



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

**Σχεδίαση και μελέτη εξωτερικών κεραιών για τηλεμετρία
με εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Ανδρομάχη Π. Καλταμπάνη

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

Αθήνα, Νοέμβριος 2012



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

**Σχεδίαση και μελέτη εξωτερικών κεραιών για τηλεμετρία
με εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Ανδρομάχη Π. Καλταμπάνη

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

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 27^η Νοεμβρίου 2012.

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

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

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

Αθήνα, Νοέμβριος 2012

.....
Ανδρομάχη Π. Καλταμπάνη

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

Copyright © Ανδρομάχη Π. Καλταμπάνη, 2012

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

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

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

Περίληψη

Η εξέλιξη της τεχνολογίας στους τομείς των τηλεπικοινωνιών και της ηλεκτρονικής έχει δώσει σημαντική ώθηση στην ανάπτυξη εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων, οι οποίες καταγράφουν και επεξεργάζονται φυσιολογικές παραμέτρους του ανθρώπινου οργανισμού, και βρίσκονται σε ασύρματη επικοινωνία (τηλεμετρία) με εξωτερικές διατάξεις ελέγχου. Το σύστημα τηλεμετρίας αποτελείται από την εμφυτεύσιμη ιατρική διάταξη και μια εξωτερική διάταξη ελέγχου, οι οποίες ανταλλάσσουν δεδομένα σε πραγματικό χρόνο συμβάλλοντας στην ταχύτατη διάγνωση και θεραπεία ασθενειών. Για την επικοινωνία των διατάξεων αυτών έχει παραχωρηθεί για αποκλειστική χρήση η ζώνη συχνοτήτων 402-405 MHz, γνωστή και ως “Ζώνη Υπηρεσιών Επικοινωνίας Εμφυτεύσιμων Ιατρικών Διατάξεων”.

Αντικείμενο της παρούσας διπλωματικής εργασίας αποτελεί η σχεδίαση και μελέτη των επιδόσεων τριών εξωτερικών κεραιών (δίπολο ημίσεου κύματος, απλή κεραία μικροταινίας, μικροσκοπική κεραία μικροταινίας), με στόχο την ενσωμάτωσή τους επί εξωτερικών διατάξεων ελέγχου συστημάτων τηλεμετρίας για εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις που λειτουργούν στη ζώνη συχνοτήτων 402-405 MHz. Αρχικά, πραγματοποιείται σχεδίαση και μελέτη των επιδόσεων συντονισμού και ακτινοβολίας των εν λόγω κεραιών σε περιβάλλον ελεύθερου χώρου. Στη συνέχεια, λαμβάνονται υπόψη τριστρωματικά κανονικά μοντέλα προσομοίωσης του ανθρώπινου κεφαλιού, βραχίονα και κορμού, και διερευνάται η επίδραση της παρουσίας τους στις επιδόσεις των κεραιών, ως συνάρτηση της απόστασης. Ακολούθως, πραγματοποιείται βελτιστοποίηση της σχεδίασης μιας εμφυτεύσιμης κεραίας της βιβλιογραφίας για λειτουργία εντός του ιστού δέρματος του τριστρωματικού μοντέλου ανθρώπινου κεφαλιού (π.χ. παρακολούθηση ενδοκράνιας πίεσης). Τέλος, αξιολογούνται οι επιδόσεις της ασύρματης ζεύξης τηλεμετρίας που σχηματίζεται μεταξύ της εμφυτεύσιμης κεραίας και της προτεινόμενης εξωτερικής διπολικής κεραίας. Σε κάθε βήμα, λαμβάνονται υπόψη ζητήματα ασφάλειας των ασθενών και συμμόρφωσης με τις διεθνείς οδηγίες ασφάλειας. Οι αριθμητικές μελέτες διεξάγονται με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων.

Λέξεις κλειδιά: Ζώνη υπηρεσιών επικοινωνίας εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων, ιατρική τηλεμετρία, εξωτερικές κεραίες επίβλεψης/ελέγχου, κεραία μικροταινίας, διπολική κεραία, κανονικά μοντέλα βιολογικών ιστών, ρυθμός ειδικής απορρόφησης, εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις, ασύρματη ζεύξη ιατρικής τηλεμετρίας.

Abstract

Recent advances in telecommunications technology and electronics have given a considerable boost to the development of implantable medical devices, which record and post-process crucial physiological signals of the human beings, and are capable of wirelessly communicating (telemetry) with exterior devices. The overall telemetry system consists of the implantable medical device and an external control device, which exchange data in real-time, thus contributing in the rapid diagnosis and treatment of several diseases. The band of 402-405 MHz, which is also known as the “Medical Implant Communications Service Band”, has been allocated exclusively for the communication of these devices.

The aim of this thesis is to design and study the performance of three exterior antennas (half-wavelength dipole, simple patch, miniaturized patch), which will be integrated on exterior control devices of medical telemetry systems for implantable devices operating at 402-405 MHz. Initially, the antennas are designed in free-space, and their resonance and radiation performance is evaluated in the same environment. Three-layer canonical models of the human head, arm and trunk are subsequently considered, and their effect on antenna performance is investigated, as a function of distance. A miniature implantable antenna, which has already been proposed in the literature, is further studied, and optimized for operation inside the skin-tissue of the three-layer head model (e.g. intra-cranial pressure monitoring). Finally, the performance of the telemetry link which is formed between the implantable antenna and the proposed exterior dipole antenna is evaluated. Patient safety issues and conformance with international safety guidelines are taken into account throughout this study. Numerical investigations are carried out using the Finite Element Method.

Keywords: Medical implant communications service (MICS) band, biotelemetry, exterior monitoring/control antennas, miniature patch antenna, canonical models of biological tissues, specific absorption rate (SAR), implantable medical devices (IMDs), wireless medical telemetry link.

Ευχαριστίες

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

*Στη μνήμη του πατέρα μου,
ενός εξαιρετικού ανθρώπου και επιστήμονα.*

Κατάλογος Περιεχομένων

Κατάλογος Σχημάτων	xi
Κατάλογος Πινάκων.....	xv
1. Εισαγωγή	1
1.1 Ιατρική Τηλεμετρία	2
1.2 Προκλήσεις κατά τη Σχεδίαση Εμφυτεύσιμων Διατάξεων Ασύρματης Ιατρικής Τηλεμετρίας.....	6
1.3 Αντικείμενο της Διπλωματικής Εργασίας	10
Βιβλιογραφία	12
2. Θεωρητικό υπόβαθρο	15
2.1 Διπολικές Κεραίες	16
2.1.1 Βασικά χαρακτηριστικά	16
2.1.2 Το δίπολο $\lambda/2$	18
2.2 Κεραίες Μικροταινίας	19
2.2.1 Βασικά χαρακτηριστικά	20
2.2.2 Κυκλική κεραία μικροταινίας	22
2.2.3 Τεχνικές σμίκρυνσης.....	23
2.3 Παράμετροι Επιδόσεων Εμφυτεύσιμων Κεραιών	27
2.4 Ηλεκτρικές Ιδιότητες και Μοντελοποίηση Βιολογικών Ιστών	31
Βιβλιογραφία	37
3. Κύριο Μέρος	41
3.1 Ανάπτυξη Κεραίων και Μοντέλων Ιστών	42
3.1.1 Εξωτερική διπολική κεραία $\lambda/2$ ζώνης MICS	42
3.1.2 Εξωτερική κεραία μικροταινίας ζώνης MICS	46
3.1.3 Εξωτερική μικροσκοπική κεραία μικροταινίας ζώνης MICS	49
3.1.4 Τριστρωματικά κανονικά μοντέλα βιολογικών ιστών	55
3.2 Επιδόσεις Εξωτερικών Κεραίων Παρουσία και Μη Βιολογικών Ιστών	59
3.2.1 Επιδόσεις συντονισμού	62
3.2.2 Επιδόσεις ακτινοβολίας.....	65
3.2.3 Επιδόσεις ασφάλειας.....	69

3.3	Μελέτη Ασύρματης Ζεύξης Ιατρικής Τηλεμετρίας	76
3.3.1	Βελτιστοποίηση εμφυτευμένης κεραίας μικροταινίας της βιβλιογραφίας σε κανονικό μοντέλο κεφαλιού	76
3.3.2	Επιδόσεις συντονισμού ασύρματης ζεύξης	81
3.3.3	Επιδόσεις ακτινοβολίας ασύρματης ζεύξης	83
3.3.4	Επιδόσεις ασφάλειας ασύρματης ζεύξης	84
	Βιβλιογραφία	87
4.	Συμπεράσματα	89
4.1	Συμπεράσματα	90
4.2	Επίλογος και μελλοντικές προεκτάσεις	94

Κατάλογος Σχημάτων

Σχ. 1.1	Ασύρματη επικοινωνία εμφυτεύσιμων διατάξεων με εξωτερικές μονάδες ελέγχου και αποστολή των αποτελεσμάτων σε εξειδικευμένο προσωπικό μέσω του διαδικτύου ή άλλης ασύρματης σύνδεσης	3
Σχ. 1.2	Ασύρματα εμφυτεύσιμα συστήματα που χρησιμοποιούνται για ιατρική τηλεμετρία και σημεία εφαρμογής τους στον ανθρώπινο οργανισμό	4
Σχ. 1.3	Ασύρματη ζεύξη ιατρικής τηλεμετρίας στη ζώνη συχνοτήτων MICS μεταξύ εμφυτευμένου καρδιακού βηματοδότη και εξωτερικής μονάδας ελέγχου, η οποία περιλαμβάνει κινητό τηλέφωνο για εξ αποστάσεως παρακολούθηση των καρδιακών σημάτων	5
Σχ. 1.4	Ασύρματη ζεύξη ιατρικής τηλεμετρίας στη ζώνη συχνοτήτων MICS μεταξύ εμφυτευμένου καρδιακού βηματοδότη και εξωτερικής μονάδας ελέγχου, η οποία εμφανίζεται σε μορφή βραχιολιού.....	5
Σχ. 1.5	Μπλοκ διάγραμμα επαγωγικής σύζευξης πηνίων που χρησιμοποιούνται για τροφοδότηση εμφυτευμένης διάταξης ιατρικής τηλεμετρίας και μπορεί να χρησιμεύσει και ως κανάλι επικοινωνίας μεταξύ εσωτερικής και εξωτερικής διάταξης για μεταφορά πληροφοριών	9
Σχ. 2.1	(α) Γραμμή μεταφοράς ανοικτών άκρων. (β) Αγωγοί σε σειρά.....	16
Σχ. 2.2	Διπολική κεραία τροφοδοτούμενη από ομοαξονικό καλώδιο	17
Σχ. 2.3	Διαγράμματα ακτινοβολίας για διάφορες τιμές του μήκους κεραίας L και οι αντίστοιχες ρευματικές κατανομές των διπόλων	18
Σχ. 2.4	Γραμμή μεταφοράς $\lambda/4$ με ανοιχτό τέρμα και κεραία $\lambda/2$ που προέρχεται από κάμψη των άκρων της γραμμής $\lambda/4$	19
Σχ. 2.5	Κεραίας μικροταινίας : (α) γεωμετρία, και (β) πλάγια όψη.....	20
Σχ. 2.6	Σχήματα μικροταινιών	21
Σχ. 2.7	Τροφοδοσία μικροταινιακής κεραίας με: (α) μικροταινιακή γραμμή (β) ομοαξονικό σηματολήπτη	21
Σχ. 2.8	Γεωμετρία κυκλικής μικροταινιακής κεραίας.....	22
Σχ. 2.9	Κεραία μικροταινίας με συχνότητα συντονισμού 1575 MHz σχεδιασμένη με (α) μικροκυματικό υπόστρωμα $\epsilon_r = 3.0$, $h = 1.524$ mm (β) κεραμικό υπόστρωμα $\epsilon_r = 28.2$, $h = 4.75$ mm.....	23
Σχ. 2.10	Γεωμετρίες ορθογώνιας κεραίας μικροταινίας με προσθήκη: (α) μεταλλικού επιπέδου (β) τμήματος μεταλλικού επιπέδου (γ) αγωγού βραχυκύκλωσης	24
Σχ. 2.11	Κατανομή ρεύματος σε ορθογώνιες κεραίες μικροταινίας ύστερα από τη δημιουργία εγχοπών.....	25
Σχ. 2.12	Συμπαγείς κεραίες μικροταινίας με μορφή αγωγίμης επιφάνειας: (α) ανεστραμμένου U (β) διπλωμένων άκρων (γ) διπλά διπλωμένων άκρων	25
Σχ. 2.13	Επιφάνειες διέγερσης με εγχοπές κατάλληλες για τη δημιουργία μικροσκοπικών κεραίων μικροταινίας	25
Σχ. 2.14	Κεραία μικροταινίας με εγχοπές στο επίπεδο γείωσης	26
Σχ. 2.15	Ορθογώνια κεραία μικροταινίας με χρήση ωμικής αντίστασης (chip resistor) και στρώματος υψηλής τιμής ϵ_r πάνω από το αγωγίμο επίπεδο	26
Σχ. 2.16	Τρισδιάστατο διάγραμμα ακτινοβολίας κεραίας	28
Σχ. 2.17	Απεικόνιση S παραμέτρων σε δίθυρο δίκτυο.....	29
Σχ. 2.18	(α) Κανονικό ομογενές μοντέλο κεφαλιού [20] (β) Κανονικό ομογενές μοντέλο ανθρώπινου κορμού [21] (γ) Κανονικό πολυστρωματικό μοντέλο ανθρώπινου σώματος [22]	33
Σχ. 2.19	Ρεαλιστικά ανατομικά μοντέλα ενηλίκων που έχουν χρησιμοποιηθεί στη βιβλιογραφία: (α) Hugo [35] (β) Zubal [36] (γ) Norman [37] (δ) Japanese Male [38].....	36

Σχ. 2.20 Ανατομικά μοντέλα ανθρώπινης κεφαλής που έχουν χρησιμοποιηθεί στη βιβλιογραφία: μοντέλα πρώτης σειράς του σχήματος στο [39] και δεύτερης στο [40]	36
Σχ. 3.1 Πλάγια όψη του διπόλου $\lambda/2$, όπου διακρίνεται και η πηγή στο κέντρο του	42
Σχ. 3.2 Διάγραμμα σύνθετης αντίστασης του διπόλου $\lambda/2$ συναρτήσει της συχνότητας	44
Σχ. 3.3 Απόκριση συχνότητας συντελεστή ανάκλασης του διπόλου $\lambda/2$	44
Σχ. 3.4 Διάγραμμα ακτινοβολίας του διπόλου $\lambda/2$ στη συχνότητα 402.4MHz	45
Σχ. 3.5 Κυκλική κεραία μικροταινίας με ομοαξονική τροφοδοσία: (α) κάτοψη (β) πλάγια όψη (γ) τρισδιάστατη απεικόνιση	47
Σχ. 3.6 Απόκριση συχνότητας συντελεστή ανάκλασης της κυκλικής κεραίας μικροταινίας	48
Σχ. 3.7 Διάγραμμα ακτινοβολίας κυκλικής κεραίας μικροταινίας με συχνότητα συντονισμού 402.1MHz	48
Σχ. 3.8 Διάγραμμα ροής των βημάτων που ακολουθήθηκαν για το σχεδιασμό εξωτερικής μικροσκοπικής κεραίας μικροταινίας, ζώνης MICS	49
Σχ. 3.9 Κυκλική μικροσκοπική μικροταινιακή κεραία με σχισμές στην αγωγίμη επιφάνεια και αγωγό βραχυκύκλωσης	50
Σχ. 3.10 Απόκριση συχνότητας συντελεστή ανάκλασης για τη μικροσκοπική κεραία μικροταινίας του Σχ. 3.9	50
Σχ. 3.11 Μικροσκοπική κεραία μικροταινίας επτά σχισμών με αγωγό βραχυκύκλωσης και υπέρστρωμα (superstrate) πάνω από την αγωγίμη επιφάνεια	51
Σχ. 3.12 Απόκριση συχνότητας συντελεστή ανάκλασης της μικροσκοπικής κεραίας μικροταινίας επτά σχισμών του Σχ. 3.11	51
Σχ. 3.13 Μικροσκοπική κυκλική μικροταινιακή κεραία επτά σχισμών με chip resistor 1Ω	52
Σχ. 3.14 Απόκριση συχνότητας συντελεστή ανάκλασης για την κεραία του Σχ. 3.13 ($S_{11}=-45.2$ dB για συχνότητα συντονισμού 403.4 MHz και εύρος ζώνης 15.57 MHz)	53
Σχ. 3.15 Νέα μικροσκοπική κυκλική κεραία μικροταινίας ζώνης MICS με αγωγό βραχυκύκλωσης: (α) κάτοψη (β) τρισδιάστατη απεικόνιση	54
Σχ. 3.16 Απόκριση συχνότητας συντελεστή ανάκλασης για τη μικροσκοπική κεραία μικροταινίας του Σχ. 3.15	54
Σχ. 3.17 Διάγραμμα ακτινοβολίας της νέας μικροσκοπικής κυκλικής κεραίας μικροταινίας με συχνότητα συντονισμού 402.6 MHz	55
Σχ. 3.18 Τριστρωματικό κανονικό σφαιρικό μοντέλο κεφαλιού	56
Σχ. 3.19 Τριστρωματικό κανονικό κυλινδρικό μοντέλο χεριού: (α) κάτοψη (β) πλάγια όψη (γ) τρισδιάστατη απεικόνιση	57
Σχ. 3.20 Τριστρωματικό κανονικό επίπεδο μοντέλο σώματος: (α) κάτοψη (β) πλάγια όψη (γ) τρισδιάστατη απεικόνιση	58
Σχ. 3.21 Διπολική κεραία $\lambda/2$ σε απόσταση d από κανονικό μοντέλο κεφαλιού	59
Σχ. 3.22 Διπολική κεραία $\lambda/2$ σε απόσταση d από κανονικό μοντέλο βραχίονα	60
Σχ. 3.23 Διπολική κεραία $\lambda/2$ σε απόσταση d από κανονικό μοντέλο σώματος	60
Σχ. 3.24 Απλή κεραία μικροταινίας σε απόσταση d από κανονικό μοντέλο κεφαλιού	60
Σχ. 3.25 Απλή κεραία μικροταινίας σε απόσταση d από κανονικό μοντέλο βραχίονα	61
Σχ. 3.26 Απλή κεραία μικροταινίας σε απόσταση d από κανονικό μοντέλο σώματος	61
Σχ. 3.27 Μικροσκοπική κεραία μικροταινίας σε απόσταση d από κανονικό μοντέλο σώματος	61
Σχ. 3.28 Μικροσκοπική κεραία μικροταινίας σε απόσταση d από κανονικό μοντέλο κεφαλιού	61
Σχ. 3.29 Μικροσκοπική κεραία μικροταινίας σε απόσταση d από κανονικό μοντέλο βραχίονα	61
Σχ. 3.30 Διαγράμματα συχνότητας συντονισμού διπόλου, απλής και μικροσκοπικής κεραίας μικροταινίας συναρτήσει της απόστασης από κανονικό μοντέλο: (α) κεφαλιού (β) βραχίονα (γ) σώματος	62

Σχ. 3.31 Διαγράμματα συντελεστή ανάκλασης διπόλου, απλής και μικροσκοπικής κεραίας μικροταινίας συναρτήσει της απόστασης από κανονικό μοντέλο: (α) κεφαλιού (β) βραχίονα (γ) σώματος.....	64
Σχ. 3.32 Διαγράμματα μέγιστης απολαβής στα 402MHz διπόλου, απλής και μικροσκοπικής κεραίας μικροταινίας συναρτήσει της απόστασης από κανονικό μοντέλο: (α) κεφαλιού (β) βραχίονα (γ) σώματος.....	65
Σχ. 3.33 Διάγραμμα ακτινοβολίας διπόλου $\lambda/2$ που βρίσκεται κοντά σε κανονικό μοντέλο κεφαλιού, σε απόσταση: (α) 0.36cm (β) 13cm (γ) 25cm από την αρχή των αξόνων.....	66
Σχ. 3.34 Διάγραμμα ακτινοβολίας διπόλου $\lambda/2$ που βρίσκεται κοντά σε κανονικό μοντέλο βραχίονα, σε απόσταση: (α) 0.4cm (β) 1.6cm (γ) 25cm από την αρχή των αξόνων.....	67
Σχ. 3.35 Διάγραμμα ακτινοβολίας διπόλου $\lambda/2$ που βρίσκεται κοντά σε κανονικό μοντέλο σώματος, σε απόσταση: (α) 0.4cm (β) 6cm (γ) 30cm από την αρχή των αξόνων.....	67
Σχ. 3.36 Διάγραμμα ακτινοβολίας απλής κεραίας μικροταινίας που βρίσκεται κοντά σε κανονικό μοντέλο κεφαλιού σε απόσταση:(α) 0.1cm (β) 16cm (γ) 26cm από την αρχή των αξόνων	67
Σχ. 3.37 Διάγραμμα ακτινοβολίας απλής κεραίας μικροταινίας που βρίσκεται κοντά σε κανονικό μοντέλο βραχίονα σε απόσταση:(α) 0.1cm (β)10.5cm (γ)25cm από την αρχή των αξόνων.	67
Σχ. 3.38 Διάγραμμα ακτινοβολίας απλής κεραίας μικροταινίας που βρίσκεται κοντά σε κανονικό μοντέλο σώματος σε απόσταση:(α) 0.1cm (β)10.5cm (γ)30cm από την αρχή των αξόνων .	68
Σχ. 3.39 Διάγραμμα ακτινοβολίας μικροσκοπικής κεραίας μικροταινίας που βρίσκεται κοντά σε κανονικό μοντέλο κεφαλιού, σε απόσταση: (α) 0.1cm (β) 13cm (γ) 22.8cm από την αρχή των αξόνων.....	68
Σχ. 3.40 Διάγραμμα ακτινοβολίας μικροσκοπικής κεραίας μικροταινίας που βρίσκεται κοντά σε κανονικό μοντέλο βραχίονα, σε απόσταση: (α) 0.1cm (β) 10.5cm (γ) 25cm από την αρχή των αξόνων.....	68
Σχ. 3.41 Διάγραμμα ακτινοβολίας μικροσκοπικής κεραίας μικροταινίας που βρίσκεται κοντά σε κανονικό μοντέλο σώματος, σε απόσταση: (α) 0.1cm (β) 6.5cm (γ) 30cm από την αρχή των αξόνων.....	68
Σχ. 3.42 Διαγράμματα SAR_{1g} διπόλου, απλής και μικροσκοπικής κεραίας μικροταινίας συναρτήσει της απόστασης από κανονικό μοντέλο: (α) κεφαλιού (β) βραχίονα (γ) σώματος.....	70
Σχ. 3.43 Διαγράμματα SAR_{10g} διπόλου, απλής και μικροσκοπικής κεραίας μικροταινίας συναρτήσει της απόστασης από κανονικό μοντέλο: (α) κεφαλιού (β) βραχίονα (γ) σώματος.....	71
Σχ. 3.44 Κατανομή, σε μοντέλο κεφαλιού, του SAR_{1g} (α, β) και του SAR_{10g} (γ, δ) για απόσταση από το δίπολο $\lambda/2$: (α, γ) 0.36cm (β, δ) 25cm.....	72
Σχ. 3.45 Κατανομή, σε μοντέλο βραχίονα, του SAR_{1g} (α, β) και του SAR_{10g} (γ, δ) για απόσταση από το δίπολο $\lambda/2$: (α, γ) 0.4cm (β, δ) 25cm.....	72
Σχ. 3.46 Κατανομή, σε μοντέλο σώματος, του SAR_{1g} (α, β) και του SAR_{10g} (γ, δ) για απόσταση από το δίπολο $\lambda/2$: (α, γ) 0.4cm (β, δ) 30cm.....	73
Σχ. 3.47 Κατανομή, σε μοντέλο κεφαλιού, του SAR_{1g} (α, β) και του SAR_{10g} (γ, δ) για απόσταση από την απλή μικροταινιακή κεραία: (α, γ) 0.1cm (β, δ) 26cm.....	73
Σχ. 3.48 Κατανομή, σε μοντέλο βραχίονα, του SAR_{1g} (α, β) και του SAR_{10g} (γ, δ) για απόσταση από την απλή μικροταινιακή κεραία: (α, γ) 0.1cm (β, δ) 25cm.....	73
Σχ. 3.49 Κατανομή, σε μοντέλο σώματος, του SAR_{1g} (α, β) και του SAR_{10g} (γ, δ) για απόσταση από την απλή μικροταινιακή κεραία: (α, γ) 0.1cm (β, δ) 30cm.....	74
Σχ. 3.50 Κατανομή, σε μοντέλο κεφαλιού, του SAR_{1g} (α, β) και του SAR_{10g} (γ, δ) για απόσταση από τη μικροσκοπική μικροταινιακή κεραία: (α, γ) 0.1cm (β, δ) 22.8cm.....	74
Σχ. 3.51 Κατανομή, σε μοντέλο βραχίονα, του SAR_{1g} (α, β) και του SAR_{10g} (γ, δ) για απόσταση από τη μικροσκοπική μικροταινιακή κεραία: (α, γ) 0.1cm (β, δ) 25cm.....	75

Σχ. 3.52 Κατανομή, σε μοντέλο σώματος, του SAR_{1g} (α , β) και του SAR_{10g} (γ , δ) για απόσταση από τη μικροσκοπική μικροταινιακή κεραία: (α , γ) 0.1cm (β , δ) 30cm	75
Σχ. 3.53 Δομή εμφυτεύσιμης PIFA κεραίας: (α) επίπεδο γείωσης (β) patch 1 (γ) patch 2 (δ) πλάγια όψη (ϵ) τρισδιάστατη απεικόνιση	76
Σχ. 3.54 Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας PIFA κεραίας, εμφυτευμένης σε κυβικό μοντέλο ιστού δέρματος και με συχνότητα συντονισμού στη ζώνη MICS	77
Σχ. 3.55 Διάγραμμα ακτινοβολίας PIFA κεραίας, εμφυτευμένης σε κυβικό μοντέλο ιστού δέρματος και με συχνότητα συντονισμού στη ζώνη MICS	78
Σχ. 3.56 PIFA κεραία εμφυτευμένη σε τριστρωματικό σφαιρικό μοντέλο βιολογικών ιστών: (α) θέση εμφύτευσης (β) γενική εικόνα του μοντέλου με την κεραία ενώ περιβάλλονται από σφαίρα αέρα.....	78
Σχ. 3.57 Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης PIFA κεραίας, εμφυτευμένης σε σφαιρικό τριστρωματικό μοντέλο ιστών και με συχνότητα συντονισμού εκτός της ζώνης MICS	79
Σχ. 3.58 Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης PIFA κεραίας, εμφυτευμένης σε σφαιρικό τριστρωματικό μοντέλο ιστών και με συχνότητα συντονισμού 402.3MHz	80
Σχ. 3.59 Διάγραμμα ακτινοβολίας PIFA κεραίας, εμφυτευμένης σε σφαιρικό τριστρωματικό μοντέλο ιστών και με συχνότητα συντονισμού 402.3MHz	80
Σχ. 3.60 Κατανομή του SAR (α) ανά 1g ιστού (β) ανά 10g ιστού, σε μοντέλο κεφαλιού, στον ιστό δέρματος, στον οποίο είναι εμφυτευμένη PIFA κεραία. Διακρίνεται και ο ιστός δέρματος ..	81
Σχ. 3.61 Απεικόνιση ζεύξης ιατρικής τηλεμετρίας μεταξύ PIFA κεραίας εμφυτευμένης εντός του ιστού δέρματος κεφαλιού και διπολικής κεραίας $\lambda/2$	82
Σχ. 3.62 Διάγραμμα S_{21} στα 402MHz συναρτήσει της απόστασης μεταξύ κεφαλιού, στο οποίο είναι εμφυτευμένη PIFA κεραία, και διπόλου	82
Σχ. 3.63 Διάγραμμα ακτινοβολίας διπόλου $\lambda/2$ στα 402MHz, το οποίο εκπέμπει ΗΜ ακτινοβολία προς εμφυτευμένη PIFA κεραία σε ιστό δέρματός κεφαλιού, και παρουσιάζει μέγιστη απολαβή 2.98dB	83
Σχ. 3.64 Διάγραμμα ακτινοβολίας εμφυτευμένης PIFA κεραίας σε ιστό δέρματός κεφαλιού, στα 402MHz, η οποία εκπέμπει ΗΜ ακτινοβολία προς διπολική κεραία ημίσεως κύματος, και παρουσιάζει μέγιστη απολαβή -45.6dB	84
Σχ. 3.65 Διάγραμμα SAR ανά (α) 1g ιστού (β) 10g ιστού, συναρτήσει της απόστασης μεταξύ ιστού δέρματος κανονικού τριστρωματικού μοντέλου κεφαλιού, στον οποίο είναι εμφυτευμένη PIFA κεραία, και διπόλου $\lambda/2$	85
Σχ. 3.66 Κατανομή του SAR_{1g} σε μοντέλο κεφαλιού, στον ιστό δέρματος του οποίου είναι εμφυτευμένη PIFA κεραία, και η οποία επικοινωνεί με εξωτερική διπολική κεραία $\lambda/2$, που βρίσκεται σε απόσταση: (α) 3.6mm (β) 250mm από το κεφάλι	86
Σχ. 3.67 Κατανομή του SAR_{10g} σε μοντέλο κεφαλιού, στον ιστό δέρματος του οποίου είναι εμφυτευμένη PIFA κεραία, και η οποία επικοινωνεί με εξωτερική διπολική κεραία $\lambda/2$, που βρίσκεται σε απόσταση: (α) 3.6mm (β) 250mm από το κεφάλι	86

Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 2.1 Ηλεκτρικές ιδιότητες (ϵ_r , σ) βιολογικών ιστών για διάφορες τιμές συχνοτήτων	32
Πίνακας 2.2 Κανονικά μοντέλα βιολογικών ιστών με τα χαρακτηριστικά τους	34
Πίνακας 3.1 Μεταβλητές σχεδίασης διπόλου $\lambda/2$, σχέσεις μεταξύ τους και οι τιμές τους για συντονισμό στα 402MHz.....	43
Πίνακας 3.2 Χαρακτηριστικά ομοαξονικού καλωδίου HUBER+SUHNER EZ_47_AL_TP	46
Πίνακας 3.3 Χαρακτηριστικά μικροσκοπικής κεραίας μικροταινίας επτά σχισμών με chip resistor (1 Ω) και συχνότητα συντονισμού στη ζώνη MICS	52
Πίνακας 3.4 Χαρακτηριστικά νέας μικροσκοπικής κεραίας μικροταινίας επτά σχισμών με αγωγό βραχυκύκλωσης και συχνότητα συντονισμού στη ζώνη MICS	53
Πίνακας 3.5 Ηλεκτρικές ιδιότητες (ϵ_r , σ) βιολογικών ιστών κανονικών τριστρωματικών μοντέλων της εργασίας.....	56
Πίνακας 3.6 Πυκνότητα μάζας βιολογικών ιστών κανονικών τριστρωματικών μοντέλων της εργασίας.....	58
Πίνακας 3.7 Χαρακτηριστικά συντονισμού των τριών κεραίων που σχεδιάστηκαν, στον αέρα	62
Πίνακας 3.8 Μέγιστη τιμή απολαβής των τριών κεραίων που σχεδιάστηκαν, στον αέρα	65
Πίνακας 3.9 Μήκη εγκοπών PIFA κεραίας της βιβλιογραφίας [8].....	77
Πίνακας 3.10 Νέα μήκη εγκοπών PIFA κεραίας της βιβλιογραφίας [8], εμφυτευμένης σε τριστρωματικό κανονικό μοντέλο κεφαλιού.....	80
Πίνακας 4.1 Διαστάσεις των τριών προτεινόμενων εξωτερικών κεραίων για λειτουργία στον ελεύθερο χώρο στη συχνότητα 402 MHz.	90
Πίνακας 4.2 Επιδόσεις των τριών προτεινόμενων εξωτερικών κεραίων για λειτουργία στον ελεύθερο χώρο	90
Πίνακας 4.3 Μέγιστες (max) και ελάχιστες (min) τιμές της συχνότητας συντονισμού f_{res} , του συντελεστή ανάκλασης S_{11} στην f_{res} και της μέγιστης απολαβής maxGain στα 402 MHz, των τριών εξωτερικών κεραίων που σχεδιάστηκαν, όταν λειτουργούν κοντά σε κανονικό τριστρωματικό μοντέλο κεφαλιού.	91
Πίνακας 4.4 Μέγιστες (max) και ελάχιστες (min) τιμές της συχνότητας συντονισμού f_{res} , του συντελεστή ανάκλασης S_{11} στην f_{res} και της μέγιστης απολαβής maxGain στα 402 MHz, των τριών εξωτερικών κεραίων που σχεδιάστηκαν, όταν λειτουργούν κοντά σε κανονικό τριστρωματικό μοντέλο βραχίονα	91
Πίνακας 4.5 Μέγιστες (max) και ελάχιστες (min) τιμές της συχνότητας συντονισμού f_{res} , του συντελεστή ανάκλασης S_{11} στην f_{res} και της μέγιστης απολαβής maxGain στα 402 MHz, των τριών εξωτερικών κεραίων που σχεδιάστηκαν, όταν λειτουργούν κοντά σε κανονικό τριστρωματικό μοντέλο σώματος.	91
Πίνακας 4.6 Μέγιστη τιμή SAR_{1g} και μέγιστη απόσταση d_{max} , μέχρι την οποία ισχύει $SAR_{1g} \geq 1.6W/kg$, για ισχύ εισόδου 1W, για κάθε συνδυασμό μοντέλου ιστών και εξωτερικής κεραίας που μελετήθηκε.....	92
Πίνακας 4.7 Μέγιστη τιμή SAR_{10g} και μέγιστη απόσταση d_{max} , μέχρι την οποία ισχύει $SAR_{10g} \geq 2W/kg$, για ισχύ εισόδου 1W, για κάθε συνδυασμό μοντέλου ιστών και εξωτερικής κεραίας που μελετήθηκε.....	92
Πίνακας 4.8 Συγκριτικός πίνακας επιδόσεων της PIFA κεραίας της βιβλιογραφίας, ανάμεσα σε κυβικό μοντέλο ιστού δέρματος και τριστρωματικό μοντέλο ανθρώπινου κεφαλιού, στη ζώνη MICS	93

I.

Εισαγωγή

Το πρώτο κεφάλαιο της Διπλωματικής Εργασίας είναι καθαρά εισαγωγικό και ως στόχο έχει να δώσει μια εικόνα των εξελίξεων στον τομέα των συστημάτων ιατρικής τηλεμετρίας για εμφυτεύσιμες διατάξεις. Αρχικά, επεξηγείται η έννοια της ιατρικής τηλεμετρίας και περιγράφονται τα στοιχεία από τα οποία ορίζεται ένα τέτοιο σύστημα καθώς και ο τρόπος που αυτά αλληλεπιδρούν. Για καλύτερη κατανόηση, δίνονται ορισμένα παραδείγματα τέτοιων συστημάτων, τα οποία είτε έχουν μελετηθεί, είτε εφαρμόζονται ήδη. Εν συνεχεία, γίνεται αναφορά στις προκλήσεις του εμφυτεύσιμου τμήματος του συστήματος ιατρικής τηλεμετρίας που καλείται να αντιμετωπίσει ο εκάστοτε σχεδιαστής, οι οποίες θέτουν και τους περισσότερους περιορισμούς. Τέλος, παρουσιάζεται το αντικείμενο της παρούσας διπλωματικής εργασίας, που συνοψίζεται στη σχεδίαση και μελέτη εξωτερικών κεραιών επίβλεψης/ελέγχου για τηλεμετρία με εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις.

1.1 Ιατρική Τηλεμετρία

Τα τελευταία χρόνια παρατηρείται αυξανόμενη ερευνητική δραστηριότητα που αφορά στο σχεδιασμό συστημάτων ιατρικής τηλεμετρίας για μικρής εμβέλειας ασύρματες εφαρμογές τηλεϊατρικής. Στόχοι αποτελούν η πρόληψη, διάγνωση και θεραπεία ασθενειών και, συνεπώς, η βελτίωση της ποιότητας ζωής των ασθενών μέσω της παρακολούθησης διαφόρων φυσιολογικών σημάτων του ανθρώπινου οργανισμού. Η ταχεία εξέλιξη της τεχνολογίας στους τομείς των τηλεπικοινωνιών, της νανοτεχνολογίας και των μικροηλεκτρομηχανικών συστημάτων (MEMS), έχει καταστήσει εφικτή την ανάπτυξη τέτοιων διατάξεων επικοινωνίας.

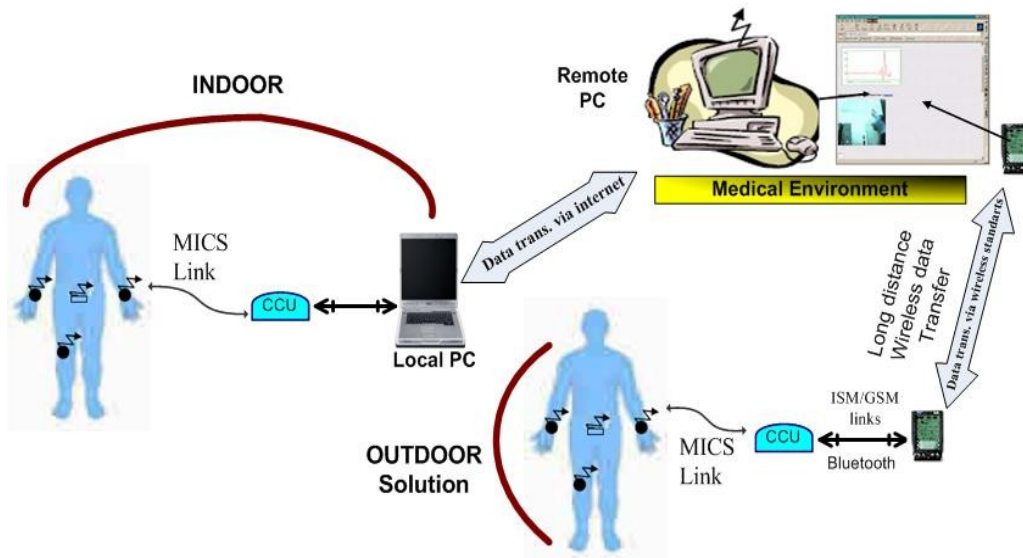
Πριν αναφερθούν περισσότερες λεπτομέρειες για τα συστήματα αυτά, είναι απαραίτητο να οριστεί σαφέστερα η έννοια της ιατρικής τηλεμετρίας. Τηλεμετρία καλείται η τεχνολογία που επιτρέπει τη διεξαγωγή μετρήσεων και την εξ' αποστάσεως επεξεργασία τους. Η εφαρμογή της τεχνολογίας αυτής στον τομέα της ιατρικής, αναφέρεται ως ιατρική τηλεμετρία και χρησιμοποιείται για την παρακολούθηση και επεξεργασία κρίσιμων βιοσημάτων. Στην ιατρική και τον τομέα των εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων (implantable medical devices, IMDs), μέχρι πρόσφατα, η παρακολούθηση βιοσημάτων απαιτούσε τη χρήση καλωδίων για τη διασύνδεση του ασθενούς με εξωτερικές διατάξεις επίβλεψης/έλεγχου. Παρ' όλα αυτά, οι σύγχρονες τεχνολογικές εξελίξεις έχουν επιτρέψει πλέον την ασύρματη παρακολούθησή τους.

Η ανάπτυξη των ασύρματων ζεύξεων ιατρικής τηλεμετρίας οδήγησε στην ανάγκη να οριστούν συγκεκριμένες ζώνες συχνοτήτων για τη λειτουργία τέτοιων εφαρμογών. Η Ομοσπονδιακή Επιτροπή Τηλεπικοινωνιών (Federal Communications Commission, FCC) [1] και η Ευρωπαϊκή Επιτροπή Ραδιοεπικοινωνιών (European Radiocommunications Committee, ERC) [2] έχουν ορίσει τις απαραίτητες προδιαγραφές με τις οποίες απαιτείται να συμμορφώνονται τα συστήματα αυτά. Οι συνηθέστερες ζώνες που πλέον χρησιμοποιούνται για αυτές τις εφαρμογές είναι η ζώνη MICS (Medical Implant Communication Service: 402-405MHz) [3], [4] και οι ζώνες ISM (Industrial, Scientific, and Medical bands : 433.1-434.8 MHz, 868-868.6 MHz, 902.8-928 MHz, 2400-2500 MHz) [5].

Το ενδιαφέρον στρέφεται κυρίως στη ζώνη MICS, η οποία παρουσιάζει σημαντικά πλεονεκτήματα, με κύριο το γεγονός πως είναι διαθέσιμη παγκοσμίως και σχεδιασμένη αποκλειστικά για την ασύρματη επικοινωνία εμφυτευμένων ιατρικών διατάξεων με το εξωτερικό περιβάλλον. Επιπλέον είναι ζώνη χαμηλής ισχύος, και η επικοινωνία δύναται να επιτευχθεί με κυκλώματα χαμηλού κόστους. Συγκεκριμένα, η μέγιστη ισχύς εκπομπής έχει καθοριστεί σε $EIRP_{max}=25 \mu W$ (ισοδύναμη ιστροπικά ακτινοβολούμενη ισχύς, Equivalent Isotropically Radiated Power). Το φάσμα των 3 MHz που διαθέτει, χωρίζεται σε 10 κανάλια εύρους (το πολύ) 300 kHz το καθένα, κάτι το οποίο δίνει τη δυνατότητα παράλληλης λειτουργίας τέτοιων διατάξεων στον ίδιο χώρο, ενώ ταυτόχρονα αποτρέπει παρεμβολές στη ζώνη συχνοτήτων μετεωρολογικών υπηρεσιών (401-406 MHz).

Από την άλλη πλευρά, οι ζώνες ISM χρησιμοποιούνται ευρύτατα για ασύρματες επικοινωνίες και εφαρμογές εκτός βιοϊατρικής. Λόγω του πλήθους των συστημάτων που λειτουργούν στις περιοχές αυτές, τα τελευταία χρόνια χρησιμοποιούνται σε αρκετές περιπτώσεις και για εφαρμογές ιατρικής τηλεμετρίας.

Ένα γενικό παράδειγμα διασύνδεσης των συστημάτων ασύρματης ιατρικής τηλεμετρίας, αλλά και της ευελιξίας καθώς και της χρησιμότητάς τους, απεικονίζεται στο Σχ. 1.1. Κοινά χαρακτηριστικά όλων των εμφυτεύσιμων διατάξεων, αναγκαία για την επικοινωνία τους με την εξωτερική μονάδα ελέγχου, είναι ο διαμορφωτής και αποδιαμορφωτής σήματος καθώς και ένας πομποδέκτης (transceiver).



Σχ. 1.1 Ασύρματη επικοινωνία εμφυτεύσιμων διατάξεων με εξωτερικές μονάδες ελέγχου και αποστολή των αποτελεσμάτων σε εξειδικευμένο προσωπικό μέσω του διαδικτύου ή άλλης ασύρματης σύνδεσης. (πηγή: <http://www.ecse.monash.edu.au/staff/mehmety/WBSN.htm>)

Ανάλογα με τη λειτουργία τους, τα εμφυτεύσιμα συστήματα μπορούν να διαχωριστούν σε δύο κατηγορίες: τους αισθητήρες, που έχουν ως κύριο στόχο τη διάγνωση, και τους διεγέρτες, που, κατά κύριο λόγο, στοχεύουν στη θεραπεία ασθενειών.

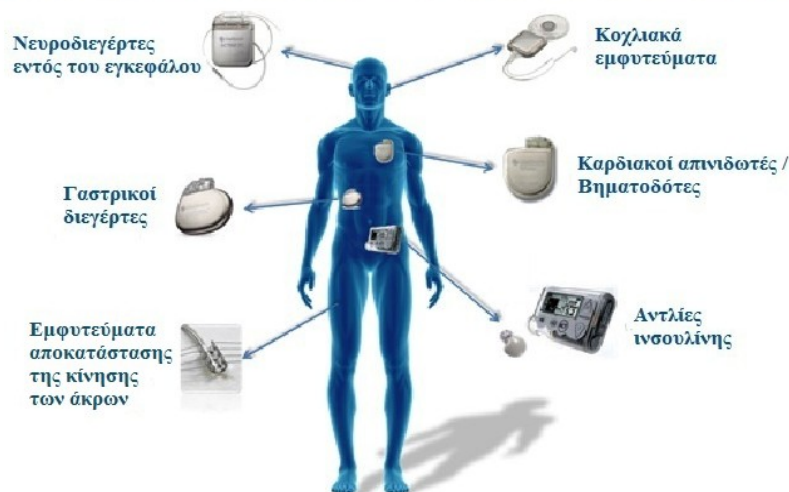
Στην πρώτη κατηγορία περιλαμβάνονται αισθητήρες που αλληλεπιδρούν με τον ανθρώπινο οργανισμό προκειμένου να ληφθούν οι απαραίτητες μετρήσεις φυσιολογικών σημάτων. Για παράδειγμα, εμφυτεύσιμα μικροσυστήματα είναι δυνατόν να παρακολουθούν τις τιμές σημαντικών βιοσημάτων όπως η θερμοκρασία του σώματος [6], [7] το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ECG) [8], [9] η πίεση του αίματος [7], [10], τα επίπεδα γλυκόζης στο αίμα [11], [12] κ.ά. Ο συνεχής έλεγχος τέτοιων βιοσημάτων μπορεί να οδηγήσει στην έγκαιρη διάγνωση ασθενειών συμβάλλοντας έτσι στην αποτελεσματική αντιμετώπιση τους.

Στη δεύτερη κατηγορία περιλαμβάνονται διεγέρτες των οποίων κύρια λειτουργία αποτελεί η διέγερση συγκεκριμένων νεύρων, ανάλογα με την πάθηση του ασθενούς. Μερικές περιπτώσεις στις οποίες εφαρμόζονται τέτοια συστήματα είναι ασθένειες του αμφιβληστροειδούς [13], [14], προβλήματα ακοής (με δυνατότητα ακόμη και θεραπείας της κώφωσης) [15], καρδιακές αρρυθμίες [16], [17], νευρομυϊκές παθήσεις όπου η παρουσία διεγερτών στοχεύει στην αποκατάσταση λειτουργίας παραλυμένων μυών [18] κ.ά.

Μερικά παραδείγματα ασύρματων εμφυτεύσιμων διατάξεων που χρησιμοποιούνται ήδη με επιτυχία περιγράφονται εν συντομία παρακάτω και απεικονίζονται στο Σχ. 1.2. Η εμφύτευσή τους εντός του ανθρώπινου οργανισμού πραγματοποιείται με τη βοήθεια χειρουργικής επέμβασης.

- Η εμφύτευση ενός νευροδιεγέρτη στο βάθος του εγκεφάλου (DBS, deep brain stimulation) είναι μια θεραπεία, που λειτουργεί στέλνοντας ηλεκτρικούς παλμούς σε συγκεκριμένα σημεία του εγκεφάλου. Η συσκευή αυτή παρουσιάζει αξιοσημείωτα θεραπευτικά οφέλη για συναισθηματικές και κινητικές διαταραχές, όπως ο χρόνιος πόνος, η ασθένεια του Parkinson και η δυστονία [19].
- Ο γαστρικός διεγέρτης (IGS, implantable gastric stimulator) είναι μια συσκευή, παρεμφερής του βηματοδότη, η οποία διαθέτει ηλεκτρικές συνδέσεις προς την επιφάνεια του στομάχου. Τέτοιες συσκευές αποσκοπούν στη διαχείριση της παχυσαρκίας [20].
- Η πτώση του άκρου ποδός (foot drop) είναι συνήθως σύμπτωμα ενός μεγαλύτερου προβλήματος, ωστόσο ανεξάρτητα από το αίτιο που την προκαλεί [21], οδηγεί σε κινητικά προβλήματα. Χαρακτηρίζεται από την ανικανότητα ή δυσκολία στην κίνηση του αστραγάλου και των δαχτύλων. Αποκατάσταση του προβλήματος αυτού επιχειρείται με τη χρήση εμφυτευμένου συστήματος στο μέλος που παρουσιάζει την πάθηση.

