



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ
ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ ΚΑΙ
ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

Σχεδίαση Εμφυτεύσιμων Κεραιών Μεγάλου Εύρους Ζώνης
για Εφαρμογές Ασύρματης Τηλεμετρίας

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΔΗΜΟΣΘΕΝΗΣ Σ. ΖΟΥΡΝΑΤΖΗΣ

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

Αθήνα, Ιούλιος 2014



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ
ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ ΚΑΙ
ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

Σχεδίαση Εμφυτεύσιμων Κεραιών Μεγάλου Εύρους Ζώνης για Εφαρμογές Ασύρματης Τηλεμετρίας

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΔΗΜΟΣΘΕΝΗΣ Σ. ΖΟΥΡΝΑΤΖΗΣ

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

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 29/07/2014

.....

Κωνσταντίνα Νικήτα

Καθηγήτρια Ε.Μ.Π

.....

Γιώργος Ματσόπουλος

Επ. Καθηγητής Ε.Μ.Π

.....

Δημήτριος-Διονύσιος Κουτσούρης

Καθηγητής Ε.Μ.Π

Αθήνα, Ιούλιος 2014

.....
Δημοσθένης Σ. Ζουρνατζής

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

Copyright © Δημοσθένης Ζουρνατζής, 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

Τα τελευταία χρόνια έχει παρατηρηθεί ένα αυξημένο ενδιαφέρον της επιστημονικής κοινότητας στις εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις. Αυτές οι συσκευές χρησιμοποιούνται σε μεγάλο αριθμό ιατρικών εφαρμογών, και η εξέλιξή τους δημιουργεί νέες προοπτικές προς όφελος των ασθενών. Ο έλεγχος της διαδικασίας και η εξαγωγή των σημαντικών βιοσημάτων που συλλέγουν οι εμφυτεύσιμες διατάξεις γίνεται μέσω ενός συστήματος ιατρικής τηλεμετρίας, όπου το εμφύτευμα επικοινωνεί με μια εξωτερική διάταξη. Πλέον, αυτή η επικοινωνία γίνεται ασύρματα εξαιτίας μιας μικροσκοπικής κεραίας που είναι ενσωματωμένη στην εμφυτεύσιμη διάταξη.

Σκοπός της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι η σχεδίαση μιας πρωτότυπης μικροσκοπικής εμφυτεύσιμης κεραίας μεγάλου εύρους ζώνης που θα λειτουργεί στην ζώνη MedRadio (Medical Device Radiocommunications Service, 401-406 MHz). Στην φάση της σχεδίασης δόθηκε έμφαση στην επίτευξη όσο το δυνατόν μεγαλύτερου εύρους ζώνης συχνοτήτων μέσα στο οποίο η κεραία θα παραμένει συντονισμένη. Το βασικότερο πλεονέκτημα που επιφέρει το μεγάλο εύρος ζώνης είναι η δυνατότητα σχεδίασης κεραιών που θα μπορούν να λειτουργούν σε πολλές διαφορετικές ιατρικές εφαρμογές χωρίς να απαιτούνται κάθε φορά αλλαγές στις σχεδιαστικές παραμέτρους ώστε να διατηρούν το συντονισμό τους. Στο πλαίσιο της παρούσας εργασίας σχεδιάστηκε μια κεραία μικροταινίας μεγάλου εύρους ζώνης. Έπειτα, πραγματοποιήθηκε παραμετρική μελέτη των σχεδιαστικών παραμέτρων της για να εκτιμηθούν οι επιπτώσεις τυχόν μικρών κατασκευαστικών αστοχιών στην απόδοσή της. Τέλος, μελετήθηκαν οι επιδόσεις συντονισμού και ακτινοβολίας της κεραίας εντός κανονικού μοντέλου ανθρώπινου κεφαλιού, και εξήχθησαν συμπεράσματα που αναδεικνύουν την σημασία του μεγάλου εύρους ζώνης.

Εκτός του κυρίου μέρους της διπλωματικής εργασίας που είναι η σχεδίαση της κεραίας, παρουσιάζεται μια αριθμητική μέθοδος μέτρησης των ηλεκτρικών ιδιοτήτων υγρών προσομοιωμάτων. Η μέθοδος αυτή χρησιμοποιείται για τον καθορισμό υλικών με διαφορετικές ιδιότητες που εφαρμόζονται στην παραμετρική μελέτη της πρωτότυπης κεραίας μεγάλου εύρους ζώνης.

Λέξεις Κλειδιά: εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις, ιατρική τηλεμετρία, πρωτότυπη μικροσκοπική εμφυτεύσιμη κεραία, εύρος ζώνης, MedRadio, κανονικό αριθμητικό μοντέλο, μέθοδος μέτρησης ηλεκτρικών ιδιοτήτων.

Abstract

In recent years there has been an increased interest of the scientific community in implantable medical devices. These devices are used in a great number of medical applications, and their development can create new prospects in benefit of the patients. Both the control of the procedure and the extraction of the important biosignals collected by the implantable devices is achieved through a medical telemetry system, where the implant communicates with an external device. Nowadays, this communication is done with the help of a microscopic antenna integrated within the implantable device.

The aim of this diploma thesis is the design of a novel microscopic implantable wide bandwidth antenna which will operate in the MedRadio band (Medical Device Radiocommunications Service, 401-406 MHz). During the design process emphasis was given in achieving the wider possible bandwidth in which the antenna will remain functional. The main advantage of a wide bandwidth is the potential of antenna designs capable operating in many different medical applications without the need of altering the design parameters every time. In this thesis a wide bandwidth microstrip antenna was designed. Then, a parametric study of the design parameters was held so that the effects of any constructional defects could be estimated. Finally, coordination and resonance performance of the antenna were studied inside a canonical human head phantom model, where the results highlighted the importance of a wide frequency bandwidth.

Aside from the main part of the diploma thesis which is the design of the antenna, a numerical measurement method of the electric properties of liquid phantoms is introduced. Using this method, a number of phantoms with different electrical properties is defined to be a part of the parametric study of the novel wide bandwidth antenna.

Keywords: implantable medical devices, medical telemetry, novel microscopic implantable antenna, bandwidth, MedRadio, canonical numerical phantom, electrical properties measurement method.

Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω την επιβλέπουσα καθηγήτρια Δρ. Κωνσταντίνα Νικήτα για την εμπιστοσύνη που μου επέδειξε αναθέτοντάς μου την παρούσα διπλωματική εργασία. Επίσης, την διδάκτορα Ασημένια Κιούρτη για την καθοριστική βοήθεια και συνεργασία σε όλα τα στάδια της εργασίας. Τέλος, ευχαριστώ θερμά όλα αυτά τα αγαπημένα πρόσωπα που πορεύτηκαν δίπλα μου δίνοντας μου δύναμη όλα αυτά τα χρόνια.

Περισσότερο από όλους θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένειά μου για την ανεξάντλητη υποστήριξη και υπομονή σε ότι και αν έχω κάνει στην ζωή μου.

Περιεχόμενα

Περιεχόμενα Σχημάτων	ix
Περιεχόμενα Πινάκων	xi
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 Εισαγωγή.....	1
1.1 Γενικά.....	1
1.2 Ιατρική τηλεμετρία.....	1
1.3 Εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις	3
1.4 Σχεδιαστικές προκλήσεις εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων	8
1.5 Αντικείμενο διπλωματικής εργασίας	12
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 Θεωρητικό υπόβαθρο	15
2.1 Κεραίες μικροταινίας (microstrip antennas)	15
2.1.1 Βασικά χαρακτηριστικά.....	16
2.1.2 Κυκλική κεραία μικροταινίας	18
2.2 Τεχνικές σμίκρυνσης και βελτιστοποίησης.....	19
2.3 Βασικές παράμετροι επιδόσεων κεραιών μικροταινίας.....	22
2.3.1 Επιδόσεις συντονισμού.....	22
2.3.2 Επιδόσεις ακτινοβολίας	24
2.3.3 Επιδόσεις ασφαλείας	26
2.4 Ηλεκτρικές ιδιότητες και μοντέλα προσομοίωσης των βιολογικών ιστών	27
2.5 Μέθοδος πεπερασμένων στοιχείων	32
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 Μέτρηση των ηλεκτρικών ιδιοτήτων προσομοιωμάτων	35
3.1 Προτεινόμενη πειραματική μέθοδος της βιβλιογραφίας	35
3.1.1 Περιγραφή	36
3.1.2 Πειραματικές μετρήσεις.....	38
3.2 Αριθμητική μέθοδος προσδιορισμού των ηλεκτρικών ιδιοτήτων	46
3.2.1 Περιγραφή	46
3.2.2 Υπολογιστικά αποτελέσματα.....	49
3.3 Συμπεράσματα.....	49
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4 Πρωτότυπη μικροσκοπική εμφυτεύσιμη κεραία MedRadio μεγάλου εύρους ζώνης.....	53
4.1 Σχεδίαση	53
4.2 Παραμετρική μελέτη	61

4.2.1 Μεταβολή μήκους εγκοπών	61
4.2.2 Μεταβολή πάχους εγκοπών	63
4.2.3 Μεταβολή θέσης αγωγού βραχυκύκλωσης.....	64
4.2.4 Μεταβολή θέσης αγωγού τροφοδοσίας.....	66
4.2.5 Μεταβολή ακτίνας.....	67
4.2.6 Μεταβολή βάθους εμφύτευσης και ηλεκτρικών ιδιοτήτων προσομοιώματος... 68	
4.3 Επιδόσεις κεραίας εντός κανονικού μοντέλου ανθρώπινου κεφαλιού	74
4.3.1 Επιδόσεις συντονισμού.....	75
4.3.2 Επιδόσεις ακτινοβολίας	76
4.3.3 Επιδόσεις ασφαλείας	77
4.4 Συμπεράσματα.....	80
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5 Σύνοψη και συμπεράσματα	83
5.1 Σύνοψη διπλωματικής εργασίας.....	83
5.2 Συμπεράσματα και μελλοντικές προεκτάσεις	85
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ	91
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	101

Περιεχόμενα Σχημάτων

Σχ. 1.1	Απεικόνιση συστημάτων ιατρικής τηλεμετρίας	2
Σχ. 1.2	Καρδιακός βηματοδότης	4
Σχ. 1.3	Σύστημα τηλεμετρίας βηματοδότη με χρήση και της ζώνης MICS	4
Σχ. 1.4	Κοχλιακό εμφύτευμα μετά από τοποθέτηση	5
Σχ. 1.5	Εμφύτευμα αμφιβληστροειδούς	6
Σχ. 1.6	Εξωτερικός εξοπλισμός	6
Σχ. 1.7	Σύστημα μέτρησης ενδοκράνιας πίεσης	7
Σχ. 1.8	Σύστημα νευροδιέγερσης μυ για χέρι	8
Σχ. 1.9	Ολοκληρωμένο σύστημα ιατρικής τηλεμετρίας με τροφοδοσία μέσω επαγωγικής σύζευξης και αμφίδρομης μεταφοράς πληροφοριών	10
Σχ. 2.1	Διαμόρφωση κεραίας μικροταινίας	16
Σχ. 2.2	Συνήθη σχήματα αγώγιμων ταινιών ακτινοβολίας	16
Σχ. 2.3	Μέθοδοι τροφοδοσίας κεραίας μικροταινίας i) μικροταινιακή γραμμή, ii) ομοαξονικός σηματοδότης, iii) σύζευξη μέσω ανοίγματος, iv) άμεση σύζευξη	17
Σχ. 2.4	Γεωμετρικά χαρακτηριστικά κυκλικής κεραίας μικροταινίας	18
Σχ. 2.5	Κεραίες μικροταινίας με προσθήκη i) μεταλλικού επίπεδου, ii) τμήματος μεταλλικού επίπεδου, iii) αγωγού βραχυκύκλωσης (shorting pin)	20
Σχ. 2.6	Γεωμετρία κυκλικής κεραίας μικροταινίας με εγκοπές στην ταινία ακτινοβολίας και με χρήση αγωγού βραχυκύκλωσης (shorting pin)	20
Σχ. 2.7	Κυκλική κεραία μικροταινίας με τροφοδοσία μέσω ομοαξονικού (probe) και χρήση ωμικής και χωρητικής αντίσταση	21
Σχ. 2.8	Δίκτυο N-θυρών όπου οι παράμετροι S περιγράφουν τις ισχύς των σημάτων που ανακλώνται ή διαδίδονται σε κάθε θύρα	23
Σχ. 2.9	Παράμετροι S δίθυρου δικτύου	23
Σχ. 2.10	Διαγράμματα ακτινοβολίας κεραίας στις τρεις αλλά και στις δυο διαστάσεις	25
Σχ. 2.11	ϵ_r και σ υγρού δέρματος στην ζώνη μικροκυμάτων	29
Σχ. 2.12	Κανονικά μοντέλα προσομοίωσης πολλών στρωμάτων	30
Σχ. 2.13	Κανονικά μοντέλα i) ομογενούς, ii) τριών στρωμάτων κεφαλιού και iii) ανθρωπινού κορμού	30
Σχ. 2.14	Ανατομικά μοντέλα ενηλίκων	31
Σχ. 2.15	Φυσικό μοντέλο ανθρώπινης κεφαλής για εργαστηριακές δοκιμές	32
Σχ. 2.16	Εφαρμογή της FEM για τον υπολογισμό στρεβλώσεων του στατικού μαγνητικού πεδίου MRI σάρωσης	33
Σχ. 3.1	Μέθοδοι μετρήσεων διηλεκτρικών ιδιοτήτων	36
Σχ. 3.2	Ομοαξονικό δοχείο για μετρήσεις μιγαδικής επιτρεπτότητας σε υγρά υλικά	37
Σχ. 3.3	Αριθμητικό μοντέλο του ομοαξονικού δοχείου	37
Σχ. 3.4	Αποτελέσματα μετρήσεων του ομοαξονικού δοχείου με αποσταγμένο νερό: i) πλάτος του S_{11} , ii) φάση του S_{11} , iii) πλάτος του S_{21} , και iv) φάση του S_{21}	38
Σχ. 3.5	Διαγράμματα πλάτους και γωνίας για τα S_{11} και S_{21} υγρού προσομοιώματος δέρματος	39

Σχ. 3.6 Σύγκριση ιδιοτήτων προσομοιώματος και πραγματικού ιστού δέρματος	39
Σχ. 3.7 Πλάτος και φάση S_{11} του phantom [A]	40
Σχ. 3.8 Πλάτος και φάση S_{21} του phantom [A]	41
Σχ. 3.9 Πλάτος και φάση S_{11} του phantom [B]	41
Σχ. 3.10 Πλάτος και φάση S_{21} του phantom [B]	42
Σχ. 3.11 Πλάτος και φάση S_{11} του phantom [Γ]	42
Σχ. 3.12 Πλάτος και φάση S_{21} του phantom [Γ]	43
Σχ. 3.13 Πλάτος και φάση S_{11} του phantom [Δ]	43
Σχ. 3.14 Πλάτος και φάση S_{21} του phantom [Δ]	44
Σχ. 3.15 Πλάτος και φάση S_{11} του phantom [E]	44
Σχ. 3.16 Πλάτος και φάση S_{21} του phantom [E]	45
Σχ. 4.1 Διάγραμμα συντελεστή σκέδασης $ S_{11} $ συναρτήσει της συχνότητας κεραίας μικροταινίας της βιβλιογραφίας	54
Σχ. 4.2 Πρωτότυπη κεραία μικροταινίας μεγάλου εύρους ζώνης i) επίπεδο αγωγίμης ταινίας patch, ii) επίπεδο γείωσης, iii) πλάγια όψη	56
Σχ. 4.3 Γεωμετρία της ταινίας ακτινοβολίας με χρήση περιγράμματος αναφοράς των παραμέτρων P,L,w	57
Σχ. 4.4 Γενικευμένο μοντέλο SLTM ανθρωπινού δέρματος για R=10.8mm Και d=4mm	58
Σχ. 4.5 Διάγραμμα $ S_{11} $ συναρτήσει της συχνότητας για προσομοίωση της πρωτότυπης κεραίας μικροταινίας μεγάλου εύρους ζώνης	59
Σχ. 4.6 Διάγραμμα κέρδους ακτινοβολίας της κεραίας στην συχνότητα 400MHz για προσομοίωση στο μοντέλο δέρματος	59
Σχ. 4.7 Διαγράμματα ειδικού ρυθμού απορρόφησης για i) 1g, ii) 10g μάζα ιστού	60
Σχ. 4.8 Διάγραμμα μέτρου συντελεστή ανάκλασης $ S_{11} $ προς τις ταυτόχρονες μεταβολές του μήκους των εγκοπών [1]-[5] στην συχνότητα 403.5MHz	62
Σχ. 4.9 Διαγράμματα $ S_{11} $ προς την συχνότητα για τις μεταβολές μήκους $\pm 0.3\text{mm}$ σε σχέση με το αρχικό διάγραμμα	62
Σχ. 4.10 Διάγραμμα μέτρου συντελεστή ανάκλασης $ S_{11} $ προς τις ταυτόχρονες μεταβολές του πάχους των εγκοπών [1]-[5] στην συχνότητα 403.5MHz	63
Σχ. 4.11 Διαγράμματα $ S_{11} $ προς την συχνότητα για τις μεταβολές πάχους $\pm 0.2\text{mm}$ σε σχέση με το αρχικό διάγραμμα	64
Σχ. 4.12 Διάγραμμα μέτρου συντελεστή ανάκλασης $ S_{11} $ για διαφορετικές θέσεις του shorting pin στην συχνότητα 403.5MHz	64
Σχ. 4.13 Διάγραμμα τιμών του $ S_{11} $ για περισσότερες θέσεις του αγωγού βραχυκύκλωσης .	65
Σχ. 4.14 Διαγράμματα $ S_{11} $ προς την συχνότητα για τις θέσεις αποσυντονισμού του shorting pin	65
Σχ. 4.15 Διάγραμμα μέτρου συντελεστή ανάκλασης $ S_{11} $ για διαφορετικές θέσεις του αγωγού τροφοδοσίας στην συχνότητα 403.5MHz	66
Σχ. 4.16 Διάγραμμα μέτρου συντελεστή ανάκλασης $ S_{11} $ για διαφορετικές ακτίνες υποστρωμάτων και επίπεδου γείωσης στην συχνότητα 403.5MHz	67
Σχ. 4.17 Διαγράμματα $ S_{11} $ προς την συχνότητα για εξωτερική ακτίνα R=10.6mm και R=11mm σε σχέση με το αρχικό διάγραμμα	68

Σχ. 4.18 Διάγραμμα μέτρου συντελεστή ανάκλασης $ S_{11} $ προς μεταβολές του βάθους εμφύτευσης στην συχνότητα 403.5MHz	69
Σχ. 4.19 Διαγράμματα $ S_{11} $ προς την συχνότητα για βάθος εμφύτευσης $d=2\text{mm}$ και $d=15\text{mm}$ σε σχέση με το αρχικό διάγραμμα	69
Σχ. 4.20 Διαγράμματα $ S_{11} $ συναρτήσει της συχνότητας για σταθερές και εξαρτημένες από την συχνότητα ηλεκτρικές ιδιότητες	70
Σχ. 4.21 Διάγραμμα $ S_{11} $ συναρτήσει της συχνότητας για το προσομοίωμα [A]	71
Σχ. 4.22 Διάγραμμα $ S_{11} $ συναρτήσει της συχνότητας για το προσομοίωμα [B]	71
Σχ. 4.23 Διάγραμμα $ S_{11} $ συναρτήσει της συχνότητας για το προσομοίωμα [Γ]	72
Σχ. 4.24 Διάγραμμα $ S_{11} $ συναρτήσει της συχνότητας για το προσομοίωμα [Δ]	72
Σχ. 4.25 Διάγραμμα $ S_{11} $ συναρτήσει της συχνότητας για το προσομοίωμα [E]	73
Σχ. 4.26 Αριθμητικό μοντέλο προσομοίωσης ανθρώπινου κεφαλιού	74
Σχ. 4.27 Διάγραμμα $ S_{11} $ συναρτήσει της συχνότητας για προσομοίωση έντος μοντέλου ανθρώπινου κεφαλιού	75
Σχ. 4.28 Διάγραμμα πραγματικού και φανταστικού μέρους της αντίστασης εισόδου Z_{in} της κεραίας	76
Σχ. 4.29 Διάγραμμα κέρδους ακτινοβολίας της κεραίας εντός κανονικού μοντέλου ανθρώπινου κεφαλιού	76
Σχ. 4.30 Κατανομή SAR για 1g ιστού	78
Σχ. 4.31 Κατανομή SAR για 10g ιστού	79
Σχ. 4.32 Διάγραμμα $ S_{11} $ συναρτήσει της συχνότητας κεραίας της βιβλιογραφίας για μοντέλο ανθρώπινου κεφαλιού	81
Σχ. Π-1 Διαγράμματα i) διηλεκτρικής σταθεράς και ii) ειδικής αγωγιμότητας του δέρματος συναρτήσει της συχνότητας	99
Σχ. Π-2 Διαγράμματα i) διηλεκτρικής σταθεράς και ii) ειδικής αγωγιμότητας του οστού συναρτήσει της συχνότητας	100
Σχ. Π-3 Διαγράμματα i) διηλεκτρικής σταθεράς και ii) ειδικής αγωγιμότητας της φαιάς ουσίας συναρτήσει της συχνότητας	100

Περιεχόμενα Πινάκων

Πίνακας 2.1: Διηλεκτρική σταθερά ιστών σε διαφορετικές συχνότητες	28
Πίνακας 2.2: Ειδική αγωγιμότητα ιστών σε διαφορετικές συχνότητες	28
Πίνακας 3.1: Τιμές παραμέτρων S για τα προσομοιώματα στην συχνότητα 404MHz	45
Πίνακας 3.2: Διηλεκτρική σταθερά και ειδική αγωγιμότητα των προσομοιωμάτων μέσω παρατήρησης	45
Πίνακας 3.3: Διηλεκτρική σταθερά και ειδική αγωγιμότητα των προσομοιωμάτων μέσω αριθμητικής μεθόδου	49
Πίνακας 3.4: Συγκεντρωτικά αποτελέσματα (ϵ_r , σ) των δυο μεθόδων υπολογισμού	50
Πίνακας 3.5: Μ.Ο ποσοστιαίων σφαλμάτων των προσομοιωμάτων	50
Πίνακας 4.1: Πίνακας σχεδιαστικών παραμέτρων κεραίας μεγάλου εύρους ζώνης	57
Πίνακας 4.2: Μέσοι όροι ρυθμού απορρόφησης για μάζες ιστού 1g και 10 g	60

Πίνακας 4.3: Μέγιστες τιμές ισχύος τροφοδοσίας βάσει των προτύπων ασφαλείας	60
Πίνακας 4.4: Τιμές του $ S_{11} $ της κεραίας για προσομοιώσεις στα phantoms [A]-[E]	73
Πίνακας 4.5: Μέγιστες τιμές ισχύος τροφοδοσίας για προσομοίωση σε μοντέλου ανθρώπινου κεφαλιού	79
Πίνακας 5.1: Αποτελέσματα ηλεκτρικών ιδιοτήτων (ϵ_r , σ) και Μ.Ο σφαλμάτων των προσομοιωμάτων [A]-[E] και με τις δυο μεθόδους υπολογισμού	86
Πίνακας 5.2: Τιμές του $ S_{11} $ της κεραίας για προσομοιώσεις στα phantoms [A]-[E]	87
Πίνακας 5.3: Επιδόσεις κεραίας μεγάλου εύρους ζώνης εντός γενικού μοντέλου δέρματος και κανονικού μοντέλου ανθρώπινου κεφαλιού	88
Πίνακας Π1: Βάση δεδομένων των παραμέτρων $ S_{11} $, $S_{11}(\text{phase})$, $ S_{21} $ και $S_{21}(\text{phase})$ για συνδυασμούς (ϵ_r , σ)	91
Πίνακας Π2: Πυκνότητα μάζας βιολογικών ιστών	100

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

Εισαγωγή

Στο κεφάλαιο αυτό πραγματοποιείται μια εισαγωγή στις έννοιες των εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων και της ιατρικής τηλεμετρίας. Δίνονται παραδείγματα συστημάτων ιατρικής τηλεμετρίας καθώς και πληροφορίες σχετικά με την λειτουργία τους. Έπειτα γίνεται αναφορά στις προκλήσεις που έχουν να αντιμετωπίσουν οι σχεδιαστές ιατρικών διατάξεων και τέλος, παρουσιάζεται το αντικείμενο της συγκεκριμένης διπλωματικής εργασίας.

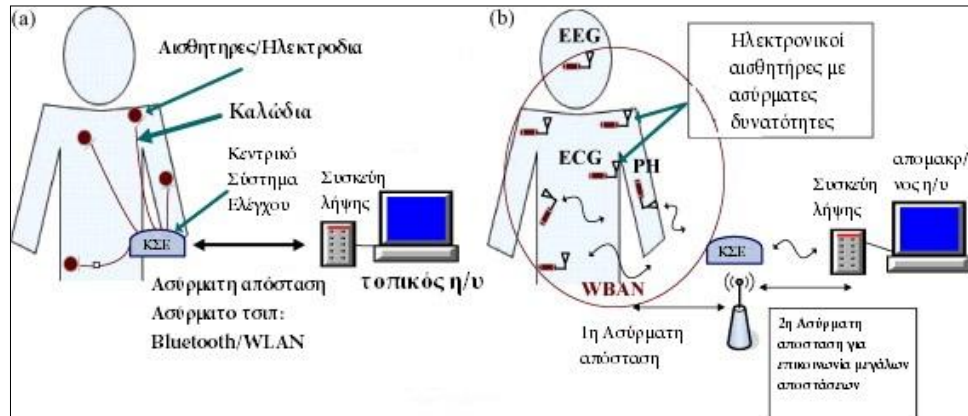
1.1 Γενικά

Η πρόοδος της τεχνολογίας με γρήγορους ρυθμούς ήταν φυσιολογικό να επηρεάσει την εξέλιξη της ιατρικής. Συγκεκριμένα, η καινοτομία στους τομείς των τηλεπικοινωνιών, της νανοτεχνολογίας υλικών και των μικροηλεκτρομηχανικών συστημάτων (MEMS) έχει οδηγήσει τους ερευνητές στην κατασκευή και εφαρμογή νέων διατάξεων προς όφελος των ασθενών. Ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζουν οι εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις (implantable medical devices, IMDs) που χρησιμοποιούνται σε αρκετές ιατρικές εφαρμογές, όπως η διάγνωση η θεραπεία και η παρακολούθηση βιοσημάτων του ασθενούς. Αυτές οι διατάξεις τοποθετούνται στο ανθρώπινο σώμα μέσω χειρουργικής επέμβασης. Για να έχουμε πρακτική εφαρμογή και σωστή αξιοποίηση των πληροφοριών που μας παρέχουν πρέπει να λυθεί το ζήτημα της αποκόμισης αυτών των πληροφοριών χωρίς την αφαίρεση της διάταξης με νέα χειρουργική επέμβαση, διαδικασία επίπονη για τον ασθενή.

1.2 Ιατρική τηλεμετρία

Ορίζουμε ως ιατρική τηλεμετρία όλες εκείνες τις διαδικασίες που επιτρέπουν την επικοινωνία των εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων με τον έξω κόσμο. Στο πρώιμο στάδιο εφαρμογής τέτοιων τεχνολογιών, η επικοινωνία της εμφυτεύσιμης διάταξης με τον έξω κόσμο επιτυγχανόταν με την χρήση καλωδίων. Πλέον είναι δυνατή η ασύρματη επικοινωνία, γεγονός που κάνει την τηλεμετρία λιγότερο επίπονη και ενοχλητική για τον ασθενή. Ένα σύστημα ιατρικής τηλεμετρίας αποτελείται συνήθως από την εμφυτεύσιμη διάταξη και την εξωτερική διάταξη έλεγχου. Οι δύο αυτές διατάξεις πρέπει να έχουν τη δυνατότητα ασύρματης επικοινωνίας μεταξύ τους με αμφίδρομη μετάδοση πληροφοριών. Στις περισσότερες περιπτώσεις είναι απαραίτητο η πληροφορία να έχει κατεύθυνση από την εμφυτεύσιμη διάταξη προς την εξωτερική διάταξη έλεγχου. Αυτή η

σύνδεση ονομάζεται μετάδοση άνω ζεύξης (uplink transmission), ενώ η αντίθετη διαδρομή από την εξωτερική διάταξη προς το εμφυτεύμα λέγεται μετάδοση κάτω ζεύξης (downlink transmission) [1],[2]. Στο Σχ. 1.1 παρουσιάζονται δυο γενικά συστήματα ιατρικής τηλεμετρίας.



Σχ. 1.1 Απεικόνιση συστημάτων ιατρικής τηλεμετρίας.

Η ασύρματη επικοινωνία μεταξύ εμφυτεύσιμης διάταξης και εξωτερικής διάταξης έλεγχου προϋποθέτει την χρήση κατάλληλων ζωνών συχνοτήτων. Την ευθύνη των προδιαγραφών λειτουργίας των συστημάτων ιατρικής τηλεμετρίας έχουν η Επιτροπή Ομοσπονδιακών Τηλεπικοινωνιών (Federal Communications Commission, FCC) και η Διεθνή Ένωση Τηλεπικοινωνιών (International Telecommunication Union, ITU). Η FCC έχει διαθέσει την ζώνη MICS (Medical Implant Communication Service) [3] αποκλειστικά για ασύρματη επικοινωνία εμφυτεύσιμων διατάξεων και έχει εύρος συχνοτήτων **402-405 MHz**. Αντίστοιχα η ITU έχει καθορίσει τη ζώνη ISM (Industrial, Scientific, Medical) [4] για χρήση σε βιομηχανικές, επιστημονικές και ιατρικές εφαρμογές με εύρος συχνοτήτων **6,78-245 GHz**.

Ενώ η ζώνη συχνοτήτων ISM έχει βρει εφαρμογή σε πολλές περιπτώσεις ιατρικών διατάξεων, η ζώνη MICS παρουσιάζει αρκετά χαρακτηριστικά που την καθιστούν την πιο διαδεδομένη επιλογή για εμφυτεύσιμες ιατρικές εφαρμογές. Όπως αναφέρθηκε παραπάνω η ζώνη MICS εφαρμόζεται αποκλειστικά για ασύρματη επικοινωνία εμφυτευμένων διατάξεων με τον έξω κόσμο ενώ έχει αποδειχθεί ότι είναι καταλληλότερη για διάδοση ραδιοκυμάτων στους ιστούς του ανθρωπίνου σώματος. Είναι χαμηλής ισχύος, μικρότερης των **25 μW** [3], με μικρότερες επιπτώσεις για το ανθρώπινο σώμα σε σχέση με ακτινοβολίες μεγαλύτερης ισχύος. Επίσης το μικρό εύρος ζώνης (402-405 MHz) χωρίζεται επιπλέον σε δέκα κανάλια εύρους 300 KHz και σε συνδυασμό με την μικρή εμβέλεια της διάταξης είναι δυνατή η ταυτόχρονη λειτουργία διαφορετικών διατάξεων στον ίδιο χώρο. Το 2009 η FCC δημιούργησε την υπηρεσία ραδιοεπικοινωνίας ιατρικών συσκευών (Medical Device Radiocommunications Service, MedRadio) [5] στο εύρος **401-406 MHz**. Στην ουσία πρόκειται για μια διεύρυνση της ζώνης MICS όπου προστέθηκαν δυο μικρές πλάγιες ζώνες (401-402MHz, 405-406MHz).

Όπως είναι λογικό διατάξεις σχεδιασμένες στην ζώνη MICS λειτουργούν παρόμοια και στην ζώνη MedRadio.

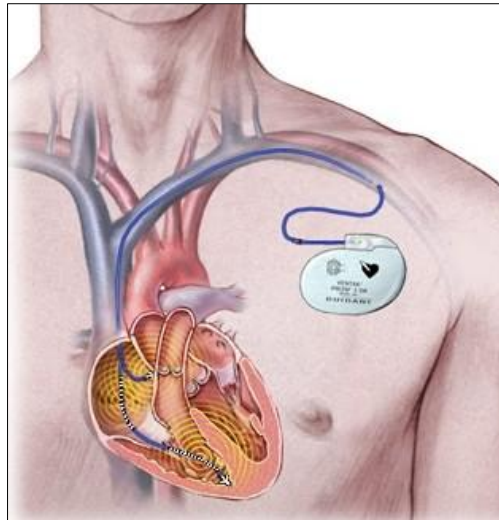
1.3 Εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις

Οι εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις αποτελούν το βασικότερο κομμάτι των συστημάτων ιατρικής τηλεμετρίας. Αυτές οι διατάξεις διαχωρίζονται σε δυο κατηγορίες: τους αισθητήρες και τους διεγέρτες. Συγκεκριμένα, οι αισθητήρες αποτελούνται από τις διατάξεις που στοχεύουν στην παρακολούθηση διαφόρων βιοσημάτων του ανθρώπινου σώματος όπως η θερμοκρασία του σώματος [6], η πίεση του αίματος [7], το ηλεκτροκαρδιογράφημα [8], το επίπεδο γλυκόζης στο αίμα [9], με σκοπό την έγκαιρη διάγνωση. Αντίστοιχα, οι διεγέρτες είναι οι συσκευές που έχουν ως σκοπό την θεραπεία. Παραδείγματα διεγερτών είναι διατάξεις αποκατάστασης όρασης [10], διατήρησης σταθερών καρδιακών παλμών [11], αποκατάστασης κίνησης ακρών από ακινησία [12],[24], έλεγχος ουροδόχου κύστης [13],[24] όπως και θεραπείας κώφωσης [14],[24]. Η αντλία ινσουλίνης [15] αποτελεί ένα ακόμα παράδειγμα διεγέρτη. Για να μπορέσουν τελικά οι ιατρικές διατάξεις να επικοινωνήσουν με τον εξωτερικό δέκτη έλεγχου, είτε είναι αισθητήρες είτε διεγέρτες, περιέχουν και μια κεραία.

Είναι πλέον φανερό ότι οι εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις (IMDs) δεν θεωρούνται κομμάτι θεωρητικών ερευνητικών μελετών αλλά είναι ένα ευρέως διαδεδομένο και μερικές φορές αναπόσπαστο τμήμα της σύγχρονης θεραπευτικής και διαγνωστικής ιατρικής. Τα παρακάτω παραδείγματα αποδεικνύουν τη σημασία τους.

Βηματοδότης

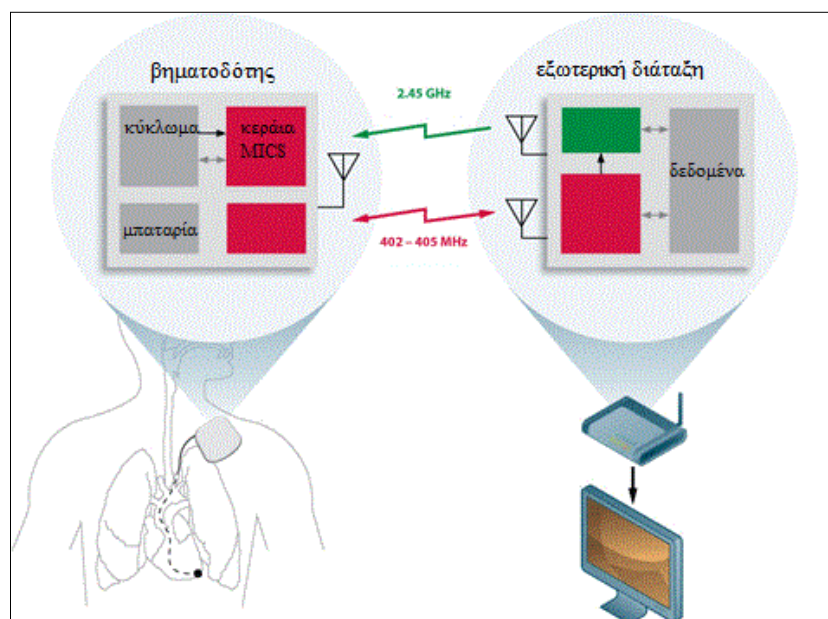
Ο καρδιακός βηματοδότης είναι από τις πιο διαδεδομένες εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις σήμερα. Σκοπός του βηματοδότη είναι η διατήρηση της ομαλής λειτουργίας της καρδιάς όσον αφορά τους καρδιακούς παλμούς. Η διάταξη αποτελείται από τη γεννήτρια που παράγει τα βηματοδοτικά ερεθίσματα και τα ηλεκτρόδια που αποδίδουν αυτά τα ερεθίσματα στην καρδιά [16],[17] όπως φαίνεται στο Σχ. 1.2.



Σχ. 1.2 Καρδιακός βηματοδότης.

Η τοποθέτηση στο ανθρώπινο σώμα γίνεται μέσω χειρουργικής επέμβασης. Οι τελευταίες γενιάς βηματοδότες έχουν τη δυνατότητα ρύθμισης των καρδιακών παλμών με αυτόματο τρόπο όπου αρχικά διαβάζουν τα σήματα της καρδιάς και έπειτα ρυθμίζουν την ακριβή ηλεκτρική διέγερση που απαιτείται να αποσταλεί στην περιοχή της καρδιάς μέσω των ηλεκτροδίων [17]. Με αυτόν το τρόπο το σύστημα αντιλαμβάνεται μόνο του τη διαφοροποίηση της δραστηριότητας του ασθενούς και αυτόματα προσαρμόζεται ώστε να παρέχει την απαραίτητη βοήθεια στην καρδιά.

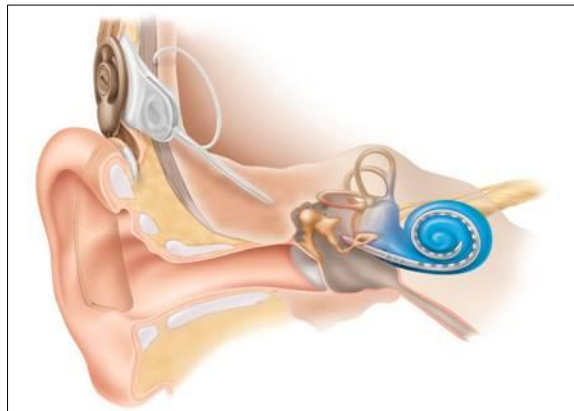
Ένα σύγχρονο σύστημα βηματοδότη εφαρμόζει άριστα της αρχές της ιατρικής τηλεμετρίας όπου επιτυγχάνεται άριστη ασύρματη ζεύξη με την εξωτερική διάταξη έλεγχου. Στο Σχ. 1.3 παρουσιάζεται ένα σύστημα τηλεμετρίας βηματοδότη.



Σχ. 1.3 Σύστημα τηλεμετρίας βηματοδότη με χρήση και της ζώνης MICS [18].

Εμφυτεύματα κοχλίας (cochlear implants)

Μια εξίσου διαδεδομένη εμφυτεύσιμη διάταξη αποτελεί το εμφύτευμα κοχλίας. Σκοπός αυτής της συσκευής είναι η πλήρης ή μερική αποκατάσταση του συστήματος ακοής του ασθενούς. Η διάταξη αποτελείται από το εξωτερικό και το εσωτερικό τμήμα. Το εσωτερικό τμήμα περιλαμβάνει το ειδικό εμφύτευμα και μια δέσμη ηλεκτροδίων που το συνδέουν με το εξωτερικό τμήμα. Τοποθετείται με χειρουργική επέμβαση σε αντίθεση με το εξωτερικό τμήμα της διάταξης που περιλαμβάνει τον πομπό και τον επεξεργαστή ομιλίας (speech processor) όπως φαίνεται στο Σχ. 1.4 [19],[24].



Σχ. 1.4 Κοχλιακό εμφύτευμα μετά από τοποθέτηση [20].

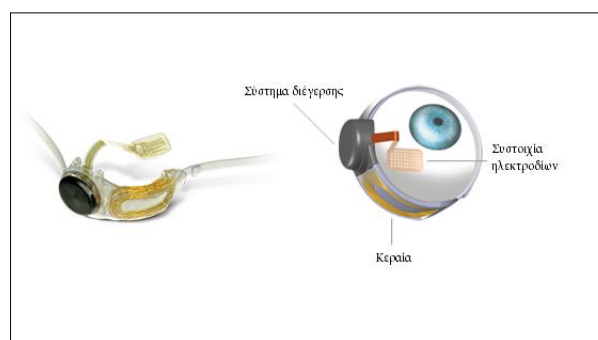
Η τεχνολογία πίσω από τα εμφυτεύματα κοχλίας εφαρμόζεται εδώ και αρκετά χρόνια και η ραγδαία εξέλιξη της όχι μόνο έχει βελτιώσει την απόδοση της διάταξης στο ακουστικό αποτέλεσμα, αλλά αναμένεται να οδηγήσει σε ακόμα μικρότερα μεγέθη και ασφαλέστερες τεχνικές τοποθέτησης του εμφυτεύματος.

Εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς (retinal implant)

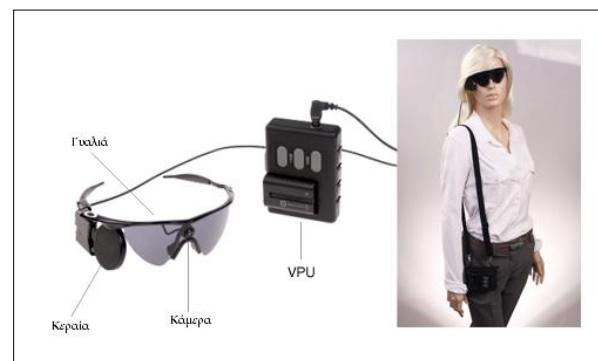
Όπως τα εμφυτεύματα κοχλίας εφαρμόζονται για το σύστημα της ακοής, αντίστοιχα τα εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς σκοπεύουν στην αποκατάσταση της όρασης. Η εφαρμογή τους συστήνεται σε ασθενείς που πάσχουν από εκφυλισμό του αμφιβληστροειδούς, μια πάθηση που οφείλεται στον εκφυλισμό της ωχράς κηλίδας ή σε μελαχρωστική αμφιβληστροειδοπάθεια [23]. Η λειτουργία των εμφυτευμάτων αμφιβληστροειδούς βασίζεται στην ηλεκτρική διέγερση των γάγγλιων κυττάρων της εσωτερικής επιφάνειας του αμφιβληστροειδούς που δεν έχουν εκφυλιστεί λόγω της πάθησης. Με άλλα λόγια, αντικαθιστούμε τα οπτικό ερέθισμα που θα διέδιδε ο υγιής αμφιβληστροειδής με ένα τεχνητό σήμα που αναλύεται από τα υγιή κύτταρα ως οπτικό σήμα [21],[22],[23],[24].

Μια σύγχρονη διάταξη εμφυτεύματος αμφιβληστροειδούς αποτελείται από τα εξής τμήματα:

- Το εμφύτευμα, που περιλαμβάνει το σύστημα διέγερσης του αμφιβληστροειδούς, την κεραία και τη συστοιχία ηλεκτροδίων. Τοποθετείται στην περιοχή του αμφιβληστροειδούς με εγχείρηση, Σχ. 1.5.
- Τον εξωτερικό εξοπλισμό, που περιλαμβάνει τα ειδικά γυαλιά, τη συσκευή επεξεργασίας εικόνας (vision procession unit, VPU) και το καλώδιο σύνδεσης των γυαλιών με τη VPU, Σχ. 1.6.



Σχ. 1.5 Εμφύτευμα αμφιβληστροειδούς [21].

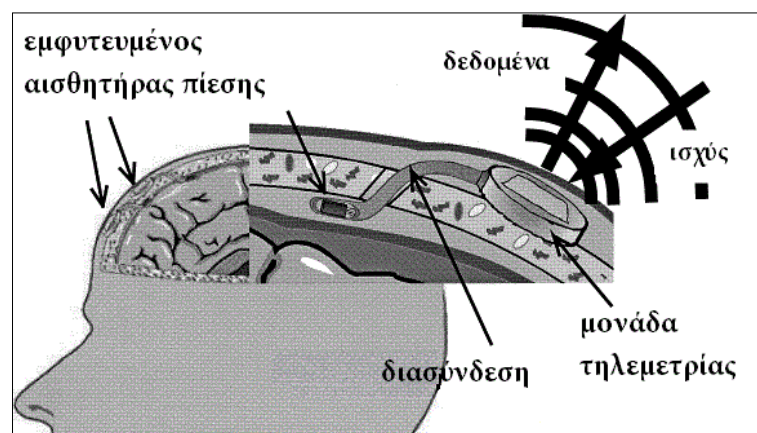


Σχ. 1.6 Εξωτερικός εξοπλισμός [21].

Η μικροσκοπική κάμερα που βρίσκεται στα ειδικά γυαλιά του ασθενούς συλλέγει μια σκηνή. Το βίντεο αυτό αποστέλλεται στον επεξεργαστή εικόνας (VPU) ο οποίος με την σειρά του το επεξεργάζεται και το τροποποιεί κατάλληλα πριν επιστρέψει και πάλι μέσω του καλωδίου στα γυαλιά. Από εκεί η τροποποιημένη πληροφορία της εικόνας μεταφέρεται ασύρματα προς την κεραία του εμφυτεύματος [22], [23]. Έπειτα, το σήμα φτάνει στην συστοιχία ηλεκτροδίων η οποία το εκπέμπει στην μορφή ηλεκτρικών παλμών, οδηγώντας την πληροφορία στα υγιή γάγγλια κύτταρα του αμφιβληστροειδούς.

Σύστημα μέτρησης ενδοκράνιας πίεσης (Intracranial pressure sensor system, ICP)

Ένα παράδειγμα εμφυτεύσιμης ιατρικής διάταξης τύπου αισθητήρα είναι το σύστημα μέτρησης ενδοκράνιας πίεσης (ICP). Το ICP αποτελείται από έναν αισθητήρα πίεσης και μια κεραία. Ο αισθητήρας πίεσης τοποθετείται επεμβατικά στο εσωτερικό του κρανίου του ασθενούς. Συνεπώς, το μέγεθός του πρέπει να είναι όσο το δυνατό μικρότερο, ώστε η επέμβαση να απαιτεί την μικρότερη δυνατή τομή. Μέσω της κεραίας αποστέλλονται οι σημαντικές πληροφορίες βιοσημάτων της ενδοκράνιας πίεσης σε μια εξωτερική μονάδα έλεγχου [24], [25]. Στο Σχ. 1.7 παρουσιάζεται ένα σύστημα μέτρησης ενδοκράνιας πίεσης.



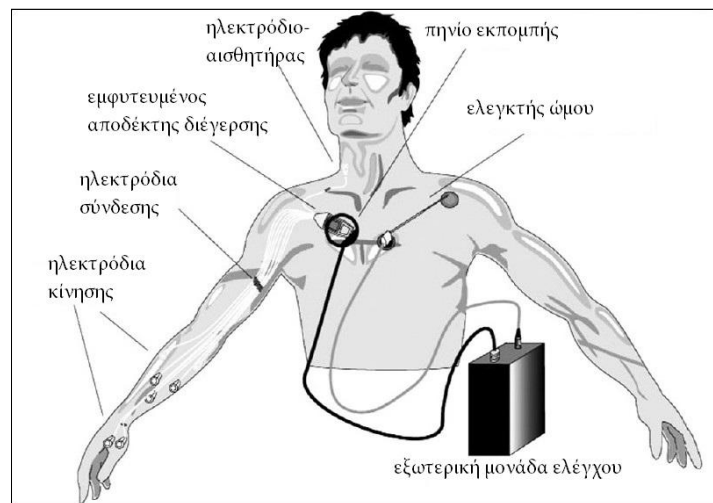
Σχ. 1.7 Σύστημα μέτρησης ενδοκράνιας πίεσης [25].

Αναλόγως την περίπτωση, η εμφυτευμένη διάταξη μπορεί να τοποθετηθεί για μεγάλο χρονικό διάστημα. Έτσι για την ασφάλεια του ασθενούς πρέπει να επιλεγούν τα κατάλληλα βιοσύμβατα υλικά για την κατασκευή της, και να υπάρχει δυνατότητα ασύρματης τροφοδοσίας (π.χ. μέσω επαγωγικής σύζευξης).

Σύστημα νευροδιέγερσης για αποκατάσταση της κίνησης των ακρών

Τα συστήματα νευρομυϊκής διέγερσης έχουν αρκετές εφαρμογές. Εκτός από περιπτώσεις δυσλειτουργίας του αναπνευστικού, του εντέρου και της ουροδόχου κύστης, χρησιμοποιούνται κυρίως για την αποκατάσταση κίνησης των άκρων ασθενών που υπέστησαν τραύμα ή ακόμα και εγκεφαλικό [24]. Η αποκατάσταση της κίνησης επιτυγχάνεται μέσω του συστήματος ως εξής: Εντός του σώματος του ασθενούς εμφυτεύεται μια ιατρική διάταξη που έχει σκοπό την παράγωγή ηλεκτρικών παλμών και τη μεταφορά τους στο κατάλληλο νεύρο, διεγείροντας έτσι το μυ [24],[27]. Η εμφυτεύσιμη διάταξη ελέγχεται μέσω τηλεμετρίας με μια εξωτερική μονάδα η οποία καθορίζει τις απαραίτητες εντολές και ενδεχομένως τροφοδοτεί επαγωγικά την

εσωτερική διάταξη. Στο Σχ. 1.8 παρουσιάζονται τα τμήματα ενός συστήματος νευροδιέγερσης μυ στο χέρι.



Σχ. 1.8 Σύστημα νευροδιέγερσης μυ για χέρι [26].

