όπως αναφέρθηκε, σε αυτή τη συχνότητα λειτουργίας το πρόβλημα είναι το στενό εύρος ζώνης λειτουργίας [58]. Για να επεκταθεί το εύρος ζώνης λειτουργίας χρησιμοποιούνται δύο επιπλέον στοιχεία  $C_m$  και  $L_m$ . Οι αρχές της μεθόδου προσαρμογής [58] είναι οι εξής:





(α)



(β)

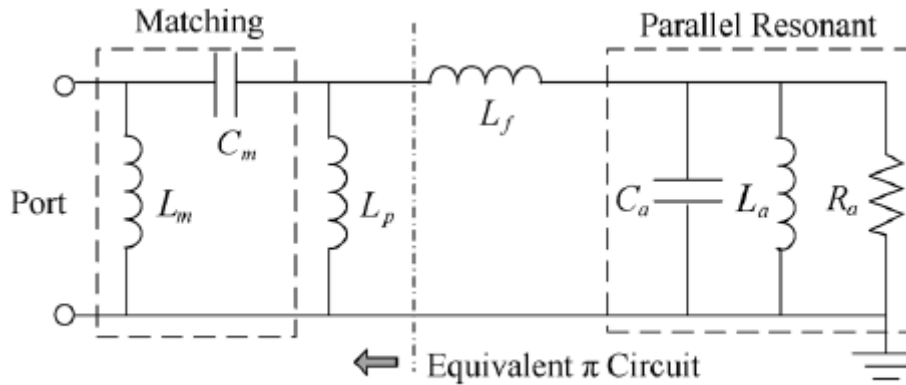
Εικόνα 3.2 (α) Η επίδραση της προσαρμογής της  $d_{\text{cut}}$  (β) Η επίδραση της προσθήκης των  $C_m$  και  $L_m$  [58]

1 Ρυθμίζεται η τιμή της  $dcut$ , ώστε να επιτευχθεί κατάλληλη αντίσταση βρόχου (Εικόνα 3.2(α)).

2 Προστίθεται ένας πυκνωτής  $C_m$  σε σειρά με την κεραία. Προσαρμόζεται η τιμή του ώστε ο βρόχος αντίστασης να μετακινηθεί στο βρόχο εισόδου ( $Y=1$ ) στη χαμηλότερη αριστερή πλευρά του διαγράμματος Smith (Εικόνα 3.2(β)).

3 Προστίθεται ένα πηνίο  $L_m$  παράλληλα στην είσοδο. Προσαρμόζεται η τιμή του ώστε το  $T_m$  να γίνει  $<-10dB$  (Εικόνα 3.2(β)).

Το ισοδύναμο κύκλωμα της κεραίας που προτάθηκε στη βιβλιογραφία[58] και παρουσιάστηκε παραπάνω φαίνεται στην Εικόνα 3.3.



**Εικόνα 3.3 Η μέθοδος προσαρμογής και το ισοδύναμο κύκλωμα**

Οι τιμές των στοιχείων είναι  $R_a=348\Omega$ ,  $L_a=4.2\text{ nH}$ ,  $C_a=34.3\text{ pF}$ ,  $L_f=87\text{ nH}$ ,  $L_p=6.5\text{ nH}$ ,  $C_m=16.4\text{ pF}$ ,  $L_m=2.4\text{ nH}$ . Με κατάλληλες πράξεις θα υπολογιστεί την ισοδύναμη αντίσταση του κυκλώματος.

Αρχικά, υπολογίζεται η αντίσταση  $Z_1$ , η οποία είναι η ισοδύναμη αντίσταση της παραλληλίας της αντίστασης  $R_a$  και του πηνίου  $L_a$

$$Z_1 = \frac{R_a * L_a}{R_a + L_a} = \frac{348 * j * 2 * \pi * 430 * 10^6 * 4.2 * 10^{-9}}{348 + j * 2 * \pi * 430 * 10^6 * 4.2 * 10^{-9}} = 0.37 + j11.34$$

Έπειτα, υπολογίζεται η αντίσταση  $Z_2$ , η οποία είναι η ισοδύναμη αντίσταση της παραλληλίας της αντίστασης  $Z_1$  και του πυκνωτή  $C_a$ .

$$Z_2 = \frac{Z_1 * C_a}{Z_1 + C_a} = \frac{(0.37 + j11.43) * \left( \frac{1}{j * 2 * \pi * 430 * 10^6 * 34.3 * 10^{-12}} \right)}{0.37 + j11.34 + \frac{1}{j * 2 * \pi * 430 * 10^6 * 34.3 * 10^{-12}}}$$

$$= 78.9 - j147.1$$

Στη συνέχεια υπολογίζεται η αντίσταση  $Z_3$ , η οποία προκύπτει από τη σύνδεση σε σειρά της αντίστασης  $Z_2$  και του πηνίου  $L_f$ .

$$Z_3 = Z_2 + L_f = 78.9 - j147.1 + j * 2 * \pi * 430 * 10^6 * 87 * 10^{-9} = 78.9 + j88$$

Έπειτα, υπολογίζεται η αντίσταση  $Z_4$ , η οποία προκύπτει από την παράλληλη σύνδεση της αντίστασης  $Z_3$  και του πηνίου  $L_p$ .

$$Z_4 = \frac{Z_3 * L_p}{Z_3 + L_p} = \frac{(78.9 + j88) * j * 2 * \pi * 430 * 10^6 * 6.5 * 10^{-9}}{78.9 + j88 + j * 2 * \pi * 430 * 10^6 * 6.5 * 10^{-9}} = 1.4 + j15.7$$

Η τιμή της  $Z_4$  είναι η αντίσταση εισόδου της κεραίας πριν χρησιμοποιηθεί η τεχνική προσαρμογής. Θα υπολογιστεί τώρα την αντίσταση εισόδου, χρησιμοποιώντας και τη μέθοδο προσαρμογής, η οποία αναλύθηκε προηγουμένως. Αρχικά, υπολογίζεται η αντίσταση  $Z_5$ , η οποία υπολογίζεται από τη σύνδεση σε σειρά της αντίστασης  $Z_4$  και του πυκνωτή  $C_m$ .

$$Z_5 = Z_4 + C_m = 1.4 + j15.7 + \frac{1}{j * 2702 * 16.4 * 10^{-6}} = 1.4 - j6.9$$

Τέλος, υπολογίζεται η αντίσταση  $Z_6$ , η οποία προκύπτει από την παράλληλη σύνδεση της αντίστασης  $Z_5$  και του πηνίου  $L_m$ .

$$Z_6 = \frac{Z_5 * L_m}{Z_5 + L_m} = \frac{(1.4 - j6.9) * (j * 2702 * 2.4 * 10^{-3})}{1.4 - j * 6.9 + j * 2702 * 2.4 * 10^{-3}} = 27.6 + j14.7$$

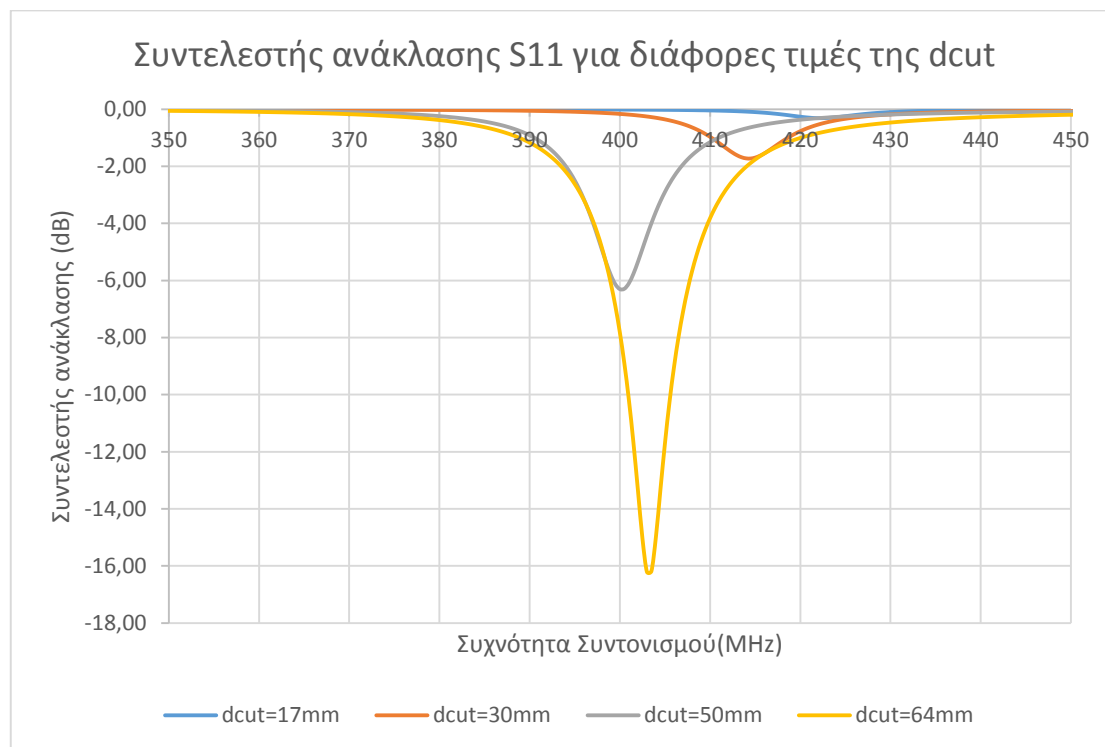
## **3.2 Τροποποίηση φορετής κεραίας με βραχυκυκλωμένη ταινία ακτινοβολίας για λειτουργία στη ζώνη MEDRadio**

### **3.2.1 Χρήση ισοδύναμης αντίστασης**

Η κεραία της βιβλιογραφίας, τροποποιείται ώστε να λειτουργεί στη ζώνη MEDRadio. Παρακάτω, παρουσιάζονται οι προσομοιώσεις που πραγματοποιήθηκαν, ώστε να διαπιστωθεί με ποιες τιμές των παραμέτρων η συχνότητα συντονισμού της κεραίας βρίσκεται στην επιθυμητή ζώνη.

Έχοντας υπολογίσει την ισοδύναμη αντίσταση, η κεραία προσομοιώνεται στον HFSS, για διάφορες τιμές της  $d_{cut}$ .

Στο αρχικό στάδιο, ρυθμίζεται η τροφοδοσία να έχει αντίσταση  $1.4\Omega$  και επαγωγική αντίσταση  $15.7\Omega$ . Στην **Εικόνα 3.4**, παρουσιάζεται ο συντελεστής ανάκλασης της κεραίας για 4 διαφορετικές τιμές της  $d_{cut}$ , οι οποίες προτείνονται στη βιβλιογραφία [58].

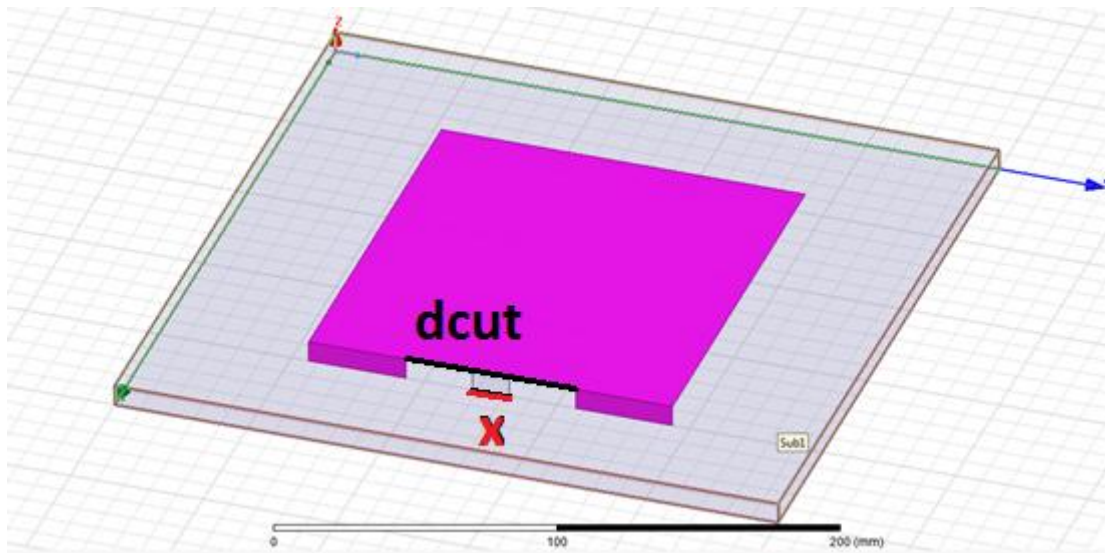


**Εικόνα 3.4** Συντελεστής ανάκλασης για διάφορες τιμές της  $d_{cut}$ .

Όπως φαίνεται στην **Εικόνα 3.4** για  $d_{cut}=17\text{mm}$  η κεραία δε συντονίζεται καθώς ο συντελεστής ανάκλασης είναι  $S_{11}=-0.3\text{ dB}$ . Όταν η  $d_{cut}$  μεγαλώνει και γίνεται ίση με  $30\text{mm}$ , η κεραία συνεχίζει να μην συντονίζεται αν και ο συντελεστής ανάκλασης μικραίνει σε σχέση με την περίπτωση που η  $d_{cut}$  είναι  $17\text{mm}$  και γίνεται  $S_{11}=-1.88\text{dB}$ . Όταν η  $d_{cut}$  μεγαλώνει περαιτέρω και γίνεται ίση με  $50\text{mm}$ , η κεραία εξακολουθεί να μην συντονίζεται. Όπως ήταν αναμενόμενο, ο συντελεστής ανάκλασης μειώνεται περαιτέρω και γίνεται  $S_{11}=-6.23\text{dB}$ . Τέλος, όταν η εγκοπή  $d_{cut}$  γίνει ίση με  $64\text{mm}$  παρατηρείται ότι η κεραία συντονίζεται.

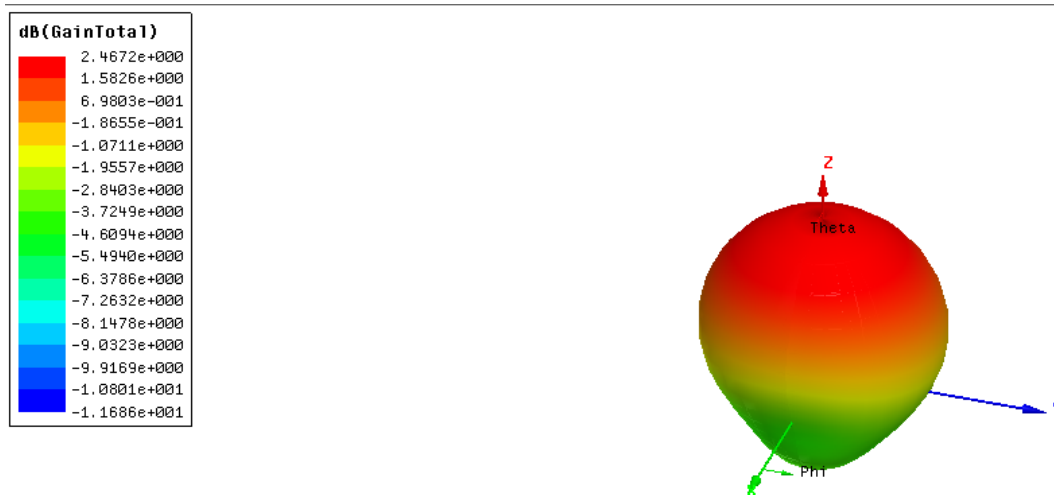
Η συχνότητα λειτουργίας της είναι **402.7 MHz** (αποδεκτή, καθώς βρίσκεται στην ζώνη MEDRadio). Ο συντελεστής ανάκλασης είναι  **$S_{11}=-16.2\text{ dB}$** , και το εύρος ζώνης **5.2MHz** (400-405.2 MHz).

Η **Εικόνα 3.5** δείχνει τη δομή της προσομοιωμένης κεραίας με κεντρική εγκοπή  $d_{cut}=64\text{mm}$ . Το μήκος της τροφοδοσίας (μεταβλητή  $x$ ) ορίζεται ίσο με  $14\text{mm}$ .



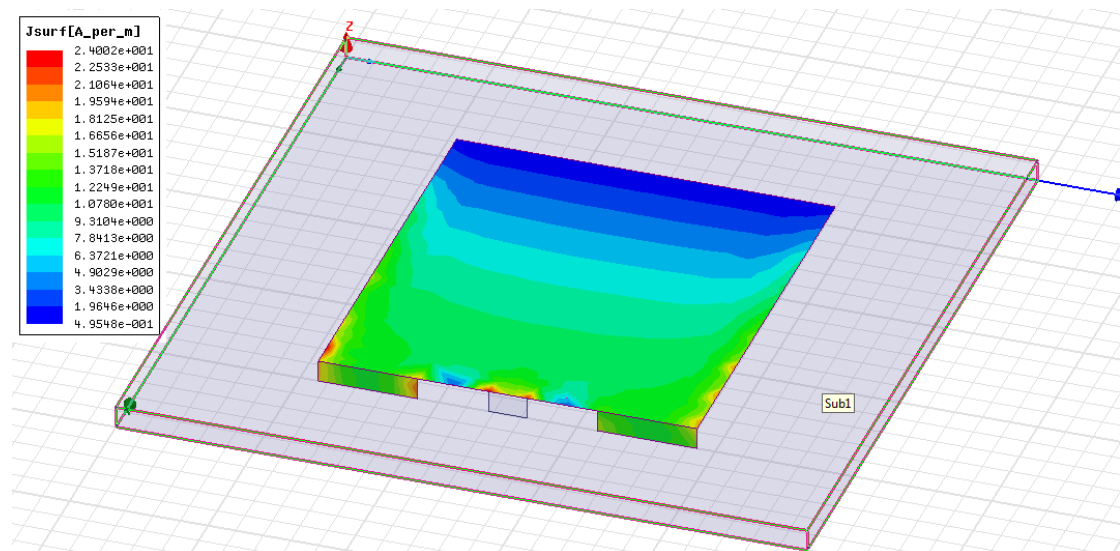
**Εικόνα 3.5** Δομή κεραίας με  $dcut=64\text{mm}$

Το κέρδος της κεραίας φαίνεται στην **Εικόνα 3.6**.



**Εικόνα 3.6** Κέρδος κεραίας με  $dcut=64\text{mm}$

Η **Εικόνα 3.7** δείχνει την κατανομή του ρεύματος στην ταινία ακτινοβολίας στα 403MHz.

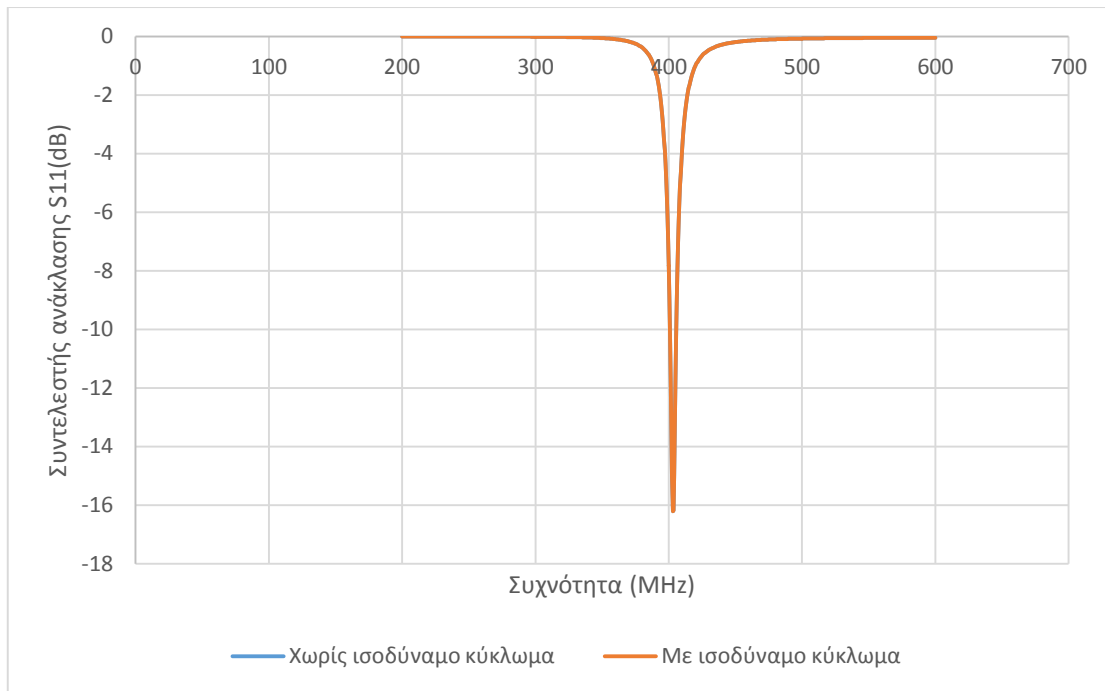


**Εικόνα 3.7 Κατανομή του ρεύματος στην ταινία ακτινοβολίας**

Όπως φαίνεται στην **Εικόνα 3.7**, η μεγαλύτερη πυκνότητα ρεύματος, η οποία απεικονίζεται με κόκκινο χρώμα, παρατηρείται στις ασυνέχειες της ταινίας ακτινοβολίας. Αυτό οφείλεται στο γεγονός, ότι η ακτινοβολία της κεραίας πραγματοποιείται από τα σημεία τα οποία παρουσιάζουν ασυνέχεια.

### 3.2.2 Χρήση ισοδύναμου κυκλώματος

Στην ανωτέρω ενότητα διαπιστώθηκε ότι η τροποποιημένη κεραία συντονίζεται όταν η κεντρική εγκοπή  $d_{cut}$  είναι ίση με 64mm και η μεταβλητή  $x$  είναι 14mm. Αυτός ο συντονισμός της κεραίας επιτυγχάνεται όταν η ισοδύναμη αντίσταση εισόδου είναι  $1.4 + j15.7$ . Στο εργαστήριο είναι διαθέσιμο ομοαξονικό καλώδιο με ωμική αντίσταση 50Ω. Για το λόγο αυτό θα γίνει προσπάθεια να τροποποιηθεί περαιτέρω η κεραία. Η αντίσταση εισόδου θα οριστεί στα 50Ω και η επαγωγική αντίσταση εισόδου στα 0Ω. Η ισοδύναμη αντίσταση που χρησιμοποιήθηκε στις προηγούμενες προσομοιώσεις, θα αντικατασταθεί από μία παράλληλη συστοιχία μίας αντίστασης 0.33Ω και ενός πηνίου 363nH.



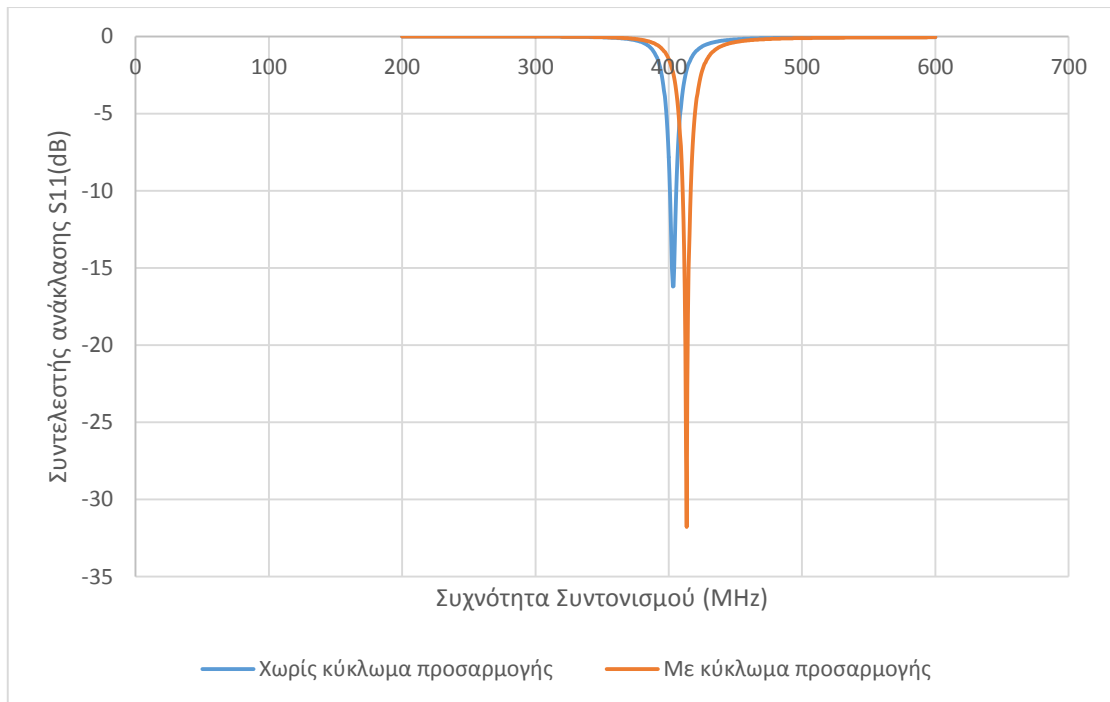
**Εικόνα 3.8** Συντελεστής ανάκλασης κεραίας με  $d_{cut}=64\text{mm}$  και παράλληλη συστοιχία αντίστασης και πηνίου

Όπως φαίνεται στην **Εικόνα 3.8**, όταν χρησιμοποιηθεί η συστοιχία αντίστασης-πηνίου έχουμε ακριβώς τα ίδια αποτελέσματα με πριν. Δηλαδή, η κεραία συντονίζεται όταν η κεντρική εγκοπή  $d_{cut}$  είναι 64mm. Η συχνότητα λειτουργίας της είναι 402.7 MHz, τιμή αποδεκτή, καθώς βρίσκεται στην ζώνη MEDRadio. Ο συντελεστής ανάκλασης είναι  $S_{11}=-16.2\text{ dB}$ , και το εύρος ζώνης 5.2MHz (400-405.2 MHz).

### 3.2.3 Χρήση κυκλώματος προσαρμογής

Θα χρησιμοποιηθεί η μέθοδος προσαρμογής που προτείνεται στη βιβλιογραφία για να αυξηθεί το εύρος ζώνης λειτουργίας της κεραίας και να επιτευχθεί διπλός συντονισμός.

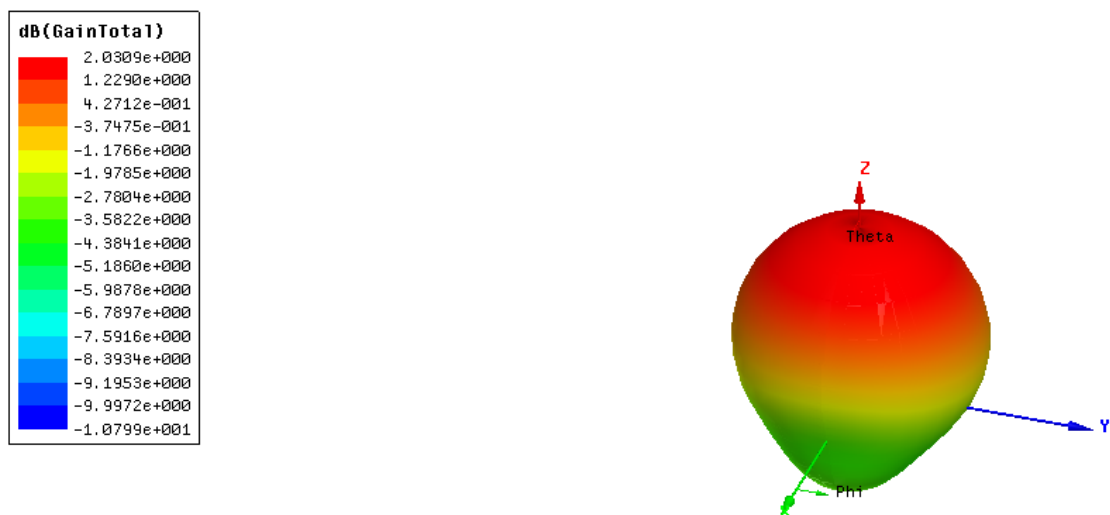
Όπως αναφέρθηκε παραπάνω, η μέθοδος της προσαρμογής πραγματοποιείται εισάγοντας έναν πυκνωτή και ένα πηνίο. Η νέα ισοδύναμη αντίσταση είναι  $27.6 + j14.7$ . Για να επιτευχθεί αυτή η ισοδύναμη αντίσταση εισάγεται ένας πυκνωτής παράλληλα με μία αντίσταση, στο επίπεδο της γείωσης της κεραίας. Οι τιμές των στοιχείων αυτών, είναι  $R=38\Omega$  και  $L=30\text{nH}$ . Η προσομοίωση της κεραίας, αφού έχουν εισαχθεί τα στοιχεία αυτά παρουσιάζεται στην **Εικόνα 3.9**.



**Εικόνα 3.9 Συντελεστής ανάκλασης κεραίας μετά την προσαρμογή**

Όπως φαίνεται στην **Εικόνα 3.9**, χρησιμοποιώντας το κύκλωμα προσαρμογής, δεν επιτυγχάνεται διπλός συντονισμός. Η απόλυτη τιμή του συντελεστή ανάκλασης αυξάνεται, όμως η συχνότητα συντονισμού αλλάζει και γίνεται 412MHz. Παύει δηλαδή να βρίσκεται στη ζώνη MEDRadio.

Το κέρδος της κεραίας σε αυτή την περίπτωση φαίνεται στην **Εικόνα 3.10**.



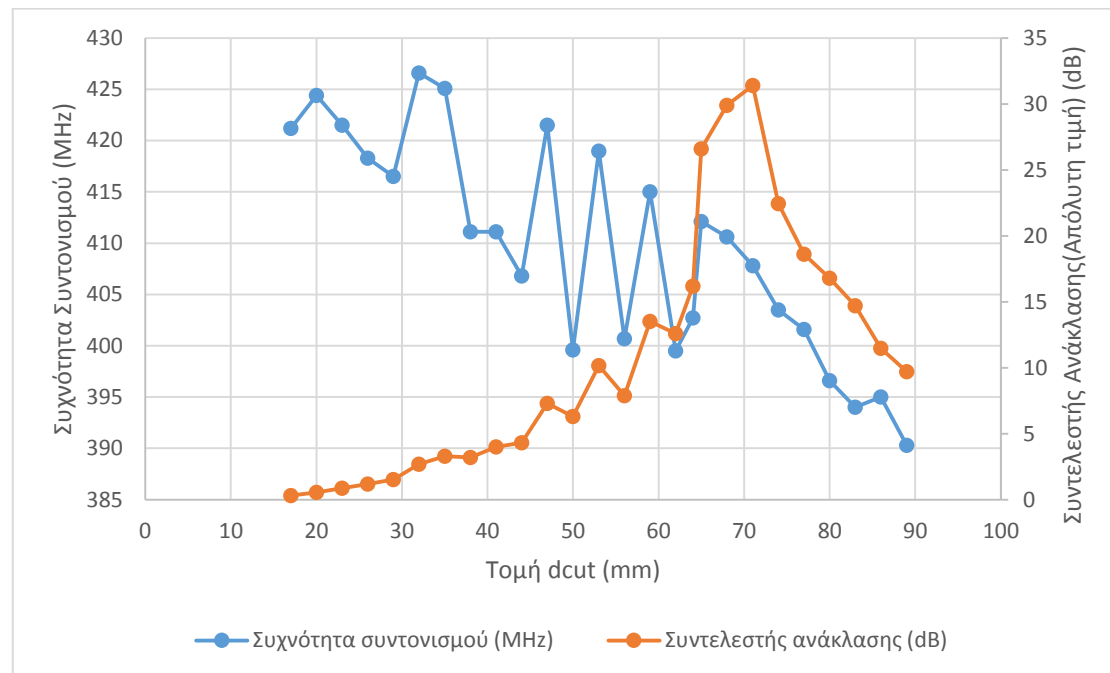
**Εικόνα 3.10 Κέρδος της κεραίας με το κύκλωμα προσαρμογής**



### 3.2.4 Παραμετρική Μελέτη

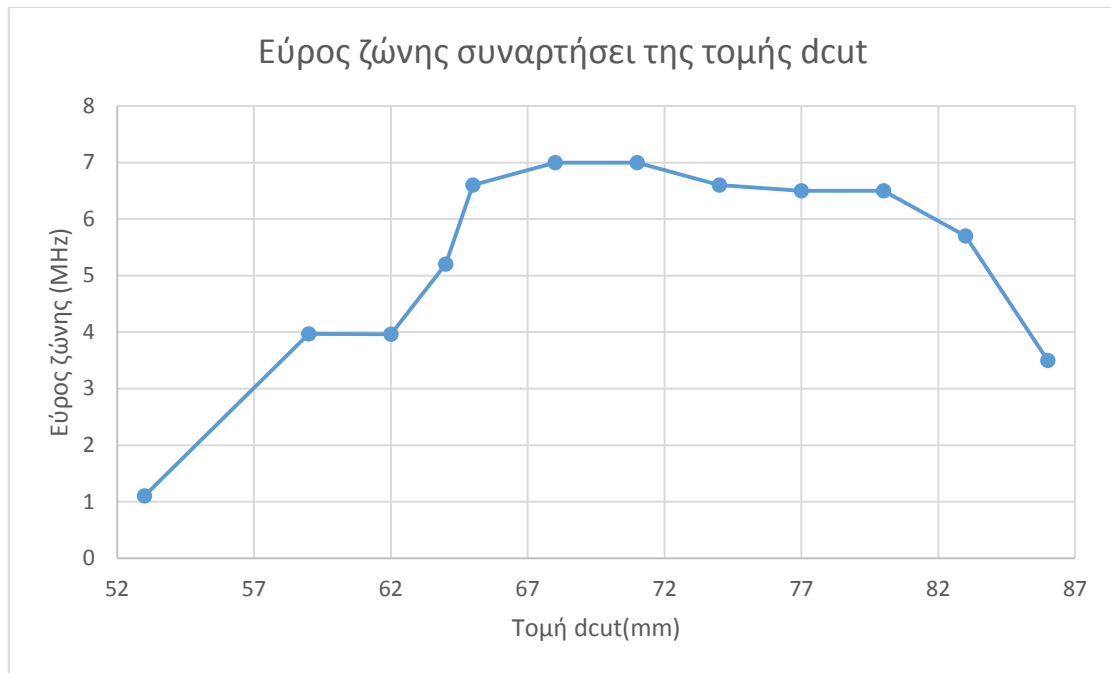
Στη συνέχεια, μελετάται η μεταβολή της συμπεριφοράς της κεραίας σε συνάρτηση με α) την εγκοπή  $d_{cut}$  και β) το μέγεθος της τροφοδοσίας  $x$ .

Αρχικά, κρατώντας σταθερό το μήκος της τροφοδοσίας (μεταβλητή  $x$ ) θα μελετηθεί η συμπεριφορά της κεραίας όταν μεταβάλλεται το μέγεθος της κεντρικής εγκοπής (μεταβλητή  $d_{cut}$ ). Η τιμή της εγκοπής  $d_{cut}$  αρχικοποιείται στα 17mm, και αυξάνεται κατά 3mm σε κάθε επανάληψη. Σε κάθε μία από τις κεραίες που προκύπτουν πραγματοποιείται μία βελτιστοποίηση στον προσομοιωτή Ansoft HFSS. Για τη βελτιστοποίηση χρησιμοποιείται ο αλγόριθμος Quasi-Newton. Στην **Εικόνα 3.11** φαίνεται η συχνότητα συντονισμού συναρτήσει της εγκοπής  $d_{cut}$  και ο αντίστοιχος συντελεστής ανάκλασης.



**Εικόνα 3.11 Συχνότητα συντονισμού και συντελεστής ανάκλασης συναρτήσει του μήκους της εγκοπής  $d_{cut}$**

Παρατηρώντας την **Εικόνα 3.11** φαίνεται ότι η κεραία αρχίζει να συντονίζεται όταν η τιμή της  $d_{cut}$  γίνει τουλάχιστον 53mm. Για τις τιμές στις οποίες παρατηρείται συντονισμός παρουσιάζεται στην **Εικόνα 3.12** το εύρος ζώνης λειτουργίας της κεραίας.



**Εικόνα 3.12** Εύρος ζώνης λειτουργίας συναρτήσει του μήκους της κεντρικής εγκοπής dcut

Όπως φαίνεται στην **Εικόνα 3.12**, το εύρος ζώνης της κεραίας είναι μικρό για μικρές τιμές της μεταβλητής dcut. Αυξάνεται καθώς αυξάνεται η τιμή της μεταβλητής dcut μέχρι να γίνει ίση με 69mm. Έπειτα, αρχίζει να μειώνεται.

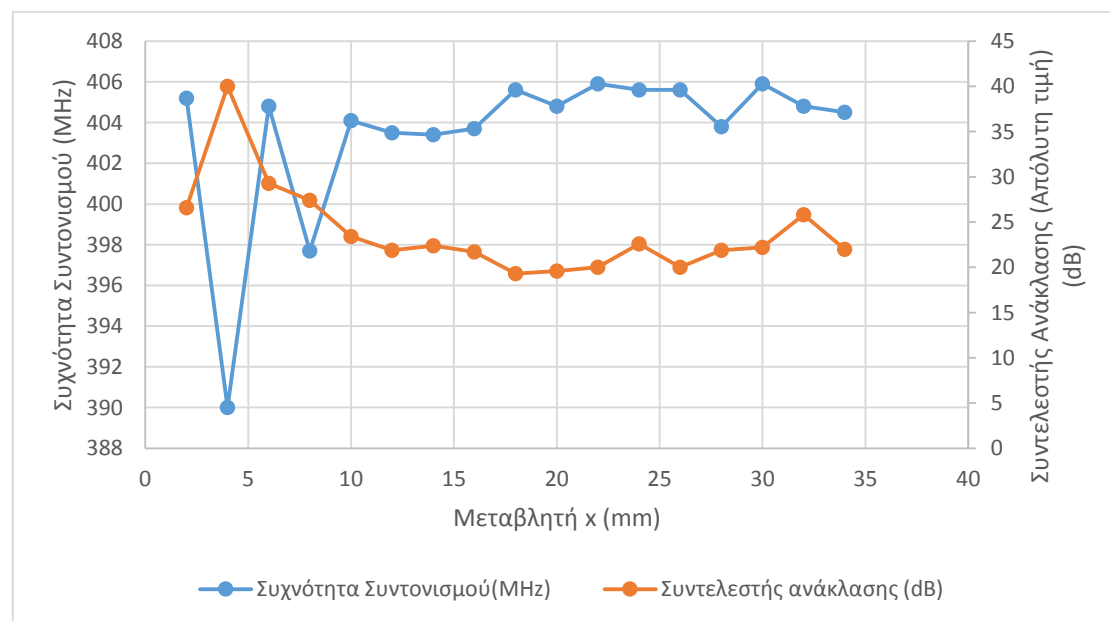
Στην **Εικόνα 3.13** φαίνεται το αντίστοιχο κέρδος της κεραίας.



