



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

**Μελέτη και σχεδίαση κεραιών για καταπόσιμες διατάξεις
βιοϊατρικής τηλεμετρίας**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΔΗΜΗΤΡΙΟΥ Α. ΓΑΛΑΝΗ

Επιβλέπων : Κωνσταντίνα Νικήτα

Καθηγήτρια Ε.Μ.Π

Αθήνα, Νοέμβριος 2014



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

Μελέτη και σχεδίαση κεραιών για καταπόσιμες διατάξεις βιοϊατρικής τηλεμετρίας

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΔΗΜΗΤΡΙΟΥ Α. ΓΑΛΑΝΗ

Επιβλέπων : Κωνσταντίνα Νικήτα

Καθηγήτρια Ε.Μ.Π

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 24^η Νοεμβρίου, 2014.

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

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

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

Αθήνα, Νοέμβριος 2014

.....

Δημήτριος Α. Γαλάνης

Διπλωματούχος Ηλεκτρολόγος Μηχανικός και Μηχανικός Υπολογιστών Ε.Μ.Π

Copyright © Δημήτριος Γαλάνης, 2014.

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξ ολοκλήρου ή τμήματος αυτής, για εμπορικό σκοπό. Επιτρέπεται η ανατύπωση, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό, εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης, υπό την προϋπόθεση να αναφέρεται η πηγή προέλευσης και να διατηρείται το παρόν μήνυμα. Ερωτήματα που αφορούν τη χρήση της εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς τον συγγραφέα. Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτό το έγγραφο εκφράζουν τον συγγραφέα και δεν πρέπει να ερμηνευθεί ότι αντιπροσωπεύουν τις επίσημες θέσεις του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.

Περίληψη

Η ανάπτυξη της Βιοϊατρικής Τηλεμετρίας, μέσα από συστήματα που θα έχουν τη δυνατότητα να μεταδίδουν δεδομένα και φυσιολογικές παραμέτρους του ασθενή σε πραγματικό χρόνο, έχει δώσει ισχυρή ώθηση στον κλάδο της υγείας δημιουργώντας νέους ορίζοντες στην πρόληψη, την παρακολούθηση και τη θεραπεία πολλών ασθενειών βελτιώνοντας με αυτό τον τρόπο την ποιότητα ζωής εκατομμυρίων ανθρώπων σε παγκόσμιο επίπεδο. Ένα από τα πιο σημαντικά στοιχεία ενός τέτοιου συστήματος είναι η κεραία που διαθέτει για επικοινωνία, έλεγχο και ανταλλαγή δεδομένων με κάποια εξωτερική διάταξη. Στόχο της παρούσας διπλωματικής εργασίας αποτελεί η βελτιστοποίηση μίας καταπόσιμης κεραίας της βιβλιογραφίας για λειτουργία εντός του λεπτού εντέρου καθώς και η παραμετρική μελέτη της στην περιοχή αυτή στη ζώνη συχνοτήτων MedRadio (401-406 MHz). Η ιδέα προήλθε από την ανάγκη εξερεύνησης του λεπτού εντέρου, για την ανεύρεση των αιτιών διαφόρων ασθενειών του, από ένα νέο σύστημα που θα ξεπερνάει τα εμπόδια των παραδοσιακών μέσων ενδοσκόπησης τα οποία θεωρούν το λεπτό έντερο ως το “μαύρο κουτί” του γαστρεντερικού συστήματος για πολλά χρόνια. Στο πλαίσιο της διπλωματικής εργασίας μελετάται η φιλοσοφία σχεδίασης της καταπόσιμης κεραίας μικροταινίας με γνώμονα τη συχνότητα συντονισμού, τη σμίκρυνση των διαστάσεων, το εύρος ζώνης, το κέρδος και τη συμμόρφωση με τις διεθνείς οδηγίες ασφαλούς έκθεσης του ανθρώπινου οργανισμού στην ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία. Πραγματοποιείται σχεδίαση και μελέτη της κεραίας εντός απλοποιημένου μοντέλου ανθρώπινου ιστού καθώς και μελέτη των επιδόσεων αυτής εντός πλήρους ανατομικού μοντέλου.

Λέξεις κλειδιά : Βιοϊατρική τεχνολογία, καταπόσιμη κεραία μικροταινίας, ζώνη MedRadio (Medical Device Radiocommunications Service), ιατρική τηλεμετρία, ασύρματη ενδοσκόπηση, ασύρματη ενδοσκοπική κάψουλα, καταπόσιμη κάψουλα, καταπόσιμες ιατρικές διατάξεις, ανατομικά μοντέλα ανθρώπινου σώματος

II Μελέτη και σχεδίαση κεραιών για καταπόσιμες διατάξεις βιοϊατρικής τηλεμετρίας

Abstract

The development and evolution of Biomedical Telemetry, through systems that are capable of transmitting data and physiological parameters of the patient in real time, has given a strong boost to the health sector, by creating new horizons in the prevention, monitoring and treatment of diseases, thus improving the quality of life worldwide. One of the most important components of such a system is the antenna, used in order to control, exchange and communicate data to an external device. The purpose of this thesis is twofold; firstly, to optimize an ingestible antenna in order to operate within the small intestine; secondly, to perform parametric studies of the designed ingestible antenna in the MedRadio (401-406 MHz) frequency band. The motivation of this work is to explore the small bowel with fully ingestible devices, in order to determine the causes of multiple diseases. Such devices intend to overcome the limitations of traditional endoscopic systems, which have long considered the small intestine as the 'black box' of the gastrointestinal system. Within the frame of this thesis, a study and analysis of the design of the microstrip ingestible antenna was performed in the MedRadio frequency band, addressing challenges related with miniaturization, enhanced bandwidth, the increased gain and the compliance with safety guidelines.

Keywords: Biomedical Technology, ingestible microstrip antenna, MedRadio (Medical Device Radiocommunications Service) frequency band, medical telemetry, wireless endoscopy, wireless endoscopic capsule, ingestible capsule, ingestible medical devices, anatomical models of the human body.

IV Μελέτη και σχεδίαση κεραιών για καταπόσιμες διατάξεις βιοϊατρικής τηλεμετρίας

Περιεχόμενα

Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή	1
1.1 Εισαγωγή στις εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις.....	2
1.2 Ασύρματη Ενδοσκόπηση	7
1.3 Ζεύξη τηλεμετρίας και μετάδοση δεδομένων	15
1.4 Διαθέσιμες ζώνες συχνοτήτων για βιοϊατρική τηλεμετρία.....	16
1.5 Προκλήσεις κατά τον σχεδιασμό καταπόσιμων κεραιών	17
1.6 Αντικείμενο Διπλωματικής	18
Κεφάλαιο 2: Θεωρητικό Μέρος	19
2.1 Βιολογικές Ιδιότητες Ιστών	20
2.1.1 Ηλεκτρικές Ιδιότητες Ιστών	20
2.1.2 Βιοσυμβατότητα	21
2.1.3 Ασφάλεια Ασθενούς	21
2.2 Αρχές Λειτουργίας Καταπόσιμων Κεραιών	23
2.2.1 Κεραίες Μικροταινίας.....	23
2.2.2 Τεχνικές Σμίκρυνσης	24
2.2.3 Παράμετροι ενδιαφέροντος	27
2.3 Μοντέλα προσομοίωσης βιολογικών ιστών και μέθοδοι ανάλυσης ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων.....	28
2.3.1 Μοντέλα προσομοίωσης	28
2.3.2 Μέθοδος πεπερασμένων διαφορών στο πεδίο του χρόνου (FDTD)	32
2.3.3 Σχεδίαση κεραίας.....	34
2.3.4 Περιβάλλον SEMCAD X	35
Κεφάλαιο 3: Προσομοιώσεις και Αποτελέσματα	37
3.1 Επισκόπηση κεραίας της βιβλιογραφίας που χρησιμοποιήθηκε	38
3.2 Σχεδίαση επίπεδης κεραίας στο περιβάλλον SEMCAD X.....	40
3.3 Σχεδίαση σύμμορφης κεραίας της βιβλιογραφίας στο περιβάλλον SEMCAD X	48
3.4 Μελέτη και βελτιστοποίηση της σύμμορφης κεραίας εντός του λεπτού εντέρου	55
3.4.1 Μελέτη της σύμμορφης κεραίας εντός μοντέλου λεπτού εντέρου.....	56
3.4.2 Βελτιστοποίηση παραμέτρων σύμμορφης κεραίας για λειτουργία εντός του λεπτού εντέρου.....	57
3.4.3 Μελέτη βελτιστοποιημένης σύμμορφης κεραίας εντός μοντέλου λεπτού εντέρου	58
3.5 Παραμετρική μελέτη της νέας κεραίας εντός ανατομικού μοντέλου	61
3.5.1 Μελέτη της κεραίας στην πρώτη θέση στο ανατομικό μοντέλο.	63
3.5.2 Μελέτη της κεραίας στη δεύτερη θέση στο ανατομικό μοντέλο	67
Κεφάλαιο 4: Συμπεράσματα και Συζήτηση	72
4.1 Συμπεράσματα.....	73
4.1.1 Σύγκριση επίπεδης κεραίας με σύμμορφη κεραία για λειτουργία εντός κανονικού μοντέλου μυϊκού ιστού.....	73
4.1.2 Σύγκριση κεραίας της βιβλιογραφίας για λειτουργία εντός κανονικού μοντέλου μυϊκού ιστού και εντός κανονικού μοντέλου ιστού λεπτού εντέρου	74

VI	Μελέτη και σχεδίαση κεραιών για καταπόσιμες διατάξεις βιοϊατρικής τηλεμετρίας	
4.1.3	Σύγκριση κεραίας της βιβλιογραφίας με βελτιστοποιημένη κεραία για λειτουργία εντός μοντέλου ιστού λεπτού εντέρου	75
4.1.4	Σύγκριση βελτιστοποιημένης κεραίας εντός κανονικού μοντέλου ιστού λεπτού εντέρου και ανατομικού μοντέλου	76
4.2	Επίλογος και μελλοντικές προεκτάσεις.....	77

Κατάλογος Εικόνων

Εικόνα 1.1: Τοποθετημένος βηματοδότης με δύο ηλεκτρόδια στη δεξιά καρδιά.....	3
Εικόνα 1.2: Τοποθετημένος καρδιακός απινιδωτής και ηλεκτρική διέγερση δεξιάς καρδιακής κοιλίας.....	4
Εικόνα 1.3: Νευροδιεγέρτης για την αντιμετώπιση της αϋπνίας.....	4
Εικόνα 1.4: Κοχλιακό εμφύτευμα.....	5
Εικόνα 1.5: Εμφύτευμα αμφιβληστροειδούς και αρχή λειτουργίας.....	5
Εικόνα 1.6: Συσκευή συνεχής παρακολούθησης της γλυκόζης.....	6
Εικόνα 1.7: Σύστημα νευρομυϊκής διέγερσης του δεξιού άνω άκρου.....	6
Εικόνα 1.8: (α) Βηματοδότης της Medtronic. (β) Καρδιακός απινιδωτής της Medtronic. (γ) Σύστημα νευρομυϊκής διέγερσης του κάτω άκρου. (δ) Συσκευή παρακολούθησης γλυκόζης της Dexcom. (ε) Κοχλιακό εμφύτευμα της Nucleus .	7
Εικόνα 1.9: Ανάκτηση εικόνας του γαστρεντερικού συστήματος με χρήση ασύρματης κάψουλας για ενδοσκόπηση.....	8
Εικόνα 1.10: (α) Δέκτης λήψης με 8 απαγωγές για τον εντοπισμό της θέσης της κάψουλας. (β) Μονάδα επεξεργασίας δεδομένων.....	9
Εικόνα 1.11: Η διαδρομή της κάψουλας μέσα στο ανθρώπινο σώμα.....	10
Εικόνα 1.12: Δομή κάψουλας για παρακολούθηση φυσιολογικών παραμέτρων και χορήγηση φαρμάκου.....	10
Εικόνα 1.13: (α) Κάψουλα της IntroMedic για εξέταση του λεπτού εντέρου. (β) Κάψουλα της Olympus για εξέταση του λεπτού εντέρου. (γ) Κάψουλα της GivenImaging για εξέταση του οισοφάγου. (δ) Κάψουλα της GivenImaging για εξέταση του παχέως εντέρου. (ε) Κάψουλα της GivenImaging για εξέταση του λεπτού εντέρου. (στ) Κάψουλα SmartPill για τη μέτρηση της πίεσης, του pH και της θερμοκρασίας.....	11
Εικόνα 1.14: Τυπική δομή κάψουλας για σύρματη ενδοσκόπηση.....	11
Εικόνα 1.15: (α) Η πρωτότυπη κάψουλα με μηχανισμό κίνησης που προτείνεται στο [7]. (β) Η πρωτότυπη κάψουλα με μηχανισμό κίνησης του φακού που προτείνεται στο [13].....	13
Εικόνα 1.16: Απλουστευμένο μπλόκ διάγραμμα τυπικού συστήματος βιοϊατρικής τηλεμετρίας.....	15
Εικόνα 1.17: Οι ζώνες συχνοτήτων MICS και MedRadio.....	16
Εικόνα 2.1: (α) Κατακόρυφη όψη ορθογώνιας κεραίας μικροταινίας, (β) Πλάγια όψη ορθογώνιας κεραίας μικροταινίας.....	23
Εικόνα 2.2: Σχήματα λωρίδων ακτινοβολίας που χρησιμοποιούνται στη βιβλιογραφία.....	24
Εικόνα 2.3: Σμίκρυνση κεραίας με χρήση υλικού υποστρώματος με μεγαλύτερη διηλεκτρική σταθερά (α) $\epsilon_r=3.0$, (β) $\epsilon_r=28.2$	25
Εικόνα 2.4: Με την προσθήκη εγκοπών αυξάνεται η διαδρομή του ρεύματος. Στο σχήμα φαίνεται το διάνυσμα της πυκνότητας ρεύματος στην αγωγήμη ταινία.....	26

Εικόνα 2.5: Στο σχήμα φαίνεται η στοίβαξη δύο ταινιών στη μοντελοποίηση κεραίας μικροταινίας.....	26
Εικόνα 2.6: Προσθήκη αγωγού βραχυκύκλωσης σε ορθογώνια κεραία μικροταινίας.....	26
Εικόνα 2.7: S-παράμετροι σε δίθυρο.	27
Εικόνα 2.8: Κανονικά ανομοιογενή μοντέλα. (α) Μοντέλο τριών στρωμάτων (three layer model) που περιλαμβάνει το δέρμα, το λίπος και τους μύες. (β) Μοντέλο που περιλαμβάνει επτά διαφορετικούς ιστούς.....	29
Εικόνα 2.9: Φυσικά ομοιογενή μοντέλα που έχουν χρησιμοποιηθεί για μετρήσεις σε πραγματικές κεραίες σχεδιασμένες για εμφύτευση. Χρησιμοποιείται υγρό διάλυμα κατάλληλο ώστε να προσομοιώνει τις ιδιότητες των βιολογικών ιστών. Στη συνέχεια η κεραία βυθίζεται σε αυτό και ακολουθεί η διεξαγωγή των μετρήσεων.	30
Εικόνα 2.10: Φυσικό μοντέλο που έχει χρησιμοποιηθεί σε πραγματική δοκιμή κεραίας σχεδιασμένη για εμφύτευση. Γίνεται χρήση ειδικού τζελ πολλών στρώσεων προκειμένου να στηθεί το κατάλληλο μοντέλο. Στην εικόνα φαίνονται οι ιστοί που προσομοιώνονται καθώς και η θέση της κεραίας.	31
Εικόνα 2.11: Δοκιμή εμφυτεύσιμης κεραίας εντός ιστού ζώου. Η κεραία έχει εμφυτευτεί χειρουργικά στο ποντίκι.	31
Εικόνα 2.12: Πρότυπο κελί του Yee. Ο χώρος διακριτοποιείται σε δομικές μονάδες (voxels) και το πεδίο αναλύεται στις ακμές του κύβου για την ηλεκτρική συνιστώσα του και στις πλευρές του κύβου για τη μαγνητική συνιστώσα του.	33
Εικόνα 2.13: Λογικό διάγραμμα σχεδίασης καταπόσιμης κεραίας.....	34
Εικόνα 2.14: Στην εικόνα φαίνεται το Modeling Environment του Semcad X, όπου όλες οι βασικές λειτουργίες για τη δημιουργία ενός νέου Project γίνονται μέσα από από της μπάρες εργαλείων (Toolbars).....	36
Εικόνα 3.1: Η κεραία της βιβλιογραφίας που χρησιμοποιήθηκε.	38
Εικόνα 3.2: (α) Η κεραία της βιβλιογραφίας. (β) Η κεραία της βιβλιογραφίας τοποθετημένη στο κέντρο κανονικού μοντέλου.	39
Εικόνα 3.3: (α) Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης της κεραίας της βιβλιογραφίας συναρτήσει της συχνότητας. (β) Τρισδιάστατο διάγραμμα ακτινοβολίας της κεραίας της βιβλιογραφίας.	40
Εικόνα 3.4: (α) Η επίπεδη κεραία που σχεδιάστηκε. (β) Το επίπεδο γείωσης της επίπεδης κεραίας, όπου φαίνεται η θέση για το σημείο τροφοδοσίας.....	41
Εικόνα 3.5: (α) Τρισδιάστατη όψη επίπεδης διάταξης. (β) Πλάγια όψη επίπεδης διάταξης.....	41
Εικόνα 3.6: (α) Τρισδιάστατη όψη κυβικού μοντέλου. (β) Κατακόρυφη όψη κυβικού μοντέλου με τοποθετημένη την επίπεδη διάταξη.....	42
Εικόνα 3.7: (α) Το πλέγμα (grid) της επίπεδης κεραίας. (β) Αναπαράσταση της επίπεδης κεραίας από το λογισμικό (voxels) για την επίλυση του ηλεκτρομαγνητικού προβλήματος.....	42
Εικόνα 3.8: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης της επίπεδης κεραίας συναρτήσει της συχνότητας.	43

- Εικόνα 3.9:** Διάγραμμα αντίστασης εισόδου της επίπεδης κεραίας συναρτήσει της συχνότητας.43
- Εικόνα 3.10:** (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο ZY της επίπεδης κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g. (β) Μεγενθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο ZY της επίπεδης κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.44
- Εικόνα 3.11:** (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο XY της επίπεδης κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g. (β) Μεγενθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο XY της επίπεδης κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.44
- Εικόνα 3.12:** (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο ZX της επίπεδης κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g. (β) Μεγενθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο ZX της επίπεδης κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.44
- Εικόνα 3.13:** Διάγραμμα χωρικής κατανομής (m) της μέσης τιμής του SAR (dB) της επίπεδης κεραίας στον άξονα X, στη θέση $Y=0.0035$ m και $Z=0.0039$ m όπου παρουσιάζει μέγιστο στο επίπεδο YZ, σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.45
- Εικόνα 3.14:** (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο ZY της επίπεδης κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 10 g. (β) Μεγενθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο ZY της επίπεδης κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 10 g.45
- Εικόνα 3.15:** (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο XY της επίπεδης κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 10 g. (β) Μεγενθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο XY της επίπεδης κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 10 g.45
- Εικόνα 3.16:** (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο ZX της επίπεδης κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 10 g. (β) Μεγενθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο ZX της επίπεδης κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 10 g.46
- Εικόνα 3.17:** Διάγραμμα χωρικής κατανομής (m) της μέσης τιμής του SAR (dB) της επίπεδης κεραίας στον άξονα X, στη θέση $Y=0.0017$ m και $Z=0.0057$ m όπου παρουσιάζει μέγιστο στο επίπεδο YZ, σε κυβικό ιστό μάζας 10 g.46
- Εικόνα 3.18:** (α) Διάγραμμα ακτινοβολίας (dB) μακρινού πεδίου της επίπεδης κεραίας στο επίπεδο YX. (β) Διάγραμμα ακτινοβολίας (dB) μακρινού πεδίου της επίπεδης κεραίας στο επίπεδο ZY. (γ) Διάγραμμα ακτινοβολίας (dB) μακρινού πεδίου της επίπεδης κεραίας στο επίπεδο ZX.47
- Εικόνα 3.19:** (α) Κατακόρυφη όψη καταπόσιμης κάψουλας. (β) Τρισδιάστατη όψη καταπόσιμης κάψουλας.48
- Εικόνα 3.20:** (α) Μοντελοποίηση αέρα καταπόσιμης κάψουλας. (β) Μοντελοποίηση επιπέδου γείωσης καταπόσιμης κάψουλας. (γ) Μοντελοποίηση υποστρώματος καταπόσιμης κάψουλας. (δ) Μοντελοποίηση κεραίας καταπόσιμης κάψουλας. (ε) Μοντελοποίηση υπερστρώματος καταπόσιμης κάψουλας.49
- Εικόνα 3.21:** (α) Τρισδιάστατη όψη μοντέλου μυϊκού ιστού που χρησιμοποιήθηκε. (β) Τρισδιάστατη όψη μοντέλου μυϊκού ιστού που χρησιμοποιήθηκε με τοποθετημένη την κάψουλα.50
- Εικόνα 3.22:** (α) Πλέγμα σύμμορφης κεραίας (Επίπεδο XY). (β) Τρισδιάστατη όψη αναπαράστασης της σύμμορφης κεραίας που δημιουργήθηκε από το λογισμικό (voxels) για την επίλυση της μεθόδου FDTD.50

Εικόνα 3.23: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης σύμμορφης κεραίας, για λειτουργία εντός μυϊκού ιστού, συναρτήσει της συχνότητας.....	51
Εικόνα 3.24: Διάγραμμα αντίστασης εισόδου σύμμορφης κεραίας, για λειτουργία εντός μυϊκού ιστού, συναρτήσει της συχνότητας.....	51
Εικόνα 3.25: (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο ZY της σύμμορφης κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g. (β) Μεγεθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο ZY της σύμμορφης κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.....	52
Εικόνα 3.26: (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο XY της σύμμορφης κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g. (β) Μεγεθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο XY της σύμμορφης κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.....	52
Εικόνα 3.27: (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο ZX της σύμμορφης κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g. (β) Μεγεθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο ZX της σύμμορφης κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.....	52
Εικόνα 3.28: Διάγραμμα χωρικής κατανομής (m) της μέσης τιμής του SAR (dB) στον άξονα Z, στη θέση $X=0.0178$ m και $Y=0.0052$ m όπου παρουσιάζει μέγιστο στο επίπεδο XY, σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.....	53
Εικόνα 3.29: (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο ZY της σύμμορφης κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 10 g. (β) Μεγεθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο ZY της σύμμορφης κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 10 g.....	53
Εικόνα 3.30: (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο YX της σύμμορφης κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 10 g. (β) Μεγεθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο YX της σύμμορφης κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 10 g.....	53
Εικόνα 3.31: (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο ZX της σύμμορφης κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 10 g. (β) Μεγεθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο ZX της σύμμορφης κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 10 g.....	54
Εικόνα 3.32: Διάγραμμα χωρικής κατανομής (m) της μέσης τιμής του SAR (dB) στον άξονα Z, στη θέση $Y=0.0045$ m και $X=0.014$ m όπου παρουσιάζει μέγιστο στο επίπεδο YX, σε κυβικό ιστό μάζας 10 g.....	54
Εικόνα 3.33: (α) Διάγραμμα ακτινοβολίας (dB) μακρινού πεδίου της σύμμορφης κεραίας στο επίπεδο ZX. (β) Διάγραμμα ακτινοβολίας (dB) μακρινού πεδίου της σύμμορφης κεραίας στο επίπεδο YX. (γ) Διάγραμμα ακτινοβολίας (dB) μακρινού πεδίου της σύμμορφης κεραίας στο επίπεδο ZY.....	55
Εικόνα 3.34: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης σύμμορφης κεραίας, για λειτουργία εντός ιστού λεπτού εντέρου, συναρτήσει της συχνότητας.....	56
Εικόνα 3.35: Διάγραμμα αντίστασης εισόδου σύμμορφης κεραίας, για λειτουργία εντός ιστού λεπτού εντέρου, συναρτήσει της συχνότητας.....	57
Εικόνα 3.36: Διάγραμμα αποτελέσματος συνάρτησης κόστους (κόστος) της μεθόδου QN συναρτήσει των επαναλήψεων που πραγματοποιήθηκαν για τη βελτιστοποίηση των παραμέτρων της κεραίας.....	57
Εικόνα 3.37: Βελτιστοποιημένη καταπόσιμη κεραία για λειτουργία εντός του λεπτού εντέρου.....	58

- Εικόνα 3.38:** Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης βελτιστοποιημένης κεραίας, για λειτουργία εντός ιστού λεπτού εντέρου, συναρτήσει της συχνότητας.....58
- Εικόνα 3.39:** Διάγραμμα αντίστασης εισόδου βελτιστοποιημένης κεραίας, για λειτουργία εντός ιστού λεπτού εντέρου, συναρτήσει της συχνότητας.....59
- Εικόνα 3.40:** (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο ZY της νέας κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g. (β) Μεγεθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο ZY της νέας κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.59
- Εικόνα 3.41:** (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο XY της νέας κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g. (β) Μεγεθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο XY της νέας κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.59
- Εικόνα 3.42:** (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο ZX της νέας κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g. (β) Μεγεθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο ZX της σύμμορφης κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.60
- Εικόνα 3.43:** Διάγραμμα χωρικής κατανομής (m) της μέσης τιμής του SAR (dB) στον άξονα Z, στη θέση $X=0.0144$ m και $Y=0.0071$ m όπου παρουσιάζει μέγιστο στο επίπεδο XY, σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.60
- Εικόνα 3.44:** (α) Διάγραμμα ακτινοβολίας (dB) μακρινού πεδίου της νέας κεραίας στο επίπεδο ZX. (β) Διάγραμμα ακτινοβολίας (dB) μακρινού πεδίου της νέας κεραίας στο επίπεδο YX. (γ) Διάγραμμα ακτινοβολίας (dB) μακρινού πεδίου της νέας κεραίας στο επίπεδο ZY.....61
- Εικόνα 3.45:** (α) Εμπρόσθια όψη ανατομικού μοντέλου που χρησιμοποιήθηκε. (β) Πλάγια όψη ανατομικού μοντέλου που χρησιμοποιήθηκε. (γ) Κατακόρυφη όψη ανατομικού μοντέλου που χρησιμοποιήθηκε.....62
- Εικόνα 3.46:** (α) Λεπτό έντερο του ανατομικού μοντέλου. (β) Μεγεθυμένη εικόνα του λεπτού εντέρου του ανατομικού μοντέλου.62
- Εικόνα 3.47:** (α) Η κεραία τοποθετημένη στο λεπτό έντερο του ανατομικού μοντέλου. (β) μεγεθυμένη εικόνα όπου φαίνεται η κεραία τοποθετημένη στο λεπτό έντερο του ανατομικού μοντέλου.....63
- Εικόνα 3.48:** Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης βελτιστοποιημένης κεραίας, για λειτουργία εντός λεπτού εντέρου, συναρτήσει της συχνότητας.....64
- Εικόνα 3.49:** Διάγραμμα σύνθετης αντίστασης εισόδου βελτιστοποιημένης κεραίας, για λειτουργία εντός λεπτού εντέρου, συναρτήσει της συχνότητας.....64
- Εικόνα 3.50:** (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο ZY της νέας κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g. (β) Μεγεθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο ZY της νέας κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.65
- Εικόνα 3.51:** (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο XY της νέας κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g. (β) Μεγεθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο XY της νέας κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.65
- Εικόνα 3.52:** (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο XZ της νέας κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g. (β) Μεγεθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο XZ της νέας κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.65

- Εικόνα 3.53:** Διάγραμμα χωρικής κατανομής (m) της μέσης τιμής του SAR (dB) στον άξονα Y, στη θέση $X=-0.3317$ m και $Z=-0.4352$ m όπου παρουσιάζει μέγιστο στο επίπεδο XZ, σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.66
- Εικόνα 3.54:** (α) Διάγραμμα ακτινοβολίας (dB) μακρινού πεδίου της νέας κεραιάς στο επίπεδο XZ. (β) Διάγραμμα ακτινοβολίας (dB) μακρινού πεδίου της νέας κεραιάς στο επίπεδο YX. (γ) Διάγραμμα ακτινοβολίας (dB) μακρινού πεδίου της νέας κεραιάς στο επίπεδο ZY.....66
- Εικόνα 3.55:** (α) Η κεραιά τοποθετημένη στο λεπτό έντερο του ανατομικού μοντέλου. (β) Μεγενθυμένη εικόνα όπου φαίνεται η κεραιά τοποθετημένη στο λεπτό έντερο του ανατομικού μοντέλου. (γ) Η ταινία ακτινοβολίας της κεραιάς τοποθετημένη εντός του λεπτού εντέρου. (δ) Μεγενθυμένη εικόνα όπου φαίνεται η ταινία ακτινοβολίας της κεραιάς τοποθετημένη εντός του λεπτού εντέρου.....67
- Εικόνα 3.56:** Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης βελτιστοποιημένης κεραιάς, για λειτουργία εντός του λεπτού εντέρου, συναρτήσει της συχνότητας.....69
- Εικόνα 3.57:** Διάγραμμα σύνθετης αντίστασης εισόδου βελτιστοποιημένης κεραιάς, για λειτουργία εντός του λεπτού εντέρου, συναρτήσει της συχνότητας.69
- Εικόνα 3.58:** (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο ZY της νέας κεραιάς. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g. (β) Μεγενθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο ZY της νέας κεραιάς. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.69
- Εικόνα 3.59:** ((α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο XY της νέας κεραιάς. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g. (β) Μεγενθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο XY της νέας κεραιάς. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.70
- Εικόνα 3.60:** (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο XZ της νέας κεραιάς. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g. (β) Μεγενθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο XZ της νέας κεραιάς. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.70
- Εικόνα 3.61:** Διάγραμμα χωρικής κατανομής (m) της μέσης τιμής του SAR (dB) στον άξονα Z, στη θέση $Y=0.0045$ m και $X=0.014$ m όπου παρουσιάζει μέγιστο στο επίπεδο YX, για κυβικό ιστό μάζας 1 g.70
- Εικόνα 3.62:** (α) Διάγραμμα ακτινοβολίας (dB) μακρινού πεδίου της νέας κεραιάς στο επίπεδο XZ. (β) Διάγραμμα ακτινοβολίας (dB) μακρινού πεδίου της νέας κεραιάς στο επίπεδο YX. (γ) Διάγραμμα ακτινοβολίας (dB) μακρινού πεδίου της νέας κεραιάς στο επίπεδο ZY.....71
- Εικόνα 4.1:** Σύγκριση του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας, της επίπεδης κεραιάς με τη σύμμορφη κεραιά για λειτουργία εντός μοντέλου μυϊκού ιστού.....73
- Εικόνα 4.2:** Σύγκριση του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας της σύμμορφης κεραιάς της βιβλιογραφίας, για λειτουργία εντός κανονικού μοντέλου μυϊκού ιστού και εντός κανονικού μοντέλου ιστού λεπτού εντέρου74
- Εικόνα 4.3:** Σύγκριση του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας, μεταξύ της σύμμορφης κεραιάς της βιβλιογραφίας και της νέας κεραιάς, για λειτουργία εντός κανονικού μοντέλου ιστού λεπτού εντέρου75

Εικόνα 4.4: Σύγκριση συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας της νέας κεραίας, για λειτουργία εντός κανονικού μοντέλου ιστού λεπτού εντέρου και για λειτουργία στο λεπτό έντερο ανατομικού μοντέλου..... 76

Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 1.1: Κόστος εξοπλισμού ενδοσκοπικής εξέτασης με κάψουλα.	12
Πίνακας 1.2: Τεχνικά χαρακτηριστικά εμπορικά διαθέσιμων καταπόσιμων κάψουλων για ενδοσκόπηση.	14
Πίνακας 2.1: Ηλεκτρικές ιδιότητες βιολογικών ιστών στη συχνότητα 403 MHz.	20
Πίνακας 2.2: Ηλεκτρικές ιδιότητες βιολογικών ιστών στις συχνότητες 433 MHz, 915 MHz, 2450MHz και 5800 MHz.	20
Πίνακας 2.3: Διεθνείς οδηγίες ασφαλούς έκθεσης στην ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία...22	
Πίνακας 2.4: Τιμές διηλεκτρικής σταθεράς υλικών που χρησιμοποιούνται στην κατασκευή βιοσυμβατών κεραιών για ιατρική τηλεμετρία.	25
Πίνακας 2.5: Επεξήγηση λειτουργίας των Toolbars του λογισμικού Semcad X που φαίνονται στην (Εικόνα 2.14).....	35
Πίνακας 3.1: Διαστάσεις και θέση εγκοπών της κεραίας της βιβλιογραφίας.....	38
Πίνακας 3.2: Διαστάσεις και τύπος υλικών που χρησιμοποιήθηκαν στο σχεδιασμό της κεραίας της βιβλιογραφίας.	39
Πίνακας 3.3: Θέση και διαστάσεις αγωγού βραχυκύκλωσης και τροφοδοσίας της κεραίας της βιβλιογραφίας.	39
Πίνακας 3.4: Ισχύς εισόδου και τιμές ειδικού συντελεστή απορρόφησης SAR της κεραίας της βιβλιογραφίας.	40
Πίνακας 3.5: Ανάλυση πλέγματος επίπεδης διάταξης (grid).....	42
Πίνακας 3.6: Εξωτερική ακτίνα υλικών της κυλινδρικής διάταξης της σύμμορφης κεραίας.48	
Πίνακας 3.7: Ανάλυση πλέγματος διάταξης (grid).....	50
Πίνακας 3.8: Διαστάσεις και θέση εγκοπών βελτιστοποιημένης κεραίας.	58
Πίνακας 3.9: Ανάλυση πλέγματος (grid) του ανατομικού μοντέλου.....	63
Πίνακας 3.10: Ανάλυση πλέγματος (grid) ανατομικού μοντέλου.	68
Πίνακας 4.1: Συγκριτικός πίνακας επιδόσεων επίπεδης κεραίας και σύμμορφης κεραίας, για λειτουργία εντός κανονικού μοντέλου μυϊκού ιστού.	74
Πίνακας 4.2: Συγκριτικός πίνακας επιδόσεων σύμμορφης κεραίας, για λειτουργία εντός κανονικού μοντέλου μυϊκού ιστού και εντός κανονικού μοντέλου ιστού λεπτού εντέρου...75	
Πίνακας 4.3: Συγκριτικός πίνακας επιδόσεων μεταξύ της σύμμορφης κεραίας της βιβλιογραφίας και της νέας κεραίας, για λειτουργία εντός κανονικού μοντέλου ιστού λεπτού εντέρου	76
Πίνακας 4.4: Συγκριτικός πίνακας επιδόσεων της νέας κεραίας, για λειτουργία εντός μοντέλου ιστού λεπτού εντέρου και εντός του λεπτού εντέρου σε ανατομικό μοντέλο.	77

Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή

Περίληψη

Το πρώτο κεφάλαιο της παρούσας εργασίας είναι καθαρά εισαγωγικό και αναφέρεται στην επικρατούσα κατάσταση στο χώρο της Βιοϊατρικής Τηλεμετρίας και ιδιαίτερα στην ασύρματη ενδοσκόπηση με βιντεοκάψουλα. Γίνεται σύντομη αναφορά στις εμφυτεύσιμες διατάξεις καθώς και εισαγωγή στην ασύρματη ενδοσκοπότητα. Αναφέρονται τα πλεονεκτήματα μίας τέτοιας μεθόδου εξέτασης, έναντι των παραδοσιακών μέσων ενδοσκόπησης, καθώς και οι προκλήσεις στο σχεδιασμό ενός τέτοιου συστήματος, με πιο σημαντική τη σχεδίαση της καταπόσιμης κεραίας για ανταλλαγή δεδομένων με την εξωτερική συσκευή. Τέλος, μελετάται το κύριο αντικείμενο της διπλωματικής, που είναι η βελτιστοποίηση μίας καταπόσιμης κεραίας, η οποία έχει αναφερθεί σε σχετική βιβλιογραφία, για λειτουργία εντός του λεπτού εντέρου στη ζώνη συχνοτήτων MedRadio, καθώς και η παραμετρική μελέτη της νέας κεραίας σε ανατομικό μοντέλο.

1.1 Εισαγωγή στις εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις

Ποτέ άλλοτε στην ιστορία οι κεραιές δεν ήταν τόσο κοντά στον ανθρώπινο οργανισμό όσο είναι σήμερα. Στις μέρες μας τις συναντάμε ακόμα και μέσα σε αυτόν. Οι απαιτήσεις των σύγχρονων εφαρμογών φέρνουν τις κεραιές πολύ κοντά στο ανθρώπινο σώμα, μέσα από τα κινητά τηλέφωνα και τις φορητές διατάξεις (Φορητές Κεραιές, *Wearable Antennas*), ή ακόμα και εντός αυτού, μέσω των εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων (Εμφυτεύσιμες Κεραιές, *Implanted Antennas*) και των καταπόσιμων ιατρικών διατάξεων (Καταπόσιμες Κεραιές, *Ingestible Antennas*) [1].

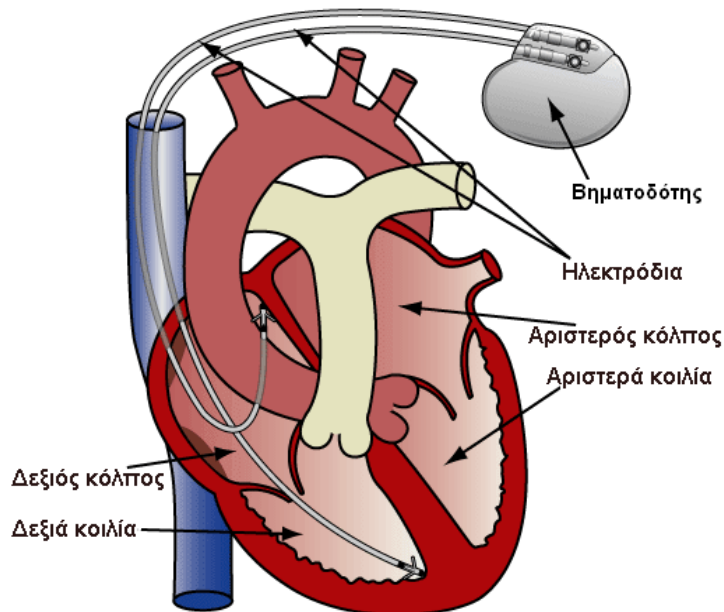
Κατά τη διάρκεια του δεύτερου μισού του περασμένου αιώνα έγιναν σημαντικές προσπάθειες για το σχεδιασμό μίας διαφορετικής εμφυτεύσιμης συσκευής για την καταπολέμηση διαφόρων ασθενειών. Το 1952 ο Dr. P. Zoll έκανε αναφορά για τον πρώτο εξωτερικό βηματοδότη [2] και μερικά χρόνια αργότερα επιτεύχθηκε ο σχεδιασμός του [3]. Καθώς τα χρόνια περνούσαν τα αρχικά αυτά μοντέλα εξελίχθηκαν σε νέα με καλύτερες επιδόσεις και μεγαλύτερο χρόνο ζωής. Η ραγδαία εξέλιξη και ανάπτυξη της επιστήμης στον τομέα της μικροηλεκτρονικής, των τηλεπικοινωνιών και των μικροσυστημάτων τα τελευταία είκοσι χρόνια, οδήγησε στο σχεδιασμό μικρών, αξιόπιστων και χαμηλής κατανάλωσης ενέργειας βιοϊατρικών διατάξεων, οι οποίες μπορούν να εμφυτευτούν στο σώμα του ασθενή μέσω χειρουργικής επεμβάσεως (Εμφυτεύσιμες Ιατρικές Διατάξεις, *Implantable Medical Devices IMDs*) [4], δίνοντας μία νέα διάσταση στον τομέα της Ασύρματης Ιατρικής Τηλεμετρίας (*Wireless Medical Telemetry*). Οι Ασύρματες συσκευές Ιατρικής Τηλεμετρίας μετρούν συνήθως ζωτικές και άλλες κρίσιμες παραμέτρους υγείας του ασθενούς και μεταδίδουν τα δεδομένα ασύρματα (κυρίως μέσω ραδιοκυμάτων) σε έναν δέκτη που βρίσκεται σε κατάσταση αναμονής σε κάποια απομακρυσμένη τοποθεσία [5]. Με αυτόν τον τρόπο παρέχεται η δυνατότητα στον ιατρό να έχει πρόσβαση σε ιατρικά δεδομένα σε πραγματικό χρόνο βοηθώντας στην έγκαιρη διάγνωση και θεραπεία πολλών ασθενειών.

Οι εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις μπορούν να λειτουργούν ως αισθητήρες (*sensors*) ή διεγέρτες (*stimulators*). Οι αισθητήρες μετρούν ένα βιοσήμα και στέλνουν την πληροφορία σε μία εξωτερική συσκευή. Μπορούν να μετρούν για παράδειγμα τη θερμοκρασία του σώματος, την πίεση του αίματος και τη συγκέντρωση της γλυκόζης, καθώς και να ανιχνεύουν κινήσεις του αναπνευστικού, του καρδιακού και του αρτηριακού τοιχώματος, τη συστολή των αιμοφόρων αγγείων και διαταραχές της καρδιακής πίεσης [4]. Η πληροφορία στην συνέχεια υπόκειται σε επεξεργασία από ειδικές μονάδες παρακολούθησης και ο ιατρός προσαρμόζει τη θεραπεία στον ασθενή ανάλογα με τα δεδομένα που λαμβάνει, βοηθώντας με αυτόν τον τρόπο στην έγκαιρη διάγνωση πολύ σοβαρών ασθενειών όπως ο καρκίνος και ο διαβήτης, καθώς και στην πρόληψη πολύ σοβαρών ιατρικών περιστατικών, όπως το εγκεφαλικό και το έμφραγμα [4]. Οι διεγέρτες λαμβάνουν πληροφορίες από το εξωτερικό περιβάλλον (από μία εξωτερική συσκευή που την χειρίζεται ο ιατρός) και διεγείρουν συγκεκριμένα νεύρα. Συνήθως χρησιμοποιούνται για την αποκατάσταση εγκεφαλικών βλαβών ή της κίνησης μυών που έχουν επέλθει σε παράλυση, διεγείροντας τα νεύρα που τους ελέγχουν ή ακόμα και τους ίδιους τους μύες [4].

Εκατομμύρια ανθρώπων σε παγκόσμιο επίπεδο εξαρτώνται από τις εμφυτεύσιμες ιατρικές συσκευές για την υποστήριξη και βελτίωση του επιπέδου ζωής τους. Ο αριθμός των μικροσυστημάτων που σχεδιάζονται για εμφύτευση στο ανθρώπινο σώμα έχει αυξηθεί κατά πολύ τα τελευταία χρόνια [6]. Πλήθος εμφυτεύσιμων ιατρικών συσκευών όπως: παρακολούθηση θερμοκρασίας (*temperature monitor*) [7], βηματοδότες και καρδιακοί απινιδωτές (*pacemakers and cardiac defibrillators*) [8], συστήματα νευρομυϊκής διέγερσης (*Functional Electrical Stimulators, FES*) [9], αισθητήρες γλυκόζης (*blood-glucose sensors*) [10],

κοχλιακά εμφυτεύματα (cochlear implants) [11], εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς (retinal implants) [12] και συστήματα μέτρησης ενδοκρανιακής πίεσης (IntraCranial Pressure Sensor System ICP) χρησιμοποιείται σε μεγάλη ποικιλία εφαρμογών. Κάποιες από αυτές τις διατάξεις χρησιμοποιούνται καθημερινά από χιλιάδες ανθρώπους, ενώ κάποιες άλλες βρίσκονται σε ερευνητικό ή μη εμπορικό ακόμα επίπεδο. Στη συνέχεια αναφέρονται αναλυτικά μερικές από αυτές προκειμένου να καταδειχτεί ο τρόπος λειτουργίας τους, καθώς και η καταλυτική επίπτωση που έχουν στη ζωή των ασθενών που τις χρησιμοποιούν.

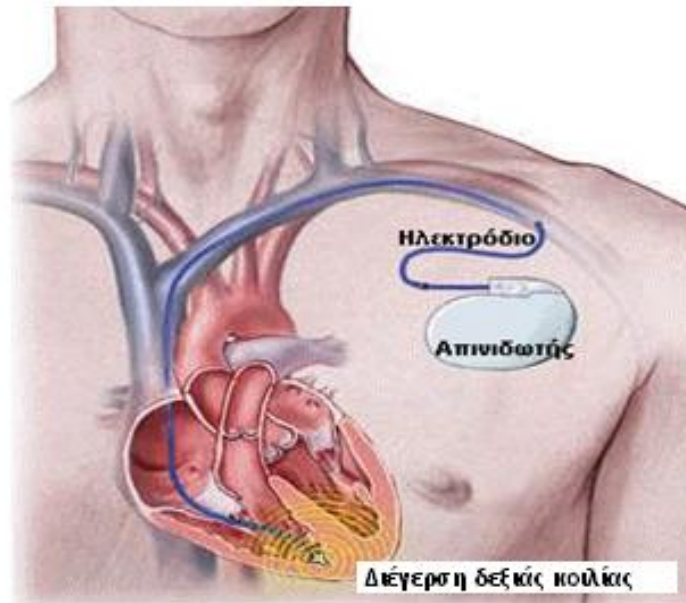
Βηματοδότης - Ο βηματοδότης βοηθά στον έλεγχο του μη φυσιολογικού καρδιακού ρυθμού χρησιμοποιώντας ηλεκτρικούς παλμούς για να κάνει την καρδιά να χτυπά σε ένα φυσιολογικό επίπεδο. Έχει τη δυνατότητα να επιταχύνει έναν αργό ρυθμό, να ελέγχει έναν πιο γρήγορο και να συντονίζει τις καρδιακές κοιλότητες (Εικόνα 1.1).



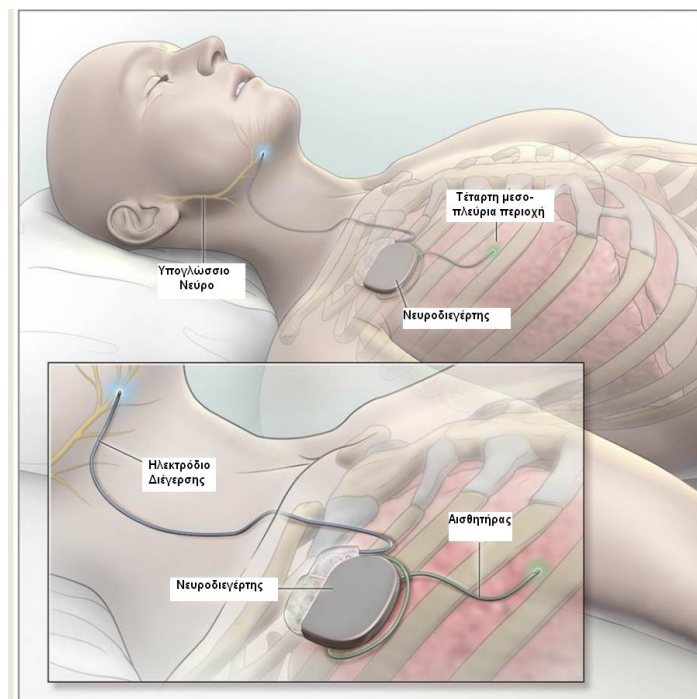
Εικόνα 1.1: Τοποθετημένος βηματοδότης με δύο ηλεκτρόδια στη δεξιά καρδιά.

Καρδιακός Απινιδωτής – Ο καρδιακός απινιδωτής μοιάζει με τον βηματοδότη και αποτελείται από μια γεννήτρια παλμών και από ένα ή περισσότερα ηλεκτρόδια που τοποθετούνται στην καρδιά μέσω μίας φλέβας. Παρακολουθεί συνεχώς τον καρδιακό ρυθμό και σε περίπτωση που εντοπίσει επικίνδυνους ρυθμούς πραγματοποιεί στιγμιαία ηλεκτρική διέγερση (σοκ). Μπορεί να ελέγχει τις απειλητικές για τη ζωή αρρυθμίες και ειδικά εκείνες που μπορούν να προκαλέσουν αιφνίδια καρδιακή ανακοπή. Πολλές τέτοιες διατάξεις μπορούν να λειτουργήσουν και ως βηματοδότες (Εικόνα 1.2).

