



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ  
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ  
ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

## Θέματα σμίκρυνσης έναντι επιδόσεων ακτινοβολίας και ασφάλειας για εμφυτεύσιμες κεραίες

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Πέτρος Κ. Χαριδήμου

**Επιβλέπουσα:** Κωνσταντίνα Σ. Νικήτα

Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Ιούνιος 2013





ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ  
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ  
ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

## Θέματα σμίκρυνσης έναντι επιδόσεων ακτινοβολίας και ασφάλειας για εμφυτεύσιμες κεραίες

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Πέτρος Κ. Χαριδήμου

**Επιβλέπουσα:** Κωνσταντίνα Σ. Νικήτα

Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την Ιουνίου 2013.

.....

Κωνσταντίνα Σ. Νικήτα  
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

.....

Δ. Δ. Κουτσούρης  
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....

Φ. Κωνσταντίνου  
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Ιούνιος 2013

.....

Πέτρος Κ. Χαριδήμου

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

Copyright © Πέτρος Κ. Χαριδήμου

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

Οι εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις (π.χ. βηματοδότες, καρδιακοί απινιδωτές, συσκευές χορήγησης ινσουλίνης, κοχλιακά εμφυτεύματα, κ.α.) προσελκύουν σήμερα υψηλό επιστημονικό ενδιαφέρον. Βασικό στοιχείο των διατάξεων αυτών είναι η δυνατότητα ασύρματης επικοινωνίας τους με εξωτερικές διατάξεις επίβλεψης/ελέγχου. Ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζει η σχεδίαση εμφυτεύσιμων κεραιών για ενσωμάτωση επί εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων, οι οποίες αποτελούν πρόκληση τόσο για τη μηχανική όσο και για την επιστήμη των τηλεπικοινωνιών. Στόχος της Διπλωματικής εργασίας είναι η συγκριτική μελέτη των επιδόσεων ακτινοβολίας και ασφάλειας εμφυτεύσιμων κεραιών ως συνάρτηση των φυσικών τους διαστάσεων. Αρχικά, θεωρείται ένα παραμετρικό μοντέλο κεραίας για εμφύτευση εντός ιστού δέρματος, και, βάσει αυτού, σχεδιάζονται και μελετώνται οι επιδόσεις δεκαεννιά (19) εμφυτεύσιμων κεραιών μικροταινίας κατ' αύξουσα σειρά μεγέθους. Έμφαση δίνεται στις επιδόσεις ακτινοβολίας και ασφάλειας, ενώ οι προσομοιώσεις πραγματοποιούνται στο λογισμικό Ansoft HFSS με τη βοήθεια της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων. Τα αριθμητικά αποτελέσματα επιδεικνύουν βελτίωση των επιδόσεων ακτινοβολίας και ασφάλειας των εμφυτεύσιμων κεραιών με την αύξηση του μεγέθους, οδηγώντας στο συμπέρασμα ότι η σμίκρυνση των εμφυτεύσιμων κεραιών δεν πρέπει να τίθεται ως αυτοσκοπός.

## Λέξεις-Κλειδιά

Βιοϊατρική μηχανική, εμφυτεύσιμη κεραία μικροταινίας, εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις, ιατρική τηλεμετρία, κανονικά μοντέλα, μέθοδος πεπερασμένων στοιχείων, μεθοδολογία αλγοριθμικής βελτιστοποίησης συντονισμού γενικευμένης κεραίας, ειδικός ρυθμός απορρόφησης, υπηρεσία επικοινωνίας ιατρικών διατάξεων, επιδόσεις ακτινοβολίας, επιδόσεις ασφάλειας.

## **Abstract**

Implantable medical devices such as pacemakers, cardiac defibrillators, insulin delivery devices, cochlear implants etc., are currently attracting high scientific interest. These devices have the ability to communicate wirelessly with external devices. The interest in designing implantable antennas for integration into implantable medical devices, stems from the challenges regarding both mechanical engineering and the science of telecommunications. The aim of this thesis is the comparative study of the radiation and safety performance of implantable antennas, as a function of their physical dimensions. Initially, a parametric antenna model is considered for skin tissue implantation, and, based on this, nineteen (19) microstrip implantable antennas in ascending order of size are designed and assessed in terms of the exhibited performance. Emphasis is given in radiation and safety performance issues, while simulations are performed with the Ansoft HFSS suite, using the finite element method. Numerical results show improvement of the exhibited radiation and safety performance with increasing size, leading to the conclusion that miniaturization of implantable antennas should not be set as a goal in itself.

## **Keywords**

Biomedical engineering, implantable microstrip patch antenna, implantable medical devices, medical telemetry, canonical model, finite element method, Quasi-Newton optimization, specific absorption rate (SAR), medical implant communication service (MedRadio), radiation performance, safety performance.

## Ευχαριστίες

Καταρχάς, θα ήθελα να ευχαριστήσω όλους όσοι συνέβαλαν με οποιονδήποτε τρόπο στην περάτωση αυτής της διπλωματικής εργασίας.

Ιδιαίτερα ευχαριστώ, τη Δρ. Κωνσταντίνα Νικήτα για την επίβλεψη και τις πολύτιμες συμβουλές που μου παρείχε, αλλά κυρίως για την εμπιστοσύνη και την ευκαιρία που μου έδωσε να εκπονήσω αυτή τη διπλωματική εργασία.

Τη βαθειά μου εκτίμηση και τις ειλικρινείς μου ευχαριστίες επίσης, οφείλω να απευθύνω στην υποψήφιο διδάκτορα Ασημένια Κιούρτη για την εξαιρετική συνεργασία που είχαμε. Χωρίς την εμπειρία και την καθοδήγησή της η περάτωση της διπλωματικής θα ήταν αδύνατη.

Στη συνέχεια, θα ήθελα να ευχαριστήσω τους καθηγητές μου που με καθοδήγησαν καθόλη τη διάρκεια της πενταετούς φοίτησής μου. Οι γνώσεις που μου παρείχαν όλα αυτά τα χρόνια, αποτελούν βασικό εφόδιο στην επιτυχία και στην αγορά εργασίας, ειδικά στις δύσκολες εποχές που διανύουμε.

Έπειτα, θα ήθελα να ευχαρίστησω όλους μου τους φίλους, που έκαναν τα χρόνια αυτά μία πραγματικά αξέχαστη εμπειρία.

Επίσης, ευχαριστώ την αδερφή μου και ειδικά τον αδερφό μου για τις συμβουλές που μου παρέχει και τη βοήθεια που μου προσφέρει εδώ και πέντε χρόνια.

Το μεγαλύτερο ευχαριστώ όμως, το οφείλω στους γονείς μου για τη συνεχή ηθική και οικονομική υποστήριξη που μου παρείχαν, με αποτέλεσμα να διεκπεραιώσω τις σπουδές μου χωρίς δυσκολία, σε ένα άνετο περιβάλλον και το σημαντικό χωρίς καμία στέρηση.





## Περιεχόμενα

Περίληψη .....	i
Λέξεις-Κλειδιά .....	i
Abstract .....	ii
Keywords.....	ii
Ευχαριστίες .....	iii
Περιεχόμενα.....	v
Ευρετήριο Πινάκων .....	vii
Ευρετήριο Εικόνων.....	ix
<b>Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή .....</b>	<b>1</b>
1.1 Γενικά .....	2
1.1.1 Εμφυτεύσιμες Ιατρικές Διατάξεις .....	4
1.1.2 Ιατρική Τηλεμετρία .....	11
1.2 Αντικείμενο Διπλωματικής.....	16
<b>Κεφάλαιο 2: Θεωρητικό Υπόβαθρο .....</b>	<b>18</b>
2.1 Εμφυτεύσιμες Κεραίες Μικροταινίας .....	19
2.1.1 Αρχή λειτουργίας .....	19
2.1.2 Πλεονεκτήματα έναντι άλλων κεραιών .....	24
2.1.3 Προκλήσεις σχεδίασης Εμφυτεύσιμων Κεραιών.....	25
2.1.4 Εμφυτεύσιμες κεραίες μικροταινίας στη βιβλιογραφία .....	31
2.1.5 Ηλεκτρομαγνητικές παράμετροι ενδιαφέροντος .....	32
2.2 Ηλεκτρικές ιδιότητες και προσομοίωση βιολογικών ιστών .....	32
2.3 Η Μέθοδος των Πεπερασμένων Στοιχείων .....	37
2.3.1 Θεωρητικό Πλαίσιο .....	37
2.3.2 Λογισμικό Ansoft HFSS.....	39
2.4 Συζήτηση-Συμπεράσματα .....	41
<b>Κεφάλαιο 3: Σχεδίαση Εμφυτεύσιμων Κεραιών Διαφόρων Μεγεθών.....</b>	<b>43</b>
3.1 Χρησιμοποιούμενες μέθοδοι και μοντέλα .....	44
3.1.1 Χρησιμοποιούμενη Μεθοδολογία Σχεδίασης Κεραιών.....	44
3.1.2 Παραμετρικό Μοντέλο Κεραίας.....	46
3.1.3 Μεθοδολογία σχεδίασης των 19 κεραιών .....	51
3.2 Σχεδίαση Προτεινόμενων Κεραιών.....	52
3.2.1 Χειροκίνητη μεταβολή εγκοπών .....	52
3.2.2 Quasi-Newton μεταβολή εγκοπών .....	56

3.3 Τελικές κεραίες μεθοδολογίας .....	62
3.4 Συζήτηση-Συμπεράσματα .....	64
<b>Κεφάλαιο 4: Συγκριτική Μελέτη Επιδόσεων των Προτεινόμενων Εμφυτεύσιμων Κεραίων .....</b>	<b>67</b>
4.1 Μελέτη παραμέτρων .....	68
4.2 Συγκριτικά Αριθμητικά Αποτελέσματα .....	69
4.2.1 Διαγράμματα παραμέτρων .....	70
4.2.1.1 Συντελεστής Ανάκλασης .....	70
4.2.1.2 Μέγιστο Κέρδος .....	71
4.2.1.3 Εύρος Ζώνης.....	72
4.2.1.4 Απόδοση Ακτινοβολίας .....	73
4.2.1.5 Μέγιστο SAR-Μέγιστη Επιτρεπτή Ισχύς Εισόδου (1g, 10g) .....	75
4.2.2 Τρισδιάστατα πολικά διαγράμματα συνολικού κέρδους.....	78
4.2.3 Διαγράμματα ηλεκτρικού πεδίου (Complex Mag e-field) .....	81
4.2.4 Τρισδιάστατα Διαγράμματα SAR .....	84
4.3 Συζήτηση-Συμπεράσματα .....	86
<b>Κεφάλαιο 5: Συμπεράσματα.....</b>	<b>91</b>
5.1 Σύνοψη.....	92
5.2 Συζήτηση-Συμπεράσματα .....	94
5.3 Μελλοντικές Επεκτάσεις.....	102
<b>Βιβλιογραφία.....</b>	<b>104</b>
<b>ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α: Διαδικασία δημιουργίας συνοπτικού Πίνακα 4.1.....</b>	<b>A-1</b>
A.1 Εισαγωγή μακρινού πεδίου .....	A-2
A.2 Διαδικασία υπολογισμού παραμέτρων.....	A-2

## Ευρετήριο Πινάκων

Πίνακας 2.1: Πρότυπα όρια ασφαλούς έκθεσης στα ΗΜΓ πεδία, ανά χώρα.....	30
Πίνακας 2.2: Διηλεκτρικές ιδιότητες διάφορων βιολογικών ιστών συχνότητας 402 MHz. ....	34
Πίνακας 3.1: Τιμές διηλεκτρικής σταθεράς ( $\epsilon_r$ ), αγωγιμότητας ( $\sigma$ ) και πυκνότητας μάζας ( $\rho$ ) ιστού δέρματος. ....	44
Πίνακας 3.2: Χαρακτηριστικά σχεδίασης και οπτικοποίηση ομοαξονικού, υποστρωμάτων και αγωγού βραχυκύκλωσης. ....	48
Πίνακας 3.3: Χαρακτηριστικά σχεδίασης και οπτικοποίηση μοντέλου ιστού δέρματος και αέρα... ..	49
Πίνακας 3.4: Χαρακτηριστικά σχεδίασης και οπτικοποίηση επιπέδου γείωσης. ....	49
Πίνακας 3.5: Χαρακτηριστικά σχεδίασης και οπτικοποίηση κάτω και άνω κεραίας, συμπεριλαμβανομένου των εγκοπών. ....	50
Πίνακας 3.6: Χαρακτηριστικά σχεδίασης μοντέλου ιστού δέρματος (skin_tissue). ....	53
Πίνακας 3.7: Ακτίνα υποστρωμάτων, επιπέδου γείωσης, άνω και κάτω ταινίας. ....	53
Πίνακας 3.8: Ρύθμιση συντεταγμένων κάτω και άνω ταινίας. ....	53
Πίνακας 3.9: Διαγράμματα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας. Τιμή συντελεστή ανάκλασης και συχνότητας συντονισμού για κεραίες ακτίνας 4.5 mm, 9.5 mm και 13.5 mm. ....	54
Πίνακας 3.10: Μήκος εγκοπών για το οποίο επιτεύχθηκε συντονισμός στα 402 MHz. ....	55
Πίνακας 3.11: Διαγράμματα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας, και τιμή συντελεστή ανάκλασης ( $ S_{11} $ ) στη συχνότητα συντονισμού ( $f_0$ ) έπειτα από χειροκίνητη μεταβολή εγκοπών.....	55
Πίνακας 3.12: Συντελεστής ανάκλασης ( $ S_{11} $ ) και συχνότητα συντονισμού ( $f_0$ ) των τελικών κεραιών που σχεδιάστηκαν με χειροκίνητη αλλαγή εγκοπών. ....	56
Πίνακας 3.13: Ρύθμιση παραμέτρων βελτιστοποίησης: (α) συνάρτηση κόστους, (β) εγκοπών. ....	59
Πίνακας 3.14: Διαγράμματα κόστους συναρτήσει επαναλήψεων, για κάθε ενδεικτική κεραία.....	60
Πίνακας 3.15: Βελτιστοποιημένες κατά Quasi-Newton εγκοπές. ....	61
Πίνακας 3.16: Διαγράμματα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας με κατά Quasi-Newton βελτιστοποίηση εγκοπών.....	61
Πίνακας 3.17: Συντελεστής ανάκλασης ( $ S_{11} $ ) και συχνότητα συντονισμού ( $f_0$ ) όλων των κεραιών που σχεδιάστηκαν με Quasi-Newton αλλαγή εγκοπών. ....	62
Πίνακας 3.18: Συγκεντρωτικά αποτελέσματα και επιλογή κατάλληλων κεραιών. ....	63
Πίνακας 3.19: Τελικές τιμές μήκους των εγκοπών για τις 19 σχεδιασθείσες κεραίες. ....	64
Πίνακας 4.1: Σύνοψη τιμών των βασικών παραμέτρων επιδόσεων για όλες τις κεραίες. ....	69
Πίνακας 4.2: Σύγκριση μέγιστης επιτρεπτής ισχύς μεταξύ μάζας ιστού 1 g και 10 g. ....	78
Πίνακας 4.3: Σύγκριση συντελεστή ανάκλασης ( $ S_{11} $ ) συναρτήσει του μεγέθους της κεραίας.....	86
Πίνακας 4.4: Σύγκριση εύρους ζώνης συναρτήσει του μεγέθους της κεραίας.....	87
Πίνακας 4.5: Σύγκριση μεγίστου κέρδους για τις ακραίες τιμές ακτίνας.....	88

Πίνακας 5.1: Ικανοποιητικές τιμές συντελεστή ανάκλασης. ....	95
Πίνακας 5.2: Τιμές μεγίστου κέρδους για τη μέγιστη και ελάχιστη ακτίνα. ....	96
Πίνακας 5.3: Τρισδιάστατα διαγράμματα μεγίστου κέρδους για τις δεκαεννιά(19) κεραίες. ....	96
Πίνακας 5.4: Τιμές εύρους ζώνης για τρεις (3) ενδεικτικές κεραίες. ....	97
Πίνακας A.1: Πρότυπες τιμές SAR. ....	A-7

## Ευρετήριο Εικόνων

Εικόνα 1.1: Βιοϊατρική Μηχανική: διεπιστημονικό πεδίο, στο οποίο, οι αρχές και τεχνικές της μηχανικής, της φυσικής και της χημείας εφαρμόζονται με στόχο τη δημιουργία μιας προηγμένης ιατρικής διάταξης.....	2
Εικόνα 1.2: Κλάδοι μελέτης Βιοϊατρικής Μηχανικής.....	3
Εικόνα 1.3: Διάφορες Εμφυτεύσιμες Ιατρικές Διατάξεις που χρησιμοποιούνται σήμερα.....	5
Εικόνα 1.4: Τυπικός βηματοδότης μαζικής παραγωγής.....	6
Εικόνα 1.5: Βασικά μέρη κοχλιακού εμφυτεύματος.....	7
Εικόνα 1.6: Διάταξη εμφυτεύματος αμφιβληστροειδούς και αρχή λειτουργίας.....	8
Εικόνα 1.7: Τυπικό σύστημα μέτρησης ενδοκρανιακής πίεσης.....	9
Εικόνα 1.8: Εμφυτεύσιμο σύστημα νευρομυϊκής διέγερσης για το χέρι.....	10
Εικόνα 1.9: Παραδείγματα εφαρμογών Ιατρικής Τηλεμετρίας: α) στο χειρουργείο, β) παρακολούθηση εξ αποστάσεως.....	12
Εικόνα 1.10: Τυπικό σύστημα Ιατρικής Τηλεμετρίας.....	13
Εικόνα 1.11: Σχηματικό διάγραμμα συστήματος Ιατρικής Τηλεμετρίας.....	14
Εικόνα 1.12: α) Επίσημη σφραγίδα Επιτροπής Ομοσπονδιακών Τηλεπικοινωνιών (FCC) β) Λογότυπο Ευρωπαϊκού Ινστιτούτου Τηλεπικοινωνιών (ETSI).....	15
Εικόνα 2.1: Η κεραία ως μεταβατική δομή μεταξύ του ελεύθερου χώρου και ενός συστήματος καθοδήγησης.....	20
Εικόνα 2.2: Κεραία μικροταινίας.....	21
Εικόνα 2.3: Βασικά σχήματα καλυμμάτων μικροταινιακών κεραίων.....	21
Εικόνα 2.4: Τεχνικές τροφοδοσίας: (α) μέσω μικροταινιακής γραμμής, (β) μέσω probe, (γ) με σύζευξη μέσω ανοίγματος και (δ) με άμεση σύζευξη.....	22
Εικόνα 2.5: Γεωμετρία κυκλικής κεραίας μικροταινίας.....	23
Εικόνα 2.6: Προκλήσεις σχεδίασης κεραίων.....	26
Εικόνα 2.7: Τροφοδοσία εμφυτευμένης διάταξης μέσω επαγωγικής σύζευξης.....	28
Εικόνα 2.8: Μοντέλο ανθρώπινου σώματος, όπου με διαφορετικό χρώμα απεικονίζονται διαφορετικοί βιολογικοί ιστοί (διαφορετικής διηλεκτρικής σταθεράς).....	33
Εικόνα 2.9: Φυσικά μοντέλα: (α) κορμού, (β) ανθρώπινης κεφαλής.....	34
Εικόνα 2.10: Κανονικές γεωμετρίες που μοντελοποιούν το ανθρώπινο σώμα. (α) ομογενής, (β) γεωμετρία τριών στρωμάτων που μοντελοποιεί το ανθρώπινο κεφάλι, (γ) κανονικό μοντέλο ανθρώπινου κορμού.....	35
Εικόνα 2.11: Ανατομικά μοντέλα: (α) χεριού για Tablets, (β) χεριού για Smartphones, (γ) από αριστερά προς δεξιά: παιδιού μέχρι 3 χρονών, γυναικείου κεφαλιού και αντρικού κεφαλιού.....	36
Εικόνα 2.12: Τυπικά πεπερασμένα στοιχεία: α) δύο διαστάσεων, β) τριών διαστάσεων.....	38

Εικόνα 2.13: Παράδειγμα υπολογισμού μαγνητικού πεδίου μέσω λογισμικού FEM: α) Διαμερισμός χώρου σε απλούστερα σχήματα. Τα χρώματα αναπαριστούν τα διάφορα υλικά, β) Λύση. Διαβαθμίσεις πυκνότητας μαγνητικής ρής.....	39
Εικόνα 2.14: Το HFSS μέσω της μεθόδου ΠΣ, χωρίζει το γεωμετρικό μοντέλο, σε ένα μεγάλο αριθμό τετραέδρων. ....	40
Εικόνα 2.15: Ενδεικτική εικόνα περιβάλλοντος εργασίας λογισμικού HFSS.....	41
Εικόνα 3.1: Θέση κεραίας στο μοντέλο ιστού δέρματος. Εμφύτευση κεραίας σε απόσταση $d$ από εξωτερική επιφάνεια μοντέλου ιστού δέρματος και σε απόσταση $R+4\text{mm}$ από Χ,Υ άξονες. ....	44
Εικόνα 3.2: Σχηματικό διάγραμμα Μεθοδολογίας: α) 1ο βήμα, β) 2ο βήμα.....	46
Εικόνα 3.3: Κυκλική κεραία μικροταινίας: (α) κάτοψη, (β) πλάγια όψη, (γ) τρισδιάστατη όψη, (δ) οπτικοποίηση εγκοπών άνω και κάτω ταινίας. ....	47
Εικόνα 3.4: Επιλογή Quasi-Newton αλγορίθμου και ορισμός θορύβου. ....	57
Εικόνα 3.5: Ρύθμιση των προς βελτιστοποίηση παραμέτρων: αρχική τιμή (starting value), εύρος λύσεων (Min-Max), ελάχιστο και μέγιστο βήμα (Min Step, Max Step).....	57
Εικόνα 3.6: Εισαγωγή cost function και μέγιστων δυνατών επαναλήψεων. ....	58
Εικόνα 4.1: Θεμελιώδεις παράμετροι που υπολόγιστηκαν σε $f_0=401.507538\text{ MHz}$ .....	68
Εικόνα 4.2: Διάγραμμα μεταβολής συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της ακτίνας.....	70
Εικόνα 4.3: Διάγραμμα μεταβολής μέγιστου κέρδους συναρτήσει της ακτίνας. ....	71
Εικόνα 4.4: Διάγραμμα μεταβολής εύρους ζώνης συναρτήσει της ακτίνας. ....	73
Εικόνα 4.5: Διάγραμμα μεταβολής απόδοσης ακτινοβολίας συναρτήσει της ακτίνας. ....	74
Εικόνα 4.6: Διάγραμμα μεταβολής ακτινοβολούμενης ισχύος συναρτήσει της ακτίνας. ....	74
Εικόνα 4.7: Διάγραμμα μεταβολής μέγιστης τιμής SAR συναρτήσει της ακτίνας, για μάζα ιστού δέρματος 1 g. ....	75
Εικόνα 4.8: Διάγραμμα μεταβολής μέγιστης τιμής SAR συναρτήσει της ακτίνας, για μάζα ιστού δέρματος 10 g. ....	76
Εικόνα 4.9: Διάγραμμα μεταβολής μέγιστης επιτρεπτής ισχύος εισόδου συναρτήσει της ακτίνας, για μάζα ιστού δέρματος 1 g. ....	77
Εικόνα 4.10: Διάγραμμα μεταβολής μέγιστης επιτρεπτής ισχύος εισόδου συναρτήσει της ακτίνας, για μάζα ιστού δέρματος 10 g. ....	78
Εικόνα 4.11: (α) Ρύθμιση κλίμακας (β) τρισδιάστατα πολικά διαγράμματα συνολικού κέρδους μακρινού πεδίου για 3 ενδεικτικές κεραίες. ....	79
Εικόνα 4.12: Τυπικό διάγραμμα συνολικού κέρδους omnidirectional κεραίας. ....	80
Εικόνα 4.13: Κλίμακα και κατανομή ηλεκτρικού πεδίου για ακτίνα 4.5 mm.....	81
Εικόνα 4.14: Κλίμακα και κατανομή ηλεκτρικού πεδίου για ακτίνα 6 mm.....	82
Εικόνα 4.15: Κλίμακα και κατανομή ηλεκτρικού πεδίου για ακτίνα 10.5 mm.....	82

Εικόνα 4.16: Δυναμικές γραμμές ηλεκτρικού πεδίου, ορθογώνιας κεραίας: μηδενικό ηλεκτρικό πεδίο στο κέντρο. Αύξηση του καθώς μετακινούμαστε προς τις άκρες. Κάμψη δυναμικών γραμμών στις άκρες, λόγω παρουσίας fringing field. ....	83
Εικόνα 4.17: Διαγράμματα κατανομής SAR στο μοντέλο ιστού δέρματος, για 3 κεραίες (1g,10 g). ....	84
Εικόνα 4.18: Κλίμακα 3D διαγραμμάτων συνολικού μέγιστου κέρδους. ....	88
Εικόνα 4.19: Κατανομή ηλεκτρικού πεδίου σε κεραία μικροταινίας. ....	89
Εικόνα 5.1: Συγκριτικό διάγραμμα μέγιστης τιμής SAR συναρτήσει της ακτίνας, για τρεις (3) ενδεικτικές κεραίες και για μάζα ιστού δέρματος 1 g και 10 g. ....	97
Εικόνα 5.2: Συγκριτικό διάγραμμα μέγιστης επιτρεπτής ισχύς εισόδου, συναρτήσει της ακτίνας, για τρεις (3) ενδεικτικές κεραίες και για μάζα ιστού δέρματος 1 g και 10 g. ....	98
Εικόνα 5.3: Σχηματική απεικόνιση των συμβιβασμών που γίνονται ανάμεσα στα τέσσερα θεμελιώδη μεγέθη μιας κεραίας. ....	100
Εικόνα A.1: Εισαγωγή μακρινού πεδίου στο HFSS μέσω δημιουργίας άπειρης σφαίρας που περιβάλλει το αντικείμενο. ....	2
Εικόνα A.2: Διαδικασία υπολογισμού παραμέτρων. ....	3
Εικόνα A.3: Αποτελέσματα (μέγιστη τιμή κατευθυντικότητα, μέγιστο κέρδος, ακτινοβολούμενη ισχύς, ισχύς εισόδου με απώλειες, ισχύς εισόδου, απόδοση ακτινοβολίας) ....	4
Εικόνα A.4: Διαδικασία για ρύθμιση δεδομένων SAR. ....	5
Εικόνα A.5: Τίθεται Material Density=1.1 g/cm <sup>3</sup> και Mass of Tissue=1 g. ....	5
Εικόνα A.6: Τίθεται Material Density=1.1 g/cm <sup>3</sup> και Mass of Tissue=10 g. ....	6
Εικόνα A.7: Calculator: τρόπος υπολογισμού SAR για κάθε περίπτωση. ....	6





# Κεφάλαιο 1:

## Εισαγωγή

Το κεφάλαιο αυτό αποτελεί μία εισαγωγή στο αντικείμενο της διπλωματικής εργασίας, και αποτελείται από δύο τμήματα.

Στο πρώτο τμήμα, που αφορά στο γενικό πλαίσιο, κρίθηκε απαραίτητο να συμπεριληφθούν βασικές πληροφορίες που αφορούν στις εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις καθώς επίσης και στον τρόπο επικοινωνίας τους με τις εξωτερικές διατάξεις επίβλεψης/ελέγχου (ιατρική τηλεμετρία).

Στο δεύτερο τμήμα, παρουσιάζεται αναλυτικά ο σκοπός και το περιεχόμενο της παρούσας διπλωματικής εργασίας.

## 1.1 Γενικά

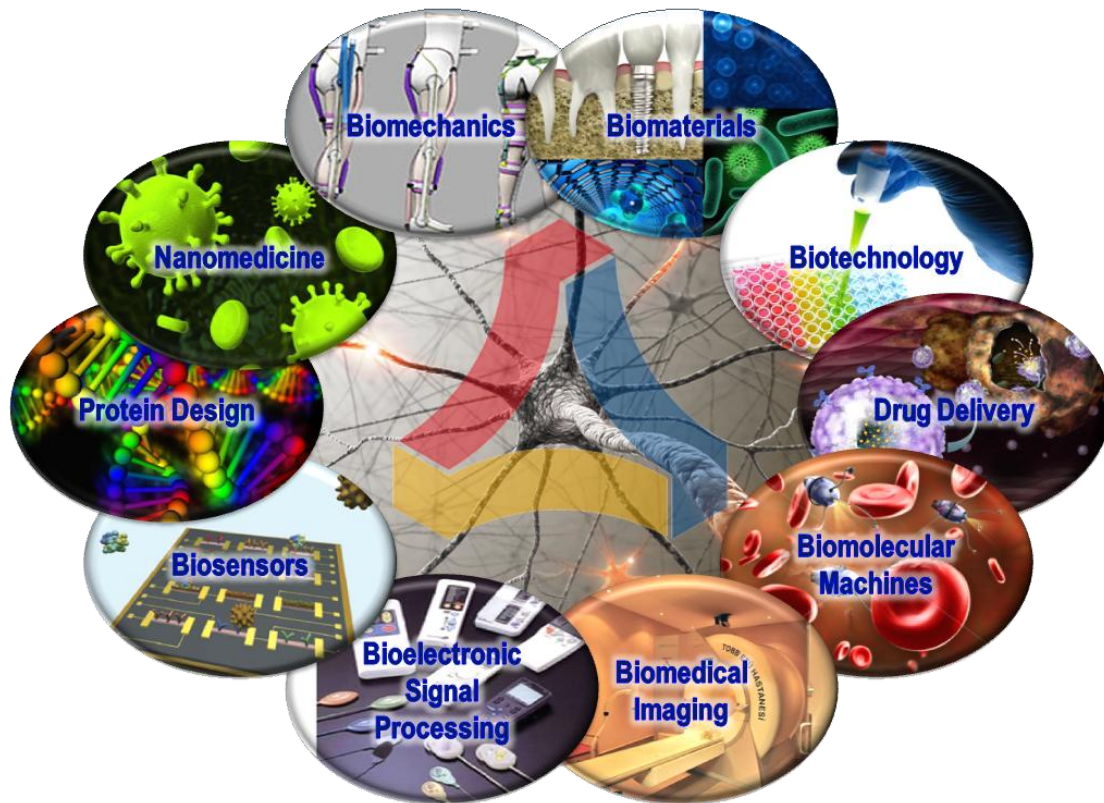
Αν και ο όρος «βιοϊατρική μηχανική» (biomedical engineering) είναι σχετικά νέος, τα τελευταία χρόνια, παρατηρήθηκε μια ραγδαία ανάπτυξη της επιστήμης αυτής. Ο συγκεκριμένος κλάδος, από φιλοσοφική άποψη, περιγράφει τη μοναδική σύγκλιση των αρχών και τεχνικών της μηχανικής, της φυσικής και της χημείας, με στόχο τη δημιουργία μιας προηγμένης ιατρικής διάταξης (Εικόνα 1.1).



**Εικόνα 1.1:** Βιοϊατρική Μηχανική: διεπιστημονικό πεδίο, στο οποίο, οι αρχές και τεχνικές της μηχανικής, της φυσικής και της χημείας εφαρμόζονται με στόχο τη δημιουργία μιας προηγμένης ιατρικής διάταξης.

Το πεδίο γνώσης της επιστήμης αυτής, εκτός από σημαντικό, καλύπτει και πολύ έδαφος. Αρχίζει από τις απλές συσκευές και τα εργαλεία που χρησιμοποιούνται από έναν γιατρό για τη διάγνωση της κατάστασης ενός ασθενούς, και εκτείνεται μέχρι τις σύγχρονες τεχνολογικές διατάξεις που είναι σε θέση να παρατείνουν τη ζωή σε κρίσιμες καταστάσεις [1]. Χαρακτηριστική είναι η Εικόνα 1.2, στην οποία απεικονίζονται τα κύρια πεδία του κλάδου όπως για παράδειγμα, η εμβιομηχανική (biomechanics), τα βιοϋλικά (biomaterials), η βιοτεχνολογία (biotechnology), τα συστήματα χορήγησης φαρμάκων (drug delivery system), οι βιομοριακές μηχανές (biomolecular machines), η βιοϊατρική απεικόνιση (biomedical imaging), η

επεξεργασία βιοηλεκτρικού σήματος (bioelectronic signal processing), οι βιοαισθητήρες (biosensors), ο σχεδιασμός πρωτεϊνών (protein design) και η νανοϊατρική (nanomedicine).



**Εικόνα 1.2:** Κλάδοι μελέτης Βιοϊατρικής Μηχανικής.  
[Πηγή: <http://bmm.etu.edu.tr/en/bmm/content/home>]

Μεταξύ αυτών των διατάξεων, περίοπτη θέση κατέχουν οι Εμφυτεύσιμες Ιατρικές Διατάξεις (ΕΙΔ) [2], [3]. Πράγματι οι ΕΙΔ, είναι από τις πιο επικερδείς επιχειρήσεις όσον αφορά στον τομέα της ιατρικής. Η συνολική αγορά για τις διατάξεις αυτές, αγγίζει τα 200 δις \$ το χρόνο, ενώ αναμένεται μία κατακόρυφη αύξηση για τα επόμενα χρόνια [4]. Φαινόμενο όμως, όχι και τόσο περίεργο αφού οι διατάξεις αυτές βρίσκουν εφαρμογή σε ποικίλες ιατρικές εφαρμογές θεραπείας και διάγνωσης, με συνέπεια τη βελτίωση της ποιότητας ζωής των ασθενών [2], [3], [5], [6]. Στη βιβλιογραφία έχουν προταθεί μια μεγάλη ποικιλία από αισθητήρες, διατάξεις έγχυσης φαρμάκων, μικροηλεκτρόδια, χειρουργικά εργαλεία κ.λ.π. [7].

Στην πορεία, αναπτύχθηκε ο κλάδος της Ιατρικής Τηλεμετρίας. Ο όρος ιατρική τηλεμετρία, αναφέρεται στην επικοινωνία των εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων με τον έξω κόσμο, σύστημα το οποίο αποτελείται από την εμφυτεύσιμη ιατρική διάταξη και από μία εξωτερική διάταξη ελέγχου. Τα τελευταία χρόνια, με δεδομένο ότι τα συστήματα ιατρικής τηλεμετρίας για ΕΙΔ εμπεριέχουν πλήθος προκλήσεων, πραγματοποιήθηκε μεγάλη έρευνα από τους επιστήμονες σχετικά με το σχεδιασμό των εμφυτεύσιμων κεραιών [6], [8], ώστε να επιτυγχάνεται καλύτερη πρόβλεψη της συμπεριφοράς των κεραιών και γενικά των επιδόσεων του όλου συστήματος τηλεμετρίας [3], [7].

### **1.1.1 Εμφυτεύσιμες Ιατρικές Διατάξεις**

Από τότε που έγιναν τα πρώτα πειράματα ακτίνων Χ (τέλη 19<sup>ου</sup> αιώνα), ο ηλεκτρομαγνητισμός αυξάνει συνεχώς την παρουσία του στην ιατρική. Ο συσχετισμός λοιπόν, της ιατρικής με έννοιες και συσκευές ηλεκτρονικής και ηλεκτρομαγνητικής φύσεως, ήτανε αναπόφευκτος [9], [10], [11]. Έτσι, ξεκίνησαν να αναπτύσσονται πολυάριθμες εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις, με απώτερο στόχο τη βελτίωση της ποιότητας ζωής (Quality of Life, QoL) των ασθενών [9], [12].

Οι διατάξεις αυτές, ανάλογα με την λειτουργία τους, ταξινομούνται σε 2 μεγάλες κατηγορίες:

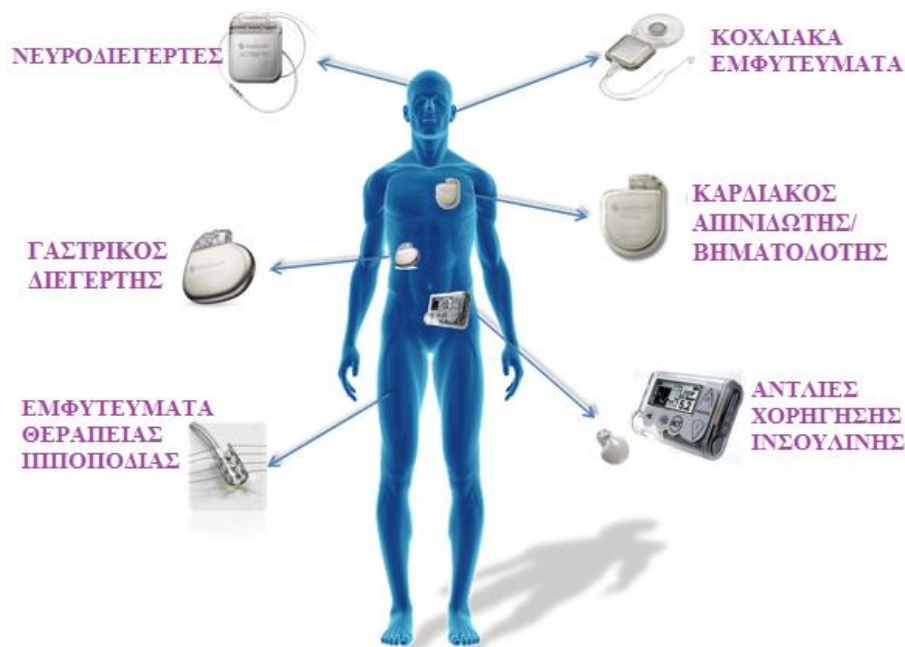
- σε αυτές που έχουν σκοπό τη διάγνωση (αισθητήρες), και
- σε αυτές που έχουν σκοπό τη θεραπεία (διεγέρτες).

Οι διατάξεις της πρώτης κατηγορίας, εμφυτεύονται στο σώμα του ασθενούς για την «in-vivo» παρακολούθηση διαφόρων βιοσημάτων, όπως ηλεκτροκαρδιογράφημα (ECG), θερμοκρασία σώματος, πίεση αίματος, επίπεδα γλυκόζης στο αίμα κ.α. [12], [13]. Στόχος είναι, να καταστεί εφικτή, η πρόληψη τυχόν αιφνίδιων ιατρικών περιστατικών. Αυτές οι ιατρικές συσκευές χαρακτηρίζονται ιδιαίτερα ενδιαφέρουσες, καθώς υπόσχονται διαφορετική κλινική προσέγγιση του ασθενούς. Μακροπρόθεσμος στόχος

είναι η ολόενα και μικρότερη εξάρτησή του ασθενούς, από κάποιο ιατρικό κέντρο και το αντίστοιχο ιατρικό προσωπικό [14], [12].

Η δεύτερη κατηγορία περιλαμβάνει τους διεγέρτες (stimulators), οι οποίοι εμφυτεύονται εντός του ανθρώπινου σώματος, δέχονται πληροφορίες από τον «έξω κόσμο» και διεγείρουν συγκεκριμένα νεύρα [13]. Γενικά οι εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις απεικονίζουν και θεραπεύουν καταστάσεις που αφορούν στη φυσιολογία του ανθρώπινου οργανισμού (καρδιακή αρρυθμία, σακχαρώδης διαβήτης, νόσος του Πάρκινσον, αποκατάσταση ακοής κ.α.) [13], [14]. Οι διατάξεις που εμπίπτουν σε αυτή την κατηγορία είναι διάφορα συστήματα νευρομυϊκής διέγερσης, διατάξεις χορήγησης φαρμάκων, καρδιακοί βηματοδότες και απινιδωτές, κοχλιακά εμφυτεύματα, καθώς και πολλές άλλες διατάξεις [9], [14].

Χαρακτηριστικά παραδείγματα ΕΙΔ που χρησιμοποιούνται σήμερα (νευροδιεγέρτες, κοχλιακά εμφυτεύματα, γαστρικός διεγέρτης, καρδιακός βηματοδότης, εμφυτεύματα θεραπείας ιπποπόδιας και αντλίες χορήγησης ινσουλίνης), απεικονίζονται στην Εικόνα 1.3.



**Εικόνα 1.3:** Διάφορες Εμφυτεύσιμες Ιατρικές Διατάξεις που χρησιμοποιούνται σήμερα.  
[Πηγή: <http://groups.csail.mit.edu/netmit/IMDShield/>]

Μέχρι στιγμής, αναφέρθηκαν πάρα πολλές εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις. Με δεδομένο όμως τον πολύ μεγάλο αριθμό των ασθενών με εμφυτευμένες συσκευές [15], κρίνεται απαραίτητη η παράθεση με περισσότερες λεπτομέρειες κάποιων σημαντικών ΕΙΔ που χρησιμοποιούνται ευρύτατα σήμερα.

- **Βηματοδότης (pacemaker)**

Ο καρδιακός βηματοδότης είναι μια μικρή συσκευή που αποσκοπεί στην ομαλή λειτουργία της καρδιάς. Η συσκευή εμφυτεύεται κάτω από τον επιδερμικό ιστό του θώρακα και αποτελείται από τη γεννήτρια (παραγωγή βηματοδοτικών ερεθισμάτων) και τα ηλεκτρόδια (απόδοση των βηματοδοτικών ερεθισμάτων στην καρδιά) [16], [17]. Ένας τυπικός βηματοδότης μαζικής παραγωγής της εταιρείας Biotronik, φαίνεται στην Εικόνα 1.4.



**Εικόνα 1.4:** Τυπικός βηματοδότης μαζικής παραγωγής.  
[Πηγή: [www.biotronik.com](http://www.biotronik.com)]

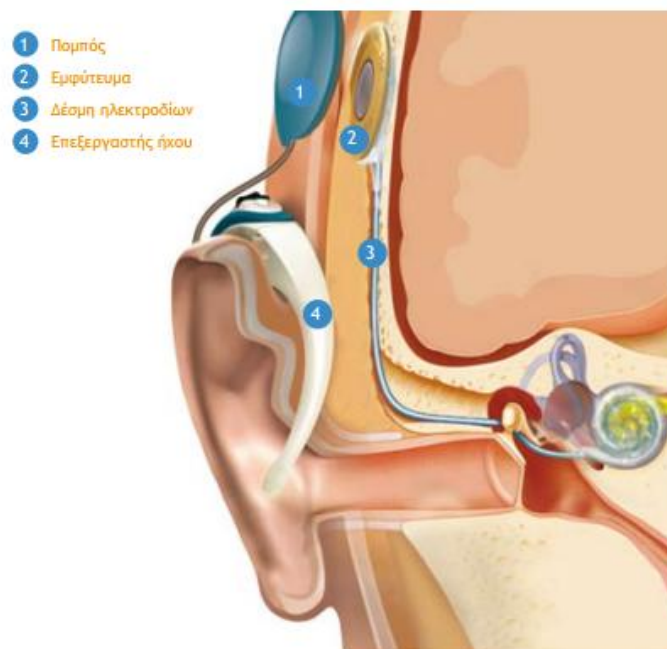
Η εξασφάλιση της ομαλής λειτουργίας της καρδιάς, γίνεται με τον έλεγχο του καρδιακού ρυθμού του ασθενή [18], [19], [20]. Για παράδειγμα, αν ο καρδιακός ρυθμός είναι υψηλός τον ελαττώνει. Αντίστοιχα αν είναι πολύ χαμηλός, τον επιταχύνει. Πώς όμως γίνεται αυτό; Πρώτα γίνεται αναγνώριση

της καρδιακής δραστηριότητας. Η πληροφορία αυτή μεταφέρεται στο βηματοδότη και ανάλογα στέλνεται η ηλεκτρική διέγερση στην καρδιά [18].

- **Κοχλιακά εμφυτεύματα (cochlear implants)**

Το κοχλιακό εμφύτευμα, αποτελεί μία από τις πιο μεγάλες επιτυχίες της σύγχρονης ιατρικής. Πρόκειται για μια ηλεκτρονική διάταξη που αντικαθιστά όλο το σύστημα της ακοής, ώστε να παρέχεται μια βελτιωμένη αντίληψη του ήχου και να δίνεται η δυνατότητα καλύτερης κατανόησης της ομιλίας, σε παιδιά και ενήλικες με σοβαρή ως βαρύτατη απώλεια ακοής [21], [22], [23].

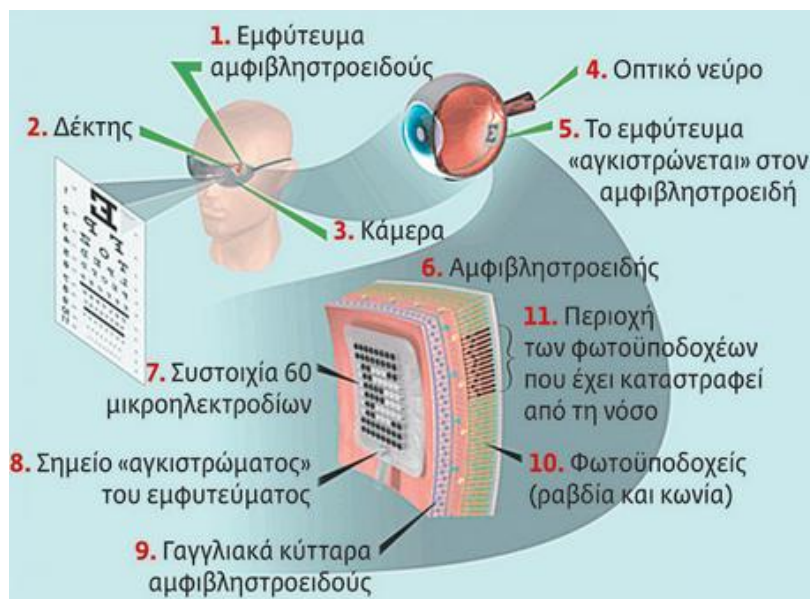
Τα κοχλιακά εμφυτεύματα σήμερα, αποτελούνται από το εξωτερικό και το εσωτερικό τμήμα. Στο εξωτερικό τμήμα περιλαμβάνεται ο επεξεργαστής ήχου και ο πομπός, τα οποία τοποθετούνται και αφαιρούνται εύκολα. Το εσωτερικό τμήμα, περιλαμβάνει το εμφύτευμα και τη δέσμη ηλεκτροδίων (εμφυτεύονται με χειρουργική επέμβαση) [24], [25], όπως φαίνεται και στην Εικόνα 1.5.



**Εικόνα 1.5:** Βασικά μέρη κοχλιακού εμφυτεύματος.  
[Πηγή: [www.advancedbionics.com](http://www.advancedbionics.com)]

- **Εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς (retinal implants)**

Κεντρική ιδέα των εμφυτευμάτων αμφιβληστροειδούς, είναι να αποκατασταθεί μια δυσλειτουργία της όρασης (μελαγχρωστική αμφιβληστροειδοπάθεια) [14], μέσω της διέγερσης των εσωτερικών στρωμάτων των υγιών νευρώνων και φωτουποδοχέων του αμφιβληστροειδούς [26], [27]. Μια τέτοια διάταξη, αποτελείται από 2 τμήματα: το ενδοφθάλμιο και το εξοφθάλμιο τμήμα. Το εξοφθάλμιο τμήμα αποτελείται από μικροσκοπική κάμερα που βρίσκεται στα ειδικά γυαλιά του ασθενούς, το τσιπ επεξεργασίας εικόνας (Vision Processing Unit - VPU), έναν ενισχυτή και το κύριο πηνίο. Το ενδοφθάλμιο τμήμα περιλαμβάνει το δευτερεύον πηνίο, έναν ανορθωτή, μια ομάδα τσιπ επεξεργασίας σήματος και μία συστοιχία ηλεκτροδίων [14], [28], [29]. Μια τυπική διάταξη αμφιβληστροειδούς, καθώς και η αρχή λειτουργίας της, φαίνεται στην Εικόνα 1.6.