1.4 Σχεδιαστικές προκλήσεις εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων

Τα παραδείγματα εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων που αναφέρθηκαν παραπάνω (βηματοδότης, κοχλιακό εμφύτευμα κτλ) καθώς και πολλά άλλα υποδηλώνουν τις διαφοροποιήσεις που εμφανίζουν αυτές οι διατάξεις μεταξύ τους κατά τη σχεδίαση τους. Σχεδιάζοντας μια νέα διάταξη για εμφύτευση στο ανθρώπινο σώμα προκύπτουν δεκάδες νέες προκλήσεις που πρέπει να αντιμετωπιστούν για τη σωστή λειτουργία τους. Η σημασία της ιατρικής τηλεμετρίας αλλά και η πρακτικότητα στις διαδικασίες τοποθέτησης των εμφυτευμάτων καθορίζουν σε μεγάλο βαθμό την σχεδίαση και την επιλογή των υλικών των διατάξεων. Συγκεκριμένα, η απαραίτητη πλέον ασύρματη τηλεμετρία επιβάλλει την χρήση μικροσκοπικών εμφυτεύσιμων κεραιών με συγκεκριμένα χαρακτηριστικά μεγέθους, επιδόσεων συντονισμού και ακτινοβολίας. Το γεγονός ότι οι διατάξεις τοποθετούνται για αρκετό καιρό μέσα στο ανθρώπινο σώμα οδήγησε τους ερευνητές να εστιάσουν το ενδιαφέρον τους στην ανάπτυξη κατάλληλων υλικών που εμφανίζουν βιοσυμβατότητα και αντοχή. Επίσης, η τροφοδοσία της εμφυτεύσιμης διάταξης πρέπει να γίνεται με πρακτικό τρόπο. Οι προδιαγραφές επιβάλλουν στους σχεδιαστές να υπολογίζουν με αυστηρότητα τα επίπεδα απορρόφησης της ακτινοβολίας από τους ανθρώπινους ιστούς για να είναι ασφαλής η χρήση των διατάξεων για τους ασθενείς. Επιπλέον, από τη στιγμή που μιλάμε για ιατρικές εφαρμογές, όλες οι πληροφορίες που μεταδίδονται από της εμφυτεύσιμες διατάξεις προς τον έξω κόσμο αποτελούν ευαίσθητα προσωπικά δεδομένα και πρέπει να διαφυλάσσονται επαρκώς.

Σμίκρυνση διαστάσεων διατάξεων και χαρακτηριστικά κεραιών

Είναι λογικό οι διαστάσεις των εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων να αποτελούν τον σημαντικότερο παράγοντα κατά τη σχεδίασή τους. Στόχος είναι οι διαστάσεις των διατάξεων να είναι όσο το δυνατό μικρότερες για να γίνει λιγότερο επίπονη η χειρουργική επέμβαση αλλά και για να μην προκαλεί το εμφύτευμα ενοχλήσεις μετά την τοποθέτηση του. Επιπλέον, το μικρό μέγεθος των εμφυτεύσιμων κεραιών που χρησιμοποιούνται επιτρέπει την δυνατότητα τοποθέτησης των κεραιών σε πολλές διατάξεις, άρα και σε πολλές διαφορετικές ιατρικές εφαρμογές. Αυτή η σμίκρυνση των διαστάσεων του εμφυτεύματος οδηγεί στην παράλληλη ελάττωση του μεγέθους της κεραίας της διάταξης. Ανάλογα με την εφαρμογή, έχουν χρησιμοποιηθεί στο παρελθόν διαφόρων τύπων κεραίες. Οι κεραίες μικροταινίας (microstrip antennas) αποτελούν περίπτωση κεραιών με ιδιαίτερο ενδιαφέρον όσον αφορά της εμφυτεύσιμες διατάξεις και θα δοθεί έμφαση σε αυτές στην παρούσα διπλωματική εργασία. Τα κύρια πλεονεκτήματά τους σε σχέση με αλλού τύπου κεραίες είναι δυνατότητα κατασκευής τους με συγκεκριμένα χαρακτηριστικά όπως τα επιθυμούν οι σχεδιαστές. Είναι εύκολες στην κατασκευή και μικρές στο μέγεθος.

Βιοσυμβατότητα

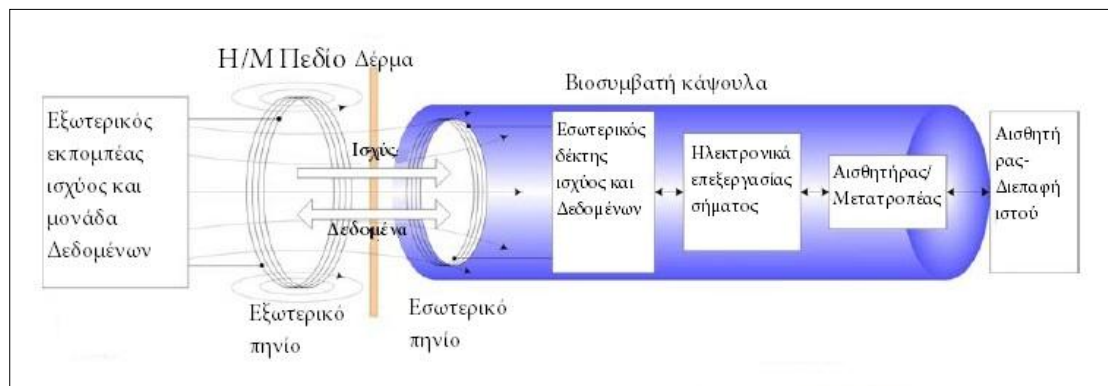
Η βιοσυμβατότητα είναι απαραίτητη για την ασφαλή τοποθέτηση ενός εμφυτεύματος στο ανθρώπινο σώμα. Τα βιοσυμβατά υλικά δεν προκαλούν την αντίδραση του ανοσοποιητικού συστήματος. Αποφεύγονται με αυτό τον τρόπο αλλεργικές αντιδράσεις και λοιμώξεις, επιτρέποντας την κανονική λειτουργία της διάταξης χωρίς κίνδυνο για τον ασθενή. Πολλοί παράγοντες επηρεάζουν τη βιοσυμβατότητα ενός εμφυτεύματος όπως η χημική σύσταση των υλικών του και τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά του [28].

Καθώς οι εμφυτεύσιμες διατάξεις αποτελούνται από αρκετά διαφορετικά υλικά, αλλά και ηλεκτρονικές διατάξεις (αισθητήρες, κεραίες κτλ) είναι αρκετά δύσκολη η επιλογή μόνο βιοσυμβατών υλικών για την κατασκευή τους. Συχνά, είναι προτιμότερη η χρήση βιοσυμβατών περιβλημάτων γύρω από τη διάταξη που αποτρέπουν την επαφή της με τους ιστούς [29],[30]. Τέτοια περιβλήματα κατασκευάζονται από υλικά όπως το PEEK (Polyether ether ketone) και η ζιρκόνια. Οι εξελίξεις στην τεχνολογία των υλικών έχει οδηγήσει στην ανάπτυξη βιοσυμβατών συνθετικών υλικών όπως κεραμικά, πολυμερή και μέταλλα κατάλληλα για χρήση σε εμφυτευμένες συσκευές, γνωστά και ως βιοϋλικά [31]. Έτσι ο σχεδιαστής έχει τη δυνατότητα να επιλέξει από μια ευρεία γκάμα βιοϋλικών για την κατασκευή της εμφυτεύσιμης διάταξης ανάλογα με την εφαρμογή της. Ήδη αναφέρθηκε η ζιρκόνια, ένα κεραμικό υλικό που παρέχει βιοσυμβατότητα αλλά και ηλεκτρική μόνωση στην συσκευή. Εκτός από τα κεραμικά πολλές φορές χρησιμοποιούνται πολυμερή όπως τα PEEK, PTFE (Polytetrafluoroethylene), PMMA (Poly(methyl methacrylate)) και η σιλκόνη διότι εμφανίζουν παρόμοιες ηλεκτρικές

ιδιότητες με μικρότερο κόστος κατασκευής [31]. Σε κάθε περίπτωση η επιλογή του κατάλληλου βιοϋλικού εξαρτάται από το είδος της εφαρμογής.

Τροφοδοσία

Από τη στιγμή που οι εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις απαιτούν χειρουργική επέμβαση για την τοποθέτησή τους στο ανθρώπινο σώμα, είναι ιδιαίτερα σημαντικό ο σχεδιαστής τους να έχει προνοήσει για την τροφοδοσία τους με ηλεκτρική ενέργεια. Πολλές ιατρικές εφαρμογές όμως, προϋποθέτουν την λειτουργία της διάταξης για αρκετά χρόνια. Μια όχι ιδιαίτερα ιδανική λύση για την τροφοδοσία της εμφυτευμένης συσκευής αποτελεί η ενσωμάτωση μπαταρίας. Όχι μόνο αυξάνεται ο συνολικός όγκος που απαιτείται, προκαλώντας έτσι ενοχλήσεις στον ασθενή σε καθημερινή βάση, υπάρχει και το σοβαρό πρόβλημα της αντικατάστασης. Με άλλα λόγια, η διάρκεια ζωής ολόκληρης της διάταξης είναι άμεσα συνδεδεμένη με την μπαταρία της, φτάνοντας τους λίγους μήνες. Μετά από αυτό το διάστημα πρέπει να αφαιρεθεί εκ νέου με επέμβαση η διάταξη από το σώμα. Μια λύση για το πρόβλημα της τροφοδοσίας που δεν απαιτεί την εσωτερική τοποθέτηση μπαταρίας είναι η σύνδεση της διάταξης με παροχή ενέργειας έξω από το σώμα μέσω ηλεκτρικών καλωδίων που διαπερνούν το δέρμα. Είναι φανερό ότι δεν αποτελεί πρακτική επιλογή όποτε οι ερευνητές κατέληξαν σε έναν τρόπο τροφοδοσίας που βασίζεται στην επαγωγική σύζευξη (inductive coupling).



Σχ. 1.9 Ολοκληρωμένο σύστημα ιατρικής τηλεμετρίας με τροφοδοσία μέσω επαγωγικής σύζευξης και αμφίδρομης μεταφοράς πληροφοριών.

Στο Σχ. 1.9 [32] παρουσιάζεται ένα σύστημα ασύρματης μεταφοράς ενέργειας για εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις. Η επαγωγική σύζευξη επιτυγχάνεται με τη χρήση δυο πηνίων, το πρώτο στο εσωτερικό του σώματος και το δεύτερο στο εξωτερικό. Εφαρμόζοντας ηλεκτρικό ρεύμα στο εξωτερικό πηνίο δημιουργείται ηλεκτρομαγνητικό πεδίο. Το ηλεκτρομαγνητικό πεδίο με την σειρά του οδηγεί στην εμφάνιση ηλεκτρικού ρεύματος στο εσωτερικό πηνίο μέσω ηλεκτρομαγνητικής επαγωγής τροφοδοτώντας έτσι την διάταξη. Η επαγωγική σύζευξη απαιτεί την δημιουργία πεδίου κατάλληλης συχνότητας και αρκετά μικρή απόσταση μεταξύ των δυο πηνίων για ελαχιστοποίηση

απωλειών ισχύος. Η μεταφερόμενη ισχύς διατηρείται σε χαμηλά επίπεδα ($10\text{mW}/\text{cm}^2$) [2] για την προστασία των βιολογικών ιστών.

Ασφάλεια ασθενούς

Η παρουσία του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου στην εφαρμογή της ασύρματης ζεύξης επιβάλλει από τους σχεδιαστές να εμβαθύνουν στις επιδράσεις του στους βιολογικούς ιστούς του ανθρωπίνου σώματος. Αναλόγως την μορφή της ακτινοβολίας, ένα τμήμα της απορροφάται από τους ιστούς και μπορεί να προκαλέσει βλάβες. Γι'αυτό το λόγο είναι πολύ σημαντικό να λαμβάνονται υπόψη οι επιπτώσεις της ακτινοβολίας ώστε να μη διατρέχει κανένα κίνδυνο ο ασθενής καθ'όλη την διάρκεια της λειτουργίας του συστήματος τηλεμετρίας. Ο ειδικός ρυθμός απορρόφησης (specific absorption rate, SAR) [33] είναι ένας χρήσιμος δείκτης που υποδηλώνει την αλληλεπίδραση των ιστών με την ακτινοβολία. Βάσει αυτού έχουν θεσπιστεί κατάλληλα όρια ώστε να εξασφαλίζεται η ασφάλεια του ασθενούς. Με αυτό τον τρόπο, αλλά και διατηρώντας την εκπεμπόμενη ισχύ σε χαμηλά επίπεδα, οι σχεδιαστές των εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων μπορούν να προχωρήσουν στον σχεδιασμό κατάλληλων συσκευών για χρήση σε ιατρικές εφαρμογές.

Προσωπικά δεδομένα ασθενούς

Ακόμα μια πρόκληση για τους σχεδιαστές εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων αποτελεί η προστασία των προσωπικών δεδομένων του ασθενούς. Στις σύγχρονες διατάξεις ιατρικής τηλεμετρίας η πληροφορία των βιοσημάτων και άλλων ιατρικών μετρήσεων της κατάστασης του ασθενή μεταφέρονται ασύρματα. Όλες αυτές οι πληροφορίες είναι προσωπικά δεδομένα του ασθενούς που αφορούν άμεσα την υγεία του. Οι σχεδιαστές των διατάξεων πρέπει να εξασφαλίσουν την προστασία της προσωπικής πληροφορίας κατά τη διάρκεια μεταφοράς της από και προς την εμφυτευμένη διάταξη. Η φύση των ραδιοσημάτων που χρησιμοποιούνται στην ιατρική τηλεμετρία (MICS-MedRadio, ISM) καθιστά δύσκολη την εφαρμογή τεχνικών προστασίας όπως η κρυπτογράφηση και η κ-ανωνυμία [34],[35]. Συνεπώς, χρειάζεται περαιτέρω έρευνα για την εφαρμογή νέων τεχνικών, εξειδικευμένων στα ιδιαίτερα χαρακτηριστικά των βιοιατρικών ραδιοσημάτων. Μια καλή τεχνική προστασίας είναι η χρήση παρεμβολέα σήματος (jammer) μεταξύ εμφυτεύματος και εξωτερικής διάταξης έλεγχου [36].

Φαινόμενα αποσυντονισμού

Η λειτουργία των κεραιών που χρησιμοποιούνται στις εμφυτεύσιμες διατάξεις καθορίζεται από πολλές παραμέτρους. Η συχνότητα συντονισμού και το εύρος ζώνης

είναι μερικά από τα χαρακτηριστικά που εστιάζουν την προσοχή τους οι σχεδιαστές. Αν κατά την εφαρμογή της κεραίας στο σύστημα κάποια από αυτά τα χαρακτηριστικά δεν πληρούν πλέον τις προϋποθέσεις καλής λειτουργίας, τότε έχουμε αποσυντονισμό της κεραίας [64]. Επίσης, οι ηλεκτρικές ιδιότητες των βιολογικών ιστών που περιβάλλουν το εμφύτευμα επηρεάζουν τα τελικά χαρακτηριστικά λειτουργίας της κεραίας. Γι' αυτό το λόγο οι σχεδιαστές πρέπει να λαμβάνουν σοβαρά υπόψη τους όλες αυτές της μεταβλητές ώστε να αποφεύγονται τα φαινόμενα αποσυντονισμού. Ένας αποτελεσματικός τρόπος αποφυγής τέτοιων φαινομένων είναι ο σχεδιασμός κεραίων με μεγάλο εύρος ζώνης λειτουργίας. Τέτοιες κεραίες καταφέρνουν να διατηρούν το συντονισμό τους παρά της αλλαγές στο περιβάλλον της διάταξης (ηλεκτρικές ιδιότητες ιστών που αλλάζουν από περιοχή σε περιοχή, και από ασθενή σε ασθενή), και μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε περισσότερες ιατρικές εφαρμογές. Τέλος, η χρήση όλο και ακριβέστερων μοντέλων προσομοίωσης του ανθρώπινου σώματος κατά την σχεδίαση της κεραίας, οδηγεί σε σταθερότερα τελικά αποτελέσματα.

1.5 Αντικείμενο διπλωματικής εργασίας

Σε αυτό το πρώτο κεφάλαιο έγινε μια εισαγωγή στις έννοιες της ιατρικής τηλεμετρίας και των εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων. Έχουν γίνει πολλά βήματα εξέλιξης στα συστήματα τηλεμετρίας σε σχεδιαστικό και κατασκευαστικό επίπεδο, επιτρέποντας τη χρήση τους σε πλήθος ιατρικών εφαρμογών προς όφελος των ασθενών. Πλέον η επικοινωνία εμφυτεύματος και διάταξης έλεγχου γίνεται ασύρματα ενώ τα υλικά κατασκευής των εσωτερικών διατάξεων επιτρέπουν την κατασκευή όλο και αποδοτικότερων συσκευών.

Η συγκεκριμένη διπλωματική εργασία εστιάζει το ενδιαφέρον της στο κομμάτι της ασύρματης επικοινωνίας. Συγκεκριμένα, αναλύεται η σχεδίαση και η λειτουργία πρωτότυπης μικροσκοπικής κεραίας μικροταινίας (microstrip antenna) που λειτουργεί στην ζώνη συχνοτήτων MedRadio. Κατά την σχεδίαση της δίνεται μεγαλύτερη έμφαση στο εύρος ζώνης συχνοτήτων (Bandwidth) μέσα στο οποίο μπορεί να λειτουργεί αποδοτικά. Για να φάνει η σημασία του εύρους ζώνης της νέας κεραίας που σχεδιάστηκε πραγματοποιείται παραμετρική ανάλυση των σχεδιαστικών μεταβλητών της. Επίσης, παρουσιάζονται οι τρόποι με τους οποίους επηρεάζουν οι βιολογικοί ιστοί τις επιδόσεις της κεραίας. Σκοπός μας είναι η κεραία να παραμένει λειτουργική ακόμα και μετά από αλλαγές του σχεδιασμού της (λόγο π.χ. κατασκευαστικού λάθους) αλλά και μετά την τοποθέτησή της σε βιολογικούς ιστούς με διαφορετικά ηλεκτρικά χαρακτηριστικά. Τέλος, πραγματοποιείται ανάλυση της απόδοσης της κεραίας μέσα σε αριθμητικό μοντέλο προσομοίωσης του ανθρώπινου κεφαλιού.

Παρουσιάζεται επίσης μια μεθοδολογία μέτρησης των ηλεκτρικών ιδιοτήτων υγρών προσομοιωμάτων (phantoms). Μέσω αυτής της διαδικασίας καταλήγουμε σε διάφορα υλικά τα όποια χρησιμοποιούνται για να αποδείξουν τη σταθερότητα της κεραίας

μεγάλου εύρους ζώνης. Κλείνοντας, γίνεται αναφορά στις δυνατότητες βελτίωσης των σχεδιαστικών χαρακτηριστικών της προτεινομένης κεραίας άλλα και σε μελλοντικές προεκτάσεις.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

Θεωρητικό υπόβαθρο

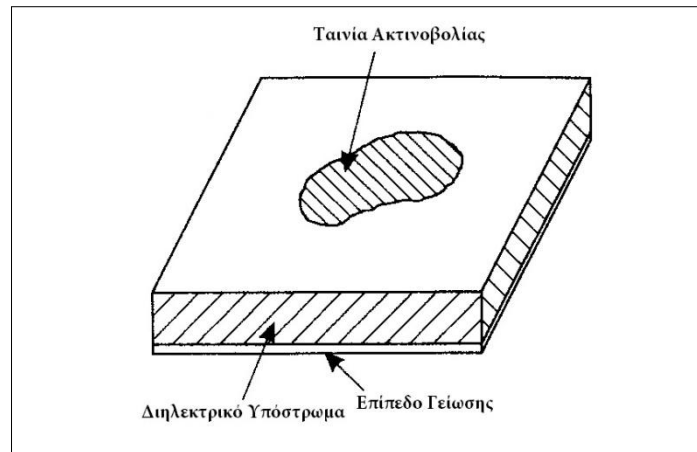
Στο κεφάλαιο αυτό παρουσιάζονται όλες οι θεωρητικές έννοιες της διπλωματικής εργασίας. Αρχικά, αναλύονται τα χαρακτηριστικά και ο τρόπος λειτουργίας των κεραιών μικροταινίας. Δίνεται έμφαση στις κυκλικές κεραιές μικροταινίας και στους τρόπους μείωσης του μεγέθους τους. Για καλύτερη κατανόηση της λειτουργίας αυτών των κεραιών, παραθέτονται οι βασικές παράμετροι που καθορίζουν τις επιδόσεις τους. Τέλος, γίνεται ανάλυση των ηλεκτρικών ιδιοτήτων των βιολογικών ιστών με τους οποίους αλληλεπιδρά η εμφυτευμένη κεραία στο σώμα, και καθορίζονται τα μοντέλα προσομοίωσης των ιστών που χρησιμοποιούνται για τη σωστή σχεδίαση των κεραιών.

2.1 Κεραιές μικροταινίας (microstrip antennas)

Όπως είδαμε στο πρώτο κεφάλαιο, οι σχεδιαστές συστημάτων ιατρικής τηλεμετρίας αντιμετωπίζουν αρκετές προκλήσεις όσον αφορά τις εμφυτεύσιμες διατάξεις. Η χρήση μικροσκοπικών εμφυτεύσιμων κεραιών είναι απαραίτητη για τη μεταφορά της πληροφορίας, καθιστώντας έτσι την επιλογή του είδους της κεραίας ιδιαίτερα σημαντική. Το τελευταίο διάστημα παρατηρείται μια αύξηση στο ενδιαφέρον των ερευνητών προς τη χρήση κεραιών μικροταινίας για βιοιατρικές εφαρμογές. Αυτό οφείλεται σε κάποια καίρια πλεονεκτήματα που παρουσιάζουν οι κεραιές μικροταινίας σε σχέση με άλλες συμβατικές κεραιές μικροκυμάτων [37],[38]. Συγκεκριμένα, έχουν μικρό βάρος και όγκο, είναι χαμηλού προφίλ ενώ το κόστος κατασκευής τους είναι χαμηλό διευκολύνοντας της μαζική παράγωγη. Μπορούν εύκολα να κατασκευαστούν κεραιές μικροταινίας διπλής συχνότητας και διπλής πόλωσης ενώ η γραμμή τροφοδοσίας (feed line) κατασκευάζεται ταυτόχρονα με την ίδια την κεραία. Είναι ευέλικτες στα χαρακτηριστικά τους παρέχοντας τη δυνατότητα χρήσης τους σε ποικίλες εφαρμογές. Οι κεραιές μικροταινίας όμως, έχουν και αρκετά σοβαρά μειονεκτήματα. Παρουσιάζουν στενό εύρος ζώνης συχνοτήτων και χαμηλότερο κέρδος σε σχέση με άλλου τύπου κεραιές, ακτινοβολούν το ηλεκτρομαγνητικό σήμα μονό στο μισό χώρο ενώ δεν είναι ικανές να διαχειριστούν μεγάλες τιμές εκπεμπόμενης ισχύος (μεγαλύτερες των 100W περίπου). Έτσι ανάλογα με την χρήση της κεραίας πρέπει να βρίσκεται πάντα μια ισορροπία μεταξύ θετικών και αρνητικών χαρακτηριστικών ώστε να επιτυγχάνεται η αξιόπιστη λειτουργία ολόκληρης της εγκατάστασης.

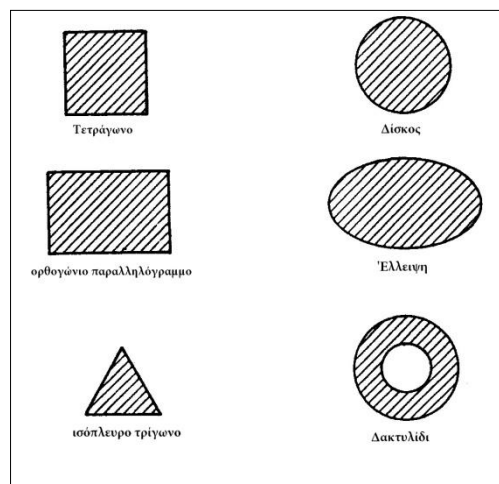
2.1.1 Βασικά χαρακτηριστικά

Όπως φαίνεται στο Σχ. 2.1, η κεραία μικροταινίας στην πιο απλή της μορφή αποτελείται από μια ταινία ακτινοβολίας (patch) στην μια πλευρά ενός διηλεκτρικού υποστρώματος το οποίο έχει ένα επίπεδο γείωσης (ground plane) στην άλλη πλευρά [38].



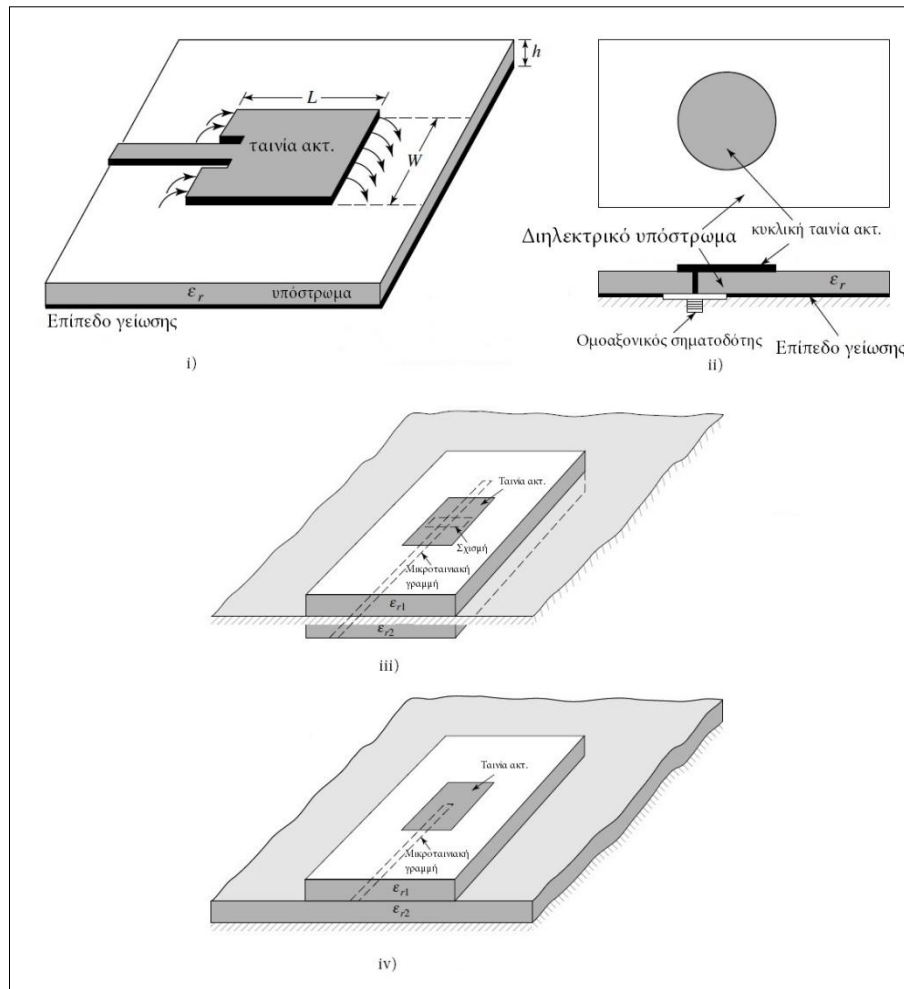
Σχ. 2.1 Διαμόρφωση κεραίας μικροταινίας.

Η αγώγιμη ταινία ακτινοβολίας είναι συνήθως κατασκευασμένη από χαλκό ή χρυσό όπου μπορεί να έχει οποιοδήποτε σχήμα, αλλά προτιμούνται συνήθη σχήματα για την απλοποίηση της ανάλυσης και την καλύτερη πρόβλεψη της απόδοσης. Η διηλεκτρική σταθερά ϵ_r του διηλεκτρικού υλικού πρέπει ιδανικά να είναι αρκετά χαμηλή ($\epsilon_r < 2.5$) για την ενίσχυση των πεδίων της ακτινοβολίας. Παρόλα αυτά το ϵ_r μπορεί να πάρει μεγαλύτερες τιμές (έως και 12) ανάλογα με την φύση της κεραίας. Η επιλογή του πάχους και της ϵ_r του διηλεκτρικού στρώματος καθορίζει σε μεγάλο βαθμό την απόδοση, το μέγεθος ακόμα και το εύρος ζώνης της κεραίας μικροταινίας [38],[39]. Στο Σχ. 2.2 εμφανίζονται τα βασικά γεωμετρικά σχήματα που χρησιμοποιούνται συνήθως για ταινίες ακτινοβολίας κεραιών μικροταινίας.



Σχ. 2.2 Συνήθη σχήματα αγώγιμων ταινιών ακτινοβολίας.

Η τροφοδοσία της αγώγιμης ταινίας ακτινοβολίας με ρεύμα ώστε να γίνει η κατάλληλη εκπομπή του ηλεκτρομαγνητικού σήματος της κεραίας γίνεται με διάφορους τρόπους. Στις κεραίες μικροταινίας η τροφοδοσία συνήθως γίνεται μέσω μικροταινιακής γραμμής, ομοαξονικού σηματοδότη, σύζευξης μέσω ανοίγματος και άμεσης σύζευξης [37]. Στο Σχ. 2.3 παρουσιάζονται οι τέσσερις αυτοί τρόποι.



Σχ. 2.3 Μέθοδοι τροφοδοσίας κεραίας μικροταινίας i) μικροταινιακή γραμμή, ii) ομοαξονικός σηματοδότης, iii) σύζευξη μέσω ανοίγματος, iv) άμεση σύζευξη.

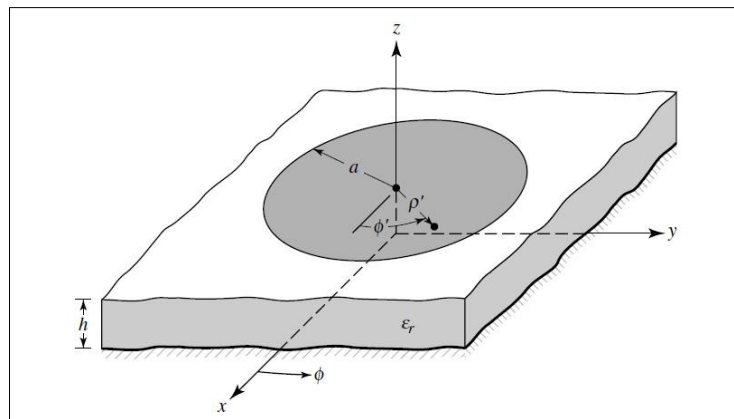
Σε μικρότερες κεραίες μικροταινίας, όπως αυτές που εφαρμόζονται συχνά σε εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις, οι δυο πρώτες μέθοδοι τροφοδοσίας αποτελούν την πιο συχνή επιλογή λόγω κατασκευαστικής ευκολίας. Παρόλα αυτά και στις δυο μεθόδους έχουμε περιορισμένο εύρος ζώνης, ενώ ο ομοαξονικός σηματοδότης είναι πιο δύσκολος στην μοντελοποίηση του.

Υπάρχουν διάφοροι τρόποι ανάλυσης μιας κεραίας μικροταινίας. Τα συνηθέστερα μοντέλα είναι αυτά της γραμμής μεταφοράς, της κοιλότητας (cavity) και του πλήρους κύματος (full wave) [37],[38],[39]. Το μοντέλο της γραμμής μεταφοράς είναι το ευκολότερο, προσφέρει μια φυσική αίσθηση του συστήματος, αλλά η μοντελοποίηση της σύζευξης είναι δυσκολότερη και η ακρίβειά του μικρή. Συγκριτικά, το μοντέλο της

κοιλότητας είναι ακριβέστερο αλλά δυσκολότερο. Προσφέρει πάντως και αυτό μια καλή φυσική αίσθηση, ενώ η μοντελοποίηση της σύζευξης είναι επίσης δύσκολη μολονότι έχει χρησιμοποιηθεί με επιτυχία. Εφαρμόζοντας το μοντέλο της κοιλότητας μπορούμε λοιπόν να αναλύσουμε την λειτουργία της κυκλικής κεραίας μικροταινίας με μαθηματικές σχέσεις.

2.1.2 Κυκλική κεραία μικροταινίας

Η κυκλική κεραία μικροταινίας παρουσιάζεται σχηματικά στο Σχ. 2.4. Η ταινία ακτινοβολίας, το επίπεδο γείωσης και το διηλεκτρικό υλικό ανάμεσα τους αντιμετωπίζεται σαν κυκλική κοιλότητα [37]. Έτσι οι γεωμετρία της κεραίας παρέχει κυλινδρική συμμετρία χωρίς αιχμές όπως έχουν οι ορθογώνιες κεραίες μικροταινίας.



Σχ. 2.4 Γεωμετρικά χαρακτηριστικά κυκλικής κεραίας μικροταινίας

Εφαρμόζοντας ανάλυση μοντέλου κοιλότητας (cavity) [37],[38] η συχνότητα συντονισμού είναι:

$$(f_r)_{110} = \frac{1.8412}{2\pi a \sqrt{\mu\epsilon}} = \frac{1.8412 u_0}{2\pi a \sqrt{\epsilon_r}} \quad (2-1)$$

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

Συνυπολογίζοντας τα φαινόμενα πεδιακών κροσσών, γίνεται αντικατάσταση στον τύπο (2-1) της ακτίνας από την ενεργό ακτίνα α_e που υπολογίζεται από την σχέση (2-2):

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

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

2.2 Τεχνικές σμίκρυνσης και βελτιστοποίησης

Οι κεραιές μικροταινίας έχουν χρήση σε πολλές εφαρμογές όπου το μέγεθος δεν έχει σημασία όπως εφαρμογές φορητής δορυφορικής τηλεπικοινωνίας, (π.χ., κεραιές σε οχήματα και κτήρια). Στις εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις όμως το μέγεθος της διάταξης είναι καίριας σημασίας. Απλή μείωση των διαστάσεων της κεραιάς χωρίς ειδικές τεχνικές οδηγεί σε μέτρια αποτελέσματα στην συμπεριφορά της και στην απόδοσή της. Προβλήματα σταθερότητας (αποσυντονισμοί), μειωμένο κέρδος καθώς και στενό εύρος ζώνης αποτελούν τα βασικά προβλήματα. Επίσης, η προκαθορισμένη ζώνη συχνοτήτων λειτουργίας MedRadio (401-406 MHz) που απαιτείται από τις προδιαγραφές των εφαρμογών ιατρικής τηλεμετρίας περιορίζουν ακόμα περισσότερο την μείωση των διαστάσεων χωρίς να επηρεάζεται η απόδοση σημαντικά. Γι' αυτούς τους λόγους οι ερευνητές εφαρμόζουν τεχνικές σμίκρυνσης και βελτιστοποίησης των κεραιών μικροταινίας ώστε να είναι δυνατή η σχεδίαση μικρών και αποδοτικών εμφυτεύσιμων διατάξεων.

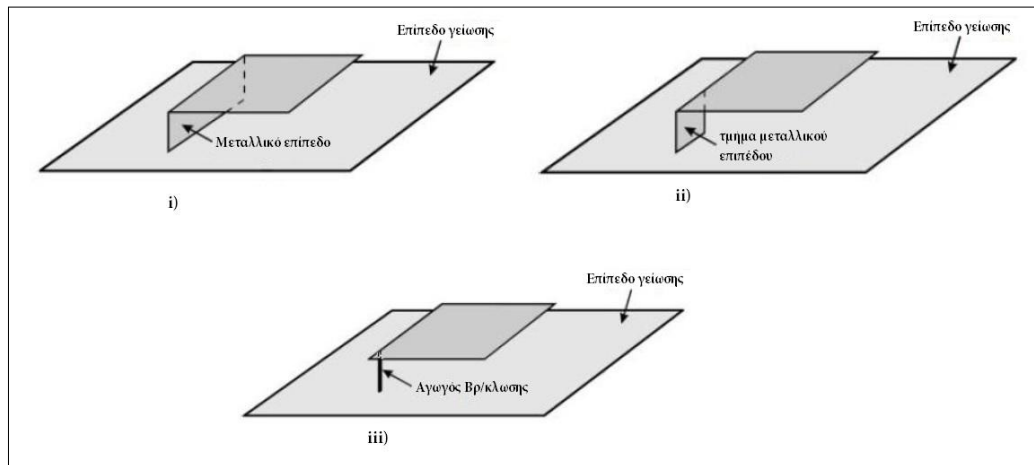
Κατάλληλη επιλογή διηλεκτρικού υποστρώματος

Στις κυκλικές κεραιές μικροταινίας η συχνότητα συντονισμού καθορίζεται από τη σχέση (2-1). Θεωρώντας της συχνότητα συντονισμού σταθερή, παρατηρείται ότι η ακτίνα α (και κατά προέκταση α_e) είναι ανάλογη του $1/\sqrt{\epsilon_r}$, όπου το ϵ_r είναι η σχετική διηλεκτρική σταθερά του διηλεκτρικού υποστρώματος μεταξύ ταινίας ακτινοβολίας και στρώματος γείωσης. Συνεπώς, αύξηση του ϵ_r οδηγεί σε σχετικά ανάλογη μείωση της ακτίνας της αγωγίμης ταινίας ακτινοβολίας (patch) αρά και ολόκληρης της κυκλικής κεραιάς μικροταινίας [39],[40]. Η πρώτη τεχνική σμίκρυνσης των διαστάσεων της κεραιάς είναι η χρησιμοποίηση διηλεκτρικών υλικών με μεγαλύτερη διηλεκτρική σταθερά. Αυτή η αλλαγή δεν επηρεάζει την συχνότητα συντονισμού όμως επιδρά στα αλλά χαρακτηριστικά όπως το εύρος ζώνης που τείνει να στενεύει.

Προσθήκη μεταλλικών επίπεδων και αγωγών βραχυκύκλωσης (shorting pin)

Η αντίσταση εισόδου μιας κεραιάς (input impedance) είναι μια πολύ σημαντική παράμετρος που καθορίζει το ποσοστό της ηλεκτρικής ισχύος που εκπέμπεται σαν ραδιοκύμα σε σχέση με αυτό που απορροφάται από την κεραιά στο κοντινό πεδίο της (near field). Η αντίσταση εισόδου έχει άμεση σχέση με την συχνότητα συντονισμού της κεραιάς. Η χρήση μεταλλικού επίπεδου βραχυκύκλωσης μεταξύ ταινίας ακτινοβολίας και επίπεδου γείωσης μας επιτρέπει να μεταβάλλουμε την αρχική αντίσταση εισόδου της κεραιάς. Όσο πιο κοντά είναι η τροφοδοσία στο επίπεδο βραχυκύκλωσης τόσο μειώνεται η αντίσταση εισόδου. Αντίθετα, όσο αυξάνεται η απόσταση αυτών των στοιχείων τόσο μεγαλώνει η αντίσταση. Έτσι μπορεί να επιλεγεί η κατάλληλη αντίσταση εισόδου ώστε να διατηρηθεί η συχνότητα συντονισμού της κεραιάς παρά την ελάττωση

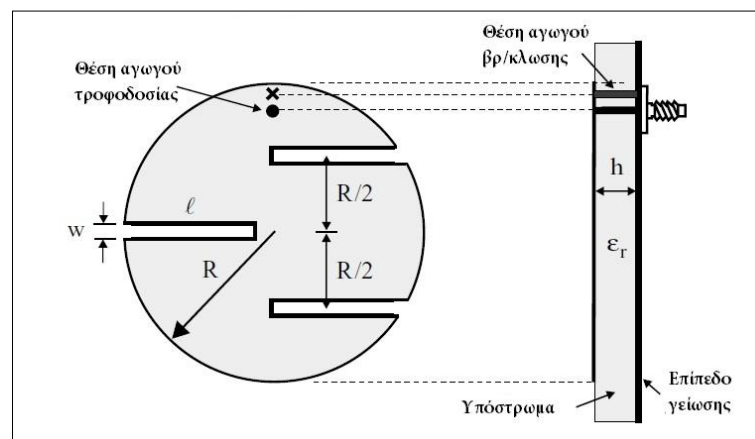
των διαστάσεών της. Έκτος από το μεταλλικό επίπεδο μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε μόνο ένα μικρότερο τμήμα του ή ένα μεταλλικό αγωγό βραχυκύκλωσης (shorting pin) για ακόμα καλύτερα αποτελέσματα [40].



Σχ. 2.5 Κεραίες μικροταινίας με προσθήκη i) μεταλλικού επιπέδου, ii) τμήματος μεταλλικού επιπέδου, iii) αγωγού βραχυκύκλωσης (shorting pin).

Προσθήκη εγκοπών στην ταινία ακτινοβολίας και στο επίπεδο γείωσης

Οι διαστάσεις των κεραιών μικροταινίας μπορούν να ελαττωθούν περαιτέρω προσθέτοντας εγκοπές στην ταινία ακτινοβολίας [40],[41]. Αυτή η τεχνική επιτυγχάνεται με την αφαίρεση τμημάτων αγωγίμης επιφάνειας από το όριο της κυκλικής ταινίας (σε κυκλικές κεραίες μικροταινίας) όπως απεικονίζεται στο Σχ. 2.6.



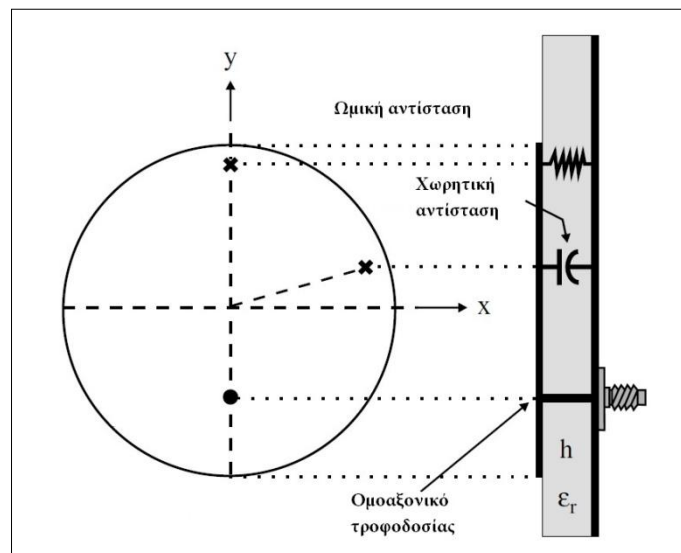
Σχ. 2.6 Γεωμετρία κυκλικής κεραίας μικροταινίας με εγκοπές στην ταινία ακτινοβολίας και με χρήση αγωγού βραχυκύκλωσης (shorting pin).

Οι εγκοπές δημιουργούν μεγαλύτερη διαδρομή ηλεκτρικού ρεύματος στην αγωγίμη επιφάνεια ακτινοβολίας με αποτέλεσμα την μείωση της συχνότητας συντονισμού. Ισοδύναμα, είναι δυνατή η επίτευξη της ίδιας συχνότητας συντονισμού με

μικρότερο μέγεθος κεραίας. Με βάση την ίδια λογική είναι δυνατή η προσθήκη εγκοπών και στο επίπεδο γείωσης [40],[42].

Βελτιστοποίηση εύρους ζώνης και κέρδους

Το πρόβλημα επίτευξης μεγάλου εύρους ζώνης συχνοτήτων για μια συμπαγή κεραία μικροταινίας αποτελεί πλέον ένα σημαντικό κεφάλαιο στο σχεδιασμό μικροταινιακών κεραιών. Εκτός από την προσθήκη εγκοπών στο επίπεδο γείωσης που αναφέρθηκε παραπάνω, στην βιβλιογραφία προτείνονται και άλλες τεχνικές βελτίωσης του εύρους ζώνης [40],[43]. Για παράδειγμα, χρήση διηλεκτρικού στρώματος μεγαλύτερου πάχους και μικρότερης διηλεκτρικής σταθεράς ϵ_r (όπως ο αέρας) επιτρέπουν στο ηλεκτρομαγνητικό πεδίο (fringing field) να εκτείνεται μακρύτερα από την ταινία ακτινοβολίας, αποδίδοντας καλύτερη ακτινοβολία. Επίσης, η σχεδίαση μικροταινιακής κεραίας με πολλά επίπεδα αγώγιμων επιφανειών ακτινοβολίας αποδίδει καλύτερο εύρος ζώνης. Τέλος, μια ακόμα τεχνική για τη διεύρυνση του εύρους ζώνης αποτελεί η χρήση ωμικής ή και χωρητικής αντίστασης ανάμεσα στην ταινία ακτινοβολίας και το επίπεδο γείωσης [39],[40] όπως παρουσιάζεται στο Σχ. 2.8. Μεταβάλλοντας τις τιμές της ωμικής αντίστασης και της χωρητικότητας της χωρητικής αντίστασης, έχουμε βελτιωμένη απόδοση του εύρους ζώνης. Γενικά, συνδυασμός αυτών των τεχνικών μπορεί να οδηγήσει στον σχεδιασμό νέων κεραιών που να λειτουργούν επαρκώς ανάλογα της εφαρμογής.



Σχ. 2.7 Κυκλική κεραία μικροταινίας με τροφοδοσία μέσω ομοαξονικού (probe) και χρήση ωμικής και χωρητικής αντίστασης.

Έκτος από το εύρος ζώνης, ο σχεδιαστής οφείλει να λάβει υπόψιν του και το κέρδος της κεραίας. Παρατηρείται ότι με την εφαρμογή των τεχνικών σμίκρυνσης του μεγέθους αλλά και της βελτίωσης του εύρους ζώνης, το κέρδος της κεραίας περιορίζεται αρκετά. Έτσι για την αύξηση του κέρδους εφαρμόζονται τεχνικές όπως η επιλογή

διηλεκτρικών υλικών με μεγάλο ϵ_r . Εδώ προκύπτει το πρόβλημα της αντίστροφης συσχέτισης εύρους ζώνης και κέρδους όπου πολλές τεχνικές που βελτιώνουν το ένα χαρακτηριστικό περιορίζουν το άλλο (όπως το ϵ_r του διηλεκτρικού υλικού). Ο σχεδιαστής πρέπει να ισορροπεί ανάμεσα σε όλες αυτές οι μεταβλητές (μέγεθος κεραίας, κέρδος, εύρος ζώνης κτλ) που αλληλεπιδρούν μεταξύ τους ανάλογα με την εκάστοτε εφαρμογή και λειτουργία της κεραίας μικροταινίας.

2.3 Βασικές παράμετροι επιδόσεων κεραιών μικροταινίας

Στις παραπάνω παραγράφους έχει γίνει αναφορά σε διάφορες έννοιες που αφορούν την απόδοση μιας κεραίας μικροταινίας. Οι επιδόσεις συντονισμού, όπως η συχνότητα συντονισμού, το εύρος ζώνης συχνοτήτων και οι παράμετροι σκέδασης, έχουν ιδιαίτερη σημασία. Επίσης, οι επιδόσεις ακτινοβολίας (κέρδος, απόδοση ακτινοβολίας, κατευθυντικότητα) αλλά και οι επιδόσεις ασφάλειας (SAR, πρότυπα ασφάλειας) αναλύονται συνοπτικά.

2.3.1 Επιδόσεις συντονισμού

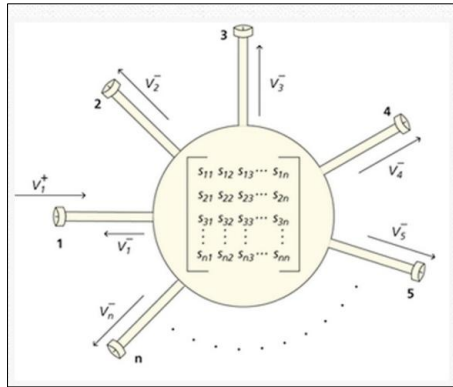
Συχνότητα συντονισμού

Η συχνότητα συντονισμού μιας κεραίας αναφέρεται ουσιαστικά στην συχνότητα του ραδιοσήματος (συνεπώς και του ηλεκτρικού ρεύματος που το προκαλεί) που εκπέμπει. Έχουμε δει ότι η συχνότητα συντονισμού συνδέεται με την αντίσταση εισόδου Z_{in} της κεραίας [37],[38]. Συγκεκριμένα, η αντίσταση εισόδου είναι ένας μιγαδικός αριθμός όπου το πραγματικό του μέγεθος αντιπροσωπεύει το ποσοστό της ηλεκτρικής ισχύος που εκπέμπεται σαν κύμα ενώ το φανταστικό υποδηλώνει το κομμάτι της ισχύος που απορροφάται από το εσωτερικό πεδίο της κεραίας. Στις εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις εφαρμόζονται συχνότητες από το πρωτόκολλο MICS-MedRadio ή ISM αρά θέλουμε συχνότητα συντονισμού μέσα σε αυτό το εύρος συχνοτήτων, επιλέγοντας ταυτόχρονα και αντίσταση εισόδου με μηδενικό φανταστικό μέρος, για μέγιστη απόδοση.

Παράμετροι σκέδασης S

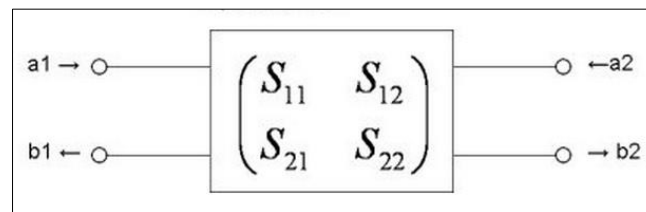
Ο καθορισμός του εύρους ζώνης μιας κεραίας επιτυγχάνεται με την βοήθεια της παραμέτρου S_{11} . Η παράμετρος S_{11} όπως και η S_{21} υποδηλώνουν την απόδοση της κεραίας όσον αφορά το εκπεμπόμενο σήμα της. Γενικά, ο πίνακας σκέδασης είναι ένα μαθηματικό στοιχείο που υπολογίζει πως η ενέργεια της ακτινοβολίας διαδίδεται σε ένα ηλεκτρικό δίκτυο πολλών θυρών [44]. Ο S-πίνακας μας επιτρέπει να περιγράψουμε με ακρίβεια τις ιδιότητες πολύπλοκων δικτύων σαν να είναι απλά "μαύρα κουτιά". Όταν

ένα σήμα εισέρχεται σε μια θύρα, ένα τμήμα του ανακλάται πίσω σε αυτή, ένα άλλο διαχέεται και βγαίνει σε άλλες θύρες ενώ άλλο τμήμα του μπορεί να χαθεί σαν θερμότητα ή ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία. Ο S-πίνακας για ένα N-θυρο αποτελείται από NxN παραμέτρους (παραμέτροι S) όπου ο καθένας αντιπροσωπεύει μια πιθανή διαδρομή εισόδου-εξόδου.



Σχ. 2.8 Δίκτυο N-θυρών όπου οι παράμετροι S περιγράφουν τις ισχύς των σημάτων που ανακλώνται ή διαδίδονται σε κάθε θύρα [45].

Οι παράμετροι S είναι μιγαδικοί αριθμοί και καθορίζονται για συγκεκριμένες συχνότητες και αντιστάσεις εισόδου. Η παράμετρος S_{ij} εκφράζει την ισχύ που ανακλάται ή διαδίδεται από την θύρα j στην θύρα i. Αντίστοιχα, η παράμετρος S_{ii} αναφέρεται στην αναλογία του σήματος που ανακλάται στην θύρα i σε σχέση με την διέγερσή της. Για καλύτερη κατανόηση αναλύεται ένα δίθυρο δίκτυο.



Σχ. 2.9 Παράμετροι S δίθυρου δικτύου.