Νευροδιεγέρτης για την αντιμετώπιση της αυπνίας – Ένας νευροδιεγέρτης που τοποθετείται κάτω από το δέρμα στην περιοχή του στήθους, λαμβάνει σήματα από έναν αισθητήρα κάθε φορά που η περιοχή του στήθους διογκώνεται (φουσκώνει από αέρα). Ο διεγέρτης τότε στέλνει μία ώθηση (παλμός) μέσω ηλεκτροδίου στο υπογλώσσιο νεύρο, που ελέγχει τον μυ στη βάση της γλώσσας. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα η γλώσσα να ανυψώνεται, ανοίγοντας τον λαιμό, την ώρα που το άτομο ετοιμάζεται να εισπνεύσει και όλα αυτά ενώ βρίσκεται σε κατάσταση ύπνου (Εικόνα 1.3).

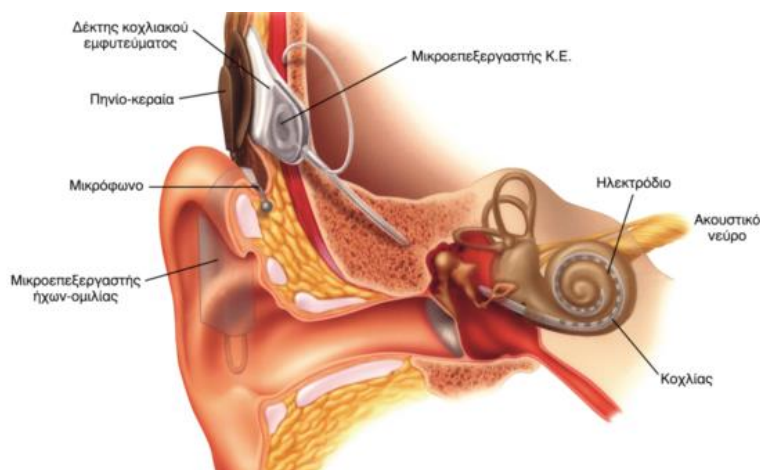


Εικόνα 1.2: Τοποθετημένος καρδιακός απινιδωτής και ηλεκτρική διέγερση δεξιάς καρδιακής κοιλίας.



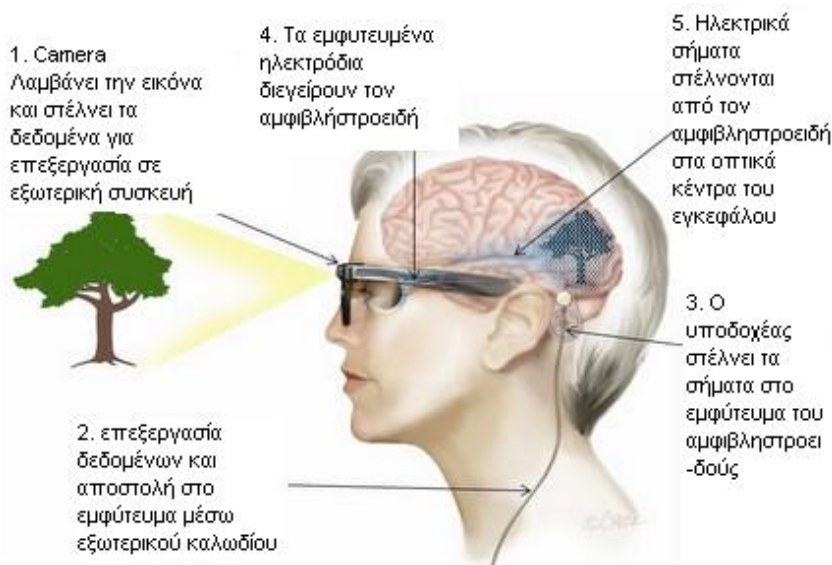
Εικόνα 1.3: Νευροδιεγέρτης για την αντιμετώπιση της αϋπνίας.

Κοχλιακό Εμφύτευμα – Το κοχλιακό εμφύτευμα υποκαθιστά τα κατεστραμμένα ή νεκρά τριχωτά κύτταρα του κοχλία και διεγείρει άμεσα το ηχητικό νεύρο. Ένα μικρόφωνο συγκεντρώνει τα ηχητικά κύματα, τα οποία στη συνέχεια μετατρέπονται σε ηλεκτρικά σήματα. Ο αναμεταδότης στέλνει αυτούς τους παλμούς, μέσω του δέρματος, στο εμφύτευμα, το οποίο μέσω ηλεκτροδίων στέλνει την πληροφορία στο κοχλιακό νεύρο. Στη συνέχεια, το ακουστικό νεύρο στέλνει τα σήματα αυτά στον εγκέφαλο, ο οποίος τα αντιλαμβάνεται ως ήχους. Ο κοχλιακός διεγέρτης δίνει τη δυνατότητα σε άτομα που έχουν σοβαρή έως βαριά νευροαισθητήρια απώλεια ακοής να ακούσουν καλύτερα. (Εικόνα 1.4)



Εικόνα 1.4: Κοχλιακό εμφύτευμα.

Εμφύτευμα Αμφιβληστροειδούς – Μία ειδικά τοποθετημένη κάμερα λαμβάνει την εικόνα, η οποία στην συνέχεια μετατρέπεται σε ηλεκτρικό σήμα. Το ηλεκτρικό σήμα μέσω καλωδίου μεταφέρεται στο εμφύτευμα και από εκεί στα οπτικά κέντρα του εγκεφάλου, ο οποίος το αντιλαμβάνεται ως εικόνα. Άτομα που πάσχουν από ασθένειες του αμφιβληστροειδούς όπως μελαγχρωστική αμφιβληστροειδοπάθεια (RP) και ηλιακή εκφύλιση της ώχρας κοιλίδας (AMD) [4] έχουν τη δυνατότητα να αποκαταστήσουν ως ένα βαθμό την όραση τους (Εικόνα 1.5).



Εικόνα 1.5: Εμφύτευμα αμφιβληστροειδούς και αρχή λειτουργίας.

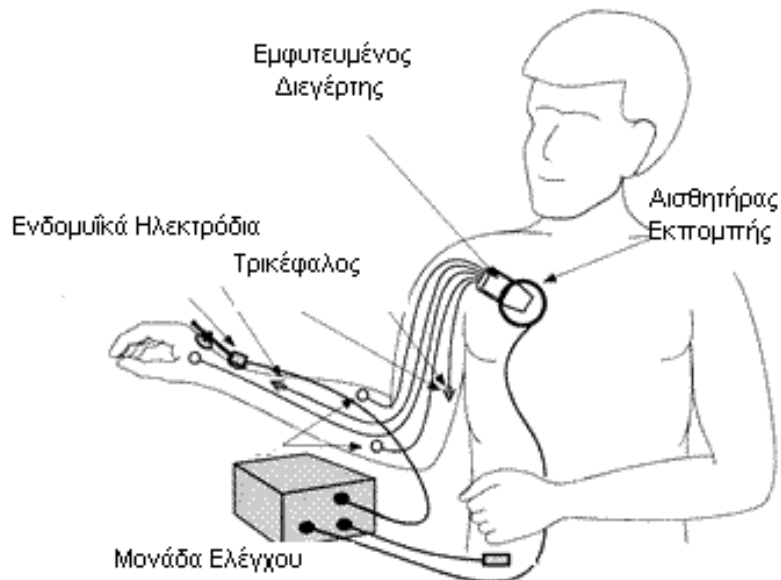
Συνεχής Παρακολούθηση Γλυκόζης – Η συσκευή συνεχούς παρακολούθησης της γλυκόζης μετράει τα επίπεδα γλυκόζης στο αίμα κατά τη διάρκεια όλης της μέρας, κάθε λίγα δευτερόλεπτα, μέσω ενός αισθητήρα τοποθετημένου κάτω από το δέρμα στο επίπεδο του στομάχου και στέλνει τις μετρήσεις ασύρματα στην συσκευή παρακολούθησης, η οποία μπορεί να βρίσκεται στα ρούχα του ασθενή ή στην τσέπη του. Αντικαθιστά με αυτό τον τρόπο την παραδοσιακή μέτρηση του σακχάρου (με δείγμα αίματος) και δίνει τη δυνατότητα στον διαβητικό να έχει καλύτερη εποπτεία των μεταβολών της γλυκόζης σε καταστάσεις που πριν θα αγνοούσε όπως για παράδειγμα κατά τη διάρκεια του ύπνου, καθώς επίσης και στον

τρόπο που η άσκηση, το φαγητό και η γυμναστική επιδρούν σε αυτά. Επίσης, υπάρχει η δυνατότητα τοποθέτησης αντλίας ινσουλίνης για την αυτόματη χορήγηση της ουσίας στον οργανισμό (Εικόνα 1.6).



Εικόνα 1.6: Συσκευή συνεχής παρακολούθησης της γλυκόζης.

Συστήματα Νευρομυϊκής Διέγερσης – Τα συστήματα νευρομυϊκής διέγερσης διεγείρουν με μικρούς ηλεκτρικούς παλμούς τα νεύρα των μυών, που έχουν επηρεαστεί από παράλυση λόγω κάκωσης του νωτιαίου μυελού (Spinal Cord Injury, SCI), τραυματισμού στο κεφάλι, εγκεφαλικού επεισοδίου και άλλων νευρολογικών διαταραχών, δίνοντας, ως ένα βαθμό, τη δυνατότητα αποκατάστασης ή βελτίωσης της μυϊκής λειτουργίας σε άτομα που είχαν χάσει τον μερικό ή ολικό έλεγχο της. Με αυτό τον τρόπο είναι εφικτό χιλιάδες άνθρωποι να βελτιώσουν τις καθημερινές τους λειτουργίες και να ζήσουν με περισσότερη ανεξαρτησία, μέσα από την ικανότητα που τους ξαναδίνεται να πιάνουν αντικείμενα, να μεταφέρονται, να αναπνέουν, να στέκονται και να περπατούν (Εικόνα 1.7).



Εικόνα 1.7: Σύστημα νευρομυϊκής διέγερσης του δεξιού άνω άκρου.

Στη συνέχεια παρουσιάζονται κάποιες από τις διαθέσιμες εμπορικές διατάξεις που αναφέρθηκαν προηγουμένως (Εικόνα 1.8).



Εικόνα 1.8: (α) Βηματοδότης της Medtronic. (β) Καρδιακός απινιδωτής της Medtronic. (γ) Σύστημα νευρομυϊκής διέγερσης του κάτω άκρου. (δ) Συσκευή παρακολούθησης γλυκόζης της Dexcom. (ε) Κοχλιακό εμφύτευμα της Nucleus .

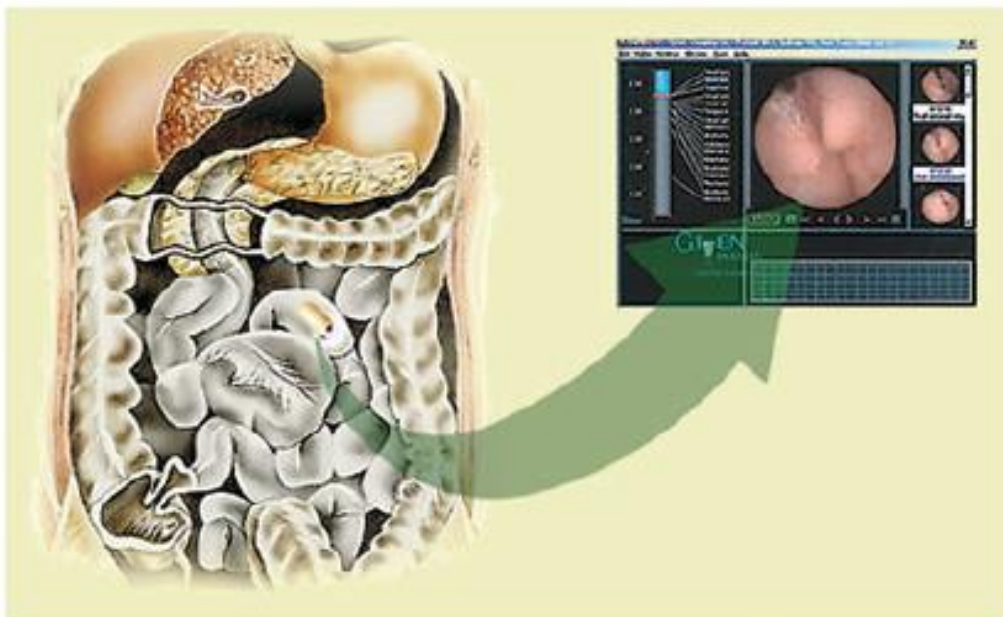
1.2 Ασύρματη Ενδοσκόπηση

Στις μέρες μας, όλο και περισσότεροι άνθρωποι υποφέρουν από ασθένειες του γαστρεντερικού συστήματος (Gastro Intestinal tract, GI tract) όπως καρκίνος, όγκοι, μολύνσεις και άλλες παθήσεις του εντέρου, εξαιτίας αλλαγών στην διατροφή τους, της περιβαλλοντολογικής μόλυνσης και του ψυχικού φόρτου (άγχος) [13]. Αυτού του τύπου οι ασθένειες δεν μπορούν να εντοπιστούν αξιόπιστα με έμμεσους τρόπους, όπως οι ακτίνες Χ (X-Rays) και η υπολογιστική τομογραφία (Computed Tomography, CT) παρά με άμεσο ενδοσκοπικό τρόπο, που είναι πιο αξιόπιστος και για αυτό χρησιμοποιείται ευρέως. Στη σύγχρονη ιατρική, ο πιο συνηθισμένος τρόπος για τη διάγνωση και θεραπεία σε όλο το γαστρεντερικό σύστημα είναι τα ενδοσκοπικά μέσα με καλώδιο, τα οποία όμως μπορεί να

προκαλέσουν δυσφορία, πόνο ή ακόμα και ελαφρύ τραυματισμό στον εξεταζόμενο, ενώ αφήνουν ένα μεγάλο κομμάτι του γαστρεντερικού συστήματος ανεξερεύνητο [14], [15]. Το λεπτό έντερο έχει χαρακτηριστεί ως το “μαύρο κουτί” του γαστρεντερικού συστήματος, επειδή η ανεύρεση του αιτίου της αιμορραγίας από αυτό πολλές φορές είναι δύσκολη, ενώ η διάγνωση της νόσου Crohn (Crohn’s disease) και η διαπίστωση όγκων και συνδρόμων δυσασπορρόφησης συχνά καθυστερούν σημαντικά [16].

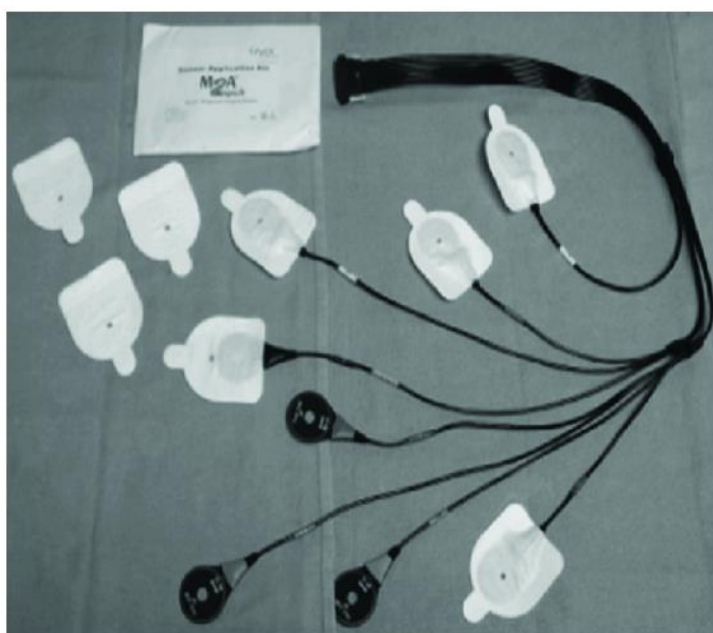
Η προωθητική εντεροσκόπηση παραμένει χρήσιμη μέθοδος για την διερεύνηση βλαβών του γαστρεντερικού συστήματος, όμως η αδυναμία επισκόπησης του, πέραν της εγγύς νηστίδας, το μεγάλο μήκος του και το ακανόνιστο (στριμμένο) σχήμα του [17] επιτρέπουν να εξεταστεί μόνο το πρώτο ενάμιση μέτρο (παχύ έντερο), χωρίς να είναι δυνατή η πρόσβαση στα υπόλοιπα πέντε περίπου μέτρα του (λεπτό έντερο) [18]. Πιο σύγχρονες ενδοσκοπικές μέθοδοι που μπορούν να εξετάσουν όλο το μήκος του λεπτού εντέρου (από τον δωδεκαδάκτυλο έως τον ειλεό) όπως η “sonde” και η διεγχειρητική εντεροσκόπηση παρουσιάζουν σημαντικές τεχνικές δυσκολίες και σπάνια χρησιμοποιούνται, ενώ η νεότερη και πολλά υποσχόμενη “double balloon” εντεροσκόπηση είναι ακόμα υπό διερεύνηση [16]. Άλλες μέθοδοι διαγνωστικής προσπέλασης του λεπτού εντέρου, όπως η αγγειογραφία, το σπινθηρογράφημα και οι τεχνικές με χρήση υπολογιστικού ή μαγνητικού τομογράφου (CT εντερόκλυση και MRI εντερόκλυση), είτε χρησιμεύουν σε ένα πολύ περιορισμένο αριθμό περιστατικών, είτε εμφανίζουν χαμηλή διαγνωστική ακρίβεια [16]. Προέκυψε λοιπόν, η ανάγκη ανεύρεσης μίας νέας μεθόδου που να ξεπερνάει αυτούς τους περιορισμούς και η λύση ήρθε από τον τομέα της ασύρματης ιατρικής τηλεμετρίας και συγκεκριμένα μέσω της Ασύρματης Κάψουλας για Ενδοσκόπια (Wireless Capsule Endoscope, WCE) [18-23].

Η ενδοσκόπια μέσω ασύρματης κάψουλας προσφέρει, ξεπερνώντας τους περιορισμούς των παραδοσιακών μέσων, έναν μη-επεμβατικό τρόπο ανίχνευσης ανωμαλιών ολόκληρου του γαστρεντερικού συστήματος [24], φέρνοντας επανάσταση στον χώρο της ιατρικής τηλεμετρίας και της υγείας (Εικόνα 1.9). Πιο συγκεκριμένα αυτές οι έξυπνες κάψουλες αναφέρθηκαν για πρώτη φορά τη δεκαετία του ’50 [25] για τη μέτρηση της θερμοκρασίας και έπειτα στη δεκαετία του ’70 για τη μέτρηση του pH [26].



Εικόνα 1.9: Ανάκτηση εικόνας του γαστρεντερικού συστήματος με χρήση ασύρματης κάψουλας για ενδοσκόπηση.

Σήμερα, έχουν συγκεντρώσει τεράστιο επιστημονικό, ερευνητικό, αλλά και εμπορικό ενδιαφέρον, ενώ αποτελούν ευρέως αποδεκτό μέσο, τόσο για τη διάγνωση ασθενειών του εντέρου όπως καρκίνος, πολύποδες [27-29], σιδηροπαινική αναιμία [29], [30], νεοπλασίες του λεπτού εντέρου και άλλες παθήσεις, όσο και για τη θεραπεία (καρκίνος) [27], [28]. Με αυτή τη μέθοδο μία καταπόσιμη κάψουλα, διαστάσεων περίπου 24mm μήκος και 10mm πάχος [24] (στο μέγεθος δηλαδή ενός χαπιού βιταμίνης), εφοδιασμένη με μία κάμερα, καταπίνεται από τον ασθενή και περνάει μέσα από την πεπτική οδό, ακολουθώντας πορεία από τον οισοφάγο στο στομάχι και από εκεί στο λεπτό έντερο μέχρι το παχύ έντερο. Η κάψουλα συγκεντρώνει εικόνες, ή και φυσιολογικές παραμέτρους και μεταδίδει τα δεδομένα ασύρματα σε μία εξωτερική βάση-σταθμό. Η εξωτερική συσκευή λήψης αποτελείται από ένα σύστημα αισθητήρων και έναν καταγραφέα δεδομένων που τοποθετούνται εξωτερικά στον εξεταζόμενο, σαν ζώνη [29] (φορητή διάταξη) (Εικόνα 1.10α). Τα δεδομένα είναι διαθέσιμα σε πραγματικό χρόνο, αλλά μπορούν να αποθηκευτούν (συνηθίζεται) και για περαιτέρω ανάλυση και επεξεργασία από ειδικά εκπαιδευμένο ιατρό, που θα τα εξετάσει με την βοήθεια πολύ ισχυρού λογισμικού (Εικόνα 1.10β).



(α)



(β)

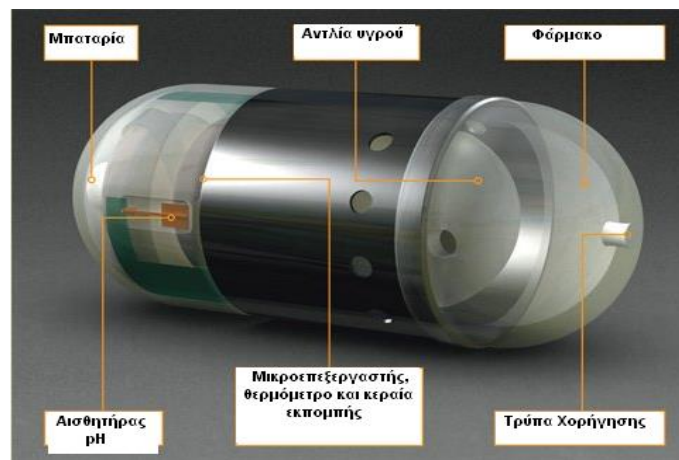
Εικόνα 1.10: (α) Δέκτης λήψης με 8 απαγωγές για τον εντοπισμό της θέσης της κάψουλας. (β) Μονάδα επεξεργασίας δεδομένων.

Η κάψουλα στη συνέχεια αποβάλλεται από τον οργανισμό (περίπου σε διάστημα 8-9 ωρών [24]) μέσα από την φυσιολογική διαδικασία εκκένωσης του οργανισμού. Δεδομένου ότι τα συστήματα αυτά είναι αρκετά μικρά, ώστε να καταπίνονται, συμβάλλουν στην μείωση της απροθυμίας του εξεταζόμενου για την πραγματοποίηση μιας ενδοσκοπικής εξέτασης. Επιπλέον, η μέθοδος αυτή δεν απαιτεί εισαγωγή σε κέντρο νοσηλείας ή νάρκωση και επομένως δεν επιδρά στις φυσιολογικές δραστηριότητες του εξεταζόμενου, τις οποίες μπορεί να εκτελεί κανονικά κατά τη διάρκεια της εξέτασης [31]. Ταυτόχρονα, δίνει τη δυνατότητα ελέγχου μίας μεγάλης περιοχής μέσα στον ανθρώπινο οργανισμό, αφού η κάψουλα κινείται σε όλο το γαστρεντερικό σύστημα, από τον οισοφάγο μέχρι το παχύ έντερο [32], [33] (Εικόνα 1.11).



Εικόνα 1.11: Η διαδρομή της κάψουλας μέσα στο ανθρώπινο σώμα.

Τα συστήματα αυτά συναντιούνται στον εμπορικό τομέα, είτε ως αισθητήρες για την ανάκτηση εικόνων [34], την παρακολούθηση της θερμοκρασίας, της πίεσης, του pH, καθώς και άλλων φυσιολογικών παραμέτρων σε διάφορες θέσεις του γαστρεντερικού συστήματος των ασθενών [35], είτε για τη χορήγηση φαρμάκων στους ασθενείς [34] (Εικόνα 1.12). Ακόμα υπάρχουν διαθέσιμες εμπορικές διατάξεις για εξέταση συγκεκριμένου τμήματος του γαστρεντερικού, όπως για παράδειγμα, του παχέως εντέρου ή του οισοφάγου [29] (Εικόνα 1.13).

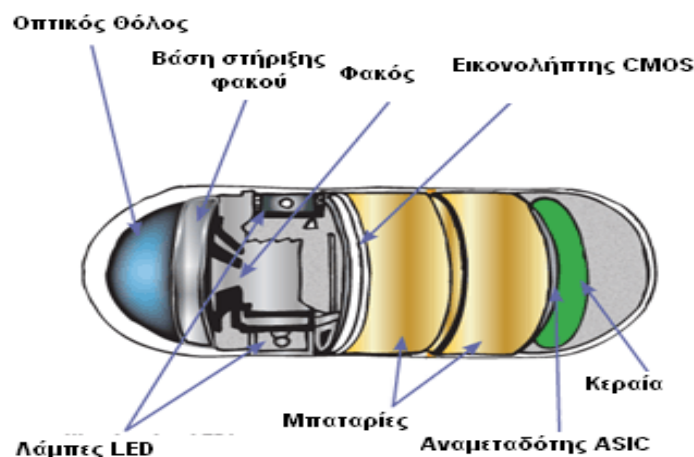


Εικόνα 1.12: Δομή κάψουλας για παρακολούθηση φυσιολογικών παραμέτρων και χορήγηση φαρμάκου.

Η ασύρματη κάψουλα (Wireless Capsule, WC) αποτελείται από πολλά κυκλώματα μικροηλεκτρονικής, μία κάμερα CMOS, κεραία για την ασύρματη επικοινωνία με τις εξωτερικές συσκευές, λάμπες τεχνολογίας LED, μπαταρίες (Εικόνα 1.14) και σε μερικές περιπτώσεις περιέχει πολύπλοκα συστήματα μετακίνησης, για κίνηση μέσα στο γαστρεντερικό σύστημα [36], [37]. Όπως είναι φανερό, μία από τις μεγαλύτερες προκλήσεις, για τον σχεδιασμό μίας τέτοιας διάταξης, είναι ο αποδοτικός σχεδιασμός της καταπόσιμης κεραίας, ώστε να διασφαλίζει τη μετάδοση του σήματος κάθε στιγμή, με την ελάχιστη κατανάλωση ενέργειας [18] και ταυτόχρονα, να καλύπτει τις ανάγκες για μικρό μέγεθος της διάταξης, ανταποκρινόμενη στην απαραίτητη ποιότητα υπηρεσιών που απαιτείται στην ενδοσκοπία (Quality of Service, Qos) [24].



Εικόνα 1.13: (α) Κάψουλα της IntroMedic για εξέταση του λεπτού εντέρου. (β) Κάψουλα της Olympus για εξέταση του λεπτού εντέρου. (γ) Κάψουλα της GivenImaging για εξέταση του οισοφάγου. (δ) Κάψουλα της GivenImaging για εξέταση του παχέως εντέρου. (ε) Κάψουλα της GivenImaging για εξέταση του λεπτού εντέρου. (στ) Κάψουλα SmartPill για τη μέτρηση της πίεσης, του pH και της θερμοκρασίας.



Εικόνα 1.14: Τυπική δομή κάψουλας για σύρματη ενδοσκόπηση.

Παρά τα πολλά πλεονεκτήματα και τις νέες δυνατότητες που εισήγαγαν στην ενδοσκοπική εξέταση οι ασύρματες κάψουλες, υπάρχουν ακόμα κάποιες τεχνικές δυσκολίες που πρέπει να αντιμετωπιστούν προκειμένου να υλοποιηθεί ένα αξιόπιστο σύστημα

εμπορικά διαθέσιμο για κάθε ενδιαφερόμενο. Αναφέρθηκε ήδη ο ιδιαίτερος και πολύ σημαντικός ρόλος του προσεκτικού σχεδιασμού της καταπόσιμης κεραίας, ώστε να ανταποκρίνεται στις απαιτήσεις μίας τέτοιας διάταξης, όμως υπάρχουν και άλλοι ανασταλτικοί παράγοντες που πρέπει να αντιμετωπιστούν. Η κίνηση της κάψουλας μέσα στον ανθρώπινο οργανισμό πραγματοποιείται παθητικά από την περισταλτική κίνηση του εντέρου και από την βαρύτητα [13], καθώς τα περισσότερα διαθέσιμα εμπορικά συστήματα δεν διαθέτουν κάποιο άλλο (ενεργητικό) σύστημα κίνησης. Αυτό το γεγονός κάνει αρκετά δύσκολο για τους γιατρούς τον προσδιορισμό της ακριβούς θέσης της περιοχής ενδιαφέροντος, μέσα στο σώμα, παρά τα σύγχρονα συστήματα εντοπισμού της θέσης που έχουν αναπτυχθεί. Επίσης οι διαθέσιμες εμπορικές διατάξεις διαθέτουν μη κινούμενη κάμερα, με συγκεκριμένη εστιακή απόσταση [31], γεγονός που περιορίζει την λεπτομερή εξέταση του γαστρεντερικού συστήματος, αφού τα δεδομένα που λαμβάνονται εξαρτώνται από τον τυχαίο προσανατολισμό της κάμερας μέσα στο σώμα τη στιγμή της λήψης. Στα μειονεκτήματα της μεθόδου περιλαμβάνονται, ακόμα, οι ατελείς εξετάσεις και το υψηλό κόστος (Πίνακας 1.1). Παραδείγματος χάριν, στον οισοφάγο η εξέταση μπορεί να είναι ατελής λόγω της ταχείας διόδου της κάψουλας στο στομάχι, ενώ στο λεπτό και στο παχύ έντερο, επειδή η περιοχή είναι ακάθαρτη ή επειδή εξαντλήθηκε η μπαταρία πριν την ολοκλήρωση της εξέτασης [38].

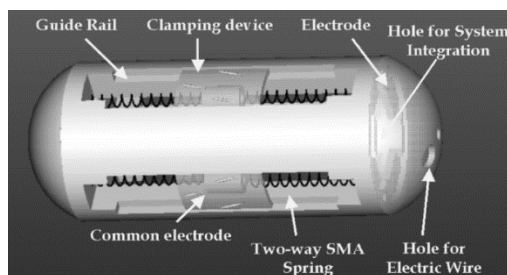
Πίνακας 1.1: Κόστος εξοπλισμού ενδοσκοπικής εξέτασης με κάψουλα.

Κατασκευαστής	Κόστος σταθμού επεξεργασίας, καταγραφέα και εξοπλισμού ασθενούς (\$)	Κόστος κάψουλας (\$)
Given Imaging	26.940	500
Olympus America	12.150	500

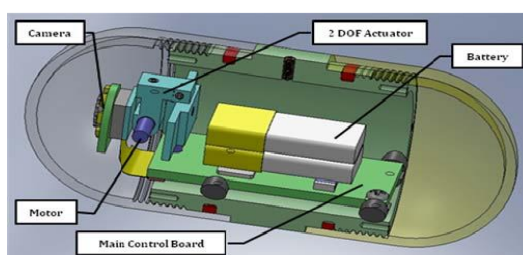
Το ερευνητικό ενδιαφέρον επικεντρώνεται σε παγκόσμια κλίμακα στη βελτίωση και την αντιμετώπιση των παραπάνω δυσκολιών. Για τον ακριβή προσδιορισμό της θέσης της κάψουλας μέσα στο ανθρώπινο σώμα έχουν προταθεί διάφορες τεχνικές στη βιβλιογραφία. Ο Horn πρότεινε τον εντοπισμό της θέσης με την μέθοδο του τριγωνισμού, μέσα από πολλές κεραίες λήψης [39], η οποία βασίζεται στη διαφορετική ισχύ λήψης που λαμβάνει κάθε κεραία από την κάψουλα. Ο Kuth προτείνει μία μέθοδο βασισμένη σε ακτίνες X που οδηγούνται από ένα εξωτερικό μαγνητικό πεδίο, ενώ οι Meng, Wang, Hu και Mandal [40], [41] περιγράφουν μια διαφορετική μέθοδο βασιζόμενη σε μαγνητικά πεδία. Τέλος, ο Frisch για τον εντοπισμό της ακριβούς θέσης προτείνει μια μέθοδο αλληλοσυσχέτισης διαδοχικών εικόνων pixel-pixel, γνωρίζοντας το frame rate [42].

Για την καλύτερη και μεγαλύτερη εξερεύνηση του γαστρεντερικού συστήματος και ιδιαίτερα των περιοχών ενδιαφέροντος του, γίνεται αναφορά στο [31] για τον σχεδιασμό πρωτότυπης κάψουλας, με δυνατότητα κίνησης της κάμερας, μέσω μηχανικού μέρους και προσαρμογής της θέσης του εστιακού επιπέδου (Εικόνα 1.15 α). Στο [13] γίνεται αναφορά στον σχεδιασμό κάψουλας με μηχανικό μέρος κίνησης και δυνατότητα χειρισμού από το εξωτερικό περιβάλλον, μέσω ενεργοποιητών τύπου SMA-spring (Εικόνα 1.15 β). Ένα τέτοιο σύστημα δίνει τη δυνατότητα στον ιατρό να εστιάσει σε πραγματικό χρόνο σε κάποιο εύρημα και να συλλέξει περισσότερες πληροφορίες (εικόνες) για αυτό, ενώ ταυτόχρονα, μέσω της ελεγχόμενης κίνησης της κάψουλας, δεν χάνει κάποια περιοχή ενδιαφέροντος που μπορεί να έχανε από την γρήγορη και τυχαία κίνηση της κάψουλας σε διαφορετική περίπτωση.

Τέλος, στο [43] προτείνεται η χρήση συστοιχίας κεραιών στην επιφάνεια της κοιλιάς, για τον εντοπισμό της ακριβούς θέσης και της κατευθύνσεως της κάψουλας.



(α)



(β)

Εικόνα 1.15: (α) Η πρωτότυπη κάψουλα με μηχανισμό κίνησης που προτείνεται στο Error! Reference source not found.. (β) Η πρωτότυπη κάψουλα με μηχανισμό κίνησης του φακού που προτείνεται στο Error! Reference source not found..

Απόλυτες αντενδείξεις διενέργειας της εξέτασης με βιντεοκάψουλα είναι η απόφραξη ή στένωση του πεπτικού σωλήνα, οι διαταραχές της κατάποσης [16] και η διαβητική γαστροπάρεση [38]. Ασθενείς που έχουν υποβληθεί σε χειρουργικές επεμβάσεις στον στόμαχο ή το λεπτό έντερο [38], ασθενείς με νόσο Crohn και με στενώσεις του λεπτού εντέρου από τη λήψη μη στεροειδών αντιφλεγμονωδών φαρμάκων [16], διατρέχουν κίνδυνο κατακράτησης της κάψουλας [38]. Η κύηση θεωρείται αντένδειξη, αν και μικρός αριθμός εγκύων έχει υποβληθεί σε εξέταση με ασύρματη κάψουλα, χωρίς όμως να σημειωθούν επιπλοκές στην εγκυμοσύνη ή γενετικές ανωμαλίες στο έμβρυο, ενώ μελέτες σε ασθενείς με βηματοδότη ή απινιδωτή έδειξαν, ότι δεν υπάρχουν παρεμβολές από τα ραδιοκύματα μεταξύ των συσκευών [16], [38], [29].

Το ποσοστό μη διέλευσης της κάψουλας παγκοσμίως είναι κάτω από 1% και η μεγαλύτερη αντένδειξη είναι ο εγκλωβισμός της κάψουλας σε μία μη εντοπισμένη στένωση [29]. Σε ασθενείς με ισχυρή υποψία στένωσης του αυλού θα πρέπει πρώτα να διερευνείται η βατότητα του πεπτικού σωλήνα. Η διερεύνηση γίνεται με διενέργεια γαστροσκόπησης και ολικής κολονοσκόπησης, αξονικής τομογραφίας, αλλά κυρίως με εντερόκλυση [16]. Πρόσφατα έχει προταθεί και η εξέταση για πιθανές στενώσεις του λεπτού εντέρου με κάψουλα βατότητας, η οποία έχει ειδική σύνθεση και αυτοδιαλύεται από το γαστρεντερικό υγρό σε λιγότερο από 24 ώρες, αν εγκλωβιστεί και δεν αποβληθεί κανονικά [29], [38]. Τέλος, η χρονική διάρκεια της εξέτασης, καθώς και η προετοιμασία για την ομαλή διεξαγωγή της, εξαρτώνται από την περιοχή που πρόκειται να εξεταστεί. Στην προετοιμασία περιλαμβάνεται νηστεία, λίγες ώρες πριν, καθώς και χορήγηση κάποιου καθαρτικού, πριν ή και κατά τη διάρκεια της εξέτασης, για τη διασφάλιση καθάρων και αξιοποιήσιμων εικόνων, καθώς και για να μειωθεί ο χρόνος διάβασης του πεπτικού (το περιεχόμενο του πεπτικού καθυστερεί την πορεία της κάψουλας) πριν από την εξάντληση της μπαταρίας [29], [38].

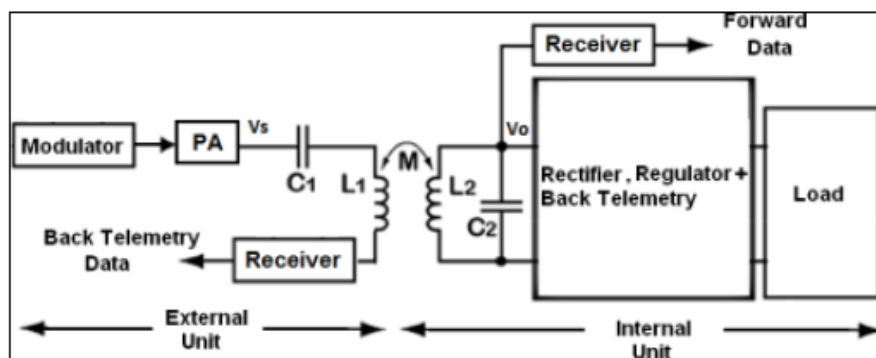
Πίνακας 1.2: Τεχνικά χαρακτηριστικά εμπορικά διαθέσιμων καταπόσιμων κάψουλων για ενδοσκόπηση.

Κατασκευαστής	Μοντέλο	Διαστάσεις (mm)	Ανάλυση Εικόνας	Ρυθμός Μετάδοσης (f/s)	Γωνία Εστίασης (°)	Διάρκεια Ζωής Μπαταρίας	Βάρος (g)	Έγκριση
Given Imaging	PillCam SB	26x11	256x256	2	140	6-8h	3.7	FDA 2001
Given Imaging	PillCam SB 2	26x11	256x256	2	156	8h	3.7	FDA 2001
Given Imaging	PillCam SB ESO	26x11	256x256	2	140	20min	3.7	FDA 2007
Given Imaging	PillCam SB ESO 2	26x11	256x256	2	169	20min	3.7	FDA 2004
Given Imaging	PillCam Colon	31x11	256x256	2	156	10h	2.9	CE 2007
Given Imaging	PillCam Colon 2	31.5x11.6	256x256	4-35	172	10h	N/A	N/A
Jinshan	OMOM	27.9x13	640x480	2	140	7-9h	6	CE 2007
Intromedic	Mirocam	24x10.8	320x320	3	150	10-12h	3.3	CE 2007
Olympus	EndoCapsule	26x11	1920x1080	2	145	8-10h	3.8	FDA 2007

1.3 Ζεύξη τηλεμετρίας και μετάδοση δεδομένων

Στις ασύρματες ιατρικές διατάξεις είναι επιθυμητή η ασύρματη σύνδεση με μία εξωτερική συσκευή, για τη μεταφορά δεδομένων από τη διάταξη στο εξωτερικό περιβάλλον ή/και τη μεταφορά εντολών από τον ιατρό στη διάταξη (Εικόνα 1.16). Για παράδειγμα, η σύνδεση είναι απαραίτητη για την παρακολούθηση της μπαταρίας της διάταξης, για τη μεταφορά φυσιολογικών παραμέτρων από τον ασθενή και σε ένα σύστημα συνεχής παρακολούθησης της γλυκόζης, για την αυτόματη ειδοποίηση των συστημάτων ανάγκης, σε περίπτωση ανίχνευσης προβλήματος. Η μεταφορά δεδομένων από τη διάταξη στην εξωτερική συσκευή ονομάζεται “uplink transmission” [4], ενώ η μεταφορά δεδομένων από την εξωτερική συσκευή στη διάταξη ονομάζεται “downlink transmission” [4]. Είναι σίγουρο, ότι οι ασύρματες ιατρικές διατάξεις και ο τρόπος επικοινωνίας τους με το εξωτερικό περιβάλλον, θα αποτελέσουν κύριο ρόλο στα ηλεκτρονικά συστήματα υγείας στο μέλλον [3].

Σε ένα πιο σύνθετο σενάριο, οι ασύρματες ιατρικές διατάξεις επικοινωνούν με τον εξωτερικό κόσμο, τόσο μέσω της διαδικασίας της ενεργοποίησης, όσο και της τηλεμετρίας [3]. Η διαδικασία της ενεργοποίησης είναι η μεταφορά ενέργειας από το εξωτερικό περιβάλλον στη συσκευή, ώστε να την κάνει να δουλέψει. Η συσκευή παραμένει σε κατάσταση χαμηλής ενεργειακής κατανάλωσης (sleep mode), μέχρι να λάβει ένα σήμα κατάλληλο για να την ενεργοποιήσει (wake up signal) [44] και να αρχίσει να αποστέλλει δεδομένα. Με αυτόν τον τρόπο παρατείνεται η διάρκεια ζωής της συσκευής. Η τηλεμετρία αναφέρεται στην μεταφορά δεδομένων από την εξωτερική συσκευή στη διάταξη και το αντίστροφο [4].



Εικόνα 1.16: Απλουστευμένο μπλόκ διάγραμμα τυπικού συστήματος βιοϊατρικής τηλεμετρίας.

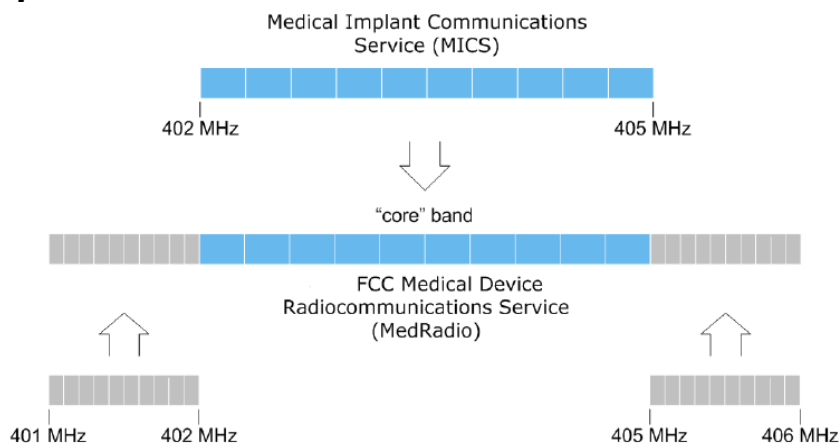
Στις καταπόσιμες ιατρικές διατάξεις, και πιο συγκεκριμένα στις καταπόσιμες κάψουλες για ενδοσκοπική εξέταση, είναι αναγκαίο να αποσταλούν ιατρικά δεδομένα, τα οποία μπορεί να είναι για παράδειγμα εικόνες του πεπτικού σωλήνα ή εικόνες από το λεπτό έντερο. Για μία αξιόπιστη ασύρματη ζεύξη ενός τέτοιου συστήματος είναι αναγκαία μία ισχυρή σύνδεση μεταξύ του πομπού και του δέκτη. Στις περισσότερες περιπτώσεις, τα δεδομένα αποστέλλονται σε 2 καρέ ανά δευτερόλεπτο (Πίνακας 1.2), (frames per second f/s) σε διάσταση εικόνας 256*256 [45] που κάνει απαραίτητη την ύπαρξη σύνδεσης 1-2 Mbps ($256*256*2*8$). Έτσι η επικοινωνία εξασφαλίζεται αξιόπιστα για κοντινή απόσταση, περίπου στα 2-5 μέτρα [35], [45], γεγονός που περιορίζει την κινητικότητα των εξεταζόμενων. Επιπλέον, τα συστήματα πρέπει να έχουν μεγάλο εύρος ζώνης, ώστε να εξασφαλίζεται η μεταφορά εικόνων επαρκούς ανάλυσης, σε πραγματικό χρόνο, με υψηλό ρυθμό μετάδοσης, δεδομένου ότι ο ρυθμός μετάδοσης στην ψηφιακή επικοινωνία είναι ανάλογος του εύρους ζώνης [17].

1.4 Διαθέσιμες ζώνες συχνοτήτων για βιοϊατρική τηλεμετρία

Για πολλά χρόνια ο επικρατέστερος τρόπος ασύρματης επικοινωνίας στις ασύρματες ιατρικές διατάξεις ήταν μέσα από τις χαμηλές συχνότητες. Τα πολλά μειονεκτήματα όμως, σε αυτόν τον τρόπο σύνδεσης, όπως οι χαμηλοί ρυθμοί μετάδοσης (1-30 kbps) και η πολύ περιορισμένη απόσταση (<10 εκ.), οδήγησαν την έρευνα σε έναν διαφορετικό τρόπο ασύρματης επικοινωνίας, μέσα από τις συχνότητες των ραδιοκυμάτων [46-48]. Σήμερα έχουν καθιερωθεί διάφορες μπάντες συχνοτήτων για χρήση από εμφυτεύσιμες και καταπόσιμες ιατρικές διατάξεις, όπως η MICS (Medical Implant Communications Service) με εύρος 402-405 MHz και οι : 433.1-434.8 MHz , 868-868.6 MHz, 902.8-928 MHz και 2400-2500 MHz της ζώνης ISM (Industrial Scientific Medical) [49]. Η ζώνη ISM είναι διαθέσιμη σε μερικές χώρες, ενώ η MICS είναι καθιερωμένη σε παγκόσμιο επίπεδο για χρήση εφαρμογών ιατρικής τηλεμετρίας, από την FCC (United States Federal Communications Commission) [50] και από την ERC (European Radiocommunications Committee), μέσω του πρωτοκόλλου ITU-R Recommendation SA 1346 [51].

Η ζώνη MICS χρησιμοποιείται στις περισσότερες εφαρμογές, επειδή είναι διαθέσιμη παγκοσμίως και κυρίως, για τα πολλά πλεονεκτήματα που προσφέρει η επιλογή της. Πιο συγκεκριμένα, μπορεί να χρησιμοποιηθεί με φθηνά κυκλώματα χαμηλής ισχύος , υποστηρίζει αξιόπιστη μεταφορά δεδομένων σε υψηλή ταχύτητα, προσφέρεται για τη σχεδίαση μικρών κεραιών, υπάγεται σε ένα τμήμα του φάσματος συχνοτήτων σχετικά χαμηλού θορύβου και σε αυτό το εύρος τα κύματα διαδίδονται μέσα από τους ανθρώπινους ιστούς με ικανοποιητικό τρόπο [48].

Λόγω των αυξημένων απαιτήσεων των ιατρικών εφαρμογών στην ζώνη MICS προστέθηκαν άλλα 2 KHz στο φάσμα της, δημιουργώντας την μπάντα MedRadio (Medical Device Radiocommunications Service) στα 401-406 MHz. Είναι προφανές, ότι ο πυρήνας (core band) της ζώνης MedRadio είναι η μπάντα MICS (Εικόνα 1.17) και επομένως, περιέχει όλα τα πλεονεκτήματα που αναφέραμε προηγουμένως, ενώ παράλληλα επιλέγεται κυρίως για τους ακόλουθους λόγους: είναι διαθέσιμη σε παγκόσμιο επίπεδο, χρησιμοποιείται αποκλειστικά για ιατρικές υπηρεσίες και ελαχιστοποιεί τις παρεμβολές που δημιουργούνται από άλλες εφαρμογές [52].



Εικόνα 1.17: Οι ζώνες συχνοτήτων MICS και MedRadio.

