



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

Σχεδίαση Εμφυτεύσιμων Κεραιών Διπλής Ζώνης για Ιατρική Τηλεμετρία

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΥ Α. ΨΑΘΑ

Επιβλέπων : Κωνσταντίνα Νικήτα
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Ιούνιος 2012



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

Σχεδίαση Εμφυτεύσιμων Κεραιών Διπλής Ζώνης για Ιατρική Τηλεμετρία

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΥ Α. ΨΑΘΑ

Επιβλέπων : Κωνσταντίνα Νικήτα
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 11^η Ιουνίου 2012.

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

.....
Φίλιππος Κωνσταντίνου
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Δημήτριος – Διονύσιος Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Ιούνιος 2012

.....

Κωνσταντίνος Α. Ψαθάς

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

Copyright © Κωνσταντίνος Ψαθάς, 2012.

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

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

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

Περίληψη

Η ανάπτυξη ευφύων συστημάτων περίθαλψης, τα οποία θα μεταδίδουν κρίσιμες ζωτικές παραμέτρους του ασθενούς σε πραγματικό χρόνο σε εξειδικευμένο προσωπικό, αναμένεται να δώσουν σημαντική ώθηση στην έγκαιρη πρόληψη και θεραπεία. Σημαντικό στοιχείο της εξέλιξης των ευφύων συστημάτων περίθαλψης αποτελεί η ανάπτυξη εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων, οι οποίες διαθέτουν τη δυνατότητα παρακολούθησης κρίσιμων φυσιολογικών παραμέτρων και ανταλλαγής δεδομένων με εξωτερικές διατάξεις επίβλεψης/ελέγχου σε πραγματικό χρόνο, αναβαθμίζοντας σημαντικά την ποιότητα ζωής των ασθενών. Στόχος της παρούσας διπλωματικής εργασίας αποτελεί η σχεδίαση μίας πρωτότυπης εμφυτεύσιμης κεραίας διπλής ζώνης (ζώνη MICS, 402.0–405.0 MHz, και ζώνη ISM, 2400.0–2483.5 MHz), μικροσκοπικών διαστάσεων, για ενσωμάτωση επί εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων. Η απόφαση για τη σχεδίαση κεραίας διπλής ζώνης προήλθε από την ανάγκη αύξησης της ενεργειακής αυτονομίας της εμφυτεύσιμης κεραίας. Η συχνότητα συντονισμού, η σμίκρυνση των διαστάσεων, το εύρος ζώνης, το κέρδος, και η συμμόρφωση με διεθνείς οδηγίες ασφαλούς έκθεσης του ανθρώπινου οργανισμού στην ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία είναι οι σημαντικότερες προκλήσεις σχεδίασης της κεραίας. Στο πλαίσιο της εργασίας, μελετάται η φιλοσοφία σχεδίασης μιας εμφυτεύσιμης κεραίας μικροταινίας διπλής ζώνης της βιβλιογραφίας, η οποία αποτελεί τη βάση για τη σχεδίαση μιας πρωτότυπης κεραίας διπλής ζώνης με βελτιστοποιημένη γεωμετρία και επιδόσεις. Πραγματοποιείται σχεδίαση και μελέτη της πρωτότυπης κεραίας εντός απλοποιημένου μοντέλου ιστών, καθώς και μελέτη των επιδόσεων αυτής εντός του δέρματος του ανθρώπινου βραχίονα.

Λέξεις Κλειδιά: Βιοϊατρική τεχνολογία, εμφυτεύσιμη κεραία διπλής ζώνης, εμφυτεύσιμη κεραία μικροταινίας, εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις, ζώνη Βιομηχανικών, Επιστημονικών και Ιατρικών Εφαρμογών (Industrial Scientific and Medical, ISM, Band), ζώνη Υπηρεσιών Επικοινωνίας Ιατρικών Εμφυτευμάτων (Medical Implant Communications Service, MICS, Band), ιατρική τηλεμετρία.

Abstract

The development of advanced and efficient healthcare systems, in which patients' vital physiological data are transmitted to qualified personnel in real time, will give a major boost at early diagnosis and treatment. The development of implantable medical devices (IMDs) is one of the most important aspects towards establishing such an advanced healthcare system. These devices are designed to monitor crucial physiological parameters and communicate with exterior control devices in real time, thus significantly improving the patients' quality of life. The aim of this diploma thesis is to design a novel dual band implantable antenna (MICS Band, 402.0-405.0 MHz and ISM Band, 2400.0-2483.5 MHz), with miniaturized dimensions, which can be integrated onto an IMD. The main reason behind the design of a dual band antenna was the need to increase its energy autonomy. Resonance frequency, miniaturization, bandwidth, gain and compliance with international safety guidelines for human exposure to electromagnetic radiation are the most important design challenges of an implantable antenna. This thesis studies the design of an implantable dual-band patch antenna of the literature, which further enables the design of a novel dual-band patch antenna with optimized geometry and performance. Design and performance evaluation of the novel antenna are performed inside a simplified skin-tissue model, as well as inside the skin tissue of a canonical model of the human arm.

Keywords: Biomedical technology, dual-band implantable antenna, implantable patch antenna, implantable medical devices, Industrial Scientific and Medical (ISM) band, Medical Implant Communications Service (MICS) band, medical telemetry.

Κατάλογος Περιεχομένων

Περίληψη.....	1
Κατάλογος Περιεχομένων	V
Κατάλογος Εικόνων	VII
Κατάλογος Πινάκων	XIII
1. Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή	1
1.1 Ιατρική Τηλεμετρία & Εφαρμογές	4
1.2 Προκλήσεις κατά τη Σχεδίαση Εμφυτεύσιμων Κεραίων	8
1.3 Αντικείμενο Διπλωματικής.....	10
2. Κεφάλαιο 2: Θεωρητικό Υπόβαθρο	13
2.1 Ηλεκτρικές Ιδιότητες και Μοντέλα Προσομοίωσης Βιολογικών Ιστών.....	15
2.2 Εμφυτεύσιμες Κεραίες Μικροταινίας.....	24
2.2.1 Αρχή Λειτουργίας	24
2.2.2 Τεχνικές Σμίκρυνσης	28
2.2.3 Παράμετροι Ενδιαφέροντος.....	32
2.3 Μέθοδος των Πεπερασμένων Στοιχείων & Περιβάλλον Σχεδίασης HFSS	37
2.3.1 Αριθμητικές Μέθοδοι & Μέθοδος των Πεπερασμένων Στοιχείων.....	37
3. Κεφάλαιο 3: Κύριο Μέρος	41
3.1 Σχεδίαση Κεραίας Μικροταινίας 402 MHz εντός Αέρα και Ιστού Δέρματος	43
3.1.1 Σχεδίαση εντός Αέρα	43
3.1.2 Σχεδίαση εντός ιστού δέρματος.....	46
3.1.3 Συμπεράσματα	53
3.2 Μελέτη Εμφυτεύσιμης Κεραίας Διπλής Ζώνης της Βιβλιογραφίας.....	55
3.2.1 Αρχική Σχεδίαση	55
3.2.2 Μελέτη Μοντελοποίησης των Ηλεκτρικών Ιδιοτήτων του Βιολογικού Ιστού Εμφύτευσης	60
3.2.3 Παραμετρική Μελέτη Σχεδιαστικών Παραμέτρων	63
3.2.4 Συμπεράσματα	82
3.3 Σχεδίαση Νέας Βελτιστοποιημένης Κεραίας Διπλής Ζώνης.....	83
3.3.1 Βελτιστοποίηση της Εμφυτεύσιμης Κεραίας Διπλής Ζώνης της Βιβλιογραφίας	83
3.3.2 Σχεδίαση Νέας Εμφυτεύσιμης Κεραίας Διπλής Ζώνης	84

3.3.3	Μελέτη Απόδοσης της νέας κυκλικής κεραίας μικροταινίας διπλής ζώνη εντός μοντέλου ιστού	86
3.3.4	Εμφύτευση της Νέας Κεραίας Διπλής Ζώνης εντός Κανονικού Μοντέλου Ανθρώπινου Βραχίονα.....	90
4.	Κεφάλαιο 4: Συμπεράσματα	95
4.1	Συμπεράσματα	97
4.2	Επίλογος & Μελλοντικές Προεκτάσεις	99
	Βιβλιογραφία.....	101

Κατάλογος Εικόνων

Εικόνα 1.1: Μπλοκ διάγραμμα ασύρματης διεπαφής ενός βιοϊατρικού συστήματος τηλεμετρίας. Στην εικόνα 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.....	3
Εικόνα 1.2: Τα πλεονεκτήματα της τηλεμετρίας στην ιατρική. Η σύγκριση ανάμεσα στις παραδοσιακές μεθόδους και σε εκείνες που κάνουν χρήση της τηλεμετρίας καταδεικνύουν τη σημασία και αποτελεσματικότητά της στην ιατρική.....	5
Εικόνα 1.3: Τοποθέτηση κοχλιακού εμφυτεύματος σε ασθενή.....	6
Εικόνα 1.4: (α) Διάταξη εμφυτεύματος αμφιβληστροειδούς και αρχή λειτουργίας, και (β) εμφύτευση της διάταξης εντός του ανθρώπινου ματιού.....	7
Εικόνα 1.5: Σύστημα μέτρησης ενδοκρανιακής πίεσης: απεικονίζεται η εμφυτεύσιμη διάταξη και εξωτερική διάταξη που αποστέλλει τα λαμβανόμενα δεδομένα σε έναν Η/Υ για περαιτέρω επεξεργασία.....	7
Εικόνα 1.6: (α) Τυπικός βηματοδότης μαζικής παραγωγής, και (β) τοποθέτηση βηματοδότη σε ανθρώπινο θώρακα. Στην εικόνα φαίνονται τα δύο ηλεκτρόδια που οδηγούνται στους κοιλιακούς μύες.....	7
Εικόνα 1.7: Απλοποιημένο μπλοκ διάγραμμα συστήματος τροφοδοσίας εμφυτεύσιμης ιατρικής διάταξης μέσω επαγωγικής σύζευξης.....	9
Εικόνα 1.8: Σύστημα επικοινωνίας μεταξύ εμφυτεύσιμης διάταξης και εξωτερικού σταθμού.....	10
Εικόνα 2.1: Μεταβολή της διηλεκτρικής σταθεράς ανθρώπινων ιστών συναρτήσει της συχνότητας του ΗΜ κύματος.....	17
Εικόνα 2.2: Μεταβολή της αγωγιμότητας ανθρώπινων ιστών συναρτήσει της συχνότητας του ΗΜ κύματος.....	18
Εικόνα 2.3: Λογικό διάγραμμα αλληλεπίδρασης ακτινοβολίας και ανθρώπινου ιστού.....	19
Εικόνα 2.4: Κανονικά μοντέλα ολόκληρου σώματος που έχουν χρησιμοποιηθεί σε έρευνες.....	20
Εικόνα 2.5: Κανονικές γεωμετρίες που μοντελοποιούν το ανθρώπινο σώμα (α) ομογενής, (β) γεωμετρία τριών στρωμάτων που μοντελοποιεί το ανθρώπινο κεφάλι, και (γ) κανονικό μοντέλο ανθρώπινου κορμού.....	20
Εικόνα 2.6: Ρεαλιστικά ανατομικά μοντέλα ενηλίκων που έχουν χρησιμοποιηθεί στη βιβλιογραφία.....	21
Εικόνα 2.7: Ανατομικά μοντέλα ανθρώπινης κεφαλής που έχουν χρησιμοποιηθεί στη βιβλιογραφία.....	21
Εικόνα 2.8: Το φυσικό μοντέλο SAM. Το συγκεκριμένο μοντέλο έχει χρησιμοποιηθεί από διεθνείς οργανισμούς και πολλές έρευνες τα τελευταία χρόνια.....	22
Εικόνα 2.9: (α) Τυπική γεωμετρία ορθογώνιας κεραίας μικροταινίας (β) Πλάγια όψη – Τομή της κεραίας.....	24

Εικόνα 2.10: Συνήθη σχήματα ταινιών ακτινοβολίας για κεραίας μικροταινίας.....	25
Εικόνα 2.11: (α) Ορθογώνια κεραία μικροταινίας (β) Δυναμικές γραμμές Ηλεκτρικού πεδίου.....	26
Εικόνα 2.12: Γεωμετρία κυκλικής κεραίας μικροταινίας.....	27
Εικόνα 2.13: Ορθογώνιες κεραίες μικροταινίας με (α) Προσθήκη μεταλλικού επιπέδου (shorting wall) (β) Προσθήκη μεταλλικού πλαισίου (shorting plate) (γ) Προσθήκη μεταλλικού αγωγού (shorting pin).....	29
Εικόνα 2.14: Τυπική κεραία μικροταινίας που συναντάται σε σύστημα GPS (α) $\epsilon_r = 3.0$, $h = 1,524\text{mm}$ (β) $\epsilon_r = 28.2$, $h = 4.75$	30
Εικόνα 2.15: Δημιουργία εγκοπών στο επίπεδο ακτινοβολίας της κεραίας μικροταινίας. Στην εικόνα φαίνεται το διάνυσμα της πυκνότητας ρεύματος στην αγωγή ταινία.....	30
Εικόνα 2.16: Διάφορα σχήματα εγκοπών στο επίπεδο ακτινοβολίας κεραίων μικροταινίας.	31
Εικόνα 2.17: Τυπικά διαγράμματα ακτινοβολίας κεραίων. Στην Εικόνα 2.16β είναι εμφανής ο κύριος και ο οπίσθιος λοβός ακτινοβολίας της κεραίας.	32
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.	33
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.	34
Εικόνα 2.20: (α) Διδιάστατη λύση ηλεκτρομαγνητικού προβλήματος με χρήση FEM. (β) Διαμέριση του χωρίου για την εφαρμογή της μεθόδου πεπερασμένων στοιχείων.....	38
Εικόνα 2.21: Ενδεικτική εικόνα από το περιβάλλον σχεδίασης HFSS.....	39
Εικόνα 3.1: Κυκλική κεραία μικροταινίας με συχνότητα συντονισμού 402 MHz: (α) Τρισδιάστατη όψη, (β) Κάτοψη, και (γ) Πλάγια όψη.....	44
Εικόνα 3.2: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης (S_{11}) συναρτήσεως της συχνότητας.....	45
Εικόνα 3.3: Κυκλική κεραία εμφυτευμένη στο κυβικό μοντέλο ιστού ($V = 8000\text{cm}^3$) με ηλεκτρικές ιδιότητες που προσομοιώνουν αυτές του ανθρώπινου ιστού.	45
Εικόνα 3.4: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης (S_{11}) συναρτήσεως της συχνότητας.....	46
Εικόνα 3.5: Κυκλική κεραία μικροταινίας με συχνότητα συντονισμού 2.7 GHz: (α) Τρισδιάστατη όψη, (β) Κάτοψη, και (γ) Πλάγια όψη.....	48
Εικόνα 3.6: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης (S_{11}) συναρτήσεως της συχνότητας.....	48
Εικόνα 3.7: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης (S_{11}) συναρτήσεως της συχνότητας.....	49
Εικόνα 3.8: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης (S_{11}) για διάφορες τιμές ακτίνας R_{in} της κυκλικής κεραίας.	50
Εικόνα 3.9: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης (S_{11}) για διαφορετικές θέσεις τροφοδοσίας της κυκλικής κεραίας.....	51
Εικόνα 3.10: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης (S_{11}) για διαφορετικές θέσεις τροφοδοσίας και ακτίνα R_{in} της κυκλικής κεραίας.....	52

Εικόνα 3.11: Σχεδίαση κεραίας διπλής ζώνης στο περιβάλλον HFSS.....	55
Εικόνα 3.12: Κρίσιμες παράμετροι σχεδίασης της κεραίας διπλής ζώνης της βιβλιογραφίας.	56
Εικόνα 3.13: Γεωμετρικά χαρακτηριστικά της κεραίας της βιβλιογραφίας. (α) Μέγεθος αγωγίμης ταινίας (β) Μέγεθος ιστού εμφύτευσης της κεραίας.....	57
Εικόνα 3.14: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης (S_{11}) συναρτήσει της συχνότητας για την κεραία της βιβλιογραφίας.....	57
Εικόνα 3.15: Διάνυσμα πυκνότητας ρεύματος J (ζώνη MICS) στην αγωγή ταινία για διαφορετικές φάσεις. (α) Φάση $\varphi = 0^\circ$ (β) Φάση $\varphi = 90^\circ$ (γ) Φάση $\varphi = 180^\circ$ (δ) Φάση $\varphi = 270^\circ$	58
Εικόνα 3.16: Διάνυσμα πυκνότητας ρεύματος J (ζώνη ISM) στην αγωγή ταινία για διαφορετικές φάσεις. (α) Φάση $\varphi = 0^\circ$ (β) Φάση $\varphi = 90^\circ$ (γ) Φάση $\varphi = 180^\circ$ (δ) Φάση $\varphi = 270^\circ$	59
Εικόνα 3.17: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης (S_{11}) συναρτήσει της συχνότητας (α) Μοντέλο Debye (β) Μοντέλο πειραματικών δεδομένων.....	61
Εικόνα 3.18: Μοντέλο σταθερής διηλεκτρική σταθερά και αγωγιμότητας για τις ζώνες MICS και ISM. (α) Ζώνη MICS (β) Ζώνη ISM.....	61
Εικόνα 3.19: Επιλογή θέσεων για τον αγωγό τροφοδοσίας για τη προσομοίωση.....	63
Εικόνα 3.20: Μεταβολή συχνότητας συντονισμού και συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της θέσης τροφοδοσίας (α) 402 MHz: συχνότητα συντονισμού (β) 2.4 GHz: συχνότητα συντονισμού (γ) 402 MHz: συντελεστής ανάκλασης (δ) 2.4 GHz: συντελεστής ανάκλασης.....	64
Εικόνα 3.21: Επιλογή σημείων αγωγού βραχυκύκλωσης για την προσομοίωση.....	66
Εικόνα 3.22: Μεταβολή συχνότητας συντονισμού και συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της θέσης του αγωγού βραχυκύκλωσης (α) 402 MHz: συχνότητα συντονισμού (β) 2.4 GHz: συχνότητα συντονισμού (γ) 402 MHz: συντελεστής ανάκλασης (δ) 2.4 GHz: συντελεστής ανάκλασης.....	67
Εικόνα 3.23: Μοντέλο προσομοίωσης του ανθρώπινου ιστού.....	68
Εικόνα 3.24: Μεταβολή συχνότητας συντονισμού και συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει του μήκους/πλάτους του κυβικού μοντέλου (α) 402 MHz: συχνότητα συντονισμού (β) 2.4 GHz: συχνότητα συντονισμού (γ) 402 MHz: συντελεστής ανάκλασης (δ) 2.4 GHz: συντελεστής ανάκλασης.....	69
Εικόνα 3.25: Μεταβολή συχνότητας συντονισμού και συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει του ύψους του κυβικού μοντέλου (α) 402 MHz: συχνότητα συντονισμού (β) 2.4 GHz: συχνότητα συντονισμού (γ) 402 MHz: συντελεστής ανάκλασης (δ) 2.4 GHz: συντελεστής ανάκλασης.....	70
Εικόνα 3.26: Δομή αγωγίμης ταινίας. Στην εικόνα φαίνονται όλες οι παράμετροι που θα μελετηθούν στη συνέχεια.....	71
Εικόνα 3.27: Μεταβολή συχνότητας συντονισμού και συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει του ύψους h_1 της πρώτης εγκοπής. (α) 402 MHz: συχνότητα συντονισμού (β) 2.4 GHz:	

συχνότητα συντονισμού (γ) 402 MHz: συντελεστής ανάκλασης (δ) 2.4 GHz: συντελεστής ανάκλασης.	72
Εικόνα 3.28: Μεταβολή συχνότητας συντονισμού και συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει του πλάτους w_1 της πρώτης εγκοπής. (α) 402 MHz: συχνότητα συντονισμού (β) 2.4 GHz: συχνότητα συντονισμού (γ) 402 MHz: συντελεστής ανάκλασης (δ) 2.4 GHz: συντελεστής ανάκλασης.	73
Εικόνα 3.29: Μεταβολή συχνότητας συντονισμού και συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει του μήκους h_2 της δεύτερης εγκοπής. (α) 402 MHz: συχνότητα συντονισμού (β) 2.4 GHz: συχνότητα συντονισμού (γ) 402 MHz: συντελεστής ανάκλασης (δ) 2.4 GHz: συντελεστής ανάκλασης.	74
Εικόνα 3.30: Μεταβολή συχνότητας συντονισμού και συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει του πλάτους w_2 της δεύτερης εγκοπής. (α) 402 MHz: συχνότητα συντονισμού (β) 2.4 GHz: συχνότητα συντονισμού (γ) 402 MHz: συντελεστής ανάκλασης (δ) 2.4 GHz: συντελεστής ανάκλασης.	75
Εικόνα 3.31: Μεταβολή συχνότητας συντονισμού και συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει του μήκους h_3 της τρίτης εγκοπής. (α) 402 MHz: συχνότητα συντονισμού (β) 2.4 GHz: συχνότητα συντονισμού (γ) 402 MHz: συντελεστής ανάκλασης (δ) 2.4 GHz: συντελεστής ανάκλασης.	77
Εικόνα 3.32: Μεταβολή συχνότητας συντονισμού και συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει του πλάτους w_3 της τρίτης εγκοπής. (α) 402 MHz: συχνότητα συντονισμού (β) 2.4 GHz: συχνότητα συντονισμού (γ) 402 MHz: συντελεστής ανάκλασης (δ) 2.4 GHz: συντελεστής ανάκλασης.	78
Εικόνα 3.33: Μεταβολή συχνότητας συντονισμού και συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει του μήκους h_4 της τέταρτης εγκοπής. (α) 402 MHz: συχνότητα συντονισμού (β) 2.4 GHz: συχνότητα συντονισμού (γ) 402 MHz: συντελεστής ανάκλασης (δ) 2.4 GHz: συντελεστής ανάκλασης.	79
Εικόνα 3.34: Μεταβολή συχνότητας συντονισμού και συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει του πλάτους w_4 της τέταρτης εγκοπής. (α) 402 MHz: συχνότητα συντονισμού (β) 2.4 GHz: συχνότητα συντονισμού (γ) 402 MHz: συντελεστής ανάκλασης (δ) 2.4 GHz: συντελεστής ανάκλασης.	80
Εικόνα 3.35: Μεταβολή συχνότητας συντονισμού και συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει του μήκους h_5 της τελευταίας εγκοπής. (α) 402 MHz: συχνότητα συντονισμού (β) 2.4 GHz: συχνότητα συντονισμού (γ) 402 MHz: συντελεστής ανάκλασης (δ) 2.4 GHz: συντελεστής ανάκλασης.	81
Εικόνα 3.36: Συγκεντρωτικά διαγράμματα επίδρασης των γεωμετρικών χαρακτηριστικών των εγκοπών στις επιδόσεις της κεραίας.	82
Εικόνα 3.37: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης (α) στην περιοχή MICS, (β) στην περιοχή ISM (γ) στην περιοχή 100 MHz-2.8 GHz με το μοντέλο των πειραματικών δεδομένων της νέας ορθογώνιας κεραίας μικροταινίας διπλής ζώνης.	84
Εικόνα 3.38: (α) Νέα κυκλική κεραία μικροταινίας διπλής ζώνης (β) Παράμετροι βελτιστοποίησης της νέας κυκλικής κεραίας.	85

Εικόνα 3.39: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης (α) περιοχή MICS: σταθερή διηλεκτρική σταθερά (β) περιοχή ISM: σταθερή διηλεκτρική σταθερά (γ) περιοχή 100 MHz-2.8 GHz: μοντέλο πειραματικών δεδομένων.	87
Εικόνα 3.40: Διάγραμμα κέρδους ακτινοβολίας της κεραίας (α) για την περιοχή MICS (β) για την περιοχή ISM.	87
Εικόνα 3.41: Μεταβολή της αντίστασης της κεραίας συναρτήσει της συχνότητας στη ζώνη (α) MICS και (β) ISM.	88
Εικόνα 3.42: Διαγράμματα μέσου ρυθμού ειδικής απορρόφησης στην ζώνη MICS ανά (α) 1g ιστού και (β) 10g ιστού.	88
Εικόνα 3.43: Διακύμανση μέσου ειδικού ρυθμό απορρόφησης ανά 1g ιστού στην περιοχή MICS στο επίπεδο (α) XY (β) YZ (γ) XZ.	89
Εικόνα 3.44: Διακύμανση μέσου ειδικού ρυθμό απορρόφησης ανά 10g ιστού στην περιοχή MICS στο επίπεδο (α) XY (β) YZ (γ) XZ.	89
Εικόνα 3.45: Διαστάσεις κανονικού μοντέλου ανθρώπινου βραχίονα.	91
Εικόνα 3.46: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης νέας κυκλικής κεραίας κατά την εμφύτευση της σε κανονικό μοντέλο ανθρώπινου βραχίονα στις περιοχές (α) MICS και (β) ISM.	92
Εικόνα 3.47: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης της νέας τροποποιημένης κυκλικής κεραίας που αντιμετωπίζει τα φαινόμενα αποσυντονισμού στη ζώνη (α) MICS και (β) ISM.	93
Εικόνα 3.48: Διάγραμμα κέρδους ακτινοβολίας της νέα τροποποιημένης κεραίας εντός του κανονικού μοντέλου ανθρώπινου βραχίονα (α) για την περιοχή MICS (β) για την περιοχή ISM.	93
Εικόνα 3.49: Κατανομή ρυθμού ειδικής απορρόφησης για τη ζώνη MICS ανά (α) 1g ιστού και (β) 10g ιστού.	94

Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 2.1: Μεταβολή της διηλεκτρικής σταθεράς βιολογικών ιστών συναρτήσει της συχνότητας και του είδους του ιστού.....	16
Πίνακας 2.2: Μεταβολή της αγωγιμότητας (S/m) βιολογικών ιστών συναρτήσει της συχνότητας και του είδους του ιστού.....	16
Πίνακας 3.1: Χαρακτηριστικά ομοαξονικού καλωδίου που μοντελοποιήθηκε στο περιβάλλον HFSS.	44
Πίνακας 3.2: Μεταβλητές f_x, f_y του σημείου τροφοδοσίας για την πρώτη προσομοίωση..	50
Πίνακας 3.3: Μεταβλητές f_x, f_y, R_{in} της προσομοίωσης.....	51
Πίνακας 3.4: Βέλτιστες Θέσεις Παραμέτρων για τη κυκλική κεραία που σχεδιάστηκε.	54
Πίνακας 3.5: Πίνακας παραμέτρων της κεραίας της βιβλιογραφίας.	56
Πίνακας 3.6: Σύγκριση των μοντέλων για την προσομοίωση του ανθρώπινου ιστού στο περιβάλλον HFSS.	62
Πίνακας 3.7: Εύρος ζώνης τιμών της παραμέτρου F_y	64
Πίνακας 3.8: Εύρος ζώνης τιμών της παραμέτρου P_y	66
Πίνακας 3.9: Εύρος ζώνης τιμών των παραμέτρων $X=Y, Z$	68
Πίνακας 3.10: Εύρος ζώνης τιμών των παραμέτρων h_1, w_1	72
Πίνακας 3.11: Εύρος ζώνης τιμών των παραμέτρων h_2, w_2	74
Πίνακας 3.12: Εύρος ζώνης τιμών των παραμέτρων h_3, w_3	76
Πίνακας 3.13: Εύρος ζώνης τιμών των παραμέτρων h_4, w_4	78
Πίνακας 3.14: Εύρος ζώνης τιμών των παραμέτρων h_5	80
Πίνακας 3.15: Τιμές σχεδιαστικών παραμέτρων της βελτιωμένης ορθογώνιας κεραίας μικροταινίας διπλής ζώνης.....	83
Πίνακας 3.16: Πίνακας σχεδιαστικών παραμέτρων της νέα κυκλικής κεραίας μικροταινίας διπλής ζώνης.	85
Πίνακας 3.17: Μέγιστες τιμές ρυθμού ειδικής απορρόφησης της νέας κυκλικής κεραίας...88	
Πίνακας 3.18: Συγκριτικός πίνακας των χαρακτηριστικών της νέας βελτιωμένης κυκλικής κεραίας μικροταινίας και της ορθογώνιας κεραίας της βιβλιογραφίας για τη ζώνη MICS.	90
Πίνακας 3.19: Συγκριτικός πίνακας των χαρακτηριστικών της νέας βελτιωμένης κυκλικής κεραίας μικροταινίας και της ορθογώνιας κεραίας της βιβλιογραφίας για τη ζώνη ISM.	90
Πίνακας 3.20: Διαστάσεις κανονικού μοντέλου ανθρώπινου χεριού.....	91
Πίνακας 3.21: Πίνακας σχεδιαστικών παραμέτρων της νέας τροποποιημένης κυκλικής κεραίας μικροταινίας διπλής ζώνης που αντιμετωπίζει τα φαινόμενα αποσυντονισμού.	92
Πίνακας 4.1: Συγκριτικός πίνακας επιδόσεων της νέας κεραίας διπλής ζώνης ανάμεσα στο κυβικό μοντέλο και το κανονικό μοντέλο ανθρώπινου βραχίονα για τη ζώνη MICS.	97
Πίνακας 4.2: Συγκριτικός πίνακας επιδόσεων της νέας κεραίας διπλής ζώνης ανάμεσα στο κυβικό μοντέλο και το κανονικό μοντέλο ανθρώπινου βραχίονα για τη ζώνη ISM.....	98

- Πίνακας 4.3:** Συγκριτικός πίνακας λειτουργικών χαρακτηριστικών ανάμεσα στην αρχική και την τροποποιημένη κυκλική κεραία μικροταινίας για τη ζώνη MICS.....98
- Πίνακας 4.4:** Συγκριτικός πίνακας λειτουργικών χαρακτηριστικών ανάμεσα στην αρχική και την τροποποιημένη κυκλική κεραία μικροταινίας για τη ζώνη ISM.....98

Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή

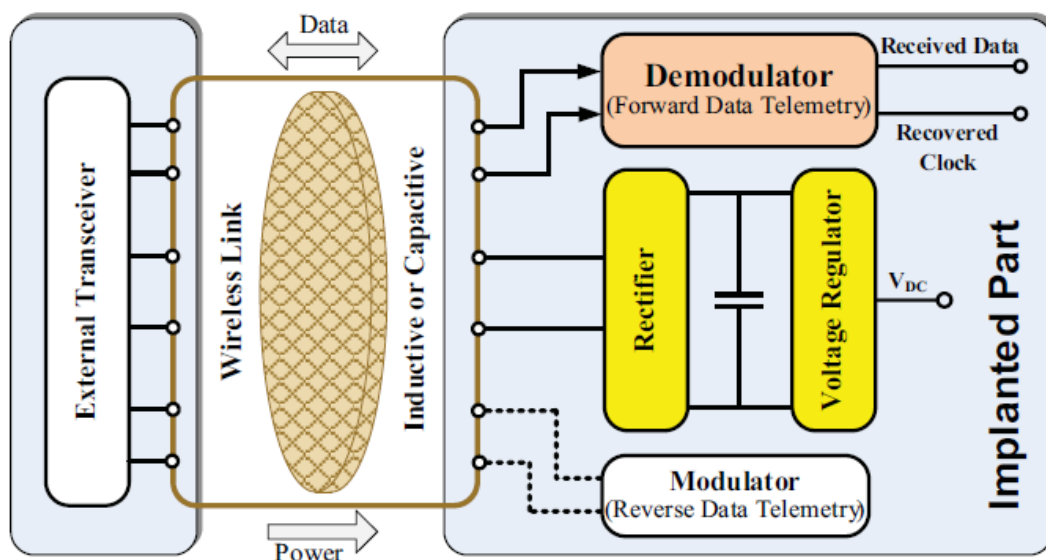
Περίληψη:

Το πρώτο κεφάλαιο της εργασίας είναι καθαρά εισαγωγικό και παρουσιάζει τη σημερινή εικόνα των εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων για ιατρική τηλεμετρία. Απαραίτητο στοιχείο των εμφυτεύσιμων διατάξεων αποτελούν οι κεραίες που ενσωματώνονται σε τέτοιου είδους συστήματα, οι οποίες επιτρέπουν την ανταλλαγή δεδομένων μεταξύ των εμφυτεύσιμων διατάξεων και του εξωτερικού περιβάλλοντος. Γίνεται αναφορά στις προκλήσεις που αντιμετωπίζει ο σχεδιαστής εμφυτεύσιμων κεραιών και παρουσιάζεται το αντικείμενο της διπλωματικής αυτής εργασίας, που είναι η σχεδίαση μιας πρωτότυπης εμφυτεύσιμης κεραίας διπλής ζώνης (περιοχές MICS και ISM).

Γενικά

Η ραγδαία ανάπτυξη της μικροηλεκτρονικής, των τηλεπικοινωνιών και των μικροσυστημάτων τα τελευταία χρόνια επέτρεψε τη σχεδίαση μικρών, αξιόπιστων, υψηλής απόδοσης βιοϊατρικών διατάξεων χαμηλής κατανάλωσης ενέργειας, οι οποίες μπορούν να εμφυτευθούν στον ανθρώπινο οργανισμό μέσω χειρουργικής επέμβασης (Εμφυτεύσιμες Ιατρικές Διατάξεις, Implantable Medical Devices, IMDs). Σε αντίθεση με τα παραδοσιακά ιατρικά συστήματα, οι εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις μπορούν να στέλνουν δεδομένα σε πραγματικό χρόνο από το εσωτερικό του ανθρώπινου οργανισμού προς κάποιο εξωτερικό σύστημα παρακολούθησης, δίνοντας έτσι τη δυνατότητα για έγκαιρη διάγνωση και θεραπεία πολλών ασθενειών.

Σε ένα σύνηθες σενάριο, μια εμφυτεύσιμη διάταξη που βρίσκεται εντός του ανθρώπινου οργανισμού επικοινωνεί με κάποια εξωτερική διάταξη ανταλλάσσοντας πληροφορίες. Σε ένα πιο πολύπλοκο σενάριο, η εμφυτεύσιμη διάταξη τροφοδοτείται, επιπλέον, ασύρματα από μια εξωτερική διάταξη. Για να μειωθεί τόσο η πολυπλοκότητα όσο και το μέγεθος, καθώς και οι ενεργειακές ανάγκες της εμφυτεύσιμης διάταξης, η επεξεργασία του μεγαλύτερου όγκου ανταλλασσόμενων σημάτων πραγματοποιείται εκτός του ανθρώπινου οργανισμού, στην εξωτερική διάταξη.



Εικόνα 1.1: Μπλοκ διάγραμμα ασύρματης διεπαφής ενός βιοϊατρικού συστήματος τηλεμετρίας. Στην εικόνα 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 διάυλο επικοινωνίας.

Όπως φαίνεται και στην Εικόνα 1.1, η ασύρματη επικοινωνία μεταξύ της εμφυτεύσιμης διάταξης και του εξωτερικού κόσμου απαιτεί την ύπαρξη ενός πομποδέκτη (transceiver) στην εμφυτεύσιμη διάταξη, καθώς και ενός διαμορφωτή και αποδιαμορφωτή για την εκπομπή και λήψη των απαραίτητων πληροφοριών.

Οι εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις, ανάλογα με την λειτουργία τους, μπορούν να χωριστούν σε δύο μεγάλες κατηγορίες. Η πρώτη κατηγορία περιλαμβάνει όλες εκείνες τις διατάξεις που χρησιμοποιούνται για τη διάγνωση διάφορων ασθενειών. Οι διατάξεις

αυτές, εκτός από το σύστημα επικοινωνίας με το εξωτερικό περιβάλλον, περιλαμβάνουν κάποιους αισθητήρες που αλληλεπιδρούν με τον ανθρώπινο οργανισμό για τη μέτρηση των απαραίτητων φυσιολογικών δεδομένων. Σε αυτή την κατηγορία περιλαμβάνονται μικροσυστήματα τα οποία εμφυτεύονται εντός του ανθρώπινου οργανισμού για την παρακολούθηση σημαντικών βιοσημάτων όπως η θερμοκρασία του σώματος [1], [2] το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ECG) [1], [2], [3], [4] η πίεση του αίματος [2], τα επίπεδα γλυκόζης στο αίμα [2], [5] κ.α. Η παρακολούθηση τέτοιων βιοσημάτων μπορεί να διαγνώσει έγκαιρα ασθένειες όπως ο καρκίνος ή ο διαβήτης ή ακόμη και κάποιο καρδιακό επεισόδιο, συμβάλλοντας έτσι στην αποτελεσματική αντιμετώπιση τους.

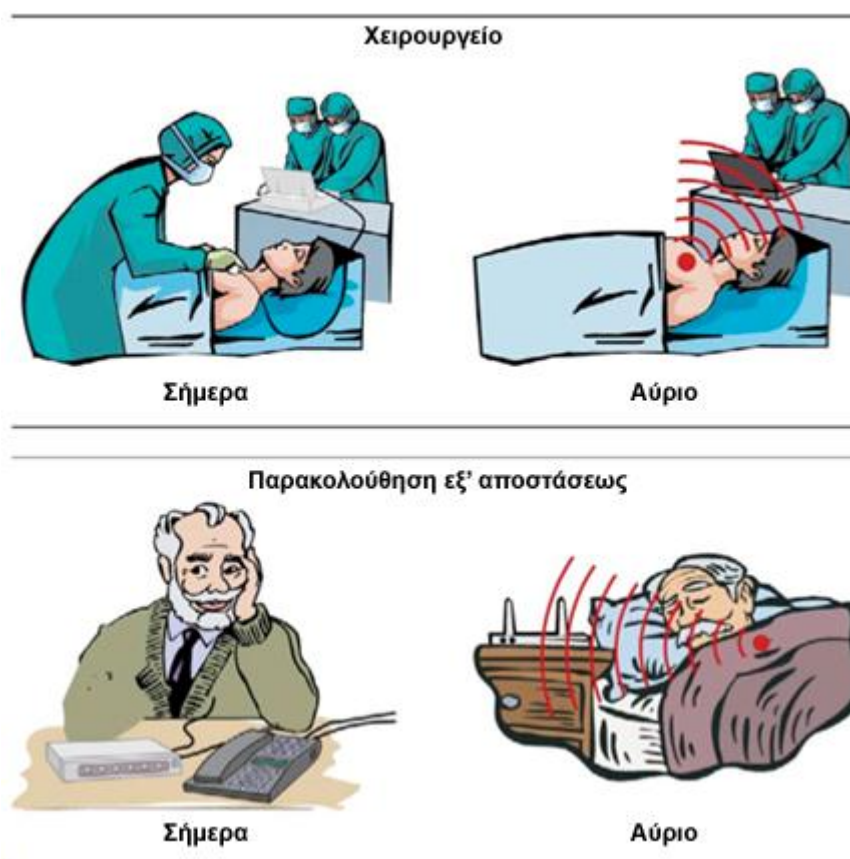
Η δεύτερη κατηγορία περιλαμβάνει τις εμφυτεύσιμες διατάξεις που χρησιμοποιούνται ως διεγέρτες (stimulators). Οι διεγέρτες λαμβάνουν πληροφορίες από κάποια εξωτερική μονάδα (που συνήθως χειρίζονται γιατροί) και διεγείρουν (ερεθίζουν) συγκεκριμένα νεύρα. Μια από τις ευρύτερα διαδεδομένες εφαρμογές των διεγερτών είναι η ανίχνευση και θεραπεία διαταραχών του εγκεφάλου μέσω μικροηλεκτροδίων. Τέτοιες εμφυτεύσιμες διατάξεις συναντώνται επίσης σε άτομα που πάσχουν από ασθένειες του αμφιβληστροειδούς όπως η μελαγχρωστική αμφιβληστροειδοπάθεια (RP) και ηλικιακή εκφύλιση της ωχράς κηλίδας (AMD), όπου επιδιώκεται ηλεκτρική διέγερση των κυττάρων του αμφιβληστροειδούς [6], [7], [8]. Κοχλιακά εμφυτεύματα (Cochlear Implants) χρησιμοποιούνται σε ηλεκτρονικές διατάξεις αποκατάστασης της ακοής, δίνοντας τη δυνατότητα ακόμη και θεραπείας της κώφωσης [9], [10]. Τέλος, οι διεγέρτες χρησιμοποιούνται σε διάφορα συστήματα νευρομυϊκής διέγερσης (Functional Electrical Stimulation, FES) για την αποκατάσταση της λειτουργίας παραλυμένων μυών, διεγείροντας τα νεύρα που ελέγχουν τους μύες ή ακόμη και τους ίδιους τους μύες.

1.1 Ιατρική Τηλεμετρία & Εφαρμογές

Η τηλεμετρία είναι η τεχνολογία που επιτρέπει τη διεξαγωγή μετρήσεων και την εξ' αποστάσεως επεξεργασία τους. Η ιατρική τηλεμετρία αφορά την εφαρμογή της τηλεμετρίας στον τομέα της ιατρικής για την παρακολούθηση κρίσιμων βιοσημάτων. Με άλλα λόγια, η ιατρική τηλεμετρία αναφέρεται συνήθως στην ασύρματη επικοινωνία μεταξύ ενός ανθρώπινου οργανισμού (συνήθως ασθενούς) και ενός εξωτερικού συστήματος παρακολούθησης. Η επικοινωνία αυτή συνήθως είναι αμφίδρομη, και για τις δύο μεγάλες κατηγορίες βιοϊατρικών εμφυτεύσιμων διατάξεων που αναφέρθηκαν προηγουμένως (αισθητήρες και διεγέρτες). Στην Εικόνα 1.2 παρουσιάζονται τα πλεονεκτήματα και οι προοπτικές που θα δώσει η υιοθέτηση της τηλεμετρίας στην ιατρική, τόσο κατά τη διάρκεια μιας χειρουργικής επέμβασης όσο και κατά την παρακολούθηση ενός ασθενούς από το σπίτι του. Μέχρι πρόσφατα, η παρακολούθηση κρίσιμων βιοσημάτων στην ιατρική κατά τη διάρκεια μιας χειρουργικής επέμβασης απαιτούσε τη διασύνδεση του ασθενούς με εξωτερικές διατάξεις επίβλεψης, μέσω καλωδίων. Η ανάπτυξη της βιοϊατρικής και της τηλεμετρίας επέτρεψε την ασύρματη παρακολούθηση τέτοιων βιοσημάτων, κάνοντας χρήση κατάλληλων εμφυτεύσιμων μικροσυστημάτων. Παράλληλα, η ανάπτυξη της τηλεμετρίας έχει επιτρέψει τη δημιουργία εξελιγμένων συστημάτων για την εξ' αποστάσεως παρακολούθηση ασθενών.

Λόγω της μεγάλης ανάπτυξης των εμφυτεύσιμων διατάξεων η Επιτροπή Ομοσπονδιακών Τηλεπικοινωνιών (Federal Communications Commission, FCC) και το Ευρωπαϊκό Ινστιτούτο Τηλεπικοινωνιών (European Telecommunications Standards

Institute, ETSI) όρισαν προδιαγραφές για τις συχνότητες λειτουργίας αυτών των διατάξεων. Οι πλέον συνήθεις ζώνες που χρησιμοποιούνται για εφαρμογές ιατρικής τηλεμετρίας είναι η ζώνη MICS (Medical Implant Communication Service, 402 – 405MHz) [11], [12] και η ζώνη ISM (Industrial, Scientific, Medical Band, 6.78MHz – 245GHz) [13]. Η ζώνη MICS είναι ζώνη πολύ χαμηλής ισχύος και σχεδιάστηκε αποκλειστικά για την ασύρματη επικοινωνία εμφυτευμένων βιοϊατρικών διατάξεων με το εξωτερικό περιβάλλον. Είναι αυστηρά σχεδιασμένη για εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις, ενώ η μέγιστη ισχύς εκπομπής έχει καθοριστεί σε $25\mu W$ (EIRP) [11], κυρίως για την αποφυγή παρεμβολών με άλλα γειτονικά συστήματα που λειτουργούν στην ίδια περιοχή συχνοτήτων. Το μέγιστο εύρος ζώνης έχει καθοριστεί στα $300kHz$. Αντίθετα, η ζώνη ISM χρησιμοποιείται ευρύτατα για ασύρματες επικοινωνίες και εφαρμογές εκτός βιοϊατρικής, αλλά τα τελευταία χρόνια χρησιμοποιείται σε αρκετές περιπτώσεις και για εφαρμογές ιατρικής τηλεμετρίας κυρίως λόγω της πληθώρας των διατάξεων, κεραιών και συστημάτων που λειτουργούν στη ζώνη αυτή.



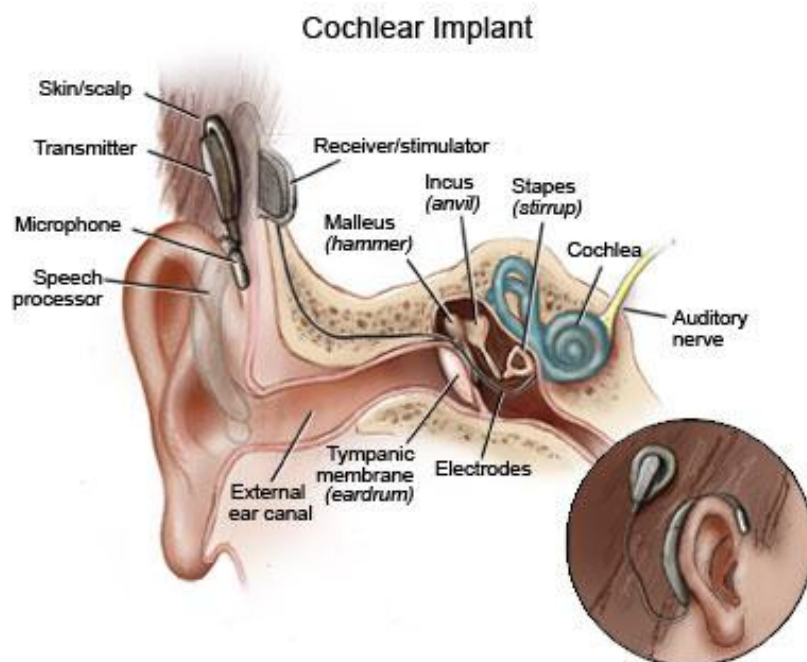
Εικόνα 1.2: Τα πλεονεκτήματα της τηλεμετρίας στην ιατρική. Η σύγκριση ανάμεσα στις παραδοσιακές μεθόδους και σε εκείνες που κάνουν χρήση της τηλεμετρίας καταδεικνύουν τη σημασία και αποτελεσματικότητά της στην ιατρική.

Εμφυτεύσιμες Ιατρικές Διατάξεις Σήμερα

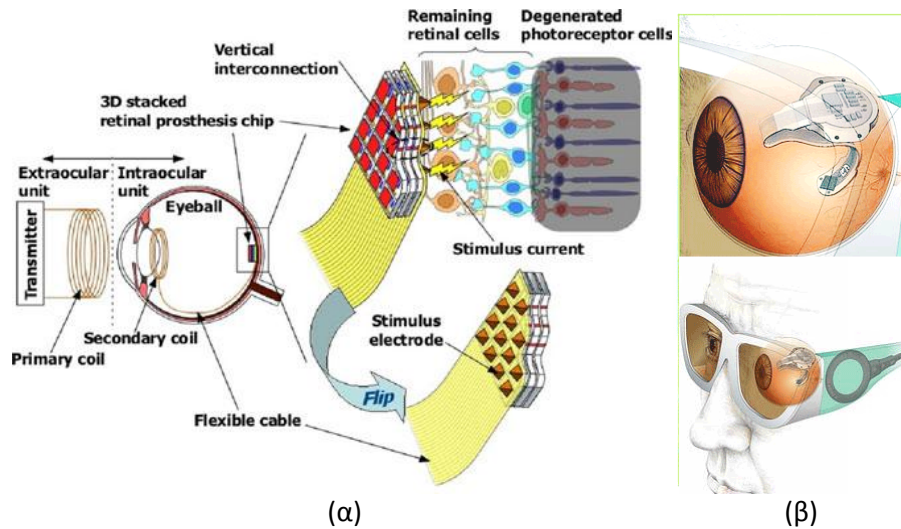
Στην εισαγωγή αναφέρθηκαν ήδη αρκετά παραδείγματα εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων. Αρκετές από αυτές τις διατάξεις χρησιμοποιούνται ήδη σε ασθενείς (μερικές, μάλιστα, εδώ και αρκετά χρόνια), ενώ κάποιες άλλες δεν έχουν ακόμη μπει στο στάδιο της

μαζικής παραγωγής. Μερικές από τις εφαρμογές τέτοιων εμφυτεύσιμων διατάξεων που χρησιμοποιούνται σήμερα παρουσιάζονται στη συνέχεια.

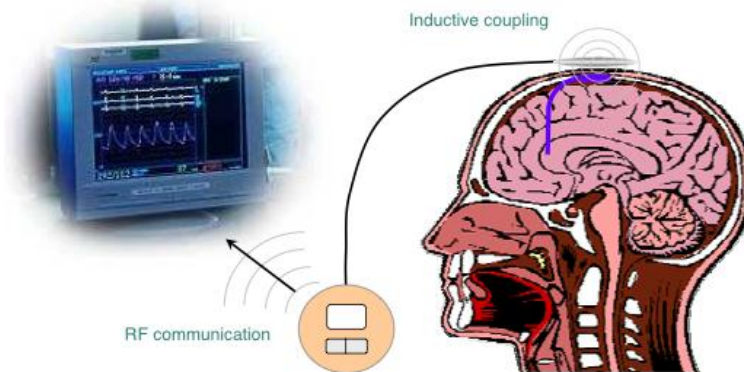
- *Εμφυτεύματα κοχλία (Cochlear Implants)*. Το κοχλιακό εμφύτευμα (Εικόνα 1.3) είναι μια ηλεκτρονική διάταξη που μετατρέπει τη μηχανική ηχητική ενέργεια σε ηλεκτρικά σήματα που μπορούν να φθάσουν στο κοχλιακό νεύρο με τη βοήθεια ηλεκτροδίων.
- *Εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς (Retinal Implants)*. Με παρόμοια λογική με αυτήν που αναπτύχθηκε για τα κοχλιακά εμφυτεύματα, τα εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς (Εικόνα 1.4) επιτρέπουν την ηλεκτρική διέγερση των νευρώνων του αμφιβληστροειδούς παρακάμπτοντας τους εκφυλισμένους φωτοϋποδοχείς, και αποκαθιστώντας σε κάποιο βαθμό την όραση του ασθενούς.
- *Συστήματα μέτρησης ενδοκρανιακής πίεσης (IntraCranial Pressure Sensor System, ICP)*. Είναι ένα σύστημα το οποίο χρησιμοποιείται για την παρακολούθηση (μακροπρόθεσμη ή βραχυπρόθεσμη) της ενδοκρανιακής πίεσης. Η ανάγκη για παρακολούθηση της ενδοκρανιακής πίεσης προκύπτει είτε λόγω κάποιου τραύματος στο κεφάλι είτε λόγω κάποιας γενετικής δυσμορφίας. Η εμφυτεύσιμη διάταξη τροφοδοτείται μέσω επαγωγικής σύζευξης από μια εξωτερική μονάδα ελέγχου. Μέσω της ίδιας σύζευξης πραγματοποιείται και η ανταλλαγή δεδομένων. Ένα τυπικό σύστημα ICP παρουσιάζεται στην Εικόνα 1.5.
- *Βηματοδότης (Pacemaker)*. Ο βηματοδότης (Εικόνα 1.6) είναι μια ιατρική εμφυτεύσιμη διάταξη που αποτελείται από μια μικρή μπαταρία και τοποθετείται κάτω από τον επιδερμικό ιστό του θώρακα. Σκοπός της είναι η διέγερση των μυών της καρδιάς μέσω ηλεκτρικών παλμών έτσι ώστε να εξασφαλίσει την ομαλή λειτουργία της καρδιάς.



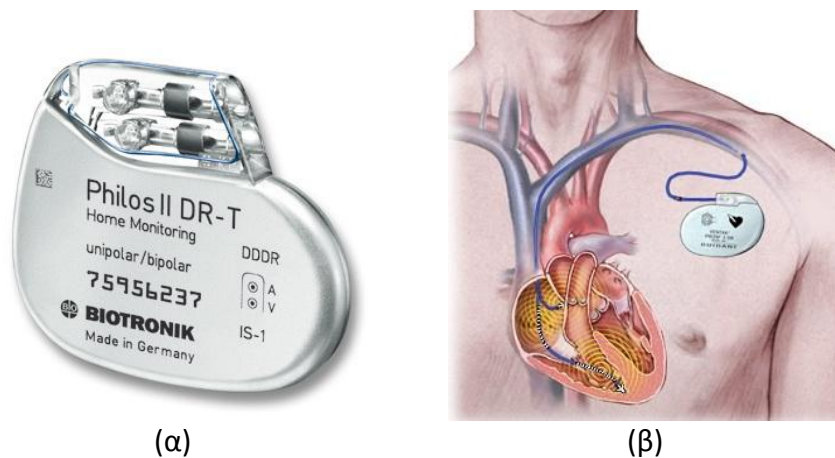
Εικόνα 1.3: Τοποθέτηση κοχλιακού εμφυτεύματος σε ασθενή.



Εικόνα 1.4: (α) Διάταξη εμφυτεύματος αμφιβληστροειδούς και αρχή λειτουργίας, και (β) εμφύτευση της διάταξης εντός του ανθρώπινου ματιού.



Εικόνα 1.5: Σύστημα μέτρησης ενδοκρανιακής πίεσης: απεικονίζεται η εμφυτεύσιμη διάταξη και εξωτερική διάταξη που αποστέλλει τα λαμβανόμενα δεδομένα σε έναν Η/Υ για περαιτέρω επεξεργασία.