**Εικόνα 3.13** Κέρδος της κεραίας συναρτήσει του μήκους της κεντρικής εγκοπής dcut

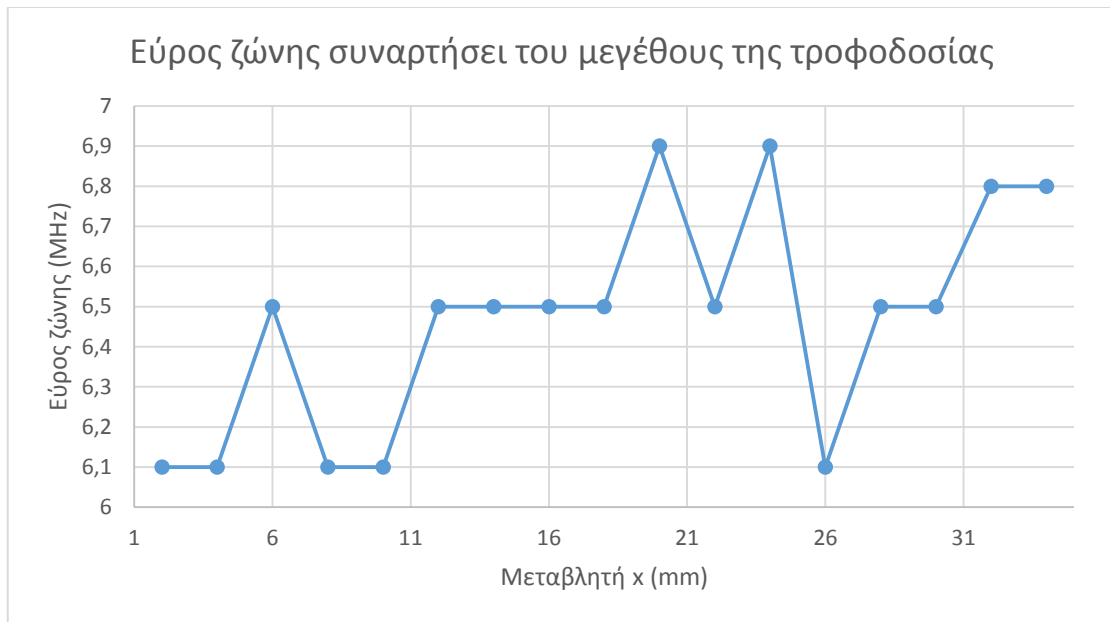
Συνδυάζοντας τις **Εικόνες 3.11-3.13**, εξάγεται το συμπέρασμα ότι η βελτιστοποίηση της κεραίας στη ζώνη MEDRadio επιτυγχάνεται όταν το μέγεθος της κεντρικής εγκοπής dcut είναι ίσο με 74mm. Στην περίπτωση αυτή, υπάρχει συντονισμός σε συχνότητα 403.5MHz, όπου ο συντελεστής ανάκλασης είναι -22.45dB, το εύρος ζώνης είναι 6.6MHz και το κέρδος της κεραίας 2.43dB.

Διαπιστώθηκε ότι η βελτιστοποίηση της κεραίας πραγματοποιείται όταν το μήκος της κεντρικής εγκοπής dcut είναι ίσο 74mm. Θα πραγματοποιηθεί μία ακόμη παραμετρική μελέτη, διατηρώντας σταθερό το μήκος της κεντρικής εγκοπής (μεταβλητή dcut) και ίσο με 74mm, μεταβάλλοντας το μήκος της τροφοδοσίας (μεταβλητή x). Η τιμή της μεταβλητής x αρχικοποιείται στα 2mm. Η μεταβλητή x αυξάνεται κατά 2mm σε κάθε επανάληψη. Σε κάθε μία από τις κεραίες που προκύπτουν πραγματοποιείται μία βελτιστοποίηση στον προσομοιωτή Ansoft HFSS. Για τη βελτιστοποίηση χρησιμοποιείται ο αλγόριθμος Quasi-Newton. Στην **Εικόνα 3.14** φαίνεται η συχνότητα συντονισμού συναρτήσει της μεταβλητής x και ο αντίστοιχος συντελεστής ανάκλασης.

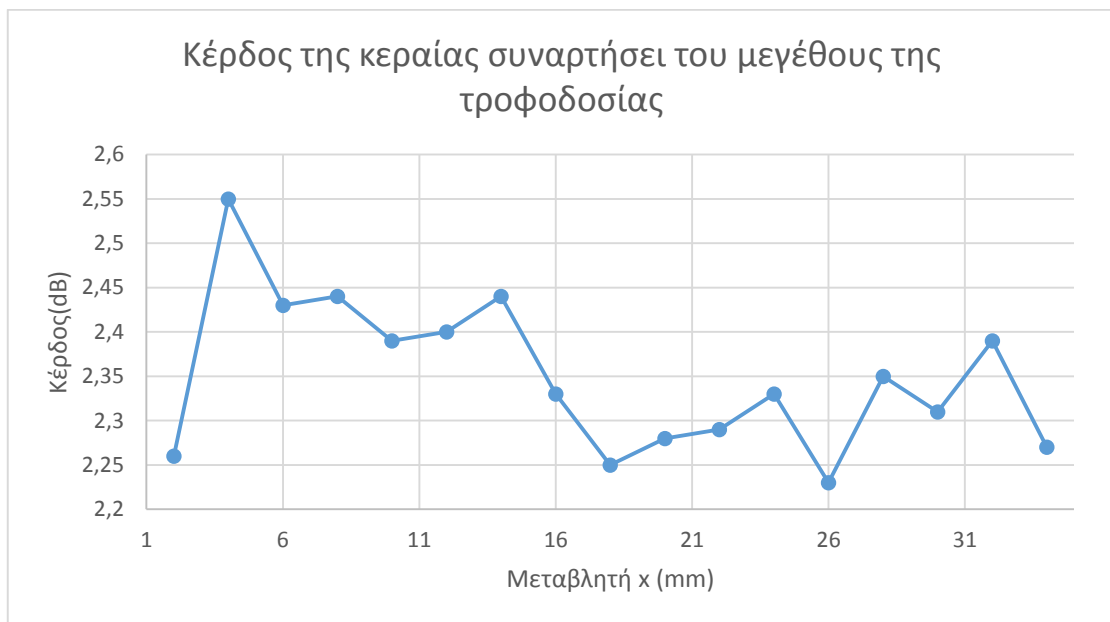


**Εικόνα 3.14 Συχνότητα συντονισμού και συντελεστής ανάκλασης συναρτήσει του μήκους της τροφοδοσίας (μεταβλητή x)**

Όπως φαίνεται στην **Εικόνα 3.14**, η κεραία συντονίζεται για όλες τις τιμές της μεταβλητής x. Στην **Εικόνα 3.15** παρουσιάζεται το εύρος ζώνης λειτουργίας της κεραίας και στην **Εικόνα 3.16** το αντίστοιχο κέρδος της κεραίας.



Εικόνα 3.15 Εύρος ζώνης συναρτήσει του μήκους της τροφοδοσίας (μεταβλητής x)



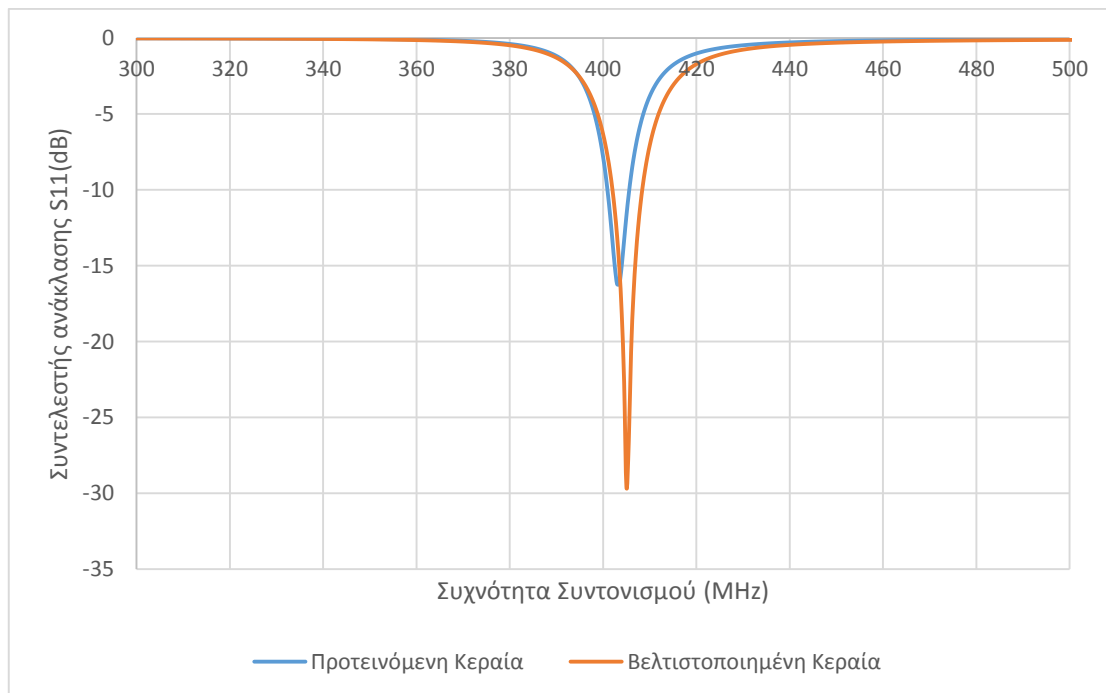
Εικόνα 3.16 Κέρδος της κεραίας συναρτήσει του μήκους της τροφοδοσίας (μεταβλητή x)

### 3.2.5 Βελτιστοποίηση της κεραίας για λειτουργία στη ζώνη MEDRadio

Συνδυάζοντας τις Εικόνες 3.14-3.16, εξάγεται το συμπέρασμα ότι η βελτιστοποίηση της κεραίας στη ζώνη MEDRadio επιτυγχάνεται όταν το μήκος της κεντρικής εγκοπής  $d_{cut}$  είναι ίσο με 74mm και η τιμή της μεταβλητής x είναι 6mm. Στην περίπτωση αυτή,

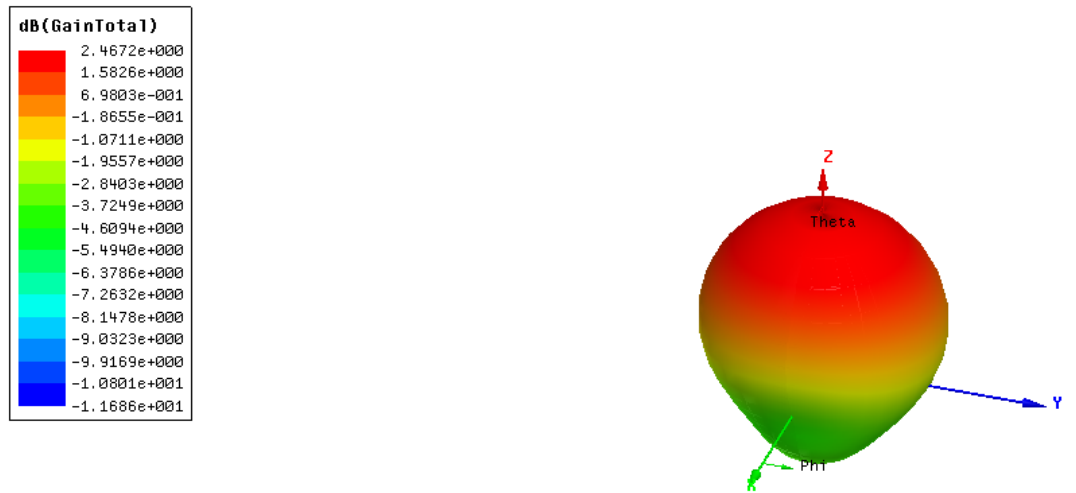
υπάρχει συντονισμός στα 404.8MHz, όπου ο συντελεστής ανάκλασης είναι -29.3dB, το εύρος ζώνης είναι 6.5MHz και το κέρδος της κεραίας 2.43dB.

Η **Εικόνα 3.17** δείχνει τη λειτουργία της βελτιστοποιημένης εκδοχής της κεραίας σε σύγκριση με τη λειτουργία της αρχικής κεραίας, και η **Εικόνα 3.18** δείχνει το κέρδος της βελτιστοποιημένης κεραίας σε σύγκριση με το κέρδος της αρχικής κεραίας.



**Εικόνα 3.17 Συχνότητα συντονισμού και συντελεστής ανάκλασης της βελτιστοποιημένης κεραίας σε σύγκριση με τη συχνότητα συντονισμού και το συντελεστή ανάκλασης της αρχικής κεραίας**

Όπως παρατηρείται στις **Εικόνες 3.17 και 3.18**, η βελτιστοποιημένη κεραία έχει πολύ μικρότερο συντελεστή ανάκλασης από την αρχική κεραία. Η συχνότητα συντονισμού μεταβάλλεται, όμως εξακολουθεί να είναι στη ζώνη MEDRadio και το εύρος ζώνης λειτουργίας είναι αρκετά μεγαλύτερο. Το κέρδος της βελτιστοποιημένης κεραίας είναι λίγο μικρότερο από το κέρδος της αρχικής κεραίας. Συνολικά, όμως, η λειτουργία της βελτιστοποιημένης κεραίας είναι αρκετά καλύτερη από τη λειτουργία της αρχικής κεραίας.



(α)



(β)

Εικόνα 3.18 (α) Κέρδος αρχικής κεραίας (β) Κέρδος βελτιστοποιημένης κεραίας

# ***Κεφάλαιο 4:***

## ***Σχεδίαση και Ανάπτυξης πρωτότυπης φορετής κεραίας διπλής ζώνης σχήματος U***

### **Περίληψη**

Στο κεφάλαιο αυτό, σχεδιάζεται μία πρωτότυπη φορετή μικροταινιακή κεραία σχήματος U. Η κεραία αυτή παρουσιάζει διπλό συντονισμό στη ζώνη MEDRadio και στη ζώνη ISM. Στη συνέχεια, η πρωτότυπη κεραία σχήματος U κατασκευάζεται στο εργαστήριο.





## 4.1 Σχεδιασμός Κεραίας σχήματος U

### 4.1.1 Υλικό Υποστρώματος FR-4

Στην πρώτη προσπάθεια σχεδιασμού της πρωτότυπης κεραίας σχήματος U, το υλικό που χρησιμοποιήθηκε ως υπόστρωμα είναι το FR-4. Το FR-4 έχει διηλεκτρική σταθερά  $\epsilon_r = 4.4$  και  $\tan\delta=0.02$ .

Το FR-4 είναι ένα σύνθετο υλικό, το οποίο αποτελείται από ένα ύφασμα fiberglass και μία εποξική ρητίνη η οποία είναι ανθεκτική στη φωτιά. Το FR-4 συντέθηκε για πρώτη φορά το 1968 από τη NEMA. Είναι ένα δημοφιλές και ευπροσάρμοστο πλαστικό υψηλής πίεσης, το οποίο έχει καλή αναλογία αντοχής-βάρους.[70] Η απορρόφηση υγρασίας από το FR-4 είναι σχεδόν μηδενική και όπως αναφέρθηκε παραπάνω, είναι πολύ σημαντικό, η απορρόφηση υγρασίας του υλικού που θα χρησιμοποιήσουμε να είναι πολύ χαμηλή. Για το λόγο αυτό, χρησιμοποιείται συχνά ως ηλεκτρικός μονωτής[70]. Επίσης, διατηρεί τις μηχανικές ιδιότητες του τόσο σε υγρά όσο και σε στεγνά περιβάλλοντα. Στον Πίνακα 4.1 φαίνονται κάποιες από τις πιο σημαντικές ιδιότητες του FR-4.

**Πίνακας 4.1 Ιδιότητες του FR-4[70]**

Απορρόφηση υγρασίας	-0.125
Αντοχή δεσμού	>1000 kg
Διηλεκτρική σταθερά	4.4
Tanδ	0.02
Διηλεκτρική αντοχή	20MV/m

Το μέγεθος του υποστρώματος της πρωτότυπης κεραίας που σχεδιάστηκε είναι συνάρτηση του μεγέθους της ταινίας ακτινοβολίας, καθώς και του πάχους του υποστρώματος. Η τιμή του πάχους του FR-4 που διατίθεται από τον κατασκευαστή κυμαίνεται από 0.05mm ως 100mm [70]. Στο εργαστήριο ήταν διαθέσιμο FR-4 πάχους 1.5mm. Συνεπώς, στην κατασκευή της κεραίας το πάχος θα παραμείνει σταθερό και ίσο με 1.5mm.

Η σχέση που συνδέει το μέγεθος του υποστρώματος με την ταινία ακτινοβολίας και το πάχος του υποστρώματος είναι η εξής:

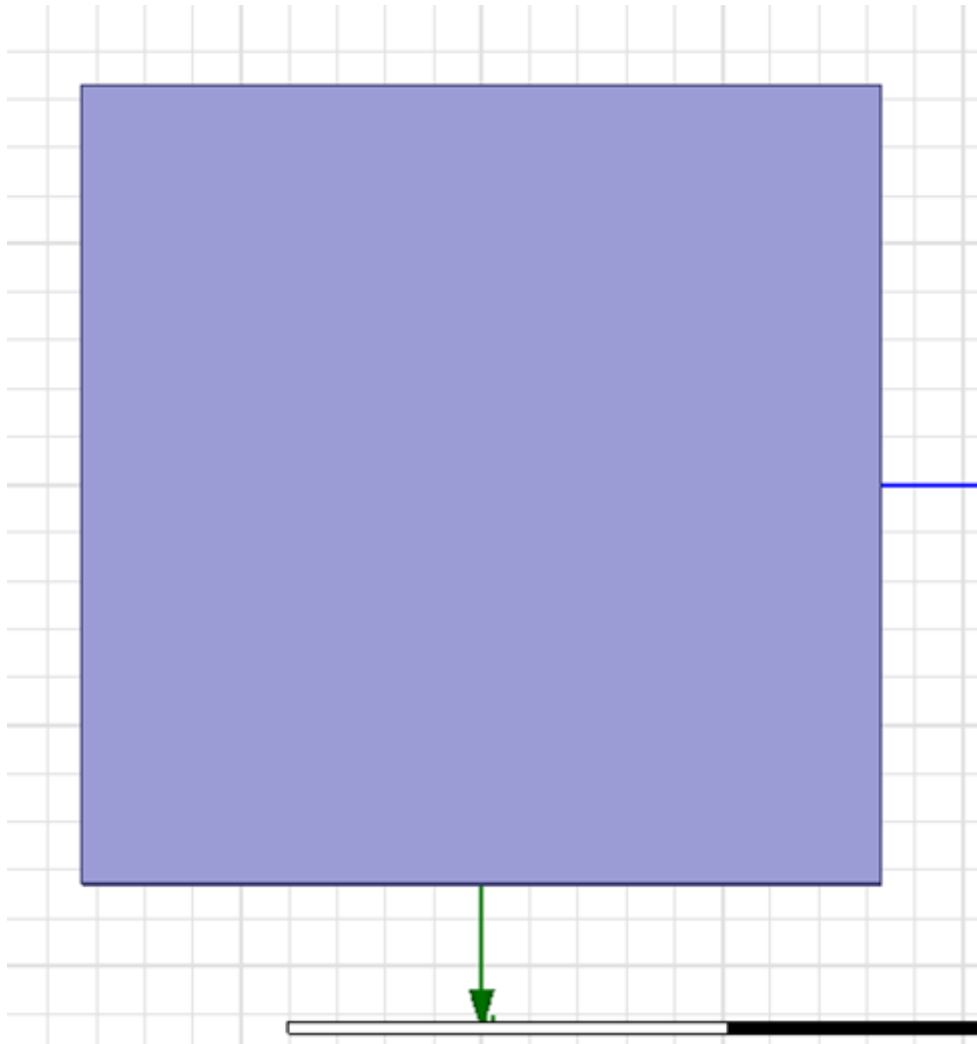
$$SIZE_{\text{υποστρώματος}} = X_{Patch} + 2 * h_{sub} * Y_{patch} + 2 * h_{sub} * h_{sub}$$

όπου  $X_{Patch}$  το μήκος της ταινίας ακτινοβολίας κατά τον άξονα  $x$ ,

$Y_{Patch}$  το πλάτος της ταινίας ακτινοβολίας κατά τον άξονα  $\psi$  και

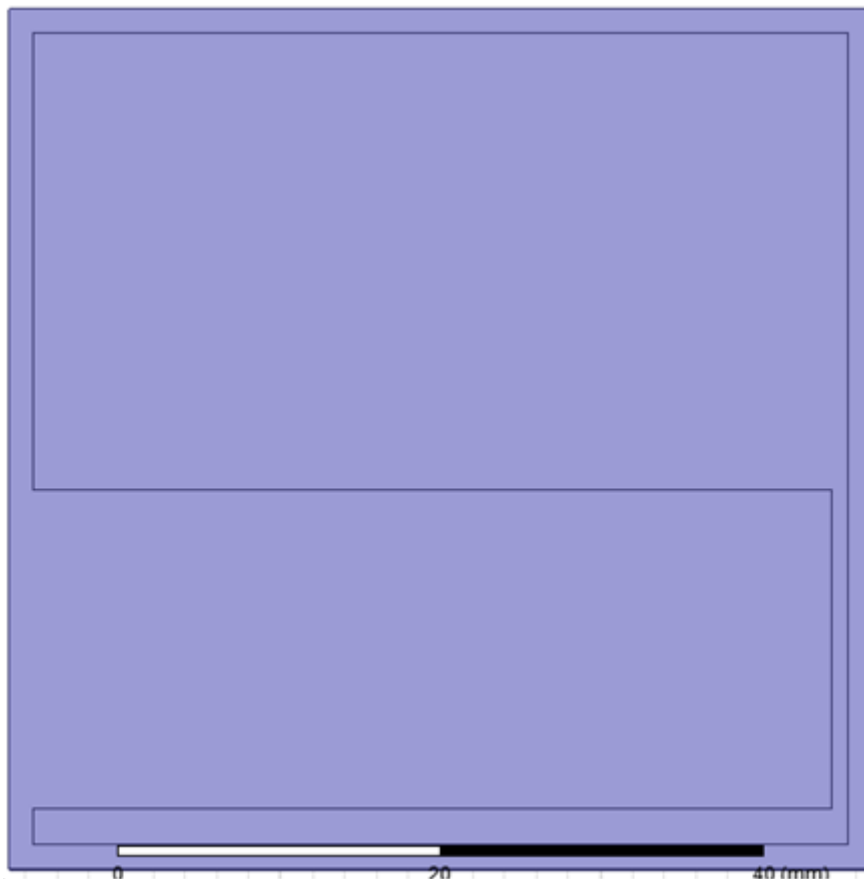
$h_{sub}$  το πάχος του υποστρώματος, που είναι ίσο με 1.5mm στη συγκεκριμένη περίπτωση.

Το αρχικό μέγεθος της ταινίας ακτινοβολίας ορίζεται στα 80mm x 80mm. Επομένως, το αρχικό μέγεθος του υποστρώματος είναι 83mm x 83mm x 1.5mm.(**Εικόνα 4.1**)



**Εικόνα 4.1** Σχεδιασμός υποστρώματος κεραίας σχήματος U

Έπειτα σχεδιάζεται η ταινία ακτινοβολίας της κεραίας, η οποία όπως αναφέρθηκε έχει μέγεθος 80mm x 80mm, και δημιουργείται μία εγκοπή σχήματος U (**Εικόνα 4.2**).



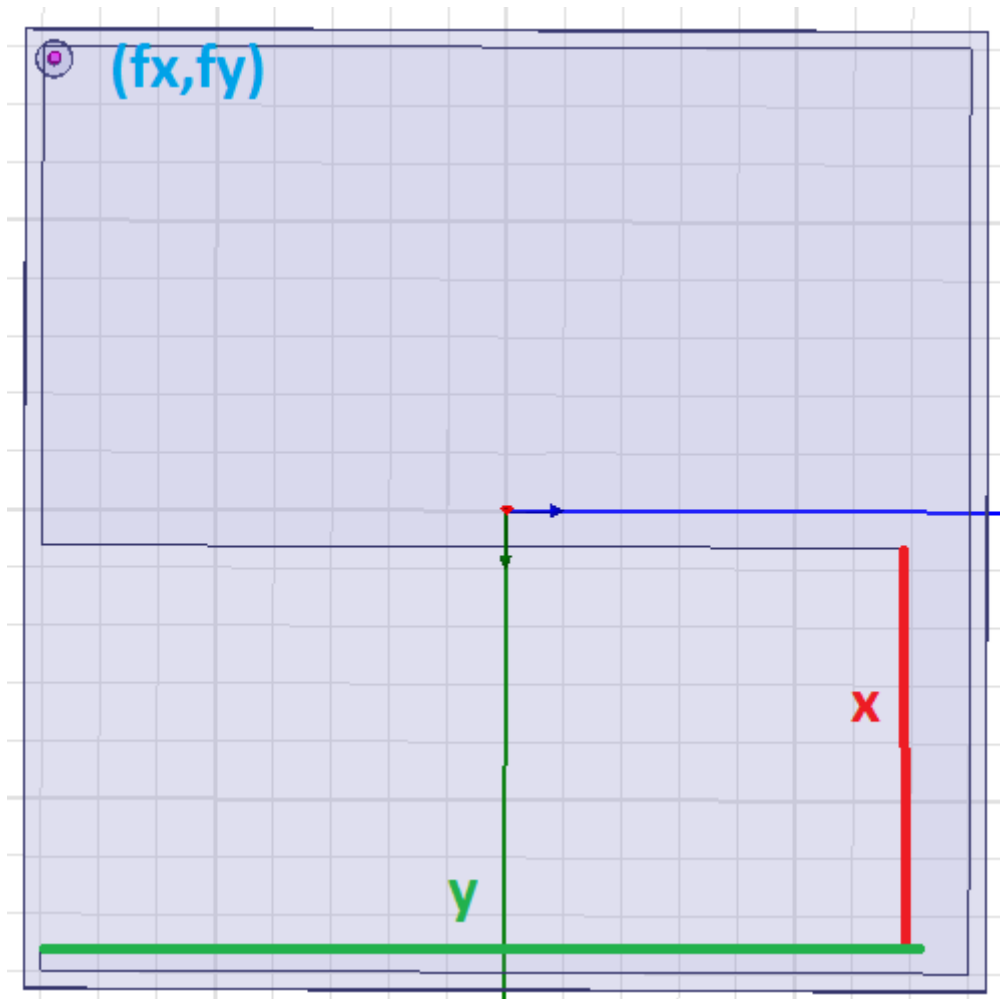
**Εικόνα 4.2 Σχεδιασμός εγκοπής σχήματος U**

Η πρωτότυπη κεραία τροφοδοτείται από ένα ομοαξονικό καλώδιο με χαρακτηριστική αντίσταση  $50\Omega$ . Ο εσωτερικός αγωγός είναι ένας τέλειος αγωγός και έχει ακτίνα ίση με  $0.51\text{mm}$ . Το υλικό του εξωτερικού αγωγού είναι Teflon και έχει ακτίνα ίση με  $1.55\text{mm}$  (**Εικόνα 4.3**).

Οι διαστάσεις της εγκοπής έχουν σημαντική επίδραση στη συχνότητα συντονισμού. Η πρωτότυπη κεραία που σχεδιάζεται θα χρησιμοποιηθεί σε ιατρικές εφαρμογές, και είναι επιθυμητό να εμφανίζει συντονισμό τόσο στη ζώνη MEDRadio όσο και στη ζώνη ISM.

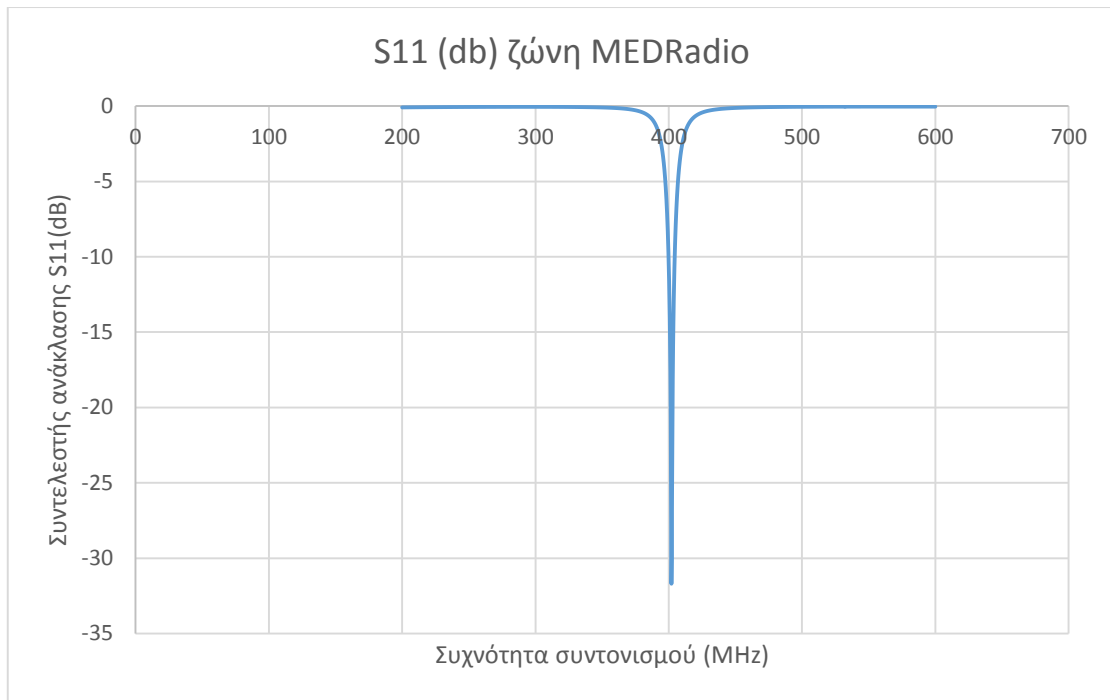
Μετά από κάποιες αρχικές προσομοιώσεις, ορίζονται οι διαστάσεις της εγκοπής της κεραίας. Οι τιμές των μεταβλητών είναι: πλάτος της εγκοπής (μεταβλητή  $x$ )= $35\text{mm}$ , μήκος της εγκοπής (μεταβλητή  $y$ )= $75\text{mm}$ , τεταγμένη του σημείου που τοποθετείται το καλώδιο (μεταβλητή  $f_x$ )= $2.5\text{mm}$ , τεταγμένη του σημείου που τοποθετείται το καλώδιο (μεταβλητή  $f_y$ )= $2.5\text{mm}$ .

Η προσομοίωση της κεραίας στο πρόγραμμα HFSS κατέληξε στο διάγραμμα που παρουσιάζεται στην **Εικόνα 4.4**.

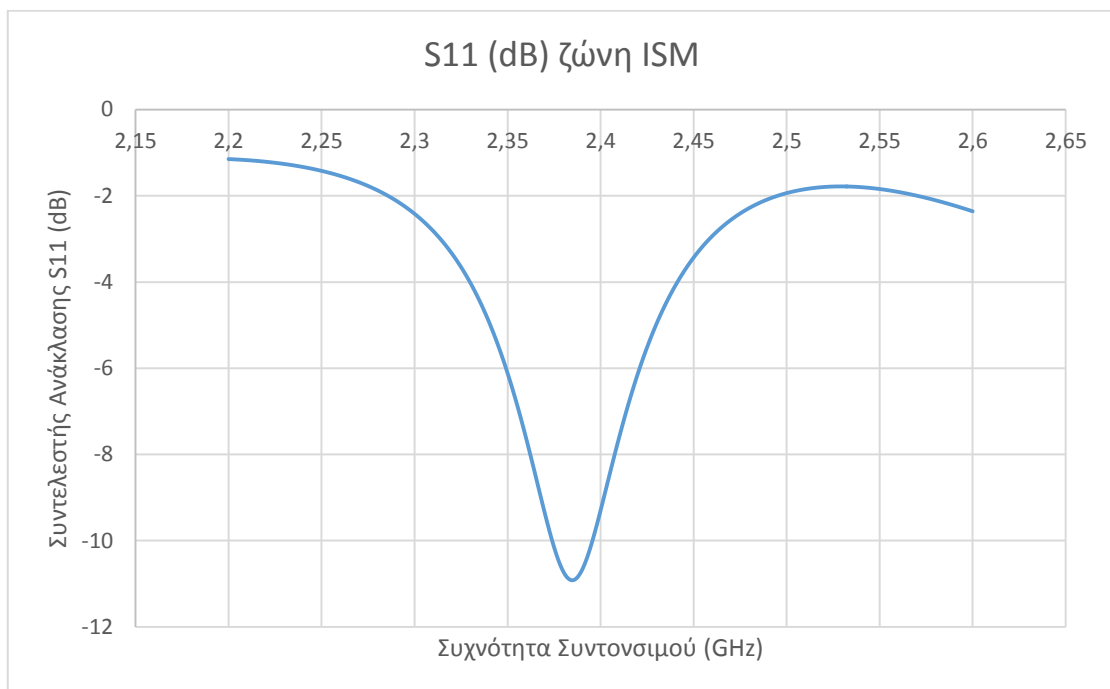


**Εικόνα 4.3 Ομοαξονικό καλώδιο το οποίο τροφοδοτεί την κεραία**

Όπως φαίνεται στην **Εικόνα 4.4** η κεραία παρουσιάζει συντονισμό σε συχνότητα 402MHz όπου ο συντελεστής ανάκλασης είναι -31.7dB και σε συχνότητα 2.39GHz, όπου ο συντελεστής ανάκλασης είναι -11.05dB.



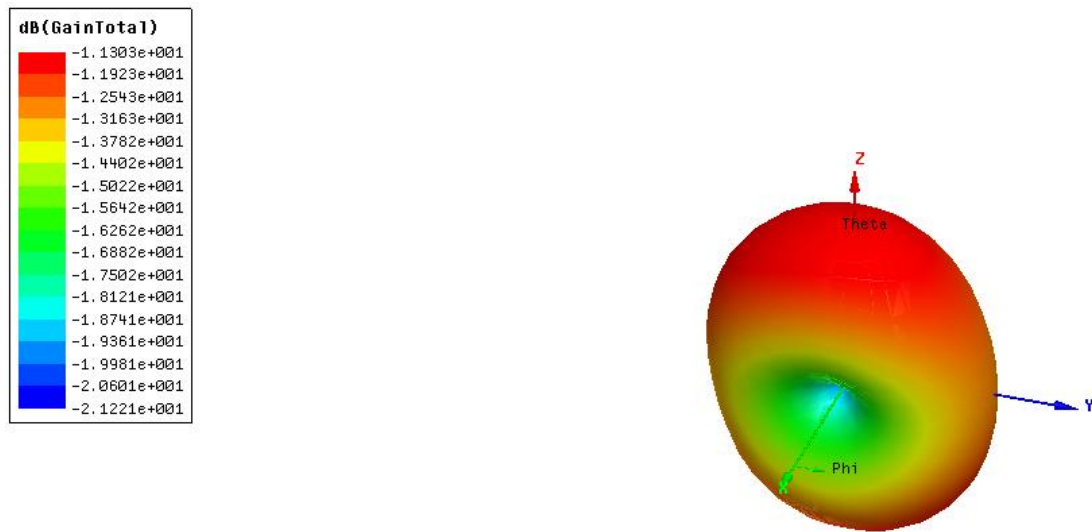
(α)



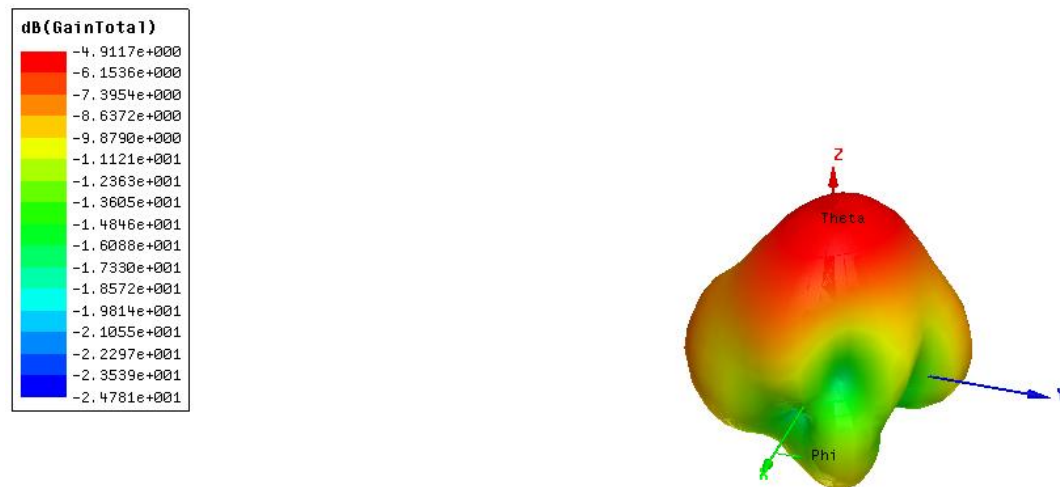
(β)

**Εικόνα 4.4 Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης (α) στη ζώνη MEDRADIO (β) στη ζώνη ISM**

Στην **Εικόνα 4.5** φαίνεται το κέρδος της κεραίας.