1.5 Προκλήσεις κατά τον σχεδιασμό καταπόσιμων κεραιών

Παρόλο που ο σχεδιασμός κεραιών στα τηλεπικοινωνιακά συστήματα σήμερα είναι αρκετά κατανοητός, δεν συμβαίνει το ίδιο, όταν απαιτείται σχεδίαση για εφαρμογές ιατρικής τηλεμετρίας [44]. Ο σχεδιασμός καταπόσιμων κεραιών έχει συγκεντρώσει υψηλό επιστημονικό ενδιαφέρον και όπως έχει ήδη αναφερθεί προηγουμένως είναι αρκετά απαιτητικός, λόγω του πολύπλοκου περιβάλλοντος που καλείται να λειτουργήσει η κεραία και των πολλών παραμέτρων που επηρεάζουν τις επιδόσεις της. Στη βιβλιογραφία έχουν αναφερθεί αρκετοί τύποι κεραιών για εφαρμογή σε καταπόσιμες διατάξεις, συμπεριλαμβανομένων της ελικοειδούς κεραίας [53], της σπειροειδούς κεραίας [54], των κεραιών μικροταινίας [55] και της διπολικής μαιανδρικής κεραίας [56], με περισσότερο χρησιμοποιούμενες τις κεραίες μικροταινίας, κυρίως λόγω της ευκολίας στην προσαρμοστικότητα και στο σχήμα [49]. Σε αυτή την ενότητα, αναφέρονται οι προκλήσεις στο σχεδιασμό, καθώς και οι παράγοντες που επιδρούν στις επιδόσεις της κεραίας.

Αρχικά μία κεραία για χρήση σε καταπόσιμη κάψουλα θα πρέπει να είναι μικρή σε διαστάσεις, γεγονός που αντιμετωπίζεται με τεχνικές σμίκρυνσης, εξαιτίας του φυσικού περιορισμού από το μήκος της διάταξης (τυπικά 26 11 mm) [35], [24], [44]. Επιπλέον, θα πρέπει να διαθέτει μεγάλο εύρος ζώνης, ώστε να υποστηρίζει υψηλής ποιότητας επικοινωνία με τον εξωτερικό εξοπλισμό [48] και μετάδοση δεδομένων σε υψηλή ταχύτητα, για ενδοσκοπική διάγνωση σε πραγματικό χρόνο [24]. Η υψηλή απόδοση της κεραίας, ώστε να διασφαλίζεται ο διάυλος επικοινωνίας και η ασφάλεια του ασθενή [48], βάση των ενεργειακών περιορισμών από τις διεθνείς οδηγίες ασφαλείας (IEEE Std C95. 1-1999 και Std C95. 1-2005) [57], [58] όπως και οι χαμηλές ενεργειακές απαιτήσεις κατανάλωσης [44], για την συνεχή και ομαλή λειτουργία της σε όλη τη διάρκεια της εξέτασης, είναι παράγοντες που πρέπει να λαμβάνονται πολύ σοβαρά υπόψιν στο σχεδιασμό. Τέλος, η κεραία δεν πρέπει να αλληλεπιδρά και να δημιουργεί παρεμβολές στα υπόλοιπα ηλεκτρονικά κυκλώματα της διάταξης [35].

Μόλις η κεραία εισέλθει στον ανθρώπινο οργανισμό, καλείται να λειτουργήσει σε ένα “εχθρικό” περιβάλλον, λόγω των ανατομικών χαρακτηριστικών και των διαφορετικών ηλεκτρικών ιδιοτήτων και διαστάσεων των διαφόρων τύπων ιστού που συναντά στην πορεία της μέσα στο σώμα [5]. Μία κεραία σχεδιασμένη για συγκεκριμένη εφαρμογή σε ένα άτομο, δεν σημαίνει ότι θα λειτουργήσει αποδοτικά σε άλλο άτομο ή για άλλη εφαρμογή [61], [62]. Τα κύρια προβλήματα που δημιουργούνται είναι ο αποσυντονισμός (detuning) της κεραίας και η αστοχία στην προσαρμογή της αντίστασης (impedance mismatch) [59], [44] με επιπτώσεις στην επικοινωνία με την εξωτερική συσκευή και στο κέρδος της κεραίας (gain) αντίστοιχα. Καθώς η κάψουλα ταξιδεύει εντός του σώματος, δεν μπορεί να είναι γνωστός ο προσανατολισμός της κεραίας κάθε στιγμή, ούτε η διεύθυνση της πόλωσης [35], παράγοντες που είναι καθοριστικοί για την ποιότητα του εκπεμπόμενου σήματος [60]. Για να διασφαλιστεί επομένως η ποιοτική σύνδεση μεταξύ πομπού και δέκτη, είναι απαραίτητο η καταπόσιμη κεραία να έχει ομοιοκατευθυντικό διάγραμμα ακτινοβολίας [52], ενώ είναι επιθυμητό ο δέκτης να είναι μία κυκλικά πολωμένη κεραία [60]. Αφού η διάταξη λειτουργεί εντός του ανθρώπινου οργανισμού, είναι προφανές, ότι θα πρέπει να συμφωνεί με τις απαιτήσεις της βιοσυμβατότητας [48], ώστε να μην την αντιμετωπίσει το σώμα ως ξενιστή.

1.6 Αντικείμενο Διπλωματικής

Οι καταπόσιμες ασύρματες ιατρικές διατάξεις παίζουν πολύ σημαντικό ρόλο στην εξερεύνηση του γαστρεντερικού συστήματος, όπως επίσης και στην διαδικασία ανεύρεσης των αιτιών πρόκλησης διάφορων ασθενειών του. Οι ποικίλοι περιορισμοί των παραδοσιακών μέσων ενδοσκόπησης έχουν καταστήσει το λεπτό έντερο ως το “μαύρο κουτί” του γαστρεντερικού συστήματος, καθυστερώντας σημαντικά την ανεύρεση των αιτιών πρόκλησης διάφορων παθήσεων του. Η ανάπτυξη επομένως, καταπόσιμων διατάξεων, οι οποίες θα ξεπερνούν τους παραπάνω περιορισμούς, πρόκειται να δώσει τεράστια ώθηση στον τομέα της υγείας, βελτιώνοντας το επίπεδο ζωής των ασθενών σε παγκόσμια κλίμακα. Παρόλη την πρόοδο που έχει σημειωθεί, υπάρχουν ακόμα ανοιχτά θέματα προς επίλυση. Οι προκλήσεις στη σχεδίαση τέτοιων διατάξεων είναι πολλές, ειδικά αν ληφθούν υπόψη τα διαφορετικά επιστημονικά πεδία που εμπλέκονται στη σχεδίαση και μελέτη των επιδόσεων τους.

Αντικείμενο της παρούσας διπλωματικής εργασίας αποτελεί η σχεδίαση και μελέτη καταπόσιμων κεραιών, κατάλληλων για εφαρμογή σε καταπόσιμη κάψουλα με σκοπό την ασύρματη ενδοσκόπηση. Η μελέτη της λειτουργίας κεραιών που αναφέρεται στην σχετική βιβλιογραφία, αποτελεί την αρχή για τη σχεδίαση νέας κεραίας με βελτιστοποιημένα χαρακτηριστικά και επιδόσεις. Στη συνέχεια, διεξάγονται προσομοιώσεις, τόσο σε κανονικά όσο και σε ανατομικά μοντέλα, και γίνεται σύγκριση και ανάλυση των αποτελεσμάτων τους, με σκοπό τη διαπίστωση της ακρίβειας τους. Η αξιολόγηση της αποτελεσματικότητας της σχεδίασης είναι εξίσου ιδιαίτερα σημαντική για πιθανή μελλοντική εφαρμογή της σε ένα πιο ρεαλιστικό σενάριο.

Με βάση όλα όσα αναφέρθηκαν παραπάνω και αναλύονται διεξοδικά στη συνέχεια, η συγκεκριμένη διπλωματική εργασία καταλήγει στη σχεδίαση και παραμετρική μελέτη εντός ανατομικού μοντέλου μίας βελτιστοποιημένης κεραίας, κατάλληλης για λειτουργία εντός του λεπτού εντέρου. Η αρχική κεραία πάνω στην οποία βασίστηκε η δημιουργία της νέας, είναι η κεραία των K. A. Psathas, A. Kiourti and K. S. Nikita, [52]. Η μελέτη της νέας κεραίας διεξήχθη σε δύο θέσεις του λεπτού εντέρου και τα αποτελέσματα που προέκυψαν συγκρίθηκαν με αυτά από τη προσομοίωση στο κανονικό μοντέλο προκειμένου να αξιολογηθούν οι επιδόσεις της κεραίας στο εκάστοτε μοντέλο που χρησιμοποιείται.

Κεφάλαιο 2: Θεωρητικό Μέρος

Περίληψη

Οι καταπόσιμες ιατρικές διατάξεις σχεδιάζονται ώστε να λειτουργήσουν εντός του ανθρώπινου οργανισμού, που είναι ένα αρκετά πολύπλοκο περιβάλλον για τη λειτουργία της καταπόσιμης κεραίας που περιλαμβάνεται σε μία τέτοια διάταξη. Για το λόγο αυτό, παρουσιάζεται στο δεύτερο κεφάλαιο ο τρόπος αλληλεπίδρασης της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας με τους βιολογικούς ιστούς, οι ηλεκτρικές ιδιότητες τους και οι παράγοντες από τους οποίους εξαρτώνται, καθώς και τα διάφορα μοντέλα προσομοίωσης που χρησιμοποιούνται στη βιβλιογραφία. Στη συνέχεια γίνεται αναφορά στις βασικές αρχές λειτουργίας των κεραιών μικροταινίας καθώς και στις τεχνικές με τις οποίες ο κατασκευαστής επιτυγχάνει τα κρίσιμα χαρακτηριστικά λειτουργίας μίας καταπόσιμης κεραίας μικροταινίας. Τέλος γίνεται αναφορά στο περιβάλλον σχεδίασης SEMCAD X, που χρησιμοποιείται στην παρούσα εργασία, και στη μέθοδο επίλυσης FDTD (Finite Difference Time Domain) που χρησιμοποιεί το λογισμικό για την επίλυση των ηλεκτρομαγνητικών προβλημάτων.

2.1 Βιολογικές Ιδιότητες Ιστών

2.1.1 Ηλεκτρικές Ιδιότητες Ιστών

Το ανθρώπινο σώμα αποτελεί από ηλεκτρομαγνητική άποψη μία αρκετά σύνθετη δομή λόγω της ποικιλομορφίας και της διαφορετικότητας των ιστών που το απαρτίζουν. Οι βιολογικοί ιστοί παρουσιάζουν πολύπλοκες ηλεκτρικές ιδιότητες οι οποίες μπορούν να περιγραφούν επαρκώς με βάση τη διηλεκτρική σταθερά (relative permittivity, ϵ_r) και την ειδική αγωγιμότητα (conductivity, σ). Και οι δύο αυτοί παράγοντες εξαρτώνται από τον τύπο του ιστού και από τη συχνότητα της ηλεκτρικής συνιστώσας του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου που αλληλεπιδρά με αυτόν. Στους πίνακες που ακολουθούν παρουσιάζονται οι ηλεκτρικές ιδιότητες διαφορετικών τύπων ιστών (Πίνακας 2.1) καθώς και η εξάρτηση τους από τη συχνότητα του κύματος (Πίνακας 2.2). Αξίζει να σημειωθεί ότι τα αποτελέσματα αυτά προέκυψαν ύστερα από πολυετή έρευνα καθώς δεν είναι εύκολο να διεξαχθούν μετρήσεις σε ζωντανούς οργανισμούς.

Πίνακας 2.1: Ηλεκτρικές ιδιότητες βιολογικών ιστών στη συχνότητα 403 MHz.

Τύπος Ιστού	ϵ_r	σ [S/m]
Κεφάλι	43.5	0.87
Σώμα	56.7	0.94
Κόκκαλο	13.14	0.09
Φαία ουσία εγκεφάλου	57.37	0.74
Λευκή ουσία εγκεφάλου	42.03	0.44
Φακός ματιού	37.48	0.37
Λίπος	11.62	0.08
Νεφρό	66.32	1.09
Συκώτι	51.18	0.65
Πνεύμονας	23.79	0.37
Μυς	57.10	0.79
Δέρμα	46.72	0.69
Κρανίο	13.14	0.09
Στομάχι	67.46	1.00

Πίνακας 2.2: Ηλεκτρικές ιδιότητες βιολογικών ιστών στις συχνότητες 433, 915, 2450 και 5800 MHz.

Συχνότητα (MHz)	Διηλεκτρική Σταθερά ϵ_r				Ειδική Αγωγιμότητα σ (S/m)			
	433	915	2450	5800	433	915	2450	5800
Ισοδύναμος Ιστός Σώματος	56.7	55	52.7	48.2	0.94	1.05	1.95	6.00
Δέρμα	46.08	41.33	38.01	35.11	0.70	0.87	1.46	3.72
Λίπος	5.57	5.46	5.28	4.95	0.04	0.05	0.10	0.29
Μύς	56.87	54.99	52.73	48.48	0.80	0.95	1.74	4.96

Αναφέρθηκε ήδη πως οι ηλεκτρικές ιδιότητες των ιστών εξαρτώνται από το είδος του ιστού και από τη συχνότητα του κύματος. Στην πράξη όμως, παρατηρούνται, διαφορές ακόμα και μεταξύ ίδιου τύπου ιστών, ανάμεσα σε διαφορετικά άτομα, γεγονός που οδηγεί στο συμπέρασμα ότι οι ηλεκτρικές ιδιότητες των ιστών εξαρτώνται και από άλλους παράγοντες. Μερικοί από αυτούς είναι η ηλικία, το φύλο, η θερμοκρασία και η συγκέντρωση γλυκόζης και ανόργανων στοιχείων (ασβέστιο, νάτριο, κάλιο κτλ) [62-][66]. Μελέτες σε πειραματόζωα έδειξαν ότι τα μεγαλύτερα ηλικιακά ζώα έχουν σημαντικά χαμηλότερες διηλεκτικές ιδιότητες από ότι τα νεότερα εξαιτίας της χαμηλότερης συγκέντρωσης νερού στους ιστούς τους [63]. Επιπλέον, πρόσφατες έρευνες έδειξαν ότι οι ηλεκτρικές ιδιότητες κάθε ιστού, διαφέρουν ανάλογα με το σε ποιά πλευρά του σώματος βρίσκεται [64]. Όλα τα παραπάνω δείχνουν, ότι η μελέτη αλληλεπίδρασης των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων με το ανθρώπινο σώμα είναι μία αρκετά πολύπλοκη και σύνθετη διαδικασία, η οποία πρέπει να γίνεται πολύ προσεκτικά εξετάζοντας όλες τις παραμέτρους.

2.1.2 Βιοσυμβατότητα

Όταν ο ανθρώπινος οργανισμός έρχεται σε επαφή με κάποιο ξένο, ως προς αυτόν, σώμα αντιδρά και προσπαθεί να το καταπολεμήσει. Το ανοσοποιητικό σύστημα ενεργοποιείται και προσπαθεί να καταστρέψει τον ξενιστή γεγονός που μπορεί να προκαλέσει δυσάρεστες συνέπειες για τον ίδιο τον οργανισμό (μόλυνση, πυρετός, αλλεργική αντίδραση κ.α). Η είσοδος επομένως μίας καταπόσιμης ιατρικής διάταξης στο ανθρώπινο σώμα, χωρίς τη λήψη απαραίτητων μέτρων για την αναστολή αυτής της αντίδρασης του οργανισμού, θα είχε ανεπιθύμητες παρενέργειες. Για την αντιμετώπιση αυτών των παρενεργειών η πιο συνηθισμένη τεχνική είναι η χρήση βιοσυμβατών υλικών για την επικάλυψη της διάταξης.

Ως βιοσυμβατότητα ορίζεται η ιδιότητα κάποιων υλικών να μην προκαλούν τοξικές αντιδράσεις και τραυματισμούς στον ανθρώπινο οργανισμό. Επομένως οι καταπόσιμες ιατρικές διατάξεις πρέπει να είναι βιοσυμβατές προκειμένου να εξασφαλίζουν την ασφάλεια του ασθενή και τη μη απόρριψη της διάταξης από τον οργανισμό. Επιπλέον, οι ανθρώπινοι ιστοί είναι αγώγιμοι και θα βραχυκύκλωναν την καταπόσιμη κεραία εάν αυτή ερχόταν σε απευθείας επαφή μαζί τους [48]. Μερικά από τα πιο συνηθισμένα υλικά που χρησιμοποιούνται για αυτό τον σκοπό είναι το τεφλόν ($\epsilon_r = 2.1$), το MACOR ($\epsilon_r = 6.1$) και η κεραμική αλουμίνα ($\epsilon_r = 9.4$) [48].

2.1.3 Ασφάλεια Ασθενούς

Όπως είναι γνωστό από την ηλεκτρομαγνητική θεωρία, όταν ένα ηλεκτρομαγνητικό κύμα συναντήσει μία διαχωριστική επιφάνεια ένα μέρος του μπορεί να ανακλαστεί, να διαθλαστεί, να διαδωθεί ή ακόμα και να απορροφηθεί από αυτή. Όσο αφορά τους βιολογικούς ιστούς η αλληλεπίδραση των ραδιοκυμάτων με αυτούς προκαλεί εσωτερικά μαγνητικά και ηλεκτρικά πεδία τα οποία μπορούν να υπολογιστούν από τις εξισώσεις του Maxwell για το ηλεκτρομαγνητικό πεδίο [43].

Τα αποτελέσματα αυτής της αλληλεπίδρασης μπορούν να χωριστούν σε δύο κατηγορίες, στα θερμικά και στα μη θερμικά. Τα θερμικά αποτελέσματα είναι επικίνδυνα για τον οργανισμό καθώς μπορούν να προκαλέσουν βλάβες και παθολογίες στους ιστούς. Αυτό ωφείλεται στο γεγονός, ότι η απορροφούμενη ισχύς από τους ιστούς αυξάνει την κινητική ενέργεια των μορίων, με αποτέλεσμα την τοπική αύξηση της θερμοκρασίας. Το θερμικό αποτέλεσμα αυτής της

διαδικασίας εξαρτάται από το ποσό της απορροφούμενης ακτινοβολίας από τους ιστούς καθώς και από την ίδια την αντίδραση των βιολογικών ιστών η οποία εκφράζεται μέσα από την βιοθερμική εξίσωση. Όταν η αύξηση της θερμοκρασίας είναι μικρή ο οργανισμός έχει την ικανότητα, μέσα από τους θερμορυθμιστικούς μηχανισμούς που διαθέτει, να απάγει την θερμότητα χωρίς πρόβλημα. Σε αντίθετη περίπτωση όμως, αδυνατεί να απάγει όλο το ποσό της θερμότητας με αποτέλεσμα την περαιτέρω αύξηση της θερμοκρασίας και τη δημιουργία ανεπιθύμητων παρενεργειών.

Παρόλο που στη διεθνή βιβλιογραφία έχει γίνει εκτενής μελέτη σχετικά με την επίδραση της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας στους βιολογικούς ιστούς, από τα κινητά τηλέφωνα και τις κεραιές τηλεπικοινωνιών, δε συμβαίνει το ίδιο όσον αφορά στις ασύρματες ιατρικές διατάξεις και ειδικότερα στις καταπόσιμες ιατρικές διατάξεις [43]. Για αυτό το λόγο, και με πρωταρχικό στόχο την ασφάλεια του ασθενούς, έχουν θεσπιστεί διεθνώς πρωτόκολλα που περιορίζουν τη μέγιστη επιτρεπόμενη ισχύ εισόδου στη καταπόσιμη ιατρική διάταξη με στόχο την ασφαλή έκθεση του ασθενούς στην ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία. Ο Ρυθμός Ειδικής Απορρόφησης (Specific Absorption Rate, SAR), που ορίζεται από την απορροφούμενη ισχύ ανά μονάδα μάζας, είναι το δοσιμετρικό μέγεθος που έχει οριστεί από τις περισσότερες διεθνείς οδηγίες (Πίνακας 2.3) ως το κατάλληλο δοσιμετρικό μέγεθος για την ασφαλή ποσότητα ακτινοβολίας που μπορεί να εκτεθεί ο ασθενής [48]. Σύμφωνα με τα διεθνή πρότυπα IEEE C95.1-1999 και IEEE C95.1-2005 ο δείκτης SAR για ένα γραμμάριο ιστού πρέπει να είναι μικρότερος από ένα 1.6 W/kg [57] ενώ για ιστό δέκα γραμμαρίων πρέπει να είναι μικρότερος από 2 W/kg [58]. Επιπλέον, πρόσφατες έρευνες έδειξαν ότι οι διατάξεις που λειτουργούν σε χαμηλότερη συχνότητα επηρεάζουν λιγότερο τους βιολογικούς ιστούς, λόγω της μικρότερης απορρόφησης ακτινοβολίας από αυτούς, από ότι εκείνες με υψηλότερη συχνότητα λειτουργίας [43].

Πίνακας 2.3: Διεθνείς οδηγίες ασφαλούς έκθεσης στην ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία.

Πρωτόκολλο	Περιορισμός
IEEE C95.1-1999	1-g-avg SAR < 1.6 W/kg
IEEE C95.1-2005	10-g-avg SAR < 2 W/kg

Αναφέρθηκε λοιπόν, ότι ο υπολογισμός του δείκτη ειδικής απορρόφησης είναι πολύ σημαντικός ώστε να εκτιμηθεί η κατάλληλη ισχύς που μπορεί να μεταδωθεί στην κεραία [4], [12]. Στη συνέχεια παρουσιάζεται ο τρόπος υπολογισμού του SAR καθώς και οι παράγοντες από τους οποίους εξαρτάται :

Ο μαθηματικός υπολογισμός του δείκτη ειδικής απορρόφησης γίνεται από τη σχέση (1) :

$$SAR = \int_{\text{Δείγμα}} \frac{\sigma(r)|E|^2}{\rho(r)} dr \quad (1)$$

όπου:

σ : η ηλεκτρική αγωγιμότητα (S/m),

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

ρ : η πυκνότητα του ιστού (kg/m^3).

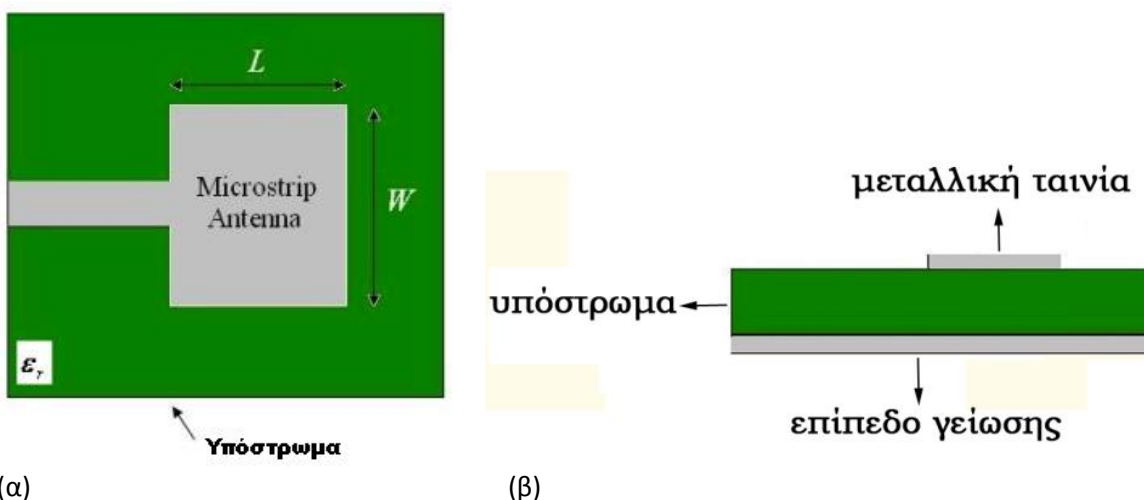
Από την παραπάνω σχέση είναι προφανές ότι οι μέγιστες τιμές του δείκτη παρατηρούνται εκεί όπου το ηλεκτρικό πεδίο λαμβάνει τις μέγιστες τιμές του. Ο ρυθμός ειδικής απορρόφησης εξαρτάται από διάφορους παράγοντες όπως:

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

2.2 Αρχές Λειτουργίας Καταπόσιμων Κεραιών

2.2.1 Κεραίες Μικροταινίας

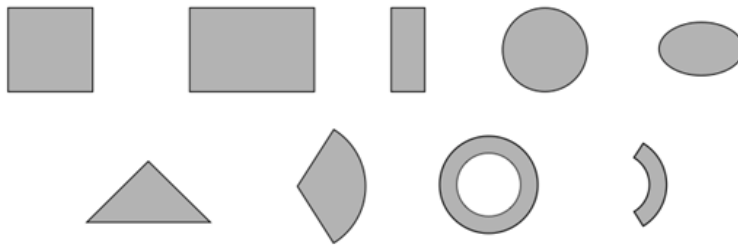
Οι αυστηροί περιορισμοί και οι απαιτήσεις των κεραίων των σύγχρονων τηλεπικοινωνιακών εφαρμογών δεν μπορούσαν να ικανοποιηθούν από τις ήδη υπάρχουσες διατάξεις κεραίων. Η ανάγκη αυτή συνεπώς, οδήγησε στη κατασκευή των κεραίων μικροταινίας (microstrip antennas). Πρόκειται για κεραίες χαμηλού προφίλ, απλές, συμβατές με επίπεδες και μη επιφάνειες, εύκολες στην κατασκευή με τη σύγχρονη τεχνολογία τυπωμένων κυκλωμάτων, ενώ είναι συμβατές με τις σχεδιάσεις MMIC (Monolithic Microwave Integrated Circuits) [67].



Εικόνα 2.1: (α) Κατακόρυφη όψη ορθογώνιας κεραίας μικροταινίας, (β) Πλάγια όψη ορθογώνιας κεραίας μικροταινίας.

Οι κεραίες μικροταινίας αποτελούνται από μία πολύ λεπτή μεταλλική ταινία (λωρίδα) τοποθετημένη πάνω από μία επίπεδη γείωση, σε ύψος ίσο με κλάσμα του μήκους κύματος, ενώ η λωρίδα και η γείωση χωρίζονται με ένα διηλεκτρικό στρώμα (υπόστρωμα) (Εικόνα 2.1). Η ταινία ακτινοβολίας μπορεί να είναι τετράγωνη, ορθογώνια, λεπτή λωρίδα (δίπολο), κυκλική, ελλειπτική, τριγωνική κλπ (Εικόνα 2.2) ενώ συνηθέστερα χρησιμοποιούνται η τετραγωνική, η ορθογωνική, η κυκλική και η διπολική λόγω της ευκολίας κατασκευής και ανάλυσης καθώς και λόγω των ελκυστικών χαρακτηριστικών ακτινοβολίας τους [67].

Τα σημαντικότερα πλεονεκτήματα των κεραιών μικροταινίας είναι η μηχανική αντοχή που παρουσιάζουν πάνω σε σκληρές επιφάνειες και η χρήση τεχνικών σμίκρυνσης για μείωση του φυσικού τους μεγέθους. Επιπλέον, με κατάλληλη επιλογή του σχήματος και του τρόπου λειτουργίας εκδηλώνουν μεγάλη ευλυγισία ως προς τη συχνότητα συντονισμού, την πόλωση, το διάγραμμα και τη σύνθετη αντίσταση [67]. Τα πλεονεκτήματα αυτά καθώς και οι ιδιότητες τους τις καθιστούν ιδανικές για χρήση σε ασύρματες ιατρικές διατάξεις και πιο συγκεκριμένα σε καταπόσιμες ιατρικές διατάξεις. Παρόλα αυτά παρουσιάζουν και κάποια λειτουργικά μειονεκτήματα όπως μικρή απόδοση, μικρή ισχύς και πολύ μικρό εύρος ζώνης συχνοτήτων τα οποία όμως με χρήση κατάλληλων μεθόδων μπορούν να βελτιωθούν σημαντικά. Για παράδειγμα η αύξηση του ύψους του υποστρώματος οδηγεί σε αύξηση της απόδοσης καθώς και του εύρους ζώνης.



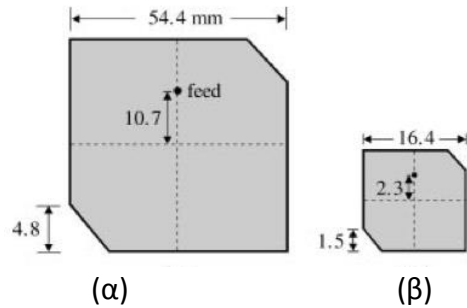
Εικόνα 2.2: Σχήματα λωρίδων ακτινοβολίας που χρησιμοποιούνται στη βιβλιογραφία.

2.2.2 Τεχνικές Σμίκρυνσης

Μία από τις πιο σημαντικές παραμέτρους που πρέπει να ληφθούν υπόψη στο σχεδιασμό μίας κεραιάς για καταπόσιμη ιατρική διάταξη είναι το μέγεθος της. Λόγω του φυσικού περιορισμού του μεγέθους της διάταξης, που σκοπό έχει τη λειτουργία της εντός του ανθρώπινου οργανισμού, οι διαστάσεις της κεραιάς περιορίζονται σημαντικά, γεγονός που έχει επιπτώσεις και στα χαρακτηριστικά της, όπως το κέρδος, το εύρος ζώνης κτλ. Το περιβάλλον λειτουργίας της κεραιάς όμως, συμβάλλει θετικά σε αυτή την κατεύθυνση, καθώς οι άνθρωποι ιστοί παρουσιάζουν υψηλή ηλεκτρική αγωγιμότητα γεγονός που συμβάλλει στην μείωση του μεγέθους της κεραιάς [48], [49]. Γίνεται εμφανές λοιπόν, ότι μία από τις μεγαλύτερες προκλήσεις κατά το σχεδιασμό είναι η χρήση τεχνικών σμίκρυνσης με σκοπό την μείωση του φυσικού μεγέθους της κεραιάς, για μία συγκεκριμένη συχνότητα λειτουργίας, πετυχαίνοντας ικανοποιητική απόδοση. Σε σχετική βιβλιογραφία έχουν προταθεί αρκετές τεχνικές σμίκρυνσης για κεραιές μικροταινίας και στην ενότητα αυτή θα αναφερθούν μερικές από αυτές, καθώς και οι επιδράσεις που έχουν στα χαρακτηριστικά λειτουργίας της κεραιάς. Στην πράξη μπορούν να χρησιμοποιηθούν μερικές ή και όλες οι τεχνικές που αναφέρονται παρακάτω, με σκοπό την μείωση του φυσικού μεγέθους της κεραιάς.

Χρήση υλικών υποστρώματος με μεγάλη διηλεκτρική σταθερά

Η χρήση υλικών υποστρώματος (substrate) με μεγάλη διηλεκτρική σταθερά (Πίνακας 2.4) προτιμάται στις κεραιές μικροταινίας για καταπόσιμες ιατρικές διατάξεις, καθώς έχουν ως αποτέλεσμα τη μείωση του ενεργού μήκους κύματος της ακτινοβολίας που οδηγεί σε χαμηλότερες συχνότητες συντονισμού και κατά συνέπεια στη μείωση του μεγέθους της κεραιάς [48], [49] (Εικόνα 2.3).



**Εικόνα 2.3: Σμίκρυνση κεραίας με χρήση υλικού υποστρώματος με μεγαλύτερη διηλεκτρική σταθερά
(α) $\epsilon_r=3.0$, (β) $\epsilon_r=28.2$.**

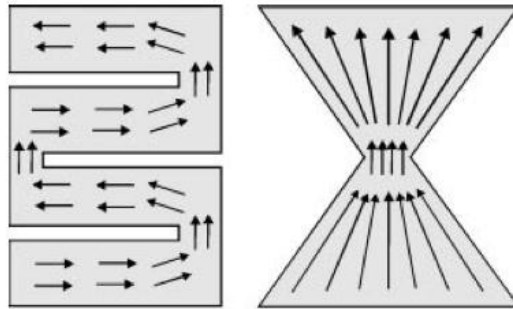
Σε αυτό το σημείο θεωρείται σκόπιμο να σχολιαστεί η επίδραση του υλικού επικάλυψης (υπέροστρωμα - superstrate), για λόγους βιοσυμβατότητας, στα χαρακτηριστικά της κεραίας. Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, οι ανθρώπινοι ιστοί παρουσιάζουν υψηλή ηλεκτρική αγωγιμότητα βοηθώντας στην μείωση του μεγέθους της κεραίας. Στην πραγματικότητα όμως η κεραία δεν θα έρθει σε απευθείας επαφή με τους ιστούς, καθώς θα επικαλυφθεί με βιοσυμβατό υλικό λεπτού πάχους για λόγους προστασίας [3]. Η επικάλυψη αυτή, ενώ επιδρά θετικά στο κέρδος της κεραίας [3], την απομονώνει από ένα περιβάλλον λειτουργίας υψηλής ηλεκτρικής αγωγιμότητας κάνοντας την επίδραση του περιβάλλοντος στη μείωση των διαστάσεων της λιγότερο σημαντική [48]. Έτσι λοιπόν, παρόλο που τα υλικά επικάλυψης έχουν υψηλή ηλεκτρική αγωγιμότητα απομονώνουν την κεραία από ένα περιβάλλον λειτουργίας ακόμα υψηλότερης. Το πάχος του υλικού με το οποίο καλύπτεται η κεραία παίζει πολύ σημαντικό ρόλο σε αυτή την κατεύθυνση [3].

Πίνακας 2.4: Τιμές διηλεκτρικής σταθεράς υλικών που χρησιμοποιούνται στην κατασκευή βιοσυμβατών κεραίων για ιατρική τηλεμετρία.

Υλικό	Διηλεκτρική Σταθερά ϵ_r
Alumina (99.5%)	9.8
Alumina (96%)	9
Glass (Pyrex)	4.82
Nylon (610)	2.84
Plexiglas	2.6
Rogers RO3210	10.2
Teflon	2.08
Titania (D-100)	96
Polystyrene	2.54
Ceramic (A-35)	5.6

Αύξηση της διαδρομής του ρεύματος στην επιφάνεια της κεραίας.

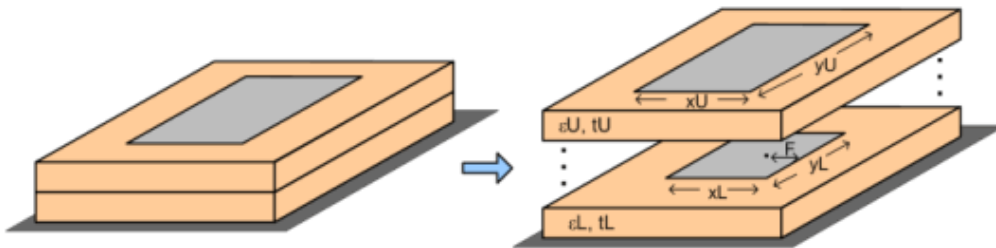
Η αύξηση της διαδρομής του ρεύματος στην επιφάνεια της κεραίας έχει ως αποτέλεσμα τη μείωση της συχνότητας συντονισμού της και κατά συνέπεια τη μείωση των διαστάσεων της [48],[68] (Εικόνα 2.4).



Εικόνα 2.4: Με την προσθήκη εγκοπών αυξάνεται η διαδρομή του ρεύματος. Στο σχήμα φαίνεται το διάνυσμα της πυκνότητας ρεύματος στην αγωγίμη ταινία.

Στοιβάξη ταινιών

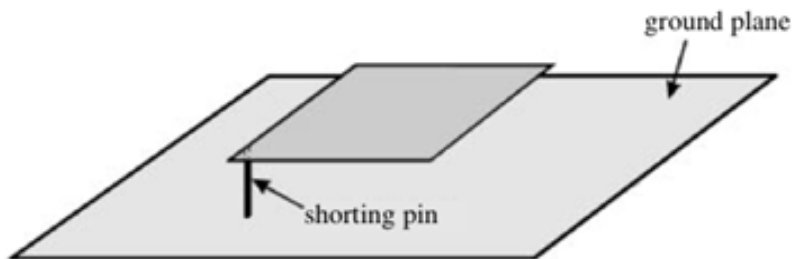
Η κατακόρυφη στοιβάξη δύο ή περισσότερων ταινιών αποτελεί μία εναλλακτική τεχνική για την αύξηση του μήκους της διαδρομής ρεύματος επί των ταινιών, μειώνοντας κατ’αυτό τον τρόπο το συνολικό φυσικό μέγεθος της κεραίας (Εικόνα 2.5).



Εικόνα 2.5: Στο σχήμα φαίνεται η στοιβάξη δύο ταινιών στη μοντελοποίηση κεραίας μικροταινίας.

Προσθήκη αγωγών βραχυκύκλωσης

Η προσθήκη ενός αγωγού βραχυκύκλωσης (shorting pin) μεταξύ της γείωσης (ground plane) και της αγωγίμης επιφάνειας έχει σαν αποτέλεσμα τη μείωση των φυσικών διαστάσεων της κεραίας για δεδομένη συχνότητα συντονισμού [48], [68] (Εικόνα 2.6).



Εικόνα 2.6: Προσθήκη αγωγού βραχυκύκλωσης σε ορθογώνια κεραία μικροταινίας.

2.2.3 Παράμετροι ενδιαφέροντος

Διάγραμμα ακτινοβολίας – κατευθυντικότητα – ομοιοκατευθυντικά διαγράμματα

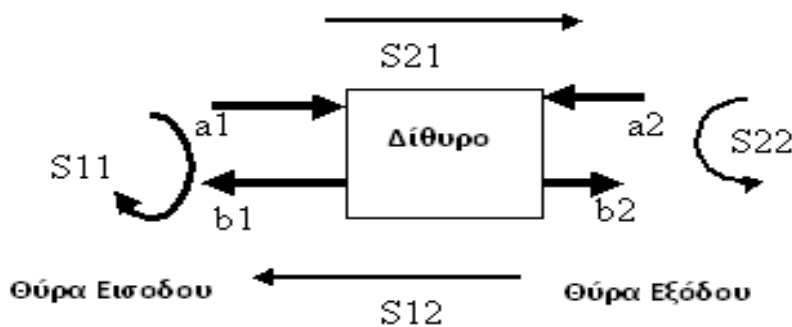
Το διάγραμμα ακτινοβολίας μίας κεραίας ή αλλιώς διάγραμμα κεραίας, ορίζεται ως ‘η μαθηματική συνάρτηση ή η γραφική παράσταση των ιδιοτήτων ακτινοβολίας της κεραίας συναρτήσει των χωρικών συντεταγμένων’ [67]. Στις ιδιότητες ακτινοβολίας μίας κεραίας περιλαμβάνονται η πυκνότητα ροής ισχύος, η ένταση της ακτινοβολίας, η ένταση του πεδίου και η φάση της κατευθυντικότητας ή αλλιώς η πόλωση. Ως κατευθυντικότητα μίας κεραίας ορίζεται ο λόγος της ακτινοβολίας σε μία δεδομένη διεύθυνση προς τη μέση ένταση ακτινοβολίας που εκπέμπεται συνολικά σε όλες τις κατευθύνσεις.

Κατευθυντική είναι η κεραία που έχει την ιδιότητα να εκπέμπει ή να λαμβάνει ηλεκτρομαγνητικά κύματα με περισσότερη αποτελεσματικότητα σε ορισμένες διευθύνσεις παρά σε άλλες, ενώ ομοιοκατευθυντικό διάγραμμα ακτινοβολίας είναι αυτό το οποίο είναι μη κατευθυντικό σε ένα ορισμένο επίπεδο και κατευθυντικό σε οποιοδήποτε κάθετο επίπεδο [67]. Πρόκειται δηλαδή για έναν ειδικό τύπο κατευθυντικού διαγράμματος.

Στις καταπόσιμες κεραίες είναι επιθυμητά τα ομοιοκατευθυντικά διαγράμματα ακτινοβολίας. Όπως έχει αναφερθεί, κατά τη διάρκεια της εξέτασης, η κίνηση της κάψουλας εντός του οργανισμού είναι τυχαία, όπως τυχαίος είναι και ο προσανατολισμός της. Για να εξασφαλίζεται επομένως η μετάδοση δεδομένων κάθε χρονική στιγμή ανεξάρτητα από τη θέση της κεραίας πρέπει κατά τον σχεδιασμό να λαμβάνεται σοβαρά υπόψιν το ομοιοκατευθυντικό διάγραμμα ακτινοβολίας.

Συντελεστής ανάκλασης S_{11}

Οι παράμετροι S (S -parameters) χρησιμοποιούνται σε όλα τα ηλεκτρικά συστήματα για να περιγράψουν τις σχέσεις μεταξύ των θυρών εισόδου και εξόδου του συστήματος. Γενικά, αν υποθέσουμε ένα δίθυρο με θύρες i και j ο συντελεστής S_{ij} μας δείχνει το ποσό ενέργειας που μεταφέρεται από τη θύρα j στη θύρα i (Εικόνα 2.7). Ιδανικά, μπορούμε να πετύχουμε τέλεια προσαρμογή μεταξύ της συνολικής σύνθετης αντίστασης της πηγής και της αντίστασης της γραμμής μεταφοράς, έτσι ώστε να ελαχιστοποιήσουμε τις απώλειες. Στην πραγματικότητα όμως, η καλή προσαρμογή είναι ένα από τα βασικότερα προβλήματα στη μικροκυματική ανάλυση.



Εικόνα 2.7: S -παράμετροι σε δίθυρο.

Η πιο γνωστή παράμετρος S που χρησιμοποιείται στην ανάλυση κεραιών είναι ο συντελεστής ανάκλασης S_{11} (reflection coefficient). Ο συντελεστής ανάκλασης μας δείχνει το ποσό της ενέργειας που ανακλάται από την κεραία προς τη γραμμή μεταφοράς. Είναι φανερό ότι όταν ο συντελεστής ανάκλασης έχει μηδενική τιμή όλη η ενέργεια ανακλάται πίσω στη γραμμή μεταφοράς και η κεραία δεν εκπέμπει τίποτα. Επομένως κατά τη σχεδίαση ο συντελεστής ανάκλασης πρέπει να διατηρείται σε χαμηλές τιμές στη συχνότητα συντονισμού ώστε να εξασφαλίζεται η αποδοτική λειτουργία της κεραίας.

Συχνότητα συντονισμού

Οι περισσότερες κεραιές σχεδιάζονται ώστε να έχουν τα επιθυμητά χαρακτηριστικά λειτουργίας γύρω από μία συγκεκριμένη συχνότητα, η οποία καλείται συχνότητα συντονισμού ή συχνότητα λειτουργίας της κεραίας. Σε μερικές εφαρμογές είναι απαραίτητο τα χαρακτηριστικά αυτά να παρουσιάζονται σε ένα συγκεκριμένο εύρος συχνοτήτων, όπως στις ευρυζωνικές κεραιές. Η συχνότητα συντονισμού είναι μία από τις πιο σημαντικές παραμέτρους της κεραίας και εξαρτάται από το είδος της εφαρμογής. Στις ασύρματες ιατρικές διατάξεις η συχνότητα συντονισμού περιορίζεται στο εύρος των 401 - 406 MHz της ζώνης MedRadio. Πολλές φορές όλος ο σχεδιασμός της κεραίας βασίζεται στην επίτευξη των επιθυμητών χαρακτηριστικών λειτουργίας για μία δεδομένη συχνότητα συντονισμού.

Ενεργός ακτινοβολούμενη Ισχύς (Effective Radiated Power - ERP)- Κέρδος μακρινού πεδίου (Far Field Gain)

Ως ενεργός ακτινοβολούμενη ισχύς (ERP) ορίζεται το γινόμενο της ακτινοβολούμενης ισχύος επί το κέρδος της κεραίας. Στις διατάξεις βιοϊατρικής τηλεμετρίας το μέγεθος αυτό ορίζεται από την ισχύ του σήματος στην επιφάνεια του ανθρώπινου σώματος και όχι στην έξοδο της κεραίας. Δεδομένου όμως των διεθνών οδηγιών για την ασφάλεια του ασθενούς υπάρχουν συγκεκριμένα όρια για τις τιμές του μεγέθους ERP. Ένας άλλος λόγος για τον περιορισμό της τιμής του ERP είναι και οι πιθανές παρεμβολές με άλλες ηλεκτρονικές συσκευές. Για παράδειγμα, για λειτουργία στη ζώνη συχνοτήτων MICS υπάρχει όριο του ERP στα 25μW ώστε να αποφευχθούν παρεμβολές με την ζώνη MAS (Meteorological Aids Service) [48].

Ανεξάρτητα όμως από τους περιορισμούς, η καταπόσιμη διάταξη πρέπει να παρέχει σήμα αρκετά δυνατό ώστε να λαμβάνεται από την εξωτερική συσκευή με σκοπό την εξασφάλιση της μετάδοσης των δεδομένων. Το κέρδος μακρινού πεδίου (Far-Field Gain) της καταπόσιμης κεραίας μας δηλώνει την ισχύ του σήματος σε απόσταση μακρινή από αυτήν και βάση αυτής της παραμέτρου γίνεται η επιλογή του κατάλληλου βαθμού ευαισθησίας που πρέπει να έχει ο δέκτης για τη διασφάλιση αξιόπιστης σύνδεσης [48].

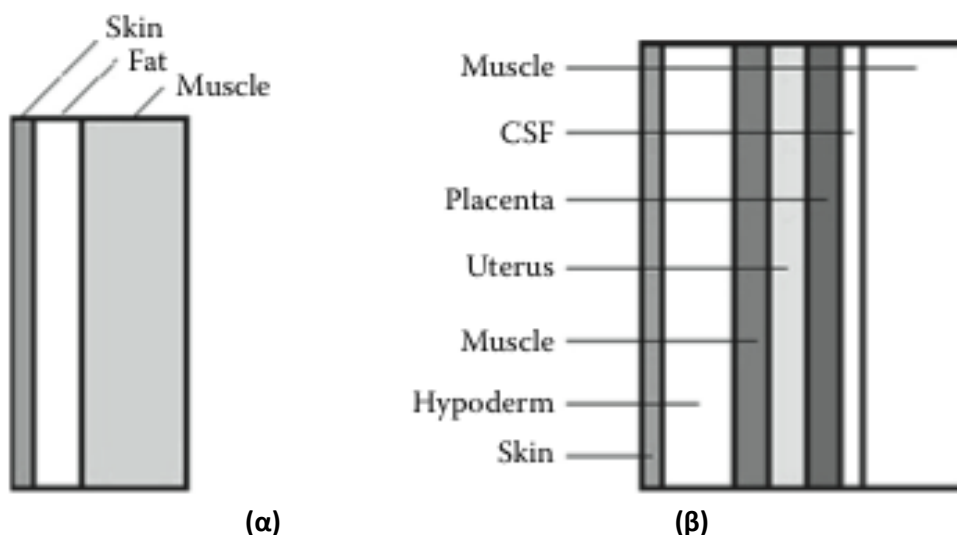
2.3 Μοντέλα προσομοίωσης βιολογικών ιστών και μέθοδοι ανάλυσης ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων

2.3.1 Μοντέλα προσομοίωσης

Όπως έχει ήδη αναφερθεί ένας από τους πιο κρίσιμους παράγοντες που πρέπει να λαμβάνεται υπόψιν κατά τον σχεδιασμό μίας καταπόσιμης κεραίας είναι ο πιθανός αποσυντονισμός της όταν θα πρέπει να λειτουργήσει εντός του ανθρώπινου οργανισμού. Τα διαφορετικά ανατομικά

χαρακτηριστικά του ανθρώπινου σώματος, καθώς και οι διαφορετικές ηλεκτρικές ιδιότητες και διαστάσεις των ιστών, επηρεάζουν την απόδοση της κεραίας και της καταπόσιμης συσκευής γενικότερα. Εφόσον τα ανατομικά χαρακτηριστικά διαφέρουν από άτομο σε άτομο, καθίσταται αδύνατη η ύπαρξη μίας μεθοδολογίας για τον χαρακτηρισμό της λειτουργίας της κεραίας σε ένα πραγματικό σενάριο, ειδικά αν σκεφτούμε ότι η πραγματοποίηση μετρήσεων εντός του ανθρώπινου σώματος είναι μία σχεδόν αδύνατη διαδικασία. Για να μπορέσουμε λοιπόν να αξιολογήσουμε την απόδοση μίας καταπόσιμης κεραίας χρησιμοποιούμε μοντέλα προσομοίωσης του ανθρώπινου σώματος. Τα μοντέλα αυτά χωρίζονται σε δύο μεγάλες κατηγορίες τα αριθμητικά και τα φυσικά (physical models - phantoms).