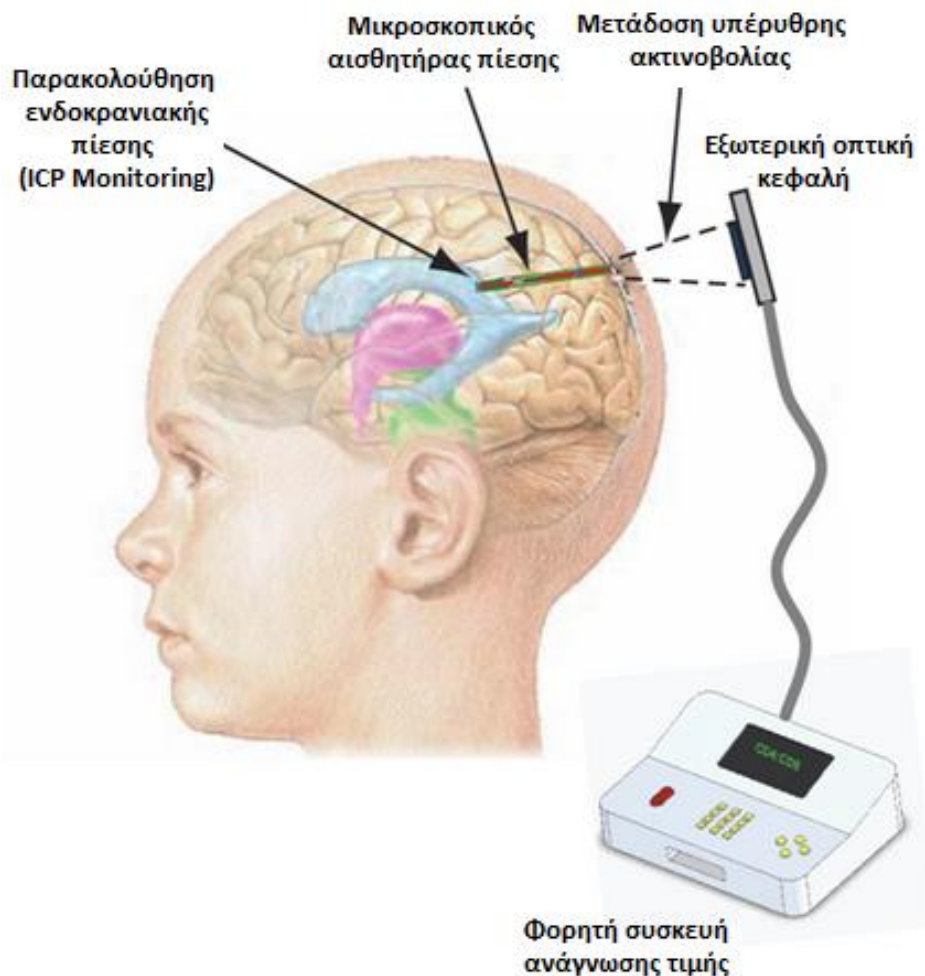
Εικόνα 1.6: Διάταξη εμφυτεύματος αμφιβληστροειδούς και αρχή λειτουργίας.  
[Πηγή: <http://www.fightingblindness.ie/>]

- **Συστήματα μέτρησης ενδοκρανιακής πίεσης (IntraCranial Pressure)**

Το σύστημα μέτρησης ενδοκρανιακής πίεσης, χρησιμοποιείται προληπτικώς για συνεχή παρακολούθηση βιοσημάτων, όπως της ενδοκρανιακής πίεσης



του εγκεφαλονωτιαίου υγρού στο εσωτερικό του κρανίου [14], [30], [31]. Ένα τέτοιο σύστημα, αποτελείται από έναν μικροσκοπικό αισθητήρα πίεσης, κατάλληλο για ελάχιστα επεμβατική εμφύτευση, και μία κεραία, κατάλληλη για ασύρματη μεταφορά δεδομένων [14] (Εικόνα 1.7). Η εμφυτεύσιμη διάταξη τροφοδοτείται μέσω επαγωγικής σύζευξης από μια εξωτερική μονάδα ελέγχου [32].



**Εικόνα 1.7:** Τυπικό σύστημα μέτρησης ενδοκρανιακής πίεσης.

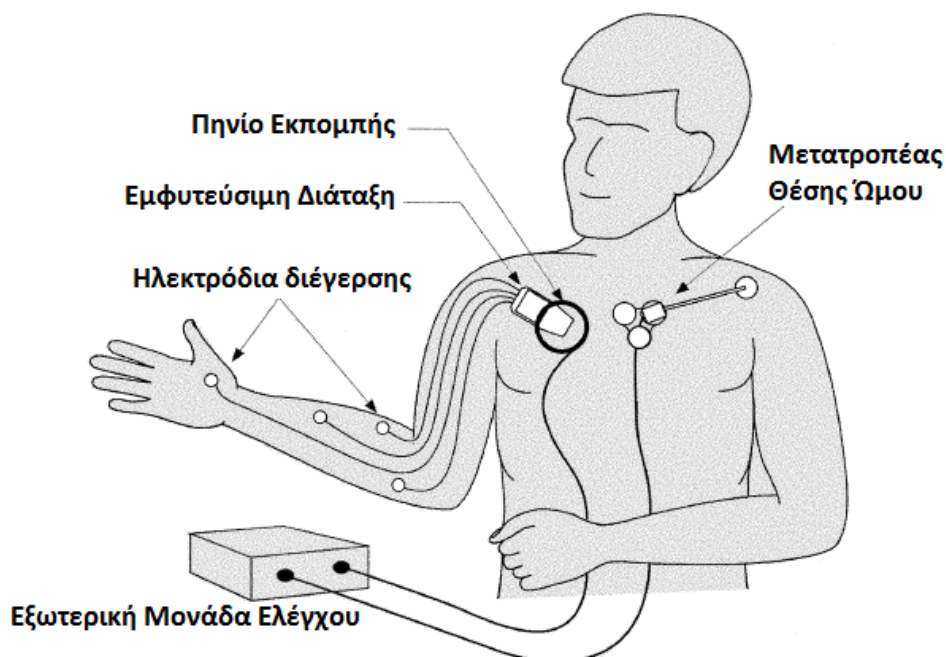
[Πηγή: [http://www-personal.umich.edu/~chronis/implantable\\_biosensors.html](http://www-personal.umich.edu/~chronis/implantable_biosensors.html)]

- **Συστήματα νευροδιέγερσης και μυϊκής διέγερσης**

Η τεχνική της νευρομυϊκής διέγερσης περιλαμβάνει τη διέγερση, μέσω ηλεκτρικών σημάτων, νευρώνων και μυών του σώματος που λόγω κάποιας πάθησης ή τραυματισμού, δε μπορούν να ανταποκριθούν στις φυσιολογικές

διεγέρσεις που μάταια τους επιβάλλει ο εγκέφαλος [14], [33]. Ένα τέτοιο σύστημα στη γενική του μορφή αποτελείται από δύο μέρη. Το πρώτο μέρος αποτελείται από την εμφυτεύσιμη διάταξη, που περιλαμβάνει ένα παθητικό ηλεκτρονικό κύκλωμα (παράγει ηλεκτρικά σήματα και είναι υπεύθυνο για τη μεταφορά των δεδομένων), και από ηλεκτρόδια, μέσω των οποίων φτάνουν οι ηλεκτρικές διεγέρσεις στο μυ ή στο νεύρο. Το δεύτερο μέρος αποτελείται από μία εξωτερική μονάδα ελέγχου, η οποία τροφοδοτεί την εμφυτευμένη συσκευή μέσω επαγωγικής ζεύξης και ευθύνεται για τον έλεγχο του εμφυτευμένου ηλεκτρονικού κυκλώματος [33], [34], [35].

Στο σύστημα νευρομυϊκής διέγερσης της Εικόνας 1.8, διακρίνεται η εξωτερική μονάδα ελέγχου, τα ηλεκτρόδια, η εμφυτεύσιμη διάταξη, το πηνίο εκπομπής (δύο πηνία συζευγμένα και συντονισμένα μεταξύ τους ώστε να είναι εφικτή η μετάδοση ενέργειας και πληροφοριών μέσω του δέρματος, από την εξωτερική συσκευή στην εμφυτευμένη γεννήτρια ερεθισμάτων) και ο μετατροπέας θέσης ώμου (ο ασθενής χρησιμοποιεί την κίνηση των ώμων για να ελέγξει το άνοιγμα και το κλείσιμο του χεριού).



**Εικόνα 1.8:** Εμφυτεύσιμο σύστημα νευρομυϊκής διέγερσης για το χέρι.  
 [Πηγή: <http://www.kemt.fei.tuke.sk/> ]

Επίσης, εκτός από τη διέγερση των δυσλειτουργικών μυών, μεγάλο ενδιαφέρον παρουσιάζουν οι εφαρμογές της εγκεφαλικής διέγερσης, που μπορούν δυνητικά να θεραπεύσουν κάποιες παθήσεις όπως για παράδειγμα, τις επιληπτικές κρίσεις ή τον χρόνιο σωματικό πόνο [34], [36].

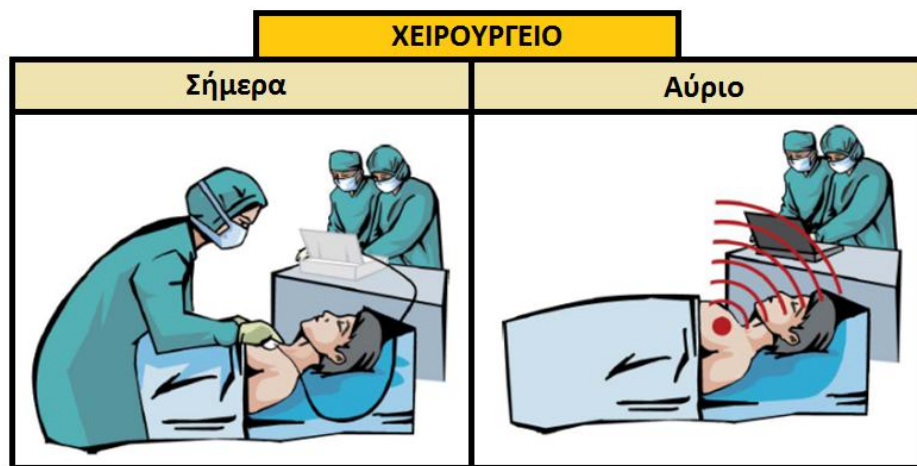
Όπως βλέπουμε, αυτές οι ιατρικές διατάξεις έχουν ιστορικό μιας ανεπανάληπτης επιτυχίας στην ρύθμιση της κατάστασης του ασθενούς, καθώς και στη διάγνωση και θεραπεία πολλών ασθενειών. Για αυτό άλλωστε, κατέχουν μια εξέχουσα θέση στη σύγχρονη ιατρική [13], [16]. Παρ' όλα αυτά, υπάρχουν ακόμη πάρα πολλές περιοχές για μελλοντική έρευνα, όπως η εκτέλεση πιο περίπλοκων εργασιών (παρακολούθηση οργάνων), περαιτέρω σμίκρυνση των διατάξεων, θέματα ασφαλείας και προστασίας ιατρικών δεδομένων κ.α. [13], [14].

### **1.1.2 Ιατρική Τηλεμετρία**

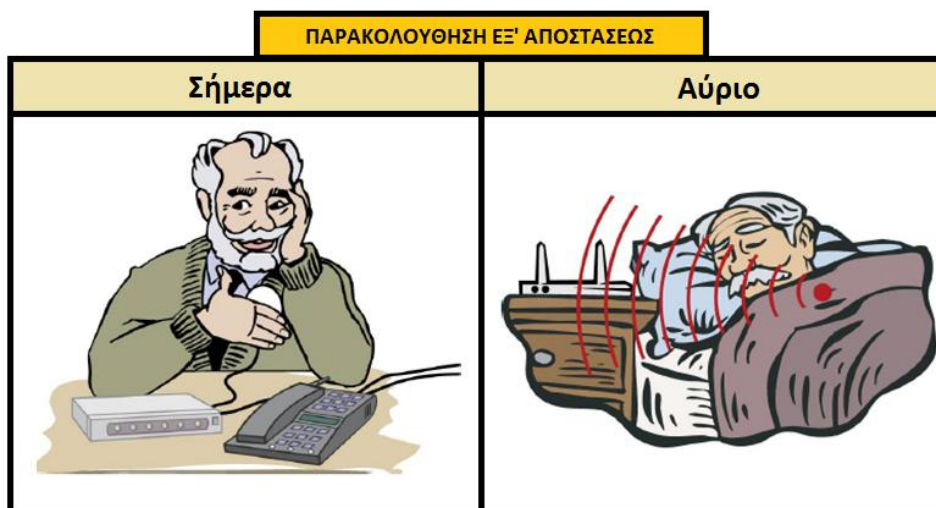
Τα τελευταία χρόνια, οι περιοχές της ιατρικής τηλεμετρίας αποτελούν διεθνώς έναν πυρήνα έντονων δραστηριοτήτων με αναρίθμητες εφαρμογές, στις οποίες επικεντρώνεται ένα πλήθος ερευνητικών προγραμμάτων και βιομηχανικών επενδύσεων.

Για παράδειγμα στην Εικόνα 1.9α απεικονίζεται η εφαρμογή της ιατρικής τηλεμετρίας στο χώρο του χειρουργείου. Για παράδειγμα, προκειμένου να διεξαχθεί ομαλά μία χειρουργική επέμβαση χρειάζεται η διεξαγωγή διαφόρων μετρήσεων (π.χ. καρδιακού ρυθμού, αρτηριακής πίεσης κ.α.) που απαιτεί άμεση επαφή του ιατρού με τον ασθενή. Μελλοντικά όμως, η πραγματοποίηση των μετρήσεων αυτών θα επιτυγχάνεται αυτόματα μέσω εμφυτεύσιμων συσκευών όπου τα αποτελέσματα θα μεταδίδονται ασύρματα προς τον υπολογιστή που χειρίζεται ο ιατρός. Έτσι προκύπτουν μετρήσεις με μειωμένο σφάλμα και επίσης επιτυγχάνεται μείωση προσωπικού (οικονομικό όφελος) και χρόνου διεξαγωγής χειρουργείου.

Στην Εικόνα 1.9β επίσης, παρατηρείται άμεση εφαρμογή και στην παρακολούθηση εξ' αποστάσεως. Μέχρι στιγμής, ο ασθενής πραγματοποιεί τις διάφορες μετρήσεις χειροκίνητα. Εάν οι τιμές που προκύπτουν δεν είναι οι ενδεικνυόμενες, τότε ενημερώνει τον επιβλέποντα ιατρό του μέσω τηλεφώνου και αναφέρει το πρόβλημα. Στο άμεσο μέλλον όμως, εμφυτεύεται στον ασθενή η κατάλληλη διάταξη μετρήσεων και εάν υπάρξει πρόβλημα τότε ασύρματα ειδοποιείται ο επιβλέπων ιατρός. Έτσι, μειώνονται οι θανάτοι και τα ατυχή περιστατικά που πιθανόν να προκύψουν είτε κατά τη διάρκεια της ημέρας αλλά κυρίως τη νύχτα κατά τη διάρκεια του ύπνου.



(α)



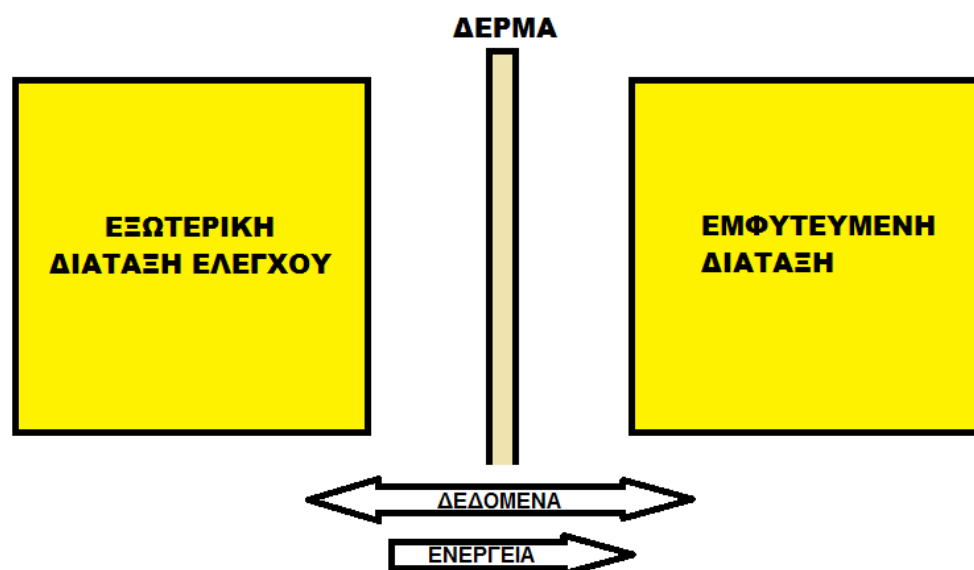
(β)

**Εικόνα 1.9:** Παραδείγματα εφαρμογών Ιατρικής Τηλεμετρίας: α) στο χειρουργείο, β) παρακολούθηση εξ' αποστάσεως.

[Πηγή: [http://www.zarlink.com/zarlink/medicalimplants\\_ulp\\_cp\\_july06.pdf](http://www.zarlink.com/zarlink/medicalimplants_ulp_cp_july06.pdf)]

Τι είναι όμως η Ιατρική Τηλεμετρία; Η ιατρική τηλεμετρία στην γενική της περίπτωση, συνδέει τις εφαρμογές της τηλεμετρίας με τον ιατρικό τομέα, ώστε να είναι εφικτή η εξ' αποστάσεως παρακολούθηση των ασθενών . Η παρακολούθηση των ασθενών γίνεται μέσω της παρακολούθησης των ζωτικής σημασίας βιοσημάτων [37]. Έτσι λοιπόν, ως ιατρική τηλεμετρία, ορίζεται η ασύρματη επικοινωνία μιας εξωτερικής μονάδας ελέγχου με την εμφυτεύσιμη ιατρική διάταξη [13] [38]. Η επικοινωνία αυτή είναι αμφίδρομη (μετάδοση άνω ζεύξης-uplink transmission, μετάδοση κάτω ζεύξης-downlink transmission) και είναι σημαντική τόσο για τους αισθητήρες όσο και για τους διεγέρτες [13].

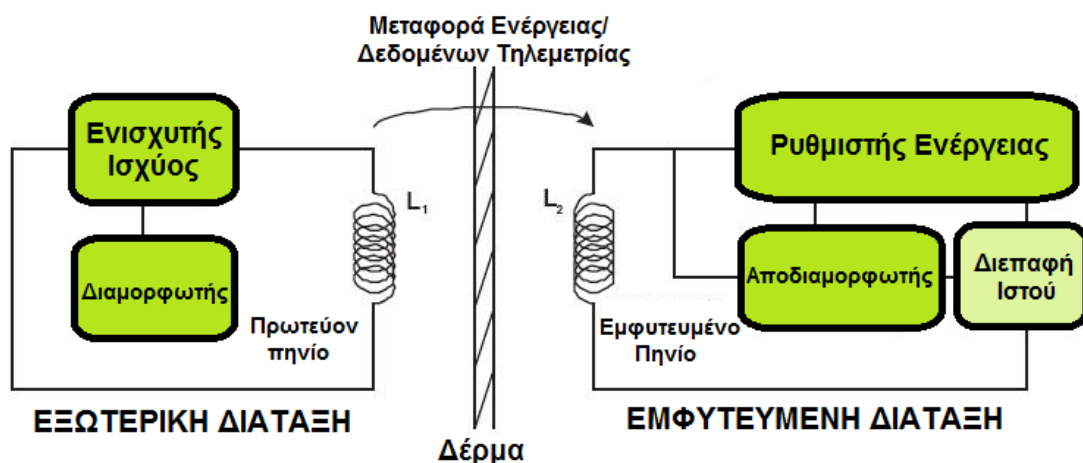
Ένα τυπικό σύστημα ιατρικής τηλεμετρίας, περιλαμβάνει την εμφυτεύσιμη ιατρική διάταξη και την εξωτερική διάταξη ελέγχου [13], όπως φαίνεται στην Εικόνα 1.10.



Εικόνα 1.10: Τυπικό σύστημα Ιατρικής Τηλεμετρίας.

Η κατανόηση του τρόπου λειτουργίας ενός συστήματος ιατρικής τηλεμετρίας είναι απλή, και γίνεται εύκολα κατανοητή βάσει της Εικόνας 1.11. Στην εξωτερική μονάδα, ένα κύκλωμα διαμορφωτή ρυθμίζει τα δυαδικά δεδομένα που θα μεταδοθούν στην εμφυτεύσιμη διάταξη. Το διαμορφωμένο

σήμα, μεταδίδεται σε έναν ενισχυτή ισχύος ώστε να ενισχυθεί και να παραχθεί επαρκής ισχύς εκπομπής. Ταυτόχρονα, στο σύστημα πραγματοποιείται μια αμφίδρομη μετάδοση δεδομένων. Στην εσωτερική μονάδα, η ληφθείσα κυματομορφή αποδιαμορφώνεται και τα αρχικά δυαδικά δεδομένα επανακτώνται. Η κυματομορφή επίσης διορθώνεται και ρυθμίζεται ώστε να μεταδίδει στο εμφύτευμα την κατάλληλη τάση τροφοδοσίας [13]. Σημειώνεται ότι, η παρουσία πρωτεύοντος και εμφυτευμένου πηνίου χρησιμοποιείται στα πλαίσια μαγνητικής σύζευξης των ιατρικών εμφυτευμάτων ώστε να είναι εφικτή η ασύρματη μεταφορά ενέργειας και δεδομένων.

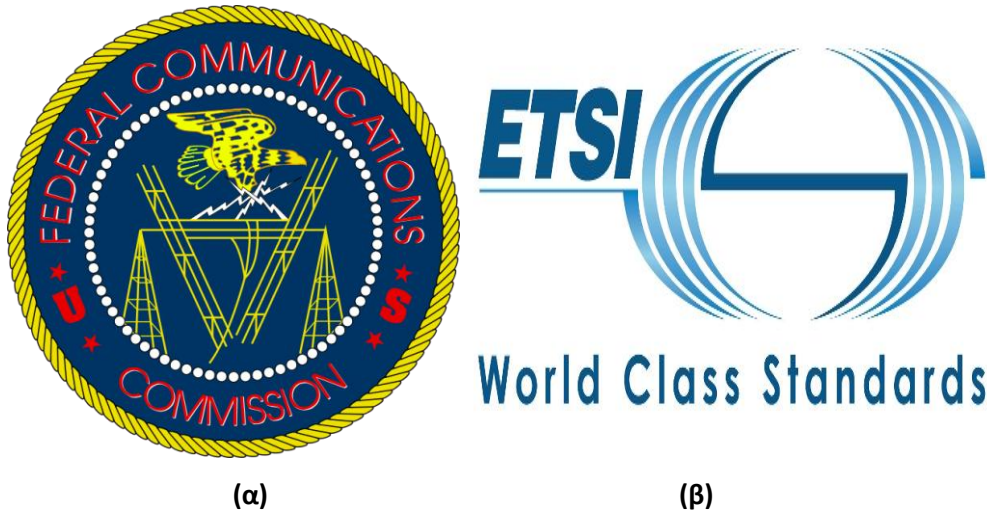


**Εικόνα 1.11:** Σχηματικό διάγραμμα συστήματος Ιατρικής Τηλεμετρίας.  
[Πηγή: <http://users.soe.ucsc.edu/~bliang/research2.html>]

Έτσι, κρίνεται απαραίτητη η μελέτη των διατάξεων που χρησιμοποιούνται για την ασύρματη επικοινωνία μεταξύ της εμφυτευμένης συσκευής και του εξωτερικού σταθμού βάσης [10]. Δημιουργείται όμως το εύλογο ερώτημα: Πως καθίσταται εφικτή η ασύρματη επικοινωνία μεταξύ του πομπού και του δέκτη χωρίς να έχουμε προβλήματα ή παρεμβολές;

Για την επίλυση αυτού του προβλήματος, η Επιτροπή Ομοσπονδιακών Τηλεπικοινωνιών (Federal Communications Commission, FCC) και το Ευρωπαϊκό Ινστιτούτο Τηλεπικοινωνιών (European Telecommunications

Standards Institute, ETSI) (Εικόνα 1.12), όρισαν προδιαγραφές κατάλληλων ζωνών συχνοτήτων.



**Εικόνα 1.12:** α) Επίσημη σφραγίδα Επιτροπής Ομοσπονδιακών Τηλεπικοινωνιών (FCC) β) Λογότυπο Ευρωπαϊκού Ινστιτούτου Τηλεπικοινωνιών (ETSI).

[Πηγή: α) <http://www.fcc.gov/> β) <http://www.etsi.org/WebSite/homepage.aspx>]

Οι δύο πιο συχνά χρησιμοποιούμενες ζώνες συχνοτήτων για εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις είναι η Υπηρεσία Επικοινωνίας Ιατρικών Διατάξεων (Medical Device Radiocommunications Service, MedRadio), εύρους 401-406MHz [39] και η ζώνη συχνοτήτων για Βιομηχανικές, Επιστημονικές και Ιατρικές Εφαρμογές (Industrial, Scientific, Medical, ISM), εύρους 6.78MHz-2.45GHz [40], [13]. Για εμφυτευμένες ιατρικές κεραίες όμως, γίνεται χρήση κυρίως της ζώνης MedRadio, αποτέλεσμα που προέκυψε από διάφορους λόγους με βασικότερους το γεγονός ότι είναι παγκοσμίως ελεύθερη ζώνη και αποκλειστικά διαθέσιμη για εφαρμογές ιατρικών εμφυτευμάτων [14], [41], [42]. Αντίθετα, η ζώνη ISM χρησιμοποιείται ευρύτατα για ασύρματες επικοινωνίες και εφαρμογές εκτός βιοϊατρικής (π.χ Bluetooth, WiFi) [42], [14].

Ο κλάδος αυτός, λοιπόν, αποτελεί επαναστατικό καινοτόμο εργαλείο προληπτικού ελέγχου, που δρα στα πλαίσια της υγείας και της ευεξίας, για την ανίχνευση κρυφών παθολογικών εξεργασιών. Γι' αυτό άλλωστε, οι επιπτώσεις γίνονται ήδη αντιληπτές στον οικονομικό στίβο, επηρεάζοντας

διεθνείς βιομηχανίες και οικονομίες, αλλά και στον κοινωνικό τομέα, βελτιώνοντας το επίπεδο της ζωής μας.

## 1.2 Αντικείμενο Διπλωματικής

Είναι γενικά παραδεκτό ότι, οι εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις προσελκύουν υψηλό επιστημονικό ενδιαφέρον για ποικίλες ιατρικές εφαρμογές πρόληψης, διάγνωσης, και θεραπείας. Βασικό στοιχείο τους αποτελεί η ενσωματωμένη εμφυτεύσιμη κεραία, η οποία επιτρέπει την ασύρματη επικοινωνία (τηλεμετρία) τους με εξωτερικές διατάξεις ελέγχου. Μέσα σε όλο αυτό το πανδαιμόνιο ανάπτυξης όμως, οι προκλήσεις σχεδίασης των ΕΙΔ δεν κατάφεραν να υπερπηδηθούν.

Στόχος της παρούσας Διπλωματικής Εργασίας είναι η συγκριτική μελέτη των επιδόσεων ακτινοβολίας και ασφάλειας εμφυτεύσιμων κεραιών ως συνάρτηση των φυσικών τους διαστάσεων. Αρχικά, θεωρείται ένα παραμετρικό μοντέλο κεραίας για εμφύτευση εντός ιστού δέρματος, και βάσει αυτού, σχεδιάζονται και μελετώνται οι επιδόσεις δεκαεννιά (19) εμφυτεύσιμων κεραιών μικροταινίας κατ' αύξουσα σειρά μεγέθους. Έμφαση δίνεται στις επιδόσεις ακτινοβολίας και ασφάλειας, ενώ οι προσομοιώσεις πραγματοποιούνται στο λογισμικό Ansoft HFSS με τη βοήθεια της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων.

Για να επιτευχθεί ο στόχος όμως, είναι πάρα πολλά τα ζητήματα που πρέπει να μελετηθούν:

- αρχή λειτουργίας κεραιών μικροταινίας
- προκλήσεις σχεδίασης
- χαρακτηριστικές παράμετροι
- μελέτη διηλεκτρικών χαρακτηριστικών βιολογικών ιστών
- μοντέλα προσομοίωσης ανθρωπίνου σώματος
- πακέτο προσομοιώσεων Ansoft HFSS και μέθοδος πεπερασμένων στοιχείων



- μεθοδολογία σχεδίασης εμφυτεύσιμων κεραιών

Με βάση τα παραπάνω, αρχικά προτείνεται μία νέα παραμετρική κεραία μικροταινίας για εμφύτευση εντός ιστού δέρματος. Στη συνέχεια, εφαρμόζεται μία ταχεία μεθοδολογία σχεδίασης εμφυτεύσιμων κεραιών που έχει προταθεί στη βιβλιογραφία, και πραγματοποιείται σχεδίαση δεκαεννιά (19) πρωτότυπων εμφυτεύσιμων κεραιών, διαφορετικών φυσικών διαστάσεων. Στη συνέχεια, πραγματοποιείται συγκριτική μελέτη των επιδόσεων συντονισμού, ακτινοβολίας και ασφάλειας των κεραιών, ως συνάρτηση του φυσικού τους μεγέθους. Συγκεκριμένα, η μελέτη των επιδόσεων αφορά σε μελέτη του συντελεστή ανάκλασης, μεγίστου κέρδους, εύρους ζώνης, απόδοσης ακτινοβολίας, μεγίστου SAR και μέγιστης επιτρεπτής ισχύς εισόδου.

## Κεφάλαιο 2: Θεωρητικό Υπόβαθρο

Το κεφάλαιο αυτό είναι καθαρά θεωρητικό και πραγματεύεται σε πρώτη φάση, τη θεωρία που καλύπτει τις εμφυτεύσιμες κεραίες μικροταινίας. Συγκεκριμένα, αναλύεται η αρχή λειτουργίας των κεραίων αυτών, τα πλεονεκτήματα που έχουν σε σχέση με άλλες κεραίες, οι προκλήσεις σχεδίασής τους καθώς και οι παράμετροι επιδόσεων που παρουσιάζουν ιδιαίτερο ενδιαφέρον. Στη συνέχεια, πραγματοποιείται ανασκόπηση εμφυτεύσιμων κεραίων μικροταινίας που έχουν προταθεί στη βιβλιογραφία. Κατόπιν, δεδομένου ότι η αλληλεπίδραση των ραδιοκυμάτων με τους ιστούς είναι αναπόφευκτη, κρίθηκε απαραίτητο, να συμπεριληφθούν πληροφορίες σχετικά με τις ηλεκτρικές ιδιότητες και τα μοντέλα προσομοίωσης των βιολογικών ιστών. Τέλος, μελετάται η αριθμητική Μέθοδος των Πεπερασμένων Στοιχείων καθώς και το λογισμικό Ansoft HFSS που κάνει χρήση της εν λόγω Μεθόδου για την επίλυση ηλεκτρομαγνητικών (ΗΜ) προβλημάτων.

## 2.1 Εμφυτεύσιμες Κεραίες Μικροταινίας

Με δεδομένο ότι οι εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις (ΕΙΔ) χρησιμοποιούνται ευρύτατα τόσο για διαγνωστικούς, όσο και για θεραπευτικούς σκοπούς, η σχεδίαση των εμφυτεύσιμων κεραιών που ενσωματώνονται επί αυτών έχει λάβει σημαντική προσοχή από την ερευνητική κοινότητα [44], [45]. Ο σχεδιασμός όμως, των κεραιών που θα λειτουργούν εντός των ανθρώπινων ιστών θεωρείται πρόκληση, αφού πρέπει να ξεπεραστούν κάποιοι περιορισμοί (μέγεθος συσκευών, θέματα ασφαλείας, βιοσυμβατότητα, χαμηλές απαιτήσεις ισχύος, κ.α. ) [44], [45], [6], [46].

Για αυτό το λόγο, έχουν προταθεί ή χρησιμοποιηθεί διάφορες εμφυτεύσιμες κεραίες [47]. Η πιο διαδεδομένη όμως, είναι η εμφυτεύσιμη κεραία μικροταινίας λόγω των πλεονεκτημάτων της, έναντι άλλων κεραιών [48], [50], [51]. Αυτό που τις καθιστά ιδανικές για τις σύγχρονες ανάγκες εμφυτεύσιμων εφαρμογών είναι η ευελιξία που παρουσιάζουν ως προς τα χαρακτηριστικά τους (συχνότητα συντονισμού, πόλωση, σύνθετη αντίσταση, διάγραμμα ακτινοβολίας) [45], [47], [48], [49]. Ωστόσο, ένας από τους κύριους περιορισμούς τους, είναι το στενό εύρος ζώνης, περιορισμός ο οποίος ξεπερνιέται με διάφορες μεθόδους (stacked antennas, U-slot antennas) [48]. Όπως και να έχει όμως η σχεδίαση των κεραιών αυτών, αποτελεί ώριμο πεδίο της επιστήμης του Ηλεκτρολόγου Μηχανικού, για αυτό άλλωστε υπάρχει και μια πλειάδα παραλλαγών [45].

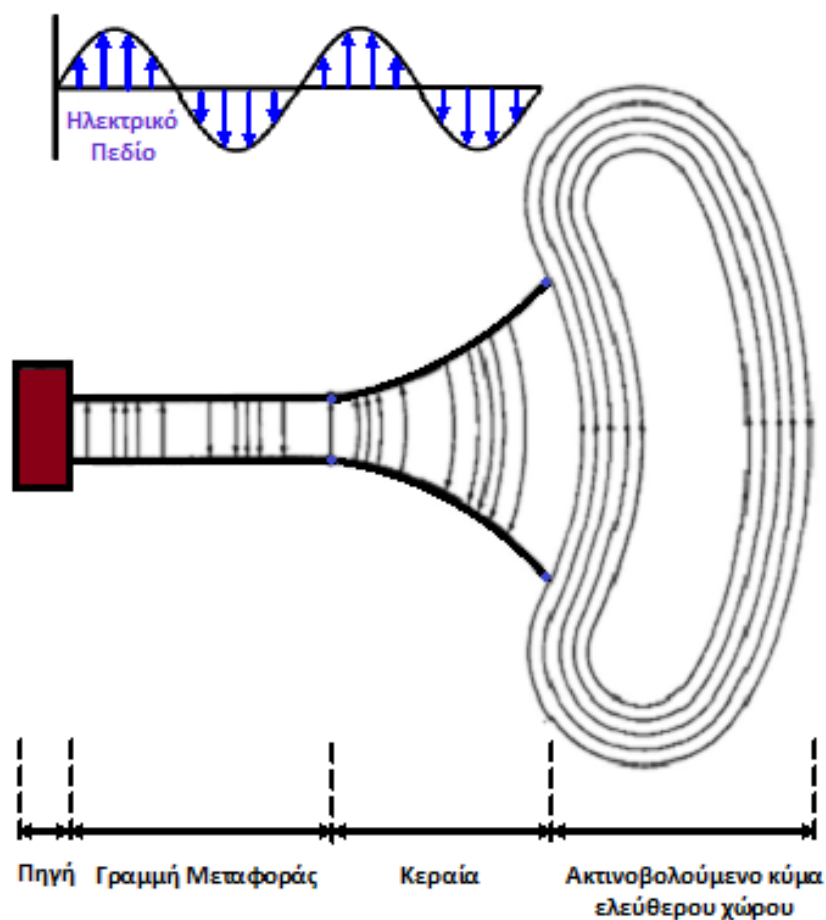
### 2.1.1 Αρχή λειτουργίας

Για να κατανοήσουμε πλήρως την αρχή λειτουργίας των εμφυτεύσιμων κεραιών μικροταινίας καθώς και για λόγους πληρότητας, κρίνεται απαραίτητο να καθοριστεί πρωτίστως η έννοια «κεραία».

Κεραία λοιπόν με λίγα λόγια, είναι μια μεταλλική κατασκευή που χρησιμοποιείται για να εκπέμπει ή να δέχεται ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία. Πρόκειται δηλαδή, για μια διάταξη που μετατρέπει την

ηλεκτρομαγνητική ενέργεια που οδεύει σε μια γραμμή μεταφοράς ή ένα κυματοδηγό σε ηλεκτρομαγνητικό κύμα στο χώρο και αντίστροφα [52].

Στην Εικόνα 2.1, απεικονίζεται παραστατικά ο τρόπος λειτουργίας μίας κεραίας. Μια ημιτονοειδής πηγή τάσης (source) συνδέεται σε μια γραμμή μεταφοράς (transmission line) και δημιουργεί ένα ηλεκτρικό πεδίο. Όταν δημιουργείται ένα ηλεκτρικό πεδίο, δημιουργούνται ηλεκτρικές δυνάμεις οι οποίες αναγκάζουν τα ελεύθερα ηλεκτρόνια να μετακινηθούν κατά μήκος τους αγωγίμου καλωδίου και έτσι να έχουμε μια ροή ρεύματος. Όταν όμως τα ηλεκτρόνια κινούνται ελεύθερα δημιουργούν ένα μαγνητικό πεδίο. Έτσι δημιουργείται το ηλεκτρομαγνητικό κύμα και καθώς πλησιάζει τον ελεύθερο χώρο, δημιουργούνται τα λεγόμενα ραδιοκύματα [53].

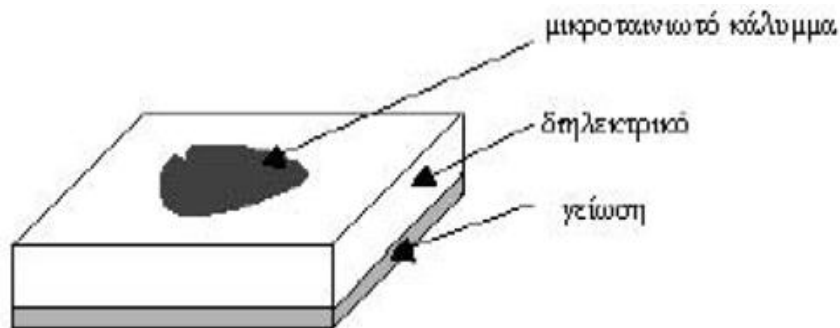


**Εικόνα 2.1:** Η κεραία ως μεταβατική δομή μεταξύ του ελεύθερου χώρου και ενός συστήματος καθοδήγησης.

[Πηγή: <http://denmasbroto.com/article-13-antenna-basic-theory.html>]

Λόγω της ευρείας εφαρμογής των ραδιοεπικοινωνιών λοιπόν, αναπτύχθηκε μια ποικιλία κεραιών, ώστε να καλύπτουν τις ειδικές ανάγκες διαφόρων εφαρμογών και να διευκολύνεται η κατασκευή και ένταξή τους στο φυσικό και δομημένο περιβάλλον. Μία από αυτές τις κατηγορίες κεραιών, είναι και οι κεραιές μικροταινίας.

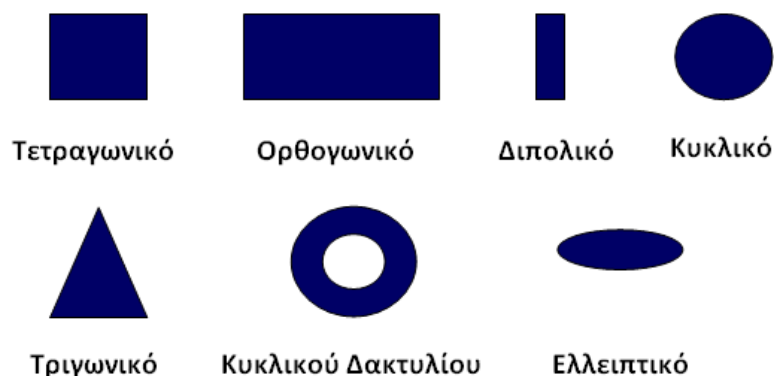
Η κεραιά μικροταινίας, στην πιο απλή της μορφή, αποτελείται από ένα αγώγιμο μικροταινιακό κάλυμμα πάνω σε διηλεκτρικό, η άλλη πλευρά του οποίου είναι γειωμένη, όπως απεικονίζεται στην Εικόνα 2.2.



**Εικόνα 2.2:** Κεραιά μικροταινίας.

[Πηγή [http://artemis.cslab.ntua.gr/el\\_thesis/artemis.ntua.ece/DT2004-0173.pdf](http://artemis.cslab.ntua.gr/el_thesis/artemis.ntua.ece/DT2004-0173.pdf)]

Το αγώγιμο κάλυμμα (patch) είναι ένα λεπτό στρώμα (της τάξεως των μm) (συνήθως χαλκού, με μια επίστρωση χρυσού), και μπορεί να πάρει οποιαδήποτε πιθανή μορφή (Εικόνα 2.3). Το πάχος και η διηλεκτρική σταθερά του διηλεκτρικού ( $\epsilon_r$ ) επιλέγονται ανάλογα με τη σχεδίαση (μεταξύ  $2.2 \leq \epsilon_r \leq 12$ ) [52], [49].

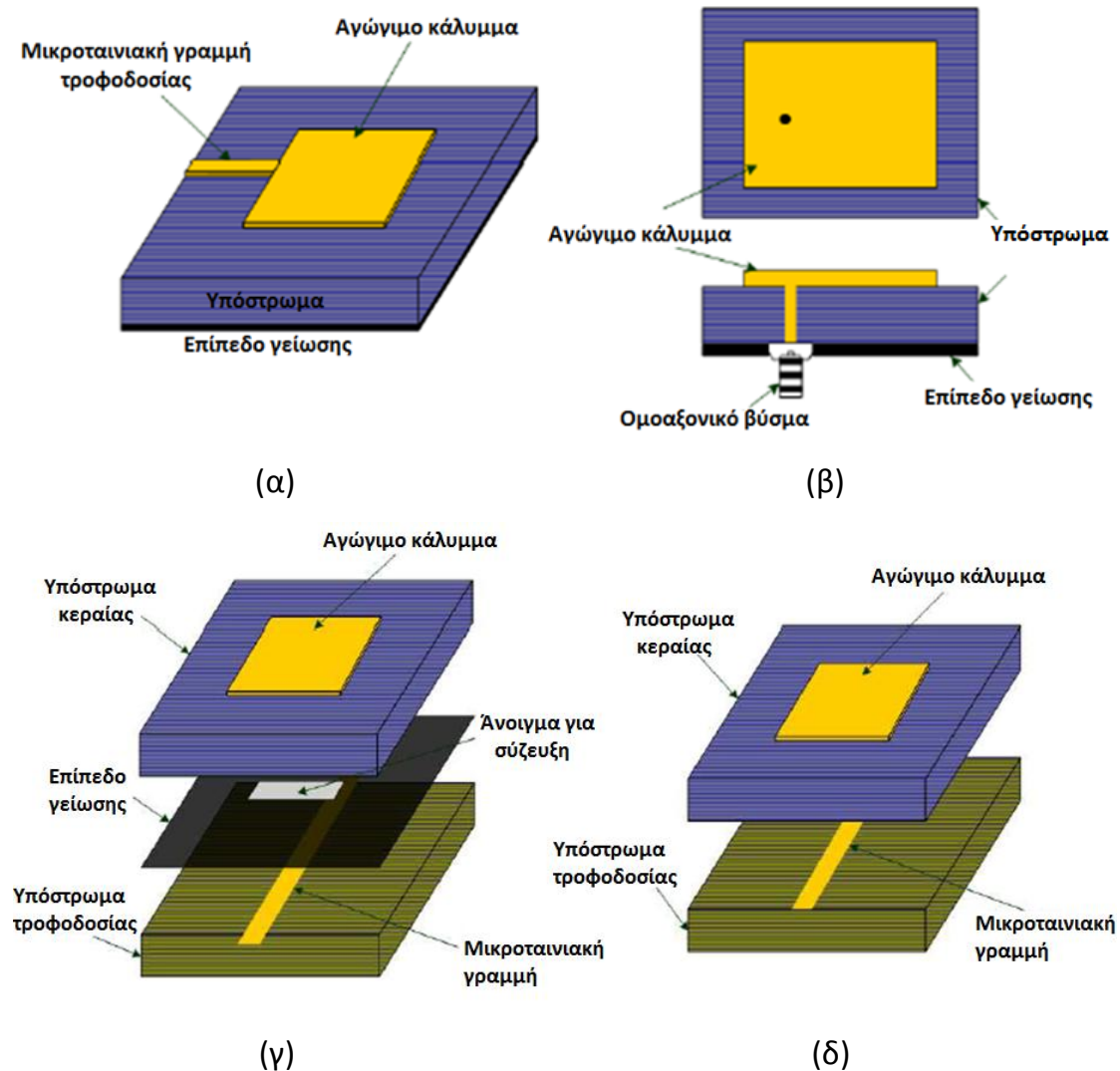


**Εικόνα 2.3:** Βασικά σχήματα καλυμμάτων μικροταινιακών κεραιών.

[Πηγή <http://etd.lib.fsu.edu/theses/available/etd-04102004-143656/>]

Για την τροφοδοσία της κεραίας μικροταινίας, έχουν προταθεί διάφοροι τρόποι. Οι τέσσερις (4) πιο γνωστοί τρόποι τροφοδοσίας όμως [52], [53], όπως φαίνεται και στην Εικόνα 2.4, είναι:

- μικροταινιακή γραμμή
- ομοαξονικός σηματολήπτης-probe
- σύζευξη μέσω ανοίγματος
- άμεση σύζευξη



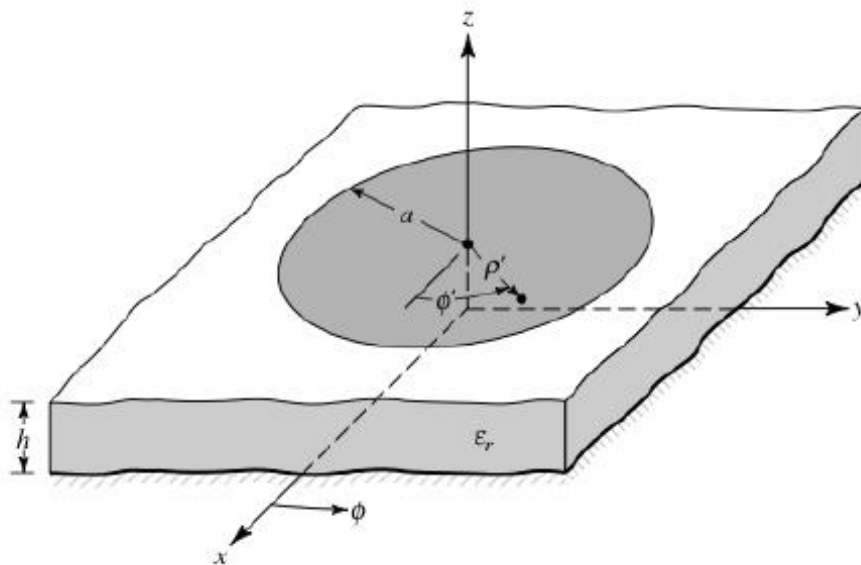
**Εικόνα 2.4:** Τεχνικές τροφοδοσίας: (α) μέσω μικροταινιακής γραμμής, (β) μέσω probe, (γ) με σύζευξη μέσω ανοίγματος και (δ) με άμεση σύζευξη.

[Πηγή <http://etd.lib.fsu.edu/theses/available/etd-04102004-143656/>]

Για την ανάλυση και γενικότερα για την επεξήγηση της λειτουργίας των κεραιών αυτών έχουν προταθεί διάφορα μοντέλα. Τα πιο γνωστά όμως είναι [35], [49], [53]:

- Μοντέλο γραμμής μεταφοράς (transmission line model)
- Μοντέλο κοιλότητας (cavity model)
- Μοντέλο πλήρους κύματος (full wave model).

Γενικά, οι πιο συχνά χρησιμοποιούμενες κεραιές μικροταινίας είναι οι ορθογώνιες και οι κυκλικές. Η κυκλική (Εικόνα 2.5) όμως, έχει πλεονέκτημα έναντι της ορθογώνιας όσο αφορά τις ΕΙΔ, καθώς η κυλινδρικής συμμετρίας γεωμετρία της, εκμηδενίζει την πιθανότητα πρόκλησης ατυχήματος από αιχμηρές ακμές. Έτσι λόγω της σημαντικότητάς της, κρίνεται απαραίτητη η θεωρητική της ανάλυση (cavity model) [52].