Εικόνα 1.6: (α) Τυπικός βηματοδότης μαζικής παραγωγής, και (β) τοποθέτηση βηματοδότη σε ανθρώπινο θώρακα. Στην εικόνα φαίνονται τα δύο ηλεκτρόδια που οδηγούνται στους κοιλιακούς μύες.

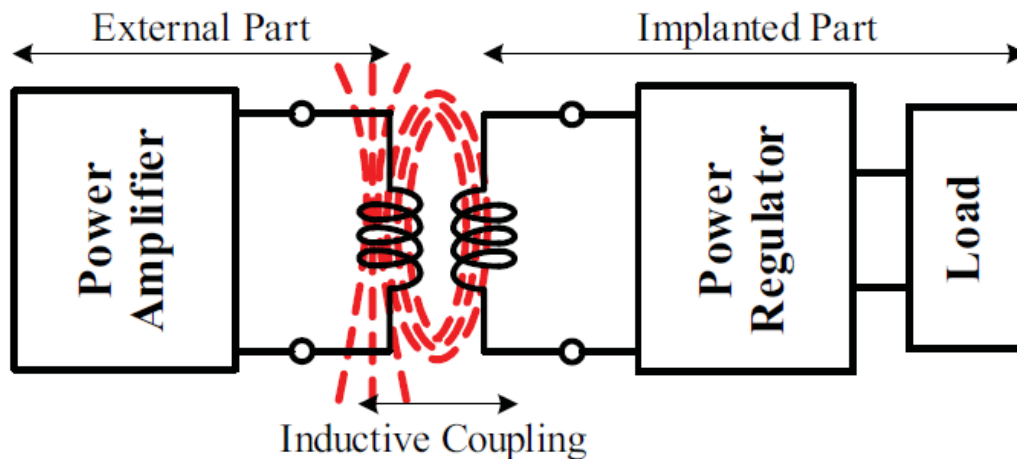
1.2 Προκλήσεις κατά τη Σχεδίαση Εμφυτεύσιμων Κεραιών

Οι κεραιές που σχεδιάζονται με την προοπτική να ενσωματωθούν σε κάποια εμφυτεύσιμη ιατρική διάταξη αποτελούν πρόκληση τόσο για τη μηχανική όσο και την επιστήμη των τηλεπικοινωνιών. Οι κεραιές αυτές καλούνται να λειτουργήσουν (να εκπέμψουν και να λάβουν ηλεκτρομαγνητικά κύματα) ενώ βρίσκονται εμφυτευμένες εντός των βιολογικών ιστών, θέτοντας, έτσι, πολύ αυστηρές προδιαγραφές για την σχεδίαση και τις επιδόσεις τους.

Ένα απ' τα βασικότερα χαρακτηριστικά το οποίο πρέπει να ληφθεί υπόψη κατά τη σχεδίαση είναι το μέγεθος και το σχήμα της κεραιάς, με κριτήριο την τοποθεσία εμφύτευσης και το σχήμα της εμφυτεύσιμης ιατρικής διάταξης στην οποία θα ενσωματωθεί. Η μείωση του μεγέθους μιας τέτοιας κεραιάς επιτρέπει την όσο το δυνατόν πιο ανώδυνη εμφύτευσή της στον ανθρώπινο οργανισμό χωρίς επίπονες και πολύωρες χειρουργικές επεμβάσεις, μειώνει σημαντικά τις πιθανότητες που έχει ο ασθενής να αισθάνεται την ύπαρξή της αναβαθμίζοντας την ποιότητα ζωής του, ενώ παράλληλα δίνει τη δυνατότητα εμφύτευσης σε ποικίλα σημεία του ανθρώπινου σώματος. Η επιστήμη των εμφυτεύσιμων κεραιών έχει στραφεί τα τελευταία χρόνια σε μία ειδική κατηγορία κεραιών, τις κεραιές μικροταινίας, οι οποίες λόγω των συγκριτικών τους πλεονεκτημάτων είναι ιδανικές για τέτοιες εφαρμογές. Η αρχή λειτουργίας των κεραιών μικροταινίας και οι συνηθέστερες τεχνικές σμίκρυνσης αυτών αναλύονται διεξοδικά στο Κεφάλαιο 2. Λόγω του μικρού μεγέθους των κεραιών αυτών προκύπτουν προβλήματα με την απόδοση τους και το εύρος ζώνης, οδηγώντας στην ανάπτυξη ποικίλων τεχνικών [14] για την αντιστάθμισή τους.

Παράλληλα, η βιοσυμβατότητα των εμφυτεύσιμων κεραιών είναι ένα πολύ κρίσιμο χαρακτηριστικό που ενδέχεται να οδηγήσει ακόμα και σε απόρριψη της κεραιάς από τους ιστούς εμφύτευσης αν δεν πληρούνται συγκεκριμένες προδιαγραφές. Βιοσυμβατότητα είναι η ιδιότητα κάποιων υλικών να μην προκαλούν τοξικές αντιδράσεις ή φαινόμενα τραυματισμού στον ανθρώπινο οργανισμό. Για τη διασφάλιση της βιοσυμβατότητας των εμφυτεύσιμων κεραιών, είναι συνήθως τακτική η κάλυψή τους με βιοσυμβατά υλικά. Περισσότερα σχετικά με τη βιοσυμβατότητα και τα υλικά που χρησιμοποιούνται στο πλαίσιο της διπλωματικής παρατίθενται στο κεφάλαιο 2.

Πολύ σημαντικό χαρακτηριστικό είναι επίσης η αυτονομία και γενικότερα η κατανάλωση ενέργειας των εμφυτεύσιμων κεραιών, δεδομένου ότι οι εμφυτεύσιμες διατάξεις βρίσκονται εντός του ανθρώπινου σώματος, και, συνεπώς, έχουν περιορισμένες δυνατότητες τροφοδότησης. Για τη τροφοδότηση τέτοιων διατάξεων έχουν προταθεί και χρησιμοποιηθεί στο παρελθόν διάφορες τεχνικές, όπως η διασύνδεσή τους με καλώδια που διέρχονται μέσω του δέρματος ή η τοποθέτηση μπαταρίας εντός της διάταξης. Τα τελευταία χρόνια έχει προταθεί μια νέα μέθοδος για την τροφοδοσία εμφυτεύσιμων διατάξεων, μέσω επαγωγικής σύζευξης (inductive coupling). Η φιλοσοφία της συγκεκριμένης τεχνικής παρουσιάζεται στην Εικόνα 1.7. Η διάταξη αποτελείται από δύο συζευγμένα πηνία, σε κοντινή μεταξύ τους απόσταση. Το ένα πηνίο βρίσκεται εκτός του ανθρώπινου οργανισμού ενώ το δεύτερο βρίσκεται ενσωματωμένο στην εμφυτεύσιμη διάταξη. Τα δύο πηνία βρίσκονται, συνήθως, σε μικρή μεταξύ τους απόσταση, και λειτουργούν στην ίδια συχνότητα (μερικές δεκάδες MHz) για την εξασφάλιση μέγιστης μεταφοράς ισχύος.



Εικόνα 1.7: Απλοποιημένο μπλοκ διάγραμμα συστήματος τροφοδοσίας εμφυτεύσιμης ιατρικής διάταξης μέσω επαγωγικής σύζευξης.

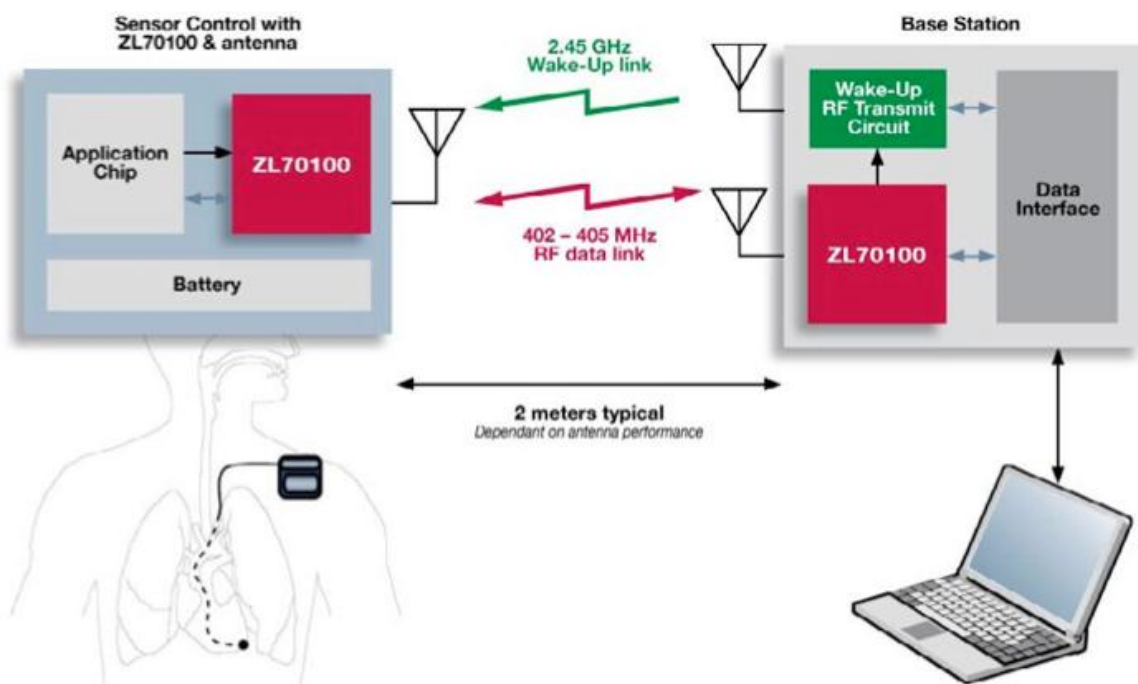
Τέλος, θέματα ασφαλείας ανακύπτουν σε τέτοιες διατάξεις τόσο λόγω της αλληλεπίδρασης της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας με τους ανθρώπινους ιστούς (θέματα δημόσιας υγείας) όσο και λόγω της ασύρματης μετάδοσης προσωπικών δεδομένων του ασθενούς τα οποία χωρίς τη κατάλληλη μέριμνα μπορεί να υποκλαπούν [15]. Για την ποσοτικοποίηση της έκθεσης του ανθρώπινου οργανισμού στην ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία της εμφυτεύσιμης και εξωτερικής κεραίας, υιοθετείται ο ειδικός ρυθμός απορρόφησης (Specific Absorption Rate, SAR). Περισσότερες πληροφορίες για τον ειδικό ρυθμό απορρόφησης παρουσιάζονται στο Κεφάλαιο 2.

Η ασύρματη μετάδοση από και προς την εμφυτεύσιμη διάταξη αφορά σε πληροφορίες για την κατάσταση υγείας του ασθενούς. Οι συγκεκριμένες πληροφορίες εμπίπτουν σε θέματα προσωπικών δεδομένων και πρέπει να χειριστούν με τέτοιο τρόπο ώστε να διασφαλίζεται η ανωνυμία και ιδιωτικότητα του ασθενούς. Οι τεχνικές που χρησιμοποιούνται σήμερα για τη διασφάλιση της ασφάλειας σε ασύρματα δίκτυα όπως η κρυπτογράφηση [16] ή η τεχνική της k-ανωνυμίας (k-anonymity) [17] δεν προσφέρονται για την υιοθέτηση τους σε εμφυτεύσιμα συστήματα. Ο λόγος είναι ότι αυτές οι τεχνικές έχουν υψηλό ενεργειακό κόστος, σχεδόν απαγορευτικό, για τέτοιες εφαρμογές [18]. Συνεπώς, η ανάγκη εξεύρεσης εναλλακτικών λύσεων που θα εξασφαλίζουν την ασφάλεια των προσωπικών δεδομένων γίνεται όλο και πιο επιτακτική με την αύξηση χρήσης των εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων.

1.3 Αντικείμενο Διπλωματικής

Οι εμφυτεύσιμες διατάξεις παίζουν πλέον πολύ σημαντικό ρόλο στην μοντέρνα φαρμακολογία και ιατρική. Χρησιμοποιούνται τόσο για διάγνωση όσο και για θεραπεία αρκετών ασθενειών με την προοπτική η χρήση τους να αυξηθεί σημαντικά τα επόμενα χρόνια. Η πρόοδος της τεχνολογίας και της μικροηλεκτρονικής έχει βοηθήσει σημαντικά στη διεύθυνση τέτοιων διατάξεων στον τομέα της ιατρικής. Παρόλη την πρόοδο που έχει σημειωθεί, υπάρχουν ακόμα ανοιχτά θέματα που απαιτούν επίλυση. Οι προκλήσεις στη σχεδίαση τέτοιων διατάξεων είναι πολλές, ειδικά αν ληφθούν υπόψη τα διαφορετικά επιστημονικά πεδία που εμπλέκονται για τη σχεδίαση και μελέτη των επιδόσεών τους.

Στόχος αυτής της διπλωματικής εργασίας είναι η σχεδίαση νέων μικροσκοπικών κεραίων με δυνατότητα ενσωμάτωσης σε ιατρικές διατάξεις εμφυτεύσιμες εντός του ανθρώπινου δέρματος. Η μελέτη της λειτουργίας κεραίων της βιβλιογραφίας αποτελεί την αρχή για τη σχεδίαση νέων κεραίων με βελτιστοποιημένα χαρακτηριστικά και επιδόσεις. Λαμβάνοντας υπόψη τις προκλήσεις σχεδίασης εμφυτεύσιμων κεραίων που αναφέρθηκαν στην Παράγραφο 1.2, έμφαση δίνεται στη σμίκρυνση του μεγέθους της εμφυτεύσιμης κεραίας και τη μείωση της καταναλισκόμενης ενέργειας, μέσω της σχεδίασης μιας κεραίας διπλής ζώνης (MICS/ISM). Η εμφυτεύσιμη αυτή κεραία ενεργοποιείται από ένα σήμα ειδικού σκοπού το οποίο εκπέμπεται από την εξωτερική διάταξη στη ζώνη ISM. Εν συνεχεία, η εμφυτεύσιμη κεραία στέλνει τις απαραίτητες πληροφορίες προς το εξωτερικό σύστημα παρακολούθησης εκπέμποντας στη ζώνη MICS, ενώ με ένα άλλο σήμα (παρόμοιο με αυτό της ενεργοποίησης) επανέρχεται σε κατάσταση αναμονής. Με αυτόν τον τρόπο, επιτυγχάνεται σημαντική αύξηση της διάρκειας ζωής των εμφυτεύσιμων διατάξεων, διότι η κεραία παραμένει ανενεργή, χωρίς να καταναλώνει ισχύ, όταν δε χρησιμοποιείται. Ένα τέτοιο σύστημα φαίνεται στην Εικόνα 1.8 [19].



Εικόνα 1.8: Σύστημα επικοινωνίας μεταξύ εμφυτεύσιμης διάταξης και εξωτερικού σταθμού.

Με βάση τις τεχνικές που αναφέρθηκαν παραπάνω, και αναλύονται διεξοδικά στη συνέχεια, η συγκεκριμένη διπλωματική εργασία καταλήγει στη σχεδίαση μίας πρωτότυπης κεραίας διπλής ζώνης, με μικρότερο μέγεθος συγκριτικά με αντίστοιχες κεραίες της βιβλιογραφίας, και κυκλικό σχήμα, που εξυπηρετεί καλύτερα τις ανάγκες εμφύτευσης. Η αρχική κεραία πάνω στην οποία βασίστηκε η δημιουργία της νέας είναι η κεραία των Karacolak T., Hood A. και Topsakal E. [20]. Αφού μελετήθηκαν οι επιδόσεις της, ακολούθησε παραμετρική μελέτη των παραμέτρων σχεδίασης ώστε να γίνει κατανοητή η αρχή λειτουργίας της. Στη συνέχεια, θέτοντας ως στόχο το κυκλικό σχήμα της κεραίας και την περαιτέρω σμίκρυνση των διαστάσεών της, προτάθηκε η πρωτότυπη κεραία που παρουσιάζεται στο Κεφάλαιο 3.

Κεφάλαιο 2: Θεωρητικό Υπόβαθρο

Περίληψη:

Στο κεφάλαιο αυτό παρουσιάζονται συνοπτικά οι θεωρητικές γνώσεις που απαιτούνται για τη σχεδίαση μιας εμφυτεύσιμης κεραίας για ιατρικούς σκοπούς. Δεδομένου ότι το βιολογικό περιβάλλον είναι κρίσιμος παράγοντας για τη λειτουργία μιας εμφυτεύσιμης ιατρικής διάταξης, κρίνεται σκόπιμη η ανάλυση των ηλεκτρικών ιδιοτήτων των ανθρώπινων βιολογικών ιστών, καθώς και των (κανονικών και ανατομικών) μοντέλων προσομοίωσης των βιολογικών ιστών που χρησιμοποιούνται στη βιβλιογραφία. Στη συνέχεια, παρουσιάζονται οι βασικές αρχές λειτουργίας των κεραίων μικροταινίας, συνήθεις τεχνικές σμίκρυνσης των διαστάσεών τους, καθώς και τα κρίσιμα χαρακτηριστικά τους που καθορίζουν τις απαιτήσεις για το σχεδιαστή. Τέλος, γίνεται μία μικρή αναφορά στο περιβάλλον σχεδίασης Ansoft HFSS (High Frequency Structure Simulator) που θα χρησιμοποιηθεί στην παρούσα εργασία, και τη μέθοδο των Πεπερασμένων Στοιχείων (Finite Element Method, FEM) που εφαρμόζει για την αριθμητική επίλυση των ηλεκτρομαγνητικών προβλημάτων.

2.1 Ηλεκτρικές Ιδιότητες και Μοντέλα Προσομοίωσης Βιολογικών Ιστών

Μια από τις κρίσιμότερες παραμέτρους που πρέπει να ληφθεί υπόψη στην παρούσα διπλωματική εργασία είναι η εμφύτευση της κεραίας σε ανθρώπινο ιστό. Η κεραία που θα σχεδιαστεί θα κληθεί να λειτουργήσει μέσα σε ένα πολύπλοκο βιολογικό περιβάλλον. Το χαρακτηριστικό αυτό διαφοροποιεί σημαντικά τη σχεδίαση της κεραίας, η οποία δεν προορίζεται να λειτουργήσει στον ελεύθερο χώρο. Κρίνεται απαραίτητη, λοιπόν, η ανάλυση του πολύπλοκου βιολογικού περιβάλλοντος εκ των προτέρων, προκειμένου να αξιολογηθούν όλες εκείνες οι παράμετροι που θα οδηγήσουν σε μία σωστή σχεδίαση προσδίδοντας στην κεραία τα επιθυμητά χαρακτηριστικά.

Βιοσυμβατότητα & Βιοϋλικά

Όταν ο ανθρώπινος οργανισμός έρχεται σε επαφή με κάποιο ξένο προς αυτόν σώμα (πχ. μικροοργανισμούς, διάφορα άλλα φυσικά ή τεχνητά υλικά) το ανοσοποιητικό σύστημα ενεργοποιείται, αντιλαμβάνεται ότι το σώμα αυτό είναι ξένο και αντιδρά, προσπαθώντας να το καταπολεμήσει και να το αποβάλει απ' τον οργανισμό. Αυτή η διαδικασία μπορεί να προκαλέσει πυρετό, διάφορα είδη μολύνσεων ή ακόμα και σε κάποια ακραία περίπτωση το θάνατο. Στην προκειμένη περίπτωση, η σχεδίαση και κατασκευή μιας εμφυτεύσιμης κεραίας πρέπει να προβλέπει την αποφυγή τέτοιων παρενεργειών έπειτα απ' την εμφύτευση της στον ανθρώπινο οργανισμό.

Ως βιοσυμβατότητα ορίζεται η ιδιότητα κάποιων υλικών να μην προκαλούν τοξικές αντιδράσεις ή φαινόμενα τραυματισμού, όπως αυτά που αναφέρθηκαν, στον ανθρώπινο οργανισμό. Αυτό σημαίνει ότι ο ξενιστής, δηλαδή ο ανθρώπινος οργανισμός και το ανοσοποιητικό του σύστημα, δεν στρέφεται «εναντίον» αυτού του υλικού [21]. Όσον αφορά στις εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις (Implanted Medical Devices – IMDs), για τη βελτίωση της βιοσυμβατότητας των διατάξεων και την αποφυγή ανεπιθύμητων παρενεργειών (όπως βακτηριακή μόλυνση, αλλεργική αντίδραση, τραυματισμός ιστών κλπ.), γίνεται χρήση ειδικών βιοσυμβατών περιβλημάτων (biocompatible coatings) [22], [23], [24]. Τα υλικά που χρησιμοποιούνται σήμερα είτε ως περιβλήματα βιοϊατρικών διατάξεων είτε ως βασικά υλικά για την κατασκευή άλλων διατάξεων είναι μέταλλα, πολυμερή ή κεραμικά [25], [26], [27], [28].

Ηλεκτρικές Ιδιότητες των Ανθρώπινων Ιστών

Όπως έχει αποδειχθεί, το ανθρώπινο σώμα στην περιοχή των ραδιοσυχνοτήτων (RF) και των μικροκυματικών συχνοτήτων (MW) είναι απόλυτα μη μαγνητικό. Οι μαγνητικές ιδιότητες των ιστών περιγράφονται με μαγνητική διαπερατότητα ίση με αυτή του κενού χώρου, δηλ. $\mu = \mu_0 = 4\pi \times 10^{-7} H/m$. Αντίθετα με τις μαγνητικές ιδιότητες, οι βιολογικοί ιστοί παρουσιάζουν πολύπλοκες ηλεκτρικές ιδιότητες, διαφορετικές από εκείνες του κενού χώρου [29], [30].

Η αλληλεπίδραση της ηλεκτρικής συνιστώσας του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου με κάποιο βιολογικό ιστό περιγράφεται επαρκώς με βάση τη διηλεκτρική σταθερά ϵ' και την ειδική αγωγιμότητα σ (Si/m) του ιστού [31]. Χρησιμοποιώντας την έννοια της μιγαδικής

σχετικής διηλεκτρικής επιτρεπτότητας ύστερα από ανάλυση και χρήση διανυσματικών φασιθετών για τις εξισώσεις του Ampere-Maxwell [31] προκύπτει ότι:

$$\varepsilon(\vec{r}) = \varepsilon'(\vec{r}) - j \frac{\sigma(\vec{r})}{\omega \varepsilon_0} = \varepsilon'(\vec{r}) - j \varepsilon''(\vec{r}) \quad (2.1)$$

Στην σχέση 2.1, ο παράγοντας ε' αποτελεί τη διηλεκτρική σταθερά και περιγράφει την ικανότητα του υλικού να αποθηκεύει την ενέργεια του ηλεκτρικού πεδίου ενώ ο παράγοντας ε'' εκφράζει το ποσοστό της ενέργεια που απορροφάται από το υλικό ανά Hertz. Ενδεικτικές τιμές για την διηλεκτρική σταθερά και την αγωγιμότητα των βιολογικών ιστών παρουσιάζονται στους Πίνακες 2.1 και 2.2 [32].

Πίνακας 2.1: Μεταβολή της διηλεκτρικής σταθεράς βιολογικών ιστών συναρτήσει της συχνότητας και του είδους του ιστού.

Ιστός	Συχνότητα					
	100kHz	1MHz	10MHz	100MHz	1GHz	10GHz
Φλοιός οστού	227.64	144.51	36.772	15.283	12.363	8.1197
Ήπαρ	7498.9	1535.7	223.12	69.022	46.401	32.45
Σπλήνας	4222.3	2290	440.51	90.659	56.611	40.56
Νεφροί	7651.6	2251.4	371.15	98.094	57.939	40.275
Λίπος	92.885	27.222	13.767	6.0741	5.447	4.6023
Εγκέφαλος	3221.8	860.42	319.67	80.14	52.282	38.112

Πίνακας 2.2: Μεταβολή της αγωγιμότητας (Si/m) βιολογικών ιστών συναρτήσει της συχνότητας και του είδους του ιστού.

Ιστός	Συχνότητα					
	100kHz	1MHz	10MHz	100MHz	1GHz	10GHz
Φλοιός οστού	0.020791	0.024353	0.042822	0.064313	0.15566	2.1359
Ήπαρ	0.084568	0.18665	0.31671	0.48722	0.89708	9.3907
Σπλήνας	0.12218	0.18239	0.50571	0.80157	1.3227	11.381
Νεφροί	0.17134	0.27823	0.50808	0.81064	1.4495	11.567
Λίπος	0.024414	0.025079	0.029152	0.036295	0.053502	0.58521
Εγκέφαλος	0.13366	0.16329	0.29172	0.55946	0.98541	10.31

Προκύπτει, λοιπόν, ότι τόσο η διηλεκτρική σταθερά όσο και η αγωγιμότητα των βιολογικών ιστών εξαρτώνται σημαντικά από το είδος του ιστού αλλά και από την συχνότητα του ηλεκτρομαγνητικού κύματος. Τα συγκεκριμένα αποτελέσματα είναι αντικείμενο ερευνών αρκετών ετών [33], [34], [35], [36], [37] και δεν προέκυψαν εύκολα, καθώς είναι πολύ δύσκολο να πραγματοποιηθούν μετρήσεις σε ζωντανούς οργανισμούς. Μια από τις τελευταίες έρευνες [38] κατέληξε σε μία αναλυτική έκφραση για τον υπολογισμό της σχετικής διηλεκτρικής σταθεράς για συγκεκριμένη συχνότητα και ιστό και δίνεται στον επόμενο τύπο:

$$\varepsilon(\omega) = \varepsilon_{\infty} + \sum_{m=1}^4 \frac{\Delta \varepsilon_m}{1 + (j\omega\tau_m)^{(1-a_m)}} + \frac{\sigma_j}{j\omega\varepsilon_0} \quad (2.2)$$

όπου,

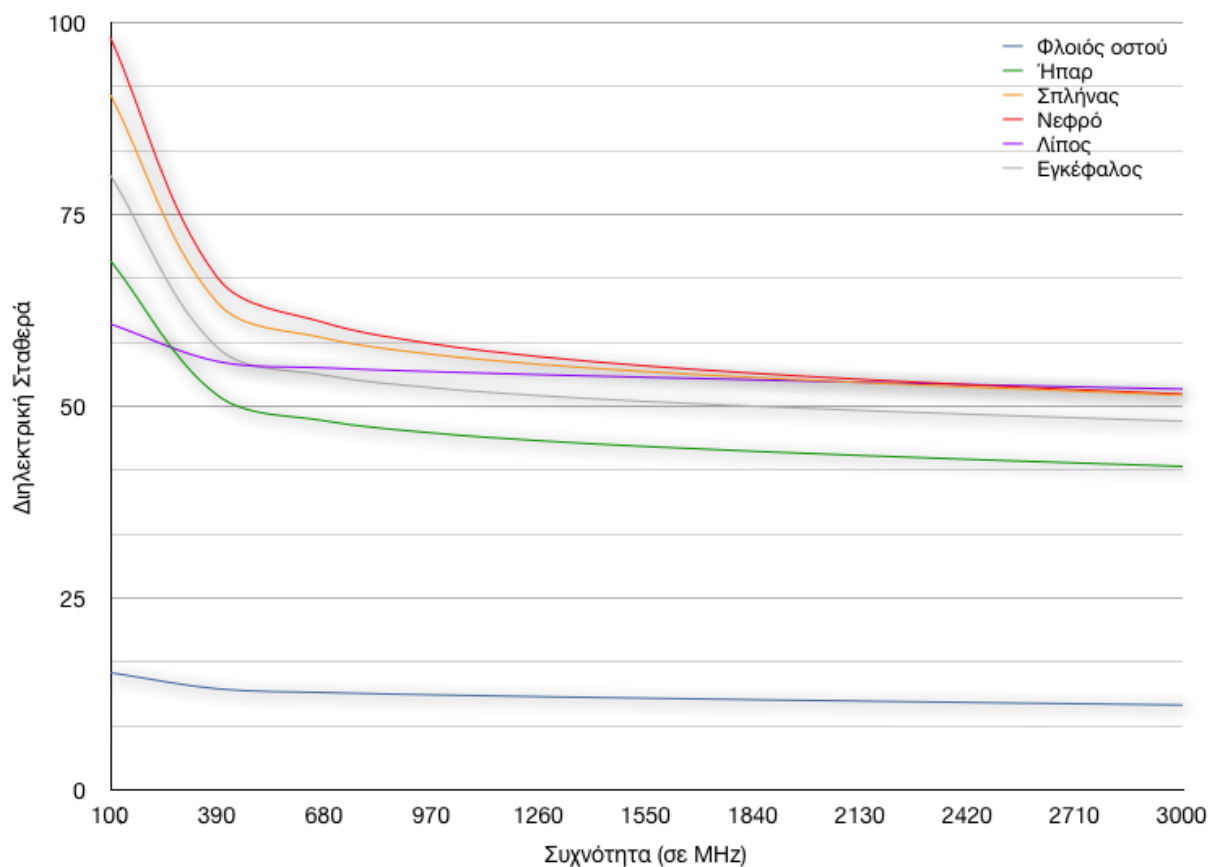
ϵ_{∞} : η σχετική διηλεκτρική σταθερά σε μια πολύ μεγάλη συχνότητα,

ϵ_0 : η σχετική διηλεκτρική σταθερά του κενού,

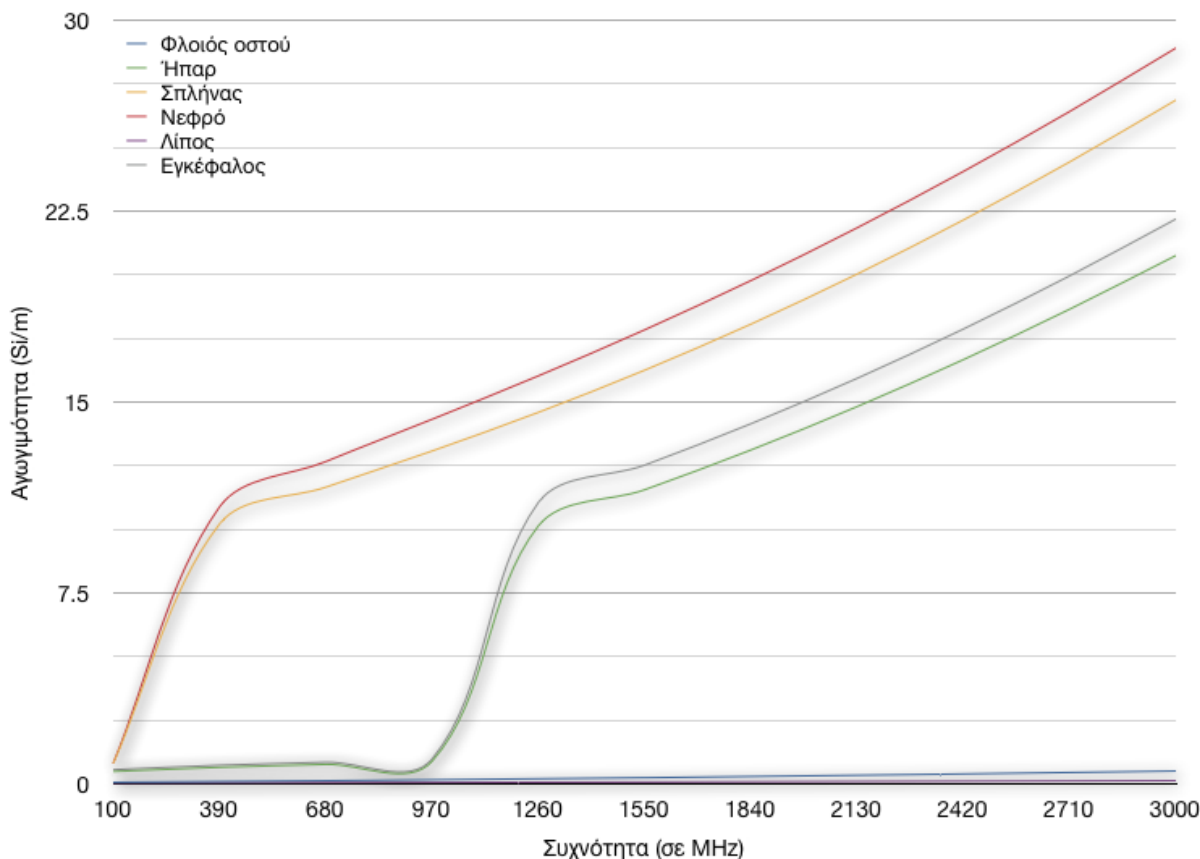
σ_j : η ιοντική αγωγιμότητα,

ϵ_m, τ_m, a_m : παράμετροι του υλικού-ιστού.

Αξίζει να σημειωθεί, ότι μεταβολές στις ιδιότητες και των βιολογικών ιστών παρατηρούνται από οργανισμό σε οργανισμό, ακόμη και για τον ίδιο ιστό. Επίσης σε κάποιες περιπτώσεις παρατηρούνται μεταβολές στα χαρακτηριστικά των ιστών ακόμη και στον ίδιο οργανισμό ανάλογα με την ηλικία του. Στις Εικόνες 2.1 και 2.2 γίνεται φανερό, με περισσότερη σαφήνεια, η εξάρτηση των ηλεκτρικών χαρακτηριστικών των ανθρώπινων ιστών από τη συχνότητα. Διαλέγονται ενδεικτικά έξι διαφορετικοί ιστοί του ανθρώπου και εξετάζεται η μεταβολή της διηλεκτρικής σταθεράς και της αγωγιμότητας συναρτήσει της συχνότητας για την περιοχή συχνοτήτων που ενδιαφέρει τη συγκεκριμένη διπλωματική εργασία (100MHz – 3GHz).



Εικόνα 2.1: Μεταβολή της διηλεκτρικής σταθεράς ανθρώπινων ιστών συναρτήσει της συχνότητας του ΗΜ κύματος.



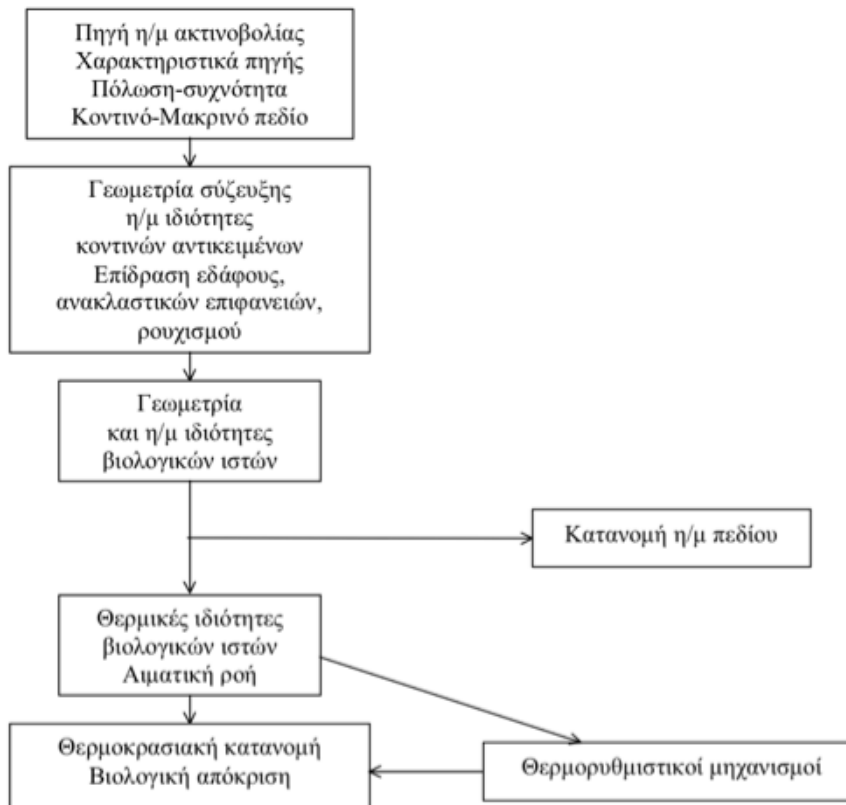
Εικόνα 2.2: Μεταβολή της αγωγιμότητας ανθρωπίνων ιστών συναρτήσει της συχνότητας του ΗΜ κύματος.

Αλληλεπιδράσεις Ηλεκτρομαγνητικής Ακτινοβολίας με τους Βιολογικούς Ιστούς

Όταν ένα ηλεκτρομαγνητικό κύμα συναντά ένα εμπόδιο ή μια διαχωριστική επιφάνεια, μέρος αυτού μπορεί να ανακλαστεί, να διαθλαστεί και να διαδοθεί μέσα στο υλικό ή ακόμα και να απορροφηθεί από το υλικό ή το εμπόδιο. Το ποια απ' αυτές τις διαδικασίες θα επικρατήσει και σε τι βαθμό εξαρτάται από πολλούς παράγοντες όπως η συχνότητα του κύματος, η γωνία πρόσπτωσης, και τα ηλεκτρομαγνητικά χαρακτηριστικά του εμποδίου, υλικού. Οι βιολογικοί ιστοί, οι ιδιότητες των οποίων αναλύθηκαν στην προηγούμενη ενότητα, μπορούν να προκαλέσουν όλα αυτά τα φαινόμενα.

Τα βιολογικά αποτελέσματα των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων ραδιοσυχνοτήτων μπορούν να χωριστούν σε δύο μεγάλες κατηγορίες, τα θερμικά και τα μη-θερμικά. Η πρώτη κατηγορία αναφέρεται σε φαινόμενα όπου παρατηρούμε αύξηση της θερμοκρασίας του ιστού μεγαλύτερη από 0.1°C, και οφείλονται σε υψηλά επίπεδα ηλεκτρομαγνητικής ισχύος, ενώ η δεύτερη αναφέρεται σε φαινόμενα όπου η θερμοκρασιακή αύξηση που προκαλείται από την επιβολή του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου είναι μικρότερη από 0.1°C. Η παρουσία ηλεκτρικού πεδίου αυξάνει την κινητική ενέργεια κυρίως των μορίων του νερού που υπάρχει στους βιολογικούς οργανισμούς, με αποτέλεσμα τη μεταφορά ενέργειας από το ηλεκτρομαγνητικό κύμα στους βιολογικούς ιστούς. Αυτή η αύξηση της κινητικότητας των μορίων οδηγεί με τη σειρά της σε αύξηση της θερμοκρασίας που παρατηρείται είτε τοπικά είτε σε ολόκληρο τον οργανισμό, π.χ. σε ολόκληρο το ανθρώπινο σώμα. Στην Εικόνα 2.3

παρουσιάζεται ένα λογικό διάγραμμα που περιγράφει τον τρόπο αλληλεπίδρασης της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας με τους βιολογικούς ιστούς.



Εικόνα 2.3: Λογικό διάγραμμα αλληλεπίδρασης ακτινοβολίας και ανθρώπινου ιστού.

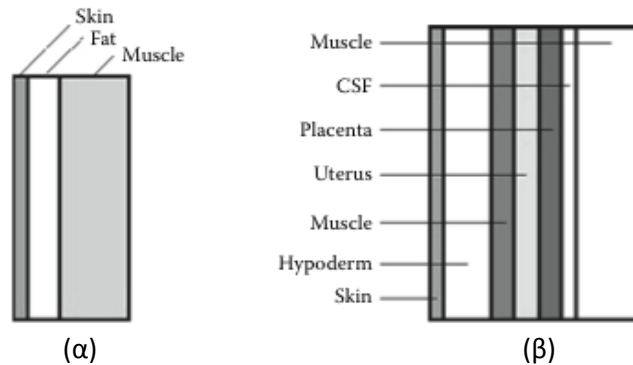
Ο ανθρώπινος οργανισμός διαθέτει θερμορυθμιστικούς μηχανισμούς που κρατούν τη θερμοκρασία του σώματος σταθερή μεταξύ 36°C και 37°C. Όταν τα παραγόμενα ποσά θερμότητας λόγω της επίδρασης του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου είναι μικρά, οι μηχανισμοί αυτοί μπορούν να απαγάγουν τη θερμότητα, και να κρατήσουν σταθερή τη θερμοκρασία του οργανισμού στο επιθυμητό επίπεδο. Πιο συγκεκριμένα, το θερμοκρασιακό επίπεδο που αναπτύσσεται μέσα στους βιολογικούς ιστούς εξαρτάται τόσο από την απορροφούμενη ισχύ ανά μονάδα μάζας - κάτι που εκφράζεται, μετράται και αποτιμάται μέσω του ρυθμού ειδικής απορρόφησης (Specific Absorption Rate, SAR) -, όσο και από την ίδια τη θερμική αντίδραση των βιολογικών ιστών, που εκφράζεται από τη βιο-θερμική εξίσωση [39].

Μοντέλα Προσομοίωσης Βιολογικών Ιστών

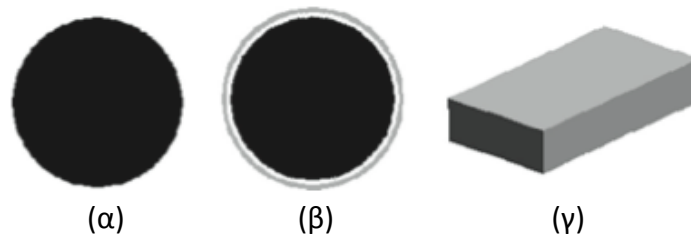
Η συνεχώς αυξανόμενη χρήση τηλεπικοινωνιακών συσκευών που λειτουργούν στην περιοχή ραδιοσυχνοτήτων του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος έχει οδηγήσει σε αύξηση της έκθεσης των χρηστών στην ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία. Συνακόλουθα, η ανάγκη για τη διασφάλιση της δημόσιας υγείας οδήγησε σε διάφορες έρευνες δοσιμετρίας αλλά και στη δημιουργία διαφόρων αριθμητικών μοντέλων των ανθρώπινων ή, γενικότερα, των

βιολογικών ιστών ώστε να μελετηθεί εν συνεχεία η αλληλεπίδρασή τους με την ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία.

Τα μοντέλα προσομοίωσης του ανθρώπινου σώματος μπορούν να χωριστούν σε δύο μεγάλες κατηγορίες, τα αριθμητικά και τα φυσικά μοντέλα. Στην κατηγορία των αριθμητικών μοντέλων ανήκουν τα κανονικά ή θεωρητικά μοντέλα (canonical models) και τα ανατομικά μοντέλα (anatomical models). Τα κανονικά μοντέλα έχουν συνήθως απλή γεωμετρία (σφαίρα, κύβος, κύλινδρος) και είναι αυτά που έδωσαν τις πρώτες πληροφορίες σχετικά με τα βασικά χαρακτηριστικά της απορρόφησης της RF ακτινοβολίας από το ανθρώπινο σώμα [33].



Εικόνα 2.4: Κανονικά μοντέλα ολόκληρου σώματος που έχουν χρησιμοποιηθεί σε έρευνες.



Εικόνα 2.5: Κανονικές γεωμετρίες που μοντελοποιούν το ανθρώπινο σώμα (α) ομογενής, (β) γεωμετρία τριών στρωμάτων που μοντελοποιεί το ανθρώπινο κεφάλι, και (γ) κανονικό μοντέλο ανθρώπινου κορμού.

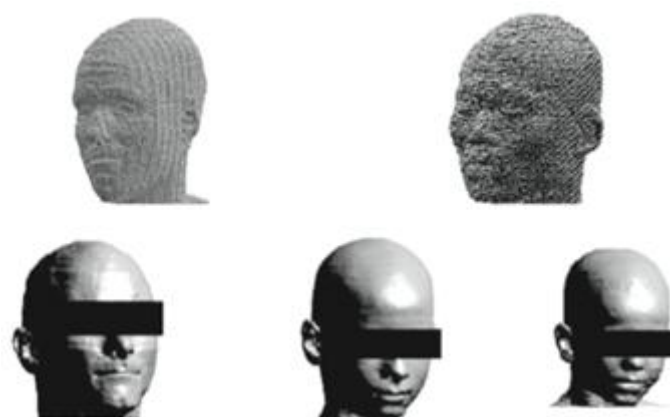
Τα μοντέλα αυτά μπορεί να είναι ομογενή (φτιαγμένα από ένα υλικό) ή μη ομογενή (με διάφορα επίπεδα-στρώματα υλικών). Τα μοντέλα των περισσότερων στρωμάτων οδηγούν σε ακριβέστερους υπολογισμούς καθώς λαμβάνουν υπόψη τους όχι μόνο το βιολογικό ιστό που πρόκειται να μελετηθεί αλλά και τους γύρω ιστούς. Κανονικά μοντέλα που προσομοιώνουν ολόκληρο το ανθρώπινο σώμα, ή μέρη αυτού, έχουν χρησιμοποιηθεί κατά κόρον σε μελέτες δοσιμετρίας. Κάποια απ' αυτά παρουσιάζονται ενδεικτικά στις Εικόνες 2.4 και 2.5 [40], [41], [42], [43].

Τα τελευταία χρόνια η ραγδαία ανάπτυξη των υπολογιστικών συστημάτων αλλά και των τεχνικών ιατρικής απεικόνισης όπως η μαγνητική (Magnetic Resonance Imaging - MRI) και αξονική τομογραφία (Computational Tomography - CT) οδήγησαν σε ανάπτυξη ακριβέστερων μοντέλων. Τα νέα αυτά βελτιωμένα μοντέλα ονομάζονται ανατομικά και μπορεί να αναπαριστούν είτε ολόκληρο το ανθρώπινο σώμα είτε μέρη αυτού (Εικόνα 2.7). Τα δεδομένα που απαιτούνται για τη δημιουργία των ανατομικών μοντέλων αντλούνται από αξονικές και μαγνητικές τομογραφίες, λαμβάνουν υπόψη περισσότερους βιολογικούς ιστούς απ' ότι τα κανονικά μοντέλα καθώς επίσης και την ανατομία του σώματος, δίνοντας

έτσι πολύ ακριβέστερα αποτελέσματα. Όπως είναι αναμενόμενο, τα ανατομικά μοντέλα απαιτούν σημαντικά υψηλότερη υπολογιστική ισχύ για το χειρισμό τους σε σχέση με τα κανονικά μοντέλα, λόγω του όγκου των δεδομένων που εμπεριέχουν.



Εικόνα 2.6: Ρεαλιστικά ανατομικά μοντέλα ενηλίκων που έχουν χρησιμοποιηθεί στη βιβλιογραφία.



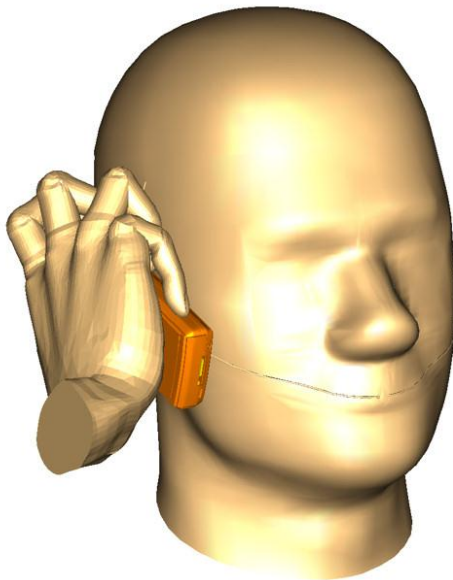
Εικόνα 2.7: Ανατομικά μοντέλα ανθρώπινης κεφαλής που έχουν χρησιμοποιηθεί στη βιβλιογραφία.

Συμπερασματικά, αν και τα ανατομικά μοντέλα είναι ακριβέστερα από τα κανονικά λόγω της χρήσης των τομογραφιών για τη δημιουργία τους, απαιτούν ισχυρότερα υπολογιστικά συστήματα για να χρησιμοποιηθούν και να εξάγουν ασφαλή συμπεράσματα. Αυτός είναι ο λόγος που τα κανονικά μοντέλα χρησιμοποιούνται ακόμη και σήμερα όταν απαιτούνται ασφαλή και γρήγορα αποτελέσματα, χωρίς μεγάλο υπολογιστικό κόστος.

Τα φυσικά μοντέλα, αντίθετα, είναι μοντέλα τα οποία προσομοιώνουν με μεγάλη ακρίβεια τα διηλεκτρικά χαρακτηριστικά των ανθρώπινων ιστών. Τα φυσικά μοντέλα χρησιμοποιούνται για να επιβεβαιώσουν πειραματικά τους αριθμητικούς υπολογισμούς που έχουν γίνει βάσει των αριθμητικών μοντέλων. Γενικότερα, τα φυσικά μοντέλα έχουν χρησιμοποιηθεί στην ιατρική έρευνα για τη μελέτη και κατανόηση της διάδοσης των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων εντός του ανθρώπινου σώματος, αλλά και για την ανάπτυξη νέων μεθόδων για διάγνωση και θεραπεία. Η αυξημένη βαρύτητα που έχει δοθεί στην ανάπτυξη τέτοιων μοντέλων τα τελευταία χρόνια έχει οδηγήσει σε πολύ πιο αξιόπιστα και ακριβέστερα μοντέλα. Όπως και στα αριθμητικά μοντέλα έτσι και εδώ, συναντώνται ομογενή και μη ομογενή φυσικά μοντέλα.

Στα ομογενή μοντέλα, τα οποία συνήθως είναι και τα απλούστερα, χρησιμοποιούνται διάφορα υγρά και τζελ για να μοντελοποιήσουν μέρη του ανθρώπινου σώματος. Ένα από τα πιο γνωστά ομογενή φυσικά μοντέλα παρουσιάζεται στην Εικόνα 2.8. Το συγκεκριμένο μοντέλο (SAM, Specific anthropomorphic mannequin) προτάθηκε από την

IEEE το 2003 (Institute of Electrical and Electronics Engineers) και την IEC (International Electrotechnical Commission) το 2005 ως μοντέλα πειραματικής δοσιμετρίας κινητών τηλεφώνων. Το μοντέλο SAM υιοθετήθηκε στη συνέχεια από αρκετούς ακόμα διεθνείς οργανισμούς, και παραμένει έως σήμερα το πειραματικό προσομοίωμα βάσει του οποίου καθορίζονται τα όρια και οι προδιαγραφές που αφορούν την αλληλεπίδραση της ηλεκτρομαγνητικής (ΗΜ) ακτινοβολίας και του ανθρώπινου οργανισμού.



Εικόνα 2.8: Το φυσικό μοντέλο SAM. Το συγκεκριμένο μοντέλο έχει χρησιμοποιηθεί από διεθνείς οργανισμούς και πολλές έρευνες τα τελευταία χρόνια.

Η ανάγκη για όσο το δυνατόν μεγαλύτερη ακρίβεια των πειραματικών μοντέλων οδήγησε στη δημιουργία μη-ομογενών φυσικών μοντέλων. Τα μοντέλα αυτά έχουν ρεαλιστικό σχήμα και χρησιμοποιούν διάφορα είδη υλικών έτσι ώστε να μοντελοποιήσουν την ποικιλία και ιδιότητες των ιστών. Αν και τα μοντέλα αυτά δε διαθέτουν το ίδιο επίπεδο λεπτομέρειας με τα αριθμητικά ανατομικά μοντέλα, είναι πολύ πιο ακριβή σε πειραματικό επίπεδο σε σχέση με τα ομογενή.

Συνοψίζοντας, τα αριθμητικά μοντέλα, που χωρίζονται σε κανονικά και ανατομικά, χρησιμοποιούνται για θεωρητική ανάλυση και σχεδίαση κεραίων. Τα συγκεκριμένα μοντέλα είναι απαραίτητα διότι δίνουν μια πρώτη εκτίμηση για τη συμπεριφορά του συστήματος που σχεδιάζεται. Από την άλλη πλευρά, τα φυσικά μοντέλα χρησιμοποιούνται για να επιβεβαιώσουν ή όχι πειραματικά πλέον την ανάλυση που προέκυψε από τα αριθμητικά μοντέλα. Τα φυσικά μοντέλα είναι το μέσο που έχουν οι διεθνείς οργανισμοί για να ορίζουν τις προδιαγραφές, και ουσιαστικά αποτελούν τα πειραματικά μοντέλα που χρησιμοποιούνται για την ανάλυση της αλληλεπίδρασης της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας με τους ανθρώπινους ιστούς.

Όρια Ασφαλούς Έκθεσης σε Ηλεκτρομαγνητικά Κύματα Μικροκυματικών Συχνοτήτων

Η ICNIRP (International Commission on Non Ionizing Radiation Protection – Διεθνής Επιτροπή για την Προστασία από τις Μη Ιοντίζουσες Ακτινοβολίες) είναι μία ανεξάρτητη

επιστημονική οργάνωση, μεγάλου κύρους που ασχολείται με την προφύλαξη των ανθρώπων από τις μη ιοντίζουσες ακτινοβολίες. Η ICNIRP, αφού εξέτασε το σύνολο των δημοσιευμένων ερευνών σχετικά με τις βιολογικές επιδράσεις της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας ραδιοσυχνοτήτων [44], κατέληξε ότι οι μόνες επιδράσεις που θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν ως βάση για τη θέσπιση ορίων έκθεσης των ανθρώπων είναι αυτές που οφείλονται στην αύξηση της θερμοκρασίας των ιστών από την απορρόφησης της ΗΜ ενέργειας από τον ανθρώπινο οργανισμό. Λαμβάνοντας υπόψη τις ευπαθείς ομάδες, τους ήδη επιβαρυσμένους χώρους προέκυψε ο βασικός περιορισμός για την έκθεση του κοινού σε 0.08W/kg (μέση τιμή για ολόκληρο το σώμα και για χρονικό διάστημα μέτρησης 6 λεπτών). Σε παρόμοια συμπεράσματα και όρια έχουν καταλήξει και άλλοι διεθνείς οργανισμοί και φορείς όπως το IEEE, το NRPB κ.α. Τα όρια αυτά έχουν υιοθετηθεί κατόπιν εισηγήσεων και από την Ευρωπαϊκή Ένωση.