ΑΣΥΡΜΑΤΕΣ ΕΜΦΥΤΕΥΣΙΜΕΣ ΙΑΤΡΙΚΕΣ ΣΥΣΚΕΥΕΣ

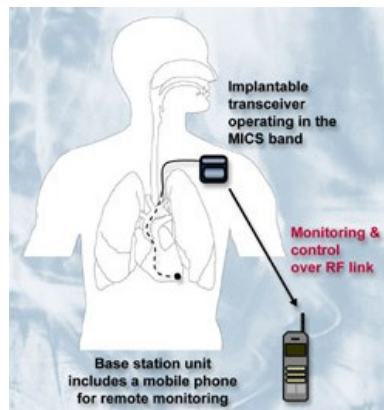


Σχ. 1.2 Ασύρματα εμφυτεύσιμα συστήματα που χρησιμοποιούνται για ιατρική τηλεμετρία και σημεία εφαρμογής τους στον ανθρώπινο οργανισμό.
(πηγή: <http://groups.csail.mit.edu/netmit/IMDShield/>)

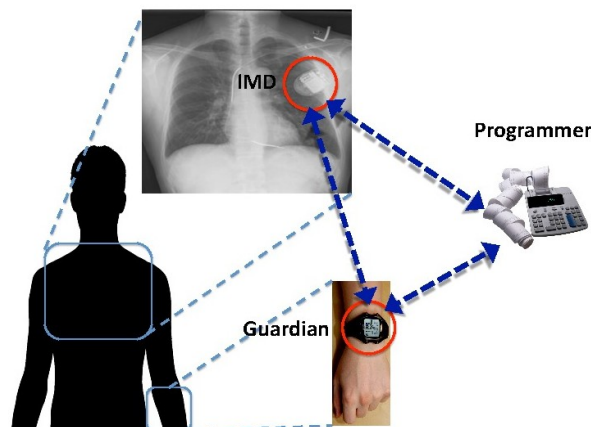
- Το κοχλιακό εμφύτευμα είναι μια εμφυτεύσιμη ηλεκτρονική συσκευή που παρέχει την αίσθηση του ήχου σε ένα άτομο που πάσχει από κώφωση ή αντιμετωπίζει σοβαρά προβλήματα ακοής. Μια τέτοια συσκευή συχνά αναφέρεται και ως βιονικό αυτί [22].
- Το σύστημα του εμφυτεύσιμου καρδιακού απινιδωτή/βηματοδότη (ICD, implantable cardioverter-defibrillator) αποτελείται από τη γεννήτρια, που παράγει ηλεκτρικά ερεθίσματα, και τα ηλεκτρόδια, που τα μεταβιβάζουν στην καρδιά, ενώ παράλληλα μεταφέρουν σήματα από την καρδιά στο βηματοδότη. Με βάση τα σήματα αυτά, η γεννήτρια στέλνει τα κατάλληλα ερεθίσματα, ώστε να διατηρηθεί η εύρυθμη λειτουργία της καρδιάς. Τέτοια συστήματα εφαρμόζονται σε ασθενείς οι οποίοι παρουσιάζουν καρδιακές αρρυθμίες, τόσο κολπικές όσο και κοιλιακές [23].

- Η αντλία ινσουλίνης (insulin pump) είναι μια εμφυτεύσιμη ιατρική συσκευή που χρησιμοποιείται για την χορήγηση ινσουλίνης στη θεραπεία του σακχαρώδους διαβήτη, γνωστή επίσης και ως συνεχής θεραπεία με υποδόρια έγχυση ινσουλίνης. Ένα πλήρες σύστημα ασύρματης ιατρικής τηλεμετρίας, μέρος του οποίου αποτελεί και η αντλία ινσουλίνης περιγράφεται στη μελέτη [24].

Ένα από τα πιο σημαντικά χαρακτηριστικά των εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων είναι η δυνατότητα επικοινωνίας τους με κάποια εξωτερική διάταξη σε πραγματικό χρόνο. Το γεγονός αυτό επιτρέπει τόσο την έγκαιρη διάγνωση ενός προβλήματος υγείας, όσο και τη γρήγορη αντίδραση του συστήματος (όταν μιλάμε για διεγέρτες) σε μια προκύπτουσα δυσλειτουργία. Στα Σχ. 1.3 και Σχ. 1.4 παρουσιάζονται ενδεικτικά κάποιες περιπτώσεις ασύρματων ζεύξεων τηλεμετρίας με εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις:



Σχ. 1.3 Ασύρματη ζεύξη ιατρικής τηλεμετρίας στη ζώνη συχνοτήτων MICS μεταξύ εμφυτευμένου καρδιακού βηματοδότη και εξωτερικής μονάδας ελέγχου, η οποία περιλαμβάνει κινητό τηλέφωνο για εξ αποστάσεως παρακολούθηση των καρδιακών σημάτων. (πηγή: <http://www.zarlink.com/zarlink/hs/14558.htm>)



Σχ. 1.4 Ασύρματη ζεύξη ιατρικής τηλεμετρίας στη ζώνη συχνοτήτων MICS μεταξύ εμφυτευμένου καρδιακού βηματοδότη και εξωτερικής μονάδας ελέγχου, η οποία εμφανίζεται σε μορφή βραχιολιού. (πηγή: <http://www.cs.wm.edu/~fxu/proj.php>)

Πέρα από τα ήδη αρκετά πλεονεκτήματα που προσφέρουν, και ενώ γίνονται διαρκείς προσπάθειες για ανάπτυξη νέων εμφυτεύσιμων διατάξεων που θα συμβάλλουν στη διάγνωση και θεραπεία και άλλων ασθενειών, στόχος των σχεδιαστών εμφυτεύσιμων συστημάτων παραμένει η περαιτέρω βελτίωση της ποιότητας ζωής των ατόμων που χρησιμοποιούν τέτοιες διατάξεις. Για παράδειγμα, είναι σημαντικό η εμφυτεύσιμη διάταξη να μη δημιουργεί ενοχλήσεις στον ασθενή που τη φέρει, σε σημείο τέτοιο που να ξεχνάει ακόμη και την ύπαρξή της. Επίσης, η εμφυτεύσιμη διάταξη είναι επιθυμητό να προσφέρει τόση αυτονομία ώστε να μην απαιτούνται συχνές επισκέψεις σε θεραπευτήρια για τον έλεγχό της ή και την αντικατάστασή της, κατάσταση η οποία θα ισοδυναμούσε με νέα χειρουργική επέμβαση. Τέτοιου είδους προκλήσεις, οι οποίες αναλύονται εκτενέστερα στην επόμενη παράγραφο, καλούνται να αντιμετωπίσουν οι επιστήμονες του κλάδου αυτού.

1.2 Προκλήσεις κατά τη Σχεδίαση Εμφυτεύσιμων Διατάξεων Ασύρματης Ιατρικής Τηλεμετρίας

Ήδη από την πρώτη παράγραφο έχει καταστεί σαφής η χρησιμότητα των εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων με δυνατότητες ασύρματης τηλεμετρίας για την πρόληψη και αντιμετώπιση ασθενειών. Συνεπώς, κατά καιρούς, έχουν σχεδιασθεί ποικίλα συστήματα για ενσύρματη ή ασύρματη σύνδεση της εμφυτευμένης με την εξωτερική διάταξη.

Η ενσύρματη σύνδεση ωστόσο δεν συγκέντρωσε τόσο το ενδιαφέρον των ερευνητών όσο η ασύρματη. Μέχρι και πριν μερικά χρόνια η πιο διαδεδομένη μέθοδος ιατρικής τηλεμετρίας για εμφυτεύσιμες διατάξεις βασιζόταν σε επαγωγικές συνδέσεις χαμηλής συχνότητας. Ωστόσο, τα συστήματα αυτά πάσχουν από χαμηλούς ρυθμούς δεδομένων (1 - 30 kbps), περιορισμένο εύρος επικοινωνίας (<10 cm) και αυξημένη ευαισθησία σε σχέση με τη θέση τοποθέτησης του πηνίου.

Για να ξεπεραστούν αυτοί οι περιορισμοί, η έρευνα προσανατολίστηκε σε εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις με δυνατότητες ασύρματης τηλεμετρίας, οι οποίες λειτουργούν στην περιοχή των ραδιοσυχνοτήτων και πιο συγκεκριμένα στις ζώνες MICS και ISM, που αναφέρθηκαν στην προηγούμενη παράγραφο. Ένα βασικό συστατικό των διατάξεων αυτών είναι η εμφυτεύσιμη κεραία, η οποία επιτρέπει την αμφίδρομη ασύρματη επικοινωνία με την εξωτερική διάταξη επίβλεψης/ελέγχου. Το είδος κεραίας που μελετάται και χρησιμοποιείται κατά κόρον σε τέτοιες εφαρμογές είναι οι κεραίες μικροταινίας (microstrip/patch antennas). Οι εν λόγω κεραίες παρουσιάζουν αρκετά πλεονεκτήματα με κυριότερα την ευελιξία ως προς τη σμίκρυνση των διαστάσεων και τη δυνατότητα πολλών βελτιώσεων στη σχεδίαση ανάλογα με τις εκάστοτε απαιτήσεις [25]. Περαιτέρω ανάλυση σχετικά με τον τρόπο λειτουργίας και τα χαρακτηριστικά τους ακολουθεί στην Παράγραφο 2.2.

Η εμφύτευση μιας διάταξης εντός του ανθρώπινου οργανισμού και η ανάπτυξη του ασύρματου καναλιού επικοινωνίας με την αντίστοιχη εξωτερική διάταξη θέτει, ωστόσο, κάποιους περιορισμούς. Βασικοί περιορισμοί αποτελούν τόσο το μέγεθος των δυο διατάξεων όσο και τα υλικά από τα οποία αποτελείται η εμφυτεύσιμη διάταξη. Ένα άλλο ζήτημα που χρειάζεται προσοχή είναι η τροφοδοσία του εμφυτεύματος, προκειμένου να μπορεί να λειτουργεί επαρκώς και για όσο μεγαλύτερο διάστημα είναι εφικτό. Παράλληλα, πρέπει να ληφθεί υπόψη η ασφάλεια του ασθενούς τόσο όσον αφορά την απορρόφηση της εκπεμπόμενης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας, όσο και σε σχέση με τις πιθανές ηλεκτρομαγνητικές παρεμβολές (τα μεταδιδόμενα ιατρικά σήματα αποτελούν ευαίσθητα προσωπικά δεδομένα και απαιτείται να διαφυλαχθούν). Τα ζητήματα αυτά αποτελούν προκλήσεις για του σχεδιαστές συστημάτων ιατρικής τηλεμετρίας και περιγράφονται αναλυτικότερα παρακάτω.

Διαστάσεις και γεωμετρικά χαρακτηριστικά κεραιών

Κρίσιμο σημείο για τη σχεδίαση μιας ασύρματης ζεύξης ιατρικής τηλεμετρίας αποτελεί η μελέτη της περιοχής εμφύτευσης της εσωτερικής διάταξης και δευτερευόντως το σημείο τοποθέτησης της εξωτερικής διάταξης ελέγχου. Οι αποφάσεις αυτές σχετίζονται ιδιαίτερα με τις διαστάσεις και τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά των κεραιών που πρόκειται να χρησιμοποιηθούν.

Όσον αφορά το σύστημα που προορίζεται για εμφύτευση, σε κάθε περίπτωση είναι επιθυμητό να έχει πολύ μικρές διαστάσεις, ώστε αφενός να είναι λιγότερο επίπονη η χειρουργική επέμβαση για την τοποθέτησή του, και αφετέρου να μη δημιουργεί ενοχλήσεις στον ασθενή και επηρεάζει την ποιότητα ζωής του. Όπως προαναφέρθηκε, οι κεραιές μικροταινίας έχουν κερδίσει το ενδιαφέρον των επιστημόνων που μελετούν τέτοιες εφαρμογές, και οι οποίοι έχουν αναπτύξει ποικίλες τεχνικές για τη σμίκρυνση των διαστάσεών τους (παράγραφος 2.2.3) αλλά και τη βελτίωση χαρακτηριστικών τους (π.χ. εύρος ζώνης και απολαβή) [26].

Η γεωμετρία των κεραιών μικροταινίας είναι καθαρά επιλογή του σχεδιαστή, αφού υπάρχει η δυνατότητα να παραχθούν σε διάφορες μορφές. Βέβαια πρέπει να ληφθεί υπόψη τόσο το σημείο τοποθέτησης της, προκειμένου να μην υπάρχει κίνδυνος τραυματισμού των ιστών, όσο και η γεωμετρία του συνολικού συστήματος που πρόκειται να εμφυτευθεί.

Λιγότεροι είναι οι περιορισμοί που αφορούν τη γεωμετρία και το μέγεθος της κεραίας, η οποία εφαρμόζεται στην εξωτερική διάταξη επίβλεψης. Πιο συγκεκριμένα, επειδή στόχος είναι ολόκληρο το σύστημα ιατρικής τηλεμετρίας να διευκολύνει τη ζωή του ασθενούς και δεδομένου ότι η απόσταση της εμφυτευμένης από την εξωτερική διάταξη δε μπορεί να είναι πολύ μεγάλη, επιθυμητό είναι το συνολικό εξωτερικό σύστημα να μην είναι ογκώδες. Ιδανικά, επιδιώκεται η δυνατότητα ενσωμάτωσης του συστήματος αυτού σε αντικείμενα της καθημερινότητας του ασθενούς, όπως το κινητό τηλέφωνο.

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. Ο ανθρώπινος οργανισμός όταν αντιλαμβάνεται την εισβολή ξένου προς αυτόν σώματος (φυσικού ή τεχνητού) προσπαθεί να το καταπολεμήσει και να το αποβάλει μέσω των αντιδράσεων του ανοσοποιητικού του συστήματος. Οι αντιδράσεις αυτές μπορεί να είναι πυρετός, αλλεργία, κάποια μόλυνση ή λοίμωξη, ενώ στη χειρότερη περίπτωση μπορεί να οδηγήσουν και στο θάνατο. Επιπλέον, οι άνθρωποι ιστοί είναι αγωγίμοι, και η επαφή τους με τα μεταλλικά μέρη της εμφυτεύσιμης διάταξης μπορεί να προκαλέσει ανεπιθύμητα βραχυκυκλώματα.

Κατά τη σχεδίαση και κατασκευή μιας εμφυτεύσιμης κεραίας μικροταινίας πρέπει λοιπόν να ληφθούν υπόψη δυο ζητήματα σε σχέση με τα υλικά που θα χρησιμοποιηθούν: (α) η αντίδραση του οργανισμού τόσο για τη διατήρηση της ασφάλειας των ασθενών όσο και για την πρόληψη της απόρριψης της εμφυτεύσιμης διάταξης, και (β) η αποφυγή βραχυκυκλωμάτων, ιδιαίτερα για την περίπτωση κεραιών που προορίζονται για μακροχρόνια εμφύτευση.

Η πιο συχνά χρησιμοποιούμενη τεχνική για διατήρηση της βιοσυμβατότητας μιας κεραίας μικροταινίας είναι η χρήση διηλεκτρικού υπερστρώματος (superstrate) πάνω από τη μεταλλική επιφάνεια ακτινοβολίας. Έτσι δεν θα είναι πια ο ανθρώπινος ιστός σε επαφή με τη μεταλλική επιφάνεια. Επιπλέον, η τεχνική αυτή συνοδεύεται και με άλλα οφέλη ως προς τις επιδόσεις τις κεραίας. Συνήθη χρησιμοποιούμενα υλικά που εφαρμόζονται ως βιοσυμβατά υπερστρώματα είναι το τεφλόν (PTFE) καθώς και η κεραμική αλουμίνα [27],[28].

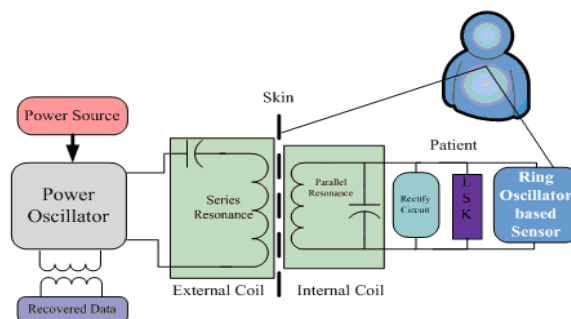
Μια άλλη προσέγγιση προς την επίτευξη μόνωσης της εμφυτεύσιμης κεραίας αποτελεί η εφαρμογή ειδικών λεπτών βιοσυμβατών περιβλημάτων (biocompatible coatings) χαμηλών απωλειών [29], [30]. Υλικά που θεωρούνται κατάλληλα για την υλοποίηση αυτής της τεχνικής είναι η ζιρκόνια [31], το PEEK [32] κ.ά. Λόγω των ηλεκτρικών ιδιοτήτων της, η ζιρκόνια είναι μια καλή επιλογή υποψήφιου υλικού για βιοσυμβατή μόνωση, από ηλεκτρομαγνητική άποψη, αφού μετριάξει τις απώλειες ισχύος. Ωστόσο, το PEEK είναι πολύ πιο εύκολο στο χειρισμό.

Γενικά, εκτός από το γεγονός της επιλογής βιοσυμβατών υλικών κατάλληλων για την εκάστοτε υπό μελέτη περίπτωση, σημαντικό είναι και το πάχος του μονωτικού στρώματος που θα εφαρμοστεί. Έτσι πρέπει να βρεθεί η βέλτιστη λύση κάθε φορά ώστε να προκύπτουν χαμηλές απώλειες ισχύος χωρίς παράλληλα να αυξάνεται άσκοπα το μέγεθος της κεραίας.

Τροφοδοσία εμφυτεύσιμης διάταξης

Προκειμένου να λειτουργήσει η εμφυτεύσιμη διάταξη, είτε ως αισθητήρας είτε ως διεγέρτης, χρειάζεται ενέργεια. Αν και η απαιτούμενη ποσότητα ενέργειας μπορεί να μην είναι μεγάλη, η τροφοδότηση της εμφυτεύσιμης διάταξης αποτελεί πρόκληση, λόγω του ότι δεν ερχόμαστε σε άμεση επαφή με αυτή. Παλαιότερα, οι εμφυτευμένες διατάξεις ήταν συνδεδεμένες με καλώδια μέσω του δέρματος προκειμένου να λαμβάνουν ενέργεια, κάτι που σύντομα αποδείχθηκε αναποτελεσματικό, δεδομένου ότι περιόριζε τις κινήσεις του ασθενούς και αύξανε τις πιθανότητες μόλυνσης. Παρ' όλα αυτά, και η λύση ενσωμάτωσης μπαταρίας επί της διάταξης είναι απαγορευτική, διότι παρουσιάζει περιορισμένη διάρκεια ζωής, ενώ, όσο μικρή κι αν είναι, δεν παύει να αυξάνει το συνολικό μέγεθος της εμφυτεύσιμης διάταξης, μειώνοντας τις δυνατές θέσεις εμφύτευσης.

Τα τελευταία χρόνια έχει προταθεί μια νέα μέθοδος για την τροφοδοσία εμφυτεύσιμων διατάξεων, μέσω επαγωγικής σύζευξης (inductive coupling). Ένα ζεύγος πηνίων, ένα εμφυτευμένο και ένα τοποθετημένο έξω από το ανθρώπινο σώμα, σχηματίζουν ένα μετασχηματιστή. Όταν το εξωτερικό πηνίο οδηγείται κατάλληλα, δημιουργεί ηλεκτρομαγνητικό πεδίο. Το εμφυτευμένο πηνίο, το οποίο τοποθετείται κοντά στο εξωτερικό, λαμβάνει ένα τμήμα αυτού του πεδίου και παράγεται ρεύμα, οπότε η ισχύς μεταφέρεται στο εμφυτευμένο σύστημα [15] (Σχ. 1.3).



Σχ. 1.5 Μπλοκ διάγραμμα επαγωγικής σύζευξης πηνίων που χρησιμοποιούνται για τροφοδότηση εμφυτευμένης διάταξης ιατρικής τηλεμετρίας και μπορεί να χρησιμεύσει και ως κανάλι επικοινωνίας μεταξύ εσωτερικής και εξωτερικής διάταξης για μεταφορά πληροφοριών. (πηγή: <http://www.uab.edu/engineering/departments-research/ece/ece-research/inductive-power-and-data-link>)

Ασφάλεια ασθενούς

Κατά τη λειτουργία μιας ασύρματης ζεύξης ιατρικής τηλεμετρίας, η ηλεκτρομαγνητική ενέργεια που μεταδίδεται μεταξύ της εμφυτεύσιμης και της εξωτερικής διάταξης απορροφάται εν μέρει από τους βιολογικούς ιστούς, γεγονός που μπορεί να προκαλέσει βλάβες στον οργανισμό. Για να αποφευχθεί το ενδεχόμενο αυτό, έχουν οριστεί από διεθνείς οργανισμούς πρότυπα που θέτουν τα όρια ποσότητας ισχύος που μπορεί χωρίς κίνδυνο να απορροφηθεί από τους ιστούς. Ο Ειδικός Ρυθμός Απορρόφησης (Specific Absorption Rate, SAR) θεωρείται ως το καταλληλότερο μέτρο για τον έλεγχο συμμόρφωσης μιας διάταξης με τα πρότυπα που έχουν καθοριστεί. Περισσότερα για τον δείκτη αυτό αναφέρονται στην Παράγραφο 2.3. Είναι ωστόσο απαραίτητο να σημειωθεί πως είναι υποχρέωση του σχεδιαστή μιας διάταξης ιατρικής τηλεμετρίας, να βεβαιωθεί πως η ακτινοβολία που εκπέμπεται από τη διάταξη δεν κινείται σε επικίνδυνα για τον άνθρωπο όρια.

Ασφάλεια προσωπικών δεδομένων

Μια ασύρματη ζεύξη ιατρικής τηλεμετρίας έχει ως βασικό λόγο ύπαρξης τη μεταφορά και επεξεργασία πληροφοριών που αφορούν βιοσήματα κάποιου ασθενούς. Τα συγκεκριμένα δεδομένα αποτελούν ευαίσθητα προσωπικά στοιχεία, και είναι αναγκαίο να διασφαλίζεται από αλλοίωση τόσο η ανωνυμία του ασθενούς όσο και η ίδια η πληροφορία. Οι τεχνικές που χρησιμοποιούνται σήμερα σε ασύρματα δίκτυα για τη διασφάλιση των πληροφοριών που μεταδίδονται, όπως η κρυπτογράφηση [33] ή η τεχνική της k-ανωνυμίας (k-anonymity) [34] δεν προσφέρονται για την υιοθέτηση τους σε εμφυτεύσιμα συστήματα [35]. Παράλληλα, η ανάγκη εξεύρεσης εναλλακτικών λύσεων [36], [37] που θα εγγυώνται την ασφάλεια των προσωπικών δεδομένων γίνεται όλο και πιο επιτακτική με την αύξηση της χρήσης εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων [38].

1.3 Αντικείμενο της Διπλωματικής Εργασίας

Οι ασύρματες ζεύξεις τηλεμετρίας για εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις αποτελούν την πλέον σύγχρονη μέθοδο παρακολούθησης και επεξεργασίας βιοσημάτων του ανθρώπου. Στο γεγονός αυτό έχει συμβάλει σημαντικά η εξέλιξη της τεχνολογίας στους τομείς των τηλεπικοινωνιών και της μικροηλεκτρονικής, αλλά και η ταχύτατη ανάπτυξη του διεπιστημονικού κλάδου της βιοϊατρικής μηχανικής. Βασικοί στόχοι χρήσης των ζεύξεων αυτών αποτελούν, πέρα από την διάγνωση και θεραπεία ασθενειών, η αποασυλοποίηση των ασθενών και η βελτίωση της ποιότητας ζωής τους. Παρά την πρόοδο που έχει σημειωθεί προς την κατεύθυνση αυτή, υπάρχουν ακόμα ζητήματα που αφορούν στο σύστημα ελέγχου της ζεύξης, την εμφυτεύσιμη διάταξη αλλά και συνολικά το κανάλι επικοινωνίας των δυο αυτών μονάδων, τα οποία επιδέχονται βελτιώσεις. Οι προκλήσεις στη σχεδίαση τέτοιων συστημάτων είναι, λοιπόν, αρκετές. Συχνά, μάλιστα, απαιτείται να ληφθούν συμβιβαστικές αποφάσεις για αλληλοεξαρτώμενα χαρακτηριστικά, ή να προταθούν νέες λύσεις για τα πιθανά διλήμματα που προκύπτουν.

Η παρούσα διπλωματική εργασία πραγματεύεται τη σχεδίαση και μελέτη τριών κεραιών (δίπολο $\lambda/2$, απλή μικροταινιακή, μικροσκοπική μικροταινιακή) κατάλληλων για να ενσωματωθούν επί του εξωτερικού συστήματος επίβλεψης/ελέγχου μιας ασύρματης ζεύξης τηλεμετρίας για εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις. Αρχικά πραγματοποιείται σχεδίαση των κεραιών αυτών στον ελεύθερο χώρο και βελτιστοποίηση των χαρακτηριστικών συντονισμού και ακτινοβολίας τους στη ζώνη συχνοτήτων MICS. Ειδικότερα στην περίπτωση της μικροσκοπικής κεραίας μικροταινιακής, γίνεται εφαρμογή διαφόρων τεχνικών σμίκρυνσης του μεγέθους της, προκειμένου να επιτευχθούν τα επιθυμητά χαρακτηριστικά. Δεδομένου ότι οι κεραίες αυτές προβλέπεται να λειτουργούν σε κοντινή απόσταση από τους βιολογικούς ιστούς, στη συνέχεια της μελέτης προτείνονται και παρουσιάζονται κανονικά τριστρωματικά μοντέλα προσομοίωσης του ανθρώπινου κεφαλιού, χεριού, και κορμού.

Ακολουθώς, εξετάζονται οι μεταβολές των επιδόσεων (συντονισμού, ακτινοβολίας και ασφάλειας) των τριών κεραιών παρουσία των μοντέλων βιολογικών ιστών, και μελετάται η εξάρτηση από τη μεταξύ τους απόσταση. Επόμενο βήμα είναι να ληφθεί υπόψη στη μελέτη μια εμφυτεύσιμη κεραία μικροταινίας της βιβλιογραφίας [39], και να σχηματιστεί μία ασύρματη ζεύξη ιατρικής τηλεμετρίας μεταξύ αυτής και μίας εκ των τριών εξωτερικών κεραιών που προτάθηκαν νωρίτερα. Αφού βελτιστοποιηθεί η σχεδίαση της εμφυτεύσιμης κεραίας όταν βρίσκεται εμφυτευμένη στο μοντέλο ιστών που έχει επιλεγεί, εξετάζονται οι επιδόσεις της ζεύξης ως προς το συντονισμό, την ακτινοβολία και την ασφάλεια του ασθενούς, ως συνάρτηση της απόστασης μεταξύ των δυο κεραιών.

Ακολουθώντας, λοιπόν, βήμα-βήμα τη διαδικασία σχεδίασης μιας ολοκληρωμένης ασύρματης ζεύξης τηλεμετρίας για εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις, εξάγονται χρήσιμα συμπεράσματα για την εξάρτηση κάθε στοιχείου της ζεύξης από τα υπόλοιπα. Το γεγονός αυτό είναι ιδιαίτερα σημαντικό για το σχεδιαστή τέτοιων συστημάτων, αφού στόχος είναι να επιτευχθούν οι βέλτιστες επιδόσεις επικοινωνίας, δίχως η εκπεμπόμενη ακτινοβολία να είναι επιβλαβής για τον ασθενή.

Σημειώνεται πως όλες οι διαδικασίες σχεδίασης και μελέτης της παρούσας διπλωματικής εργασίας πραγματοποιήθηκαν με τη βοήθεια του περιβάλλοντος προσομοίωσης Ansoft HFSS (High Frequency Structure Simulator) [40]. Το HFSS χρησιμοποιεί την αριθμητική μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων (FEM, Finite Element Method) [41] για να επιλύσει την εκάστοτε ηλεκτρομαγνητική δομή.

Βιβλιογραφία

- [1] “Medical Implant Communications Service (MICS) Federal Register,” Rules Regulations, 64, 240, pp. 69926-69934, December 1999.
- [2] “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.
- [3] FCC Rules and Regulations, “MICS Band Plan”, Part 95, Jan. 2003.
- [4] ETSI EN 301 839-1 “Electromagnetic compatibility and Radio spectrum Matters (ERM);Radio equipment in the frequency range 402 MHz to 405 MHz for Ultra Low Power Active Medical Implants and Accessories; Part 1: Technical characteristics, including electromagnetic compatibility requirements, and test methods,” European Telecommunications Standards Institute, 2002.
- [5] FCC, “Industrial, Scientific, and Medical Equipment (ISM),” (FCC) Std. CFR, Part 18, 1998.
- [6] A. Woakes, P. Butler and R. Bevan, “Implantable data logging system for heart rate and body temperature,” Medical and Biological Engineering and Computing, pp. 145-151, 1995.
- [7] A. Ohlsson, R. Nordlander, T. Bennet, C. Bitkovert, B. Kjellstorm, B. Lee and L. Ryden, “Continuous ambulatory haemodynamic monitoring with an implantable system,” European Heart Journal, pp. 174-184, 1998.
- [8] J. Riistama, J. Vaisanen, S. Heinisuo, J. Lekkala and J. Kaihilahti, “Evaluation of an implantable ECG monitoring device in vitro and in vivo,” Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 5703 - 5706, 2007.
- [9] C. Park, P. Chou, Y. Bai, R. Matthews and A. Hibbs, “An Ultra - Wearable, Wireless, Low Power ECG Monitoring system,” 2006.
- [10] P. J. Huelskamp, “Multiple Sensor Development,” US: United States Patents, No. US 7,955,268 B2, Jun. 7, 2011.
- [11] F. Merli, L. Bolomey, E. Meurville and A. Skrivervik, “Implanted Antenna,” IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium, 2008.
- [12] K. E. Toghill and R. G. Compton, “Electrochemical Non-enzymatic Glucose Sensors: A perspective and an Evaluation,” International Journal of electrochemical science, 5, 1246 – 1301, 2010.
- [13] E. Zrenner, “Will Retinal Implants Restore Vision?,” Science, pp. 1022-1025, 2002.
- [14] S. Klauke, M. Goertz, S. Rein, D. Hoehl, 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, vol. 52, 2011.
- [15] A. Kiourti, “Biomedical Telemetry: Communication between implanted devices and the external world,” Opticon1826, Issue 8, Spring 2010.
- [16] M. Allen, “Pacemaker and implantable cardioverter defibrillators,” London, UK: Anaesthesia, 2006.
- [17] D.Wessels, “Implantable pacemakers and defibrillators: Device overview and EMI considerations,” IEEE Electromagnetic Compatibility Int. Symp., vol. 2, pp. 911–915, 2002.

- [18] 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.
- [19] Wikipedia, "Deep brain stimulation," October 2012, [Ηλεκτρονικό].
Available: http://en.wikipedia.org/wiki/Deep_brain_stimulation.
- [20] Wikipedia, "Implantable gastric stimulation," October 2012, [Ηλεκτρονικό].
Available: http://en.wikipedia.org/wiki/Implantable_gastric_stimulation.
- [21] Wikipedia, "Foot drop," October 2012, [Ηλεκτρονικό].
Available: http://en.wikipedia.org/wiki/Foot_drop.
- [22] Wikipedia, "Cochlear implant," October 2012, [Ηλεκτρονικό].
Available: http://en.wikipedia.org/wiki/Cochlear_implant.
- [23] Wikipedia, "Implantable cardioverter-defibrillator," October 2012, [Ηλεκτρονικό].
Available: http://en.wikipedia.org/wiki/Implantable_cardioverter-defibrillator.
- [24] D. Iliopoulou, K. Giokas, S. Mougiakakou, J. Stoitsis, A. Prentza, K. Nikita, "A Telematic System for Diabetes Management, Advisory, and Reporting," *Journal for Quality of Life Research*, vol. 3, Issue 2 (Supplement 1), pp. 53-57, May-June 2005.
- [25] A. Kiourti, K.S. Nikita, "A Review of Implantable Patch Antennas for Biomedical Telemetry: Challenges and Solutions," *IEEE Antennas and Propagation Magazine* vol. 54, no. 3, pp. 210-228, June 2012.
- [26] K. L. Wong, "Compact and Broadband Microstrip Antennas," John Wiley & Sons, Inc., 2002.
- [27] P. Soontornpipit, C. M. Furse, and Y. C. Chung, "Design of Implantable Microstrip Antenna for Communication with Medical Implants," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 52, 8, pp. 1944-1951, August 2004.
- [28] 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 2nd international conference on Body area networks*, 2007.
- [29] G. Rizzi, A. Scrivani, M. Fini και R. Giardino, "Biomedical coatings to improve the tissue-biomaterial interface," *Int J. Artif Organs*, pp. 49-57, August 2004
- [30] J. Burgahard, C. Campbell, T. Younkin, M. Kuhn, D. Shykind και J. Maiz, "Biocompatible coatings for Medical Devices," US Patent App. Publication, No. US 2009/0169714 A1, 2009.
- [31] A. K. Skrivervik and F. Merli, "Design Strategies for Implantable Antennas," *Proceedings of the Antennas and Propagation Conference*, Loughborough, UK, November 2011.
- [32] J. Abadia, F. Merli, J. F. Zurcher, J. R. Mosig, and A. K. Skrivervik, "3D Spiral Small Antenna Design and Realization for Biomedical Telemetry in the MICS Band," *Radioengineering*, 18, 4, pp. 359-367, December 2009.
- [33] M. Salajegheh, A. Molina και K. Fu, "Privacy of Home Telemedicine: Encryption is Not Enough," *Design of Medical Devices Conference*, Minneapolis, MN, April 2009.
- [34] L. Sweeney, "k-anonymity: a model for protecting privacy," *International Journal of Uncertainty, Fuzziness and Knowledge-based Systems*, 2002.
- [35] B. Lagesse, "Privacy Challenges for Wireless Medical Devices," *Usenix HealthSec*, 2010.

- [36] Gill R. Tsouri, "Securing wireless communication with implanted medical devices using reciprocal carrier-phase quantization," IEEE WOWMOM 2009, pages 1-6, Kos Island, Greece, 15-19 June, 2009.
- [37] F. Xu, Z. Qin, C. Tan, B. Wang, and Q. Li, "IMDGuard: Securing Implantable Medical Devices with the External Wearable Guardian," IEEE Conference on Computer Communications, Infocom 2011.
- [38] Wayne Burleson, Shane S. Clark, Benjamin Ransford, Kevin Fu, "Design challenges for secure implantable medical devices," IEEE DAC, pages 12-17, June 2012.
- [39] 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.
- [40] "Ansoft High Frequency Structure Simulator (HFSS)," Ver. 11.0, Ansoft Corp., 2007.
- [41] Wikipedia, "Finite element method," October 2012, [Ηλεκτρονικό].
Available: http://en.wikipedia.org/wiki/Finite_element_method.

2.

Θεωρητικό υπόβαθρο

Στο κεφάλαιο αυτό παρουσιάζονται συνοπτικά οι απαιτούμενες θεωρητικές γνώσεις για τη μελέτη και σχεδίαση μιας ασύρματης ζεύξης ιατρικής τηλεμετρίας για εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις, όπως αυτή της παρούσας εργασίας. Αρχικά παρατίθενται τα βασικά χαρακτηριστικά των διπολικών κεραιών, δίνοντας έμφαση στο δίπολο ημίσεως κύματος. Στη συνέχεια, παρουσιάζονται οι κεραίες μικροταινίας, και πραγματοποιείται ιδιαίτερη αναφορά στις κυκλικές κεραίες μικροταινίας, καθώς και σε τεχνικές σμίκρυνσης του μεγέθους τους. Ξεχωριστή αναφορά γίνεται στις παραμέτρους των κεραιών, οι οποίες επηρεάζουν τις επιδόσεις της ασύρματης ζεύξης. Τέλος, δεδομένου ότι οι ανθρώπινοι βιολογικοί ιστοί αποτελούν κρίσιμο παράγοντα για τη λειτουργία μιας εμφυτεύσιμης ιατρικής διάταξης και την επικοινωνία της με κάποια εξωτερική διάταξη επίβλεψης, κρίνεται σκόπιμη η μελέτη των ηλεκτρικών τους ιδιοτήτων, καθώς και η παράθεση μοντέλων προσομοίωσης βιολογικών ιστών που έχουν χρησιμοποιηθεί στη βιβλιογραφία.

2.1 Διπολικές Κεραίες

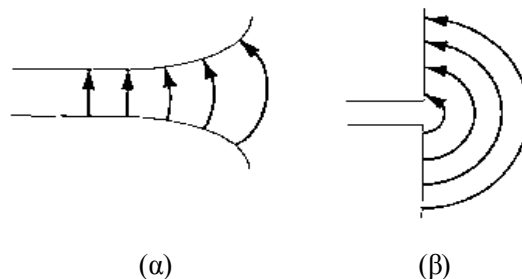
Αποτελώντας μια από τις πιο δημοφιλείς κατηγορίες κεραιών, μιας και προσαρμόζονται σε πολλές εφαρμογές, οι κεραίες σύρματος (wire antennas), στις οποίες ανήκουν οι διπολικές κεραίες, είναι οι παλαιότερες, απλούστερες και οικονομικότερες στην κατασκευή κεραίες.

Οι διπολικές κεραίες εφευρέθηκαν από τον Γερμανό φυσικό Heinrich Hertz γύρω στο 1886, ωστόσο παρά την παλαιότητά τους χρησιμοποιούνται ευρύτατα μέχρι και σήμερα [1]. Μια από τις πιο συνηθισμένες χρήσεις τους είναι ως κεραίες εσωτερικού χώρου για την τηλεόραση, ενώ χρησιμοποιούνται και ως οδηγούμενα στοιχεία σε άλλους τύπους κεραιών. Φυσικά μπορούν να αποτελέσουν και τα βασικά στοιχεία σύνθεσης στοιχειοκεραιών.

Το γεγονός πως οι κεραίες αυτές είναι απλές και εύκολα υλοποιήσιμες, δίνει τη δυνατότητα να χρησιμοποιούνται και ως στοιχεία αναφοράς όσον αφορά το κέρδος τους σε μια συγκεκριμένη συχνότητα. Πράγματι, μια τέτοια λύση είναι πιο πρακτική σε σχέση με τον ισοτροπικό ακτινοβολητή που χρησιμοποιείται στη θεωρία και δεν αποτελεί παρά μία φανταστική κεραία.

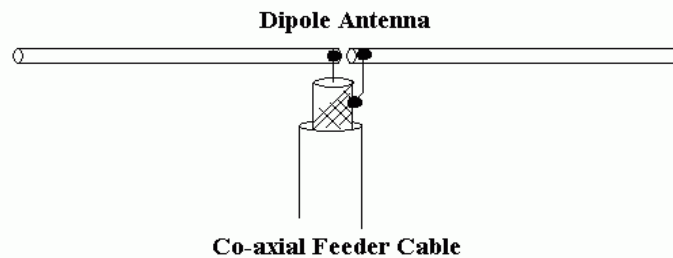
2.1.1 Βασικά χαρακτηριστικά

Όταν σε μία μη προσαρμοσμένη γραμμή μεταφοράς διοχετεύεται ενέργεια ραδιοσυχνοτήτων (RadioFrequency, RF), δημιουργούνται στάσιμα κύματα, αποτέλεσμα των οποίων είναι η απώλεια ενέργειας ή η εκπομπή ενέργειας στον περιβάλλοντα χώρο της γραμμής. Μελετώντας λεπτομερέστερα την παραπάνω διαδικασία, παρατηρούμε ότι όσο μεγαλύτερη είναι η ελεύθερη επιφάνεια της γραμμής στο χώρο (Σχ. 2.1) τόσο περισσότερο διευκολύνεται η διαδικασία ακτινοβολήσης της ενέργειας, με αποτέλεσμα να εκπέμπεται περισσότερη ενέργεια στον περιβάλλοντα χώρο. Έχει αποδειχθεί ότι η απόδοση ακτινοβολίας της προαναφερθείσας διάταξης μεγιστοποιείται στην περίπτωση που τα άκρα της έχουν καμφθεί σε τέτοιο βαθμό ώστε να εμφανίζονται κάθετα στη γραμμή μεταφοράς (Σχ. 2.1(β)). Κατ' αυτό τον τρόπο, το ηλεκτρικό και μαγνητικό πεδίο είναι πλήρως συζευγμένα κατά τη διάδοσή τους στον περιβάλλοντα χώρο, οπότε και επιτυγχάνεται η μέγιστη ακτινοβολούμενη ενέργεια. Η εν λόγω διάταξη καλείται δίπολο [2].



Σχ. 2.1 (α) Γραμμή μεταφοράς ανοικτών άκρων. (β) Αγωγοί σε σειρά.

Μία διπολική κεραία (Σχ. 2.2) είναι μια κεραία ραδιοκυμάτων που μπορεί να υλοποιηθεί από ένα απλό σύρμα με ένα κεντρικά τροφοδοτούμενο οδηγούμενο στοιχείο. Αποτελείται από δύο ισομήκεις μεταλλικές αγώγιμες ράβδους ή σύρματα, τοποθετημένα σε σειρά, με ένα μικρό κενό μεταξύ τους, που αποτελεί και το σημείο τροφοδοσίας.



Σχ. 2.2 Διπολική κεραία τροφοδοτούμενη από ομοαξονικό καλώδιο.
(πηγή: <http://www.softwareforeducation.com/wikileki/index.php?title=Antenna>)

Το συνολικό φυσικό της μήκος L , συγκρινόμενο πάντα με το μήκος κύματος λειτουργίας λ , μας οδηγεί στο να χωρίσουμε τις διπολικές κεραίες σε τρεις κατηγορίες: δίπολο Hertz ή στοιχειώδες δίπολο ($L \ll \lambda$), μικρό δίπολο ($\lambda/50 < L < \lambda/10$) και δίπολο πεπερασμένου μήκους (L συγκρίσιμο με το λ). Ανάλογα με την κατηγορία, προσεγγίζεται διαφορετικά και η κατανομή ρεύματος, με το δίπολο Hertz να παρουσιάζει σταθερή κατανομή, ενώ οποιαδήποτε άλλη περίπτωση να μπορεί να θεωρηθεί ως υπέρθεση κάποιου αριθμού στοιχειωδών διπόλων, ώστε να εφαρμόζεται η αρχή της επαλληλίας για τον υπολογισμό του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου [3].

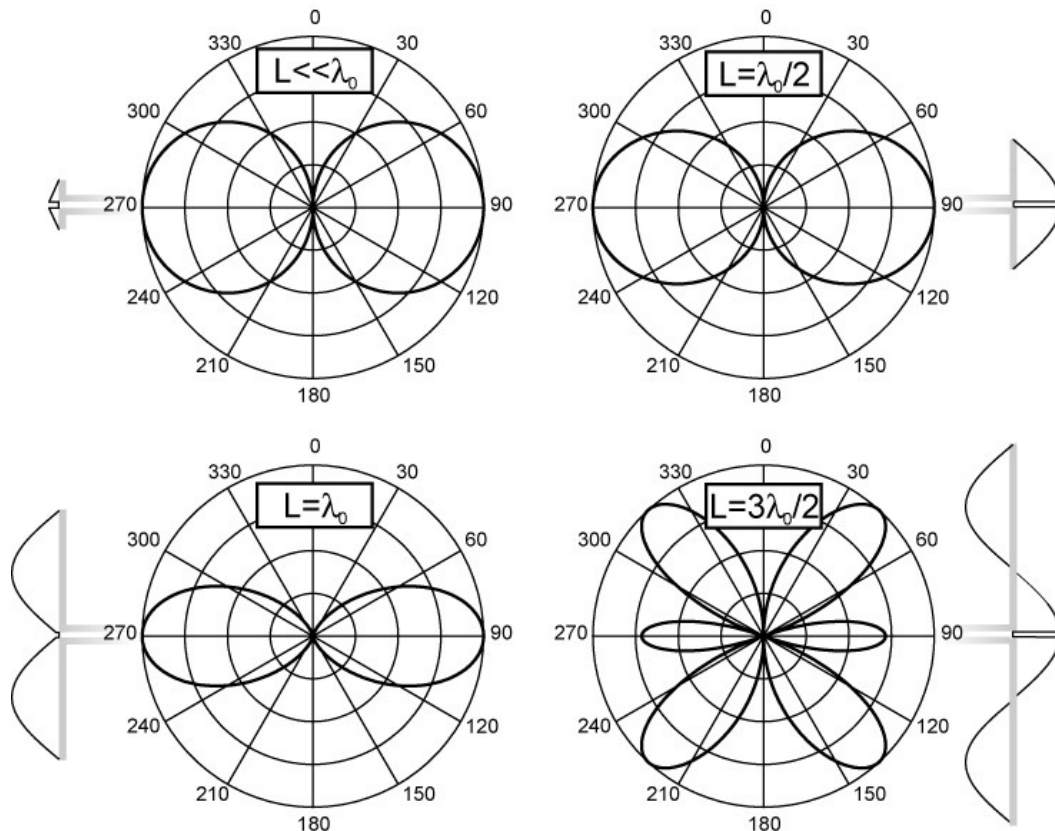
Σημαντικό χαρακτηριστικό μιας διπολικής κεραίας, είναι η σύνθετη αντίσταση εισόδου της, από την οποία εξαρτάται άμεσα η απόδοση ισχύος της. Αρχικά, μας ενδιαφέρει να επιτυγχάνεται συντονισμός της κεραίας σε μια ορισμένη συχνότητα, δηλαδή να εμφανίζεται στη συχνότητα αυτή μηδενική φανταστική αντίσταση, ώστε να μην απαιτείται υψηλή ισχύς τροφοδοσίας για να επιτευχθεί η επιθυμητή τιμή ισχύος ακτινοβολίας. Ένας άλλος λόγος για τον οποίο επιθυμούμε να ισχύει αυτό, είναι πως η γραμμή μεταφοράς που τροφοδοτεί την κεραία έχει ωμική χαρακτηριστική αντίσταση, οπότε για να επιτευχθεί προσαρμογή της κεραίας προς τη γραμμή, απαιτείται και η αντίσταση εισόδου να είναι ωμική. Επιπλέον, η ωμική αυτή αντίσταση χωρίζεται σε αντίσταση απωλειών, η οποία θέλουμε προφανώς να έχει μικρή τιμή, και αντίσταση ακτινοβολίας, όπου μας ενδιαφέρει να έχει τιμή πολύ κοντά στη χαρακτηριστική αντίσταση της γραμμής μεταφοράς, για την επίτευξη προσαρμογής.

Τέλος, ύστερα από πεδιακή ανάλυση με τη βοήθεια των εξισώσεων του Maxwell [4] μπορούμε να καταλήξουμε σε μια σχέση για την ένταση ακτινοβολίας της κεραίας, η οποία χαρακτηρίζει τη μακρινή περιοχή της και εκφράζει την ισχύ που ακτινοβολείται ανά μονάδα στερεάς γωνίας. Η ένταση ακτινοβολίας δίνεται από τη σχέση:

$$U = r^2 W_{rad} = \frac{r^2}{2n} |E(r, \theta, \phi)|^2 \quad (2-1)$$

όπου W_{rad} η πυκνότητα ακτινοβολίας (W/m^2), r η απόσταση του σημείου υπολογισμού από την κεραία, n η ενδογενής σύνθετη αντίσταση του μέσου και $E(r, \theta, \phi)$ η ένταση του ηλεκτρικού πεδίου στη μακρινή περιοχή της κεραίας.

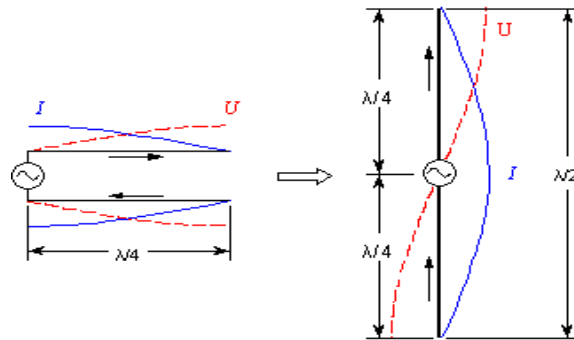
Από την ένταση ακτινοβολίας προκύπτει το διάγραμμα ακτινοβολίας της κεραίας (έννοια που αναλύεται στην Παράγραφο 2.3), το οποίο είναι συμμετρικό ως προς τον άξονα του διπόλου. Για μήκος διπόλου μεγαλύτερο του λ , παρατηρούμε πως αυξάνεται ο αριθμός των λοβών που εμφανίζονται στο διάγραμμα, όπως φαίνεται και στο Σχ. 2.3.



Σχ. 2.3 Διαγράμματα ακτινοβολίας για διάφορες τιμές του μήκους κεραίας L και οι αντίστοιχες ρευματικές κατανομές των διπόλων.
(πηγή: <http://iopscience.iop.org/0034-4885/75/2/024402/>)

2.1.2 Το δίπολο $\lambda/2$

Μια από τις πλέον γνωστές και ευρέως χρησιμοποιούμενες διπολικές κεραίες είναι το δίπολο ημίσεος κύματος ($L=\lambda/2$) [2]. Η τιμή της σύνθετης αντίστασής του είναι μεγάλη στα άκρα της διάταξης ενώ αντιθέτως λαμβάνει μικρή τιμή στο κέντρο της, δηλαδή στο σημείο όπου πραγματοποιείται η σύνδεσή της με την γραμμή μεταφοράς. Ως εκ τούτου η ένταση του ρεύματος είναι μεγάλη στο κέντρο της διάταξης, και, αντιθέτως, μικρή στα άκρα της κεραίας (Σχ. 2.4). Επειδή η αντίσταση ακτινοβολίας στο κέντρο του διπόλου είναι 73Ω , πολύ κοντά δηλαδή στα 70Ω που είναι η τιμή χαρακτηριστικής αντίστασης μερικών γραμμών μεταφοράς, η προσαρμογή του προς τη γραμμή μεταφοράς είναι εύκολη.



