



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

**Σχεδίαση και βελτιστοποίηση ευρυζωνικών εμφυτεύσιμων κεραιών  
διπλής ζώνης προσανατολισμένη στις απαιτήσεις των ιατρικών  
εφαρμογών**

**ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ**

Ευάγγελος Ι. Γρούμπας

Επιβλέπουσα: Κωνσταντίνα Σ. Νικήτα

Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Σεπτέμβριος 2013





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

**Σχεδίαση και βελτιστοποίηση ευρυζωνικών εμφυτεύσιμων κεραιών  
διπλής ζώνης προσανατολισμένη στις απαιτήσεις των ιατρικών  
εφαρμογών**

## ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Ευάγγελος Ι. Γρούμπας

Επιβλέπουσα: Κωνσταντίνα Σ. Νικήτα

Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή τη 19<sup>η</sup> Ιουνίου 2013

.....

Κωνσταντίνα Σ. Νικήτα  
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

.....

Διονύσιος-Δημήτριος  
Κουτσούρης  
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....

Αθανάσιος Δ. Παναγόπουλος  
Επ. Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Σεπτέμβριος 2013

.....  
Ευάγγελος Ι. Γρούμπας

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

Copyright © Ευάγγελος Ι. Γρούμπας.

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

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

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

## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η ασύρματη ιατρική τηλεμετρία μεταξύ εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων και εξωτερικών διατάξεων επίβλεψης και ελέγχου αποτελεί ένα πρωτοποριακό μέσο για συστηματική παρακολούθηση των ασθενών με στόχο την πρόληψη και θεραπεία. Αναπόσπαστο κομμάτι των διατάξεων αυτών είναι οι εμφυτεύσιμες κεραίες, οι οποίες παρέχουν τη δυνατότητα αποστολής κρίσιμων φυσιολογικών παραμέτρων και ανταλλαγής δεδομένων με εξωτερικές διατάξεις επίβλεψης-ελέγχου σε πραγματικό χρόνο.

Στόχος της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι η σχεδίαση εμφυτεύσιμων ευρυζωνικών κεραιών μικροταινίας διπλής ζώνης (ζώνη MedRadio, 401.0-406.0 MHz, και ζώνη ISM, 2.4-2.5 GHz) μικροσκοπικών διαστάσεων, κατάλληλες για ενσωμάτωση επί εμφυτεύσιμων βιοϊατρικών διατάξεων. Το μέγεθος της κεραίας, η συχνότητα συντονισμού, το εύρος ζώνης, το κέρδος και η συμμόρφωση με τα διεθνή πρότυπα ασφαλείας συνθέτουν τις κυριότερες προκλήσεις σχεδίασης των κεραιών. Στο πλαίσιο της συγκεκριμένης διπλωματικής εργασίας μελετήθηκε η συμπεριφορά των επιδόσεων σε μεταβολές των σχεδιαστικών παραμέτρων μιας εμφυτεύσιμης ευρυζωνικής κεραίας μικροταινίας διπλής ζώνης της βιβλιογραφίας, πάνω στη φιλοσοφία της οποίας βασίστηκε η σχεδίαση των δύο νέων πρωτότυπων κεραιών με βελτιωμένες επιδόσεις προσαρμοσμένες στις ανάγκες των εμφυτεύσιμων βιοϊατρικών διατάξεων.

**Λέξεις Κλειδιά:** Βιοϊατρική τεχνολογία, εμφυτεύσιμη κεραία διπλής ζώνης, εμφυτεύσιμη κεραία μικροταινίας, ευρυζωνική εμφυτεύσιμη κεραία, 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), MedRadio band, ιατρική τηλεμετρία

## ABSTRACT

Wireless medical telemetry between implantable medical devices and external monitoring and control devices is an innovative tool for continuous monitoring of patients for prevention and treatment. An important part of these devices is the implantable antenna, which enables the transmission of crucial physiological parameters and data exchange with external monitoring/control devices in real time.

The aim of the diploma thesis is the design of novel implantable dual-wideband, miniature sized microstrip antennas (MedRadio, 401.0-406.0 MHz, and ISM, 2.4-2.5 GHz) suitable for integration on implantable biomedical devices. The size of the antenna, the resonant frequency, bandwidth, gain and compliance with international safety standards constitute the main challenges in antenna design. In the context of this thesis, the behavior of the performance of an implantable dual-wideband microstrip antenna of the literature to changes in design parameters was studied, on the philosophy of which underlie the design of two novel antennas with improved performance adjusted to the needs of implantable biomedical devices.

**Key-words:** Biomedical technology, dual-band implantable antenna, implantable patch antenna, wideband implantable antenna, implantable devices, Industrial Scientific and Medical band (ISM), Medical Implant Communications Service band (MICS), MedRadio, medical telemetry

## ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Με την ολοκλήρωση της παρούσας διπλωματικής εργασίας θα ήθελα να εκφράσω τις ευχαριστίες μου σε όλους όσους συνέβαλαν για την εκπόνησή της.

Αρχικά, θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά την καθηγήτρια κ. Κωνσταντίνα Νικήτα για την εμπιστοσύνη που μου έδειξε αναθέτοντάς μου τη συγκεκριμένη εργασία, καθώς και τους καθηγητές κ. Διονύσιο-Δημήτριο Κουτσούρη και κ. Αθανάσιο Παναγόπουλο για τη συμμετοχή τους στην τριμελή εξεταστική επιτροπή της εργασίας.

Επιπλέον, θα ήθελα να εκφράσω τις ευχαριστίες μου σε όλα τα μέλη της ομάδας του εργαστηρίου βιοϊατρικών προσομοιώσεων και απεικονιστικής τεχνολογίας. Ιδιαίτερα, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον υπογύφιο διδάκτορα Κωνσταντίνο Ψαθά για την άψογη συνεργασία που είχαμε καθώς και για τις πολύτιμες συμβουλές του κατά τη διάρκεια της εκπόνησης της εργασίας.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τους γονείς μου και τους φίλους μου για την αμέριστη συμπαράστασή τους και τη διαρκή υποστήριξη της προσπάθειάς μου.

Ευάγγελος Ι. Γρούμπας  
Αθήνα, Σεπτέμβριος 2013





## Περιεχόμενα

1.	ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	19
1.1	ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗ ΤΗΛΕΜΕΤΡΙΑ – ΠΡΑΓΜΑΤΙΚΟΤΗΤΑ & ΣΤΟΧΟΙ.....	19
1.2	ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ ΤΗΛΕΜΕΤΡΙΑΣ – ΕΜΦΥΤΕΥΣΙΜΕΣ, ΚΑΤΑΠΟΣΙΜΕΣ ΚΑΙ ΦΟΡΕΤΕΣ ΙΑΤΡΙΚΕΣ ΔΙΑΤΑΞΕΙΣ .....	21
1.3	ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΟΣ ΗΛΕΚΤΡΟΜΑΓΝΗΤΙΣΜΟΣ ΚΑΙ HFSS.....	24
1.4	ΑΝΤΙΚΕΙΜΕΝΟ ΤΗΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ .....	25
	ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ .....	27
2.	ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΥΠΟΒΑΘΡΟ .....	29
2.1	ΚΕΡΑΙΕΣ ΜΙΚΡΟΤΑΙΝΙΑΣ .....	29
2.1.1	Βασικά χαρακτηριστικά και μέθοδοι τροφοδοσίας .....	29
2.2	ΕΥΡΥΖΩΝΙΚΕΣ ΚΕΡΑΙΕΣ ΜΙΚΡΟΤΑΙΝΙΑΣ – ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΑΥΞΗΣΗΣ ΕΥΡΟΥΣ ΖΩΝΗΣ.....	32
2.2.1	Επίδραση υποστρώματος.....	33
2.2.2	Επίδραση σχήματος ταινίας.....	34
2.2.3	Επίδραση εισαγωγής εγκοπών στην ταινία, U-Slot antennas.....	34
2.2.4	Επίδραση τροφοδοσίας (L-shaped probe antennas) .....	37
2.2.5	Κεραίες μικροταινίας της βιβλιογραφίας.....	38
2.3	ΒΙΟΣΥΜΒΑΤΟΤΗΤΑ.....	41
2.3.1	Ηλεκτρομαγνητικές ιδιότητες και μοντέλα προσομοίωσης βιολογικών ιστών .....	41
2.3.2	Ρυθμός ειδικής απορρόφησης (SAR) και πρότυπα ασφάλειας.....	45
2.3.3	Προκλήσεις κατά τη σχεδίαση εμφυτεύσιμων κεραιών .....	46
2.4	ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΕΠΙΔΟΣΕΩΝ ΕΜΦΥΤΕΥΣΙΜΩΝ ΚΕΡΑΙΩΝ.....	48
	ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ .....	51
3.	ΣΧΕΔΙΑΣΗ ΚΕΡΑΙΩΝ .....	55
3.1	ΣΧΕΔΙΑΣΗ ΟΡΘΟΓΩΝΙΑΣ ΚΕΡΑΙΑΣ ΣΤΗ ΖΩΝΗ MEDRADIO .....	55
3.1.1	Σχεδίαση κεραίας στη ζώνη MedRadio εντός αέρα .....	55
3.1.2	Σχεδίαση κεραίας στη ζώνη MedRadio εντός ιστού .....	57
3.1.3	Συμπεράσματα .....	58
3.2	ΜΕΛΕΤΗ ΕΜΦΥΤΕΥΣΙΜΗΣ ΚΕΡΑΙΑΣ ΔΙΠΛΗΣ ΖΩΝΗΣ ΤΗΣ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ .....	59
3.2.1	Απλοποιημένο μοντέλο ανθρώπινου ιστού δέρματος για τη σχεδίαση εμφυτεύσιμων κεραιών και παράμετροι προσομοίωσης.....	59

3.2.2	Αποτελέσματα αρχικής σχεδίασης .....	60
3.2.2	Παραμετρική μελέτη σχεδιαστικών παραγόντων .....	66
3.2.3	Συμπεράσματα .....	78
	ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ .....	82
4.	ΣΧΕΔΙΑΣΗ ΝΕΑΣ ΟΡΘΟΓΩΝΙΑΣ ΕΥΡΥΖΩΝΙΚΗΣ ΚΕΡΑΙΑΣ ΔΙΠΛΗΣ ΖΩΝΗΣ .....	83
4.1	ΜΕΛΕΤΗ ΕΠΙΔΟΣΕΩΝ ΚΕΡΑΙΑΣ ΜΕ ΝΕΟ ΥΠΟΣΤΡΩΜΑ .....	83
4.2	ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΣ ΚΑΙ ΠΡΟΣΑΡΜΟΓΗ ΚΕΡΑΙΑΣ ΣΤΗ ΖΩΝΗ MedRadio - ISM .....	85
4.3	ΒΕΛΤΙΣΤΟΠΟΙΗΣΗ ΕΠΙΔΟΣΕΩΝ ΚΕΡΑΙΑΣ - ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ .....	89
	ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ .....	98
5.	ΕΠΙΛΟΓΟΣ .....	99
5.1	ΣΥΝΟΨΗ .....	99
5.2	ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ .....	99
5.3	ΕΠΙΛΟΓΟΣ ΚΑΙ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΕΣ ΠΡΟΕΚΤΑΣΕΙΣ .....	102
	ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ .....	105

## Ευρετήριο Εικόνων

Εικόνα 1.1: Συγκεντρωτική αναπαράσταση κατανομής χρήσης του φάσματος για εφαρμογές ιατρικής τηλεμετρίας ανά τον κόσμο. ....	20
Εικόνα 1.2: Ασύρματη επικοινωνία εμφυτεύσιμων διατάξεων με εξωτερικές μονάδες ελέγχου και αποστολή των αποτελεσμάτων σε εξειδικευμένο προσωπικό μέσω του διαδικτύου ή άλλης ασύρματης σύνδεσης. (πηγή: <a href="http://zone.ni.com/devzone/cda/epd/p/id/6567">http://zone.ni.com/devzone/cda/epd/p/id/6567</a> ).....	21
Εικόνα 1.3: (α) Ανατομία αυτιού (β) Εμφύτευμα κοχλία.....	22
Εικόνα 1.4: Εμφύτευμα αμφιβληστροειδούς.....	22
Εικόνα 1.5: (α) Τοποθέτηση βηματοδότη σε άνθρωπο (β) Βηματοδότης εμπορίου. ..	23
Εικόνα 1.6: Σύστημα συνεχούς παρακολούθησης γλυκόζης.....	23
Εικόνα 2.1: (α) Τυπική γεωμετρία ορθογώνιας κεραίας (β) Πλάγια όψη κεραίας.....	30
Εικόνα 2.2: Σχήματα μικροταινιών. (α) Τετράγωνη (β) Δίπολο (γ) Κυκλική (δ) Κυκλικός δακτύλιος (ε) Ορθογώνια (ζ) Ελλειπτική (η) Τριγωνική .....	30
Εικόνα 2.3: Τρόποι τροφοδοσίας κεραίας μικροταινίας. (α) Μικροταινιακή γραμμή τροφοδοσίας (β) Τροφοδοσία με ομοαξονικό καλώδιο (γ) Τροφοδοσία με σύζευξη μέσω ανοίγματος (δ) Τροφοδοσία με έμμεση σύζευξη. ....	32
Εικόνα 2.4: Επίδραση της διηλεκτρικής σταθεράς και του πάχους του υποστρώματος στο εύρος ζώνης και στην απόδοση ακτινοβολίας. ....	34
Εικόνα 2.5: Διάφορες γεωμετρίες μικροταινιών εγκοπών.....	35
Εικόνα 2.6: Ταινία U-σχήματος.....	36
Εικόνα 2.7: Γεωμετρία μικροταινιακής κεραίας με δύο ασύμμετρες εγκοπές U-σχήματος. ....	37
Εικόνα 2.8: (α) Ηλεκτρικό ισοδύναμο κεραίας με τροφοδοσία L-σχήματος (β) Βασική γεωμετρία ομοαξονικού καλωδίου σχήματος L. ....	37
Εικόνα 2.9: (α) Σπιδάλ (β) Μαιανδρική .....	39
Εικόνα 2.10: (α) Σπιδάλ κεραία μικροταινίας (β) Κεραία μικροταινίας PIFA. ....	39
Εικόνα 2.11: (α) Κάτοψη κεραίας (β) Τομή κεραίας.....	40
Εικόνα 2.12: (α) Γεωμετρία, διαστάσεις κεραίας (β) Πρωτότυπη κατασκευή της κεραίας.....	40
Εικόνα 2.13: (α) Επίπεδο γείωσης (β) κατώτερη ταινία (γ) ανώτερη ταινία (δ) πλευρική όψη. ....	40
Εικόνα 2.14: Ευρυζωνική κεραία μικροταινίας.....	41
Εικόνα 2.15: Προσεγγίσεις ανθρώπινου σώματος με συνδυασμό κανονικών μοντέλων. (α) κυβικό μοντέλο (β) κυλινδρικό μοντέλο. ....	42
Εικόνα 2.16: Ρεαλιστικά ανατομικά μοντέλα ενηλίκων της βιβλιογραφίας. ....	43
Εικόνα 2.17: Μπλοκ διάγραμμα επαγωγικής σύζευξης τροφοδοσίας εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων.....	47
Εικόνα 2.18: (α) Τυπικό 3D διάγραμμα ακτινοβολίας (β) Πολικό διάγραμμα ακτινοβολίας. ....	48

Εικόνα 3.1: Ορθογώνια κεραία μικροταινίας βασισμένη στη βιβλιογραφία. (α) Τρισδιάστατη όψη (β) Κάτοψη (γ) Πλάγια όψη.....	56
Εικόνα 3.2: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας.....	56
Εικόνα 3.3: Τροποποιημένη ορθογώνια κεραία μικροταινίας βασισμένη στη βιβλιογραφία. (α) Τρισδιάστατη όψη (β) Κάτοψη (γ) Πλάγια όψη.....	56
Εικόνα 3.4: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας.....	57
Εικόνα 3.5: Ορθογώνια κεραία εντός ορθογώνιου κουτιού με ηλεκτρικές ιδιότητες παρόμοιες με αυτές του ανθρώπινου ιστού. ....	57
Εικόνα 3.6: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας.....	58
Εικόνα 3.7: Πλευρική όψη κεραίας εντός μοντέλου ιστού.....	60
Εικόνα 3.8: (α) Κάτοψη κεραίας (β) Από κάτω όψη κεραίας. ....	60
Εικόνα 3.9: Συντελεστής ανάκλασης κεραίας της βιβλιογραφίας.....	61
Εικόνα 3.10: (α) Πλάγια όψη κεραίας. (β) Κάτοψη κεραίας. ....	62
Εικόνα 3.11: (α) Συντελεστής ανάκλασης στη ζώνη MedRadio (β) Συντελεστής ανάκλασης στη ζώνη ISM. ....	62
Εικόνα 3.12: (α) Σύνθετη αντίσταση εισόδου στη ζώνη MedRadio (β) Σύνθετη αντίσταση εισόδου στη ζώνη ISM.....	63
Εικόνα 3.13:(α) 3D αναπαράσταση κέρδους κεραίας MedRadio (β) 3D αναπαράσταση κέρδους κεραίας ISM. ....	63
Εικόνα 3.14: Κατανομή μέσου ρυθμού ειδικής απορρόφησης ανά 1g ιστού στη ζώνη MedRadio (α) στο επίπεδο xy (β) στο επίπεδο xz (γ) στο επίπεδο yz.....	64
Εικόνα 3.15: Κατανομή μέσου ρυθμού ειδικής απορρόφησης ανά 10g ιστού στην περιοχή MedRadio (α) στο επίπεδο xy (β) στο επίπεδο xz (γ) στο επίπεδο yz. ....	64
Εικόνα 3.16: Κατανομή μέσου ρυθμού ειδικής απορρόφησης ανά 1g ιστού στη ζώνη ISM (α) στο επίπεδο xy (β) στο επίπεδο xz (γ) στο επίπεδο yz.....	65
Εικόνα 3.17: Κατανομή μέσου ρυθμού ειδικής απορρόφησης ανά 10g ιστού στην περιοχή ISM (α) στο επίπεδο xy (β) στο επίπεδο xz (γ) στο επίπεδο yz. ....	65
Εικόνα 3.18: (α) Μεταβολή του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της μεταβολής της μεταβλητής Y1 (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio και (β) στη ζώνη ISM. ....	67
Εικόνα 3.19: Μεταβολή του μέγιστου κέρδους συναρτήσει της μεταβλητής Y1 (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio (μπλε γραμμή) και στη ζώνη ISM (κόκκινη γραμμή).....	67
Εικόνα 3.20: (α) Μεταβολή του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της μεταβολής της μεταβλητής X1 (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio και (β) στη ζώνη ISM .....	67
Εικόνα 3.21: Μεταβολή του μέγιστου κέρδους συναρτήσει της μεταβλητής X1 (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio (μπλε γραμμή) και στη ζώνη ISM (κόκκινη γραμμή).....	68
Εικόνα 3.22: (α) Μεταβολή του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της μεταβολής της μεταβλητής X2 (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio και (β) στη ζώνη ISM. ....	68

Εικόνα 3.23: Μεταβολή του μέγιστου κέρδους συναρτήσει της μεταβλητής X2 (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio (μπλε γραμμή) και στη ζώνη ISM (κόκκινη γραμμή).....	69
Εικόνα 3.24: (α) Μεταβολή του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της μεταβολής της μεταβλητής Y2 (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio και (β) στη ζώνη ISM. ....	69
Εικόνα 3.25: Μεταβολή του μέγιστου κέρδους συναρτήσει της μεταβλητής Y2 (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio (μπλε γραμμή) και στη ζώνη ISM (κόκκινη γραμμή).....	70
Εικόνα 3.26: (α) Μεταβολή του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της μεταβολής της μεταβλητής X4 (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio και (β) στη ζώνη ISM. ....	70
Εικόνα 3.27: Μεταβολή του μέγιστου κέρδους συναρτήσει της μεταβλητής X4 (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio (μπλε γραμμή) και στη ζώνη ISM (κόκκινη γραμμή).....	70
Εικόνα 3.28: (α) Μεταβολή του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της μεταβολής της μεταβλητής Y4 (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio και (β) στη ζώνη ISM. ....	71
Εικόνα 3.29: Μεταβολή του μέγιστου κέρδους συναρτήσει της μεταβλητής Y4 (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio (μπλε γραμμή) και στη ζώνη ISM (κόκκινη γραμμή).....	71
Εικόνα 3.30: (α) Μεταβολή του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της μεταβολής της μεταβλητής X8 (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio και (β) στη ζώνη ISM. ....	72
Εικόνα 3.31: Μεταβολή του μέγιστου κέρδους συναρτήσει της μεταβλητής X8 (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio (μπλε γραμμή) και στη ζώνη ISM (κόκκινη γραμμή).....	72
Εικόνα 3.32: (α) Μεταβολή του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της μεταβολής της μεταβλητής Y8 (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio και (β) στη ζώνη ISM. ....	73
Εικόνα 3.33: Μεταβολή του μέγιστου κέρδους συναρτήσει της μεταβλητής Y8 (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio (μπλε γραμμή) και στη ζώνη ISM (κόκκινη γραμμή).....	73
Εικόνα 3.34: (α) Μεταβολή του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της μεταβολής της μεταβλητής Y9 (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio και (β) στη ζώνη ISM. ....	74
Εικόνα 3.35: Μεταβολή του μέγιστου κέρδους συναρτήσει της μεταβλητής Y9 (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio (μπλε γραμμή) και στη ζώνη ISM (κόκκινη γραμμή).....	74
Εικόνα 3.36: (α) Μεταβολή του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της μεταβολής της μεταβλητής X9 (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio και (β) στη ζώνη ISM. ....	75

Εικόνα 3.37: Μεταβολή του μέγιστου κέρδους συναρτήσει της μεταβλητής $X_9$ (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio (μπλε γραμμή) και στη ζώνη ISM (κόκκινη γραμμή).....	75
Εικόνα 3.38: (α) Μεταβολή του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της μεταβολής της μεταβλητής $Y_{10}$ (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio και (β) στη ζώνη ISM. ....	76
Εικόνα 3.39: Μεταβολή του μέγιστου κέρδους συναρτήσει της μεταβλητής $Y_{10}$ (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio (μπλε γραμμή) και στη ζώνη ISM (κόκκινη γραμμή).....	76
Εικόνα 3.40: (α) Μεταβολή του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της μεταβολής της μεταβλητής $X_c$ (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio και (β) στη ζώνη ISM. ....	77
Εικόνα 3.41: Μεταβολή του μέγιστου κέρδους συναρτήσει της μεταβλητής $X_c$ (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio (μπλε γραμμή) και στη ζώνη ISM (κόκκινη γραμμή).....	77
Εικόνα 3.42: (α) Μεταβολή του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της μεταβολής της μεταβλητής $Y_c$ (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio και (β) στη ζώνη ISM. ....	78
Εικόνα 3.43: Μεταβολή του μέγιστου κέρδους συναρτήσει της μεταβλητής $Y_c$ (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio (μπλε γραμμή) και στη ζώνη ISM (κόκκινη γραμμή).....	78
Εικόνα 3.44: Κάτοψη κεραίας. Με κόκκινο χρώμα φαίνονται τα τμήματα υπεύθυνα για τη ζώνη ISM. Με μπλε χρώμα φαίνονται τα τμήματα που ελέγχουν τη ζώνη MedRadio.....	79
Εικόνα 3.45: Κάτοψη κεραίας βιβλιογραφίας μόνο με τα τμήματα Rect 1,2,3,4,5.....	79
Εικόνα 3.46: (α) Συντελεστής ανάκλασης στη ζώνη MedRadio (β) Συντελεστής ανάκλασης στη ζώνη ISM. ....	79
Εικόνα 4.1: (α) Συντελεστής ανάκλασης στη ζώνη MedRadio για $h=0.127\text{mm}$ και υπόστρωμα Rogers5880 (β) Συντελεστής ανάκλασης στη ζώνη ISM για $h=0.127\text{mm}$ και υπόστρωμα Rogers5880 .....	84
Εικόνα 4.2: (α) Αντίσταση εισόδου στη ζώνη MedRadio (β) Αντίσταση εισόδου στη ζώνη ISM. ....	84
Εικόνα 4.3: (α) Συντελεστής ανάκλασης στη ζώνη MedRadio για $h=0.127\text{mm}$ και υπόστρωμα FR4 (β) Συντελεστής ανάκλασης στη ζώνη ISM για $h=0.127\text{mm}$ και υπόστρωμα FR4.....	85
Εικόνα 4.4: (α) Αντίσταση εισόδου στη ζώνη MedRadio (β) Αντίσταση εισόδου στη ζώνη ISM. ....	85
Εικόνα 4.5: (α) Πλευρική όψη κεραίας με υπόστρωμα Rogers5880 (β) Κάτοψη κεραίας (γ) Πλάγια όψη κεραίας.....	86
Εικόνα 4.6: (α) Συντελεστής ανάκλασης στη ζώνη MedRadio για $h=0.127\text{mm}$ και υπόστρωμα Rogers5880 (β) Συντελεστής ανάκλασης στη ζώνη ISM για $h=0.127\text{mm}$ και υπόστρωμα Rogers5880. ....	87

Εικόνα 4.7: (α) Αντίσταση εισόδου στη ζώνη MedRadio (β) Αντίσταση εισόδου στη ζώνη ISM. ....	87
Εικόνα 4.8: (α) Πλευρική όψη κεραίας με υπόστρωμα Rogers5880 (β) Κάτοψη κεραίας (γ) Πλάγια όψη κεραίας.....	88
Εικόνα 4.9: (α) Συντελεστής ανάκλασης στη ζώνη MedRadio για $h=0.127\text{mm}$ και υπόστρωμα FR4 (β) Συντελεστής ανάκλασης στη ζώνη ISM για $h=0.127\text{mm}$ και υπόστρωμα FR4.....	88
Εικόνα 4.10: (α) Αντίσταση εισόδου στη ζώνη MedRadio (β) Αντίσταση εισόδου στη ζώνη ISM. ....	89
Εικόνα 4.11: (α) Συντελεστής ανάκλασης βελτιστοποιημένης κεραίας στη ζώνη MedRadio για $h=0.127\text{mm}$ και υπόστρωμα Rogers 5880 (β) Συντελεστής ανάκλασης βελτιστοποιημένης κεραίας στη ζώνη ISM για $h=0.127\text{mm}$ και υπόστρωμα Rogers 5880.....	90
Εικόνα 4.12: (α) Αντίσταση εισόδου στη ζώνη MedRadio (β) Αντίσταση εισόδου στη ζώνη ISM. ....	90
Εικόνα 4.13: (α) Κέρδος κεραίας στη ζώνη MedRadio (β) Κέρδος κεραίας στη ζώνη ISM. ....	90
Εικόνα 4.14: Κατανομή μέσου ρυθμού ειδικής απορρόφησης ανά 1g ιστού στην περιοχή MedRadio (α) στο επίπεδο xy (β) στο επίπεδο xz (γ) στο επίπεδο yz. ....	91
Εικόνα 4.15: Κατανομή μέσου ρυθμού ειδικής απορρόφησης ανά 10g ιστού στην περιοχή MedRadio (α) στο επίπεδο xy (β) στο επίπεδο xz (γ) στο επίπεδο yz. ....	91
Εικόνα 4.16: Κατανομή μέσου ρυθμού ειδικής απορρόφησης ανά 1g ιστού στην περιοχή ISM (α) στο επίπεδο xy (β) στο επίπεδο xz (γ) στο επίπεδο yz. ....	92
Εικόνα 4.17: Κατανομή μέσου ρυθμού ειδικής απορρόφησης ανά 10g ιστού στην περιοχή ISM (α) στο επίπεδο xy (β) στο επίπεδο xz (γ) στο επίπεδο yz. ....	92
Εικόνα 4.18: (α) Κάτοψη βελτιστοποιημένης κεραίας με υπόστρωμα FR4 (β) Άνοψη βελτιστοποιημένης κεραίας με υπόστρωμα FR4. ....	93
Εικόνα 4.19: (α) Συντελεστής ανάκλασης βελτιστοποιημένης κεραίας στη ζώνη MedRadio για $h=0.127\text{mm}$ και υπόστρωμα FR4 (β) Συντελεστής ανάκλασης βελτιστοποιημένης κεραίας στη ζώνη ISM για $h=0.127\text{mm}$ και υπόστρωμα FR4.....	94
Εικόνα 4.20: (α) Αντίσταση εισόδου στη ζώνη MedRadio (β) Αντίσταση εισόδου στη ζώνη ISM.....	94
Εικόνα 4.21: (α) Κέρδος κεραίας στη ζώνη MedRadio (β) Κέρδος κεραίας στη ζώνη ISM. ....	94
Εικόνα 4.22: Κατανομή μέσου ρυθμού ειδικής απορρόφησης ανά 1g ιστού στην περιοχή MedRadio (α) στο επίπεδο xy (β) στο επίπεδο xz (γ) στο επίπεδο yz. ....	95
Εικόνα 4.23: Κατανομή μέσου ρυθμού ειδικής απορρόφησης ανά 10g ιστού στην περιοχή MedRadio (α) στο επίπεδο xy (β) στο επίπεδο xz (γ) στο επίπεδο yz. ....	95
Εικόνα 4.24: Κατανομή μέσου ρυθμού ειδικής απορρόφησης ανά 1g ιστού στην περιοχή ISM (α) στο επίπεδο xy (β) στο επίπεδο xz (γ) στο επίπεδο yz. ....	96
Εικόνα 4.25: Κατανομή μέσου ρυθμού ειδικής απορρόφησης ανά 10g ιστού στην περιοχή ISM (α) στο επίπεδο xy (β) στο επίπεδο xz (γ) στο επίπεδο yz. ....	96

Εικόνα 4.26: Συντελεστής ανάκλασης βελτιστοποιημένης κεραίας Rogers 5880 από 100MHz έως 3GHz με μεταβλητή, βάσει συχνότητας, διηλεκτρική σταθερά δέρματος.....	97
Εικόνα 4.27: Συντελεστής ανάκλασης βελτιστοποιημένης κεραίας FR4 από 100MHz έως 3GHz με μεταβλητή, βάσει συχνότητας, διηλεκτρική σταθερά δέρματος. ....	97



## Ευρετήριο Πινάκων

Πίνακας 1.1: Κατανομή συχνοτήτων για εφαρμογές ιατρικής τηλεμετρίας ανά τον κόσμο. ....	20
Πίνακας 3.1: Χαρακτηριστικά ομοαξονικού καλωδίου .....	55
Πίνακας 3.2: Διαστάσεις κεραίας .....	61
Πίνακας 3.3: Συγκεντρωτικός πίνακας μέγιστων τιμών SAR και μέγιστων τιμών ισχύος εισόδου. ....	65
Πίνακας 3.4: Συγκεντρωτικός πίνακας επιδόσεων συντονισμού, ακτινοβολίας και ασφάλειας της κεραίας [1] .....	66
Πίνακας 3.5: Ποιοτική σύγκριση αποτελεσμάτων προσομοιώσεων .....	81
Πίνακας 4.1: Διαστάσεις συντονισμένης κεραίας με υπόστρωμα Rogers5880.....	86
Πίνακας 4.2: Διαστάσεις συντονισμένης κεραίας με υπόστρωμα FR4 glass epoxy. ..	88
Πίνακας 4.3: Διαστάσεις βελτιστοποιημένης κεραίας με υπόστρωμα Rogers 5880...89	
Πίνακας 4.4: Συγκεντρωτικός πίνακας μέγιστων τιμών SAR και μέγιστων τιμών ισχύος εισόδου. ....	92
Πίνακας 4.5: Διαστάσεις βελτιστοποιημένης κεραίας με υπόστρωμα FR4. ....	93
Πίνακας 4.6: Συγκεντρωτικός πίνακας μέγιστων τιμών SAR και μέγιστων τιμών ισχύος εισόδου. ....	96
Πίνακας 5.1: Σύγκριση μεγέθους προτεινόμενων κεραιών με άλλες της βιβλιογραφίας. ....	100
Πίνακας 5.2: Σύγκριση συχνότητας συντονισμού προτεινόμενων κεραιών με κεραία της βιβλιογραφίας. ....	100
Πίνακας 5.3: Σύγκριση εύρους ζώνης προτεινόμενων κεραιών με κεραία της βιβλιογραφίας. ....	101
Πίνακας 5.4: Σύγκριση μέγιστου κέρδους προτεινόμενων κεραιών με κεραία της βιβλιογραφίας. ....	101
Πίνακας 5.5: Σύγκριση ρυθμού ειδικής απορρόφησης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας (SAR) προτεινόμενων κεραιών με κεραία της βιβλιογραφίας .....	102
Πίνακας 5.6: Σύγκριση μέγιστης ισχύος εισόδου των προτεινόμενων κεραιών με την κεραία της βιβλιογραφίας. ....	102
Πίνακας 5.7: Συγκεντρωτικός πίνακας όλων των κύριων χαρακτηριστικών της κεραίας της βιβλιογραφίας και των προτεινόμενων κεραιών στη ζώνη MedRadio..	104
Πίνακας 5.8: Συγκεντρωτικός πίνακας όλων των κύριων χαρακτηριστικών της κεραίας της βιβλιογραφίας και των προτεινόμενων κεραιών στη ζώνη ISM.....	104

---



# 1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

---

## 1.1 ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗ ΤΗΛΕΜΕΤΡΙΑ – ΠΡΑΓΜΑΤΙΚΟΤΗΤΑ & ΣΤΟΧΟΙ

Ο όρος βιοϊατρική τηλεμετρία χρησιμοποιείται για να περιγράψει τη διαδικασία της εξ αποστάσεως ανταλλαγής ιατρικών δεδομένων χωρίς τη χρήση ενσύρματων μέσων. Η εξέλιξη της βιοϊατρικής τηλεμετρίας από την εποχή των πρώτων διαστημικών ταξιδιών (1958), όπου είχε χρησιμοποιηθεί για πρώτη φορά, μέχρι σήμερα είναι ραγδαία [1], [2]. Τα τελευταία χρόνια παρατηρείται άνθηση του επιστημονικού ενδιαφέροντος στο σχεδιασμό εμφυτεύσιμων, καταπόσιμων και φορετών ιατρικών διατάξεων για ασύρματες εφαρμογές τηλεϊατρικής με στόχο την παρακολούθηση κρίσιμων ζωτικών παραμέτρων και βιοσημάτων, απαραίτητων για την πρόληψη, τη διάγνωση και τη θεραπεία διαφόρων ασθενειών [3]. Το όραμα πίσω από αυτή τη διεύρυνση της τεχνολογίας στο χώρο της ιατρικής είναι η πραγματοποίηση ενός ανθρωποκεντρικού συστήματος περίθαλψης βασισμένο στη συνεχή ιατρική παρακολούθηση. Η εξατομικευμένη ιατρική πληροφορία, όντας διαθέσιμη σε εξειδικευμένο προσωπικό, θα έχει ως αποτέλεσμα τη βελτίωση της παρεχόμενης περίθαλψης και κατά συνέπεια του βιοτικού επιπέδου.

Η πρόοδος της βιοϊατρικής τηλεμετρίας στηρίζεται σε μεγάλο βαθμό στην αλματώδη ανάπτυξη της τεχνολογίας στο χώρο των τηλεπικοινωνιών, της μικροηλεκτρονικής-νανοτεχνολογίας καθώς και των μικροηλεκτρομηχανικών συστημάτων (microelectro-mechanical systems, MEMS), που επιτρέπουν τη σμίκρυνση των διαστάσεων των συσκευών χωρίς να υποβαθμίζεται η ποιότητα της υπηρεσίας. Όσον αφορά το τηλεπικοινωνιακό σκέλος, οι αρμόδιες ρυθμιστικές αρχές, η Ομοσπονδιακή Επιτροπή Τηλεπικοινωνιών (Federal Communications Commission, FCC) [4], η Ευρωπαϊκή Συνδιάσκεψη για τη Διαχείριση των Ταχυδρομείων και Τηλεπικοινωνιών (Conference of European Post & Telecommunication, CEPT) και το Ευρωπαϊκό Ινστιτούτο Τηλεπικοινωνιακών Προτύπων (European Telecom Standards Institute, ETSI), έχουν δεσμεύσει τις παρακάτω ζώνες αποκλειστικά για συσκευές ιατρικής τηλεμετρίας [5].

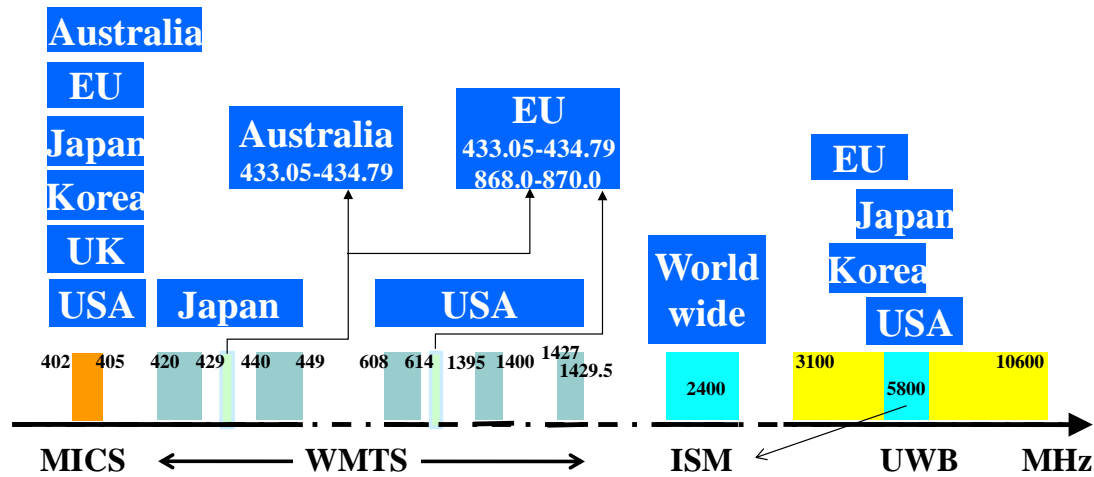
- MedRadio: [401 – 406, 413 – 419, 426 – 432, 438 – 444, 451 – 457] MHz [6]
- Wireless Medical Telemetry Service (WMTS): [608 – 614, 1395 – 1400, 1427 – 1432] MHz [7]
- Industrial, Scientific and Medical (ISM) radio: 6.765-6.795 MHz, 13.553-13.567 MHz, 26.957-27.283 MHz, 40.66-40.70 MHz, 433.05-434.79 MHz, 902-928 MHz, 2.400 - 2.4835, 5.725-5.875 GHz, 24-24.25 GHz, 61-61.5 GHz, 122-123 GHz, 244-246 GHz [8]
- UWB: 6-8.5 GHz [9]

Πιο συγκεκριμένα, στην υπηρεσία MedRadio έχει ενσωματωθεί το υφιστάμενο φάσμα της ζώνης MICS (Medical Implant Communication Service) από 402-405 MHz και επιπλέον έχει προστεθεί το φάσμα στα 401 - 402 MHz και 405 - 406 MHz. Οι παραπάνω ζώνες δεν έχουν κατοχυρωθεί όλες παγκοσμίως για εφαρμογές ιατρικής τηλεμετρίας. Σύμφωνα με την οδηγία που δόθηκε από την αρμόδια επιτροπή του

Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), το φάσμα διαχωρίζεται ανά περιοχές και ανά ζώνες, όπως φαίνεται στον Πίνακα 1. Στην Εικόνα 1.1 φαίνονται οι ζώνες συχνοτήτων που χρησιμοποιούνται για ιατρική τηλεμετρία και σε ποιες χώρες χρησιμοποιούνται [9].

**Πίνακας 1.1:** Κατανομή συχνοτήτων για εφαρμογές ιατρικής τηλεμετρίας ανά τον κόσμο.

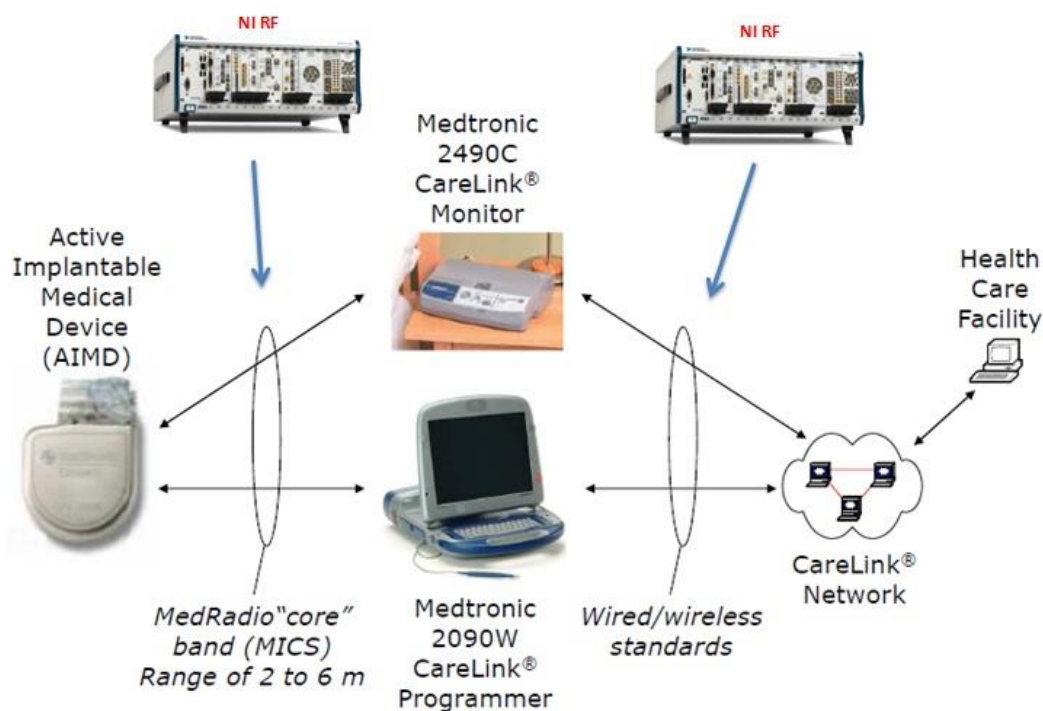
Χώρες	Συχνότητες
<i>Αυστραλία</i>	13553-13567 kHz, 26957-27283 kHz, 40.66-40.70 MHz, 918-926 MHz, 2400-2500 MHz, 5725-5875 MHz, 24-24.25 GHz
<i>Ευρώπη</i>	9-315 kHz, 316-600 kHz, 12.5-20 MHz, 30-37.5 MHz, 401-406 MHz, 1.6-8.5 GHz
<i>Ιαπωνία</i>	420.05-449.6625 MHz, 3400-4800 MHz, 7250-10250 MHz, εξαιρούνται 430-440 MHz
<i>Κορέα</i>	402-405 MHz, 3.1-4.8 GHz, 7.2-10.2 GHz
<i>Ηνωμένο Βασίλειο</i>	26.995, 27.045, 27.095, 27.145, 27.195 MHz, 40.66 - 40.70 MHz, 49.82 - 49.98 MHz, 173.20 - 173.35 MHz, 173.5875, 173.6 MHz, 417.9 - 418.1 MHz, 433.05- 434.79 MHz, 868.0- 868.6 MHz, 868.7- 869.2 MHz, 869.30- 869.65 MHz, 869.70- 870.00 MHz, 2400- 2483.5 MHz, 5725- 5875 MHz
<i>Ηνωμένες Πολιτείες της Αμερικής</i>	MedRadio, WMTS, ISM ,UWB



**Εικόνα 1.1:** Συγκεντρωτική αναπαράσταση κατανομής χρήσης του φάσματος για εφαρμογές ιατρικής τηλεμετρίας ανά τον κόσμο.

Το φάσμα WMTS χρησιμοποιείται σε συστήματα για την απομακρυσμένη παρακολούθηση της υγείας του ασθενούς μόνο στην Αμερική. Τα ασύρματα ιατρικά συστήματα τηλεμετρίας περιλαμβάνουν συσκευές για τη μέτρηση των ζωτικών σημάτων του ασθενούς και άλλες σημαντικές παραμέτρους υγείας (π.χ. καρδιακό παλμό και ρυθμό αναπνοής) καθώς και συσκευές που μεταφέρουν τα δεδομένα μέσω ασύρματης ζεύξης σε μια απομακρυσμένη τοποθεσία, όπως στο σταθμό των νοσηλευτών, που είναι εξοπλισμένη με τον απαραίτητο ασύρματο δέκτη. Ένα παράδειγμα τέτοιου συστήματος φαίνεται στην Εικόνα 1.2. Το ενεργό εμφυτεύσιμο

σύστημα (AIMD) είναι ασύρματα συνδεδεμένο με μια συσκευή παρακολούθησης (Medtronic Monitor, Programmer) με την οποία ανταλλάσσει πληροφορίες στις ζώνες συχνοτήτων που έχουν κατοχυρωθεί για ιατρική τηλεμετρία, συνήθως στη MedRadio και ISM. Στη συνέχεια, τα δεδομένα που συλλέγονται από αυτές τις συσκευές αποστέλλονται μέσω διαδικτύου σε κάποιο νοσοκομείο ή κέντρο παρακολούθησης των ασθενών.



**Εικόνα 1.2:** Ασύρματη επικοινωνία εμφυτεύσιμων διατάξεων με εξωτερικές μονάδες ελέγχου και αποστολή των αποτελεσμάτων σε εξειδικευμένο προσωπικό μέσω του διαδικτύου ή άλλης ασύρματης σύνδεσης. (πηγή: <http://zone.ni.com/devzone/cda/epd/p/id/6567>)

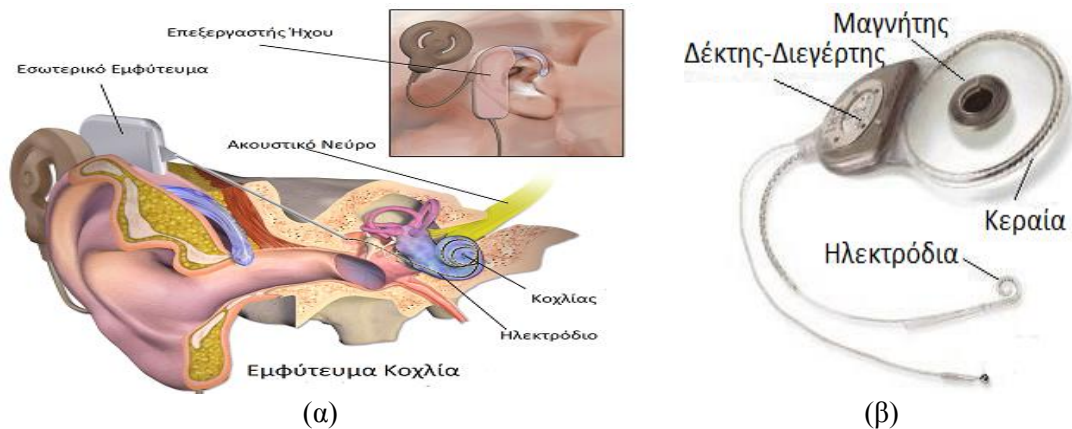
Απ' όλες τις διαθέσιμες ζώνες συχνοτήτων, το ενδιαφέρον εστιάζεται στη ζώνη MedRadio εξαιτίας ορισμένων χαρακτηριστικών της. Το κυριότερο προτέρημά της είναι η χρήση της σε παγκόσμια κλίμακα για εφαρμογές ιατρικής τηλεμετρίας εμφυτευμένων διατάξεων, γεγονός που απορρέει από την καταλληλότητα της για διάδοση ράδιο-κυμάτων στο ανθρώπινο σώμα [6]. Τα διαθέσιμα 5MHz κατανέμονται σε κανάλια μέγιστου εύρους 300kHz.

## 1.2 ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ ΤΗΛΕΜΕΤΡΙΑΣ – ΕΜΦΥΤΕΥΣΙΜΕΣ, ΚΑΤΑΠΟΣΙΜΕΣ ΚΑΙ ΦΟΡΕΤΕΣ ΙΑΤΡΙΚΕΣ ΔΙΑΤΑΞΕΙΣ

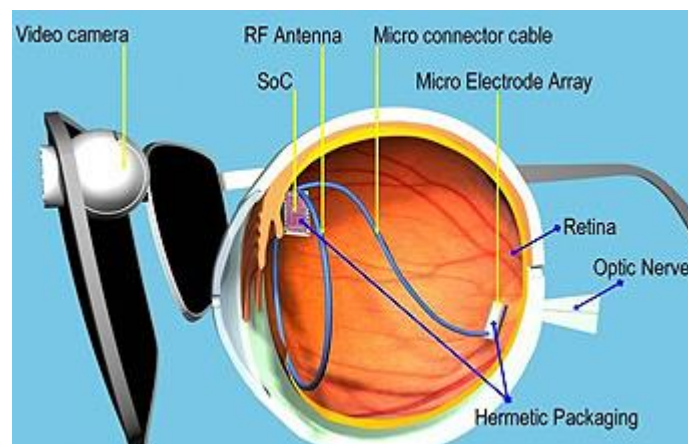
Η βιοϊατρική τηλεμετρία μπορεί να πραγματοποιηθεί με εμφυτεύσιμες, καταπόσιμες και φορετές ιατρικές διατάξεις. Η εκάστοτε επιλογή κάθε διάταξης γίνεται με βάση τις ανάγκες του ασθενή, την κρίση του γιατρού και τις εμπορικά διαθέσιμες συσκευές. Κάθε μια κατηγορία διατάξεων συγκεντρώνει ορισμένα χαρακτηριστικά που την διαφοροποιούν από τις υπόλοιπες και την καθιστούν κατάλληλη για συγκεκριμένες εφαρμογές.