Όπως έχει ήδη αναφερθεί, ο ρυθμός ειδικής απορρόφησης (SAR) είναι το μέγεθος που σχετίζεται με την απορρόφηση ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας από βιολογικούς ιστούς και με βάση το οποίο έχουν θεσπιστεί τα όρια ασφαλούς έκθεσης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας για συχνότητες υψηλότερες του 1 MHz. Παρόλα αυτά πολλές φορές επειδή ο ρυθμός ειδικής απορρόφησης (SAR) δεν είναι άμεσα μετρήσιμο μέγεθος χρησιμοποιείται η πυκνότητα ισχύος, δηλ. η ισχύς της ακτινοβολίας που προσπίπτει κάθετα στη μονάδα επιφάνειας. Περισσότερες πληροφορίες για τον ρυθμό ειδικής απορρόφησης (SAR) παρουσιάζονται στην επόμενη ενότητα.

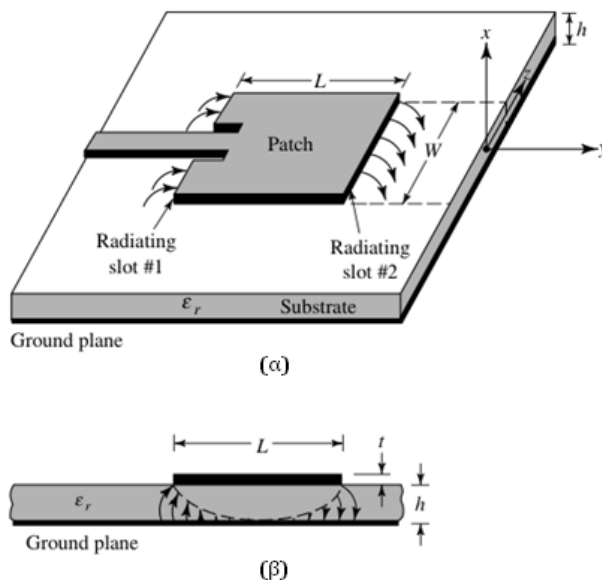
2.2 Εμφυτεύσιμες Κεραίες Μικροταινίας

Οι ανάγκες των τηλεπικοινωνιών τον τελευταίο αιώνα απαιτούσαν κεραίες με αυστηρούς περιορισμούς και χαμηλό προφίλ. Τέτοιες προδιαγραφές δε μπορούσαν να ικανοποιηθούν από τις κλασσικές διατάξεις κεραίων. Οι επιστήμονες έδωσαν λύση στο συγκεκριμένο πρόβλημα προτείνοντας μία ειδική κατηγορία κεραίων, τις *κεραίες μικροταινίας (microstrip antennas)* ή *τυπωμένες κεραίες (printed antennas)*.

Οι κεραίες αυτές είναι απλές, μικρές σε μέγεθος και βάρος, κατασκευάζονται εύκολα και με μικρό κόστος με τη σύγχρονη τεχνολογία τυπωμένων κυκλωμάτων, ενώ παράλληλα είναι συμβατές με επίπεδες και μη επιφάνειες [45]. Αυτό που τις καθιστά ιδανικές για τις σύγχρονες ανάγκες είναι η ευελιξία που παρουσιάζουν ως προς τα χαρακτηριστικά τους (συχνότητα συντονισμού, πόλωση, διάγραμμα ακτινοβολίας, σύνθετη αντίσταση). Τα πλεονεκτήματα αυτά είναι μερικοί από τους λόγους που οι κεραίες μικροταινίας χρησιμοποιούνται σε ποικίλες εφαρμογές όπως κινητά τηλέφωνα, φορητούς υπολογιστές καθώς και εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις.

2.2.1 Αρχή Λειτουργίας

Οι κεραίες μικροταινίας (Εικόνα 2.9) αποτελούνται από μία πολύ λεπτή μεταλλική ταινία (λωρίδα), τοποθετημένη πάνω από μία επίπεδη γείωση σε ύψος ίσο με κλάσμα του μήκους κύματος [45], [46], [47].

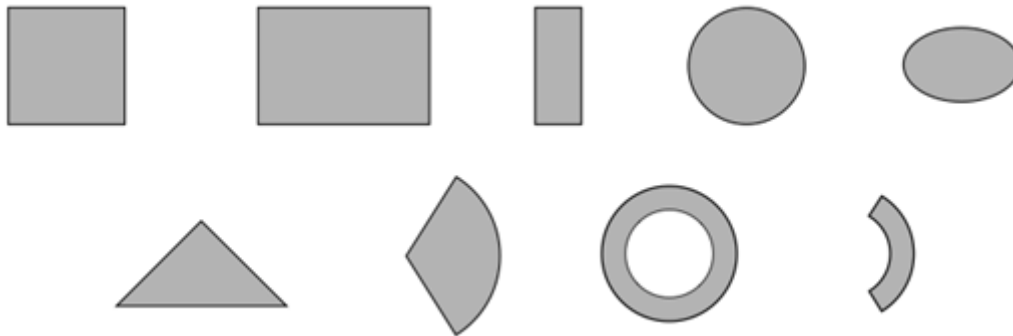


Εικόνα 2.9: (α) Τυπική γεωμετρία ορθογώνιας κεραίας μικροταινίας (β) Πλάγια όψη – Τομή της κεραίας.

Οι διηλεκτρικές σταθερές των υποστρωμάτων που χρησιμοποιούνται στις κεραίες μικροταινίας συνήθως βρίσκονται στην περιοχή $2,2 \leq \epsilon_r \leq 12$. Στις μικροκυματικές συχνότητες, δηλαδή στην περιοχή του ενδιαφέροντος των βιοϊατρικών εφαρμογών προτιμώνται λεπτά υποστρώματα με μεγαλύτερες διηλεκτρικές σταθερές, διότι το μέγεθος των κεραίων υπό αυτές τις προϋποθέσεις είναι μικρό και η σύνδεση των πεδίων ισχυρή

οπότε ελαχιστοποιείται η ανεπιθύμητη ακτινοβολία. Η συγκεκριμένη φιλοσοφία σχεδίασης εισάγει παράλληλα όμως και διάφορα ανεπιθύμητα χαρακτηριστικά όπως οι μεγαλύτερες απώλειες, η μικρότερη απόδοση αλλά και το μικρότερο εύρος ζώνης.

Τα στοιχεία ακτινοβολίας και τροφοδοσίας των κεραιών μικροταινίας χαράσσονται με φωτοχημικές διεργασίες πάνω στο διηλεκτρικό υπόστρωμα με τρόπο παρόμοιο με αυτόν που κατασκευάζονται τα ολοκληρωμένα (τυπωμένα) κυκλώματα σήμερα. Η ταινία ακτινοβολίας μπορεί να έχει οποιοδήποτε συνεχές σχήμα αλλά συνήθως είναι τετράγωνη, ορθογώνια, λεπτή λωρίδα (δίπολο), κυκλική, ελλειπτική, τριγωνική κλπ. (Εικόνα 2.10).



Εικόνα 2.10: Συνήθη σχήματα ταινιών ακτινοβολίας για κεραιάς μικροταινίας.

Η κεραιά μικροταινίας αποτελείται από μία οριζόντια αγώγιμη επιφάνεια πάνω από μία επίπεδη γείωση. Η βασική θεωρία των ειδώλων (θεωρία ηλεκτρομαγνητισμού για την λύση ΗΜ προβλημάτων συγκεκριμένης τοπολογίας) προβλέπει ότι μια τέτοια ρευματική κατανομή δε θα εκπέμπει με αποτελεσματικό τρόπο. Παρόλα αυτά η αγώγιμη επιφάνεια μαζί με την επίπεδη γείωση δημιουργούν μία κοιλότητα συντονισμού, με συγκεκριμένη διηλεκτρική σταθερά. Η κοιλότητα αυτή δεν είναι ιδανική και εισάγει απώλειες, όχι μόνο λόγω του υλικού και των ηλεκτρικών του ιδιοτήτων αλλά και λόγω της ακτινοβολίας που εκπέμπεται στο χώρο.

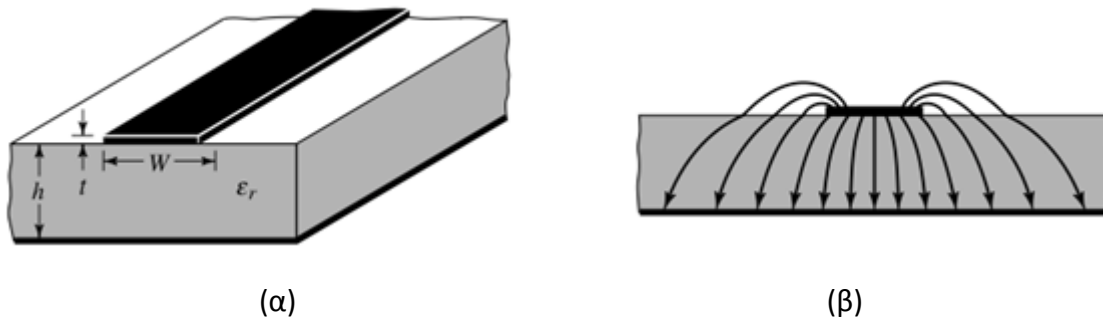
Παρά τις απώλειες λόγω του υλικού, η ταινία παραμένει ένας καλός ακτινοβολητής ακόμα και για πολύ λεπτά υποστρώματα. Παράλληλα, λόγω των όσων αναφέρθηκαν νωρίτερα, είναι εφικτό να επιτύχει κανείς επιθυμητές σύνθετες αντιστάσεις ακόμα και για πολύ λεπτά υποστρώματα.

Πιο συγκεκριμένα, η θεωρία του ηλεκτρομαγνητισμού προτείνει διάφορους τρόπους για την ανάλυση των κεραιών μικροταινίας. Τα συνηθέστερα μοντέλα που έχουν χρησιμοποιηθεί για να εξηγήσουν τη λειτουργία των κεραιών αυτών είναι το μοντέλο της γραμμής μεταφοράς, το μοντέλο της κοιλότητας και το μοντέλο πλήρους κύματος (full wave) που περιλαμβάνει την μέθοδο των ροπών και την ολοκληρωτικο-διαφορική εξίσωση. Το κάθε μοντέλο μπορεί να χρησιμοποιηθεί και να δώσει σημαντικές πληροφορίες ανάλογα με τις εκάστοτε ανάγκες. Για παράδειγμα, το μοντέλο της γραμμής μεταφοράς [48], [49] είναι το ευκολότερο, προσφέρει μια φυσική αίσθηση αλλά έχει μικρή ακρίβεια και η μοντελοποίηση της σύζευξης είναι αρκετά δύσκολη. Συγκριτικά, το μοντέλο της κοιλότητας [48], [49] δίνει ακριβέστερα αποτελέσματα αλλά είναι δυσκολότερο. Τέλος τα μοντέλα πλήρους κύματος [50], εάν εφαρμοστούν σωστά, είναι ακριβέστατα και ευλύγιστα. Επίσης τα μοντέλα αυτά μπορούν να αναλύσουν διάφορες διατάξεις κεραιών αλλά δεν μπορούν να προσφέρουν μία φυσική αίσθηση της συμπεριφοράς της διάταξης.

Στη συνέχεια παρουσιάζονται περιληπτικά τα αποτελέσματα από τη θεωρητική ανάλυση με βάση τα μοντέλα που αναφέρθηκαν προηγουμένως για δύο είδη κεραίων μικροταινίας, την ορθογώνια και την κυκλική. Αυτοί οι δύο τύποι κεραίων (ο διαχωρισμός των οποίων αφορά καθαρά τη γεωμετρία τους) είναι αυτοί που χρησιμοποιούνται κατά κόρον στις εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις και θα χρησιμοποιηθούν στην συνέχεια στα πλαίσια της συγκεκριμένης διπλωματικής εργασίας. Στο σημείο αυτό, κρίνεται σκόπιμο να δοθεί ιδιαίτερη σημασία στη σχέση της συχνότητας συντονισμού και των γεωμετρικών χαρακτηριστικών της κεραίας.

Ορθογώνια Κεραία Μικροταινίας

Η ανάλυση της ορθογώνιας κεραίας μικροταινίας μπορεί να γίνει με οποιοδήποτε απ' τα μοντέλα που παρουσιάστηκαν πιο πάνω. Λόγω των πεπερασμένων διαστάσεων της ταινίας στις ορθογώνιες κεραίες μικροταινίας παρατηρούνται φαινόμενα κροσσών [45].



Εικόνα 2.11: (α) Ορθογώνια κεραία μικροταινίας (β) Δυναμικές γραμμές Ηλεκτρικού πεδίου.

Μετά από μαθηματική ανάλυση [45], [50] προκύπτει η συχνότητα συντονισμού της κεραίας μικροταινίας για τον κύριο τρόπο TM_{010} συναρτήσει του μήκους της:

$$(f_r)_{010} = \frac{1}{2L\sqrt{\epsilon_r}\sqrt{\mu_0\epsilon_0}} = \frac{c}{2L\sqrt{\epsilon_r}} \quad (2.3)$$

όπου c είναι η ταχύτητα του φωτός στον ελεύθερο χώρο. Ο τύπος αυτός μετασχηματίζεται για να συνυπολογίσει και τα φαινόμενα των κροσσών που αναφέρθηκαν νωρίτερα. Έτσι στον τύπο εμφανίζεται το ενεργό μήκος της κεραίας L_{eff} και ο παράγοντας κροσσών q και προκύπτει το ακόλουθο αποτέλεσμα:

$$(f_{rc})_{010} = \frac{1}{2L\sqrt{\epsilon_{reff}}\sqrt{\mu_0\epsilon_0}} = q \frac{c}{2L\sqrt{\epsilon_r}} \quad (2.4)$$

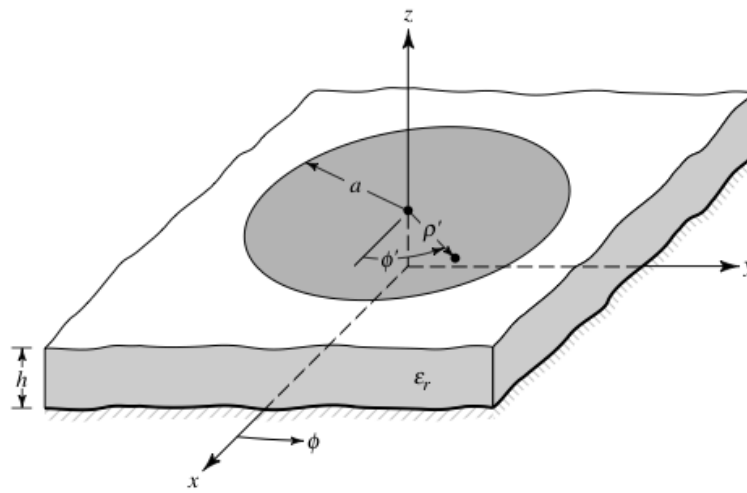
όπου:

$$q = \frac{(f_{rc})_{010}}{(f_r)_{010}} \quad (2.5)$$

Κυκλική Κεραία Μικροταινίας

Τελικός σκοπός της εργασίας είναι η κατασκευή μίας κυκλικής κεραίας μικροταινίας. Πολλοί σχεδιαστές εμφυτεύσιμων βιοϊατρικών διατάξεων προτείνουν κυκλικές κεραίες καθώς έτσι αποφεύγονται οι γωνίες των ορθογώνιων διατάξεων που μπορούν να προκαλέσουν τραυματισμούς στο βιολογικό ιστό όπου εμφυτεύεται η διάταξη.

Σε αντίθεση με την ορθογώνια κεραία μικροταινίας, στην οποία υπάρχουν δύο βαθμοί ελευθερίας - το ύψος και το πλάτος -, στην κυκλική κεραία μικροταινίας υπάρχει μόνο ένας βαθμός ελευθερίας - η ακτίνα -, η μεταβολή της οποίας αλλάζει την απόλυτη τιμή της συχνότητας συντονισμού του κάθε τρόπου.



Εικόνα 2.12: Γεωμετρία κυκλικής κεραίας μικροταινίας.

Έπειτα από λεπτομερή ανάλυση [45], [46], [50] προκύπτει ότι ο κύριος τρόπος είναι ο TM_{110}^z . Η συχνότητα συντονισμού προκύπτει ως:

$$(f_r)_{110} = \frac{1,8412}{2\pi a \sqrt{\mu\epsilon}} = \frac{1,8412c}{2\pi a \sqrt{\epsilon_r}} \quad (2.6)$$

όπου ϵ_r η διηλεκτρική σταθερά του υλικού του υποστρώματος. Ο τύπος αυτός, όπως και προηγουμένως, δεν λαμβάνει υπόψη του φαινόμενα πεδιακών κροσσών. Για να ληφθούν υπόψη πρέπει να εισαχθεί η έννοια της ενεργού ακτίνας, η οποία ορίζεται ως εξής:

$$a_e = a \left\{ 1 + \frac{2h}{\pi a \epsilon_r} \left[\ln \left(\frac{\pi a}{2h} \right) + 1,7726 \right] \right\}^{1/2} \quad (2.7)$$

Σύμφωνα με τον παραπάνω τύπο η συχνότητα συντονισμού τροποποιείται αντικαθιστώντας την ακτίνα a με την ενεργό ακτίνα. Έτσι προκύπτει:

$$(f_r)_{110} = \frac{1,8412u_0}{2\pi a_e \sqrt{\epsilon_r}} \quad (2.8)$$

Σε αυτό το σημείο πρέπει να γίνει κατανοητό το εξής. Οι τύποι που αφορούν τις συχνότητες συντονισμού που παρουσιάστηκαν πιο πάνω αναφέρονται στον κύριο τρόπο ταλάντωσης της κεραίας μικροταινίας. Αυτό σημαίνει ότι οι κεραίες αυτές εν γένει εμφανίζουν και δευτερεύοντα σημεία συντονισμού σε διαφορετικές συχνότητες (υψηλότερες της κύριας συχνότητας συντονισμού). Αυτό το φαινόμενο ενώ σε αρκετές

περιπτώσεις μπορεί να δημιουργήσει προβλήματα, σε άλλες περιπτώσεις μπορεί να ληφθεί υπόψη εξ' αρχής, κατά τη σχεδίαση της κεραίας, και να επιτευχθούν έτσι κύριοι και δευτερεύοντες συντονισμοί σε επιθυμητές συχνότητες (κεραίες διπλής ζώνης ειδικού σκοπού), όπως αυτή που θα σχεδιαστεί στην παρούσα εργασία.

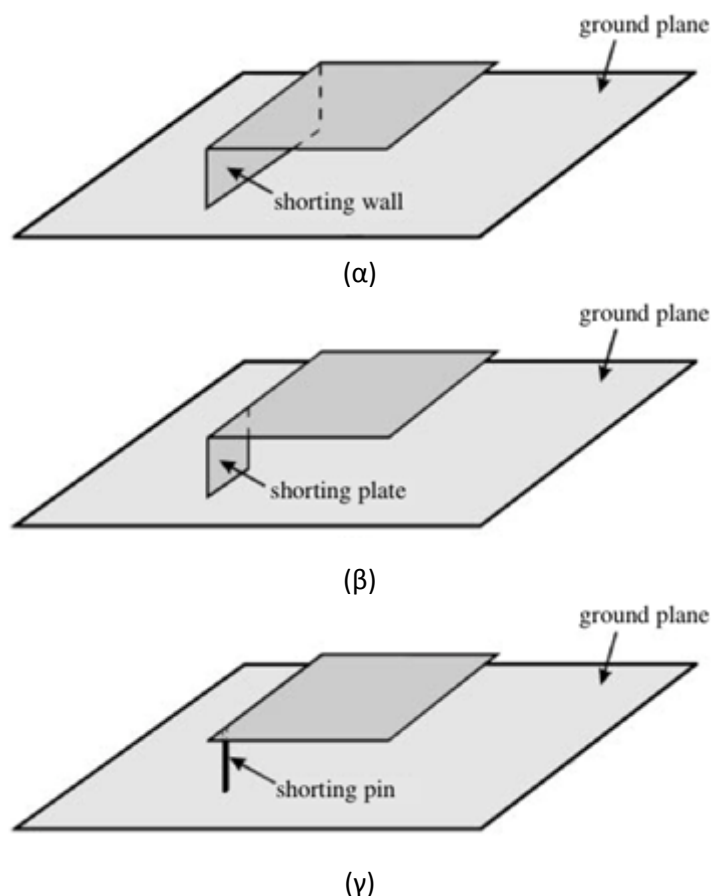
Ένα εξίσου σημαντικό χαρακτηριστικό της προς σχεδίασης κεραίας είναι ότι αυτή πρόκειται να εμφυτευτεί σε ανθρώπινο ιστό. Οι τύποι που δόθηκαν προηγουμένως προϋποθέτουν λειτουργία της κεραίας σε ελεύθερο χώρο, πράγμα που σημαίνει ότι δε μπορούν να χρησιμοποιηθούν και να δώσουν ασφαλή στοιχεία για τη συχνότητα συντονισμού και τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά μιας κεραίας η οποία θα έχει εμφυτευθεί σε κάποιο ιστό με σχετική διηλεκτρική σταθερά $\epsilon_r \approx 46.7$ (τιμή της διηλεκτρικής σταθεράς του ανθρώπινου ιστού στην περιοχή των 400MHz) [32]. Όπως προβλέπεται από την ηλεκτρομαγνητική (ΗΜ) θεωρία, το περιβάλλον μέσα στο οποίο τοποθετείται μια κεραία επηρεάζει τη σύνθετη αντίσταση της, τη συχνότητα συντονισμού καθώς και άλλα χαρακτηριστικά και κατά συνέπεια την συνολική της συμπεριφορά. Αύξηση της διηλεκτρικής σταθεράς του περιβάλλοντος ιστού αυξάνει την ενεργό διηλεκτρική σταθερά της κεραίας, μειώνοντας τη συχνότητα συντονισμού.

2.2.2 Τεχνικές Σμίκρυνσης

Στην προηγούμενη ενότητα αναπτύχθηκαν οι κεραίες μικροταινίας. Ένα από τα βασικότερα στοιχεία που πρέπει να συμπεριληφθούν στην σχεδίαση της επιθυμητής κεραίας που πρόκειται να σχεδιαστεί για τις ανάγκες αυτής της εργασίας είναι το μέγεθος της. Η κεραία αυτή προορίζεται να εμφυτευθεί σε ανθρώπινους ιστούς και άρα το μέγεθος και το σχήμα της είναι στοιχεία με αυστηρές προδιαγραφές. Παράλληλα με τη μείωση του μεγέθους της κεραίας επηρεάζονται και άλλα χαρακτηριστικά της όπως το κέρδος της, το εύρος ζώνης κλπ. Άρα η σχεδίαση αποτελεί μία αρκετά δύσκολη διαδικασία που απαιτεί συμβιβασμό ανάμεσα στο μέγεθος και τα επιθυμητά χαρακτηριστικά. Στην ενότητα αυτή αναλύονται διεξοδικά οι τεχνικές που έχουν προταθεί γενικότερα για τη μείωση του μεγέθους μιας κεραίας μικροταινίας. Παράλληλα σημειώνονται, καθώς κρίνεται απολύτως αναγκαίο, οι επιπτώσεις που έχουν αυτές οι τεχνικές στα βασικά χαρακτηριστικά και λειτουργία της κεραίας.

Προσθήκη Μεταλλικών Επιπέδων και Αγωγών Βραχυκύκλωσης

Η χρήση ενός μεταλλικού επιπέδου (Εικόνα 2.13α) βραχυκύκλωσης στην άκρη της αγώγιμης επιφάνειας είναι μία από τις πιο διαδεδομένες τεχνικές μείωσης του μεγέθους μιας κεραίας μικροταινίας. Το μεταλλικό πλαίσιο αναγκάζει τη διάταξη να λειτουργεί σαν μια δομή $\lambda/4$ μειώνοντας έτσι το φυσικό μήκος της κεραίας στο μισό για δεδομένη συχνότητα λειτουργίας.

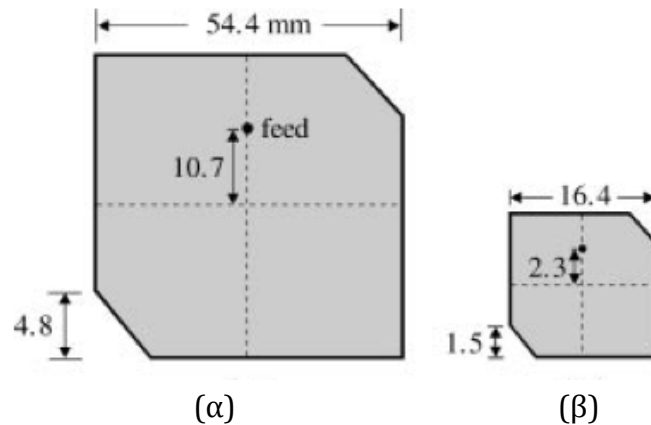


Εικόνα 2.13: Ορθογώνιες κεραίες μικροταινίας με (α) Προσθήκη μεταλλικού επιπέδου (shorting wall) (β) Προσθήκη μεταλλικού πλαισίου (shorting plate) (γ) Προσθήκη μεταλλικού αγωγού (shorting pin).

Η τεχνική αυτή οδήγησε στην δημιουργία και κατασκευή των κεραιών PIFA (Planar Inverted-F Antennas) [51], [52], [53], [54], [55], [56]. Πρέπει να σημειωθεί ότι αντικαθιστώντας το μεταλλικό πλαίσιο με μέρος του (Εικόνα 2.13β) ή ακόμη και με ένα μεταλλικό αγωγό (Εικόνα 2.13γ) τότε η βασική συχνότητα συντονισμού της κεραίας γίνεται μικρότερη και το μέγεθος της μπορεί να μειωθεί περαιτέρω. Αυτή η τεχνική μπορεί να επιτύχει μειώσεις μεγέθους ακόμη και της τάξης του 94% [57], [58]. Τέλος αξίζει να αναφερθεί ότι προσθήκες τέτοιων μεταλλικών επιπέδων και αγωγών μπορούν να παίξουν σημαντικό ρόλο σε εφαρμογές που υπάρχει ανάγκη για χρήση πολλαπλών συχνοτήτων λειτουργίας [59].

Προσθήκη υλικού υποστρώματος με μεγάλη διηλεκτρική σταθερά

Από την (2.3) που δίνει την συχνότητα συντονισμού της κεραίας για τον κυρίαρχο τρόπο λειτουργίας είναι φανερό ότι η συχνότητα συντονισμού της κεραίας μικροταινίας είναι ανάλογη του παράγοντα $1/\sqrt{\epsilon_r}$. Συνεπώς η χρήση ενός υποστρώματος με υψηλότερη διηλεκτρική σταθερά για δεδομένη συχνότητα λειτουργίας οδηγεί σε επιπλέον σμίκρυνση της διάταξης. Για να γίνει απόλυτα κατανοητό το παραπάνω αρκεί να δούμε το παράδειγμα που παρουσιάζεται στην Εικόνα 2.14 [57].

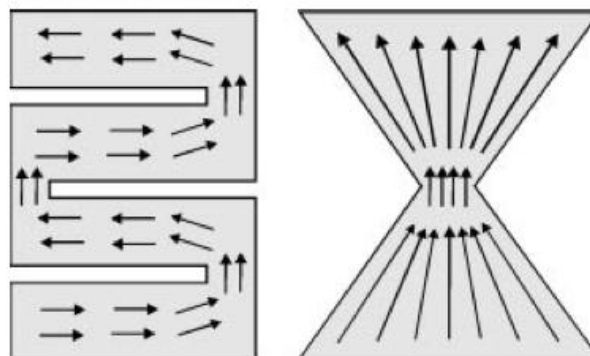


Εικόνα 2.14: Τυπική κεραία μικροταινίας που συναντάται σε σύστημα GPS
(α) $\epsilon_r = 3.0, h = 1,524mm$ (β) $\epsilon_r = 28.2, h = 4.75$.

Και στις δύο περιπτώσεις παρατηρούμε μία κυκλικά πολωμένη κεραία με ιδιόμορφο σχήμα που συναντάται σε συστήματα GPS με συχνότητα συντονισμού 1575 MHz. Στην Εικόνα 2.14α το υπόστρωμα που χρησιμοποιείται έχει χαρακτηριστικά $\epsilon_r = 3.0, h = 1,524mm$. Στην Εικόνα 2.14β η συχνότητα λειτουργίας παραμένει σταθερή καθώς και οι υπόλοιπες επιδόσεις της κεραίας. Το μέγεθος έχει μειωθεί σημαντικά λόγω χρήσης διαφορετικού υποστρώματος από κεραμικό υλικό με χαρακτηριστικά $\epsilon_r = 28.2, h = 4.75$. Όλες οι διαστάσεις που φαίνονται στο παραπάνω σχήμα είναι σε χιλιοστά (mm).

Προσθήκη εγκοπών (meanders) στην αγωγή επιφάνεια

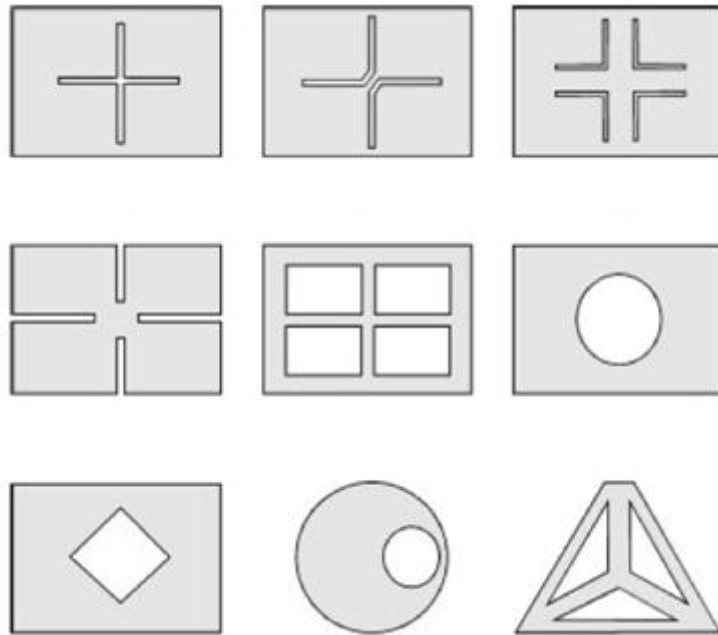
Η φιλοσοφία πίσω απ' αυτή τη τεχνική δημιουργίας εγκοπών στην επιφάνεια της κεραίας είναι η αύξηση της διαδρομής του ρεύματος στο επίπεδο ακτινοβολίας. Αυτή η αλλαγή της διαδρομής του ρεύματος έχει ως αποτέλεσμα η κεραία να λειτουργεί σε αρκετά μικρότερη βασική συχνότητα και συνεπώς για δεδομένη συχνότητα λειτουργίας με την τεχνική αυτή το μέγεθος της κεραίας μπορεί να μειωθεί δραστικά.



Εικόνα 2.15: Δημιουργία εγκοπών στο επίπεδο ακτινοβολίας της κεραίας μικροταινίας. Στην εικόνα φαίνεται το διάγραμμα της πυκνότητας ρεύματος στην αγωγή ταινία.

Παρατηρώντας την τεχνική προσθήκης αγώγιμων επιπέδων που αναπτύχθηκε σε προηγούμενη ενότητα, μπορεί να εξαχθεί το συμπέρασμα ότι η προσθήκη αυτή των επιπλέον αγώγιμων επιπέδων τροποποιεί, και αυτή με τη σειρά της, την διαδρομή του ρεύματος. Αυτό συμφωνεί με την προηγούμενη προσέγγιση που υπέδειξε την δυνατότητα μείωσης της κεραίας με προσθήκη τέτοιων πλαισίων. Σε αυτή τη περίπτωση πρέπει να σημειωθεί ότι η μικροταινία δεν περιορίζεται σε ένα επίπεδο όπως αυτή που παρουσιάστηκε στην προηγούμενη εικόνα.

Άλλες διατάξεις που προτείνονται στη βιβλιογραφία και χρησιμοποιούν εγκοπές για να πετύχουν μικρό μέγεθος παρουσιάζονται στην Εικόνα 2.16 [57].

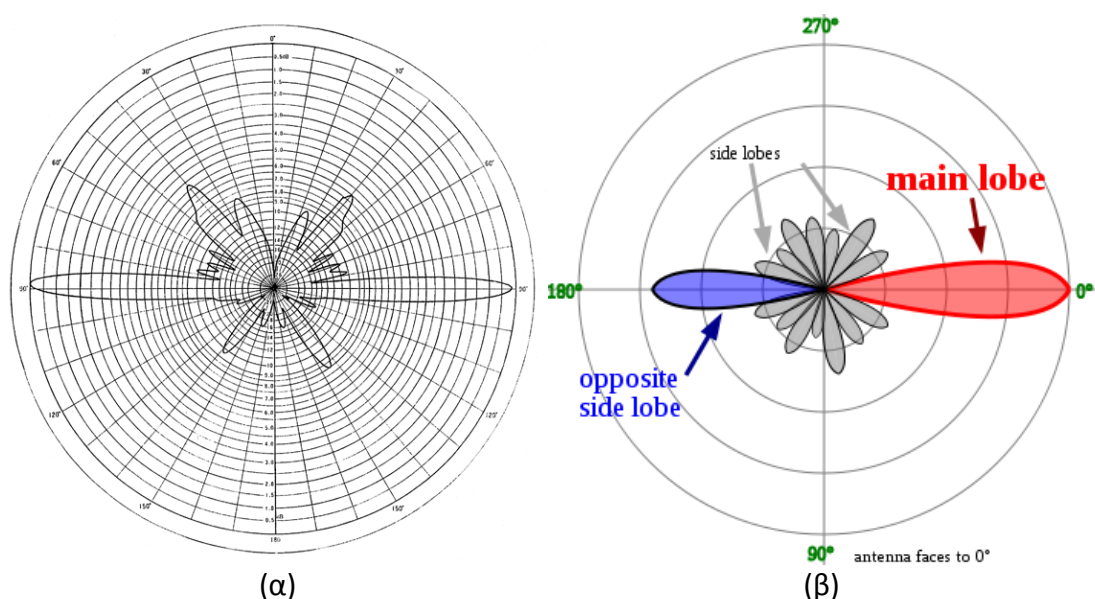


Εικόνα 2.16: Διάφορα σχήματα εγκοπών στο επίπεδο ακτινοβολίας κεραιών μικροταινίας.

2.2.3 Παράμετροι Ενδιαφέροντος

Διάγραμμα Ακτινοβολίας & Κατευθυντικότητα

Κατευθυντικότητα μιας κεραίας είναι η ιδιότητα της να εκπέμπει με μεγαλύτερη ένταση σε μια συγκεκριμένη διεύθυνση στο χώρο. Μπορεί να υπολογισθεί ως ο λόγος της έντασης ακτινοβολίας της κεραίας σε μία δεδομένη κατεύθυνση προς τη μέση ένταση ακτινοβολίας που εκπέμπεται συνολικά σε όλες τις κατευθύνσεις [45], [46], [60]. Για την περιγραφή της, χρησιμοποιείται το διάγραμμα ακτινοβολίας της κεραίας ή το διάγραμμα έντασης ακτινοβολίας ή το διάγραμμα κατευθυντικότητας. Όλα τα παραπάνω αναφέρονται στη γραφική παράσταση των ιδιοτήτων ακτινοβολίας της κεραίας συναρτήσει των χωρικών συντεταγμένων.



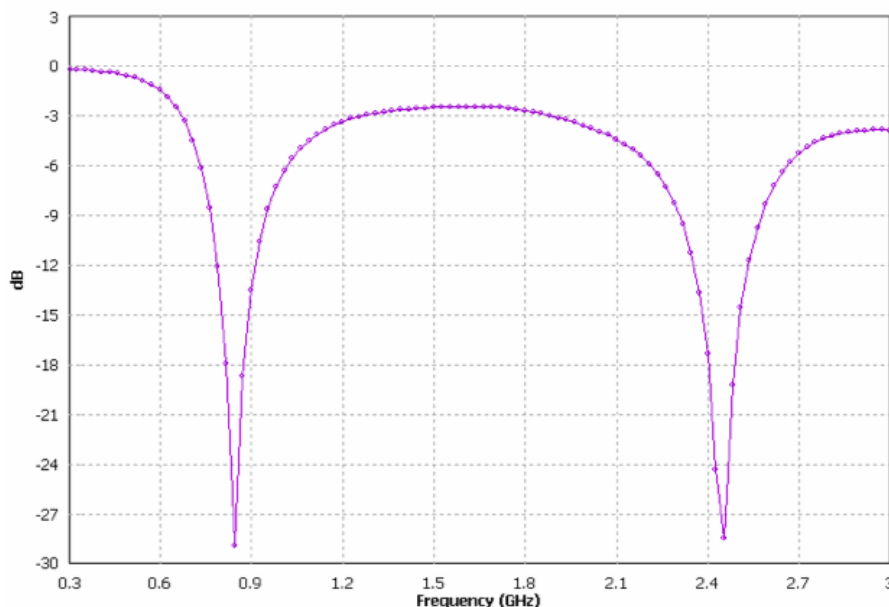
Εικόνα 2.17: Τυπικά διαγράμματα ακτινοβολίας κεραίων. Στην Εικόνα 2.16β είναι εμφανής ο κύριος και ο οπίσθιος λοβός ακτινοβολίας της κεραίας.

Συχνότητα Συντονισμού (f_r)

Από τα πιο βασικά χαρακτηριστικά μιας κεραίας είναι η συχνότητα λειτουργίας της ή συχνότητα συντονισμού. Οι κεραίες, εκτός ειδικών περιπτώσεων (πχ. ευρυζωνικές εφαρμογές), σχεδιάζονται ώστε να παρουσιάζουν τα επιθυμητά χαρακτηριστικά λειτουργίας για την εκάστοτε εφαρμογή γύρω από μία συχνότητα ή σε ένα πολύ μικρό εύρος συχνοτήτων. Όπως έχει ήδη αναφερθεί στο εισαγωγικό κομμάτι η κύρια ζώνη συχνοτήτων που χρησιμοποιούν οι εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις είναι η ζώνη MICS (402 – 405 MHz).

Στη συγκεκριμένη εργασία σχεδιάζεται μια κεραία μικροταινίας η οποία λειτουργεί σε δύο συχνότητες. Η κεραία αυτή θα πρέπει να διαθέτει τα επιθυμητά χαρακτηριστικά τόσο στη ζώνη MICS όσο και στην ζώνη ISM (2.4 – 2.48 GHz). Όπως είναι λογικό, η

διαδικασία σχεδιασμού μία τέτοιας κεραίας είναι δυσκολότερη. Παρόλα αυτά η συγκεκριμένη λογική χρησιμοποιείται ήδη ευρύτατα σε άλλες εμπορικές εφαρμογές, όπως στην κινητή τηλεφωνία. Οι κεραίες των περισσότερων κινητών τηλεφώνων έχουν τη δυνατότητα να λειτουργούν σε διαφορετικές ζώνες συχνοτήτων παρουσιάζοντας τα ίδια ποιοτικά χαρακτηριστικά (Εικόνα 2.18).



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.

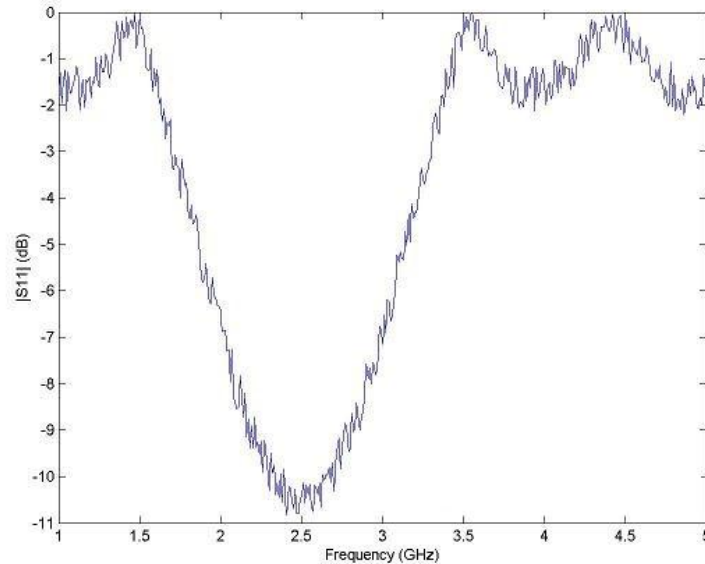
Παράγοντας S_{11} ή Συντελεστής Ανάκλασης (Reflection Coefficient)

Σε οποιοδήποτε σύστημα μετάδοσης, μια πηγή στέλνει ισχύ προς τον τερματισμό, όπως πχ. μια κεραία. Θεωρητικά, για να ελαχιστοποιηθούν οι απώλειες μετάδοσης πρέπει η συνολική χαρακτηριστική σύνθετη αντίσταση της πηγής, της γραμμής μεταφοράς και του φορτίου να είναι ίσες. Έτσι επιτυγχάνεται η μέγιστη μεταφορά ισχύος. Στην πραγματικότητα, η επίτευξη καλής προσαρμογής αποτελεί ένα από τα πιο συνηθισμένα προβλήματα της μικροκυματικής τεχνολογίας.

Οι παράμετροι S προέρχονται από τη θεωρία δικτύων και αποτελούν ένα τρόπο περιγραφής δικτύων με πολλές θύρες (εισόδους – εξόδους). Οι παράμετροι αυτοί S_{ij} προσδιορίζουν την έξοδο σε μία συγκεκριμένη θύρα i του δικτύου όταν μία άλλη θύρα j διεγερθεί [61], [62]. Σε ένα σύστημα εκπομπής ακτινοβολίας ο παράγοντας S_{11} εκφράζει τον συντελεστή ανάκλασης και είναι μία από τις πιο σημαντικές παραμέτρους που λαμβάνονται υπόψη κατά τη σχεδίαση μιας κεραίας. Ο συντελεστής ανάκλασης αντιπροσωπεύει το ποσοστό της ισχύος το οποίο ανακλάται από την κεραία προς τη γραμμή μεταφοράς.

Στο επόμενο σχήμα φαίνεται ένα τυπικό διάγραμμα του συντελεστή ανάκλασης (S_{11}) συναρτήσει της συχνότητας μιας κεραίας. Όπως εύκολα μπορεί να γίνει αντιληπτό για

παράγοντα $S_{11} = 0dB$, όλη η μεταφερόμενη ισχύς προς την κεραία ανακλάται πίσω στη γραμμή μεταφοράς και άρα η κεραία δεν εκπέμπει τίποτα. Συνεπώς κατά τη σχεδίαση της κεραίας η παράμετρος S_{11} πρέπει να κρατηθεί σε όσο το δυνατόν χαμηλότερα επίπεδα στην επιθυμητή συχνότητα λειτουργίας της κεραίας.



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.

Ρυθμός Ειδικής Απορρόφησης (Specific Absorption Rate, SAR)

Όταν ο ανθρώπινος οργανισμός εκτίθεται σε ΗΜ μη-ιοντίζουσα ακτινοβολία (δηλ. ακτινοβολία που δε μπορεί να προκαλέσει ιοντισμό των μορίων και να διασπάσει τους χημικούς δεσμούς) ένα μέρος της ΗΜ ακτινοβολίας απορροφάται από τον ίδιο τον οργανισμό.

Ο ρυθμός ειδικής απορρόφησης ενέργειας ή SAR [60] που συνήθως αναφέρεται για συχνότητες ανάμεσα στα 100 kHz και 3 GHz εκφράζει την απορροφούμενη ενέργεια ανά μονάδα χρόνου και μάζας στα διάφορα μέλη του σώματος, και μαθηματικά υπολογίζεται ως:

$$SAR = \int_{sample} \frac{\sigma(r) \cdot |E(r)|^2}{\rho(r)} dr \quad (2.9)$$

όπου:

σ : η ηλεκτρική αγωγιμότητα (S/m),

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

ρ : η πυκνότητα του ιστού (kg/m^3).

Η μονάδα μέτρησης του ειδικού ρυθμού απορρόφησης (SAR) στο διεθνές σύστημα είναι W/kg. Το 1999 και το 2005 θεσπίστηκαν από το IEEE (Institute of Electrical and

Electronics Engineers – Ινστιτούτο Ηλεκτρολόγων και Ηλεκτρονικών Μηχανικών) τα όρια IEEE C95.1-1999 [63] και IEEE C95.1-2005 [64]. Σύμφωνα με αυτά ορίζεται ότι:

$$\begin{aligned} \text{SAR (1-g ιστού)} &< 1,6\text{W/kg και} \\ \text{SAR (10-g ιστού)} &< 2\text{W/kg} \end{aligned}$$

Ο Ρυθμός Ειδικής Απορρόφησης εξαρτάται από διάφορους παράγοντες όπως:

- Τα χαρακτηριστικά της ακτινοβολίας (συχνότητα, πόλωση, ένταση),
- Τα χαρακτηριστικά του βιολογικού αντικειμένου, τη γεωμετρία του (μέγεθος και σχήμα) και την εσωτερική του δομή,
- Την απόσταση της πηγής εκπομπής της ακτινοβολίας και του βιολογικού αντικείμενου (κοντινό ή μακρινό πεδίο) και
- Τις ιδιότητες του περιβάλλοντα χώρου.

Ο Ρυθμός Ειδικής Απορρόφησης (SAR) αποτελεί το σημαντικότερο μέγεθος για την ποσοτικοποίηση των επιδράσεων της ΗΜ ακτινοβολίας στον ανθρώπινο οργανισμό και μπορεί να προσδιοριστεί θεωρητικά ή να μετρηθεί σε ομοιώματα βιολογικών ιστών, κατά την έκθεση τους σε ΗΜ ακτινοβολία.

Ενεργός Ακτινοβολούμενη Ισχύς (Effective Radiated Power - ERP)

Ένα άλλο μέγεθος που χρησιμοποιείται ευρύτατα για να χαρακτηρίσει την εκπεμπόμενη ισχύ σε συστήματα εκπομπής και λήψης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας είναι η ενεργός ακτινοβολούμενη ισχύς (Effective Radiated Power, ERP). Ως ERP ορίζεται το γινόμενο της ακτινοβολούμενης ισχύος επί το κέρδος της κεραίας. Δηλαδή:

$$ERP = G \cdot P_r \quad (2.10)$$

όπου:

G: το κέρδος της κεραίας,

P_r: η ισχύς που τελικά ακτινοβολείται απ' την κεραία.

Η ERP μπορεί να υπολογισθεί σε ένα συγκεκριμένο σημείο του εκάστοτε τηλεπικοινωνιακού συστήματος (πχ. στο σημείο λήψης) αθροίζοντας τα κέρδη του συστήματος (πχ. των κεραίων εκπομπής και λήψης) και αφαιρώντας τις απώλειες, λόγω διάδοσης, μη ιδανικού τερματισμού κλπ. Η ενεργός ακτινοβολούμενη ισχύς (ERP) αποκτά ακόμη μεγαλύτερο νόημα σε συστήματα βιοϊατρικής τηλεμετρίας και εμφυτεύσιμων διατάξεων. Σε εμφυτεύσιμα συστήματα η ERP ορίζεται ως η ισχύς του σήματος που λαμβάνεται στο εξωτερικό του σώματος και όχι στην έξοδο της κεραίας. Με αυτό το τρόπο λαμβάνονται υπόψη οι απώλειες που εισάγει ο ανθρώπινος ιστός, οι οποίες τυπικά υπολογίζονται σε 20 dB [65].

Η επιτροπή Ομοσπονδιακών Τηλεπικοινωνιών των Ηνωμένων Πολιτειών (Federal Communications Commission, FCC) θέσπισε το 2003 μια περιοχή συχνοτήτων αποκλειστικά για υπηρεσίες βιοϊατρικής και εμφυτεύσιμων κεραιοσυστημάτων (Medical Implant Communication Service - MICS). Η περιοχή MICS λειτουργεί στα 402 – 405 MHz και προβλέπει συγκεκριμένα όρια για το ERP του εμφυτεύσιμου συστήματος. Σύμφωνα με αυτά το ERP δε πρέπει να υπερβαίνει τα 25μW. Αυτό επιτρέπει στην εμφυτεύσιμη κεραία

που βρίσκεται εντός του ανθρώπινου σώματος να λειτουργεί σε υψηλότερη ισχύ μέσα στα πλαίσια βέβαια και των περιορισμών που θέτει και το SAR [66].

Προβλήματα Αποσυντονισμού (Detuning Issues)

Ένα από τα μεγαλύτερα και πιο σημαντικά προβλήματα που εμφανίζεται στις εμφυτεύσιμες κεραίες είναι το φαινόμενο του αποσυντονισμού. Το φαινόμενο αυτό προέρχεται από την ίδια την φύση των βιολογικών ιστών και ουσιαστικά περιγράφει την αλλαγή ενός ή περισσότερων χαρακτηριστικών της κεραίας (όπως η συχνότητα συντονισμού, το κέρδος, το εύρος ζώνης κ.α.) σε σημείο όπου πλέον δεν πληρούνται οι αρχικές προδιαγραφές με τις οποίες σχεδιάστηκε [67]. Ακόμη και όταν κατά τη σχεδίαση μιας εμφυτεύσιμης διάταξης έχει ληφθεί υπόψη το βιολογικό περιβάλλον στο οποίο θα τοποθετηθεί, η διάταξη αυτή ενδέχεται να παρουσιάσουν τέτοια προβλήματα αποσυντονισμού. Αυτό μπορεί να συμβεί διότι, οι διηλεκτρικές ιδιότητες αλλά και οι διαστάσεις των βιολογικών ιστών μπορεί να διαφέρουν σημαντικά από άνθρωπο σε άνθρωπο. Επίσης οι ιδιότητες των βιολογικών ιστών ακόμα και στο ίδιο άτομο μπορούν να αλλάξουν ανάλογα με την ηλικία. Αυτά τα προβλήματα αποσυντονισμού είναι ο λόγος για τον οποίο εμφυτεύσιμες κεραίες σχεδιάζονται τις περισσότερες φορές αποκλειστικά για κάποιον συγκεκριμένο βιολογικό ιστό.

Με βάση τα πειραματικά δεδομένα που παρουσιάστηκαν προηγουμένως στους Πίνακες 2.1 και 2.2 για τις ηλεκτρομαγνητικές ιδιότητες των βιολογικών ιστών τα προβλήματα αποσυντονισμού της κεραίας δεν πρέπει να προκαλούν έκπληξη. Παρόλα αυτά στα περισσότερα μοντέλα προσομοίωσης για εμφυτεύσιμες διατάξεις οι μεταβολές της διηλεκτρικής σταθεράς και της αγωγιμότητας σε σχέση με τη συχνότητα δεν λαμβάνονται υπόψη. Αυτό συμβαίνει διότι οι μεταβολές των ϵ_r και σ για την περιοχή γύρω από τα 402 MHz είναι μικρές. Κατά συνέπεια ακόμη και αν αγνοηθούν οι αποκλίσεις που θα παρουσιάσουν αυτά τα δύο μεγέθη για τη συγκεκριμένη περιοχή συχνοτήτων είναι αμελητέες.

Για να αποφευχθούν τα προβλήματα αποσυντονισμού απαιτείται μεγάλη προσοχή κατά τη σχεδίαση της εμφυτεύσιμης κεραίας και όσο το δυνατόν μεγαλύτερη ακρίβεια στην προσομοίωση του βιολογικού ιστού στον οποίο θα τοποθετηθεί η εν λόγω κεραία.

2.3 Μέθοδος των Πεπερασμένων Στοιχείων & Περιβάλλον Σχεδίασης HFSS

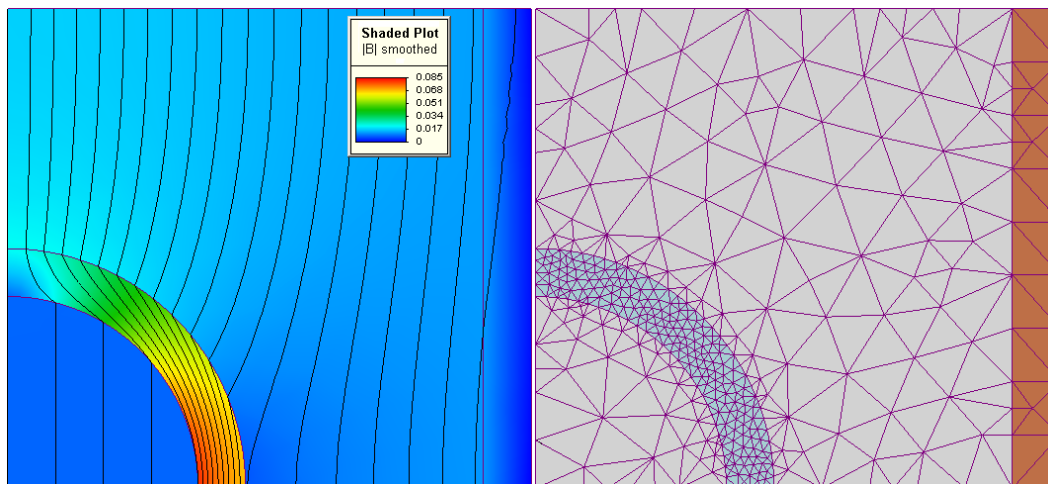
2.3.1 Αριθμητικές Μέθοδοι & Μέθοδος των Πεπερασμένων Στοιχείων

Οι κατηγορίες ΗΜ προβλημάτων (προβλήματα τα οποία περιγράφονται μέσα από ένα σύστημα μερικών διαφορικών εξισώσεων) που μπορούν να επιλυθούν ικανοποιητικά με τη βοήθεια αναλυτικών μεθόδων, όπως αυτές που περιγράφηκαν στην προηγούμενη ενότητα, είναι περιορισμένες και αφορούν απλές σχετικές γεωμετρίες και συγκεκριμένες διατάξεις. Στην πράξη, η πολυπλοκότητα των περισσότερων προβλημάτων ηλεκτρομαγνητισμού, όπως και ο σχεδιασμός μιας εμφυτεύσιμης κεραίας, είτε λόγω γεωμετρίας του προβλήματος είτε λόγω του μέσου διάδοσης καθιστούν αδύνατη την επίλυση τους με αναλυτικό τρόπο.