**Εικόνα 2.5:** Γεωμετρία κυκλικής κεραιάς μικροταινίας.  
[Πηγή: Constantine Balanis, «Antenna Theory»]

Κατόπιν εκτενούς ανάλυσης μιας κυκλικής κεραιάς μικροταινίας, προκύπτει ότι για τον κύριο τρόπο  $TM_{110}^z$ , η συχνότητα συντονισμού είναι:

$$(f_r)_{110} = \frac{1,8412c}{2\pi\alpha\sqrt{\epsilon_r}} \quad (2-1)$$

Λαμβάνοντας τώρα υπόψιν τα φαινόμενα πεδιακών κροσσών, εισάγεται η έννοια της ενεργού ακτίνας,

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

και καταλήγουμε στον τελικό τύπο της συχνότητας συντονισμού:

$$(f_r)_{110} = \frac{1,8412u_0}{2\pi\alpha_e\sqrt{\epsilon_r}} \quad (2-3)$$

Δεν πρέπει να ξεχνάμε όμως ότι, η προς σχεδίαση κεραία πρόκειται να εμφυτευτεί σε ανθρώπινο ιστό. Συνεπώς, το περιβάλλον μέσα στο οποίο τοποθετείται μια κεραία επηρεάζει τη σύνθετη αντίσταση της, τη συχνότητα συντονισμού καθώς και άλλα χαρακτηριστικά και κατά συνέπεια την συνολική της συμπεριφορά [49].

### 2.1.2 Πλεονεκτήματα έναντι άλλων κεραιών

Οι μικροταινιακές κεραίες λόγω των πλεονεκτημάτων που παρουσιάζουν έναντι των συμβατικών κεραιών, είναι μεταξύ των πιο κοινά χρησιμοποιούμενων κεραιών σήμερα. Τα πλεονεκτήματα είναι τόσο σημαντικά σε σημείο που αποτελούν την καλύτερη επιλογή για ιατρικούς σκόπους, συμπεριλαμβανομένου του κλάδου των ΕΙΔ. Τα πιο γνωστά σε σχέση με άλλες κεραίες είναι το μικρό τους μέγεθος, η μικρή ισχύς ακτινοβολίας, η ανθεκτικότητα και το χαμηλό κόστος παραγωγής [50].

Συνοψίζοντας τα σημαντικότερα, έχουμε:

- Χαμηλό κόστος παραγωγής [50].
- Η δισδιάστατη δομή τους, μας επιτρέπει να έχουμε υψηλό κέρδος, ενώ παράλληλα να έχουμε μικρό όγκο και βάρος (εύκολες στη χρήση) [50], [51].
- Ευκολία τροφοδότησης [54]. Επίσης με απλές τεχνικές τροφοδότησης είναι δυνατή η παραγωγή γραμμικής και κυκλικής πόλωσης [55].



- Μπορούν εύκολα να ενσωματωθούν σε άλλα μικροκυματικά κυκλώματα αφού παρουσιάζουν συμβατότητα με τεχνολογίες μονολιθικών ολοκληρωμένων και οπτικοηλεκτρονικών μικρο-κυματικών κυκλωμάτων [52].
- Το διηλεκτρικό στρώμα μπορεί να διαμορφωθεί έτσι ώστε να ταιριάζει σε διαφορετικές εφαρμογές. Ειδικότερα ο αέρας ως διηλεκτρικό, έχει πολύ μικρές απώλειες, κάτι που κάνει τις κεραίες μικροταινίας, σε συνδυασμό με το μικρό βάρος και το υψηλό κέρδος, χρήσιμες για ασύρματα τηλεπικοινωνιακά συστήματα [44].
- Όταν χρησιμοποιούνται με υλικά υψηλής διηλεκτρικής σταθεράς, όπως κεραμικά, το μήκος κύματος είναι πολύ μικρότερο και το μέγεθος της κεραίας μπορεί να μειωθεί σημαντικά [44].
- Με δεδομένο ότι μπορούν εύκολα να κατασκευαστούν κεραίες διπλής πόλωσης και/ή δύο συχνοτήτων και σε συνδυασμό με τις άλλες ιδιότητες, βρίσκουν εφαρμογή σε τηλεπικοινωνιακούς σταθμούς βάσης, διαστημικά τηλεπικοινωνιακά συστήματα αλλά και σε κινητά τηλέφωνα [56], [57].

### **2.1.3 Προκλήσεις σχεδίασης Εμφυτεύσιμων Κεραίων**

Σε καμία στιγμή της ιστορίας οι εμφυτεύσιμες κεραίες δεν ήρθαν τόσο κοντά στον άνθρωπο. Ταυτόχρονα όμως, όλο και περισσότερες προκλήσεις ήρθαν στο προσκήνιο, αφού γενικά ο σχεδιασμός των προς εμφύτευση κεραίων κρύβει πολλούς παράγοντες, όπως η σμίκρυνση των διαστάσεων, η βιοσυμβατότητα, η τροφοδοσία κ.λ.π (Εικόνα 2.6). Το πρόβλημα δυσχαιρένει με την ανάπτυξη των συστημάτων MEMS (Microelectromechanical Systems) και των ασύρματων συστημάτων επικοινωνίας αφού εμφανίζονται όλο και νέες προκλήσεις.



Εικόνα 2.6: Προκλήσεις σχεδίασης κεραιών.

Για αυτό η σχεδίαση των ΕΙΔ προσελκύει έντονο επιστημονικό ενδιαφέρον, για την αντιμετώπιση κυρίως, των πιο κάτω προκλήσεων [44], [58], [59]:

- **Σμίκρυνση Διαστάσεων**

Η σμίκρυνση των διαστάσεων της κεραιάς αποτελεί μεγάλη πρόκληση, αφού το μέγεθος της δεν καθορίζεται από την τεχνολογία όσο από τους νόμους της φυσικής. Η κεραιά μπορεί μεν να κατασκευαστεί αρκετά μικρότερη, αλλά εις βάρος των χαρακτηριστικών ακτινοβολίας [60]. Γιατί όμως χρειάζονται κεραιές μικρότερων διαστάσεων; Λογικά σκεφτόμενοι, η απάντηση είναι απλή. Με δεδομένο ότι, οι διατάξεις που μελετάμε εμφυτεύονται στον

άνθρωπο, και έχοντας ως κρατούμενο ότι αποσκοπούν στη βελτίωση της ποιότητας ζωής των ασθενών, καταλήγουμε στο συμπέρασμα ότι μικρότερη κεραία ισοδυναμεί με λιγότερη ενόχληση του ασθενούς, είτε κατά την χειρουργική επέμβαση είτε μετά την εμφύτευσή της [13].

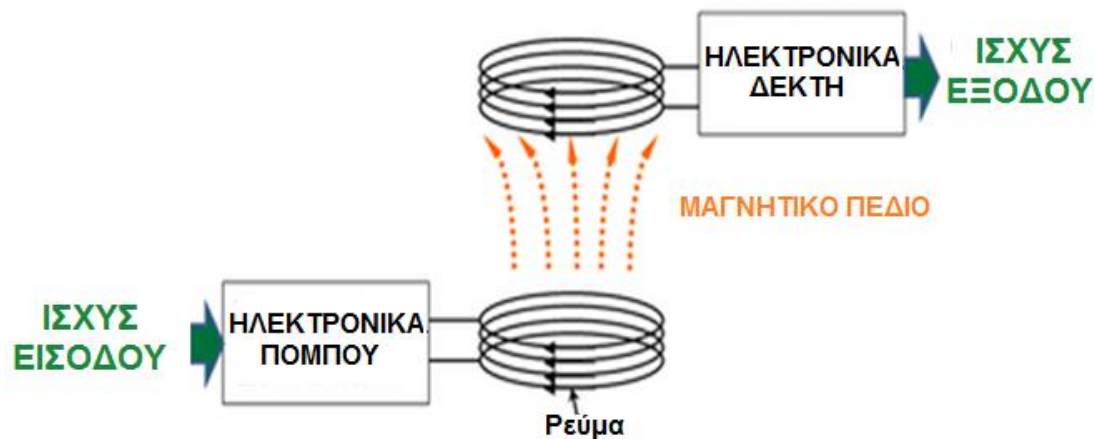
Έτσι, τα τελευταία χρόνια, έχουν προταθεί διάφορες τεχνικές σμίκρυνσης, όπως η προσθήκη εγκοπών στο επίπεδο της ακτινοβολίας και στο επίπεδο γείωσης [61], [62], η αντικατάσταση υποστρώματος με άλλο υψηλότερης διηλεκτρικής σταθεράς [62], [63], η προσθήκη αγωγού βραχυκύκλωσης [64], [65] και η χρήση κεραίων γεωμετρίας fractals ή αυθαίρετου σχήματος με χρήση γενετικών αλγόριθμων [66].

- **Τροφοδοσία**

Όπως κάθε άλλη συσκευή χρειάζεται ενέργεια για να λειτουργήσει, το ίδιο και οι ενεργές εμφυτεύσιμες διατάξεις. Η περίπτωση αυτή όμως, με δεδομένο ότι η συσκευή εμφυτεύεται στον άνθρωπο, αποτελεί μεγάλη πρόκληση. Για να λειτουργήσουν αξιόπιστα και για μεγάλο χρονικό διάστημα, οι εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις χρειάζονται ενέργεια [67]. Η απαιτούμενη ποσότητα ενέργειας που χρειάζονται είναι μεν μικρή, αλλά όχι αμελητέα. Έτσι αν δεν τηρηθούν αυτές οι συνθήκες, τότε η συσκευή θα αχρηστευθεί και θα πρέπει μέσω χειρουργικής επέμβασης να αφαιρεθεί.

Στην πορεία έχουν προταθεί διάφοροι τρόποι τροφοδοσίας, οι οποίοι λόγω των αποτελεσμάτων τους κρίθηκαν ελαττωματικοί και ακατάλληλοι ([13], [67]). Η πιο ελπιδοφόρος λύση τελικά, είναι αυτή της τροφοδοσίας της εμφυτευμένης διάταξης μέσω επαγωγικής σύζευξης (inductive coupling), η λογική της οποίας παρουσιάζεται στην Εικόνα 2.7. Στη μέθοδο αυτή χρησιμοποιούνται δύο πηνία. Το ένα βρίσκεται ενσωματωμένο επί της εμφυτευμένης διάταξης, και το άλλο τοποθετείται εξωτερικά αυτής. Όταν το εξωτερικό πηνίο οδηγηθεί κατάλληλα, δημιουργεί ηλεκτρομαγνητικό πεδίο. Το εσωτερικό πηνίο (βρίσκεται σε κοντινή απόσταση από το εξωτερικό),

λαμβάνει μέρος του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου, επάγει τάση, και δημιουργεί κυκλοφορία ηλεκτρικού ρεύματος. Έτσι επιτυγχάνεται η τροφοδότηση, στα πλαίσια πάντα, εξασφάλισης της ασφάλειας του ασθενούς [13].



**Εικόνα 2.7:** Τροφοδοσία εμφυτευμένης διάταξης μέσω επαγωγικής σύζευξης.  
[Πηγή: <http://www.waveipt.com/technology/>]

- **Βιοσυμβατότητα**

Είναι κάτι περισσότερο από προφανές πως ένα βιοϋλικό δεν πρέπει να προκαλεί βλάβη στον οργανισμό που το δέχεται. Για αυτό τα υλικά που χρησιμοποιούνται στις προς εμφύτευση διατάξεις πρέπει να είναι βιοσυμβατά. Βιοσυμβατότητα λοιπόν, είναι η ικανότητα ενός υλικού να λειτουργεί με την απαραίτητη απόκριση του ξενιστή σε μια συγκεκριμένη εφαρμογή [68]. Γι' αυτό ένα βιοϋλικό, προκειμένου να μπορεί να εμφυτευθεί στον οργανισμό του ανθρώπου, θα πρέπει να πληρεί διάφορα κριτήρια όπως να μην προκαλεί σχηματισμό θρόμβων και δυσμενών ανοσολογικών αποκρίσεων, να μην είναι καρκινογενές κ.λ.π [69]. Σήμερα, δεν υπάρχουν γνωστά υλικά που να ικανοποιούν πλήρως τα κριτήρια αυτά. Παρόλα αυτά, χρησιμοποιούνται διάφορα υλικά τα οποία πληρούν όσο γίνεται τα διάφορα κριτήρια, με κυριότερα τα μέταλλα [35], [70], τα πολυμερή [49], [71], [72] και τα κεραμικά [73], [74].

- **Ειδικός ρυθμός απορρόφησης (Specific Absorption Rate, SAR)**

Η εγγύτητα των ΕΙΔ στο ανθρώπινο σώμα σε συνδυασμό με την αλληλεπίδραση ακτινοβολίας ραδιοσυχνοτήτων (RF-Radiofrequency) και βιολογικών ιστών έχει προκαλέσει σοβαρό προβληματισμό στην κοινή γνώμη αλλά και στην επιστημονική κοινότητα σχετικά με την ασφάλεια της έκθεσης του ασθενούς στο ηλεκτρομαγνητικό πεδίο κάποιας εμφυτεύσιμης διάταξης. Έτσι, η ανάγκη θέσπισης ορίων ασφαλούς έκθεσης στην ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία από τις κυβερνήσεις των κρατών αλλά και από τους διεθνείς οργανισμούς, ήταν επιτακτική [75]. Γι' αυτό, ορίστηκε ένα μέγεθος, το οποίο βασίστηκε στα θερμικά αποτελέσματα των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων, και αποσκοπεί στην περιγραφή της ποσότητας της ακτινοβολίας που απορροφάται από τον ανθρώπινο οργανισμό. Το μέγεθος αυτό είναι ο Ρυθμός Ειδικής Απορρόφησης (Specific Absorption Rate, SAR), και ορίζεται ως η απορροφώμενη ηλεκτρική ενέργεια ανά μονάδα μάζας σώματος, (W/kg) [75], [76], [77], [78]:

$$SAR = \frac{d}{dt} \left( \frac{dW}{dm} \right) = \frac{d}{dt} \left( \frac{dW}{\rho dV} \right) \quad (2-4)$$

Σε σχέση με το πεδίο μπορεί να υπολογιστεί ως:

$$SAR = \frac{\sigma}{2\rho} |E|^2 \quad (2-5)$$

όπου E: ένταση ηλεκτρικού πεδίου (V/m),

σ: ηλεκτρική αγωγιμότητα βιολογικού ιστού (S/m), και

ρ: πυκνότητα μάζας βιολογικού ιστού (kg/m<sup>3</sup>).

Ο Πίνακας 2.1 παρουσιάζει κάποια πρότυπα όρια ασφαλούς έκθεσης στα ΗΜΓ πεδία [76], [79]. Συγκεκριμένα η Επιτροπή Ομοσπονδιακών Τηλεπικοινωνιών των ΗΠΑ, όρισε ως ανώτατο επιτρεπτό όριο SAR τα 1,6 W/Kgr ανά 1 γραμμάριο ιστού. Αντίστοιχα η Διεθνής Προστασία από τη Μη-

Ιονίζουσα Ακτινοβολία της Ευρωπαϊκής Ένωσης, όρισε ως ασφαλές όριο SAR τα 2 W/Kgr ανά 10 γραμμάρια ιστού.

**Πίνακας 2.1:** Πρότυπα όρια ασφαλούς έκθεσης στα ΗΜΓ πεδία, ανά χώρα.

ΧΩΡΑ	ΟΡΓΑΝΙΣΜΟΣ ΘΕΣΠΙΣΗΣ ΟΡΙΩΝ	ΟΡΙΑ SAR
ΗΠΑ	Επιτροπή Ομοσπονδιακών Τηλεπικοινωνιών ( <i>Federal Communications Committee - FCC</i> )	1,6 W/kg ανά 1 γραμμάριο ιστού
ΕΕ	Διεθνής Επιτροπή Προστασίας από τη Μη-Ιονίζουσα Ακτινοβολία ( <i>International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection - ICNIRP</i> ) και Παγκόσμιος Οργανισμός Υγείας	2W/kg ανά 10 γραμμάρια ιστού

- **Ασφάλεια προσωπικών δεδομένων**

Ταυτόχρονα με την ολοένα και μεγαλύτερη ανάπτυξη των ΕΙΔ, θέματα ασφαλείας των προσωπικών δεδομένων άρχισαν να έρχονται στο προσκήνιο. Πλέον η μετάδοση των προσωπικών δεδομένων του ασθενούς από το εμφύτευμα προς τον «έξω κόσμο» πραγματοποιείται ασύρματα, με αρνητικό επακόλουθο τον κίνδυνο υποκλοπής [14], [80]. Κάθε άνθρωπος, όμως, έχει αναπαλλοτρίωτο και συνταγματικά κατοχυρωμένο δικαίωμα στην προσωπικότητά του. Το δικαίωμα αυτό οφείλει να αποτελεί αντικείμενο σεβασμού αναφορικά με την τήρηση πληροφοριών που σχετίζονται με την κατάσταση του ασθενούς αλλά και τα προσωπικά του δεδομένα [81]. Για αυτό, θα πρέπει να εξισορροπηθεί η ασφάλεια και η προστασία των ιατρικών δεδομένων με την ασφάλεια και την αποτελεσματικότητα των εμφυτεύσιμων ιατρικών συσκευών [80].

Οπότε, πως μπορούν αυτές οι συσκευές να προστατευθούν; Για την ώρα, η κρυπτογράφηση, είναι εκτός θέματος αφού αυτές οι συσκευές είναι αρκετά μικρές ώστε να προστεθούν επεξεργαστές αρκετά ισχυροί που να εκτελούν προηγμένες αρχές κρυπτογράφησης. Έτσι οι έρευνητές έχουν στρέψει την προσοχή τους στην αποφυγή ανεπιθύμητων παρεμβολών [80].

#### 2.1.4 Εμφυτεύσιμες κεραίες μικροταινίας στη βιβλιογραφία

Στην προσπάθεια εύρεσης όσο το δυνατόν περισσότερων πληροφοριών σχετικά με τις εμφυτεύσιμες κεραίες μικροταινίας, πραγματοποιήθηκε επισταμένη βιβλιογραφική έρευνα. Τα αποτελέσματα της έρευνας, υπήρξαν αρκετά διαφωτιστικά, αφού οι πηγές άντλησης των απαιτούμενων πληροφοριών είναι αστείρευτες.

Η πιο σημαντική και έγκυρη πηγή όμως, και η οποία συναντάται σχεδόν σε όλες τις βιβλιογραφίες που αφορούν έρευνες για κεραίες, είναι το βιβλίο Antenna Theory του Constantine Balanis [52]. Η έκδοση αυτή είναι σχεδιασμένη σε σημείο που ικανοποιεί πλήρως τις ανάγκες επαγγελματιών μηχανικών, όσο αφορά τις κεραίες μικροταινίας (αρχή λειτουργίας, προκλήσεις κ.λ.π.).

Από εκεί και πέρα, όσο αφορά τις εμφυτεύσιμες κεραίες μικροταινίας (αρχή λειτουργίας, προκλήσεις, πλεονεκτήματα κ.λ.π), σημαντικές πηγές αποτέλεσαν διάφορα επιστημονικά άρθρα ([7], [8], [9], [10], [11], [13], [16], [31], [44], [50], [51], [79], [82], [83], [85]), διπλωματικές ([14], [35], [49], [55]), καθώς και διάφορες έγκυρες ιστοσελίδες ([24], [30], [37], [39], [40], [68], [76]). Από το σύνολο των πληροφοριών αυτών, αντλήθηκε το απαραίτητο περιεχόμενο, διασταυρώθηκε με αντίστοιχα άρθρα, με αποτέλεσμα την εις βάθος κατανόηση των κεραιών αυτών και τη συγγραφή μιας επιστημονικά δομημένης έρευνας.

Παρόλο όμως που η υπάρχουσα αρθρογραφία είναι μεγάλη, προσέχει κανείς ότι υπάρχουν πολλά κενά. Για παράδειγμα, προτάθηκαν μεν διάφοροι τρόποι σμίκρυνσης των εμφυτεύσιμων κεραιών ([61], [62], [63], [64]), αλλά δεν προτάθηκε κάποιος τρόπος που να μην λειτουργεί εις βάρος των χαρακτηριστικών ακτινοβολίας τους. Κενά επίσης παρουσιάζονται: (α) στην τροφοδοσία της εμφυτεύσιμης κεραίας ([13], [67]), αφού πλέον απαιτείται νέο σύστημα παραγωγής ενέργειας, (β) στην εύρεση νέων βιοϋλικών πλήρως βιοσυμβατών με το ανθρώπινο σώμα, και τέλος (γ) στις μεθόδους

κρυπτογράφησης των συσκευών αυτών. Κατά τ' άλλα, η αρθρογραφία που αφορά την αρχή λειτουργίας της εμφυτεύσιμης κεραίας μικροταινίας ([52], [53]), όπως και τα πλεονεκτήματα έναντι άλλων κεραιών ([44], [51], [52], [56], [57]) είναι σχετικά εκτενής.

### **2.1.5 Ηλεκτρομαγνητικές παράμετροι ενδιαφέροντος**

Για κάθε εφαρμογή που προϋποθέτει σχεδιασμό μιας κεραίας και γενικά για να περιγράψουμε την απόδοση μιας κεραίας, είναι αναγκαίος ο ορισμός διάφορων παραμέτρων. Μερικές από τις παραμέτρους είναι αλληλένδετες και δεν χρειάζεται η ταυτόχρονη μελέτη τους για να έχουμε μια πλήρη περιγραφή της απόδοσης μιας κεραίας. Στην περίπτωση των εμφυτεύσιμων κεραιών, οι παράμετροι που λαμβάνονται υπόψιν κατά τη μελέτη των επιδόσεων είναι:

- Συχνότητα συντονισμού ( $f_0$ ) [52]
- $|S_{11}|$  παράμετρος ή Συντελεστής Ανάκλασης [52]
- Κέρδος (Gain) [52]
- Εύρος ζώνης (Bandwith – BW) [52]
- Ειδικός ρυθμός απορρόφησης (Specific Absorption Rate, SAR) [76]

## **2.2 Ηλεκτρικές ιδιότητες και προσομοίωση βιολογικών ιστών**

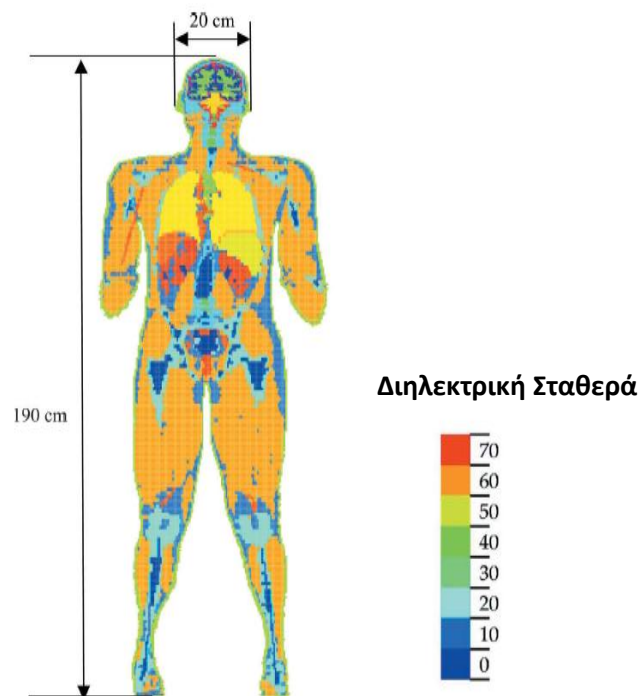
Κατά τα τελευταία πενήντα (50) χρόνια, η τεχνολογική ανάπτυξη σφραγίστηκε από την ευρύτατη χρήση των ραδιοσυχνοτήτων σε ποικίλες εφαρμογές (βιομηχανία, ιατρική, έρευνα κ.ά.) [83]. Όπως είναι γνωστό όμως, τα ραδιοκύματα χρησιμοποιούνται για λόγους επικοινωνίας μεταξύ του ανθρώπινου σώματος (εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις) και μιας εξωτερικής διάταξης ελέγχου. Η αλληλεπίδραση των ραδιοκυμάτων με τους ιστούς, λοιπόν είναι αναπόφευκτη και έχουν βιολογική σημασία, αφού είναι δυνατό να διαδίδονται διαμέσου των ιστών, να απορροφούνται από αυτούς και να ανακλώνται σε διαχωριστικές επιφάνειες άλλων ιστών σε διαφορετικό



βαθμό. Αυτή η αλληλεπίδραση μπορεί να προκαλέσει είτε χρήσιμα ιατρικά αποτελέσματα (θεραπευτικά και διαγνωστικά) ή βιολογική καταστροφή και ανεπιθύμητα αποτελέσματα, ανάλογα με τις ιδιαίτερες συνθήκες. Γι' αυτό κρίνεται απαραίτητη η μελέτη των ηλεκτρικών ιδιοτήτων των βιολογικών ιστών τόσο σε επίπεδο βασικής όσο και σε επίπεδο εφαρμοσμένης βιοφυσικής [83], [84], [85], [86]. Μια ολοκληρωμένη μελέτη των ιδιοτήτων αυτών, αφορά σε τέσσερα βασικά μεγέθη [86], [87], [88], [35], [49]:

- Διηλεκτρική σταθερά ( $\epsilon'$ )
- Ειδική αγωγιμότητα ( $\sigma$ )
- Εφαπτομενικές απώλειες ( $\tan\delta$ )
- Βάθος διείσδυσης ( $\delta$ )

Το ανθρώπινο σώμα στο σύνολο του δεν είναι ομοιογενές, και συνίσταται από πληθώρα ιστών με διαφορετικές διηλεκτρικές σταθερές. Στην Εικόνα 2.8, όπως και στον Πίνακα 2.2, φαίνεται χαρακτηριστικά αυτή η ανομοιογένεια.



**Εικόνα 2.8:** Μοντέλο ανθρώπινου σώματος, όπου με διαφορετικό χρώμα απεικονίζονται διαφορετικοί βιολογικοί ιστοί (διαφορετικής διηλεκτρικής σταθεράς).

[Πηγή: <http://nefeli.lib.teicrete.gr/browse/stef/hlk/2012/StamatakisIoannis>]

**Πίνακας 2.2:** Διηλεκτρικές ιδιότητες διάφορων βιολογικών ιστών συχνότητας 402 MHz.

Ιστός	Ειδική αγωγιμότητα (S/m)	Διηλεκτρική σταθερά	Εφαπτομενικές απώλειες	Βάθος διείσδυσης (m)
Αορτή	0,562	46,99	0,535	0,067
Λίπος	0,041	55,79	0,330	0,309
Μυς	0,797	57,11	0,624	0,053
Καρδιά	0,966	66,05	0,654	0,047
Νεφρό	1,096	66,36	0,738	0,042
Μυελός οστών	0,029	56,72	0,231	0,434
Φλοιός ιστών	0,092	13,14	0,311	0,213

Η αλληλεπίδραση της ακτινοβολίας με τους ιστούς είναι αναπόφευκτη, όπως αναπόφευκτη είναι και η ανάπτυξη βιολογικών ομοιωμάτων που προσομοιάζουν τις ιδιότητες του εκάστοτε ιστού ενδιαφέροντος [89]. Τα ομοιώματα (μοντέλα) αυτά κατατάσσονται σε φυσικά και αριθμητικά.

- **Φυσικά μοντέλα**

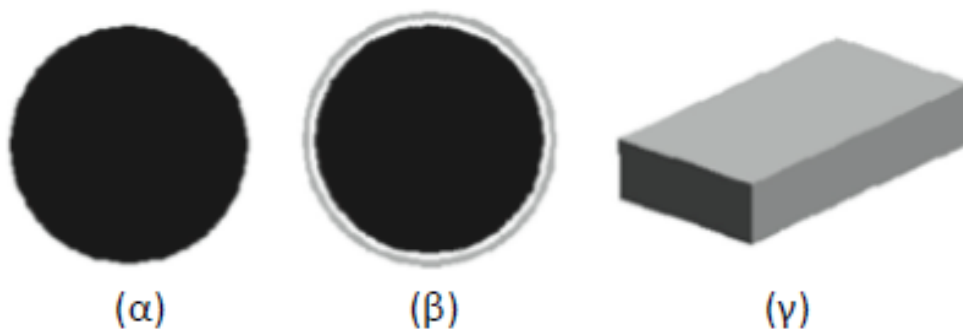
Τα φυσικά μοντέλα αποτελούν μια φυσική αναπαράσταση του προτύπου, όπως φαίνεται και στην Εικόνα 2.9. Είναι απλά στην κατασκευή και παρουσιάζουν ιδιότητες παραπλήσιες με αυτές του φυσικού προτύπου. Χρησιμοποιούνται, βασικά, για να επιβεβαιώσουν πειραματικά τους αριθμητικούς υπολογισμούς που έχουν γίνει βάσει των αριθμητικών μοντέλων. Όσο αφορά την ιατρική έρευνα, έχουν χρησιμοποιηθεί για τη μελέτη και κατανόηση της διάδοσης των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων εντός του ανθρωπίνου σώματος, αλλά και για την ανάπτυξη νέων μεθόδων για διάγνωση και θεραπεία [89], [35], [49].

**Εικόνα 2.9:** Φυσικά μοντέλα: (α) κορμού, (β) ανθρώπινης κεφαλής.

- **Αριθμητικά Μοντέλα**

Στην κατηγορία των αριθμητικών μοντέλων συναντώνται τα ανατομικά μοντέλα και τα κανονικά μοντέλα [90]. Προσφέρονται για θεωρητική ανάλυση και σχεδίαση των κεραιών.

Τα κανονικά μοντέλα έχουν απλό γεωμετρικό σχήμα όπως αυτό του κύβου ή της σφαίρας για την αναπαράσταση του εκάστοτε ιστού (Εικόνα 2.10). Η σφαίρα για παράδειγμα, προσομοιώνει συνήθως το βολβό του ματιού ή το ανθρώπινο κεφάλι, ο κύλινδρος τα άκρα του σώματος και ο κύβος αποσκοπεί στην αναπαράσταση πολλών διαφορετικών στρωμάτων ιστού. Λόγω της απλότητάς τους, τα μοντέλα αυτά έδωσαν τις πρώτες πληροφορίες σχετικά με τα βασικά χαρακτηριστικά της απορρόφησης της RF ακτινοβολίας από το ανθρώπινο σώμα [14], [35], [49].



**Εικόνα 2.10:** Κανονικές γεωμετρικές που μοντελοποιούν το ανθρώπινο σώμα. (α) ομογενής, (β) γεωμετρία τριών στρωμάτων που μοντελοποιεί το ανθρώπινο κεφάλι, (γ) κανονικό μοντέλο ανθρώπινου κορμού.

[Πηγή: <http://artemis-new.cslab.ece.ntua.gr:8080/jspui/bitstream/123456789/6318/1/DT2012-0106.pdf>]

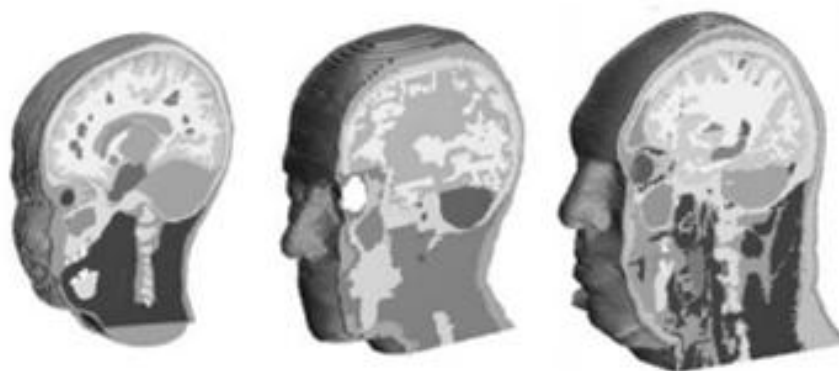
Τα ανατομικά μοντέλα, λόγω της ραγδαία ανάπτυξης των υπολογιστικών συστημάτων αλλά και των τεχνικών ιατρικής απεικόνισης, προκύπτουν με τη βοήθεια ιατρικών απεικονιστικών μεθόδων (Μαγνητική Τομογραφία, Αξονική Τομογραφία), όπου μέσω ιατρικών δισδιάστατων εικόνων και ανακατασκευή τους σε τρισδιάστατο μοντέλο προκύπτει μια ακριβής ψηφιακή απεικόνιση του ιστού ενδιαφέροντος και της ανατομίας

του (Εικόνα 2.11). Είναι σαφώς λεπτομερέστερα από τα κανονικά μοντέλα αλλά πιο πολύπλοκα στην κατασκευή τους [91], [92], [35].



(α)

(β)



(γ)

**Εικόνα 2.11:** Ανατομικά μοντέλα: (α) χεριού για Tablets, (β) χεριού για Smartphones, (γ) από αριστερά προς δεξιά: παιδιού μέχρι 3 χρονών, γυναικείου κεφαλιού και αντρικού κεφαλιού.

[Πηγή: <http://www.speag.com/news-events/news/measurement/new-phantom-products/>]

## 2.3 Η Μέθοδος των Πεπερασμένων Στοιχείων

Με την ολοένα και ταχύτερη ανάπτυξη της τεχνολογίας, ο σχεδιασμός ηλεκτρονικών συστημάτων αυξημένης πολυπλοκότητας είναι αναπόφευκτος. Τα συστήματα αποτελούνται από διαφορετικά μέρη, το καθένα από τα οποία απαιτεί ξεχωριστή μελέτη, αφού η σωστή λειτουργία τους είναι καθοριστική για το υπόλοιπο σύστημα. Πως όμως επιλύονται αυτά τα περίπλοκα ηλεκτρομαγνητικά προβλήματα; Για την επίλυση αυτών των προβλημάτων έχουν αναπτυχθεί μέθοδοι αριθμητικής επίλυσης, που περιγράφουν πλήρως το τρισδιάστατο ηλεκτρομαγνητικό πεδίο [93]. Οι τρεις κυριότερες και πιο δημοφιλείς υπολογιστικές μέθοδοι είναι η μέθοδος των ροπών (MoM), η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων (FEM) και η μέθοδος των πεπερασμένων διαφορών στο πεδίο του χρόνου (FDTD). Έτσι γνωρίζοντας το πεδίο που αναπτύσσεται από την κάθε διάταξη, προσδιορίζονται τα χαρακτηριστικά της και συνεπώς με την κατάλληλη διασύνδεση παρόμοιων διατάξεων είναι εφικτός ο σχεδιασμός ολοκληρωμένων μικροταινιακών κυκλωμάτων.

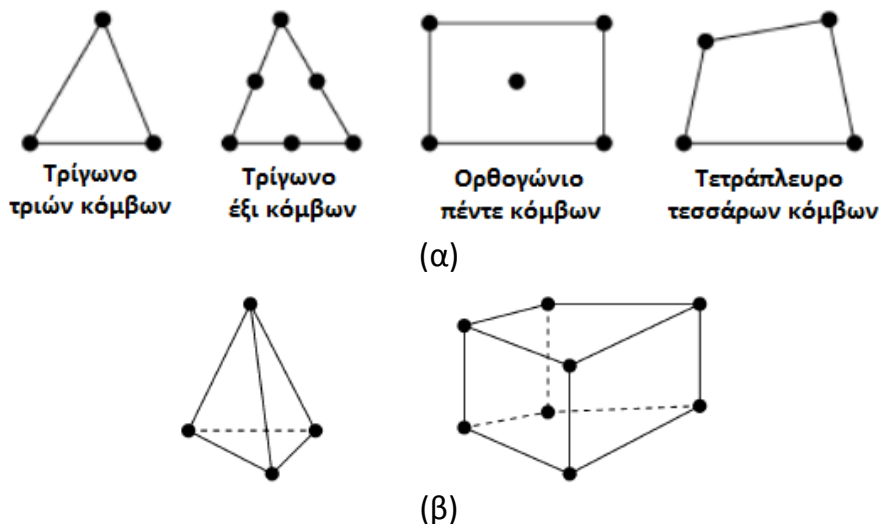
Ταυτόχρονα με την ανάπτυξη των αλγορίθμων αυτών, αναπτύχθηκε και μια πλειάδα από εμπορικά λογισμικά, φιλικών προς το χρήστη, για την επίλυση ηλεκτρομαγνητικών προβλημάτων. Με δεδομένο τώρα ότι, η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων (FEM) αποτελεί μία από τις πλέον κατάλληλες και διαδεδομένες μεθόδους για τη σχεδίαση κεραιών και έχοντας σαν κρατούμενο ότι το λογισμικό της εταιρείας Ansoft HFSS χρησιμοποιεί τη μέθοδο αυτή για την επίλυση ηλεκτρομαγνητικών προβλημάτων, πραγματοποιείται, στις επόμενες σελίδες, μια ανάλυση της μεθόδου FEM καθώς και μια μικρή επισκόπηση του λογισμικού αυτού.

### 2.3.1 Θεωρητικό Πλαίσιο

Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων προήλθε από τις ανάγκες για επίλυση πολύπλοκων προβλημάτων στην ελαστικότητα και στην

κατασκευαστική μηχανική. Η ανάπτυξή της μπορεί να ανιχνευθεί πάνω από πενήντα (50) χρόνια πριν (Alexander Hrennikoff-1941, Richard Courant-1942) αλλά πλέον αποτελεί πολύ σημαντικό εργαλείο σε όσους ασχολούνται με το βιομηχανικό και μηχανολογικό σχεδιασμό [93], [94]. Ειδικότερα, θεωρείται από τις πλέον κατάλληλες για την επίλυση προβλημάτων ακανόνιστων γεωμετριών που περιλαμβάνουν διηλεκτρικά και μαγνητικά υλικά.

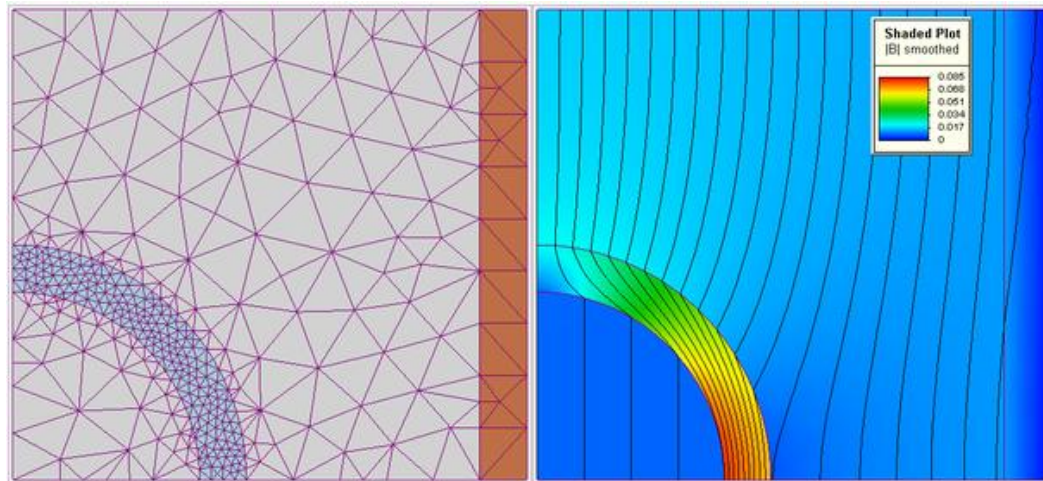
Βασικό χαρακτηριστικό της μεθόδου, λοιπόν, είναι η διακριτοποίηση των βασικών εξισώσεων του Maxwell ή των κυματικών εξισώσεων Helmholtz και η προσομοίωση του χώρου, με τη βοήθεια του διαμερισμού του σε απλά γεωμετρικά σχήματα. Η Εικόνα 2.12 παρουσιάζει τα βασικά πεπερασμένα στοιχεία-σχήματα που διακριτοποιείται ο χώρος με τη μέθοδο πεπερασμένων στοιχείων, τόσο για δύο διαστάσεις όσο και για τρεις. Έτσι μία πολύπλοκη κατασκευή αναλύεται σε ένα πλέγμα πεπερασμένου αριθμού στοιχείων απλού σχήματος.



**Εικόνα 2.12:** Τυπικά πεπερασμένα στοιχεία: α) δύο διαστάσεων, β) τριών διαστάσεων.  
[Πηγή: <http://artemis-new.cslab.ece.ntua.gr:8080/jspui/bitstream/123456789/6318/1/DT2012-0106.pdf>]

Μία καλύτερη κατανόηση της εφαρμογής της μεθόδου παρουσιάζεται στην Εικόνα 2.13. Στόχος του παραδείγματος είναι η εξεύρεση λύσης σε ένα μαγνητικό πρόβλημα, μέσω λογισμικού FEM. Αρχικά ο χώρος διακριτοποιείται σε απλά γεωμετρικά σχήματα (Εικόνα 2.13α). Τα χρώματα

υποδεικνύουν τα διαφορετικά υλικά για κάθε περιοχή (πορτοκαλί: καλώδιο σύνδεσης πηνίου, μπλε: σιδηρομαγνητικό υλικό, γκριζο: αέρας). Παρόλο που η γεωμετρία θεωρείται απλή, θα ήταν πολύ δύσκολο να υπολογιστεί το μαγνητικό πεδίο χωρίς λογισμικό. Έτσι μέσω του λογισμικού προκύπτει η λύση (Εικόνα 2.13β). Τα χρώματα αναπαριστούν το πλάτος πυκνότητας μαγνητικής ροής.



(α)

(β)

**Εικόνα 2.13:** Παράδειγμα υπολογισμού μαγνητικού πεδίου μέσω λογισμικού FEM: α) Διαμερισμός χώρου σε απλούστερα σχήματα. Τα χρώματα αναπαριστούν τα διάφορα υλικά, β) Λύση. Διαβαθμίσεις πυκνότητας μαγνητικής ρής.

[Πηγή: [http://en.wikipedia.org/wiki/Finite\\_element\\_method](http://en.wikipedia.org/wiki/Finite_element_method)]

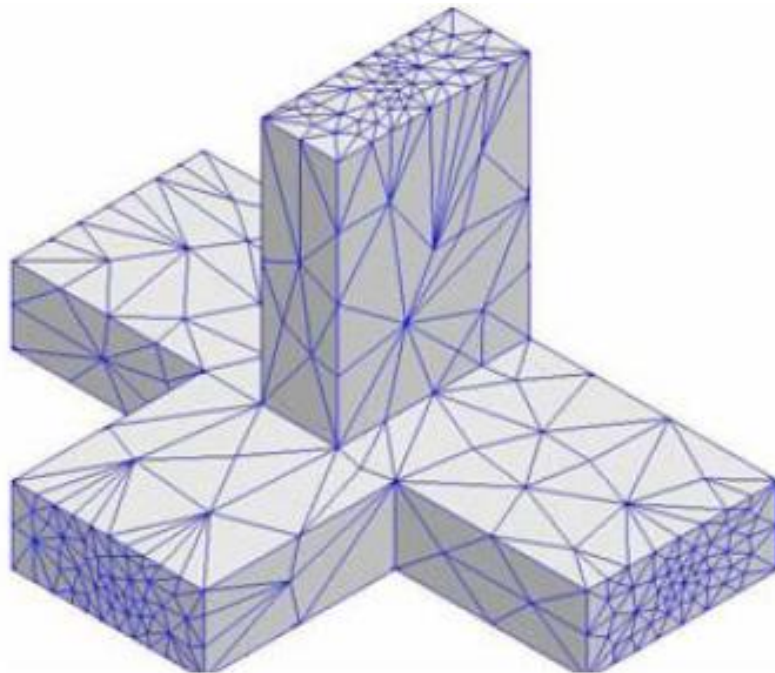
Μέσω του παραδείγματος λοιπόν, προκύπτει γενικά ο στόχος της μεθόδου: ο υπολογισμός της άγνωστης συνάρτησης μέσω της επίλυσης αραιών συστημάτων εξισώσεων που προκύπτουν από την εφαρμογή της [95], [96], [97]. Βέβαια, ο υπολογιστικός χώρος θα πρέπει να τερματιστεί λόγω περιορισμένων δυνατοτήτων αποθήκευσης στη μνήμη του υπολογιστή. Συνεπώς, η εφαρμογή κατάλληλων οριακών συνθηκών είναι απαραίτητη για την επίλυση του προβλήματος [94].

### 2.3.2 Λογισμικό Ansoft HFSS

Το λογισμικό HFSS, της εταιρείας Ansoft Corporation, είναι το πρότυπο βιομηχανικό εργαλείο, που χρησιμοποιεί τη μέθοδο πεπερασμένων

στοιχείων για την προσομοίωση τρισδιάστατων πλήρους κύματος ηλεκτρομαγνητικών πεδίων. Το ακρωνύμιο HFSS σημαίνει High Frequency Structure Simulation δηλαδή προσομοιωτής δομών στις υψηλές συχνότητες. Πρωτοσχεδιάστηκε από τον Zoltan Cendes και τους μαθητές του στο Carnegie Mellon University και αποτελεί πλέον το πιο διαδεδομένο και κορυφαίο πακέτο λογισμικού, για σχεδιασμό κεραιών και περίπλοκων ηλεκτρονικών κυκλωμάτων [98]. Η επιτυχία του έγκειται στην αυτοματοποιημένη διαδικασία λύσης του. Οι χρήστες χρειάζεται μόνο να προσδιορίσουν τη γεωμετρία, τις ιδιότητες των υλικών και την επιθυμητή έξοδο και από εκεί και πέρα το πρόγραμμα δημιουργεί αυτόματα το πιο κατάλληλο, αποτελεσματικό και ακριβή σύμπλεγμα για να λύσει το πρόβλημα.

Όπως αναφέρθηκε παραπάνω, για να παράγει τη λύση ενός ΗΜ πεδίου, το HFSS χρησιμοποιεί τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων, όπου το γεωμετρικό μοντέλο, χωρίζεται αυτόματα σε ένα μεγάλο αριθμό τετραέδρων (σύμπλεγμα πεπερασμένων στοιχείων), όπου κάθε τετράεδρο είναι μια τετράπλευρη πυραμίδα (Εικόνα 2.14) [99], [100].

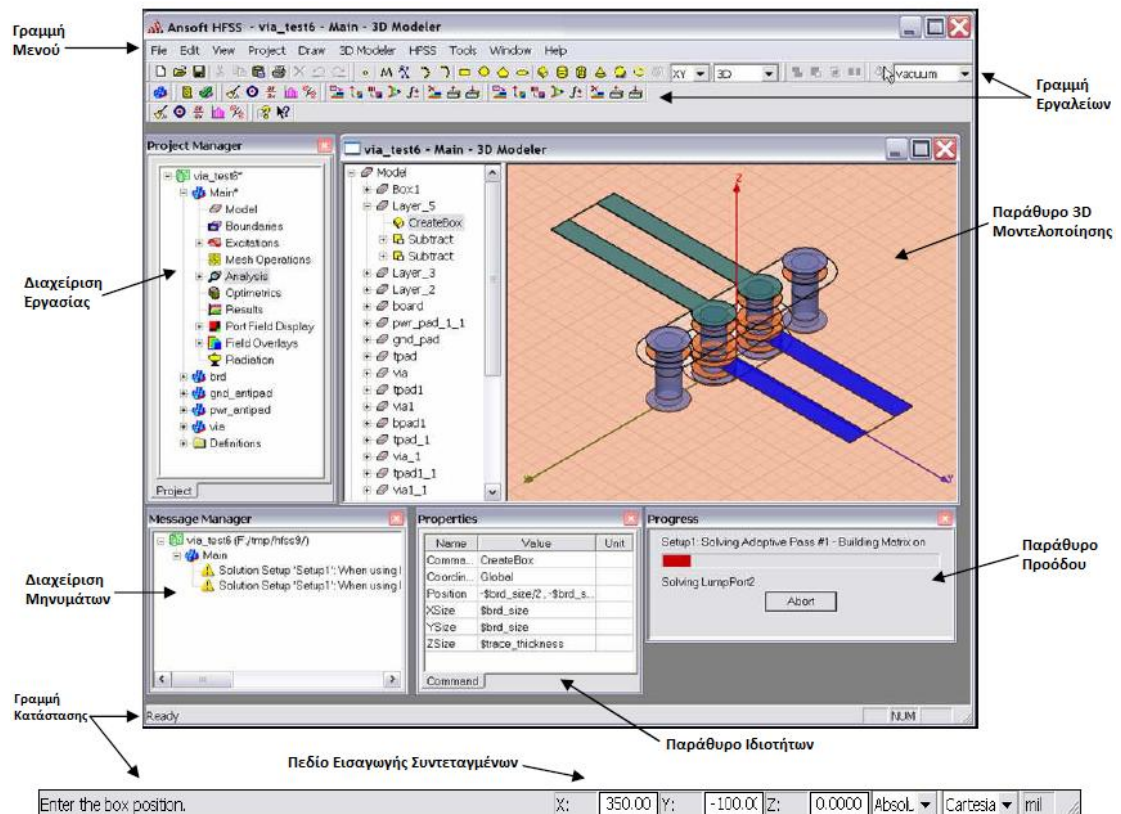


**Εικόνα 2.14:** Το HFSS μέσω της μεθόδου ΠΣ, χωρίζει το γεωμετρικό μοντέλο, σε ένα μεγάλο αριθμό τετραέδρων.

[Πηγή: [http://vivliothmyy.ee.auth.gr/444/1/ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ\\_.pdf](http://vivliothmyy.ee.auth.gr/444/1/ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ_.pdf)]



Μια ενδεικτική εικόνα, όσο αφορά το περιβάλλον εργασίας του λογισμικού, δίνεται στην Εικόνα 2.15.