Οι εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις (implantable medical devices, IMDs) χρησιμοποιούνται σε περιπτώσεις που ο ασθενής έχει ανάγκη από διαρκή παρακολούθηση και μακροχρόνια θεραπεία. Χαρακτηριστικά παραδείγματα εμφυτεύσιμων διατάξεων είναι οι βηματοδότες, οι καρδιακοί απινιδωτές, οι αντλίες ινσουλίνης, τα κοχλιακά εμφυτεύματα και οι νευροδιεγέρτες (neurostimulators). Τα τελευταία χρόνια έχουν ενσωματωθεί καινοτόμες ασύρματες τεχνολογίες επικοινωνίας στις παραπάνω διατάξεις επιτρέποντας την εξ αποστάσεως παρακολούθηση των ζωτικών σημάτων των ασθενών και βελτιώνοντας τη δυνατότητα του ιατρικού προσωπικού να προσφέρει έγκαιρη περίθαλψη. Ορισμένες από αυτές τις διατάξεις παρουσιάζονται παρακάτω.

- Εμφυτεύματα κοχλία (Cohlear Implants) [10]: Τα κοχλιακά εμφυτεύματα παρέχουν τη δυνατότητα ακοής σε ασθενείς που είναι κωφοί εξαιτίας βλάβης στα αισθητήρια τριχωτά κύτταρα των κοχλίων τους. Τα εμφυτεύματα αυτά επιτρέπουν επαρκή ακρόαση για κατανόηση του λόγου. Η ποιότητα του ήχου διαφέρει από τη φυσική ακοή αφού στον εγκέφαλο φτάνει σαφώς μικρότερη ποσότητα πληροφορίας συγκριτικά με τη φυσική ακοή. Οι νεότερες διατάξεις επιτρέπουν στους ασθενείς να ακούνε καλύτερα σε καταστάσεις με υψηλές τιμές θορύβου ακόμα και να κολυμπάνε. Το εμφύτευμα τοποθετείται κάτω από το δέρμα και πίσω από το αυτί. Εξωτερικά, αποτελείται από ένα ή περισσότερα μικρόφωνα, έναν επεξεργαστή ομιλίας και έναν πομπό. Εσωτερικά, υπάρχει ένας δέκτης και ένας διεγέρτης καθώς και μια συστοιχία από ηλεκτρόδια προκειμένου να σταλεί το ηλεκτρικό σήμα στον εγκέφαλο μέσω του ακουστικού νεύρου, όπως φαίνεται στην Εικόνα 1.3.

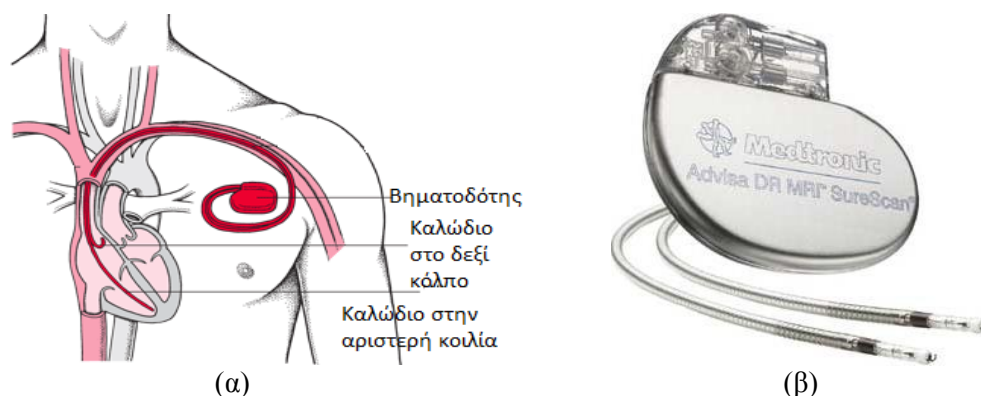


Εικόνα 1.3: (α) Ανατομία αυτιού (β) Εμφύτευμα κοχλία.



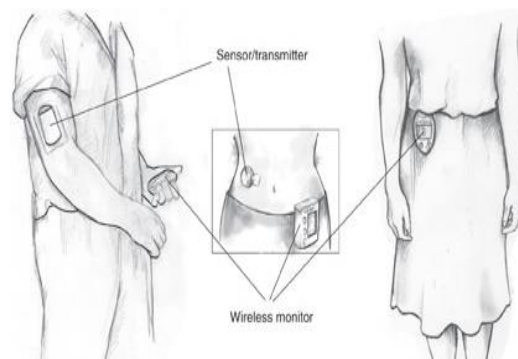
Εικόνα 1.4: Εμφύτευμα αμφιβληστροειδούς.

- Εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς (Retinal Implants) [11]: Το εμφύτευμα έχει ως στόχο να αποκαταστήσει εν μέρει την όραση σε ανθρώπους που την έχουν χάσει εξαιτίας εκφυλιστικών παθήσεων των ματιών, όπως η μελαγχρωστική αμφιβληστροειδοπάθεια και η εκφύλιση της ωχράς κηλίδας. Υπάρχουν τρεις τύποι εμφυτευμάτων αμφιβληστροειδούς: τα επιωχρικών εμφυτεύματα, τα υπαμφιβληστροειδική εμφυτεύματα και τα υπερχοριοειδή εμφυτεύματα. Στην Εικόνα 1.4 φαίνεται ένα παράδειγμα εμφυτεύματος αμφιβληστροειδούς.
- Βηματοδότης (Pacemaker) [12]: Ο βηματοδότης είναι μια συσκευή που χρησιμοποιεί ηλεκτρικούς παλμούς που μεταφέρονται μέσω ηλεκτροδίων στους μυς της καρδιάς και ρυθμίζουν τους χτύπους της. Πρωταρχικός στόχος του βηματοδότη είναι να διατηρήσει έναν ικανοποιητικό καρδιακό ρυθμό, επειδή ο φυσικός βηματοδότης της καρδιάς δεν επαρκεί. Οι σύγχρονοι βηματοδότες είναι εξωτερικά προγραμματιζόμενοι για να επιτρέπουν στον καρδιολόγο να επιλέγει τον βέλτιστο τρόπο βηματοδότησης για τον εκάστοτε ασθενή.



**Εικόνα 1.5:** (α) Τοποθέτηση βηματοδότη σε άνθρωπο (β) Βηματοδότης εμπορίου.

- Σύστημα παρακολούθησης γλυκόζης (Continuous Glucose Monitor, CGM) [13]: Η συνεχής παρακολούθηση της γλυκόζης μετράει τα επίπεδα της γλυκόζης σε συνεχή βάση (κάθε λίγα λεπτά). Ένα τυπικό σύστημα (Εικόνα 1.6) αποτελείται από αισθητήρα γλυκόζης μιας χρήσης που τοποθετείται κάτω από το δέρμα και το οποίο φοριέται για μερικές ημέρες μέχρι την αντικατάστασή του. Επίσης, υπάρχει μια σύνδεση από τον αισθητήρα σε ένα μη εμφυτευμένο πομπό, η οποία επικοινωνεί με ένα δέκτη. Τέλος, ένας ηλεκτρονικός δέκτης φοριέται στο σώμα (ή αντλία ινσουλίνης), που εμφανίζει τα επίπεδα γλυκόζης με σχεδόν συνεχείς ενημερώσεις, καθώς και οθόνες ανόδου και πτώσης των τάσεων.



**Εικόνα 1.6:** Σύστημα συνεχούς παρακολούθησης γλυκόζης.

Τα εμφυτεύσιμα συστήματα μπορούν να διακριθούν περαιτέρω ανάλογα με τη λειτουργία που επιτελούν σε δύο κατηγορίες, τους αισθητήρες και τους διεγέρτες. Οι αισθητήρες, εκτός από το σύστημα επικοινωνίας με το εξωτερικό περιβάλλον,

περιλαμβάνουν ειδικούς αισθητήρες για λήψη των απαραίτητων βιοσημάτων προς μετάδοση. Η θερμοκρασία του σώματος [14], [15], η πίεση του αίματος [16], τα επίπεδα της γλυκόζης [17], [18] και το ηλεκτροκαρδιογράφημα [19], [20] είναι τα μεγέθη που μετριοούνται από τις διατάξεις. Η διαρκής γνώση και παρακολούθηση αυτών των τιμών προσφέρει πολύτιμη διαγνωστική ισχύ που μεταφράζεται σε βελτίωση των πιθανοτήτων πρόληψης και θεραπείας ασθενειών.

Οι διεγέρτες βρίσκουν εφαρμογή στη διέγερση-ερεθισμό νευρομυϊκών ινών που επιτυγχάνεται μέσω του ασύρματου συστήματος επικοινωνίας της εμφυτευμένης συσκευής. Οι διατάξεις αυτές προσφέρουν λύσεις στις περιπτώσεις αποκατάστασης εξασθενημένης όρασης [21], [22], ακοής [23] και κίνησης άκρων [24], διατήρησης σταθερών παλμών στην καρδιά [25], ελέγχου της ουροδόχου κύστης [26] και διαχείρισης της παχυσαρκίας [27].

Οι καταπόσιμες ιατρικές διατάξεις είναι αρκετά διαδεδομένες και κερδίζουν συνεχώς έδαφος. Η κεντρική τους ιδέα στηρίζεται στη λήψη της συσκευής σε μορφή κάψουλας που καταλήγει στο στομάχι και από το εσωτερικό του σώματος μεταδίδει τις επιθυμητές πληροφορίες. Οι συσκευές αυτές ενδείκνυνται για βραχυπρόθεσμη χρήση. Λόγω της κατάποσης, οι συσκευές είναι πολύ μικρές αν και περιλαμβάνουν κεραία και μπαταρία. Ειδικότερα, έχει προταθεί μια νέα καταπόσιμη ιατρική διάταξη που ενεργοποιείται από τα υγρά του στομάχου και οι μετρήσεις για τους καρδιακούς παλμούς λαμβάνονται από ένα φορητό μηχάνημα, το οποίο αναλαμβάνει την αναμετάδοση της πληροφορίας σε μια βάση εργασίας [28].

Οι ιατρικές συσκευές που φοριούνται στο σώμα υπάρχουν αρκετά χρόνια σε μια πρώιμη μορφή, όπως τα επιθέματα νικοτίνης. Αυτές οι συσκευές έθεσαν τις βάσεις για μια νέα γενιά ηλεκτρονικών προϊόντων, η υλοποίηση των οποίων καθίσταται εφικτή λόγω της προόδου της τεχνολογίας. Η καινοτομία στη μικροηλεκτρονική τεχνολογία επιτρέπει την ανάπτυξη ιατρικών συσκευών που προορίζονται να φοριούνται στο σώμα για μεγαλύτερο χρονικό διάστημα. Δύο γνωστά παραδείγματα τέτοιων συσκευών είναι οι συσκευές συνεχούς παρακολούθησης της γλυκόζης και ο φορητός καταγραφέας της καρδιακής δραστηριότητας [29].

### 1.3 ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΟΣ ΗΛΕΚΤΡΟΜΑΓΝΗΤΙΣΜΟΣ ΚΑΙ HFSS

Το λογισμικό που χρησιμοποιήθηκε για τη σχεδίαση και τη μελέτη των κεραιών στη συγκεκριμένη διπλωματική εργασία είναι το HFSS της ANSOFT [30]. Το HFSS είναι ένας εξομοιωτής υψηλής απόδοσης ηλεκτρομαγνητικών πεδίων για μοντελοποίηση τυχαίων τρισδιάστατων δομών. Ενσωματώνει τα στάδια της σχεδίασης και της προσομοίωσης των ηλεκτρομαγνητικών προβλημάτων, προσφέροντας γρήγορες και ακριβείς απαντήσεις χρησιμοποιώντας τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων (Finite Element Method, FEM).

Η μέθοδος FEM είναι μια αριθμητική τεχνική προσέγγιση για την εξεύρεση λύσεων σε προβλήματα συννοριακών τιμών [31], [32]. Χρησιμοποιεί μεταβολικές μεθόδους για να ελαχιστοποιήσει μια συνάρτηση σφάλματος και να παράγει μια σταθερή λύση. Η FEM χρησιμοποιείται για να βρούμε προσεγγιστική λύση των μερικών διαφορικών και ολοκληρωτικών εξισώσεων. Η προσέγγιση της λύσης βασίζεται είτε στην εξάλειψη των παραγώγων του χρόνου τελείως (προβλήματα σταθερής κατάστασης) είτε μετασχηματίζοντας τις μερικές διαφορικές εξισώσεις σε



ισοδύναμες συνήθειες διαφορικές εξισώσεις, οι οποίες στη συνέχεια μπορούν να λυθούν χρησιμοποιώντας κλασικές τεχνικές, όπως η μέθοδος των πεπερασμένων διαφορών. Κατά την επίλυση των μερικών διαφορικών εξισώσεων, η κύρια πρόκληση είναι να δημιουργηθεί μια εξίσωση η οποία προσεγγίζει την εξίσωση που πρέπει να μελετηθεί, αλλά ταυτόχρονα να είναι ευσταθής, πράγμα που σημαίνει ότι τα σφάλματα στα δεδομένα εισόδου και στους ενδιάμεσους υπολογισμούς δεν θα συσσωρευονται καταστρέφοντας την έξοδο. Υπάρχουν πολλοί τρόποι για να γίνει αυτό, με διάφορα πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα. Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων είναι μια καλή επιλογή για την επίλυση μερικών διαφορικών εξισώσεων σε πολύπλοκους τομείς ή όταν η επιθυμητή ακρίβεια ποικίλλει στην υπό εξέταση περιοχή.

Μερικές από τις παραμέτρους που μπορούν να υπολογισθούν στο HFSS είναι οι παράμετροι σκέδασης, οι χαρακτηριστικές αντιστάσεις στην είσοδο και στην έξοδο της δομής, η συχνότητα συντονισμού, η ένταση των ηλεκτρομαγνητικών πεδίων ακόμα και ο ρυθμός ειδικής απορρόφησης (SAR) [30]. Το HFSS μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη σχεδίαση κυματοδηγών, φίλτρων, συζευκτών και διαφόρων ειδών κεραιών για ασύρματες τηλεπικοινωνίες. Το HFSS χαρακτηρίζεται από ένα CAD περιβάλλον, στο οποίο ο χρήστης είναι ελεύθερος να σχεδιάσει την επιθυμητή γεωμετρία. Στη συνέχεια, επιλέγει τα υλικά που απαρτίζουν τις δομές και καθορίζει τις συνοριακές συνθήκες, στήνοντας με αυτόν τον τρόπο ένα ηλεκτρομαγνητικό πρόβλημα.

#### 1.4 ΑΝΤΙΚΕΙΜΕΝΟ ΤΗΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ

Ο συνεχώς αυξανόμενος αριθμός των εφαρμογών των εμφυτεύσιμων διατάξεων στην ιατρική αποτελεί ισχυρή ένδειξη της σημασίας της συγκεκριμένης τεχνολογίας για τη βελτίωση της παρεχόμενης ποιότητας περίθαλψης. Ο διεπιστημονικός κλάδος της βιοϊατρικής μηχανικής γνωρίζει ταχύτατη ανάπτυξη, γεγονός που οφείλεται στην εξέλιξη της τεχνολογίας στους τομείς των τηλεπικοινωνιών και της μικροηλεκτρονικής καθώς και στην ανάγκη του ανθρώπου για έγκαιρη διάγνωση και θεραπεία ασθενειών. Αν και η πρόοδος που έχει σημειωθεί τα τελευταία χρόνια είναι αδιαμφισβήτητη, αρκετά ζητήματα είναι ανοιχτά προς περαιτέρω μελέτη και βελτίωση. Οι προκλήσεις για τη σχεδίαση των εμφυτεύσιμων συστημάτων είναι πολλές και ο διεπιστημονικός τους χαρακτήρας τις καθιστά ακόμα δυσκολότερες.

Στόχος της παρούσας διπλωματικής είναι η σχεδίαση δύο πρότυπων ευρυζωνικών εμφυτεύσιμων κεραιών μικροταινίας διπλής ζώνης προσαρμοσμένων στις ανάγκες των εμφυτεύσιμων διατάξεων για ιατρική τηλεμετρία. Τα χαρακτηριστικά που μελετούνται και καθορίζουν τις επιδόσεις των κεραιών είναι η συχνότητα συντονισμού, ο συντελεστής ανάκλασης (S11), η αντίσταση εισόδου, το εύρος ζώνης, το κέρδος και ο ρυθμός ειδικής απορρόφησης της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας από τους βιολογικούς ιστούς (SAR).

Πιο συγκεκριμένα, μελετάται μια εμφυτεύσιμη ευρυζωνική κεραία διπλής ζώνης της βιβλιογραφίας (MedRadio, 2.4 GHz ISM) πάνω στην οποία θα βασιστεί η σχεδίαση δύο πρωτότυπων κεραιών με βελτιωμένες επιδόσεις. Οι επιδόσεις τους θα είναι προσανατολισμένες στις απαιτήσεις των σύγχρονων εμφυτεύσιμων ιατρικών εφαρμογών για τηλεμετρία. Η σχεδίαση των κεραιών και οι προσομοιώσεις πραγματοποιούνται σε περιβάλλον CAD του προγράμματος HFSS της εταιρίας

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

ANSOFT. Το συγκεκριμένο πρόγραμμα χρησιμοποιεί την αριθμητική μέθοδο πεπερασμένων στοιχείων για την επίλυση των ηλεκτρομαγνητικών προβλημάτων και θεωρείται από τα πλέον αξιόπιστα στο χώρο της σχεδίασης κεραιών.

## ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] Seminar on wireless biotelemetry, Priyanka Dhar, Mr. Sarosh Dastoor, Department of Electronics & Communication Engineering. Sarvajanic College of Engineering & Technology Dr R.K. Desai Road, Athwalines, Surat - 395001,India
- [2] Wikipedia, "Biotelemetry", March 2013 (Ηλεκτρονικό).  
Available: <http://en.wikipedia.org/wiki/Biotelemetry>
- [3] Εισαγωγή στη βιοϊατρική τεχνολογία και ανάλυση ιατρικών σημάτων, Δ. Κουτσούρης, Σ.Παυλόπουλος, Α. Πρέντζα, Εκδόσεις Τζιόλα
- [4] FCC Rules and Regulations, "MICS Band Plan", Part 95, Jan. 2003
- [5] "European Radiocommunications Commission (ERC) Recommendation 70-03 Relating to the Use of Short Range Devices," European Conference of Postal and Telecommunications Administration, CEPT/ERC 70-03, Annex 12, 1997.
- [6] FCC Encyclopedia," Medical Device Radiocommunications Service (MedRadio)".
- [7] FCC Encyclopedia," Wireless Medical Telemetry Service (WMTS) ".
- [8] Wikipedia, "ISM band", September 2013 (Ηλεκτρονικό).  
Available: [http://en.wikipedia.org/wiki/ISM\\_band](http://en.wikipedia.org/wiki/ISM_band)
- [9] IEEE 802.15 Working Group for Wireless Personal Area Networks, *IEEE 802.15.6 Regulation Subcommittee Report*, September 2008.
- [10] Wikipedia, "Cochlear Implant", March 2013 (Ηλεκτρονικό).  
Available: [http://en.wikipedia.org/wiki/Cochlear\\_implant](http://en.wikipedia.org/wiki/Cochlear_implant)
- [11] Wikipedia, "Retinal Implant", March 2013 (Ηλεκτρονικό).  
Available: [http://en.wikipedia.org/wiki/Retinal\\_implant](http://en.wikipedia.org/wiki/Retinal_implant)
- [12] Wikipedia, "Artificial cardiac pacemaker", March 2013 (Ηλεκτρονικό).  
Available: [http://en.wikipedia.org/wiki/Artificial\\_cardiac\\_pacemaker](http://en.wikipedia.org/wiki/Artificial_cardiac_pacemaker)
- [13] National Diabetes Information Clearinghouse (NDIC) (Ηλεκτρονικό).  
Available: <http://diabetes.niddk.nih.gov/dm/pubs/glucosemonitor/>
- [14] 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.
- [15] 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.
- [16] P. J. Huelskamp, "Multiple Sensor Development," US: United States Patents, No. US 7,955,268 B2, Jun. 7, 2011.
- [17] F. Merli, L. Bolomey, E. Meurville και A. Skrivervik, «Implanted Antenna,» *IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium*, 2008.

- [18] K. E. Toghil and R. G. Compton, *Electrochemical Non-enzymatic Glucose Sensors: A perspective and an Evaluation*, International Journal of electrochemical science, 5, 1246 – 1301, 2010
- [19] J. Riistama, J. Vaisanen, S. Heinisuo, J. Leikkala 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.
- [20] C. Park, P. Chou, Y. Bai, R. Matthews and A. Hibbs, “An Ultra - Wearable, Wireless, Low Power ECG Monitoring system,” 2006.
- [21] E. Zrenner, «Will Retinal Implants Restore Vision?», *Science*, pp. 1022-1025, 2002.
- [22] 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.
- [23] A. Kiourti, «Biomedical Telemetry: Communication between implanted devices and the external world», *Opticon1826*, 2010.
- [24] D. Guiraud, P. Poignet, P. B. Wieber, H. El Makksoud, F. Pierrot, B. Brogliato, P. Fraisse, E. Dombre, J. L. Divoux and P. Rabischong, “Modelling of the human paralyzed lower limb under FES,” *ICRA*, 2003.
- [25] M. Allen, *Pacemaker and implantable cardioverter defibrillators*, London, UK: Anaesthesia, 2006
- [26] R. A Gaunt and A. Prochazka, *Control of urinary bladder function with devices: successes and failures*, Edmonton, Canada: HMRC
- [27] Wikipedia, "Implantable gastric stimulation", October 2012.  
Available: [https://en.wikipedia.org/wiki/Implantable\\_gastric\\_stimulation](https://en.wikipedia.org/wiki/Implantable_gastric_stimulation)
- [28] Proteus Digital Health (Ηλεκτρονικό)  
Available: <http://proteusdigitalhealth.com/technology/>
- [29] Medical Design Technology, Designing Cutting-Edge Wearable Medical Devices, October 2011
- [30] “Ansoft High Frequency Structure Simulator (HFSS),” Ver. 11.0, Ansoft Corp., 2007.
- [31] Wikipedia, “Finite element method,” October 2012, [Ηλεκτρονικό].  
Available: [http://en.wikipedia.org/wiki/Finite\\_element\\_method](http://en.wikipedia.org/wiki/Finite_element_method).
- [32] Wikipedia, "Computational electromagnetics", April 2013  
Available:  
[http://en.wikipedia.org/wiki/Computational\\_electromagnetics#Integral\\_equation\\_solvers](http://en.wikipedia.org/wiki/Computational_electromagnetics#Integral_equation_solvers)

## 2. ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΥΠΟΒΑΘΡΟ

---

### 2.1 ΚΕΡΑΙΕΣ ΜΙΚΡΟΤΑΙΝΙΑΣ

Οι κεραίες μικροταινίας είναι ευρέως διαδεδομένες για εφαρμογές στην περιοχή των μικροκυματικών συχνοτήτων, όπου το μέγεθος, το κόστος, το βάρος και η επίδοση επιβάλλουν αυστηρούς περιορισμούς. Η πρώτη κεραία μικροταινίας παρουσιάστηκε από τον Munson το 1972 [1],[2], αν και η ιδέα πηγάζει από το 1953 όταν ο Deschamps πρότεινε τη χρήση μικροταινιακών γραμμών τροφοδοσίας για να τροφοδοτήσει μια συστοιχία τυπωμένων στοιχείων [3],[4]. Από τότε η έρευνα πάνω σε αυτό το είδος κεραιών έχει εντατικοποιηθεί και σήμερα καταλαμβάνουν πρωταρχική θέση στο χώρο των τηλεπικοινωνιών.

Οι περισσότερες βιοϊατρικές διατάξεις σήμερα χρησιμοποιούν ορθογώνιες κεραίες μικροταινίας κυρίως λόγω της δυνατότητας σμίκρυνσης τους και της ευκολίας κατασκευής. Αν και το αντικείμενο των εμφυτεύσιμων κεραιών βρίσκεται τα τελευταία χρόνια στο ερευνητικό προσκήνιο, υπάρχει αξιοσημείωτος όγκος βιβλιογραφίας σε μελέτες και σχέδια κεραιών. Αρχικά, παρουσιάζεται η κλασική και στην πιο απλή μορφή της μικροταινιακή κεραία (Εικόνα 2.1).

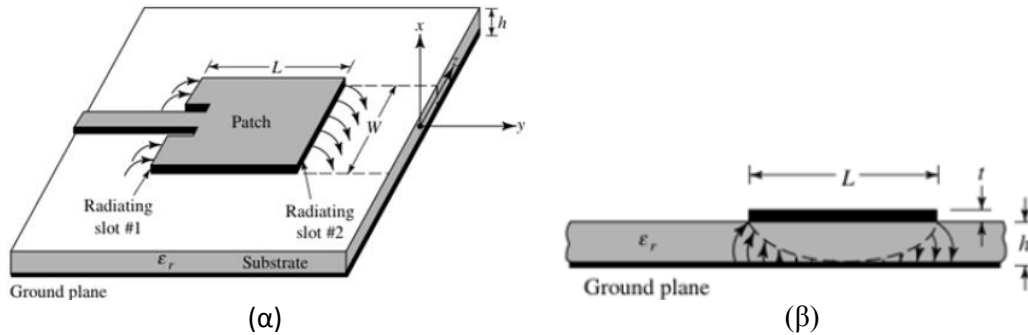
#### 2.1.1 Βασικά χαρακτηριστικά και μέθοδοι τροφοδοσίας

Οι κεραίες μικροταινίας εμφανίζουν ορισμένα πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα. Στα πλεονεκτήματα συγκαταλέγονται η ευκολία στην επιλογή συχνότητας συντονισμού, πόλωσης, σύνθετης αντίστασης και στην κατασκευή, λόγω της σύγχρονης τεχνολογίας τυπωμένων κυκλωμάτων, η μεγάλη μηχανική αντοχή καθώς και η συμβατότητα με επίπεδες και μη επιφάνειες. Η μικρή απόδοση, ισχύς, καθαρότητα πόλωσης και το πολύ μικρό εύρος ζώνης αποτελούν ορισμένους από τους περιοριστικούς παράγοντες των μικροταινιακών κεραιών [5]-[21].

Η γενική δομή μιας κεραίας μικροταινίας φαίνεται στην Εικόνα 2.1. Αποτελείται από μια πολύ λεπτή μεταλλική λωρίδα, τοποθετημένη πάνω από μια επίπεδη γείωση. Η λωρίδα και η γείωση χωρίζονται με ένα διηλεκτρικό στρώμα (υπόστρωμα) που χαρακτηρίζεται από τη διηλεκτρική σταθερά  $\epsilon_r$ . Οι διηλεκτρικές σταθερές των υποστρωμάτων που χρησιμοποιούνται είναι μεταξύ των τιμών 2.2 και 12. Οι κεραίες με παχύτερα υποστρώματα και χαμηλή διηλεκτρική σταθερά επιτυγχάνουν καλύτερες αποδόσεις σε σχέση με αυτές που χρησιμοποιούν λεπτά υποστρώματα και μεγαλύτερες διηλεκτρικές σταθερές [3],[5]-[21].

Λόγω των πεπερασμένων διαστάσεων της ταινίας στις ορθογώνιες κεραίες μικροταινίας παρατηρούνται φαινόμενα κροσσών. Η συχνότητα συντονισμού της κεραίας μικροταινίας για τον κύριο ρυθμό  $TM_{010}$  συναρτήσει του μήκους της δίνεται από τη σχέση [5],[6],[7]:

$$(f_r)_{010} = \frac{1}{2L\sqrt{\epsilon_r}\sqrt{\mu_0\epsilon_0}} = \frac{c}{2L\sqrt{\epsilon_r}} \quad (2.1)$$



**Εικόνα 2.1:** (α) Τυπική γεωμετρία ορθογώνιας κεραίας (β) Πλάγια όψη κεραίας.

όπου  $c$  είναι η ταχύτητα του φωτός στον ελεύθερο χώρο. Η (2.1) μετασχηματίζεται για να συνυπολογιστεί το φαινόμενο των κροσσών στην παρακάτω σχέση:

$$(f_{rc})_{010} = q \frac{1}{2L\sqrt{\epsilon_r}\sqrt{\mu_0\epsilon_0}} = q \frac{c}{2L\sqrt{\epsilon_r}} \quad (2.2)$$

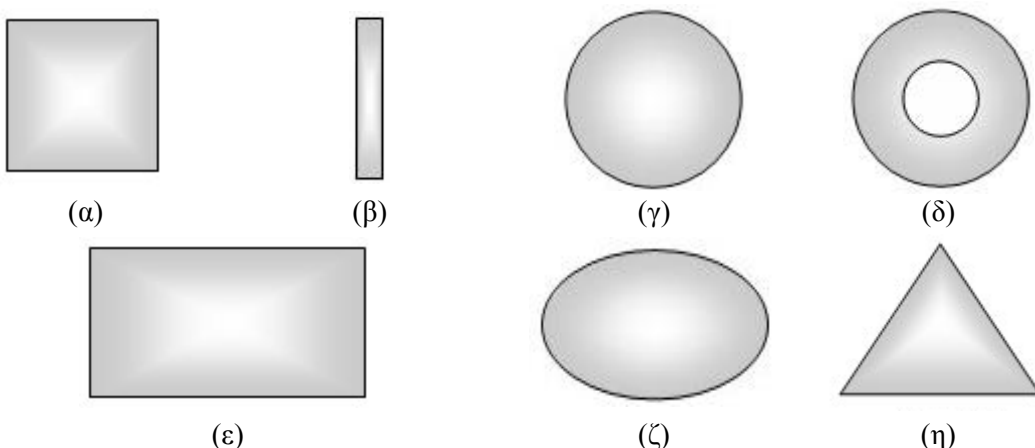
όπου  $q$  ο παράγοντας κροσσών

$$q = \frac{(f_{rc})_{010}}{(f_r)_{010}} \quad (2.3)$$

Το πλάτος της μικροταινίας δίνεται από τη σχέση:

$$W = \frac{c}{2f_r} \sqrt{\left(\frac{2}{\epsilon_r + 1}\right)} \quad (2.4)$$

Στις μικροκυματικές εφαρμογές, όπως στη βιοϊατρική, προτιμώνται λεπτά υποστρώματα με μεγάλη διηλεκτρική σταθερά, ώστε το μέγεθος των κεραιών να είναι μικρό. Τα μειονεκτήματα αυτής της επιλογής είναι η μικρή απόδοση και το περιορισμένο εύρος ζώνης.



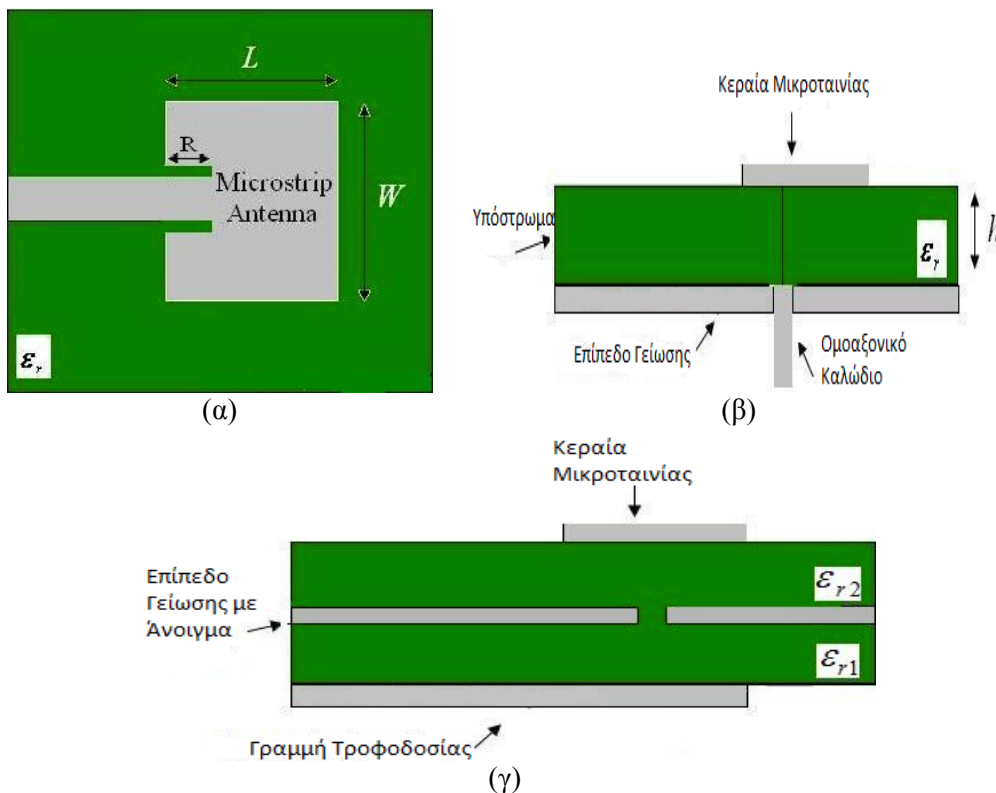
**Εικόνα 2.2:** Σχήματα μικροταινιών. (α) Τετράγωνη (β) Δίπολο (γ) Κυκλική (δ) Κυκλικός δακτύλιος (ε) Ορθογώνια (ζ) Ελλειπτική (η) Τριγωνική

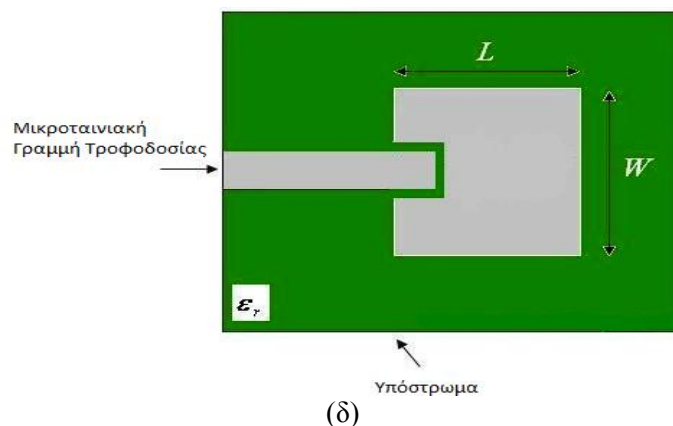
Τα στοιχεία ακτινοβολίας και τροφοδοσίας των μικροταινιακών κεραιών χαράσσονται με φωτοχημικές διεργασίες πάνω στο διηλεκτρικό υπόστρωμα. Το

σχήμα της ταινίας ακτινοβολίας μπορεί να είναι τετράγωνο, ορθογώνιο, κύκλος, έλλειψη, τρίγωνο, λεπτή λωρίδα κλπ.

Μια κεραία μικροταινίας μπορεί να τροφοδοτηθεί με πολλούς τρόπους. Οι τέσσερις πιο συνηθισμένοι είναι η μικροταινιακή γραμμή, ο ομοαξονικός σηματολήπτης (probe), η σύζευξη μέσω ανοίγματος και η άμεση σύζευξη. Οι τρόποι τροφοδοσίας φαίνονται αναλυτικά στην Εικόνα 2.3.

Η μικροταινία τροφοδοσίας αποτελείται από το ίδιο μέταλλο με την ταινία, είναι αγωγίμη με μικρότερο πλάτος από αυτό της κεραίας και εύκολη στην προσαρμογή. Όταν το πάχος του υποστρώματος αυξηθεί, εμφανίζονται επιφανειακά κύματα και ψευδοακτινοβολία στην τροφοδοσία που μικραίνουν το εύρος ζώνης έως και 5%. Στην περίπτωση της ομοαξονικής τροφοδοσίας, ο εσωτερικός αγωγός του ομοαξονικού προσαρμόζεται στην ταινία ακτινοβολίας και ο εξωτερικός συνδέεται με τη γείωση. Όπως και με τη μικροταινία τροφοδοσίας, η κατασκευή και η προσαρμογή είναι εύκολη, ενώ εμφανίζεται μικρή ψευδοακτινοβολία και μικρό εύρος ζώνης. Η ηλεκτρομαγνητική θεωρία δίνει τη δυνατότητα για πολλούς τρόπους ανάλυσης της μικροταινιακής κεραίας. Τα πιο συνηθισμένα μοντέλα είναι της γραμμής μεταφοράς [22], της κοιλότητας [9],[23],[24] και του πλήρους κύματος [25]. Το μοντέλο της γραμμής μεταφοράς είναι το απλούστερο από όλα και δίνει ικανοποιητικά αποτελέσματα, αλλά είναι λιγότερο ακριβές. Το μοντέλο κοιλότητας είναι πιο ακριβές και δίνει επίσης ικανοποιητικά αποτελέσματα, αλλά είναι πιο πολύπλοκο στην υλοποίηση. Τα μοντέλα πλήρους κύματος είναι εξαιρετικά ακριβή, ευέλικτα και μπορούν να λύσουν μεμονωμένα στοιχεία, πεπερασμένες και άπειρες σειρές και αυθαίρετης μορφής στοιχεία. Όμως, τα τελευταία δίνουν λιγότερες πληροφορίες σε σύγκριση με τα προηγούμενα δύο μοντέλα που αναφέρονται παραπάνω και είναι πολύ πιο σύνθετα.





**Εικόνα 2.3:** Τρόποι τροφοδοσίας κεραίας μικροταινίας. (α) Μικροταινιακή γραμμή τροφοδοσίας (β) Τροφοδοσία με ομοαξονικό καλώδιο (γ) Τροφοδοσία με σύζευξη μέσω ανοίγματος (δ) Τροφοδοσία με έμμεση σύζευξη.

## 2.2 ΕΥΡΥΖΩΝΙΚΕΣ ΚΕΡΑΙΕΣ ΜΙΚΡΟΤΑΙΝΙΑΣ – ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΑΥΞΗΣΗΣ ΕΥΡΟΥΣ ΖΩΝΗΣ

Ως εύρος ζώνης μιας κεραίας ορίζεται το εύρος συχνοτήτων μέσα στο οποίο αυτή ικανοποιεί ένα κατώφλι σε σχέση με κάποιο μέγεθος. Για κεραίες ευρείας ζώνης, το εύρος ζώνης εκφράζεται ως ο λόγος των δύο ακραίων συχνοτήτων του σε αντίθεση με τις κεραίες στενής ζώνης που εκφράζεται ως ποσοστό της κεντρικής συχνότητας του. Επειδή τα χαρακτηριστικά μιας κεραίας δεν μεταβάλλονται κατά τον ίδιο τρόπο με τη συχνότητα, δεν υπάρχει ένας μοναδικός ορισμός του εύρους ζώνης. Συνήθως, το μέγεθος του οποίου η μεταβολή ως προς τη συχνότητα ενδιαφέρει για τον προσδιορισμό του εύρους ζώνης, είναι η αντίσταση εισόδου της κεραίας. Η επιτρεπτή διακύμανση της αντίστασης εισόδου καθορίζεται από τη μέγιστη επιτρεπόμενη τιμή του συντελεστή ανάκλασης ( $\Gamma$  ή  $S_{11}$ ) που δημιουργείται μεταξύ του κυκλώματος τροφοδότησης και της κεραίας [5]-[12]. Αν  $Z_0$  είναι η χαρακτηριστική αντίσταση της γραμμής μεταφοράς που τροφοδοτεί την κεραία, τότε το εύρος ζώνης προσδιορίζεται από την παρακάτω σχέση:

$$|\Gamma| \leq \Gamma_{\max} \quad (2.4)$$

όπου

$$\Gamma = \frac{(Z_{in} - Z_0)}{(Z_{in} + Z_0)} \quad (2.5)$$

Για τις κεραίες μικροταινίας έχει επικρατήσει να θεωρείται κατώφλι ικανοποιητικής λειτουργίας οποιαδήποτε τιμή συντελεστή ανάκλασης μικρότερη από -10dB. Συνεπώς, το εύρος ζώνης της κεραίας ορίζεται ως εξής:

$$BW = \frac{(f_H - f_L)}{f_0} \quad |\Gamma| = -10\text{dB} \quad (2.6)$$

Εναλλακτικά, το εύρος ζώνης μπορεί να οριστεί μέσω του λόγου στάσιμου κύματος (VSWR).



$$BW = \frac{VSWR - 1}{Q\sqrt{VSWR}} \quad (2.7)$$

όπου

$$VSWR = \frac{1 + |\Gamma|}{1 - |\Gamma|} \quad (2.8)$$

και  $Q$  είναι ο συντελεστής ποιότητας της κεραίας και ορίζεται ως ο λόγος της αποθηκευμένης ενέργειας προς την ισχύ που έχει χαθεί.

Η απόδοση ακτινοβολίας εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από τη διηλεκτρική σταθερά του υποστρώματος και το πάχος του υποστρώματος. Ένα υπόστρωμα με μεγαλύτερη διηλεκτρική σταθερά ή που είναι παχύτερο θα υποφέρει από αυξημένη διέγερση επιφανειακών κυμάτων, η οποία θα μειώσει την απόδοση της κεραίας. Η χρήση ενός αφρώδους υποστρώματος είναι ένας απλός τρόπος για την εξάλειψη των επιφανειακών κυμάτων διέγερσης. Επίσης, η τοποθέτηση του υποστρώματος εκτός της κοιλότητας της ταινίας θα εξαλείψει τα επιφανειακά κύματα διέγερσης. Από την άλλη πλευρά, αν το υπόστρωμα είναι πολύ λεπτό, η απόδοση της κεραίας θα είναι μειωμένη λόγω των αγωγίμων και διηλεκτρικών απωλειών.

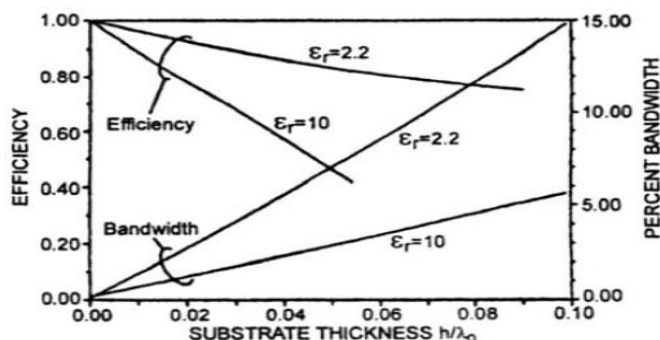
Το εύρος ζώνης αυξάνεται ανάλογα με το πάχος του υποστρώματος και αντιστρόφως ανάλογα με τη διηλεκτρική σταθερά. Συνεπώς, για να επιτευχθεί μεγάλο εύρος ζώνης απαιτείται παχύ υπόστρωμα με χαμηλή τιμή διηλεκτρικής σταθεράς. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την αύξηση των διαστάσεων της κεραίας, γεγονός ανεπιθύμητο στις εμφυτεύσιμες βιοϊατρικές διατάξεις. Για να ξεπεραστεί το συγκεκριμένο σχεδιαστικό εμπόδιο έχουν αναπτυχθεί αρκετές εξειδικευμένες τεχνικές με στόχο την επίτευξη μεγάλου εύρους ζώνης διατηρώντας μικρές τις διαστάσεις. Κάποιες από αυτές τις τεχνικές θα εξετασθούν στη συνέχεια.

### 2.2.1 Επίδραση υποστρώματος

Όταν μια κεραία μικροταινίας έχει χαραχθεί απευθείας πάνω στο διηλεκτρικό υπόστρωμα, η διηλεκτρική σταθερά  $\epsilon_r$  και το πάχος του διηλεκτρικού επηρεάζουν το εύρος ζώνης της. Για τα μικρά πάχη, η μικροταινιακή κεραία μπορεί να θεωρηθεί ως ένας πυκνωτής απωλειών [5]-[7]. Ως εκ τούτου, η ενέργεια που αποθηκεύεται στην κεραία αυξάνεται με την αύξηση της διηλεκτρικής σταθεράς και τη μείωση του πάχους. Η αύξηση της αποθηκευμένης ενέργειας έχει ως αποτέλεσμα την αύξηση του συντελεστή ποιότητας  $Q$  της κεραίας και κατ' επέκταση τη μείωση του εύρους ζώνης της βάση της σχέσης 2.7. Στην Εικόνα 2.4 φαίνεται η επίδραση του πάχους του υποστρώματος σε συνδυασμό με τη διηλεκτρική σταθερά στο εύρος ζώνης και στην απόδοση της κεραίας.

Παρατηρείται ότι η μείωση της διηλεκτρικής σταθεράς βελτιώνει το εύρος ζώνης της κεραίας. Από την άλλη πλευρά, η αύξηση του πάχους του υποστρώματος δεν προσφέρει πάντα τα επιθυμητά αποτελέσματα. Η αύξηση του εύρους ζώνης έρχεται με κόστος την αποδοτικότητα της κεραίας. Αυτό συμβαίνει διότι διεγείρονται επιπλέον ρυθμοί στις ασυνέχειες του υποστρώματος που διασκορπίζονται σε άλλες ασυνέχειες εκπέμποντας με ανεπιθύμητη πόλωση και διάγραμμα ακτινοβολίας. Επιπλέον, η αύξηση του πάχους του υποστρώματος δεν είναι ιδανική λύση για τις εμφυτεύσιμες διατάξεις, αφού αυξάνεται ο όγκος, το βάρος και το κόστος της

κεραίας. Συνεπώς, η αύξηση του πάχους του υποστρώματος δεν είναι ενδεδειγμένη λύση για την αύξηση του εύρους ζώνης.



Εικόνα 2.4: Επίδραση της διηλεκτρικής σταθεράς και του πάχους του υποστρώματος στο εύρος ζώνης και στην απόδοση ακτινοβολίας.

## 2.2.2 Επίδραση σχήματος ταινίας

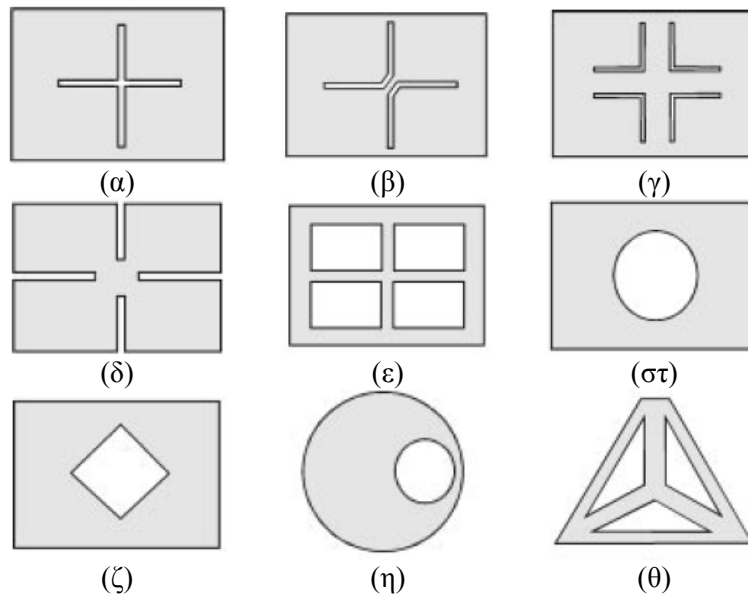
Το σχήμα της ταινίας παίζει κυρίαρχο ρόλο στο εύρος ζώνης της κεραίας. Όμως, οι άπειρες γεωμετρίες και σχήματα καθιστούν αδύνατη τη συγκρότηση ενός γενικού κανόνα που να υπαγορεύει τον τρόπο επιλογής του σχήματος της ταινίας με στόχο τη βελτιστοποίηση του εύρους ζώνης. Για τις τετραγωνικές και κυκλικές ταινίες, το εύρος ζώνης είναι σχεδόν το ίδιο και ανάλογο προς το μέγεθος τους. Παρατηρούνται αποκλίσεις όταν το σχήμα αλλάζει σημαντικά και γίνεται ένα στενό ή ευρύ ορθογώνιο. Εάν η ακτινοβολούσα άκρη γίνει στενή, η απώλεια ακτινοβολίας μειώνεται και αυξάνεται ο συντελεστής  $Q$  της κεραίας, μειώνοντας το εύρος ζώνης. Το αντίθετο ισχύει για μια ταινία με ένα ευρύ ακτινοβόλο άκρο [5]-[21].