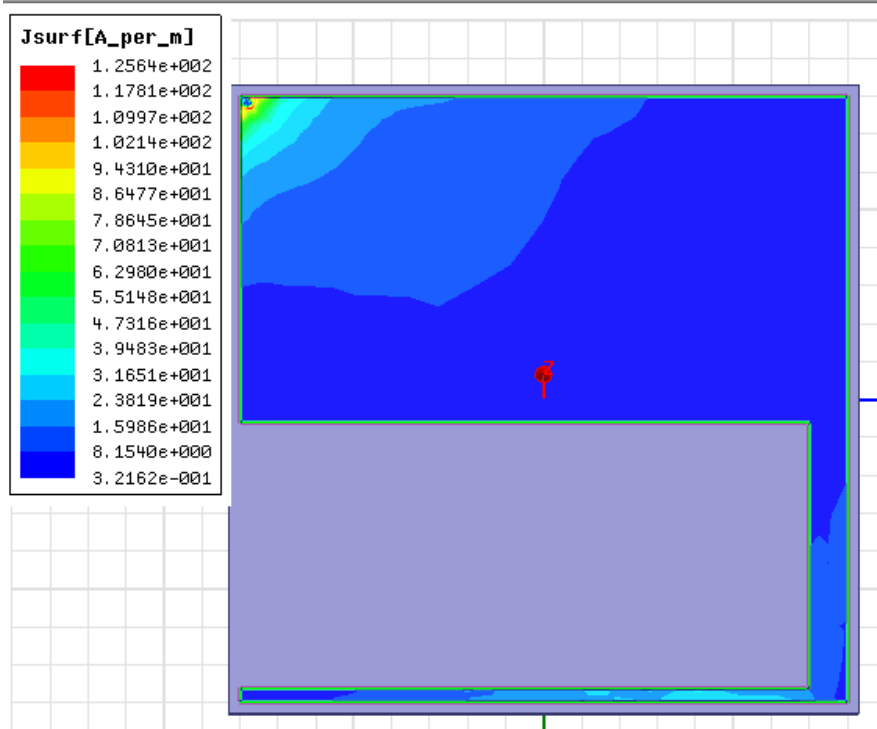
(α)



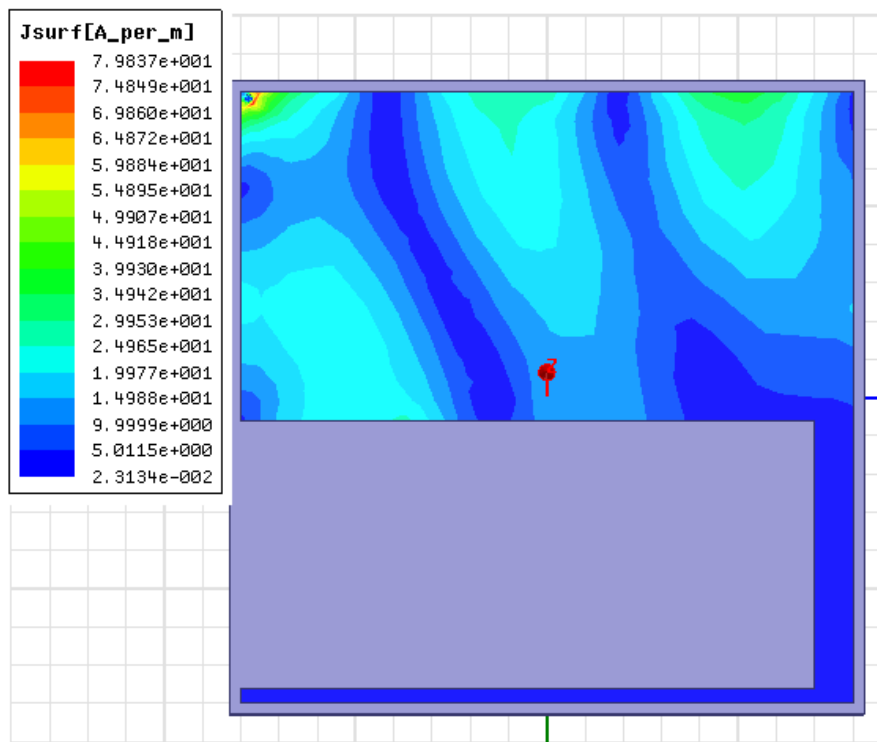
(β)

**Εικόνα 4.5** Κέρδος της κεραίας σχήματος U (α) στη ζώνη MEDRadio (β) στη ζώνη ISM

Η **Εικόνα 4.6** δείχνει την κατανομή του ρεύματος στην ταινία ακτινοβολίας.



(α)



(β)

**Εικόνα 4.6 Κατανομή ρεύματος στην ταινία ακτινοβολίας (α) στη ζώνη MEDRadio (β) στη ζώνη ISM**

Η **Εικόνα 4.6** δείχνει την κατανομή του επιφανειακού ρεύματος. Η μεγαλύτερη πυκνότητα ρεύματος παρατηρείται κοντά στο καλώδιο και στην εγκοπή σχήματος U. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι σε εκείνα τα σημεία δημιουργούνται ασυνέχειες και πραγματοποιείται η ακτινοβολία της κεραίας.

#### **4.1.2 Υλικό Υποστρώματος Rogers-RT-5880**

Το υλικό του υποστρώματος που επιλέχθηκε στην προηγούμενη ενότητα είναι το FR-4, με πάχος 1.5mm. Όπως αναλύθηκε παραπάνω, η μεγάλη πρόκληση στη σχεδίαση φορετών κεραίων είναι η ελαχιστοποίηση του μεγέθους της κεραίας. Για το λόγο αυτό, γίνεται μία προσπάθεια να κατασκευαστεί η κεραία αλλάζοντας το υλικό του υποστρώματος. Το υλικό που επιλέχθηκε ως υπόστρωμα είναι το Rogers-RT 5880.

Το Rogers-RT 5880 είναι ένα σύνθετο τέφλον υλικό, ενισχυμένο με μικροϊνες γυαλιού [71]. Οι τυχαία προσανατολισμένες μικροϊνες οδηγούν σε εξαιρετική ομοιομορφία στη διηλεκτρική σταθερά του υλικού. Το Rogers RT 5880 έχει τη χαμηλότερη διηλεκτρική σταθερά ( $\epsilon_r=2.2$ ), από όλα τα όμοια με αυτό υλικά [71]. Αυτή η ιδιότητα το καθιστά κατάλληλο για εφαρμογές υψηλής συχνότητας ή εφαρμογές ευρείας ζώνης. Είναι ένα υλικό εύκολο να κοπεί, ανθεκτικό σε όλους τους διαλύτες και μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε τυπωμένα κυκλώματα. Ο κυριότερος λόγος που επιλέχθηκε για την κεραία είναι τα πάχη στα οποία κυκλοφορεί. Το υλικό Rogers RT 5880 κυκλοφορεί στα εξής πάχη: 0.127mm, 0.254mm, 0.381mm, 0.508mm, 0.787mm, 1.575mm κ.α., οπότε δίνει τη δυνατότητα να μειωθούν σημαντικά οι διαστάσεις της κεραίας [71].

Πραγματοποιήθηκαν προσομοιώσεις ώστε να διαπιστωθεί αν αλλάζοντας το υπόστρωμα, διατηρείται η λειτουργία της κεραίας στις ζώνες MEDRadio και ISM. Όπως αναμενόταν, λόγω της διαφορετικής διηλεκτρικής σταθεράς, η λειτουργία της κεραίας επηρεάζεται και δεν υπάρχει συντονισμός στις ζώνες MEDRadio και ISM.

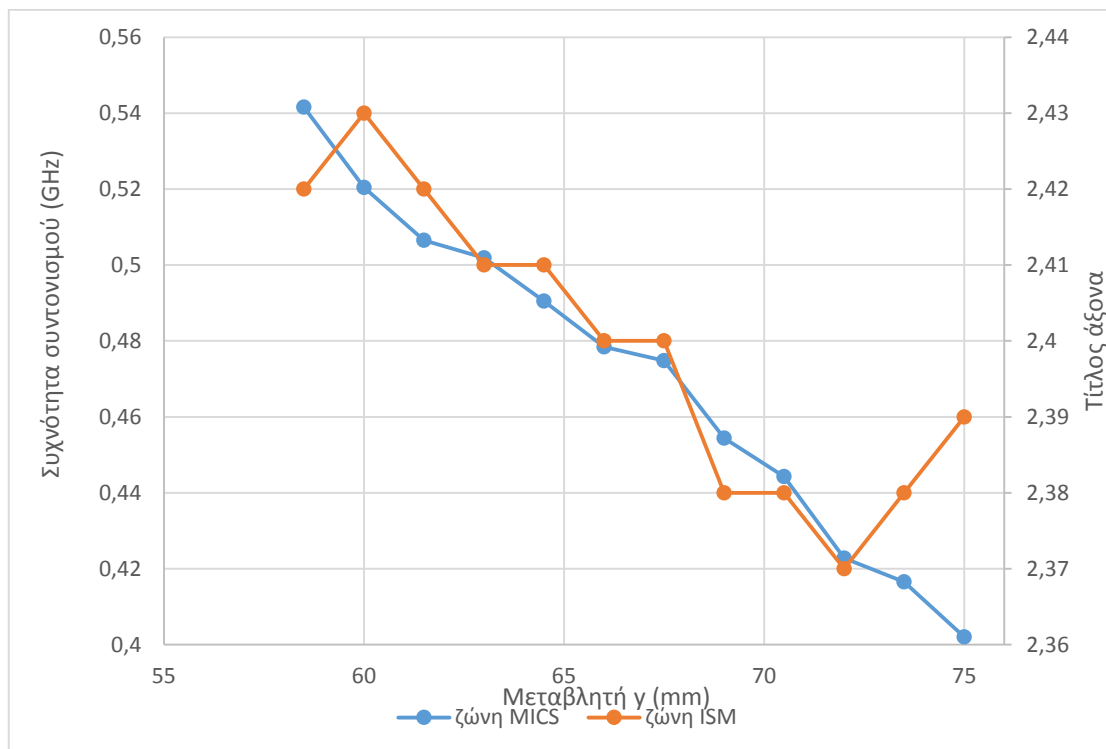
#### **4.2 Παραμετρική μελέτη**

Στη συνέχεια, θα γίνει μία προσπάθεια να αναλυθεί η συμπεριφορά της κεραίας πραγματοποιώντας μία παραμετρική μελέτη. Όπως ήδη αναφέρθηκε, η αλλαγή του μεγέθους της εγκοπής επηρεάζει σημαντικά τη συχνότητα συντονισμού και επίσης το συντελεστή ανάκλασης. Η θέση του καλωδίου επηρεάζει επίσης τη συχνότητα συντονισμού και το συντελεστή ανάκλασης, γιατί μεταβάλλεται η διαδρομή του ρεύματος στην ταινία ακτινοβολίας. Σε κάθε μία από τις κεραίες που προκύπτουν

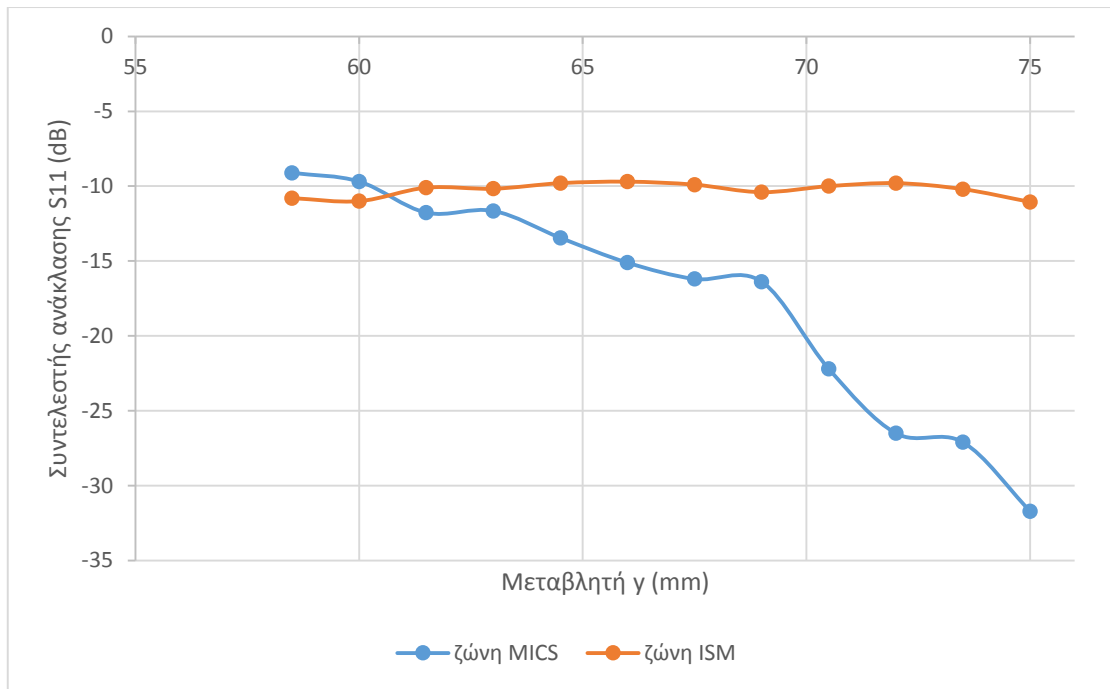


πραγματοποιείται μία βελτιστοποίηση στον προσομοιωτή Ansoft HFSS. Για τη βελτιστοποίηση χρησιμοποιείται ο αλγόριθμος Quasi-Newton.

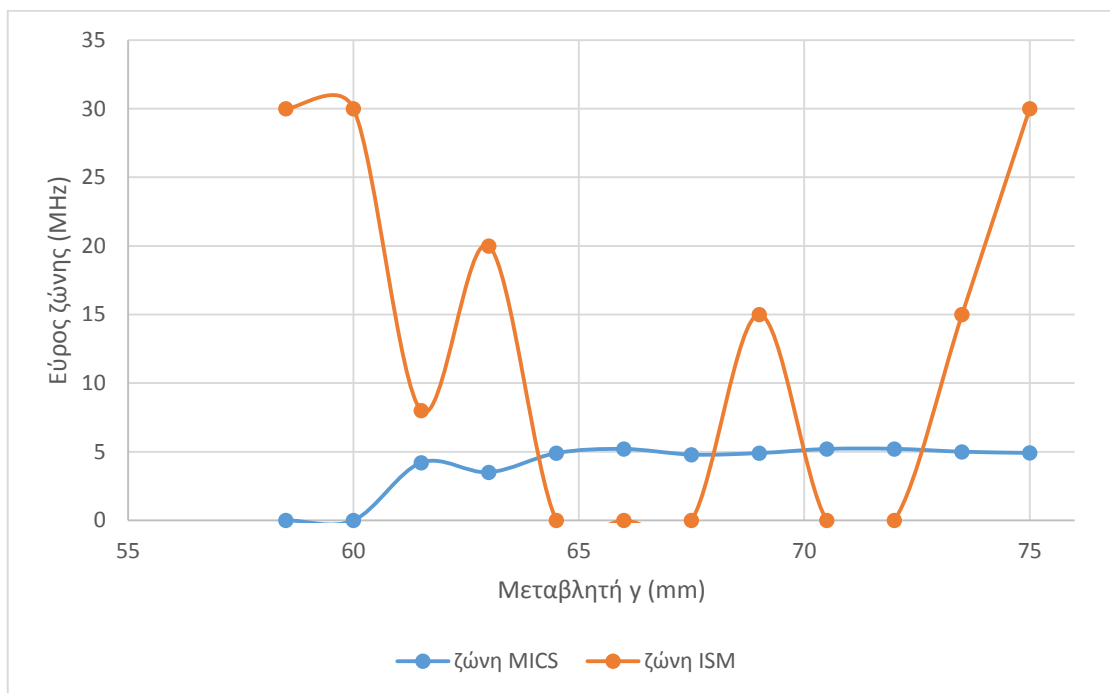
Αρχικά, μελετάται πως επηρεάζεται η συχνότητα συντονισμού, ο συντελεστής ανάκλασης, το εύρος ζώνης και το κέρδος της κεραίας όταν διατηρούνται σταθερές οι ακόλουθες μεταβλητές: η τετμημένη του σημείου στο οποίο τοποθετείται το καλώδιο τροφοδοσίας (μεταβλητή  $f_x$ ) = 2.5mm, η τεταγμένη του σημείου στο οποίο τοποθετείται το καλώδιο τροφοδοσίας (μεταβλητή  $f_y$ ) = 2.5mm και πλάτος της εγκοπής (μεταβλητή  $x$ ) = 35mm και αλλάζει το μήκος της εγκοπής (μεταβλητή  $y$ ). Η τιμή της μεταβλητής  $y$  αρχικοποιείται στα 75mm και μειώνεται κατά 1.5mm σε κάθε επανάληψη.



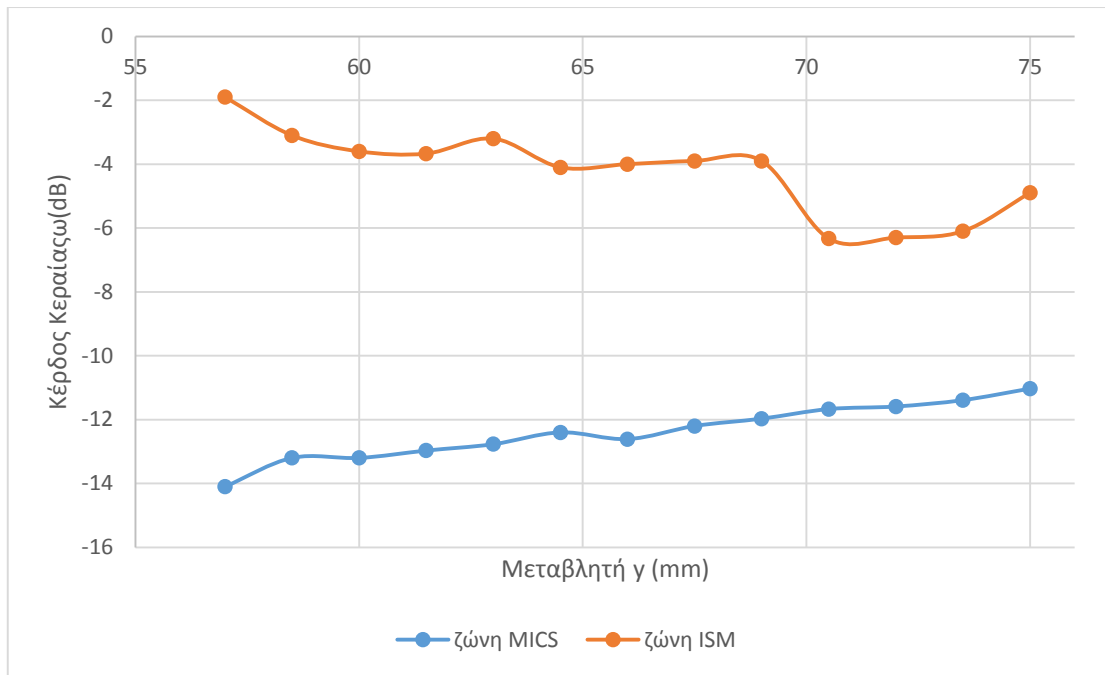
(α)



(β)



(γ)



(δ)

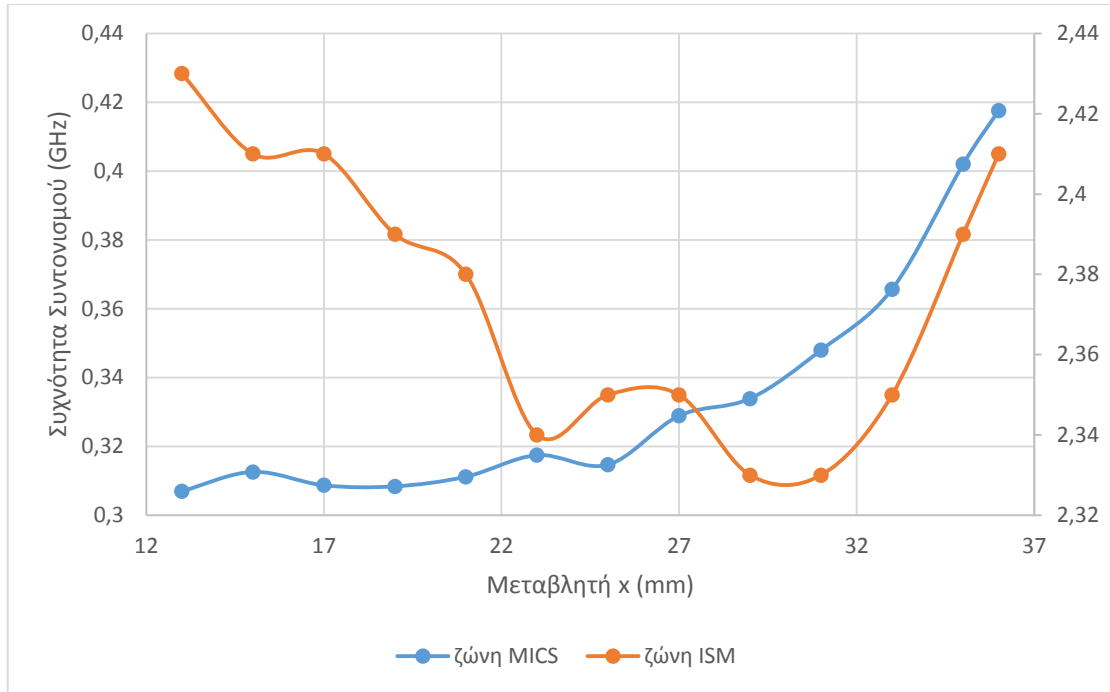
**Εικόνα 4.7** Λειτουργία της πρωτότυπης κεραίας συναρτήσει του μήκους της εγκοπής (μεταβλητή  $\gamma$ ) (α) Συχνότητα συντονισμού (β) Συντελεστής ανάκλασης (γ) Εύρος ζώνης (δ) Κέρδος κεραίας

Παρατηρώντας την **Εικόνα 4.7** εξάγονται τα ακόλουθα συμπεράσματα:

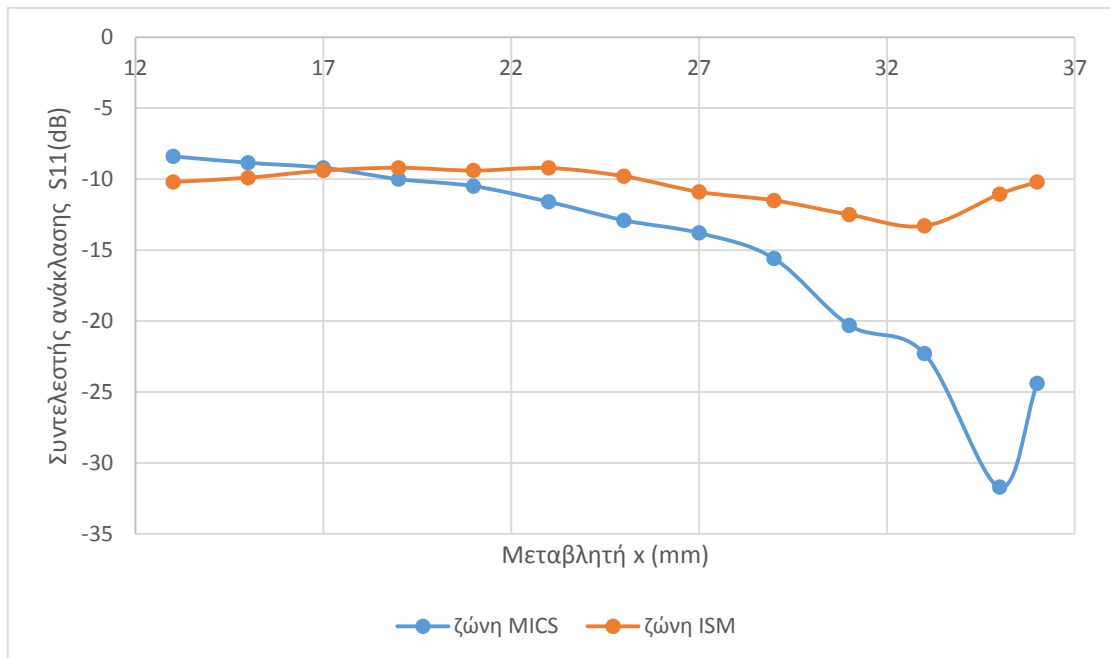
- Η τιμή της μεταβλητής  $\gamma$  επηρεάζει τη συχνότητα συντονισμού τόσο στη ζώνη MEDRadio όσο και στη ζώνη ISM.
- Στη ζώνη ISM, οι μεταβολές δεν είναι τόσο κρίσιμες και σημαντικές. Η συχνότητα συντονισμού επηρεάζεται, όμως στις περισσότερες περιπτώσεις η συχνότητα συντονισμού βρίσκεται μέσα στη ζώνη ISM.
- Αντίθετα στη ζώνη MEDRadio, οι μεταβολές τόσο στη συχνότητα συντονισμού όσο και στο συντελεστή ανάκλασης είναι μεγαλύτερες και κρισιμότερες. Όσο μειώνεται η τιμή της μεταβλητής  $\gamma$ , τόσο αυξάνεται η συχνότητα συντονισμού της κεραίας. Επίσης, την ίδια πορεία ακολουθεί και η τιμή του συντελεστή ανάκλασης (σε απόλυτη τιμή). Αυτό συμβαίνει γιατί αυξάνοντας το μήκος της εγκοπής (μεταβλητή  $\gamma$ ), μειώνεται η διαδρομή του ρεύματος.

Έπειτα, μελετάται πως επηρεάζεται η συχνότητα συντονισμού, ο συντελεστής ανάκλασης, το εύρος ζώνης και το κέρδος της κεραίας, όταν διατηρούνται σταθερές οι μεταβλητές: η τετμημένη του σημείου στο οποίο τοποθετείται το καλώδιο τροφοδοσίας (μεταβλητή  $f_x$ ) = 2.5mm, η τεταγμένη του σημείου στο οποίο τοποθετείται το καλώδιο τροφοδοσίας (μεταβλητή  $f_y$ ) = 2.5mm και το μήκος της

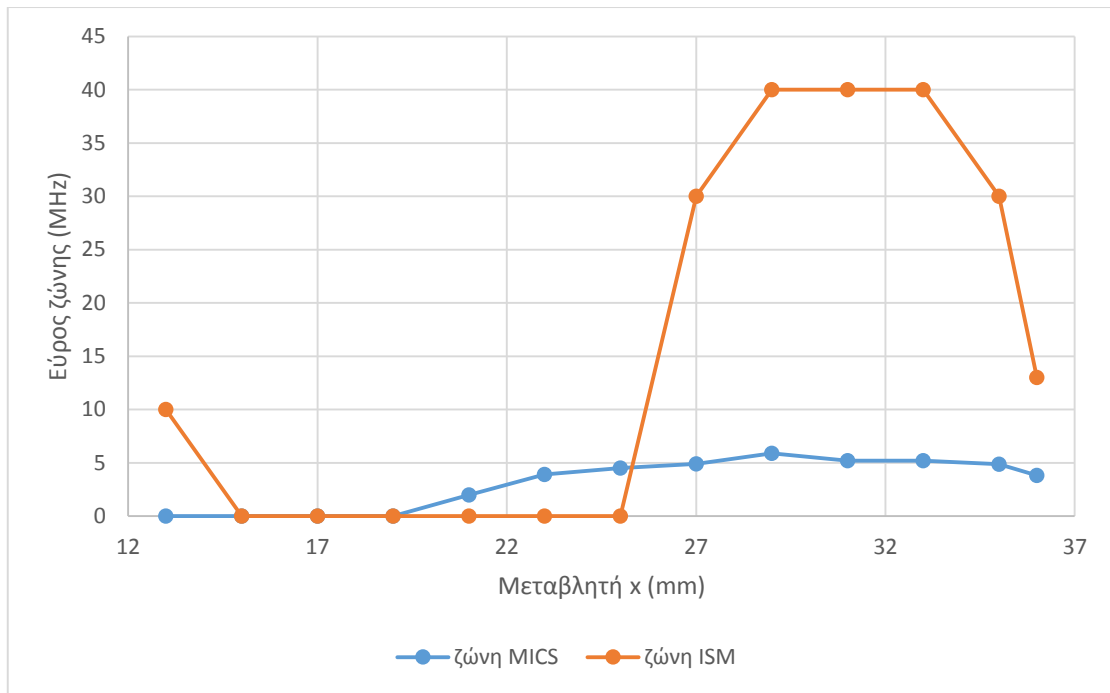
εγκοπής (μεταβλητή  $y$ ) = 75mm και αλλάζει το πλάτος της εγκοπής (μεταβλητή  $x$ ). Η τιμή της μεταβλητής  $x$  αρχικοποιείται στα 13mm και αυξάνεται κατά 2mm σε κάθε επανάληψη.



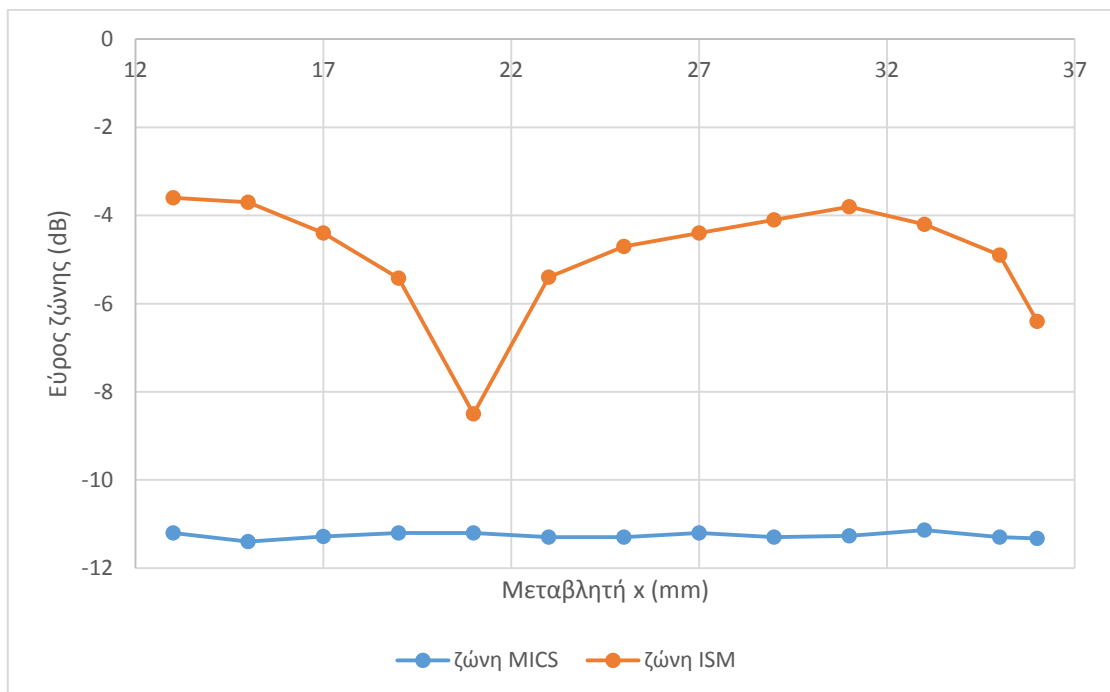
(α)



(β)



(γ)



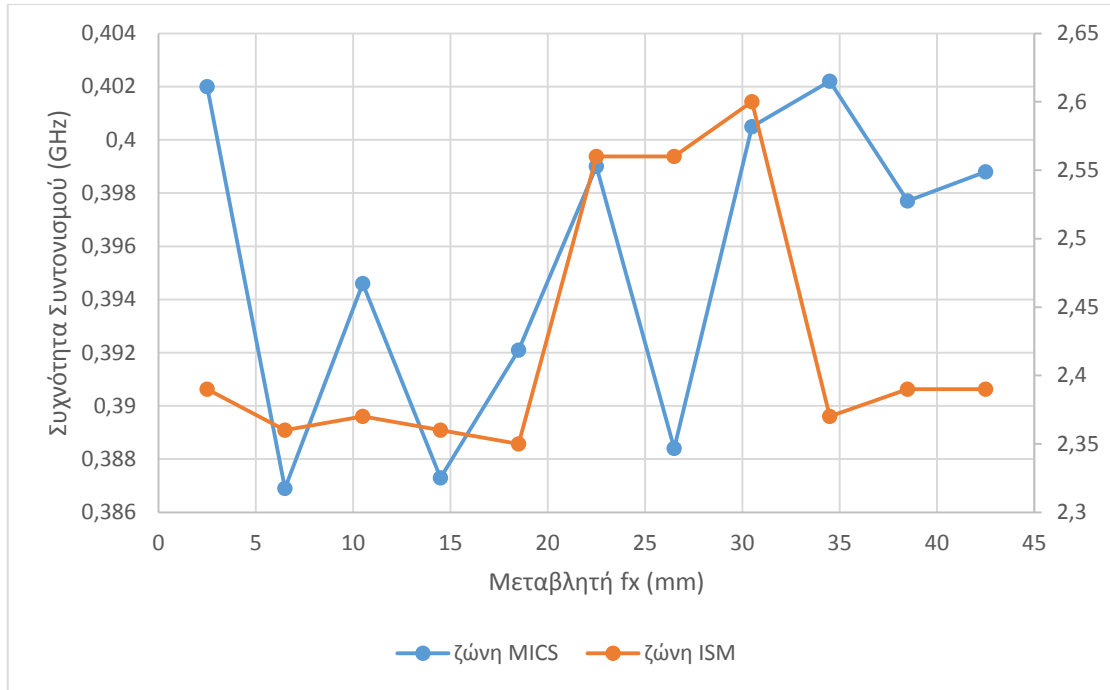
(δ)

**Εικόνα 4.8** Λειτουργία της πρωτότυπης κεραίας συναρτήσει του πλάτους της εγκοπής (μεταβλητή x) (α) Συχνότητα συντονισμού (β) Συντελεστής ανάκλασης (γ) Εύρος ζώνης (δ) Κέρδος της κεραίας

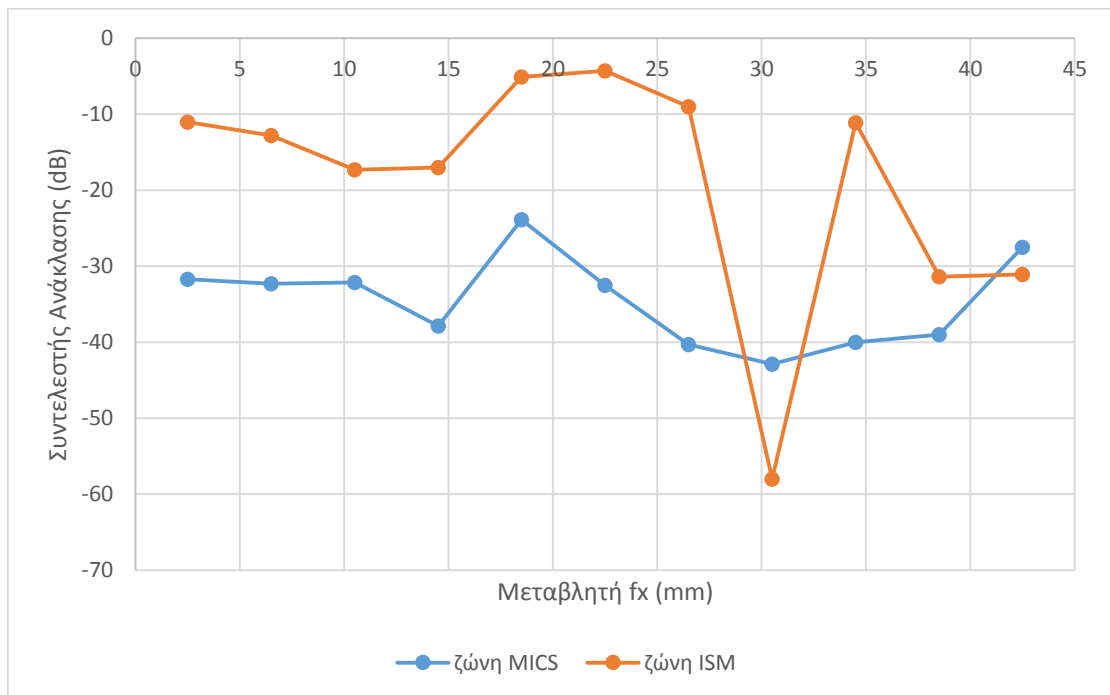
Παρατηρώντας την **Εικόνα 4.8** εξάγονται τα εξής συμπεράσματα:

- Η τιμή της μεταβλητής  $x$  επηρεάζει το συντονισμό της κεραίας τόσο στη ζώνη MEDRadio όσο και στη ζώνη ISM.
- Στη ζώνη MEDRadio, η τιμή της μεταβλητής  $x$  επηρεάζει τη συχνότητα συντονισμού, οδηγώντας στις περισσότερες περιπτώσεις σε λειτουργία εκτός της ζώνης MEDRadio. Επίσης, επηρεάζει την τιμή του συντελεστή ανάκλασης. Παρόλα αυτά ο συντελεστής ανάκλασης είναι στις περισσότερες περιπτώσεις μεγαλύτερος του 10 (σε απόλυτη τιμή), γεγονός που δείχνει ότι η κεραία συντονίζεται για όλες τις περισσότερες τιμές της μεταβλητής  $x$ .
- Η μεταβολή της τιμής της μεταβλητής  $x$ , επηρεάζει σημαντικά και τη συχνότητα λειτουργίας στη ζώνη ISM. Για πολύ μικρές τιμές της μεταβλητής  $x$ , η κεραία δε συντονίζεται, αφού ο συντελεστής ανάκλασης είναι μικρότερος του 10 (σε απόλυτη τιμή), γι' αυτό και το εύρος ζώνης σε αυτές τις τιμές είναι 0. Για τιμές της μεταβλητής  $x$  μεγαλύτερες του 14, η λειτουργία της κεραίας παύει να βρίσκεται στη ζώνη ISM.