Η προσπίπτουσα ισχύς κάθε θύρας αναφέρεται ως "a", ενώ η ισχύς που φεύγει από την θύρα ως "b". Τερματίζοντας κάθε θύρα με αντίσταση Z_0 ορίζουμε τις παραμέτρους σκέδασης S του διθύρου ως έξης:

$$S_{11} = \frac{b_1}{a_1} \tag{2-3}$$

$$S_{12} = \frac{b_1}{a_2} \tag{2-4}$$

$$S_{21} = \frac{b_2}{a_1} \tag{2-5}$$

$$S_{22} = \frac{b_2}{a_2} \tag{2-6}$$

Στην περίπτωση κεραίας, δίνεται έμφαση στην παράμετρο S_{11} . Το S_{11} ονομάζεται συντελεστής ανάκλασης ή συντελεστής σκέδασης για την θύρα 1 και υποδηλώνει το ποσοστό της ισχύος του σήματος που ανακλάται πίσω στην πηγή του. Συνεπώς θέλουμε όσον το δυνατό χαμηλότερη τιμή αυτού του δείκτη, και όπως θα παρουσιαστεί στο καθορισμό του εύρους ζώνης, σίγουρα χαμηλότερη των **-10dB**. Το S_{21} ονομάζεται συντελεστής μετάδοσης και εκφράζει το ποσοστό της ισχύος που μεταδίδεται από τον πομπό του ασύρματου συστήματος στον δεκτή.

Εύρος ζώνης συχνοτήτων (Bandwidth)

Το εύρος ζώνης (Bandwidth) μιας κεραίας ορίζεται ως το εύρος των συχνοτήτων μέσα στο οποίο η απόδοση της κεραίας χαρακτηρίζεται αποδεκτή [37]. Με άλλα λόγια, είναι η περιοχή συχνοτήτων όπου τα χαρακτηριστικά της κεραίας (αντίσταση εισόδου, κέρδος, πόλωση, διάγραμμα ακτινοβολίας κτλ) διατηρούν αποδεκτές τιμές σε σχέση με την συχνότητα συντονισμού. Ένας εύκολος τρόπος καθορισμού του εύρους ζώνης είναι μέσω της απόκρισης συχνότητας του συντελεστή ανάκλασης S_{11} , όπου οι συχνότητες που ορίζουν το εύρος $S_{11} < -10 \text{ dB}$ αποτελούν το εύρος ζώνης.

2.3.2 Επιδόσεις ακτινοβολίας

Κέρδος

Το κέρδος (Gain) μιας κεραίας σε μια ορισμένη κατεύθυνση ορίζεται ως ο λόγος της έντασης ακτινοβολίας στην κατεύθυνση αυτή προς την ένταση της ακτινοβολίας που θα είχαμε αν η κεραία ακτινοβολούσε όλη της την ισχύ που λαμβάνει ιστροπικά [37]. Το κέρδος ισχύος δίνεται από την σχέση:

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

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

Απόδοση ακτινοβολίας

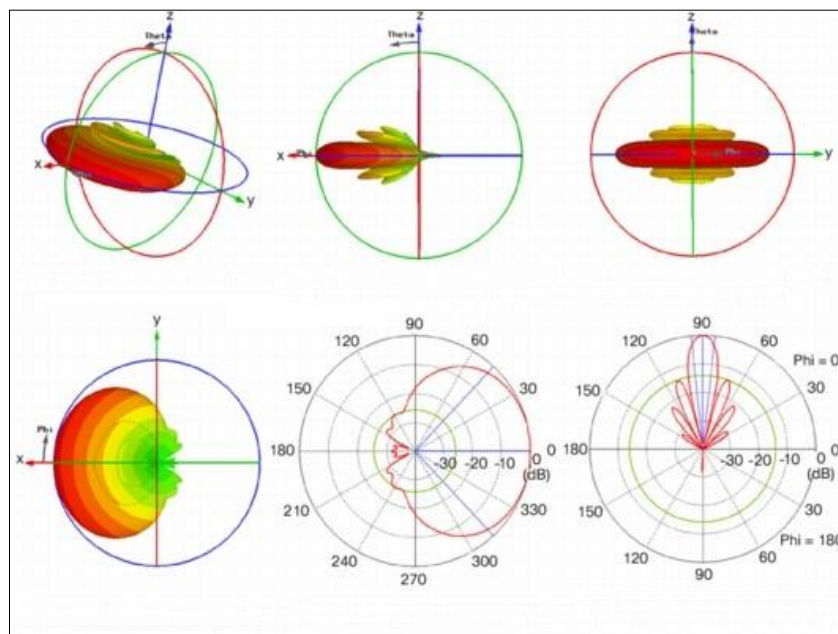
Η απόδοση της ακτινοβολίας, ή αλλιώς απόδοση της κεραίας (antenna efficiency) συσχετίζει την ισχύ που φτάνει στην κεραία με την ισχύ που ακτινοβολείται ή διαχέεται μέσα στην κεραία. Μια κεραία υψηλής απόδοσης ακτινοβολεί το μεγαλύτερο ποσοστό της ισχύος που φτάνει σε αυτή από την τροφοδοσία, ενώ μια κεραία μικρής απόδοσης

είτε απορροφά την ισχύ είτε αυτή ανακλάται λόγω κακού συντονισμού. Οι απώλειες ισχύος οφείλονται κατά κύριο λόγο σε απώλειες αγωγιμότητας, απώλειες του διηλεκτρικού και απώλειες λόγω επιφανειακών κυμάτων. Η απόδοση της ακτινοβολίας ορίζεται ως ο λόγος της ακτινοβολούμενης ισχύος προς την ισχύ τροφοδοσίας της κεραίας [37].

$$\epsilon_R = \frac{P_{\text{ακτινοβολούμενη}}}{P_{\text{εισόδου}}} \quad (2-8)$$

Κατευθυντικότητα

Η Κατευθυντικότητα (directivity) είναι μια θεμελιώδης παράμετρος των κεραιών. Είναι ο λόγος της έντασης της ακτινοβολίας σε μια συγκεκριμένη κατεύθυνση προς την μέση ένταση ακτινοβολίας που εκπέμπεται συνολικά σε όλες της κατευθύνσεις [37]. Η κατευθυντικότητα είναι ένα σημαντικό μέγεθος διότι στις περισσότερες εφαρμογές είναι απαραίτητο η ακτινοβολία να πηγαίνει σε μια συγκεκριμένη κατεύθυνση (στην κεραία δεκτή). Ο βασικότερος τρόπος περιγραφής της γίνεται με την βοήθεια διαγραμμάτων ακτινοβολίας (radiation patterns), τα όποια αποτυπώνουν γραφικά τον τρόπο ακτινοβολίας μιας κεραίας στον χώρο [46]. Χρησιμοποιούνται πολικές συντεταγμένες και η κατευθυντικότητα εμφανίζεται με την μορφή ενός κυρίως λοβού (main lobe).



Σχ. 2.10 Διαγράμματα ακτινοβολίας κεραίας στις τρεις και στις δυο διαστάσεις [46].

2.3.3 Επιδόσεις ασφαλείας

Ρυθμός ειδικής απορρόφησης (Specific absorption rate, SAR)

Στο εισαγωγικό κεφάλαιο παρουσιάστηκε η εφαρμογή ασύρματης επικοινωνίας μεταξύ εμφυτεύσιμης ιατρικής διάταξης και εξωτερικού συστήματος τόσο για την μεταφορά πληροφορίας όσο και για την τροφοδοσία της διάταξης με ενέργεια. Η ασύρματη ζεύξη προϋποθέτει την ύπαρξη ηλεκτρομαγνητικών πεδίων. Οι βιολογικοί ιστοί απορροφούν πάντα ένα μέρος της ηλεκτρομαγνητικής ισχύος. Σε περίπτωση απορρόφησης μεγάλης ποσότητας ενέργειας από τους ιστούς είναι πιθανή η εμφάνιση σημαντικών ζημιών καθιστώντας την διαδικασία επικίνδυνη για τον ασθενή. Γι' αυτό το λόγο η ισχύς της ακτινοβολίας πρέπει να είναι πάντα σε αρκετά χαμηλά επίπεδα σε όλη την διάρκεια της τηλεμετρίας.

Ο ρυθμός ειδικής απορρόφησης (SAR) είναι ένας δείκτης που εκφράζει το ρυθμό με τον οποίο απορροφούν την ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία οι ανθρώπινοι ιστοί σε οποιοδήποτε σημείο του σώματος [33].

$$SAR = \int \frac{\sigma(r)|E(r)|^2}{\rho(r)} dr \quad (2-9)$$

Μονάδα μέτρησης SAR είναι **W/Kg** και σ η ειδική αγωγιμότητα, E η ενεργός τιμή του ηλεκτρικού πεδίου και ρ η πυκνότητα του ιστού.

Πρότυπα ασφαλείας

Έχουν γίνει πολλές μελέτες για τον υπολογισμό του κατάλληλου ανωτάτου ορίου του SAR για ασφαλή χρήση. Τα πρότυπα IEEE C95.1-1999 [47] και IEEE C95.1-2005 [48] θεσπίστηκαν το 1999 και 2005 αντίστοιχα από το Ινστιτούτο ηλεκτρολόγων και ηλεκτρονικών μηχανικών (Institute of Electrical and Electronics Engineers, IEEE). Το πρότυπο IEEE C95.1-1999 θέτει άνω όριο **SAR < 1,6 W/Kg** για ένα γραμμάριο βιολογικού ιστού και το πρότυπο IEEE C95.1-2005 **SAR < 2 W/Kg** για 10 γραμμάρια ιστού. Ο SAR εξαρτάται από πολλούς παράγοντες όπως η συχνότητα της ακτινοβολίας, ο χρόνος έκθεσης του ιστού στην ακτινοβολία, η απόσταση από την πηγή και τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά ολόκληρης της βιολογικής δομής. Τα δυο πρότυπα που αναφέραμε παραπάνω καθορίστηκαν από μετρήσεις σε κυβικά μοντέλα που προσομοιώνουν τους βιολογικούς ιστούς και διατηρούν στο εσωτερικό τους σταθερές ηλεκτρικές ιδιότητες. Έτσι, υπολογίζοντας τον SAR σε πραγματικούς ιστούς ενδέχεται μια απόκλιση σε σχέση με τις δοκιμαστικές μελέτες στο εργαστήριο, κάτι που πρέπει να λάβει υπόψιν ο σχεδιαστής της εμφυτεύσιμης διάταξης. Όσον αφορά την ακτινοβολούμενη ισχύ της διάταξης, η FCC στον ορισμό της ζώνης MICS έθεσε σαν όριο τα **25 μW** [3].

2.4 Ηλεκτρικές ιδιότητες και μοντέλα προσομοίωσης των βιολογικών ιστών

Το περιβάλλον λειτουργίας μιας κεραίας επηρεάζει σε μεγάλο βαθμό την απόδοσή της. Γενικά, στις περισσότερες εφαρμογές τηλεπικοινωνίας μια κεραία βρίσκεται είτε στον αέρα, είτε μέσα σε κάποιο καθορισμένο υλικό (κάλυμμα, πλαίσιο κινητού τηλέφωνου κτλ). Στα συστήματα ιατρικής τηλεμετρίας η κεραία της εμφυτεύσιμης διάταξης σχεδιάζεται ώστε να λειτουργεί αποδοτικά μέσα στο ανθρώπινο σώμα. Οι βιολογικοί ιστοί χαρακτηρίζονται από μεγάλες διαφοροποιήσεις των ηλεκτρικών ιδιοτήτων τους ανάλογα με την περιοχή που βρίσκονται στο ανθρώπινο σώμα και τη μοριακή δομή τους. Οι διαφορές αυτές σε ιδιότητες όπως η διηλεκτρική σταθερά ϵ_r και η ειδική αγωγιμότητα σ παίζουν πολύ σημαντικό ρόλο στο τελικό αποτέλεσμα της ακτινοβολίας της κεραίας. Επίσης, όπως είδαμε στην αναφορά μας στο ρυθμό απορρόφησης SAR, οι βιολογικοί ιστοί αλληλεπιδρούν με την ακτινοβολία μιας κεραίας απορροφώντας ένα τμήμα της ηλεκτρομαγνητικής ενέργειας. Όλα αυτά τα χαρακτηριστικά που παρουσιάζουν οι βιολογικοί ιστοί πρέπει να συνυπολογίζονται κατά τη σχεδίαση μιας κεραίας που χρησιμοποιείται σε εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις.

Για την όλο και καλύτερη αποτύπωση των ηλεκτρικών ιδιοτήτων των βιολογικών ιστών στο στάδιο της σχεδίασης κεραίων, οι σχεδιαστές ανέπτυξαν ακριβή μοντέλα προσομοίωσης του ανθρωπίνου σώματος. Αυτά τα μοντέλα αναλύονται παρακάτω μαζί με της σημαντικότερες ιδιότητες των βιολογικών ιστών.

Ηλεκτρικές ιδιότητες βιολογικών ιστών

Το ανθρώπινο σώμα για την περιοχή συχνοτήτων ραδιοσημάτων και μικροκυμάτων είναι μη μαγνητικό, όπου οι μαγνητικές ιδιότητες των βιολογικών ιστών περιγράφονται με την μαγνητική διαπερατότητα του ελεύθερου χώρου $\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7} \text{H/m}$. Σε αντίθεση με τις μαγνητικές ιδιότητες, οι ιστοί εμφανίζουν διαφοροποιήσεις στις ηλεκτρικές ιδιοτήτες τους. Το βασικότερο πρόβλημα των ερευνητών στον καθορισμό αυτών των ιδιοτήτων αποτελεί το γεγονός ότι δεν είναι δυνατές οι μετρήσεις *in vivo* σε ζωντανούς ανθρώπινους ιστούς. Τα αποτελέσματα πολλών ερευνών τα τελευταία χρόνια υποδηλώνουν τη σχέση αρκετών διηλεκτρικών ιδιοτήτων με τη συχνότητα του σήματος αλλά και τη ηλικία του βιολογικού δείγματος [49],[50]. Συγκεκριμένα, παρατηρείται μια αύξηση στην τιμή της ειδικής αγωγιμότητας σ τόσο με την αύξηση της ηλικίας του δείγματος όσο και με την αύξηση της συχνότητας της ακτινοβολίας. Αντίθετα, ενώ η διηλεκτρική σταθερά ϵ_r μειώνεται με την αύξηση της ηλικίας, αύξηση της συχνότητας σε αυτή την περίπτωση οδηγεί σε εκθετική μείωση του ϵ_r . Μια μελέτη κατέληξε στη αναλυτική μαθηματική έκφραση για τον υπολογισμό της σχετικής διηλεκτρικής σταθεράς ϵ_r για συγκεκριμένο βιολογικό ιστό σε καθορισμένη συχνότητα [51].

$$\epsilon(\omega) = \epsilon_{\infty} + \sum_{m=1}^4 \frac{\Delta\epsilon_m}{1+(j\omega\tau_m)^{(1-a_m)}} + \frac{\sigma_j}{j\omega\epsilon_0} \quad (2-10)$$

οπού: ϵ_{∞} η σχετική διηλεκτρική σταθερά πολύ μεγάλης συχνότητας,
 ϵ_0 η σχετική διηλεκτρική σταθερά του κενού,
 σ_j η ιοντική αγωγιμότητα και
 ϵ_m, τ_m, a_m παράμετροι του ιστού.

Στους πίνακες 2.1 και 2.2 φαίνεται η μεταβολή των τιμών της διηλεκτρικής σταθεράς και της αγωγιμότητας σε σχέση με την συχνότητα σε σταθερή θερμοκρασία ιστών (37 °C) [51].

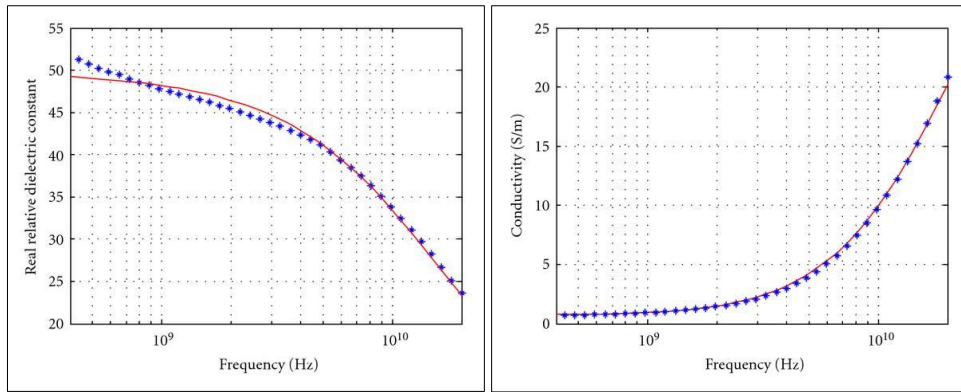
Πίνακας 2.1: Διηλεκτρική σταθερά ιστών σε διαφορετικές συχνότητες.

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

Πίνακας 2.2: Ειδική αγωγιμότητα ιστών σε διαφορετικές συχνότητες.

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

Τα παρακάτω διαγράμματα παρουσιάζουν την μεταβολή της διηλεκτρικής σταθεράς ϵ_r και της ειδικής αγωγιμότητας σ υγρού δέρματος στη ζώνη συχνοτήτων μικροκυμάτων.



Σχ. 2.11 ϵ_r και σ υγρου δέρματος στην ζώνη μικροκυμάτων [52].

Έκτος από την ϵ_r και την ειδική αγωγιμότητα σ των βιολογικών ιστών, άλλες ηλεκτρικές ιδιότητες που ενδιαφέρουν του ερευνητές είναι το βάθος διείσδυσης και οι εφαπτόμενες απώλειες οι όποιες και πάλι μεταβάλλονται σε σχέση με την συχνότητα. Παρ' όλα αυτά στις χαμηλές συχνότητες όπως η ζώνη MICS-MedRadio, ο βαθμός διείσδυσης της ακτινοβολίας είναι ικανοποιητικός, επιτρέποντας το ηλεκτρομαγνητικό πεδίο να διαδίδεται εύκολα μέσα στο ανθρώπινο σώμα.

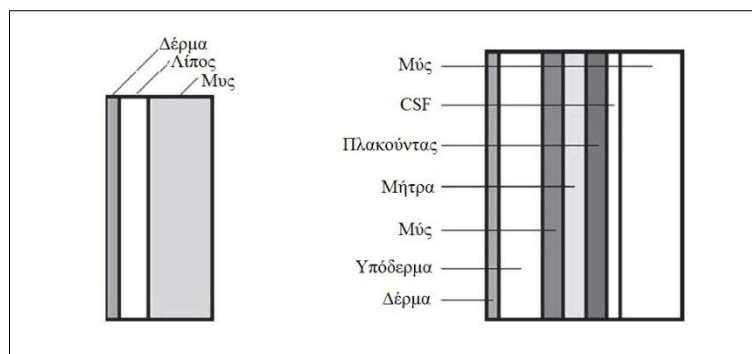
Μια άλλη παράμετρος της αλληλεπίδρασης την ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας με τους βιολογικούς ιστούς είναι οι θερμικές επιπτώσεις της απορροφούμενης ενέργειας. Συνήθως, το ηλεκτρικό πεδίο προκαλεί πόλωση των μορίων του νερού στους ιστούς, αυξάνοντας έτσι την κινητικότητα τους, άρα και την κινητική ενέργεια. Αυτή η ενέργεια οδηγεί σε αύξηση της θερμοκρασίας τοπικά στην περιοχή της εφαρμογής του πεδίου, καθώς με σε μεταφορά θερμότητας μέσα στο σώμα [51]. Ο δείκτης ρυθμού απορρόφησης SAR αποτυπώνει σε μεγάλο βαθμό αυτή την θερμική αντίδραση των ιστών στην ακτινοβολία, δίνοντας μια καλή εικόνα για το ποσοστό της ισχύος που απορροφάται από τους ιστούς.

Μοντέλα προσομοίωσης ανθρώπινου σώματος

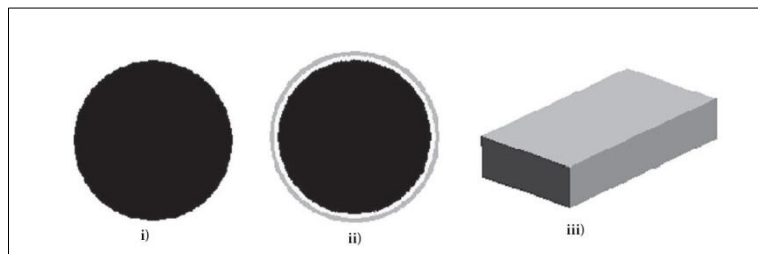
Η χρήση μοντέλων που προσομοιώνουν τις ηλεκτρικές ιδιότητες του ανθρώπινου σώματος είναι απαραίτητη για την μελέτη των επιδράσεων της ακτινοβολίας μιας κεραίας στους ιστούς. Οι δοκιμές των κεραιών σε αυτά τα μοντέλα επιτρέπουν την εύκολη συλλογή των απαραίτητων πληροφοριών για την απόδοση της κεραίας μέσα σε αυτό το περιβάλλον, αλλά και για τις επιπτώσεις στην υγεία των ασθενών. Τα μοντέλα χωρίζονται σε δυο μεγάλες κατηγορίες: τα φυσικά και τα αριθμητικά.

Αρχικά, σχεδιάζεται μια νέα κεραία με την χρήση κατάλληλου λογισμικού και στην συνέχεια γίνονται προσομοιώσεις της λειτουργίας της μέσα στα αριθμητικά μοντέλα. Στο επόμενο στάδιο είναι εφικτή η κατασκευή της κεραίας, η οποία πλέον εφαρμόζεται σε πειραματικές μελέτες με χρήση φυσικών μοντέλων των βιολογικών ιστών με τους οποίους θα αλληλεπιδρά κατά την λειτουργία της. Τα αριθμητικά μοντέλα

χωρίζονται σε κανονικά (canonical) και ανατομικά. Τα κανονικά μοντέλα προσομοίωσης αποτελούνται από άπια γεωμετρικά σχήματα, επιτρέποντας την ευκολότερη ανάλυση της ακτινοβολίας που αλληλεπιδρά με αυτά. Οι ηλεκτρικές ιδιότητες αλλά και το σχήμα του κανονικού μοντέλου (σφαίρα, κύλινδρος κτλ) επιλέγονται αναλόγως του είδους των βιολογικών ιστών προς προσομοίωση. Υπάρχουν απλά μοντέλα που παρουσιάζουν ομοιογένεια στα χαρακτηριστικά τους αλλά και πιο πολύπλοκα, με διαφοροποιήσεις στα ϵ_r και σ και χρήση πολλών στρωμάτων που προσομοιώνουν τους πραγματικούς ιστούς. Στην πράξη, τα πιο άπια μοντέλα χρησιμοποιούνται στα πρώτα στάδια της μελέτης μιας κεραίας και στην συνέχεια εφαρμόζονται πολυπλοκότερα μοντέλα για πιο ακριβή αποτελέσματα. Υπάρχουν αρκετά παραδείγματα τέτοιων κανονικών μοντέλων στην βιβλιογραφία [53],[54],[55],[56],[57]. Το ανθρώπινο κεφάλι μοντελοποιείται με σφαιρικό μοντέλο πολλών στρώσεων, ενώ τα άκρα με κυλινδρικά.

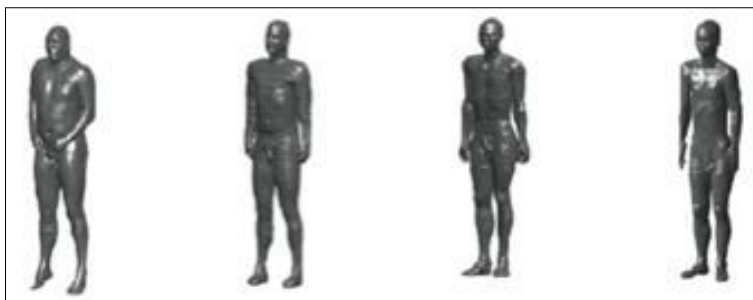


Σχ. 2.12 κανονικά μοντέλα προσομοίωσης πολλών στρωμάτων.



Σχ. 2.13 κανονικά μοντέλα i) ομογενούς, ii) τριών στρωμάτων κεφαλιού και iii) ανθρωπίνου κορμού.

Τα ανατομικά μοντέλα προσομοίωσης έχουν πολύ μεγαλύτερη ακρίβεια από τα κανονικά. Η μοντελοποίηση του ανθρώπινου σώματος, ή τμήματός του, γίνεται με την χρήση κυβικών κουτιών (voxels) που περιέχουν ομοιογενώς τις διηλεκτρικές ιδιότητες των ιστών [58]. Στην ουσία, τα voxel λειτουργούν σε αντιστοιχία με τα pixel μιας ψηφιακής εικόνας, μονό που εδώ η πληροφορία που εμπεριέχεται μέσα στα voxel αντιστοιχεί στις ηλεκτρικές ιδιότητες του αντίστοιχου όγκου του βιολογικού ιστού. Τα δεδομένα των voxels εξάγονται με την χρήση αξονικών και μαγνητικών τομογράφων. Όσο μικρότερο είναι το μέγεθος των voxel του ανατομικού μοντέλου, τόσο πιο κοντά είναι στα πραγματικά χαρακτηριστικά του σώματος.



Σχ. 2.14 Ανατομικά μοντέλα ενηλίκων.

Επειδή οι πληροφορίες των ανατομικών μοντέλων προέρχονται από τομογραφίες πραγματικών ιστών, μπορούμε να σχεδιάσουμε πολλά διαφορετικά μοντέλα που είναι βασισμένα σε ανθρώπους με διαφορετικά χαρακτηριστικά (φύλο, ηλικία, ποσοστό λίπους κτλ). Η επεξεργασία τόσο μεγάλου όγκου πληροφοριών απαιτεί μεγάλη υπολογιστική ισχύ αλλά τα τελικά αποτελέσματα της προσομοίωσης προσεγγίζουν με μεγάλη ακρίβεια αυτά της λειτουργίας της κεραίας με πραγματικούς ιστούς.

Τέλος, υπάρχουν τα φυσικά μοντέλα προσομοίωσης. Πρόκειται για πραγματικές κατασκευές που χρησιμοποιούνται σε πειραματικές εφαρμογές επαλήθευσης των αποτελεσμάτων των αριθμητικών μοντέλων. Η χρήση φυσικών μοντέλων είναι πολύ σημαντική διότι μας δίνει την δυνατότητα να αναλύσουμε την λειτουργία μιας κατασκευασμένης κεραίας και τις επιπτώσεις της ακτινοβολίας στους ιστούς. Εφαρμόζονται για υπολογισμό του δείκτη απορρόφησης SAR καθώς και για το επίπεδο της ηλεκτρομαγνητικής ισχύος που εκπέμπει η κεραία. Όπως και στα αριθμητικά μοντέλα, έτσι και τα φυσικά διαφοροποιούνται σε απλοποιημένα και πιο πολύπλοκα. Τα απλοποιημένα φυσικά μοντέλα κατασκευάζονται από υλικά που διατηρούν την ομοιογένεια των ηλεκτρικών ιδιοτήτων σε όλο τον όγκο τους. Τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά τους κυμαίνονται από άπλα σφαιρικά, κυλινδρικά και παραλληλεπίπεδα δοχεία που περιέχουν υγρά ή ημι-στερεά (τζελ) μείγματα με σταθερές ιδιότητες, μέχρι πιο πολύπλοκα σχήματα (ομοιώματα κεφαλής, άκρων κτλ) [59],[60].

Για την επίτευξη ακόμα μεγαλύτερης ακριβείας αποτελεσμάτων στα πειράματα, οι σχεδιαστές κατασκεύασαν πιο πολύπλοκα φυσικά μοντέλα. Αυτά τα μοντέλα αποτελούνται από συνδυασμό υλικών με μη ομογενείς ηλεκτρικές ιδιότητες, όπως δηλαδή και οι βιολογικοί ιστοί, ενώ το σχήμα τους διαμορφώνεται σύμφωνα με τις πραγματικές αναλογίες του ανθρώπινου σώματος.



Σχ. 2.15 Φυσικό μοντέλο ανθρώπινης κεφαλής για εργαστηριακές δοκιμές [61].

Σε κάθε περίπτωση, οι σχεδιαστές κεραιών για χρήση σε εμφυτεύσιμες διατάξεις στο ανθρώπινο σώμα πρέπει να αξιοποιούν τα αριθμητικά και τα φυσικά μοντέλα προσομοίωσης των βιολογικών ιστών για όσον το δυνατό καλύτερη προσέγγιση στις πραγματικές συνθήκες λειτουργίας της διάταξης.

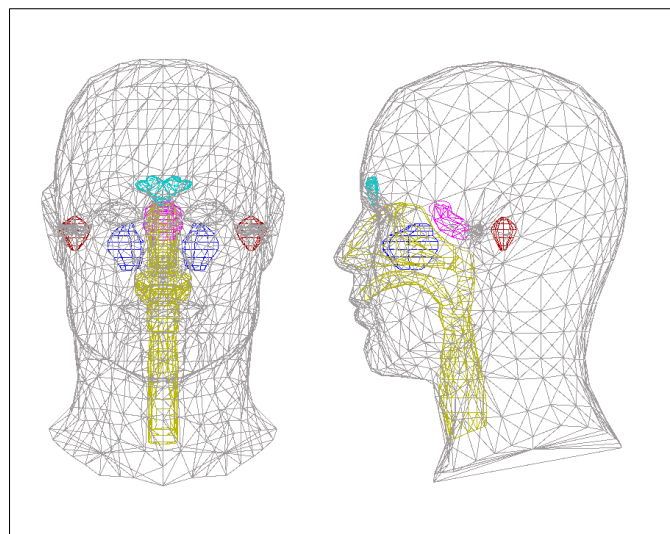
2.5 Μέθοδος πεπερασμένων στοιχείων

Όλα τα ηλεκτρομαγνητικά φαινόμενα περιγράφονται πλήρως από τις εξισώσεις Maxwell. Η περιγραφή των ηλεκτρικών και μαγνητικών πεδίων που δημιουργούνται στην περιοχή μιας κεραίας, όπως και τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα που αποτελούν την ακτινοβολία της, βασίζεται στην ανάλυση αυτών των εξισώσεων για συγκεκριμένες συνθήκες. Οι αναλυτικές μέθοδοι επίλυσης των εξισώσεων Maxwell δεν μπορούν να εφαρμοστούν σε προβλήματα με πολύπλοκες γεωμετρίες. Γι' αυτό τον λόγο εφαρμόζονται αριθμητικές μέθοδοι επίλυσης, όπως η μέθοδος των πεπερασμένων διαφορών στο πεδίο του χρόνου (Finite-Difference Time-Domain method, FDTD), η μέθοδος των ροπών (Method of Moments, MoM), η μέθοδος των πεπερασμένων διαφορών (Finite Difference Method, FDM) και η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων (Finite Element Method, FEM) [62]. Όλες οι αριθμητικές μέθοδοι μπορούν να εφαρμοστούν σε πολύπλοκα ηλεκτρομαγνητικά προβλήματα εξαιτίας της μεγάλης υπολογιστικής ισχύος που παρέχουν οι σύγχρονοι ηλεκτρονικοί υπολογιστές.

Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων (FEM) εφαρμόζεται κυρίως για επίλυση προβλημάτων με πολύπλοκες γεωμετρίες πολλών στοιχείων, και αποτελεί εξαιρετική επιλογή για την ανάλυση των ηλεκτρομαγνητικών φαινομένων μιας κεραίας μικροταινίας. Η FEM βασίζεται στην επίλυση την μερικής διαφορικής εξίσωσης μέσα σε απλά γεωμετρικά σχήματα που έχουν διαμερίσει το αρχικό πολύπλοκο σχήμα. Η μεταβλητή της εξίσωσης που μας ενδιαφέρει στις κεραίες είναι η ένταση του ηλεκτρικού πεδίου, ενώ πρέπει να οριστούν οι κατάλληλες οριακές συνθήκες μεταξύ των τμημάτων

του σχήματος με διαφορετικές ηλεκτρικές ιδιότητες (σύνορα μεταξύ αγώγιμης επιφάνειας και διηλεκτρικού κτλ).

Αρχικά, αυτές οι νέες δομικές μονάδες διαμερισμού του αρχικού σχήματος επιλέγονται με τέτοιο τρόπο ώστε στο τέλος της ανάλυσης η μεταβλητή της εξίσωσης να κατανέμεται ομοιόμορφα στο πλαίσιο της αρχικής γεωμετρίας. Στη συνέχεια, επιλέγεται μια συνάρτηση μορφής που εκφράζει προσεγγιστικά τη μεταβλητή στο εσωτερικό κάθε μονάδας. Αυτή η συνάρτηση είναι συνήθως πολυωνυμική για ευκολία στις πράξεις. Έπειτα σχηματίζεται ένα σύστημα περιγραφικών εξισώσεων του προβλήματος με την κατάλληλη συνάθροιση των δεδομένων των συναρτήσεων δομής κάθε στοιχείου. Τέλος, γίνεται εφαρμογή των οριακών συνθηκών στο σύστημα εξισώσεων για την επίλυση του προβλήματος.



Σχ. 2.16 Εφαρμογή της FEM για τον υπολογισμό στρεβλώσεων του στατικού μαγνητικού πεδίου MRI σάρωσης [63].

Στο Σχ. 2.14 φαίνεται το πλέγμα (mesh) των τυπικών πεπερασμένων στοιχείων απλής γεωμετρίας που διαμερίζουν το περίπλοκο σχήμα της ανθρώπινης κεφαλής.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

Μέτρηση των ηλεκτρικών ιδιοτήτων προσομοιωμάτων

Στο προηγούμενο κεφάλαιο παρουσιάστηκε η σημασία των προσομοιωμάτων (αριθμητικών και φυσικών μοντέλων) στην διαδικασία της σχεδίασης μιας κεραίας για χρήση σε εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις. Για την κατάλληλη επιλογή των υλικών που απαρτίζουν αυτά τα μοντέλα, κρίνεται απαραίτητη η διερεύνηση διαφόρων τρόπων μέτρησης των ηλεκτρικών ιδιοτήτων των προσομοιωμάτων. Στο κεφάλαιο αυτό παρουσιάζεται μια προτεινόμενη πειραματική μέθοδος υπολογισμού ηλεκτρικών ιδιοτήτων διηλεκτρικών υλικών. Μέσω αυτής της μεθόδου είναι δυνατή η εξαγωγή πειραματικών μετρήσεων. Στην συνέχεια, παρουσιάζεται μια αριθμητική υπολογιστική μέθοδος με χρήση ηλεκτρονικού υπολογιστή, η οποία εφαρμόζεται φέροντας διαφορετικά αποτελέσματα μετρήσεων. Τέλος, γίνεται μια σύγκριση των μετρήσεων της πειραματικής και της υπολογιστικής μεθόδου και παραθέτονται τα σχετικά συμπεράσματα.

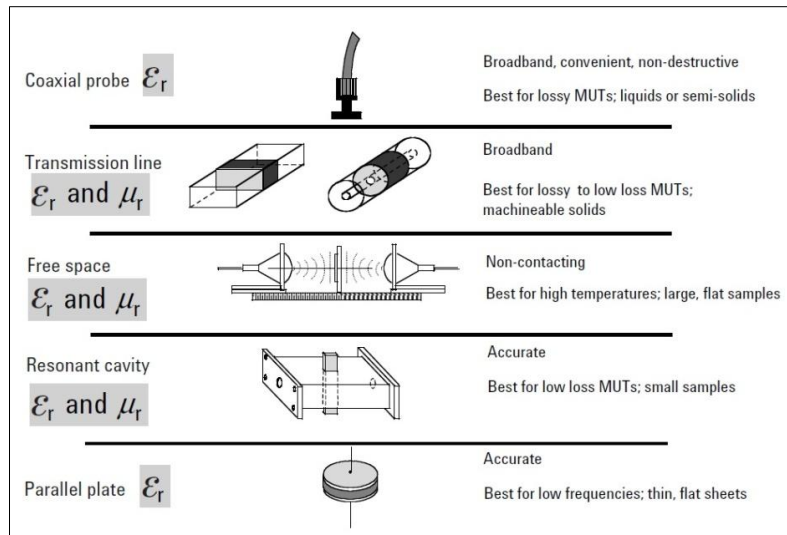
3.1 Προτεινόμενη πειραματική μέθοδος της βιβλιογραφίας

Οι ηλεκτρικές ιδιότητες (ϵ_r , σ) των προσομοιωμάτων των βιολογικών ιστών επηρεάζουν σε μεγάλο βαθμό την μορφή του ακτινοβολούμενου σήματος μιας κεραίας τοποθετημένης σε εμφύτευμα. Η σχετική επιτρεπτότητα (relative permittivity), ή αλλιώς διηλεκτρική σταθερά ϵ_r , αποτελεί βασική ένδειξη της ικανότητας ενός υλικού να αποθηκεύει ενέργεια από ένα εξωτερικό ηλεκτρικό πεδίο. Η ειδική αγωγιμότητα σ (electrical conductivity) είναι μέτρο της ευκολίας ή δυσκολίας με την οποία άγεται ηλεκτρικό ρεύμα δια μέσω κάποιου υλικού ανεξάρτητα από τις διαστάσεις του.

Για να είναι δυνατή η μελέτη μιας εμφυτεύσιμης κεραίας μέσα σε μοντέλα προσομοίωσης βιολογικών ιστών, είναι απαραίτητες οι μετρήσεις των ηλεκτρικών ιδιοτήτων των υλικών προσομοίωσης και η σύγκρισή τους με τα τιμές των πραγματικών ιστών. Υπάρχουν συγκεκριμένες πειραματικές μέθοδοι που επιτυγχάνουν αυτή τη διαδικασία με την χρήση εμπορικών συστημάτων μέτρησης της μιγαδικής επιτρεπτότητας [65],[68]. Ανάλογα με το είδος του υλικού και τις συνθήκες στις οποίες επρόκειτο να εφαρμοστεί στις προσομοιώσεις εφαρμόζονται οι παρακάτω τεχνικές μέτρησης των διηλεκτρικών ιδιοτήτων όπως παρουσιάζονται στο Σχ. 3.1:

- Η μέθοδος του ομοαξονικού αγωγού (coaxial probe), που εφαρμόζεται για υγρά ή ημι-στερεά υλικά, χωρίς να καταστρέφεται το δείγμα με ευρεία εφαρμογή στο φάσμα των συχνοτήτων (10MHz – 50GHz).
- Η μέθοδος της γραμμής μεταφοράς (transmission line), όπου είναι δυνατή η μέτρηση και για στερεά υλικά και προτείνεται για υλικά χαμηλών απωλειών.

- Η μέθοδος ελευθέρου χώρου (*free space*), όπου δεν υπάρχει επαφή με το μετρήσιμο υλικό, επιτρέποντας τις μετρήσεις σε μεγάλες θερμοκρασίες.
- Η μέθοδος της ακτινοβολούσας κοιλότητας (*resonant cavity*), για ακριβείς μετρήσεις μικρών δειγμάτων.
- Η μέθοδος των παράλληλων πλακών (*parallel plate*), που παρέχει ακρίβεια στις χαμηλές συχνότητες για λεπτά φύλλα διηλεκτρικών υλικών (υγρής μορφής).



Σχ. 3.1 Μέθοδοι μετρήσεων διηλεκτρικών ιδιοτήτων.

Οι παραπάνω μέθοδοι μετρήσεων είναι εφικτές με χρήση κατάλληλου εξοπλισμού σε συνδυασμό με το αντίστοιχο πρόγραμμα λογισμικού (πχ., Dielectric Assessment Kit –DAK της εταιρίας Speag [66], μ WaveAnalyser της Puschner [67], Agilent 85071E [68] κτλ). Τέτοιες εγκαταστάσεις παρουσιάζουν ιδιαίτερο κόστος και δεν είναι δυνατόν να υπάρχουν σε όλα τα ερευνητικά εργαστήρια. Γι' αυτό το λόγο προτείνεται μια πειραματική μέθοδος μετρήσεων της διηλεκτρικής σταθεράς χαμηλού κόστους η όποια περιγράφεται παρακάτω.

3.1.1 Περιγραφή

Η πειραματική μέθοδος της βιβλιογραφίας [69] εξετάζει την μέτρηση των ηλεκτρικών ιδιοτήτων σε υλικά υγρής μορφής. Τα υγρά προσομοιώματα επιλέγονται λόγω ευκολίας κατασκευής και χαμηλού κόστους, και η χρήση τους στα αρχικά στάδια πειραματισμού μιας κεραίας δίνει σχετικά ακριβή αποτελέσματα. Η τεχνική που παρουσιάζεται είναι αρκετά όμοια με την μέθοδο της γραμμής μεταφοράς. Η αύξηση της ακριβείας των αποτελεσμάτων επιτυγχάνεται με την ανάλυση της ανάκλασης όσο και της μετάδοσης του σήματος, σε αντίθεση με άλλες τεχνικές που βασίζονται μόνο στην ανάκλαση [70],[71]. Συγκεκριμένα, οι δείκτες ανάκλασης και μετάδοσης καθορίζονται από της παραμέτρους σκέδασης S_{11} και S_{21} που παρουσιάστηκαν στο κεφάλαιο 2.

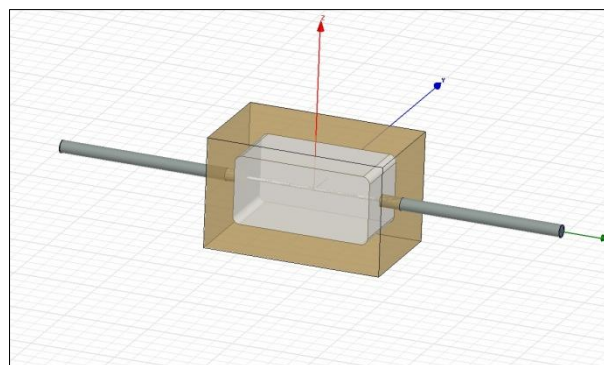
Η εγκατάσταση μέτρησης αποτελείται από ένα παραλληλεπίπεδο δοχείο το όποιο διαπερνάται από τον εσωτερικό αγωγό ενός ομοαξονικού καλωδίου (Σχ. 3.2). Το

ομοαξονικό δοχείο μπορεί να περιέχει οποιοδήποτε υγρό διηλεκτρικό υλικό. Οι διαστάσεις του είναι $52\text{mm} \times 32\text{mm} \times 32.2\text{mm}$ για το εξωτερικό περίβλημα και $40\text{mm} \times 20\text{mm} \times 20\text{mm}$ για την εσωτερική κοιλότητα. Η επιλογή των συγκεκριμένων διαστάσεων έγινε για την επίτευξη συντονισμού μέσα στο εύρος συχνοτήτων 300-500MHz όταν το δοχείο γεμίζεται με υγρό υψηλής επιτρεπτότητας.



Σχ. 3.2 Ομοαξονικό δοχείο για μετρήσεις μιγαδικής επιτρεπτότητας σε υγρά υλικά.

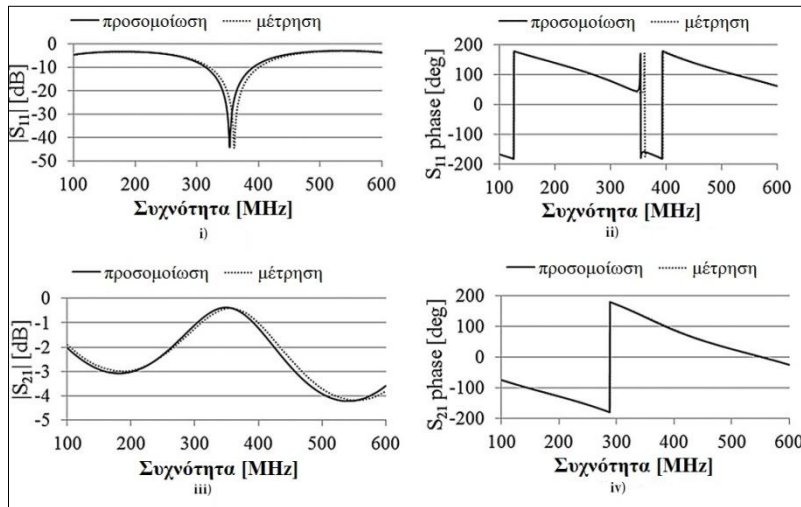
Κλείνοντας το καπάκι του δοχείου, η δομή αναπαριστά μια μετάβαση ανάμεσα στα δυο άκρα του ομοαξονικού μέσω μιας βηματικής χαρακτηριστικής ασυνέχειας της αντίστασης. Η συνάρτηση μεταφοράς μεταξύ των δυο ομοαξονικών άκρων εξωτερικά του δοχείου εξαρτάται από την μιγαδική επιτρεπτότητα του υγρού που εμπεριέχεται στο δοχείο δοκιμής. Με αυτό τον τρόπο είναι δυνατή η μέτρηση των παραμέτρων σκέδασης S . Στο Σχ. 3.3 παρουσιάζεται το αριθμητικό μοντέλο του ομοαξονικού δοχείου το οποίο σχεδιάστηκε με χρήση κατάλληλου λογισμικού που εφαρμόζει την μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων.



Σχ. 3.3 Αριθμητικό μοντέλο του ομοαξονικού δοχείου.

Εφαρμόζοντας στο αριθμητικό μοντέλο τα χαρακτηριστικά της πραγματικής διάταξης, μπορούμε να προσδιορίσουμε τις θεωρητικές τιμές των παραμέτρων S οι οποίες μπορούν να συγκριθούν με της πραγματικές. Για να φανεί η αξιοπιστία της πειραματικής τεχνικής πραγματοποιούνται μετρήσεις σε υγρό υλικό με γνωστές ιδιότητες, όπως για παράδειγμα το αποσταγμένο νερό [69]. Στο Σχ. 3.4 παρουσιάζονται οι τιμές του πλάτους

και της φάσης των παραμέτρων S_{11} και S_{21} του αποσταγμένου νερού από την πειραματική και την αριθμητική εφαρμογή.



Σχ. 3.4 Αποτελέσματα μετρήσεων του ομοαξονικού δοχείου με αποσταγμένο νερό: i) πλάτος του S_{11} , ii) φάση του S_{11} , iii) πλάτος του S_{21} , και iv) φάση του S_{21} .

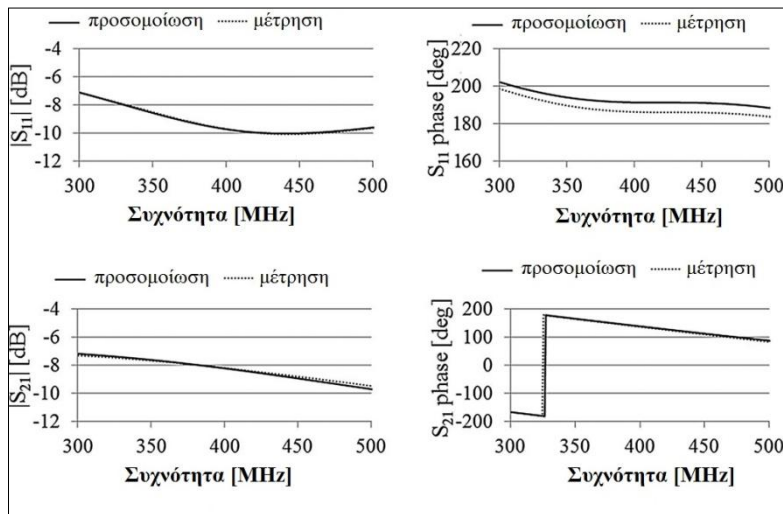
.Συγκρίνοντας τις μετρήσεις μεταξύ πειραματικής διάταξης και αριθμητικού μοντέλου παρατηρείται σημαντική ταύτιση αποτελεσμάτων.

3.1.2 Πειραματικές μετρήσεις

Σε αυτό το σημείο κρίνεται απαραίτητο να αναφερθεί η σύνδεση των παραμέτρων σκέδασης S με της ηλεκτρικές ιδιότητες (ϵ_r , σ) ενός υλικού. Εάν γνωρίζουμε τα πραγματικά διαγράμματα των παραμέτρων S ενός συγκεκριμένου υλικού, μπορούμε να τα συγκρίνουμε με τα διαγράμματα που παίρνουμε συνδυάζοντας διάφορες τιμές των (ϵ_r , σ). Πλήρης ταύτιση των διαγραμμάτων του υλικού με αυτά ενός συγκεκριμένου ζευγαριού των ϵ_r και σ μας δίνει τις ηλεκτρικές ιδιότητες αυτού του υλικού. Αυτή η διαδικασία πραγματοποιείται αυτόματα μέσω εξειδικευμένου λογισμικού που συνοδεύει τους εμπορικούς εξοπλισμούς, δίνοντας αμέσως τις ζητούμενες τιμές διηλεκτρικής σταθεράς και ειδικής αγωγιμότητας. Στη τεχνική που παρουσιάστηκε παραπάνω δεν δίνεται αυτή η δυνατότητα. Έτσι ο ερευνητής είναι αναγκασμένος να πραγματοποιεί τις συγκρίσεις των διαγραμμάτων των παραμέτρων S μέσω παρατήρησης. Για απλοποίηση, κρίνεται λογικό να γίνεται η ταύτιση σημειακά για συγκεκριμένη τιμή συχνότητας που προβλέπεται να λειτουργεί η κεραία του πειράματος. Μια κεραία για εφαρμογή σε εμφυτεύσιμες διατάξεις λειτουργεί στην ζώνη MedRadio (401-406 MHz). Έτσι θεωρώντας ως επιθυμητή συχνότητα συντονισμού τα 403.5 MHz περίπου, παίρνουμε 4 τιμές για το πλάτος και την φάση των S_{11} και S_{21} από τα διαγράμματα του υλικού. Με αυτό τον τρόπο η σύγκριση μεταξύ των διαγραμμάτων γίνεται πλέον σε ένα σημείο τους, αγνοώντας την μη πλήρη ταύτιση στις άλλες συχνότητες. Στόχος είναι η μικρότερη

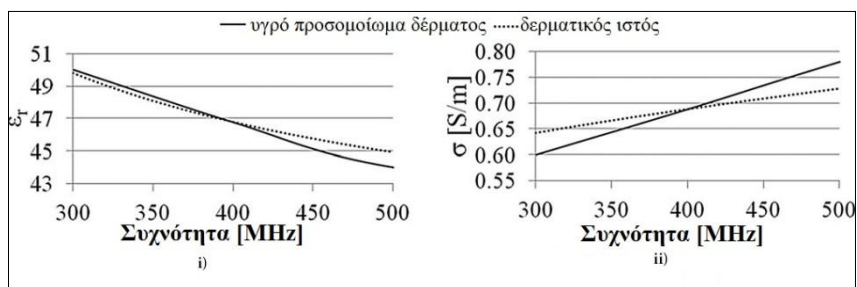
δυνατή απόκλιση των τιμών των διαγραμμάτων ενός ζεύγους (ϵ_r , σ) από τις πραγματικές τιμές του υλικού.