Σχ. 2.4 Γραμμή μεταφοράς $\lambda/4$ με ανοιχτό τέρμα και κεραία $\lambda/2$ που προέρχεται από κάμψη των άκρων της γραμμής $\lambda/4$. (πηγή: <http://www.sz7xan.gr/radiotheory.htm#AH>)

Πιο συγκεκριμένα, η αντίσταση εισόδου της κεραίας για $L=\lambda/2$ είναι $Z_{in}=73+j42.5 \Omega$, ενώ μειώνοντας ελάχιστα το φυσικό μήκος, η κεραία μπορεί να συντονιστεί. Δεδομένης της συχνότητας λειτουργίας ισχύει η σχέση:

$$L = \frac{c \cdot V_f}{f} \quad (2-2)$$

όπου L: το μήκος της κεραίας μετρούμενο σε m

f: η συχνότητα στην οποία λειτουργεί η κεραία μετρούμενη σε Hz

c: η ταχύτητα του φωτός ίση με $3 \cdot 10^8$ m/sec

V_f : ο παράγοντας ταχύτητας του οποίου η τιμή λαμβάνεται ίση με 0.95.

2.2 Κεραίες Μικροταινίας

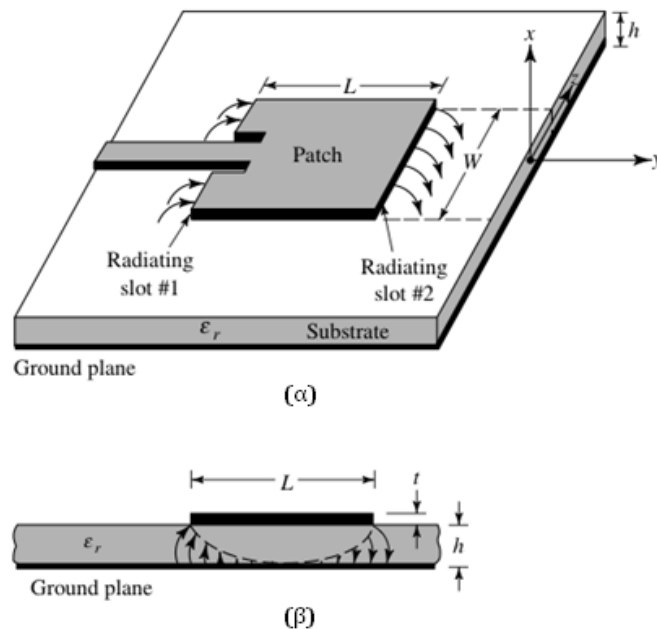
Οι σύγχρονες τηλεπικοινωνιακές εφαρμογές συχνά χαρακτηρίζονται από αυστηρούς περιορισμούς σχετικά με το μέγεθος, το βάρος, το κόστος, την επίδοση και την ευκολία εγκατάστασης του συστήματος στο οποίο θα τοποθετηθεί μία κεραία. Οι απαιτήσεις αυτές δεν μπορούν να ικανοποιηθούν από τις κλασικές διατάξεις κεραιών, αλλά χρειάζονται άλλες κεραίες, χαμηλού προφίλ, όπως οι κεραίες μικροταινίας (microstrip antennas) ή οι τυπωμένες κεραίες (printed antennas).

Οι κεραίες αυτές, που είναι συμβατές με επίπεδες και μη επιφάνειες, είναι απλές, μικρές σε μέγεθος και βάρος, ενώ κατασκευάζονται εύκολα και με μικρό κόστος χάρη στη σύγχρονη τεχνολογία τυπωμένων κυκλωμάτων. Η δυνατότητα επιλογής του σχήματος και του τρόπου λειτουργίας των εν λόγω κεραιών προσδίδει ιδιαίτερη ευελιξία ως προς τα χαρακτηριστικά συντονισμού και ακτινοβολίας τους (συχνότητα συντονισμού, πόλωση, διάγραμμα ακτινοβολίας, σύνθετη αντίσταση). Τα πλεονεκτήματα αυτά είναι μερικοί από τους λόγους που οι κεραίες μικροταινίας χρησιμοποιούνται σε ποικίλες εφαρμογές όπως τα κινητά τηλέφωνα, οι φορητοί υπολογιστές, καθώς και οι εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις.

Παρ' όλα αυτά, οι κεραίες μικροταινίας παρουσιάζουν ορισμένα λειτουργικά μειονεκτήματα, όπως μικρή εκπεμπόμενη ισχύ, χαμηλή απόδοση, αλλά και μικρό εύρος ζώνης, τα οποία αποτελούν στόχους προς βελτιστοποίηση για τους σχεδιαστές.

2.2.1 Βασικά χαρακτηριστικά

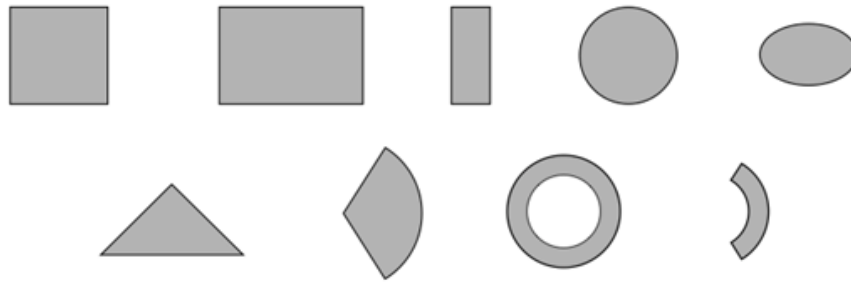
Οι κεραιές μικροταινίας αποτελούνται από μία πολύ λεπτή μεταλλική ταινία (patch), τοποθετημένη πάνω από ένα επίπεδο γείωσης (ground plane), σε ύψος ίσο με κλάσμα του μήκους κύματος (συνήθως $0.003 \cdot \lambda_0 < h < 0.05 \cdot \lambda_0$). Η μεταλλική ταινία και το επίπεδο γείωσης χωρίζονται από ένα διηλεκτρικό στρώμα (υπόστρωμα, substrate) όπως φαίνεται και στο Σχ. 2.5.



Σχ. 2.5 Κεραίας μικροταινίας : (α) γεωμετρία, και (β) πλάγια όψη.

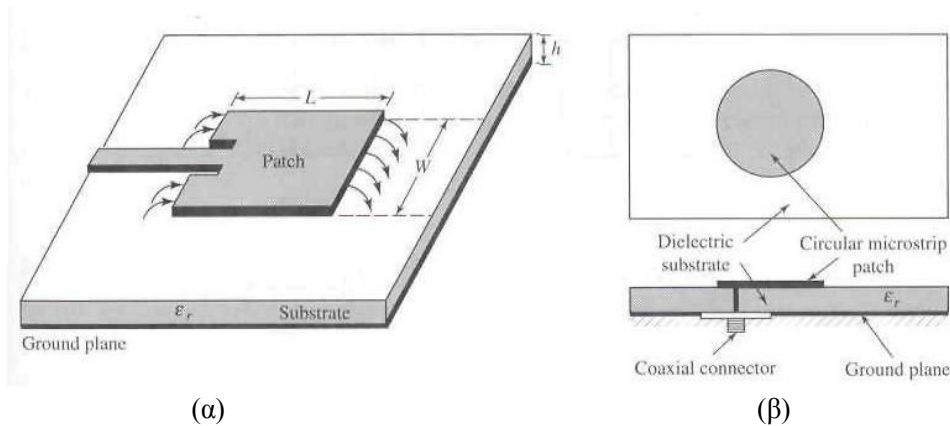
Οι διηλεκτρικές σταθερές των υποστρωμάτων που χρησιμοποιούνται στις κεραιές μικροταινίας συνήθως βρίσκονται στην περιοχή $2.2 < \epsilon_r < 12$. Γενικά, καλύτερες επιδόσεις των κεραιών αυτών παρουσιάζονται όταν έχουμε το συνδυασμό παχύτερου υποστρώματος με διηλεκτρική σταθερά κοντά στο κατώτερο όριο της περιοχής αυτής. Παρ' όλα αυτά, στις μικροκυματικές συχνότητες, που αποτελούν συχνότητες υψηλού ενδιαφέροντος για ιατρικές εφαρμογές, προτιμώνται λεπτά υποστρώματα με μεγαλύτερες διηλεκτρικές σταθερές, διότι το μέγεθος των κεραιών υπό αυτές τις προϋποθέσεις είναι μικρό και η σύζευξη των πεδίων ισχυρή, οπότε ελαχιστοποιείται η ανεπιθύμητη ακτινοβολία. Οι επιλογές αυτές βέβαια εισάγουν παράλληλα και διάφορα ανεπιθύμητα χαρακτηριστικά όπως μεγαλύτερες απώλειες, χαμηλότερη απόδοση αλλά και μικρότερο εύρος ζώνης.

Τα στοιχεία ακτινοβολίας και τροφοδοσίας των κεραιών μικροταινίας χαράσσονται με φωτοχημικές διεργασίες πάνω στο διηλεκτρικό υπόστρωμα με τρόπο παρόμοιο με αυτόν που κατασκευάζονται τα τυπωμένα κυκλώματα σήμερα. Η ταινία ακτινοβολίας μπορεί να είναι τετράγωνη, ορθογώνια, λεπτή λωρίδα (δίπολο), κυκλική, ελλειπτική, τριγωνική κλπ. (Σχ. 2.6), με συννηθέστερα χρησιμοποιούμενες τις τέσσερις πρώτες μορφές.



Σχ. 2.6 Σχήματα μικροταινιών.

Οι τέσσερις συνηθέστεροι τρόποι τροφοδοσίας μιας κεραίας μικροταινίας είναι η μικροταινιακή γραμμή, ο ομοαξονικός σηματολήπτης (probe), η σύζευξη μέσω ανοίγματος και η άμεση σύζευξη [4]. Οι δύο πρώτοι τρόποι είναι εκείνοι που συναντάμε πιο συχνά στη βιβλιογραφία, σε εφαρμογές που αφορούν διατάξεις ιατρικής τηλεμετρίας. Η μικροταινία τροφοδοσίας (Σχ. 2.7 (α)) είναι και αυτή αγωγή, με πλάτος μικρότερο εκείνου της κεραίας, ενώ κατασκευάζεται και προσαρμόζεται εύκολα. Το ίδιο εύκολα κατασκευάζεται και προσαρμόζεται η ομοαξονική τροφοδοσία (Σχ. 2.7 (β)), στην οποία ο εσωτερικός αγωγός του ομοαξονικού προσαρμόζεται στην ταινία ακτινοβολίας, ενώ ο εξωτερικός αγωγός συνδέεται με το επίπεδο γείωσης.

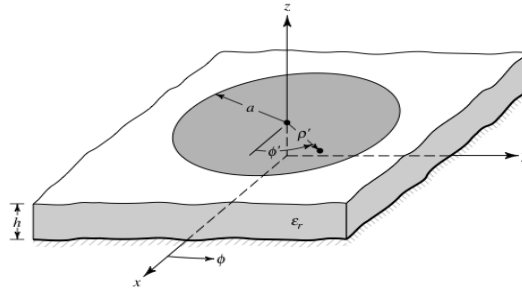


Σχ. 2.7 Τροφοδοσία μικροταινιακής κεραίας με:
(α) μικροταινιακή γραμμή (β) ομοαξονικό σηματολήπτη.

Τέλος, προσφέρονται διάφοροι τρόποι ανάλυσης μιας κεραίας μικροταινίας. Τα συνηθέστερα μοντέλα αποτελούν τα μοντέλα της γραμμής μεταφοράς, της κοιλότητας (cavity) και του πλήρους κύματος (full wave). Το μοντέλο της γραμμής μεταφοράς είναι το ευκολότερο, προσφέρει μια φυσική αίσθηση του συστήματος, αλλά η μοντελοποίηση της σύζευξης είναι δυσκολότερη και η ακρίβειά του σχετικά μικρή. Σε σύγκριση με αυτό, το μοντέλο της κοιλότητας είναι ακριβέστερο αλλά δυσκολότερο. Προσφέρει πάντως και αυτό μια καλή φυσική αίσθηση, ενώ η μοντελοποίηση της σύζευξης είναι επίσης δύσκολη μολονότι έχει χρησιμοποιηθεί με επιτυχία.

2.2.2 Κυκλική κεραία μικροταινίας

Στην Παράγραφο αυτή θα εξετασθούν οι κυκλικές κεραίες μικροταινίας (Σχ. 2.8), οι οποίες είναι ιδιαίτερα δημοφιλείς για εφαρμογές ασύρματης ιατρικής τηλεμετρίας, και θα χρησιμοποιηθούν και στη συνέχεια της εργασίας. Σημειώνεται ότι η ευρεία χρήση της κυκλικής κεραίας μικροταινίας στη σχεδίαση εμφυτεύσιμων βιοϊατρικών συστημάτων, οφείλεται στο γεγονός ότι αποφεύγονται οι γωνίες των ορθογώνιων διατάξεων που μπορούν να προκαλέσουν τραυματισμούς στο βιολογικό ιστό όπου εμφυτεύονται οι διατάξεις.



Σχ. 2.8 Γεωμετρία κυκλικής μικροταινιακής κεραίας.

Οι τρόποι που υποστηρίζονται από την κυκλική ταινία είναι της μορφής TM^z , αν το ύψος του υποστρώματος είναι μικρό. Σε αντίθεση με την ορθογώνια κεραία μικροταινίας, στην οποία υπάρχουν δύο βαθμοί ελευθερίας (το ύψος και το πλάτος), στην κυκλική υπάρχει μόνο ένας βαθμός ελευθερίας (η ακτίνα), η μεταβολή της οποίας αλλάζει την απόλυτη τιμή της συχνότητας συντονισμού του κάθε τρόπου, αλλά όχι την τάξη των τρόπων.

Η ανάλυση της κεραίας με το μοντέλο της κοιλότητας γίνεται θεωρώντας ότι η κοιλότητα αποτελείται από δυο τέλειους ηλεκτρικούς αγωγούς που αντιπροσωπεύουν την ταινία και τη γείωση, και από ένα κυλινδρικό τέλειο μαγνητικό αγωγό κατά μήκος της κυκλικής περιφέρειας της κοιλότητας. Το διηλεκτρικό υλικό του υποστρώματος θεωρείται πως δεν επεκτείνεται πέραν της ταινίας.

Μετά από λεπτομερή ανάλυση και χρησιμοποιώντας την ηλεκτρομαγνητική θεωρία [4], καταλήγουμε στο συμπέρασμα πως οι τέσσερις πρώτοι τρόποι σε αύξουσα τάξη είναι οι: TM^z_{110} , TM^z_{210} , TM^z_{010} και TM^z_{310} . Για τον κύριο τρόπο, η συχνότητα συντονισμού προκύπτει:

$$(f_r)_{110} = \frac{1.8412}{2\pi a \sqrt{\mu\epsilon}} = \frac{1.8412u_0}{2\pi a \sqrt{\epsilon_r}} \quad (2-3)$$

όπου u_0 η ταχύτητα του φωτός στον ελεύθερο χώρο ίση με $3 \cdot 10^8$ m/s, και a η πραγματική ακτίνα της κεραίας.

Για να συμπεριληφθεί το φαινόμενο των πεδιακών κροσσών, που κάνουν την κεραία να φαίνεται ηλεκτρικά μεγαλύτερη, στη θέση της πραγματικής τιμής της κεραίας a εισάγεται η ενεργός ακτίνα α_e :

$$\alpha_e = a \left\{ 1 + \frac{2h}{\pi a \epsilon_r} \left[\ln \left(\frac{\pi a}{2h} \right) + 1.7726 \right] \right\}^{1/2} \quad (2-4)$$

όπου h το ύψος του υποστρώματος σε m, και ϵ_r η σχετική διηλεκτρική σταθερά του υποστρώματος.

2.2.3 Τεχνικές σμίκρυνσης

Μελετώντας τα χαρακτηριστικά των συμβατικών κεραιών μικροταινίας, διαπιστώθηκαν τα πολλά πλεονεκτήματα που προσφέρουν. Ωστόσο τα μειονεκτήματά τους, όπως το πολύ μικρό εύρος ζώνης, η μικρή απόδοση και ισχύς, σε συνδυασμό με τη διαρκή ανάγκη για περαιτέρω μείωση του μεγέθους των μικροταινιακών κεραιών, αποτέλεσαν στενωπό για την εξέλιξή τους, και πεδίο έρευνας για πολλούς σχεδιαστές.

Πράγματι, η ανάγκη για σμίκρυνση των κεραιών αυτών αφορά εφαρμογές ευρείας χρήσης όπως οι κινητές επικοινωνίες, όπου υπάρχει μια διαρκής τάση για σμίκρυνση των διαστάσεων. Η σμίκρυνση αποτελεί κρίσιμο χαρακτηριστικό και για διατάξεις ιατρικής τηλεμετρίας, αφού οι κεραίες που προορίζονται για εμφύτευση σε ανθρώπινους ιστούς είναι απαραίτητο να είναι πολύ μικρού μεγέθους. Το μέγεθός τους όμως εξαρτάται από τη συχνότητα συντονισμού τους και άρα στη ζώνη συχνοτήτων MICS (Medical Implant Communication Service, 402-405 MHz), που έχει παραχωρηθεί για τέτοιες εφαρμογές, είναι αδύνατον να επιτευχθεί το επιθυμητό, χρησιμοποιώντας απλές κεραίες μικροταινίας.

Προκειμένου να επιτευχθεί σμίκρυνση των κεραιών μικροταινίας έχουν προταθεί ποικίλες τεχνικές. Πολλές από αυτές εφαρμόζονται ήδη με επιτυχία, και περιγράφονται στη συνέχεια. Μια σύντομη αναφορά γίνεται και στις τεχνικές βελτιστοποίησης απολαβής και εύρους ζώνης, μιας και αποτελούν επίσης πολύ σημαντικούς παράγοντες απόδοσης μιας κεραίας [5].

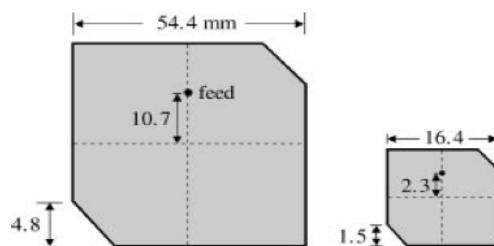
Αλλαγή υλικού υποστρώματος με άλλο μεγαλύτερης διηλεκτρικής σταθεράς

Σε μια ορθογώνια κεραία μικροταινίας με λεπτό διηλεκτρικό υπόστρωμα, η συχνότητα συντονισμού για τον κύριο τρόπο λειτουργίας TM_{010} δίνεται από:

$$(f_r)_{010} \cong \frac{u_0}{2L\sqrt{\epsilon_r}} \quad (2-5)$$

Από τη σχέση (2- 5) παρατηρούμε πως το μήκος L της αγωγίμης επιφάνειας της κεραίας, σε δεδομένη συχνότητα συντονισμού, είναι περίπου ανάλογο του $1/\sqrt{\epsilon_r}$, όπου ϵ_r η σχετική διηλεκτρική σταθερά του υλικού που αποτελεί το υπόστρωμα. Αντιλαμβανόμαστε αμέσως ότι για την ίδια συχνότητα συντονισμού, η χρήση ενός υλικού με μεγαλύτερη τιμή ϵ_r , συνεπάγεται μείωση του μήκους της αγωγίμης επιφάνειας της κεραίας.

Ένα παράδειγμα δίνεται στο Σχ. 2.9, όπου παρουσιάζονται δυο κυκλικά πολωμένες τετράγωνες κεραίες μικροταινίας με διαφορετικά υποστρώματα, οι οποίες χρησιμοποιούνται σε εφαρμογές συστημάτων GPS.

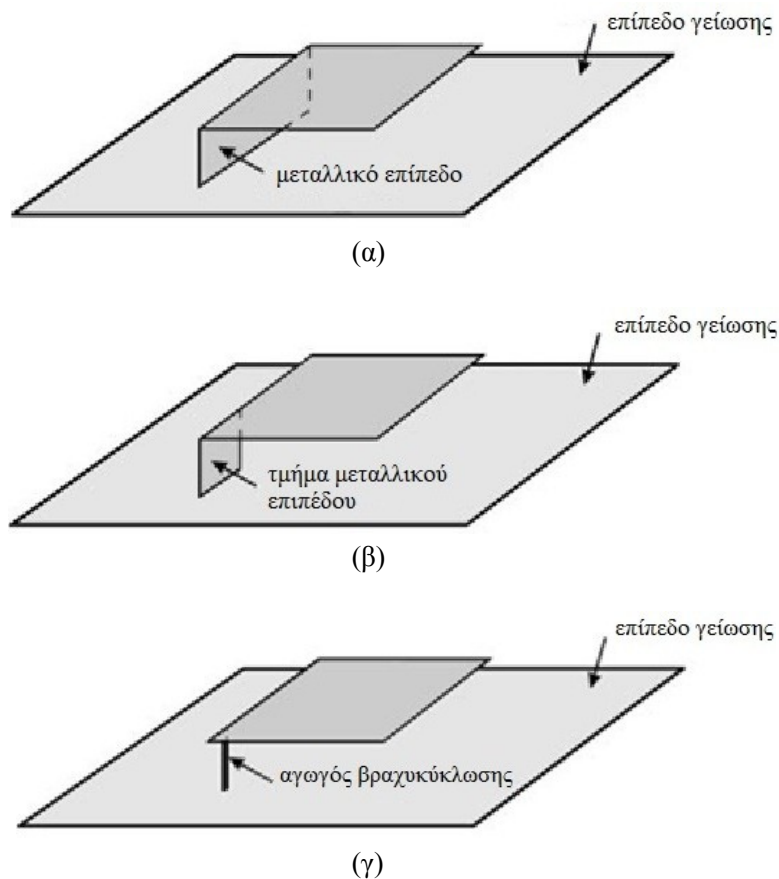


Σχ. 2.9 Κεραία μικροταινίας με συχνότητα συντονισμού 1575 MHz σχεδιασμένη με (α) μικροκυματικό υπόστρωμα $\epsilon_r = 3.0$, $h = 1.524$ mm (β) κεραμικό υπόστρωμα $\epsilon_r = 28.2$, $h = 4.75$ mm.

Προσθήκη μεταλλικών επιπέδων και αγωγών βραχυκύκλωσης

Οι επίπεδες κεραίες γενικά συμπεριφέρονται σαν δομές $\lambda/2$. Μία από τις πιο διαδεδομένες τεχνικές μείωσης του μεγέθους μιας κεραίας μικροταινίας είναι η χρήση ενός μεταλλικού επιπέδου βραχυκύκλωσης (Σχ. 2.10 (α)) σε κάποιο άκρο της αγωγίμης επιφάνειας. Το αποτέλεσμα αυτής της ενέργειας είναι η διάταξη να λειτουργεί σαν μια δομή $\lambda/4$ μειώνοντας έτσι το φυσικό μήκος της κεραίας στο μισό για δεδομένη συχνότητα λειτουργίας.

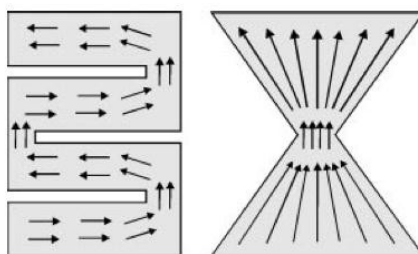
Αν αντί του μεταλλικού επιπέδου χρησιμοποιηθεί ένα τμήμα του (Σχ. 2.10 (β)) ή ένας απλός μεταλλικός αγωγός βραχυκύκλωσης (Σχ. 2.10 (γ)), παρατηρείται ακόμη μεγαλύτερη μείωση του μεγέθους της κεραίας για δεδομένη συχνότητα. Συγκεκριμένα, η διάμετρος μιας κυκλικής μικροταινιακής κεραίας με αγωγό βραχυκύκλωσης ή το μήκος μιας ορθογώνιας μικροταινιακής κεραίας με αγωγό βραχυκύκλωσης μπορεί να μειωθεί στο ένα τρίτο της αντίστοιχης κεραίας χωρίς τον αγωγό, για την ίδια συχνότητα λειτουργίας [6]. Αυτή η τεχνική μπορεί να επιτύχει μείωση μεγέθους ακόμη και της τάξης του 94%, ενώ ήδη χρησιμοποιείται ευρύτατα σε μελέτες που συναντούμε στη βιβλιογραφία [7],[8],[9].



Σχ. 2.10 Γεωμετρίες ορθογώνιας κεραίας μικροταινίας με προσθήκη: (α) μεταλλικού επιπέδου (β) τμήματος μεταλλικού επιπέδου (γ) αγωγού βραχυκύκλωσης.

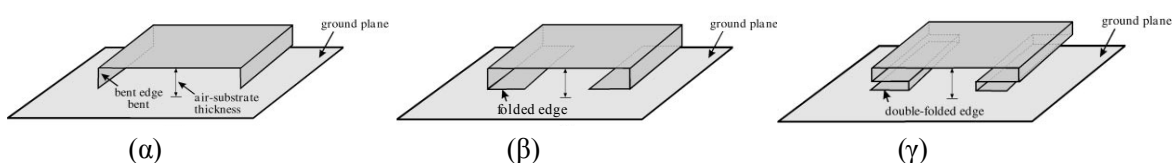
Επιμήκυνση της διαδρομής ρεύματος στην αγωγίμη επιφάνεια

Η τεχνική αυτή εκμεταλλεύεται την αύξηση της ενεργούς διαδρομής του ρεύματος πάνω στην αγωγίμη επιφάνεια, για να μειώσει τη συχνότητα λειτουργίας μιας κεραίας μικροταινίας. Συνήθης μέθοδος είναι η δημιουργία εγκοπών, λόγω των οποίων η διαδρομή του ρεύματος παύει να είναι ευθύγραμμη (Σχ. 2.11). Με την αύξηση λοιπόν της ρευματικής διαδρομής, είναι δυνατή είτε η σημαντική μείωση της συχνότητας συντονισμού της κεραίας ή, στην περίπτωση που θέλουμε η συχνότητα να παραμείνει σταθερή, η μείωση των διαστάσεων της κεραίας.



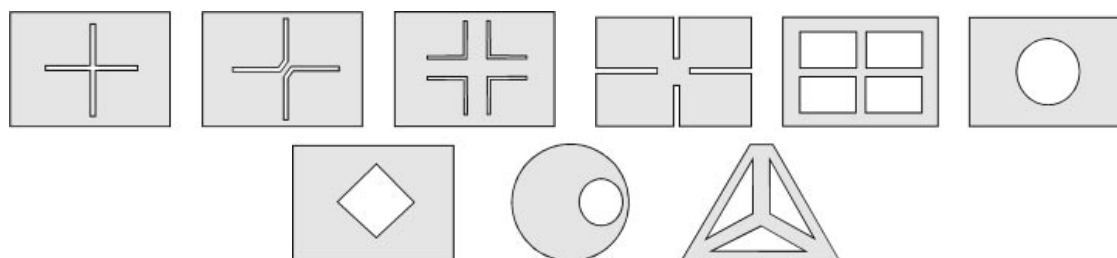
Σχ. 2.11 Κατανομή ρεύματος σε ορθογώνιες κεραίες μικροταινίας ύστερα από τη δημιουργία εγκοπών.

Η επιμήκυνση της διαδρομής ρεύματος στην αγωγίμη επιφάνεια, όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, αφορά ομοεπίπεδες δομές μικροταινίας. Ωστόσο, το ίδιο αποτέλεσμα όσον αφορά τη διαδρομή ρεύματος δίνουν και οι δομές του Σχ. 2.12. Μάλιστα, δίνουν ακόμη καλύτερο αποτέλεσμα σχετικά με τη δυνατότητα μείωσης του μεγέθους της κεραίας για δεδομένη συχνότητα λειτουργίας, ενώ οι κεραίες αυτές παρουσιάζουν καλύτερες επιδόσεις στο εύρος ζώνης συχνοτήτων ενδιαφέροντος.



Σχ. 2.12 Συμπαγείς κεραίες μικροταινίας με μορφή αγωγίμης επιφάνειας: (α) ανεστραμμένου U (β) διπλωμένων άκρων (γ) διπλά διπλωμένων άκρων.

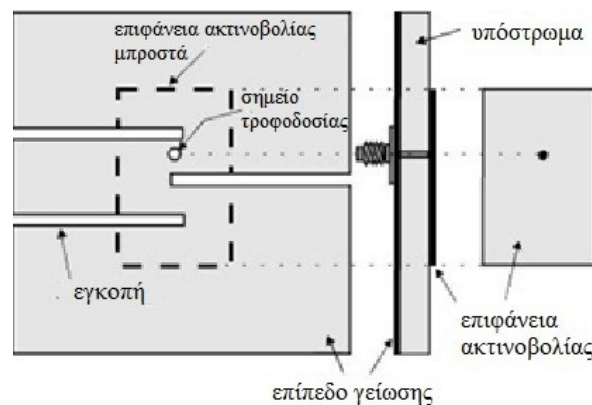
Διάφορες μορφές εγκοπών στην αγωγίμη επιφάνεια, κατάλληλων για δημιουργία μικροσκοπικών κεραιών, παρουσιάζονται στο Σχ. 2.13, μέσω των οποίων μπορεί να επιτευχθεί κυκλική πόλωση ή λειτουργία διπλής ζώνης συχνοτήτων.



Σχ. 2.13 Επιφάνειες διέγερσης με εγκοπές κατάλληλες για τη δημιουργία μικροσκοπικών κεραιών μικροταινίας.

Δημιουργία εγκοπών στο επίπεδο της γείωσης

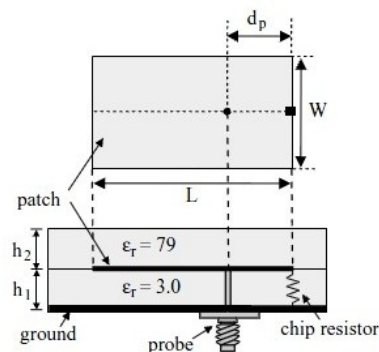
Η δημιουργία εγκοπών στο επίπεδο γείωσης (Σχ. 2.14) έχει την ίδια φιλοσοφία με την περίπτωση δημιουργίας εγκοπών στο επίπεδο διέγερσης που αναφέρθηκε προηγουμένως. Όμοια, η μέθοδος αυτή επιτυγχάνει μείωση του μεγέθους της κεραίας για σταθερή συχνότητα συντονισμού. Ένα ακόμη πλεονέκτημα που εμφανίζει αυτή η τεχνική είναι η μείωση του συντελεστή ποιότητας Q της κεραίας, ο οποίος είναι αντιστρόφως ανάλογος του εύρους ζώνης γύρω από τη συχνότητα λειτουργίας, κάτι που αποτελεί μια ιδιαίτερα χρήσιμη βελτίωση λόγω του μικρού εύρους ζώνης που παρουσιάζουν οι κεραίες μικροταινίας.



Σχ. 2.14 Κεραία μικροταινίας με εγκοπές στο επίπεδο γείωσης.

Με αφορμή την τελευταία παρατήρηση για τη βελτίωση του εύρους ζώνης στην περίπτωση κεραιών μικροταινίας με εγκοπές στο επίπεδο γείωσης, είναι σημαντικό να αναφέρουμε πως έχουν προταθεί και διάφορες άλλες μέθοδοι προς την κατεύθυνση αυτή. Μερικά παραδείγματα είναι τα εξής: η αύξηση του πάχους του υποστρώματος, η χρήση ωμικής αντίστασης χαμηλής τιμής, η χρήση χωρητικής αντίστασης, η δημιουργία μικροσκοπικής κεραίας με πολλά επίπεδα αγωγίων επιφανειών σε συνδυασμό με αγωγούς βραχυκύκλωσης κ.ά.

Σημαντικό είναι να αναφέρουμε πως παράλληλα έχουν προταθεί και λύσεις για την εξαιρετικά μειωμένη απολαβή που παρουσιάζουν οι μικροσκοπικές κεραίες μικροταινίας, με πιο διαδεδομένη τη χρήση διηλεκτρικού στρώματος υψηλής σχετικής διηλεκτρικής σταθεράς πάνω από την αγωγίμη επιφάνεια (Σχ. 2.15).



Σχ. 2.15 Ορθογώνια κεραία μικροταινίας με χρήση ωμικής αντίστασης (chip resistor) και στρώματος υψηλής τιμής ϵ_r πάνω από το αγωγίμο επίπεδο.

2.3 Παράμετροι Επιδόσεων Εμφυτεύσιμων Κεραιών

Τόσο για έναν σχεδιαστή εμφυτεύσιμων κεραιών, όσο και για έναν επιστήμονα που σκοπεύει να χρησιμοποιήσει μια τέτοια κεραία στις μελέτες του, έχουν ιδιαίτερο ενδιαφέρον κάποια χαρακτηριστικά τα οποία σχετίζονται με την κεραία σαν ανεξάρτητο στοιχείο, αλλά και σε σχέση με της βιολογικούς ιστούς με τους οποίους πρόκειται να έρθει σε επαφή. Αυτά τα χαρακτηριστικά αναλύονται παρακάτω:

Συχνότητα συντονισμού f_{res}

Ένα από τα πιο σημαντικά χαρακτηριστικά μιας κεραίας είναι η συχνότητα λειτουργίας της. Επειδή η αντίσταση εισόδου μιας κεραίας είναι εν γένει μιγαδικό μέγεθος το οποίο εξαρτάται από τη συχνότητα, ως συχνότητα συντονισμού ορίζουμε την τιμή συχνότητας για την οποία το φανταστικό μέρος της αντίστασης εισόδου της κεραίας μηδενίζεται.

Όπως έχει ήδη αναφερθεί, για εφαρμογές ιατρικής τηλεμετρίας, όπως αυτή που μελετάμε, έχει παραχωρηθεί η ζώνη MICS (402-405 MHz) του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος. Κάθε κεραία, λοιπόν, που πρόκειται να χρησιμοποιηθεί σε τέτοια εφαρμογή είναι απαραίτητο να έχει συχνότητα λειτουργίας εντός της προαναφερθείσας περιοχής.

Εύρος ζώνης BW

Γνωρίζοντας τη συχνότητα συντονισμού μιας κεραίας, ορίζουμε μια περιοχή συχνοτήτων, στην οποία περιλαμβάνεται και η f_{res} , όπου η κεραία θεωρείται πρακτικά συντονισμένη (εμφανίζει ανεκτές τιμές φανταστικής αντίστασης), και άρα λειτουργεί αποτελεσματικά.

Ο προσδιορισμός αυτού του φάσματος, που ονομάζεται εύρος ζώνης της κεραίας, γίνεται με βάση τις τιμές του συντελεστή ανάκλασης S_{11} εκατέρωθεν της συχνότητας συντονισμού. Για την περιοχή που ορίζει το εύρος ζώνης θα πρέπει να ισχύει:

$$S_{11} < -10 \text{ dB} \quad (2-6)$$

Απολαβή G

Εξίσου σημαντικό μέγεθος για τον καθορισμό των επιδόσεων μιας κεραίας είναι η απολαβή της, η οποία λαμβάνει υπόψη τόσο την απόδοση όσο και της κατευθυντικές της ικανότητες. Η απολαβή μιας κεραίας σε μία ορισμένη κατεύθυνση ορίζεται ως ο λόγος της έντασης ακτινοβολίας στην κατεύθυνση αυτή προς την ένταση ακτινοβολίας που θα είχαμε αν η κεραία ακτινοβόλούσε όλη την ισχύ που λαμβάνει ισοτροπικά. Σύμφωνα με τον ορισμό αυτό, το κέρδος ισχύος δίνεται από τον τύπο:

$$G = \frac{4\pi \cdot U(\theta, \phi)}{P_{in}} \quad (2-7)$$

όπου $U(\theta, \phi)$ η ένταση ακτινοβολίας της κεραίας, και P_{in} η ολική ισχύς εισόδου της κεραίας.

Όταν δεν προσδιορίζεται η διεύθυνση υπολογισμού της απολαβής, θεωρούμε τη διεύθυνση μέγιστης ακτινοβολίας. Σημειώνεται πως σύμφωνα με τα πρότυπα του IEEE (Institute of Electrical and Electronics Engineers), η απολαβή δεν περιλαμβάνει τις απώλειες λόγω αποπροσαρμογής της σύνθετης αντίστασης της κεραίας και τις απώλειες πόλωσης.

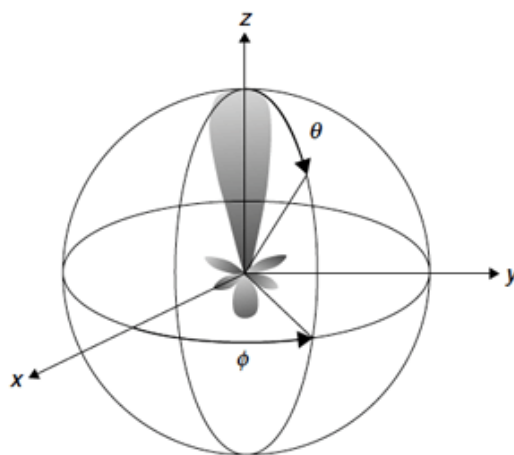
Διάγραμμα ακτινοβολίας

Ως διάγραμμα ακτινοβολίας ορίζεται η γραφική παράσταση του τρόπου ακτινοβολίας μιας κεραίας καθώς μεταβάλλεται το σημείο παρατήρησης του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου. Πρακτικά αφορά στο μακρινό πεδίο μιας κεραίας και σχεδιάζεται συναρτήσε των συντεταγμένων διεύθυνσης, με κέντρο συνήθως το γεωμετρικό κέντρο της κεραίας.

Βασικά στοιχεία ενός τέτοιου διαγράμματος είναι οι λοβοί ακτινοβολίας, οι οποίοι αποτελούν τμήματα του διαγράμματος που περιορίζονται από περιοχές ασθενούς έντασης ακτινοβολίας. Συνήθως μας ενδιαφέρει να υπάρχει ένας κύριος λοβός, ο οποίος περιέχει και τη διεύθυνση μέγιστης ακτινοβολίας. Οι όποιοι πλευρικοί λοβοί εμφανίζονται να είναι πολύ μικρότεροι, αφού ουσιαστικά αφορούν σε ακτινοβολία προς ανεπιθύμητες κατευθύνσεις.

Ένα παράδειγμα τρισδιάστατου διαγράμματος ακτινοβολίας παρουσιάζεται στο Σχ. 2.16, όπου φαίνεται ξεκάθαρα ο κύριος λοβός, αλλά και ορισμένοι πλευρικοί. Είναι δυνατόν βέβαια η αναπαράσταση αυτή να γίνει και στο επίπεδο, χρησιμοποιώντας δυο διαγράμματα, ένα κατά το E-επίπεδο (επίπεδο έντασης ηλεκτρικού πεδίου και διεύθυνσης μέγιστης ακτινοβολίας) και ένα κατά το H-επίπεδο (επίπεδο έντασης μαγνητικού πεδίου και διεύθυνσης μέγιστης ακτινοβολίας). Σε άλλες περιπτώσεις (όταν υπάρχει εξάρτηση του πεδίου μόνο από τη μια γωνία) μπορεί να σχεδιαστεί για σταθερή τιμή της μιας γωνίας (θ ή ϕ) ενώ θα παρουσιάζονται οι μεταβολές της άλλης [3].

Τέλος, σημειώνεται πως το διάγραμμα του ισοτροπικού ακτινοβολητή, ο οποίος αν και μη υπαρκτή κεραία χρησιμοποιείται σε υπολογισμούς μεγεθών πραγματικών κεραιών ως μέτρο σύγκρισης, είναι συμμετρικό προς όλες τις κατευθύνσεις, αφού η βασική του ιδιότητα είναι πως εκπέμπει την ίδια ισχύ προς κάθε κατεύθυνση.



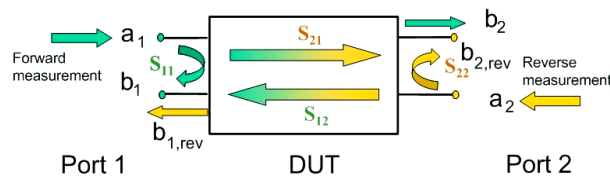
Σχ. 2.16 Τρισδιάστατο διάγραμμα ακτινοβολίας κεραίας.

(πηγή: <http://www.eetimes.com/design/industrial-control/4229475/The-Radio-Link-A-tutorial-Part-II>)

Παράμετροι σκέδασης S

Μελετώντας ένα δίκτυο μετάδοσης/λήψης τηλεπικοινωνιακών σημάτων, όπως ένα ασύρματο σύστημα ιατρικής τηλεμετρίας, είναι σημαντικό να εξετάσουμε το ποσοστό της ισχύος που φτάνει στην είσοδο της κάθε κεραίας και τελικά εκπέμπεται/λαμβάνεται. Για το λόγο αυτό, μπορούμε να θεωρήσουμε όλο το σύστημα ως ένα μαύρο κουτί με ορισμένες θύρες εισόδου-εξόδου. Ανάλογα με το πλήθος των θυρών (N), ορίζεται ο πίνακας παραμέτρων σκέδασης (S-matrix) διαστάσεων NxN [10],[11].

Το μέγεθος S_{ij} δηλώνει την ισχύ που μεταφέρεται από τη θύρα j στη θύρα i, ενώ το μέγεθος S_{ii} δείχνει το ποσοστό της ισχύος που φτάνει στην είσοδο i και επιστρέφει (ανακλάται) προς την πηγή διέγερσης. Θεωρώντας λοιπόν ότι κάθε φορά η μία είσοδος διεγείρεται, μετράμε το ποσοστό της ισχύος που φτάνει στην είσοδο αυτή και τελικά μεταδίδεται ή ανακλάται. Ως παράδειγμα μπορεί να θεωρηθεί ένα δίθυρο δίκτυο όπως αυτό του Σχ. 2.17.



Σχ. 2.17 Απεικόνιση S παραμέτρων σε δίθυρο δίκτυο.

(πηγή: http://www.rohde-schwarz.com/webhelp/zvt8/Start.htm#System_Overview/Measurement_Parameters/S-Parameters.htm)

Στην περίπτωση των συστημάτων ιατρικής τηλεμετρίας, η *παράμετρος* S_{11} , που ονομάζεται και συντελεστής ανάκλασης, δείχνει το πόσο καλή είναι η προσαρμογή της κεραίας προς τη γραμμή μεταφοράς, στη συχνότητα λειτουργίας της. Επειδή μάλιστα οι γραμμές μεταφοράς παρουσιάζουν συγκεκριμένες χαρακτηριστικές αντιστάσεις όπως προαναφέρθηκε, είναι σημαντικό όχι μόνο να έχει η κεραία ωμική αντίσταση εισόδου, αλλά και να πλησιάζει η τιμή της αυτή της χαρακτηριστικής αντίστασης της γραμμής μεταφοράς. Για υπολογισμό του S_{11} σε dB, αυτό που ενδιαφέρει πρακτικά είναι να παρουσιάζει όσο πιο χαμηλή τιμή γίνεται και σίγουρα χαμηλότερη από -10 dB. Ισχύει ότι:

$$S_{11} = \frac{b_1}{a_1} \quad (2-8)$$

όπου a_1 η ισχύς εισόδου του πομπού του συστήματος, και b_1 η ισχύς που επιστρέφει προς το κύκλωμα τροφοδότησης.

Εξίσου σημαντική είναι και η *παράμετρος* S_{21} , γνωστή και ως συντελεστής μετάδοσης, όταν αναφερόμαστε σε μια ζεύξη μεταξύ δυο κεραιών. Η παράμετρος αυτή ποσοτικοποιεί τη μετάδοση ισχύος στην ασύρματη ζεύξη, έτσι ώστε να ισχύει:

$$S_{21} = \frac{b_2}{a_1} \quad (2-9)$$

όπου a_1 είναι η ισχύς εισόδου του πομπού του συστήματος, και b_2 είναι η ισχύς που λαμβάνει το φορτίο του δέκτη.

Ειδικός ρυθμός απορρόφησης SAR

Για να λειτουργεί μια διάταξη ιατρικής τηλεμετρίας όπως επιθυμούμε, δεν αρκεί οι κεραίες που συμμετέχουν στο σύστημα να παρουσιάζουν τα επιθυμητά χαρακτηριστικά, αλλά απαιτείται, επιπλέον, να εξετάσουμε αν η έκθεση του ανθρώπινου οργανισμού στην εκπεμπόμενη ακτινοβολία κινείται σε ασφαλή επίπεδα, σύμφωνα με οδηγίες που θέτουν διεθνείς οργανισμοί.

Για το λόγο αυτό ορίστηκε ένας δείκτης, γνωστός και ως ρυθμός ειδικής απορρόφησης (Specific Absorption Rate, SAR), ο οποίος εκφράζει την απορροφούμενη ενέργεια ανά μονάδα χρόνου και μάζας για διάφορους ιστούς του σώματος. Μαθηματικά, ο SAR υπολογίζεται ως εξής:

$$SAR = \int_{\text{sample}} \frac{\sigma(\mathbf{r})|\mathbf{E}(\mathbf{r})|^2}{\rho(\mathbf{r})} d\mathbf{r} \quad (2-10)$$

όπου σ η ηλεκτρική αγωγιμότητα του δείγματος (ιστού) σε S/m,
 E η ενεργός τιμή του ηλεκτρικού πεδίου σε V/m, και
 ρ η πυκνότητα του ιστού σε kg/m³.

Η μονάδα μέτρησης του SAR στο διεθνές σύστημα είναι τα W/kg και η μέτρηση του γίνεται με εκπομπή ακτινοβολίας σε ανθρώπινα ομοιώματα και καταγραφή της ακτινοβολίας που απορροφάται. Τα ομοιώματα είναι κατασκευασμένα έτσι ώστε να εξομοιώνουν τις ηλεκτρικές ιδιότητες των βιολογικών ιστών στις υπό μελέτη συχνότητες.

Διεθνείς οργανισμοί σε συνεργασία και με ανεξάρτητους φορείς συνεργάζονται προκειμένου να εκδοθούν πρότυπα σχετικά με τα όρια ασφαλούς έκθεσης του ανθρώπινου οργανισμού σε ακτινοβολία ραδιοσυχνότητας. Τα πλέον πρόσφατα πρότυπα που έχουν θεσπιστεί είναι τα IEEE C95.1-1999 [13] και IEEE C95.1-2005 [14].

Το πρότυπο IEEE C95.1-1999 περιορίζει το SAR, υπολογισμένο σε όγκο που περιέχει μάζα 1 g ιστού σε μορφή κύβου, σε λιγότερο από 1.6 W/kg ($SAR_{1g, \max} \leq 1.6$ W/kg). Η ICNIRP (International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection) έχει θέσει ως βασικό περιορισμό του SAR, για όγκο που περιέχει μάζα 10 g παρακειμένων ιστών, σε λιγότερο από 2 W/kg [15]. Για να εναρμονιστεί με τις οδηγίες της ICNIRP, το πρότυπο IEEE C95.1-2005 περιορίζει το SAR, για όγκο που περιέχει μάζα 10 g ιστού σε σχήμα κύβου, σε λιγότερο από 2 W/kg ($SAR_{10g, \max} \leq 2$ W/kg).

Η τιμή του SAR εξαρτάται από διάφορους παράγοντες, πέρα από την ένταση ακτινοβολίας και τα ηλεκτρικά χαρακτηριστικά του βιολογικού αντικειμένου. Εξίσου σημαντικό ρόλο παίζει η γεωμετρία του, αλλά και η εσωτερική δομή του, ενώ δε μπορούμε να μη λάβουμε υπόψη την εξάρτηση των ηλεκτρικών του ιδιοτήτων από τη συχνότητα ενδιαφέροντος. Μεγάλη σημασία έχει και η απόσταση της πηγής ακτινοβολίας από το βιολογικό ιστό, κάτι που θα δούμε και στους υπολογισμούς μας στην πορεία της εργασίας. Τελευταία, αλλά εξίσου σημαντικά στοιχεία για τον υπολογισμό του SAR είναι οι ιδιότητες του περιβάλλοντα χώρου, αλλά και η διάρκεια της έκθεσης του ιστού στην ακτινοβολία.

2.4 Ηλεκτρικές Ιδιότητες και Μοντελοποίηση Βιολογικών Ιστών

Σε μια ζεύξη ιατρικής τηλεμετρίας ξεχωριστή σημασία έχει το γεγονός της παρουσίας βιολογικών ιστών στο πεδίο ακτινοβολίας και των δυο κεραιών που συνθέτουν το κανάλι επικοινωνίας.