## 2.2.3 Επίδραση εισαγωγής εγκοπών στην ταινία, U-Slot antennas

Η τεχνική εισαγωγής εγκοπών (slotted patch) είναι μία από τις πιο αποτελεσματικές μεθόδους για τον έλεγχο της συχνότητας συντονισμού και του εύρους ζώνης διατηρώντας μικρό το μέγεθος των κεραίων. Η βασική ιδέα της τεχνικής είναι η αύξηση της διαδρομής του ρεύματος πάνω στην επιφάνεια της ταινίας δημιουργώντας σιγμοειδή μονοπάτια με τη χάραξη εγκοπών πάνω στην ταινία. Η τεχνική μπορεί να υλοποιηθεί με τομές στις άκρες της ταινίας είτε με αυλάκωση είτε με περικοπή των γωνιών. Με δεδομένη τη συχνότητα συντονισμού είναι δυνατό να επιτευχθεί μείωση των διαστάσεων της κεραίας. Η επιμήκυνση της διαδρομής ρεύματος είναι δυνατό να επιτευχθεί και με τη χρήση ανεστραμμένης U σχήματος ταινίας (U-shaped slotted patch) [5]-[21]. Μερικά παραδείγματα μικροταινιών εγκοπών φαίνονται στην Εικόνα 2.5.

Η χρήση της U-slot ταινίας μελετήθηκε αρχικά από τους Huynh και Lee. Στην αρχική τους μελέτη έγινε λόγος για αύξηση του εύρους ζώνης έως και 47% από τα 0.812 ως τα 1.282 GHz. Αργότερα παρατηρήθηκε ότι η αύξηση αυτή είχε ως αποτέλεσμα την αλλαγή της πολικότητας της κεραίας στις ανώτερες συχνότητες. Χωρίς αλλαγή στην πολικότητα η αύξηση του εύρους ζώνης έφτανε στο 30% ενώ με τη χρήση υποστρώματος διηλεκτρικής σταθεράς μεγαλύτερης της μονάδας, η αύξηση του εύρους ζώνης περιοριζόταν στο 20%. Η συστηματική προσπάθεια για βελτίωση του εύρους ζώνης των μικροταινιακών κεραίων με τη χρήση ανεστραμμένης U-σχήματος ταινίας απέδωσε μια σχεδιαστική διαδικασία που περιγράφεται στη

συνέχεια. Τα μεγέθη A, B, C, D, E, F, H αποτελούν παραμέτρους σχεδίασης και φαίνονται στην Εικόνα 2.6.



Εικόνα 2.5: Διάφορες γεωμετρίες μικροταινιών εγκοπών.

- **Βήμα 1:** Προσδιορισμός της κεντρικής συχνότητας λειτουργίας  $f$  και 2:1 VSWR εύρος ζώνης της επιθυμητής κεραίας
- **Βήμα 2:** Επιλογή της διηλεκτρικής σταθεράς  $\epsilon_r$  και το πάχος του υποστρώματος  $h$ . Το ελάχιστο πάχος υποστρώματος που υποστηρίζει ευρυζωνικότητα για δεδομένη τιμή διηλεκτρικής σταθεράς δίνεται από τη σχέση:

$$h \geq 0.06 * \frac{\lambda_{\text{κεντρικής συχνότητας}}}{\sqrt{\epsilon}} \quad (2.9)$$

- **Βήμα 3:** Υπολογισμός της ποσότητας  $B + \Delta B$  από τη σχέση:

$$B + \Delta B = \frac{c}{2f\sqrt{\epsilon}} \quad (2.10)$$

Όπου  $\Delta B$  το φαινόμενο κροσσών στην άκρη της ταινίας

- **Βήμα 4:** Υπολογισμός διάστασης A:

$$A = 1.5(B + \Delta B) \quad (2.11)$$

- **Βήμα 5:** Υπολογισμός  $\epsilon_{\text{eff}}$  και  $2\Delta B$  από τις παρακάτω εξισώσεις:

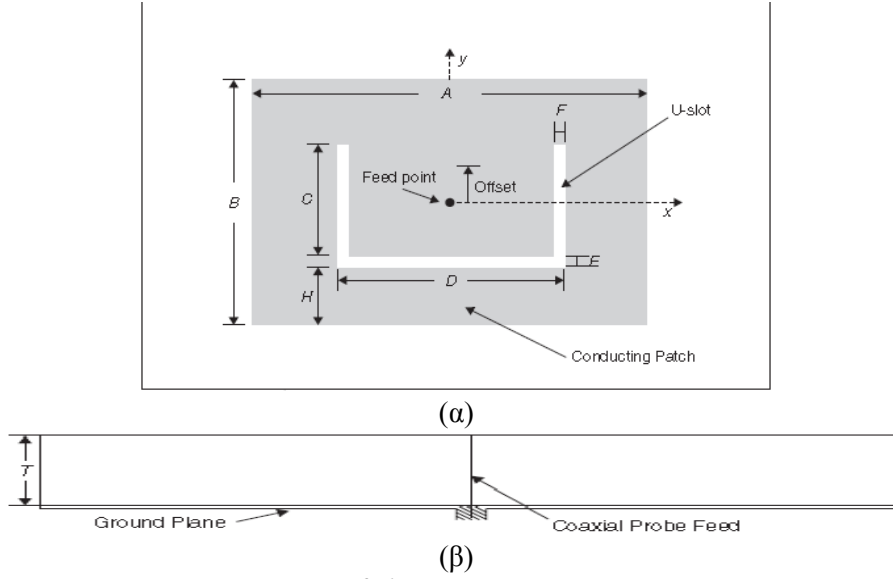
$$\epsilon_{\text{eff}} = \frac{\epsilon_r + 1}{2} + \frac{(\epsilon_r - 1)}{2} \left(1 + \frac{12h}{A}\right)^{-\left(\frac{1}{2}\right)} \quad (2.12)$$

$$2\Delta B = 0.824h \frac{(\epsilon_{\text{eff}} + 0.3)\left(\frac{A}{h} + 0.262\right)}{(\epsilon_{\text{eff}} - 0.258)\left(\frac{A}{h} + 0.813\right)} \quad (2.13)$$

- **Βήμα 6:** Υπολογισμός διάστασης B από τη σχέση του βήματος 3.

- **Βήμα 7:** Επιλογή του πλάτους της τομής U από τη σχέση :

$$E = F = \frac{\lambda}{60} \quad (2.14)$$



Εικόνα 2.6: Ταινία U-σχήματος.

- Βήμα 8: Υπολογισμός διάστασης D :

$$D = \frac{c}{f_1 \sqrt{f_1}} - 2(B + 2\Delta B - E) \quad (2.15)$$

Όπου  $f_1 = \frac{c}{2(B+2\Delta B+\frac{D}{2}-E)\sqrt{\epsilon_{eff}}}$  η κατώτερη συχνότητα του εύρους ζώνης.

- Βήμα 9: Επιλογή C έτσι ώστε να ικανοποιούνται οι ανισότητες:  $\frac{C}{A} \geq 0.3$  και  $\frac{C}{D} \geq 0.75$
- Βήμα 10: Υπολογισμός του  $\epsilon_{eff}$  και του ενεργού μήκους της ταινίας:

$$\epsilon_{eff(pp)} = \frac{\epsilon_r + 1}{2} + \quad (2.16)$$

$$2\Delta_{B-E-F} = 0.824h * \frac{(\epsilon_{eff(pp)} + 0.3) \left(\frac{D-2F}{h} + 0.262\right)}{(\epsilon_{eff(pp)} - 0.258) \left(\frac{D-2F}{h} + 0.813\right)} \quad (2.17)$$

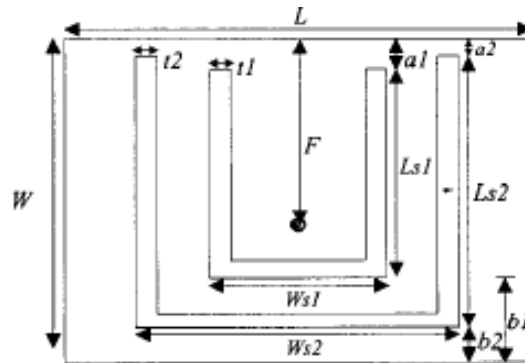
- Βήμα 11: Υπολογισμός H από τη σχέση:

$$H = B - E + 2 \Delta_{B-E-F} - \left(\frac{1}{\sqrt{\epsilon_{eff(pp)}}}\right) \left(\frac{c}{f_2} - (2C + D)\right) \quad (2.18)$$

Όπου  $f_2 = \frac{c}{2C+D+\sqrt{\epsilon_{eff(pp)}}(B-E-H+2\Delta_{B-E-F})}$  η ανώτερη συχνότητα του εύρους ζώνης.

- Βήμα 12: Το άθροισμα C+E+H πρέπει να είναι μικρότερο από το B. Σε περίπτωση που δεν είναι, προσαρμόζουμε τους λόγους του βήματος 9 και την τιμή του H κατάλληλα.

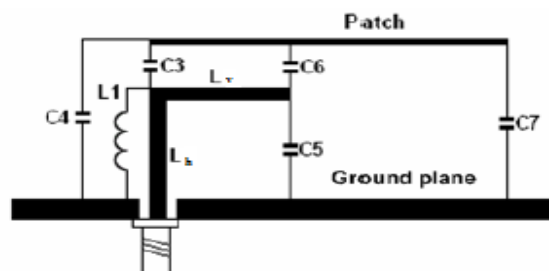
Εάν είναι επιθυμητή η ευρυζωνική λειτουργία της κεραίας σε δύο διαφορετικές συχνότητες, τότε μπορεί να σχεδιαστούν στην ίδια ταινία 2 εγκοπές U-σχήματος, όπως φαίνεται στο σχήμα 2.7.



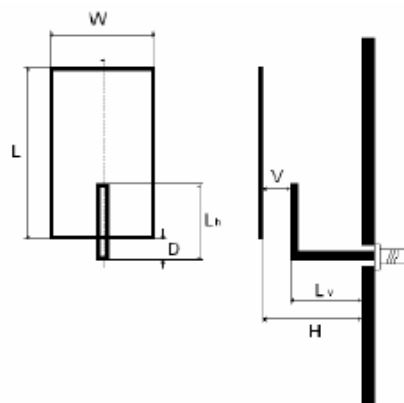
Εικόνα 2.7: Γεωμετρία μικροταινιακής κεραίας με δύο ασύμμετρες εγκοπές U-σχήματος.

### 2.2.4 Επίδραση τροφοδοσίας (L-shaped probe antennas)

Έως τώρα έχει εξετασθεί η αύξηση του εύρους ζώνης επεμβαίνοντας στο σχήμα της ταινίας και στο είδος και πάχος του υποστρώματος. Ένας ακόμα τρόπος για να αυξηθεί το εύρος ζώνης μια μικροταινιακής κεραίας είναι με τη χρήση ομοαξονικού καλωδίου σχήματος L. Η τροφοδοσία με τέτοιου είδους καλώδιο είναι ελκυστική λόγω της απλότητας και της ευκολίας στην κατασκευή. Ένα μακρύ καλώδιο χρησιμοποιείται για την τροφοδοσία και κάμπτεται κάτω από την ταινία όπως φαίνεται στην Εικόνα 2.8. Το οριζόντιο τμήμα του καλωδίου συζευγνύεται χωρητικά με την ταινία και αντισταθμίζει την αυτεπαγωγή της. Με τον τρόπο αυτό, μπορεί να επιλεγεί το μήκος του καλωδίου έτσι ώστε να επιτυγχάνεται η σύζευξη με την ταινία στη συχνότητα συντονισμού και να αυξάνεται το εύρος ζώνης της κεραίας [5]-[25].



(α)



(β)

Εικόνα 2.8: (α) Ηλεκτρικό ισοδύναμο κεραίας με τροφοδοσία L-σχήματος (β) Βασική γεωμετρία ομοαξονικού καλωδίου σχήματος L.

Κάποιες βασικές σχεδιαστικές αρχές για τον υπολογισμό των διαστάσεων του καλωδίου δίνονται στη συνέχεια.

- *Βήμα 1:* Σχεδίαση ορθογώνιας ταινίας  $L \times W$

$$L = \frac{3c_0}{8f_c}, \quad (2.19)$$

όπου  $f_c$  η κεντρική συχνότητα συντονισμού

Η παραπάνω εξίσωση λαμβάνει υπόψη το φαινόμενο κροσσών. Το πλάτος  $W$  δεν είναι κρίσιμος σχεδιαστικός παράγοντας. Για βέλτιστα χαρακτηριστικά ακτινοβολίας προτείνεται  $W=2L/3$ .

- *Βήμα 2:* Σχεδίαση L-probe

Για να επιτευχθεί το μέγιστο εύρος ζώνης, το καλώδιο πρέπει να σχεδιαστεί βάσει των παρακάτω παραμέτρων.

$$L_h = 0.10\lambda_c \quad (2.20)$$

$$L_v = 0.15\lambda_c \quad (2.21)$$

$$H = 0.15\lambda_c \quad (2.22)$$

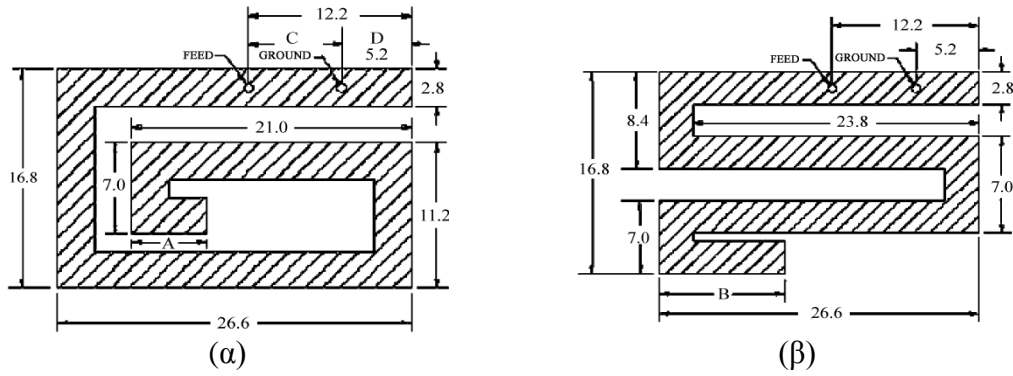
Επίσης, έχει μελετηθεί και η χρήση καλωδίων τροφοδοσίας σχήματος T. Η απόδοση τους όσον αφορά το εύρος ζώνης και το κέρδος είναι παρόμοια με τα καλώδια L-σχήματος.

## 2.2.5 Κεραίες μικροταινίας της βιβλιογραφίας

Για την καλύτερη αξιολόγηση των χαρακτηριστικών που πρέπει να πληρούν οι εμφυτεύσιμες κεραίες κρίνεται σκόπιμη η αναδρομή στις υπάρχουσες κεραίες της βιβλιογραφίας. Μέσα από την παρατήρηση των προδιαγραφών και των επιδόσεων των αρχικών κεραιών, των τεχνικών σχεδίασης που χρησιμοποιήθηκαν και την εξέλιξη τους με τον καιρό, γίνεται εφικτός ο προσδιορισμός της κατεύθυνσης προς την οποία πρέπει να επικεντρωθούν οι βελτιώσεις των νέων εμφυτεύσιμων κεραιών. Με αυτόν τον τρόπο διαμορφώνεται μια σφαιρική εικόνα των δυνατοτήτων που προσφέρει η υπάρχουσα τεχνολογία και τι είναι δυνατό να επιτευχθεί με κάθε τεχνική. Από την παρατήρηση των πλεονεκτημάτων και των μειονεκτημάτων της εκάστοτε τεχνικής, κρίνεται ποιες θα επιλεγούν για τη σχεδίαση της νέας κεραίας. Στη συνέχεια θα παρουσιαστούν κεραίες από διάφορα επιστημονικά άρθρα στο χώρο των εμφυτεύσιμων κεραιών που παρουσιάστηκαν από το 2004 έως το 2012 στη διεθνή βιβλιογραφία.

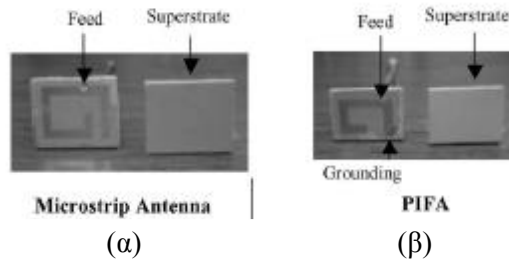
Στο άρθρο των Soontornpipit et al. [26] μελετήθηκε η επίδραση του σχήματος, του μήκους και του μεγέθους της ταινίας στη συχνότητα συντονισμού. Επίσης, εξετάστηκε πως επιδρά στη συχνότητα συντονισμού η θέση του σημείου τροφοδοσίας, του σημείου γείωσης, το υλικό του υποστρώματος και του επιστρώματος καθώς και το πάχος τους. Για τα πειράματα χρησιμοποιήθηκαν δύο ειδών κεραίες με διαφορετικές γεωμετρίες, μία σπιράλ και μια μαιανδρική, όπως φαίνονται στην Εικόνα 2.9.

Μετά από την ανάλυση οι ερευνητές κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι και τα δύο είδη κεραιών μπορούν να χρησιμοποιηθούν για βιοϊατρική τηλεμετρία στη ζώνη MICS. Οι δύο διατάξεις έχουν μικρότερο μέγεθος από την κλασική ορθογώνια ταινία, με το σπιράλ να είναι ακόμα μικρότερο και από τη μαιανδρική.



**Εικόνα 2.9:** (α) Σπιδάλ (β) Μαιανδρική

Στο άρθρο τους, οι Kim και Rahmat-Samii [27], συγκρίνουν τις τεχνικές dyadic Greens's function (DGF) [28],[29] και finite-difference time-domain (FDTD) [30] για την ανάλυση των ηλεκτρομαγνητικών χαρακτηριστικών των διπόλων και των μικροταινιακών κεραιών χαμηλού προφίλ εμφυτευμένων στο ανθρώπινο κεφάλι και στο σώμα στη ζώνη MICS. Επίσης, γίνεται μελέτη της επίδρασης του ώμου στην απόδοση του διπόλου, όταν αυτό τοποθετηθεί στο κεφάλι. Οι γεωμετρίες των κεραιών που χρησιμοποιήθηκαν ήταν δύο, μία σπιδάλ και μία επίπεδα ανεστραμμένη F κεραιά (planar inverted-F antenna, PIFA) με διηλεκτρικό επίστρωμα.



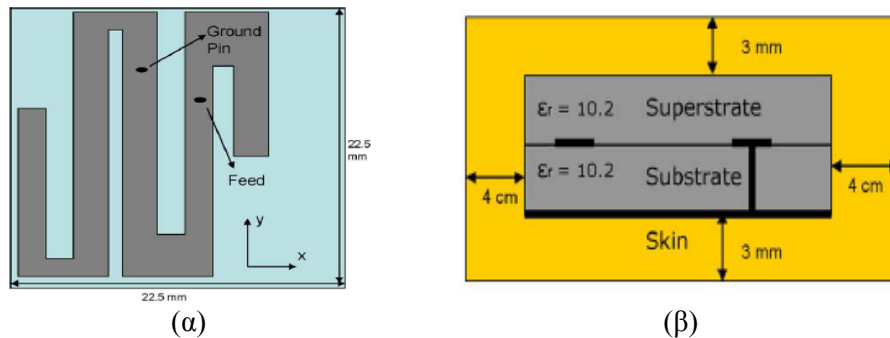
**Εικόνα 2.10:** (α) Σπιδάλ κεραιά μικροταινίας (β) Κεραιά μικροταινίας PIFA.

Αποδείχθηκε ότι οι δύο αριθμητικές μέθοδοι δίνουν αποτελέσματα με παρόμοια ακρίβεια και ότι οι ώμοι επηρεάζουν αρκετά την εμφυτευμένη κεραιά στο κεφάλι, ιδιαίτερα στη ζώνη MICS. Επιπλέον, παρατηρήθηκε ότι η PIFA πλεονεκτεί έναντι της μικροταινίας λόγω επίτευξης του ίδιου διαγράμματος ακτινοβολίας με μικρότερο μέγεθος και με υψηλότερη απόδοση.

Οι παραπάνω κεραιές λειτουργούσαν όλες μόνο στη ζώνη MICS. Το 2008 δημοσιεύτηκε από τον Karacolak [31] μια μελέτη που αφορούσε την ανάπτυξη gel που προσομοιώνουν το ανθρώπινο δέρμα χρησιμοποιώντας μια κεραιά διπλής ζώνης. Η κεραιά αυτή συντόνιζε στις MICS και ISM ζώνες. Η δυνατότητα συντονισμού στις δύο ζώνες επιτρέπει το εμφύτευμα να αλλάζει καταστάσεις από ανενεργό σε ενεργό, προσφέροντας το πλεονέκτημα της εξοικονόμησης ενέργειας και παράτασης της διάρκειας ζωής του εμφυτεύματος. Μια εξωτερική διάταξη στέλνει ένα σήμα ενεργοποίησης στην ISM ζώνη, το οποίο λαμβάνει το εμφύτευμα. Η κεραιά του εμφυτεύματος παίρνει την πληροφορία και στέλνει τα δεδομένα προς τα έξω μέσω της ζώνης MICS.

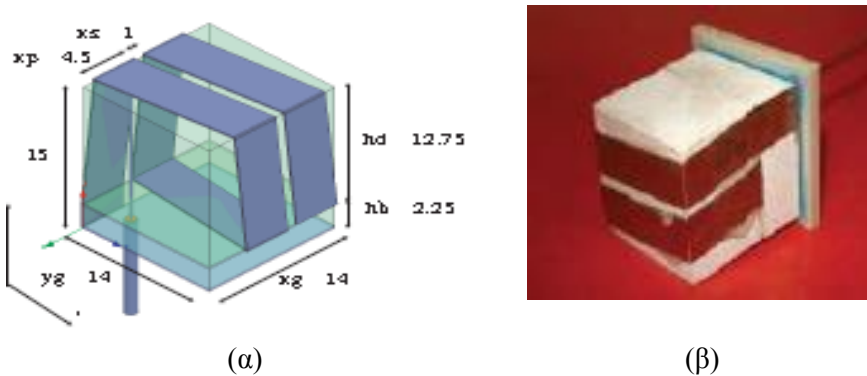
Όπως φαίνεται στην Εικόνα 2.11, η κεραιά είναι μαιανδρική και αποτελείται από υπόστρωμα και επίστρωμα ίδιου υλικού. Στην ίδια εργασία, παρουσιάστηκαν οι συνταγές κατασκευής gel που προσομοιώνουν το ανθρώπινο δέρμα και για τις δύο ζώνες. Οι ηλεκτρικές ιδιότητες του δέρματος στα 402 MHz και στα 2.4 GHz βρέθηκαν να είναι  $\epsilon_r = 46.741$ ,  $\sigma = 0.68892$  S/m και  $\epsilon_r = 38.063$ ,  $\sigma = 1.4407$  S/m

αντίστοιχα. Οι τιμές αυτές θα χρησιμοποιηθούν για την προσομοίωση του ανθρώπινου δέρματος στη σχεδίαση της κεραίας στην παρούσα διπλωματική εργασία.



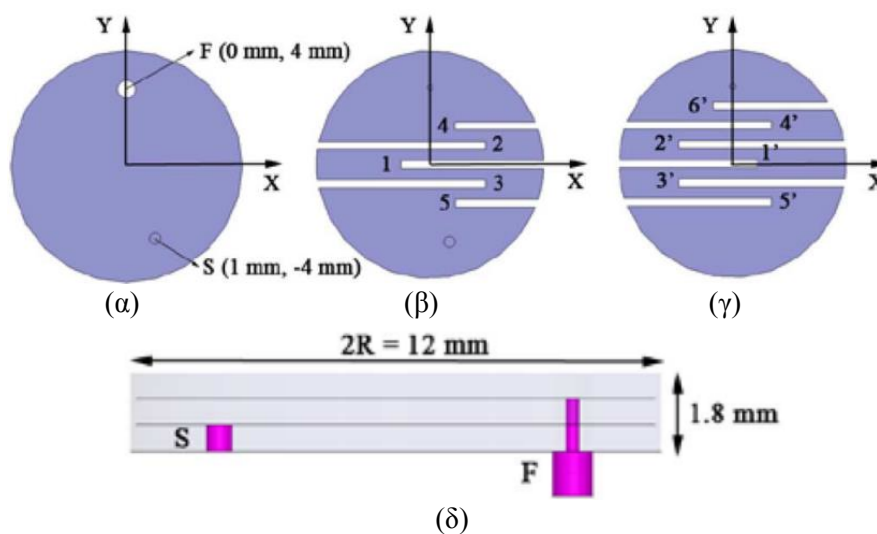
**Εικόνα 2.11:** (α) Κάτοψη κεραίας (β) Τομή κεραίας.

Μια διαφορετική προσέγγιση στη σχεδίαση των εμφυτεύσιμων μικροταινιακών κεραίων ήρθε το 2009 από τον Javier Abadia [32] με τη σχεδίαση μιας μικρής τρισδιάστατης σπирάλ κεραίας στη ζώνη MICS. Όπως φαίνεται από την Εικόνα 2.12, η κεραία είναι σπирάλ και βρίσκεται περιμετρικά ενός κύβου με εμβαδόν περίπου  $3\text{cm}^2$ .



**Εικόνα 2.12:** (α) Γεωμετρία, διαστάσεις κεραίας (β) Πρωτότυπη κατασκευή της κεραίας.

Η κεραία εμφάνισε 225 MHz εύρος ζώνης και καλές επιδόσεις σε διάφορα σημεία του σώματος.



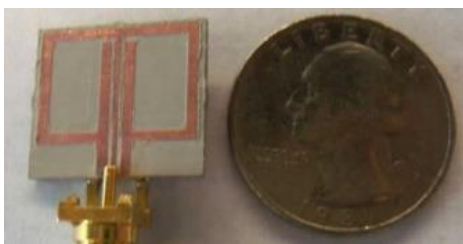
**Εικόνα 2.13:** (α) Επίπεδο γείωσης (β) κατώτερη ταινία (γ) ανώτερη ταινία (δ) πλευρική όψη.

Τρία χρόνια μετά (2011), η Ασημίνα Κιούρτη [33] με μια πρωτοποριακή εργασία σταδιοποίησε τη διαδικασία σχεδίασης μιας εμφυτεύσιμης μικροταινιακής κεραίας



προτείνοντας μια μεθοδολογία δύο βημάτων. Στο ίδιο άρθρο, παρουσιάστηκε μια πρωτότυπη κεραία μικροταινίας PIFA (Εικόνα 2.13), μελετήθηκε η καταλληλότητα των κανονικών μοντέλων ιστού έναντι των ανατομικών για σχεδιαστικούς σκοπούς και έγινε αξιολόγηση της ασφάλειας των ασθενών σε διάφορες συχνότητες.

Μια νεότερη επιστημονική εργασία από τους Ung και Karacolak [34] παρουσιάζει μια νέα ευρυζωνική εμφυτεύσιμη κεραία που λειτουργεί στις ζώνες MedRadio και ISM (Εικόνα 2.14). Η συγκεκριμένη κεραία έχει διαστάσεις  $18 \times 16 \times 1.27 \text{ mm}^3$  και εύρος ζώνης 278 MHz και 870 MHz στην MedRadio και ISM ζώνη αντίστοιχα. Είναι η πρώτη κεραία που επιτυγχάνει μικρές διαστάσεις και μεγάλο εύρος ζώνης για τις δύο περιοχές συχνοτήτων χωρίς να έχει επίστρωμα και αγωγό βραχυκύκλωσης (shorting pin).



Εικόνα 2.14: Ευρυζωνική κεραία μικροταινίας

Η συγκεκριμένη κεραία θα εξετασθεί αναλυτικότερα ως προς τα χαρακτηριστικά και τις επιδόσεις της στο Κεφάλαιο 3.2.

## 2.3 ΒΙΟΣΥΜΒΑΤΟΤΗΤΑ

Οι κεραίες που χρησιμοποιούνται στις βιοϊατρικές συσκευές, ιδιαίτερα στις εμφυτεύσιμες, πρέπει να πληρούν ορισμένες τεχνικές προδιαγραφές και μέτρα ασφαλείας. Ο βιολογικός ιστός, λόγω της πολύπλοκης δομής και των ιδιαίτερων χαρακτηριστικών του, επηρεάζει σε σημαντικό βαθμό τις επιδόσεις της κεραίας, όπως τη συχνότητα συντονισμού, το εύρος ζώνης και την απόδοση. Για το λόγο αυτό είναι υψίστης σημασίας να ληφθούν υπόψη στην τελική σχεδίαση της κεραίας τα χαρακτηριστικά του ανθρώπινου ιστού και ο τρόπος με τον οποίο αυτά επηρεάζουν. Επίσης, δεδομένου ότι η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία της κεραίας αλληλεπιδρά με τους ιστούς, κρίνεται επιτακτική η ανάγκη για συμμόρφωση της βιοϊατρικής διάταξης με συγκεκριμένα πρότυπα ασφαλείας που εξασφαλίζουν την αποδοχή της κεραίας από τον οργανισμό χωρίς ανεπιθύμητες βλαβερές επιπτώσεις στην υγεία του οργανισμού.

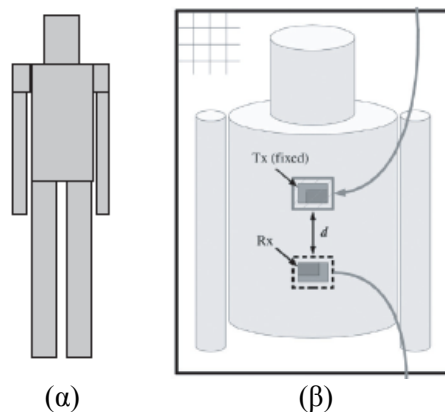
### 2.3.1 Ηλεκτρομαγνητικές ιδιότητες και μοντέλα προσομοίωσης βιολογικών ιστών

Από την εποχή των πρώτων μελετών αλληλεπίδρασης της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας με τους βιολογικούς ιστούς έχει προταθεί πληθώρα μοντέλων προσομοίωσης βιολογικών ιστών με στόχο την πρόβλεψη της επίδρασης του ανθρώπινου σώματος στα χαρακτηριστικά της εμφυτευμένης κεραίας. Τα μοντέλα προσομοίωσης του ανθρώπινου σώματος (body phantoms) περιγράφουν το σώμα ανάλογα με τη γεωμετρία, το πλήθος των ιστών, την ακρίβεια των ογκοστοιχείων (voxel) και άλλα. Διαχωρίζονται σε δύο κατηγορίες α) τα αριθμητικά και β) τα

φυσικά. Ανάλογα με την επιλογή του μοντέλου σώματος, τα αποτελέσματα της προσομοίωσης ενδέχεται να ποικίλλουν. Στην περίπτωση διάδοσης RF σημάτων, το ανθρώπινο σώμα εισάγει απώλειες. Σήμερα όμως, οι διηλεκτρικές ιδιότητες των βιολογικών ιστών είναι γνωστές για ένα μεγάλο εύρος συχνοτήτων (10Hz – 100GHz) γεγονός που συμβάλλει στην καλύτερη προσομοίωση των επιδόσεων των κεραιών εντός του σώματος [35]-[38].

Τα υπάρχοντα μοντέλα προσομοίωσης που προσφέρονται για αριθμητική ανάλυση μπορούν να διαχωριστούν περαιτέρω βάσει της γεωμετρίας τους, της σύστασης τους και των διαστάσεων τους σε κανονικά μοντέλα και σε ανατομικά μοντέλα.

Τα κανονικά μοντέλα δομούνται με απλά γεωμετρικά σχήματα (σφαίρα, κύλινδρος, κύβος). Ο στόχος είναι ο συνδυασμός αυτών των σχημάτων, έτσι ώστε να προκύψει μια στοιχειώδης αναπαράσταση του ανθρώπινου σώματος ή συγκεκριμένου μέρους αυτού. Η χρήση τέτοιων απλουστευμένων γεωμετριών είναι πολύ διαδεδομένη, δεδομένου ότι επιτρέπουν να μειωθεί ο χρόνος προσομοίωσης και να χρησιμοποιηθούν αναλυτικοί τύποι. Στην απλούστερη εκδοχή τους, αυτά τα μοντέλα αποτελούνται από ένα στρώμα ιστού (single-layer tissue), έχουν κυβικό σχήμα και τους προσδίδονται διηλεκτρικά χαρακτηριστικά παρόμοια με του βιολογικού ιστού προς προσομοίωση. Τα μοντέλα ενός στρώματος ιστού σε καμία περίπτωση δεν αναπαριστούν την πραγματική δομή του σώματος, που είναι αρκετά πιο πολύπλοκη και πολυεπίπεδη. Για την εξαγωγή πιο αναλυτικών αποτελεσμάτων, ως προς την επίδραση του βιολογικού ιστού στα χαρακτηριστικά της κεραίας, απαιτείται η χρήση μοντέλων περισσότερων στρωμάτων. Για παράδειγμα, συνήθως, τα μάτια αναπαρίστανται από σφαιρικά μοντέλα, ενώ το κεφάλι, ο κορμός και τα άκρα κυρίως από κυλινδρικά ή κυβικά (Εικόνα 2.15) [35]-[39].



**Εικόνα 2.15:** Προσεγγίσεις ανθρώπινου σώματος με συνδυασμό κανονικών μοντέλων. (α) κυβικό μοντέλο (β) κυλινδρικό μοντέλο.

Για τη λήψη πιο ρεαλιστικών αποτελεσμάτων χρησιμοποιούνται ανατομικά μοντέλα που προκύπτουν από το συνδυασμό εικόνων μαγνητικής τομογραφίας (MRI) και αξονικής τομογραφίας (CT). Χαρακτηριστικά παραδείγματα αποτελούν το «Visible Human Project» (Εικόνα 2.16), «Virtual Family» και «Virtual Classroom» [40]-[42]. Αυτά τα phantoms περιγράφουν αναλυτικά τη γεωμετρία του ανθρώπινου σώματος και επιπλέον προσφέρουν τη δυνατότητα μελέτης της σύστασης του σώματος ανάλογα με το φύλο και την ηλικία [43]-[45]. Ο τεράστιος όγκος δεδομένων που περιέχουν οδηγεί σε απαίτηση μεγάλης υπολογιστικής ισχύος και σε προσομοιώσεις μεγάλης διάρκειας που καθιστούν δύσκολη την εξαγωγή αποτελεσμάτων.



**Εικόνα 2.16:** Ρεαλιστικά ανατομικά μοντέλα ενηλίκων της βιβλιογραφίας.

Όσον αφορά τη σύσταση τα μοντέλα προσομοίωσης μπορούν να θεωρηθούν ομογενή ή ότι δομούνται από διαφορετικά βιολογικά στρώματα ιστών. Τα ομογενή μοντέλα περιέχουν συνήθως μόνο μυϊκό ιστό, ενώ τα μοντέλα με πολλαπλά στρώματα περιέχουν δέρμα, λίπος και μυϊκό ιστό, κα.

Σε αντίθεση με τα αριθμητικά μοντέλα, τα οποία αφορούν τη μελέτη των επιδράσεων της ΗΜ ακτινοβολίας στους ανθρώπινους ιστούς υπολογιστικά (σε κάποιο H/Y), τα φυσικά μοντέλα έχουν ως στόχο τη μελέτη της επίδρασης των βιολογικών ιστών στα χαρακτηριστικά της κεραίας με δοκιμή στον πραγματικό κόσμο. Επειδή η πειραματική δοκιμή σε ζωντανό οργανισμό είναι αντιδεδοντολογική, χρησιμοποιείται συνδυασμός διάφορων ουσιών (υγρά, τζελ, ζάχαρη) έτσι ώστε να κατασκευαστεί ένα μείγμα με παρόμοια διηλεκτρικά χαρακτηριστικά με αυτά των ανθρώπινων βιολογικών ιστών. Η κεραία τοποθετείται εντός του μείγματος σαν να ήταν εμφυτευμένη στον ανθρώπινο οργανισμό και λαμβάνονται τα αποτελέσματα της πειραματικής διαδικασίας.

Συμπερασματικά, τα αριθμητικά μοντέλα προσφέρονται για τα πρώτα στάδια της σχεδιαστικής διαδικασίας της κεραίας δίνοντας μια πρώτη εκτίμηση της συμπεριφοράς της. Στη συνέχεια, τα φυσικά μοντέλα χρησιμοποιούνται για να επαληθεύσουν τα αποτελέσματα των αριθμητικών μοντέλων. Οι προδιαγραφές και τα πρωτόκολλα που ορίζονται από τους διεθνείς οργανισμούς στον τομέα της αλληλεπίδρασης της ΗΜ ακτινοβολίας με τους βιολογικούς ιστούς στηρίζονται στα αποτελέσματα πειραμάτων των φυσικών μοντέλων.

### Ηλεκτρικές Ιδιότητες των Ανθρώπινων Ιστών

Η πολύχρονη και εκτενής έρευνα στο χώρο της αλληλεπίδρασης των ΗΜ κυμάτων με τους βιολογικούς ιστούς έχει δώσει στους σημερινούς μηχανικούς ισχυρά εργαλεία για την καλύτερη κατανόηση της. Έχει αποδειχθεί ότι το ανθρώπινο σώμα είναι απόλυτα μη μαγνητικό στην περιοχή των ραδιοσυχνοτήτων (RF) και των μικροκυματικών συχνοτήτων (MW), δηλαδή οι βιολογικοί ιστοί έχουν μαγνητική διαπερατότητα ίση με το κενό,  $\mu = \mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7} \text{ H/m}$ . Όμως, δεν ισχύει το ίδιο και για το ηλεκτρικό πεδίο, αφού οι ιστοί παρουσιάζουν πολύπλοκες ηλεκτρικές ιδιότητες [27],[28],[36]-[38]. Τα δύο κυριότερα μεγέθη που χρησιμοποιούνται για την περιγραφή της επίδρασης της αλληλεπίδρασης των ΗΜ κυμάτων με τους ιστούς είναι η διηλεκτρική σταθερά  $\epsilon$  και η ειδική αγωγιμότητα του ιστού  $\sigma$  (Si/m). Σε μια από τις έρευνες σχετικά με τις ηλεκτρικές ιδιότητες των ιστών [46], προτάθηκε μια αναλυτική έκφραση για τον υπολογισμό της σχετικής διηλεκτρικής σταθεράς για συγκεκριμένη συχνότητα και ιστό, η οποία είναι η εξής:

$$\epsilon(\omega) = \epsilon_{\infty} + \sum_{m=1}^4 \frac{\Delta\epsilon_m}{1 + (j\omega\tau_m)^{(1-\alpha_m)}} + \frac{\sigma_j}{j\omega\epsilon_0} \quad (2.23)$$

όπου:  $\epsilon_{\infty}$  : σχετική επιτρεπτότητα σε πολύ μεγάλη συχνότητα,

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

$\epsilon_0$  : σχετική επιτρεπτότητα του κενού,

$\sigma_j$  : ιοντική αγωγιμότητα, και

$\epsilon_m, \tau_m, \alpha_m$  : παράμετροι του υλικού-ιστού.

Στους Πίνακες 2.1 και 2.2 παρατίθενται η διηλεκτρική σταθερά, η αγωγιμότητα, οι εφαπτομενικές απώλειες και το βάθος διείσδυσης ορισμένων βιολογικών ιστών στις συχνότητες των 402 MHz (MICS) και 2.4 GHz (ISM) [47].

**Πίνακας 2.1.** Διηλεκτρικά χαρακτηριστικά ιστών στα 402MHz.

Είδος Ιστού	Διηλεκτρική σταθερά $\epsilon$	Ειδική αγωγιμότητα του ιστού $\sigma$ (S/m)	Εφαπτομένη απωλειών (tan $\delta$ )	Βάθος διείσδυσης (Penetration Depth) (m)
<i>Λίπος</i>	5.5789	5.58	0.33	0.31
<i>Μυς</i>	57.11	0.8	0.62	0.05
<i>Στεγνό δέρμα</i>	46.74	0.69	0.66	0.06
<i>Υγρό δέρμα</i>	49.87	0.67	0.6	0.06

Παρατηρείται από τους πίνακες 2.1 και 2.2 ότι η διηλεκτρική σταθερά και η αγωγιμότητα των βιολογικών ιστών εξαρτώνται από το είδος του ιστού και από τη συχνότητα του ΗΜ κύματος. Επίσης, μεταβολές στις ιδιότητες των ιστών παρατηρούνται από οργανισμό σε οργανισμό, ακόμη και για τον ίδιο ιστό και ανάλογα με την ηλικία του.

**Πίνακας 2.2.** Διηλεκτρικά χαρακτηριστικά ιστών στα 2.4GHz.

Είδος Ιστού	Διηλεκτρική σταθερά $\epsilon$	Ειδική αγωγιμότητα του ιστού $\sigma$ (S/m)	Εφαπτομένη απωλειών (tan $\delta$ )	Βάθος διείσδυσης (Penetration Depth) (m)
<i>Λίπος</i>	5.29	0.1	0.15	0.12
<i>Μυς</i>	52.8	1.71	0.24	0.02
<i>Στεγνό δέρμα</i>	38.06	1.44	0.28	0.02
<i>Υγρό δέρμα</i>	42.92	1.56	0.27	0.02

Τα βιολογικά αποτελέσματα ΗΜ ακτινοβολίας μπορούν να χωριστούν σε δύο κατηγορίες, τα θερμικά και τα μη-θερμικά. Τα θερμικά αφορούν φαινόμενα όπου παρατηρείται αύξηση της θερμοκρασίας του ιστού μεγαλύτερη από 0.1°C και οφείλονται σε υψηλά επίπεδα ηλεκτρομαγνητικής ισχύος, ενώ τα μη-θερμικά αναφέρονται σε φαινόμενα όπου η θερμοκρασιακή αύξηση είναι μικρότερη των 0.1°C. Η παρουσία ηλεκτρικού πεδίου αυξάνει την κινητική ενέργεια των μορίων του νερού στους ιστούς, μεταφέροντας με αυτό τον τρόπο την ενέργεια του ΗΜ κύματος στους ιστούς. Η παρατηρούμενη αύξηση της θερμοκρασίας οφείλεται στην αύξηση της κινητικότητας των μορίων του νερού και μπορεί να παρατηρηθεί τοπικά ή σε ολόκληρο τον οργανισμό. Λόγω της ομοιόστασης, ο ανθρώπινος οργανισμός είναι σε θέση να κρατήσει τη θερμοκρασία του σώματος σταθερή μεταξύ 36°C και 37°C, όταν τα παραγόμενα ποσά θερμότητας λόγω ΗΜ πεδίου είναι μικρά. Οι θερμοκρασιακές συνθήκες που εμφανίζονται στους βιολογικούς ιστούς εξαρτώνται από την απορροφούμενη ισχύ ανά μονάδα μάζας, η οποία εκφράζεται μέσω του ρυθμού ειδικής απορρόφησης (Specific Absorption Rate, SAR) καθώς και από την θερμική

αντίδραση των βιολογικών ιστών, η οποία εκφράζεται μέσω της βίο-θερμικής εξίσωσης [48].

### 2.3.2 Ρυθμός ειδικής απορρόφησης (SAR) και πρότυπα ασφάλειας

Ο ρυθμός ειδικής απορρόφησης αποτελεί το κύριο εργαλείο ελέγχου της επίδρασης της ΗΜ ακτινοβολίας στους βιολογικούς ιστούς και βάσει αυτού καθορίζονται τα πρότυπα ασφάλειας. Το μέγεθος SAR εξαρτάται από τα χαρακτηριστικά της ακτινοβολίας (συχνότητα, πόλωση, ένταση), τα χαρακτηριστικά του βιολογικού ιστού, τη γεωμετρία του, την εσωτερική του δομή, την απόσταση της πηγής εκπομπής της ακτινοβολίας από το δέκτη και τις ιδιότητες του περιβάλλοντα χώρου. Εκφράζεται σε μονάδες ισχύος ανά μονάδα μάζας ιστού (W/kg) και υπολογίζεται σύμφωνα με τη σχέση:

$$SAR = \sigma * \frac{|E|^2}{\rho} \quad (2.24)$$

όπου  $\sigma$ : η ηλεκτρική αγωγιμότητα του δείγματος (ιστού) σε S/m,  
 $E$ : η ενεργός τιμή του ηλεκτρικού πεδίου σε V/m,  
 $\rho$ : η πυκνότητα του ιστού σε kg/m<sup>3</sup>

Τα όρια ασφαλούς έκθεσης, όπως έχουν ορισθεί σήμερα δίνονται στον παρακάτω πίνακα [48].

Πίνακας 2.3. Όρια ασφαλούς έκθεσης

	SAR – μέση τιμή για όλο το σώμα σε διάστημα μέτρησης 6 λεπτών	SAR – μέση τιμή για 10gr ιστού διαφορετικού από τα άκρα για διάστημα 6 λεπτών	SAR – μέση τιμή για 10gr ιστού στα άκρα για διάστημα μέτρησης 6 λεπτών
<i>Γενικός Πληθυσμός</i>	0.08 W/kg	2 W/kg	4 W/kg
<i>Επαγγελματική Έκθεση</i>	0.4 W/kg	10 W/kg	20 W/kg

Τα όρια ασφαλούς έκθεσης έχουν προταθεί από την ICNIRP (International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, Διεθνής Επιτροπή Προστασίας από Μη-Ιοντίζουσα Ακτινοβολία) και έχουν υιοθετηθεί από την Ευρωπαϊκή Επιτροπή Τυποποίησης CENELEC (Commitee European de Normalisation Electrotechnique). Στις ΗΠΑ, τα όρια ασφαλούς έκθεσης σε RF ακτινοβολία βασίζονται στις προτάσεις του Ινστιτούτου Ηλεκτρολόγων και Ηλεκτρονικών Μηχανικών (IEEE) και έχουν υιοθετηθεί από το Αμερικάνικο Ινστιτούτο Τυποποίησης (ANSI) και την Επιτροπή Ομοσπονδιακών Τηλεπικοινωνιών (FCC). Συγκεκριμένα, στις ΗΠΑ το όριο SAR έκθεσης γενικού πληθυσμού για τις κινητές τηλεπικοινωνίες είναι 1.6 W/kg ανά γραμμάριο ιστού. Στην Ευρωπαϊκή Ένωση από το 1991 ισχύει η οδηγία της ICNIRP σε συνεργασία με τον Παγκόσμιο Οργανισμό Υγείας (World Health Organization, WHO), σύμφωνα με την οποία το άνω όριο για κινητές συσκευές είναι 2W/kg ανά 10gr ιστού. Παρατηρώντας τα δύο όρια SAR για ΗΠΑ και Ευρώπη δεν είναι δυνατό να γίνει άμεση σύγκριση λόγω της διαφοράς μάζας ιστού, αφού οι ρυθμοί απορρόφησης αποτελούν συγκρίσιμα μεγέθη μόνο στην περίπτωση που λήφθηκαν ως προς την ίδια μάζα ιστού. Το 1999 και το 2005 θεσπίστηκαν από το IEEE τα όρια IEEE C95.1-1999 [49] και IEEE C95.1-2005 [50]. Σύμφωνα με αυτά ορίζεται ότι:

$$\text{SAR (1-g ιστού)} < 1,6\text{W/kg}$$

$$\text{SAR (10-g ιστού)} < 2\text{W/kg}$$

### 2.3.3 Προκλήσεις κατά τη σχεδίαση εμφυτεύσιμων κεραιών

Η σχεδίαση εμφυτεύσιμων ιατρικών κεραιών αποτελεί μια σύνθετη διαδικασία με συγκεκριμένα προβλήματα που ανακύπτουν τόσο από τον τομέα της ηλεκτρονικής και των τηλεπικοινωνιών όσο και από το χώρο της βιοϊατρικής. Οι σχεδιαστές καλούνται να ξεπεράσουν τα προβλήματα με στόχο τη βέλτιστη απόδοση της κεραίας και την ελαχιστοποίηση της πιθανότητας να επιδράσει αρνητικά στον οργανισμό. Οι σκόπελοι αυτοί μπορούν να καταταχθούν σε 5 κατηγορίες.

#### (i) Διαστάσεις κεραίας

Ίσως το πιο σημαντικό ζήτημα στη σχεδίαση των σύγχρονων εμφυτεύσιμων κεραιών να είναι η σμίκρυνση των διαστάσεων τους. Η μείωση του μεγέθους της κεραίας θα προσφέρει τη δυνατότητα εμφύτευσης με σύντομη επέμβαση και με ανεπαίσθητη τομή. Το μικρό μέγεθος της θα επιτρέπει την εμφύτευση σε πολλά διαφορετικά σημεία, έτσι ώστε να μην περιορίζονται οι κινήσεις του σώματος. Η αίσθηση του ξένου σώματος εντός του οργανισμού θα είναι σαφώς αμβλυμμένη. Ο πόνος λόγω της διάταξης θα είναι λιγότερος και η πιθανότητα να δημιουργηθεί πρόβλημα στον οργανισμό θα είναι μικρότερη [51]. Για την επίτευξη της σμίκρυνσης των διαστάσεων έχουν προταθεί πολλές διαφορετικές μέθοδοι. Το είδος των κεραιών που επιλέγεται για τέτοιες εφαρμογές είναι συνήθως οι κεραίες μικροταινίας λόγω των συγκριτικών πλεονεκτημάτων τους έναντι των υπολοίπων, όπως έχει αναφερθεί νωρίτερα στο Κεφάλαιο 2. Στην προσπάθεια για μείωση των διαστάσεων εμφανίζονται προβλήματα στην απόδοση και στο εύρος ζώνης των κεραιών, τα οποία οι σχεδιαστές κεραιών αντιμετωπίζουν με την ανάπτυξη των ποικίλων τεχνικών που περιγράφηκαν νωρίτερα στο κεφάλαιο.