**Εικόνα 2.15:** Ενδεικτική εικόνα περιβάλλοντος εργασίας λογισμικού HFSS.

[Πηγή: [http://morteza.rezaee.student.um.ac.ir/imagesm/6446/stories/e-books/hfss tutorial\\_antenna.pdf](http://morteza.rezaee.student.um.ac.ir/imagesm/6446/stories/e-books/hfss tutorial_antenna.pdf)]

## 2.4 Συζήτηση-Συμπεράσματα

Στο παρόν κεφάλαιο παρουσιάστηκε το θεωρητικό υπόβαθρο που κρύβεται πίσω από τις εμφυτεύσιμες κεραιές για ενσωμάτωση επί ΕΙΔ. Οι διατάξεις αυτές απαιτούν κεραιές με αυστηρούς περιορισμούς και χαμηλό προφίλ. Έτσι οι επιστήμονες έδωσαν λύση στο συγκεκριμένο πρόβλημα προτείνοντας μία ειδική κατηγορία κεραιών, τις κεραιές μικροταινίας. Για το σκοπό αυτό σε πρώτο στάδιο αναλύεται, η αρχή λειτουργίας των κεραιών αυτών και έπειτα επισημαίνονται τα πλεονεκτήματά τους έναντι άλλων κεραιών.

Έπειτα, με δεδομένο ότι η σχεδίαση των εμφυτεύσιμων κεραιών παρουσιάζει πολλές προκλήσεις και προσελκύει έντονο επιστημονικό ενδιαφέρον, αναλύθηκαν οι σημαντικότερες προκλήσεις σχεδίασής τους

όπως, η σμίκρυνση των διαστάσεων, η τροφοδοσία, η βιοσυμβατότητα, ο SAR και η ασφάλεια. Επιπλέον, οι σχεδιαστές πρέπει να είναι σε θέση να σχεδιάσουν την εκάστοτε κεραία με συγκεκριμένα χαρακτηριστικά επιδόσεων. Έτσι κρίνεται απαραίτητο να δοθεί ιδιαίτερη προσοχή κατά τη σχεδίαση σε χαρακτηριστικά όπως η συχνότητα συντονισμού, η παράμετρος  $|S_{11}|$ , το κέρδος και το εύρος ζώνης. Ταυτόχρονα, δεδομένου ότι το βιολογικό περιβάλλον είναι κρίσιμος παράγοντας για τη λειτουργία μιας εμφυτεύσιμης ιατρικής διάταξης, κρίνεται σκόπιμη η ανάλυση των ηλεκτρικών ιδιοτήτων των ανθρώπινων βιολογικών ιστών, καθώς και των αριθμητικών και φυσικών μοντέλων προσομοίωσης των βιολογικών ιστών που χρησιμοποιούνται στη βιβλιογραφία.

Στη συνέχεια γίνεται μια μικρή αναφορά στο περιβάλλον σχεδίασης Ansoft HFSS καθώς και στη μέθοδο των Πεπερασμένων Στοιχείων που εφαρμόζει για την αριθμητική επίλυση των ηλεκτρομαγνητικών προβλημάτων.

## Κεφάλαιο 3:

# Σχεδίαση Εμφυτεύσιμων Κεραιών Διαφόρων Μεγεθών

Στο κεφάλαιο αυτό, πραγματοποιείται σχεδίαση πρωτότυπων εμφυτεύσιμων κεραιών μικροταινίας διαφόρων μεγεθών.

Δομικά, αποτελείται από τρία μέρη.

Το πρώτο μέρος, αποτελεί την εισαγωγή στην οποία παρατίθενται οι χρησιμοποιούμενες μέθοδοι και μοντέλα που εφαρμόστηκαν, όπως επίσης και το παραμετρικό μοντέλο κεραιάς μικροταινίας που προτάθηκε.

Στο δεύτερο μέρος, εφαρμόζεται η μεθοδολογία σχεδίασης εμφυτεύσιμων κεραιών που παρατέθηκε στο πρώτο μέρος, και πραγματοποιείται σχεδίαση δεκαεννιά (19) εμφυτεύσιμων κεραιών μικροταινίας διαφόρων μεγεθών. Η διαδικασία σχεδίασης παρουσιάζεται ενδεικτικά για τρεις (3) κεραιές.

Στο τρίτο και τελευταίο μέρος, πραγματοποιείται μία σύντομη περίληψη της μεθοδολογίας που εφαρμόστηκε και εξάγονται χρήσιμα συμπεράσματα.

### 3.1 Χρησιμοποιούμενες μέθοδοι και μοντέλα

#### 3.1.1 Χρησιμοποιούμενη Μεθοδολογία Σχεδίασης Κεραιών

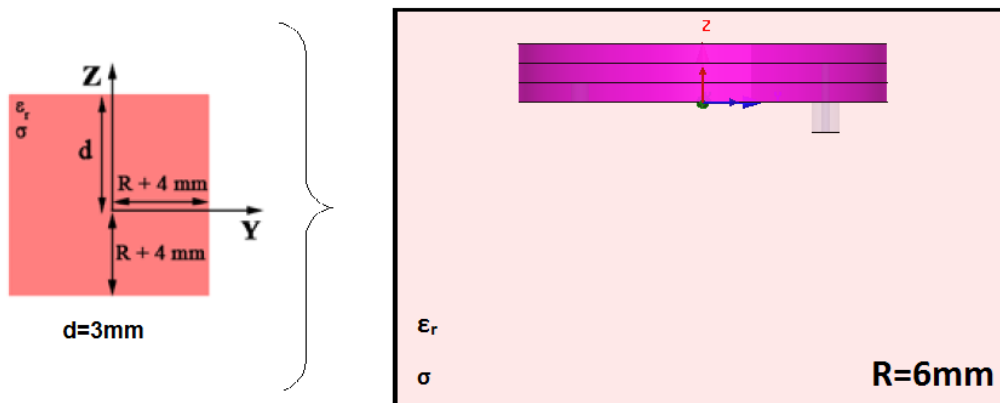
Στα πλαίσια σχεδίασης εμφυτεύσιμων κεραιών διαφόρων διαστάσεων με βελτιστοποιημένες επιδόσεις συντονισμού εντός μοντέλου ιστού δέρματος, χρησιμοποιήθηκε η Μεθοδολογία Αλγοριθμικής Βελτιστοποίησης Συντονισμού Γενικευμένης Κεραίας.

Η βασική ιδέα της μεθοδολογίας, με δεδομένο ότι οι κεραιές προορίζονται για εμφύτευση κάτω από το δέρμα, στηρίζεται στο γεγονός ότι μπορούν να σχεδιαστούν προσεγγιστικά μέσα σε ένα απλό μοντέλο ιστού δέρματος [44]. Το μοντέλο ιστού δέρματος, χαρακτηρίζεται από μία συγκεκριμένη τιμή διηλεκτρικής σταθεράς ( $\epsilon_r$ ), αγωγιμότητας ( $\sigma$ ), και πυκνότητας μάζας ( $\rho$ ), τιμές οι οποίες καταγράφονται στον Πίνακα 3.1.

**Πίνακας 3.1:** Τιμές διηλεκτρικής σταθεράς ( $\epsilon_r$ ), αγωγιμότητας ( $\sigma$ ) και πυκνότητας μάζας ( $\rho$ ) ιστού δέρματος.

Βιολογικός Ιστός	$\epsilon_r$	$\sigma$ [S/m]	$\rho$ [kg/m <sup>3</sup> ]
Δέρμα	46.74	0.689	1100

Η κεραία εμφυτεύεται σε απόσταση  $d$  κάτω από την εξωτερική επιφάνεια του μοντέλου ιστού δέρματος, όπως φαίνεται και στην Εικόνα 3.1. Πρόκειται για ένα πιο κοντά στην πραγματικότητα σενάριο, καθώς η απόσταση  $d$  αντιπροσωπεύει το βάθος εμφύτευσης. Όσο αφορά τους  $X, Y$  άξονες, το μοντέλο εκτείνεται σε μια απόσταση  $R+4$  mm.

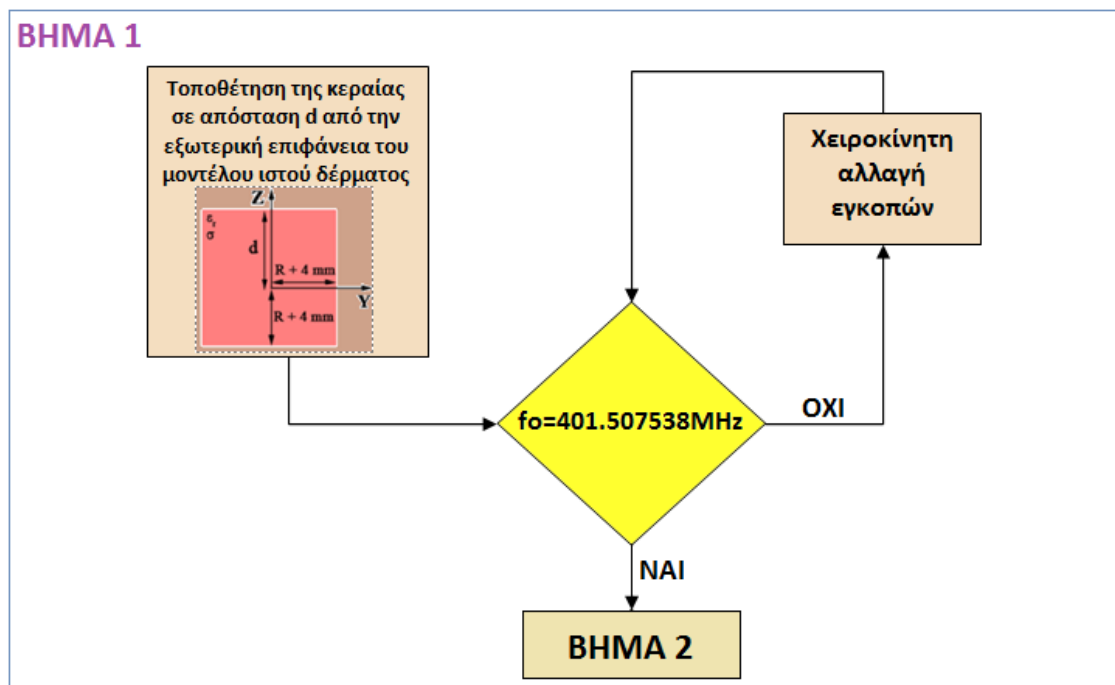


**Εικόνα 3.1:** Θέση κεραίας στο μοντέλο ιστού δέρματος. Εμφύτευση κεραίας σε απόσταση  $d$  από εξωτερική επιφάνεια μοντέλου ιστού δέρματος και σε απόσταση  $R+4$ mm από  $X, Y$  άξονες.

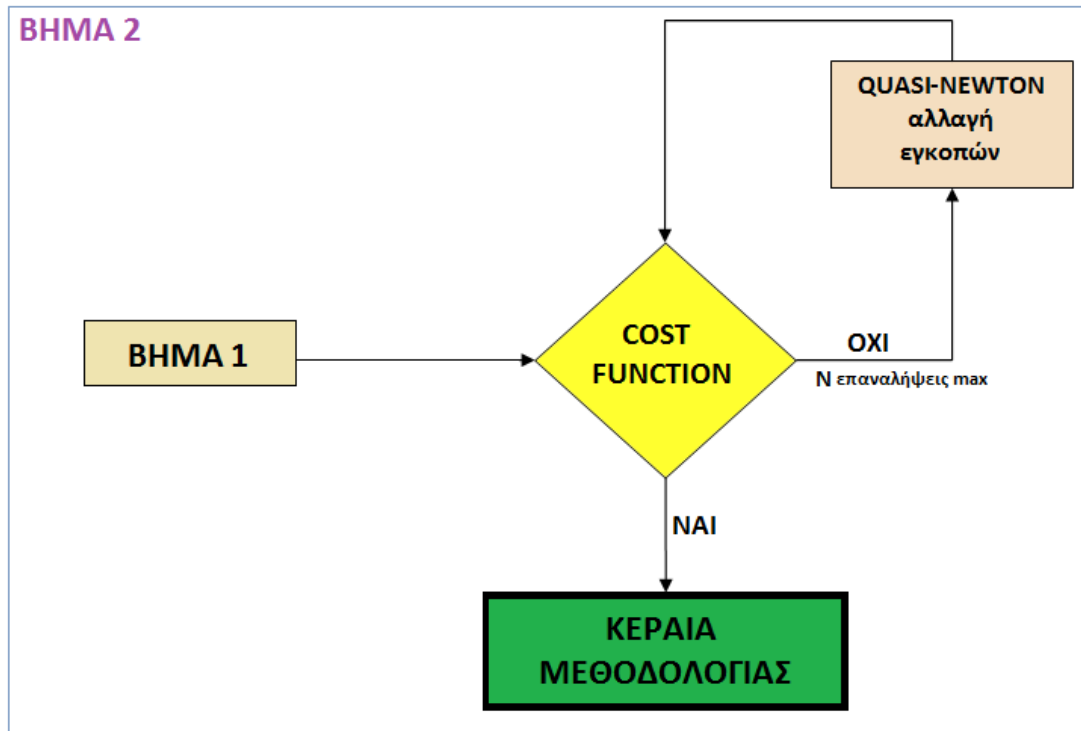
Η μεθοδολογία αυτή, αποτελεί μία υβριδική μέθοδο σχεδίασης, καθώς συνδυάζει χειροκίνητη και αλγοριθμική μεταβολή των χαρακτηριστικών κάθε κεραίας. Έτσι λοιπόν, συνίσταται από δύο βήματα. Στο πρώτο βήμα, πραγματοποιείται σχεδίαση της εμφυτεύσιμης κεραίας εντός μοντέλου ιστού το οποίο πληρούται με διηλεκτρικό υλικό που αντιστοιχεί στον επιθυμητό ιστό εμφύτευσης. Η σχεδίασή της πραγματοποιείται επαναληπτικά, έως ότου επιτευχθεί συντονισμός στην επιθυμητή συχνότητα των 402 MHz.

Στο δεύτερο βήμα, πραγματοποιείται βελτιστοποίηση των παραμέτρων σχεδίασης της κεραίας του πρώτου βήματος με επαναληπτικό τρόπο, έως ότου επιτευχθεί ο μικρότερος δυνατός συντελεστής ανάκλασης ή αν το πλήθος των επαναλήψεων υπερβεί έναν προκαθορισμένο αριθμό (N). Η βελτιστοποίηση πραγματοποιείται μέσω αλγορίθμου Quasi-Newton, ο οποίος βρίσκεται ενσωματωμένος στο λογισμικό Ansoft HFSS.

Τα διαγράμματα ροής για τα δύο βήματα, παρουσιάζονται αναλυτικά στην Εικόνα 3.2:



(α)



(β)

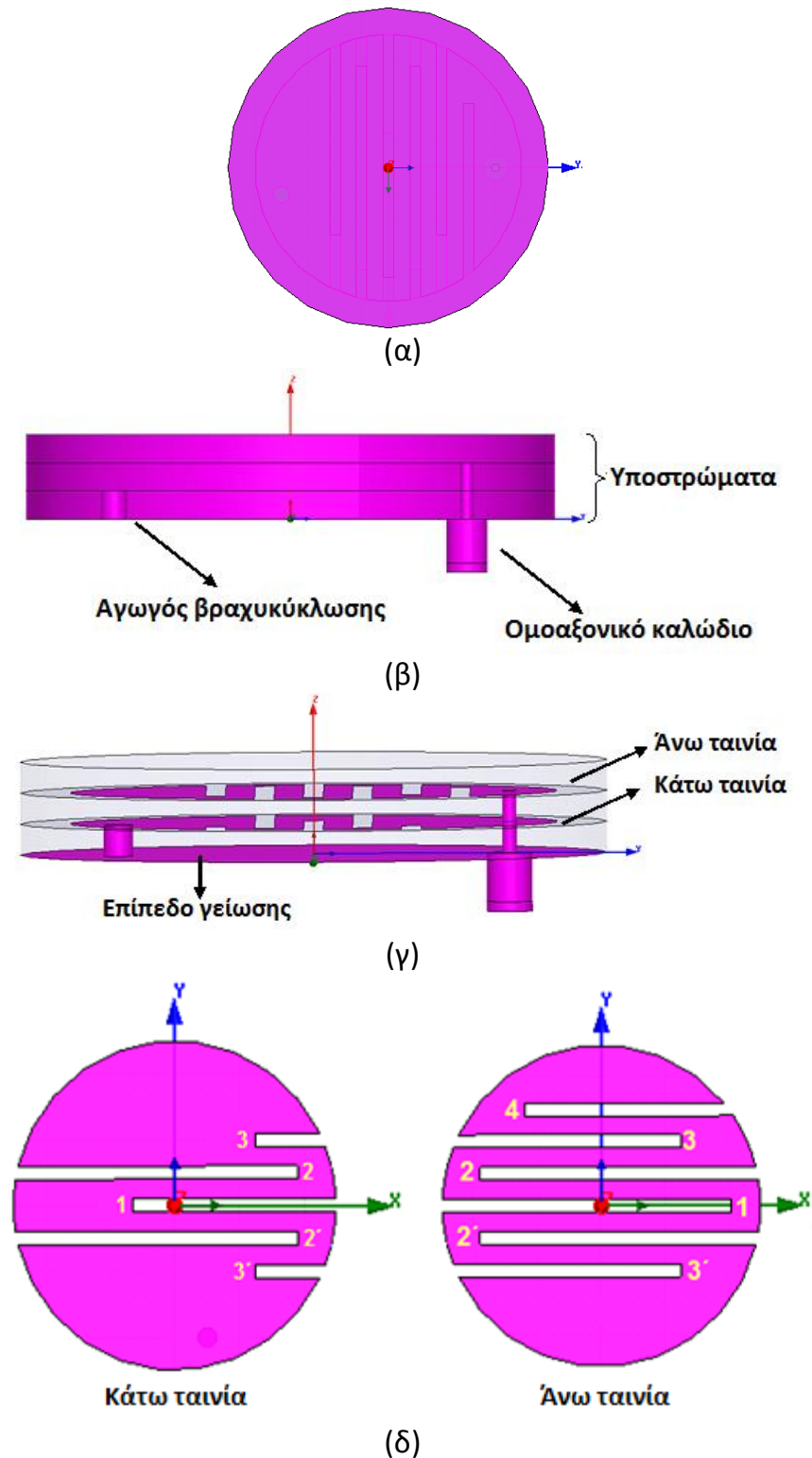
Εικόνα 3.2: Σχηματικό διάγραμμα Μεθοδολογίας: α) 1ο βήμα, β) 2ο βήμα

### 3.1.2 Παραμετρικό Μοντέλο Κεραίας

Στην Παράγραφο αυτή, προτείνεται ένα παραμετρικό μοντέλο κεραίας μικροταινίας, για εμφύτευση εντός ιστού δέρματος.

Το μοντέλο της προτεινόμενης κεραίας (Εικόνα 3.3) αποτελείται από ένα επίπεδο γείωσης (ακτίνας 6 mm) και από 2 ταινίες (ακτίνας 5 mm) κάθετα τοποθετημένες. Οι κεραίες, οι οποίες τροφοδοτούνται από ομοαξονικό καλώδιο αντίστασης 50 Ohm, σχεδιάζονται σε υποστρώματα πάχους 0.6 mm. Ένα τρίτο υπόστρωμα πάχους 0.6 mm σχεδιάζεται ώστε να καλύπτει το μοντέλο, για αποφυγή επαφής του μετάλλου με τον ιστό δέρματος. Στην άνω και κάτω ταινία επίσης, προστίθενται εγκοπές, οι οποίες επανακαθορίζουν τη διαδρομή των επιφανειακών ρευμάτων μεγάλωνοντας τις διαδρομές τους, προκειμένου να επιτευχθεί σμίκρυνση του μεγέθους της κεραίας. Οι εγκοπές επίσης, θεωρούνται μεταβλητές, ισαπέχουν (1 mm) και έχουν το ίδιο πάχος (0.4 mm) (Εικόνα 3.3.δ). Για περαιτέρω μείωση του

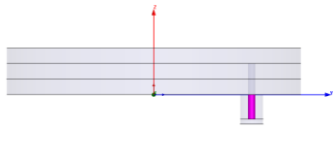





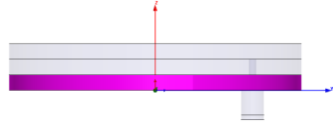
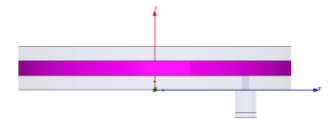
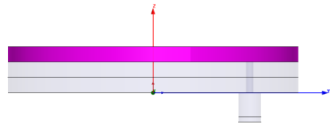
μεγέθους της κεραίας, προστίθεται αγωγός βραχυκύκλωσης ( $X = 1 \text{ mm}$ ,  $Y = -4 \text{ mm}$ ), ακτίνας  $0.3 \text{ mm}$ , ο οποίος συνδέει το επίπεδο γείωσης με την κάτω ταινία [44].



**Εικόνα 3.3:** Κυκλική κεραία μικροταινίας: (α) κάτοψη, (β) πλάγια όψη, (γ) τρισδιάστατη όψη, (δ) οπτικοποίηση εγκοπών άνω και κάτω ταινίας.

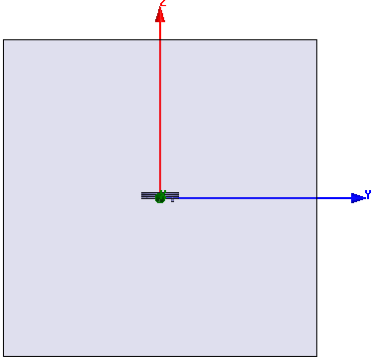
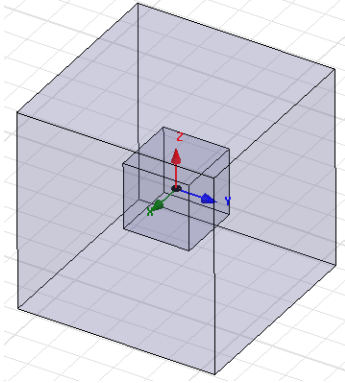
Για λόγους κατανόησης του μοντέλου, οι Πίνακες 3.2-3.5, παρουσιάζουν αναλυτικά, τα αρχικά χαρακτηριστικά σχεδίασης του μοντέλου, για κάθε τμήμα της γεωμετρίας της κεραίας και του μοντέλου ιστών.

**Πίνακας 3.2:** Χαρακτηριστικά σχεδίασης και οπτικοποίηση ομοαξονικού, υποστρωμάτων και αγωγού βραχυκύκλωσης.

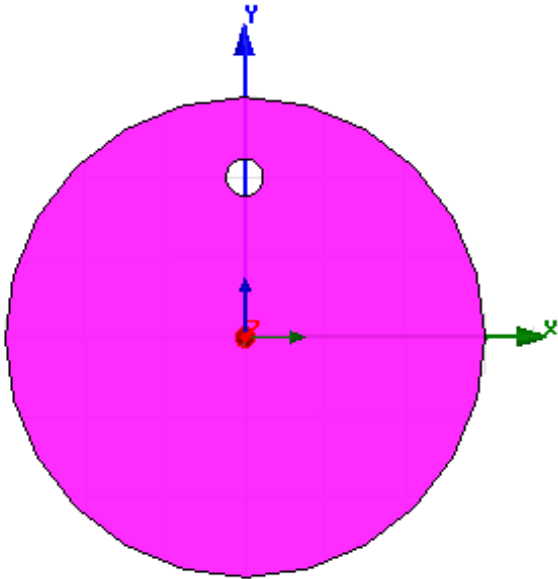
Τμήμα Μοντέλου	ΟΠΤΙΚΟΠΟΙΗΣΗ	Υλικό	Συντεταγμένες (mm)	Ακτίνα (mm)	Ύψος (mm)
Αγωγός ομοαξονικού (1 <sup>ο</sup> κομμάτι)		Τέλειος ηλεκτρικός αγωγός (pec)	X=0 Y=4 Z=-1	0.145	1
Αγωγός ομοαξονικού (2 <sup>ο</sup> κομμάτι)		Τέλειος ηλεκτρικός αγωγός (pec)	X=0 Y=4 Z=0	0.145	0.635
Αγωγός ομοαξονικού (3 <sup>ο</sup> κομμάτι)		Τέλειος ηλεκτρικός αγωγός (pec)	X=0 Y=4 Z=0.635	0.145	0.635
Εξωτερική επένδυση ομοαξονικού		Μονωτικό υλικό (Teflon)	X=1 Y=-4 Z=-1	0.465	1
Καπάκι ομοαξονικού		Τέλειος ηλεκτρικός αγωγός (pec)	X=0 Y=4 Z=-1	0.465	-0.2
Αγωγός βραχυκύκλωσης		Τέλειος ηλεκτρικός αγωγός (pec)	X=1 Y=-4 Z=0.635	0.3	0.635
Υπόστρωμα 1		Διηλεκτρικό υλικό (Rogers)	X=0 Y=0 Z=0	6	0.635
Υπόστρωμα 2		Διηλεκτρικό υλικό (Rogers)	X=0 Y=0 Z=0.635	6	0.635
Υπόστρωμα 3		Διηλεκτρικό υλικό (Rogers)	X=0 Y=0 Z=1.27	6	0.635



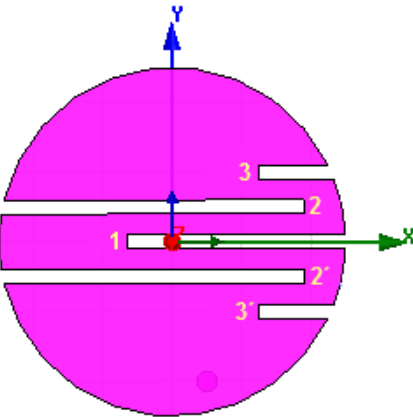
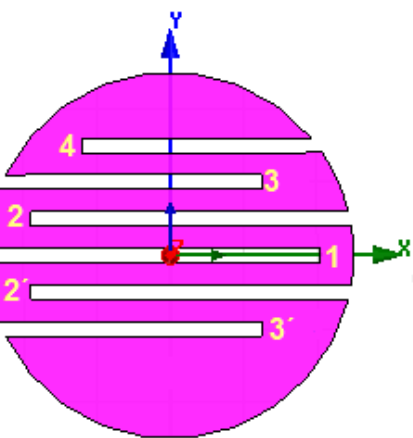
**Πίνακας 3.3:** Χαρακτηριστικά σχεδίασης και οπτικοποίηση μοντέλου ιστού δέρματος και αέρα.

Τμήμα Μοντέλου	ΟΠΤΙΚΟΠΟΙΗΣΗ	Υλικό	Θέση (mm)	Μήκος X (mm)	Πλάτος Y (mm)	Ύψος Z (mm)
Μοντέλο ιστού δέρματος		Skin (Ηλεκτρικές ιδιότητες ιστού δέρματος)	X=-50 Y=-50 Z=-50	100	100	100
Μοντέλο αέρα		Vacuum (Ιδιότητες κενού)	X=-150 Y=-150 Z=-150	300	300	300

**Πίνακας 3.4:** Χαρακτηριστικά σχεδίασης και οπτικοποίηση επιπέδου γείωσης.

Τμήμα Μοντέλου	ΟΠΤΙΚΟΠΟΙΗΣΗ	Συντεταγμένες (mm)	Ακτίνα (mm)
Επίπεδο γείωσης		X=0 Y=0 Z=0	6

**Πίνακας 3.5:** Χαρακτηριστικά σχεδίασης και οπτικοποίηση κάτω και άνω κεραίας, συμπεριλαμβανομένου των εγκοπών.

Τμήμα Μοντέλου	ΟΠΤΙΚΟΠΟΙΗΣΗ	Συντεταγμένες (mm)	Ακτίνα (mm)	Εγκοπές (mm)			
Κάτω ταινία		$X=0$ $Y=0$ $Z=0.635$	5	1	<u>Θέση</u> $X=5$ $Y=0.2$ $Z=0.635$	<u>Μήκος</u> $-L11=-6.3$	<u>Πλάτος</u> -0.4
				2	<u>Θέση</u> $X=-5$ $Y=1.2$ $Z=0.635$	<u>Μήκος</u> $L12=8.8$	<u>Πλάτος</u> -0.4
				2'	<u>Θέση</u> $X=-5$ $Y=-0.8$ $Z=0.635$	<u>Μήκος</u> $L12=8.8$	<u>Πλάτος</u> -0.4
				3	<u>Θέση</u> $X=5$ $Y=2.2$ $Z=0.635$	<u>Μήκος</u> $L14=-2.5$	<u>Πλάτος</u> -0.4
				3'	<u>Θέση</u> $X=5$ $Y=-1.8$ $Z=0.635$	<u>Μήκος</u> $L14=-2.5$	<u>Πλάτος</u> -0.4
Άνω ταινία		$X=0$ $Y=0$ $Z=1.27$	5	1	<u>Θέση</u> $X=-5$ $Y=0.2$ $Z=1.27$	<u>Μήκος</u> $Lu1=9.1$	<u>Πλάτος</u> -0.4
				2	<u>Θέση</u> $X=5$ $Y=1.2$ $Z=1.27$	<u>Μήκος</u> $Lu2=-8.8$	<u>Πλάτος</u> -0.4
				2'	<u>Θέση</u> $X=5$ $Y=-0.8$ $Z=1.27$	<u>Μήκος</u> $-Lu2=-8.8$	<u>Πλάτος</u> -0.4
				3	<u>Θέση</u> $X=-5$ $Y=2.2$ $Z=1.27$	<u>Μήκος</u> $Lu4=7.5$	<u>Πλάτος</u> -0.4
				3'	<u>Θέση</u> $X=-5$ $Y=-1.8$ $Z=1.27$	<u>Μήκος</u> $Lu4=7.5$	<u>Πλάτος</u> -0.4
				4	<u>Θέση</u> $X=5$ $Y=3.2$ $Z=1.27$	<u>Μήκος</u> $-Lu6=-7.4$	<u>Πλάτος</u> -0.4

### 3.1.3 Μεθοδολογία σχεδίασης των 19 κεραιών

Η μεθοδολογία σχεδίασης των δεκαεννιά (19) κεραιών του Κεφαλαίου αυτού βασίζεται στο παραμετρικό μοντέλο κεραίας της Παραγράφου 3.1.2 και αποτελείται από δύο βήματα:

- 1ο βήμα: πραγματοποιείται σχεδίαση της εμφυτεύσιμης κεραίας εντός μοντέλου ιστού δέρματος. Για επίτευξη πιο ρεαλιστικού σεναρίου εμφύτευσης, η κεραία τοποθετείται πιο κοντά στην εξωτερική επιφάνεια του μοντέλου. Έτσι, μεταβάλλοντας την ακτίνα (R) κατά 0.5 mm κάθε φορά δημιουργείται πλήθος κεραιών. Για κάθε νέα κεραία, πραγματοποιείται χειροκίνητη μεταβολή του μήκους των εγκοπών, ώστε να επιτευχθεί συντονισμός στην επιθυμητή συχνότητα (402 MHz). Οι κεραίες οι οποίες αποσυντονίζονται σε τέτοιο σημείο, ώστε να μην επαναφέρεται συντονισμός στα 402 MHz με κανένα τρόπο, αποκλείονται.
- 2ο βήμα: πραγματοποιείται βελτιστοποίηση στις παραμέτρους σχεδίασης (κεραίες πρώτου βήματος), με επαναληπτικό τρόπο. Η βελτιστοποίηση πραγματοποιείται μέσω αλγορίθμου Quasi-Newton, ο οποίος βρίσκεται ενσωματωμένος στο λογισμικό Ansoft HFSS. Οι επαναλήψεις σταματάνε όταν:
  - ο αριθμός των επαναλήψεων ξεπεράσει το 300 ή εάν
  - ικανοποιηθεί η συνάρτηση κόστους (cost function)
 Σε όλες τις σχεδιασθείσες κεραίες καταβάλλεται προσπάθεια για επίτευξη όσο το δυνατό, μικρότερου  $|S_{11}|$  ( $|S_{11}|_{@f_0} = \min$ ).

Όταν η βελτιστοποίηση τελειώσει, ελέγχεται για κάθε κεραία το κριτήριο καταλληλότητας:

$$|S_{11}|_{@f_0} \geq 10 \text{ dB} \quad (3-1)$$

Αν ισχύει ο πιο πάνω περιορισμός, τότε η κεραία κρίνεται κατάλληλη για μελέτη.

### **3.2 Σχεδίαση Προτεινόμενων Κεραιών**

Στα πλαίσια δημιουργίας ικανοποιητικού αριθμού κεραιών, ώστε να είναι εφικτή η σύγκριση των επιδόσεών τους, δημιουργήθηκαν δεκαεννιά (19) κεραιές μικροταινίας για εμφύτευση εντός ιστού δέρματος, μέσω εφαρμογής της μεθοδολογίας που περιγράφηκε στο 3.1.3.

#### **3.2.1 Χειροκίνητη μεταβολή εγκοπών**

Στο βήμα αυτό, η ακτίνα των κεραιών μεταβάλλεται με βήμα  $R+0.5$  mm κάθε φορά. Αποτέλεσμα της μεταβολής αυτής είναι η αύξηση της συχνότητας συντονισμού. Στόχος λοιπόν, είναι η δημιουργία του μέγιστου δυνατού πλήθους κεραιών, με κριτήριο το αν συντονίζονται στην επιθυμητή συχνότητα των 401.507538 MHz.

Αρχικά, η κεραία εμφυτεύεται σε απόσταση  $d$  από την εξωτερική επιφάνεια του μοντέλου ιστού δέρματος. Όσο αφορά τους  $X, Y$  άξονες, το μοντέλο εκτείνεται σε μια απόσταση  $R+4$  mm.

Όταν λοιπόν, σε μια τέτοια κεραία, αυξηθεί η ακτίνα, ταυτόχρονα αυξάνεται και η συχνότητα συντονισμού. Πώς όμως επιτυγχάνεται μείωση της συχνότητας συντονισμού; Σύμφωνα με τη θεωρία πάντα και με δεδομένο ότι η κεραία χρησιμοποιεί την τεχνική των εγκοπών, επιτυγχάνεται αυξομείωση της βασικής συχνότητας με αλλαγή του μεγέθους των εγκοπών. Συγκεκριμένα, αύξηση του μεγέθους των εγκοπών, οδηγεί στην αύξηση της διαδρομής του ρεύματος, με αποτέλεσμα η κεραία να λειτουργεί σε μικρότερη βασική συχνότητα.

Έτσι, για κάθε νέα κεραία που προκύπτει μεταβάλλοντας την ακτίνα, πραγματοποιείται χειροκίνητη μεταβολή του μήκους των εγκοπών, μέχρι να επιτευχθεί συντονισμός στην επιθυμητή συχνότητα (402 MHz). Εάν όμως, ο συντονισμός στα 402 MHz είναι αδύνατος τότε κρίνονται ακατάλληλες για μελέτη.

Ενδεικτικά, παρατίθεται η διαδικασία και τα αποτελέσματα για το σχεδιασμό τριών εκ των κεραιών:

α) Ρυθμίσεις παραμέτρων

Επειδή οι κεραίες είναι διαφορετικής ακτίνας, ρυθμίζονται ανάλογα για κάθε περίπτωση, οι τιμές που επηρεάζονται και παρουσιάζονται στους Πίνακες 3.6-3.8.

**Πίνακας 3.6:** Χαρακτηριστικά σχεδίασης μοντέλου ιστού δέρματος (skin\_tissue).

ΜΟΝΤΕΛΟ ΔΕΡΜΑΤΟΣ				
Μέγεθος Ακτίνας (mm)	Θέση (mm)	Μήκος (mm)	Πλάτος (mm)	Ύψος (mm)
4.5	X=-8.5, Y=-8.5, Z=-8.5	17	17	11.5
9.5	X=-13.5, Y=-13.5, Z=-13.5	27	27	16.5
13.5	X=-17.5, Y=-17.5, Z=-17.5	35	35	20.5

**Πίνακας 3.7:** Ακτίνα υποστρώματων, επιπέδου γείωσης, άνω και κάτω ταινίας.

Μέγεθος Ακτίνας (mm)	Υποστρώματα (mm)	Επίπεδο γείωσης (mm)	Άνω ταινία (mm)	Κάτω ταινία (mm)
4.5	4.5	4.5	4.3	4.3
9.5	9.5	9.5	9.3	9.3
13.5	13.5	13.5	13.3	13.3

**Πίνακας 3.8:** Ρύθμιση συντεταγμένων κάτω και άνω ταινίας.

Τμήμα Μοντέλου	Εγκοπή	Ακτίνα=4.5mm			Ακτίνα =9.5mm			Ακτίνα =13.5mm		
		Συντεταγμένες (mm)			Συντεταγμένες (mm)			Συντεταγμένες (mm)		
		X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
ΚΑΤΩ ΤΑΙΝΙΑ	1	4.3	0.2	0.635	9.3	0.2	0.635	-13.3	0.2	0.635
	2	-4.3	1.2		-9.3	1.2		13.3	1.2	
	2'	-4.3	-0.8		-9.3	-0.8		13.3	-0.8	
	3	4.3	2.2		9.3	2.2		-13.3	2.2	
	3'	4.3	-1.8		9.3	-1.8		-13.3	-1.8	
ΑΝΩ ΤΑΙΝΙΑ	1	-4.3	0.2	1.27	-9.3	0.2	1.27	-13.3	0.2	1.27
	2	4.3	1.2		9.3	1.2		13.3	1.2	
	2'	4.3	-0.8		9.3	-0.8		13.3	-0.8	
	3	-4.3	2.2		-9.3	2.2		-13.3	2.2	
	3'	-4.3	-1.8		-9.3	-1.8		-13.3	-1.8	
	4	4.3	3.2		9.3	3.2		13.3	3.2	

β) Αποτελέσματα Προσομοίωσης

Αφού ρυθμιστούν οι παράμετροι και προσομοιωθεί το σύστημα, προκύπτουν τα διαγράμματα του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της

συχνότητας για κάθε κεραία, καθώς και η τιμή του  $|S_{11}|$  στη συχνότητα συντονισμού, όπως φαίνεται στον Πίνακα 3.9.

**Πίνακας 3.9:** Διαγράμματα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας. Τιμή συντελεστή ανάκλασης και συχνότητας συντονισμού για κεραίες ακτίνας 4.5 mm, 9.5 mm και 13.5 mm.

Μέγεθος Ακτίνας	Διαγράμματα	Αποτελέσματα
4.5 mm		$ S_{11} $ (dB)
		-20.880816
		$f_o$ (MHz)
447.738693		
9.5 mm		$ S_{11} $ (dB)
		-0.129120
		$f_o$ (MHz)
500		
13.5 mm		$ S_{11} $ (dB)
		-0.347538
		$f_o$ (MHz)
500		

γ) Χειροκίνητη μεταβολή εγκοπών

Όπως παρατηρείται μέσω του Πίνακα 3.9, οι κεραίες δεν συντονίζονται στην επιθυμητή συχνότητα των 402 MHz. Γι αυτό πραγματοποιείται χειροκίνητη αύξηση των εγκοπών (στο X άξονα), ώστε κάθε κεραία να λειτουργεί σε μικρότερη βασική συχνότητα. Έτσι, οι κεραίες αποκτούν την επιθυμητή τιμή συχνότητας λειτουργίας, για τα πιο κάτω μεγέθη εγκοπών (Πίνακας 3.10).

**Πίνακας 3.10:** Μήκος εγκοπών για το οποίο επιτεύχθηκε συντονισμός στα 402 MHz.

Τμήμα Μοντέλου	Εγκοπή	Ακτίνα=4.5 mm	Ακτίνα =9.5 mm	Ακτίνα =13.5 mm
		Θέση στο X άξονα (mm)	Θέση στο X άξονα (mm)	Θέση στο X άξονα (mm)
ΚΑΤΩ ΤΑΙΝΙΑ	1	- L11=-7.405	- L11=-12	- L11=-14.05
	2	L12=8.1	L12=9.5	L12=13
	2'	L12'=-8.1	L12'=-9.5	L12'=-13
	3	- L13=-6.297	- L13=-5	- L13=-4.5
	3'	- L13'=-6.297	- L13'=-5	- L13'=-4.5
ΑΝΩ ΤΑΙΝΙΑ	1	Lu1=8.35	Lu1=9.1	- L11=-14.05
	2	-Lu2=-8	-Lu2=-9	-Lu2=-8.8
	2'	-Lu2'=-8	-Lu2'=-9	-Lu2'=-8.8
	3	Lu3=7.62	Lu3=7.5	Lu3=7.5
	3'	Lu3'=7.62	Lu3'=7.5	Lu3'=7.5
	4	-Lu4=-6.64	-Lu4=-7.4	-Lu4=-7.4

Εφαρμόζοντας τις πιο πάνω τιμές εγκοπών, προκύπτουν πάλι τα διαγράμματα του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας για κάθε κεραία, όπως επίσης και η τιμή του  $|S_{11}|$  στη συχνότητα συντονισμού (Πίνακας 3.11).

**Πίνακας 3.11:** Διαγράμματα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας, και τιμή συντελεστή ανάκλασης ( $|S_{11}|$ ) στη συχνότητα συντονισμού ( $f_0$ ) έπειτα από χειροκίνητη μεταβολή εγκοπών.

Μέγεθος Ακτίνας	Διάγραμμα	Αποτελέσματα
4.5 mm		$ S_{11} $ (dB)
		-11.136898
		$f_0$ (MHz)
		402.512563
9.5 mm		$ S_{11} $ (dB)
		-27.635023
		$f_0$ (MHz)
		401.507538
13.5 mm		$ S_{11} $ (dB)
		-11.226228
		$f_0$ (MHz)
		401.507538

Συνεχίζοντας στο ίδιο μοτίβο και σύμφωνα με τη μεθοδολογία που εφαρμόζεται, επιδιώκεται η δημιουργία του μέγιστου δυνατού πλήθους κεραιών, συντονισμένων στα 402 MHz. Έτσι, προκύπτει ο Πίνακας 3.12, ο οποίος περιλαμβάνει το μέγιστο δυνατό πλήθος κεραιών που δημιουργήθηκε και είναι είκοσι δύο (22) στον αριθμό.

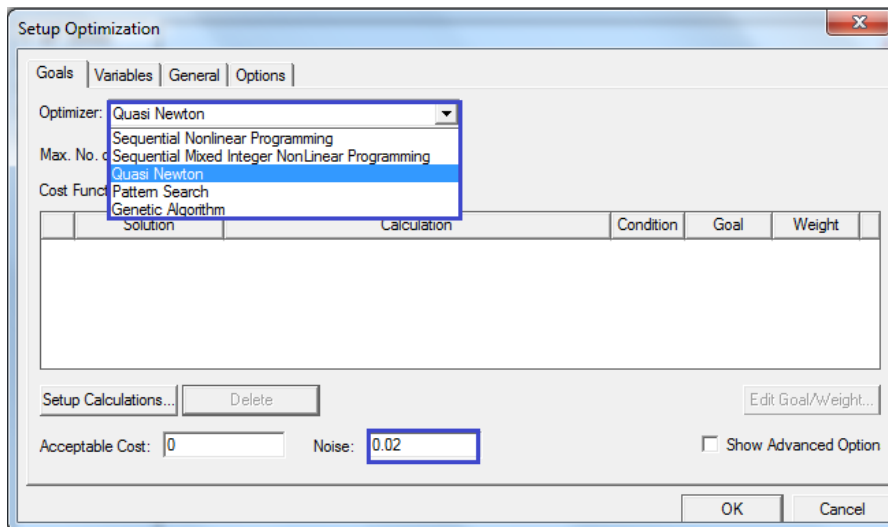
**Πίνακας 3.12:** Συντελεστής ανάκλασης ( $|S_{11}|$ ) και συχνότητα συντονισμού ( $f_0$ ) των τελικών κεραιών που σχεδιάστηκαν με χειροκίνητη αλλαγή εγκοπών.

ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ	ΜΕΓΕΘΟΣ ΑΚΤΙΝΑΣ (mm)	ΧΕΙΡΟΚΙΝΗΤΗ ΑΛΛΑΓΗ ΕΓΚΟΠΩΝ	
		$f_0$ (MHz)	$ S_{11} $ (dB)
1	4		
2	4.5	<b>402.512563</b>	-11.147725
3	5	401.507538	-24.789385
4	5.5	<b>402.512563</b>	-27.012798
5	6	401.507538	-17.011412
6	6.5	401.507538	-14.171990
7	7	401.507538	-11.884637
8	7.5	401.507538	-15.860583
9	8	401.507538	-18.359727
10	8.5	401.507538	-21.908000
11	9	401.507538	-30.736502
12	9.5	401.507538	-27.635023
13	10	<b>402.512563</b>	-22.690867
14	10.5	<b>402.512563</b>	-26.055036
15	11	401.507538	-27.054009
16	11.5	401.507538	-19.576829
17	12	401.507538	-18.160953
18	12.5	401.507538	-15.404702
19	13	401.507538	-14.004918
20	13.5	401.507538	-11.226228
21	14	401.507538	-7.415877
22	14.5	401.507538	-6.054031

### 3.2.2 Quasi-Newton μεταβολή εγκοπών

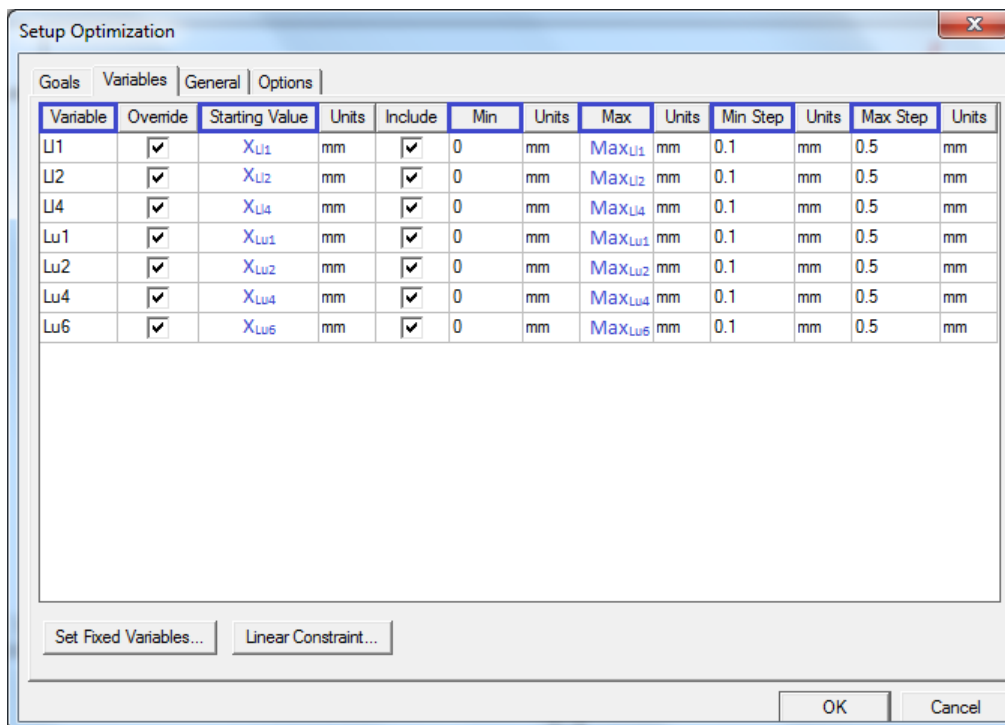
Όταν εξαχθεί το μέγιστο δυνατό πλήθος κεραιών σύμφωνα με το πρώτο βήμα, πραγματοποιείται βελτιστοποίηση για κάθε κεραία μέσω αλγορίθμου Quasi-Newton (Εικόνα 3.4). Η επιλογή του αλγορίθμου αυτού βασίζεται στο γεγονός ότι χαρακτηρίζεται από ταχύτητα και ακρίβεια σε περιπτώσεις αμελητέας ύπαρξης θορύβου (Noise=0.02) [44].