Οι πιο γνωστές αριθμητικές μέθοδοι που προτείνονται από τη βιβλιογραφία είναι η μέθοδος των πεπερασμένων διαφορών (FDM), η μέθοδος των ροπών (MoM), η μέθοδος των πεπερασμένων διαφορών στο πεδίο του χρόνου (Finite Difference Time Domain - FDTD) και η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων (FEM).

Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων (FEM) προήλθε από την ανάγκη για επίλυση περίπλοκων προβλημάτων μηχανικής. Η ανάπτυξή της ξεκίνησε από τον Alexander Hrennikoff το 1941 και συνεχίστηκε από τον Richard Courant το 1942. Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων είναι μια εξέλιξη των μητρικών μεθόδων αριθμητικής επίλυσης διαφορικών εξισώσεων. Το 1947 ο Olgierd Zienkiewicz συνένωσε τις μεθόδους που είχαν προτείνει οι δύο προηγούμενοι και παρουσίασε αυτό που γνωρίζουμε σήμερα ως μέθοδο πεπερασμένων στοιχείων, ως έναν μαθηματικό αλγόριθμο [68]. Η μέθοδος πεπερασμένων στοιχείων βασίζεται στην επίλυση μιας διαφορικής εξίσωσης σε ένα χωρίο Ω , μέσω του διαμερισμού του σε πεπερασμένα τμήματα απλού γεωμετρικού σχήματος (Εικόνα 2.20) και της εφαρμογής κατάλληλων οριακών συνθηκών που αντιστοιχούν στο φυσικό πρόβλημα.

- Αρχικά επιλέγονται οι άγνωστοι του προβλήματος και σχηματίζεται μια προσεγγιστική έκφραση για το άγνωστο μέγεθος (συνήθως πολυωνυμική, χαμηλής τάξης, στο εσωτερικό του στοιχείου).
- Στη συνέχεια, το πρόβλημα επαναδιατυπώνεται είτε με τη χρήση μιας συναρτησιακής (η ελαχιστοποίηση της οποίας καταλήγει στη διαφορική εξίσωση προς επίλυση), είτε με την απευθείας εφαρμογή μιας διατύπωσης σταθμισμένων υπολοίπων στη διαφορική εξίσωση.
- Τέλος στην τροποποιημένη, με μια απ' τις προηγούμενες μεθόδους, διατύπωση του προβλήματος εισάγεται η προσεγγιστική έκφραση. Αυτή με κατάλληλο συνδυασμό των επιμέρους στοιχείων καταλήγει σε ένα γραμμικό σύστημα εξισώσεων ως προς το άγνωστο μέγεθος.



Εικόνα 2.20: (α) Διδιάσταση λύση ηλεκτρομαγνητικού προβλήματος με χρήση FEM. (β) Διαμέριση του χωρίου για την εφαρμογή της μεθόδου πεπερασμένων στοιχείων.

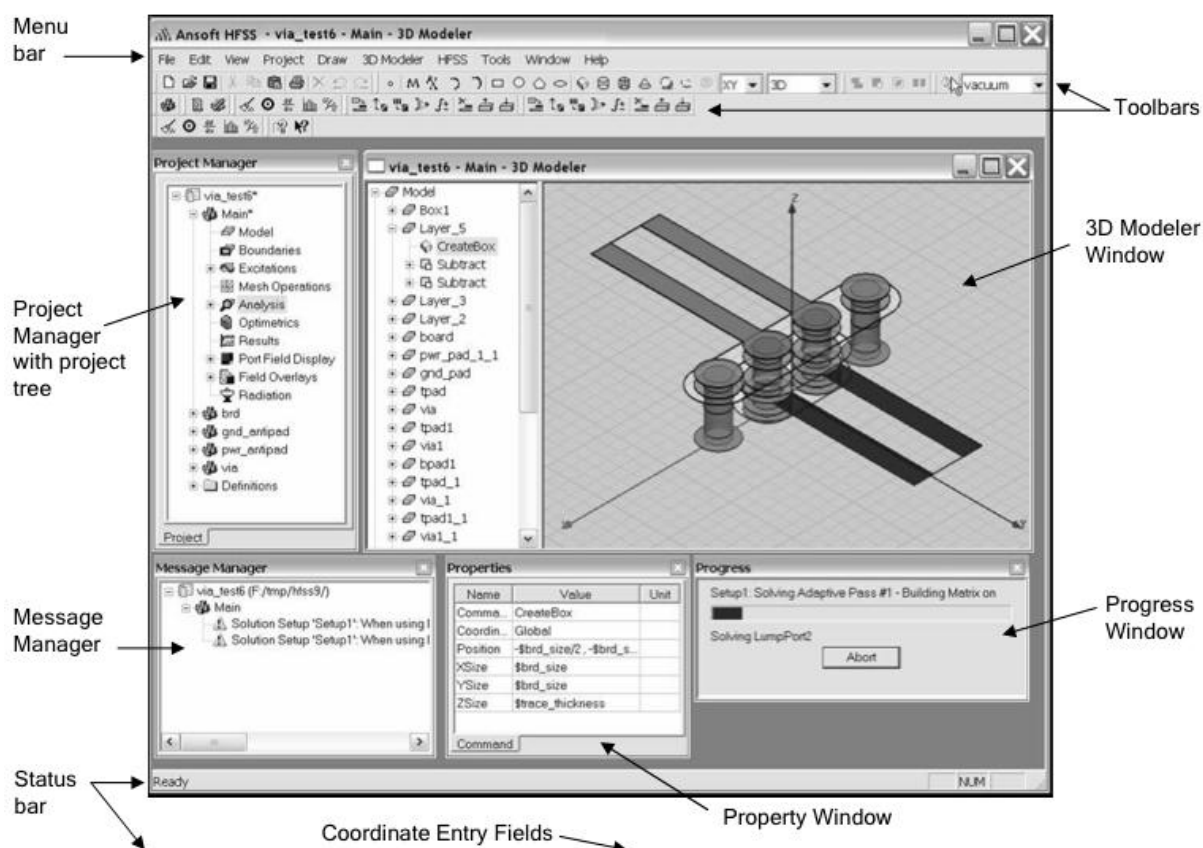
Για την εφαρμογή της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων σε κεραίες είναι απαραίτητο να προσομοιωθεί ο άπειρος ελεύθερος χώρος στον οποίο είναι τοποθετημένος ή στην περίπτωση των εμφυτεύσιμων κεραιών το βιολογικό περιβάλλον μέσα στο οποίο θα τοποθετηθούν. Η τεχνική που προτάθηκε για να αντιμετωπίσει το συγκεκριμένο πρόβλημα, ύστερα από πολλές ερευνητικές προσπάθειες, είναι η τεχνική του τέλεια προσαρμοσμένου στρώματος (PML). Βασικός στόχος της τεχνικής αυτής είναι η δημιουργία ενός απορροφητικού στρώματος (που περιβάλλει τον υπολογιστικό χώρο) ικανού να απορροφά χωρίς ανακλάσεις τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα.

HFSS (High Frequency Structure Simulator) – Περιβάλλον Σχεδίασης

Το λογισμικό HFSS είναι ένας προσομοιωτής ηλεκτρομαγνητικών πεδίων και χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό της ηλεκτρομαγνητικής συμπεριφοράς ενός κεραιο-συστήματος που λειτουργεί συνήθως σε μικροκυματικές συχνότητες. Το HFSS είναι λογισμικό ευρύτατα διαδεδομένο και αποτελεί πλέον βασικό εργαλείο στο χώρο της μικροκυματικής βιομηχανίας. Το περιβάλλον HFSS μπορεί να υπολογίσει τις εξής ακόλουθες παραμέτρους [69]:

- Ηλεκτρομαγνητικά πεδία σε μια κλειστή δομή, καθώς και ακτινοβολούμενα κοντινά και μακρινά πεδία σε μια ανοιχτή δομή.
- Χαρακτηριστικές αντιστάσεις στις θύρες εισόδου και εξόδου μιας δομής και σταθερές διάδοσης.
- Γενικευμένες παραμέτρους σκέδασης (S-Παραμέτρους), καθώς και παραμέτρους σκέδασης που δεν είναι κανονικοποιημένες σε καθορισμένες χαρακτηριστικές αντιστάσεις των θυρών εισόδου-εξόδου.
- Ρυθμούς διάδοσης ή συχνότητες συντονισμού μιας δομής.

Το HFSS παρέχει επιπλέον περιβάλλον CAD για τη σχεδίαση του συστήματος. Ο χρήστης αρχικά θα πρέπει να σχεδιάσει το σύστημα που πρόκειται να αναλυθεί, να καθορίσει τη γεωμετρία και τα χαρακτηριστικά των υλικών, τις θύρες εισόδου-εξόδου και τα ειδικά χαρακτηριστικά των επιφανειών της δομής. Το HFSS χρησιμοποιεί τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων που αναλύθηκε περιεκτικά στην προηγούμενη ενότητα για να επιλύσει το ΗΜ πρόβλημα. Η βασική δομή που χρησιμοποιείται είναι το τετράεδρο, στις έδρες του οποίου υπολογίζονται το ηλεκτρικό και μαγνητικό πεδίο. Στη συνέχεια, οι εξισώσεις του Maxwell μετασχηματίζονται σε εξισώσεις πινάκων και λύνονται με γνωστές αριθμητικές μεθόδους. Μια ενδεικτική εικόνα από το περιβάλλον HFSS φαίνεται στην Εικόνα 2.21.



Εικόνα 2.21: Ενδεικτική εικόνα από το περιβάλλον σχεδίασης HFSS.

Κεφάλαιο 3: Κύριο Μέρος

Περίληψη:

Το κεφάλαιο αυτό αποτελεί το κύριο μέρος της διπλωματικής εργασίας, και καταλήγει στη σχεδίαση πρωτότυπης κυκλικής εμφυτεύσιμη κεραία μικροταινίας για χρήση σε εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις. Αρχικά, σχεδιάζεται μια απλοποιημένη κεραία μικροταινίας με σκοπό την λειτουργία της εντός ιστού δέρματος στη συχνότητα 402 MHz. Εν συνεχεία σχεδιάζεται και μελετάται μια ορθογώνια κεραία μικροταινίας διπλής ζώνης (MICS Band: 402.0 – 405.0 MHz, ISM Band: 2.40 – 2.48 GHz) της βιβλιογραφίας. Τέλος, το κεφάλαιο καταλήγει στη σχεδίαση νέας βελτιστοποιημένης κυκλικής κεραίας μικροταινίας διπλής ζώνης (MICS Band: 402.0 – 405.0 MHz, ISM Band: 2.40 – 2.48 GHz).

3.1 Σχεδίαση Κεραίας Μικροταινίας 402 MHz εντός Αέρα και Ιστού Δέρματος

Η πρώτη κεραία που σχεδιάστηκε στο περιβάλλον HFSS είναι μια απλοποιημένη κυκλική κεραία μικροταινίας με συχνότητα συντονισμού στα 402 MHz. Σκοπός σχεδίασης αυτής της κεραίας είναι η εξοικείωση με το περιβάλλον HFSS καθώς και τις βασικές ιδέες σχεδίασης κεραίων μικροταινίας.

3.1.1 Σχεδίαση εντός Αέρα

Η αρχική ιδέα ήταν η σχεδίαση μιας κυκλικής κεραίας μικροταινίας η οποία θα λειτουργούσε στα 402 MHz σε ελεύθερο χώρο. Σύμφωνα με την ανάλυση που προηγήθηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο η συχνότητα συντονισμού μιας κυκλικής κεραίας μικροταινίας προκύπτει από την (2.7) και (2.8).

Στις παραπάνω σχέσεις είναι απαραίτητο να προσδιοριστούν εκτός απ' τη συχνότητα συντονισμού, η οποία θεωρείται εδώ ως προδιαγραφή και ισούται με 402 MHz, και άλλες παράμετροι όπως η σχετική διηλεκτρική σταθερά ϵ_r του υποστρώματος αλλά και το ύψος h του υποστρώματος έτσι ώστε να υπολογισθεί η πραγματική ακτίνα α της κεραίας, μέσω της ενεργού ακτίνας α_e .

Για τη συγκεκριμένη κεραία ως υλικό υποστρώματος επιλέχθηκε το "ROGERS RO3210" το οποίο έχει διηλεκτρική σταθερά $\epsilon_r = 10.2$. Για κάθε υλικό, ο κατασκευαστής διαθέτει συγκεκριμένα πάχη. Για το υλικό που επιλέχθηκε το ελάχιστο πάχος που προτείνει ο κατασκευαστής είναι $h = 0.635mm$.

Σε πρώτη προσέγγιση, από την (2.8) προκύπτει το α_e . Αντικαθιστώντας το α_e στην (2.7), υπολογίζεται η πραγματική ακτίνα της κεραίας ως:

$$\alpha = \frac{F}{\left\{1 + \frac{2h}{\pi\epsilon_r F} \left[\ln\left(\frac{\pi F}{2h}\right) + 1.7726 \right] \right\}^{1/2}} \quad (3.1)$$

όπου:

$$F = \frac{8.791 \times 10^9}{f_r \sqrt{\epsilon_r}} \quad (3.2)$$

Κάνοντας του υπολογισμούς προκύπτει ότι η πραγματική ακτίνα της κυκλικής κεραίας η οποία θα εμφανίσει τον πρώτο συντονισμό στα 402 MHz είναι:

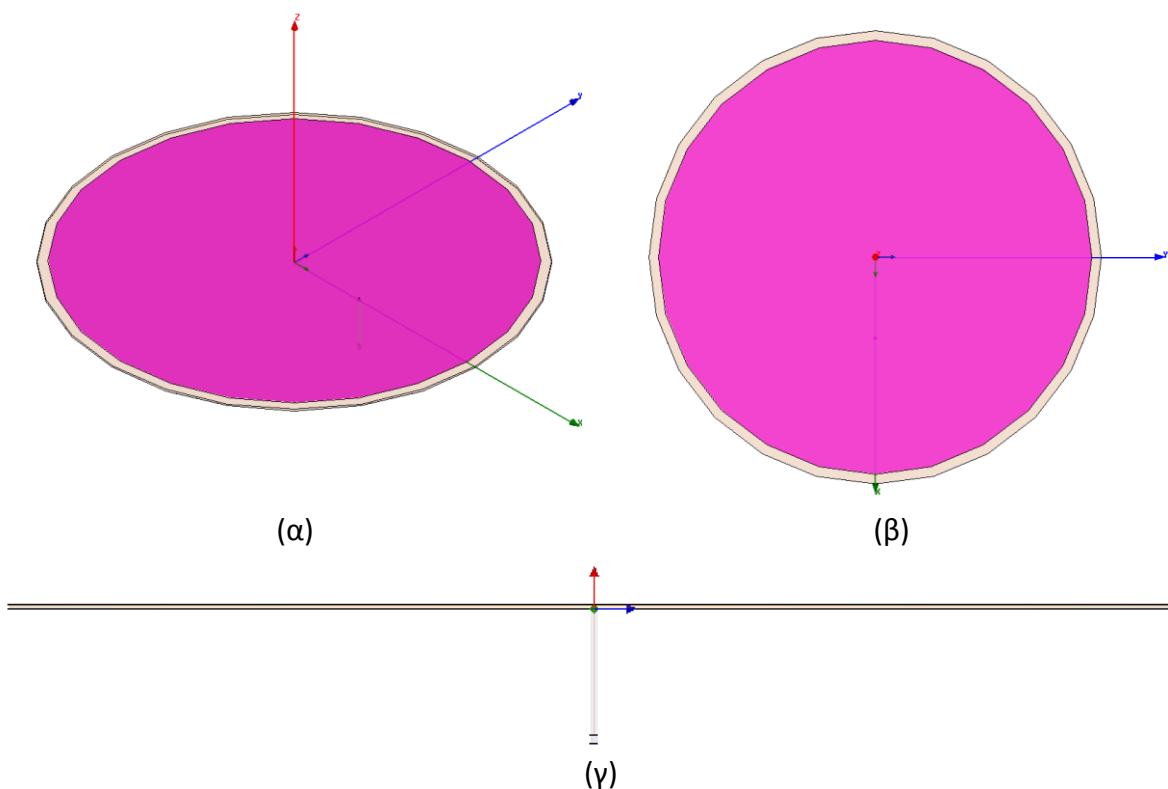
$$\alpha = \text{πραγματική ακτίνα της κεραίας} \cong 6.7cm$$

Με βάση την ακτίνα α σχεδιάστηκε η κεραία μικροταινίας στο περιβάλλον HFSS (Εικόνα 3.1). Για την τροφοδοσία της κεραίας μοντελοποιήθηκε ένα τυπικό ομοαξονικό καλώδιο. Η χαρακτηριστική αντίσταση του ομοαξονικού που επιλέχθηκε είναι 50 Ω . Οι διαστάσεις καθώς και τα υλικά που χρησιμοποιούνται για κάθε επιμέρους κομμάτι του ομοαξονικού καλωδίου παρουσιάζονται στον Πίνακα 3.1. Το σημείο τροφοδοσίας της κεραίας είναι το (2.5cm, 0cm).

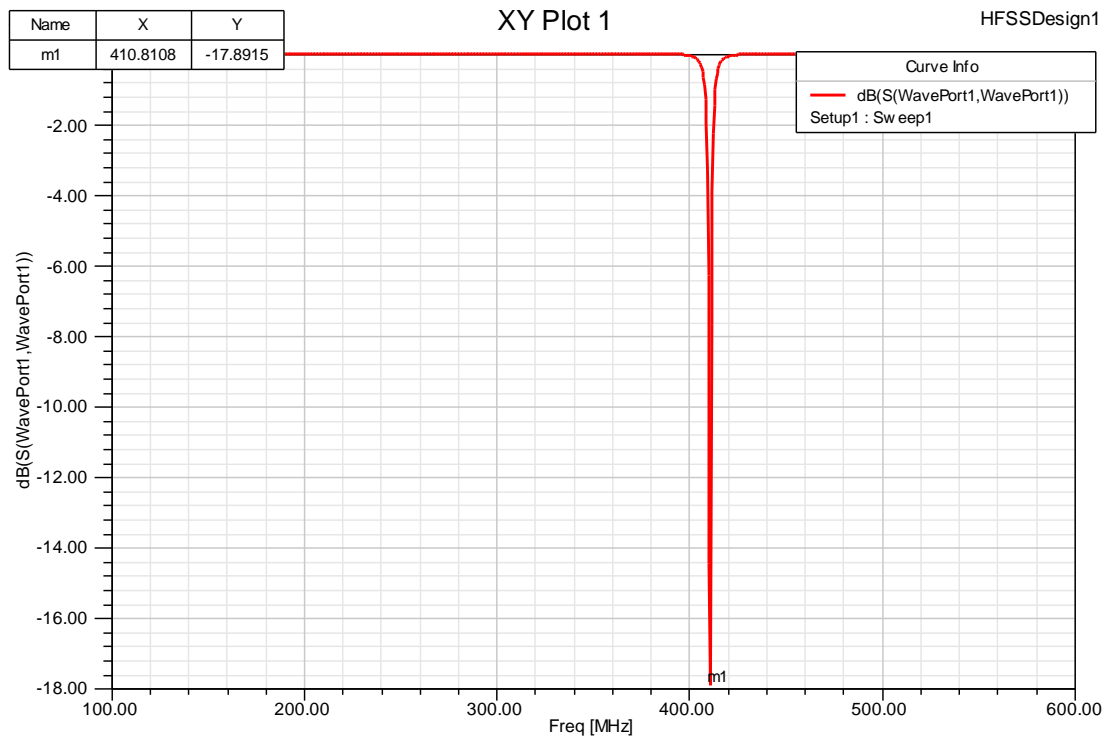
Στη συνέχεια τα αποτελέσματα της προσομοίωσης στο περιβάλλον HFSS. Η κεραία πράγματι εμφανίζει συντονισμό, όπως φαίνεται απ' την Εικόνα 3.2, πολύ κοντά στην επιθυμητή συχνότητα των 402 MHz. Πιο συγκεκριμένα ο συντελεστής ανάκλασης της κεραίας παίρνει τιμή -17.9 dB στη συχνότητα των 411 MHz. Περαιτέρω βελτιστοποίηση της κεραίας θα μπορούσε να επιτύχει συντονισμό εντός της περιοχής MICS (402 – 405 MHz).

Πίνακας 3.1: Χαρακτηριστικά ομοαξονικού καλωδίου που μοντελοποιήθηκε στο περιβάλλον HFSS.

HUBER + SUHNER Coaxial Cable: EZ_47_AL_TP		
	Υλικό	Διάμετρος
Κεντρικός αγωγός	Μέταλλο	0.29mm
Διηλεκτρικό	PTFE	0.93mm
Εξωτερικός αγωγός	Αλουμίνιο / TP	1.19mm

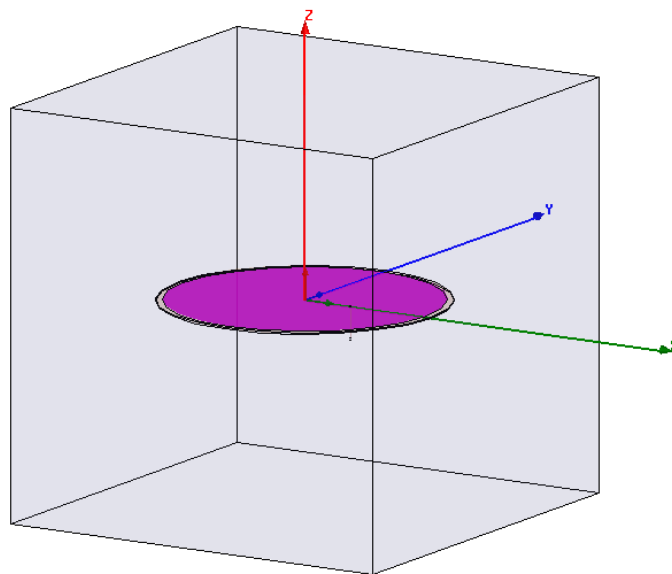


Εικόνα 3.1: Κυκλική κεραία μικροταινίας με συχνότητα συντονισμού 402 MHz: (α) Τρισδιάστατη όψη, (β) Κάτοψη, και (γ) Πλάγια όψη.

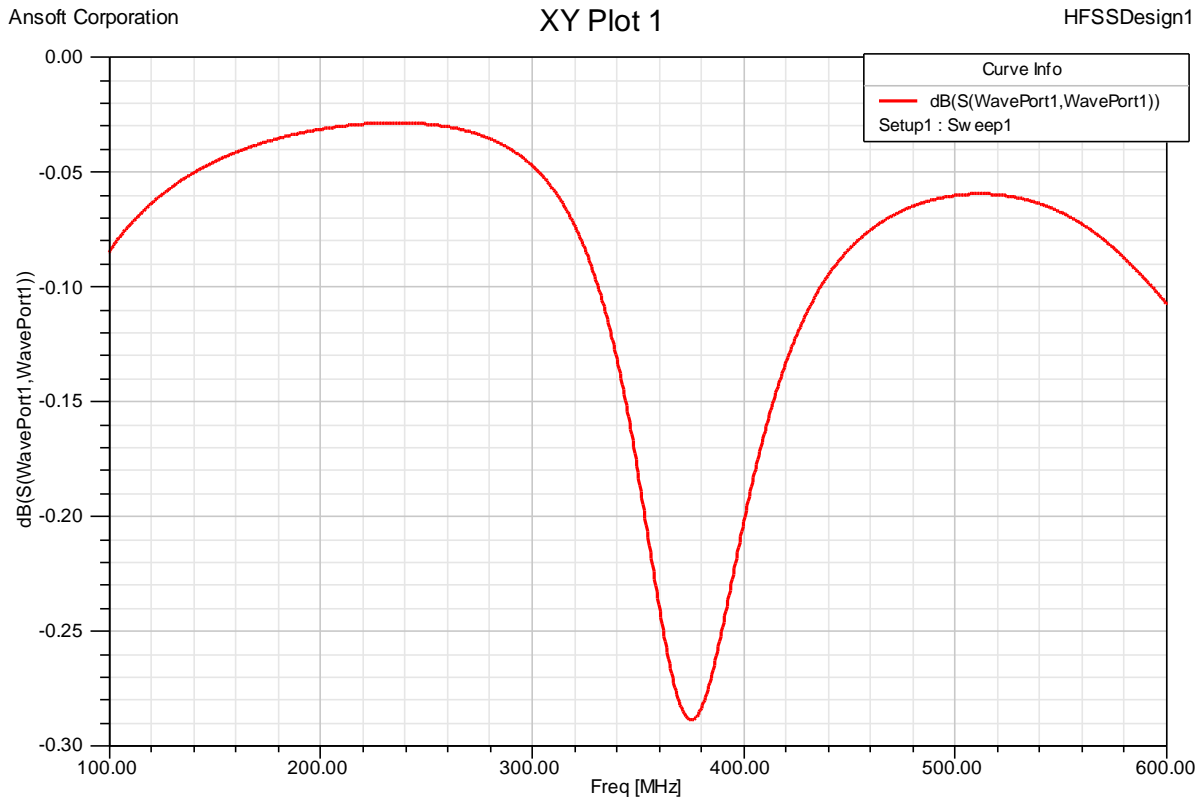


Εικόνα 3.2: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης (S_{11}) συναρτήσει της συχνότητας.

Στη συνέχεια, η ίδια κεραία τοποθετήθηκε εντός ιστού δέρματος. Ο ιστός δέρματος μοντελοποιήθηκε από ένα κυβικό μοντέλο με διαστάσεις $20\text{cm} \times 20\text{cm} \times 20\text{cm}$, ο οποίος προσομοιώνει τις ηλεκτρικές ιδιότητες του ανθρώπινου ιστού στη συγκεκριμένη περιοχή συχνοτήτων. Η σχετική διηλεκτρική σταθερά του κυβικού μοντέλου δέρματος που χρησιμοποιήθηκε ήταν σταθερή για τη συγκεκριμένη προσομοίωση και ίση με 46.741, τιμή που αντιπροσωπεύει την διηλεκτρική σταθερά του ανθρώπινου ιστού στα 402MHz [38]. Αντίστοιχα η τιμή της αγωγιμότητας ήταν σταθερή και ίση με $\sigma = 0.68892\text{S/m}$.



Εικόνα 3.3: Κυκλική κεραία εμφυτευμένη στο κυβικό μοντέλο ιστού ($V = 8000\text{cm}^3$) με ηλεκτρικές ιδιότητες που προσομοιώνουν αυτές του ανθρώπινου ιστού.



Εικόνα 3.4: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης (S_{11}) συναρτήσει της συχνότητας.

Όπως ήταν αναμενόμενο, ο συντονισμός της εμφυτεύσιμης πλέον κεραίας έχει αλλάξει και η κεραία δεν παρουσιάζει συντονισμό στην περιοχή MICS ή τουλάχιστον κοντά σε αυτήν όπως στην προηγούμενη περίπτωση. Η συμπεριφορά της κεραίας έχει αλλάξει σημαντικά. Η παρουσία του βιολογικού ιστού στη συγκεκριμένη προσομοίωση επιδρά στην ενεργό διηλεκτρική σταθερά της διάταξης, οδηγώντας σε μείωση του μήκους κύματος και αύξηση του ενεργού ηλεκτρικού μήκους της κεραίας. Ως αποτέλεσμα όλης αυτής της διαδικασίας, η συχνότητα συντονισμού επηρεάζεται και μάλιστα σημαντικά [70], [71], [72]. Το γεγονός αυτό επιβάλλει την ανάγκη εξεύρεσης μιας διαφορετικής φιλοσοφίας σχεδίασης, έτσι ώστε η κεραία που θα προκύψει τελικά να μπορεί να λειτουργήσει με τα επιθυμητά χαρακτηριστικά στην περιοχή των 402 MHz εντός του κύβου που προσομοιώνει τον ανθρώπινο ιστό.

3.1.2 Σχεδίαση εντός ιστού δέρματος

Στην απλοποιημένη περίπτωση μιας διπολικής κεραίας ημίσεως κύματος, προκειμένου το δίπολο να συντονιστεί όταν εμφυτευτεί σε ιστό διηλεκτρικής σταθεράς ϵ_r σε συχνότητα f_r θα πρέπει στον αέρα το ίδιο δίπολο να παρουσιάζει συντονισμό σε συχνότητα $f_r\sqrt{\epsilon_r}$. Η παραπάνω σχέση προκύπτει ακολουθώντας τον απλό συλλογισμό που ακολουθεί.

Για την ταχύτητα ενός κύματος που εκπέμπεται από ένα δίπολο ημίσεως κύματος, στον κενό χώρο, προκύπτει ότι:

$$c = \lambda_0 f \quad (3.3)$$

Η ταχύτητα του ίδιου κύματος σε ένα υλικό με ίδια μαγνητική διαπερατότητα με αυτή του κενού και σχετική διηλεκτρική σταθερά ϵ_r προκύπτει ως:

$$v = \lambda_r f \quad (3.4)$$

Διαιρώντας τις σχέσεις (3.3) και (3.4) κατά μέλη κάνοντας χρήση της σχέσης $v = \frac{1}{\sqrt{\mu\epsilon}}$ προκύπτει ότι:

$$\lambda_r = \frac{\lambda_0}{\sqrt{\epsilon_r}} \quad (3.5)$$

Τοποθετώντας ένα δίπολο σε υλικό με σχετική διηλεκτρική σταθερά ϵ_r και μαγνητική διαπερατότητα ίδια με αυτή του κενού προκύπτει για το μήκος του ότι:

$$L_r = \frac{\lambda_r}{2} = \frac{\lambda_0/\sqrt{\epsilon_r}}{2} = \frac{L_0}{\sqrt{\epsilon_r}} \quad (3.6)$$

Η σχέση που συνδέει τη συχνότητα συντονισμού του διπόλου ημίσεως κύματος με το μήκος του [73] είναι:

$$L = \frac{143}{f} \quad (3.7)$$

Αντικαθιστώντας το μήκος του διπόλου για τις δύο κεραίες (διηλεκτρικό και κενός χώρος) στην σχέση (3.7) και διαιρώντας κατά μέλη προκύπτει ότι:

$$f_{air} = f_r \sqrt{\epsilon_r} \quad (3.8)$$

όπου:

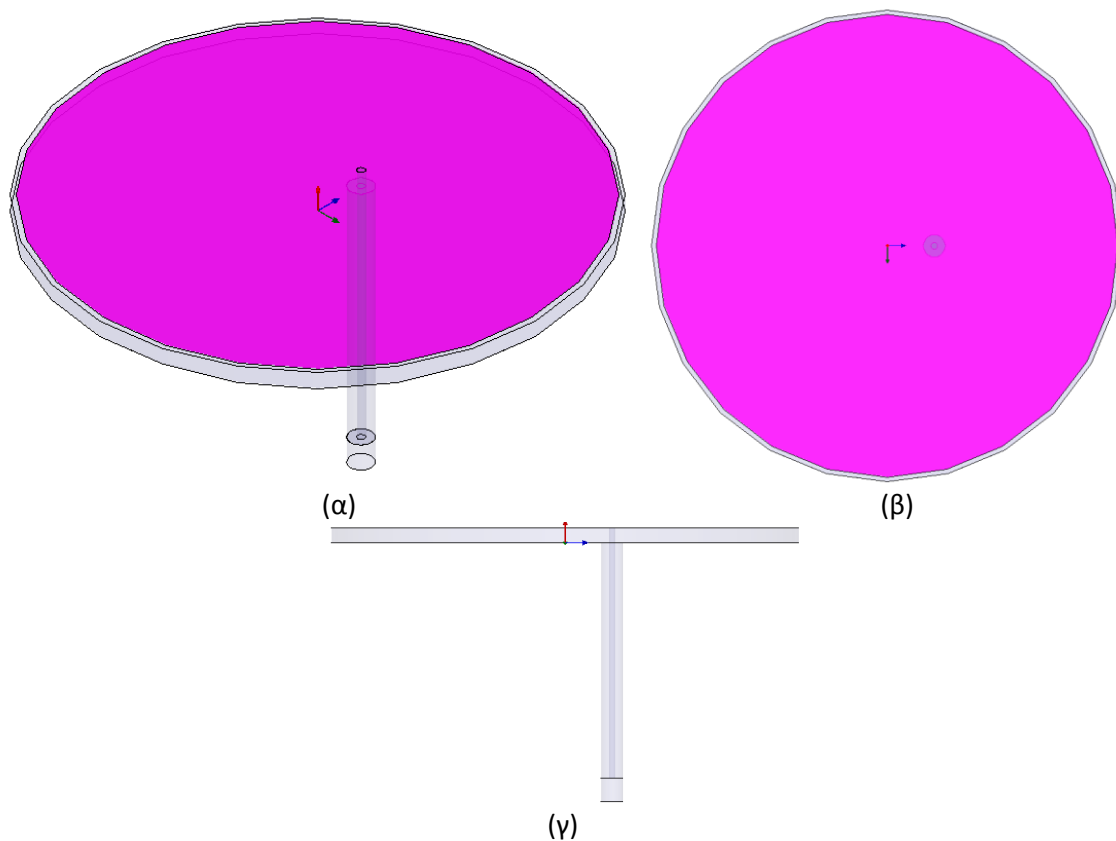
f_{air} : η συχνότητα που εμφανίζει το δίπολο στον κενό χώρο

f_r : η συχνότητα που εμφανίζει το δίπολο στο διηλεκτρικό

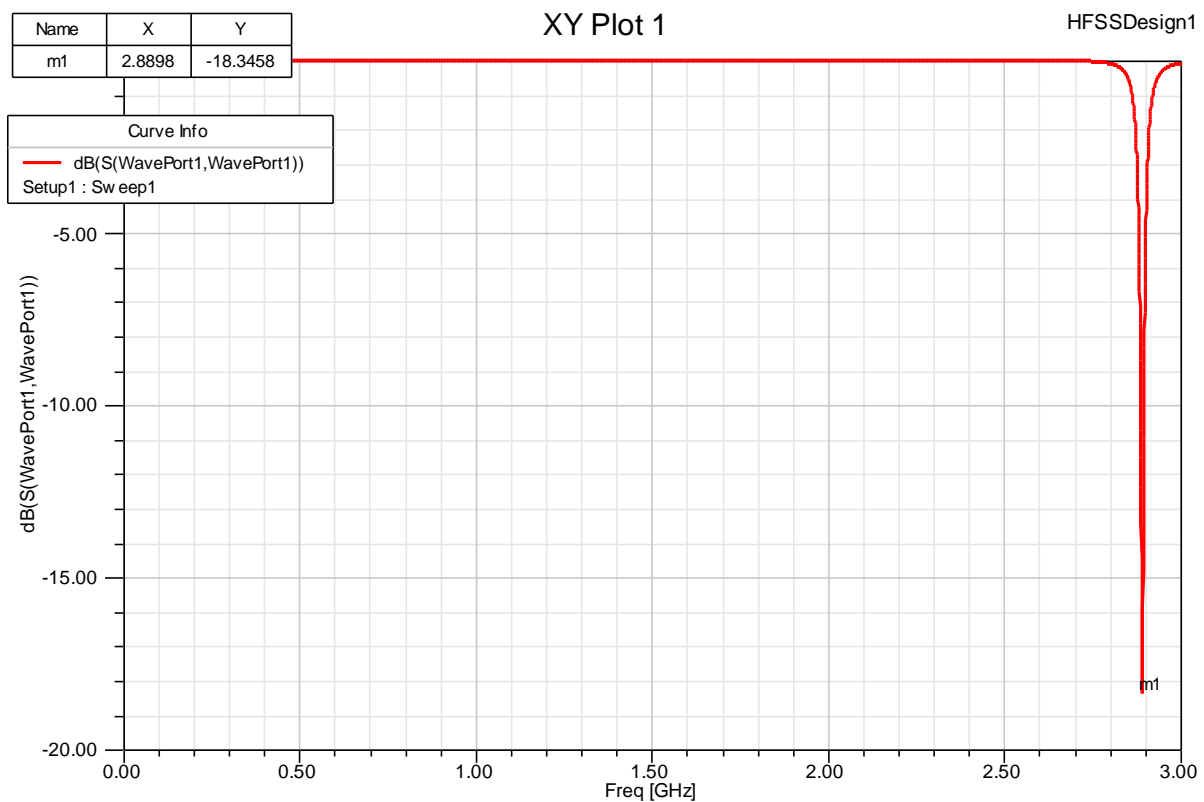
Η φιλοσοφία της συγκεκριμένης σχεδίασης υποθέτει ότι για την κεραία μικροταινίας ισχύει προσεγγιστικά κάτι αντίστοιχο με αυτό που συμβαίνει με το δίπολο ημίσεως κύματος. Για το συντονισμό της κεραίας εντός ιστού διηλεκτρικής σταθεράς $\epsilon_r = 46.741$ στα 402 MHz [38] θα πρέπει η κεραία να συντονίζεται στον αέρα σε συχνότητα $402 \cdot \sqrt{46.741} \text{ MHz}$. Προκύπτει λοιπόν ότι η συχνότητα συντονισμού της κεραίας στον αέρα θα είναι:

$$f_{air} = 2.75 \text{ GHz}$$

Η κεραία που σχεδιάστηκε στο HFSS φαίνεται στην Εικόνα 3.5. Στη συνέχεια παρουσιάζονται τα αποτελέσματα από την προσομοίωση.



Εικόνα 3.5: Κυκλική κεραία μικροταινίας με συχνότητα συντονισμού 2.7 GHz: (α) Τρισδιάστατη όψη, (β) Κάτοψη, και (γ) Πλάγια όψη.

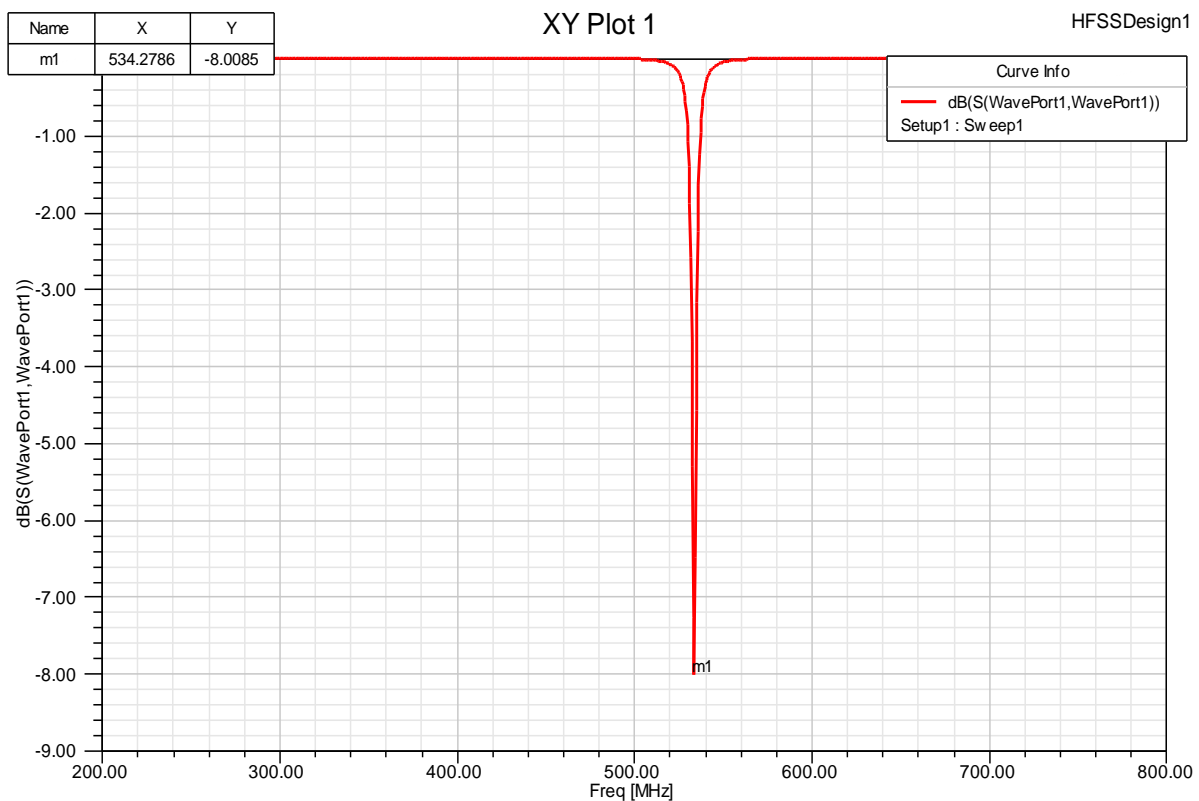


Εικόνα 3.6: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης (S_{11}) συναρτήσει της συχνότητας.

Ο συντονισμός της κεραίας που προέκυψε δεν είναι ακριβώς στα $2.7GHz$, όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.6. Η κεραία εμφανίζει συντονισμό στα $2.89GHz$ και συντελεστή ανάκλασης στα $-18.3dB$. Παρόλα αυτά, η αποτελεσματικότητα της σχεδίασης θα κριθεί από την προσομοίωση της κεραίας εντός του ανθρώπινου ιστού, διότι αυτός ήταν και ο αρχικός στόχος.

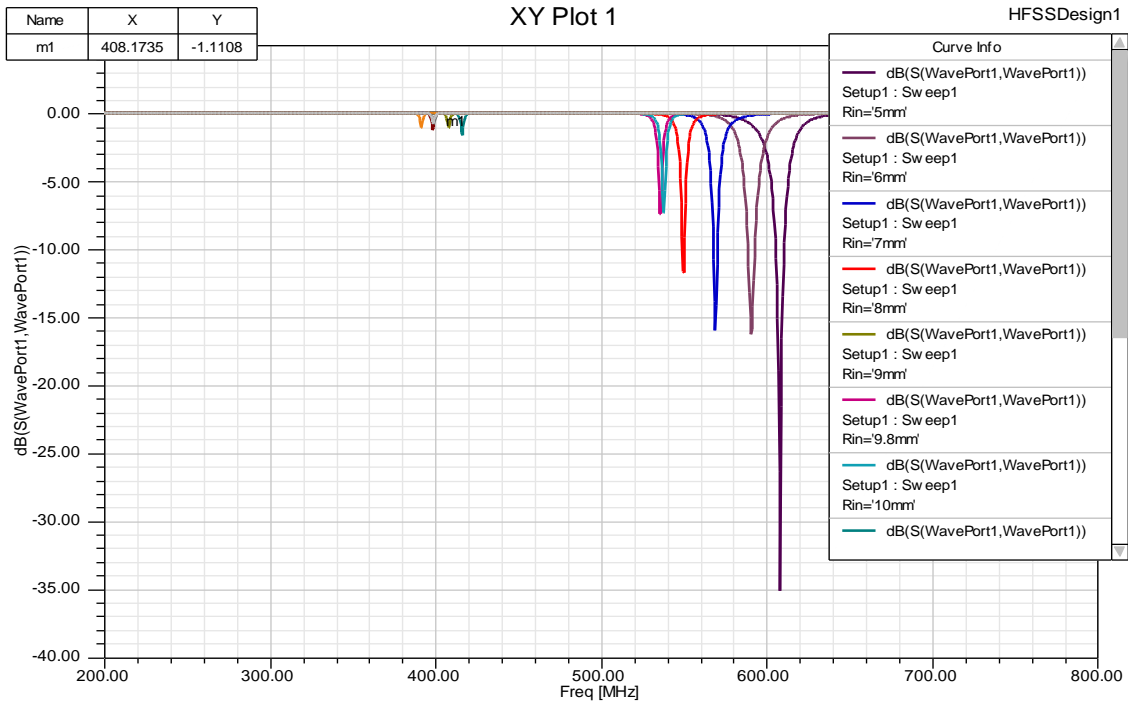
Στη συνέχεια η κεραία τοποθετήθηκε στον ίδιο κύβο ο οποίος είχε χρησιμοποιηθεί και στην προηγούμενη κεραία για να προσομοιώσει τα χαρακτηριστικά του ανθρώπινου ιστού. Το διάγραμμα για τον συντελεστή ανάκλασης που προέκυψε από τη συγκεκριμένη προσομοίωση ακολουθεί στην Εικόνα 3.7. Στο διάγραμμα αυτό παρατηρούμε ότι ο συντονισμός της κεραίας δεν εμφανίζεται στα $402 MHz$ αλλά σε μία υψηλότερη συχνότητα, τα $534MHz$. Το συγκεκριμένο αποτέλεσμα ήταν αναμενόμενο αφού στην θεώρηση μας κατά τη διάρκεια της σχεδίασης υποθέσαμε ότι η συγκεκριμένη κεραία θα συμπεριφερθεί όπως ένα δίπολο. Παρόλα αυτά, το αποτέλεσμα που παίρνουμε είναι πολύ σημαντικό. Κάνοντας τη συγκεκριμένη παραδοχή, η προσομοίωση καταλήγει σε μία κεραία η οποία εμφανίζει συντονισμό σε συχνότητα πολύ κοντινή με αυτή που είχε τεθεί ως προδιαγραφή. Βέβαια ο συντελεστής ανάκλασης δεν έχει την επιθυμητή τιμή (κοντά στα $-20 dB$) και φυσικά δεν εμφανίζεται ο συντονισμός όπως είναι φανερό από το διάγραμμα στην συχνότητα των $402 MHz$.

Λόγω ακριβώς του ότι η θεώρηση αυτή έδωσε αρκετά κοντινά αποτελέσματα με τα αναμενόμενα κρίθηκε αναγκαίο να μελετηθεί η συγκεκριμένη κεραία περαιτέρω μεταβάλλοντας τις παραμέτρους ελευθερίας, δηλαδή την ακτίνα της κεραίας και το σημείο τροφοδοσίας, ώστε να ληφθούν όσο το δυνατόν καλύτερα, πιο κοντά στα επιθυμητά, αποτελέσματα.



Εικόνα 3.7: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης (S_{11}) συναρτήσει της συχνότητας.

Στην πρώτη προσομοίωση κρίθηκε αναγκαίο να μελετηθεί το κατεξοχήν χαρακτηριστικό μέγεθος μιας κυκλικής κεραίας μικροταινίας, η ακτίνα της. Σκοπός αυτής της παραμετρικής μελέτης είναι η κατανόηση της μεταβολής της συχνότητας συντονισμού συναρτήσει της ακτίνας R_{in} της κεραίας. Στη συγκεκριμένη προσομοίωση το σημείο τροφοδοσίας παραμένει σταθερό στο σημείο $(0mm, 2mm)$. Η ακτίνα R_{in} λαμβάνει τιμές στο διάστημα $(5mm, 15mm)$ με βήμα $1mm$. Συνολικά η προσομοίωση αφορά δέκα διαφορετικές ακτίνες της κεραίας. Όπως φαίνεται και στην Εικόνα 3.8 ο πιο κοντινός συντονισμός στη ζώνη MICS που παρατηρήθηκε είναι με ακτίνα $9mm$ για συχνότητα $408.2 MHz$ και συντελεστή ανάκλασης $S_{11} = -1.11dB$.



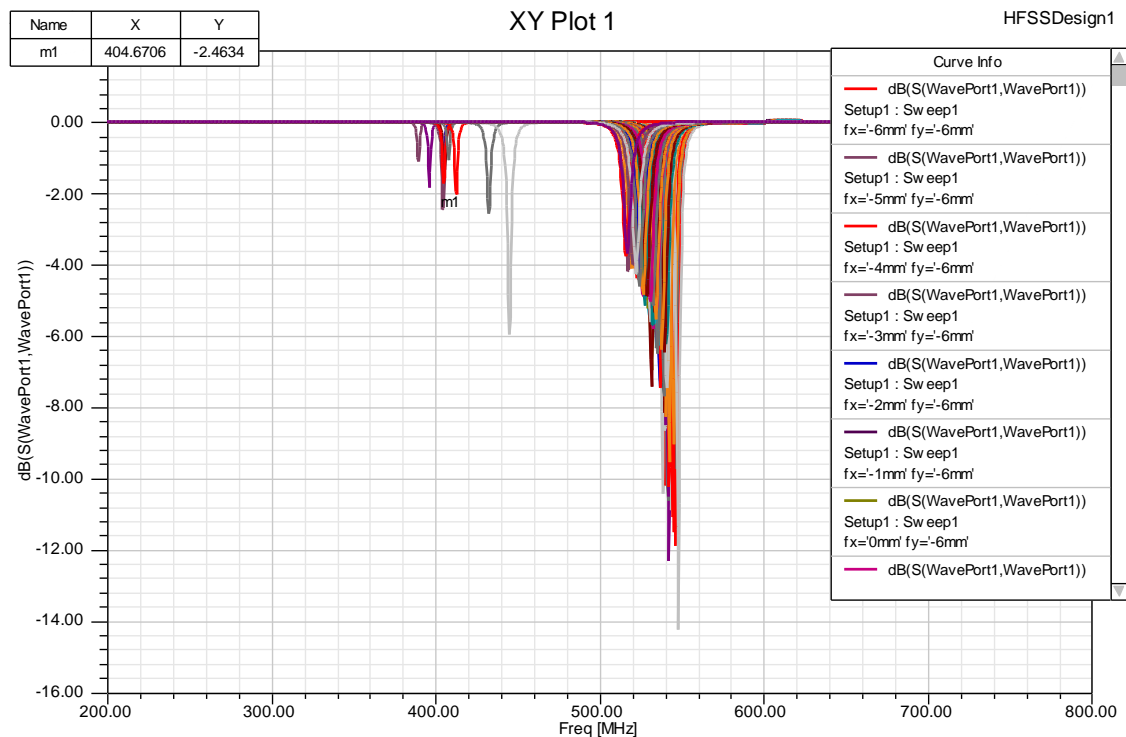
Εικόνα 3.8: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης (S_{11}) για διάφορες τιμές ακτίνας R_{in} της κυκλικής κεραίας.

Στη συνέχεια έγινε μια ακόμη προσομοίωση αυτή τη φορά για να μελετηθεί η επίδραση της θέσης τροφοδοσίας στην συχνότητα συντονισμού και του συντελεστή ανάκλασης της κεραίας. Οι συντεταγμένες του σημείου τροφοδοσίας καθορίζονται μονοσήμαντα από τις δύο μεταβλητές f_x και f_y . Για τη συγκεκριμένη παραμετρική μελέτη της κεραίας η ακτίνα της κεραίας επιλέχθηκε στα $9mm$ και οι μεταβλητές f_x , f_y ορίστηκαν ως εξής:

Πίνακας 3.2: Μεταβλητές f_x , f_y του σημείου τροφοδοσίας για την πρώτη προσομοίωση.

Μεταβλητή f_x	
Μεταβολή	$(-6mm, 6mm)$
Βήμα	1mm
Μεταβλητή f_y	
Μεταβολή	$(-6mm, 6mm)$
Βήμα	1mm

Τα αποτελέσματα από την παρουσιάζονται στην Εικόνα 3.9. Αν και οι προσομοιώσεις είναι αρκετές, αυτό που έχει ιδιαίτερη αξία είναι η γενική εικόνα του διαγράμματος. Όπως είναι φανερό η κεραία, αν και παρουσιάζει για συγκεκριμένες τιμές των f_x , f_y συντονισμούς στη ζώνη MICS, ο συντελεστής ανάκλασης για τα συγκεκριμένα σημεία είναι πολύ μικρός κατ' απόλυτη τιμή και άρα η κεραία δε μπορεί να λειτουργήσει αποδοτικά στη συγκεκριμένη περιοχή. Κρίθηκε αναγκαίο λοιπόν να μελετηθούν όλες οι παράμετροι ελευθερίας ταυτόχρονα σε μία νέα προσομοίωση, για την εξεύρεση του βέλτιστου σημείου λειτουργίας.



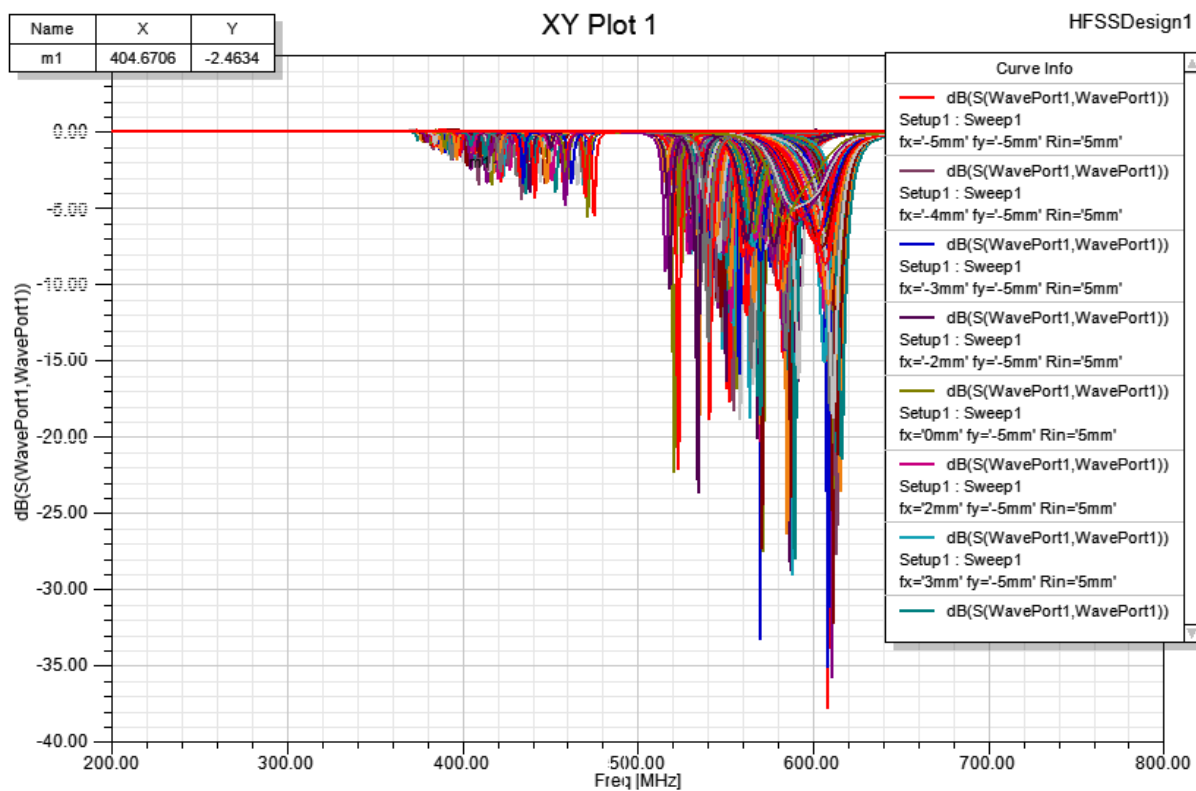
Εικόνα 3.9: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης (S_{11}) για διαφορετικές θέσεις τροφοδοσίας της κυκλικής κεραίας.

Στην τελευταία προσομοίωση για τη συγκεκριμένη κεραία, τόσο η ακτίνα R_{in} της κεραίας όσο και οι συντεταγμένες (f_x , f_y) του σημείου τροφοδοσίας μεταβάλλονται. Στον Πίνακα 3.3 παρουσιάζονται οι μεταβλητές της τελευταίας προσομοίωσης για τη συγκεκριμένη κεραία.

Πίνακας 3.3: Μεταβλητές f_x , f_y , R_{in} της προσομοίωσης.

Μεταβλητή f_x	
Μεταβολή	(-5mm, 5mm)
Βήμα	1mm
Μεταβλητή f_y	
Μεταβολή	(-5mm, 5mm)
Βήμα	1mm
Μεταβλητή R_{in}	
Μεταβολή	(-5mm, 15mm)
Βήμα	1mm

Τα αποτελέσματα από την προσομοίωση παρουσιάζονται στην Εικόνα 3.10. Τα αποτελέσματα είναι πολύ κοντινά με αυτά της προηγούμενης προσομοίωσης. Αν και η κεραία δίνει πολύ καλά αποτελέσματα για τη τιμή του συντελεστή ανάκλασης σε συχνότητες ανάμεσα στα 500 MHz και τα 650 MHz, οι τιμές του συντελεστή ανάκλασης στην περιοχή των 402 MHz δεν ξεπερνούν τα -3 dB. Στην ζώνη MICS, ο βέλτιστος συντονισμός που παρατηρήθηκε ήταν σε συχνότητα 404.7 MHz με συντελεστή ανάκλασης -2.46 dB.



Εικόνα 3.10: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης (S_{11}) για διαφορετικές θέσεις τροφοδοσίας και ακτίνα R_{in} της κυκλικής κεραίας.

3.1.3 Συμπεράσματα

Για την πρώτη κεραία που σχεδιάστηκε ($a = 6.7\text{cm}$, συντονισμός στα 402 MHz σε ελεύθερο χώρο):

- Η μαθηματική θεώρηση και οι αναλυτικοί τύποι για τη συχνότητα συντονισμού μιας κυκλικής κεραίας μικροταινίας οδηγούν σε πολύ ακριβή αποτελέσματα. Πράγματι, η συχνότητα συντονισμού της κεραίας που προέκυψε από τη συγκεκριμένη φιλοσοφία σχεδίασης, προέκυψε στα 410.8 MHz δίνοντας συντελεστή ανάκλασης -17.9 dB .
- Αν και τα αποτελέσματα είναι πολύ ενθαρρυντικά σε σχέση με τη συχνότητα συντονισμού και τον συντελεστή ανάκλασης, το εύρος ζώνης της συγκεκριμένη κεραίας είναι πολύ μικρό. Θεωρώντας ως κριτήριο για τον υπολογισμό του εύρους ζώνης την πτώση του συντελεστή ανάκλασης κατά 10 dB κατ' απόλυτη τιμή από το μέγιστο, προκύπτει ότι το εύρος ζώνης της συγκεκριμένης κεραίας είναι 48.65 kHz γύρω από τη συχνότητα συντονισμού που είναι 410.8 MHz . Συνεπώς η συγκεκριμένη κεραία αποδεικνύεται ιδιαίτερα ευαίσθητη σε φαινόμενα αποσυντονισμού.
- Το μέγεθος της κεραίας είναι πολύ μεγάλο με την προοπτική της εμφύτευσης της σε κάποιο ανθρώπινο ιστό. Έχει ήδη αναφερθεί στο κύριο μέρος της εργασίας ότι η εμφύτευση της κεραίας σε ανθρώπινο ιστό αναμένεται να μικρύνει σημαντικά τις διαστάσεις της, κάτι το οποίο επιβεβαιώθηκε και πειραματικά με τις επόμενες κεραίες. Ο λόγος που συμβαίνει αυτό είναι διότι ο ανθρώπινος ιστός έχει πολύ μεγαλύτερη διηλεκτρική σταθερά απ' ότι ο αέρας. Η εμφύτευση της κεραίας στον ανθρώπινο ιστό, όπως έχει ήδη αναφερθεί, αυξάνει την ενεργό διηλεκτρική σταθερά της κεραίας. Το αποτέλεσμα που προκύπτει είναι ότι για την ίδια συχνότητα συντονισμού οι διαστάσεις της κεραίας μειώνονται σημαντικά όταν αυτή εμφυτεύεται στον ανθρώπινο ιστό [62].

Εν συνεχεία η προηγούμενη κεραία τοποθετήθηκε εντός υλικού που μοντελοποιεί τις ηλεκτρικές ιδιότητες του ανθρώπινου ιστού στη ζώνη MICS (Εικόνα 3.4).

- Όπως ήταν αναμενόμενο, η κεραία δεν συντονίζει πλέον στα 402 MHz . Η εισαγωγή υλικού με διηλεκτρική σταθερά διαφορετική του κενού αλλάζει την ενεργό διηλεκτρική σταθερά της κεραίας με αποτέλεσμα να εμφανίζει συντονισμό σε διαφορετική συχνότητα απ' αυτή που παρουσίαζε η κεραία στον κενό χώρο.
- Ο νέος συντονισμός της κεραίας δεν έχει ιδιαίτερο ενδιαφέρον αφού η σχεδίαση πρέπει να γίνει εξ' αρχής με δεδομένο τον ανθρώπινο ιστό ως υλικό που περιβάλλει την κεραία μικροταινίας. Γι αυτό και η συγκεκριμένη κεραία δε μελετήθηκε περαιτέρω εντός του ανθρώπινου ιστού.

Η τελευταία κεραία που σχεδιάστηκε σε αυτή την ενότητα είχε ως στόχο να λειτουργήσει στην περιοχή MICS εντός του ανθρώπινου ιστού.

- Για τη συγκεκριμένη κεραία ο συντονισμός της σε κενό χώρο υπολογίσθηκε θεωρητικά μέσω της σχέσης (3.8) στα 2.75 GHz . Πράγματι, η ακριβής συχνότητα συντονισμού της συγκεκριμένης κεραίας υπολογίσθηκε πειραματικά στα 2.89 GHz .
- Η κεραία παρουσίασε συντονισμό σε συχνότητα $f_r = 534.3\text{ MHz}$ με συντελεστή ανάκλασης $S_{11} = -8.01\text{ dB}$. Τα συγκεκριμένα αποτελέσματα, αν και δεν είναι τα

επιθυμητά βρίσκονται πολύ κοντά στις τιμές που είχαν τεθεί ως προδιαγραφές για τη σχεδίαση. Για το λόγο αυτό κρίθηκε σκόπιμο να μελετηθεί παραμετρικά η συγκεκριμένη σχεδίαση έτσι ώστε να λάβουμε όσο το δυνατόν καλύτερα αποτελέσματα.

- Με βάση την πρώτη παραμετρική μελέτη (Εικόνα 3.8) η ακτίνα της κεραίας επηρεάζει σημαντικά τόσο τη συχνότητα συντονισμού της κεραίας όσο και την τιμή του συντελεστή ανάκλασης. Παρόλα αυτά, γίνεται φανερό ότι αν και συγκεκριμένες τιμές της ακτίνας οδηγούν σε συντονισμό της κεραίας κοντά στη ζώνη MICS, ο συντελεστής ανάκλασης σε αυτές τις περιπτώσεις έχει πολύ μεγάλη τιμή κοντά στα -3 dB (η ιδανική τιμή θα πρέπει να πλησιάζει τα -20 dB).
- Στη συνέχεια έγιναν άλλες δύο παραμετρικές μελέτες της συγκεκριμένης σχεδίασης ούτως ώστε να εξευρεθεί το καλύτερο δυνατό σημείο λειτουργίας για την κεραία στην περιοχή των 402 MHz. Αν και οι παράμετροι είχαν τη μεγαλύτερη δυνατή ελευθερία ειδικά στην τελευταία προσομοίωση, όπου τόσο το σημείο τροφοδοσίας όσο και η ακτίνα της κεραίας είχαν μπει ως παράμετροι στην προσομοίωση, τα αποτελέσματα δεν έδειξαν κάτι σημαντικά καλύτερο απ' τις προηγούμενες προσομοιώσεις. Η συγκεκριμένη κεραία φαίνεται να δίνει συντονισμό με επιθυμητό συντελεστή ανάκλασης στην περιοχή των $500 - 600$ MHz, ενώ στην επιθυμητή περιοχή των 402 MHz ο συντελεστής ανάκλασης υστερεί σημαντικά με αποτέλεσμα η κεραία να είναι μη λειτουργική στην περιοχή συχνοτήτων που μας ενδιαφέρει. Οδηγούμαστε λοιπόν στο συμπέρασμα ότι πρέπει να αναζητηθούν άλλοι τρόποι μετατόπισης του σημείου συντονισμού της κεραίας. Αυτό πρέπει να γίνει με τέτοιο τρόπο ώστε να εξασφαλίζεται παράλληλα η όσο το δυνατόν μεγαλύτερη, κατ' απόλυτη τιμή, τιμή του συντελεστή ανάκλασης ώστε η κεραία που θα προκύψει τελικά να είναι λειτουργική.

Συνοψίζοντας, η βέλτιστη τιμή του συντελεστή ανάκλασης για τη τελευταία κεραία αυτής της ενότητας στην περιοχή MICS ήταν -2.46 dB σε συχνότητα 404.7 MHz. Για να επιτευχθεί αυτό οι παράμετροι της προσομοίωσης f_x, f_y, R είχαν τιμές:

Πίνακας 3.4: Βέλτιστες Θέσεις Παραμέτρων για τη κυκλική κεραία που σχεδιάστηκε.

Παράμετρος	Βέλτιστη Θέση
f_x	$3mm$
f_y	$0mm$
R_{in}	$9mm$

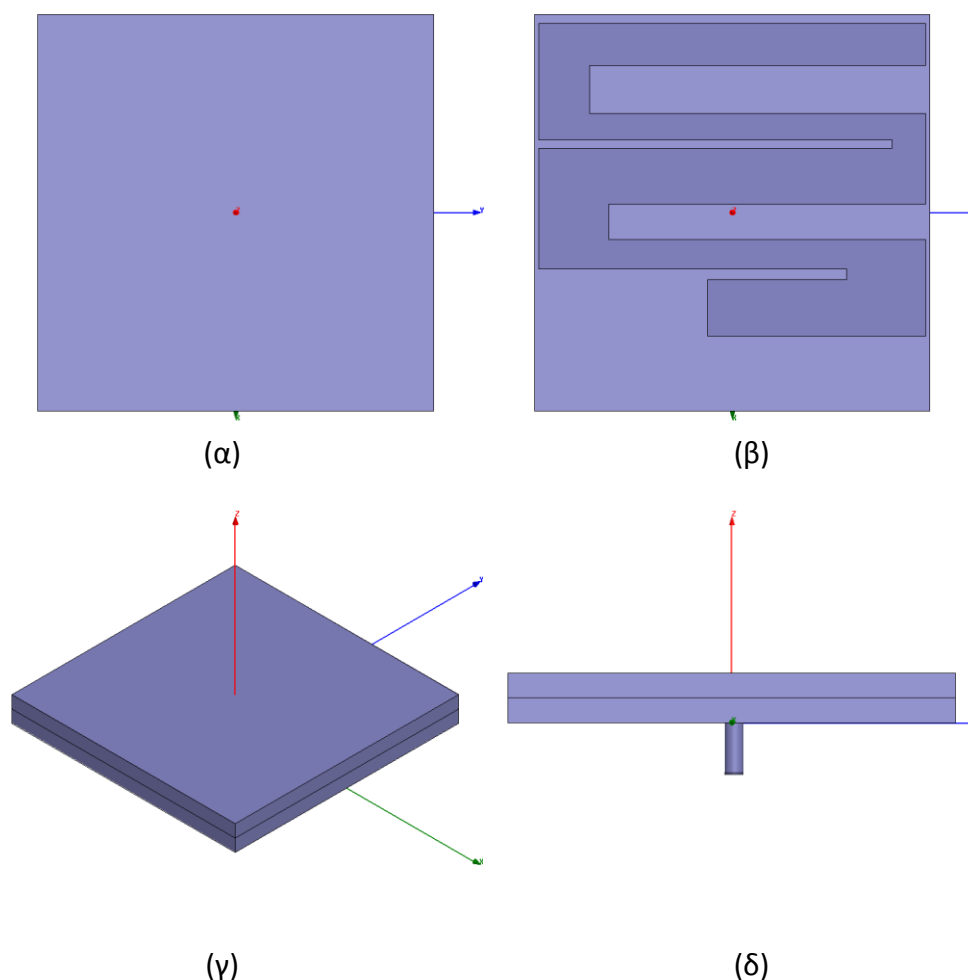
Όπως γίνεται φανερό η σχεδίαση μιας κυκλικής κεραίας μικροταινίας με απλή εφαρμογή της θεωρίας για τον κύριο τρόπο ταλάντωσης εντός ενός υλικού διαφορετικού του κενού δεν μπορεί να φέρει τα επιθυμητά αποτελέσματα. Αυτό έχει ως συνέπεια να αναζητηθούν εκ νέου διαφορετικές φιλοσοφίες σχεδίασης για τη συγκεκριμένη κεραία που θέλουμε να υλοποιήσουμε, χρησιμοποιώντας τις τεχνικές για σμίκρυνση και βελτίωση των χαρακτηριστικών των κεραίων μικροταινίας στις οποίες έχει γίνει ήδη αναφορά στο θεωρητικό κομμάτι της εργασίας. Η υιοθέτηση αυτών των τεχνικών θα επιτρέψει την δημιουργία επιπλέον βαθμών ελευθερίας σχεδίασης διότι αυτοί που ήδη χρησιμοποιήθηκαν αποδείχθηκαν ανεπαρκείς για να επιτευχθούν τα επιθυμητά αποτελέσματα.

3.2 Μελέτη Εμφυτεύσιμης Κεραίας Διπλής Ζώνης της Βιβλιογραφίας

Η επόμενη κεραία που σχεδιάστηκε στο περιβάλλον του HFSS είναι μια κεραία που συναντήθηκε στη βιβλιογραφία [20], [74]. Η κεραία αυτή είναι μια εμφυτεύσιμη κεραία μικρού μεγέθους που λειτουργεί σε δύο ζώνες συχνοτήτων, την MICS (402 – 405 MHz) και την ISM (2.4 – 2.48 GHz). Η κεραία αυτή προτείνεται για ένα σύστημα συνεχούς παρακολούθησης του επιπέδου της γλυκόζης στο αίμα. Παρόλα αυτά η χρήση της μπορεί να επεκταθεί σε οποιαδήποτε εφαρμογή που απαιτεί εμφύτευση κεραίας σε ιστό δέρματος. Στη συγκεκριμένη ενότητα γίνεται η μελέτη της κεραίας αυτής με στόχο την κατανόηση της επίδρασης των γεωμετρικών χαρακτηριστικών της στο τρόπο λειτουργίας της.

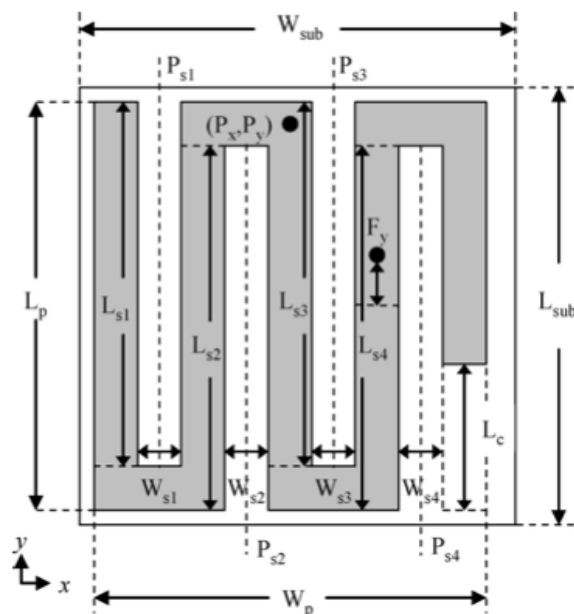
3.2.1 Αρχική Σχεδίαση

Σύμφωνα με την ανάλυση που γίνεται στη βιβλιογραφία [20], [74] τόσο για τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά της κεραίας όσο και για τα υλικά που χρησιμοποιούνται για την υλοποίησή της, προκύπτει το μοντέλο της κεραίας στο HFSS που φαίνεται στην Εικόνα 3.11.



Εικόνα 3.11: Σχεδίαση κεραίας διπλής ζώνης στο περιβάλλον HFSS.

Τα κρίσιμα γεωμετρικά χαρακτηριστικά που καθορίζουν τη λειτουργία της κεραίας παρουσιάζονται στην Εικόνα 3.12. Η αγώγιμη ταινία της κεραίας αποτελείται από τέσσερις εγκοπές οι οποίες ανάλογα με τις διαστάσεις τους καθορίζουν τους συντονισμούς και γενικότερα την συμπεριφορά της κεραίας. Στον Πίνακα 3.5 φαίνονται οι προτεινόμενες τιμές της βιβλιογραφίας για τις σχεδιαστικές παραμέτρους της κεραίας, που προήλθαν από αλγοριθμική βελτιστοποίηση (Particle Swarm Optimization).



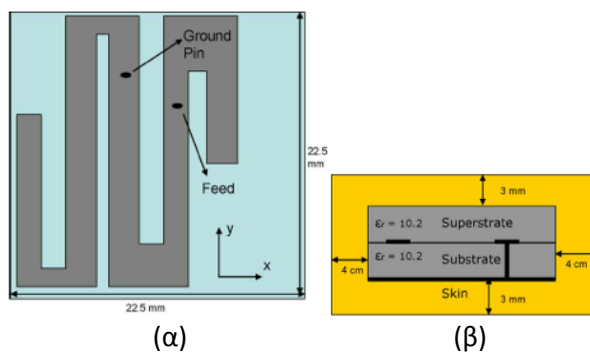
Εικόνα 3.12: Κρίσιμες παράμετροι σχεδίασης της κεραίας διπλής ζώνης της βιβλιογραφίας.

Πίνακας 3.5: Πίνακας παραμέτρων της κεραίας της βιβλιογραφίας.

Παράμετρος	Τιμή (σε mm)
P_{s1}	-7.0
W_{s1}	2.7
L_{s1}	19.1
P_{s2}	3.9
W_{s2}	0.5
L_{s2}	20.1
P_{s3}	0.5
W_{s3}	2.0
L_{s3}	18.0
P_{s4}	3.5
W_{s4}	0.6
L_{s4}	17.5
L_c	9.6
F_y	0.1
P_x	0.2
P_y	0.2

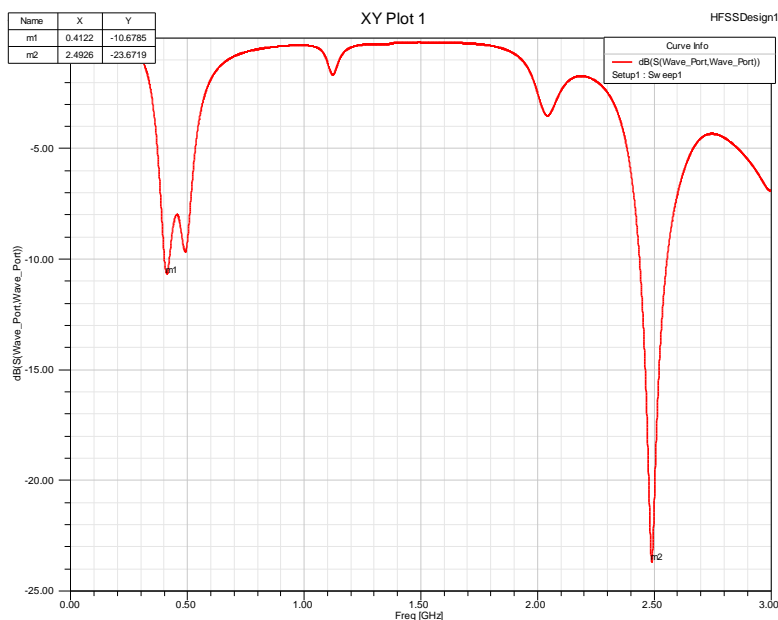
Οι διαστάσεις της κεραίας καθώς και του εξωτερικού κύβου που περιβάλλει την κεραία και προσομοιώνει τον ανθρώπινο ιστό φαίνονται στην Εικόνα 3.13. Η κεραία όπως

φαίνεται και από την Εικόνα 3.11 αποτελείται από το επίπεδο γείωσης, το υπόστρωμα (substrate), το επίπεδο ακτινοβολίας που βρίσκεται η αγώγιμη ταινία (patch) και ένα επιπλέον στρώμα πάνω από το επίπεδο ακτινοβολίας παρόμοιο με το υπόστρωμα (superstrate). Στη διάταξη επίσης περιλαμβάνεται ομοαξονικό καλώδιο που τροφοδοτεί την κεραία. Τόσο το υπόστρωμα όσο και το υπέρστρωμα υλοποιούνται με το υλικό που είχε χρησιμοποιηθεί και στην προηγούμενη ενότητα για τις κεραίες των 402 MHz (Rogers RO3210 με $\epsilon_r = 10.2$ και $\tan\delta = 0.003$). Αξίζει να σημειωθεί ότι στη συγκεκριμένη σχεδίαση λαμβάνει χώρα η βραχυκύκλωση του επιπέδου γείωσης με το επίπεδο ταινίας, μια από τις τεχνικές σμίκρυνσης των κεραιών μικροταινίας που αναφέρθηκαν στο κεφάλαιο 2.



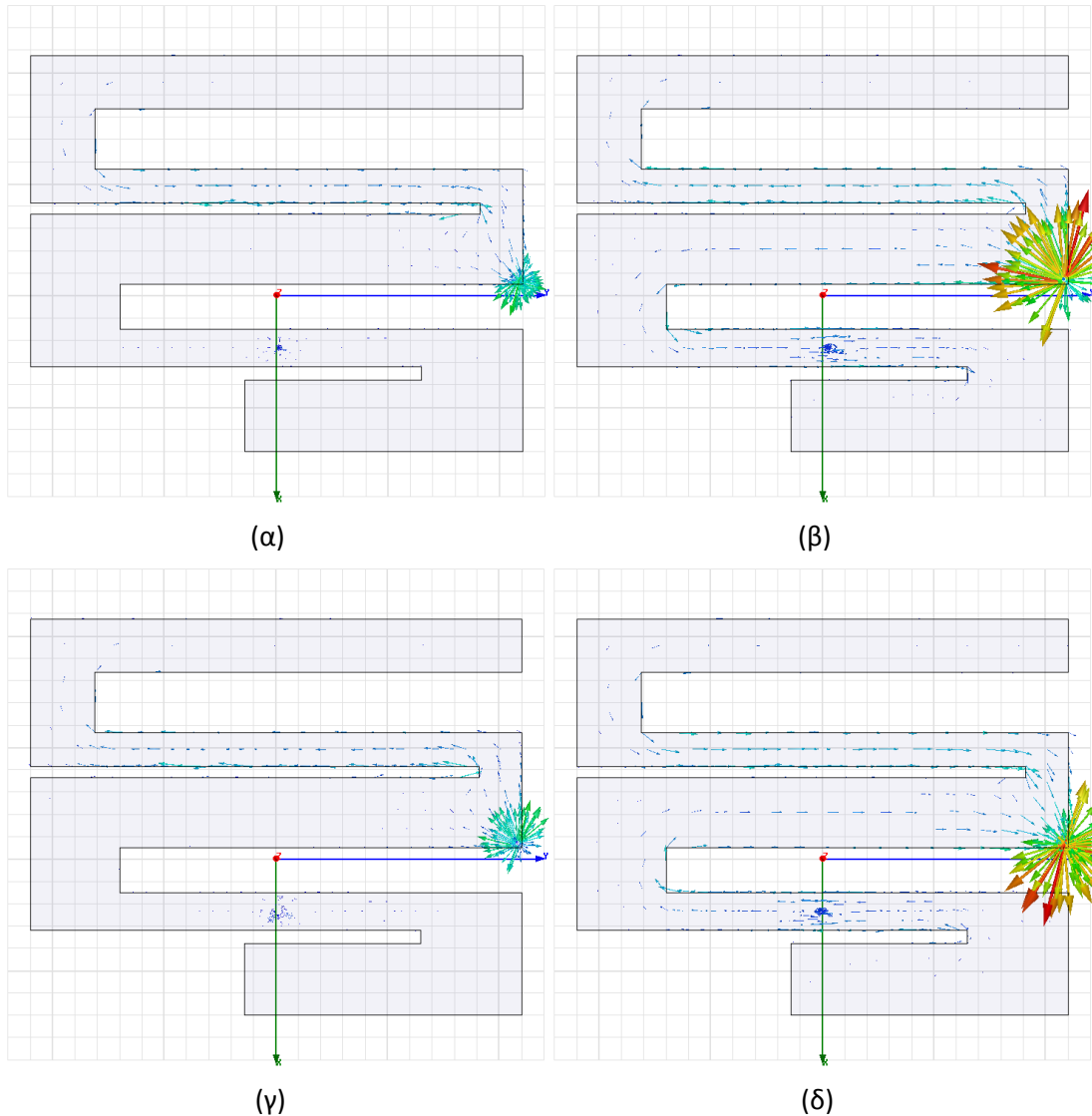
Εικόνα 3.13: Γεωμετρικά χαρακτηριστικά της κεραίας της βιβλιογραφίας. (α) Μέγεθος αγώγιμης ταινίας (β) Μέγεθος ιστού εμφύτευσης της κεραίας.

Η προσομοίωση της κεραίας στο HFSS κατέληξε στο διάγραμμα που παρουσιάζεται στην Εικόνα 3.14. Οι συντονισμοί της κεραίας εμφανίζονται στις συχνότητες 409.9MHz και 2.50 GHz με συντελεστές ανάκλασης -10.66 dB και -24.77 dB αντίστοιχα.



Εικόνα 3.14: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης (S_{11}) συναρτήσει της συχνότητας για την κεραία της βιβλιογραφίας.

Για να γίνει αντιληπτός ο τρόπος που λειτουργεί η κεραία και για ποιο λόγο παρουσιάζονται αυτοί οι δύο συντονισμοί στις ζώνες MICS και ISM πρέπει να εξετασθούν οι διαδρομές του ρεύματος στο επίπεδο ακτινοβολίας (patch). Αναμένουμε ότι πάνω στο αγώγιμο πλαίσιο δημιουργούνται δύο διαφορετικές διαδρομές του ρεύματος που αντιστοιχούν ουσιαστικά στους δύο συντονισμούς που παρατηρούνται στο διάγραμμα του συντελεστή ανάκλασης.



Εικόνα 3.15: Διάνυσμα πυκνότητας ρεύματος J (ζώνη MICS) στην αγώγιμη ταινία για διαφορετικές φάσεις. (α) Φάση $\varphi = 0^\circ$ (β) Φάση $\varphi = 90^\circ$ (γ) Φάση $\varphi = 180^\circ$ (δ) Φάση $\varphi = 270^\circ$.

Σύμφωνα με την Εικόνα 3.15, στη περιοχή MICS, η κύρια διαδρομή που ακολουθεί το ρεύμα είναι η διαδρομή που ξεκινάει από τον αγωγό γείωσης και καταλήγει στο άνω άκρο της κεραίας. Από 0° έως 180° το διάνυσμα της πυκνότητας του ρεύματος έχει κατεύθυνση από τον αγωγό γείωσης προς το άνω άκρο της κεραίας, ενώ από 180° έως 360° η διαδρομή που ακολουθεί το ρεύμα είναι από το άνω άκρο της κεραίας προς τον αγωγό γείωσης. Η ένταση του ρεύματος στη συγκεκριμένη περιοχή είναι η μεγαλύτερη που παρατηρείται για τη συγκεκριμένη συχνότητα. Παράλληλα παρατηρείται ροή ρεύματος από τον αγωγό γείωσης προς τον αγωγό τροφοδοσίας αλλά σημαντικά μικρότερης έντασης

Τα συγκεκριμένα συμπεράσματα μένουν να επιβεβαιωθούν και πειραματικά από την παραμετρική μελέτη των σχεδιαστικών χαρακτηριστικών που θα ακολουθήσει σε επόμενη ενότητα του κεφαλαίου.

3.2.2 Μελέτη Μοντελοποίησης των Ηλεκτρικών Ιδιοτήτων του Βιολογικού Ιστού Εμφύτευσης

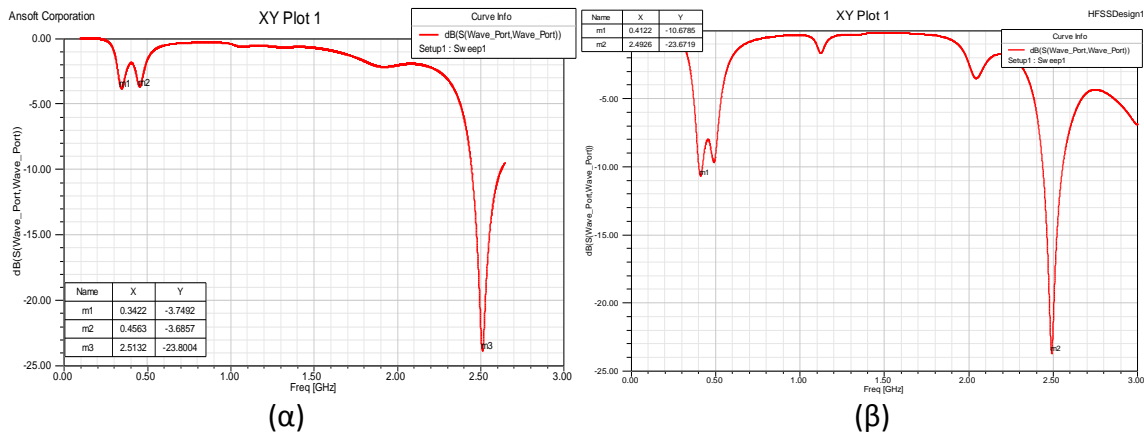
Όπως αναλύθηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο, οι ηλεκτρικές ιδιότητες των βιολογικών ιστών εξαρτώνται σημαντικά από τη συχνότητα του ηλεκτρομαγνητικού κύματος που αλληλεπιδρά μαζί τους. Υπάρχουν αναφορές ότι ακόμη και η ηλικία του ιστού σε ορισμένες περιπτώσεις επηρεάζει τις ηλεκτρικές του ιδιότητες. Μια από τις μεγαλύτερες προκλήσεις στη σχεδίαση και μελέτη μιας εμφυτεύσιμης κεραίας διπλής ζώνης είναι ακριβώς η μοντελοποίηση του ιστού στον οποίο η κεραία αυτή θα εμφυτευτεί.

Το HFSS δίνει αρκετές δυνατότητες για τη δημιουργία υλικών. Επίσης προσφέρει διάφορα μοντέλα για την εξάρτηση των ιδιοτήτων των υλικών αυτών από τη συχνότητα. Για τις ανάγκες της συγκεκριμένης εργασίας επιλέχθηκαν τρεις διαφορετικές μέθοδοι (*Debye Model*, *Frequency Dependent Data Points*, *Μοντέλο σταθερής διηλεκτρικής σταθεράς*) για να μοντελοποιηθεί ο ανθρώπινος ιστός και οι ιδιότητες τους. Απ' τις τρεις αυτές μεθόδους θα επιλεγεί η πιο αξιόπιστη για τη συνέχεια και τη δημιουργία της νέας κεραίας. Η επιλογή θα γίνει με βάση το ποια μέθοδος είναι πιο κοντά στα πειραματικά δεδομένα.

Η πρώτη μέθοδος, που αναφέρεται στο HFSS ως *Debye Model Input*, σχετίζεται με το μοντέλο Debye [75] και προτείνει μια εξίσωση για τον υπολογισμό των ηλεκτρικών χαρακτηριστικών του μοντέλου του ιστού με βάση τις αρχικές και τελικές τιμές της διηλεκτρικής σταθεράς και αγωγιμότητας στην περιοχή συχνοτήτων $100\text{ MHz} - 3\text{ GHz}$. Λαμβάνοντας αυτές τις τιμές από παρόμοια διαγράμματα με αυτά του κεφαλαίου 2 [32] σχηματίζουμε το υλικό που μοντελοποιεί σύμφωνα με το συγκεκριμένο μοντέλο τον ανθρώπινο ιστό. Μετά την τοποθέτηση της κεραίας σε κύβο ιστού, κάνοντας χρήση του συγκεκριμένου υλικού, και την ολοκλήρωση της προσομοίωσης προέκυψε το διάγραμμα για τον συντελεστή ανάκλασης που παρουσιάζεται στην Εικόνα 3.17α.

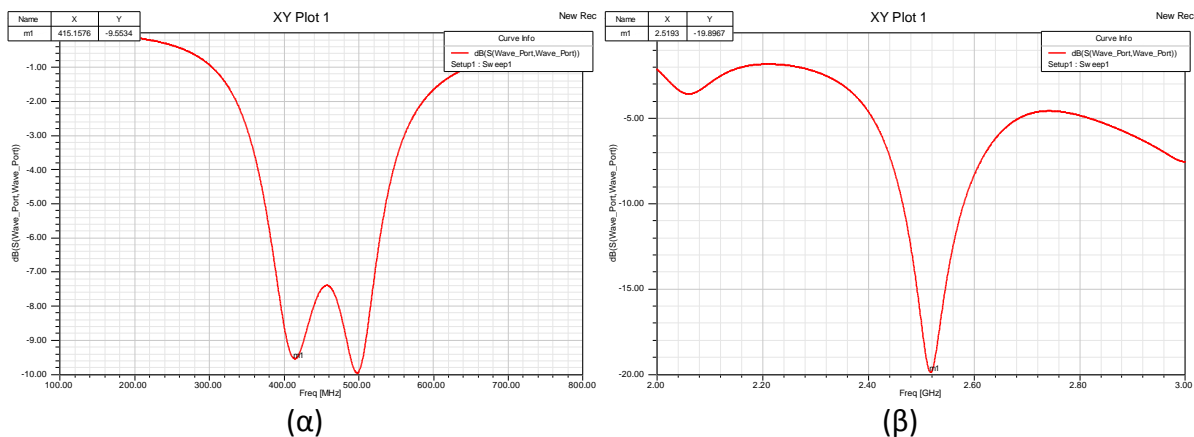
Η δεύτερη μέθοδος που επιλέχθηκε χρησιμοποιεί πειραματικές τιμές για την διηλεκτρική σταθερά και αγωγιμότητα του υλικού σε συγκεκριμένες τιμές συχνοτήτων. Για την εύρεση αυτών των τιμών που εισήχθησαν στο HFSS, για την δημιουργία του συγκεκριμένου υλικού, χρησιμοποιήθηκαν πειραματικές τιμές τόσο για τη διηλεκτρική σταθερά όσο και την αγωγιμότητα του ανθρώπινου ιστού συναρτήσει της συχνότητας [38]. Η κεραία τοποθετήθηκε και πάλι στο νέο υλικό και έγινε η προσομοίωση. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στην Εικόνα 3.17β.

Όπως ήταν αναμενόμενο το μοντέλο με τα πειραματικά δεδομένα δίνει ακριβέστερα αποτελέσματα στο σύνολο του φάσματος που εξετάζεται η συγκεκριμένη κεραία. Παρόλα αυτά, το μοντέλο αυτό του ανθρώπινου ιστού έχει ένα σημαντικό μειονέκτημα. Η υπολογιστική ισχύς που απαιτείται για την προσομοίωση είναι πολύ μεγαλύτερη σε σχέση με το μοντέλο Debye. Συγκριτικά με τα μοντέλα που είχαν χρησιμοποιηθεί μέχρι τώρα (σταθερής διηλεκτρικής σταθεράς και αγωγιμότητας) στις προηγούμενες κεραίες η απαιτούμενη υπολογιστική ισχύς είναι σημαντικά μεγαλύτερη. Επομένως στο σημείο αυτό έπρεπε να αναζητηθεί λύση για το συγκεκριμένο πρόβλημα.



Εικόνα 3.17: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης (S_{11}) συναρτήσει της συχνότητας (α) Μοντέλο Debye (β) Μοντέλο πειραματικών δεδομένων.

Ύστερα από ανάλυση προέκυψε ότι στις περιοχές ενδιαφέροντος θεωρώντας σταθερά ηλεκτρικά χαρακτηριστικά για τον ιστό (τρίτη μέθοδος), τα αποτελέσματα προσεγγίζουν σε μεγάλο βαθμό αυτά του μοντέλου με τα πειραματικά δεδομένα. Αυτό μας επιτρέπει να έχουμε ασφαλή συμπεράσματα για την κεραία και τα χαρακτηριστικά της μειώνοντας δραστικά το υπολογιστικό κόστος της προσομοίωσης.



Εικόνα 3.18: Μοντέλο σταθερής διηλεκτρική σταθερά και αγωγιμότητας για τις ζώνες MICS και ISM. (α) Ζώνη MICS (β) Ζώνη ISM.

Συνοψίζοντας, από τις τρεις τελικά εναλλακτικές λύσεις (σταθερές ηλεκτρικές ιδιότητες, μοντέλο Debye, μοντέλο πειραματικών δεδομένων) η πιο αξιόπιστη όπως αποδείχθηκε είναι το μοντέλο που κάνει χρήση των πειραματικών δεδομένων. Παρόλα αυτά η μελέτη της κεραίας επιλέχθηκε να γίνει με τη μοντελοποίηση του ανθρώπινου ιστού ως υλικό με σταθερές ηλεκτρικές ιδιότητες στις δύο φασματικές ζώνες που μας ενδιαφέρουν για τη συγκεκριμένη κεραία έτσι ώστε να μειωθεί η πολυπλοκότητα της προσομοίωσης και να μειωθεί δραστικά ο χρόνος που απαιτείται για να ολοκληρωθεί αυτή η προσομοίωση. Στον επόμενο πίνακα παρουσιάζονται οι διαφοροποιήσεις που παρατηρούνται στα αποτελέσματα των προσομοιώσεων ανάλογα με το μοντέλο που χρησιμοποιείται για τον ανθρώπινο ιστό.

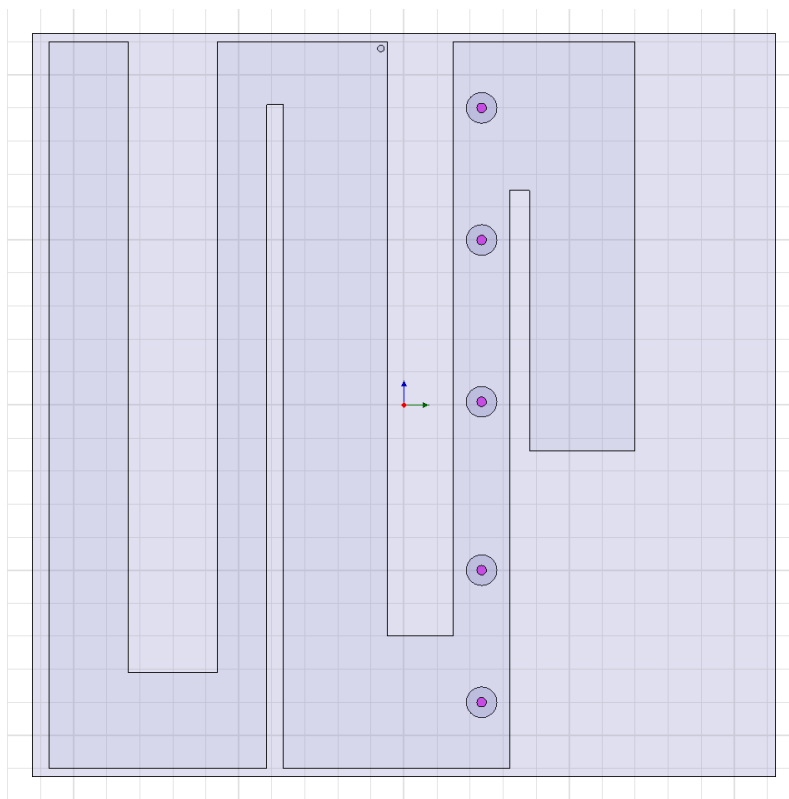
Πίνακας 3.6: Σύγκριση των μοντέλων για την προσομοίωση του ανθρώπινου ιστού στο περιβάλλον HFSS.

	Ζώνη MICS		Ζώνη ISM	
	Συχνότητα Συντονισμού	Συντελεστής Ανάκλασης	Συχνότητα Συντονισμού	Συντελεστής Ανάκλασης
Μοντέλο Debye	342.2 MHz	-3.75 dB	2.51 GHz	-23.81 dB
Μοντέλο πειραματικών δεδομένων	409.9 MHz	-10.66 dB	2.50 GHz	-24.77 dB
Μοντέλο σταθερής διηλεκτρικής σταθεράς	415.2 MHz	-9.08 dB	2.52 GHz	-19.9 dB

3.2.3 Παραμετρική Μελέτη Σχεδιαστικών Παραμέτρων

Η ενότητα αυτή έχει ως θέμα την παραμετρική μελέτη των σχεδιαστικών παραμέτρων της κεραίας διπλής ζώνης της βιβλιογραφίας. Σκοπός της ανάλυσης αυτής είναι η κατανόηση του τρόπου λειτουργίας της συγκεκριμένης κεραίας. Ως σχεδιαστικές παράμετροι θεωρούνται: η θέση του σημείου τροφοδοσίας της κεραίας (feed point), η θέση του σημείου του αγωγού βραχυκύκλωσης (shorting pin), το μέγεθος του ιστού που περιβάλλει την κεραία (μοντέλο ιστού) καθώς και οι διαστάσεις των εγκοπών της κεραίας (meanders).

Σημείο Τροφοδοσίας (Feed Point)



Εικόνα 3.19: Επιλογή θέσεων για τον αγωγό τροφοδοσίας για τη προσομοίωση.

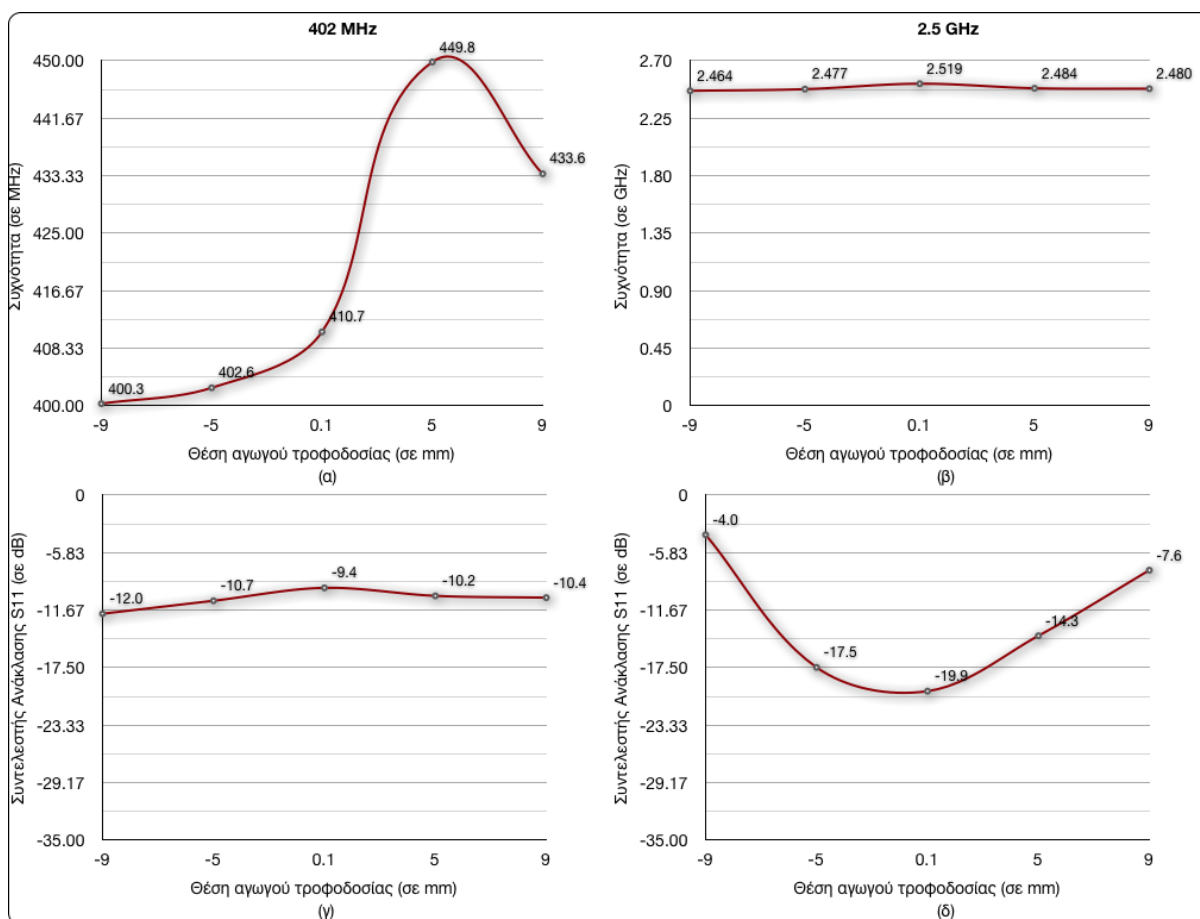
Στην Εικόνα 3.19 παρουσιάζονται οι θέσεις του σημείου τροφοδοσίας που επιλέχθηκαν για τη προσομοίωση. Το σημείο τροφοδοσίας καθορίζεται από το σημείο (x, y) στο επίπεδο $z = 1.25mm$, όπου βρίσκεται η αγωγίμη ταινία που τροφοδοτείται. Η τετμημένη x του σημείου τροφοδοσίας παραμένει σταθερή στη συγκεκριμένη προσομοίωση και το σημείο καθορίζεται αποκλειστικά από την τεταγμένη y . Στόχος της προσομοίωσης είναι η επιβεβαίωση ή όχι των διαδρομών του ρεύματος που διαπιστώθηκαν από το διάγραμμα της πυκνότητας ρεύματος προηγουμένως. Οι συγκεκριμένες θέσεις τροφοδοσίας επιλέχθηκαν με τέτοιο τρόπο ώστε η μεταξύ τους απόσταση να είναι όσο το δυνατόν μεγαλύτερη. Με αυτό τον τρόπο οι μεταβολές της θέσης του σημείου τροφοδοσίας οδηγούν σε σημαντικές αλλαγές στη διαδρομή του ρεύματος με αποτέλεσμα αισθητές μεταβολές του σημείου συντονισμού της κεραίας. Πιο

συγκεκριμένα οι τιμές της παραμέτρου F_y , που καθορίζει το σημείο τροφοδοσίας στη προσομοίωση παρουσιάζονται στον Πίνακα 3.7.

Πίνακας 3.7: Εύρος ζώνης τιμών της παραμέτρου F_y .

Παράμετρος	Εύρος (mm)	Βέλτιστη Θέση
F_y	$[-9, 9]$	0.1mm

Οι προσομοιώσεις, όπως έχει ήδη αναφερθεί, γίνονται σε δυο διαφορετικές ζώνες συχνοτήτων (περιοχή MICS και ISM) έτσι ώστε να λαμβάνονται υπόψη οι αλλαγές στις ηλεκτρικές ιδιότητες του ανθρώπινου ιστού στις περιοχές ενδιαφέροντος, χωρίς να αυξάνεται το υπολογιστικό κόστος της προσομοίωσης. Το βέλτιστο σημείο τροφοδοσίας που προτείνεται απ' τη βιβλιογραφία είναι το σημείο (2.35mm, 0.1mm). Τα αποτελέσματα της προσομοίωσης παρουσιάζονται συνοπτικά στην Εικόνα 3.20.



Εικόνα 3.20: Μεταβολή συχνότητας συντονισμού και συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της θέσης τροφοδοσίας (α) 402 MHz: συχνότητα συντονισμού (β) 2.4 GHz: συχνότητα συντονισμού (γ) 402 MHz: συντελεστής ανάκλασης (δ) 2.4 GHz: συντελεστής ανάκλασης.

Παρατηρώντας τις καμπύλες της Εικόνας 3.20 μπορούμε να καταλήξουμε στα εξής συμπεράσματα:

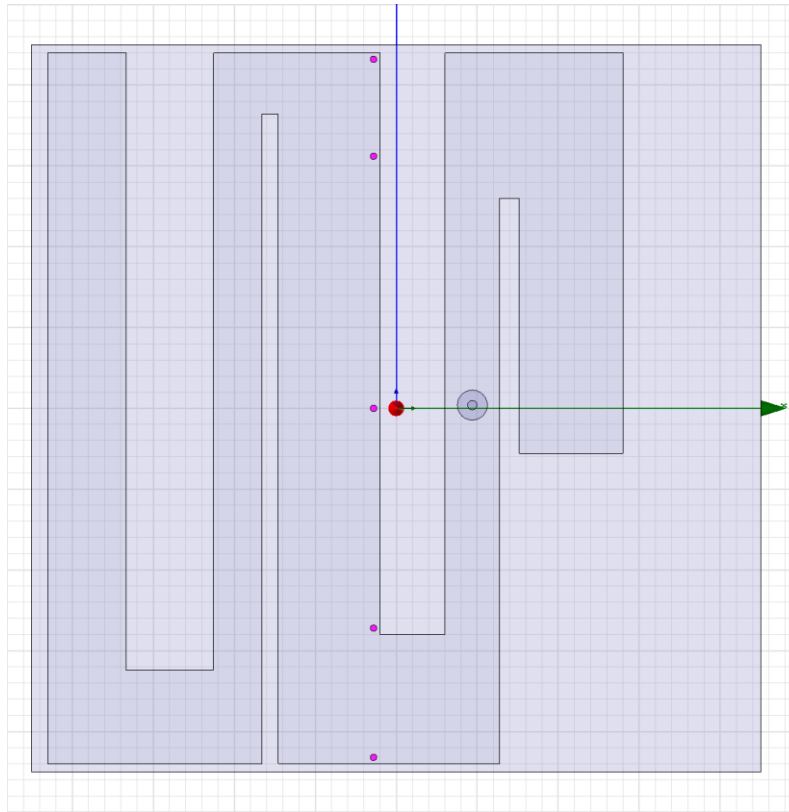
- Το σημείο τροφοδοσίας επηρεάζει τις συχνότητες συντονισμού της κεραίας και στις δύο ζώνες συχνοτήτων *MICS* και *ISM*.

- Για την περιοχή των 402 MHz , αν και η αλλαγή της θέσης τροφοδοσίας επηρεάζει τόσο τη συχνότητα συντονισμού όσο και την τιμή του συντελεστή ανάκλασης οι μεταβολές αυτές δεν είναι τόσο σημαντικές, ειδικά για τις τιμές του συντελεστή ανάκλασης. Λαμβάνοντας υπόψη μάλιστα ότι η θέση τροφοδοσίας λαμβάνει ακραίες τιμές και η μεταβολή της θέσης από το βέλτιστο σημείο είναι η μεγαλύτερη δυνατή οι μεταβολές στη συχνότητα συντονισμού και το S_{11} δεν μεταβάλλονται σε τέτοιο βαθμό.
- Αντίθετα, το σημείο τροφοδοσίας επηρεάζει πολύ περισσότερο τη λειτουργία της κεραίας στην περιοχή των 2.4 GHz . Εύκολα μπορεί να γίνει αντιληπτό ότι η περιοχή κοντά στο βέλτιστο σημείο της θέσης τροφοδοσίας (περιοχή γύρω από το $y = 0$) οδηγεί σε συντονισμό της κεραίας στην επιθυμητή περιοχή των $2.4 - 2.48\text{GHz}$. Αν όμως το σημείο τροφοδοσίας τοποθετηθεί εκτός αυτής της περιοχής, η κεραία αλλάζει εντελώς συμπεριφορά. Αυτή η περιοχή γύρω από το "0" ουσιαστικά περιορίζει και τις δυνατές επιλογές για τη θέση του σημείου τροφοδοσίας όσον αφορά τη βελτιστοποίηση των χαρακτηριστικών της κεραίας.
- Τα προηγούμενα συμπεράσματα συμφωνούν απόλυτα με τις υποθέσεις που έγιναν σε προηγούμενη ενότητα σχετικά με τα διανύσματα της πυκνότητας ρεύματος J στην επιφάνεια ακτινοβολίας της κεραίας.

Το σημείο τροφοδοσίας δεν επηρεάζει σημαντικά τον συντονισμό στην ζώνη MICS διότι η διαδρομή του ρεύματος που καθορίζει τον συγκεκριμένο συντονισμό ξεκινάει ή καταλήγει (ανάλογα τη φάση) στον αγωγό γείωσης ενώ ένα πολύ μικρό ποσοστό του ρεύματος ακολουθεί τη διαδρομή προς τον αγωγό τροφοδοσίας. Αυτός είναι ο λόγος των μεταβολών που παρατηρούνται κυρίως στη συχνότητα συντονισμού.

Αντίθετα, το σημείο τροφοδοσίας είναι αυτό που καθορίζει απόλυτα τη διαδρομή του ρεύματος που καθορίζει τον συντονισμό στην περιοχή ISM. Γι' αυτό και η παραμικρή μεταβολή επηρεάζει σημαντικά τη συχνότητα συντονισμού της κεραίας στη συγκεκριμένη περιοχή συχνοτήτων.

Αγωγός Βραχυκύκλωσης (Shorting Pin)



Εικόνα 3.21: Επιλογή σημείων αγωγού βραχυκύκλωσης για την προσομοίωση.

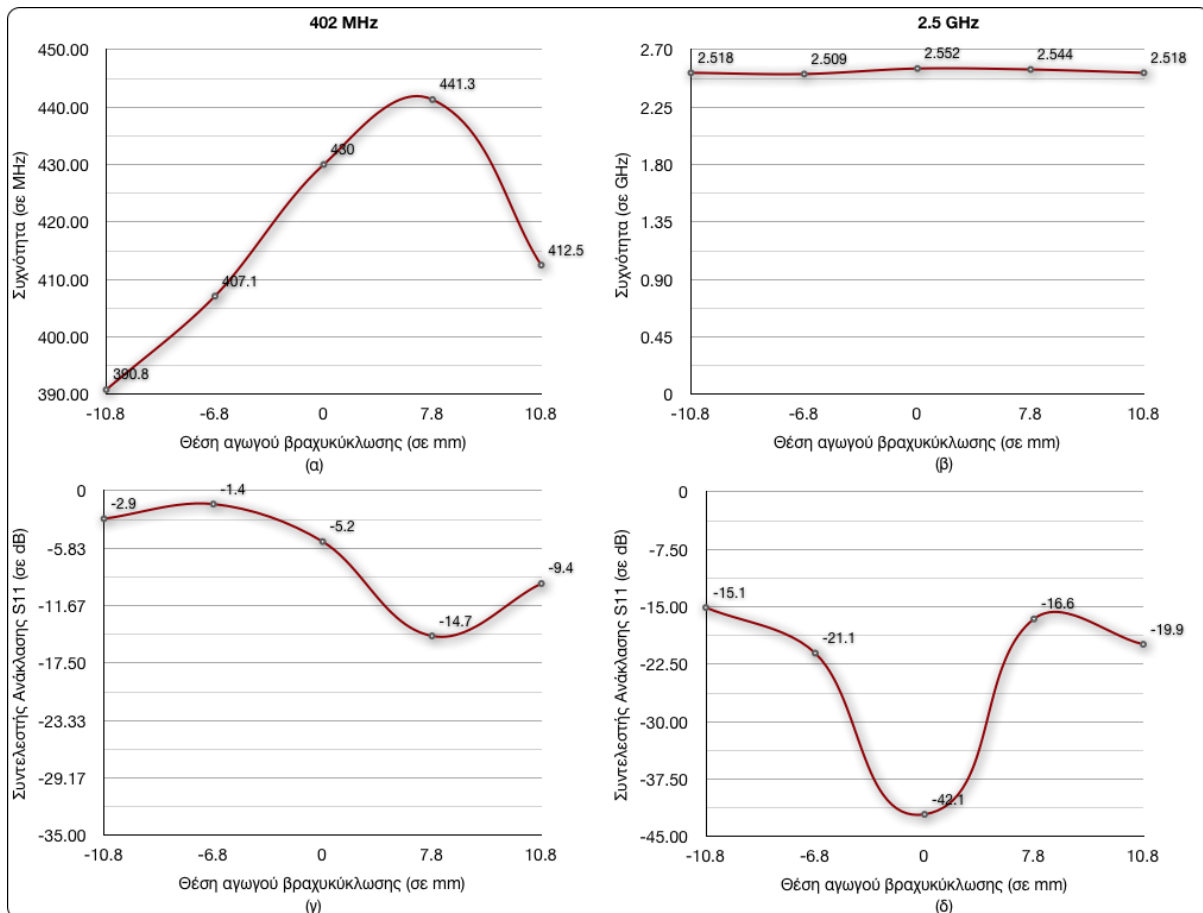
Η ύπαρξη του αγωγού βραχυκύκλωσης (shorting pin), όπως αναλύθηκε στο κεφάλαιο 2 οδηγεί στην σμίκρυνση της κεραίας μικροταινίας. Στη συγκεκριμένη ενότητα θα αναλυθεί πως η θέση του αγωγού επηρεάζει τα χαρακτηριστικά της συγκεκριμένης κεραίας. Οι θέσεις που επιλέχθηκαν για τον αγωγό βραχυκύκλωσης παρουσιάζονται στην Εικόνα 3.21. Το βέλτιστο σημείο του αγωγού βραχυκύκλωσης που προτείνεται από τη βιβλιογραφία είναι το $(-0.7, 10.8)$.

Στη συγκεκριμένη προσομοίωση η μεταβλητή x παραμένει σταθερή στην βέλτιστη θέση σύμφωνα με τη βιβλιογραφία και μελετάται η συμπεριφορά της κεραίας καθώς το y μεταβάλλεται. Οι τιμές για το y είναι οι εξής:

Πίνακας 3.8: Εύρος ζώνης τιμών της παραμέτρου P_y .

Παράμετρος	Εύρος (mm)	Βέλτιστη Θέση
P_y	$[-10.8, 10.8]$	10.8mm

Τα αποτελέσματα της προσομοίωσης παρουσιάζονται στην Εικόνα 3.22 της επόμενης σελίδας.



Εικόνα 3.22: Μεταβολή συχνότητας συντονισμού και συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της θέσης του αγωγού βραχυκύκλωσης (α) 402 MHz: συχνότητα συντονισμού (β) 2.4 GHz: συχνότητα συντονισμού (γ) 402 MHz: συντελεστής ανάκλασης (δ) 2.4 GHz: συντελεστής ανάκλασης.

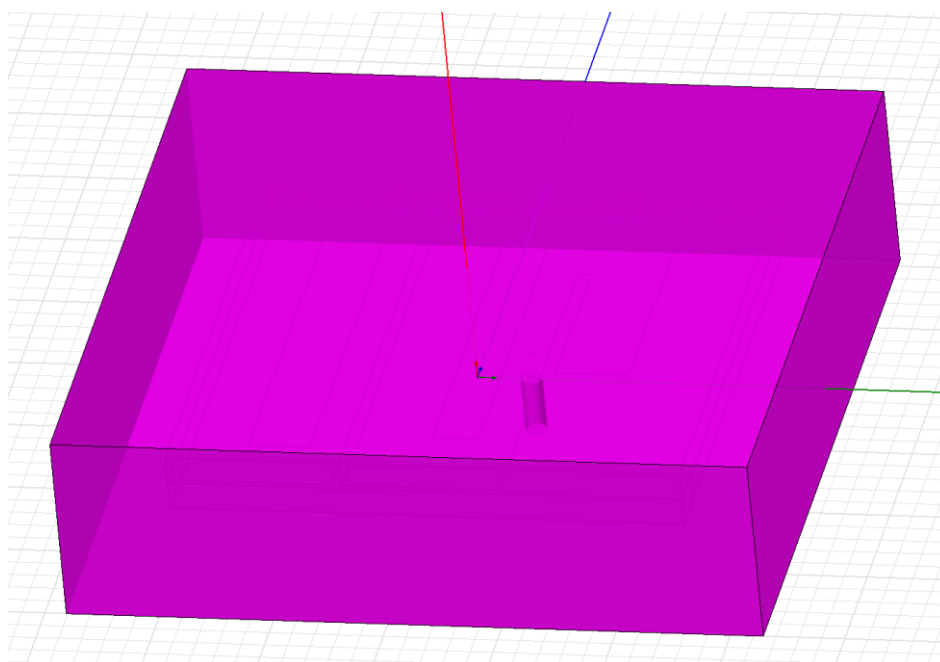
Παρατηρώντας τα διαγράμματα των γραφικών παραστάσεων της Εικόνας 3.22 μπορούμε να καταλήξουμε στα εξής συμπεράσματα:

- Η θέση του αγωγού βραχυκύκλωσης επηρεάζει, όπως ήταν αναμενόμενο, τόσο τη συχνότητα συντονισμού όσο και τον συντελεστή ανάκλασης S_{11} της κεραίας.
- Σε αντίθεση με τα παραπάνω και τον αγωγό τροφοδοσίας της κεραίας, η θέση του αγωγού γείωσης επηρεάζει πολύ περισσότερο τον συντονισμό και τα χαρακτηριστικά της κεραίας στην περιοχή MICS.
- Σε αντιστοιχία με τα συμπεράσματα για τη θέση τροφοδοσίας, η θέση του αγωγού βραχυκύκλωσης καθορίζει ουσιαστικά την διαδρομή του ρεύματος που είναι υπεύθυνη για τον συντονισμό που εμφανίζει η κεραία στην περιοχή των 402 MHz. Αντίθετα ο αγωγός βραχυκύκλωσης δεν επηρεάζει τη κύρια διαδρομή που ακολουθεί το ρεύμα για τον καθορισμό του συντονισμού στην περιοχή των 2.4 GHz. Γι αυτό το λόγο και δεν παρατηρούνται σημαντικές αλλαγές στη συχνότητα συντονισμού που παρουσιάζεται στην περιοχή ISM. Οι μεταβολές που παρατηρούνται οφείλονται στη δευτερεύουσα διαδρομή που ακολουθεί το ρεύμα προς τον αγωγό τροφοδοσίας.
- Σύμφωνα με τα δεδομένα από την προσομοίωση, μια ελαφρώς μικρότερη τιμή για τη παράμετρο P_y ίσως οδηγούσε σε καλύτερη τιμή του S_{11} στα 402 MHz και περίπου ίδια

για τα 2.4 GHz σε σχέση με αυτές που προκύπτουν σύμφωνα με το «βέλτιστο» σημείο που προτείνεται στη βιβλιογραφία.

Μέγεθος Ιστού Εμφύτευσης (Μοντέλο Ιστού)

Στην ενότητα αυτή αναλύεται η επίδραση που πιθανόν έχει το μέγεθος του κυβικού μοντέλου που προσομοιώνει τις ιδιότητες του ανθρώπινου ιστού στις ηλεκτρομαγνητικές ιδιότητες της τελικής διάταξης, δηλ. του συστήματος ιστού - εμφυτεύσιμης κεραίας. Και σε αυτή τη περίπτωση η προσομοίωση και ανάλυση θα γίνει για τις δυο περιοχές MICS και ISM. Στην Εικόνα 3.23 παρουσιάζεται το μοντέλο ιστού που χρησιμοποιείται στο HFSS.



Εικόνα 3.23: Μοντέλο προσομοίωσης του ανθρώπινου ιστού.

Η ανάλυση εδώ κρίθηκε σκόπιμο να γίνει σε δύο φάσεις. Πρώτα μελετήθηκε η εξάρτηση της συμπεριφοράς της κεραίας από το μήκος και πλάτος του κύβου και ύστερα από το ύψος του. Αυτό έγινε για να δοθεί μια πιο ξεκάθαρη εικόνα σχετικά με την επίδραση των διαστάσεων του ιστού που περιβάλλει την κεραία. Τα αποτελέσματα με τα διαγράμματα παρουσιάζονται στις επόμενες σελίδες συγκεντρωτικά στις Εικόνες 3.24 και 3.25. Με δεδομένο ότι το μήκος και πλάτος του μοντέλου του ιστού είναι ίσα, οι παράμετροι και το εύρος τιμών τους που επιλέχθηκαν για τη προσομοίωση παρουσιάζονται στον Πίνακα 3.9.

Πίνακας 3.9: Εύρος ζώνης τιμών των παραμέτρων $X=Y, Z$.

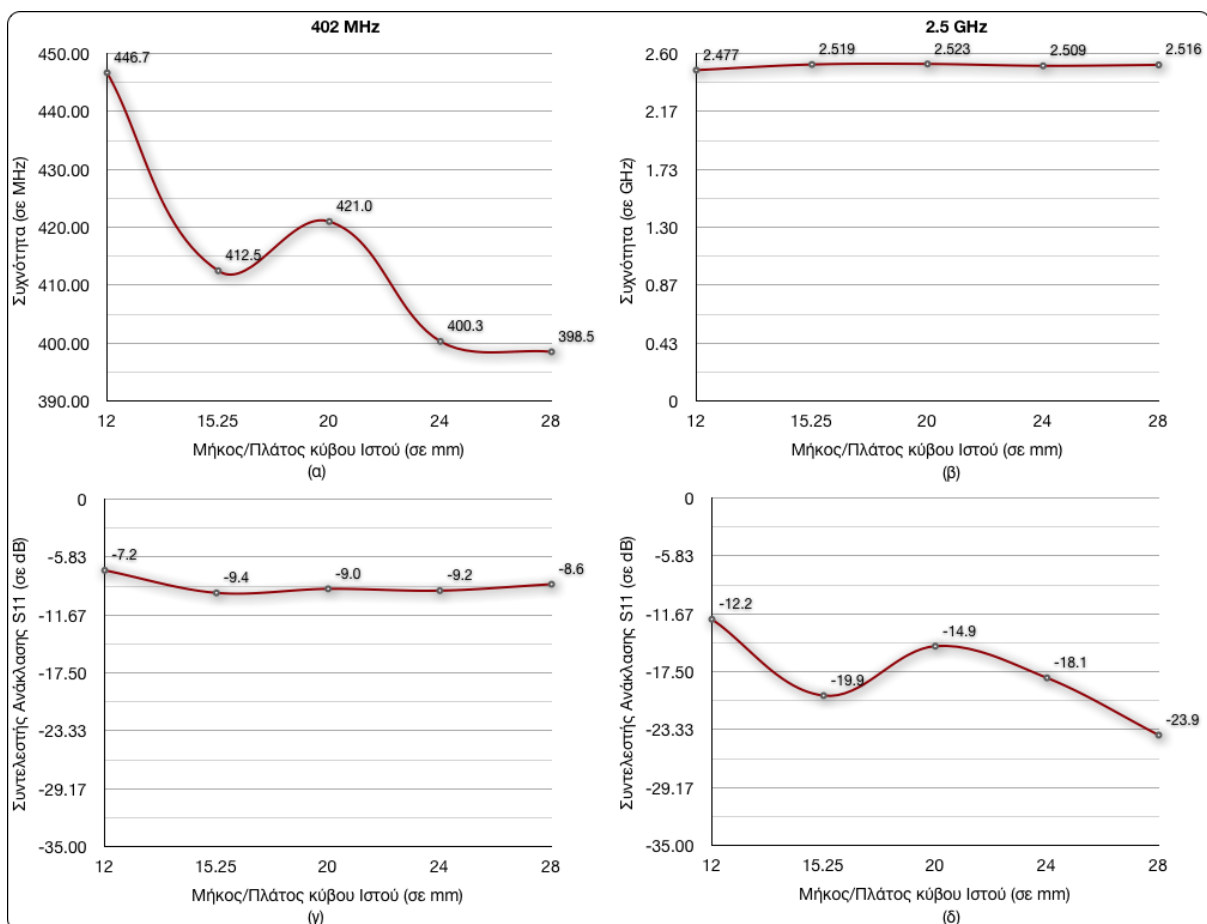
Παράμετρος	Εύρος (mm)	Βέλτιστη Θέση
X, Y	[12, 28]	15.25mm
Z	[3, 11]	3mm

Σύμφωνα με τις γραφικές παραστάσεις των Εικόνων 3.24 και 3.25 προκύπτει ότι:

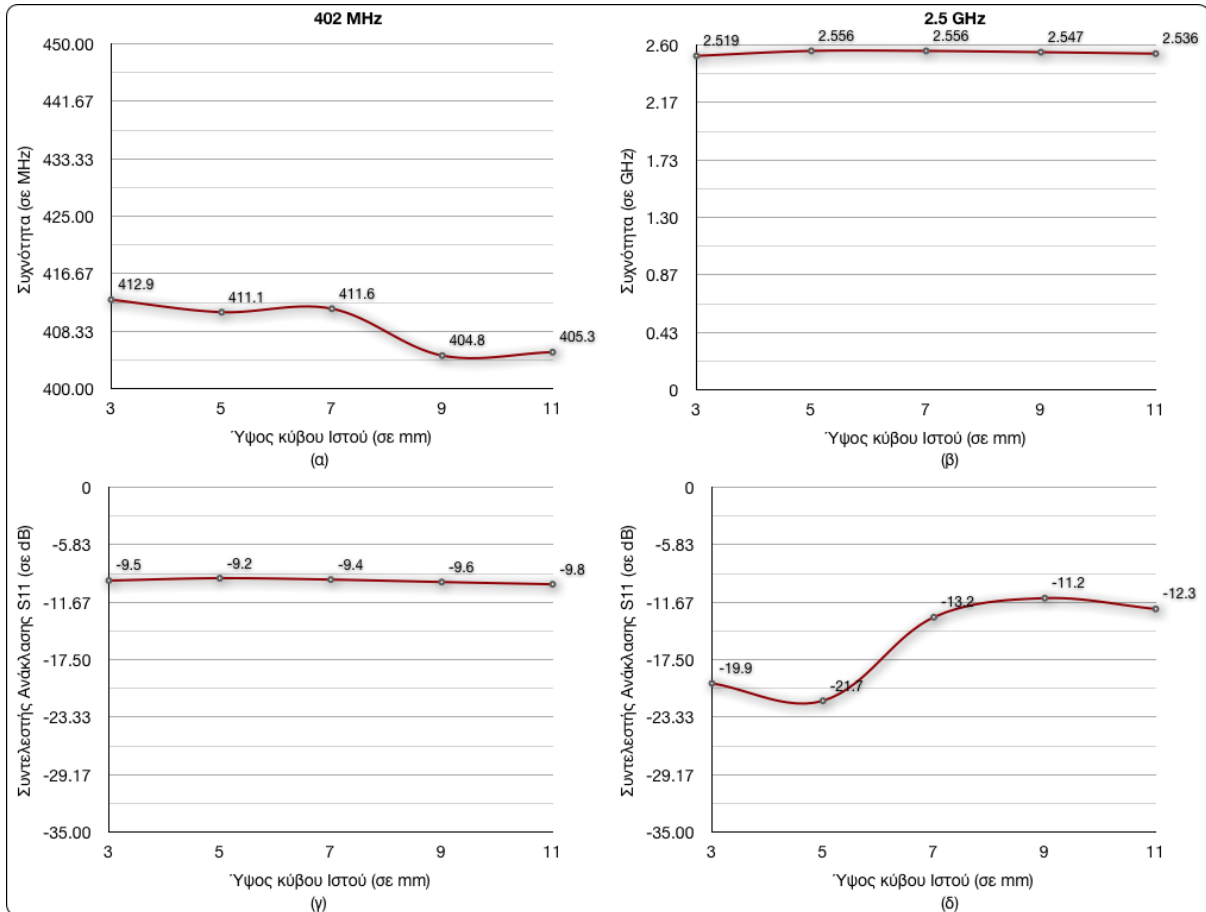
- Η εξάρτηση της συμπεριφοράς της κεραίας από το μέγεθος του ιστού και στις δύο ζώνες συχνοτήτων (MICS και ISM) είναι παρόμοια. Πιο συγκεκριμένα η αλλαγή στις

διαστάσεις του μοντέλου ιστού τόσο στην περιοχή ISM όσο και στην περιοχή MICS δεν επηρεάζει σημαντικά τη συμπεριφορά της κεραίας, δηλ. τη συχνότητα συντονισμού και την τιμή του συντελεστή ανάκλασης S_{11} .

- Το μήκος και πλάτος του ιστού που περιβάλλει την κεραία και στις δύο περιοχές συχνοτήτων (MICS και ISM) γενικά επηρεάζει πολύ λιγότερο τα χαρακτηριστικά της κεραίας σε σχέση με το ύψος του ιστού.
- Συνοψίζοντας, παρόλο που παρατηρούνται αλλαγές στα χαρακτηριστικά της κεραίας όταν μεταβάλλεται το μέγεθος του ιστού που την περιβάλλει αυτές είναι πολύ μικρές. Το συμπέρασμα ότι το μέγεθος του κουτιού του ιστού δεν επιδρά στα χαρακτηριστικά της κεραίας είναι πολύ σημαντικό. Η όσο τον δυνατόν μικρότερη εξάρτηση των χαρακτηριστικών της εμφυτεύσιμης κεραίας από το μέγεθος του ιστού που την περιβάλλει μπορεί να είναι καθοριστική για την χρήση της κεραίας σε πραγματικό περιβάλλον.

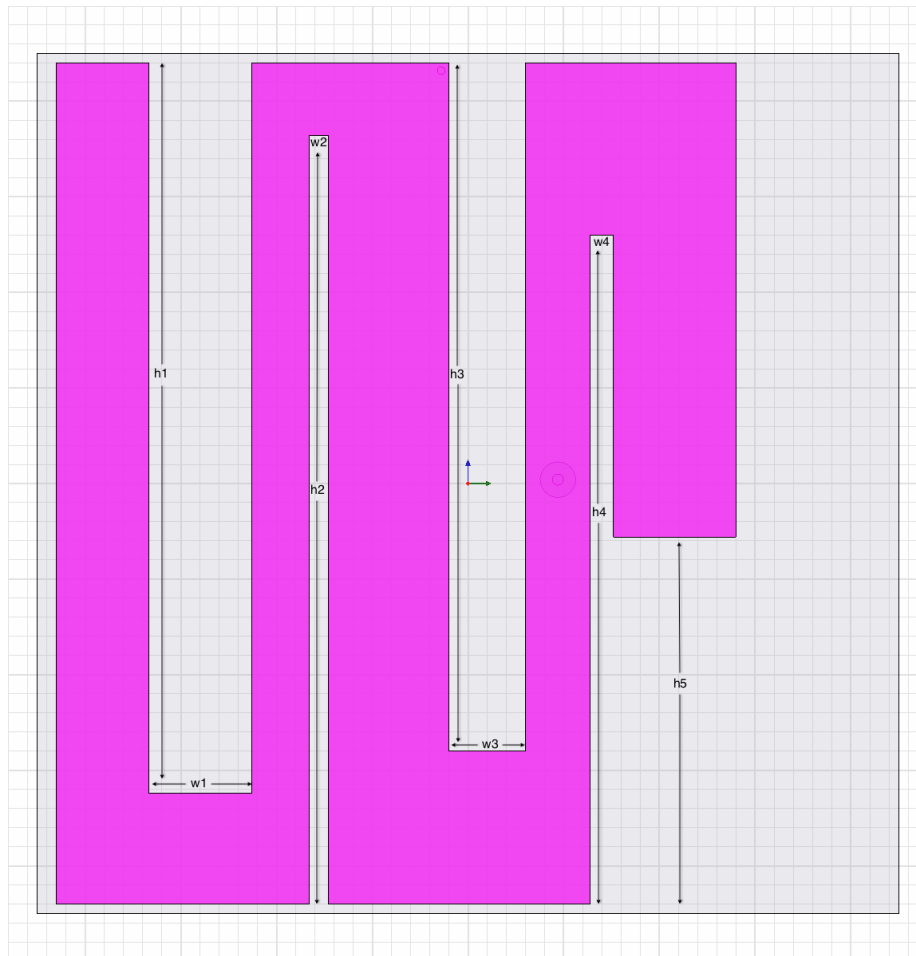


Εικόνα 3.24: Μεταβολή συχνότητας συντονισμού και συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει του μήκους/πλάτους του κυβικού μοντέλου (α) 402 MHz: συχνότητα συντονισμού (β) 2.4 GHz: συχνότητα συντονισμού (γ) 402 MHz: συντελεστής ανάκλασης (δ) 2.4 GHz: συντελεστής ανάκλασης.



Εικόνα 3.25: Μεταβολή συχνότητας συντονισμού και συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει του ύψους του κυβικού μοντέλου (α) 402 MHz: συχνότητα συντονισμού (β) 2.4 GHz: συχνότητα συντονισμού (γ) 402 MHz: συντελεστής ανάκλασης (δ) 2.4 GHz: συντελεστής ανάκλασης.

Δομή Patch – Εγκοπές (Meanders)



Εικόνα 3.26: Δομή αγώγιμης ταινίας. Στην εικόνα φαίνονται όλες οι παράμετροι που θα μελετηθούν στη συνέχεια.

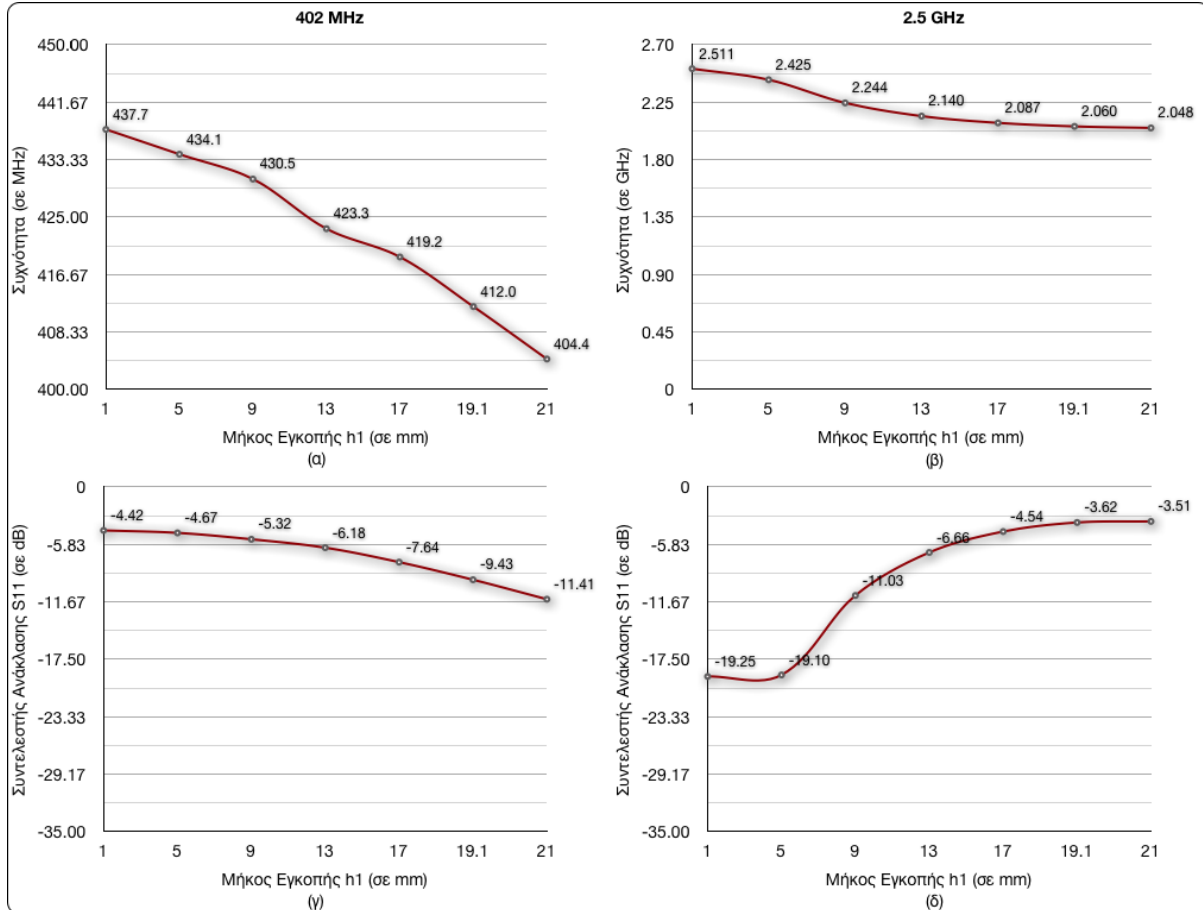
Οι εγκοπές της κεραίας ουσιαστικά καθορίζουν τη δομή της αγώγιμης ταινίας. Όπως φαίνεται και στην Εικόνα 3.26, κάθε εγκοπή χαρακτηρίζεται από το ύψος και πλάτος της (h_i, w_i). Το ύψος μετριέται από την εξωτερική πλευρά της κεραίας προς τα μέσα ενώ το πλάτος ισούται με το διπλάσιο της απόστασης από το μέσο κάθε εγκοπής έως την άκρη της. Κάθε εγκοπή μελετάται στις δύο ζώνες συχνοτήτων - MICS και ISM - που εμφανίζει συντονισμό η κεραία.

1^η Εγκοπή (h_1, w_1)

Στην συγκεκριμένη προσομοίωση τα h_1 και w_1 μεταβάλλονται ώστε να μελετηθεί η επίδραση της πρώτης (από αριστερά) εγκοπής στα χαρακτηριστικά και τη λειτουργία της κεραίας. Οι τιμές που παίρνουν οι παράμετροι h_1 και w_1 παρουσιάζονται στον Πίνακα 3.10. Το ύψος και πλάτος (h_1, w_1) που προτείνεται στη βιβλιογραφία ως βέλτιστο είναι το ($19.1mm, 1.35mm$), και περιλαμβάνεται στη προσομοίωση ως μέτρο σύγκρισης. Τα αποτελέσματα για τις δύο περιοχές συχνοτήτων των 402 MHz και 2.4 GHz παρουσιάζονται στις Εικόνες 3.27 και 3.28.

Πίνακας 3.10: Εύρος ζώνης τιμών των παραμέτρων $h1$, $w1$.

Παράμετρος	Εύρος (mm)	Βέλτιστη Θέση
$h1$	[1, 21]	19.1mm
$w1$	[0.05, 2.05]	1.35mm

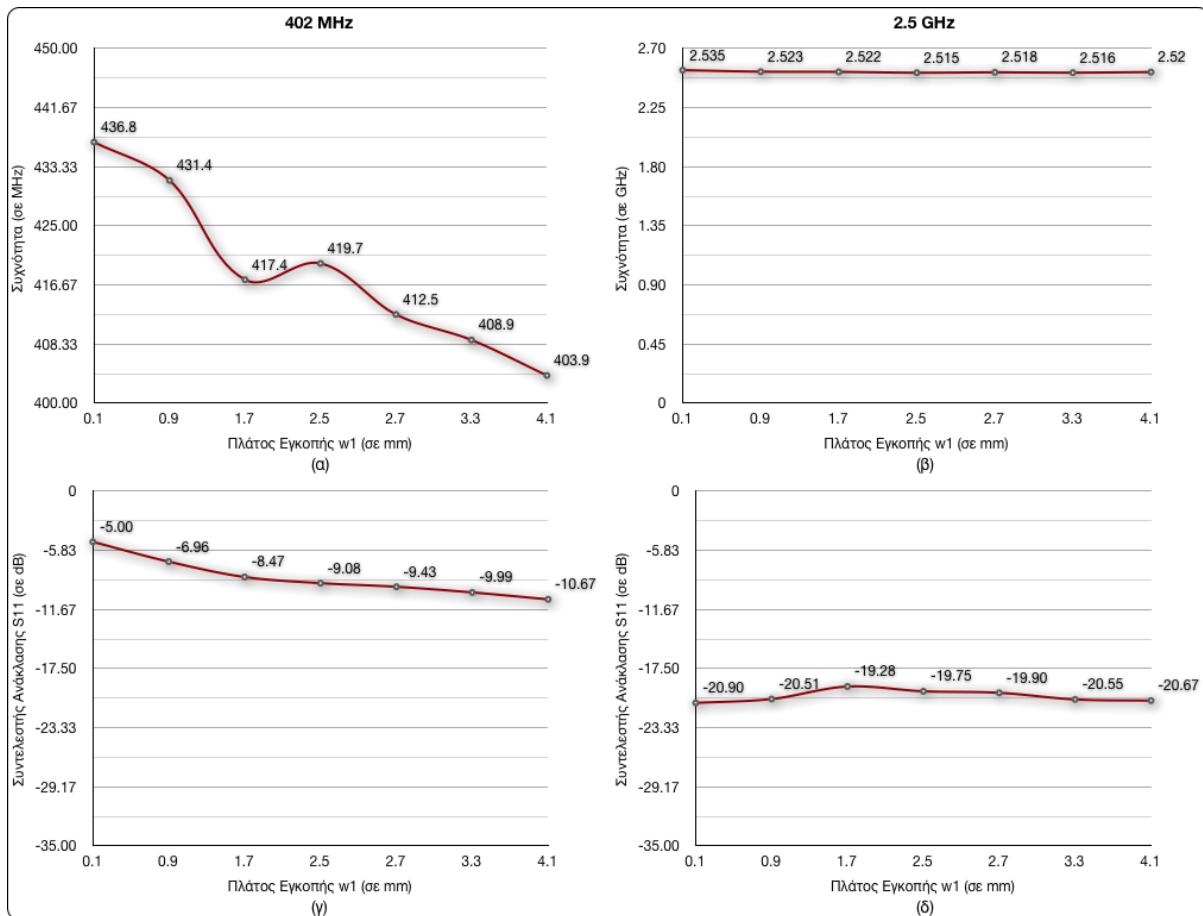


Εικόνα 3.27: Μεταβολή συχνότητας συντονισμού και συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει του ύψους $h1$ της πρώτης εγκοπής. (α) 402 MHz: συχνότητα συντονισμού (β) 2.4 GHz: συχνότητα συντονισμού (γ) 402 MHz: συντελεστής ανάκλασης (δ) 2.4 GHz: συντελεστής ανάκλασης.

Με βάση τις Εικόνες 3.27 και 3.28 για την πρώτη εγκοπή της κεραίας προκύπτουν τα εξής συμπεράσματα:

- Στην περιοχή MICS το ύψος $h1$ μεταβάλλει τόσο τη συχνότητα συντονισμού όσο και την τιμή του συντελεστή ανάκλασης. Η μεταβολή στη συχνότητα συντονισμού δεν είναι τόσο σημαντική (400 MHz – 420 MHz) όμως η μεταβολή στην τιμή του συντελεστή ανάκλασης είναι πολύ μεγαλύτερη και κρισιμότερη. Όσο το ύψος $h1$ της εγκοπής μικραίνει, τόσο μειώνεται σε απόλυτη τιμή και η τιμή του S11. Ταυτόχρονα όσο το ύψος της εγκοπής μειώνεται τόσο αυξάνεται η συχνότητα συντονισμού της κεραίας. Αυτό μπορεί να γίνει αντιληπτό εξετάζοντας τη διαδρομή που ακολουθεί το ρεύμα. Όπως έχει ήδη αναφερθεί, το ρεύμα κατευθύνεται από τον αγωγό βραχυκύκλωσης προς το άνω άκρο της κεραίας. Αύξηση του $h1$ οδηγεί σε αύξηση της διαδρομής που διανύει το ρεύμα. Αύξηση της διαδρομής του ρεύματος οδηγεί σε μείωση της συχνότητας συντονισμού, ή αντίστροφα μείωση της διαδρομής του ρεύματος οδηγεί σε αύξηση της

συχνότητας συντονισμού, κάτι το οποίο συμφωνεί με τα διαγράμματα της Εικόνα 3.27α.



Εικόνα 3.28: Μεταβολή συχνότητας συντονισμού και συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει του πλάτους w_1 της πρώτης εγκοπής. (α) 402 MHz: συχνότητα συντονισμού (β) 2.4 GHz: συχνότητα συντονισμού (γ) 402 MHz: συντελεστής ανάκλασης (δ) 2.4 GHz: συντελεστής ανάκλασης.

- Το ύψος h_1 μεταβάλλει σημαντικά και τα χαρακτηριστικά της κεραίας στην περιοχή ISM. Μεταβολές παρατηρούνται τόσο στη συχνότητα συντονισμού όσο και στη τιμή του συντελεστή ανάκλασης. Παρατηρούμε, ότι αν και η κύρια διαδρομή του ρεύματος δεν εμπεριέχει την πρώτη εγκοπή για τη περιοχή των 2.4 GHz το h_1 παίζει σημαντικό ρόλο στον συντονισμό. Αυτό οφείλεται στη δευτερεύουσα διαδρομή που ακολουθεί το ρεύμα από τον αγωγό τροφοδοσίας προς το άνω άκρο της κεραίας. Όσο αυξάνεται η τιμή του h_1 τόσο μεγαλώνει η διαδρομή του ρεύματος. Οπότε η αύξηση της διαδρομής του ρεύματος προκαλεί μείωση της συχνότητας συντονισμού, πράγμα που διαπιστώνεται από τη γραφική παράσταση της Εικόνας 3.27β.
- Το πλάτος w_1 της εγκοπής στην περιοχή MICS επηρεάζει και αυτό σημαντικά τα χαρακτηριστικά της κεραίας. Όσο αυξάνεται το πλάτος w_1 η συχνότητα συντονισμού μειώνεται ενώ παράλληλα η τιμή του συντελεστή ανάκλασης στον πρώτο συντονισμό της κεραίας αυξάνεται κατά απόλυτη τιμή.
- Αντίθετα στην περιοχή ISM το πλάτος w_1 δε φαίνεται να επηρεάζει τα χαρακτηριστικά της κεραίας. Αν και υπάρχουν μεταβολές τόσο στη συχνότητα συντονισμού όσο και στην τιμή του συντελεστή ανάκλασης, αυτές δεν είναι τόσο σημαντικές.

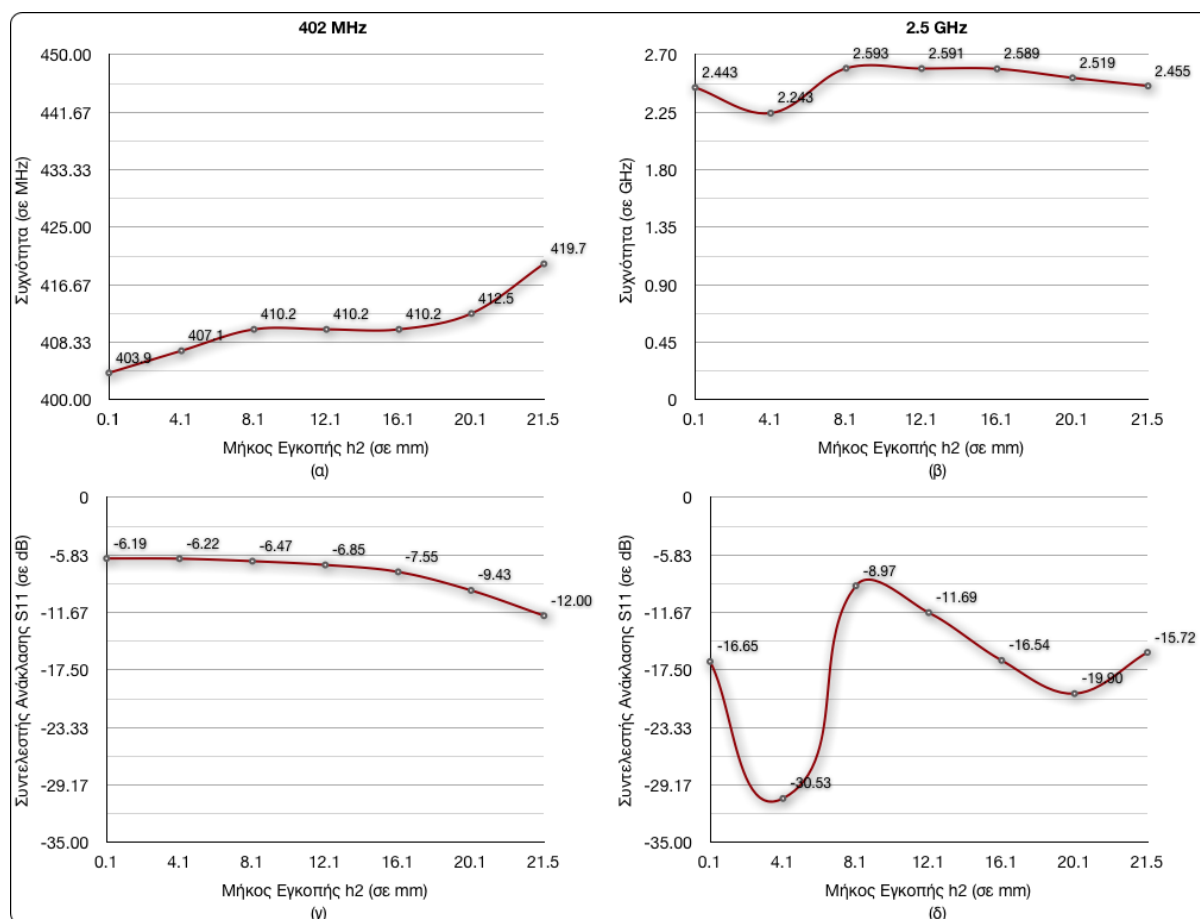
2^η Εγκοπή (h_2 , w_2)

Εδώ, τα h_2 και w_2 μεταβάλλονται ώστε να μελετηθεί η επίδραση της δεύτερης (από αριστερά) εγκοπής στα χαρακτηριστικά και τη λειτουργία της κεραίας. Οι τιμές που παίρνουν τα h_2 και w_2 παρουσιάζονται στον Πίνακα 3.11.

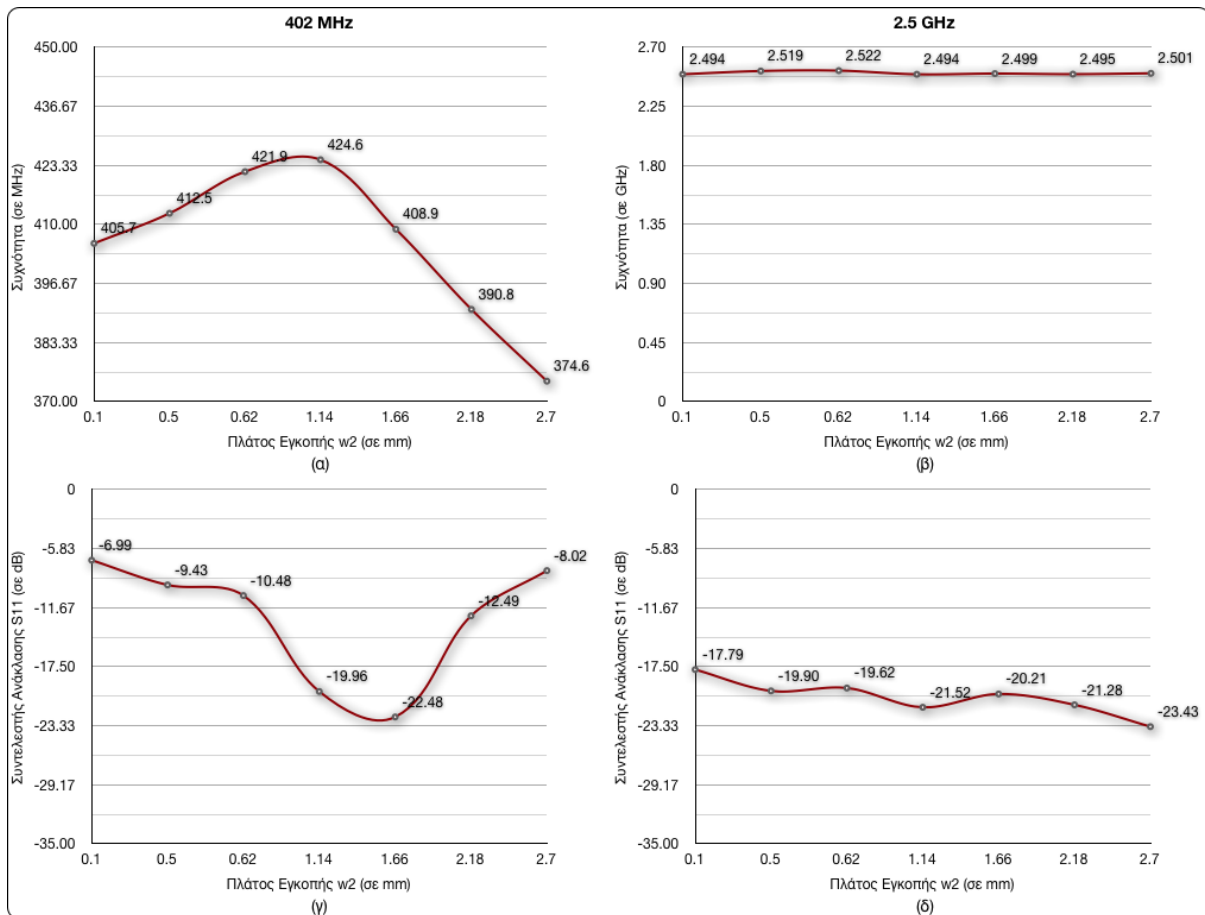
Πίνακας 3.11: Εύρος ζώνης τιμών των παραμέτρων h_2 , w_2 .

Παράμετρος	Εύρος (mm)	Βέλτιστη Θέση
h_2	[0.1, 21.5]	20.1mm
w_2	[0.05, 1.35]	0.25mm

Το (h_2, w_2) που προτείνεται στη βιβλιογραφία ως βέλτιστο είναι το (20.1mm, 0.25mm) και περιλαμβάνεται στη προσομοίωση ως μέτρο σύγκρισης. Τα αποτελέσματα για τις δύο περιοχές συχνοτήτων MICS και ISM παρουσιάζονται στα διαγράμματα των επόμενων σελίδων.



Εικόνα 3.29: Μεταβολή συχνότητας συντονισμού και συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει του μήκους h_2 της δεύτερης εγκοπής. (α) 402 MHz: συχνότητα συντονισμού (β) 2.4 GHz: συχνότητα συντονισμού (γ) 402 MHz: συντελεστής ανάκλασης (δ) 2.4 GHz: συντελεστής ανάκλασης.



Εικόνα 3.30: Μεταβολή συχνότητας συντονισμού και συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει του πλάτους w_2 της δεύτερης εγκοπής. (α) 402 MHz: συχνότητα συντονισμού (β) 2.4 GHz: συχνότητα συντονισμού (γ) 402 MHz: συντελεστής ανάκλασης (δ) 2.4 GHz: συντελεστής ανάκλασης.

Για τη συγκεκριμένη εγκοπή προκύπτει ότι:

- Στην περιοχή των 402 MHz το ύψος h_2 δεν φαίνεται να επηρεάζει σημαντικά τα χαρακτηριστικά της κεραίας, τουλάχιστον για τιμές $h_2 < 16.1mm$. Σε αυτές τις τιμές, ο πρώτος συντονισμός της κεραίας είναι σχεδόν σταθερός κοντά στα 400 MHz και ο συντελεστής ανάκλασης ανάμεσα στα -6 με -8 dB. Για μεγαλύτερες τιμές του h_2 η συχνότητα συντονισμού της κεραίας αυξάνεται λίγο, ενώ ο συντελεστής ανάκλασης αυξάνει σημαντικά φτάνοντας μέχρι και τα -12 dB. Οι αλλαγές οφείλονται στη δευτερεύουσα διαδρομή που ακολουθεί το ρεύμα. Το h_2 επηρεάζει τόσο την κύρια διαδρομή από το άκρο της κεραίας προς τον αγωγό γείωσης όσο και την δευτερεύουσα από τον αγωγό προς το σημείο τροφοδοσίας.
- Στην περιοχή των 2.4 GHz το ύψος h_2 επηρεάζει σημαντικά τόσο τη συχνότητα συντονισμού όσο και τον συντελεστή ανάκλασης χωρίς ωστόσο η αλλαγή αυτή να ακολουθεί κάποιο συγκεκριμένο μοτίβο. Και εδώ, αν και το h_2 δεν επηρεάζει την κύρια διαδρομή του ρεύματος από τη τροφοδοσία έως το άκρο της κεραίας, επηρεάζει σημαντικά τα ρεύματα που ακολουθούν μια δευτερεύουσα διαδρομή από τον αγωγό γείωσης προς το άνω άκρο της κεραίας. Γι αυτό και παρατηρείται αυτή η μεταβολή στα χαρακτηριστικά της κεραίας. Η αύξηση του h_2 προκαλεί αύξηση της διαδρομής που

ακολουθεί το ρεύμα και αυτό με τη σειρά του οδηγεί σε μείωση της συχνότητας συντονισμού της κεραίας.

- Στην περιοχή των 402 MHz το πλάτος w_2 της δεύτερης εγκοπής παίζει σημαντικό ρόλο αφού η μεταβολή του οδηγεί σε σημαντική μεταβολή τόσο της συχνότητας συντονισμού όσο και του συντελεστή ανάκλασης. Η συγκεκριμένη μεταβλητή προκαλεί τη μεγαλύτερη μεταβολή στον συντελεστή ανάκλασης που έχει παρατηρηθεί μέχρι τώρα δίνοντας τιμές έως και -23 dB. Συγκριτικά, η τιμή στη συχνότητα συντονισμού για το S11 με τις προτεινόμενες τιμές της βιβλιογραφίας ήταν περίπου -12 dB.
- Όπως και με το πλάτος w_1 της πρώτης εγκοπής έτσι και εδώ η μεταβολή στο πλάτος της δεύτερης εγκοπής δεν προκαλεί σημαντικές μεταβολές στα χαρακτηριστικά της κεραίας στην περιοχή των 2.4 GHz.

3^η Εγκοπή (h_3 , w_3)

Στην συγκεκριμένη προσομοίωση τα h_3 και w_3 μεταβάλλονται ώστε να μελετηθεί η επίδραση της τρίτης (από αριστερά) εγκοπής στα χαρακτηριστικά και τη λειτουργία της κεραίας. Οι τιμές που παίρνουν τα h_3 και w_3 παρουσιάζονται στον Πίνακα 3.12.

Πίνακας 3.12: Εύρος ζώνης τιμών των παραμέτρων h_3 , w_3 .

Παράμετρος	Εύρος (mm)	Βέλτιστη Θέση
h_3	[0.1, 21]	18mm
w_3	[0.1, 1.5]	1mm

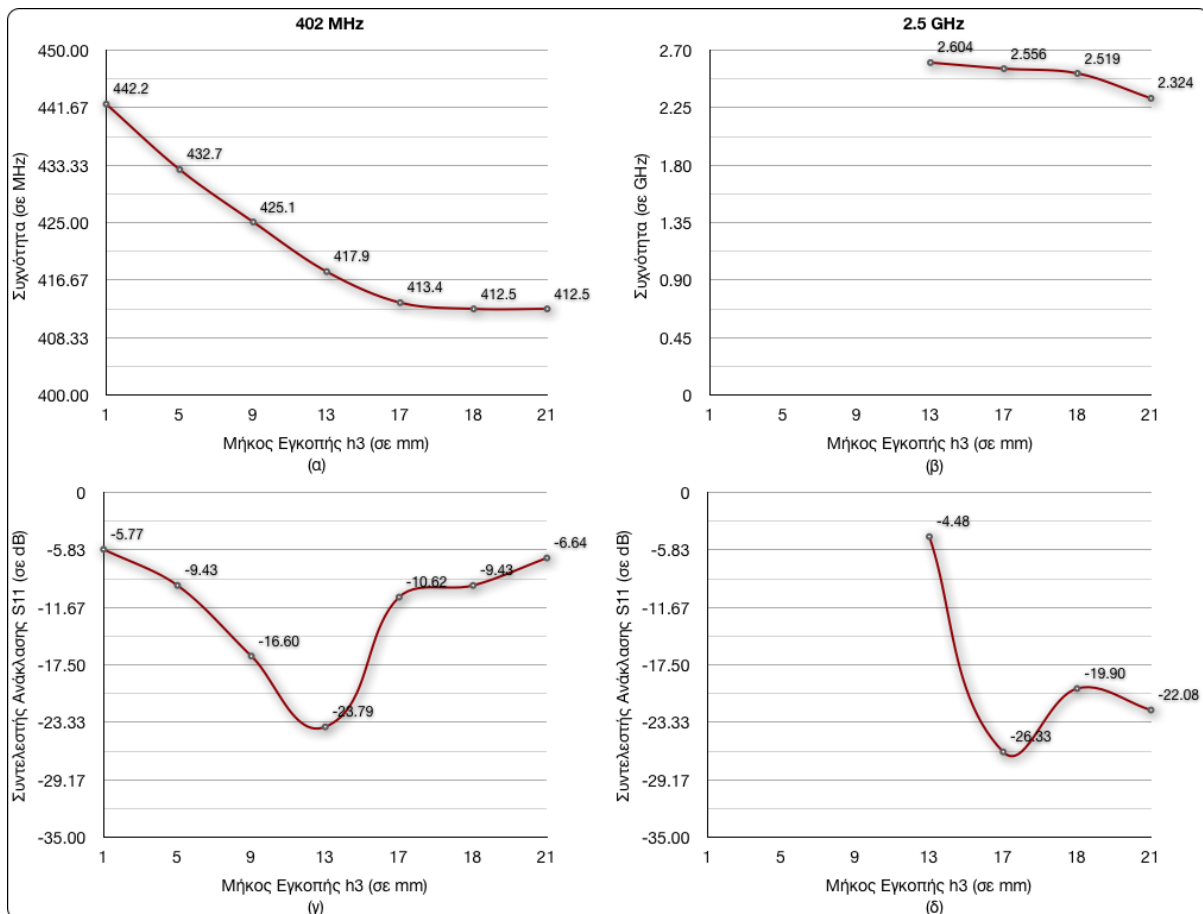
Το (h_3 , w_3) που προτείνεται στη βιβλιογραφία ως βέλτιστο είναι το (18mm,1mm) και περιλαμβάνεται στη προσομοίωση ως μέτρο σύγκρισης. Τα αποτελέσματα για τις δύο ζώνες MICS και ISM παρουσιάζονται στα διαγράμματα των Εικόνων 3.31 και 3.32.