Για καλύτερη κατανόηση της μεθόδου παραθέτουμε τις μετρήσεις των παραμέτρων σκέδασης αλλά και των ηλεκτρικών ιδιοτήτων ενός υγρού μείγματος που προσομοιώνει τον ιστό του δέρματος σε συχνότητα 402 MHz [69]. Το μείγμα αποτελείται από 56% ζάχαρη, 2.3% αλάτι και 41.5% αποσταγμένο νερό και τοποθετείται στο ομοαξονικό δοχείο. Στο Σχ. 3.5 φαίνονται τα διαγράμματα πλάτους και γωνίας των παραμέτρων S_{11} και S_{21} από το πραγματικό και το αριθμητικό μοντέλο. και στο Σχ. 3.6 παρουσιάζεται η σύγκριση μεταξύ των ηλεκτρικών ιδιοτήτων του πραγματικού ιστού και του μείγματος προσομοίωσης.



Σχ. 3.5 Διαγράμματα πλάτους και γωνίας για τα S_{11} και S_{21} υγρού προσομοιώματος δέρματος.

Έπειτα από ταύτιση των παραπάνω διαγραμμάτων με εκείνα ενός ζευγαριού (ϵ_r , σ) υπολογίσαμε τις ηλεκτρικές ιδιότητες του μείγματος. Στο Σχ. 3.6 παρουσιάζεται η σύγκριση μεταξύ των ηλεκτρικών ιδιοτήτων του πραγματικού ιστού και του μείγματος προσομοίωσης.



Σχ. 3.6 Σύγκριση ιδιοτήτων προσομοιώματος και πραγματικού ιστού δέρματος.

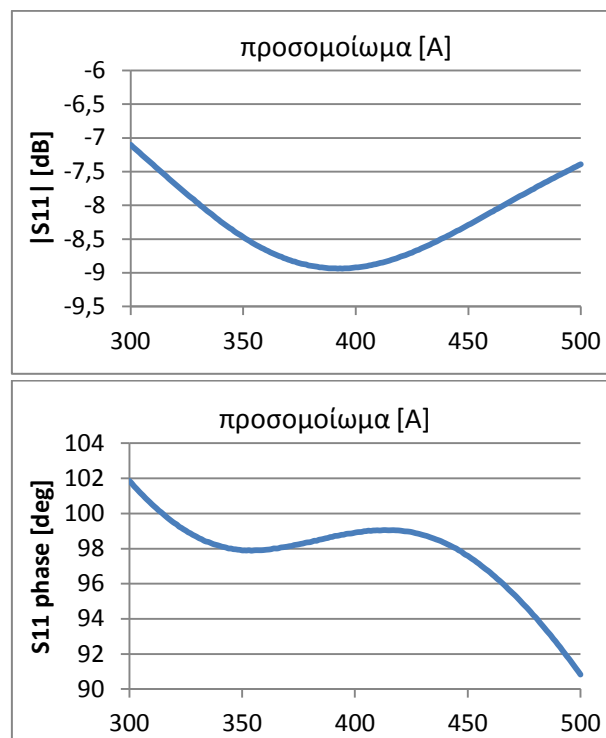
Παρατηρείται ότι για την συχνότητα που μας ενδιαφέρει (\cong 402 MHz) τόσο η διηλεκτρική σταθερά όσο και η ειδική αγωγιμότητα του μείγματος ταυτίζονται με αυτές του πραγματικού ιστού δέρματος. Για τις άλλες τιμές συχνοτήτων έχουμε απόκλιση,

γεγονός που δεν επηρεάζει όμως την απόδοση της κεραίας μέσα στο περιβάλλον του προσομοιώματος. Η δυσκολία όλης της διαδικασίας βρίσκεται στο κομμάτι της αντιστοίχισης μιας τετράδας διαγραμμάτων (ή τιμών σε συγκεκριμένη συχνότητα) της προσομοίωσης με τα αντίστοιχα του πραγματικού υλικού και μπορεί να είναι ανακριβής και χρονοβόρα.

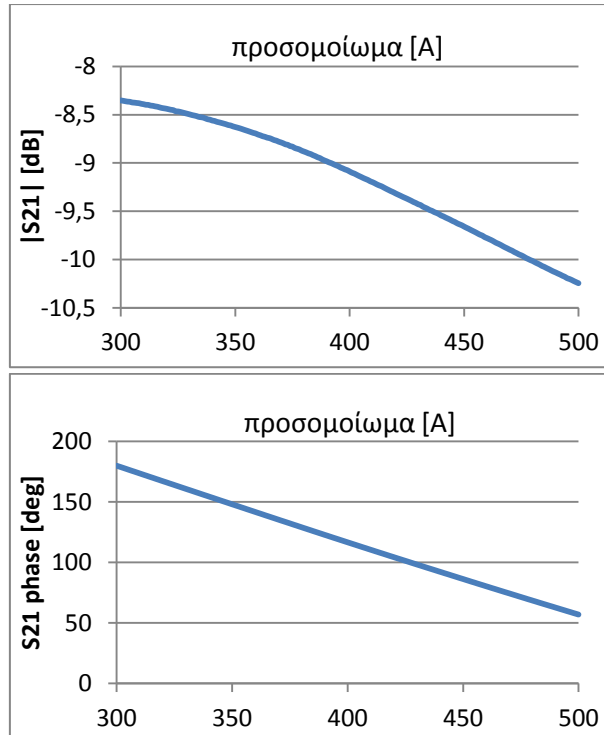
Στην επόμενη ενότητα παρουσιάζεται μια αριθμητική υπολογιστική μέθοδος προσδιορισμού των ηλεκτρικών ιδιοτήτων που γίνεται αυτόματα χωρίς την εξάρτηση στην παρατηρητικότητα του ερευνητή. Για την αξιολόγηση της αριθμητικής μεθόδου πρέπει πρώτα να φανεί η διαφοροποίηση της σε σχέση με τον αρχικό τρόπο ταύτισης μέσω παρατήρησης. Αυτό γίνεται συγκρίνοντας τα αποτελέσματα των δυο μεθόδων σε 5 παραδείγματα προσομοιωμάτων (phantoms) τον οποίον γνωρίζουμε τα διαγράμματα S_{11} και S_{21} και της πραγματικές τιμές τους στις συχνότητες 300-500 MHz.

Αρχικά παραθέτονται τα χαρακτηριστικά των 5 προσομοιωμάτων που θα μελετηθούν:

Προσομοίωμα [A]:



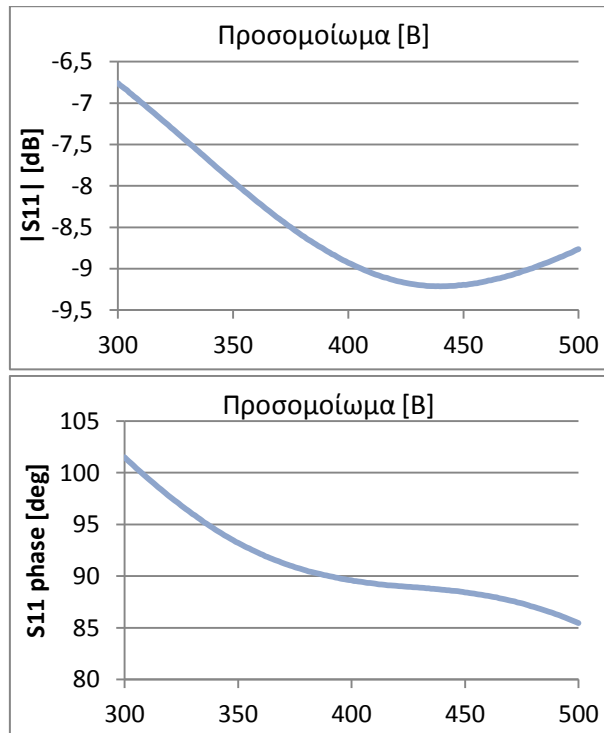
Σχ. 3.7 πλάτος και φάση S_{11} του phantom [A].



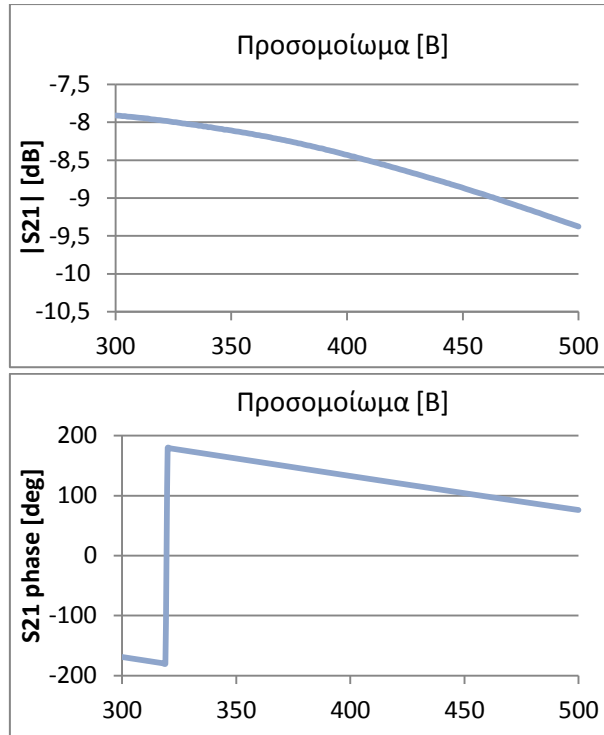
Σχ. 3.8 πλάτος και φάση S_{21} του phantom [A].

Ενώ οι σημειακές τιμές για συχνότητα 404MHz είναι: $|S_{11}| = -8.9$ dB, $S_{11}(\text{phase}) = 98.98$ deg, $|S_{21}| = -9.1$ dB, $S_{21}(\text{phase}) = 114.2164$ deg.

Προσομοίωμα [B]:



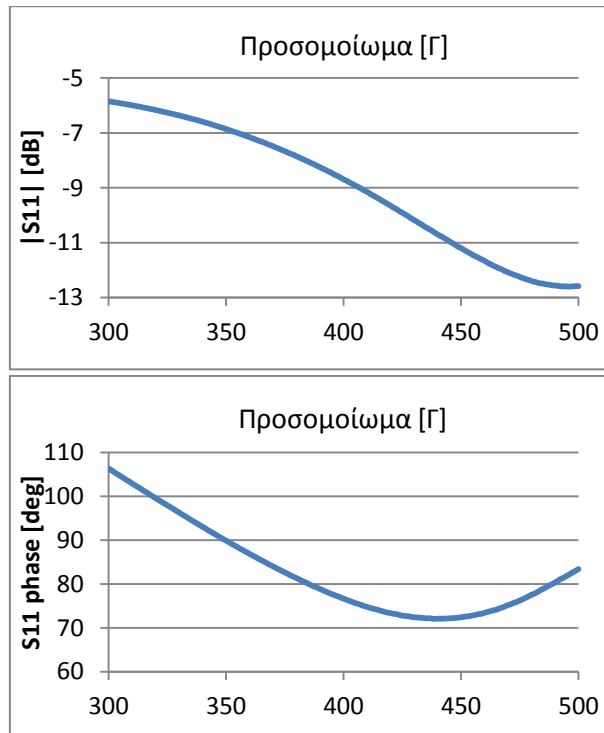
Σχ. 3.9 πλάτος και φάση S_{11} του phantom [B].



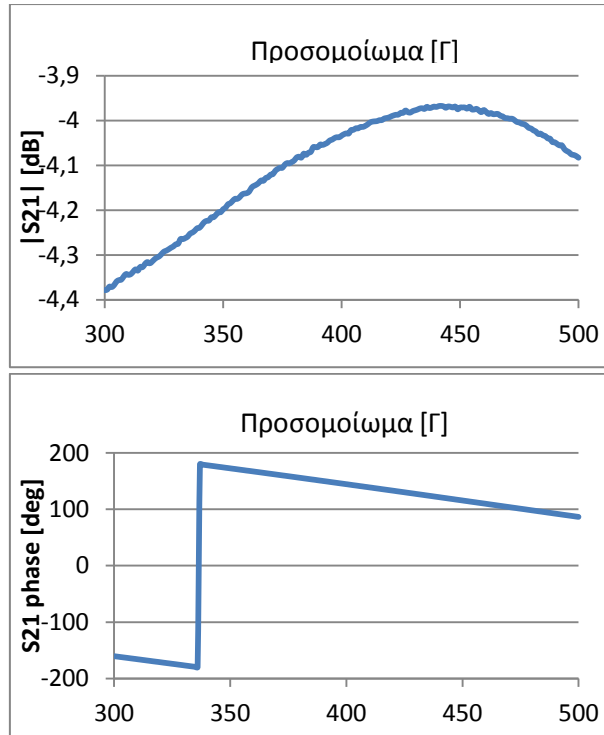
Σχ. 3.10 πλάτος και φάση S_{21} του phantom [B].

Αντίστοιχα οι σημειακές τιμές για συχνότητα 404MHz είναι: $|S_{11}| = -8.979$ dB, $S_{11}(\text{phase}) = 89.456$ deg, $|S_{21}| = -8.46$ dB, $S_{21}(\text{phase}) = 130.64$ deg.

Προσομοίωμα [Γ]:



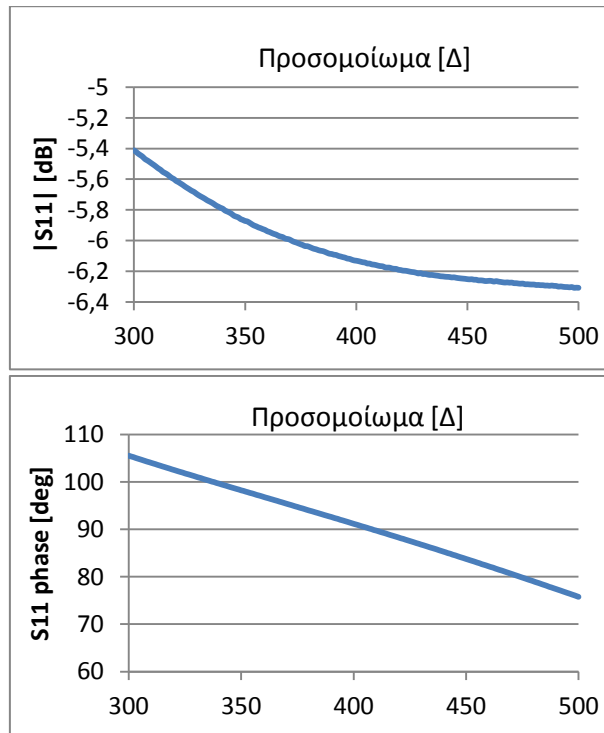
Σχ. 3.11 πλάτος και φάση S_{11} του phantom [Γ].



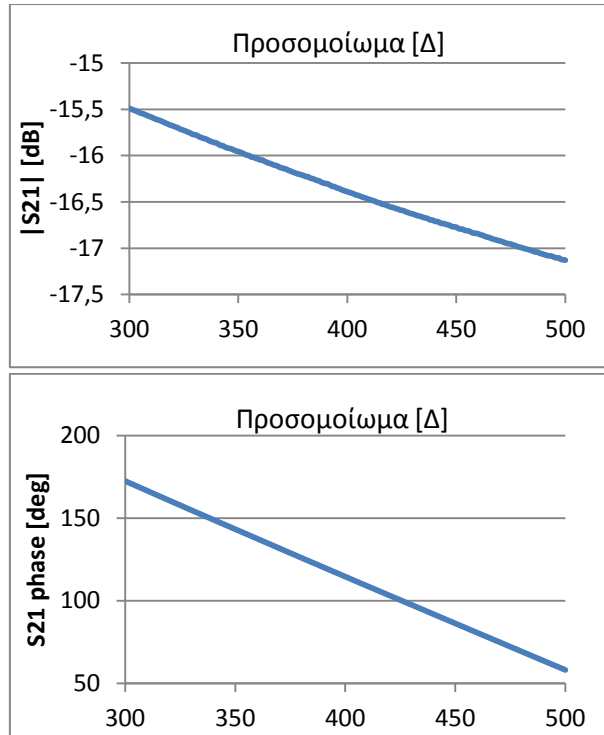
Σχ. 3.12 πλάτος και φάση S_{21} του phantom [Γ].

Με σημειακές τιμές για συχνότητα 404MHz είναι: $|S_{11}| = -8.8718$ dB, $S_{11}(\text{phase}) = 75.857$ deg, $|S_{21}| = -4.02$ dB, $S_{21}(\text{phase}) = 142.05$ deg.

Προσομοίωμα [Δ]:



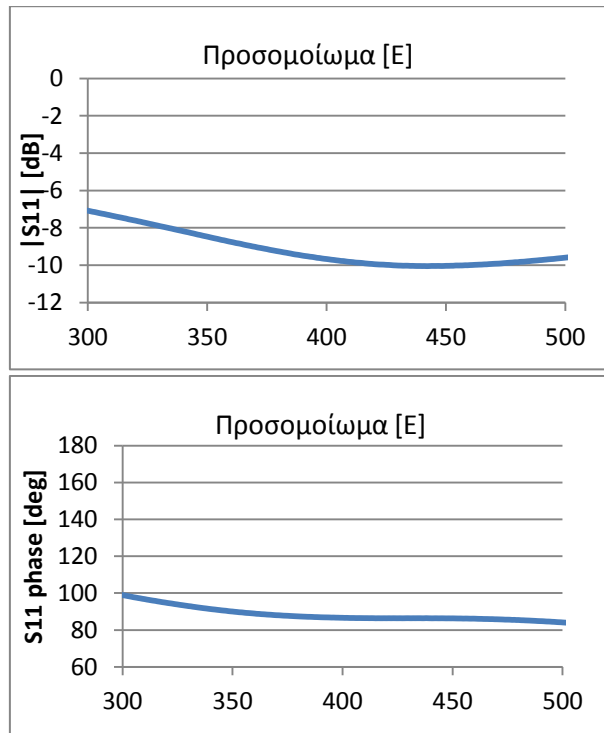
Σχ. 3.13 πλάτος και φάση S_{11} του phantom [Δ].



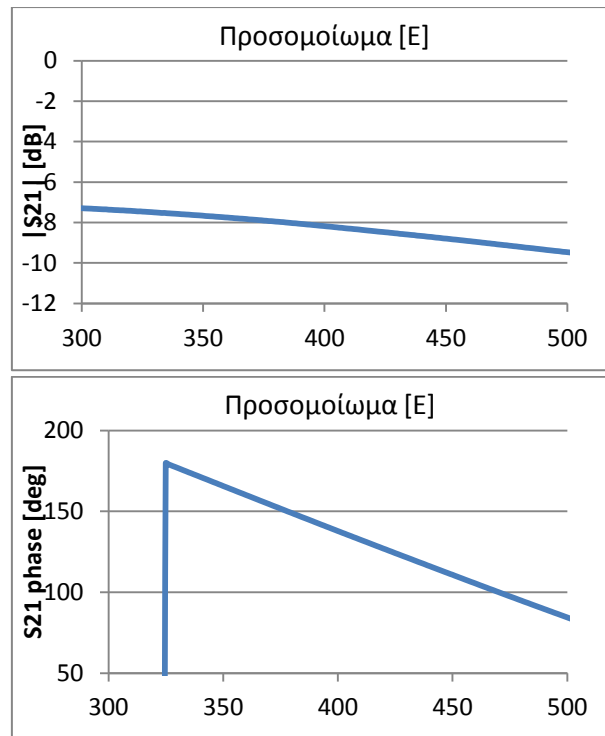
Σχ. 3.14 πλάτος και φάση S_{21} του phantom [Δ].

Με σημειακές τιμές για συχνότητα 404MHz είναι: $|S_{11}| = -6.1438$ dB, $S_{11}(\text{phase}) = 90.6$ deg, $|S_{21}| = -16.425$ dB, $S_{21}(\text{phase}) = 112.48$ deg.

Προσομοίωμα [E]:



Σχ. 3.15 πλάτος και φάση S_{11} του phantom [E].



Σχ. 3.16 πλάτος και φάση S_{21} του phantom [E].

Με σημειακές τιμές για συχνότητα 404MHz είναι: $|S_{11}| = -9.74$ dB, $S_{11}(\text{phase}) = 86.55$ deg, $|S_{21}| = -8.23$ dB, $S_{21}(\text{phase}) = 135.61$ deg.

Οι τιμές $|S_{11}|$, $S_{11}(\text{phase})$, $|S_{21}|$, $S_{21}(\text{phase})$ για όλα τα προσομοιώματα στην συχνότητα 404 MHz συγκεντρώνονται στον παρακάτω πίνακα:

Πίνακας 3.1 Τιμές παραμέτρων S για τα προσομοιώματα στην συχνότητα 404MHz.

Προσομοιώματα	$ S_{11} $	$S_{11}(\text{phase})$	$ S_{21} $	$S_{21}(\text{phase})$
[A]	-8.9	98.98	-9.1	114.2164
[B]	-8.979	89.456	-8.46	130.64
[Γ]	-8.8718	75.857	-4.02	142.05
[Δ]	-6.1438	90.6	-16.425	112.408
[E]	-9.74	86.55	-8.23	135.61

Μετά από ταύτιση των διαγραμμάτων των προσομοιωμάτων με εκείνα που αντιστοιχούν σε ζευγάρια τιμών (ϵ_r , σ), προκύπτουν τα πειραματικά αποτελέσματα της μεθόδου παρατήρησης.

Πίνακας 3.2 Διηλεκτρική σταθερά και ειδική αγωγιμότητα των προσομοιωμάτων μέσω παρατήρησης.

Προσομοιώματα	ϵ_r	σ
[A]	54-59	0.8
[B]	42-44	0.7-0.75
[Γ]	34-40	0.3
[Δ]	50	1.6
[E]	46.7	0.69

3.2 Αριθμητική μέθοδος προσδιορισμού των ηλεκτρικών ιδιοτήτων

Μέχρι τώρα ο μόνος τρόπος προσδιορισμού των ηλεκτρικών ιδιοτήτων με χρήση του ομοαξονικού δοχείου γινόταν μέσω οπτικής ταύτισης των διαγραμμάτων των παραμέτρων S του δοκιμαστικού υλικού με εκείνα των διαφορών συνδυασμών (ϵ_r , σ). Αυτή η διαδικασία βασίζεται στον ανθρώπινο παράγοντα και μπορεί να είναι χρονοβόρα και αναξιόπιστη. Σε αυτή την παράγραφο παρουσιάζεται μια αριθμητική μέθοδος για την ταυτοποίηση των ηλεκτρικών ιδιοτήτων ενός υγρού προσομοιώματος. Τα εμπορικά όργανα μέτρησης συνοδεύονται από εξειδικευμένο λογισμικό που κάνει την μετάβαση από των πίνακα σκέδασης S κατευθείαν στις τιμές διηλεκτρικής σταθεράς. Στη νέα μέθοδο μετρήσεων θα χρησιμοποιηθεί το περιβάλλον λογισμικού Matlab σε συνδυασμό με τα αριθμητικό μοντέλο του ομοαξονικού δοχείου.

3.2.1 Περιγραφή

Αντί να γίνεται ταύτιση ολόκληρου του διαγράμματος μιας παραμέτρου S , η διαδικασία απλοποιήθηκε επιδιώκοντας μια προσέγγιση για τις σημειακές τιμές των $|S_{11}|$, $S_{11}(\text{phase})$, $|S_{21}|$, $S_{21}(\text{phase})$ στην συχνότητα που αναμένεται να υπάρχει ο συντονισμός της κεραίας, σε σύγκριση με αυτές ενός υλικού της βάσης δεδομένων. Σκοπός της υπολογιστικής μεθόδου είναι να πραγματοποιεί αυτές τις συγκρίσεις αυτόματα και να καταλήγει στο ελάχιστο δυνατό μέσο όρο σφαλμάτων. Το πλάτος και η φάση των παραμέτρων S είναι μεταβλητές με διαφορετικές μονάδες μέτρησης και διαφορετικής τάξης μεγέθους. Γι'αυτό το λόγο, κρίθηκε απαραίτητο τα σφάλματα κάθε μεταβλητής να υπολογίζονται σαν ποσοστιαίες αποκλίσεις από τις εκάστοτε επιθυμητές τιμές. Έπειτα θα εμφανίζει το ζευγάρι των ϵ_r και σ , οι τιμές S των οποίων θα προσεγγίζουν καλύτερα αυτές του προσομοιώματος που εξετάζεται.

Σε πρώτο στάδιο πρέπει να δημιουργηθεί μια βάση δεδομένων για τιμές $[|S_{11}|, S_{11}(\text{phase}), |S_{21}|, S_{21}(\text{phase})]$ που αντιστοιχούν σε συνδυασμούς των μεταβλητών ϵ_r και σ . Αυτό πραγματοποιείται με την αξιοποίηση του αριθμητικού μοντέλου του ομοαξονικού δοχείου [69] που είναι σχεδιασμένο σε λογισμικό που εφαρμόζει την μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων. Το πρόγραμμα έχει ως μεταβλητές τα ϵ_r και σ και επιστρέφει τα διαγράμματα των παραμέτρων σκέδασης S . Για την διηλεκτρική σταθερά ϵ_r επιλέγονται τιμές με εύρος [30 – 60] και βήμα 2, ενώ για την ειδική αγωγιμότητα σ τιμές [0.1 – 2] με βήμα 0.1. Διατρέχοντας το πρόγραμμα προσομοίωσης παραμετρικά για τις παραπάνω τιμές (ϵ_r , σ) προκύπτουν 320 συνδυασμοί, με διαφορετικά διαγράμματα των παραμέτρων σκέδασης. Εκτός των διαγραμμάτων γίνεται και ο υπολογισμός των τιμών $[|S_{11}|, S_{11}(\text{phase}), |S_{21}|, S_{21}(\text{phase})]$ για την συχνότητα 403.67893 MHz, επιτρέποντας την κατασκευή ενός πίνακα [320 × 4] όπου οι γραμμές αντιστοιχούν στους συνδυασμούς των (ϵ_r , σ) και οι στήλες στις τιμές των παραμέτρων $[|S_{11}|, S_{11}(\text{phase}), |S_{21}|, S_{21}(\text{phase})]$ (Παράρτημα –Πίνακας Π1). Έτσι έχουμε την βάση

δεδομένων με την οποία γίνονται οι συγκρίσεις των τιμών S του υλικού που θέλουμε να ταυτοποιήσουμε.

Στη συνέχεια αναλύεται η λειτουργία της υπολογιστικής μεθόδου. Αρχικά, εισάγεται ο βασικός πίνακας $[320 \times 4]$ που αποτελεί την βάση δεδομένων μας στο περιβάλλον Matlab, με όνομα **Main**. Γνωρίζοντας ήδη τις τιμές $[|S_{11}|, S_{11}(\text{phase}), |S_{21}|, S_{21}(\text{phase})]$ για το προσομοίωμα του οποίου αναζητούνται οι ηλεκτρικές ιδιότητες, επιδιώκεται η σύγκριση αυτής της τετράδας τιμών με εκείνες κάθε γραμμής του πίνακα **Main**. Αφαιρώντας κατ' αντιστοιχία τις τιμές της τετράδας με αυτές της κάθε γραμμής κατασκευάζεται ένας πίνακας **Result** $[320 \times 4]$, που περιέχει τα σφάλματα των παραμέτρων S κάθε ζευγαριού (ϵ_r, σ) σε σχέση με το προσομοίωμα. Έπειτα, υπολογίζεται ο μέσος όρος των ποσοστιαίων σφαλμάτων κάθε γραμμής και αποθηκεύεται σε έναν νέο πίνακα **Result1** $[320 \times 1]$. Τέλος, για να καταλήξουμε στο συνδυασμό (ϵ_r, σ) που έχει το μικρότερο ποσοστιαίο σφάλμα ταυτόχρονα για όλες τις τιμές $[|S_{11}|, S_{11}(\text{phase}), |S_{21}|, S_{21}(\text{phase})]$ σε σχέση με το υλικό της προσομοίωσης, υπολογίζουμε την ελάχιστη τιμή του πίνακα **Result1** και εντοπίζουμε σε πια γραμμή των πινάκων βρίσκεται. Οι γραμμές όλων των πινάκων που χρησιμοποιήθηκαν αντιστοιχούν σε προκαθορισμένα ζευγάρια (ϵ_r, σ) .

Η διαδικασία που αναλύθηκε παραπάνω εφαρμόζεται στο λογισμικό Matlab μέσω του έξης αλγορίθμου (script):

```
Control=[ S11 S11(phase) S21 S21(phase)];
Result=zeros(320,4);
Result1=zeros(320,1);

for i=1:320

    Result(i,:)=(Main(i,:)-Control);

    Result1(i)=(abs(Result(i,1)*100/S11)+abs(Result(i,2)*100/S11(phase))+abs(Result(i,3)
)*100/S21)+abs(Result(i,4)*100/S21(phase)))/4;

end

[minimum,I]=min(Result1)
```

Ο πίνακας **Control** παίρνει τις τιμές $[|S_{11}|, S_{11}(\text{phase}), |S_{21}|, S_{21}(\text{phase})]$ του προσομοιώματος και η μεταβλητή **I** αντιστοιχεί στην γραμμή του πίνακα με το ελάχιστο μέσο όρο ποσοστιαίων σφαλμάτων. Αντιστοιχίζοντας τον αριθμό **I** της γραμμής του πίνακα εμφανίζεται το ζευγάρι διηλεκτρικής σταθεράς και αγωγιμότητας (ϵ_r, σ) που αποτελεί το αποτέλεσμα της αριθμητικής μεθόδου.

Η λογική της αριθμητικής μεθόδου βασίζεται στην σάρωση ενός πίνακα (βάση δεδομένων) για τον εντοπισμό του υλικού με καθορισμένα ϵ_r και σ , που παρουσιάζει την

μικρότερη δυνατή απόκλιση ταυτόχρονα και για τις 4 τιμές των παραμέτρων σκέδασης σε σχέση με το υλικό προσομοίωσης. Όπως αναφέρθηκε, θεωρήθηκε απαραίτητο ο υπολογισμός αυτών των αποκλίσεων να γίνεται ποσοστιαία σε σχέση πάντα με την επιθυμητή τιμή κάθε φορά. Έτσι, είναι δυνατόν να προσθέτονται αυτά τα ποσοστά κατά τον υπολογισμό του μέσου όρου χωρίς ανησυχία για τις διαφορετικές μονάδες μέτρησης. Ένα άλλο πρόβλημα στο τελικό αποτέλεσμα θα ήταν και η διαφορά στην τάξη μεγέθους μεταξύ των τιμών των S-παραμέτρων. Μελετώντας τον Πίνακα Π1 της βάσης δεδομένων, τα πλάτη $|S_{11}|, |S_{21}|$ έχουν τιμές της τάξης των $\sim 10\text{db}$ ενώ οι φάσεις $S_{11}(\text{phase}), S_{21}(\text{phase})$ της τάξης των $\sim 100\text{deg}$. Η χρήση των ποσοστιαίων σφαλμάτων αντί για απλά σφάλματα αποτρέπει στον αλγόριθμο να δίνει βαρύτητα στις μεταβλητές των φάσεων σε σχέση με τα πλάτη λόγω αυτής της διαφοροποίησης στις τάξεις μεγέθους.

Μια εξίσου σημαντική παράμετρος που καθορίζει την ακρίβεια της υπολογιστικής μεθόδου είναι το μέγεθος του πίνακα της βάσης δεδομένων. Στην συγκεκριμένη περίπτωση επιλεχτήκαν 320 συνδυασμοί των (ϵ_r, σ) με το εύρος τους να είναι [30-60] με βήμα 2 για την διηλεκτρική σταθερά και [0.1-2] με βήμα 0.1 για την ειδική αγωγιμότητα. Το μέγεθος του βήματος οδηγεί σε αυξημένο περιθώριο σφάλματος. Για παράδειγμα, όλα τα υλικά με περιπτώσεις τιμές ϵ_r δεν εντάσσονται στον πίνακα δεδομένων όπως και τα υλικά με $\sigma \geq 2$ ή περισσότερων δεκαδικών ψηφίων. Αυτό το πρόβλημα διορθώνεται εύκολα με την αύξηση του πίνακα **Main** με επιλογή μικρότερων βημάτων στην δειγματοληψία των (ϵ_r, σ) , επιφέροντας μεγαλύτερη ακρίβεια στην ταύτιση των ηλεκτρικών ιδιοτήτων του προσομοιώματος. Αυτό φυσικά αυξάνει την χωρική και χρονική πολυπλοκότητα του υπολογισμού, αλλά λαμβάνοντας υπόψιν την υπολογιστική ισχύ των σύγχρονων ηλεκτρονικών υπολογιστών δεν αποτελεί σημαντικό περιορισμό.

Εδώ πρέπει να γίνει υπενθύμιση ότι αυτή η μέθοδος έχει νόημα μόνο για συγκεκριμένη τιμή συχνότητας κάθε φορά. Αυτό είναι αποδεκτό για πειράματα κεραίας με συχνότητα συντονισμού αυτή που επιλέγεται στην αριθμητική μέθοδο, όμως δεν επιστρέφει με σιγουριά τις πραγματικές ηλεκτρικές ιδιότητες του υλικού. Σε περίπτωση που οι ερευνητές επιθυμούν καλύτερη ακρίβεια στον υπολογισμό τους (στην ουσία καλύτερη ταύτιση ολόκληρων των διαγραμμάτων των S παραμέτρων), είναι δυνατή η εφαρμογή της μεθόδου για N αριθμό συγκεκριμένων συχνοτήτων, δημιουργώντας N πίνακες δεδομένων. Στην συνέχεια, θα πρέπει να εφαρμόζεται ταύτιση των μικρότερων μέσων ποσοστιαίων αποκλίσεων ταυτόχρονα για τις N συχνότητες. Είναι φανερό ότι αύξηση των σημείων εφαρμογής N επιφέρει ακριβέστερα αποτελέσματα.

Τέλος, το πρόγραμμα εφαρμογής της μεθόδου μέσω Matlab, μπορεί να γίνει αρκετά εύχρηστο με την δημιουργία ενός γραφικού περιβάλλοντος χρήστη (GUI) που θα επιτρέπει στο χρήστη να καθορίζει με ευκολία τις παραμέτρους που τον ενδιαφέρουν (βήμα δειγματοληψίας κατά τον καθορισμό της βάσης δεδομένων, συχνότητα συντονισμού κτλ).

3.2.2 Υπολογιστικά αποτελέσματα

Θα εφαρμόσουμε την νέα υπολογιστική μέθοδο στα προσομοιώματα που παρουσιάστηκαν στην παράγραφο 3.2.1 με βάση τις τιμές του πίνακα 3.1.

Προσομοίωμα [A]: Επιλέγοντας **Control** = [-8.9 98.98 -9.1 114.2164] ο αλγόριθμος επιστρέφει ελάχιστο μέσο όρο ποσοστιαίου σφάλματος 3.1456% και δείκτη I = 308 που αντιστοιχεί στο ζευγάρι $(\epsilon_r, \sigma) = (60, 0.8)$.

Προσομοίωμα [B]: Επιλέγοντας **Control** = [-8.979 89.456 -8.46 130.64] ο αλγόριθμος επιστρέφει ελάχιστο μέσο όρο ποσοστιαίου σφάλματος 5.0524% και δείκτη I = 208 που αντιστοιχεί στο ζευγάρι $(\epsilon_r, \sigma) = (50, 0.8)$.

Προσομοίωμα [Γ]: Επιλέγοντας **Control** = [-8.8718 75.857 -4.02 142.05] ο αλγόριθμος επιστρέφει ελάχιστο μέσο όρο ποσοστιαίου σφάλματος 10.9012% και δείκτη I = 103 που αντιστοιχεί στο ζευγάρι $(\epsilon_r, \sigma) = (40, 0.3)$.

Προσομοίωμα [Δ]: Επιλέγοντας **Control** = [-6.1438 90.6 -16.425 112.408] ο αλγόριθμος επιστρέφει ελάχιστο μέσο όρο ποσοστιαίου σφάλματος 2.514% και δείκτη I = 276 που αντιστοιχεί στο ζευγάρι $(\epsilon_r, \sigma) = (56, 1.6)$.

Προσομοίωμα [E]: Επιλέγοντας **Control** = [-9.74 86.55 -8.23 135.61] ο αλγόριθμος επιστρέφει ελάχιστο μέσο όρο ποσοστιαίου σφάλματος 2.8344% και δείκτη I = 187 που αντιστοιχεί στο ζευγάρι $(\epsilon_r, \sigma) = (48, 0.7)$.

Συγκεντρωμένα τα αποτελέσματα της αριθμητικής μεθόδου:

Πίνακας 3.3 Διηλεκτρική σταθερά και ειδική αγωγιμότητα των προσομοιωμάτων μέσω αριθμητικής μεθόδου.

Προσομοιώματα	ϵ_r	σ
[A]	60	0.8
[B]	50	0.8
[Γ]	40	0.3
[Δ]	56	1.6
[E]	48	0.7

3.3 Συμπεράσματα

Σε αυτό το κεφάλαιο πραγματοποιήθηκε μια ανάλυση στους τρόπους μέτρησης των ηλεκτρικών ιδιοτήτων για προσομοιώματα βιολογικών ιστών. Παρουσιάστηκε η λειτουργία μια προτεινομένης πειραματικής μεθόδου χαμηλού κόστους ως εναλλακτική των εμπορικών εργαστηριακών λύσεων. Στην συνέχεια, προτάθηκε μια αριθμητική υπολογιστική μέθοδος για τον προσδιορισμό των ηλεκτρικών ιδιοτήτων που βασίζεται

στο προτεινόμενο μοντέλο. Η νέα αυτή υπολογιστική μέθοδος εφαρμόστηκε για να αντικαταστήσει τον τρόπο ταυτοποίησης των ηλεκτρικών ιδιοτήτων με παρατήρηση. Έτσι, μια σύγκριση των αποτελεσμάτων μεταξύ παλιάς και νέας μεθόδου για τα ίδια προσομοιώματα θα δώσει τα απαραίτητα συμπεράσματα για την ακρίβεια του υπολογιστικού τρόπου ταύτισης.

Παρατηρώντας τα αποτελέσματα των μετρήσεων για τα προσομοιώματα [A],[B],[Γ],[Δ] και [E] από τους πίνακες 3.2 και 3.3, εμφανίζονται αποκλίσεις στις τιμές των ηλεκτρικών ιδιοτήτων ϵ_r και σ . Στο πίνακα 3.4 παραθέτονται τα συγκεντρωτικά αποτελέσματα των δυο μεθόδων:

Πίνακας 3.4 Συγκεντρωτικά αποτελέσματα (ϵ_r , σ) των δυο μεθόδων υπολογισμού.

	Πειραματική μέθοδος Παρατήρησης	Αριθμητική μέθοδος Matlab
Προσομοιώματα	(ϵ_r , σ)	(ϵ_r , σ)
[A]	(54-59, 0.8)	(60, 0.8)
[B]	(42-44, 0.7-0.75)	(50, 0.8)
[Γ]	(34-40, 0.3)	(40, 0.3)
[Δ]	(50, 1.6)	(56, 1.6)
[E]	(46.7, 0.69)	(48, 0.7)

Για να αποδειχτεί ότι η αριθμητική μέθοδος επιφέρει ακριβέστερα αποτελέσματα, θα πρέπει οι μεσοί όροι ποσοστιαίων σφαλμάτων των τιμών $[|S_{11}|, S_{11}(\text{phase}), |S_{21}|, S_{21}(\text{phase})]$ να είναι μικρότεροι από εκείνους των ζευγαριών (ϵ_r , σ) της μεθόδου παρατήρησης. Για τα προσομοιώματα των δοκίμων μας, σε κάθε περίπτωση ο μέσος όρος ποσοστιαίων αποκλίσεων της αριθμητικής μεθόδου είναι μικρότερος.

Πίνακας 3.5 Μ.Ο ποσοστιαίων σφαλμάτων των προσομοιωμάτων

	Πειραματική μέθοδος Παρατήρησης	Αριθμητική μέθοδος Matlab
Προσομοιώματα	Μ.Ο σφαλμάτων	Μ.Ο σφαλμάτων
[A]	3.2461%	3.1456%
[B]	5.3485%	5.0524%
[Γ]	10.9012%	10.9012%
[Δ]	3.0775%	2.514%
[E]	2.8344%	2.8344%

Οι τιμές των Μ.Ο ποσοστιαίων σφαλμάτων για τη πειραματική μέθοδο είναι οι ελάχιστες μεταξύ των συνδυασμών (ϵ_r , σ) κάθε προσομοιώματος (πχ., για το προσομοίωμα [B] τη μικρότερη μέση ποσοστιαία απόκλιση έχει ο συνδυασμός (ϵ_r, σ)=(44, 0.7) από το εύρος (42-44, 0.7), και αντίστοιχα για τα άλλα προσομοιώματα). Εξετάζοντας τα ξεχωριστά ποσοστιαία σφάλματα για τις τιμές πλάτους και φάσης των παραμέτρων S_{11} και S_{21} στην πειραματική μέθοδο, συνήθως είναι μικρές αποκλίσεις για

τρεις από τις τέσσερις μεταβλητές αλλά μια μεγάλη απόκλιση για μια από αυτές. Αυτό επηρεάζει τον μέσο όρο με συνέπεια η αριθμητική μέθοδος να αποκλείει αυτό το αποτέλεσμα κατά τον καθορισμό του μικρότερου μέσου όρου.

Γενικά, η αριθμητική μέθοδος που παρουσιάστηκε δείχνει αρκετά αξιόπιστη. Εάν ταυτόχρονα εφαρμοστούν και οι τρόποι βελτίωσης του αλγορίθμου (αύξηση μεγέθους πίνακα δεδομένων μέσω μείωσης βήματος δειγματοληψίας των (ϵ, σ) κτλ) μπορούν να επιτευχθούν ακόμα μικρότεροι μέσοι όροι ποσοστιαίων σφαλμάτων, άρα ακόμα καλύτερη ταύτιση των ηλεκτρικών ιδιοτήτων των υλικών προσομοίωσης.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

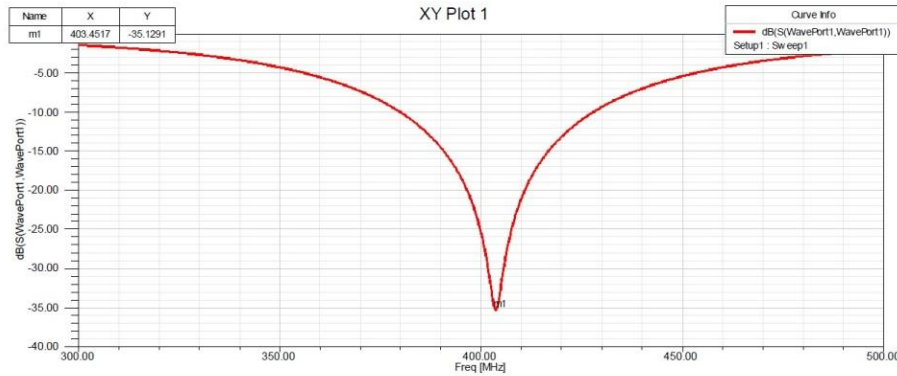
Πρωτότυπη μικροσκοπική εμφυτεύσιμη κεραία MedRadio μεγάλου εύρους ζώνης

Το κεφάλαιο αυτό αποτελεί το κύριο μέρος της διπλωματικής εργασίας, όπου παρουσιάζεται η σχεδίαση και η απόδοση μιας πρωτότυπης μικροσκοπικής κεραίας μεγάλου εύρους ζώνης για χρήση σε εφαρμογές ιατρικής τηλεμετρίας στην ζώνη συχνοτήτων MedRadio. Αρχικά, πραγματοποιείται παραμετρική μελέτη για τις σχεδιαστικές παραμέτρους της κεραίας ώστε να ερευνηθούν οι επιπτώσεις μικρών κατασκευαστικών αστοχιών στην απόδοση. Στην συνέχεια, εξετάζονται οι επιδόσεις συντονισμού, ακτινοβολίας και ασφάλειας για λειτουργία της κεραίας εντός κανονικού μοντέλου ανθρωπινού κεφαλιού.

4.1 Σχεδίαση

Η διαδικασία που ακολουθείται για την σχεδίαση μιας νέας κεραίας μικροταινίας που τοποθετείται σε εμφυτεύσιμη διάταξη εξαρτάται από πολλούς παράγοντες. Πρέπει αρχικά η συχνότητα συντονισμού της να βρίσκεται εντός ζώνης λειτουργίας που υπαγορεύουν τα πρότυπα MICS-MedRadio ή ISM, να επιλέγονται κατάλληλα υλικά για την κατασκευή της ενώ ταυτόχρονα να τηρούνται όλες οι απαραίτητες προδιαγραφές ασφαλούς λειτουργίας. Το είδος της ιατρικής εφαρμογής για την οποία σχεδιάζεται η κεραία επηρεάζει απόλυτα το τελικό σχεδιασμό της, αφού καθορίζονται συγκεκριμένες συνθήκες (είδος βιολογικού ιστού, βάθος τοποθέτησης, διαστάσεις, κτλ) από τις οποίες εξαρτάται η απόδοση της ακτινοβολίας.

Έτσι, οι σχεδιαστές είναι αναγκασμένοι να γνωρίζουν τις ακριβείς συνθήκες μέσα στις οποίες θα λειτουργεί η κεραία ώστε να δημιουργήσουν κατάλληλα μοντέλα προσομοίωσης. Σε κάθε άλλη περίπτωση, το περιβάλλον της κεραίας διαμορφώνεται μέσω συμβιβασμών. Όσο καλά και αν καθοριστούν οι περισσότερες μεταβλητές της προσομοίωσης, πάντα θα παρουσιάζεται απόκλιση μεταξύ των αποτελεσμάτων της προσομοίωσης και της πραγματικής εφαρμογής. Οι σημαντικότεροι παράγοντες που καθορίζουν την απόδοση μιας κεραίας είναι η συχνότητα συντονισμού και το μέτρο της παραμέτρου ανάκλασης S_{11} . Οι περισσότερες κεραίες για εμφυτεύσιμες διατάξεις σχεδιάζονται ώστε να παρουσιάζουν τον μεγαλύτερο δυνατό συντονισμό στην περιοχή συχνοτήτων των προτύπων (MICS-MedRadio, ISM). Ένα χαρακτηριστικό διάγραμμα $|S_{11}|$ προς την συχνότητα μιας κεραίας της βιβλιογραφίας [73] σχεδιασμένη να λειτουργεί στην ζώνη MICS φαίνεται στο Σχ. 4.1. Χαμηλότερες τιμές για το μέτρο του S_{11} υποδηλώνουν καλύτερο συντονισμό.



Σχ. 4.1 Διάγραμμα συντελεστή σκέδασης $|S_{11}|$ συναρτήσει της συχνότητας κεραίας μικροταινίας της βιβλιογραφίας.

Από το διάγραμμα φαίνεται ξεκάθαρα ότι η κεραία συντονίζεται στην συχνότητα 403.5 MHz, που είναι τον μέσον της ζώνης MICS, καθώς εκεί εμφανίζεται η μικρότερη τιμή για το $|S_{11}| = -35.1292$ dB. Εκτός της περιοχής που παρουσιάζεται η κάθετη αιχμή στο διάγραμμα, η κεραία εμφανίζει μέτριο συντονισμό για τις άλλες τιμές της συχνότητας. Το εύρος ζώνης της κεραίας είναι συνδεδεμένο με το πάχος της καμπύλης γύρω από την συχνότητα συντονισμού. Σε πολλές περιπτώσεις, αλλαγές στις συνθήκες της προσομοίωσης οδηγούν στην μετατόπιση της συχνότητας συντονισμού, καθιστώντας την απόδοση της κεραίας στην επιθυμητή ζώνη MICS μέτρια έως κακή. Για παράδειγμα, η ίδια κεραία της βιβλιογραφίας ενώ συντονίζεται ικανοποιητικά όταν λειτουργεί σε μοντέλο προσομοίωσης ανθρωπινού δέρματος, αποσυντονίζεται όταν τοποθετείται σε διαφορετικά μοντέλα (όπως μοντέλο ανθρωπίνου κεφαλιού, χεριού, μηρού κτλ), πάρα το γεγονός ότι υπάρχουν μικρές διαφορές στις διηλεκτρικές ιδιότητες των υλικών [73]. Οι ηλεκτρικές ιδιότητες των ιστών εμφανίζουν διαφοροποιήσεις από άνθρωπο σε άνθρωπο, καθιστώντας την σχεδίαση των μοντέλων τους ακόμα πιο πολύπλοκη διαδικασία.