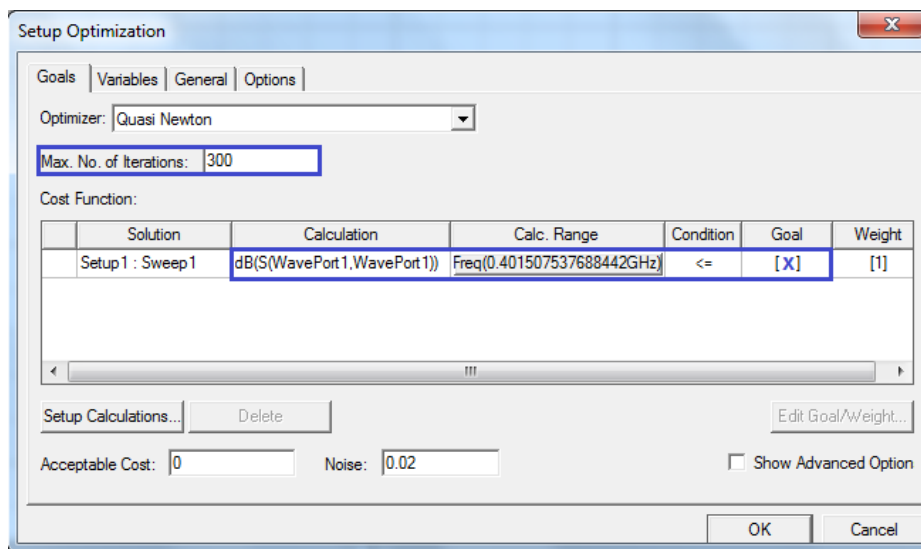
**Εικόνα 3.4:** Επιλογή Quasi-Newton αλγορίθμου και ορισμός θορύβου.

Η βελτιστοποίηση της σχεδίασης πραγματοποιείται εντός κανονικού μοντέλου βιολογικού ιστού δέρματος, θεωρώντας μεταβλητές τις εγκοπές. Οι αρχικές τιμές των εγκοπών διαφέρουν για κάθε κεραία, καθώς είναι αυτές που προέκυψαν από το δεύτερο βήμα. Λογικό λοιπόν, να ισχύει το ίδιο και για το εύρος περιοχής λύσεων (Min, Max). Η ελάχιστη και η μέγιστη τιμή βήματος (Min Step, Max Step) τίθενται ως ίσες προς 0.1 mm και 0.5 mm, αντίστοιχα (Εικόνα 3.5).



**Εικόνα 3.5:** Ρύθμιση των προς βελτιστοποίηση παραμέτρων: αρχική τιμή (starting value), εύρος λύσεων (Min-Max), ελάχιστο και μέγιστο βήμα (Min Step, Max Step)

Ο αλγόριθμος επιτυγχάνει βελτιστοποίηση των παραμέτρων σχεδίασης με επαναληπτικό τρόπο έως ότου ο αριθμός των επαναλήψεων ξεπεράσει το 300 ή εάν ικανοποιηθεί η συνάρτηση κόστους (Εικόνα 3.6). Κύριο μέλημα της διαδικασίας, είναι το  $|S_{11}|$  να είναι το μικρότερο δυνατό. Επομένως, στην αρχή η συνάρτηση κόστους τίθεται ως  $|S_{11}|_{@f_0} \geq 20dB$ , και ακολούθως αν αποτύχει, ως 15 dB και τέλος ως 10 dB. Σημειώνεται ότι υπήρξαν και περιπτώσεις όπου τέθηκε ως συνάρτηση κόστους η  $|S_{11}|_{@f_0} \geq 30dB$ .



**Εικόνα 3.6:** Εισαγωγή cost function και μέγιστων δυνατών επαναλήψεων.

Όταν η διαδικασία της βελτιστοποίησης τελειώσει, τότε ελέγχεται η ακόλουθη συνθήκη:

$$|S_{11}|_{@f_0} \geq 10dB \quad (3-2)$$

Αν η συνθήκη ισχύει, τότε η κεραία κρίνεται κατάλληλη για μελέτη.

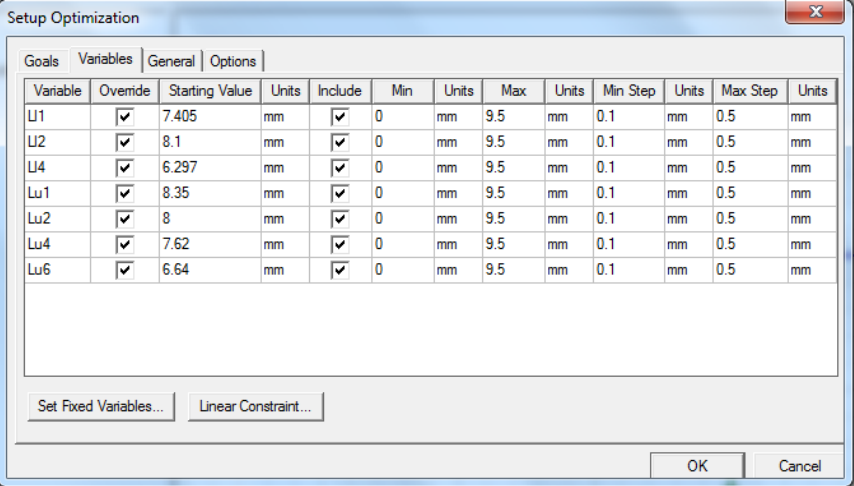
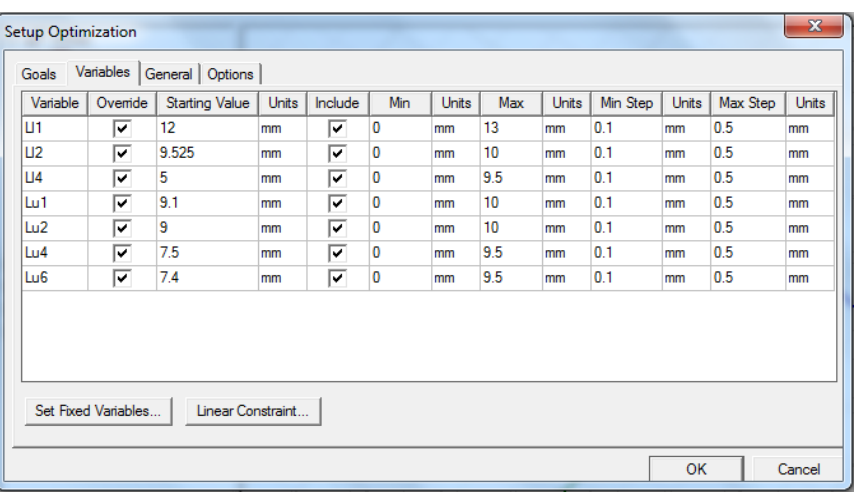
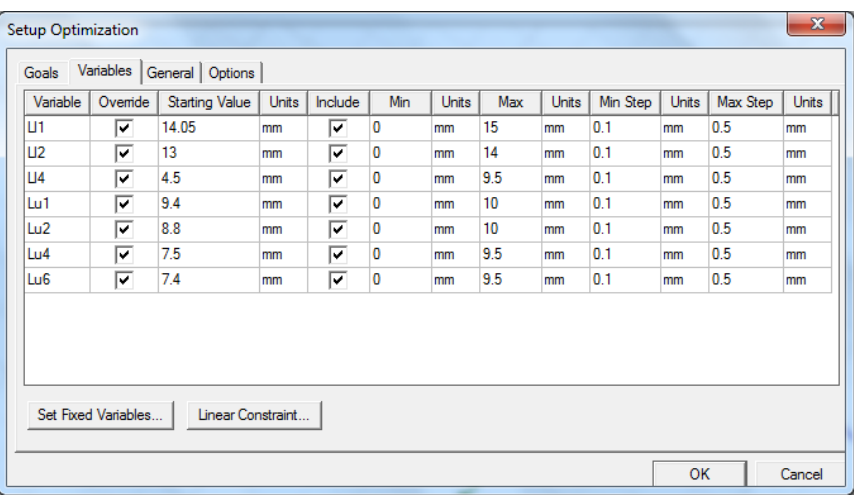
Πιο κάτω παρουσιάζεται η διαδικασία και τα αποτελέσματα (βελτιστοποιημένες τιμές των μεταβλητών παραμέτρων σχεδίασης, γραφικές παραστάσεις  $|S_{11}|$ ) που προκύπτουν κατά τη σχεδίαση τριών εκ των κεραιών.

#### α) Χαρακτηριστικά βελτιστοποίησης

Σε πρώτη φάση ρυθμίζεται η συνάρτηση κόστους και οι εγκοπές, ανάλογα με την κάθε περίπτωση. Οι ρυθμίσεις που τέθηκαν, για τις τρεις ενδεικτικές

κεραίες ακτίνας 4.5 mm, 9.5 mm και 13.5 mm, παρουσιάζονται στον Πίνακα 3.13.

Πίνακας 3.13: Ρύθμιση παραμέτρων βελτιστοποίησης: (α)συνάρτηση κόστους, (β)εγκοπών.

Μέγεθος Ακτίνας	Συνάρτηση κόστους	Ρύθμιση Εγκοπών (Starting Value, Min-Max, Min-Max step)																																																																																																								
4.5 mm	$ S_{11} _{@f_0} \geq 15dB$	 <table border="1" data-bbox="603 483 1460 967"> <thead> <tr> <th>Variable</th> <th>Override</th> <th>Starting Value</th> <th>Units</th> <th>Include</th> <th>Min</th> <th>Units</th> <th>Max</th> <th>Units</th> <th>Min Step</th> <th>Units</th> <th>Max Step</th> <th>Units</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>U1</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>7.405</td><td>mm</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>0</td><td>mm</td><td>9.5</td><td>mm</td><td>0.1</td><td>mm</td><td>0.5</td><td>mm</td></tr> <tr><td>U2</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>8.1</td><td>mm</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>0</td><td>mm</td><td>9.5</td><td>mm</td><td>0.1</td><td>mm</td><td>0.5</td><td>mm</td></tr> <tr><td>U4</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>6.297</td><td>mm</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>0</td><td>mm</td><td>9.5</td><td>mm</td><td>0.1</td><td>mm</td><td>0.5</td><td>mm</td></tr> <tr><td>Lu1</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>8.35</td><td>mm</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>0</td><td>mm</td><td>9.5</td><td>mm</td><td>0.1</td><td>mm</td><td>0.5</td><td>mm</td></tr> <tr><td>Lu2</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>8</td><td>mm</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>0</td><td>mm</td><td>9.5</td><td>mm</td><td>0.1</td><td>mm</td><td>0.5</td><td>mm</td></tr> <tr><td>Lu4</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>7.62</td><td>mm</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>0</td><td>mm</td><td>9.5</td><td>mm</td><td>0.1</td><td>mm</td><td>0.5</td><td>mm</td></tr> <tr><td>Lu6</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>6.64</td><td>mm</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>0</td><td>mm</td><td>9.5</td><td>mm</td><td>0.1</td><td>mm</td><td>0.5</td><td>mm</td></tr> </tbody> </table>	Variable	Override	Starting Value	Units	Include	Min	Units	Max	Units	Min Step	Units	Max Step	Units	U1	<input checked="" type="checkbox"/>	7.405	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	9.5	mm	0.1	mm	0.5	mm	U2	<input checked="" type="checkbox"/>	8.1	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	9.5	mm	0.1	mm	0.5	mm	U4	<input checked="" type="checkbox"/>	6.297	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	9.5	mm	0.1	mm	0.5	mm	Lu1	<input checked="" type="checkbox"/>	8.35	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	9.5	mm	0.1	mm	0.5	mm	Lu2	<input checked="" type="checkbox"/>	8	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	9.5	mm	0.1	mm	0.5	mm	Lu4	<input checked="" type="checkbox"/>	7.62	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	9.5	mm	0.1	mm	0.5	mm	Lu6	<input checked="" type="checkbox"/>	6.64	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	9.5	mm	0.1	mm	0.5	mm
Variable	Override	Starting Value	Units	Include	Min	Units	Max	Units	Min Step	Units	Max Step	Units																																																																																														
U1	<input checked="" type="checkbox"/>	7.405	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	9.5	mm	0.1	mm	0.5	mm																																																																																														
U2	<input checked="" type="checkbox"/>	8.1	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	9.5	mm	0.1	mm	0.5	mm																																																																																														
U4	<input checked="" type="checkbox"/>	6.297	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	9.5	mm	0.1	mm	0.5	mm																																																																																														
Lu1	<input checked="" type="checkbox"/>	8.35	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	9.5	mm	0.1	mm	0.5	mm																																																																																														
Lu2	<input checked="" type="checkbox"/>	8	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	9.5	mm	0.1	mm	0.5	mm																																																																																														
Lu4	<input checked="" type="checkbox"/>	7.62	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	9.5	mm	0.1	mm	0.5	mm																																																																																														
Lu6	<input checked="" type="checkbox"/>	6.64	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	9.5	mm	0.1	mm	0.5	mm																																																																																														
9.5 mm	$ S_{11} _{@f_0} \geq 30dB$	 <table border="1" data-bbox="603 981 1460 1473"> <thead> <tr> <th>Variable</th> <th>Override</th> <th>Starting Value</th> <th>Units</th> <th>Include</th> <th>Min</th> <th>Units</th> <th>Max</th> <th>Units</th> <th>Min Step</th> <th>Units</th> <th>Max Step</th> <th>Units</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>U1</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>12</td><td>mm</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>0</td><td>mm</td><td>13</td><td>mm</td><td>0.1</td><td>mm</td><td>0.5</td><td>mm</td></tr> <tr><td>U2</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>9.525</td><td>mm</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>0</td><td>mm</td><td>10</td><td>mm</td><td>0.1</td><td>mm</td><td>0.5</td><td>mm</td></tr> <tr><td>U4</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>5</td><td>mm</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>0</td><td>mm</td><td>9.5</td><td>mm</td><td>0.1</td><td>mm</td><td>0.5</td><td>mm</td></tr> <tr><td>Lu1</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>9.1</td><td>mm</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>0</td><td>mm</td><td>10</td><td>mm</td><td>0.1</td><td>mm</td><td>0.5</td><td>mm</td></tr> <tr><td>Lu2</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>9</td><td>mm</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>0</td><td>mm</td><td>10</td><td>mm</td><td>0.1</td><td>mm</td><td>0.5</td><td>mm</td></tr> <tr><td>Lu4</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>7.5</td><td>mm</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>0</td><td>mm</td><td>9.5</td><td>mm</td><td>0.1</td><td>mm</td><td>0.5</td><td>mm</td></tr> <tr><td>Lu6</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>7.4</td><td>mm</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>0</td><td>mm</td><td>9.5</td><td>mm</td><td>0.1</td><td>mm</td><td>0.5</td><td>mm</td></tr> </tbody> </table>	Variable	Override	Starting Value	Units	Include	Min	Units	Max	Units	Min Step	Units	Max Step	Units	U1	<input checked="" type="checkbox"/>	12	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	13	mm	0.1	mm	0.5	mm	U2	<input checked="" type="checkbox"/>	9.525	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	10	mm	0.1	mm	0.5	mm	U4	<input checked="" type="checkbox"/>	5	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	9.5	mm	0.1	mm	0.5	mm	Lu1	<input checked="" type="checkbox"/>	9.1	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	10	mm	0.1	mm	0.5	mm	Lu2	<input checked="" type="checkbox"/>	9	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	10	mm	0.1	mm	0.5	mm	Lu4	<input checked="" type="checkbox"/>	7.5	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	9.5	mm	0.1	mm	0.5	mm	Lu6	<input checked="" type="checkbox"/>	7.4	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	9.5	mm	0.1	mm	0.5	mm
Variable	Override	Starting Value	Units	Include	Min	Units	Max	Units	Min Step	Units	Max Step	Units																																																																																														
U1	<input checked="" type="checkbox"/>	12	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	13	mm	0.1	mm	0.5	mm																																																																																														
U2	<input checked="" type="checkbox"/>	9.525	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	10	mm	0.1	mm	0.5	mm																																																																																														
U4	<input checked="" type="checkbox"/>	5	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	9.5	mm	0.1	mm	0.5	mm																																																																																														
Lu1	<input checked="" type="checkbox"/>	9.1	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	10	mm	0.1	mm	0.5	mm																																																																																														
Lu2	<input checked="" type="checkbox"/>	9	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	10	mm	0.1	mm	0.5	mm																																																																																														
Lu4	<input checked="" type="checkbox"/>	7.5	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	9.5	mm	0.1	mm	0.5	mm																																																																																														
Lu6	<input checked="" type="checkbox"/>	7.4	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	9.5	mm	0.1	mm	0.5	mm																																																																																														
13.5 mm	$ S_{11} _{@f_0} \geq 20dB$	 <table border="1" data-bbox="603 1491 1460 1984"> <thead> <tr> <th>Variable</th> <th>Override</th> <th>Starting Value</th> <th>Units</th> <th>Include</th> <th>Min</th> <th>Units</th> <th>Max</th> <th>Units</th> <th>Min Step</th> <th>Units</th> <th>Max Step</th> <th>Units</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>U1</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>14.05</td><td>mm</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>0</td><td>mm</td><td>15</td><td>mm</td><td>0.1</td><td>mm</td><td>0.5</td><td>mm</td></tr> <tr><td>U2</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>13</td><td>mm</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>0</td><td>mm</td><td>14</td><td>mm</td><td>0.1</td><td>mm</td><td>0.5</td><td>mm</td></tr> <tr><td>U4</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>4.5</td><td>mm</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>0</td><td>mm</td><td>9.5</td><td>mm</td><td>0.1</td><td>mm</td><td>0.5</td><td>mm</td></tr> <tr><td>Lu1</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>9.4</td><td>mm</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>0</td><td>mm</td><td>10</td><td>mm</td><td>0.1</td><td>mm</td><td>0.5</td><td>mm</td></tr> <tr><td>Lu2</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>8.8</td><td>mm</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>0</td><td>mm</td><td>10</td><td>mm</td><td>0.1</td><td>mm</td><td>0.5</td><td>mm</td></tr> <tr><td>Lu4</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>7.5</td><td>mm</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>0</td><td>mm</td><td>9.5</td><td>mm</td><td>0.1</td><td>mm</td><td>0.5</td><td>mm</td></tr> <tr><td>Lu6</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>7.4</td><td>mm</td><td><input checked="" type="checkbox"/></td><td>0</td><td>mm</td><td>9.5</td><td>mm</td><td>0.1</td><td>mm</td><td>0.5</td><td>mm</td></tr> </tbody> </table>	Variable	Override	Starting Value	Units	Include	Min	Units	Max	Units	Min Step	Units	Max Step	Units	U1	<input checked="" type="checkbox"/>	14.05	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	15	mm	0.1	mm	0.5	mm	U2	<input checked="" type="checkbox"/>	13	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	14	mm	0.1	mm	0.5	mm	U4	<input checked="" type="checkbox"/>	4.5	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	9.5	mm	0.1	mm	0.5	mm	Lu1	<input checked="" type="checkbox"/>	9.4	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	10	mm	0.1	mm	0.5	mm	Lu2	<input checked="" type="checkbox"/>	8.8	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	10	mm	0.1	mm	0.5	mm	Lu4	<input checked="" type="checkbox"/>	7.5	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	9.5	mm	0.1	mm	0.5	mm	Lu6	<input checked="" type="checkbox"/>	7.4	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	9.5	mm	0.1	mm	0.5	mm
Variable	Override	Starting Value	Units	Include	Min	Units	Max	Units	Min Step	Units	Max Step	Units																																																																																														
U1	<input checked="" type="checkbox"/>	14.05	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	15	mm	0.1	mm	0.5	mm																																																																																														
U2	<input checked="" type="checkbox"/>	13	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	14	mm	0.1	mm	0.5	mm																																																																																														
U4	<input checked="" type="checkbox"/>	4.5	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	9.5	mm	0.1	mm	0.5	mm																																																																																														
Lu1	<input checked="" type="checkbox"/>	9.4	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	10	mm	0.1	mm	0.5	mm																																																																																														
Lu2	<input checked="" type="checkbox"/>	8.8	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	10	mm	0.1	mm	0.5	mm																																																																																														
Lu4	<input checked="" type="checkbox"/>	7.5	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	9.5	mm	0.1	mm	0.5	mm																																																																																														
Lu6	<input checked="" type="checkbox"/>	7.4	mm	<input checked="" type="checkbox"/>	0	mm	9.5	mm	0.1	mm	0.5	mm																																																																																														

β) Αποτελέσματα αλγοριθμικής βελτιστοποίησης

Όταν η διαδικασία της βελτιστοποίησης φτάσει στο τέλος, προκύπτουν διάφορες τιμές εγκοπών που χαρακτηρίζονται από το κόστος. Ετσι προκύπτει ο Πίνακας 3.14 που παρουσιάζει τα διαγράμματα κόστους για κάθε επανάληψη (κάθε επανάληψη αντιπροσωπεύει ένα σύνολο τιμών εγκοπών).

**Πίνακας 3.14:** Διαγράμματα κόστους συναρτήσει επαναλήψεων, για κάθε ενδεικτική κεραία.

Μέγεθος Ακτίνας	Διαγράμματα
4.5 mm	
9.5 mm	
13.5 mm	

Από το σύνολο των εγκοπών που προκύπτουν, επιλέγεται το μέγεθος αυτών με το μικρότερο κόστος (Πίνακας 3.15):

**Πίνακας 3.15:** Βελτιστοποιημένες κατά Quasi-Newton εγκοπές.

Εγκοπή	Ακτίνα=4.5 mm	Ακτίνα=9.5 mm	Ακτίνα =13.5 mm
	Μέγεθος εγκοπών (mm)		
LI1	6.71054	12	14.05
LI2	7.977	9.5	13
LI3	5.71369	5.95	4.5
Lu1	8.3520899	9.1	9.4
Lu2	7.98234678	9	8.8
Lu3	7.843373447	7.5	7.5
Lu4	6.762103456	7.4	7.4

Έπειτα, εισάγοντας τα πιο πάνω μεγέθη εγκοπών στο σύστημα, προκύπτει ο Πίνακας 3.16.

**Πίνακας 3.16:** Διαγράμματα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας με κατά Quasi-Newton βελτιστοποίηση εγκοπών

Μέγεθος Ακτίνας	Διαγράμματα	Αποτελέσματα
4.5 mm		S11  (dB)
		<b>-13.650588</b>
		f <sub>0</sub> (MHz)
<b>401.507538</b>		
9.5 mm		S11  (dB)
		<b>-31.938848</b>
		f <sub>0</sub> (MHz)
<b>401.507538</b>		
13.5 mm		S11  (dB)
		<b>-13.650588</b>
		f <sub>0</sub> (MHz)
<b>401.507538</b>		

Συνεχίζοντας με το ίδιο μοτίβο, προκύπτει ο τελικός Πίνακας 3.17 του τρίτου βήματος:

**Πίνακας 3.17:** Συντελεστής ανάκλασης ( $|S_{11}|$ ) και συχνότητα συντονισμού ( $f_0$ ) όλων των κεραιών που σχεδιάστηκαν με Quasi-Newton αλλαγή εγκοπών.

ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ	ΜΕΓΕΘΟΣ ΑΚΤΙΝΑΣ (mm)	ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΗ ΒΕΛΤΙΣΤΟΠΟΙΗΣΗ	
		$f_0$ (MHz)	$ S_{11} $ (dB)
1	4		
2	4.5	401.507538	-13,650588
3	5	401.507538	-24,789385
4	5.5	401.507538	-27,012798
5	6	401.507538	-17,974873
6	6.5	401.507538	-14,171990
7	7	401.507538	-13,909633
8	7.5	401.507538	-16,308382
9	8	401.507538	-24,138565
10	8.5	401.507538	-23,105446
11	9	401.507538	-30,736502
12	9.5	401.507538	-31,938848
13	10	401.507538	-34,891537
14	10.5	401.507538	-26,581170
15	11	401.507538	-27,054009
16	11.5	401.507538	-23,503409
17	12	401.507538	-19,121440
18	12.5	401.507538	-16,018083
19	13	401.507538	-14,388320
20	13.5	401.507538	-11,226228
21	14	401.507538	-7.468176
22	14.5	401.507538	-6.054031




















### 3.3 Τελικές κεραιές μεθοδολογίας

Αφού εξαχθούν όλα τα απαραίτητα αποτελέσματα (συντελεστής ανάκλασης, συχνότητα συντονισμού), τότε συγκεντρώνονται οι παραχθείσες κεραιές σε ένα πίνακα. Αν τηρείται η συνθήκη:

$$|S_{11}|_{@f_0} \geq 10dB \quad (3-3)$$

τότε η κεραιά κρίνεται κατάλληλη για μελέτη (Πίνακας 3.18).

Πίνακας 3.18: Συγκεντρωτικά αποτελέσματα και επιλογή κατάλληλων κεραιών.

Α/Α	ΜΕΓΕΘΟΣ ΑΚΤΙΝΑΣ (mm)	ΧΕΙΡΟΚΙΝΗΤΗ ΑΛΛΑΓΗ ΕΓΚΟΠΩΝ		ΑΛΓΟΡΙΘΜΙΚΗ ΒΕΛΤΙΣΤΟΠΟΙΗΣΗ		
		f <sub>o</sub> (MHz)	S11  (dB)	f <sub>o</sub> (MHz)	S11  (dB)	
1	4	<del>ΔΕΝ ΣΥΝΤΟΝΙΖΕΤΑΙ</del>				
2	4.5	<b>402.512563</b>	-11.147725	401.507538	<b>-13.650588</b>	
3	5	401.507538	-24.789385	401.507538	-24.789385	
4	5.5	<b>402.512563</b>	-27.012798	401.507538	-27.012798	
5	6	401.507538	-17.011412	401.507538	<b>-17.974873</b>	
6	6.5	401.507538	-14.171990	401.507538	-14.171990	
7	7	401.507538	-11.884637	401.507538	<b>-13.909633</b>	
8	7.5	401.507538	-15.860583	401.507538	<b>-16.308382</b>	
9	8	401.507538	-18.359727	401.507538	<b>-24.138565</b>	
10	8.5	401.507538	-21.908000	401.507538	<b>-23.105446</b>	
11	9	401.507538	-30.736502	401.507538	-30.736502	
12	9.5	401.507538	-27.635023	401.507538	<b>-31.938848</b>	
13	10	<b>402.512563</b>	-22.690867	401.507538	<b>-34.891537</b>	
14	10.5	<b>402.512563</b>	-26.055036	401.507538	<b>-26.581170</b>	
15	11	401.507538	-27.054009	401.507538	-27.054009	
16	11.5	401.507538	-19.576829	401.507538	<b>-23.503409</b>	
17	12	401.507538	-18.160953	401.507538	<b>-19.121440</b>	
18	12.5	401.507538	-15.404702	401.507538	<b>-16.018083</b>	
19	13	401.507538	-14.004918	401.507538	<b>-14.388320</b>	
20	13.5	401.507538	-11.226228	401.507538	-11.226228	
21	14	401.507538	-7.415877	401.507538	<b>-7.468176</b>	
22	14.5	401.507538	-6.054031	401.507538	-6.054031	

Στις πιο πάνω επιλεγθείσες κεραιές, αντιστοιχούν συγκεκριμένες τιμές μήκους των εγκοπών. Τα μήκη είναι αυτά που προέκυψαν μέσω της αλγοριθμικής βελτιστοποίησης και καταγράφονται στον Πίνακα 3.19.

**Πίνακας 3.19:** Τελικές τιμές μήκους των εγκοπών για τις 19 σχεδιασθείσες κεραίες.

Μέγεθος Ακτίνας (mm)	ΜΗΚΗ ΕΓΚΟΠΩΝ (mm)						
	LI1	LI2	LI3	Lu1	Lu2	Lu3	Lu4
4.5	6.71054	7.977	5.71369	8.35209	7.98235	7.84337	6.76211
5	7.3	8.8	2.6	9.1	8.8	7.5	7.4
5.5	7.2	8.8	2.5	9.1	8.8	7.5	7.4
6	6.95645	8.99406	2.60188	9.05836	8.90356	7.24270	7.60037
6.5	7	9.28	2.65	9.12	8.9	7.6	7.7
7	7.26	9.31	4.47	9.51	9	7.62	7.14
7.5	8.9	9	4.69712	9.4	9	7.4	7.4
8	9.45362	9.37942	5.02927	9.41652	9.06406	6.4	7.08841
8.5	10	9.7	3.15	9.3	9.1	7.5	7.4
9	11.25	9.33	4.3	9.3	9.1	7.5	7.4
9.5	12	9.5	5.95	9.1	9	7.5	7.4
10	11.95	10.2	5.37365	9.4	8.9	7.5	7.4
10.5	11.97	10.85	5.80579	9.3	8.9	7.5	7.4
11	11.56	12	4.5	9.4	8.9	7.5	7.4
11.5	12.25	12	4.5	8.58733	9	7.5	7.4
12	12.93	12	4.5	7.739	8.539	7.5	7.29
12.5	13.63	12.01	4.5	9.3	8.9	7.5	7.4
13	13.85	12.5	4.5	9.3	8.9	7.5	7.4
13.5	14.05	13	4.5	9.4	8.8	7.5	7.4
<b>ΑΡΧΙΚΕΣ ΤΙΜΕΣ</b>	<b>6.3</b>	<b>8.8</b>	<b>2.5</b>	<b>9.1</b>	<b>8.8</b>	<b>7.5</b>	<b>7.4</b>

### 3.4 Συζήτηση-Συμπεράσματα

Στο παρόν κεφάλαιο εφαρμόζεται ένα παραμετρικό μοντέλο κεραίας μικροταινίας και μία μεθοδολογία σχεδίασης εμφυτεύσιμων κεραιών της βιβλιογραφίας (Αλγοριθμική Βελτιστοποίηση Συντονισμού Γενικευμένης Κεραίας), με αποτέλεσμα τη σχεδίαση δεκαεννιά (19) εμφυτεύσιμων κεραιών διαφόρων μεγεθών.

Η μεθοδολογία συνίσταται στη σχεδίαση όσο το δυνατόν περισσότερων εμφυτεύσιμων κεραιών, μεταβάλλοντας την ακτίνα και λοιπές μεταβλητές παραμέτρους του παραμετρικού μοντέλου κεραίας μικροταινίας. Για κάθε ακτίνα, πραγματοποιείται χειροκίνητη μεταβολή εγκοπών, με επαναληπτικό τρόπο, ώστε να επιτευχθεί συντονισμός στα 402 MHz. Στα πλαίσια του βήματος αυτού, σχεδιάστηκαν εικοσιμία (21) κεραίες με ακτίνα εύρους 4.5 mm - 14.5 mm. Οι κεραίες των 4 mm, καθώς και οι κεραίες από



15 mm και άνω δεν ήταν δυνατόν να συντονιστούν. Μάλιστα, στην κεραία των 4 mm δημιουργείται θέμα χώρου, αφού οι εγκοπές συμπίπτουν με τη θέση του αγωγού βραχυκύκλωσης. Οι κεραίες από 15 mm και άνω κρίνονται απαγορευτικές (εκτός του γεγονότος ότι δεν συντονίζονται) καθώς στόχος μας είναι η σχεδίαση σχετικά μικροσκοπικών κεραιών με ικανοποιητικά χαρακτηριστικά ακτινοβολίας.

Αφού παραχθεί ένα σύνολο από κεραίες, πραγματοποιείται βελτιστοποίηση των παραμέτρων σχεδίασης αυτών με επαναληπτικό τρόπο, μέσω αλγορίθμου Quasi-Newton. Στόχος είναι η σχεδίαση κεραιών συντονισμένων στα 402 MHz, με όσο το δυνατόν μικρότερο συντελεστή ανάκλασης ( $|S_{11}|$ ).

Έτσι, οι εικοσιμία (21) κεραίες που παράχθηκαν στο δεύτερο και τρίτο βήμα, συγκεντρώθηκαν στον Πίνακα 3.18. Με βάση αυτό τον πίνακα και με δεδομένο ότι θέτουμε ως κριτήριο καταλληλότητας τα -10 dB και κάτω, απορρίπτονται δύο (2) κεραίες και παίρνουμε τελικό αριθμό κεραιών δεκαεννιά (19). Συγκεκριμένα οι κεραίες που κρίνονται ακατάλληλες είναι των 14 mm και 14.5 mm ακτίνας. Παρόλο που συντονίζονται στα 402 MHz, δεν επιτεύχθηκε για κανένα μήκος εγκοπών, συντελεστής ανάκλασης μικρότερος από -10 dB (-7.468176 dB και -6.054031 dB αντίστοιχα). Από τις εναπομείνουσες κεραίες, επιτεύχθηκε βελτιστοποίηση του  $|S_{11}|$ , σε δεκατρείς (13) κεραίες. Στις υπόλοιπες έξι (6) το  $|S_{11}|$  παρέμεινε το ίδιο.

Σημειώνεται ότι με τη χειροκίνητη μεταβολή εγκοπών, οι κεραίες ακτίνας 4.5 mm, 5.5 mm, 10 mm και 10.5 mm συντονίζονται στα 402.512563 MHz, ενώ οι υπόλοιπες στα 401.507538 MHz. Παρόλο που δεν μας επηρεάζει (και οι 2 περιπτώσεις εντός της ζώνης MedRadio), απαιτείται ομοιομορφία για καλύτερα αποτελέσματα, πράγμα που επιτυγχάνεται με την κατά Quasi-Newton βελτιστοποίηση εγκοπών.

Όσο αφορά τις εγκοπές που παρουσιάζονται στον Πίνακα 3.19, επαληθεύεται η θεωρία ότι, επιτυγχάνεται αυξομείωση της συχνότητας

συντονισμού με αλλαγή του μεγέθους των εγκοπών. Με λίγα λόγια, όταν αυξάνεται το μέγεθος των εγκοπών, τότε αυξάνεται η διαδρομή του ρεύματος, με αποτέλεσμα η κεραία να λειτουργεί σε μικρότερη συχνότητα συντονισμού.

Γενικά η μεθοδολογία όπως παρατηρούμε, καταλήγει στη σχεδίαση κεραιών οι οποίες δεν πάσχουν από φαινόμενα αποσυντονισμού και μάλιστα παρουσιάζουν βελτιστοποιημένα χαρακτηριστικά συντονισμού για το συγκεκριμένο σενάριο εμφύτευσης. Ειδικότερα όμως, η ανάγκη για χειροκίνητη διόρθωση της σχεδίασης της κεραίας εντός κανονικού μοντέλου ιστού δέρματος, αποτελεί αδυναμία της μεθοδολογίας, καθώς απαιτεί εις βάθος κατανόηση της αρχής λειτουργίας της κεραίας από τον εκάστοτε σχεδιαστή. Τέλος, παρόλο που υπήρξαν ελάχιστες περιπτώσεις όπου ο συνολικός υπολογιστικός χρόνος της μεθοδολογίας ήτανε απαγορευτικός, στις πλείστες περιπτώσεις κρίνεται ικανοποιητικά μικρός.

# **Κεφάλαιο 4:**

## **Συγκριτική Μελέτη Επιδόσεων**

### **των Προτεινόμενων**

### **Εμφυτεύσιμων Κεραιών**

Στο παρόν κεφάλαιο, πραγματοποιείται συγκριτική μελέτη των δεκαεννιά (19) κεραιών διαφορετικών μεγεθών που σχεδιάστηκαν στο Κεφάλαιο 3.

Καταγράφονται αποτελέσματα και παρατίθενται γραφικές παραστάσεις και διαγράμματα μελέτης του συνολικού κέρδους, ηλεκτρικού πεδίου και ρυθμού ειδικής απορρόφησης (SAR), ώστε να προκύψουν χρήσιμα συμπεράσματα.

#### 4.1 Μελέτη παραμέτρων

Για να πραγματοποιηθεί συγκριτική μελέτη των δεκαεννιά (19) κεραιών που σχεδιάστηκαν στο Κεφάλαιο 3, δημιουργείται πίνακας, ο οποίος περιλαμβάνει τις τιμές των πιο κάτω χαρακτηριστικών παραμέτρων (σε συχνότητα λειτουργίας 401.507538 MHz):

- Συντελεστής ανάκλασης- $|S_{11}|$  (dB)
- Αντίσταση ακτινοβολίας- $Z_{11}$
- Απόδοση Ακτινοβολίας-Radiation Efficiency (%)
- Εύρος ζώνης (MHz)
- Μέγιστο κέρδος-Peak Gain (dB)
- Μέγιστη τιμή κατευθυντικότητας-Peak Directivity (dB)
- Ακτινοβολούμενη ισχύς-Radiated Power (W)
- Ισχύς εισόδου συμπεριλαμβανομένου απωλειών-Accepted Power (W)
- Μέγιστη τιμή ειδικού ρυθμού απορρόφησης (W/kg)
- Μέγιστη επιτρεπτή ισχύς εισόδου (mW)

Η Εικόνα 4.1 παρουσιάζει σχηματικά τις χαρακτηριστικές παραμέτρους που υπολογίζονται στη συνέχεια.



Εικόνα 4.1: Θεμελιώδεις παράμετροι που υπολόγιστηκαν σε  $f_0=401.507538$  MHz.

## 4.2 Συγκριτικά Αριθμητικά Αποτελέσματα

Οι τιμές των χαρακτηριστικών παραμέτρων που αναφέρθηκαν προηγουμένως, καταγράφονται και παρατίθενται στον Πίνακα 4.1 για σύγκριση. Λεπτομέρειες σχετικά με τη διαδικασία που ακολουθείται για κάθε κεραία δίνονται στο ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α.

**Πίνακας 4.1:** Σύνοψη τιμών των βασικών παραμέτρων επιδόσεων για όλες τις κεραίες.

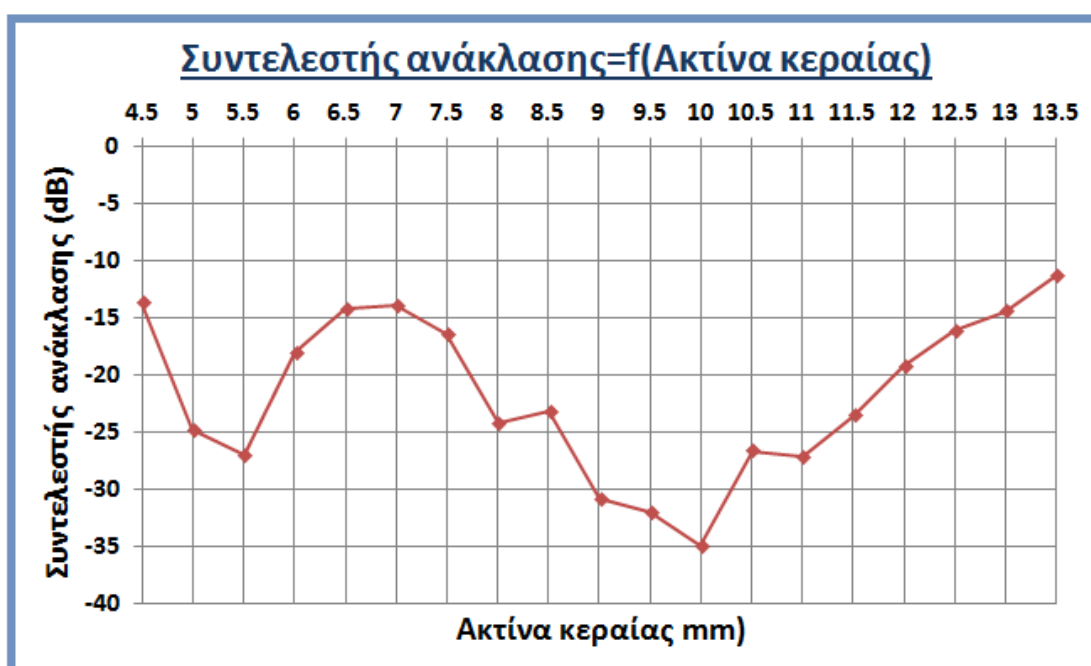
A/A	ΜΕΓΕΘΟΣ ΑΚΤΙΝΑΣ (mm)	Συντελεστής ανάκλασης (dB)	Αντίσταση Ακτινοβολίας		Εύρος ζώνης [-10dB] (MHz)	Μέγιστο κέρδος (dB)	Μέγιστη τιμή κατευθυντικότητας (dB)	Απόδοση ακτινοβολίας (%)	Ισχύς εισόδου με απώλειες (W)	Ακτινοβολούμενη ισχύς (W)	Μέγιστη τιμή SAR 1g (W/kg)	Μέγιστη επιτρεπτή ισχύς εισόδου [1g] (mW)	Μέγιστη τιμή SAR 10g (W/kg)	Μέγιστη επιτρεπτή ισχύς εισόδου [10g] (mW)
			Πραγματικό μέρος	Φανταστικό μέρος										
1	4,5	-13,650588	72,0500	-12,7893	35,1759	-47,65837	-0,56505	0,001953	0,92915	1,8145e-005	857,4592	1,86598	259,0470	7,72061
2	5	-24,789385	55,0326	-3,3660	37,1859	-48,57986	-2,70034	0,002583	0,99496	2,5695e-005	903,5736	1,77075	237,2015	8,43165
3	5,5	-27,012798	46,3646	2,2952	32,1608	-47,97430	-3,47734	0,003551	0,99923	3,5478e-005	874,7869	1,82902	205,4307	9,73565
4	6	-17,974873	39,3277	3,6766	27,1357	-46,66311	-0,92374	0,002667	0,9813	2,6223e-005	756,3348	2,11547	175,5564	11,39235
5	6,5	-14,171990	34,0610	4,1219	20,1005	-46,42847	-2,14001	0,003725	0,96566	3,5972e-005	608,6489	2,62877	150,6911	13,27218
6	7	-13,909633	33,5533	3,7197	21,1055	-45,69312	-2,89857	0,004659	0,96773	4,5088e-005	559,5766	2,859	132,6651	15,076
7	7,5	-16,308382	37,1126	1,6506	24,1206	-46,38971	-0,02382	0,002309	0,98252	2,268e-005	476,4229	3,35836	119,1006	16,79253
8	8	-24,138565	44,3642	1,6077	29,1457	-44,92427	0,22222	0,003058	0,9967	3,0474e-005	395,9812	4,0406	107,2872	18,64156
9	8,5	-23,105446	43,5559	1,1380	28,1407	-44,90421	-0,24453	0,00342	0,99738	3,4111e-005	395,0646	4,04997	98,3511	20,33531
10	9	-30,736502	47,1955	0,3289	29,1457	-45,40381	0,37466	0,002643	0,99982	2,6429e-005	354,8530	4,50891	98,1510	20,37676
11	9,5	-31,938848	47,5814	0,4940	30,1508	-44,28652	0,16030	0,003592	0,99988	3,5915e-005	299,6476	5,33961	97,5971	20,49242
12	10	-34,891537	48,2459	-0,2295	28,1407	-43,29624	0,18492	0,004486	0,99977	4,4854e-005	290,1519	5,51435	97,3173	20,55133
13	10,5	-26,581170	45,7803	2,5356	28,1407	-42,12823	0,27309	0,004332	0,99743	4,3203e-005	266,4907	6,00396	96,1479	20,80129
14	11	-27,054009	45,7504	-0,0889	26,1307	-42,90645	0,23911	0,004847	0,99923	4,8428e-005	247,6330	6,46117	94,3493	21,19782
15	11,5	-23,503409	43,7649	0,6055	24,1206	-41,83050	-1,78513	0,009896	0,99648	9,8612e-005	233,3579	6,85642	92,9223	21,52336
16	12	-19,121440	40,2921	2,3732	21,1055	-41,24568	-0,21527	0,007888	0,9913	7,8192e-005	220,7705	7,24734	89,4739	22,3529
17	12,5	-16,018083	36,3662	0,8509	19,0955	-40,45107	0,32458	0,008365	0,98215	8,2152e-005	205,0756	7,802	87,2820	22,91424
18	13	-14,388320	34,0405	1,58419	16,0803	-40,43471	0,17659	0,008687	0,96916	8,4191e-005	196,9020	8,12587	80,6040	24,81267
19	13,5	-11,226228	28,6192	3,10508	9,0452	-40,87348	-1,05169	0,010419	0,9412	9,8062e-005	185,1636	8,64101	68,2205	29,3167

### 4.2.1 Διαγράμματα παραμέτρων

Με τη βοήθεια του Πίνακα 4.1, προκύπτουν τα διαγράμματα των σημαντικών παραμέτρων, συναρτήσει της ακτίνας.

#### 4.2.1.1 Συντελεστής Ανάκλασης

Τα αποτελέσματα του συντελεστή ανάκλασης ( $|S_{11}|$ ) για μεταβολή της ακτίνας φαίνονται στην Εικόνα 4.2.



Εικόνα 4.2: Διάγραμμα μεταβολής συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της ακτίνας.

Όπως γνωρίζουμε, ο παράγοντας  $|S_{11}|$  αποτελεί μία από τις σημαντικότερες παραμέτρους που λαμβάνονται υπόψη κατά τη σχεδίαση μιας κεραίας. Συγκεκριμένα, επιδιώκεται να κρατηθεί σε όσο το δυνατόν χαμηλότερα επίπεδα, καθώς όταν  $|S_{11}|=0$  dB όλη η μεταφερόμενη ισχύς προς την κεραία, ανακλάται πίσω στη γραμμή μεταφοράς, πράγμα που σημαίνει ότι η κεραία δεν εκπέμπει καθόλου.

Έτσι, θέτοντας το αυστηρό κριτήριο  $|S_{11}|<-25$ dB, εξάγεται το συμπέρασμα ότι, επιτυγχάνεται αρκετά ικανοποιητικός συντελεστής ανάκλασης, για ακτίνες από 8 mm μέχρι 11.5 mm καθώς και για τις ακτίνες 5-5.5 mm. Ειδικότερα, για τις ακτίνες αυτές το ανώτατο όριο συντελεστή

ανάκλασης είναι  $|S_{11}| \approx -25\text{dB}$  ( $R=5\text{ mm}$ ,  $8\text{ mm}$ ,  $11.5\text{ mm}$ ) και το κατώτατο  $|S_{11}| \approx -35\text{dB}$  ( $R=10\text{ mm}$ ).