#### (ii) Βιοσυμβατότητα και βιοϋλικά

Ως βιοσυμβατότητα ορίζεται η ιδιότητα κάποιων υλικών να μην προκαλούν τοξικές αντιδράσεις ή φαινόμενα τραυματισμού κατά την επαφή τους με τους βιολογικούς ιστούς. Όταν εισέλθει στον οργανισμό ξένο σώμα, ο οργανισμός προσπαθεί να το καταπολεμήσει ή να το αποβάλλει μέσω ενεργοποίησης του ανοσοποιητικού συστήματος. Η ενεργοποίηση αυτή μπορεί να εκφραστεί μέσω πυρετού, μόλυνσης, αλλεργίας ή οιδήματος. Η μη άμεση αντιμετώπιση και αμέλεια φροντίδας της αιτίας που προκαλεί την αντίδραση του οργανισμού μπορεί να οδηγήσει ακόμα και στο θάνατο. Ως εκ τούτου, η εμφυτεύσιμη κεραία πρέπει να υλοποιηθεί με τέτοια υλικά έτσι ώστε να μην προκαλεί ανεπιθύμητες αντιδράσεις στον οργανισμό και να διασφαλίζει την ομαλή αποδοχή της από τον οργανισμό. Επιπλέον, επειδή οι ανθρώπινοι ιστοί είναι αγωγίμοι, είναι σημαντικό να αποφεύγεται η επαφή τους με τα μεταλλικά μέρη της εμφυτεύσιμης διάταξης καθώς υπάρχει το ενδεχόμενο πρόκλησης βραχυκυκλώματος.

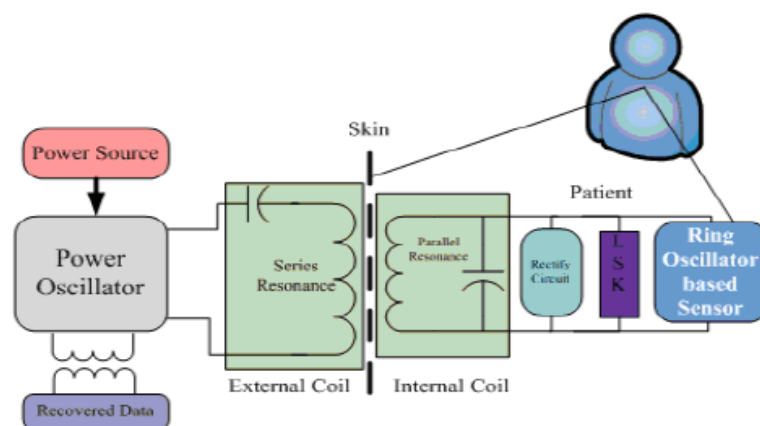
Μια ευρέως διαδεδομένη τεχνική για την εξασφάλιση της βιοσυμβατότητας των εμφυτεύσιμων κεραιών είναι η χρήση βιοσυμβατών υλικών τόσο για το υπόστρωμα (substrate) όσο και το υπέρστρωμα (superstrate) καλύπτοντας με αυτόν τον τρόπο τη μεταλλική επιφάνεια της κεραίας. Η τεχνική αυτή συγκεντρώνει ακόμα δύο πλεονεκτήματα που αφορούν την επίδοση της κεραίας και το μικρό πάχος της. Τα πιο

γνωστά βιοσυμβατά υλικά είναι το τέφλον (PTFE), η κεραμική αλουμίνα, η ζirkόνια και το Rogers 5880 [26],[52].

Μια άλλη τεχνική για την επίτευξη της βιοσυμβατότητας και της μόνωσης της κεραίας είναι η κάλυψη των εμφυτεύσιμων κεραιών με λεπτά βιοσυμβατά περιβλήματα (biocompatible coatings) που παρουσιάζουν χαμηλές απώλειες [53],[54]. Στην τεχνική αυτή η κεραία μπορεί να υλοποιηθεί με μη βιοσυμβατά υλικά στο υπόστρωμα και μετά να τοποθετηθεί εντός μιας βιοσυμβατής «θήκης», η οποία δεν θα επηρεάζει σε μεγάλο βαθμό τα χαρακτηριστικά της κεραίας. Για ακόμα μια φορά, τα χρησιμοποιούμενα υλικά είναι η ζirkόνια [55] και το PEEK [32].

### (iii) Τροφοδοσία εμφυτεύσιμης διάταξης

Ένας αρκετά σημαντικός περιοριστικός παράγοντας στη σχεδίαση των εμφυτεύσιμων κεραιών είναι η διαθέσιμη ενέργεια για την κεραία και ο τρόπος αξιοποίησής της. Στο παρελθόν η τροφοδοσία της κεραίας και κατ' επέκταση των ιατρικών διατάξεων γινόταν μέσω καλωδίου, γεγονός που προκαλούσε ιδιαίτερα προβλήματα στην κίνηση του ασθενούς και υπήρχε ο κίνδυνος μόλυνσης. Μια πρόταση για τη βελτίωση του συγκεκριμένου παράγοντα ήταν η χρήση μικρών μπαταριών, η οποία όμως απορρίφθηκε άμεσα λόγω της περιορισμένης διάρκειας ζωής τους και της μεγάλης αύξησης του μεγέθους της διάταξης. Τα τελευταία χρόνια μια νέα μέθοδος αλλάζει τη λογική στον τρόπο τροφοδοσίας των διατάξεων με τη χρήση επαγωγικής σύζευξης (inductive coupling)(Εικόνα 2.17). Η μέθοδος αυτή βασίζεται σε δύο πηνία, ένα εντός του οργανισμού και ένα εκτός αυτού. Το εξωτερικό πηνίο δημιουργεί ηλεκτρομαγνητικό πεδίο και το εσωτερικό πηνίο, το οποίο βρίσκεται κοντά στο εξωτερικό, λαμβάνει επαγωγικά μέρος του πεδίου παράγοντας έτσι το απαραίτητο ρεύμα για τη διάταξη.



**Εικόνα 2.17:** Μπλοκ διάγραμμα επαγωγικής σύζευξης τροφοδοσίας εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων.

### (iv) Ασφάλεια προσωπικών δεδομένων

Σε μια ασύρματη ζεύξη υπάρχει πάντα ο κίνδυνος υποκλοπής των μεταδιδόμενων δεδομένων. Στην περίπτωση των ιατρικών διατάξεων, αυτά τα δεδομένα αφορούν τον ασθενή και περιέχουν ευαίσθητα προσωπικά στοιχεία. Συνεπώς, είναι σημαντικό να διασφαλίζεται η ανωνυμία του ασθενούς και η απρόσκοπτη μετάδοση των δεδομένων. Οι τεχνικές που χρησιμοποιούνται προς αυτήν την κατεύθυνση στο χώρο των τηλεπικοινωνιών είναι η κρυπτογράφηση [56] και η k-ανωνυμία (k-anonymity) [57]. Δυστυχώς, οι συγκεκριμένες τεχνικές δεν είναι κατάλληλες για τα εμφυτεύσιμα συστήματα και η εύρεση εναλλακτικών λύσεων θεωρείται επιτακτική [58].

(v) Ασφάλεια ασθενούς

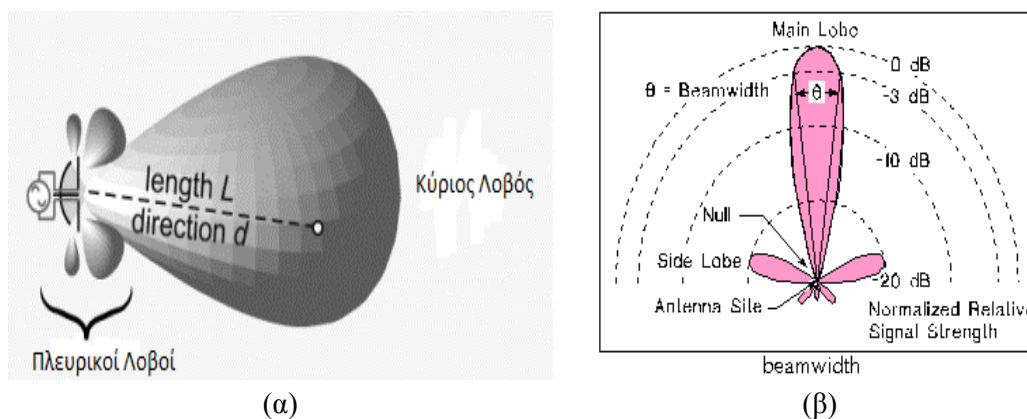
Μετά από πολλές έρευνες έχει καταστεί σαφές ότι η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία αλληλεπιδρά με τους βιολογικούς ιστούς. Για να αποφευχθούν οι αρνητικές επιπτώσεις αυτής της αλληλεπίδρασης έχουν ορισθεί από τους διεθνείς οργανισμούς πρότυπα ασφαλείας που οριοθετούν την απορροφούμενη από τους ιστούς ποσότητα ισχύος. Όπως έχει αναφερθεί νωρίτερα στο κεφάλαιο, το καταλληλότερο μέτρο για αυτόν τον σκοπό είναι ο Ειδικός Ρυθμός Απορρόφησης (SAR). Η συμμόρφωση της διάταξης με τα όρια SAR είναι ευθύνη του σχεδιαστή της. Επίσης, είναι σημαντικό ο ασθενής να είναι προφυλαγμένος από καταστάσεις κακής λειτουργίας της ιατρικής διάταξης, όπως βραχυκυκλώματα και υπερθέρμανση, που μπορούν να του προκαλέσουν προβλήματα υγείας ή ενόχληση [59].

**2.4 ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΕΠΙΔΟΣΕΩΝ ΕΜΦΥΤΕΥΣΙΜΩΝ ΚΕΡΑΙΩΝ**

Στη συνέχεια θα παρουσιαστούν τα μεγέθη και οι παράμετροι που χρησιμοποιούνται από τους σχεδιαστές κεραιών για την αξιολόγηση της επίδοσης των κεραιών. Βάσει αυτών των παραμέτρων είναι δυνατή η επιλογή της κατάλληλης κεραιάς ανάλογα με την επιθυμητή λειτουργία. Τα μεγέθη που θα εξετασθούν είναι τα ακόλουθα:

(i) Διάγραμμα Ακτινοβολίας & Κατευθυντικότητα

Διάγραμμα ακτινοβολίας (Εικόνα 2.18) είναι η γραφική παράσταση του τρόπου ακτινοβολίας μιας κεραιάς καθώς μεταβάλλεται το σημείο παρατήρησης του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου [60]. Κατευθυντικότητα μιας κεραιάς ονομάζεται η μέγιστη τιμή του κατευθυντικού κέρδους της. Ως κατευθυντικό κέρδος ορίζεται ο λόγος της έντασης ακτινοβολίας της κεραιάς προς την ένταση ακτινοβολίας ενός ιστροπικού ακτινοβολητή που εκπέμπει την ίδια ισχύ ακτινοβολίας [6],[19],[60].



**Εικόνα 2.18:** (α) Τυπικό 3D διάγραμμα ακτινοβολίας (β) Πολικό διάγραμμα ακτινοβολίας.

(ii) Συχνότητα Συντονισμού

Ίσως ο πιο σημαντικός παράγοντας κατά τη σχεδίαση μιας κεραιάς είναι η συχνότητα συντονισμού της ή αλλιώς η συχνότητα λειτουργίας της. Με τον όρο συχνότητα συντονισμού ορίζεται η τιμή της συχνότητας για την οποία το φανταστικό μέρος της αντίστασης εισόδου της κεραιάς μηδενίζεται [60]. Στην ουσία, η συχνότητα συντονισμού καθορίζει την κεντρική τιμή του φάσματος στην οποία θα λειτουργεί η κεραιά. Όπως έχει αναφερθεί για τις εφαρμογές της ιατρικής τηλεμετρίας σε



παγκόσμια κλίμακα, η συχνότητα συντονισμού πρέπει να βρίσκεται εντός των ζωνών MedRadio και ISM.

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

Ο συντελεστής ανάκλασης εκφράζει την ισχύ του ανακλώμενου κύματος σε σχέση με το προσπίπτον κύμα. Οι παράμετροι  $S$  προσδιορίζουν την έξοδο σε μία συγκεκριμένη θύρα  $i$  του δικτύου όταν μία άλλη θύρα  $j$  διεγερθεί. Το μέγεθος  $S_{ii}$  δείχνει το ποσοστό της ισχύος που φτάνει στην είσοδο  $i$  και επιστρέφει στην πηγή διέγερσης. Στα συστήματα τηλεμετρίας, η παράμετρος  $S_{11}$  δείχνει πόσο καλή είναι η προσαρμογή της κεραίας στη γραμμή μεταφοράς στη συχνότητα λειτουργίας της. Για να ελαχιστοποιηθούν οι απώλειες μετάδοσης πρέπει η συνολική χαρακτηριστική σύνθετη αντίσταση της πηγής, της γραμμής μεταφοράς και του φορτίου να είναι ίσες, έτσι ώστε να επιτυγχάνεται η μέγιστη μεταφορά ισχύος [61].

(iv) Εύρος Ζώνης (Bandwidth, BW)

Το εύρος ζώνης μιας κεραίας είναι η περιοχή συχνοτήτων γύρω από τη συχνότητα συντονισμού στις οποίες η κεραία λειτουργεί αποτελεσματικά. Προσδιορίζεται με τη βοήθεια του συντελεστή ανάκλασης, όταν ο τελευταίος λαμβάνει τιμές μικρότερες από -10dB. Το φάσμα των συχνοτήτων που ικανοποιούν τον περιορισμό ονομάζεται εύρος ζώνης [60]. Ισοδύναμα, το εύρος ζώνης μπορεί να ορισθεί ως ο γωνιακός διαχωρισμός μεταξύ δύο κατευθύνσεων, στις οποίες η ένταση ακτινοβολίας είναι η ίδια χωρίς να παρεμβάλλεται άλλο ενδιάμεσο σημείο με την ίδια τιμή έντασης ακτινοβολίας [7].

(v) Κέρδος Κεραίας (Gain)

Το κέρδος μιας κεραίας είναι το κέρδος ισχύος της στη διεύθυνση μέγιστης ακτινοβολίας [60]. Ορίζεται ως ο λόγος της μέγιστης έντασης ακτινοβολίας προς την ένταση ακτινοβολίας μιας ισοτροπικής κεραίας και δίδεται από τον τύπο:

$$G = 4\pi \frac{U(\theta, \varphi)|_{\max}}{P_{in}} \quad (2.25)$$

όπου:  $U(\theta, \varphi)$  η μέγιστη ένταση ακτινοβολίας της κεραίας

$P_{in}$  η ολική ισχύς εισόδου της κεραίας

(vi) Ενεργός Ακτινοβολούμενη Ισχύς (Effective Radiated Power - ERP)

Η ενεργός ακτινοβολούμενη ισχύς χρησιμοποιείται για να χαρακτηρίσει την εκπεμπόμενη ισχύ και ορίζεται ως το γινόμενο της ακτινοβολούμενης ισχύος επί το κέρδος της κεραίας.

$$ERP = P_r * G \quad (2.26)$$

όπου:  $G$ : το κέρδος της κεραίας

$P_r$ : ακτινοβολούμενη ισχύς κεραίας

Σε εμφυτεύσιμα συστήματα η ERP ορίζεται ως η ισχύς του σήματος που λαμβάνεται στο εξωτερικό του σώματος. Με αυτόν τον τρόπο λαμβάνονται υπόψη οι απώλειες που εισάγει ο ανθρώπινος ιστός, οι οποίες τυπικά υπολογίζονται σε 20 dB. Σύμφωνα με την επιτροπή Ομοσπονδιακών Τηλεπικοινωνιών των Ηνωμένων Πολιτειών (FCC), το ERP δεν πρέπει να υπερβαίνει τα 25μW στην περιοχή MedRadio.

## (vii) Αντίσταση Εισόδου Κεραίας (Antenna Impedance)

Η κεραία συνδέεται με τον πομπό ή το δέκτη μέσω γραμμής μεταφοράς, η οποία μπορεί να είναι μικροταινιακή γραμμή, ομοαξονικό καλώδιο ή κυματοδηγός. Το επιθυμητό αποτέλεσμα είναι η μέγιστη μεταφορά ισχύος μεταξύ της γραμμής μεταφοράς και της κεραίας χωρίς παραμόρφωση. Η αντίσταση εισόδου ( $Z_a$ ) περιλαμβάνει δύο όρους, την ίδια αντίσταση ( $R_a$ ) και την αμοιβαία αντίσταση ( $X_a$ ) και είναι της μορφής:

$$Z_a = R_a + jX_a \quad (2.27)$$

Στην ιδανική περίπτωση της προσαρμογής το φανταστικό μέρος της εξίσωσης είναι μηδενικό και το πραγματικό μέρος ισούται με τη χαρακτηριστική αντίσταση της γραμμής μεταφοράς. Με αυτές τις συνθήκες επιτυγχάνεται η μέγιστη μεταφορά ισχύος. Μια κεραία με μεγάλο φανταστικό μέρος θεωρείται ότι έχει φτωχή προσαρμογή και ενδέχεται να μην ακτινοβολεί [60],[61].

**ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ**

- [1] R. E. Munson, “Microstrip Phased Array Antennas,” *Proc. of Twenty-Second Symp. on USAF Antenna Research and Development Program*, October 1972.
- [2] R. E. Munson, “Conformal Microstrip Antennas and Microstrip Phased Arrays,” *IEEE Trans. Antennas Propagat.*, vol. AP-22, no. 1 (January 1974): 74–78.
- [3] G. Deschamps and W. Sichak, “Microstrip Microwave Antennas,” *Proc. of Third Symp. on USAF Antenna Research and Development Program*, October 18–22, 1953.
- [4] J. T. Bernhard, P. E. Mayes, D. Schaubert, and R. J. Mailloux, “A Commemoration of Deschamps’ and Sichak’s ‘Microstrip Microwave Antennas’: 50 Years of Development, Divergence, and New Directions,” *Proc. of the 2003 Antenna Applications Symp.* (September 2003): 189–230.
- [5] J. L. Volakis, *Antenna Engineering Handbook*, McGraw-Hill, 2007.
- [6] C. A. Balanis, *Antenna Theory and Design*, New York: John Wiley & Sons, Inc, 2002.
- [7] C. A. Balanis, *Modern Antenna Handbook*, New York: John Wiley & Sons, Inc., 2008.
- [8] I. J. Bahl and P. Bhartia, *Microstrip Antennas* (Dedham, MA: Artech House, 1980).
- [9] J. R. James, P. S. Hall, and C. Wood, *Microstrip Antenna Theory and Design*, INSPEC/IEE (London and New York: Peter Peregrinus on behalf of the IEE, 1981).
- [10] P. Bhartia, *Millimeter-Wave Microstrip and Printed Circuit Antennas* (Boston: Artech House, 1991).
- [11] D. M. Pozar and D. H. Schaubert (eds.), *Microstrip Antennas: The Analysis and Design of Microstrip Antennas and Arrays* (New York: Wiley/IEEE Press, 1995).
- [12] Jean-Francois Zurcher and Fred E. Gardiol, *Broadband Patch Antennas* (Boston: Artech House, 1995).
- [13] K. F. Lee (ed.), *Advances in Microstrip and Printed Antennas* (New York: John Wiley & Sons, 1997).
- [14] R. Garg, P. Bhartia, I. J. Bahl, and A. Ittipiboon (eds.), *Microstrip Antenna Design Handbook* (Boston: Artech House, 2001).
- [15] G. Kumar and K. P. Ray, *Broadband Microstrip Antennas* (Boston: Artech House, 2002).
- [16] R. B. Waterhouse, *Microstrip Patch Antennas: A Designer’s Guide* (Norwell, MA: Kluwer Academic Publishers, 2003).
- [17] K.-L. Wong, *Compact and Broadband Microstrip Antennas* (New York: John Wiley & Sons, 2003).
- [18] R. Bancroft, *Microstrip and Printed Antenna Design* (Atlanta: Noble Publishers, 2004).
- [19] J. D. Kraus, *Antennas*, 2nd Ed. (New York: McGraw-Hill, 1988).

- [20] W. F. Richards, "Microstrip Antennas," *Antenna Handbook: Theory, Applications, and Design*, Chap. 10, Y. T. Lo and S. W. Lee (eds.) (New York: Van Nostrand Reinhold, 1993).
- [21] D. R. Jackson, J. T. Williams, and D. R. Wilton, "Antennas-II," *Handbook of Engineering Electromagnetics*, Chap. 9, Rajeev Bansal (ed.) (New York: Marcel Dekker, 2004).
- [22] A. G. Derneryd, "Linearly Polarized Microstrip Antennas," *IEEE Trans. Antennas Propagat.*, vol. AP-24, no. 6 (November 1976): 846–850.
- [23] Y. T. Lo, D. Solomon, and W. F. Richards, "Theory and Experiment on Microstrip Antennas," *IEEE Trans. Antennas Propagat.*, vol. AP-27, no. 3 (March 1979): 137–145.
- [24] K. R. Carver και J. W. Mink, Keith R. Carver, James W. Mink, North Carolina: Defense Technical Information Center, Microstrip Antenna Technology.
- [25] R. Garg, P. Bhartia, I. Bahl και A. Ittipiboon, *Microstrip Antenna Design Handbook*, Artech House Antennas and Propagation Library, 2001.
- [26] P. Soontornpipit, C. M. Furse, and Y. C. Chung, "Design of implantable microstrip antennas for communication with medical implants," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 52, no. 8, pp. 1944–1951, Aug. 2004.
- [27] J. Kim and Y. Rahmat-Samii, "Implanted antennas inside a human body: Simulations, designs, and characterizations," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 52, no. 8, pp. 1934–1943, Aug. 2004.
- [28] C. T. Tai, *Dyadic Green's Functions in Electromagnetic Theory*. Scranton, PA: Intext Educ., 1971.
- [29] L. Li, P. Kooi, M. Leong, and T. Yeo, "Electromagnetic dyadic Green's function in spherically multilayered media," *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. 42, pp. 2302–2310, Dec. 1994.
- [30] M. A. Jensen and Y. Rahmat-Samii, "Performance analysis of antennas for hand-held transceivers using FDTD," *IEEE Trans. Antennas Propagat.*, vol. 42, pp. 1106–1113, Aug. 1994.
- [31] Karacolak, T., Cooper, R., Topsakal, E.: Design of a Dual-Band Implantable Antenna and Development of Skin Mimicking Gels for Continuous Glucose Monitoring. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 56, 1001–1008 (2008).
- [32] J. Abadia, F. Merli, J.-F. Zürcher, J. R. Mosig, and A. K. Skrivervik, "3D-spiral small antenna for biomedical transmission operating within the MICS band," *Radioengineer-ing*, vol. 18, no. 4, pp. 359–367, Dec. 2009.
- [33] A. Kiourti, K.S. Nikita, "Miniature Scalp-Implantable Antennas for Telemetry in the MICS and ISM Bands: Design, Safety Considerations and Link Budget Analysis", *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 60, issue 6, pp. 3568-3575, August 2012.
- [34] Johnny Ung, T. Karacolak, , "A Wideband Implantable Antenna for Continuous Health Monitoring in the MedRadio and ISM Bands," *IEEE Trans. Antennas Propagat.*, vol. 11, 2012.

- [35] Κ. Α. Ψαθάς, «Σχεδίαση Εμφυτεύσιμων Κεραιών Διπλής Ζώνης για Ιατρική Τηλεμετρία», Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Αθήνα, 2012
- [36] Μ. Τσακαλάκης, «Σχεδίαση Μικροσκοπικών Κεραιών για Εμφυτεύσιμες Βιοϊατρικές Διατάξεις», Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Αθήνα, 2011
- [37] Α. Π. Καλταμπάνη, «Σχεδίαση και μελέτη εξωτερικών κεραιών για τηλεμετρία με εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις», Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Αθήνα, 2012
- [38] F. Merli, “Implantable Antennas for Biomedical Applications”, Ecole Polytechnique Federale de Lausanne, September 2011.
- [39] E. Y. Chow, Y. Ouyang, B. Beier, W. J. Chappell, and P. P. Irazoqui, “Evaluation of cardiovascular stents as antennas for implantable wireless applications,” *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 57, no. 10, pp. 2523–2532, Oct. 2009.
- [40] A. Christ, W. Kainz, E. G. Hahn, K. Honegger, M. Zefferer, E. Neufeld, W. Rascher, R. Janka, W. Bautz, J. Chen, B. Kiefer, P. Schmitt, H.-P. Hollenbach, J. Shen, M. Oberle, D. Szczerba, A. Kam, J. W. Guag, and N. Kuster, “The virtual family—development of surface-based anatomical models of two adults and two children for dosimetric simulations,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 55, no. 2, pp. N23–N38, Jan. 2010.
- [41] IT’IS Foundation: High-resolution whole-body human models of the virtual population. [Ηλεκτρονικό]  
Available: <http://www.itis.ethz.ch/services/human-and-animalmodels/human-models/>
- [42] The Visible Human project, U.S. National Library of Medicine. [Ηλεκτρονικό]  
Available: <http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible-human.html>
- [43] P. J. Dimbylow, “Current densities in a 2 mm resolution anatomically realistic model of the body induced by low frequency electric fields,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 45, no. 4, pp. 1013–1022, Apr. 2000.
- [44] I. G. Zubal, C. R. Harrell, E. O. Smith, Z. Rattner, G. Gindi, and P. B. Hoffer, “Computerized three-dimensional segmented human anatomy,” *Med. Phys.*, vol. 21, no. 2, p.299–302, Feb. 1994.
- [45] Center for NMR Research, Penn State College of Medicine, [Ηλεκτρονικό]  
Available: <http://www.pennstatehershey.org/web/nmrlab/home>
- [46] 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.
- [47] Italian National Research Council [Ηλεκτρονικό]  
Available: <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/htmlclie/htmlclie.htm#atsftag>
- [48] Δ. Κουτσούρης, Κ. Νικήτα, «Εργαστήριο Βιοϊατρικής Τεχνολογίας», Αθήνα: Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο.
- [49] IEEE, «Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3kHz to 300GHz,» 1999.
- [50] IEEE, «Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3kHz to 300GHz,» 2005.

- [51] P. D, «Microstrip Antennas» Proc. IEEE, Vol. 80, pp. 79-81, Ιανουάριος 1992.
- [52] D. Rucker, A. Al-Alawi, R. Adada, Dr. H. M. Al-Rizzo, “A miniaturized tunable microstrip antenna for wireless communications with implanted medical devices,” BodyNets '07 Proceedings of the ICST 2<sup>nd</sup> international conference on Body area networks, 2007.
- [53] G. Rizzi, A. Scrivani, M Fini, R. Giardino, “Biomedical coatings to improve the tissue-biomaterial interface,” *Int J. ArtifOrgans*, pp. 49-57, August 2004.
- [54] J. Burgahard, C. Campbell, T. Youkin, M. Kuhn, D. Shykind, J. Maiz, “Biocompatible coatings for Medical Devices,” *US Patent App. Publication*, No. US 2009/0169714 A1, 2009.
- [55] A. K. Skrivervik, F. Merli, “Design Strategies for Implantable Antennas,” *Proceedings of Antennas and Propagation Conference*, Loughborough, UK, November 2011
- [56] M. Salajegheh, A. Molina, K. Fu, “Privacy of Home Telemedicine: Encryption is Not Enough,” Design of Medical Devices Conference, Minneapolis, MN, April 2009.
- [57] L. Sweeney, “k-anonymity: a model for protecting privacy,” *International Journal of Uncertainty, Fuzziness and Knowledge-based Systems*, 2002.
- [58] B. Lagesse, “Privacy Challenges for Wireless Medical Devices,” *Usenix HealthSec*, 2010.
- [59] W. Burlison, S. S. Clark, B. Ransford, K. Fu, “Design challenges for secure implantable medical devices,” *IEEE DAC*, pages 12-17, June 2012.
- [60] Χ. Καψάλης, Π. Κωττής, «Κεραίες Ασύρματες Ζεύξεις», Θεσσαλονίκη: Εκδόσεις Τζιόλα, 2008.
- [61] Ν. Ουζούνογλου, «Εισαγωγή στα Μικροκύματα», Αθήνα, Εκδόσεις Παπασωτηρίου, 1994.

## 3. ΣΧΕΔΙΑΣΗ ΚΕΡΑΙΩΝ

### 3.1 ΣΧΕΔΙΑΣΗ ΟΡΘΟΓΩΝΙΑΣ ΚΕΡΑΙΑΣ ΣΤΗ ΖΩΝΗ MEDRADIO

Αρχικά σχεδιάστηκε μια απλή ορθογώνια κεραία με συχνότητα συντονισμού στα 401-406 MHz. Για τη σχεδίαση ακολουθήθηκαν οι προσεγγιστικές σχέσεις της βιβλιογραφίας και δεν χρησιμοποιήθηκαν τεχνικές σμίκρυνσης των διαστάσεων και βελτίωσης του εύρους ζώνης. Σκοπός αυτής της σχεδίασης ήταν η παρατήρηση των περιορισμών των μικροταινιακών κεραιών, των προβλημάτων που παρουσιάζουν ως προς τη σχεδίαση, των χαρακτηριστικών τους που απαιτούν βελτίωση καθώς και η εξοικείωση με το περιβάλλον του προγράμματος HFSS.

#### 3.1.1 Σχεδίαση κεραίας στη ζώνη MedRadio εντός αέρα

Για τη σχεδίαση της κεραίας χρησιμοποιήθηκε η μεθοδολογία που παρουσιάστηκε στο Κεφάλαιο 2. Από τις σχέσεις 2.1 και 2.4 υπολογίζεται το μήκος και το πλάτος της ορθογώνιας κεραίας. Για να γίνει ο υπολογισμός των διαστάσεων χρειάζεται ο προσδιορισμός της τιμής της διηλεκτρικής σταθεράς  $\epsilon_r$  και το πάχος  $h$  του υποστρώματος, πέρα από τη συχνότητα συντονισμού. Για τη συγκεκριμένη κεραία επιλέχθηκε το υλικό «ROGERS RO 3210» ως υλικό υποστρώματος με διηλεκτρική σταθερά  $\epsilon_r = 10.2$  και  $\tan\delta = 0.003$ . Το ελάχιστο πάχος στο οποίο είναι διαθέσιμο αυτό το υλικό βάσει του κατασκευαστή είναι  $h = 0.635\text{mm}$ , το οποίο και χρησιμοποιήθηκε στη σχεδίαση. Η συχνότητα συντονισμού πρέπει να βρίσκεται στην περιοχή MedRadio (401-406 MHz).

Αντικαθιστώντας τις παραπάνω τιμές στη (2.1) προκύπτει μια προσέγγιση του μήκους  $L$  της μικροταινίας, όπου  $L = 116.8\text{mm}$ . Με όμοιο τρόπο, από τη σχέση (2.4) υπολογίζεται το πλάτος  $W = 157.68\text{mm}$ .

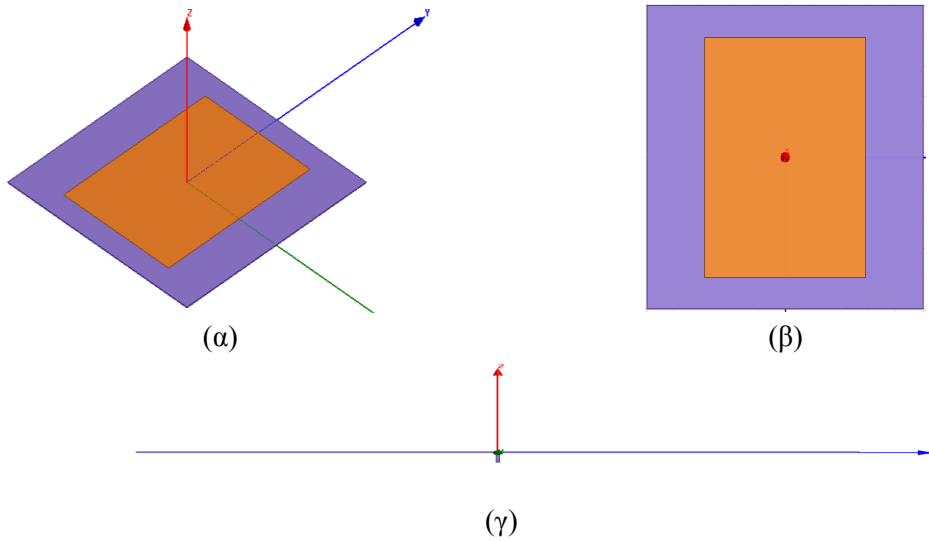
Η κεραία τροφοδοτείται από ομοαξονικό καλώδιο με χαρακτηριστική αντίσταση 50 ohms. Τα υλικά και οι διαστάσεις του ομοαξονικού καλωδίου παρουσιάζονται στον Πίνακα 3.1. Το σημείο τροφοδοσίας της κεραίας είναι το (0mm,0mm,0mm).

**Πίνακας 3.1:** Χαρακτηριστικά ομοαξονικού καλωδίου

<b>Woken Technology Coaxial Cable: EZ-47-AL-TP</b>		
	<i>Διάμετρος</i>	<i>Υλικό</i>
<i>Κεντρικός αγωγός</i>	0.29mm	Χαλκός
<i>Διηλεκτρικό</i>	0.93mm	Teflon
<i>Εξωτερικός αγωγός</i>	1.19mm	Αλουμίνιο-TP

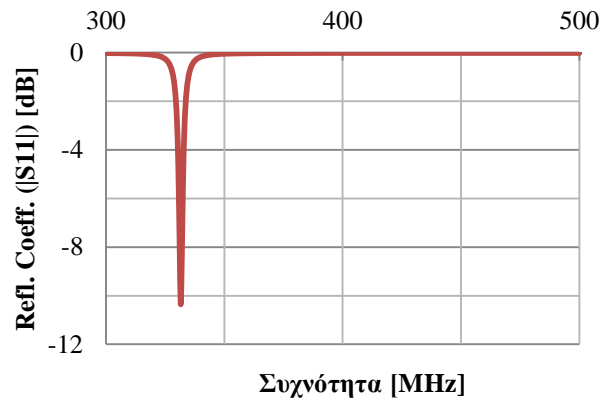
Παρατηρείται ότι η κεραία συντονίζει στα 331MHz που απέχει αρκετά από την επιθυμητή ζώνη MedRadio. Η απόκλιση αυτή οφείλεται στο γεγονός ότι οι τύποι (2.1)-(2.4) αναφέρονται σε ορθογώνια κεραία με μικροταινιακή γραμμή τροφοδοσίας, ενώ η σχεδιασμένη κεραία τροφοδοτείται με ομοαξονικό καλώδιο. Οι διαστάσεις της κεραίας και το σημείο τροφοδοσίας έπρεπε να τροποποιηθούν σε μικρό βαθμό έτσι ώστε να επιτευχθεί ο επιθυμητός συντονισμός στην περιοχή MedRadio. Οι νέες

διαστάσεις της κεραίας είναι  $W = 116.5\text{mm}$  και  $L = 85\text{mm}$  και το σημείο τροφοδοσίας  $(34\text{mm}, 0, 0)$ .

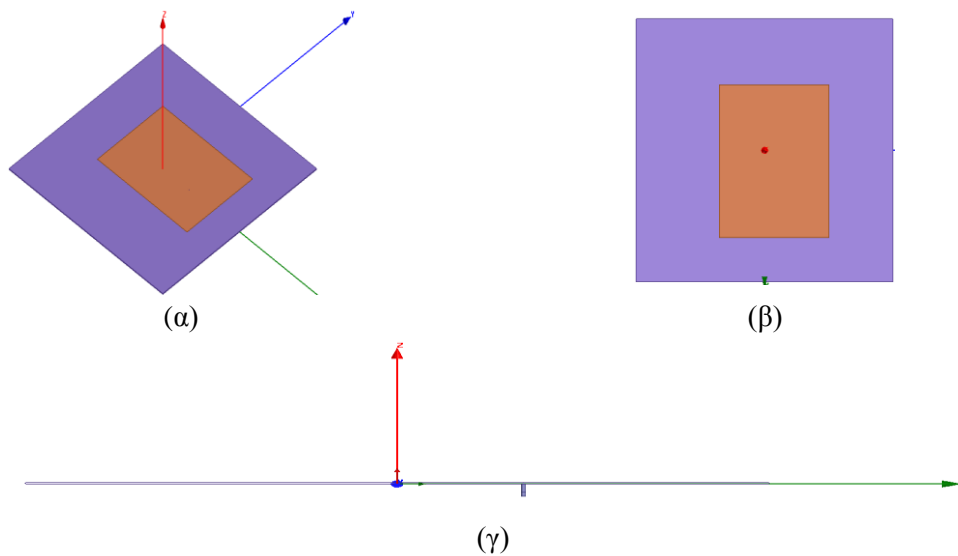


**Εικόνα 3.1:** Ορθογώνια κεραία μικροταινίας βασισμένη στη βιβλιογραφία. (α) Τρισδιάστατη όψη (β) Κάτοψη (γ) Πλάγια όψη.

Τα αποτελέσματα της προσομοίωσης στο HFSS φαίνονται στην Εικόνα 3.2.



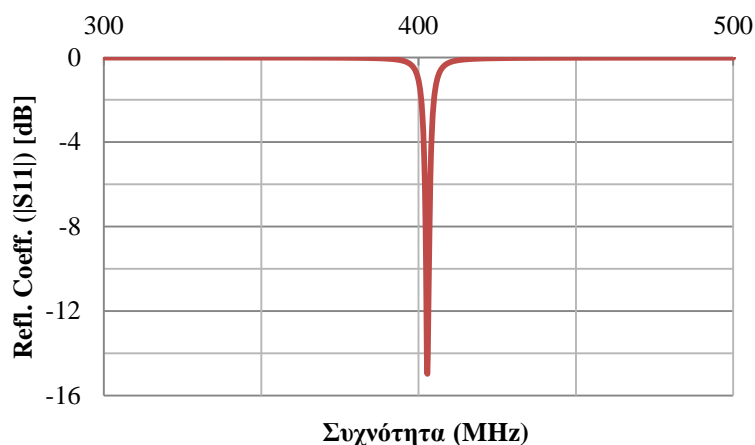
**Εικόνα 3.2:** Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας.



**Εικόνα 3.3:** Τροποποιημένη ορθογώνια κεραία μικροταινίας βασισμένη στη βιβλιογραφία. (α) Τρισδιάστατη όψη (β) Κάτοψη (γ) Πλάγια όψη.



Τα αποτελέσματα της προσομοίωσης στο HFSS φαίνονται στην Εικόνα 3.4.

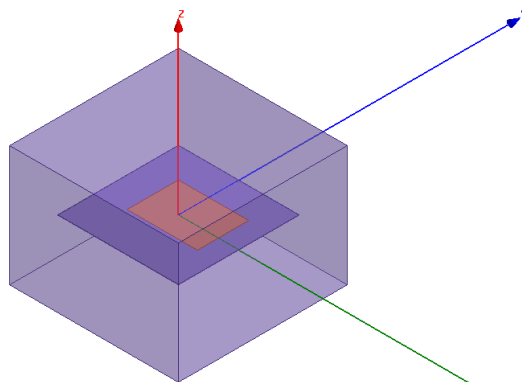


Εικόνα 3.4: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας.

Η κεραία συντονίζεται στα 402.7MHz με συντελεστή ανάκλασης -14,95dB. Το εύρος ζώνης της κεραίας είναι 1MHz.

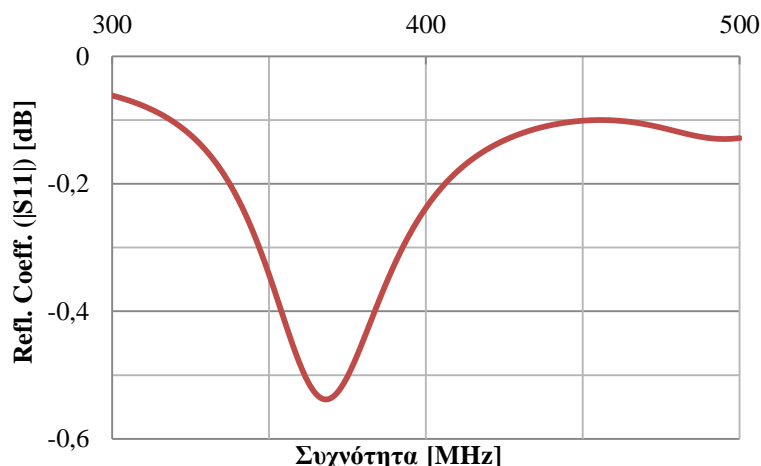
### 3.1.2 Σχεδίαση κεραίας στη ζώνη MedRadio εντός ιστού

Η συντονισμένη κεραία στη ζώνη MedRadio τοποθετήθηκε στη συνέχεια εντός ορθογώνιου κουτιού (Εικόνα 3.5) διαστάσεων 28cm x 28cm x 20cm με στόχο να προσομοιώσει τις συνθήκες εντός του ανθρώπινου ιστού. Για τη συγκεκριμένη περιοχή συχνοτήτων, η σχετική διηλεκτρική σταθερά είναι ίση με  $\epsilon_r = 46.741$  και η αγωγιμότητα ίση με  $\sigma = 0,68892$  S/m.



Εικόνα 3.5: Ορθογώνια κεραία εντός ορθογώνιου κουτιού με ηλεκτρικές ιδιότητες παρόμοιες με αυτές του ανθρώπινου ιστού.

Τα αποτελέσματα της προσομοίωσης στο HFSS φαίνονται στην Εικόνα 3.6. Γίνεται εύκολα αντιληπτό ότι η προσθήκη βιολογικού ιστού γύρω από την κεραία έχει ως αποτέλεσμα τον αποσυντονισμό της. Αυτό οφείλεται στην παρουσία διηλεκτρικού υλικού με αρκετά μικρότερη διηλεκτρική σταθερά από αυτή του υποστρώματος της κεραίας. Ο βιολογικός ιστός επηρεάζει τη διηλεκτρική σταθερά της διάταξης αυξάνοντας το ενεργό μήκος της κεραίας. Η παρούσα κεραία με τις δεδομένες διαστάσεις δεν θα λειτουργήσει εντός του ανθρώπινου οργανισμού. Για το λόγο αυτό, κρίνεται αναγκαία η αλλαγή της τεχνικής σχεδίασης έτσι ώστε να καταστεί λειτουργική η κεραία εντός του βιολογικού ιστού και να ικανοποιεί τις επιθυμητές προδιαγραφές στις ζώνες μετάδοσης ιατρικών σημάτων.



Εικόνα 3.6: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας.

### 3.1.3 Συμπεράσματα

Οι τρεις κεντρικοί άξονες για την αξιολόγηση της κεραίας είναι η τιμή του συντελεστή ανάκλασης, το εύρος ζώνης και το μέγεθος της. Τα συμπεράσματα που προκύπτουν από την κεραία που σχεδιάστηκε σε ελεύθερο χώρο είναι τα εξής:

- Η τιμή του συντελεστή ανάκλασης είναι ικανοποιητική στα  $-14,95\text{dB}$  με συχνότητα συντονισμού τα  $402,7\text{MHz}$ . Οι αναλυτικοί τύποι που χρησιμοποιήθηκαν για τη σχεδίαση της κεραίας δίνουν αρκετά καλά αποτελέσματα όσον αφορά τον ελεύθερο χώρο.
- Το εύρος ζώνης της κεραίας είναι  $1\text{MHz}$ . Η τιμή αυτή είναι απαγορευτική για τη χρήση της κεραίας σε πραγματική εφαρμογή. Έχοντας υπόψη ότι η ζώνη MedRadio είναι από τα  $401-406\text{MHz}$ , η κεραία αυτή δεν θα καλύπτει όλο το φάσμα λειτουργίας με αποτέλεσμα να περιορίζεται η δυνατότητα μετάδοσης των ιατρικών σημάτων. Το πρόβλημα με το μικρό εύρος ζώνης είναι γνωστό και αναμενόμενο στις κεραίες μικροταινίας. Ως εκ τούτου κρίνεται απαραίτητη η χρήση ειδικών τεχνικών για τη βελτίωση του εύρους ζώνης.
- Ακολουθώντας τα σχεδιαστικά βήματα που προτείνονται από τη βιβλιογραφία, προκύπτει μια κεραία μικροταινίας μεγέθους τουλάχιστον  $120\text{mm} \times 90 \times 0.635\text{mm}$ . Οι διαστάσεις αυτές είναι πολύ μεγάλες για να καταστεί εφικτή η εμφύτευση σε ζωντανό οργανισμό. Συνεπώς, η χρήση τεχνικών σμίκρυνσης της κεραίας αποτελεί επιτακτική ανάγκη.

Στη συνέχεια, η κεραία τοποθετήθηκε εντός κουτιού με παρόμοιες ηλεκτρικές ιδιότητες με αυτές του ανθρώπινου ιστού στη συχνότητα της ζώνης MedRadio. Τα συμπεράσματα που προκύπτουν από την προσομοίωση γύρω από τους τρεις άξονες που αναφέρθηκαν προηγουμένως είναι τα εξής:

- Η προσθήκη επιπλέον υλικού γύρω από την κεραία με διαφορετική διηλεκτρική σταθερά από το κενό αλλάζει την ενεργό διηλεκτρική σταθερά της κεραίας, με αποτέλεσμα τον αποσυντονισμό της. Η κεραία έχει συντελεστή ανάκλασης μικρότερο από τα  $-10\text{dB}$  στα  $368\text{MHz}$ , γεγονός που σημαίνει ότι η κεραία έχει μικρότερη συχνότητα συντονισμού από την επιθυμητή και δεν έχει αποδεκτή τιμή για το συντελεστή ανάκλασης. Αυτό καθιστούν την κεραία μη αξιοποιήσιμη με τη δεδομένη γεωμετρία.

Συνοψίζοντας, μέσα από τη σχεδίαση της βασικής γεωμετρίας της ορθογώνιας κεραίας μικροταινίας αναδείχθηκαν ορισμένα αναμενόμενα προβλήματα και περιοριστικοί παράγοντες των κεραιών μικροταινίας. Επαληθεύθηκε η μικρή τους απόδοση, η μικρή ισχύς και το πολύ μικρό εύρος ζώνης τους. Για να γίνουν αυτές οι κεραίες αξιοποιήσιμες σε εμπορικές εφαρμογές και σε εμφυτεύσιμα συστήματα είναι απαραίτητη η βελτίωση αυτών των προδιαγραφών. Έχοντας υπόψη τις τεχνικές που αναπτύχθηκαν στο Κεφάλαιο 2.2 καθώς και τις μεθόδους που χρησιμοποιήθηκαν παλαιότερα από άλλους σχεδιαστές εμφυτεύσιμων κεραιών (Κεφάλαιο 2.1.3), θα γίνει προσπάθεια για βελτίωση των λειτουργικών μειονεκτημάτων των κεραιών μικροταινίας.

Το μέγεθος της κεραίας αναμένεται να γίνει μικρότερο κατά τη σχεδίαση εντός βιολογικού ιστού. Αυτό θα συμβεί διότι ο ανθρώπινος ιστός γύρω από την κεραία έχει διαφορετική διηλεκτρική σταθερά από το κενό, αυξάνοντας με αυτόν τον τρόπο την ενεργό διηλεκτρική σταθερά της κεραίας. Επομένως, για την ίδια επιθυμητή συχνότητα συντονισμού, η εμφυτεύσιμη κεραία θα έχει αρκετά μικρότερες διαστάσεις από την αντίστοιχη που λειτουργεί σε ελεύθερο χώρο.

### **3.2 ΜΕΛΕΤΗ ΕΜΦΥΤΕΥΣΙΜΗΣ ΚΕΡΑΙΑΣ ΔΙΠΛΗΣ ΖΩΝΗΣ ΤΗΣ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ**

Στην παράγραφο αυτή θα παρουσιαστεί αναλυτικά η σχεδίαση και η μελέτη της εμφυτεύσιμης κεραίας διπλής ζώνης της βιβλιογραφίας του κεφαλαίου 2.1.2 [1]. Η κεραία λειτουργεί στις ζώνες συχνοτήτων MedRadio (401-406 MHz) και ISM (2.4-2.48 GHz) και είναι μικρού μεγέθους. Μπορεί να βρει εφαρμογή σε συστήματα συνεχούς παρακολούθησης των φυσιολογικών παραμέτρων των ασθενών, όπως συστήματα παρακολούθησης του επιπέδου της γλυκόζης στο αίμα, της αρτηριακής πίεσης, της θερμοκρασίας του σώματος και άλλα. Ο στόχος της ενότητας αυτής είναι η κατανόηση της επίδρασης των γεωμετρικών χαρακτηριστικών της στον τρόπο λειτουργίας της.