Ένας τρόπος απεξάρτησης της απόδοσης της κεραίας από τις παραμέτρους που προκαλούν ενδεχόμενους αποσυντονισμούς είναι η αύξηση του εύρους ζώνης. Σκοπός είναι η σχεδίαση της κεραίας να εμφανίζει δυο συντονισμούς σε κοντινές συχνότητες, ιδανικά αριστερά και δεξιά από την επιθυμητή συχνότητα λειτουργίας. Για την ζώνη MedRadio και MICS είναι τα 403.5 MHz. Σχεδιάζοντας την κεραία με τον παραπάνω τρόπο, θα εμφανίζει διάγραμμα $|S_{11}|$ προς συχνότητα με δυο κάθετες αιχμές στις δυο συχνότητες συντονισμού γύρω από τα 403.5 MHz. Έτσι δημιουργείται ένα αρκετά μεγάλο εύρος ζώνης μέσα στο οποίο λειτουργεί η κεραία ικανοποιητικά ($|S_{11}| < -10$ dB). Η σημαντική διαφοροποίηση με τις κεραίες μικροταινίας μικρού εύρους έγκειται στο γεγονός ότι οι κεραίες μεγάλου εύρους ζώνης δεν επηρεάζονται σημαντικά από τις μετατοπίσεις της συχνότητας συντονισμού που προκαλούνται από αλλαγές στο περιβάλλον λειτουργίας. Είτε υπάρχει αύξηση είτε μείωση στην συχνότητα συντονισμού, ο συντονισμός εμφανίζεται μέσα στις δυο γειτονικές ζώνες ανάμεσα στα 403.5 MHz. Αυτό αποτελεί και το σημαντικότερο πλεονέκτημα των κεραιών μεγάλου εύρους ζώνης. Επειδή εμφανίζουν τέτοια σταθερότητα στην απόδοση πάρα τις μικρές μεταβολές στις

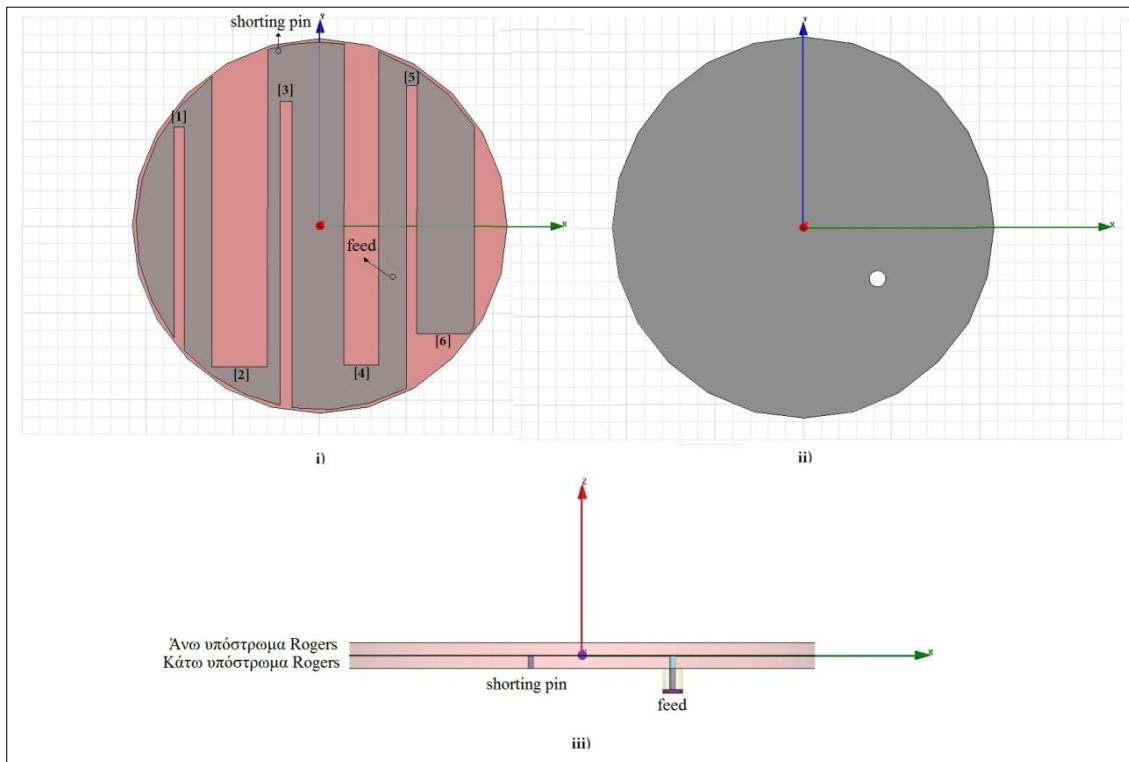
ηλεκτρικές ιδιότητες των μοντέλων προσομοίωσης βιολογικών ιστών, μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε περισσότερες από μια εφαρμογές τηλεμετρίας. Έτσι, η σχεδίαση τους μπορεί να προχωρήσει χωρίς την μεγάλη εξάρτηση των σχεδιαστικών παραμέτρων από την ακρίβεια των προσομοιωμάτων και από τις επιμέρους ειδικές συνθήκες.

Από την στιγμή που αναφερόμαστε σε κεραίες για εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις, πρέπει να λαμβάνεται πάντα υπόψιν το μέγεθος και η γεωμετρία τους. Επιλέγεται κυλινδρικό σχήμα κεραίας με σκοπό να μην υπάρχουν αιχμηρές γωνίες που θα προκαλούσαν τραυματισμό στους ιστούς. Όπως είναι φυσικό, όσο μικρότερο το συνολικό μέγεθος της κεραίας τόσο πιο εύκολα μπορεί να τοποθετηθεί στο ανθρώπινο σώμα για περισσότερες ιατρικές εφαρμογές. Με αυτό τον τρόπο καθορίζεται η πρώτη γεωμετρία της νέας μικροσκοπικής κεραίας μεγάλου εύρους ζώνης στις συχνότητες MedRadio που παρουσιάζεται σε αυτό το κεφάλαιο. Αποτελείται από ένα κυκλικό επίπεδο γείωσης, ένα κυκλικό επίπεδο αγωγίμης ταινίας ακτινοβολίας (patch), δυο κυλινδρικά υποστρώματα διηλεκτρικού, έναν αγωγό τροφοδοσίας του σήματος και ενός αγωγού βραχυκύκλωσης. Τα διηλεκτρικά υποστρώματα είναι υλικού Rogers RO3210 και τοποθετούνται το ένα ανάμεσα στο επίπεδο γείωσης και στο patch και το δεύτερο πάνω από την επιφάνεια του patch. Η επιλογή του υλικού Rogers έγινε εξαιτίας της αυξημένης διηλεκτρικής σταθεράς $\epsilon_r = 10.2$ που επιτρέπει την πυκνότερη κατανομή των ηλεκτρικών δυναμικών γραμμών του πεδίου ανάμεσα στο patch και την γείωση, αυξάνοντας την ακτινοβολία της κεραίας. Επίσης το συγκεκριμένο υλικό παράγεται μαζί και σε μικρό πάχος, καθιστώντας το ρεαλιστική επιλογή. Το άνω διηλεκτρικό υπόστρωμα τοποθετείται ως μόνωση μεταξύ της αγωγίμης ταινίας και του βιολογικού ιστού. Η τροφοδοσία γίνεται με ομοαξονικό καλώδιο EZ_47_AL_TP της εταιρίας HUBER+SUHNER με αντίσταση **50 Ohm**, διάμετρο διηλεκτρικού PTFE **0.93mm** και διάμετρο κεντρικού αγωγού **0.29mm**.

Ξεκινώντας με τον παραπάνω αρχικό σχεδιασμό, εφαρμόζεται σταδιακή μείωση της ακτίνας των υποστρωμάτων και των επιπέδων γείωσης και αγωγίμης ταινίας ώστε να μειωθεί ο όγκος της κεραίας. Αμέσως παρατηρείται ότι η συχνότητα συντονισμού εξαρτάται από την διάμετρο της αγωγίμης ταινίας (patch). Συγκεκριμένα, μείωση της ακτίνας οδηγεί σε αύξηση της συχνότητας συντονισμού, επιβεβαιώνοντας στην πράξη την θεωρία της σχέσης (2-1). Για την επαναφορά της συχνότητας συντονισμού στην ζώνη MedRadio, δοκιμάζονται οι τεχνικές που παρουσιάστηκαν στην παράγραφο 2.2 του κεφαλαίου 2. Ήδη αναφέρθηκε η χρήση αγωγού βραχυκυκλώσεως shorting pin. Η βασικότερη τεχνική που εφαρμόστηκε ήταν η προσθήκη εγκοπών στο επίπεδο ακτινοβολίας patch. Κατάλληλος αριθμός και γεωμετρία αυτών των εγκοπών, σε συνδυασμό με αντίστοιχη σωστή τοποθέτηση του αγωγού τροφοδοσίας και του shorting pin, οδήγησαν στην δημιουργία συντονισμού σε δυο διαφορετικές συχνότητες. Η τελική σχεδίαση της αγωγίμης επιφάνειας δεν εμφανίζει σχετική κυκλική συμμετρία, επιτρέποντας την εμφάνιση διαφορετικών αγωγίμων δρόμων πάνω στο patch, γεγονός που τελικά ευθύνεται για τους δυο συντονισμούς αριστερά και δεξιά της συχνότητας

403.5 MHz. Σε αυτό το σημείο ορίστηκε μια ελάχιστη απόσταση των δυο συχνοτήτων συντονισμού από την τιμή **403.5 MHz** στο μέσον της ζώνης MedRadio στις $\pm 15 \text{ MHz}$. Όσο αυξάνεται αυτή η απόσταση τόσο μεγαλύτερο είναι τελικά το εύρος ζώνης με συνέπεια την καλύτερη αντοχή στις μετατοπίσεις της συχνότητας συντονισμού.

Λαμβάνοντας υπόψιν όλα τα παραπάνω δεδομένα, σχεδιάστηκε με την βοήθεια λογισμικού που εφαρμόζει την μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων η πρωτότυπη μικροσκοπική κεραία μεγάλου εύρους ζώνης που λειτουργεί στις συχνότητες MedRadio για χρήση σε εμφυτεύσιμες διατάξεις (σχήμα 4.2).

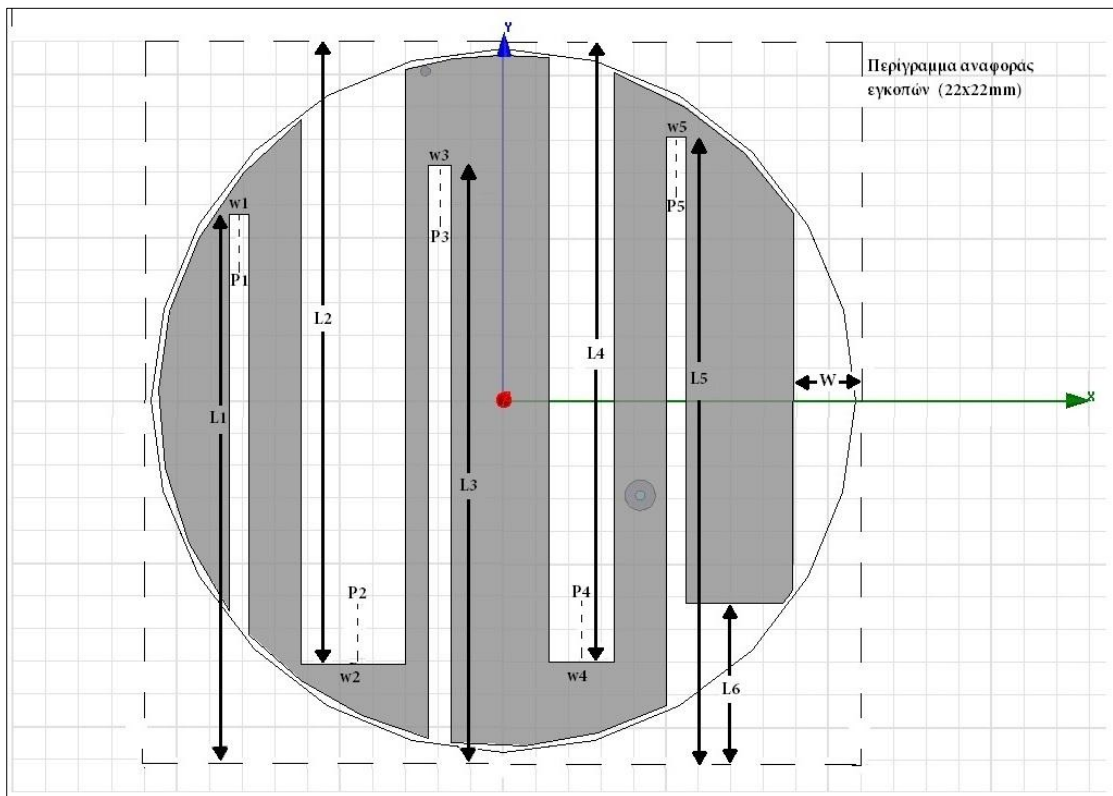


Σχ. 4.2 Πρωτότυπη κεραία μικροταινίας μεγάλου εύρους ζώνης i) επίπεδο αγωγικής ταινίας patch, ii) επίπεδο γείωσης, iii) πλάγια όψη.

Η ακτίνα του επιπέδου γείωσης και των υποστρωμάτων είναι $R=10.8\text{mm}$ και η ακτίνα της αγωγικής ταινίας ακτινοβολίας $R_{\text{patch}} = 10.6\text{mm}$. Τα διηλεκτρικά υποστρώματα Rogers έχουμε πάχος $h=0.635\text{mm}$. Σημείο αναφοράς $(0,0,0)$ των συντεταγμένων είναι το κέντρο του κυκλικού patch, με τους άξονες XYZ να ορίζονται όπως φαίνεται στο σχήμα. Η τροφοδοσία βρίσκεται στο σημείο $(4.2\text{mm}, -2.9\text{mm})$ και ο αγωγός βραχυκύκλωσης διαμέτρου 0.29mm στο σημείο $(-2.4\text{mm}, 10.1\text{mm})$. Η ακριβής περιγραφή της θέσης και της γεωμετρίας κάθε εγκοπής μπορεί να γίνει με αρκετούς τρόπους. Ένας από αυτούς χρειάζεται το μέγεθος του πλάτους w και την συντεταγμένη της κεντρικής θέσης P . Γνωρίζοντας τα (P,w) κάθε εγκοπής είναι δυνατή η σχεδίαση της με αφαίρεση του παραλληλόγραμμου τμήματος από την θέση P με πλάτος w μέχρι την άκρη του κυκλικού patch χωρίς απαραίτητα να γνωρίζουμε τα μήκη των εγκοπών. Επειδή οι εγκοπές αφαιρούνται από κυκλική επιφάνεια, τα επιμετρούν μήκη αριστερής και δεξιάς πλευράς

θα είναι πάντα αριθμοί πολλών δεκαδικών ψηφίων. Για παράδειγμα, η εγκοπή [1] έχει αριστερό μήκος $L_{1(left)} = 12.16529\text{mm}$ και δεξί μήκος $L_{1(right)} = 12.87774\text{mm}$.

Ένας άλλος τρόπος περιγραφής της γεωμετρίας των εγκοπών βασίζεται στην χρήση ενός περιγράμματος αναφοράς. Σχεδιάζοντας ένα τετράγωνο περίγραμμα που περιέχει συμμετρικά τις κυκλικές επιφάνειες της κεραίας μπορούμε να το χρησιμοποιήσουμε ως αναφορά μέτρησης των μηκών των εγκοπών. Στο σχήμα 4.3 φαίνεται η κεραία μέσα στο περίγραμμα αναφοράς ($22\text{mm} \times 22\text{mm}$) και όλες οι αντίστοιχες μεταβλητές που περιγράφουν με ακρίβεια την γεωμετρία του patch.



Σχ. 4.3 Γεωμετρία της ταινίας ακτινοβολίας με χρήση περιγράμματος αναφοράς των παραμέτρων P,L,w.

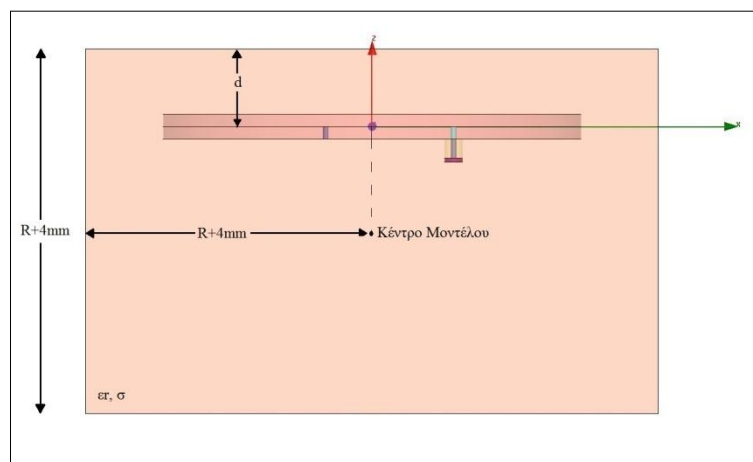
Σκοπός του σχεδιασμού είναι η καλύτερη δυνατή προσέγγιση στην πραγματική υλοποίηση της κεραίας. Γι' αυτό το λόγο καθορίζεται η ακρίβεια των γεωμετρικών χαρακτηριστικών στα όρια των κατασκευαστικών δυνατοτήτων, δηλαδή το 0.1mm. Συνυπολογίζοντας όλα τα παραπάνω καθορίζονται οι τιμές των σχεδιαστικών παραμέτρων της κεραίας μικροταινίας μεγάλου εύρους ζώνης.

Πίνακας 4.1 Πινάκας σχεδιαστικών παραμέτρων κεραίας μεγάλου εύρους ζώνης.

	παράμετρος	τιμή (mm)
Εγκοπή [1]	P_1	-8.1
	w_1	0.6
	L_1	16.7
Εγκοπή [2]	P_2	-4.6
	w_2	3.2

	L_2	19.1
Εγκοπή [3]	P_3	-1.95
	w_3	0.7
	L_3	16.2
Εγκοπή [4]	P_4	2.4
	w_4	2
	L_4	19
Εγκοπή [5]	P_5	5.3
	w_5	0.6
	L_5	19.1
Εγκοπή [6]	L_6	4.8
Κόψιμο δεξιού τμήματος	W	2.1

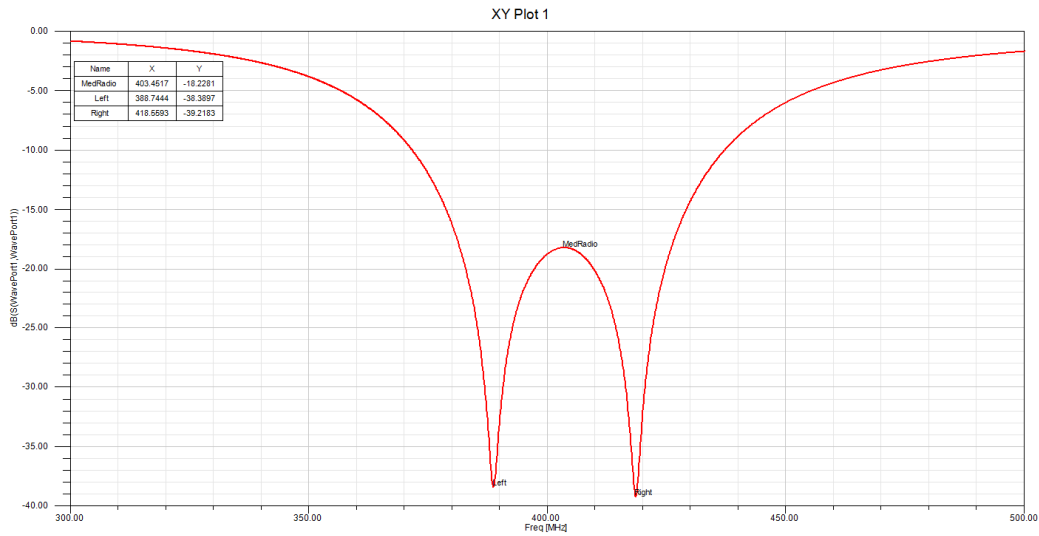
Η προτεινόμενη σχεδίαση της κεραίας (Σχ. 4.2, 4.3), βασίστηκε στα αποτελέσματα της απόδοσης της μέσα σε ένα γενικευμένο μοντέλο προσομοίωσης. Η πρωτότυπη κεραία τοποθετείται σε ορθογώνιο παραλληλεπίπεδο μοντέλο προσομοίωσης των διηλεκτρικών ιδιοτήτων του ανθρώπινο δέρματος (Single-Layer Tissue Model, SLTM), με διαστάσεις που εξαρτώνται από την ακτίνα της κεραίας. Το μοντέλο εκτείνεται κατά $R+4 \text{ mm}$ στις κατευθύνσεις των αξόνων X και Y. Η απόσταση d πάνω στον άξονα Z αντιστοιχεί στο βάθος την εμφύτευσης της κεραίας μέσα στον ιστό και μεταβάλλεται ανάλογα με την εκάστοτε εφαρμογή.



Σχ. 4.4 Γενικευμένο μοντέλο SLTM ανθρώπινου δέρματος για $R=10.8\text{mm}$ Και $d=4\text{mm}$.

Με βάση τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά της κεραίας προκύπτει το αντίστοιχο μοντέλο προσομοίωσης του ανθρώπινου δέρματος. Οι διηλεκτρική σταθερά και η ειδική αγωγιμότητα παίρνουν τις τιμές $(\epsilon_r, \sigma) = (46.741, 0.68893)$ που εμφανίζει το δέρμα στην συχνότητα 403.5 MHz περίπου, ενώ το βάθος εμφύτευσης d καθορίζεται στα 4 mm . Τέλος, το μοντέλο του δέρματος τοποθετείται στο κέντρο ενός κύβου που προσομοιώνει τις ιδιότητες του αέρα διαστάσεων $20 \times 20 \times 20 \text{ cm}$. Στο παρακάτω Σχ. 4.5 παρουσιάζεται το διάγραμμα του μέτρου του συντελεστή ανάκλασης $|S_{11}|$ προς την συχνότητα, όπου εμφανίζονται οι δυο συντονισμοί γειτονικά της συχνότητας 403.5 MHz. Η ζώνη

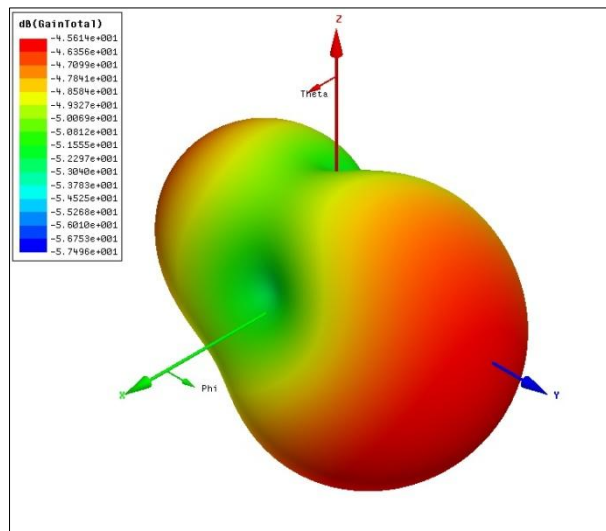
MedRadio (401-406 MHz) βρίσκεται μέσα στο εύρος ζώνης όπου διατηρείται το όριο $|S_{11}| < -10\text{dB}$.



Σχ. 4.5 Διάγραμμα $|S_{11}|$ συναρτήσει της συχνότητας για προσομοίωση της πρωτότυπης κεραίας μικροταινίας μεγάλου εύρους ζώνης.

Μελετώντας το διάγραμμα, παρατηρούνται οι δυο συντονισμοί στις συχνότητες 388.74 και 418.55 MHz με αντίστοιχες τιμές $|S_{11}| = -38.3897\text{ dB}$ και $|S_{11}| = -39.2183\text{ dB}$, ενώ για την συχνότητα επιθυμητής λειτουργίας 403.5 MHz (μέσο της ζώνης MedRadio) ισχύει $|S_{11}| = -18.2281\text{ dB}$. Το εύρος ζώνης (BW) της κεραίας για τις συγκεκριμένες συνθήκες προσομοίωσης είναι περίπου 65.73 MHz.

Εκτός από τις επιδόσεις συντονισμού που εμφανίζοντας στο διάγραμμα του $|S_{11}|$ προς την συχνότητα, η σχεδίαση της κεραίας καθορίστηκε και από τις επιδόσεις ακτινοβολίας και ασφάλειας μέσα στο μοντέλο του δέρματος. Από το διάγραμμα κέρδους (Σχ. 4.6) προκύπτει η μέγιστη τιμή του $G = -45.614\text{ dB}$ για συχνότητα 400 MHz.

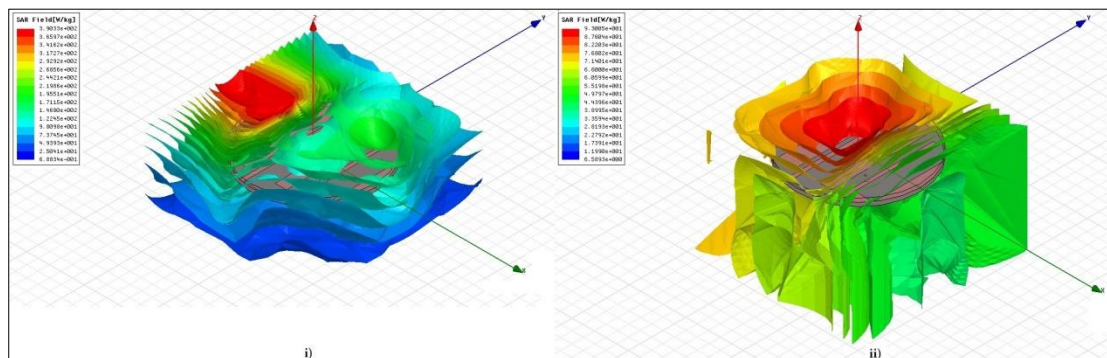


Σχ. 4.6 Διάγραμμα κέρδους ακτινοβολίας της κεραίας στην συχνότητα 400MHz για προσομοίωση στο μοντέλο δέρματος.

Τέλος, η επιδόσεις ασφάλειας της κεραίας υπολογίζονται με την βοήθεια του ειδικού ρυθμού απορρόφησης SAR. Σε περίπτωση που ο δείκτης SAR εμφανίζει μεγάλες τιμές, πρέπει να περιοριστεί η ισχύς της ακτινοβολίας ώστε να τηρούνται τα όρια ασφάλειας που αναφέρθηκαν στην παράγραφο 2.3.3. Η ισχύς επηρεάζει σε μεγάλο βαθμό την εμβέλεια της κεραίας, συνεπώς είναι επιθυμητές μικρές τιμές για τον δείκτη SAR. Θεωρώντας δυο περιπτώσεις για τον υπολογισμό του SAR, για μάζα ιστού 1g και 10g, με σταθερή πυκνότητα μάζας τα 1.1 g/cm^3 [64], προκύπτουν οι μέγιστοι M.O SAR.

Πίνακας 4.2 Μέσοι όροι ρυθμού απορρόφησης για μάζες ιστού 1g και 10 g.

Μάζα	1g	10g
SAR(W/Kg)	390.326	93.0048



Σχ. 4.7 Διαγράμματα ειδικού ρυθμού απορρόφησης για i) 1g, ii) 10g μάζα ιστού.

Εφαρμόζοντας τα όρια ασφαλείας για τις τιμές του δείκτη SAR [47],[48] προκύπτουν οι τιμές μέγιστης ισχύος για κάθε περίπτωση:

Πίνακας 4.3 Μέγιστες τιμές ισχύος τροφοδοσίας βάσει των προτύπων ασφαλείας.

Μάζα	1g	10g
$P_{\text{feed}}(\text{mW})$	4.09913	21.504

Εξετάζοντας τα αποτελέσματα της προσομοίωσης της πρωτότυπης κεραίας μεγάλου εύρους ζώνης μέσα στο απλοποιημένο μοντέλο του ανθρωπινού δέρματος, κρίθηκε πως ο σχεδιασμός που προτείνεται καλύπτει τα κριτήρια αποδεκτής λειτουργίας της σε εφαρμογές ιατρικής τηλεμετρίας. Το διάγραμμα του συντελεστή ανάκλασης $|S_{11}|$ εμφανίζει την επιθυμητή μορφή των δυο γειτονικών συντονισμών, τηρώντας το όριο του $\pm 15 \text{ MHz}$ αριστερά και δεξιά της κεντρικής τιμής της ζώνης MedRadio. Οι τιμές του κέρδους ($G=-45.614 \text{ dB}$) αλλά και του ειδικού ρυθμού απορρόφησης του πίνακα 4.2 εξασφαλίζουν ότι η ακτινοβολία της κεραίας θα εμφανίζει επαρκή εμβέλεια για την επικοινωνία της με την εξωτερική διάταξη έλεγχου του συστήματος. Όπως είναι αναμενόμενο, η επιλογή του μοντέλου προσομοίωσης επηρεάζει σε μεγάλο βαθμό τις παραπάνω μεταβλητές. Αλλαγές στο βάθος εμφύτευσης d και στις ηλεκτρικές ιδιότητες προκαλούν αλλοιώσεις στην απόδοση όπως θα φανεί στην

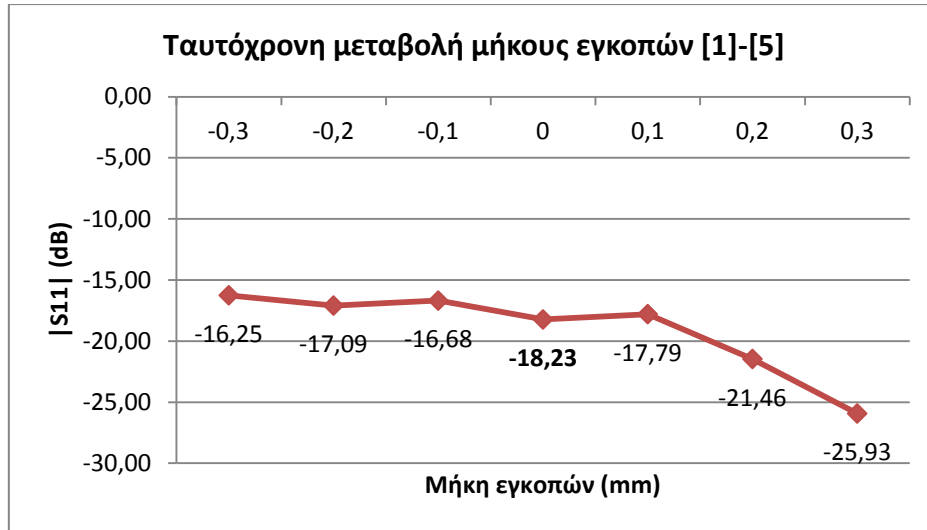
συνέχεια του κεφαλαίου κατά την παραμετρική μελέτη. Γι' αυτό το λόγο η σχεδίαση της κεραίας βασίστηκε στην επιλογή ενός αρκετά γενικού μοντέλου δερματικού ιστού. Οι περισσότερες ιατρικές εφαρμογές θέλουν την εμφυτεύσιμη κεραία να τοποθετείται υποδόρια κάτω από το επίπεδο του δέρματος, ενώ οι διαστάσεις του μοντέλου του σχήματος 4.4 έχει αποδειχτεί ότι προσεγγίζουν με σχετική ακρίβεια την απόδοση των κεραίων σε πιο ακριβή μοντέλα. Έτσι, η συγκεκριμένη επιλογή αυτού του μοντέλου είναι μια καλή αρχή για την επίτευξη το βασικού σχεδιασμού των γεωμετρικών χαρακτηριστικών της πρωτότυπης κεραίας.

4.2 Παραμετρική μελέτη

Παρά την μεγάλη ακρίβεια που εφαρμόζεται κατά την σχεδίαση μιας κεραίας, παρατηρούνται πάντα αποκλίσεις στην απόδοση όταν πραγματοποιούνται δόκιμες στην τελική κατασκευασμένη κεραία. Αυτές οι αποκλίσεις οφείλονται κατά κύριο λόγο σε μικρές κατασκευαστικές μεταβολές, όπου οι τιμές των σχεδιαστικών παραμέτρων μπορεί να εμφανίσουν διαφοροποιήσεις κατά την κατασκευή. Η ακρίβεια κατασκευής για μικροσκοπικές κεραίας μικροταινίας είναι τα 0.1mm, γι' αυτό και στην σχεδίαση της πρωτότυπης κεραίας οι σχεδιαστικές μεταβλητές (θέση shorting pin, feed, θέση εγκοπών, πάχη, ακτίνα patch κτλ) καθορίζονται χωρίς να υπερβαίνουν το ένα δεκαδικό ψηφίο. Εφαρμόζοντας μια παραμετρική μελέτη στην πρωτότυπη κεραία μεγάλου εύρους ζώνης θα φανεί η συμπεριφορά της σε περίπτωση μικρών κατασκευαστικών αστοχιών. Οι παράμετροι που μελετήθηκαν είναι τα μήκη και πάχη των εγκοπών, η θέση του αγωγού βραχυκύκλωσης, η θέση του αγωγού τροφοδοσίας και η ακτίνα των υποστρωμάτων. Επίσης δίνεται ιδιαίτερη έμφαση στην συμπεριφορά της κεραίας σε περίπτωση μεταβολών του μοντέλου προσομοίωσης. Συγκεκριμένα, μελετώνται οι περιπτώσεις μεταβολής του βάθους εμφύτευσης d και των ηλεκτρικών ιδιοτήτων ϵ_r και σ . Βασικό κριτήριο της απόδοσης είναι η τιμή του συντελεστή ανάκλασης $|S_{11}|$ στην συχνότητα επιθυμητής λειτουργίας 403.5 MHz, ενώ γίνεται αναφορά στην γενικότερη μορφή του διαγράμματος $|S_{11}|$ προς συχνότητα και στις συχνότητες των συντονισμών.

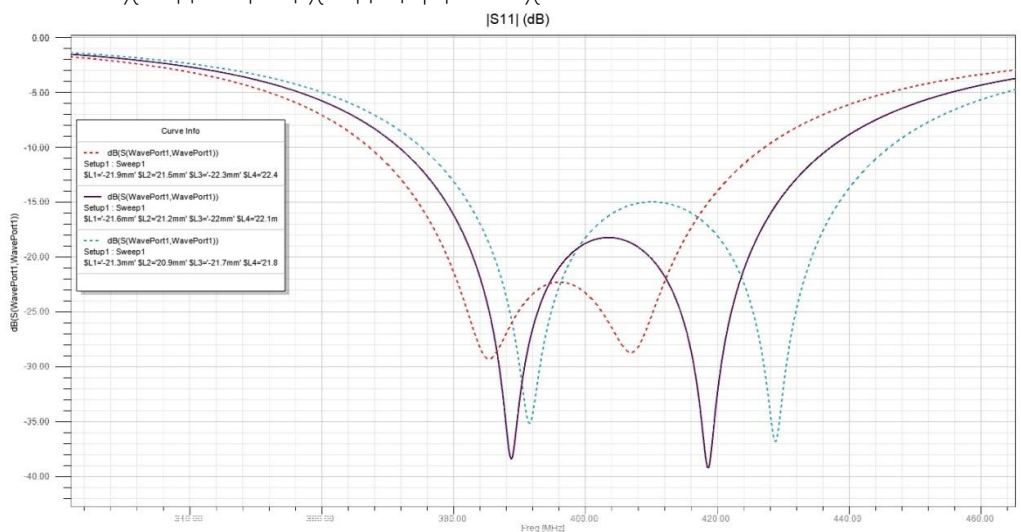
4.2.1 Μεταβολή μήκους εγκοπών

Οι εγκοπές στην αγωγήμη ταινία ακτινοβολίας αποτελούν το σημαντικότερο γεωμετρικό χαρακτηριστικό της κεραίας καθώς επηρεάζουν το μήκος των αγωγίμων δρόμων στην επιφάνεια του patch στους οποίους ευθύνονται οι συντονισμοί. Αρχικά, πραγματοποιήθηκε παραμετρική μελέτη για ταυτόχρονη μεταβολή του μήκους των εγκοπών [1]-[5]. Το μήκος των εγκοπών μεταβάλλεται σε σχέση με τον αρχικό σχεδιασμό κατά $\pm 0.3\text{mm}$ με αντίστοιχο βήμα το $\pm 0.1\text{ mm}$. Στο σχήμα 4.8 παρουσιάζεται το διάγραμμα των τιμών του $|S_{11}|$ στην συχνότητα 403,5 MHz για τις αντίστοιχες μεταβολές του μήκους των εγκοπών. Η μεταβολή μήκους 0mm αντιστοιχεί στο αρχικό μήκος σχεδίασης του πίνακα 4.1 για κάθε εγκοπή.



Σχ. 4.8 Διάγραμμα μέτρου συντελεστή ανάκλασης $|S_{11}|$ προς τις ταυτόχρονες μεταβολές του μήκους των εγκοπών [1]-[5] στην συχνότητα 403.5MHz.

Μελετώντας το διάγραμμα φαίνεται ότι το μέτρο $|S_{11}|$ διατηρεί τιμές $|S_{11}| < -16.25\text{dB}$ για όλες τις αυξομειώσεις του μήκους των εγκοπών, δηλαδή κάτω από το ελάχιστο όριο λειτουργίας των -10dB . Εκτός όμως από το συντονισμό στην συχνότητα 403.5MHz, η μεταβολή του μήκους των εγκοπών επηρεάζει και το συνολικό διάγραμμα του $|S_{11}|$ προς όλες τις συχνότητες. Συγκεκριμένα, όσο αυξάνεται το μήκος των εγκοπών παρατηρείται μια συνολική μετατόπιση του διαγράμματος 4.5 προς χαμηλότερες συχνότητες, ενώ μείωση του μήκους οδηγεί σε αντίστοιχη μετατόπιση προς υψηλότερες τιμές συχνοτήτων. Σε κάθε περίπτωση διατηρείται σε γενικές γραμμές η μορφή των δυο επιμέρους συντονισμών. Η συμπεριφορά αυτή είναι αναμενόμενη καθώς το μήκος των εγκοπών καθορίζει το μήκος των αγωγίμων δρόμων πάνω στο patch. Ενδεικτικά, στο Σχ. 4.9 εμφανίζονται τα διαγράμματα $|S_{11}|$ προς την συχνότητα για τις περιπτώσεις $\pm 0.3\text{mm}$ σε σχέση με την αρχική μορφή του Σχ. 4.5.

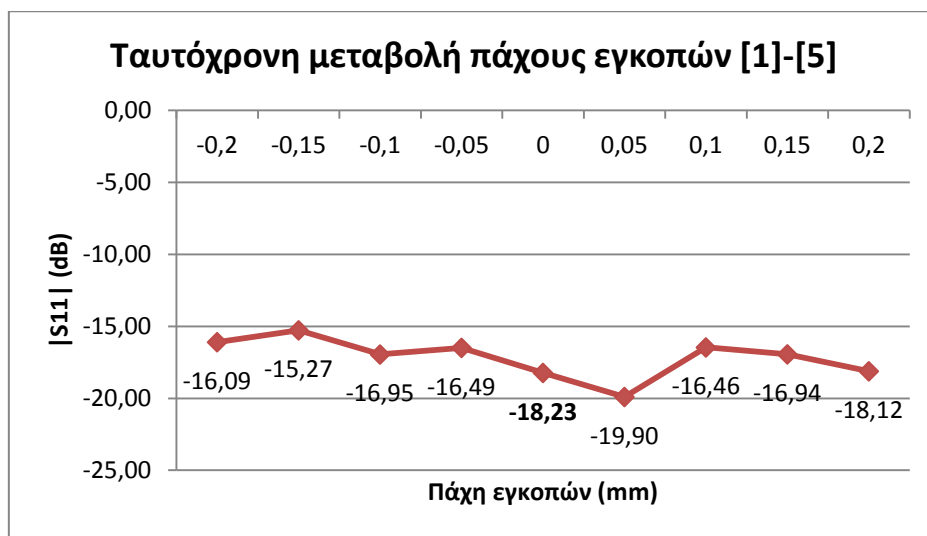


Σχ. 4.9 Διαγράμματα $|S_{11}|$ προς την συχνότητα για τις μεταβολές μήκους $\pm 0.3\text{mm}$ σε σχέση με το αρχικό διάγραμμα.

Το διακεκομμένο διάγραμμα κόκκινου χρώματος αντιστοιχεί στην αύξηση κατά 0.3mm και το διακεκομμένο διάγραμμα γαλάζιου χρώματος στην μείωση κατά 0.3mm.

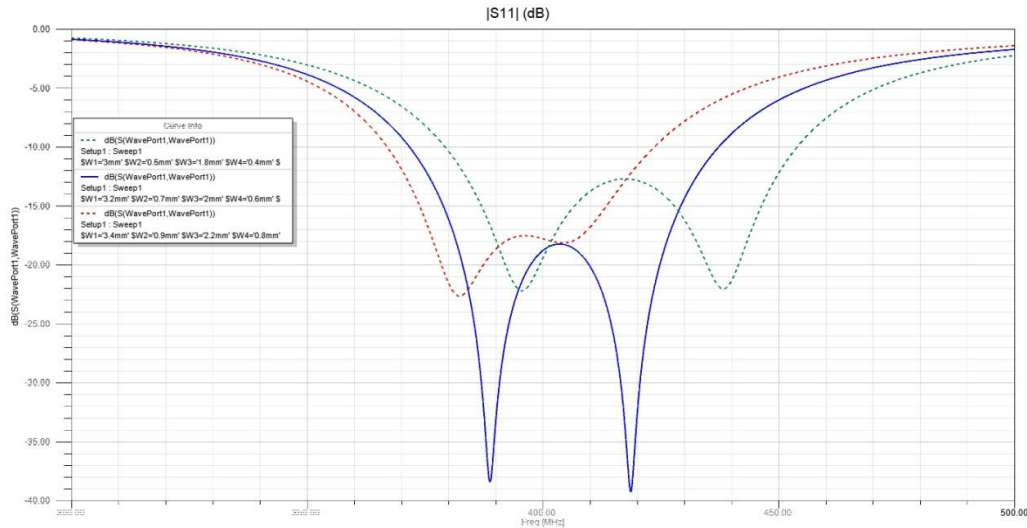
4.2.2 Μεταβολή πάχους εγκοπών

Όμοια με παραπάνω πραγματοποιείται παραμετρική μελέτη για ταυτόχρονη μεταβολή του πάχους των εγκοπών [1]-[5]. Μια ρεαλιστική προσέγγιση σε τυχόν κατασκευαστικές αστοχίες θεωρείται η μεταβολή του πάχους κατά $\pm 0.2\text{mm}$ με βήμα 0.05mm. Τα αποτελέσματα του δείκτη ανάκλασης $|S_{11}|$ στην συχνότητα 403.5 MHz για κάθε μεταβολή παρουσιάζονται στο σχήμα 4.10.



Σχ. 4.10 Διάγραμμα μέτρου συντελεστή ανάκλασης $|S_{11}|$ προς τις ταυτόχρονες μεταβολές του πάχους των εγκοπών [1]-[5] στην συχνότητα 403.5MHz.

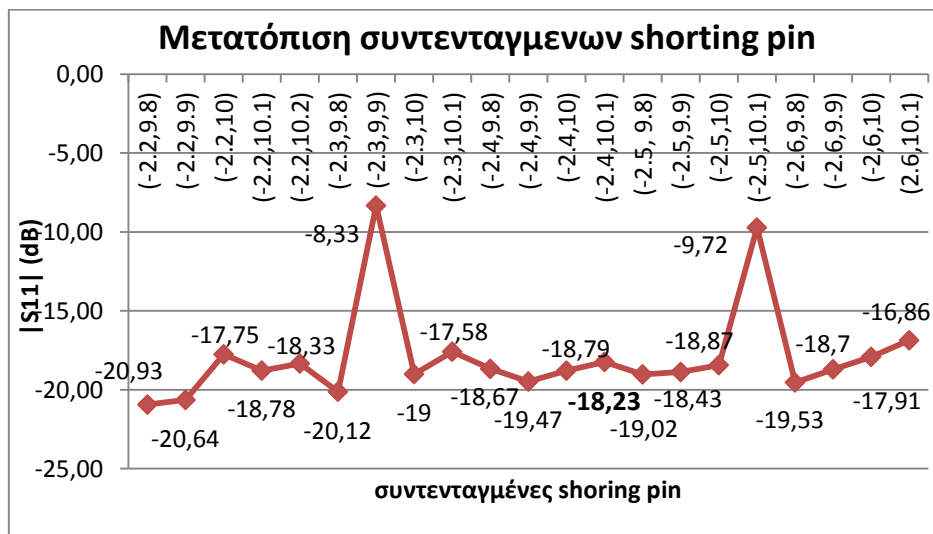
Σε κάθε περίπτωση οι τιμές του $|S_{11}|$ διατηρούνται σε τιμές κάτω του -15.27dB, που συνεπάγεται την διατήρηση της λειτουργικότητας της πρωτότυπης κεραίας. Το διάγραμμα $|S_{11}|$ προς όλες τις συχνότητες συμπεριφέρεται όπως και στην περίπτωση της μεταβολής του μήκους. Αύξηση του πάχους οδηγεί σε αύξηση της διαδρομής του ρεύματος, μετατοπίζοντας το διάγραμμα προς μικρότερες συχνότητες. Αντίστοιχα, μείωση του πάχους οδηγεί σε μεγαλύτερες τιμές συχνοτήτων οπου εμφανίζονται οι συντονισμοί της κεραίας. Για καλύτερη κατανόηση απεικονίζονται στο Σχ. 4.11 τα διαγράμματα $|S_{11}|$ προς την συχνότητα για μεταβολές $\pm 0.2\text{mm}$ σε σχέση με το αρχικό. Το διακεκομμένο κόκκινο διάγραμμα αντιστοιχεί στην αύξηση του πάχους κατά 0.2mm και το διακεκομμένο πράσινο διάγραμμα στην μείωση κατά 0.2mm. Το μπλε διάγραμμα είναι το αρχικό διάγραμμα του μέτρου του συντελεστή ανάκλασης του Σχ. 4.5. Από τα διαγράμματα είναι φανερό ότι το πάχος των εγκοπών επιδρά πιο έντονα στην επίτευξη των δυο διαδοχικών συντονισμών σε σχέση με τον μήκος.



Σχ. 4.11 Διαγράμματα $|S_{11}|$ προς την συχνότητα για τις μεταβολές πάχους $\pm 0.2\text{mm}$ σε σχέση με το αρχικό διάγραμμα.

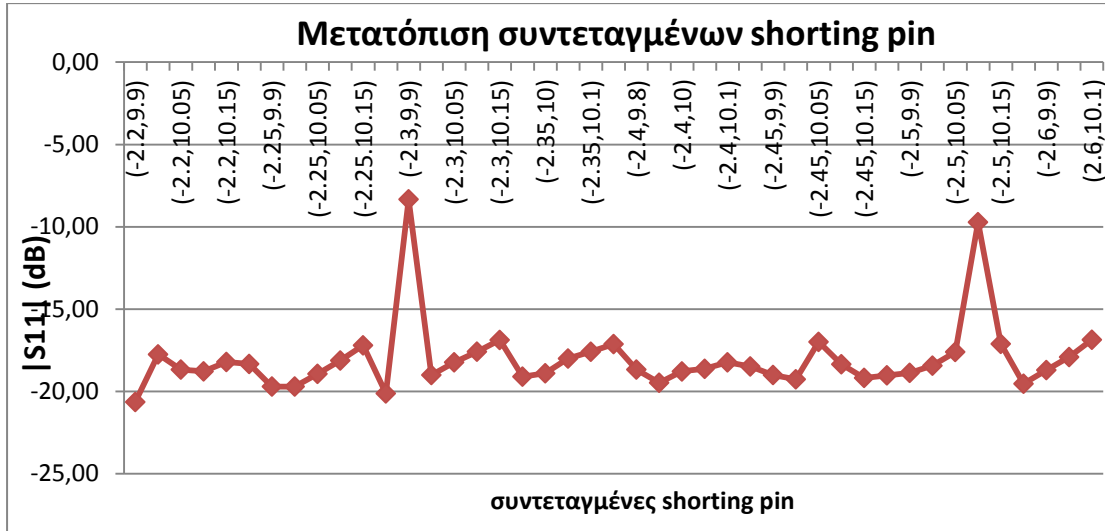
4.2.3 Μεταβολή θέσης αγωγού βραχυκύκλωσης

Η θέση του αγωγού βραχυκύκλωσης (shorting pin) στο σχεδιασμό της κεραίας καθορίστηκε στις συντεταγμένες $(-2.4, 10.1)\text{ mm}$, με αρχή των αξόνων πάντα το κέντρο του κυκλικού patch. Η παραμετρική μελέτη για την θέση του αγωγού βραχυκύκλωσης αντιπροσωπεύει μικρές αποκλίσεις κατά την κατασκευή της κεραίας, και είναι σημαντικό να παρουσιαστούν οι επιδράσεις στην απόδοση της ακτινοβολίας. Οι συντεταγμένες (x,y) της θέσης μεταβάλλονται κατά $\pm 0.2\text{mm}$ με βήμα 0.1mm ενώ παραλείπονται οι θέσεις που οδηγούν τον αγωγό εκτός επαφής με την αγωγίμη ταινία patch. Τα αποτελέσματα για την συχνότητα 403.5MHz φαίνονται στο σχήμα 4.12.



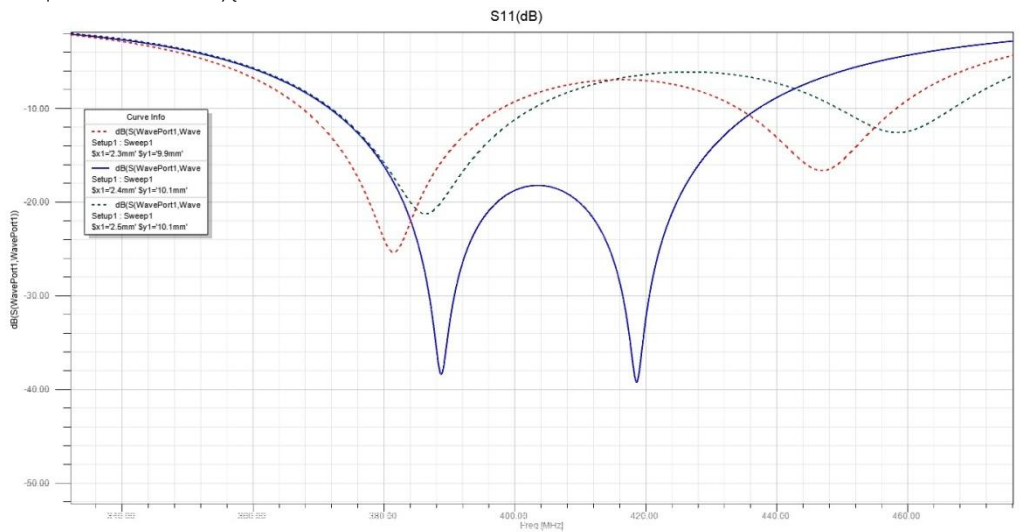
Σχ. 4.12 Διάγραμμα μέτρου συντελεστή ανάκλασης $|S_{11}|$ για διαφορετικές θέσεις του shorting pin στην συχνότητα 403.5MHz .

Ενώ σε γενικές γραμμές το μετρό του συντελεστή ανάκλασης διατηρείται σε αποδεκτές τιμές ($< -16.86\text{dB}$), δυο πιθανά ζευγάρια συντεταγμένων αποκλίνουν αρκετά. Για να εξακριβώσουμε με μεγαλύτερη ακρίβεια την σταθερότητα της κεραίας σε αυτές τις μικρές σχεδιαστικές αλλαγές, εφαρμόζουμε την παραμετρική μελέτη με μικρότερο βήμα $\pm 0.05\text{mm}$, τα αποτελέσματα της οποίας φαίνονται στο σχήμα 4.13.



Σχ. 4.13 Διάγραμμα τιμών του $|S_{11}|$ για περισσότερες θέσεις του αγωγού βραχυκύκλωσης.