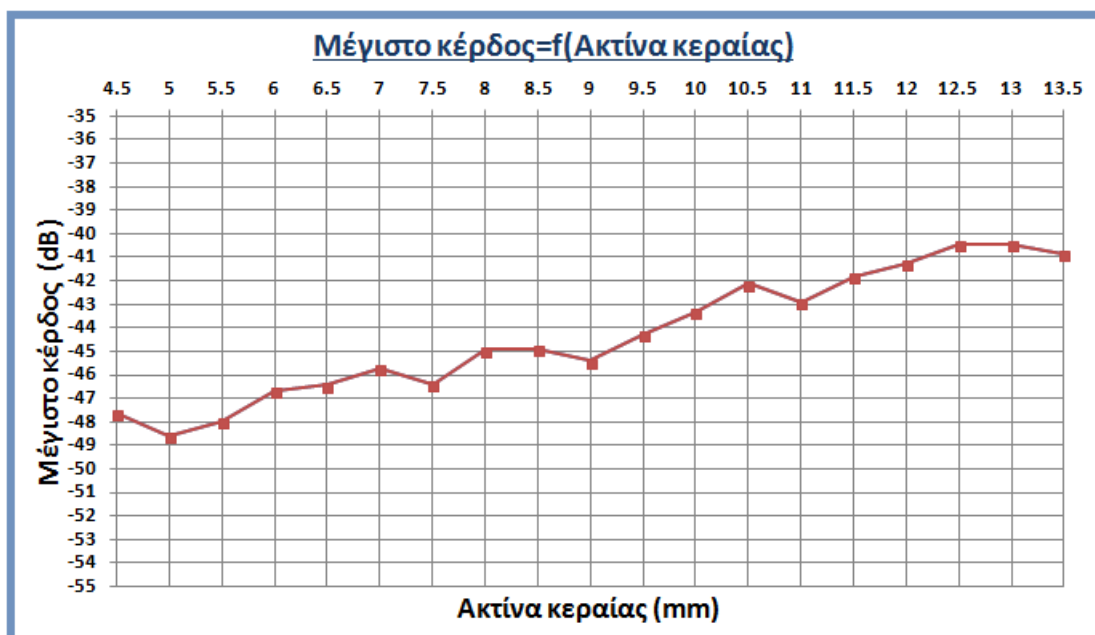
Όσο αφορά τη μορφή της γραφικής παράστασης, χωρίζεται σε τέσσερα τμήματα:

- **R=4.5-5.5 mm:** καθοδική κλίση (μείωση  $|S_{11}|$ )
- **R=5.5-7 mm:** ανοδική κλίση (αύξηση  $|S_{11}|$ )
- **R=7-10 mm:** καθοδική κλίση (μείωση  $|S_{11}|$ )
- **R=10-13.5 mm:** ανοδική κλίση (αύξηση  $|S_{11}|$ )

Άρα όπως παρατηρούμε, δεν είναι δυνατόν να εξαχθεί συμπέρασμα για τη γενική μορφή του διαγράμματος. Παρόλα αυτά όμως, παρατηρείται ότι για  $R > 11.5\text{ mm}$ , ο συντελεστής ανάκλασης χειροτερεύει. Γι' αυτό το λόγο άλλωστε, ο χειρότερος  $|S_{11}|$  ( $\approx -10\text{ dB}$ ) που προκύπτει είναι για ακτίνα  $13.5\text{ mm}$ .

#### 4.2.1.2 Μέγιστο Κέρδος

Από τον Πίνακα 4.1 προκύπτει επίσης και η μεταβολή του μέγιστου κέρδους (peak gain) σε σχέση με την ακτίνα της κεραίας (Εικόνα 4.3).



Εικόνα 4.3: Διάγραμμα μεταβολής μέγιστου κέρδους συναρτήσει της ακτίνας.

Με την πρώτη ματιά, παρατηρούμε ότι το πιο πάνω διάγραμμα ακολουθεί κάποιο μοτίβο. Ειδικότερα, όταν αυξάνεται η ακτίνα, αυξάνεται και το κέρδος (από -48 dB για ακτίνα 4.5 mm καταλήγουμε στα -42 dB για ακτίνα 13.5 mm). Βέβαια, δεν έχουμε και μεγάλη αλλαγή, αλλά το γενικό συμπέρασμα είναι ότι παρατηρείται αύξηση.

Τι υποδηλώνει το γεγονός αυτό, όμως;

Σύμφωνα με τη θεωρία πάντα, το κέρδος της κεραίας είναι το μέγεθος που προσδιορίζει το πόσο αποδοτικά ακτινοβολεί μια κεραία. Άρα μεγαλύτερο κέρδος, σημαίνει ότι η κεραία ακτινοβολεί αποδοτικότερα. Δηλαδή αν πρόκειται για κεραία εκπομπής, η κεραία μετατρέπει την ισχύ εισόδου σε ραδιοκύματα πιο αποδοτικά για μεγαλύτερες ακτίνες. Αντίστοιχα, αν πρόκειται για κεραία λήψης, η κεραία μετατρέπει τα ραδιοκύματα σε ηλεκτρική ισχύ, πιο αποδοτικά για μεγαλύτερες ακτίνες.

Τέλος, όσο αφορά τις τιμές του κέρδους, παρατηρούμε ότι είναι ιδιαίτερα χαμηλές. Γεγονός, όμως που επιβεβαιώνεται από τη θεωρία, καθώς για μικρό μέγεθος κεραίων (άρα μικρή ακτινοβολούμενη επιφάνεια) έχουμε χαμηλή τιμή κέρδους.

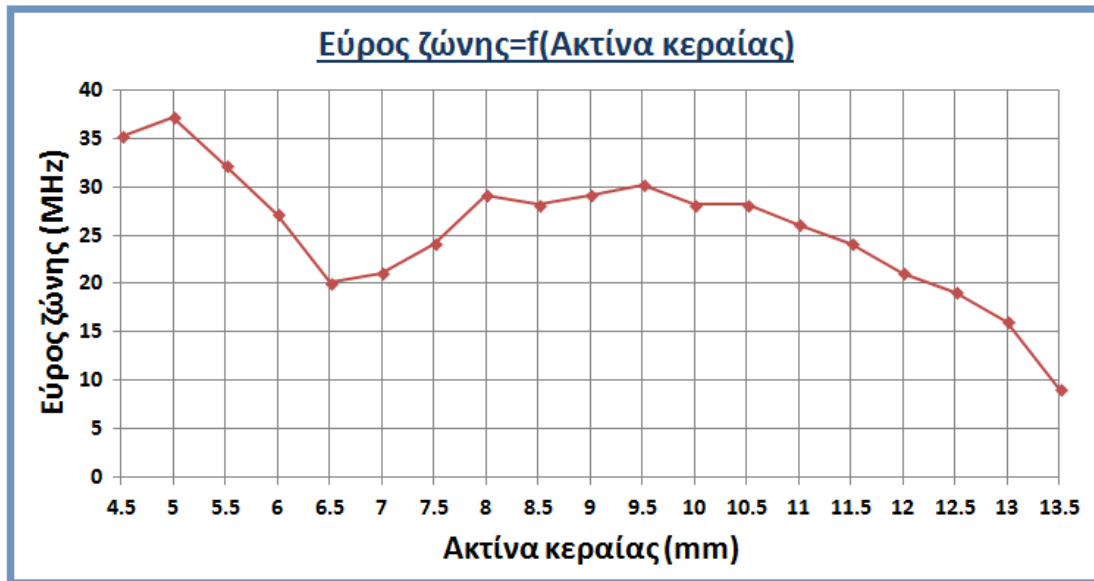
#### **4.2.1.3 Εύρος Ζώνης**

Είναι γενικά παραδεκτό ότι η σχεδίαση της κεραίας, αποτελεί μία αρκετά δύσκολη διαδικασία που απαιτεί συμβιβασμό ανάμεσα στο μέγεθος και τα επιθυμητά χαρακτηριστικά. Ένα από αυτά τα χαρακτηριστικά είναι και το εύρος ζώνης.

Ο συνηθισμένος ορισμός, που δίνεται κυρίως στη βιβλιογραφία είναι το ότι αποτελεί το εύρος των συχνοτήτων στο οποίο η κεραία ικανοποιεί συγκεκριμένες προδιαγραφές και δίνεται από τη διαφορά της ελάχιστης συχνότητας από τη μέγιστη ( $BW=f_h-f_l$ ). Προκειμένου, όμως να προκύψει το διάγραμμα της Εικόνας 4.4, θεωρήσαμε ως κριτήριο το μέτρο της



παραμέτρου  $|S_{11}|$ , το οποίο στα σύγχρονα συστήματα πρέπει να λαμβάνει τιμές μικρότερες του -10 dB.



Εικόνα 4.4: Διάγραμμα μεταβολής εύρους ζώνης συναρτήσει της ακτίνας.

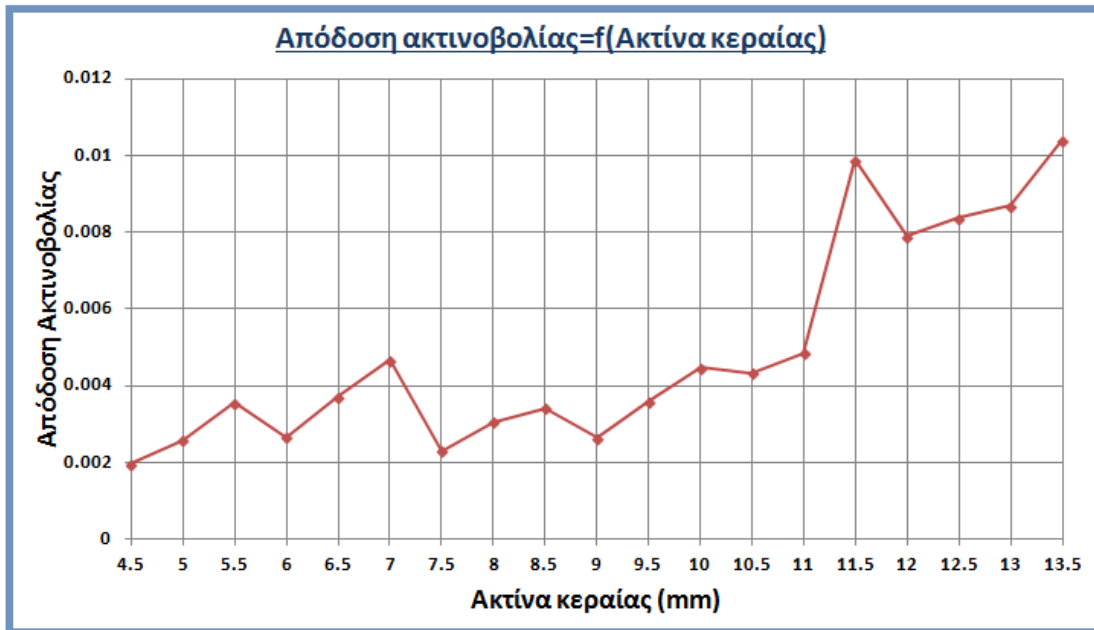
Με απλή παρατήρηση του διαγράμματος, συμπεραίνουμε ότι το εύρος ζώνης εξαρτάται πάρα πολύ από την ακτίνα της κεραίας και συγκεκριμένα, είναι μεγαλύτερο για μικρότερες ακτίνες.

Έτσι για μικρότερες ακτίνες, η κεραία λειτουργεί αποτελεσματικά σε μεγαλύτερο εύρος συχνοτήτων.

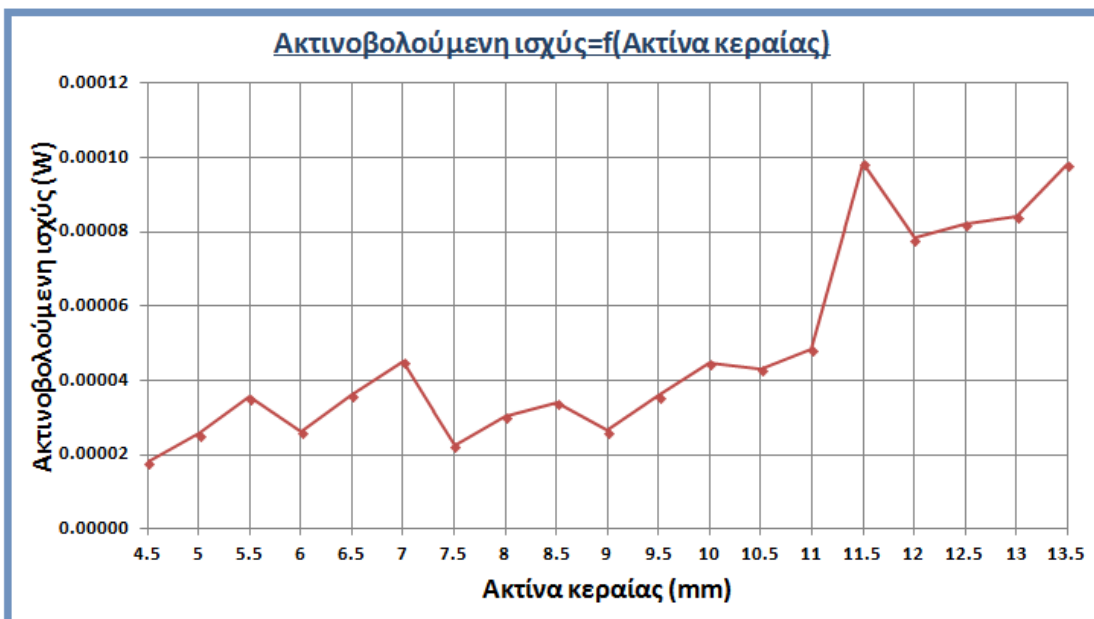
#### 4.2.1.4 Απόδοση Ακτινοβολίας

Η απόδοση ακτινοβολίας (radiation efficiency) εκφράζεται ως ο λόγος της ακτινοβολούμενης ισχύος (radiated power) προς την εισερχόμενη ισχύ και περιλαμβάνει τόσο τις απώλειες στη δομή της κεραίας όσο και στους ακροδέκτες εισόδου της.

Γι' αυτό, το πρώτο συμπέρασμα που εξάγει κανείς είναι η επιβεβαίωση του πιο πάνω ορισμού, καθώς το διάγραμμα της απόδοσης ακτινοβολίας σε σχέση με την ακτίνα (Εικόνα 4.5) και της ακτινοβολούμενης ισχύος σε σχέση με την ακτίνα (Εικόνα 4.6) είναι πανομοιότυπα.



Εικόνα 4.5: Διάγραμμα μεταβολής απόδοσης ακτινοβολίας συναρτήσει της ακτίνας.



Εικόνα 4.6: Διάγραμμα μεταβολής ακτινοβολουμένης ισχύος συναρτήσει της ακτίνας.

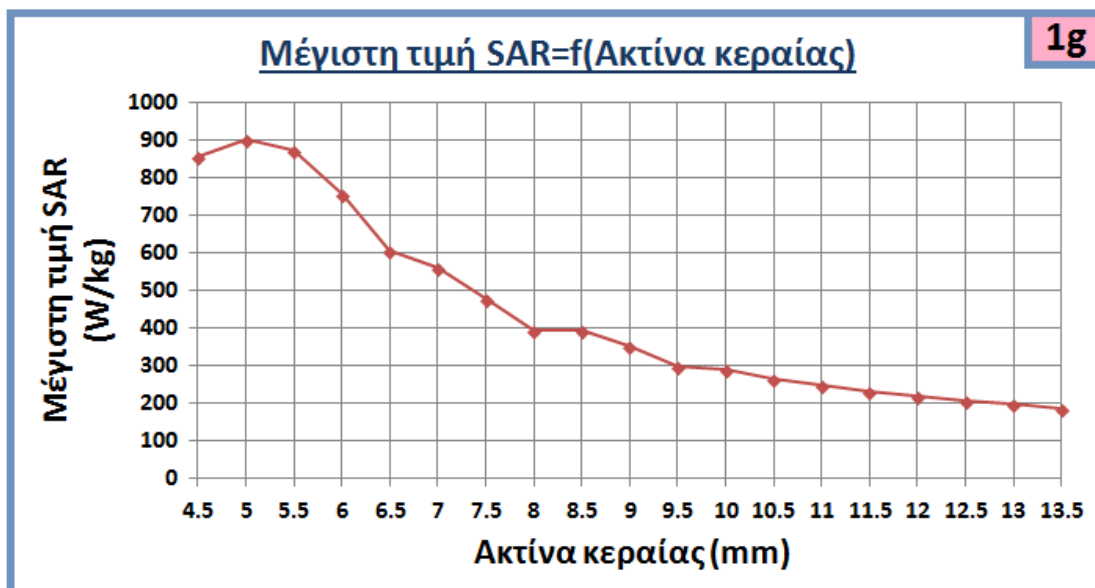
Από το διάγραμμα τώρα της Εικόνας 4.6, καταλήγουμε στο συμπέρασμα ότι, η απόδοση της ακτινοβολίας, παρόλο που αυξάνεται με την αύξηση της ακτίνας, είναι σχεδόν μηδαμινή. Δηλαδή για ακτίνα 4.5 mm έχουμε  $e \approx 0.002\%$ , ενώ για ακτίνα 13.5 mm προκύπτει  $e \approx 0.01\%$ . Άρα πραγματοποιείται μεταβολή 0.008%, που είναι σχεδόν αμελητέα ποσότητα.

Λογικό το αποτέλεσμα, αν αναλογιστεί κανείς ότι οι παράγοντες που επηρεάζεται είναι κυρίως οι ωμικές απώλειες και οι απώλειες λόγω του διηλεκτρικού.

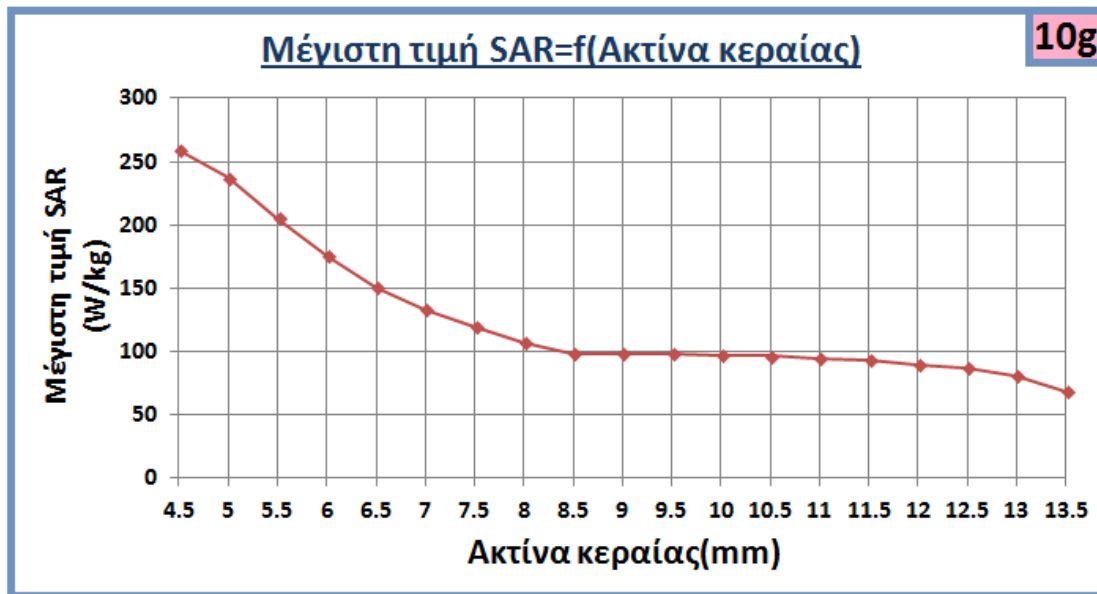
#### 4.2.1.5 Μέγιστο SAR-Μέγιστη Επιτρεπτή Ισχύς Εισόδου (1g, 10g)

Ο SAR είναι το κύριο εργαλείο στον σχεδιασμό και στην ανάλυση πειραμάτων, τόσο in vivo όσο και in vitro. Αποτελεί το σημαντικότερο μέγεθος για την ποσοτικοποίηση των επιδράσεων της ΗΜ ακτινοβολίας στον ανθρώπινο οργανισμό και μπορεί να προσδιοριστεί θεωρητικά ή να μετρηθεί σε ομοιώματα βιολογικών ιστών, κατά την έκθεση τους σε ΗΜ ακτινοβολία.

Στα πλαίσια της διπλωματικής, ο SAR μετρήθηκε μέσω ομοιώματος βιολογικού ιστού δέρματος σύμφωνα με τη διαδικασία που παρέθεσα και προέκυψαν τα διαγράμματα της Εικόνας 4.7 για μάζα ιστού 1 g, όπως και της Εικόνας 4.8 για μάζα ιστού 10 g.



Εικόνα 4.7: Διάγραμμα μεταβολής μέγιστης τιμής SAR συναρτήσει της ακτίνας, για μάζα ιστού δέρματος 1 g.



Εικόνα 4.8: Διάγραμμα μεταβολής μέγιστης τιμής SAR συναρτήσει της ακτίνας, για μάζα ιστού δέρματος 10 g.

Το πρώτο συμπέρασμα, που εξάγεται από το διάγραμμα είναι ότι, για μικρότερο μήκος ακτίνας, ο SAR είναι μεγαλύτερος. Γενικά παρατηρείται μια καθοδική κλίση του διαγράμματος καθώς όταν αυξάνεται η ακτίνα της κεραίας, ο SAR μειώνεται (για  $R=4.5$  mm, προέκυψε  $SAR=857,459167$  W/kg, ενώ για  $R=13.5$  mm προκύπτει  $SAR=185,163559$  W/kg).

Στο ίδιο συμπέρασμα, καταλήγουμε και για την περίπτωση που τίθεται η μάζα του ιστού δέρματος ίση με 10 g. Η περίπτωση αυτή όμως διαφέρει από την πρώτη, όσο αφορά τις τιμές SAR, καθώς προέκυψαν μικρότερες τιμές (για  $R=4.5$  mm προέκυψε  $SAR=259,046997$  W/kg, ενώ για  $R=13.5$  mm προκύπτει  $SAR=68,220512$  W/kg).

Τα αποτελέσματα είναι απολύτως λογικά, αφού

$$SAR = \frac{\sigma}{2\rho} |E|^2 \quad (4-1)$$

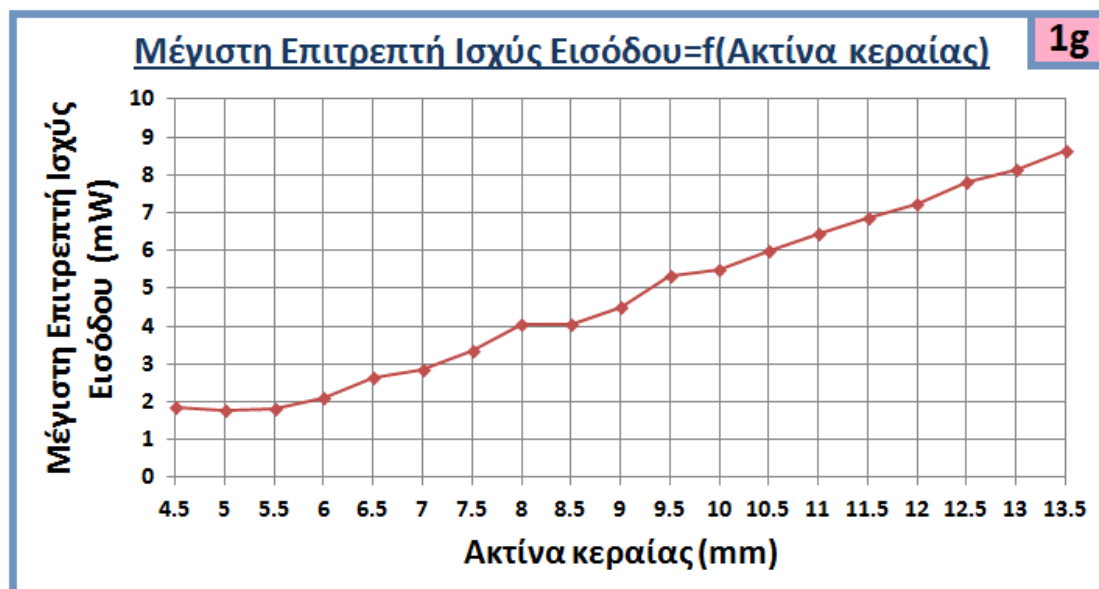
όπου  $\rho$ : η πυκνότητα μάζας του βιολογικού ιστού ( $\text{kg/m}^3$ ).

Άρα μεγαλύτερη μάζα ιστού συνεπάγεται μεγαλύτερη τιμή  $\rho$  με τελικό αποτέλεσμα τη μείωση του SAR.

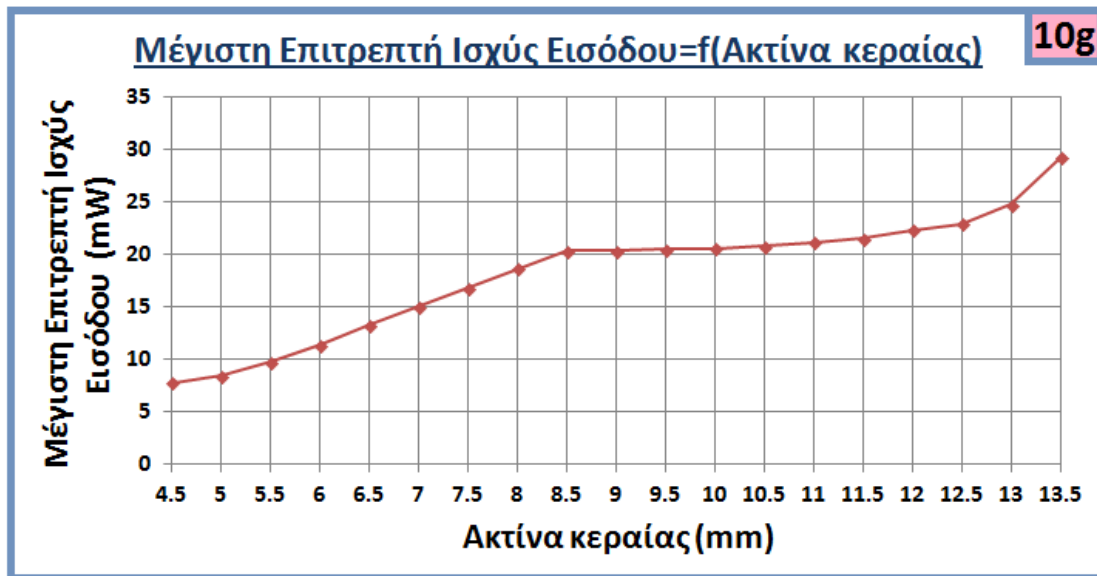
Επίσης λογικό φυσικά, είναι και το ότι ο SAR επηρεάζεται από την ακτίνα, αφού όπως γνωρίζουμε ένας από τους παράγοντες που επηρεάζεται ο SAR είναι τα χαρακτηριστικά του βιολογικού αντικειμένου (γεωμετρία, εσωτερική δομή).

Γενικά και για τις δύο (2) περιπτώσεις προκύπτει το εξής αξιοσημείωτο: πολύ μεγάλες τιμές SAR. Το γεγονός όμως αυτό δεν είναι και τόσο περίεργο, με δεδομένο ότι η ισχύς εισόδου είναι 1 W, που θεωρείται πολύ μεγάλη.

Όπως και να έχει, επειδή έχουμε να κάνουμε με μεγάλες τιμές SAR, η μέγιστη επιτρεπτή ισχύς κανονικοποιείται σύμφωνα με τα πρότυπα IEEE C95.1-1999 και IEEE C95.1-2005 [76], [79]. Το μεν IEEE C95.1-1999 θέτει ως ανώτατο όριο SAR 1.6 W/kg ανά 1 g ιστού. Το δε IEEE C95.1-2005 θέτει ως ανώτατο όριο τα 2 W/kg ανά 10 g ιστού. Οπότεν με δεδομένο ότι η ισχύς εισόδου είναι 1 W και με απλή μέθοδο των τριών προκύπτει για κάθε κεραία η μέγιστη επιτρεπτή ισχύς εισόδου, άρα και τα διαγράμματα των Εικόνων 4.9 και 4.10.



Εικόνα 4.9: Διάγραμμα μεταβολής μέγιστης επιτρεπτής ισχύς εισόδου συναρτήσει της ακτίνας, για μάζα ιστού δέρματος 1 g.



Εικόνα 4.10: Διάγραμμα μεταβολής μέγιστης επιτρεπτής ισχύς εισόδου συναρτήσει της ακτίνας, για μάζα ιστού δέρματος 10 g.

Το γενικό συμπέρασμα που προκύπτει και για τις δύο περιπτώσεις μάζας ιστού είναι ότι, αυξάνοντας την ακτίνα της κεραίας, αυξάνεται και η μέγιστη επιτρεπτή ισχύς. Πρόκειται δηλαδή για γραφικές παραστάσεις ανοδικής κλίσης. Αναλύοντας την κάθε μία ξεχωριστά όμως, οι τιμές που προκύπτουν για μάζα ιστού δέρματος 1 g είναι μικρότερες σε σχέση με τις τιμές για 10 g (Πίνακας 4.2).

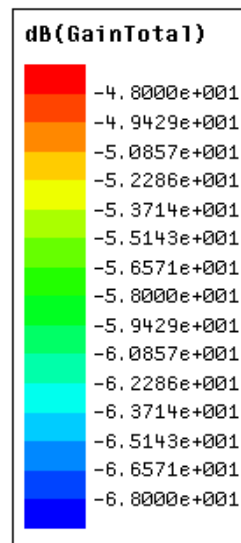
Πίνακας 4.2: Σύγκριση μέγιστης επιτρεπτής ισχύς μεταξύ μάζας ιστού 1 g και 10 g.

Μάζα ιστού	Μέγιστη Επιτρεπτή Ισχύς για Μέγεθος Ακτίνας:	
	4.5mm	13.5mm
1 g	1,86598 mW	8,64101 mW
10 g	7,72061 mW	29,3167 mW

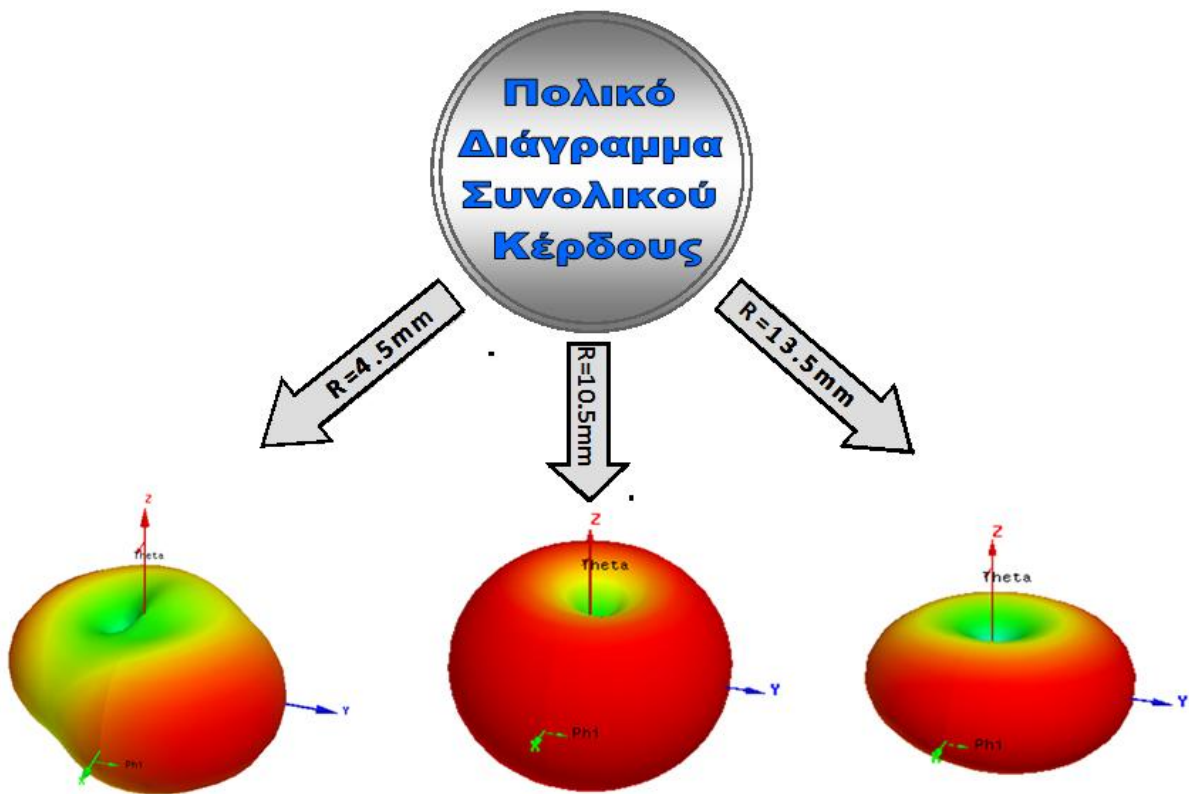
#### 4.2.2 Τρισδιάστατα πολικά διαγράμματα συνολικού κέρδους

Όπως είπαμε και πιο πριν, το κέρδος της κεραίας, είναι το μέγεθος που προσδιορίζει, το πόσο αποδοτικά ακτινοβολεί μια κεραία. Για να το διαπιστώσουμε αυτό όμως, αρκεί να μελετήσουμε τα τρισδιάστατα πολικά διαγράμματα του συνολικού κέρδους (3D total gain polar diagram).

Λόγω του πλήθους των κεραιών, παρατίθενται ενδεικτικά, για τρεις κεραιές (Εικόνα 4.11).



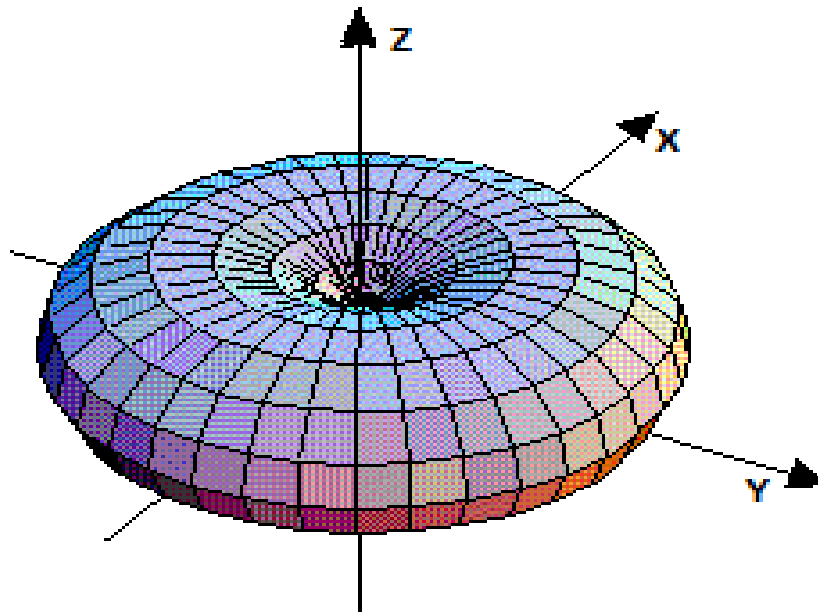
(α)



(β)

**Εικόνα 4.11:** (α) Ρύθμιση κλίμακας (β) τρισδιάστατα πολικά διαγράμματα συνολικού κέρδους μακρινού πεδίου για 3 ενδεικτικές κεραιές.

Μόνο από απλή μελέτη των τριών διαγραμμάτων, διαπιστώνει κανείς, ότι είναι της μορφής της Εικόνας 4.12.



**Εικόνα 4.12:** Τυπικό διάγραμμα συνολικού κέρδους omnidirectional κεραίας.  
[Πηγή: [http://en.wikipedia.org/wiki/Omnidirectional\\_antenna](http://en.wikipedia.org/wiki/Omnidirectional_antenna)]

Πρόκειται δηλαδή, για διάγραμμα ακτινοβολίας μίας απλής omnidirectional (ομοιοκατευθυντικής) κεραίας. Ο όρος omnidirectional υποδुकνύει ότι η κεραία ακτινοβολεί εξίσου καλά προς όλες τις κατευθύνσεις (η ακτινική απόσταση από το κέντρο υποδηλώνει την εκπεμπόμενη ισχύ προς αυτή την κατεύθυνση). Επίσης στις κεραίες αυτές, η εκπεμπόμενη ισχύς, είναι μέγιστη στις οριζόντιες διευθύνσεις και μηδενική πάνω και κάτω από την κεραία. Η μορφή αυτή, αντιπροσωπεύει τις πλείστες κεραίες. Ωστόσο κάποιες κεραίες (π.χ Εικόνα 4.11.β:  $R=4.5$  mm) παρόλο που είναι omnidirectional, μπορεί να ποικίλουν με περίπλοκο τρόπο με την παρουσία γωνίας ανύψωσης (ύπαρξη μηδενικών και λοβών σε διαφορετικές γωνίες).

Το αμέσως επόμενο συμπέρασμα, εξάγεται άμεσα από την κλίμακα που τέθηκε στα διαγράμματα (Εικόνα 4.11.α) και δεν είναι άλλο παρά από το ότι οι τιμές συνολικού κέρδους που καταγράφονται είναι χαμηλές. Πρόκειται για αναμενόμενο αποτέλεσμα, καθώς ηλεκτρικά μικρές κεραίες και υψηλές απώλειες ιστού, συνεπάγεται χαμηλές τιμές κέρδους.

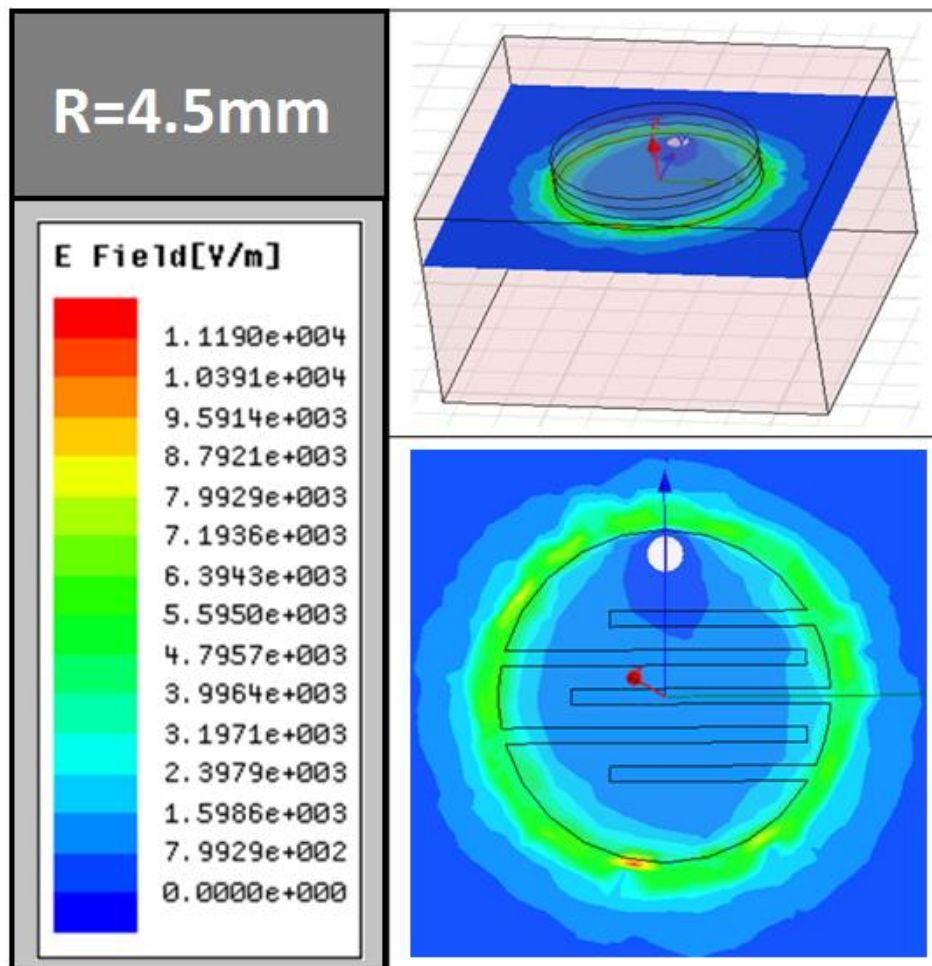


### 4.2.3 Διαγράμματα ηλεκτρικού πεδίου (Complex Mag e-field)

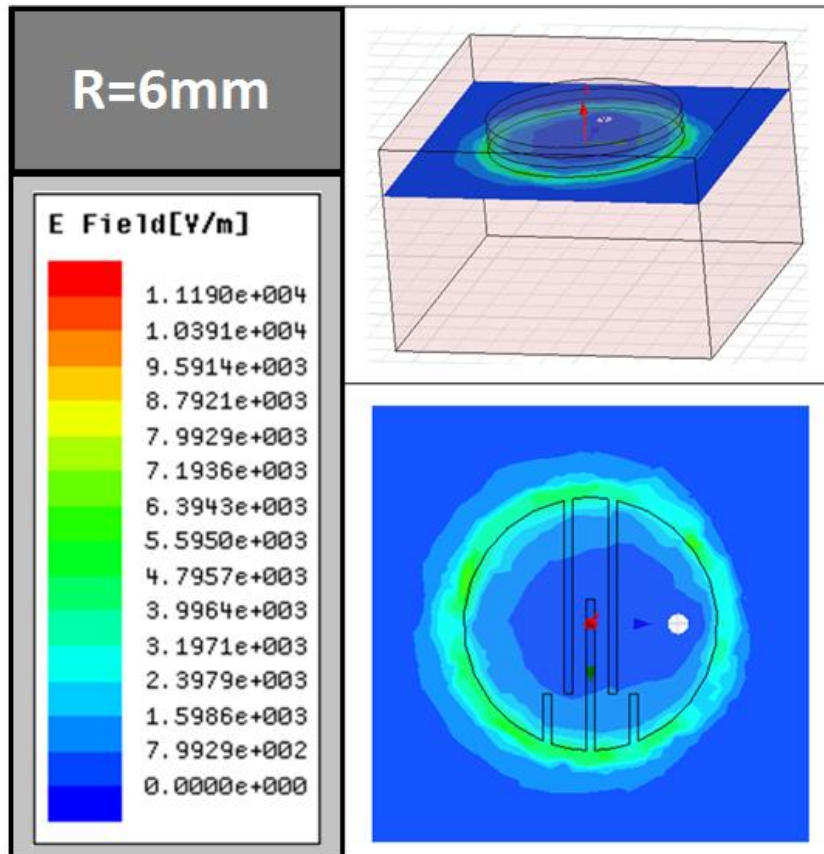
Γύρω από ένα ηλεκτρικά φορτισμένο αντικείμενο υπάρχει ένα πεδίο δυνάμεων. Το πεδίο αυτό, προκαλεί τα ηλεκτρικά φορτία να μετακινηθούν, με αποτέλεσμα να δημιουργείται διαφορά δυναμικού μεταξύ του φορτισμένου και του αφόρτιστου αντικειμένου.

Για μία κεραία, το ηλεκτρικό πεδίο (e-field) καθορίζει την πόλωση (προσανατολισμό) των ραδιοκυμάτων και μπορεί να μετρηθεί.

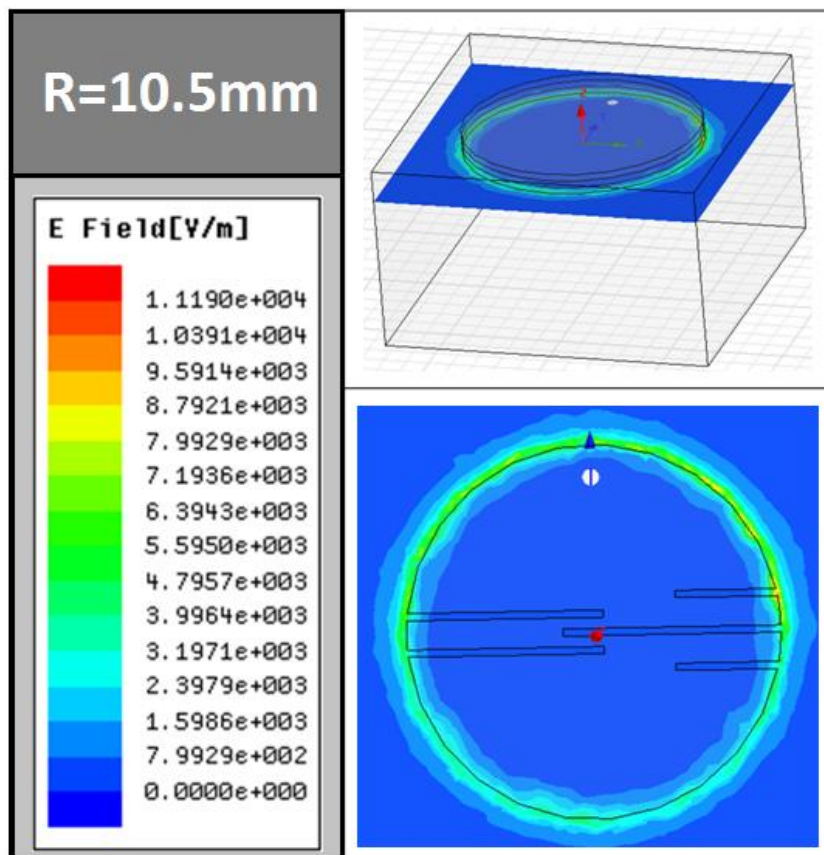
Οι Εικόνες 4.13-4.15, παρουσιάζουν τα διαγράμματα ηλεκτρικού πεδίου για τρεις κεραίες, καθώς επίσης και την κλίμακα που τέθηκε.



Εικόνα 4.13: Κλίμακα και κατανομή ηλεκτρικού πεδίου για ακτίνα 4.5 mm.



Εικόνα 4.14: Κλίμακα και κατανομή ηλεκτρικού πεδίου για ακτίνα 6 mm.



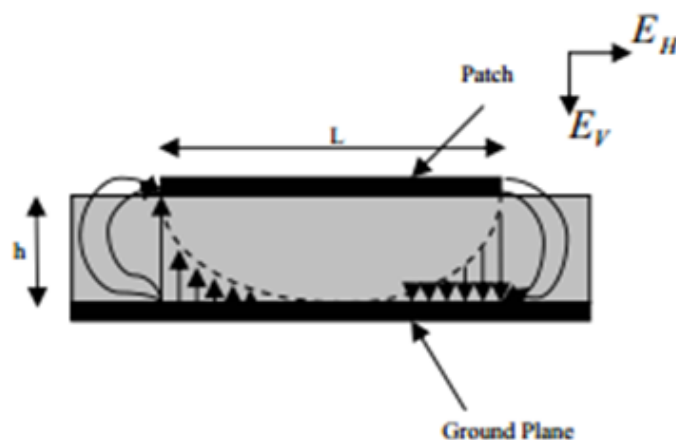
Εικόνα 4.15: Κλίμακα και κατανομή ηλεκτρικού πεδίου για ακτίνα 10.5 mm.

Γενικά δεν είναι πάντα εύκολο να σχηματίσεις μια εικόνα για το τι συμβαίνει με το ηλεκτρικό πεδίο της κεραίας. Παρόλα αυτά μέσω των διαγραμμάτων αντλούμε πολύ χρήσιμα συμπεράσματα.

Το άμεσο συμπέρασμα που προκύπτει, είναι ότι το ηλεκτρικό πεδίο στο κέντρο κάθε κεραίας (εκτός για ακτίνα 4.5 mm) είναι μηδέν και καθώς μετακινούμαστε στις άκρες αυξάνεται. Απεναντίας, στην κεραία ακτίνας 4.5 mm, παρατηρείται ύπαρξη μη μηδενικής τιμής στο κέντρο (λόγω του πολύ μικρού της μεγέθους, παρατηρούνται πιο σύνθετα φαινόμενα από τις φορτίσεις).

Επίσης παρατηρούμε ότι, το ηλεκτρικό πεδίο για όλες τις κεραίες, δεν σταματά απότομα στην περιφέρεια, αλλά επεκτείνεται σε κάποιο βαθμό και έξω από αυτές. Επαληθεύεται με λίγα λόγια η ύπαρξη «fringing fields» πεδίων υπεύθυνων για την ακτινοβολία μίας κεραίας. Ο βαθμός, με τον οποίο επεκτείνεται το ηλεκτρικό πεδίο, εξαρτάται από τις διαστάσεις της κεραίας, καθώς για ακτίνα 4.5 mm εκτείνεται σε μεγαλύτερο βαθμό σε σχέση με των 10.5 mm.