Για τη μεν κεραία που πρόκειται να εμφυτευθεί, η ανάγκη μελέτης των ηλεκτρικών ιδιοτήτων των ιστών προκύπτει λόγω της περιοχής στην οποία καλείται να λειτουργεί με βάση τις προδιαγραφές η κεραία. Το περιβάλλον της εμφυτευμένης κεραίας δεν είναι ο ελεύθερος χώρος, αλλά ιστοί με διαφορετικές ηλεκτρικές ιδιότητες ο καθένας. Για τη σχεδίαση λοιπόν μιας εμφυτεύσιμης κεραίας κρίνεται απαραίτητη η γνώση των ιδιοτήτων και η προσομοίωση των γεωμετρικών και ηλεκτρικών χαρακτηριστικών των ιστών, ώστε η κεραία να λειτουργεί σύμφωνα με τις απαιτήσεις του εκάστοτε περιβάλλοντος.

Στην περίπτωση της εξωτερικής κεραίας επίβλεψης/ελέγχου, η επίδραση της παρουσίας των ιστών σχετίζεται, επίσης, με το περιβάλλον λειτουργίας της. Βέβαια η εξωτερική κεραία δεν περιβάλλεται από ιστούς, αλλά προβλέπεται να βρίσκεται κοντά σε αυτούς, κάτι που κάνει το περιβάλλον της ηλεκτρικά ανομοιογενές. Είναι απαραίτητο λοιπόν, κατά τη σχεδίαση της κεραίας, να συμπεριληφθεί στη μελέτη και το γεγονός αυτό, ώστε να φροντίσει ο σχεδιαστής να ικανοποιούνται οι απαιτήσεις που υπάρχουν σχετικά με τα χαρακτηριστικά λειτουργίας της στο συγκεκριμένο περιβάλλον.

Για όλους τους παραπάνω λόγους ακολουθεί ανάλυση τόσο των ηλεκτρικών ιδιοτήτων των ιστών όσο και των μοντέλων που χρησιμοποιούνται για την προσομοίωσή τους, ώστε να υπάρχει πλήρης κατανόηση των παραγόντων που πρέπει να ληφθούν υπόψη για την σχεδίαση μιας ζεύξης ιατρικής τηλεμετρίας.

Ηλεκτρικές ιδιότητες βιολογικών ιστών

Οι βιολογικοί ιστοί περιέχουν μονωτικά υλικά (λιπίδια) και ηλεκτρικά φορτία (ιόντα, ηλεκτρικά πολωμένα μόρια κ.ά.), επομένως μπορούν να θεωρηθούν ως ένα διηλεκτρικό μέσο. Οι ηλεκτρικές τους ιδιότητες συνδέονται άμεσα με την ποσότητα της ενέργειας ραδιοσυχνότητας που απορροφάται και μετατρέπεται σε θερμότητα, λόγω της αύξησης στη μεταφορική και περιστροφική κινητική ενέργεια των μορίων.

Παρά το γεγονός ότι έχουν διεξαχθεί ποικίλες μελέτες σχετικά με τις ηλεκτρικές ιδιότητες των βιολογικών ιστών και των παραγόντων που προκαλούν τη μεταβολή τους, πάντα αποτελούσε πρόβλημα το γεγονός ότι δεν είναι εύκολο να πραγματοποιηθούν μετρήσεις σε ζωντανούς ιστούς. Αρκετά αποτελέσματα που χρησιμοποιούνται μέχρι και σήμερα βασίζονται σε μετρήσεις σε ιστούς ζώων [16].

Σημαντική διαπίστωση των ερευνητών ανά τα χρόνια αποτελεί ότι οι ηλεκτρικές ιδιότητες των ιστών (σχετική επιτρεπτότητα και αγωγιμότητα) φαίνεται να παρουσιάζουν μείωση των τιμών τους καθώς αυξάνει η ηλικία του οργανισμού [17]. Βέβαια η πιο συχνά χρησιμοποιούμενη βάση δεδομένων των ηλεκτρικών ιδιοτήτων [18] δεν περιλαμβάνει στοιχεία για την παιδική ηλικία.

Βασικός παράγοντας που επηρεάζει τις τιμές της σχετικής διηλεκτρικής σταθεράς (ϵ_r) και της αγωγιμότητας (σ) των βιολογικών ιστών, αποτελεί η συχνότητα των προσπίπτοντων ραδιοκυμάτων. Ενδεικτικές τιμές των μεταβολών αυτών παρουσιάζονται στον Πίνακα 2.1.

Πίνακας 2.1 Ηλεκτρικές ιδιότητες (ϵ_r , σ) βιολογικών ιστών για διάφορες τιμές συχνοτήτων.

Σχετική διηλεκτρική σταθερά ϵ_r						
Ιστός	Συχνότητα					
	100kHz	1MHz	10MHz	100MHz	1GHz	10GHz
Μυς	8089.2	1836.4	170.73	65.972	54.811	42.764
Λίπος	92.885	27.222	13.767	6.0741	5.447	4.6023
Στεγνό δέρμα	15357	1832.8	221.81	65.969	45.711	33.528
Φλοιός οστού	227.64	144.51	36.772	15.283	12.363	8.1197
Φαϊά ουσία εγκεφάλου	3221.8	860.42	319.67	80.14	52.282	38.112
Αγωγιμότητα σ (S/m)						
Ιστός	Συχνότητα					
	100kHz	1MHz	10MHz	100MHz	1GHz	10GHz
Μυς	0.36185	0.50268	0.61683	0.7076	0.9782	10.626
Λίπος	0.02441	0.02508	0.02915	0.0363	0.0535	0.5852
Στεγνό δέρμα	0.06584	0.2214	0.366	0.5232	0.8818	8.951
Φλοιός οστού	0.02079	0.02435	0.04282	0.06431	0.1557	2.1359
Φαϊά ουσία εγκεφάλου	0.13366	0.16329	0.29172	0.55946	0.9854	10.31

Προκύπτει λοιπόν, ότι οι ηλεκτρικές ιδιότητες των βιολογικών ιστών εξαρτώνται σημαντικά τόσο από το είδος του ιστού όσο και από την συχνότητα του ηλεκτρομαγνητικού κύματος. Μάλιστα παρατηρείται πως η τιμή της διηλεκτρικής σταθεράς παρουσιάζει εκθετική μείωση με την αύξηση της συχνότητας, ενώ αντιθέτως για την αγωγιμότητα η πορεία των τιμών της παρουσιάζει αύξηση όσο αυξάνει η συχνότητα.

Αξίζει να σημειωθεί πως μια από τις έρευνες σχετικά με τις ηλεκτρικές ιδιότητες των ιστών [19], κατέληξε σε αναλυτική έκφραση για τον υπολογισμό της σχετικής διηλεκτρικής σταθεράς για συγκεκριμένη συχνότητα και ιστό, η οποία είναι η εξής:

$$\epsilon(\omega) = \epsilon_{\infty} + \sum_{m=1}^4 \frac{\Delta\epsilon_m}{1 + (j\omega\tau_m)^{(1-a_m)}} + \frac{\sigma_j}{j\omega\epsilon_0} \quad (2-11)$$

όπου ϵ_{∞} σχετική επιτρεπτότητα σε πολύ μεγάλη συχνότητα,

ϵ_0 σχετική επιτρεπτότητα του κενού,

σ_j ιοντική αγωγιμότητα, και

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

Τέλος, σημαντικό είναι να αναφέρουμε πως οι ηλεκτρικές ιδιότητες των βιολογικών ιστών διαφέρουν από οργανισμό σε οργανισμό, ακόμη και αν αναφερόμαστε στον ίδιο ιστό. Γι' αυτό και η σχεδίαση μιας εμφυτεύσιμης κεραίας ουσιαστικά πρέπει να προσαρμόζεται στα δεδομένα του ατόμου που πρόκειται να την χρησιμοποιήσει. Ωστόσο η θεωρητική μελέτη γίνεται χρησιμοποιώντας γενικά αποδεκτές τιμές ϵ_r , σ (S/m) ιστών που συνήθως αναφέρονται στα χαρακτηριστικά ενός μέσου ενήλικα.

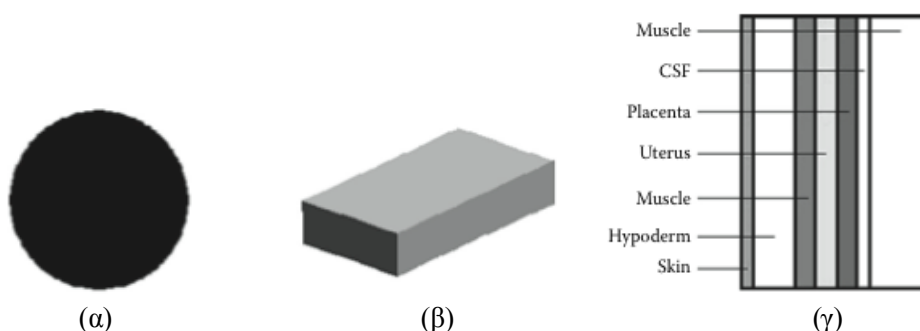
Αριθμητικά μοντέλα βιολογικών ιστών

Με την πάροδο των χρόνων, καθώς αυξανόταν η έκθεση του ανθρώπινου οργανισμού σε ηλεκτρομαγνητικά πεδία ραδιοκυμάτων, πολλοί ερευνητές θέλησαν να μελετήσουν το φαινόμενο. Βασικοί λόγοι ήταν να διαπιστωθεί αν είναι ασφαλής η έκθεση αυτή, ώστε κατ' επέκταση να προσδιοριστούν κάποια επιτρεπτά όρια, αλλά και να βελτιωθούν τα συστήματα εκπομπής/λήψης ραδιοκυμάτων χωρίς να γίνουν επιβλαβή για τον άνθρωπο. Η προσπάθεια αυτή ξεκίνησε ήδη πριν από την εμφάνιση των κινητών επικοινωνιών, όταν δηλαδή τα ΗΜ πεδία ραδιοκυμάτων προκαλούνταν κυρίως από τις κεραίες εκπομπής για την τηλεόραση και το ράδιο, καθώς και από τα συστήματα ραντάρ [16].

Για τις έρευνες αυτές, χρησιμοποιήθηκαν ποικίλα μοντέλα που προσομοιώνουν τα χαρακτηριστικά και τη γεωμετρία του ανθρώπινου σώματος ή και μέρη του μεμονωμένα. Τα μοντέλα αυτά χωρίζονται σε δυο μεγάλες κατηγορίες, τα κανονικά και τα ανατομικά. Ο διαχωρισμός αυτός αφορά στην ακρίβεια και γεωμετρία αναπαράστασης της περιοχής που μελετάται.

➤ Κανονικά μοντέλα

Τα πιο απλοποιημένα μοντέλα μελέτης βιολογικών ιστών αποτελούν τα κανονικά μοντέλα, τα οποία αναπαριστώνται συνήθως με τη βοήθεια απλών γεωμετρικών σχημάτων (σφαίρα, κύβος, κύλινδρος). Ορισμένες φορές παρουσιάζονται ως μια ομογενής μάζα, που προσομοιώνει τον ιστό ενδιαφέροντος και άλλες φορές ως πολυστρωματικά μοντέλα, που λαμβάνουν υπόψη και τους ιστούς γύρω από εκείνον που εξετάζεται (Σχ. 2.18).



Σχ. 2.18 (α) Κανονικό ομογενές μοντέλο κεφαλιού [20] (β) Κανονικό ομογενές μοντέλο ανθρώπινου κορμού [21] (γ) Κανονικό πολυστρωματικό μοντέλο ανθρώπινου σώματος [22].

Εύκολα μπορεί να αντιληφθεί κανείς πως η επιλογή πολλών στρωμάτων δίνει πιο ρεαλιστικά αποτελέσματα. Για το λόγο αυτό, στη μελέτη που ακολουθεί στην παρούσα εργασία γίνεται χρήση πολυστρωματικών, και πιο συγκεκριμένα τριστρωματικών μοντέλων ιστών. Πολλά παραδείγματα κανονικών μοντέλων συναντήσαμε και στη βιβλιογραφία, μερικά από τα οποία παρουσιάζονται μαζί με τα χαρακτηριστικά τους στον Πίνακα 2.2.

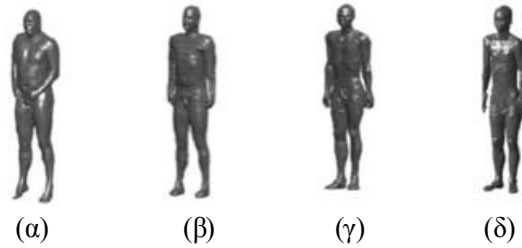
Πίνακας 2.2 Κανονικά μοντέλα βιολογικών ιστών με τα χαρακτηριστικά τους.

<i>Αναφορά</i>	<i>Μέρος σώματος</i>	<i>Γεωμετρία</i>	<i>Ιστοί</i>
[23]	ανθρώπινο σώμα	πολυεπίπεδος συνδυασμός ημιάπειρων ιστών	1) δέρμα (μέση τιμή μεταξύ επιδερμίδας και δέρματος) 2) λίπος (αντιπροσωπεύει τον υποδόριο ιστό) 3) μύες 4) μέσος όρος όλων των εντέρων
[24]	i) πλάτη ii) πόδι	- -	1) δέρμα [i)5.7 ii)1] 2) λίπος [i)16 ii)9.5] 3) μύες [i)15 ii)120] 4) υποδόριος ιστός [i)∞ ii)×] <i>πάχη επιπέδων σε mm</i>
[25]	μηρός	ομόκεντροι κυλίνδροι	1) λίπος, <i>πάχος</i> =1.5cm 2) μύες, <i>πάχος</i> =7cm 3) οστό, <i>ακτίνα</i> =1.5 cm <u>Δέρμα</u> δεν περιλαμβάνεται γιατί θεωρείται ηλεκτρικώς μια πολύ λεπτή στρώση.
[26]	κεφάλι	σφαίρα	1) εγκέφαλος, <i>ακτίνα</i> =8.10cm 2) εγκεφαλονωτιαίο υγρό, <i>ακτίνα</i> =8.30cm 3) μήνιγγα, <i>ακτίνα</i> =8.35cm 4) οστό, <i>ακτίνα</i> =8.76cm 5) λίπος, <i>ακτίνα</i> =8.90cm 6) δέρμα, <i>ακτίνα</i> =9cm
- -	ανθρώπινο σώμα	επίπεδη γεωμετρία τριών στρωμάτων	1) δέρμα, <i>πάχος</i> =4mm 2) λίπος, <i>πάχος</i> =4mm 3) μύες, <i>πάχος</i> =8mm
- -	ανθρώπινο σώμα	επίπεδη γεωμετρία ενός στρώματος	δέρμα
[27]	κεφάλι	σφαίρα	1) δέρμα, <i>ακτίνα</i> =0.1m 2) οστό, <i>ακτίνα</i> =0.095m 3) εγκέφαλος, <i>ακτίνα</i> =0.090m
- -	- -	- -	1) εγκέφαλος, <i>ακτίνα</i> =0.0647 m 2) εγκεφαλονωτιαίο υγρό, <i>ακτίνα</i> =0.0667 m 3) μήνιγγα, <i>ακτίνα</i> =0.0672 m 4) οστό, <i>ακτίνα</i> =0.0877 m 5) λίπος, <i>ακτίνα</i> =0.0893 m 6) δέρμα, <i>ακτίνα</i> =0.09 m
[28]	ανθρώπινο σώμα	επίπεδη γεωμετρία τριών στρωμάτων	1) δέρμα 2) λίπος 3) μύες * το πάχος των μοντέλων ιστών περιορίστηκε σε 100mm (ΠΙΝΑΚΑΣ I: διηλεκτρική σταθερά, αγωγιμότητα, πυκνότητα και πάχος υλικού ιστών)

[29]	ανθρώπινο σώμα	επίπεδη γεωμετρία τριών στρωμάτων	1) δέρμα, το πάχος κυμαίνεται από 0.4 mm έως 2.6 mm 2) λίπος, το πάχος κυμαίνεται από 0 έως λ / 2 3) μύες
[30]	χέρι	κωνοειδής πέντε στρωμάτων	1) δέρμα, πάχος=1mm 2) λίπος, πάχος=2mm 3) μύες 4) φλοιός οστού, πάχος=4mm 5) μυελός των οστών, πάχος=4mm * ΠΙΝΑΚΑΣ I: ακτίνες των αριθμητικών ανθρώπινων μοντέλων χεριού
- -	- -	κωνοειδής τριών στρωμάτων	1) δέρμα, πάχος=1 ή 3 mm 2) λίπος, πάχος=2 ή 6 ή 10 mm 3) μύες
- -	- -	κωνοειδής ενός στρώματος	μύες
[31]	χέρι	κύλινδρος	1) δέρμα 2) λίπος 3) μύες 4) οστό διαστάσεις: Fig.2, σελίδα 2
[32]	κεφάλι	σφαίρα	τρία επίπεδα μοντελοποιούνται με κατάλληλα στοιχεία ιστών
[33]	πήχης του χεριού	κύλινδρος	- εσωτερικός κύλινδρος: αίμα - εξωτερικός κυλινδρικός δακτύλιος: δέρμα
[34]	κοιλιακή χώρα εγκύου	κυλινδρικό σώμα & ελλειψοειδές αμνιακό υγρό	1) σώμα 2) αμνιακό υγρό 3) έμβρυο

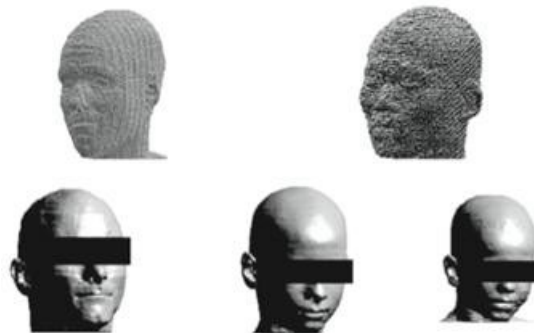
➤ Ανατομικά μοντέλα

Αν και τα κανονικά μοντέλα διευκολύνουν ιδιαίτερα στους υπολογισμούς που χρειάζεται να γίνουν, πολλές φορές κρίνεται απαραίτητο να χρησιμοποιηθούν μοντέλα που παρουσιάζουν πιο πολύπλοκη γεωμετρία, όμοια με αυτή του ανθρώπινου σώματος ή του μέρους του σώματος που μελετάται. Για την κατασκευή τέτοιων (ανατομικών) μοντέλων, χρησιμοποιούνται δεδομένα από αξονικές και μαγνητικές τομογραφίες, ενώ στην τελική μορφή που τους δόθηκε συμπεριλήφθηκαν περισσότεροι ιστοί απ' ό,τι σε ένα κανονικό μοντέλο. Μερικά χαρακτηριστικά παραδείγματα ανατομικών μοντέλων απεικονίζονται στο Σχ. 2.19.



Σχ. 2.19 Ρεαλιστικά ανατομικά μοντέλα ενηλίκων που έχουν χρησιμοποιηθεί στη βιβλιογραφία:
 (α) Hugo [35] (β) Zubal [36] (γ) Norman [37] (δ) Japanese Male [38].

Ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζει και το γεγονός ότι στην περίπτωση των ανατομικών μοντέλων δίνεται ξεχωριστή προσοχή στο φύλο, στην ηλικία και πολλές φορές ακόμη και σε φυλετικά χαρακτηριστικά [39],[40] (Σχ. 2.20).



Σχ. 2.20 Ανατομικά μοντέλα ανθρώπινης κεφαλής που έχουν χρησιμοποιηθεί στη βιβλιογραφία:
 μοντέλα πρώτης σειράς του σχήματος στο [39] και δεύτερης στο [40].

Αξίζει να σημειωθεί ωστόσο πως η ύπαρξη των ανατομικών μοντέλων δεν παραγκώνισε την χρήση των κανονικών, αφού τα πρώτα είναι πολύ απαιτητικά σε υπολογιστική ισχύ και προκειμένου να φτάσει ένας ερευνητής σε γρήγορα και ασφαλή αποτελέσματα, πολλές φορές προτιμά τις απλές γεωμετρίες των κανονικών μοντέλων.

Βιβλιογραφία

- [1] Wikipedia, “Dipole antenna,” October 2012 [Ηλεκτρονικό].
Available: http://en.wikipedia.org/wiki/Dipole_antenna
- [2] Γ. Αλεξίου, “Σημειώσεις μαθήματος, Ασύρματα Ηλεκτρονικά Τηλεπικοινωνιακά Συστήματα, κεφάλαιο 9,” [Ηλεκτρονικό].
Available: <http://www.ceid.upatras.gr/faculty/alexiou/ahts/notes/kef09.pdf>
- [3] Χ. Καψάλης, Π. Κωπτής, “Κεραίες-Ασύρματες Ζεύξεις”, Εκδόσεις Τζιόλα, 2005.
- [4] C.A. Balanis, “Antenna Theory: Analysis and Design,” Second Edition, J.Wiley and Sons, 1997.
- [5] K.-L.U.Wong, “Compact and broadband microstrip antennas,” John Wiley & Sons, 2002.
- [6] P. Kumar and G. Singh, “Microstrip antennas loaded with shorting post,” Int. Journal of Engineering, 2009.
- [7] P. Soontornpipit, C.M. Furse, You Chung Chung, “Design of implantable microstrip antenna for communication with medical implants,” IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, Volume 52 ,Issue 8 , Pages 1944 – 1951, August 2004
- [8] Lee, C.M., Yo, T.C., Luo, C.H., Tu, C.H., Juang, Y.Z, “Compact broadband stacked implantable antenna for biotelemetry with medical devices,” Electronics Letters, Volume: 43, Issue 12, Pages 660 - 662, June 2007.
- [9] A. Kiourti, M. Christopoulou, and K.S. Nikita, “Performance of a Novel Miniature Antenna Implanted in the Human Head for Wireless Biotelemetry,” IEEE International Symposium on Antennas and Propagation, July 2011.
- [10] Wikipedia, “Scattering parameters,” October 2012 [Ηλεκτρονικό].
Available: http://en.wikipedia.org/wiki/Scattering_parameters
- [11] R. Mavaddat, “Network scattering parameters,” Advanced series on circuits and systems, vol. 2, World Scientific, 1996.
- [12] Zhi Ning Chen, Michael Yan Wah Chia “Broadband Planar Antennas: Design and Applications,” John Wiley & Sons, 2006.
- [13] IEEE Standard for Safety Levels With Respect to Human Exposure to Radiofrequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz, IEEE Standard C95.1, 1999.
- [14] IEEE Standard for Safety Levels With Respect to Human Exposure to Radiofrequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz, IEEE Standard C95.1, 2005
- [15] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, “Guidelines for Limiting Exposure to Time-Varying Electric, Magnetic, and Electromagnetic Fields (up to 300 GHz),” Health Physics, 74, pp. 494-522, 1998.
- [16] K.S. Nikita, A. Kiourti, "Mobile Communication Fields in Biological Systems", in Electromagnetic Fields in Biological Systems, J. C. Lin (Ed.), CRC Press, 2011.
- [17] A. Peyman, A. A. Rezaadeh, and C. Gabriel, “Changes in the dielectric properties of rat tissue as a function of age at microwave frequencies,” Phys Med Biol 46:1617–29, 2001.
- [18] C. Gabriel , S. Gabriel, and E. Corthout, “The dielectric properties of biological tissues,” Med Phys 41:2231–93, 1996.

- [19] 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.
- [20] S. Koulouridis, K. S. Nikita, "Study of the Coupling Between Human Head and Cellular Phone Helical Antennas," IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility, vol.46, no.1, pp. 62-70, February 2004.
- [21] Kühn S, Cabot E, Christ A, Capstick M, Kuster N., "Assessment of the radio-frequency electromagnetic fields induced in the human body from mobile phones used with hands-free kits," Phys Med Biol, 54:5493-508, 2009.
- [22] J. Wiart et al, "Modeling of RF head exposure in children," Bioelectromagnetics 26:S19–30, 2005.
- [23] L. Roelens, W. Joseph and L. Martens, "Characterization of the Path Loss near Flat and Layered Biological Tissue for Narrowband Wireless Body Area Networks," in 'BSN' , IEEE Computer Society, pp. 50-56, 2006.
- [24] L. Roelens, W. Joseph and L. Martens, "Comparison of path loss near homogeneous medium, layered medium and anatomically correct human model," IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium, p.672-675, 2006.
- [25] M.D. Weiss, J.L. Smith, J. Bach, "RF Coupling in a 433MHz Biotelemetry System for an Artificial Hip ," IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters, vol. 8, pp. 916-919, 2009.
- [26] J. Kim and Y. Rahmat-Samii, "Implanted antennas inside a human body: Simulations, designs, and characterizations," IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, Vol. 52, No. 8, 1934-1943, 2004.
- [27] D. Cazacu, I. Popa, M. Iordache, "Finite element numerical experiments on the absorption of the EMF radiation in 3D human head models," Seminar on Electronics Technology, ISSE 2009, pages 1-4, Spring 2009.
- [28] S. Curto, P. McEvoy, Xiulong Bao and M.J. Ammann, "Compact Patch Antenna for Electromagnetic Interaction with Human Tissue at 434 MHz," IEEE Trans Antennas Propag 57(9):2564-2571, 2009.
- [29] A.Christ, T. Samaras, A. Klingeböck and N. Kuster, "Characterization of the electromagnetic near-field absorption in layered biological tissue in the frequency range from 30 MHz to 6000 MHz," Phys. Med. Biol, Vol. 51, No. 19, 2006.
- [30] H.B. Lim, D. Baumann, E-P. Li, "A human body model for efficient numerical characterization of UWB signal propagation in wireless body area networks," IEEE Trans Biomed Eng, vol 58(3), pages 689-697, March 2011.
- [31] Y. Uno, K. Saito, M. Takahashi, K. Ito, "Structure of cylindrical tissue-equivalent phantom for medical applications," Int. Conf. on Electromagnetics in Advanced Applications (ICEAA), pages 406-409, 2010.
- [32] J. Kim and Y. Rahmat-Samii, "An implanted antenna in the spherical human head: SAR and communication link performance," IEEE Topical Conference on Wireless Communication Technology, pp. 202 – 203, 2003.
- [33] A.Traille, L.Yang and M.M.Tentzeris, "A Novel Liquid Ionic Antenna for Bio-Signal Monitoring Applications," IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium, pp.1-4, July 2008.

- [34] Ito, K. and H. Kawai, "Solid phantoms for evaluation of interactions between the human body and antennas," IEEE International Workshop on Antenna Technology: Small Antennas and Novel Metamaterials, pp. 41- 44, 2005.
- [35] M. J. Ackerman, "The Visible Human Project," Proc IEEE 86(3):504–11, 1998.
- [36] F. Lacroux, E. Conil, A.C. Carrasco, A. Gati, M.F. Wong, and J. Wiart, "Specific absorption rate assessment near a base-station antenna (2,140 MHz): Some key points," Ann Telecommun 63:55–64, 2008.
- [37] P. Dimbylow, "Fine resolution calculations of SAR in the human body for frequencies up to 3GHz," *Phys Med Biol* 47:2835–46, 2002.
- [38] T. Nagaoka, S. Watanabe, K. Sakurai, E. Kunieda, M. Taki, and Y. Yamanaka, "Development of realistic high-resolution whole-body voxel models of Japanese adult males and females of average height and weight, and application of models to radio-frequency electromagnetic field dosimetry," *Phys Med Biol* 49:1–15, 2004.
- [39] W. Kainz, A. Christ, T. Kellom, S. Seidman, N. Nikoloski, B. Beard and N. Kuster, "Dosimetric comparison of the specific anthropomorphic mannequin (SAM) to 14 anatomical head models using a novel definition for the mobile phone positioning," *Phys Med Biol* 50:3423–45, 2005.
- [40] A. Christ, M. C. Gosselin, S. Kuhn, and N. Kuster, "Impact of pinna compression on the RF absorption in the heads of adult and juvenile cell phone users," *Bioelectromagnetics* Vol. 31, Issue 5, pp. 406–412, 2010.

3.

Κύριο Μέρος

Το παρόν κεφάλαιο αποτελεί το κύριο μέρος της διπλωματικής εργασίας και αφορά στη μελέτη των συστατικών στοιχείων που απαρτίζουν μια ασύρματη ζεύξη ιατρικής τηλεμετρίας, δίνοντας έμφαση στις εξωτερικές κεραίες που προορίζονται για ενσωμάτωση επί των εξωτερικών διατάξεων επίβλεψης/ελέγχου. Αρχικά, παρουσιάζεται η διαδικασία σχεδίασης τριών εξωτερικών κεραιών (δίπολο $\lambda/2$, απλή κεραία μικροταινίας, μικροσκοπική κεραία μικροταινίας) που λειτουργούν στη ζώνη MICS (Medical Implant Communication Service) σε περιβάλλον ελεύθερου χώρου. Ακολουθεί η σχεδίαση τριστρωματικών κανονικών μοντέλων του ανθρώπινου κεφαλιού, βραχίονα, και κορμού. Στη συνέχεια, αναλύονται και συγκρίνονται οι επιδόσεις των τριών κεραιών στον αέρα, αλλά και παρουσία των μοντέλων ιστών που προαναφέρθηκαν. Τέλος, γίνεται επιλογή μιας από τις προτεινόμενες εξωτερικές κεραίες (δίπολο $\lambda/2$) και ενός εκ των μοντέλων ιστών (ανθρώπινο κεφάλι), που μαζί με μια εμφυτεύσιμη κεραία της βιβλιογραφίας σχηματίζουν μια ασύρματη ζεύξη ιατρικής τηλεμετρίας. Η ζεύξη αυτή εξετάζεται ως προς τις επιδόσεις συντονισμού, ακτινοβολίας και ασφάλειας για τον ανθρώπινο οργανισμό.

3.1 Ανάπτυξη Κεραίων και Μοντέλων Ιστών

Στην παράγραφο αυτή, σχεδιάζονται τρεις κεραίες για λειτουργία ως εξωτερικές κεραίες επίβλεψης στη ζώνη συχνοτήτων MICS (Medical Implant Communication Service, 402-405 MHz), που χρησιμοποιείται για εφαρμογές εμφυτεύσιμων βιοϊατρικών διατάξεων. Παράλληλα, σχεδιάζονται τριστρωματικά κανονικά μοντέλα βιολογικών ιστών που προσομοιώνουν το ανθρώπινο κεφάλι, βραχίονα, και κορμό. Η σχεδίαση και μελέτη πραγματοποιείται με χρήση του λογισμικού Ansoft HFSS.

3.1.1 Εξωτερική διπολική κεραία $\lambda/2$ ζώνης MICS

Όπως αναφέρθηκε και στην Παράγραφο 2.1.2, μια διπολική κεραία ημίσεος κύματος είναι κεντρικά τροφοδοτούμενη και προβλέπεται να έχει συνολικό μήκος $L = \lambda/2$, όπου λ είναι το μήκος κύματος που αντιστοιχεί στη συχνότητα λειτουργίας του. Μια όψη του διπόλου $\lambda/2$ απεικονίζεται στο Σχ. 3.1, όπου διακρίνεται και η πηγή τροφοδοσίας στο κέντρο του.

Δεδομένου ότι η προς σχεδίαση κεραία μας ενδιαφέρει να παρουσιάζει συντονισμό στα 402 MHz στον ελεύθερο χώρο, ισχύει:

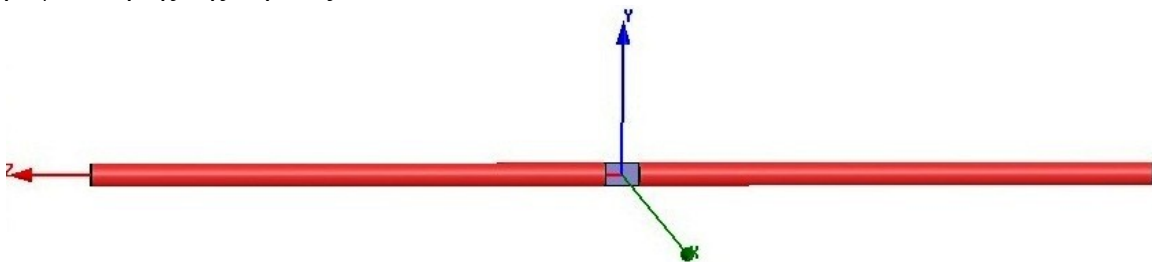
$$\lambda = \frac{c}{f} = \frac{3 \cdot 10^8 \text{ m/sec}}{402 \cdot 10^6 \text{ Hz}} = 0.746 \text{ m} = 74.6 \text{ cm} \Rightarrow \frac{\lambda}{2} = 37.3 \text{ cm} \quad (3-1)$$

όπου c η ταχύτητα του φωτός στο κενό και f η συχνότητα λειτουργίας της κεραίας.

Ωστόσο, δεδομένου ότι η αντίσταση εισόδου της κεραίας για μήκος διπόλου $L = \lambda/2$ είναι μιγαδική ($Z_{in} = 73 + j42.5 \Omega$), μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε τη σχέση:

$$L = 0.48 \cdot \lambda \quad (\text{ή } L = 0.47 \cdot \lambda) \quad (3-2)$$

η οποία είναι κατάλληλη για λεπτό δίπολο και δίνει μια πραγματική τιμή αντίστασης περί τα 70Ω , κάτι που είναι επιθυμητό τόσο για να επιτευχθεί συντονισμός στην επιθυμητή συχνότητα, όσο και για να είναι εφικτή η καλή προσαρμογή προς το κύκλωμα τροφοδότησης της κεραίας.



Σχ. 3.1 Πλάγια όψη του διπόλου $\lambda/2$, όπου διακρίνεται και η πηγή στο κέντρο του.

Οι σχέσεις και τα αποτελέσματα που χρησιμοποιήθηκαν για τη σχεδίαση του διπόλου $\lambda/2$ καταγράφονται στον Πίνακα 3.1. Ως υλικό του διπόλου ορίστηκε ο τέλειος ηλεκτρικός αγωγός (pec - Perfect Electric Conductor). Στη συνέχεια, περιγράφεται η διαδικασία σχεδίασης της κεραίας έως ότου φτάσουμε στο επιθυμητό αποτέλεσμα.

Πίνακας 3.1 Μεταβλητές σχεδίασης διπόλου $\lambda/2$, σχέσεις μεταξύ τους και οι τιμές τους για συντονισμό στη συχνότητα 402 MHz.

Μεταβλητή	Όνομα μεταβλητής	Σχέση ισότητας με τη μεταβλητή	Τιμή στο συντονισμό (402MHz)
Μήκος κύματος	lamda	-	74.6cm
Ακτίνα διπόλου	dip_rad	lamda/200	0.37 cm
Απόσταση μεταξύ των δυο αγωγικών ράβδων (για την πηγή)	gap_src	-	1.12 cm
Πολλαπλασιαστικός παράγοντας	mult	-	0.47
Συνολικό μήκος κεραίας	res_length	mult · lamda	35 cm
Μήκος της μιας αγωγικής ράβδου	dip_length	res_length/2-gap_src/2	17 cm

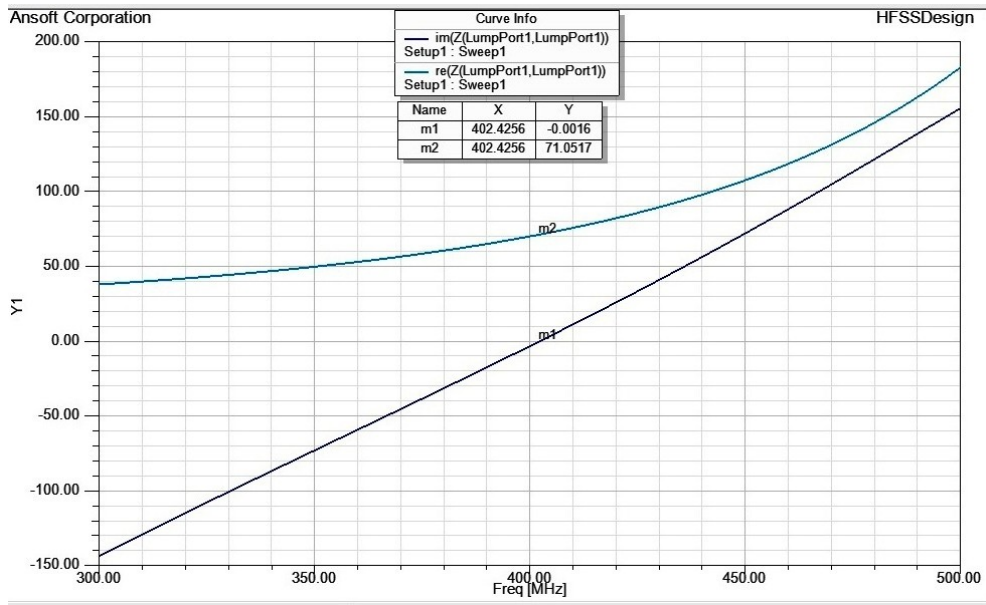
Οι ακόλουθες σχέσεις αφορούν τον κύλινδρο αέρα μέσα στον οποίο τοποθετείται το δίπολο και όπου πραγματοποιούνται οι μετρήσεις ακτινοβολίας και συντονισμού της κεραίας.

$$\text{Ύψος κυλίνδρου: radiation_height} = \text{gap_src} + 2 \cdot \text{dip_length} + \text{lamda}/5 = 50 \text{ cm} \quad (3-3)$$

$$\text{Ακτίνα κυλίνδρου: radiation_rad} = \text{dip_rad} + \text{lamda}/4 = 19.02 \text{ cm} \quad (3-4)$$

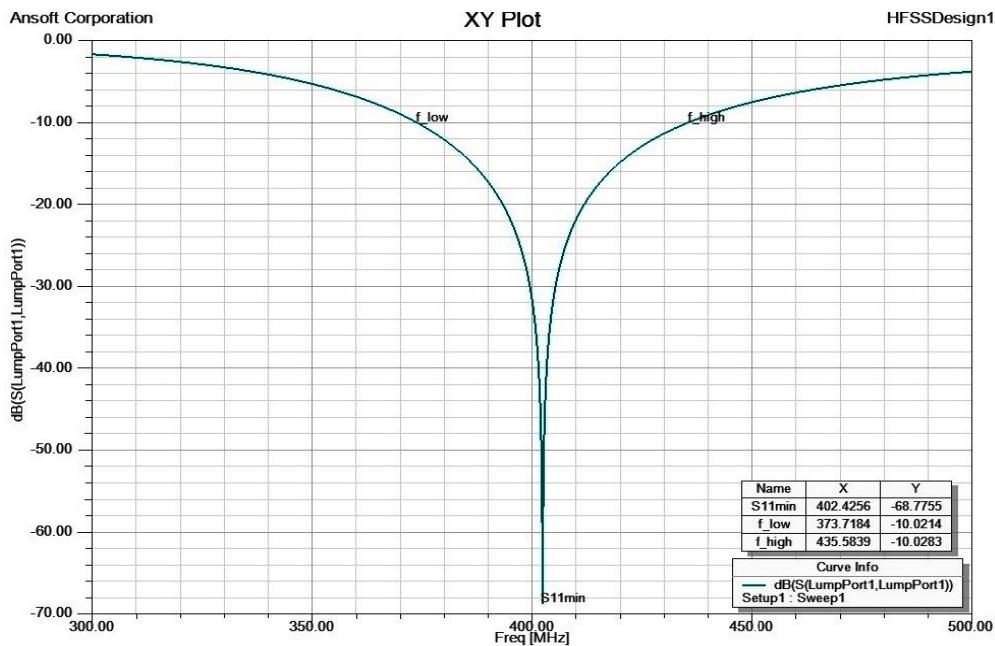
Όπως προαναφέρθηκε, βασικό μέλημα ήταν να επιτευχθεί συντονισμός του διπόλου περί τα 402 MHz και άρα να διαπιστωθεί πως η αντίσταση εισόδου του στη συχνότητα αυτή είναι πραγματική. Για να πραγματοποιηθεί κάτι τέτοιο, έγιναν πολλές προσομοιώσεις μεταβάλλοντας ελάχιστα κάθε φορά κάποιες από τις μεταβλητές που αφορούν το δίπολο. Οι μεταβολές των τιμών των μεταβλητών επιλέγονταν με κριτήριο να μην αποκλίνουν σημαντικά από τις τιμές που προκύπτουν από τους θεωρητικούς υπολογισμούς.

Τελικά, επιτεύχθηκε τιμή σύνθετης αντίστασης $Z_{in} \cong 71\Omega$ για συχνότητα συντονισμού 402.4 MHz. Το αποτέλεσμα αυτό φαίνεται στο Σχ. 3.2. Η ίδια τιμή αντίστασης δόθηκε και στην πηγή, ώστε να επικρατούν συνθήκες συζυγούς προσαρμογής της κεραίας προς το κύκλωμα τροφοδότησης.



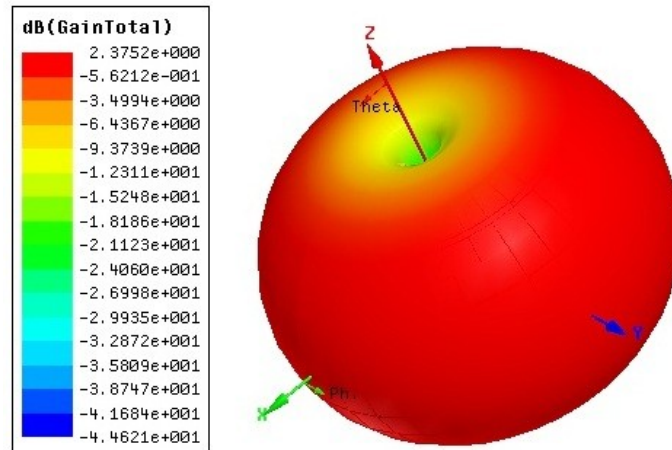
Σχ. 3.2 Διάγραμμα σύνθετης αντίστασης του διπόλου $\lambda/2$ συναρτήσει της συχνότητας.

Στο Σχ. 3.3 απεικονίζεται η απόκριση συχνότητας συντελεστή ανάκλασης (S_{11}). Γίνεται εμφανές ότι η τιμή του συντελεστή ανάκλασης στο συντονισμό ισούται με -68.8 dB, ενώ το εύρος ζώνης 10 dB της κεραίας ισούται με 61.9 MHz, που καλύπτει ικανοποιητικά τη ζώνη MICS.



Σχ. 3.3 Απόκριση συχνότητας συντελεστή ανάκλασης του διπόλου $\lambda/2$.

Τέλος, στο Σχ. 3.4 απεικονίζεται το διάγραμμα ακτινοβολίας της κεραίας στο χώρο τριών διαστάσεων. Η μέγιστη τιμή της απολαβής ισούται με 2.4 dB. Παρατηρείται πως το διάγραμμα ακτινοβολίας είναι ομοιοκατευθυντικό, όπως αναμενόταν άλλωστε, αφού πρόκειται για διάγραμμα διπόλου.



Σχ. 3.4 Διάγραμμα ακτινοβολίας του διπόλου $\lambda/2$ στη συχνότητα 402.4 MHz.

Συνοψίζοντας, οι τιμές των παραμέτρων ενδιαφέροντος, που επιτεύχθηκαν και χαρακτηρίζουν τις επιδόσεις του διπόλου $\lambda/2$ στη ζώνη συχνοτήτων MICS είναι:

- Σύνθετη αντίσταση εισόδου $Z_{in} \cong 71\Omega$, για συχνότητα συντονισμού 402.4 MHz.
- Συντελεστής ανάκλασης στο συντονισμό, $S_{11} = -68.8$ dB.
- Εύρος ζώνης -10 dB, $BW = 61.9$ MHz.
- Μέγιστη τιμή της απολαβής, $\maxGain = 2.4$ dB.

3.1.2 Εξωτερική κεραία μικροταινίας ζώνης MICS

Πριν ξεκινήσουμε να σχεδιάζουμε μια κυκλική κεραία μικροταινίας που θα λειτουργεί στη ζώνη MICS, πρέπει να πάρουμε κάποιες αποφάσεις που σχετίζονται με τα χαρακτηριστικά της και πιο συγκεκριμένα με το υπόστρωμά της. Πρέπει λοιπόν να επιλεγεί το διηλεκτρικό υλικό που θα αποτελεί το υπόστρωμα, αλλά και το πάχος του. Όπως αναφέρθηκε και στην Παράγραφο 2.2.1, για εφαρμογές στις μικροκυματικές συχνότητες προτιμάται διηλεκτρικό υλικό μικρού πάχους και μεγάλης τιμής σχετικής διηλεκτρικής σταθεράς. Λαμβάνοντας υπόψη τα παραπάνω δεδομένα, επιλέχθηκε το υλικό Rogers RO3210 με $\epsilon_r=10.2$ και πάχος 0.635mm, το λεπτότερο που διαθέτει ο κατασκευαστής.

Αφού στόχος είναι ο συντονισμός της κεραίας στα 402 MHz, επόμενο βήμα είναι να υπολογιστεί η πραγματική της ακτίνα μέσω των σχέσεων που δόθηκαν στην Παράγραφο 2.2.2 ή εναλλακτικά μέσω των ακόλουθων σχέσεων [1]:

$$a = \frac{F}{\left\{1 + \frac{2h}{\pi \epsilon_r F} \left[\ln \left(\frac{\pi F}{2h} \right) + 1.7726 \right] \right\}^{1/2}} \quad (3-5)$$

όπου ϵ_r η σχετική διηλεκτρική σταθερά του υποστρώματος,

h το πάχος του υποστρώματος σε cm,

f_r η συχνότητα συντονισμού της κεραίας,

$$\text{και} \quad F = \frac{8.791 \cdot 10^9}{f_r \sqrt{\epsilon_r}} \quad (3-6)$$

Ύστερα από την εφαρμογή των παραπάνω σχέσεων, προέκυψε η τιμή ακτίνας: $a \cong 6.83$ cm.

Η επόμενη απόφαση που έπρεπε να ληφθεί, αφορούσε στην τροφοδοσία της κεραίας. Ως μέθοδος τροφοδοσίας επιλέχθηκε η ομοαξονική γραμμή, και συγκεκριμένα το ομοαξονικό καλώδιο με τα χαρακτηριστικά που παρουσιάζονται στον Πίνακα 3.2.

Πίνακας 3.2 Χαρακτηριστικά ομοαξονικού καλωδίου HUBER+SUHNER EZ_47_AL_TP.

HUBER+SUHNER Coaxial Cable: EZ_47_AL_TP		
Αντίσταση $Z_0=50\Omega$	υλικό	διάμετρος
Κεντρικός αγωγός	Χάλυβας με επίστρωση από χαλκό και ασήμι	0.29 mm
Διηλεκτρικό	PTFE	0.93 mm
Εξωτερικός αγωγός	Αλουμίνιο/ TP	1.19 mm

Σημειώνεται πως τα χαρακτηριστικά του ομοαξονικού καλωδίου θα πρέπει να ικανοποιούν τη σχέση [2]:

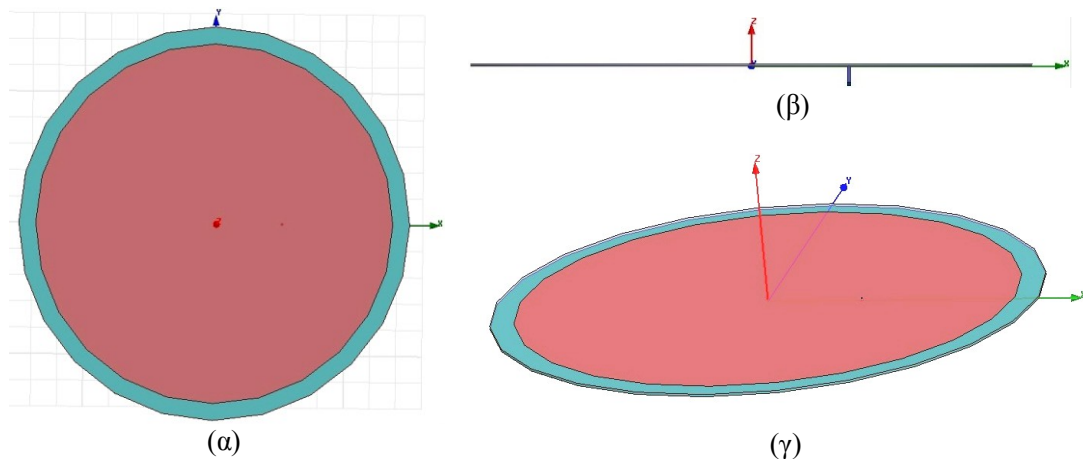
$$Z_0 = \frac{138}{\sqrt{\epsilon_r}} \log_{10} \left(\frac{D}{d} \right) \quad (3-7)$$

όπου ϵ_r η σχετική διηλεκτρική σταθερά του διηλεκτρικού υλικού,
 D η διάμετρος του περιβλήματος, και
 d η διάμετρος του εσωτερικού αγωγού.

Πράγματι, το ομοαξονικό καλώδιο που επιλέχθηκε, παρουσιάζει χαρακτηριστική αντίσταση 50Ω , για τις τιμές των διαμέτρων που δίνονται στον Πίνακα 3.2, επαληθεύοντας την εξίσωση (3-7).