Στην κατηγορία των αριθμητικών μοντέλων ανήκουν τα κανονικά (canonical models) και τα ανατομικά μοντέλα (anatomical models). Τα κανονικά μοντέλα (Εικόνα 2.8) έχουν συνήθως απλή γεωμετρία (κύβος, σφαίρα κτλ) και αποτελούν έναν γρήγορο, απλό, εύκολα υλοποιήσιμο και χαμηλού υπολογιστικού κόστους τρόπο για την αξιολόγηση της κεραίας. Η σύστασή τους μπορεί να είναι ομοιογενής ή ανομοιογενής. Ως ομοιογενές (ή ομογενές) ορίζεται ένα υλικό του οποίου οι τιμές των συντακτικών παραμέτρων του (ϵ , μ) είναι ίδιες σε όλα τα σημεία του ενώ αντίθετα όταν κάποια από τις τιμές αυτές είναι συνάρτηση της θέσεως το υλικό χαρακτηρίζεται ως μη ομοιογενές ή ανομοιογενές [69]. Κατ' αυτό τον τρόπο, όταν χρησιμοποιείται ομοιογενές μοντέλο, μελετάται η λειτουργία της κεραίας μέσα στον ιστό με τον οποίο έχει άμεσα επαφή, ενώ όταν χρησιμοποιείται ανομοιογενές μοντέλο μελετάται η λειτουργία της και στα πλαίσια των ιστών, που την περιβάλλουν. Όπως είναι φυσικό τα μη ομοιογενή μοντέλα οδηγούν σε μεγαλύτερη ακρίβεια μετρήσεων, αυξάνοντας όμως την υπολογιστική πολυπλοκότητα.

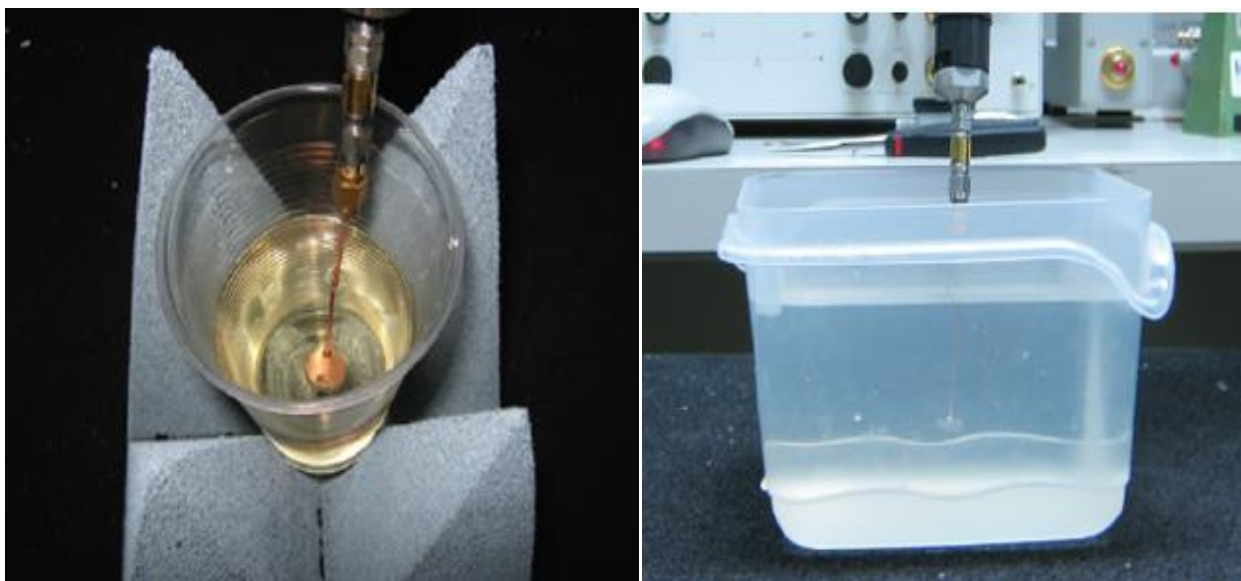


Εικόνα 2.8: Κανονικά ανομοιογενή μοντέλα. (α) Μοντέλο τριών στρωμάτων (three layer model) που περιλαμβάνει το δέρμα, το λίπος και τους μύες. (β) Μοντέλο που περιλαμβάνει επτά διαφορετικούς ιστούς.

Η εξέλιξη των ιατρικών απεικονιστικών τεχνικών και μηχανημάτων σε συνδυασμό με την ανάγκη για ακριβή εξαγωγή αποτελεσμάτων από την έκθεση του ανθρώπινου οργανισμού σε ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία, οδήγησαν στη δημιουργία των ανατομικών μοντέλων. Τα ανατομικά μοντέλα προκύπτουν από το συνδυασμό δεδομένων Μαγνητικής Τομογραφίας (MRI) ή/και Υπολογιστικής Τομογραφίας (CT) με τις ηλεκτρικές ιδιότητες των ιστών του ανθρώπινου

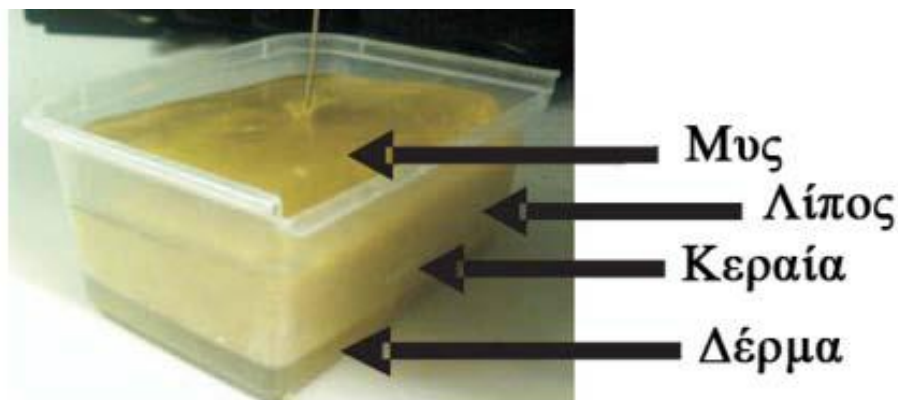
σώματος [48]. Παρέχεται έτσι η δυνατότητα μελέτης της λειτουργίας της κεραιάς ακόμα και σε τρισδιάστατες δομές, συνυπολογίζοντας την ανατομία του ανθρώπινου σώματος καθώς και την πολυπλοκότητα των δομών που το απαρτίζουν. Η χρήση αυτών των μοντέλων απαιτεί ισχυρά υπολογιστικά συστήματα και ο χρόνος προσομοίωσης αυξάνεται σημαντικά.

Όπως αναφέρθηκε σε προηγούμενη ενότητα, η διεξαγωγή μετρήσεων εντός του ανθρώπινου οργανισμού για την αξιολόγηση της διαδικασίας είναι, για προφανείς λόγους, σχεδόν αδύνατη. Αν και στη βιβλιογραφία αναφέρονται μετρήσεις σε περαματοζώα [24], [29], [52], με σκοπό την πειραματική επαλήθευση των αποτελεσμάτων που προέκυψαν από τα αριθμητικά μοντέλα, στην πράξη τα φυσικά μοντέλα χρησιμοποιούνται με μεγαλύτερη συχνότητα για αυτό τον σκοπό. Τα φυσικά μοντέλα μπορεί να έχουν οποιοδήποτε σχήμα, ακόμα και ανατομικό, και η σύσταση τους μπορεί να είναι είτε ομοιογενής (Εικόνα 2.9) είτε μη ομοιογενής (Εικόνα 2.10).



Εικόνα 2.9: Φυσικά ομοιογενή μοντέλα που έχουν χρησιμοποιηθεί για μετρήσεις σε πραγματικές κεραιές σχεδιασμένες για εμφύτευση. Χρησιμοποιείται υγρό διάλυμα κατάλληλο ώστε να προσομοιώνει τις ιδιότητες των βιολογικών ιστών. Στη συνέχεια η κεραιά βυθίζεται σε αυτό και ακολουθεί η διεξαγωγή των μετρήσεων.

Για τη διεξαγωγή των μετρήσεων κατασκευάζεται το κατάλληλο μοντέλο με την ανάλογη σύσταση και η κεραιά τοποθετείται σε αυτό για τη λήψη μετρήσεων. Τα ομοιογενή φυσικά μοντέλα αποτελούνται συνήθως από υγρό διάλυμα, το οποίο μπορεί να συνίσταται από απιονισμένο νερό, αλάτι, ζάχαρη [35] μεθανόλη [10] κ.α. με σκοπό την προσομοίωση του ιστού μέσα στον οποίο λειτουργεί η κεραιά. Στα ανομοιογενή φυσικά μοντέλα, χρησιμοποιούνται ειδικά τζελ πολλών στρωμάτων με διαφορετικές ηλεκτρικές ιδιότητες το κάθε στρώμα με σκοπό την προσομοίωση των διαφορετικών ιστών που περιβάλλουν την κεραιά (μύς, λίπος, δέρμα κ.α). Το στρώμα στο οποίο θα τοποθετηθεί η κεραιά παίζει πολύ σημαντικό ρόλο, καθώς αλλάζει τελείως τη συμπεριφορά της και οδηγεί σε πολύ διαφορετικά αποτελέσματα.



Εικόνα 2.10: Φυσικό μοντέλο που έχει χρησιμοποιηθεί σε πραγματική δοκιμή κεραίας σχεδιασμένη για εμφύτευση. Γίνεται χρήση ειδικού τζελ πολλών στρώσεων προκειμένου να στηθεί το κατάλληλο μοντέλο. Στην εικόνα φαίνονται οι ιστοί που προσομοιώνονται καθώς και η θέση της κεραίας.

Συμπερασματικά για να αξιολογηθεί η επίδοση και τα χαρακτηριστικά μίας καταπόσιμης κεραίας στο περιβάλλον που θα λειτουργήσει, χρησιμοποιούνται τα μοντέλα προσομοίωσης του ανθρώπινου σώματος. Αν ο στόχος είναι ένας απλός και γρήγορος τρόπος, με τον οποίο να ληφθεί μια πρώτη 'εικόνα' για τη λειτουργία της κεραίας, χρησιμοποιούνται τα κανονικά μοντέλα, ενώ αν είναι απαραίτητη η λεπτομέρεια στον τρόπο λειτουργίας, χρησιμοποιούνται τα ανατομικά μοντέλα, με κόστος στην υπολογιστική ισχύ και στον χρόνο προσομοίωσης. Για την πειραματική επαλήθευση των μετρήσεων που προέκυψαν από τα αριθμητικά μοντέλα, χρησιμοποιούνται τα φυσικά μοντέλα και διεξάγονται μετρήσεις σε πειραματόζωα με σκοπό την δοκιμή της κεραίας εντός ζωντανών οργανισμών (Εικόνα 2.11). Παρόλα αυτά, κατά πόσο θα λειτουργήσει η κεραία αποτελεσματικά μέσα στο ανθρώπινο σώμα, στην πραγματικότητα δεν μπορεί να είναι γνωστό, καθώς τα ιδιαίτερα χαρακτηριστικά του κάθε ανθρώπου μπορεί να επηρεάσουν τον τρόπο λειτουργίας της.



Εικόνα 2.11: Δοκιμή εμφυτεύσιμης κεραίας εντός ιστού ζώου. Η κεραία έχει εμφυτευτεί χειρουργικά στο ποντίκι.

2.3.2 Μέθοδος πεπερασμένων διαφορών στο πεδίο του χρόνου (FDTD)

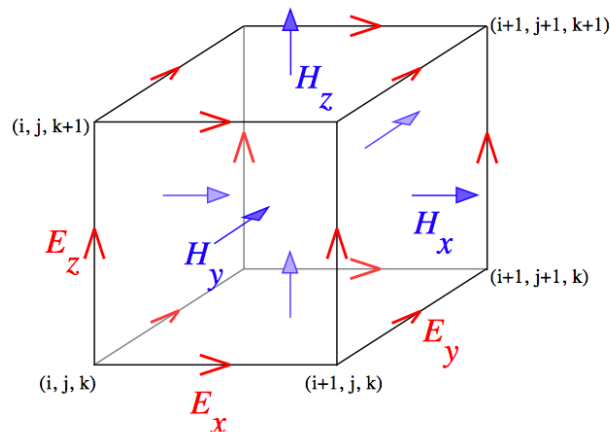
Για την πρόβλεψη των επενεργειών της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας υπάρχουν στη βιβλιογραφία τρεις διαθέσιμες μέθοδοι η πειραματική, η αναλυτική και η υπολογιστική [70]. Οι πιο γνωστές υπολογιστικές μέθοδοι που προτείνονται είναι η μέθοδος των πεπερασμένων διαφορών (FDM), η μέθοδος των ροπών (MoM), η μέθοδος των πεπερασμένων διαφορών στο πεδίο του χρόνου (Finite Difference Time Domain - FDTD) και η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων (FEM). Από αυτές η μέθοδος των πεπερασμένων διαφορών στο πεδίο του χρόνου (FDTD) είναι η πιο απλή, τόσο σε θεωρητικό όσο και σε πρακτικό επίπεδο, και χρησιμοποιείται για την επίλυση ενός μεγάλου εύρους προβλημάτων στον ηλεκτρομαγνητισμό λόγω των πολλών πλεονεκτημάτων της και του τεράστιου πεδίου εφαρμογών της [71].

Η βασική θεωρία στην οποία βασίζεται η μέθοδος είναι απλή. Για να λυθεί ένα ηλεκτρομαγνητικό πρόβλημα αρκεί να διακριτοποιηθούν, τόσο στο χώρο όσο και στον χρόνο, οι διαφορικές εξισώσεις, που προκύπτουν από τις εξισώσεις του Maxwell για το ηλεκτρομαγνητικό πεδίο, και να αντικατασταθούν με δεύτερης τάξης κεντρικές προσεγγίσεις διαφορών [72]. Πρόκειται λοιπόν για μία προοδευτική στο χρόνο διαδικασία, η οποία εξομοιώνει τα πραγματικά συνεχή κύματα με αριθμητικά ανάλογα δειγματοληπτημένων δεδομένων που διαδίδονται σε ένα χώρο, ή καλύτερα σε ένα διακριτοποιημένο χωροχρόνο, που βρίσκεται αποθηκευμένος στον ηλεκτρονικό υπολογιστή [28]. Η ιδέα του αλγόριθμου FDTD παρουσιάστηκε το 1966 από τον Kane Yee (Εικόνα 2.12) και μπορεί να παρουσιαστεί συνοπτικά ως εξής [71]:

- Αντικατάσταση όλων των παραγώγων, που προκύπτουν από τους νόμους των Ampere και Faraday, με πεπερασμένες διαφορές. Διακριτοποίηση του χώρου και του χρόνου έτσι ώστε τα ηλεκτρικά και τα μαγνητικά πεδία να κλιμακώνονται και στο χώρο και στο χρόνο.
- Λύση των εξισώσεων διαφορών που προκύπτουν ώστε να αποκτηθούν οι ‘update equations’ που εκφράζουν τις (άγνωστες) μελλοντικές τιμές των πεδίων σύμφωνα με τις (γνωστές) τιμές των πεδίων στο παρελθόν.
- Αύξηση του χρονικού βήματος κατά μία μονάδα ώστε τα μαγνητικά πεδία που υπολογίστηκαν να ανήκουν πλέον στα γνωστά (ουσιαστικά να γίνουν παρελθοντικά).
- Αύξηση του χρονικού βήματος κατά μία μονάδα ώστε τα ηλεκτρικά πεδία που υπολογίστηκαν να ανήκουν πλέον στα γνωστά (ουσιαστικά να γίνουν παρελθοντικά).
- Επανάληψη των προηγούμενων δύο βημάτων μέχρι τα πεδία να έχουν υπολογιστεί για την επιθυμητή χρονική διάρκεια.

Στον αλγόριθμο της FDTD αρχικά σχηματίζεται μια λογική διακριτοποίηση του χωροχρόνου. Κατόπιν, προσεγγίζονται οι χωρικές και χρονικές παράγωγοι που περιέχονται στις εξισώσεις του Maxwell από εξισώσεις διαφορών, ενώ οι προκύπτουσες σχέσεις επιλύονται για τα πεδιακά μεγέθη στην “επόμενη” χρονική στιγμή, βασισμένες στις τιμές των “προηγούμενων” βημάτων. Με αυτό τον τρόπο σε κάθε χρονικό βήμα, ο νέος υπολογισμός των πεδιακών συνιστωσών από το σύστημα των εξισώσεων είναι ευθύς, χωρίς έτσι να υπάρχει ανάγκη σχηματισμού και επίλυσης υπερμεγεθών μητρικών μορφών. Σύμφωνα με τα παραπάνω, γίνεται κατανοητό ότι η FDTD παρέχει μια απευθείας επίλυση των χρονικά εξαρτημένων εξισώσεων του Maxwell, αποφεύγοντας τη χρήση του όρου του δυναμικού. Οι διακριτοποιήσεις στο χώρο και τον χρόνο επιλέγονται έτσι ώστε να περιορίζονται τα λάθη κατά τη δειγματοληπτική διαδικασία και να εξασφαλίζουν την αριθμητική ευστάθεια του αλγορίθμου. Τέλος, για την εκκίνηση επίλυσης του

αλγόριθμοι είναι απαραίτητη η γνώση των αρχικών οριακών συνθηκών, καθώς και κάποιων πεδιακών μεγεθών σε ολόκληρο τον υπό μελέτη χώρο.



Εικόνα 2.12: Πρότυπο κελί του Yee. Ο χώρος διακριτοποιείται σε δομικές μονάδες (voxels) και το πεδίο αναλύεται στις ακμές του κύβου για την ηλεκτρική συνιστώσα του και στις πλευρές του κύβου για τη μαγνητική συνιστώσα του.

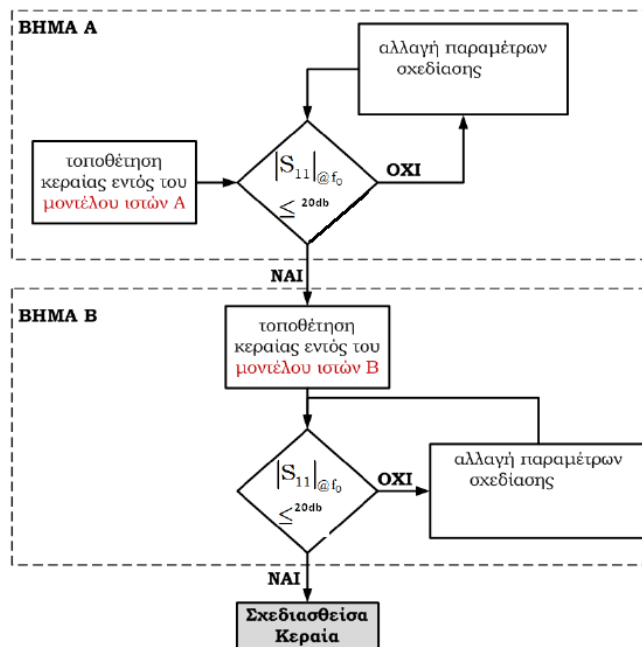
Η μέθοδος FDTD είναι σήμερα μία από τις πιο δημοφιλείς τεχνικές επίλυσης ηλεκτρομαγνητικών προβλημάτων και η υπεροχή της ως προς τις άλλες καταξιωμένες τεχνικές έγκειται τόσο στο γεγονός ότι αποθηκεύει στη μνήμη μόνο τη στιγμιαία πεδιακή κατανομή, έτσι ώστε να αποφεύγεται ο χειρισμός μεγάλων πινάκων, όσο και σε ένα πλήθος πλεονεκτημάτων της. Μερικά από αυτά είναι, η ευελιξία σε τροποποιήσεις της μεθόδου, καθώς και η μαθηματική της απλότητα, η ευκολία υλοποίησης των σχηματιζόμενων εξισώσεων στον υπολογιστή, ο αποδοτικός χειρισμός αυθαίρετων διεγέρσεων, αλλά και η αντιμετώπιση και μοντελοποίηση μεγάλου εύρους γεωμετριών, ακόμα και τρισδιάστατων δομών, που προκαλούν σκέδαση της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας [70].

Το πεδίο των εφαρμογών της FDTD επεκτείνεται τόσο στη διάδοση της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας όσο και στη μελέτη της επίδρασης της ακτινοβολίας σε σώματα διαφορετικού σχήματος και υλικού, όπως σε ζωντανούς οργανισμούς και βιολογικά παρασκευάσματα. Οι εφαρμογές που αφορούν στη διάδοση της ακτινοβολίας, διδιάστατες ή τρισδιάστατες, συμπεριλαμβάνουν και τον σχεδιασμό μικροκυματικών κυκλωμάτων όπως κεραιών μικροταινίας [70], [72]. Μια ακόμα εφαρμογή της μεθόδου FDTD είναι και στα προβλήματα σκέδασης.

Η προσέγγιση λοιπόν, με τον αλγόριθμο της FDTD έχει ταχέως εξελιχθεί σε μία από τις επικρατέστερες υπολογιστικές μεθόδους στο τομέα του ηλεκτρομαγνητισμού. Στο παραπάνω έχουν συμβάλει τόσο το χαμηλό κόστος και η δύναμη των σύγχρονων υπολογιστικών μονάδων, όσο και το ενδιαφέρον για διάδοση του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου σε περίπλοκες γεωμετρίες, που εμπεριέχουν διηλεκτρικά, διηλεκτρικά και μαγνητικά υλικά. Παρά ταύτα, όπως όλες οι αριθμητικές μέθοδοι επίλυσης, έχει και μειονεκτήματα καθώς η ακρίβεια της εξαρτάται από το είδος της εφαρμογής και μπορεί να απαιτεί μεγάλο υπολογιστικό κόστος. Σε πολύπλοκες γεωμετρίες μπορεί επίσης να απαιτείται μεγάλος χρόνος υπολογισμού και υπολογιστικής μνήμης [72].

2.3.3 Σχεδίαση κεραιάς

Κατά το σχεδιασμό μίας καταπόσιμης κεραιάς πρέπει να ληφθεί υπόψιν το περιβάλλον στο οποίο καλείται να λειτουργήσει. Σε αντίθεση με τις γνωστές κεραιές που χρησιμοποιούνται καθημερινά, οι οποίες σχεδιάζονται και λειτουργούν εντός αέρα, μία καταπόσιμη κεραιά λειτουργεί εντός του ανθρώπινου σώματος. Επομένως για να επιτευχθούν τα επιθυμητά τεχνικά χαρακτηριστικά, όπως συχνότητα συντονισμού, κέρδος κτλ, υπάρχουν δύο επιλογές. Η πρώτη είναι να σχεδιαστεί η κεραιά για λειτουργία εντός αέρα και στη συνέχεια με τη βοήθεια κάποιου μοντέλου προσομοίωσης να τροποποιηθούν οι παράμετροι της ώστε να επιτευχθούν τα επιθυμητά χαρακτηριστικά λειτουργίας και η δεύτερη είναι να σχεδιαστεί η κεραιά απευθείας για λειτουργία στην περιοχή του σώματος που είναι επιθυμητό. Στη συνέχεια παρουσιάζεται ένα λογικό διάγραμμα (Εικόνα 2.13) με τα βήματα που πρέπει να ακολουθηθούν για το σχεδιασμό μίας τέτοιας κεραιάς. Η συνθήκη ελέγχου ικανοποιείται όταν το μέτρο του συντελεστή S_{11} στη συχνότητα συντονισμού είναι μικρότερο από -20 dB.



Εικόνα 2.13: Λογικό διάγραμμα σχεδίασης καταπόσιμης κεραιάς.

Πιο συγκεκριμένα, αρχικά σχεδιάζεται η κεραιά ώστε να έχει την επιθυμητή συχνότητα συντονισμού και αρκετά ικανοποιητική απόδοση. Στη συνέχεια γίνεται χρήση ενός απλού κανονικού μοντέλου για να ελεγχθεί η συμπεριφορά της κεραιάς σε ένα περιβάλλον αρκετά κοντά στο πραγματικό. Η χρήση κανονικού μοντέλου σε αυτό το στάδιο της σχεδίασης ενδείκνυται, καθώς γίνεται εξοικονόμηση χρόνου προσομοίωσης γεγονός πολύ σημαντικό αν σκεφτεί κανείς ότι αυτό το στάδιο της διαδικασίας μπορεί να επαναληφθεί αρκετές φορές μέχρι να επιτευχθεί το επιθυμητό αποτέλεσμα. Επιπλέον τα αποτελέσματα που παρέχονται οδηγούν σε αλλαγές στα χαρακτηριστικά της κεραιάς προς την σωστή κατεύθυνση. Στη συνέχεια γίνεται χρήση ανατομικού μοντέλου για πιο ακριβή αποτελέσματα και εκτελούνται οι απαραίτητες τροποποιήσεις στο σχεδιασμό της κεραιάς ώστε η τελική κεραιά να πληρεί τις απαραίτητες προδιαγραφές.

2.3.4 Περιβάλλον SEMCAD X

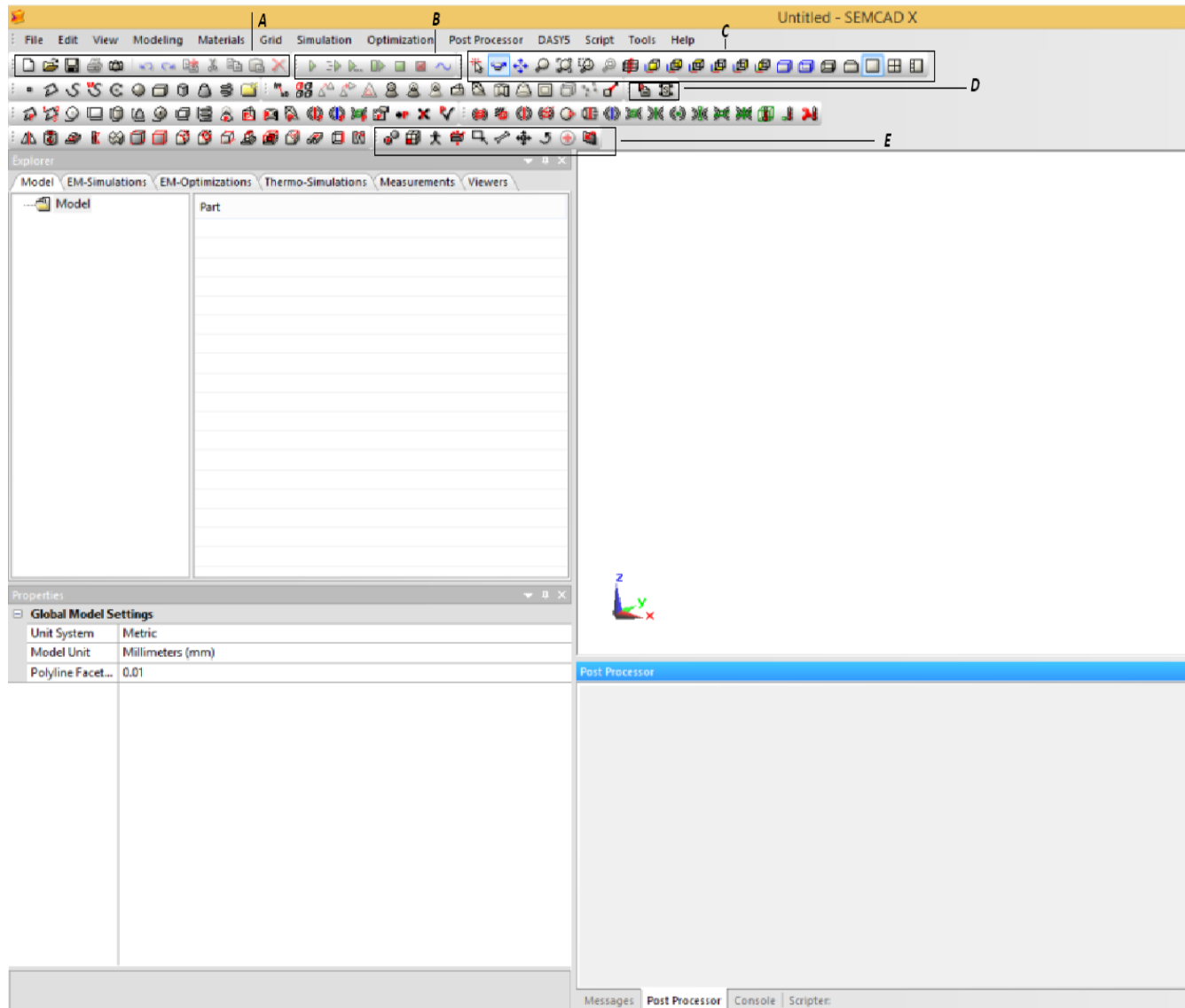
Το λογισμικό SEMCAD X είναι ένα τρισδιάστατο περιβάλλον προσομοίωσης ηλεκτρομαγνητικών πεδίων που χρησιμοποιείται για την επίλυση προβλημάτων σχεδιασμού κεραιών και δοσιμετρίας σε ασύρματες και ιατρικές εφαρμογές. Είναι σχεδιασμένο ώστε να παρέχει τη δυνατότητα επίλυσης προβλημάτων στις ραδιοσυχνότητες (RF) καθώς και στις χαμηλές συχνότητες (Low Frequency) μέσα από τη μέθοδο των πεπερασμένων διαφορών στο πεδίο του χρόνου (FDTD). Επιπλέον παρέχει τη δυνατότητα επίλυσης θερμικών προσομοιώσεων για την εξαγωγή αποτελεσμάτων για τα θερμικά φαινόμενα που προκύπτουν στον ανθρώπινο οργανισμό από την επίδραση της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας.

Ο χρήστης έχει τη δυνατότητα να σχεδιάσει πολύπλοκες γεωμετρίες μέσα από απλές δομές σε περιβάλλον CAD (Εικόνα 2.14) όπως επίσης και να μελετήσει εφαρμογές σε έτοιμα ανατομικά μοντέλα ανθρώπων και ζώων. Στη συνέχεια, αφού ορίσει τις ιδιότητες όλων των υλικών και εισάγει τις κατάλληλες πηγές εισόδου, καλείται να διακριτοποιήσει τον χώρο προκειμένου το πρόγραμμα να τρέξει τον αλγόριθμο FDTD για να επιλύσει το πρόβλημα. Ο τρόπος λειτουργίας του αλγόριθμου FDTD αναλύθηκε σε προηγούμενη ενότητα, ωστόσο πρέπει να επισημανθεί ότι αυτό το στάδιο είναι αρκετά απαιτητικό, καθώς πρέπει να γίνει ιδιαίτερα προσεκτική και ακριβής διακριτοποίηση, για την εξασφάλιση της εγκυρότητας των αποτελεσμάτων. Αν δεν χωριστεί σωστά ο χώρος, τότε είτε δεν θα προκύψει κάποια λύση, είτε θα προκύψουν λάθος αποτελέσματα. Δηλαδή, παρόλο που θα έχει σχεδιαστεί ένα σωστό σύστημα για την επίλυση του δεδομένου προβλήματος, η διακριτοποίηση δε θα αντιστοιχεί σε αυτό και η μέθοδος FDTD δεν θα επιλυθεί για το αντίστοιχο σύστημα, αλλά για κάποιο παρόμοιο. Όταν ολοκληρωθεί η προσομοίωση, ο χρήστης μπορεί να εξάγει τα αποτελέσματα μερικά από τα οποία αναφέρονται ενδεικτικά παρακάτω:

- Ακτινοβολούμενα μακρινά και κοντινά πεδία (κατανομή και ένταση)
- Κατανομή ρεύματος στο χώρο
- Δείκτης ειδικού ρυθμού απορρόφησης (SAR)
- Γενικευμένες παράμετροι σκέδασης (S-parameters)
- Ρυθμοί διάδοσης και συχνότητα συντονισμού
- Διαγράμματα πηγών εισόδου στη μόνιμη κατάσταση και αντιστάσεων στη συχνότητα συντονισμού κ.α.

Πίνακας 2.5: Επεξήγηση λειτουργίας των Toolbars του λογισμικού Semicad X που φαίνονται στην (Εικόνα 2.14).

Toolbar	Επεξήγηση
A	Main Toolbar
B	Simulation Toolbar
C	Viewing Toolbar
D	Network Analysis Toolbar
E	Advanced Toolbar
Υπόλοιπα	Modeling Toolbar



Εικόνα 2.14: Στην εικόνα φαίνεται το Modeling Environment του Sencad X, όπου όλες οι βασικές λειτουργίες για τη δημιουργία ενός νέου Project γίνονται μέσα από από της μπάρες εργαλείων (Toolbars).

Κεφάλαιο 3: Προσομοιώσεις και Αποτελέσματα

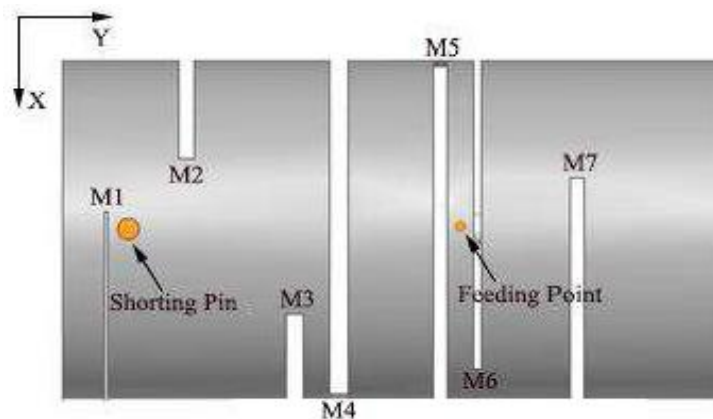
Περίληψη

Το κεφάλαιο αυτό αποτελεί το κύριο κομμάτι της παρούσας διπλωματικής εργασίας, και καταλήγει στη μελέτη μίας νέας καταπόσιμης κεραίας για λειτουργία στο λεπτό έντερο του ανθρώπινου οργανισμού. Αρχικά σχεδιάζεται και μελετάται εντός κανονικού μοντέλου ανθρώπινου μυϊκού ιστού μία επίπεδη κεραία. Στη συνέχεια σχεδιάζεται και μελετάται μία σύμμορφη κεραία όπως αυτή αναφέρεται στη βιβλιογραφία, η οποία βελτιστοποιείται και μελετάται για λειτουργία εντός του λεπτού εντέρου στη ζώνη συχνοτήτων MedRadio (401-406 MHz). Τέλος, το κεφάλαιο καταλήγει στη μελέτη της νέας κεραίας μέσα σε δύο διαφορετικές θέσεις στο λεπτό έντερο ανατομικού μοντέλου.

3.1 Επισκόπηση κεραιάς της βιβλιογραφίας που χρησιμοποιήθηκε

Η πρώτη κεραιά που σχεδιάστηκε στο περιβάλλον του SEMCAD X είναι μία κεραιά που συναντήθηκε στη βιβλιογραφία [24], κατάλληλη για χρήση σε καταπόσιμη ιατρική διάταξη. Πρόκειται για καταπόσιμη κεραιά σχεδιασμένη ώστε να λειτουργεί στη ζώνη συχνοτήτων MedRadio (401-406 MHz) με συχνότητα συντονισμού 402 MHz εντός μυϊκού ιστού. Στη συνέχεια θα παρουσιαστούν οι προδιαγραφές της, καθώς και τα τεχνικά χαρακτηριστικά λειτουργίας της.

Για τους σκοπούς της σχεδίασης και προσομοίωσης της κεραιάς ο συγγραφέας χρησιμοποιεί το λογισμικό ANSYS HFSS, το οποίο έχει παρόμοιες δυνατότητες με το SEMCAD X. Παρόλ' αυτά, αναμένεται να υπάρχουν κάποιες μικρές αποκλίσεις στα αποτελέσματα, λόγω, των διαφορετικών τεχνικών επίλυσης των ηλεκτρομαγνητικών προβλημάτων που χρησιμοποιούν τα δύο λογισμικά. Η κεραιά που προτείνεται αποτελείται από ορθογώνια ταινία ακτινοβολίας μαιανδρικού τύπου (Εικόνα 3.1) για την αύξηση της διαδρομής του ρεύματος και τη μείωση των φυσικών διαστάσεων της. Πιο συγκεκριμένα έχουν προστεθεί επτά εγκοπές, οι διαστάσεις και οι θέσεις των οποίων φαίνονται στον Πίνακα 3.1. Επιπλέον, για την περαιτέρω μείωση των διαστάσεων της κεραιάς έχει τοποθετηθεί αγωγός βραχυκύκλωσης μεταξύ της ταινίας ακτινοβολίας και του επιπέδου γείωσης.



Εικόνα 3.1: Η κεραιά της βιβλιογραφίας που χρησιμοποιήθηκε.

Πίνακας 3.1: Διαστάσεις και θέση εγκοπών της κεραιάς της βιβλιογραφίας.

Τιμή (mm)	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7
Μήκος	9.5	6.9	6.4	16.1	17.1	13.7	10.5
Πλάτος	0.1	0.4	0.5	0.5	0.4	0.2	0.4
Δy	-9.8	-7.6	-4.7	-3.5	-0.7	0.3	3

Στη συνέχεια η κεραιά τοποθετείται πάνω σε λεπτό και εύκαμπτο υλικό υποστρώματος, ώστε να υπάρχει η δυνατότητα να τυπωθεί πάνω σε κυλινδρική επιφάνεια όπως αυτή της κάψουλας (Εικόνα 3.2 α). Στόχος είναι να παραμείνει διαθέσιμος όσο το

δυνατόν περισσότερος χώρος για τις μπαταρίες, τους αισθητήρες και τα υπόλοιπα ηλεκτρονικά της διάταξης. Το υλικό που επιλέχθηκε για αυτό τον σκοπό είναι το ROGERS RT/duroid 5880 που είναι αρκετά συνηθισμένο στις κεραίες μικροταινίας για ασύρματες ιατρικές διατάξεις. Τέλος, για λόγους βιοσυμβατότητας, η κεραία καλύπτεται από λεπτό βιοσυμβατό υλικό (υπέρστρωμα) τύπου Polyethylene. Όλες οι διαστάσεις και τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν στο σχεδιασμό φαίνονται στον Πίνακα 3.2 και στον Πίνακα 3.3.

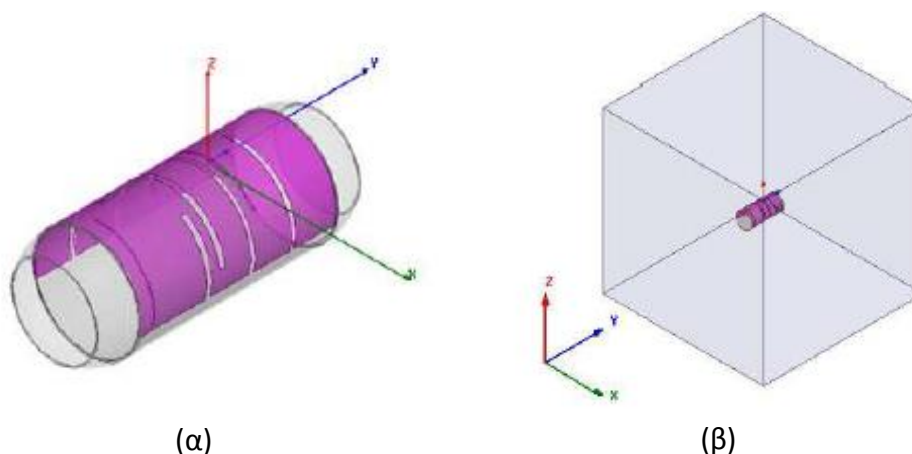
Πίνακας 3.2: Διαστάσεις και τύπος υλικών που χρησιμοποιήθηκαν στο σχεδιασμό της κεραίας της βιβλιογραφίας.

Υλικό	Μήκος (mm)	Πλάτος (mm)	Πάχος (mm)	Τύπος Υλικού	ϵ_r
Ταινία	18	8	-	Μέταλλο	-
Γείωση	18	31.4	-	Μέταλλο	-
Υπόστρωμα	18	31.4	0.127	ROGERS RT/duroid 5880	2.2
Υπέρστρωμα	18	31.4	0.1	Polyethylene	2.25

Πίνακας 3.3: Θέση και διαστάσεις αγωγού βραχυκύκλωσης και τροφοδοσίας της κεραίας της βιβλιογραφίας.

Θέση	Δx (mm)	Δy (mm)	Ύψος (mm)	Ακτίνα (mm)
Τροφοδοσίας	0	0	0.127	0.145
Αγωγού Βραχυκύκλωσης	0	-9.2	0.127	0.3

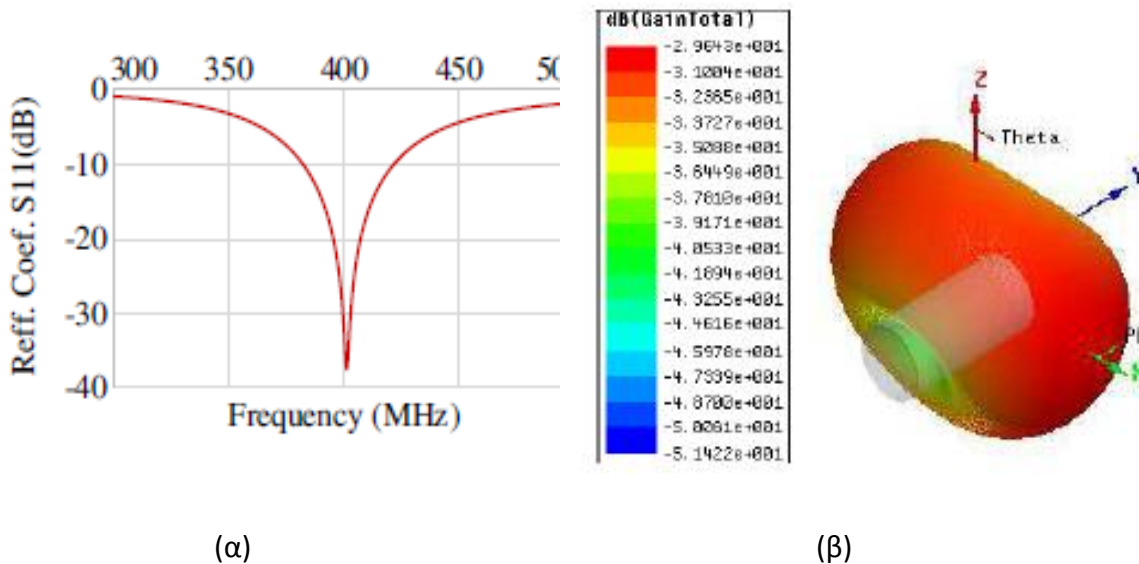
Αφού σχεδιαστεί, η κεραία τοποθετείται εντός μυϊκού ιστού (Εικόνα 3.2 β). Ο μυϊκός ιστός μοντελοποιήθηκε από ένα ομοιογενές κυβικό μοντέλο με διαστάσεις 100mm x 100mm x 100mm που προσομοιώνει τις ηλεκτρικές ιδιότητες του ιστού στη συγκεκριμένη περιοχή συχνοτήτων. Η σχετική διηλεκτρική σταθερά του κυβικού μοντέλου που χρησιμοποιήθηκε ισούται με $\epsilon_r=57$ ενώ η τιμή της αγωγιμότητας ισούται με $\sigma=0.8$ S/m, τιμές οι οποίες αντιπροσωπεύουν τις ηλεκτρικές ιδιότητες του ανθρώπινου μυϊκού ιστού στη συχνότητα 402 MHz.



Εικόνα 3.2: (α) Η κεραία της βιβλιογραφίας. (β) Η κεραία της βιβλιογραφίας τοποθετημένη στο κέντρο κανονικού μοντέλου.

Σύμφωνα με τα αποτελέσματα, η κεραία εντός του μοντέλου ιστού συντονίζεται στη συχνότητα 402 MHz, με μέτρο του συντελεστή ανάκλασης $|S_{11}|_{402\text{MHz}}=-37.51$ dB και εύρος ζώνης 39.95 MHz. Υποθέτοντας ισχύ εισόδου 1W οι μέγιστες τιμές του μέσου δείκτη SAR

υπολογισμένες για 1g και για 10g ιστού είναι 417.55 W/kg και 86.65 W/kg αντίστοιχα. Για να βρίσκονται όμως οι τιμές αυτές εντός ορίων, σύμφωνα με τις διεθνείς οδηγίες IEEE C95.1-1999 και IEEE C95.1-2005 για την ασφάλεια του ασθενούς, η μέγιστη ισχύς εισόδου περιορίζεται στα 3.83 mW και 23.35 mW αντίστοιχα (Πίνακας 3.4). Το διάγραμμα ακτινοβολίας μακρινού πεδίου της κεραιάς είναι ομοιοκατευθυντικό με μέγιστη τιμή ίση με -29.64 dB. Τα αποτελέσματα που προέκυψαν καθώς και τα απαραίτητα διαγράμματα παρουσιάζονται παρακάτω (Εικόνα 3.3).



Εικόνα 3.3: (α) Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης της κεραιάς της βιβλιογραφίας συναρτήσει της συχνότητας. (β) Τρισδιάστατο διάγραμμα ακτινοβολίας της κεραιάς της βιβλιογραφίας.

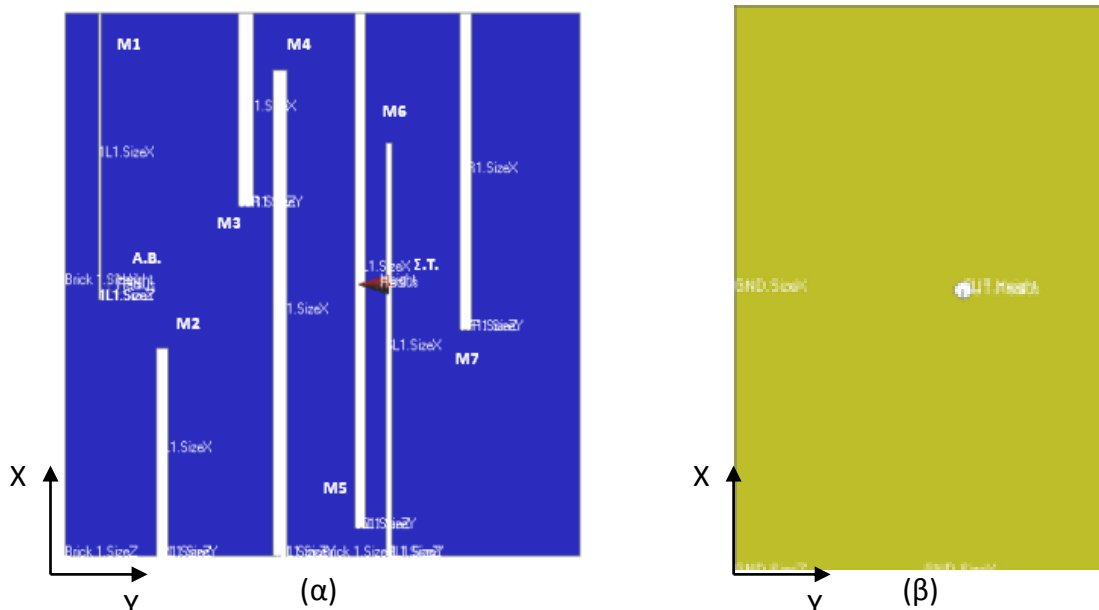
Πίνακας 3.4: Ισχύς εισόδου και τιμές ειδικού συντελεστή απορρόφησης SAR της κεραιάς της βιβλιογραφίας.