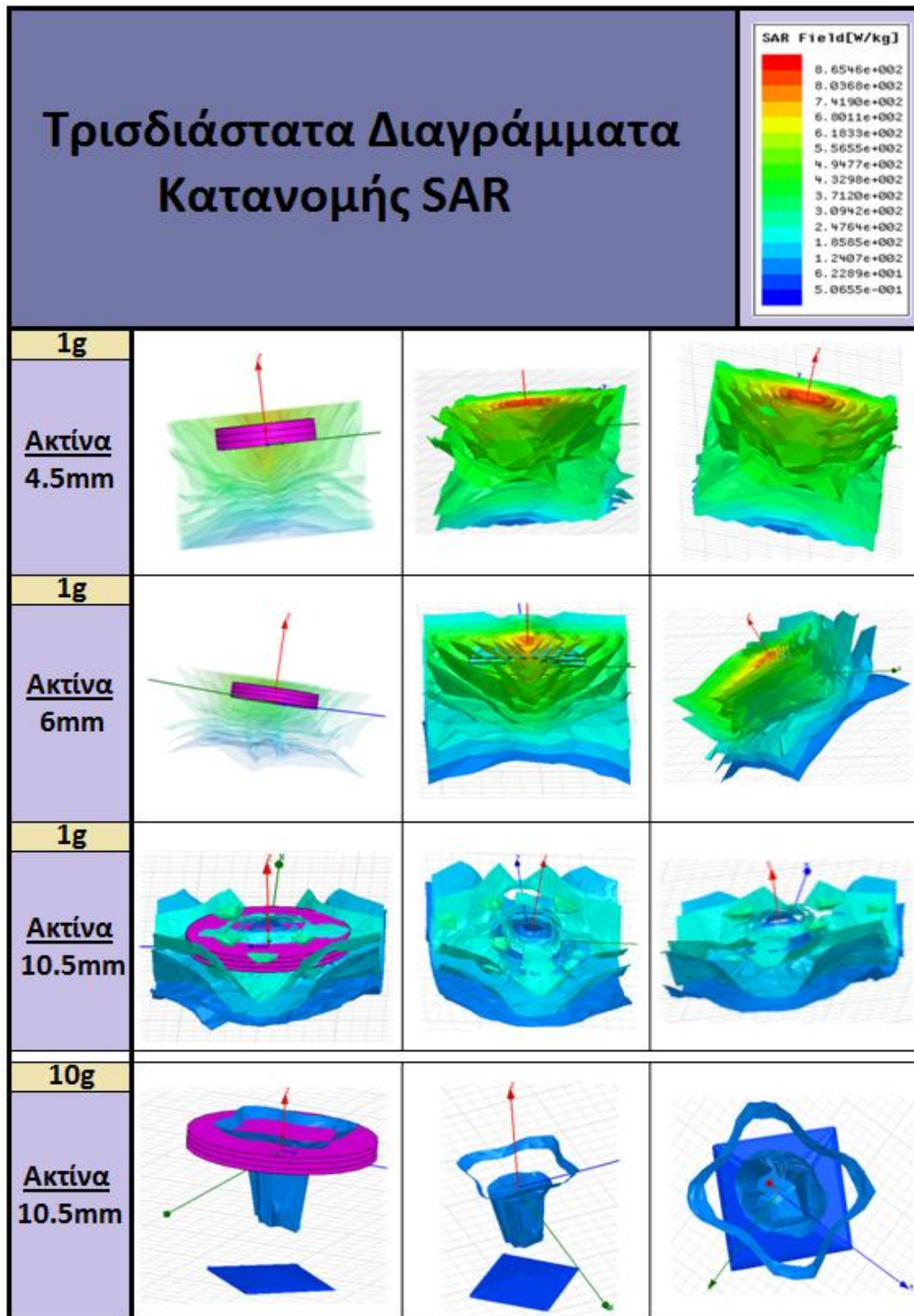
Τα δύο συμπεράσματα που αναλύθηκαν, είναι πιο κατανοητά μέσω της Εικόνας 4.16, όπου φαίνεται χαρακτηριστικά η μη ύπαρξη ηλεκτρικού πεδίου στο κέντρο, όπως επίσης και η επίδραση του fringing field στην κεραία.



**Εικόνα 4.16:** Δυναμικές γραμμές ηλεκτρικού πεδίου, ορθογώνιας κεραίας: μηδενικό ηλεκτρικό πεδίο στο κέντρο. Αύξηση του καθώς μετακινούμαστε προς τις άκρες. Κάμψη δυναμικών γραμμών στις άκρες, λόγω παρουσίας fringing field.

#### 4.2.4 Τρισδιάστατα Διαγράμματα SAR

Μέσω του HFSS, είναι εφικτή, η εύρεση της κατανομής του SAR στο μοντέλο ιστού δέρματος. Επειδή όμως, ο υπολογιστικός χρόνος της διαδικασίας αυτής, είναι σχετικά μεγάλος, παρατίθενται ενδεικτικά μόνο για τέσσερις κεραίες (Εικόνα 4.17).



Εικόνα 4.17: Διαγράμματα κατανομής SAR στο μοντέλο ιστού δέρματος, για τρεις (3) κεραίες (1 g,10 g).

Παρατηρώντας τα διαγράμματα, επαληθεύονται σε ένα πρώτο στάδιο τα συμπεράσματα που εξήχθησαν για το SAR σε προηγούμενο κεφάλαιο:

- *Μεγαλύτερη μάζα ιστού συνεπάγεται μείωση SAR:* για μάζα ιστού 10 g παρατηρούμε μόνο μπλε περιοχές στο διάγραμμα (οι μπλε περιοχές αντιστοιχούν σε χαμηλές τιμές SAR).
- *Όταν αυξάνεται η ακτίνα, ο SAR μειώνεται:* στα διαγράμματα για μάζα ιστού 1 g, παρατηρούμε πως όταν η ακτίνα είναι 10.5 mm προκύπτουν μόνο μπλε περιοχές, εν αντιθέσει με αυτές για ακτίνα 4.5 mm, όπου υπάρχουν και κόκκινες.
- *Μεγάλες τιμές SAR:* ειδικά για τις πιο ηλεκτρικά μικρές κεραίες, παρατηρούνται κόκκινες περιοχές (μεγάλο SAR) κοντά στην κεραία· συμπέρασμα επίσης που αντλείται και από την κλίμακα που προέκυψε από το HFSS.

Σε μία τρισδιάστατη απεικόνιση όμως, αντλώνται και άλλα συμπεράσματα, τα οποία είναι αδύνατον να εξαχθούν από τα διαγράμματα των Εικόνων 4.7 και 4.8. Έτσι, σε ένα δεύτερο στάδιο, προκύπτει:

- *Οι τιμές SAR είναι χαμηλές σε περιοχές που είναι πιο «απομακρυσμένες» από την κεραία.* Αυτό υποδεικνύει ότι η ενέργεια εντοπίζεται κυρίως κοντά στην κεραία και ότι μόνο ένα μικρό ποσό απορροφάται από τους ιστούς έξω από την περιοχή αυτή.
- *Οι περιοχές γύρω από την κεραία, χαρακτηρίζονται από αυξημένη θερμοκρασία σε σχέση με τις άλλες:* ο SAR πληροφορεί για το ποσό της ενέργειας που απορροφάται σε κάθε σημείο ενός ιστού. Έτσι το σημείο με το μεγαλύτερο SAR αντιστοιχεί στο σημείο όπου συγκεντρώνεται η ενέργεια της ακτινοβολίας. Εύκολα δημιουργείται η υπόθεση ότι μια

περιοχή με μεγαλύτερο SAR αντιστοιχεί σε περιοχή με μεγαλύτερη θερμοκρασία, αφού η ενέργεια που απορροφάται μεταφράζεται σε αύξηση της θερμοκρασίας.

- Τα διαγράμματα της Εικόνας 4.17, μπορούν να χρησιμοποιηθούν για θερμική ανάλυση.

### 4.3 Συζήτηση-Συμπεράσματα

Από τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων, δίνεται μια συνολική εικόνα όσο αφορά τις επιδόσεις των κεραιών μικροταινίας που δημιουργήθηκαν μέσω της μεθοδολογίας. Γενικά, οι επιδόσεις των πλείστων κεραιών που εξετάστηκαν είναι αρκετά ικανοποιητικές για εφαρμογές βιοϊατρικής τηλεμετρίας (402MHz). Ειδικότερα όμως, εξετάζοντας προσεκτικά τα αποτελέσματα, προκύπτει ότι οι προκλήσεις με τις οποίες έρχονται αντιμέτωποι οι σχεδιαστές τέτοιων συστημάτων είναι πολλές.

Όσο αφορά το συντελεστή ανάκλασης, τα αποτελέσματα είναι ενθαρρυντικά, παρόλο που για πολύ μικρές ή μεγάλες ακτίνες, δεν συστήνεται (Πίνακας 4.3).

**Πίνακας 4.3:** Σύγκριση συντελεστή ανάκλασης ( $|S_{11}|$ ) συναρτήσει του μεγέθους της κεραίας.

Μέγεθος Ακτίνας (mm)	$ S_{11} $ (dB)
4.5	-13,650588
9	-30,736502
13.5	-11,226228

Η αντίσταση ακτινοβολίας ( $Z_{11}$ ), αποτελεί ένα υποθετικό μέγεθος με θεωρητική σημασία μόνο, γι' αυτό άλλωστε και δεν κατασκευάστηκε γραφική παράσταση. Μέσω της αντίστασης αυτής μπορεί να περιγραφεί μια κεραία σαν στοιχείο ενός κυκλώματος και να μελετηθεί η συμπεριφορά της.

Συγκεκριμένα, η αντίσταση είναι της μορφής:

$$Z_{11} = R + jX \quad (4-2)$$

Το πραγματικό μέρος αποτελείται από την αντίσταση ακτινοβολίας, μέσω της οποίας υπολογίζεται η ισχύς ακτινοβολίας της κεραίας, και από την αντίσταση απωλειών. Το φανταστικό μέρος σχετίζεται με την άεργο ισχύ στο κοντινό πεδίο της κεραίας. Έτσι, παρατηρώντας τις τιμές του Πίνακα 4.1 καταλήγουμε στο συμπέρασμα ότι η αντίσταση ακτινοβολίας εξαρτάται από την γεωμετρία της κεραίας (όταν αυξάνεται η ακτίνα της κεραίας το πραγματικό κομμάτι μειώνεται).

Για το εύρος ζώνης τώρα, παρατηρείται ότι εξαρτάται πάρα πολύ από την ακτίνα της κεραίας και συγκεκριμένα, είναι μεγαλύτερο για μικρότερες ακτίνες. Όπως φαίνεται μάλιστα και στον Πίνακα 4.4, όσο αυξάνεται η ακτίνα, το εύρος κρίνεται απαγορευτικό καθώς παίρνει τιμές γύρω από τη συχνότητα συντονισμού (401.507538 MHz), με αποτέλεσμα η κεραία να είναι ιδιαίτερα ευαίσθητη σε φαινόμενα αποσυντονισμού.

**Πίνακας 4.4:** Σύγκριση εύρους ζώνης συναρτήσει του μεγέθους της κεραίας.

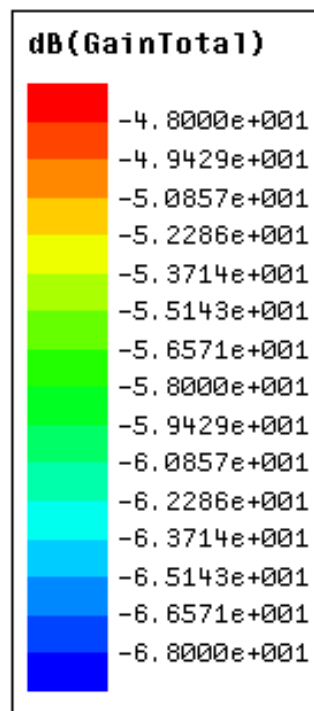
Μέγεθος Ακτίνας	Εύρος Ζώνης	
4.5mm		35,175879MHz
9mm		29,145729 MHz
13.5mm		9,045226 MHz

Ένας ακόμη περιορισμός που προέρχεται από το μικρό μέγεθος των κεραιών, είναι το κέρδος. Λόγω της μικρής ακτινοβολούμενης επιφάνειας, παρατηρήθηκαν, τόσο από τις τιμές που υπολόγισε το HFSS (Πίνακας 4.5),

όσο και από την κλίμακα των τρισδιάστατων διαγραμμάτων μέγιστου κέρδους (Εικόνα 4.18), χαμηλές τιμές (χαμηλή απόδοση ακτινοβολίας).

**Πίνακας 4.5:** Σύγκριση μέγιστου κέρδους για τις ακραίες τιμές ακτίνας.

Μέγεθος Ακτίνας (mm)	Μέγιστο κέρδος (dB)
4.5	-47,65837
13.5	-40,87348



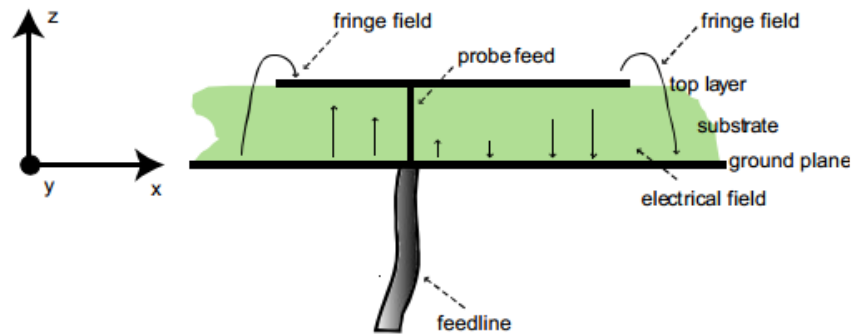
**Εικόνα 4.18:** Κλίμακα 3D διαγραμμάτων συνολικού μέγιστου κέρδους.

Παρόλα αυτά όμως, σύμφωνα με τα διαγράμματα της Εικόνας 4.11, οι κεραιές ακτινοβολούν ομοιοκατευθυντικά, δηλαδή εξίσου καλά προς όλες τις κατευθύνσεις.

Ακόμη ένα σημαντικό ζήτημα του κεφαλαίου αυτού, είναι το πώς κατανέμεται το ηλεκτρικό πεδίο στις κεραιές. Για το σκοπό αυτό, δημιουργήθηκαν τα διαγράμματα ηλεκτρικού πεδίου μέσω του HFSS. Έτσι, καταλήξαμε στο συμπέρασμα ότι η κατανομή του ηλεκτρικού πεδίου συνάδει με τη θεωρία: μηδενικό ηλεκτρικό πεδίο στο κέντρο κάθε κεραιάς (εκτός για μικρή ακτίνα-4.5 mm) και καθώς μετακινούμαστε προς τις άκρες, αυξάνεται.



Το σημαντικότερο όμως που παρατηρείται είναι το γεγονός ότι στην περιφέρεια κάθε κεραίας, το ηλεκτρικό πεδίο δεν σταματά απότομα αλλά απεναντίας επεκτείνεται έως κάποιο βαθμό (Εικόνα 4.19). Αυτό σημαίνει ότι η κεραία μπορεί και ακτινοβολεί, καθώς η παρουσία τέτοιου πεδίου (fringing field) καθιστά δυνατή την ακτινοβολία των κεραίων.



**Εικόνα 4.19:** Κατανομή ηλεκτρικού πεδίου σε κεραία μικροταινίας.

Τέλος, όπως γνωρίζουμε, σε κάθε εφαρμογή που προϋποθέτει σχεδιασμό μιας κεραίας, απαιτείται μελέτη του Ρυθμού Ειδικής Απορρόφησης (SAR). Έτσι, μετρήθηκε ο SAR για κάθε κεραία, τόσο για μάζα ιστού 1 g όσο και για 10 g.

Το πρώτο συμπέρασμα που εξάχθηκε και για τις δύο περιπτώσεις μάζας ιστού είναι η μείωση του SAR όταν αυξάνεται το μήκος ακτίνας. Επίσης παρατηρήθηκε ότι ο SAR είναι μικρότερος για μάζα ιστού 10 g σε σχέση με 1 g. Ταυτόχρονα, παρατηρώντας τις τιμές που προέκυψαν, διαπιστώνει κανείς τις πολύ μεγάλες τιμές SAR. Τη στιγμή που έχουν θεσπιστεί τα όρια 1.6 W/kg ανά 1 g ιστού (IEEE C95.1-1999) και 2 W/kg ανά 10 g ιστού (IEEE C95.1-2005) τότε ακόμη και η μικρότερη τιμή που παρατηρείται (1 g:185,163559 W/kg, 10 g: 68,220512 W/kg), κρίνεται απαγορευτική. Έτσι για να καταστεί χρησιμοποιήσιμη η κεραία, κανονικοποιείται η μέγιστη επιτρεπτή ισχύς σύμφωνα με τα πρότυπα που αναφέρθηκαν.

Παρόλο που απαιτείται μεγάλη υπολογιστική ισχύς και χρόνος, προκειμένου να εξαχθούν τα διαγράμματα SAR για τις κεραίες, κρίθηκε

αναγκαία η δημιουργία ενδεικτικών διαγραμμάτων. Έτσι κατέστη δυνατή η εξαγωγή χρήσιμων συμπερασμάτων που ήταν αδύνατο να εξαχθούν μόνο από τους πίνακες.

Συγκεκριμένα, παρατηρήθηκε ότι οι τιμές του SAR όσο απομακρυνόμαστε από την κεραία μειώνονται. Έτσι, αφού ο SAR αντιστοιχεί στο σημείο όπου συγκεντρώνεται η ενέργεια της ακτινοβολίας, τότε συμπεραίνουμε ότι η ενέργεια εντοπίζεται κυρίως κοντά στην κεραία. Ταυτόχρονα όμως ο SAR μεταφράζεται και σε θερμότητα, άρα αβίαστα οδηγούμαστε στο συμπέρασμα πως οι περιοχές γύρω από την κεραία χαρακτηρίζονται από αυξημένη θερμοκρασία σε σχέση με τις απομακρυσμένες.

Έτσι λοιπόν, πραγματοποιώντας μία γρήγορη σάρωση στα αποτελέσματα, καταλήγουμε στην επαλήθευση του γεγονότος ότι για να επιτευχθεί το τελικό αποτέλεσμα πρέπει να ληφθούν υπόψη πολλά ζητήματα. Η άποψη αυτή ενισχύεται και από το γεγονός ότι υπάρχει μια σχέση trade-off μεταξύ των χαρακτηριστικών των κεραιών. Δηλαδή η βελτιστοποίηση σε ένα συγκεκριμένο χαρακτηριστικό της κεραίας μπορεί να προκαλέσει μη επιθυμητά αποτελέσματα σε ένα άλλο. Για αυτό, για κάθε εφαρμογή τα χαρακτηριστικά αλλά και οι αποδεκτές τιμές αυτών είναι διαφορετικά.

# Κεφάλαιο 5:

## Συμπεράσματα

Στο τελευταίο κεφάλαιο, συνοψίζονται όσα παρουσιάστηκαν και μελετήθηκαν στα προηγούμενα κεφάλαια, παρατίθενται ορισμένα συμπεράσματα σχετικά με τις εμφυτεύσιμες κεραιές που σχεδιάστηκαν και τη συγκριτική μελέτη των επιδόσεών τους, και τέλος προτείνονται πιθανές μελλοντικές επεκτάσεις της εργασίας.

## 5.1 Σύνοψη

Τα τελευταία χρόνια παρατηρήθηκε αυξημένη ερευνητική δραστηριότητα που αφορά στο σχεδιασμό συστημάτων ιατρικής τηλεμετρίας για εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις. Με αφορμή την εν λόγω ταχεία ανάπτυξη έχουν προταθεί ή χρησιμοποιηθεί στη βιβλιογραφία διάφορες εμφυτεύσιμες κεραίες για ενσωμάτωση επί ΕΙΔ [47], με πιο διαδεδομένη, την κεραία μικροταινίας [48], [50], [51]. Αντικειμενικά πλεονεκτήματα όπως η ευκολία κατασκευής, το χαμηλό κόστος υλοποίησης, η ευκολία τροφοδότησης, το υψηλό τους κέρδος και η εξαιρετική συμβατότητα ενσωμάτωσής τους με επίπεδες παθητικές ή ενεργές κυκλωματικές διατάξεις, συνέβαλαν στην καθιέρωσή τους ως βασικές λύσεις σε ολοκληρωμένα τηλεπικοινωνιακά συστήματα.

Παρόλο όμως που οι εμφυτεύσιμες κεραίες ήρθαν τόσο κοντά στον άνθρωπο, όλο και περισσότερες προκλήσεις άρχισαν να αναδύονται. Για αυτό η σχεδίαση των ΕΙΔ προσελκύει έντονο επιστημονικό ενδιαφέρον για την αντιμετώπιση κυρίως, προκλήσεων όπως η σμίκρυνση των διαστάσεων, η τροφοδοσία, η βιοσυμβατότητα, ο SAR και η ασφάλεια τόσο του ασθενή όσο και των προσωπικών δεδομένων.

Η μελέτη της κεραίας γενικότερα, είναι υψίστης σημασίας, καθώς η αξιοπιστία ενός συστήματος στηρίζεται κατά πολύ στη σωστή λειτουργία της. Με δεδομένο όμως ότι η κεραία αποτελεί ένα πολύπλοκο σύστημα (αποτελείται από διάφορα μέρη), συνεπάγεται ότι η μελέτη της δεν μπορεί να γίνεται μέσω απλής ανάλυσης αλλά μέσω τρισδιάστατων υπολογιστικών προσομοιώσεων. Γι αυτό το λόγο αναπτύχθηκαν αποδοτικοί αλγόριθμοι, φιλικών προς το χρήστη για την επίλυση ηλεκτρομαγνητικών προβλημάτων. Στην περίπτωση της διπλωματικής εργασίας, χρησιμοποιείται η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων (Ansoft HFSS).

Ακόμη ένας παράγοντας που λαμβάνεται υπόψη στα πλαίσια σχεδίασης κεραιών είναι το περιβάλλον που θα λειτουργήσει. Όταν ένας

κόμβος του δικτύου εφάπτεται ή εμφυτεύεται στο σώμα ενός ασθενή, η κεραία του, όπως είναι αναμενόμενο, επηρεάζεται από το άμεσο περιβάλλον. Κατά συνέπεια άλλη συμπεριφορά θα έχει αν τοποθετηθεί πάνω στο μπράτσο, άλλη αν βρίσκεται μέσα στην κοιλιακή χώρα, άλλη αν είναι σχεδόν επιφανειακά κάτω από το δέρμα και ούτω καθεξής. Επιπλέον υπάρχει εξάρτηση και από το είδος του ιστού που την περιβάλλει. Η σύσταση των ιστών και ειδικά το πάχος του λιπώδους ιστού διαφέρει σημαντικά από ασθενή σε ασθενή, αλλά ακόμα και στον ίδιο ασθενή δεν παραμένει σταθερό με την πάροδο του χρόνου καθώς αυτός μπορεί να αδυνατίσει ή να παχύνει. Δεν νοείται λοιπόν μελέτη κεραιών για τέτοιου είδους εφαρμογές χωρίς να έχουν αναλυθεί προηγουμένως οι ηλεκτρομαγνητικές ιδιότητες του ανθρώπινου σώματος. Έτσι η επιστήμη μας έλυσε τα χέρια με τη δημιουργία φυσικών και αριθμητικών μοντέλων προσομοίωσης.

Όπως παρατηρούμε με λίγα λόγια, ο σχεδιαστής καλείται να αντιμετωπίσει πλειάδα προκλήσεων. Γι' αυτό στα πλαίσια της διπλωματικής εργασίας, πραγματοποιήθηκε επισταμένη βιβλιογραφική έρευνα σε όλα τα μείζον θέματα που αφορούν τη σχεδίαση κεραιών, ώστε η εφαρμογή και τα αποτελέσματα της μεθοδολογίας σχεδίασης κεραιών να είναι ευκολοκατανόητα.

Έτσι σε πρώτο στάδιο, αναλύθηκαν τα απαραίτητα θεωρητικά ζητήματα (Κεφάλαιο 1, 2), και στη συνέχεια εφαρμόστηκε μια μεθοδολογία σχεδίασης εμφυτεύσιμων κεραιών που έχει προταθεί στη βιβλιογραφία, με σκοπό τη συγκριτική μελέτη των επιδόσεων ακτινοβολίας και ασφάλειας, ως συνάρτηση των φυσικών τους διαστάσεων.

Η μελέτη περιλαμβάνει τα εξής βήματα. Αρχικά, δημιουργείται η προς μελέτη κεραία μικροταινίας εντός μοντέλου ιστού δέρματος. Λόγω της πολυπλοκότητας της κεραίας, καθώς και για λόγους ευκολίας και αποδοτικότητας, το μοντέλο παραμετροποιείται.

Στη συνέχεια δημιουργείται πλήθος κεραιών διαφόρων μεγεθών, μεταβάλλοντας την ακτίνα κατά 0.5 mm κάθε φορά, και πραγματοποιείται χειροκίνητη μεταβολή του μήκους των εγκοπών, ώστε να επιτευχθεί συντονισμός στα 402 MHz (αποκλείονται της μελέτης όσες δεν συντονίζονται με κανένα τρόπο στην επιθυμητή συχνότητα). Στο πλήθος που προκύπτει, πραγματοποιείται βελτιστοποίηση στις παραμέτρους σχεδίασης με επαναληπτικό τρόπο (αλγόριθμος Quasi-Newton) μέχρι ο αριθμός των επαναλήψεων ξεπεράσει το 300 ή εάν ικανοποιηθεί η συνάρτηση κόστους. Αφού εξαχθούν όλα τα απαραίτητα αποτελέσματα (συντελεστής ανάκλασης, συχνότητα συντονισμού), τότε συγκεντρώνονται οι παραχθείσες κεραιές και αν ο συντελεστής ανάκλασης είναι μεγαλύτερος από 10 dB κατ' απόλυτη τιμή, τότε η κεραία κρίνεται κατάλληλη για μελέτη.

Τέλος, εξάγονται αποτελέσματα, σχετικά με τις επιδόσεις των κατάλληλων κεραιών, συγκρίνονται και διασταυρώνονται μέσω γραφικών παραστάσεων και διαγραμμάτων (συνολικού κέρδους, ηλεκτρικού πεδίου και SAR) ώστε να προκύψουν χρήσιμα συμπεράσματα

## 5.2 Συζήτηση-Συμπεράσματα

Στο Κεφάλαιο 3, εφαρμόστηκε η Αλγοριθμική Βελτιστοποίηση Συντονισμού Γενικευμένης Κεραίας, με σκοπό τη δημιουργία επαρκούς αριθμού κεραιών (δεκαεννιά-19 στο σύνολο).

Στα πλαίσια του Βήματος 1, δημιουργήθηκαν εικοσιμία (21) κεραιές με ακτίνα εύρους 4.5 mm-14.5 mm. Όταν όμως πραγματοποιήθηκε αλγοριθμική βελτιστοποίηση των παραμέτρων, οι κεραιές ακτίνας 14 mm και 14.5 mm κρίθηκαν ακατάλληλες καθώς δεν πληρούσαν το κριτήριο καταλληλότητας των -10 dB και κάτω. Έτσι προκύπτουν οι δεκαεννιά (19) τελικές κεραιές. Άρα απομένει μία τελευταία πρόκληση. Η σύγκριση των επιδόσεων κάθε κεραίας που κρίθηκε κατάλληλη.

Γι' αυτό, εισάγεται μακρινό πεδίο σε όλες τις κεραίες, γεγονός που επιτρέπει τον υπολογισμό βασικών παραμέτρων και έτσι προκύπτουν χρήσιμα συμπεράσματα για τις δεκαεννιά (19) κεραίες, που αφορούν επιδόσεις συντονισμού, ακτινοβολίας και ασφάλειας:

- Συντελεστής Ανάκλασης

Παρόλο που δεν ακολουθείται κάποιο μοτίβο στις τιμές, εξάγεται το συμπέρασμα ότι για τη μεγαλύτερη τιμή ακτίνας ( $R=13.5$  mm), παρατηρείται ο χειρότερος  $|S_{11}|$  (-11226228 dB).

Θέτοντας τώρα αυστηρό κριτήριο  $|S_{11}| < -23$  dB επιτυγχάνεται αρκετά ικανοποιητικός συντελεστής ανάκλασης, για ακτίνες 8 mm - 11.5 mm και 5 mm - 5.5 mm με τον καλύτερο  $|S_{11}|$  να εντοπίζεται για ακτίνα 10 mm (Πίνακας 5.1).

**Πίνακας 5.1:** Ικανοποιητικές τιμές συντελεστή ανάκλασης.

ΜΕΓΕΘΟΣ ΑΚΤΙΝΑΣ (mm)	Συντελεστής ανάκλασης (dB)
5	-24.789385
5.5	-27.012798
8	-24.138565
8.5	-23.105446
9	-30.736502
9.5	-31.938848
<b>10</b>	<b>-34.891537</b>
10.5	-26.581170
11	-27.054009
11.5	-23.503409

- Μέγιστο Κέρδος

Το κέρδος της κεραίας, είναι το μέγεθος που προσδιορίζει, το πόσο αποδοτικά ακτινοβολεί μια κεραία. Παρατηρώντας σε πρώτη φάση το διάγραμμα της Εικόνας 4.3, προκύπτει πως όταν αυξάνεται η ακτίνα, αυξάνεται και το κέρδος. Οι τιμές του όμως γενικά, είναι ιδιαίτερα χαμηλές (Πίνακας 5.2). Γεγονός, που επιβεβαιώνεται από τη θεωρία, καθώς για μικρό

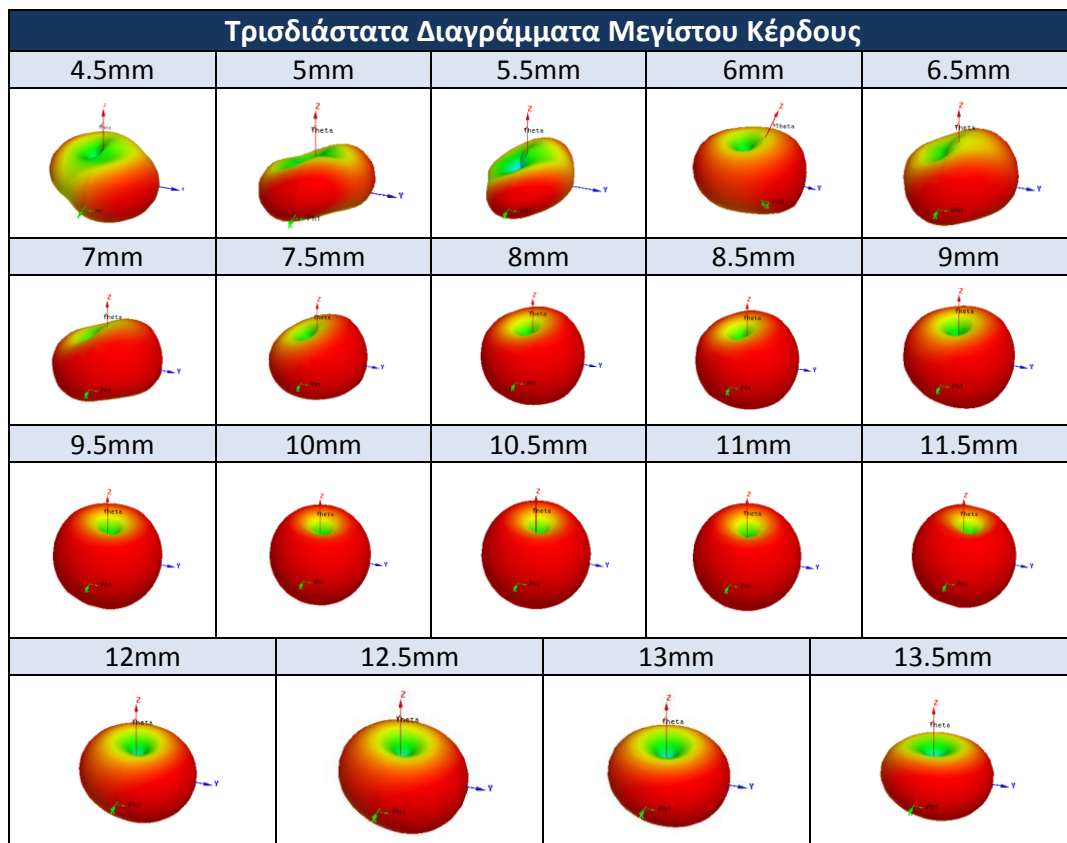
μέγεθος κεραιών (άρα μικρή ακτινοβολούμενη επιφάνεια) έχουμε χαμηλή τιμή κέρδους.

**Πίνακας 5.2:** Τιμές μεγίστου κέρδους για τη μέγιστη και ελάχιστη ακτίνα.

ΜΕΓΕΘΟΣ ΑΚΤΙΝΑΣ (mm)	Μέγιστο Κέρδος (dB)
4.5	-48
13.5	-42

Στη συνέχεια, μελετώντας τις Εικόνες 4.11 και 4.12, καθώς και τον Πίνακα 5.3, καταλήγουμε στο συμπέρασμα ότι οι τελικές κεραίες ακτινοβολούν εξίσου καλά προς όλες τις κατευθύνσεις (omnidirectional κεραίες), παρουσιάζουν μέγιστο στις οριζόντιες διευθύνσεις και μηδενίζονται πάνω και κάτω από την κεραία. Η μορφή αυτή, αντιπροσωπεύει τις πλείστες κεραίες. Ωστόσο κάποιες κεραίες (π.χ R=4.5 mm, 5 mm, 5.5 mm) παρόλο που είναι omnidirectional, ποικίλουν με περίπλοκο τρόπο με την παρουσία γωνίας ανύψωσης (ύπαρξη μηδενικών και λοβών σε διαφορετικές γωνίες).

**Πίνακας 5.3:** Τρισδιάστατα διαγράμματα μεγίστου κέρδους για τις δεκαεννιά(19) κεραίες.



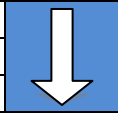


- Εύρος Ζώνης

Μέσω του διαγράμματος της Εικόνας 4.4 συμπεραίνει κανείς ότι το εύρος ζώνης εξαρτάται πάρα πολύ από την ακτίνα της κεραίας και συγκεκριμένα, είναι μεγαλύτερο για μικρότερες ακτίνες. Δηλαδή, για μικρότερες ακτίνες, η κεραία λειτουργεί αποτελεσματικά σε μεγαλύτερο εύρος συχνοτήτων. Ο Πίνακας 5.4 παρουσιάζει τιμές εύρους ζώνης, για τρεις (3) ενδεικτικές κεραίες.

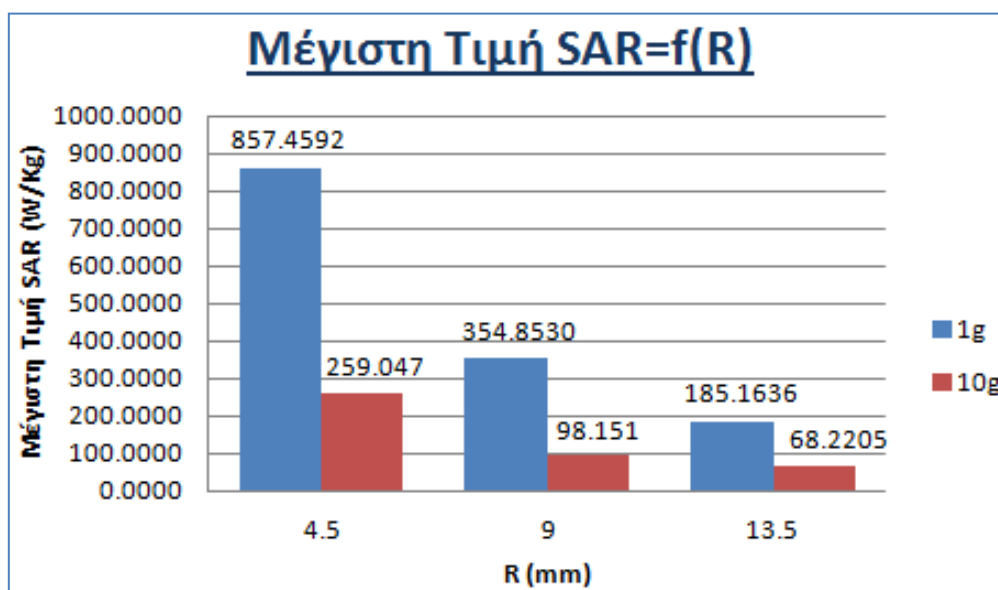
**Πίνακας 5.4:** Τιμές εύρους ζώνης για τρεις (3) ενδεικτικές κεραίες.

ΜΕΓΕΘΟΣ ΑΚΤΙΝΑΣ (mm)	Εύρος ζώνης (dB)
4.5	35.1759
9	29.1457
13.5	9.0452



- Μέγιστο SAR και Επιτρεπτή Ισχύς Εισόδου (1 g, 10 g):

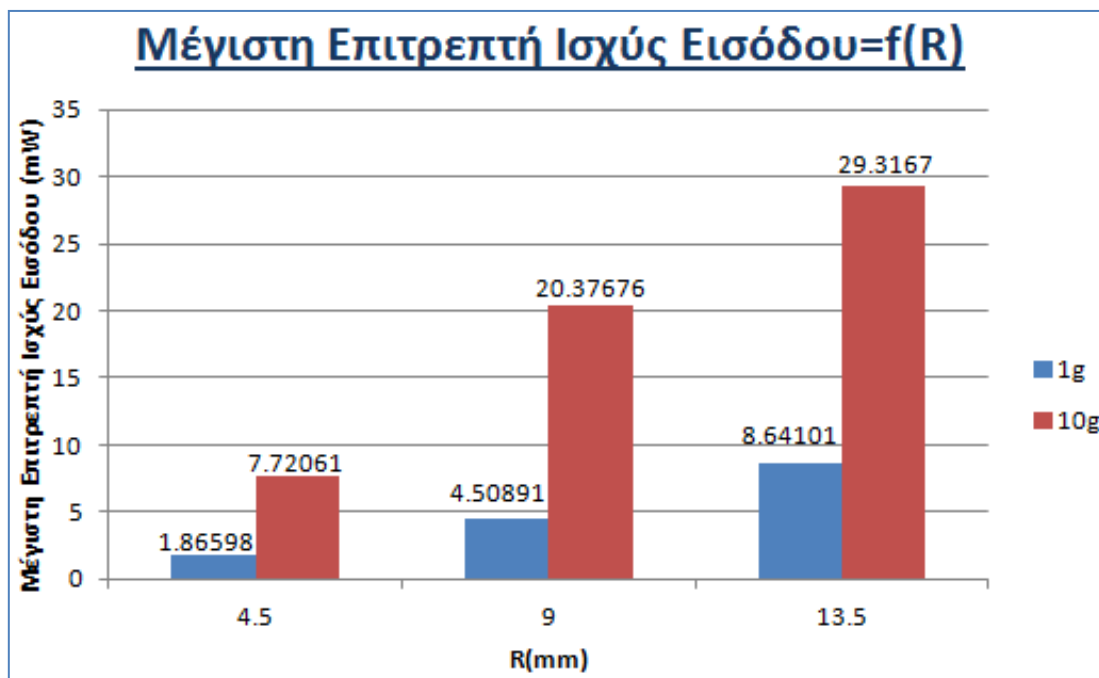
Το πρώτο συμπέρασμα, που εξάγεται από τις Εικόνες 4.7 και 4.8 είναι πως, όταν αυξάνεται η ακτίνα, ο SAR μειώνεται και μάλιστα για μάζα ιστού δέρματος 10 g οι τιμές είναι μικρότερες. Γενικά όμως και για τις δύο (2) περιπτώσεις, παρατηρούνται πολύ μεγάλες τιμές SAR (ισχύς εισόδου=1 W που θεωρείται πολύ μεγάλη). Τα συμπεράσματα αυτά φαίνονται καθαρά και από το διάγραμμα της Εικόνας 5.1.



**Εικόνα 5.1:** Συγκριτικό διάγραμμα μέγιστης τιμής SAR συναρτήσει της ακτίνας, για τρεις (3) ενδεικτικές κεραίες και για μάζα ιστού δέρματος 1 g και 10 g.

Παρατηρώντας στη συνέχεια, τα τρισδιάστατα διαγράμματα κατανομής SAR της Εικόνας 4.17 εξάγονται και δευτερεύοντα συμπεράσματα όπως το ότι οι τιμές SAR είναι χαμηλές σε περιοχές που είναι πιο «απομακρυσμένες» από την κεραία (η ενέργεια εντοπίζεται κυρίως κοντά στην κεραία και μόνο ένα μικρό ποσό απορροφάται από τους ιστούς έξω από την περιοχή αυτή) και το ότι οι περιοχές γύρω από την κεραία, χαρακτηρίζονται από αυξημένη θερμοκρασία σε σχέση με τις άλλες.

Παρόλο όμως που έχουμε να κάνουμε με μεγάλες τιμές SAR, προκύπτει η κανονικοποιημένη μέγιστη επιτρεπτή ισχύς εισόδου τόσο για 1 g, όσο και για 10 g, σύμφωνα με τα πρότυπα που θεσπίστηκαν από τις χώρες της ΕΕ και των ΗΠΑ. Έτσι, αντίστοιχα με το SAR, μέσω της Εικόνας 5.2, προκύπτει και για τις δύο περιπτώσεις μάζας ιστού ότι, αυξάνοντας την ακτίνα της κεραίας, τότε αυξάνεται και η μέγιστη επιτρεπτή ισχύς εισόδου, όπως επίσης και το ότι οι τιμές της μέγιστης επιτρεπτής ισχύς εισόδου για μάζα ιστού 10 g είναι μεγαλύτερες απ' ότι για 1 g.



**Εικόνα 5.2:** Συγκριτικό διάγραμμα μέγιστης επιτρεπτής ισχύς εισόδου, συναρτήσεως της ακτίνας, για τρεις (3) ενδεικτικές κεραίες και για μάζα ιστού δέρματος 1 g και 10 g.

- Κατανομή Ηλεκτρικού Πεδίου:

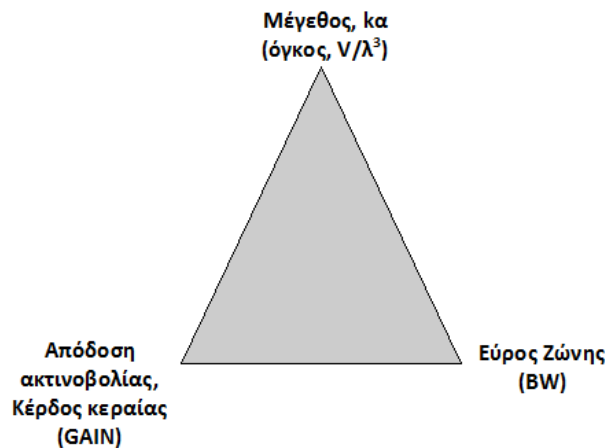
Το σημαντικότερο συμπέρασμα που προκύπτει είναι η επαλήθευση της ύπαρξης «fringing field» και στις δεκαεννιά (19) κεραίες. Με άλλα λόγια όλες οι κεραίες ακτινοβολούν. Η ύπαρξη των πεδίων αυτών είναι αντιληπτή από το γεγονός ότι το ηλεκτρικό πεδίο, δεν σταματά απότομα στην περιφέρεια, αλλά επεκτείνεται σε κάποιο βαθμό και έξω από αυτές (Εικόνες 4.13-4.15). Επίσης, όπως αναμενόταν, το ηλεκτρικό πεδίο στο κέντρο κάθε κεραίας (εκτός για ακτίνα 4.5 mm) είναι μηδέν και καθώς μετακινούμαστε στις άκρες αυξάνεται.

Από το συνονθύλευμα των συμπερασμάτων και κατ' επέκταση από τη μελέτη των επιδόσεων των παραγόμενων κεραιών, προκύπτει ότι οι επιδόσεις των πλείστων κεραιών μικροταινίας που εξετάστηκαν είναι αρκετά ικανοποιητικές για εφαρμογές βιοϊατρικής τηλεμετρίας (402 MHz). Αυτό όμως που ξεχωρίζει είναι οι προκλήσεις που εμφανίζονται κατά τη σχεδίαση κεραιών.

Πρωτίστως διαφαίνεται η επίδραση που έχει το μέγεθος κάθε κεραίας στα χαρακτηριστικά ακτινοβολίας. Συγκεκριμένα επαληθεύεται ότι το μέγεθος των κεραιών δεν σχετίζεται με την τεχνολογία που ακολουθείται αλλά καθορίζεται από τους νόμους της Φυσικής. Έτσι, βελτίωση του μεγέθους της κεραίας προκαλεί επιδείνωση του εύρους ζώνης, του κέρδους και της απόδοσης ακτινοβολίας. Αυτό προκύπτει από το γεγονός ότι η κεραία χρησιμοποιείται για να μετασχηματίσει την κυματοδηγούμενη ενέργεια σε ακτινοβολούμενο κύμα και το αντίστροφο: για να γίνει αποδοτικά ο μετασχηματισμός αυτός, το μέγεθος της κεραίας θα πρέπει τουλάχιστον, να είναι συγκρίσιμο με το μήκος κύματος.

Επίσης, παρατηρήθηκε ότι για μικρό μέγεθος κεραιών (μικρότερο από 4.5 mm) υπήρχε πρόβλημα χώρου, καθώς οι εγκοπές μπλέκονται με τον αγωγό βραχυκύκλωσης και το ομοαξονικό καλώδιο. Ταυτόχρονα όμως, το μέγεθος των κεραιών ακτίνας 13.5 mm και άνω, θεωρείται μεγάλο με την

προοπτική εμφύτευσης της σε κάποιο ανθρώπινο ιστό. Φυσικά οι κεραιές μπορούν να σχεδιαστούν μικρότερες, αλλά αυτό κοστίζει σε εύρος ζώνης, κέρδος και αποδοτικότητα ακτινοβολίας. Η αντιστάθμιση μεταξύ των τεσσάρων θεμελιωδών μεγεθών φαίνεται στην Εικόνα 5.3. Το τρίγωνο υποδηλώνει ότι προκειμένου να βελτιωθεί μία από τις τρεις κορυφές πρέπει να επιδεινωθεί η μία από τις άλλες δύο ή και οι δύο.



**Εικόνα 5.3:** Σχηματική απεικόνιση των συμβιβασμών που γίνονται ανάμεσα στα τέσσερα θεμελιώδη μεγέθη μιας κεραιάς.

Όσο αφορά, τον παράγοντα  $|S_{11}|$ , αποτελεί μία από τις σημαντικότερες παραμέτρους που λαμβάνονται υπόψη κατά τη σχεδίαση μιας κεραιάς και επιδιώκεται να κρατηθεί σε όσο το δυνατόν χαμηλότερα επίπεδα (όταν  $|S_{11}|=0\text{dB}$  όλη η μεταφερόμενη ισχύς προς την κεραιά, ανακλάται πίσω στη γραμμή μεταφοράς, πράγμα που σημαίνει ότι η κεραιά δεν εκπέμπει τίποτα).

Έτσι λοιπόν, σχετικά με τις επιδόσεις συντονισμού, παρατηρείται σταθερή συμπεριφορά στις πλείστες κεραιές, με τιμές γύρω από τα  $-25\text{ dB}$ , με σταθερότερη συμπεριφορά για κεραιά ακτίνας  $10\text{ mm}$ . Η πιο ασταθής συμπεριφορά, παρουσιάζεται για μεγάλες τιμές ακτίνας με τον χειρότερο σχεδόν να αγγίζει τα  $-10\text{ dB}$  ( $R=13.5\text{ mm}$ ), τιμή που αποτελεί όριο εύρυθμης λειτουργίας μιας κεραιάς.

Τελευταία αλλά εξίσου σημαντική πρόκληση είναι ο έλεγχος των επιδόσεων ασφαλείας. Ο έλεγχος αυτός όπως γνωρίζουμε πραγματοποιείται με τη βοήθεια του ειδικού ρυθμού απορρόφησης SAR (ανά 1 g ιστού και ανά 10 g ιστού). Έτσι, κατόπιν ποσοτικής και ποιοτικής ανάλυσης των επιδόσεων ασφαλείας των κεραιών αυτών, παρατηρήθηκαν τιμές που ξεπερνούν κατά πολύ τα προτυποποιημένα επιτρεπτά όρια ( $SAR_{1g} < 1.6 \text{ W/kg}$ ,  $SAR_{10g} < 2 \text{ W/kg}$  [76], [79]), οπότε απαιτείται να μειωθεί η τιμή της ισχύος εισόδου. Για αυτό από 1 W, που είχε οριστεί αρχικά, προέκυψαν οι τιμές του Πίνακα 4.1 που είναι της τάξης των mW.

