



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

ΣΧΕΔΙΑΣΗ ΜΙΚΡΟΣΚΟΠΙΚΩΝ ΚΕΡΑΙΩΝ ΓΙΑ ΕΜΦΥΤΕΥΣΙΜΕΣ ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΕΣ ΔΙΑΤΑΞΕΙΣ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΤΟΥ

ΜΙΧΑΗΛ ΤΣΑΚΑΛΑΚΗ

Επιβλέπουσα : Κωνσταντίνα Νικήτα
Καθηγήτρια ΕΜΠ

Αθήνα, Νοέμβριος 2011



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

ΣΧΕΔΙΑΣΗ ΜΙΚΡΟΣΚΟΠΙΚΩΝ ΚΕΡΑΙΩΝ ΓΙΑ ΕΜΦΥΤΕΥΣΙΜΕΣ ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΕΣ ΔΙΑΤΑΞΕΙΣ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΤΟΥ

ΜΙΧΑΗΛ ΤΣΑΚΑΛΑΚΗ

Επιβλέπουσα: Κωνσταντίνα Νικήτα

Καθηγήτρια ΕΜΠ

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την/11/2011

.....

Κωνσταντίνα Νικήτα

.....

Φίλιππος Κωνσταντίνου

.....

Δημήτριος-Διονύσιος Κουτσούρης

Αθήνα, Νοέμβριος 2011

(Υπογραφή)

.....

ΜΙΧΑΗΛ ΤΣΑΚΑΛΑΚΗΣ

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

Copyright ©2011 – 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 την συγγραφέα.

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

Περίληψη

Τα τελευταία χρόνια με τη μεγάλη ανάπτυξη που γνωρίζει ο τομέας της μικρό – ηλεκτρονικής και σε συνδυασμό με την πρόοδο που παρατηρείται στην ιατρική έχει καταστεί δυνατή η δημιουργία βιοϊατρικών διατάξεων κατάλληλων για εμφύτευση εντός του ανθρωπίνου σώματος που στόχο έχουν τη διάγνωση και τη θεραπεία ποικίλων ασθενειών. Οι συσκευές αυτές αποτελούνται από το εμφυτεύσιμο τμήμα και μία εξωτερική συσκευή ελέγχου. Για την επικοινωνία των διατάξεων αυτών με τη συσκευή ελέγχου έχει οριστεί από την Επιτροπή Ομοσπονδιακών Τηλεπικοινωνιών η Υπηρεσία Επικοινωνίας Εμφυτεύσιμων Βιοϊατρικών Διατάξεων με εύρος συχνοτήτων 402-405MHz.

Στόχος της παρούσας διπλωματικής ήταν η σχεδίαση μίας νέας κυκλικής μικροσκοπικής ευρυζωνικής κεραίας μικροταινίας, κατάλληλη για εφαρμογές στη ζώνη συχνοτήτων 402-405MHz, που θα μπορεί να ενσωματωθεί επί μίας εμφυτεύσιμης βιοϊατρικής διάταξης. Το μέγεθος της κεραίας αλλά και ολόκληρης της διάταξης είναι από τις προκλήσεις που έχουν να αντιμετωπίσουν οι σχεδιαστές. Αφού μελετήθηκε η συμπεριφορά των επιδόσεων μιας δοσμένης κεραίας σε μεταβολή διαφόρων σχεδιαστικών παραμέτρων, έγινε δυνατή και η υλοποίηση της νέας κεραίας. Στη συνέχεια μελετήθηκαν οι επιδόσεις της νέας κεραίας σε διάφορα σενάρια εμφύτευσης και έγινε μία προσπάθεια βελτιστοποίησης των επιδόσεων αυτής για κάθε μία περίπτωση που μελετήθηκε. Τέλος παρουσιάζονται διάφοροι βίο-αισθητήρες και μικρό – ηλεκτρονικές συσκευές οι οποίες μαζί με τη νέα κεραία και μία διάταξη ελέγχου θα μπορούσαν να αποτελέσουν μία ολοκληρωμένη εμφυτεύσιμη βιοϊατρική διάταξη.

Λέξεις κλειδιά: Υπηρεσία Επικοινωνίας Εμφυτεύσιμων Βιοϊατρικών Διατάξεων, Εμφυτεύσιμες Βιοϊατρικές Διατάξεις, Βιοϊατρική τηλεμετρία, μικροσκοπική κεραία μικροταινίας

Abstract

In recent years the great advancement in the field of microelectronics combined with the progress seen in medicine has made possible the development of biomedical devices suitable for implantation in the human body that aim in the treatment and diagnosis of various diseases. These devices consist of an implantable part and an external control device. The wireless communication between the internal and the external part relies on the Medical Implant Communication Service (MICS) frequency band (402-405MHz) which is regulated by the Federal Communication Commission (FCC).

The aim of this diploma thesis was to design a novel broadband miniature microstrip antenna, suitable for applications in the frequency band of 402-405MHz that could be embedded in an implantable medical device. The size of the antenna and its layout is one of the challenges designers have to face. The implementation of the new antenna was possible after studying the performance behavior of a standard antenna while changing various design parameters. Then, the new antenna's performance was investigated through a diversity of implantation scenarios and an attempt was made to optimize this performance for each case-study. Finally, various biosensors and microelectronic devices are presented that in association with the proposed antenna and a control block could form an integrated implantable medical device.

Keywords: Medical Implant Communication Service (MICS), Implantable Medical Device (IMD), Biomedical Telemetry, Miniature patch antenna

Ευχαριστίες

Ευχαριστώ θερμά την επιβλέπουσα της παρούσας διπλωματικής Κωνσταντίνα Νικήτα για την εμπιστοσύνη της και την επαγγελματική και ταυτόχρονα φιλική στάση της. Ευχαριστώ επίσης την Ασημίνα Κιούρτη για την καθοδήγησή της και για τις πολύτιμες συμβουλές της. Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω τους φίλους μου για την υποστήριξη που μου παρείχαν όλα αυτά τα χρόνια.

*Στην οικογένειά μου,
που με στηρίζει σε κάθε μου επιλογή*

Πίνακας Περιεχομένων

Πίνακας Περιεχομένων	v
Πίνακας Σχημάτων	vii
1 Εισαγωγή	1
1.1 Γενικά.....	1
1.1.1 Βιοϊατρική τηλεμετρία.....	2
1.1.2 Προκλήσεις κατά τη σχεδίαση εμφυτεύσιμων βιοϊατρικών διατάξεων	4
1.1.2.1 Σμίκρυνση διαστάσεων	4
1.1.2.2 Βιοσυμβατότητα (biocompatibility)	5
1.1.2.3 Τροφοδοσία.....	6
1.1.2.4 Ρυθμός ειδικής απορρόφησης (Specific Absorption Rate, SAR)	7
1.1.2.5 Ασφάλεια προσωπικών δεδομένων.....	8
1.2 Αντικείμενο της διπλωματικής.....	9
2 Θεωρητικό Υπόβαθρο	10
2.1 Κεραίες μικροταινίας	10
2.1.1 Βασικά χαρακτηριστικά.....	11
2.1.2 Μέθοδοι τροφοδοσίας.....	11
2.1.3 Μέθοδοι Ανάλυσης	12
2.1.4 Ορθογώνια κεραία μικροταινίας.....	12
2.1.5 Κυκλική κεραία μικροταινίας	13
2.2 Τεχνικές Σμίκρυνσης.....	14
2.2.1 Εξάρτηση από διηλεκτρική σταθερά (ϵ_r).....	15
2.2.2 Προσθήκη μεταλλικών επιπέδων και αγωγών (shorting pin) βραχυκύκλωσης	15
2.2.3 Προσθήκη εγκοπών (meanders) στο επίπεδο ακτινοβολίας	16
2.2.4 Προσθήκη εγκοπών (meanders) στο επίπεδο γείωσης.....	17
2.2.5 Τεχνικές βελτιστοποίησης κέρδους και εύρους ζώνης (bandwidth enhancement).....	18
2.3 Χαρακτηριστικά κεραιών με ιδιαίτερο ενδιαφέρον στη σχεδίαση εμφυτεύσιμων βιοϊατρικών διατάξεων	18
2.3.1 Συχνότητα συντονισμού (f_r).....	19
2.3.2 Παράμετρος S_{11}	19
2.3.3 Εύρος Ζώνης (BW)	20
2.3.4 Κέρδος της κεραίας (Gain).....	20
2.4 Ηλεκτρομαγνητικές Ιδιότητες των βιολογικών ιστών και μοντέλα ανθρωπίνου σώματος	20

2.4.1 Ηλεκτρομαγνητικά χαρακτηριστικά των βιολογικών ιστών.....	21
2.4.1 Φυσικά μοντέλα ανθρωπίνου σώματος	23
2.4.2 Αριθμητικά μοντέλα ανθρωπίνου σώματος	25
2.4.3 Προβλήματα αποσυντονισμού (<i>detuning issues</i>).....	26
2.5 Εμφυτεύσιμες βιοϊατρικές διατάξεις που χρησιμοποιούνται σήμερα.....	27
2.5.1 Εμφυτεύματα κοχλία (<i>cochlear implants</i>)	27
2.5.2 Εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς (<i>retinal Implant</i>).....	28
2.5.3 Σύστημα νευρομυϊκής διέγερσης για την αποκατάσταση της κίνησης των ακρων	29
2.5.4 Σύστημα μέτρησης ενδοκράνιας πίεσης (<i>IntraCranial Pressure sensor system, ICP</i>)	30
2.6 Υπολογιστικές μέθοδοι επίλυσης ηλεκτρομαγνητικών προβλημάτων	31
3 Σχεδίαση και μελέτη επιδόσεων νέας μικροσκοπικής κεραίας	33
3.1 Παραμετρική Μελέτη Εμφυτεύσιμης Κεραίας της Βιβλιογραφίας	33
3.1.1 Μεταβολή του μήκους των εγκοπών	35
3.1.2 Μεταβολή του πάχους των εγκοπών	37
3.1.3 Μεταβολή της θέσης του μεταλλικού αγωγού βραχυκύκλωσης.....	38
3.1.4 Μεταβολή της ακτίνας της κεραίας	40
3.2 Σχεδίαση Νέας Μικροσκοπικής Εμφυτεύσιμης Κεραίας.....	42
3.3 Μελέτη Απόδοσης της Κεραίας Εντός Κυβικού Μοντέλου Προσομοίωσης του Ιστού του Δέρματος	44
3.3.1 Συχνότητα συντονισμού, μέτρο συντελεστή ανάκλασης ($ S_{11} $), εύρος ζώνης	45
3.3.2 Κέρδος	46
3.3.3 Περιορισμοί ρυθμού ειδικής απορρόφησης (<i>SAR restrictions</i>).....	47
3.3.4 Σύγκριση των δύο περιπτώσεων.....	49
3.4 Απόδοση της Κεραίας για Διάφορα Σενάρια Εμφύτευσης.....	49
3.4.1 Σενάρια εμφύτευσης.....	50
3.4.2 Αριθμητικοί υπολογισμοί και συγκριτικά αποτελέσματα.....	51
3.4.2.1 Συχνότητα συντονισμού, μέτρο συντελεστή ανάκλασης ($ S_{11} $), εύρος ζώνης	52
3.4.2.2 Διαγράμματα κέρδους ακτινοβολίας για το μακρινό πεδίο.....	55
3.4.2.3 Διαγράμματα ρυθμού ειδικής απορρόφησης (<i>SAR</i>).....	57
3.5 Βελτιστοποίηση της Κεραίας για Διάφορα Σενάρια Εμφύτευσης.....	59
3.5.1 Σενάρια εμφύτευσης.....	60
3.5.2 Αριθμητικοί υπολογισμοί και συγκριτικά αποτελέσματα.....	60

3.5.2.1 Χαρακτηριστικά βελτιστοποιημένων κεραιών	60
3.5.2.2 Διαγράμματα μέτρου συντελεστή ανάκλασης ($ S_{11} $) βελτιστοποιημένων κεραιών	62
3.5.2.3 Διαγράμματα κέρδους ακτινοβολίας για το μακρινό πεδίο βελτιστοποιημένων κεραιών	64
3.5.2.3 Διαγράμματα ρυθμού ειδικής απορρόφησης (SAR) βελτιστοποιημένων κεραιών	65
3.6 Εξάρτηση Απόδοσης της Κεραίας από το Βιολογικό Ιστό Εμφύτευσης.	68
3.6.1 Διαγράμματα μέτρου συντελεστή ανάκλασης ($ S_{11} $)	68
3.6.2 Διαγράμματα κέρδους ακτινοβολίας για το μακρινό πεδίο	69
4 Συζήτηση και Συμπεράσματα.....	71
4.1 Σύνοψη	71
4.2 Συμπεράσματα	72
4.3 Μελλοντικές Επεκτάσεις	75
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ	77
5 Βιβλιογραφία.....	80

Πίνακας Σχημάτων

Σχ. 1. 1 Επικοινωνία εμφυτεύσιμης διάταξης με διάταξη ελέγχου στο εκτός σώματος (βιοιατρική τηλεμετρία)	3
Σχ.1. 2 Τροφοδοσία εμφυτευμένης διάταξης μέσω επαγωγικής σύζευξης	7
Σχ. 2. 1 α) Μικροταινιακή κεραία β) πλάγια όψη	11
Σχ. 2. 2 Τυπικοί τρόποι τροφοδοσίας μικροταινιακής κεραίας α) μικροταινιακή γραμμή, β) ομοαξονικός σηματολήπτης, γ) σύζευξη μέσω ανοίγματος, δ) άμεση σύζευξη	12
Σχ. 2. 3 Κυκλικά πολωμένη τετραγωνική κεραία μικροταινίας με συχνότητα συντονισμού 1575MHz σχεδιασμένη α) με μικροκυματικό υπόστρωμα ($\epsilon_r=3$, $h=1,524\text{mm}$) β) με κεραμικό υπόστρωμα ($\epsilon_r=28,2$, $h=4,75$)[3]	15
Σχ. 2. 4 Γεωμετρίες ορθογωνικής κεραίας μικροταινίας με προσθήκη α) shorting wall β) shorting plate γ) shorting pin [3].....	16
Σχ. 2. 5 Διαδρομή ρεύματος για δύο τετραγωνικές κεραίες μικροταινίας μετά την προσθήκη των εγκοπών.....	16
Σχ. 2. 6 Συμπαγείς κεραίες μικροταινίας α) ανάστροφη U-σχήματος β) folded patch γ) double folded patch	17
Σχ. 2. 7 Κεραία μικροταινίας με εγκοπές στο επίπεδο γείωσης	18
Σχ. 2. 8 Ένα αυθαίρετο μικροκυματικό δικτύωμα.....	19

Σχ. 2. 9 Διαγράμματα μεταβολής α) σχετικής διηλεκτρικής σταθεράς, β) αγωγιμότητας, γ) βάθους δεισδυσης συναρτήσει της συχνότητας για τον μμ (ευθεία) και το λίπος (με κουκίδες) [41].....	23
Σχ. 2. 10 α) Διάταξη κοχλιακού εμφυτεύματος β) τρόπος τοποθέτησης σε ασθενή	27
Σχ. 2. 11 α) Διάταξη εμφυτεύματος αμφιβληστροειδούς β) retinal stimulator	29
Σχ. 2. 12 Τυπικά πεπερασμένα στοιχεία α) δύο διαστάσεων και β) τριών διαστάσεων.....	32
Σχ. 3. 1 Γεωμετρία κεραίας μικροταινίας. (α) επίπεδο γείωσης, (β) κάτω ταινία, (γ) άνω ταινία, (δ) πλάγια όψη. [52].....	34
Σχ. 3.2 Διαγράμματα α) Συχνότητας συντονισμού (fres), β) Συντελεστή ανάκλασης ($ S_{11} $) και γ) κέρδους, συναρτήσει της μεταβολής του μήκους των εγκοπών.....	36
Σχ.3. 3 Διαγράμματα α) Συχνότητας συντονισμού (fres), β) Συντελεστή ανάκλασης ($ S_{11} $) και γ) κέρδους, συναρτήσει της μεταβολής του πάχους των εγκοπών.....	38
Σχ. 3. 4.....	39
Σχ. 3. 5 Διαγράμματα α) Συχνότητας συντονισμού (fres), β) Συντελεστή ανάκλασης ($ S_{11} $) και γ) κέρδους, συναρτήσει της θέσης του μεταλλικού αγωγού βραχυκύκλωσης.....	40
Σχ. 3. 6 Διαγράμματα α) Συχνότητας συντονισμού (fres) και β) Συντελεστή ανάκλασης ($ S_{11} $) συναρτήσει της ακτίνας της κεραίας	41
Σχ. 3. 7 Γεωμετρία της νέας κεραίας μικροταινίας. (α) επίπεδο γείωσης, (β) κάτω ταινία , (γ) patch 2, (δ) πλάγια όψη	43
Σχ. 3. 8 Κυβικό μοντέλο προσομοίωσης ανθρωπίνου δέρματος.....	44
Σχ. 3 9 Διαγράμματα α) διηλεκτρικής σταθεράς και β) ειδικής αγωγιμότητας συναρτήσει της συχνότητας για τον ιστό του δέρματος [41].	45
Σχ. 3 10 Διάγραμμα συντελεστή σκέδασης ($ S_{11} $) συναρτήσει της συχνότητας για την α) Περίπτωση A και β) Περίπτωση B	46
Σχ. 3. 11 Διάγραμμα κέρδους ακτινοβολίας (στη συχνότητα συντονισμού) για το μακρινό πεδίο στην (α) Περίπτωση A (σταθερές διηλεκτρικές ιδιότητες ως προς τη συχνότητα) και β) Περίπτωση B (μεταβαλλόμενες διηλεκτρικές ιδιότητες ως προς τη συχνότητα)	47
Σχ. 3. 12 Διαγράμματα μέσου ειδικού ρυθμού απορρόφησης για την Περίπτωση A α) ανά 1g ιστού και β) ανά 10g ιστού και για την Περίπτωση B γ) ανά 1g ιστού και δ) ανά 10g ιστού	48
Σχ. 3. 13 Διακύμανση μέσου SAR ανά 1g ιστού για α) το επίπεδο XY, β) το επίπεδο XZ, γ) το επίπεδο YZ και ανά 10g ιστού για δ) το επίπεδο XY, ε) το επίπεδο XZ, στ) το επίπεδο YZ	48
Σχ. 3. 14 Αναπαράσταση α) Μοντέλου 1, β) Μοντέλου 2, γ) Μοντέλου 3, δ) Μοντέλου 4, ε) Μοντέλου 5, στ) Μοντέλου 6 και ζ) Μοντέλου 7.....	51
Σχ. 3. 15 Διαγράμματα του μέτρου του συντελεστή σκέδασης $ S_{11} $ για το α) Μοντέλο 1, β) Μοντέλο 2, γ) Μοντέλο 3, δ) Μοντέλο 4, ε) Μοντέλο 5, στ) Μοντέλο 6 και ζ) Μοντέλο 7	52
Σχ. 3. 16 Διάγραμμα μέτρου S_{11} για το Μοντέλο 1 (κόκκινο) και το Μοντέλο 2 (μπλέ)	54
Σχ. 3. 17 Διάγραμμα μέτρου συντελεστή σκέδασης ($ S_{11} $) για το Μοντέλο 3 (κόκκινο) και το Μοντέλο 4 (μπλέ)	55
Σχ. 3. 18 Διαγράμματα κέρδους ακτινοβολίας για το μακρινό πεδίο για το α) Μοντέλο 1, β) Μοντέλο 2, γ) Μοντέλο 3, δ) Μοντέλο 4, ε) Μοντέλο 5, στ) Μοντέλο 6 και ζ) Μοντέλο 7	56
Σχ. 3. 19 Διάγραμμα SAR ανά 1g ιστού για το α) Μοντέλο 1, β) Μοντέλο 2, γ) Μοντέλο 3, δ) Μοντέλο 4, ε) Μοντέλο 5, στ) Μοντέλο 6 και ζ) Μοντέλο 7	57

Σχ. 3. 20 Διάγραμμα SAR ανά 10g ιστού για το α) Μοντέλο 1, β) Μοντέλο 2, γ) Μοντέλο 3, δ) Μοντέλο 4, ε) Μοντέλο 5, στ) Μοντέλο 6 και ζ) Μοντέλο 7	58
Σχ. 3. 21 Διαγράμματα μέτρου του S_{11} των βελτιστοποιημένων κεραιών για το α) Μοντέλο 1, β) Μοντέλο 2, γ) Μοντέλο 3, δ) Μοντέλο 4, ε) Μοντέλο 5, στ) Μοντέλο 6 και ζ) Μοντέλο 7	62
Σχ. 3. 22 Διαγράμματα κέρδους ακτινοβολίας για το μακρινό πεδίο των βελτιστοποιημένων κεραιών για το α) Μοντέλο 1, β) Μοντέλο 2, γ) Μοντέλο 3, δ) Μοντέλο 4, ε) Μοντέλο 5, στ) Μοντέλο 6 και ζ) Μοντέλο 7	64
Σχ. 3. 23 Διάγραμμα SAR ανά 1g ιστού των βελτιστοποιημένων κεραιών για το α) Μοντέλο 1, β) Μοντέλο 2, γ) Μοντέλο 3, δ) Μοντέλο 4, ε) Μοντέλο 5, στ) Μοντέλο 6 και ζ) Μοντέλο 7	66
Σχ. 3. 24 Διάγραμμα SAR ανά 10g ιστού των βελτιστοποιημένων κεραιών για το α) Μοντέλο 1, β) Μοντέλο 2, γ) Μοντέλο 3, δ) Μοντέλο 4, ε) Μοντέλο 5, στ) Μοντέλο 6 και ζ) Μοντέλο 7	67
Σχ. 3. 25 Διαγράμματα μέτρου S_{11} για τοποθέτηση της κεραίας σε ιστό α) δέρματος (κόκκινο), β) λίπους (ροζ) και γ) μυ (μπλε)	69
Σχ. 3. 26 Διαγράμματα κέρδους ακτινοβολίας για το μακρινό πεδίο S_{11} για τοποθέτηση της κεραίας σε ιστό α) δέρματος, β) λίπους και γ) μυ	70
Σχ. Π. 1 Εξάρτηση α) διηλεκτρικής σταθεράς και β) ειδικής αγωγιμότητας από τη συχνότητα για τον ιστό του δέρματος	77
Σχ. Π. 2 Εξάρτηση α) διηλεκτρικής σταθεράς και β) ειδικής αγωγιμότητας από τη συχνότητα για τον ιστό του λίπους	77
Σχ. Π. 3 Εξάρτηση α) διηλεκτρικής σταθεράς και β) ειδικής αγωγιμότητας από τη συχνότητα για τον ιστό του μυ	78
Σχ. Π. 4 Εξάρτηση α) διηλεκτρικής σταθεράς και β) ειδικής αγωγιμότητας από τη συχνότητα για το οστό	78
Σχ. Π. 5 Εξάρτηση α) διηλεκτρικής σταθεράς και β) ειδικής αγωγιμότητας από τη συχνότητα για τον εγκέφαλο.....	78
Σχ. Π. 6 Εξάρτηση α) διηλεκτρικής σταθεράς και β) ειδικής αγωγιμότητας από τη συχνότητα για το βιολογικό ιστό λευκής ουσίας του εγκεφάλου	79
Σχ. Π. 7 Εξάρτηση α) διηλεκτρικής σταθεράς και β) ειδικής αγωγιμότητας από τη συχνότητα για το εγκεφαλικό νωτιαίο υγρό.....	79

1

Εισαγωγή

Το κεφάλαιο αυτό αποτελεί μία εισαγωγή στις εμφυτεύσιμες βιοϊατρικές διατάξεις και τον τρόπο επικοινωνίας αυτών με τον έξω κόσμο (βιοϊατρική τηλεμετρία). Επιπλέον, παρουσιάζονται οι προκλήσεις που έχουν να αντιμετωπίσουν οι σχεδιαστές εμφυτεύσιμων βιοϊατρικών διατάξεων. Στο τέλος του κεφαλαίου παρουσιάζεται, συνοπτικά, το αντικείμενο της εργασίας.

1.1 Γενικά

Τα τελευταία χρόνια έχουν εφευρεθεί πάρα πολλές βιοϊατρικές διατάξεις κατάλληλες για εμφύτευση εντός του ανθρώπινου σώματος (Implantable Medical Devices, IMDs). Οι διατάξεις αυτές βρίσκουν εφαρμογή σε ποικίλες ιατρικές εφαρμογές θεραπείας και διάγνωσης, και έχουν συμβάλει καθοριστικά στη βελτίωση της ποιότητας ζωής των ασθενών. Αυτές οι εμφυτεύσιμες διατάξεις, είτε χαρακτηρίζονται απαραίτητες για την ίδια τη ζωή του ασθενούς (πχ καρδιακός βηματοδότης [8],[70]), είτε ανακουφίζουν από καθημερινά προβλήματα που μπορεί να αντιμετωπίζει ο ασθενής λόγω κάποιου τραύματος (για παράδειγμα η χρήση τεχνητού ισχίου [9]). Τέλος, όπως θα φανεί παρακάτω, από τις πιο υποσχόμενες εφαρμογές των εμφυτεύσιμων διατάξεων, είναι η συνεχής παρακολούθηση και καταγραφή ποικίλων βίο-σημάτων (όπως είναι η αρτηριακή πίεση [11]) για την πρόληψη ασθενειών.

Με τον όρο βιοϊατρική τηλεμετρία ορίζουμε την επικοινωνία των εμφυτεύσιμων βιοϊατρικών διατάξεων με τον έξω κόσμο. Το σύστημα βιοϊατρικής τηλεμετρίας αποτελείται από την εμφυτεύσιμη βιοϊατρική διάταξη (συσκευή που βρίσκεται εντός του ανθρώπινου σώματος και έχει τοποθετηθεί εκεί με χειρουργική

επέμβαση) και μίας εξωτερικής διάταξης ελέγχου. Οι εμφυτεύσιμες βιοϊατρικές διατάξεις μπορούν να διαχωριστούν σε δύο μεγάλες κατηγορίες: σε αυτές που έχουν σαν στόχο τη διάγνωση (αισθητήρες), και σε αυτές που στοχεύουν στη θεραπεία του ασθενούς (διεγέρτες και διατάξεις έγχυσης φαρμάκων). Κατά συνέπεια, η εμφυτεύσιμη διάταξη αποτελείται από τον αισθητήρα (ή διεγέρτη) και μία κεραία.

Στην πρώτη κατηγορία, ανήκουν οι εμφυτεύσιμες διατάξεις που παρακολουθούν τη φυσιολογική λειτουργία του οργανισμού (αισθητήρες). Εμφυτεύονται εντός του ανθρώπινου σώματος για την παρακολούθηση ορισμένων βίο-σημάτων όπως το ηλεκτροκαρδιογράφημα (electrocardiogram, ECG) [10], [12], η πίεση του αίματος [11], [12], η θερμοκρασία του σώματος [12], SvO_2 [12] το επίπεδο γλυκόζης στο αίμα [13],[69] κλπ. Η συνεχής παρακολούθηση αυτών των παραμέτρων μπορεί να προλάβει πληθώρα ασθενειών και να οδηγήσει στην πρόωρη αντιμετώπισή τους.

Στη δεύτερη κατηγορία, ανήκουν διάφορα συστήματα νευρομυϊκής διέγερσης (Functional Electrical Stimulation, FES) και πολλά μικρο-ηλεκτρομηχανικά συστήματα (microelectro-mechanical systems, MEMS). Οι παραπάνω διατάξεις μπορούν να χρησιμοποιηθούν για ποικίλες θεραπευτικές εφαρμογές όπως η αποκατάσταση της κίνησης άκρων που βρίσκονταν σε ακινησία [14], ο έλεγχος της ουροδόχου κύστης σε περίπτωση ακράτειας [15], η διατήρηση σταθερών καρδιακών παλμών [8], η αποκατάσταση εξασθενημένης όρασης [16] κλπ. Αξίζει να σημειωθεί ότι το πλήθος των ιατρικών διατάξεων και συστημάτων που σχεδιάζονται για τέτοιου είδους εφαρμογές αυξάνεται ταχύτατα χάρη στην ταχεία ανάπτυξη που γνωρίζουν οι κλάδοι της μικρο-ηλεκτρονικής και των MEMS.

1.1.1 Βιοϊατρική τηλεμετρία

Οι ενεργές εμφυτεύσιμες διατάξεις πρέπει να έχουν την ικανότητα να ανταλλάσσουν πληροφορία ή να δέχονται εντολές από μία εξωτερική μονάδα ελέγχου (ή, σπανιότερα, από κάποια άλλη εμφυτευμένη διάταξη).

Η βιοϊατρική τηλεμετρία συνίσταται στην ασύρματη επικοινωνία από το εσωτερικό του ανθρώπινου σώματος προς τα έξω, και αντίστροφα. Μετάδοση πληροφορίας από την εμφυτευμένη προς την εξωτερική διάταξη, γνωστή και ως μετάδοση άνω ζεύξης (uplink transmission), είναι απαραίτητη τόσο για τους αισθητήρες όσο και για τους διεγέρτες. Οι αισθητήρες μετρούν τα βιοσήματα και μεταφέρουν τις μετρήσεις στον έξω κόσμο. Οι διεγέρτες είναι υπεύθυνοι για την ενημέρωση της εξωτερικής διάταξης ελέγχου σχετικά με την κατάσταση των νευρώνων και της ίδιας της εμφυτευμένης διάταξης. Μετάδοση πληροφορίας από την εξωτερική προς την εμφυτεύσιμη διάταξη, γνωστή και ως μετάδοσης κάτω ζεύξης (downlink transmission), είναι επίσης απαραίτητη, τόσο για τους αισθητήρες

όσο και για τους διεγέρτες. Οι αισθητήρες δέχονται πληροφορίες από την εξωτερική διάταξη ώστε να ρυθμίζουν κατάλληλα ορισμένες παραμέτρους λειτουργίας καθώς και τη χρονική στιγμή εκπομπής των μετρήσεων (εξοικονόμηση ισχύος). Οι διεγέρτες δέχονται τις απαραίτητες πληροφορίες από τη συσκευή ελέγχου για την εκτέλεση της κατάλληλης κάθε φορά ενέργειας.



Σχ. 1. 1 Επικοινωνία εμφυτεύσιμης διάταξης με διάταξη ελέγχου εκτός του σώματος (βιοϊατρική τηλεμετρία)

Για να καταστεί εφικτή η ασύρματη επικοινωνία μεταξύ τέτοιων διατάξεων, έχουν οριστεί από διεθνείς οργανισμούς προτυποποίησης κατάλληλες ζώνες συχνοτήτων. Οι δύο πιο συχνά χρησιμοποιούμενες ζώνες συχνοτήτων για εμφυτεύσιμες βιοϊατρικές διατάξεις είναι η Υπηρεσία Επικοινωνίας Εμφυτευσιμων Βιοϊατρικών διατάξεων (Medical Implant Communication Service, MICS) [17] και η ζώνη συχνοτήτων για Βιομηχανικές, Επιστημονικές και Ιατρικές Εφαρμογές Industrial, Scientific, Medical (ISM) [18]. Η ζώνη MICS, με εύρος συχνοτήτων 402-405 MHz, είναι ζώνη συχνοτήτων πολύ χαμηλής ισχύος η οποία έχει διατεθεί από την Επιτροπή Ομοσπονδιακών Τηλεπικοινωνιών (Federal Communications Commission, FCC) αποκλειστικά για την ασύρματη επικοινωνία εμφυτευμένων βιοϊατρικών διατάξεων. Η ζώνη ISM, με εύρος συχνοτήτων 6,78MHz – 245 GHz, έχει οριστεί από τη Διεθνή Ένωση Τηλεπικοινωνιών (International Telecommunication Union, ITU) για βιομηχανικές, επιστημονικές και ιατρικές εφαρμογές. Κατά συνέπεια, η ζώνη MICS κυρίως χρησιμοποιείται για επικοινωνία εμφυτευμένων διατάξεων (σε ανθρώπους ή ζώα), ενώ η ζώνη ISM χρησιμοποιείται ευρέως για ποικίλες ασύρματες εφαρμογές. Τα πολύ γνωστά πρότυπα IEEE 802.15.1 (Bluetooth) [23] και IEEE 802.15.4 (ZigBee) [24] αναφέρονται σε εκπομπή εντός της ζώνης ISM.

Συγκρίνοντας τις δύο αυτές ζώνες, η MICS είναι αρκετά πιο δημοφιλής για ενεργές εμφυτεύσιμες βιοϊατρικές διατάξεις καθότι είναι καταλληλότερη για διάδοση ράδιο-σημάτων στον ανθρώπινο σώμα, και επιπλέον έχει προταθεί αποκλειστικά για εφαρμογές που περιέχουν εμφυτεύσιμες διατάξεις. Έχει μέγιστο εύρος ζώνης 300kHz και μία τυπική ακτίνα κάλυψης 2 μέτρων. Με σκοπό να

αποφευχθεί η παρεμβολή με άλλες εκπομπές που πραγματοποιούνται στην ίδια ζώνη συχνοτήτων (όπως είναι η Υπηρεσία Μετεωρολογικής Βοήθειας, Meteorological Aids Service), η ισοδύναμη ακτινοβολούμενη ισχύς δεν πρέπει να υπερβαίνει τα 25μW (Equivalent Radiated Power, ERP).

1.1.2 Προκλήσεις κατά τη σχεδίαση εμφυτεύσιμων βιοϊατρικών διατάξεων

Πάρα πολλά νέα συστήματα σχεδιάστηκαν ή σχεδιάζονται για επικοινωνία με εμφυτεύσιμες βιοϊατρικές διατάξεις όπως είναι οι βηματοδότες, οι απινιδωτές (defibrillator), οι συσκευές διέγερσης νευρώνων, τα εμφυτεύματα κοχλία και αμφιβληστροειδούς κ.α. Οι προκλήσεις με τις οποίες έρχονται αντιμέτωποι οι σχεδιαστές τέτοιων συστημάτων είναι πολλές. Μεγάλης σημασίας κρίνεται η σχεδίαση μικροσκοπικών κεραιών με όσο το δυνατόν καλύτερα χαρακτηριστικά συντονισμού και ακτινοβολίας. Παράλληλα, μεγάλο ενδιαφέρον παρουσιάζει η ανάπτυξη στον τομέα της μικροηλεκτρονικής/MEMS και των υλικών, προκειμένου να εξασφαλιστεί η αποδοτική σχεδίαση των ηλεκτρονικών και η βιοσυμβατότητα των υλικών της διάταξης, αντίστοιχα. Βαρύτητα πρέπει, επίσης, να δοθεί στον τρόπο τροφοδοσίας της διάταξης ώστε να εξασφαλισθεί η επαρκής λειτουργία της. Επιπλέον, θέματα ασφάλειας του ασθενούς πρέπει να λαμβάνονται υπόψη μέσω της συμμόρφωσης της διάταξης με διεθνή όρια για την μέγιστη ισχύ απορρόφησης που επιτρέπεται να δεχθεί το ανθρώπινο σώμα. Τέλος, πρέπει να εγγυηθεί η ασφαλής μετάδοση των προσωπικών δεδομένων. Στη συνέχεια αναλύονται όλα τα ζητήματα που αναφέρθηκαν παραπάνω.

1.1.2.1 Σμίκρυνση διαστάσεων

Ένα από τα πιο σημαντικά ζητήματα στην τεχνολογία των IMDs είναι η προσπάθεια σμίκρυνσης των διατάξεων αυτών. Όσο μεγαλύτερη είναι μία διάταξη που προορίζεται για εμφύτευση, τόσο πιο επώδυνη είναι η χειρουργική επέμβαση για τον εκάστοτε ασθενή. Επιπλέον υπάρχει κίνδυνος ο ασθενής να αισθάνεται την ύπαρξη της διάταξης, να ενοχλείται από αυτή, ή πολλές φορές και να πονά, με συνέπεια τον περιορισμό ορισμένων κινήσεών του, αλλά και τη γενικότερη υποβάθμιση της ποιότητας ζωής του. Αντίθετα, οι μικροσκοπικές διατάξεις μπορούν να τοποθετηθούν σε περισσότερα σημεία του ανθρώπινου σώματος, χωρίς την παραμικρή ενόχληση για τον ασθενή, διευρύνοντας τις ιατρικές εφαρμογές των εμφυτεύσιμων βιοϊατρικών διατάξεων, και αφήνοντας πολλές υποσχέσεις για το μέλλον. Για να επιτευχθεί το επιθυμητό αποτέλεσμα, εκτός από τη σχεδίαση νέων μικροσκοπικών αισθητήρων, απαραίτητη είναι και η σμίκρυνση του μεγέθους των κεραιών που ενσωματώνονται επί των εμφυτεύσιμων βιοϊατρικών διατάξεων. Τα τελευταία χρόνια, οι έρευνες έχουν στραφεί στις κεραίες μικροταινίας (microstrip antennas), λόγω των πολλών πλεονεκτημάτων τους (κεραίες χαμηλού προφίλ, μικρό κόστος, ευκολία κατασκευής). Τεχνικές μείωσης του μεγέθους αλλά και τεχνικές

βελτιστοποίησης άλλων χαρακτηριστικών [3] οδήγησαν στην δημιουργία κεραιών κατάλληλων για εμφυτεύσιμες βιοϊατρικές διατάξεις [69][70][71]. Όλα τα παραπάνω αναλύονται διεξοδικά στα επόμενα κεφάλαια.

1.1.2.2 Βιοσυμβατότητα (biocompatibility)

Όταν ένας ζωντανός οργανισμός έρχεται σε άμεση επαφή με ένα ξένο σώμα, είτε αυτό είναι μια διάταξη είτε είναι ένας άλλος ζωντανός οργανισμός, τότε μπορεί να υπάρξουν ανεπιθύμητες αντιδράσεις, όπως για παράδειγμα κάποια μόλυνση ή κάποιο τραύμα. Βιοσυμβατότητα είναι η ικανότητα ενός υλικού να λειτουργεί-δρα με την απαραίτητη απόκριση του ξενιστή σε μια συγκεκριμένη εφαρμογή. Επειδή το ανθρώπινο σώμα έχει περίπλοκη χημική και μηχανική υπόσταση, το σχήμα, η γεωμετρία και η επιφάνεια της διάταξης που πρόκειται να εμφυτευθεί είναι παράγοντες που επηρεάζουν τη βιοσυμβατότητα.