Ισχύς Εισόδου	1-g-avg SAR (W/kg)	Ισχύς Εισόδου	10-g-avg SAR (W/kg)
1 W	417.55	1 W	86.65
3.83 mW	< 1.6	23.35 mW	< 2

$$|S_{11}|_{402\text{MHz}} = -37.51 \text{ dB}$$

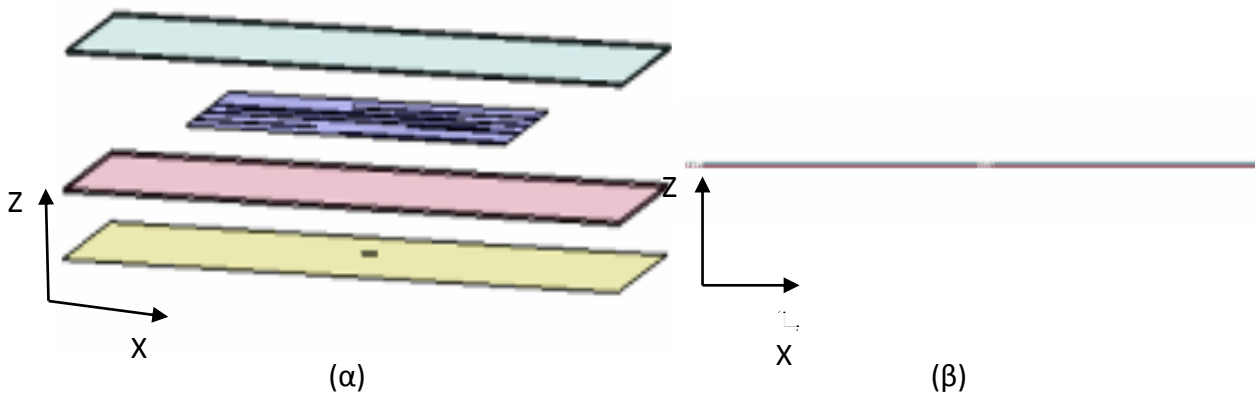
3.2 Σχεδίαση επίπεδης κεραιάς στο περιβάλλον SEMCAD X

Στην ενότητα αυτή πραγματοποιείται σχεδίαση και μελέτη της κεραιάς της βιβλιογραφίας στο περιβάλλον SEMCAD X. Αρχικά υλοποιήθηκε μία επίπεδη διάταξη προκειμένου να γίνει εξοικείωση με το λογισμικό, καθώς και με τις βασικές ιδέες σχεδίασης των κεραιών μικροταινίας, ενώ στην επόμενη ενότητα (3.3) υλοποιείται η διάταξη όπως παρουσιάζεται στη βιβλιογραφία (σύμμορφη). Για λόγους πληρότητας σημειώνεται, ότι όλες οι διαστάσεις καθώς και τα υλικά που είναι απαραίτητα για τη σχεδίαση, αναφέρθηκαν στην προηγούμενη ενότητα (3.1) και βρίσκονται σε πλήρη αντιστοιχία με τις υλοποιήσεις που ακολουθούν.



Εικόνα 3.4: (α) Η επίπεδη κεραία που σχεδιάστηκε. (β) Το επίπεδο γείωσης της επίπεδης κεραίας, όπου φαίνεται η θέση για το σημείο τροφοδοσίας.

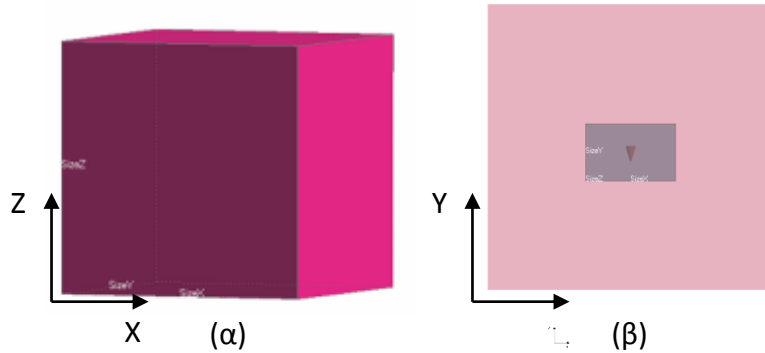
Αρχικά σχεδιάστηκε η ταινία ακτινοβολίας της κεραίας ώστε να έχει τις διαστάσεις και τις προδιαγραφές ακριβώς όπως ορίζονται. Σχεδιάστηκε ορθογώνια μεταλλική επιφάνεια και στη συνέχεια προστέθηκαν οι εγκοπές στις κατάλληλες θέσεις με τις αντίστοιχες διαστάσεις. Έπειτα τοποθετήθηκε η πηγή στο σημείο τροφοδοσίας (Σ.Τ.) και ο αγωγός βραχυκύκλωσης (Α.Β.). Το αποτέλεσμα φαίνεται στην Εικόνα 3.4 α όπου έχουν σημειωθεί τα ονόματα των εγκοπών κατά αντιστοιχία με την κεραία της βιβλιογραφίας.



Εικόνα 3.5: (α) Τρισδιάστατη όψη επίπεδης διάταξης. (β) Πλάγια όψη επίπεδης διάταξης.

Στη συνέχεια σχεδιάστηκαν τα υπόλοιπα επίπεδα που αποτελούν τη διάταξη σύμφωνα με τις προδιαγραφές της δοθείσας κεραίας. Κατ' αυτό τον τρόπο, υλοποιήθηκε το επίπεδο γείωσης (Εικόνα 3.4β), το υπόστρωμα και το υπέρστρωμα της κεραίας και τοποθετήθηκαν στις κατάλληλες θέσεις (Εικόνα 3.5α) έτσι ώστε να προκύψει η τελική διάταξη (Εικόνα 3.5β).

Αφού μοντελοποιηθεί η τελική διάταξη, το επόμενο βήμα στη σχεδίαση είναι να τοποθετηθεί στο αντίστοιχο κανονικό μοντέλο που προσομοιώνει τις ιδιότητες του μυϊκού ιστού. Για να γίνει αυτό σχεδιάζεται το κατάλληλο κυβικό μοντέλο και τοποθετείται η κεραία μέσα σε αυτό (Εικόνα 3.6).



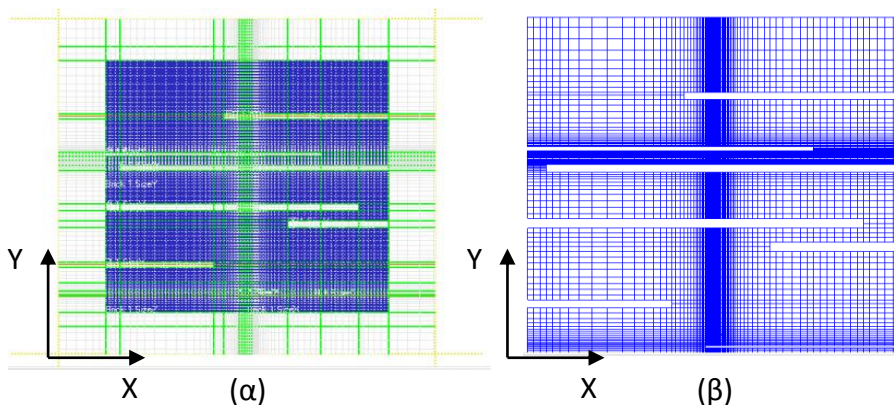
Εικόνα 3.6: (α) Τρισδιάστατη όψη κυβικού μοντέλου. (β) Κατακόρυφη όψη κυβικού μοντέλου με τοποθετημένη την επίπεδη διάταξη.

Στο σημείο αυτό, αφού έχει υλοποιηθεί και τοποθετηθεί η διάταξη εντός του μοντέλου, πρέπει να γίνει διακριτοποίηση του χώρου, δημιουργώντας το κατάλληλο πλέγμα (grid) πάνω στο οποίο το λογισμικό θα φτιάξει τις απαραίτητες δομικές μονάδες, (voxels) για την επίλυση του αλγορίθμου FDTD. Έγινε αναφορά σε προηγούμενη ενότητα για την ιδιαίτερη σημασία που έχει αυτό το στάδιο της υλοποίησης στην εξαγωγή σωστών αποτελεσμάτων. Στη συγκεκριμένη εφαρμογή όλες οι γεωμετρίες που χρησιμοποιήθηκαν είναι απλές (κύβος, ορθογώνιο παραλληλεπίπεδο και κύλινδρος) εκτός από την κεραία, η πολυπλοκότητα της οποίας αυξάνεται λόγω της προσθήκης των εγκοπών, και χρειάζεται πιο προσεκτική μοντελοποίηση. Επιπλέον, η πιο λεπτομερής αντιμετώπιση της κεραίας είναι προφανής, αφού πάνω σε αυτήν πραγματοποιείται η ροή ρεύματος και κατά συνέπεια δημιουργείται και το ηλεκτρομαγνητικό πεδίο. Στη συνέχεια παρουσιάζονται οι παράμετροι υλοποίησης του πλέγματος της διάταξης (Πίνακας 3.5) καθώς και το πλέγμα της κεραίας μαζί με την αναπαράσταση που δημιουργεί μέσα από αυτό το λογισμικό (Εικόνα 3.7).

Πίνακας 3.5: Ανάλυση πλέγματος επίπεδης διάταξης (grid).

Παράμετρος	Άξονας X	Άξονας Y	Άξονας Z
Αριθμός Γραμμών	166	192	110
Ελάχιστο Βήμα	3.62×10^{-5}	2.75×10^{-5}	4.233×10^{-5}
Μέγιστο Βήμα	2.97×10^{-2}	2.95×10^{-2}	2.97×10^{-2}
Μέγιστη Κλίση	1.2	1.32	1.2

Αριθμός Κελιών = 3.435135 M Cells

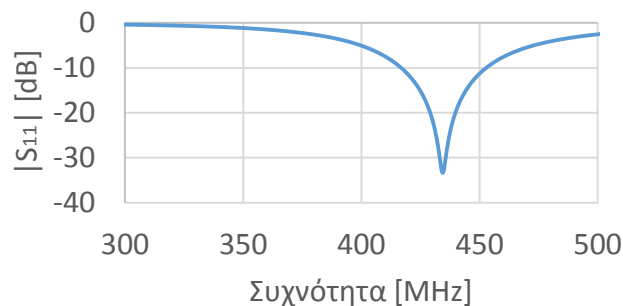


Εικόνα 3.7: (α) Το πλέγμα (grid) της επίπεδης κεραίας. (β) Αναπαράσταση της επίπεδης κεραίας από το λογισμικό (voxels) για την επίλυση του ηλεκτρομαγνητικού προβλήματος.

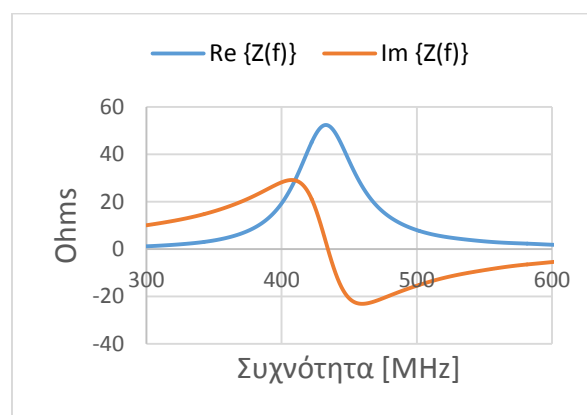
Η διακριτοποίηση του χώρου είναι το τελευταίο στάδιο πριν την έναρξη της προσομοίωσης για την εξαγωγή αποτελεσμάτων. Το SEMCAD X παρέχει τη δυνατότητα παρακολούθησης πολλών παραμέτρων της κεραίας με χρήση κατάλληλων εργαλείων, τα οποία αναφέρονται στο λογισμικό ως αισθητήρες. Τα αποτελέσματα που θα παρουσιαστούν στη συνέχεια προέρχονται από χρήση των εργαλείων: αισθητήρας πηγής (Sensor of Source), αισθητήρας ολικού πεδίου (Overall Field Sensor) και αισθητήρας μακρινού πεδίου (Far Field Sensor).

Επιδόσεις συντονισμού

Σύμφωνα με τα αποτελέσματα, η κεραία εντός μυϊκού ιστού συντονίζεται στη συχνότητα 434.12 MHz με μέτρο του συντελεστή ανάκλασης $|S_{11}|_{434.12\text{MHz}} = -33.32$ dB και εύρος ζώνης 36.85 MHz (Εικόνα 3.8). Στη συχνότητα 403.5 MHz το πλάτος του συντελεστή ανάκλασης ισούται με $|S_{11}|_{403.5\text{MHz}} = -5.69$ dB και η κεραία έχει σύνθετη αντίσταση εισόδου ίση με $21.8 + 29.2j$ Ohms (Εικόνα 3.9).



Εικόνα 3.8: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης της επίπεδης κεραίας συναρτήσει της συχνότητας.

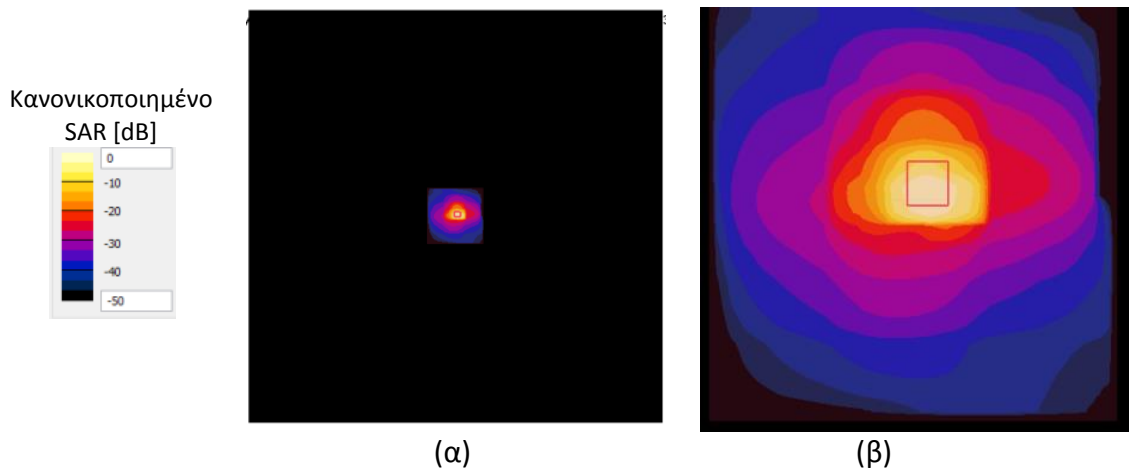


Εικόνα 3.9: Διάγραμμα αντίστασης εισόδου της επίπεδης κεραίας συναρτήσει της συχνότητας.

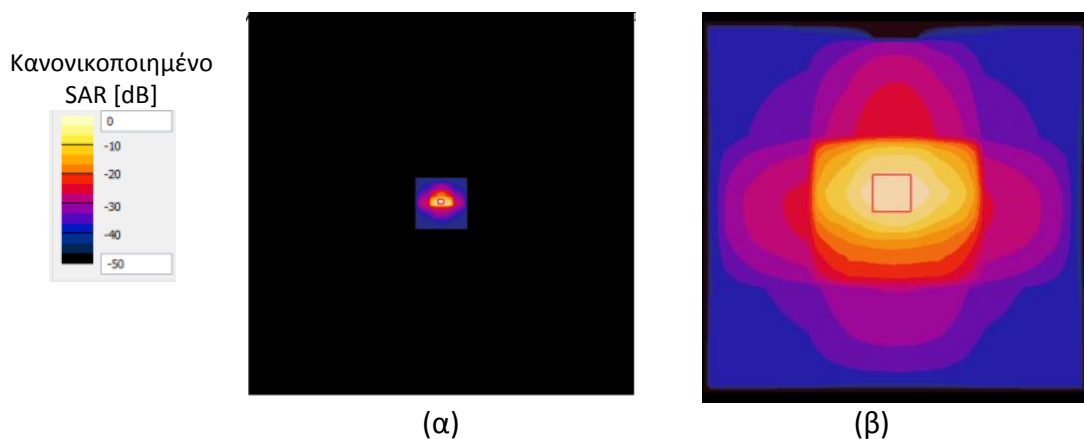
Επιδόσεις ασφαλείας

Για τον υπολογισμό του μέσου ρυθμού ειδικής απορρόφησης (SAR) υπολογίστηκε η απορρόφηση ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας σε ιστό 1 g (Εικόνα 3.10, Εικόνα 3.11 και Εικόνα 3.12) και 10 g (Εικόνα 3.14, Εικόνα 3.15 και Εικόνα 3.16). Οι τιμές του δείκτη SAR είναι κανονικοποιημένες ως προς τη μέγιστη τιμή που παρατηρείται, και ισούται με 364 mW/g και 81 mW/g, για ιστό 1 g και 10 g αντίστοιχα, με υποτιθέμενη ισχύ εισόδου 1 W. Έπιπλέον υπολογίστηκε η χωρική κατανομή του μέσου ρυθμού ειδικής απορρόφησης στον άξονα X, για το σημείο του επιπέδου YZ (Y=0.0035 m, Z=0.0039 m) στο οποίο ο δείκτης SAR παρουσιάζει μέγιστη τιμή για ιστό 1 g (Εικόνα 3.13) και στο σημείο (Y=0.0017 m, Z=0.0057

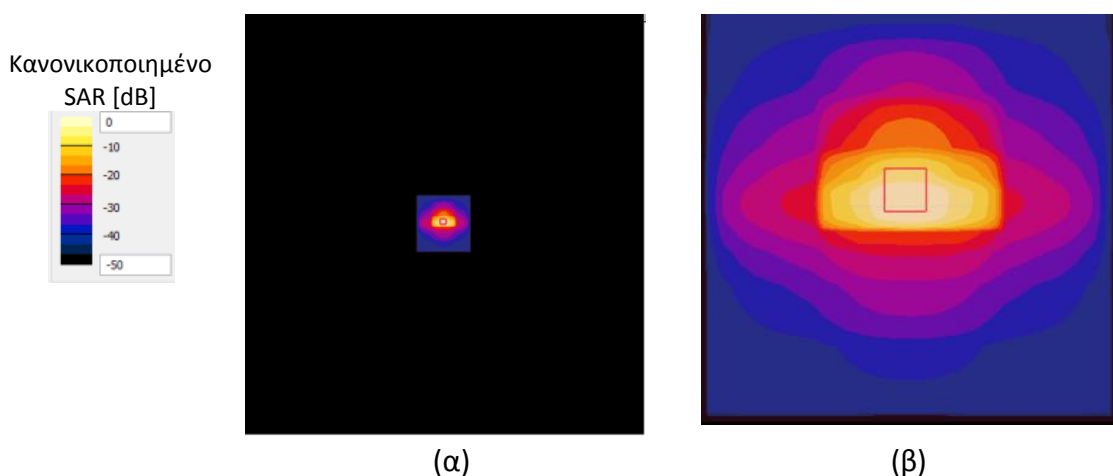
η) στο οποίο ο δείκτης SAR παρουσιάζει μέγιστη τιμή για ιστό 10 g (Εικόνα 3.17), με σκοπό να καταδειχτεί η εξάρτηση της τιμής του δείκτη SAR από την απόσταση.



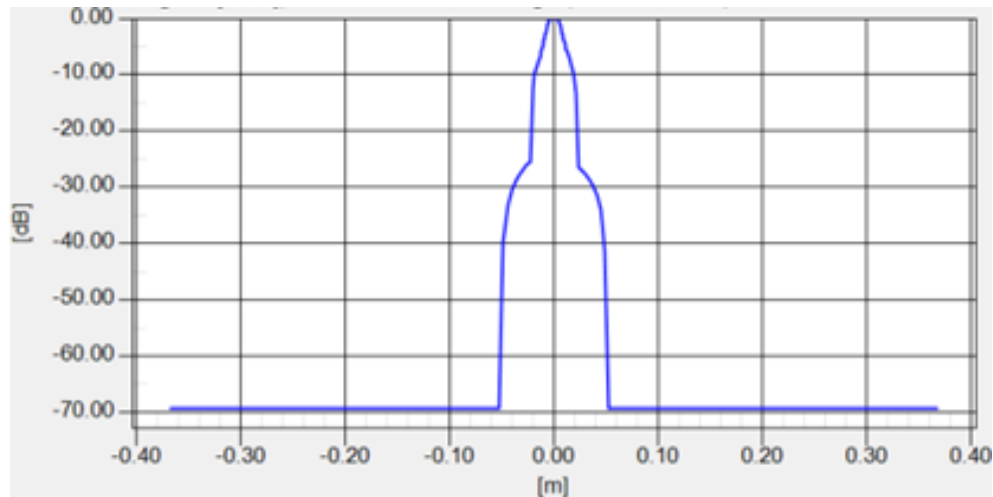
Εικόνα 3.10: (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο ZY της επίπεδης κεραιάς. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g. (β) Μεγενθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο ZY της επίπεδης κεραιάς. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.



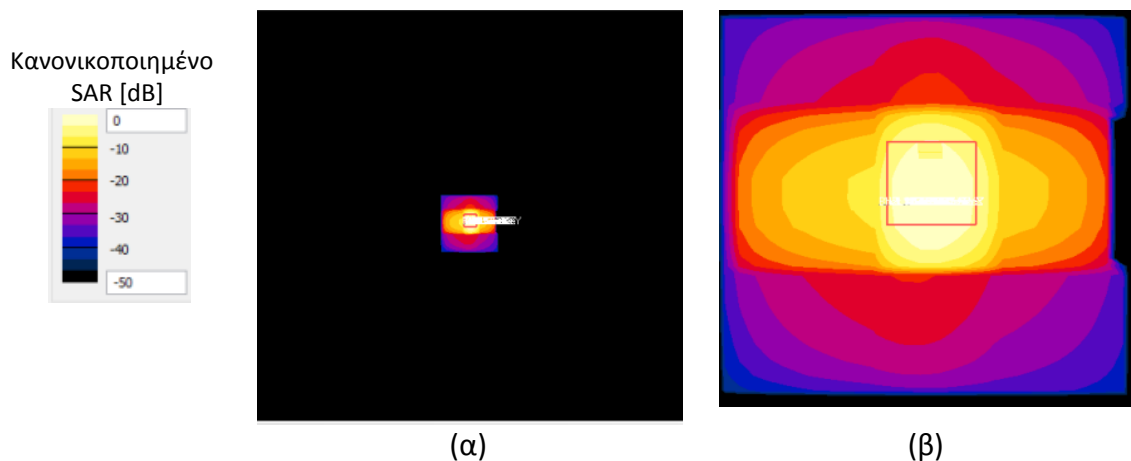
Εικόνα 3.11: (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο XY της επίπεδης κεραιάς. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g. (β) Μεγενθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο XY της επίπεδης κεραιάς. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.



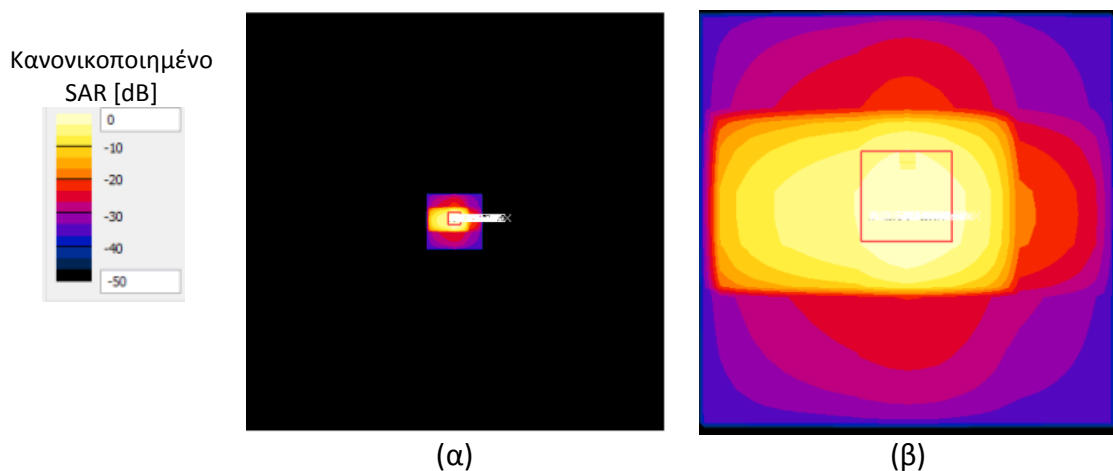
Εικόνα 3.12: (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο ZX της επίπεδης κεραιάς. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g. (β) Μεγενθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο ZX της επίπεδης κεραιάς. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.



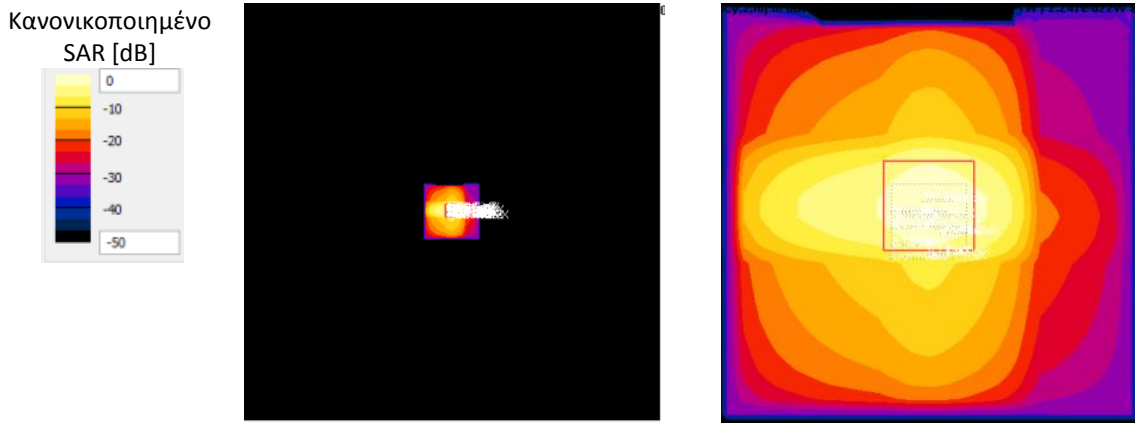
Εικόνα 3.13: Διάγραμμα χωρικής κατανομής (m) της μέσης τιμής του SAR (dB) της επίπεδης κεραίας στον άξονα X, στη θέση $Y=0.0035$ m και $Z=0.0039$ m όπου παρουσιάζει μέγιστο στο επίπεδο YZ, σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.



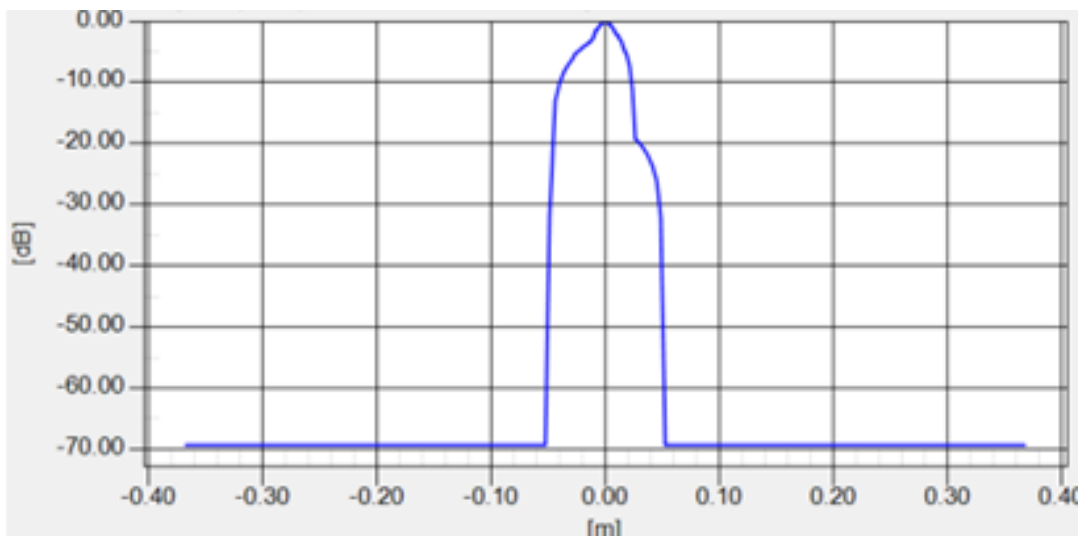
Εικόνα 3.14: (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο ZY της επίπεδης κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 10 g. (β) Μεγενθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο ZY της επίπεδης κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 10 g.



Εικόνα 3.15: (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο XY της επίπεδης κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 10 g. (β) Μεγενθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο XY της επίπεδης κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 10 g..



Εικόνα 3.16: (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο ZX της επίπεδης κεραιάς. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 10 g. (β) Μεγενθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο ZX της επίπεδης κεραιάς. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 10 g.



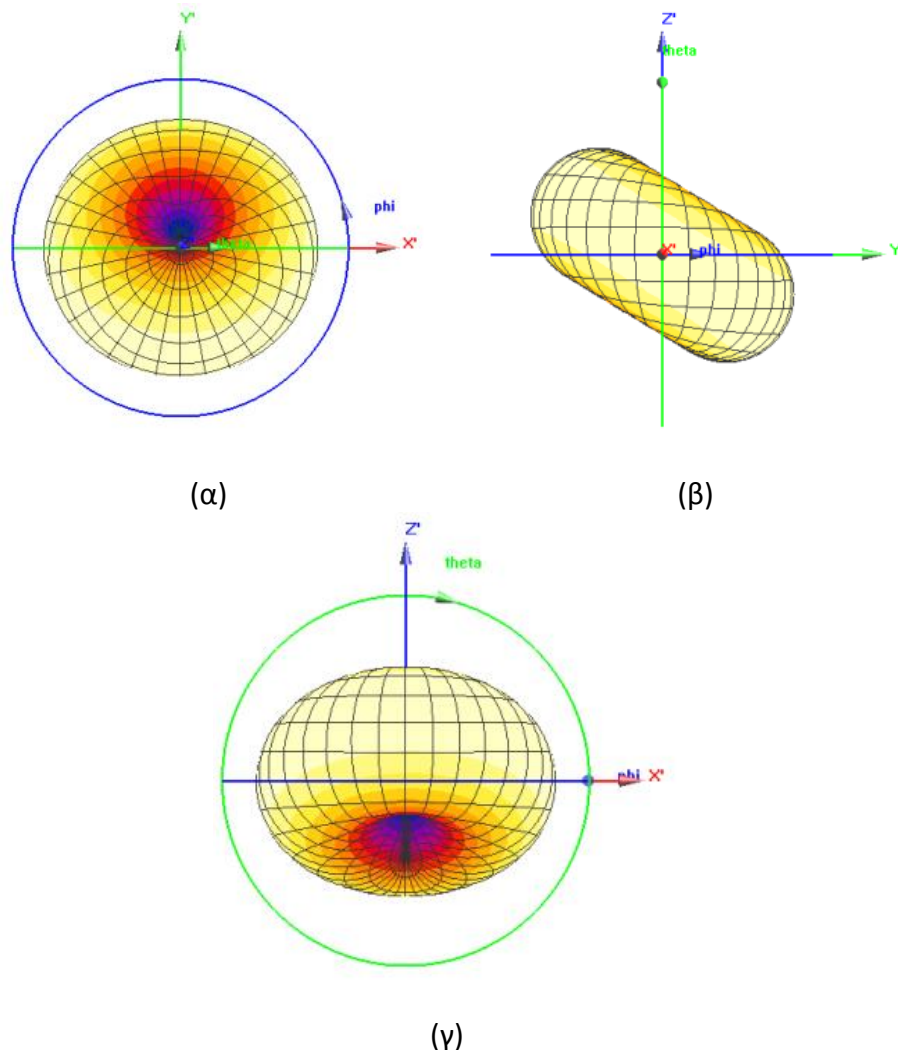
Εικόνα 3.17: Διάγραμμα χωρικής κατανομής (m) της μέσης τιμής του SAR (dB) της επίπεδης κεραιάς στον άξονα X, στη θέση Y=0.0017 m και Z=0.0057 m όπου παρουσιάζει μέγιστο στο επίπεδο YZ, σε κυβικό ιστό μάζας 10 g.

Επιδόσεις ακτινοβολίας

Για τον χαρακτηρισμό των επιδόσεων ακτινοβολίας υπολογίστηκε, στο τρισδιάστατο επίπεδο, το διάγραμμα ακτινοβολίας μακρινού πεδίου της κεραιάς (Εικόνα 3.18) κανονικοποιημένο στην τιμή 1 dB. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα το διάγραμμα είναι ομοιοκατευθυντικό με μέγιστη τιμή ίση με -23.44 dB στη συχνότητα 403.5 MHz.

Συμπεράσματα

Στην ενότητα αυτή σχεδιάστηκε και τοποθετήθηκε εντός μοντέλου προσομοίωσης ανθρώπινου μυϊκού ιστού μία καταπόσιμη κεραιά σύμφωνα με τις προδιαγραφές της κεραιάς της βιβλιογραφίας. Για λόγους απλότητας η κεραιά δεν κάμθηκε και αυτό θα αποτελέσει το αντικείμενο μελέτης της επόμενης ενότητας. Ως αποτέλεσμα δεν μπορούν να γίνουν συγκρίσεις μεταξύ των αποτελεσμάτων, που παραθέτει ο συγγραφέας στη βιβλιογραφία, καθώς πρόκειται για διαφορετικές υλοποιήσεις.



Εικόνα 3.18: (α) Διάγραμμα ακτινοβολίας (dB) μακρινού πεδίου της επίπεδης κεραίας στο επίπεδο YX. (β) Διάγραμμα ακτινοβολίας (dB) μακρινού πεδίου της επίπεδης κεραίας στο επίπεδο ZY. (γ) Διάγραμμα ακτινοβολίας (dB) μακρινού πεδίου της επίπεδης κεραίας στο επίπεδο ZX.

Η κεραία παρουσίασε συντονισμό στη συχνότητα 434.12 MHz, που είναι αρκετά μακριά από τη ζώνη συχνοτήτων MedRadio (401-406 MHz), στην οποία πρέπει να λειτουργεί, με μέτρο του συντελεστή ανάκλασης $|S_{11}|_{434.12\text{MHz}} = -33.32$ dB και εύρος ζώνης 36.85 MHz. Στη συχνότητα 403.5 MHz το πλάτος του συντελεστή ανάκλασης ισούται με $|S_{11}|_{403.5\text{MHz}} = -5.69$ dB. Η μετατόπιση στη συχνότητα συντονισμού, αναφορικά με τα αποτελέσματα του συγγραφέα, σίγουρα οφείλεται στο γεγονός ότι δεν κάμθηκε η κεραία. Οι μέγιστες τιμές απορρόφησης ακτινοβολίας, όπως ήταν αναμενόμενο, παρατηρήθηκαν πολύ κοντά στην ταινία ακτινοβολίας της κεραίας η οποία παρουσίασε ομοιοκατευθυντικό διάγραμμα ακτινοβολίας με μέγιστο κέρδος -23.44 dB στη συχνότητα 403.5 MHz. Τέλος, για ισχύ εισόδου 1W παρατηρήθηκαν μέγιστες τιμές στο συντελεστή ειδικής απορρόφησης (SAR) 364 και 81 mW/g αντίστοιχα. Για εναρμόνιση με τις διεθνείς οδηγίες IEEE C95.1-1999 και IEEE C95.1-2005 η ισχύς εισόδου περιορίζεται στα 4.39 mW 24.69 mW αντίστοιχα.

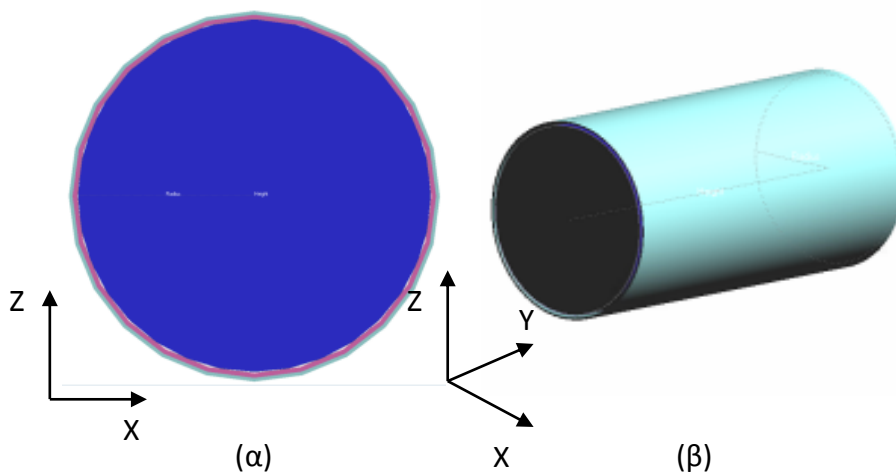
3.3 Σχεδίαση σύμμορφης κεραίας της βιβλιογραφίας στο περιβάλλον SEMCAD X

Στην ενότητα αυτή σχεδιάζεται η κεραία της βιβλιογραφίας ακριβώς όπως παρουσιάζεται στο **Error! Reference source not found.**], για χρήση σε καταπόσιμη ιατρική διάταξη. Στόχος είναι η εξαγωγή αποτελεσμάτων, με σκοπό τη σύγκριση και την επαλήθευση με αυτά που παραθέτει ο συγγραφέας, τα οποία παρουσιάστηκαν στην ενότητα 3.1. Έχοντας μοντελοποιήσει την επίπεδη διάταξη στην ενότητα 3.2, το επόμενο βήμα είναι να καμθεί η διάταξη προκειμένου να επιτευχθεί σύμμορφη μοντελοποίηση, η οποία να προσεγγίζει στη μορφή μία καταπόσιμη κάψουλα κατάλληλη για χρήση σε ασύρματη ενδοσκοπική εξέταση.

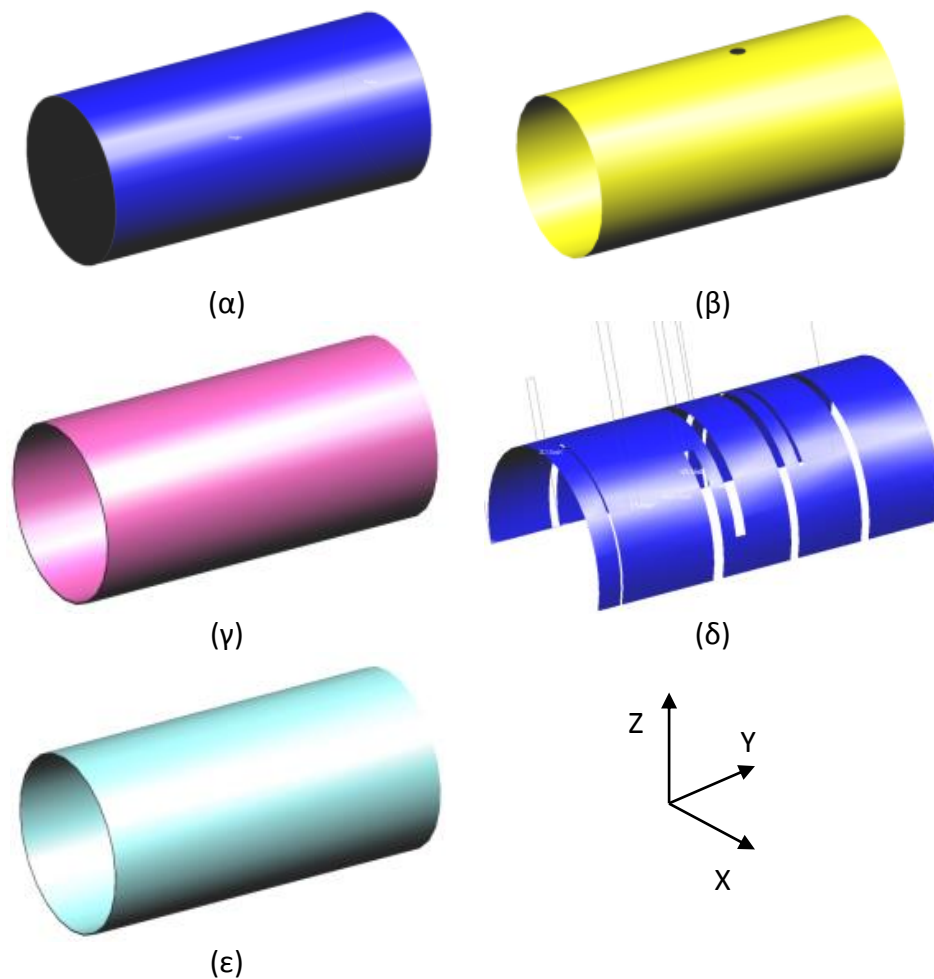
Το SEMCAD X διαθέτει ειδικό εργαλείο (Bend Tool) που επιτρέπει στον χρήστη να κάμψει οποιαδήποτε επιφάνεια προσδιορίζοντας το κέντρο του κύκλου και το μήκος της ακτίνας που θέλει να διαγράψει η επιφάνεια. Με χρήση αυτού του εργαλείου κάμθηκαν όλες οι επιφάνειες (Πίνακας 3.6) της επίπεδης διάταξης που είχε σχεδιαστεί με σκοπό τη δημιουργία κυλινδρικής διάταξης εξωτερικής ακτίνας 5mm και ύψους 18mm (Εικόνα 3.19). Οι επιφάνειες που προέκυψαν φαίνονται στην (Εικόνα 3.20), ενώ ο κενός χώρος που δημιουργείται κάτω από τη γείωση γεμίζεται με αέρα.

Πίνακας 3.6: Εξωτερική ακτίνα υλικών της κυλινδρικής διάταξης της σύμμορφης κεραίας.

Υλικό	Εξωτερική Ακτίνα (mm)
Αέρας	4.7
Γείωση	4.7
Υπόστρωμα	4.9
Ταινία Ακτινοβολίας	4.9
Υπέροστρωμα	5



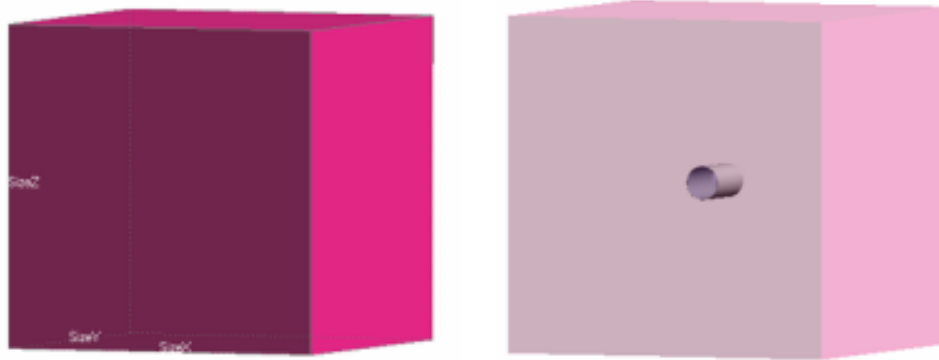
Εικόνα 3.19: (α) Κατακόρυφη όψη καταπόσιμης κάψουλας. (β) Τρισδιάστατη όψη καταπόσιμης κάψουλας.



Εικόνα 3.20: (α) Μοντελοποίηση αέρα καταπόσιμης κάψουλας. (β) Μοντελοποίηση επιπέδου γείωσης καταπόσιμης κάψουλας. (γ) Μοντελοποίηση υποστρώματος καταπόσιμης κάψουλας. (δ) Μοντελοποίηση κεραίας καταπόσιμης κάψουλας. (ε) Μοντελοποίηση υπερστρώματος καταπόσιμης κάψουλας.

Αφού σχεδιαστεί η κεραία, τοποθετείται εντός μυϊκού ιστού. Ο μυϊκός ιστός μοντελοποιήθηκε από ένα ομοιογενές κυβικό μοντέλο με διαστάσεις 100mm x 100mm x 100mm και προσομιώνει τις ηλεκτρικές ιδιότητες του ιστού στη συγκεκριμένη περιοχή συχνοτήτων (Εικόνα 3.21). Η σχετική διηλεκτρική σταθερά του κυβικού μοντέλου που χρησιμοποιήθηκε ισούται με $\epsilon_r = 57$, ενώ η τιμή της αγωγιμότητας ισούται με $\sigma = 0.8 \text{ S/m}$, τιμές οι οποίες αντιπροσωπεύουν τις ηλεκτρικές ιδιότητες του ανθρώπινου μυϊκού ιστού στη συχνότητα 402MHz.

Στο σημείο αυτό, αφού έχει υλοποιηθεί και τοποθετηθεί η διάταξη εντός του μοντέλου, πρέπει να γίνει διακριτοποίηση του χώρου δημιουργώντας το κατάλληλο πλέγμα (grid) πάνω στο οποίο το λογισμικό θα φτιάξει τις απαραίτητες δομικές μονάδες (voxels) για την επίλυση του αλγορίθμου FDTD. Στη συγκεκριμένη εφαρμογή όλες οι γεωμετρίες που χρησιμοποιήθηκαν είναι κυλινδρικές εκτός από την κεραία, η πολυπλοκότητα της οποίας αυξάνεται λόγω της προσθήκης των εγκοπών, και χρειάζεται πιο προσεκτική μοντελοποίηση. Στη συνέχεια, παρουσιάζονται οι παράμετροι υλοποίησης του πλέγματος της διάταξης (Πίνακας 3.7), το πλέγμα της κεραίας, καθώς και η αναπαράσταση που δημιουργεί μέσα από αυτό το λογισμικό (Εικόνα 3.22).



(α)

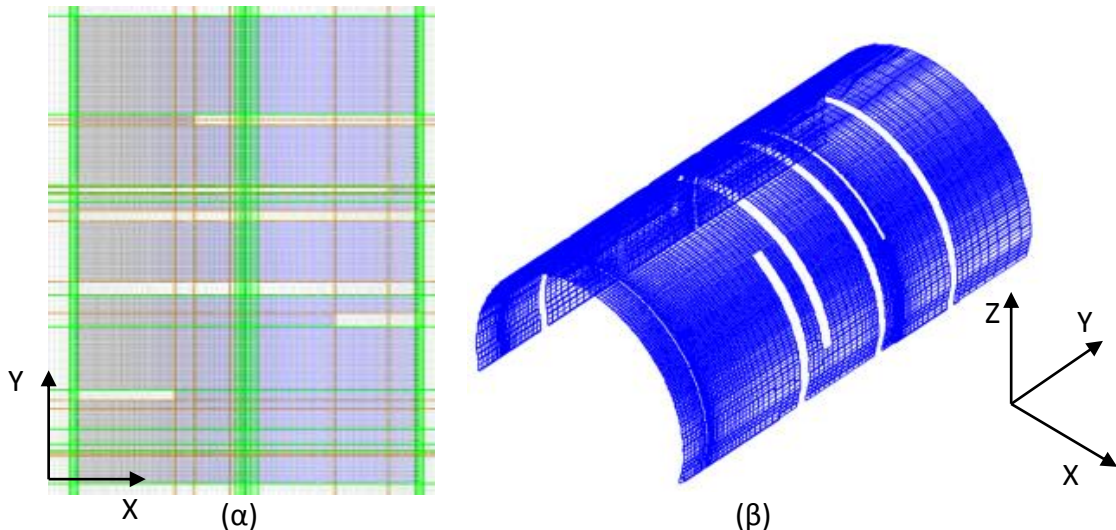
(β)

Εικόνα 3.21: (α) Τρισδιάστατη όψη μοντέλου μυϊκού ιστού που χρησιμοποιήθηκε. (β) Τρισδιάστατη όψη μοντέλου μυϊκού ιστού που χρησιμοποιήθηκε με τοποθετημένη την κάψουλα.

Πίνακας 3.7: Ανάλυση πλέγματος διάταξης (grid).

Παράμετρος	Άξονας X	Άξονας Y	Άξονας Z
Αριθμός Γραμμών	382	140	297
Ελάχιστο Βήμα	1.814×10^{-5}	5×10^{-5}	1.512×10^{-5}
Μέγιστο Βήμα	1.071×10^{-2}	1.072×10^{-2}	1.068×10^{-2}
Μέγιστη Κλίση	1.2	1.32	1.32

Αριθμός Κελιών = 15.675864 M Cells



(α)

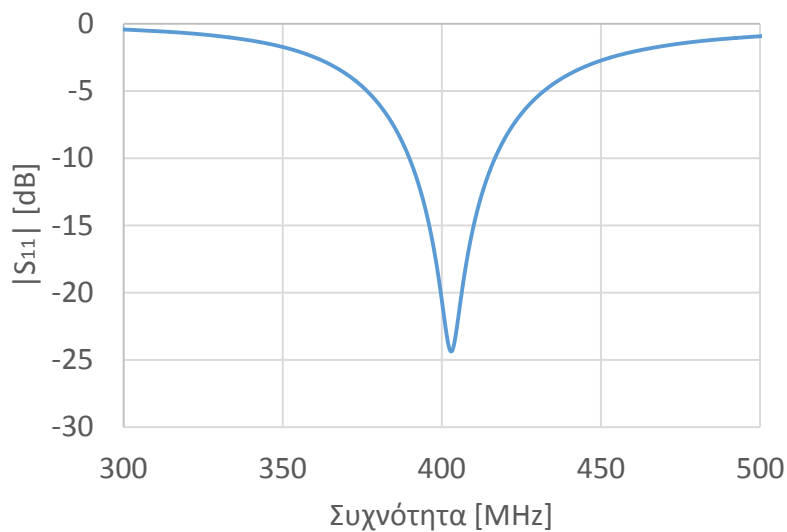
(β)

Εικόνα 3.22: (α) Πλέγμα σύμμορφης κεραιάς (Επίπεδο XY). (β) Τρισδιάστατη όψη αναπαράστασης της σύμμορφης κεραιάς που δημιουργήθηκε από το λογισμικό (voxels) για την επίλυση της μεθόδου FDTD.