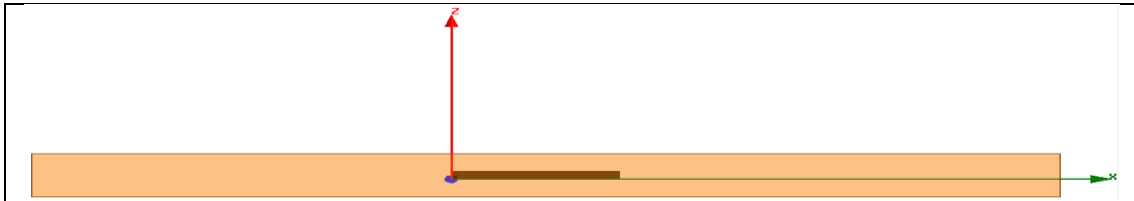
#### **3.2.1 Απλοποιημένο μοντέλο ανθρώπινου ιστού δέρματος για τη σχεδίαση εμφυτεύσιμων κεραιών και παράμετροι προσομοίωσης**

Οι κεραίες μικροταινίας που προορίζονται για ενσωμάτωση σε εμφυτεύσιμες βιοϊατρικές διατάξεις εντός βιολογικού ιστού πρέπει να πληρούν ορισμένες προδιαγραφές που εξασφαλίζουν την αποτελεσματική λειτουργία τους εντός του βιολογικού ιστού. Μια κεραία που σχεδιάζεται ώστε να λειτουργεί στον ελεύθερο χώρο με συγκεκριμένες προδιαγραφές, δεν θα τις πληρεί εφόσον τοποθετηθεί εντός βιολογικού ιστού. Η εκτενής ανάλυση της επίδρασης των βιολογικών ιστών στα χαρακτηριστικά της κεραίας πραγματοποιήθηκε στην παράγραφο 2.3.

Σημαντικό ρόλο στη σχεδίαση εμφυτεύσιμων κεραιών παίζει η επιλογή του βιολογικού ιστού εντός του οποίου θα τοποθετηθεί η βιοϊατρική διάταξη. Κάθε είδος ιστού εμφανίζει διαφορετική διηλεκτρική σταθερά, ειδική αγωγιμότητα και εφαιτομενικές απώλειες. Επίσης, πρέπει να ληφθεί υπόψη κατά τη σχεδίαση το πάχος του ιστού και η σχετική θέση της διάταξης ως προς τον ιστό. Ο σχεδιαστής της κεραίας καλείται να συγκεντρώσει αυτές τις πληροφορίες πριν τη σχεδίαση της, έτσι

ώστε να λάβει υπόψη τις επιδράσεις τους στα χαρακτηριστικά ακτινοβολίας της κεραίας.

Οι κεραίες που παρουσιάζονται στις επόμενες παραγράφους προσομοιώνονται εντός μοντέλου ιστού (Εικόνα 3.7) διαστάσεων 100mm x 100mm x 7mm με διηλεκτρικά χαρακτηριστικά ανθρώπινου δέρματος (Πίνακας 2.1, Πίνακας 2.2) [1],[2]. Το μοντέλο αυτό επιλέχθηκε γιατί αποτελεί ένα ρεαλιστικό υπόδειγμα του δέρματος και επειδή επιτρέπει την επιτάχυνση της διαδικασίας των προσομοιώσεων σε σχέση με κάποιο πιο λεπτομερές ανατομικό μοντέλο, παρέχοντας όμως αξιόπιστα αποτελέσματα.

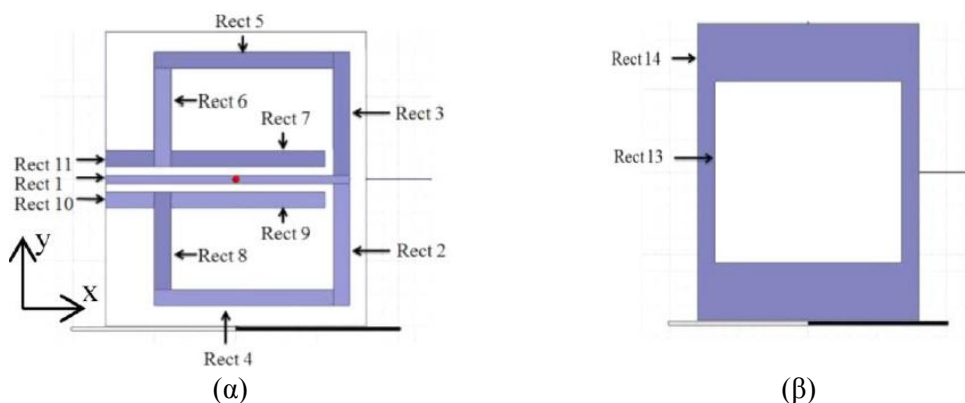


Εικόνα 3.7: Πλευρική όψη κεραίας εντός μοντέλου ιστού.

Οι παράμετροι προσομοίωσης που χρησιμοποιήθηκαν σε όλες τις προσομοιώσεις παρουσιάζονται στη συνέχεια. Το δομικό πλεγματοεικό στοιχείο του λογισμικού HFSS έχει σχήμα τετραέδρου, το οποίο επιτρέπει την ακριβή μοντελοποίηση και ταχεία επίλυση καμπύλων γεωμετριών. Το πλέγμα διακριτοποίησης του υπό προσομοίωση ηλεκτρομαγνητικού (HM) μοντέλου βελτιστοποιείται αυτόματα από το λογισμικό με επαναληπτικό τρόπο. Το πλέγμα μεταβάλλεται κατά, το πολύ, 30% σε κάθε επανάληψη. Οι επαναλήψεις σταματούν όταν η μέγιστη διαφορά στον υπολογισμό του μέτρου του συντελεστή ανάκλασης της κεραίας ( $|S_{11}|$ ) μεταξύ δύο επαναλήψεων είναι μικρότερη του 0.02 (κατ' απόλυτη τιμή), ή όταν ο αριθμός των επαναλήψεων είναι μεγαλύτερος του 10. Στα όρια της περιοχής επίλυσης θεωρούνται οριακές συνθήκες απορρόφησης οι οποίες προσομοιώνουν την ακτινοβολία στον ελεύθερο χώρο απείρων διαστάσεων. Για τη ζώνη MedRadio, ως κεντρική συχνότητα ορίστηκαν τα 403.5 MHz με παράθυρο μελέτης από τα 300 MHz έως τα 600MHz. Σε αυτό το εύρος λήφθηκαν μετρήσεις για 600 σημεία. Αντίστοιχα, για τη ζώνη ISM, η κεντρική συχνότητα επιλέχθηκε στα 2.4 GHz με παράθυρο μελέτης από τα 2.3 GHz έως τα 2.7 GHz. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν σε 800 σημεία.

### 3.2.2 Αποτελέσματα αρχικής σχεδίασης

Η αρχική σχεδίαση της κεραίας όπως παρουσιάζεται στη βιβλιογραφία φαίνεται στην Εικόνα 3.8.



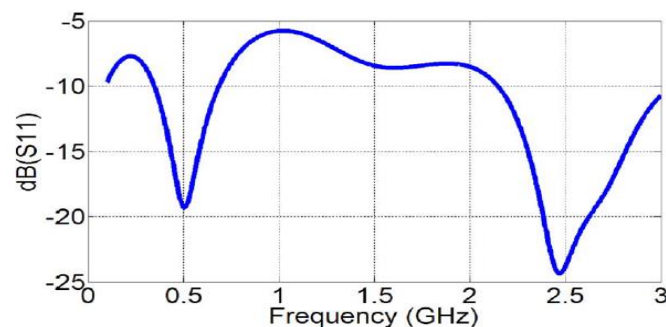
Εικόνα 3.8: (α) Κάτοψη κεραίας (β) Από κάτω όψη κεραίας.

Η τροφοδοσία της γίνεται από την άκρη του τμήματος Rect 1 με τη χρήση ενός SMA συζεύκτη. Το σχήμα της είναι μαιανδρικό ορθογώνιο με επίπεδο συμμετρίας το xz. Στην Εικόνα 3.8.(β) φαίνεται το επίπεδο γείωσης του υποστρώματος. Ένα ιδιαίτερο σχεδιαστικό χαρακτηριστικό της συγκεκριμένης κεραίας που τη διαφοροποιεί από τις υπόλοιπες είναι η ορθογώνια τομή στο επίπεδο γείωσης, η οποία δηλώνεται στο σχήμα ως Rect13. Το υλικό που χρησιμοποιήθηκε στο υπόστρωμα είναι το Rogers RO 3210 με διηλεκτρική σταθερά  $\epsilon_r = 10.2$ , εφαπτομένη απωλειών  $\tan\delta = 0,003$  και ύψος  $h = 1.27\text{mm}$ . Αναλυτικά όλες οι διαστάσεις των επιμέρους τμημάτων της κεραίας δίνονται στον Πίνακα 3.2.

Πίνακας 3.2: Διαστάσεις κεραίας

Αγωγός-Μέταλλο	Μήκος (mm)	Πλάτος (mm)
<b>Rect 1</b>	X1=15	Y1=0.5
<b>Rect 2</b>	Y2=7.5	X2=1
<b>Rect 3</b>	Y2=7.5	X2=1
<b>Rect 4</b>	X4=11	Y4=1
<b>Rect 5</b>	X4=11	Y4=1
<b>Rect 6</b>	Y8=6	X8=1
<b>Rect 7</b>	X9=9.5	Y9=1
<b>Rect 8</b>	Y8=6	X8=1
<b>Rect 9</b>	X9=9.5	Y9=1
<b>Rect 10</b>	X10=3	Y10=1
<b>Rect 11</b>	X10=3	Y10=1
<b>Rect 13</b>	$X_c=13.5$	$Y_c=11$
<b>Rect 14</b>	X=16	Y=18

Τα αποτελέσματα της προσομοίωσης όπως παρουσιάζονται στη βιβλιογραφία φαίνονται στην Εικόνα 3.9.

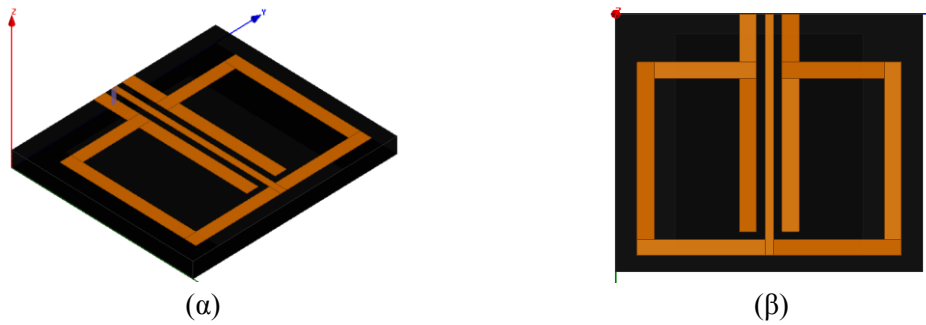


Εικόνα 3.9: Συντελεστής ανάκλασης κεραίας της βιβλιογραφίας.

Η κεραία παρουσιάζει εύρος ζώνης 56% (278MHz) για τη MedRadio και 33% (870MHz) για τη ζώνη ISM. Το μέγιστο κέρδος της έχει υπολογισθεί στα -26dB και -19dB για τις MedRadio και ISM ζώνες αντίστοιχα. Επίσης, για να εξασφαλιστεί η ανθρώπινη ασφάλεια έγιναν μετρήσεις για το ρυθμό ειδικής απορρόφησης SAR και στις δύο ζώνες. Σύμφωνα με το πρότυπο της IEEE, η μέγιστη τιμή SAR 1-g ιστού πρέπει να είναι μικρότερη από 1.6 W/kg. Για να τηρηθεί αυτή η προδιαγραφή στις δύο ζώνες, η μέγιστη ισχύς εισόδου της κεραίας πρέπει να είναι 2.3mW.

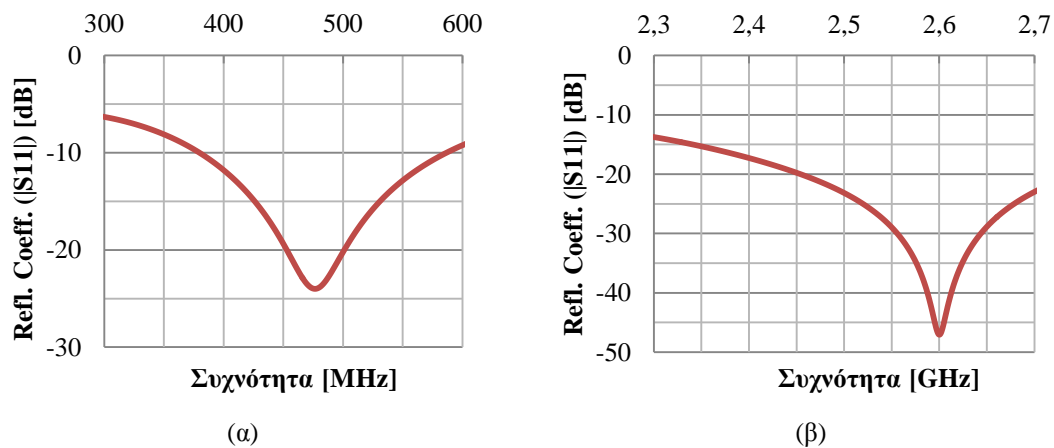
Εν συνεχεία, η κεραία σχεδιάστηκε από την αρχή στο HFSS (Εικόνα 3.10) με τα ίδια μεγέθη για να επαληθευθούν τα αποτελέσματα και να πραγματοποιηθεί η μελέτη

επιπλέον χαρακτηριστικών της, όπως το κέρδος της κεραίας και η σύνθετη αντίσταση εισόδου.



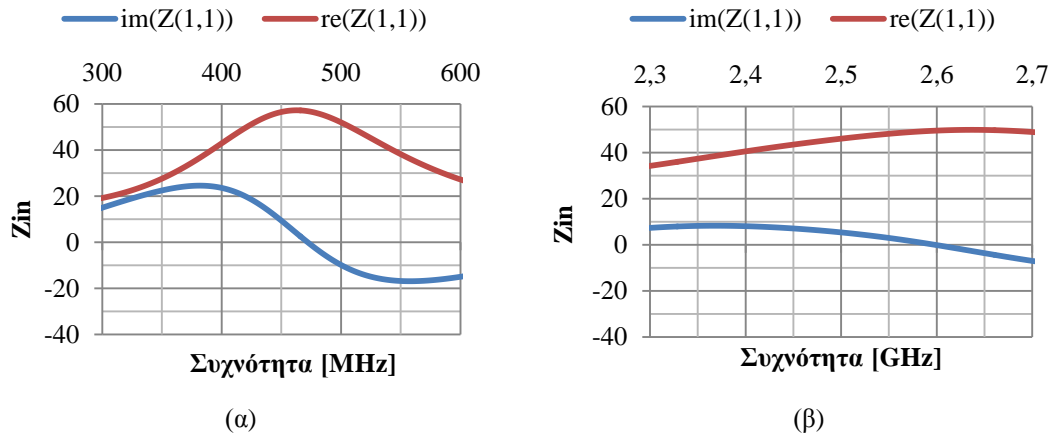
Εικόνα 3.10: (α) Πλάγια όψη κεραίας. (β) Κάτοψη κεραίας.

Η κεραία τοποθετήθηκε σε δύο διαφορετικά μοντέλα ιστών έτσι ώστε να ληφθεί υπόψη η διαφοροποίηση των διηλεκτρικών χαρακτηριστικών που αντιστοιχούν σε κάθε μία από τις ζώνες συχνοτήτων λειτουργίας της. Συνεπώς, για τη λειτουργία στη ζώνη MedRadio έγινε σχεδίαση βιολογικού ιστού με σχετική διηλεκτρική σταθερά  $\epsilon_r = 46.741$  και αγωγιμότητα  $\sigma = 0.68892$  S/m και για τη ζώνη ISM έγινε σχεδίαση με  $\epsilon_r = 38.063$  και αγωγιμότητα  $\sigma = 1.4407$  S/m. Ο συντελεστής ανάκλασης για τις δύο ζώνες συχνοτήτων δίνεται στην Εικόνα 3.11. Πράγματι, τα εύρη ζώνης είναι 206 MHz και περίπου 1.2 GHz για τις ζώνες MedRadio και ISM αντίστοιχα. Οι συχνότητες συντονισμού (478 MHz για τη MedRadio και 2.6 GHz για ISM) διαφέρουν λίγο από αυτές που φαίνονται στην Εικόνα 3.9, κυρίως λόγω της παραδοχής των σταθερών διηλεκτρικών ιδιοτήτων των μοντέλων που χρησιμοποιήθηκαν. Επιπλέον, περαιτέρω μικρή διαφοροποίηση των αποτελεσμάτων οφείλεται σε διαφορετικές ρυθμίσεις στη διακριτοποίηση του προβλήματος και τον τρόπο επίλυσης από το λογισμικό προσομοίωσης.



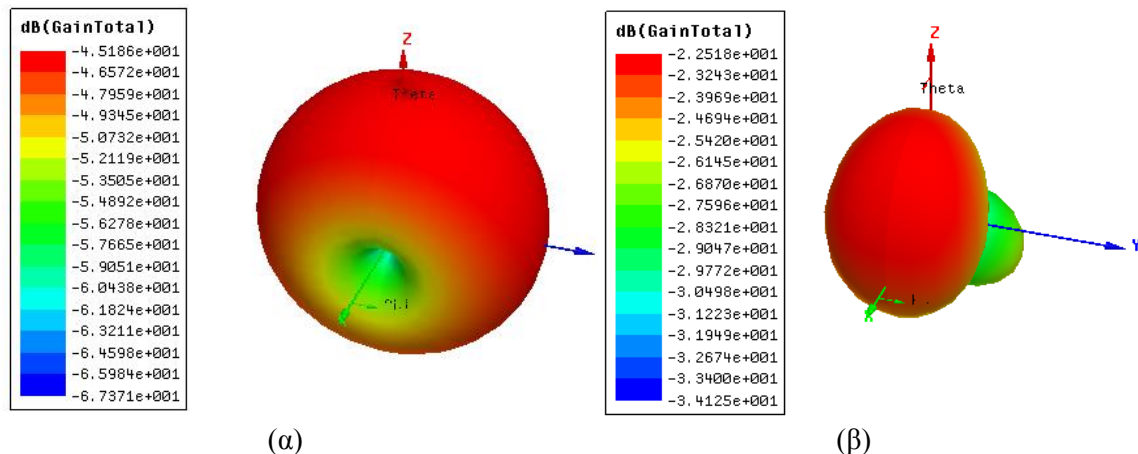
Εικόνα 3.11: (α) Συντελεστής ανάκλασης στη ζώνη MedRadio (β) Συντελεστής ανάκλασης στη ζώνη ISM.

Επιπλέον, μέσω των αποτελεσμάτων της εικόνας 3.12, μπορεί να γίνει έλεγχος της ποιότητας της προσαρμογής στη δεδομένη κεραία. Παρατηρείται ότι η σύνθετη αντίσταση εισόδου της κεραίας είναι  $56 - j1.95 \Omega$  στη MedRadio και  $49.6 - j0.1 \Omega$  στην ISM. Στην περίπτωση τέλει προσαρμογής η κεραία θα είχε μόνο πραγματικό μέρος ίσο με  $50 \Omega$ . Όμως, επειδή η επίτευξη τέλει προσαρμογής είναι σχεδόν αδύνατη, η μικρή αυτή παρέκκλιση θεωρείται αμελητέα. Συνεπώς, η κεραία παρουσιάζει πολύ καλή προσαρμογή.



Εικόνα 3.12: (α) Σύνθετη αντίσταση εισόδου στη ζώνη MedRadio (β) Σύνθετη αντίσταση εισόδου στη ζώνη ISM.

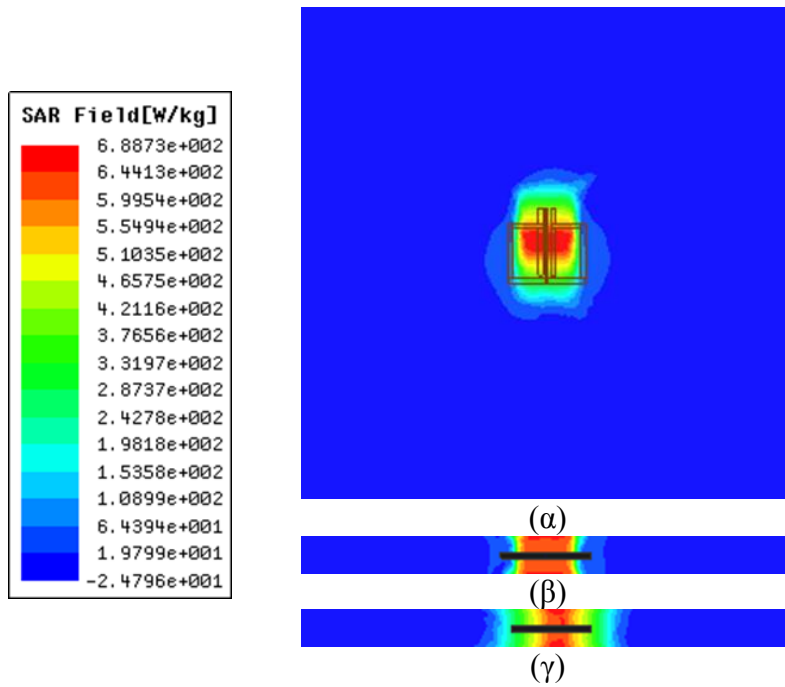
Στην Εικόνα 3.13 φαίνεται η τρισδιάστατη αναπαράσταση του κέρδους της κεραίας και το διάγραμμα ακτινοβολίας της για τις δύο ζώνες συχνοτήτων (MedRadio, ISM). Φαίνεται ότι η κεραία έχει χαρακτηριστικά ομοιοκατευθυντικής κεραίας γύρω από τον άξονα  $XX'$  (YZ plane) στη ζώνη MedRadio με μέγιστο κέρδος τα  $-45\text{dB}$ . Στην ISM, η κεραία εμφανίζει μέγιστο κέρδος  $-25\text{dB}$  στο θετικό ημιεπίπεδο xz.



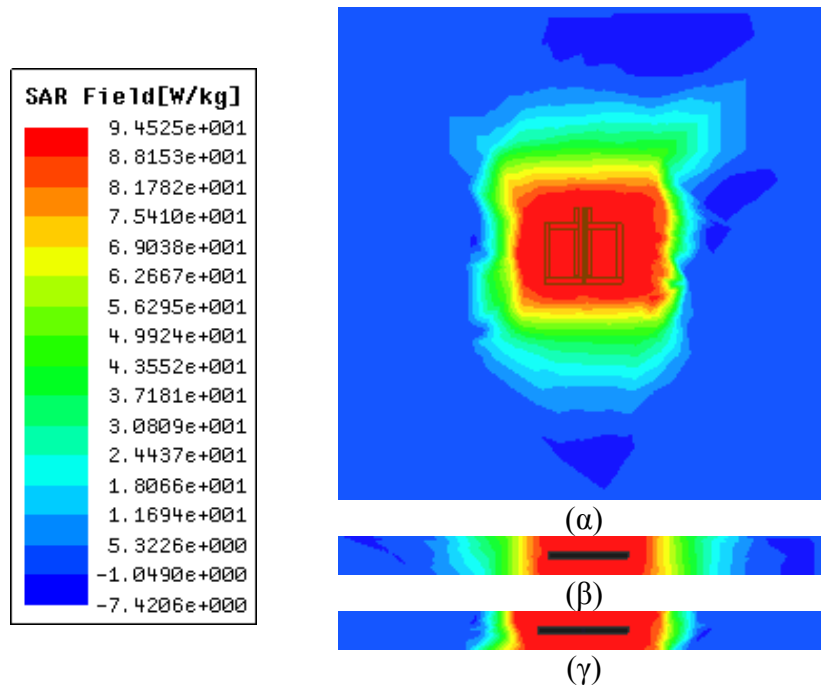
Εικόνα 3.13:(α) 3D αναπαράσταση κέρδους κεραίας MedRadio (β) 3D αναπαράσταση κέρδους κεραίας ISM.

Τέλος, μελετήθηκε ο μέσος ειδικός ρυθμός απορρόφησης της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας ανά  $1\text{g}$ , και  $10\text{g}$  ιστού στις περιοχές MedRadio και ISM. Τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων δίνονται στην Εικόνα 3.14-3.17 αντίστοιχα. Για τον υπολογισμό θεωρήθηκε πυκνότητα μάζας για τον ιστό δέρματος σταθερή ίση με  $1.1\text{ g/cm}^3$  και ισχύς εισόδου  $1\text{W}$ . Υπενθυμίζεται ότι τα πρότυπα ασφαλείας για την έκθεση σε ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία, όπως έχουν θεσπιστεί από τους αρμόδιους οργανισμούς, έχουν ως εξής: (α) IEEE C95.1-1999,  $1\text{g-avg SAR} < 1.6\text{ W/kg}$ , (β) IEEE C95.1-2005 και ICNIRP  $10\text{g avg SAR} < 2\text{ W/kg}$ .

Παρατηρείται στην Εικόνα 3.14 ότι η μέγιστη τιμή του μέσου ειδικού ρυθμού απορρόφησης ανά  $1\text{-g}$  ιστού για τη ζώνη MedRadio είναι  $688.7\text{ W/kg}$ . Συνεπώς, για να τηρούνται τα όρια SAR, η μέγιστη ισχύς εισόδου πρέπει να είναι  $2.32\text{ mW}$ . Αντίστοιχα, για τη ζώνη ISM η μέγιστη τιμή SAR είναι  $589.77\text{ W/kg}$ , άρα η ισχύς εξόδου δεν πρέπει να ξεπερνάει τα  $2.71\text{ mW}$ .



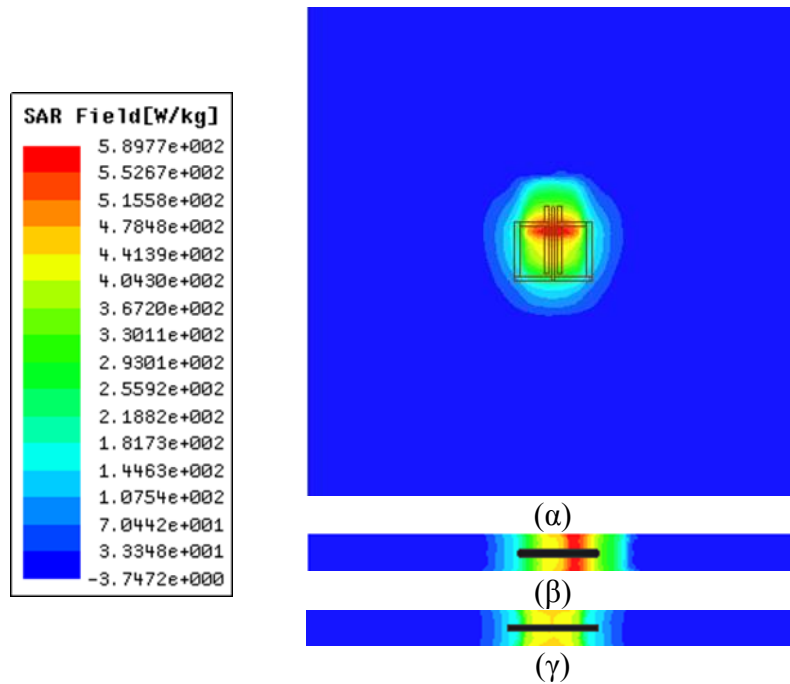
**Εικόνα 3.14:** Κατανομή μέσου ρυθμού ειδικής απορρόφησης ανά 1g ιστού στη ζώνη MedRadio (α) στο επίπεδο xy (β) στο επίπεδο xz (γ) στο επίπεδο yz.



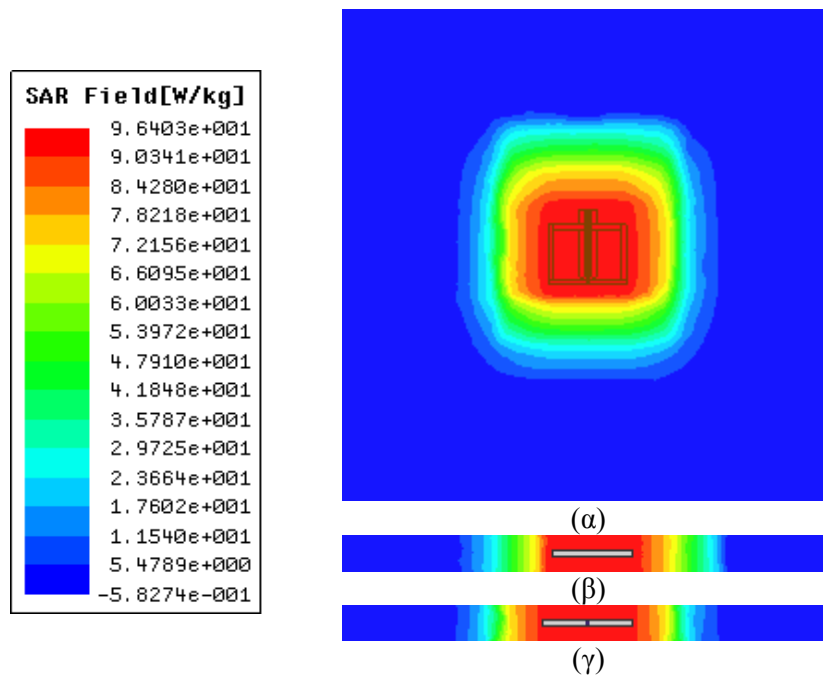
**Εικόνα 3.15:** Κατανομή μέσου ρυθμού ειδικής απορρόφησης ανά 10g ιστού στην περιοχή MedRadio (α) στο επίπεδο xy (β) στο επίπεδο xz (γ) στο επίπεδο yz.

Σύμφωνα με τις οδηγίες της IEEE C95.1-2005 και της ICNIRP, στη ζώνη MedRadio με μέγιστη τιμή μέσου ειδικού ρυθμού απορρόφησης ανά 10-g ιστού 94.53 W/kg, η μέγιστη επιτρεπόμενη ισχύς εισόδου είναι 21.16 mW. Αντίστοιχα, για τη ζώνη ISM η μέγιστη τιμή SAR είναι 96.4 W/kg και ως εκ τούτου η μέγιστη επιτρεπόμενη ισχύς εισόδου είναι 20.7 mW. Οι τιμές SAR και οι μέγιστες ισχύες εισόδου ώστε να τηρούνται τα όρια ασφαλείας δίνονται στον Πίνακα 3.3.





Εικόνα 3.16: Κατανομή μέσου ρυθμού ειδικής απορρόφησης ανά 1g ιστού στη ζώνη ISM (α) στο επίπεδο xy (β) στο επίπεδο xz (γ) στο επίπεδο yz.



Εικόνα 3.17: Κατανομή μέσου ρυθμού ειδικής απορρόφησης ανά 10g ιστού στην περιοχή ISM (α) στο επίπεδο xy (β) στο επίπεδο xz (γ) στο επίπεδο yz.

Πίνακας 3.3: Συγκεντρωτικός πίνακας μέγιστων τιμών SAR και μέγιστων τιμών ισχύος εισόδου.

Συχνότητα (MHz)	Max SAR (W/kg)		Μέγιστη ισχύς εισόδου (mW)	
	1-g	10-g	IEEE C95.1-1999	IEEE C95.1-2005
403.5	688.7	94.53	2.32	21.16
2400	589.77	96.4	2.71	20.7

Ένα μειονέκτημα αυτής της κεραίας είναι το μεγάλο πάχος του διηλεκτρικού της ( $h=1.27\text{mm}$ ). Στις εμφυτευσιμες διατάξεις το μέγεθος της διάταξης είναι ένα από τα

σημαντικότερα ζητήματα. Κρίνεται σκόπιμο, λοιπόν, για τη διευκόλυνση της εμφύτευσης και τη σμίκρυνση της εμφυτεύσιμης διάταξης να μειωθεί όσο το δυνατόν περισσότερο το πάχος της κεραίας και κατ' επέκταση ο όγκος της. Δυστυχώς, με βάση τα όσα αναλύθηκαν στο προηγούμενο κεφάλαιο, η μείωση του πάχους του υποστρώματος θα οδηγήσει σε μείωση του εύρους ζώνης και αποσυντονισμό της κεραίας. Γι αυτό το λόγο, θα γίνει προσπάθεια μείωσης του πάχους της κεραίας διατηρώντας στο μέγιστο δυνατό βαθμό τα ευρυζωνικά χαρακτηριστικά της κεραίας. Για το λόγο αυτό και για να αντισταθμιστεί η επίδραση του πάχους του υλικού θα γίνει χρήση υλικών υποστρώματος με χαμηλότερη διηλεκτρική σταθερά, κάτι το οποίο, όπως είδαμε στο προηγούμενο κεφάλαιο, είναι ικανό να αυξήσει σημαντικά το εύρος ζώνης.

Οι επιδόσεις της κεραίας παρατίθενται συγκεντρωτικά στον Πίνακα 3.4.

**Πίνακας 3.4:** Συγκεντρωτικός πίνακας επιδόσεων συντονισμού, ακτινοβολίας και ασφάλειας της κεραίας [1]

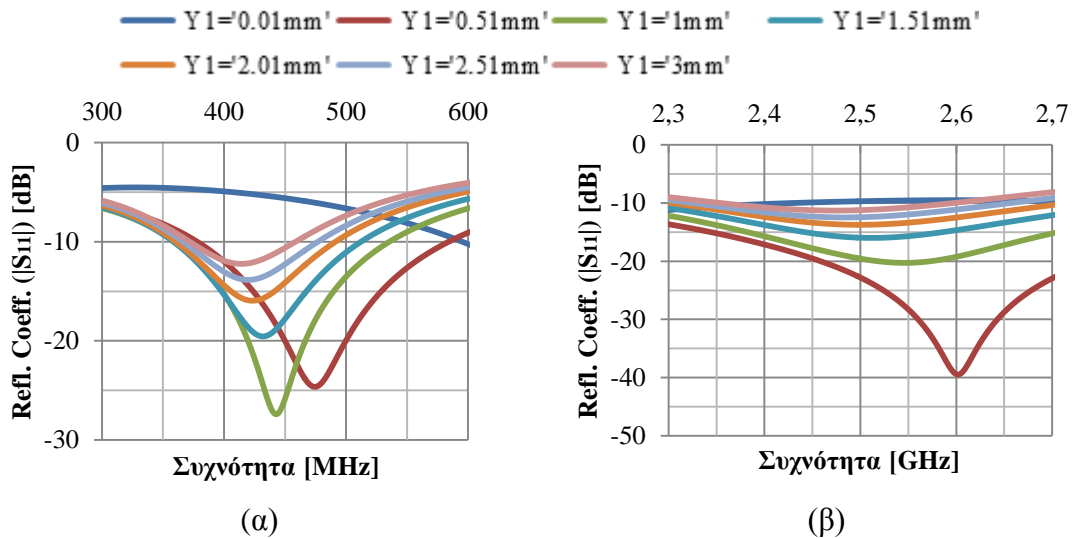
Χαρακτηριστικά κεραίας βιβλιογραφίας	MedRadio	ISM
<i>Συχνότητα Συντονισμού</i>	478 MHz	2.6 GHz
<i>Συντελεστής Ανάκλασης στη Συχνότητα Συντονισμού</i>	-24 dB	-47 dB
<i>Εύρος Ζώνης</i>	278 MHz	870 MHz
<i>Κέρδος</i>	-45 dB	-25 dB
<i>Αντίσταση Εισόδου</i>	56 – j1.95 Ω	49.6 – j0.1 Ω
<i>Μέγιστο μέσο SAR 1-g</i>	688.7 W/kg	589.77 W/kg
<i>Μέγιστο μέσο SAR 10-g</i>	94.53 W/kg	96.4 W/kg

### 3.2.2 Παραμετρική μελέτη σχεδιαστικών παραγόντων

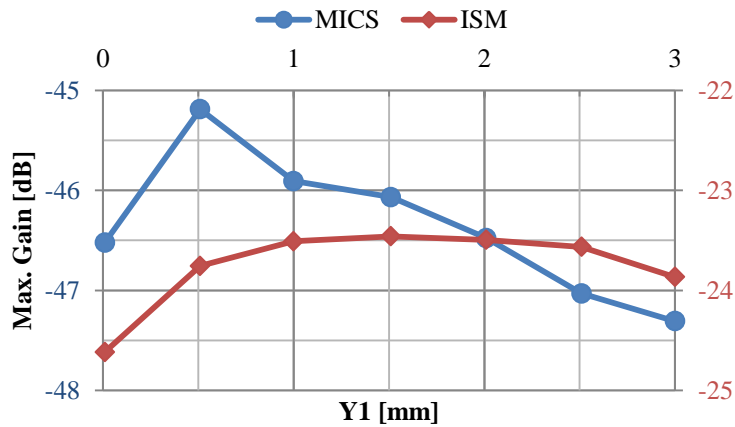
Στη συνέχεια, έγινε παραμετρική μελέτη της κεραίας. Εξετάσθηκε ο τρόπος με τον οποίο κάθε τμήμα της κεραίας επηρεάζει το συντελεστή ανάκλασης, τη συχνότητα συντονισμού, το εύρος ζώνης και το κέρδος της κεραίας μεταβάλλοντας το πλάτος και το μήκος του εκάστοτε τμήματος. Τα αποτελέσματα αυτών των μεταβολών καθώς και τα συμπεράσματα που προκύπτουν δίνονται παρακάτω.

- Παραλληλόγραμμο 1 (Rect 1), Y1

Παρατηρώντας την Εικόνα 3.18, προκύπτει ότι καθώς μεγαλώνει το πλάτος Y1 του τμήματος Rect 1, η συχνότητα συντονισμού μειώνεται και για τις δύο ζώνες συχνοτήτων με σταδιακή αύξηση της τιμής του συντελεστή ανάκλασης. Η μεταβολή του πλάτους επηρεάζει αισθητά το εύρος ζώνης της κεραίας στις δύο συχνότητες. Το μέγιστο κέρδος της κεραίας για τη ζώνη MedRadio και ISM μετράται για γωνία  $\theta=0^\circ$ ,  $Y1=0.51\text{mm}$  και  $Y1=1.51\text{mm}$  αντίστοιχα. Η μεταβολή του μέγιστου κέρδους ανάλογα με τη διάσταση του Y1 δίνεται στην Εικόνα 3.19.

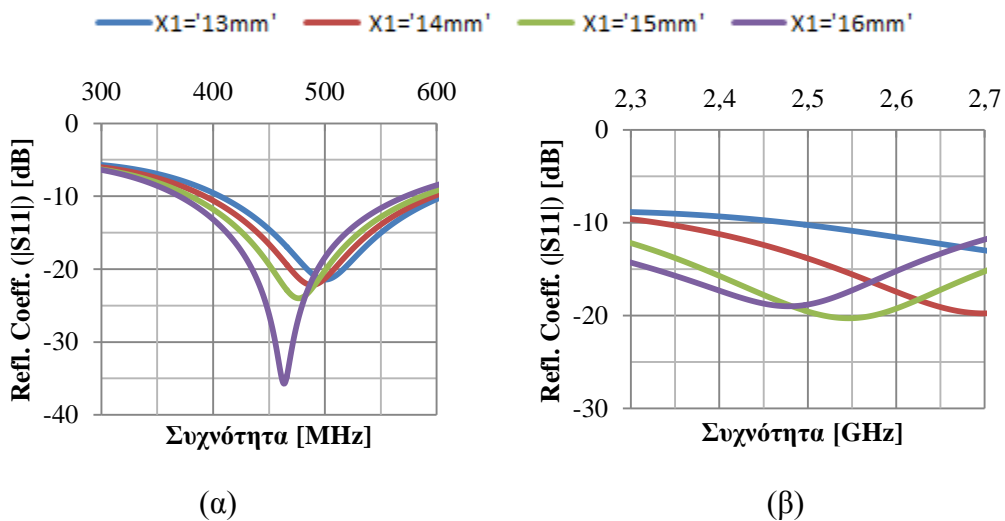


Εικόνα 3.18: (α) Μεταβολή του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της μεταβολής της μεταβλητής Y<sub>1</sub> (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio και (β) στη ζώνη ISM.

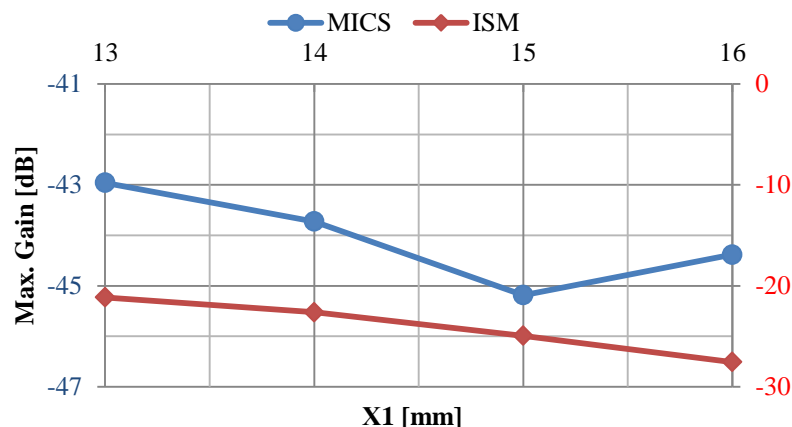


Εικόνα 3.19: Μεταβολή του μέγιστου κέρδους συναρτήσει της μεταβλητής Y<sub>1</sub> (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio (μπλε γραμμή) και στη ζώνη ISM (κόκκινη γραμμή)

- Παραλληλόγραμμο 1 (Rect 1), X<sub>1</sub>



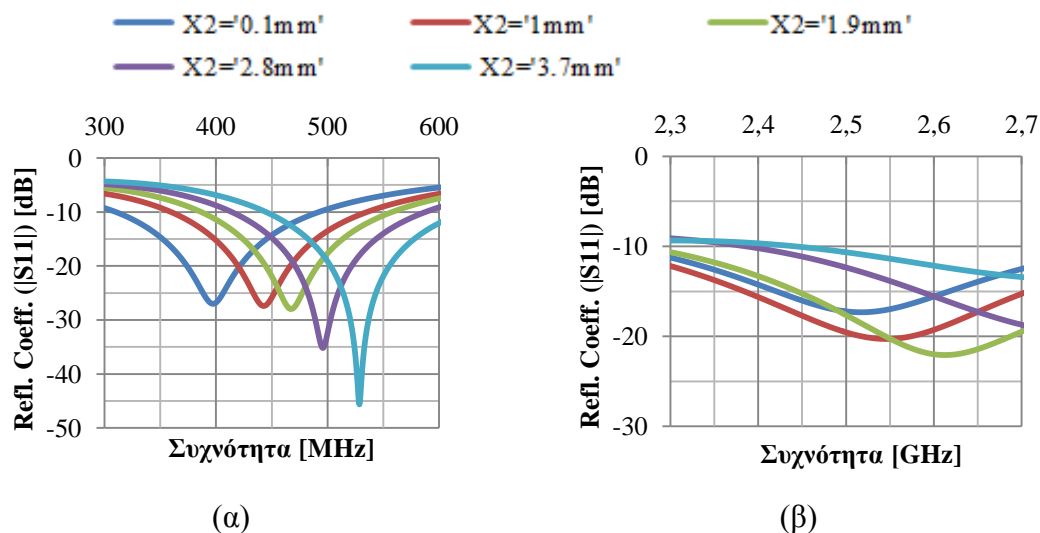
Εικόνα 3.20: (α) Μεταβολή του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της μεταβολής της μεταβλητής X<sub>1</sub> (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio και (β) στη ζώνη ISM



**Εικόνα 3.21:** Μεταβολή του μέγιστου κέρδους συναρτήσει της μεταβλητής X1 (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio (μπλε γραμμή) και στη ζώνη ISM (κόκκινη γραμμή)

Από την Εικόνα 3.20, εξάγεται το συμπέρασμα πως η αύξηση του μήκους X1 του Rect 1 οδηγεί σε μείωση της συχνότητας συντονισμού της κεραίας. Η μείωση αυτή γίνεται πιο αισθητή στη ζώνη ISM και λιγότερο στη MedRadio. Για κάθε 1mm αύξησης του μήκους, η συχνότητα συντονισμού μειώνεται στη MedRadio, ενώ στην ISM η μείωση ελαττώνεται καθώς το μήκος πλησιάζει τη μέγιστη τιμή των 16mm. Το εύρος ζώνης λειτουργίας παραμένει σταθερό παρά τις μεταβολές και για τις δύο ζώνες συχνοτήτων. Επίσης, η τιμή του συντελεστή ανάκλασης μειώνεται καθώς αυξάνεται το X1 στη MedRadio, ενώ δεν επηρεάζεται αισθητά στη ζώνη ISM. Η κεραία παρουσιάζει μέγιστο κέρδος για  $\theta=0^\circ$  και  $Y1=13\text{mm}$  τόσο στη MedRadio όσο και στη ISM (Εικόνα 3.21).

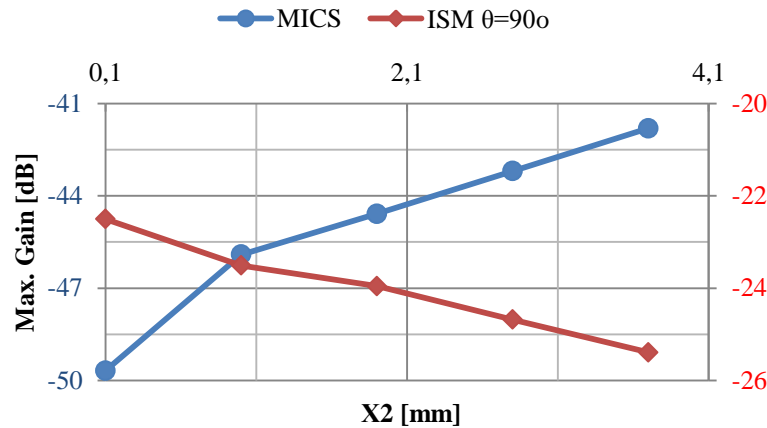
- Παραλληλόγραμμο 2,3 (Rect 2,3), X2



**Εικόνα 3.22:** (α) Μεταβολή του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της μεταβολής της μεταβλητής X2 (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio και (β) στη ζώνη ISM.

Παρατηρώντας την Εικόνα 3.22 φαίνεται η ανάλογη εξάρτηση του μήκους X2, που αφορά τα τμήματα Rect 2 και Rect 3 (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2), με τη συχνότητα συντονισμού για τις ζώνες MedRadio και ISM. Το εύρος ζώνης στην περιοχή MedRadio μένει ανεπηρέαστο από τις μεταβολές του μήκους και κυμαίνεται περίπου στα 175MHz. Το ίδιο δεν ισχύει και για τη ζώνη ISM, όπου το εύρος ζώνης αυξάνεται κατά 100 MHz σε κάθε μεταβολή του μήκους ξεκινώντας από τα 600 MHz. Η τιμή του συντελεστή ανάκλασης μειώνεται ακανόνιστα καθώς αυξάνεται το

X2 και στις δύο ζώνες. Το μέγιστο κέρδος μετράται για  $\theta=90^\circ$ , δηλαδή στο επίπεδο xy.

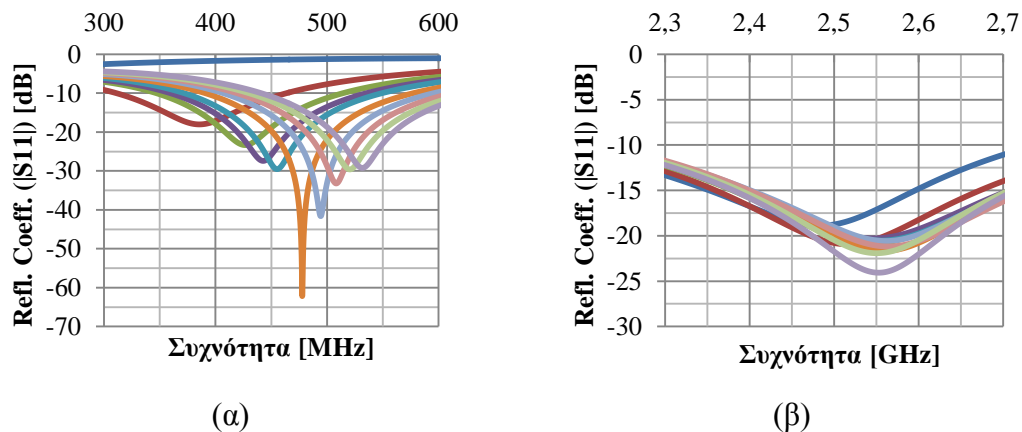


**Εικόνα 3.23:** Μεταβολή του μέγιστου κέρδους συναρτήσει της μεταβλητής X2 (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio (μπλε γραμμή) και στη ζώνη ISM (κόκκινη γραμμή)

Παρατηρείται ότι η μεταβολή του μήκους X2 έχει μεγάλη επίδραση στο κέρδος (Εικόνα 3.23) της κεραίας στις δύο ζώνες, κυρίως στη MedRadio. Η αύξηση του X2 οδηγεί σε αύξηση του κέρδους στη ζώνη MedRadio και σε μείωση του στη ζώνη ISM. Στη MedRadio, το μέγιστο κέρδος εμφανίζεται για X2=3.7mm και στην ISM για X2=0.1mm.