Άρα λοιπόν, για να επιτευχθεί το τελικό αποτέλεσμα είναι πάρα πολλά τα ζητήματα που πρέπει να μελετηθούν. Είναι ξεκάθαρος ο ρόλος που παίζει το μέγεθος της κεραίας και το κέρδος αυτής σε πολλές ιατρικές εφαρμογές για την δημιουργία ολοκληρωμένων κυκλωμάτων, κατάλληλων για εμφύτευση. Για το λόγο αυτό, η μείωση του μεγέθους τις κεραίας, η βελτιστοποίηση πολλών παραμέτρων της, (εύρος ζώνης, κέρδος, κλπ) ανάλογα με την εφαρμογή κάθε φορά και η ασφάλεια του ασθενή, είναι από τις προτεραιότητες των σχεδιαστών κεραιών μικροταινίας.

Κρίνοντας τη μεθοδολογία, δεν πάσχει από φαινόμενα αποσυντονισμού και μάλιστα παρουσιάζει βελτιστοποιημένα χαρακτηριστικά συντονισμού για το συγκεκριμένο σενάριο εμφύτευσης. Ειδικότερα όμως, η ανάγκη για χειροκίνητη διόρθωση της σχεδίασης της κεραίας εντός κανονικού μοντέλου ιστού δέρματος, αποτελεί αδυναμία της μεθοδολογίας, καθώς απαιτεί εις βάθος κατανόηση της αρχής λειτουργίας της κεραίας από τον εκάστοτε σχεδιαστή. Τέλος, παρόλο που υπήρξαν ελάχιστες περιπτώσεις όπου ο συνολικός υπολογιστικός χρόνος της μεθοδολογίας ήτανε απαγορευτικός, στις πλείστες περιπτώσεις κρίνεται ικανοποιητικά μικρός.

### 5.3 Μελλοντικές Επεκτάσεις

Στην παρούσα διπλωματική εργασία, με την εφαρμογή της μεθοδολογίας σχεδίασης εμφυτεύσιμων κεραιών, δόθηκε μια εικόνα σχετικά με τις επιδόσεις των δεκαεννιά (19) κεραιών. Για να παρθεί όμως μια συνολική εικόνα, θα πρέπει μελλοντικά να μελετηθούν και άλλα ζητήματα.

Ειδικότερα, πιθανές μελλοντικές επεκτάσεις της παρούσας εργασίας θα μπορούσαν να αποτελέσουν οι εξής:

- Πλήρης παραμετροποίηση κεραίας

Στο μοντέλο κεραίας μικροταινίας που σχεδιάστηκε, τέθηκαν ως παράμετροι οι εγκοπές της άνω και κάτω κεραίας. Για περαιτέρω βελτιστοποίηση όμως, θα μπορούσε να παραμετροποιηθεί πλήρως το μοντέλο, εισάγοντας ως παράμετρους τη θέση του αγωγού βραχυκύκλωσης (shorting pin), τη θέση του καλωδίου τροφοδοσίας (probe) καθώς επίσης και τις ακτίνες των κεραιών.

- Προσπάθεια για περαιτέρω σμίκρυνση των νέων κεραιών.

Ρυθμίζοντας σχεδιαστικά χαρακτηριστικά όπως το πάχος, το μήκος αλλά και τον αριθμό των εγκοπών, είναι δυνατόν να επιτευχθεί ένα καλύτερο αποτέλεσμα, όπως επίσης και η χρήση άλλου βιοσυμβατού υλικού υποστρώματος μεγαλύτερης διηλεκτρικής σταθεράς και μικρότερου πάχους.

- Μελέτη επιδόσεων για διάφορες γεωμετρίες κεραίας

Διαφορετικές γεωμετρίες ακτίνας θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν, υπό την άποψη της περαιτέρω βελτιστοποίησης των επιδόσεων.

- Μελέτη για διάφορα σενάρια εμφύτευσης

Οι κεραίες, μελετήθηκαν εντός μοντέλου ιστού δέρματος. Δεδομένου όμως, ότι η μελέτη για σχεδιασμό μιας κεραίας πραγματοποιείται για ένα συγκεκριμένο περιβάλλον λειτουργίας, θα μπορούσαν να μελετηθούν και σε

άλλα σενάρια εμφύτευσης (π.χ κανονικό μοντέλο ανθρώπινου κρανίου ή κορμού).

- Μελέτη επιδόσεων εντός ανατομικών μοντέλων

Η μελέτη των επιδόσεων της κεραίας εντός ανατομικών μοντέλων (πχ. ανατομικό μοντέλο ανθρώπινου βραχίονα) θα μπορούσε να αποτελέσει σημαντική πηγή δεδομένων. Η σύγκριση ανάμεσα στα δεδομένα που προήλθαν στην παρούσα εργασία και σε ένα ανατομικό μοντέλο θα μπορούσε να δώσει χρήσιμα συμπεράσματα τόσο για την συγκεκριμένη κεραία όσο και για τη σχεδίαση εμφυτεύσιμων κεραιών γενικότερα.

- Έλεγχος και χαρακτηρισμός της ζεύξης

Οι περισσότερες εμφυτεύσιμες βιοϊατρικές διατάξεις χρησιμοποιούν μία εξωτερική διάταξη ελέγχου και η οποία πρέπει να επικοινωνεί με την εμφυτεύσιμη διάταξη. Συνεπώς η μελέτη της επικοινωνιακής ζεύξης μεταξύ τους και αν αυτή μπορεί να καταστεί δυνατή είναι πολύ σημαντικό να γίνει.

- Μελέτη ασφάλειας προσωπικών δεδομένων

Εκτός από την ασφάλεια της υγείας του ασθενούς, πρέπει να ληφθεί υπόψη και η προστασία προσωπικών δεδομένων του, που προφανώς διακυβεύεται δεδομένου το ότι η βάση των εμφυτεύσιμων διατάξεων αποτελούν οι ασύρματες επικοινωνίες που συχνά υποφέρουν από προβλήματα υποκλοπής πληροφοριών.

- Υλοποίηση ενδεικτικών κεραιών

Θα μπορούσε να υλοποιηθεί ενδεικτικός αριθμός κεραιών, ώστε να καταστεί δυνατή η μελέτη των επιδόσεων τους σε διάφορα φυσικά μοντέλα προσομοίωσης με σκοπό τη σύγκριση με τα αντίστοιχα αριθμητικά.

Έπειτα, θα μπορούσαν να ενσωματωθούν εντός ποντικίων και έτσι να παρθούν ακόμη πιο κοντινά στην πραγματικότητα συμπεράσματα.

# Βιβλιογραφία

- [1] Chaney, C. (2004). *A history of BIOMEDICAL ENGINEERING*. Retrieved from Biomedical Engineering Central: <http://www.bmecentral.com/history.html>
- [2] Javier ABADIA et al. (2009, DECEMBER). "3D-Spiral Small Antenna Design and Realization for Biomedical Telemetry in the MICS band". *RADIOENGINEERING VOL. 18* , pp. 359-367.
- [3] Greatbatch, W. and C. F. Holmes. (1991, September). "History of implantable devices". *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, Vol.10, No.3* , pp. 38-49.
- [4] Baxter, A. (2011). The Eleven Most Implanted Medical Devices In America. 24/7 *WALLSTREET*
- [5] Fang, Q. (2010). "Body EMF Absorption: A Design Issue for Implantable Medical Electronics". *International Journal of Bioelectromagnetism, Vol. 12, No. 1* , 7-11.
- [6] Tutku Karacolak et al. (2008, APRIL). "Design of a Dual-Band Implantable Antenna and Development of Skin Mimicking Gels for Continuous Glucose Monitoring". *IEEE TRANSACTIONS ON MICROWAVE THEORY AND TECHNIQUES, VOL. 56, NO. 4* , pp. 1001-1008.
- [7] N. Vidal et al. (2012). "DETUNING STUDY OF IMPLANTABLE ANTENNAS INSIDE THE HUMAN BODY". *Progress In Electromagnetics Research, Vol. 124* , pp. 265-283.
- [8] J. Gemio et al. (2010), "HUMAN BODY EFFECTS ON IMPLANTABLE ANTENNAS FOR ISM BANDS APPLICATIONS: MODELS COMPARISON AND PROPAGATION LOSSES STUDY", *Progress In Electromagnetics Research, Vol. 110* , pp. 437-452.
- [9] MERLI, Francesco. *"Implantable Antennas for Biomedical Applications"*. Suisse : ÉCOLE POLYTECHNIQUE FÉDÉRALE DE LAUSANNE, 2011.
- [10] Farzad Asgarian and Amir M. Sodagar. *Wireless Telemetry for Implantable Biomedical Microsystems*. Iran : s.n., 2010.
- [11] *"Design strategies for implantable antennas (Invited)"*. A.K. Skrivervik and F. Merli. Loughborough, United Kingdom : submitted to the 7th Loughborough Antennas & Propagation Conference 2011 (LAPC 2011), Nov. 14-15, 2011.
- [12] *"Body EMF Absorption: A Design Issue for Implantable Medical Electronics"*. Fang, Qiang. 2010, International Journal of Bioelectromagnetism, Vol. 12, No. 1, pp. 7-11.
- [13] Kiourti, Asimina. "BIOMEDICAL TELEMETRY: COMMUNICATION BETWEEN IMPLANTED DEVICES AND THE EXTERNAL WORLD". *Opticon1826*. Spring, 2010, Issue 8.
- [14] Σταματάκης Φ. Ιωάννης. Ιατρικές Εφαρμογές Εμφυτευμένων Κεραίων. Μάρτιος 2012
- [15] Prahlow, Joseph A. "Implanted Medical Devices Encountered at Autopsy", Medscape REFERENCE. [Online] March 27, 2012. <http://emedicine.medscape.com/article/1681045-overview#a1>.
- [16] Bin Zhen et al. "Networking issues in medical implant communications". *International Journal of Multimedia and Ubiquitous Engineering, Vol. 4, No. 1*. January 2009, pp. 23-36.
- [17] Anthony W.C. Chow & Alfred E. Buxton. *Implantable Cardiac Pacemakers and Defibrillators: All You Wanted to Know*. USA : Blackwell , 2006.



- [18] *Contemporary Pacemakers: What the Primary Care Physician Needs to Know*. KAROLY KASZALA et al. Mayo Clinic, Florida : SYMPOSIUM ON CARDIOVASCULAR DISEASES, October 2008.
- [19] BIOTRONIK. *What You Need to Know about Your Pacemaker*. GERMANY : by BIOTRONIK SE & Co, 2009.
- [20] Joseph S. PLISKIN et al. *Choosing an electronic cardiac pacemaker: A decision analysis*. North-Holland : Elsevier Science Publishers, 1987.
- [21] Blake S. Wilson & Michael F. Dorman. Cochlear implants: Current designs and future possibilities. *Journal of Rehabilitation Research & Development, Volume 45, Number 5, 2008, Pages 695–730*.
- [22] ADVANCED, BIONICS. *ΤΙ ΕΙΝΑΙ ΤΟ ΚΟΧΛΙΑΚΟ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑ*; Αθήνα : by Advanced Bionics, SARL, 2009.
- [23] ROBERT SPARROW. Defending Deaf Culture: The Case of Cochlear Implants. *The Journal of Political Philosophy: Volume 13, Number 2, pp 135-152*. 2005.
- [24] Wikipedia. *Cochlear implant*. [Online] [Cited: August 7, 2012.] [http://en.wikipedia.org/wiki/Cochlear\\_implant](http://en.wikipedia.org/wiki/Cochlear_implant).
- [25] Philipos C. Loizou. Mimicking the HUMAN EAR. *IEEE SIGNAL PROCESSING MAGAZINE*. SEPTEMBER 1998, pp. 101-130.
- [26] Αναστάσιος-Ιωάννης Κανελλοπουλος. Ελπίδα για τους τυφλούς – Το Βιονικό Μάτι. [www.laservision.gr](http://www.laservision.gr). [Online]
- [27] S. Raghavan & A. Kumar. Microstrip patch antenna for a retinal prosthesis and RF MEMS technology, *WSEAS TRANSACTIONS ON COMMUNICATIONS*.
- [28] J D Loudin et al. Optoelectronic retinal prosthesis: system design and performance. *JOURNAL OF NEURAL ENGINEERING, 2007, pp. 72-84*.
- [29] JAMES D. WEILAND AND MARK S. HUMAYUN. Intraocular Retinal Prosthesis. *IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY MAGAZINE, SEPTEMBER/OCTOBER 2006, pp. 60-66*.
- [30] Wikipedia. Intracranial Pressure. [Online] [http://en.wikipedia.org/wiki/Intracranial\\_pressure](http://en.wikipedia.org/wiki/Intracranial_pressure).
- [31] Diana Hodgins et al. Healthy Aims: Developing New Medical Implants and Diagnostic Equipment. *IEEE PERVASIVE computing magazine*. JANURARY-MARCH 2008, pp. 14-21.
- [32] Kawoos, Usmah. *Embedded Wireless Intracranial Pressure Monitoring Implant at Microwave Frequencies*. Philadelphia : s.n., June 2009.
- [33] Strojnik, P., Peckham. *Implantable Stimulators for Neuromuscular Control*. s.l. : CRC Press LLC, 2000.
- [34] Tracy Cameron et al. Micromodular Implants to Provide Electrical Stimulation of Paralyzed Muscles and Limbs. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 44, NO. 9, SEPTEMBER 1997, pp. 781-790*.
- [35] Τσακαλάκης Μιχαήλ. ΣΧΕΔΙΑΣΗ ΜΙΚΡΟΣΚΟΠΙΚΩΝ ΚΕΡΑΙΩΝ ΓΙΑ ΕΜΦΥΤΕΥΣΙΜΕΣ ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΕΣ ΔΙΑΤΑΞΕΙΣ. Αθήνα, Νοέμβριος 2011
- [36] Αθανάσιος Γιανασμίδης. Επεμβατική αντιμετώπιση χρόνιου καλοήθους πόνου. *Ι.Θ., Η Ιατρική Σήμερα, τεύχος 61*.
- [37] WIKIPEDIA. Biotelemetry. [Online] <http://en.wikipedia.org/wiki/Biotelemetry>.
- [38] *Wireless Medical Telemetry Laboratory*. CleveLabs Laboratory Course System-Student Edition. Cleveland : s.n., 2006.

- [39] WIKIPEDIA. Medical Implant Communication Service. [Online]  
[http://en.wikipedia.org/wiki/Medical\\_Implant\\_Communication\\_Service](http://en.wikipedia.org/wiki/Medical_Implant_Communication_Service).
- [40] WIKIPEDIA. *ISM Band*. [Online] [http://en.wikipedia.org/wiki/ISM\\_band](http://en.wikipedia.org/wiki/ISM_band).
- [41] Spectrum Planning Team. Planning for Medical Implant Communications Systems (MICS) & Related Devices. *Australian Communications Authority*. October 2003.
- [42] Anders J Johansson. *Wireless Communication with Medical Implants: Antennas and Propagation*. June 2004.
- [43] *An Antenna for Medical Implant Communications System*. Kamya Yekeh Yazdandoost & Ryuji Kohno. s.l. : Proceedings of the 37th European Microwave Conference, Munich, 8-12 October 2007.
- [44] Asimina Kiourti and Konstantina S. Nikita. Miniature Scalp–Implantable Antennas for Telemetry in the MICS and ISM Bands: Design, Safety Considerations and Link Budget Analysis. *IEEE Antennas and Propagation*. 2011, Vol. 60, 8.
- [45] Yasir Ahmed et al. A 31.5 GHz Patch Antenna Design for Medical Implants. *International Journal of Antennas and Propagation*. 2008.
- [46] Yahya Rahmat-Samii. *Antennas in Communications, Biotelemetry and Medical Applications: Cellphone, Wearable, Implantable and Ingestible*. Department of Electrical Engineering, University of California, Los Angeles : s.n
- [47] *U-Slot Stacked Patch Antenna Using High and Low Dielectric Constant Material Combinations in S-band, General Assembly and Scientific Symposium, 2011 XXXth URSI*. Koray Sürmeli & Bahattin Türetken. Istanbul : s.n., 13-20 Aug. 2011.
- [48] *Small Patch/Slot Antenna with 53% Input Impedance Bandwidth*. Xiulong Bao & Max Ammann. Dublin : School of Electronic and Communications Engineering, 2007.
- [49] ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΥ Α. ΨΑΘΑ. Σχεδίαση Εμφυτεύσιμων Κεραίων Διπλής Ζώνης για Ιατρική Τηλεμετρία. Αθήνα, Ιούνιος 2012
- [50] Ahmed A. Kishk. Chapter 1: Fundamentals of Antennas, Center of Electromagnetic System Research, Department of Electrical Engineering, University of Mississippi
- [51] Gary Breed. The Fundamentals of Patch Antenna Design and Performance. *High Frequency Electronics*. March 2009, pp. 48-51
- [52] C. A. Balanis, *Antenna Theory and Design*, New York: John Wiley & Sons, Inc., 2002
- [53] Steve Jensen. (December 14, 2010). *Microstrip Patch Antenna*. Northern Arizona University
- [54] David R. Jackson. Overview of Microstrip Antennas. *Dept. of ECE, University of Houston, 2012*.
- [55] Αργύρης Ζ. Αναστόπουλος & Χρήστος Ε. Γκιθώνας. Μελέτη Ευρυζωνικών Σχισμοκεραίων Τροφοδοτούμενων από Ομοεπίπεδη Γραμμή Μεταφοράς. Αθήνα, Οκτώβριος 2004.
- [56] S. Gao et al. (n.d.). FDTD ANALYSIS OF A DUAL-FREQUENCY MICROSTRIP PATCH ANTENNA. *Progress In Electromagnetics Research, PIER 54, 155–178, 2005*.
- [57] Said GHNIMI et al. (March 22-26, 2009). Design of a Dual-Band Microstrip Patch Antenna for GSM/UMTS/ISM/WLAN Operations. *5th International Conference: Sciences of Electronic, Tehnologies of Information and Telecommunications*. TUNISIA.
- [58] Cynthia M. Furse & You Chung Chung. (n.d.). Design of Implantable Microstrip Antenna for Communication With Medical Implants. *IEEE TRANSACTIONS ON MICROWAVE THEORY AND TECHNIQUES, VOL. 52, NO. 8, AUGUST 2004*

- [59] Yahya Rahmat-Samii. (n.d.). Antennas in Communications, Biotelemetry and Medical Applications: Cellphone, Wearable, Implantable and Ingestible. *Department of Electrical Engineering, University of California, Los Angeles* .
- [60] Kulbir Singh et al. (n.d.). Fractal Antennas: A Novel Miniaturization Technique for Wireless Communications. *International Journal of Recent Trends in Engineering, Vol 2, No. 5, November 2009* , 172-176
- [61] S. Gong et al. (n.d.). MICROSTRIP ANTENNA USING GROUND-CUT SLOTS FOR LOW RCS WITH SIZE MINIATURIZATION TECHNIQUES. *Progress In Electromagnetics Research Letters, Vol. 1, 2008* , pp. 211-220
- [62] A. A. Eldek. (n.d.). MINIATURIZED MICROSTRIP-FED CIRCULAR SPLIT RING RESONATOR ANTENNA. *Progress In Electromagnetics Research C, Vol. 17, 2010* , pp. 219-227
- [63] Sarah SUFYAR & Christophe DELAVEAUD. (n.d.). A Miniaturization Technique of a Compact Omnidirectional Antenna. *RADIOENGINEERING, VOL. 18, NO. 4, DECEMBER 2009* , pp. 373-380.
- [64] Chow Y.L. & Wan K.L. . Miniaturizing patch antenna by adding a shorting pin near the feed probe -a folded monopole equivalent. *Antennas and Propagation Society International Symposium, 2002. IEEE*, (pp. 6-9). City Univ. of Hong Kong, China
- [65] Janak Kapoor. (n.d.). Miniaturization of Microstrip Patch Antenna obtained by Patch Meandering and Shorting Pin Loading Technique. *UACEE International Journal of Advances in Electronics Engineering Volume 2 : Issue 1 ISSN 2278 - 215X* , pp. 21-24.
- [66] Kulbir Singh et al. (n.d.). Fractal Antennas: A Novel Miniaturization Technique for Wireless Communications. *International Journal of Recent Trends in Engineering, Vol 2, No. 5, November 2009* , 172-176.
- [67] Orhan Soykan. (n.d.). Power Sources for Implantable Medical Devices. *BUSINESS BRIEFING: MEDICAL DEVICE MANUFACTURING & TECHNOLOGY, 2002* , 76-79.
- [68] WIKIPEDIA. (n.d.). *Biocompatibility*. Retrieved from <http://en.wikipedia.org/wiki/Biocompatibility>
- [69] *Biocompatibility of implants*. (n.d.). Retrieved from <http://corrosion-doctors.org/Implants/biocompatib.htm>
- [70] Fumio Watari et al. (2004). Biocompatibility of materials and development to functionally graded implant for bio-medical application. *Composites Science and Technology* , 893-908.
- [71] Paul M. George et al. (2005). Fabrication and biocompatibility of polypyrrole implants suitable for neural prosthetics. *Biomaterials* , 3511–3519.
- [72] Biocompatibility of Plastics . (2005). *ZEUS TECHNICAL WHITE PAPER* , 1-8.
- [73] R. Sarkar & G. Banerjee. (n.d.). Ceramic Based Bio-Medical Implants. *INTERCERAM 02/2010* , 98-102.
- [74] T. V. Thamaraiselvi and S. Rajeswari. (2004). Biological Evaluation of Bioceramic Materials - A Review. *Trends Biomater. Artif. Organs, Vol 18* , 9-17.
- [75] John M. Osepchuk & Ronald C. Petersen. (June 2001). Safety Standards for Exposure to RF Electromagnetic Fields. *MICROWAVE* , 57-69.
- [76] WIKIPEDIA. (n.d.). *Specific absorption rate*. Retrieved from [http://en.wikipedia.org/wiki/Specific\\_absorption\\_rate](http://en.wikipedia.org/wiki/Specific_absorption_rate)

- [77] Adel Z. El Dein & Alaeddin Amr. Specific Absorption Rate (SAR) Induced in Human Heads of Various Sizes When Using a Mobile Phone. *Proceedings of the World Congress on Engineering, WCE 2010, June 30 - July 2, 2010, London, U.K.*
- [78] Seddik Bri et al. (2011). Specific Absorption Rate (SAR) Distribution in the Human Head at Global System Mobil (GSM) Frequencies. *European Journal of Scientific Research, Vol.49, , 590-600.*
- [79] Carl H. Durney et al. *RADIOFREQUENCY RADIATION DOSIMETRY HANDBOOK (Fourth Edition).*
- [80] Shyamnath Gollakota et al. (2011). They Can Hear Your Heartbeats: Non-Invasive Security for Implantable Medical Devices.
- [81] *Η Ιατρική Δεοντολογία στο περιβάλλον της Πληροφορικής.* (n.d.). Retrieved from ΑΣΦΑΛΕΙΑ ΚΑΙ ΠΡΟΣΤΑΣΙΑ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ: [http://asfaleia-iatrikwn-dedomenwn.blogspot.gr/p/blog-page\\_9396.html](http://asfaleia-iatrikwn-dedomenwn.blogspot.gr/p/blog-page_9396.html)
- [82] Asimina Kiourti and Konstantina S. Nikita. (26 Mar - 30 Mar 2012). Detuning Issues and Performance of a Novel Implantable Antenna for Telemetry Applications. *6th European Conference on Antennas and Propagation (EUCAP)*. Prague Congress Centre.
- [83] Μ. Χριστοπούλου & Κ. Σπ. Νικήτα. (n.d.). ΗΛΕΚΤΡΟΜΑΓΝΗΤΙΚΑ ΠΕΔΙΑ ΚΑΙ ΔΗΜΟΣΙΑ ΥΓΕΙΑ: Η ΠΕΡΙΠΤΩΣΗ ΤΩΝ ΚΙΝΗΤΩΝ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ.
- [84] *Physics 4u.* (n.d.). Retrieved from Η μη ιονίζουσα ακτινοβολία από τις κεραίες της κινητής τηλεφωνίας πόσο βλαβερή είναι;: <http://www.physics4u.gr/faq/radiationcells2.html>
- [85] Κ. Σ. Νικήτα. (2012). *Αλληλεπιδράσεις Ηλεκτρομαγνητικών Πεδίων Ραδιοσυχνότητων και Βιολογικών Ιστών. Θέματα Ασφαλείας.* Αθήνα: Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Εργαστήριο Βιοϊατρικών Προσομοιώσεων και Απεικονιστικής Τεχνολογίας.
- [86] C Gabriel et al. (1996). The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey. *Phys. Med. Biol.* 41 , 2231–2249.
- [87] FRANCIS X. HART et al. (2006). ELECTRIC PROPERTIES OF TISSUES. *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering* .
- [88] Sverre Grimnes et al. (2002). INTERFACE PHENOMENA AND DIELECTRIC PROPERTIES OF BIOLOGICAL TISSUE. *Encyclopedia of Surface and Colloid Science* , 2643-2652.
- [89] Teruo Onishi & Shinji Uebayashi. (n.d.). Biological Tissue-Equivalent Phantoms Usable in Broadband Frequency Range. NTT DoCoMo Technical Journal, Vol.7, No.4
- [90] X. George Xu & Keith F. Eckerman. (2009). *Handbook of Anatomical Models for Radiation Dosimetry.* USA
- [91] H. Giddens et al. (2011). Numerical and experimental evaluation of phantoms for off-body wireless communications. *Loughborough Antennas and Propagation Conference (LAPC)*
- [92] Earl Zastrow et al. (n.d.). Development of Anatomically Realistic Numerical Breast Phantoms With Accurate Dielectric Properties for Modeling Microwave Interactions With the Human Breast. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 55, NO. 12, DECEMBER 2008 , 2792-2800.*
- [93] ΒΙΚΙΠΑΙΔΕΙΑ. (n.d.). *Μέθοδος πεπερασμένων στοιχείων.* Retrieved from [el.wikipedia.org/wiki/Μέθοδος\\_πεπερασμένων\\_στοιχείων](http://el.wikipedia.org/wiki/Μέθοδος_πεπερασμένων_στοιχείων)
- [94] Χ.Κ. Γιαννακόπουλος. (n.d.). Η εφαρμογή της μεθόδου των Πεπερασμένων Στοιχείων (Finite Element Method) στην εμβιομηχανική της Σπονδυλικής Στήλης.

- [95] WIKIPEDIA. (n.d.). *Finite element method*. Retrieved from [http://en.wikipedia.org/wiki/Finite\\_element\\_method](http://en.wikipedia.org/wiki/Finite_element_method)
- [96] R.L. Taylor et al. (2000). *The Finite Element Method (Fifth edition), Volume 1: The Basis*. Butterworth-Heinemann
- [97] ΓΕΩΡΓΙΟΣ Δ. ΑΚΡΙΒΗΣ. (2005). *ΜΕΘΟΔΟΙ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ (Πανεπιστημιακές Παραδόσεις)*. ΛΕΥΚΩΣΙΑ: Πανεπιστήμιο Ιωαννίνων και Πανεπιστήμιο Κύπρου
- [98] WIKIPEDIA. (n.d.). *HFSS*. Retrieved from <http://en.wikipedia.org/wiki/HFSS>
- [99] ANSOFT. (2005). *HFSS-High Frequency Structure Simulator, V.10 user's guide*
- [100] Otman El Mrabet. (2005). *High Frequency Structure Simulator (HFSS) Tutorial*. France



# **ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α:**

## **Διαδικασία δημιουργίας συνοπτικού Πίνακα 4.1**

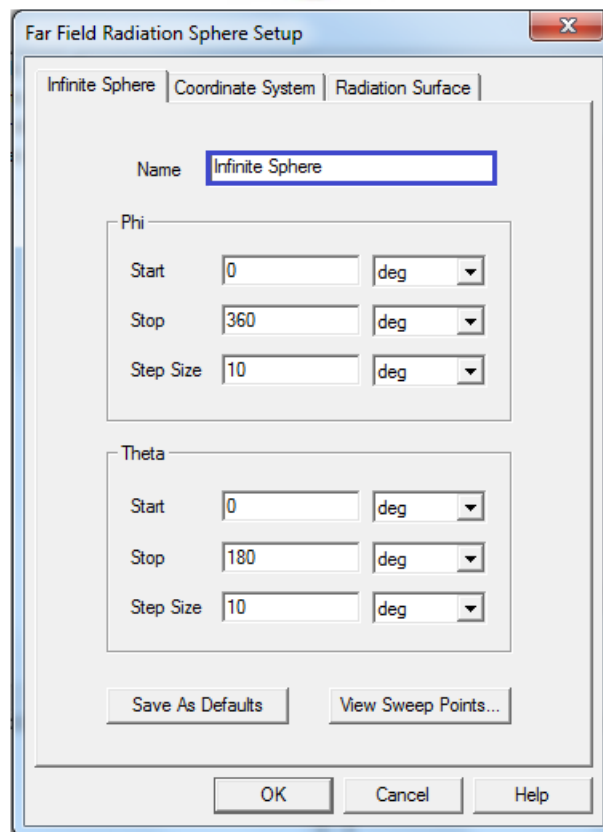
Στο Παράρτημα, παρατίθεται η διαδικασία που ακολουθείται στο λογισμικό Ansoft HFSS, για τον υπολογισμό των θεμελιώδων παραμέτρων του Πίνακα 4.1.

## A.1 Εισαγωγή μακρινού πεδίου

Το πρώτο βήμα, στα πλαίσια υπολογισμού των θεμελιωδών παραμέτρων, αποτελεί η δημιουργία μακρινού πεδίου.

Το υπολογιστικό πακέτο προσομοιώσεων HFSS, προσφέρει αυτή τη δυνατότητα με τη δημιουργία άπειρης σφαίρας (infinite sphere) (Εικόνα A.1), που προσομοιώνει τις ηλεκτρικές ιδιότητες του αέρα, και περιβάλλει ομοιόμορφα τη γεωμετρία που ακτινοβολεί.

**HFSS-->Radiation-->Insert Far Field Setup-->infinite Sphere**



**Εικόνα A.1:** Εισαγωγή μακρινού πεδίου στο HFSS μέσω δημιουργίας άπειρης σφαίρας που περιβάλλει το αντικείμενο.

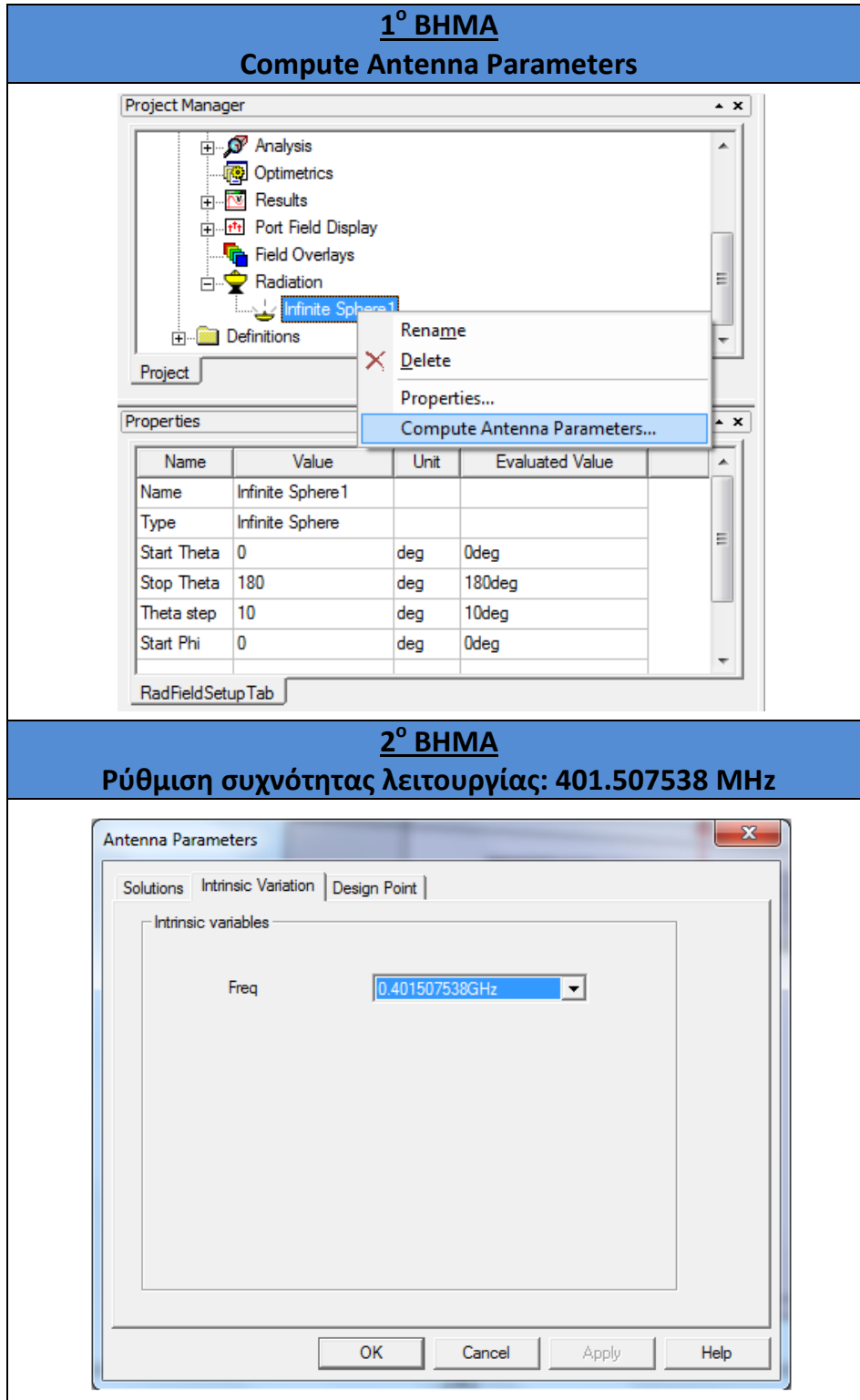
## A.2 Διαδικασία υπολογισμού παραμέτρων

Η εισαγωγή μακρινού πεδίου, επιτρέπει την πραγματοποίηση μετρήσεων, ώστε να είναι εφικτός ο υπολογισμός βασικών παραμέτρων μιας κεραίας:



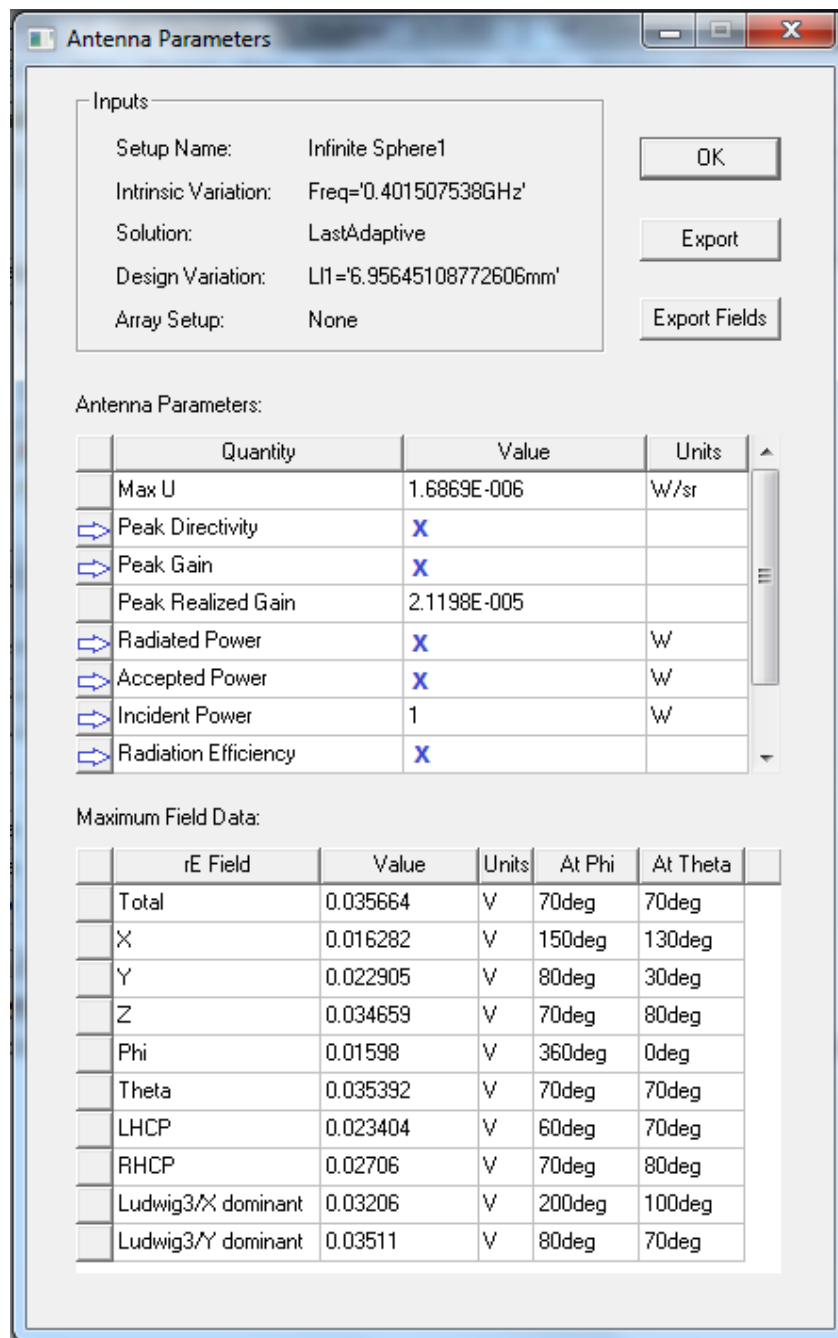
- Μέγιστο κέρδος, ακτινοβολούμενη ισχύς, ισχύς εισόδου με απώλειες, ισχύς εισόδου, μέγιστη τιμή κατευθυντικότητα, απόδοση ακτινοβολίας

Μέσω της διαδικασίας της Εικόνας Α.2 δύναται να υπολογιστούν οι πιο πάνω παράμετροι.



**Εικόνα Α.2:** Διαδικασία υπολογισμού παραμέτρων.

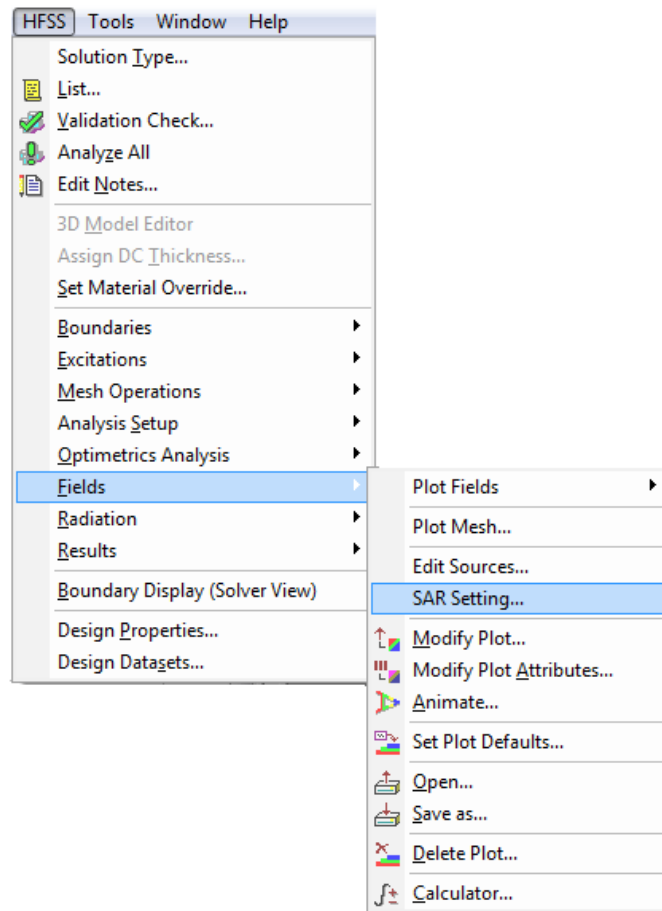
Έτσι προκύπτουν τα αποτελέσματα της Εικόνας Α.3.



**Εικόνα Α.3:** Αποτελέσματα (μέγιστη τιμή κατευθυντικότητα, μέγιστο κέρδος, ακτινοβολούμενη ισχύς, ισχύς εισόδου με απώλειες, ισχύς εισόδου, απόδοση ακτινοβολίας)

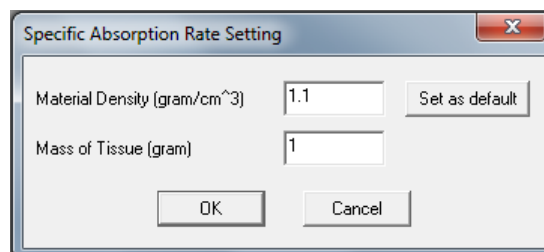
- **Υπολογισμός μέγιστης τιμής SAR**

Προκειμένου να υπολογιστεί ο SAR, προαπαιτείται η εισαγωγή των ρυθμίσεων SAR, που αφορούν στην πυκνότητα και μάζα του ιστού δέρματος, ακολουθώντας το μονοπάτι της Εικόνας Α.4.



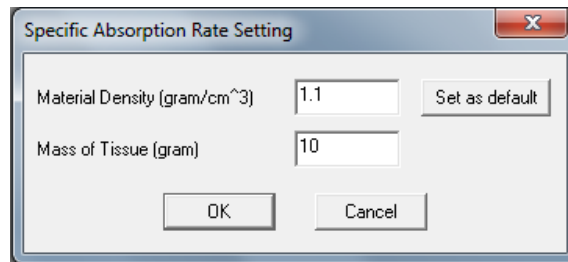
Εικόνα Α.4: Διαδικασία για ρύθμιση δεδομένων SAR.

Στην πρώτη περίπτωση, ο υπολογισμός πραγματοποιείται για μοντέλο ιστού δέρματος πυκνότητας  $1.1 \text{ g/cm}^3$ , **μάζας 1 g** και για ισχύ εισόδου 1 W (Εικόνα Α.5).



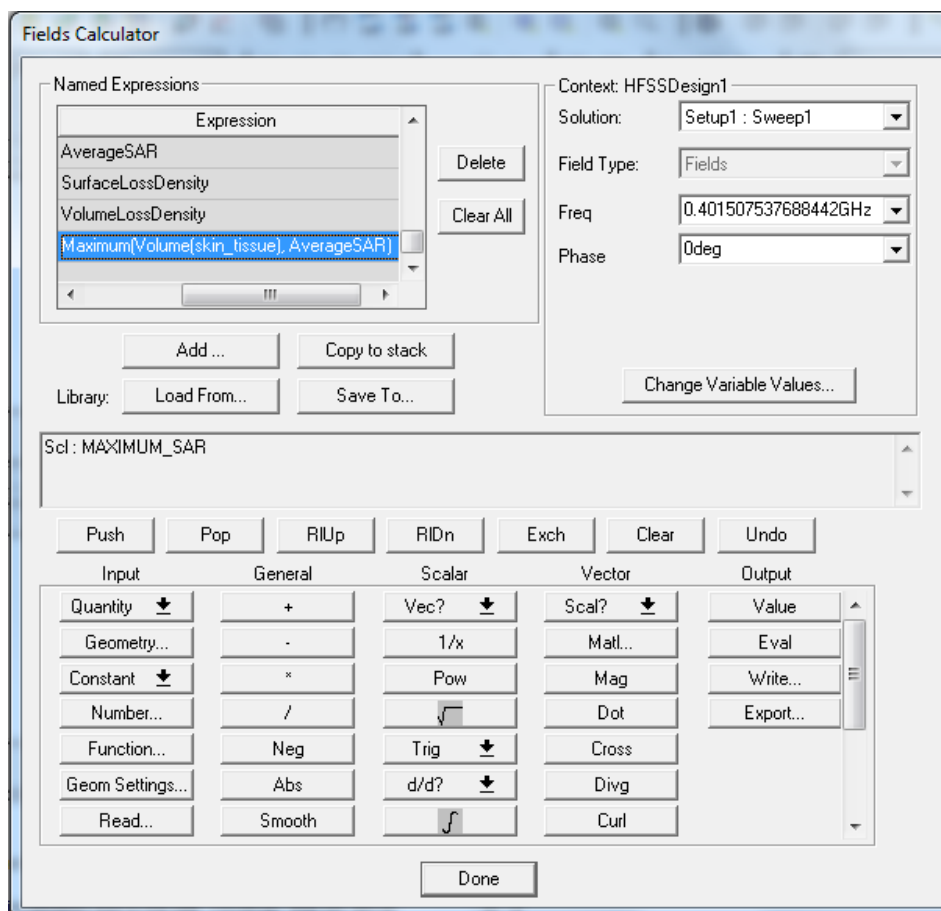
Εικόνα Α.5: Τίθεται Material Density= $1.1 \text{ g/cm}^3$  και Mass of Tissue=1 g.

Στην δεύτερη περίπτωση, η μάζα του μοντέλου ιστού δέρματος, τίθεται **10 g** (Εικόνα Α.6).



Εικόνα Α.6: Τίθεται Material Density=1.1 g/cm<sup>3</sup> και Mass of Tissue=10 g.

Έτσι, για κάθε περίπτωση και για όλες τις κεραίες, υπολογίζεται ο SAR μέσω του Calculator (Εικόνα Α.7).



Εικόνα Α.7: Calculator: τρόπος υπολογισμού SAR για κάθε περίπτωση.

- **Υπολογισμός μέγιστης επιτρεπτής ισχύς εισόδου**

Ο υπολογισμός πραγματοποιείται και για τις δύο περιπτώσεις μάζας ιστού δέρματος (1 g και 10 g), με τη βοήθεια των προτύπων IEEE C95.1-1999 και IEEE C95.1-2005 (Πίνακας Α.1).

**Πίνακας Α.1:** Πρότυπες τιμές SAR.

<b>ΠΡΟΤΥΠΟ</b>	<b>ΟΡΙΑ SAR</b>
IEEE C95.1-1999	1.6 W/kg ανά 1 g ιστού
IEEE C95.1-2005	2 W/kg ανά 10 g ιστού

Γνωρίζοντας με λίγα λόγια τις τιμές του SAR (λήφθηκαν στο προηγούμενο βήμα) και με δεδομένο ότι η ισχύς εισόδου είναι 1 W, προκύπτει εύκολα η μέγιστη επιτρεπτή ισχύς εισόδου με τη μέθοδο των τριών.

- **Μετατροπές μονάδων**

Προκειμένου ο πίνακας να είναι εκφρασμένος σε πρότυπες μονάδες, κρίνεται απαραίτητη η μετατροπή ορισμένων παραμέτρων, σε αυτές. Οι παράμετροι που χρειάζονται ρύθμιση ως προς τη μονάδα μέτρησης είναι το κέρδος, η κατευθυντικότητα και η απόδοση ακτινοβολίας.

Όσο αφορά τη μέγιστη τιμή κέρδους (peak gain) και τη μέγιστη τιμή κατευθυντικότητας (peak directivity), απαιτείται να είναι εκφρασμένα σε dB καθώς στο HFSS είναι αδιάστατες.

Η έκφρασή τους σε dB επιτυγχάνεται σύμφωνα με τις πιο κάτω σχέσεις:

$$- D_{dB} = 10 \cdot \log_{10} \left[ \frac{D_{HFSS}}{D_{reference}} \right] \quad (A-1)$$

όπου  $D_{reference}=1$  για ένα τέλειο ιστροπικό ακτινοβολητή

$$- G_{dBi} = 10 \cdot \log_{10} (G_{HFSS}) \quad (A-2)$$

Το radiation efficiency με τη σειρά του, πρέπει να είναι εκφρασμένο ως ποσοστό. Επειδή όμως στο HFSS δεν συμβαίνει αυτό, μετατρέπεται σε %.

Τέλος, υπολογίζοντας την αντίσταση ακτινοβολίας κάθε κεραίας, και προσθέτοντας το συντελεστή ανάκλασης που έχει ήδη υπολογιστεί, προκύπτει ο τελικός συνοπτικός πίνακας.