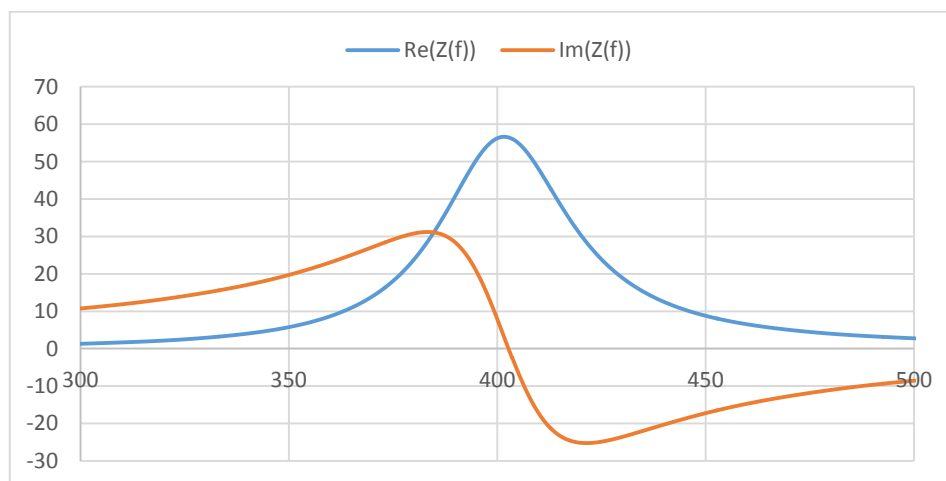
Επιδόσεις συντονισμού

Σύμφωνα με τα αποτελέσματα, η κεραιά εντός μυϊκού ιστού συντονίζεται στη συχνότητα 402.5 MHz με μέτρο του συντελεστή ανάκλασης $|S_{11}|_{402.5\text{MHz}} = -24.35 \text{ dB}$ και εύρος ζώνης 27.2 MHz

(Εικόνα 3.23). Στη συχνότητα 403.5 MHz το πλάτος του συντελεστή ανάκλασης ισούται με $|S_{11}|_{403.5\text{MHz}} = -23.49 \text{ dB}$ και η κεραία έχει σύνθετη αντίσταση εισόδου ίση με $55.54 - 4j \text{ } \Omega$ (Εικόνα 3.24).



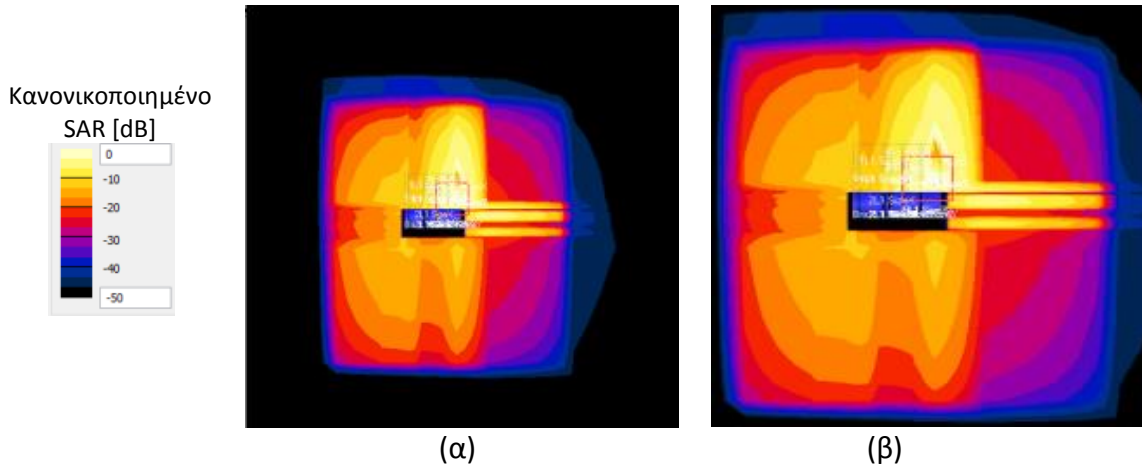
Εικόνα 3.23: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης σύμμορφης κεραίας, για λειτουργία εντός μυϊκού ιστού, συναρτήσει της συχνότητας.



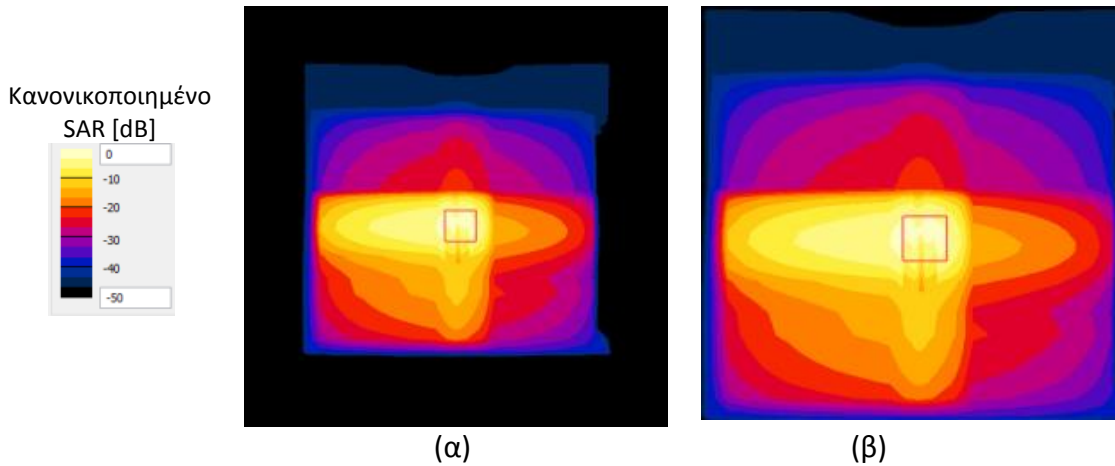
Εικόνα 3.24: Διάγραμμα αντίστασης εισόδου σύμμορφης κεραίας, για λειτουργία εντός μυϊκού ιστού, συναρτήσει της συχνότητας.

Επιδόσεις ασφαλείας

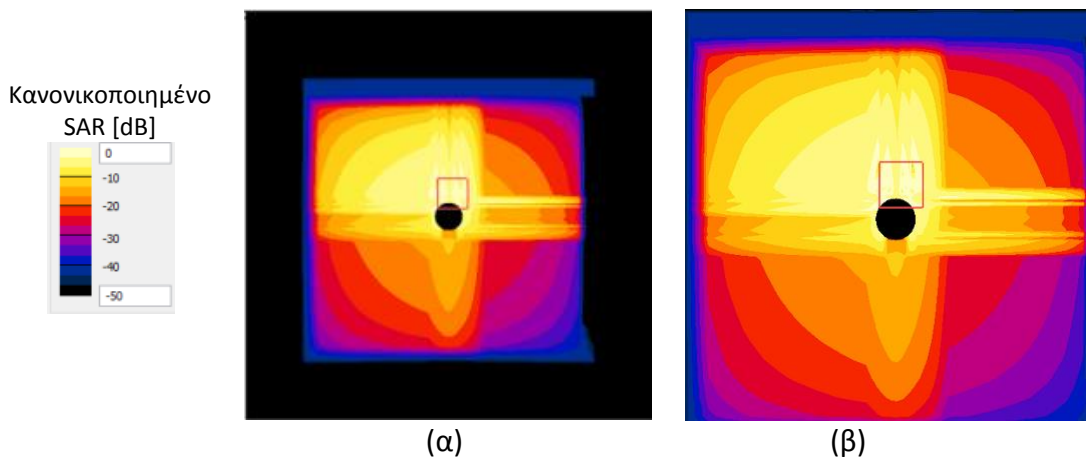
Για τον υπολογισμό του μέσου ρυθμού ειδικής απορρόφησης (SAR) υπολογίστηκε η απορρόφηση ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας σε ιστό 1 g (Εικόνα 3.25, Εικόνα 3.26 και Εικόνα 3.27) και 10 g (Εικόνα 3.29, Εικόνα 3.30 και Εικόνα 3.31). Οι τιμές του δείκτη SAR είναι κανονικοποιημένες ως προς τη μέγιστη τιμή που παρατηρείται, και ισούται με 294 mW/g και 77.7 mW/g , για ιστό 1 g και 10 g αντίστοιχα, με υποτιθέμενη ισχύ εισόδου 1 W. Επιπλέον, υπολογίστηκε η χωρική κατανομή του μέσου ρυθμού ειδικής απορρόφησης στον άξονα Z, για το σημείο του επιπέδου XY ($X=0.0178 \text{ m}$ και $Y=0.0052 \text{ m}$) στο οποίο ο δείκτης SAR παρουσιάζει μέγιστη τιμή για ιστό 1 g (Εικόνα 3.28) και στο σημείο (θέση $Y=0.0045 \text{ m}$ και $X=0.014 \text{ m}$) στο οποίο ο δείκτης SAR παρουσιάζει μέγιστη τιμή για ιστό 10 g (Εικόνα 3.32), με σκοπό να καταδειχθεί η εξάρτηση της τιμής του δείκτη SAR από την απόσταση.



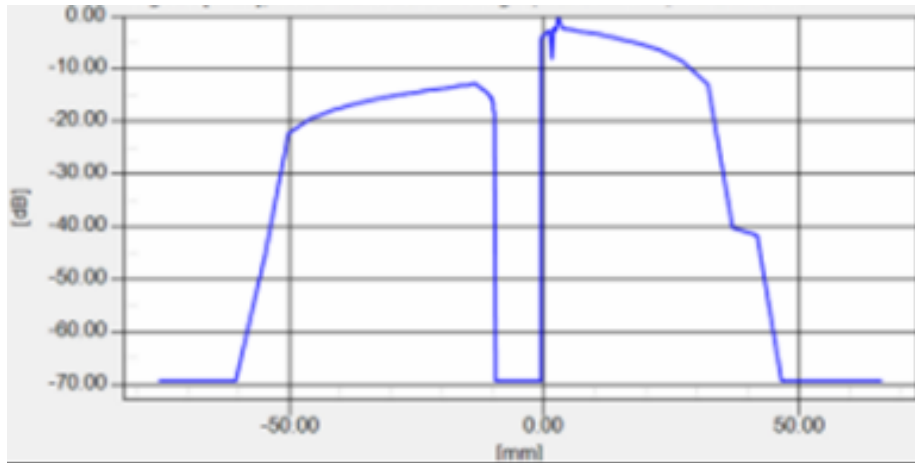
Εικόνα 3.25: (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο ZY της σύμμορφης κεραιάς. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g. (β) Μεγενθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο ZY της σύμμορφης κεραιάς. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.



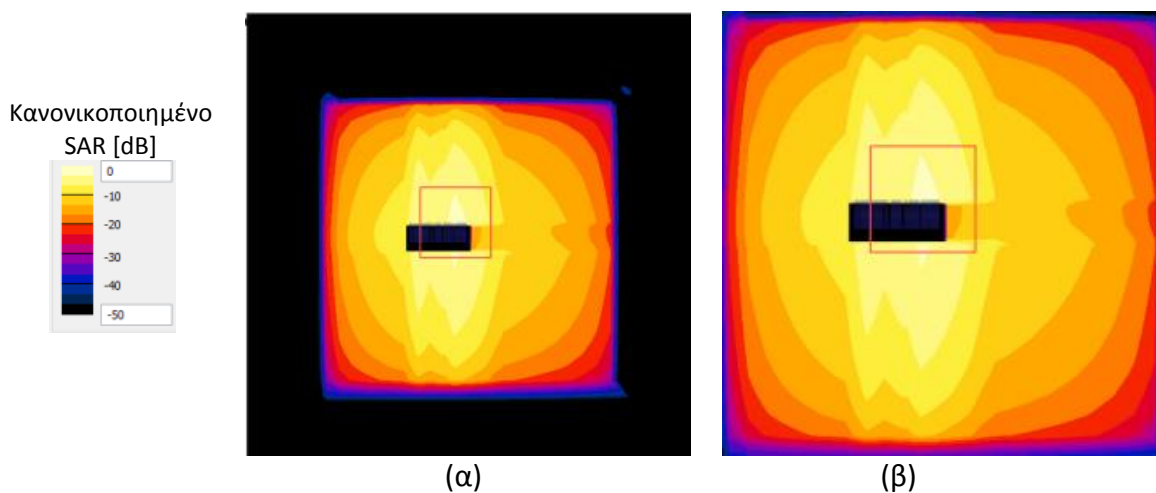
Εικόνα 3.26: (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο XY της σύμμορφης κεραιάς. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g. (β) Μεγενθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο XY της σύμμορφης κεραιάς. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.



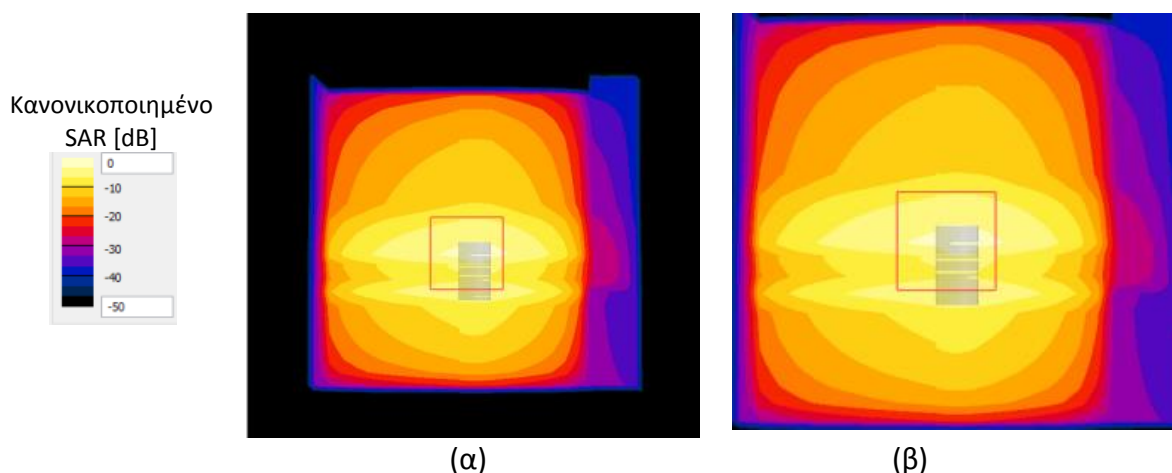
Εικόνα 3.27: (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο ZX της σύμμορφης κεραιάς. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g. (β) Μεγενθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο ZX της σύμμορφης κεραιάς. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.



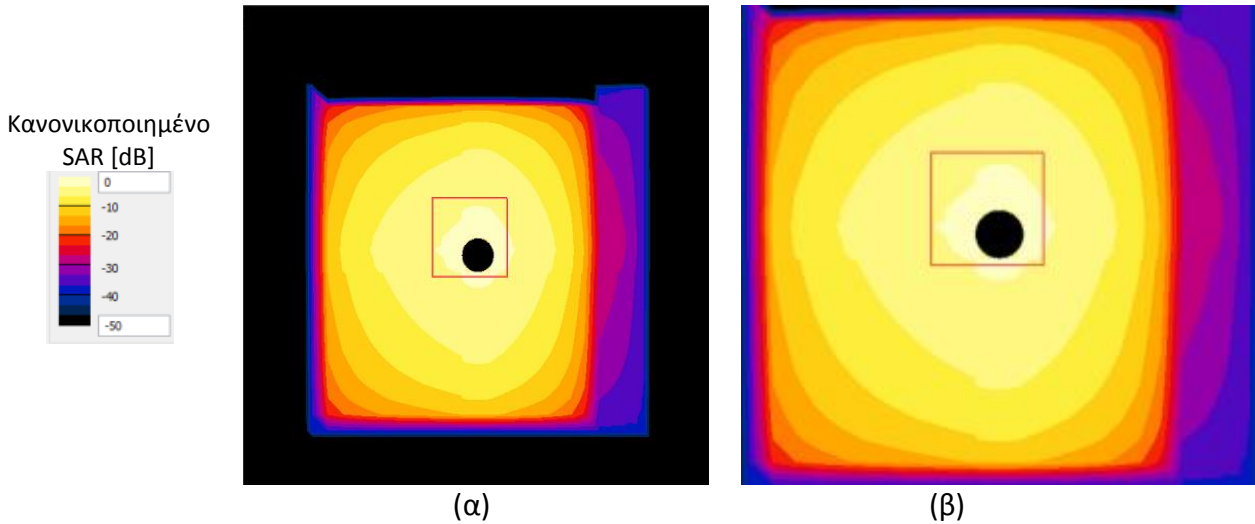
Εικόνα 3.28: Διάγραμμα χωρικής κατανομής (m) της μέσης τιμής του SAR (dB) στον άξονα Z, στη θέση $X=0.0178$ m και $Y=0.0052$ m όπου παρουσιάζει μέγιστο στο επίπεδο XY, σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.



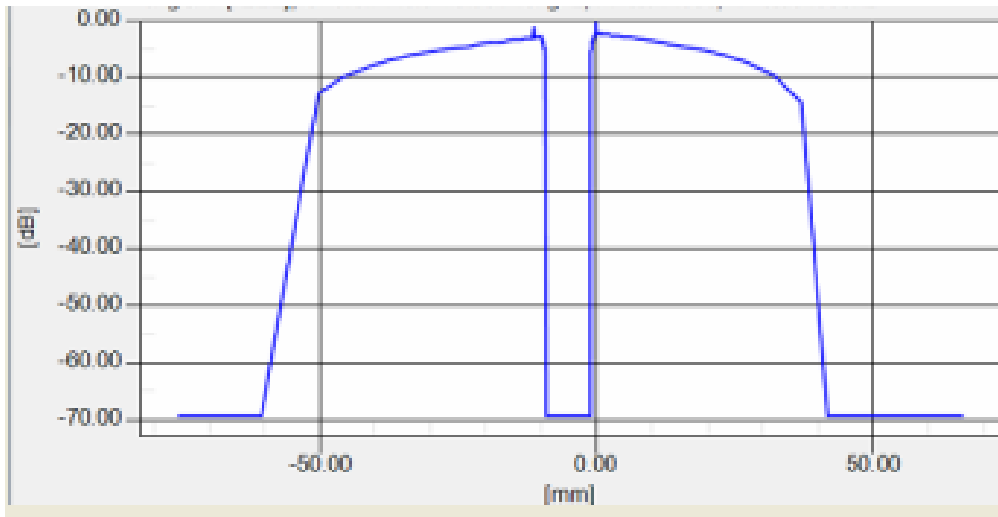
Εικόνα 3.29: (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο ZY της σύμμορφης κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 10 g. (β) Μεγενθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο ZY της σύμμορφης κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 10 g.



Εικόνα 3.30: (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο YX της σύμμορφης κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 10 g. (β) Μεγενθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο YX της σύμμορφης κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 10 g.



Εικόνα 3.31: (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο ZX της σύμμορφης κεραιάς. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 10 g. (β) Μεγενθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο ZX της σύμμορφης κεραιάς. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 10 g.



Εικόνα 3.32: Διάγραμμα χωρικής κατανομής (m) της μέσης τιμής του SAR (dB) στον άξονα Z, στη θέση $Y=0.0045$ m και $X=0.014$ m όπου παρουσιάζει μέγιστο στο επίπεδο YX, σε κυβικό ιστό μάζας 10 g.

Επιδόσεις ακτινοβολίας

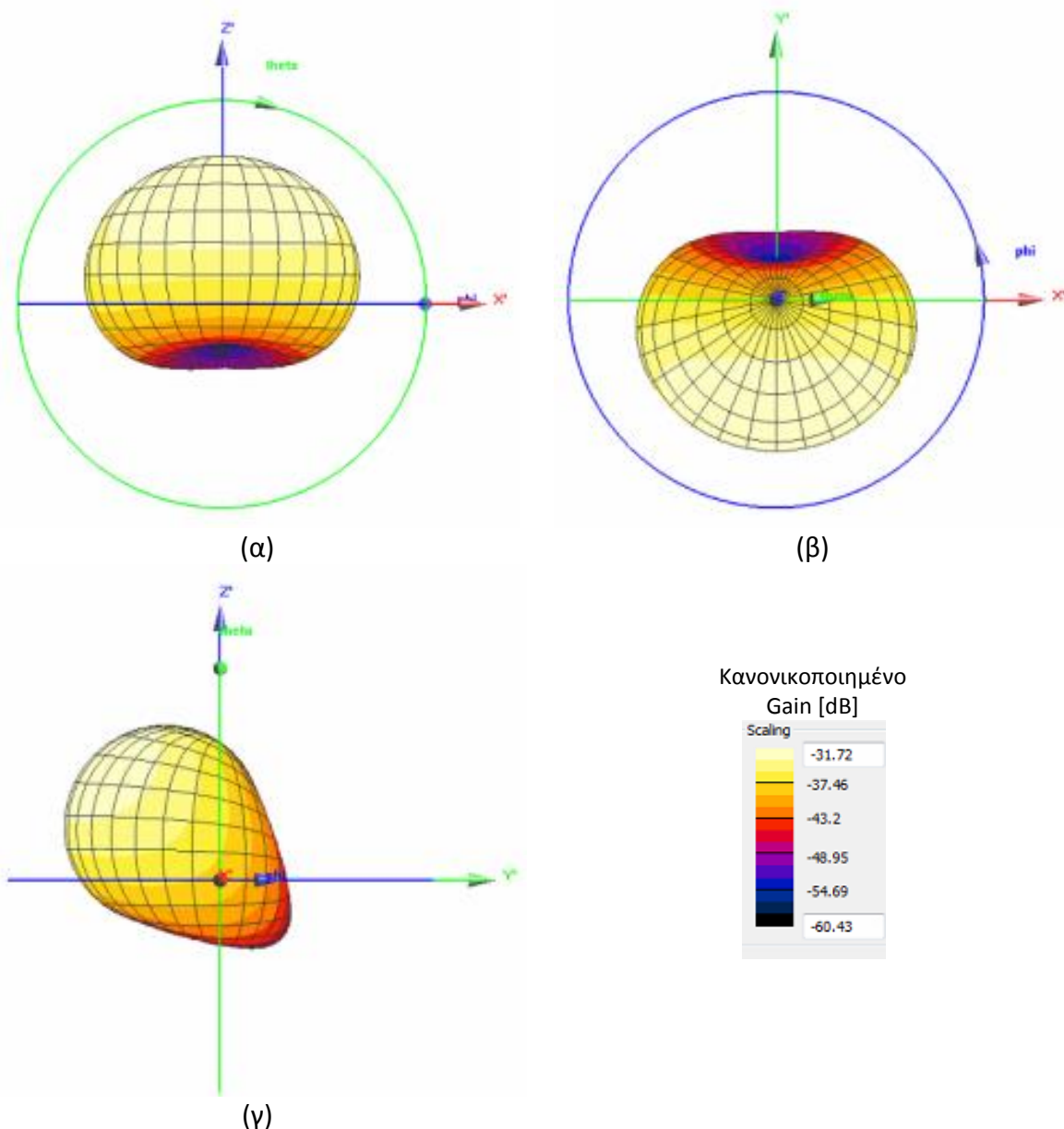
Για τον χαρακτηρισμό των επιδόσεων ακτινοβολίας υπολογίστηκε, στο τρισδιάστατο επίπεδο, το διάγραμμα ακτινοβολίας μακρινού πεδίου της κεραιάς (Εικόνα 3.33) κανονικοποιημένο στην τιμή 1 dB. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα το διάγραμμα είναι ομοιοκατευθυντικό με μέγιστη τιμή ίση με -31.72 dB στη συχνότητα 403.5 MHz.

Συμπεράσματα

Στην ενότητα αυτή σχεδιάστηκε και τοποθετήθηκε εντός μοντέλου προσομοίωσης ανθρώπινου μυϊκού ιστού η κεραιά της βιβλιογραφίας. Τα αποτελέσματα που προέκυψαν συμφωνούν σε μεγάλο βαθμό με αυτά που παρουσιάζει ο συγγραφέας.

Η κεραιά παρουσίασε συντονισμό στη συχνότητα 402.5 MHz με μέτρο του συντελεστή ανάκλασης $|S_{11}|_{402.5\text{MHz}} = -24.35$ dB και εύρος συχνότητας ίσο με 27.2 MHz.

Συγκριτικά με τα αποτελέσματα του συγγραφέα, παρατηρείται διαφορά στη συχνότητα συντονισμού ίση με 0.5 MHz και στο πλάτος του συντελεστή ανάκλασης στη συχνότητα των 402MHz ίση με 10.51dB. Οι διαφορές πιθανώς να οφείλονται στο διαφορετικό αλγόριθμο επίλυσης των ηλεκτρομαγνητικών προβλημάτων που χρησιμοποιούν τα δύο λογισμικά. Οι μέγιστες τιμές απορρόφησης ακτινοβολίας, όπως ήταν αναμενόμενο, παρατηρήθηκαν πολύ κοντά στην ταινία ακτινοβολίας της κεραίας, η οποία παρουσίασε ομοιοκατευθυντικό διάγραμμα ακτινοβολίας. Τέλος, για ισχύ εισόδου 1W παρατηρήθηκαν μέγιστες τιμές στο συντελεστή ειδικής απορρόφησης (SAR) 294 και 77.7 mW/g αντίστοιχα. Για εναρμόνιση με τις διεθνείς οδηγίες IEEE C95.1-1999 και IEEE C95.1-2005, η ισχύς εισόδου περιορίζεται στα 5.44 mW και 27.74 mW αντίστοιχα.



Εικόνα 3.33: (α) Διάγραμμα ακτινοβολίας (dB) μακρινού πεδίου της σύμμορφης κεραίας στο επίπεδο ZX. (β) Διάγραμμα ακτινοβολίας (dB) μακρινού πεδίου της σύμμορφης κεραίας στο επίπεδο YX. (γ) Διάγραμμα ακτινοβολίας (dB) μακρινού πεδίου της σύμμορφης κεραίας στο επίπεδο ZY.

3.4 Μελέτη και βελτιστοποίηση της σύμμορφης κεραιάς εντός του λεπτού εντέρου

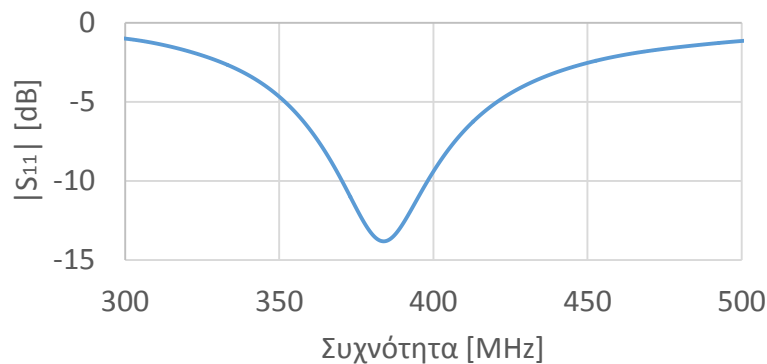
Στην ενότητα αυτή πραγματοποιείται μελέτη της καταπόσιμης κεραιάς, που σχεδιάστηκε στην ενότητα 3.3, εντός του λεπτού εντέρου. Η κεραιά έχει σχεδιαστεί με προδιαγραφές για λειτουργία εντός μυϊκού ιστού συνεπώς η λειτουργία σε διαφορετικό περιβάλλον αναμένεται να έχει επιπτώσεις στο συντονισμό καθώς και στο κέρδος της. Περαιτέρω βελτιστοποίηση των παραμέτρων της κρίνεται απαραίτητη προκειμένου να επιτευχθεί συντονισμός στην επιθυμητή συχνότητα λειτουργίας με ικανοποιητικό κέρδος.

3.4.1 Μελέτη της σύμμορφης κεραιάς εντός μοντέλου λεπτού εντέρου

Η κεραιά, τοποθετείται εντός ιστού λεπτού εντέρου. Ο ιστός μοντελοποιήθηκε από ένα ομοιογενές κυβικό μοντέλο με διαστάσεις 100mm x 100mm x 100mm που προσομοιώνει τις ηλεκτρικές ιδιότητες του ιστού στη συγκεκριμένη περιοχή συχνοτήτων. Η σχετική διηλεκτρική σταθερά του κυβικού μοντέλου που χρησιμοποιήθηκε, ισούται με $\epsilon_r = 66$, ενώ η τιμή της αγωγιμότητας ισούται με $\sigma = 1.6 \text{ S/m}$, τιμές οι οποίες αντιπροσωπεύουν τις ηλεκτρικές ιδιότητες του ανθρώπινου λεπτού εντέρου στη συχνότητα 402 MHz.

Επιδόσεις συντονισμού

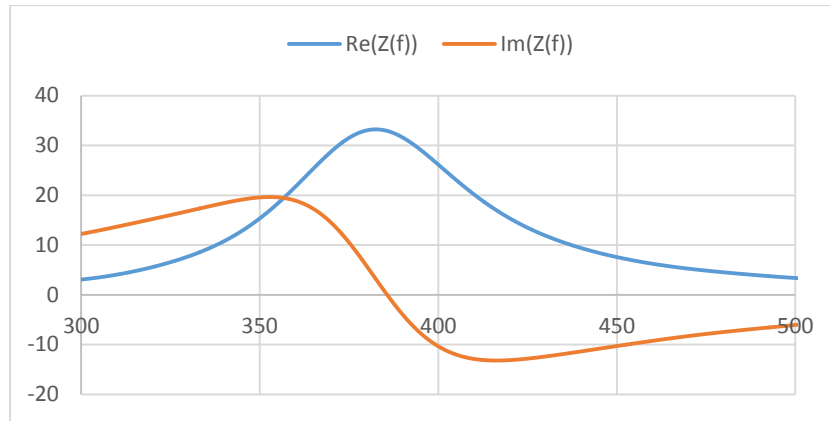
Σύμφωνα με τα αποτελέσματα, η κεραιά εντός μυϊκού ιστού συντονίζεται στη συχνότητα 383.5 MHz με μέτρο του συντελεστή ανάκλασης $|S_{11}|_{383.5\text{MHz}} = -13.77 \text{ dB}$ και εύρος ζώνης 27.41 MHz (Εικόνα 3.34). Στη συχνότητα 403.5 MHz το πλάτος του συντελεστή ανάκλασης ισούται με $|S_{11}|_{403.5\text{MHz}} = -8.31 \text{ dB}$ και η κεραιά έχει σύνθετη αντίσταση εισόδου ίση με 23.72-11.8j Ω (Εικόνα 3.35).



Εικόνα 3.34: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης σύμμορφης κεραιάς, για λειτουργία εντός ιστού λεπτού εντέρου, συναρτήσει της συχνότητας.

Συμπεράσματα

Η κεραιά παρουσίασε μετατόπιση στη συχνότητα συντονισμού κατά 19 MHz σχετικά με τη λειτουργία της στο μοντέλο μυϊκού ιστού, ενώ είναι μη λειτουργική στη ζώνη συχνοτήτων MedRadio γεγονός που οφείλεται στις διαφορετικές ηλεκτρικές ιδιότητες του μοντέλου που χρησιμοποιήθηκε για την προσομοίωση των ιδιοτήτων του λεπτού εντέρου. Η νέα συχνότητα συντονισμού 383.5MHz βρίσκεται αρκετά έξω από την επιθυμητή μπάντα λειτουργίας και επομένως είναι απαραίτητη η βελτιστοποίηση των παραμέτρων της κεραιάς ώστε να επιτευχθούν τα επιθυμητά λειτουργικά χαρακτηριστικά.

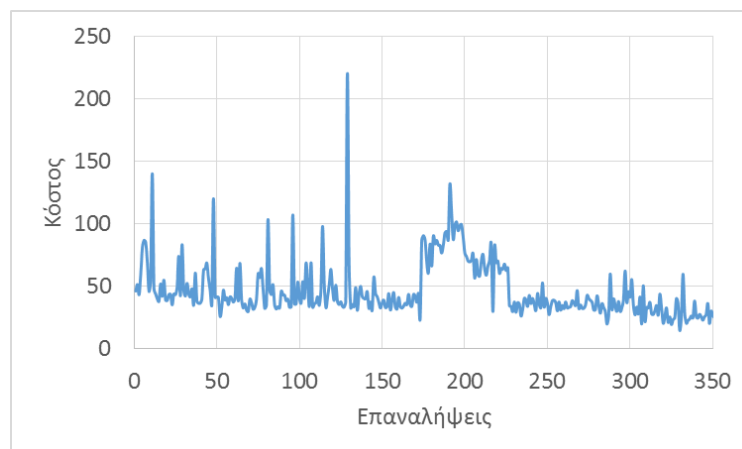


Εικόνα 3.35: Διάγραμμα αντίστασης εισόδου σύμμορφης κεραίας, για λειτουργία εντός ιστού λεπτού εντέρου, συναρτήσει της συχνότητας.

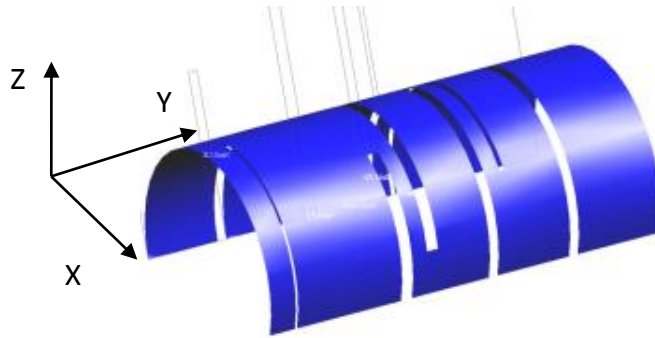
3.4.2 Βελτιστοποίηση παραμέτρων σύμμορφης κεραίας για λειτουργία εντός του λεπτού εντέρου

Για τη βελτιστοποίηση των παραμέτρων της κεραίας χρησιμοποιήθηκε ο αλγόριθμος Quasi-Newton (QN method). Η μέθοδος λαμβάνει παραμέτρους ως εισόδο και με δεδομένα κάποια κριτήρια τερματισμού πραγματοποιεί διαδοχικές επαναλήψεις προκειμένου να επιτύχει το βέλτιστο αποτέλεσμα. Ο βαθμός σύγκλισης στο ζητούμενο αποτέλεσμα φαίνεται σε κάθε επανάληψη από τη συνάρτηση κόστους, η οποία επιστρέφει μηδέν όταν ο αλγόριθμος έχει ικανοποιήσει τα κριτήρια αναζήτησης και μεγάλες τιμές όταν δεν ικανοποιούνται τα κριτήρια.

Στη συγκεκριμένη εφαρμογή πραγματοποιήθηκαν 350 επαναλήψεις της μεθόδου (Εικόνα 3.36). Ως είσοδοι ορίστηκαν τα πλάτη και τα μήκη των εγκοπών της κεραίας ενώ για κριτήριο τερματισμού ορίστηκε το πλάτος του συντελεστή ανάκλασης να είναι μικρότερο από -20dB στη συχνότητα 403.5 MHz ($|S_{11}|_{403.5\text{MHz}} < -20\text{ dB}$). Ως βέλτιστη λύση του προβλήματος επιλέχθηκε αυτή με το μικρότερο κόστος, από τη στιγμή που σε καμία επανάληψη δεν ικανοποιήθηκε το κριτήριο τερματισμού, και σύμφωνα με την οποία το πλάτος του συντελεστή ανάκλασης της νέας κεραίας στη συχνότητα συντονισμού ισούται με $|S_{11}|_{403.5\text{MHz}} = -17.95\text{ dB}$. Οι παράμετροι της νέας κεραίας (Εικόνα 3.37) όπως προέκυψε από τον αλγόριθμο βελτιστοποίησης παρουσιάζονται στον Πίνακα 3.8.



Εικόνα 3.36: Διάγραμμα αποτελέσματος συνάρτησης κόστους (κόστος) της μεθόδου QN συναρτήσει των επαναλήψεων που πραγματοποιήθηκαν για τη βελτιστοποίηση των παραμέτρων της κεραίας.



Εικόνα 3.37: Βελτιστοποιημένη καταπόσιμη κεραία για λειτουργία εντός του λεπτού εντέρου.

Πίνακας 3.8: Διαστάσεις και θέση εγκοπών βελτιστοποιημένης κεραίας.

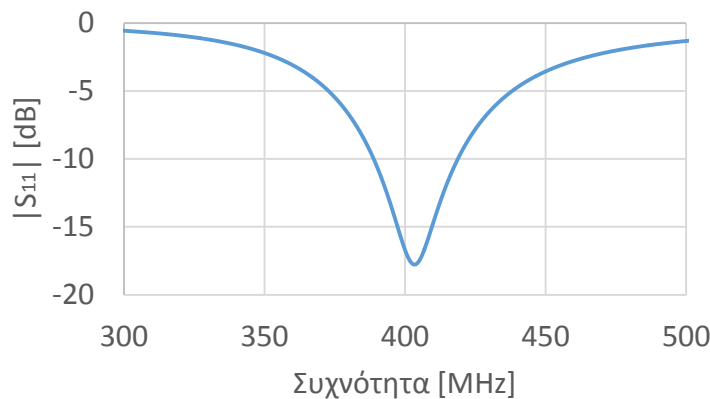
Τιμή (mm)	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7
Μήκος	9.5	6.9	6.4	16.18	16.09	13.02	10.5
Πλάτος	0.1	0.4	0.5	0.5	0.4	0.14	0.4
Δy	-9.8	-7.6	-4.7	-3.5	-0.7	0.3	3

3.4.3 Μελέτη βελτιστοποιημένης σύμμορφης κεραίας εντός μοντέλου λεπτού εντέρου

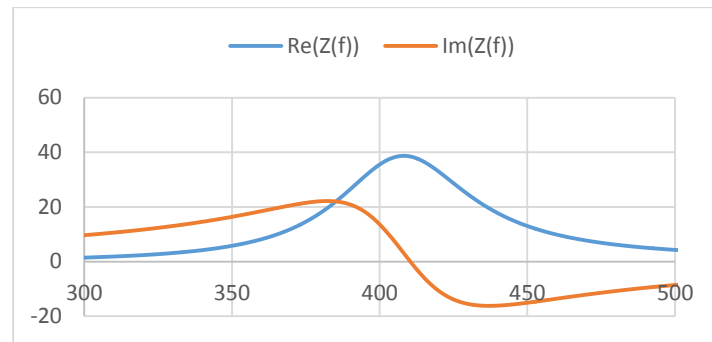
Η κεραία τοποθετείται εντός ιστού λεπτού εντέρου. Ο ιστός μοντελοποιήθηκε από ένα ομοιογενές κυβικό μοντέλο με διαστάσεις 100mm x 100mm x 100mm που προσομοιώνει τις ηλεκτρικές ιδιότητες του ιστού στη συγκεκριμένη περιοχή συχνοτήτων. Η σχετική διηλεκτρική σταθερά του κυβικού μοντέλου ιστού που χρησιμοποιήθηκε ισούται με $\epsilon_r = 66$ ενώ η τιμή της αγωγιμότητας ισούται με $\sigma = 1.6 \text{ S/m}$, τιμές οι οποίες αντιπροσωπεύουν τις ηλεκτρικές ιδιότητες του ανθρώπινου λεπτού εντέρου στη συχνότητα 402 MHz.

Επιδόσεις συντονισμού

Σύμφωνα με τα αποτελέσματα, η κεραία εντός ιστού λεπτού εντέρου συντονίζεται στη συχνότητα 403.5 MHz με μέτρο του συντελεστή ανάκλασης $|S_{11}|_{403.5\text{MHz}} = -17.82 \text{ dB}$ και εύρος ζώνης 29.98 MHz (Εικόνα 3.38) με σύνθετη αντίσταση εισόδου ίση με $48.5 + 14.4j \Omega$ (Εικόνα 3.39).



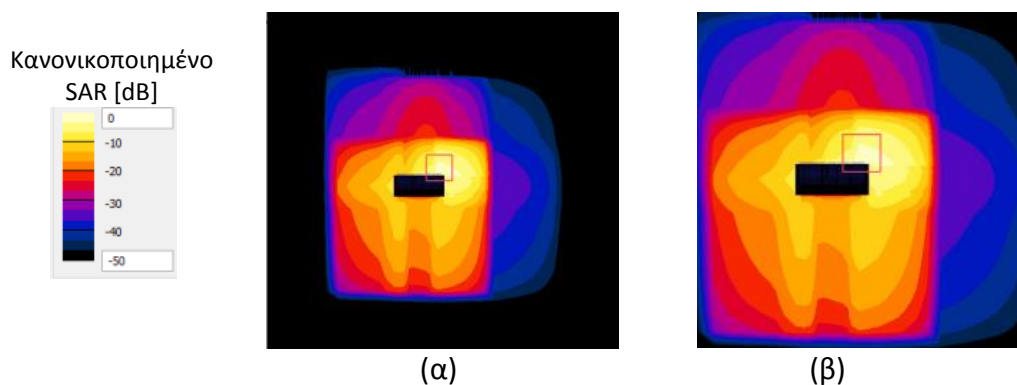
Εικόνα 3.38: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης βελτιστοποιημένης κεραίας, για λειτουργία εντός ιστού λεπτού εντέρου, συναρτήσει της συχνότητας.



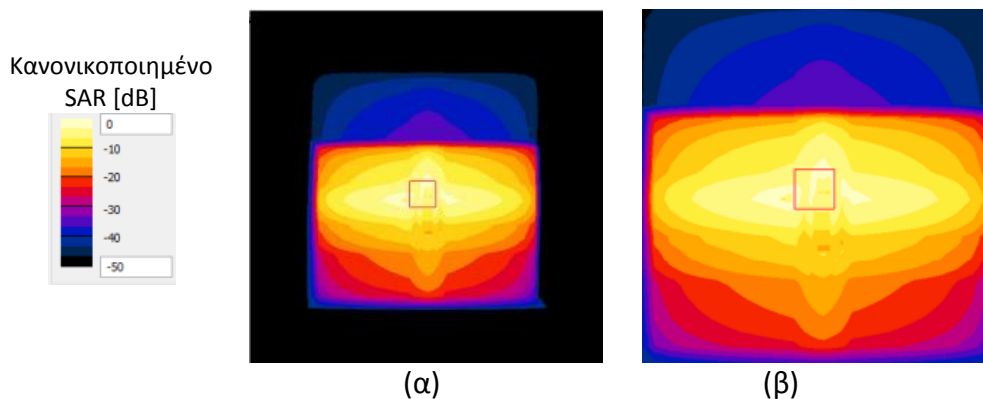
Εικόνα 3.39: Διάγραμμα αντίστασης εισόδου βελτιστοποιημένης κεραίας, για λειτουργία εντός ιστού λεπτού εντέρου, συναρτήσει της συχνότητας.

Επιδόσεις ασφαλείας

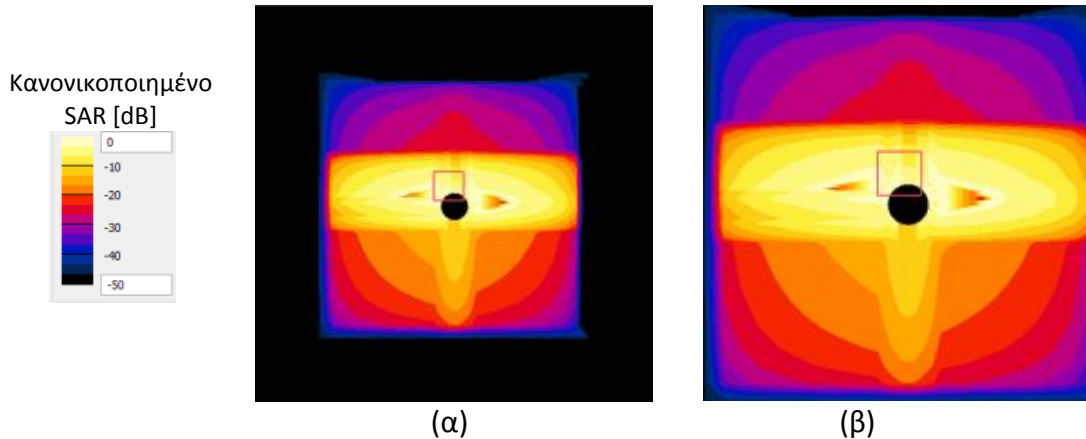
Για τον υπολογισμό του μέσου ρυθμού ειδικής απορρόφησης (SAR) υπολογίστηκε η απορρόφηση ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας σε ιστό 1 g (Εικόνα 3.40, Εικόνα 3.41 και Εικόνα 3.42). Οι τιμές του δείκτη SAR είναι κανονικοποιημένες ως προς τη μέγιστη τιμή που παρατηρείται και ισούται με 242 mW/g με υποτιθέμενη ισχύ εισόδου 1 W. Έπιπλέον, υπολογίστηκε η χωρική κατανομή του μέσου ρυθμού ειδικής απορρόφησης στον άξονα Z, για το σημείο του επιπέδου XY ($X=0.0144$ m και $Y=0.0071$ m) στο οποίο ο δείκτης SAR παρουσιάζει μέγιστη τιμή για ιστό 1 g (Εικόνα 3.43) με σκοπό να καταδειχτεί η εξάρτηση της τιμής του δείκτη SAR από την απόσταση.



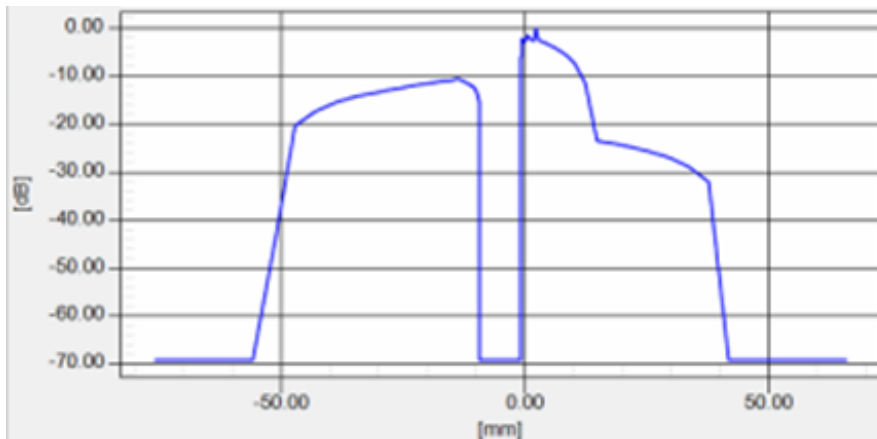
Εικόνα 3.40: (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο ZY της νέας κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g. (β) Μεγενθυμμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο ZY της νέας κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.



Εικόνα 3.41: (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο XY της νέας κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g. (β) Μεγενθυμμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο XY της νέας κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.



Εικόνα 3.42: (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο ZX της νέας κεραιάς. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g. (β) Μεγενθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο ZX της σύμμορφης κεραιάς. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.



Εικόνα 3.43: Διάγραμμα χωρικής κατανομής (m) της μέσης τιμής του SAR (dB) στον άξονα Z, στη θέση $X=0.0144$ m και $Y=0.0071$ m όπου παρουσιάζει μέγιστο στο επίπεδο XY, σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.