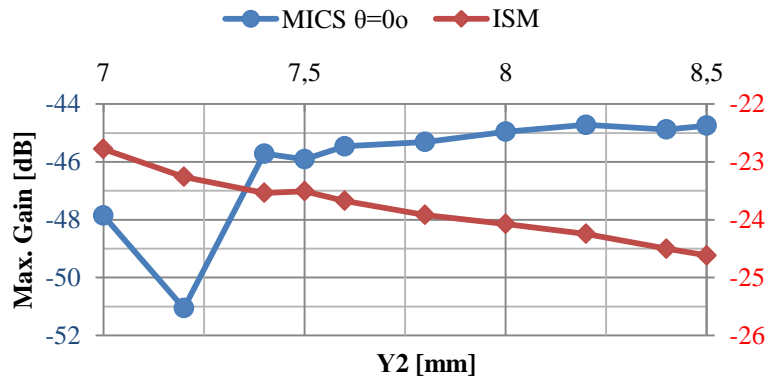
- Παραλληλόγραμμο 2,3 (Rect 2,3), Y2

— Y2='7mm m' — Y2='7.2mm m' — Y2='7.4mm m' — Y2='7.5mm m' — Y2='7.6mm m'  
 — Y2='7.8mm m' — Y2='8mm m' — Y2='8.2mm m' — Y2='8.4mm m' — Y2='8.5mm m'



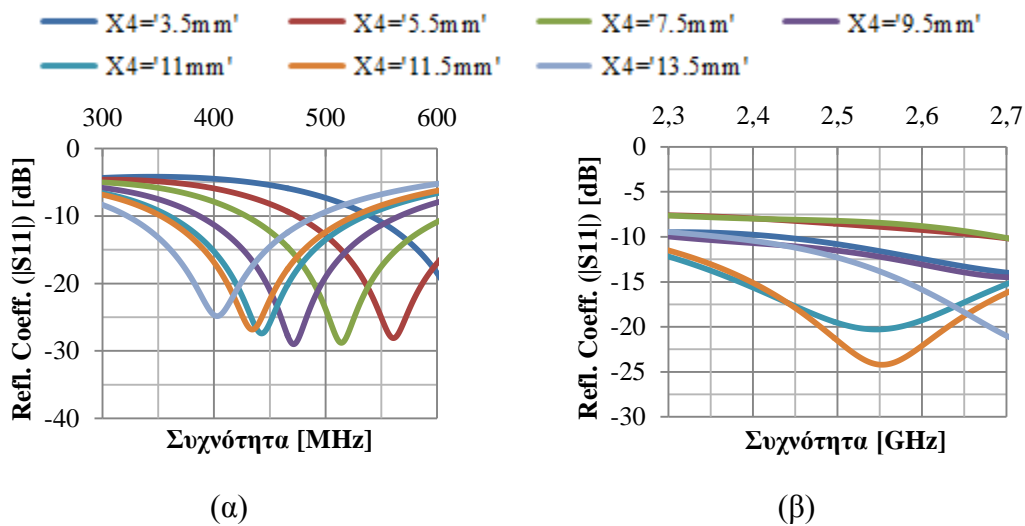
**Εικόνα 3.24:** (α) Μεταβολή του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της μεταβολής της μεταβλητής Y2 (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio και (β) στη ζώνη ISM.

Η μεταβολή του πλάτους Y2, όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.24, επηρεάζει μόνο τη ζώνη MedRadio. Η αύξηση του Y2 έχει ως αποτέλεσμα την έντονη αύξηση της συχνότητας συντονισμού στη MedRadio, ενώ αφήνει σχεδόν ανεπηρέαστη τη συχνότητα συντονισμού στη ζώνη ISM. Το εύρος ζώνης της MedRadio και της ISM είναι περίπου 180 MHz και 690 MHz αντίστοιχα και δεν μεταβάλλεται από τις αλλαγές του Y2. Η τιμή του συντελεστή ανάκλασης μένει ανεπηρέαστη στην ISM αλλά αυξομειώνεται στη MedRadio. Το μέγιστο κέρδος μειώνεται στην ISM με την αύξηση του Y2, αλλά είναι ακανόνιστο στη MedRadio, όπου παρουσιάζει έντονη διακύμανση. Οι μέγιστες τιμές κέρδους λαμβάνονται για  $\theta=0^\circ$ , Y2=8.2mm στη MedRadio και για  $\theta=0^\circ$ , Y2=7mm στη ISM (Εικόνα 3.25).

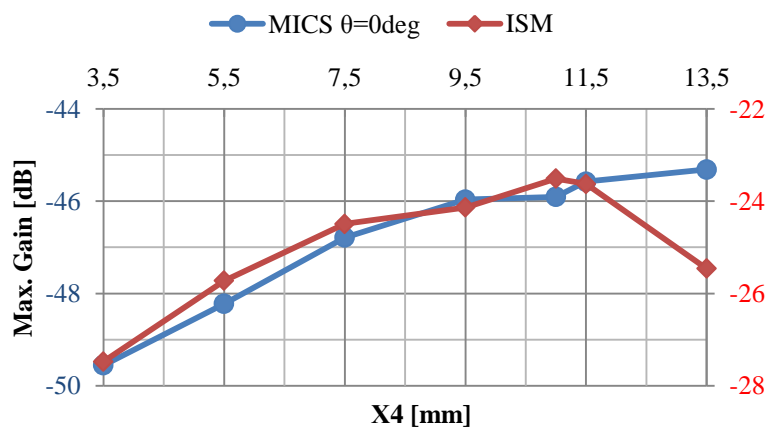


Εικόνα 3.25: Μεταβολή του μέγιστου κέρδους συναρτήσει της μεταβλητής Y2 (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio (μπλε γραμμή) και στη ζώνη ISM (κόκκινη γραμμή)

- Παράλληλόγραμμο 4, 5, (Rect 4, 5), X4



Εικόνα 3.26: (α) Μεταβολή του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της μεταβολής της μεταβλητής X4 (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio και (β) στη ζώνη ISM.

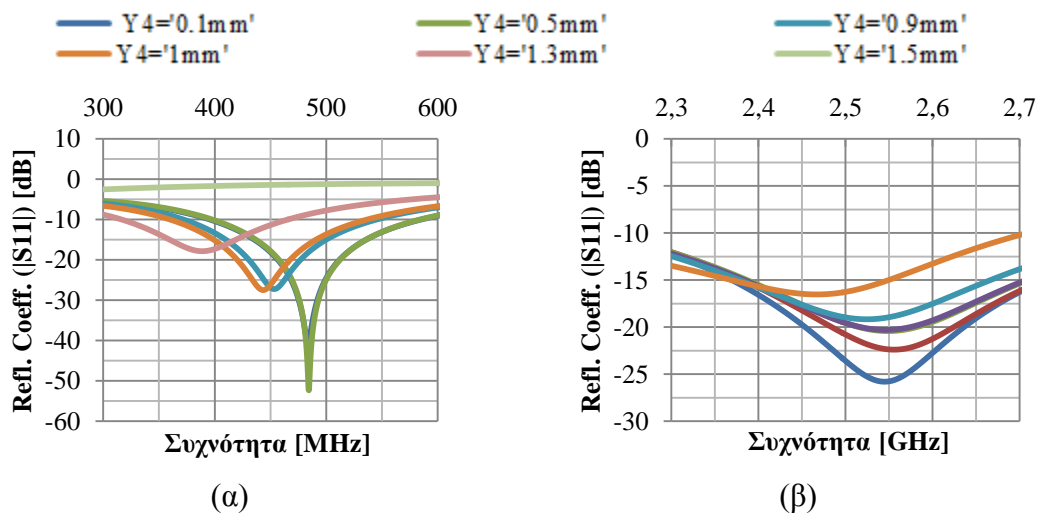


Εικόνα 3.27: Μεταβολή του μέγιστου κέρδους συναρτήσει της μεταβλητής X4 (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio (μπλε γραμμή) και στη ζώνη ISM (κόκκινη γραμμή)

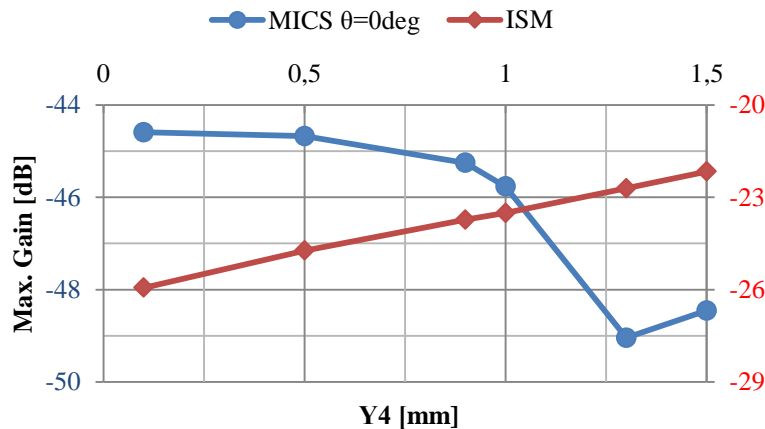
Παρατηρώντας την Εικόνα 3.26 προκύπτει ότι η αύξηση του μήκους X4 του τμήματος Rect 4 και Rect 5 ρίχνει σημαντικά τη συχνότητα συντονισμού στη ζώνη MedRadio. Για την περιοχή ISM δεν γίνεται να καθοριστεί ο τρόπος επίδρασης της

μεταβολής του  $X_4$  καθώς η συχνότητα συντονισμού αυξομειώνεται ακανόνιστα. Το εύρος ζώνης της MedRadio δεν επηρεάζεται από τις μεταβολές στο μήκος και διατηρείται στα 170 MHz. Κάτι αντίστοιχο δεν ισχύει για τη ζώνη ISM, όπου το εύρος ζώνης λειτουργίας ποικίλλει ανάλογα με το μήκος του  $X_4$  και κυμαίνεται από 680 MHz έως και 940 MHz. Η τιμή του συντελεστή ανάκλασης για τη ζώνη MedRadio είναι κοντά στα -30dB, ενώ για την ISM βρίσκεται μεταξύ -15dB και -25dB. Το μέγιστο κέρδος (Εικόνα 3.27) της κεραίας εντοπίζεται για γωνία  $\theta=0^\circ$ . Για τη ζώνη MedRadio παρατηρείται συνεχής αύξηση του κέρδους καθώς αυξάνεται το  $X_4$ , ενώ για τη ISM πτώση μετά τα 11mm. Οι μέγιστες τιμές κέρδους λαμβάνονται για  $\theta=0^\circ$ ,  $X_4=13.5\text{mm}$  στη MedRadio και για  $\theta=0^\circ$ ,  $Y_2=11\text{mm}$  στην ISM.

- Παραλληλόγραμμο 4, 5, (Rect 4, 5),  $Y_4$



Εικόνα 3.28: (α) Μεταβολή του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της μεταβολής της μεταβλητής  $Y_4$  (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio και (β) στη ζώνη ISM.

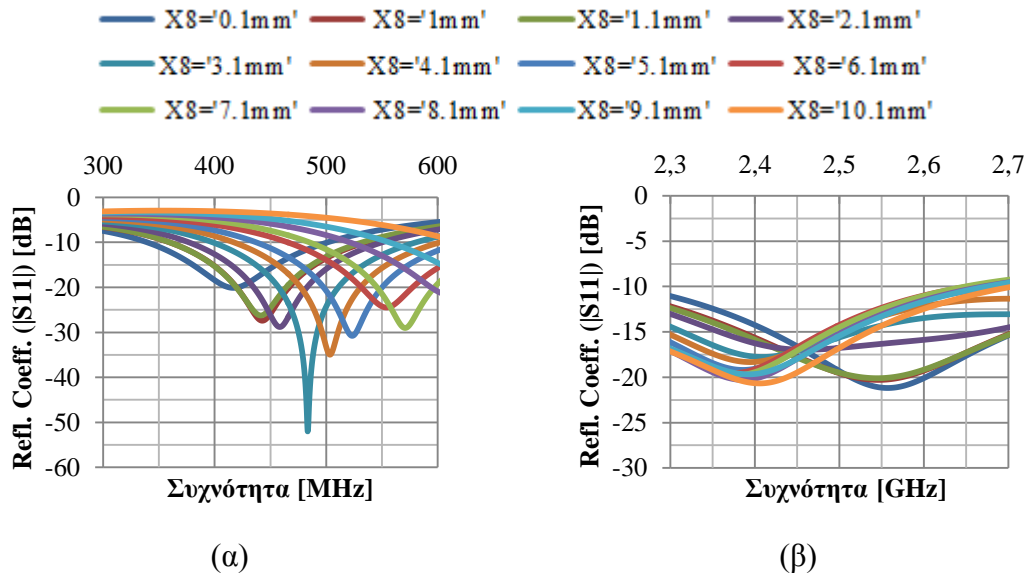


Εικόνα 3.29: Μεταβολή του μέγιστου κέρδους συναρτήσει της μεταβλητής  $Y_4$  (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio (μπλε γραμμή) και στη ζώνη ISM (κόκκινη γραμμή)

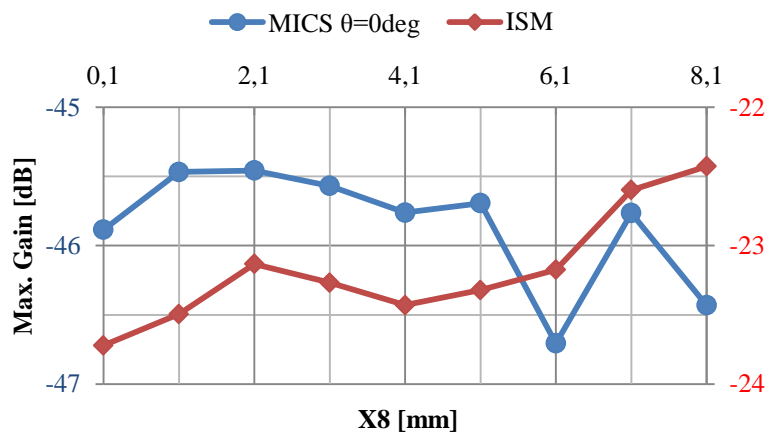
Στη ζώνη MedRadio η συχνότητα συντονισμού (Εικόνα 3.28) αυξάνεται από 0,1-0,3mm γύρω στα 500 MHz και από 0.3mm και πάνω μειώνεται σταδιακά με ταυτόχρονη μείωση της τιμής του συντελεστή ανάκλασης. Στη ζώνη ISM η αύξηση του  $Y_4$  οδηγεί σε μικρή μείωση της συχνότητας συντονισμού και σημαντική μείωση της τιμής του συντελεστή ανάκλασης. Όταν το πλάτος αυξάνεται το εύρος ζώνης λειτουργίας της ζώνης MedRadio ελαττώνεται κατά 10 MHz περίπου σε κάθε μεταβολή από τα 190 MHz. Για την ISM το εύρος ζώνης μένει σταθερό στα 700

MHz. Το μέγιστο κέρδος (Εικόνα 3.29) της ISM παρουσιάζει διαρκή αύξηση καθώς μεγαλώνει το πλάτος Y4 με ολικό μέγιστο για Y4=1.5mm. Αντιθέτως, το κέρδος στη ζώνη MedRadio μειώνεται μέχρι το πλάτος να λάβει τιμή 1,3mm με μέγιστη τιμή κέρδους να εμφανίζεται για Y4=0.1mm.

- Παραλληλόγραμμο 6,8, (Rect 6, 8), X8



Εικόνα 3.30: (α) Μεταβολή του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της μεταβολής της μεταβλητής X8 (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio και (β) στη ζώνη ISM.



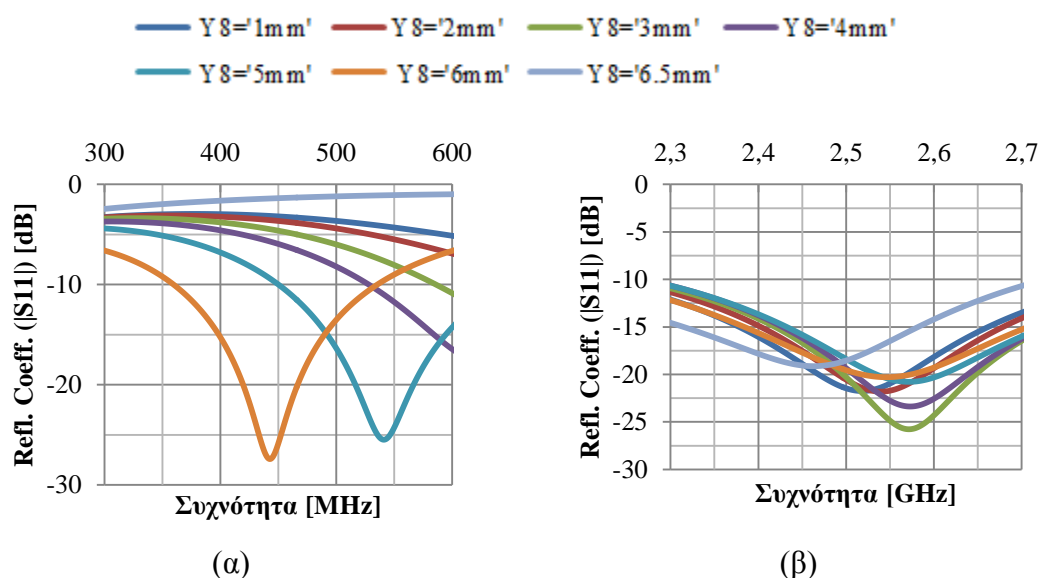
Εικόνα 3.31: Μεταβολή του μέγιστου κέρδους συναρτήσει της μεταβλητής X8 (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio (μπλε γραμμή) και στη ζώνη ISM (κόκκινη γραμμή)

Στην Εικόνα 3.30 φαίνεται η έντονη επίδραση της μεταβολής του μήκους X8 στη συχνότητα συντονισμού της ζώνης MedRadio. Η αύξηση του μήκους οδηγεί σε σημαντική αύξηση της συχνότητας συντονισμού. Στην περιοχή των 1.5GHz η επίδραση της αύξησης του X8 είναι παρόμοια με αυτή της ζώνης MedRadio, χωρίς όμως να επηρεάζει τη συχνότητα συντονισμού στα 2.6 GHz. Το εύρος ζώνης στη MedRadio είναι περίπου 180 MHz και δεν επηρεάζεται από τις μεταβολές. Αντίστοιχα ισχύει για τη ζώνη ISM με το εύρος ζώνης να είναι 700 MHz. Η τιμή του συντελεστή ανάκλασης δεν μεταβάλλεται αισθητά παραμένοντας στα -30dB και -20dB για τις ζώνες MedRadio και ISM αντίστοιχα. Το μέγιστο κέρδος (Εικόνα 3.31) παρουσιάζει αυξομειώσεις για τις δύο ζώνες και εντοπίζεται για  $\theta=0^\circ$ , X8=2.1mm και X8=8.1mm για τη MedRadio και την ISM αντίστοιχα. Λόγω της διαφοράς που

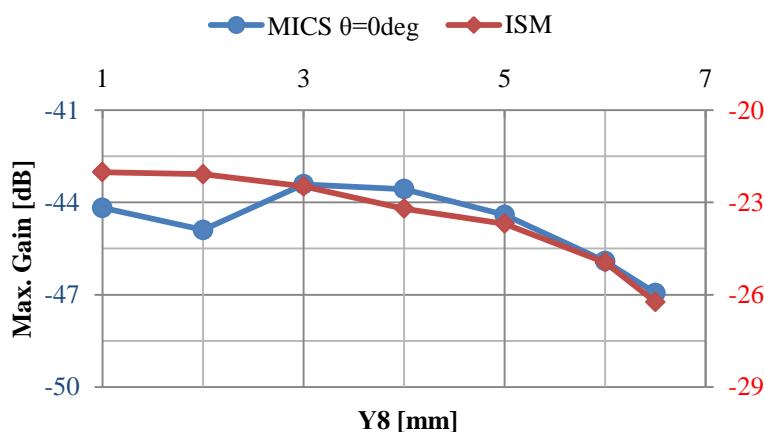


παρουσιάζεται στα μήκη  $Y_8$  που εμφανίζουν μέγιστο κέρδος για τις δύο περιοχές συχνοτήτων, είναι αναγκαίο να γίνουν ορισμένοι συμβιβασμοί κατά τη σχεδίαση της κεραίας, έτσι ώστε να επιτευχθεί ο καλύτερος δυνατός συνδυασμός κέρδους και για τις δύο ζώνες. Τέτοιου είδους συμβιβασμοί γίνονται για όλες τις παραμέτρους της κεραίας, όπως η συχνότητα συντονισμού, γεγονός που καθιστά ιδιαίτερα πολύπλοκη τη σχεδίαση μιας νέας κεραίας με βελτιστοποιημένα όλα τα χαρακτηριστικά της και για τις δύο ζώνες.

- Παράλληλόγραμμο 6,8, (Rect 6, 8),  $Y_8$ .



Εικόνα 3.32: (α) Μεταβολή του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της μεταβολής της μεταβλητής  $Y_8$  (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio και (β) στη ζώνη ISM.

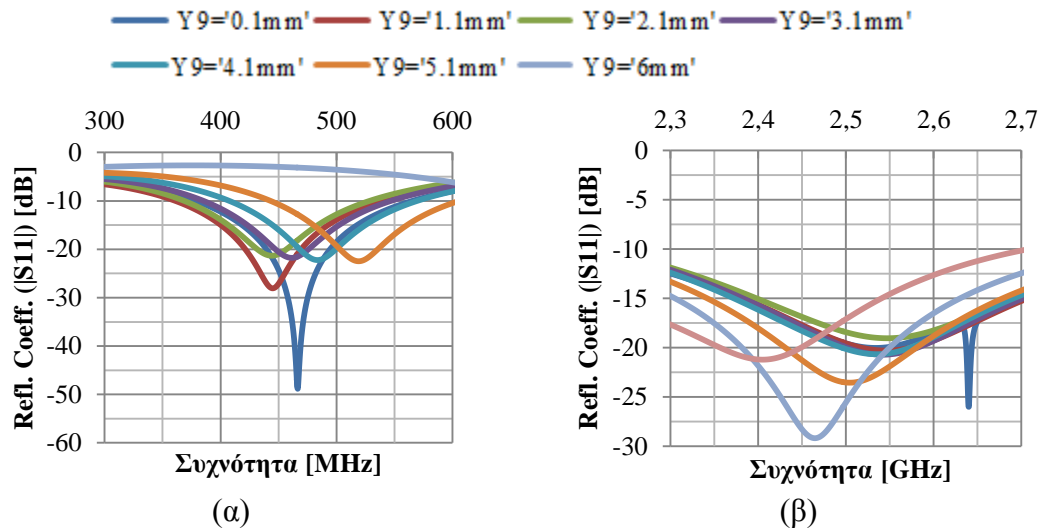


Εικόνα 3.33: Μεταβολή του μέγιστου κέρδους συναρτήσει της μεταβλητής  $Y_8$  (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio (μπλε γραμμή) και στη ζώνη ISM (κόκκινη γραμμή)

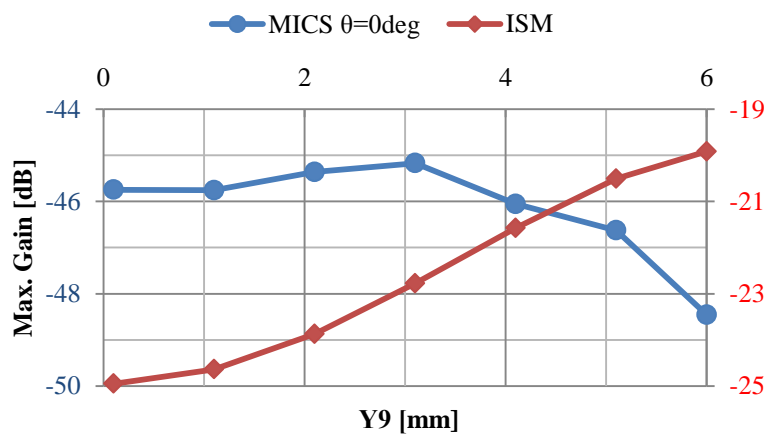
Οι μεταβολές στο πλάτος  $Y_8$  επηρεάζουν τις δύο ζώνες συχνοτήτων (Εικόνα 3.32), ιδιαίτερα τη MedRadio. Στην τελευταία, η αύξηση του  $Y_8$  επιφέρει σημαντική άνοδο της συχνότητας συντονισμού ακόμα και σε συχνότητες εκτός της περιοχής MedRadio σε κάθε μεταβολή 1mm. Στη ζώνη ISM υπάρχει πάλι επίδραση, αλλά όχι σε τέτοιο βαθμό. Μαζί με την αύξηση της συχνότητας συντονισμού στη ζώνη MedRadio, υπάρχει και αύξηση του εύρους ζώνης λειτουργίας που ξεκινάει από τα 180 MHz και ξεπερνάει τα 200 MHz σε αντίθεση με τη ζώνη ISM, όπου το εύρος ζώνης μένει σταθερό στα 640 MHz. Ο συντελεστής ανάκλασης αυξάνεται σταδιακά από τα -28dB

στα -15dB στη MedRadio και από τα -26dB στα -19dB για την ISM. Το μέγιστο κέρδος (Εικόνα 3.33) της ISM μειώνεται με την αύξηση του Y8 κατά 4dB συνολικά, ενώ της MedRadio μέχρι τα 3mm είναι ακανόνιστο και μετά ελαττώνεται. Τα μέγιστα κέρδη λαμβάνονται για  $\theta=0^\circ$ , Y8=3mm και Y8=1mm για τη MedRadio και ISM αντίστοιχα.

- Παράλληλόγραμμο 7, 9 (Rect 7, 9), Y9



Εικόνα 3.34: (α) Μεταβολή του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της μεταβολής της μεταβλητής Y9 (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio και (β) στη ζώνη ISM.

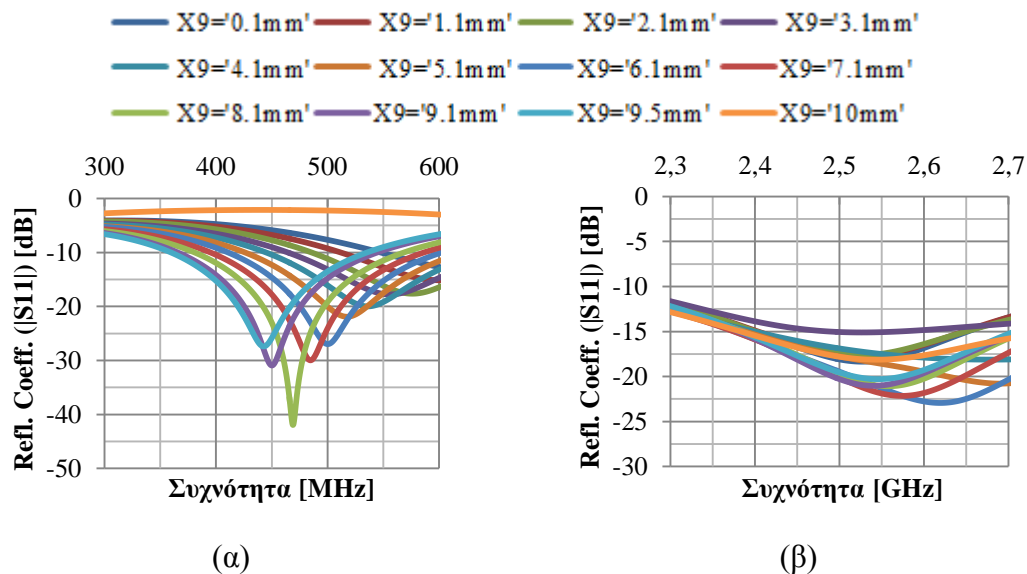


Εικόνα 3.35: Μεταβολή του μέγιστου κέρδους συναρτήσει της μεταβλητής Y9 (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio (μπλε γραμμή) και στη ζώνη ISM (κόκκινη γραμμή)

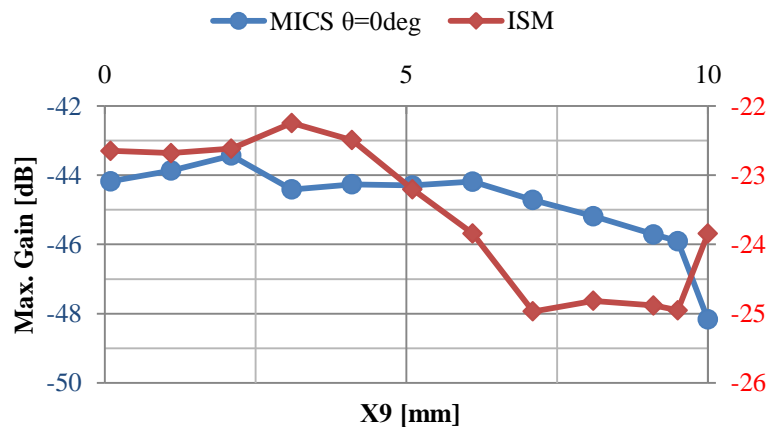
Η Εικόνα 3.34, δείχνει την ανάλογη συμπεριφορά της συχνότητας συντονισμού και της μεταβολής του πλάτους Y9 στη ζώνη MedRadio, ενώ στη ζώνη ISM τα μεγέθη είναι αντιστρόφως ανάλογα. Το εύρος ζώνης μειώνεται μέχρι τα 3.1mm και είναι περίπου 100MHz. Μετά τα 3.1mm αυξάνεται στα 160-190 MHz για τη ζώνη MedRadio. Για την ISM, το εύρος ζώνης παραμένει σταθερό στα 700MHz. Ο συντελεστής ανάκλασης βρίσκεται στα -22dB για τις ζώνες MedRadio και ISM. Στην Εικόνα 3.32 παρατηρείται ότι το κέρδος στη ζώνη MedRadio αυξομειώνεται καθώς μεταβάλλεται το Y9, ενώ αυξάνεται σταδιακά στη ζώνη ISM. Το μέγιστο κέρδος στη MedRadio εντοπίζεται για Y9=3.1mm και στη ISM για Y9=6mm. Όσον αφορά το κέρδος (Εικόνα 3.35), η επιλογή του Y9 γύρω από την περιοχή των 4mm θα αποτελούσε έναν καλό συμβιβασμό για να εξασφαλιστεί το μέγιστο δυνατό κέρδος και για τις δύο ζώνες. Όμως, πρέπει να ληφθεί υπόψη η επίδραση αυτής της επιλογής

στη συχνότητα συντονισμού για τις δύο περιοχές συχνοτήτων, καθώς ενδέχεται να οδηγήσει την κεραία σε ανεπιθύμητες συχνότητες συντονισμού.

- Παραλληλόγραμμα 7, 9 (Rect 7, 9), X9



Εικόνα 3.36: (α) Μεταβολή του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της μεταβολής της μεταβλητής X9 (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio και (β) στη ζώνη ISM.

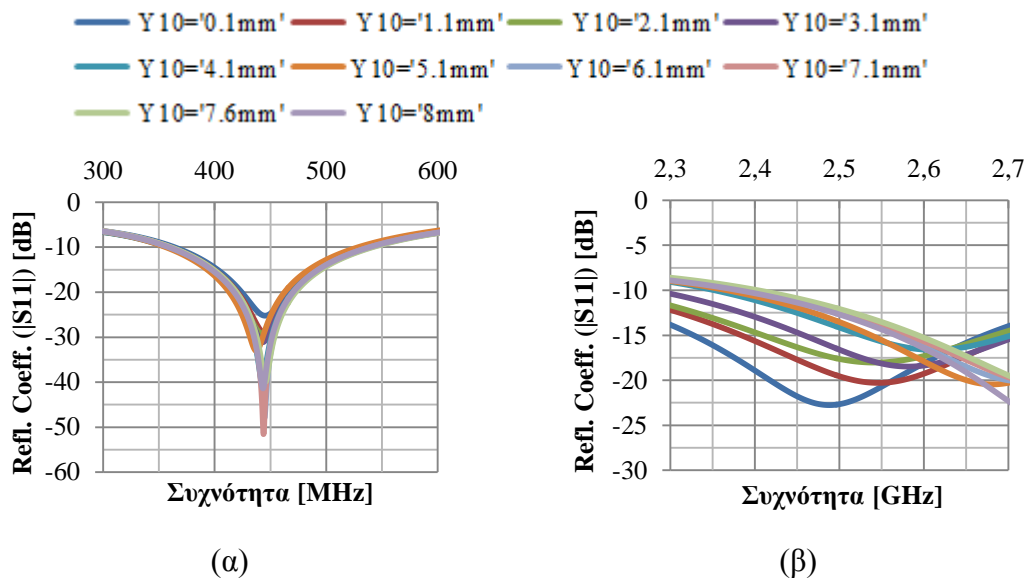


Εικόνα 3.37: Μεταβολή του μέγιστου κέρδους συναρτήσει της μεταβλητής X9 (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio (μπλε γραμμή) και στη ζώνη ISM (κόκκινη γραμμή)

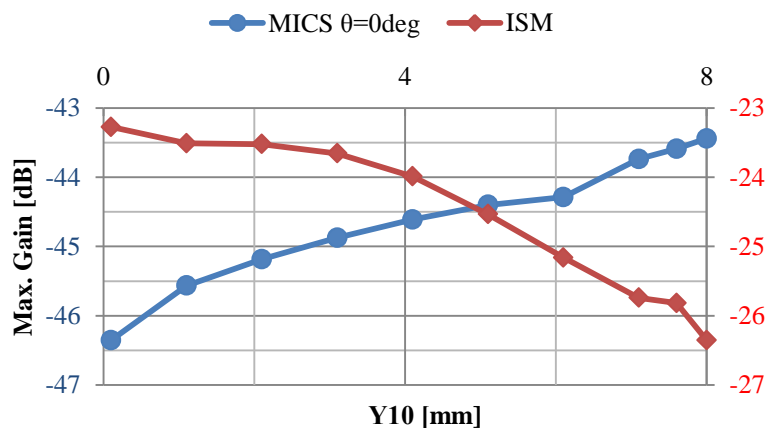
Από την Εικόνα 3.36 διακρίνεται ο τρόπος με τον οποίο η μεταβολή του μήκους X9 των τμημάτων Rect 7 και Rect 9 επηρεάζουν τις ζώνες MedRadio και ISM. Για τη MedRadio η συχνότητα συντονισμού αυξάνεται αισθητά καθώς μικραίνει το X9. Από 5.1mm και πάνω η συχνότητα συντονισμού δεν βρίσκεται στη ζώνη MedRadio. Το εύρος ζώνης λειτουργίας είναι 190 MHz στη MedRadio. Οι τιμές του συντελεστή ανάκλασης κυμαίνονται από -42dB έως -18dB. Για τη ζώνη ISM δεν γίνεται να εξαχθούν σαφή συμπεράσματα. Μέχρι τα 3.1mm η συχνότητα συντονισμού δεν μεταβάλλεται και μέχρι τα 5.1mm αυξάνεται με την αύξηση του μήκους X9. Για τις τιμές μήκους μεγαλύτερες των 5.1mm η συχνότητα συντονισμού ελαττώνεται. Το εύρος ζώνης λειτουργίας ποικίλλει από 600MHz έως και 900MHz όπως, επίσης και ο συντελεστής ανάκλασης κυμαίνεται από -15dB μέχρι -22dB. Η Εικόνα 3.37 δίνει πληροφορίες σχετικά με τη μεταβολή του μέγιστου κέρδους για διάφορες τιμές του X9. Οι τιμές που λαμβάνει στις δύο ζώνες παρουσιάζουν αρκετές αυξομειώσεις. Το

μέγιστο κέρδος της κεραίας εντοπίζεται για  $\theta=0^\circ$ ,  $X_9=2.1\text{mm}$  και  $X_9=3.1\text{mm}$  για τη MedRadio και ISM αντίστοιχα.

- Παραλληλόγραμμο 10,11, (Rect 10, 11),  $Y_{10}$



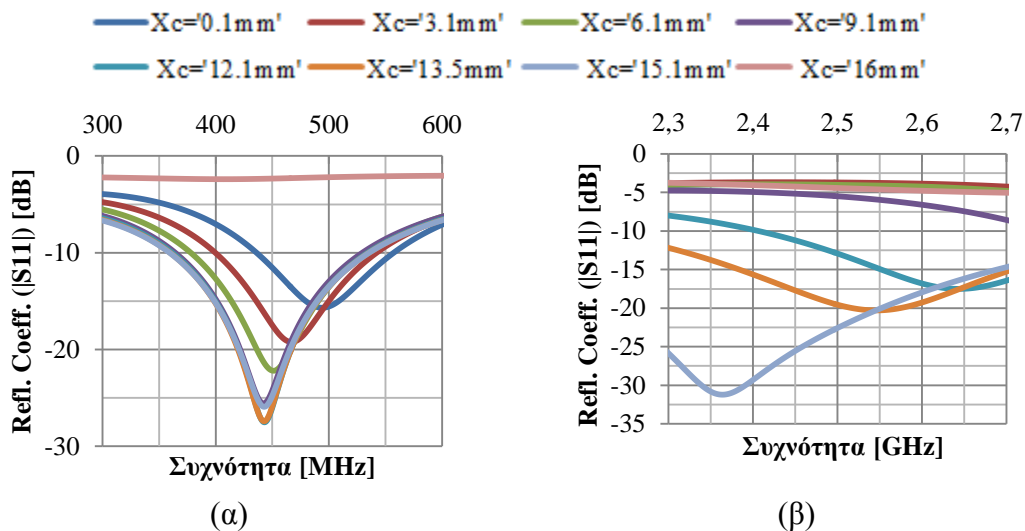
Εικόνα 3.38: (α) Μεταβολή του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της μεταβολής της μεταβλητής  $Y_{10}$  (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio και (β) στη ζώνη ISM.



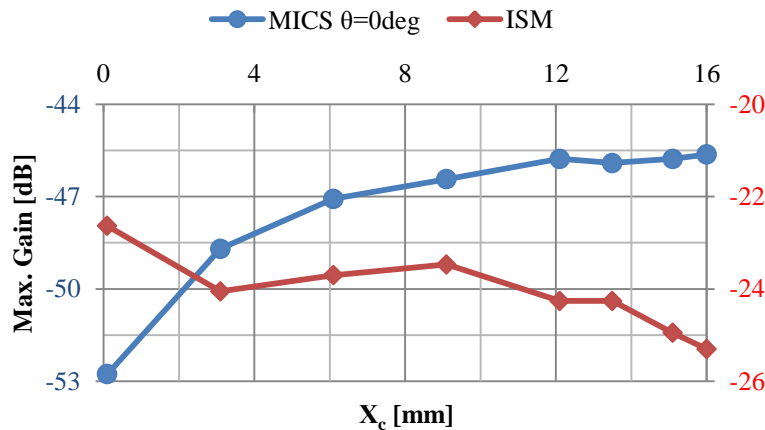
Εικόνα 3.39: Μεταβολή του μέγιστου κέρδους συναρτήσει της μεταβλητής  $Y_{10}$  (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio (μπλε γραμμή) και στη ζώνη ISM (κόκκινη γραμμή)

Για τη ζώνη MedRadio, οι μεταβολές του πλάτους  $Y_{10}$  (Εικόνα 3.38(α)) δεν επηρεάζουν καθόλου τη συχνότητα συντονισμού και το εύρος ζώνης λειτουργίας (περίπου 180 MHz) της κεραίας. Το μέγεθος που επηρεάζεται αισθητά είναι ο συντελεστής ανάκλασης, ο οποίος λαμβάνει ολοένα και μικρότερες τιμές καθώς αυξάνεται το  $Y_{10}$ . Στην Εικόνα 3.38(β) παρατηρείται μια σταδιακή αύξηση της συχνότητας συντονισμού με την αύξηση του  $Y_{10}$ . Το εύρος ζώνης μένει σταθερό στα 800 MHz και ο συντελεστής ανάκλασης κυμαίνεται στα -20dB για την περιοχή της ISM. Το μέγιστο κέρδος (Εικόνα 3.39) παρουσιάζεται για  $\theta=0^\circ$ ,  $Y_{10}=8\text{mm}$  και  $Y_{10}=0.1\text{mm}$  στη MedRadio και στην ISM αντίστοιχα. Στη ζώνη MedRadio είναι ανάλογο της μεταβολής του  $Y_{10}$  και στη ζώνη ISM είναι αντιστρόφως ανάλογο. Στη συγκεκριμένη περίπτωση η επιλογή του  $Y_{10}$  γύρω στα 5mm αποτελεί έναν καλό συμβιβασμό για το κέρδος και στις δύο ζώνες. Επίσης, το γεγονός ότι δεν επηρεάζεται η συχνότητα συντονισμού της ζώνης MedRadio από τις μεταβολές του  $Y_{10}$  διευκολύνει τη σχεδίαση της κεραίας.

- Παραλληλόγραμμο 13 (Rect 13),  $X_c$



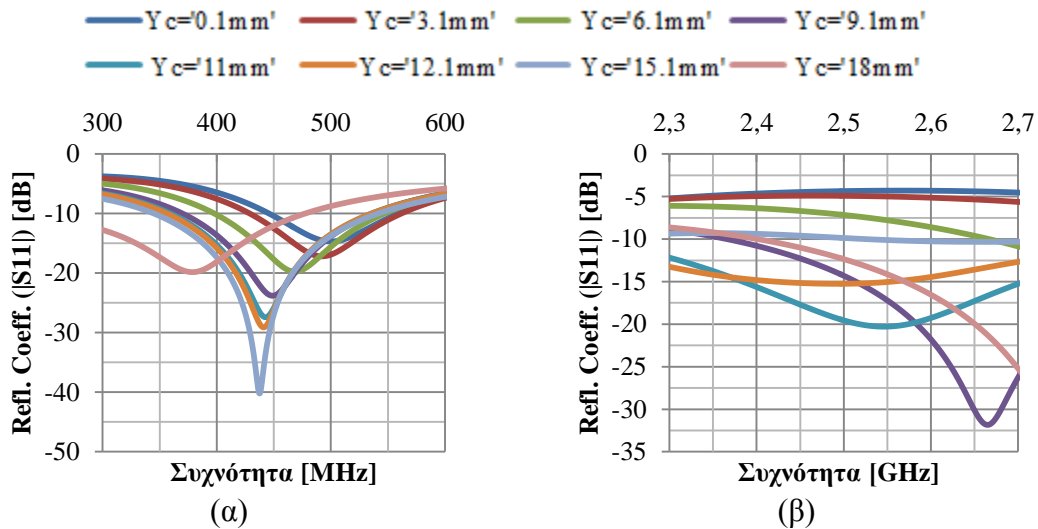
Εικόνα 3.40: (α) Μεταβολή του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της μεταβολής της μεταβλητής  $X_c$  (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio και (β) στη ζώνη ISM.



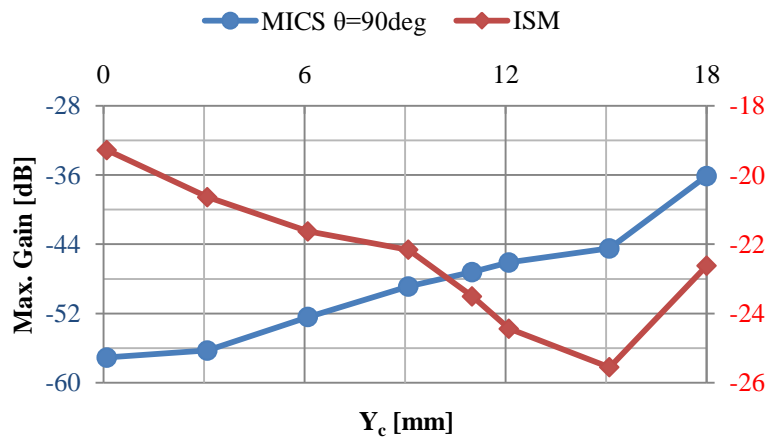
Εικόνα 3.41: Μεταβολή του μέγιστου κέρδους συναρτήσει της μεταβλητής  $X_c$  (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio (μπλε γραμμή) και στη ζώνη ISM (κόκκινη γραμμή)

Το Rect 13 αποτελεί την οπή στο επίπεδο γείωσης και μια σχεδιαστική πρωτοτυπία υπεύθυνη σε μεγάλο βαθμό για τις επιδόσεις της κεραίας. Η μελέτη του τρόπου με τον οποίο επηρεάζει τα χαρακτηριστικά της κεραίας παίζει σημαντικό ρόλο στην κατανόηση της λειτουργίας της κεραίας. Στην περιοχή MedRadio (Εικόνα 3.40(α)), για μήκος μέχρι 6.1 mm εμφανίζεται σημαντική μείωση της συχνότητας συντονισμού με ταυτόχρονη ελάττωση του συντελεστή ανάκλασης. Μέχρι τα 15.1 mm η συχνότητα συντονισμού δεν αλλάζει σημαντικά και στα 16 mm δεν υπάρχει συντονισμός. Το εύρος ζώνης δεν μεταβάλλεται σε μεγάλο βαθμό και είναι περίπου 150 MHz. Η ζώνη ISM επηρεάζεται εμφανέστατα από τις μεταβολές του  $X_c$  (Εικόνα 3.40(β)). Η συχνότητα συντονισμού εμφανίζει σημαντική μείωση καθώς αυξάνεται το  $X_c$ . Ο συντελεστής ανάκλασης κυμαίνεται από -17 dB έως -33 dB. Το εύρος ζώνης αυξάνεται μαζί με την αύξηση του  $X_c$  και υπολογίζεται από 500 MHz έως 700 MHz. Το κέρδος στη MedRadio είναι ανάλογο της μεταβολής του  $X_c$ , ενώ παρουσιάζει αρκετές αυξομειώσεις στη ζώνη ISM, όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.41. Το μέγιστο κέρδος για τη MedRadio παρατηρείται για  $\theta=0^\circ$  και  $X_c=16$  mm και για την ISM για  $X_c=0.1$  mm.

- Παραλληλόγραμμο 13, (Rect 13),  $Y_c$



Εικόνα 3.42: (α) Μεταβολή του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της μεταβολής της μεταβλητής  $Y_c$  (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio και (β) στη ζώνη ISM.



Εικόνα 3.43: Μεταβολή του μέγιστου κέρδους συναρτήσει της μεταβλητής  $Y_c$  (Εικόνα 3.8, Πίνακας 3.2) στη ζώνη MedRadio (μπλε γραμμή) και στη ζώνη ISM (κόκκινη γραμμή)

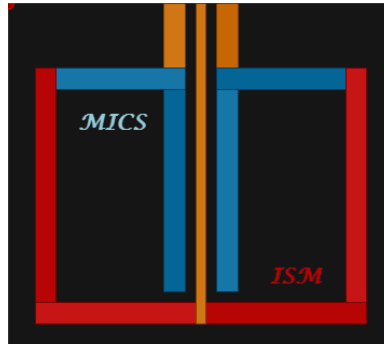
Η αύξηση του πλάτους  $Y_c$  έχει ως αποτέλεσμα τη σημαντική μείωση της συχνότητας συντονισμού τόσο στη ζώνη MedRadio όσο και στην ISM (Εικόνα 3.42). Το εύρος ζώνης αυξάνεται καθώς αυξάνεται το  $Y_c$  στη ζώνη MedRadio, ενώ παραμένει σταθερό στη ζώνη ISM περίπου στα 650 MHz. Ο συντελεστής ανάκλασης μειώνεται αισθητά στη MedRadio αλλά οι τιμές που παίρνει στην ISM είναι ακανόνιστες. Η μεταβολή του  $Y_c$  επηρεάζει σε μεγάλο βαθμό το μέγιστο κέρδος (Εικόνα 3.43) στη ζώνη MedRadio κατά ανάλογο τρόπο με τη μέγιστη τιμή να λαμβάνεται για  $Y_c=18\text{mm}$  και  $\theta=90^\circ$ . Για τη ζώνη ISM παρατηρείται ελάττωση του κέρδους καθώς αυξάνεται το  $Y_c$  μέχρι τα 15mm. Το μέγιστο κέρδος για την ISM μετράται για  $\theta=90^\circ$  και  $Y_c=0.1\text{mm}$ .

### 3.2.3 Συμπεράσματα

Σε αυτήν την ενότητα παρουσιάστηκε αναλυτικά η κεραία διπλής ζώνης [1], για την οποία στη συνέχεια έγινε η παραμετρική μελέτη της. Μέσω προσομοιώσεων, πραγματοποιήθηκαν μεταβολές των διαστάσεων των επιμέρους τμημάτων και παρατηρήθηκε η επίδραση τους στα χαρακτηριστικά της κεραίας. Με αυτόν τον

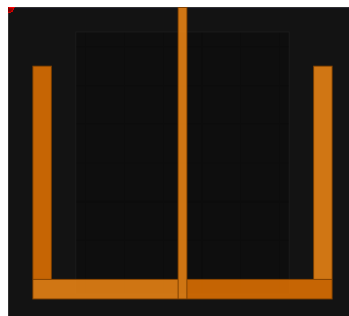
τρόπο αποκομίσθηκε μια συνολική εικόνα για τη λειτουργία της. Τα αποτελέσματα και τα συμπεράσματα που προκύπτουν από την παραμετρική μελέτη δίνονται συγκεντρωτικά στον Πίνακα 3.5.