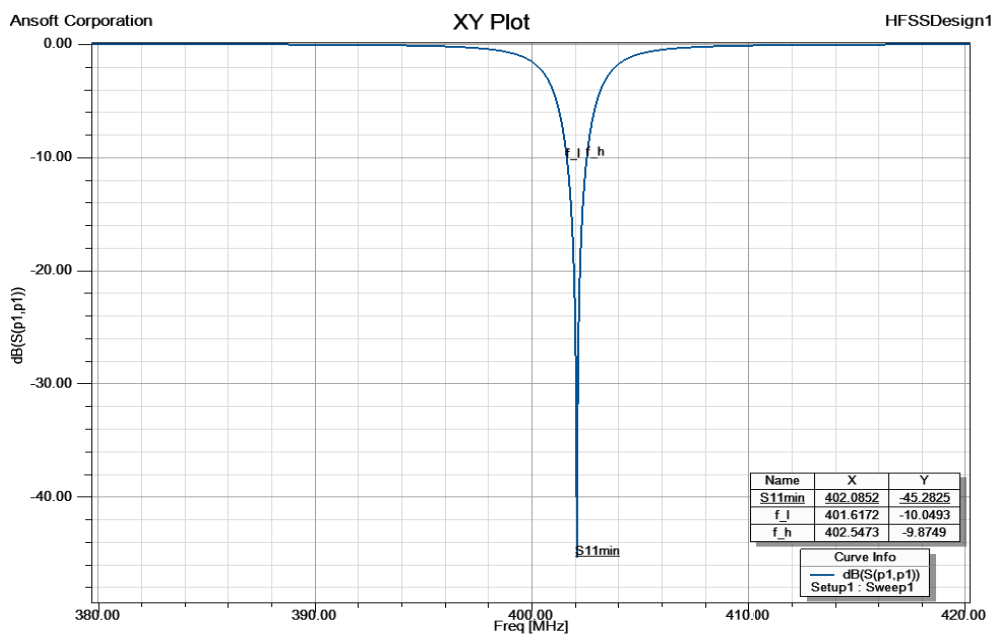
Βασική επιδίωξη είναι να επιτύχουμε τη βέλτιστη προσαρμογή, ή ισοδύναμα τη μικρότερη δυνατή τιμή του μέτρου του συντελεστή ανάκλασης, για συχνότητα συντονισμού όσο πιο κοντά στα 402 MHz είναι εφικτό. Ύστερα από μεταβολές της θέσης του ομοαξονικού, αλλά και μικρές μεταβολές στις ακτίνες υποστρώματος (substrate) και αγωγίμης επιφάνειας (patch), επιλέχθηκαν οι παρακάτω τιμές για τις προαναφερθείσες μεταβλητές. Επίσης, στο Σχ. 3.5 παρουσιάζεται η γεωμετρία της κεραίας με τα χαρακτηριστικά αυτά:

- ακτίνα υποστρώματος $\rightarrow R_s=7.5$ cm
- ακτίνα αγωγίμης επιφάνειας $\rightarrow R_p=6.85$ cm
- θέση ομοαξονικού $\rightarrow (X,Y)=(2.6,0)$ cm



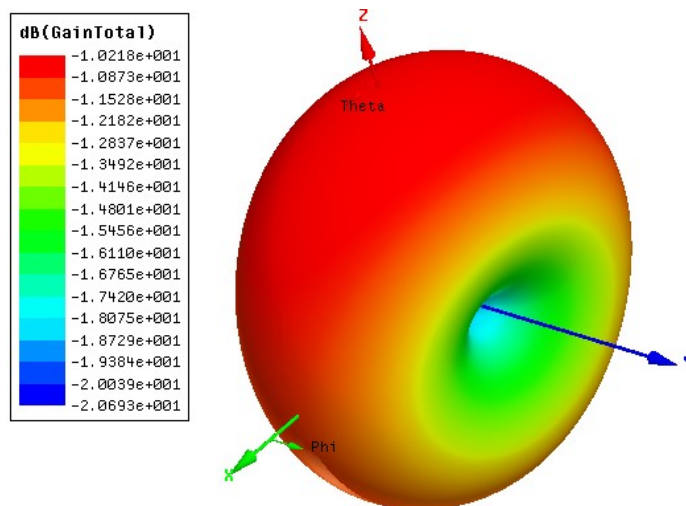
Σχ. 3.5 Κυκλική κεραία μικροταινίας με ομοαξονική τροφοδοσία:
 (α) κάτοψη (β) πλάγια όψη (γ) τρισδιάστατη απεικόνιση.

Στο Σχ. 3.6 απεικονίζεται η απόκριση συχνότητας του συντελεστή ανάκλασης της κεραίας. Η συχνότητα συντονισμού προκύπτει ίση με 402.1 MHz, και παρουσιάζει συντελεστή ανάκλασης $S_{11} = -45.3$ dB. Επίσης υπολογίζεται το εύρος ζώνης -10 dB, ως $BW=0.93$ MHz.



Σχ. 3.6 Απόκριση συχνότητας συντελεστή ανάκλασης της κυκλικής κεραίας μικροταινίας.

Τέλος, στο Σχ. 3.7 παρουσιάζεται το τρισδιάστατο διάγραμμα ακτινοβολίας της κεραίας. Η μέγιστη τιμή απολαβής ισούται με -10.2 dB.



Σχ. 3.7 Διάγραμμα ακτινοβολίας κυκλικής κεραίας μικροταινίας με συχνότητα συντονισμού 402.1 MHz.

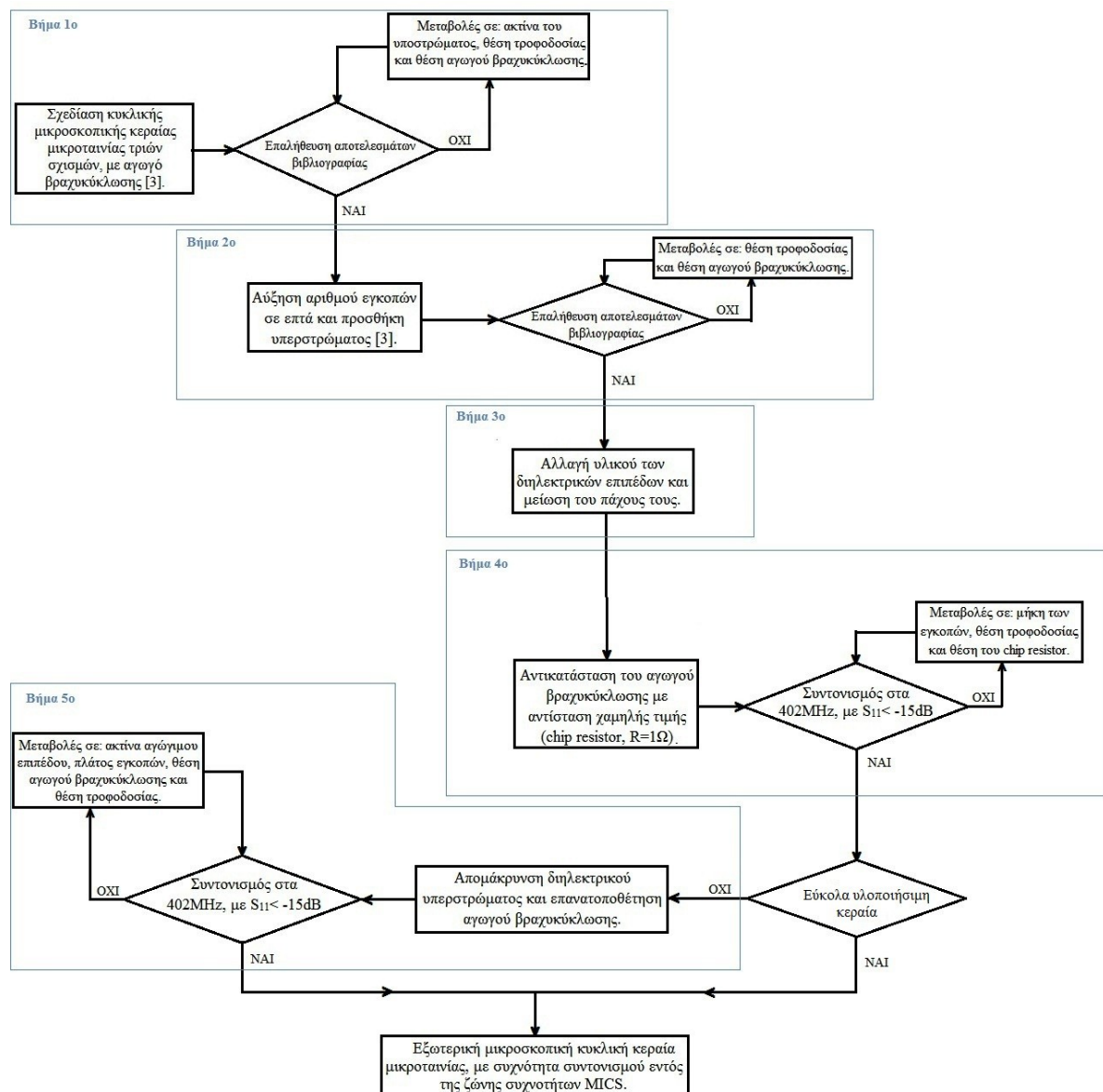
Συνοψίζοντας, οι τιμές των παραμέτρων ενδιαφέροντος, που επιτεύχθηκαν και χαρακτηρίζουν τις επιδόσεις της απλής κεραίας μικροταινίας στη ζώνη συχνοτήτων MICS είναι:

- Συντελεστής ανάκλασης, για συχνότητα συντονισμού 402.1 MHz, $S_{11} = -45.3$ dB.
- Εύρος ζώνης -10 dB, $BW = 0.93$ MHz.
- Μέγιστη τιμή της απολαβής, $\max Gain = -10.2$ dB.

3.1.3 Εξωτερική μικροσκοπική κεραία μικροταινίας ζώνης MICS

Για τον σχεδιασμό μικροσκοπικής κεραίας μικροταινίας, σημαντικό είναι να γίνει κατάλληλη εφαρμογή τεχνικών σμίκρυνσης, όπως αυτές που αναφέρθηκαν στην Παράγραφο 2.2.3. Βασικός στόχος είναι η μεγαλύτερη δυνατή σμίκρυνση των διαστάσεων μιας κυκλικής κεραίας μικροταινίας ζώνης MICS, ενώ παράλληλα επιθυμητή είναι η διατήρηση σε όσο πιο καλά επίπεδα γίνεται των τιμών του συντελεστή ανάκλασης, του εύρους ζώνης, και της απολαβής.

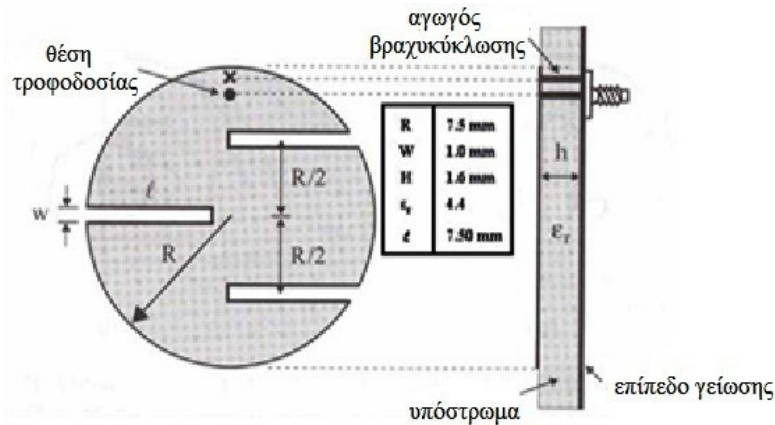
Τα βήματα που ακολουθήθηκαν μέχρι τον τελικό σχεδιασμό της εξωτερικής μικροσκοπικής κεραίας μικροταινίας, ζώνης MICS, παρουσιάζονται στο διάγραμμα ροής του Σχ. 3.8 και αναλύονται αμέσως μετά.



Σχ. 3.8 Διάγραμμα ροής των βημάτων που ακολουθήθηκαν για το σχεδιασμό εξωτερικής μικροσκοπικής κεραίας μικροταινίας, ζώνης MICS.

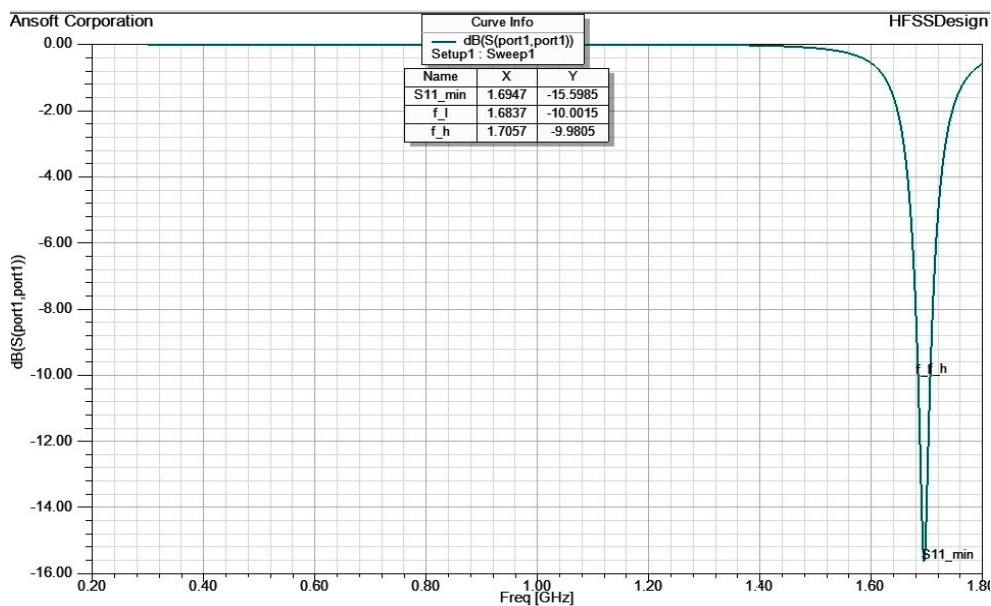
Βήμα 1ο

Αρχικά, κυρίως για λόγους εξοικείωσης αλλά και επιβεβαίωσης των αποτελεσμάτων της βιβλιογραφίας [3] με χρήση του περιβάλλοντος HFSS, σχεδιάστηκε η κεραία του Σχ. 3.9.



Σχ. 3.9 Κυκλική μικροσκοπική μικροταινιακή κεραία με σχισμές στην αγωγίμη επιφάνεια και αγωγό βραχυκύκλωσης.

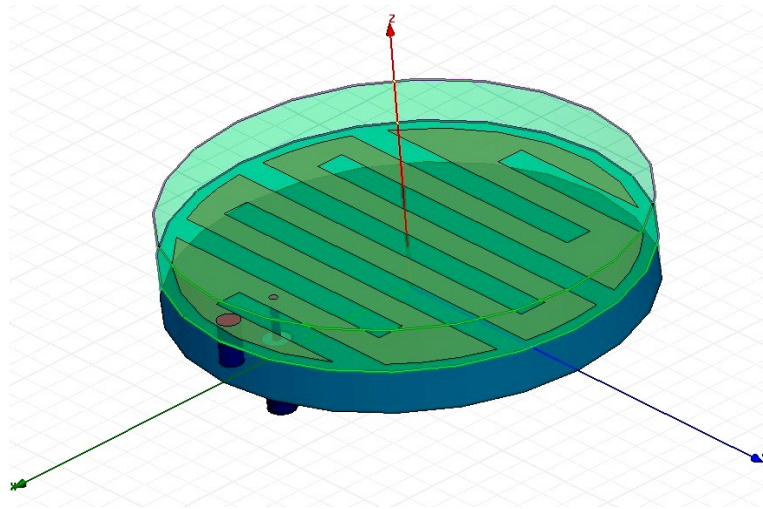
Οι διαστάσεις που ορίστηκαν είναι αυτές της εικόνας, ενώ ως ομοαξονικό καλώδιο χρησιμοποιήθηκε αυτό της προηγούμενης παραγράφου (Πίνακας 3.2). Επιπλέον στην ακτίνα του υποστρώματος (υλικού alumina) δόθηκε η τιμή $R_s=8$ mm, η τροφοδοσία τοποθετήθηκε στη θέση $(X,Y)=(5.2,0)$ mm και ο αγωγός βραχυκύκλωσης στη θέση $(X,Y)=(6.5,0)$ mm. Πράγματι για μήκος σχισμών 7.5 mm επιτεύχθηκε συντονισμός σε κοντινή συχνότητα σε σχέση με τη δοσμένη (1652 MHz), όπως απεικονίζεται και στο Σχ. 3.10.



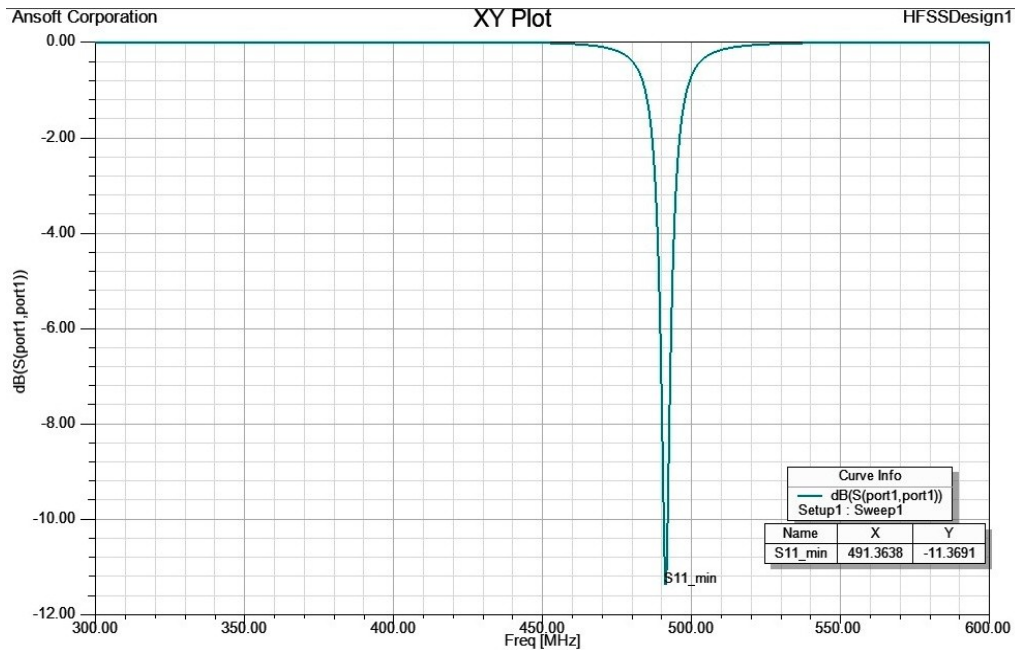
Σχ. 3.10 Απόκριση συχνότητας συντελεστή ανάκλασης για τη μικροσκοπική κεραία μικροταινιακής του Σχ. 3.9.

Βήμα 2ο

Στη συνέχεια, ακολουθώντας τα βήματα της εργασίας [3], στην οποία χρησιμοποιήθηκε ως βάση η προαναφερθείσα κεραία τριών σχισμών, σχεδιάστηκε η κεραία επτά σχισμών (Σχ. 3.11) επαληθεύοντας και αυτή τη φορά τα αποτελέσματα ($S_{11} = -11.3$ dB σε συχνότητα συντονισμού 491.5 MHz), όπως φαίνεται και στο Σχ. 3.12. Επιπλέον, ορίστηκε η θέση του ομοαξονικού $(X, Y) = (5, -0.8)$ mm και του αγωγού βραχυκύκλωσης $(X, Y) = (6.91, -0.8)$ mm.



Σχ. 3.11 Μικροσκοπική κεραία μικροταινίας επτά σχισμών με αγωγό βραχυκύκλωσης και υπέρστρωμα (superstrate) πάνω από την αγωγίμη επιφάνεια.



Σχ. 3.12 Απόκριση συχνότητας συντελεστή ανάκλασης της μικροσκοπικής κεραίας μικροταινίας επτά σχισμών του Σχ. 3.11.

Βήμα 3ο

Το επόμενο και βασικότερο βήμα ήταν ο σχεδιασμός μιας νέας μικροσκοπικής κεραίας μικροταινίας, η οποία θα χρησιμοποιηθεί ως εξωτερική κεραία επίβλεψης σε διάταξη ιατρικής τηλεμετρίας στη ζώνη MICS. Ξεκινώντας από την κεραία επτά σχισμών του Σχ. 3.11, αλλάξαμε το υλικό των διηλεκτρικών επιπέδων από alumina ($\epsilon_r=9.4$) σε Rogers RO3210 ($\epsilon_r=10.2$), και το πάχος τους από 1.5mm σε 0.635 mm.

Βήμα 4ο

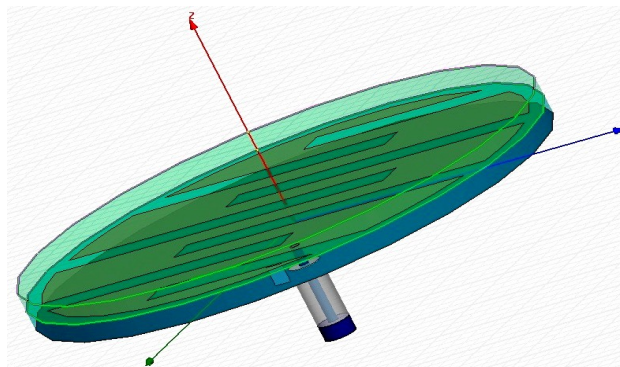
Η πρώτη προσέγγιση έγινε διατηρώντας τις ακτίνες διηλεκτρικών ($R_s=0.8$ cm) και αγωγίμου επιπέδου ($R_p=0.75$ cm) καθώς και το πλάτος των σχισμών ($width=0.1$ cm). Έγινε μια προσπάθεια αντικατάστασης του αγωγού βραχυκύκλωσης με μια αντίσταση χαμηλής τιμής (chip resistor, $R=1\Omega$) με εντυπωσιακά αποτελέσματα (Σχ. 3.14).

Ο λόγος που επιλέχθηκε αυτή η μέθοδος είναι πως έχει διαπιστωθεί [11] ότι για τις ίδιες παραμέτρους της κεραίας, η ελάττωση του μεγέθους της μπορεί να είναι μεγαλύτερη απ' ό τι με χρήση αγωγού βραχυκύκλωσης, ή για τις ίδιες διαστάσεις της κεραίας μπορεί να επιτευχθεί πιο μικρή τιμή συχνότητας συντονισμού. Παράλληλα, το λαμβανόμενο εύρος ζώνης μπορεί να εξαπλασιαστεί σε σύγκριση με μια σχεδίαση στην οποία χρησιμοποιείται αγωγός βραχυκύκλωσης. Οι τιμές που προέκυψαν βέβαια οφείλονται εξίσου στα μήκη των εγκοπών που επιλέχθηκαν καθώς και στη θέση του ομοαξονικού και του chip resistor (Πίνακας 3.3). Η μορφή της κεραίας αφού έχει επιτευχθεί συντονισμός εντός της ζώνης MICS παρουσιάζεται στο Σχ. 3.13.

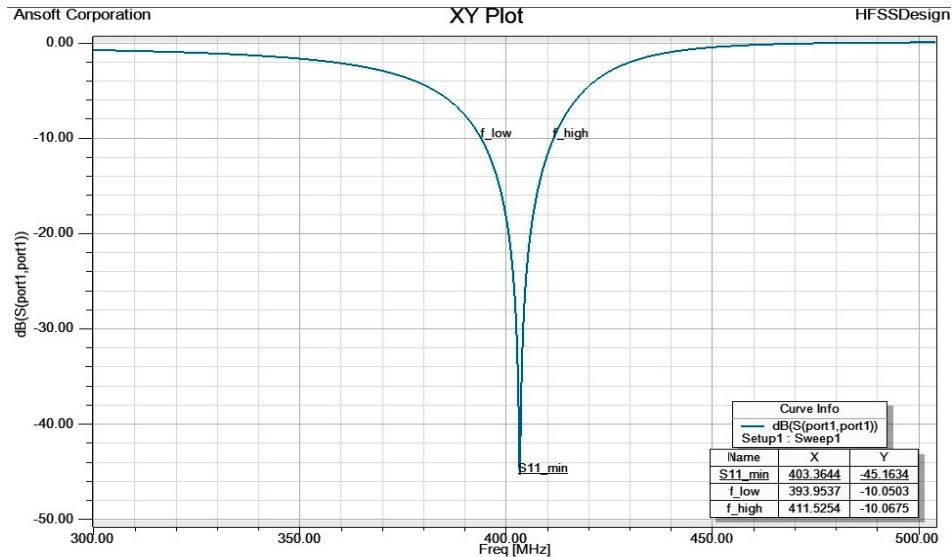
Πίνακας 3.3 Χαρακτηριστικά μικροσκοπικής κεραίας μικροταινίας επτά σχισμών με chip resistor (1Ω) και συχνότητα συντονισμού στη ζώνη MICS.

Εγκοπή*	Μήκος (cm)	Θέση ομοαξονικού	(X,Y)=(0.501,0.25) cm
E1, E7	0.6	Θέση chip resistor	(X,Y)=(0.66,0.225) cm
E2, E6	0.81	Μήκος chip resistor: 0.05 cm (από τη θέση που ορίστηκε και κατά τα θετικά του άξονα Y)	
E3, E5	0.98		
E4	1.1		

*Η αρίθμηση των εγκοπών έγινε ξεκινώντας από τα θετικά του άξονα X και πηγαίνοντας προς τα αρνητικά.



Σχ. 3.13 Μικροσκοπική κυκλική μικροταινιακή κεραία επτά σχισμών με chip resistor 1Ω .



Σχ. 3.14 Απόκριση συχνότητας συντελεστή ανάκλασης για την κεραία του Σχ. 3.13 ($S_{11}=-45.2$ dB για συχνότητα συντονισμού 403.4 MHz και εύρος ζώνης 15.57 MHz).

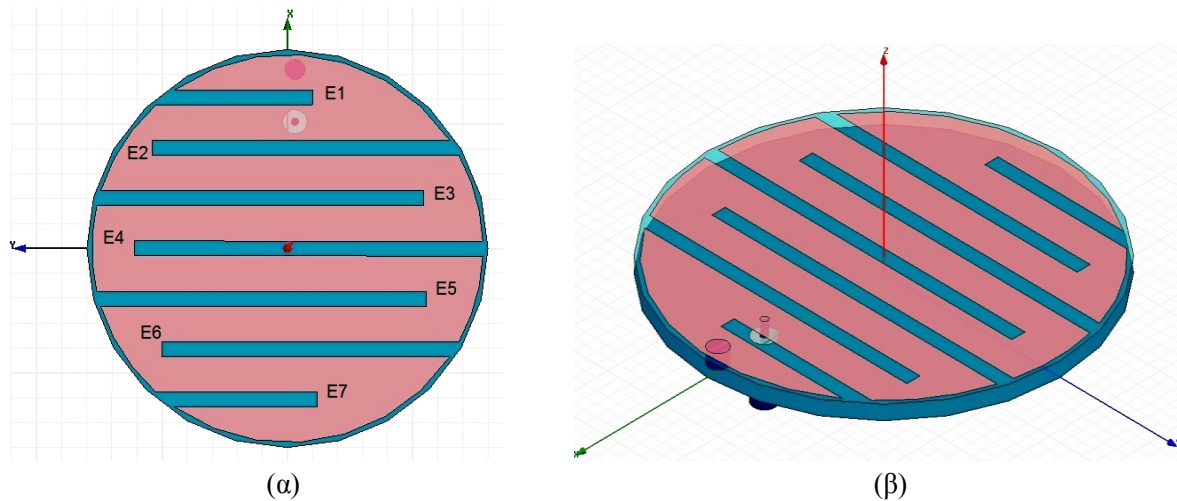
Βήμα 5ο

Μια τέτοια κεραία (Σχ. 3.13) με chip resistor είναι όμως δύσκολο να υλοποιηθεί στην πραγματικότητα, παρόλο που γίνονται μελέτες προς αυτή την κατεύθυνση, όπως η [4]. Κρίθηκε λοιπόν αναγκαίο να ακολουθηθεί διαφορετική φιλοσοφία σχεδίασης. Επιπλέον, αποφασίστηκε να μην χρησιμοποιηθεί το διηλεκτρικό στρώμα πάνω από την αγωγική επιφάνεια, αφού συνήθως εφαρμόζεται σε περιπτώσεις που η κεραία μικροταινίας πρόκειται να εμφυτευθεί εντός βιολογικού ιστού.

Τα χαρακτηριστικά της νέας κεραίας (Σχ. 3.15) για τα οποία επιτεύχθηκε συντονισμός στη ζώνη MICS καταγράφονται στον Πίνακα 3.4.

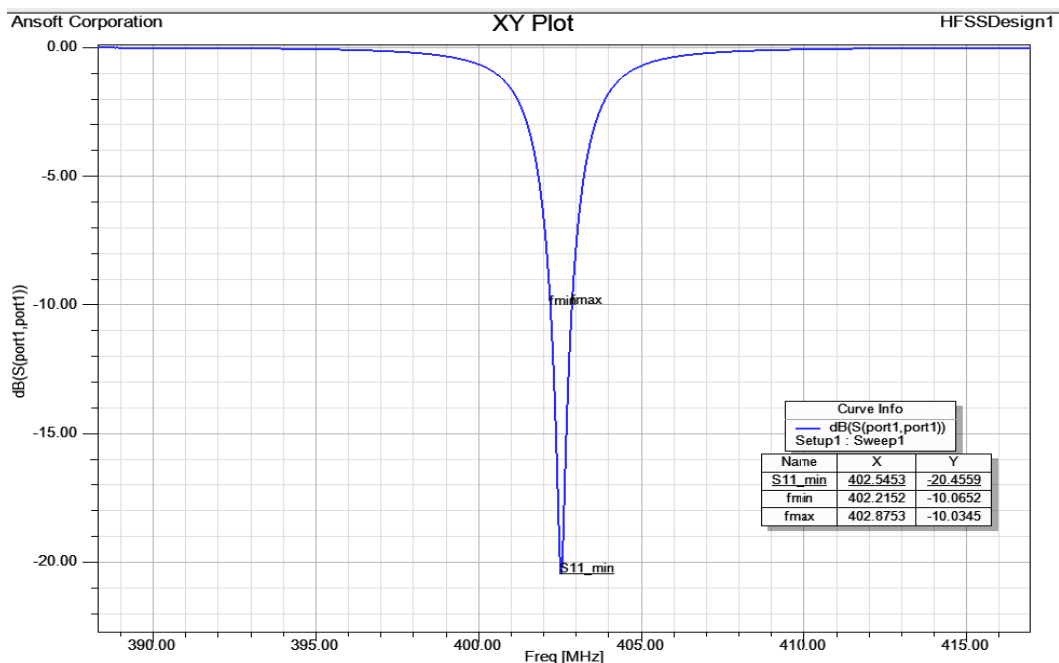
Πίνακας 3.4 Χαρακτηριστικά νέας μικροσκοπικής κεραίας μικροταινίας επτά σχισμών με αγωγό βραχυκύκλωσης και συχνότητα συντονισμού στη ζώνη MICS.

Εγκοπή	Μήκος (cm)		
E1	0.58	Πλήθος εγκοπών	7, σε ισαπέχοντα διαστήματα
E2	1.2	Πλάτος εγκοπών	width=0.06 cm
E3	1.295	Ακτίνα αγωγίμου επιπέδου	$R_p=0.78$ cm
E4	1.39	Ακτίνα υποστρώματος	$R_s=0.8$ cm
E5	1.305	Ακτίνα αγωγού βραχυκύκλωσης	$R_{sp}=0.04$ cm
E6	1.17	Θέση αγωγού βραχυκύκλωσης	(X,Y)=(0.72 , -0.03) cm
E7	0.6	Θέση ομοαξονικού	(X,Y)=(0.51 , -0.03) cm



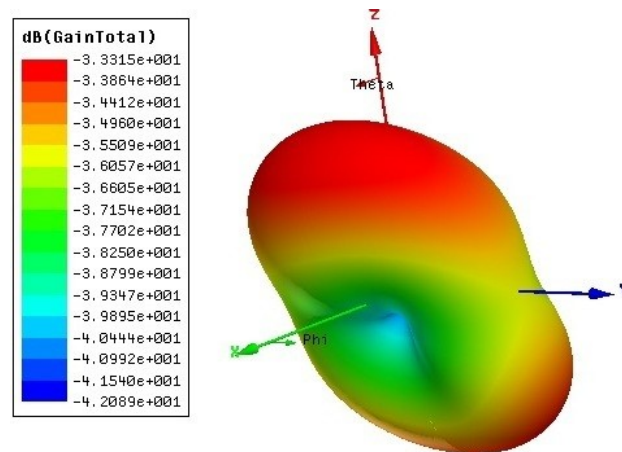
Σχ. 3.15 Νέα μικροσκοπική κυκλική κεραία μικροταινίας ζώνης ΜΙCΣ με αγωγό βραχυκύκλωσης: (α) κάτοψη (β) τρισδιάστατη απεικόνιση.

Στο Σχ. 3.15 απεικονίζεται η απόκριση συχνότητας του συντελεστή ανάκλασης της κεραίας. Η συχνότητα συντονισμού προκύπτει ίση με 402.6 MHz, και παρουσιάζει συντελεστή ανάκλασης $S_{11} = -20.5$ dB. Επίσης υπολογίζεται το εύρος ζώνης -10 dB, $BW=0.66$ MHz.



Σχ. 3.16 Απόκριση συχνότητας συντελεστή ανάκλασης για τη μικροσκοπική κεραία μικροταινίας του Σχ. 3.15.

Τέλος, στο Σχ. 3.17 παρουσιάζεται το τρισδιάστατο διάγραμμα ακτινοβολίας της κεραίας. Η μέγιστη τιμή απολαβής ισούται με -33.3 dB.



Σχ. 3.17 Διάγραμμα ακτινοβολίας της νέας μικροσκοπικής κυκλικής κεραίας μικροταινίας με συχνότητα συντονισμού 402.6 MHz.

Συνοψίζοντας, οι τιμές των παραμέτρων ενδιαφέροντος, που επιτεύχθηκαν και χαρακτηρίζουν τις επιδόσεις της νέας μικροσκοπικής κεραίας μικροταινίας στη ζώνη συχνοτήτων MICS είναι:

- Συντελεστής ανάκλασης, για συχνότητα συντονισμού 402.6 MHz, $S_{11}=-20.5$ dB.
- Εύρος ζώνης -10 dB, BW=0.66 MHz.
- Μέγιστη τιμή της απολαβής, maxGain=-33.3 dB.

3.1.4 Τριστρωματικά κανονικά μοντέλα βιολογικών ιστών

Όπως παρουσιάστηκε στην Παράγραφο 2.4, στη βιβλιογραφία έχουν χρησιμοποιηθεί πολλά και διαφορετικά μοντέλα αναπαράστασης των ιστών του ανθρωπίνου σώματος για μελέτες συστημάτων ιατρικής τηλεμετρίας. Άλλα μοντέλα παρουσιάζουν υψηλή ακρίβεια τόσο ως προς τη γεωμετρία που προσομοιώνουν όσο και ως προς τον τρόπο μοντελοποίησης των ηλεκτρικών ιδιοτήτων των ιστών, ενώ άλλα είναι αρκετά απλοποιημένα. Συνήθως βέβαια όταν πρόκειται να σχεδιαστεί ένα τέτοιο σύστημα, σε πρώτο στάδιο χρησιμοποιούνται απλά μοντέλα, τα οποία ωστόσο δίνουν καλή εικόνα των πραγματικών αποτελεσμάτων. Στην συνέχεια, μπορούν να χρησιμοποιηθούν πιο πολύπλοκα μοντέλα για επιβεβαίωση και αύξηση της ακρίβειας των υπολογισμών.

Στην παρούσα εργασία, πραγματοποιούνται μελέτες με χρήση τριστρωματικών κανονικών μοντέλων βιολογικών ιστών που συναντήθηκαν στη βιβλιογραφία. Συγκεκριμένα χρησιμοποιούνται τρία μοντέλα που προσομοιώνουν το ανθρώπινο κεφάλι [5], βραχίονα [5] και κορμό [6]. Εκτός από το γεγονός ότι και τα τρία μοντέλα αναπαριστώνται από τρία στρώματα ιστών, ένα ακόμη κοινό χαρακτηριστικό τους είναι ότι ο εξωτερικός τους ιστός είναι το δέρμα.

Ένα άλλο σημαντικό ζήτημα αφορά στις ηλεκτρικές ιδιότητες των βιολογικών ιστών που πρέπει να συμπεριληφθούν στις προσομοιώσεις. Στην Παράγραφο 2.4 δόθηκε ιδιαίτερη προσοχή στο γεγονός της εξάρτησης των ηλεκτρικών ιδιοτήτων των ιστών από τη συχνότητα του ηλεκτρομαγνητικού κύματος που αλληλεπιδρά μαζί τους. Ωστόσο, στο εύρος συχνοτήτων ενδιαφέροντος (402-405 MHz) , και σε συχνότητες ± 100 MHz από το διάστημα αυτό (300-500 MHz), δεν παρατηρείται σημαντική διακύμανση των τιμών των ηλεκτρικών ιδιοτήτων των ιστών [7]. Έτσι είναι απόλυτα ασφαλές να θεωρηθούν οι ηλεκτρικές ιδιότητες των ιστών ως σταθερές στις μελέτες που ακολουθούν. Οι τιμές αυτές παρουσιάζονται στον Πίνακα 3.5.

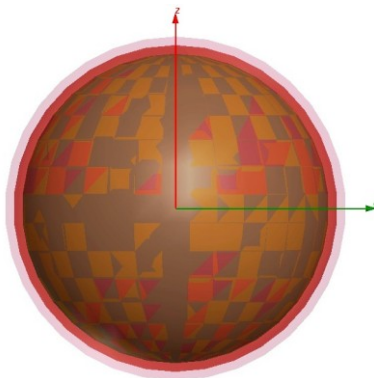
Πίνακας 3.5 Ηλεκτρικές ιδιότητες (διηλεκτρική σταθερά, ϵ_r , αγωγιμότητα, σ) βιολογικών ιστών κανονικών τριστρωματικών μοντέλων της εργασίας.

Ιστός	Σχετική διηλεκτρική σταθερά ϵ_r στα 402MHz	Αγωγιμότητα σ (S/m) στα 402MHz
Οστό	13.1	0.09
Λίπος	5.58	0.04
Εγκέφαλος	57.4	0.74
Μυς	57.1	0.80
Δέρμα	46.7	0.69

Κανονικό τριστρωματικό μοντέλο κεφαλιού

Στο Σχ. 3.18 παρουσιάζεται το μοντέλο κεφαλιού σφαιρικής γεωμετρίας, όπως προσομοιώθηκε στο περιβάλλον HFSS. Τα χαρακτηριστικά του μοντέλου έχουν ως εξής:

- Διάμετρος: 200 mm
- Εξωτερικός ιστός: δέρμα \rightarrow πάχος=5 mm
- Μεσαίος ιστός: οστό \rightarrow πάχος=5 mm
- Εσωτερικός ιστός: εγκέφαλος

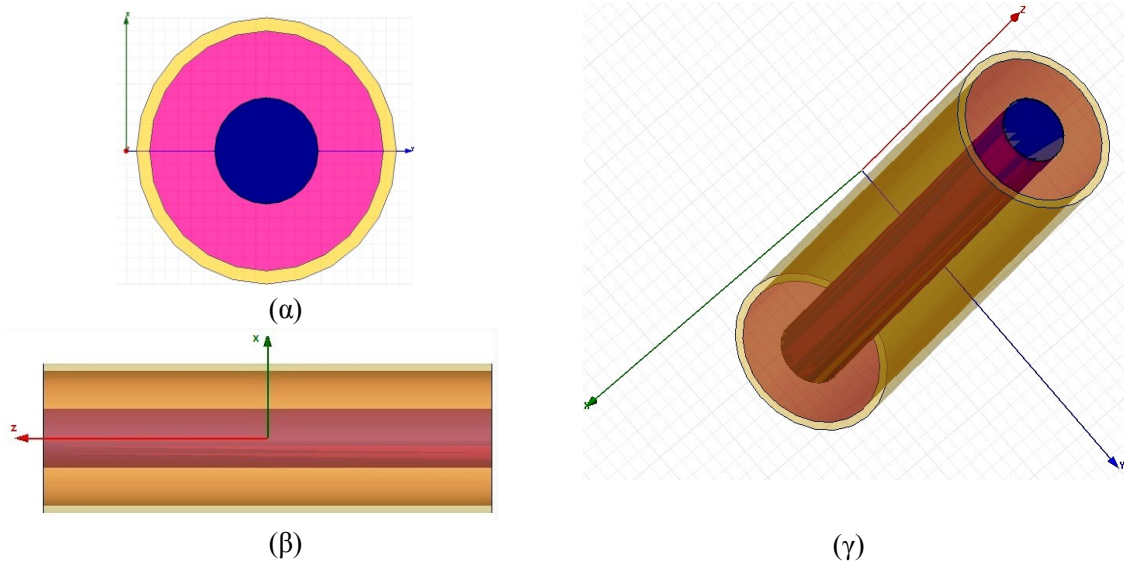


Σχ. 3.18 Τριστρωματικό κανονικό σφαιρικό μοντέλο κεφαλιού.

Κανονικό τριστρωματικό μοντέλο χεριού

Στο Σχ. 3.19 πραγματοποιείται αναπαράσταση του τριστρωματικού κανονικού μοντέλου χεριού, κυλινδρικής γεωμετρίας, όπως σχεδιάστηκε στο περιβάλλον HFSS. Τα χαρακτηριστικά του μοντέλου έχουν ως εξής:

- Διάμετρος του μοντέλου: 100 mm
- Μήκος του μοντέλου: 300 mm
- Εξωτερικός ιστός: δέρμα → ακτίνα=50 mm
- Μεσαίος ιστός: μύς → ακτίνα=45 mm
- Εσωτερικός ιστός: οστό → ακτίνα=20 mm

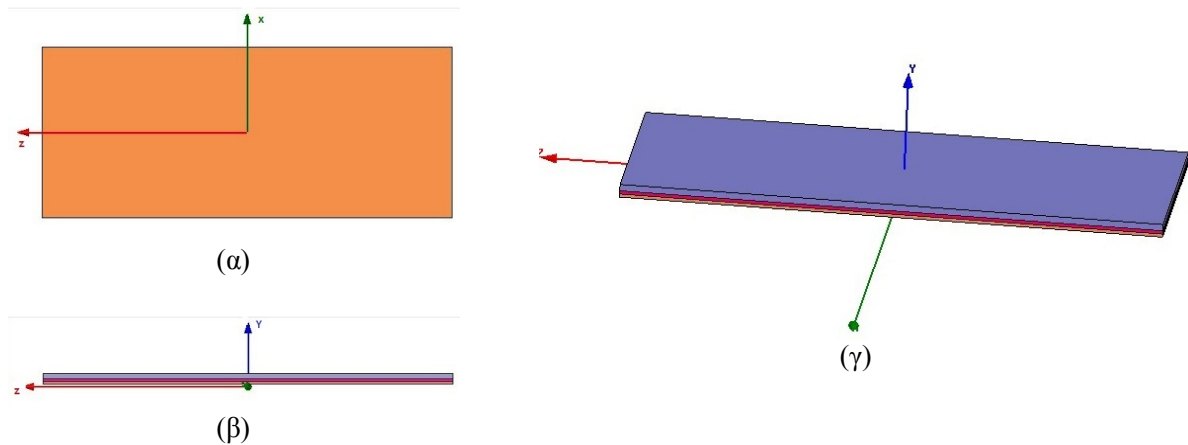


Σχ. 3.19 Τριστρωματικό κανονικό κυλινδρικό μοντέλο χεριού:
(α) κάτοψη (β) πλάγια όψη (γ) τρισδιάστατη απεικόνιση.

Κανονικό τριστρωματικό μοντέλο σώματος

Στη συνέχεια, στο Σχ. 3.20, παρουσιάζεται το τριστρωματικό κανονικό μοντέλο σώματος, επίπεδης γεωμετρίας, όπως δημιουργήθηκε στον περιβάλλον HFSS. Τα χαρακτηριστικά του μοντέλου έχουν ως εξής:

- Μήκος του μοντέλου: 625 mm
- Πλάτος του μοντέλου: 260 mm
- Εξωτερικός ιστός: δέρμα → πάχος=4 mm
- Μεσαίος ιστός: λίπος → πάχος=4 mm
- Εσωτερικός ιστός: μύς → πάχος=8 mm



Σχ. 3.20 Τριστρωματικό κανονικό επίπεδο μοντέλο σώματος:
 (α) κάτοψη (β) πλάγια όψη (γ) τρισδιάστατη απεικόνιση.

Σημειώνεται πως στη βιβλιογραφία [6] δεν είναι επακριβώς ορισμένα το μήκος και το πλάτος του μοντέλου, οπότε χρησιμοποιήθηκαν αυθαίρετες τιμές, οι οποίες ωστόσο βασίζονται σε άλλες γεωμετρίες κανονικών μοντέλων σώματος [5].

Τέλος, στον Πίνακα 3.6 παρατίθενται οι τιμές της πυκνότητας μάζας των παραπάνω ιστών, οι οποίες πρόκειται να χρησιμοποιηθούν για τον έλεγχο των επιδόσεων ασφαλείας των προτεινόμενων κεραιών.

Πίνακας 3.6 Πυκνότητα μάζας βιολογικών ιστών κανονικών τριστρωματικών μοντέλων της εργασίας.

Ιστός	Πυκνότητα μάζας (kg/m^3)
Οστό	2200
Λίπος	920
Εγκέφαλος	1030
Μυς	1040
Δέρμα	1100

3.2 Επιδόσεις Εξωτερικών Κεραιών Παρουσία και Μη Βιολογικών Ιστών

Στις Παραγράφους 3.1.1-3.1.3 παρουσιάστηκε αναλυτικά η διαδικασία σχεδίασης τριών κεραιών (δίπολο $\lambda/2$, απλή μικροταινιακή, μικροσκοπική μικροταινιακή) στον αέρα με συχνότητες συντονισμού στη ζώνη MICS. Κάνοντας μεταβολές των ελεύθερων παραμέτρων τους, έγινε προσπάθεια να επιτευχθούν όσο το δυνατόν καλύτερα χαρακτηριστικά, ανάλογα με τον τύπο της κάθε κεραίας. Σε μια ασύρματη ζεύξη ιατρικής τηλεμετρίας όμως, οι κεραίες αυτές δεν θα βρίσκονται σε ελεύθερο χώρο, αλλά κοντά σε βιολογικούς ιστούς, που εμφανίζουν διαφορετικές ηλεκτρικές ιδιότητες σε σχέση με τον αέρα, όπως έχει ήδη αναφερθεί, κάτι που οδηγεί στη δημιουργία ένας ηλεκτρικά ανομοιογενούς περιβάλλοντος γύρω τους. Το γεγονός αυτό μπορεί να προκαλέσει φαινόμενα αποσυντονισμού και μεταβολής του διαγράμματος ακτινοβολίας.

Η ιδιότητα των ιστών να απορροφούν μέρος της ακτινοβολίας ραδιοσυχνοτήτων που εκπέμπεται στο περιβάλλον τους οδηγεί επιπλέον στην ανάγκη να μελετηθεί το ενδεχόμενο η απορρόφηση αυτή να κινείται σε επικίνδυνα όρια, από πλευράς ασφάλειας του ασθενούς. Κατά συνέπεια, κρίνεται απαραίτητο να γίνει μια ποσοτική και ποιοτική ανάλυση των επιδόσεων των κεραιών αυτών συναρτήσει της απόστασής τους από τους βιολογικούς ιστούς.

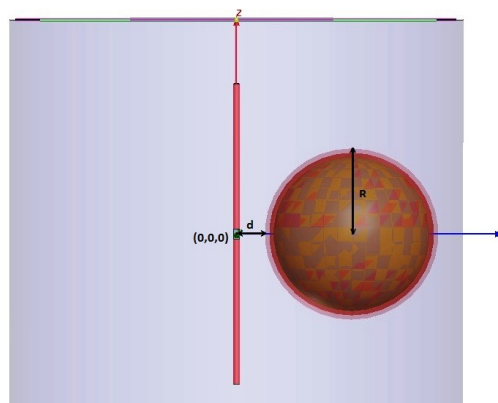
Οι υπολογισμοί των επιδόσεων έγιναν για αποστάσεις των κεραιών από τους ιστούς, που ξεκινούν από επαφή σχεδόν ως και αρκετά εκατοστά του μέτρου μακριά. Για να γίνει σαφής ο τρόπος υπολογισμού των αποστάσεων (d) αυτών, παρατίθενται σχηματικά παραδείγματα (Σχ. 3.21-3.29) με τις απαραίτητες επεξηγήσεις, καθένα από τα οποία περιλαμβάνει μία κεραία και ένα μοντέλο βιολογικών ιστών. Σε κάθε περίπτωση, διακρίνεται και μέρος του περιβλήματος αέρα.

Στα Σχ. 3.21-3.23 απεικονίζονται οι αποστάσεις των κανονικών μοντέλων, που μελετούνται, από το δίπολο $\lambda/2$. Στην αρχή των αξόνων βρίσκεται το κέντρο του διπόλου (κέντρο της πηγής του), από το οποίο μετράται η απόσταση d .