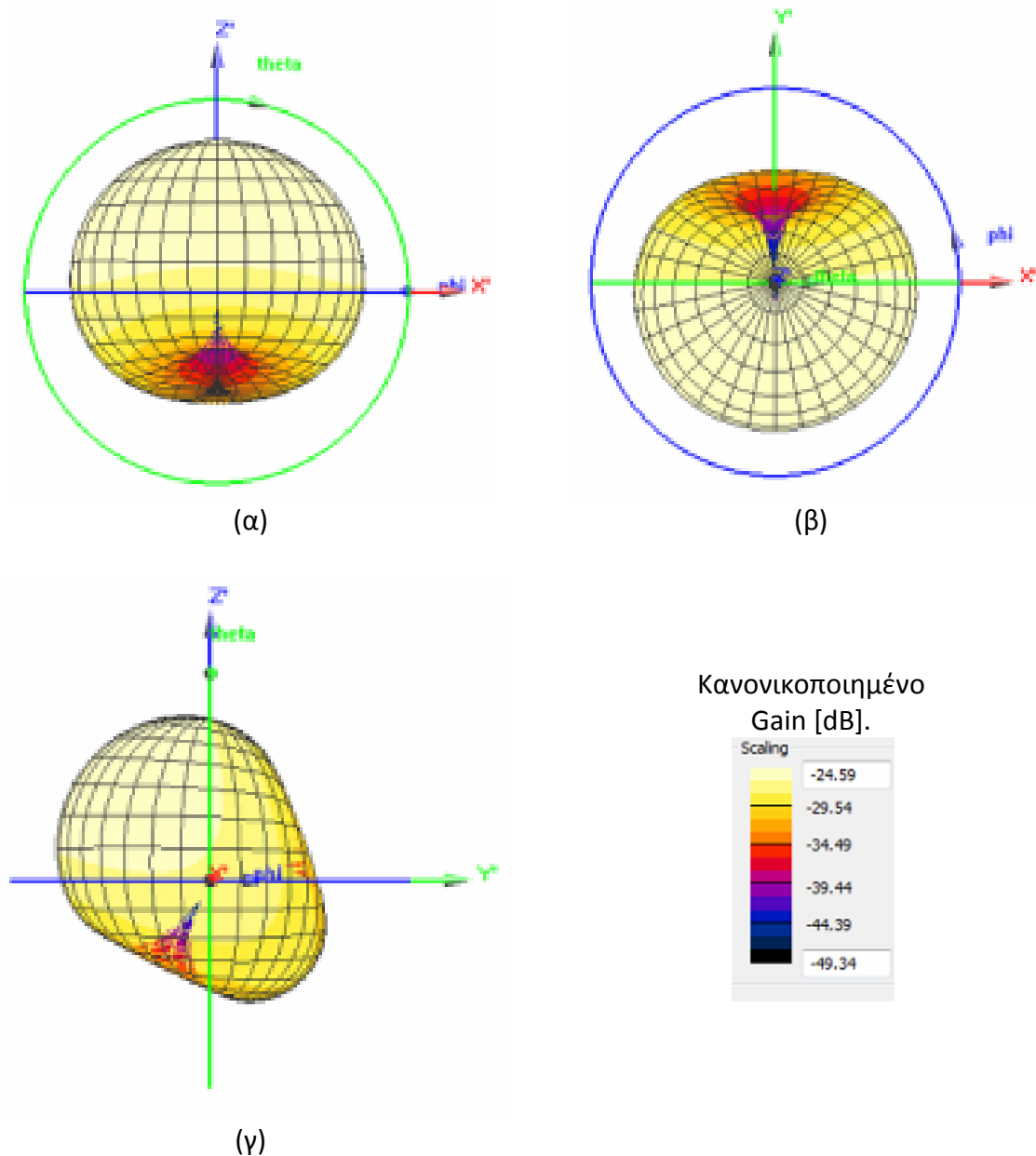
Επιδόσεις ακτινοβολίας

Για τον χαρακτηρισμό των επιδόσεων ακτινοβολίας υπολογίστηκε, στο τρισδιάστατο επίπεδο, το διάγραμμα ακτινοβολίας μακρινού πεδίου της κεραιάς (Εικόνα 3.44) κανονικοποιημένο στην τιμή 1 dB. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα το διάγραμμα είναι ομοιοκατευθυντικό με μέγιστη τιμή ίση με -24.59 dB στη συχνότητα 403.5 MHz.

Συμπεράσματα

Στην ενότητα αυτή σχεδιάστηκε και τοποθετήθηκε εντός μοντέλου προσομοίωσης ιστού λεπτού εντέρου η βελτιστοποιημένη κεραιά της βιβλιογραφίας, κατάλληλη για λειτουργία στο λεπτό έντερο. Η κεραιά παρουσίασε συντονισμό στη συχνότητα 403.5 MHz με μέτρο του συντελεστή ανάκλασης $|S_{11}|_{403.5\text{MHz}} = -17.82$ dB και εύρος συχνότητας ίσο με 29.98 MHz. Τα αποτελέσματα της προσομοίωσης είναι πάρα πολύ κοντά με αυτά που προέκυψαν από τον αλγόριθμο βελτιστοποίησης QN που χρησιμοποιήθηκε. Οι μέγιστες τιμές απορρόφησης ακτινοβολίας, όπως ήταν αναμενόμενο, παρατηρήθηκαν πολύ κοντά στην ταινία ακτινοβολίας της κεραιάς, η οποία παρουσίασε ομοιοκατευθυντικό διάγραμμα ακτινοβολίας. Τέλος, για ισχύ εισόδου 1W παρατηρήθηκε μέγιστη τιμή στο συντελεστή

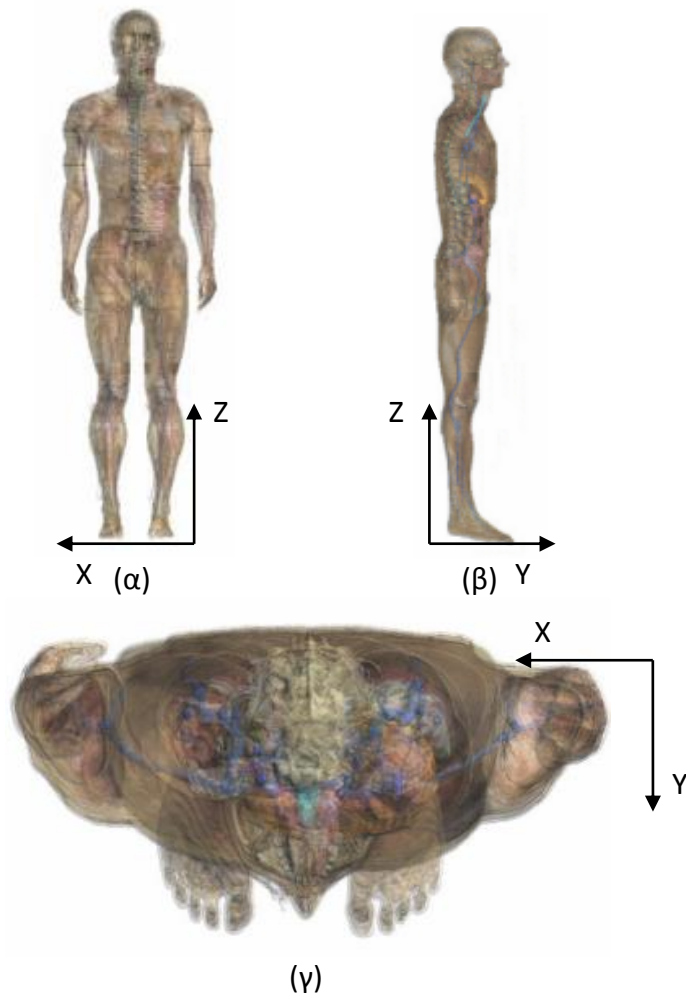
ειδικής απορρόφησης (SAR) 242 mW/g. Για εναρμόνιση με τη διεθνή οδηγία IEEE C95.1-1999 η ισχύς εισόδου περιορίζεται στα 6.61 mW.



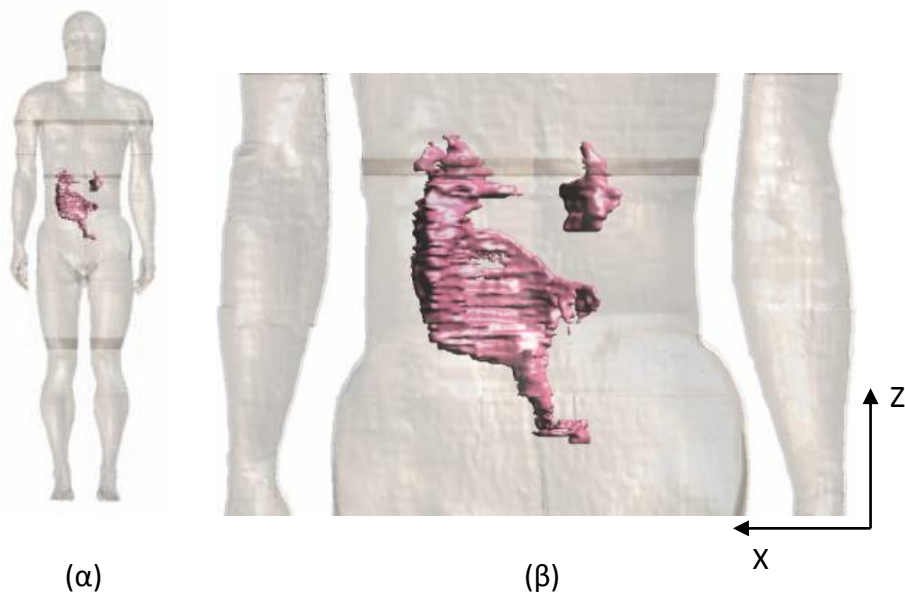
Εικόνα 3.44: (α) Διάγραμμα ακτινοβολίας (dB) μακρινού πεδίου της νέας κεραίας στο επίπεδο ZX. (β) Διάγραμμα ακτινοβολίας (dB) μακρινού πεδίου της νέας κεραίας στο επίπεδο YX. (γ) Διάγραμμα ακτινοβολίας (dB) μακρινού πεδίου της νέας κεραίας στο επίπεδο ZY.

3.5 Παραμετρική μελέτη της νέας κεραίας εντός ανατομικού μοντέλου

Στην ενότητα αυτή μελετάται η λειτουργία της βελτιστοποιημένης κεραίας που σχεδιάστηκε στην ενότητα 3.4, εντός ανατομικού μοντέλου (Εικόνα 3.45). Το ανατομικό μοντέλο που χρησιμοποιείται, παρέχεται από το ίδιο το λογισμικό SEMXAD X και προσομοιώνει τις βιολογικές ιδιότητες των ιστών ενός άντρα ηλικίας 34 χρονών και ύψους 1.70 μέτρων. Η κεραία τοποθετείται σε δύο διαφορετικές θέσεις στο λεπτό έντερο (Εικόνα 3.46) του ατόμου και διεξάγονται οι προσομοιώσεις.



Εικόνα 3.45: (α) Εμπρόσθια όψη ανατομικού μοντέλου που χρησιμοποιήθηκε. (β) Πλάγια όψη ανατομικού μοντέλου που χρησιμοποιήθηκε. (γ) Κατακόρυφη όψη ανατομικού μοντέλου που χρησιμοποιήθηκε.



Εικόνα 3.46: (α) Λεπτό έντερο του ανατομικού μοντέλου. (β) Μεγενθυμένη εικόνα του λεπτού εντέρου του ανατομικού μοντέλου.

3.5.1 Μελέτη της κεραίας στην πρώτη θέση στο ανατομικό μοντέλο.

Η πρώτη θέση που επιλέχθηκε για την παραμετρική μελέτη της κεραίας φαίνεται στην εικόνα (Εικόνα 3.47). Η κεραία βρίσκεται τοποθετημένη με τέτοιο τρόπο, ώστε η ταινία ακτινοβολίας της να βρίσκεται προς την επιφάνεια της κοιλιακής χώρας. Η επιλογή της θέσης έγινε με κριτήριο, ότι σε ένα ολοκληρωμένο σύστημα για ασύρματη ενδοσκόπηση, όπου η ποιότητα της ζεύξης θα παίζει καθοριστικό ρόλο για την αξιοπιστία της διάταξης, σε μία τέτοια θέση το σήμα θα είναι αρκετά ισχύρο αφού παρεμβάλεται λιγότερη πυκνότητα μάζας ιστού μεταξύ της κεραίας και του δέκτη από κάποια άλλη θέση.



Εικόνα 3.47: (α) Η κεραία τοποθετημένη στο λεπτό έντερο του ανατομικού μοντέλου. (β) Μεγενθυμένη εικόνα όπου φαίνεται η κεραία τοποθετημένη στο λεπτό έντερο του ανατομικού μοντέλου.

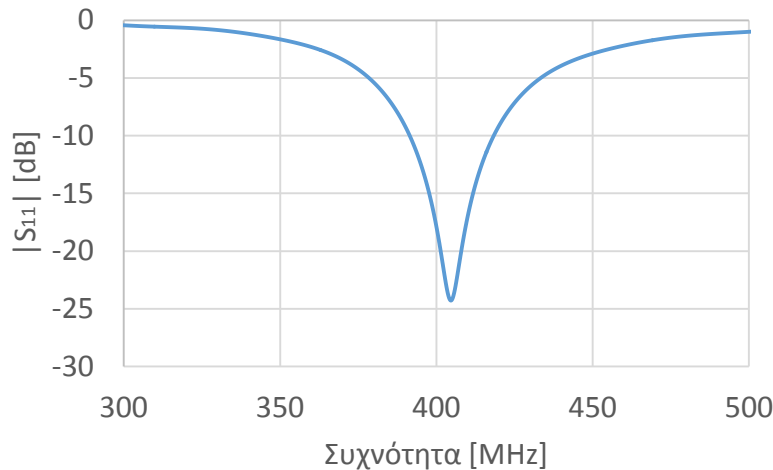
Στη συνέχεια αφού τοποθετηθεί η διάταξη εντός του μοντέλου, πρέπει να γίνει διακριτοποίηση του χώρου δημιουργώντας το κατάλληλο πλέγμα (grid) πάνω στο οποίο το λογισμικό θα φτιάξει τις απαραίτητες δομικές μονάδες (voxels) για την επίλυση του αλγορίθμου FDTD. Στη συγκεκριμένη εφαρμογή η πολυπλοκότητα του προβλήματος, και κατά συνέπεια και ο υπολογιστικός χρόνος της προσομοίωσης, αυξάνεται πάρα πολύ από την είσοδο του ανατομικού μοντέλου. Η μοντελοποίηση της καταπόσιμης κεραίας γίνεται με τον ίδιο τρόπο που εξετάστηκε και στις προηγούμενες ενότητες, όμως το πρόβλημα λύνεται για σημαντικά μεγαλύτερο χώρο (Πίνακας 3.9) αν γίνει σύγκριση μεταξύ των διαστάσεων του ανθρώπινου σώματος και του μοντέλου που χρησιμοποιήθηκε στις προηγούμενες εφαρμογές. Επιπλέον, το ανατομικό μοντέλο περιέχει διαφορετικές ιδιότητες για κάθε ιστό, γεγονός που αυξάνει ακόμα περισσότερο την πολυπλοκότητα, όπως συμβαίνει άλλωστε και σε ένα ρεαλιστικό σενάριο.

Πίνακας 3.9: Ανάλυση πλέγματος (grid) του ανατομικού μοντέλου.

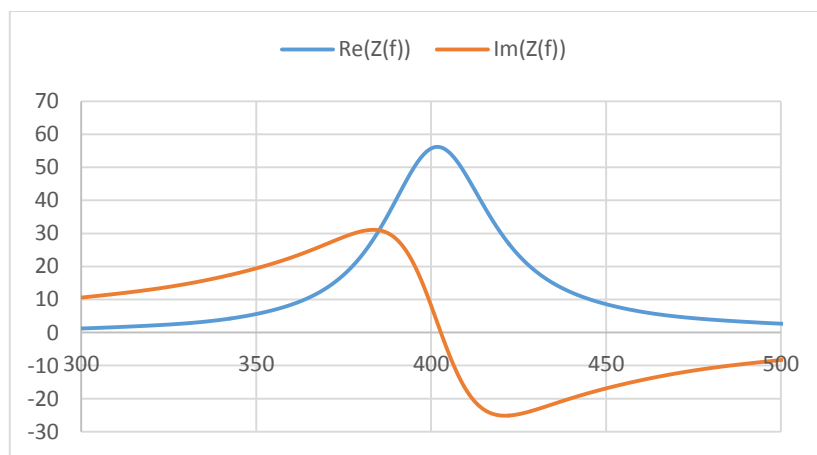
Παράμετρος	Άξονας X	Άξονας Y	Άξονας Z
Αριθμός Γραμμών	508	310	707
Ελάχιστο Βήμα	1.971×10^{-5}	2.106×10^{-5}	4.179×10^{-5}
Μέγιστο Βήμα	1.226×10^{-2}	1.207×10^{-2}	1.235×10^{-2}
Μέγιστη Κλίση	1.2	1.32	1.2
Αριθμός Κελιών = 110.604078 MCells			

Επιδόσεις συντονισμού

Σύμφωνα με τα αποτελέσματα, η κεραία εντός του ανατομικού μοντέλου συντονίζεται στη συχνότητα 404.6 MHz με μέτρο του συντελεστή ανάκλασης $|S_{11}|_{404.6\text{MHz}} = -24.23$ dB και εύρος ζώνης 27.4 MHz (Εικόνα 3.48). Στη συχνότητα 403.5 MHz το πλάτος του συντελεστή ανάκλασης ισούται με $|S_{11}|_{403.5\text{MHz}} = -23.87$ dB και η κεραία έχει σύνθετη αντίσταση εισόδου ίση με $57.1 + 2.49j$ Ωhms (Εικόνα 3.49).



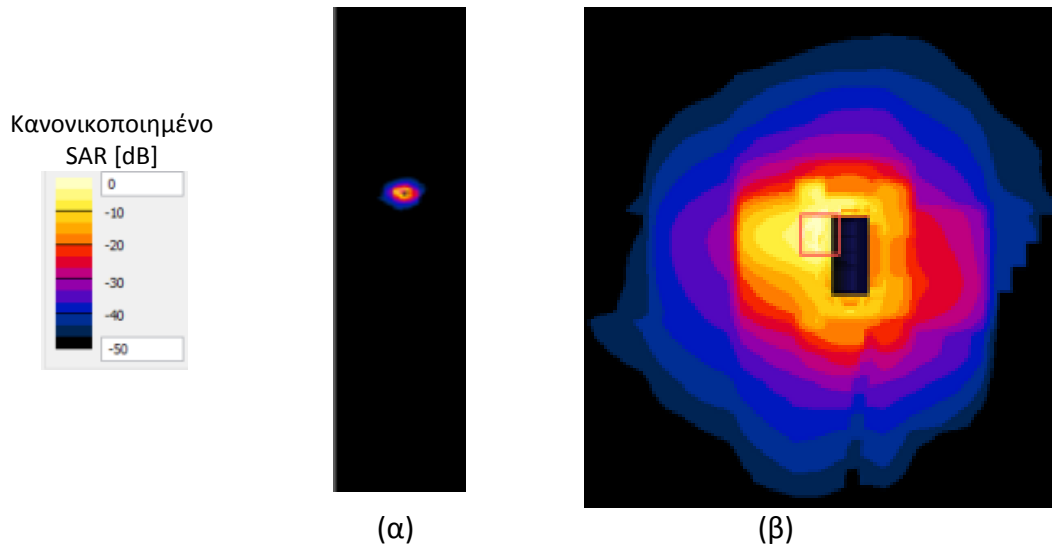
Εικόνα 3.48: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης βελτιστοποιημένης κεραιάς, για λειτουργία εντός λεπτού εντέρου, συναρτήσει της συχνότητας.



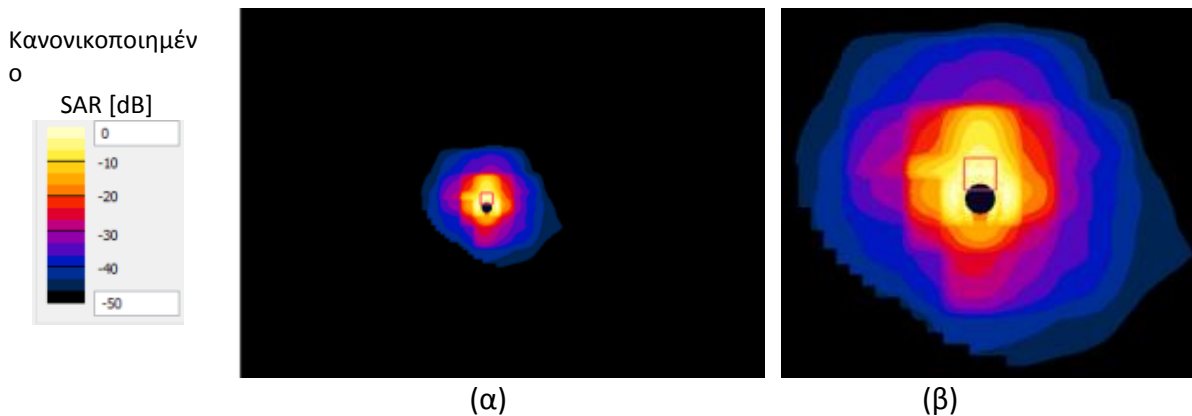
Εικόνα 3.49: Διάγραμμα σύνθετης αντίστασης εισόδου βελτιστοποιημένης κεραιάς, για λειτουργία εντός λεπτού εντέρου, συναρτήσει της συχνότητας.

Επιδόσεις ασφαλείας

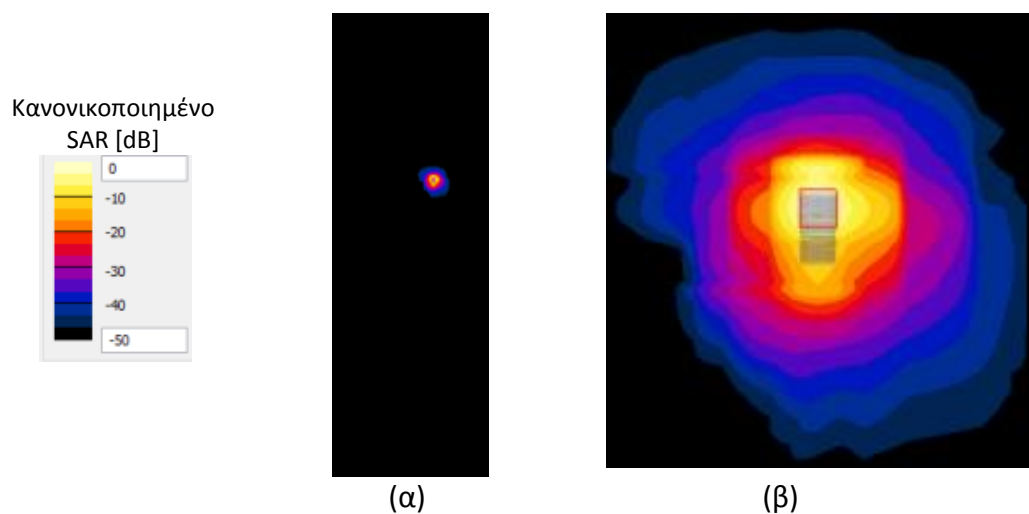
Για τον υπολογισμό του μέσου ρυθμού ειδικής απορρόφησης (SAR) υπολογίστηκε η απορρόφηση ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας σε ιστό 1 g (Εικόνα 3.50, Εικόνα 3.51 και Εικόνα 3.52). Οι τιμές του δείκτη SAR είναι κανονικοποιημένες ως προς τη μέγιστη τιμή που παρατηρείται και ισούται με 309 mW/g με υποτιθέμενη ισχύ εισόδου 1 W. Επιπλέον, υπολογίστηκε η χωρική κατανομή του μέσου ρυθμού ειδικής απορρόφησης στον άξονα Y, για το σημείο του επιπέδου XZ ($X = -0.3317$ m και $Z = -0.4352$ m) στο οποίο ο δείκτης SAR παρουσιάζει μέγιστη τιμή για ιστό 1 g (Εικόνα 3.53) με σκοπό να καταδειχτεί η εξάρτηση της τιμής του δείκτη SAR από την απόσταση.



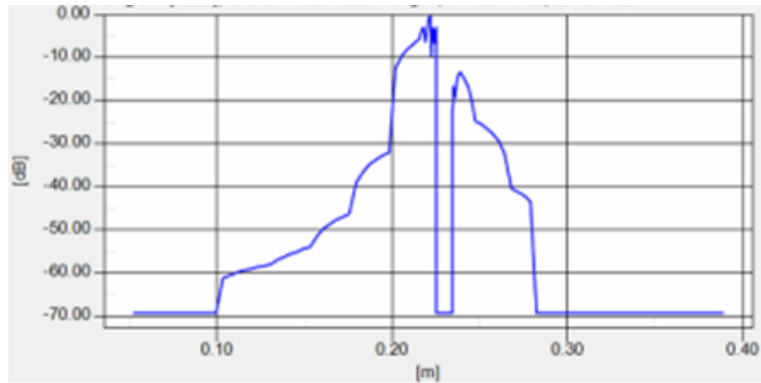
Εικόνα 0.1: (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο ZY της νέας κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g. (β) Μεγενθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο ZY της νέας κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.



Εικόνα 0.2: (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο XY της νέας κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g. (β) Μεγενθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο XY της νέας κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.



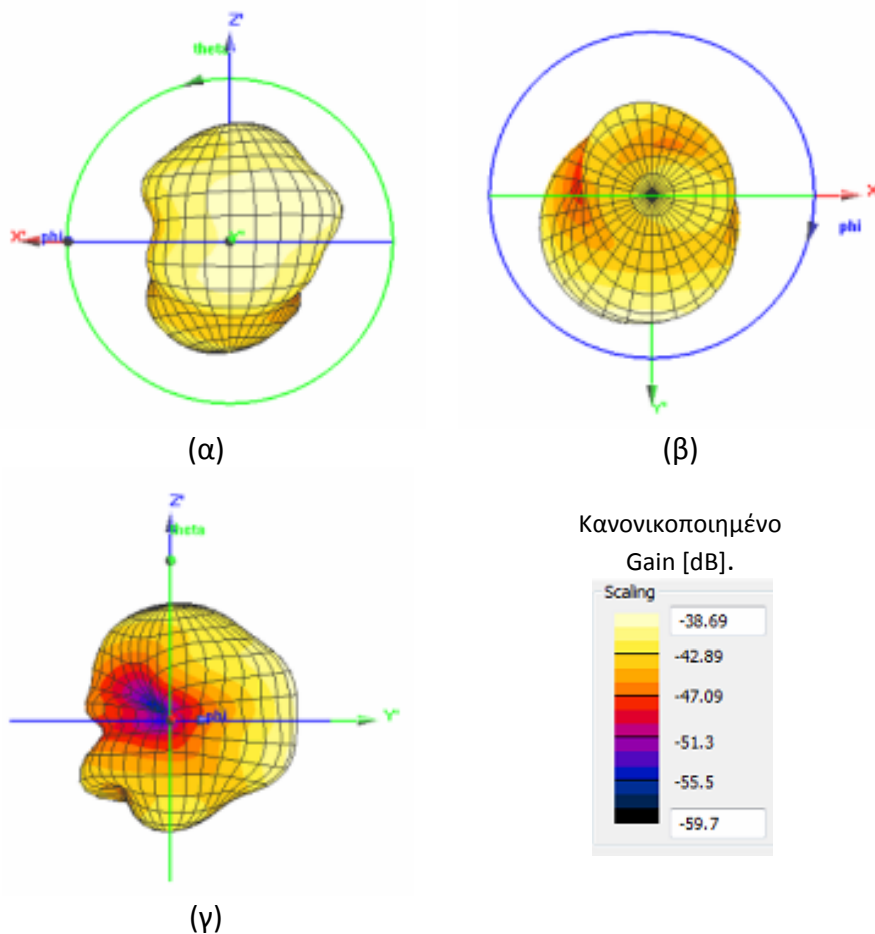
Εικόνα 0.3: (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο XZ της νέας κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g. (β) Μεγενθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο XZ της νέας κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g..



Εικόνα 0.4: Διάγραμμα χωρικής κατανομής (m) της μέσης τιμής του SAR (dB) στον άξονα Y, στη θέση $X=-0.3317$ m και $Z=-0.4352$ m όπου παρουσιάζει μέγιστο στο επίπεδο XZ, σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.

Επιδόσεις ακτινοβολίας

Για τον χαρακτηρισμό των επιδόσεων ακτινοβολίας υπολογίστηκε, στο τρισδιάστατο επίπεδο, το διάγραμμα ακτινοβολίας μακρινού πεδίου της κεραιάς (Εικόνα 3.54) κανονικοποιημένο στην τιμή 1 dB. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα, το διάγραμμα δεν είναι ομοιοκατευθυντικό και παρουσιάζει μέγιστη τιμή ίση με -38.69 dB στη συχνότητα 403.5 MHz.



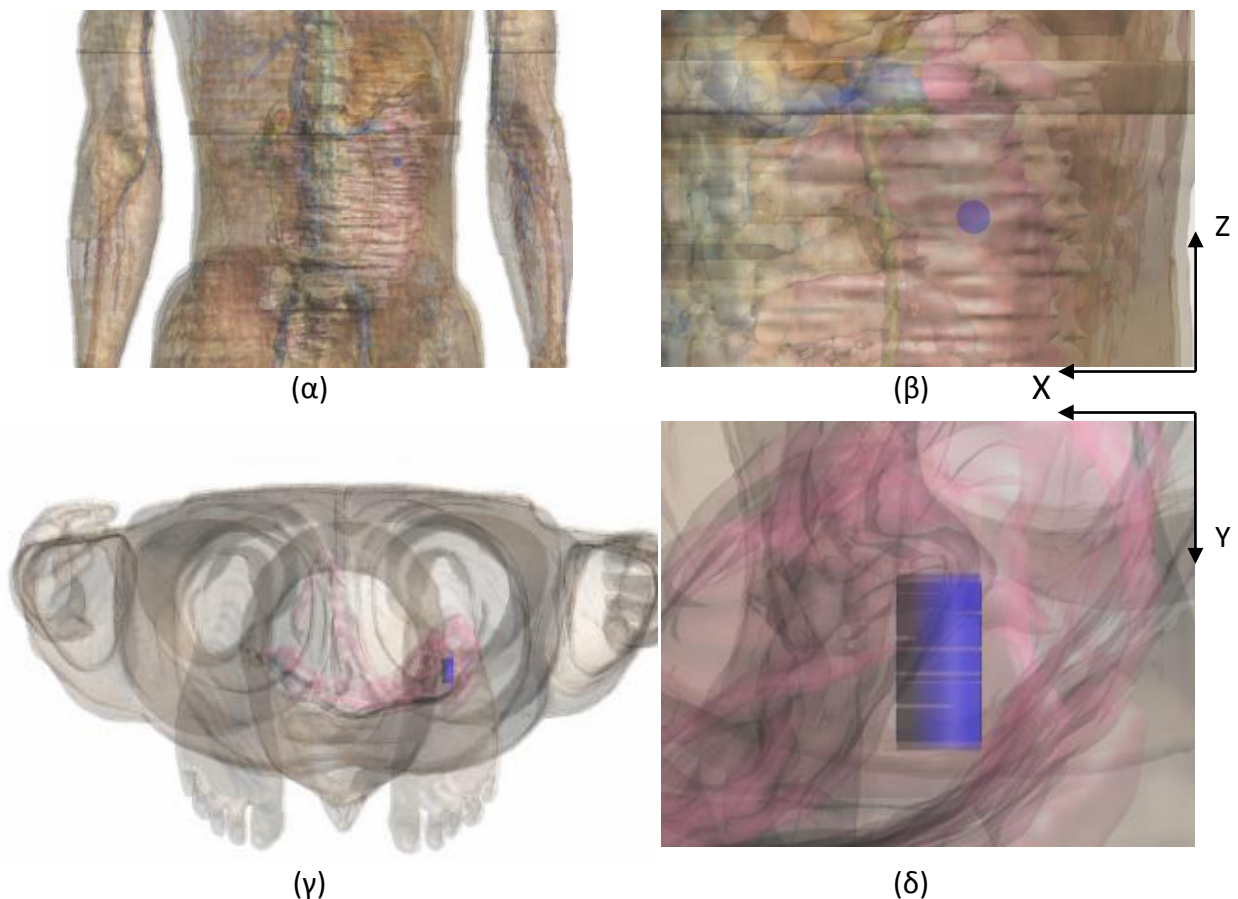
Εικόνα 3.54: (α) Διάγραμμα ακτινοβολίας (dB) μακρινού πεδίου της νέας κεραιάς στο επίπεδο XZ. (β) Διάγραμμα ακτινοβολίας (dB) μακρινού πεδίου της νέας κεραιάς στο επίπεδο YX. (γ) Διάγραμμα ακτινοβολίας (dB) μακρινού πεδίου της νέας κεραιάς στο επίπεδο ZY.

Συμπεράσματα

Στην ενότητα αυτή σχεδιάστηκε και τοποθετήθηκε εντός ανατομικού μοντέλου στη θέση του λεπτού εντέρου η βελτιστοποιημένη κεραία της βιβλιογραφίας. Η κεραία παρουσίασε συντονισμό στη συχνότητα 404.6 MHz με μέτρο του συντελεστή ανάκλασης ίσο με $|S_{11}|_{404.6\text{MHz}} = -24.23$ dB και εύρος ζώνης ίσο με 27.4 MHz. Στη συχνότητα 403.5 MHz η κεραία παρουσιάζει μέτρο του συντελεστή ανάκλασης ίσο με $|S_{11}|_{403.5\text{MHz}} = -23.87$ dB. Τέλος, για ισχύ εισόδου 1W παρατηρήθηκε μέγιστη τιμή στο συντελεστή ειδικής απορρόφησης (SAR) 309 mW/g. Για εναρμόνιση με τη διεθνή οδηγία IEEE C95.1-1999 η ισχύς εισόδου περιορίζεται στα 5.17 mW.

3.5.2 Μελέτη της κεραίας στη δεύτερη θέση στο ανατομικό μοντέλο

Η δεύτερη θέση που επιλέχθηκε για την παραμετρική μελέτη της κεραίας φαίνεται στην εικόνα (Εικόνα 3.55). Η κεραία βρίσκεται τοποθετημένη με τέτοιο τρόπο ώστε η ταινία ακτινοβολίας της να βρίσκεται στραμμένη προς το κεφάλι του μοντέλου.



Εικόνα 3.55: (α) Η κεραία τοποθετημένη στο λεπτό έντερο του ανατομικού μοντέλου. (β) Μεγενθυμένη εικόνα όπου φαίνεται η κεραία τοποθετημένη στο λεπτό έντερο του ανατομικού μοντέλου. (γ) Η ταινία ακτινοβολίας της κεραίας τοποθετημένη εντός του λεπτού εντέρου. (δ) Μεγενθυμένη εικόνα όπου φαίνεται η ταινία ακτινοβολίας της κεραίας τοποθετημένη εντός του λεπτού εντέρου

Η επιλογή της θέσης έγινε με κριτήριο ότι σε ένα ολοκληρωμένο σύστημα για ασύρματη ενδοσκόπηση, όπου η ποιότητα της ζεύξης θα παίζει καθοριστικό ρόλο για την αξιοπιστία της διάταξης, το σήμα δεν θα είναι αρκετά ισχύρο αφού παρεμβάλεται σημαντικά μεγάλη πυκνότητα μάζας ιστού μεταξύ της κεραίας και του δέκτη συγκριτικά με κάποια άλλη θέση.

Αφού τοποθετηθεί η διάταξη εντός του μοντέλου, πρέπει να γίνει διακριτοποίηση του χώρου δημιουργώντας το κατάλληλο πλέγμα (grid) πάνω στο οποίο το λογισμικό θα φτιάξει τις απαραίτητες δομικές μονάδες (voxels) για την επίλυση του αλγορίθμου FDTD. Στη συγκεκριμένη εφαρμογή η πολυπλοκότητα του προβλήματος, και κατα συνέπεια και ο υπολογιστικός χρόνος της προσομοίωσης, αυξάνεται πάρα πολύ από την είσοδο του ανατομικού μοντέλου. Η μοντελοποίηση της καταπόσιμης κεραιάς γίνεται με τον ίδιο τρόπο όπως και στις προηγούμενες ενότητες, όμως το πρόβλημα λύνεται για σημαντικά μεγαλύτερο χώρο (Πίνακας 3.10) συγκρινόμενο μεταξύ των διαστάσεων του ανθρώπινου σώματος και του κανονικού μοντέλου που χρησιμοποιήθηκε στις προηγούμενες εφαρμογές. Επιπλέον το ανατομικό μοντέλο περιέχει διαφορετικές ιδιότητες για κάθε ιστό, γεγονός που αυξάνει περισσότερο την πολυπλοκότητα, όπως συμβαίνει άλλωστε και σε ένα ρεαλιστικό σενάριο.

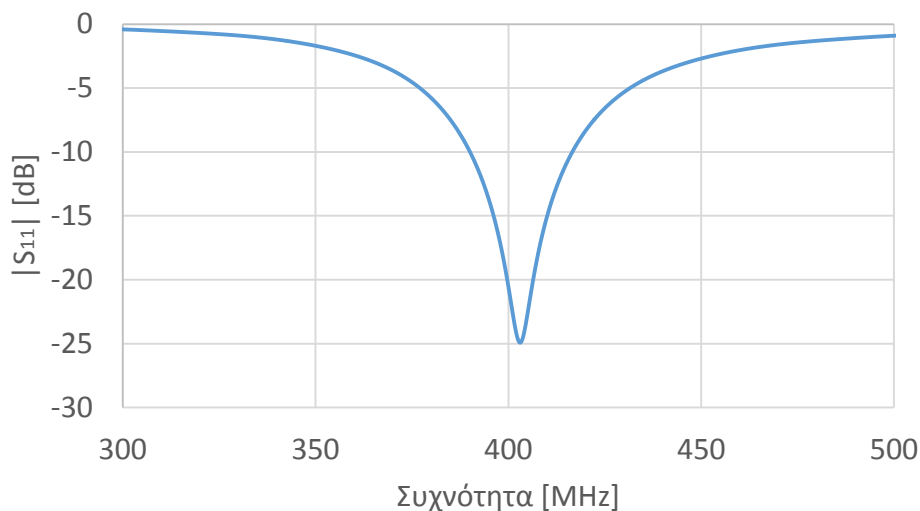
Πίνακας 3.10: Ανάλυση πλέγματος (grid) ανατομικού μοντέλου.

Παράμετρος	Άξονας X	Άξονας Y	Άξονας Z
Αριθμός Γραμμών	584	194	909
Ελάχιστο Βήμα	1.808×10^{-5}	5.5×10^{-5}	1.865×10^{-5}
Μέγιστο Βήμα	2.1×10^{-2}	1.964×10^{-2}	1.843×10^{-2}
Μέγιστη Κλίση	1.2	1.32	1.2

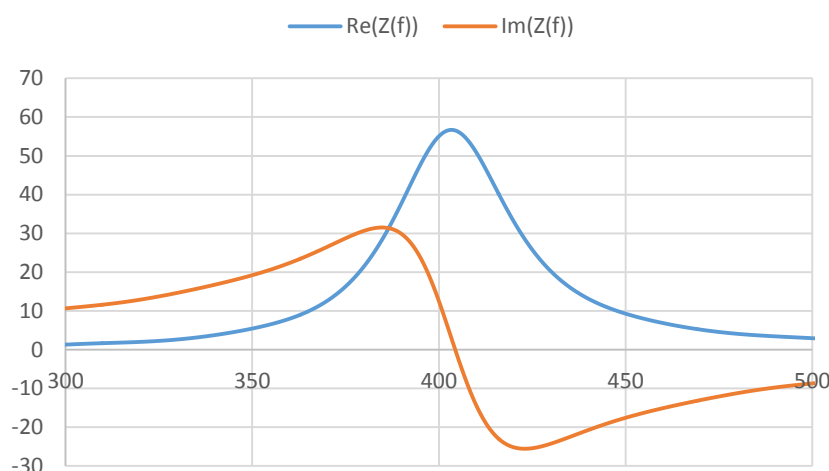
Αριθμός Κελιών = 110.604078 MCells

Επιδόσεις συντονισμού

Σύμφωνα με τα αποτελέσματα, η κεραιά εντός του ανατομικού μοντέλου συντονίζεται στη συχνότητα 402 MHz με μέτρο του συντελεστή ανάκλασης $|S_{11}|_{402\text{MHz}} = -24.87 \text{ dB}$ και εύρος ζώνης 26.98 MHz (Εικόνα 3.56). Στη συχνότητα 403.5 MHz το πλάτος του συντελεστή ανάκλασης ισούται με $|S_{11}|_{403.5\text{MHz}} = -23.93 \text{ dB}$ και η κεραιά έχει σύνθετη αντίσταση εισόδου ίση με 55-3.49j Ω hms (Εικόνα 3.57).



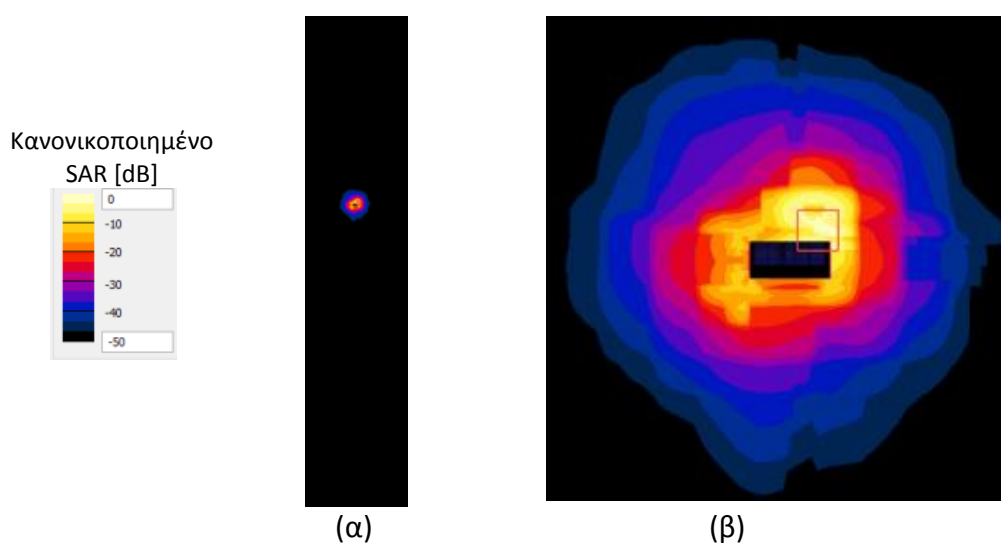
Εικόνα 3.56: Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης βελτιστοποιημένης κεραίας, για λειτουργία εντός του λεπτού εντέρου, συναρτήσει της συχνότητας.



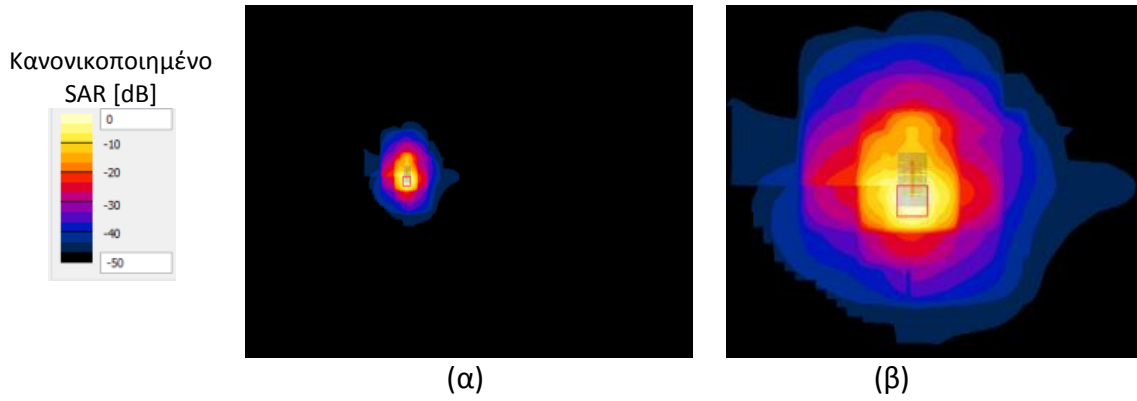
Εικόνα 3.57: Διάγραμμα σύνθετης αντίστασης εισόδου βελτιστοποιημένης κεραίας, για λειτουργία εντός του λεπτού εντέρου, συναρτήσει της συχνότητας.

Επιδόσεις ασφαλείας

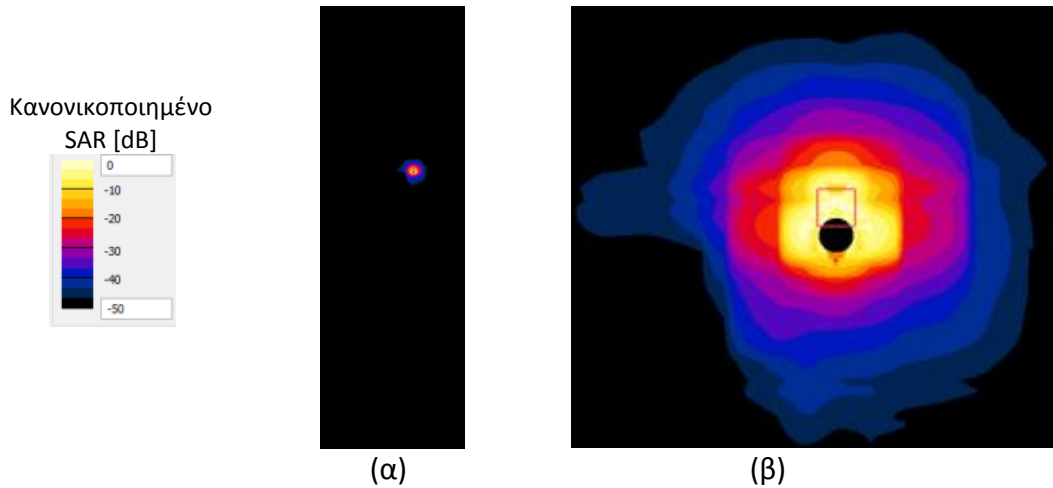
Για τον υπολογισμό του μέσου ρυθμού ειδικής απορρόφησης (SAR) υπολογίστηκε η απορρόφηση ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας σε ιστό 1 g (Εικόνα 3.58, Εικόνα 3.59 και Εικόνα 3.60). Οι τιμές του δείκτη SAR είναι κανονικοποιημένες ως προς τη μέγιστη τιμή που παρατηρείται και ισούται με 305 mW/g με υποτιθέμενη ισχύ εισόδου 1 W. Έπιπλέον, υπολογίστηκε η χωρική κατανομή του μέσου ρυθμού ειδικής απορρόφησης στον άξονα Z, για το σημείο του επιπέδου YX ($Y=0.0045$ mm και $X=0.014$ mm) στο οποίο ο δείκτης SAR παρουσιάζει μέγιστη τιμή για ιστό 1 g (Εικόνα 3.61) με σκοπό να καταδειχτεί η εξάρτηση της τιμής του δείκτη SAR από την απόσταση.



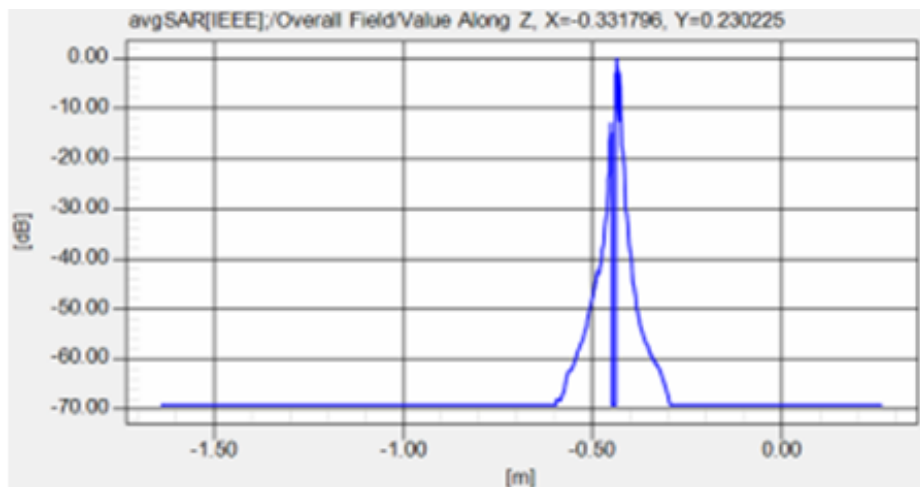
Εικόνα 3.58: (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο ZY της νέας κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g. (β) Μεγενθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο ZY της νέας κεραίας. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.