Για τη τρίτη εγκοπή της κεραίας (h_3 , w_3) σύμφωνα με τα διαγράμματα των Εικόνων 3.31 και 3.32 προκύπτουν τα εξής συμπεράσματα:

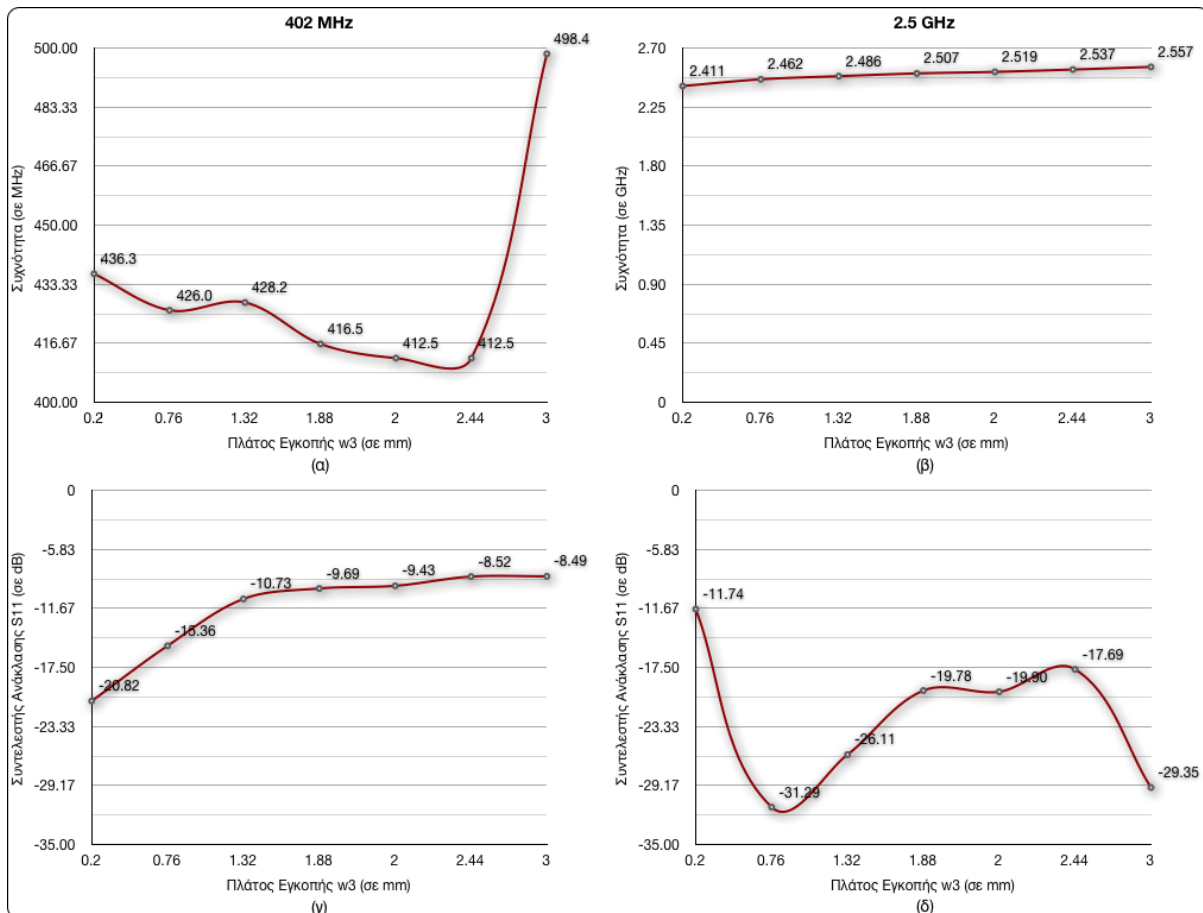
- Το ύψος h_3 στην περιοχή MICS προκαλεί σημαντικές μεταβολές στην τιμή τόσο του συντελεστή ανάκλασης όσο και της συχνότητας συντονισμού. Η αύξηση του ύψους h_3 προκαλεί αύξηση της τιμής του συντελεστή ανάκλασης για $h_3 < 13$ mm όπου και ο συντελεστή ανάκλασης φτάνει σχεδόν τα -25 dB, ενώ από κει και πέρα η περαιτέρω αύξηση του h_3 μειώνει την τιμή του S11. Η μεταβολή που παρατηρείται στη συχνότητα συντονισμού είναι ανάλογη με αυτή που περιγράφηκε προηγουμένως για την δεύτερη εγκοπή. Αύξηση της τιμής του h_3 οδηγεί σε αύξηση της διαδρομής του ρεύματος το οποίο με τη σειρά του οδηγεί σε μείωση της συχνότητα συντονισμού της κεραίας στην περιοχή των 402 MHz.
- Στην περιοχή των 2.4 GHz οι μεταβολές τόσο στη συχνότητα συντονισμού όσο και στην τιμή του συντελεστή ανάκλασης είναι αξιοσημείωτες. Ουσιαστικά, η μεγάλη επίδραση που επιφέρει στη συμπεριφορά της κεραίας στη ζώνη ISM η μεταβολή του ύψους της τρίτης εγκοπής, περιορίζει τις επιλογές που έχουμε για την επιλογή του ύψους και στην περιοχή των 402 MHz. Και στη συγκεκριμένη περίπτωση ενώ η μεταβολή του h_3 δεν αλλάζει την

κύρια διαδρομή του ρεύματος οι μεταβολές που παρατηρούνται οφείλονται στις δευτερεύουσες διαδρομές του ρεύματος πάνω στην αγώγιμη ταινία.

- Η μείωση του πλάτους w_3 της τρίτης εγκοπής στην περιοχή των 402 MHz αυξάνει (όχι όμως σημαντικά) τη συχνότητα συντονισμού. Παράλληλα προκαλεί μεγάλη αύξηση στην τιμή του συντελεστή ανάκλασης.
- Στην περιοχή των 2.4 GHz αύξηση του πλάτους w_3 οδηγεί σε αύξηση της συχνότητα συντονισμού και ταυτόχρονη μείωση της τιμής του συντελεστή ανάκλασης.



Εικόνα 3.31: Μεταβολή συχνότητας συντονισμού και συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει του μήκους h_3 της τρίτης εγκοπής. (α) 402 MHz: συχνότητα συντονισμού (β) 2.4 GHz: συχνότητα συντονισμού (γ) 402 MHz: συντελεστής ανάκλασης (δ) 2.4 GHz: συντελεστής ανάκλασης.



Εικόνα 3.32: Μεταβολή συχνότητας συντονισμού και συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει του πλάτους w_3 της τρίτης εγκοπής. (α) 402 MHz: συχνότητα συντονισμού (β) 2.4 GHz: συχνότητα συντονισμού (γ) 402 MHz: συντελεστής ανάκλασης (δ) 2.4 GHz: συντελεστής ανάκλασης.

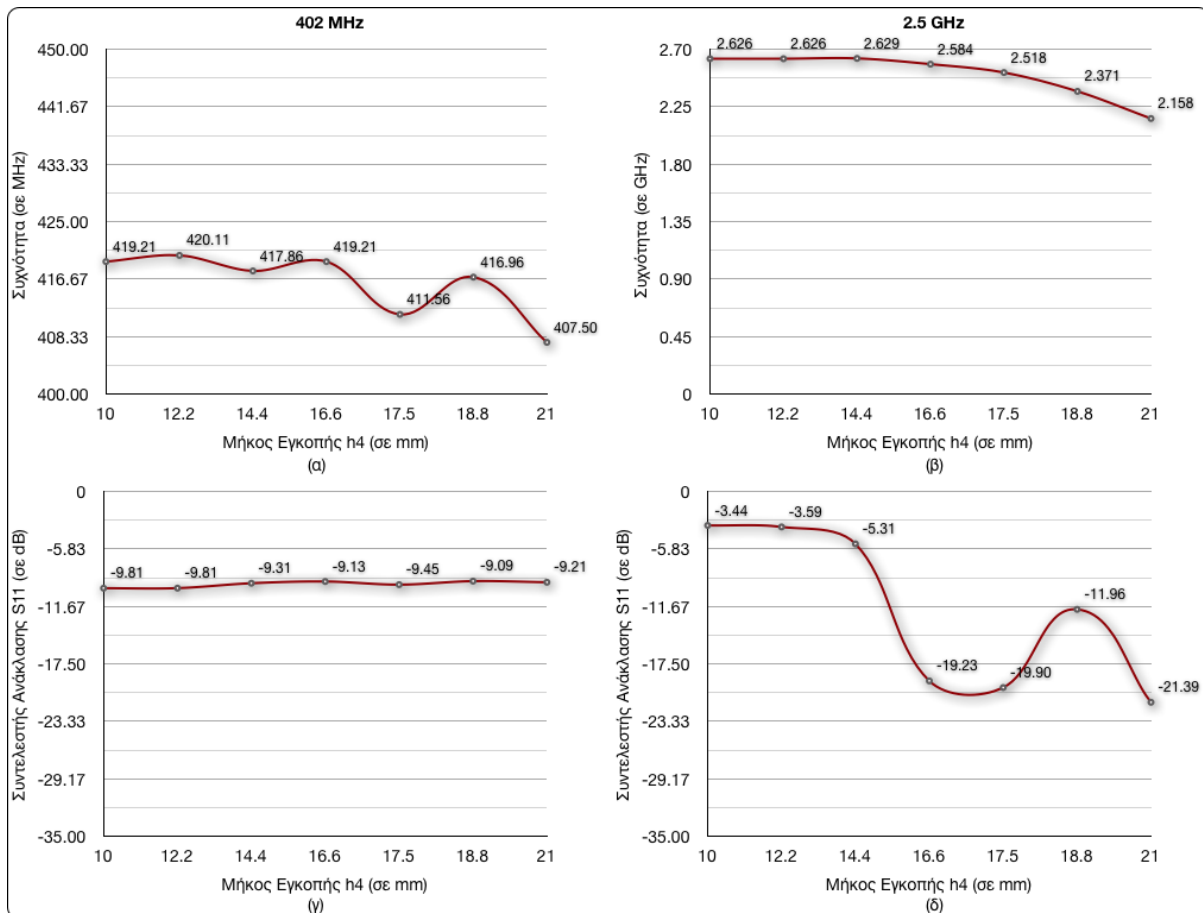
4^η Εγκοπή (h_4, w_4)

Στην συγκεκριμένη προσομοίωση τα h_4 και w_4 μεταβάλλονται ώστε να μελετηθεί η επίδραση της τέταρτης (από αριστερά) εγκοπής στα χαρακτηριστικά και τη λειτουργία της κεραίας. Οι τιμές που παίρνουν τα h_4 και w_4 φαίνονται στον Πίνακα 3.13.

Πίνακας 3.13: Εύρος ζώνης τιμών των παραμέτρων h_4, w_4 .

Παράμετρος	Εύρος (mm)	Βέλτιστη Θέση
h_4	[10, 21]	17.5mm
w_4	[0.2, 1]	0.3mm

Το (h_4, w_4) που προτείνεται στη βιβλιογραφία ως βέλτιστο είναι το $(17.5\text{mm}, 0.3\text{mm})$ και περιλαμβάνεται στη προσομοίωση ως μέτρο σύγκρισης. Τα αποτελέσματα για τις δύο περιοχές συχνοτήτων των 402 MHz και 2.4 GHz παρουσιάζονται στα διαγράμματα των Εικόνων 3.33 και 3.34.

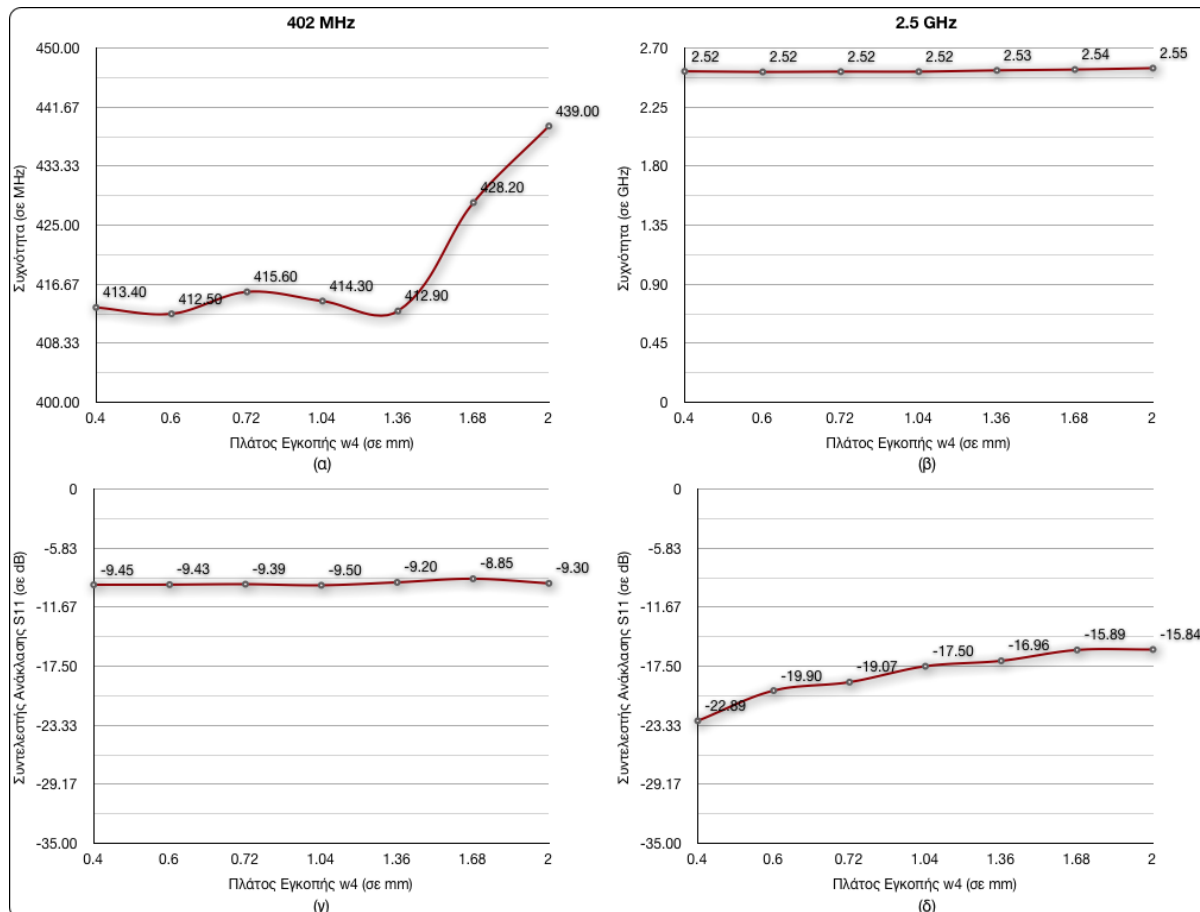


Εικόνα 3.33: Μεταβολή συχνότητας συντονισμού και συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει του μήκους h_4 της τέταρτης εγκοπής. (α) 402 MHz: συχνότητα συντονισμού (β) 2.4 GHz: συχνότητα συντονισμού (γ) 402 MHz: συντελεστής ανάκλασης (δ) 2.4 GHz: συντελεστής ανάκλασης.

Για τη τέταρτη εγκοπή της κεραίας (h_4, w_4) από τα διαγράμματα των Εικόνων 3.33 και 3.34 προκύπτουν τα εξής συμπεράσματα:

- Στην περιοχή των 402 MHz η μεταβολή του ύψους h_4 της τέταρτης εγκοπής δεν προκαλεί σημαντικές μεταβολές τόσο στη συχνότητα συντονισμού όσο και στην τιμή του S11.
- Αντίθετα στην περιοχή των 2.4 GHz η μεταβολή του h_4 οδηγεί σε σημαντικές αλλαγές της συμπεριφοράς της κεραίας και όπως φαίνεται στο διάγραμμα για να τηρηθούν οι προδιαγραφές οι «επιτρεπτές» τιμές είναι γύρω από τα 17 mm. Απομάκρυνση από αυτό το σημείο ουσιαστικά καθιστά την κεραία μη λειτουργική στη συγκεκριμένη περιοχή συχνοτήτων. Η συγκεκριμένη συμπεριφορά της κεραίας ήταν αναμενομένη λόγω της διαδρομής του ρεύματος από το σημείο τροφοδοσίας προς το κάτω άκρο της κεραίας. Μείωση της τιμής του h_4 προκαλεί μείωση της διαδρομής που ακολουθεί το ρεύμα και άρα αύξηση της συχνότητας συντονισμού.
- Όσον αφορά το πλάτος w_4 της εγκοπής αυτό στην περιοχή των 402 MHz, εκτός από κάποιες ακραίες τιμές φαίνεται να μην προκαλεί σημαντικές μεταβολές τόσο στη συχνότητα συντονισμού όσο και στο S11.

- Στην περιοχή των 2.4 GHz η αλλαγή στο πλάτος w4 οδηγεί σε σημαντική μεταβολή της τιμής του συντελεστή ανάκλασης (αύξηση του πλάτους w4 οδηγεί σε μείωση της απόλυτης τιμής του S11). Αν και η συχνότητα συντονισμού μετατοπίζεται και αυτή με τη μεταβολή του w4 αυτή η μετατόπιση είναι σχετικά μικρή.



Εικόνα 3.34: Μεταβολή συχνότητας συντονισμού και συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει του πλάτους w_4 της τέταρτης εγκοπής. (α) 402 MHz: συχνότητα συντονισμού (β) 2.4 GHz: συχνότητα συντονισμού (γ) 402 MHz: συντελεστής ανάκλασης (δ) 2.4 GHz: συντελεστής ανάκλασης.

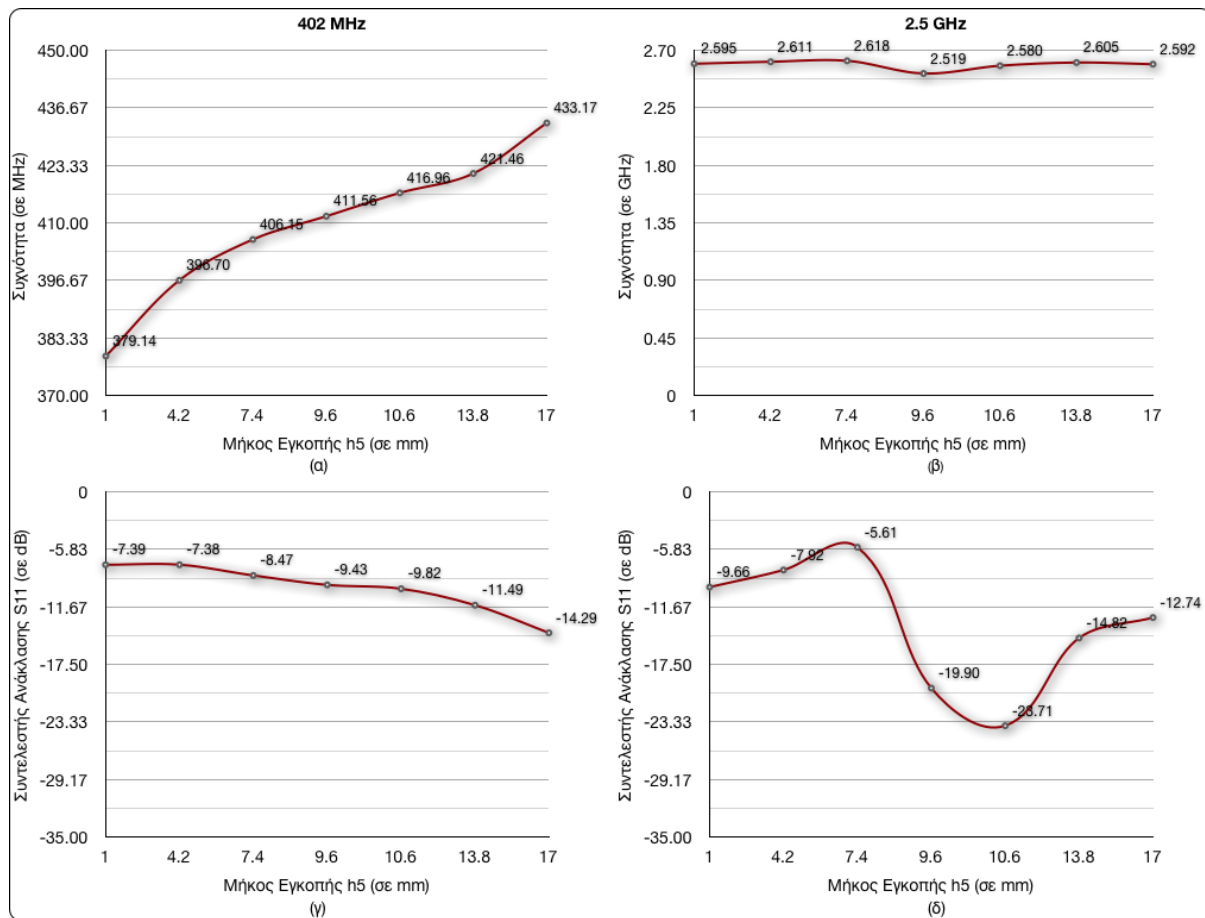
5^η Εγκοπή (h_5)

Στην τελευταία προσομοίωση μελετάται το ύψος της τελευταίας εγκοπής της κεραίας που ουσιαστικά προσδιορίζει το μήκος του δεξιότερου τμήματος της κεραίας. Η μεταβλητή στη προκειμένη περίπτωση είναι το ύψος h_5 το οποίο μπορεί να λάβει τις ακόλουθες τιμές:

Πίνακας 3.14: Εύρος ζώνης τιμών των παραμέτρων h_5 .

Παράμετρος	Εύρος (mm)	Βέλτιστη Θέση
h_5	[1, 17]	9.6mm

Το βέλτιστο ύψος που προτείνεται από τη βιβλιογραφία είναι $h_5 = 9.6\text{mm}$. Η προσομοίωση γίνεται και στις δύο περιοχές συχνοτήτων που συντονίζει η κεραία. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στην Εικόνα 3.35.



Εικόνα 3.35: Μεταβολή συχνότητας συντονισμού και συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει του μήκους h_5 της τελευταίας εγκοπής. (α) 402 MHz: συχνότητα συντονισμού (β) 2.4 GHz: συχνότητα συντονισμού (γ) 402 MHz: συντελεστής ανάκλασης (δ) 2.4 GHz: συντελεστής ανάκλασης.

Για τη πέμπτη και τελευταία εγκοπή της κεραίας (h_5) προκύπτουν τα εξής συμπεράσματα:

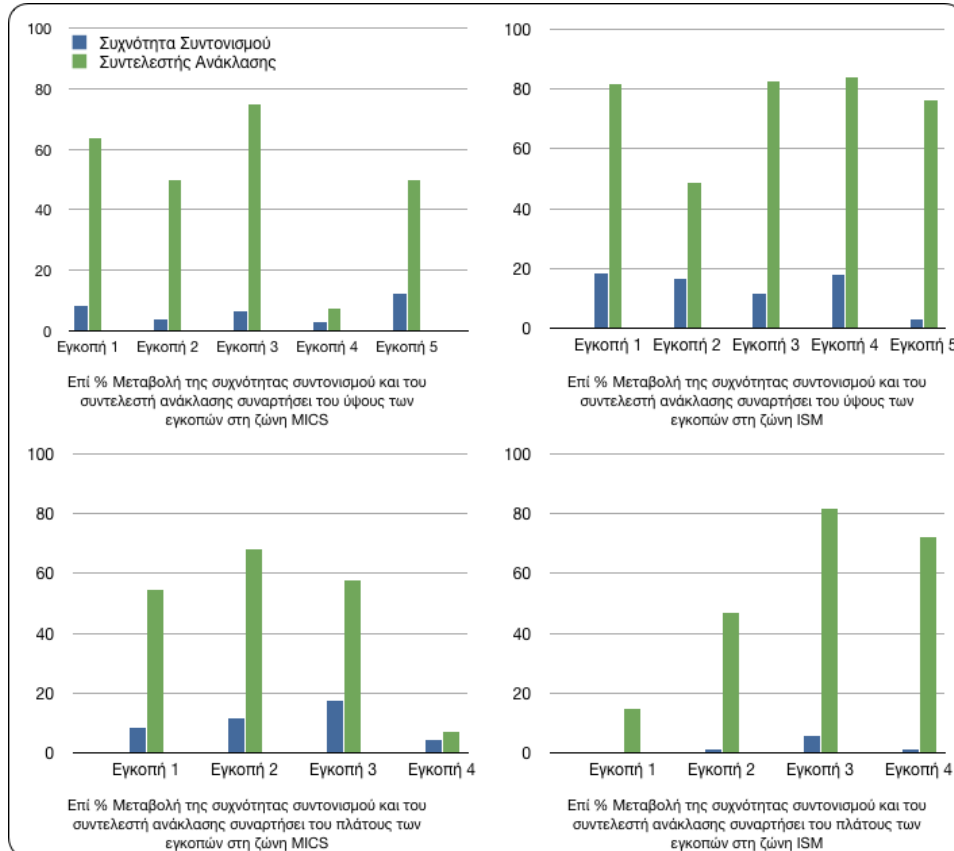
- Το ύψος h_5 είναι πολύ σημαντικό μέγεθος, όπως φαίνεται από τα τελευταία δύο διαγράμματα. Στην περιοχή των 402 MHz το ύψος h_5 είναι το μέγεθος αυτό το οποίο καθορίζει την σχέση μεταξύ των δύο κοντινών συχνοτήτων συντονισμού της κεραίας. Αύξηση του h_5 οδηγεί σε αύξηση της τιμής του S11 του πρώτου συντονισμού και καταπίεση του δεύτερου γειτονικού συντονισμού.
- Το h_5 είναι παράγοντας που επηρεάζει σημαντικά την τιμή του συντελεστή ανάκλασης και στην περιοχή των 2.4 GHz. Εκτός από μία τιμή ($h_5 = 7.4\text{ mm}$) η συχνότητα συντονισμού δεν φαίνεται να επηρεάζεται τόσο σημαντικά. Και εδώ ο λόγος που παρατηρούμε αυτές τις μεταβολές είναι η σχέση του h_5 με την κύρια διαδρομή του ρεύματος για τη συγκεκριμένη συχνότητα.

3.2.4 Συμπεράσματα

Στην προηγούμενη ενότητα με τις προσομοιώσεις που έγιναν δόθηκε μια συνολική εικόνα για τη λειτουργία της κεραίας διπλής ζώνης της βιβλιογραφίας. Όπως αναλύθηκε και προηγουμένως οι συντονισμοί της κεραίας διαμορφώνονται από τη διαδρομή του ρεύματος πάνω στην αγωγή ταινία. Λαμβάνοντας υπόψη όλα τα παραπάνω προκύπτει ότι:

- Στην ζώνη MICS η κύρια διαδρομή του ρεύματος που καθορίζει την συχνότητα συντονισμού είναι η διαδρομή που αρχίζει από το άνω άκρο της κεραίας και καταλήγει στον αγωγό βραχυκύκλωσης (Εικόνα 3.15). Η πρώτη και η δεύτερη εγκοπή δηλαδή είναι καθοριστικές για τον συντονισμό της κεραίας στην περιοχή MICS. Παρόλα αυτά και η τρίτη εγκοπή παίζει σημαντικό ρόλο κυρίως γιατί μπορεί να δώσει μεγάλες τιμές για τον συντελεστή ανάκλασης στην ίδια περιοχή. Αυτό οφείλεται στην δευτερεύουσα διαδρομή του ρεύματος.
- Στην ζώνη ISM η κύρια διαδρομή του ρεύματος που καθορίζει την συχνότητα συντονισμού (Εικόνα 3.16) είναι η διαδρομή από τον αγωγό τροφοδοσίας προς το κάτω άκρο της κεραίας. Πολύ σημαντικό ρόλο λοιπόν στο συντονισμό της κεραίας έχουν η τέταρτη και πέμπτη εγκοπή. Αυτές ουσιαστικά καθορίζουν το σημείο συντονισμού. Παρόλα αυτά, μεταβολές στις επιδόσεις της κεραίας εμφανίζονται και λόγω της αλλαγής των διαστάσεων της τρίτης εγκοπής, κυρίως λόγω της ροής του ρεύματος προς την υπόλοιπη κεραία.

Τα παραπάνω συμπεράσματα παρουσιάζονται συγκεντρωτικά στα κανονικοποιημένα (επί %) διαγράμματα της Εικόνας 3.36.



Εικόνα 3.36: Συγκεντρωτικά διαγράμματα επίδρασης των γεωμετρικών χαρακτηριστικών των εγκοπών στις επιδόσεις της κεραίας.

3.3 Σχεδίαση Νέας Βελτιστοποιημένης Κεραίας Διπλής Ζώνης

Στη συγκεκριμένη ενότητα, παρουσιάζεται η νέα κυκλική κεραία μικροταινίας διπλής ζώνης. Έχοντας ως οδηγό την ανάλυση που προέκυψε απ' την μελέτη της κεραίας της βιβλιογραφίας και με βάση όλη τη θεωρητική ανάλυση που έχει προηγηθεί σχεδιάστηκε η νέα κεραία. Ιδιαίτερη έμφαση δόθηκε στο μέγεθος της κεραίας και τις προδιαγραφές που ορίζουν τα διεθνή πρότυπα.

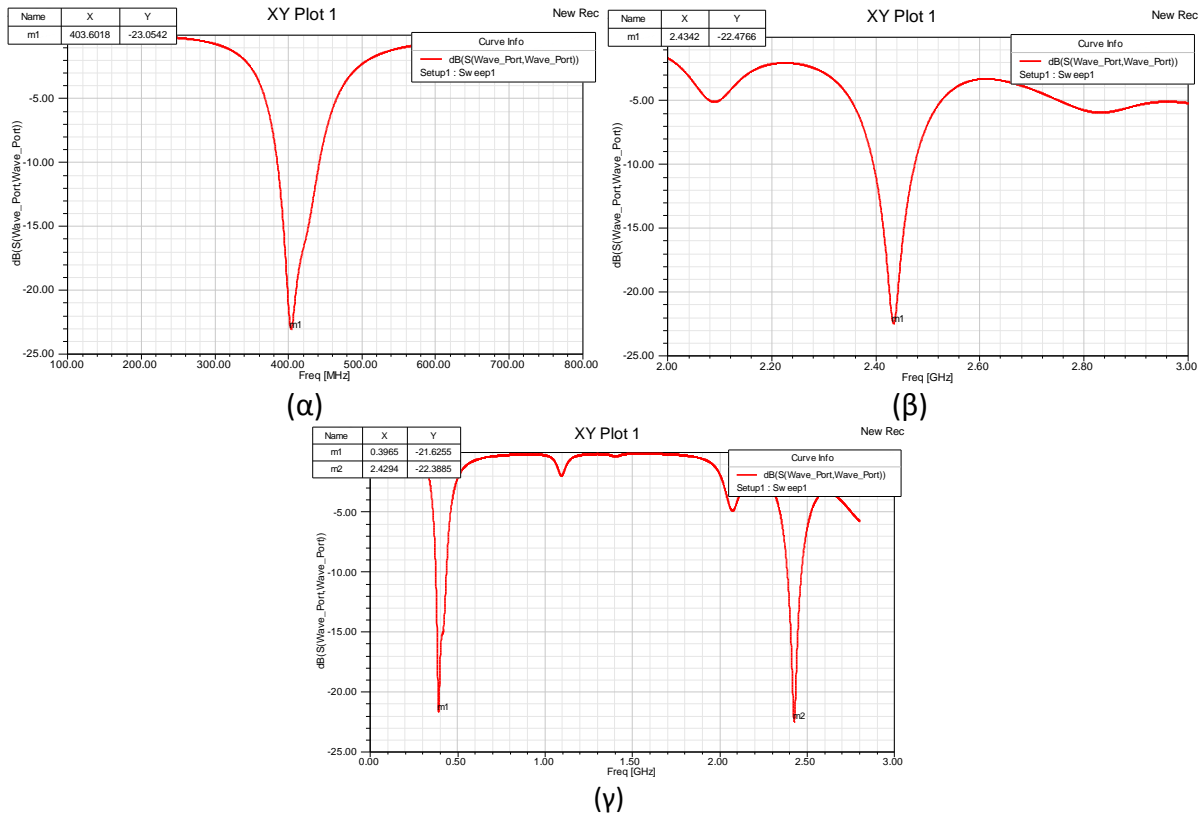
3.3.1 Βελτιστοποίηση της Εμφυτεύσιμης Κεραίας Διπλής Ζώνης της Βιβλιογραφίας

Το πρώτο βήμα για την σχεδίαση της νέας κεραίας ήταν η προσπάθεια βελτίωσης κρίσιμων χαρακτηριστικών της κεραίας της βιβλιογραφίας έτσι ώστε να προκύψει μια κεραία με καλύτερα βασικά χαρακτηριστικά που θα αποτελέσει εν συνεχεία την βάση για τη νέα κυκλική κεραία. Με βάση τα συμπεράσματα της ανάλυσης της προηγούμενης ενότητας παρουσιάζεται στη συνέχεια η νέα ορθογώνια κεραία μικροταινίας διπλής ζώνης. Τα σχεδιαστικά της χαρακτηριστικά φαίνονται στον Πίνακα 3.15. Από τα διαγράμματα του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας που παρουσιάζονται στην Εικόνα 3.37 προκύπτει ότι η κεραία εμφανίζει συντονισμό στην περιοχή MICS στη συχνότητα των 403.6 MHz με συντελεστή ανάκλασης $S_{11} = -23 \text{ dB}$. Αντίστοιχα προκύπτει για την περιοχή ISM, συντονισμός στα 2.43 GHz με συντελεστή ανάκλασης $S_{11} = -22.5 \text{ dB}$.

Πίνακας 3.15: Τιμές σχεδιαστικών παραμέτρων της βελτιωμένης ορθογώνιας κεραίας μικροταινίας διπλής ζώνης.

Παράμετρος	Τιμή (σε mm)
<i>h1</i>	19.1
<i>w1</i>	1.35
<i>h2</i>	20.1
<i>w2</i>	0.55
<i>h3</i>	18
<i>w3</i>	1
<i>h4</i>	18.3
<i>w4</i>	0.3
<i>h5</i>	9.6
<i>Pin_X</i>	-0.7
<i>Pin_Y</i>	10.8
<i>X_Coax</i>	2.35
<i>Y_Coax</i>	0.1
Πάχος υποστρώματος <i>h</i>	0.635

Η μείωση του πάχους του υποστρώματος και υπερστρώματος έγινε διότι ο κατασκευαστής του υλικού προτείνει το συγκεκριμένο πάχος ως το ελάχιστο δυνατό. Μείωση του πάχους της κεραίας βελτιώνει πολύ τον συνολικό της όγκο συμβάλλοντας στη μείωση των διαστάσεων της κεραίας.



Εικόνα 3.37: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης (α) στην περιοχή MICS, (β) στην περιοχή ISM (γ) στην περιοχή 100 MHz-2.8 GHz με το μοντέλο των πειραματικών δεδομένων της νέας ορθογώνιας κεραίας μικροταινίας διπλής ζώνης.

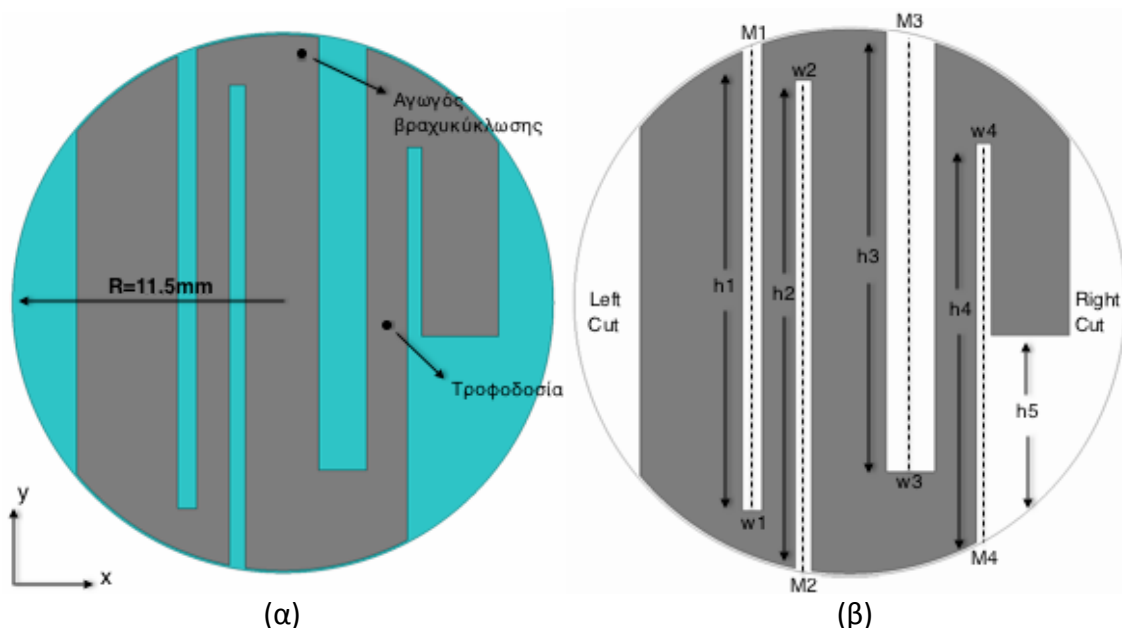
3.3.2 Σχεδίαση Νέας Εμφυτεύσιμης Κεραίας Διπλής Ζώνης

Με βάση την βελτιστοποιημένη κεραία που προτάθηκε στην προηγούμενη ενότητα και την ανάλυση της ενότητας 3.2.3 σχεδιάστηκε η νέα κυκλική κεραία μικροταινίας διπλής ζώνης που παρουσιάζεται στην Εικόνα 3.38α. Κύριος στόχος της συγκεκριμένης σχεδίασης είναι η σημαντική μείωση του μεγέθους της, εξασφαλίζοντας παράλληλα τα χαρακτηριστικά στις ζώνες MICS και ISM της προηγούμενης ορθογώνιας κεραίας.

Η διάταξη αποτελείται από το επίπεδο γείωσης, το κυκλικό υπόστρωμα (substrate), την αγωγίμη ταινία (patch), το υπέρστρωμα, στρώμα που περιβάλλει την ταινία από πάνω (superstrate), τον αγωγό τροφοδοσίας και τον αγωγό βραχυκύκλωσης. Και σ' αυτή τη σχεδίαση όπως και σε όλες όσες προηγήθηκαν ως υλικό για το υπόστρωμα και το στρώμα που καλύπτει την αγωγίμη ταινία από την πάνω πλευρά επιλέχθηκε το Rogers R3210. Το συγκεκριμένο υλικό είναι υλικό υψηλής διηλεκτρικής σταθεράς ($\epsilon_r = 10.2$), παράγεται μαζικά και επιτρέπει πολύ μικρό πάχος, δίνοντας τη δυνατότητα για επιπλέον σμίκρυνση των διαστάσεων της κεραίας. Η τροφοδοσία της κεραίας επιτυγχάνεται με τη χρήση του ίδιου ομοαξονικού καλωδίου το οποίο χρησιμοποιήθηκε στην ενότητα 3.1.1, τα χαρακτηριστικά του οποίου παρουσιάζονται στον Πίνακα 3.1.

Αν και τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά της κεραίας που σχεδιάστηκε και παρουσιάζεται σ' αυτή την ενότητα παρουσιάζουν αρκετές ομοιότητες με αυτά της κεραίας

της βιβλιογραφίας, εντούτοις υπάρχουν σημαντικές διαφορές που ίσως δεν είναι ορατές με μια απλή επισκόπηση της γεωμετρίας της κεραίας. Η μετατροπή του σχήματος του substrate, superstrate και της αγώγιμης ταινίας από ορθογώνια σε κυκλική οδήγησε αρχικά σε μια κεραία η οποία δεν λειτουργούσε εντός των ζωνών MICS και ISM. Το μέγεθος των εγκοπών, η μεταβολή του σημείου τροφοδοσίας και βραχυκύκλωσης δεν ήταν ικανές να μεταφέρουν τα σημεία συντονισμού εντός των προδιαγραφών. Έτσι σαν παράμετροι στην σχεδίαση της κεραίας μπήκαν και οι θέσεις των εγκοπών πάνω στην αγώγιμη ταινία. Επιπλέον, ως παράμετροι θεωρήθηκαν και το μέγεθος των τμημάτων της κυκλικής ταινίας τα οποία φαίνονται στην Εικόνα 3.38α και λείπουν από το δεξί και αριστερό μέρος της αγώγιμης ταινίας. Οι μεταβλητές που ορίστηκαν ως παράμετροι για την συγκεκριμένη σχεδίαση παρουσιάζονται στην Εικόνα 3.38β. Οι τιμές των παραμέτρων που προέκυψαν μετά τη μελέτη και τη βελτιστοποίηση της νέας κυκλικής κεραίας μικροταινίας διπλής ζώνης παρουσιάζονται στον Πίνακα 3.16.



Εικόνα 3.38: (α) Νέα κυκλική κεραία μικροταινίας διπλής ζώνης (β) Παράμετροι βελτιστοποίησης της νέας κυκλικής κεραίας.

Οι μεταβλητές M_i οριοθετούν τη θέση της εγκοπής πάνω στην αγώγιμη ταινία ενώ τα h_i, w_i καθορίζουν το μέγεθος της εγκοπής. Οι μεταβλητές Pin_X, Pin_Y καθορίζουν τη θέση του αγωγού βραχυκύκλωσης, ενώ οι X_Coax, Y_Coax καθορίζουν τη θέση του αγωγού τροφοδοσίας. Τέλος οι μεταβλητές $LeftCut, RightCut$ καθορίζουν τις εγκοπές δεξιά και αριστερά της αγώγιμης ταινίας.

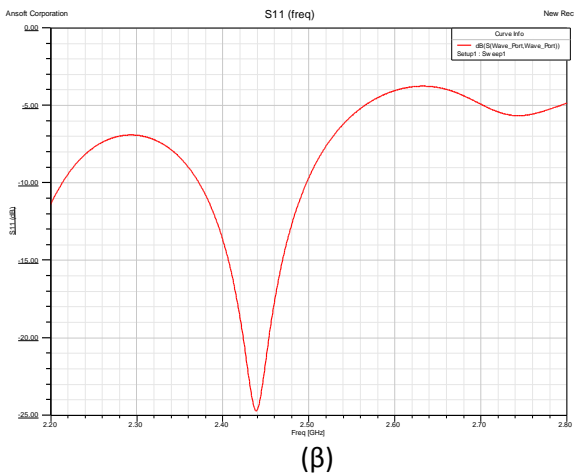
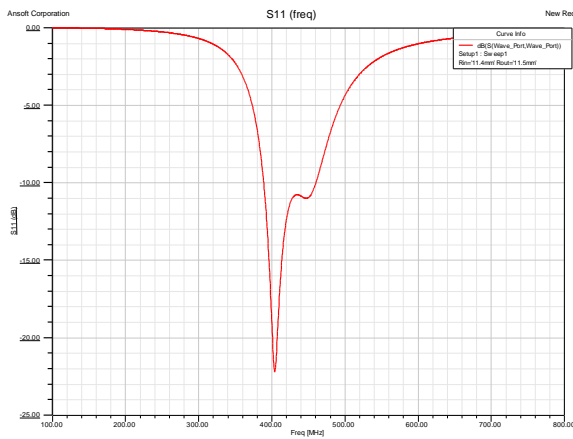
Πίνακας 3.16: Πίνακας σχεδιαστικών παραμέτρων της νέας κυκλικής κεραίας μικροταινίας διπλής ζώνης.

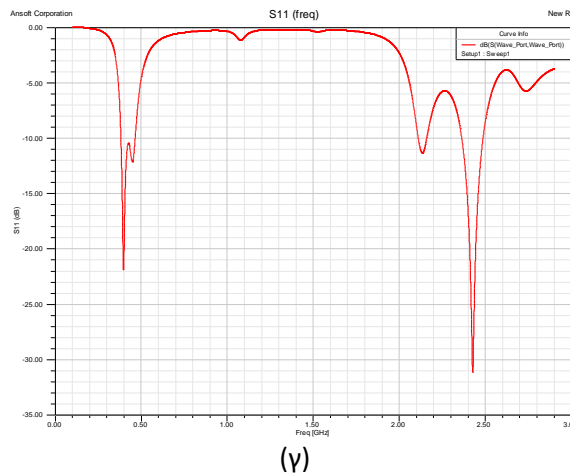
	Παράμετρος	Τιμή (σε mm)
Εγκοπή 1	$M1$	-4
	$h1$	19.6
	$w1$	0.8
Εγκοπή 2	$M2$	-1.9
	$h2$	20.1

	$w2$	0.68	
Εγκοπή 3	$M3$	2.5	
	$h3$	18	
	$w3$	2	
Εγκοπή 4	$M4$	5.5	
	$h4$	18.4	
	$w4$	0.6	
Εγκοπή 5	$h5$	9.6	
	Αγωγός βραχυκύκλωσης	Pin_X	-0.7
		Pin_Y	10.8
Αγωγός τροφοδοσίας	X_Coax	2.35	
	Y_Coax	0.1	
	$LeftCut$	-8.6	
	$RightCut$	9	

3.3.3 Μελέτη Απόδοσης της νέας κυκλικής κεραίας μικροταινίας διπλής ζώνη εντός μοντέλου ιστού

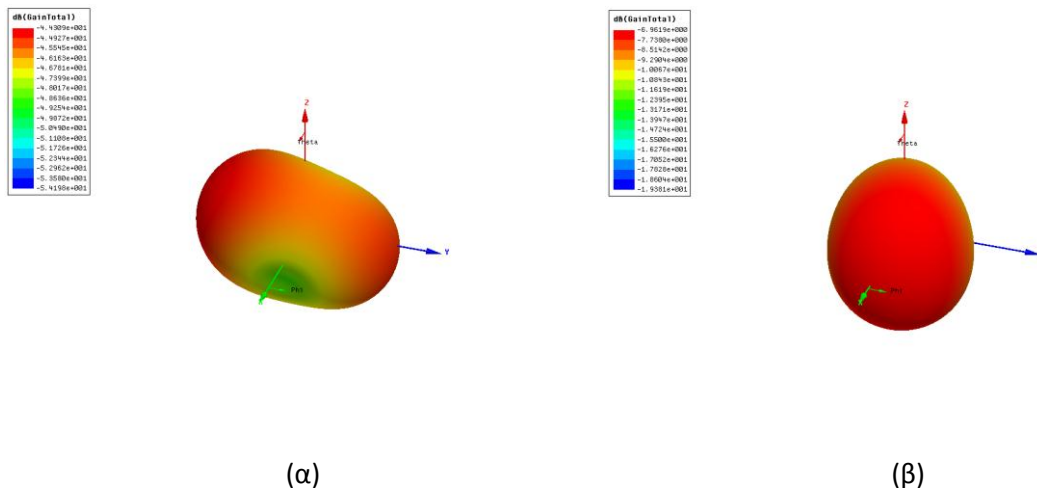
Η αρχική μελέτη των χαρακτηριστικών της νέας κεραίας έγινε με βάση το μοντέλο ιστού που προσομοιώνει τις ηλεκτρικές ιδιότητες του ανθρώπινου ιστού του δέρματος (Εικόνα 3.13β) και έχει χρησιμοποιηθεί ως τώρα για την ανάλυση για την ανάλυση της κεραίας της βιβλιογραφίας. Ο λόγος που χρησιμοποιήθηκε το ίδιο μοντέλο ιστού είναι έτσι ώστε να έχουμε όσο το δυνατόν πιο ακριβή σύγκριση ανάμεσα στα χαρακτηριστικά των δύο κεραίων.





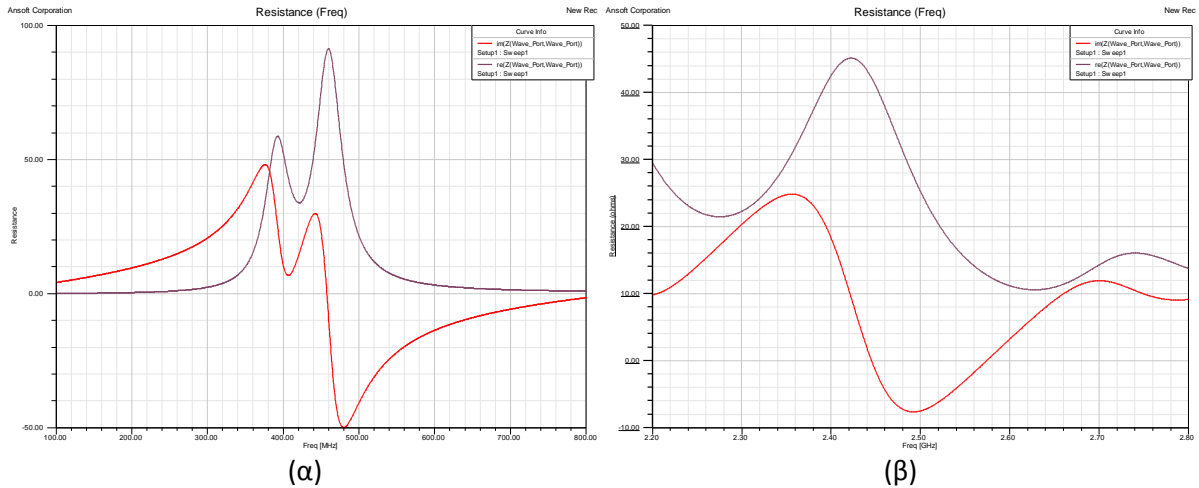
Εικόνα 3.39: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης (α) περιοχή MICS: σταθερή διηλεκτρική σταθερά (β) περιοχή ISM: σταθερή διηλεκτρική σταθερά (γ) περιοχή 100 MHz-2.8 GHz: μοντέλο πειραματικών δεδομένων.

Στην Εικόνα 3.39 παρουσιάζονται τα διαγράμματα του συντελεστή ανάκλασης για τα δυο διαφορετικά μοντέλα προσομοίωσης του ανθρώπινου ιστού. Η νέα κυκλική κεραία παρουσιάζει τον πρώτο συντονισμό σε συχνότητα 403.6MHz με συντελεστή ανάκλασης $S_{11} = -22.06dB$. Ο δεύτερος συντονισμός εμφανίζεται στην περιοχή ISM σε συχνότητα 2.44GHz και συντελεστή ανάκλασης $S_{11} = -24.66dB$. Στην ζώνη MICS το εύρος ζώνης είναι 30.12MHz. Αντίστοιχα στην περιοχή ISM το εύρος ζώνης που μας δίνει η συγκεκριμένη κεραία είναι 67.5MHz. Τα διαγράμματα κέρδους της κεραίας για τις δύο περιοχές λειτουργίας παρουσιάζονται στην Εικόνα 3.40. Η μέγιστη τιμή του κέρδους που προκύπτει από το διάγραμμα της Εικόνας 3.40α για την περιοχή MICS είναι $G = -44.31dB$. Αντίστοιχα για την περιοχή ISM το μέγιστο κέρδος που προκύπτει είναι $G = -6.96dB$.



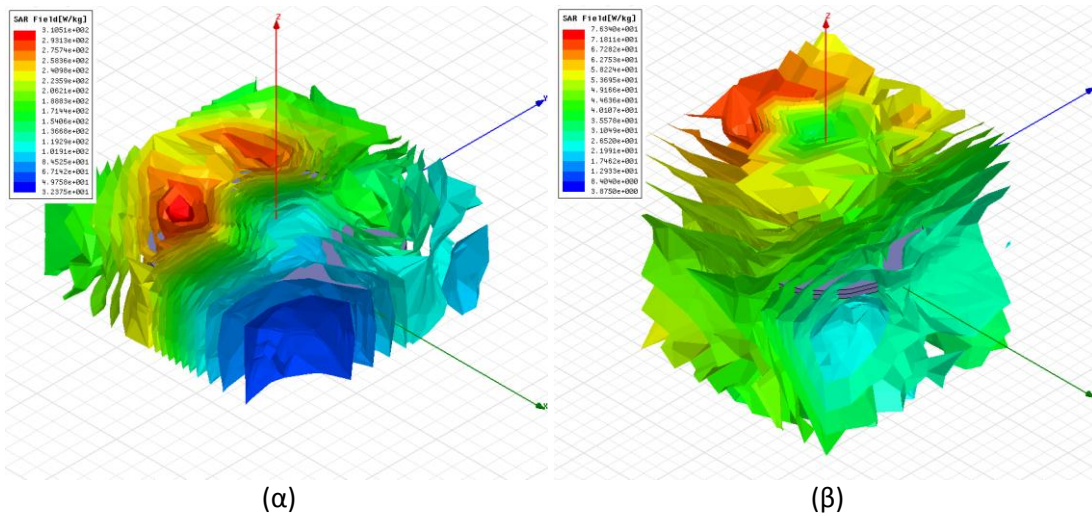
Εικόνα 3.40: Διάγραμμα κέρδους ακτινοβολίας της κεραίας (α) για την περιοχή MICS (β) για την περιοχή ISM.

Στην Εικόνα 3.41 παρουσιάζεται η μεταβολή της χαρακτηριστικής σύνθετης αντίστασης της κεραίας (πραγματικό και φανταστικό μέρος) στις δύο ζώνες MICS και ISM.



Εικόνα 3.41: Μεταβολή της αντίστασης της κεραίας συναρτήσει της συχνότητας στη ζώνη (α) MICS και (β) ISM.