Στο νέο διάγραμμα δεν εμφανίζονται άλλες θέσεις του αγωγού βραχυκύκλωσης στις οποίες προκαλείται αποσυντονισμός. Με βάση αυτά τα δεδομένα η λειτουργία της πρωτότυπης κεραίας χαρακτηρίζεται σταθερή διατηρώντας στις περισσότερες περιπτώσεις τον επιθυμητό συντονισμό. Οι μικρές μεταβολές στην θέση του αγωγού δεν επηρεάζουν δραματικά την μορφή του διαγράμματος $|S_{11}|$ προς την συχνότητα. Στις περισσότερες περιπτώσεις διατηρούνται οι δυο γειτονικοί συντονισμοί, με μικρές μεταβολές στην απόστασή τους. Στις δυο θέσεις που έχουμε αποσυντονισμό για την συχνότητα 403.5 MHz (-2.3 , 9.9) και (-2.5 , 10.1) τα αντίστοιχα διάγραμμα απέχουν αρκετά από το διάγραμμα του αρχικού σχεδιασμού στην θέση shorting pin (-2.4 , 10.1) όπως φαίνεται στο Σχ. 4.14.

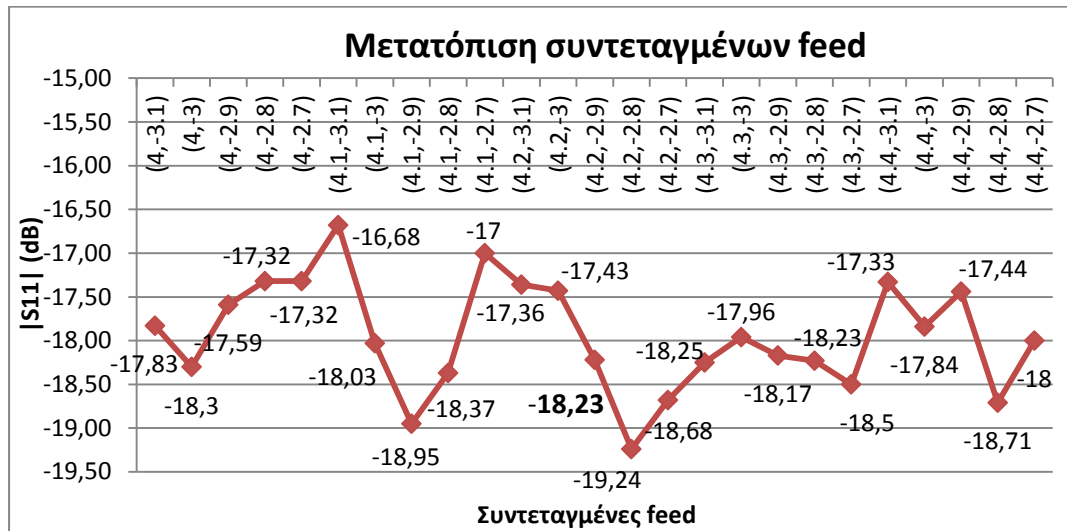


Σχ. 4.14 Διαγράμματα $|S_{11}|$ προς την συχνότητα για τις θέσεις αποσυντονισμού του shorting pin.

Το κόκκινο διακεκομμένο διάγραμμα αντιστοιχεί στην θέση (-2.3 , 9.9) και το πράσινο στην θέση (-2.5 , 10.1).

4.2.4 Μεταβολή θέσης αγωγού τροφοδοσίας

Η θέση του αγωγού τροφοδοσίας (feed) μπορεί και αυτή με την σειρά της να διαφοροποιηθεί από τον αρχικό σχεδιασμό της κεραίας στην φάση της κατασκευής. Για να εξακριβωθεί η επίδραση της μεταβολής της θέσης του αγωγού τροφοδοσίας στον συντονισμό πραγματοποιήθηκε παραμετρική μελέτη. Οι αρχικές συντεταγμένες του αγωγού ορίστηκαν κατά την σχεδίαση (4.2 , -2.9) mm. Στην εφαρμογή της μελέτης μεταβάλλονται οι συντεταγμένες (x , y) κατά $\pm 0.2\text{mm}$ με βήμα 0.1mm , που αντιστοιχούν σε 24 διαφορετικές θέσεις του αγωγού τροφοδοσίας γύρω από το αρχικό σημείο. Τα αποτελέσματα για το μετρό $|S_{11}|$ στην συχνότητα 403.5MHz αποτυπώνονται στο διάγραμμα του Σχ. 4.15.

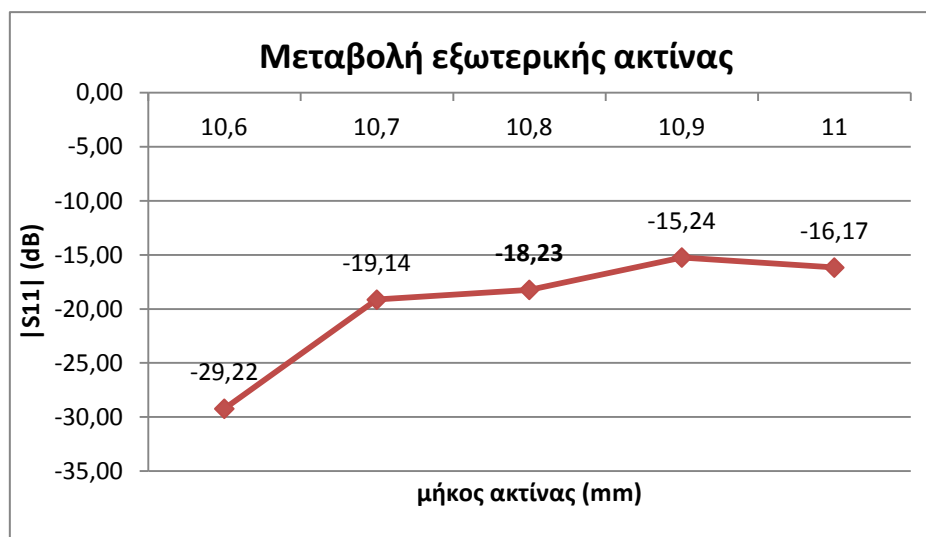


Σχ. 4.15 Διάγραμμα μέτρου συντελεστή ανάκλασης $|S_{11}|$ για διαφορετικές θέσεις του αγωγού τροφοδοσίας στην συχνότητα 403.5MHz.

Οι τιμές του $|S_{11}|$ κυμαίνονται κάτω από την τιμή -16.68dB για όλες τις διαφορετικές θέσεις του αγωγού τροφοδοσίας. Αυτό φανερώνει ότι η πρωτότυπη κεραία μεγάλου εύρους ζώνης διατηρεί τον συντονισμό της στη μεσαία συχνότητα της ζώνης MedRadio, παρά της μικρές αλλαγές της σχεδιαστικής αυτής παραμέτρου. Επίσης, τα διαγράμματα $|S_{11}|$ προς συχνότητα για όλες τις γειτονικές θέσεις του αγωγού τροφοδοσίας για τις οποίες εφαρμόστηκε η παραμετρική μέθοδος προσεγγίζουν ικανοποιητικά την μορφή του αρχικού διαγράμματος. Όλα τα παραπάνω αποδεικνύουν την ανθεκτικότητα της κεραίας στα κατασκευαστικά σφάλματα που μπορεί να συμβούν για την θέση του αγωγού τροφοδοσίας, ενώ ταυτόχρονα φανερώνουν τον μικρότερο ρόλο της παραμέτρου αυτής στην επίτευξη των επιθυμητών συντονισμών σε σχέση με τις άλλες παραμέτρους που εξεταστήκαν μέχρι τώρα (εγκοπές, αγωγός βραχυκύκλωσης).

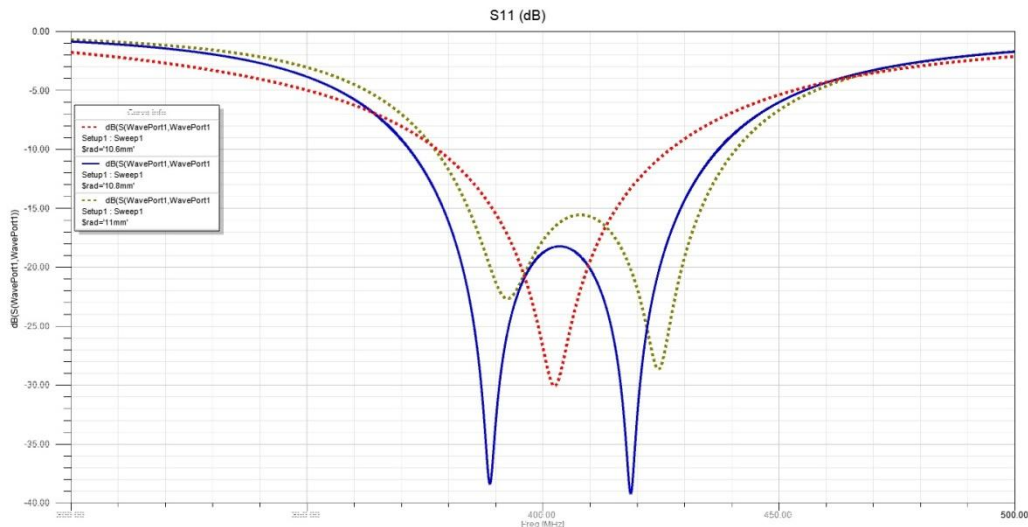
4.2.5 Μεταβολή ακτίνας

Μια ακόμα σχεδιαστική παράμετρος που επηρεάζει την απόδοση ακτινοβολίας της κεραίας αποτελεί η ακτίνα του κυκλικού επιπέδου γείωσης και των διηλεκτρικών υποστρωμάτων Rogers. Κατά την σχεδίαση της πρωτότυπης κεραίας η εξωτερική αυτή ακτίνα καθορίστηκε στα $R=10.8\text{mm}$ ενώ η κεραία της αγωγίμης ταινίας patch στα $R_{\text{patch}} = 10.6\text{mm}$. Η σημασία αυτής της διαφοράς μεγέθους μεταξύ ταινίας ακτινοβολίας και επιπέδου γείωσης θα φανεί στην παραμετρική μελέτη. Η παράμετρος που μεταβάλλεται είναι η εξωτερική ακτίνα R η οποία παίρνει τιμές $[10.6 - 11] \text{mm}$ με βήμα 0.1mm . Τα αποτελέσματα για τον δείκτη $|S_{11}|$ στην συχνότητα 403.5MHz παρουσιάζονται στο Σχ. 4.16.



Σχ. 4.16 Διάγραμμα μέτρου συντελεστή ανάκλασης $|S_{11}|$ για διαφορετικές ακτίνες υποστρωμάτων και επίπεδου γείωσης στην συχνότητα 403.5MHz .

Από το Σχ. 4.16 είναι φανερό ότι η κεραία διατηρεί τον συντονισμό της στην συχνότητα 403.5MHz σε όλες τις μεταβολές της εξωτερικής ακτίνας. Ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζεται στη περίπτωση που η εξωτερική ακτίνα R ταυτίζεται με την ακτίνα R_{patch} στην τιμή των 10.6mm . Συγκεκριμένα, εμφανίζεται μειωμένη ανάκλαση σε αυτές τις συνθήκες ($|S_{11}|=-29.22\text{dB}$). Παρόλο που ένα τέτοιο ενδεχόμενο θα έμοιαζε θετικό, εξετάζοντας το συνολικό διάγραμμα $|S_{11}|$ προς όλες τις συχνότητες διακρίνεται σημαντική διαφοροποίηση από τα αρχικά αποτελέσματα της σχεδίασης. Στο Σχ. 4.17 εμφανίζονται τα διαγράμματα $|S_{11}|$ προς την συχνότητα για εξωτερική ακτίνα $R=10.6\text{mm}$ και $R=11\text{mm}$ σε σχέση με το αρχικό διάγραμμα που παρουσιάστηκε στο Σχ. 4.5. Στην πρώτη περίπτωση ($R=R_{\text{patch}}$), η κεραία εμφανίζει μόνο έναν συντονισμό για την συχνότητα $\cong 402\text{MHz}$. Ενώ η κεραία λειτουργεί ικανοποιητικά στην ζώνη MedRadio, δεν διατηρεί την προαπαιτούμενη μορφή των δυο επιμέρους συντονισμών στην οποία βασίζεται η σχεδίαση. Αντίθετα, για αύξηση της εξωτερικής ακτίνας ($R=11\text{mm}$) εμφανίζονται οι δυο επιθυμητοί συντονισμοί με μια μικρή μετατόπιση του συνολικού διαγράμματος σε μεγαλύτερες συχνότητες συγκριτικά με την ονομαστική λειτουργία.



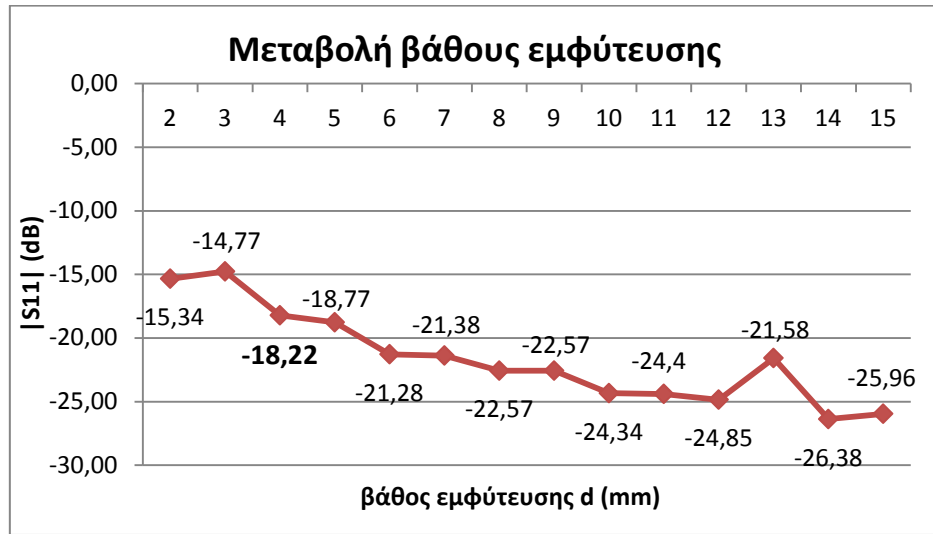
Σχ. 4.17 Διαγράμματα $|S_{11}|$ προς την συχνότητα για εξωτερική ακτίνα $R=10.6\text{mm}$ και $R=11\text{mm}$ σε σχέση με το αρχικό διάγραμμα.

Αν εξαιρέσουμε την περίπτωση για ακτίνα $R=10.6\text{mm}$, η απόδοση ακτινοβολίας της κεραίας μεταβάλλεται σε αποδεκτά επίπεδα για μικρές αλλαγές στην εξωτερική ακτίνα. Ο ρόλος της διαφοράς των μεγεθών εξωτερικής ακτίνας και ακτίνας patch στην ακτινοβολία βασίζεται στο τρόπο με τον οποίο ακτινοβολεί μια κεραία μικροταινίας. Το ακτινοβολούμενο πεδίο βασίζεται στην εμφάνιση πεδιακών γραμμών στις περιοχές εκτός του διηλεκτρικού ανάμεσα στο επίπεδο γείωσης και του patch. Αυτό το πεδίο (fringing field) ενισχύεται στην περίπτωση που το επίπεδο γείωσης και τα υποστρώματα είναι μεγαλύτερα από την αγώγιμη ταινία ακτινοβολίας, επιτρέποντας το να εμφανίζει πυκνότερες πεδιακές γραμμές. Για εξωτερική ακτίνα $R=10.6\text{mm}$ αυτό το πεδίο αναγκάζεται να εκτείνεται περισσότερο σε περιοχές εκτός διηλεκτρικού (αέρας, δέρμα κτλ) με χειρότερα αποτελέσματα.

4.2.6 Μεταβολή βάθους εμφύτευσης και ηλεκτρικών ιδιοτήτων προσομοιώματος

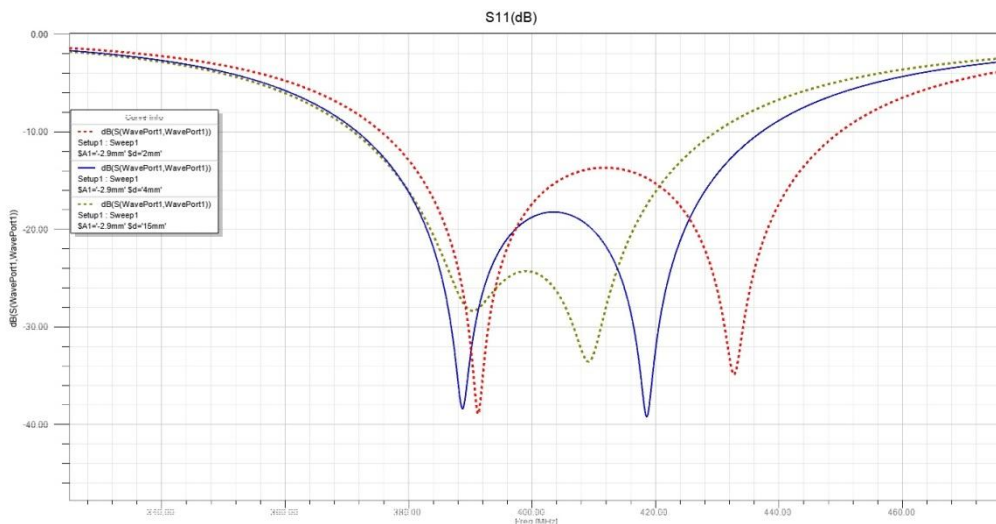
Για να καθοριστούν οι σχεδιαστικές παράμετροι της πρωτότυπης κεραίας πραγματοποιήθηκε μια προσομοίωση μέσα σε συγκεκριμένες συνθήκες. Η επιλογή του προσομοιώματος επηρεάζει σημαντικά την απόδοση της ακτινοβολίας και στην συνέχεια την τελική σχεδίαση. Στο Σχ. 4.4 παρουσιάστηκε το μοντέλο προσομοίωσης που χρησιμοποιήθηκε κατά την σχεδίαση της κεραίας. Πρόκειται για ένα απλοποιημένο προσομοίωμα του ανθρώπινου δέρματος το οποίο διατηρεί σε όλο τον όγκο του ομοιογενείς ηλεκτρικές ιδιότητες. Στην φάση της σχεδίασης επιλέχθηκε βάθος εμφύτευσης $d=4\text{mm}$ λόγω συμμετρίας. Η τιμή του d όμως επηρεάζει την μορφή της ακτινοβολίας. Γι' αυτό το λόγο γίνεται παραμετρική μελέτη για το βάθος εμφύτευσης ώστε να καθοριστεί η συμπεριφορά της πρωτότυπης κεραίας για μεταβολές της παραμέτρου d . Επιλέγεται εύρος τιμών $d = [2 - 15] \text{ mm}$ με βήμα 1mm . Στο Σχ. 4.18

παραθέτονται οι τιμές του $|S_{11}|$ στην συχνότητα 403.5MHz για όλες τις τιμές της παραμέτρου.



Σχ. 4.18 Διάγραμμα μέτρου συντελεστή ανάκλασης $|S_{11}|$ προς μεταβολές του βάθους εμφύτευσης στην συχνότητα 403.5MHz

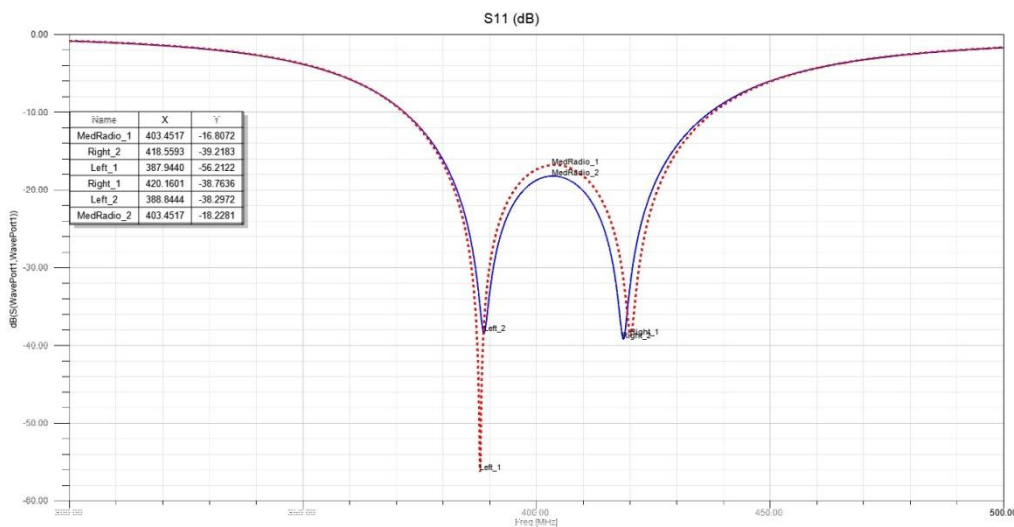
Η κεραία διατηρεί τον συντονισμό της στην συχνότητα 403.5MHz για όλες τις μεταβολές του βάθους εμφύτευσης ($|S_{11}| < -14.77\text{dB}$). Εξετάζοντας τα διαγράμματα $|S_{11}|$ προς την συχνότητα για όλες τις περιπτώσεις παρατηρείται ότι μείωση του βάθους εμφύτευσης οδηγεί σε μετατόπιση των συντονισμών σε μεγαλύτερες συχνότητες. Αντίστοιχα, αύξηση του d οδηγεί σε μετακίνηση του διαγράμματος σε μικρότερες συχνότητες ενώ ταυτόχρονα μειώνεται η απόσταση μεταξύ των δυο συντονισμών (χάνεται το όριο των $\pm 15\text{ MHz}$). Στο Σχ. 4.19 παρουσιάζονται ενδεικτικά τα διάγραμμα για d=2mm και d=15mm σε σχέση με το διάγραμμα ονομαστικής λειτουργίας.



Σχ. 4.19 Διαγράμματα $|S_{11}|$ προς την συχνότητα για βάθος εμφύτευσης d=2mm και d=15mm σε σχέση με το αρχικό διάγραμμα.

Το κόκκινο διάγραμμα αντιστοιχεί στο βάθος d=2mm και το πράσινο στο d=15mm. Σε γενικές γραμμές η κεραία παραμένει λειτουργική για διάφορα βάθη εμφύτευσης.

Για λόγους απλότητας, το προσομοίωμα ανθρώπινου δέρματος που χρησιμοποιήθηκε κατά την σχεδίαση της κεραίας διατηρούσε σε ολόκληρο τον όγκο του σταθερές τιμές για τις ηλεκτρικές ιδιότητες. Συγκεκριμένα, επιλεχτήκαν οι τιμές της διηλεκτρικής σταθεράς και ειδικής αγωγιμότητας που παρουσιάζει το ανθρώπινο δέρμα στην συχνότητα 404MHz, οι οποίες είναι $\epsilon_r = 46,741$ και $\sigma = 0,68893 \text{ Siemens/m}$. Όπως αναφέρθηκε στο κεφάλαιο 2, οι ηλεκτρικές ιδιότητες των ιστών εξαρτώνται από την συχνότητα [50]. Λαμβάνοντας υπόψιν τις εξαρτημένες τιμές των ηλεκτρικών ιδιοτήτων (Παράρτημα- Π-1), η προσομοίωση της κεραίας μέσα στο μοντέλο εμφανίζει πιο ακριβή αποτελέσματα. Στο Σχ. 4.20 παρουσιάζονται τα διαγράμματα του συντελεστή ανάκλασης $|S_{11}|$ προς την συχνότητα για σταθερές ηλεκτρικές ιδιότητες (μπλε διάγραμμα) και για εξαρτημένες ιδιότητες από την συχνότητα (διακεκομμένο κόκκινο διάγραμμα).



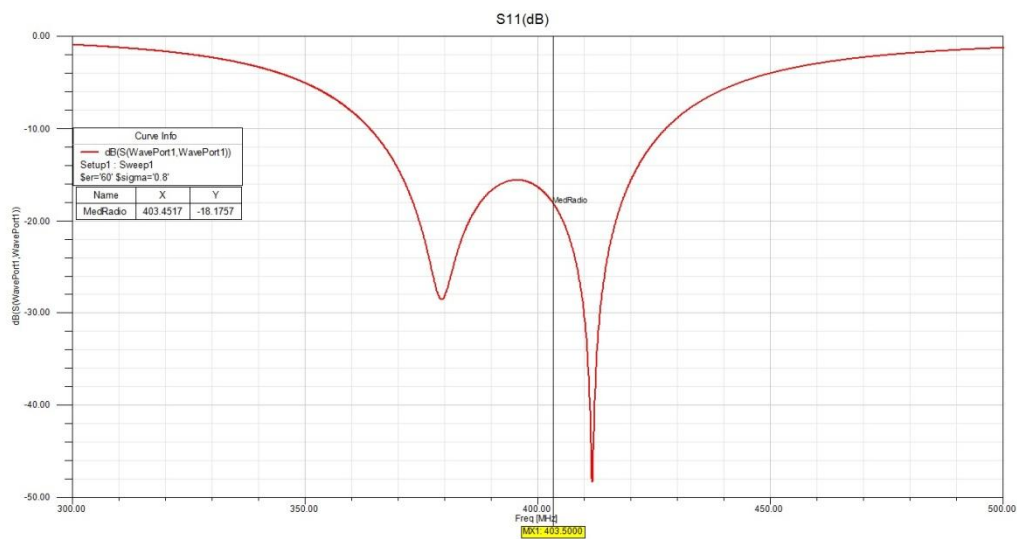
Σχ. 4.20 Διαγράμματα $|S_{11}|$ συναρτήσει της συχνότητας για σταθερές και εξαρτημένες από την συχνότητα ηλεκτρικές ιδιότητες.

Οι διαφορές μεταξύ των δυο περιπτώσεων δεν είναι σημαντικές, με συνέπεια ο αρχικός σχεδιασμός της πρωτότυπης κεραίας να κρίνεται ικανοποιητικός και για την περίπτωση των εξαρτημένων ηλεκτρικών ιδιοτήτων.

Τα μέχρι τώρα αποτελέσματα των παραμετρικών μελετών για μικρές αλλαγές στις σχεδιαστικές παραμέτρους της κεραίας φανέρωσαν την ικανότητα της να διατηρεί την λειτουργικότητα της σε διαφορετικές συνθήκες. Οι αλλαγές αυτές μπορεί να προκαλούνται από αστοχίες στο στάδιο της κατασκευής αλλά και στις διαφορετικές συνθήκες ανάλογα την ιατρική εφαρμογή τηλεμετρίας (όπως το βάθος εμφύτευσης). Βασικός σκοπός της κεραίας μεγάλου εύρους ζώνης είναι η συντήρηση του συντονισμού στην ζώνη MICS-MedRadio σε διαφορές ιατρικές εφαρμογές χωρίς να χρειάζεται να γίνει αλλαγή στις σχεδιαστικές μεταβλητές. Ανάλογα με την εφαρμογή, η κεραία πρέπει να λειτουργεί μέσα σε βιολογικούς ιστούς με διαφορετικές ηλεκτρικές ιδιότητες. Εφαρμόζοντας τις ηλεκτρικές ιδιότητες (ϵ_r, σ) των προσομοιωμάτων [A]-[E] που υπολογιστήκαν με την αριθμητική μέθοδο στο κεφάλαιο 3 στο παραλληλεπίπεδο μοντέλο της προσομοίωσης, εξετάζεται η συμπεριφορά της κεραίας σε κάθε περίπτωση.

Προσομοίωμα [A]:

Επιλέγεται $(\epsilon_r, \sigma) = (60, 0.8)$ από τον πίνακα 3.3 για το μοντέλο προσομοίωσης. Το διάγραμμα $|S_{11}|$ προς την συχνότητα παρουσιάζεται στο Σχ. 4.21.

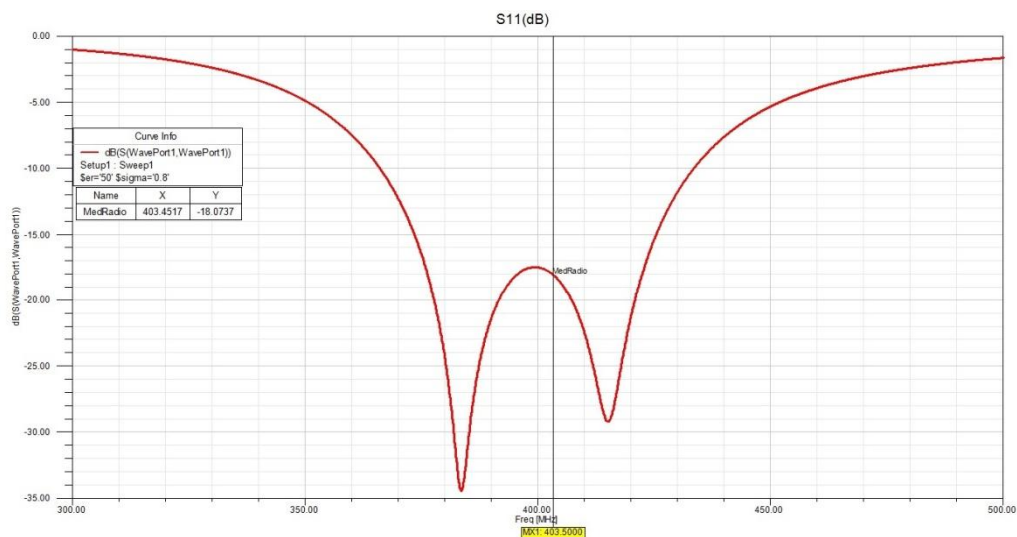


Σχ. 4.21 Διάγραμμα $|S_{11}|$ συναρτήσει της συχνότητας για το προσομοίωμα [A].

Με τιμή $|S_{11}| = -18,1757$ dB στην συχνότητα 403.5 MHz.

Προσομοίωμα [B]:

Επιλέγεται $(\epsilon_r, \sigma) = (50, 0.8)$ από τον πίνακα 3.3 για το μοντέλο προσομοίωσης. Το διάγραμμα $|S_{11}|$ προς την συχνότητα παρουσιάζεται στο Σχ. 4.22.

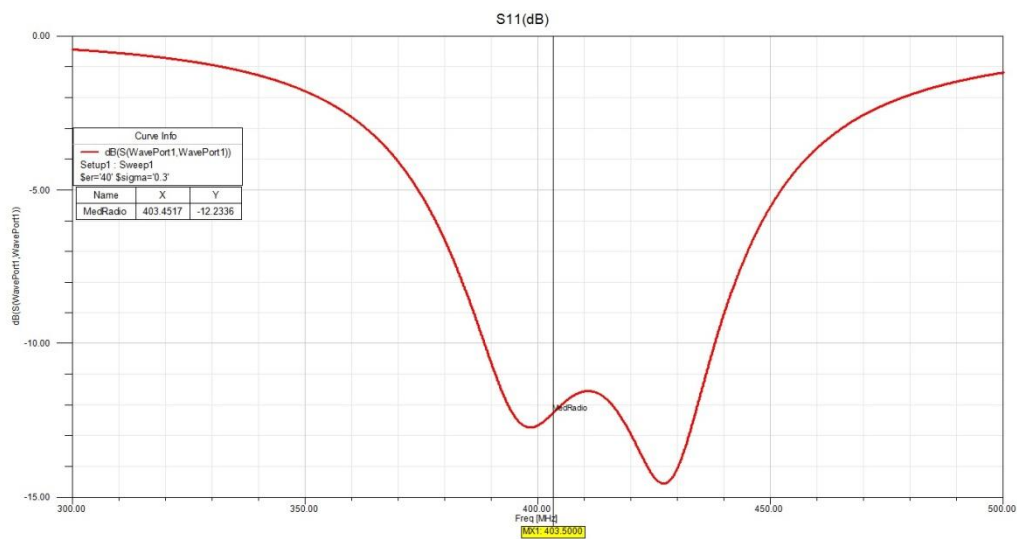


Σχ. 4.22 Διάγραμμα $|S_{11}|$ συναρτήσει της συχνότητας για το προσομοίωμα [B].

Με τιμή $|S_{11}| = -18.0737$ dB στην συχνότητα 403.5 MHz.

Προσομοίωμα [Γ]:

Επιλέγεται $(\epsilon_r, \sigma) = (40, 0.3)$ από τον πίνακα 3.3 για το μοντέλο προσομοίωσης. Το διάγραμμα $|S_{11}|$ προς την συχνότητα παρουσιάζεται στο Σχ. 4.23.

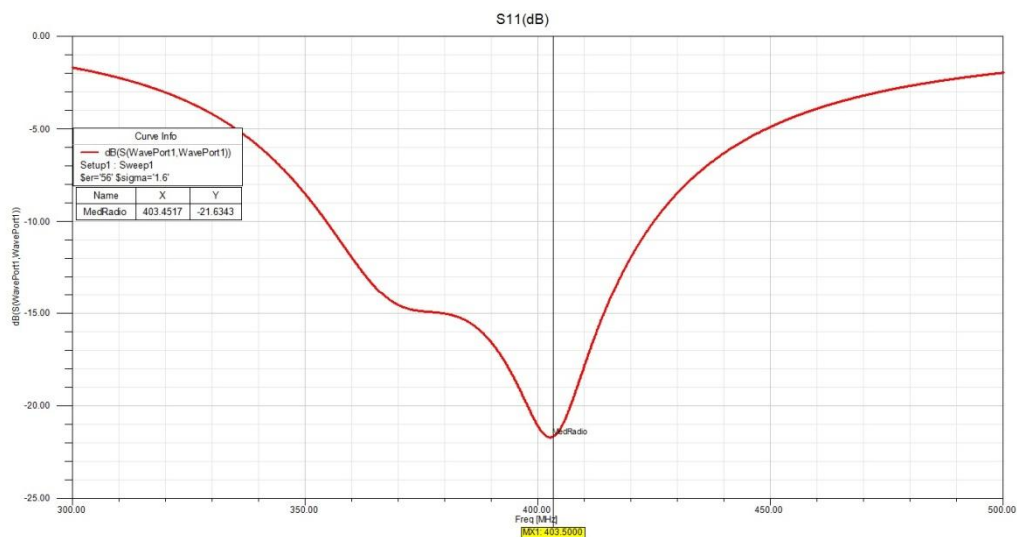


Σχ. 4.23 Διάγραμμα $|S_{11}|$ συναρτήσει της συχνότητας για το προσομοίωμα [Γ].

Με τιμή $|S_{11}| = -12,2336$ dB στην συχνότητα 403.5 MHz.

Προσομοίωμα [Δ]:

Επιλέγεται $(\epsilon_r, \sigma) = (56, 1.6)$ από τον πίνακα 3.3 για το μοντέλο προσομοίωσης. Το διάγραμμα $|S_{11}|$ προς την συχνότητα παρουσιάζεται στο Σχ. 4.24.

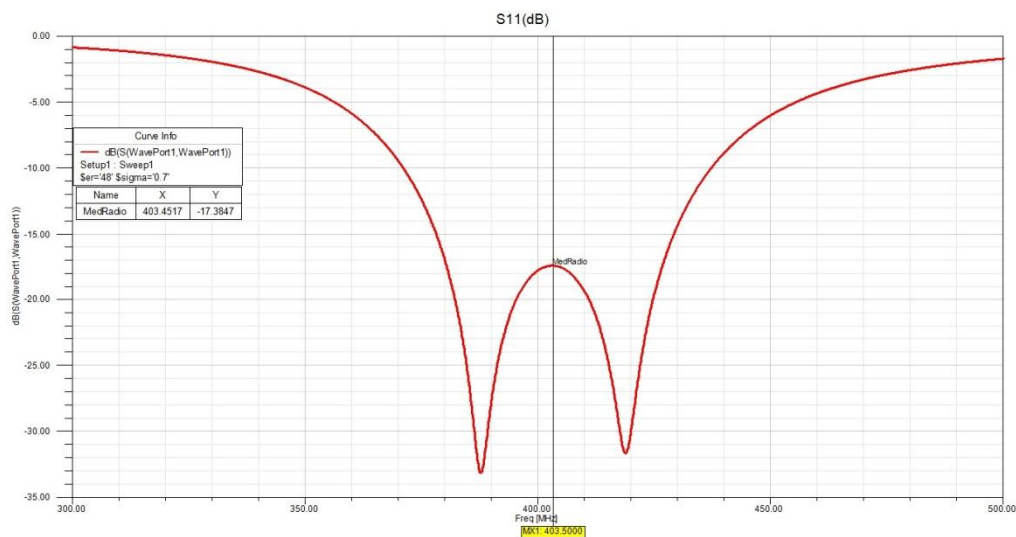


Σχ. 4.24 Διάγραμμα $|S_{11}|$ συναρτήσει της συχνότητας για το προσομοίωμα [Δ].

Με τιμή $|S_{11}| = -21,6343$ dB στην συχνότητα 403.5 MHz.

Προσομοίωμα [E]:

Επιλέγεται $(\epsilon_r, \sigma) = (48, 0.7)$ από τον πίνακα 3.3 για το μοντέλο προσομοίωσης. Το διάγραμμα $|S_{11}|$ προς την συχνότητα παρουσιάζεται στο Σχ. 4.25.



Σχ. 4.25 Διάγραμμα $|S_{11}|$ συναρτήσει της συχνότητας για το προσομοίωμα [E].

Με τιμή $|S_{11}| = -17,3847$ dB στην συχνότητα 403.5 MHz. Τα αποτελέσματα των τιμών του μέτρου ανάκλασης συγκεντρώνονται στον πίνακα 4.4:

Πίνακας 4.4 Τιμές του $|S_{11}|$ της κεραίας για προσομοιώσεις στα phantoms [A]-[E].

Προσομοιώματα	(ϵ_r, σ)	$ S_{11} $ (dB)
[A]	(60, 0.8)	-18.1757
[B]	(50, 0.8)	-18.0737
[Γ]	(40, 0.3)	-12.2336
[Δ]	(56, 1.6)	-21,6343
[E]	(48, 0.7)	-17,3847

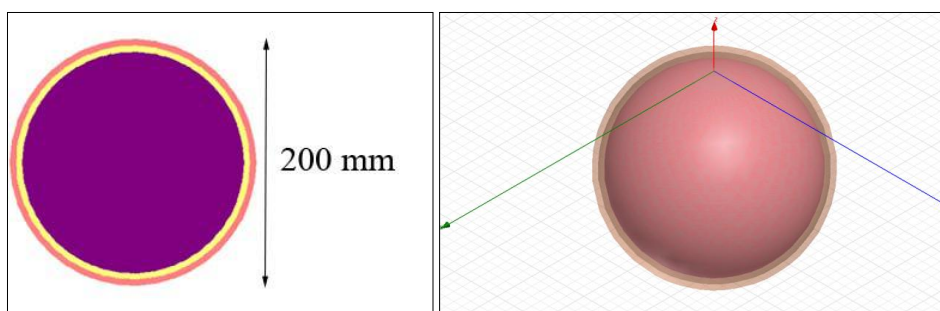
Η πρωτότυπη κεραία μεγάλου εύρους ζώνης διατηρεί τον συντονισμό της στην επιθυμητή συχνότητα 403.5 MHz όταν λειτουργεί μέσα στα προσομοιώματα [A],[B],[Γ],[Δ] και [E] που εμφανίζουν διαφορετικές ηλεκτρικές ιδιότητες. Τα αποτελέσματα αυτά έχουν μεγάλη σημασία γιατί αναδεικνύουν το βασικό πλεονέκτημα της κεραίας, που είναι η ανεξάρτηση της σχεδίασης από την ακριβή γνώση των συνθηκών πραγματικής λειτουργίας και η δυνατότητα χρησιμοποίησης της σε περισσότερες από μια ιατρικές εφαρμογές. Στην συνέχεια του κεφαλαίου θα μελετηθούν οι επιδόσεις της κεραίας εντός κανονικού μοντέλου ανθρώπινου κεφαλιού.

4.3 Επιδόσεις κεραίας εντός κανονικού μοντέλου ανθρώπινου κεφαλιού

Οι μικροσκοπικές εμφυτεύσιμες κεραίες σχεδιάζονται λαμβάνοντας υπόψιν συγκεκριμένα χαρακτηριστικά της ιατρικής εφαρμογής στην οποία θα χρησιμοποιηθούν. Η σημασία του μοντέλου προσομοίωσης που επιλέγεται κάθε φορά για την σχεδίαση μιας νέας κεραίας είναι ιδιαίτερα μεγάλη και όσο πιο κοντά είναι τα χαρακτηριστικά του στις ιδιότητες της πραγματικής εφαρμογής τόσο μειώνονται οι πιθανότητες αποσυντονισμού. Παραπάνω παρουσιάστηκε μια πρωτότυπη κεραία μικροταινίας μεγάλου εύρους ζώνης, ο σχεδιασμός της οποίας βασίστηκε στην δυνατότητα της να διατηρεί τον συντονισμό παρά τις διαφοροποιήσεις στις συνθήκες λειτουργίας της (κατασκευαστικά σφάλματα, τοποθέτηση σε διαφορετικά σημεία του σώματος κτλ). Στην ενότητα αυτή εξετάζονται οι επιδόσεις συντονισμού, ακτινοβολίας και ασφάλειας για λειτουργία της κεραίας εντός κανονικού μοντέλου ανθρώπινου κεφαλιού.

Το κανονικό μοντέλο προσομοίωσης του ανθρώπινου κεφαλιού αποτελείται μια σφαίρα τριών στρωμάτων διαμέτρου **200mm**. Το επιφανειακό στρώμα αντιστοιχεί στο δέρμα πάχους **5mm** το οποίο εφάπτεται στο στρώμα πάχους **5mm** που προσομοιώνει το κρανιακό οστό. Τον υπόλοιπο όγκο του μοντέλου καταλαμβάνει σφαιρικό στρώμα της φαιάς ουσίας του εγκεφάλου [64].

Οι ηλεκτρικές ιδιότητες ϵ_r και σ των τριών παραπάνω βιολογικών ιστών που απαρτίζουν το μοντέλο εξαρτώνται από την συχνότητα. Τα διαγράμματα της διηλεκτρικής σταθεράς και της ειδικής αγωγιμότητας συναρτήσει της συχνότητας παρουσιάζονται στο παράρτημα της διπλωματικής, μαζί με τις αντίστοιχες τιμές πυκνότητας μάζας. Συνυπολογίζοντας όλα τα παραπάνω, κατασκευάζεται στο λογισμικό περιβάλλον εφαρμογής της μεθόδου πεπερασμένων στοιχείων και φαίνεται στο Σχ. 4.26.

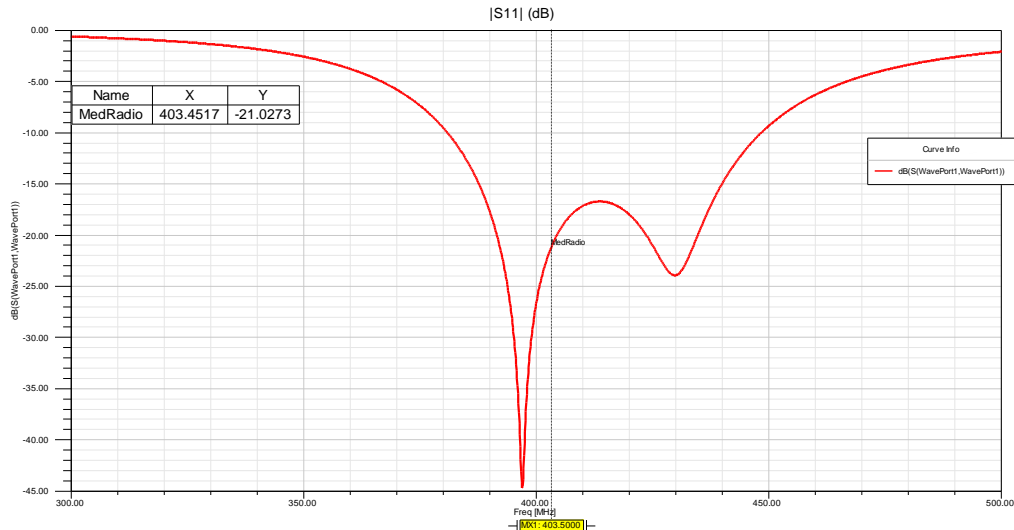


Σχ. 4.26 Αριθμητικό μοντέλο προσομοίωσης ανθρώπινου κεφαλιού.

Η κεραία τοποθετείται ανάμεσα στον δερματικό ιστό και στο οστό, με βάθος διείσδυσης $d=3\text{mm}$, το οποίο ανταποκρίνεται στο πραγματικό μέσο βάθος εμφύτευσης του ανθρώπινου κρανίου. Τέλος για την εξαγωγή των τελικών αποτελεσμάτων της λειτουργίας της κεραίας, το μοντέλο του κεφαλιού περιβάλλεται από σφαιρικό μοντέλο ακτίνας $R=200\text{mm}$ που εκφράζει της ηλεκτρικές ιδιότητες του αέρα.

4.3.1 Επιδόσεις συντονισμού

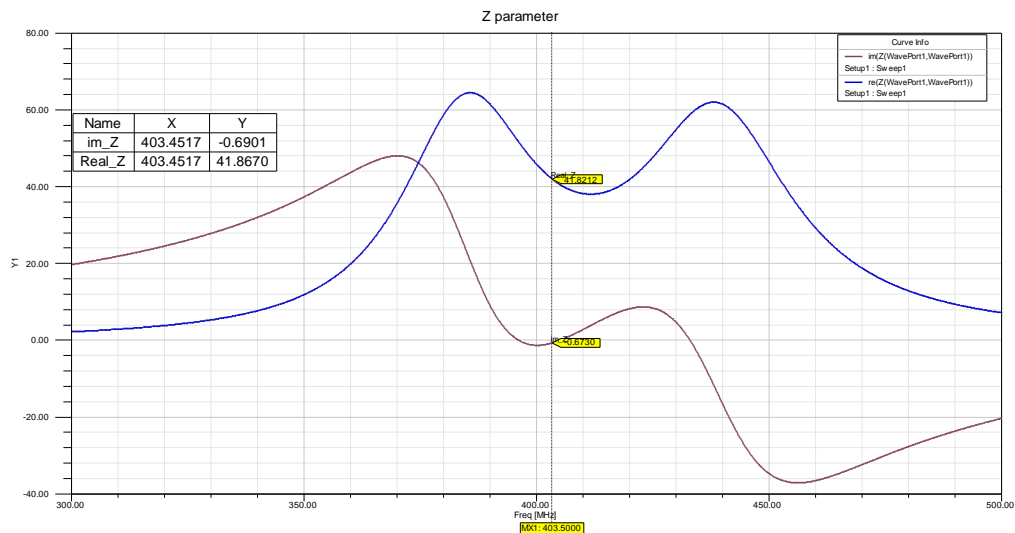
Στο σχήμα 4.27 παρουσιάζεται το διάγραμμα του συντελεστή ανάκλασης $|S_{11}|$ προς την συχνότητα.



Σχ. 4.27 Διάγραμμα $|S_{11}|$ συναρτήσει της συχνότητας για προσομοίωση εντός μοντέλου ανθρώπινου κεφαλιού.

Η τιμή του $|S_{11}|$ στην συχνότητα 403.5 MHz που αντιστοιχεί στο μέσο της ζώνης MedRadio υπολογίστηκε στα -21.0273 dB. Το εύρος ζώνης (BW) όπου ισχύει το όριο $|S_{11}| < -10$ dB είναι 67.376 MHz και αντιστοιχεί για τις ακραίες συχνότητες $[380.86 - 448.2361]$ MHz. Σε σχέση με το διάγραμμα $|S_{11}|$ της κεραίας στο αρχικό μοντέλο του ιστού παρατηρείται μια μετατόπιση των δυο συντονισμών προς μεγαλύτερες συχνότητες (αριστερός συντονισμός $388.74 \rightarrow 396.82$ MHz, δεξιός $418.55 \rightarrow 430$ MHz). Αυτό όμως ήταν και το νόημα των δυο επιμέρους συντονισμών εξ αρχής, δηλαδή σε περιπτώσεις τέτοιων μετακινήσεων ένας από τους δυο συντονισμούς να καλύπτει την περιοχή MedRadio, όπως συμβαίνει στην συγκεκριμένη περίπτωση. Αξίζει να σημειωθεί ότι η κεραία παρουσιάζει τιμές $|S_{11}| < 16.56$ dB σε όλο το εύρος συχνοτήτων $[388.88 - 438.1]$ MHz.

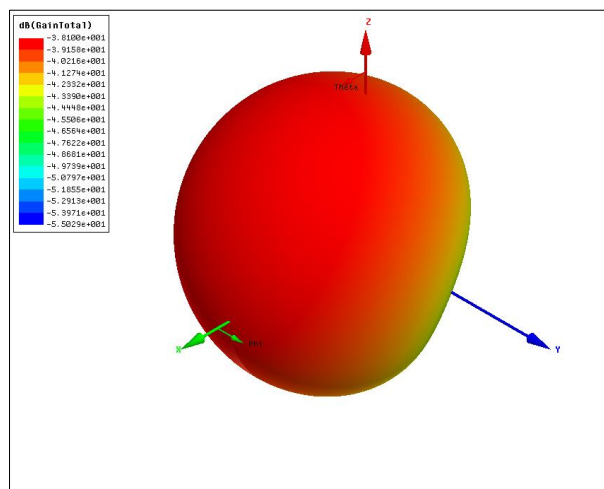
Στο Σχ. 4.28 παρουσιάζεται το διάγραμμα της χαρακτηριστικής αντίστασης εισόδου της κεραίας από όπου υπολογίζεται η τιμή της στα 403.5 MHz $Z_{in} = 41.867 - 0.6901i$. Σκοπός της σχεδίασης είναι η αντίσταση εισόδου της κεραίας να ταυτίζεται με αυτή του αγωγού τροφοδοσίας που έχει οριστεί στα 50 Ohm.



Σχ. 4.28 Διάγραμμα πραγματικού και φανταστικού μέρους της αντίστασης εισόδου Z_{in} της κεραίας.

4.3.2 Επιδόσεις ακτινοβολίας

Στο Σχ. 4.29 παρουσιάζεται το διάγραμμα κέρδους της κεραίας για προσομοίωση εντός ανθρώπινου κεφαλιού.

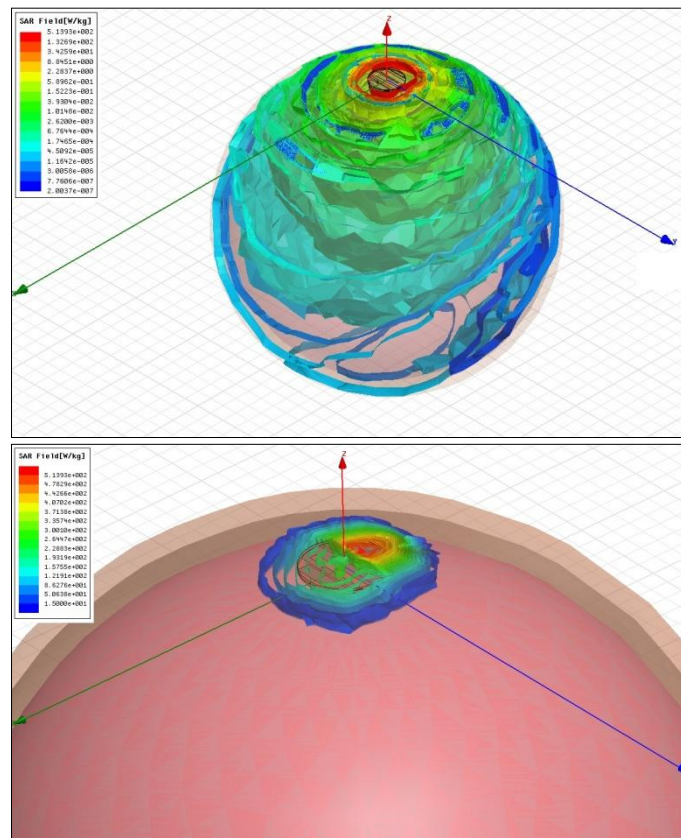


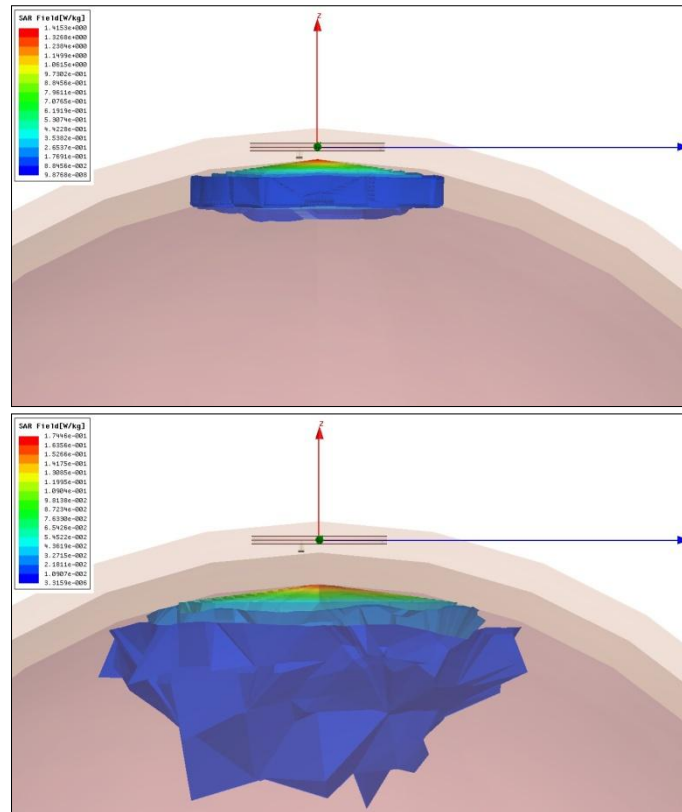
Σχ. 4.29 Διάγραμμα κέρδους ακτινοβολίας της κεραίας εντός κανονικού μοντέλου ανθρώπινου κεφαλιού.

Η μέγιστη τιμή του κέρδους ακτινοβολίας υπολογίζεται στα **-38.1 dB**, η οποία είναι αρκετά βελτιωμένη σε σχέση με το κέρδος $G=-45.614$ dB της προσομοίωσης στο αρχικό μοντέλο δέρματος. Αυτό οφείλεται στην μείωση του βάθους διείσδυσης από $d=4\text{mm}$ σε 3mm στο μοντέλο του κεφαλιού.

4.3.3 Επιδόσεις ασφαλείας

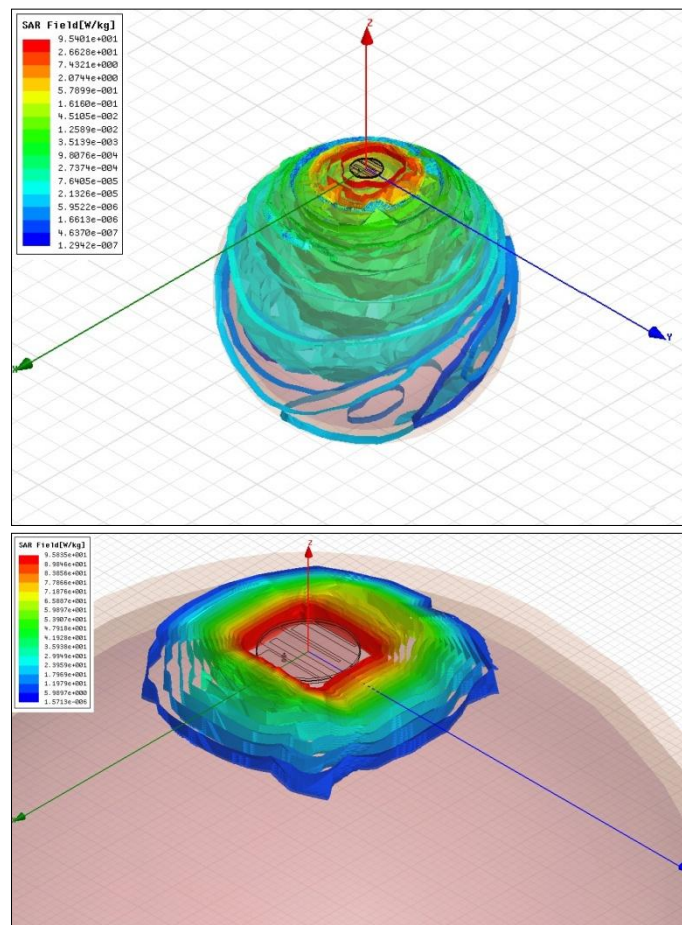
Συμφώνα με τα πρότυπα ασφαλείας που αναφέρθηκαν στην ενότητα 2.3.3 ο ρυθμός ειδικής απορρόφησης SAR πρέπει να τηρεί τα όρια ασφαλείας που ορίστηκαν από το ινστιτούτο ηλεκτρολόγων και ηλεκτρονικών μηχανικών (IEEE), $SAR < 1,6 \text{ W/Kg}$ για ένα γραμμάριο βιολογικού ιστού [47] και $SAR < 2 \text{ W/Kg}$ για 10 γραμμάρια ιστού [48]. Στα παρακάτω σχήματα παρουσιάζονται τα διάγραμμα του δείκτη SAR για τις δυο περιπτώσεις μέτρησης. Τα τρία υλικά που απαρτίζουν το μοντέλο, δέρμα οστό και φαιά ουσία εγκέφαλου, εμφανίζουν διαφορετικές πυκνότητες μάζας με τιμές που παρουσιάζονται στο παράρτημα τις διπλωματικής. Σε όλες τις περιπτώσεις υπολογισμού του SAR λαμβάνεται υπόψιν η επίδραση της πυκνότητας μάζας των υλικών [64]. Στο Σχ. 4.30 φαίνονται οι κατανομές του ρυθμού απορρόφησης για ένα γραμμάριο ιστού σε ολόκληρο το μοντέλο κεφαλιού αλλά και ξεχωριστά σε κάθε ιστό, ώστε να αναδειχθούν τα σημεία που παρατηρείται η μεγαλύτερη απορρόφηση.

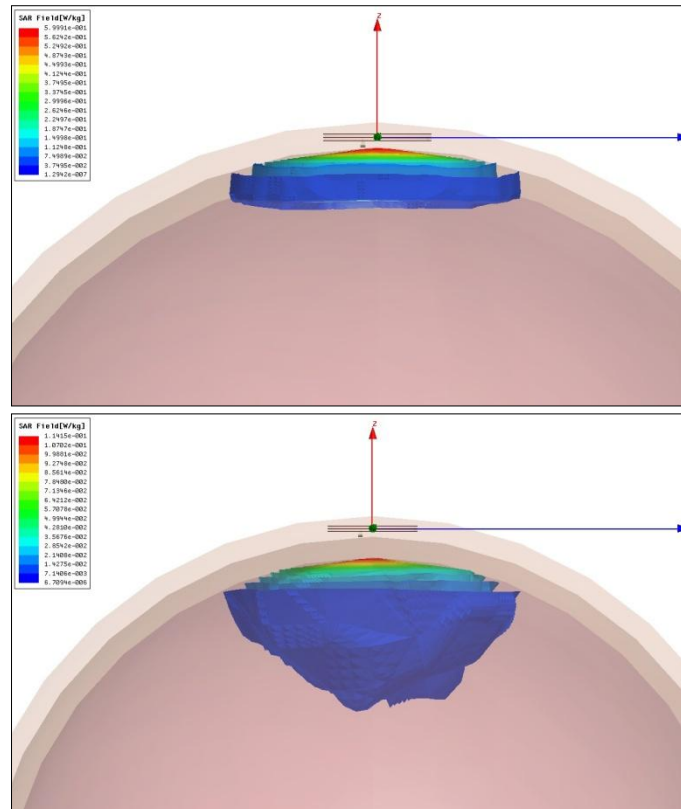




Σχ. 4.30 Κατανομή SAR για 1g ιστού.

Όμοια στο Σχ. 4.31 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα του δείκτη SAR για 10g ιστού.





Σχ. 4.31 Κατανομή SAR για 10g ιστού.

Η Μέγιστη τιμή του δείκτη SAR για 1g ιστού είναι **513.93 W/kg** και για 10g ιστού **95.835 W/kg**. Για λόγους πληρότητας υπολογίστηκαν και οι μέγιστες τιμές του ρυθμού απορρόφησης για τις περιοχές του οστού και της φαίας ουσίας. Για 1g ιστού ο μέγιστος SAR στο οστό είναι **1.4153 W/kg** και στην φαία ουσία του εγκεφάλου **0.174465 W/kg**. Για 10g ιστού αντίστοιχα έχουμε για το οστό **0.6W/kg** και για την φαία ουσία **0.11 W/kg**. Όπως ήταν αναμενόμενο, η μέγιστη τιμή του SAR εμφανίζεται στην πολύ κοντινή περιοχή της κεραίας και πέφτει δραματικά όσο μεγαλώνει η απόσταση. Αυτό επαληθεύεται από την σχέση (2-9) υπολογισμού του SAR όπου φανερώνεται η ανάλογη σχέση του με το μέτρο του ηλεκτρικού πεδίου. Η μέγιστες επιτρεπόμενες ισχύς εισόδου για τις δυο περιπτώσεις υπολογίζονται με βάση τα όρια ασφαλείας.

Πίνακας 4.5 Μέγιστες τιμές ισχύος τροφοδοσίας για προσομοίωση σε μοντέλο ανθρώπινου κεφαλιού.

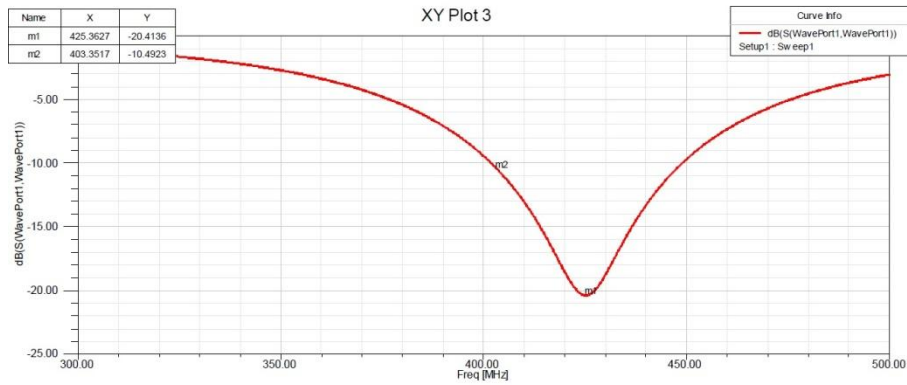
Μάζα	1g	10g
$P_{feed}(mW)$	3.113	20.87

4.4 Συμπεράσματα

Στο κεφάλαιο αυτό παρουσιάστηκε μια πρωτότυπη κεραία μεγάλου εύρους ζώνης σχεδιασμένη να λειτουργεί στην ζώνη συχνοτήτων MedRadio. Ενώ οι περισσότερες εμφυτεύσιμες κεραίες σχεδιάζονται για συγκεκριμένες εφαρμογές ιατρικής τηλεμετρίας, η προτεινόμενη κεραία μεγάλου εύρους δίνει την δυνατότητα στους ερευνητές να την χρησιμοποιήσουν σε περισσότερες από μια περιπτώσεις. Αυτό οφείλεται στην μορφή των αποτελεσμάτων που ορίστηκε στην διαδικασία σχεδίασης των γεωμετρικών παραμέτρων της κεραίας. Συγκεκριμένα, ο βασικός λόγος που η κεραία μπορεί και διατηρεί τον συντονισμό της στην επιθυμητή συχνότητα (403.5 MHz – μέση τιμή ζώνης MedRadio) είναι η παρουσία δυο γειτονικών συντονισμών αντί ενός. Τα πλεονεκτήματα αυτής της σχεδίασης αναλύθηκαν εκτενώς στο κεφάλαιο αυτό. Στην συνέχεια έγινε παραμετρική μελέτη για τις βασικές σχεδιαστικές ιδιότητες της κεραίας. Οι μικρές αυτές αλλαγές στις παραμέτρους αντιστοιχούν σε τυχόν κατασκευαστικές αστοχίες που μπορεί να επηρεάσουν την τελική γεωμετρία της. Τα αποτελέσματα έδειξαν την σταθερότητα της κεραίας μεγάλου εύρους ζώνης η οποία αποφεύγει τον αποσυντονισμό στις περισσότερες των περιπτώσεων.

Ένας ακόμα βασικός σκοπός της κεραίας είναι η δυνατότητα ικανοποιητικής λειτουργίας μέσα σε ιστούς με διαφορετικές ηλεκτρικές ιδιότητες, άρα και σε περισσότερες ιατρικές εφαρμογές. Πραγματοποιήθηκαν πέντε προσομοιώσεις χρησιμοποιώντας τα προσομοιώματα (phantoms) του τρίτου κεφαλαίου. Παρά τις έντονες διαφορές στις ηλεκτρικές ιδιότητες των μοντέλων, η κεραία εξακολουθεί να λειτουργεί ικανοποιητικά για όλα τα προσομοιώματα.

Για περαιτέρω επιβεβαίωση της ανθεκτικότητας της κεραίας μελετήθηκαν οι επιδόσεις για προσομοίωση εντός κανονικού μοντέλου ανθρώπινου κεφαλιού. Ενώ η κεραία σχεδιάστηκε βασιζόμενη σε ένα γενικό απλοποιημένο μοντέλο δέρματος (Σχ. 4.4), τα αποτελέσματα της ανάλυσης για την προσομοίωση στο μοντέλο του κεφαλιού είναι πολύ καλά. Έτσι, ενώ δεν υπήρχαν τα συγκεκριμένα δεδομένα της ιατρικής εφαρμογής που επρόκειτο να λειτουργήσει η κεραία, Το μεγάλο εύρος ζώνης της λόγω των δυο συντονισμών την καθιστά αποδεκτή λύση για εμφύτευση στο ανθρώπινο κεφάλι. Αντικαθιστώντας την πρωτότυπη κεραία μεγάλου εύρους με την κεραία της βιβλιογραφίας [72] του Σχ. 4.1 που σχεδιάστηκε μέσα σε αντίστοιχο γενικό μοντέλο δέρματος, στην προσομοίωση στο ανθρώπινο κεφάλι έχουμε τα παρακάτω αποτελέσματα. Από το διάγραμμα του συντελεστή σκέδασης $|S_{11}|$ προς την συχνότητα του Σχ. 4.32 είναι φανερό ότι στην συχνότητα 403.5 MHz η κεραία μικρού εύρους λειτουργεί οριακά ($|S_{11}|=-10.5$ dB), απόδοση που αποκλίνει αρκετά από αυτή του σχήματος 4.1. Από την άλλη, η κεραία μεγάλου εύρους εμφανίζει συντονισμό $|S_{11}|=-21.0273$ dB για ίδιες συνθήκες προσομοίωσης.



Σχ. 4.32 Διάγραμμα $|S_{11}|$ συναρτήσει της συχνότητας κεραίας της βιβλιογραφίας για μοντέλο ανθρώπινου κεφαλιού.

Όλα τα παραπάνω συμπεράσματα αναδεικνύουν της σημασία του εύρους ζώνης για κεραίες εμφυτεύσιμων διατάξεων. Ιδιαίτερα, αποζητώντας την εμφάνιση των δυο συντονισμών σε σχετικά γειτονικές συχνότητες (τέθηκε όριο ± 15 MHz από την συχνότητα 403.5 MHz) αντιμετωπίζεται το πρόβλημα του μικρού εύρους ζώνης που εν γένει εμφανίζουν οι κεραίες μικροταινίας.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

Σύνοψη και συμπεράσματα

Στο κεφάλαιο αυτό γίνεται μια ανασκόπηση σε όλα τα θέματα που αναλύθηκαν στην παρούσα διπλωματική εργασία. Δίνεται μεγαλύτερη βαρύτητα στα κεφαλαία 3 και 4, όπου παρουσιάστηκε η αριθμητική υπολογιστική μέθοδος μέτρησης των ηλεκτρικών ιδιοτήτων υγρών προσομοιωμάτων και η σχεδίαση της μικροσκοπικής εμφυτεύσιμης κεραίας μεγάλου εύρους ζώνης. Αυτή η συνοπτική αναφορά ακολουθείται από ορισμένα συμπεράσματα για τις ενότητες αυτές, και καταλήγει σε μερικές προτάσεις για πιθανές μελλοντικές προεκτάσεις του αντικείμενου της διπλωματικής εργασίας.

5.1 Σύνοψη διπλωματικής εργασίας

Στο πρώτο κεφάλαιο της εργασίας έγινε μια εισαγωγή στις έννοιες της ιατρικής τηλεμετρίας και των εμφυτεύσιμων διατάξεων. Δοθήκαν μερικά παραδείγματα συστημάτων τηλεμετρίας που βασίζονται στις εμφυτεύσιμες διατάξεις και την επικοινωνία τους με εξωτερικές μονάδες έλεγχου (τηλεμετρία) που εφαρμόζονται στην σύγχρονη ιατρική. Στην συνέχεια, παρουσιάστηκαν συνοπτικά οι σημαντικότερες προκλήσεις που συναντάνε οι σχεδιαστές τέτοιων συστημάτων, όπως οι διαστάσεις των εμφυτεύσιμων διατάξεων, η βιοσυμβατότητα των υλικών και η ασφάλεια των ασθενών. Η ασύρματη επικοινωνία που εφαρμόζεται στα συστήματα τηλεμετρίας αποτελεί κρίσιμο χαρακτηριστικό τους και βασίζεται στην χρήση κεραιών. Στις περισσότερες εφαρμογές επιλέγονται για αυτό τον σκοπό οι κεραίες μικροταινίας. Στο δεύτερο κεφάλαιο της διπλωματικής αναλύονται εκτενώς τα χαρακτηριστικά των κεραιών μικροταινίας. Γίνεται αναφορά στα πλεονεκτήματά τους σε σχέση με τις κεραίες διαφορετικού τύπου και στο τρόπο λειτουργίας τους. Έπειτα, αναφέρθηκαν τρόποι σμίκρυνσης των διαστάσεων άλλα και βελτίωσης της απόδοσης για μικροταινιακές κεραίες, ενώ ορίστηκαν οι σημαντικότεροι παράμετροι των επιδόσεων συντονισμού, ακτινοβολίας και ασφάλειας. Στην συνέχεια του κεφαλαίου καλύφθηκε το θεωρητικό υπόβαθρο που αφορά τις ηλεκτρομαγνητικές ιδιότητες των βιολογικών ιστών. Κάτι τέτοιο κρίθηκε απαραίτητο καθώς η κεραίες εμφυτευμένων διατάξεων σχεδιάζονται ώστε να λειτουργούν στο ανθρώπινο σώμα και οι ιστοί επηρεάζουν σημαντικά την απόδοση της ακτινοβολίας τους. Παρουσιάστηκαν τα χαρακτηριστικά των μοντέλων προσομοίωσης βιολογικών ιστών που χρησιμοποιούνται για της ορθή σχεδίαση κεραιών για ιατρικές εφαρμογές και την ανάλυση της απόδοσης τους. Η εξέταση της απόδοσης μιας κεραίας προϋποθέτει την ανάλυση της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας που αυτή εκπέμπει μέσω των εξισώσεων Maxwell. Η πολυπλοκότητα μιας τέτοιας διαδικασίας αντιμετωπίζεται χρησιμοποιώντας ηλεκτρονικούς υπολογιστές. Στο τέλος του δεύτερου κεφαλαίου αναλύεται σύντομα η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων που

εφαρμόζεται για την επίλυση ηλεκτρομαγνητικών προβλημάτων με χρήση εξειδικευμένου λογισμικού.

Στο τρίτο κεφάλαιο παρουσιάστηκε μια νέα αριθμητική υπολογιστική μέθοδος για το προσδιορισμό των ηλεκτρικών ιδιοτήτων προσομοιωμάτων (phantoms). Τα φυσικά μοντέλα χρησιμοποιούνται για *in vitro* πειράματα ώστε να υπολογιστεί η απόδοση μιας κατασκευασμένης κεραίας. Τα υλικά από τα οποία αποτελούνται τα φυσικά μοντέλα επιλέγονται με τέτοιο τρόπο ώστε να προσεγγίζουν τις ηλεκτρικές ιδιότητες των ιστών προς προσομοίωση. Ένα παράδειγμα είναι το υγρό μείγμα από ζάχαρη, αλάτι και νερό που συνθέτει το απλοϊκό προσομοίωμα του ανθρωπίνου δέρματος. Ο υπολογισμός της διηλεκτρικής σταθεράς ϵ_r και της ειδικής αγωγιμότητας σ του προσομοιώματος γίνεται με την χρήση εξειδικευμένων οργάνων μέτρησης του εμπορίου. Το αυξημένο κόστος τους όμως οδήγησε τους ερευνητές στην σχεδίαση μιας πειραματικής μεθόδου μετρήσεων μέσω ενός ομοαξονικού δοχείου. Το δοχείο λειτουργεί σαν μια γραμμή μεταφοράς και αποφέρει τα διαγράμματα του συντελεστή ανάκλασης S_{11} και μετάδοσης S_{21} συναρτήσει της συχνότητας που αντιστοιχούν στο υλικό του προσομοιώματος. Ταυτίζοντας τα διαγράμματα αυτά με τα αντίστοιχα των βιολογικών ιστών υπολογίζονται οι ηλεκτρικές ιδιότητες του προσομοιώματος. Η μέθοδος αυτή βασίζεται στην παρατηρητικότητα του ερευνητή και μπορεί να είναι χρονοβόρα και αναξιόπιστη.

Στην συνέχεια του κεφαλαίου παρουσιάστηκε η νέα αριθμητική υπολογιστική μέθοδος καθορισμού των ηλεκτρικών ιδιοτήτων από υγρά προσομοιώματα που γίνεται αυτόματα χωρίς να βασίζεται στον ανθρώπινο παράγοντα. Στην ουσία, η υπολογιστική μέθοδος βασίζεται στην ίδια αρχή με την μέθοδο παρατήρησης, δηλαδή την σύγκριση των τιμών $|S_{11}|$, $S_{11}(\text{phase})$, $|S_{21}|$, $S_{21}(\text{phase})$ που υπολογίσαμε για το προσομοίωμα με το ομοαξονικό δοχείο, με τις αντίστοιχες τιμές μιας βάσης δεδομένων βιολογικών ιστών που γνωρίζουμε τα ϵ_r και σ . Μια καλή προσέγγιση για τις τιμές αυτές στην συχνότητα λειτουργίας της κεραίας οδηγεί στις επιθυμητές τιμές των (ϵ_r, σ) . Η βάση δεδομένων που χρησιμοποιείται για την σύγκριση υπολογίζεται από το αριθμητικό μοντέλο του ομοαξονικού δοχείου που σχεδιάστηκε στο λογισμικό που εφαρμόζει την μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων. Στο αριθμητικό μοντέλο επιλέγονται ως μεταβλητές τα (ϵ_r, σ) . Στην συνέχεια πραγματοποιείται μια παραμετρική μελέτη για τις δυο αυτές μεταβλητές η οποία επιστρέφει τις τιμές $|S_{11}|$, $S_{11}(\text{phase})$, $|S_{21}|$, $S_{21}(\text{phase})$ για κάθε ζευγάρι των (ϵ_r, σ) . Με αυτό τον τρόπο διαμορφώνεται η απαραίτητη βάση δεδομένων. Η υπολογιστική μέθοδος ολοκληρώνεται με χρήση του προγράμματος Matlab. Εφαρμόζεται ένας απλός αλγόριθμος που στην ουσία σαρώνει την βάση δεδομένων, συγκρίνοντας τις τιμές των συντελεστών ανάκλασης και μετάδοσης. Αφού καταλήξει στην καλύτερη δυνατή προσέγγιση στις τιμές του προσομοιώματος, από το πίνακα της βάσης δεδομένων υπολογίζονται οι ηλεκτρικές ιδιότητες. Τέλος, εφαρμόζονται οι δυο μέθοδοι σε πέντε προσομοιώματα και συγκρίνονται τα αποτελέσματά τους.

Στο τέταρτο κεφάλαιο της διπλωματικής εργασίας πραγματοποιήθηκε η σχεδίαση μιας πρωτότυπης μικροσκοπικής κεραίας μικροταινίας μεγάλου εύρους ζώνης που λειτουργεί στην ζώνη συχνοτήτων MedRadio και η μελέτη απόδοσης της εντός κανονικού μοντέλου ανθρώπινου κεφαλιού. Αρχικά, αναλύθηκε η λογική πίσω από την σχεδίαση που έχει σκοπό την εμφάνιση του μεγάλου εύρους ζώνης. Αυτό έγινε δυνατό επιλέγοντας την λειτουργία της κεραίας με δυο συντονισμούς αντί για έναν όπως γίνεται συνήθως. Τηρώντας αυτό το δεδομένο, καθορίστηκε η τελική μορφή της κεραίας όπως φαίνεται στο Σχ. 4.2 με τις τιμές των σχεδιαστικών παραμέτρων της να παραθέτονται στον πίνακα 4.1. Τα χαρακτηριστικά της κεραίας βασίστηκαν στην απόδοση συντονισμού, ακτινοβολίας και ασφάλειας όταν αυτή έχει τοποθετηθεί μέσα σε ένα απλοποιημένο μοντέλο προσομοίωσης του ανθρώπινου δέρματος (Σχ. 4.4). Στην συνέχεια πραγματοποιήθηκε παραμετρική μελέτη της κεραίας για τις βασικότερες σχεδιαστικές παραμέτρους ώστε να φανεί η συμπεριφορά της σε περίπτωση κατασκευαστικών λαθών. Ένας από το στόχους της κεραίας μεγάλου εύρους είναι δυνατότητα ικανοποιητικής λειτουργίας της για διαφορετικές εφαρμογές τηλεμετρίας. Γι' αυτό το λόγο εξετάζεται και η απόδοση της κεραίας μέσα στα πέντε προσομοιώματα που παρουσιάστηκαν στο τρίτο κεφάλαιο, με τις τιμές των ηλεκτρικών ιδιοτήτων τους να έχουν υπολογιστεί με την αριθμητική μέθοδο.

Στο τελευταίο κομμάτι του τετάρτου κεφαλαίου μελετήθηκε η απόδοση της κεραίας μεγάλου εύρους ζώνης εντός κανονικού μοντέλου ανθρώπινου κεφαλιού. Αφού παρουσιάστηκαν οι ιδιότητες και τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά του μοντέλου, αναλύθηκαν τα αποτελέσματα της προσομοίωσης όπου υπολογίστηκαν οι αποδόσεις συντονισμού ($|S_{11}|$) σε όλες τις συχνότητες, εύρος ζώνης, αντίσταση εισόδου), ακτινοβολίας (κέρδος) και ασφάλειας (SAR).

5.2 Συμπεράσματα και μελλοντικές προεκτάσεις

Σε αυτή την ενότητα παρουσιάζονται τα βασικότερα συμπεράσματα που αφορούν την αριθμητική μέθοδο υπολογισμού των ηλεκτρικών ιδιοτήτων ενός προσομοιώματος και την λειτουργία της κεραίας μεγάλου εύρους ζώνης. Αρχικά, για την μέθοδο υπολογισμού των ιδιοτήτων, αναφέρθηκε ότι σκοπός της είναι να αντικαταστήσει την μέθοδο που εξαρτάται από την παρατηρητικότητα του ερευνητή για την ταύτιση των τιμών των συντελεστών ανάκλασης και μεταφοράς. Για να φανεί η αξιοπιστία της νέας μεθόδου, έγινε σύγκριση των αποτελεσμάτων για 5 προσομοιώματα [A]-[E] των δυο μεθόδων. Τα συγκριτικά αποτελέσματα δίνονται στον παρακάτω πίνακα 5.1 μαζί με τους αντίστοιχους μέσους όρους ποσοσטיαίων σφαλμάτων. Οι μεσοί όροι αυτοί αντιστοιχούν στην ταυτόχρονη απόκλιση και των τεσσάρων τιμών $|S_{11}|$, $S_{11}(\text{phase})$, $|S_{21}|$, $S_{21}(\text{phase})$ του προσομοιώματος σε σχέση με αυτές του ζευγαριού (ϵ_r , σ) της λύσης.

Πίνακας 5.1 Αποτελέσματα ηλεκτρικών ιδιοτήτων (ϵ_r , σ) και Μ.Ο σφαλμάτων των προσομοιωμάτων [Α]-[Ε] και με τις δυο μεθόδους υπολογισμού.

Προσομοιώματα	Πειραματική μέθοδος Παρατήρησης		Αριθμητική μέθοδος Matlab	
	(ϵ_r , σ)	Μ.Ο σφαλμάτων	(ϵ_r , σ)	Μ.Ο σφαλμάτων
[Α]	(54-59, 0.8)	3.2461%	(60, 0.8)	3.1456%
[Β]	(42-44, 0.7-0.75)	5.3485%	(50, 0.8)	5.0524%
[Γ]	(34-40, 0.3)	10.9012%	(40, 0.3)	10.9012%
[Δ]	(50, 1.6)	3.0775%	(56, 1.6)	2.514%
[Ε]	(46.7, 0.69)	2.8344%	(48, 0.7)	2.8344%

Εξετάζοντας τον πίνακα 5.1, τα αποτελέσματα της αριθμητικής μεθόδου είναι διαφορετικά από εκείνα της πειραματικής για όλα τα προσομοιώματα με εξαίρεση τα προσομοιώματα [Γ] και [Ε], όπου η αριθμητική μέθοδος πρακτικά επιφέρει παρόμοιο αποτέλεσμα με την πειραματική. Παρόλα αυτά, οι Μ.Ο ποσοσטיαίων σφαλμάτων είναι πάντα μικρότεροι για την αριθμητική μέθοδο. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι μέσω της πειραματικής μεθόδου συνήθως υπήρχε πολύ καλή ταύτιση για τρεις στις τέσσερις παραμέτρους άλλα την ίδια ώρα η άλλη παράμετρος απέκλινε σημαντικά, αυξάνοντας τον μέσο όρο. Όπως αναφέρθηκε στο τρίτο κεφάλαιο, οι παράμετροι πλάτους και φάσης εμφανίζουν διαφορές τόσο στις μονάδες μέτρησης όσο και στη τάξη μεγέθους. Αυτές οι διαφορές μπορούν να επηρεάσουν την αριθμητική μέθοδο εάν δεν ληφθούν υπόψη. Αυτός είναι ο λόγος που όλα τα σφάλματα υπολογίζονται σαν εκατοστιαία ποσοστά σε σχέση με την επιθυμητή τιμή. Έτσι, είναι εφικτός ο υπολογισμός του μέσου όρου ποσοσטיαίων σφαλμάτων αδιαφορώντας για τις μονάδες μέτρησης. Επίσης, η επιλογή ποσοστών αποτρέπει στον αλγόριθμο να δίνει βαρύτητα κατά τον υπολογισμό του Μ.Ο στις τιμές φάσης λόγω της μεγαλύτερης τάξης μεγέθους τους (~100deg σε σχέση με αυτή των ~10dB του πλάτους).

Η ακρίβεια της αριθμητικής μεθόδου βασίζεται στο μέγεθος του πίνακα της βάσης δεδομένων που περιέχει σε κάθε σειρά του τις τιμές $|S_{11}|$, $S_{11}(\text{phase})$, $|S_{21}|$, $S_{21}(\text{phase})$ για κάθε συνδυασμό των (ϵ_r , σ). Στην παρούσα διπλωματική επιλέχθηκε δειγματοληψία για το $\epsilon_r=[30-60]$ με βήμα 2 και για το $\sigma=[0.1-2]$ με βήμα 0.1. Μια μελλοντική επέκταση της μεθόδου γίνεται αυξάνοντας τα βήματα δειγματοληψίας. Αυτό θα οδηγήσει σε μεγαλύτερο πίνακα δεδομένων που θα περιλαμβάνει περισσότερα ζευγάρια (ϵ_r , σ), όπως για παράδειγμα ζευγάρια με περιττό αριθμό ϵ_r που με την αρχική δειγματοληψία παραλείπονται.

Η μέθοδος μπορεί να χρησιμοποιηθεί μόνο για μια συγκεκριμένη συχνότητα. Στην συγκεκριμένη περίπτωση την **403.67893 MHz** που πλησιάζει την μέση τιμή της ζώνης MedRadio. Εφόσον οι ερευνητές επιθυμούν την καλύτερη ταύτιση ολόκληρων των διαγραμμάτων των παραμέτρων σκέδασης, προτείνεται η εφαρμογή της μεθόδου και για άλλες συχνότητες. Με αυτό τον τρόπο επιτυγχάνεται η ταύτιση των διαγραμμάτων προς σύγκριση σε αρκετά σημεία όπου θα πρέπει οι Μ.Ο σφαλμάτων για κάθε σημείο να

είναι οι ελάχιστοι ταυτόχρονα. Τέλος, ολόκληρη η διαδικασία μπορεί να ελέγχεται μέσω ενός γραφικού περιβάλλοντος χρήση (GUI) ώστε ο χρήστης να επιλέγει με εύκολο τρόπο της ρυθμίσεις της μεθόδου χωρίς να χρειάζεται να διαχειριστεί τον αλγόριθμο και το πρόγραμμα Matlab απευθείας.

Όπως αναφέρθηκε παραπάνω, ο βασικός σκοπός της διπλωματικής είναι η σχεδίαση μια πρωτότυπης κεραίας μικροταινίας μεγάλου εύρους ζώνης η οποία θα λειτουργεί εντός της ζώνης MedRadio. Το μεγάλο εύρος ζώνης παρέχει αρκετά πλεονεκτήματα. Ένα από αυτά είναι η ικανότητα της κεραίας να λειτουργεί ικανοποιητικά μέσα σε ιστούς με διαφορετικές ηλεκτρικές ιδιότητες. Αυτό φάνηκε από τα αποτελέσματα της προσομοίωσης εντός των προσομοιωμάτων [A]-[E] που παρουσιάστηκαν στο κεφάλαιο 3. Τα αποτελέσματα του $|S_{11}|$ για την συχνότητα 403.5 MHz φαίνονται στον πίνακα 5.2.

Πίνακας 5.2 Τιμές του $|S_{11}|$ της κεραίας για προσομοιώσεις στα phantoms [A]-[E].

Προσομοιώματα	(ϵ_r, σ)	$ S_{11} (\text{dB})$
[A]	(60, 0.8)	-18.1757
[B]	(50, 0.8)	-18.0737
[Γ]	(40, 0.3)	-12.2336
[Δ]	(56, 1.6)	-21,6343
[E]	(48, 0.7)	-17,3847

Τα αποτελέσματα επιβεβαιώνουν την καλή λειτουργία ($|S_{11}| < -10 \text{ dB}$) για όλα τα προσομοιώματα. Έτσι η κεραία μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε πολλές εφαρμογές τηλεμετρίας για διάφορα μέρη του σώματος.

Ένα ακόμα πλεονέκτημα του μεγάλου εύρους ζώνης είναι η αντοχή της κεραίας σε μικρές σχεδιαστικές αλλαγές λόγω κατασκευαστικών λαθών άλλα και αλλαγών στις συνθήκες της προσομοίωσης (βάθος εμφύτευσης). Από τα αποτελέσματα της παραμετρικής μελέτης για τις βασικές σχεδιαστικές μεταβλητές φαίνεται ότι η κεραία διατηρεί σε γενικές γραμμές τον συντονισμό της στην συχνότητα λειτουργίας 403.5 MHz άλλα και την επιθυμητή μορφή των δυο γειτονικών συντονισμών επιμέρους αυτής της συχνότητας. Μικρές μεταβολές του μήκους και πάχους των εγκοπών, της θέσης του shorting pin και του αγωγού τροφοδοσίας και της ακτίνας της κεραίας που εκφράζουν πιθανές κατασκευαστικές αστοχίες δεν προκαλούν αποσυντονισμό στην κεραία. Έπειτα, μεταβολή του βάθους εμφύτευσης της κεραίας προκαλεί αποδεκτές διαφοροποιήσεις στην μορφή του διαγράμματος $|S_{11}|$ προς την συχνότητα.

Το βασικότερο ίσως πλεονέκτημα μιας κεραίας μεγάλου εύρους ζώνης είναι η δυνατότητα σχεδίασης των χαρακτηριστικών της χωρίς να γνωρίζουμε τις ακριβείς συνθήκες στις όποιες θα χρησιμοποιηθεί. Οι περισσότερες κεραίες που είναι να χρησιμοποιηθούν σε μια εφαρμογή ιατρικής τηλεμετρίας είναι δυνατόν να σχεδιαστούν αποδοτικά μόνο εάν γνωρίζει ο σχεδιαστής σε μεγάλο βαθμό τις συνθήκες λειτουργίας της διάταξης. Σε περίπτωση που μια κεραία μικρού εύρους ζώνης σχεδιαστεί βάσει ενός αριθμητικού μοντέλου προσομοίωσης που δεν αντικατοπτρίζει επαρκώς τις ιδιότητες των ιστών της εφαρμογής, είναι πιθανό η τελική κεραία να εμφανίσει φαινόμενα

αποσυντονισμού. Κάτι τέτοιο καθιστά ολόκληρη την διάταξη μη λειτουργική αφού δεν επιτρέπει την επαρκή σύνδεση με τον έξω κόσμο. Με άλλα λόγια, μια κεραία μικρού εύρους δεν γίνεται να σχεδιαστεί με ασφάλεια εάν δεν είναι γνωστή η ακριβής χρήση της. Από την άλλη πλευρά, η κεραία μεγάλου εύρους εμφανίζει μικρότερη εξάρτηση από τις συνθήκες λειτουργίας που πρόκειται να χρησιμοποιηθεί. Αυτό αποδεικνύεται από τα αποτελέσματα των επιδόσεων της πρωτότυπης κεραίας της διπλωματικής εντός κανονικού μοντέλου ανθρώπινου κεφαλιού. Το ιδιαίτερο χαρακτηριστικό είναι ότι η κεραία σχεδιάστηκε βασιζόμενη σε ένα γενικευμένο μοντέλο προσομοίωσης του ανθρώπινου δέρματος. Στην συνέχεια, χωρίς καμιά αλλαγή στην σχεδίαση της, τοποθετείται μέσα στο μοντέλο του ανθρώπινου κεφαλιού για μελέτη. Παρά το γεγονός ότι δεν σχεδιάστηκε για χρήση στο συγκεκριμένο μοντέλο, η απόδοση της κρίνεται πολύ καλή. Στο πίνακα 5.3 εμφανίζονται όλες οι παράμετροι των επιδόσεων της πρωτότυπης κεραίας μεγάλου εύρους ζώνης για το γενικό μοντέλο δέρματος στο οποίο σχεδιάστηκε και για το κανονικό μοντέλο ανθρώπινου κεφαλιού.

Πίνακας 5.3 Επιδόσεις κεραίας μεγάλου εύρους ζώνης εντός γενικού μοντέλου δέρματος και κανονικού μοντέλου ανθρώπινου κεφαλιού.

	Γενικό μοντέλο δέρματος	Κανονικό μοντέλο ανθρώπινου κεφαλιού
f_{left}	388.74 MHz	396.82 MHz
f_{right}	418.55 MHz	430 MHz
$ S_{11} (f_{\text{left}})$	-38.3897 dB	-44.6 dB
$ S_{11} (f_{\text{right}})$	-39.2183 dB	-24 dB
$ S_{11} $ 403.5 MHz	-18.2281 dB	-210.273 dB
Εύρος ζώνης (BW)	65.73 MHz	67.376 MHz
Κέρδος (Gain)	-45.614 dB	-38.1 dB
SAR(1g)	390.326 W/kg	313.93 W/kg
SAR(10g)	93.0048 W/kg	95.835 W/kg
$P_{\text{feed}}(1g)$	4.09913 mW	3.113 mW
$P_{\text{feed}}(10g)$	21.504 mW	20.87 mW

Αντίθετα, η κεραία της βιβλιογραφίας με διάγραμμα $|S_{11}|$ προς συχνότητα του σχήματος 4.1 ενώ εμφανίζει συντονισμό στην συχνότητα 403.5 MHz $|S_{11}| = -35.1292$ dB για προσομοίωση σε ένα αρκετά παραπλήσιο μοντέλο δέρματος όπως αυτό με το οποίο σχεδιάστηκε η πρωτότυπη κεραία, φτάνει στα όρια του αποσυντονισμού όταν τοποθετείται εντός κανονικού μοντέλου ανθρώπινου κεφαλιού (σχήμα 4.32 με $|S_{11}| = -10.5$ dB). Αυτό συμβαίνει διότι η κεραία μεγάλου εύρους σχεδιάστηκε ώστε να εμφανίζει δυο συντονισμούς χαμηλότερα και υψηλότερα της συχνότητας λειτουργίας (403.5 MHz) ώστε σε περίπτωση μετακίνησης της συχνότητας συντονισμού να διατηρεί την λειτουργία της. Κάτι τέτοιο δεν γίνεται για την περίπτωση της κεραίας του σχήματος 4.1 που λόγω μετατόπισης της συχνότητας συντονισμού οδηγείται στο διάγραμμα του σχήματος 4.32, φανερώνοντας της αστάθεια της σε περίπτωση αλλαγών στις συνθήκες της προσομοίωσης.

Κλείνοντας, γίνεται μια σύντομη αναφορά σε πιθανές μελλοντικές προεκτάσεις που αφορούν την πρωτότυπη κεραία που αναλύθηκε:

- Σμίκρυνση των διαστάσεων της κεραίας. Το μέγεθος της εμφυτεύσιμης διάταξης παίζει καθοριστικό ρόλο. Όσο μειώνονται οι διαστάσεις τόσο διευρύνονται οι επιλογές των ιατρικών εφαρμογών που μπορούν να πραγματοποιηθούν και ταυτόχρονα διευκολύνεται η τοποθέτηση στο σώμα μέσω επέμβασης. Οι διαστάσεις της διάταξης συνδέονται άμεσα με αυτές της κεραίας. Η πρωτότυπη κεραία που σχεδιάστηκε στο τέταρτο κεφάλαιο έχει όγκο 465.36 mm^3 . Συγκρίνοντας την με άλλες κεραίες της βιβλιογραφίας [74],[75],[76],[77],[78],[79],[80],[81], χαρακτηρίζεται μεσαίου μεγέθους και δεν είναι κατάλληλη επιλογή για εφαρμογές σε πολύ μικρό χώρο. Μείωση της ακτίνας της κεραίας με ταυτόχρονη ρύθμιση των βασικών σχεδιαστικών παραμέτρων της (διαστάσεις εγκοπών, θέσεις shorting pin, feed) μπορούν να προκαλέσουν ελάττωση του συνολικού όγκου της κεραίας μεγάλου εύρους. Το βασικό πρόβλημα αυτής της διαδικασίας είναι η συντήρηση των δυο απαιτούμενων συντονισμών με απόσταση $\pm 15 \text{ MHz}$ από το μέσο της ζώνης MedRadio. Στο στάδιο της σχεδίασης της κεραίας παρατηρήθηκε ότι όσο περιορίζονταν η ακτίνα τόσο μειωνόταν η απόσταση μεταξύ των δυο επιθυμητών γειτονικών συντονισμών σε βαθμό που τελικά να ταυτίζονται και να εμφανίζεται ένας μόνο συντονισμός (κεραία μικρού εύρους). Άλλοι τρόποι μείωσης των διαστάσεων της κεραίας είναι η επιλογή λεπτότερου διηλεκτρικού στρώματος με μεγαλύτερη διηλεκτρική σταθερά και η γενικότερη τροποποίηση της σχεδίασης του patch ώστε να διαμορφωθεί πιο αποδοτικός δρόμος ρεύματος. Σε κάθε περίπτωση το μέγεθος της κεραίας συνδέεται άμεσα με το κέρδος της ακτινοβολίας και το εύρος ζώνης. Δίνοντας έμφαση σε ένα από αυτά τα χαρακτηριστικά θυσιάζεται η απόδοση στα υπόλοιπα οπότε ο σχεδιαστής πρέπει να βρει την χρυσή τομή ανάμεσα σε αυτές.
- Προσθήκη περισσότερων παραμέτρων στο στάδιο της σχεδίασης. Για λόγους απλότητας, κατά την σχεδίαση του αριθμητικού μοντέλου της κεραίας αγνοήθηκαν κάποια σχεδιαστικά χαρακτηριστικά που εμφανίζονται στο στάδιο της κατασκευής [73]. Συγκεκριμένα, το πάχος των αγωγίμων επιφανειών της ταινίας ακτινοβολίας και του επίπεδου γείωσης θεωρείται αμελητέο ενώ έχει διαστάσεις ($\approx 0.017 \text{ mm}$). Τα υποστρώματα Rogers επιλέχτηκε διότι εμφανίζει παρόμοιο χαρακτηριστικά με την alumina, χωρίς ωστόσο να είναι βιοσύμβατα. Τέλος τα υποστρώματα διατηρούνται ενωμένα στην διάταξη εξαιτίας δυο στρώσεων κόλλας που με την σειρά τους επηρεάζουν τον όγκο και την απόδοση της κεραίας. Λαμβάνοντας όλα τα παραπάνω υπόψιν μπορεί να σχεδιαστεί ένα πιο ρεαλιστικό μοντέλο της πρωτότυπης κεραίας για καλύτερα τελικά αποτελέσματα.
- Μελέτη των επιδόσεων της κεραίας σε περισσότερα μοντέλα προσομοίωσης. Η πρωτότυπη κεραία μεγάλου εύρους σχεδιάστηκε βασιζόμενη σε ένα γενικευμένο μοντέλο προσομοίωσης του δέρματος και στην συνέχεια μελετήθηκε η συμπεριφορά της εντός κανονικού μοντέλου ανθρώπινου κεφαλιού. Για να

αναδειχθεί ακόμα καλύτερα η ικανότητα της να λειτουργεί σε πολλές εφαρμογές, προτείνεται η μελέτη της εντός κανονικών μοντέλων προσομοίωσης για διάφορα τμήματα του σώματος (χέρι, μηρό, κοιλιακή χώρα κτλ) [72]. Επίσης, μπορεί να γίνει μελέτη της κεραίας εντός ανατομικών αριθμητικών μοντέλων που παρουσιάστηκαν στο δεύτερο κεφάλαιο, αποφέροντας ακόμα καλύτερα αποτελέσματα.

- Μελέτη της ασύρματης ζεύξης της κεραίας με την εξωτερική διάταξη έλεγχου. Στο σχεδιαστικό περιβάλλον της κεραίας προτείνεται η τοποθέτηση μιας κεραίας που αντιστοιχεί στην εξωτερική διάταξη έλεγχου της εφαρμογής τηλεμετρίας. Εξετάζοντας τον συντελεστή μετάδοσης S_{21} ανάμεσα στις δυο κεραίες ελέγχεται η ικανότητα ζεύξης του συστήματος. Μεταβάλλοντας την απόσταση είναι δυνατόν να οριστεί η εμβέλεια της πρωτότυπης κεραίας μεγάλου εύρους για διάφορους δέκτες (δίπολο, κεραία μικροταινίας κτλ).
- Κατασκευή της πρωτότυπης κεραίας και in vitro μελέτη της λειτουργίας της. Λαμβάνοντας υπόψιν όλα τα παραπάνω, η θεωρητική σχεδίαση της κεραίας κρίνεται αποδεκτή και είναι δυνατόν να κατασκευαστεί. Η κατασκευασμένη κεραία μεγάλου εύρους πλέον μπορεί να εξεταστεί για διάφορες συνθήκες λειτουργίας. Με χρήση του ομοαξονικού δοχείου που παρουσιάστηκε στο τρίτο κεφάλαιο, είναι δυνατή η κατασκευή ενός απλού φυσικού μοντέλου προσομοίωσης. Έτσι, μπορεί να γίνει μια μελέτη της απόδοσης της κεραίας μέσα σε ένα απλό φυσικό μοντέλο και να συγκριθούν τα αποτελέσματα με εκείνα της θεωρητικής ανάλυσης. Έπειτα, προτείνεται και η περαιτέρω μελέτη της κεραίας για ακριβέστερα φυσικά μοντέλα που προσεγγίζουν καλύτερα τους βιολογικούς ιστούς.
- Ολοκληρωμένη μελέτη εμφυτευμένης διάταξης. Μέχρι τώρα αναλύθηκε αποκλειστικά η λειτουργία της κεραίας. Το τελευταίο στάδιο μελέτης είναι με χρήση της κεραίας μαζί με ολόκληρη την διάταξη. Με αυτό τον τρόπο μπορεί να γίνει μια διεξοδική μελέτη συμπεριφοράς εντός μιας διάταξης που περιέχει συγκεκριμένους αισθητήρες μαζί με το κύκλωμα λειτουργίας και το σύστημα τροφοδοσίας ισχύος (επαγωγικό πηνίο, μπαταρία).

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

Στην ενότητα 3.2 παρουσιάστηκε μια αριθμητική μέθοδος για το προσδιορισμό των ηλεκτρικών ιδιοτήτων ϵ_r και σ . Ο πίνακας Main [320 x 4] που εισάγεται στο πρόγραμμα Matlab βασίζεται στον πίνακα Π1 που κατασκευάστηκε μέσω του αριθμητικού μοντέλου του ομοαξονικού δοχείου (Σχ. 3.3).

Πίνακας Π1 Βάση δεδομένων των παραμέτρων |S11|, S11(phase), |S21| και S21(phase) για συνδυασμούς (ϵ_r, σ).