Εικόνα 3.59: ((α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο XY της νέας κεραιάς. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g. (β) Μεγενθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο XY της νέας κεραιάς. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.



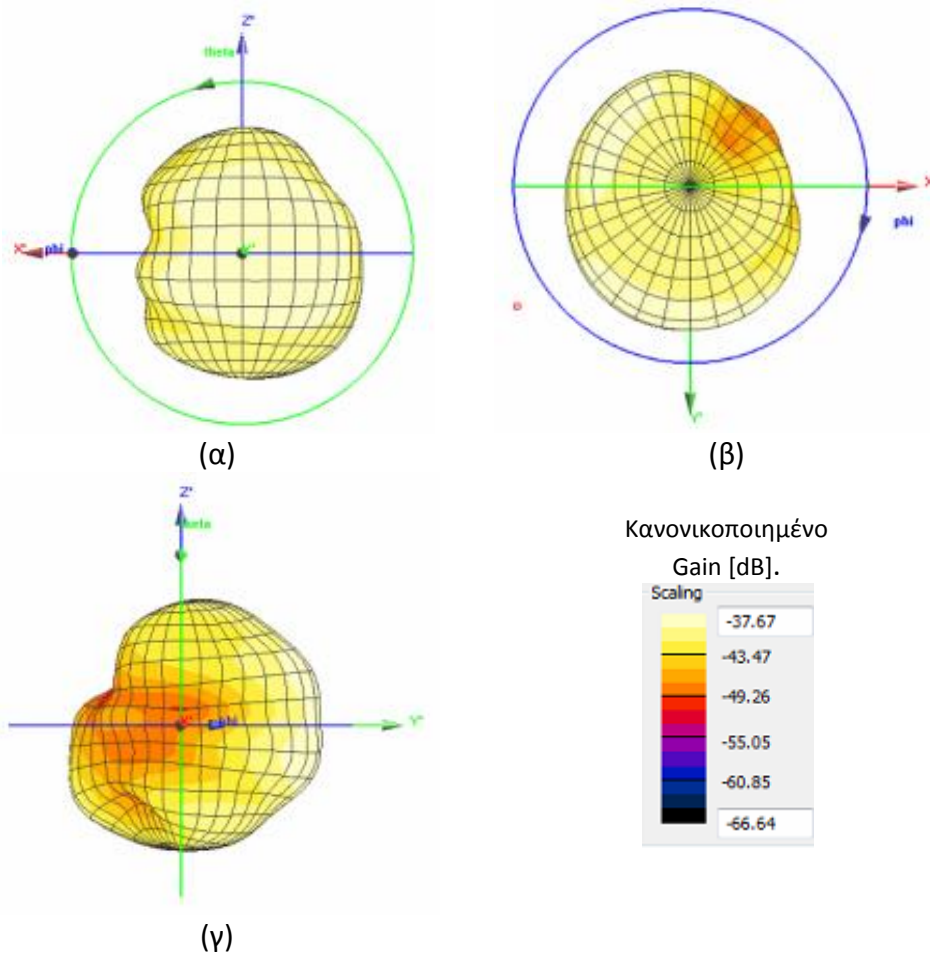
Εικόνα 3.60: (α) Κατανομή SAR (dB) στο επίπεδο XZ της νέας κεραιάς. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g. (β) Μεγενθυμένη εικόνα κατανομής SAR (dB) στο επίπεδο XZ της νέας κεραιάς. Μέση τιμή σε κυβικό ιστό μάζας 1 g.



Εικόνα 3.61: Διάγραμμα χωρικής κατανομής (m) της μέσης τιμής του SAR (dB) στον άξονα Z, στη θέση $Y=0.0045$ m και $X=0.014$ m όπου παρουσιάζει μέγιστο στο επίπεδο YX, για κυβικό ιστό μάζας 1 g.

Επιδόσεις ακτινοβολίας

Για τον χαρακτηρισμό των επιδόσεων ακτινοβολίας υπολογίστηκε, στο τρισδιάστατο επίπεδο, το διάγραμμα ακτινοβολίας μακρινού πεδίου της κεραίας (Εικόνα 3.62) κανονικοποιημένο στην τιμή 1 dB. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα, το διάγραμμα δεν είναι ομοιοκατευθυντικό και παρουσιάζει μέγιστη τιμή ίση με -37.67 dB στη συχνότητα 403.5 MHz.



Εικόνα 3.62: (α) Διάγραμμα ακτινοβολίας (dB) μακρινού πεδίου της νέας κεραίας στο επίπεδο XZ. (β) Διάγραμμα ακτινοβολίας (dB) μακρινού πεδίου της νέας κεραίας στο επίπεδο YX. (γ) Διάγραμμα ακτινοβολίας (dB) μακρινού πεδίου της νέας κεραίας στο επίπεδο ZY.

Συμπεράσματα

Στην ενότητα αυτή τοποθετήθηκε στο λεπτό έντερο ανατομικού μοντέλου προσομοίωσης η βελτιστοποιημένη κεραία της βιβλιογραφίας για λειτουργία εντός λεπτού εντέρου. Η κεραία παρουσίασε συντονισμό στη συχνότητα 402 MHz με μέτρο του συντελεστή ανάκλασης ανάκλασης $|S_{11}|_{402\text{MHz}} = -24.87$ dB και εύρος συχνοτήτων ίσο με 26.98 MHz ενώ το πλάτος του συντελεστή ανάκλασης στα 403.5 MHz ισούται με $|S_{11}|_{403.5\text{MHz}} = -23.93$ dB. Οι μέγιστες τιμές απορρόφησης ακτινοβολίας, όπως ήταν αναμενόμενο, παρατηρήθηκαν πολύ κοντά στην ταινία ακτινοβολίας της. Τέλος, για ισχύ εισόδου 1W παρατηρήθηκε μέγιστη τιμή στον συντελεστή ειδικής απορρόφησης (SAR) 305 mW/g αντίστοιχα. Για εναρμόνιση με τη διεθνή οδηγία IEEE C95.1-1999 η ισχύς εισόδου περιορίζεται στα 5.25 mW.

Κεφαλαίο 4: Συμπεράσματα και Συζήτηση

Περίληψη

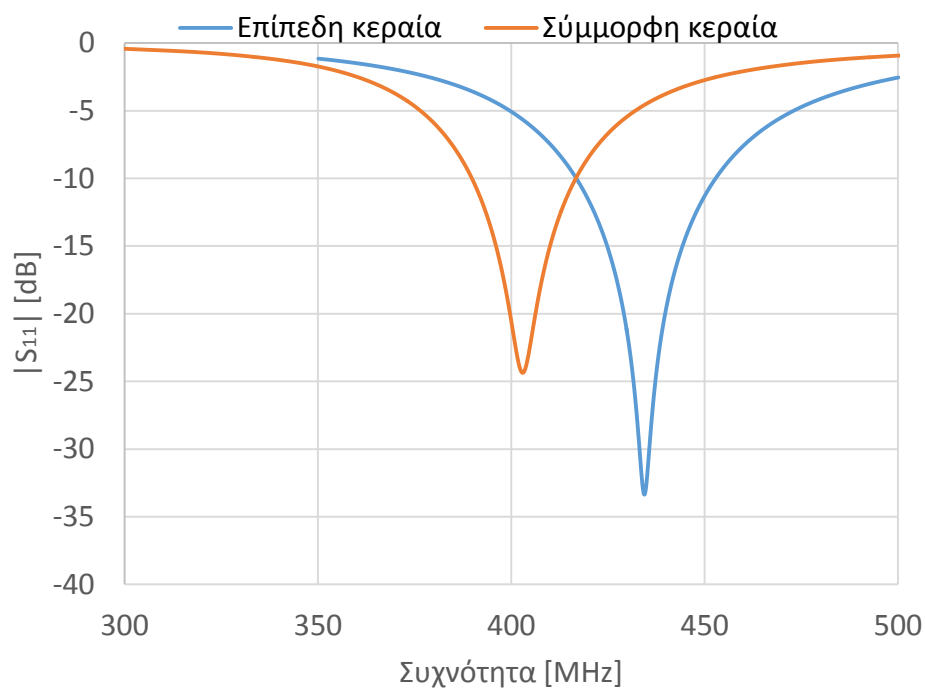
Το συγκεκριμένο κεφάλαιο αποτελεί τον επίλογο της διπλωματικής εργασίας. Αρχικά γίνεται μια επισκόπηση των όσων παρουσιάστηκαν και αναλύθηκαν στο προηγούμενο κεφάλαιο και κυρίως των τελευταίων ενοτήτων που αφορούν στη μελέτη της νέας κεραιάς που σχεδιάστηκε στην παρούσα διπλωματική για λειτουργία στο λεπτό έντερο. Τέλος, γίνεται επισκόπηση διαφόρων προτάσεων για πιθανές μελλοντικές προεκτάσεις της εργασίας.

4.1 Συμπεράσματα

Στο κεφάλαιο 3 παρουσιάστηκε η σχεδίαση διαφόρων καταπόσιμων κεραιών μικροταινίας, με σκοπό τη χρήση τους σε βιντεοκάψουλα για ασύρματη ενδοσκοπηση στη ζώνη συχνοτήτων MedRadio (401-406 MHz), καθώς και η μελέτη λειτουργίας τους μέσα σε κανονικά και ανατομικά μοντέλα προσομοίωσης των βιολογικών ιστών. Ιδιαίτερη σημασία δόθηκε στις τεχνικές σμίκρυνσης των κεραιών αυτών, μέσω της δημιουργίας και της διαμόρφωσης εγκοπών στην αγώγιμη ταινία της κεραίας, όπως και στα όρια ασφαλούς έκθεσης του ασθενούς στην ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία σύμφωνα με τα διεθνή πρότυπα IEEE C95.1-1999 και IEEE C95.1-2005. Η μελέτη της καταπόσιμης κεραίας της βιβλιογραφίας έπαιξε καθοριστικό ρόλο στην κατανόηση του τρόπου σχεδίασης μίας κεραίας κατάλληλης για χρήση σε ασύρματο ενδοσκοπικό σύστημα, καθώς επίσης και στον τρόπο που οι εγκοπές επιδρούν στα χαρακτηριστικά της κεραίας. Το κεφάλαιο 3 καταλήγει στο σχεδιασμό μίας νέας κεραίας, με βελτιστοποιημένες παραμέτρους, για λειτουργία στο λεπτό έντερο του ανθρώπινου οργανισμού και στη μελέτη της κεραίας αυτής εντός ανατομικού μοντέλου.

4.1.1 Σύγκριση επίπεδης κεραίας με σύμμορφη κεραία για λειτουργία εντός κανονικού μοντέλου μυϊκού ιστού

Στην ενότητα 3.2 σχεδιάστηκε μία επίπεδη καταπόσιμη κεραία με χαρακτηριστικά λειτουργίας ίδια με αυτά της κεραίας της βιβλιογραφίας και με μόνη διαφορά το γεγονός ότι η διάταξη δεν κάμθηκε. Στην ενότητα 3.3 πραγματοποιήθηκε υλοποίηση της κεραίας της βιβλιογραφίας ακριβώς όπως παρουσιάζεται από τον συγγραφέα. Και οι δύο κεραίες τοποθετήθηκαν σε κυβικό μοντέλο, το οποίο προσομοιώνει τις ηλεκτρικές ιδιότητες μυϊκού ιστού στη συχνότητα 402 MHz. Τα αποτελέσματα που προέκυψαν παρουσιάζονται στην Εικόνα 4.1 και στον Πίνακα 4.1.



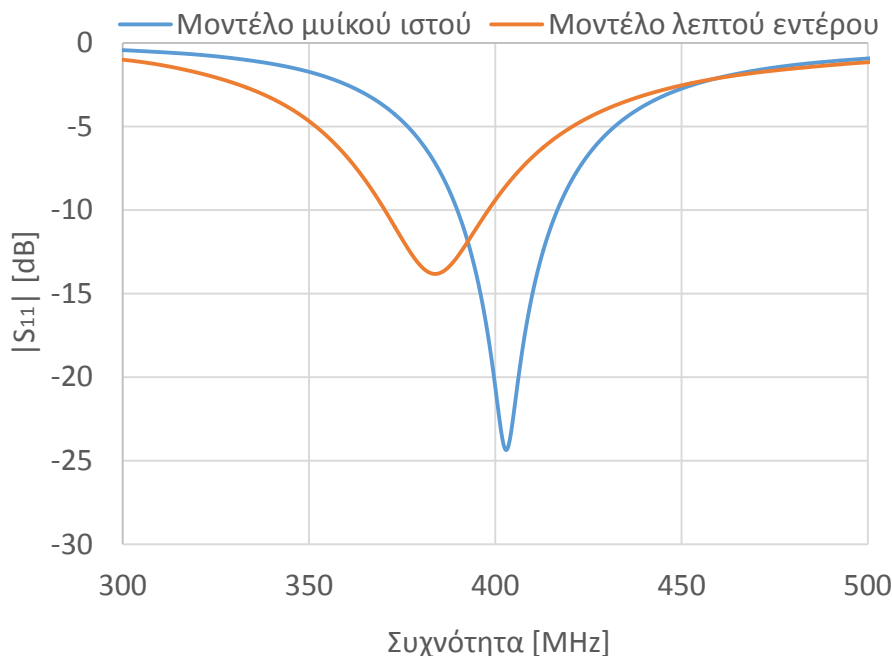
Εικόνα 4.1: Σύγκριση του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας, της επίπεδης κεραίας με τη σύμμορφη κεραία για λειτουργία εντός μοντέλου μυϊκού ιστού.

Πίνακας 4.1: Συγκριτικός πίνακας επιδόσεων επίπεδης κεραιάς και σύμμορφης κεραιάς, για λειτουργία εντός κανονικού μοντέλου μυϊκού ιστού.

	Επίπεδη Κεραία	Σύμμορφη Κεραία
Συχνότητα συντονισμού	434.12 MHz	402.5 MHz
Συντελεστής ανάκλασης στα 403.5 MHz	-5.69 dB	-23.49 dB
Εύρος ζώνης	36.85 MHz	27.2 MHz
Μέγιστο κέρδος	-23.44 dB	-31.72 dB
SAR ανά 1g ιστού	364 W/kg	294 W/kg
SAR ανά 10g ιστού	81 W/kg	77.7 W/Kg

4.1.2 Σύγκριση κεραιάς της βιβλιογραφίας για λειτουργία εντός κανονικού μοντέλου μυϊκού ιστού και εντός κανονικού μοντέλου ιστού λεπτού εντέρου

Στην ενότητα 3.3 σχεδιάστηκε η σύμμορφη καταπόσιμη κεραία της βιβλιογραφίας και τοποθετήθηκε εντός κυβικού μοντέλου, το οποίο προσομοιώνει τις ηλεκτρικές ιδιότητες μυϊκού ιστού στη συχνότητα 402 MHz. Στην ενότητα 3.4.1, η ίδια κεραία τοποθετήθηκε εντός κυβικού μοντέλου που προσομοιώνει τις ηλεκτρικές ιδιότητες του λεπτού εντέρου στη συχνότητα 402 MHz. Τα αποτελέσματα που προέκυψαν παρουσιάζονται στην Εικόνα 4.2 και στον Πίνακα 4.2.



Εικόνα 4.2: Σύγκριση του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας της σύμμορφης κεραιάς της βιβλιογραφίας, για λειτουργία εντός κανονικού μοντέλου μυϊκού ιστού και εντός κανονικού μοντέλου ιστού λεπτού εντέρου .

Πίνακας 4.2: Συγκριτικός πίνακας επιδόσεων σύμμορφης κεραίας, για λειτουργία εντός κανονικού μοντέλου μυϊκού ιστού και εντός κανονικού μοντέλου ιστού λεπτού εντέρου.

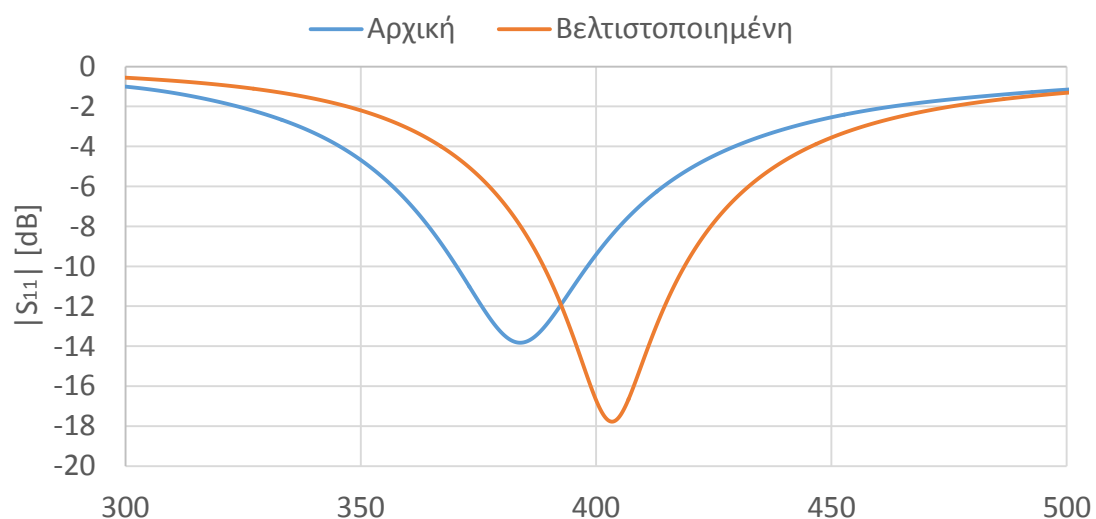
	Μοντέλο Μυϊκού Ιστού	Μοντέλο Ιστού Λεπτού Εντέρου
Συχνότητα συντονισμού	402.5 MHz	383.5 MHz
Συντελεστής ανάκλασης στα 403.5 MHz	-23.49 dB	-8.31 dB
Εύρος ζώνης	27.2 MHz	27.41 MHz

Συμπεράσματα

Το περιβάλλον λειτουργίας της κεραίας επηρεάζει σε μεγάλο βαθμό τις επιδόσεις της. Η κεραία που είναι σχεδιασμένη για λειτουργία εντός μυϊκού ιστού δεν είναι λειτουργική στο λεπτό έντερο, στη ζώνη συχνοτήτων MedRadio, αποτέλεσμα των διαφορετικών ηλεκτρικών ιδιοτήτων των δύο μοντέλων. Ως εκ τούτου περαιτέρω βελτιστοποίηση των παραμέτρων της κεραίας κρίνεται απαραίτητη για να λειτουργεί αποδοτικά σε ένα τέτοιο περιβάλλον.

4.1.3 Σύγκριση κεραίας της βιβλιογραφίας με βελτιστοποιημένη κεραία για λειτουργία εντός μοντέλου ιστού λεπτού εντέρου

Στην ενότητα 3.4.1, η κεραία της βιβλιογραφίας τοποθετήθηκε εντός μοντέλου ιστού του λεπτού εντέρου, με αποτέλεσμα να μην είναι λειτουργική στη ζώνη συχνοτήτων MedRadio. Στην ενότητα 3.4.2, πραγματοποιήθηκε βελτιστοποίηση των παραμέτρων της κεραίας με σκοπό να προκύψει μία νέα κεραία, κατάλληλη για λειτουργία εντός του λεπτού εντέρου. Στην επόμενη ενότητα, η κεραία αυτή τοποθετήθηκε εντός κυβικού μοντέλου ιστού του λεπτού εντέρου που προσομοιώνει τις ηλεκτρικές ιδιότητες του στη συχνότητα 402 MHz. Τα αποτελέσματα που προέκυψαν παρουσιάζονται στην Εικόνα 4.3 στον Πίνακα 4.3.



Εικόνα 4.3: Σύγκριση του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας, μεταξύ της σύμμορφης κεραίας της βιβλιογραφίας και της νέας κεραίας, για λειτουργία εντός κανονικού μοντέλου ιστού λεπτού εντέρου .

Πίνακας 4.3: Συγκριτικός πίνακας επιδόσεων μεταξύ της σύμμορφης κεραιάς της βιβλιογραφίας και της νέας κεραιάς, για λειτουργία εντός κανονικού μοντέλου ιστού λεπτού εντέρου .

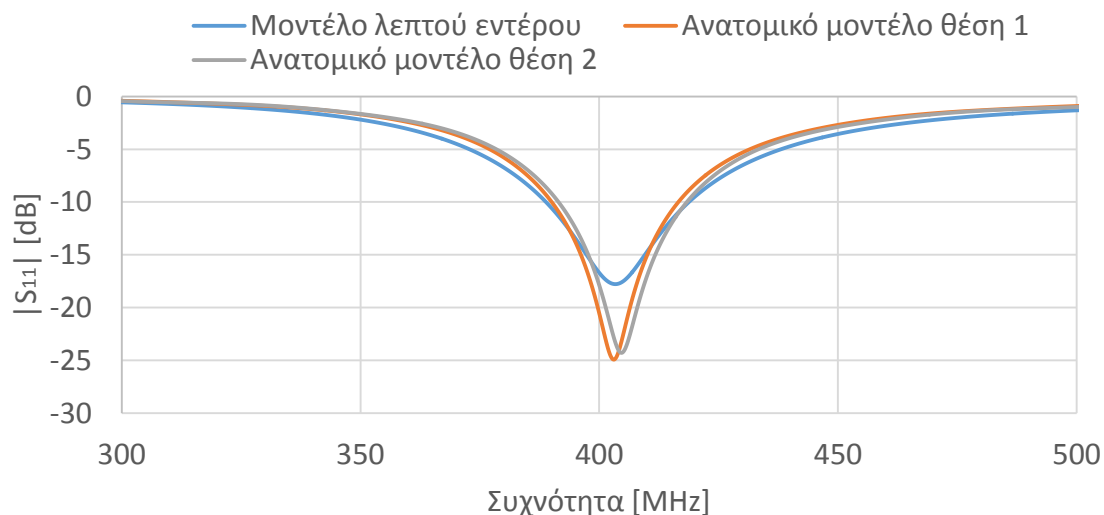
	Κεραία Βιβλιογραφίας	Βελτιστοποιημένη Κεραία
Συχνότητα συντονισμού	383.5 MHz	403.5 MHz
Συντελεστής ανάκλασης στα 403.5 MHz	-8.31 dB	-17.8 dB
Εύρος ζώνης	27.41 MHz	29.98 MHz

Συμπεράσματα

Η βελτιστοποίηση των παραμέτρων της κεραιάς υπήρξε αποτελεσματική, καθώς η νέα κεραία συντονίζεται στο κέντρο της ζώνης συχνοτήτων MedRadio με ικανοποιητικό μέτρο του συντελεστή ανάκλασης. Έπίσης, βελτιώθηκε το εύρος ζώνης, γεγονός που μας οδηγεί στο συμπέρασμα ότι περαιτέρω βελτιστοποίηση της κεραιάς μπορεί να οδηγήσει σε έναν σχεδιασμό που να είναι λειτουργικός και στις δύο περιοχές ιστού. Το στοιχείο αυτό είναι πολύ σημαντικό σε μία καταπόσιμη διάταξη λόγω των πολλών και διαφορετικών ιστών στους οποίους καλείται να λειτουργήσει.

4.1.4 Σύγκριση βελτιστοποιημένης κεραιάς εντός κανονικού μοντέλου ιστού λεπτού εντέρου και ανατομικού μοντέλου

Στην ενότητα 3.4.3, πραγματοποιήθηκε μελέτη της βελτιστοποιημένης κεραιάς εντός κανονικού μοντέλου, που προσομοιώνει τις ηλεκτρικές ιδιότητες του λεπτού εντέρου στη συχνότητα 402 MHz. Στην ενότητα 3.5, πραγματοποιήθηκε παραμετρική μελέτη της κεραιάς αυτής σε δύο θέσεις του λεπτού εντέρου μέσα σε ανατομικό μοντέλο το οποίο προσομοιώνει τις ηλεκτρικές ιδιότητες των βιολογικών ιστών ενός άντρα στη συχνότητα 402 MHz. Τα αποτελέσματα που προέκυψαν παρουσιάζονται στην Εικόνα 4.4 και στον Πίνακα 4.4.

**Εικόνα 4.4:** Σύγκριση συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας της νέας κεραιάς, για λειτουργία εντός κανονικού μοντέλου ιστού λεπτού εντέρου και για λειτουργία στο λεπτό έντερο ανατομικού μοντέλου.

Πίνακας 4.4: Συγκριτικός πίνακας επιδόσεων της νέας κεραίας, για λειτουργία εντός μοντέλου ιστού λεπτού εντέρου και εντός του λεπτού εντέρου σε ανατομικό μοντέλο.

	Κανονικό Μοντέλο	Ανατομικό Μοντέλο πρώτη θέση	Ανατομικό Μοντέλο δεύτερη Θέση
Συχνότητα συντονισμού	403.5 MHz	404.6 MHz	402 MHz
Συντελεστής ανάκλασης στα 403.5 MHz	-17.8 dB	-23.87 dB	-23.93 dB
Εύρος ζώνης	29.98 MHz	27.4 MHz	26.98 MHz
SAR ανά 1g ιστού	242 W/Kg	309 W/Kg	305 W/Kg

Συμπεράσματα

Η κεραία παρουσιάζει συντονισμό και στις δύο θέσεις του ανατομικού μοντέλου εντός της ζώνης συχνοτήτων MedRadio με απόκλιση μεταξύ των δύο συντονισμών ίση με 2.6 MHz. Το πλάτος του συντελεστή ανάκλασης στη συχνότητα 403.5 MHz δε διαφοροποιείται σημαντικά στις δύο θέσεις του ανατομικού μοντέλου, παρουσιάζει όμως μεγάλη απόκλιση με το αντίστοιχο στο κανονικό μοντέλο περίπου ίση με 6.2 dB. Οι διαφορές των αποτελεσμάτων οφείλονται στην επίδραση των υπόλοιπων ιστών, που περιλαμβάνονται στο ανατομικό μοντέλο και αγνοούνται από το κανονικό, στις επιδόσεις της κεραίας. Τα κανονικά μοντέλα αποτελούν μία αδρή αποτύπωση του περιβάλλοντος που θα λειτουργήσει η κεραία εντός του οργανισμού, γεγονός που οδηγεί σε αποκλίσεις των αποτελεσμάτων που παρέχουν σε σχέση με το πραγματικό σενάριο. Σίγουρα τα ανατομικά μοντέλα παρέχουν πιο ακριβή αποτελέσματα από ότι τα κανονικά. Οι αποκλίσεις των αποτελεσμάτων που παρατηρούνται στο ανατομικό μοντέλο, ερμηνεύονται και αυτές ως απόρροια της επίδρασης των διαφορετικών ιστών που περιβάλλουν την κεραία στις δύο θέσεις. Τέλος, για τον ίδιο λόγο, παρατηρούνται διαφορές και στη μέγιστη απορρόφηση της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας σε δείγμα ιστού 1g, με τις τιμές των ανατομικών μοντέλων να είναι αρκετά υψηλότερες συγκρινόμενες με αυτή του κανονικού μοντέλου. Επειδή όμως, ο δείκτης SAR συνδέεται με την ασφάλεια του ασθενούς είναι αναγκαίο να επιλέγεται πάντα η πιο δυσμενής περίπτωση. Επομένως, σε ένα ρεαλιστικό σενάριο η ισχύς εισόδου θα περιοριζόταν στα 5.18 mW για μέγιστη τιμή του δείκτη SAR ίση με 309 W/Kg.

4.2 Επίλογος και μελλοντικές προεκτάσεις

Στο πλαίσιο της παρούσας διπλωματικής εργασίας, μελετήθηκαν οι νέες δυνατότητες που έχουν εισάγει τα συστήματα βιοϊατρικής τηλεμετρίας στο χώρο της υγείας. Έγινε παρουσίαση αρκετών εμφυτεύσιμων διατάξεων που χρησιμοποιούνται σήμερα, ενώ ιδιαίτερη έμφαση δόθηκε στις καταπόσιμες κάψουλες για ασύρματη ενδοσκοπήση. Στη συνέχεια, μελετήθηκε το περιβάλλον στο οποίο καλείται να λειτουργήσει ένα τέτοιο σύστημα και ιδιαίτερα η κεραία του συστήματος, η οποία του επιτρέπει να ανταλλάσει δεδομένα και να επικοινωνεί με το εξωτερικό περιβάλλον. Εν συνεχεία, παρουσιάστηκαν συνοπτικά οι βασικές αρχές λειτουργίας των κεραίων μικροταινίας, καθώς και οι τεχνικές σμίκρυνσης τους.

Στο κύριο μέρος της εργασίας μελετήθηκε μία καταπόσιμη κεραία της βιβλιογραφίας σχεδιασμένη για εφαρμογή σε καταπόσιμη κάψουλα για ασύρματη ενδοσκόπηση. Πραγματοποιήθηκε σχεδιασμός της κεραίας στο περιβάλλον SEMCAD X και μελετήθηκαν οι επιδόσεις της μέσα σε κανονικό κυβικό μοντέλο ανθρώπινου ιστού. Στη συνέχεια έγινε βελτιστοποίηση των παραμέτρων της κεραίας, με στόχο η τελευταία να λειτουργήσει μέσα στο λεπτό έντερο του ανθρώπινου οργανισμού, και μελετήθηκαν οι επιδόσεις της τόσο σε κανονικό όσο και σε ανατομικό μοντέλο. Μέσα από αυτή την μελέτη προέκυψε μία νέα κεραία κατάλληλη για λειτουργία εντός του λεπτού εντέρου στη ζώνη συχνοτήτων MedRadio (401-406 MHz).

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

- Περαιτέρω βελτίωση των επιδόσεων της κεραίας, ρυθμίζοντας κατάλληλα τις εγκοπές που είναι τοποθετημένες στην ταινία ακτινοβολίας της κεραίας, όπως για παράδειγμα το εύρος ζώνης και το κέρδος.
- Μελέτη διαφορετικών βιοσυμβατών υλικών υποστρώματος και υπερστρώματος θα μπορούσε να βελτιώσει τις επιδόσεις της κεραίας.
- Η συγκεκριμένη κεραία θα μπορούσε να μελετηθεί για λειτουργία σε όλες τις περιοχές του γαστρεντερικού συστήματος, ώστε να είναι εφαρμόσιμη σε ένα τελικό σύστημα ασύρματης ενδοσκόπησης, και όχι μόνο στο λεπτό έντερο όπως έγινε στην παρούσα εργασία.
- Μελέτη των επιδόσεων της κεραίας και σε άλλες θέσεις, μέσα στο λεπτό έντερο του ανατομικού μοντέλου, με διαφορετικούς προσανατολισμούς. Τα δεδομένα από μία τέτοια έρευνα θα ήταν πολύ χρήσιμα για σύγκριση με αυτά που προκύπτουν από τα κανονικά μοντέλα τόσο για τη συγκεκριμένη κεραία όσο και για να μπορέσει να υπάρξει κάποια ενιαία μεθοδολογία σχεδίασης για επόμενες κεραίες.
- Μελέτη της ζεύξης της κεραίας εντός του ανατομικού μοντέλου με έναν εξωτερικό δέκτη ώστε να διαπιστωθεί η αποτελεσματικότητα της σύνδεσης ανεξάρτητα από τη θέση και τον προσανατολισμό της κεραίας. Τα δεδομένα αυτής της μελέτης θα ήταν πολύ χρήσιμα για την υποστήριξη ενός τελικού προϊόντος.
- Σε πειραματικό στάδιο θα μπορούσε να κατασκευαστεί η κεραία και να διεξαχθούν μετρήσεις σε φυσικά μοντέλα και πειραματόζωα ώστε να συγκριθούν τα αποτελέσματα με τα υπολογιστικά μοντέλα προσομοίωσης.
- Τέλος, η συγκεκριμένη κεραία θα μπορούσε, μετά την κατασκευή και τη μελέτη της, να αποτελέσει μέρος ενός πραγματικού συστήματος βιοϊατρικής τηλεμετρίας για την εξέταση του λεπτού εντέρου.

Βιβλιογραφία

- [1] Y. Rahmat-Samii, "Antennas in Communications, Biotelemetry and Medical Applications: Cellphone, Wearable, Implantable and Ingestible", *International Union of Radio Science*, Chicago, USA, 7-16 August 2008.
- [2] P. Zoll, "Resuscitation of the heart in ventricular standstill by external stimulation", *New Eng. J. Med.*, 1952.
- [3] J. Gemio, J. Parron, and J. Soler, "Human body effects on implantable antennas for ISM bands applications: models comparison and propagation losses study," *Progress In Electromagnetics Research*, Vol. 110, pp. 437–452, 2010.
- [4] A. Kiourti, "Biomedical Telemetry: Communication between implanted devices and the external world," *Opticon 1826 (University College London academic journal)*, Vol. 8, pp. 1-7, 2010.
- [5] P. S. Hall, and Y. Hao, "Antennas and Propagation for Body-Centric Wireless Communications", Norwood, MA, USA : Artech House, 2006.
- [6] R. A. M. Receveur, F. W. Lindemans, and N. F. de Rooij, "Microsystem technologies for implantable applications," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, Vol. 17, pp. 50–80, 2007.
- [7] W. G. Scanlon, N. E. Evans, and Z. M. McCreesh, "RF Performance of a 418 MHz Radio Telemeter Packaged for Hum an Vaginal Placement," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 44 (5), pp. 427-430, 1997.
- [8] D. Wessels, "Implantable Pacemakers and Defibrillators: Device Overview and EMI Considerations," *Proceedings of the IEEE International Symposium on Electromagnetic Compatibility (EMC 2002)*, Vol. 2, pp. 911-915, Minneapolis, USA, 19-23 August 2002.
- [9] K. Guillory, and R. A. Normann, "A 100-Channel System for Real Time Detection and Storage of Extracellular Spike Waveforms," *Journal of Neuroscience Methods*, Vol. 91, pp. 21-29, 1999.
- [10] M. C. Shults, R. K. Rhodes, S. J. Updike, J. Gilligan, and W. N. Reining, "A Telemetry-Instrumentation System for Monitoring Multiple Subcutaneously Implanted Glucose Sensors," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 41, pp. 937-942, 1994.
- [11] T. Buchegger, G. Obberger, A. Reizenhahn, E. Hochmair, A. Stelzer, and A. Springer, "Ultra-Wideband Transceivers for Cochlear Implants," *EURASIP Journal on Applied Signal Processing*, Vol. 18, pp. 3069-3075, 2005.

- [12] K. Gosalia, G. Lazzi, and M. Humayun, "Investigation of Microwave Data Telemetry Link for a Retinal Prosthesis," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, Vol. 52, pp. 1925-1932, 2004.
- [13] P. Kim, S. Lee, J. H. Park, and J. Park, "Design and Fabrication of a Locomotive Mechanism for Capsule-Type Endoscopes Using Shape Memory Alloys (SMAs)," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Vol. 10, pp. 77-86, 2005.
- [14] G. Pan, and L. Wang, "Swallowable Wireless Capsule Endoscopy: Progress and Technical Challenges," *Gastroenterology Research and Practice*, Vol. 2012, pp. 24-33, 2012.
- [15] G. Ciuti, A. Menciassi, and P. Dario, "Capsule Endoscopy: From Current Achievements to Open Challenges," *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, Vol. 4, pp. 59-72, 2011.
- [16] Π. Αποστολόπουλος, Χ. Καλαντζής, και Ν. Καλαντζής, "Ενδοσκόπηση του λεπτού εντέρου με κάψουλα Pillcam SB™", *Info Respiratory & Internal Medicine*, Vol. 39, pp. 14-20, 2010.
- [17] S. H. Lee, J. Lee, Y. J. Yoon, S. Park, C. Cheon, K. Kim, and S. Nam, "A Wideband Spiral Antenna for Ingestible Capsule Endoscope Systems: Experimental Results in a Human Phantom and a Pig", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 58, pp. 1734-1741, 2011.
- [18] P. Izdebski, H. Rajagopalan, and Y. Rahmat-Samii, "Ingestible Capsule Antenna for Bio-Telemetry", *IEEE International Workshop on Antenna Technology*, (iWAT), pp. 1-4, Santa Monica, California, USA, 2-4 March 2009.
- [19] G. G. Iddan, G. Meron, A. Glukhovsky, and P. Swain, "Wireless capsule endoscopy," *Nature*, Vol. 405, pp. 417-423, 2000.
- [20] F. Carpi, S. Galbiati, and A. Carpi, "Controlled navigation of endoscopic capsules: Concept and preliminary experimental investigations," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 54, pp. 2028-2036, 2007.
- [21] H. M. Kim, S. Yang, J. Kim, S. Park, J. H. Cho, J. Y. Park, T. S. Kim, E.- S. Yoon, S. Y. Song, and S. Bang, "Active locomotion of a paddling-based capsule endoscope in an *in vitro* and *in vivo* experiment (with videos)," *Gastrointestinal Endoscopy*, Vol. 72 (2), pp. 381-387, 2010.
- [22] P. Chi, J. Yao, S. Han, X. Xie, G. Li, and Z. Wang, "Low-power transceiver analog front-end circuits for bidirectional high data rate wireless telemetry in medical endoscopy applications," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 54 (7), pp. 1291-1299, 2007.
- [23] S. Itoh, S. Kawahito, and S. Terakawa, "A 2.6 mW 2fps QVGA CMOS one-chip wireless camera with digital image transmission function for capsule endoscopes," *IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS)*, pp. 3353-3356, Island of Kos, Greece, 21-24 May 2006.

- [24] K. A. Psathas, A. P. Keliris, A. Kiourti, and K. S. Nikita, "Operation of Ingestible Antennas along the Gastrointestinal Tract: Detuning and Performance", *IEEE 13th International Conference on Bioinformatics and Bioengineering (BIBE)*, Chania, Greece, 10-13 November 2013.
- [25] R. S. Mackay, and P. Jacobson, "Endoradiosonde," *Nature*, Vol. 179, pp. 1239–1240, 1957.
- [26] W. Watson, S. J. Meldrum, H. C. Riddle, R. L. Brown, and G. E. Sladen, "pH profile of gut as measured by radio telemetry capsule," *Medicine*, Vol. 2, pp. 104–106, 1972.
- [27] A. Moglia, A. Menciassi, M. O. Schurr, and P. Dario, "Wireless capsule endoscopy: from diagnostic devices to multipurpose robotic systems," *Biomedical Microdevices*, Vol. 9, pp. 235-243, 2007.
- [28] T. Nakamura, and A. Terano, "Capsule endoscopy: past, present, and future," *Journal of Gastroenterology*, Vol. 43, pp. 93-99, 2008.
- [29] Χ. Τζαθάς, Σ. Χαραλαμπίδης, "Ένδοσκόπηση με ασύρματη κάψουλα", *Επιστημονικά χρονικά*, Vol. 17(3), pp. 136-138, 2012.
- [30] G. Iddan, G. Meron, A. Glukhovsky, and P. Swain, "Wireless Capsule Endoscopy," *Nature*, Vol. 405, pp. 417-423, 2000.
- [31] M. Rasouli, A. P. Kencana, V. A. Huynh, E. K. Ting, J. C. Y. Lai, L. S. J. Phee, "Wireless Capsule Endoscopes for Enhanced Diagnostic Inspection of Gastrointestinal Tract," *IEEE Conference Robotics Automation and Mechatronics (RAM)*, pp. 68-71, TBD Singapore, 28-30 June 2010.
- [32] A. Glukhovsky, "Wireless capsule endoscopy," *Sensor Review*, Vol. 23 (2), pp. 128–133, 2003.
- [33] L. Wang, T. D. Drysdale, and D. R. S. Cumming, "In situ characterization of two wireless transmission schemes for ingestible capsules," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 54 (11), pp. 2020–2027, 2007.
- [34] H. Rajagopalan, and Y. Rahmat-Samii, "Novel Ingestible Capsule Antenna Designs for Medical Monitoring and Diagnostics", *Proceedings of the Fourth European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP)*, pp. 1-5, Barcelona, Spain, 12-16 April 2010.
- [35] H. Rajagopalan and Y. Rahmat-Samii, "Wireless Medical Telemetry Characterization for Ingestible Capsule Antenna Designs", *IEEE Antennas And Wireless Propagation Letters*, Vol. 11, pp. 1679-1682, 2012.
- [36] G. Ciuti, A. Menciassi, and P. Dario, "Capsule Endoscopy: From Current Achievements to Open Challenges," *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, Vol. 4, pp. 59-72, 2011.

[37] P. M. Izdebski, H. Rajagopalan, and Y. Rahmat-Samii, "Conformal Ingestible Capsule Antenna: A Novel Chandelier Meandered design," *IEEE Transactions Antennas and Propagation*, Vol. 57, pp. 900-909, 2009.

[38] Σ. Δ. Λαδάς, "Από τον οισοφάγο, το λεπτό ως το παχύ έντερο, " [Ηλεκτρονικό]. Διαθέσιμο: ladas.pblogs.gr, 2013 .

[39] P. Horn, "System And Method For Determining Path Lengths Through A Body Lumen" 2006/0036166 A1, 2006.

[40] C. Hu, M. Q.-H. Meng, M. Mandal, and X. Wang, "3-Axis Magnetic Sensor Array System for Tracking Magnet's Position and Orientation" *Proceedings of the 6th World Congress on Intelligent Control and Automation*, Dalian, Vol. 2, pp. 5304-5308, Dalian, China, June 21 - 23, 2006.

[41] X. Wang, M. Q.-H. Meng, and C. Hu, "A Localization Method Using 3-axis Magnetoresistive Sensors for Tracking of Capsule Endoscope", *Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference*, pp. 2522-2525, New York City, USA, August 30-September 3, 2006.

[42] P. Frisch et al. "System and method for motility measurement and analysis", 2006.

[43] L. Xu, M. Q.-H. Men, H. Ren, and Y. Chan, "Radiation Characteristics of Ingestible Wireless Devices in Human Intestine Following Radio Frequency Exposure at 430, 800, 1200, and 2400 MHz", *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, Vol. 57 (8), pp. 2418-2428, 2009.

[44] J. Ung, and T. Karacolak, "A Wideband Implantable Antenna for Continuous Health Monitoring in the MedRadio and ISM Bands", *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, Vol. 11, pp. 1642-1645, 2013.

[45] H. Rajagopalan, and Y. Rahmat-Samii, "Link Budget Analysis and Characterization for Ingestible Capsule Antenna," *2010 International Workshop on Antenna Technology (iWAT)*, pp. 1-4, Lisbon, 1-3 March 2010.

[46] Z. Tang, A. Smith, J. H. Schild, and P. H. Peckham, "Data Transmission from an Implantable Biotelemeter by Load-ShiftKeying Using Circuit Configuration Modulator," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 42 (5), pp. 524-528, 1995.

[47] P. Valdastrì, A. Menciasì, A. Arena, C. Caccamo, and P. Dario, "An Implantable Telemetry Platform System for In Vivo Monitoring of Physiological Parameters," *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, Vol. 8 (3), pp. 271-278, 2004.

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

- [49] A. Kiourti and K. S. Nikita, "Recent Advances in Implantable Antennas for Medical Telemetry," *IEEE Antennas and Propagation Magazine*, Vol. 54, pp. 190-199, 2012.
- [50] "Medical Implant Communications Service (MICS) Federal Register," *Rules Regulations*, Vol 64 (240), pp. 69926-69934, 1999.
- [51] "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.
- [52] K. A. Psathas, A. Kiourti, and K. S. Nikita, "A Novel Conformal Antenna for Ingestible Capsule Endoscopy in the MedRadio Band", *Progress In Electromagnetics Research Symposium Proceedings*, Stockholm, pp. 1899-1902, Sweden, August 12-15, 2013.
- [53] S. I. Kwak, K. Chang, and Y. J. Yoon, "The helical antenna for the capsule endoscope," *Proceedings in IEEE International Symposium on Antennas and Propagation*, Vol. 2, pp. 804–807, 2005.
- [54] S. Lee, J. Lee, Y. Yoon, and S. Park, "A wideband spiral antenna for ingestible capsule endoscope systems: Experimental results in a human phantom and a pig," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 58 (6), pp. 1734–1741, 2011.
- [55] X. Cheng, D. E. Senior, K. Cheolbok, and Y.-K.Yoon, "A compact omnidirectional self-packaged patch antenna with complementary splitting resonator loading for wireless endoscope applications," *IEEE Antennas Wireless Propagation Letters*, Vol. 10, pp. 1532–1535, 2011.
- [56] P. Izdebski, H. Rajagopalan, and Y. Rahmat-Samii, "Conformal ingestible capsule antenna: A novel chandelier meandered design," *IEEE Transactions on Antennas Propagation*, Vol. 57 (4), pp. 900–909, 2009.
- [57] IEEE, "Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radiofrequency Electromagnetic Fields, 3kHz to 300 GHz," ed, Standard C.95.1-1999.
- [58] IEEE, "Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radiofrequency Electromagnetic Fields, 3kHz to 300 GHz," Standard C.95.1-2005.
- [59] N. Vidal, S. Curto, J. M. Lopez Villegas, J. Sieiro, and F. M. Ramos, "Detuning Study of implantable antennas inside the human body," *Progress In Electromagnetics Research*, Vol. 124, pp. 265–283, 2012.
- [60] K. Kwon, S. Lee, W. Seo, and J. Choi, "Design of an antenna for an ingestible capsule endoscope system", *3rd IEEE International Conference on Network Infrastructure and Digital Content (IC-NIDC)*, pp. 62-65, Beijing, China, 21-23 September 2012.

[61] C. M. Furse, “Biomedical telemetry: Today’s opportunities and challenges,” *IEEE Workshop on Antenna Technology Small Antennas and Novel Metamaterials*, pp. 1-4, Santa Monica, California, USA, 2-4 March 2009.

[62] J. Johnson, “Statistical analysis of detuning effects for implantable microstrip antennas,” Ph.D. Thesis, University of Utah, 2007.

[63] A. Peyman, A. A. Rezazadeh, and C. Gabriel, “Changes in the dielectric properties of rat tissue as a function of age at microwave frequencies,” *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 46, pp. 1617–1629, 2001.

[64] H. N. Mayrovitz, M. Bernal, and S. Carson, “Gender differences in facial skin dielectric constant measured at 300MHz,” in *Skin Research and Technology*. Hoboken, NJ, USA: Wiley, pp. 1–7, 2011.

[65] F. Jaspard, and M. Nadi, “Dielectric properties of blood: An investigation of temperature dependence,” *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 23, pp. 547–554, 2002.

[66] M. Lazebnik, M. C. Converse, J. H. Booske, and S. C. Hagness, “Ultrawideband temperature-dependent dielectric properties of animal liver tissue in the microwave frequency range,” *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 51, pp. 1941–1955, 2006.

[67] C. A. Balanis “Κεραίες: Ανάλυση & Σχεδίαση” πρώτη ελληνική έκδοση, Εκδόσεις ΙΩΝ.

[68] Α. Δ. Κιουρτή, “Ανάπτυξη Εμφυτεύσιμων Κεραιών για Εφαρμογές Ασύρματης Ιατρικής Τηλεμετρίας”, Διδακτορική Διατριβή, Αθήνα, 2012.

[69] Ι. Τσαλαμέγκας, Ι. Ρουμελιώτης, “Ηλεκτρομαγνητικά Πεδία και Κύματα” Τόμος Α, Εκδόσεις Τζιόλα.

[70] Ε. Ζερή, Διπλωματική Εργασία “Εφαρμογή μεθόδου FDTD στη σχεδίαση ιονοσφαιρικών ραδιοζεύξεων”, Θεσσαλονίκη, 2012.

[71] J. Schneider “Understanding the Finite-Difference Time-Domain Method”, Washington State University.

[72] C. M. Furse, Lecture: “The Finite-Difference Time- Domain Method (FDTD),” University of Utah.