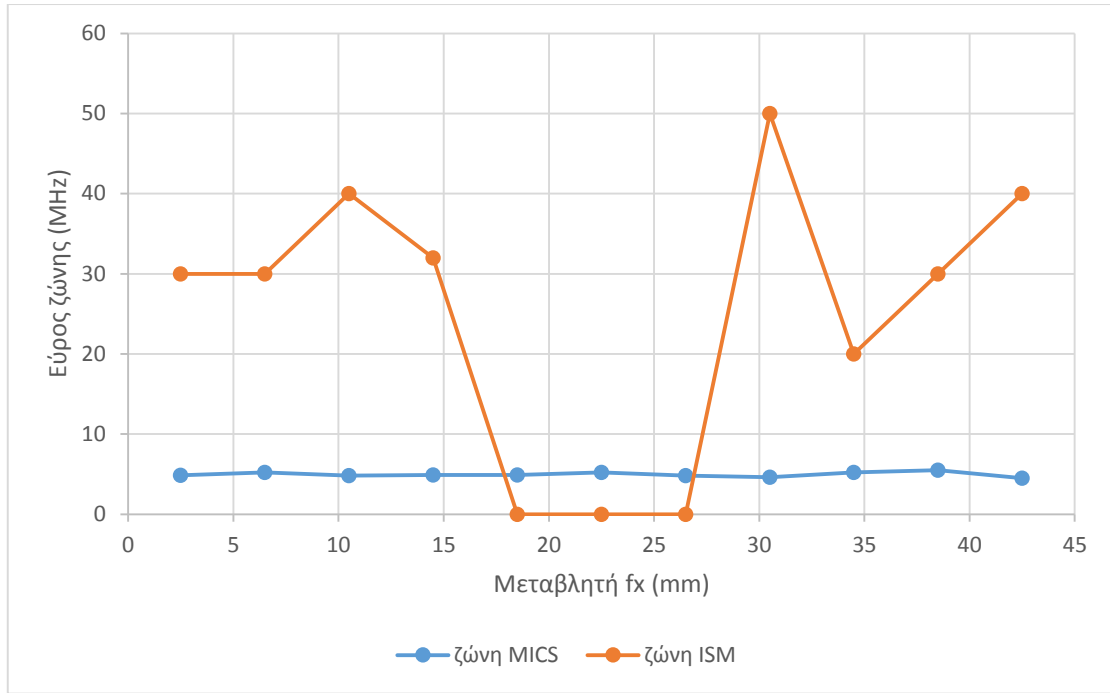
Έπειτα, μελετάται πως επηρεάζεται η συχνότητα συντονισμού, ο συντελεστής ανάκλασης, το εύρος ζώνης και το κέρδος της κεραίας, όταν διατηρούνται σταθερές οι μεταβλητές: η τεταγμένη του σημείου στο οποίο τοποθετείται το καλώδιο τροφοδοσίας (μεταβλητή  $f_y$ ) = 2.5mm, το πλάτος της εγκοπής (μεταβλητή  $x$ ) = 35mm και το μήκος της εγκοπής (μεταβλητή  $y$ ) = 75mm και αλλάζει η τεταγμένη του σημείου στο οποίο τοποθετείται το καλώδιο τροφοδοσίας (μεταβλητή  $f_x$ ). Η τιμή της μεταβλητής  $f_x$  αρχικοποιείται στα 2.5mm και αυξάνεται κατά 4mm σε κάθε επανάληψη.



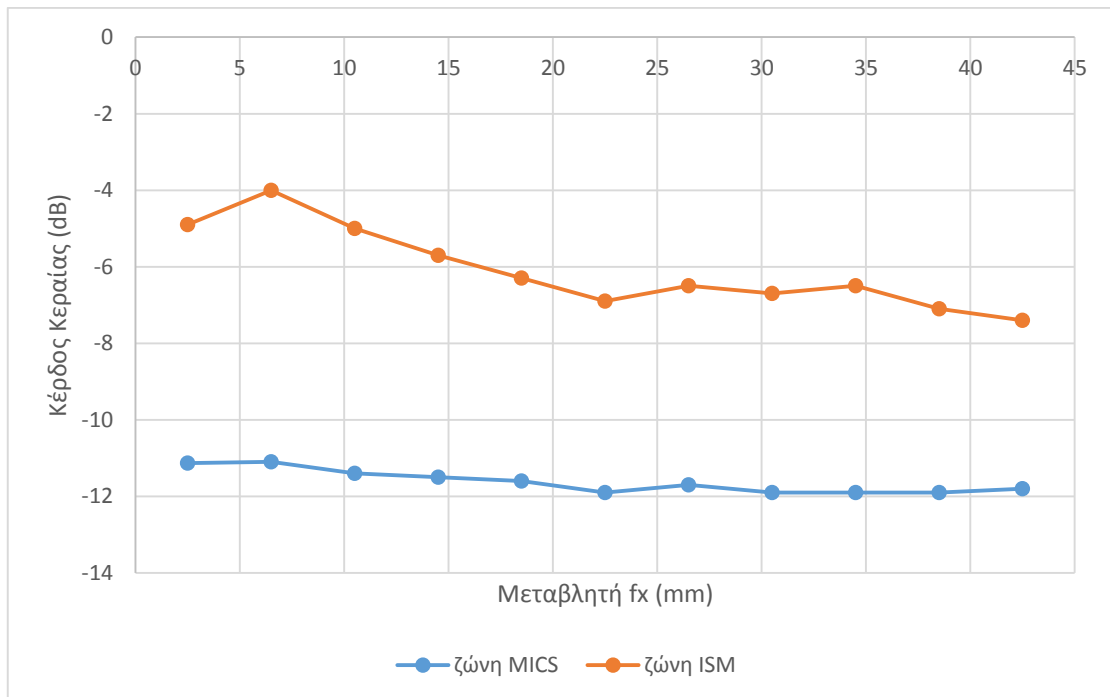
(α)



(β)



(γ)



(δ)

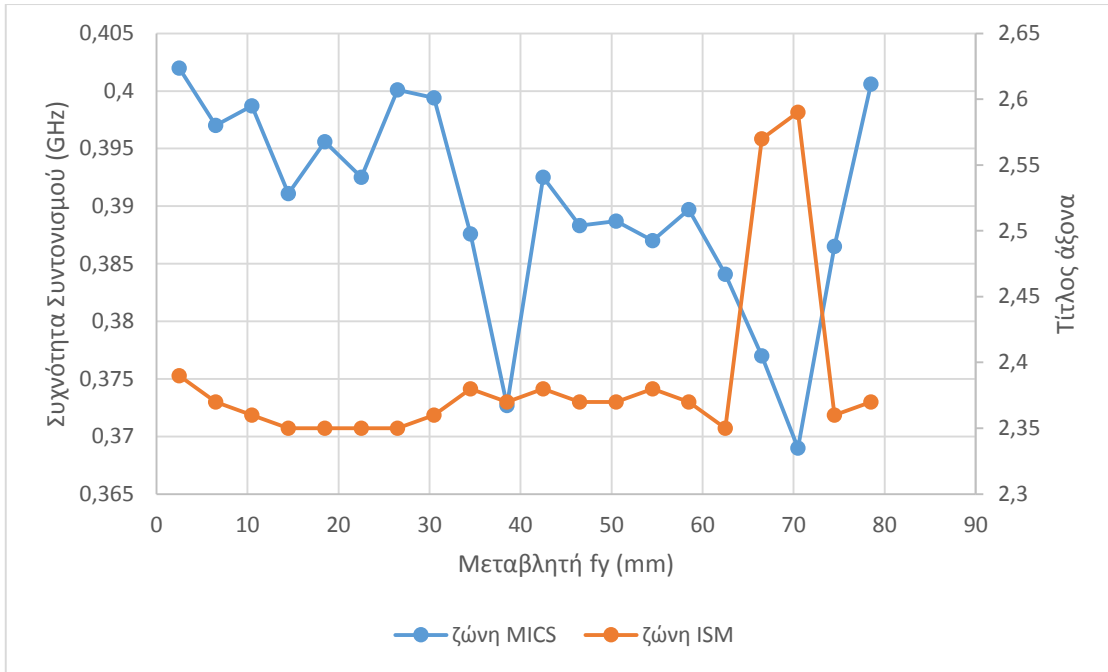
**Εικόνα 4.9** Λειτουργία της πρωτότυπης κεραίας συναρτήσει της τετμημένης του σημείου στο οποίο τοποθετείται το καλώδιο τροφοδοσίας (μεταβλητή  $f_x$ )  
**(α)** Συχνότητα συντονισμού **(β)** Συντελεστής ανάκλασης **(γ)** Εύρος ζώνης **(δ)** Κέρδος της κεραίας



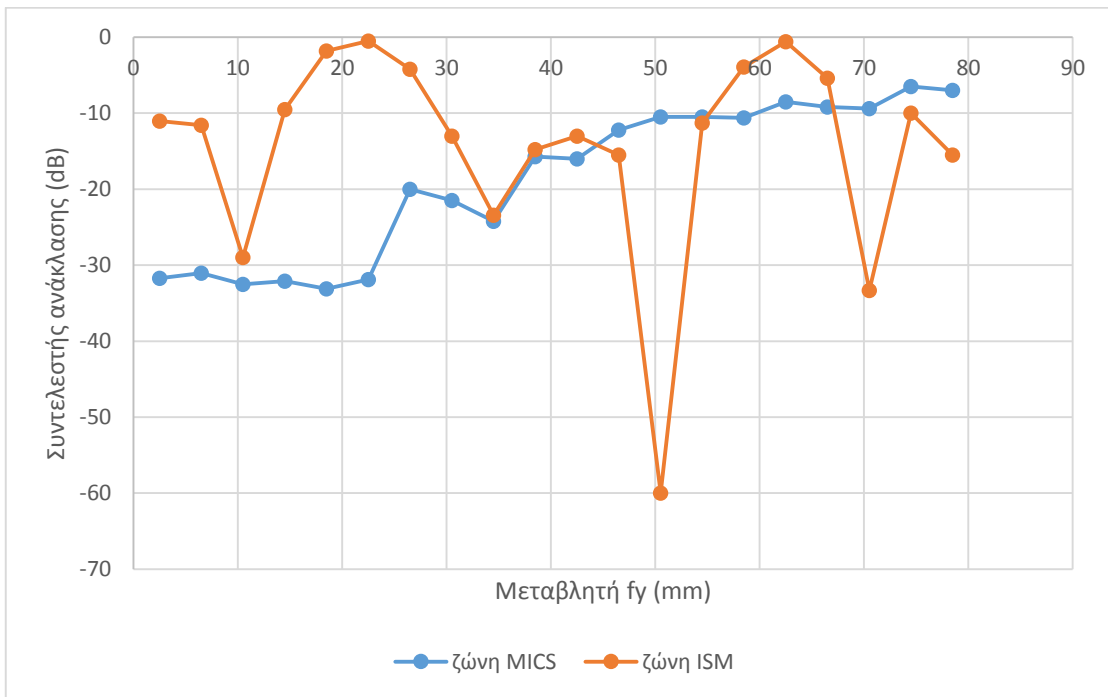
Παρατηρώντας την **Εικόνα 4.9** εξάγονται τα κάτωθι συμπεράσματα:

- Η τιμή της μεταβλητής  $f_x$  επηρεάζει τη συχνότητα συντονισμού της κεραίας, τόσο στη ζώνη MEDRadio, όσο και στη ζώνη ISM.
- Στη ζώνη MEDRadio, η τιμή της μεταβλητής  $f_x$ , επηρεάζει τη συχνότητα συντονισμού. Η επίδραση της τιμής της μεταβλητής  $f_x$  είναι αρκετά σημαντική αφού όπως φαίνεται στην **Εικόνα 4.9 (α)**, η συχνότητα συντονισμού βρίσκεται στη ζώνη MEDRadio σε ελάχιστες περιπτώσεις. Επίσης, επηρεάζει σημαντικά το συντελεστή ανάκλασης, στη ζώνη MEDRadio.
- Στην περιοχή ISM, η τιμή της μεταβλητής  $f_x$  επηρεάζει σημαντικά τη λειτουργία της κεραίας. Επηρεάζεται σημαντικά, επίσης, ο συντελεστής ανάκλασης, και η κεραία στις περισσότερες περιπτώσεις, παύει να συντονίζεται. Αυτό το γεγονός περιορίζει τις επιλογές μας, για το σημείο που θα τοποθετήσουμε την τροφοδοσία.

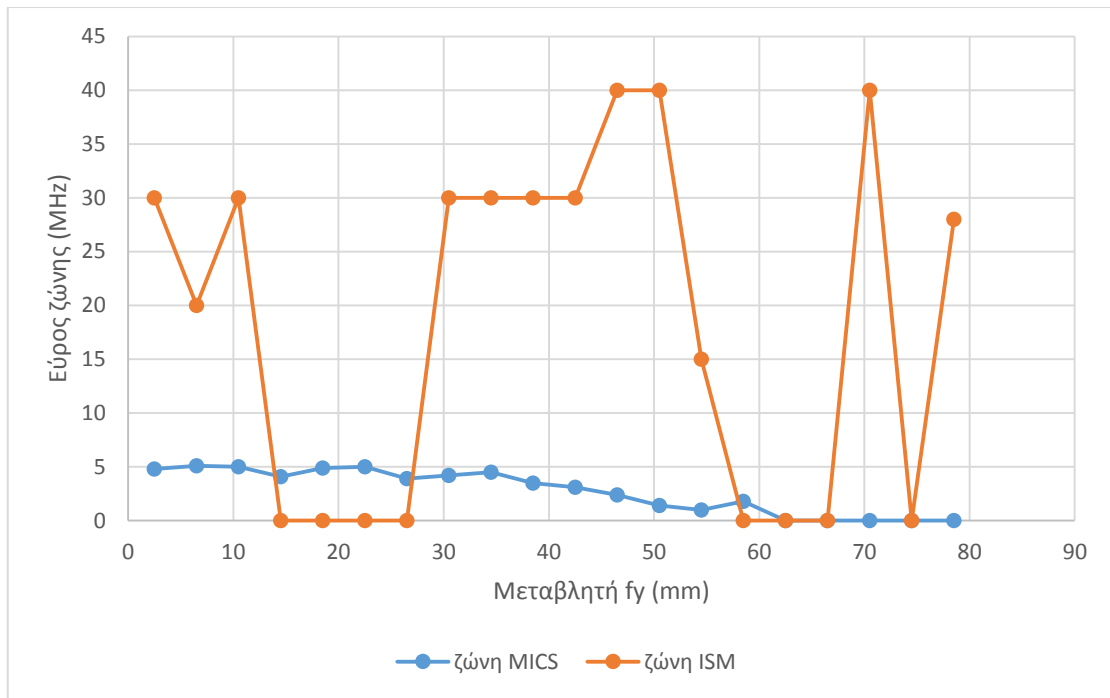
Τέλος, μελετάται πως επηρεάζεται η συχνότητα συντονισμού, ο συντελεστής ανάκλασης, το εύρος ζώνης και το κέρδος της κεραίας όταν διατηρούνται σταθερές οι μεταβλητές: η τετμημένη του σημείου στο οποίο τοποθετείται το καλώδιο τροφοδοσίας (μεταβλητή  $f_x$ ) =2.5mm, το πλάτος της εγκοπής (μεταβλητή  $x$ ) =35mm και το μήκος της εγκοπής (μεταβλητή  $y$ ) =75mm και αλλάζει η τεταγμένη του σημείου στο οποίο τοποθετείται το καλώδιο τροφοδοσίας (μεταβλητή  $f_y$ ). Η τιμή της μεταβλητής  $f_y$  αρχικοποιείται στα 2.5mm και αυξάνεται κατά 4mm σε κάθε επανάληψη.



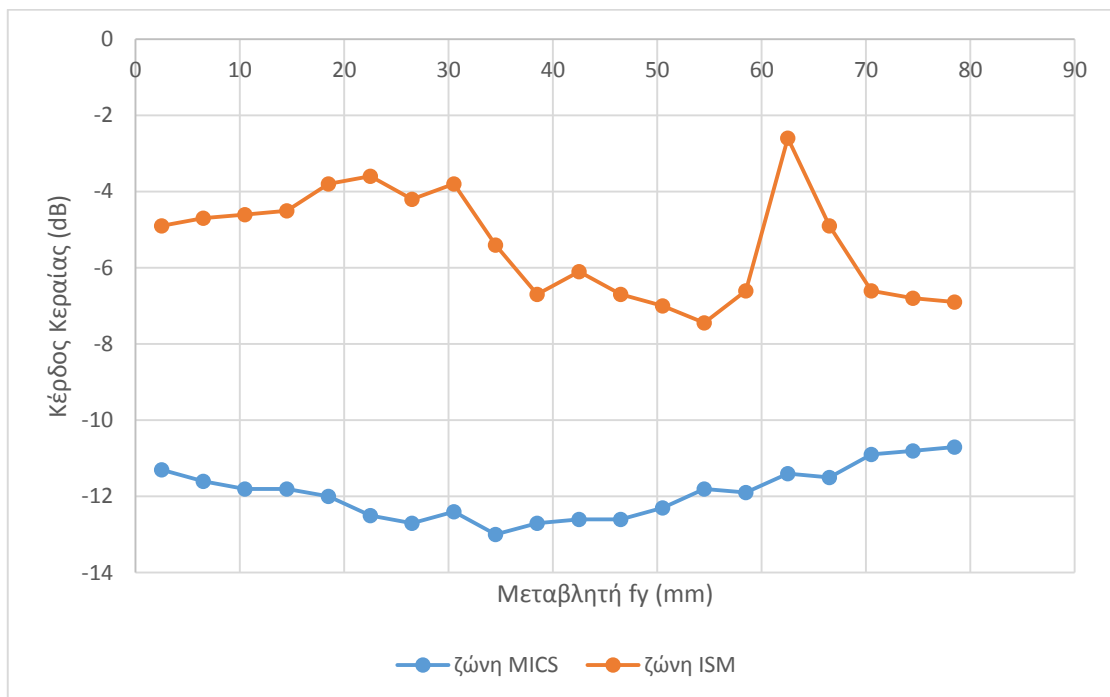
(α)



(β)



(γ)



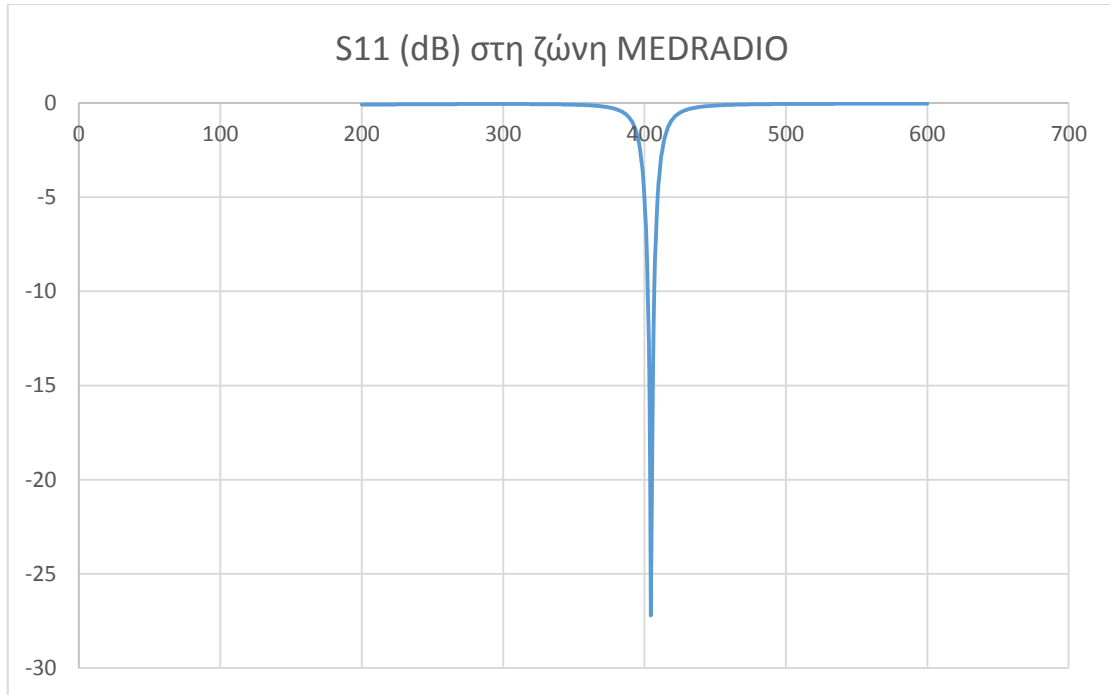
(δ)

**Εικόνα 4.10** Λειτουργία της πρωτότυπης κεραίας συναρτήσει της τεταγμένης του σημείου στο οποίο τοποθετείται το καλώδιο τροφοδοσίας (μεταβλητή  $f_y$ ) (α) Συχνότητα συντονισμού (β) Συντελεστής ανάκλασης (γ) Εύρος ζώνης (δ) Κέρδος της κεραίας

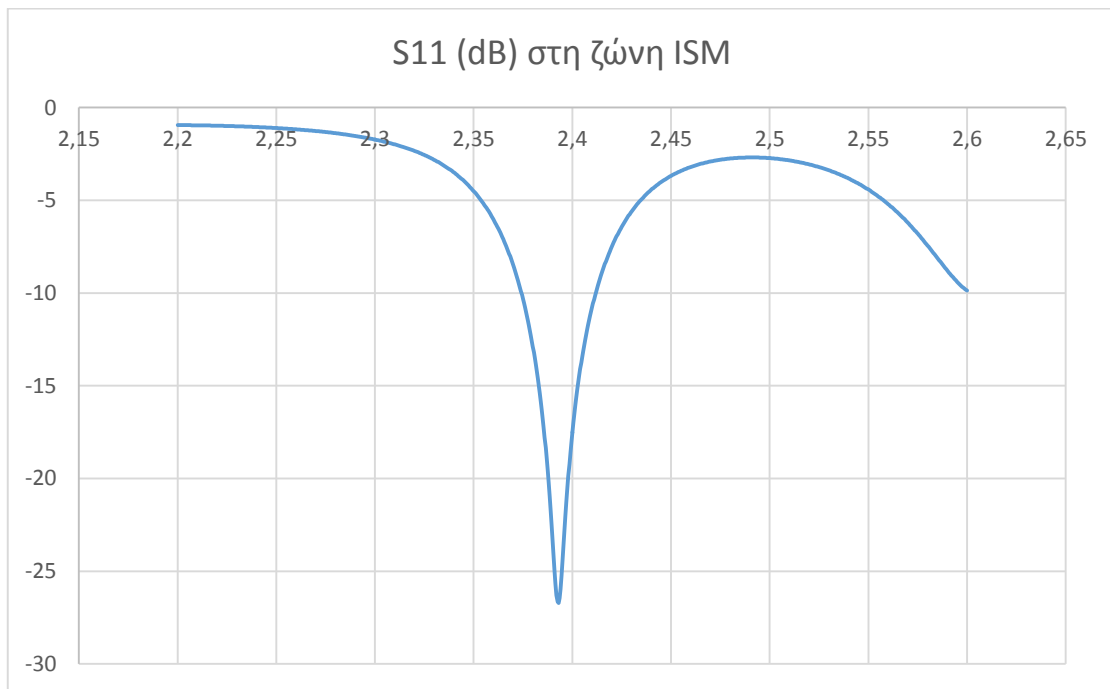
Παρατηρώντας την **Εικόνα 4.10** εξάγονται τα εξής συμπεράσματα:

- Στη ζώνη MEDRadio, η μεταβολή της τιμής της μεταβλητής  $f_y$  οδηγεί σε λειτουργία της κεραίας εκτός της ζώνης MEDRadio. Ο συντελεστής ανάκλασης επηρεάζεται, όμως η κεραία συντονίζεται για τις περισσότερες τιμές της  $f_y$ .
- Στη ζώνη ISM, η μεταβολή της τιμής της μεταβλητής  $f_y$  επηρεάζει τη συχνότητα συντονισμού. Η συχνότητα συντονισμού στις περισσότερες περιπτώσεις δεν βρίσκεται στη ζώνη ISM. Ο συντελεστής ανάκλασης επηρεάζεται, και σε κάποιες θέσεις η κεραία παύει να συντονίζεται.

Συνδυάζοντας τα αποτελέσματα από την παραπάνω παραμετρική μελέτη και διενεργώντας κάποιες προσομοιώσεις βελτιστοποίησης, εξάγεται το συμπέρασμα ότι η λειτουργία της κεραίας, τόσο στη ζώνη MEDRadio όσο και στη ζώνη ISM, βελτιστοποιείται όταν οι μεταβλητές έχουν τις εξής τιμές: τετμημένη του σημείου στο οποίο τοποθετείται το καλώδιο τροφοδοσίας ( $f_x$ ) 42.5mm, τεταγμένη του σημείου στο οποίο τοποθετείται το καλώδιο τροφοδοσίας ( $f_y$ ) 2.5mm, πλάτος της εγκοπής ( $x$ ) 35mm και μήκος της εγκοπής ( $y$ ) 74.6mm. Τα αποτελέσματα της προσομοίωσης για αυτές τις τιμές των μεταβλητών φαίνονται στην **Εικόνα 4.11**.



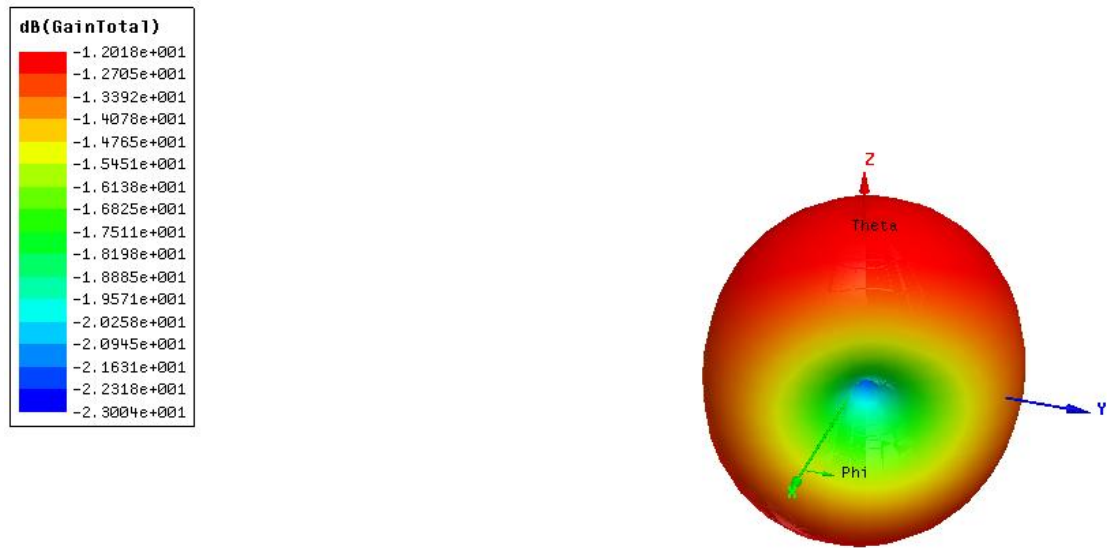
(α)



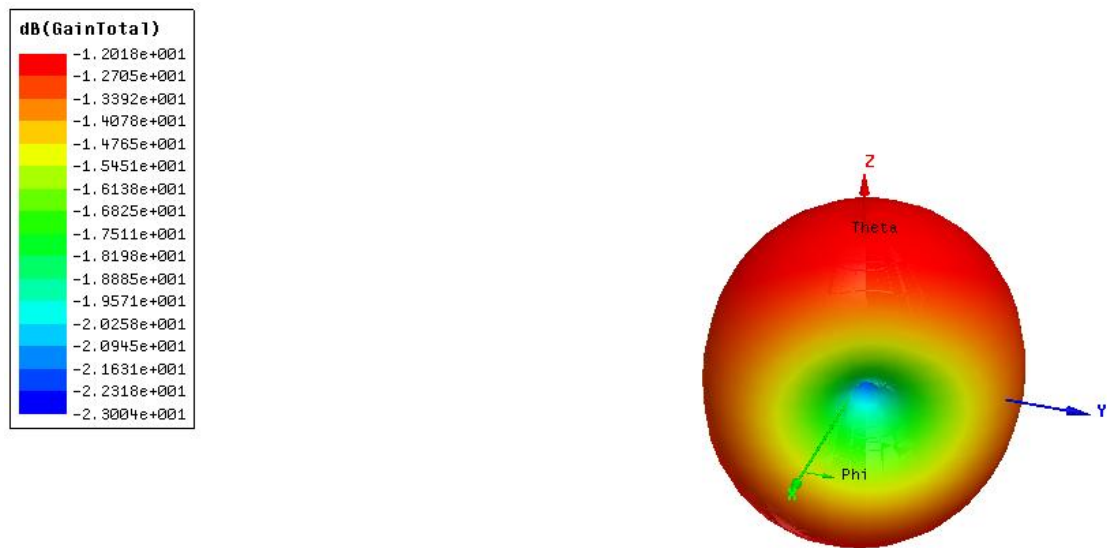
(β)

**Εικόνα 4.11 Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης (α) στη ζώνη MEDRADIO (β) στη ζώνη ISM**

Το κέρδος της κεραίας για αυτές τις τιμές των μεταβλητών φαίνεται στην **Εικόνα 4.12**.



(α)



(β)

**Εικόνα 4.12** Κέρδος της κεραίας (α) στη ζώνη MEDRADIO (β) στη ζώνη ISM

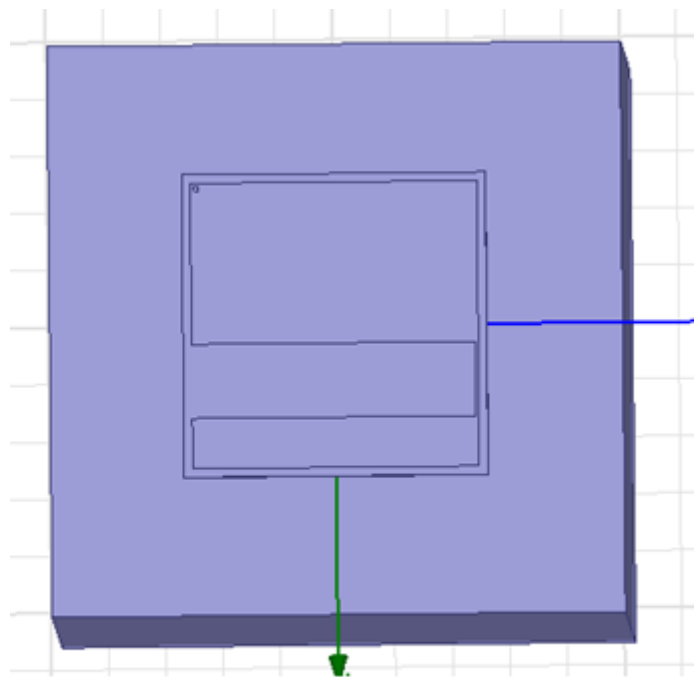
### **4.3 Λειτουργία της κεραίας σχήματος U με την παρουσία ανθρώπινου σώματος**

Οι μικροταινιακές κεραίες που προορίζονται για ενσωμάτωση σε φορετές βιοϊατρικές διατάξεις πρέπει να πληρούν ορισμένες προδιαγραφές που εξασφαλίζουν την αποτελεσματική λειτουργία τους με την παρουσία του ανθρώπινου σώματος. Μια κεραία που σχεδιάζεται ώστε να λειτουργεί στον ελεύθερο χώρο με συγκεκριμένες προδιαγραφές, θα επηρεάζεται από την παρουσία του ανθρώπινου σώματος.

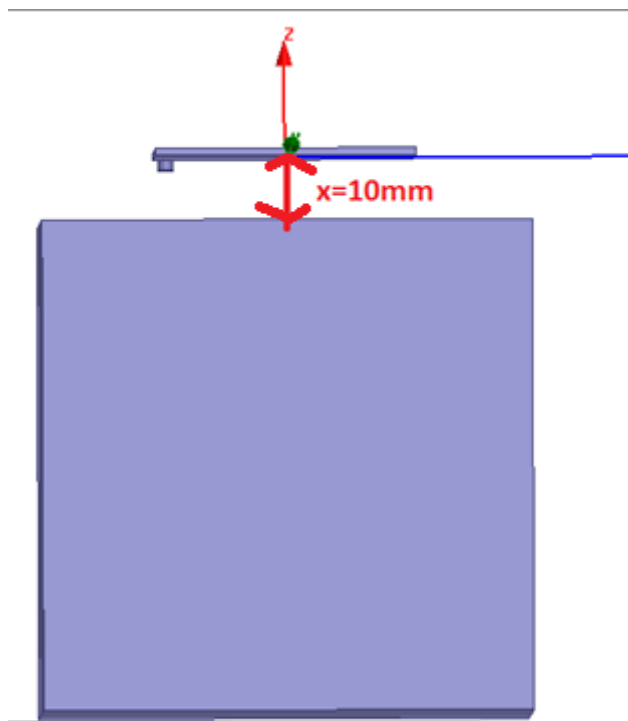
Σημαντικό ρόλο στη σχεδίαση φορετών κεραιών κατέχει η επιλογή του βιολογικού ιστού κοντά στον οποίο θα τοποθετηθεί η βιοϊατρική διάταξη. Κάθε είδος ιστού εμφανίζει διαφορετική διηλεκτρική σταθερά, ειδική αγωγιμότητα και απώλειες εφαιπτομένης. Συνεπώς, πρέπει να ληφθεί υπόψη κατά τη σχεδίαση το πάχος του ιστού και η σχετική θέση της διάταξης ως προς τον ιστό. Ο σχεδιαστής της κεραίας καλείται να συγκεντρώσει αυτές τις πληροφορίες πριν τη σχεδίαση της, έτσι να μελετήσει την επίδραση τους στα χαρακτηριστικά ακτινοβολίας της κεραίας.

#### **Λειτουργία της πρωτότυπης κεραίας με την παρουσία κυβικού ομογενούς μοντέλου ανθρώπινου κορμού**

Ο σχεδιασμός και η λειτουργία της κεραίας πραγματοποιείται δίπλα σε ένα κυβικό ομογενές μοντέλο του ανθρώπινου κορμού[60]. Οι ιδιότητες του κυβικού μοντέλου προσομοιώνουν το μυϊκό ιστό σε συχνότητα 402MHz (διηλεκτρική σταθερά  $\epsilon_r=57$ , αγωγιμότητα  $\sigma=0.8$  S/m) και έχει διαστάσεις 100mm x 100mm x 100mm. Η κεραία τοποθετείται πάνω από το κυβικό μοντέλο. Επιλέγεται το συγκεκριμένο ομογενές κυβικό μοντέλο επειδή είναι απλό και επιδέχεται πολύ ταχύτερη υπολογιστική ανάλυση σε σχέση με πολυπλοκότερα μοντέλα. Στην **Εικόνα 4.13** φαίνεται η τοποθέτηση της κεραίας πάνω από το ομογενές κυβικό μοντέλο.



(α)

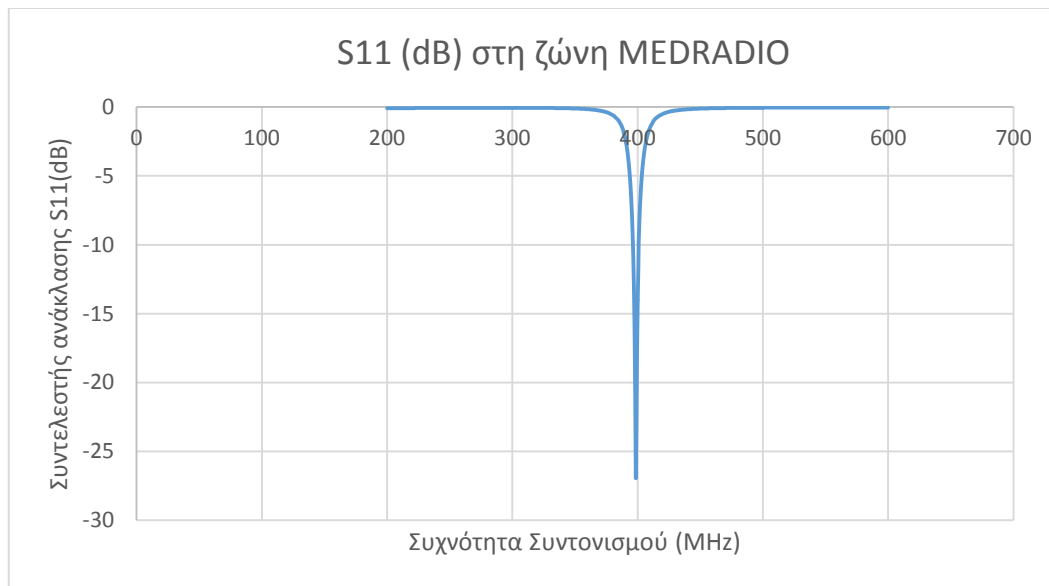


(β)

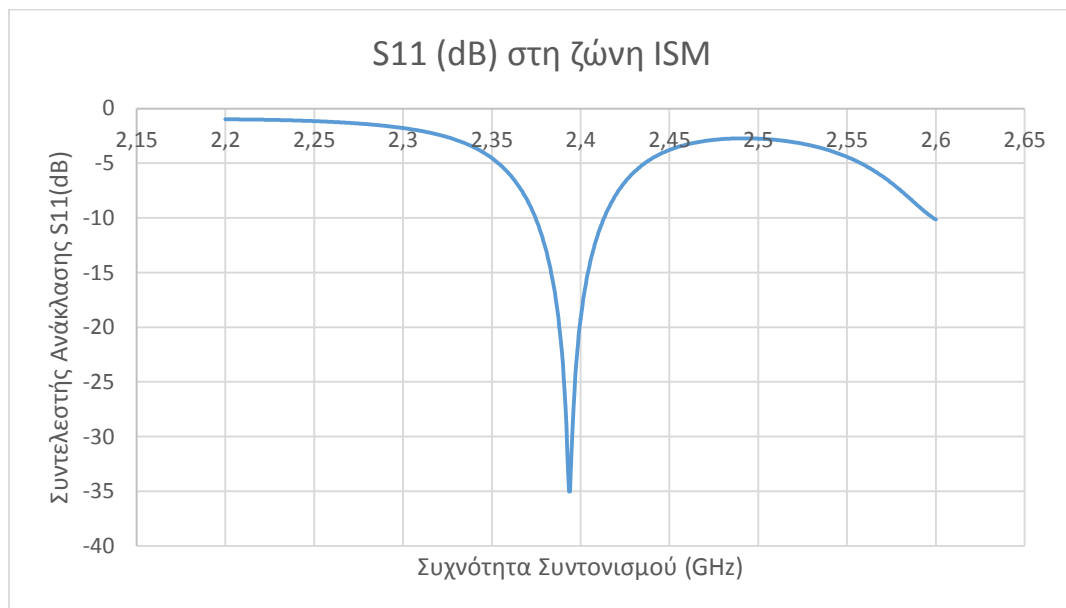
Εικόνα 4.13 Τοποθέτηση της κεραίας πάνω από το ομογενές κυβικό μοντέλο



Στην **Εικόνα 4.14** φαίνεται ο συντελεστής ανάκλασης και στην **Εικόνα 4.15** φαίνεται το κέρδος της κεραίας, όταν το κυβικό μοντέλο τοποθετηθεί 10mm μακριά από την κεραία.