Με προσεκτική παρατήρηση των αποτελεσμάτων των προσομοιώσεων εξάγεται το συμπέρασμα για το ποια τμήματα της κεραίας είναι υπεύθυνα για τη λειτουργία της στην ISM και στη MedRadio ζώνη (Εικόνα 3.44). Η εκπομπή στην ISM ζώνη οφείλεται στα τμήματα Rect2 και Rect3. Η εκπομπή στη ζώνη MedRadio είναι αποτέλεσμα όλων των τμημάτων της κεραίας, αλλά κυρίως οφείλεται στα τμήματα Rect8 και Rect 9.

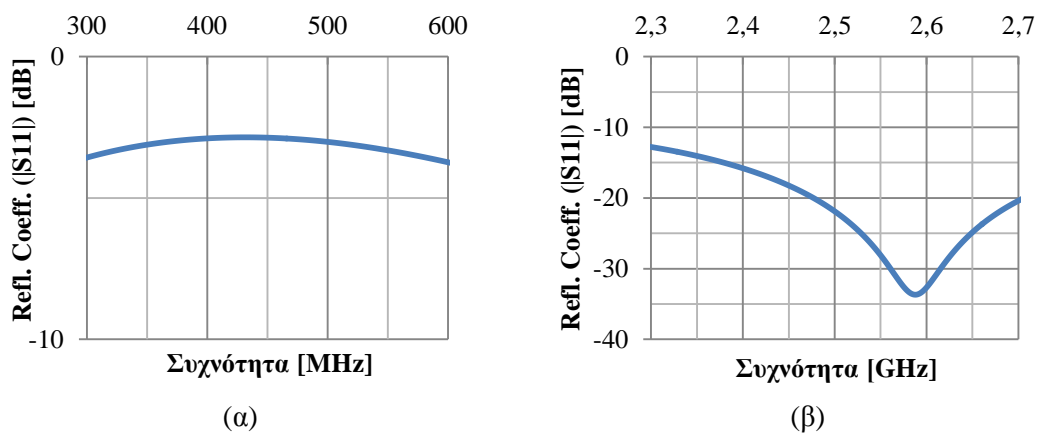


**Εικόνα 3.44:** Κάτοψη κεραίας. Με κόκκινο χρώμα φαίνονται τα τμήματα υπεύθυνα για τη ζώνη ISM. Με μπλε χρώμα φαίνονται τα τμήματα που ελέγχουν τη ζώνη MedRadio.

Πράγματι αυτός ο ισχυρισμός επαληθεύεται από τα αποτελέσματα της προσομοίωσης που δίνονται στην Εικόνα 3.46.



**Εικόνα 3.45:** Κάτοψη κεραίας βιβλιογραφίας μόνο με τα τμήματα Rect 1,2,3,4,5



**Εικόνα 3.46:** (α) Συντελεστής ανάκλασης στη ζώνη MedRadio (β) Συντελεστής ανάκλασης στη ζώνη ISM.

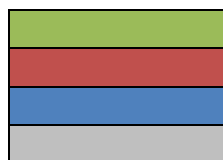
Από την Εικόνα 3.46 φαίνεται πως η αφαίρεση των τμημάτων Rect 6,7,8,9,10,11 έχει ως αποτέλεσμα την απώλεια συντονισμού στη ζώνη MedRadio, ενώ ο συντονισμός στη ζώνη ISM μένει ανεπηρέαστος.

Επομένως, γνωρίζοντας ποια κομμάτια της κεραίας είναι υπεύθυνα για το συντονισμό της σε κάθε ζώνη συχνοτήτων και τον τρόπο που επηρεάζουν τα χαρακτηριστικά της (συχνότητα συντονισμού, εύρος ζώνης, συντελεστής ανάκλασης), είναι δυνατό να πραγματοποιηθούν αλλαγές με στόχο τη βελτίωση της. Οι αλλαγές αυτές αφορούν τις διαστάσεις της, τη γεωμετρία και το υλικό του υποστρώματος. Είναι λογικό πως οποιαδήποτε αλλαγή σε κάποιον από τους παραπάνω τομείς θα έχει ως αποτέλεσμα τον αποσυντονισμό της κεραίας. Όμως, λαμβάνοντας υπόψη τα αποτελέσματα της παραμετρικής μελέτης είναι εφικτός ο εκ νέου συντονισμός της κεραίας.



Πίνακας 3.5: Ποιοτική σύγκριση αποτελεσμάτων προσομοιώσεων

Μήκος Μεταβλητής	Τμήμα	Επίδραση στη ζώνη MedRadio			Επίδραση στη ζώνη ISM		
		Συχνότητα Συντονισμού	Εύρος Ζώνης	Κέρδος	Συχνότητα Συντονισμού	Εύρος Ζώνης	Κέρδος
Y1	Rect1	Green	Red	Green	Green	Red	Blue
X1	Rect1	Green	Grey	Blue	Green	Grey	Green
X2	Rect2,3	Red	Grey	Red	Red	Red	Green
Y2	Rect2,3	Red	Grey	Blue	Grey	Grey	Green
X4	Rect4,5	Green	Grey	Red	Blue	Red	Blue
Y4	Rect4,5	Green	Green	Red	Green	Grey	Green
X8	Rect6,8	Red	Grey	Blue	Grey	Grey	Blue
Y8	Rect6,8	Red	Red	Blue	Red	Grey	Green
Y9	Rect7,9	Red	Blue	Blue	Green	Grey	Red
X9	Rect7,9	Green	Grey	Blue	Blue	Blue	Blue
Y10	Rect10,11	Grey	Grey	Red	Red	Grey	Green
Xc	Rect13	Green	Grey	Red	Green	Red	Blue
Yc	Rect13	Green	Red	Red	Green	Grey	Green



Η μεταβολή του μήκους της μεταβλητής επιφέρει παρόμοια μεταβολή στο υπό μελέτη μέγεθος.  
 Η μεταβολή του μήκους της μεταβλητής επιφέρει αντίστροφη μεταβολή στο υπό μελέτη μέγεθος.  
 Δεν είναι δυνατό να προσδιοριστεί η επίδραση της μεταβολής του μήκους της μεταβλητής στο υπό μελέτη μέγεθος.  
 Η μεταβολή του μήκους της μεταβλητής δεν επιφέρει καμία μεταβολή στο υπό μελέτη μέγεθος.

## **ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ**

- [1] Johnny Ung, T. Karacolak, “A Wideband Implantable Antenna for Continuous Health Monitoring in the MedRadio and ISM Bands,” *IEEE Trans. Antennas Propagat.*, vol. 11, 2012.
- [2] Karacolak, T., Cooper, R., Topsakal, E., “Design of a Dual-Band Implantable Antenna and Development of Skin Mimicking Gels for Continuous Glucose Monitoring,” *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 56, 1001–1008 (2008).

## 4. ΣΧΕΔΙΑΣΗ ΝΕΑΣ ΟΡΘΟΓΩΝΙΑΣ ΕΥΡΥΖΩΝΙΚΗΣ ΚΕΡΑΙΑΣ ΔΙΠΛΗΣ ΖΩΝΗΣ

---

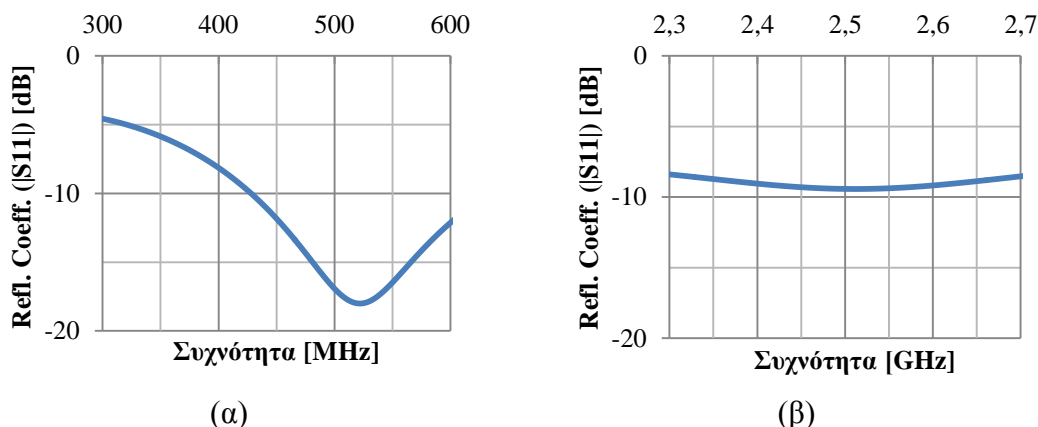
Σε αυτό το κεφάλαιο θα παρουσιαστεί η σχεδίαση μιας νέας κεραίας διπλής ζώνης με ευρυζωνικά χαρακτηριστικά βασισμένη στην κεραία της βιβλιογραφίας της προηγούμενης παραγράφου. Η κεραία αυτή θα έχει νέες διαστάσεις, μικρότερες από την αρχική και θα σχεδιασθεί με διαφορετικούς τύπους υποστρώματος. Σε κάθε περίπτωση, η κεραία θα τροποποιηθεί κατάλληλα ώστε να συντονίζεται στις επιθυμητές ζώνες συχνοτήτων. Για τις νέες κεραίες που θα προκύψουν θα πραγματοποιηθεί διεξοδική ανάλυση των χαρακτηριστικών τους και παρουσίαση των αποτελεσμάτων τους. Η μελέτη τους θα εστιάζεται στη μέτρηση του εύρους ζώνης, του συντελεστή ανάκλασης, του κέρδους, της αντίστασης εισόδου και του ρυθμού ειδικής απορρόφησης (SAR). Βάσει αυτών των χαρακτηριστικών θα αξιολογηθεί η ποιότητα προσαρμογής τους, η καταλληλότητα για εμφύτευση, η αποδοτικότητά τους, η καταλληλότητά τους για εμπορική χρήση και η βελτίωση που προσφέρουν σε σχέση με τις προηγούμενες κεραίες της βιβλιογραφίας.

### 4.1 ΜΕΛΕΤΗ ΕΠΙΔΟΣΕΩΝ ΚΕΡΑΙΑΣ ΜΕ ΝΕΟ ΥΠΟΣΤΡΩΜΑ

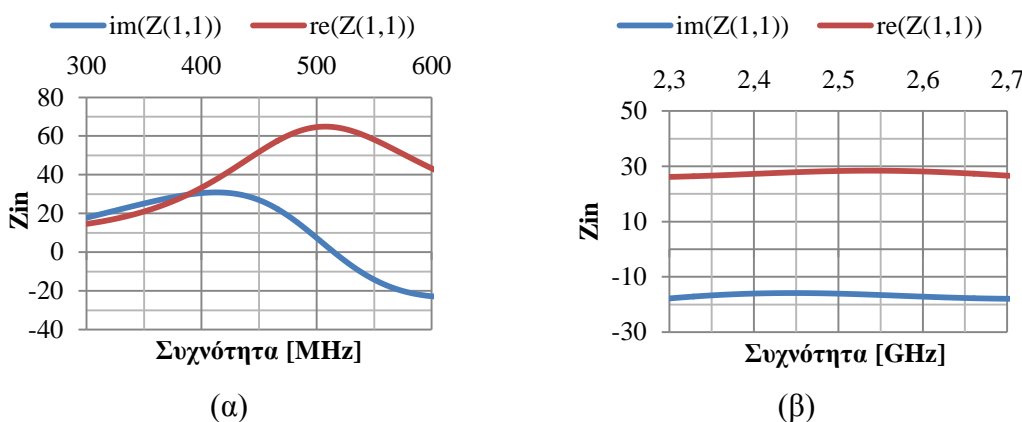
Για τη σχεδίαση της νέας κεραίας θα χρησιμοποιηθούν δύο διαφορετικά υλικά για το υπόστρωμα, το Rogers 5880 (διηλεκτρική σταθερά  $\epsilon_r = 2.20$ ,  $\sigma = 5 \cdot 10^{-12}$  S/m,  $\tan\delta = 0.0004$ ) και το FR4 glass epoxy (διηλεκτρική σταθερά  $\epsilon_r = 4.40$ ,  $\sigma = 5 \cdot 10^{-12}$  S/m,  $\tan\delta = 0.017$ ). Λόγω των διαφορετικών προδιαγραφών των υλικών, είναι απαραίτητη η μελέτη της επίδρασής τους στα χαρακτηριστικά της κεραίας ξεχωριστά. Σε κάθε περίπτωση, η κεραία μελετάται εντός ορθογώνιου κουτιού που προσομοιώνει τα διηλεκτρικά χαρακτηριστικά του ανθρώπινου δέρματος.

#### Rogers 5880

Σύμφωνα με το φύλλο δεδομένων της εταιρίας για το υλικό Rogers 5880 [1] επιλέγεται πάχος υποστρώματος  $h=0.127\text{mm}$ . Το πάχος αυτό είναι δέκα φορές μικρότερο από το πάχος της κεραίας της βιβλιογραφίας ( $h=1.27\text{mm}$ ). Η ελάττωση του πάχους του υποστρώματος αναμένεται να μειώσει το εύρος ζώνης λειτουργίας της κεραίας. Από την άλλη πλευρά, η μείωση της τιμής της διηλεκτρικής σταθεράς συμβάλλει στην αύξηση του εύρους ζώνης και στη βελτίωση των υπόλοιπων χαρακτηριστικών της κεραίας, όπως έχει αναλυθεί στο Κεφάλαιο 2. Τα αποτελέσματα της προσομοίωσης με αλλαγή μόνο του πάχους και του υλικού του υποστρώματος δίνονται στην Εικόνα 4.1.



**Εικόνα 4.1:** (α) Συντελεστής ανάκλασης στη ζώνη MedRadio για  $h=0.127\text{mm}$  και υπόστρωμα Rogers5880 (β) Συντελεστής ανάκλασης στη ζώνη ISM για  $h=0.127\text{mm}$  και υπόστρωμα Rogers5880



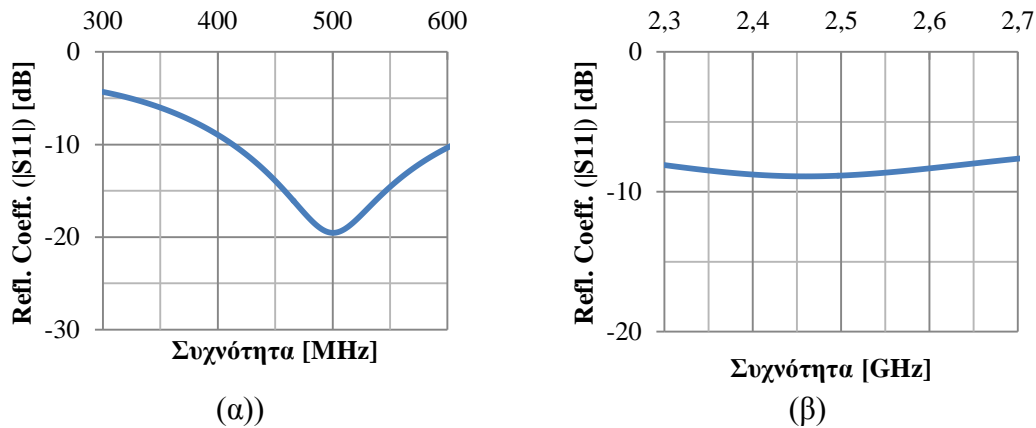
**Εικόνα 4.2:** (α) Αντίσταση εισόδου στη ζώνη MedRadio (β) Αντίσταση εισόδου στη ζώνη ISM.

Στην Εικόνα 4.1(α) παρατηρείται αύξηση της συχνότητας συντονισμού πάνω από τα 500MHz. Η κεραία παραμένει ευρυζωνική (205MHz εύρος ζώνης) και παρουσιάζει καλή προσαρμογή γύρω από τα 500MHz. Στη ζώνη ISM διαπιστώνεται ότι η συχνότητα συντονισμού μετατοπίζεται κοντά στα 1.5GHz. Στα 2.5GHz δεν υπάρχει συντονισμός και η κεραία δεν παρουσιάζει καλή προσαρμογή (Εικόνα 4.2).

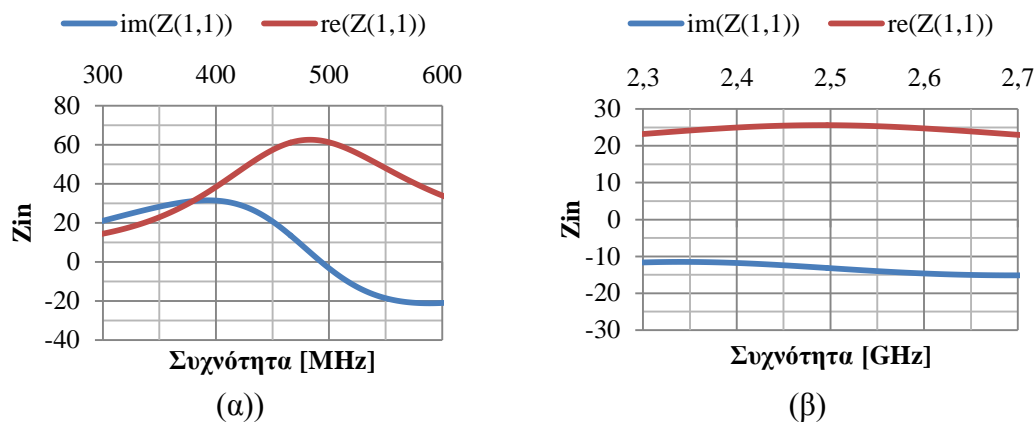
#### FR4 glass epoxy

Το φύλλο δεδομένων της εταιρίας για το υλικό FR4 δίνει την ελευθερία για επιλογή του πάχους του υποστρώματος από 0.05mm έως 100mm [2]. Επιλέγεται πάχος υποστρώματος  $h=0.127\text{mm}$ , ίδιο με το Rogers 5880, ώστε να υπάρχει δυνατότητα σύγκρισης των αποτελεσμάτων των δύο κεραιών. Επειδή το FR4 έχει μεγαλύτερη διηλεκτρική σταθερά από το Rogers 5880 και το ίδιο πάχος υποστρώματος, αναμένεται το εύρος ζώνης λειτουργίας να είναι μικρότερο. Όμως, η συχνότητα συντονισμού θα είναι μικρότερη από το Rogers 5880, λόγω της μεγαλύτερης διηλεκτρικής σταθεράς του FR4. Τα αποτελέσματα της προσομοίωσης δίνονται στις Εικόνες 4.3-4.4.

Όπως ήταν αναμενόμενο, η συχνότητα συντονισμού στη ζώνη MedRadio είναι στα 500MHz, χαμηλότερη απ' ότι στο Rogers5880, ενώ στην ISM δεν υπάρχει συντονισμός και ούτε προσαρμογή της κεραίας (Εικόνα 4.4).



**Εικόνα 4.3:** (α) Συντελεστής ανάκλασης στη ζώνη MedRadio για  $h=0.127\text{mm}$  και υπόστρωμα FR4 (β) Συντελεστής ανάκλασης στη ζώνη ISM για  $h=0.127\text{mm}$  και υπόστρωμα FR4.



**Εικόνα 4.4:** (α) Αντίσταση εισόδου στη ζώνη MedRadio (β) Αντίσταση εισόδου στη ζώνη ISM.

Βάσει των επιθυμητών επιδόσεων για την εμφυτεύσιμη κεραία, συμπεραίνεται ότι οι παραπάνω κεραίες δεν πληρούν τις αναγκαίες προδιαγραφές. Για την ορθή λειτουργία τους απαιτείται επανασχεδιασμός και τροποποίηση ορισμένων παραμέτρων τους.

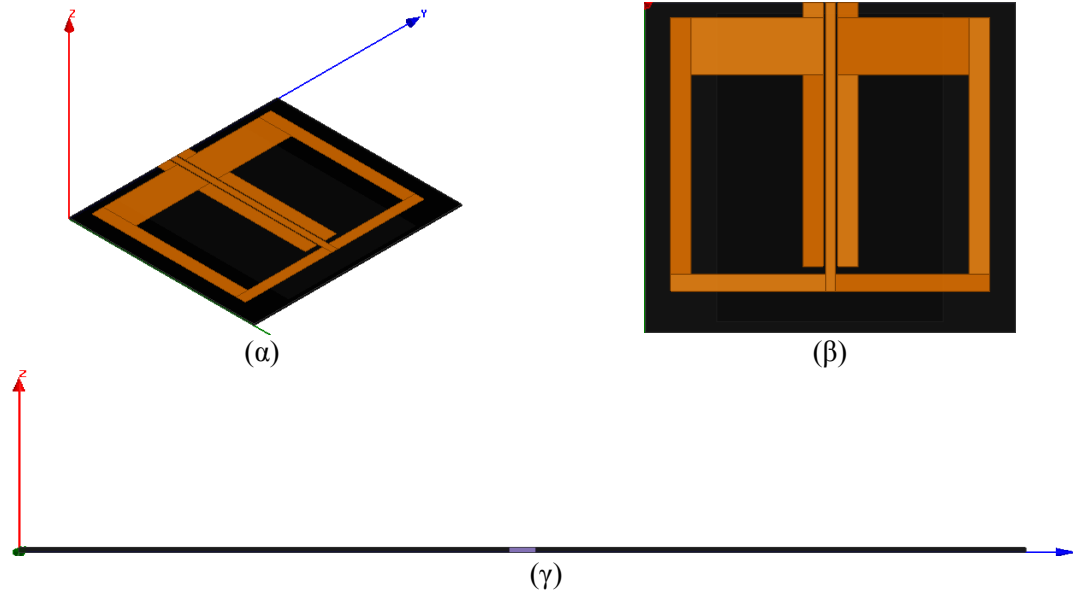
## 4.2 ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΣ ΚΑΙ ΠΡΟΣΑΡΜΟΓΗ ΚΕΡΑΙΑΣ ΣΤΗ ΖΩΝΗ MedRadio - ISM

Για να καταστεί η κεραία λειτουργική σε εφαρμογές βιοϊατρικής τηλεμετρίας πρέπει το εύρος ζώνης λειτουργίας της να περιλαμβάνει τις συχνότητες που έχουν δεσμευτεί για αυτού του είδους τις εφαρμογές, δηλαδή να συντονίζεται στην περιοχή της ζώνης MedRadio (401MHz-406MHz) και στην περιοχή της ζώνης ISM (2.4GHz-2.5GHz). Συνεπώς, ο πρωταρχικός στόχος είναι η μετατόπιση της συχνότητας συντονισμού της κεραίας εντός των δύο ζωνών για κάθε είδος υποστρώματος μεταβάλλοντας τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά της κεραίας.

### Rogers 5880

Για την επίτευξη του συντονισμού στις επιθυμητές συχνότητες χρησιμοποιήθηκαν τα αποτελέσματα της παραμετρικής μελέτης της κεραίας της

βιβλιογραφίας [3]. Έχοντας υπόψη τον τρόπο με τον οποίο πρέπει να μεταβληθεί η συχνότητα συντονισμού και χρησιμοποιώντας τα συμπεράσματα της παραμετρικής μελέτης, αποφασίστηκε η αλλαγή των γεωμετρικών χαρακτηριστικών. Ανάλογα με το χαρακτηριστικό της κεραίας που είναι επιθυμητό να βελτιωθεί, μεταβάλλεται το μέγεθος του κατάλληλου τμήματος της κεραίας.



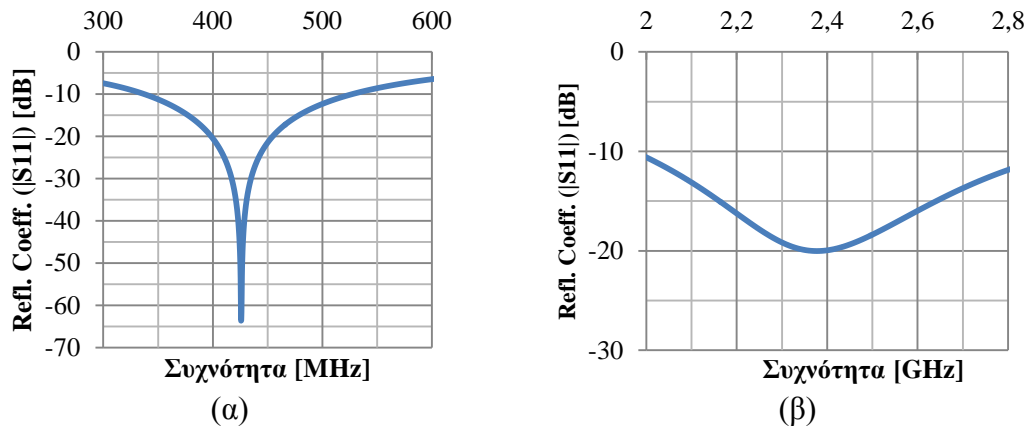
**Εικόνα 4.5:** (α) Πλευρική όψη κεραίας με υπόστρωμα Rogers5880 (β) Κάτοψη κεραίας (γ) Πλάγια όψη κεραίας.

Αναλυτικά όλες οι διαστάσεις των επιμέρους τμημάτων της νέας κεραίας (Εικόνα 4.5) δίνονται στον Πίνακα 4.1.

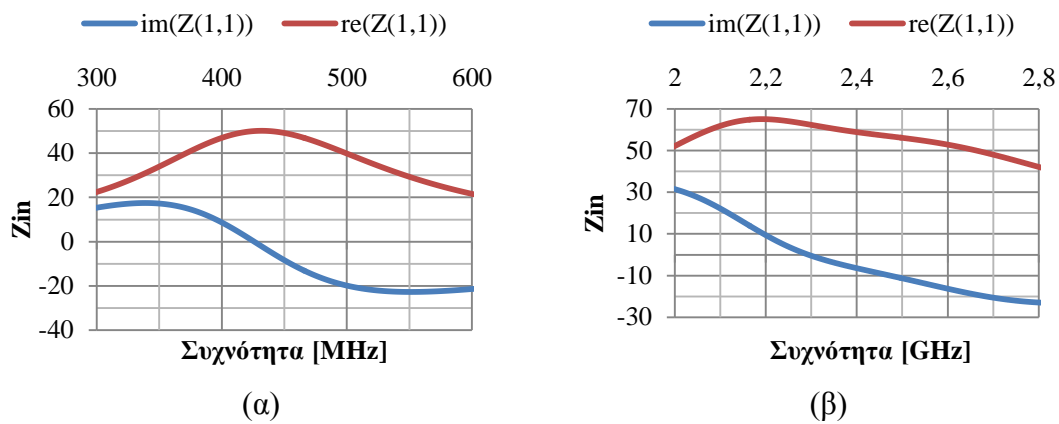
**Πίνακας 4.1:** Διαστάσεις συντονισμένης κεραίας με υπόστρωμα Rogers 5880.

Αγωγός-Μέταλλο	Μήκος (mm)	Πλάτος (mm)
<b>Rect 1</b>	X=14	Y=0.5
<b>Rect 2</b>	Y=7.5	X=0.8
<b>Rect 3</b>	Y=7.5	X=0.8
<b>Rect 4</b>	X=12.5	Y=1
<b>Rect 5</b>	X=12.5	Y=1
<b>Rect 6</b>	Y=6.4	X=2.8
<b>Rect 7</b>	X=9.3	Y=1
<b>Rect 8</b>	Y=6.4	X=2.8
<b>Rect 9</b>	X=9.3	Y=1
<b>Rect 10</b>	X=0.7	Y=1
<b>Rect 11</b>	X=0.7	Y=1
<b>Rect 13</b>	X=15	Y=11
<b>Rect 14</b>	X=16	Y=18

Τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων φαίνονται στην Εικόνα 4.6-4.7.



**Εικόνα 4.6:** (α) Συντελεστής ανάκλασης στη ζώνη MedRadio για  $h=0.127\text{mm}$  και υπόστρωμα Rogers 5880 (β) Συντελεστής ανάκλασης στη ζώνη ISM για  $h=0.127\text{mm}$  και υπόστρωμα Rogers 5880.

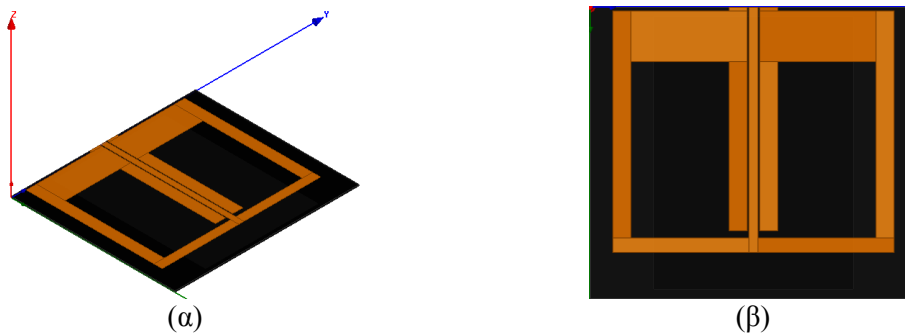


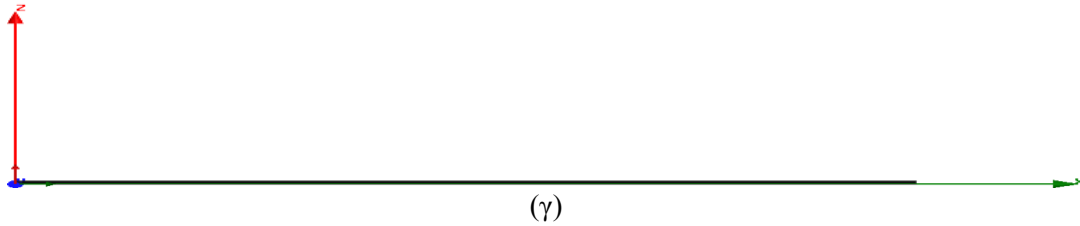
**Εικόνα 4.7:** (α) Αντίσταση εισόδου στη ζώνη MedRadio (β) Αντίσταση εισόδου στη ζώνη ISM.

Στη ζώνη MedRadio η κεραία συντονίζεται στα 425MHz με συντελεστή ανάκλασης -63.6dB και εύρος ζώνης 192MHz. Στη ζώνη ISM ο συντονισμός εμφανίζεται στα 2.37GHz με συντελεστή ανάκλασης -20dB και εύρος ζώνης 980MHz. Από τα διαγράμματα της σύνθετης αντίστασης εισόδου παρατηρείται ότι η κεραία έχει πολύ καλή προσαρμογή γύρω από την περιοχή συντονισμού.

FR4 glass epoxy

Με την ίδια λογική που ακολουθήθηκε για το συντονισμό του Rogers 5880 τροποποιήθηκε κατάλληλα και η κεραία με υπόστρωμα FR4 προκειμένου να συντονιστεί εντός των θεσπισμένων για ιατρική τηλεμετρία περιοχών συχνότητας.





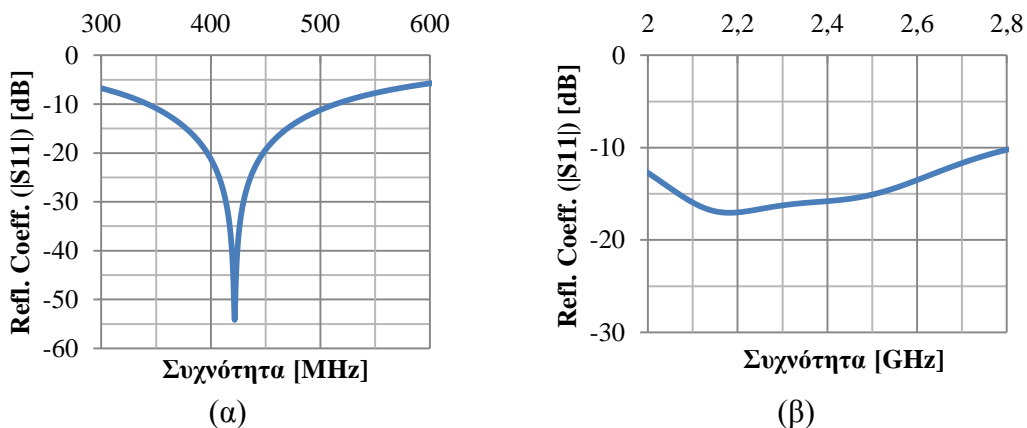
**Εικόνα 4.8:** (α) Πλευρική όψη κεραίας με υπόστρωμα Rogers5880 (β) Κάτοψη κεραίας (γ) Πλάγια όψη κεραίας.

Οι διαστάσεις των επιμέρους τμημάτων της κεραίας (Εικόνα 4.8) δίνονται στον Πίνακα 4.2.

**Πίνακας 4.2:** Διαστάσεις συντονισμένης κεραίας με υπόστρωμα FR4 glass epoxy.

Αγωγός-Μέταλλο	Μήκος (mm)	Πλάτος (mm)
<b>Rect 1</b>	X=13.5	Y=0.5
<b>Rect 2</b>	Y=7.5	X=0.8
<b>Rect 3</b>	Y=7.5	X=0.8
<b>Rect 4</b>	X=12.5	Y=1
<b>Rect 5</b>	X=12.5	Y=1
<b>Rect 6</b>	Y=6.4	X=2.8
<b>Rect 7</b>	X=9.3	Y=1
<b>Rect 8</b>	Y=6.4	X=2.8
<b>Rect 9</b>	X=9.3	Y=1
<b>Rect 10</b>	X=0.2	Y=1
<b>Rect 11</b>	X=0.2	Y=1
<b>Rect 13</b>	X=15	Y=11
<b>Rect 14</b>	X=16	Y=18

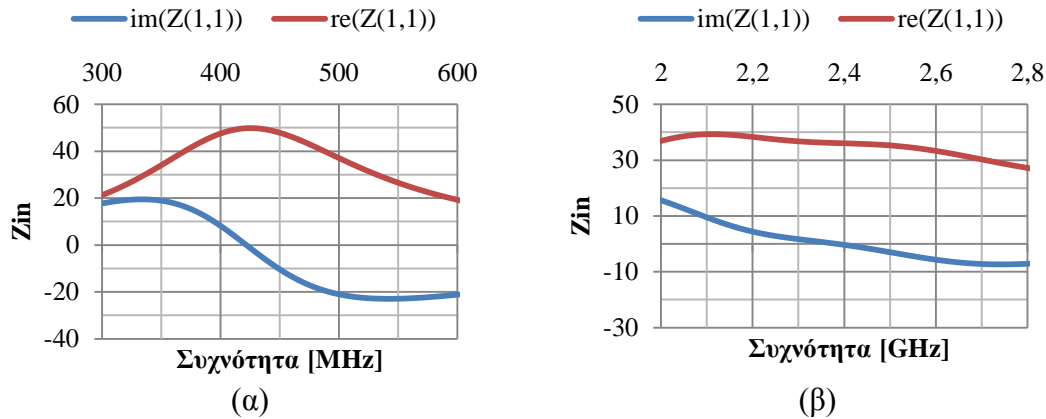
Τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων παρουσιάζονται στην παρακάτω εικόνα.



**Εικόνα 4.9:** (α) Συντελεστής ανάκλασης στη ζώνη MedRadio για  $h=0.127\text{mm}$  και υπόστρωμα FR4 (β) Συντελεστής ανάκλασης στη ζώνη ISM για  $h=0.127\text{mm}$  και υπόστρωμα FR4.

Στη ζώνη MedRadio η κεραία συντονίζεται στα 421MHz με συντελεστή ανάκλασης -54dB και εύρος ζώνης 173MHz. Στη ζώνη ISM ο συντονισμός εμφανίζεται στα 2.2GHz με συντελεστή ανάκλασης -17dB και εύρος ζώνης 920MHz.





Εικόνα 4.10: (α) Αντίσταση εισόδου στη ζώνη MedRadio (β) Αντίσταση εισόδου στη ζώνη ISM.

Από τα διαγράμματα της σύνθετης αντίστασης εισόδου (Εικόνα 4.10) φαίνεται ότι η κεραία έχει μέτρια ποιότητα προσαρμογής γύρω από την περιοχή συντονισμού.

### 4.3 ΒΕΛΤΙΣΤΟΠΟΙΗΣΗ ΕΠΙΔΟΣΕΩΝ ΚΕΡΑΙΑΣ - ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Στην παράγραφο αυτή παρουσιάζονται οι βελτιστοποιημένες εκδόσεις των δύο κεραιών με τα υποστρώματα Rogers 5880 και FR4 glass epoxy. Ο κύριος στόχος των βελτιώσεων είναι να μικρύνουν το μέγεθος των κεραιών διατηρώντας τα χαρακτηριστικά τους αναλλοίωτα στο μέγιστο δυνατό βαθμό.

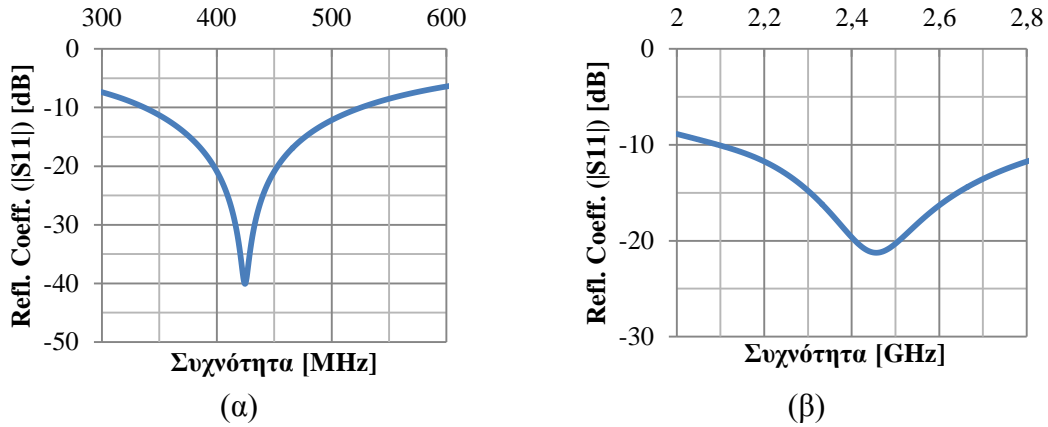
#### Rogers 5880

Οι διαστάσεις των επιμέρους τμημάτων της κεραίας δίνονται στον Πίνακα 4.3.

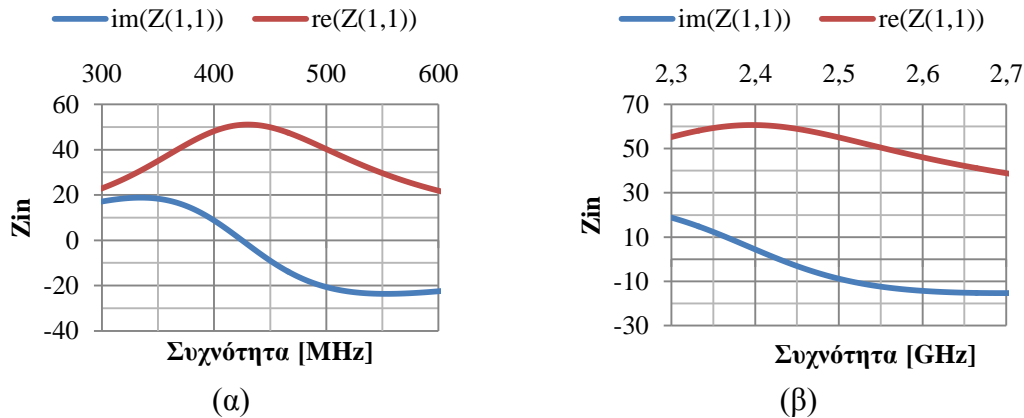
Πίνακας 4.3: Διαστάσεις βελτιστοποιημένης κεραίας με υπόστρωμα Rogers 5880.

Αγωγός-Μέταλλο	Μήκος (mm)	Πλάτος (mm)
<b>Rect 1</b>	X=13.7	Y=0.5
<b>Rect 2</b>	Y=7.5	X=0.8
<b>Rect 3</b>	Y=7.5	X=0.8
<b>Rect 4</b>	X=12.5	Y=1
<b>Rect 5</b>	X=12.5	Y=1
<b>Rect 6</b>	Y=6.4	X=2.8
<b>Rect 7</b>	X=9.3	Y=0.6
<b>Rect 8</b>	Y=6.4	X=2.8
<b>Rect 9</b>	X=9.3	Y=0.6
<b>Rect 10</b>	X=0.4	Y=1
<b>Rect 11</b>	X=0.4	Y=1
<b>Rect 13</b>	X=13	Y=11
<b>Rect 14</b>	X=14	Y=16

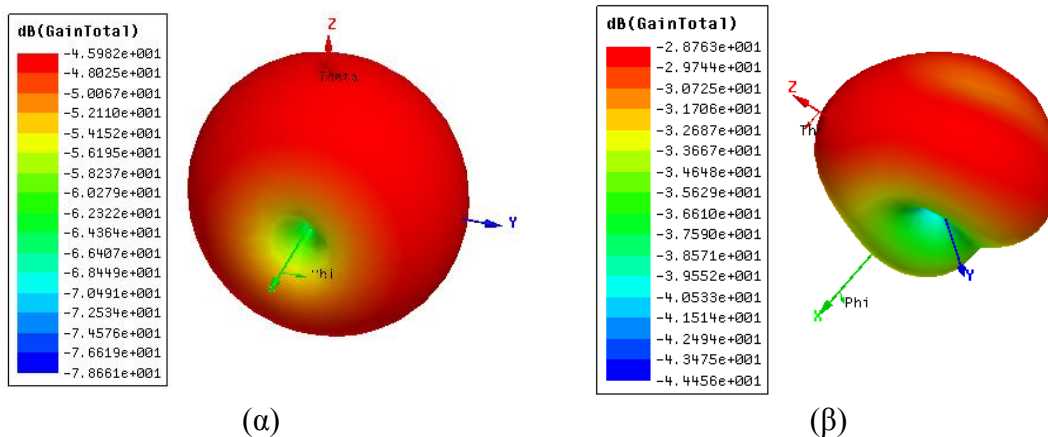
Τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων στις περιοχές MedRadio και ISM παρουσιάζονται στις Εικόνες 4.11-4.12.



**Εικόνα 4.11:** (α) Συντελεστής ανάκλασης βελτιστοποιημένης κεραίας στη ζώνη MedRadio για  $h=0.127\text{mm}$  και υπόστρωμα Rogers 5880 (β) Συντελεστής ανάκλασης βελτιστοποιημένης κεραίας στη ζώνη ISM για  $h=0.127\text{mm}$  και υπόστρωμα Rogers 5880

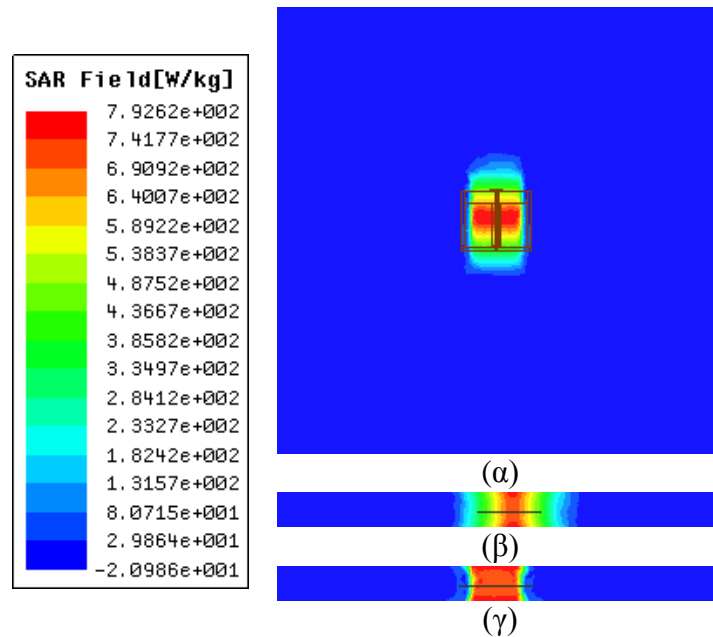


**Εικόνα 4.12:** (α) Αντίσταση εισόδου στη ζώνη MedRadio (β) Αντίσταση εισόδου στη ζώνη ISM.

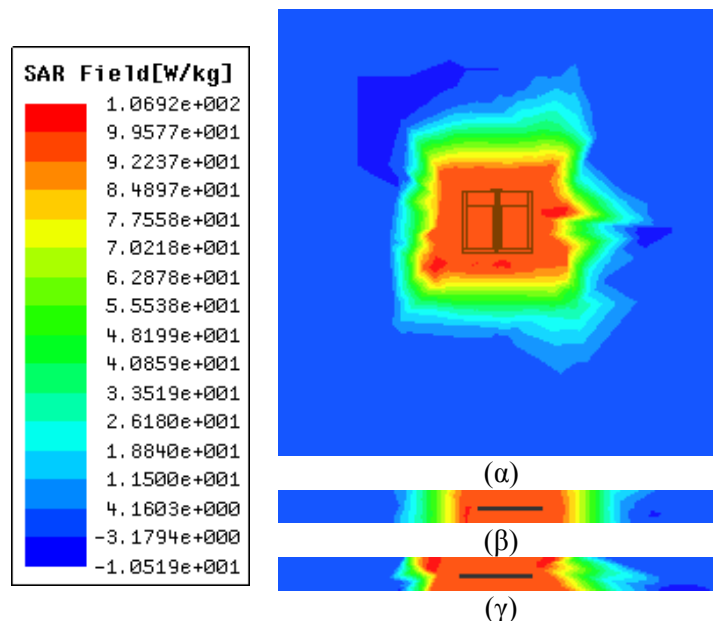


**Εικόνα 4.13:** (α) Κέρδος κεραίας στη ζώνη MedRadio (β) Κέρδος κεραίας στη ζώνη ISM.

Στη ζώνη MedRadio η κεραία συντονίζεται στα 424 MHz με συντελεστή ανάκλασης -40dB και εύρος ζώνης 188 MHz (Εικόνα 4.11(α)). Η σύνθετη αντίσταση εισόδου (Εικόνα 4.12(α)) είναι  $50\Omega$  στη συχνότητα συντονισμού, ενώ το μέγιστο κέρδος της κεραίας είναι -46 dB (Εικόνα 4.13(α)). Στη ζώνη ISM ο συντονισμός εμφανίζεται στα 2.45 GHz (Εικόνα 4.11(β)) με συντελεστή ανάκλασης -21 dB και εύρος ζώνης 860 MHz. Από τα διαγράμματα της σύνθετης αντίστασης εισόδου παρατηρείται ότι η κεραία έχει καλή ποιότητα προσαρμογής γύρω από την περιοχή συντονισμού (Εικόνα 4.12(β)), ενώ το μέγιστο κέρδος είναι -28 dB (Εικόνα 4.13(β)).



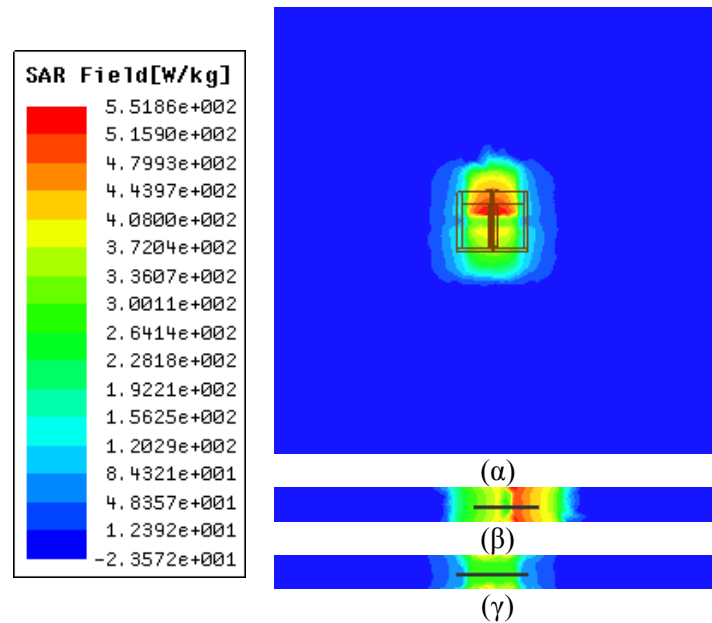
**Εικόνα 4.14:** Κατανομή μέσου ρυθμού ειδικής απορρόφησης ανά 1g ιστού στην περιοχή MedRadio (α) στο επίπεδο xy (β) στο επίπεδο xz (γ) στο επίπεδο yz.



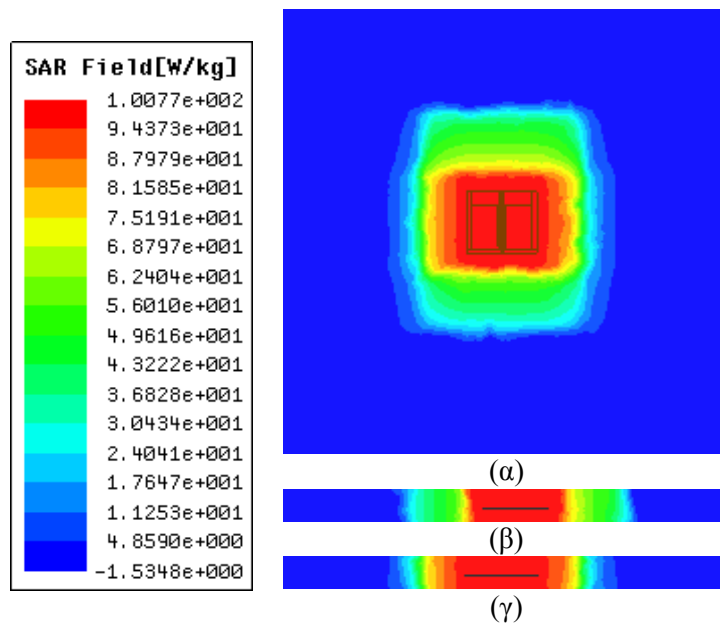
**Εικόνα 4.15:** Κατανομή μέσου ρυθμού ειδικής απορρόφησης ανά 10g ιστού στην περιοχή MedRadio (α) στο επίπεδο xy (β) στο επίπεδο xz (γ) στο επίπεδο yz.

Παρατηρείται στην Εικόνα 4.14 ότι η μέγιστη τιμή του μέσου ειδικού ρυθμού απορρόφησης ανά 1-g ιστού για τη ζώνη MedRadio είναι 792.62 W/kg. Συνεπώς, για να τηρούνται τα όρια SAR, όπως έχουν θεσπιστεί από τους αρμόδιους οργανισμούς (IEEE C95.1-1999, 1 g-avg SAR < 1.6 W/kg), η μέγιστη ισχύς εισόδου πρέπει να είναι 2 mW. Αντίστοιχα, για τη ζώνη ISM (Εικόνα 4.16), η μέγιστη τιμή SAR είναι 551.86 W/kg, άρα η ισχύς εξόδου δεν πρέπει να ξεπερνάει τα 2.9 mW. Οι οδηγίες της IEEE C95.1-2005 και της ICNIRP θέτουν τα όρια ασφαλούς έκθεσης ανά 10g ιστού για SAR < 2 W/kg. Επομένως, στη ζώνη MedRadio με μέγιστη τιμή μέσου ειδικού ρυθμού απορρόφησης ανά 10-g ιστού 106.92 W/kg (Εικόνα 4.15), η μέγιστη επιτρεπόμενη ισχύς εισόδου είναι 18.7 mW. Αντίστοιχα, για τη ζώνη ISM (Εικόνα

4.17), η μέγιστη τιμή SAR είναι 100.77 W/kg και ως εκ τούτου η μέγιστη επιτρεπόμενη ισχύς εισόδου είναι 19.84 mW. Οι τιμές SAR και οι μέγιστες ισχύες εισόδου ώστε να τηρούνται τα όρια ασφαλείας δίνονται στον Πίνακα 4.4.



Εικόνα 4.16: Κατανομή μέσου ρυθμού ειδικής απορρόφησης ανά 1g ιστού στην περιοχή ISM (α) στο επίπεδο xy (β) στο επίπεδο xz (γ) στο επίπεδο yz.



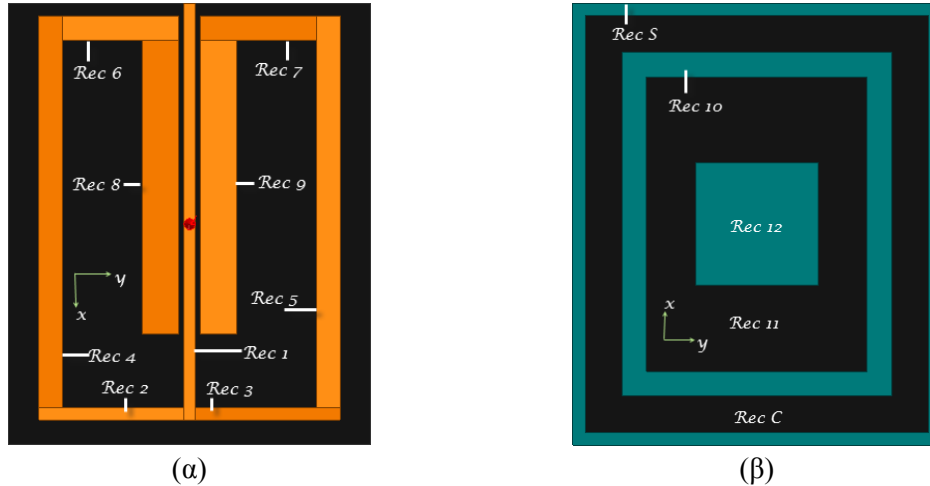
Εικόνα 4.17: Κατανομή μέσου ρυθμού ειδικής απορρόφησης ανά 10g ιστού στην περιοχή ISM (α) στο επίπεδο xy (β) στο επίπεδο xz (γ) στο επίπεδο yz.

Πίνακας 4.4: Συγκεντρωτικός πίνακας μέγιστων τιμών SAR και μέγιστων τιμών ισχύος εισόδου.

Συχνότητα (MHz)	Max SAR (W/kg)		Μέγιστη ισχύς εισόδου (mW)	
	1-g	10-g	IEEE C95.1-1999	IEEE C95.1-2005
403.5	792.62	106.92	2	18.7
2400	551.86	100.77	2.9	19.84

*FR4 glass epoxy*

Για την επίτευξη ικανοποιητικών αποτελεσμάτων στην περίπτωση του υποστρώματος FR4 αφαιρέθηκαν κάποια τμήματα της κεραίας και τροποποιήθηκε η οπή στο επίπεδο της γείωσης. Οι αλλαγές στη γεωμετρία της κεραίας φαίνονται στην Εικόνα 4.18.



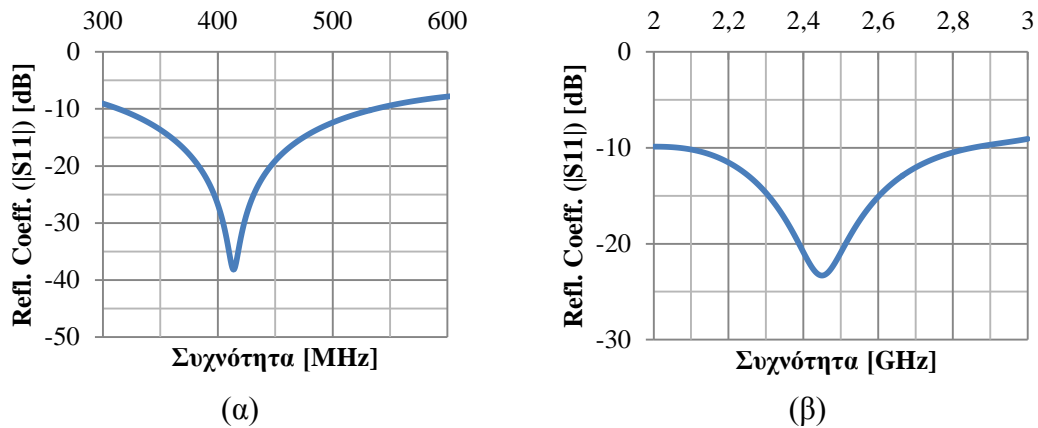
Εικόνα 4.18: (α) Κάτοψη βελτιστοποιημένης κεραίας με υπόστρωμα FR4 (β) Άνοψη βελτιστοποιημένης κεραίας με υπόστρωμα FR4.

Οι διαστάσεις των επιμέρους τμημάτων της κεραίας δίνονται στον Πίνακα 4.5.

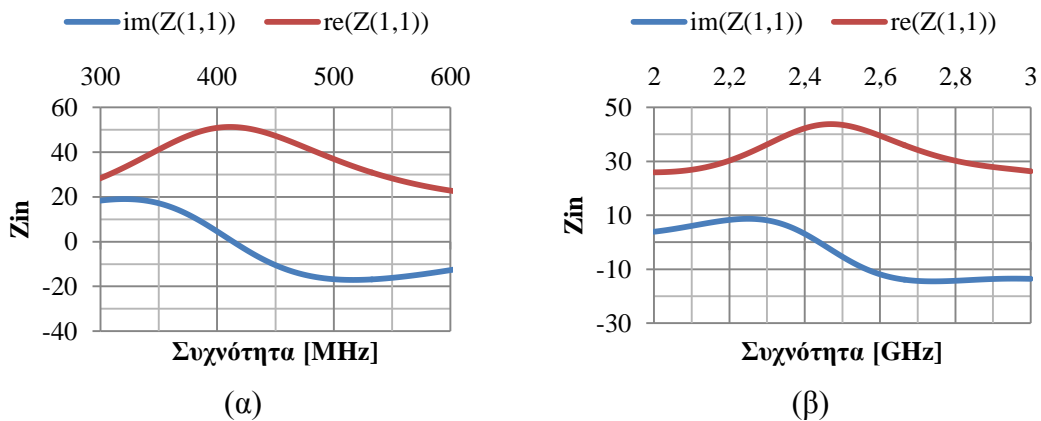
Πίνακας 4.5: Διαστάσεις βελτιστοποιημένης κεραίας με υπόστρωμα FR4.

Αγωγός-Μέταλλο	Μήκος (mm)	Πλάτος (mm)
<b>Rect 1</b>	X=17	Y=0.5
<b>Rect 2</b>	Y=6	X=0.5
<b>Rect 3</b>	Y=6	X=0.5
<b>Rect 4</b>	X=16	Y=1
<b>Rect 5</b>	X=16	Y=1
<b>Rect 6</b>	Y=4.8	X=1
<b>Rect 7</b>	Y=4.8	X=1
<b>Rect 8</b>	X=12	Y=1.5
<b>Rect 9</b>	X=12	Y=1.5
<b>Rect 10</b>	Y=11	X=14
<b>Rect 11</b>	Y=9	X=12
<b>Rect 12</b>	X=5	Y=5
<b>Rect S</b>	X=18	Y=15
<b>Rect C</b>	X=17	Y=14

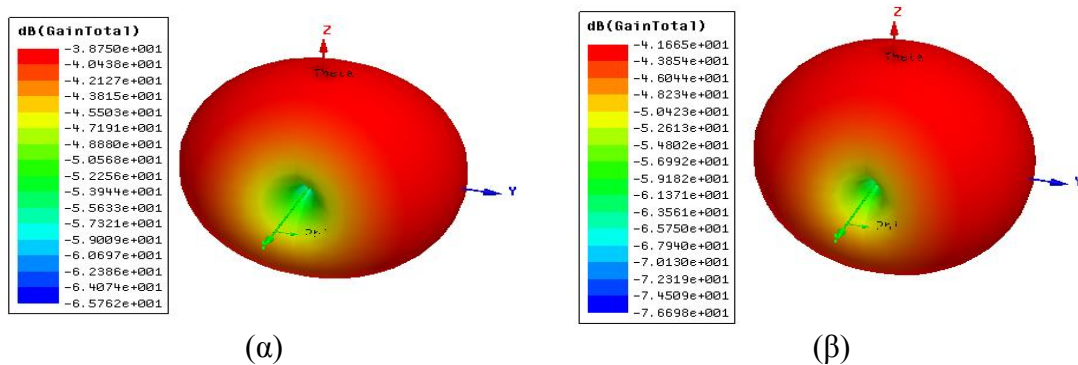
Τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων στις περιοχές MedRadio και ISM παρουσιάζονται στις Εικόνες 4.19-4.21.



**Εικόνα 4.19:** (α) Συντελεστής ανάκλασης βελτιστοποιημένης κεραίας στη ζώνη MedRadio για  $h=0.127\text{mm}$  και υπόστρωμα FR4 (β) Συντελεστής ανάκλασης βελτιστοποιημένης κεραίας στη ζώνη ISM για  $h=0.127\text{mm}$  και υπόστρωμα FR4

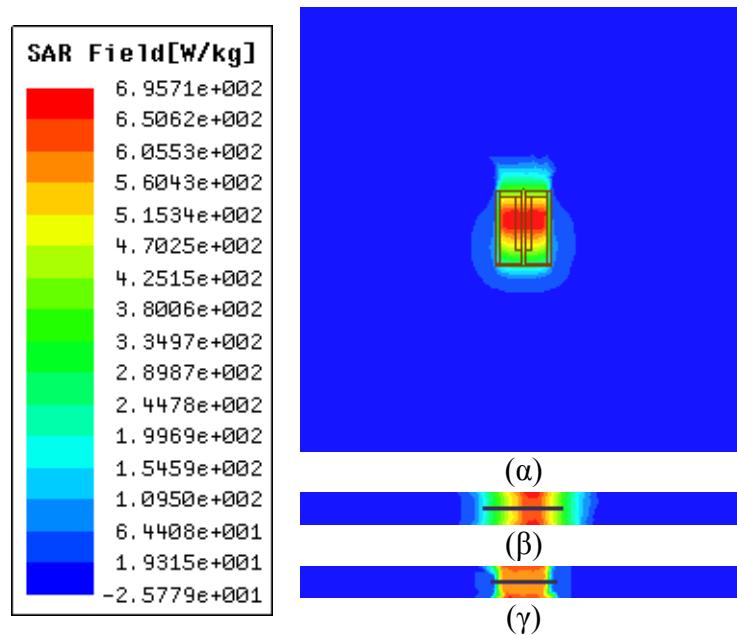


**Εικόνα 4.20:** (α) Αντίσταση εισόδου στη ζώνη MedRadio (β) Αντίσταση εισόδου στη ζώνη ISM

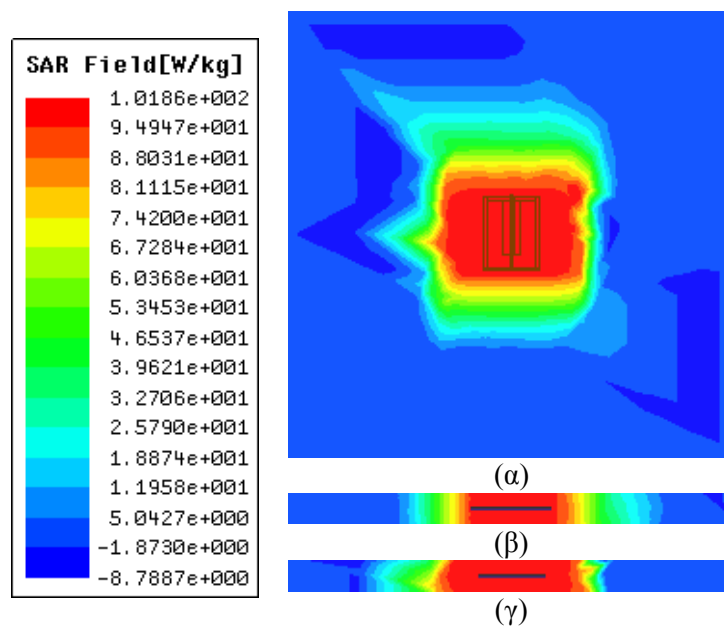


**Εικόνα 4.21:** (α) Κέρδος κεραίας στη ζώνη MedRadio (β) Κέρδος κεραίας στη ζώνη ISM.

Στη ζώνη MedRadio η κεραία συντονίζεται στα 414MHz με συντελεστή ανάκλασης -38dB και εύρος ζώνης 225MHz (Εικόνα 4.19(α)). Από τη σύνθετη αντίσταση εισόδου συμπεραίνεται ότι η ποιότητα προσαρμογής είναι αρκετά καλή (Εικόνα 4.20(α)). Το μέγιστο κέρδος της κεραίας είναι στα -39dB (Εικόνα 4.21(α)). Στη ζώνη ISM ο συντονισμός εμφανίζεται στα 2.45GHz με συντελεστή ανάκλασης -23dB και εύρος ζώνης 780MHz (Εικόνα 4.19(β)). Από τα διαγράμματα της σύνθετης αντίστασης εισόδου παρατηρείται ότι η κεραία έχει καλή ποιότητα προσαρμογής γύρω από την περιοχή συντονισμού (Εικόνα 4.20(β)). Το μέγιστο κέρδος της κεραίας είναι -42dB (Εικόνα 4.21(β)).

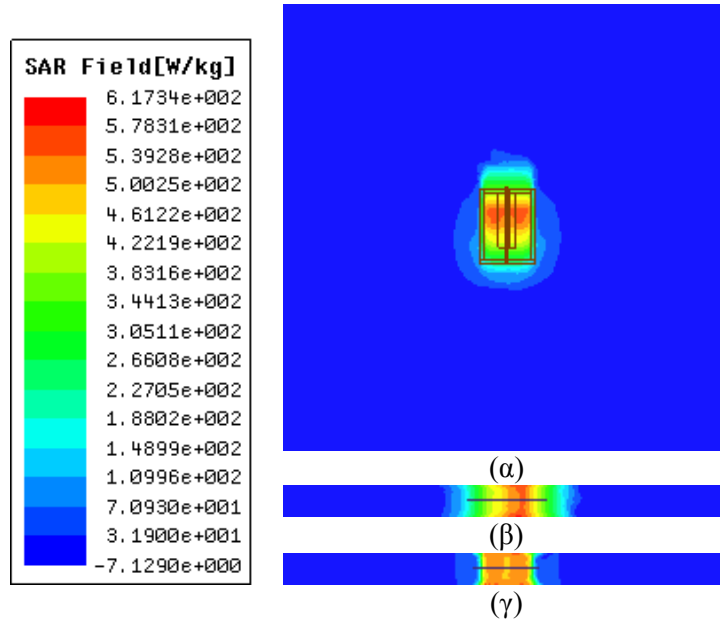


**Εικόνα 4.22:** Κατανομή μέσου ρυθμού ειδικής απορρόφησης ανά 1g ιστού στην περιοχή MedRadio (α) στο επίπεδο xy (β) στο επίπεδο xz (γ) στο επίπεδο yz.

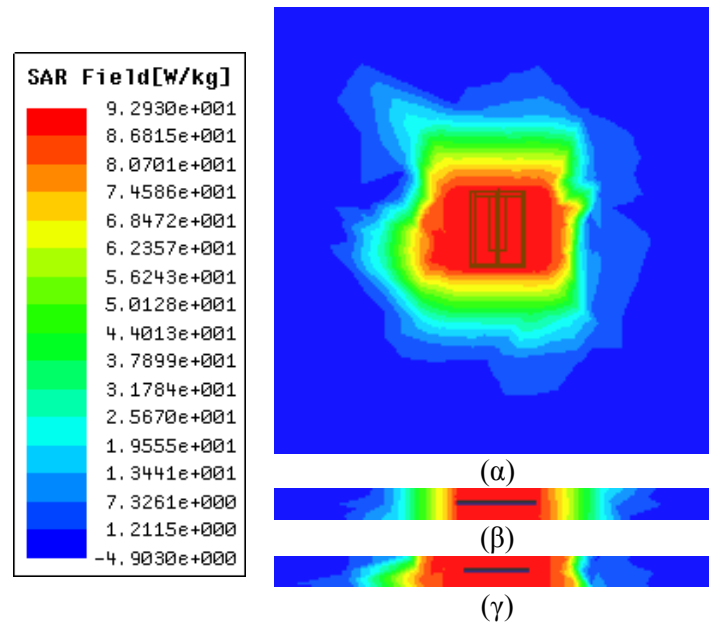


**Εικόνα 4.23:** Κατανομή μέσου ρυθμού ειδικής απορρόφησης ανά 10g ιστού στην περιοχή MedRadio (α) στο επίπεδο xy (β) στο επίπεδο xz (γ) στο επίπεδο yz.

Στην Εικόνα 4.22 φαίνεται ότι η μέγιστη τιμή του μέσου ειδικού ρυθμού απορρόφησης ανά 1-g ιστού για τη ζώνη MedRadio είναι 695.71 W/kg. Συνεπώς, για να τηρούνται τα όρια SAR, όπως έχουν θεσπιστεί από τους αρμόδιους οργανισμούς, η μέγιστη ισχύς εισόδου πρέπει να είναι 2.3 mW. Αντίστοιχα, για τη ζώνη ISM (Εικόνα 4.24), η μέγιστη τιμή SAR είναι 617.34 W/kg, άρα η ισχύς εξόδου δεν πρέπει να ξεπερνάει τα 2.6 mW. Για το μέσο ειδικό ρυθμό απορρόφησης ανά 10-g ιστού, σύμφωνα με τις οδηγίες της IEEE C95.1-2005 και της ICNIRP, το όριο ασφαλούς έκθεσης είναι για SAR < 2 W/kg. Επομένως, στη ζώνη MedRadio (Εικόνα 4.23) με μέγιστη τιμή μέσου ειδικού ρυθμού απορρόφησης ανά 10-g ιστού 101.86 W/kg, η μέγιστη επιτρεπόμενη ισχύς εισόδου είναι 19.63 mW. Αντίστοιχα, για τη ζώνη ISM (Εικόνα 4.25), η μέγιστη τιμή SAR είναι 92.93 W/kg και ως εκ τούτου η μέγιστη επιτρεπόμενη ισχύς εισόδου είναι 21.52 mW.



**Εικόνα 4.24:** Κατανομή μέσου ρυθμού ειδικής απορρόφησης ανά 1g ιστού στην περιοχή ISM (α) στο επίπεδο xy (β) στο επίπεδο xz (γ) στο επίπεδο yz.



**Εικόνα 4.25:** Κατανομή μέσου ρυθμού ειδικής απορρόφησης ανά 10g ιστού στην περιοχή ISM (α) στο επίπεδο xy (β) στο επίπεδο xz (γ) στο επίπεδο yz.

Οι τιμές SAR και οι μέγιστες ισχύες εισόδου ώστε να τηρούνται τα όρια ασφαλείας δίνονται στον Πίνακα 4.6.

**Πίνακας 4.6:** Συγκεντρωτικός πίνακας μέγιστων τιμών SAR και μέγιστων τιμών ισχύος εισόδου.

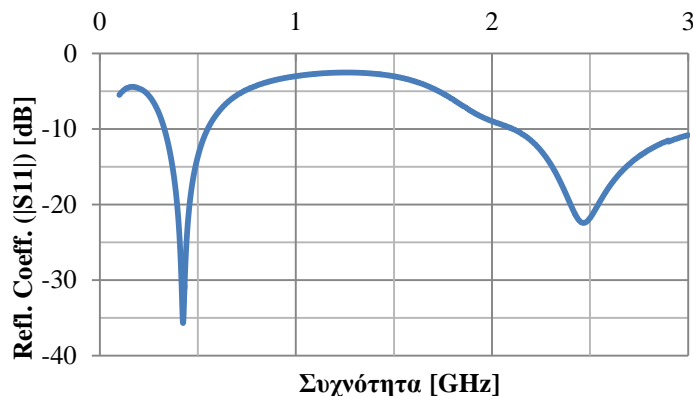
Συχνότητα (MHz)	Max SAR (W/kg)		Μέγιστη ισχύς εισόδου (mW)	
	1-g	10-g	IEEE C95.1-1999	IEEE C95.1-2005
403.5	695.7	101.9	2.3	19.63
2400	617.3	92.93	2.6	21.52

Τέλος, πραγματοποιήθηκαν δύο προσομοιώσεις, μία για κάθε κεραία, σε όλο το εύρος των συχνοτήτων λειτουργίας τους, χρησιμοποιώντας μεταβλητές τιμές διηλεκτρικής σταθεράς και αγωγιμότητας ανάλογα με τη συχνότητα για την προσομοίωση του



δέρματος. Αυτές οι προσομοιώσεις δίνουν τη δυνατότητα εξαγωγής πιο ρεαλιστικών αποτελεσμάτων όσον αφορά τις επιδόσεις των κεραιών εντός βιολογικού ιστού και πιο συγκεκριμένα δέρματος. Τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων δίνονται στις παρακάτω εικόνες.

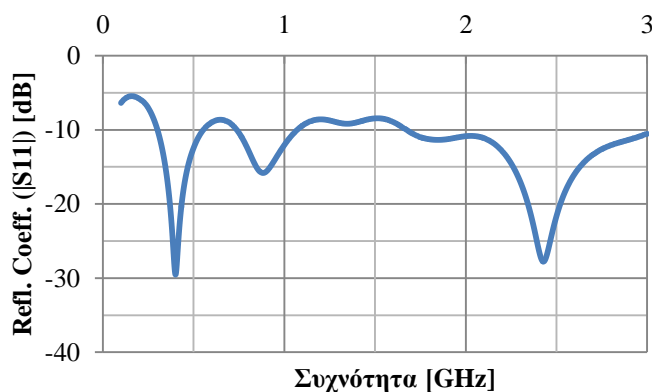
Rogers 5880



**Εικόνα 4.26:** Συντελεστής ανάκλασης βελτιστοποιημένης κεραιάς Rogers 5880 από 100MHz έως 3GHz με μεταβλητή, βάσει συχνότητας, διηλεκτρική σταθερά δέρματος.

Παρατηρώντας την Εικόνα 4.26 φαίνεται ότι η συχνότητα συντονισμού στη ζώνη MedRadio είναι 424.5 MHz με συντελεστή ανάκλασης -35.66 dB και στην ISM είναι 2.47 GHz με -22.42 dB, αντίστοιχα. Το εύρος ζώνης στη MedRadio είναι 221 MHz και στην ISM 900 MHz. Συγκρίνοντας τα αποτελέσματα αυτής της προσομοίωσης με εκείνα της Εικόνας 4.11, γίνεται αντιληπτό πως τα αποτελέσματά τους είναι σχεδόν ίδια, γεγονός που πιστοποιεί την ακρίβεια των αποτελεσμάτων.

FR4 glass epoxy



**Εικόνα 4.27:** Συντελεστής ανάκλασης βελτιστοποιημένης κεραιάς FR4 από 100MHz έως 3GHz με μεταβλητή, βάσει συχνότητας, διηλεκτρική σταθερά δέρματος.

Τα αποτελέσματα της προσομοίωσης για την κεραιά με υπόστρωμα FR4 δίνονται στην Εικόνα 4.27. Η συχνότητα συντονισμού στη ζώνη MedRadio είναι 400 MHz με συντελεστή ανάκλασης -29.53 dB και στην ISM είναι 2.43 GHz με -27.77 dB, αντίστοιχα. Το εύρος ζώνης στη MedRadio είναι 254 MHz και στην ISM 1 GHz. Συγκρίνοντας τα αποτελέσματα αυτής της προσομοίωσης με εκείνα της Εικόνας 4.19, γίνεται αντιληπτό πως υπάρχουν μικρές διαφοροποιήσεις ως προς τη συχνότητα συντονισμού στη ζώνη MedRadio και το εύρος ζώνης της κεραιάς.

## ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] Φύλλο δεδομένων υλικού RT/duroid 5880 [Ηλεκτρονικό]  
Available: <http://www.hofmannlp.de/fileadmin/dokumente/rt5880.pdf>
- [2] Φύλλο δεδομένων υλικού Glass Epoxy resin FR4 [Ηλεκτρονικό]  
Available: [http://atlas-proj-tgc.web.cern.ch/atlas-proj-tgc/TGC\\_cons\\_DS.pdf](http://atlas-proj-tgc.web.cern.ch/atlas-proj-tgc/TGC_cons_DS.pdf)
- [3] Johnny Ung, T. Karacolak, “A Wideband Implantable Antenna for Continuous Health Monitoring in the MedRadio and ISM Bands,” *IEEE Trans. Antennas Propagat.*, vol. 11, 2012.

## 5. ΕΠΙΛΟΓΟΣ

---

Στο παρόν κεφάλαιο θα γίνει μια ανασκόπηση όσων παρουσιάστηκαν και μελετήθηκαν στο προηγούμενο κεφάλαιο. Τα αποτελέσματα των μελετών συνοδεύονται από τα συμπεράσματα που προκύπτουν κατά την παρατήρησή τους. Στο τελευταίο μέρος του κεφαλαίου γίνεται αναφορά σε μελλοντικές προεκτάσεις του αντικειμένου που πραγματεύτηκε η συγκεκριμένη διπλωματική εργασία.

### 5.1 ΣΥΝΟΨΗ

Στο πλαίσιο της εργασίας παρουσιάστηκαν διάφορες εμφυτεύσιμες βιοϊατρικές διατάξεις με χρήση σε πολλαπλές ιατρικές εφαρμογές θεραπείας και διάγνωσης με έμφαση στη σπουδαιότητα της ασύρματης επικοινωνίας με το εξωτερικό περιβάλλον του βιολογικού ιστού. Με γνώμονα την αποτελεσματική βιοϊατρική τηλεμετρία, παρουσιάστηκαν οι κεραίες μικροταινίας και οι λόγοι που τις καθιστούν κατάλληλες για εφαρμογές εμφύτευσης. Ιδιαίτερη σημασία δόθηκε στις τεχνικές σμίκρυνσης και αύξησης τους εύρους ζώνης των κεραιών αυτών μέσω της διαμόρφωσης των εγκοπών στην αγωγή ταινία τους. Σκοπός της διπλωματικής ήταν η σχεδίαση μιας μικροσκοπικής ευρυζωνικής κεραίας διπλής ζώνης που θα μπορούσε να ενσωματωθεί σε μια εμφυτεύσιμη βιοϊατρική διάταξη. Με στόχο να δοθεί μια σφαιρική εικόνα για τις υπάρχουσες εμφυτεύσιμες κεραίες και τα χαρακτηριστικά τους, πραγματοποιήθηκε μια βιβλιογραφική αναζήτηση, μελέτη και παρουσίασή τους. Με αυτόν τον τρόπο δίνεται η δυνατότητα για καλύτερη αξιολόγηση των προδιαγραφών που προσφέρει η νέα κεραία. Από τις κεραίες της βιβλιογραφίας επιλέχτηκε μία κεραία που παρουσίαζε ορισμένα από τα επιθυμητά χαρακτηριστικά (διπλή ζώνη λειτουργίας, ευρυζωνικότητα) και πραγματοποιήθηκε παραμετρική ανάλυση των τμημάτων της αγωγής ταινίας προκειμένου να διαπιστωθεί ο τρόπος λειτουργίας της. Η μελέτη αυτή υπήρξε πολύ σημαντική για την κατανόηση της επίδρασης των μεταβολών των αγωγίμων τμημάτων στις επιδόσεις της. Το κεφάλαιο 3 καταλήγει προτείνοντας δύο ορθογώνιες ευρυζωνικές κεραίες μικροταινίας διπλής ζώνης (MedRadio, ISM) χρησιμοποιώντας διαφορετικά υλικά υποστρώματος με σημαντικές βελτιώσεις στο μέγεθος της κεραίας και της επίδοσής της.

### 5.2 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Η σπουδαιότητα του μεγέθους των κεραιών σε εφαρμογές εμφυτεύσιμων βιοϊατρικών διατάξεων έγινε εμφανής καθ' όλη την έκταση της εργασίας. Η σμίκρυνση των διατάξεων και κατ' επέκταση των κεραιών που ενσωματώνονται σε αυτές είναι μια από τις μεγαλύτερες προκλήσεις που πρέπει να αντιμετωπίσουν οι σχεδιαστές. Επιπλέον, οι εμφυτεύσιμες κεραίες οφείλουν να πληρούν ορισμένες προδιαγραφές στις επιδόσεις τους για ικανοποιητική λειτουργία εντός των βιολογικών ιστών και προδιαγραφές ασφαλείας. Στο τρίτο κεφάλαιο προτάθηκαν δύο κεραίες μικροταινίας

κατάλληλες για εφαρμογές εμφύτευσης με δυνατότητα λειτουργίας σε δύο ζώνες, τη ζώνη MedRadio και τη ζώνη ISM. Στο σημείο αυτό παρουσιάζονται τα συγκριτικά αποτελέσματα των νέων κεραιών σε σχέση με τις υπόλοιπες κεραιές της βιβλιογραφίας. Στον Πίνακα 5.1 δίνονται οι διαστάσεις και ο συνολικός όγκος των προτεινόμενων κεραιών και των κεραιών της βιβλιογραφίας.

**Πίνακας 5.1:** Σύγκριση μεγέθους προτεινόμενων κεραιών με άλλες της βιβλιογραφίας.

Κεραία	Διαστάσεις [mm]	Όγκος [mm <sup>3</sup> ]
[1]	29.4 x 19.6 x 6	3457.44
[2] (α)	32 x 40 x 8	10240
[2] (β)	36 x 40 x 4	5760
[3]	22.5 x 22.5 x 2.5	1265.625
[4]	17 x 17 x 18	5202
[5]	Ακτίνα = 6, ύψος = 1.8	203.58
[6]	18 x 16 x 1.27	365.76
<b>Βελτιστοποιημένη Rogers5880</b>	14 x 16 x 0.127	28.45
<b>Βελτιστοποιημένη FR4</b>	18 x 15 x 0.127	34.29

Σε σύγκριση με προηγούμενες κεραιές, οι δύο προτεινόμενες εμφανίζουν σημαντικά μειωμένο όγκο. Πιο συγκεκριμένα, σε σχέση με την κεραία της βιβλιογραφίας [6] σημειώνεται μείωση 92.2% για τη Rogers 5880 και 90.6% για τη FR4. Το πολύ μικρό μέγεθος δίνει τη δυνατότητα ενσωμάτωσης σε πολλές εμφυτεύσιμες διατάξεις, χωρίς να αυξάνει σημαντικά το μέγεθός τους.

Εκτός από τις διαστάσεις, μεγάλη σημασία έχουν οι επιδόσεις των κεραιών. Οι επιδόσεις τους σε παραμέτρους όπως, η συχνότητα συντονισμού, το εύρος ζώνης, ο συντελεστής ανάκλασης, το κέρδος, η σύνθετη αντίσταση εισόδου και ο ειδικός ρυθμός απορρόφησης (SAR) καθορίζουν κατά πόσο οι κεραιές είναι ιδανικές για εφαρμογές ιατρικής τηλεμετρίας. Στον Πίνακα 5.2 δίνονται οι συχνότητες συντονισμού της κεραίας της βιβλιογραφίας που μελετήθηκε καθώς και των κεραιών που σχεδιάστηκαν με το νέο υπόστρωμα. Η σύγκριση με τις υπόλοιπες κεραιές της βιβλιογραφίας δεν κρίνεται σκόπιμη, διότι λειτουργούν μόνο σε μία ζώνη συχνοτήτων, τη MedRadio, ενώ οι υπό μελέτη κεραιές έχουν τη δυνατότητα λειτουργίας και στη ζώνη ISM.

**Πίνακας 5.2:** Σύγκριση συχνότητας συντονισμού προτεινόμενων κεραιών με κεραία της βιβλιογραφίας.

Κεραία	Συχνότητα συντονισμού	
	MedRadio [MHz]	ISM [GHz]
[6]	477.79	2.6
<b>Rogers5880</b>	425	2.37
<b>FR4</b>	421	2.2
<b>Βελτιστοποιημένη Rogers5880</b>	424.55	2.46
<b>Βελτιστοποιημένη FR4</b>	413.68	2.45

Παρατηρείται ότι οι προτεινόμενες κεραιές εμφανίζουν συχνότητα συντονισμού πιο κοντά στα άνω όρια της περιοχής MedRadio σε σχέση με την κεραία της βιβλιογραφίας και εντός των ορίων της περιοχής ISM και άρα καλύτερη προσαρμογή και μικρότερες απώλειες λόγω ανάκλασης ισχύος.

Στον Πίνακα 5.3 παρουσιάζονται τα εύρη ζώνης της κεραίας της βιβλιογραφίας που μελετήθηκε καθώς και των κεραιών που σχεδιάστηκαν με το νέο υπόστρωμα.

**Πίνακας 5.3:** Σύγκριση εύρους ζώνης προτεινόμενων κεραιών με κεραία της βιβλιογραφίας.

Κεραία	Εύρος Ζώνης	
	MedRadio (MHz)	ISM (MHz)
[6]	207	870
Rogers5880	192	980
FR4	173	920
Βελτιστοποιημένη Rogers5880	189	860
Βελτιστοποιημένη FR4	225	780

Από τον πίνακα γίνεται φανερό ότι η κεραία της βιβλιογραφίας έχει ελαφρώς μεγαλύτερο εύρος ζώνης από τις προτεινόμενες κεραιές στη ζώνη MedRadio. Το ίδιο δεν ισχύει απόλυτα για τη ζώνη ISM. Οι κεραιές Rogers 5880 και FR4 έχουν αρκετά πιο μεγάλο εύρος ζώνης λειτουργίας και η βελτιστοποιημένη Rogers 5880 έχει παραπλήσιο. Οι κεραιές μπορούν να χαρακτηριστούν ευρυζωνικές.

Στον Πίνακα 5.4 παρουσιάζονται τα κέρδη της κεραίας της βιβλιογραφίας που μελετήθηκε καθώς και των κεραιών που σχεδιάστηκαν με το νέο υπόστρωμα.

**Πίνακας 5.4:** Σύγκριση μέγιστου κέρδους προτεινόμενων κεραιών με κεραία της βιβλιογραφίας.

Κεραία	Κέρδος (max)	
	MedRadio (dB)	ISM (dB)
[6]	-45	-23
Rogers5880	-45	-26
FR4	-45	-28
Βελτιστοποιημένη Rogers5880	-46	-28
Βελτιστοποιημένη FR4	-39	-42

Γίνεται αντιληπτό από τον παραπάνω πίνακα πως τα μέγιστα κέρδη των κεραιών δεν διαφοροποιούνται σε μεγάλο βαθμό. Η κεραία της βιβλιογραφίας διαθέτει ελαφρώς καλύτερο κέρδος από τις προτεινόμενες κεραιές. Αυτή η μικρή υπεροχή της κεραίας της βιβλιογραφίας δεν είναι αρκετή για να αντισταθμίσει την τεράστια μείωση των διαστάσεων των προτεινόμενων κεραιών.

Το τελευταίο χαρακτηριστικό που εξετάστηκε είναι ο ρυθμός ειδικής απορρόφησης (SAR), βάσει του οποίου καθορίζονται τα όρια ασφαλούς έκθεσης του ανθρώπινου οργανισμού στην ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία. Η πυκνότητα μάζας του ανθρώπινου δέρματος είναι ίση με  $1.1\text{gr/cm}^3$ . Θεωρώντας ισχύ εισόδου 1W οι μέγιστες τιμές του ρυθμού ειδικής απορρόφησης φαίνονται στον Πίνακα 5.5.

Με βάση τα πρότυπα ασφαλούς έκθεσης των βιολογικών ιστών στην ΗΜ ακτινοβολία, υπολογίστηκε η μέγιστη επιτρεπτή ισχύς εισόδου για την κάθε κεραία. Τα αποτελέσματα παρατίθενται στον Πίνακα 5.6.

Στη συνέχεια, στους πίνακες 5.7 και 5.8 γίνεται συγκεντρωτική παρουσίαση όλων των παραμέτρων των κεραιών, των οποίων οι επιδόσεις μελετήθηκαν στην παρούσα διπλωματική. Ο στόχος του Πίνακα 5.7 και του Πίνακα 5.8 είναι να συγκεντρώσουν τα κύρια χαρακτηριστικά των κεραιών και να αναδείξουν τις

βελτιώσεις που επιφέρουν οι νέες κεραίες, διευκολύνοντας τις συγκρίσεις και την εξαγωγή συμπερασμάτων.

**Πίνακας 5.5:** Σύγκριση ρυθμού ειδικής απορρόφησης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας (SAR) προτεινόμενων κεραίων με κεραία της βιβλιογραφίας

Κεραία	SAR (W/kg)			
	MedRadio		ISM	
	1-g	10-g	1-g	10-g
[6]	688.7	94.53	589.8	96.4
<b>Βελτιστοποιημένη Rogers5880</b>	792.6	106.9	551.86	100.8
<b>Βελτιστοποιημένη FR4</b>	695.7	101.9	617.3	92.93

**Πίνακας 5.6:** Σύγκριση μέγιστης ισχύος εισόδου των προτεινόμενων κεραίων με την κεραία της βιβλιογραφίας.

Κεραία	Μέγιστη ισχύς εισόδου (mW)			
	MedRadio		ISM	
	1-g	10-g	1-g	10-g
[6]	2.32	21.16	2.71	20.7
<b>Βελτιστοποιημένη Rogers5880</b>	2	18.7	2.9	19.84
<b>Βελτιστοποιημένη FR4</b>	2.3	19.63	2.6	21.52

### 5.3 ΕΠΙΛΟΓΟΣ ΚΑΙ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΕΣ ΠΡΟΕΚΤΑΣΕΙΣ

Στην παρούσα διπλωματική εργασία παρουσιάστηκε η σπουδαιότητα της εκμετάλλευσης της τηλεμετρίας στο χώρο της ιατρικής. Πιο συγκεκριμένα, παρουσιάστηκαν οι εμφυτεύσιμες διατάξεις, που είναι ένας κλάδος που έχει να προσφέρει πολλά στην έγκαιρη διάγνωση και θεραπεία διαφόρων ασθενειών. Για αυτόν το λόγο συγκεντρώνει έντονο επιστημονικό ενδιαφέρον, ιδιαίτερα τα τελευταία χρόνια. Οι εμφυτεύσιμες κεραίες αποτελούν ένα από τα κυριότερα στοιχεία αυτών των διατάξεων και η βελτιστοποίησή τους κρίνεται αναγκαία για την αναβάθμιση των εμφυτεύσιμων διατάξεων. Στο πλαίσιο αυτό παρουσιάστηκαν οι κεραίες μικροταινίας που κρίνονται καταλληλότερες για τέτοιου είδους εφαρμογές καθώς και τεχνικές σμίκρυνσης και αύξησης του εύρους ζώνης τους. Επιπλέον, έγινε η μελέτη μιας ευρυζωνικής κεραίας διπλής ζώνης της βιβλιογραφίας [6] καθώς και η σχεδίαση νέας κεραίας διπλής ζώνης με δύο διαφορετικά υλικά υποστρώματος διατηρώντας τα ευρυζωνικά χαρακτηριστικά.

Τα αποτελέσματα της παρούσας εργασίας θα μπορούσαν να αποτελέσουν βάση για μελλοντικές προεκτάσεις του θέματος όπως:

- Μελέτη χρήσης κάποιου βιοσυμβατού περιβλήματος ή επιλογή διαφορετικού βιοσυμβατού υλικού υποστρώματος. Τα υλικά που επιλέχθηκαν στην παρούσα διπλωματική εργασία για την κατασκευή των κεραίων δεν είναι βιοσυμβατά. Ένα

βιοσυμβατό περίβλημα θα καθιστούσε τη διάταξη βιοσυμβατή. Η αλλαγή αυτή θα επέφερε μικρές τροποποιήσεις και στις επιδόσεις της κεραίας. Για αυτό θα ήταν αναγκαίος ο εκ νέου συντονισμός ή η βελτιστοποίηση της κεραίας.

- Μελέτη των επιδόσεων της προτεινόμενης κεραίας σε ανατομικά μοντέλα προσομοίωσης που δίνουν πιο ακριβή αποτελέσματα σε σύγκριση με τα κανονικά μοντέλα προσομοίωσης.
- Μελέτη σχεδίασης εξωτερικής κεραίας για μια διάταξη επίβλεψης/ελέγχου με την εμφυτεύσιμη κεραία στις ζώνες συχνοτήτων MedRadio και ISM, με στόχο τη δημιουργία ολοκληρωμένου συστήματος ιατρικής τηλεμετρίας. Μέτρηση του συντελεστή  $S_{21}$  όπου  $|S_{21}|^2 = P_r / P_t$  (όπου  $P_r$  η ισχύς στην κεραία λήψης και  $P_t$  η ισχύς εκπομπής) για διάφορες αποστάσεις της εξωτερικής κεραίας από το μοντέλο. Όπως έχει γίνει γνωστό οι περισσότερες εμφυτεύσιμες βιοϊατρικές διατάξεις χρησιμοποιούν μια διάταξη ελέγχου, η οποία δεν είναι εμφυτευμένη στον ασθενή και η οποία θα πρέπει να επικοινωνεί με την εμφυτεύσιμη διάταξη. Επομένως, είναι σημαντικό να γίνει η μελέτη της ζεύξης αυτής.
- Υλοποίηση της κεραίας και λήψη μετρήσεων σε ρεαλιστικό περιβάλλον όπου θα υπάρχουν διαφοροποιήσεις σε σχέση με τις προσομοιώσεις.
- Τέλος, η συγκεκριμένη κεραία μετά τη μελέτη και κατασκευή της θα μπορούσε να αποτελέσει μέρος μιας εμφυτεύσιμης βιοϊατρικής διάταξης. Με την ενσωμάτωση κάποιου βίο-αισθητήρα στη διάταξη και κάποιας πηγής παροχής ισχύος (μπαταρία) είναι δυνατό να αναπτυχθεί μια ρεαλιστική εμφυτεύσιμη ιατρική διάταξη η οποία θα μπορούσε να λειτουργήσει για την παρακολούθηση κρίσιμων βιοσημάτων, αρχικά σε πειραματόζωα και στη συνέχεια στον άνθρωπο.

**Πίνακας 5.7:** Συγκεντρωτικός πίνακας όλων των κύριων χαρακτηριστικών της κεραίας της βιβλιογραφίας και των προτεινόμενων κεραιών στη ζώνη MedRadio.

ΚΕΡΑΙΑ	ΔΙΑΣΤΑΣΕΙΣ	ΟΓΚΟΣ (mm <sup>3</sup> )	ΣΥΧΝΟΤΗΤΑ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΥ (MHz)	ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΗΣ ΑΝΑΚΛΑΣΗΣ (S11, dB)	ΕΥΡΟΣ ΖΩΝΗΣ (MHz)	ΚΕΡΑΟΣ max (dB)	ΠΟΙΟΤΗΤΑ ΠΡΟΣΑΡΜΟΓΗΣ	SAR (W/kg)	
								1-g	10-g
<i>Βιβλιογραφίας</i>	18x16x1.27	365.76	477.79	-23.98	207	-45	Πολύ Καλή	688.7	94.53
<i>Τροποποιημένη Rogers5880</i>	14x16x0.127	28.45	424.55	-40.1	189	-46	Πολύ Καλή	792.6	106.9
<i>Τροποποιημένη FR4</i>	18x15x0.127	34.29	413.68	-38.2	225	-39	Πολύ Καλή	695.7	101.9

**Πίνακας 5.8:** Συγκεντρωτικός πίνακας όλων των κύριων χαρακτηριστικών της κεραίας της βιβλιογραφίας και των προτεινόμενων κεραιών στη ζώνη ISM.

ΚΕΡΑΙΑ	ΔΙΑΣΤΑΣΕΙΣ	ΟΓΚΟΣ (mm <sup>3</sup> )	ΣΥΧΝΟΤΗΤΑ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΥ (GHz)	ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΗΣ ΑΝΑΚΛΑΣΗΣ (S11, dB)	ΕΥΡΟΣ ΖΩΝΗΣ (MHz)	ΚΕΡΑΟΣ (max) (dB)	ΠΟΙΟΤΗΤΑ ΠΡΟΣΑΡΜΟΓΗΣ	SAR (W/kg)	
								1-g	10-g
<i>Βιβλιογραφίας</i>	18x16x1.27	365.76	2.6	-47.1	870	-23	Πολύ Καλή	589.8	96.4
<i>Τροποποιημένη Rogers5880</i>	14x16x0.127	28.45	2.46	-21.25	860	-28	Καλή	551.9	100.8
<i>Τροποποιημένη FR4</i>	18x15x0.127	34.29	2.45	-23.3	780	-42	Πολύ Καλή	617.3	92.93



## ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] P. Soontornpipit, C. M. Furse, and Y. C. Chung, "Design of implantable microstrip antennas for communication with medical implants," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 52, no. 8, pp. 1944–1951, Aug. 2004.
- [2] J. Kim and Y. Rahmat-Samii, "Implanted antennas inside a human body: Simulations, designs, and characterizations," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 52, no. 8, pp. 1934–1943, Aug. 2004.
- [3] Karacolak, T., Cooper, R., Topsakal, E., Design of a Dual-Band Implantable Antenna and Development of Skin Mimicking Gels for Continuous Glucose Monitoring, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques* 56, 1001–1008 (2008).
- [4] J. Abadia, F. Merli, J.-F. Zürcher, J. R. Mosig, and A. K. Skrivervik, "3D-spiral small antenna for biomedical transmission operating within the MICS band," *Radioengineer-ing*, vol. 18, no. 4, pp. 359–367, Dec. 2009.
- [5] A. Kiourti, K.S. Nikita, "Miniature Scalp-Implantable Antennas for Telemetry in the MICS and ISM Bands: Design, Safety Considerations and Link Budget Analysis", *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 60, issue 6, pp. 3568-3575, August 2012.
- [6] Johnny Ung, T. Karacolak, "A Wideband Implantable Antenna for Continuous Health Monitoring in the MedRadio and ISM Bands," *IEEE Trans. Antennas Propagat.*, vol. 11, 2012.