Το τελευταίο κρίσιμο χαρακτηριστικό που εξετάζεται είναι ο ρυθμός ειδικής απορρόφησης, ο οποίος θέτει 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 $1100\text{kg}/\text{m}^3$ και υποθέτοντας ισχύ εισόδου 1W προκύπτουν οι κατανομές του ρυθμού ειδικής απορρόφησης ανά 1g και 10g ιστού που παρουσιάζονται στην Εικόνα 3.42.



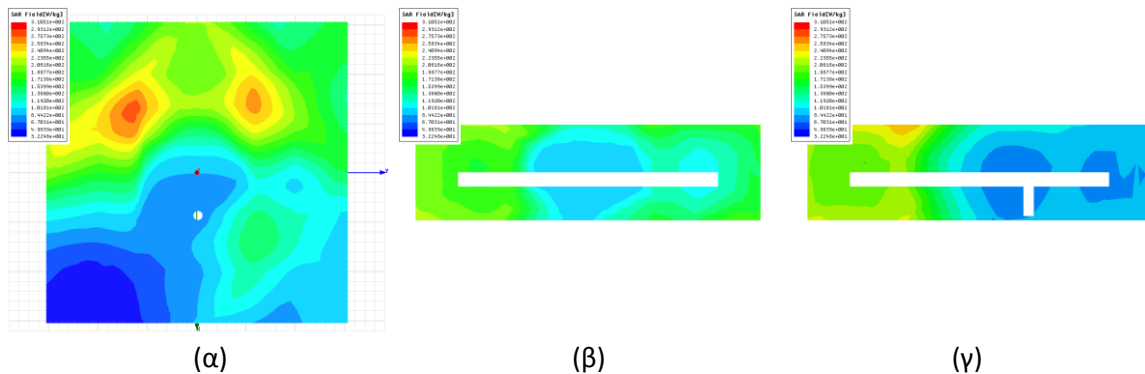
Εικόνα 3.42: Διαγράμματα μέσου ρυθμού ειδικής απορρόφησης στην ζώνη MICS ανά (α) 1g ιστού και (β) 10g ιστού.

Από την Εικόνα 3.42 προκύπτει ο επόμενος πίνακας, στον οποίο παρουσιάζονται οι μέγιστες τιμές του ειδικού ρυθμού απορρόφησης που παρατηρούνται στην περιοχή MICS ανά 1g και 10g ιστού.

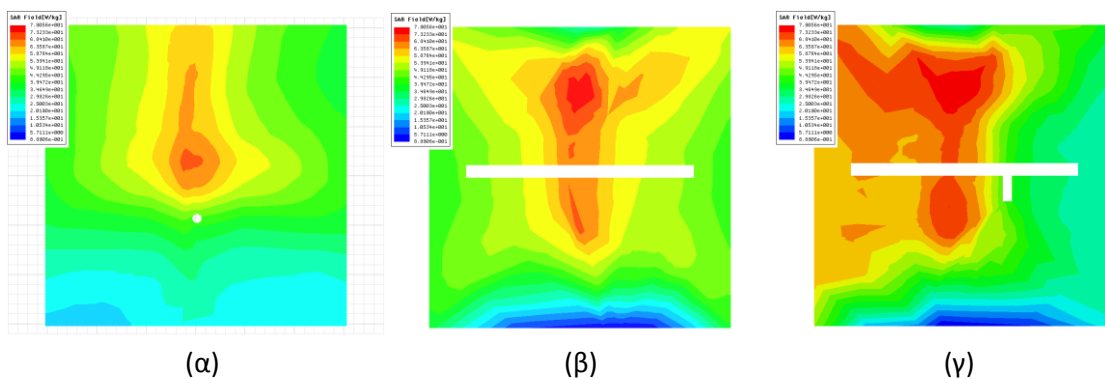
Πίνακας 3.17: Μέγιστες τιμές ρυθμού ειδικής απορρόφησης της νέας κυκλικής κεραίας.

Ζώνη MICS	
1g ιστού	310.51 W/kg
10g ιστού	120.03 W/kg

Με βάση τις τιμές του Πίνακα 3.17 και λαμβάνοντας υπόψη τις προδιαγραφές για την προστασία του ανθρώπινου οργανισμού από την ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία [63], [64] προκύπτει ότι για την τήρηση των ορίων αυτών, η μέγιστη ισχύς που πρέπει να τροφοδοτηθεί η συγκεκριμένη κεραία είναι $5.15mW$ (IEEE C95.1-1999, [63]) και $16.66mW$ (IEEE C95.1-2005, [64]). Μια διαφορετική παρουσίαση των διαγραμμάτων SAR φαίνεται στις Εικόνες 3.43 και 3.44 ανά $1g$ και $10g$ ιστού αντίστοιχα.



Εικόνα 3.43: Διακύμανση μέσου ειδικού ρυθμού απορρόφησης ανά $1g$ ιστού στην περιοχή MICS στο επίπεδο (α) XY (β) YZ (γ) XZ.



Εικόνα 3.44: Διακύμανση μέσου ειδικού ρυθμού απορρόφησης ανά $10g$ ιστού στην περιοχή MICS στο επίπεδο (α) XY (β) YZ (γ) XZ.

Στο συγκεκριμένο σημείο πρέπει να γίνει μία σημαντική διευκρίνιση. Τα διαγράμματα που προήλθαν για τον μέσο ρυθμό ειδικής απορρόφησης ανά $10g$ ιστού (Εικόνα 3.44) προήλθαν από τροποποίηση του κυβικού μοντέλου ($30.5mm \times 30.5mm \times 30.5mm$) που προσομοιάζει τον ανθρώπινο ιστό. Ο λόγος που έγινε ήταν καθαρά πρακτικός και οφείλεται σε πρόβλημα με το περιβάλλον σχεδίασης HFSS. Τα συγκεκριμένα διαγράμματα παρατίθενται εδώ για λόγους πληρότητας λόγω της ύπαρξης των διεθνών προτύπων για τον ειδικό ρυθμό απορρόφησης ανά $10g$ ιστού.

Σύγκριση μεταξύ της νέας κυκλικής κεραίας μικροταινίας και της ορθογώνια κεραία της βιβλιογραφίας

Στη συγκεκριμένη παράγραφο γίνεται σύγκριση ανάμεσα στην νέα κυκλική κεραία μικροταινίας διπλής ζώνης που σχεδιάστηκε στην παρούσα διπλωματική και την ορθογώνια κεραία μικροταινίας της βιβλιογραφίας [20], [74]. Ιδιαίτερη αξία έχει η δραστική μείωση μέγεθος της κεραίας χωρίς την ιδιαίτερη χειροτέρευση των χαρακτηριστικών της κεραίας όπως το εύρος ζώνης ή το κέρδος.

Η αρχική κεραία της βιβλιογραφίας είχε διαστάσεις $22.5\text{mm} \times 22.5\text{mm} \times 2.5\text{mm}$. Ο όγκος της είναι 1265.625mm^3 . Επίσης η επιφάνεια της έχει εμβαδό 506mm^2 . Η νέα κυκλική κεραία μικροταινίας έχει επιφάνεια εμβαδού 400.9466mm^2 και όγκο 509.21mm^3 . Δηλαδή η νέα κεραία έχει 58.33% μικρότερο όγκο και 18.45% μικρότερο εμβαδό επιφάνειας. Οι επιδόσεις των δύο κεραίων για στις ζώνες MICS και ISM παρουσιάζονται συγκεντρωτικά στους Πίνακες 3.18 και 3.19.

Πίνακας 3.18: Συγκριτικός πίνακας των χαρακτηριστικών της νέας βελτιωμένης κυκλικής κεραίας μικροταινίας και της ορθογώνιας κεραίας της βιβλιογραφίας για τη ζώνη MICS.

Ζώνη MICS		
	Κυκλική κεραία	Κεραία βιβλιογραφίας
Συχνότητα Συντονισμού f_r	403.6 MHz	415.16 MHz
Συντελεστή ανάκλασης S_{11}	-22.06 dB	-9.08 dB
Εύρος ζώνης (BW)	30.12 MHz	-
Μέγιστο κέρδος	-44.31 dB	-42.87 dB
Μέγιστο μέσο SAR (ανά 1g)	310.51 W/kg	281.77 W/kg
Μέγιστο μέσο SAR (ανά 10g)	120.03 W/kg	107.12 W/kg

Πίνακας 3.19: Συγκριτικός πίνακας των χαρακτηριστικών της νέας βελτιωμένης κυκλικής κεραίας μικροταινίας και της ορθογώνιας κεραίας της βιβλιογραφίας για τη ζώνη ISM.

Ζώνη ISM		
	Κυκλική κεραία	Κεραία βιβλιογραφίας
Συχνότητα Συντονισμού f_r	2.44 GHz	2.55 GHz
Συντελεστή ανάκλασης S_{11}	-24.66 dB	-23.28 dB
Εύρος ζώνης (BW)	67.5 MHz	82 MHz
Μέγιστο κέρδος	-6.96 dB	-3.34 dB

3.3.4 Εμφύτευση της Νέας Κεραίας Διπλής Ζώνης εντός Κανονικού Μοντέλου Ανθρώπινου Βραχίονα

Μέχρι στιγμής έχουν γίνει αρκετές αναφορές στη παρούσα διπλωματική στα προβλήματα αποσυντονισμού που εμφανίζονται στις εμφυτεύσιμες κεραίες. Η αιτία του φαινομένου δεν είναι άλλη από τα ηλεκτρικά χαρακτηριστικά των ιστών του δέρματος, τα οποία αφενός δε μπορούν να μοντελοποιηθούν με πολύ μεγάλη ακρίβεια (ειδικά στα πλαίσια μιας τέτοιας εργασίας) και αφετέρου μεταβάλλονται σημαντικά ανάλογα με τον τύπο του ιστού, την περιοχή του ανθρώπινου σώματος ή σε ορισμένες περιπτώσεις και την ηλικία. Στην

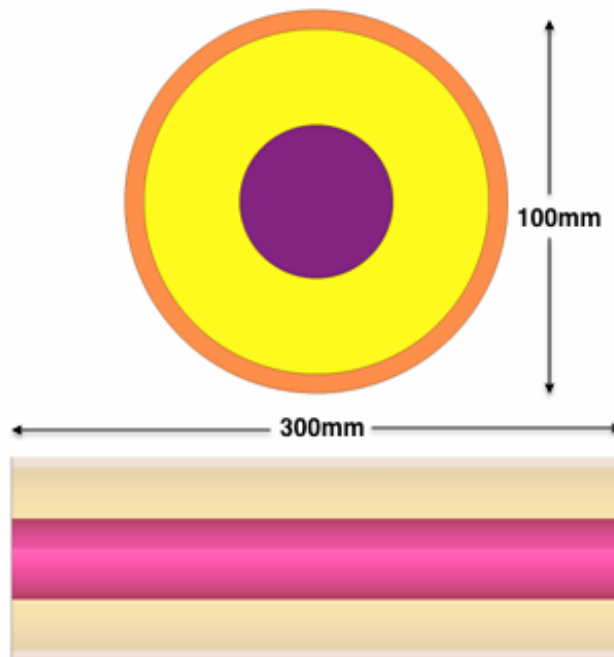
συγκεκριμένη παράγραφο γίνεται μια προσπάθεια να αντιμετωπισθούν τα φαινόμενα αποσυντονισμού της κυκλικής κεραίας που σχεδιάστηκε σε ένα πιο ρεαλιστικό σενάριο εμφύτευσης.

Το κανονικό μοντέλο που χρησιμοποιείται για τις προσομοιώσεις είναι ένα κανονικό μοντέλο ανθρώπινου χεριού [67], το οποίο αποτελείται τρία στρώματα ιστού. Στον Πίνακα 3.20 παρουσιάζονται οι ιστοί και οι διαστάσεις τους που προτείνονται στη βιβλιογραφία για το συγκεκριμένο μοντέλο, ενώ στην Εικόνα 3.45 φαίνεται το μοντέλο που δημιουργήθηκε στο περιβάλλον HFSS.

Πίνακας 3.20: Διαστάσεις κανονικού μοντέλου ανθρώπινου χεριού.

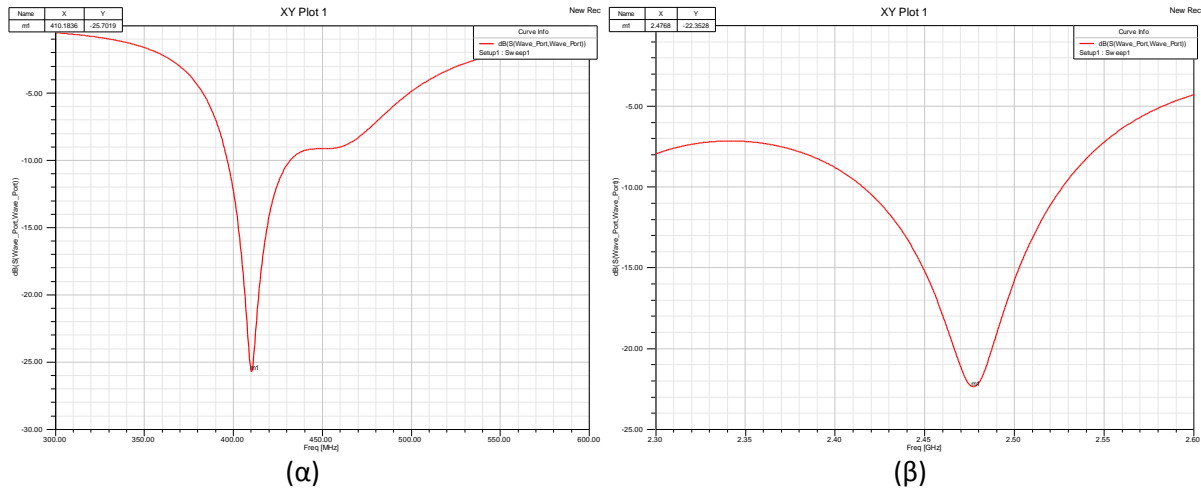
Ιστοί	Ακτίνα
Οστό	20mm
Μυς	45mm
Δέρμα	50mm

Τα αποτελέσματα που προέκυψαν από την προσομοίωση στο κανονικό μοντέλο χεριού για τις δύο ζώνες συχνοτήτων από την κυκλική κεραία που σχεδιάστηκε και βελτιστοποιήθηκε με βάση το κυβικό μοντέλο ιστού παρουσιάζονται στην Εικόνα 3.46.



Εικόνα 3.45: Διαστάσεις κανονικού μοντέλου ανθρώπινου βραχίονα.

Από τις παραπάνω εικόνες προκύπτει ότι ο αποσυντονισμός της κεραίας, αν και υπάρχει δεν προκαλεί τόσο μεγάλες μεταβολές στη συμπεριφορά της κεραίας στις δύο περιοχές συχνοτήτων. Στην περιοχή MICS, ο συντονισμός έχει μετατοπιστεί από τα 403.6 MHz στα 410.18 MHz ενώ ο συντελεστής ανάκλασης παρουσιάζει τιμή -25.7 dB σε σχέση με τα -22.06 dB που εμφάνιζε στον κυβικό μοντέλο ιστού. Αντίστοιχα στην περιοχή ISM, ο συντονισμός έχει μετατοπιστεί από τα 2.44 GHz στα 2.477 GHz με συντελεστή ανάκλασης -22.35 dB, ενώ στη περίπτωση του κυβικού μοντέλου ήταν -24.66 dB. Και στις δύο περιπτώσεις παρατηρείται μικρή αύξηση της συχνότητας συντονισμού αλλά και μεταβολή της τιμής του συντελεστή ανάκλασης.



Εικόνα 3.46: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης νέας κυκλικής κεραίας κατά την εμφύτευση της σε κανονικό μοντέλο ανθρώπινου βραχίονα στις περιοχές (α) MICS και (β) ISM.

Η μείωση της συχνότητας συντονισμού και στις δύο περιοχές μπορεί να επιτευχθεί με μικρή αύξηση των κύριων διαδρομών του ρεύματος. Με βάση τη λογική των διαδρομών του ρεύματος για τις δύο περιοχές συχνοτήτων μετά από ανάλυση προέκυψε η νέα βελτιστοποιημένη κεραία, η οποία αντιμετωπίζει τα φαινόμενα αποσυντονισμού που ανέκυψαν και επιτρέπει τη λειτουργία της εντός των δύο ζωνών MICS και ISM σύμφωνα με τις προδιαγραφές.

Στον Πίνακα 3.21 παρουσιάζονται οι τιμές των παραμέτρων που επέτρεψαν την συμμόρφωση των χαρακτηριστικών της κεραίας με τα πρότυπα για τις ζώνες MICS και ISM. Στην Εικόνα 3.47 παρουσιάζονται τα διαγράμματα του συντελεστή ανάκλασης της νέας τροποποιημένης κεραίας. Σύμφωνα με αυτά η κεραία παρουσιάζει:

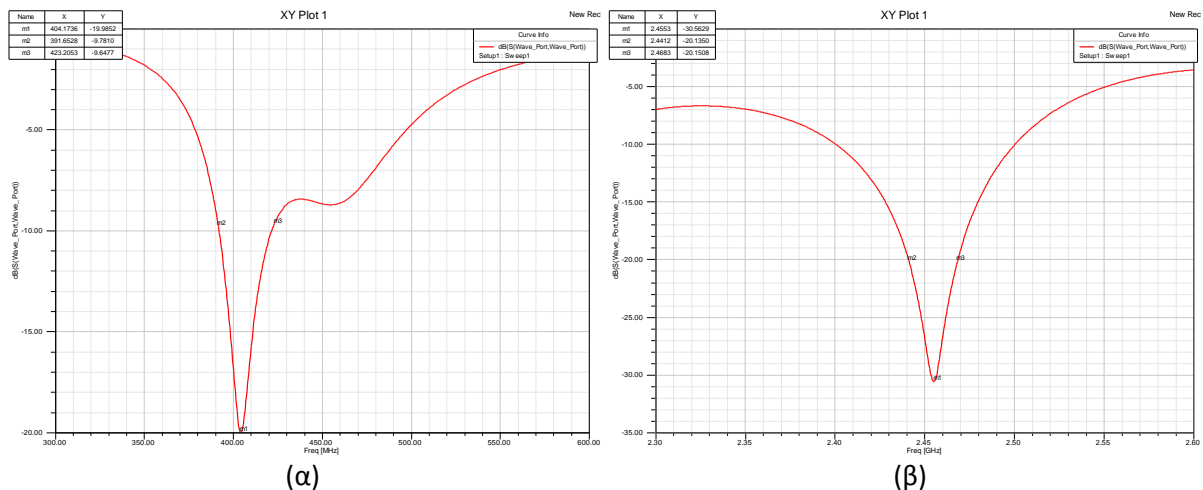
- Συντονισμό για την περιοχή MICS στα 404.17MHz με συντελεστή ανάκλασης -19.99dB ,
- Συντονισμό για την περιοχή ISM στα 2.455GHz με συντελεστή ανάκλασης -30.56dB ,
- Εύρος ζώνης για την περιοχή MICS $BW = 31.55\text{MHz}$ και για την περιοχή ISM $BW = 27.1\text{MHz}$,
- Μέγιστο κέρδος στην περιοχή MICS $G_{max} = -40.36\text{dB}$ και στην περιοχή ISM $G_{max} = -43.17\text{dB}$,
- Μέγιστο μέσο ρυθμό ειδικής απορρόφησης 433.4W/kg ανά 1g ιστού και 93.16W/kg ανά 10g ιστού για την ζώνη MICS,

Πίνακας 3.21: Πίνακας σχεδιαστικών παραμέτρων της νέας τροποποιημένης κυκλικής κεραίας μικροταινίας διπλής ζώνης που αντιμετωπίζει τα φαινόμενα αποσυντονισμού.

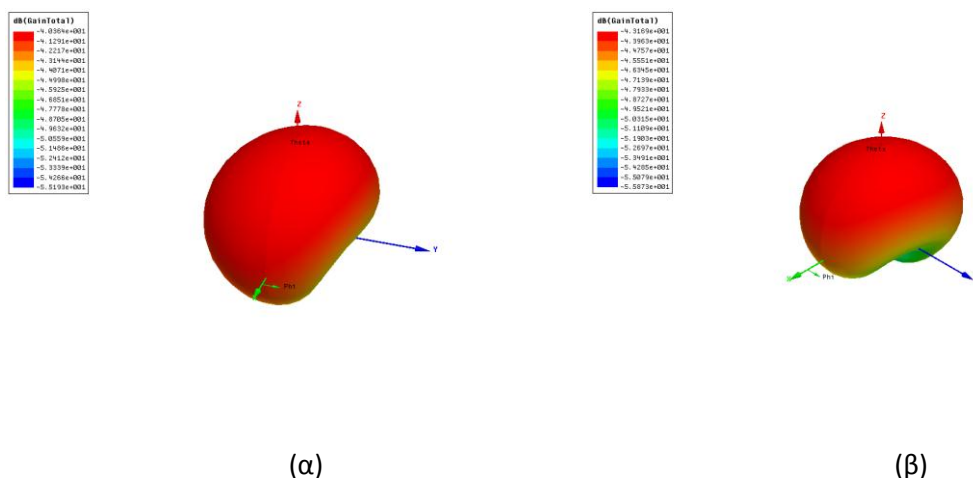
	Παράμετρος	Τιμή (σε mm)
Εγκοπή 1	$M1$	-4
	$h1$	20.2
	$w1$	0.8
Εγκοπή 2	$M2$	-1.9
	$h2$	20.1
	$w2$	0.68

Εγκοπή 3	<i>M3</i>	2.5
	<i>h3</i>	18
	<i>w3</i>	2
Εγκοπή 4	<i>M4</i>	5.5
	<i>h4</i>	18.4
Εγκοπή 5	<i>h5</i>	9.6
	<i>Pin_X</i>	-0.7
Αγωγός βραχυκύκλωσης	<i>Pin_Y</i>	10.8
	<i>X_Coax</i>	2.35
Αγωγός τροφοδοσίας	<i>Y_Coax</i>	0.1
	<i>LeftCut</i>	-8.6
	<i>RightCut</i>	9

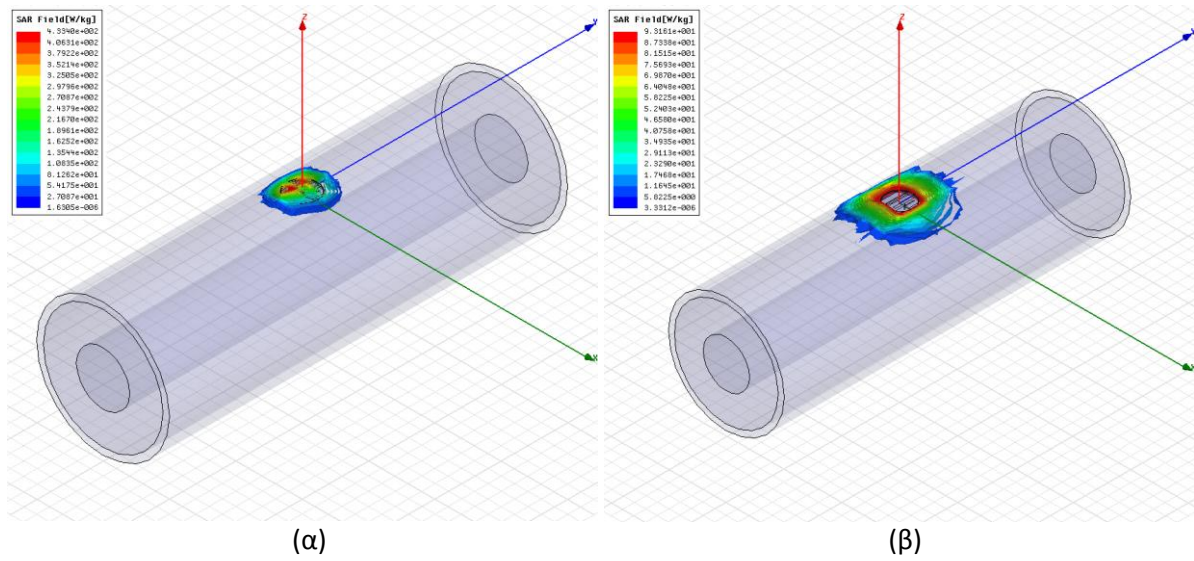
Στη συνέχεια παρουσιάζονται τα διαγράμματα ακτινοβολίας και ρυθμού ειδικής απορρόφησης ανά 1g και 10g ιστού.



Εικόνα 3.47: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης της νέας τροποποιημένης κυκλικής κεραίας που αντιμετωπίζει τα φαινόμενα αποσυντονισμού στη ζώνη (α) MICS και (β) ISM.



Εικόνα 3.48: Διάγραμμα κέρδους ακτινοβολίας της νέα τροποποιημένης κεραίας εντός του κανονικού μοντέλου ανθρώπινου βραχίονα (α) για την περιοχή MICS (β) για την περιοχή ISM.



Εικόνα 3.49: Κατανομή ρυθμού ειδικής απορρόφησης για τη ζώνη MICS ανά (α) 1g ιστού και (β) 10g ιστού.

Κεφάλαιο 4: Συμπεράσματα

Περίληψη:

Το συγκεκριμένο κεφάλαιο αποτελεί ουσιαστικά τον επίλογο της διπλωματικής εργασίας. Αρχικά γίνεται μια επισκόπηση των όσων παρουσιάστηκαν και αναλύθηκαν στο προηγούμενο κεφάλαιο και κυρίως των τελευταίων ενοτήτων που αφορούν την νέα κυκλική κεραία μικροταινίας διπλής ζώνης που σχεδιάστηκε στην παρούσα διπλωματική. Τέλος γίνεται δίνονται διάφορες προτάσεις για πιθανές μελλοντικές προεκτάσεις της εργασίας.

4.1 Συμπεράσματα

Στο κεφάλαιο 3 παρουσιάστηκε η σχεδίαση διαφόρων εμφυτεύσιμων κεραιών μικροταινίας. Ιδιαίτερη σημασία δόθηκε στις τεχνικές σμίκρυνσης των κεραιών αυτών μέσω της δημιουργίας και της διαμόρφωσης εγκοπών στην αγώγιμη ταινία της κεραίας. Η ανάλυση και μελέτη της κεραίας διπλής ζώνης της βιβλιογραφίας υπήρξε πολύ σημαντική για την κατανόηση της επίδρασης των εγκοπών στις επιδόσεις της εμφυτεύσιμης κεραίας. Το Κεφάλαιο 3 καταλήγει προτείνοντας μια νέα κυκλική κεραία μικροταινίας διπλής ζώνης, η οποία εμφανίζει συντονισμό στη ζώνη MICS (402 – 405 MHz) και ISM (2.4 – 2.48 GHz). Η νέα κεραία που προτείνεται εμφανίζει παρόμοιες επιδόσεις εύρους ζώνης και κέρδους με αυτή της βιβλιογραφίας, παρά την σημαντική μείωση των διαστάσεων της κεραίας.

Πιο συγκεκριμένα, η νέα κυκλική κεραία μικροταινίας έχει περίπου 60% μικρότερο όγκο και 20% μικρότερο εμβαδό σε σχέση με αυτή της βιβλιογραφίας. Επίσης λόγω της αλλαγής του σχήματος της κεραίας (από ορθογώνιο σε κυκλικό) προκύπτει ένα ακόμα σημαντικό πλεονέκτημα της νέας κεραίας διπλής ζώνης. Το κυκλικό σχήμα της κεραίας επιτρέπει την ευκολότερη εμφύτευσή της στον ανθρώπινο ιστό σε πραγματικές συνθήκες, λόγω της απουσίας ακμών της διάταξης, οι οποίες θα μπορούσαν να προκαλέσουν τραυματισμούς στους ιστούς. Τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά της κεραίας (διαστάσεις, θέσεις εγκοπών κλπ) καθώς επίσης και οι επιδόσεις της (συχνότητα συντονισμού, εύρος ζώνης, συντελεστής ανάκλασης, κέρδος, ρυθμός ειδικής απορρόφησης) παρουσιάζονται αναλυτικά στο Κεφάλαιο 3.

Στην τελευταία ενότητα του προηγούμενου κεφαλαίου γίνεται μια προσπάθεια να αναγνωρισθούν και να αντιμετωπισθούν φαινόμενα αποσυντονισμού της νέα κυκλικής κεραίας μικροταινίας διπλής ζώνης κατά την εμφύτευση της σε ένα κανονικό μοντέλο ανθρώπινου βραχίονα. Όπως παρουσιάστηκε στην προηγούμενη ενότητα τα φαινόμενα αποσυντονισμού οδηγούν την νέα κεραία εκτός των προδιαγραφών για τις ζώνες MICS και ISM. Ειδικότερα παρατηρείται αύξηση της συχνότητας συντονισμού και στις δύο περιοχές συχνοτήτων και αλλαγή στη τιμή του συντελεστή ανάκλασης. Στους Πίνακες 4.1 και 4.2 παρουσιάζονται οι διαφοροποιήσεις που παρατηρούνται στα χαρακτηριστικά της κεραίας ανάμεσα στο κυβικό μοντέλο και το κανονικό μοντέλο του ανθρώπινου βραχίονα.

Πίνακας 4.1: Συγκριτικός πίνακας επιδόσεων της νέας κεραίας διπλής ζώνης ανάμεσα στο κυβικό μοντέλο και το κανονικό μοντέλο ανθρώπινου βραχίονα για τη ζώνη MICS.

	Κυβικό μοντέλο	Κανονικό μοντέλο ανθρώπινου βραχίονα
Συχνότητα Συντονισμού (f_r)	403.6 MHz	410.68 MHz
Συντελεστής Ανάκλασης (S_{11}) στα 403.5 MHz	-22.05 dB	-25.77 dB
Εύρος Ζώνης (BW)	30.12 MHz	14.52 MHz
Μέγιστο Κέρδος (G_{max})	-44.31 dB	-39.54 dB
SAR ανά 1g ιστού	310.51 W/kg	378.76 W/kg
SAR ανά 10g ιστού	120.03 W/kg	89.06 W/kg

Πίνακας 4.2: Συγκριτικός πίνακας επιδόσεων της νέας κεραίας διπλής ζώνης ανάμεσα στο κυβικό μοντέλο και το κανονικό μοντέλο ανθρώπινου βραχίονα για τη ζώνη ISM.

	Κυβικό μοντέλο	Κανονικό μοντέλο ανθρώπινου βραχίονα
Συχνότητα Συντονισμού (f_r)	2.44 GHz	2.47 GHz
Συντελεστής Ανάκλασης (S_{11}) στα 2.44 GHz	-24.66 dB	-22.35 dB
Εύρος Ζώνης (BW)	67.5 MHz	80.7 MHz
Μέγιστο Κέρδος (G_{max})	-6.96 dB	-43.64 dB

Εν συνεχεία, έγινε μια προσπάθεια να αντιμετωπισθούν τα φαινόμενα αποσυντονισμού. Στους προηγούμενους πίνακες παρουσιάστηκαν οι διαφοροποιήσεις των λειτουργικών χαρακτηριστικών της νέας κυκλικής κεραίας μικροταινίας ανάμεσα στο κυβικό μοντέλο, με βάση το οποίο σχεδιάστηκε, και σε ένα πιο ρεαλιστικό σενάριο εμφύτευσης. Στους Πίνακες 4.3 και 4.4 παρουσιάζεται η βελτιστοποίηση των χαρακτηριστικών της κεραίας που επετεύχθη για τις δύο περιοχές συχνοτήτων, ύστερα από την ανάλυση των φαινομένων αποσυντονισμού.

Πίνακας 4.3: Συγκριτικός πίνακας επιδόσεων ανάμεσα στην αρχική και την τροποποιημένη κυκλική κεραία μικροταινίας για τη ζώνη MICS.

	Τροποποιημένη κεραία	Αρχική κεραία
Συχνότητα Συντονισμού (f_r)	404.17 MHz	410.68 MHz
Συντελεστής Ανάκλασης (S_{11}) στα 403.5 MHz	-19.79 dB	-25.77 dB
Εύρος Ζώνης (BW)	31.55 MHz	14.52 MHz
Μέγιστο Κέρδος (G_{max})	-40.36 dB	-39.54 dB
SAR ανά 1g ιστού	433.4 W/kg	378.76 W/kg
SAR ανά 10g ιστού	93.16 W/kg	89.06 W/kg

Πίνακας 4.4: Συγκριτικός πίνακας επιδόσεων ανάμεσα στην αρχική και την τροποποιημένη κυκλική κεραία μικροταινίας για τη ζώνη ISM.

	Τροποποιημένη κεραία	Αρχική κεραία
Συχνότητα Συντονισμού (f_r)	2.455 GHz	2.47 GHz
Συντελεστής Ανάκλασης (S_{11}) στα 2.44 GHz	-19.6 dB	-22.35 dB
Εύρος Ζώνης (BW)	27.1 MHz	80.7 MHz
Μέγιστο Κέρδος (G_{max})	-43.17 dB	-43.64 dB

Αυτό που έχει ιδιαίτερη αξία, είναι η σημαντική αύξηση που παρατηρείται στον ρυθμό ειδικής απορρόφησης τόσο κατά την εμφύτευση της κεραίας του κυβικού μοντέλου

στο κανονικό μοντέλο του ανθρώπινου βραχίονα, όσο και κατά την τροποποίηση της κεραίας με στόχο την βελτίωση άλλων χαρακτηριστικών της, κυρίως για τον ρυθμό που μετριέται ανά 1g ιστού. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα την μείωση της μέγιστης επιτρεπόμενη ισχύς εισόδου της κεραίας έτσι ώστε να τηρούνται τα όρια ασφαλούς έκθεσης που σχετίζονται με τον ρυθμό ειδικής απορρόφησης. Οι αλλαγές στις επιδόσεις της κεραίας είναι μικρές και καλύπτουν τις προδιαγραφές που έχουν τεθεί κατά τη σχεδίαση. Επιπλέον η συγκεκριμένη σχεδίαση έχει προοπτικές για περαιτέρω σμίκρυνση αφού η κατάλληλη ρύθμιση της θέσης και του μεγέθους των εγκοπών θα μπορούσε να εξασφαλίσει τα επιθυμητά χαρακτηριστικά για μικρότερες ακτίνες της κυκλικής κεραίας.

4.2 Επίλογος & Μελλοντικές Προεκτάσεις

Στο πλαίσιο της παρούσας διπλωματικής εργασίας παρουσιάστηκαν (α) οι δυνατότητες της βιοϊατρικής τεχνολογίας και η σημαντική ώθηση που μπορεί να προσφέρει στον τομέα της Ιατρικής, (β) αρκετές εμφυτεύσιμες διατάξεις που χρησιμοποιούνται σήμερα, αλλά και (γ) η σημασία της σχεδίασης και κατασκευής μικροσκοπικών κεραιών που προδίδουν δυνατότητες αλληλεπίδρασης σ' αυτές τις διατάξεις με τον εξωτερικό κόσμο. Μελετήθηκαν οι ιδιότητες του βιολογικού περιβάλλοντος στο οποίο θα κληθεί να λειτουργήσει μια τέτοια εμφυτεύσιμη κεραία και παρουσιάστηκαν (κανονικά και ανατομικά) μοντέλα προσομοίωσης των ανθρώπινων ιστών. Εν συνεχεία, παρουσιάστηκε συνοπτικά η θεωρία των κεραιών μικροταινίας καθώς επίσης και οι τεχνικές σμίκρυνσής τους.

Το κύριο μέρος της εργασίας ανέδειξε τα προβλήματα και τις προκλήσεις που αντιμετωπίζει ένας σχεδιαστής μικροσκοπικών εμφυτεύσιμων κεραιών. Στη συνέχεια, σχεδιάστηκε στο περιβάλλον HFSS μια κεραία διπλής ζώνης της βιβλιογραφίας και μελετήθηκαν οι επιδόσεις της. Με βάση τη μελέτη αυτή, προέκυψε η κυκλική κεραία μικροταινίας διπλής ζώνης η οποία παρουσιάζει παρόμοια χαρακτηριστικά με αυτά της βιβλιογραφίας ενώ είναι σημαντικά μικρότερη σε μέγεθος και κυκλικού σχήματος, βελτιώνοντας έτσι τις δυνατότητες εμφύτευσης. Μετά τη μελέτη των επιδόσεων της νέας κυκλικής κεραίας μικροταινίας διπλής ζώνης, έγινε μια προσπάθεια για την αντιμετώπιση των φαινομένων αποσυντονισμού σε ένα πιο ρεαλιστικό μοντέλο εμφύτευσης, κάνοντας χρήση ενός κανονικού μοντέλου ανθρώπινου βραχίονα.

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

- Υπάρχουν περιθώρια για περαιτέρω σμίκρυνση της κυκλικής κεραίας που παρουσιάστηκε στη συγκεκριμένη εργασία. Ρυθμίζοντας τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά των εγκοπών μπορεί να επιτευχθεί ακόμα μικρότερη ακτίνα για την κεραία που να επιτρέπει τον συντονισμό της στις ζώνες MICS και ISM. Μια τέτοια μελέτη μπορεί να πραγματοποιηθεί με χρήση αλγορίθμων όπως αυτού της βιβλιογραφίας [20], [74].
- Μελέτη χρήσης κάποιου βιοσυμβατού περιβλήματος ή επιλογή διαφορετικού βιοσυμβατού υλικού υποστρώματος. Το υλικό που επιλέχθηκε στην παρούσα διπλωματική για την κατασκευή των κεραιών (Rogers 3210) δεν είναι βιοσυμβατό αλλά επιλέχθηκε λόγω του ότι εμφανίζει παρόμοια χαρακτηριστικά με ένα άλλο βιοσυμβατό υλικό, την alumina. Ένα βιοσυμβατό περίβλημα της διάταξης ή η αλλαγή του Rogers3210 με alumina ή κάποιο άλλο βιοσυμβατό υλικό θα καθιστούσε βιοσυμβατή τη διάταξη. Η αλλαγή αυτή θα επέφερε μικρές τροποποιήσεις και στις επιδόσεις της κεραίας, γι' αυτό θα ήταν αναγκαία και πάλι η βελτιστοποίηση της κεραίας.

- Επιπλέον, η συγκεκριμένη κεραία θα μπορούσε να μελετηθεί και σε άλλα σενάρια εμφύτευσης και να τροποποιηθεί κατάλληλα έτσι ώστε να αντιμετωπίζει τα φαινόμενα αποσυντονισμού που πιθανόν να παρουσιαστούν. Ενδεικτικά αναφέρεται ότι, θα μπορούσε να μελετηθεί σε ένα κανονικό μοντέλο ανθρώπινου κρανίου ή κορμού.
- Η μελέτη των επιδόσεων της κεραίας εντός ανατομικών μοντέλων (πχ. ανατομικό μοντέλο ανθρώπινου βραχίονα) θα μπορούσε να αποτελέσει σημαντική πηγή δεδομένων. Η σύγκριση ανάμεσα στα δεδομένα που προήλθαν από το κανονικό μοντέλο που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα εργασία και ένα ανατομικό μοντέλο θα μπορούσε να δώσει χρήσιμα συμπεράσματα τόσο για την συγκεκριμένη κεραία όσο και για τη σχεδίαση εμφυτεύσιμων κεραίων γενικότερα.
- Σε πειραματικό στάδιο, θα μπορούσε να γίνει η κατασκευή της συγκεκριμένης κεραίας και να μελετηθεί η συμπεριφορά της σε πραγματικό πλέον περιβάλλον εντός κάποιου υγρού ή ζελέ που προσομοιώνει τα ηλεκτρικά χαρακτηριστικά του ανθρώπινου ιστού. Τέτοια υγρά έχουν χρησιμοποιηθεί σε αρκετές μελέτες στη βιβλιογραφία για εξαγωγή πειραματικών δεδομένων [20], [74].
- Τέλος, η συγκεκριμένη κεραία, μετά την κατασκευή και μελέτη της, θα μπορούσε να αποτελέσει μέρος μιας εμφυτεύσιμης βιοϊατρικής διάταξης. Με την ενσωμάτωση κάποιου βιοαισθητήρα στη διάταξη και κάποιας πηγής παροχής ισχύος (πχ. μπαταρία) είναι δυνατόν να αναπτυχθεί μια ρεαλιστική εμφυτεύσιμη ιατρική διάταξη, η οποία θα μπορούσε να λειτουργήσει για την παρακολούθηση κρίσιμων βιοσημάτων αρχικά σε πειραματόζωα και εν συνεχεία στον άνθρωπο.

Βιβλιογραφία

- [1] A. Woakes, P. Butler και R. Bevan, «Implantable data logging system for heart rate and body temperature,» *Medical and Biological Engineering and Computing*, pp. 145-151, 1995.
- [2] A. Ohlsson, R. Nordlander, T. Bennet, C. Bitkovert, B. Kjellstorm, B. Lee και L. Ryden, «Continuous ambulatory haemodynamic monitoring with an implantable system,» *European Heart Journal*, pp. 174-184, 1998.
- [3] J. Riistama, J. Vaisanen, S. Heinisuo, J. Lekkala και J. Kaihilahti, «Evaluation of an implantable ECG monitoring device in vitro and in vivo,» *Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 5703 - 5706, 2007.
- [4] C. Park, P. Chou, Y. Bai, R. Matthews και A. Hibbs, «An Ultra - Wearable, Wireless, Low Power ECG Monitoring system,» 2006.
- [5] F. Merli, L. Bolomey, E. Meurville και A. Skrivervik, «Implanted Antenna,» *IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium*, 2008.
- [6] E. Zrenner, «Will Retinal Implants Restore Vision?,» *Science*, pp. 1022-1025, 2002.
- [7] E. R, «Learning Retina Implants with Epiretinal Contacts,» *Ophthalmic Research*, pp. 281-289, 1997.
- [8] S. Klauke, M. Goertz, S. Rein, D. Hoebel, U. Thomas, R. Eckhorn, F. Bremmer και T. Wachtler, «Stimulation with a Wireless Intraocular Epiretinal Implant Elicits Visual Percepts in Blind Humans,» *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, αρ. 52, 2011.
- [9] A. Kiourti, «Biomedical Telemetry: Communication between implanted devices and the external world,» *Opticon1826*, 2010.
- [10] Wikipedia, «Cochlear implant,» 2010. [Ηλεκτρονικό]. Available: http://en.wikipedia.org/wiki/Cochlear_implant.
- [11] «FCC Rules and Regulations, “MICS Band Plan”, Part 95,» Jan. 2003.
- [12] Wikipedia, «Medical Implant Communication Service,» 2011. [Ηλεκτρονικό]. Available: http://en.wikipedia.org/wiki/Medical_Implant_Communication_Service.
- [13] FCC, Industrial, Scientific, and Medical Equipment (ISM), (FCC) Std. CFR, Part 18, 1998.
- [14] P. D, «Microstrip Antennas,» *Proc. IEEE, Vol. 80*, pp. 79-81, Ιανουάριος 1992.

- [15] S. Gollakota, H. Hassanieh, B. Ransford, D. Katabi και K. Fu, «They Can Hear Your Heartbeats: Non-Invasive Security for Implantable Medical Devices,» *SIGCOMM*, 2011.
- [16] M. Salajegheh, A. Molina και K. Fu, «Privacy of Home Telemedicine: Encryption is Not Enough,» *Design of Medical Devices Conference, Minneapolis, MN*, Απρίλιος 2009.
- [17] L. Sweeney, «k-anonymity: a model for protecting privacy,» *International Journal of Uncertainty, Fuzziness and Knowledge-based Systems*, 2002.
- [18] L. Brent, «Privacy Challenges for Wireless Medical Devices,» *Cyber Sciences and Information Intelligence Research*, 2008.
- [19] P. Bradley, «Ultra Low-Power RF Communications for Implanted Medical Applications and Low Duty-Cycle Systems,» *EETimes-Asia*, Νοέμβριος 2006.
- [20] 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*, Απρίλιος 2008.
- [21] Wikipedia, «Biocompatibility,» Μάρτιος 2012. [Ηλεκτρονικό]. Available: <http://en.wikipedia.org/wiki/Biocompatibility>.
- [22] G. Rizzi, A. Scrivani, M. Fini και R. Giardino, «Biomedical coatings to improve the tissue-biomaterial interfac,» *Int J. Artif Organs*, pp. 49-57, Αύγουστος 2004.
- [23] G. Llanos, P. Narayanan, M. Roller και A. Scopelianos, «Coatings for Medical Devices,» *US: United States Patent*, Τόμ. 1 από 2 No. US 6,746,773 B2, 2004.
- [24] J. Burgahard, C. Campbell, T. Younkin, M. Kuhn, D. Shykind και J. Maiz, «Biocompatible coatings for Medical Devices,» *US Patent Application Publication*, No. US 2009/0169714 A1, 2009.
- [25] D. Dabbs και A. Aksay, «Self-Assembled Ceramics Produced by Complex-Fluid Templation,» *Annu. Rev. Phys. Chem.* 51, Τόμ. 1 από 2 601-22, 2000.
- [26] M. Meyers, P. Chen, A. Lin και Y. Seki, «Biological materials: Structure and mechanical properties,» *Progress in Materials Science*, αρ. 53, pp. 1-206, 2008.
- [27] S. Stupp και P. Braun, «Molecular Manipulation of Microstructures: Biomaterials, Ceramics, and Semiconductors,» *Science*, αρ. 277, pp. 1242-1248, 1997.
- [28] A. Kumar, A. Srivastava, I. Galaev και B. Mattiasson, «Smart polymers: Physical forms and bioengineering applications,» *Progress in Polymer Science*, τόμ. 32, αρ. 10, pp. 1205-1237, 2007.
- [29] H. Schwan και K. Foster, «RF Field Interactions with Biological Systems: Electrical Properties and Biophysical Mechanism,» *Proc. IEEE*, τόμ. 68, αρ. 1, pp. 104-113, 1980.

- [30] M. Grandolfo, M. Michaelson και A. Rindi, «Biological Effects and Dosimetry of Static and Elf Electromagnetic Fields,» *Plenum Press*, pp. 77-84, 1986.
- [31] Κ. Νικήτα, «Σημειώσεις Μαθήματος ΒιοΗλεκτρομαγνητισμού, Κεφάλαιο 1,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <http://www.biosim.ntua.gr/GreekSite/lessons/chapter1.pdf>.
- [32] IFAC-CNR, «An Internet resource for the calculation of the Dielectric Properties of Body Tissues in the frequency range 10 Hz - 100 GHz,» 2010. [Ηλεκτρονικό]. Available: <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/>.
- [33] C. Durney, H. Massoudi και M. Iskander, «Radiofrequency Radiation Dosimetry Handbook,» *Brooks Air Force Base-USAFSAM-TR-85-73*, 1986.
- [34] L. Geddes και L. Baker, «The Specific Resistance of Biological Material - A Compendium of Data for the Biomedical Engineer and Physiologist,» *Medical & Biological Engineering*, τόμ. 5, αρ. 3, pp. 271-293, 1967.
- [35] M. Stuchly και S. Stuchly, «Dielectric Properties of Biological Substances - Tabulated,» *J. Microwave Power*, τόμ. 15, αρ. 1, pp. 19-26, 1980.
- [36] K. Foster και H. Schwan, «Dielectric Properties of Tissues and Biological Materials: A Critical Review,» *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, τόμ. 17, αρ. 1, pp. 25-104, 1989.
- [37] F. Duck, *Physical Properties of Tissue: A Comprehensive Reference Book*, New York: Academic Press, 1990.
- [38] C. Gabriel, «Compilation of the Dielectric Properties of Body Tissues at RF and Microwave Frequencies,» *Brooks Air Force Technical Report, AL/OE-TR-1996-0037*, 1996.
- [39] H. Pennes, «Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm,» *Journal of Applied Physiology*, τόμ. 85, αρ. 1, pp. 5-34, 1998.
- [40] 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*, pp. 3185-3188, 2007.
- [41] 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*, τόμ. 26, pp. 125-137, 2005.
- [42] 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*, τόμ. 3, αρ. 6, pp. 499-510, 1997.

- [43] M. Christopoulou, S. Koulouridis και K. Nikita, «Parametric study of power absorption patterns induced in adult and child head models by small helical antennas,» *Progress in Electromagnetics Research*, τόμ. 94, pp. 49-67, 2009.
- [44] [Ηλεκτρονικό]. Available: <http://www.icnirp.org/documents/emfgdl.pdf>.
- [45] C. A. Balanis, *Antenna Theory and Design*, New York: John Wiley & Sons, Inc, 2002.
- [46] C. A. Balanis, *Modern Antenna Handbook*, New York: John Wiley & Sons, Inc., 2008.
- [47] D. M. Pozar, «Microstrip Antennas,» *Proc. IEEE*, τόμ. 80, αρ. 1, pp. 79-81, 1992.
- [48] J. R. James και P. S. Hall, *Handbook of Microstrip Antennas*, London: Peter Peregrinus Ltd., 1989.
- [49] K. R. Carver και J. W. Mink, Keith R. Carver, James W. Mink, NORTH CAROLINA, North Carolina: Defense Technical Information Center, *Microstrip Antenna Technology*.
- [50] R. Garg, P. Bhartia, I. Bahl και A. Ittipiboon, *Microstrip Antenna Design Handbook*, Artech House Antennas and Propagation Library, 2001.
- [51] K.-L. Wong, *Planar Antennas for Wireless Communications*, Wiley-Interscience, 2003.
- [52] M. Huynh και W. Stutzman, «Ground plane effects on planar inverted-F antenna (PIFA) performance,» *IEEE Proc. Microwave Antennas and Propagation*, τόμ. 150, αρ. 4, pp. 209-213, 2003.
- [53] F. Wang, Z. Du, Q. Wang και k. Gong, «Enhanced-bandwidth PIFA with T-shaped ground plane,» *Electronics Letters*, τόμ. 40, αρ. 23, pp. 1504-1505, 2004.
- [54] K. Virga και Y. Rahmat-Samii, «Low-profile enhanced-bandwidth PIFA antennas for wireless communications packaging,» *Microwave Theory and Techniques*, τόμ. 45, αρ. 10, pp. 1879-1888, 1997.
- [55] W. Liu, S. Chen και C. Wu, «Implantable Broadband Circular Stacked Pifa Antenna for Biotelemetry Communication,» *Journal of Electromagnetic Waves and Applications*, τόμ. 22, αρ. 13, pp. 1791-1800, 2008.
- [56] A. Kiourti και K. S. Nikita, «Meandered versus Spiral Novel Miniature PIFAs Implanted in the Human Head: Tuning and Performance,» *2nd International ICST Conference on Wireless Mobile Communication and Healthcare (MobiHealth 2011)*, 2011.
- [57] K.-L. Wong, *Compact and broadband microstrip antennas*, John Wiley & Sons, Inc, 2002.
- [58] P. Kumar, S. Chaitanya, R. Kumar, B. Madhav, N. Ramesh και B. Nayak, «Comparative Analysis of Shorting Pin and Shorting Plate Models for Size Reduction in the Microstrip Patch Antennas,» *International Journal of Communication Engineering Applications-*

- IJCEA*, τόμ. 2, αρ. 4, 2011.
- [59] P. Kumar και G. Singh, «Microstrip Antennas Loaded with Shorting Pin,» *Engineering*, τόμ. 1, αρ. 1, pp. 1-54, 2009.
- [60] J. L. Volakis, *Antenna Engineering Handbook*, McGraw-Hill, 2007.
- [61] J. Choma και W. Chen, «Feedback networks: theory and circuit applications,» *Advanced Series in Circuits and Systems*, τόμ. 5, 2007.
- [62] D. Pozar, *Microwave Engineering*, New York: John Wiler & Sons, Inc, 1997.
- [63] IEEE, «Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3kHz to 300GHz,» 1999.
- [64] IEEE, «Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3kHz to 300GHz,» 2005.
- [65] H. Higgins, «In-Body RF Communications and the future of Health care,» *Microelectronics Business Division*.
- [66] Wikipedia, «Specific Absorption Rate (SAR),» 2012. [Ηλεκτρονικό]. Available: http://en.wikipedia.org/wiki/Specific_absorption_rate.
- [67] A. Kiourti και K. Nikita, «Detuning Issues and Performance of a Novel Implantable Antenna for Telemetry Applications,» Prague, Czech Republic, 26-30 March 2012.
- [68] Wikipedia, «Finite element method,» 2012. [Ηλεκτρονικό]. Available: http://en.wikipedia.org/wiki/Finite_element_method.
- [69] A. HFSS, Ver. 11.0, Ansoft Corp., 2007.
- [70] U. Kawoos, R. Warty, F. Kralick, M. Tofighi και A. Rosen, «Issues in Wireless Intracranial Pressure Monitoring at Microwave Frequencies,» *Progr. Electromagn. Res. Symp., Beijing, China*, τόμ. 3, αρ. 6, pp. 927-931, 2007.
- [71] R. Warty, «Characterization of Implantable Antennas for Intracranial Pressure Monitoring: Reflection by and Transmission Through a Scalp Phantom,» *Microwave Theory and Techniques, IEEE Transactions*, τόμ. 56, αρ. 10, pp. 2366-2376, 2008.
- [72] P. Soontornpipit, C. Furse και Y. Chung Chung, «Design of implantable microstrip antenna for communication with medical implants,» *Microwave Theory and Techniques, IEEE Transactions*, τόμ. 52, αρ. 8, pp. 1944-1951, 2004.
- [73] Wikipedia, «Dipole Antenna,» 2012. [Ηλεκτρονικό]. Available: http://en.wikipedia.org/wiki/Dipole_antenna#Quarter-wave_antenna.
- [74] 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*, τόμ. 28, pp. 9-21, 2012.

[75] Wikipedia, «Debye Model,» 2012. [Ηλεκτρονικό]. Available:
http://en.wikipedia.org/wiki/Debye_model.

[76] W. Adey και S. Bawin, «Binding and release of brain calcium by low-level electromagnetic fields: A review,» *Radio Science*, τόμ. 17, αρ. 5, pp. 149-157, 1982.