(α)

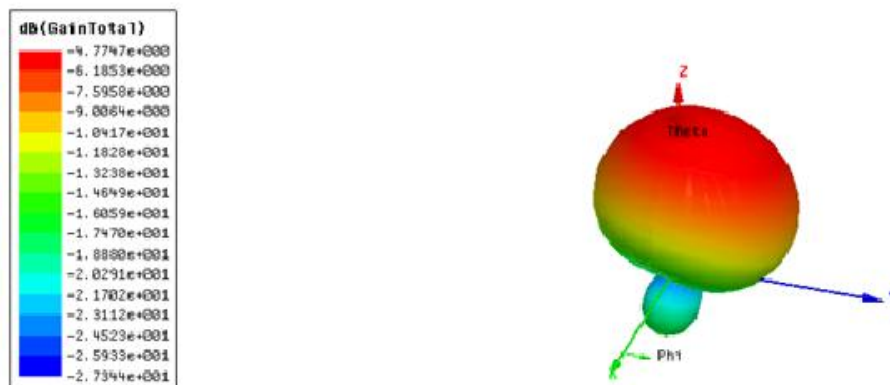


(β)

**Εικόνα 4.14 Συντελεστής ανάκλασης κεραίας, όταν η κεραία τοποθετηθεί πάνω από το ομογενές μοντέλο**



(α)



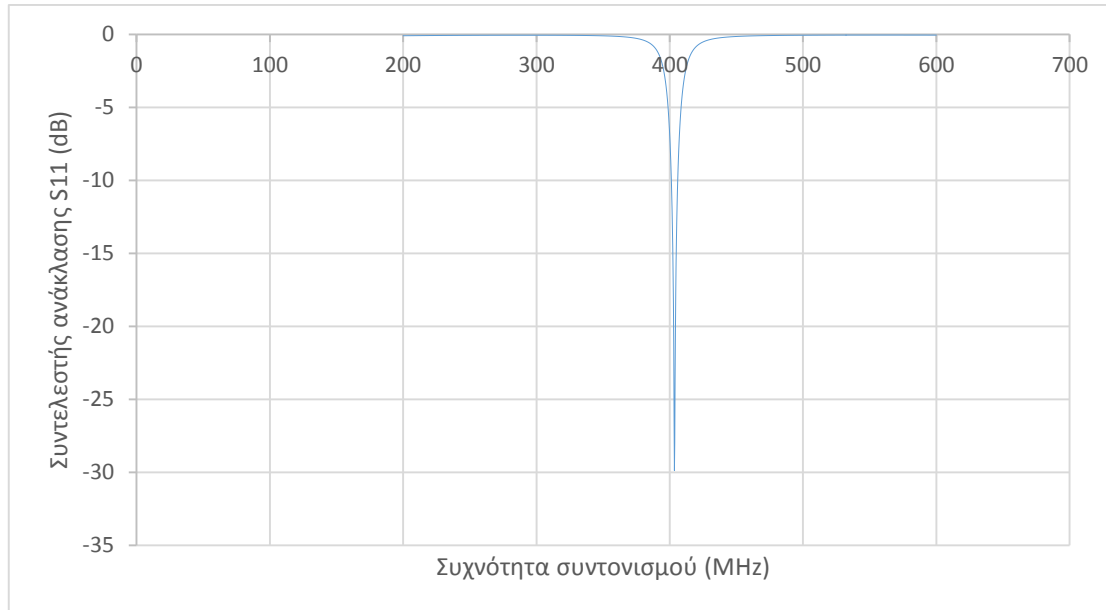
(β)

**Εικόνα 4.15 Κέρδος της κεραίας με την παρουσία του ομογενούς μοντέλου (α)ζώνη MEDRADIO (β)ζώνη ISM**

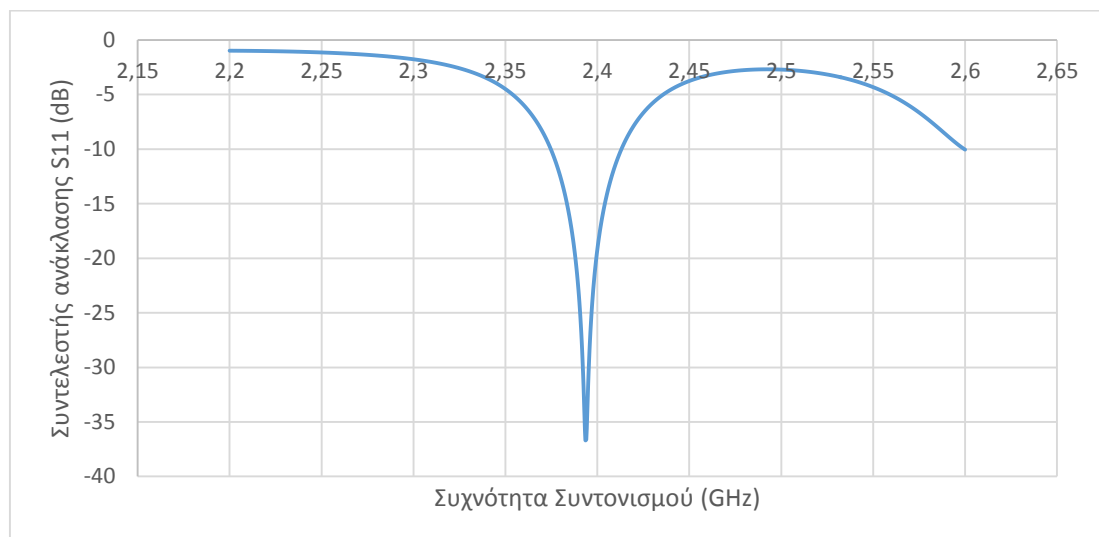
Όπως φαίνεται στην **Εικόνα 4.14**, η λειτουργία της κεραίας επηρεάζεται με την παρουσία του ανθρώπινου σώματος. Ο πρώτος συντονισμός της κεραίας πραγματοποιείται σε συχνότητα 398.5 MHz στην οποία ο συντελεστής ανάκλασης είναι -26.95dB, ενώ ο δεύτερος συντονισμός πραγματοποιείται σε συχνότητα

2.394GHz στην οποία ο συντελεστής ανάκλασης είναι -35.04dB. Ως εκ τούτου, δεν υπάρχει συντονισμός της κεραίας ούτε στη ζώνη MEDRadio, ούτε στη ζώνη ISM.

Γίνεται μία προσπάθεια να διαπιστωθεί πως μπορούν να αποφευχθούν αυτά τα φαινόμενα αποσυντονισμού. Στην **Εικόνα 4.16** φαίνεται η λειτουργία της κεραίας με την παρουσία του κανονικού ομογενούς μοντέλου όταν οι παράμετροι έχουν της εξής τιμές: :  $f_x=42.5\text{mm}$ ,  $f_y=2.1\text{mm}$ ,  $x=35\text{mm}$ ,  $y=74.6\text{mm}$ .



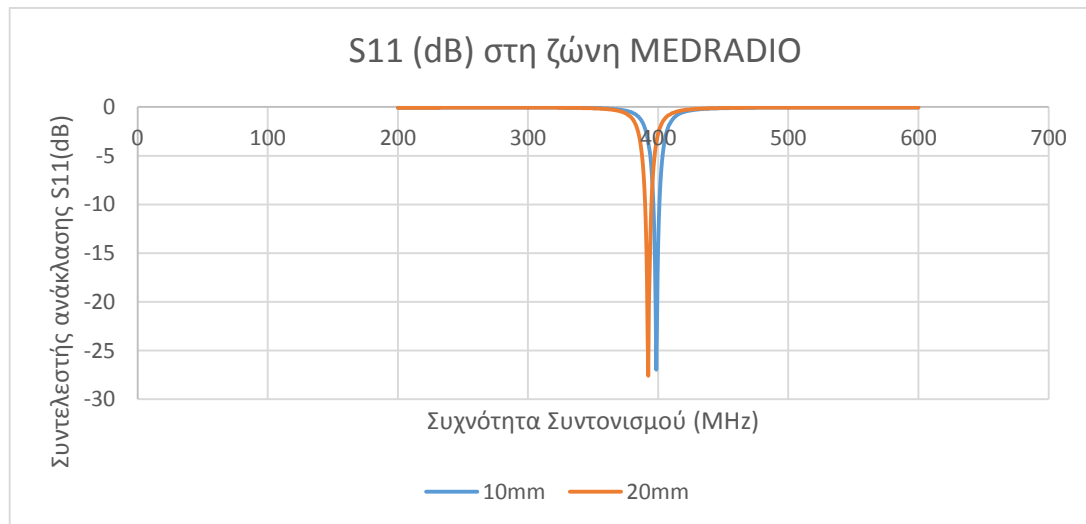
(α)



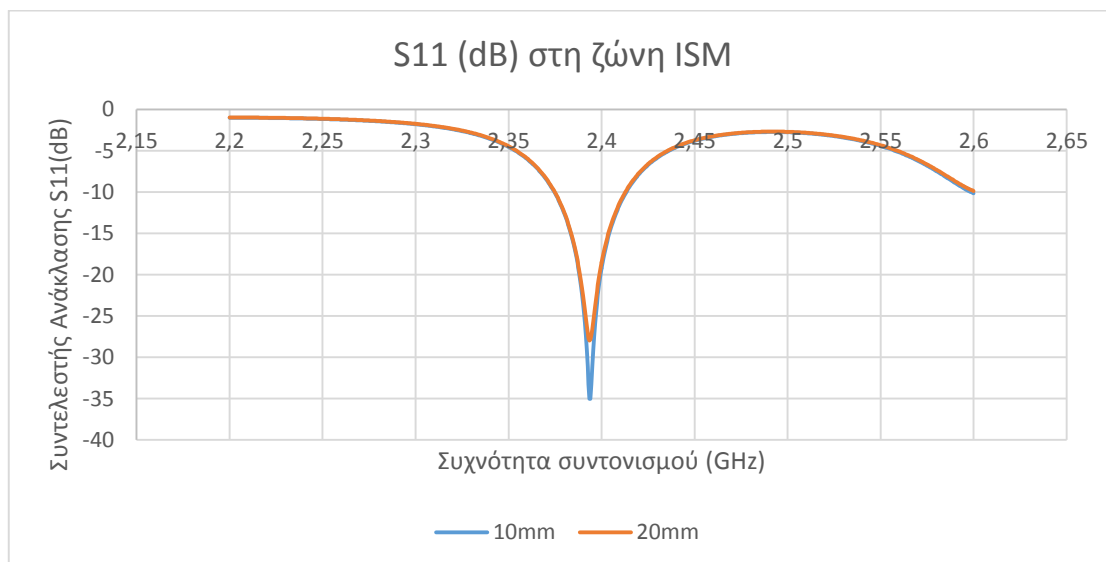
(β)

**Εικόνα 4.16 Συχνότητα συντονισμού και συντελεστής ανάκλασης της κεραίας με τροποποιημένες παραμέτρους.**

Όπως φαίνεται στην **Εικόνα 4.16**, όταν τροποποιηθούν οι παράμετροι κατά αυτόν τον τρόπο, τα φαινόμενο αποσυντονισμού αντιμετωπίζονται και η κεραία συντονίζεται στις επιθυμητές ζώνες. Συγκεκριμένα, στη ζώνη MEDRadio η συχνότητα συντονισμού είναι 402.3MHz και ο συντελεστής ανάκλασης -29.8dB, ενώ στη ISM η συχνότητα συντονισμού είναι 2.4GHz και ο συντελεστής ανάκλασης -19.2dB.



(α)



(β)

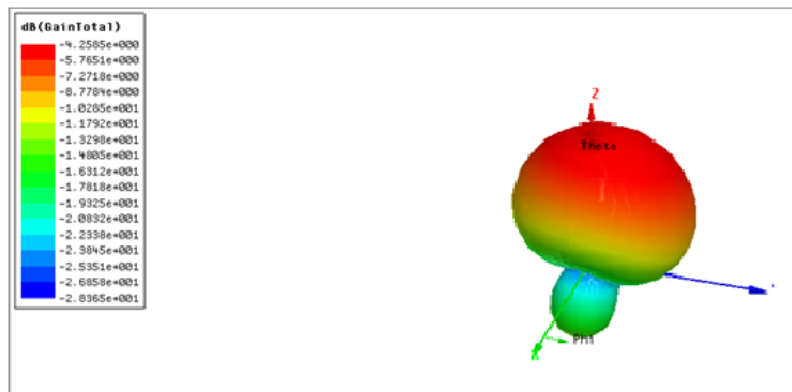
**Εικόνα 4.17 Συχνότητα συντονισμού και συντελεστής ανάκλασης συναρτήσει της απόστασης της κεραίας και του ομογενούς μοντέλου (α) ζώνη MEDRADIO (β)ζώνη ISM**

Στη συνέχεια μελετάται πως επηρεάζει τη λειτουργία της κεραίας η απόσταση μεταξύ του κυβικού ομογενούς μοντέλου και της κεραίας. Τα αποτελέσματα φαίνονται στην **Εικόνα 4.17**.

Όπως φαίνεται στην **Εικόνα 4.17**, η απόσταση μεταξύ του ομογενούς μοντέλου και της κεραίας στη ζώνη MEDRadio επηρεάζει τη συχνότητα συντονισμού της, ενώ στη ζώνη ISM επηρεάζει το συντελεστή ανάκλασης. Στην **Εικόνα 4.18** φαίνεται το κέρδος της κεραίας, όταν το ομογενές μοντέλο τοποθετηθεί σε απόσταση 20mm από την κεραία.

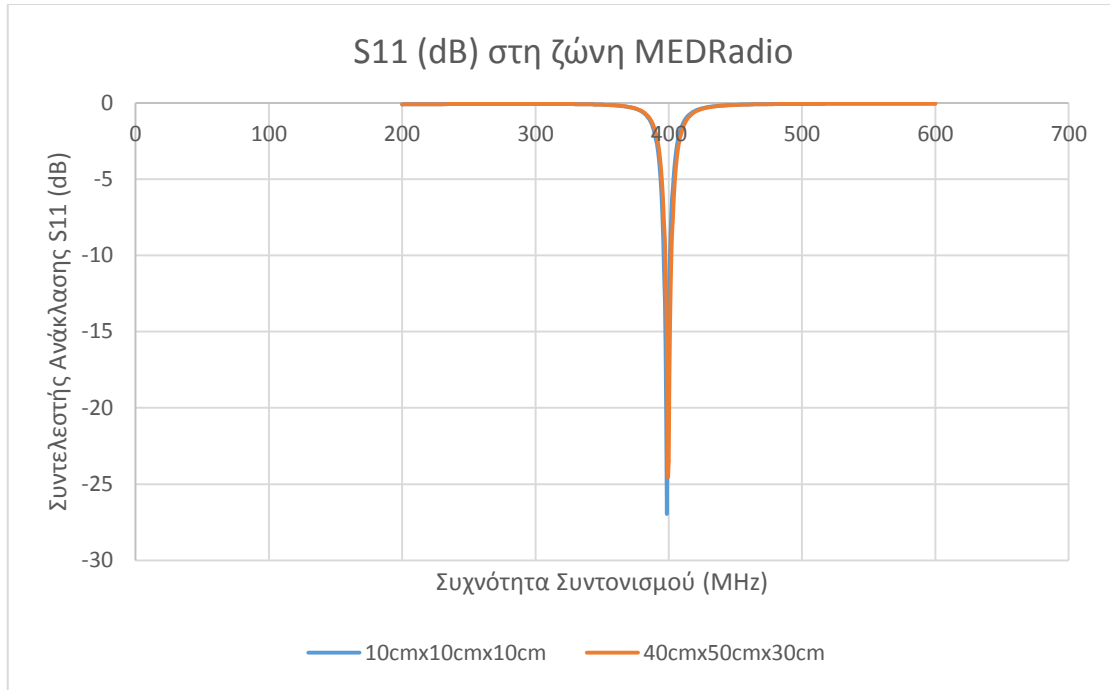


(α)

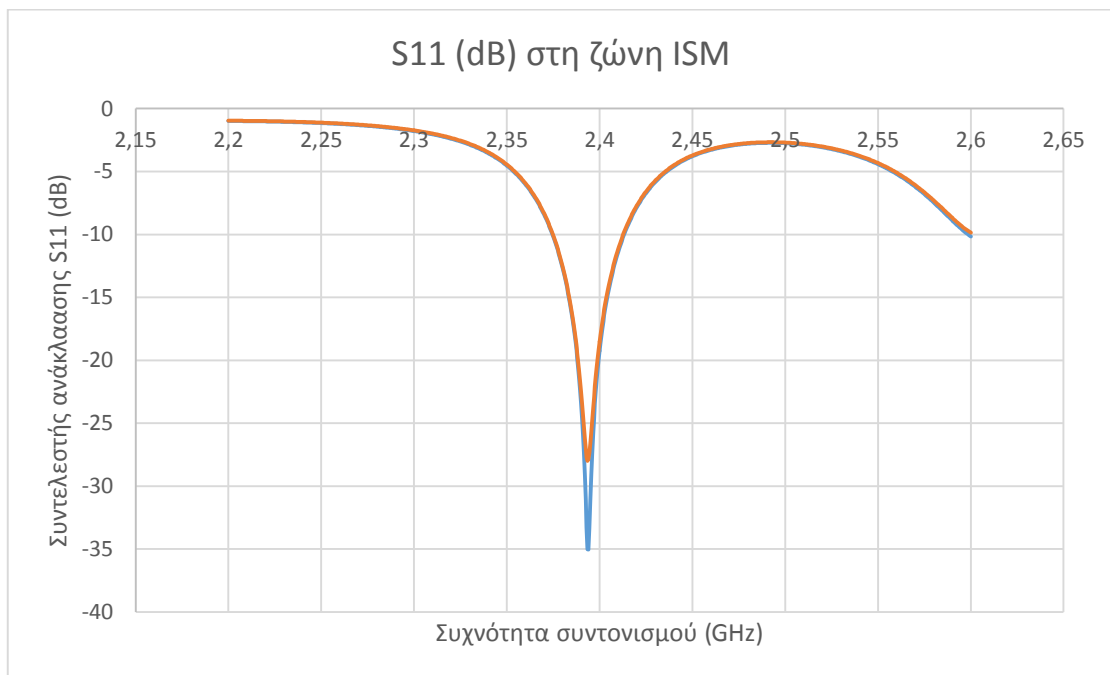


(β)

**Εικόνα 4.18** Κέρδος της κεραίας όταν η απόσταση μεταξύ της κεραίας και του ομογενούς μοντέλου είναι 20mm (α) ζώνη MEDRADIO (β)ζώνη ISM



(α)



(β)

**Εικόνα 4.19 Συχνότητα συντονισμού και συντελεστής ανάκλασης συναρτήσεις των διαστάσεων του ομογενούς μοντέλου (α)ζώνη MEDRADIO (β)ζώνη ISM**

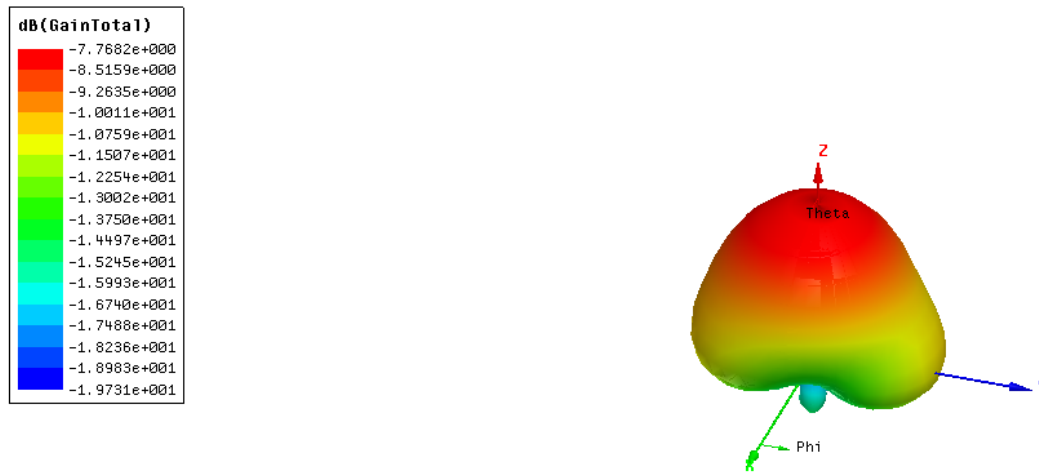
Το ομογενές μοντέλο που προτείνεται έχει μικρές διαστάσεις, οι οποίες δεν προσομοιώνουν κατάλληλα τον ανθρώπινο κορμό. Στη συνέχεια, μελετάται η λειτουργία της κεραίας όταν αλλάζει ο όγκος του κυβικού μοντέλου. Οι νέες διαστάσεις

του κυβικού μοντέλου ορίζονται στα 40cm x 50cm x 30cm. Η λειτουργία της κεραίας όταν το κυβικό μοντέλο έχει αυτές τις διαστάσεις και τοποθετείται σε απόσταση 10mm από την κεραία, φαίνεται στην **Εικόνα 4.19**.

Όπως φαίνεται στην **Εικόνα 4.19**, η αύξηση των διαστάσεων του ομογενούς κυβικού μοντέλου επηρεάζει την ελάχιστη τιμή του συντελεστή ανάκλασης τόσο στη ζώνη MEDRadio όσο και στη ζώνη ISM. Η κεραία, όμως, συνεχίζει να συντονίζεται.

Στην **Εικόνα 4.20** φαίνεται το κέρδος της κεραίας, όταν το ομογενές κυβικό μοντέλο έχει διαστάσεις 400mmx500mmx300mm.

Το τελευταίο κρίσιμο χαρακτηριστικό που εξετάζεται είναι ο ρυθμός ειδικής απορρόφησης, με τον οποίο τίθενται τα όρια ασφαλούς έκθεσης του ανθρώπινου οργανισμού απέναντι στην ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία, σύμφωνα με τα διεθνή πρότυπα που έχουν προταθεί. Θεωρώντας πυκνότητα μάζας για τον ιστό δέρματος σταθερή και ίση με  $1100 \text{ kg/ m}^3$  και υποθέτοντας ισχύ εισόδου 1W προκύπτουν οι κατανομές του ρυθμού ειδικής απορρόφησης ανά 1g και 10g ιστού που παρουσιάζονται στην **Εικόνα 4.21**.



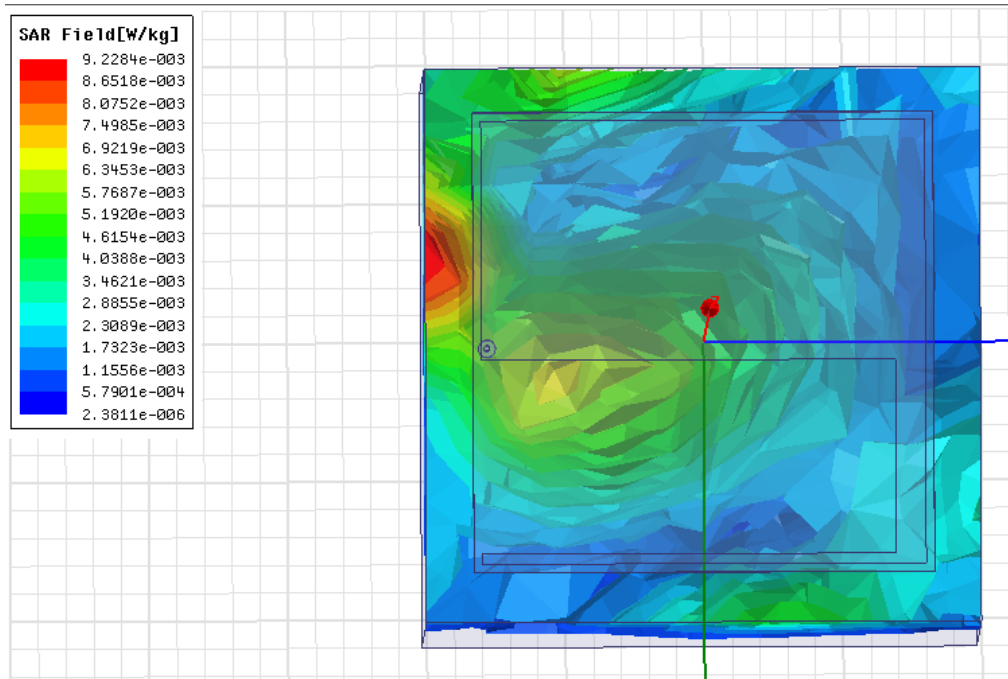
(α)



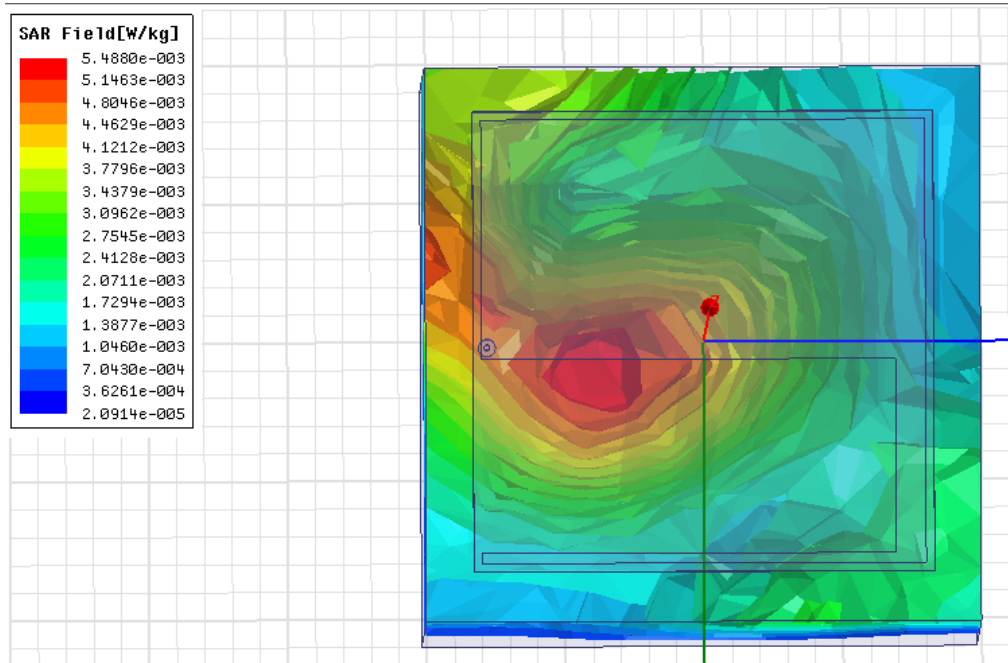
(β)

**Εικόνα 4.20 Κέρδος της κεραίας με την παρουσία ομογενούς κυβικού μοντέλου διαστάσεων 400mmx500mmx300mm (α)ζώνη MEDRADIO (β)ζώνη ISM**

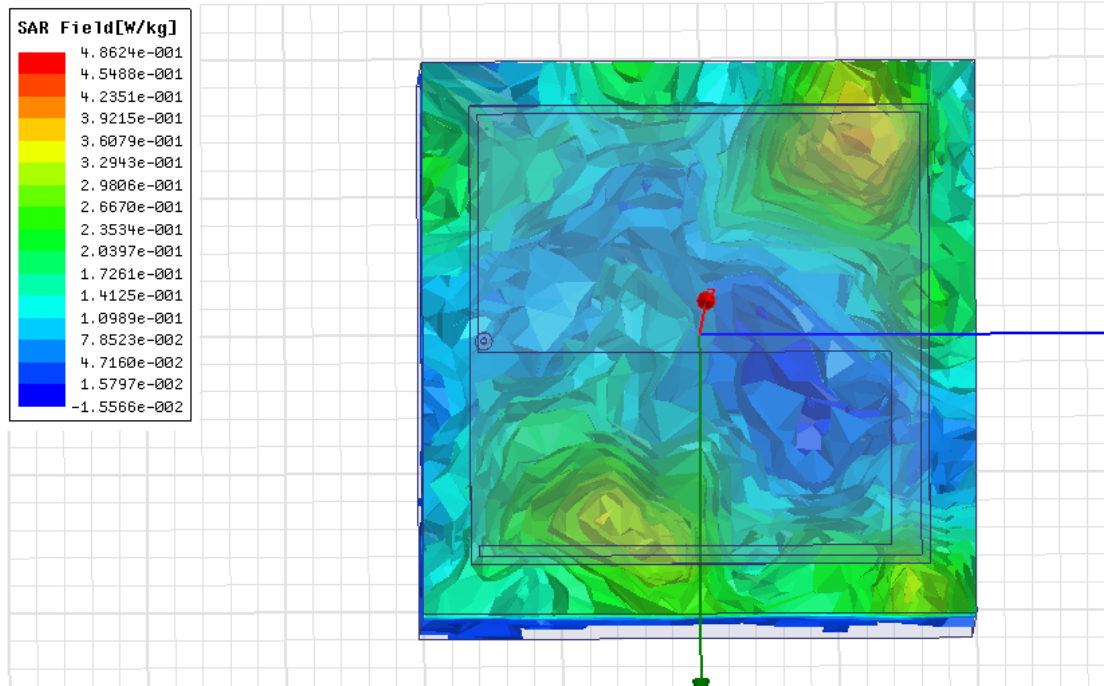




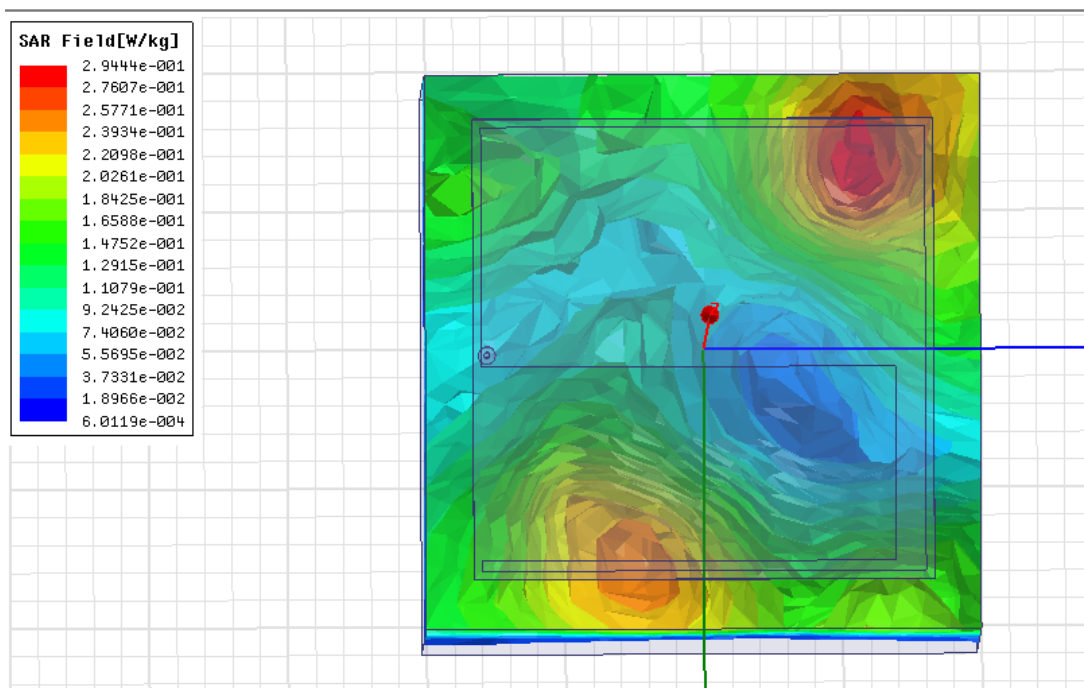
(α)



(β)



(γ)



(δ)

**Εικόνα 4.21 Μέσος ρυθμός ειδικής απορρόφησης ανά (α) 1g ιστού στη ζώνη MEDRADIO, (β) 10g ιστού στη ζώνη MEDRADIO, (γ) 1g ιστού στη ζώνη ISM, (δ) 10g ιστού στη ζώνη ISM.**

Από την **Εικόνα 4.21** προκύπτει ο επόμενος πίνακας, στον οποίο παρουσιάζονται οι μέγιστες τιμές του ειδικού ρυθμού απορρόφησης, οι οποίες παρατηρούνται στην περιοχή MEDRadio και στην περιοχή ISM ανά 1g και 10g ιστού.

**Πίνακας 4.2 Μέγιστη τιμή ρυθμού ειδικής απορρόφησης της πρωτότυπης κεραίας για ισχύ εισόδου 1W**

	Ζώνη MEDRADIO	Ζώνη ISM
1g ιστού	0.009 W/Kg	0.48 W/Kg
10g ιστού	0,005 W/Kg	0.29 W/Kg

Με βάση τον **Πίνακα 4.2**, φαίνεται ότι η τιμή του SAR βρίσκεται εντός των θεσπισμένων επιτρεπτών ορίων ( $SAR < 1.6$  W/Kg για ένα g ιστού και  $SAR < 2$  W/Kg για 10g ιστού) για την προστασία του ανθρώπινου οργανισμού.

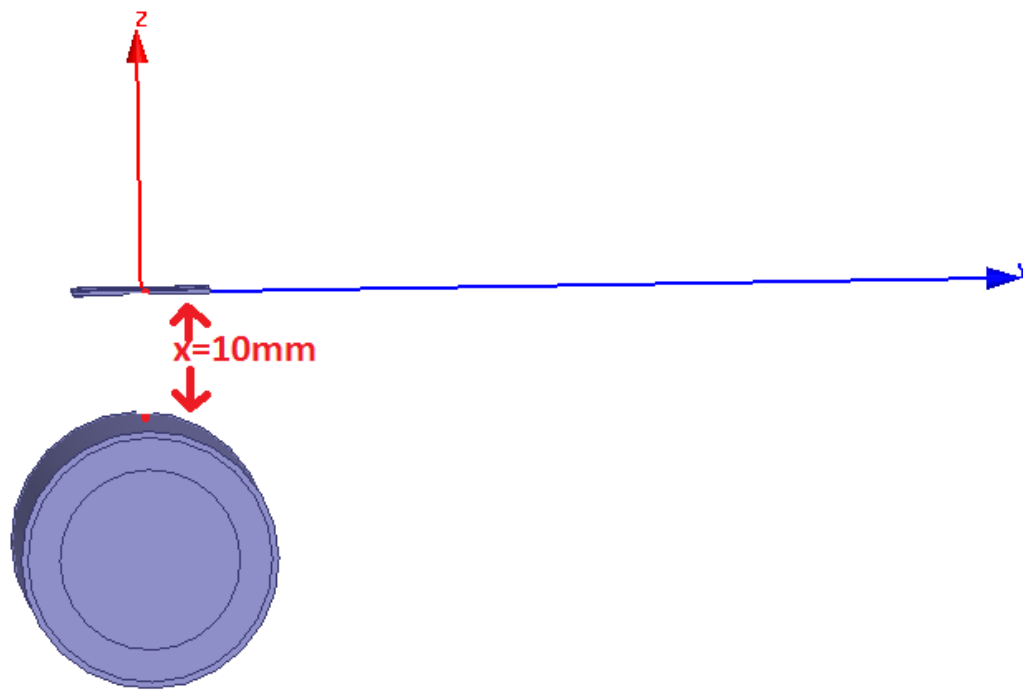
#### **Λειτουργία κεραίας με την παρουσία κυλινδρικού τριστρωματικού μοντέλου ανθρώπινου βραχίονα**

Ο σχεδιασμός και η λειτουργία της κεραίας πραγματοποιείται δίπλα σε ένα κυλινδρικό τριστρωματικό μοντέλο του ανθρώπινου βραχίονα [61]. Το τριστρωματικό μοντέλο αποτελείται από ένα στρώμα δέρματος (πάχος 5mm), ένα στρώμα μυός (πάχος 25mm) και ένα στρώμα οστού (5mm). Οι ηλεκτρικές ιδιότητες αυτών των ιστών φαίνεται στον **Πίνακα 4.3**. [61]

**Πίνακας 4.3: Ηλεκτρικές ιδιότητες ιστών [61]**

Τύπος Ιστού	Διηλεκτρική σταθερά	Αγωγιμότητα	Πυκνότητα
Οστό	13.1	0.09	2200
Δέρμα	46.74	0.689	1100
Μυς	57.11	0.797	1040

Στη συνέχεια, θα μελετηθεί πως επηρεάζεται η λειτουργία της κεραίας όταν τοποθετηθεί πάνω από το κυλινδρικό τριστρωματικό μοντέλο. Η τοποθέτηση του τριστρωματικού μοντέλου, φαίνεται στην **Εικόνα 4.22**.