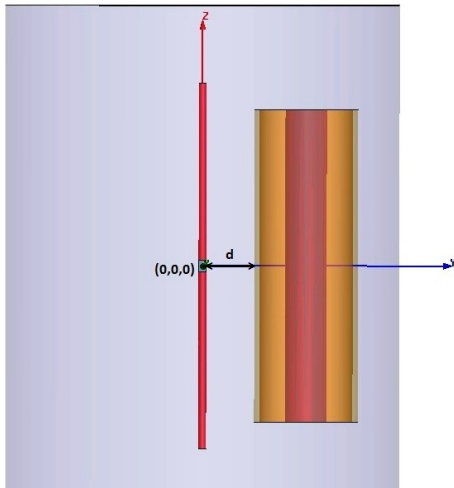
Για το μοντέλο κεφαλιού συγκεκριμένα η απόσταση υπολογίζεται αν λάβουμε υπόψη ότι έχει κέντρο στο σημείο $(0, y_+, 0)$ cm και ισχύει:

$$d = y_+ - 10 \text{ (cm)} \quad (3- 8)$$

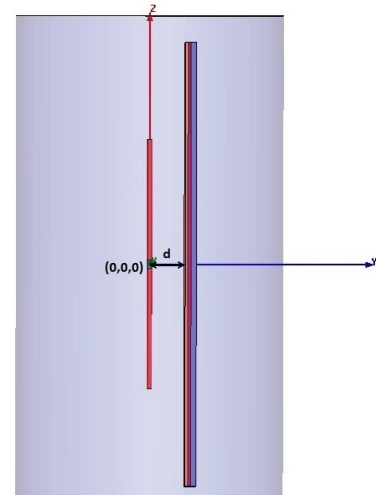
όπου 10cm είναι η ακτίνα του μοντέλου.



Σχ. 3.21 Διπολική κεραία $\lambda/2$ σε απόσταση d από κανονικό μοντέλο κεφαλιού.



Σχ. 3.22 Διπολική κεραία $\lambda/2$ σε απόσταση d από κανονικό μοντέλο βραχίονα.



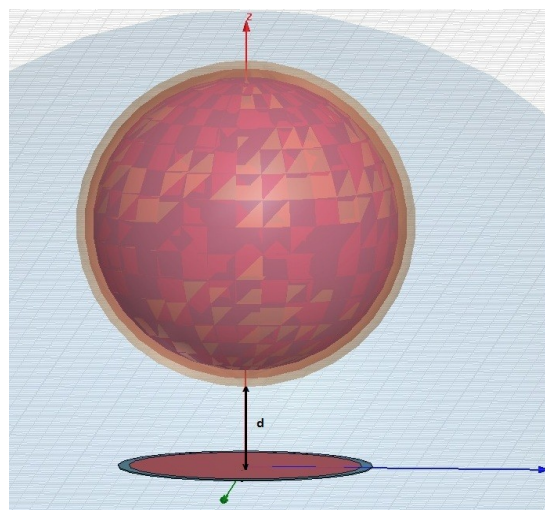
Σχ. 3.23 Διπολική κεραία $\lambda/2$ σε απόσταση d από κανονικό μοντέλο σώματος.

Στην περίπτωση διπόλου - μοντέλου βραχίονα (Σχ. 3.22) σημειώνεται πως το μήκος του βραχίονα εκτείνεται παράλληλα στο δίπολο και η αντίστοιχη σχέση που εφαρμόζεται και σχετίζεται με το κέντρο του κυλινδρικού χεριού $(0, y_+, 0)$, είναι:

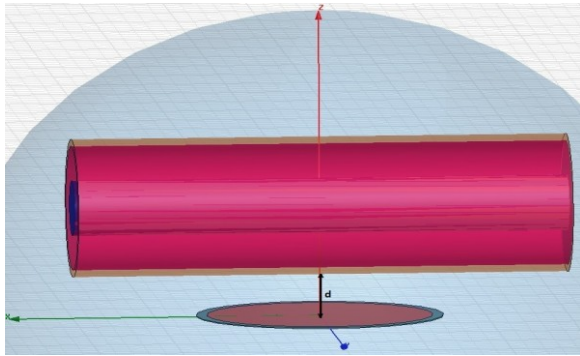
$$d = y_+ - 5 \text{ (cm)}, \text{ όπου } 5 \text{ cm είναι η ακτίνα του μοντέλου} \quad (3-9)$$

ενώ για την απόσταση διπόλου – μοντέλου σώματος (Σχ. 3.23) παρατηρείται επίσης ότι το μήκος του σώματος εκτείνεται παράλληλα στο δίπολο και το d υπολογίζεται ως απόσταση από την αρχή των αξόνων ως το σημείο επαφής με τον ιστό δέρματος (τον πιο κοντινό στην κεραία).

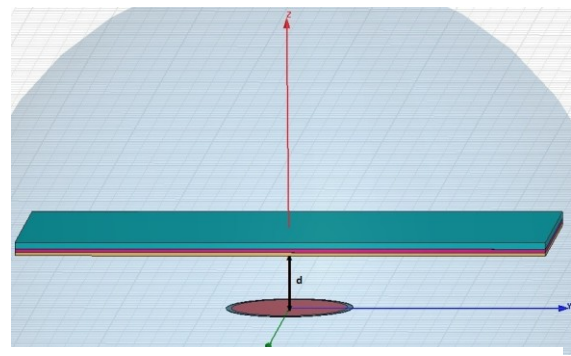
Στα Σχ. 3.24-3.26 απεικονίζονται οι αποστάσεις των κανονικών μοντέλων, που μελετούνται, από την απλή κεραία μικροταινίας. Στην αρχή των αξόνων βρίσκεται το κέντρο της επιφάνειας γείωσης της κεραίας, από όπου μετράται η απόσταση d . Όσον αφορά το άλλο άκρο της απόστασης (σημείο που αγγίζει τα μοντέλα ιστών), ισχύει ότι και προηγουμένως, με μόνη διαφορά τον ημιάξονα στον οποίο κινούνται τα μοντέλα, που είναι ο Oz .



Σχ. 3.24 Απλή κεραία μικροταινίας σε απόσταση d από κανονικό μοντέλο κεφαλιού.

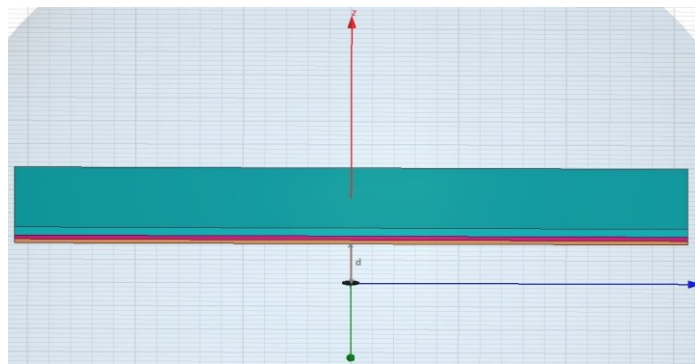


Σχ. 3.25 Απλή κεραία μικροταινίας σε απόσταση d από κανονικό μοντέλο βραχίονα.

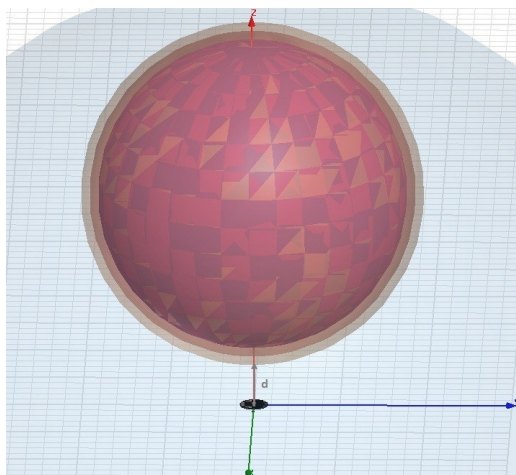


Σχ. 3.26 Απλή κεραία μικροταινίας σε απόσταση d από κανονικό μοντέλο σώματος.

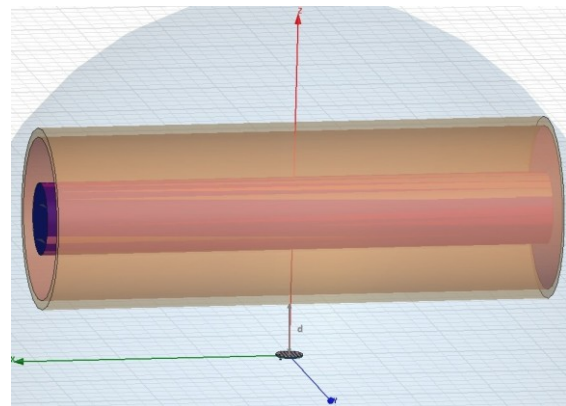
Στα Σχ. 3.27-3.29 ορίζονται οι αποστάσεις των κανονικών μοντέλων, που μελετούνται, από τη μικροσκοπική κεραία μικροταινίας. Ισχύουν όσα αναφέρθηκαν προηγουμένως για την απλή κεραία μικροταινίας. Τα σχήματα ωστόσο παρατίθενται, γιατί δίνουν μια πολύ καλή εικόνα για το μέγεθος της κεραίας σε σχέση με τους ιστούς.



Σχ. 3.27 Μικροσκοπική κεραία μικροταινίας σε απόσταση d από κανονικό μοντέλο σώματος.



Σχ. 3.28 Μικροσκοπική κεραία μικροταινίας σε απόσταση d από κανονικό μοντέλο κεφαλιού.



Σχ. 3.29 Μικροσκοπική κεραία μικροταινίας σε απόσταση d από κανονικό μοντέλο βραχίονα.

Σημειώνεται πως για να υπολογιστούν οι καθαρές αποστάσεις κεραίας-μοντέλου, πρέπει να αφαιρέσουμε στις περιπτώσεις του διπόλου την ακτίνα του και σ' εκείνες των κεραίων μικροταινίας το πάχος τους. Ωστόσο, διευκολύνει τους υπολογισμούς η θεώρηση της απόστασης από το σημείο $(0, 0, 0)$.

3.2.1 Επιδόσεις συντονισμού

Μετά τη σχεδίαση όλων των συνδυασμών μοντέλων ιστών – κεραιών και τον καθορισμό του τρόπου ορισμού των αποστάσεων τους, πραγματοποιήθηκαν σαράντα μετρήσεις για κάθε συνδυασμό, οι οποίες αφορούν αποστάσεις που ξεκινούν από επαφή σχεδόν μιας κεραιάς από ένα μοντέλο ιστών, μέχρι και περίπου 30 cm μακριά. Στόχος ήταν να μελετηθεί ο τρόπος που επηρεάζονται τα χαρακτηριστικά συντονισμού κάθε κεραιάς από τους βιολογικούς ιστούς, συναρτήσει της μεταξύ τους απόστασης.

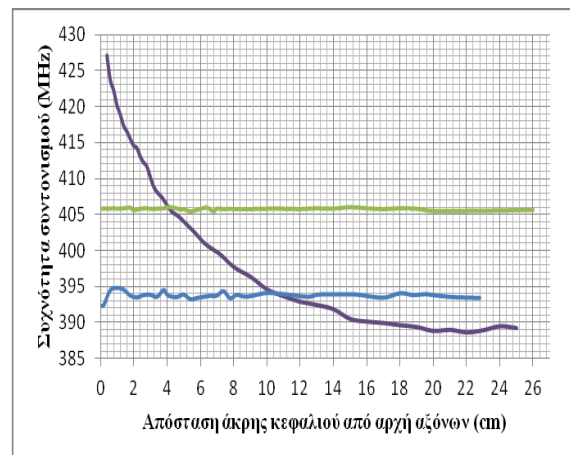
Στον Πίνακα 3.7 υπενθυμίζονται τα χαρακτηριστικά συντονισμού των τριών κεραιών που σχεδιάστηκαν, όταν λειτουργούν στον αέρα.

Πίνακας 3.7 Χαρακτηριστικά συντονισμού των τριών κεραιών που σχεδιάστηκαν, στον αέρα.

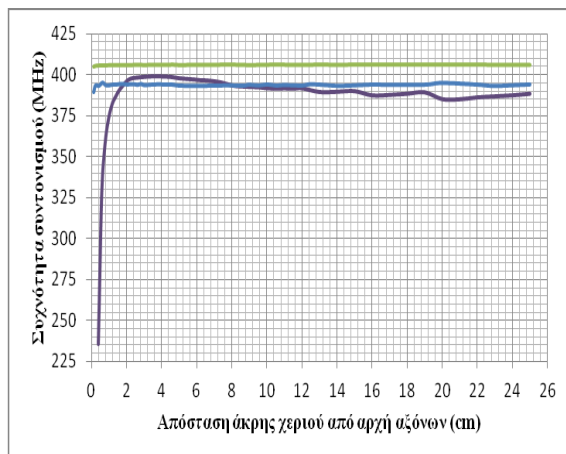
	Δίπολο $\lambda/2$	Απλή patch	Μικροσκοπική patch
Συχνότητα συντονισμού (f_{res})	402.4 MHz	402.1 MHz	402.6 MHz
Συντελεστής ανάκλασης (S_{11}) στην f_{res}	-68.9 dB	-45.3 dB	-20.5 dB

Υπόμνημα:

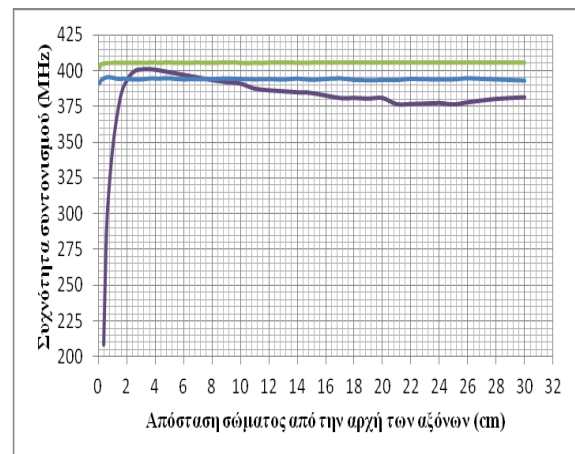
- διπολική
- απλή patch
- μικροσκοπική patch



(α)



(β)



(γ)

Σχ. 3.30 Διαγράμματα συχνότητας συντονισμού διπόλου, απλής και μικροσκοπικής κεραιάς μικροταινίας συναρτήσει της απόστασης από κανονικό μοντέλο: (α) κεφαλιού (β) βραχίονα (γ) σώματος.

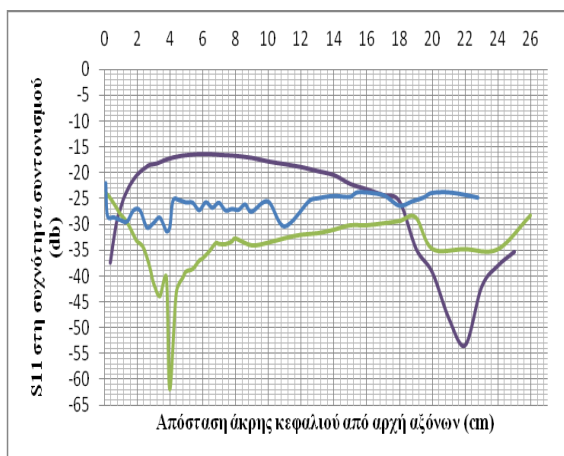
Στα διαγράμματα του Σχ. 3.30 απεικονίζονται οι μεταβολές της συχνότητας συντονισμού των τριών προτεινόμενων κεραιών συναρτήσει της απόστασης από καθένα από τα τρία κανονικά μοντέλα βιολογικών ιστών (κεφαλιού, βραχίονα, σώματος) της Παραγράφου 3.1.4.

Την εντονότερη διακύμανση τιμών συχνότητας συντονισμού (f_{res}) παρουσιάζει η διπολική κεραία. Πιο συγκεκριμένα, στην περίπτωση που βρίσκεται κοντά στο μοντέλο κεφαλιού, παρατηρείται εκθετική μείωση των τιμών της συχνότητας συντονισμού όσο η κεραία απομακρύνεται από το κεφάλι. Το εύρος των τιμών αυτών ξεκινάει από τα 427 MHz και φτάνει στα 389 MHz. Δεδομένου του αρκετά μεγάλου εύρους ζώνης που παρουσιάζει η κεραία όμως, μπορεί να θεωρηθεί πως λειτουργεί ικανοποιητικά στην ζώνη MICS. Πιο σταθερή συμπεριφορά παρουσιάζουν οι τιμές f_{res} στις περιπτώσεις της απόστασης του δίπολου από το βραχίονα ή το σώμα. Αν και σε αποστάσεις έως 2 cm οι τιμές εμφανίζουν απότομη αύξηση ξεκινώντας από χαμηλές συχνότητες συντονισμού, στη συνέχεια περιορίζονται σε μικρότερο εύρος από 374 ως 400 MHz.

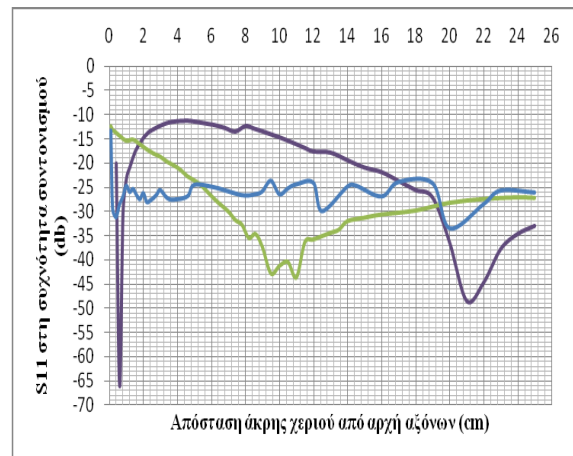
Σε αντίθεση με τη διπολική κεραία, οι δύο κεραιές μικροταινίας (απλή και μικροσκοπική) παρουσιάζουν πιο σταθερή συμπεριφορά σε όλες τις αποστάσεις που υπολογίστηκαν και εβρισκόμενες κοντά σε οποιοδήποτε από τα τρία κανονικά μοντέλα ιστών. Πιο αναλυτικά, η απλή κεραία μικροταινίας παρουσιάζει συντονισμό περί τα 405 ± 2 MHz, ενώ η μικροσκοπική κεραία μικροταινίας περί τα 392 ± 3 MHz. Είναι προφανές πως και στις δύο αυτές κεραιές έχει μετατοπιστεί η συχνότητα συντονισμού λόγω της αλληλεπίδρασης τους με το ηλεκτρικά ανομοιογενές περιβάλλον που δημιουργείται γύρω τους.

Για να λειτουργούν όσο πιο αποδοτικά γίνεται λοιπόν και οι τρεις προαναφερθείσες κεραιές παρουσία βιολογικών ιστών, θα πρέπει να γίνει προσπάθεια επανασυντονισμού τους στα 402 MHz. Η μόνη περίπτωση η οποία φαίνεται να μην επιδέχεται πολύ μεγαλύτερη βελτίωση είναι το δίπολο παρουσία κεφαλιού, λόγω της σημαντικής εξάρτησης που παρουσιάζεται να έχει από την απόσταση των δύο στοιχείων.

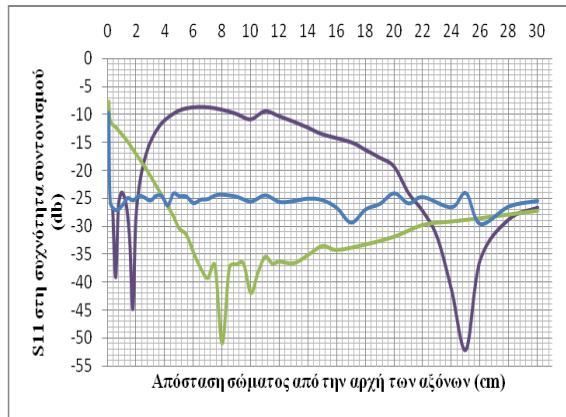
Ακολουθεί η μελέτη του συντελεστή ανάκλασης S_{11} στη συχνότητα συντονισμού και για τις εννιά προαναφερθείσες περιπτώσεις κεραίας-μοντέλου ιστών, συναρτήσει πάντα της απόστασης (Σχ. 3.31 (α)-(γ)).



(α)



(β)



(γ)

Σχ. 3.31 Διαγράμματα συντελεστή ανάκλασης διπόλου, απλής και μικροσκοπικής κεραίας μικροταινίας συναρτήσει της απόστασης από κανονικό μοντέλο: (α) κεφαλιού (β) βραχίονα (γ) σώματος.

Τα διαγράμματα του Σχ. 3.31 με μια πρώτη ματιά φαίνεται να μην παρουσιάζουν ιδιαίτερη σταθερότητα ως προς τις τιμές τους καθώς μεταβάλλεται η απόσταση των κεραίων από τα μοντέλα ιστών.

Η πιο σταθερή συμπεριφορά παρατηρείται από τη μικροσκοπική κεραία μικροταινίας, η οποία παρουσιάζει τιμές του S_{11} σε μικρό εύρος γύρω από τα -25 dB, ευρισκόμενη κοντά σε οποιοδήποτε από τα τρία μοντέλα ιστών και για όλες σχεδόν τις αποστάσεις που μελετούνται. Σημειώνεται μάλιστα βελτίωση της τιμής του S_{11} για τις συχνότητες συντονισμού που εμφανίζει όταν βρίσκεται κοντά στα μοντέλα ιστών σε σχέση με την περίπτωση του αέρα.

Την πιο ασταθή συμπεριφορά φαίνεται να έχει και αυτή τη φορά η διπολική κεραία, της οποίας τα διαγράμματα παρουσιάζουν κάποιες αιχμές μεγάλου μέτρου του συντελεστή ανάκλασης, ενώ παράλληλα παρατηρούνται και αποστάσεις στις οποίες οι τιμές του S_{11} σχεδόν αγγίζουν τα -10 dB, τιμή που αποτελεί όριο εύρυθμης λειτουργίας μιας κεραίας. Επιπλέον καμία από τις τιμές του S_{11} δεν φτάνει εκείνη που επιτυγχάνει το δίπολο στον αέρα.

Τέλος, η συμπεριφορά της απλής κεραίας μικροταινίας εμφανίζει σε γενικές γραμμές ηπιότερες διακυμάνσεις τιμών του συντελεστή ανάκλασης σε σχέση με το δίπολο. Πιο συγκεκριμένα, μέχρι η απόσταση κεραίας - μοντέλου (βραχίονα, σώματος) να γίνει περίπου 7 cm, το μέτρο του S_{11} αυξάνεται σχεδόν γραμμικά, παρουσιάζοντας αρκετά έντονη κλίση. Έπειτα εμφανίζει μια αιχμή που δηλώνει ακόμη πιο μεγάλη τιμή μέτρου S_{11} και τελικά η τιμή αρχίζει να μειώνεται (και πάλι κατά μέτρο) γραμμικά, αλλά με σημαντικά μικρότερη κλίση από την αρχή. Ομοίως κινείται και στην περίπτωση που αλληλεπιδρά με μοντέλο κεφαλιού, με μόνη διαφορά το σημείο που εμφανίζεται η αιχμή. Οι τιμές των αιχμών είναι και αυτές που πλησιάζουν εκείνη της περίπτωσης της κεραίας στον αέρα.

Συμπερασματικά, τη μεγαλύτερη εξάρτηση από την απόσταση με τα μοντέλα, όσον αφορά τα χαρακτηριστικά συντονισμού, εμφανίζει η διπολική κεραία. Το γεγονός αυτό προφανώς οφείλεται στη γεωμετρία της και τον τρόπο διέγερσής της, στοιχεία στα οποία διαφέρει από τις άλλες δυο κεραίες που μελετούνται στην εργασία αυτή.

3.2.2 Επιδόσεις ακτινοβολίας

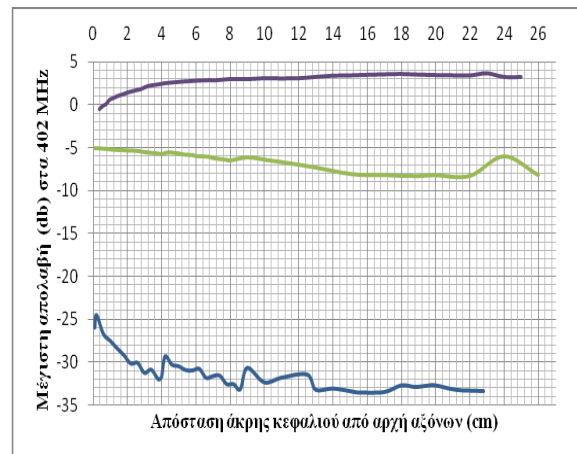
Όπως φάνηκε και από την Παράγραφο 3.2.1, στις περισσότερες περιπτώσεις οι συχνότητες συντονισμού που επιτυγχάνονται δεν ταυτίζονται με τα 402 MHz, και άρα η κάθε κεραία δεν εμφανίζει στη συχνότητα αυτή τη μέγιστη δυνατή απόδοση της. Είναι ενδιαφέρον, λοιπόν, να εξεταστεί πώς το γεγονός αυτό επηρεάζει την απολαβή των κεραιών στα 402 MHz. Παράλληλα με τις μετρήσεις που έγιναν για τις μεταβολές των επιδόσεων συντονισμού, καταγράφηκαν και οι μεταβολές των επιδόσεων ακτινοβολίας, οι οποίες και παρουσιάζονται στο Σχ. 3.32. Στον Πίνακα 3.8 υπενθυμίζονται οι μέγιστες τιμές απολαβής των κεραιών στον αέρα.

Πίνακας 3.8 Μέγιστη τιμή απολαβής των τριών κεραιών που σχεδιάστηκαν, στον αέρα.

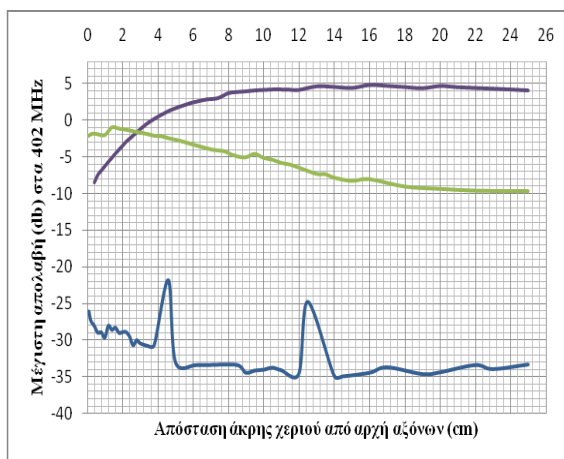
	Δίπολο $\lambda/2$	Απλή patch	Μικροσκοπική patch
Μέγιστη απολαβή στα 402MHz	2.4 dB	-10.2 dB	-33.3 dB

Υπόμνημα:

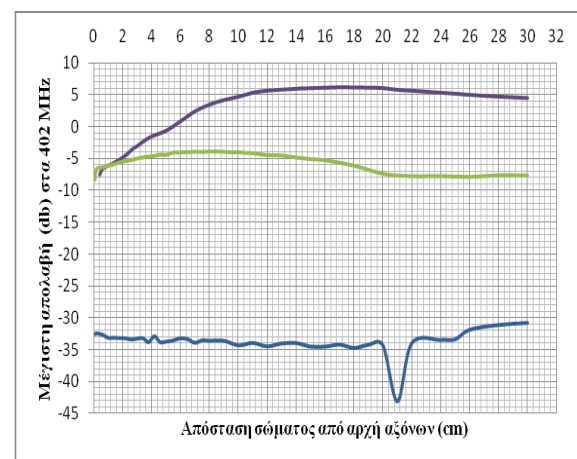
- διπολική
- απλή patch
- μικροσκοπική patch



(α)



(β)



(γ)

Σχ. 3.32 Διαγράμματα μέγιστης απολαβής στα 402 MHz διπόλου, απλής και μικροσκοπικής κεραίας μικροταινίας, συναρτήσει της απόστασης από κανονικό μοντέλο:

(α) κεφαλιού (β) βραχίονα (γ) σώματος.

Παρατηρώντας τα διαγράμματα του Σχ. 3.32 δεν εντοπίζεται κοινή συμπεριφορά των τριών κεραιών ως προς τις τιμές της μέγιστης απολαβής που παρουσιάζουν στα 402 MHz για διάφορες τιμές απόστασης από τα κανονικά μοντέλα βιολογικών ιστών.

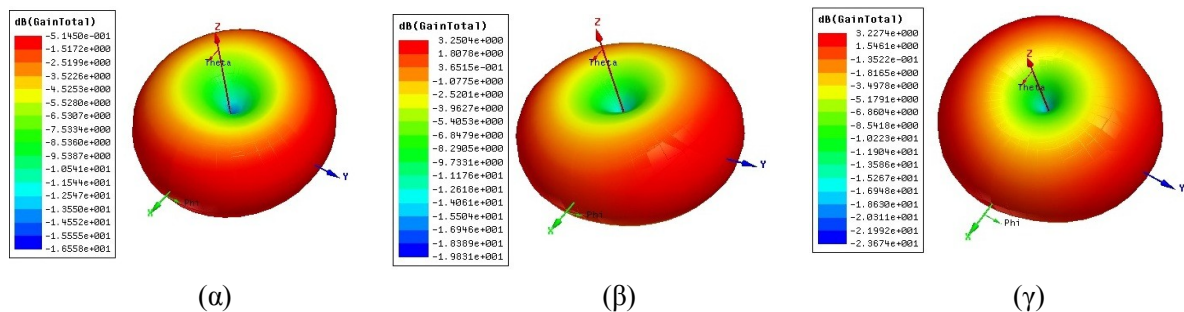
Η διπολική κεραία φαίνεται να ακολουθεί αντίστροφη συμπεριφορά από αυτήν στη μελέτη μεταβολής της συχνότητας συντονισμού. Όσο δηλαδή αυξάνεται η απόσταση διπόλου και μοντέλου ιστών, αυξάνει και η τιμή της απολαβής στη συχνότητα ενδιαφέροντος. Συνδυάζοντάς το με τα αποτελέσματα της μεταβολής της f_{res} , είναι αναμενόμενη αυτή η συμπεριφορά, αφού με την αύξηση της απόστασης παρατηρείται μείωση της f_{res} , της οποίας η τιμή συνεχώς πλησιάζει την επιθυμητή. Μάλιστα όσο απομακρύνεται το δίπολο από τα μοντέλα φαίνεται να έχει καλύτερη τιμή απολαβής στα 402 MHz απ' ότι όταν βρίσκεται στον αέρα.

Στην περίπτωση της απλής μικροταινιακής κεραίας, κρίνεται ως αξιοσημείωτο το γεγονός ότι οι τιμές απολαβής είναι ελαφρώς καλύτερες σε σχέση με εκείνη που λήφθηκε όταν η κεραία βρισκόταν στον αέρα. Ωστόσο όσο αυξάνεται η απόσταση από τα μοντέλα ιστών, τείνει η τιμή της απολαβής της, προς εκείνη στην περίπτωση του αέρα.

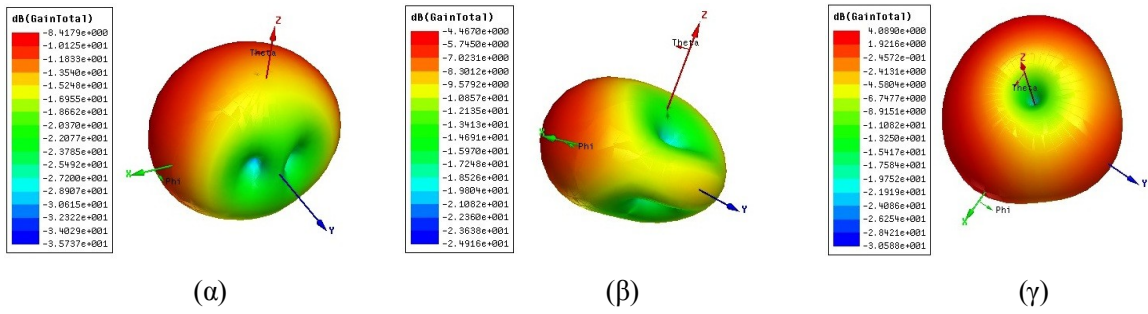
Για τη μικροσκοπική κεραία μικροταινιακής, επίσης παρατηρούνται σε κάποιες αποστάσεις βελτιωμένες τιμές απολαβής. Όμως σε γενικές γραμμές δεν αποκλίνουν πολύ οι τιμές απολαβής, για σχεδόν όλες τις αποστάσεις, από την τιμή που παρουσιάζει η κεραία όταν στο περιβάλλον της δεν υπάρχουν βιολογικοί ιστοί.

Ενδεικτικά παρουσιάζονται στη συνέχεια τα διαγράμματα ακτινοβολίας για τρεις από τις σαράντα τιμές αποστάσεων κεραίας - μοντέλου ιστών, για καθεμία από τις εννιά περιπτώσεις που μελετήθηκαν (Σχ. 3.33-3.41). Διαπιστώνεται εύκολα πως οι μορφές των διαγραμμάτων έχουν οφθαλμοφανείς διαφορές και μεταξύ τους, αλλά και σε σύγκριση με εκείνα που σχεδιάστηκαν για την περίπτωση οι κεραίες να βρίσκονται στον αέρα. Ο συνδυασμός κεφαλιού και διπόλου (Σχ. 3.33) ίσως είναι ο μοναδικός που εμφανίζει διαγράμματα παρόμοια μεταξύ τους αλλά και με την περίπτωση απουσίας βιολογικών ιστών από το περιβάλλον του (Σχ. 3.4).

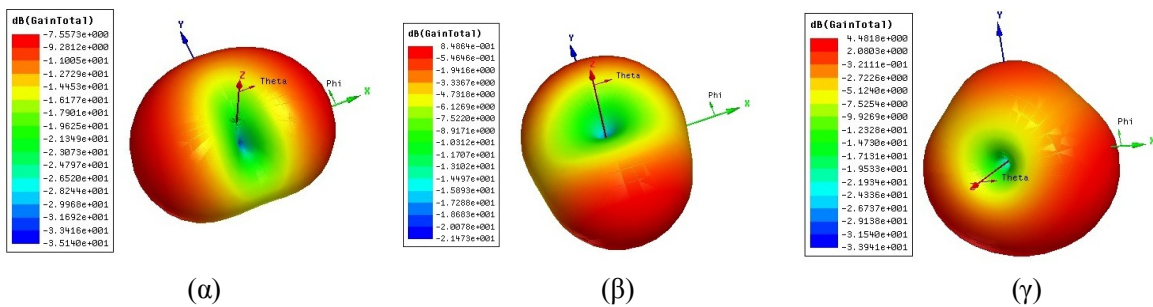
Διαγράμματα ακτινοβολίας διπόλου $\lambda/2$ στα 402MHz



Σχ. 3.33 Διάγραμμα ακτινοβολίας διπόλου $\lambda/2$ που βρίσκεται κοντά σε κανονικό μοντέλο κεφαλιού, σε απόσταση: (α) 0.36cm (β) 13cm (γ) 25cm από την αρχή των αξόνων.

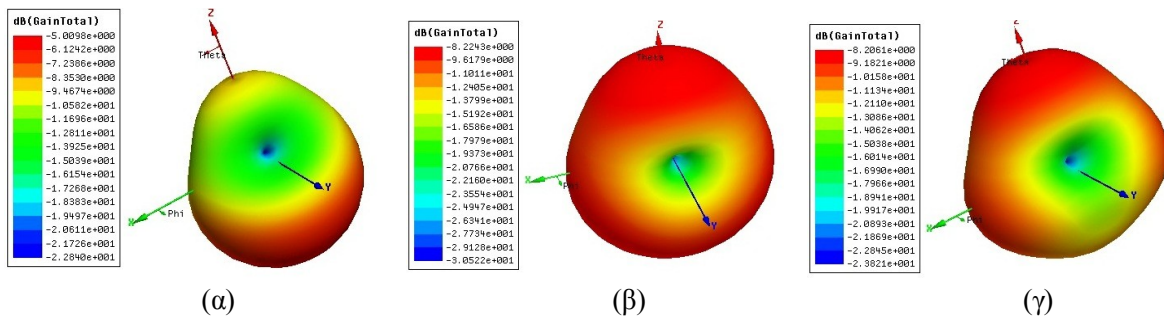


Σχ. 3.34 Διάγραμμα ακτινοβολίας διπόλου $\lambda/2$ που βρίσκεται κοντά σε κανονικό μοντέλο βραχίονα, σε απόσταση: (α) 0.4cm (β) 1.6cm (γ) 25cm από την αρχή των αξόνων.

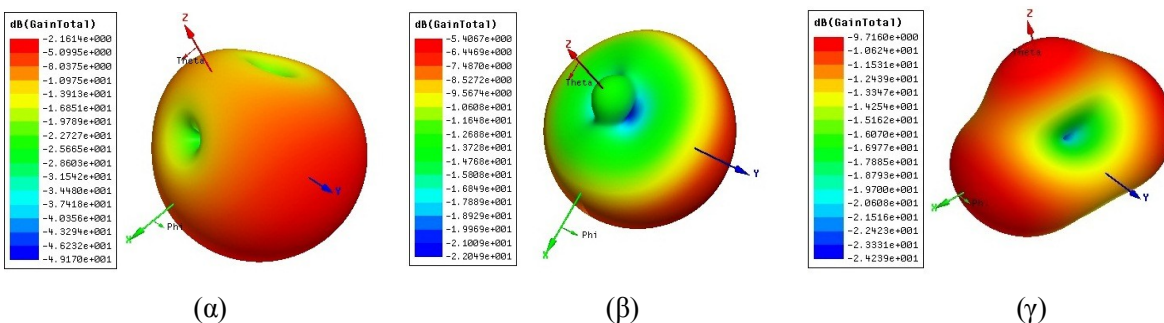


Σχ. 3.35 Διάγραμμα ακτινοβολίας διπόλου $\lambda/2$ που βρίσκεται κοντά σε κανονικό μοντέλο σώματος, σε απόσταση: (α) 0.4cm (β) 6cm (γ) 30cm από την αρχή των αξόνων.

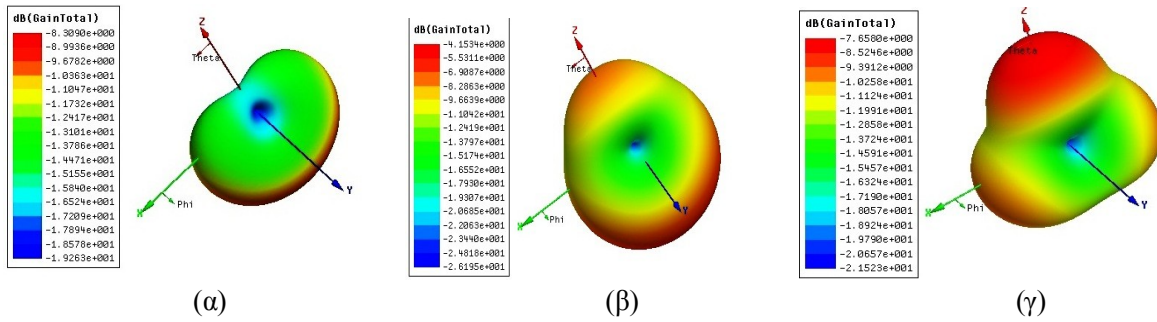
Διαγράμματα ακτινοβολίας απλής κεραίας μικροταινίας στα 402MHz



Σχ. 3.36 Διάγραμμα ακτινοβολίας απλής patch κεραίας που βρίσκεται κοντά σε κανονικό μοντέλο κεφαλιού, σε απόσταση: (α) 0.1cm (β) 16cm (γ) 26cm από την αρχή των αξόνων.

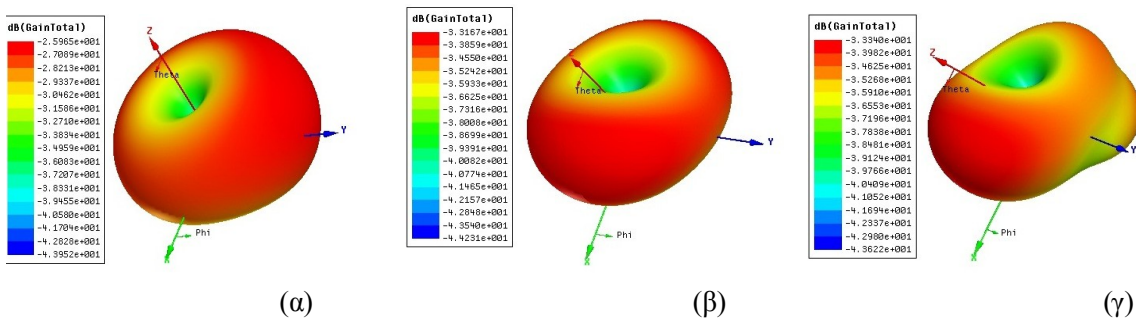


Σχ. 3.37 Διάγραμμα ακτινοβολίας απλής patch κεραίας που βρίσκεται κοντά σε κανονικό μοντέλο βραχίονα, σε απόσταση: (α) 0.1cm (β) 10.5cm (γ) 25cm από την αρχή των αξόνων.

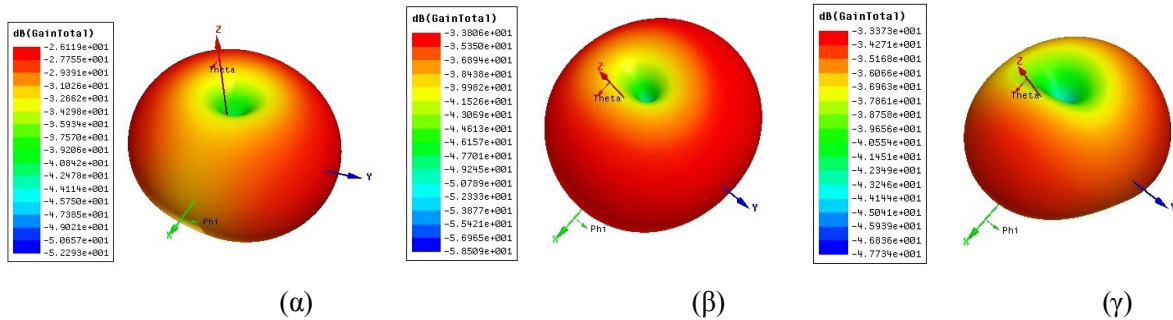


Σχ. 3.38 Διάγραμμα ακτινοβολίας απλής patch κεραίας που βρίσκεται κοντά σε κανονικό μοντέλο σώματος, σε απόσταση: (α) 0.1cm (β) 10.5cm (γ) 30cm από την αρχή των αξόνων.

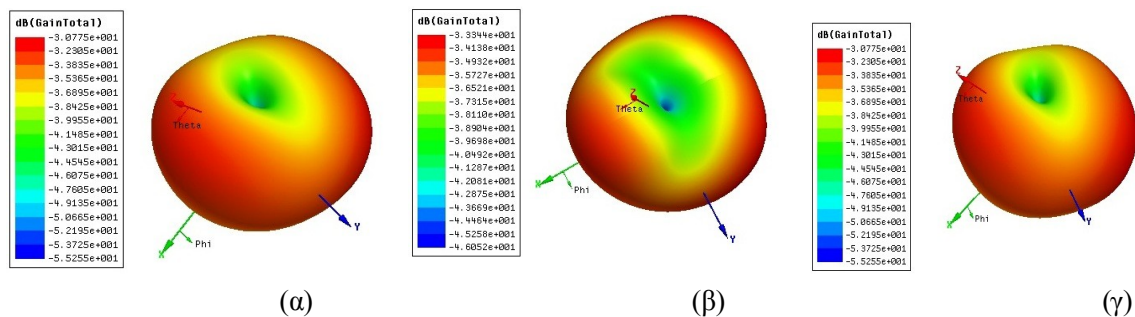
Διαγράμματα ακτινοβολίας μικροσκοπικής κεραίας μικροταινίας στα 402MHz



Σχ. 3.39 Διάγραμμα ακτινοβολίας μικροσκοπικής patch κεραίας που βρίσκεται κοντά σε κανονικό μοντέλο κεφαλιού, σε απόσταση: (α) 0.1cm (β) 13cm (γ) 22.8cm από την αρχή των αξόνων.



Σχ. 3.40 Διάγραμμα ακτινοβολίας μικροσκοπικής patch κεραίας που βρίσκεται κοντά σε κανονικό μοντέλο βραχίονα, σε απόσταση: (α) 0.1cm (β) 10.5cm (γ) 25cm από την αρχή των αξόνων.



Σχ. 3.41 Διάγραμμα ακτινοβολίας μικροσκοπικής patch κεραίας που βρίσκεται κοντά σε κανονικό μοντέλο σώματος, σε απόσταση: (α) 0.1cm (β) 6.5cm (γ) 30cm από την αρχή των αξόνων.

3.2.3 Επιδόσεις ασφάλειας

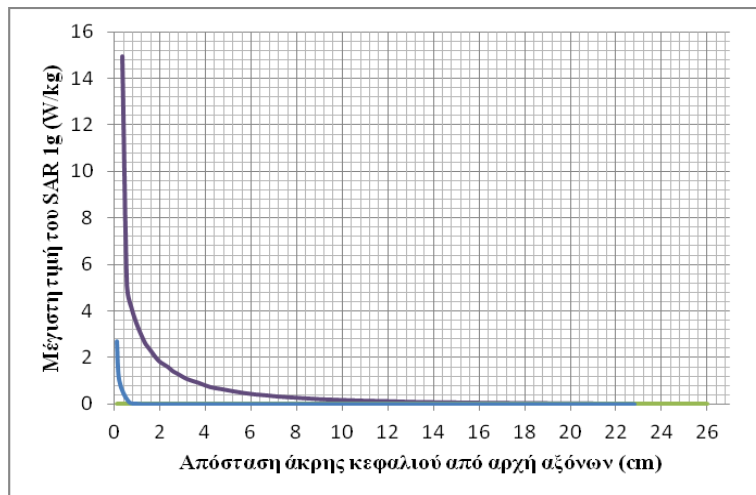
Ως τώρα μελετήθηκαν τα βασικά χαρακτηριστικά των τριών κεραιών που σχεδιάστηκαν όσον αφορά τις επιδόσεις τους στον αέρα αλλά και παρουσία βιολογικών ιστών. Σε μια ζεύξη ιατρικής τηλεμετρίας είναι απαραίτητο όμως να εξεταστεί και πώς επιδρούν οι κεραιές στους βιολογικούς ιστούς με τη βοήθεια του δείκτη SAR, όπως αναφέρθηκε και στην Παράγραφο 2.3.

Επειδή οι προαναφερθείσες κεραιές δημιουργήθηκαν με στόχο να λειτουργούν ως τμήμα της εξωτερικής διάταξης ασύρματου συστήματος τηλεμετρίας, το ενδιαφέρον στρέφεται κυρίως στην απορρόφηση ακτινοβολίας από τον εξωτερικό ιστό κάθε κανονικού μοντέλου που εξετάζεται, δηλαδή το δέρμα. Ένας άλλος λόγος που ενδιαφέρει κυρίως το δέρμα είναι γιατί εντός του γίνονται συνήθως οι εμφυτεύσεις των εσωτερικών διατάξεων του συστήματος.

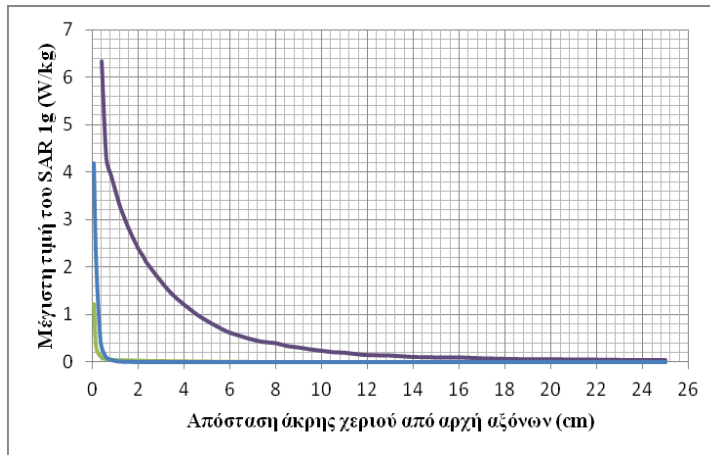
Πραγματοποιήθηκαν υπολογισμοί για όλες τις αποστάσεις και όλους τους συνδυασμούς κεραιών–μοντέλων ιστών που έχουν χρησιμοποιηθεί ως τώρα στην εργασία. Σημειώνεται πως οι υπολογισμοί αφορούν και στους δυο δείκτες SAR (ανά 1g ιστού, ανά 10g ιστού), ενώ ως ισχύς εισόδου ορίζεται σε όλες τις περιπτώσεις το 1 W. Τα αποτελέσματα των μετρήσεων απεικονίζονται διαγραμματικά στο Σχ. 3.42.