403,67893 MHz					
i	(ϵ_r, σ)	 S11 (dB)	S11 phase (deg)	 S21 (dB)	S21 phase (deg)
1	(30, 0.1)	-11,209909	74,924496	-1,747649	172,518327
2	(30, 0.2)	-11,415317	73,437898	-3,055078	171,982541
3	(30, 0.3)	-11,096473	73,092116	-4,355564	171,271607
4	(30, 0.4)	-10,755329	73,758680	-5,622959	169,919163
5	(30, 0.5)	-10,271882	74,654388	-6,857519	168,455277
6	(30, 0.6)	-9,877313	75,544373	-7,993060	167,035908
7	(30, 0.7)	-9,318461	77,778652	-9,195216	164,680535
8	(30, 0.8)	-8,803781	78,942391	-10,303779	162,665469
9	(30, 0.9)	-8,287222	80,666868	-11,371407	160,511181
10	(30, 1)	-7,851189	82,286938	-12,387473	158,377314
11	(30, 1.1)	-7,439147	84,151584	-13,405376	155,858359
12	(30, 1.2)	-7,103934	83,856666	-14,318788	153,833736
13	(30, 1.3)	-6,803219	84,979358	-15,271554	151,342237
14	(30, 1.4)	-6,453517	85,968444	-16,132692	149,195339
15	(30, 1.5)	-6,227031	86,734044	-16,938873	147,132059
16	(30, 1.6)	-5,954399	87,225548	-17,820870	144,565788
17	(30, 1.7)	-5,762607	87,922289	-18,626523	142,081754
18	(30, 1.8)	-5,553486	88,689250	-19,418678	139,666133
19	(30, 1.9)	-5,368220	88,998803	-20,185509	137,324914
20	(30, 2)	-5,186132	89,607237	-20,936031	134,972351
21	(32, 0.1)	-11,101356	73,313915	-1,728197	168,824771
22	(32, 0.2)	-11,328235	73,522215	-3,010502	168,223114
23	(32, 0.3)	-11,037859	74,292940	-4,293329	167,467330
24	(32, 0.4)	-10,906421	75,104116	-5,524555	166,242808
25	(32, 0.5)	-10,396944	76,618927	-6,750297	164,726009
26	(32, 0.6)	-9,947071	77,863932	-7,923560	163,131567
27	(32, 0.7)	-9,418029	79,502861	-9,060261	161,389195
28	(32, 0.8)	-8,871883	80,722871	-10,170858	159,413722
29	(32, 0.9)	-8,422309	82,424114	-11,217772	157,452476
30	(32, 1)	-7,935480	83,205511	-12,238392	155,409868

31	(32 , 1.1)	-7,463759	84,377896	-13,210848	153,378580
32	(32 , 1.2)	-7,139904	85,449700	-14,137565	151,224860
33	(32 , 1.3)	-6,824027	85,864069	-15,060035	149,031081
34	(32 , 1.4)	-6,555009	86,962401	-15,990966	146,485536
35	(32 , 1.5)	-6,231098	87,618549	-16,846655	144,292999
36	(32 , 1.6)	-6,030474	87,930642	-17,637242	142,219349
37	(32 , 1.7)	-5,798570	88,871228	-18,485137	139,679740
38	(32 , 1.8)	-5,572873	89,165337	-19,263133	137,429782
39	(32 , 1.9)	-5,401754	90,087399	-20,001487	135,267459
40	(32 , 2)	-5,224262	89,934177	-20,765768	132,876691
41	(34 , 0.1)	-11,144200	71,399921	-1,705003	165,091475
42	(34 , 0.2)	-11,282497	72,684366	-2,964439	164,755167
43	(34 , 0.3)	-11,213191	74,479766	-4,219775	163,778630
44	(34 , 0.4)	-10,887820	76,356718	-5,448208	162,656661
45	(34 , 0.5)	-10,582875	78,483302	-6,761210	159,964202
46	(34 , 0.6)	-10,100493	79,328065	-7,825169	159,583869
47	(34 , 0.7)	-9,437147	81,279749	-8,941075	158,090208
48	(34 , 0.8)	-8,906302	82,110238	-10,037391	156,292670
49	(34 , 0.9)	-8,474803	83,187943	-11,067247	154,563228
50	(34 , 1)	-7,940141	84,446911	-12,092047	152,519608
51	(34 , 1.1)	-7,524504	85,653539	-13,072720	150,486199
52	(34 , 1.2)	-7,201080	86,474691	-13,998099	148,495320
53	(34 , 1.3)	-6,909219	87,224165	-14,926309	146,309025
54	(34 , 1.4)	-6,600349	87,944526	-15,837187	143,913547
55	(34 , 1.5)	-6,281434	88,246407	-16,659862	142,008989
56	(34 , 1.6)	-6,078502	88,852521	-17,515528	139,624030
57	(34 , 1.7)	-5,819982	88,818822	-18,276247	137,653917
58	(34 , 1.8)	-5,596950	89,780348	-19,105498	135,149504
59	(34 , 1.9)	-5,408061	90,158229	-19,858110	132,916240
60	(34 , 2)	-5,290706	90,078148	-20,454394	131,351272
61	(36 , 0.1)	-11,211694	69,798270	-1,682313	161,417983
62	(36 , 0.2)	-11,635984	73,032919	-2,907754	160,892207
63	(36 , 0.3)	-11,514125	75,535006	-4,144802	160,000177
64	(36 , 0.4)	-11,189005	79,276313	-5,445318	157,749843
65	(36 , 0.5)	-10,732387	78,974600	-6,514323	158,127821
66	(36 , 0.6)	-10,098054	81,024129	-7,690234	156,550407
67	(36 , 0.7)	-9,599910	82,873211	-8,835330	154,734698
68	(36 , 0.8)	-8,912824	83,846856	-9,893572	153,342338
69	(36 , 0.9)	-8,535811	84,761745	-10,961985	151,361466
70	(36 , 1)	-8,030275	85,232868	-11,937255	149,761681
71	(36 , 1.1)	-7,613773	86,881098	-12,914561	147,806872
72	(36 , 1.2)	-7,287815	87,773126	-13,900143	145,496642
73	(36 , 1.3)	-6,943341	87,558487	-14,787724	143,592514
74	(36 , 1.4)	-6,644537	88,397813	-15,665768	141,488106
75	(36 , 1.5)	-6,306464	88,826434	-16,511910	139,435359
76	(36 , 1.6)	-6,122734	89,334095	-17,346753	137,365108

77	(36 , 1.7)	-5,840102	89,842738	-18,156963	135,054255
78	(36 , 1.8)	-5,666920	90,225739	-18,938986	132,863517
79	(36 , 1.9)	-5,489428	90,808745	-19,684857	130,901131
80	(36 , 2)	-5,281438	91,233578	-20,484504	128,353390
81	(38 , 0.1)	-11,619945	67,628111	-1,637964	157,738323
82	(38 , 0.2)	-11,926993	72,230372	-2,856592	157,242609
83	(38 , 0.3)	-11,716418	76,203822	-4,083060	156,440662
84	(38 , 0.4)	-11,247678	77,961633	-5,284123	155,717145
85	(38 , 0.5)	-10,776411	80,491904	-6,468199	154,339328
86	(38 , 0.6)	-10,252832	82,909943	-7,604669	153,047488
87	(38 , 0.7)	-9,671067	84,265319	-8,720415	151,597054
88	(38 , 0.8)	-9,069752	85,200283	-9,788859	150,081199
89	(38 , 0.9)	-8,594119	85,858695	-10,821388	148,531306
90	(38 , 1)	-8,030679	86,806522	-11,828955	146,768265
91	(38 , 1.1)	-7,624073	87,194160	-12,786032	145,008371
92	(38 , 1.2)	-7,334676	88,308302	-13,730834	143,001765
93	(38 , 1.3)	-7,017371	88,477250	-14,558370	141,429702
94	(38 , 1.4)	-6,663506	88,914901	-15,500658	139,076917
95	(38 , 1.5)	-6,311434	90,018274	-16,376433	137,009559
96	(38 , 1.6)	-6,118073	90,123922	-17,313233	134,294188
97	(38 , 1.7)	-5,882373	90,554910	-18,003001	132,845825
98	(38 , 1.8)	-5,692093	90,793734	-18,805692	130,562049
99	(38 , 1.9)	-5,495778	91,196205	-19,549833	128,583534
100	(38 , 2)	-5,296039	91,549344	-20,315281	126,396819
101	(40 , 0.1)	-11,940948	66,464574	-1,602411	154,271138
102	(40 , 0.2)	-12,115463	71,658642	-2,817798	153,816922
103	(40 , 0.3)	-11,940379	76,841725	-4,022678	152,974123
104	(40 , 0.4)	-11,573224	80,257672	-5,212892	152,042926
105	(40 , 0.5)	-10,896731	82,218723	-6,384723	150,948739
106	(40 , 0.6)	-10,288620	84,207247	-7,516106	149,895429
107	(40 , 0.7)	-9,729367	85,759117	-8,648277	148,062031
108	(40 , 0.8)	-9,141492	86,388468	-9,669163	147,117482
109	(40 , 0.9)	-8,670960	87,204841	-10,697107	145,571643
110	(40 , 1)	-8,096492	88,308311	-11,723172	143,653359
111	(40 , 1.1)	-7,708033	88,509250	-12,670732	142,118201
112	(40 , 1.2)	-7,378104	89,144116	-13,591464	140,239788
113	(40 , 1.3)	-7,020950	89,721511	-14,506963	138,368789
114	(40 , 1.4)	-6,667925	90,211555	-15,378051	136,517496
115	(40 , 1.5)	-6,384017	90,740949	-16,242774	134,449799
116	(40 , 1.6)	-6,088535	90,795823	-17,049752	132,558391
117	(40 , 1.7)	-5,912332	91,046833	-17,923299	130,145112
118	(40 , 1.8)	-5,667807	91,287748	-18,677055	128,361226
119	(40 , 1.9)	-5,513842	91,350734	-19,413105	126,321329
120	(40 , 2)	-5,340811	92,091007	-20,136462	124,337578
121	(42 , 0.1)	-12,386338	64,785571	-1,566216	150,721883
122	(42 , 0.2)	-12,387403	71,642069	-2,779745	150,290673

123	(42 , 0.3)	-12,376729	78,093636	-3,964382	149,421511
124	(42 , 0.4)	-11,849595	81,523216	-5,154307	148,436250
125	(42 , 0.5)	-11,197568	83,773471	-6,322890	147,413571
126	(42 , 0.6)	-10,518825	86,886014	-7,454009	146,132696
127	(42 , 0.7)	-9,763890	87,607798	-8,519352	145,367919
128	(42 , 0.8)	-9,218993	88,342191	-9,578295	143,910828
129	(42 , 0.9)	-8,678100	88,719074	-10,581852	142,638073
130	(42 , 1)	-8,214929	89,367320	-11,608119	140,824516
131	(42 , 1.1)	-7,710235	89,574711	-12,551144	139,362680
132	(42 , 1.2)	-7,374771	90,196246	-13,461162	137,720204
133	(42 , 1.3)	-7,040139	91,009346	-14,388254	135,669723
134	(42 , 1.4)	-6,732959	91,228832	-15,240768	134,001948
135	(42 , 1.5)	-6,394517	92,143908	-16,159093	131,671995
136	(42 , 1.6)	-6,179381	91,762270	-16,992699	129,653146
137	(42 , 1.7)	-5,930527	91,962703	-17,779522	127,790499
138	(42 , 1.8)	-5,681105	92,174159	-18,539582	126,113238
139	(42 , 1.9)	-5,533084	92,310877	-19,300135	123,986962
140	(42 , 2)	-5,348809	92,474453	-20,002322	122,189941
141	(44 , 0.1)	-12,700941	63,235353	-1,536985	147,614846
142	(44 , 0.2)	-12,929172	72,752573	-2,729799	146,766017
143	(44 , 0.3)	-12,719604	78,925065	-3,923156	145,816911
144	(44 , 0.4)	-11,913825	83,479127	-5,090724	145,280137
145	(44 , 0.5)	-11,280516	86,377253	-6,243353	144,165651
146	(44 , 0.6)	-10,609971	88,130706	-7,307667	143,612950
147	(44 , 0.7)	-9,997941	89,006492	-8,409487	142,288724
148	(44 , 0.8)	-9,301440	89,880233	-9,508557	140,717917
149	(44 , 0.9)	-8,690293	90,709650	-10,488745	139,557240
150	(44 , 1)	-8,206946	90,427730	-11,477621	138,166906
151	(44 , 1.1)	-7,792657	91,004723	-12,414505	136,604364
152	(44 , 1.2)	-7,415604	91,340659	-13,362988	134,847387
153	(44 , 1.3)	-7,094105	91,370299	-14,252618	133,170648
154	(44 , 1.4)	-6,702304	91,497319	-15,102086	131,527406
155	(44 , 1.5)	-6,416329	92,202162	-15,955192	129,680894
156	(44 , 1.6)	-6,191322	92,414518	-16,839835	127,396968
157	(44 , 1.7)	-5,935813	92,480238	-17,633052	125,504627
158	(44 , 1.8)	-5,739928	92,554515	-18,383786	123,812627
159	(44 , 1.9)	-5,547474	92,827296	-19,141204	121,904386
160	(44 , 2)	-5,361735	93,142413	-19,895759	119,768735
161	(46 , 0.1)	-13,744406	61,510993	-1,488664	143,701706
162	(46 , 0.2)	-13,645785	73,759673	-2,666707	143,614836
163	(46 , 0.3)	-13,065207	81,652037	-3,879092	142,325909
164	(46 , 0.4)	-12,144149	86,413250	-5,043000	141,728831
165	(46 , 0.5)	-11,464378	88,480323	-6,134897	141,419368
166	(46 , 0.6)	-10,624877	90,293292	-7,285383	139,925672
167	(46 , 0.7)	-9,922205	91,274398	-8,354992	139,061553
168	(46 , 0.8)	-9,275862	92,097140	-9,405820	137,716019

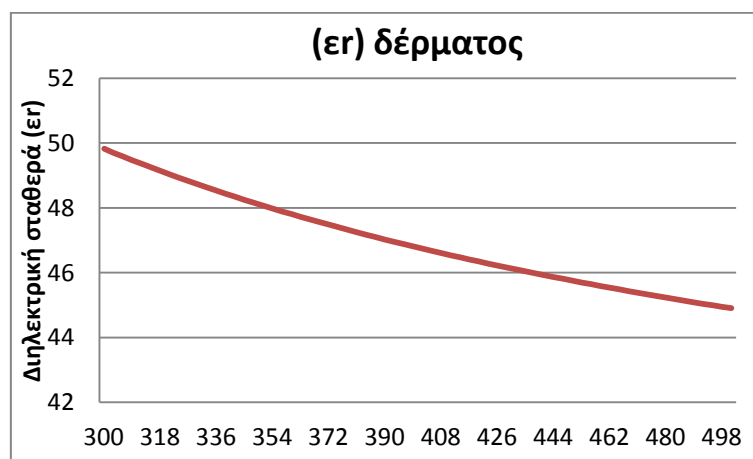
169	(46 , 0.9)	-8,725311	91,892410	-10,390821	136,682469
170	(46 , 1)	-8,164480	91,894126	-11,389549	135,149513
171	(46 , 1.1)	-7,836733	92,526461	-12,324960	133,711823
172	(46 , 1.2)	-7,417038	92,310516	-13,262769	132,104505
173	(46 , 1.3)	-7,037074	92,375805	-14,133297	130,566384
174	(46 , 1.4)	-6,733272	92,501820	-15,011407	129,015237
175	(46 , 1.5)	-6,468100	92,721781	-15,865331	126,942672
176	(46 , 1.6)	-6,252396	93,201098	-16,649257	125,437756
177	(46 , 1.7)	-5,956941	93,241877	-17,505749	123,233086
178	(46 , 1.8)	-5,752896	92,985049	-18,249142	121,596089
179	(46 , 1.9)	-5,589960	93,562448	-19,000522	119,777838
180	(46 , 2)	-5,314817	93,997896	-19,818864	117,439801
181	(48 , 0.1)	-14,791149	60,991176	-1,445256	140,214113
182	(48 , 0.2)	-14,014878	75,986196	-2,648112	139,837987
183	(48 , 0.3)	-13,485578	84,884372	-3,829233	138,978705
184	(48 , 0.4)	-12,504587	88,584484	-4,954289	138,867626
185	(48 , 0.5)	-11,467535	90,991045	-6,115688	137,749214
186	(48 , 0.6)	-10,711565	93,190632	-7,210630	136,901719
187	(48 , 0.7)	-10,008843	93,319725	-8,265672	136,046751
188	(48 , 0.8)	-9,421267	93,514388	-9,274670	135,122700
189	(48 , 0.9)	-8,705823	93,425425	-10,314709	133,708891
190	(48 , 1)	-8,189996	93,329291	-11,288709	132,343953
191	(48 , 1.1)	-7,815004	93,573120	-12,227018	131,021355
192	(48 , 1.2)	-7,414084	93,106739	-13,131398	129,699170
193	(48 , 1.3)	-6,898599	94,464380	-14,321770	126,054025
194	(48 , 1.4)	-6,758212	93,694533	-14,908173	126,301201
195	(48 , 1.5)	-6,441771	93,604854	-15,763119	124,404991
196	(48 , 1.6)	-6,178543	94,082125	-16,549561	122,949014
197	(48 , 1.7)	-5,966059	93,932602	-17,398920	120,797920
198	(48 , 1.8)	-5,763124	94,254435	-18,167060	119,148022
199	(48 , 1.9)	-5,564769	93,974474	-18,870036	117,531834
200	(48 , 2)	-5,394057	93,866366	-19,588513	115,814334
201	(50 , 0.1)	-16,255012	62,278039	-1,403827	136,598370
202	(50 , 0.2)	-15,289040	78,098057	-2,610891	136,182913
203	(50 , 0.3)	-13,953970	86,182300	-3,791304	135,754690
204	(50 , 0.4)	-12,647757	92,295836	-4,942539	135,040911
205	(50 , 0.5)	-11,654817	93,810945	-6,027100	134,911106
206	(50 , 0.6)	-10,676501	94,434580	-7,156860	133,798976
207	(50 , 0.7)	-10,020081	95,595335	-8,208490	132,853871
208	(50 , 0.8)	-9,372037	94,870276	-9,185452	132,278431
209	(50 , 0.9)	-8,641616	95,063693	-10,212185	130,963895
210	(50 , 1)	-8,234837	95,058144	-11,206123	129,460305
211	(50 , 1.1)	-7,768083	94,338281	-12,106898	128,529313
212	(50 , 1.2)	-7,383377	94,072778	-13,042447	126,850605
213	(50 , 1.3)	-7,126749	94,233738	-13,846574	125,933110
214	(50 , 1.4)	-6,728589	94,204276	-14,798879	123,693290

215	(50 , 1.5)	-6,455005	94,136881	-15,615183	122,334048
216	(50 , 1.6)	-6,179822	94,607016	-16,449610	120,447127
217	(50 , 1.7)	-5,977254	94,683681	-17,262537	118,670799
218	(50 , 1.8)	-5,757705	94,475657	-18,020415	117,002560
219	(50 , 1.9)	-5,545693	94,405955	-18,812600	114,963951
220	(50 , 2)	-5,401203	94,827348	-19,474698	113,558560
221	(52 , 0.1)	-17,656416	63,624327	-1,375243	133,082117
222	(52 , 0.2)	-15,965070	82,958183	-2,587916	132,551305
223	(52 , 0.3)	-14,420019	91,931663	-3,767530	132,103147
224	(52 , 0.4)	-12,788762	95,634535	-4,911749	131,672370
225	(52 , 0.5)	-11,648082	96,435483	-6,018886	131,266693
226	(52 , 0.6)	-10,692974	97,571658	-7,111602	130,496601
227	(52 , 0.7)	-9,949200	97,170075	-8,146611	129,851643
228	(52 , 0.8)	-9,410930	96,878353	-9,129820	129,244452
229	(52 , 0.9)	-8,643417	96,522206	-10,145647	127,989390
230	(52 , 1)	-8,186937	96,317390	-11,104955	126,831162
231	(52 , 1.1)	-7,792651	95,563533	-12,028058	125,674166
232	(52 , 1.2)	-7,372839	95,616252	-12,949925	124,249393
233	(52 , 1.3)	-7,052564	95,677691	-13,842757	122,711192
234	(52 , 1.4)	-6,751975	95,875076	-14,698441	121,233152
235	(52 , 1.5)	-6,460900	95,393635	-15,505353	119,905105
236	(52 , 1.6)	-6,213242	95,109571	-16,346373	117,990113
237	(52 , 1.7)	-5,975122	95,335681	-17,154504	116,271876
238	(52 , 1.8)	-5,762125	95,105094	-17,953069	114,425793
239	(52 , 1.9)	-5,555576	95,294470	-18,668464	112,944034
240	(52 , 2)	-5,345614	95,405204	-19,412605	111,141278
241	(54 , 0.1)	-19,853423	71,096499	-1,346674	129,352881
242	(54 , 0.2)	-17,041468	89,729738	-2,562102	129,151148
243	(54 , 0.3)	-14,629421	96,844061	-3,716948	129,209492
244	(54 , 0.4)	-13,027803	99,264202	-4,847381	128,909557
245	(54 , 0.5)	-11,769797	100,643073	-6,000329	127,783110
246	(54 , 0.6)	-10,790311	99,296317	-7,060747	127,419534
247	(54 , 0.7)	-10,052513	99,378495	-8,092038	126,787519
248	(54 , 0.8)	-9,313918	99,124807	-9,115652	125,849399
249	(54 , 0.9)	-8,733411	98,728080	-10,083880	124,995777
250	(54 , 1)	-8,147016	97,857591	-11,038991	123,877708
251	(54 , 1.1)	-7,737809	96,909528	-11,930662	123,011107
252	(54 , 1.2)	-7,411751	96,805929	-12,871439	121,545132
253	(54 , 1.3)	-7,024250	96,701470	-13,759637	120,090731
254	(54 , 1.4)	-6,740655	96,264651	-14,606513	118,703377
255	(54 , 1.5)	-6,437269	96,192257	-15,436530	117,149825
256	(54 , 1.6)	-6,193381	96,033814	-16,267062	115,472737
257	(54 , 1.7)	-6,002099	96,175806	-17,010398	114,209717
258	(54 , 1.8)	-5,742092	95,835994	-17,861064	112,109538
259	(54 , 1.9)	-5,560834	95,763198	-18,572996	110,635943
260	(54 , 2)	-5,367780	95,529143	-19,274520	109,165477

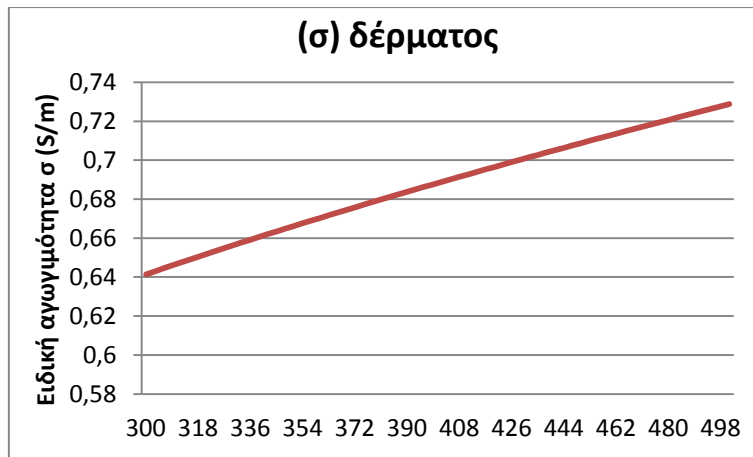
261	(56 , 0.1)	-22,086303	81,275602	-1,330666	125,894834
262	(56 , 0.2)	-17,627778	99,003595	-2,546979	125,671849
263	(56 , 0.3)	-14,950777	104,251374	-3,728554	125,194326
264	(56 , 0.4)	-13,036203	103,913571	-4,829996	125,531605
265	(56 , 0.5)	-11,876004	103,349638	-5,957345	124,743690
266	(56 , 0.6)	-10,724821	102,164105	-7,008103	124,396452
267	(56 , 0.7)	-9,934194	101,770346	-8,040804	123,800672
268	(56 , 0.8)	-9,192973	100,346178	-9,060323	122,872419
269	(56 , 0.9)	-8,654362	100,500487	-10,043260	121,883736
270	(56 , 1)	-8,120908	98,997630	-10,967264	121,183809
271	(56 , 1.1)	-7,713714	98,694148	-11,898602	120,005699
272	(56 , 1.2)	-7,367534	97,517398	-12,764093	119,065863
273	(56 , 1.3)	-7,016744	97,511249	-13,649589	117,675050
274	(56 , 1.4)	-6,711400	96,878373	-14,498052	116,277071
275	(56 , 1.5)	-6,477003	97,146395	-15,323273	114,838069
276	(56 , 1.6)	-6,200864	96,636945	-16,145274	113,264311
277	(56 , 1.7)	-6,009559	96,730895	-16,910270	111,848908
278	(56 , 1.8)	-5,737237	96,702725	-17,694880	110,211618
279	(56 , 1.9)	-5,529478	96,163689	-18,436131	108,636302
280	(56 , 2)	-5,391918	96,225130	-19,162936	106,934441
281	(58 , 0.1)	-23,761057	103,355847	-1,328307	122,221814
282	(58 , 0.2)	-17,889474	109,287220	-2,540180	122,254589
283	(58 , 0.3)	-14,852610	110,451104	-3,724115	121,825702
284	(58 , 0.4)	-13,007851	107,919563	-4,810200	122,345924
285	(58 , 0.5)	-11,681359	105,515655	-5,911606	121,914289
286	(58 , 0.6)	-10,710666	105,848433	-6,988280	121,217013
287	(58 , 0.7)	-9,892422	104,147791	-8,008275	120,727684
288	(58 , 0.8)	-9,169651	102,617342	-8,997113	120,174645
289	(58 , 0.9)	-8,601635	101,708121	-9,961947	119,427934
290	(58 , 1)	-8,137282	100,315832	-10,890515	118,564034
291	(58 , 1.1)	-7,673839	99,868548	-11,804122	117,421101
292	(58 , 1.2)	-7,314336	98,789847	-12,701007	116,315888
293	(58 , 1.3)	-6,993052	98,173938	-13,536597	115,312624
294	(58 , 1.4)	-6,734583	97,636328	-14,392773	113,939875
295	(58 , 1.5)	-6,429069	97,936570	-15,263368	112,200603
296	(58 , 1.6)	-6,125247	97,124135	-16,015081	111,157846
297	(58 , 1.7)	-5,852120	98,131409	-17,237308	106,662759
298	(58 , 1.8)	-5,746145	96,918467	-17,585176	107,940872
299	(58 , 1.9)	-5,559661	96,777840	-18,338369	106,315388
300	(58 , 2)	-5,355983	96,813967	-19,066784	104,799034
301	(60 , 0.1)	-23,368956	137,413633	-1,337486	118,463757
302	(60 , 0.2)	-17,603850	121,605761	-2,547844	118,671709
303	(60 , 0.3)	-14,784240	115,404910	-3,708012	118,889003
304	(60 , 0.4)	-12,703687	112,749582	-4,832460	118,697473
305	(60 , 0.5)	-11,620492	109,552246	-5,909581	118,499156
306	(60 , 0.6)	-10,547135	107,312390	-6,952229	118,269172

307	(60 , 0.7)	-9,808296	105,910810	-7,969835	117,873459
308	(60 , 0.8)	-9,128259	104,503685	-8,958161	117,168707
309	(60 , 0.9)	-8,494456	102,797333	-9,904796	116,624122
310	(60 , 1)	-8,073302	101,597253	-10,837615	115,773108
311	(60 , 1.1)	-7,593230	100,467741	-11,716188	115,139339
312	(60 , 1.2)	-7,230353	99,606249	-12,623873	113,743083
313	(60 , 1.3)	-6,943475	99,567010	-13,504674	112,515299
314	(60 , 1.4)	-6,690838	98,397571	-14,296442	111,493391
315	(60 , 1.5)	-6,431224	98,237872	-15,121751	110,191312
316	(60 , 1.6)	-6,123834	98,058610	-15,933128	108,698322
317	(60 , 1.7)	-5,928172	97,648219	-16,710824	107,453812
318	(60 , 1.8)	-5,731016	97,242136	-17,463466	105,893277
319	(60 , 1.9)	-5,538733	97,097461	-18,182489	104,546239
320	(60 , 2)	-5,382029	97,331906	-18,958470	102,578164

Στην ενότητα 4.2.6 εξετάστηκε η λειτουργία της κεραίας στο γενικό μοντέλο δέρματος (Σχ. 4.4) με την διηλεκτρική σταθερά και την ειδική αγωγιμότητα να εξαρτώνται από την συχνότητα. Επίσης το μοντέλο του ανθρωπινού κεφαλιού της ενότητας 4.3 προσομοιώνει του ιστούς δέρματος, οστού και φαιάς ουσίας του εγκέφαλου οι ιδιότητες των οποίων εξαρτώνται από την συχνότητα [50]. Στα σχήματα Π-1, Π-2 και Π-3 παρουσιάζονται τα διαγράμματα των (ϵ_r, σ) σε σχέση με την συχνότητα για το ανθρώπινο δέρμα, το οστό και την φαιά ουσία. Τέλος, ο πίνακας Π2 περιέχει τις πυκνότητες μάζας των ιστών που χρησιμοποιήθηκαν για τον υπολογισμό του SAR [64].

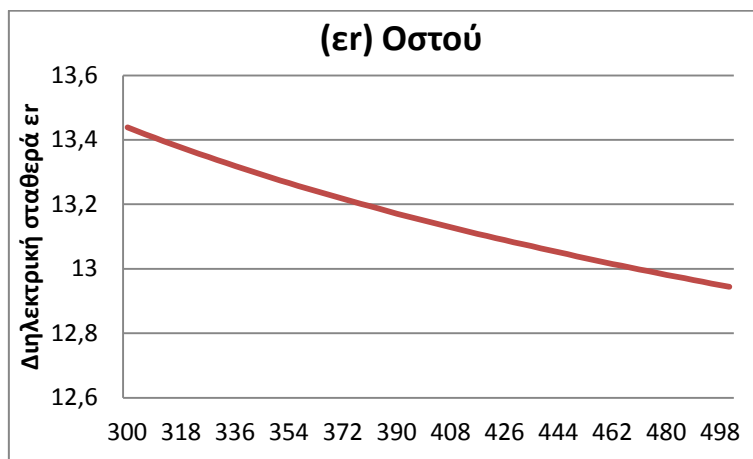


i)

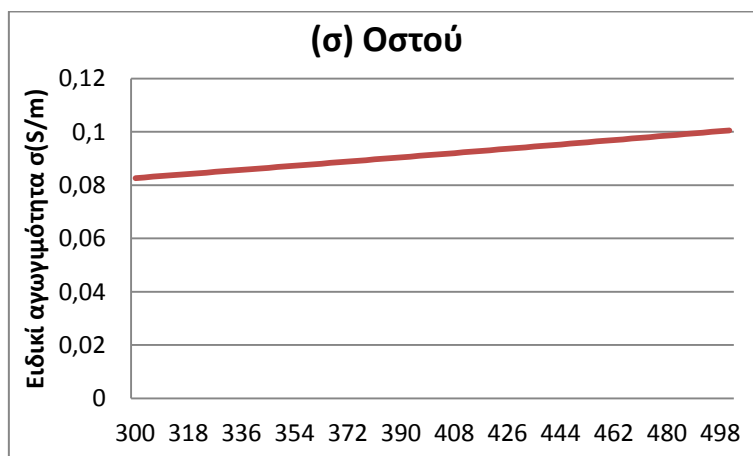


ii)

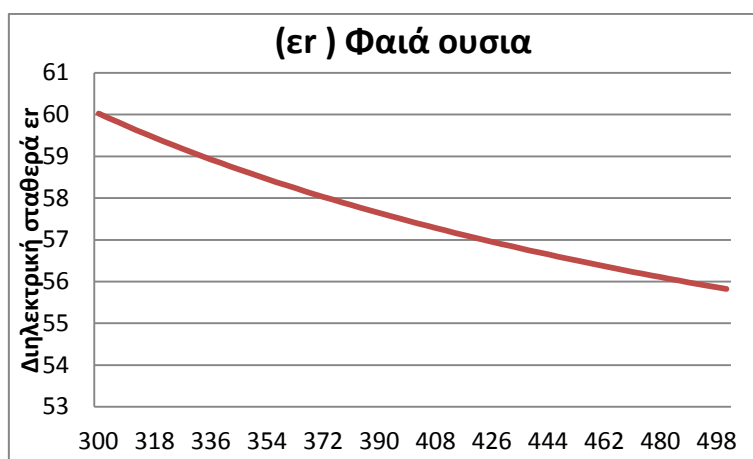
Σχ. Π-1 Διαγράμματα i) διηλεκτρικής σταθεράς και ii) ειδικής αγωγιμότητας του δέρματος συναρτήσει της συχνότητας.



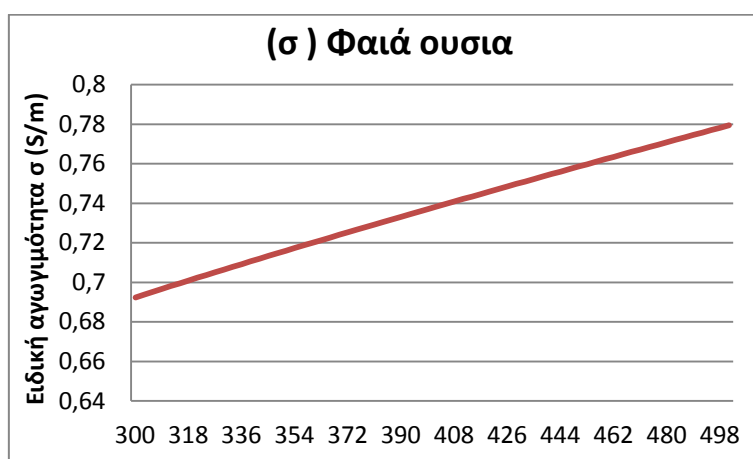
i)



ii) Σχ. Π-2 Διαγράμματα i) διηλεκτρικής σταθεράς και ii) ειδικής αγωγιμότητας του οστού συναρτήσει της συχνότητας.



i)



ii)

Σχ. Π-3 Διαγράμματα i) διηλεκτρικής σταθεράς και ii) ειδικής αγωγιμότητας της φαϊάς ουσίας συναρτήσει της συχνότητας.

Πίνακας Π2 Πυκνότητα μάζας βιολογικών ιστών.

Βιολογικός ιστός	Πυκνότητα μάζας (kg/m ³)
Δέρμα	1100
Οστό	2200
Φαϊά ουσία	1030

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] F. Asgarian and A. M. Sodagar, *Wireless Telemetry for Implantable Biomedical Microsystems*.
- [2] A. Kiourti, *Biomedical telemetry: Communication between implanted devices and external world*, Opticon1826, Issue 8, Spring 2010.
- [3] FCC, Medical Implant Communications Service (MICS), (FCC) Std. CFR, Part 95 (1999).
- [4] FCC, Industrial, Scientific, and Medical Equipment (ISM), (FCC) Std. CFR, Part 18 (1998).
- [5] FCC, Medical Device Radiocommunications Service (MedRadio), (FCC) CFR, Part 95 (2009).
- [6] A. Ohlsson, R. Nordlander, T. Bennet, C. Bitkovert, B. Kjellstrom, B. Lee and L. Ryden, *Continuous ambulatory haemodynamic monitoring with an implantable system*, European Heart Journal 19, 174-184, 1998.
- [7] P. J. Huelskamp, *Multiple Sensor Development*, US: United States Patents, No. US 7,955,268 B2, Jun. 7, 2011.
- [8] C. Park, P. H. Chou, Y. Bai, R. Matthews and A. Hibbs, *An Ultra – Wearable, Wireless, Low Power ECG Monitoring System*.
- [9] K. E. Toghill and R. G. Compton, *Electrochemical Non-enzymatic Glucose Sensors: A perspective and an Evaluation*, International Journal of electrochemical science, 5, 1246 – 1301, 2010.
- [10] S. Klauke, M. Goertz, S. Rein, D. Hoebel, U. Thomas, R. Eckhorn, F. Bremmer and T. Wachtler, *Stimulation with a Wireless Intraocular Epiretinal Implant Elicits Visual Percepts in Blind Humans*, Investigative Ophthalmology & Visual Science, Vol. 52, No. 1 January 2011.
- [11] M. Allen, *Pacemaker and implantable cardioverter defibrillators*, London, UK: Anaesthesia, 2006.
- [12] D. Guiraud, P. Poignet, P. B. Wieber, H. El Makksoud, F. Pierrot, B. Brogliato, P. Fraisse, E. Dombre, J. L. Divoux and P. Rabischong, *Modeling of the human paralyzed lower limb under FES*, ICRA, 2003.

- [13] R. A Gaunt and A. Prochazka, *Control of urinary bladder function with devices: successes and failures*, Edmonton, Canada: HMRC.
- [14] Wikipedia, *Cochlear implant*, 2010. [Ηλεκτρονικό]. Available: http://en.wikipedia.org/wiki/Cochlear_implant
- [15] Wikipedia, *Insulin pump*, 2013. [Ηλεκτρονικό]. Available http://en.wikipedia.org/wiki/Insulin_pump
- [16] Anthony W.C. Chow & Alfred E. Buxton, *Implantable Cardiac Pacemakers and Defibrillators: All You Wanted to Know*, USA:Blackwell, 2006.
- [17] Karoly Kaszala et al, *Contemporary Pacemakers: What the Primary Care Physician Needs to Know*, Mayo Clinic, Florida: SYMPOSIUM ON CARDIOVASCULAR DISEASES, October 2008.
- [18] Microsemi, Cardiac Pacemaker radio solution. [Ηλεκτρονικό]. Available <http://ulp.zarlink.com/zarlink/hs/22122.htm>
- [19] Blake S. Wilson & Michael F. Dorman, *Cochlear implants: Current designs and future possibilities*, Journal of Rehabilitation Research & Development, Volume 45, Number 5, Pages 695–730, 2008.
- [20] Beaumont Hospital, *How a Cochlear Implant Works*. [Ηλεκτρονικό]. Available <http://www.beaumont.ie/index.jsp?p=350&n=403>
- [21] Second Sight, *The Argus 2 Retinal Prosthesis System*. [Ηλεκτρονικό]. Available <http://2-sight.eu/en/system-overview-en>
- [22] S. Raghavan & A. Kumar, *Microstrip patch antenna for a retinal prosthesis and RF MEMS technology*, WSEAS TRANSACTIONS on COMMUNICATIONS.
- [23] James D. Weiland and Mark S. Humayun, *Intraocular Retinal Prosthesis*. IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY MAGAZINE, pp. 60-66 SEPTEMBER/OCTOBER 2006.
- [24] Diana Hodgins et al. *Healthy Aims: Developing New Medical Implants and Diagnostic Equipment*. IEEE PERVASIVE computing magazine, pp. 14-21, JANURARY-MARCH 2008.
- [25] C. Hierold, B Clasbrummel, D Behrend, T Scheiter, M Steger, K Oppermann, H Kapels, E Landgraf, D Wenzel, D Etzrodt: *Low power intergrated pressure sensor system for medical applications: Sensors and Actuators, A: Physical, Volume 73, Issue 1-2*, 1999.

- [26] Justin M Brown, *Nerve transfers in tetraplegia I: Background and technique, Surgical neurology international*, Technical note 2011.
- [27] Strojnik, P., Peckham. *Implantable Stimulators for Neuromuscular Control*, s.l. : CRC Press LLC, 2000.
- [28] Wikipedia, *Biocompatibility*, 2013. [Ηλεκτρονικό]. Available <http://en.wikipedia.org/wiki/Biocompatibility>
- [29] G. H. Llanos, P. Narayanan, M. B. Roller and A. Scopelianos, *Coatings for Medical Devices*, US: United States Patent, No. US 6,746,773 B2, Jun. 8, 2004.
- [30] J. Burgahard, C. Campbell, T. R. Younkin, M. Kuhn, D. Shykind, J. Maiz, *Biocompatible coatings for Medical Devices*, US: Patent Application Publication, No. US 2009/0169714 A1, Jul. 2, 2009.
- [31] D. F. Williams, *On the mechanisms of biocompatibility*, Biomaterials 1-13, 2008.
- [32] Wireless Power Transfer System for Biomedical Implants, [Ηλεκτρονικό]. Available <http://lifebeatz.com/wireless-power-transfer-system/>
- [33] Wikipedia, *Specific absorption rate*, 2013. [Ηλεκτρονικό]. Available http://en.wikipedia.org/wiki/Specific_absorption_rate
- [34] B. Lagesse, *Privacy Challenges for Wireless Medical Devices*.
- [35] Latanya Sweeney, *k-Anonymity: A model for protecting privacy*, International Journal on Uncertainty, Fuzziness and Knowledge-based Systems, 10 (5), 2002
- [36] S. Gollakota, H. Hassanieh, B. Ransford, D. Katabi, K. Fu, *They Can Hear Your Heartbeats: Non-Invasive Security for Implantable Medical Devices*, Toronto, Canada, SIGCOMM, 2011.
- [37] C. A. Balanis, *Antenna Theory and Design*, New York: John Wiley & Sons, Inc., 2002.
- [38] Ramesh Garg, Prakash Bhartia, Inder Bahl, Apisak Ittipiboon, *Microstrip Antenna Design Handbook*, Artech House, 2000.
- [39] Girish Kumar, K. P. Ray, *Broadband Microstrip Antennas*, Artech house, 2003.
- [40] K. L. Wong, *Compact and Broadband Microstrip Antennas*, John Wiley & Sons, Inc., 2002.

- [41] A. Kiourti και K. S. Nikita, *Meandered versus Spiral Novel Miniature PIFAs Implanted in the Human Head: Tuning and Performance*, 2nd International ICST Conference on Wireless Mobile Communication and Healthcare (MobiHealth 2011), 2011.
- [42] M. Huynh και W. Stutzman, *Ground plane effects on planar inverted-F antenna (PIFA) performance*, IEEE Proc. Microwave Antennas and Propagation, volume. 150, num. 4, pp. 209-213, 2003
- [43] Xingyu Zhang and Anping Zhao, *Enhanced-bandwidth PIFA Antenna with a Slot on Ground Plane*, 2009
- [44] Murdoch, Joseph B., *Network Theory*, McGraw-Hill, New York, . p. 69, 1970
- [45] Rick Nelson, *What are S-parameters, anyway?* [Ηλεκτρονικό]. Available <http://www.edn.com/electronics-news/4381122/What-are-S-parameters-anyway->
- [46] Cisco, *Antenna Patterns and Their Meaning* [Ηλεκτρονικό]. Available http://www.cisco.com/en/US/prod/collateral/wireless/ps7183/ps469/prod_white_paper_0900aecd806a1a3e.html
- [47] IEEE, *Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3kHz to 300GHz* (1999)
- [48] IEEE, *Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3kHz to 300GHz* (2005)
- [49] K. Foster και H. Schwan, *Dielectric Properties of Tissues and Biological Materials: A Critical Review*, Critical Reviews in Biomedical Engineering, volume 17, num. 1, pp. 25-104, 1989.
- [50] C. Gabriel, *Compilation of the Dielectric Properties of Body Tissues at RF and Microwave Frequencies*, Brooks Air Force Technical Report, AL/OE-TR-1996-0037, 1996.
- [51] Κ. Νικήτα, *Σημειώσεις Μαθήματος ΒιοΗλεκτρομαγνητισμού, Κεφάλαιο 1* [Ηλεκτρονικό]. Available: <http://www.biosim.ntua.gr/GreekSite/lessons/chapter1.pdf>
- [52] Carey Rappaport, *Determination of Bolus Dielectric Constant for Optimum Coupling of Microwaves through Skin for Breast Cancer Imaging*, International Journal of Antennas and Propagation, Volume (2008), 2008.

- [53] A. Kiourti, M. Christopoulou, K.S. Nikita, *Performance of a Novel Miniature Antenna Implanted in the Human Head for Wireless Biotelemetry*, In: 2011 IEEE International Symposium on Antennas and Propagation, 2011.
- [54] L. Roelens, W. Joseph and L. Martens, *Comparison of path loss near homogeneous medium, layered medium and anatomically correct human model*, IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium, p.672-675, 2006.
- [55] S. Curto, P. McEvoy, Xiulong Bao and M.J. Ammann, *Compact Patch Antenna for Electromagnetic Interaction with Human Tissue at 434 MHz*, IEEE Trans Antennas Propag 57(9):2564-2571, 2009.
- [56] J. Wiart et al, *Modeling of RF head exposure in children*, Bioelectromagnetics 26:S19–30, 2005.
- [57] S. Koulouridis, K. S. Nikita, *Study of the Coupling Between Human Head and Cellular Phone Helical Antennas*, IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility , vol. 46, no. 1, pp. 62-70, February 2004.
- [58] Rietbergen, B. van Weinans, H.H. Huiskes, R. Polman, B.J.W., *Computational strategies for iterative solutions of large fem applications employing voxel data*, International Journal for Numerical Methods in Engineering, pp 2743-2767, January 1996.
- [59] T. Kobayashi et al., *Dry Phantom Composed of Ceramics and Its Application to SAR Estimation*, IEEE Trans. on Microwave Theory and Techniques, Vol. 41, No. 1, pp.136–140, January 1993.
- [60] Y. Nikawa, M. Chino and K. Kikuchi, *Soft and Dry Phantom Modeling Material Using Silicone Rubber with Carbon Fiber*, IEEE Trans. on Microwave Theory and Techniques, Vol. 44, No. 10, Part 2, pp. 1949–1952, 1996.
- [61] IndexSAR, SAM Phantom, [Ηλεκτρονικό]. Available <http://www.indexsar.com/ctia-sam-phantom.html>
- [62] Eugenio Delgado da Carvalheira, *Finite Element Method for Maxwell's Equations, Course 9: Numerical Simulation: From Models to Software*, Ferienakademie Sarntal, 2007
- [63] Li S, Dardzinski BJ, Collins CM, Yang QX, Smith MB, *Three-dimensional mapping of the static magnetic field inside the human head*, Magn Reson Med, 1996.

- [64] A. Kiourti, and K.S. Nikita, *Detuning Issues and Performance of a Novel Implantable Antenna for Telemetry Applications*, 6th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP 2012), Prague, Czech Republic, 26-30 March 2012.
- [65] M.S Venkatesh and G.S.V Raghavan, *An overview of dielectric properties measuring techniques*, 2005
- [66] Speag, DAK – Dielectric Assessmenti Kit, [Ηλεκτρονικό]. Available, <http://www.speag.com/products/dak/dielectric-measurements/>
- [67] Puschner MicroPowerSystems, Dielectric Measurement Kit μWaveAnalyer, [Ηλεκτρονικό]. Available, http://www.pueschner.com/downloads/werb_mwmess_techDaten_%B5WaveAnalyser_v103_en.pdf
- [68] Agilent Technologies, Basics of Measuring the Dielectric Properties of Materials, Application Note, [Ηλεκτρονικό]. Available, <http://www3.imperial.ac.uk/pls/portallive/docs/1/11949698.PDF>
- [69] Asimenia Kiourti, Jorge R. Costa, Carlos A. Fernandes, Andre G. Santiago and Konstantina S. Nikita, *Miniature Implantable Antennas for Biomedical Telemetry: From Simulation to Realization*, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 59, no. 11, November 2012.
- [70] D. Popovic, L. McCartney, C. Beasley, M. Lazebnik, M. Okoniewsky, S. C. Hagness, and J. H. Booske, *Precision open-ended coaxial probes for in vivo and ex vivo dielectric spectroscopy of biological tissues at microwave frequencies*, IEEE Trans. Microw. Theory Tech., vol. 53, no. 5, pp. 1713–1722, May 2005.
- [71] R. Zajicek, L. Oppl, and J. Vrbaf, *Broadband measurement of complex permittivity using reflection method and coaxial probes*, Radioengineering, vol. 17, pp. 14–19, Apr. 2008.
- [72] Τσακαλάκης Μιχαήλ. ΣΧΕΔΙΑΣΗ ΜΙΚΡΟΣΚΟΠΙΚΩΝ ΚΕΡΑΙΩΝ ΓΙΑ ΕΜΦΥΤΕΥΣΙΜΕΣ ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΕΣ ΔΙΑΤΑΞΕΙΣ. Αθήνα, Νοέμβριος 2011.
- [73] Francesco Merli, *Implantable Antennas for Biomedical Applications*, THÈSE NO 5110, 2011.
- [74] T. Karacolak, A. Hood και E. Topsakal, *Design of a Dual-Band Implantable Antenna and Development of Skin Mimicking Gels for Continuous Glucose Monitoring*, IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, April 2008.

-
- [75] J. Kim and Y. Rahmat-Samii, *Implanted Antennas Inside a Human Body: Simulations, Designs, and Characterizations*, IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, Vol. 52, No. 8, Aug. 2004.
- [76] P. Soontornpipit, C. M. Furse, and Y. C. Chung, *Design of Implantable Microstrip Antenna for Communication With Medical Implants*, IEEE transactions on Microwave Theory and Techniques, Vol. 52, No. 8, Aug. 2004.
- [77] W. Xia, K. Saito, M. Takahashi and K. Ito, *Performance of an Implanted Cavity Slot Antenna Embedded in the Human Arm*, IEEE Transactions on Antennas and Propagation, Vol. 57, No. 4, Apr. 2009.
- [78] R. Warty, M. – R. Tofighi, U. Kawaos and A. Rosen, *Characterization of Implantable Antennas for Intracranial Pressure Monitoring: Reflection by and transmission Through a Scalp Phantom*, IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, Vol. 56, No. 10, Oct. 2008.
- [79] T. Houzen, M. Takahashi, K. Saito, and K. Ito, *Implanted planar inverted-F antenna for cardiac pacemaker system*, in Proc. International Workshop on Antenna Technology: Small Antennas and Novel Metamaterials iWAT 2008, pp. 346–349., 4–6, 2008.
- [80] H. Mizuno, K. Ito, M. Takahashi, and K. Saito, *A helical folded dipole antenna for implantable communication devices*, in Proc. IEEE Antennas and Propagation Society Int. Symp. (APSURSI), pp. 1–4, 2010.
- [81] G. Collin, A. Chami, C. Luxey, P. Le Thuc, and R. Staraj, *Small electrical antenna for saw sensor biotelemetry*, Microwave and Optical Technology Letters, vol. 51, no. 10, pp. 2286–2293, 2009.