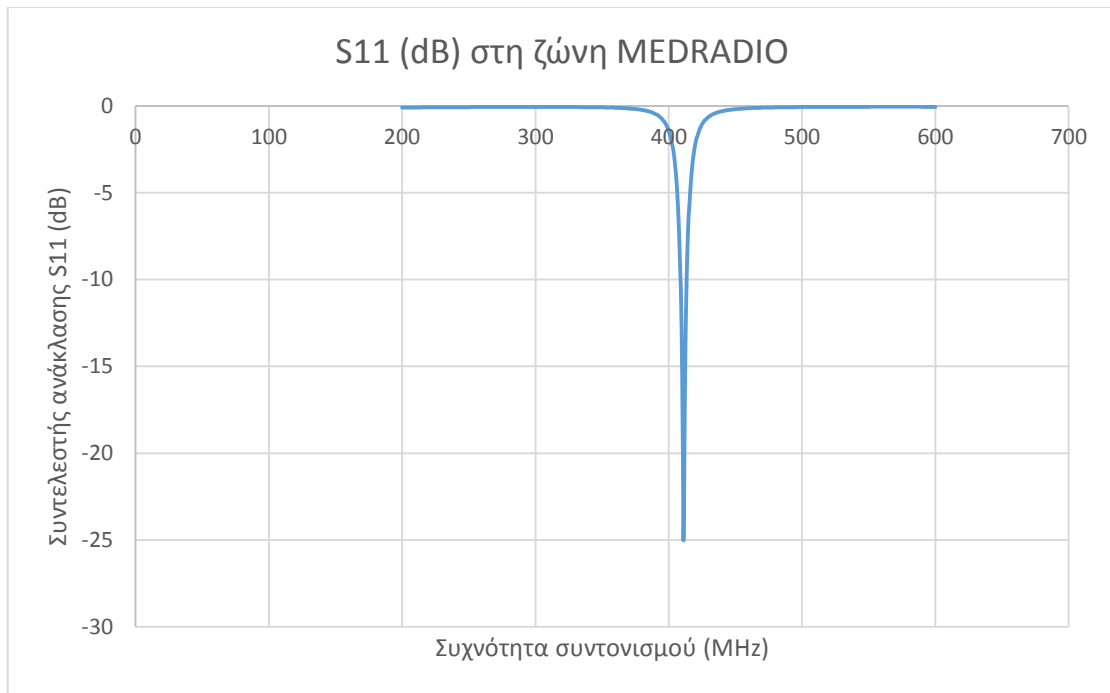


**Εικόνα 4.22 Τοποθέτηση του τριστρωματικού κυλινδρικού μοντέλου**

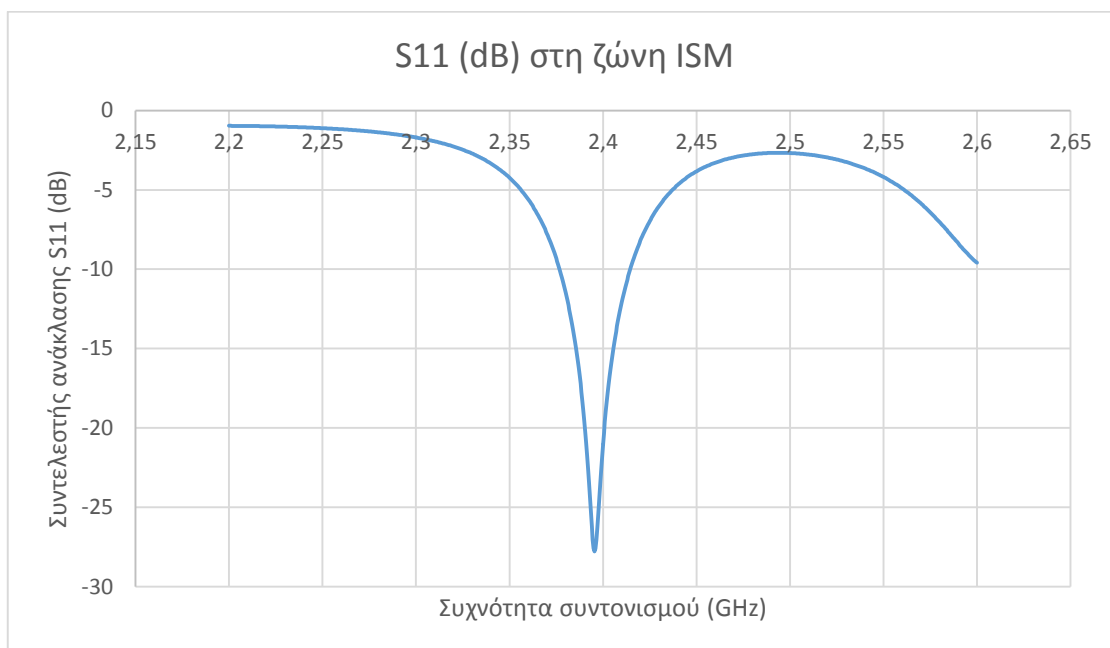
Η λειτουργία της κεραίας όταν το τριστρωματικό κυλινδρικό μοντέλο τοποθετηθεί κάτω από την κεραία, όπως φαίνεται στην **Εικόνα 4.22** και σε απόσταση 10mm παρουσιάζεται στην **Εικόνα 4.23**.

Όπως φαίνεται στη **Εικόνα 4.23**, όταν το τριστρωματικό μοντέλο τοποθετηθεί σε απόσταση 10mm από την κεραία δεν υπάρχει συντονισμός τόσο στη ζώνη MEDRadio, αφού η κεραία συντονίζεται σε συχνότητα 411MHz, όσο και στη ζώνη ISM, αφού η κεραία συντονίζεται σε συχνότητα 2.3955 GHz.

Γίνεται μία προσπάθεια να διαπιστωθεί πως μπορούν να αποφευχθούν αυτά τα φαινόμενα αποσυντονισμού. Στην **Εικόνα 4.24** φαίνεται η λειτουργία της κεραίας με την παρουσία του κανονικού τριστρωματικού μοντέλου όταν οι παράμετροι έχουν της εξής τιμές:  $f_x=42.5\text{mm}$ ,  $f_y=2.1\text{mm}$ ,  $x=35\text{mm}$ ,  $y=74.6\text{mm}$ .

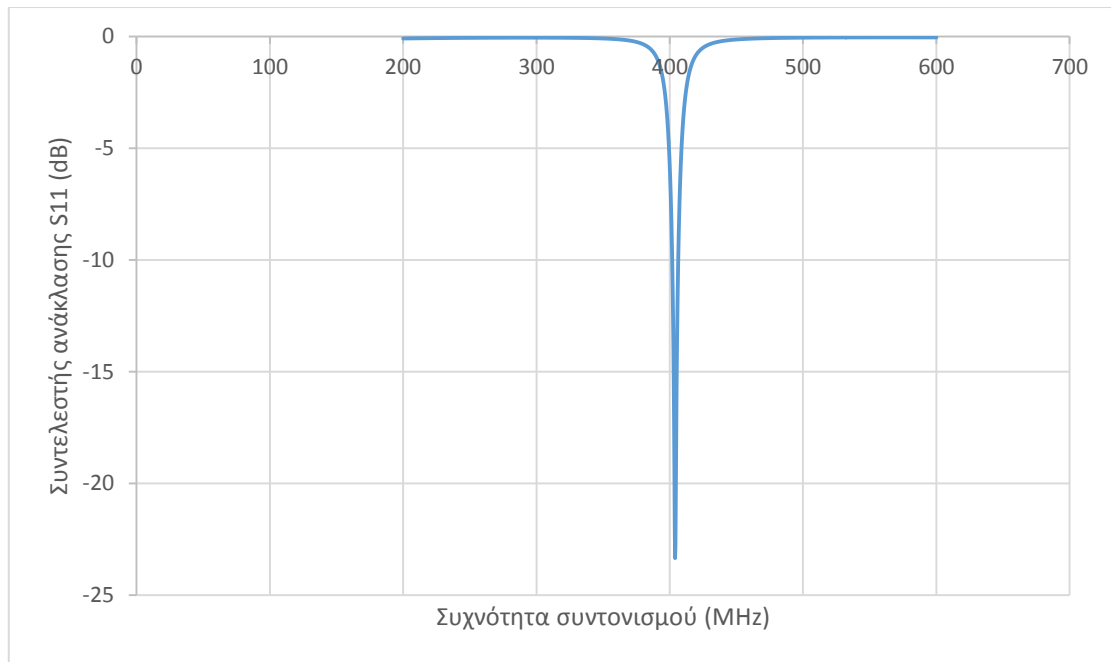


(α)

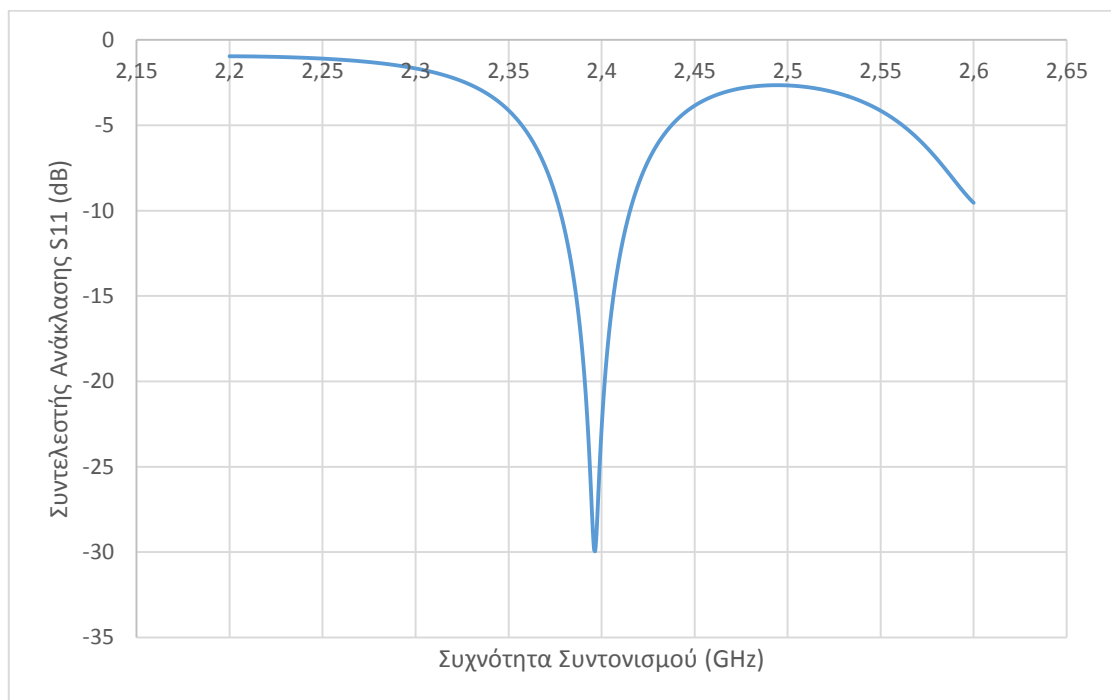


(β)

**Εικόνα 4.23 Συχνότητα συντονισμού και συντελεστής ανάκλασης όταν η απόσταση μεταξύ της κεραίας και του τριστρωματικού κυλινδρικού μοντέλου είναι 10mm (α) στη ζώνη MEDRADIO (β)στη ζώνη ISM**



(α)



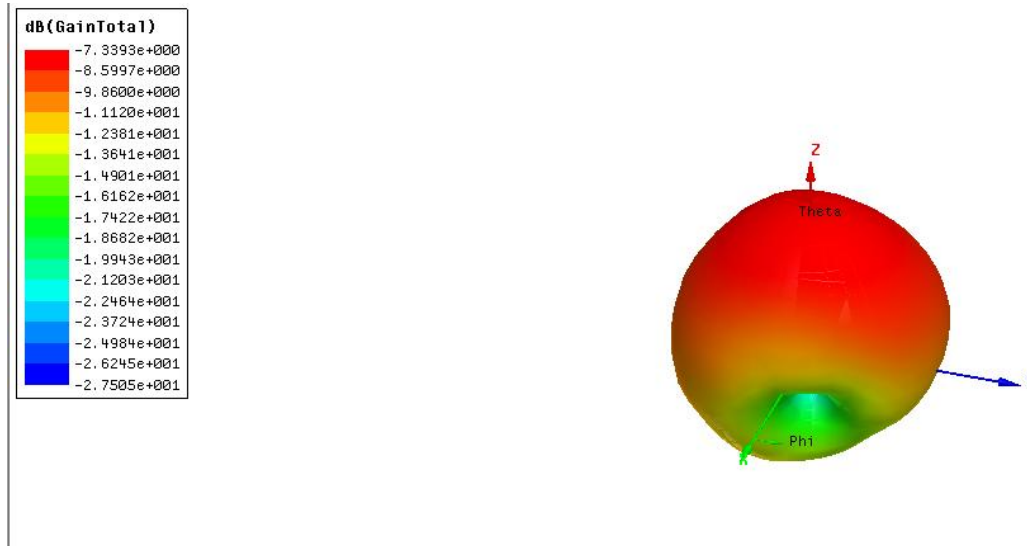
(β)

**Εικόνα 4.24 Συχνότητα συντονισμού και συντελεστής ανάκλασης της κεραίας με τροποποιημένες παραμέτρους.**

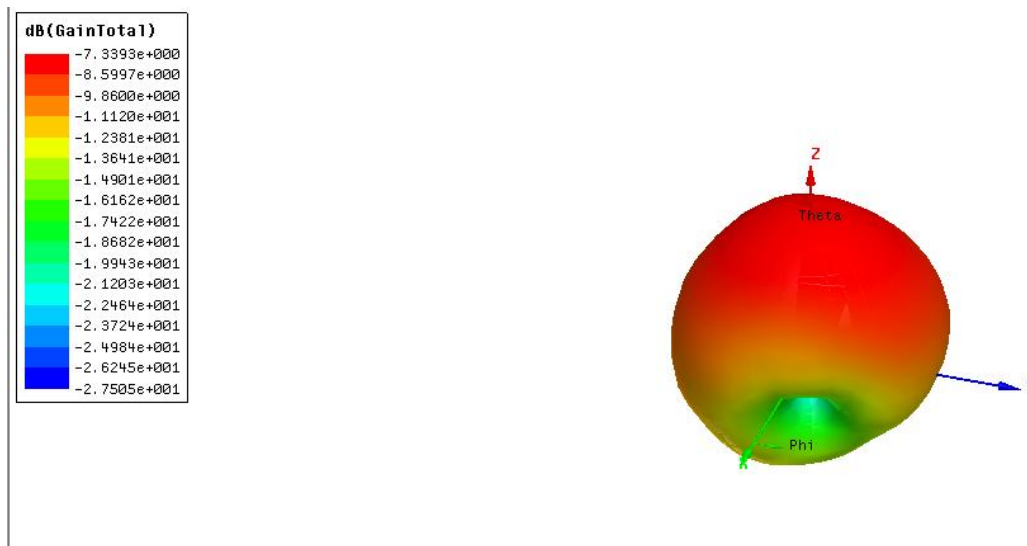
Όπως φαίνεται στην **Εικόνα 4.24**, όταν τροποποιηθούν οι παράμετροι κατά αυτόν τον τρόπο, τα φαινόμενα αποσυντονισμού αντιμετωπίζονται και η κεραία συντονίζεται στις

επιθυμητές ζώνες. Συγκεκριμένα, στη ζώνη MEDRadio η συχνότητα συντονισμού είναι 404MHz και ο συντελεστής ανάκλασης  $-23.33\text{dB}$ , ενώ στη ISM η συχνότητα συντονισμού είναι 2.4GHz και ο συντελεστής ανάκλασης  $-22.8\text{dB}$ .

Το κέρδος της κεραίας όταν το τριστρωματικό μοντέλο τοποθετηθεί σε απόσταση 10mm φαίνεται στην **Εικόνα 4.25**.



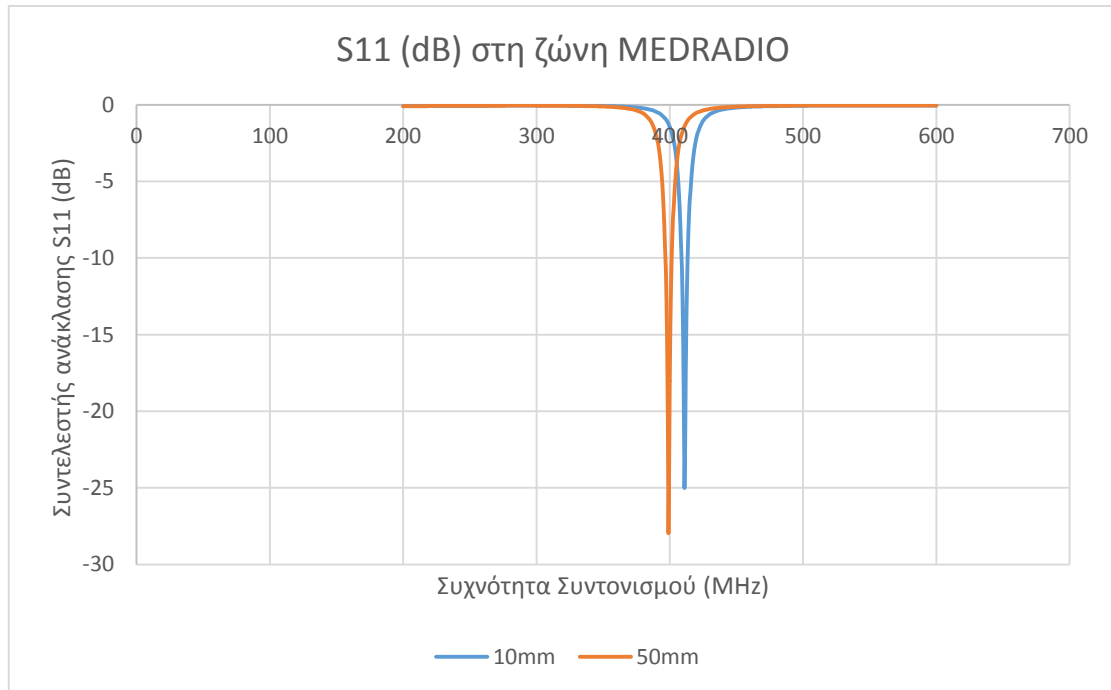
(α)



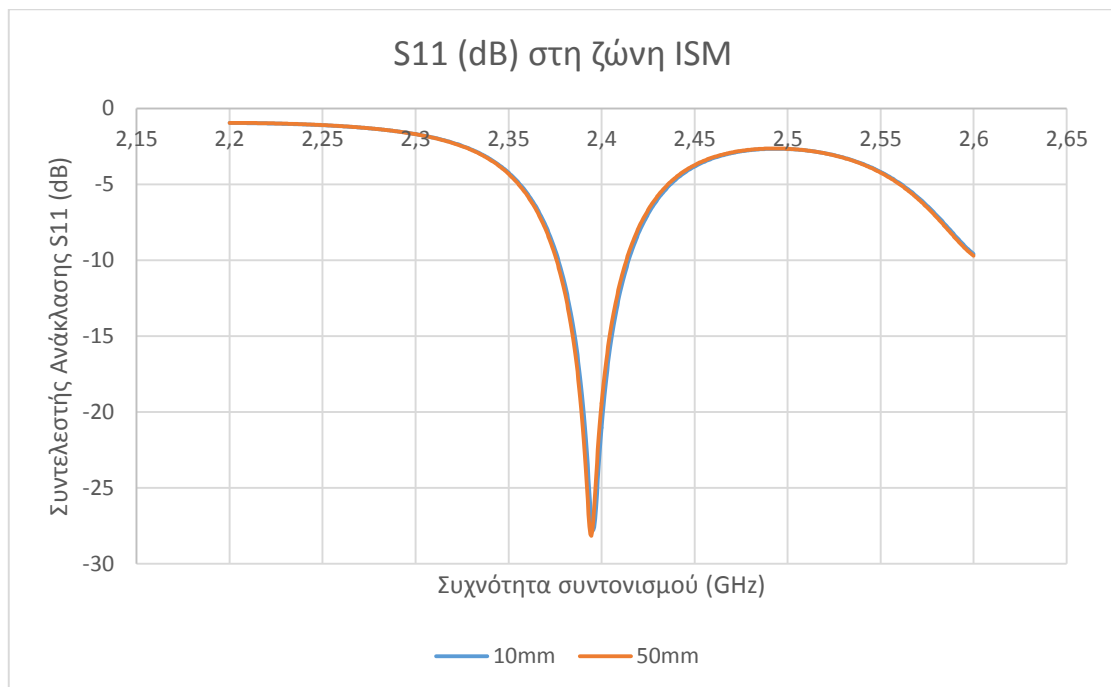
(β)

**Εικόνα 4.25** Κέρδος της κεραίας όταν η απόσταση μεταξύ κεραίας και κυλινδρικού μοντέλου είναι 10mm (α)ζώνη MEDRADIO (β)ζώνη ISM

Στη συνέχεια, η κεραία τοποθετείται σε απόσταση 50mm από το κυλινδρικό μοντέλο. Η λειτουργία της κεραίας παρουσιάζεται στην **Εικόνα 4.26**.



(α)



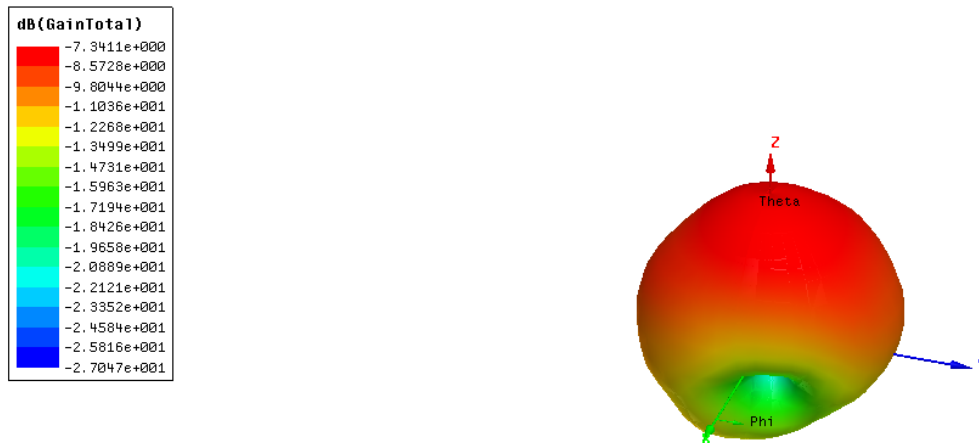
(β)

**Εικόνα 4.26 Συχνότητα συντονισμού και συντελεστής ανάκλασης συναρτήσε της απόστασης της κεραίας και του τριστρωματικού κυλινδρικού μοντέλου (α) ζώνη MEDRADIO (β)ζώνη ISM**

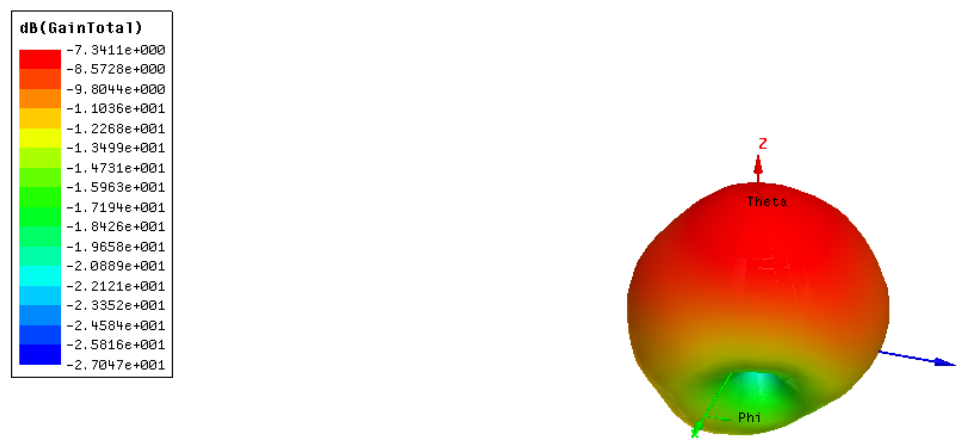


Όπως φαίνεται στην **Εικόνα 4.26**, η λειτουργία της κεραίας όταν τοποθετηθεί σε απόσταση 50mm από το τριστρωματικό κυλινδρικό μοντέλο επηρεάζεται ελάχιστα συγκριτικά με την απόσταση των 10mm από το τριστρωματικό μοντέλο.

Το κέρδος της κεραίας όταν το τριστρωματικό μοντέλο τοποθετηθεί σε απόσταση 50mm φαίνεται στην **Εικόνα 4.27**.



(α)

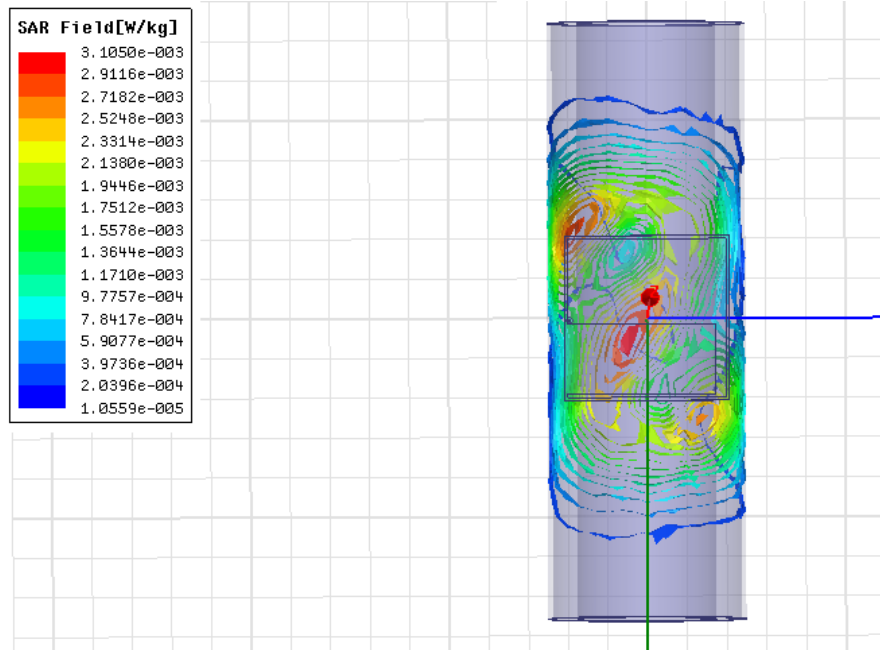


(β)

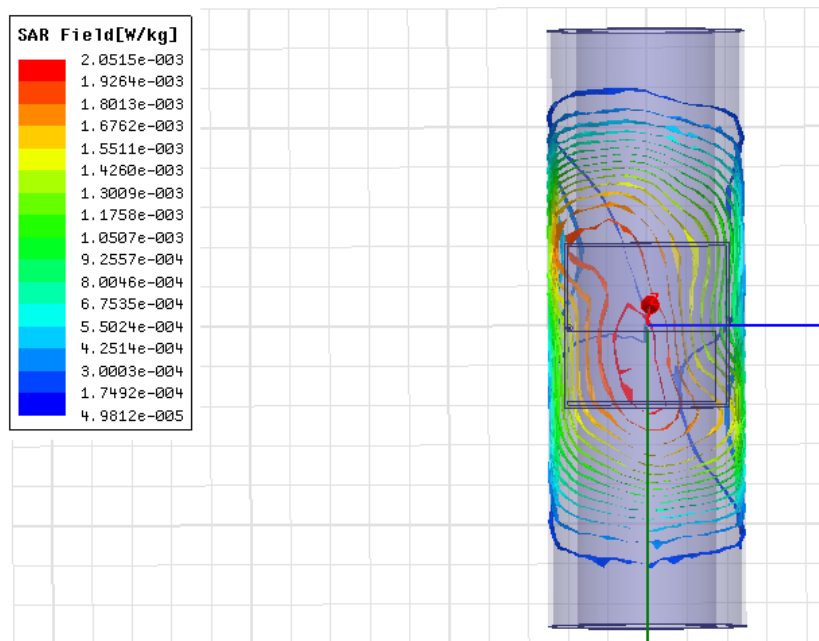
**Εικόνα 4.27** Κέρδος της κεραίας όταν η απόσταση μεταξύ κεραίας και κυλινδρικού μοντέλου είναι 50mm (α)ζώνη MEDRADIO (β)ζώνη ISM

Το τελευταίο κρίσιμο χαρακτηριστικό που εξετάζεται είναι ο ρυθμός ειδικής απορρόφησης, με τον οποίο τίθενται τα όρια ασφαλούς έκθεσης του ανθρώπινου οργανισμού απέναντι στην ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία, σύμφωνα με τα διεθνή πρότυπα που έχουν προταθεί. Θεωρώντας ισχύ εισόδου 1W προκύπτουν οι κατανομές του ρυθμού ειδικής απορρόφησης ανά 1g και 10g ιστού που παρουσιάζονται στην

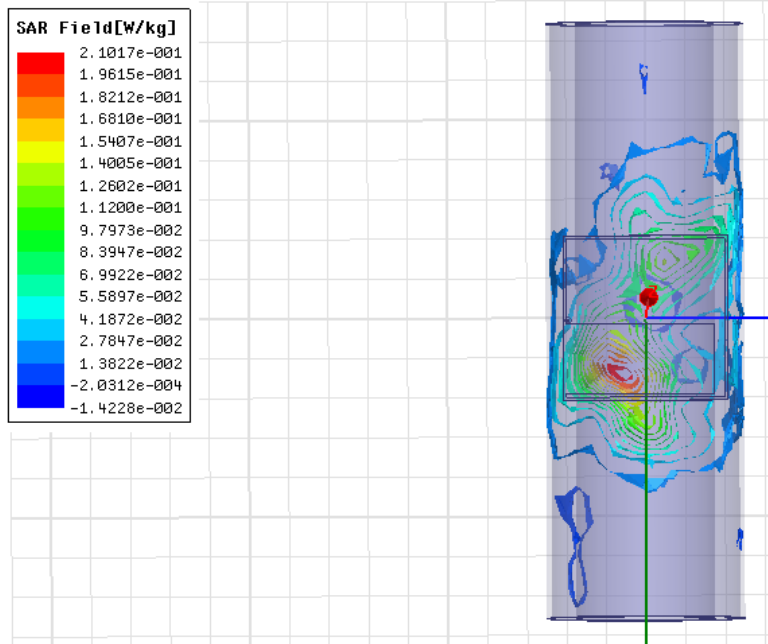
**Εικόνα 4.28.**



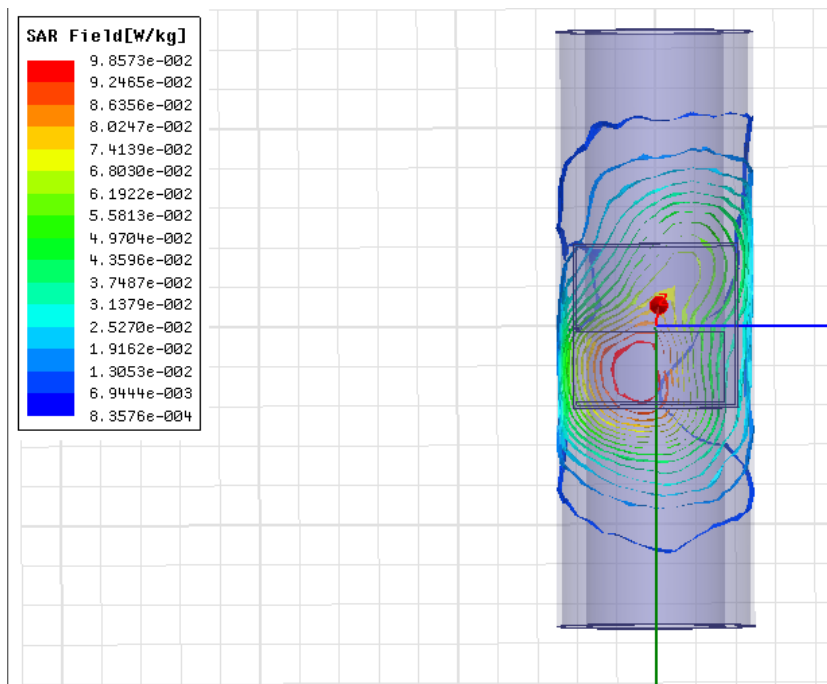
(α)



(β)



(γ)



(δ)

**Εικόνα 4.28 Μέσος ρυθμός ειδικής απορρόφησης ανά (α) 1g ιστού στη ζώνη MEDRADIO, (β) 10g ιστού στη ζώνη MEDRADIO, (γ) 1g ιστού στη ζώνη ISM, (δ) 10g ιστού στη ζώνη ISM.**

Από την **Εικόνα 4.28** προκύπτει ο επόμενος πίνακας, στον οποίο παρουσιάζονται οι μέγιστες τιμές του ειδικού ρυθμού απορρόφησης οι οποίες παρατηρούνται στην περιοχή MEDRadio και στην περιοχή ISM ανά 1g και 10g ιστού.

**Πίνακας 4.4 Μέγιστη τιμή ρυθμού ειδικής απορρόφησης της πρωτότυπης κεραίας για ισχύ εισόδου 1W**

	Ζώνη MEDRADIO	Ζώνη ISM
1g ιστού	0.0031 W/Kg	0,21 W/Kg
10g ιστού	0.002 W/Kg	0,098 W/Kg

Με βάση τον **Πίνακα 4.4**, φαίνεται ότι η τιμή του SAR βρίσκεται εντός των θεσπισμένων επιτρεπτών ορίων ( $SAR < 1.6$  W/Kg για ένα g ιστού και  $SAR < 2$  W/Kg για 10g ιστού) για την προστασία του ανθρώπινου οργανισμού.

#### **Λειτουργία κεραίας με την παρουσία ελλειπτικού τριστρωματικού μοντέλου ανθρώπινου κορμού**

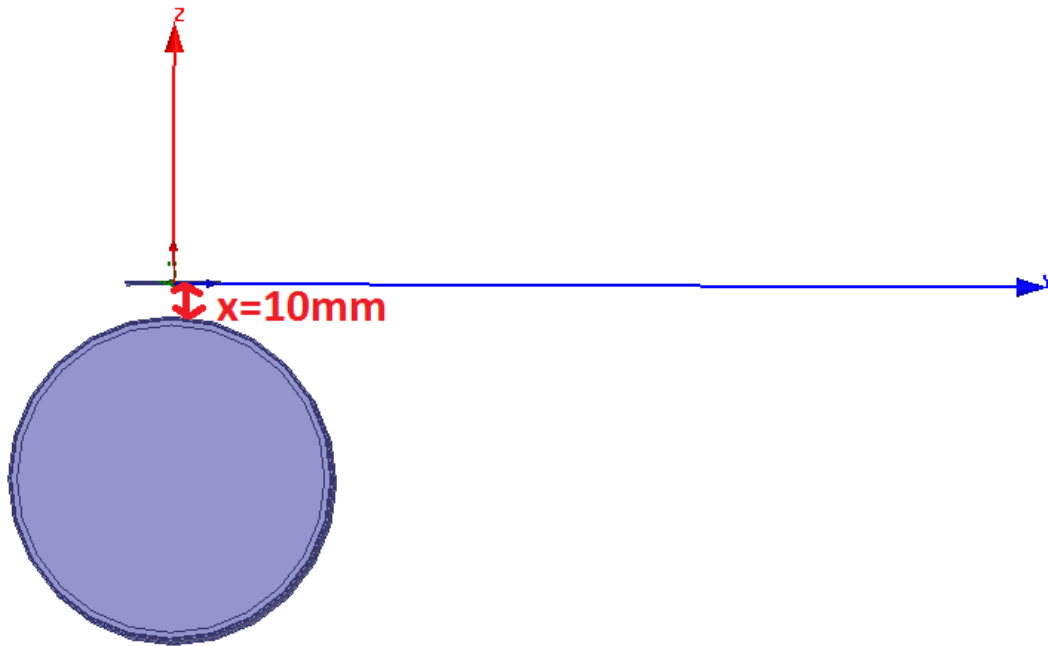
Ο σχεδιασμός και η λειτουργία της κεραίας πραγματοποιείται δίπλα σε ένα ελλειπτικό τριστρωματικό μοντέλο του ανθρώπινου κορμού[61]. Το τριστρωματικό μοντέλο αποτελείται από ένα στρώμα δέρματος (πάχος 5mm), ένα στρώμα λίπους (πάχος 10mm) και ένα στρώμα μυς (πάχος 5mm). Οι ηλεκτρικές ιδιότητες αυτών των ιστών φαίνεται στον **Πίνακα 4.5**. [61]

**Πίνακας 4.5: Ηλεκτρικές ιδιότητες ιστών [61]**

Τύπος Ιστού	Διηλεκτρική σταθερά	Αγωγιμότητα	Πυκνότητα
Λίπος	5.58	0.041	920
Δέρμα	46.74	0.689	1100
Μυς	57.11	0.797	1040

Το ελλειπτικό μοντέλο έχει ακτίνες 140mm και 115mm και ύψος 625mm. Η κεραία τοποθετείται πάνω από το ελλειπτικό μοντέλο σε απόσταση 10mm. (**Εικόνα 4.29**)

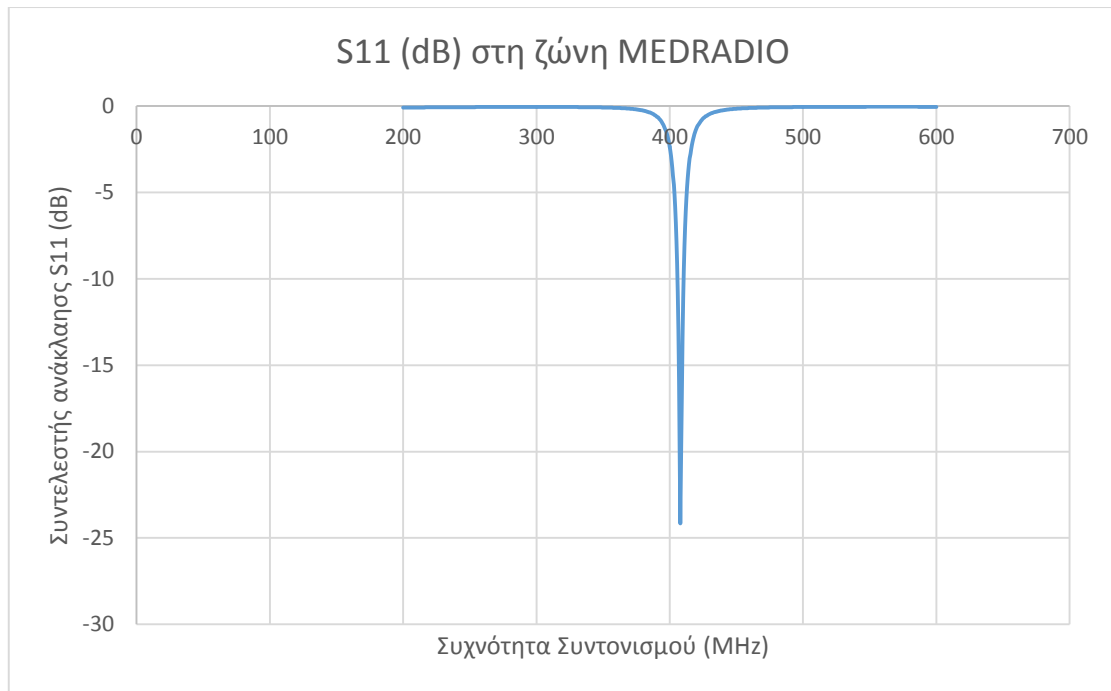
Θα μελετηθεί πως επηρεάζεται η λειτουργία της κεραίας όταν τοποθετηθεί πάνω από το τριστρωματικό ελλειπτικό μοντέλο, όπως φαίνεται στην **Εικόνα 4.29**.