Υπόμνημα:

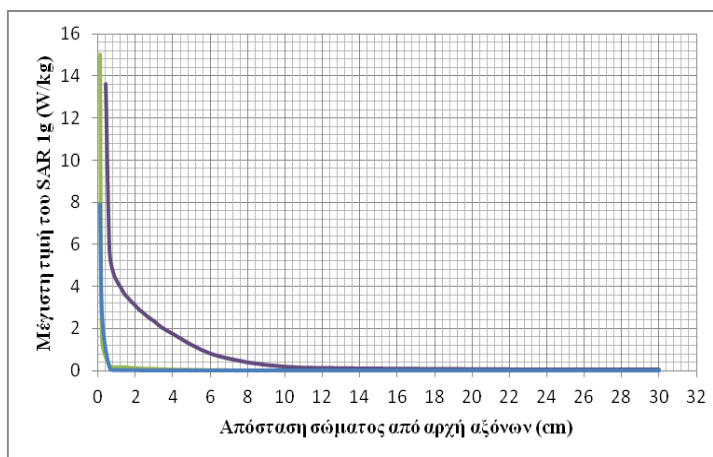
- διπολική
- απλή patch
- μικροσκοπική patch



(α)



(β)

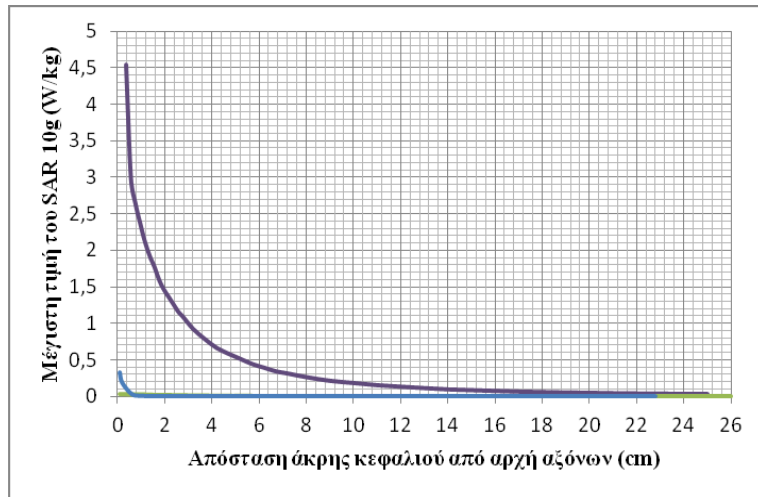


(γ)

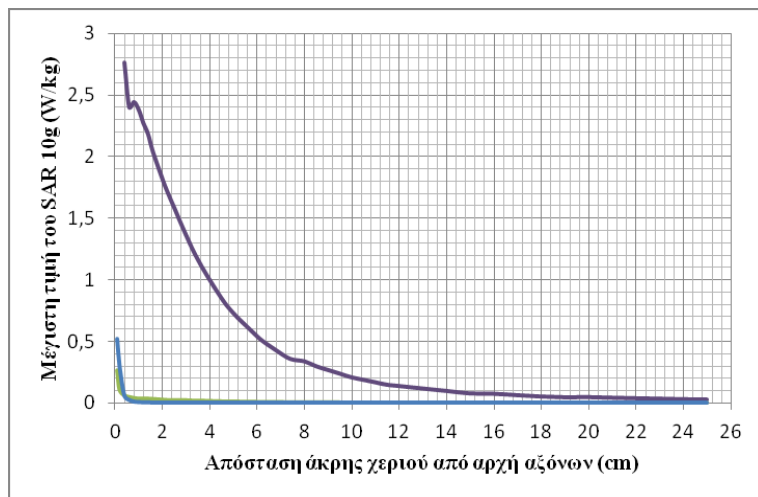
Σχ. 3.42 Διαγράμματα SAR_{1g} διπόλου, απλής και μικροσκοπικής κεραίας μικροταινίας συναρτήσει της απόστασης από κανονικό μοντέλο: (α) κεφαλιού (β) βραχίονα (γ) σώματος.

Γνωρίζοντας πως το όριο ασφαλούς λειτουργίας μιας κεραίας ως προς την απορρόφηση της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας που εκπέμπει, από τους ιστούς, για τις περιπτώσεις του Σχ. 3.42, είναι $SAR_{1g} < 1.6 \text{ W/kg}$, θα πρέπει να μικρύνει ελάχιστα η ισχύς εισόδου, ώστε να επιτυγχάνονται αποδεκτές τιμές του ειδικού ρυθμού απορρόφησης. Ιδιαίτερη προσοχή βέβαια απαιτείται στο ενδεχόμενο χρήσης της διπολικής κεραίας, η οποία υπερβαίνει τα αποδεκτά όρια του SAR για κάποια εκατοστά απόστασης κεραίας-ιστών. Οι περιπτώσεις των κεραιών μικροταινίας φαίνεται να θέτουν ως μόνο περιορισμό για ισχύ εισόδου 1W το να μην βρίσκονται σε απόσταση επαφής οι κεραίες με τους ιστούς. Σε ελάχιστα πιο μεγάλες αποστάσεις σχεδόν μηδενίζεται η τιμή του SAR_{1g} .

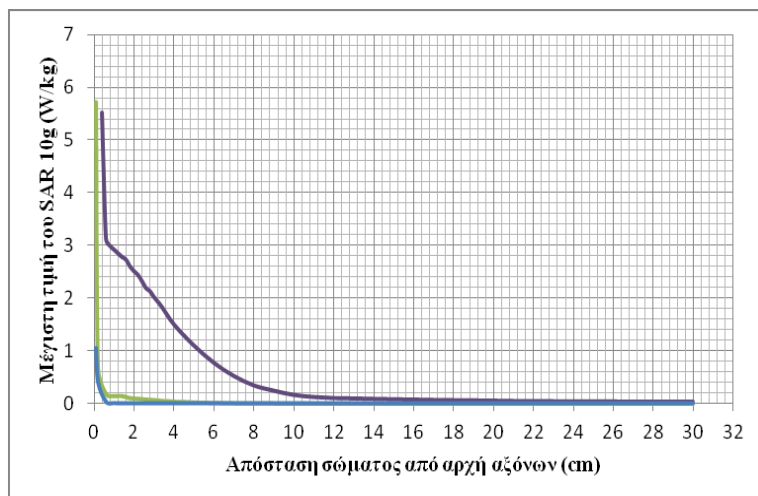
Αντίστοιχα διαγράμματα έχουν προκύψει και για τις τιμές του ρυθμού απορρόφησης SAR ανά 10g ιστού, για τον οποίο πρέπει να ισχύει: $SAR_{10g} < 2 \text{ W/kg}$. Όμοια συμπεράσματα με τον περιορισμό του SAR_{1g} εξάγονται και από τα διαγράμματα του Σχ. 3.43 για τον SAR_{10g} .



(α)



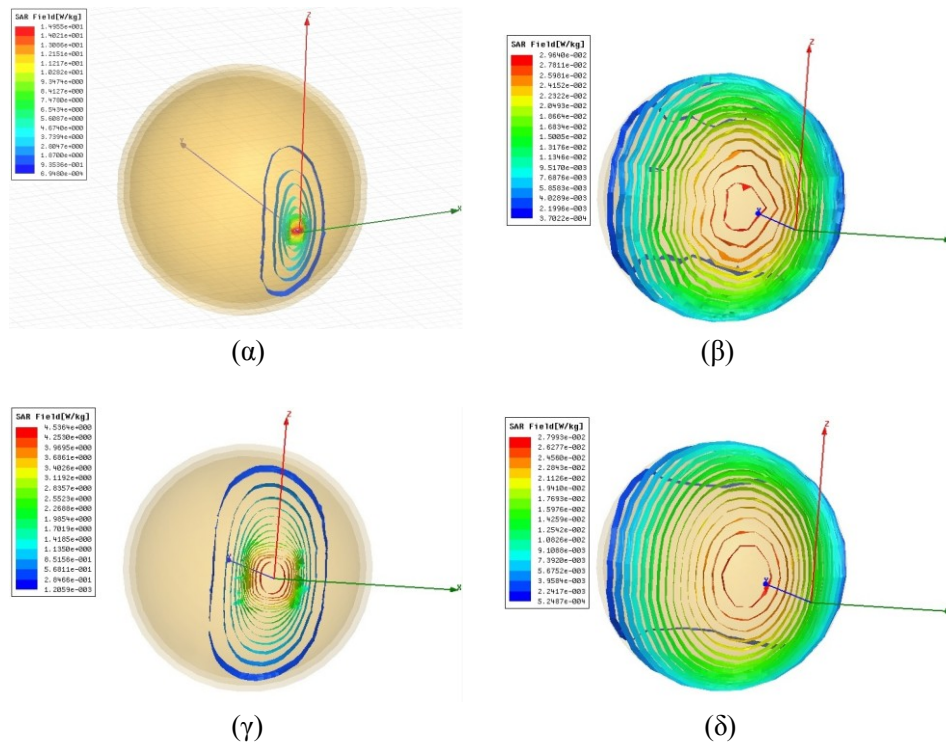
(β)



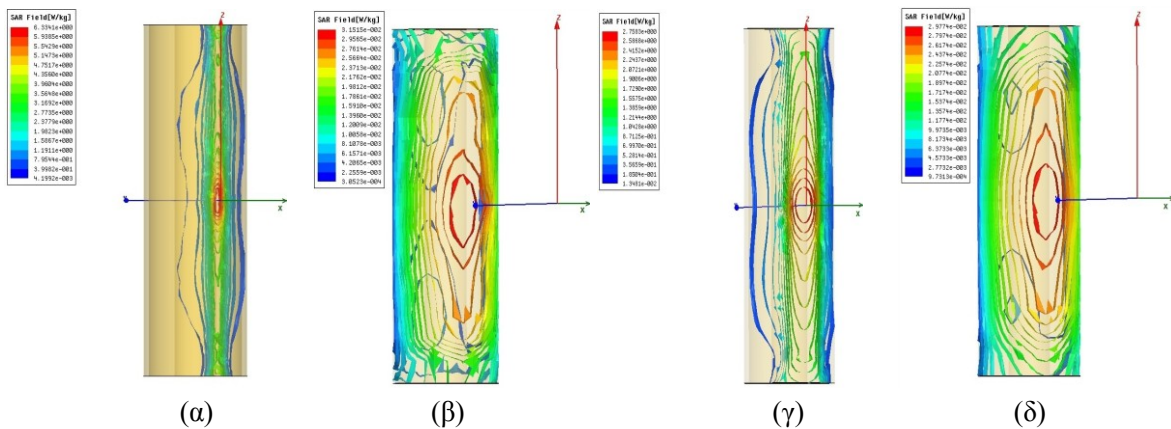
(γ)

Σχ. 3.43 Διαγράμματα SAR_{10g} διπόλου, απλής και μικροσκοπικής κεραίας μικροταινίας συναρτήσει της απόστασης από κανονικό μοντέλο: (α) κεφαλιού (β) βραχίονα (γ) σώματος.

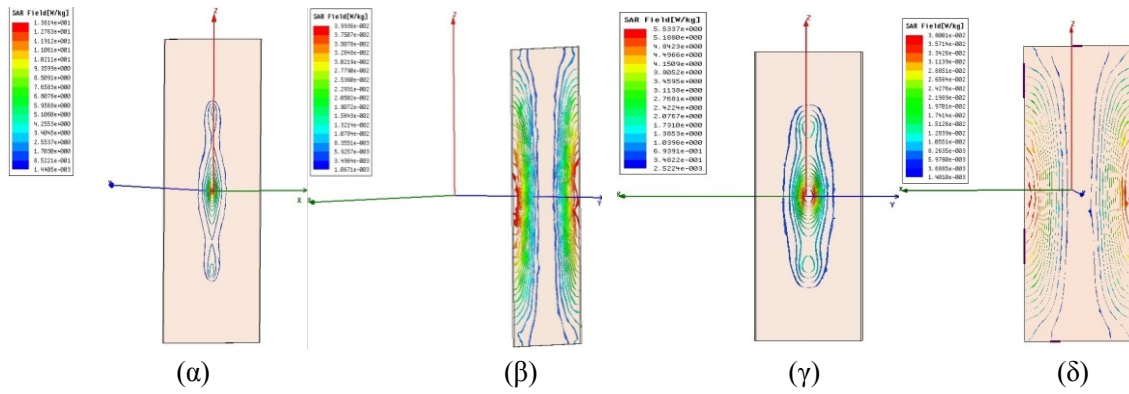
Στη συνέχεια απεικονίζεται η κατανομή του ειδικού ρυθμού απορρόφησης ανά 1g και ανά 10g ιστού για όλους τους συνδυασμούς κεραιών και μοντέλων ιστών που εξετάστηκαν. Στα ακόλουθα σχήματα διακρίνεται και ο ιστός δέρματος, ενώ για κάθε περίπτωση παρουσιάζονται δυο αποστάσεις, η πιο κοντινή και η πιο μακρινή.



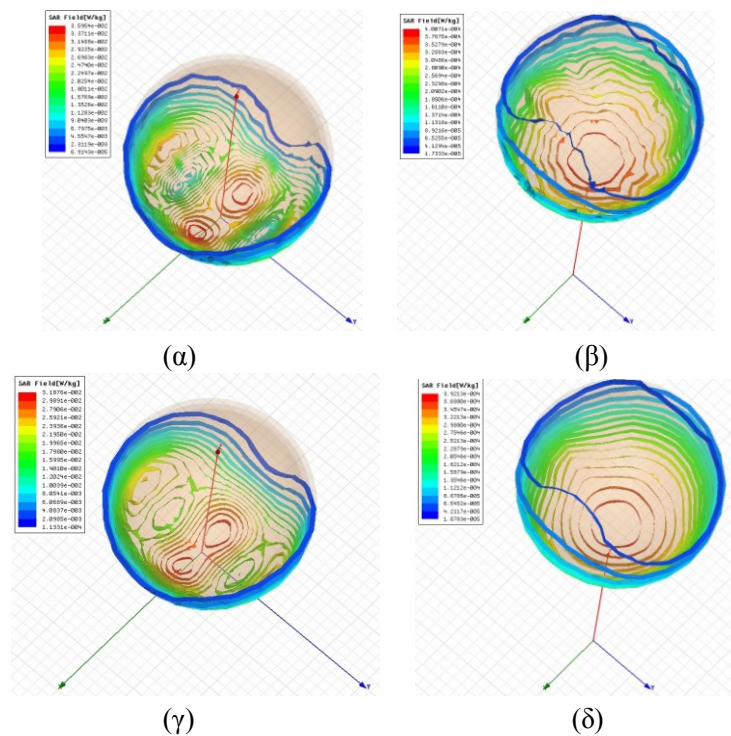
Σχ. 3.44 Κατανομή, σε μοντέλο κεφαλιού, του SAR_{1g} (α, β) και του SAR_{10g} (γ, δ) για απόσταση από το δίπολο $\lambda/2$: (α, γ) 0.36cm (β, δ) 25cm.



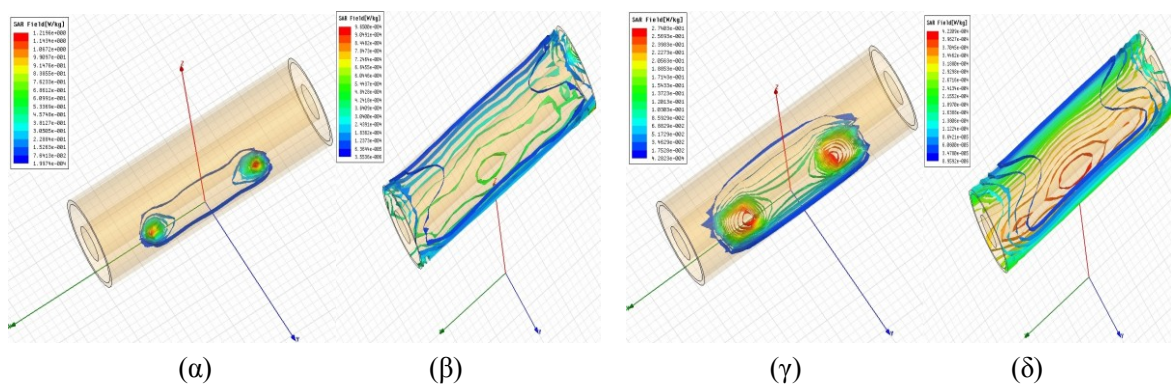
Σχ. 3.45 Κατανομή, σε μοντέλο βραχίονα, του SAR_{1g} (α, β) και του SAR_{10g} (γ, δ) για απόσταση από το δίπολο $\lambda/2$: (α, γ) 0.4cm (β, δ) 25cm.



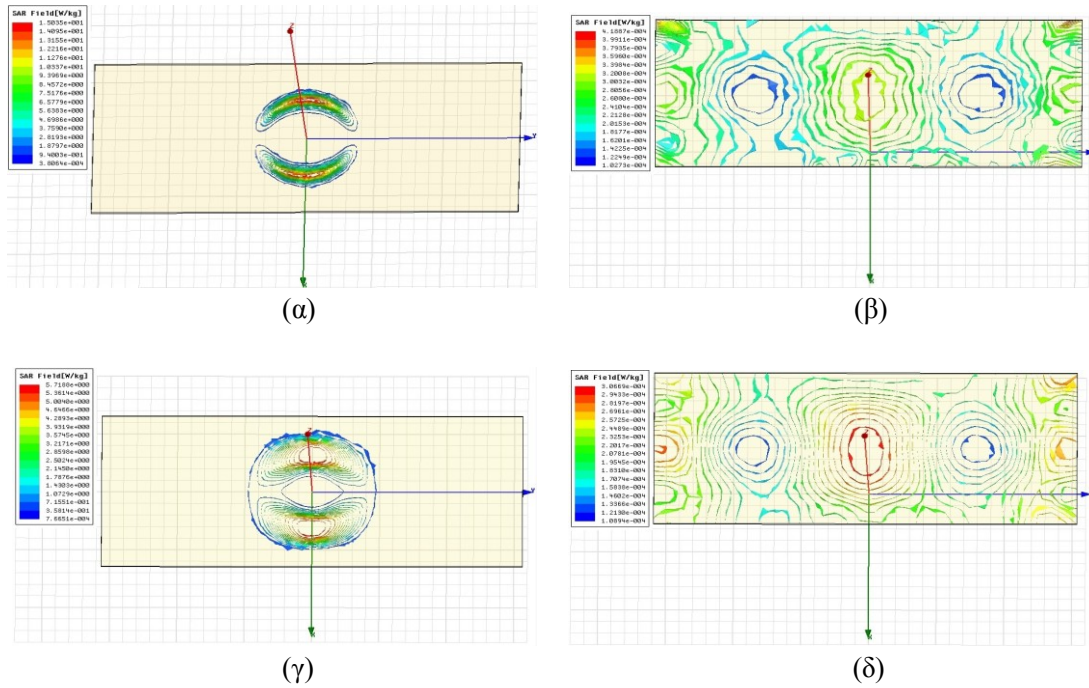
Σχ. 3.46 Κατανομή, σε μοντέλο σώματος, του SAR_{1g} (α, β) και του SAR_{10g} (γ, δ) για απόσταση από το δίπολο $\lambda/2$: (α, γ) 0.4cm (β, δ) 30cm.



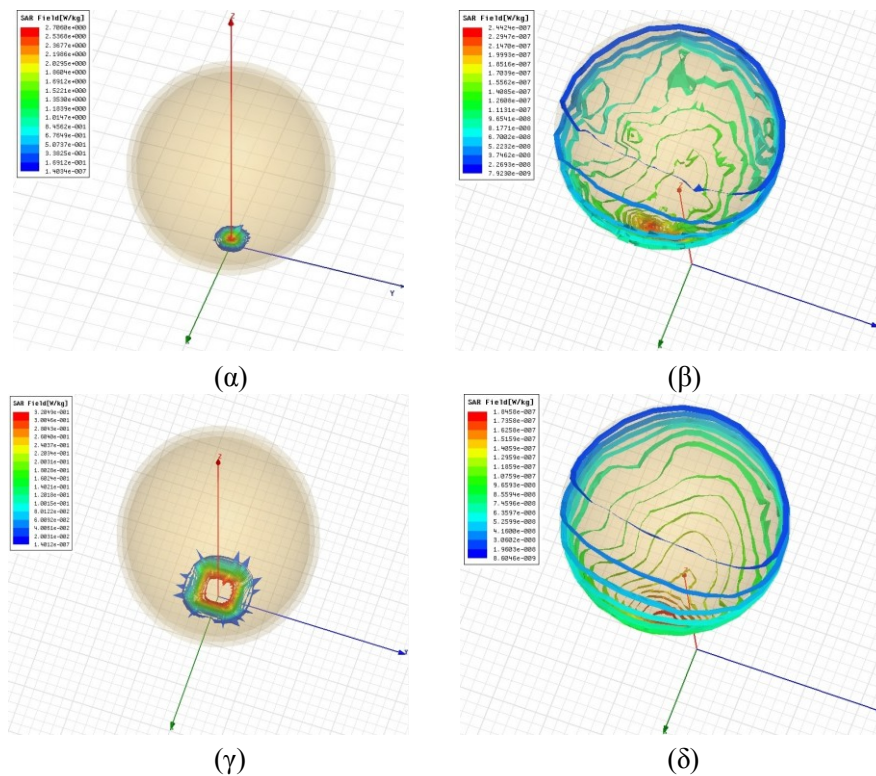
Σχ. 3.47 Κατανομή, σε μοντέλο κεφαλιού, του SAR_{1g} (α, β) και του SAR_{10g} (γ, δ) για απόσταση από την απλή μικροταινιακή κεραία: (α, γ) 0.1cm (β, δ) 26cm.



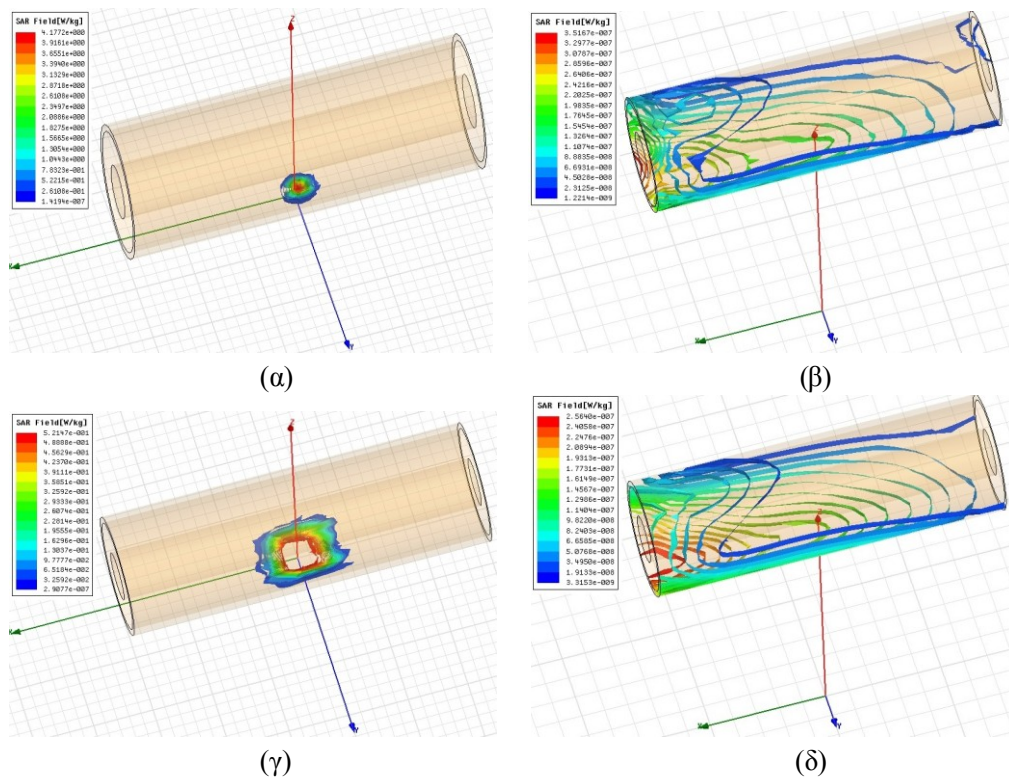
Σχ. 3.48 Κατανομή, σε μοντέλο βραχίονα, του SAR_{1g} (α, β) και του SAR_{10g} (γ, δ) για απόσταση από την απλή μικροταινιακή κεραία: (α, γ) 0.1cm (β, δ) 25cm.



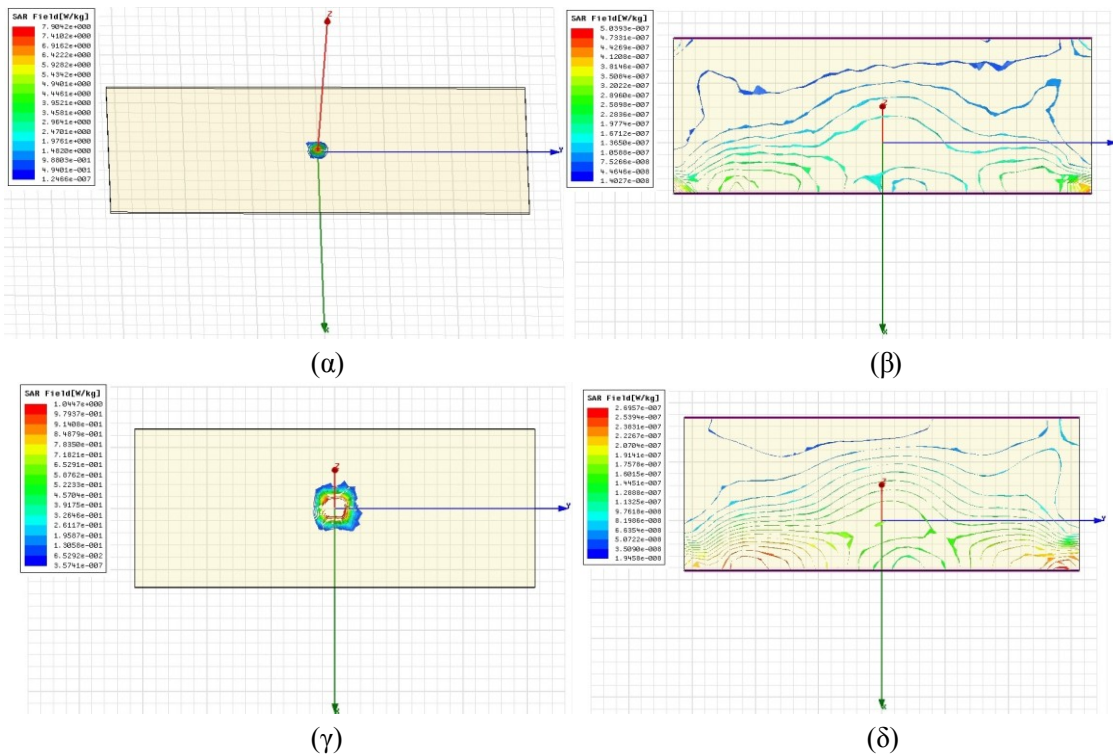
Σχ. 3.49 Κατανομή, σε μοντέλο σώματος, του SAR_{1g} (α, β) και του SAR_{10g} (γ, δ) για απόσταση από την απλή μικροταινιακή κεραία: (α, γ) 0.1 cm (β, δ) 30cm.



Σχ. 3.50 Κατανομή, σε μοντέλο κεφαλιού, του SAR_{1g} (α, β) και του SAR_{10g} (γ, δ) για απόσταση από τη μικροσκοπική μικροταινιακή κεραία: (α, γ) 0.1 cm (β, δ) 22.8cm.



Σχ. 3.51 Κατανομή, σε μοντέλο βραχίονα, του SAR_{1g} (α, β) και του SAR_{10g} (γ, δ) για απόσταση από τη μικροσκοπική μικροταινιακή κεραία: (α, γ) 0.1cm (β, δ) 25cm.



Σχ. 3.52 Κατανομή, σε μοντέλο σώματος, του SAR_{1g} (α, β) και του SAR_{10g} (γ, δ) για απόσταση από τη μικροσκοπική μικροταινιακή κεραία: (α, γ) 0.1cm (β, δ) 30cm.

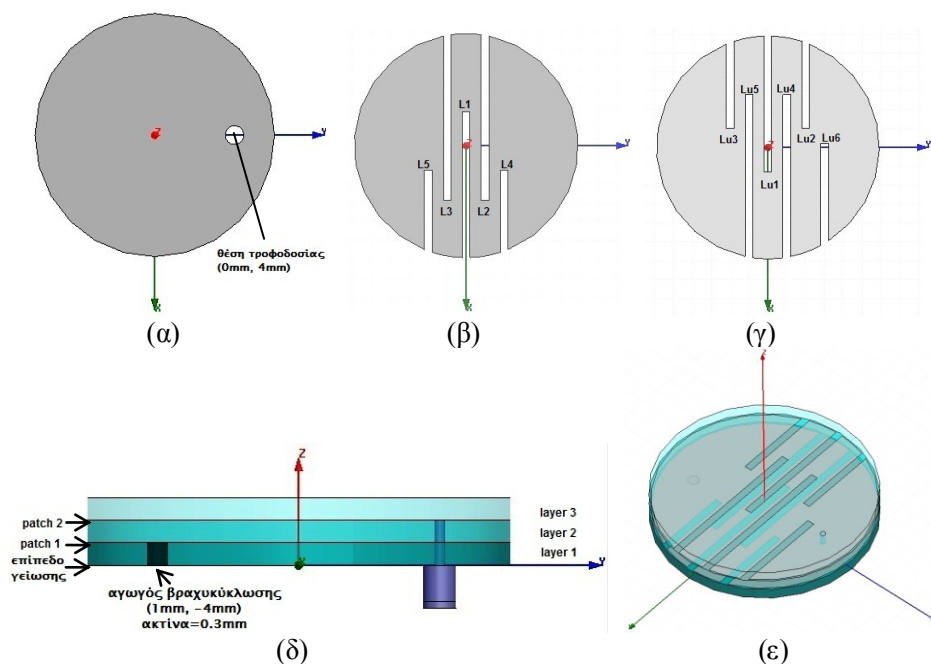
3.3 Μελέτη Ασύρματης Ζεύξης Ιατρικής Τηλεμετρίας

Στο παρόν κεφάλαιο, ως αυτό το σημείο, οι αναλύσεις που έγιναν αφορούσαν καθαρά στις κεραιές που σχεδιάστηκαν, προκειμένου να χρησιμοποιηθούν σε ασύρματες ζεύξεις ιατρικής τηλεμετρίας ως στοιχεία των εξωτερικών διατάξεων ελέγχου. Για να υπάρχει μια πλήρης εικόνα του πώς και πόσο καλά λειτουργεί μια τέτοια ζεύξη, έγινε επιλογή μιας εξωτερικής κεραιάς, ενός κανονικού μοντέλου βιολογικών ιστών και μιας εμφυτεύσιμης κεραιάς της βιβλιογραφίας, προκειμένου να αναπαρασταθεί ένα σύστημα ασύρματης ιατρικής τηλεμετρίας.

Το μοντέλο ιστών που επιλέχθηκε είναι το κεφάλι (Σχ. 3.18), ενώ ως εξωτερική κεραιά αποφασίστηκε να χρησιμοποιηθεί το δίπολο $\lambda/2$. Ο βασικός λόγος επιλογής της διπολικής κεραιάς ήταν η ταχύτητα πραγματοποίησης των υπολογισμών από το περιβάλλον HFSS. Ωστόσο, όμοια μπορεί να υλοποιηθεί οποιοσδήποτε συνδυασμός μοντέλου και εξωτερικής κεραιάς.

3.3.1 Βελτιστοποίηση εμφυτευμένης κεραιάς μικροταινίας της βιβλιογραφίας σε κανονικό μοντέλο κεφαλιού

Η εμφυτεύσιμη κεραιά που χρησιμοποιήθηκε [8] για της υλοποίηση της ασύρματης ζεύξης τηλεμετρίας, ανήκει στην κατηγορία των μικροταινιακών κεραιών PIFA (Planar Inverted-F Antennas). Η μορφή και τα χαρακτηριστικά της, παρουσιάζονται παρακάτω (Σχ. 3.53).



Σχ. 3.53 Δομή εμφυτεύσιμης PIFA κεραιάς: (α) επίπεδο γείωσης (β) patch 1 (γ) patch 2 (δ) πλάγια όψη (ε) τρισδιάστατη απεικόνιση.

Η κεραία αποτελείται από τρία διηλεκτρικά στρώματα (Σχ. 3.53 (δ), layers 1-3) υλικού Rogers RO3210, πάχους 0.635 mm το καθένα και ακτίνας 6 mm. Πάνω στα δύο πρώτα στρώματα (layer1, layer2) υπάρχουν αγωγίμες επιφάνειες ακτίνας 5.9 mm με εγκοπές (Σχ. 3.53 (β),(γ)), οι οποίες ισαπέχουν μεταξύ τους και έχουν πλάτος 0.4 mm. Τα μήκη των εγκοπών αναγράφονται στον Πίνακα 3.9.

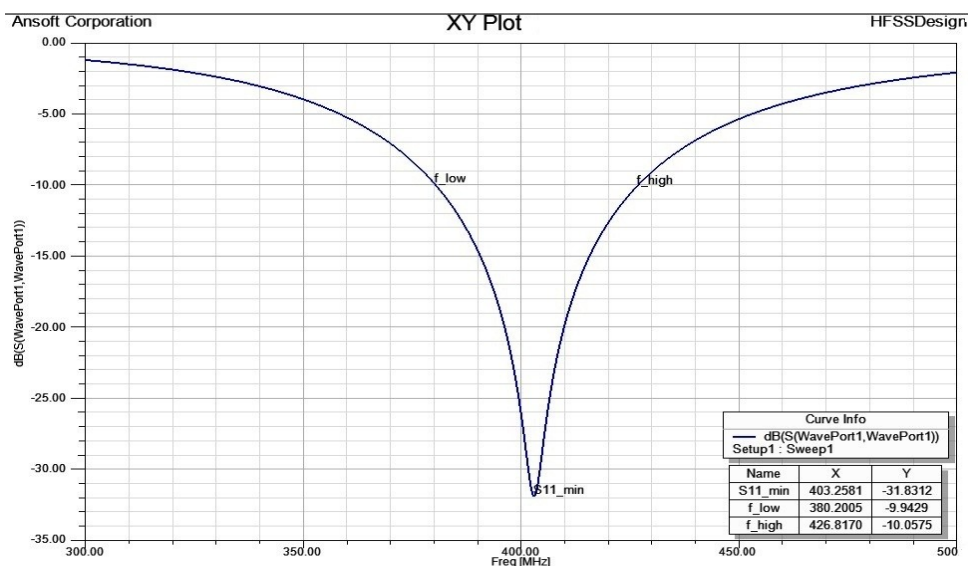
Πίνακας 3.9 Μήκη εγκοπών εμφυτεύσιμης PIFA κεραίας της βιβλιογραφίας [8].

	Εγκοπή	Μήκος (mm)
Patch 1	L1	7.8
	L2	8.9
	L3	8.9
	L4	4.7
	L5	4.7
Patch 2	Lu1	7.3
	Lu2	8.8
	Lu3	8.8
	Lu4	5
	Lu5	5
	Lu6	6.2

Η τροφοδοσία της κεραίας υλοποιείται με χρήση ομοαξονικού καλωδίου χαρακτηριστικής αντίστασης 50Ω.

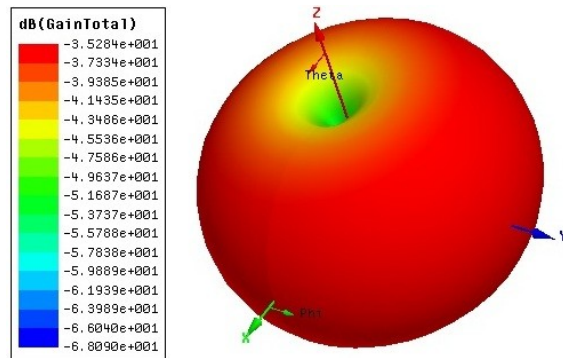
Διευκρινίζεται πως τα χαρακτηριστικά αυτά οδηγούν σε συντονισμό της κεραίας στη ζώνη MICS, όταν εκείνη βρίσκεται εμφυτευμένη εντός κυβικού μοντέλου διαστάσεων 100×100×100 (mm), που προσομοιώνει ιστό δέρματος.

Με τα παραπάνω δεδομένα, προκύπτει ως συχνότητα συντονισμού της κεραίας τα 403.3 MHz, με τιμή του συντελεστή ανάκλασης $S_{11} = -31.8$ dB στο συντονισμό και εύρος ζώνης 46.62 MHz (Σχ. 3.54).



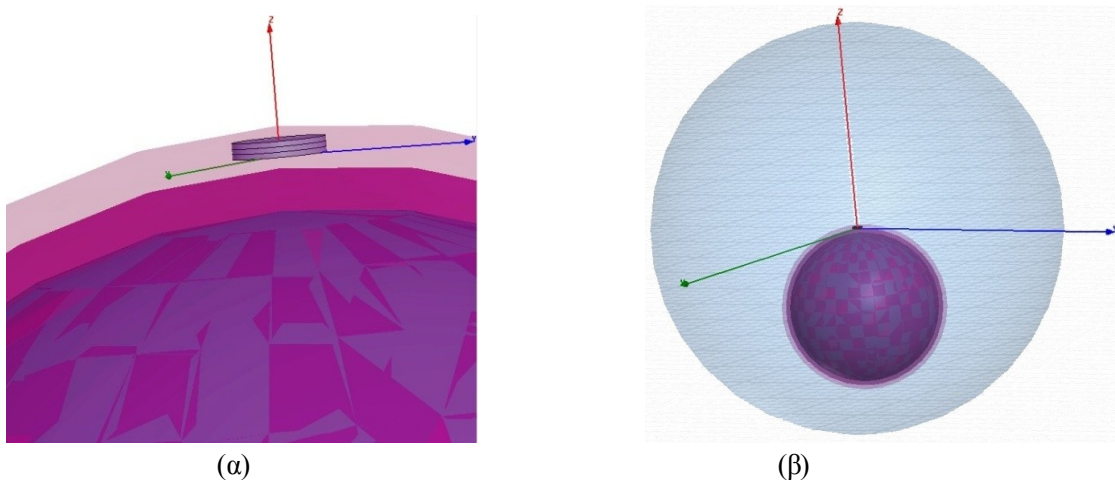
Σχ. 3.54 Απόκριση συχνότητας συντελεστή ανάκλασης PIFA κεραίας, εμφυτευμένης σε κυβικό μοντέλο ιστού δέρματος και με συχνότητα συντονισμού στη ζώνη MICS.

Ακολουθεί το διάγραμμα ακτινοβολίας της κεραίας, όπου παρατηρείται μέγιστη απολαβή στα 402 MHz, -35.3 dB.



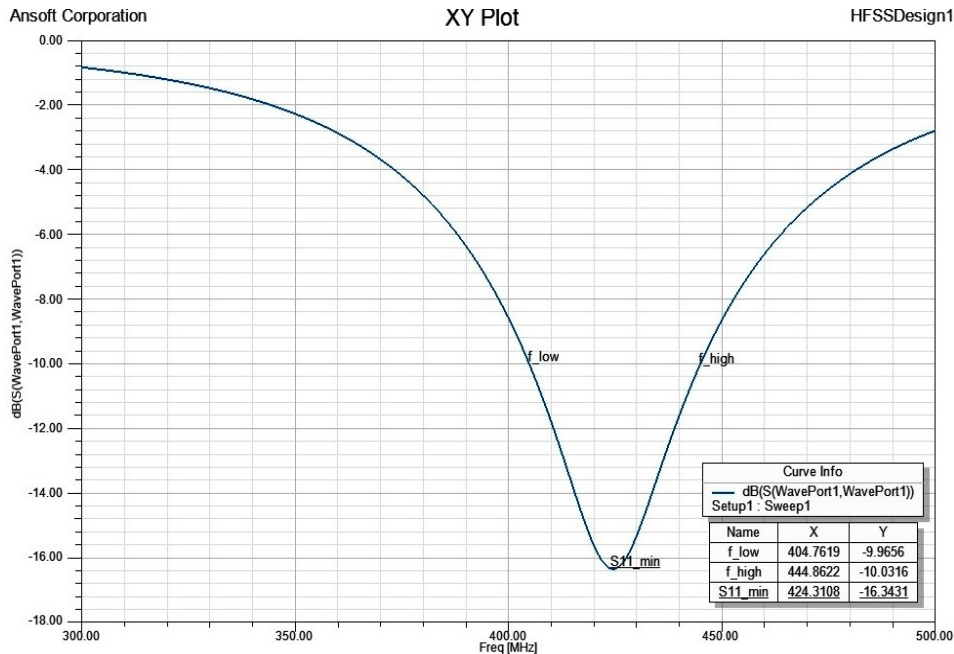
Σχ. 3.55 Διάγραμμα ακτινοβολίας PIFA κεραίας, εμφυτευμένης σε κυβικό μοντέλο ιστού δέρματος και με συχνότητα συντονισμού στη ζώνη MICS.

Αφού εξετάστηκαν προσεκτικά οι επιδόσεις τις κεραίας της βιβλιογραφίας ως έχει, επόμενο βήμα είναι η αντικατάσταση του κυβικού μοντέλου ιστού δέρματος, από το τριστρωματικό σφαιρικό μοντέλο που έχει σχεδιαστεί στην Παράγραφο 3.1.4. Η κεραία δεν τοποθετείται πλέον στο κέντρο του μοντέλου, όπως στην περίπτωση του κυβικού, αλλά εντός του ιστού δέρματος, που είναι ο εξωτερικός ιστός (Σχ. 3.56(α)). Μια ακόμη μικρή τροποποίηση αποτελεί η αλλαγή του κύβου που αποτελεί το περίβλημα αέρα της δομής και η προσθήκη σφαίρας αέρα ακτίνας 250 mm (Σχ. 3.56(β)).



Σχ. 3.56 PIFA κεραία εμφυτευμένη σε τριστρωματικό σφαιρικό μοντέλο βιολογικών ιστών: (α) θέση εμφύτευσης (β) γενική εικόνα του μοντέλου με την κεραία, ενώ περιβάλλονται από σφαίρα αέρα

Όπως ήταν αναμενόμενο, παρατηρείται αποσυντονισμός της κεραίας, φαινόμενο που οφείλεται στις ηλεκτρικές ιδιότητες των ιστών (Παράγραφος 2.4) αλλά και στη γεωμετρία του περιβάλλοντός της. Στη συγκεκριμένη περίπτωση μεταβλήθηκε το ηλεκτρικό περιβάλλον της κεραίας τόσο ως προς τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά που παρουσίαζε, όσο και ως προς το πλήθος των ιστών, οι οποίοι δεν έχουν τις ίδιες ηλεκτρικές ιδιότητες μεταξύ τους. Οι μεταβολές αυτές επηρεάζουν χαρακτηριστικά της κεραίας όπως η συχνότητα συντονισμού, το εύρος ζώνης (Σχ. 3.57) και η απολαβή, σε τέτοιο επίπεδο που να μην ικανοποιούνται οι προδιαγραφές βάσει των οποίων σχεδιάστηκε.



Σχ. 3.57 Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης PIFA κεραίας, εμφυτευμένης σε σφαιρικό τριστρωματικό μοντέλο ιστών και με συχνότητα συντονισμού εκτός της ζώνης MICS.

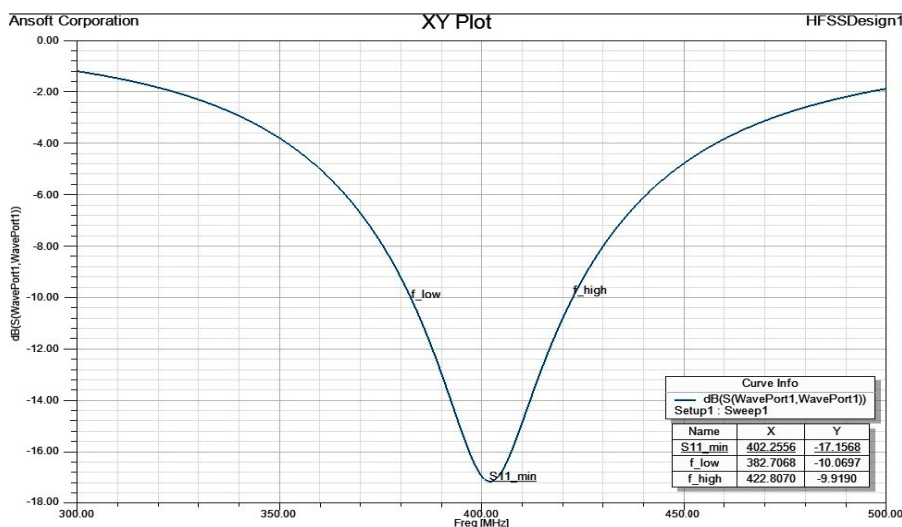
Για να μπορέσει να χρησιμοποιηθεί η κεραία αυτή σε ζεύξη ιατρικής τηλεμετρίας στη ζώνη MICS είναι απαραίτητο να γίνουν κάποιες τροποποιήσεις στα χαρακτηριστικά της. Επειδή η μετατόπιση συχνότητας συντονισμού, που προκλήθηκε από τις αλλαγές που έγιναν, δεν είναι υπερβολικά μεγάλη, αποφασίστηκε να γίνει μια προσπάθεια επαναφοράς της στο επιθυμητό εύρος συχνοτήτων με μεταβολές στο μήκος των εγχοπών, ώστε να αυξηθεί η διαδρομή ρεύματος στις αγωγίμες επιφάνειες. Βέβαια οποιαδήποτε από τις τεχνικές που ορίστηκαν στην Παράγραφο 2.2.3 ως τεχνικές σμίκρυνσης μπορεί να οδηγήσει στο αποτέλεσμα που επιθυμούμε, θέτοντας ως βασικό στόχο στην περίπτωση αυτή, την πτώση της τιμής της συχνότητας συντονισμού και όχι την περαιτέρω συρρίκνωση της κεραίας.

Οι νέες τιμές μηκών των εγχοπών, για τις οποίες επιτεύχθηκε συντονισμός της κεραίας στη ζώνη MICS καταγράφονται στον Πίνακα 3.10.

Πίνακας 3.10 Νέα μήκη εγκοπών PIFA κεραίας της βιβλιογραφίας [8] εμφυτευμένης σε τριστρωματικό κανονικό μοντέλο κεφαλιού.

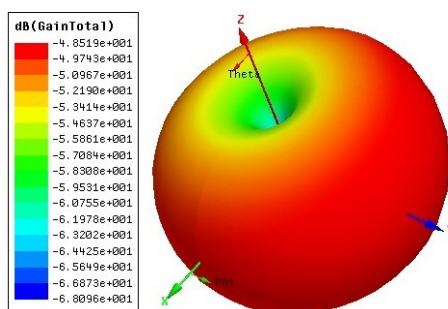
	Εγκοπή	Νέο μήκος (mm)
Patch 1	L1	8.2
	L2	9.1
	L3	9.1
	L4	4.7
	L5	4.7
Patch 2	Lu1	8.4
	Lu2	8.8
	Lu3	8.8
	Lu4	5.1
	Lu5	5.1
	Lu6	6.4

Με τα παραπάνω δεδομένα, προκύπτει ως συχνότητα συντονισμού τα 402.3 MHz, με τιμή $S_{11} = -17.2$ dB στο συντονισμό και εύρος ζώνης 40.1 MHz (Σχ. 3.58).



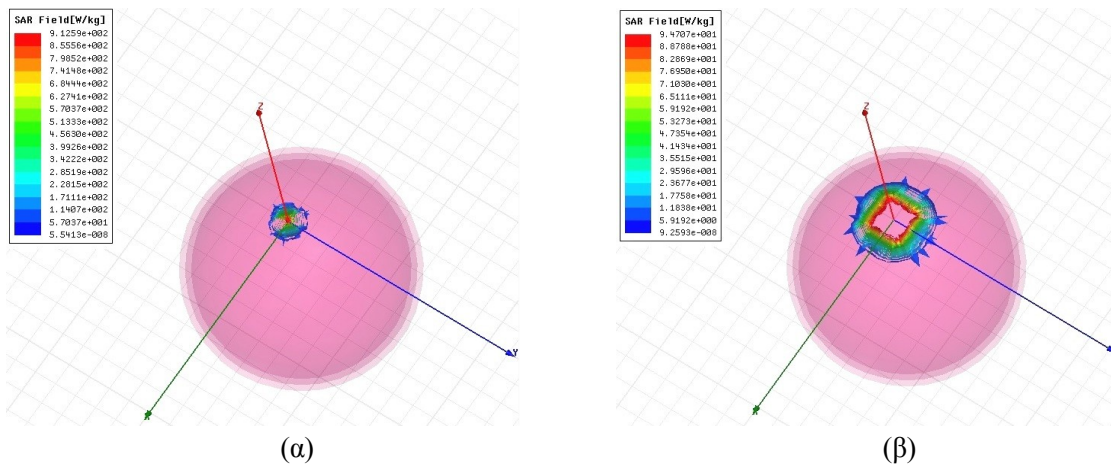
Σχ. 3.58 Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης PIFA κεραίας, εμφυτευμένης σε σφαιρικό τριστρωματικό μοντέλο ιστών και με συχνότητα συντονισμού 402.3 MHz.