Για τις IMDs είναι αρκετά συχνή η χρήση βιοσυμβατών περιβλημάτων (biocompatible coatings) για την αποφυγή εμφάνισης κάποιας ανεπιθύμητης παρενέργειας όπως βακτηριδιακή μόλυνση, αλλεργική αντίδραση, σχηματισμός θρόμβων στο αίμα, τραυματισμός ιστού κλπ, από μέρους το ζωντανού οργανισμού όταν σε αυτόν εισαχθεί η διάταξη. Επιπλέον το περίβλημα βοηθάει και στη σωστή λειτουργία της ίδιας της διάταξης. [32], [33]

Η τεχνολογική πρόοδος που έχει παρατηρηθεί τελευταία στην Ιατρική, και συγκεκριμένα στη βιομηχανία των ιατρικών διατάξεων, έχει οδηγήσει αρκετούς ερευνητές να στραφούν στην τεχνολογία των υλικών. Τα βιοσυμβατά συνθετικά υλικά που χρησιμοποιούνται σήμερα στις εμφυτευμένες ιατρικές (βιοϋλικά) συσκευές περιλαμβάνουν μέταλλα, κεραμικά και πολυμερή.

Τα μέταλλα έχουν χρησιμοποιηθεί σε μεγάλο βαθμό για εμφυτευμένες διατάξεις που έχουν σαν κύρια αποστολή να αντέχουν σε μεγάλες τάσεις. Επιπλέον, έχουν χρησιμοποιηθεί στην κατασκευή τεχνικών καρδιακών βαλβίδων και σε βηματοδότες. Τα πιο σημαντικά είναι το κράμα κοβαλτίου-χρωμίου, και το κράμα νικελίου-τιτανίου (nitilon) [25],[26].

Σαν κεραμικά υλικά θεωρούνται όλα εκείνα τα παράγωγα που έχουν σαν βασικούς συστατικό ανόργανα και μη μεταλλικά στοιχεία. Τα πιο δημοφιλή είναι η αλουμίνα και η ζirkόνια. Τέτοιου είδους υλικά παρέχουν αρκετά καλή ηλεκτρική απομόνωση και χρησιμοποιούνται για να προστατεύσουν τη διαρροή ρεύματος από τη συσκευή [27],[28],[29]

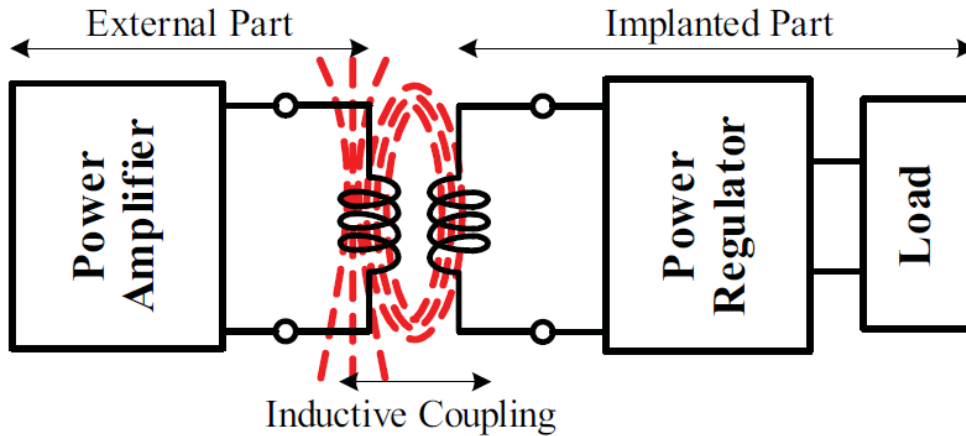
Η τρίτη κατηγορία των υλικών είναι τα πολυμερή. Χρησιμοποιούνται περισσότερο σε “μαλακούς” ιστούς σε αντίθεση με τα μέταλλα και τα κεραμικά υλικά. Είναι πιο φθηνά από τα κεραμικά υλικά και παρουσιάζουν παρόμοιες ηλεκτρικές ιδιότητες. Υπάρχει μια μεγάλη ποικιλία πολυμερών από την οποία τα πιο συχνά χρησιμοποιούμενα σε ιατρικές εφαρμογές είναι τα PTFE, PEEK, PMMA,

σιλικόνη και πολυαιθυλένιο [30][31]. Έργο του ερευνητή είναι η επιλογή εκείνων των υλικών που διαθέτουν ιδιότητες που ταιριάζουν περισσότερο στην εκάστοτε εφαρμογή.

1.1.2.3 Τροφοδοσία

Όλες οι ενεργές εμφυτεύσιμες διατάξεις χρειάζονται ενέργεια για να μπορέσουν να λειτουργήσουν. Η τροφοδοσία των συσκευών αυτών είναι ένα από τα πιο σημαντικά ζητήματα που έχει απασχολήσει αρκετούς ερευνητές, διότι από τη στιγμή που θα τοποθετηθεί μία συσκευή στον οργανισμό πρέπει να είναι σε θέση να λειτουργεί αξιόπιστα και για μεγάλο χρονικό διάστημα (ιδανικά εφ' όρου ζωής). Αν η διάταξη δεν έχει την ενέργεια που απαιτείται για να λειτουργήσει, ουσιαστικά αχρηστεύεται και πρέπει να αφαιρεθεί άμεσα από το σώμα (μέσω χειρουργικής επέμβασης). Κατά καιρούς έχουν προταθεί διάφοροι τρόποι τροφοδοσίας των εμφυτεύσιμων διατάξεων, όπως η διασύνδεση με καλώδια μέσω του δέρματος, αλλά και η τοποθέτηση μίας μπαταρίας, λύσεις, οι οποίες δεν ήταν δυνατόν να εφαρμοστούν στην πράξη ή εφαρμόστηκαν προσωρινά, λόγω προβλημάτων όπως η ενδεχόμενη μικροβιακή μόλυνση, ο περιορισμός των κινήσεων του ασθενούς, η αύξηση του συνολικού μεγέθους της συσκευής και η περιορισμένη διάρκεια ζωής της μπαταρίας. Παρόλα αυτά η μπαταρία χρησιμοποιείται συχνά σήμερα για περιπτώσεις όπου θέλουμε σύντομη λειτουργία του εμφυτεύματος καθώς επίσης και σε βηματοδότες (χρειάζεται αλλαγή περίπου κάθε πέντε χρόνια).

Η πιο ελπιδοφόρος λύση είναι αυτή της τροφοδοσίας της εμφυτευμένης διάταξης μέσω επαγωγικής σύζευξης (inductive coupling) και φαίνεται στο Σχ. 1.2. Με αυτή τη μέθοδο χρησιμοποιούνται δύο πηνία, ένα τοποθετημένο επί της διάταξης που βρίσκεται εντός του ανθρωπίνου σώματος και ένα εξωτερικά αυτού. Όταν το εξωτερικό πηνίο οδηγηθεί κατάλληλα δημιουργεί ηλεκτρομαγνητικό πεδίο. Το εσωτερικό πηνίο, που πρέπει να βρίσκεται σε κοντινή απόσταση από το εξωτερικό, λαμβάνει μέρος του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου, επάγει τάση, και δημιουργεί κυκλοφορία ηλεκτρικού ρεύματος. Έτσι επιτυγχάνεται η τροφοδότηση. Για να εγγυηθεί η ασφάλεια του ασθενούς η ισχύς που μεταφέρεται από την εξωτερική μονάδα πρέπει να συμμορφώνεται με τα κυβερνητικά όρια ασφαλείας και να μην υπερβαίνει τα $10\text{mW}/\text{cm}^2$. [5]



Σχ.1. 2 Τροφοδοσία εμφυτευμένης διάταξης μέσω επαγωγικής σύζευξης

1.1.2.4 Ρυθμός ειδικής απορρόφησης (Specific Absorption Rate, SAR)

Τα ηλεκτρομαγνητικά (ΗΜ) πεδία που παράγονται κατά την επικοινωνία των κεραιών των συστημάτων βιοϊατρικής τηλεμετρίας οδηγούν σε απορρόφηση ΗΜ ισχύος από τους ανθρώπινους ιστούς, και είναι δυνατόν να προκαλέσουν ζημιές (ενδεχομένως και ανεπανόρθωτες) αν δεν υπάρχει ο κατάλληλος έλεγχος. Όταν σχεδιάζεται μία διάταξη που έχει τη δυνατότητα ασύρματης ανταλλαγής πληροφορίας με τον έξω κόσμο, είναι καθαρά ευθύνη του κατασκευαστή να σιγουρευτεί ότι η ακτινοβολία που παράγεται από τη διάταξη συμμορφώνεται με τα επίπεδα ασφαλείας που επιβάλλονται από τα διεθνή πρότυπα για την έκθεση του ανθρώπινου σώματος σε ακτινοβολία.

Στα πρότυπα, για τις συχνότητες 100kHz μέχρι 3GHz (οι πιο συχνές για εφαρμογές τηλεμετρίας), οι βασικοί περιορισμοί εκφράζονται σε όρους ρυθμού ειδικής απορρόφησης (Specific Absorption Rate, SAR), μέγεθος που εκφράζει το ρυθμό απορρόφησης της ακτινοβολίας ραδιοσυχνοτήτων από τους ιστούς του ανθρώπινου σώματος. Σε οποιοδήποτε σημείο του ανθρώπινου σώματος ο SAR σχετίζεται με το ηλεκτρικό πεδίο μέσω του τύπου (1-1):

$$SAR(x, y, z) = \frac{\sigma(x, y, z)E^2(x, y, z)}{2\rho(x, y, z)} \quad (1-1)$$

όπου σ (σε S/m) είναι η ειδική αγωγιμότητα του ιστού, ρ (σε Kg/m³) είναι η πυκνότητα του ιστού, E (σε V/m) η δύναμη του ηλεκτρικού πεδίου, όλα στο σημείο (x, y, z) . Η μονάδα μέτρησης του SAR στο διεθνές σύστημα είναι W/Kg. [6]

Διάφοροι διεθνείς οργανισμοί, σε συνεργασία πολλές φορές με ανεξάρτητους φορείς, έχουν εκδώσει οδηγίες προστασίας από την ΗΜ ακτινοβολία, με βάση επιστημονικά δεδομένα πρόσφατων ερευνών επί του αντικειμένου. Στις ΗΠΑ, το όριο για το SAR είναι στο 1,6 W/kg ανά 1 γραμμάριο ιστού, όπως έχει θεσπιστεί από την Επιτροπή Ομοσπονδιακών Τηλεπικοινωνιών (*Federal Communications*

Commission - FCC) [22], ενώ στην Ευρωπαϊκή Ένωση από το 1991 ισχύει η οδηγία που προέκυψε από την Διεθνή Επιτροπή Προστασίας από τη Μη-Ιονίζουσα Ακτινοβολία (*International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection - ICNIRP*) [21] σε συνεργασία με τον Παγκόσμιο Οργανισμό Υγείας. Σύμφωνα με αυτή την οδηγία το όριο που τίθεται στις συσκευές που κυκλοφορούν στην Ευρωπαϊκή Ένωση είναι 2 W/kg που περιλαμβάνεται για 10 γραμμάρια συνεχή ιστού με σχεδόν ομοιογενείς ηλεκτρικές ιδιότητες. Η διαφορά μάζας ιστού που υπάρχει μεταξύ των δύο διαφορετικών οδηγιών μεταξύ ΗΠΑ και ΕΕ, δε δίνει τη δυνατότητα άμεσης σύγκρισης μεταξύ των δύο και έτσι μπορούν να συγκριθούν ρυθμοί απορρόφησης που λήφθηκαν ως προς την ίδια μάζα ιστού και όχι δύο διαφορετικούς ρυθμούς ειδικής απορρόφησης. Έτσι δεν μπορούμε να συγκρίνουμε άμεσα έναν αριθμό που εκφράζει το SAR που μετρήθηκε για χρήση στην ΕΕ και έναν για χρήση στις ΗΠΑ, μεταξύ τους. Το 1999 και το 2005 θεσπίζονται από το Ινστιτούτο Ηλεκτρολόγων και Ηλεκτρονικών Μηχανικών (Institute of Electrical and Electronics Engineers, IEEE) τα όρια IEEE C95.1-1999 [19] (για 1-g ιστού το μέσο $SAR < 1,6W/Kg$) και IEEE C95.1-2005 [20] (για 10-g ιστού το μέσο $SAR < 2W/Kg$) αντίστοιχα. Εδώ σε αντίθεση με την ICNIRP και στις δύο περιπτώσεις η μάζα 1g και 10g αναφέρονται σε όγκο ιστού με κυβικό σχήμα.

1.1.2.5 Ασφάλεια προσωπικών δεδομένων

Η ασφάλεια των προσωπικών δεδομένων των ασθενών είναι θέμα ζωτικής σημασίας. Οι εμφυτεύσιμες βιοϊατρικές διατάξεις βασίζονται στην ασύρματη επικοινωνία. Τέτοιες τεχνολογίες συχνά υποφέρουν από προβλήματα διαρροής πληροφορίας που προκαλούνται από έναν “εισβολέα” με στόχο το προσωπικό (ή και όχι μόνο) όφελος. Στις IMDs, οι πληροφορίες που ανταλλάσσονται έχουν να κάνουν με την κατάσταση υγείας του ασθενούς. Η ασφάλεια, λοιπόν, αυτών των δεδομένων απαιτεί ιδιαίτερη προσοχή, καθώς είναι υπεύθυνα για την ίδια τη ζωή του ασθενούς. Τεχνικές όπως η κρυπτογράφηση, κ – ανωνυμία (k-anonymity) που χρησιμοποιούνται σήμερα σε πολλές εφαρμογές ασύρματων επικοινωνιών δεν είναι και οι καταλληλότερες για τα εμφυτευμένα ιατρικά συστήματα [34] και η βελτιστοποίησή τους ή η εύρεση νέων τεχνικών κρίνεται αναγκαία. Τα τελευταία χρόνια συνεπώς πολλοί είναι οι ερευνητές που έχουν στραφεί σε τεχνικές βιομετρίας για την προστασία των πολύ προσωπικών δεδομένων που ανταλλάσσονται από τις IMDs. Σε μία πρόσφατη μελέτη προτείνεται η χρήση μιας εξωτερικής συσκευής (jammer) η οποία παρεμβάλλεται και κρυπτογραφεί την πληροφορία από και προς την εμφυτεύσιμη συσκευή [35].

1.2 Αντικείμενο της διπλωματικής

Όπως αναφέρθηκε στην προηγούμενη ενότητα οι εμφυτεύσιμες βιοϊατρικές διατάξεις γνωρίζουν μεγάλη άνθιση τα τελευταία είκοσι χρόνια. Η πρόοδος στην σχεδίαση και υλοποίηση των IMDs όλα αυτά τα χρόνια έχει βοηθήσει πολλούς ασθενείς να ξεπεράσουν πολλές από τις δυσκολίες που θα αντιμετώπιζαν διαφορετικά. Παρόλα αυτά οι προκλήσεις στην σχεδίαση των IMDs είναι πολλές καθώς επίσης και τα προβλήματα που χρίζουν αντιμετώπισης.

Στόχος της εργασίας είναι η σχεδίαση νέων μικροσκοπικών κεραιών που ενσωματώνονται επί των εμφυτεύσιμων βιοϊατρικών διατάξεων καθώς επίσης και η μελέτη των επιδόσεων των κεραιών αυτών. Για να επιτευχθεί το τελικό αποτέλεσμα είναι πάρα πολλά τα ζητήματα που πρέπει να μελετηθούν. Αρχικά αναλύονται οι κεραιές μικροταινίας και παρουσιάζονται οι τεχνικές σμίκρυνσης αυτών. Επιπλέον παρουσιάζονται τα χαρακτηριστικά εκείνα των κεραιών που μας απασχολούν κατά την σχεδίαση για IMDs. Η μελέτη των διηλεκτρικών χαρακτηριστικών των βιολογικών ιστών και πώς η αλληλεπίδρασή τους με την κεραία επηρεάζουν τις επιδόσεις της κρίνεται απαραίτητη. Παρουσιάζονται τα μοντέλα προσομοίωσης του ανθρωπίνου σώματος καθώς επίσης και οι αριθμητικοί τρόποι επίλυσης ΗΜ προβλημάτων. Η παραμετρική ανάλυση είναι αναγκαία για την κατανόηση της συμπεριφοράς των επιδόσεων της κεραίας σε μεταβολές διαφόρων σχεδιαστικών παραμέτρων της.

Με βάση όλα τα παραπάνω επιτυγχάνεται η σχεδίαση μιας νέας μικροσκοπικής κεραίας για εμφύτευση. Η μελέτη των κανονικών μοντέλων καθώς επίσης και η κατανόηση των διηλεκτρικών χαρακτηριστικών των βιολογικών ιστών μας επιτρέπει τη βελτιστοποίηση της προηγούμενης κεραίας και τη σχεδίαση νέων που ενσωματώνονται επί εμφυτεύσιμων βιοϊατρικών διατάξεων που προορίζονται για συγκεκριμένη περιοχή του ανθρωπίνου σώματος (χέρι, κεφάλι, κλπ).

2

Θεωρητικό Υπόβαθρο

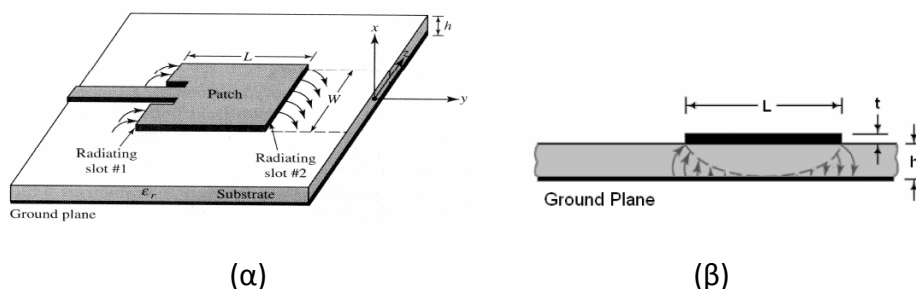
Στο κεφάλαιο αυτό αναλύεται το θεωρητικό υπόβαθρο που απαιτεί η εργασία. Παρουσιάζονται οι κεραίες μικροταινίας, τα σημαντικότερα χαρακτηριστικά τους, καθώς επίσης και τεχνικές μείωσης του μεγέθους τους. Στη συνέχεια αναλύονται οι ιδιότητες των βιολογικών ιστών και παρουσιάζονται διάφορα μοντέλα ανθρωπίνου σώματος. Τέλος περιγράφεται η αριθμητική μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων για την επίλυση ηλεκτρομαγνητικών προβλημάτων.

2.1 Κεραίες μικροταινίας

Οι κεραίες μικροταινίας αποτελούν μία σχετικά νέα κατηγορία κεραιών, τα πλεονεκτήματα των οποίων έχουν οδηγήσει πολλούς επιστήμονες να στραφούν προς αυτές. Τα πιο σημαντικά είναι το ότι έχουν μικρό μέγεθος και βάρος, η ευκολία κατασκευής και το χαμηλό κόστος (σημαντικό για μαζική παραγωγή), η δυνατότητα προσαρμογής τόσο σε επίπεδες όσο και σε μη επίπεδες επιφάνειες. Επίσης, έχουν μεγάλη αντοχή σε κρούσεις και ισχυρές δονήσεις με συνέπεια να μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε απαιτητικές ως προς τη μηχανική αντοχή εφαρμογές. Τέλος παρουσιάζουν ευελιξία στον καθορισμό διαφόρων χαρακτηριστικών τους, όπως η συχνότητα συντονισμού, η πόλωση, το διάγραμμα ακτινοβολίας και η αντίσταση εισόδου. Αυτοί είναι και οι λόγοι που χρησιμοποιούνται σε ποικίλες εφαρμογές όπως τα κινητά τηλέφωνα, συσκευές ταυτοποίησης (RFID tags), φορητοί υπολογιστές καθώς επίσης και σε πολλές εμφυτεύσιμες βιοϊατρικές διατάξεις. Παρόλα αυτά όμως παρουσιάζουν και αρκετά μειονεκτήματα, όπως η χαμηλή αποδοτικότητα, το χαμηλό κέρδος, το μικρό εύρος ζώνης, ο υψηλός συντελεστής ποιότητας και η χαμηλή μέγιστη ισχύς. Στόχος πλέον των σχεδιαστών είναι η βελτιστοποίηση αυτών των χαρακτηριστικών.

2.1.1 Βασικά χαρακτηριστικά

Οι κεραίες μικροταινίας (Σχ. 2.1) αποτελούνται από μία πολύ λεπτή μεταλλική ταινία (λωρίδα), τοποθετημένη πάνω από μία επίπεδη γείωση. Η λωρίδα και η γείωση χωρίζονται με ένα διηλεκτρικό στρώμα (υπόστρωμα) όπως δείχνει και το Σχ. 2.1



Σχ. 2. 1 α) Κεραία μικροταινίας β) πλάγια όψη

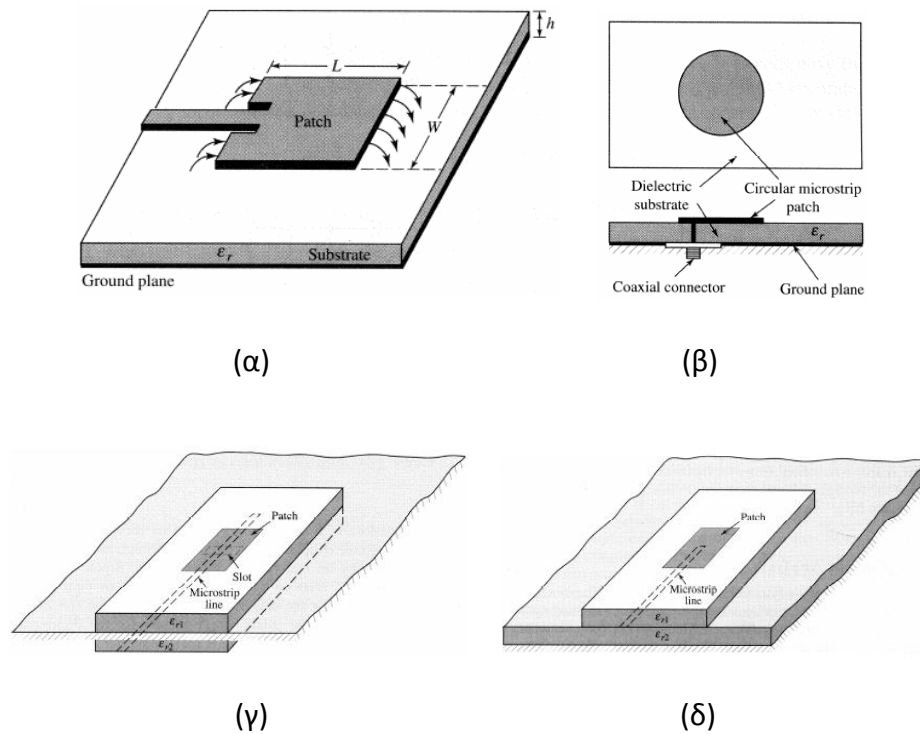
Οι διηλεκτρικές σταθερές των υποστρωμάτων που χρησιμοποιούνται στις κεραίες μικροταινίας συνήθως βρίσκονται στην περιοχή $2,2 \leq \epsilon_r \leq 12$. Παρόλα αυτά συναντά κανείς και κεραίες με μεγαλύτερο ϵ_r . Καλύτερες επιδόσεις έχουν οι κεραίες με τα παχύτερα υποστρώματα και διηλεκτρική σταθερά κοντά στο κατώτερο άκρο της περιοχής αυτής, διότι έχουν μεγαλύτερες αποδόσεις, μεγαλύτερο εύρος ζώνης, και χαλαρή σύνδεση μεταξύ των πεδίων για ακτινοβολία στο χώρο, με μειονέκτημα όμως το μεγάλο μέγεθος. Σε βιοϊατρικές εφαρμογές όπου το μέγεθος των κεραιών είναι μικρό προτιμώνται τα λεπτά υποστρώματα με τις μεγαλύτερες διηλεκτρικές σταθερές, με μειονέκτημα τις μεγαλύτερες απώλειες, μικρότερη απόδοση και μικρότερο εύρος ζώνης (διακανονισμός ανάλογα με την εφαρμογή). Η ταινία ακτινοβολίας μπορεί να είναι τετράγωνη, ορθογώνια, λεπτή λωρίδα (δίπολο), κυκλική, ελλειπτική, τριγωνική κλπ. Συνηθέστερες είναι η τετραγωνική, η ορθογωνική, η κυκλική και η δίπολική.

2.1.2 Μέθοδοι τροφοδοσίας

Οι τέσσερις συνηθέστεροι από τους πολλούς τρόπους τροφοδοσίας (Σχ. 2.2) μιας κεραίας μικροταινίας είναι η μικροταινιακή γραμμή, ο ομοαξονικός σηματολήπτης (probe), η σύζευξη μέσω ανοίγματος και η άμεση σύζευξη (proximity coupling)

Στη ομοαξονική τροφοδοσία Σχ. 2.2 (β), ο εσωτερικός αγωγός του ομοαξονικού προσαρμόζεται στην ταινία ακτινοβολίας ενώ ο εξωτερικός συνδέεται με τη γείωση. Η τροφοδοσία αυτή είναι εύκολη στην κατασκευή και προσαρμογή, ενώ εμφανίζει

μικρή ψευδοακτινοβολία. Έχει όμως μικρό εύρος ζώνης και μοντελοποιείται δυσκολότερα (σε σχέση με τις άλλες).



Σχ. 2. 2 Τυπικοί τρόποι τροφοδοσίας μικροταινιακής κεραίας α) μικροταινιακή γραμμή, β) ομοαξονικός σηματολήπτης, γ) σύζευξη μέσω ανοίγματος, δ) άμεση σύζευξη

2.1.3 Μέθοδοι Ανάλυσης

Η κεραία μικροταινιακής αναλύεται με πολλούς τρόπους. Τα συνηθέστερα μοντέλα της είναι τα μοντέλα της γραμμής μεταφοράς, της κοιλότητας (cavity), και του πλήρους κύματος (full wave). Το μοντέλο της γραμμής μεταφοράς είναι το ευκολότερο, προσφέρει μια φυσική αίσθηση του συστήματος, αλλά η μοντελοποίηση της σύζευξης είναι δυσκολότερη και η ακρίβειά του η μικρότερη. Σε σύγκριση με αυτό, το μοντέλο της κοιλότητας είναι ακριβέστερο αλλά δυσκολότερο. Προσφέρει πάντως και αυτό μια καλή φυσική αίσθηση, ενώ η μοντελοποίηση της σύζευξης είναι επίσης δύσκολη μολονότι έχει χρησιμοποιηθεί με επιτυχία [1]. Στο κεφάλαιο αυτό θα εξετασθούν οι ορθογώνιες και οι κυκλικές κεραίες μικροταινιακές, που είναι και οι δημοφιλέστερες στις ιατρικές εφαρμογές.

2.1.4 Ορθογώνια κεραία μικροταινιακής

Αν και στόχος της εργασίας είναι η σχεδίαση κυκλικής κεραίας, οι περισσότερες εμφυτεύσιμες βιοϊτρικές διατάξεις μέχρι τώρα χρησιμοποιούσαν ορθογωνικές

κεραίες μικροταινίας. Μετά από λεπτομερή ανάλυση [1] προκύπτει η συχνότητα συντονισμού για την κυρίαρχη συχνότητα (τύπος 2-1).

$$(f_r)_{010} = \frac{1}{2L\sqrt{\epsilon_r}\sqrt{\mu_0\epsilon_0}} = \frac{u_0}{2L\sqrt{\epsilon_r}} \quad (2-1)$$

όπου u_0 είναι η ταχύτητα του φωτός στον ελεύθερο χώρο. Για να συνοπλογοιστεί και το φαινόμενο κροσσών [1] ο τύπος (2-1) γίνεται:

$$(f_{rc})_{010} = \frac{1}{2L_{eff}\sqrt{\epsilon_{reff}}\sqrt{\mu_0\epsilon_0}} = q \frac{u_0}{2L\sqrt{\epsilon_r}} \quad (2-2)$$

όπου

$$q = \frac{(f_{rc})_{010}}{(f_r)_{010}} \quad (2-3)$$

2.1.5 Κυκλική κεραία μικροταινίας

Εκτός από την ορθογώνια, δημοφιλής είναι και η κυκλική κεραία μικροταινίας. Πάρα πολλοί σχεδιαστές εμφυτεύσιμων βιοϊατρικών διατάξεων τελευταία έχουν στραφεί στην κυκλική κεραία καθώς αποφεύγονται έτσι οι γωνίες με τις οποίες υπάρχει κίνδυνος τραυματισμού του βιολογικού ιστού όπου βρίσκεται εμφυτευμένη η διάταξη.

Όμοια με πριν, από την ανάλυση του μοντέλου της κοιλότητας [1] προκύπτουν οι παρακάτω χρήσιμες σχέσεις. Για τον κύριο τρόπο TM^z_{110} , συχνότητα συντονισμού:

$$(f_r)_{110} = \frac{1,8412}{2\pi\sqrt{\mu\epsilon}} = \frac{1,8412v_0}{2\pi\alpha\sqrt{\epsilon_r}} \quad (2-4)$$

όπου v_0 είναι η ταχύτητα του φωτός στον ελεύθερο χώρο.

Αν συνοπλογοιστεί το φαινόμενο των κροσσών ή σχέση (2-4) του κύριου τρόπου TM^z_{110} γίνεται:

$$(f_r)_{110} = \frac{1,8412v_0}{2\pi\alpha_e\sqrt{\epsilon_r}} \quad (2-5)$$

Η ακτινοβολούμενη ισχύς, η κατευθυντικότητα της κυκλικής μικροταινίας, η κατευθυντικότητα και η ισχύς εισόδου δίνονται στις σχέσεις (2-6) έως (2-9)

$$P_{rad} = |V_0|^2 \frac{(k_0\alpha_e)^2}{960} \int_0^{\pi/2} [J'_{02}{}^2 + \cos^2\theta J_{02}{}^2] \sin\theta d\theta \quad (2-6)$$

$$G_{rad} = \frac{(k_0\alpha_e)^2}{480} \int_0^{\pi/2} [J'_{02}{}^2 + \cos^2\theta J_{02}{}^2] \sin\theta d\theta \quad (2-7)$$

$$D_0 = \frac{(k_0\alpha_e)^2}{120G_{rad}} \quad (2-8)$$

$$R_{in}(\rho' = \rho_0) = \frac{1}{G_t} \frac{J_m^2(k\rho_0)}{J_m^2(k\alpha_e)} \quad (2-9)$$

Ο συντελεστής ποιότητας, το κλασματικό εύρος ζώνης και η απόδοση, είναι εικόνες της ποιότητας της κεραίας που αλληλοσχετίζονται και δεν υπάρχει πλήρης ελευθερία ανεξάρτητης βελτιστοποίησης της κάθε μίας. Έτσι πάντοτε γίνεται ένας διακανονισμός μεταξύ των τιμών τους όταν επέρχεται η συνολική βελτιστοποίηση των επιδόσεων της κεραίας. Συχνά πάντως χρειάζεται να βελτιστοποιηθεί η μία από αυτές, μολονότι τότε υποβαθμίζονται οι άλλες.

$$\frac{1}{Q_t} = \frac{1}{Q_{rad}} + \frac{1}{Q_c} + \frac{1}{Q_d} + \frac{1}{Q_{sw}} \quad (2-10)$$

όπου Q_t = ολικός συντελεστής ποιότητας, Q_{rad} = συντελεστής ποιότητας λόγω απωλειών ακτινοβολίας, Q_c = συντελεστής ποιότητας λόγω απωλειών αγωγής, Q_d = συντελεστής ποιότητας λόγω διηλεκτρικών απωλειών, Q_{sw} = συντελεστής ποιότητας λόγω επιφανειακών κυμάτων

$$\frac{\Delta f}{f_0} = \frac{1}{Q_t} \quad (2-11)$$

Το κλασματικό εύρος ζώνης (BW) είναι γενικά ανάλογο με τον όγκο και για μία κυκλική κεραία μικροταινίας σε σταθερή συχνότητα συντονισμού είναι:

$$BW \sim \text{όγκος} = \text{επιφάνεια} * \text{ύψος} = \pi * (\text{ακτίνα}^2) * \text{ύψος}$$

Η απόδοση ακτινοβολίας μιας κεραίας δίνεται:

$$e_{cdsw} = \frac{1/Q_{rad}}{1/Q_t} \quad (2-12)$$

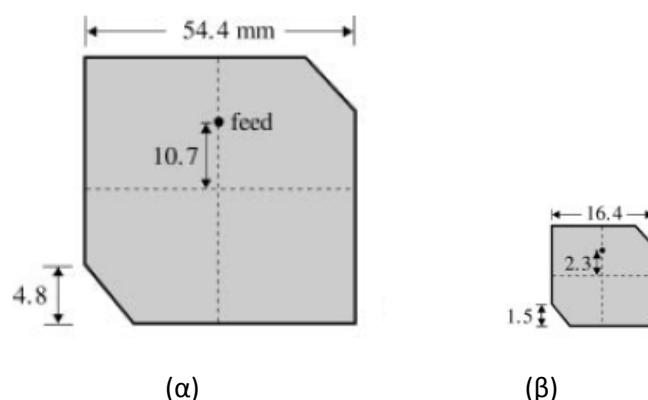
2.2 Τεχνικές Σμίκρυνσης

Στην προηγούμενη ενότητα αναφέρθηκαν τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματα των κεραίων μικροταινίας. Πολλές από τις πρακτικές εφαρμογές σήμερα είναι αρκετά απαιτητικές σε εύρος ζώνης. Οι συμβατικές κεραίες μικροταινίας ωστόσο δεν ικανοποιούν αυτή την απαίτηση. Επιπλέον, 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 και η βελτιστοποίηση πολλών παραμέτρων της, (εύρος ζώνης, κέρδος, κλπ) ανάλογα με την εφαρμογή κάθε φορά, είναι από τις προτεραιότητες των σχεδιαστών που ασχολούνται με τις κεραίες μικροταινίας.

Στην ενότητα αυτή αναλύονται οι τεχνικές που έχουν αναφερθεί για τη μείωση του μεγέθους της κεραίας μικροταινίας για μία δεδομένη συχνότητα λειτουργίας και για λόγους πληρότητας αναφέρονται συνοπτικά τεχνικές βελτιστοποίησης κέρδους και εύρους ζώνης.

2.2.1 Εξάρτηση από διηλεκτρική σταθερά (ϵ_r)

Από τη σχέση (2-1) όπου παίρνουμε την συχνότητα συντονισμού για τον κυρίαρχο ρυθμό TM_{010} παρατηρούμε ότι το μήκος της κεραίας είναι ανάλογο της τιμής $1/\sqrt{\epsilon_r}$, όπου ϵ_r η σχετική διηλεκτρική σταθερά του υποστρώματος. Συνεπώς, αντικατάσταση του υποστρώματος με άλλο υψηλότερης διηλεκτρικής σταθεράς οδηγεί σε σμίκρυνση της κεραίας για δεδομένη συχνότητα λειτουργίας (Σχ.2.3).

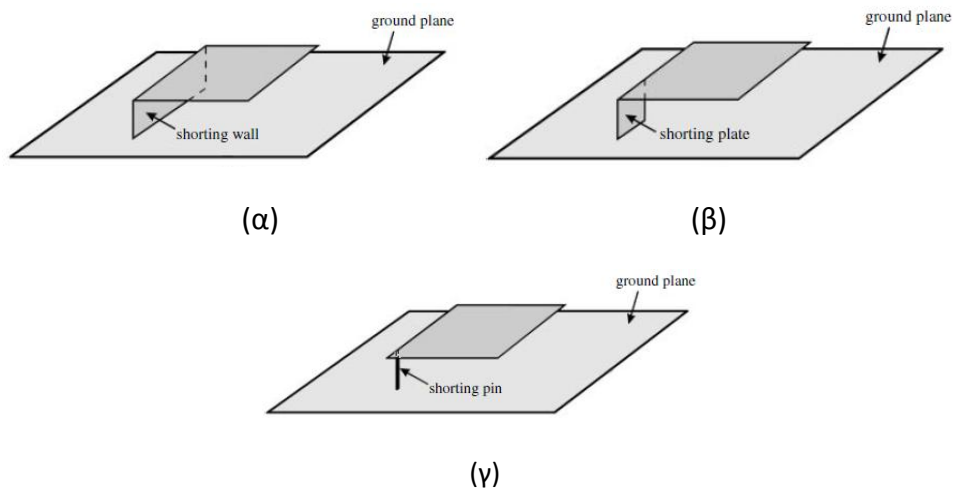


Σχ. 2. 3 Κυκλικά πολωμένη τετραγωνική κεραία μικροταινίας με συχνότητα συντονισμού 1575MHz σχεδιασμένη α) με μικροκυματικό υπόστρωμα ($\epsilon_r=3$, $h=1,524\text{mm}$) β) με κεραμικό υπόστρωμα ($\epsilon_r=28,2$, $h=4,75$)[3]

2.2.2 Προσθήκη μεταλλικών επιπέδων και αγωγών (shorting pin) βραχυκύκλωσης

Γενικά οι επίπεδες κεραίες είναι δομές $\lambda/2$. Η χρήση ενός μεταλλικού επιπέδου βραχυκύκλωσης (shorting wall) σε κάποιο άκρο της κεραίας (Σχ. 2.4 α) είναι από τις πιο διαδεδομένες τεχνικές μείωσης του μεγέθους της. Με την τεχνική αυτή η κεραία συμπεριφέρεται πλέον σαν δομή $\lambda/4$ με αποτέλεσμα τη μείωση του φυσικού μήκους της ακόμα και στο μισό για δεδομένη συχνότητα συντονισμού. Αντικατάσταση του shorting wall με ένα shorting plate ή shorting pin (Σχ. 2.4 (β) και (γ)) μπορεί να επιφέρει περαιτέρω μείωση της συχνότητας συντονισμού και κατά

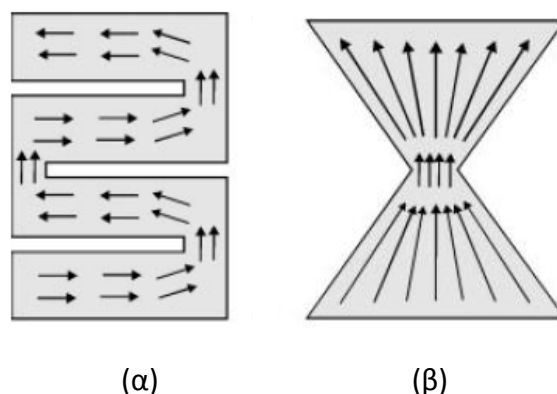
συνέπεια περαιτέρω μείωση του μεγέθους για σταθερή συχνότητα. Η τεχνική που περιγράφηκε παραπάνω συναντάται συχνά στη βιβλιογραφία [72],[73],[74]



Σχ. 2. 4 Γεωμετρίες ορθογωνικής κεραίας μικροταινίας με προσθήκη α) , β) μεταλλικών επιπέδων βραχυκύκλωσης και γ) μεταλλικού αγωγού βραχυκύκλωσης [3]

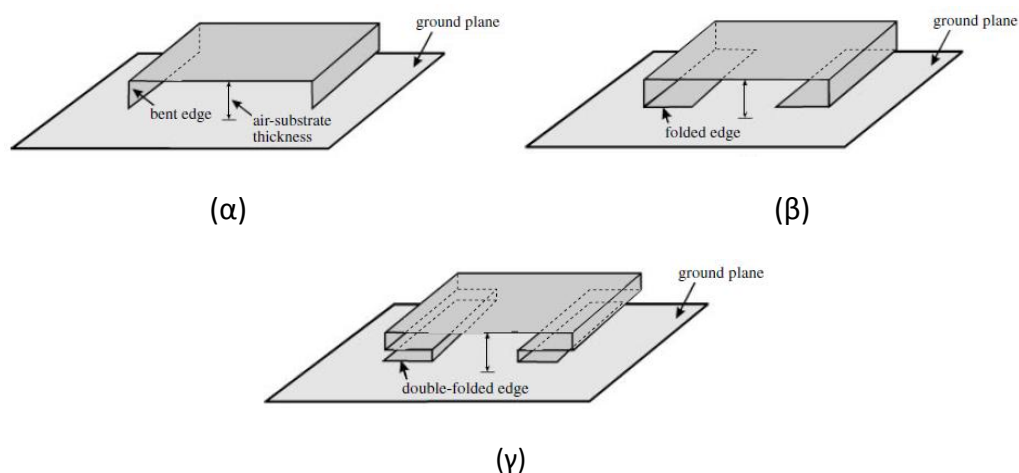
2.2.3 Προσθήκη εγχοπών (meanders) στο επίπεδο ακτινοβολίας

Μία ακόμα αρκετά αποτελεσματική τεχνική είναι η δημιουργία εγχοπών (meandering technique) στην επιφάνεια της κεραίας[75],[76],[77]. Με τον τρόπο αυτό αυξάνει η διαδρομή του ρεύματος πάνω στην κεραία (Σχ. 2.5) για σταθερή διάσταση αυτής, πετυχαίνοντας έτσι αρκετά μικρότερη κυρίαρχη συχνότητα συντονισμού με τελικό αποτέλεσμα την μείωση του μεγέθους της κεραίας.



Σχ. 2. 5 Διαδρομή ρεύματος για δύο τετραγωνικές κεραίες μικροταινίας μετά την προσθήκη των εγχοπών

Η τεχνική αύξησης της διαδρομής του ρεύματος που αναφέρθηκε παραπάνω είναι βασισμένη σε κεραίες μικροταινίας ενός μόνο επιπέδου (single-layer). Ωστόσο μπορεί να εφαρμοστεί και σε κεραίες όπως η ανάστροφη U-σχήματος του Σχ. 2.6 (α) ή μιας double-folded κεραίας (bending technique) (Σχ. 2.6 (γ)).

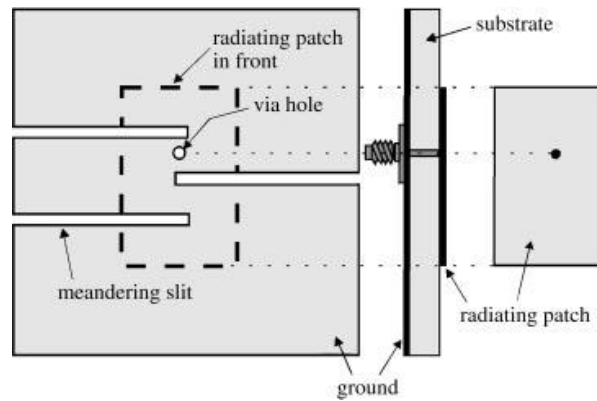


Σχ. 2. 6 Συμπαγείς κεραίες μικροταινίας α) ανάστροφη U-σχήματος β) folded patch γ) double folded patch

Με αυτές τις κεραίες, η συχνότητα συντονισμού μπορεί να μειωθεί σημαντικά περισσότερο σε σύγκριση με την απλή κεραία μικροταινίας ενός επιπέδου.

2.2.4 Προσθήκη εγκοπών (meanders) στο επίπεδο γείωσης

Τέλος στο Σχ. 2.7 φαίνεται άλλη μία τεχνική σχεδίασης συμπαγούς κεραίας μικροταινίας. Οι εγκοπές εδώ, έχουν εισαχθεί στο επίπεδο γείωσης της κεραίας. Και σε αυτή την περίπτωση πετυχαίνεται μείωση του μεγέθους της κεραίας για σταθερή συχνότητα συντονισμού [77]. Η μέθοδος αυτή υπερτερεί στο γεγονός ότι μειώνεται και ο συντελεστής ποιότητας (Q).



Σχ. 2. 7 Κεραία μικροταινίας με εγκοπές στο επίπεδο γείωσης

2.2.5 Τεχνικές βελτιστοποίησης κέρδους και εύρους ζώνης (*bandwidth enhancement*)

Η αύξηση του εύρους ζώνης για μία συμπαγή κεραία μικροταινίας είναι για αρκετές εφαρμογές από τις προτεραιότητες των σχεδιαστών. Στη βιβλιογραφία έχουν αναφερθεί διάφορες τεχνικές όπως η χρήση πολλαπλών επιπέδων ακτινοβολίας (*stacked antennas*) [52][83][84][85], η προσθήκη εγκοπών στο επίπεδο γείωσης [77], η αύξηση του πάχους του διηλεκτρικού [73] και η χρήση αντίστασης χαμηλής τιμής [3]. Επιπλέον, οι περισσότερες κεραίες μικροταινίας επιδεικνύουν μειωμένο κέρδος εξαιτίας των τεχνικών μείωσης του μεγέθους. Για την αντιμετώπιση του προβλήματος έχουν προταθεί δύο τεχνικές όπως είναι η χρήση υποστρώματος υψηλής διηλεκτρικής σταθεράς (ϵ_r) [3] και η προσθήκη ενεργών στοιχείων στην κεραία [3].

2.3 Χαρακτηριστικά κεραιών με ιδιαίτερο ενδιαφέρον στη σχεδίαση εμφυτεύσιμων βιοϊατρικών διατάξεων

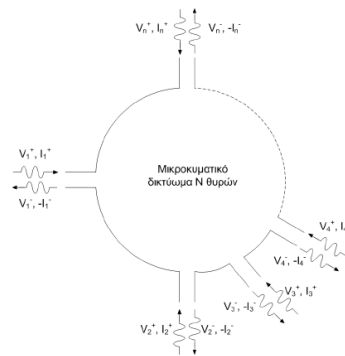
Κατά τη σχεδίαση κεραιών, που προορίζονται για μία συγκεκριμένη εφαρμογή, οι σχεδιαστές πρέπει να είναι σε θέση να κατασκευάσουν την εκάστοτε κεραία με συγκεκριμένα χαρακτηριστικά. Για κάθε εφαρμογή τα χαρακτηριστικά αλλά και οι αποδεκτές τιμές αυτών είναι διαφορετικά. Στην σχεδίαση εμφυτεύσιμων κεραιών τα χαρακτηριστικά που χρήζουν ιδιαίτερη προσοχή είναι η συχνότητα συντονισμού, η παράμετρος S_{11} , το κέρδος και το εύρος ζώνης της κεραίας.

2.3.1 Συχνότητα συντονισμού (f_r)

Όπως έγινε γνωστό από την εισαγωγή, για την ασύρματη επικοινωνία των εμφυτεύσιμων βιοϊατρικών διατάξεων έχει δοθεί η ζώνη MICS με εύρος συχνοτήτων τα 402-405MHz. Συνεπώς, γίνεται αμέσως αντιληπτό ότι για τη σχεδίαση κεραιών που προορίζονται για τέτοιου είδους εφαρμογές, κύριο μέλημα των σχεδιαστών είναι η συχνότητα συντονισμού της κεραίας να βρίσκεται εντός του εύρους συχνοτήτων που καθορίζει η Υπηρεσία Επικοινωνίας Εμφυτεύσιμων Βιοϊατρικών διατάξεων.

2.3.2 Παράμετρος S_{11}

Οι S – παράμετροι αποτελούν έναν τρόπο περιγραφής δικτύων με πολλές θύρες. Για τη σύνδεση N θυρών του Σχ. 2.8



Σχ. 2. 8 Ένα αυθαίρετο μικροκυματικό δίκτυωμα

ορίζονται οι S – παράμετροι ως εξής:

$$\begin{bmatrix} V_1^- \\ \vdots \\ V_N^- \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_{11} & \cdots & S_{1N} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ S_{N1} & \cdots & S_{NN} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} V_1^+ \\ \vdots \\ V_N^+ \end{bmatrix} \quad \text{ή} \quad [V^-] = [S][V^+] \quad (2-13)$$

όπου [S] ο πίνακας σκέδασης και κάθε στοιχείο του υπολογίζεται από τη σχέση:

$$S_{ij} = \left. \frac{V_i^-}{V_j^+} \right|_{V_k^+ = 0 \text{ για } k \neq j} \quad (2-14)$$

Η παραπάνω σχέση λέει ότι το S_{ij} βρίσκεται τροφοδοτώντας τη θύρα j με ένα προσπίπτον κύμα τάσης V_j^+ και μετρώντας το πλάτος V_i^- του ανακλώμενου κύματος που έρχεται στη θύρα i, θεωρώντας ότι όλες οι υπόλοιπες θύρες καταλήγουν σε φορτία προσαρμογής για την αποφυγή ανακλάσεων. Το S_{11} είναι ο συντελεστής ανάκλασης, ή συντελεστής σκέδασης για τη θύρα 1. Η παράμετρος S_{11} είναι από τις σπουδαιότερες στην σχεδίαση κεραιών μικροταινίας και για την καλύτερη λειτουργία της κεραίας είναι επιθυμητή η ελαχιστοποίησή της.

2.3.3 Εύρος Ζώνης (BW)

Από τις πιο σημαντικές παραμέτρους μίας κεραίας για οποιαδήποτε εφαρμογή είναι το εύρος ζώνης το οποίο δίνεται από τον τύπο:

$$BW = f_h - h_l \quad (2-15)$$

Το εύρος ζώνης μιας κεραίας ουσιαστικά δίνει την περιοχή συχνοτήτων όπου η κεραία λειτουργεί αποτελεσματικά και περιλαμβάνει της συχνότητες γύρω από τη συχνότητα συντονισμού. Το κριτήριο με το οποίο προσδιορίζεται το εύρος ζώνης είναι το μέτρο της παραμέτρου S_{11} το οποίο στα σύγχρονα συστήματα πρέπει να λαμβάνει τιμές μικρότερες από -10dB. Με αυτόν τον τρόπο το φάσμα των συχνοτήτων που ικανοποιούν το συγκεκριμένο περιορισμό αποτελούν το εύρος ζώνης της κεραίας.

2.3.4 Κέρδος της κεραίας (Gain)

Μία ακόμη χρήσιμη παράμετρος που περιγράφει την απόδοση της κεραίας είναι το κέρδος. Το κέρδος είναι ένα μέτρο τόσο της απόδοσης της κεραίας όσο και των κατευθυντικών της ιδιοτήτων. Το κέρδος της κεραίας σε δοσμένη κατεύθυνση ορίζεται ως ο λόγος της έντασης ακτινοβολίας σε συγκεκριμένη κατεύθυνση προς την ένταση ακτινοβολίας που θα είχαμε αν η κεραία ακτινοβολούσε όλη την ισχύ που λαμβάνει ιστροπικά. Δίνεται από τον τύπο:

$$G = 4\pi \frac{U(\theta, \varphi)}{P_{in}} \quad (2-16)$$

2.4 Ηλεκτρομαγνητικές Ιδιότητες των βιολογικών ιστών και μοντέλα ανθρωπίνου σώματος

Η βιοϊατρική τηλεμετρία όπως αναφέρθηκε συνίσταται στη μετάδοση πληροφορίας εντός του ανθρωπίνου σώματος. Συνεπώς η αλληλεπίδραση των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων με τους βιολογικούς ιστούς είναι αναπόφευκτη. Για τη μελέτη της αλληλεπίδρασης αυτής κρίνεται απαραίτητη η εις βάθος κατανόηση των ηλεκτρομαγνητικών ιδιοτήτων των βιολογικών ιστών που απαρτίζουν το ανθρώπινο σώμα. Οι ιδιότητες αυτές, διαφέρουν σημαντικά σε σχέση με το είδος του ιστού και παρουσιάζουν σημαντική μεταβολή συναρτήσει της συχνότητας. Για την σχεδίαση κεραίων, κατάλληλων για συστήματα εμφυτεύσιμων βιοϊατρικών διατάξεων, είναι αναγκαία η ανάπτυξη μοντέλων ανθρωπίνου σώματος (body phantoms), που να

προσομοιώνουν τις διηλεκτρικές ιδιότητες των βιολογικών ιστών. Τέτοιου είδους μοντέλα υπάρχουν αρκετά στη βιβλιογραφία [42],[44],[45]. Χωρίζονται σε δύο μεγάλες κατηγορίες, τα φυσικά μοντέλα (physical phantoms) και τα αριθμητικά μοντέλα (numerical phantoms). Τα αριθμητικά μοντέλα, διακρίνονται με την σειρά τους σε κανονικά μοντέλα (canonical phantoms) και σε ανατομικά μοντέλα (anatomical phantoms).

2.4.1 Ηλεκτρομαγνητικά χαρακτηριστικά των βιολογικών ιστών

Οι διηλεκτρικές ιδιότητες των βιολογικών ιστών του ανθρώπινου σώματος, στις ραδιοσυχνότητες (RF) και στις μικροκυματικές συχνότητες, έχουν μελετηθεί από πάρα πολλούς ερευνητές. Μία από τις πρώτες εκτενείς μελέτες παρουσιάστηκε από τους Durney et al [36] το 1986. Ωστόσο, υπήρξαν αρκετές ακόμα [37],[38],[39],[40] μέχρι την πιο πρόσφατη των Gabriel et al [41] το 1996. Η πιο σημαντική δυσκολία στον καθορισμό των τελικών αποτελεσμάτων ήταν να βρεθεί ένα αντιπροσωπευτικό δείγμα για να γίνουν οι μετρήσεις, καθώς ήταν αδύνατον αυτές να πραγματοποιηθούν απευθείας σε ζωντανούς ιστούς. Έγινε γνωστό ότι οι διηλεκτρικές ιδιότητες μεταβάλλονται σημαντικά με τη συχνότητα. Η έκφραση που προκύπτει από την [41] για τη σχετική διηλεκτρική σταθερά, για συγκεκριμένη συχνότητα και συγκεκριμένο ιστό δίνεται από τον τύπο (2-35)

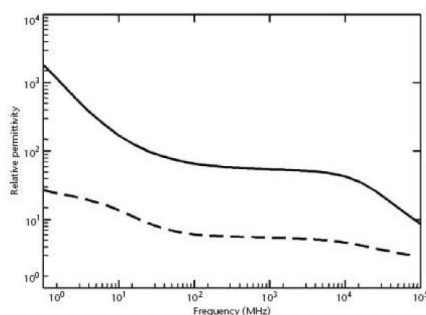
$$\varepsilon(\omega) = \varepsilon_{\infty} + \sum_{m=1}^4 \frac{\Delta\varepsilon_m}{1+(j\omega\tau_m)^{(1-\alpha_m)}} + \frac{\sigma_j}{j\omega\varepsilon_0} \quad (2-35)$$

όπου ε_{∞} η σχετική διηλεκτρική σταθερά σε μία πολύ μεγάλη συχνότητα, ε_0 η σχετική διηλεκτρική σταθερά ελευθέρου χώρου, σ_j η ιοντική αγωγιμότητα και ε_m , τ_m , α_m είναι παράμετροι του υλικού. Αξίζει να σημειωθεί, ότι μεταβολή στις ιδιότητες των βιολογικών ιστών παρατηρείτε και ανάλογα με την ηλικία του ιστού, καθώς μεταβάλλεται η περιεκτικότητά του σε νερό.

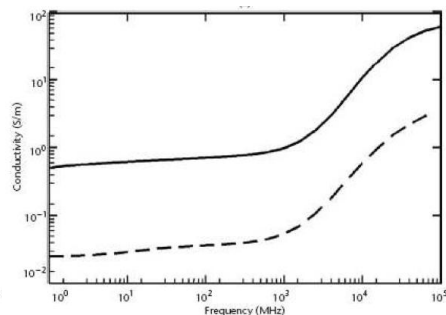
Στον πίνακα 2.1 φαίνεται η σχετική διηλεκτρική σταθερά, η ειδική αγωγιμότητα, οι εφαπτομενικές απώλειες (loss tangent) και το βάθος διείσδυσης, για διάφορους βιολογικούς ιστούς, για την συχνότητα των 402MHz, που χρησιμοποιούν τα συστήματα εμφυτεύσιμων βιοϊατρικών διατάξεων. Στο Σχ. 2.9 παρουσιάζεται η μεταβολή στην σχετική διηλεκτρική σταθερά (relative permittivity), την ειδική αγωγιμότητα (conductivity) και το βάθος διείσδυσης (penetration depth) ενδεικτικά για δύο ιστούς (μυς, λίπος) για ένα μεγάλο εύρος συχνοτήτων.

Πίνακας 2.1 Διηλεκτρικές ιδιότητες διάφορων βιολογικών ιστών στη συχνότητα των 402MHz

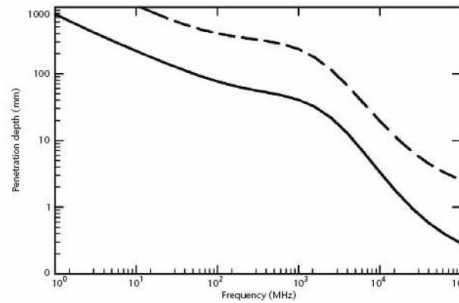
Όνομα ιστού	Ειδική αγωγιμότητα (S/m)	Σχετική διηλεκτρική σταθερά	Εφαπτομεν. Απώλειες	Βάθος διείσδυσης (m)
Αορτή	0,562	46,99	0,535	0,067
Κύστη	0,327	19,71	0,742	0,076
Αίμα	1,350	64,16	0,941	0,034
Σπογγώδες οστό	0,235	22,43	0,468	0,110
Φλοιός των οστών	0,092	13,14	0,311	0,213
Μυελός	0,029	56,72	0,231	0,434
Φαϊά ουσία	0,738	57,40	0,575	0,057
Λευκή ουσία	0,445	42,05	0,474	0,079
Λίπος του μαστού	0,035	55,14	0,281	0,364
Χόνδρος	0,587	45,45	0,578	0,063
Εγκ. Νωτιαίο υγρό	2,252	70,97	1,419	0,023
Κερατοειδής	1,194	59,25	0,901	0,037
Παχυμήνιγγα	0,828	46,65	0,793	0,047
Λίπος	0,041	55,79	0,330	0,309
Καρδιά	0,966	66,05	0,654	0,047
Νεφρά	1,096	66,36	0,738	0,042
Φακός	0,669	48,14	0,621	0,057
Συκώτι	0,655	51,20	0,572	0,060
Μυς	0,797	57,11	0,624	0,053
Νεύρο	0,447	35,39	0,565	0,073
Πάγκρεας	0,878	61,54	0,638	0,050
Δέρμα (ξηρό)	0,689	46,74	0,659	0,055
Δέρμα (υγρό)	0,670	49,87	0,601	0,058
Στομάχι	1,004	67,47	0,665	0,046
Γλώσσα	0,774	57,66	0,601	0,054
Δόντι	0,092	13,14	0,311	0,213



(α)



(β)



(γ)

Σχ. 2. 9 Διαγράμματα μεταβολής α) σχετικής διηλεκτρικής σταθεράς, β) αγωγιμότητας, γ) βάθους διείσδυσης συναρτήσει της συχνότητας για τον μυ (ευθεία) και το λίπος (με κουκίδες) [41]

Από τα Σχ. 2.9 (α) και (β), φαίνεται ότι για το εύρος συχνοτήτων 100MHz μέχρι 1GHz, η μεταβολή των παραμέτρων (ϵ_r και σ) είναι σχετικά μικρή ενώ για μεγαλύτερες συχνότητες, η μεταβολή αυτή αυξάνεται. Επιπλέον, από το Σχ. 2.9 (γ) που δείχνει το βάθος διείσδυσης συναρτήσει της συχνότητας, προκύπτει ότι μέχρι και τη συχνότητα του 1GHz το βάθος διείσδυσης είναι αρκετά μεγάλο. Από τη συχνότητα εκείνη και μετά φθίνει απότομα. Αυτός είναι και ο λόγος όπου η ζώνη MICS (402-405 MHz) χρησιμοποιείται κυρίως στις εμφυτευμένες βιοϊατρικές διατάξεις. Για παράδειγμα, στα 402 MHz το βάθος διείσδυσης είναι 308mm και 52mm για το λίπος και το μυ αντίστοιχα. Το ηλεκτρομαγνητικό πεδίο συνεπώς μπορεί να διαδοθεί στο εσωτερικό του ανθρωπίνου σώματος.

2.4.1 Φυσικά μοντέλα ανθρωπίνου σώματος

Ένα φυσικό μοντέλο ανθρωπίνου σώματος μπορεί να οριστεί σαν ένα υλικό σώμα που προσομοιώνει τα διηλεκτρικά χαρακτηριστικά των βιολογικών ιστών. Ο σκοπός των φυσικών μοντέλων και των μοντέλων ανθρωπίνου σώματος γενικότερα, είναι να μελετηθεί διεξοδικά, η αλληλεπίδραση των ΗΜ πεδίων με τους βιολογικούς ιστούς. Τα φυσικά μοντέλα έχουν χρησιμοποιηθεί κατά κόρον σε πολλούς τομείς στην ιατρική έρευνα. Πιο συγκεκριμένα, για τις επιπτώσεις της ΗΜ ακτινοβολίας στην υγεία, καθώς επίσης και για την ανάπτυξη νέων ιατρικών μεθόδων για διάγνωση και θεραπεία. Επιπλέον, τέτοιου είδους μοντέλα, είναι ένα πολύτιμο εργαλείο στη μελέτη της διάδοσης των ραδιοκυμάτων στο εσωτερικό του ανθρωπίνου σώματος. Ο συνδυασμός όλων των παραπάνω, επιτρέπει στους σχεδιαστές εμφυτεύσιμων βιοϊατρικών διατάξεων, τη δημιουργία νέων, καταλληλότερων κεραιών, αλλά και τη συνεχή βελτίωση παλαιότερων τόσο ως προς τα χαρακτηριστικά και τις επιδόσεις της κεραίας όσο και ως προς τις επιπτώσεις που αυτή έχει στην υγεία του ανθρώπου.

Υπάρχουν διάφορα κριτήρια διαχωρισμού των φυσικών μοντέλων. Ένα από αυτά είναι ο τύπος του βιολογικού ιστού που αναπαριστά το μοντέλο. Ο πρώτος, είναι τύπος ιστού χαμηλής περιεκτικότητας σε νερό (low-water content), όπως είναι τα κόκαλα και το λίπος, με χαρακτηριστικά μικρής σχετικής διηλεκτρικής σταθεράς και μικρών απωλειών. Ο δεύτερος, είναι τύπος ιστού υψηλής περιεκτικότητας σε νερό (high-water content), όπως μυς, δέρμα, μυαλό, που έχουν υψηλότερη σχετική διηλεκτρική σταθερά αλλά και απώλειες. Το πιο δημοφιλή κριτήριο διαχωρισμού είναι η κατάσταση του μοντέλου μετά την ολοκλήρωση της κατασκευής του. Διακρίνονται σε μοντέλα, στερεής κατάστασης (solid-state), ημι-στερεής κατάστασης (semi-solid state or gel) και υγρής κατάστασης (liquid).

Τα μοντέλα υγρής κατάστασης είναι τα πρώτα μοντέλα που δημιουργήθηκαν. Ουσιαστικά αποτελούν ένα δοχείο γεμάτο με ένα υγρό στο οποίο έχουν δοθεί διηλεκτρικά χαρακτηριστικά ίδια με αυτά του προς προσομοίωση βιολογικού ιστού για ένα καθορισμένο εύρος συχνοτήτων [42]. Τα μοντέλα υγρής κατάστασης έχουν χρησιμοποιηθεί σε πολλές μελέτες για τον καθορισμό του ειδικού λόγου απορρόφησης. Η μέτρηση του ηλεκτρικού πεδίου πραγματοποιείται απευθείας με τη χρήση probe εντός του υγρού. Το πλεονέκτημά του σε σχέση με τα άλλα μοντέλα είναι ότι τα μοντέλα υγρής κατάστασης είναι πολύ εύκολα στην κατασκευή τους.

Τα μοντέλα ημι-στερεάς κατάστασης μπορούν να αποκτήσουν οποιαδήποτε μορφή τους δοθεί. Ένα μοντέλο ημι-στερεάς κατάστασης που έχει αναπτυχθεί αποτελείται από νερό, νάτριο, χλωρίδιο, TX-150 και σκόνη πολυαιθυλενίου [43]. Η σκόνη πολυαιθυλενίου και το νάτριο είναι τα συστατικά που ελέγχουν τη σχετική διηλεκτρική σταθερά και την αγωγιμότητα αντίστοιχα. Επίσης οι Ito et al στηριγμένοι στην [43] πρότειναν ένα άλλο μοντέλο [44]. Τα προηγούμενα μοντέλα είναι κατάλληλα για προσομοίωση βιολογικών ιστών υψηλής περιεκτικότητας νερού και πετυχαίνουν ρύθμιση των ηλεκτρικών ιδιοτήτων τους για ένα μεγάλο εύρος συχνοτήτων. Ένα πρόβλημα που αντιμετωπίζουν και οι δύο τύποι μοντέλων που συζητήθηκαν μέχρι τώρα είναι ότι χάνουν τις ιδιότητές τους με την πάροδο του χρόνου λόγω της απώλειας νερού που υφίστανται αλλά και λόγω της ανάπτυξης μυκήτων.

Τα μοντέλα στερεάς κατάστασης είναι κατάλληλα για μελέτες διάδοσης της ΗΜ ακτινοβολίας γύρω ή και εντός του ανθρωπίνου σώματος καθώς πετυχαίνουν ακριβής αναπαράσταση της ανομοιογένειας των βιολογικών ιστών. Στη βιβλιογραφία υπάρχουν αρκετά [45],[46],[47],[48]. Παρουσιάζουν εξαιρετικές μηχανικές και διηλεκτρικές ιδιότητες οι οποίες δεν αλλοιώνονται με την πάροδο του χρόνου, αλλά δεν είναι τόσο εύκολα στην κατασκευή σε σχέση με τα προηγούμενα μοντέλα.

2.4.2 Αριθμητικά μοντέλα ανθρωπίνου σώματος

Η δεύτερη κατηγορία μοντέλων ανθρωπίνου σώματος είναι τα αριθμητικά μοντέλα. Τα αριθμητικά μοντέλα είναι κατάλληλα για τη θεωρητική ανάλυση και σχεδίαση των χαρακτηριστικών των κεραιών σε αντίθεση με τα φυσικά τα οποία έρχονται για να επιβεβαιώσουν ή όχι τη σωστή λειτουργία της κεραιάς μέσα στο βιολογικό ιστό. Στην κατηγορία αυτή ανήκουν τα θεωρητικά ή κανονικά μοντέλα (theoretical or canonical phantoms) και τα ανατομικά μοντέλα (anatomical phantoms)

Τα κανονικά μοντέλα είναι μοντέλα απλών σχημάτων (κύβος, κύλινδρος, σφαίρας κλπ) για την αναπαράσταση των βιολογικών ιστών του σώματος ή μιας περιοχής αυτού. Τα πιο απλά είναι μοντέλα ενός στρώματος ιστού (single-layer tissue). Συνήθως έχουν κυβικό σχ. και τους προσδίδονται ιδιότητες παρόμοιες με αυτές του ιστού που πρόκειται να προσομοιώσουν [50],[59]. Για πιο ακριβής υπολογισμούς έχουν προταθεί μοντέλα περισσότερων στρωμάτων [53],[57],[61]. Τα τελευταία λαμβάνουν υπόψη στους υπολογισμούς, όχι μόνο το βιολογικό ιστό που πρόκειται να τοποθετηθεί η διάταξη αλλά και τους γύρω ιστούς. Για την αναπαράσταση του ανθρώπινου κεφαλιού χρησιμοποιούνται συνήθως σφαιρικά μοντέλα πολλών στρωμάτων [53],[54],[55],[56]. Σφαιρικά μοντέλα χρησιμοποιούνται και για την αναπαράσταση του ματιού. Κυλινδρικά μοντέλα χρησιμοποιούνται για την αναπαράσταση των άκρων του ανθρωπίνου σώματος[9],[57],[58],[64]. Γενικά μοντέλα ολόκληρου σώματος συναντάμε αρκετά στη βιβλιογραφία [59],[60],[61],[65].

Τα τελευταία χρόνια με την ανάπτυξη της τεχνολογίας και πιο συγκεκριμένα των μεθόδων της ιατρικής απεικόνισης όπως Μαγνητική Τομογραφία (Magnetic Resonance Imaging, MRI) και αξονική Τομογραφία (Computational Tomography, CT), αλλά και την βελτίωση των υπολογιστικών συστημάτων, προτάθηκαν νέα πιο ακριβή ανατομικά μοντέλα ολόκληρου του σώματος. Για την αναπαράσταση του ολόκληρου του κεφαλιού συναντιέται σε πολλές εργασίες το ανατομικό μοντέλο [51],[54]. Ένα τρισδιάστατο ανατομικό μοντέλο ολόκληρου του ανθρωπίνου σώματος, για το μέσο άντρα και τη μέση γυναίκα, προκύπτει από τη συλλογή πάρα πολλών εικόνων αξονικής και μαγνητικής τομογραφίας, που έχει παρουσιαστεί από την Αμερικάνικη Βιβλιοθήκη Ιατρικής (US National Library of Medicine) [49].

Τα ανατομικά μοντέλα, όπως αναφέρθηκε, είναι μοντέλα πιο ακριβή από τα κανονικά διότι λαμβάνουν υπόψη στους υπολογισμούς πολύ περισσότερους βιολογικούς ιστούς (όσους έχει η περιοχή του σώματος που εξετάζεται) καθώς επίσης και την ανατομία του σώματος. Παρόλα αυτά, απαιτούν πολύ περισσότερη υπολογιστική ισχύ για την εξαγωγή των αποτελεσμάτων και είναι αρκετά πιο

δύσκολο να κατασκευαστούν. Ανάλογα με την σχεδίαση, αλλά και την περιοχή του ανθρωπίνου σώματος στην οποία πρόκειται να τοποθετηθεί η κεραία, είναι στην κρίση του σχεδιαστή να επιλέξει κάθε φορά το καταλληλότερο αριθμητικό μοντέλο που θα χρησιμοποιήσει για να υπολογίσει τα επιθυμητά χαρακτηριστικά της κεραίας.

2.4.3 Προβλήματα αποσυντονισμού (*detuning issues*)

Ένα από τα μεγαλύτερα προβλήματα στην σχεδίαση των εμφυτεύσιμων κεραιών είναι αυτό του αποσυντονισμού. Αποσυντονισμός της κεραίας, ουσιαστικά σημαίνει ένα ή και περισσότερα χαρακτηριστικά αυτής, όπως είναι η συχνότητα συντονισμού, το κέρδος, το εύρος ζώνης κλπ, να μην πλήρη πλέον τις προδιαγραφές. Οι βιολογικοί ιστοί του ανθρωπίνου σώματος μπορεί να δράσουν σαν επιπλέον υπόστρωμα για το επίπεδο ακτινοβολίας, αλλάζοντας σημαντικά τις επιδόσεις και τα χαρακτηριστικά της κεραίας. Αυτός είναι και ο λόγος που οι κεραίες πρέπει κάθε φορά να σχεδιάζονται για συγκεκριμένη περιοχή αλλά και συγκεκριμένο βιολογικό ιστό. Επιπλέον, οι διηλεκτρικές ιδιότητες αλλά και οι διαστάσεις των βιολογικών ιστών μπορεί να διαφέρουν σημαντικά από άνθρωπο σε άνθρωπο. Αυτό πρακτικά σημαίνει ότι μια κεραία η οποία έχει σχεδιαστεί να παρουσιάζει συγκεκριμένα χαρακτηριστικά για μία συγκεκριμένη περιοχή για έναν άνθρωπο, αν η ίδια κεραία τοποθετηθεί σε άλλον άνθρωπο στο ίδιο σημείο ενδεχομένως να αποσυντονιστεί. Όλα τα παραπάνω έχουν συντελέσει στη δημιουργία τόσων πολλών μοντέλων ανθρωπίνου σώματος αλλά και σε έρευνες για την ανάπτυξη ακόμα καλύτερων.

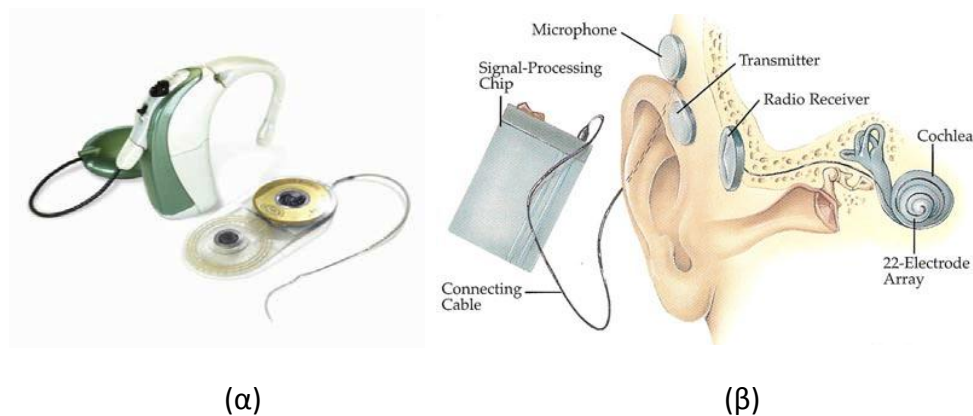
Επιπλέον, όπως έδειξε η ενότητα 2.4.1 οι διηλεκτρικές ιδιότητες των βιολογικών ιστών μεταβάλλονται με τη συχνότητα. Στα περισσότερα μοντέλα που παρουσιάστηκαν η μεταβολή της συχνότητας δεν λαμβάνεται υπόψη. Συνήθως διαλέγεται η τιμή της σχετικής διηλεκτρικής σταθεράς (ϵ_r) και η τιμή της αγωγιμότητας (σ) του προς προσομοίωση βιολογικού ιστού για τη συχνότητα συντονισμού και θεωρείται σταθερή για όλο το εύρος συχνοτήτων όπου γίνονται οι υπολογισμοί. Έτσι και σε αυτή την περίπτωση υπάρχει πιθανότητα η κεραία να μην εμφανίζει τα επιθυμητά χαρακτηριστικά. Όπως φαίνεται από τα Σχ. 2.9 (α) και (β) η μεταβολές των ϵ_r και σ είναι μικρές και σχεδόν γραμμικές για το εύρος συχνοτήτων 300 MHz μέχρι 500 MHz, συνεπώς οι αποκλίσεις που μπορεί να παρουσιάσει η υπό μελέτη κεραία, για μοντέλο ενός στρώματος ιστού, να είναι αμελητέες. Σε περίπτωση όμως που έχει επιλεγεί μοντέλο περισσότερων στρωμάτων οι μεταβολές ενδέχεται να είναι σημαντικές.

2.5 Εμφυτεύσιμες βιοϊατρικές διατάξεις που χρησιμοποιούνται σήμερα

Στην εισαγωγή αναφέρθηκαν πάρα πολλές εμφυτεύσιμες βιοϊατρικές διατάξεις. Πολλές από αυτές χρησιμοποιούνται σήμερα από ασθενείς, ενώ άλλες βρίσκονται ακόμα υπό σχεδίαση. Από τον γνωστό σε όλους καρδιακό βηματοδότη μέχρι κοχλιακά εμφυτεύματα, διατάξεις έγχυσης φαρμάκων, συστήματα νευρομυϊκής διέγερσης σε συνδυασμό με πρόσθετα ρομποτικά συστήματα είναι μερικές από τις διατάξεις που δίνουν ελπίδα σε πολλούς ασθενείς. Στην ενότητα αυτή παρουσιάζονται λεπτομερώς ορισμένες από αυτές.

2.5.1 Εμφυτεύματα κοχλίας (cochlear implants)

Το κοχλιακό εμφύτευμα είναι μία ηλεκτρονική διάταξη, η οποία αντικαθιστά όλο το σύστημα της ακοής (κυρίως τα αισθητικά τριχωτά κύτταρα του οργάνου του Corti, στο κοχλίας) και μετατρέπει τη μηχανική ηχητική ενέργεια σε ηλεκτρικά σήματα που μπορούν να φτάσουν με τη βοήθεια ηλεκτροδίων στο κοχλιακό νεύρο, που τοποθετούνται εκεί κατόπιν λεπτής χειρουργικής επέμβασης, σε ασθενείς με βαρηκοΐα στα όρια της κώφωσης ή κώφωση. Πρόκειται δηλαδή, για ένα βιονικό αυτί. Τα κοχλιακά εμφυτεύματα σήμερα αποτελούνται από δύο τμήματα: το εξωτερικό και το εσωτερικό (Σχ. 2.10 (α)).



Σχ. 2. 10 α) Διάταξη κοχλιακού εμφυτεύματος β) τρόπος τοποθέτησης σε ασθενή

Το εξωτερικό τμήμα, ο επεξεργαστής ομιλίας (speech processor) τοποθετείται οπισθοωτιαία, έχει μέγεθος κοινού ακουστικού βαρηκοΐας και δέχεται τους ήχους με ένα μικρόφωνο, τους φιλτράρει και τους κωδικοποιεί με μία προκαθορισμένη στρατηγική. Τα επεξεργασμένα σήματα φτάνουν σε ένα πηνίο-πομπό του εξωτερικού τμήματος. Από εκεί τα σήματα με τα δεδομένα αλλά και την απαραίτητη ενέργεια για τη λειτουργία του εμφυτεύματος, μεταφέρονται με τη μορφή

ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων στο εσωτερικό τμήμα, στο εμφύτευμα. Υπάρχουν επεξεργαστές ομιλίας που βρίσκονται σε ξεχωριστό κουτί, σωματικού τύπου, ώστε να δίνουν μεγαλύτερη ισχύ καθώς και ευκολία χειρισμών για τα βρέφη και τα μικρά παιδιά σε βάρος της αισθητικής.

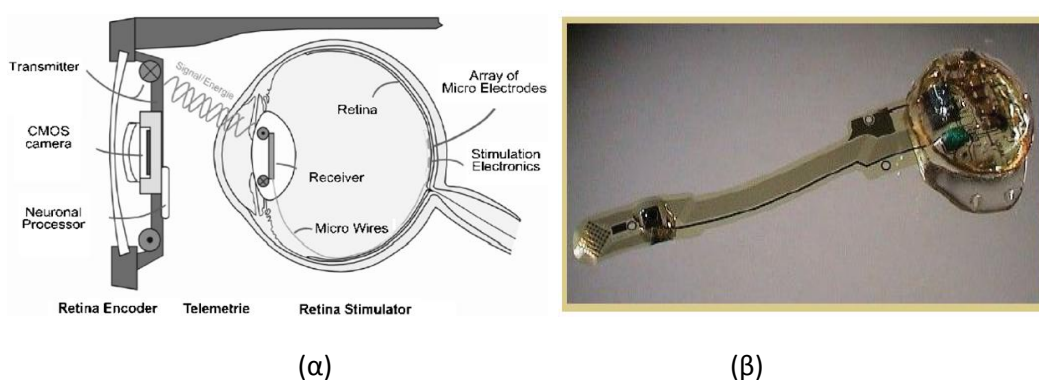
Το εσωτερικό τμήμα, το εμφύτευμα, αποτελείται από ένα πηνίο-δέκτη, από τον μικροϋπολογιστή και από ένα λεπτότατο καλώδιο που φέρει σειρά ηλεκτροδίων (από 12 έως 24, ανάλογα με το εμφύτευμα). Το εμφύτευμα δεν περιέχει μπαταρία και η απαραίτητη ενέργεια που χρειάζεται για να λειτουργήσει, μεταφέρεται από τον εξωτερικό επεξεργαστή ομιλίας μαζί με τις πληροφορίες. Με μία λεπτή χειρουργική επέμβαση, αφού γίνει μαστοειδεκτομή και διάνοιξη της βασικής έλικας του κοχλίου, τοποθετείται το κοχλιακό εμφύτευμα στο κροταφικό οστό και τα ηλεκτρόδια του μέσα στον κοχλία. Το πηνίο συλλαμβάνει τις πληροφορίες και τις μεταφέρει στον μικροϋπολογιστή ώστε να αποκωδικοποιηθούν και να κατανεμηθούν στα επιμέρους ηλεκτρόδια. Αυτά είναι τοποθετημένα μέσα στη τυμπανική κλίμακα του κοχλίου, κατανεμημένα στις νευρικές απολήξεις του κοχλιακού νεύρου, ώστε το κάθε ηλεκτρόδιο να ερεθίζει τις αντίστοιχες νευρικές ίνες του ακουστικού νεύρου στο σπειροειδές γάγγλιο και να προσομοιώνουν ηλεκτρονικά τη λειτουργία του κοχλίου. Η πορεία της ακουστικής πληροφορίας από το σημείο αυτό και μετά ακολουθεί τη φυσιολογική οδό μέχρι το κέντρο της ακοής στο φλοιό του εγκεφάλου, όπου προκαλείται η αίσθηση της ακοής. Όλα τα εμφυτεύματα κατασκευάζονται από βιοσυμβατά υλικά (σιλικόνη, κεραμικά, τιτάνιο).

Την τελευταία εικοσαετία η εξέλιξη των κοχλιακών εμφυτευμάτων ήταν ραγδαία. Από μονοκάναλες τεχνολογίες που δεν μπορούσαν να βγουν έξω από δωμάτιο σήμερα κυκλοφορούν στο εμπόριο οπισθοωτιαίοι επεξεργαστές με 24 κανάλια και προβλέπεται η εξέλιξή τους σε πολύ μικρότερες ολικά εμφυτεύσιμες διατάξεις.

2.5.2 Εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς (retinal Implant)

Μια σημαντική προσπάθεια γίνεται τα τελευταία χρόνια για την αποτελεσματική θεραπεία ασθενών που πάσχουν από εκφυλισμό του αμφιβληστροειδή, που συνήθως οφείλεται στον εκφυλισμό της ώχρας κηλίδας και σε μελαγχρωστική αμφιβληστροειδοπάθεια. Σε ασθενής που πάσχουν από μελαγχρωστική αμφιβληστροειδοπάθεια οι φωτοϋποδοχείς του αμφιβληστροειδούς αρχίζουν σιγά σιγά να εκφυλίζονται από την εξωτερική πλευρά. Με αυτόν τον τρόπο το πεδίο της όρασης του ασθενή όλο και μικραίνει έως ότου επέλθει η ολική τύφλωση. Όπως ακριβώς και στα κοχλιακά εμφυτεύματα η κεντρική ιδέα και σε αυτή την περίπτωση είναι να αποκατασταθεί η δυσλειτουργία αυτή με τη χρήση κάποιας ηλεκτρικής διάταξης.

Έχουν προταθεί διάφορες μέθοδοι από τις οποίες η πιο αποτελεσματική είναι αυτή της ηλεκτρικής διέγερσης των νευρώνων του αμφιβληστροειδή. Έρευνες έχουν δείξει ότι περίπου το 30% των γαγγλίων κυττάρων του αμφιβληστροειδή είναι σε θέση να λειτουργήσουν αρκετά χρόνια ακόμα και μετά την τύφλωση. Έχει αποδειχθεί ότι η ηλεκτρική διέγερση των γαγγλίων κυττάρων της εσωτερικής επιφάνειας του αμφιβληστροειδή δημιουργεί οπτικές αισθήσεις. Επομένως, είναι εφικτή η παράκαμψη των εκφυλισμένων φωτοϋποδοχέων με ηλεκτρική διέγερση των κυττάρων αυτών.



Σχ. 2. 11 α) Διάταξη εμφυτεύματος αμφιβληστροειδούς β) retinal stimulator

Η διάταξη αποτελείται από τρία μέρη: α) Το σύστημα διέγερσης του αμφιβληστροειδούς (retinal stimulator) Σχ. 2.11 (α) και (β), το οποίο βρίσκεται μέσα στο μάτι. β) Το σύστημα της οπτικής διεπαφής (Σχ. 3.11 (α)), το οποίο βρίσκεται σε ειδικά γυαλιά που φορά ο ασθενής και τέλος γ) μία μικρή συσκευή επεξεργασίας που φορά ο ασθενής στη ζώνη του (Vision Processing Unit, VPU) και η οποία δουλεύει με μπαταρία. Η μικροσκοπική κάμερα που βρίσκεται στα ειδικά γυαλιά που φορά ο ασθενής συλλαμβάνει τις εικόνες και τις μετατρέπει σε ηλεκτρικά σήματα. Τα σήματα αποστέλλονται από την κεραία-πομπό που είναι και αυτή ενσωματωμένη στα γυαλιά σε μια συστοιχία ηλεκτροδίων η οποία έχει εμφυτευθεί επάνω στον αμφιβληστροειδή του. Τα οπτικά σήματα «ταξιδεύουν» στο οπτικό νεύρο και στη συνέχεια στον εγκέφαλο έχοντας προηγουμένως περάσει από τη συσκευή επεξεργασίας.

2.5.3 Σύστημα νευρομυϊκής διέγερσης για την αποκατάσταση της κίνησης των ακρων

Πολλές είναι οι περιπτώσεις όπου μετά από έναν τραύμα ή ένα εγκεφαλικό ο ασθενής αντιμετωπίζει προβλήματα στην κίνηση των άκρων (για παράδειγμα το χέρι). Ένα από τα πιο σημαντικά εργαλεία για την αντιμετώπιση τέτοιου είδους

προβλημάτων που έχει προταθεί και χρησιμοποιείται σήμερα είναι το σύστημα νευρομυϊκής διέγερσης. Ένα τέτοιο σύστημα αποτελείται από δύο μέρη. Την εμφυτεύσιμη διάταξη, η οποία αποτελείται από ένα παθητικό ηλεκτρονικό κύκλωμα υπεύθυνο για την παραγωγή των ηλεκτρικών παλμών, αλλά και τη μεταφορά των δεδομένων και τα ηλεκτρόδια μέσω των οποίων φτάνουν οι ηλεκτρικοί παλμοί στο συγκεκριμένο μυ ή νεύρο. Το δεύτερο μέρος αποτελεί η εξωτερική μονάδα ελέγχου, η οποία είναι υπεύθυνη για την τροφοδοσία της εμφυτευμένης διάταξης με επαγωγική σύζευξη αλλά και για τον έλεγχο του ηλεκτρονικού κυκλώματος. Η μεταφορά των απαραίτητων δεδομένων από και προς την εμφυτευμένη διάταξη μέσω της Υψηλής Επικοινωνίας Εμφυτεύσιμων Βιοϊατρικών διατάξεων (MICS) στα 402MHz [17].

Αξίζει να σημειωθεί ότι συστήματα νευρομυϊκής διέγερσης χρησιμοποιούνται ευρύτατα και σε περιπτώσεις δυσλειτουργίας του αναπνευστικού συστήματος, της ουροδόχου κύστης[78] αλλά και του εντέρου[78].

2.5.4 Σύστημα μέτρησης ενδοκράνιας πίεσης (IntraCranial Pressure sensor system, ICP)

Το ICP είναι από τις πιο αντιπροσωπευτικές εμφυτεύσιμες βιοϊατρικές διατάξεις που χρησιμοποιούνται για τη συνεχή παρακολούθηση, βιολογικών σημάτων, (ενδοκράνια πίεση), για πρόληψη. Το ICP είναι κατάλληλο και για βραχυπρόθεσμη αλλά και για μακροπρόθεσμη παρακολούθηση της ενδοκράνιας πίεσης. Παραδείγματος χάρη κάποιος που έχει υποστεί κάποιο τραύμα στο κεφάλι χρειάζεται στενή παρακολούθηση για ένα σχετικά μικρό χρονικό διάστημα. Ενώ μακροπρόθεσμες εφαρμογές αφορούν συνήθως άτομα που έχουν εκ γενετής κάποια δυσμορφία στο κεφάλι. Συνεπώς ο αισθητήρας και κατά συνέπεια όλη η εμφυτεύσιμη διάταξη (υπόλοιπο ηλεκτρονικό κύκλωμα η κεραία) πρέπει να είναι εξαιρετικά αξιόπιστη, σταθερή και ασφαλής καθ' όλο το χρονικό διάστημα που είναι τοποθετημένη στον ασθενή. Για το λόγο αυτό καλύπτεται ολοκληρωτικά από βιοσυμβατό υλικό. Μια ξεχωριστή, εξωτερική μονάδα ελέγχου είναι η υπεύθυνη για την τροφοδοσία της εμφυτεύσιμης διάταξης μέσω επαγωγικής σύζευξης αλλά και για την ανάγνωση των δεδομένων που τις αποστέλλονται από αυτήν.

2.6 Υπολογιστικές μέθοδοι επίλυσης ηλεκτρομαγνητικών προβλημάτων

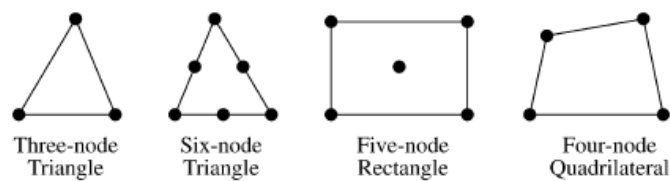
Στα περισσότερα προβλήματα ηλεκτρικού πεδίου, όπως και σε πολλά άλλα φυσικά προβλήματα που περιγράφονται μέσω διαφορικών εξισώσεων, είναι σχεδόν αδύνατο να δοθεί λύση με αναλυτικές μεθόδους (μόνο σε περιπτώσεις με εξαιρετικά απλή γεωμετρία). Τα περισσότερα προβλήματα που συναντώνται ωστόσο είναι αρκετά σύνθετα. Για την αντιμετώπιση τέτοιου είδους προβλημάτων, τα τελευταία χρόνια, έχουν αναπτυχθεί μέθοδοι αριθμητικής επίλυσης (για ηλεκτρομαγνητικά προβλήματα αναφέρονται ως υπολογιστικός ηλεκτρομαγνητισμός). Από τις πιο δημοφιλείς μεθόδους είναι η μέθοδος των ροπών (Methods of Moments, MoM), η μέθοδος των πεπερασμένων διαφορών στο πεδίο του χρόνου (Finite Difference Time Domain, FDTD) και η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων (Finite Element Method, FEM). Η Μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων είναι από τις πλέον κατάλληλες για τη σχεδίαση κεραιών καθώς καταφέρνει επίλυση προβλημάτων ακανόνιστων γεωμετριών που περιλαμβάνουν διηλεκτρικά και μαγνητικά υλικά. Μία λεπτομερής ανάλυση για την μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων σε προβλήματα ηλεκτρομαγνητισμού δίνεται στο βιβλίο [86], ενώ στην ενότητα αυτή δίνεται μία περιγραφή αυτής για λόγους πληρότητας.

Στόχος του προβλήματος είναι η εύρεση της κατανομής μίας μεταβλητής (λύση) μέσα σε μία περιοχή (solution region). Για την περίπτωση της σχεδίασης κεραιών με την FEM η μεταβλητή αυτή είναι η ένταση του ηλεκτρικού πεδίου. Η μέθοδος ακολουθεί τα παρακάτω βήματα.

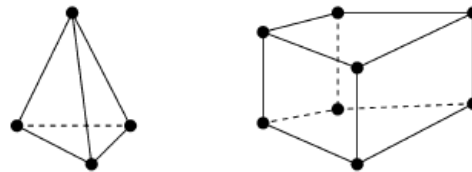
- Διακριτοποίηση της περιοχής λύσης. Αρχικά χωρίζεται η συνολική περιοχή σε ένα σύστημα δομικών μονάδων, τα στοιχεία (elements) Σχ. 2.11. Η μεταβλητή, εφαρμόζεται σε κάθε ένα στοιχείο με προκαθορισμένο τρόπο. Ο αριθμός και ο τύπος στοιχείων είναι επιλεγμένος, έτσι ώστε η κατανομή της μεταβλητής σε όλη την περιοχή να προσεγγίζεται ικανοποιητικά από την αναπαράσταση όλων των στοιχείων.
- Επιλογή μίας συνάρτησης μορφής. Στο βήμα αυτό επιλέγεται η συνάρτηση που θα προσεγγίζει τη μεταβολή της άγνωστης μεταβλητής μέσα σε κάθε στοιχείο. Συνήθως διαλέγονται πολυώνυμα καθώς ο

χειρισμός του είναι αρκετά εύκολος. Γράφονται όλες οι εξισώσεις (στοιχειακές εξισώσεις) που με την βοήθεια των συναρτήσεων μορφής εκφράζουν τις ιδιότητες του κάθε στοιχείου

- Συνάθροιση εξισώσεων. Οι στοιχειακές εξισώσεις συναθροίζονται κατάλληλα προκειμένου να σχηματιστεί ένα σύστημα εξισώσεων το οποίο θα περιγράψει το πρόβλημα συνολικά και εισάγονται οι οριακές συνθήκες του προβλήματος.
- Λύση του προβλήματος. Στο τελευταίο βήμα επιλύεται το σύστημα που προέκυψε από το προηγούμενο βήμα προκειμένου να βρεθούν οι τιμές της άγνωστης μεταβλητής στους κόμβους των στοιχείων.



(α)



(β)

Σχ. 2. 12 Τυπικά πεπερασμένα στοιχεία α) δύο διαστάσεων και β) τριών διαστάσεων

3

Σχεδίαση και μελέτη επιδόσεων νέας μικροσκοπικής κεραίας

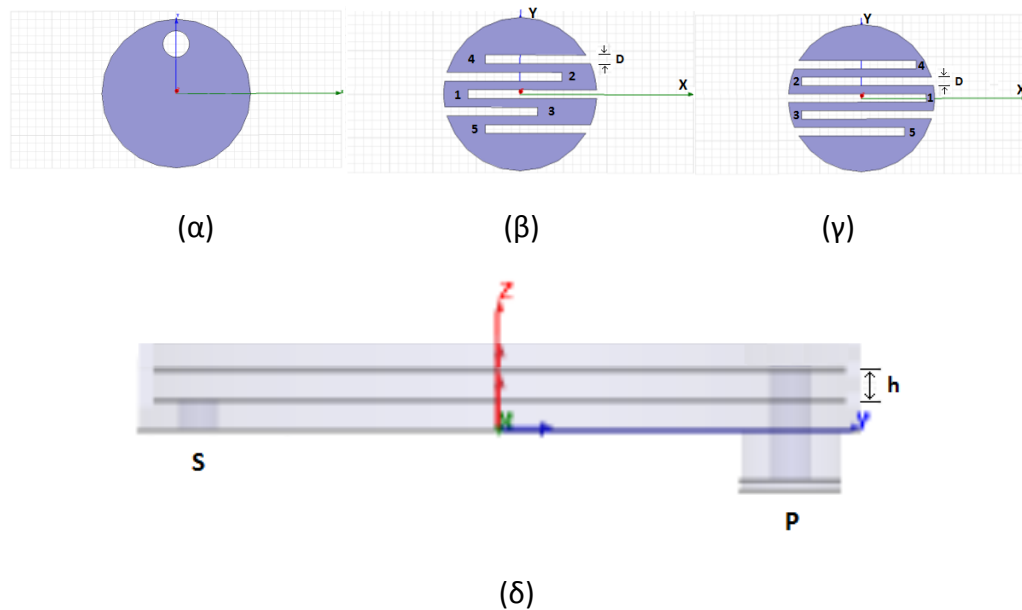
Το κεφάλαιο αυτό αποτελεί το κύριο μέρος της διπλωματικής εργασίας. Αφού μελετηθεί η συμπεριφορά των επιδόσεων (παραμετρική ανάλυση) μίας κεραίας της βιβλιογραφίας σε συνδυασμό με την θεωρία του 2^{ου} κεφαλαίου, επιτυγχάνεται η σχεδίαση της νέας κυκλικής κεραίας μικροταινίας. Στην συνέχεια μελετώνται οι επιδόσεις της σε διάφορα σενάρια εμφύτευσης και γίνεται μία προσπάθεια βελτιστοποίησης σε κάθε ένα από αυτά.

3.1 Παραμετρική Μελέτη Εμφυτεύσιμης Κεραίας της Βιβλιογραφίας

Αρχικά θα μελετηθούν τα χαρακτηριστικά απόδοσης (συχνότητα συντονισμού, συντελεστής ανάκλασης και κέρδος) μίας εμφυτεύσιμης κεραίας μικροταινίας της βιβλιογραφίας σε μεταβολές διαφόρων σχεδιαστικών παραμέτρων της. Στόχος της παραμετρικής μελέτης είναι αφενός η κατανόηση της συμπεριφοράς της συγκεκριμένης κεραίας, και αφετέρου η σχεδίαση μίας νέας κεραίας μικροταινίας κατάλληλης για ενσωμάτωση σε εμφυτεύσιμες βιοϊατρικές διατάξεις.

Για την παραμετρική ανάλυση που ακολουθεί χρησιμοποιήθηκε η κεραία του Σχ. 3.1 [52]. Η κεραία αποτελείται από ένα επίπεδο γείωσης με ακτίνα $R_1 = 4.5\text{mm}$ και δύο κατακόρυφα τοποθετημένες ταινίες ακτινοβολίας (κάτω και άνω ταινία) ακτίνας $R_2 = 4.4\text{mm}$ στις οποίες έχουν εισαχθεί εγκοπές μήκους και πλάτους που φαίνονται στον Πίνακα 3.1. Οι δύο ταινίες ακτινοβολίας είναι τοποθετημένες σε υπόστρωμα βιοσυμβατού υλικού Rogers 3210 ακτίνας $R_1=4.5\text{mm}$ και πάχους $h=0.635\text{ mm}$. Όπως παρατηρείται η κεραία του Σχ. 3.1 δεν αποτελεί μία συμβατική κεραία μικροταινίας ενός επιπέδου αλλά αποτελείται από τρία επίπεδα (stacked

antenna). Με αυτόν τον τρόπο επιτυγχάνεται αύξηση του εύρους ζώνης (ενότητα 2.2.5) Επίσης έχει τοποθετηθεί ένας μεταλλικός αγωγός βραχυκύκλωσης στη θέση (-1 mm, -2,8 mm) του επιπέδου XY και συνδέει το επίπεδο γείωσης με το κάτω επίπεδο ακτινοβολίας. Ο μεταλλικός αγωγός βραχυκύκλωσης τοποθετείται ώστε να επιτευχθεί περεταίρω μείωση της ακτίνας της κεραίας (ενότητα 2.2.1). Η αρχή του συστήματος συντεταγμένων θεωρείται το κέντρο της κυκλικής κεραίας.



Σχ. 3. 1 Γεωμετρία κεραίας μικροταινίας. (α) επίπεδο γείωσης, (β) κάτω ταινία, (γ) άνω ταινία, (δ) πλάγια όψη. [52]

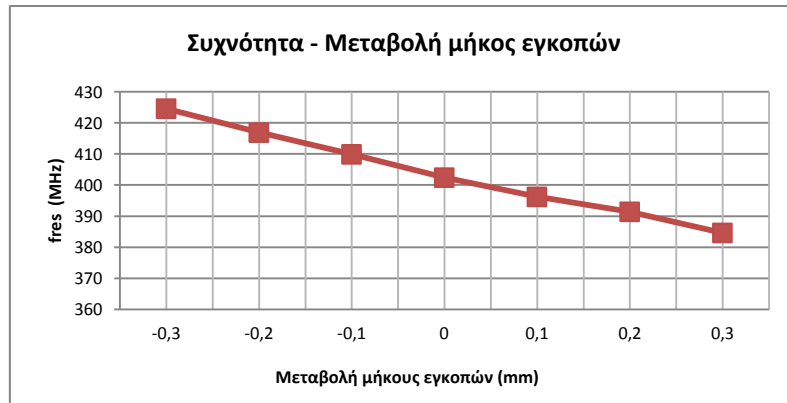
Πίνακας 3. 1 Γεωμετρικά χαρακτηριστικά της κεραίας []

	κάτω ταινία	άνω ταινία
L_1 [mm]	7,4	8,3
L_2 [mm]	6,67	7,87
L_3 [mm]	5,27	7,87
L_4 [mm]	5,905	7,205
L_5 [mm]	5,905	6,705
D [mm]	0,5	0,5

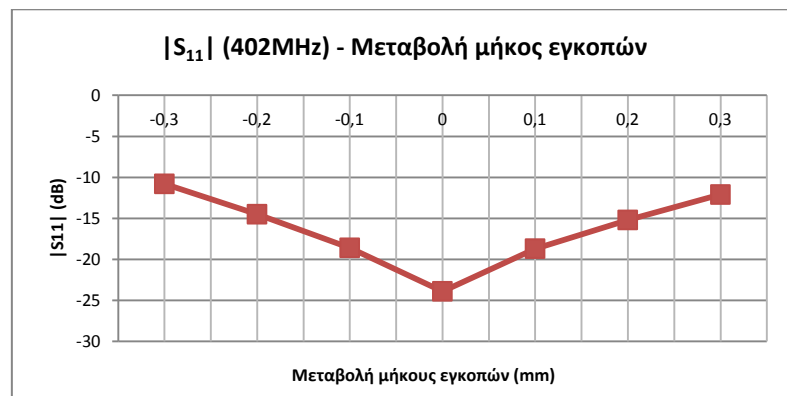
Στη συνέχεια, εξετάζεται πως επηρεάζεται η συχνότητα συντονισμού (f_r), το μέτρο του συντελεστή σκέδασης ($|S_{11}|$) (συντελεστής ανάκλασης) στη συχνότητα των 402MHz και το κέρδος της κεραίας στη συχνότητα συντονισμού καθώς μεταβάλλονται: α) το μήκος των εγκοπών, β) το πάχος των εγκοπών, γ) η θέση του μεταλλικού αγωγού βραχυκύκλωσης και δ) τέλος το μέγεθος της κεραίας.

3.1.1 Μεταβολή του μήκους των εγκοπών

Για τις διάφορες μεταβολές στο μήκος των εγκοπών τα αποτελέσματα φαίνονται στο Σχ. 3.2. Η μεταβολή 0mm αναφέρεται στην αρχική κεραία του Σχ. 3.1 όταν οι παράμετροι L1-L5 για τις δύο ταινίες και D έχουν τις τιμές του Πίνακα 3.1 . Οι τιμές ± 0.1 , ± 0.2 και ± 0.3 του άξονα των x αναφέρονται σε μεταβολή των μηκών L₁ – L₅ για την άνω και κάτω ταινία κατά ± 0.1 , ± 0.2 και ± 0.3 , αντίστοιχα, συγκριτικά με τις τιμές του Πίνακα 3.1.



(α)



(β)



(γ)

Σχ. 3.2 Διαγράμματα α) Συχνότητας συντονισμού (f_{res}), β) Συντελεστή ανάκλασης ($|S_{11}|$) και γ) κέρδους, συναρτήσει της μεταβολής του μήκους των εγκοπών.

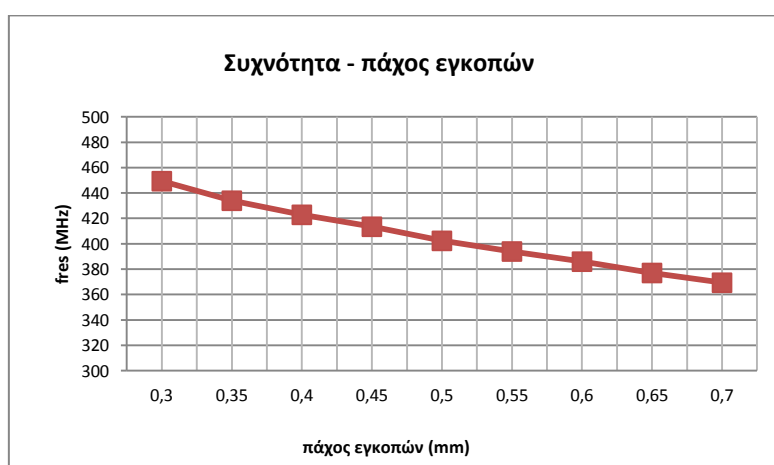
Από τα αποτελέσματα των διαγραμμάτων του Σχ. 3.2 και πιο συγκεκριμένα από το Σχ. 3.2 (α) παρατηρείται μια σχεδόν γραμμική εξάρτηση της συχνότητας συντονισμού σε σχέση με το μήκος των εγκοπών. Καθώς το μήκος των εγκοπών αυξάνει, η συχνότητα συντονισμού μειώνεται. Το γεγονός αυτό οφείλεται στο ότι αύξηση του μήκους των εγκοπών ουσιαστικά σημαίνει αύξηση της διαδρομής του ρεύματος κατά μήκος της κεραίας. Είναι, λοιπόν, εφικτό για μια δεδομένη συχνότητα συντονισμού να πετύχουμε σμίκρυνση της κεραίας απλώς αυξάνοντας το μήκος των εγκοπών επί των ταινιών ακτινοβολίας αυτής.

Όσον αφορά το συντελεστή ανάκλασης ($|S_{11}|$) στη συχνότητα των 402MHz (Σχ. 3.2 (β)), η ελάχιστη τιμή του παρατηρείται για μηδενική μεταβολή του μήκους των εγκοπών. Για οποιαδήποτε μεταβολή του μήκους (αύξηση ή μείωση) παρατηρείται αύξηση του $|S_{11}|$. Ο σχεδιασμός της αρχικής κεραίας έγινε για συχνότητα συντονισμού τα 402MHz όπου και παρατηρούμε την ελάχιστη τιμή του $|S_{11}|$. Αύξηση του μήκους των εγκοπών έχει σαν αποτέλεσμα την μετατόπιση της συχνότητας συντονισμού προς μικρότερες τιμές, ενώ μείωση του μήκους επιφέρει μετατόπιση προς μεγαλύτερες τιμές. Και στις δύο περιπτώσεις το αποτέλεσμα είναι η αύξηση του $|S_{11}|$ στην συχνότητα των 402MHz.

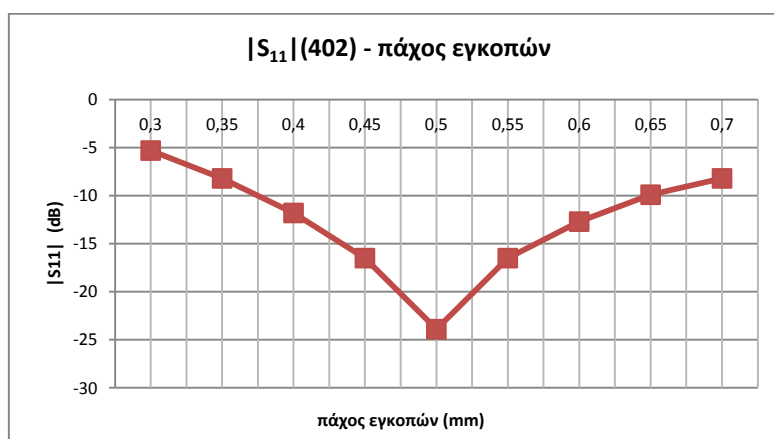
Τέλος, από το Σχ. 3.2 (γ) διαπιστώνεται μία μικρή μείωση της μέγιστης τιμής του κέρδους της κεραίας με την αύξηση της παραμέτρου μας (μήκος εγκοπών). Το γεγονός αυτό οφείλεται στη μείωση της συνολικής επιφάνειας της κεραίας που διαρρέεται από ρεύμα.

3.1.2 Μεταβολή του πάχους των εγκοπών

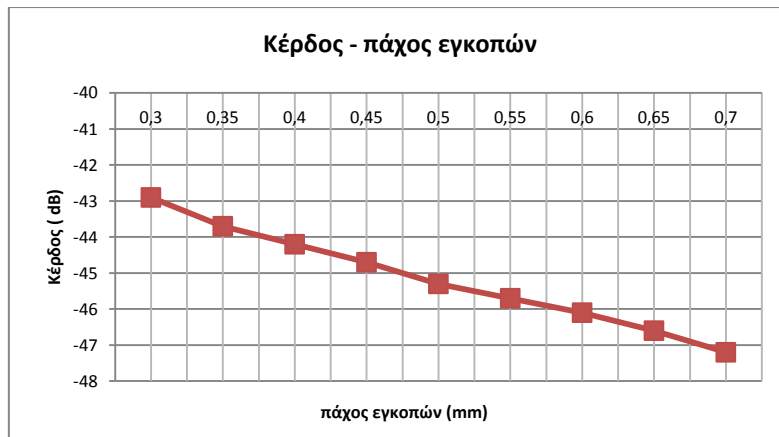
Τα αποτελέσματα της παραμετρικής ανάλυσης για ταυτόχρονη μεταβολή του πάχους των εγκοπών (D) και των δύο ταινιών ακτινοβολίας απεικονίζονται στο Σχ. 3.3. Το αρχικό πάχος των εγκοπών της κεραίας είναι $D = 0.5$ mm (σύμφωνα με τον πίνακα 3.1). Στο πλαίσιο της παραμετρικής μελέτης μεταβλήθηκε το πάχος των εγκοπών από 0.3 mm έως 0.7 mm με βήμα 0.05 mm, σύμφωνα με το Σχ. 3.3.



(α)



(β)



(γ)

Σχ.3. 3 Διαγράμματα α) Συχνότητας συντονισμού (f_{res}), β) Συντελεστή ανάκλασης ($|S_{11}|$) και γ) κέρδους, συναρτήσει της μεταβολής του πάχους των εγκοπών.

Από το Σχ. 3.3 (α) φαίνεται μία αντιστρόφως ανάλογη, σχεδόν γραμμική, μεταβολή της συχνότητας συντονισμού σε σχέση με το πάχος των εγκοπών. Όμοια με πριν, το γεγονός αυτό οφείλεται στο ότι αύξηση του πάχους των εγκοπών ουσιαστικά ισοδυναμεί με αύξηση τη διαδρομής του ρεύματος κατά μήκος της κεραίας, με συνέπεια τη μείωση της συχνότητας συντονισμού αυτής.

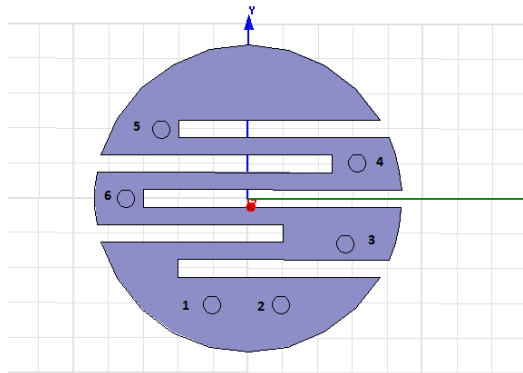
Από το Σχ. 3.3 (β), παρατηρούμε ότι προκύπτει μία καμπύλη παρόμοια με αυτή του Σχ. 3.2 (β). Στη συγκεκριμένη περίπτωση, η ελάχιστη τιμή του συντελεστή ανάκλασης στη συχνότητα των 402MHz παρατηρείται για πάχος εγκοπών ίσο προς 0.5 mm (αρχική σχεδίαση). Για οποιαδήποτε αυξομείωση του πάχους των εγκοπών παρατηρείται αύξηση της τιμής του συντελεστή ανάκλασης για τον ίδιο λόγο που αναλύθηκε στην παράγραφο 3.1.1.

Στο Σχ. 3.3 (γ) απεικονίζεται η εξάρτηση της μέγιστης τιμής του κέρδους της κεραίας στη συχνότητα των 402MHz από το πάχος των εγκοπών. Παρατηρείται μια καθαρή εξάρτηση από το πάχος των εγκοπών: μείωση του πάχους των εγκοπών ισοδυναμεί με βελτίωση του κέρδους, λόγω αύξησης της συνολικής επιφάνειας της κεραίας που διαρρέεται από ρεύμα.

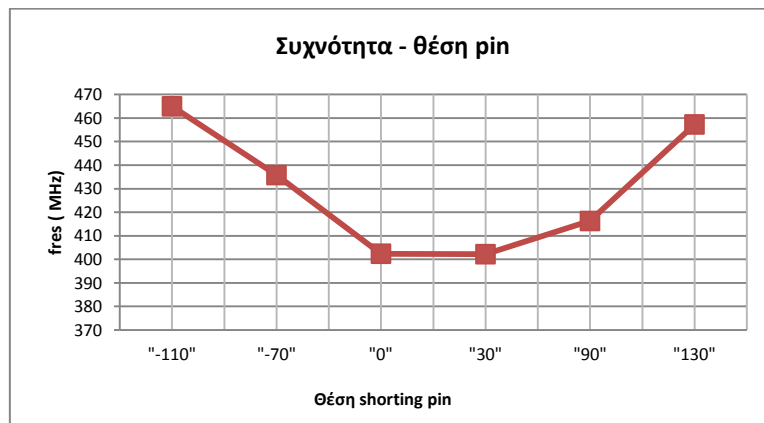
3.1.3 Μεταβολή της θέσης του μεταλλικού αγωγού βραχυκύκλωσης

Ο μεταλλικός αγωγός βραχυκύκλωσης αρχικά βρίσκεται στη θέση (-1 mm, -2.8 mm) σύμφωνα με το Σχ. 3.1 του επιπέδου XY (0°). Για να επιτευχθούν τα αποτελέσματα του Σχ. 3.5 τοποθετήθηκε το κέντρο στου μεταλλικού αγωγού στις

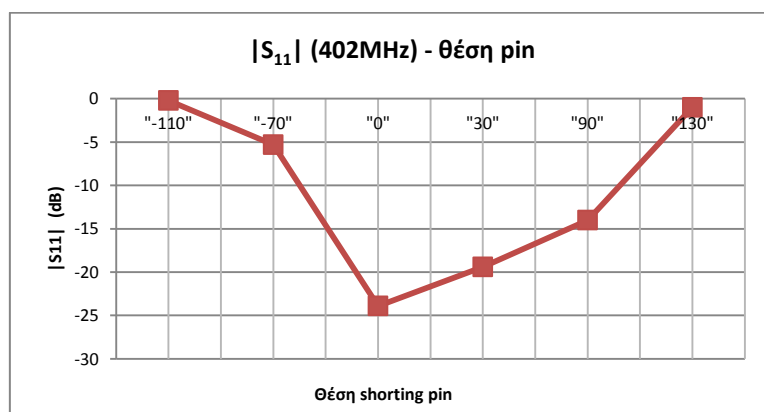
θέσεις που φαίνονται στο Σχ. 3.4. Οι θέσεις 2 – 6 είναι 30° , 90° , 130° , 250° και 290° αντίστοιχα δεξιά της αρχικής θέσης (1).



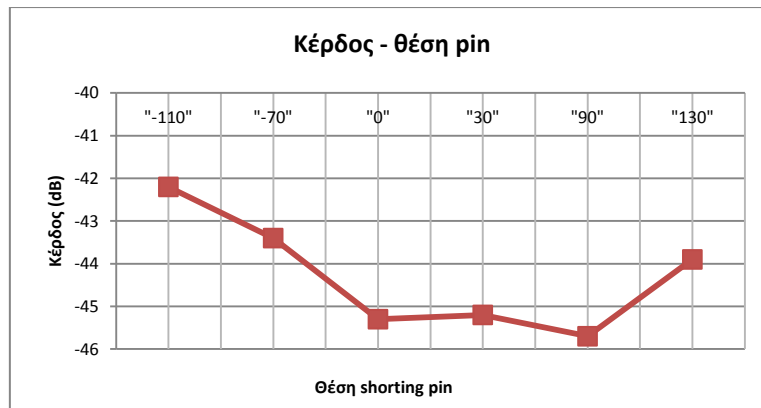
Σχ. 3. 4 Υπό μελέτη θέσεις επίπεδου αγωγού βραχυκύκλωσης



(α)



(β)



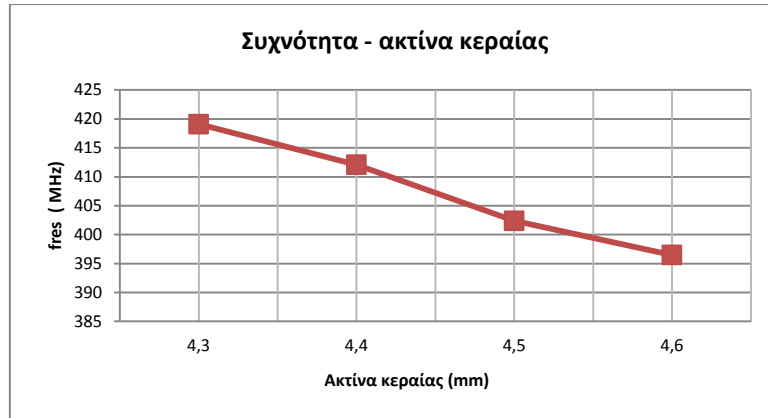
(γ)

Σχ. 3.5 Διαγράμματα α) Συχνότητας συντονισμού (f_{res}), β) Συντελεστή ανάκλασης ($|S_{11}|$) και γ) κέρδους, συναρτήσει της θέσης του μεταλλικού αγωγού βραχυκύκλωσης

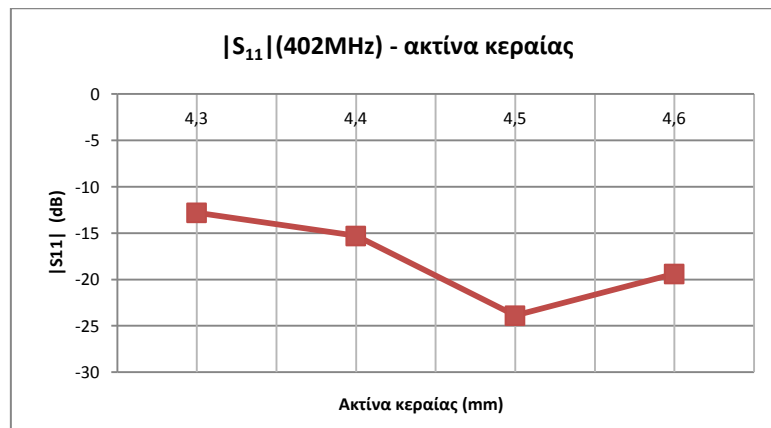
Από τα Σχ. 3.5 (α)-(γ) προκύπτουν τα εξής συμπεράσματα: Καθώς η θέση του αγωγού βραχυκύκλωσης πλησιάζει προς τη θέση του ομοαξονικού αγωγού τροφοδοσίας ((0 mm, 3 mm)) η συχνότητα συντονισμού αυξάνει, καθώς μειώνεται η διαδρομή του ρεύματος επί των ταινιών ακτινοβολίας. Σημειώνεται, επίσης, ότι η ελάχιστη τιμή του $|S_{11}|$ καταγράφεται, όπως ήταν αναμενόμενο, όταν ο μεταλλικός αγωγός βραχυκύκλωσης βρίσκεται στην αρχική του θέση (-1 mm, -2.8 mm). Κυκλική μετατόπιση είτε δεξιά είτε αριστερά έχει σαν αποτέλεσμα την αύξηση του $|S_{11}|$ στην συχνότητα των 402MHz.

3.1.4 Μεταβολή της ακτίνας της κεραίας

Καθαρά για λόγους πληρότητας προσθέσαμε στην παραμετρική ανάλυση και την εξάρτηση από την ακτίνα της κεραίας. Στο Σχ. 3.6 φαίνονται τα διαγράμματα μεταβολής της συχνότητας συντονισμού και του συντελεστή ανάκλασης της κεραίας σε συνάρτηση με τη μεταβολή της εξωτερικής της ακτίνας (ακτίνα διηλεκτρικού υλικού και επιπέδου γείωσης).



(α)



(β)

Σχ. 3. 6 Διαγράμματα α) Συχνότητας συντονισμού (f_{res}) και β) Συντελεστή ανάκλασης ($|S_{11}|$) συναρτήσει της ακτίνας της κεραίας

Από το Σχ. 3.6 (α) διαπιστώνεται ότι η μείωση της ακτίνας της κεραίας έχει σαν αποτέλεσμα την αύξηση της συχνότητας συντονισμού. Το αποτέλεσμα αυτό συμφωνεί πλήρως με τη σχέση (2-5) που περιγράφει την εξάρτηση των δύο μεγεθών (ενότητα 2.1.5)

Στο Σχ. 3.6 (β) επιβεβαιώνεται ότι η ελάχιστη τιμή του $|S_{11}|$ στη συχνότητα των 402MHz παρατηρείται για την αρχική ακτίνα των 4.5mm.

3.2 Σχεδίαση Νέας Μικροσκοπικής Εμφυτεύσιμης Κεραίας

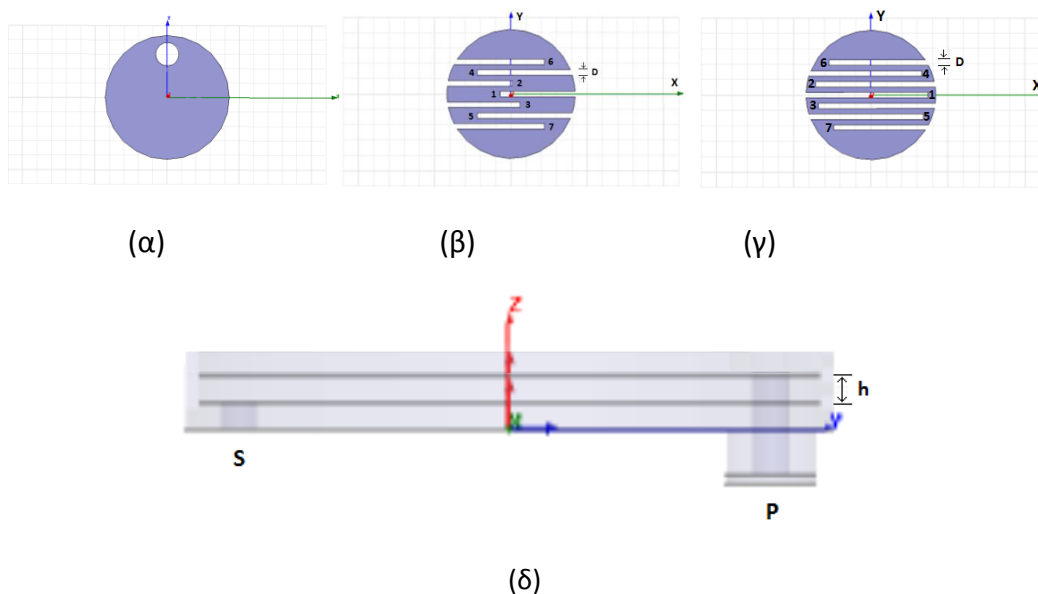
Εξετάζοντας προσεκτικά τα αποτελέσματα της παραμετρικής ανάλυσης διαπιστώνει κανείς ότι η βελτιστοποίηση σε ένα συγκεκριμένο χαρακτηριστικό της κεραίας μπορεί να προκαλέσει μη επιθυμητά αποτελέσματα σε ένα άλλο. Στόχος της παρούσας παραγράφου είναι η δημιουργία μίας νέας κεραίας μικροταινίας για εφαρμογές εμφυτεύσιμων βιοϊατρικών διατάξεων, μικρότερης συγκριτικά με την κεραία του Σχ. 3.1, διατηρώντας το $|S_{11}|$ αλλά και το μέγιστο κέρδος της κεραίας σε ικανοποιητικά επίπεδα.

Ξεκινώντας από την κεραία του Σχ. 3.1, μείωση της ακτίνας είχε σαν αποτέλεσμα την μετατόπιση της συχνότητας συντονισμού προς υψηλότερη συχνότητα από αυτή των 402MHz (420MHz) (σύμφωνα με το Σχ. 3.2(α)). Καθώς δεν βρέθηκαν κατάλληλα μήκη εγκοπών ώστε να επαναφέρουν την συχνότητα συντονισμού στα 402MHz, και παράλληλα να διατηρήσουν σε ικανοποιητικά επίπεδα το $|S_{11}|$, αποφασίστηκε η εισαγωγή δύο επιπλέον εγκοπών και στις δύο ταινίες ακτινοβολίας της κεραίας. Η κίνηση αυτή έγινε διότι η εισαγωγή νέων εγκοπών παρατηρήθηκε ότι επιφέρει σημαντικά μεγαλύτερη μείωση της συχνότητας συντονισμού σε σχέση με την απλή αύξηση του μήκους των ήδη υπάρχουσών εγκοπών, καθότι αυξάνεται η διαδρομή ρεύματος στην επιφάνεια της κεραίας (ενότητα 2.2).

Παρόλα αυτά, η εισαγωγή των νέων εγκοπών, εκτός από τη μετατόπιση της συχνότητας συντονισμού προς πιο χαμηλή συχνότητα, είχε, επίσης, ως αποτέλεσμα τη σημαντική μείωση του κέρδους της κεραίας καθώς μειώθηκε η συνολική επιφάνεια ακτινοβολίας αυτής (όπως διαπιστώθηκε και από την παραμετρική ανάλυση (ενότητα 3.1.1)). Σύμφωνα με το Σχ. 3.3 (γ), μείωση του πάχους των εγκοπών επιφέρει αύξηση του κέρδους της κεραίας. Κατά συνέπεια, για την επαναφορά του κέρδους σε ικανοποιητικά επίπεδα, αποφασίστηκε η μείωση του πάχους των εγκοπών από 0.5 mm σε 0.35 mm.

Λαμβάνοντας υπόψη τα παραπάνω, προτάθηκε μία νέα μικροσκοπική κεραία για εμφυτεύσιμες βιοϊατρικές διατάξεις, η γεωμετρία της οποίας παρουσιάζεται στο Σχ. 3.7. Η κεραία αποτελείται από τρία επίπεδα: ένα κυκλικό επίπεδο γείωσης ακτίνας 4.3mm και δύο κατακόρυφα τοποθετημένα κυκλικά επίπεδα ακτινοβολίας ακτίνας 4.2 mm. Στα επίπεδα ακτινοβολίας, όπως φαίνεται και στα Σχ. 3.7 (β), (γ), έχουν εισαχθεί εγκοπές με στόχο τη μείωση του μεγέθους της κεραίας για δεδομένη συχνότητα συντονισμού (402 MHz). Οι εγκοπές είναι συμμετρικές ως προς την ευθεία $\gamma = 0$ με πλάτη και μήκη που φαίνονται στον Πίνακα 3.2. Κάθε ένα από τα

επίπεδα ακτινοβολίας είναι τυπωμένο πάνω σε υπόστρωμα υλικού Rogers 3210 πάχους $h = 0.635 \text{ mm}$ και διηλεκτρικής σταθεράς $\epsilon_r = 10.2$. Το συγκεκριμένο υλικό επιλέχθηκε καθότι είναι βιοσυμβατό υλικό υψηλής διηλεκτρικής σταθεράς, κατάλληλο για εμφυτεύσιμες εφαρμογές, και επιπλέον παράγεται μαζικά στο συγκεκριμένο πάχος. Το ίδιο υλικό έχει χρησιμοποιηθεί και πάνω από το δεύτερο επίπεδο ακτινοβολίας για να εξασφαλισθεί η βιοσυμβατότητα της διάταξης αλλά και η σωστή λειτουργία της κεραίας μέσα στον ιστό. Η τροφοδοσία της κεραίας (και για τα δύο επίπεδα ακτινοβολίας) πετυχαίνεται με το ομοαξονικό καλώδιο του εμπορίου RG 174 αντίστασης 50Ω με διαστάσεις εξωτερικής ακτίνας $0,8 \text{ mm}$ και εσωτερικής $0,24 \text{ mm}$. Η τροφοδοσία έχει τοποθετηθεί στο σημείο $(0,3)$ του επιπέδου XY . Επιπλέον ένας μεταλλικός αγωγός βραχυκύκλωσης ακτίνας 0.25 mm έχει τοποθετηθεί στη θέση $(0 \text{ mm}, -3 \text{ mm})$ του επιπέδου XY , μεταξύ του επιπέδου γείωσης και της κάτω ταινίας ακτινοβολίας, για περαιτέρω μείωση του μεγέθους της κεραίας. Η αρχή του άξονα συντεταγμένων έχει θεωρηθεί το κέντρο του επιπέδου γείωσης της κυκλικής κεραίας



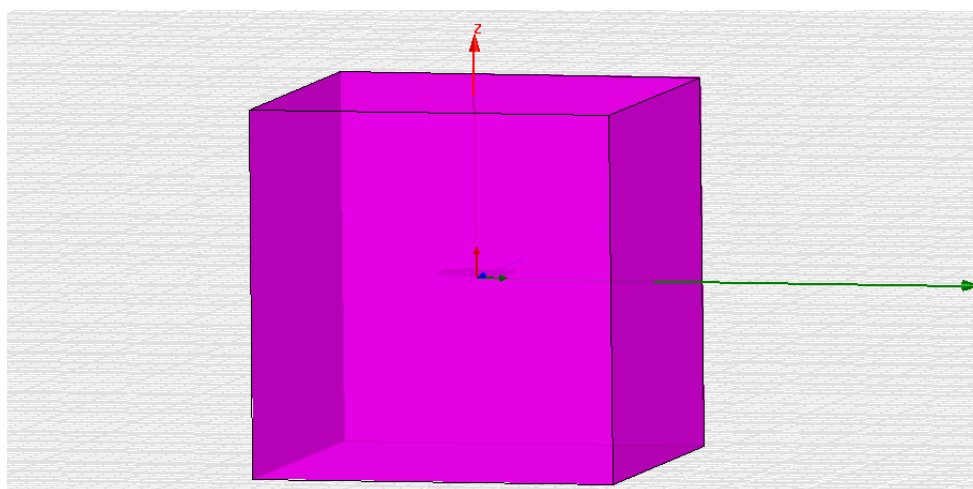
Σχ. 3. 7 Γεωμετρία της νέας κεραίας μικροταινίας. (α) επίπεδο γείωσης, (β) κάτω ταινία, (γ) patch 2, (δ) πλάγια όψη

Πίνακας 3. 2 Γεωμετρικά χαρακτηριστικά της νέας κεραίας

	κάτω ταινία	άνω ταινία
L_1 [mm]	4,9	7,9
L_2 [mm]	4,23	7,73
L_3 [mm]	4,73	7,53
L_4 [mm]	6,14	7,24
L_5 [mm]	6,14	7,34
L_6 [mm]	5,82	6,32
L_7 [mm]	5,82	5,82
D [mm]	0,35	0,35

3.3 Μελέτη Απόδοσης της Κεραίας Εντός Κυβικού Μοντέλου Προσομοίωσης του Ιστού του Δέρματος

Η προτεινόμενη κεραία με τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά που περιγράφηκαν, σχεδιάστηκε έτσι ώστε να πετυχαίνει τα βέλτιστα χαρακτηριστικά f_r , S_{11} , κέρδους και εύρους ζώνης αν εμφυτευτεί εντός του ιστού του δέρματος. Για το σκοπό αυτό, χρησιμοποιήθηκε το απλοποιημένο κανονικό μοντέλο του Σχ. 3.8. Η κεραία είναι τοποθετημένη στο κέντρο κανονικού κυβικού μοντέλου ενός μόνο ιστού (single-tissue), με πλευρά 20mm, που προσομοιώνει τις ιδιότητες του ανθρωπίνου δέρματος στη συχνότητα των 402 MHz. Το κυβικό αυτό μοντέλο έχει χρησιμοποιηθεί και σε προηγούμενες εργασίες με τη διαφορά ότι έχει πλευρά 100mm [50],[51] αντί για 20mm.

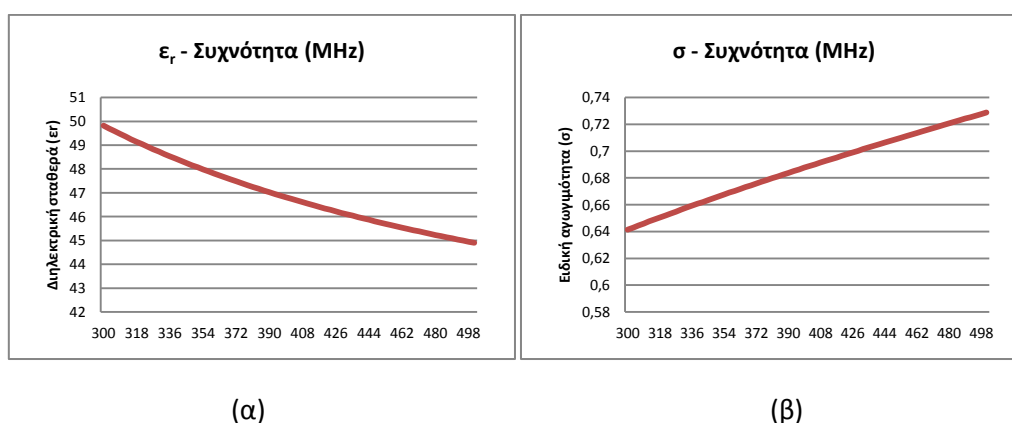


Σχ. 3. 8 Κυβικό μοντέλο προσομοίωσης ανθρωπίνου δέρματος

Μελετήθηκαν δύο περιπτώσεις:

Α) Στην πρώτη περίπτωση έγινε η υπόθεση ότι οι διηλεκτρικές ιδιότητες του μοντέλου παραμένουν σταθερές για την περιοχή συχνοτήτων όπου έγιναν οι υπολογισμοί (300-500MHz). Έτσι επιλέχτηκε η τιμή της διηλεκτρικής σταθεράς, $\epsilon_r=46,7$ και η τιμή της ειδικής αγωγιμότητας $\sigma = 0,69$ (S/m) για το παραπάνω μοντέλο. Οι τιμές αυτές προκύπτουν από την μελέτη των Gabriel et al [41] για τη συχνότητα των 402MHz για το ανθρώπινο δέρμα.

Β) Όπως αναφέρθηκε στην ενότητα 2.4.1 η διηλεκτρική σταθερά ϵ_r και η αγωγιμότητα σ εξαρτώνται από τη συχνότητα. Αν συμπεριληφθεί αυτή η εξάρτηση της συχνότητας στις ηλεκτρικές ιδιότητες του μοντέλου του Σχ. 3.7, τότε τα αποτελέσματα που θα δώσει η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων (FEM) θα είναι λίγο διαφορετικά. Από τη μελέτη των Gabriel et al [41] προκύπτουν οι τιμές του ϵ_r και του σ για τον ιστό του δέρματος, στο παράθυρο συχνοτήτων που εξετάστηκε στην παρούσα μελέτη, σύμφωνα με το Σχ. 3.9



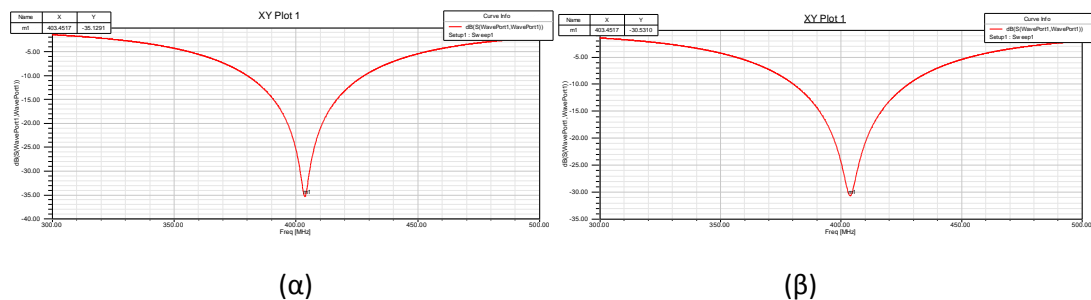
Σχ. 3 9 Διαγράμματα α) διηλεκτρικής σταθεράς και β) ειδικής αγωγιμότητας συναρτήσει της συχνότητας για τον ιστό του δέρματος [41].

Με εφαρμογή της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων (FEM) που αναλύθηκε στο δεύτερο κεφάλαιο, μελετήθηκε η απόδοση της κεραίας του Σχ. 3.6 για τις δύο παραπάνω περιπτώσεις.

3.3.1 Συχνότητα συντονισμού, μέτρο συντελεστή ανάκλασης ($|S_{11}|$), εύρος ζώνης

Στο Σχ. 3.10 παρουσιάζονται τα διάγραμμα του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας για την πρώτη και δεύτερη περίπτωση. Στον Πίνακα 3.

συγκρίνονται οι τιμές των δύο περιπτώσεων της συχνότητας συντονισμού (f_r), του μέτρου του συντελεστή ανάκλασης ($|S_{11}|$) και του εύρους ζώνης



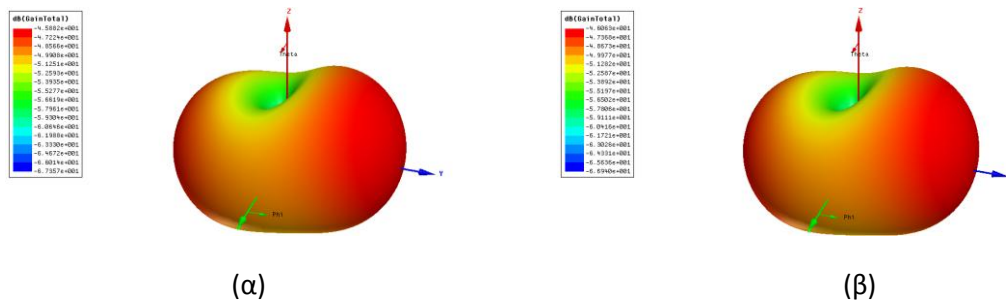
Σχ. 3 10 Διάγραμμα συντελεστή σκέδασης ($|S_{11}|$) συναρτήσει της συχνότητας για την α) Περίπτωση Α και β) Περίπτωση Β

Για την πρώτη περίπτωση και από το διάγραμμα του Σχ. 3.10 (α) προκύπτει ότι η συχνότητα συντονισμού που επιτεύχθηκε για την νέα κεραία εντός του κυβικού μοντέλου είναι $f_r = 403,45$ MHz, η οποία βρίσκεται εντός της ζώνης MICS. Από το διάγραμμα προκύπτει ότι ο συντελεστής ανάκλασης ισούται με $|S_{11}| = -35,12$ dB ($Z_{in} = 51,9 - 0,44j$) για τη συχνότητα συντονισμού της κεραίας, μία αρκετά ικανοποιητική τιμή για εφαρμογές βιοϊατρικής τηλεμετρίας. Επιπλέον το εύρος ζώνης (που έχει οριστεί για $|S_{11}| < -10$ dB) προκύπτει ίσο με 47.7 MHz.

Τα αποτελέσματα που προκύπτουν για τη δεύτερη περίπτωση από το διάγραμμα του Σχ. 3.10 (β) είναι αναμενόμενα. Η συχνότητα συντονισμού έχει παραμείνει η ίδια, $f_r = 403,45$ MHz, ο συντελεστής ανάκλασης έγινε $S_{11} = -30,53$ dB (μειωμένος) ($Z_{in} = 53,59 - 0,78j$) και το εύρος ζώνης 47,8MHz (ελαφρά μειωμένο).

3.3.2 Κέρδος

Τα διαγράμματα του κέρδους ακτινοβολίας για το μακρινό πεδίο (G) και για τις δύο περιπτώσεις δίνονται στο Σχ. 3.11. Καθότι η κεραία είναι ηλεκτρικά μικρή και για τις δύο περιπτώσεις ακτινοβολεί σχεδόν ομοιοκατευθυντικά. Η μέγιστη τιμή κέρδους για την περίπτωση Α προκύπτει $G = -45,82$ (σε dB). Ενώ για την περίπτωση Β προκύπτει το μέγιστο κέρδος $G = -46,0$ dB (ελαφρά μειωμένο)



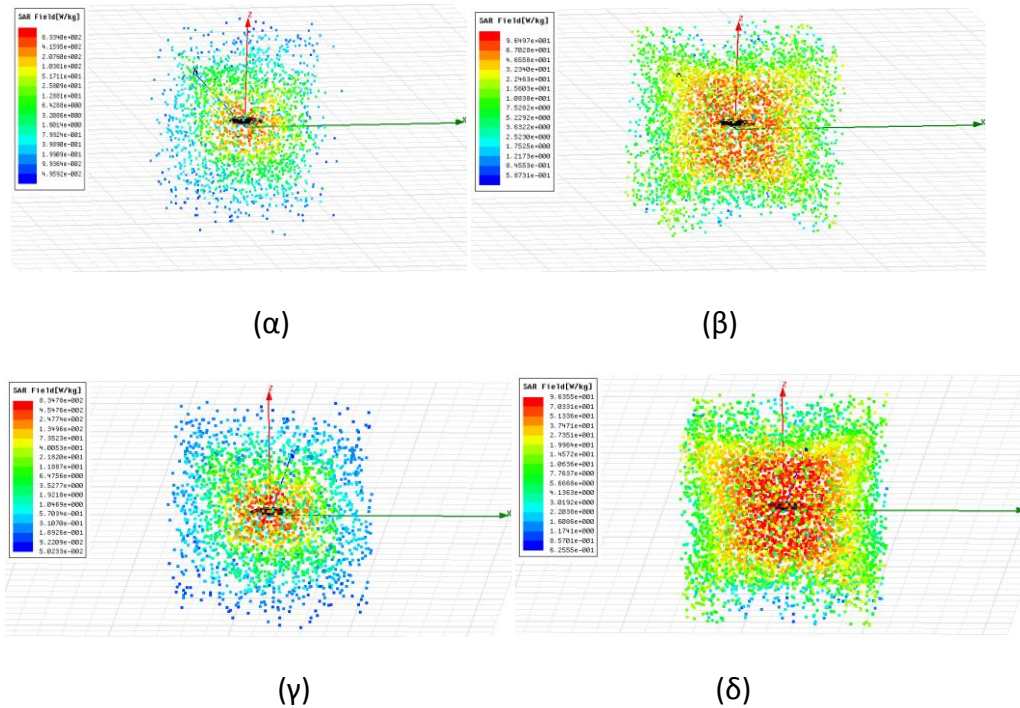
Σχ. 3. 11 Διάγραμμα κέρδους ακτινοβολίας (στη συχνότητα συντονισμού) για το μακρινό πεδίο στην (α) Περίπτωση A (σταθερές διηλεκτρικές ιδιότητες ως προς τη συχνότητα) και β) Περίπτωση B (μεταβαλλόμενες διηλεκτρικές ιδιότητες ως προς τη συχνότητα)

3.3.3 Περιορισμοί ρυθμού ειδικής απορρόφησης (SAR restrictions)

Από τη σχέση (1-1) προκύπτει ο ειδικός ρυθμός απορρόφησης που εκφράζει το ρυθμό απορρόφησης της ακτινοβολίας από του ιστούς του ανθρωπίνου σώματος. Δοσμένης της πυκνότητας μάζας (1100kg/m^3) για το δέρμα και υποθέτοντας ισχύ εισόδου 1W προέκυψαν οι κατανομές του SAR για τις περιπτώσεις A και B που μελετήθηκαν, σύμφωνα με το Σχ. 3.12.

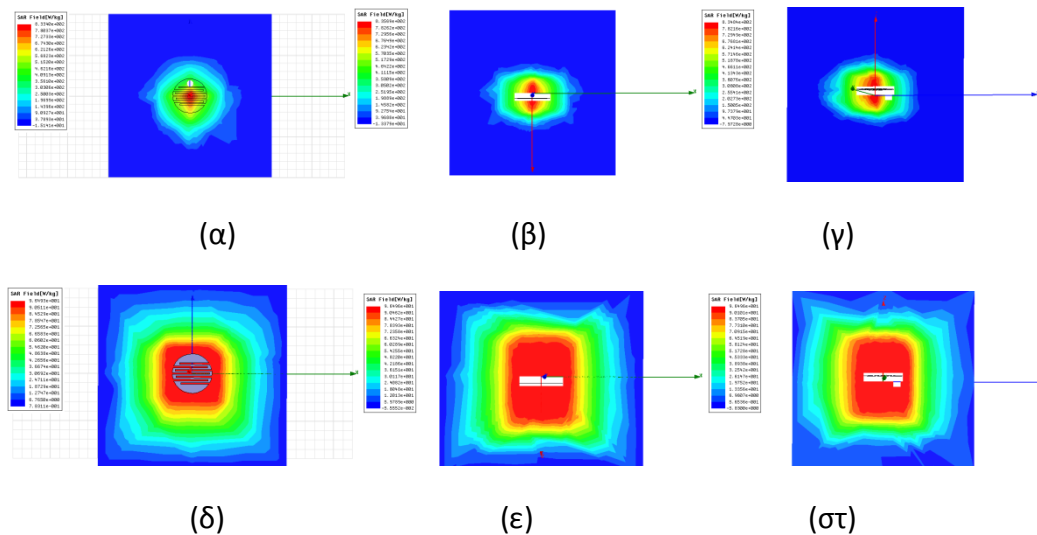
Για την περίπτωση A η μέγιστη τιμή που προκύπτει ανά 1g ιστού είναι $833,40\text{ W/Kg}$ (Σχ. 3.12 (α)), ενώ ανά 10g ιστού είναι $96,47\text{ W/Kg}$ (Σχ. 3.12 (β)). Για την προστασία του ανθρώπου από την ΗΜ ακτινοβολία υπάρχουν τα όρια όρια IEEE C95.1-1999 (για 1-g ιστού το μέσο $\text{SAR} < 1,6\text{W/Kg}$ [19]) και IEEE C95.1-2005 (για 10-g ιστού το μέσο $\text{SAR} < 2\text{W/Kg}$ [20]). Για να ικανοποιούνται τα παραπάνω όρια η ισχύς εισόδου δεν πρέπει να ξεπερνά τα $1,919\text{mW}$ και $20,68\text{mW}$ για τις δύο περιπτώσεις αντίστοιχα. Ένα σημαντικό στοιχείο που προκύπτει από τα παραπάνω είναι ότι το όριο του 1999 είναι αρκετά πιο αυστηρό από αυτό του 2005 με συνέπεια η ισχύς εισόδου που μπορούμε να πετύχουμε σύμφωνα με το 2005 να είναι περίπου 10 φορές μεγαλύτερη.

Αντίστοιχα για την περίπτωση B το μέγιστο μέσο SAR (αν η κεραία τροφοδοτηθεί με ισχύ 1W) ανά 1g ιστού προκύπτει ότι είναι ίσο με $837,7\text{W/Kg}$ (Σχ. 3.12 (γ)) και ανά 10g ιστού προκύπτει ίσο με $96,35\text{W/Kg}$ (Σχ. 3.12 (δ)). Συνεπώς για να τηρούνται τα όρια IEEE C95.1-1999 (για 1-g ιστού το μέσο $\text{SAR} < 1,6\text{W/Kg}$ [19]) και IEEE C95.1-2005 (για 10-g ιστού το μέσο $\text{SAR} < 2\text{W/Kg}$ [20]) η ισχύς τροφοδότησης πρέπει να είναι μικρότερη από $1,916\text{mW}$ και από $20,757\text{mW}$. Οι τιμές για τις δύο περιπτώσεις είναι παραπλήσιες.



Σχ. 3. 12 Διαγράμματα μέσου ειδικού ρυθμού απορρόφησης για την Περίπτωση Α α) ανά 1g ιστού και β) ανά 10g ιστού και για την Περίπτωση Β γ) ανά 1g ιστού και δ) ανά 10g ιστού

Τα Σχ. 3.13 (α)-(γ) δείχνουν τη διακύμανση για μέσο SAR ανά 1g ιστού για τα τρία επίπεδα XY, XZ, YZ ενώ τα Σχ. 3.13 (δ) – (στ) τη διακύμανση για το μέσο SAR ανά 10g ιστού για τα τρία επίπεδα XY, XZ, YZ μόνο για την περίπτωση Α.



Σχ. 3. 13 Διακύμανση μέσου SAR ανά 1g ιστού για α) το επίπεδο XY, β) το επίπεδο XZ, γ) το επίπεδο YZ και ανά 10g ιστού για δ) το επίπεδο XY, ε) το επίπεδο XZ, στ) το επίπεδο YZ

3.3.4 Σύγκριση των δύο περιπτώσεων

Οι επιδόσεις της κεραίας και για τις δύο περιπτώσεις που εξετάστηκαν είναι αρκετά ικανοποιητικές για εφαρμογές βιοϊατρικής τηλεμετρίας (402MHz). Συγκρίνοντας συνολικά τις επιδόσεις των δύο περιπτώσεων για το κανονικό κυβικό μοντέλο του Σχ. 3.7 οι αποκλίσεις (τα αποτελέσματα των δύο περιπτώσεων φαίνονται συγκεντρωμένα στον Πίνακα 3.3) δεν είναι σημαντικές και δεν τίθεται θέμα αποσυντονισμού της κεραίας (ενότητα 2.4.3). Οι τιμές για τα διάφορα χαρακτηριστικά της κεραίας για τη δεύτερη περίπτωση είναι πιο ακριβείς, και ανταποκρίνονται περισσότερο στην πραγματικότητα αν και για την εξαγωγή τους απαιτείται περισσότερη υπολογιστική ισχύς. Ζήτημα αποσυντονισμού είναι πιο πιθανό να υπάρξει σε περίπτωση κανονικού μοντέλου περισσοτέρων του ενός στρωμάτων (ενότητα 2.4.3). Για αυτό το λόγο αλλά και για να επιτευχθούν πιο ρεαλιστικά αποτελέσματα, από εδώ και στο εξής, σε οποιοδήποτε κανονικό μοντέλο χρησιμοποιηθεί, θα λαμβάνεται υπόψη η εξάρτηση των διηλεκτρικών παραμέτρων των ιστών από τη συχνότητα.

Πίνακας 3. 3 Συγκεντρωτικά αποτελέσματα επιδόσεων της κεραίας για την Περίπτωση A και την Περίπτωση B

Χαρακτηριστικά	Περίπτωση A (σταθερές διηλεκτρικές ιδιότητες ως προς τη συχνότητα)	Περίπτωση B (μεταβολή διηλεκτρικών ιδιοτήτων ως προς τη συχνότητα)
Συχν. Συντον. (f_r)	403,45 MHz	403,45 MHz
S_{11} (στα 403.45 MHz)	-35,12 dB	- 30,53 dB
Εύρος Ζώνης (BW)	47,7 MHz	47,8 MHz
Μέγ. Κέρδος (στα 403.45)	-45,82 dB	-46 dB
Μέγ. μέσο SAR (ανά 1g)	833,4 W/kg	837,7 W/Kg
Μέγ. μέσο SAR (ανά 10g)	96,47 W/kg	96,35 W/Kg

3.4 Απόδοση της Κεραίας για Διάφορα Σενάρια Εμφύτευσης

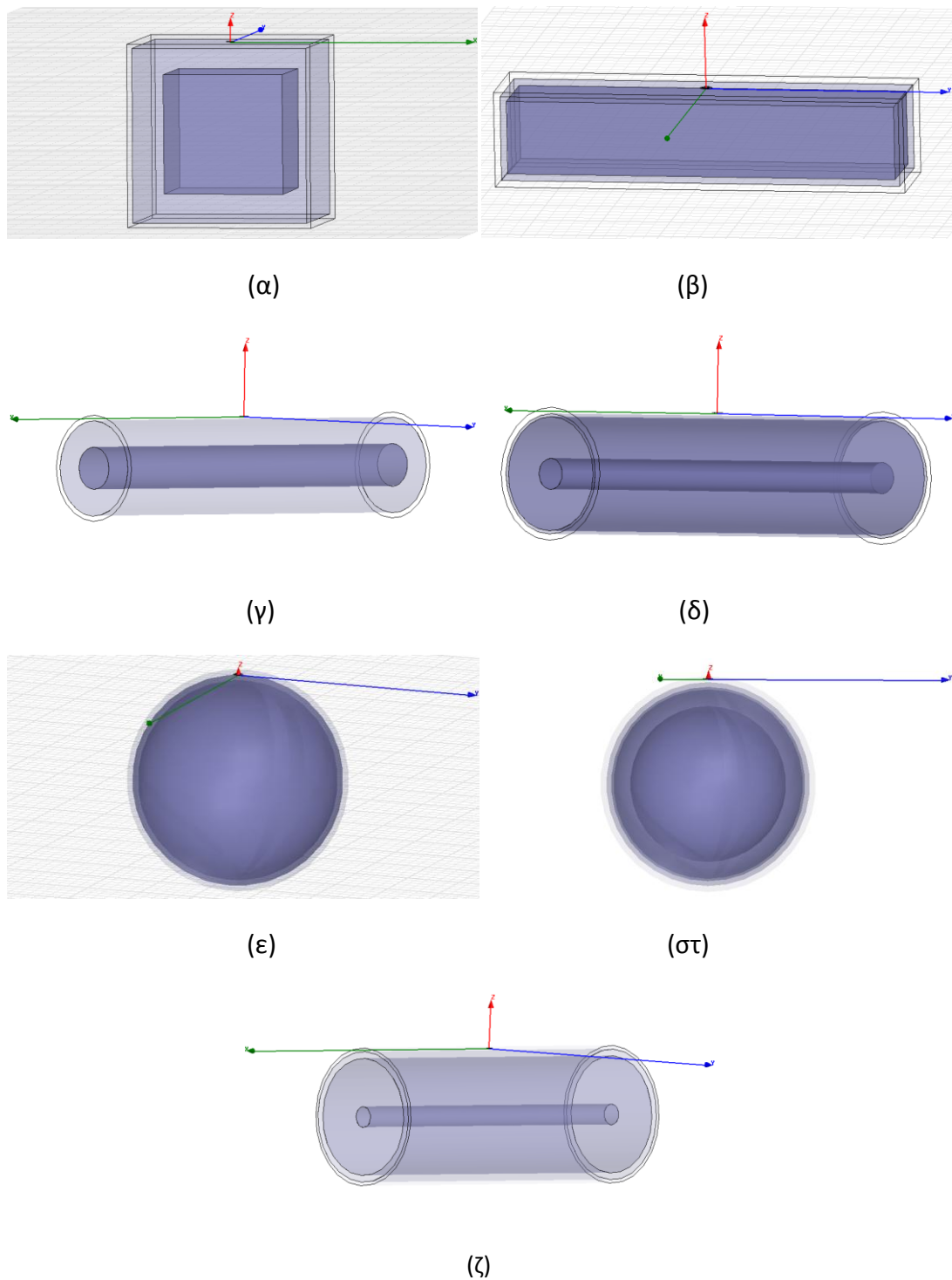
Στην ενότητα 2.4.3 αναφέρθηκε ότι οι σχεδιαστές των εμφυτεύσιμων κεραίων πρέπει να είναι αρκετά προσεχτικοί και να σχεδιάζουν κάθε φορά τις κεραίες με συγκεκριμένα χαρακτηριστικά, για μία συγκεκριμένη περιοχή του ανθρωπίνου σώματος (στην οποία πρόκειται να τοποθετηθεί η εμφυτεύσιμη βιοϊατρική διάταξη). Επίσης, ότι οι ίδιοι είναι υπεύθυνοι και για το μοντέλο που θα επιλέξουν να χρησιμοποιήσουν για τη συγκεκριμένη περιοχή. Στην ενότητα αυτή θα μελετηθούν οι επιδόσεις της κεραίας του Σχ. 3.7 σε διάφορα κανονικά μοντέλα που

προσομοιώνουν διαφορετικές περιοχές του σώματος, αλλά και σε διαφορετικά μοντέλα για την ίδια περιοχή. Στην συνέχεια, θα γίνει μία προσπάθεια βελτιστοποίησης των χαρακτηριστικών της κεραίας στη ζώνη MICS για κάθε ένα από τα υπό μελέτη μοντέλα.

3.4.1 Σενάρια εμφύτευσης

Για τη μελέτη που θα ακολουθήσει επιλέχθηκαν 7 κανονικά μοντέλα: δύο μοντέλα για αναπαράσταση ολόκληρου του σώματος (γενικά μοντέλα), δύο για αναπαράσταση του χεριού, δύο για αναπαράσταση του κεφαλιού και ένα μοντέλο για την αναπαράσταση της περιοχής του μηρού. Πιο συγκεκριμένα, το γενικό μοντέλο τριών στρωμάτων του [61] (Μοντέλο 1, Σχ. 3.14 (α)) και το γενικό μοντέλο τριών στρωμάτων του [60] (Μοντέλο 2, Σχ. 3.14 (β)). Ένα μοντέλο χεριού τριών στρωμάτων [63] (Μοντέλο 3, Σχ. 3.14 (γ)) και το μοντέλο τεσσάρων στρωμάτων του [58] με πάχος δέρματος 0.5cm αντί για 0.15cm (Μοντέλο 4, Σχ. 3.14 (δ)). Ένα μοντέλο κεφαλιού τριών στρωμάτων [53] (Μοντέλο 5, Σχ. 3.14 (ε)) και ένα πέντε στρωμάτων [56] (Μοντέλο 6, Σχ. 3.14 (στ)). Τέλος για τον μηρό θα χρησιμοποιηθεί το μοντέλο του [9] έχοντας προσθέσει ένα επιπλέον στρώμα δέρματος πάχους 0.5cm. Έτσι το μοντέλο για το μηρό είναι τεσσάρων στρωμάτων (Μοντέλο 7, Σχ. 3.14 (ζ)).

Σε όλες τις περιπτώσεις που θα εξεταστούν η κεραία έχει τοποθετηθεί στον ιστό του δέρματος σε απόσταση 0.595 mm από την επιφάνεια. Οι διηλεκτρικές ιδιότητες, διηλεκτρική σταθερά (ϵ_r) και ειδική αγωγιμότητα (σ), των ιστών που προσομοιώνουν τα παραπάνω μοντέλα για την περιοχή συχνοτήτων 300-500MHz, αλλά και η πυκνότητα μάζας (ρ) αυτών παρουσιάζονται στο παράρτημα Α.



Σχ. 3. 14 Αναπαράσταση α) Μοντέλου 1, β) Μοντέλου 2, γ) Μοντέλου 3, δ) Μοντέλου 4, ε) Μοντέλου 5, στ) Μοντέλου 6 και ζ) Μοντέλου 7

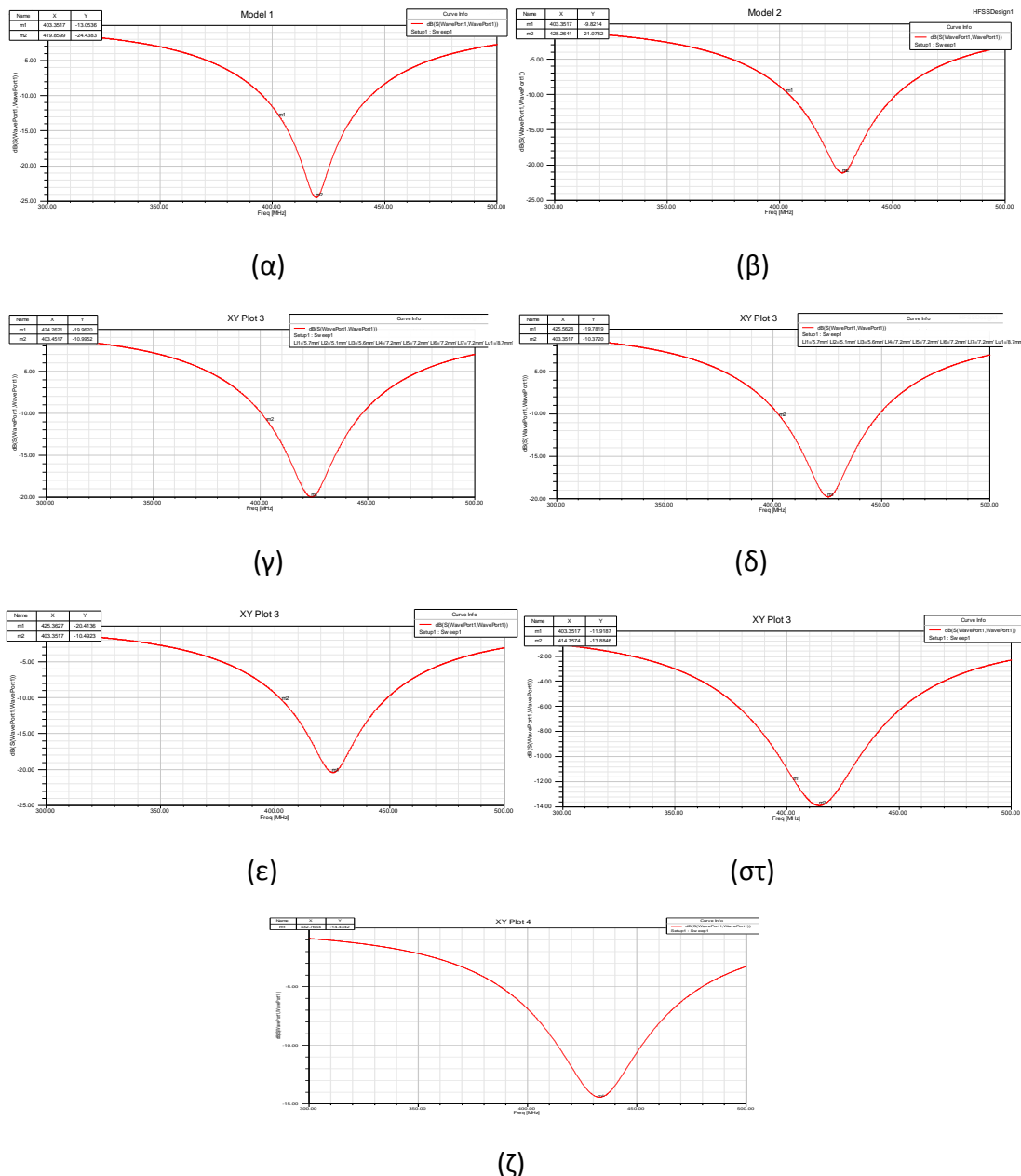
3.4.2 Αριθμητικοί υπολογισμοί και συγκριτικά αποτελέσματα

Για την εξαγωγή των αποτελεσμάτων που θα παρουσιαστούν παρακάτω χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων. Οι επιδόσεις για όλα τα

μοντέλα παρουσιάζονται σε μορφή διαγραμμάτων αλλά και σε συγκεντρωτικούς πίνακες.

3.4.2.1 Συχνότητα συντονισμού, μέτρο συντελεστή ανάκλασης ($|S_{11}|$), εύρος ζώνης

Στο Σχ. 3.15 φαίνονται τα διαγράμματα του συντελεστή ανάκλασης ($|S_{11}|$) για τα επτά κανονικά μοντέλα του Σχ. 3.14 και στους πίνακες 3.4 έως 3.6 παρουσιάζονται συγκριτικά τα οι τιμές της συχνότητα συντονισμού, του μέτρου του συντελεστή σκέδασης($|S_{11}|$), και του εύρους ζώνης αντίστοιχα και για τις επτά περιπτώσεις.



Σχ. 3. 15 Διαγράμματα του μέτρου του συντελεστή σκέδασης $|S_{11}|$ για το α) Μοντέλο 1, β) Μοντέλο 2, γ) Μοντέλο 3, δ) Μοντέλο 4, ε) Μοντέλο 5, στ) Μοντέλο 6 και ζ) Μοντέλο 7

Πίνακας 3. 4 Συγκριτικά αποτελέσματα συχνότητας συντονισμού (f_r) για τα επτά σενάρια εμφύτευσης

Συχνότητα συντονισμού f_r (MHz)	
Μοντέλο 1	419,85
Μοντέλο 2	428,2
Μοντέλο 3	424,2
Μοντέλο 4	425,56
Μοντέλο 5	425,36
Μοντέλο 6	414,75
Μοντέλο 7	432,76

Πίνακας 3. 5 Συγκριτικά αποτελέσματα του μέτρου συντελεστή σκέδασης ($|S_{11}|$) για τα επτά σενάρια εμφύτευσης

S_{11} στα 403,45 MHz (dB)	
Μοντέλο 1	-13,05
Μοντέλο 2	-9,82
Μοντέλο 3	-10,3
Μοντέλο 4	-10,37
Μοντέλο 5	-10,5
Μοντέλο 6	-11,9
Μοντέλο 7	-6,8

Πίνακας 3. 6 Συγκριτικά αποτελέσματα του εύρους ζώνης (BW) για τα επτά σενάρια εμφύτευσης

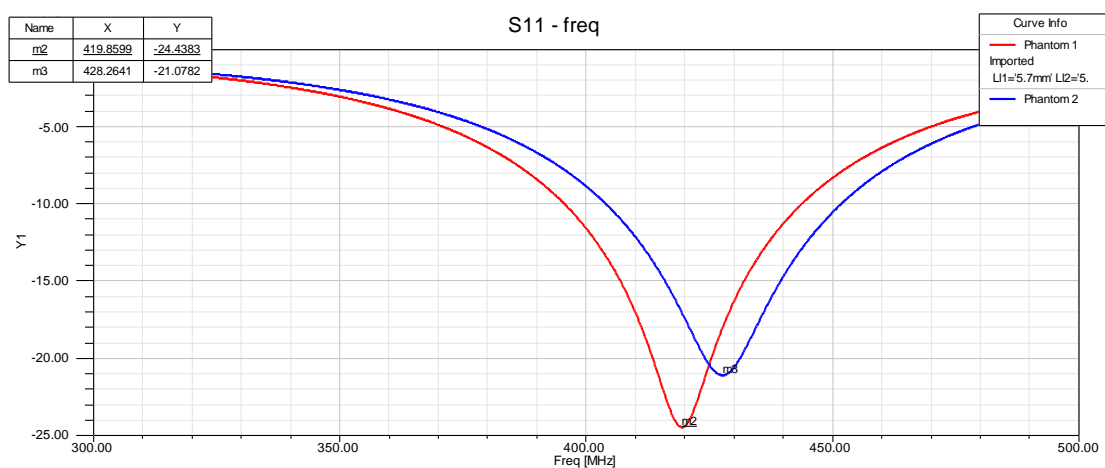
Εύρος ζώνης (MHz)	
Μοντέλο 1	48,1
Μοντέλο 2	48,7
Μοντέλο 3	47,5
Μοντέλο 4	47,3
Μοντέλο 5	47,3
Μοντέλο 6	36
Μοντέλο 7	37,7

Από το Σχ. 3.15 και τους πίνακες παρατηρείται ότι και στις επτά περιπτώσεις η αρχική κεραία έχει αποσυντονιστεί και δεν παρουσιάζει πλέον τα κατάλληλα χαρακτηριστικά για εφαρμογές στη ζώνη MICS. Τα αποτελέσματα έρχονται να επιβεβαιώσουν όλα όσα ειπώθηκαν στην ενότητα 2.4.3.

Για όλες τις περιπτώσεις παρατηρείται μετατόπιση της συχνότητας συντονισμού προς μεγαλύτερες τιμές, σε συχνότητες αρκετά μεγαλύτερες από αυτή των 405MHz που είναι το πάνω όριο στην ζώνη MICS. Ως συνέπεια, ο συντελεστής ανάκλασης στην συχνότητα των 403,45MHz σε όλες τις περιπτώσεις μειώνεται κατά πολύ (είναι

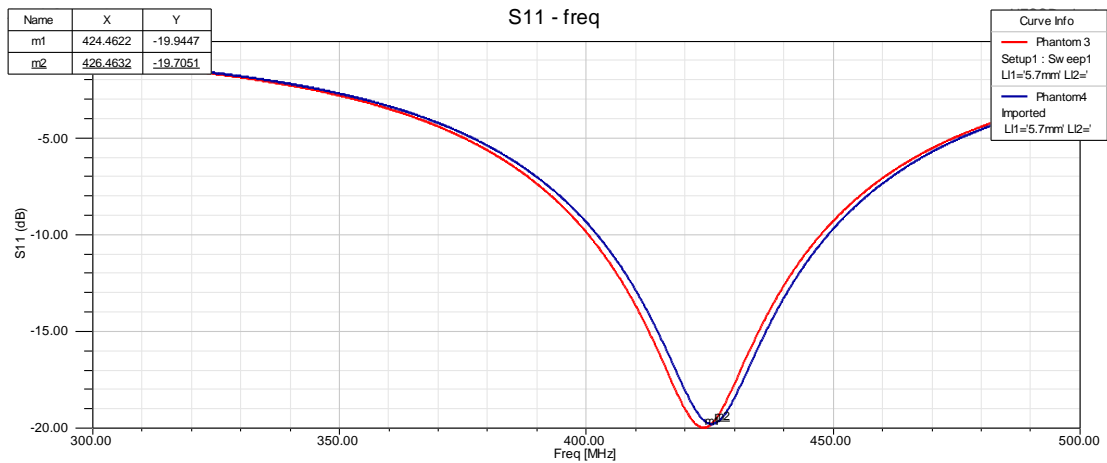
της τάξης των -10dB και για τις επτά περιπτώσεις). Άρα αυτομάτως η κεραία κρίνεται ακατάλληλη για εφαρμογές εμφυτεύσιμων βιοϊατρικών διατάξεων.

Μεγάλο ενδιαφέρον παρουσιάζει η μελέτη των καμπυλών του Μοντέλου 1 και Μοντέλου 2 (Σχ. 3.16). Και τα δύο μοντέλα προσομοιώνουν την ίδια περιοχή και αποτελούνται και τα δύο από τα ίδια στρώματα ιστών (δέρμα, λίπος και μυ). Παρόλα αυτά οι καμπύλες για τον συντελεστή ανάκλασης στις 2 περιπτώσεις παρουσιάζουν μεγάλη διαφορά. Η συχνότητα συντονισμού για το Μοντέλο 2 είναι μεγαλύτερη (428.2 MHz) σε σχέση με αυτή του Μοντέλου 1 (419.8 MHz). Το γεγονός αυτό οφείλεται στη διαφορά των γεωμετρικών χαρακτηριστικών που παρουσιάζουν τα δύο μοντέλα. Όσο πιο κοντά στην ανθρώπινη ανατομία είναι ένα μοντέλο τόσο πιο ρεαλιστικά αποτελέσματα θα δώσει. Αυτός είναι και ο λόγος που τα ανατομικά μοντέλα που παρουσιάστηκαν στην ενότητα 2.4.2 είναι και πιο ακριβή.



Σχ. 3. 16 Διάγραμμα μέτρου S_{11} για το Μοντέλο 1 (κόκκινο) και το Μοντέλο 2 (μπλε)

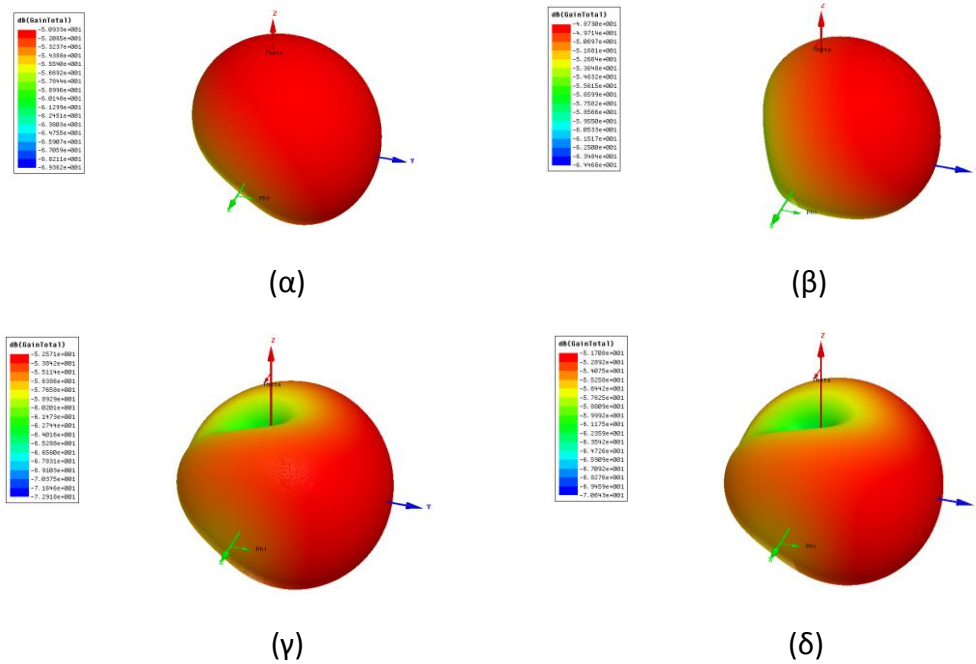
Ένα ακόμα ενδιαφέρον διάγραμμα φαίνεται στο Σχ. 3.17. Συγκρίνονται τα δύο μοντέλα προσομοίωσης του ανθρώπινου χεριού (Μοντέλο 3 και Μοντέλο 4). Οι διαφορές που προκύπτουν από τις δύο καμπύλες είναι ελάχιστες. Τα δύο μοντέλα παρουσιάζουν σχεδόν την ίδια συχνότητα συντονισμού αν και το ένα αποτελείται από τρία στρώματα ιστού, ενώ το Μοντέλο 4 από τέσσερα.

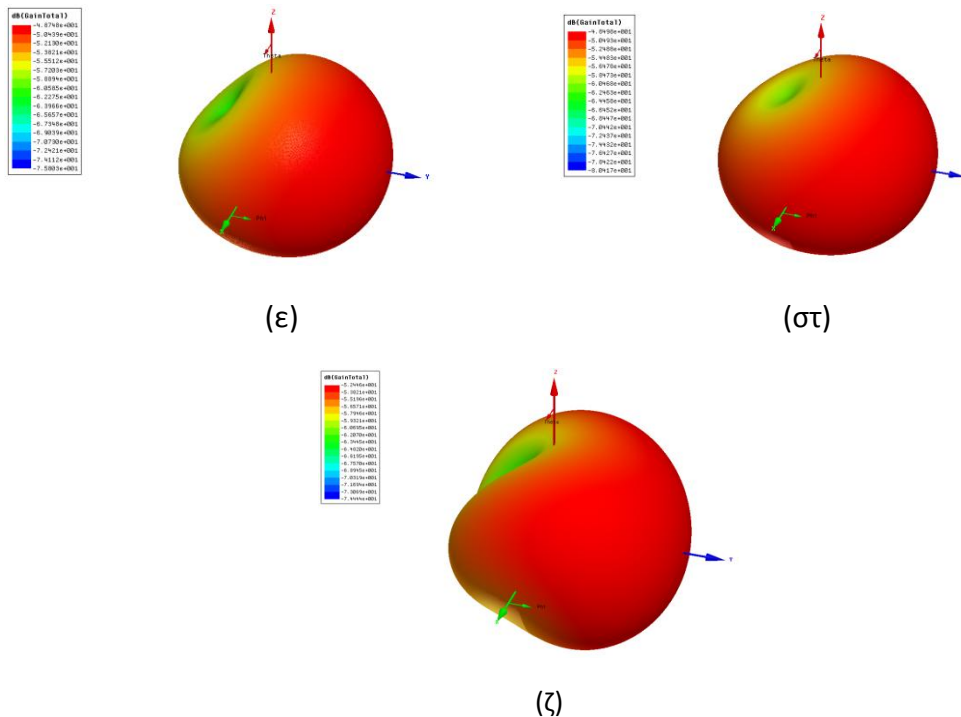


Σχ. 3. 17 Διάγραμμα μέτρου συντελεστή σκέδασης ($|S_{11}|$) για το Μοντέλο 3 (κόκκινο) και το Μοντέλο 4 (μπλε)

3.4.2.2 Διαγράμματα κέρδους ακτινοβολίας για το μακρινό πεδίο

Στο Σχ.18 παρουσιάζονται τα διαγράμματα του κέρδους ακτινοβολίας για τα επτά διαφορετικά σενάρια εμφύτευσης ενώ στον Πίνακα 3.7 φαίνεται η μέγιστη τιμή του κέρδους για τις αντίστοιχες περιπτώσεις.





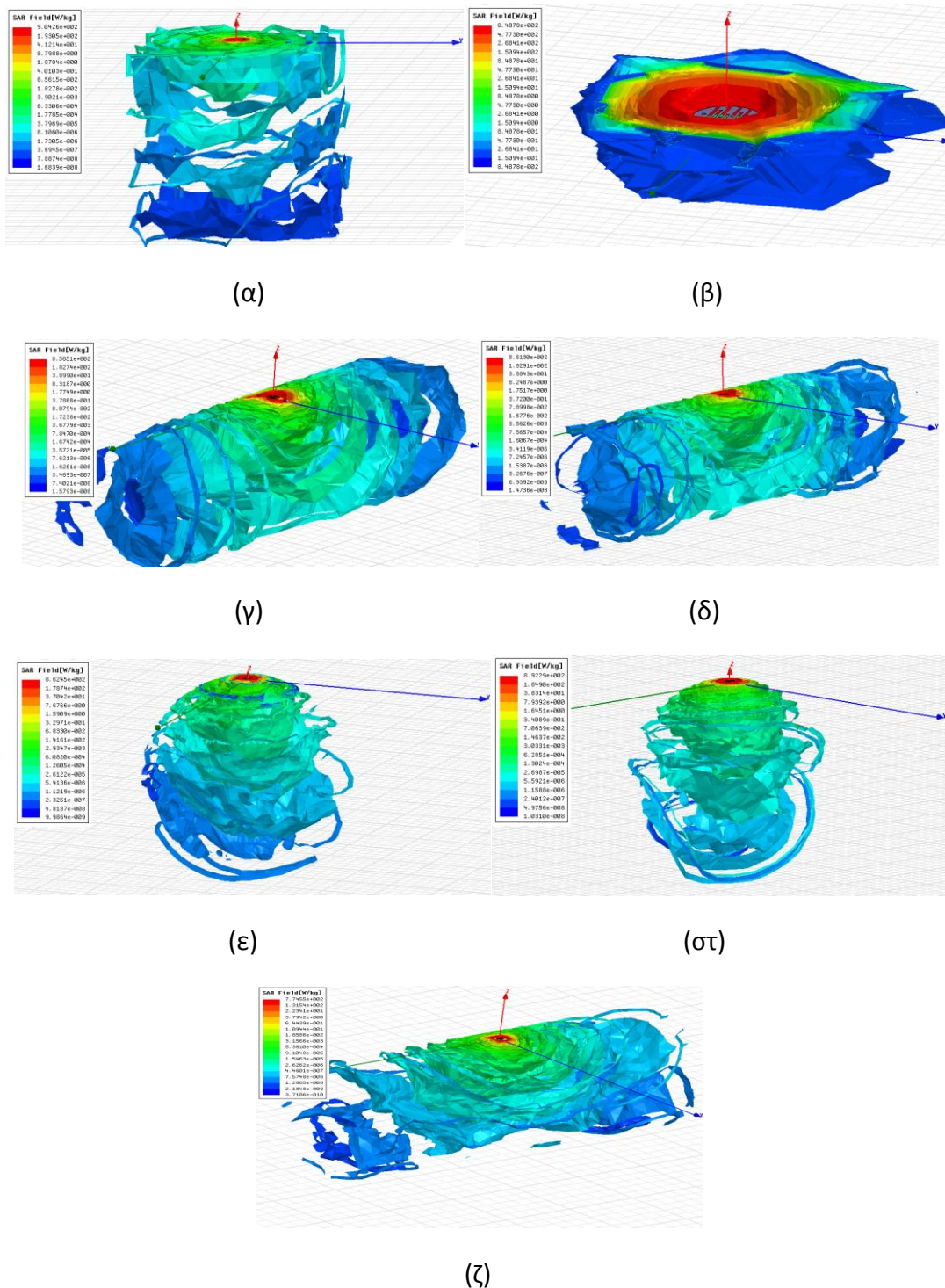
Σχ. 3. 18 Διαγράμματα κέρδους ακτινοβολίας για το μακρινό πεδίο για το α) Μοντέλο 1, β) Μοντέλο 2, γ) Μοντέλο 3, δ) Μοντέλο 4, ε) Μοντέλο 5, στ) Μοντέλο 6 και ζ) Μοντέλο 7

Πίνακας 3. 7 Συγκεντρωτικά αποτελέσματα της μέγιστης τιμής του κέρδους στη συχνότητα των 403,45MHz για τα επτά σενάρια εμφύτευσης

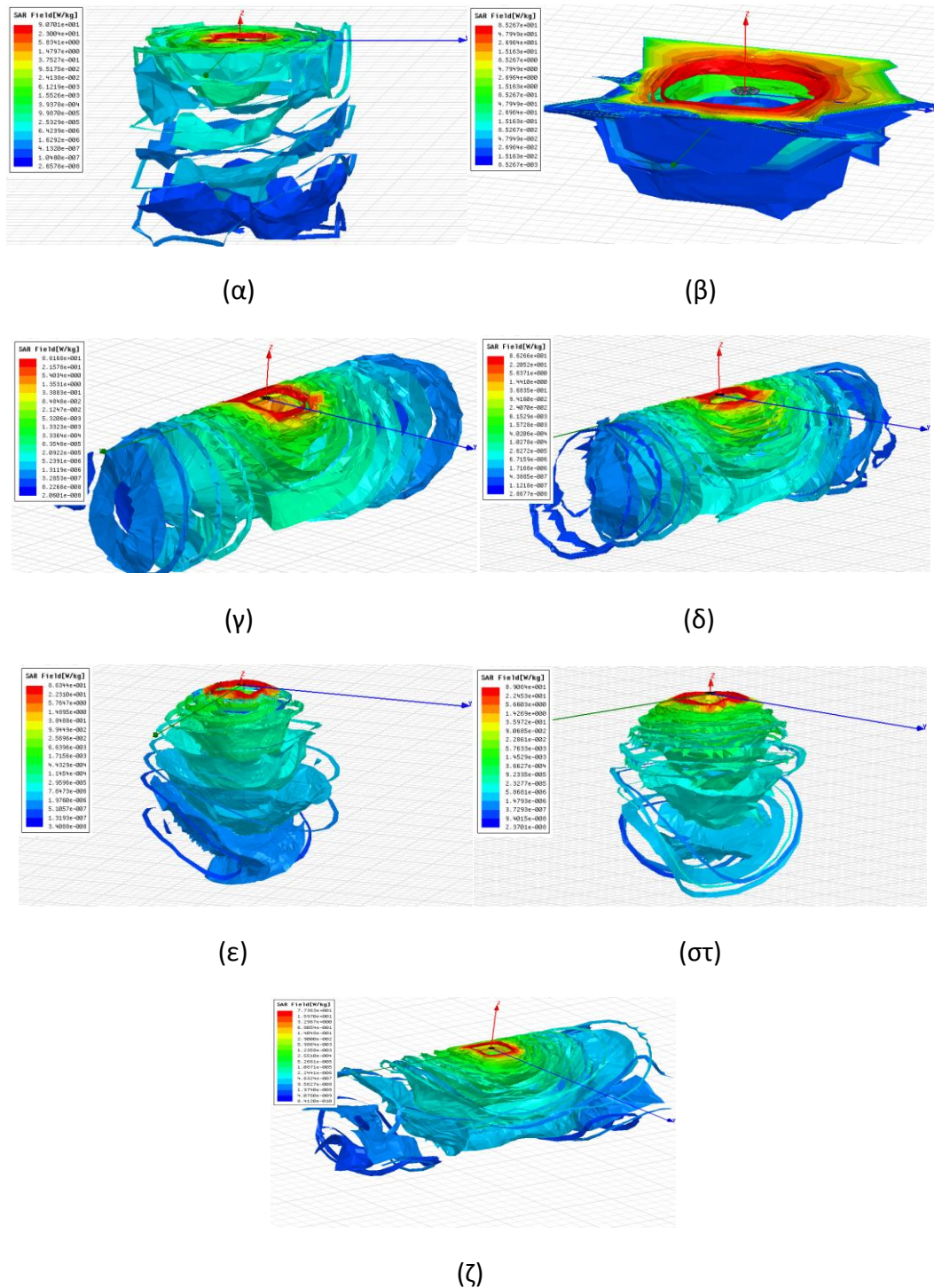
Μέγιστο κέρδος G (στη συχνότητα 403,45) σε dB	
Μοντέλο 1	-50,9
Μοντέλο 2	-48,7
Μοντέλο 3	-52,5
Μοντέλο 4	-51,7
Μοντέλο 5	-48,7
Μοντέλο 6	-48,4
Μοντέλο 7	-52,4

Από το παραπάνω Σχ. 18 φαίνεται ότι τα διαγράμματα ακτινοβολίας και για τις επτά περιπτώσεις διαφέρουν από αυτά των διαγραμμάτων 3.11 (α) και (β) της αρχικής κεραίας για το κυβικό μοντέλο. Επιπλέον, άλλο ένα χαρακτηριστικό που αξίζει να σημειωθεί είναι ότι διαγράμματα ακτινοβολίας μεταξύ μοντέλων που προσομοιώνουν την ίδια περιοχή του ανθρώπινου σώματος έχουν σχεδόν την ίδια μορφή. Τέλος από τον Πίνακα 3.7 φαίνεται ότι το μέγιστο κέρδος ακτινοβολίας και στα επτά σενάρια εμφανίζεται μειωμένο σε σχέση με αυτό σε σχέση με αυτόν του κυβικού μοντέλου ενός στρώματος ιστού (Περίπτωση A (-45,82) και Περίπτωση B (-46,0)) της ενότητας 3.3.2

3.4.2.3 Διαγράμματα ρυθμού ειδικής απορρόφησης (SAR)



Σχ. 3.19 Διάγραμμα SAR ανά 1g ιστού για το α) Μοντέλο 1, β) Μοντέλο 2, γ) Μοντέλο 3, δ) Μοντέλο 4, ε) Μοντέλο 5, σ) Μοντέλο 6 και ζ) Μοντέλο 7



Σχ. 3. 20 Διάγραμμα SAR ανά 10g ιστού για το α) Μοντέλο 1, β) Μοντέλο 2, γ) Μοντέλο 3, δ) Μοντέλο 4, ε) Μοντέλο 5, στ) Μοντέλο 6 και ζ) Μοντέλο 7

Στο Σχ. 3.19 παρουσιάζονται τα διαγράμματα του ρυθμού ειδικής απορρόφησης ανά 1 γραμμάριο ιστού ενώ στο Σχ. 3.20 τα διαγράμματα του ειδικού ρυθμού απορρόφησης ανά 10 γραμμάρια ιστού και για τις επτά μοντέλα προσομοίωσης. Στον Πίνακα 3.8 (3.9) δίνονται τα συγκεντρωτικά αποτελέσματα για τη μέγιστη τιμή

του SAR υπολογισμένης ανά 1 γραμμάριο (10 γραμμάρια) ιστού καθώς και η μέγιστη επιτρεπτή τιμή της ισχύς εισόδου έτσι ώστε να ικανοποιείται το όριο ασφαλείας IEEE C95.1-1999 (IEEE C95.1-2005) για την προστασία από την ΗΜ ακτινοβολία.

Πίνακας 3. 8 Συγκεντρωτικά αποτελέσματα των μέγιστων τιμών SAR (ανά 1g) και μέγιστη επιτρεπόμενη ισχύς εισόδου (ανά 1g)

	SAR-1g σε W/Kg	P_{in} (1g) σε mW
Μοντέλο 1	904,2	1,76
Μοντέλο 2	848,7	1,88
Μοντέλο 3	856,5	1,86
Μοντέλο 4	861,3	1,85
Μοντέλο 5	862,4	1,85
Μοντέλο 6	892,3	1,79
Μοντέλο 7	774,5	2,06

Πίνακας 3. 9 Συγκεντρωτικά αποτελέσματα των μέγιστων τιμών SAR (ανά 10g) και μέγιστη επιτρεπόμενη ισχύς εισόδου (ανά 10g)

	SAR-10g σε W/Kg	P_{in} (10g) σε mW
Μοντέλο 1	90,7	22,05
Μοντέλο 2	85,2	23,47
Μοντέλο 3	86,16	23,21
Μοντέλο 4	86,27	23,18
Μοντέλο 5	86,34	23,16
Μοντέλο 6	89,1	22,44
Μοντέλο 7	77,5	25,8

3.5 Βελτιστοποίηση της Κεραίας για Διάφορα Σενάρια Εμφύτευσης

Έγινε φανερό από τα αποτελέσματα της προηγούμενης ενότητας ότι απαιτείται εκ νέου ρύθμιση των σχεδιαστικών παραμέτρων της κεραίας για κάθε ένα μοντέλο με σκοπό αυτή να λειτουργεί αξιόπιστα στην περιοχή του σώματος για την οποία προορίζεται. Η αρχική μας κεραία (Σχ. 3.6) είχε σχεδιαστεί κατάλληλα έτσι ώστε να

παρουσιάζει τα βέλτιστα λειτουργικά χαρακτηριστικά αν αυτή τοποθετηθεί σε περιοχή του ανθρώπινου σώματος η οποία προσομοιώνεται από το κανονικό μοντέλο του Σχ. 3.8. Σε οποιαδήποτε άλλη περίπτωση τα χαρακτηριστικά αυτά δεν θα ήταν τα ίδια. Σε αυτή την ενότητα στόχος είναι η ρύθμιση των σχεδιαστικών παραμέτρων της κεραίας (φαίνονται στον Πίνακα 3.2) με στόχο την βελτιστοποίηση των λειτουργικών της χαρακτηριστικών για κάθε ένα μοντέλο που μελετήθηκε. Ουσιαστικά, η σχεδίαση εφτά νέων μικροσκοπικών κεραιών.

3.5.1 Σενάρια εμφύτευσης

Για τα σενάρια εμφύτευσης σε αυτήν την περίπτωση ισχύουν όλα όσα ειπώθηκαν στην ενότητα 3.4.1. Υπενθυμίζεται ότι τα μοντέλα προσομοίωσης που χρησιμοποιήθηκαν είναι αυτά του Σχ. 3.14

3.5.2 Αριθμητικοί υπολογισμοί και συγκριτικά αποτελέσματα

Για τη βελτιστοποίηση θεωρήθηκαν ως παράμετροι της αρχικής κεραίας όλα τα μήκη των εγκοπών για το πάνω και κάτω επίπεδο ακτινοβολίας καθώς επίσης και τη θέση του shorting pin.

3.5.2.1 Χαρακτηριστικά βελτιστοποιημένων κεραιών

Τα νέα μήκη των εγκοπών καθώς και η θέση του μεταλλικού αγωγού βραχυκύκλωσης που προκύπτουν από τις βελτιστοποιήσεις που έγιναν για όλες τις παραπάνω περιπτώσεις δίνονται στους Πίνακες 3.10 έως 3.16

Πίνακας 3. 10 Βελτιστοποιημένοι παράμετροι Σχεδίασης για το μοντέλο 1

	L ₁	L ₂	L ₃	L ₄	L ₅	L ₆	L ₇	x _s	y _s
κάτω ταινία	4,57	4,74	4,58	6,38	5,78	6,65	5,63		
άνω ταινία	7,85	8,08	8,03	7,7	7,69	6,62	5,49	0	-3

Πίνακας 3. 11 Βελτιστοποιημένοι παράμετροι Σχεδίασης για το μοντέλο 2

	L ₁	L ₂	L ₃	L ₄	L ₅	L ₆	L ₇	x _s	y _s
κάτω ταινία	4,97	4,74	5,23	6,38	5,78	6,65	5,63		
άνω ταινία	7,85	8,08	8,03	7,7	7,69	6,62	5,49	0	-3

Πίνακας 3. 12 Βελτιστοποιημένοι παράμετροι Σχεδίασης για το μοντέλο 3

	L ₁	L ₂	L ₃	L ₄	L ₅	L ₆	L ₇	x _s	y _s
κάτω ταινία	4,97	4,74	4,855	6,38	5,78	6,65	5,63		
άνω ταινία	7,85	8,08	8,03	7,7	7,69	6,62	6,15	0	-3

Πίνακας 3. 13 Βελτιστοποιημένοι παράμετροι Σχεδίασης για το μοντέλο 4

	L ₁	L ₂	L ₃	L ₄	L ₅	L ₆	L ₇	x _s	y _s
κάτω ταινία	4,97	4,74	4,855	6,38	5,78	6,65	5,63		
άνω ταινία	7,85	8,08	8,03	7,7	7,69	6,62	6,15	0	-3

Πίνακας 3. 14 Βελτιστοποιημένοι παράμετροι Σχεδίασης για το μοντέλο 5

	L ₁	L ₂	L ₃	L ₄	L ₅	L ₆	L ₇	x _s	y _s
κάτω ταινία	4,87	4,74	5,13	6,28	5,68	6,65	5,63		
άνω ταινία	7,85	8,08	8,03	7,7	7,69	6,62	5,49	0	-3

Πίνακας 3. 15 Βελτιστοποιημένοι παράμετροι Σχεδίασης για το μοντέλο 6

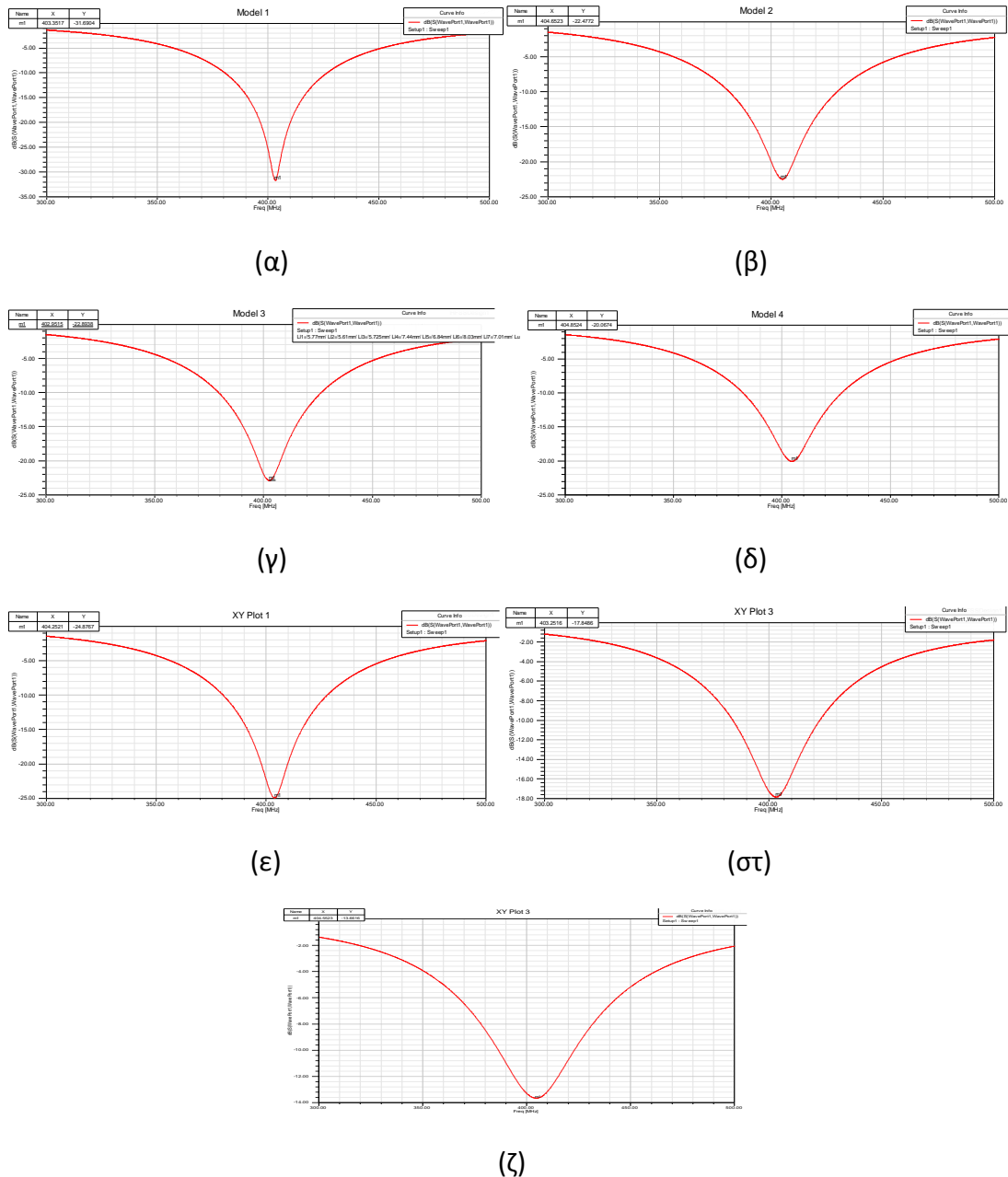
	L ₁	L ₂	L ₃	L ₄	L ₅	L ₆	L ₇	x _s	y _s
κάτω ταινία	5,4	4,9675	5,1675	6,14	5,565	5,895	4,62625		
άνω ταινία	8,05	8,1175	8,1175	7,615	6,915	6,72	6,415	0,55	-3

Πίνακας 3. 16 Βελτιστοποιημένοι παράμετροι Σχεδίασης για το μοντέλο 7

	L ₁	L ₂	L ₃	L ₄	L ₅	L ₆	L ₇	x _s	y _s
κάτω ταινία	6,535	5,08	5,27	6,24	6,19	5,9	4,63		
άνω ταινία	8,05	8,12	8,12	7,62	7,62	6,72	6,42	0,55	-3

3.5.2.2 Διαγράμματα μέτρου συντελεστή ανάκλασης ($|S_{11}|$) βελτιστοποιημένων κεραιών

Τα αντίστοιχα διαγράμματα ακτινοβολίας και για επτά σενάρια εμφύτευσης των βελτιστοποιημένων πλέον κεραιών δίνονται στο Σχ. 3.21, ενώ στους πίνακες 3.17 – 3.18 δίνονται τα συγκριτικά αποτελέσματα που προκύπτουν από τα διαγράμματα.



Σχ. 3. 21 Διαγράμματα μέτρου του S_{11} των βελτιστοποιημένων κεραιών για το α) Μοντέλο 1, β) Μοντέλο 2, γ) Μοντέλο 3, δ) Μοντέλο 4, ε) Μοντέλο 5, στ) Μοντέλο 6 και ζ) Μοντέλο 7

Πίνακας 3. 17 Συγκριτικά αποτελέσματα συχνότητας συντονισμού (f_r) βελτιστοποιημένων κεραιών για τα επτά σενάρια εμφύτευσης

Συχνότητα συντονισμού f_r (MHz)	
Μοντέλο 1	403,35
Μοντέλο 2	404,65
Μοντέλο 3	402,89
Μοντέλο 4	404,85
Μοντέλο 5	404,25
Μοντέλο 6	403,15
Μοντέλο 7	404,55

Πίνακας 3. 18 Συγκριτικά αποτελέσματα του μέτρου συντελεστή σκέδασης ($|S_{11}|$) βελτιστοποιημένων κεραιών για τα επτά σενάρια εμφύτευσης

S_{11} στα 403,45 MHz (dB)	
Μοντέλο 1	-31,69
Μοντέλο 2	-22,47
Μοντέλο 3	-22,9
Μοντέλο 4	-20,06
Μοντέλο 5	-24,87
Μοντέλο 6	-17,87
Μοντέλο 7	-13,65

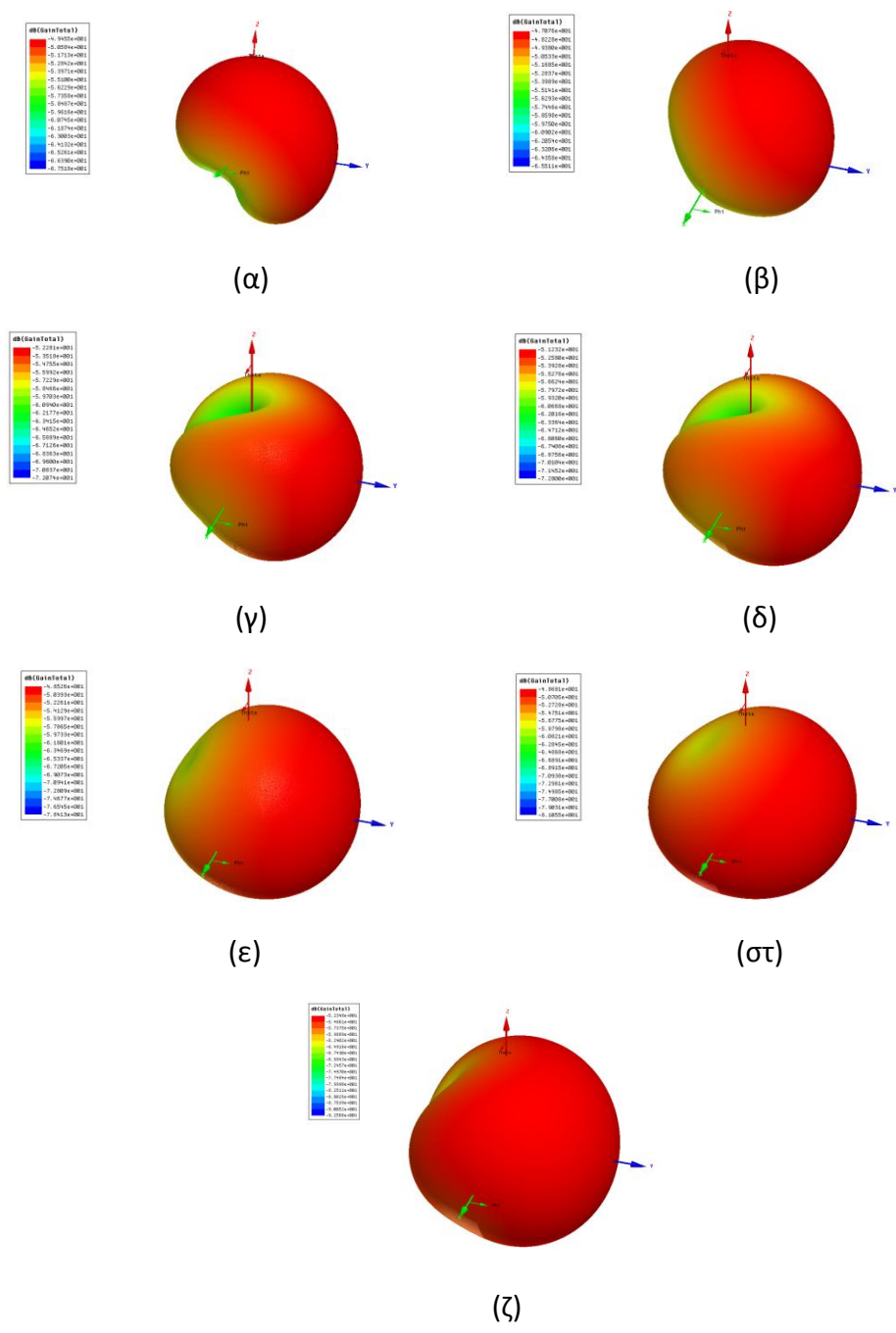
Πίνακας 3. 19 Συγκριτικά αποτελέσματα του εύρους ζώνης (BW) βελτιστοποιημένων κεραιών για τα επτά σενάρια εμφύτευσης

Εύρος ζώνης (MHz)	
Μοντέλο 1	46,4
Μοντέλο 2	48,8
Μοντέλο 3	48
Μοντέλο 4	45,4
Μοντέλο 5	47,3
Μοντέλο 6	39,4
Μοντέλο 7	38,7

Όπως παρατηρείται για όλες τις περιπτώσεις έχει επιτευχθεί συχνότητα συντονισμού εντός της ζώνης MICS (402 – 405MHz) αλλά και ικανοποιητικός συντελεστής σκέδασης για τις περισσότερες των περιπτώσεων (πλην του Μοντέλου 7) S_{11} .

3.5.2.3 Διαγράμματα κέρδους ακτινοβολίας για το μακρινό πεδίο βελτιστοποιημένων κεραιών

Τα διαγράμματα κέρδους ακτινοβολίας των κεραιών (βελτιστοποιημένων) για τις εφτά περιπτώσεις δίνονται στο Σχ. 3.22



Σχ. 3. 22 Διαγράμματα κέρδους ακτινοβολίας για το μακρινό πεδίο των βελτιστοποιημένων κεραιών για το α) Μοντέλο 1, β) Μοντέλο 2, γ) Μοντέλο 3, δ) Μοντέλο 4, ε) Μοντέλο 5, στ) Μοντέλο 6 και ζ) Μοντέλο 7

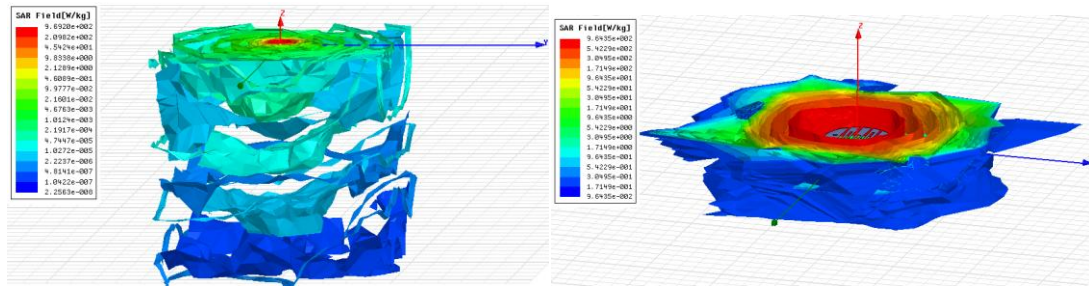
Ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζει το μέγιστο κέρδος ακτινοβολίας (συγκεντρωτικός Πίνακας 3.20) και για τις επτά βελτιστοποιημένες κεραίες. Και στις επτά περιπτώσεις το μέγιστο κέρδος εμφανίζεται μειωμένο σε σύγκριση με το μέγιστο κέρδος της αρχικής μας κεραίας (Περίπτωση Α (-45,82 dB) και Περίπτωση Β (-46 dB) η οποία τοποθετήθηκε στο κυβικό μοντέλο του Σχ.3.8

Πίνακας 3. 20 Μέγιστο κέρδος βελτιστοποιημένων κεραίων για τα επτά σενάρια εμφύτευσης

Μέγιστο κέρδος G (στη συχνότητα συντονισμού) σε dB	
Μοντέλο 1	-49,55
Μοντέλο 2	-47
Μοντέλο 3	-52,28
Μοντέλο 4	-51,3
Μοντέλο 5	-48,5
Μοντέλο 6	-48,81
Μοντέλο 7	-52,3

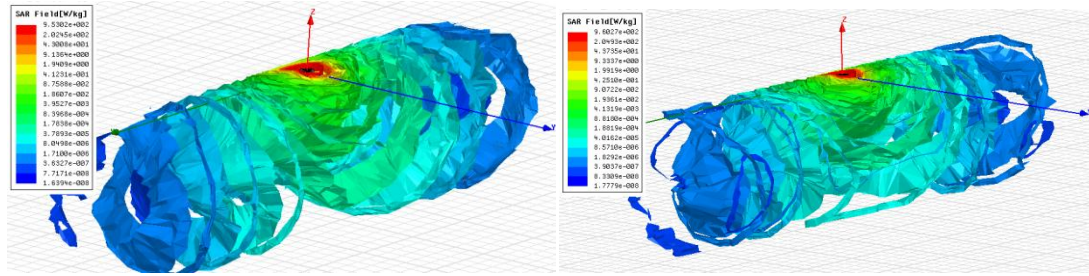
3.5.2.3 Διαγράμματα ρυθμού ειδικής απορρόφησης (SAR) βελτιστοποιημένων κεραίων

Παρακάτω παρουσιάζονται τα διαγράμματα του ρυθμού ειδικής απορρόφησης υπολογισμένος ανά 1 γραμμάριο ιστού (Σχ. 3.23) και ανά 10 γραμμάρια ιστού (Σχ. 3.24) για τις βελτιστοποιημένες κεραίες, καθώς επίσης ο συγκεντρωτικός Πίνακας 3.21 που δείχνει τη μέγιστη τιμή του SAR (ανά 1g και ανά 10g) και τη μέγιστη επιτρεπόμενη ισχύς εισόδου έτσι ώστε να τηρούνται τα όρια ασφαλείας IEEE C95.1-1999 (για 1-g ιστού το μέσο SAR<1,6W/Kg [19]) και IEEE C95.1-2005 (για 10-g ιστού το μέσο SAR<2W/Kg [20]) για την προστασία του ανθρώπου από την ΗΜ ακτινοβολία.



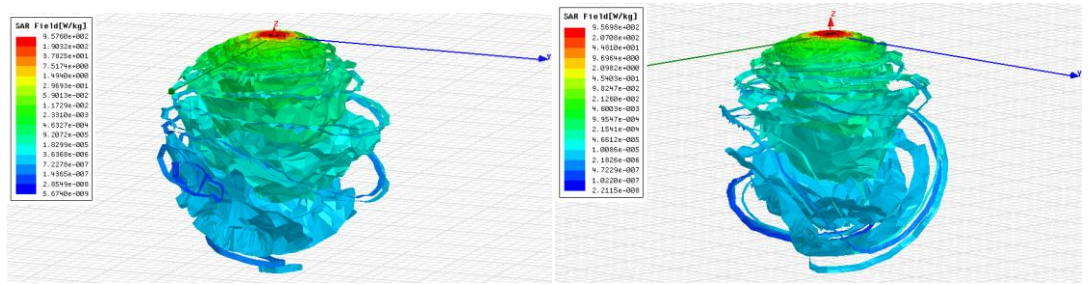
(α)

(β)



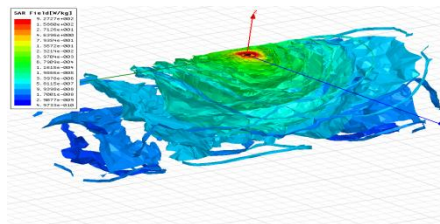
(γ)

(δ)



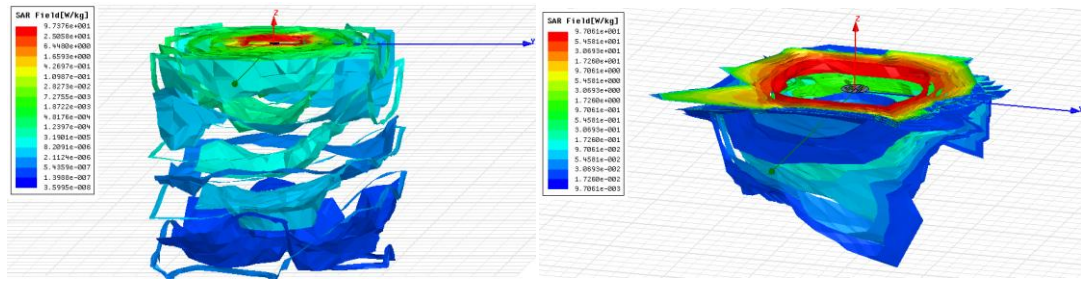
(ε)

(σ)



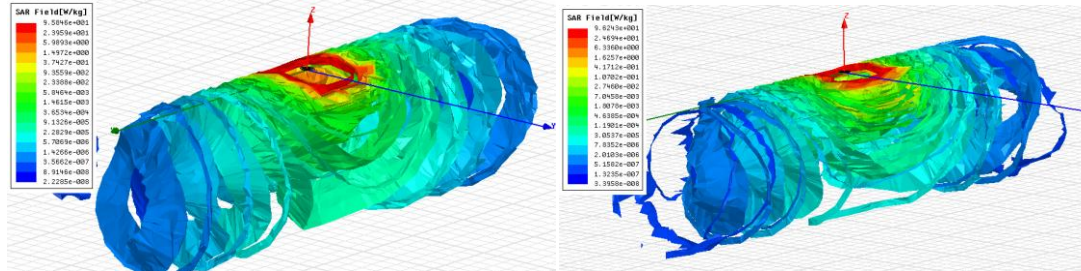
(ζ)

Σχ. 3. 23 Διάγραμμα SAR ανά 1g ιστού των βελτιστοποιημένων κεραιών για το α) Μοντέλο 1, β) Μοντέλο 2, γ) Μοντέλο 3, δ) Μοντέλο 4, ε) Μοντέλο 5, στ) Μοντέλο 6 και ζ) Μοντέλο 7



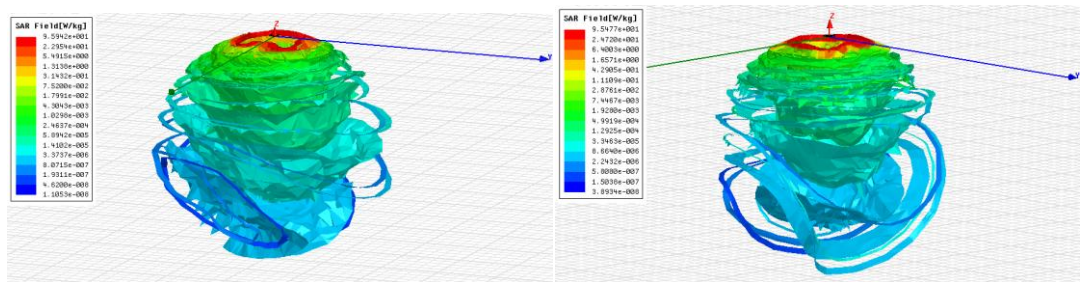
(α)

(β)



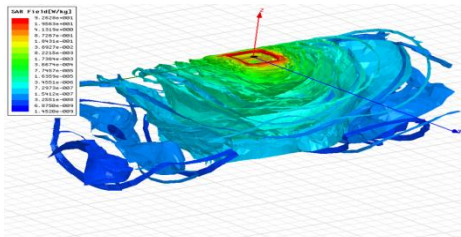
(γ)

(δ)



(ε)

(σ)



(ζ)

Σχ. 3. 24 Διάγραμμα SAR ανά 10g ιστού των βελτιστοποιημένων κεραιών για το α) Μοντέλο 1, β) Μοντέλο 2, γ) Μοντέλο 3, δ) Μοντέλο 4, ε) Μοντέλο 5, στ) Μοντέλο 6 και ζ) Μοντέλο 7

Πίνακας 3. 21 Μέγιστες τιμές SAR (ανά 1g και ανά 10g ιστού) των βελτιστοποιημένων κεραιών και μέγιστη επιτρεπόμενη ισχύς εισόδου (ανά 1g και ανά 10g)

	SAR 1-g σε W/kg	SAR-10g σε W/Kg	P_{in} (1-g) σε mW	P_{in} (10-g) σε mW
Μοντέλο 1	969,2	97,37	1,65	20,54
Μοντέλο 2	964,3	97	1,659	20,62
Μοντέλο 3	953	95,84	1,679	20,87
Μοντέλο 4	960,3	96,25	1,666	20,78
Μοντέλο 5	957,6	95,94	1,671	20,85
Μοντέλο 6	957	95,5	1,672	20,94
Μοντέλο 7	927,2	92,6	1,72	21,59

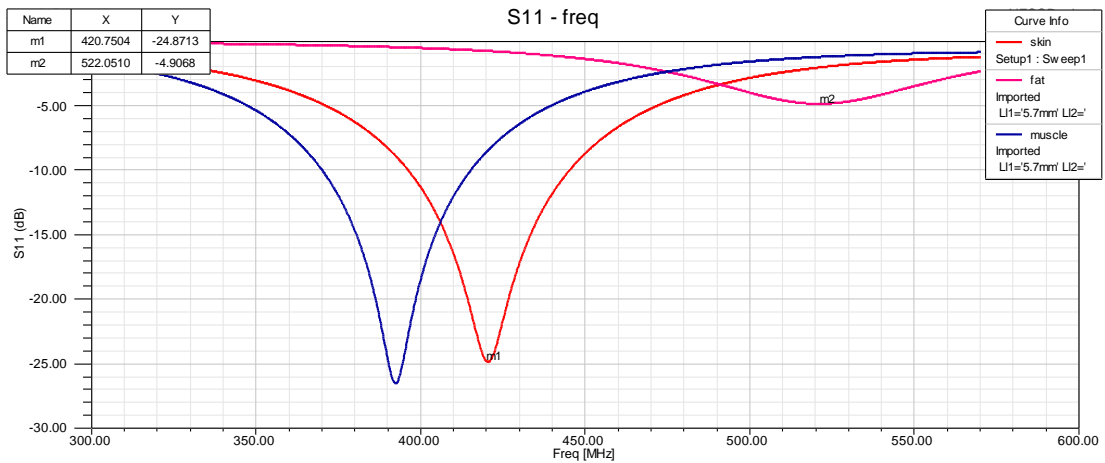
Σε σύγκριση με την αρχική μας κεραία (Περίπτωση A: 833,4(1g) και 96,47(10g) και Περίπτωση B: 837,7(1g) και 96,35(10g)) οι τιμές του SAR και για τις επτά περιπτώσεις εμφανίζονται ελαφρώς αυξημένες και οι τιμές της ισχύς εισόδου (Περίπτωση A: 1,919(1g) και 20,68(10g) και Περίπτωση B: 1,916 (1g) και 20,75(10g)) κατ' αναλογία μειωμένες.

3.6 Εξάρτηση Απόδοσης της Κεραίας από το Βιολογικό Ιστό Εμφύτευσης.

Μέχρι τώρα εξετάστηκε πως επηρεάζονται οι επιδόσεις της κεραίας όταν αυτή πρόκειται να τοποθετηθεί σε διαφορετικό σημείο του σώματος (διαφορετικό μοντέλο) από αυτό για το οποίο έχει σχεδιαστεί και πώς διαφορετικό μοντέλο για την ίδια περιοχή οδηγεί σε διαφορετικά αποτελέσματα. Σε αυτήν την ενότητα παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της εξάρτησης των επιδόσεων της κεραίας από τους βιολογικούς ιστούς. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιήθηκε το Μοντέλο 1 του Σχ. 3.14 (α) το οποίο αποτελείται από τους ιστούς δέρματος, λίπους και μυ.

3.6.1 Διαγράμματα μέτρου συντελεστή ανάκλασης ($|S_{11}|$)

Τα αποτελέσματα για το μέτρο του συντελεστή σκέδασης από την τοποθέτηση της αρχικής κεραίας του Σχ. 3.6 στο Μοντέλο 1 στην περιοχή του μοντέλου που αντιπροσωπεύει το δέρμα, λίπος και το μυ φαίνονται στο Σχ. 25

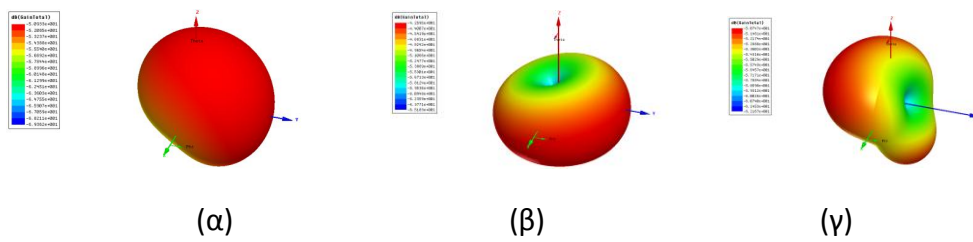


Σχ. 3. 25 Διαγράμματα μέτρου S11 για τοποθέτηση της κεραίας σε ιστό α) δέρματος (κόκκινο), β) λίπους (ροζ) και γ) μυ (μπλε)

Τα αποτελέσματα έρχονται να επιβεβαιώσουν όλα όσα ειπώθηκαν στην ενότητα 2.4.3. Και οι τρεις γραφικές παραστάσεις διαφέρουν από αυτήν (Σχ. 3.9 (β)) της αρχικής μας κεραίας (λογικό καθώς χρησιμοποιήθηκε άλλο Μοντέλο). Αλλά και οι τρεις γραφικές διαφέρουν μεταξύ τους αν και έχει χρησιμοποιηθεί το ίδιο μοντέλο (Μοντέλο 1). Η καμπύλη του S_{11} όταν η κεραία είναι τοποθετημένη στο λίπος εμφανίζει συχνότητα συντονισμού μικρότερη από αυτή του δέρματος ενώ του μυ μεγαλύτερη από αυτή του δέρματος. Αυτό είναι λογικό καθώς από τη θεωρία των κεραιών είδαμε ότι η συχνότητα συντονισμού είναι αντιστρόφως ανάλογη της ρίζας του ϵ_r . Ισχύει ότι $\epsilon_r(\mu) < \epsilon_r(\delta\epsilon\rho\mu\alpha\tau\omicron\varsigma) < \epsilon_r(\lambda\acute{\iota}\pi\omicron\upsilon\varsigma)$ (παράρτημα). Διαπιστώνει κανείς λοιπόν πως όταν μία κεραία έχει σχεδιαστεί να λειτουργεί με κάποιες προδιαγραφές αν τοποθετηθεί σε έναν συγκεκριμένο ιστό, αν τοποθετηθεί σε διαφορετικό τότε θα αποσυντονιστεί. Οι άλλες δύο παρουσιάζουν αρκετά μεγαλύτερη συχνότητα συντονισμού με μεγαλύτερη αυτή του μυ.

3.6.2 Διαγράμματα κέρδους ακτινοβολίας για το μακρινό πεδίο

Τα αποτελέσματα για το κέρδος ακτινοβολίας από την τοποθέτηση της αρχικής κεραίας του Σχ. 3.7 στο Μοντέλο 1 στην περιοχή του μοντέλου που αντιπροσωπεύει το δέρμα, λίπος και το μυ φαίνονται στα Σχ. 26



Σχ. 3. 26 Διαγράμματα κέρδους ακτινοβολίας για το μακρινό πεδίο S11 για τοποθέτηση της κεραίας σε ιστό α) δέρματος, β) λίπους και γ) μυ

Ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζουν τα διαγράμματα κέρδους. Όπως παρατηρείται και στις τρεις περιπτώσεις τα διαγράμματα είναι διαφορετικά. Στην πρώτη περίπτωση το μέγιστο κέρδος παρουσιάζεται με κατεύθυνση προς το εξωτερικό του ιστού ενώ τα άλλα δύο προς το εσωτερικό του ιστού που τοποθετείται η κεραία. Το κέρδος προς το εξωτερικό του ιστού εμφανίζεται αρκετά μειωμένο. Αυτό καθιστά τη συγκεκριμένη κεραία ακατάλληλη για εμφύτευση σε ιστό διαφορετικό από αυτό του δέρματος.

4

Συζήτηση και Συμπεράσματα

Το κεφάλαιο αυτό ουσιαστικά αποτελεί τον επίλογο της διπλωματικής αυτής εργασίας. Γίνεται μία ανασκόπηση στα όσα παρουσιάστηκαν και μελετήθηκαν στα προηγούμενα κεφάλαια, παρουσιάζονται ορισμένα συμπεράσματα και προτείνονται κάποιες μελλοντικές επεκτάσεις της εργασίας.

4.1 Σύνοψη

Στα πλαίσια της παρούσας εργασίας παρουσιάστηκαν αρκετές εμφυτεύσιμες βιοιατρικές διατάξεις που χρησιμοποιούνται σε ποικίλες ιατρικές εφαρμογές θεραπείας και διάγνωσης. Αναφέρθηκε η σπουδαιότητα της επικοινωνίας των διατάξεων αυτών με των τον έξω κόσμο (βιοϊατρική τηλεμετρία) και παρουσιάστηκαν οι ζώνες συχνότητας οι οποίες είναι διαθέσιμες για τέτοιου είδους εφαρμογές. Παρουσιάστηκαν οι κεραίες μικροταινίας αφού πρώτα εξηγήθηκαν οι λόγοι που τις καθιστούν κατάλληλες για εφαρμογές εμφυτεύσιμων βιοϊατρικών διατάξεων. Σκοπός της διπλωματικής ήταν η σχεδίαση μίας νέας μικροσκοπικής κεραίας μικροταινίας η οποία θα μπορούσε να ενσωματωθεί επί μίας εμφυτεύσιμης βιοϊατρικής διάταξης. Για το λόγο αυτό παρουσιάστηκαν μοντέλα προσομοίωσης ανθρωπίνου σώματος καθώς επίσης και η υπολογιστική μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων (FEM) για την επίλυση ΗΜ προβλημάτων. Αφού σχεδιάστηκε η νέα κεραία (Σχ. 3.7) μελετήθηκαν οι επιδόσεις της όταν αυτή τοποθετηθεί στο κυβικό μοντέλο του Σχ. 3.8. (πλευράς $a = 20\text{mm}$) που προσομοιώνει τις ιδιότητες του δέρματος. Στη συνέχεια μελετήθηκε η συμπεριφορά της σε διάφορα κανονικά μοντέλα προσομοίωσης και έγινε μία

προσπάθεια βελτιστοποίησης των επιδόσεων σε κάθε ένα μοντέλο αλλάζοντας ορισμένα σχεδιαστικά χαρακτηριστικά της. Παράλληλα συζητήθηκαν περιπτώσεις αποσυντονισμού της είτε λόγω διαφορετικής γεωμετρίας των μοντέλων (κυβικά, κυλινδρικά, σφαιρικά κλπ) προσομοίωσης είτε λόγω διαφορετικού αριθμού στρωμάτων ίδιας γεωμετρίας μοντέλων. Επίσης μελετήθηκε και η περίπτωση αποσυντονισμού της κεραίας αν αυτή τοποθετηθεί σε διαφορετικό ιστό από αυτόν για τον οποίο έχει σχεδιαστεί.

4.2 Συμπεράσματα

Ήδη από την εισαγωγή έγινε κατανοητή η σπουδαιότητα των κεραιών και του μεγέθους αυτών για εφαρμογές εμφυτεύσιμων βιοϊατρικών διατάξεων. Η σμίκρυνση των διατάξεων που χρησιμοποιούνται για τέτοιου είδους εφαρμογές και κατ' επέκταση των κεραιών που ενσωματώνονται επί των διατάξεων αυτών είναι μία από τις μεγαλύτερες προκλήσεις που έχουν να αντιμετωπίσουν οι σχεδιαστές.

Ένα μεγάλο κομμάτι της εργασίας αφιερώθηκε για την παρουσίαση και κατανόηση των τεχνικών σμίκρυνσης κεραιών μικροταινίας (οι οποίες είναι από τις πρώτες επιλογές των σχεδιαστών για ενσωμάτωση επί των IMDs) για δεδομένη συχνότητα συντονισμού. Στο τρίτο κεφάλαιο προτάθηκε η νέα μικροσκοπική, ευριζωνική κεραία μικροταινίας (Σχ. 3.7) κατάλληλη για εφαρμογές στη ζώνη MICS. Στο σημείο αυτό γίνεται σύγκριση της προτεινόμενης κεραίας της ενότητας 3.2 με άλλες κεραίες της βιβλιογραφίας με συχνότητα λειτουργίας εντός της ζώνης MICS (402-405). Στον Πίνακα 4.1 φαίνεται ο συνολικός όγκος της προτεινόμενης κεραίας και συγκρίνεται με άλλες τις βιβλιογραφίας.

Πίνακας 4. 1 Σύγκριση μεγέθους προτεινόμενης κεραίας με άλλες της βιβλιογραφίας

κεραία	Όγκος (mm ³)
[82]	2754
[83]	336
[80]	190
[85]	149,6
[84]	121,9
[52]	121,1
προτεινόμενη	110,6

Σε σύγκριση με προηγούμενες εργασίες η προτεινόμενη κεραία εμφανίζει αισθητά μειωμένο όγκο ($110,6\text{mm}^3$). Ένα επιπλέον πλεονέκτημα της σε σύγκριση με τις κεραίες [82],[80] και [84] είναι το κυκλικό της σχήμα καθώς έτσι αποφεύγονται οι γωνίες οι οποίες μπορεί να τραυματίσουν τον ιστό του ανθρωπίνου σώματος τον οποίο πρόκειται να τοποθετηθούν.

Ανακεφαλαιώνοντας, για τις επιδόσεις της μη βελτιστοποιημένης κεραίας (για τα επτά σενάρια εμφύτευσης) σε σύγκριση με τις επιδόσεις των βελτιστοποιημένων κεραίων για τα ίδια ακριβώς σενάρια εμφύτευσης παρουσιάζονται δύο συγκεντρωτικοί πίνακες (Πίνακας 4.4 και 4.5) Από τον Πίνακα 4.3 προκύπτει ότι για όλες τις περιπτώσεις η κεραία έχει αποσυντονιστεί πλήρως και κρίνεται ακατάλληλη για να χρησιμοποιηθεί ως κεραία βιοϊατρικής τηλεμετρίας.

Πίνακας 4. 2 Συγκεντρωτικά αποτελέσματα επιδόσεων μη βελτιστοποιημένης κεραίας για τα επτά σενάρια εμφύτευσης (ενότητα 3.4.1)

	f_r σε (MHz)	$ S_{11} $ στα 403,45MHz (dB)	BW σε MHz	G_{max} (403,45MHz) σε dB	SAR-1g σε W/Kg	SAR-10g σε W/Kg
Μοντ. 1	419,85	-13,05	48,1	-50,9	904,2	90,7
Μοντ. 2	428,2	-9,82	48,7	-48,7	848,7	85,2
Μοντ. 3	424,2	-10,3	47,5	-52,5	856,5	86,16
Μοντ. 4	425,56	-10,37	47,3	-51,7	861,3	86,27
Μοντ. 5	425,36	-10,5	47,3	-48,7	862,4	86,34
Μοντ. 6	414,75	-11,9	36	-48,4	892,3	89,1
Μοντ. 7	432,76	-6,8	37,7	-52,4	774,5	77,5

Πίνακας 4. 3 Συγκεντρωτικά αποτελέσματα επιδόσεων βελτιστοποιημένων κεραίων για τα επτά σενάρια εμφύτευσης (ενότητα 3.4.1)

	f_r σε (MHz)	$ S_{11} $ στα Συχν. Συντ. (dB)	BW σε MHz	G_{max} (στη Συχν. Συντ.) σε dB	SAR-1g σε W/Kg	SAR-10g σε W/Kg
Μοντ. 1	403,35	-31,69	46,4	-49,55	969,2	97,37
Μοντ. 2	404,65	-22,47	48,8	-47	964,3	97
Μοντ. 3	402,89	-22,9	48	-52,28	953	95,84
Μοντ. 4	404,85	-20,06	45,4	-51,3	960,3	96,25
Μοντ. 5	404,25	-24,87	47,3	-48,5	957,6	95,94
Μοντ. 6	403,15	-17,87	39,4	-48,81	957	95,5
Μοντ. 7	404,55	-13,65	38,7	-52,3	927,2	92,6

Για να αντιμετωπιστούν τα παραπάνω προβλήματα αποσυντονισμού ρυθμιστήκαν από την αρχή οι σχεδιαστικές παράμετροι της κεραίας (μήκος εγκοπών και η θέση του μεταλλικού αγωγού βραχυκύκλωσης) για κάθε μία από τις περιπτώσεις. Για όλες τις βελτιστοποιημένες περιπτώσεις το κέρδος ακτινοβολίας δεν είναι πολύ μεγάλο, παρόλα αυτά είναι αρκετό για τις εφαρμογές MICS (402-405MHz). Επιπλέον άλλη μια σημαντική παρατήρηση που προέκυψε από την μελέτη των Πινάκων 4.2 και 4.3 είναι η μεγάλη αύξηση που παρατηρείται στη μέγιστη τιμή του ρυθμού ειδικής απορρόφησης (υπολογισμένος ανά 1 γραμμάριο και ανά 10 γραμμάρια ιστού) για τα σενάρια εμφύτευσης των βελτιστοποιημένων κεραιών σε σύγκριση με αυτά της μη βελτιστοποιημένης κεραίας. Συνέπεια αυτού είναι η μειωμένη επιτρεπόμενη ισχύς εισόδου, που προκύπτει αν εφαρμοστούν τα όρια για την προστασία των βιολογικών ιστών του ανθρωπίνου σώματος από την ΗΜ ακτινοβολία, και για τις επτά περιπτώσεις των βελτιστοποιημένων κεραιών. Για το εύρος ζώνης, παρατηρείται ότι σε όλες τις περιπτώσεις (βελτιστοποιημένων κεραιών και μη) παραμένει σχεδόν το ίδιο (πολύ μικρές αυξομειώσεις για κάθε ένα μοντέλο). Το γεγονός αυτό οφείλεται στο ότι σε γενικές γραμμές το εύρος ζώνης εξαρτάται πάρα πολύ από τον όγκο της κεραίας (ενότητα 2.1) και εδώ ο όγκος της κεραίας είναι ο ίδιος για όλες τις περιπτώσεις.

Όπως ειπώθηκε και στην αρχή της ενότητας 3.5, θεωρήθηκαν ως παράμετροι, για τη δημιουργία της βέλτιστης κεραίας για κάθε μοντέλο, τα μήκη των εγκοπών και η θέση του shorting pin. Τα αποτελέσματα που παρουσιάστηκαν στην ίδια ενότητα είναι τα βέλτιστα δυνατά που μπόρεσαν να επιτευχθούν μεταβάλλοντας μόνο αυτές τις παραμέτρους. Ωστόσο για το Μοντέλο 7 δεν βρέθηκε μία καλή τιμή για το μέτρο του S_{11} . Επίσης ορισμένες από τις κεραίες όπως αναφέρθηκε και παραπάνω εμφανίζουν χαμηλό κέρδος. Για την αντιμετώπιση των παραπάνω προβλημάτων προτείνεται η χρησιμοποίηση του πάχους των εγκοπών ή η θέση της τροφοδοσίας σαν μεταβλητές παράμετροι για την επίτευξη καλύτερων αποτελεσμάτων. Παρόλα αυτά όλες οι κεραίες είναι κατάλληλες και μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε κυκλώματα εμφυτεύσιμων βιοϊατρικών διατάξεων.

Στον Πίνακα 4.2 που ακολουθεί παρουσιάζονται διάφορα κανονικά μοντέλα προσομοίωσης της βιβλιογραφίας για διάφορες περιοχές του ανθρωπίνου σώματος και δίπλα βιοαισθητήρες ή μικρό-ηλεκτρονικές συσκευές οι οποίες μαζί με μία κεραία και μία συσκευή ελέγχου μπορούν να αποτελέσουν ολοκληρωμένη εμφυτεύσιμη βιοϊατρική διάταξη. Η προτεινόμενη κεραία της οποίας οι επιδόσεις για εφαρμογές στην ζώνη MICS παρουσιάστηκαν αναλυτικά στο προηγούμενο κεφάλαιο θα μπορούσε να ενσωματωθεί επί των συσκευών αυτών .

Πίνακας 4. 4 Παρουσίαση αισθητήρων ανάλογα με την περιοχή του σώματος όπου πρόκειται να τοποθετηθούν και κανονικά μοντέλα προσομοίωσης

Μοντέλο	Στρώματα	αισθητήρες
σφαιρικό κεφαλιού [55]	Δέρμα Λίπος Οστό Παχυμήνιγγα Εγκ. Νωτ. Υγρό Εγκέφαλος	μέτρησης ενδοκράνιας πίεσης εμφυτεύματα κοχλία για αποκατάσταση ακοής διάγνωσης γλαυκώματος εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς για αποκατάσταση όρασης
σφαιρικό κεφαλιού [53]	Δέρμα Οστό Εγκέφαλος	μέτρησης ενδοφθάλμιας πίεσης παρακολούθησης
κυλινδρικό χεριού [58]	Δέρμα Λίπος Μυς Οστό	συστήματα νευρομυϊκής διέγερσης για αποκατάσταση κίνησης
κυλινδρικό χεριού [63]	Δέρμα Μυς Οστό	μέτρησης γλυκόζης
κυλινδρικό μηρού [9]	Λίπος Μυς Οστό	συστήματα νευρομυϊκής διέγερσης για αποκατάσταση κίνησης
κυβικό γενικό [60]	Δέρμα Λίπος Μυς	μέτρησης ενδοαγγειακής πίεσης για τον έλεγχο ουροδόχου κύστης και εντέρου
κυβικό γενικό [61]	Δέρμα Λίπος Μυς	γλυκόζης παρακολούθησης της καρδιακής λειτουργίας

4.3 Μελλοντικές Επεκτάσεις

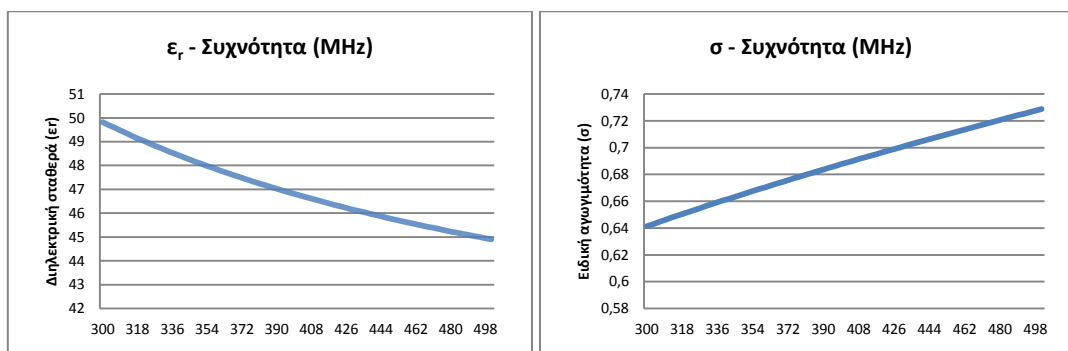
Στην εισαγωγή αναφέρθηκαν οι βασικότερες προκλήσεις που έχουν να αντιμετωπίσουν οι σχεδιαστές εμφυτεύσιμων βιοϊατρικών διατάξεων. Καθώς οι διατάξεις αυτές βρίσκονται ακόμα σε αρχικό στάδιο και τα πλεονεκτήματά τους στον τομέα της υγείας (παρακολούθηση, πρόληψη και θεραπεία) είναι πολλά, είναι λογικό να έχουν κεντρίσει το ενδιαφέρον πολλών ερευνητών

Ειδικότερα όσον αφορά την εργασία πιθανές μελλοντικές επεκτάσεις αυτής είναι οι εξής:

- Προσπάθεια για περαιτέρω σμίκρυνση της προτεινόμενης κεραίας. Ρυθμίζοντας σχεδιαστικά χαρακτηριστικά όπως το πάχος, το μήκος αλλά και τον αριθμό των εγκοπών, τη θέση της τροφοδοσίας αλλά και τη θέση του μεταλλικού αγωγού βραχυκύκλωσης είναι δυνατόν επιτευχθεί ένα καλύτερο αποτέλεσμα. Επιπλέον, άλλος τρόπος είναι η χρήση άλλου βιοσυμβατού υλικού υποστρώματος μεγαλύτερης διηλεκτρικής σταθεράς και μικρότερου πάχους (τεχνολογία υλικών).
- Μελέτη βελτιστοποίησης συγκεκριμένων λειτουργικών χαρακτηριστικών της προτεινόμενης κεραίας όπως είναι το κέρδος και το εύρος ζώνης (τεχνικές αύξησης κέρδους και εύρους ζώνης [3]).
- Μελέτη των επιδόσεων της προτεινόμενης κεραίας σε ανατομικά μοντέλα προσομοίωσης που δίνουν πιο ακριβή αποτελέσματα και σύγκριση με τα κανονικά μοντέλα προσομοίωσης.
- Έλεγχος και χαρακτηρισμός της ζεύξης με ένα με ένα εξωτερικό δίπολο $\lambda/2$. Μελέτη του μέτρου του συντελεστή S_{21} όπου $|S_{21}|^2 = P_r/P_t$ (όπου P_r η ισχύς στην κεραία λήψης (δίπολο $\lambda/2$) και P_t η ισχύς εκπομπής) για διάφορες αποστάσεις του εξωτερικού δίπολου από το μοντέλο. Όπως έχει γίνει γνωστό πλέον οι περισσότερες εμφυτεύσιμες βιοϊατρικές διατάξεις χρησιμοποιούν μία διάταξη ελέγχου, η οποία δεν είναι εμφυτευμένη εντός του ασθενή, και η οποία πρέπει να επικοινωνεί με την εμφυτεύσιμη διάταξη. Συνεπώς η μελέτη της ζεύξης και αν αυτή μπορεί να καταστεί δυνατή είναι πολύ σημαντικό γίνει.
- Επιπλέον, ιδιαίτερα ενδιαφέρουσα θα είναι η περίπτωση της υλοποίησης της προτεινόμενης κεραίας (κάτι τέτοιο δεν είναι αδύνατον καθώς κατά την σχεδίαση της κεραίας επιλέχθηκαν υλικά με διαστάσεις που παράγονται μαζί και για την τροφοδοσία επιλέχθηκε ομοαξονικό 50 Ω του εμπορίου). Αφού υλοποιηθεί, θα είναι δυνατή η μελέτη των επιδόσεων της κεραίας σε διάφορα φυσικά μοντέλα προσομοίωσης και η σύγκριση με τα διάφορα αριθμητικά μοντέλα (είτε κανονικά είτε ανατομικά).
- Τέλος σε πολύ προχωρημένο στάδιο και αφού έχει υλοποιηθεί στην πράξη η προτεινόμενη κεραία, θα μπορούσε να ενσωματωθεί επί μίας μικρό-ηλεκτρονικής διάταξης (βιοαισθητήρα) από αυτές που αναφέρθηκαν στην διπλωματική και να αποτελέσουν έτσι το εμφυτεύσιμο τμήμα μίας εμφυτεύσιμης βιοϊατρικής διάταξης.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

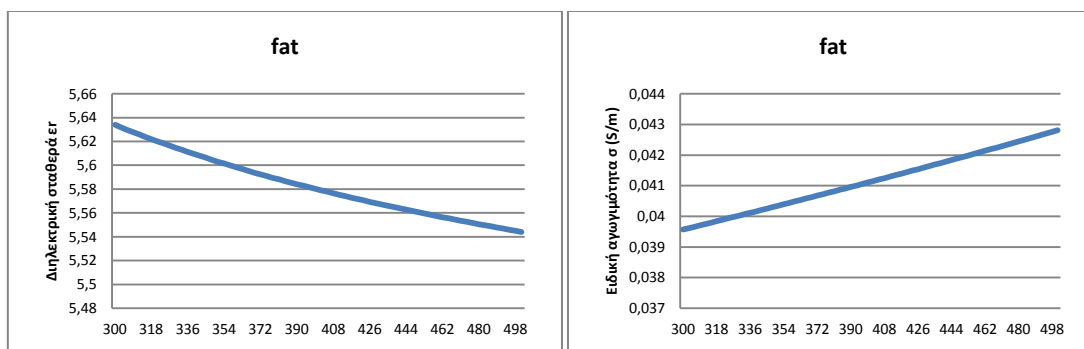
Στην ενότητα 2.4.1 παρουσιάστηκε η εξάρτηση των διηλεκτρικών χαρακτηριστικών των βιολογικών ιστών από τη συχνότητα καθώς επίσης και οι μελέτες που έγιναν μέχρι σήμερα για την ποσοτικοποίηση της εξάρτησης αυτής. Στην εργασία σε όλα τα μοντέλα προσομοίωσης λήφθηκε υπόψη η μεταβολή που παρουσιάζουν τα χαρακτηριστικά της διηλεκτρικής σταθεράς και της ειδικής αγωγιμότητας σε σχέση με τη συχνότητα για τους διάφορους ιστούς. Από τη μελέτη [41] προκύπτουν τα παρακάτω διαγράμματα (Σχ. Π.1 – Σχ. Π.7) για τους διάφορους ιστούς που χρησιμοποιήθηκαν κατά τη διάρκεια της εργασίας.



(α)

(β)

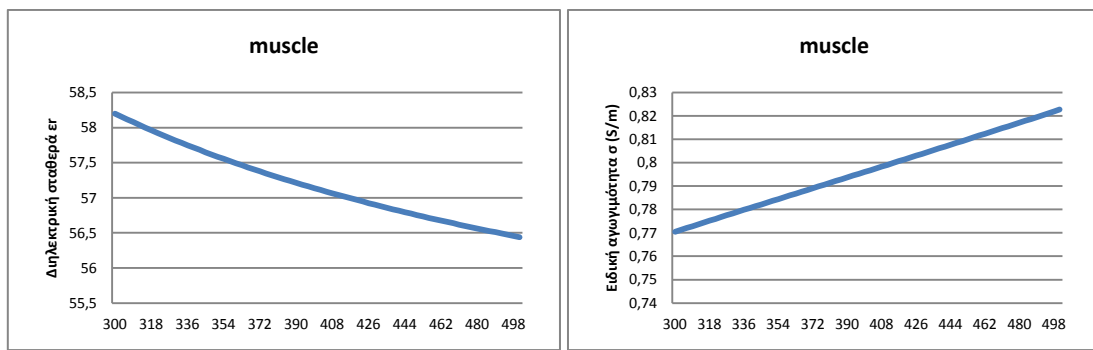
Σχ. Π. 1 Εξάρτηση α) διηλεκτρικής σταθεράς και β) ειδικής αγωγιμότητας από τη συχνότητα για τον ιστό του δέρματος



(α)

(β)

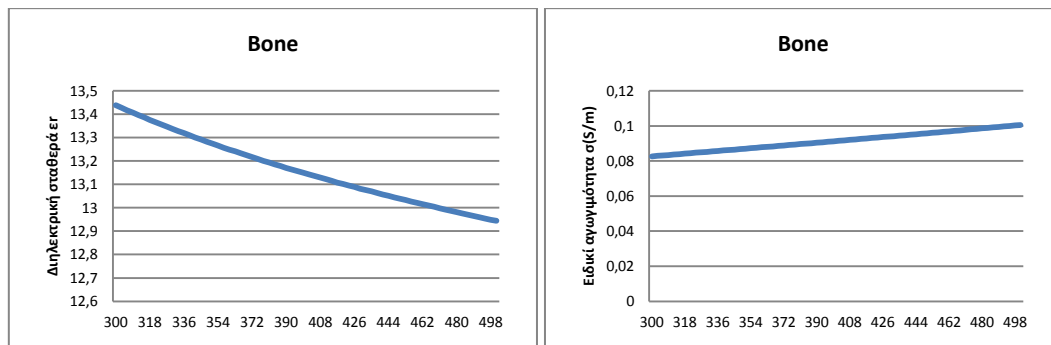
Σχ. Π. 2 Εξάρτηση α) διηλεκτρικής σταθεράς και β) ειδικής αγωγιμότητας από τη συχνότητα για τον ιστό του λίπους



(α)

(β)

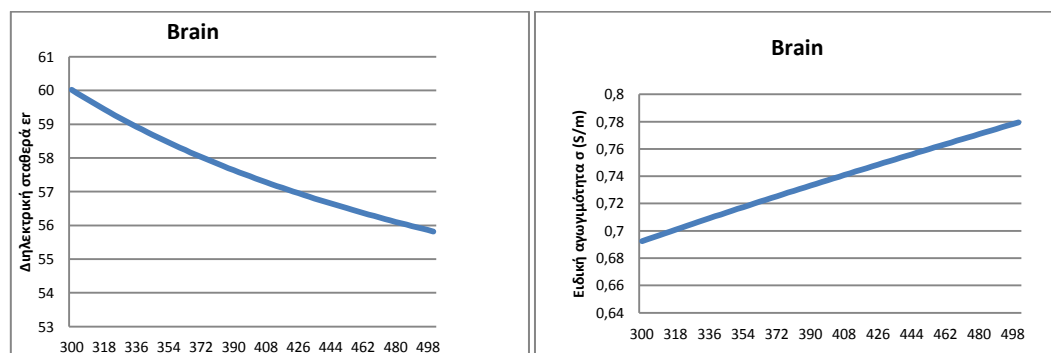
Σχ. Π. 3 Εξάρτηση α) διηλεκτρικής σταθεράς και β) ειδικής αγωγιμότητας από τη συχνότητα για τον ιστό του μυ



(α)

(β)

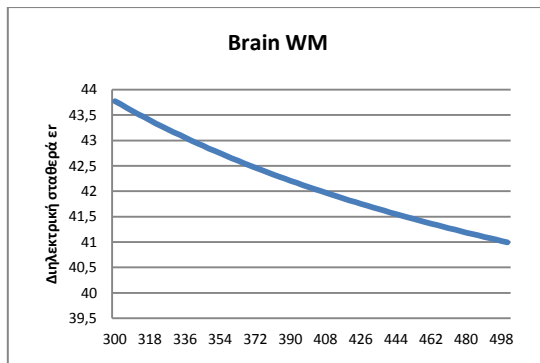
Σχ. Π. 4 Εξάρτηση α) διηλεκτρικής σταθεράς και β) ειδικής αγωγιμότητας από τη συχνότητα για το οστό



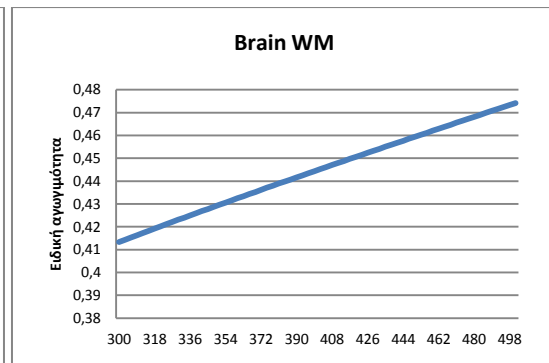
(α)

(β)

Σχ. Π. 5 Εξάρτηση α) διηλεκτρικής σταθεράς και β) ειδικής αγωγιμότητας από τη συχνότητα για τον εγκέφαλο

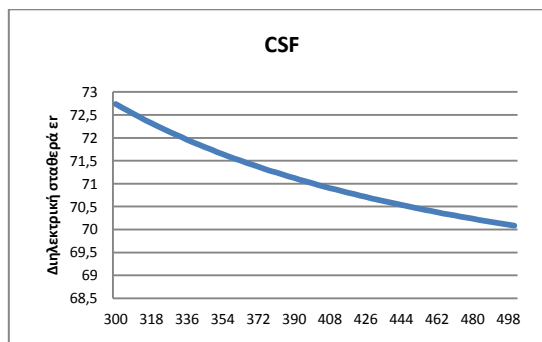


(α)

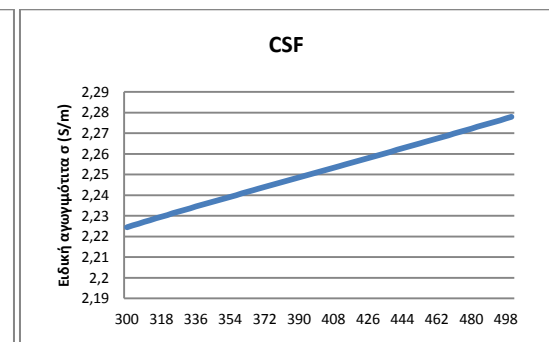


(β)

Σχ. Π. 6 Εξάρτηση α) διηλεκτρικής σταθεράς και β) ειδικής αγωγιμότητας από τη συχνότητα για το βιολογικό ιστό λευκής ουσίας του εγκεφάλου



(α)



(β)

Σχ. Π. 7 Εξάρτηση α) διηλεκτρικής σταθεράς και β) ειδικής αγωγιμότητας από τη συχνότητα για το εγκεφαλικό νωτιαίο υγρό

Στον Πίνακα Π.1 δίνεται η πυκνότητα μάζας για τους παραπάνω βιολογικούς ιστούς

Πίνακας Π. 1 Πυκνότητα μάζας βιολογικών ιστών

Ιστός	Πυκνότητα μάζας (Kg/m ³)
Δέρμα	1100
Λίπος	900
Μυς	1060
Οστό	1200
Εγκέφαλος	1050
Λευκή ουσία εγκεφάλου	~1000
Εγκεφαλικό νωτιαίο υγρό	1000

5

Βιβλιογραφία

- [1] C. A. Balanis, *Antenna Theory and Design*, New York: John Wiley & Sons, Inc., 2002
- [2] R. E. Collins, *Foundation for Microwave Engineering, 2nd Edition*, New York: John Wiley & Sons, Inc., 2002
- [3] K. L. Wong, *Compact and Broadband Microstrip Antennas*, John Wiley & Sons, Inc., 2002
- [4] J. Jin, *The Finite Element Method in Electromagnetics, 2nd edition*, New York: John-Wiley & Sons Inc., 2002.
- [5] A. Kiourti, *Biomedical telemetry: Communication between implanted devices and external world*, Polh :Opticon1826, Issue 8, Spring 2010
- [6] F. Asgarian and A. M. Sodagar, *Wireless Telemetry for Implantable Biomedical Microsystems*
- [7] Q. Fang, *Body EMF Absorption: A Design Issue for Implantable Medical Electronics*, Melbourn, Australia: International journal of Bioelectromagnetism Vol. 12, No. 1, pp. 7-11, 2010
- [8] M. Allen, *Pacemaker and implantable cardioverter defibrillators*, London, UK: Anaesthesia, 2006
- [9] M. D. Weiss, J. L. Smith and J. Bach, *RF Coupling in a 433 – MHz Biotelemetry System for an Artificial Hip*, IEEE ANTENNAS AND WIRELESS PROPAGATION LETTERS, VOL. 8, 2009
- [10] C. Park, P. H. Chou, Y. Bai, R. Matthews and A. Hibbs, *An Ultra – Wearable, Wireless, Low Power ECG Monitoring System*

- [11] P. J. Huelskamp, *Multiple Sensor Development*, US: United States Patents, No. US 7,955,268 B2, Jun. 7, 2011
- [12] A. Ohlsson, R. Nordlander, T. Bennet, C. Bitkovert, B. Kjellstrom, B. Lee and L. Ryden, *Continuous ambulatory haemodynamic monitoring with an implantable system*, *European Heart Journal* 19, 174-184, 1998
- [13] K. E. Toghill and R. G. Compton, *Electrochemical Non-enzymatic Glucose Sensors: A perspective and an Evaluation*, *International Journal of electrochemical science*, 5, 1246 – 1301, 2010
- [14] D. Guiraud, P. Poignet, P. B. Wieber, H. El Makksoud, F. Pierrot, B. Brogliato, P. Fraisse, E. Dombre, J. L. Divoux and P. Rabischong, *Modelling of the human paralyzed lower limb under FES*, ICRA, 2003
- [15] R. A Gaunt and A. Prochazka, *Control of urinary bladder function with devices: successes and failures*, Edmonton, Canada: HMRC
- [16] S. Klauke, M. Goertz, S. Rein, D. Hoebel, U. Thomas, R. Eckhorn, F. Bremmer and T. Wachtler, *Stimulation with a Wireless Intraocular Epiretinal Implant Elicits Visual Percepts in Blind Humans*, *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, Vol. 52, No. 1 January 2011
- [17] FCC, Medical Implant Communications Service (MICS), (FCC) Std. CFR, Part 95 (1999)
- [18] FCC, Industrial, Scientific, and Medical Equipment (ISM), (FCC) Std. CFR, Part 18 (1998)
- [19] IEEE, Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3kHz to 300GHz (1999)
- [20] IEEE, Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3kHz to 300GHz (2005)
- [21] COUNCIL RECOMMENDATION on the limitation of exposure of the general public to electromagnetic fields (0 Hz to 300 GHz), (1999/519/EC)
- [22] 47 CFR Ch. I § 1.1307 (10–1–10 Edition)
- [23] IEEE Std 802.15.1™ Part 15.1: Wireless medium access control (MAC) and physical layer (PHY) specifications for wireless personal area networks (WPANs)

- [24] IEEE Std 802.15.4™-2006 Part 15.4: Wireless medium access control (MAC) and physical layer (PHY) specifications for Low - Rate wireless personal area networks (WPANs)
- [25] Duerig, Pelton and Stoeckel, *An Overview of Nitilon Medical Applications*, Fremont, California: Materials Science and Engineering A273-275 pp.149-160, 1999
- [26] I. A. L. Lim, *Biocompatibility of Stent Materials*, MURJ, Vol. 11, 33-37, 2004
- [27] R. Sarkar and G. Banerjee, *Ceramic Based Bio-Medical Implants*, International Ceramic Review, 98-102, 02, 2010
- [28] D. S. Finch, T. Oreskovic, K. Ramadurai, C. F. Herrmann, S. M. George, R. L Mahajan, *Biocompatibility of atomic layer-deposited alumina thin films*, Wiley InterScience (www.interscience.wiley.com). DOI: 10.1002/jbm.a.31732, 2007
- [29] T. V. thamaraiselvi and S. Raieswari, *Biological Evaluation of Bioceramic Materials – A Review*, Trends Biomater. Artif. Organs, Vol. 18 (1), pp 9-17, 2004
- [30] G. Guibert, T. Rossel, G. Weder, S. Mikhailov, C. Meunier and B. Betschart, *Control of Human Osteoblast adhesion on polymers after ion beam irradiation*, European Cells and Materials Vol. 16. Suppl. 1, 2008
- [31] D. F. Williams, *On the mechanisms of biocompatibility*, Biomaterials 1-13, 2008
- [32] G. H. Llanos, P. Narayanan, M. B. Roller and A. Scopelianos, *Coatings for Medical Devices*, US: United States Patent, No. US 6,746,773 B2, Jun. 8, 2004
- [33] J. Burgahard, C. Campbell, T. R. Younkin, M. Kuhn, D. Shykind, J. Maiz, *Biocompatible coatings for Medical Devices*, US: Patent Application Publication, No. US 2009/0169714 A1, Jul. 2, 2009
- [34] B. Lagesse, *Privacy Challenges for Wireless Medical Devices*
- [35] S. Gollakota, H. Hassanieh, B. Ransford, D. Katabi, K. Fu, *They Can Hear Your Heartbeats: Non-Invasive Security for Implantable Medical Devices*, Toronto, Canada, SIGCOMM, 2011
- [36] C. H. Durney, H. Massoudi and M. F. Iskander, *Radiofrequency Radiation Dosimetry Handbook*, Brooks Air Force Base-USAFSAM-TR-85-73, 1986.

- [37] L. A. Geddes and L. E. Barker, *The Specific Resistance of Biological Material—A Compendium of Data for the Biomedical Engineer and Physiologist*, Medical and Biological Engineering, Vol. 5, pp. 271–293, 1967
- [38] M. A. Stuchly and S. S. Stuchly, *Dielectric Properties of Biological Substances—Tabulated*, J. of Microwave Power, Vol. 15, No. 1, pp. 19–26, 1980
- [39] K. R. Foster and H. P. Schwan, *Dielectric Properties of Tissues and Biological Materials: A Critical Review*, Critical Reviews in Biomedical Engineering, Vol. 17, No. 1, pp. 25–104, 1989
- [40] F. A. Duck, *Physical Properties of Tissue: A Comprehensive Reference Book*, New York: Academic Press, Harcourt Brace Jovanovich, 1990.
- [41] C. Gabriel, *Compilation of the Dielectric Properties of Body Tissues at RF and Microwave Frequencies*, Brooks Air Force Technical Report, AL/OE-TR-1996-0037, 1996.
- [42] M. Y. Kanda, et al., *Formulation and Characterization of Tissue Equivalent Liquids Used for RF Densitometry and Dosimetry Measurements*, IEEE Trans. on Microwave Theory and Techniques, Vol. 52, No. 8, pp. 2046–2056, 2004
- [43] A. W. Guy, *Analyses of Electromagnetic Fields Induced in Biological Tissues by Thermographic Studies on Equivalent Phantom Models*, IEEE Trans. on Microwave Theory and Techniques, Vol. 19, No. 2, pp. 205–214, 1968
- [44] K. Ito et al., *Development and Characteristics of a Biological Tissue-Equivalent Phantom for Microwaves*, Electron. Commun. Jpn. Pt. I-Commun., Vol. 84, No. 4, pp. 67–77, 2001
- [45] T. Kobayashi et al., *Dry Phantom Composed of Ceramics and Its Application to SAR Estimation*, IEEE Trans. on Microwave Theory and Techniques, Vol. 41, No. 1, pp.136–140, January 1993
- [46] H. Tamura et al., *A Dry Phantom Material Composed of Ceramic and Graphite Powder*, IEEE Trans. on Electromagnetic Compatibility, Vol. 39, No. 2, pp. 132–137, May 1997
- [47] Y. Nikawa, M. Chino and K. Kikuchi, *Soft and Dry Phantom Modeling Material Using Silicone Rubber with Carbon Fiber*, IEEE Trans. on Microwave Theory and Techniques, Vol. 44, No. 10, Part 2, pp. 1949–1952, 1996

- [48] J. T. Chang et al., *A Conductive Plastic for Simulating Biological Tissue at Microwave Frequencies*, IEEE Trans. on Electromagnetic Compatibility, Vol. 42, No. 1, pp. 76–81, 2000
- [49] National Library of Medicine, *Visible Human Project*, 2007 [Online]. Available: http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html, Updated Dec. 2007.
- [50] A. Kiourti, M. Christopoulou and K.S. Nikita, *Design of a Novel Miniaturized PIFA for Biomedical Telemetry*, In: 1st International ICST Conference on Wireless Mobile Communication and Healthcare – MobiHealth, 2010
- [51] A. Kiourti, M. Christopoulou, K.S. Nikita, *Performance of a Novel Miniature Antenna Implanted in the Human Head for Wireless Biotelemetry*, In: 2011 IEEE International Symposium on Antennas and Propagation, 2011
- [52] A. Kiourti, M. Tsakalakis and K. S. Nikita, *Parametric Study and Design of Implantable PIFAs for Wireless Biotelemetry*, In: 2st International ICST Conference on Wireless Mobile Communication and Healthcare – MobiHealth, 2011
- [53] K. S. Nikita, G. S. Stamatakos and N. K. Uzunoglu, *Analysis of the Interaction Between a Layered Spherical Human Head Model and a Finite – Length Dipole*, IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, Vol. 48, No. 11, Nov. 2000
- [54] J. Kim and Y. Rahmat-Samii, *Implanted Antennas Inside a Human Body: Simulations, Designs, and Characterizations*, IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, Vol. 52, No. 8, Aug. 2004
- [55] H. Khodabakhshi and A. Chelvadi, *Irradiation of a Six-Layered Spherical Model of Human Head in the Near Field of a Half-Wave Dipole Antenna*, IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, Vol. 58, No. 3, Mar. 2010
- [56] M. R. Bashar, Y. Li and P. Wen, *Effects of White Matter on EEG of Multi – layered Spherical head Models*, IEEE Electrical and Computer Engineering, ICECE, 2008
- [57] M. S. Wegmueller, M. Oberle, N. Kuster and W. Fichtner, *From Dielectrical Properties of Human Tissue to Intra – Body Communications*, IFMBE Proceedings, Vol. 2, Tr. 06
- [58] A. Kuhn, T. Keller, M. Lawrence, M. Morari, *A model for current regulated transcutaneous electrical stimulation: Stimulations and experiments*, Medical and Biological Engineering and Computing, Vol. 47, No. 3, 2009

- [59] J. Gemio, J. Parron and J. Soler, *Human Body Effects on Implantable Antennas for ISM Bands Applications: Models Comparison and Propagation Losses Study*, Progress In Electromagnetics Research, Vol. 110, 437 – 452, 2010
- [60] H. Usui, M. Takahashi and K. Ito, *radiation Characteristics of an Implanted Cavity Slot Antenna Into Human Body*, In: IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium, 2006
- [61] D. Werber, A. Schwentner and E.M. Biebl, *Investigation of RF transmission properties of human tissues*, Coperrnicus GmbH, Adv. Radio Sci., 4, 357-360, 2006
- [62] M. J. Piket – May, A. Taflove, W – C. Lin, D. S. Katz, V. Sathiseelan and B. B. Mittal, *Initial Results for Automated Computational Modeling of Patient – Specific Electromagnetic Hyperthermia*, IEEE Transactions of Biomedical Engineering, Vol. 39, No. 3, Mar. 1992
- [63] Y. – M. Gao, S. H. Pun, M. Du, M. I. Vai and P. U. Mak, *A preliminary two dimensional model for Intra – body Communication of Body Sensor Networks*, IEEE Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information Processing, ISSNIP, 2008
- [64] P. Zakavi, N. C. Karmakar and I. Griggs, *Wireless Orthopedic Pin for Bone Healing and Growth: Antenna Development*, IEEE Transactions on Antennas and Propagation, Vol. 58, No. 12, Dec. 2010
- [65] H. Rajagopalan and Y. Rahmat – Samii, *Conformal RFID Antenna Design Suitable for Human Monitoring and Metallic Platforms*, IEEE Antennas and Propagation, EuCAP, 2010
- [66] Z. N. Chen, G. C. Liu and T. S. P. See, *Transmission of RF Signals Between MICS Loop Antennas in Free Space and Implanted in the Human Head*, IEEE Transactions on Antennas and Propagation, Vol. 57, No. 6, Jun. 2009
- [67] W. Xia, K. Saito, M. Takahashi and K. Ito, *Performance of an Implanted Cavity Slot Antenna Embedded in the Human Arm*, IEEE Transactions on Antennas and Propagation, Vol. 57, No. 4, Apr. 2009
- [68] A. Sani, M. Rajab, R. Foster, Y. Hao, *Antennas and Propagation of Implanted RFIDs for Pervasive Healthcare Applications*, In: Proceedings of IEEE, Vol. 98, No. 9, Sep. 2010
- [69] F. Merli, L. Bolomey, E. Meurville and A. K. Skrivervik, *Implanted Antenna for Biomedical Applications*, In: IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium, 2008
- [70] P. Soontornpipit, C. M. Furse, and Y. C. Chung, *Design of Implantable Microstrip Antenna for Communication With Medical Implants*, IEEE transactions on Microwave Theory and Techniques, Vol. 52, No. 8, Aug. 2004

- [71] R. Warty, M. – R. Tofighi, U. Kawoos and A. Rosen, *Characterization of Implantable Antennas for Intracranial Pressure Monitoring: Reflection by and transmission Through a Scalp Phantom*, IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, Vol. 56, No. 10, Oct. 2008
- [72] A. K. Shackelford, K. – F. Lee and K. M. Luk, *Design of Small – Size Wide – Bandwidth Microstrip – Patch Antennas*, IEEE Antennas and Propagation Magazine, Vol. 45, No. 1, Feb. 2003
- [73] K. P. Kumar, N. S. S. Chaitanya, P. R. Kumar, B. T. P. Madhav, N. V. K. Ramesh and B. N. Nayak, *Comparative Analysis of Shorting Pin and Shorting Plate Models for Size Reduction in the Microstrip Patch Antennas*, International Journal of Communication Engineering Applications, Vol. 02, Issue 04, Jul. 2011
- [74] P.K. Panayi, M. Al – Nuaimi and L. P. Ivrisimtzis, *Tuning Techniques for th Planar Inverted – F Antenna*, IEEE Antennas and Propagation, Mar. 1999
- [75] A. R. Chandran, G. A. Conway and W. G. Scanlon, *Compact Slot – Loaded Patch Antenna for 868 MHz Wireless Body Area Networks*, Loughborough Antennas and Propagation Conference, Mar. 2008
- [76] K. Surmeli and B. Turetken, *U-Slot Stacked Patch Antenna Using High and Low Dielectric Constant Material Combinations in S-band*
- [77] X. Bao, *Small Patch/Slot Antenna with 53% Input Impedance Bandwidth*, Electronic Letters, Vol. 43, Feb. 2007
- [78] D. Hodgins, A. Bertsch, N. Post, M. Frischholz, B. Volckaerts, J. Spensley, J. M. Wasikiewicz, H. Higgins, F. von Stetten, L. Kenney, *Healthy Aims: Developing New Medical Implants and Diagnostic Equipment*, IEEE CS, Implantable Electronics, 2008
- [79] Md. A. Hussain and K. S. Kwak, *Positioning in Wireless Body Area Network using GSM*, International Journal of Digital Content Technology and its Applications Volume 3, Number 3, September 2009
- [80] W. – C. Liu, F. – M. Yeh and M. Chavami, *Miniaturized Implanted Broadband Antenna for Biotelemetry Communication*, Microwave and Optical Technology Letters, Vol. 50, No. 9, Sep. 2008
- [81] Y. Rahmat – Samii and J. Kim, *Implanted Antennas in Medical Wireless Communications*, Morgan & Claypool Publishers, 2006
- [82] S. Shrestha, M. Agarwal, J. Reid and K. Varahramyan, *Microstrip Antennas for Direct Human Skin Placement for Biomedical Applications*, Cambridge, USA: PIRERS Proceedings, Jul., 2010

- [83] C. – M. Lee, T. – C. Yo and C. – H. Luo, *Compact Broadband Stacked Implantable Antenna for Biotelemetry with Medical Devices* ,WAMICON, 2006
- [84] W. – C. Liu, S. – H. Chen and C. – M. Wu, *Bandwidth Enhancement and Size Reduction of an Implantable PIFA Antenna for Biotelemetry Devices*, Wiley Periodicals, 2009
- [85] W. – C. Liu, *Implantable Broadband Circular Stacked PIFA Antenna for Biotelemetry Communication*, J. of Electromagn. Waves and Appl., Vol. 22, 1791 – 1800, 2008