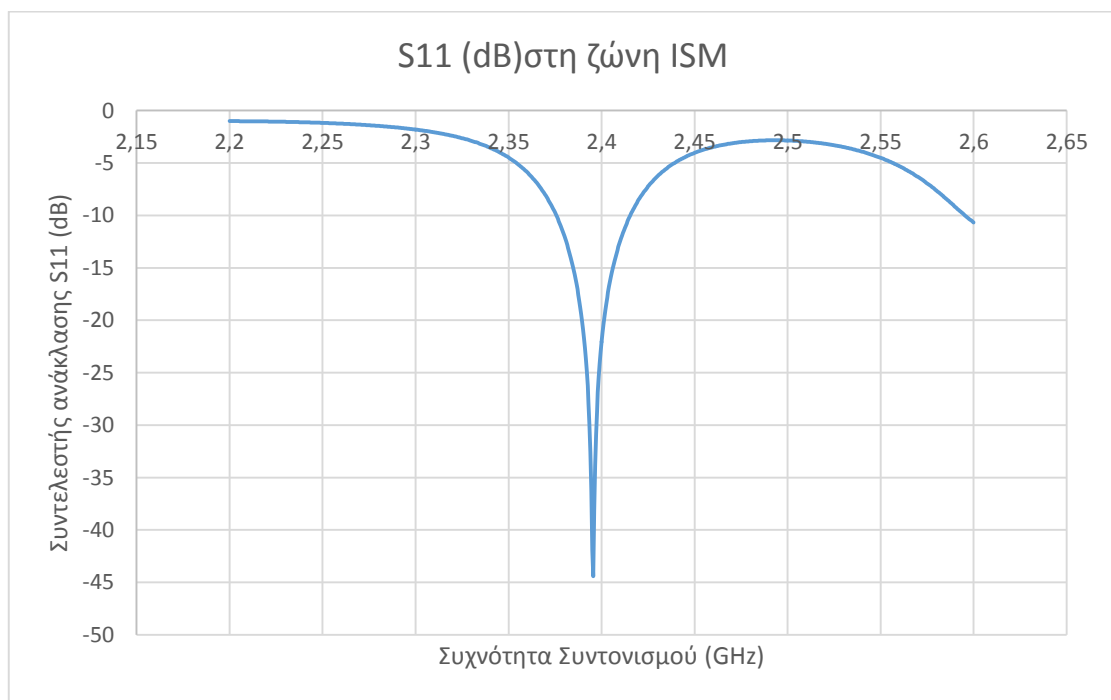
**Εικόνα 4.29** Τοποθέτηση τριστρωματικού ελλειπτικού μοντέλου

Η λειτουργία της κεραίας όταν το τριστρωματικό ελλειπτικό μοντέλο τοποθετηθεί κάτω από την κεραία, όπως φαίνεται στην **Εικόνα 4.29**, παρουσιάζεται στην **Εικόνα 4.30**.

Όπως φαίνεται στην **Εικόνα 4.30**, όταν το τριστρωματικό μοντέλο τοποθετηθεί σε απόσταση 10mm από την κεραία υπάρχει συντονισμός τόσο στη ζώνη MEDRadio, όπου η συχνότητα συντονισμού είναι 406MHz, όσο και στη ζώνη ISM, αφού σε συχνότητα 2.4GHz ο συντελεστής ανάκλασης είναι -22dB.



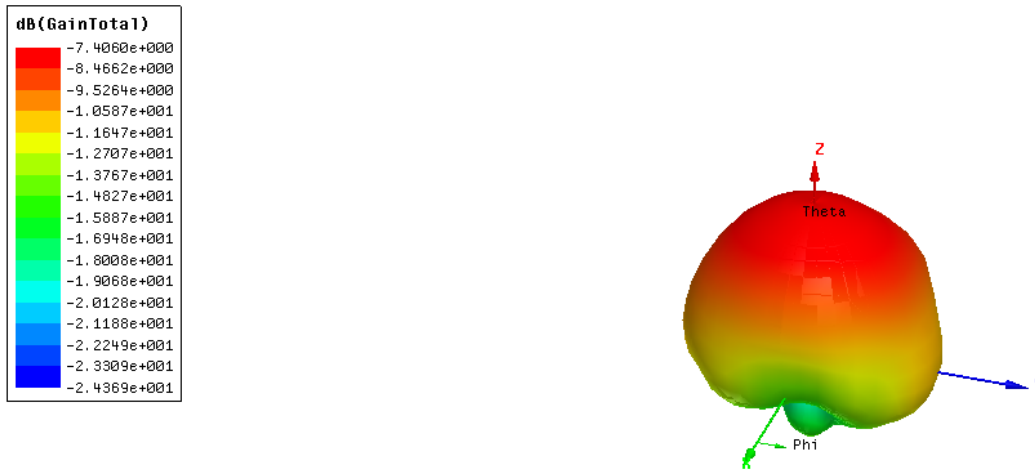
(α)



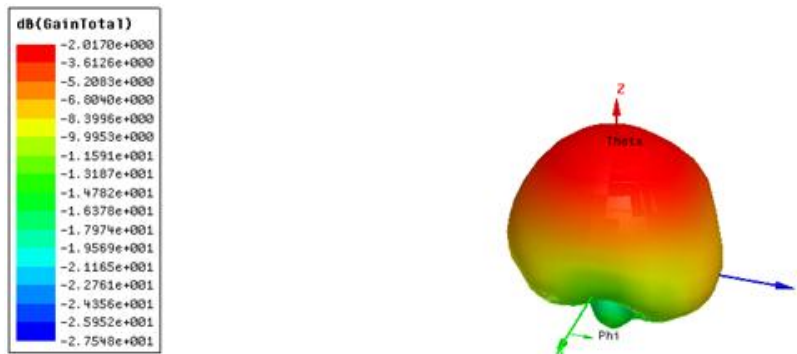
(β)

**Εικόνα 4.30** συχνότητα συντονισμού και συντελεστής ανάκλασης της κεραίας όταν η απόσταση μεταξύ της κεραίας και του τριστρωματικό μοντέλου είναι **10mm**

Το κέρδος της κεραίας όταν το τριστρωματικό μοντέλο τοποθετηθεί σε απόσταση 10mm από την κεραία, φαίνεται στην **Εικόνα 4.31**.



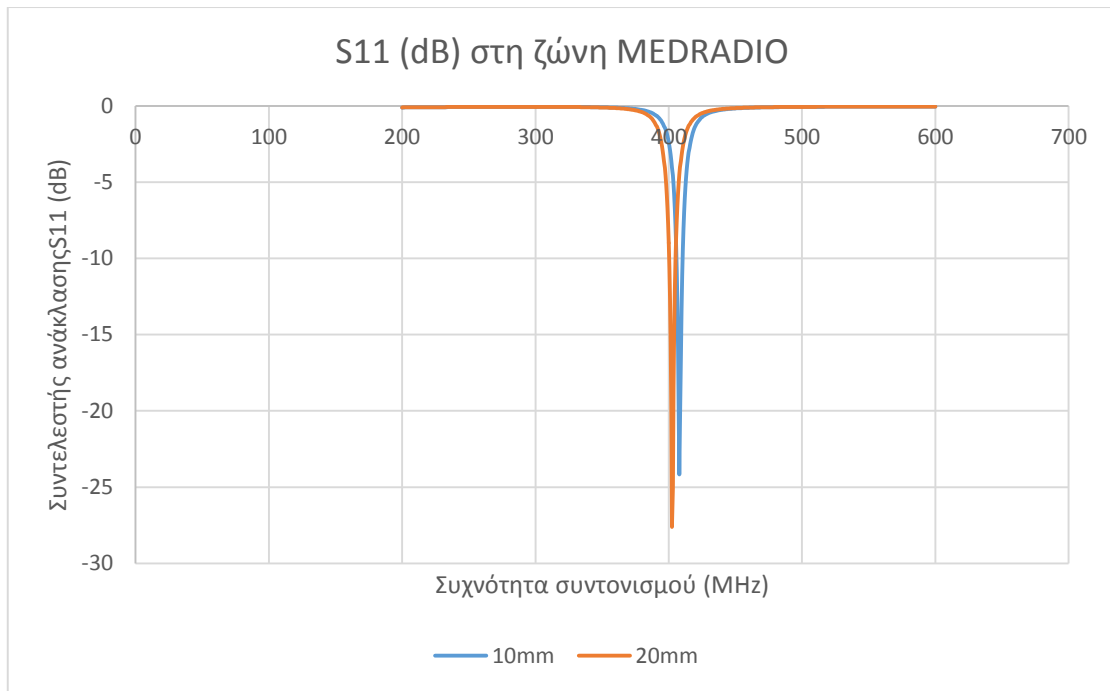
(α)



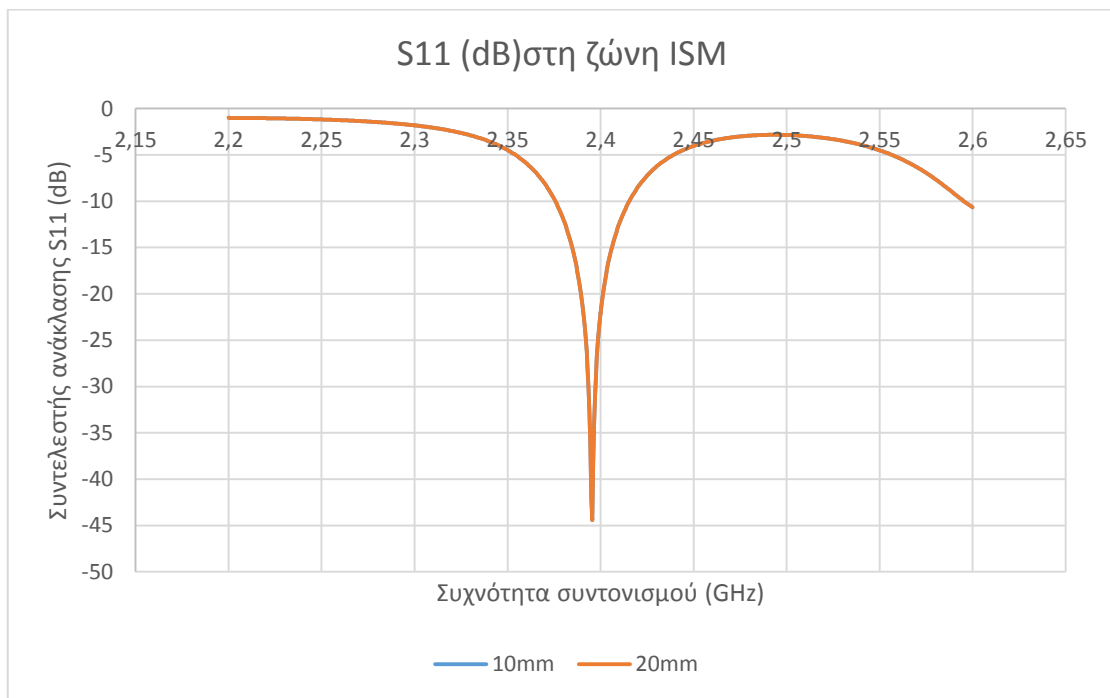
(β)

**Εικόνα 4.31 Κέρδος της κεραίας όταν η απόσταση κεραίας μοντέλου είναι 10mm (α)ζώνη MEDRADIO (β)ζώνη ISM**

Στη συνέχεια, θα μελετηθεί πώς επηρεάζει τη λειτουργία της κεραίας η αύξηση της απόστασης μεταξύ της κεραίας και του τριστρωματικού μοντέλου. Η κεραία τοποθετείται σε απόσταση 20mm από το τριστρωματικό μοντέλο. Η λειτουργία της κεραίας φαίνεται στην **Εικόνα 4.32**.



(α)



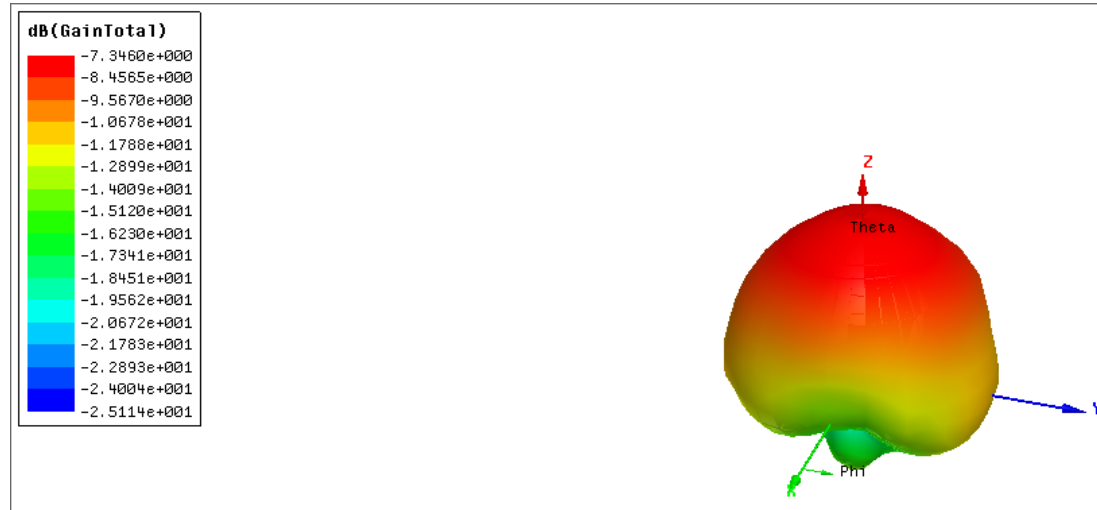
(β)

**Εικόνα 4.32 Συχνότητα συντονισμού και συντελεστής ανάκλασης συναρτήσει της απόστασης μεταξύ της κεραίας και του τριστρωματικού μοντέλου (α) ζώνη MEDRADIO (β)ζώνη ISM**

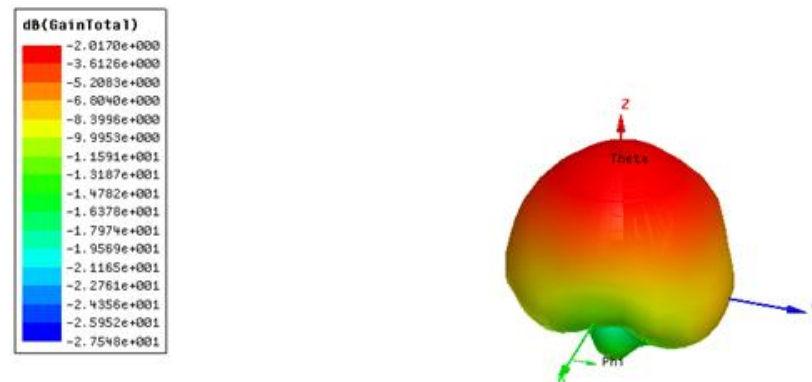


Όπως φαίνεται στην **Εικόνα 4.32**, η αλλαγή της απόστασης κεραίας-τριστρωματικού μοντέλου επηρεάζει την λειτουργία της. Όμως η κεραία συνεχίζει να συντονίζεται τόσο στη ζώνη MEDRadio όσο και στη ζώνη ISM.

Στην **Εικόνα 4.33**, φαίνεται το κέρδος της κεραίας όταν η απόσταση μεταξύ της κεραίας και του τριστρωματικού μοντέλου είναι 20mm.



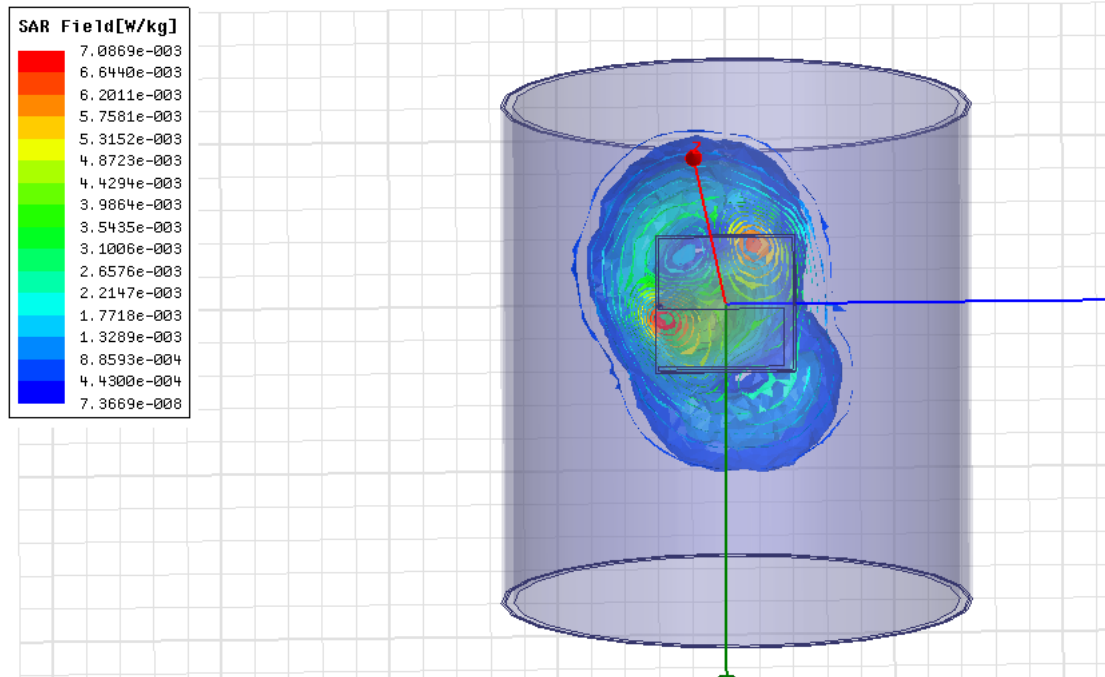
(α)



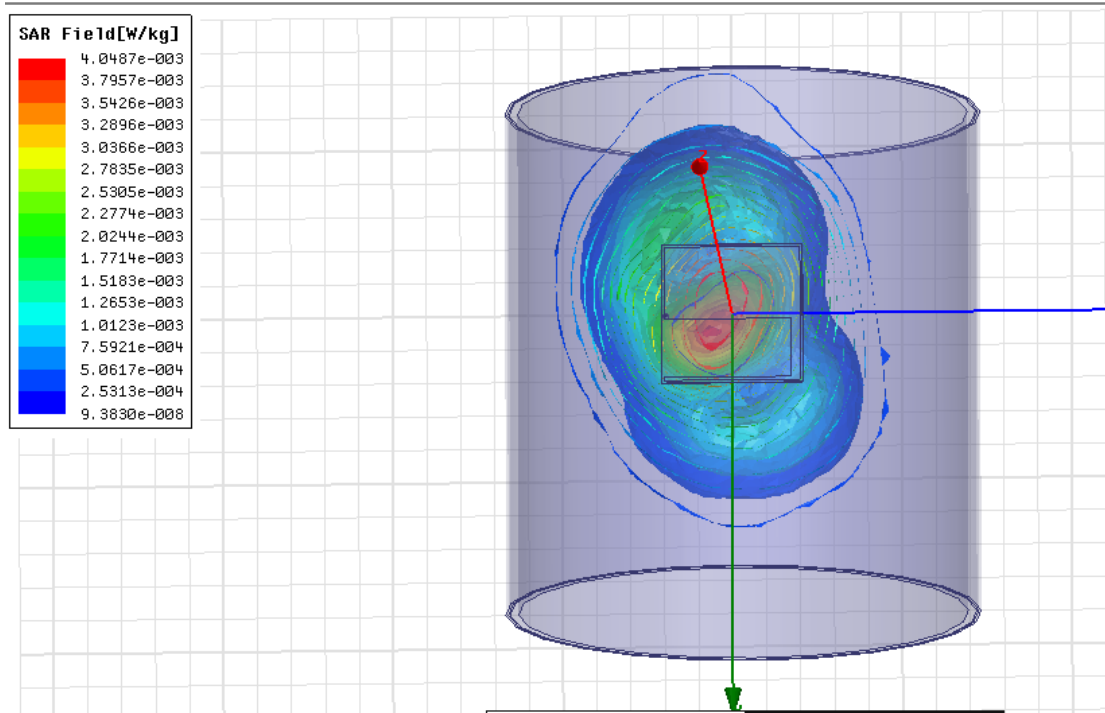
(β)

**Εικόνα 4.33** Κέρδος της κεραίας όταν η απόσταση κεραίας μοντέλου είναι 50mm  
(α)στη ζώνη MEDRADIO, (β)στη ζώνη ISM

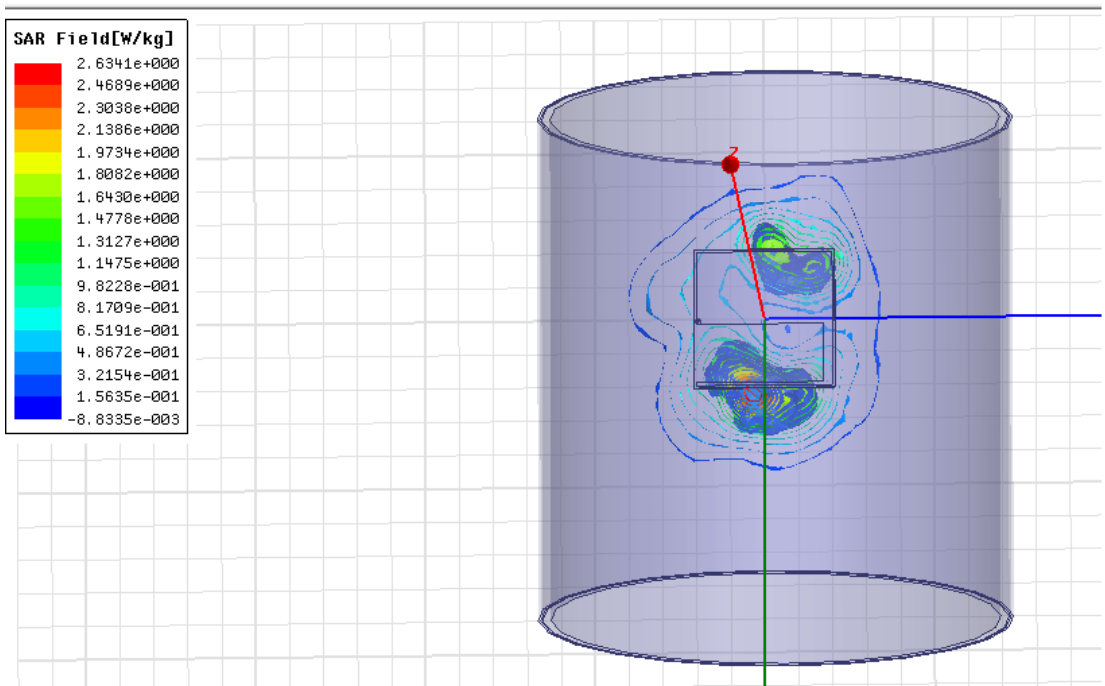
Το τελευταίο κρίσιμο χαρακτηριστικό που εξετάζεται είναι ο ρυθμός ειδικής απορρόφησης, με τον οποίο τίθενται τα όρια ασφαλούς έκθεσης του ανθρώπινου οργανισμού απέναντι στην ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία, σύμφωνα με τα διεθνή πρότυπα που έχουν προταθεί. Θεωρώντας πυκνότητα μάζας για τον ιστό δέρματος σταθερή και ίση με  $1100 \text{ kg/ m}^3$  και υποθέτοντας ισχύ εισόδου  $1\text{W}$  προκύπτουν οι κατανομές του ρυθμού ειδικής απορρόφησης ανά  $1\text{g}$  και  $10\text{g}$  ιστού που παρουσιάζονται στην **Εικόνα 4.34**.



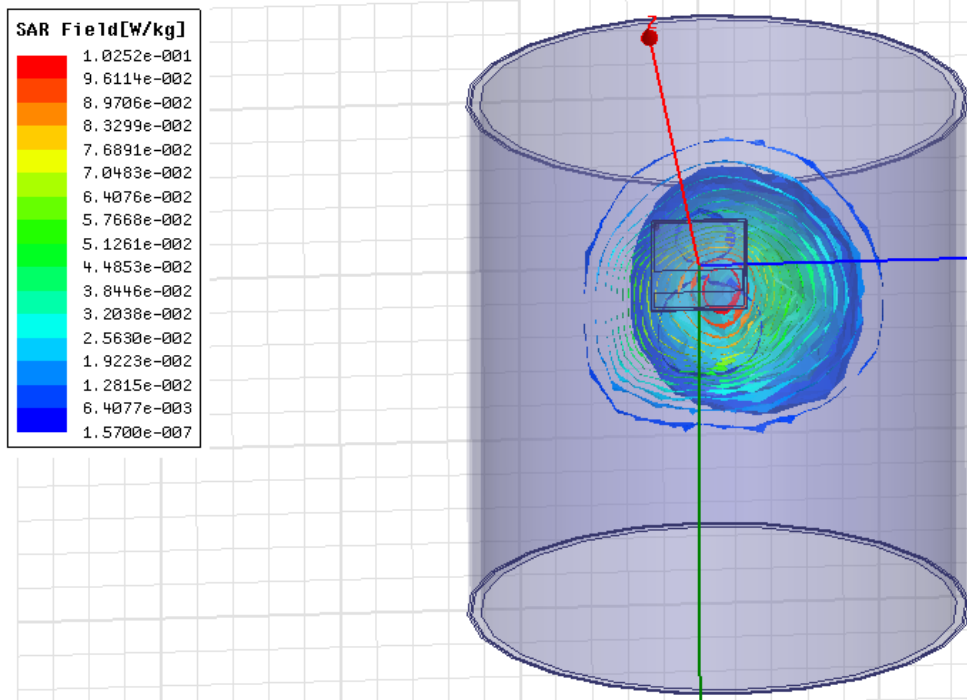
(α)



(β)



(γ)



(δ)

**Εικόνα 4.34 Μέσος ρυθμός ειδικής απορρόφησης ανά (α) 1g ιστού στη ζώνηMEDRADIO, (β) 10g ιστού στη ζώνη MEDRADIO, (γ) 1g ιστού στη ζώνη ISM, (δ)10g ιστού στη ζώνη ISM.**

Από την **Εικόνα 4.34** προκύπτει ο επόμενος πίνακας, στον οποίο παρουσιάζονται οι μέγιστες τιμές του ειδικού ρυθμού απορρόφησης που παρατηρούνται στην περιοχή MEDRADIO ανά 1g και 10g ιστού.

**Πίνακας 4.6 Μέγιστη τιμή ρυθμού ειδικής απορρόφησης της πρωτότυπης κεραίας για ισχύ εισόδου 1W**

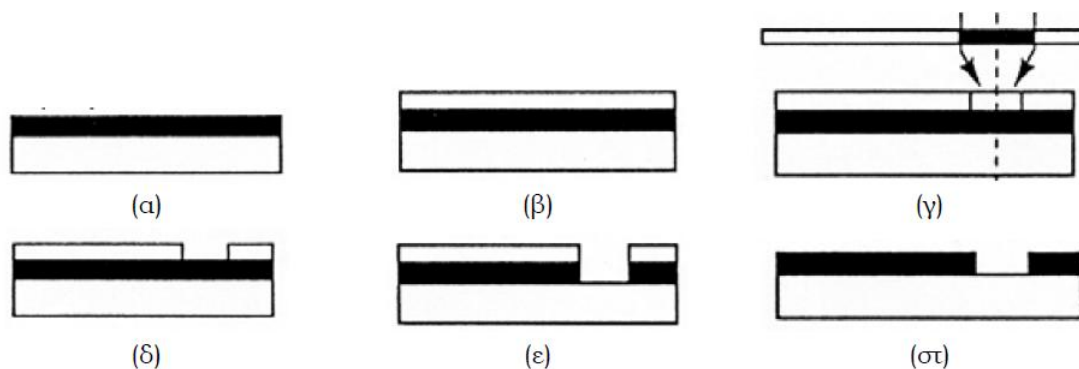
	Ζώνη MEDRADIO	Ζώνη ISM
1g ιστού	0.007 W/Kg	2 W/Kg
10g ιστού	0.004 W/Kg	0.1 W/Kg

Με βάση τον **Πίνακα 4.6**, φαίνεται ότι η τιμή του SAR βρίσκεται εντός των θεσπισμένων επιτρεπτών ορίων ( $SAR < 1.6 \text{ W/Kg}$  για ένα g ιστού και  $SAR < 2 \text{ W/Kg}$  για 10g ιστού) για την προστασία του ανθρώπινου οργανισμού.

#### 4.4 Κατασκευή και Πειραματική Μελέτη Κεραίας Σχήματος U

##### Εκτύπωση Κεραίας μέσω Φωτολιθογραφίας

Η φωτολιθογραφία αποτελεί σήμερα την πλέον διαδεδομένη τεχνική εκτύπωσης κυκλωμάτων στον τομέα της ηλεκτρονικής και μικροηλεκτρονικής, ενώ, επιπλέον, συνίσταται για την εκτύπωση μικροσκοπικών κεραιών υψηλής ακρίβειας[69]. Με την τεχνική της φωτολιθογραφίας, μία δέσμη υπεριώδους ακτινοβολίας διαπερνά κατάλληλη μάσκα και προσπίπτει σε λεπτό στρώμα διηλεκτρικού το οποίο καλύπτεται με χαλκό και φωτοευαίσθητο υμένιο (φιλμ). Το φωτοευαίσθητο υμένιο είναι ένα γαλάκτωμα που πολυμερίζεται όταν εκτεθεί στην υπεριώδη ακτινοβολία. Η μάσκα σκιαγραφεί τα διάφορα μέρη της επιθυμητής γεωμετρίας και η υπεριώδης ακτινοβολία προσπίπτει μόνο στις περιοχές εκείνες που αφήνει εκτεθειμένες η μάσκα[69]. Τα βήματα της τεχνικής φωτολιθογραφίας συνοψίζονται ως εξής:



**Εικόνα 4.35** Εκτύπωση κεραιών μέσω φωτολιθογραφίας (α) καθαρισμός υποστρώματος και επιφάνειας χαλκού, (β) επίστρωση φωτοευαίσθητου υμενίου (φιλμ), (γ) ευθυγράμμιση μάσκας και έκθεση σε υπεριώδη ακτινοβολία, (δ) «εμφάνιση» του φιλμ, (ε) απομάκρυνση χαλκού και (στ) απομάκρυνση του φιλμ[69]

(α) Ο κατασκευαστής έχει στη διάθεσή του ένα υπόστρωμα διηλεκτρικού καλυμμένο από λεπτό φύλλο χαλκού, τα οποία καθαρίζει επιμελώς (**Εικόνα 4.35(α)**)[69].

(β) Επί του φύλλου μετάλλου που πρόκειται να εκτυπωθεί επιστρώνεται φωτοευαίσθητο υμένιο (**Εικόνα 4.35(β)**) [69].

(γ) Η μάσκα ευθυγραμμίζεται κατάλληλα επί του φωτοευαίσθητου υμενίου, και η όλη δομή εκτίθεται σε υπεριώδη ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία (**Εικόνα 4.35(γ)**).

Ισοδύναμα, η υπεριώδης ακτινοβολία προσπίπτει στο φωτοευαίσθητο υμένιο δια μέσου της κατάλληλης μάσκας [69].

(δ) Το φωτοευαίσθητο υμένιο (φίλμ) «εμφανίζεται» (**Εικόνα 4.35(δ)**). Κατά τη διαδικασία αυτή, οι περιοχές του υμενίου στις οποίες δεν έπεσε η ακτινοβολία απομακρύνονται καθώς διαλύονται σε κατάλληλο χημικό (π.χ. τριχλωροαιθυλένιο). Αντιθέτως, οι περιοχές όπου η μάσκα αφήνει την ακτινοβολία να διέλθει πολυμερίζονται και παραμένουν. Συνεπώς, προκύπτουν προστατευμένες και μη-προστατευμένες από υμένιο περιοχές [69].

(ε) Οι μη-προστατευμένες από υμένιο περιοχές υποβάλλονται σε χημική χάραξη (εμβάπτιση σε διάλυμα υδροχλωρικού οξέος) για απομάκρυνση του χαλκού από αυτές (**Εικόνα 4.35(ε)**) [69].

(στ) Το υμένιο επί των προστατευμένων περιοχών απομακρύνεται με χρήση χημικού διαλυτικού (π.χ. θειικό οξύ) (**Εικόνα 4.35(στ)**) [69].

Το φωτοευαίσθητο υμένιο για το οποίο έγινε αναφορά χαρακτηρίζεται ως αρνητικό (negative photoresist). Ωστόσο, στην τεχνική φωτολιθογραφίας είναι δυνατόν να χρησιμοποιηθεί και θετικό φωτοευαίσθητο υμένιο (positive resist). Στην περίπτωση αυτή, το τμήμα του φωτοευαίσθητου υμενίου που εκτίθεται στο φως αποσυντίθεται και απομακρύνεται με πλύση για να παραμείνουν τα τμήματα που βρίσκονται κάτω από τις αδιαφανείς περιοχές της μάσκας. Σε κάθε περίπτωση, το φωτοευαίσθητο υμένιο που θα παραμείνει θα πρέπει να κολλά πολύ καλά στην επιφάνεια του στρώματος που πρόκειται να προστατέψει από τη χημική διάβρωση, και να δίνει απότομες και ξεκάθαρες διαχωριστικές επιφάνειες, ώστε να πραγματοποιηθεί στη συνέχεια με μεγάλη ακρίβεια η απομάκρυνση του χαλκού [69].

### **Κατασκευή πρωτότυπης κεραίας**

Η πρωτότυπη κεραία σχήματος U, που σχεδιάστηκε σε αυτό το κεφάλαιο, κατασκευάστηκε στο εργαστήριο (**Εικόνα 4.36**).



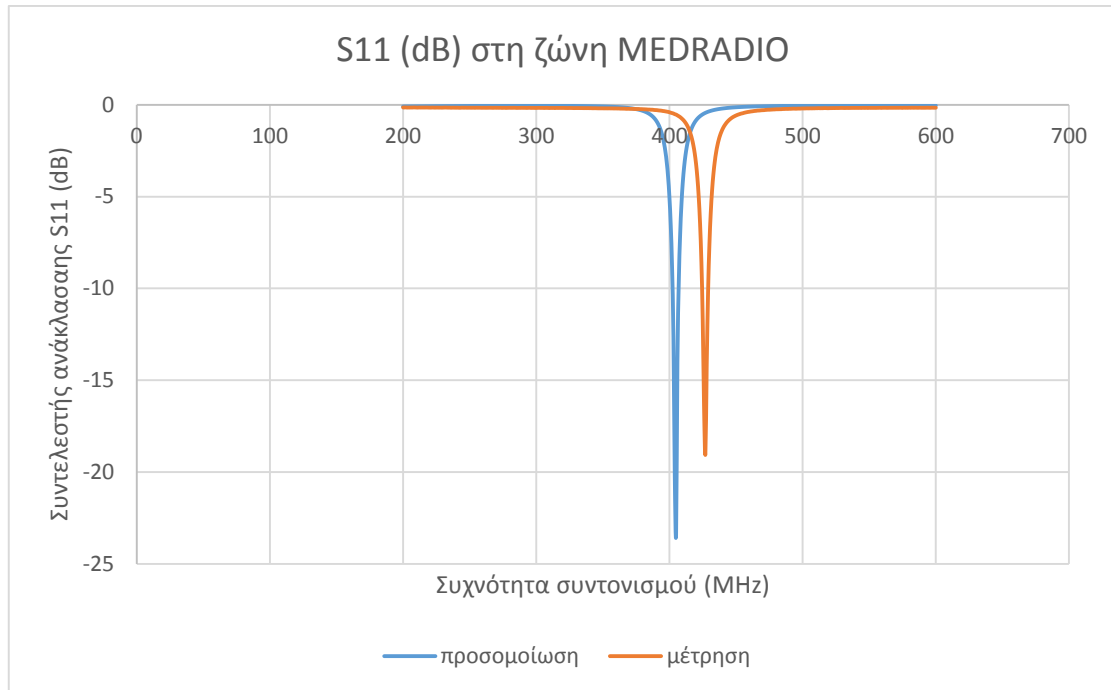
(α)



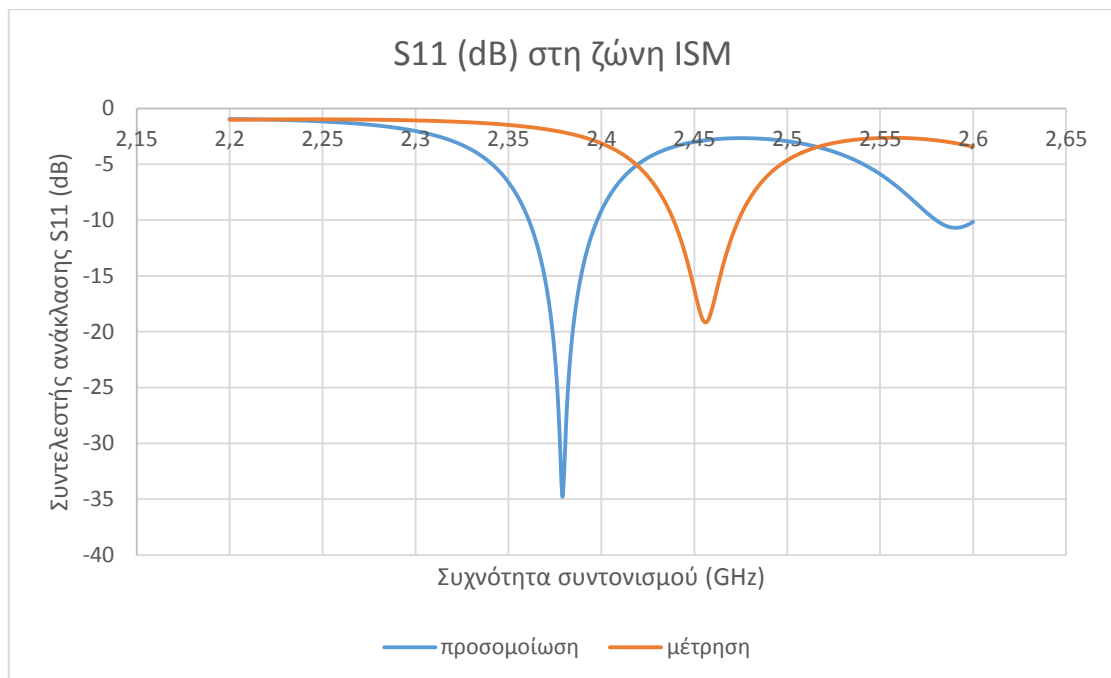
(β)

**Εικόνα 4.36 (α) Πρόσθια και (β) οπίσθια όψη της κεραίας που κατασκευάστηκε στο εργαστήριο**

Η μέτρηση της κεραίας που κατασκευάστηκε σε σχέση με την προσομοίωση της κεραίας φαίνεται στα διαγράμματα της **Εικόνας 4.37**.



(α)



(β)

**Εικόνα 4.37 Συντελεστής ανάκλασης (κατασκευασμένης και προσομοιωμένης κεραίας) (α) στη ζώνη MEDRADIO (β) στη ζώνη ISM**



Όπως φαίνεται στην **Εικόνα 4.37**, υπάρχει απόκλιση των αποτελεσμάτων μεταξύ της προσομοίωσης και της πραγματικής μέτρησης της κεραίας που κατασκευάστηκε. Η απόκλιση που υπάρχει οφείλεται σε πιθανά κατασκευαστικά σφάλματα, σε ατελή κόλληση του καλωδίου και σε υπολογιστικά σφάλματα των μηχανημάτων μέτρησης. Επίσης, οφείλεται στο γεγονός ότι κατά την προσομοίωση αυτές οι κατασκευαστικές λεπτομέρειες δεν λήφθηκαν υπόψιν και προσομοιώθηκε η απλοποιημένη μορφή της κεραίας.



## ***Κεφάλαιο 5:***

# ***Συμπεράσματα-Προτάσεις***

# ***Μελλοντικής Έρευνας***

### **Περίληψη**

Το παρόν κεφάλαιο αποτελεί τον επίλογο της διπλωματικής εργασίας. Αρχικά, γίνεται μια επισκόπηση όσων παρουσιάστηκαν και αναλύθηκαν στα προηγούμενα κεφάλαια και κυρίως των τελευταίων ενοτήτων που αφορούν την νέα μικροταινιακή κεραία διπλής ζώνης σχήματος U η οποία σχεδιάστηκε στην παρούσα διπλωματική. Τέλος, δίνονται διάφορες προτάσεις για πιθανές μελλοντικές προεκτάσεις της εργασίας.



## 5.1 Συμπεράσματα

Στα κεφάλαια 3 και 4 παρουσιάστηκε η σχεδίαση δύο φορετών μικροταινιακών κεραιών. Η τροποποίηση και η μελέτη της μικροταινιακής κεραίας της βιβλιογραφίας [58] υπήρξε πολύ σημαντική για την κατανόηση της λειτουργίας των φορετών κεραιών. Το Κεφάλαιο 4 καταλήγει προτείνοντας μια νέα μικροταινιακή κεραία διπλής ζώνης σχήματος U, η οποία εμφανίζει συντονισμό στη ζώνη MEDRadio (401-406MHz ) και ISM (2.4-2.48GHz ). Η νέα κεραία που προτείνεται εμφανίζει καλές επιδόσεις εύρους ζώνης και κέρδους.

### Τροποποιημένη κεραία με βραχυκυκλωμένη ταινία ακτινοβολίας

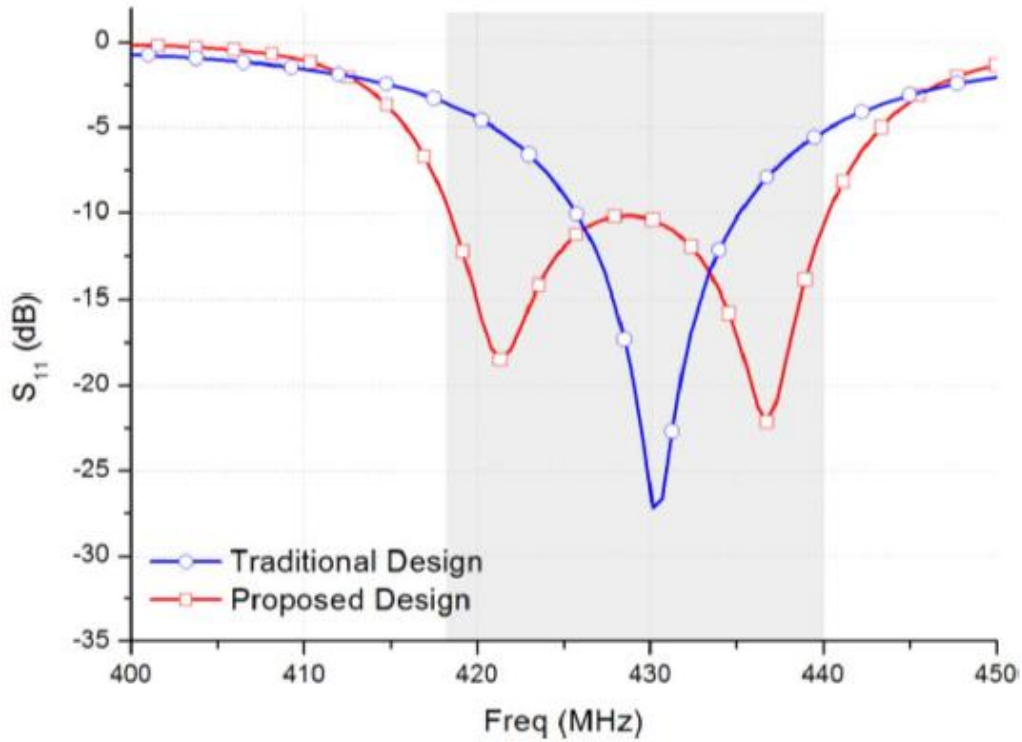
Η κεραία της βιβλιογραφίας [58] που μελετήθηκε, τροποποιήθηκε ώστε να λειτουργεί στη ζώνη MEDRadio. Τα αποτελέσματα της τροποποιημένης κεραίας σε σύγκριση με τα αποτελέσματα της κεραίας που παρουσιάζεται στη βιβλιογραφία φαίνονται στον **Πίνακα 5.1**.

**Πίνακας 5.1 Συγκριτικός πίνακας επιδόσεων ανάμεσα στην αρχική και την τροποποιημένη μικροταινιακή κεραία για τη ζώνη MEDRADIO.**

	Αρχική Κεραία	Τροποποιημένη Κεραία
Συχνότητα Συντονισμού	430MHz	404.8MHz
Συντελεστής ανάκλασης	-28dB	-29.3dB
Εύρος ζώνης	10MHz	6.5MHz
Μέγιστο Κέρδος	4.36dB	2.43dB

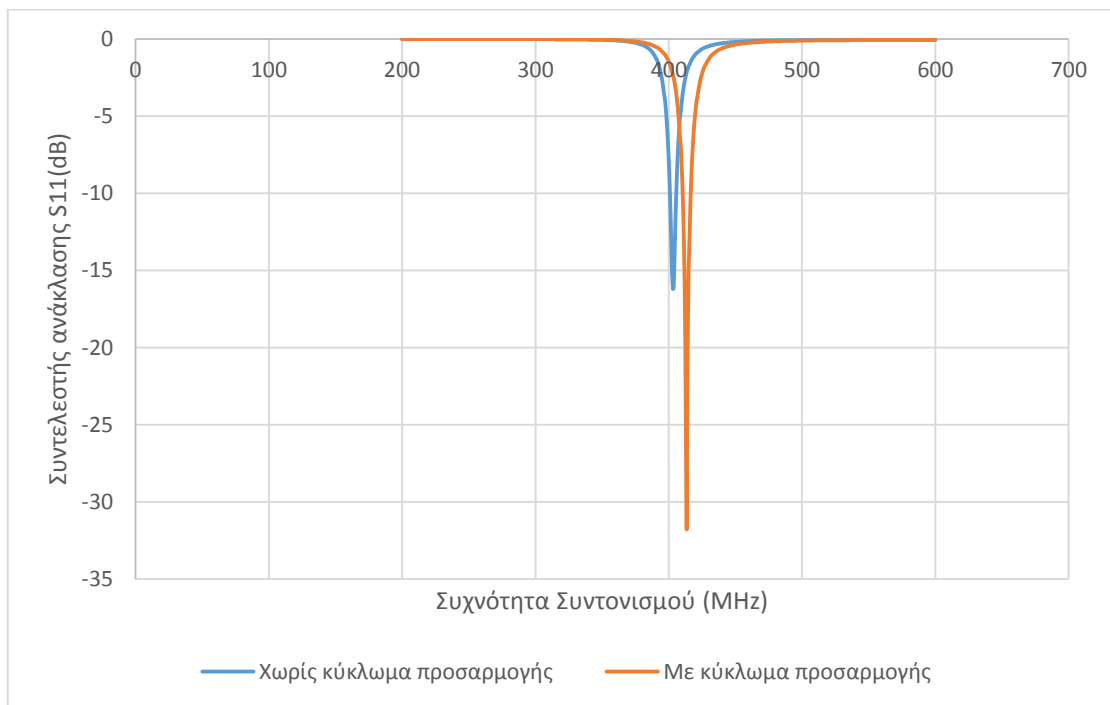
Όπως φαίνεται στον Πίνακα 5.1, η κεραία της βιβλιογραφίας λειτουργεί σε συχνότητα 430MHz. Η τροποποιημένη κεραία που κατασκευάστηκε λειτουργεί στα 404.8MHz, δηλαδή στη ζώνη MEDRadio. Το κέρδος της κεραίας της βιβλιογραφίας είναι λίγο καλύτερο από το κέρδος της κεραίας που κατασκευάστηκε, παρόλα αυτά τα χαρακτηριστικά της λειτουργίας της καθιστούν την τροποποιημένη κεραία κατάλληλη για βιοϊατρικές εφαρμογές.

Στη συνέχεια, ενσωματώνεται ένα κύκλωμα προσαρμογής [58] με στόχο τη λειτουργία της κεραίας σε διπλή ζώνη. Η λειτουργία της κεραίας της βιβλιογραφίας, μετά την ενσωμάτωση του κυκλώματος προσαρμογής φαίνεται στην **Εικόνα 5.1**.



**Εικόνα 5.1** Συχνότητα συντονισμού και συντελεστής ανάκλασης της κεραίας της βιβλιογραφίας

Το κύκλωμα προσαρμογής χρησιμοποιήθηκε επίσης στην τροποποιημένη κεραία. Τα αποτελέσματα δεν ήταν τα αναμενόμενα, όπως φαίνεται στην **Εικόνα 5.2**.



**Εικόνα 5.2** Συχνότητα συντονισμού και συντελεστής ανάκλασης της προσομοιωμένης κεραίας

Συνεπώς φαίνεται ότι το προτεινόμενο κύκλωμα προσαρμογής δεν οδηγεί σε διπλή ζώνη λειτουργίας.

Συμπερασματικά, η κεραία που μελετήθηκε έχει αρκετά καλά χαρακτηριστικά λειτουργίας. Έχει όμως ένα ελάττωμα: το μέγεθος της είναι αρκετά μεγάλο, γεγονός αρνητικό για βιοιατρικές εφαρμογές.

### **Πρωτότυπη Κεραία Σχήματος U διπλής ζώνης λειτουργίας**

Η πρωτότυπη κεραία σχήματος U η οποία κατασκευάστηκε στο εργαστήριο έχει μικρότερο όγκο από την κεραία της βιβλιογραφίας που μελετήθηκε.

### **Πίνακας 5.2 Διαστάσεις των κεραίων που μελετήθηκαν**

Τροποποιημένη κεραία βιβλιογραφίας	250mm x 250mm x 8mm
Πρωτότυπη κεραία Σχήματος U διπλής ζώνης	80mm x 80mm x 1.5 mm

Το γεγονός αυτό οφείλεται στη δομή της κεραίας, δηλαδή στο σχήμα U. Τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά της κεραίας -διαστάσεις, θέσεις εγκοπών κ.λπ.- καθώς επίσης και οι επιδόσεις της -συχνότητα συντονισμού, εύρος ζώνης, συντελεστής ανάκλασης, κέρδος, ρυθμός ειδικής απορρόφησης- παρουσιάζονται αναλυτικά στο Κεφάλαιο 4.

Στην τελευταία ενότητα του προηγούμενου κεφαλαίου γίνεται μια προσπάθεια να αναγνωρισθούν φαινόμενα αποσυντονισμού της πρωτότυπης μικροταινιακής κεραίας σχήματος U διπλής ζώνης κατά την τοποθέτηση της δίπλα σε ένα κυβικό μοντέλο ανθρώπινου κορμού, ένα κυλινδρικό μοντέλο ανθρώπινου βραχίονα και ένα ελλειπτικό μοντέλο ανθρώπινου κορμού. Όπως παρουσιάστηκε στην προηγούμενη ενότητα, τα φαινόμενα αποσυντονισμού οδηγούν την πρωτότυπη μικροταινιακή κεραία σχήματος U εκτός των προδιαγραφών για τις ζώνες MEDRadio και ISM. Στους **Πίνακες 5.3 και 5.4** παρουσιάζονται οι διαφοροποιήσεις που παρατηρούνται στα χαρακτηριστικά της πρωτότυπης μικροταινιακής κεραίας σχήματος U ανάμεσα στη λειτουργία της χωρίς την παρουσία ανθρώπινου μοντέλου και τη λειτουργία της με την παρουσία των τριών μοντέλων.

**Πίνακας 5.3 Λειτουργία της κεραίας σχήματος U στη ζώνη MEDRADIO στον ελεύθερο χώρο και με παρουσία μοντέλου ανθρώπινου ιστού**

	Ελεύθερος χώρος	Με παρουσία κυβικού ομογενούς μοντέλου ανθρώπινου στήθους	Με παρουσία κυλινδρικού τριστρωματικού μοντέλου ανθρώπινου βραχίονα	Με παρουσία ελλειπτικού τριστρωματικού μοντέλου ανθρώπινου στήθους
Συχνότητα Συντονισμού	405.8MHz	411MHz	411MHz	411 MHz
Συντελεστής ανάκλασης	-34.2dB	-34.15dB	-37.85 dB	-42dB..
Εύρος ζώνης	17MHz	15MHz	15MHz	12MHz
Μέγιστο Κέρδος	-23.7dB	-22.3dB	-21dB	-22.7dB

**Πίνακας 5.4 Λειτουργία της κεραίας σχήματος U στη ζώνη ISM στον ελεύθερο χώρο και με την παρουσία μοντέλου ανθρώπινου ιστού**

	Ελεύθερος χώρος	Με παρουσία κυβικού ομογενούς μοντέλου ανθρώπινου κορμού	Με παρουσία κυλινδρικού τριστρωματικού μοντέλου ανθρώπινου βραχίονα	Με παρουσία ελλειπτικού τριστρωματικού μοντέλου ανθρώπινου κορμού
Συχνότητα Συντονισμού	2.43GHz	2.45GHz	2.44GHz	2.45GHz
Συντελεστής ανάκλασης	21.4dB	-25.36dB	-21.5dB	-18.9dB
Εύρος ζώνης	60MHz	60MHz	57MHz	58dB
Μέγιστο Κέρδος	-23.7dB	-22.3dB	-21dB	-22.7dB

### **Σύγκριση των επιδόσεων των δύο κεραίων που μελετήθηκαν**

Στην παράγραφο αυτή, συγκρίνονται οι δύο κεραίες που μελετήθηκαν.

Όπως φαίνεται στον **Πίνακα 5.5** η πρωτότυπη μικροταινιακή κεραία σχήματος U η οποία σχεδιάστηκε, παρουσιάζει διπλό συντονισμό στις ζώνες συχνοτήτων ενδιαφέροντος. Επίσης, παρουσιάζει μεγαλύτερο εύρος ζώνης, σε αντίθεση με την μικροταινιακή κεραία με βραχυκυκλωμένη ταινία ακτινοβολίας η οποία παρουσιάζει καλύτερο κέρδος. Λαμβάνοντας υπόψη ότι η πρωτότυπη κεραία σχήματος U έχει αρκετά μικρότερο μέγεθος από την μικροταινιακή κεραία με βραχυκυκλωμένη ταινία



ακτινοβολίας, εξάγεται το συμπέρασμα ότι η πρωτότυπη μικροταινιακή κεραία σχήματος U είναι καταλληλότερη για εφαρμογές τηλεμετρίας.

**Πίνακας 5.5 Συγκριτικός πίνακας των επιδόσεων των 2 κεραίων που μελετήθηκαν**

	Τροποποιημένη Κεραία Βιβλιογραφίας	Πρωτότυπη Κεραία Σχήματος U	
		Ζώνη MEDRadio	Ζώνη ISM
Συχνότητα Συντονισμού (MHz)	404.8	405.8	2043
Συντελεστής Ανάκλασης (dB)	-29.3	-34.2	-21.4
Εύρος Ζώνης (MHz)	6.5	17	60
Κέρδος (dB)	2.43	-23.7	-23.7

## 5.2 Κατευθύνσεις Μελλοντικής Έρευνας

Στο πλαίσιο της παρούσας διπλωματικής εργασίας παρουσιάστηκαν οι νέες δυνατότητες της βιοϊατρικής τηλεμετρίας και η σημαντική ώθηση που μπορεί να προσφέρει στον τομέα της Ιατρικής. Έγινε παρουσίαση των φορετών ιατρικών διατάξεων που χρησιμοποιούνται σήμερα. Στη συνέχεια, μελετήθηκε η σημασία της σχεδίασης και της κατασκευής της κεραίας των συστημάτων της βιοϊατρικής τηλεμετρίας, η οποία επιτρέπει την ανταλλαγή δεδομένων και την επικοινωνία με το εξωτερικό περιβάλλον. Παρουσιάστηκε η θεωρία των μικροταινιακών κεραίων καθώς και οι τεχνικές σμίκρυνσης τους. Εν συνεχεία, παρουσιάστηκαν συνοπτικά οι ιδιότητες των βιολογικών ιστών καθώς και μοντέλα (κανονικά και ανατομικά) προσομοίωσης ανθρώπινων ιστών.

Στο κύριο μέρος της εργασίας, μελετήθηκε και τροποποιήθηκε μια φορετή κεραία με βραχυκυκλωμένη ταινία ακτινοβολίας της βιβλιογραφίας. Σχεδιάστηκε στο περιβάλλον HFSS και μελετήθηκαν οι επιδόσεις της. Στη συνέχεια, σχεδιάστηκε στο εργαστήριο μια πρωτότυπη κεραία διπλής ζώνης σχήματος U. Η κεραία αυτή είναι

πολύ μικρότερη από την κεραία της βιβλιογραφίας που μελετήθηκε, γεγονός που βελτιώνει τις δυνατότητες εφαρμογής της. Μετά τη μελέτη των επιδόσεων της πρωτότυπης κεραίας διπλής ζώνης σχήματος U, έγινε μία ανάλυση της λειτουργίας της με την παρουσία κανονικών μοντέλων του ανθρώπινου σώματος. Τέλος, η πρωτότυπη κεραία κατασκευάστηκε και μετρήθηκαν οι αποδόσεις της.

Μελλοντικές προεκτάσεις της παρούσας εργασίας θα μπορούσαν να αποτελέσουν οι εξής:

- Περαιτέρω σμίκρυνση της κεραίας U-σχήματος που παρουσιάστηκε στη συγκεκριμένη εργασία. Ρυθμίζοντας τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά των εγχοπών μπορεί να επιτευχθεί σμίκρυνση της κεραίας που να επιτρέπει τον συντονισμό της στις ζώνες MEDRADIO και ISM. [62],[63].
- Μελέτη διαφορετικών υλικών υποστρώματος, η οποία θα μπορούσε να βελτιώσει τις επιδόσεις της κεραίας.
- Μελέτη και σε άλλα σενάρια φορετών διατάξεων και κατάλληλη τροποποίηση έτσι ώστε να αντιμετωπιστούν τα φαινόμενα αποσυντονισμού που πιθανόν να παρουσιαστούν. Ενδεικτικά αναφέρεται ότι, θα μπορούσε να μελετηθεί με την παρουσία ενός κανονικού μοντέλου ανθρώπινης ράχης.
- Χρήση έξυπνου υφάσματος, φιλικού προς το περιβάλλον[5].

## Βιβλιογραφία

- [1] S. Srivastava, V. K. Singh, A. K. Sungh and Z. Ali «Duo Triangle Shaped Microstrip Patch Antenna Analysis for WiMAX lower band Application», *Procedia Technology* 10, vol 10, pp 554-563, 2013.
- [2] Y. Lu, Q. Liu «CPW-Fed Wearable Textile L-Shape Patch Antenna, 3<sup>rd</sup> Asia-Pasific Conference on Antennas and Propagation, pp 461-462 », 2014.
- [3] M. Mango, C. Spagnol, L. Benini, E. Popovici «A low power wireless node for contact and contactless heart monitoring», *Microelectronics Journal*, Vol 45, pp. 1656-1664, 2014.
- [4] Wikipedia, «Τηλεμετρία» [Ηλεκτρονικό] Διαθέσιμο: <http://el.wikipedia.org/wiki/Τηλεμετρία>
- [5] A. Kiourti, A. Kaltampani, K. Nikita «A Novel Algorithm for Implantable Antenna Design: Size and Radiation Performance Considerations», *European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP)*, pp.1003-1006, 2014.
- [6] A. Woakes, P. Butler και R. Bevan, «implantable data logging system for heart rate and body temperature», *Medical and Biological Engineering and Computing*, Vol 33, pp 145-151, 1995.
- [7] Α.Καλταμπάνη «Σχεδίαση και μελέτη εξωτερικών κεραιών για τηλεμετρία με εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις», Διπλωματική εργασία ΕΜΠ, Αθήνα, Σεπτέμβριος 2012
- [8] Τεχνητό πάγκρεας ελέγχει την ινσουλίνη στους διαβητικούς, [Ηλεκτρονικό] Διαθέσιμο: <http://www.healthliving.gr/2013/06/12/tehnhto-pancreas/>, 2013.
- [9] D. De Rossi, F. Carpi, F. Lorussi, A. Mazzoldi, R. Paradiso, E. P. Scilingo, A. Tognetti, «Electroactive fabrics and wearable biomonitoring devices», *Autex Reserch journal*, Vol.3, pp 180-185.
- [10] [Ηλεκτρονικό] Διαθέσιμο: <http://incardiology.gr>

- [11] Ε. Γρούμπας «Σχεδίαση και βελτιστοποίηση ευρυζωνικών εμφυτεύσιμων κεραιών διπλής ζώνης προσανατολισμένη στις απαιτήσεις των ιατρικών εφαρμογών», Διπλωματική εργασία Εμπ, Αθήνα, Σεπτέμβριος 2013
- [12] Α. Kiourti, Κ. Psathas, Κ. Nikita «Implantable and ingestible medical devices with wireless telemetry functionalities: A review of current status and challenges» Bioelectromagnetics Vol: 1-15. 2014
- [13] Plan, MEDRADIO Band «FCC Rules and Regulations», 2003
- [14] Κ. S. Nikita, Α. Kiourti «Recent Advantages in Implantable Antennas for Medical Telemetry», IEEE Antennas and Propagation Magazine, Vol.54, pp.190-199, 2012.
- [15] «Medical Implant Communications Service (MEDRADIO) Federal Register», Vol.64 (240) Rules Regulations, pp 69926-69943, 1999.
- [16] Medical Implant Communication Service, wikipedia, Διαθέσιμο: [http://en.wikipedia.org/wiki/Medical\\_Implant\\_Communication\\_Service](http://en.wikipedia.org/wiki/Medical_Implant_Communication_Service)
- [17] Κ. Psathas, Α. Kiourti, and Κ. Nikita «A Novel Conformal Antenna for Ingestible Capsule Endoscopy in the MedRadio Band», Progress In Electromagnetics Research Symposium Proceedings, Stockholm, Sweden, Aug. 12-15, 2013
- [18] P. J. Soh, B. Van den Bergh, H. Xu, H. Aliakbarian, S. Farsi, P. Samal, G. Vandenbosch, D. Schreurs, B. Nauwelaers, «A Smart Wearable Textile Array System for Biomedical Telemetry Applications», IEEE TRANSACTIONS ON MICROWAVE THEORY AND TECHNIQUES, VOL. 61, NO. 5, pp.2253-2261, MAY 2013.
- [19] Α. Sabban «Wearable Antennas for Medical Applications», Advancement in Microstrip Antennas with recent applications, pp 305-334, March 2013.
- [20] S. Kang and C. Won Jung «Wearable Fabric Reconfigurable Beam-Steering Antenna for On/Off-Body Communication System», Hindawi Publishing Corporation International Journal of Antennas and Propagation Volume 2015, Article ID 539843
- [21] Κ. Koski, L. Sydänheimo, Y. Rahmat-Samii, L. Ukkonen, «Fundamental Characteristics of Electro-Textiles in Wearable UHF RFID Patch Antennas for Body-Centric Sensing Systems», IEEE TRANSACTIONS ON ANTENNAS AND PROPAGATION, VOL. 62, NO. 12, pp.6454-6462, DECEMBER 2014.

- [22] S. Sankaralingam, S. Dhar, B. Gupta, L. Osman, K. Zeouga, A. Gharsallah «Performance of Electro-Textile Wearable Circular Patch Antennas in the Vicinity of Human Body at 2.45 GHz», *Procedia Engineering* 64, pp. 179 – 184, 2013.
- [23] E. Moradi, K. Koski, T. Björninen, L. Sydänheimo, J. M. Rabaey, J. M. Carmena, Y. Rahmat-Samii, and L. Ukkonen «Miniature Implantable and Wearable On-Body Antennas: Towards the New Era of Wireless Body-Centric Systems» *IEEE Antennas and Propagation Magazine*, Vol. 56, No. 1, pp.271-291, February 2014.
- [24] K. Koski, E. Moradi, T. Björninen, L. Sydänheimo, Y. Rahmat-Samii, and L. Ukkonen «On-Body Antennas: Towards Wearable Intelligence», *General Assembly and Scientific Symposium*, 2014
- [25] S. Gollakota, H. Hassanieh, B. Ransford, D. Katabi και K. Fu «They Can Hear Your Heartbeats: Non-Invasive Security for Implantable Medical Devices», *ACM SIGCOMM computer communication review*, vol.41, pp2-13, 2011.
- [26] M. Salajegheh, A. Molina και K. Fu «Privacy of Home Telemedicine: Encryption is Not Enough» *Design of Medical Devices Conference*, Minneapolis, 2009
- [27] L. Brent «Privacy Challenges for Medical Wireless Medical Devices» *Cyberspace Sciences and Information Intelligence Research*.
- [28] Constantine A. Balanis «ANTENNA THEORY ANALYSIS AND DESIGN», *JOHN WILEY & SONS, INC.*, third edition, 2005.
- [29] Α. Γαϊτάνης «Σχεδίαση και Βελτιστοποίηση Ευρυζωνικών Κεραίων Μικροταινίας σε Διηλεκτρικό Υπόστρωμα», *Διπλωματική εργασία*, Θεσσαλονίκη, Ιούνιος 2007
- [30] J. R. James και P. S. Hall «Handbook of Microstrip Antennas», *Peter Perengrinus Ltd.*, London 1989
- [31] K. R. Carver και J. W. Mink, K. R. Carver, James W. Mink, «Microstrip Antenna Technology», *North Carolina: Defense Technical Information Center*, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, Vol.29, pp 2-24.
- [32] K. L. WONG, «Compact and Broadband Microstrip Antennas», *WILEY-INTERSCIENCE PUBLICATION*, 2002

- [33] Γ. Μουμτζής «Σχεδίαση Τυπωμένων Κεραιών Γεωμετρίας Φράκταλ Τύπου Hilber και Peano», Διπλωματική εργασία, Πάτρα, Οκτώβριος 2008
- [34] A. Dierck, H. Rogier and F. Declercq «A wearable active antenna for global positioning system and satellite phone», IEEE Transactions on Antennas and Propagation, Vol.61, pp 532-538, 2013.
- [35] C. C. Yu, M. H. Haung, Y. T. Chang, L. K. Lin, T. H. Weng «A Novel Electromagnetic Bandgap (EBG)Structure for Electromagnetic Compatibility (EMC) Application» Progress In Electromagnetics Research Symposium, Beijing, China, March 23-27, 2009
- [36] J. Qin, O. M. Ramahi, and V. Granatstein «Novel Planar Electromagnetic Bandgap Structures for Mitigation of Switching Noise and EMI Reduction in High-Speed Circuits» IEEE TRANSACTIONS ON ELECTROMAGNETIC COMPATIBILITY, VOL. 49, NO. 3, pp 661-669, AUGUST 2007.
- [37] H.-H. Xie, Y.-C. Jiao, K. Song, Z. Zhang «A Novel Multi-Band Electromagnetic Bandgap Structure» Progress In Electromagnetics Research Letters, Vol. 9, 67-74, 2009
- [38] B. Liu, J. Han, S. Hu, and L. Zhang «Novel Multiband Metal-Rimmed Antenna for Wearable Applications», Hindawi Publishing Corporation International Journal of Antennas and Propagation Volume 2015, Article ID 319894
- [39] N. H. M. Rais, P. J. Soh, F. Malek, S. Ahmad, N.B.M. Hashim<sup>1</sup>, P.S Hall «A review of antenna», Antennas and Propagation Conference, Loughborough, 2009.
- [40] R. Salvado, C. Loss, R. Gonçalves and P. Pinho «Textile Materials for the Design of Wearable Antennas: A Survey», Sensors, Vol.12, pp. 15842-15857, 15 November 2012.
- [41] Z. Wang\*, L. Zhang, J. L. Volakis «Textile Antennas for Wearable Radio Frequency Applications», Textiles and Light Industrial Science and Technology (TLIST) Volume 2 Issue 3, pp. 105-112, July 2013.
- [42] X. Καψάλης, Π. Κωττής «Κεραίες Ασύρματες Ζεύξεις»
- [43] Δ. Ψυχογιού «Σχεδίαση Τυπωμένων Κεραιών YAGI για Ασύρματα Συστήματα Επικοινωνιών», Διπλωματική εργασία, Πάτρα, Σεπτέμβριος 2008

- [44] J. Choma και W. Chen «Feedback networks: theory and circuits applications», Advanced Series in Circuits and Systems, 2007
- [45] D. Pozar «Microwave Engineering», John Wiler & Sons, New York
- [46] Μ. Ν. Παντελής «Μελέτη Επιδράσεων της Ηλεκτρομαγνητικής Ακτινοβολίας Από Κινητά Τηλέφωνα και Σταθμούς Βάσης Στον Ανθρώπινο Οργανισμό», Διπλωματική εργασία, Αθήνα, Φεβρουάριος 2013
- [47] Κ. Ψαθάς «Σχεδίαση Εμφυτεύσιμων Κεραίων Διπλής Ζώνης για Ιατρική Τηλεμετρία», Διπλωματική εργασία ΕΜΠ, Αθήνα, Ιούνιος 2012
- [48] Φ. Χριστίνη «Μέθοδοι Εκτίμησης της Έκθεσης του Ανθρώπου σε Ηλεκτρικά, Μαγνητικά και Ηλεκτρομαγνητικά Πεδία», Διπλωματική εργασία, Πάτρα
- [49] Δ. Ζουρνατζής «Σχεδίαση Εμφυτεύσιμων Κεραίων Μεγάλου Εύρους Ζώνης για Εφαρμογές Ασύρματης Τηλεμετρίας», Διπλωματική εργασία ΕΜΠ, Αθήνα, Ιούλιος 2014
- [50] Δ. Γαλάνης «Μελέτη και σχεδίαση κεραίων για καταπόσιμες διατάξεις βιοιατρικής τηλεμετρίας», Διπλωματική εργασία ΕΜΠ, Αθήνα, Νοέμβριος 2014
- [51] Κ. S. Nikita, «Handbook of Biomedical Telemetry», Wiley- IEEE Press, 2014
- [52] C. Durney, H. Massoudi και M. Iskander «Radiofrequency Radiation Dosimetry Handbook», Brooks Air Force Base, 1986
- [53] Π. Χαριδήμου «Θέματα σμίκρυνσης έναντι επιδόσεων ακτινοβολίας και ασφάλειας για εμφυτεύσιμες κεραίες», Διπλωματική εργασία, Αθήνα, Ιούνιος 2013
- [54] S. Curto και M. Ammann, « Electromagnetic coupling mechanism in a layered human tissue model as reference for 434 MHz RF medical therapy applicators», IEEE International Symposium on Antennas and Propagation, 2007
- [55] A. Christ, N. Chavannes, N. Nikoloski, H. Gerber, K. Pokovic και N. Kuster « A numerical and experimental comparison of human head phantoms for compliance testing of mobile telephone equipment», Bioelectromagnetics, pp 125-137, ,2005.
- [56] G. Cerri, R. De Leo και G. Rosellini « Evaluation of electromagnetic power deposition in a spherical multilayer head in the near field of a linear antenna», Wireless Networks, pp 494-510, 1997

- [57] HFSS Ver. 11.0, Ansoft Corp, 2007
- [58] H. Wang, Z. Zhang, Y. Li, and Z. Feng «A Dual-Resonant Shorted Patch Antenna for Wearable Application in 430MHz Band», IEEE TRANSACTIONS ON ANTENNAS AND PROPAGATION, VOL. 61, NO. 12, 6195-6200, , DECEMBER 2013
- [59] K. Psathas, A. Kiourti, and K. Nikita «A Novel Conformal Antenna for Ingestible Capsule Endoscopy in the MedRadio Band», Progress In Electromagnetics Research Symposium Proceedings, Stockholm, Sweden, Aug. 12-15, 2013
- [60] A. Kiourti and K. Nikita «Performance of Miniature Implantable Antennas for Medical Telemetry at 402, 433, 868 and 915 MHz»
- [61] T. Karacolak, A. Hood και E. Topsakal « Design of a Dual-Band Implantable Antenna and Development of Skin Mimicking Gels for Continuous Glucose Monitoring», IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, 2008
- [62] Z. Noorozi και F. Hojjat-Kashani, « Three-dimensional FDTD analysis of the dual-band implantable antenna for continuous glucose monitoring», Progress in Electromagnetics Research Letters, 2012
- [63] N. van der Velden, K. Kuusk, A. Köhler «Life cycle assessment and eco-design of smart textiles: The importance of material selection demonstrated through e-textile product redesign», Materials and Design, Vol. 84, pp. 313-324, 02 July 2015.
- [64] Gabriel C, Gabriel S, Corthout E. 1996a. «The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey» Physics in Medicine and Biology, 41: 2231–2249.
- [65] Gabriel S, Lau RW, Gabriel C. 1996b. «The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz» Physics in Medicine and Biology, 41: 2251–2269.
- [66] Gabriel S, Lau RW, Gabriel C. 1996c. «The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues.» Physics in Medicine and Biology, 41: 2271–2293
- [67] Popovic D, McCartney L, Beasley C, Lazebnik M, Okoniewsky M, Hagness SC, Booske JH. 2005. «Precision open-ended coaxial probes for in vivo and ex vivo



dielectric spectroscopy of biological tissues at microwave frequencies» IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, 53: 1713–1722.

[68] Zajicek R, Oppl L, Vrbaf J. 2008. «Broadband measurement of complex permittivity using reflection method and coaxial probes» Radioengineering, 17: 14–19.

[69] Α. Κιούρτη «Ανάπτυξη εμφυτεύσιμων κεραιών για εφαρμογές Ιατρικής Τηλεμετρίας», Διδακτορική Διατριβή ΕΜΠ, Αθήνα 2013.

[70] [en.wikipedia.org/wiki/FR-4](http://en.wikipedia.org/wiki/FR-4)

[71] [Ηλεκτρονικό] Rogers Corporation data sheet Διαθέσιμο: <https://www.rogerscorp.com/documents/606/acm/RT-duroid-5870-5880-Data-Sheet.pdf>.

[72] Α. Kiourti “Biomedical Telemetry: Communication between implanted devices and the external world,” Opticon 1826 (University College London academic journal), Vol. 8, pp. 1-7, 2010.

[73] K. A. Psathas, A. P. Keliris, A. Kiourti, and K. S. Nikita, “Operation of Ingestible Antennas along the Gastrointestinal Tract: Detuning and Performance”, IEEE 13th International Conference on Bioinformatics and Bioengineering (BIBE), Chania, Greece, 10-13 November 2013.

[74] A. Kiourti, and K. S. Nikita, "A Review of Implantable Patch Antennas for Biomedical Telemetry: Challenges and Solutions", IEEE Antennas and Propagation Magazine, Vol. 54 (3), pp. 210-228, 2012.

[75] A. Kiourti and K. S. Nikita, “Recent Advances in Implantable Antennas for Medical Telemetry,” IEEE Antennas and Propagation Magazine, Vol. 54, pp. 190-199, 2012.

[76] K. A. Psathas, A. Kiourti, and K. S. Nikita, “A Novel Conformal Antenna for Ingestible Capsule Endoscopy in the MedRadio Band”, Progress In Electromagnetics Research Symposium Proceedings, Stockholm, pp. 1899-1902, Sweden, August 12-15, 2013.

[77] M. Mermigkas, M.I. Christopoulou, K.S. Nikita. «Optimization of implanted miniaturized helix antenna for drug delivery control», IEEE Annual International

*Αδαμαντία Ροδάκη*

Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Milan, Italy;  
2015.