Το διάγραμμα ακτινοβολίας της περίπτωσης αυτής (Σχ. 3.59) δεν παρουσιάζει ουσιαστική διαφορά σε σχέση με την περίπτωση που η κεραία ήταν εμφυτευμένη σε κυβικό μοντέλο (Σχ. 3.55). Παρατηρείται ωστόσο μικρότερη τιμή μέγιστης απολαβής, ίση προς -48.5 dB.



Σχ. 3.59 Διάγραμμα ακτινοβολίας PIFA κεραίας, εμφυτευμένης σε σφαιρικό τριστρωματικό μοντέλο ιστών και με συχνότητα συντονισμού 402.3 MHz.

Ύστερα από την επίτευξη συντονισμού της κεραίας PIFA εντός της ζώνης MICS και ενώ είναι εμφυτευμένη σε μοντέλο κεφαλιού, είναι απαραίτητο να υπολογιστούν και οι επιδόσεις ασφαλείας της. Δεδομένου ότι τοποθετείται εντός βιολογικού ιστού είναι σημαντικό να εξακριβωθεί εάν με ισχύ εισόδου 1W ο ειδικός ρυθμός απορρόφησης από τους ιστούς βρίσκεται εντός των ορίων ασφαλείας που ορίζονται από τα πρότυπα IEEE C95.1-1999 [9], IEEE C95.1-2005 [10].



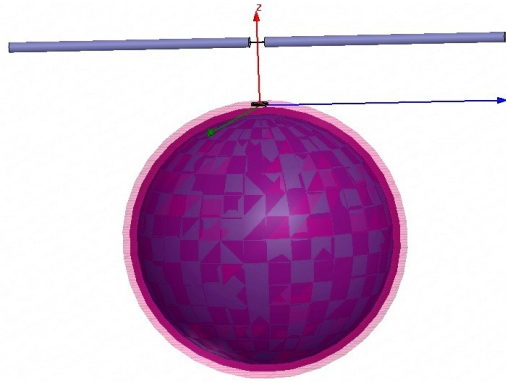
Σχ. 3.60 Κατανομή του SAR (α) ανά 1g ιστού (β) ανά 10g ιστού, σε μοντέλο κεφαλιού, στον ιστό δέρματος, στον οποίο είναι εμφυτευμένη PIFA κεραία. Διακρίνεται και ο ιστός δέρματος.

Σύμφωνα με το Σχ. 3.60, οι μέγιστες τιμές του SAR ανά 1g και 10g ιστού είναι αντίστοιχα 912.6 W/kg και 94.71 W/kg. Οι τιμές αυτές ξεπερνούν κατά πολύ τα επιτρεπτά όρια ($SAR_{1g} < 1.6$ W/kg, $SAR_{10g} < 2$ W/kg), οπότε απαιτείται να μειωθεί η τιμή της ισχύος εισόδου. Πιο συγκεκριμένα θα πρέπει από 1W να γίνει μικρότερη από 1.753 mW και 21.12 mW αντίστοιχα.

3.3.2 Επιδόσεις συντονισμού ασύρματης ζεύξης

Έχοντας ήδη αναλύσει ξεχωριστά όλα τα στοιχεία από τα οποία αποτελείται μια ασύρματη ζεύξη ιατρικής τηλεμετρίας, σειρά έχει και η μελέτη του συστήματος συνολικά (Σχ. 3.61).

Ως πομπός θεωρείται η εμφυτευμένη κεραία και ως δέκτης ορίζεται το δίπολο $\lambda/2$. Αρχή του συστήματος συντεταγμένων είναι το κέντρο του επιπέδου γείωσης της εμφυτευμένης κεραίας και το δίπολο είναι τοποθετημένο οριζόντια (παράλληλα στον άξονα y), ενώ παρουσιάζει συμμετρία ως προς τον άξονα z. Ουσιαστικά δηλαδή τα κέντρα των δυο κεραίων είναι ευθυγραμμισμένα.



Σχ. 3.61 Απεικόνιση ζεύξης ιατρικής τηλεμετρίας μεταξύ PIFA κεραίας εμφυτευμένης εντός του ιστού δέρματος κεφαλιού και διπολικής κεραίας $\lambda/2$.

Ιδιαίτερο ενδιαφέρον σ' ένα τέτοιο κανάλι επικοινωνίας μεταξύ δυο κεραιών, παρουσιάζει ο υπολογισμός του παράγοντα S_{21} , που είναι γνωστός και ως συντελεστής μετάδοσης (Παράγραφος 2.3). Η παράμετρος $|S_{21}|$ ποσοτικοποιεί τη μετάδοση ισχύος της ασύρματης ζεύξης, έτσι ώστε:

$$|S_{21}|^2 = \frac{P_r}{P_t} \quad (3-10)$$

όπου P_t η διαθέσιμη ισχύς στον πομπό,

P_r η ισχύς που παραδίδεται σε ένα φορτίο 50Ω , για τον τερματισμό του δέκτη.

Οι μετρήσεις του S_{21} έγιναν για τις ίδιες αποστάσεις διπόλου-κεφαλιού που χρησιμοποιήθηκαν στις προηγούμενες παραγράφους του κεφαλαίου και τα αποτελέσματά τους απεικονίζονται στο διάγραμμα που ακολουθεί (Σχ. 3.62). Στο διάγραμμα αυτό είναι εμφανές πως η σύζευξη μεταξύ των κεραιών, η οποία εκφράζεται μέσω των τιμών του S_{21} , γίνεται πιο αδύναμη όσο μεγαλώνει η μεταξύ τους απόσταση.



Σχ. 3.62 Διάγραμμα S_{21} στα 402MHz συναρτήσει της απόστασης μεταξύ κεφαλιού, στο οποίο είναι εμφυτευμένη PIFA κεραία, και διπόλου.

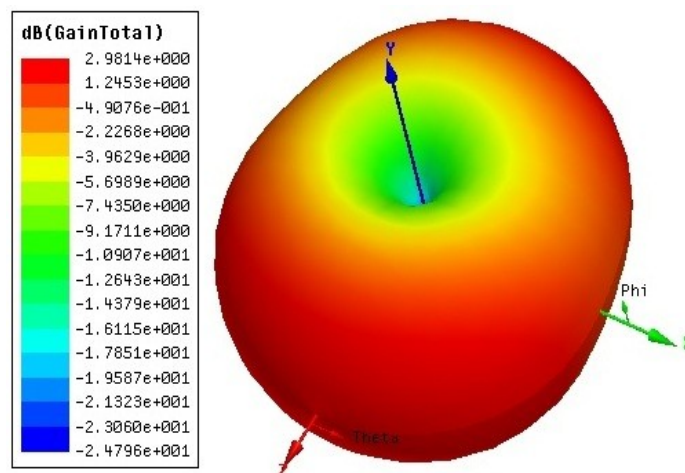
3.3.3 Επιδόσεις ακτινοβολίας ασύρματης ζεύξης

Ως αυτό το σημείο, οι μελέτες που αφορούσαν σε επιδόσεις ακτινοβολίας, σχετίζονταν κάθε φορά με μία κεραία (είτε εξωτερική είτε εμφυτεύσιμη) και τη λειτουργία της στον αέρα ή παρουσία βιολογικών ιστών στο περιβάλλον της. Ωστόσο, σε μια ασύρματη ζεύξη τηλεμετρίας με εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις, βασικό είναι να μελετηθούν οι επιδόσεις αυτές, και αφότου έχει αποκατασταθεί κανάλι επικοινωνίας μεταξύ των δυο κεραιών που συμμετέχουν.

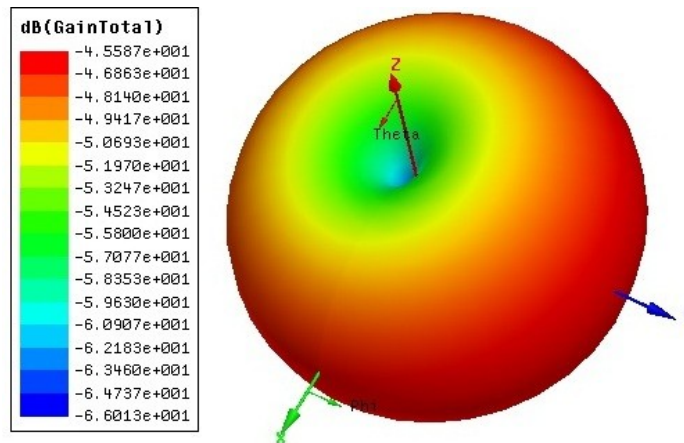
Κατά τη μελέτη των επιδόσεων ακτινοβολίας του διπόλου $\lambda/2$ στα 402 MHz συναρτήσε της απόστασής του από το τριστρωματικό μοντέλο προσομοίωσης του ανθρώπινου κεφαλιού (Παράγραφος 3.2.2), παρατηρήθηκαν μεταβολές των τιμών μέγιστης απολαβής, οι οποίες ξεκινούσαν από -0.52 dB για την πιο κοντινή απόσταση και κατέληγαν στα 3.23 dB για την πιο μακρινή απόσταση. Επίσης, τα διαγράμματα ακτινοβολίας παρουσίαζαν μεταβολές ως προς τη μορφή τους (Σχ. 3.33), χωρίς ωστόσο να είναι ιδιαίτερα έντονες.

Στην περίπτωση της εμφυτευμένης κεραίας η τιμή μέγιστης απολαβής στα 402 MHz ήταν $\max \text{Gain} = -48.5$ dB, με διάγραμμα ακτινοβολίας αυτό του Σχ. 3.59.

Μετά την εγκατάσταση του καναλιού επικοινωνίας μεταξύ των δυο κεραιών, πραγματοποιήθηκαν προσομοιώσεις για όλες τις αποστάσεις που χρησιμοποιήθηκαν και προηγουμένως στην εργασία. Παρατηρώντας κάθε φορά τις επιδόσεις ακτινοβολίας και των δυο κεραιών, και θεωρώντας εναλλάξ την εκπομπή κάθε κεραίας ξεχωριστά, διαπιστώθηκε σταθερότητα τόσο των τιμών της μέγιστης απολαβής όσο και της μορφής των διαγραμμάτων ακτινοβολίας. Τα διαγράμματα και οι μέγιστες τιμές απολαβής των κεραιών, στη συχνότητα 402 MHz, παρουσιάζονται στα Σχ. 3.63, 3.64.



Σχ. 3.63 Διάγραμμα ακτινοβολίας διπόλου $\lambda/2$ στα 402 MHz, το οποίο εκπέμπει ΗΜ ακτινοβολία προς εμφυτευμένη PIFA κεραία σε ιστό δέρματός κεφαλιού, και παρουσιάζει μέγιστη απολαβή 2.98 dB.



Σχ. 3.64 Διάγραμμα ακτινοβολίας εμφυτευμένης PIFA κεραίας σε ιστό δέρματος κεφαλιού, στα 402 MHz, η οποία εκπέμπει HM ακτινοβολία προς διπολική κεραία ημίσεως κύματος, και παρουσιάζει μέγιστη απολαβή -45.6 dB.

Συγκρίνοντας τις μέγιστες τιμές απολαβής των δυο κεραίων στην περίπτωση που είναι παρούσα μόνο η μία κεραία, με την περίπτωση όπου είναι παρούσες και οι δυο κεραίες, παρατηρούνται μεταβολές. Πιο συγκεκριμένα, η διπολική κεραία παρουσιάζει μέγιστη τιμή απολαβής 2.98 dB στα 402 MHz, όταν λειτουργεί και η εμφυτεύσιμη κεραία, τιμή που αποτελεί ένα από τα καλύτερα αποτελέσματα που πήραμε, όταν εξετάζαμε το δίπολο μόνο υπό την παρουσία βιολογικών ιστών. Για την εμφυτεύσιμη PIFA κεραία, η αντίστοιχη σύγκριση δίνει ως αποτέλεσμα μια καλύτερη τιμή μέγιστης απολαβής (-45.6 dB) όταν λειτουργεί και η διπολική κεραία, σε σχέση με την περίπτωση όπου η κεραία βρίσκεται απλώς εμφυτευμένη στον ιστό δέρματος κεφαλιού χωρίς την παρουσία δέκτη στο πεδίο ακτινοβολίας της.

Τέλος, οι παραπάνω συγκρίσεις γίνονται και για τις μορφές των διαγραμμάτων ακτινοβολίας των δυο κεραίων. Το δίπολο $\lambda/2$, καθώς επικοινωνεί με την εμφυτεύσιμη κεραία, παρουσιάζει μια μορφή διαγράμματος (Σχ. 3.63) που σχεδόν ταυτίζεται με εκείνη του Σχ. 3.33(γ), όπου το δίπολο βρίσκεται στην πιο μακρινή του απόσταση από το μοντέλο κεφαλιού, χωρίς την παρουσία άλλη κεραίας. Από την άλλη μεριά, τα διαγράμματα ακτινοβολίας της εμφυτευμένης κεραίας με την παρουσία του διπόλου (Σχ. 3.64) ή χωρίς (Σχ. 3.59), φαίνεται να ταυτίζονται.

3.3.4 Επιδόσεις ασφάλειας ασύρματης ζεύξης

Τελευταίο αλλά εξίσου σημαντικό κομμάτι της μελέτης που αφορά στο σενάριο εμφύτευσης PIFA κεραίας σε κανονικό τριστρωματικό μοντέλο κεφαλιού και της ασύρματης επικοινωνίας της με εξωτερική διπολική κεραία $\lambda/2$ (Σχ. 3.61) είναι ο έλεγχος ασφάλειας της ζεύξης αυτής όσον αφορά τους βιολογικούς ιστούς που παρεμβάλλονται και οι οποίοι απορροφούν μέρος της ακτινοβολίας που εκπέμπεται. Ο έλεγχος αυτός πραγματοποιείται με τη βοήθεια του ειδικού ρυθμού απορρόφησης SAR (ανά 1g ιστού και ανά 10g ιστού).

Το ενδιαφέρον στρέφεται κυρίως στον ιστό δέρματος, αφού εντός του έχει εμφυτευθεί η PIFA κεραία που εξετάστηκε προηγουμένως. Παράλληλα αποτελεί και τον εξωτερικό ιστό του μοντέλου κεφαλιού, τον οποίο και συναντά πρώτα η ακτινοβολία που μπορεί να προέρχεται από τη διπολική κεραία, γεγονός που πρέπει να συνυπολογίζεται, αφού η επικοινωνία των δυο κεραίων είναι αμφίδρομη.

Μετρήσεις του δείκτη SAR έγιναν για όλες τις αποστάσεις, μεταξύ των δυο κεραίων, που χρησιμοποιήθηκαν και για τους προηγούμενους υπολογισμούς. Επίσης οι μετρήσεις αυτές αφορούν και τους δύο δείκτες SAR (ανά 1g ιστού και ανά 10g ιστού), ενώ τα αποτελέσματά τους απεικονίζονται στο Σχ. 3.65.



(α)

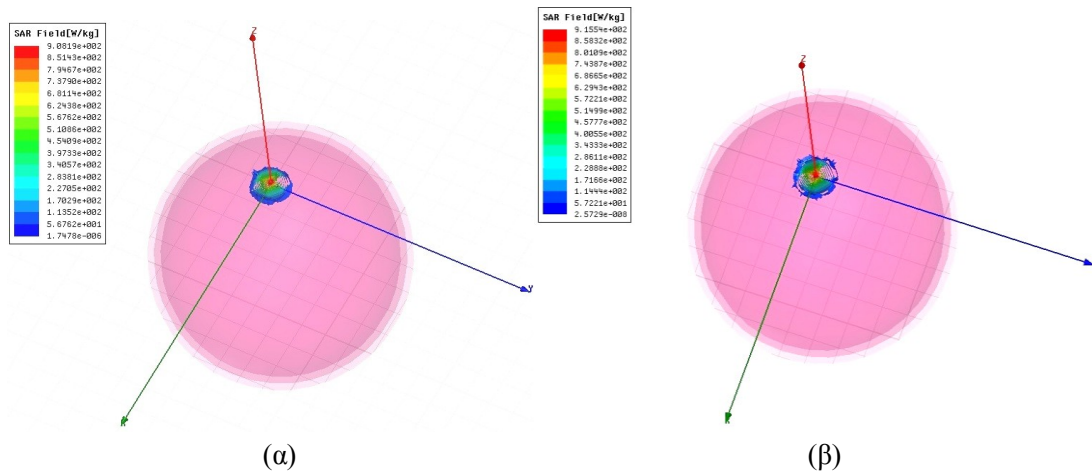


(β)

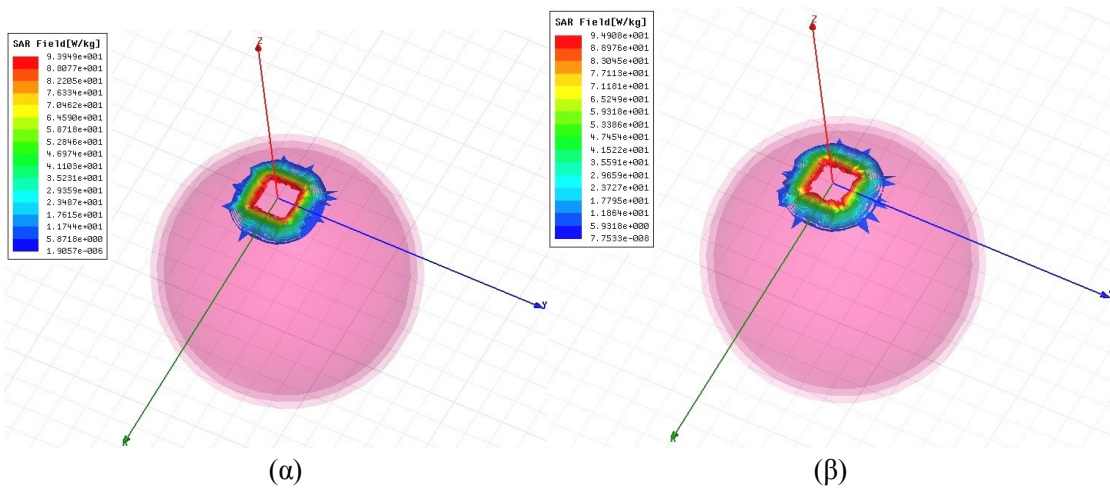
Σχ. 3.65 Διάγραμμα SAR ανά (α) 1g ιστού (β) 10g ιστού, συναρτήσει της απόστασης μεταξύ ιστού δέρματος κανονικού τριστρωματικού μοντέλου κεφαλιού, στον οποίο είναι εμφυτευμένη PIFA κεραία, και διπόλου $\lambda/2$.

Σύμφωνα με το Σχ. 3.65 και τις προσομοιώσεις που πραγματοποιήθηκαν, οι μέγιστες τιμές του SAR ανά 1g και ανά 10g ιστού είναι αντίστοιχα 918.2 W/kg και 95.38 W/kg. Οι τιμές αυτές ξεπερνούν κατά πολύ τα προτυποποιημένα επιτρεπτά όρια ($SAR_{1g} < 1.6$ W/kg [9], $SAR_{10g} < 2$ W/kg [10]), οπότε απαιτείται να μειωθεί η τιμή της ισχύος εισόδου. Πιο συγκεκριμένα θα πρέπει από 1W, που είχε οριστεί αρχικά, να γίνει μικρότερη από 1.743 mW και 20.97 mW αντίστοιχα.

Κλείνοντας τη μελέτη αυτή, στο απεικονίζεται η κατανομή του ειδικού ρυθμού απορρόφησης SAR, ανά 1g και ανά 10g ιστού, στον ιστό δέρματος του κανονικού μοντέλου κεφαλιού, για την ασύρματη ζεύξη ιατρικής τηλεμετρίας που εξετάστηκε. Στα ακόλουθα σχήματα (Σχ. 3.66, 3.67) διακρίνεται και ο ιστός δέρματος, ενώ για κάθε περίπτωση παρουσιάζονται δυο αποστάσεις, η πιο κοντινή και η πιο μακρινή.



Σχ. 3.66 Κατανομή του SAR_{1g} σε μοντέλο κεφαλιού, στον ιστό δέρματος του οποίου είναι εμφυτευμένη PIFA κεραία, και η οποία επικοινωνεί με εξωτερική διπολική κεραία λ/2, που βρίσκεται σε απόσταση: (α) 3.6 mm (β) 250mm από το κεφάλι.



Σχ. 3.67 Κατανομή του SAR_{10g} σε μοντέλο κεφαλιού, στον ιστό δέρματος του οποίου είναι εμφυτευμένη PIFA κεραία, και η οποία επικοινωνεί με εξωτερική διπολική κεραία λ/2, που βρίσκεται σε απόσταση: (α) 3.6mm (β) 250mm από το κεφάλι.

Σημειώνεται πως στα Σχ. 3.66, 3.67 διακρίνεται ξεκάθαρα το γεγονός ότι η κατανομή του SAR στον ιστό δέρματος επηρεάζεται ουσιαστικά μόνο από την εμφυτευμένη κεραία. Ούτε η εξωτερική διπολική κεραία, ούτε η απόσταση μεταξύ των δυο κεραιών φαίνεται να παίζει σημαντικό ρόλο, κάτι που άλλωστε είναι αναμενόμενο αν ανατρέξουμε στους υπολογισμούς του SAR όταν ήταν παρούσα, στις μετρήσεις που έγιναν, μόνο μια από τις δυο κεραιές.

Βιβλιογραφία

- [1] C.A. Balanis, “Antenna Theory: Analysis and Design,” Second Edition, J.Wiley and Sons, 1997.
- [2] Wikipedia, “Coaxial cable,” October 2012 [Ηλεκτρονικό].
Available: http://en.wikipedia.org/wiki/Coaxial_cable.
- [3] Daniel Rucker, Ameer Al-Alawi, Rami Adada and Dr. Hussain M. Al-Rizzo, “A Miniaturized Tunable Microstrip Antenna for Wireless Communications with Implanted Medical Devices,” Proc. of the ICST 2nd Int. Conf. on BANs, 2007.
- [4] A. Kaya, “High gain rectangular broadband microstrip antenna with embedded negative capacitor and chip resistor,” Progress In Electromagnetics Research, Vol. 78, pages 421-436, 2008.
- [5] A. Kiourti, and K.S. Nikita, “Detuning Issues and Performance of a Novel Implantable Antenna for Telemetry Applications,” 6th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP 2012), March 2012.
- [6] J. Kim and Y. Rahmat-Samii, “Implanted antennas inside a human body: Simulations, designs, and characterizations,” IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, Vol. 52, No. 8, 1934-1943, 2004.
- [7] A. Kiourti, M. Christopoulou, and K.S. Nikita, “Performance of a Novel Miniature Antenna Implanted in the Human Head for Wireless Biotelemetry,” IEEE International Symposium on Antennas and Propagation, July 2011.
- [8] 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.
- [9] IEEE Standard for Safety Levels With Respect to Human Exposure to Radiofrequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz, IEEE Standard C95.1, 1999.
- [10] IEEE Standard for Safety Levels With Respect to Human Exposure to Radiofrequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz, IEEE Standard C95.1, 2005.
- [11] K.-LU.Wong, “Compact and broadband microstrip antennas,” John Wiley & Sons, 2002.

4.

Συμπεράσματα

Το κεφάλαιο αυτό αποτελεί τον επίλογο της παρούσας διπλωματικής εργασίας. Στο πρώτο μέρος του, γίνεται μια ανασκόπηση των όσων παρουσιάστηκαν και μελετήθηκαν στο προηγούμενο κεφάλαιο, ενώ τα αποτελέσματα των μελετών συνοδεύονται από τα συμπεράσματα που προκύπτουν κατά την παρατήρησή τους. Το δεύτερο και τελευταίο μέρος, περιλαμβάνει κάποιες προτάσεις για μελλοντικές προεκτάσεις πάνω στο αντικείμενο της εργασίας αυτής.

4.1 Συμπεράσματα

Στο κεφάλαιο 3 της εργασίας αυτής, ακολουθήθηκε βήμα-βήμα η διαδικασία σχεδίασης μιας ολοκληρωμένης ασύρματης ζεύξης τηλεμετρίας για εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις στη ζώνη συχνοτήτων MICS (402-405 MHz). Το ενδιαφέρον στράφηκε κυρίως στη μελέτη της σχεδίασης και των επιδόσεων των εξωτερικών κεραιών ως συνάρτηση της απόστασης αυτών από κανονικά μοντέλα βιολογικών ιστών, εντός των οποίων τοποθετούνται οι εμφυτεύσιμες διατάξεις ενός τέτοιου συστήματος.

Ξεκινώντας τη μελέτη, πρώτο και βασικότερο βήμα ήταν ο σχεδιασμός και η βελτιστοποίηση των χαρακτηριστικών τριών εξωτερικών κεραιών, με στόχο την ενσωμάτωσή τους επί της εξωτερικής διάταξης μιας ασύρματης ζεύξης ιατρικής τηλεμετρίας στη ζώνη συχνοτήτων MICS. Στοιχεία σχετικά με τις διαστάσεις και τις επιδόσεις των προτεινόμενων εξωτερικών κεραιών παρουσιάζονται στον Πίνακα 4.1 και Πίνακα 4.2, αντίστοιχα.

Πίνακας 4.1 Διαστάσεις των τριών προτεινόμενων εξωτερικών κεραιών για λειτουργία στον ελεύθερο χώρο στη συχνότητα 402 MHz.

Κεραία	Όγκος (cm^3)	Μέγιστη διάσταση	Τιμή μέγιστης διάστασης (cm)
Δίπολο $\lambda/2$	$\cong \pi \times 0.37^2 \times 35 = 15.05$	μήκος διπόλου	35
Απλή μικροταινιακή	$\pi \times 7.5^2 \times 0.0635 = 11.22$	διάμετρος υποστρώματος	15
Μικροσκοπική μικροταινιακή	$\pi \times 0.8^2 \times 0.0635 = 0.128$	διάμετρος υποστρώματος	1.6

Πίνακας 4.2 Επιδόσεις των τριών προτεινόμενων εξωτερικών κεραιών για λειτουργία στον ελεύθερο χώρο.

Κεραία	Συχνότητα συντονισμού (f_{res})	Συντελεστής ανάκλασης (S_{11}) στην f_{res}	Εύρος ζώνης -10dB (BW)	Μέγιστη απολαβή (maxGain)
Δίπολο $\lambda/2$	402.4 MHz	- 68.8 dB	61.87 MHz	2.4 dB
Απλή μικροταινιακή	402.1 MHz	- 45.3 dB	0.93 MHz	-10.2 dB
Μικροσκοπική μικροταινιακή	402.6 MHz	- 20.5 dB	0.66 MHz	- 33.3 dB

Ως το σημείο αυτό, είναι εμφανές πως τις καλύτερες επιδόσεις παρουσιάζει η διπολική κεραία. Ωστόσο σημαντικό μειονέκτημα είναι το μεγάλο μήκος της, το οποίο είναι λίγο μικρότερο από το μήκος ενός μέσου φορητού υπολογιστή. Ένα τέτοιο μέγεθος δεν ευνοεί την επίτευξη μικρών διαστάσεων της εξωτερικής διάταξης επί της οποίας πρόκειται να ενσωματωθεί.

Στη συνέχεια, εξετάστηκε η επίδραση της παρουσίας τριστρωματικών κανονικών μοντέλων βιολογικών ιστών στο περιβάλλον των τριών κεραιών, αφού άλλωστε σε ένα τέτοιο περιβάλλον πρόκειται να λειτουργήσουν. Τα διαστήματα μεταβολών των επιδόσεων τους για αποστάσεις επαφής από τα μοντέλα μέχρι και σχεδόν 30 cm μακριά, καταγράφονται στους Πίνακες 4.3-4.5.

Πίνακας 4.3 Μέγιστες (max) και ελάχιστες (min) τιμές της συχνότητας συντονισμού f_{res} , του συντελεστή ανάκλασης S_{11} στην f_{res} και της μέγιστης απολαβής $maxGain$ στα 402 MHz, των τριών εξωτερικών κεραιών που σχεδιάστηκαν, όταν λειτουργούν κοντά σε κανονικό τριστρωματικό μοντέλο κεφαλιού.

σε απόσταση από κεφάλι	Κεραία	$(f_{res,min}, f_{res,max})$ MHz	$(S_{11,min}, S_{11,max})$ στην f_{res} , σε dB	$(maxGain_{min}, maxGain_{max})$ στα 402MHz, σε dB
	Δίπολο $\lambda/2$	388.7, 427.1	-53.4, -16.4	-0.52, 3.67
	Απλή μικροταινιακή	405.5, 405.9	-61.9, -23.9	-8.32, -5
	Μικροσκοπική μικροταινιακή	392.3, 394.7	-31.3, -22	-33.5, -24.5

Πίνακας 4.4 Μέγιστες (max) και ελάχιστες (min) τιμές της συχνότητας συντονισμού f_{res} , του συντελεστή ανάκλασης S_{11} στην f_{res} και της μέγιστης απολαβής $maxGain$ στα 402 MHz, των τριών εξωτερικών κεραιών που σχεδιάστηκαν, όταν λειτουργούν κοντά σε κανονικό τριστρωματικό μοντέλο βραχίονα.

σε απόσταση από βραχίονα	Κεραία	$(f_{res,min}, f_{res,max})$ MHz	$(S_{11,min}, S_{11,max})$ στην f_{res} , σε dB	$(maxGain_{min}, maxGain_{max})$ στα 402MHz, σε dB
	Δίπολο $\lambda/2$	235.3, 399	-66.1, -11.2	-8.4, 4.83
	Απλή μικροταινιακή	405.1, 405.9	-43.5, -12.4	-9.72, -0.99
	Μικροσκοπική μικροταινιακή	389.3, 395.4	-33.6, -13.3	-35, -21.9

Πίνακας 4.5 Μέγιστες (max) και ελάχιστες (min) τιμές της συχνότητας συντονισμού f_{res} , του συντελεστή ανάκλασης S_{11} στην f_{res} και της μέγιστης απολαβής $maxGain$ στα 402 MHz, των τριών εξωτερικών κεραιών που σχεδιάστηκαν, όταν λειτουργούν κοντά σε κανονικό τριστρωματικό μοντέλο σώματος.

σε απόσταση από σώμα	Κεραία	$(f_{res,min}, f_{res,max})$ MHz	$(S_{11,min}, S_{11,max})$ στην f_{res} , σε dB	$(maxGain_{min}, maxGain_{max})$ στα 402MHz, σε dB
	Δίπολο $\lambda/2$	208.1, 400.9	-52.2, -8.7	-7.56, 6.18
	Απλή μικροταινιακή	401.9, 405.9	-50.9, -7.8	-8.31, -3.94
	Μικροσκοπική μικροταινιακή	390.7, 395.4	-29.6, -9.7	-43.1, -30.8

Όπως παρατηρήθηκε και από τα αντίστοιχα διαγράμματα των Παραγράφων 3.2.1, 3.2.2, την πιο έντονη εξάρτηση από την απόσταση, ως προς τις επιδόσεις συντονισμού και ακτινοβολίας παρουσιάζει η διπολική κεραία. Προς το παρόν, η διαπίστωση αυτή μας οδηγεί στο να μην την θεωρούμε την πιο κατάλληλη περίπτωση για ενσωμάτωση στην εξωτερική διάταξη συστήματος ασύρματης ιατρικής τηλεμετρίας. Επιθυμητό είναι να μην εξαρτώνται ιδιαίτερα οι επιδόσεις της εξωτερικής κεραιάς ενός τέτοιου συστήματος από την απόσταση που θα έχει από βιολογικούς ιστούς, ώστε να μην απαιτείται από τον χρήστη να υπολογίζει την παράμετρο αυτή για να λειτουργεί σωστά η διάταξη.

Η συχνότητα συντονισμού και των τριών κεραιών, βέβαια, μεταβάλλεται υπό την παρουσία βιολογικών ιστών στο περιβάλλον τους. Πιο συγκεκριμένα, για την περίπτωση της απλής κεραιάς μικροταινίας η απόκλιση από τα 402 MHz είναι το πολύ +6 MHz και για την μικροσκοπική κεραιά μικροταινίας το πολύ -13 MHz. Γεγονός όμως είναι πως οι κεραιές μικροταινίας παρουσιάζουν μικρή διακύμανση τιμών στις συχνότητες συντονισμού, αν θεωρήσουμε ως κεντρική συχνότητα για την απλή, τα 405 MHz και για τη μικροσκοπική, τα 392 MHz. Έτσι λοιπόν, στις δυο αυτές περιπτώσεις, μπορούμε να μεταβάλλουμε ελάχιστα τα χαρακτηριστικά της κεραιάς που θα επιλεγεί για μια συγκεκριμένη ζεύξη τηλεμετρίας, και να φροντίσουμε παρουσία των αντίστοιχων ιστών να έχει τις βέλτιστες δυνατές επιδόσεις.

Η εξάρτηση της απόστασης βιολογικών ιστών από τις τρεις κεραιές που σχεδιάστηκαν, εξετάστηκε, τέλος, και σε σχέση με τις τιμές του ειδικού ρυθμού απορρόφησης SAR (Specific Absorption Rate), ανά 1g ιστού και ανά 10g ιστού. Παρατηρήθηκε πως σε όλες τις περιπτώσεις οι τιμές του SAR ήταν όλο και πιο μικρές όσο απομακρυνόταν η κάθε κεραιά από τους ιστούς, γεγονός αναμενόμενο εξαιτίας της εξασθένισης της ισχύος του σήματος κατά τη διάδοση του στον αέρα και μέχρι να συναντήσει τους βιολογικούς ιστούς. Ακολούθως (Πίνακας 4.6 και 4.7) παρουσιάζονται οι μέγιστες τιμές του δείκτη SAR (W/kg) για ισχύ εισόδου 1W, που σημειώθηκαν για κάθε συνδυασμό μοντέλου ιστών - εξωτερικής κεραιάς, καθώς και οι μέγιστες αποστάσεις (d_{max}) στις οποίες η τιμή του SAR βρίσκεται εκτός των ορίων που έχουν θέσει τα διεθνή πρότυπα ($SAR_{1g} < 1.6$ W/kg, $SAR_{10g} < 2$ W/kg).

Πίνακας 4.6 Μέγιστη τιμή SAR_{1g} και μέγιστη απόσταση d_{max} , μέχρι την οποία ισχύει $SAR_{1g} \geq 1.6$ W/kg, για ισχύ εισόδου 1W, για κάθε συνδυασμό μοντέλου ιστών και εξωτερικής κεραιάς που μελετήθηκε.

Μοντέλο	κεφάλι		βραχίονας		σώμα	
	$SAR_{1g,max}$	d_{max} (cm)	$SAR_{1g,max}$	d_{max} (cm)	$SAR_{1g,max}$	d_{max} (cm)
Δίπολο $\lambda/2$	14.95	2.4	6.33	3.4	13.61	4.5
Απλή μικροταινιακή	0.04	-	1.22	-	15.04	0.1
Μικροσκοπική μικροταινιακή	2.7	0.1	4.18	0.2	7.9	0.2

Πίνακας 4.7 Μέγιστη τιμή SAR_{10g} και μέγιστη απόσταση d_{max} , μέχρι την οποία ισχύει $SAR_{10g} \geq 2$ W/kg, για ισχύ εισόδου 1W, για κάθε συνδυασμό μοντέλου ιστών και εξωτερικής κεραιάς που μελετήθηκε.

Μοντέλο	κεφάλι		βραχίονας		σώμα	
	$SAR_{10g,max}$	d_{max} (cm)	$SAR_{10g,max}$	d_{max} (cm)	$SAR_{10g,max}$	d_{max} (cm)
Δίπολο $\lambda/2$	4.54	1.2	2.76	1.8	5.53	3
Απλή μικροταινιακή	0.03	-	0.27	-	5.72	0.1
Μικροσκοπική μικροταινιακή	0.33	-	0.52	-	1.05	-

Όπως προκύπτει από τους δυο παραπάνω πίνακες, και κυρίως για την περίπτωση του διπόλου, είναι σημαντική η μείωση της ισχύος εισόδου της κεραιάς, ώστε η ακτινοβολία που εκπέμπεται να μην κινείται σε επικίνδυνα όρια για τον ανθρώπινο οργανισμό.

Φτάνοντας προς το τέλος της μελέτης που παρουσιάζει η εργασία αυτή, αποφασίστηκε να ακολουθηθεί το σενάριο εμφύτευσης κεραίας της βιβλιογραφίας (Σχ. 3.53) στο μοντέλο κεφαλιού που χρησιμοποιήθηκε και προηγουμένως. Στόχος της ενέργειας αυτής ήταν να σχηματιστεί ασύρματη ζεύξη ιατρικής τηλεμετρίας με μια από τις εξωτερικές κεραίες που σχεδιάστηκαν, ώστε να παρατηρηθούν οι επιδόσεις μιας τέτοιας ζεύξης συνολικά.

Η εμφυτεύσιμη κεραία που χρησιμοποιήθηκε, αρχικά λειτουργούσε στη ζώνη MICS, όταν βρισκόταν εμφυτευμένη εντός ομογενούς κυβικού μοντέλου, που προσομοιώνει ιστό δέρματος. Με την τοποθέτησή της εντός του μοντέλου ανθρώπινου κεφαλιού (Σχ. 3.56), παρατηρήθηκε μεταβολή των χαρακτηριστικών συντονισμού της (νέα $f_{res} = 424.3$ MHz, με $S_{11} = -16.4$ dB). Ο επανασυντονισμός της, έγινε με αύξηση στα μήκη των εγκοπών των αγώγιμων επιφανειών της, ώστε να αυξηθεί η διαδρομή ρεύματος στις επιφάνειες αυτές. Οι επιδόσεις της κεραίας, τόσο εντός του κυβικού μοντέλου ιστού δέρματος όσο και εντός του ιστού δέρματος του τριστρωματικού μοντέλου κεφαλιού, καταγράφονται στον Πίνακα 4.8.

Πίνακας 4.8 Συγκριτικός πίνακας επιδόσεων της PIFA κεραίας της βιβλιογραφίας, ανάμεσα σε κυβικό μοντέλο ιστού δέρματος και τριστρωματικό μοντέλο ανθρώπινου κεφαλιού, στη ζώνη MICS.

Εμφυτεύσιμη PIFA κεραία	σε κυβικό μοντέλο ιστού δέρματος	σε τριστρωματικό μοντέλο κεφαλιού
Συχνότητα συντονισμού f_{res} (MHz)	403.3	402.3
Συντ. ανάκλασης S_{11} στην f_{res} (dB)	-31.8	-17.2
Εύρος ζώνης -10dB (MHz)	46.6	40.1
Μέγιστη απολαβή maxGain (dB)	-35.3	-48.5
SAR_{1g} (W/kg)	448.4	912.6
SAR_{10g} (W/kg)	94.1	94.7

Σχηματίζοντας τελικά τη ζεύξη ιατρικής τηλεμετρίας, που προαναφέρθηκε, πρώτο μέλημα ήταν να εξεταστεί η σύζευξη των κεραίων για διάφορες αποστάσεις μεταξύ τους. Η μελέτη αυτή βασίστηκε σε μετρήσεις του συντελεστή μετάδοσης (S_{21}), και διαπιστώθηκε πως με την αύξηση της απόστασης μεταξύ των δυο κεραίων, εξασθενεί η σύζευξή τους, ενώ η μέγιστη και η ελάχιστη τιμή του S_{21} που παρατηρήθηκε είναι τα -42.5 dB και τα -73.5 dB αντίστοιχα. Αντίθετα με τη μελέτη αυτή, που αφορούσε στις επιδόσεις συντονισμού της ζεύξης, οι επιδόσεις ακτινοβολίας της δεν παρουσίασαν καμία εξάρτηση από την απόσταση μεταξύ των δυο κεραίων. Το γεγονός αυτό αποτελεί χρήσιμη παρατήρηση, αφού στην περίπτωση που ήταν παρούσες μόνο οι εξωτερικές κεραίες στο περιβάλλον των βιολογικών ιστών, διαπιστώθηκε διακύμανση των τιμών μέγιστης απολαβής, καθώς και μεταβολές στη μορφή των διαγραμμάτων ακτινοβολίας. Τέλος, υπολογίστηκαν οι τιμές του ειδικού ρυθμού απορρόφησης SAR, ανά 1g ιστού και ανά 10g ιστού, και πάλι για διάφορες αποστάσεις μεταξύ των δυο κεραίων. Αξίζει να σημειωθεί πως η μέση τιμή των τιμών που ελήφθησαν δεν απέχει ιδιαίτερα από τις τιμές που δίνονται στον Πίνακα 4.8 για την περίπτωση εμφύτευσης της PIFA κεραίας εντός του μοντέλου κεφαλιού και χωρίς την παρουσία άλλης κεραίας στο περιβάλλον της. Η παρατήρηση αυτή οδηγεί στο συμπέρασμα πως η απορρόφηση ΗΜ ακτινοβολίας από τους ιστούς επηρεάζεται κυρίως από την εμφυτευμένη κεραία και πολύ λιγότερο από την εξωτερική.

4.2 Επίλογος και μελλοντικές προεκτάσεις

Το ευρύτερο αντικείμενο της παρούσας διπλωματικής εργασίας αφορούσε στις ασύρματες ζεύξεις ιατρικής τηλεμετρίας για εμφυτεύσιμες διατάξεις. Παρουσιάστηκαν οι δυνατότητες και τα πλεονεκτήματα των συστημάτων που σχηματίζουν τέτοιες ζεύξεις, ως προς τη διάγνωση, παρακολούθηση και θεραπεία ασθενειών, ενώ ιδιαίτερο βάρος δόθηκε στις προκλήσεις που χρειάζεται να αντιμετωπιστούν κατά το σχεδιασμό της εξωτερικής διάταξης επίβλεψης/ελέγχου. Δεδομένου ότι η επικοινωνία της εμφυτευμένης με την εξωτερική μονάδα πραγματοποιείται παρουσία βιολογικών ιστών, αναλύθηκαν τα ηλεκτρικά χαρακτηριστικά τους καθώς και τα μοντέλα ιστών (κανονικά και ανατομικά) που χρησιμοποιούνται για αριθμητικές μελέτες. Το κύριο μέρος της εργασίας επικεντρώθηκε στις εξωτερικές κεραίες επίβλεψης/ελέγχου, που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για επικοινωνία με εμφυτευμένες διατάξεις στη ζώνη συχνοτήτων MICS (402-405 MHz). Προηγήθηκε θεωρητική ανάλυση των χαρακτηριστικών των κεραιών που επρόκειτο να σχεδιαστούν (δίπολο και κεραίες μικροταινίας), ενώ στην περίπτωση των κεραιών μικροταινίας ιδιαίτερη αναφορά έγινε στις τεχνικές σμίκρυνσης του μεγέθους τους. Σχεδιάστηκαν τρεις εξωτερικές κεραίες (δίπολο $\lambda/2$, απλή μικροταινιακή, μικροσκοπική μικροταινιακή), και μελετήθηκαν οι επιδόσεις τους παρουσία και μη κανονικών μοντέλων βιολογικών ιστών (κεφαλιού, βραχίονα, σώματος). Η μελέτη ολοκληρώθηκε με την υιοθέτηση σεναρίου εμφύτευσης κεραίας της βιβλιογραφίας σε κανονικό μοντέλο που προσομοιώνει ανθρώπινο κεφάλι και το σχηματισμό ζεύξης τηλεμετρίας με το δίπολο $\lambda/2$ που είχε προταθεί νωρίτερα, ως εξωτερική κεραία ελέγχου. Η ζεύξη αυτή αναλύθηκε ως προς τις επιδόσεις συντονισμού, ακτινοβολίας και ασφάλειάς της για τον ανθρώπινο οργανισμό.

Θέτοντας σαν βάση την παρούσα εργασία, κάποιες προτάσεις για μελλοντικές επεκτάσεις της είναι οι εξής:

- Είναι επιθυμητό, εκτός από τις εμφυτεύσιμες, και οι εξωτερικές κεραίες ενός συστήματος ιατρικής τηλεμετρίας, να είναι πολύ μικρού μεγέθους ώστε να μπορούν να ενσωματωθούν σε μικρές φορητές συσκευές, ενώ παράλληλα θα παρουσιάζουν όσο πιο καλές επιδόσεις συντονισμού και ακτινοβολίας είναι εφικτό. Χρησιμοποιώντας, λοιπόν, συνδυασμούς τεχνικών σμίκρυνσης και βελτίωσης του εύρους ζώνης, καθώς και της απολαβής των κεραιών μικροταινίας (Παράγραφος 2.2.3), υπάρχουν περιθώρια να σχεδιαστεί μικροσκοπική κεραία μικροταινίας για εξωτερική χρήση, με ακόμη καλύτερες επιδόσεις από τη σχεδιασθείσα στην παρούσα εργασία.
- Παρατηρήθηκε πως η παρουσία βιολογικών ιστών κοντά στις κεραίες μικροταινίας που σχεδιάστηκαν, μετατοπίζει τη συχνότητα συντονισμού τους κατά λίγα MHz, ενώ δεν παρουσιάζει μεγάλη διακύμανση τιμών γύρω από τη συχνότητα αυτή. Μια ενδιαφέρουσα ενέργεια για τη βελτίωση των επιδόσεών τους πριν τη χρησιμοποίησή τους σε ζεύξη τηλεμετρίας, θα ήταν η μικρή μεταβολή χαρακτηριστικών της κεραίας (π.χ. θέση τροφοδοσίας, ακτίνα υποστρώματος, θέση αγωγού βραχυκύκλωσης αν υπάρχει, κ.ά.), ώστε η συχνότητα λειτουργίας τους να επανέλθει γύρω από τα 402 MHz, όταν στο περιβάλλον τους βρίσκονται βιολογικοί ιστοί. Μια τέτοια κίνηση αναμένεται να βελτιώσει συνολικά την ποιότητα της ζεύξης.

- Προκειμένου να επιβεβαιωθούν τα αποτελέσματα των μελετών που αφορούν στις εξωτερικές κεραίες παρουσία ιστών, θα μπορούσαν να διεξαχθούν επιπλέον προσομοιώσεις κάνοντας χρήση είτε κανονικών μοντέλων περισσότερων στρωμάτων είτε ανατομικών μοντέλων (Παράγραφος 2.4). Τα εν λόγω μοντέλα προσομοιώνουν με μεγαλύτερη ακρίβεια την ανατομική δομή του ανθρωπίνου σώματος, γενικότερα, και του επιθυμητού μέρους εμφύτευσης, ειδικότερα.
- Το σενάριο εμφύτευσης που μελετήθηκε (εμφυτευμένη PIFA κεραία σε τριστρωματικό μοντέλο κεφαλιού) και χρησιμοποιήθηκε για τη δημιουργία ζεύξης ιατρικής τηλεμετρίας με τη διπολική κεραία, μπορεί να χρησιμοποιηθεί ώστε να μελετηθεί αναλόγως η ζεύξη, όταν ως εξωτερική χρησιμοποιείται μια από τις δύο κεραίες μικροταινίας που σχεδιάστηκαν στην παρούσα εργασία. Έτσι θα ήταν εφικτή και η σύγκριση της ποιότητας του καναλιού επικοινωνίας, για τις τρεις εξωτερικές κεραίες, ώστε να διαπιστωθεί ποια είναι πράγματι η πιο κατάλληλη για την υλοποίηση του.
- Μελέτη άλλων σεναρίων εμφύτευσης, σε διαφορετικά μοντέλα ιστών, υπό την παρουσία της διπολικής κεραίας, θα οδηγούσαν σε χρήσιμα συμπεράσματα για την ποιότητα ζεύξης τηλεμετρίας που μπορεί να επιτευχθεί με χρήση της εξωτερικής αυτής κεραίας. Τα σενάρια αυτά θα μπορούσαν βέβαια να εφαρμοστούν και για τις άλλες δυο κεραίες που σχεδιάστηκαν.
- Σε πειραματικό στάδιο, θα μπορούσαν να υλοποιηθούν οι κεραίες αυτές και να γίνουν οι μελέτες που πραγματοποιήθηκαν στην εργασία αυτή σε πραγματικό περιβάλλον, όπου ως μοντέλα βιολογικών ιστών χρησιμοποιούνται φυσικά μοντέλα, τα οποία εξομοιώνουν με ρεαλιστικό τρόπο τα χαρακτηριστικά των ιστών. Στόχος αυτής της ενέργειας είναι η σύγκριση αριθμητικών και πειραματικών αποτελεσμάτων που θα προκύψουν.
- Τέλος, αφού έχουν υλοποιηθεί και μελετηθεί κοντά σε πιο ρεαλιστικά μοντέλα ιστών οι εξωτερικές κεραίες που προτάθηκαν, θα μπορούσαν να ενσωματωθούν σε εξωτερικά συστήματα επίβλεψης/ελέγχου για ζεύξεις τηλεμετρίας με εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις.