



ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΙΔΡΥΜΑ ΚΡΗΤΗΣ
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΧΑΝΙΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗΣ
ΤΟΜΕΑΣ ΤΗΛΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ
ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΕΥΡΥΖΩΝΙΚΩΝ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ ΚΑΙ
ΗΛΕΚΤΡΟΜΑΓΝΗΤΙΚΩΝ ΕΦΑΡΜΟΓΩΝ

Πτυχιακή εργασία

με θέμα

Ιατρικές Εφαρμογές Εμφυτευμένων Κεραιών

από τον **Σταματάκη Φ. Ιωάννη**

*Εκπονήθηκε υπό την επίβλεψη του Επίκουρου Καθηγητή Δρ. **Ιωάννη Βαρδιάμπαση***



Χανιά, Μάρτιος 2012

Η σελίδα αυτή είναι σκόπιμα λευκή.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Ένα από τα κύρια θέματα που αναπτύσσονται στην παρούσα πτυχιακή εργασία είναι η σύνοψη των αποτελεσμάτων των πρόσφατων ερευνών πάνω στον τομέα των εμφυτευμένων κεραιών για ιατρικά ασύρματα επικοινωνιακά συστήματα. Αναμένεται ότι οι ιατρικές συσκευές θα μπορούν να εμφυτευθούν μέσα στο ανθρώπινο σώμα για εφαρμογές που αφορούν την τηλεμετρία και την τηλειατρική. Ο σχεδιασμός των κεραιών θα παίζει σημαντικό ρόλο στην εγκατάσταση επιτυχημένων ασύρματων ζεύξεων μεταξύ των ιατρικών συσκευών. Τα κύρια χαρακτηριστικά που πρέπει να διαθέτει μία εμφυτευμένη κεραία είναι να μικρή, ασφαλής, χαμηλής ισχύος και ικανοποιητικά χαμηλού κόστους. Επίσης, παρουσιάζεται ο τρόπος με τον οποίο οι προχωρημένες ηλεκτρομαγνητικές αριθμητικές τεχνικές μπορούν να χρησιμοποιηθούν στο σχεδιασμό των κεραιών σε ένα περιβάλλον που προσομοιάζει όσο το δυνατόν περισσότερο τον ανθρώπινο οργανισμό. Επιπλέον, φαίνεται ότι και τα απλοποιημένα μοντέλα μπορούν να χρησιμοποιηθούν αποτελεσματικά στη σχεδίαση των κεραιών. Αναφέρονται, ακόμη, επιγραμματικά οι επιδράσεις των ραδιοσυχνοτήτων στον ανθρώπινο οργανισμό. Ενώ, παρουσιάζονται κάποιες από τις σημαντικότερες εφαρμογές των εμφυτευμένων κεραιών στην ιατρική. Τέλος, εξαιτίας των ασύρματων επικοινωνιακών ζεύξεων μέσω των οποίων γίνεται μεταφορά κυρίως ιατρικών δεδομένων αναφέρεται ο ρόλος της ασφάλειας του ιατρικού απορρήτου και οι πιθανοί κίνδυνοι υποκλοπής των δεδομένων αυτών.

Λέξεις-κλειδιά: μέθοδος των πεπερασμένων διαφορών στο πεδίο του χρόνου, εμφυτεύσιμη κεραία, ιατρική ασύρματη επικοινωνία, μικροσκοπικές κεραίες, επίπεδες κεραίες, δυαδική σφαιρική συνάρτηση του Green, εμφυτευμένες καρδιακές συσκευές, εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς και κοχλιακά, συστήματα νευροδιέγερσης, ιατρικό απόρρητο.

ABSTRACT

One of the main objectives of this paper is to summarize the results of recent research activities of the recent studies on the subject of implanted antennas for medical wireless communication systems. It is anticipated that ever sophisticated medical devices will be implanted inside the human body for medical telemetry and telemedicine. To establish effective and efficient wireless links with these devices, it is pivotal to give special attention to the antenna designs that are required to be low profile, small, safe and cost effective. In the present paper, it is demonstrated how advanced electromagnetic numerical techniques can be utilized to design these antennas inside as realistic human body environment as possible. Also it is shown how simplified models can assist the initial designs of these antennas in an efficient manner. Furthermore, the effects of RF radiation on the human body are presented, whereas a reference is being made about the most important applications of implantable antennas in medicine. Finally, due to the wireless communication links through which medical data are transmitted, the importance of security and privacy of the patient's confidentiality from potential interception is highly demonstrated.

Keywords: Finite difference time domain, Human interaction, Implantable antenna, Medical wireless communication, Miniaturized antennas, Planar antennas, Spherical dyadic Green's function, implanted medical devices, cochlear implants, retinal implants, neurostimulators, medical confidentiality.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

Περίληψη	2
Abstract	3
Ευχαριστίες	4
Ευρετήριο εικόνων	7
Ευρετήριο πινάκων	11
1. Εμφυτευμένες κεραίες για ασύρματες επικοινωνίες	12
1.1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ	12
1.2. Η/Μ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΤΟΥ ΑΝΘΡΩΠΙΝΟΥ ΣΩΜΑΤΟΣ ΚΑΙ ΟΜΟΙΩΜΑΤΑ ΤΟΥ	13
1.3. ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΜΕΓΕΘΗ ΕΜΦΥΤΕΥΜΕΝΩΝ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΚΕΡΑΙΩΝ	15
1.4. ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΤΩΝ ΕΜΦΥΤΕΥΜΕΝΩΝ ΚΕΡΑΙΩΝ	16
1.4.1 Εισαγωγή και τοποθέτηση των κεραιών μέσα στους βιολογικούς ιστούς	17
1.4.2 Δυαδική συνάρτηση του Green σε σφαιρικές συντεταγμένες	18
1.4.3 Μέθοδος των πεπερασμένων διαφορών στο πεδίο του χρόνου (FDTD)	19
1.4.4 Σχεδιασμός και αξιολόγηση της απόδοσης των επίπεδων κεραιών	19
2. Επιδράσεις των ραδιοσυχνοτήτων στον ανθρώπινο οργανισμό	21
2.1. Η/Μ ΦΑΣΜΑ	21
2.2. ΡΥΘΜΟΣ ΕΙΔΙΚΗΣ ΑΠΟΡΡΟΦΗΣΗΣ- SAR	22
2.3. ΕΠΙΠΤΩΣΕΙΣ ΤΗΣ ΜΗ ΙΟΝΙΖΟΥΣΑΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ	23
2.3.1. Θερμικές επιπτώσεις	24
2.3.2. Μη θερμικές επιπτώσεις	24
3. Υπολογιστικές μέθοδοι	26
3.1. ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ ΤΗΣ ΣΥΝΑΡΤΗΣΗΣ GREEN	26
3.1.1. Σφαιρική μοντελοποίηση ανθρώπινου κεφαλιού	26
3.1.2. Επέκταση της συνάρτησης Green	28
3.1.3. Η απλοποίηση της επέκτασης των σφαιρικών συναρτήσεων Green	30
3.2. ΜΕΘΟΔΟΣ ΤΩΝ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΔΙΑΦΟΡΩΝ ΣΤΟ ΠΕΔΙΟ ΤΟΥ ΧΡΟΝΟΥ	32
3.2.1 Δεδομένα εισόδου για την προσομοίωση με τη μέθοδο FDTD	33
3.2.2 Μοντέλο ανθρώπινου σώματος	34
3.3. ΈΛΕΓΧΟΣ ΤΩΝ ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΩΝ ΤΕΧΝΙΚΩΝ ΜΕ ΤΗ ΒΟΗΘΕΙΑ ΣΥΓΚΡΙΣΕΩΝ	35
3.3.1 Σύγκριση με την εξίσωση κλειστού τύπου	36
3.3.2 Σύγκριση με τις προσομοιώσεις της μεθόδου FDTD	37
4. Κεραίες σε βιολογικούς ιστούς	39
4.1. ΑΠΛΕΣ ΕΝΣΥΡΜΑΤΕΣ ΚΕΡΑΙΕΣ ΣΤΟΝ ΕΛΕΥΘΕΡΟ ΧΩΡΟ	39
4.1.1 Χαρακτηρισμός των διπολικών κεραιών	39
4.1.2 Χαρακτηρισμός των κεραιών βρόχων	43
4.2 ΕΝΣΥΡΜΑΤΕΣ ΚΕΡΑΙΕΣ ΣΕ ΒΙΟΛΟΓΙΚΟ ΙΣΤΟ	46
4.3 ΕΠΙΔΡΑΣΕΙΣ ΑΓΩΓΩΝ ΣΕ ΜΙΚΡΕΣ ΕΝΣΥΡΜΑΤΕΣ ΚΕΡΑΙΕΣ ΕΝΤΟΣ ΒΙΟΛΟΓΙΚΟΥ ΙΣΤΟΥ	49

5. Κεραίες στο ανθρώπινο κεφάλι.....	53
5.1. ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΤΩΝ ΣΦΑΙΡΙΚΩΝ ΜΟΝΤΕΛΩΝ ΚΕΦΑΛΙΩΝ	53
5.2. ΚΕΡΑΙΕΣ ΣΕ ΔΙΑΦΟΡΑ ΣΦΑΙΡΙΚΑ ΜΟΝΤΕΛΑ ΚΕΦΑΛΙΟΥ	56
5.3. ΟΙ ΕΠΙΔΡΑΣΕΙΣ ΤΩΝ ΩΜΩΝ ΣΤΙΣ ΚΕΡΑΙΕΣ ΣΤΟ ΑΝΘΡΩΠΙΝΟ ΚΕΦΑΛΙ	58
5.4. ΚΕΡΑΙΕΣ ΓΙΑ ΑΣΥΡΜΑΤΕΣ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΑΚΕΣ ΖΕΥΞΕΙΣ.....	62
6. Κεραίες στο ανθρώπινο σώμα	65
6.1. ΕΝΣΥΡΜΑΤΕΣ ΚΕΡΑΙΕΣ ΣΤΗΝ ΑΝΘΡΩΠΙΝΗ ΚΑΡΔΙΑ	65
6.2. ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΕΠΙΠΕΔΗΣ ΚΕΡΑΙΑΣ.....	66
6.2.1. Κεραίες μικροταινίας	67
6.2.2. Επίπεδες αντεστραμμένες κεραίες τύπου F	71
6.3 ΑΠΟΔΟΣΗ ΑΣΥΡΜΑΤΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ ΤΗΣ ΣΧΕΔΙΑΣΜΕΝΗΣ ΚΕΡΑΙΑΣ	73
7. Επίπεδες κεραίες για ενεργές εμφυτεύσιμες ιατρικές συσκευές.....	77
7.1. ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΕΠΙΠΕΔΩΝ ΚΕΡΑΙΩΝ	77
7.1.1 Απλοποιημένο μοντέλο ανθρώπινου σώματος και ρύθμιση των μετρήσεων	77
7.1.2 Δομής μαιάνδρου επίπεδη αντεστραμμένη κεραία τύπου F	78
7.1.3 Σπειροειδής RIFA.....	81
7.2. ΚΕΡΑΙΑ ΤΟΠΟΘΕΤΗΜΕΝΗ ΣΕ ΕΜΦΥΤΕΥΣΙΜΗ ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΥΣΚΕΥΗ	83
7.2.1 Επιδράσεις εμφυτευμένης ιατρικής συσκευής.....	83
7.2.2. Χαρακτηριστικά εγγύς πεδίου και SAR δείκτη των σχεδιασμένων κεραίων.....	84
7.2.3. Χαρακτηριστικά εκπομπής των σχεδιασμένων κεραίων	88
7.3 ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΤΗΣ ΕΠΙΤΡΕΠΟΜΕΝΗΣ ΑΠΟΔΙΔΟΜΕΝΗΣ ΙΣΧΥΟΣ ΑΠΟ ΕΠΙΠΕΔΕΣ ΚΕΡΑΙΕΣ.....	89
8. Εμφυτευμένες κεραίες σε ιατρικές εφαρμογές	90
8.1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ	90
8.2. ΣΧΕΔΙΑΣΤΙΚΕΣ ΑΠΑΙΤΗΣΕΙΣ ΚΑΙ ΠΕΡΙΟΡΙΣΜΟΙ ΑΣΦΑΛΕΙΑΣ	91
8.3. ΙΑΤΡΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΕΜΦΥΤΕΥΜΕΝΩΝ ΚΕΡΑΙΩΝ	94
8.3.1.Εμφυτευμένες καρδιακές συσκευές - Βηματοδότης και απινιδωτής.....	94
8.3.2. Εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς.....	99
8.3.3. Συστήματα νευροδιέγερσης και μυϊκής διέγερσης	101
8.3.4. Συστήματα μέτρησης ενδοκρανιακής πίεσης	102
8.3.5. Τηλεϊατρική - Τηλεφροντίδα	104
8.3.6. Το κοχλιακό εμφύτευμα.....	106
8.3.7. Μετρητής επιπέδου της γλυκόζης στο αίμα.....	108
8.3.8. Συστήματα διανομής φαρμάκων	110
8.3.9. Σύστημα παθητικού αναμεταδότη για ιατρικές εφαρμογές.....	112
8.4. ΑΣΦΑΛΕΙΑ ΚΑΙ ΠΡΟΣΤΑΣΙΑ ΤΩΝ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΓΙΑ ΤΙΣ ΙΑΤΡΙΚΕΣ ΣΥΣΚΕΥΕΣ.....	113
8.5 ΚΡΙΤΗΡΙΑ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ ΓΙΑ ΤΙΣ ΕΜΦΥΤΕΥΣΙΜΕΣ ΙΑΤΡΙΚΕΣ ΣΥΣΚΕΥΕΣ	114
8.6 ΑΣΦΑΛΕΙΑ ΤΟΥ ΙΑΤΡΙΚΟΥ ΑΠΟΡΡΗΤΟΥ	115
9. Συμπεράσματα.....	118
Βιβλιογραφία	122

Ευρετήριο Εικόνων

Εικόνα 1.1: Σχηματικό διάγραμμα που δείχνει τις μεθοδολογίες για τη σχεδίαση εμφυτευμένων κεραιών.....	17
Εικόνα 1.2: Δύο διαφορετικές συνθέσεις κεραιών μέσα στον βιολογικό ιστό.....	18
Εικόνα 2.1: Το ηλεκτρομαγνητικό φάσμα	22
Εικόνα 3.1: Σχηματική αναπαράσταση των έξι επιπέδων σφαιρικού μοντέλου κεφαλής για ένα ανθρώπινο κεφάλι	27
Εικόνα 3.2: Μοντέλο κεφαλιού με πηγή ρεύματος αυθαιρέτως τοποθετημένη	29
Εικόνα 3.3: Ανάλυση ορισμένου μήκους διπόλου και η περιστροφή του συστήματος συντεταγμένων για κάθε στοιχειώδες ηλεκτρικό στοιχείο	31
Εικόνα 3.4: Σχηματικό διάγραμμα για τη δημιουργία της γεωμετρίας του ανθρώπινου σώματος με τη μέθοδο FDTD	33
Εικόνα 3.5: Παρουσίαση ενός μοντέλου ανθρώπινου σώματος με διαφορετική σχετική διηλεκτρικότητα	34
Εικόνα 3.6: Σύγκριση των εντάσεων των ηλεκτρικών πεδίων των στοιχειωδών διπόλων, που είναι τοποθετημένα σε ελεύθερο χώρο και σε μία διηλεκτρική σφαίρα χωρίς απώλειες.....	36
Εικόνα 3.7: Σύγκριση της έντασης του ηλεκτρικού πεδίου που υπολογίζεται από τις σφαιρικές επεκτάσεις της συνάρτησης Green σε σχέση με αυτή που υπολογίζεται από τον FDTD κώδικα για ένα δίπολο σε μία ομογενή σφαίρα απωλειών	38
Εικόνα 4.1: Μικρή διπολική κεραία στον ελεύθερο χώρο.....	40
Εικόνα 4.2: Συνιστώσες του ηλεκτρικού πεδίου από μία μικρή διπολική κεραία στον ελεύθερο χώρο	41
Εικόνα 4.3: Οι κατανομές του μαγνητικού πεδίου από μία μικρή διπολική κεραία στον ελεύθερο χώρο	42
Εικόνα 4.4: Τετράγωνη κεραία βρόχου στον ελεύθερο χώρο.....	43
Εικόνα 4.5: Κατανομές του ηλεκτρικού πεδίου από την τετράγωνη κεραία βρόχου στον ελεύθερο χώρο.....	44
Εικόνα 4.6: Κατανομές μαγνητικού πεδίου από την τετράγωνη κεραία βρόχου στον ελεύθερο χώρο	45
Εικόνα 4.7: Ενσύρματες κεραίες εντός απλοποιημένου μοντέλου βιολογικού ιστού	46
Εικόνα 4.8: Πεδιακές κατανομές στον y-άξονα από το δίπολο στον βιολογικό ιστό.....	47
Εικόνα 4.9: Πεδιακές κατανομές κατά μήκος του y-άξονα από μία τετράγωνη κεραία βρόχου σε έναν βιολογικό ιστό.....	48

Εικόνα 4.10: Ενσύρματες κεραίες τοποθετημένες σε αγωγήμη βάση εντός απλοποιημένου μοντέλου βιολογικού ιστού	50
Εικόνα 4.11: Πεδιακές κατανομές κατά μήκος του y-άξονα από το μικρό δίπολο μπροστά από αγωγήμη βάση στον βιολογικό ιστό.....	51
Εικόνα 4.12: Πεδιακές κατανομές κατά μήκος του y-άξονα από το μικρό βρόχο μπροστά στην αγωγήμη βάση εντός του βιολογικού ιστού	52
Εικόνα 5.1: Σφαιρικά και ανατομικά μοντέλα κεφαλιού αντιστοιχισμένα κατ' όγκο.....	54
Εικόνα 5.2: Οι κατανομές των κοντινών πεδίων για διπολικές κεραίες που είναι εμφυτευμένες σε σφαιρικά και ανατομικά μοντέλα.....	55
Εικόνα 5.3: Κατανομές του κοντινού πεδίου κατά μήκος του z-άξονα για κεραίες διπόλων εμφυτευμένες σε διάφορα είδη κεφαλιών	57
Εικόνα 5.4: Κανονικοποιημένα διαγράμματα ακτινοβολίας για εμφυτευμένες κεραίες σε ομογενές μοντέλο κεφαλιού.....	59
Εικόνα 5.5: Διπολικές κεραίες τοποθετημένες στο κέντρο των ανατομικών μοντέλων χωρίς ή με ώμους	60
Εικόνα 5.6: Κατανομές κοντινού πεδίου για διπολικές κεραίες τοποθετημένες σε ανατομικά μοντέλα με ή χωρίς ώμους	61
Εικόνα 5.7: Κανονικοποιημένα διαγράμματα οριζόντιας ακτινοβολίας σε ανατομικά μοντέλα χωρίς ή με ώμους. (όπου A_v : διάγραμμα κατακόρυφης πόλωσης χωρίς ώμους, A_h : διάγραμμα οριζόντιας πόλωσης χωρίς ώμους, B_v : διάγραμμα κατακόρυφης πόλωσης με ώμους, B_h : διάγραμμα οριζόντιας πόλωσης με ώμους).....	61
Εικόνα 5.8: Επικοινωνιακή ζεύξη μεταξύ ενός εμφυτευμένου διπόλου και ενός εξωτερικού.....	62
Εικόνα 5.9: Μέγιστη διαθέσιμη ισχύς υπολογισμένη στο εξωτερικό δίπολο όταν το εμφυτευμένο δίπολο μεταδίδει ισχύ $1W$	63
Εικόνα 5.10: Μέγιστες διαθέσιμες ισχύεις υπολογισμένες στο εμφυτευμένο δίπολο όταν το εξωτερικό δίπολο μεταδίδει ισχύ $1W$	64
Εικόνα 6.1: Γεωμετρία FDTD προσομοίωσης για μία κεραία διπόλου εντός της ανθρώπινης καρδιάς.....	66
Εικόνα 6.2: Κατανομές ηλεκτρικού πεδίου για το μικρό δίπολο εντός της καρδιάς.....	68
Εικόνα 6.3: Γεωμετρική δομή ανθρώπινου κορμού μέσω FDTD για εμφυτευμένη επίπεδη κεραία.....	68
Εικόνα 6.4: Σπειροειδής κεραία μικροταινίας στο ανατομικό ανθρώπινο ομοίωμα	70
Εικόνα 6.5: Χαρακτηριστικά εκπομπής της σπειροειδούς κεραίας μικροταινίας στο ανατομικό ανθρώπινο ομοίωμα	71
Εικόνα 6.6: Σπειροειδής επίπεδη αντεστραμμένη F κεραία εντός ανατομικού ανθρώπινου ομοιώματος.....	72

Εικόνα 6.7: Χαρακτηριστικά εκπομπής της PIFA στο ομοίωμα σώματος.....	74
Εικόνα 6.8: Δύο ασύρματες συνδέσεις επικοινωνίας: σύνδεση στον ελεύθερο χώρο και εμφυτευμένη σύνδεση	75
Εικόνα 6.9: Μέγιστη διαθέσιμη ισχύς στο εξωτερικό δίπολο που του παρέχεται και από το εξωτερικό δίπολο αλλά και από την κεραία μικροταινίας στο ανατομικό ομοίωμα όταν αμφότερες οι κεραίες αποδίδουν ισχύ 1W	75
Εικόνα 7.1: Απλοποιημένο μοντέλο σώματος για τον σχεδιασμό επίπεδων κεραιών, εμφυτευμένων στο ανθρώπινο σώμα	78
Εικόνα 7.2: Μέτρηση απώλειας επιστροφής επίπεδων κεραιών με ρευστό ομοίωμα ιστού	78
Εικόνα 7.3: Δομής μαιάνδρου PIFA για εμφυτεύσιμη συσκευή εντός του απλοποιημένου μοντέλου	79
Εικόνα 7.4: Τα χαρακτηριστικά απώλειας επιστροφής της δομής μαιάνδρου PIFA κατόπιν προσομοίωσης και μέτρησης	80
Εικόνα 7.5: Σπειροειδής PIFA σχεδιασμένη για εμφυτεύσιμες συσκευές εντός του σώματος.....	82
Εικόνα 7.6: Τα χαρακτηριστικά απώλειας επιστροφής της σπειροειδούς PIFA κατόπιν προσομοίωσης και μέτρησης	82
Εικόνα 7.7: Κεραία τοποθετημένη σε εμφυτεύσιμη ιατρική συσκευή	83
Εικόνα 7.8: Διακυμάνσεις της εμπέδησης εισόδου των εμφυτευμένων κεραιών με/χωρίς το μεταλλικό κουτί.....	85
Εικόνα 7.9: Κατανομές του εγγύς ηλεκτρικού πεδίου και του 1-g SAR για την PIFA δομής μαιάνδρου (αποδιδόμενη ισχύς=1W).....	86
Εικόνα 7.10: Κατανομές του εγγύς ηλεκτρικού πεδίου και του δείκτη SAR (1-g) για την σπειροειδή κεραία, με αποδιδόμενη ισχύ 1W	87
Εικόνα 7.11: Σύγκριση των διαγραμμάτων εκπομπής στο x-y επίπεδο ανάμεσα στις κεραίες PIFA τύπου μαιάνδρου και σπειροειδούς στα 2.5mm από τη βάση του απλοποιημένου μοντέλου σώματος.....	88
Εικόνα 8.1: Επαγωγική σύζευξη προς τροφοδοσία της συσκευής	92
Εικόνα 8.2: Η ασύρματη σύνδεση εμφυτευμένης καρδιακής συσκευής ασθενούς με τον γιατρό ..	96
Εικόνα 8.3: Παραμετροποίηση της PIFA και ομοίωμα του βηματοδότη.....	97
Εικόνα 8.4: Αριθμητικό υπολογιστικό μοντέλο.....	98
Εικόνα 8.5: S-παράμετρος	98
Εικόνα 8.6: Χαρακτηριστικά ακτινοβολίας	99
Εικόνα 8.7: (α) Ενδοφθάλμιο τμήμα διάταξης, (β) Εξοφθάλμιο τμήμα διάταξης.....	100
Εικόνα 8.8: Τοποθέτηση του ICP συστήματος μέτρησης σε ανθρώπινο ομοίωμα	104

Εικόνα 8.9: Αρχή λειτουργίας ενός κοχλιακού εμφυτεύματος, (1) μικρόφωνο, (2) επεξεργαστής λόγου, (3) πηνίο, (4) εμφύτευμα, (5) ακουστικό νεύρο, (6) εγκέφαλος 107

Εικόνα 8.10: α) Τρέχον σύστημα συνεχούς καταγραφής της γλυκόζης, β) Εμφυτεύσιμο σύστημα ραδιοσυχνοτήτων 110

Ευρετήριο Πινάκων

Πίνακας 1.1: Ηλεκτρικές ιδιότητες των ιστών στα 403,5 MHz.....	14
Πίνακας 3.1: Ηλεκτρικά χαρακτηριστικά των βιολογικών ιστών στα 402 MHz	27
Πίνακας 3.2: Μοντέλα κεφαλιού ενός, τριών και έξι στρωμάτων με εξωτερική ακτίνα 9cm.....	28
Πίνακας 3.3: Ηλεκτρικά δεδομένα των βιολογικών ιστών που χρησιμοποιούνται για το ανθρώπινο μοντέλο σώματος στα 402 MHz	35
Πίνακας 4.1: Ηλεκτρικό Πεδίο (V/m) και μαγνητικό πεδίο (A/m) ανάμεσα στα δίπολα στον εξωτερικό χώρο και τον βιολογικό ιστό (αποδιδόμενη ισχύς = 1W).....	48
Πίνακας 4.2: : Ηλεκτρικό Πεδίο (V/m) και μαγνητικό πεδίο (A/m) ανάμεσα στους βρόχους στον εξωτερικό χώρο και τον βιολογικό ιστό (αποδιδόμενη ισχύς = 1W).....	49
Πίνακας 4.3: Μεταβολές του Ηλεκτρικού πεδίου (V/m) και του μαγνητικού πεδίου (A/m) από ένα δίπολο στον βιολογικό ιστό από μία αγώγιμη βάση (αποδιδόμενη ισχύς = 1W).....	51
Πίνακας 4.4: Μεταβολές του Ηλεκτρικού πεδίου (V/m) και του μαγνητικού πεδίου (A/m) από τον βρόχο στον βιολογικό ιστό από μία αγώγιμη βάση (αποδιδόμενη ισχύς = 1W).....	52
Πίνακας 5.1: Ηλεκτρικές σταθερές των βιολογικών ιστών που χρησιμοποιούνται στο ανατομικό μοντέλο στα 402MHz.....	55
Πίνακας 5.2: Ακτινοβολούμενη ισχύς από το δίπολο σε διάφορα σφαιρικά μοντέλα κεφαλιών....	56
Πίνακας 7.1: Ακτινοβολούμενη ισχύς σπειροειδούς και δομής μαιάνδρου κεραίας PIFA στα 2.5mm από τη βάση του απλοποιημένου μοντέλου σώματος (αποδιδόμενη ισχύς = 1W).....	88
Πίνακας 7.2: Εκπεμπόμενη ισχύς και για τα δύο είδη PIFA, τοποθετημένες στα 2.5mm από τη βάση του απλοποιημένου μοντέλου του σώματος (αποδιδόμενη ισχύς=2.4 και 2.5MW από την τύπου μαιάνδρου και τη σπειροειδή PIFA αντίστοιχα)	89

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

1. Εμφυτευμένες κεραίες για ασύρματες επικοινωνίες

1.1. Εισαγωγή

Η απαίτηση να χρησιμοποιηθούν κεραίες ραδιοσυχνοτήτων μέσα ή έξω από το ανθρώπινο σώμα έχει εγερθεί για βιοϊατρικές εφαρμογές [1-3]. Το μεγαλύτερο μέρος των ερευνών, που αφορούν τις κεραίες σε ιατρικές εφαρμογές, έχει επικεντρωθεί στην παραγωγή υπερθερμίας για θεραπεία και παρακολούθηση διαφόρων φυσιολογικών παραμέτρων [1]. Οι κεραίες που χρησιμοποιούνται για να αυξήσουν τη θερμοκρασία των καρκινικών ιστών τοποθετούνται μέσα ή έξω από το σώμα του ασθενούς και τα σχήματά τους εξαρτώνται από τη θέση που πρόκειται να τοποθετηθούν. Για παράδειγμα, οι κεραίες με κυματοδηγό τοποθετούνται στο εξωτερικό του σώματος του ασθενούς και οι μονοπολικές ή οι διπολικές κεραίες έχουν σχεδιαστεί για εσωτερική χρήση [1]. Επιπρόσθετα, στην ιατρική θεραπεία και διάγνωση, οι τηλεπικοινωνίες παίζουν σημαντικό ρόλο στη λειτουργία των εμφυτευμένων ιατρικών συσκευών (όπως είναι οι βηματοδότες και οι απινιδωτές) οι οποίες πρέπει να μεταφέρουν χρήσιμες διαγνωστικές πληροφορίες [3]. Σε αντίθεση με τον μεγάλο αριθμό των ερευνών και των επιτευγμάτων που σχετίζονται με την υπερθερμία, η έρευνα πάνω στο θέμα των κεραιών που χρησιμοποιούνται ώστε να δημιουργηθούν οι επικοινωνιακές ζεύξεις μεταξύ των εμφυτευμένων κεραιών και των εξωτερικών εργαλείων για βιοτηλεμετρία είναι ακόμη σε πρώιμο στάδιο.

Είναι γενικώς αποδεκτό ότι η σύγχρονη ασύρματη τεχνολογία θα παίζει ένα σημαντικό ρόλο ώστε η τηλεϊατρική να γίνει ευρέως εφαρμόσιμη στην κλινική πράξη. Στο όχι τόσο μακρινό μέλλον, η τηλεφροντίδα μέσω ασύρματων δικτύων θα είναι μία εφικτή θεραπεία για ασθενείς που πάσχουν από χρόνιες παθήσεις (Πάρκινσον ή Αλτσχάιμερ) [4]. Για να εγκατασταθούν οι απαιτούμενοι επικοινωνιακοί σύνδεσμοι για τις βιοϊατρικές συσκευές (ασύρματος ηλεκτροκαρδιογράφος, βηματοδότης), οι κεραίες ραδιοσυχνοτήτων, οι οποίες τοποθετούνται είτε εσωτερικά είτε εξωτερικά από το ανθρώπινο σώμα, θα πρέπει να χαρακτηρισθούν ηλεκτρομαγνητικά με τη βοήθεια αριθμητικών και πειραματικών τεχνικών.

Στην παρούσα πτυχιακή εργασία συνοψίζονται τα αποτελέσματα των πρόσφατων ερευνών που αφορούν τις εμφυτευμένες κεραίες για ασύρματα επικοινωνιακά συστήματα. Αναμένεται ότι οι πιο εξελιγμένες ιατρικές συσκευές θα εμφυτευθούν μέσα στο ανθρώπινο σώμα για να αξιοποιηθούν στους τομείς της τηλεμετρίας και της τηλεϊατρικής. Για να επιτευχθούν αποτελεσματικές ασύρματες ζεύξεις με αυτές τις συσκευές, είναι αναγκαίο να δοθεί ιδιαίτερη

προσοχή στον σχεδιασμό των κεραιών, οι οποίες θα πρέπει να είναι μικρής εμβέλειας, μικρές σε μέγεθος, ασφαλείς προς χρήση και οικονομικά αποδοτικές. Παρακάτω παρουσιάζονται πώς οι ηλεκτρομαγνητικές αριθμητικές τεχνικές μπορούν να χρησιμοποιηθούν στον σχεδιασμό αυτών των κεραιών μέσα σε αρκετά ρεαλιστικά μοντέλα ανθρωπίνου σώματος. Επίσης, διαφαίνεται πόσο τα απλοποιημένα μοντέλα του ανθρωπίνου σώματος μπορούν να βοηθήσουν τον αρχικό σχεδιασμό των κεραιών με πολύ αποτελεσματικό τρόπο.

1.2. Ηλεκτρομαγνητικές ιδιότητες του ανθρωπίνου σώματος και ομοιώματα του

Το ανθρώπινο σώμα, στο σύνολο του, δεν είναι ομοιογενές. Η ύπαρξη τόσων πολλών διαφορετικών δομών όπως είναι οι μυϊκοί ιστοί, οι λιπώδεις ιστοί, τα οστά κτλ, το καθιστά μη ιδανικό μέσο διάδοσης κυμάτων ραδιοσυχνότητας. Λόγω αυτής της ανομοιογένειας στη σύστασή του, το ανθρώπινο σώμα είναι μερικώς αγωγίμο και συνίσταται από πληθώρα υλικών με διαφορετικές διηλεκτρικές σταθερές, πάχος που ποικίλλει και διαφορετική χαρακτηριστική εμπέδηση. Συνεπώς, ανάλογα με την εκάστοτε συχνότητα, η ύπαρξη του ανθρωπίνου σώματος ως αγωγού μπορεί να οδηγήσει σε μεγάλες απώλειες λόγω της απορρόφησης ισχύος, της μεταβολής της κεντρικής συχνότητας και της καταστροφής του «μοτίβου» της ακτινοβολίας. Οι επιδράσεις της απορρόφησης ποικίλλουν στο μέγεθος τους ανάλογα με την συχνότητα του πεδίου εφαρμογής και των χαρακτηριστικών του ιστού, ο οποίος στο μεγαλύτερο ποσοστό του αποτελείται από υδατικό και ιοντικό περιεχόμενο. Είναι πολύ δύσκολο να καθοριστεί η απορρόφηση που υφίσταται από το ίδιο σώμα η ηλεκτρομαγνητική ισχύς που εκπέμπεται από μια εμφυτευμένη εντός του σώματος πηγή, και η πληθώρα των υπαρχουσών ερευνών εστιάζει στην περίπτωση όπου η πηγή είναι εξωτερική σε σχέση με το σώμα [5].

Η κατανόηση των επιδράσεων που έχει το ανθρώπινο σώμα στη διάδοση του κύματος ραδιοσυχνότητας είναι περίπλοκη εξαιτίας του ότι τα ποικίλα συστατικά στοιχεία του σώματος προσφέρουν διαφορετικούς βαθμούς κι ενίοτε διαφορετικά είδη αλληλεπίδρασης των ραδιοσυχνότητας. Η ρευστή φύση των περισσότερων δομών του σώματος επιτρέπει ικανοποιητικό βαθμό απόσβεσης ραδιοσυχνότητας, ενώ οι δομές των οστών προκαλούν διάθλαση και περίθλαση των κυμάτων σε ορισμένες συχνότητες. Για να προκύψει η μικρότερη δυνατή επίδραση στο σήμα, πρέπει το μήκος κύματος του να είναι σημαντικό μεγαλύτερο από την τομή του ανθρωπίνου σώματος που διαπερνάται. Αυτά τα μήκη κύματος αντιστοιχούν σε συχνότητες μικρότερες ή ίσες με 4 MHz. Όταν ξεπεραστούν τα 4 MHz, η απορρόφηση της ενέργειας του κύματος αυξάνεται, και σε υψηλότερες συχνότητες κοντά στο 1 GHz οι διηλεκτρικές ιδιότητες του σώματος εισάγουν νέα φαινόμενα σκέδασης του σήματος.

Για τη δυνατότητα κατασκευής ενός αξιόπιστου συστήματος ασύρματης επικοινωνίας από/προς το ανθρώπινο σώμα, πρέπει το σώμα να θεωρηθεί κατάλληλο μέσο για διάδοση των κυμάτων. Για να γίνει αυτό, πρέπει να είναι γνωστές οι ηλεκτρικές ιδιότητες των διαφόρων ιστών του σώματος για την εκάστοτε συχνότητα ενδιαφέροντος.

Οι διάφορες ζώνες συχνοτήτων και τα επίπεδα ισχύος ρυθμίζονται από τη ζώνη MICS (Medical Implant Communication Service Band), με ένα εύρος συχνοτήτων από 402 έως 405 MHz και με την ισχύ να περιορίζεται στα 25 μ W Επαρκούς Ακτινοβολούμενης Ισχύος (Effective Radiated Power – ERP). Για μια εμφυτευμένη συσκευή, η ERP ορίζεται ως η ισχύς του σήματος όπως μετράται στην εξωτερική επιφάνεια του σώματος και όχι σε στενή επαφή με την εμφυτευμένη κεραία.

Το σώμα, όπως προαναφέρθηκε, έχει υψηλή ηλεκτρική αγωγιμότητα που οδηγεί σε μία μεγάλη απώλεια ισχύος κατά τη μετάδοση από την εμφυτευμένη κεραία στον εξωτερικό χώρο. Ωστόσο, οι συχνότητες που ορίζονται από τη ζώνη MICS έχουν την ικανότητα να μεταδίδονται διαμέσου του σώματος. Στον Πίνακα I παρουσιάζονται οι ηλεκτρικές ιδιότητες των μυών, του λίπους και του δέρματος σε συχνότητα 403,5 MHz, όπου ϵ είναι η διηλεκτρική σταθερά, σ η αγωγιμότητα και δ το βάθος της διείσδυσης [6-8]. Η διηλεκτρική σταθερά ϵ (αδιάστατο μέγεθος) εκφράζει το πώς επηρεάζεται το υλικό από τα ηλεκτρικά πεδία και μπορεί να ποικίλλει ουσιαστικά ανάλογα με τη συχνότητα και συνεπώς η τιμή της θεωρείται σταθερή για ένα πεπερασμένο εύρος συχνοτήτων. Η αγωγιμότητα περιγράφει την εξασθένηση του ηλεκτρομαγνητικού κύματος καθώς αυτό μεταδίδεται μέσω των ιστών του σώματος. Η εξασθένηση αυτή έγκειται στο ότι η αγωγιμότητα καταστρέφει την ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία επειδή τα ελεύθερα ηλεκτρόνια και ιόντα του υλικού μετακινούνται λόγω των πεδίων του εισερχόμενου κύματος. Τα ελεύθερα ηλεκτρόνια και ιόντα αναζητούν τη χαμηλότερη ενεργειακή στάθμη και αναδιατάσσονται με τέτοιο τρόπο ώστε να εμποδιστεί η είσοδος του πεδίου του κύματος. Τα ελεύθερα ηλεκτρόνια και τα ιόντα χάνουν ενέργεια λόγω των μεταξύ τους συγκρούσεων, με αποτέλεσμα η ηλεκτρομαγνητική ενέργεια να διασκορπίζεται από τις συγκρούσεις και να μετατρέπεται σε θερμότητα [6].

	ϵ	σ (S/m)	δ (m)
Μύες	57,1	0,972	0,0525
Λίπος	5,5783	0,0411	0,3085
Δέρμα	46,7060	0,6895	0,0551

Πίνακας 1.1 : Ηλεκτρικές Ιδιότητες των Ιστών στα 403,5 MHz.[5]

Συνεπώς, η αλληλεπίδραση της ακτινοβολίας με τους ιστούς είναι αναπόφευκτη. Αναπόφευκτη όμως είναι και η ανάπτυξη βιολογικών ομοιωμάτων που να προσομοιάζουν τις ιδιότητες του εκάστοτε ιστού ενδιαφέροντος του ανθρώπινου σώματος για έρευνα των νέων ιατρικών εξελίξεων και για μελέτη της επίδρασης της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας, χωρίς να χρειάζεται να εκτεθεί αληθινός οργανισμός. Τα ομοιώματα (μοντέλα) αυτά κατατάσσονται σε φυσικά και αριθμητικά. Τα φυσικά μοντέλα αποτελούνται από υλικό του οποίου τα διηλεκτρικά χαρακτηριστικά πλησιάζουν σε αυτά των βιολογικών ιστών προς μίμηση, και κατηγοριοποιούνται ανάλογα με την κατάσταση τους, δηλαδή μοντέλα στερεής, ημιστερεής, και υγρής κατάστασης. Τα μοντέλα στερεής κατάστασης προσομοιώνουν την ανομοιογένεια των βιολογικών ιστών και συνεπώς προσομοιάζουν με αυτούς και στα διηλεκτρικά χαρακτηριστικά τους και προσφέρονται για μελέτη αλληλεπίδρασης της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας όταν η πηγή της είναι μέσα ή έξω από το ανθρώπινο σώμα. Τα μοντέλα ημιστερεής κατάστασης είναι ιδιαίτερα χρήσιμα επειδή μπορούν να αποκτήσουν οποιοδήποτε σχήμα, και είναι ιδανικά για προσομοίωση ιστών με υψηλή περιεκτικότητα σε νερό. Μειονέκτημα τους αποτελεί η γρήγορη απώλεια των διηλεκτρικών ιδιοτήτων τους. Τέλος, τα μοντέλα υγρής κατάστασης που είναι ιδιαίτερα εύκολα στην κατασκευή τους προσφέρονται για τον καθορισμό του ειδικού λόγου απορρόφησης και για εύκολη μέτρηση του ηλεκτρικού πεδίου [7].

Στην κατηγορία των αριθμητικών μοντέλων συναντώνται τα ανατομικά μοντέλα και τα θεωρητικά ή κανονικά μοντέλα. Τα αριθμητικά μοντέλα προσφέρονται για θεωρητική ανάλυση και σχεδίαση των κεραιών και όχι για τον έλεγχο της σωστής λειτουργίας που αναλαμβάνουν τα φυσικά μοντέλα. Τα ανατομικά μοντέλα προκύπτουν με τη βοήθεια ιατρικών απεικονιστικών μεθόδων (Μαγνητική Τομογραφία, Αξονική Τομογραφία), όπου μέσω ιατρικών δισδιάστατων εικόνων και ανακατασκευή τους σε τρισδιάστατο μοντέλο προκύπτει μια ακριβής ψηφιακή απεικόνιση του ιστού ενδιαφέροντος και της ανατομίας του. Είναι σαφώς λεπτομερέστερα από τα κανονικά μοντέλα αλλά πιο πολύπλοκα στην κατασκευή τους. Τα κανονικά ή θεωρητικά μοντέλα έχουν απλό γεωμετρικό σχήμα όπως αυτό του κύβου ή της σφαίρας για την αναπαράσταση του εκάστοτε ιστού. Η σφαίρα προσομοιώνει συνήθως το βολβό του ματιού ή το ανθρώπινο κεφάλι, ο κύλινδρος τα άκρα του σώματος και ο κύβος αποσκοπεί στην αναπαράσταση πολλών διαφορετικών στρωμάτων ιστού [7].

1.3 Χαρακτηριστικά μεγέθη εμφυτευμένων ιατρικών κεραιών

Σε κάθε εφαρμογή που προϋποθέτει σχεδιασμό μιας κεραιάς, πρέπει να ληφθούν υπόψη κάποιες βασικές παράμετροι και οι τιμές που πρέπει να έχουν. Στην περίπτωση των εμφυτεύσιμων κεραιών, τα χαρακτηριστικά που λαμβάνονται υπό μελέτη είναι η συχνότητα συντονισμού, η παράμετρος S_{11} , το κέρδος και το εύρος ζώνης της κεραιάς.

Η συχνότητα συντονισμού f_r , βρίσκεται στα 402-405 MHz της ζώνης MICS που αποτελεί τη ζώνη εύρους συχνοτήτων για ασύρματες εμφυτευμένες ιατρικές διατάξεις.

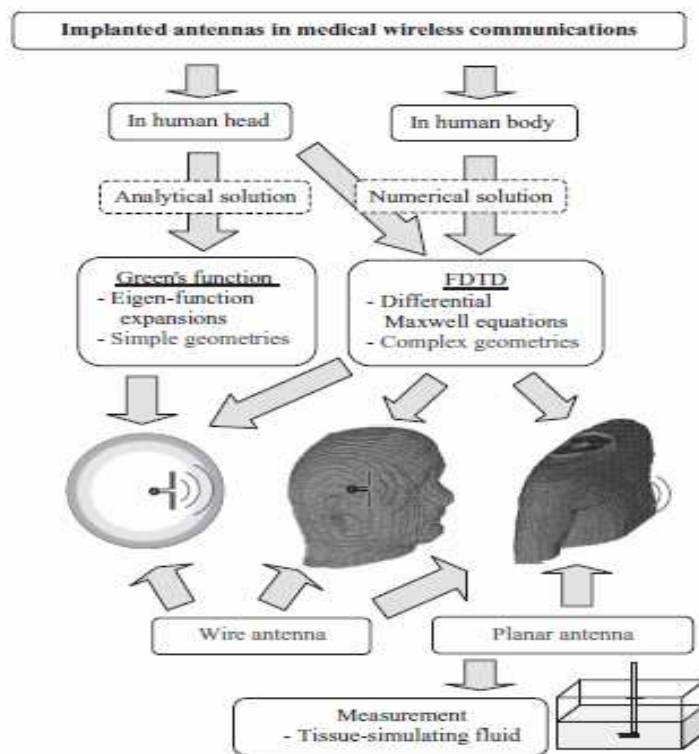
Οι S-παραμέτροι γενικότερα περιγράφουν ένα δίκτυο πολλών θυρών. Η παράμετρος S_{11} αποτελεί το συντελεστή σκέδασης της θύρας 1, και έχει σημαντικό ρόλο στη σχεδίαση κεραιών. Ελαχιστοποίηση της παραμέτρου αυτής ισοδυναμεί με καλύτερη λειτουργία της κεραίας.

Το εύρος ζώνης (Bandwith – BW) αναφέρεται στην περιοχή συχνοτήτων στην οποία η κεραία λειτουργεί επαρκώς. Στο εύρος ζώνης αναμένεται να περιέχονται και οι συχνότητες που είναι γύρω από τη συχνότητα συντονισμού που αναφέρθηκε μόλις παραπάνω. Ο προσδιορισμός του εύρους ζώνης γίνεται με βάση το μέτρο της παράμετρου S_{11} , το οποίο πρέπει να είναι μικρότερο από -10 dB.

Τέλος, απαραίτητη είναι και η μελέτη του κέρδους της κεραίας, που ουσιαστικά εκφράζει την απόδοση της και τις κατευθυντικές της ικανότητες, και σε δοσμένη κατεύθυνση ορίζεται ως $G = 4\pi \frac{U(\theta,\varphi)}{P_{in}}$, όπου $U(\theta,\varphi)$ είναι η ένταση της ακτινοβολίας στη δοσμένη κατεύθυνση και P_{in} η ένταση εάν η κεραία ακτινοβολούσε ομοιόμορφα όλη την ισχύ που δέχεται [5]-[7].

1.4. Χαρακτηρισμός των εμφυτευμένων κεραιών

Η εικόνα 1.1 μας δείχνει το σχηματικό διάγραμμα των πρόσφατων δραστηριοτήτων στο πεδίο των εμφυτευμένων κεραιών μέσα στο ανθρώπινο σώμα που αφορούν εφαρμογές ασύρματων επικοινωνιών. Οι εμφυτευμένες κεραίες τοποθετούνται μέσα στο ανθρώπινο κεφάλι και σώμα και χαρακτηρίζονται χρησιμοποιώντας δύο διαφορετικές αριθμητικές μεθοδολογίες (τη δυαδική συνάρτηση του Green σε σφαιρικές συντεταγμένες και τη μέθοδο των πεπερασμένων διαφορών στο πεδίο του χρόνου). Υπάρχουν, βέβαια, και άλλες αριθμητικές τεχνικές που μπορούν να χρησιμοποιηθούν. Εάν μία κεραία τοποθετείται στο κεφάλι, τα χαρακτηριστικά δεδομένα της μπορούν να αποκτηθούν χρησιμοποιώντας κάποιες επεκτάσεις της δυαδικής συνάρτησης του Green σε σφαιρικές συντεταγμένες καθώς το κεφάλι μπορεί να μοντελοποιηθεί ως μία σφαίρα με πολλαπλά στρώματα και απώλειες. Αυτή η απλοποίηση βοηθά στη διεξαγωγή παραμετρικών μελετών. Οι αριθμητικές μεθοδολογίες εφαρμόζονται για να χαρακτηριστούν οι κεραίες που βρίσκονται μέσα στο ανθρώπινο σώμα ή κεφάλι και για να σχεδιαστούν εμφυτευμένες, μικρής εμβέλειας κεραίες ώστε να εγκατασταθούν οι ιατρικές επικοινωνιακές ζεύξεις μεταξύ των ενεργών ιατρικών εμφυτευμένων συσκευών και του εξωτερικού εξοπλισμού.

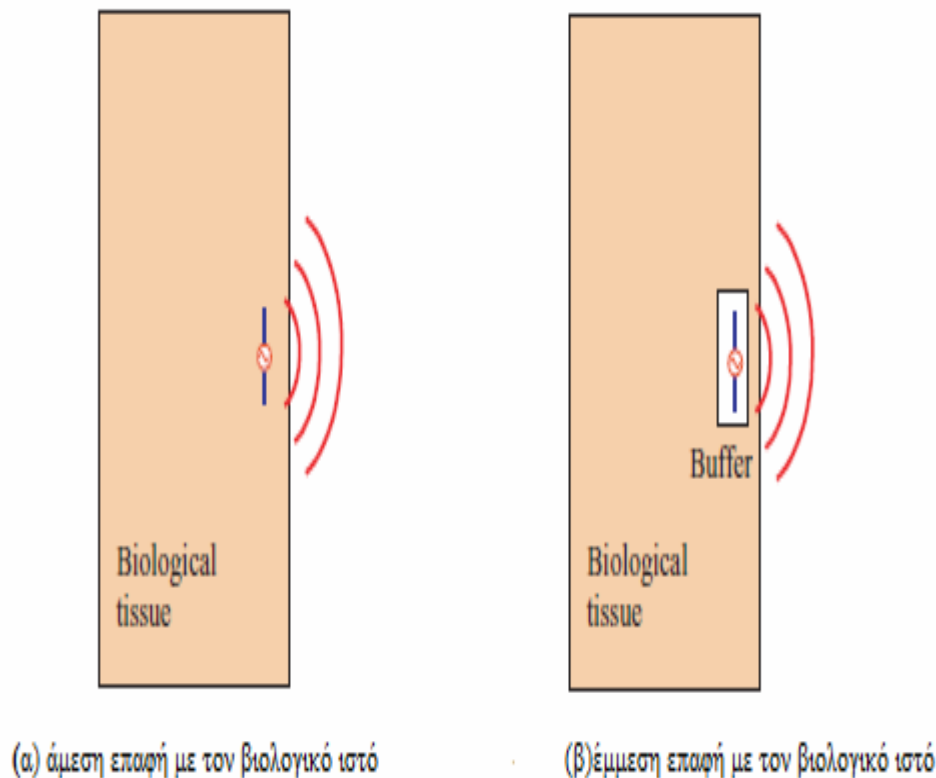


Εικόνα 1.1: Σχηματικό διάγραμμα που δείχνει τις μεθοδολογίες για τη σχεδίαση εμφυτευμένων κεραιών [9].

Για τις ασύρματες ιατρικές επικοινωνιακές εφαρμογές, οι εμφυτευμένες κεραιές λειτουργούν στη ζώνη συχνοτήτων (medical implant communication service, MICS) 402-405MHz, η οποία έχει ρυθμιστεί από την Ομοσπονδιακή Επιτροπή Επικοινωνιών (Federal Communication Commission, FCC) [10] και την Ευρωπαϊκή Επιτροπή Ραδιοεπικοινωνιών (European Radiocommunications Committee, ERC) για εξαιρετικά χαμηλής ισχύς ενεργά ιατρικά εμφυτεύματα [11].

1.4.1 Εισαγωγή και τοποθέτηση των κεραιών μέσα στους βιολογικούς ιστούς

Για να δημιουργηθεί μία εμφυτεύσιμη επικοινωνιακή ζεύξη μεταξύ των εμφυτευμένων κεραιών που βρίσκονται μέσα στο ανθρώπινο σώμα και των εξωτερικών κεραιών που βρίσκονται στον περιβάλλοντα χώρο, οι εμφυτευμένες κεραιές τοποθετούνται στους βιολογικούς ιστούς με δύο τρόπους. Όπως φαίνεται και στην εικόνα 1.2, ο ένας τρόπος είναι η άμεση επαφή της εμφυτευμένης κεραίας με τον βιολογικό ιστό και ο άλλος τρόπος είναι η τοποθέτησή της πρώτα σε ένα στρώμα απομονωτή και στη συνέχεια η εισαγωγή αυτού στον βιολογικό ιστό. Το στρώμα απομονωτή της εικόνας 1.2(β) μπορεί να είναι μία περιοχή αέρα ή ένα διηλεκτρικό υλικό.



Εικόνα 1.2 : Δύο διαφορετικές συνθέσεις κεραιών μέσα στον βιολογικό ιστό [9].

Η εμφυτευμένη κεραία που έρχεται σε άμεση επαφή με τον βιολογικό ιστό απαιτεί λιγότερο χώρο στο ανθρώπινο σώμα σε σχέση με αυτή που έρχεται σε έμμεση επαφή, όμως η ζεύξη της πρώτης τοπολογίας παράγει υψηλότερη τιμή του δείκτη SAR (ειδικός ρυθμός απορρόφησης) εξαιτίας της άμεσης επαφής με τον βιολογικό ιστό. Το πλεονέκτημα που παρουσιάζει η δεύτερη σύνδεση είναι ότι υπάρχουν πολλές πιθανές μέθοδοι να βελτιωθεί η επικοινωνιακή ζεύξη μέσω διαφορετικού ηλεκτρικού χαρακτηρισμού όπως θα φανεί αργότερα.

1.4.2 Δυαδική συνάρτηση του Green σε σφαιρικές συντεταγμένες

Με τις προσομοιώσεις της δυαδικής συνάρτησης του Green, εκφρασμένης σε σφαιρικές συντεταγμένες (Spherical Dyadic Green's Function - DGF), ένα ανθρώπινο κεφάλι απεικονίζεται προσεγγιστικά με μια πολυεπίπεδη σφαίρα διαπερατότητας με χαρακτηριστικά του υλικού βασισμένα σε δεδομένα μετρήσεων [6]. Οι εξισώσεις για τις κατανομές του πεδίου της κεραίας στο εσωτερικό της ανομοιογενούς σφαίρας λαμβάνονται με τη χρήση του σφαιρικού DGF [12,13]. Με την εφαρμογή της στοιχειώδους απόσβεσης ρεύματος από την εμφυτευμένη κεραία [14,15] και την περιστροφή του συστήματος συντεταγμένων, οι γενικές εξισώσεις του σφαιρικού DGF τροποποιούνται για την κατασκευή των απαιτούμενων

αριθμητικών κωδίκων. Η αρχή διατήρησης της ενέργειας και η σύγκριση των αποτελεσμάτων με τις προσομοιώσεις του Πεδίου Χρόνου Πεπερασμένων Διαφορών (finite difference time domain (FDTD) simulations) χρησιμοποιούνται για την επαλήθευση της ακρίβειας του σφαιρικού DGF κώδικα.

1.4.3 Μέθοδος πεπερασμένων διαφορών στο πεδίο του χρόνου (FDTD)

Για την FDTD ανάλυση, τα δεδομένα μοντελοποίησης του ανθρώπινου σώματος που λαμβάνονται από την αξονική τομογραφία (CT) και τα ηλεκτρικά χαρακτηριστικά στοιχεία των ανθρώπινων βιολογικών ιστών συνδυάζονται για την αναπαράσταση του αρχείου εισόδου των υπολογιστικών προσομοιώσεων. Οι κατανομές κοντινού πεδίου που υπολογίζονται από το σφαιρικό κώδικα DGF συγκρίνονται με εκείνες από τον κώδικα FDTD, προκειμένου να αξιολογηθεί η βιωσιμότητα της μεθοδολογίας του σφαιρικού DGF για την ανάλυση των εμφυτευμένων κεραιών μέσα σε ένα ανθρώπινο κεφάλι. Για να ελεγχθεί το πώς το ανθρώπινο σώμα επηρεάζει τα χαρακτηριστικά της ακτινοβολίας ενός διπόλου εμφυτευμένου σε ένα ανθρώπινο κεφάλι, κατασκευάστηκε επίσης μια τρισδιάστατη γεωμετρία των προσομοιώσεων FDTD ώστε να περιλαμβάνει έναν ανθρώπινο ώμο.

Λόγω της προσαρμοστικότητάς του FDTD κώδικα, εκτός από την περιγραφή των συρματικών κεραιών μέσα στο ανθρώπινο κεφάλι ή το σώμα, οι FDTD προσομοιώσεις χρησιμοποιούνται για τον σχεδιασμό επίπεδων εμφυτευμένων κεραιών στο ανθρώπινο σώμα.

1.4.4 Σχεδιασμός και αξιολόγηση της απόδοσης των επίπεδων κεραιών

Με βάση την αναμενόμενη θέση τοποθέτησης τέτοιων εμφυτεύσιμων ιατρικών συσκευών, όπως βηματοδότες και καρδιακοί απινιδωτές [16], κεραιές χαμηλής κατατομής με στρώματα υψηλής διηλεκτρικής αντοχής έχουν σχεδιαστεί για υποδόρια τοποθέτηση στην άνω αριστερή περιοχή του θώρακα χρησιμοποιώντας FDTD προσομοιώσεις. Δυο κεραιές (μία σπирάλ κεραιά μικροταινίας και μία επίπεδη ανεστραμμένη κεραιά τύπου F) είναι συντονισμένες σε σύστημα 50Ω, ώστε να λειτουργούν σε ζώνη συχνοτήτων MICS (402 - 405 MHz) για μικρής εμβέλειας ιατρικές συσκευές. Όταν κεραιές χαμηλής κατατομής τοποθετούνται σε ένα ανατομικό μοντέλο ανθρώπινου σώματος, τα ηλεκτρικά χαρακτηριστικά τους αναλύονται με όρους προτύπων κοντινού και μακρινού πεδίου.

Μία FDTD απλοποιημένη γεωμετρική προσομοίωση της ανατομίας ενός ανθρώπινου σώματος, χρησιμοποιείται για τη διευκόλυνση του σχεδιασμού των εμφυτευμένων επίπεδων ανεστραμμένων κεραιών τύπου F (planar inverted F antenna, PIFA). Οι κεραιές PIFA κατασκευάζονται με την τεχνολογία τυπωμένων κυκλωμάτων και τροφοδοτούνται από ένα ομοαξονικό καλώδιο. Για τη μέτρηση των χαρακτηριστικών της εμπέδησης των

κατασκευαζόμενων εμφυτευμένων κεραιών σε ένα σύστημα 50Ω , οι κεραίες τοποθετούνται σε ένα ρευστό που προσομοιάζει τον ανθρώπινο ιστό του οποίου τα ηλεκτρικά χαρακτηριστικά είναι παρόμοια με αυτά των βιολογικών ιστών. Υπολογίζεται η μέγιστη διαθέσιμη ισχύς για την ανάλυση της αξιοπιστίας της επικοινωνιακής ζεύξης και χρησιμοποιείται για να εκτιμηθεί η ελάχιστη απαίτηση ευαισθησίας των συστημάτων λήψης.

Για την αξιολόγηση των επιδόσεων ακτινοβολίας και τα ζητήματα ασφάλειας που σχετίζονται με τις εμφυτευμένες κεραίες, τα χαρακτηριστικά ακτινοβολίας και οι 1-g κατανομές του μέσου ειδικού ρυθμού απορρόφησης (SAR) προσομοιώνονται και συγκρίνονται με τους ANSI / IEEE περιορισμούς για τον δείκτη SAR [17]. Επιπλέον, οι αριθμητικές υπολογιστικές διαδικασίες που συνιστώνται από IEEE [18] εφαρμόζονται για την εξαγωγή των τιμών (SAR) για τις εμφυτευμένες κεραίες.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

2. Επιδράσεις των ραδιοσυχνοτήτων στον ανθρώπινο οργανισμό

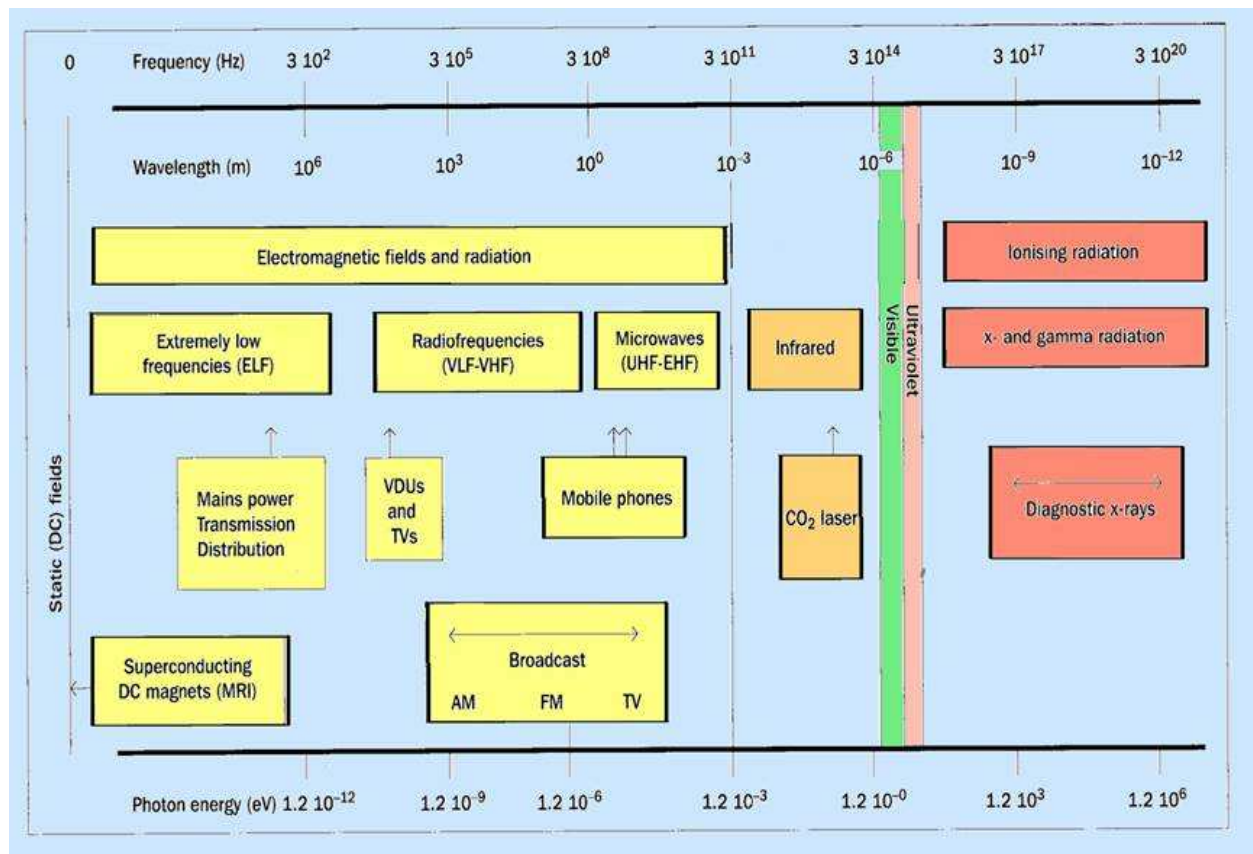
2.1. Ηλεκτρομαγνητικό Φάσμα

Τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα είναι ως γνωστόν, ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία που διαδίδονται μαζί στο χώρο με την ταχύτητα του φωτός, 300.000 km/s, και αποτελούν αναπόσπαστο τμήμα του περιβάλλοντος, με κύριες φυσικές πηγές προσέλευσης το μαγνητικό πεδίο της Γης και την ηλιακή ακτινοβολία [19]. Πλέον υπάρχει πληθώρα τεχνητών πηγών ακτινοβολίας, από τις ηλεκτρικές συσκευές, τις τηλεφωνικές και ραδιοφωνικές κεραιές, τα δίκτυα ασύρματων επικοινωνιών και τις γραμμές μεταφοράς ηλεκτρικής ενέργειας. Τα κύματα αυτά εμφανίζονται σε ένα ευρύ φάσμα συχνοτήτων, το λεγόμενο ηλεκτρομαγνητικό φάσμα, στο οποίο περιλαμβάνονται χωρισμένα ανά ζώνες συχνοτήτων τα ραδιοκύματα, τα μικροκύματα, το ορατό φως, οι ακτίνες X, οι ακτίνες γ, η υπεριώδης και υπέρυθρη ακτινοβολία. Τα όρια ανάμεσα στις ζώνες συχνοτήτων είναι ασαφή, ενώ η ονοματολογία τους σχετίζεται με τον τρόπο παραγωγής ή χρήσης τους [20].

Οι περιοχές του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος είναι οι εξής:

- Η περιοχή της ELF (Extra Low Frequencies), για τις ακτινοβολίες συχνοτήτων έως 300 Hz. Χαρακτηριστικό παράδειγμα αποτελεί η συχνότητα μεταφοράς και διανομής ηλεκτρικής ενέργειας (50 Hz).
- Η περιοχή των ραδιοκυμάτων (Radiofrequencies-RF), για ακτινοβολίες συχνοτήτων από 100 kHz – 300 MHz. Αποτελούν το εύρος συχνοτήτων λειτουργίας των ραδιοφωνικών και τηλεφωνικών συσκευών.
- Η περιοχή των μικροκυμάτων (Microwaves-MW), από 300MHz έως 300GHz, που αποτελεί την περιοχή εκπομπής της κινητής τηλεφωνίας [19][20][21].

Ένας κύριος τρόπος διαχωρισμού όλων των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων είναι η κατάταξη τους σε ιονίζουσες και μη ιονίζουσες ακτινοβολίες, ανάλογα με το αν προκαλούν ιονισμό ή όχι της ύλης. Επιγραμματικά, ο ιονισμός της ύλης είναι η διαδικασία κατά την οποία το άτομο μετά από την διέγερση του λόγω απορρόφησης ακτινοβολίας (απορρόφηση φωτονίου), δεν επανέρχεται στην αρχική ενεργειακή του κατάσταση αλλά χάνει ένα ηλεκτρόνιο του, και μετατρέπεται σε θετικό ιόν. Λόγω του ιονισμού, αλλάζει ουσιαστικά η δομή του ατόμου και συνεπώς της ύλης, με τις αντίστοιχες συνέπειες που θα αναφερθούν παρακάτω [22].



Εικόνα 2.1: Το ηλεκτρομαγνητικό φάσμα[22]

Μη ιονίζουσες είναι οι ακτινοβολίες χαμηλών συχνοτήτων (RF συχνοτήτες, ραδιοφωνικές, τηλεοπτικές, επικοινωνιών, μικροκυμάτων κτλ.) Στο άλλο άκρο του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος βρίσκονται οι ιονίζουσες ακτινοβολίες, δηλαδή, οι υπεριώδεις υψηλής συχνότητας, οι ακτίνες X και οι ακτίνες γ [23].

2.2. Ρυθμός Ειδικής Απορρόφησης - SAR

Στην κατηγορία των μη ιονιζουσών ακτινοβολιών περιλαμβάνονται και τα κύματα ραδιοσυχνοτήτων που αποτελούν και το κύριο ενδιαφέρον της εργασίας αυτής.

Βασικά χαρακτηριστικά για τη μελέτη των βιολογικών επιδράσεων αποτελούν η συχνότητα της ακτινοβολίας, η πυκνότητα ισχύος της (σε mW/cm^2), και από το ρυθμό ειδικής απορρόφησης της ακτινοβολίας (Special Absorption Rate – SAR) [24]. Τα πρώτα δύο μεγέθη προσδιορίζονται εύκολα και με ακρίβεια, σε αντίθεση με τον δείκτη SAR που εκτιμάται δύσκολα και με βάση κάποια μοντέλα [25].

Ο δείκτης SAR (W/kg) εκφράζει το ποσό της ηλεκτρομαγνητικής ενέργειας που απορροφάται ανά μονάδα μάζας ιστού στη μονάδα του χρόνου και προσδιορίζεται από τη σχέση:

$$SAR = \frac{\sigma}{\rho} E^2 \quad (2.1)$$

όπου σ η ειδική ηλεκτρική αγωγιμότητα του βιολογικού ιστού (Si/m) σε συγκεκριμένη συχνότητα, ρ η πυκνότητα του βιολογικού ιστού (Kg/m^3) και E είναι η ένταση του ηλεκτρικού πεδίου μέσα στον ιστό (V/m). Η τιμή του SAR, εξαρτάται από τα χαρακτηριστικά της ακτινοβολίας, τα χαρακτηριστικά του βιολογικού ιστού, το πηλίκο του ύψους του σώματος προς το μήκος κύματος της ακτινοβολίας, την απόσταση πηγής εκπομπής της ακτινοβολίας και βιολογικού ιστού.[26] Αναλυτικότερα, στα χαρακτηριστικά της ακτινοβολίας περιλαμβάνονται η συχνότητα, η ένταση, η συνέχεια ή μη της διάδοσης του κύματος και η πόλωση της ακτινοβολίας. Όσον αφορά τη συχνότητα, κύματα υψηλής συχνότητας απορροφώνται επιφανειακά, ενώ τα ραδιοκύματα διεισδύουν βαθύτερα, μέχρι το εσωτερικό του ιστού. Ως πόλωση της ακτινοβολίας ορίζεται ο διαφορετικός προσανατολισμός του σώματος σε σχέση με τις διευθύνσεις του ηλεκτρικού και μαγνητικού πεδίου του κύματος. Συγκεκριμένα, στην Ε-πόλωση η ένταση E του ηλεκτρικού πεδίου είναι παράλληλη προς τον μεγάλο άξονα του ιστού (ή ολόκληρου του ανθρώπινου σώματος), στην Η-πόλωση παράλληλη προς τον μεγάλο άξονα είναι η ένταση H του μαγνητικού πεδίου, ενώ τέλος, στην Κ-διεύθυνση, παράλληλη προς τον μεγάλο άξονα είναι η διεύθυνση μετάδοσης του συνολικού συνιστάμενου ηλεκτρομαγνητικού πεδίου [22].

Αναφορικά με τα χαρακτηριστικά του βιολογικού ιστού, εξετάζονται οι διαστάσεις του, η καμπυλότητα της επιφάνειας του και όπως αναφέρθηκε στην 1.2, η πυκνότητα, ειδική αγωγιμότητα και διηλεκτρική σταθερά του.

Τέλος, εάν για την απόσταση τ της πηγής εκπομπής ακτινοβολίας και του βιολογικού ιστού ισχύει $\tau > \frac{2d^2}{\lambda}$, όπου d το μήκος του βιολογικού ιστού και λ το μήκος κύματος, τότε ο ιστός εκτίθεται σε στάσιμο ηλεκτρομαγνητικό κύμα. Αν $\tau < \frac{2d^2}{\lambda}$ τότε υπάρχουν συνθήκες εγγύς πεδίου όπου η σχέση μεταξύ ηλεκτρικού και μαγνητικού πεδίου είναι πολύ σύνθετη. Η εξάρτηση της τιμής του SAR από ένα τόσο μεγάλο πλήθος παραμέτρων συνεπάγεται την ιδιαίτερα επιλεκτική απορρόφηση της ακτινοβολίας από το ανθρώπινο σώμα [22].

2.3. Επιπτώσεις της μη ιονίζουσας ακτινοβολίας

Οι βιολογικοί ιστοί στη σύσταση τους αποτελούνται από περίπου 70% νερό, τα μόρια του οποίου λόγω της πολικότητας του ομοιοπολικού δεσμού που συγκρατεί τα άτομα στο καθένα, αποτελούν ηλεκτρικά δίπολα. Η έκθεση συνεπώς του οργανισμού σε κάποιο ηλεκτρομαγνητικό πεδίο προκαλεί την αλληλεπίδραση των δίπολων με το πεδίο αυτό, καθώς και την

αλληλεπίδραση των ηλεκτρικών ρευμάτων του οργανισμού (στο νευρικό σύστημα και σε όλες τις βιοχημικές διεργασίες) με αυτό. Είναι δυνατόν, συνεπώς, να προκληθούν επιπλοκές, έστω και μακροπρόθεσμα, οι οποίες κατατάσσονται κατά κύριο λόγο σε θερμικές και μη θερμικές [27].

2.3.1 Θερμικές επιπτώσεις

Θερμικές χαρακτηρίζονται οι επιπτώσεις της ακτινοβολίας στον οργανισμό όταν παρατηρείται αύξηση της θερμοκρασίας του μεγαλύτερη από $0,1^{\circ}\text{C}$. Παρατηρήσιμη αύξηση της θερμοκρασίας προκαλείται από πυκνότητες ισχύος άνω του $1\text{mW}/\text{cm}^2$. [19] Όταν το ανθρώπινο σώμα εκτεθεί σε ένα ηλεκτρομαγνητικό πεδίο, τα δίπολα του νερού αλλά και άλλα φορτισμένα σωματίδια του οργανισμού εξαναγκάζονται σε προσανατολισμό σύμφωνα με τη φορά του πεδίου αυτού, και ως αποτέλεσμα ταλαντώνονται με συχνότητα αυτήν του πεδίου [22].

Η κινητική ενέργεια που αποκτούν τα δίπολα λόγω της εξαναγκασμένης ταλάντωσης, των τριβών και των κρούσεων των φορτισμένων σωματιδίων μεταξύ τους και με τα γειτονικά τους, μεταφράζεται σε θερμότητα, που τείνει να αυξήσει τη θερμοκρασία του σώματος. Οι ομοιοστατικοί, θερμορυθμιστικοί μηχανισμοί του οργανισμού μπορούν γενικώς να επαναφέρουν άμεσα τη θερμοκρασία του στα φυσιολογικά επίπεδα ($36\text{-}37^{\circ}\text{C}$) για μικρές μεταβολές της θερμοκρασίας. Εάν όμως τα παραγόμενα ποσά θερμότητας ξεπεράσουν κάποια μέγιστη επιτρεπόμενη τιμή, οι μηχανισμοί αυτοί ενδεχομένως να χάσουν την ικανότητα τους να απάγουν την περιττή θερμότητα, με αποτέλεσμα την αύξηση της θερμοκρασίας στο σύνολο ή σε επιμέρους ιστούς κι όργανα. Έχει διαπιστωθεί ότι αν η αύξηση της θερμοκρασίας του σώματος δεν υπερβαίνει τον ένα βαθμό Κελσίου, τότε δεν προκύπτει κάποιος κίνδυνος για τον οργανισμό, ακόμα και σε μακροχρόνια έκθεση [28]. Στην κατηγορία των θερμικών επιπτώσεων μπορούν να ενταχθούν και οι αθερμικές επιπτώσεις, κατά τις οποίες απορροφάται ποσό θερμότητας ικανό να αυξήσει τη θερμοκρασία του ιστού. Στις επιπτώσεις αυτές όμως, η θερμοκρασία του ιστού δεν αυξάνεται τελικώς, καθώς το επιπλέον ποσό θερμότητας απάγεται άμεσα από τοπικούς ομοιοστατικούς μηχανισμούς, καθιστώντας την έκθεση του ιστού στις ακτινοβολίες ελάσσονος σημασίας [24].

2.3.2 Μη θερμικές επιπτώσεις

Σε αντιπαράθεση με τις θερμικές, μη θερμικές επιπτώσεις είναι αυτές που προκαλούν κάποια βιολογική επίδραση στη λειτουργία των συστατικών των κυττάρων, χωρίς μετρήσιμη αύξηση της θερμοκρασίας (μικρότερη του $0,1^{\circ}\text{C}$) [19] [28]. Τέτοιες επιπτώσεις εμφανίζονται σε πολύ μικρές πυκνότητες ισχύος ($\mu\text{W}/\text{cm}^2$). Οι μη-θερμικές επιπτώσεις θεωρούνται και οι πιο σημαντικές, καθώς δεν είναι άμεσα μετρήσιμες με κάποιο όργανο. Εύλογο όμως είναι το ότι

τυχόν επιπτώσεις στον οργανισμό εξαρτώνται και από το εάν η ακτινοβολία είναι ισχυρή ή όχι, από τη διάρκεια έκθεσης του οργανισμού σε αυτήν, και από την απόσταση του από την πηγή της ακτινοβολίας. Οι ακριβείς μηχανισμοί επίδρασης στην συγκεκριμένη περίπτωση δεν είναι ακόμα απόλυτα σαφείς, ενώ σύμφωνα με διάφορες έρευνες, η αιτιολογία τους μπορεί να έγκειται στη σχέση της συχνότητας της ακτινοβολίας με τη συχνότητα που εκπέμπει ένας βιολογικός ιστός [22]. Παρατηρήθηκαν μηχανισμοί σύζευξης των ηλεκτρικών πεδίων της ακτινοβολίας με τους ιστούς, με αποτέλεσμα τη ροή ηλεκτρικού ρεύματος και πόλωση ηλεκτρικών δίπολων των ιστών, και μηχανισμοί σύζευξης των μαγνητικών πεδίων της ακτινοβολίας, με αποτέλεσμα τη δημιουργία επαγόμενων ηλεκτρικών πεδίων και ρευμάτων στους ιστούς. Ως κυριότερα μη θερμικά φαινόμενα θεωρούνται το φαινόμενο της μεταβολής της ροής του ασβεστίου στα εγκεφαλικά κύτταρα και το μικροκυματικό-ακουστικό φαινόμενο [29]. Αναλυτικότερα, η εκροή των ιόντων ασβεστίου στα εγκεφαλικά κύτταρα αυξάνεται, όταν αυτά εκτίθενται σε ραδιοσυχνότητες. Η αυξημένη αυτή ταχύτητα εκροής των ιόντων ασβεστίου έχει συσχετισθεί με τη δημιουργία φαινομένων συντονισμού, όπου η συχνότητα της ακτινοβολίας ακολουθεί τις φυσικές ιδιοσυχνότητες του εγκεφάλου, πράγμα που θα μπορούσε δυνητικά να διευκολύνει την ανάπτυξη ενός υπάρχοντος καρκίνου ή να καταστείλει την ικανότητα του οργανισμού να καταπολεμήσει τέτοιου είδους καρκινικά κύτταρα [24]. Άλλες βιολογικές επιδράσεις που έχουν παρατηρηθεί, αλλά των οποίων η ύπαρξη δεν έχει αποδοθεί με βεβαιότητα στην έκθεση σε ηλεκτρομαγνητικά κύματα, είναι τυχόν επιδράσεις στο νευρικό σύστημα και στους γεννητικούς αδένες. Μικροκυματικό-ακουστικό χαρακτηρίζεται το φαινόμενο που θεωρείται ότι είναι αποτέλεσμα μη θερμικών επιπτώσεων, κατά το οποίο ο άνθρωπος όταν βρίσκεται κοντά σε μία πηγή RF κυμάτων, έχει την αίσθηση ότι αντιλαμβάνεται κάποιον ήχο που τον χαρακτηρίζει ως κρότο ή βόμβο. Αυτό θα μπορούσε να αποδοθεί στην απότομη μικρή αύξηση της θερμοκρασίας του εγκεφάλου λόγω της έκθεσης σε RF πεδίο, η οποία διεγείρει τον κοχλία του αυτιού και δημιουργεί την αίσθηση του ήχου. Η συχνότητα του ακουστικού σήματος του ήχου είναι ίδια με εκείνη της RF ακτινοβολίας [29].

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

3.Υπολογιστικές Μέθοδοι

Σε αυτό το κεφάλαιο, οι αριθμητικές μεθοδολογίες που συζητήθηκαν πιο πάνω (συνάρτηση του Green και μέθοδος πεπερασμένων διαφορών στο πεδίο του χρόνου) χρησιμοποιούνται για να χαρακτηρίσουν τις εμφυτευμένες κεραίες μέσα σε ένα ανθρώπινο σώμα. Για να αναλυθούν οι κεραίες μέσα σε ένα ανθρώπινο κεφάλι, οι συναρτήσεις του Green σε σφαιρικές συντεταγμένες εκφράζονται ως διανυσματικές κυματοσυναρτήσεις σφαιρικών συντεταγμένων προκειμένου να λάβουν τύπο κλειστής μορφής. Επιπλέον, δημιουργείται το αρχείο εισόδου για τις FDTD προσομοιώσεις, το οποίο χρησιμοποιεί την ολοκληρωτική μορφή των εξισώσεων του Maxwell.

3.1. Μεθοδολογία της συνάρτησης Green

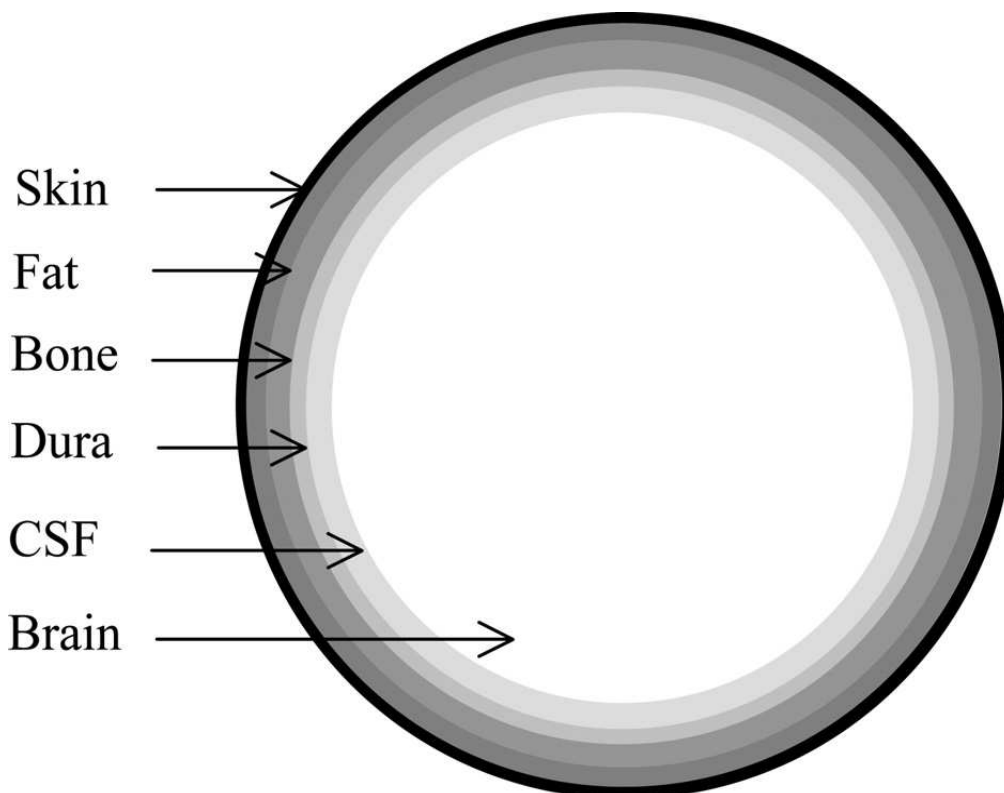
Όταν μια κεραία είναι τοποθετημένη σε ένα ανθρώπινο κεφάλι, τα χαρακτηριστικά στοιχεία για την κεραία προκύπτουν αναλυτικά από την απλούστευση του ανθρώπινου κεφαλιού ως μια απωλεστική σφαίρα πολλαπλών στρωμάτων. Για τη διευκόλυνση της αριθμητικής υλοποίησης των κωδικών της συνάρτησης Green σε σφαιρικές συντεταγμένες, χρησιμοποιούνται ο απειροστικός κατακερματισμός του ρεύματος της εμφυτευμένης πηγής [14] και η περιστροφή του συστήματος συντεταγμένων ώστε να τροποποιηθούν οι γενικές εκφράσεις του DGF σε σφαιρικές συντεταγμένες που δίνονται στο [13].

3.1.1 Σφαιρική μοντελοποίηση ανθρώπινου κεφαλιού

Ένα ανθρώπινο κεφάλι απεικονίζεται ως μία διηλεκτρική, απωλεστική σφαίρα πολλαπλών στρωμάτων που αποτελείται από δέρμα, λίπος, οστά, σκληρή μήνιγγα, εγκεφαλονωτιαίο υγρό και τον εγκέφαλο του οποίου η δομή φαίνεται στην εικόνα 3.1. Ο πίνακας 3.1 δείχνει τα ηλεκτρικά χαρακτηριστικά (σχετική διηλεκτρική σταθερά και αγωγιμότητα) του βιολογικού ιστού στο σφαιρικό μοντέλο κεφαλής στα 402 MHz χρησιμοποιώντας δεδομένα που μετρήθηκαν από το [12].

Με την αλλαγή των παραμέτρων του σφαιρικού μοντέλου της κεφαλής, δημιουργούνται διαφορετικά είδη των σφαιρικών ανθρώπινων μοντέλων κεφαλής για να αναπαραστήσουν ένα ανθρώπινο κεφάλι. Όπως φαίνεται στον πίνακα 3.2, δίνονται τρία είδη σφαιρικών μοντέλων κεφαλιού: ομοιογενές κεφάλι [15, 30], κεφάλι τριών στρωμάτων [15-18, 30] και κεφάλι έξι

στρωμάτων [31]. Το ομοιογενές κεφάλι έχει μόνο ένα στρώμα εγκεφαλικού ιστού, το κεφάλι τριών επιπέδων αποτελείται από εγκέφαλο, οστά, και στρώματα δέρματος, και το κεφάλι έξι επιπέδων αποτελείται από το δέρμα, λίπος, οστά, σκληρή μήνιγγα, εγκεφαλονωτιαίο υγρό και τα στρώματα του εγκεφάλου. Κάθε μοντέλο της κεφαλής έχει συνήθως τον εγκεφαλικό ιστό και το συνολικό μέγεθος είναι το ίδιο.



Εικόνα 3.1: Σχηματική αναπαράσταση των έξι επιπέδων σφαιρικού μοντέλου κεφαλής για ένα ανθρώπινο κεφάλι.[9]

BIOLOGICAL TISSUE	PERMITTIVITY (ϵ_r)	CONDUCTIVITY (σ , S/m)
Brain	49.7	0.59
CSF	71.0	2.25
Dura	46.7	0.83
Skull	17.8	0.16
Fat	5.6	0.04
Skin	46.7	0.69

Πίνακας 3.1: Ηλεκτρικά χαρακτηριστικά των βιολογικών ιστών στα 402MHz.[9]

BIOLOGICAL TISSUE	HOMOGENEOUS HEAD (cm)	THREE-LAYERED HEAD (cm)	SIX-LAYERED HEAD (cm)
Brain	$a_1 = 9.00$	$a_3 = 8.10$	$a_6 = 8.10$
CSF			$a_5 = 8.30$
Dura			$a_4 = 8.35$
Bone		$a_2 = 8.55$	$a_3 = 8.76$
Fat			$a_2 = 8.90$
Skin		$a_1 = 9.00$	$a_1 = 9.00$

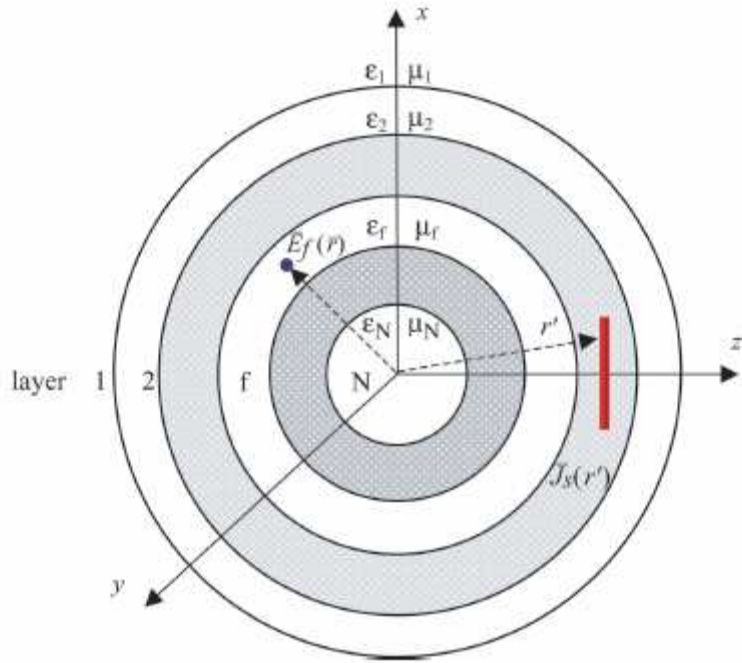
Πίνακας 3.2: Μοντέλα κεφαλιού ενός, τριών και έξι στρωμάτων με εξωτερική ακτίνα 9cm.[9]

3.1.2 Επέκταση της συνάρτησης Green

Με τη μοντελοποίηση ενός ανθρώπινου κεφαλιού, ως μια σφαίρα που αποτελείται από πολλαπλές στρώσεις διαφορετικής διαπερατότητας διηλεκτρικών υλικών, η εμφυτευμένη κεραία σε ένα ανθρώπινο κεφάλι αναπαρίσταται ως η πηγή ρεύματος στη πολυεπίπεδη σφαίρα, όπως φαίνεται στην εικόνα 3.2. Το συνολικό ηλεκτρικό πεδίο, \vec{E}_f , στο επίπεδο του πεδίου το παραγόμενο από την πυκνότητα ρεύματος της εμφυτευμένης πηγής, $\vec{J}_s(\vec{r}')$ στο επίπεδο της πηγής μπορεί να υπολογιστεί από το ολοκλήρωμα όγκου της δυαδικής σφαιρικής συνάρτησης Green:[12]

$$\vec{E}_f(\vec{r}) = -j\omega\mu_s = \iiint_v \left[\vec{G}_{s0}(\vec{r}, \vec{r}')\delta_{fs} + \vec{G}_{ss}^{(fs)}(\vec{r}, \vec{r}') \right] \cdot \vec{J}_s(\vec{r}') dv' \quad (3.1)$$

όπου ω είναι η γωνιακή συχνότητα, μ_s η διαπερατότητα του επιπέδου της πηγής, $\vec{r} = (r, \theta, \varphi)$ η θέση πεδίου, $\vec{r}' = (r_0, \theta_0, \varphi_0)$ η θέση πηγής, και δ_{fs} το δέλτα του Kronecker. Επιπλέον, $\vec{G}_{s0}(\vec{r}, \vec{r}')$ είναι μια μη φραγμένη σφαιρική DGF στη θέση πηγής, καθώς και $\vec{G}_{ss}^{(fs)}(\vec{r}, \vec{r}')$ είναι μια σκεδασμένη σφαιρική DGF για το πεδίο στο επίπεδο του πεδίου από την πηγή ρεύματος στο επίπεδο της πηγής [13] :



Εικόνα 3.2: Μοντέλου κεφαλιού με πηγή ρεύματος αυθαιρέτως τοποθετημένη [9]

$$\bar{G}_{s0}(\vec{r}, \vec{r}') = \frac{1}{\beta_s^2} \delta\delta\delta(\vec{r} - \vec{r}') - \frac{j\beta_s}{4\pi} \sum_{n=1}^{\infty} \sum_{m=0}^n (2 - \delta_{m0}) \frac{(2n+1)(n-m)!}{n(n+1)(n+m)!} \quad (3.2)$$

$$\times \begin{cases} \left[\bar{M}_{\delta_{smn}}^{(4)}(\beta_s) \bar{M}_{\delta_{smn}}^{(1)'}(\beta_s) + \bar{N}_{\delta_{smn}}^{(4)}(\beta_s) \bar{N}_{\delta_{smn}}^{(1)'}(\beta_s) \right] & r > r_0 \\ \left[\bar{M}_{\delta_{smn}}^{(1)}(\beta_s) \bar{M}_{\delta_{smn}}^{(4)'}(\beta_s) + \bar{N}_{\delta_{smn}}^{(1)}(\beta_s) \bar{N}_{\delta_{smn}}^{(4)'}(\beta_s) \right] & r < r_0 \end{cases}$$

$$\begin{aligned} \bar{G}_{ss}^{(fs)}(\vec{r}, \vec{r}') = & -\frac{j\beta_s}{4\pi} \sum_{n=1}^{\infty} \sum_{m=0}^n (2 - \delta_{m0}) \frac{(2n+1)(n-m)!}{n(n+1)(n+m)!} \\ & \times \left\{ (1 - \delta_{fN}) \bar{M}_{\delta_{smn}}^{(4)}(\beta_f) \left[A_{n,f}(1 - \delta_{sN}) \bar{M}_{\delta_{smn}}^{(4)'}(\beta_s) + B_{n,f}(1 - \delta_{s1}) \bar{M}_{\delta_{smn}}^{(1)'}(\beta_s) \right] \right. \\ & + (1 - \delta_{fN}) \bar{N}_{\delta_{smn}}^{(4)}(\beta_f) \left[C_{n,f}(1 - \delta_{sN}) \bar{N}_{\delta_{smn}}^{(4)'}(\beta_s) + D_{n,f}(1 - \delta_{s1}) \bar{N}_{\delta_{smn}}^{(1)'}(\beta_s) \right] \\ & + (1 - \delta_{f1}) \bar{M}_{\delta_{smn}}^{(1)}(\beta_f) \left[E_{n,f}(1 - \delta_{1N}) \bar{M}_{\delta_{smn}}^{(4)'}(\beta_s) + F_{n,f}(1 - \delta_{s1}) \bar{M}_{\delta_{smn}}^{(1)'}(\beta_s) \right] \\ & \left. + (1 - \delta_{fN}) \bar{N}_{\delta_{smn}}^{(1)}(\beta_f) \left[G_{n,f}(1 - \delta_{sN}) \bar{N}_{\delta_{smn}}^{(4)'}(\beta_s) + H_{n,f}(1 - \delta_{s1}) \bar{N}_{\delta_{smn}}^{(1)'}(\beta_s) \right] \right\} \quad (3.3) \end{aligned}$$

όπου $\beta_s = \omega \sqrt{\mu_s \epsilon_s \left(1 - \frac{j\sigma_s}{\omega \epsilon_s}\right)}$, μ_s , ϵ_s , σ_s είναι η διαπερατότητα, επιτρεπτότητα και αγωγιμότητα αντιστοίχως του επιπέδου της πηγής, $A_{n,f}$, $B_{n,f}$, $C_{n,f}$, $D_{n,f}$, $E_{n,f}$, $F_{n,f}$, $G_{n,f}$, $H_{n,f}$ είναι άγνωστοι

συντελεστές που καθορίζονται με χρήση των οριακών συνθηκών ανάμεσα στα πολυεπίπεδα, και $\overline{M}_{\theta mn}^{(i)}, \overline{N}_{\theta mn}^{(i)}$ είναι οι διανυσματικές κυματοσυναρτήσεις σφαιρικών συντεταγμένων, που αποτελούνται από τις σφαιρικές συναρτήσεις Bessel και Hankel, $Z_n^{(1)}(\beta r)$ και $Z_n^{(4)}(\beta r)$ και από τη συσχετισμένη συνάρτηση Legendre, $P_n^m(\cos\theta)$ [12,13]:

$$\begin{aligned} \overline{M}_{\theta mn}^{(i)}(\beta) &= \mp \frac{m}{\sin\theta} Z_n^{(i)}(\beta r) P_n^m(\cos\theta) \begin{pmatrix} \sin(m\varphi) \\ \cos(m\varphi) \end{pmatrix} \hat{\theta} \\ &- Z_n^{(i)}(\beta r) \frac{\partial P_n^m(\cos\theta)}{\partial\theta} \begin{pmatrix} \cos(m\varphi) \\ \sin(m\varphi) \end{pmatrix} \hat{\phi} \end{aligned} \quad (3.4)$$

$$\begin{aligned} \overline{N}_{\theta mn}^{(i)}(\beta) &= \frac{n(n+1)}{\beta r} P_n^m(\cos\theta) \begin{pmatrix} \cos(m\varphi) \\ \sin(m\varphi) \end{pmatrix} \hat{r} \\ &+ \frac{1}{\beta r} \frac{\partial [r Z_n^{(i)}(\beta r)]}{\partial r} \frac{\partial P_n^m(\cos\theta)}{\partial\theta} \begin{pmatrix} \cos(m\varphi) \\ \sin(m\varphi) \end{pmatrix} \hat{\theta} \\ &= \mp \frac{m}{\beta r \sin\theta} \frac{\partial [r Z_n^{(i)}(\beta r)]}{\partial r} P_n^m(\cos\theta) \begin{pmatrix} \sin(m\varphi) \\ \cos(m\varphi) \end{pmatrix} \hat{\phi} \end{aligned} \quad (3.5)$$

3.1.3 Η απλοποίηση της Επέκτασης Σφαιρικών Συναρτήσεων Green

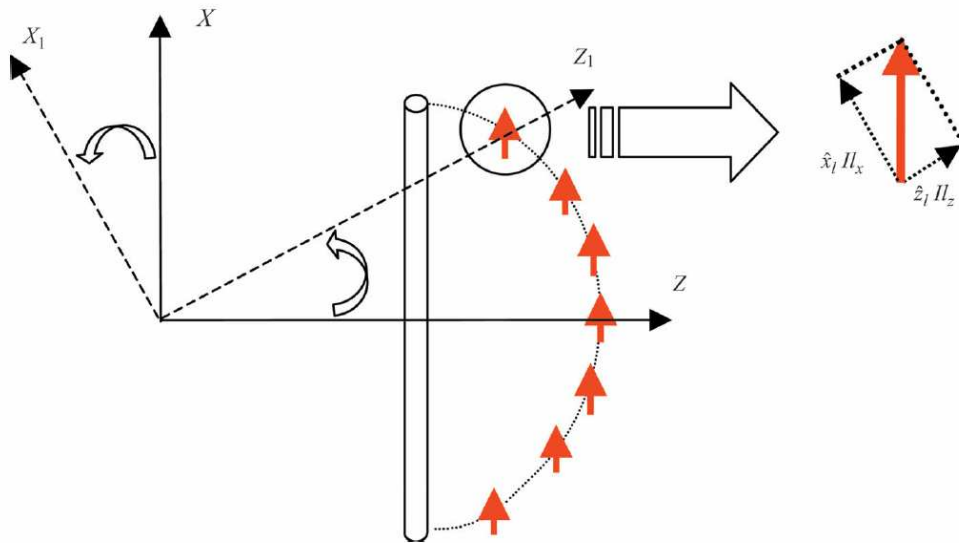
Δύο τεχνικές χρησιμοποιούνται για την απλοποίηση του υπολογισμού της επέκτασης σφαιρικών συναρτήσεων Green στη μορφή της εξίσωσης (3.1). Η πρώτη τεχνική για τη μείωση της πολυπλοκότητας της ολοκλήρωσης όγκου είναι να παρουσιάζεται η διπολική κεραία ως υπέρθεση στοιχειωδών ηλεκτρικών στοιχείων διαταγμένων κατά μήκος της κεραίας [14, 15], όπως φαίνεται στην εικόνα 3.3. Επιπλέον, περιστρέφοντας το σύστημα συντεταγμένων, κάθε ηλεκτρικό στοιχείο είναι σε θέση να αναλυθεί στις τοπικές του συνιστώσες \mathbf{x}_1 και \mathbf{z}_1 , με την υπόθεση ότι το δίπολο τοποθετείται στο επίπεδο x - z [32]. Στην εικόνα 3.3, τα $\mathbf{I}L_x(\mathbf{r}'_i, \mathbf{0}, \mathbf{0})$ και $\mathbf{I}L_z(\mathbf{r}'_i, \mathbf{0}, \mathbf{0})$ παριστάνουν τις προβολές του κάθε στοιχειώδους ηλεκτρικού στοιχείου στους άξονες x και z που έχουν αναλυθεί από το διάνυσμα του αρχικού ηλεκτρικού στοιχείου της κεραίας χρησιμοποιώντας την περιστροφή του συστήματος συντεταγμένων για κάθε ένα από αυτά τα στοιχειώδη ηλεκτρικά στοιχεία.

Βασισμένη στην ανάλυση της διπολικής κεραίας και στην περιστροφή του συστήματος συντεταγμένων της για κάθε ηλεκτρικό στοιχείο της, η έκφραση του ηλεκτρικού πεδίου η οποία εξαρτάται από το περιστραμμένο σύστημα συντεταγμένων $(\mathbf{x}_1, \mathbf{y}, \mathbf{z})$ της κάθε στοιχειώδους ηλεκτρικής συνιστώσα τροποποιημένη από την εξίσωση (3.1) δίνεται ως:

$$\begin{aligned} \bar{E}_f(\bar{r}_l) &= -j\omega\mu_f \{ \bar{G}_{s0}(\bar{r}_l, \bar{r}'_l) \delta_{fs} + \bar{G}_{ss}^{fs}(\bar{r}_l, \bar{r}'_l) \} \cdot \{ \hat{x}_l I_x + \hat{z}_l I_z \} \\ &= \bar{E}_x^i(\bar{r}_l) + \bar{E}_x^s(\bar{r}_l) + \bar{E}_z^i(\bar{r}_l) + \bar{E}_z^s(\bar{r}_l) \end{aligned}$$

(3.6)

όπου $\bar{r}_l = (r_l, \theta_l, \varphi_l)$, $\bar{r}'_l = (r'_l, \theta'_l, \varphi'_l)$ και $\bar{E}_x^i(\bar{r}_l)$, $\bar{E}_x^s(\bar{r}_l)$ είναι τα στιγμιαία και σκεδασμένα ηλεκτρικά πεδία από μία x στοιχειώδη ηλεκτρική συνιστώσα στο z -άξονα. Ομοίως, $\bar{E}_z^i(\bar{r}_l)$ και $\bar{E}_z^s(\bar{r}_l)$ είναι τα στιγμιαία και σκεδασμένα ηλεκτρικά πεδία από μία z στοιχειώδη ηλεκτρική συνιστώσα στον x -άξονα.



Εικόνα 3.3: Ανάλυση ορισμένου μήκους διπόλου και η περιστροφή του συστήματος συντεταγμένων για κάθε στοιχειώδες ηλεκτρικό στοιχείο [9].

Επειδή η x κατεύθυνση (\hat{x}_l) για το z -άξονα είναι αντίστοιχη με την θ κατεύθυνση ($\hat{\theta}_l$) στο τοπικό σφαιρικό σύστημα συντεταγμένων, η έκφραση του σκεδασμένου ηλεκτρικού πεδίου από από μία x κατεύθυνσης στοιχειώδη ηλεκτρική συνιστώσα στο z -άξονα αναδιατυπώνεται ως εξής:

$$\begin{aligned} \bar{E}_x^s(\bar{r}_l) &= -j\omega\mu_f I_x \bar{G}_{ss}^{(fs)}(\bar{r}_l, \bar{r}'_l) \cdot \hat{\theta}_l = - \left(\frac{\omega\mu_f I_x}{4\pi} \right) \frac{1}{r'_l} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{(2n+1)}{n(n+1)} \\ &+ (1 - \delta_{fN}) \bar{M}_{s1n}^{(4)}(\beta_f) \left[A_{n,f}(1 - \delta_{sN}) \rho_{r'_l} Z_{(n)}^{(4)}(\rho_{r'_l}) + F_{n,f}(1 - \delta_{s1}) \rho_{r'_l} Z_{(n)}^{(1)}(\rho_{r'_l}) \right] \\ &+ (1 - \delta_{fN}) \bar{N}_{s1n}^{(4)}(\beta_f) \left[C_{n,f}(1 - \delta_{sN}) \frac{\partial [\rho_{r'_l} Z_{(n)}^{(4)}(\rho_{r'_l})]}{\partial (\rho_{r'_l})} + D_{n,f}(1 - \delta_{s1}) \frac{\partial [\rho_{r'_l} Z_{(n)}^{(1)}(\rho_{r'_l})]}{\partial (\rho_{r'_l})} \right] \\ &+ (1 - \delta_{f1}) \bar{M}_{o1n}^{(1)}(\beta_f) \left[E_{n,f}(1 - \delta_{sN}) \rho_{r'_l} Z_{(n)}^{(4)}(\rho_{r'_l}) + F_{n,f}(1 - \delta_{s1}) \rho_{r'_l} Z_{(n)}^{(1)}(\rho_{r'_l}) \right] \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
& + (1 - \delta_{fN}) \bar{N}_{s1n}^{(1)}(\beta_f) \left[G_{n,f}(1 - \delta_{sN}) \frac{\partial [\rho_{r_i'} Z_{(n)}^{(4)}(\rho_{r_i'})]}{\partial(\rho_{r_i'})} + H_{n,f}(1 - \delta_{s1}) \frac{\partial [\rho_{r_i'} Z_{(n)}^{(1)}(\rho_{r_i'})]}{\partial(\rho_{r_i'})} \right] \\
& \times \left[\begin{aligned}
& + (1 - \delta_{fN}) \bar{M}_{s1n}^{(4)}(\beta_f) \left[A_{n,f}(1 - \delta_{sN}) \rho_{r_i'} Z_{(n)}^{(4)}(\rho_{r_i'}) + F_{n,f}(1 - \delta_{s1}) \rho_{r_i'} Z_{(n)}^{(1)}(\rho_{r_i'}) \right] \\
& + (1 - \delta_{fN}) \bar{N}_{s1n}^{(4)}(\beta_f) \left[C_{n,f}(1 - \delta_{sN}) \frac{\partial [\rho_{r_i'} Z_{(n)}^{(4)}(\rho_{r_i'})]}{\partial(\rho_{r_i'})} + D_{n,f}(1 - \delta_{s1}) \frac{\partial [\rho_{r_i'} Z_{(n)}^{(1)}(\rho_{r_i'})]}{\partial(\rho_{r_i'})} \right] \\
& + (1 - \delta_{f1}) \bar{M}_{s1n}^{(1)}(\beta_f) \left[E_{n,f}(1 - \delta_{sN}) \rho_{r_i'} Z_{(n)}^{(4)}(\rho_{r_i'}) + F_{n,f}(1 - \delta_{s1}) \rho_{r_i'} Z_{(n)}^{(1)}(\rho_{r_i'}) \right] \\
& + (1 - \delta_{fN}) \bar{N}_{s1n}^{(1)}(\beta_f) \left[G_{n,f}(1 - \delta_{sN}) \frac{\partial [\rho_{r_i'} Z_{(n)}^{(4)}(\rho_{r_i'})]}{\partial(\rho_{r_i'})} + H_{n,f}(1 - \delta_{s1}) \frac{\partial [\rho_{r_i'} Z_{(n)}^{(1)}(\rho_{r_i'})]}{\partial(\rho_{r_i'})} \right]
\end{aligned} \right]
\end{aligned} \tag{3.7}$$

όπου $\rho_{r_i'} = \beta_s r_i'$.

Ομοίως, επειδή η z κατεύθυνση (\hat{z}_i) για το z -άξονα είναι αντίστοιχη με την r κατεύθυνση (\hat{r}_i) στο τοπικό σφαιρικό σύστημα συντεταγμένων, η έκφραση του σκεδασμένου ηλεκτρικού πεδίου από μία z κατεύθυνσης στοιχειώδη ηλεκτρική συνιστώσα στο z -άξονα δίνεται ως:

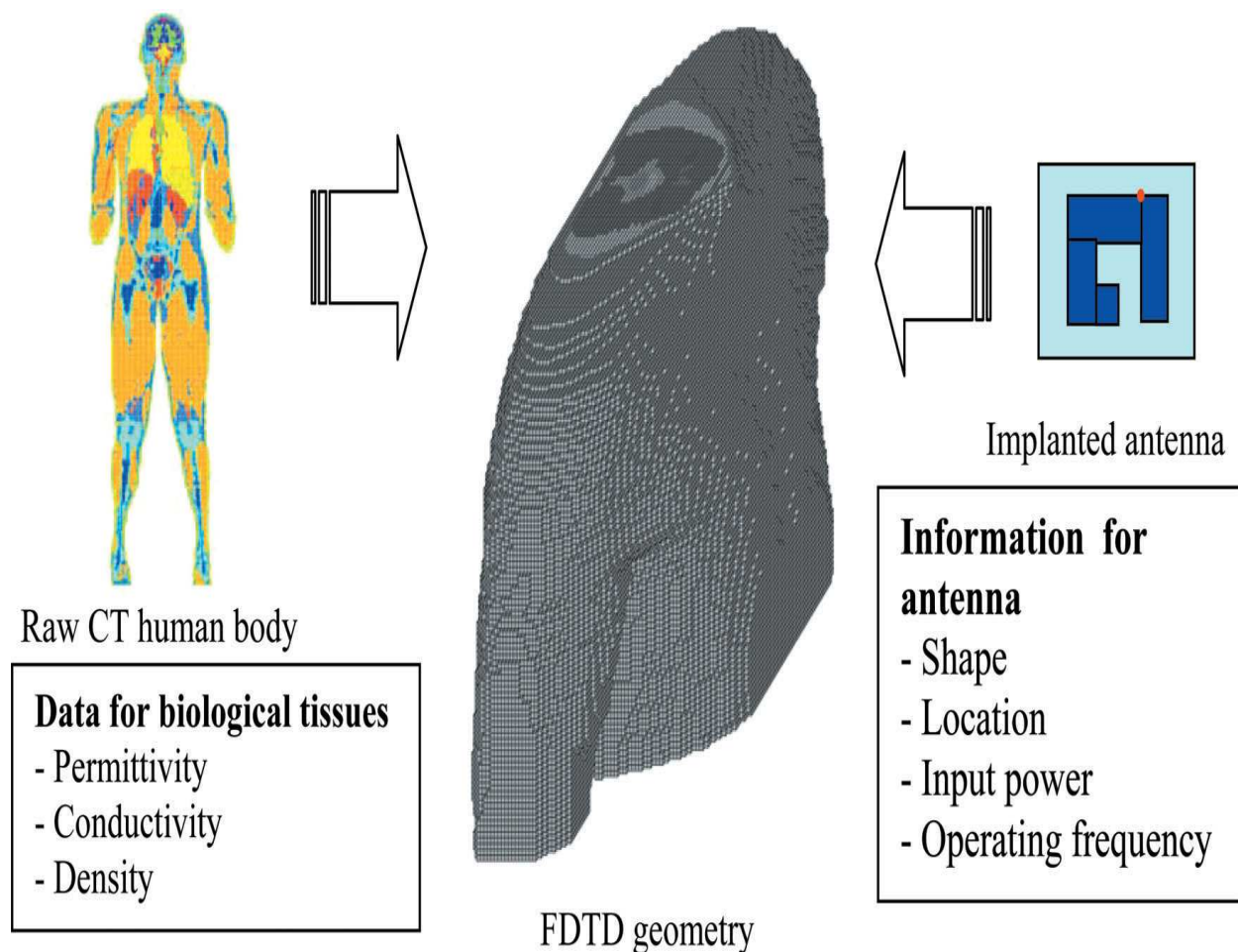
$$\begin{aligned}
\bar{E}_z^s(\vec{r}_i) &= -j\omega\mu_f l_z \bar{G}_{zz}^{(fs)}(\vec{r}_i, \vec{r}_i') \cdot \hat{r}_i = - \left(\frac{\omega\mu_f l_z}{4\pi} \right) \frac{1}{r_i'} \sum_{n=1}^{\infty} = - \left(\frac{\omega\mu_f l_x}{4\pi} \right) \frac{1}{r_i'} \sum_{n=1}^{\infty} (2n+1) \\
& \times \left[\begin{aligned}
& (1 - \delta_{fN}) \bar{N}_{s0n}^{(4)}(\beta_f) \left[C_{n,f}(1 - \delta_{sN}) Z_n^{(4)}(\rho_{r_i'}) + D_{n,f}(1 - \delta_{s1}) Z_n^{(1)}(\rho_{r_i'}) \right] \\
& + (1 - \delta_{f1}) \bar{N}_{s0n}^{(1)}(\beta_f) \left[G_{n,f}(1 - \delta_{sN}) Z_n^{(4)}(\rho_{r_i'}) + H_{n,f}(1 - \delta_{s1}) Z_n^{(1)}(\rho_{r_i'}) \right]
\end{aligned} \right]
\end{aligned} \tag{3.8}$$

Για την επαναφορά του πραγματικού ηλεκτρικού πεδίου, ο μετασχηματισμός συντεταγμένων είναι απαραίτητος για την επιστροφή στο αρχικό σύστημα συντεταγμένων (x, y, z) .

3.2. Μέθοδος των πεπερασμένων διαφορών στο πεδίο του χρόνου

Το ανθρώπινο σώμα είναι μία ηλεκτρομαγνητικά περίπλοκη δομή που αποτελείται από διάφορους βιολογικούς ιστούς, όπως το δέρμα, τα οστά, τα εσωτερικά όργανα, κλπ. Για να συμπεριληφθούν οι πολύπλοκοι βιολογικοί ιστοί στην ανάλυση των εμφυτευμένων κεραιών χρησιμοποιείται η μέθοδος των πεπερασμένων διαφορών στο πεδίο του χρόνου (Finite Difference Time Domain, FDTD) ώστε να χαρακτηριστούν οι ηλεκτρομαγνητικές αλληλεπιδράσεις μεταξύ των εμφυτευμένων κεραιών και του ανθρώπινου κεφαλιού ή σώματος

και να σχεδιαστούν κεραίες χαμηλής κατατομής, οι οποίες είναι ικανές να λειτουργήσουν στο πολύπλοκο περιβάλλον του ανθρώπινου σώματος.



Εικόνα 3.4: Σχηματικό διάγραμμα για τη δημιουργία της γεωμετρίας του ανθρώπινου σώματος με τη μέθοδο FDTD [9]

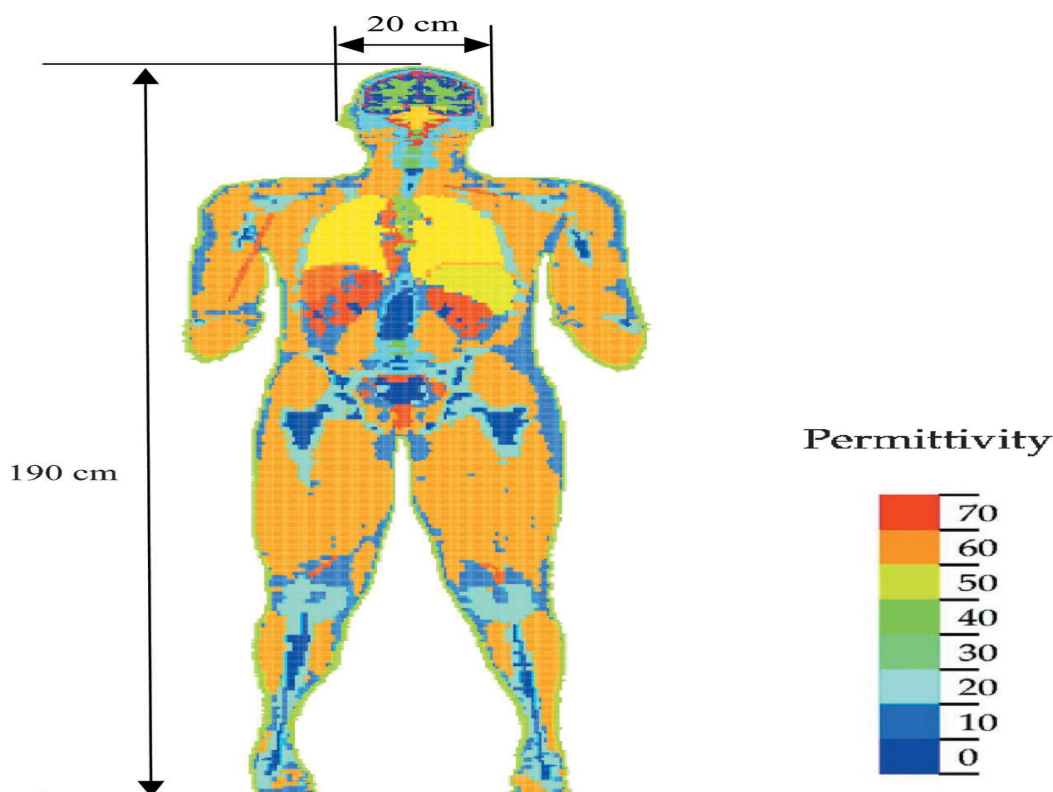
3.2.1 Δεδομένα εισόδου για την προσομοίωση με τη μέθοδο FDTD

Για την προσομοίωση των εμφυτευμένων κεραιών σε ένα ανθρώπινο σώμα, τα δεδομένα εισόδου για τους FDTD κώδικες πρέπει να ετοιμαστούν. Αρχικά, θα πρέπει να δημιουργηθεί ένα ανατομικό μοντέλο σώματος το οποίο διαβάζεται από έναν FDTD κώδικα υπολογιστή και στη συνέχεια να τοποθετηθούν οι εμφυτευμένες κεραίες στο εσωτερικό του μοντέλου σώματος. Στην εικόνα 3.4 παρουσιάζεται πως κωδικοποιούνται τα δεδομένα του μοντέλου του ανθρώπινου σώματος που παράγονται από την αξονική τομογραφία (CT) σε δεδομένα εισόδου για τις προσομοιώσεις με τη μέθοδο FDTD. Χρησιμοποιώντας, λοιπόν, τις πληροφορίες σχετικά με τους ιστούς, που λαμβάνονται από την αξονική τομογραφία, τα κατάλληλα ηλεκτρικά χαρακτηριστικά δεδομένα, όπως διηλεκτρικότητα, αγωγιμότητα, πυκνότητα μάζας αντιστοιχίζονται σε κάθε voxel (volume element) του ανατομικού μοντέλου σώματος. Από την

άλλη μεριά, οι κεραιές τοποθετούνται κανονικά και λειτουργούν μέσα σε ένα ανθρώπινο κεφάλι ή σώμα εφαρμόζοντας συγκεκριμένες πληροφορίες (το σχήμα, τη θέση, τις τιμές εισόδου) των εμφυτευμένων κεραιών. Τα ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία σε κάθε κύτταρο ενημερώνονται χρησιμοποιώντας την ολοκληρωτική μορφή των εξισώσεων Maxwell.

3.2.2 Μοντέλο ανθρώπινου σώματος

Το ανθρώπινο μοντέλο, που χρησιμοποιείται στη μέθοδο FDTD απεικονίζεται αναλυτικότερα στην εικόνα 3.5. Η σχετική διηλεκτρικότητα που παρουσιάζει σε διάφορους ιστούς κυμαίνεται από 0 έως 70 στα 402 MHz. Για το συγκεκριμένο μοντέλο, παρήχθησαν 67 αρχεία βιολογικού ιστού ανθρώπινου σώματος από την υπολογιστική τομογραφία (CT) στην ιατρική σχολή του Yale (Yale University School of Medicine) [33] τα οποία αντιστοιχίστηκαν σε 30 αρχεία βιολογικού ιστού του ανθρώπινου μοντέλου χρησιμοποιώντας τα διαθέσιμα ηλεκτρικά δεδομένα των βιολογικών ιστών [6] που αναφέρονται στον πίνακα 3.3.



Εικόνα 3.5: Παρουσίαση ενός μοντέλου ανθρώπινου σώματος με διαφορετική σχετική διηλεκτρικότητα [9]

Τα δεδομένα του ομοιώματος του ανθρώπινου σώματος αποτελούνται από $155 \times 72 \times 487$ voxels, στα οποία περιέχονται οι πληροφορίες σχετικά με τους βιολογικούς ιστούς. Επειδή η απόσταση μεταξύ γειτονικών voxels είναι 4 mm, το μέγεθος των κυττάρων του μοντέλου FDTD

είναι η ίδια με το μέγεθος του voxel (4 mm) του αρχείου του ομοιώματος του ανθρώπινου σώματος. Σύμφωνα με τον πίνακα 3.3, το εύρος της αγωγιμότητας των βιολογικών ιστών είναι από 0 έως περίπου 3 S/m, και η σχετική διαπερατότητα των βιολογικών ιστών είναι 1. Οι πυκνότητες μάζας των βιολογικών ιστών που λαμβάνονται από την [34] είναι μεταξύ 0 και 2 g/cm³.

3.3. Έλεγχος των αριθμητικών τεχνικών με τη βοήθεια συγκρίσεων

Οι επαληθεύσεις της εφαρμογής της μεθόδου DGF σε σφαιρικές συντεταγμένες για τις εμφυτευμένες κεραίες σε ένα ανθρώπινο κεφάλι πραγματοποιήθηκαν με τη χρήση μιας κλειστής μορφής εξίσωσης του ηλεκτρικού πεδίου και του κώδικα FDTD.

BIOLOGICAL TISSUE	PERMITTIVITY (ϵ_r)	CONDUCTIVITY (σ , S/m)	MASS DENSITY (g/cm ³)
Brain	49.7	0.59	1.04
Cerebrospinal fluid	71.0	2.25	1.01
Dura	46.7	0.83	1.01
Bone	13.1	0.09	1.81
Fat	11.6	0.08	0.92
Skin	46.7	0.69	1.01
Skull	17.8	0.16	1.81
Spinal cord	35.4	0.45	1.04
Muscle	58.8	0.84	1.04
Blood	64.2	1.35	1.06
Bone marrow	5.67	0.03	1.06
Trachea	44.2	0.64	1.10
Cartilage	45.4	0.59	1.10
Jaw bone	22.4	0.23	1.85
Cerebellum	55.9	1.03	1.05
Tongue	57.7	0.77	1.05
Mouth cavity	1.0	0.00	0.00
Eye tissue	57.7	1.00	1.17
Lens	48.1	0.67	1.05
Teeth	22.4	0.23	1.85
Lungs	54.6	0.68	1.05
Heart	66.0	0.97	1.05
Liver	51.2	0.65	1.05
Kidney	66.4	1.10	1.05
Stomach	67.5	1.00	1.05
Colon	66.1	1.90	1.05
Thyroid	61.5	0.88	1.05
Trachea	44.2	0.64	1.10
Spleen	63.2	1.03	1.05
Bladder	19.8	0.33	1.05

Πίνακας 3.3: Ηλεκτρικά δεδομένα των βιολογικών ιστών που χρησιμοποιούνται για το ανθρώπινο μοντέλο σώματος στα 402 MHz [9].

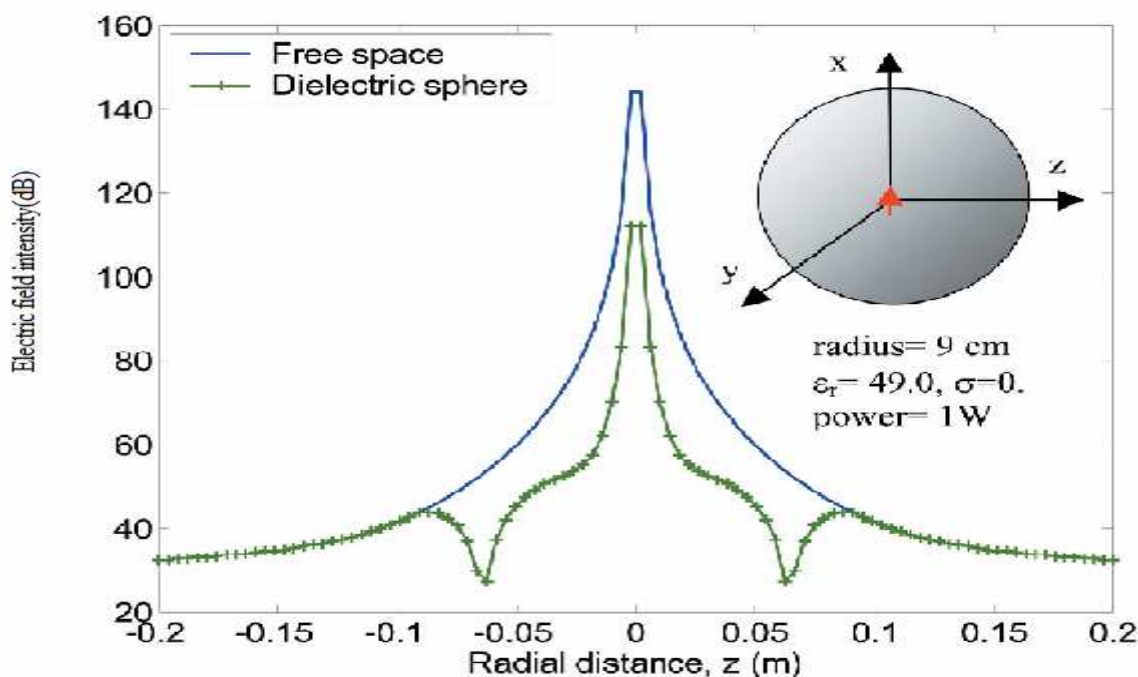
3.3.1 Σύγκριση με την Εξίσωση Κλειστού Τύπου

Στην εικόνα 3.6 συγκρίνονται οι εντάσεις δύο ηλεκτρικών πεδίων. Το ένα πεδίο είναι ενός στοιχειώδους δίπολου σε ελεύθερο χώρο και το άλλο είναι ενός στοιχειώδους δίπολου που βρίσκεται στο κέντρο μιας ομοιογενούς σφαίρας διηλεκτρικού χωρίς απώλειες ($\epsilon_r = 49.0, \sigma = 0$ S/m) με ακτίνα 9 cm. Όλα τα δίπολα παρέχουν ισχύ 1 W (watt) στα 402 MHz. Όταν το δίπολο βρίσκεται σε ελεύθερο χώρο, η ένταση του ηλεκτρικού πεδίου κατά μήκος του άξονα z υπολογίζεται από την ακόλουθη εξίσωση κλειστού τύπου [35]:

$$|E(z)| = \left| j\eta \frac{kIl}{4\pi z} \left(1 + \frac{1}{jkz} - \frac{1}{(kz)^2} \right) \right| \tag{3.9}$$

όπου η είναι η εμπέδηση κύματος ($\cong 120\pi$) σε ελεύθερο χώρο, k ο κυματαριθμός στον ελεύθερο χώρο, και Il η στοιχειώδης συνιστώσα που υπολογίζεται από την παρακάτω εξίσωση εκπεμπόμενης ισχύος:

$$P_{rad} = \eta \left(\frac{\pi}{3} \right) \left| \frac{Il}{\lambda} \right|^2 \tag{3.10}$$



Εικόνα 3.6: Σύγκριση των εντάσεων των ηλεκτρικών πεδίων των στοιχειωδών διπόλων, που είναι τοποθετημένα σε ελεύθερο χώρο και σε μία διηλεκτρική σφαίρα χωρίς απώλειες [9].

Όταν το δίπολο είναι τοποθετημένο μέσα σε μία διηλεκτρική σφαίρα, η ένταση ηλεκτρικού πεδίου κατά μήκος του z-άξονα υπολογίζεται από τον DGF κώδικα σε σφαιρικές συντεταγμένες. Το δίπολο που είναι τοποθετημένο μέσα στη διηλεκτρική σφαίρα παράγει μόνιμη κυματομορφή η οποία εξαρτάται από τη συχνότητα λειτουργίας. Αξίζει να αναφερθεί ότι και οι δύο κατανομές ηλεκτρικού πεδίου έξω από την σφαίρα είναι ίδιες γιατί η ισχύς δεν απάγεται στο περιβάλλον, που δεν έχει απώλειες.

3.3.2 Σύγκριση με τις προσομοιώσεις της μεθόδου FDTD

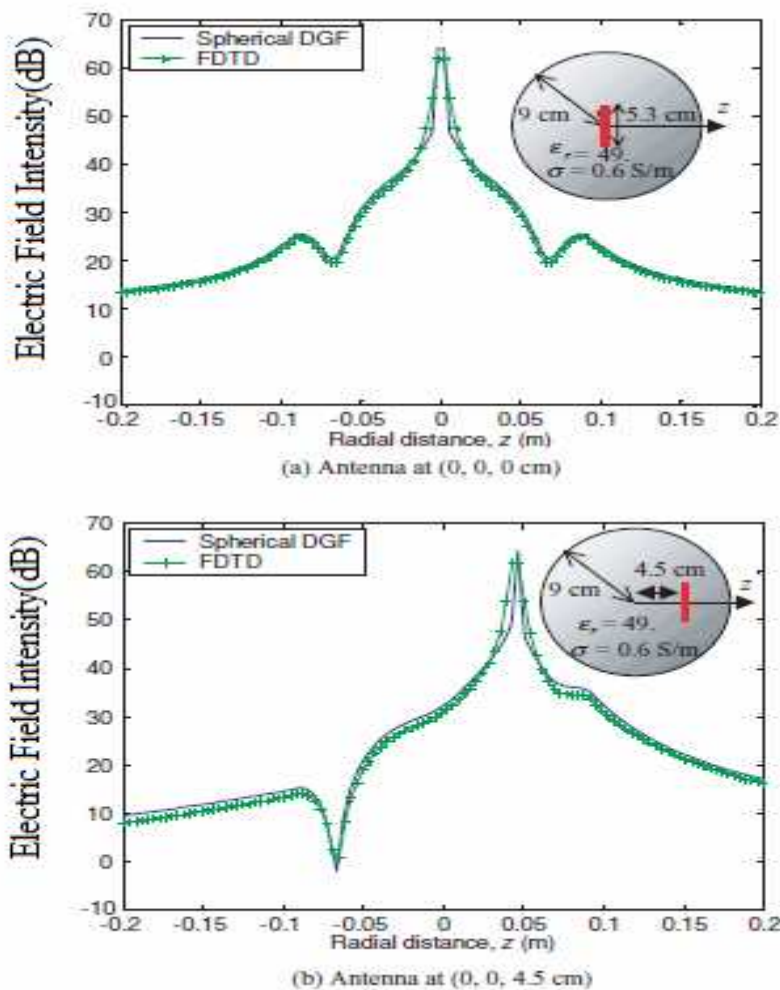
Σε αυτή την παράγραφο, η υλοποίηση του σφαιρικού DGF συγκρίνεται με τις προσομοιώσεις του κώδικα FDTD χρησιμοποιώντας την ίδια δομή προσομοίωσης. Για τη σύγκριση αυτή, οι διπολικές κεραίες ρυθμίζονται έτσι ώστε να διανέμουν την ίδια ισχύ. Ο σφαιρικός κώδικας χρησιμοποιεί την εξίσωση (3.11) για τον έλεγχο της διανεμόμενης ισχύος. Η παρεχόμενη ισχύς, P_{del} στο σημείο της πηγής χωρίζεται στην προσπίπτουσα ισχύ P_{inc} που παρέχει το αρχικό ρεύμα και στη σκεδασμένη ισχύ, P_{sca} που δημιουργείται από την αλληλεπίδραση μεταξύ του αρχικού ρεύματος και του περιβάλλοντος. Η προσπίπτουσα ισχύς και η σκεδαζόμενη ισχύ εκφράζονται από ολοκληρώματα όγκου χρησιμοποιώντας ένα μη φραγμένο σφαιρικό DGF και την έκφραση σκέδασης του σφαιρικού DGF. Τέλος, η συνολική ισχύς παράγεται από την αρχική πυκνότητα ρεύματος, \vec{J}_s του δίπολου. Η συνολική ισχύς που αποδίδεται από τις κεραίες μπορεί να ελεγχθεί από την αναθεώρηση του αρχικού ρεύματος, \vec{J}_s , όπως φαίνεται και από την εξίσωση (3.9)

$$\begin{aligned}
 P_{del}(\vec{r} = \vec{r}') &= P_{inc}(\vec{r} = \vec{r}') + P_{sca}(\vec{r} = \vec{r}') = -\frac{1}{2} Re \left[\iiint_V (\vec{E}_{inc} + \vec{E}_{sca}) \cdot \vec{J}_s * dv' \right] \\
 &= -\frac{1}{2} Re \left\{ \iiint_V \left[\iiint_U -j\omega\mu_s \vec{G}_{s0}(\vec{r}, \vec{r}') \delta_{fs} \cdot \vec{J}_s * dv' \right] \right. \\
 &\quad \left. + \iiint_V -j\omega\mu_s \vec{G}_{s0}^{(fs)}(\vec{r}, \vec{r}') \cdot \vec{J}_s dv' \right] \cdot \vec{J}_s * dv' \Big\}
 \end{aligned}
 \tag{3.11}$$

Ο FDTD κώδικας για να ελέγχει την διανεμόμενη ισχύ, λαμβάνει υπόψη το γεγονός ότι η πραγματική διανεμόμενη ισχύς είναι ίση με το άθροισμα της εκπεμπόμενης ισχύος και της απορροφούμενης ισχύος σε ένα μέσο με απώλειες.

Οι κατανομές κοντινού πεδίου του ηλεκτρικού πεδίου από τον σφαιρικό DGF κώδικα και από τον FDTD κώδικα για το δίπολο μέσα σε διαπερατή διηλεκτρική σφαίρα συγκρίνονται στην

εικόνα 3.7. Για την σύγκριση ένα $0.5\lambda_d$ (διηλεκτρικό μήκος κύματος, 5.3 cm) δίπολο τοποθετήθηκε σε ομοιογενή σφαίρα ακτίνας 9cm, με σχετική διηλεκτρική σταθερά 49, με σχετική διαπερατότητα 1, και με αγωγιμότητα 0.6S/m. Το δίπολο θεωρείται ότι προσφέρει ισχύ 1W. Παρά τις μικρές διαφορές μεταξύ των δύο κατανομών κοντινού πεδίου λόγω του πεπερασμένου μεγέθους κυττάρων του FDTD ($0.005\lambda_0$ στα 402 MHz = 3.7 mm), οι γραφικές παραστάσεις που λαμβάνονται από τις δύο αριθμητικές τεχνικές προσομοιάζουν η μία την άλλη τόσο για το δίπολο που τοποθετήθηκε στο κέντρο της σφαίρας όσο και για αυτό που τοποθετήθηκε 4,5 εκ. από το κέντρο της.



Εικόνα 3.7: Σύγκριση της έντασης του ηλεκτρικού πεδίου που υπολογίζεται από τις σφαιρικές επεκτάσεις της συνάρτησης Green σε σχέση με αυτή που υπολογίζεται από τον FDTD κώδικα για ένα δίπολο σε μία ομογενή σφαίρα απωλειών [9].

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

4. Κεραίες σε βιολογικούς ιστούς

4.1. Απλές ενσύρματες κεραίες στον ελεύθερο χώρο

Οι απλές ενσύρματες κεραίες, διπολικές και βρόχων, στον ελεύθερο χώρο μελετώνται ώστε να εξεταστούν οι συμπεριφορές του κοντινού πεδίου γύρω από τις κεραίες προτού αυτές εμφυτευθούν στους βιολογικούς ιστούς. Οι κατανομές κοντινού πεδίου από τις απλές κεραίες στον ελεύθερο χώρο υπολογίζονται με τρεις τρόπους: τις θεωρητικές εκφράσεις, τον κώδικα FDTD και τον κώδικα της μεθόδου των ροπών (method of moments, MoM) για να επιβεβαιώσουν τις προσομοιώσεις του FDTD, οι οποίες χρησιμοποιούνται για να χαρακτηρίσουν τις απλές ενσύρματες κεραίες μέσα σε έναν βιολογικό ιστό.

4.1.1 Χαρακτηρισμός των διπολικών κεραιών

Στην εικόνα 4.1 φαίνεται μία μικρή διπολική κεραία, η οποία είναι τοποθετημένη στον ελεύθερο χώρο. Η διπολική κεραία έχει μήκος 0.03λ στα 402MHz και είναι τοποθετημένη κατά μήκος του z-άξονα. Το κέντρο του συστήματος των συντεταγμένων τοποθετείται στο σημείο τροφοδοσίας της διπολικής κεραίας.

Το μέτρο της έντασης του ηλεκτρικού και του μαγνητικού πεδίου κατά μήκος του y-άξονα για την κεραία που φαίνεται στην εικόνα 4.1 υπολογίζεται θεωρητικά από τις εξισώσεις (4.1) και (4.2), οι οποίες αποτελούν έγκυρες εξισώσεις πεδίου για διπολικές κεραίες μήκους $0.02-0.1\lambda_0$ [35]:

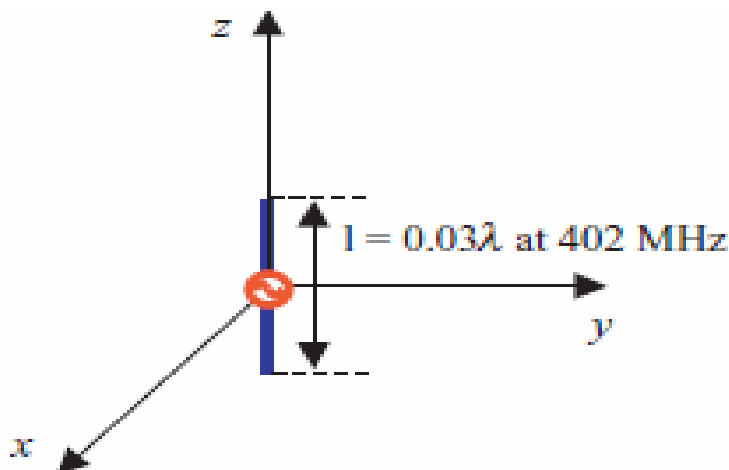
$$|E(y)| = \left| \frac{I_0 l n}{2\pi} \left(\frac{j2\pi}{\lambda y} + \frac{1}{y^2} + \frac{\lambda}{j2\pi y^3} \right) \right| \quad (4.1)$$

$$|H(y)| = \left| \frac{I_0 l}{2\pi} \left(\frac{j2\pi}{\lambda y} + \frac{1}{y^2} \right) \right| \quad (4.2)$$

όπου I_0 είναι το μέγιστο ρεύμα της διπολικής κεραίας, l το μήκος της, n η εμπέδηση κύματος ($=120\pi$) στον ελεύθερο χώρο και λ το μήκος κύματος. Το μέγιστο ρεύμα δίνεται από την εξίσωση (4.3) και η εμπέδηση εκπομπής, R_r , του δίπολου υπολογίζεται από την εξίσωση (4.4) [35]:

$$I_0 = \sqrt{\frac{2 P_{rad}}{R_r}} \quad (4.3)$$

$$R_r = 20\pi^2 \left(\frac{l}{\lambda}\right)^2 \quad (4.4)$$



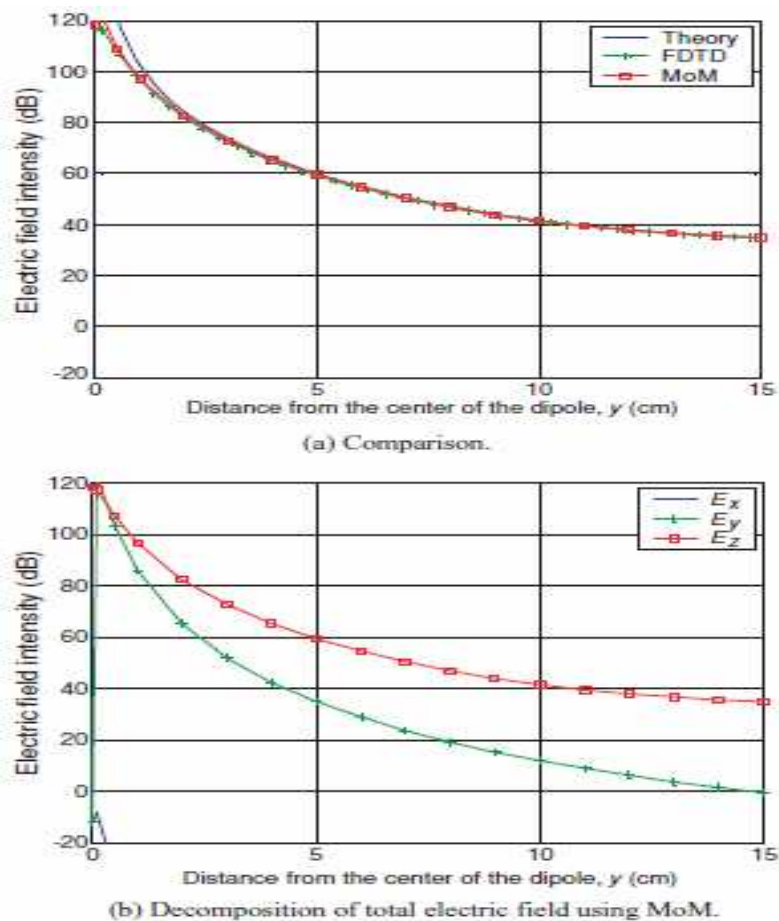
Εικόνα 4.1: Μικρή διπολική κεραία στον ελεύθερο χώρο[9]

Σύμφωνα με τις εξισώσεις (4.1) και (4.2), το ηλεκτρικό πεδίο γύρω από τη διπολική κεραία είναι αντιστρόφως ανάλογο με τον κύβο της ακτινικής απόστασης, ενώ το εγγύς μαγνητικό πεδίο είναι αντιστρόφως ανάλογο με το τετράγωνο της ακτινικής απόστασης. Αυτό πρακτικά σημαίνει ότι τα ηλεκτρικά πεδία προσφέρουν περισσότερα πλεονεκτήματα σε σχέση με το μαγνητικό πεδίο όταν συνδέεται η ισχύς από τις πηγές του ηλεκτρικού πεδίου στην περιοχή του κοντινού πεδίου.

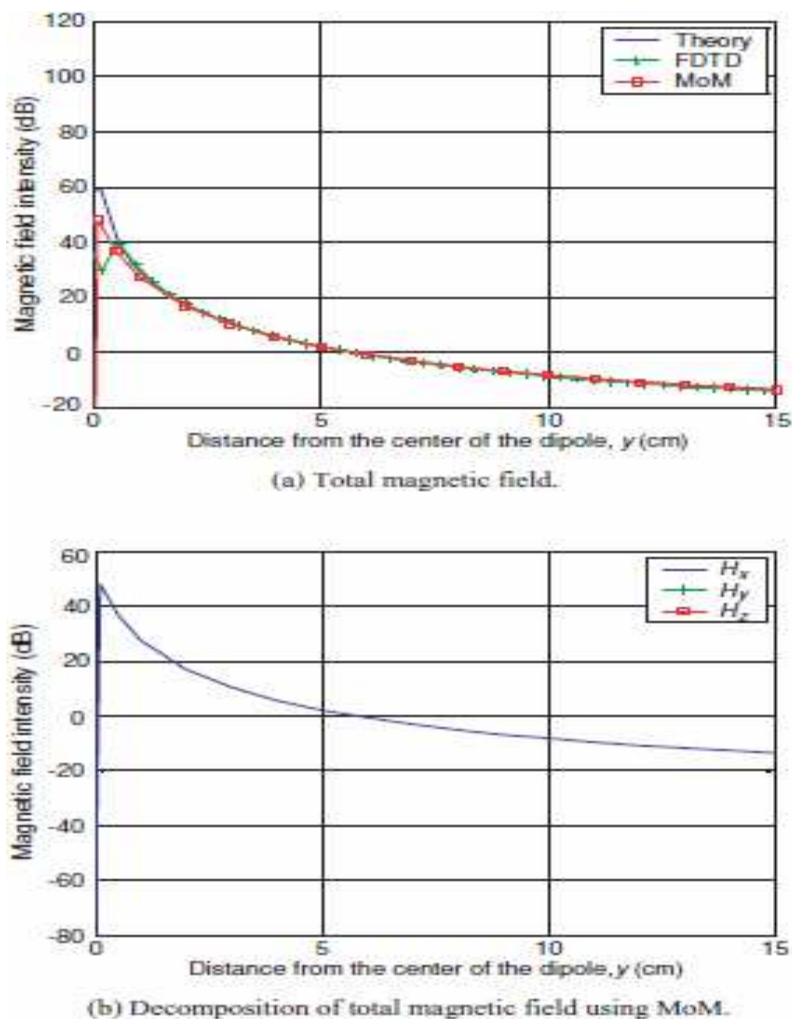
Για να εξεταστεί η ακριβής τιμή του πεδίου από το μικρό δίπολο, οι κατανομές κοντινού πεδίου κατά μήκος του y -άξονα υπολογίζονται με τρεις τρόπους: τις θεωρητικές εκφράσεις, τον κώδικα FDTD και τον κώδικα της μεθόδου των ροπών. Στην εικόνα 4.2 συγκρίνονται οι κατανομές του ηλεκτρικού πεδίου από την διπολική κεραία. Το δίπολο εκπέμπει 1W στον ελεύθερο χώρο και η συχνότητα λειτουργίας του είναι 402MHz. Τρεις συνολικά κατανομές ηλεκτρικού πεδίου, όπως φαίνεται και στην εικόνα 4.2(a), είναι αρκετά παρόμοιες εκτός από ένα σημείο που βρίσκεται πολύ κοντά από το κέντρο του δίπολου, γνωστό και ως ιδιάζον σημείο. Στη θεωρητική προσέγγιση, η ένταση του ηλεκτρικού πεδίου γύρω από το ιδιάζον σημείο είναι μεγαλύτερη από την πραγματική τιμή της. Χρησιμοποιώντας τον κώδικα MoM, το συνολικό ηλεκτρικό πεδίο αναλύεται στις τρεις ηλεκτρικές συνιστώσες του, όπως φαίνεται και στην εικόνα 4.2(b). Η συνιστώσα E_x είναι αμελητέα κατά μήκος του y -άξονα. Το μέγεθος της συνιστώσας E_y είναι παρόμοιο με αυτό της E_z πολύ κοντά στη διπολική κεραία επειδή κυκλικές

γραμμές ηλεκτρικού πεδίου παράγονται μεταξύ των δύο πολικότητων του διπόλου. Ωστόσο, καθώς αυξάνεται η απόσταση από το κέντρο του διπόλου η συνιστώσα E_y ελαττώνεται γρηγορότερα από την συνιστώσα E_z .

Ομοίως με την εικόνα 4.2, τα μαγνητικά πεδία από τη μικρή διπολική κεραία, η οποία εκπέμπει 1W στα 402MHz, υπολογίζονται κατά μήκος του y -άξονα, όπως φαίνεται στην εικόνα 4.3. Όπως φαίνεται στην εικόνα 4.3(a), το ολικό μαγνητικό πεδίο που υπολογίστηκε από τις θεωρητικές προσεγγίσεις είναι αρκετά παρόμοιο με αυτά που υπολογίστηκαν από τον FDTD κώδικα και τον κώδικα MoM εκτός από ένα ιδιάζον σημείο. Ειδικότερα, ο FDTD κώδικας παράγει κάποια απόκλιση γύρω από το κέντρο του δίπολου και αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι ο κώδικας χρησιμοποιεί πεπερασμένο μέγεθος στοιχειώδους κυττάρου. Χρησιμοποιώντας τον κώδικα MoM η συνολική ένταση του μαγνητικού πεδίου αναλύεται στις τρεις επιμέρους συνιστώσες του, H_x , H_y και H_z , όπως φαίνεται και στην εικόνα 4.3(b). Το μέγεθος της x συνιστώσας είναι σχεδόν το ίδιο με αυτό του ολικού μαγνητικού πεδίου ενώ οι συνιστώσες y και z έχουν αμελητέο μέγεθος, γι' αυτό και δεν παρουσιάζονται σε αυτό το διάγραμμα. Συνεπώς, μόνο η οριζόντια συνιστώσα του ηλεκτρικού πεδίου υπάρχει κατά μήκος του y -άξονα.



Εικόνα 4.2: Συνιστώσες του ηλεκτρικού πεδίου από μία μικρή διπολική κεραία στον ελεύθερο χώρο [9].



Εικόνα 4.3: Οι κατανομές του μαγνητικού πεδίου από μία μικρή διπολική κεραία στον ελεύθερο χώρο [9].

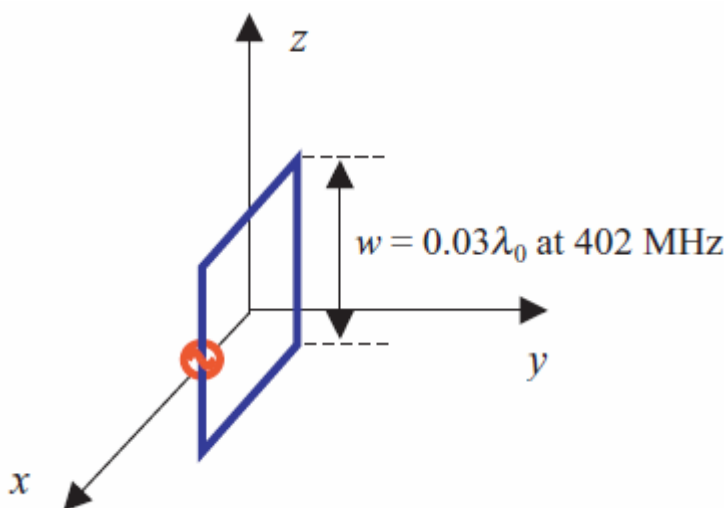
Από τις εικόνες 4.2 και 4.3, μπορεί να υπολογιστεί και η κυματική εμπέδηση διαιρώντας το ολικό ηλεκτρικό πεδίο με την ολική συνιστώσα του μαγνητικού πεδίου. Σε απόσταση 5cm από το κέντρο του δίπολου, παρατηρώντας τα δύο διαγράμματα φαίνεται ότι η ένταση του ηλεκτρικού πεδίου είναι 60dB ενώ η ένταση του μαγνητικού πεδίου είναι 2dB, οπότε η εμπέδηση κύματος είναι 58dB. Εάν η εμπέδηση κύματος υπολογιστεί σε απόσταση μικρότερη από 5cm, η τιμή της θα είναι μεγαλύτερη από 58dB. Συνεπώς, αναμένεται ότι η κυματική εμπέδηση κοντά στο κέντρο του δίπολου θα είναι πολύ υψηλότερη από την εμπέδηση (120π=51.5dB) ενός εγκάρσιου ηλεκτρομαγνητικού (transverse electromagnetic, TEM) κύματος. Σε απόσταση 15cm από το κέντρο του δίπολου η κυματική εμπέδηση είναι όμοια με την εμπέδηση ενός TEM κύματος.

4.1.2 Χαρακτηρισμός των κεραιών βρόχου

Στην εικόνα 4.4 φαίνεται μία τετράγωνη κεραία βρόχου, η οποία είναι τοποθετημένη στον ελεύθερο χώρο. Η κάθε πλευρά της κεραίας βρόχου έχει μήκος (w) $0.03\lambda_0$ στα 402MHz και το συνολικό της μήκος είναι $0.12 \lambda_0$. Η αρχή του συστήματος συντεταγμένων είναι τοποθετημένη στο μέσο της κεραίας ενώ η κεραία είναι τοποθετημένη στο x - z επίπεδο. Ο τετράγωνος βρόχος τροφοδοτείται από μία πηγή στη μία πλαϊνή πλευρά του, όπως φαίνεται και στην εικόνα 4.4.

Το μέτρο του μαγνητικού πεδίου κατά μήκος του y -άξονα της κεραίας βρόχου της εικόνας 4.4 υπολογίζεται από την εξίσωση (4.5), η οποία ισχύει για μία μικρή κυκλική κεραία βρόχου [23]. Επειδή η θεωρητική έκφραση για μία μικρή κυκλική κεραία βρόχου δημιουργεί μηδενικό μέτρο του ηλεκτρικού πεδίου κατά μήκος του y -άξονα παραλείπεται:

$$|H(y)| = \left| \frac{I_0 S^2}{2\pi} \left(\frac{j2\pi}{\lambda r^3} + \frac{1}{r^3} \right) \right| \quad (4.5)$$



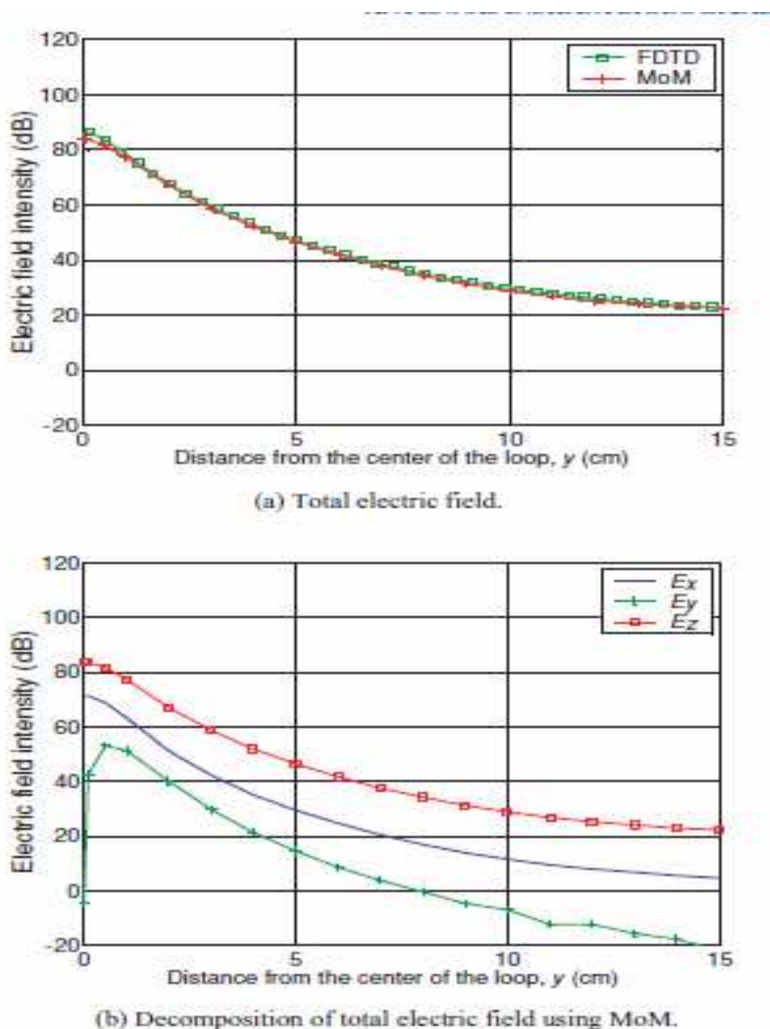
Εικόνα 4.4: Τετράγωνη κεραία βρόχου στον ελεύθερο χώρο [9].

όπου I_0 είναι το συνεχές ρεύμα του μικρού βρόχου, S το εμβαδόν του βρόχου και λ το μήκος κύματος του. Το συνεχές ρεύμα του βρόχου δίνεται από την εξίσωση (4.3) και η εμπέδηση εκπομπής, R_r , του βρόχου υπολογίζεται από την εξίσωση (4.6):

$$R_r = 31.171 \left(\frac{S^2}{\lambda^4} \right)^2 \quad (4.6)$$

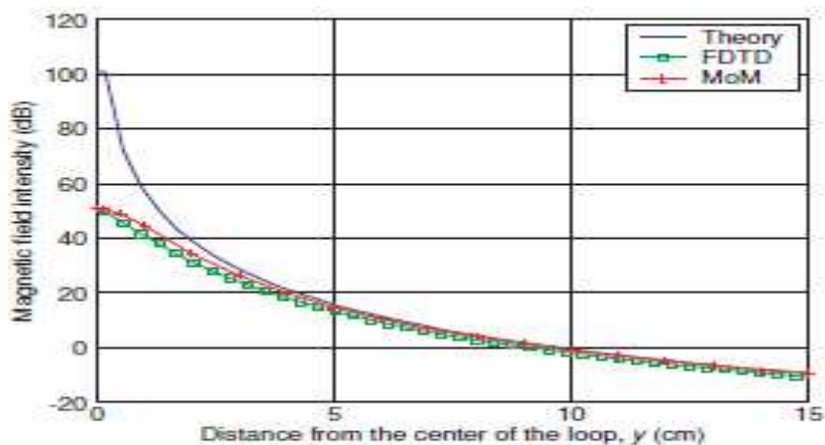
Σύμφωνα με την εξίσωση (4.5), το εγγύς μαγνητικό πεδίο γύρω από μία μικρή κεραία βρόχου εξαρτάται από τον ανάστροφο κύβο της ακτινικής απόστασης, όπως συμβαίνει και με το ηλεκτρικό πεδίο μία μικρής διπολικής κεραίας.

Οι κατανομές του κοντινού ηλεκτρικού πεδίου από την μικρή τετράγωνη κεραία βρόχου παρουσιάζονται στην εικόνα 4.5. Η κεραία βρόχου τροφοδοτείται να εκπέμπει ισχύ 1W στα 402MHz. Οι ολικές κατανομές του ηλεκτρικού πεδίου κατά μήκος του y-άξονα υπολογίζονται με τους κώδικες FDTD και MoM. Οι δύο ηλεκτρικές κατανομές είναι αρκετά παρόμοιες μεταξύ τους. Από τον κώδικα MoM, αναλύεται το ολικό ηλεκτρικό πεδίο στις τρεις επιμέρους συνιστώσες του (E_x , E_y και E_z), όπως φαίνεται και στο σχήμα 4.5(b). Όπως ήταν αναμενόμενο, η ηλεκτρική συνιστώσα E_z κατά μήκος του y-άξονα είναι κυρίαρχη και σχεδόν ίδια με αυτή του ολικού μαγνητικού πεδίου.

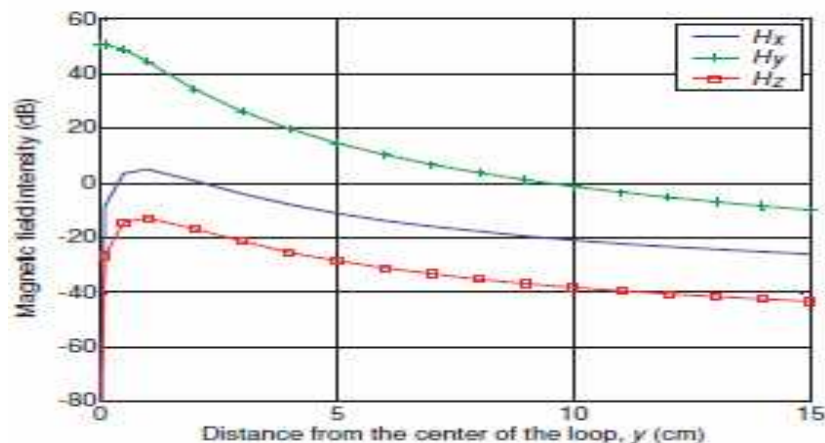


Εικόνα 4.5: Κατανομές ηλεκτρικού πεδίου από την τετράγωνη κεραία βρόχου στον ελεύθερο χώρο [9].

Οι κατανομές του κοντινού μαγνητικού πεδίου για τον τετράγωνο βρόχο, που έχουν βρεθεί από τις προσομοιώσεις με τους κώδικες FDTD και MoM, συγκρίνονται με την κατανομή που λαμβάνεται από τις θεωρητικές εκφράσεις για έναν μικρό κυκλικό βρόχο, όπως φαίνεται στην εικόνα 3.6. Στην εικόνα 3.6(a), το ολικό μαγνητικό πεδίο από τον κώδικα FDTD είναι σχεδόν το ίδιο με τον κώδικα MoM αν και κατά τη θεωρητική προσέγγιση οι τιμές του μαγνητικού πεδίου είναι αρκετά υψηλότερες επειδή χρησιμοποιήθηκαν εξισώσεις για μία μικρή κυκλική κεραία βρόχου. Συνεπώς, αναμένεται ότι οι μικρότερες κεραίες βρόχων θα παράγουν μεγαλύτερα κοντινά μαγνητικά πεδία. Οι επιμέρους συνιστώσες του ολικού μαγνητικού πεδίου φαίνονται στην εικόνα 4.6(b). Επειδή η διαμήκης μαγνητική συνιστώσα, H_y κατά μήκος του y -άξονα είναι κυρίαρχη, μία κεραία λήψης θα πρέπει να τοποθετηθεί σωστά έτσι ώστε να μεγιστοποιείται η σύζευξη ισχύος για μία κεραία βρόχου εκπομπής



(a) Total magnetic field.



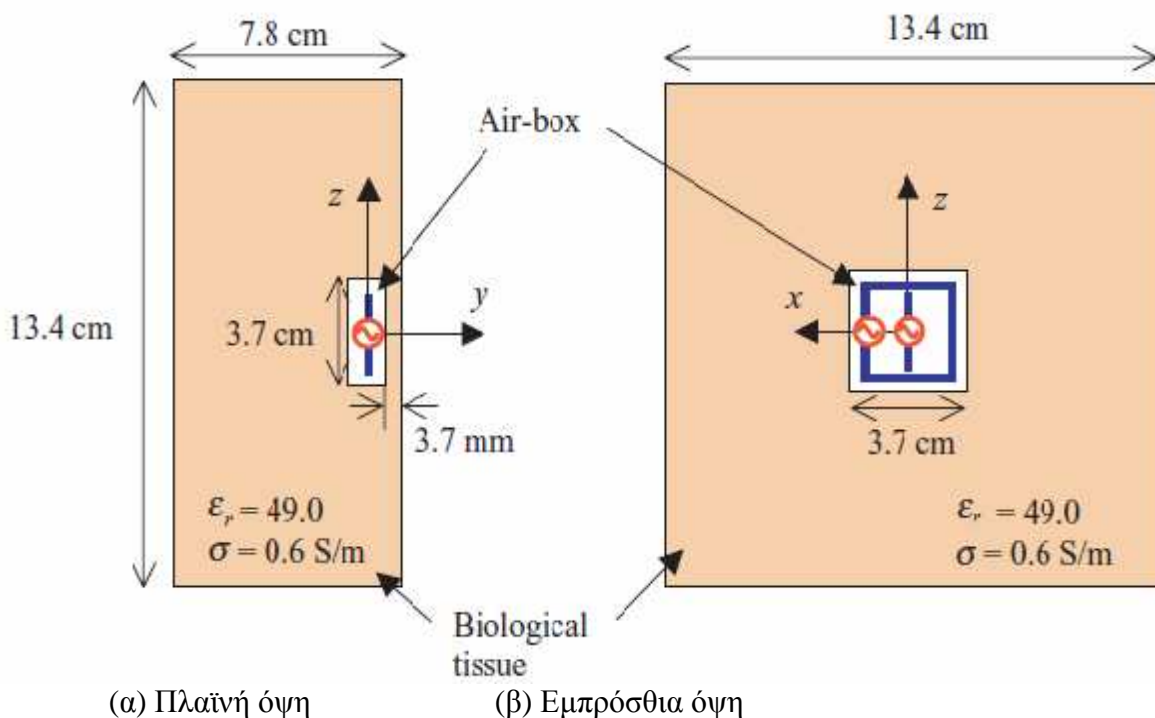
(b) Decomposition of total magnetic field using MoM.

Εικόνα 4.6: Κατανομές μαγνητικού πεδίου από την τετράγωνη κεραία βρόχου στον ελεύθερο χώρο [9].

Από τις εικόνες 4.5 και 4.6, η εμπέδηση κύματος για την κεραία βρόχου υπολογίζεται διαιρώντας το ολικό ηλεκτρικό πεδίο με την ολική συνιστώσα του μαγνητικού πεδίου. Σε απόσταση 5cm από το κέντρο της κεραίας η ένταση του ηλεκτρικού πεδίου είναι 47dB ενώ η αντίστοιχη ένταση του μαγνητικού πεδίου είναι 13dB. Οπότε η κυματική εμπέδηση είναι 34dB. Καθώς μειώνεται η απόσταση από το κέντρο της κεραίας, θα μειώνεται και η κυματική εμπέδηση. Αυτό θα έχει σαν αποτέλεσμα η κυματική εμπέδηση της κεραίας να είναι μικρότερη από αυτή ενός TEM κύματος. Το ίδιο συμβαίνει και σε απόσταση 15cm από την κεραία επειδή η κυρίαρχη συνιστώσα του μαγνητικού πεδίου (H_z) έχει υψηλότερη τιμή από τις υπόλοιπες εγκάρσιες συνιστώσες.

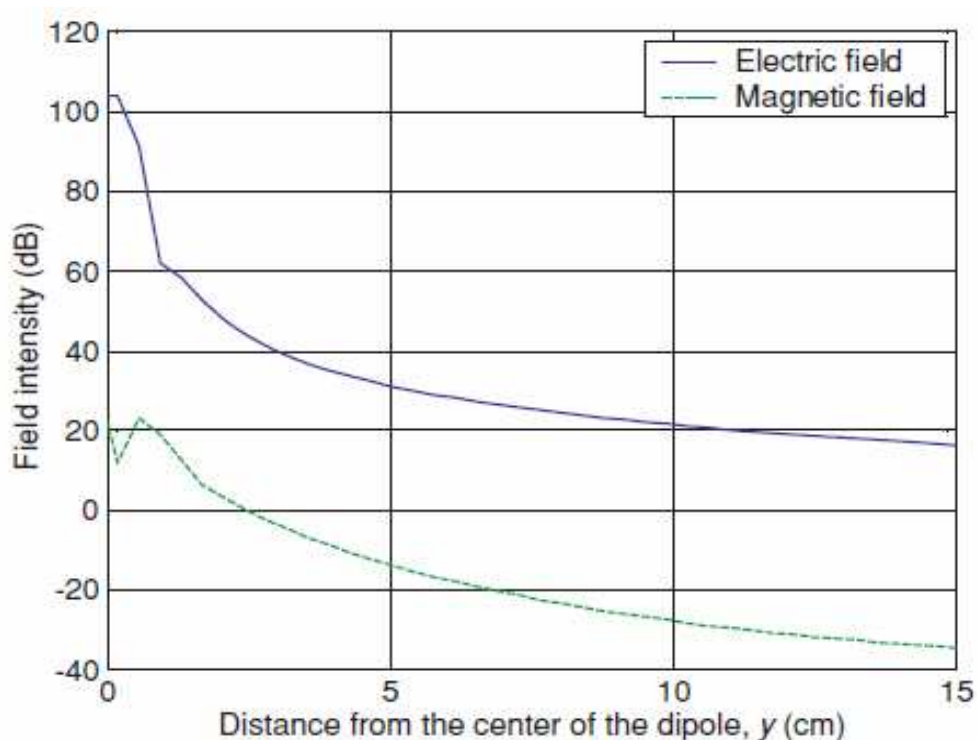
4.2 Ενσύρματες κεραίες σε βιολογικό ιστό

Για να χαρακτηριστούν οι απλές ενσύρματες κεραίες στο εσωτερικό ενός βιολογικού ιστού, με τη χρήση FDTD προσομοιώσεων, η διπολική κεραία στο Σχήμα 4.1 και η κεραία βρόχων στο Σχήμα 4.4 τοποθετούνται σε έναν απλοποιημένο βιολογικό ιστό, διαστάσεων 13.4 cm \times 7.8 cm \times 13.4 cm, όπως φαίνεται στο Σχήμα 4.7. Το μήκος (0.03λ στα 402 MHz = 2.2 cm) του δίπολου είναι το ίδιο με το μήκος του βρόχου. Το απλοποιημένο μοντέλο του σώματος καταλαμβάνεται ομοιόμορφα από έναν βιολογικό ιστό, του οποίου η σχετική επιτρεπτότητα (ϵ_r) είναι ίση με 49, η σχετική διαπερατότητα (μ_r) είναι ίση με 1 και η αγωγιμότητα (σ) με 0.6 S/m.



Εικόνα 4.7: Ενσύρματες κεραίες εντός απλοποιημένου μοντέλου βιολογικού ιστού[9]

Οι κεραιές που εμφυτεύτηκαν στο απλουστευμένο μοντέλο τοποθετούνται σε έναν κενό (στον αέρα) κυβοειδή χώρο με διαστάσεις $3.7 \text{ cm} \times 0.7 \text{ cm} \times 3.7 \text{ cm}$. Επειδή θεωρείται ότι οι εμφυτευμένες κεραιές βρίσκονται κάτω από το δέρμα, σε έναν βιολογικό ιστό στο εσωτερικό του ανθρώπινου σώματος, το βάθος (3.7 mm) του κυβοειδούς χώρου από τον εξωτερικό χώρο αντιπροσωπεύει το πάχος του δέρματος. Το κέντρο του κυβοειδούς χώρου είναι το ίδιο με τα κέντρα των κεραιών. Το Σχήμα 4.8 δείχνει την κατανομή των ηλεκτρικών και μαγνητικών πεδίων κατά μήκος του y-άξονα που προκαλούνται από την διπολική κεραία στο απλοποιημένο μοντέλο του ιστού. Η κεραία θεωρείται ότι αποδίδει 1 W και λειτουργεί στα 402 MHz. Στο όριο ανάμεσα στον ιστό και στον εξωτερικό χώρο, παρατηρείται ότι η κλίση του ηλεκτρικού πεδίου μεταβάλλεται απότομα.



Εικόνα 4.8: Πεδιακές κατανομές στον y-άξονα από το δίπολο στον βιολογικό ιστό [9].

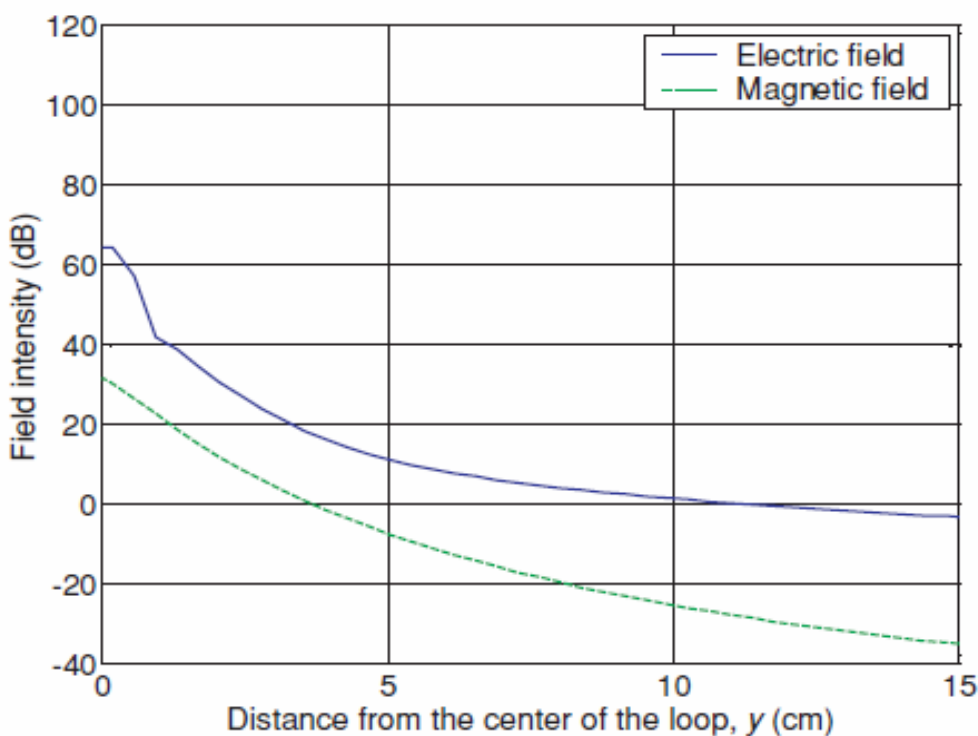
Ο Πίνακας 4.1 απεικονίζει τις μεταβολές του ηλεκτρικού και του μαγνητικού πεδίου κατά μήκος της ακτινικής κατεύθυνσης (y-άξονας) από το δίπολο στον εξωτερικό χώρο και τον βιολογικό ιστό. Οι πεδιακές μεταβολές παρατηρούνται σε δύο περιοχές, στα 5 και 15 cm μακριά από το δίπολο. Στα 5 cm, η διαφορά του ηλεκτρικού πεδίου ανάμεσα στον εξωτερικό χώρο και τον βιολογικό ιστό είναι 28 dB, ενώ η διαφορά του μαγνητικού είναι 16 dB. Αυτό σημαίνει ότι στην περιοχή του εγγύς πεδίου, η ένταση του ηλεκτρικού πεδίου από ένα δίπολο σε έναν βιολογικό ιστό μειώνεται πιο γρήγορα από την ένταση του μαγνητικού πεδίου. Στα 15 cm, η αντίστοιχη διαφορά για την ένταση του ηλεκτρικού πεδίου ανάμεσα στον εξωτερικό χώρο και

τον βιολογικό ιστό είναι 19 dB, ενώ η διαφορά του μαγνητικού πεδίου είναι 20 dB. Στην περιοχή του μακρινού πεδίου, η ένταση του ηλεκτρικού πεδίου μειώνεται ομοιόμορφα με το μαγνητικό πεδίο.

OBSERVATIONS	5 cm		15 cm	
	E (V/m dB)	H(A/m dB)	E (V/m dB)	H(A/m dB)
Dipole in free space	59.2	2.2	34.7	- 14.1
Dipole in biological tissue	31.2	-13.6	16.5	- 34.5

Πίνακας 4.1 : Ηλεκτρικό πεδίο (V/m) και μαγνητικό πεδίο (A/m) ανάμεσα στα δίπολα στον εξωτερικό χώρο και τον βιολογικό ιστό (αποδιδόμενη ισχύς = 1W) [9].

Στα 15 cm, η διαφορά (48.8 dB) ανάμεσα στις εντάσεις του μαγνητικού και ηλεκτρικού πεδίου από το δίπολο στον βιολογικό ιστό προσεγγίζει την ενδογενή εμπέδηση (51.5 dB).



Εικόνα 4.9: Πεδιακές κατανομές κατά μήκος του y-άξονα από μία τετράγωνη κεραία βρόχου σε έναν βιολογικό ιστό [9].

Το Σχήμα 4.9 απεικονίζει τις κατανομές του ηλεκτρικού και μαγνητικού πεδίου κατά μήκος του y-άξονα από την κεραία βρόχου στο απλοποιημένο μοντέλο του ιστού. Στο όριο ανάμεσα στον ιστό και τον εξωτερικό χώρο παρατηρείται εκ νέου απότομη μεταβολή της κλίσης του ηλεκτρικού πεδίου ενώ το μαγνητικό πεδίο μειώνεται συνεχώς κατά μήκος του y-άξονα. Η

διαφορά ανάμεσα στο ηλεκτρικό και το μαγνητικό πεδίο αυξάνεται όσο η απόσταση από την κεραία αυξάνεται.

Ο Πίνακας 4.2 παρουσιάζει τις μεταβολές του ηλεκτρικού και του μαγνητικού πεδίου κατά μήκος του y -άξονα από το βρόχο. Όμοια με την διπολική κεραία, οι μεταβολές του πεδίου παρατηρούνται σε δύο περιοχές, στα 5 και 15 cm από το κεντρικό σημείο του βρόχου. Στα 5 cm, η διαφορά του ηλεκτρικού πεδίου ανάμεσα στον εξωτερικό χώρο και στο βιολογικό ιστό είναι στα 36 dB, ενώ αυτή του μαγνητικού πεδίου είναι 18 dB. Το ηλεκτρικό πεδίο από το βρόχο στον βιολογικό ιστό μειώνεται ταχύτερα από το μαγνητικό πεδίο όσο η απόσταση μειώνεται. Το γεγονός ότι η κυματική εμπέδηση από το βρόχο στα μοντέλα του ιστού είναι 18.6 dB στα 5 cm, υποδεικνύει ότι το διαμήκες μαγνητικό πεδίο (H_y κατά μήκος του y -άξονα) είναι πολύ ισχυρό μπροστά στο μοντέλο του ιστού. Στα 15cm, η διαφορά του ηλεκτρικού πεδίου ανάμεσα στον εξωτερικό χώρο και τον βιολογικό ιστό είναι 26dB ενώ η διαφορά του μαγνητικού είναι στα 24dB. Στην περιοχή του μακρινού πεδίου, η ένταση του ηλεκτρικού πεδίου του βρόχου στον ιστό μειώνεται όμοια με την ένταση του μαγνητικού πεδίου. Επειδή η κυματική εμπέδηση από το βρόχο στο μοντέλο του ιστού είναι 32dB στα 15cm, αναμένεται ότι η διαμήκης μαγνητική συνιστώσα είναι επικρατούσα σε αυτή την απόσταση.

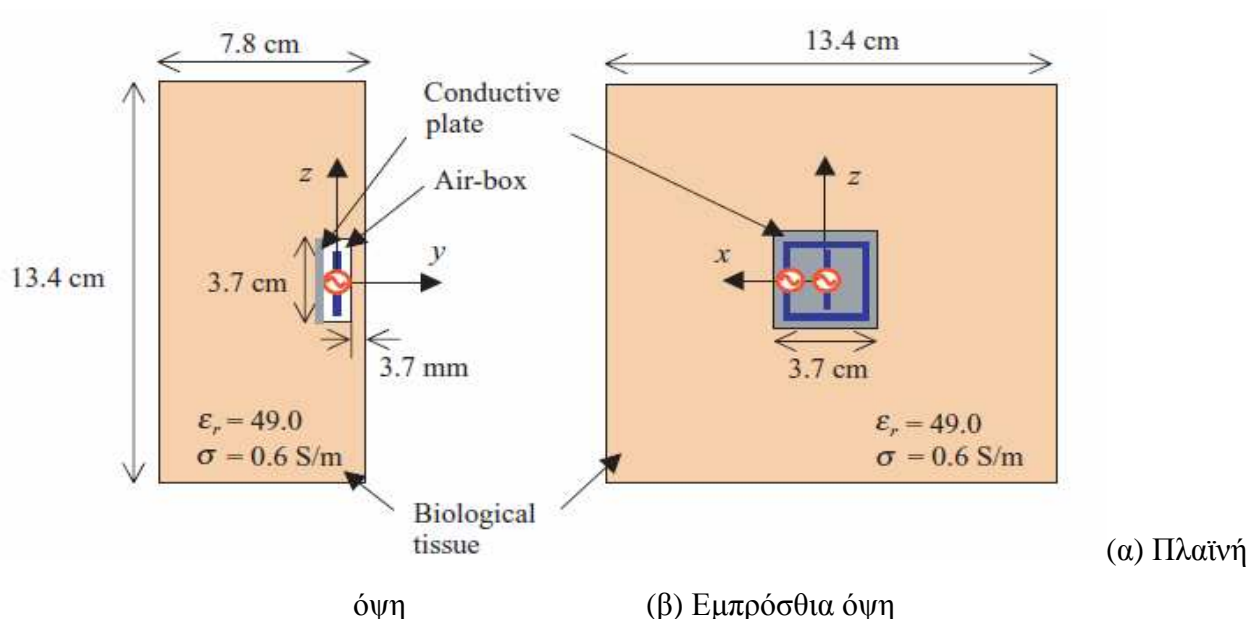
OBSERVATIONS	5 cm		15 cm	
	E (V/m dB)	H (A/m dB)	E (V/m dB)	H (A/m dB)
Loop in free space	47.3	13.3	22.8	-10.7
Loop in biological tissue	11.3	-7.3	-3.1	-35.1

Πίνακας 4.2 : Ηλεκτρικό πεδίο (V/m) και μαγνητικό πεδίο (A/m) ανάμεσα στους βρόχους στον εξωτερικό χώρο και τον βιολογικό ιστό (αποδιδόμενη ισχύς = 1W) [9].

4.3 Επιδράσεις αγωγών σε μικρές ενσύρματες κεραίες εντός βιολογικού ιστού

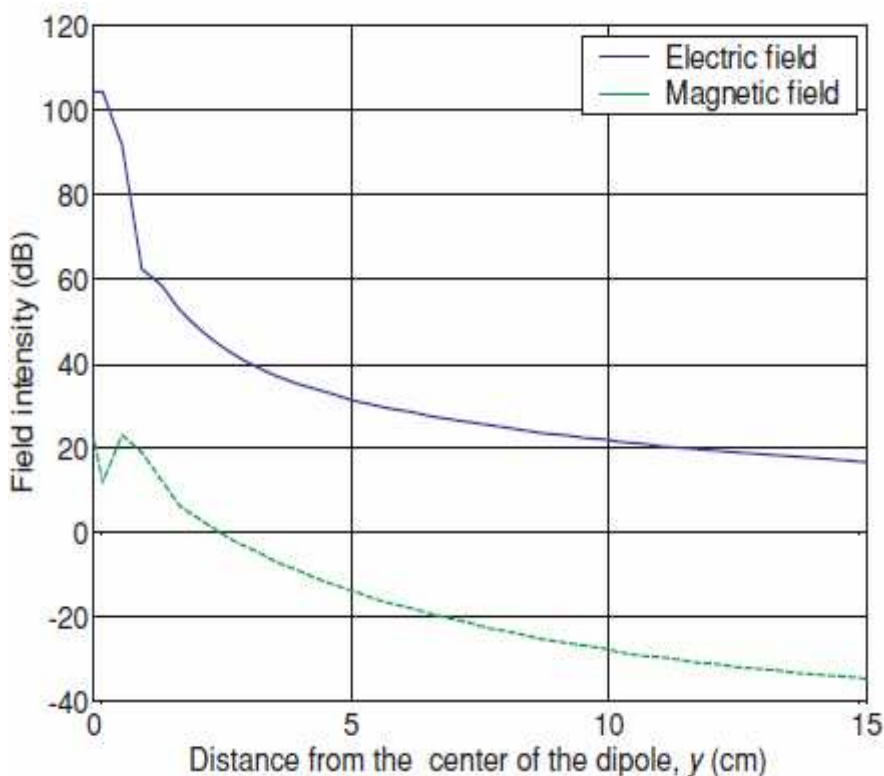
Αναμένεται ότι οι εμφυτευμένες κεραίες τοποθετούνται πάνω σε αγωγίμες θήκες ενεργών εμφυτεύσιμων ιατρικών συσκευών με σκοπό να μπορούν να επικοινωνούν ασύρματα με τον εξωτερικό χώρο. Οι χαρακτηριστικές μεταβολές των απλών κεραιών λόγω μιας αγωγίμης βάσης, υπολογίζονται μόνο σε όρους των εντάσεων των εγγύς ηλεκτρικών και μαγνητικών πεδίων. Οι επιδράσεις μιας μεταλλικής βάσης στα χαρακτηριστικά των απλών ενσύρματων κεραιών μπορούν να αναλυθούν από FDTD προσομοιώσεις. Οι ίδιες δομές της προσομοίωσης, όπως φαίνονται στην Εικόνα 4.7 χρησιμοποιούνται για να υπολογιστεί η μεταβολή των πεδιακών κατανομών από τις μικρές ενσύρματες εικόνες. Όπως φαίνεται στην Εικόνα 4.10, μία αγωγήμη βάση, παράλληλη προς το επίπεδο x - y περιλαμβάνεται επιπρόσθετα στη δομή της

προσομοίωσης, πίσω από τις μικρές ενσύρματες κεραίες. Η αγώγιμη βάση μπορεί να θεωρηθεί ως η επιφάνεια των εμφυτεύσιμων ιατρικών συσκευών. Η εμπέδηση εισόδου της ενσύρματης κεραίας επηρεάζεται από την αγώγιμη βάση.



Εικόνα 4.10: Ενσύρματες κεραίες τοποθετημένες σε αγώγιμη βάση εντός απλοποιημένου μοντέλου βιολογικού ιστού [9].

Τα αντίστοιχα χαρακτηριστικά εμπέδησης της κεραίας δεν εξετάζονται στο παρόν κείμενο. Οι μεταβολές του εγγύς πεδίου από τις διπολικές κεραίες και κεραίες βρόχου είναι το κύριο θέμα εστίασης σε αυτό το κεφάλαιο. Η Εικόνα 4.11 δείχνει τις κατανομές του ηλεκτρικού και μαγνητικού πεδίου κατά μήκος του y-άξονα από την διπολική κεραία μπροστά από την αγώγιμη βάση στο απλοποιημένο μοντέλο ιστού της Εικόνας 4.10. Η διπολική κεραία αποδίδει 1 W. Επειδή οι κατανομές των πεδίων της Εικόνας 4.11 είναι όμοιες με αυτές της Εικόνας 4.8, απαιτείται μία λεπτομερής σύγκριση ανάμεσα στις δύο περιπτώσεις (Πίνακας 4.3).



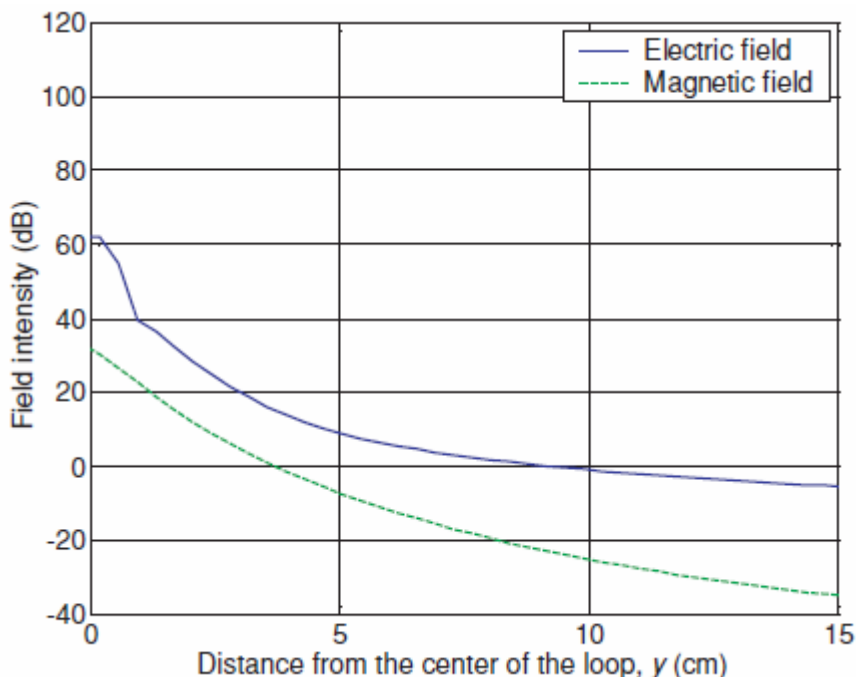
Εικόνα 4.11: Πεδιακές κατανομές κατά μήκος του y-άξονα από το μικρό δίπολο μπροστά από αγωγήμη βάση στον βιολογικό ιστό [9].

Από τον Πίνακα 4.3 παρατηρείται ότι η αγωγήμη βάση επηρεάζει τις εντάσεις των ηλεκτρικών πεδίων κατά μία μικρή αύξηση της τάξεως των 0.3 dB, κατά μήκος του y-άξονα, παρά το ότι δεν παρατηρείται καμία μεταβολή στην ένταση του μαγνητικού πεδίου.

OBSERVATIONS	5 cm		15 cm	
	E (V/m dB)	H(A/m dB)	E (V/m dB)	H(A/m dB)
Without metal plate	31.2	- 13.6	16.5	- 34.5
With metal plate	31.5	- 13.6	16.8	- 34.5

Πίνακας 4.3: Μεταβολές του ηλεκτρικού πεδίου (V/m) και του μαγνητικού πεδίου (A/m) από ένα δίπολο στον βιολογικό ιστό από μια αγωγήμη βάση (αποδιδόμενη ισχύς = 1 W) [9].

Οι ηλεκτρικές και μαγνητικές κατανομές πεδίων κατά μήκος του y-άξονα από την κεραία βρόχου μπροστά από την αγωγήμη βάση στο απλοποιημένο μοντέλο ιστού, υπολογίζονται στην Εικόνα 4.12. Η κεραία βρόχου αποδίδει 1 W. Οι πεδιακές κατανομές στην Εικόνα 4.12, είναι παρόμοιες με αυτές της Εικόνας 4.9, και μια λεπτομερής σύγκριση ανάμεσα στις δύο περιπτώσεις δίνεται στον Πίνακα 4.4.



Εικόνα 4.12: Πεδιακές κατανομές κατά μήκος του y-άξονα από το μικρό βρόχο μπροστά στην αγωγίμη βάση εντός του βιολογικού ιστού [9].

Από τον Πίνακα 4.4, βλέπουμε πως οι εντάσεις του ηλεκτρικού πεδίου ποικίλλουν από 11.3 σε 8.9 dB (V/m) στα 5 cm, και από -3.1 σε 5.5 dB (V/m) στα 15 cm εξαιτίας της μεταλλικής βάσης. Οι μειωμένες τιμές είναι οι ίδιες με 2.4 dB στα 5 και 15 cm. Το γεγονός ότι οι εντάσεις του μαγνητικού πεδίου δεν αλλάζουν υποδεικνύει ότι η ισχύς που απορροφάται δεν αλλάζει εάν το μαγνητικό πεδίο από μία κεραία βρόχου συνδέεται στην περιοχή του εγγύς πεδίου, στο εξωτερικό.

OBSERVATIONS	5 cm		15 cm	
	E (V/m dB)	H (A/m dB)	E (V/m dB)	H (A/m dB)
Without metal plate	11.3	- 7.3	- 3.1	- 35.1
With metal plate	8.9	- 7.3	- 5.5	- 35.1

Πίνακας 4.4: Μεταβολές του ηλεκτρικού πεδίου (V/m) και του μαγνητικού πεδίου (A/m) από το βρόχο στον βιολογικό ιστό από μια αγωγίμη βάση (αποδιδόμενη ισχύς = 1 W) [9].

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

5. Κεραίες στο ανθρώπινο κεφάλι

Για να διασφαλιστεί ότι η εφαρμογή των απλοποιημένων σφαιρικών μοντέλων των κεφαλιών για τον χαρακτηρισμό των εμφυτευμένων κεραιών στο ανθρώπινο κεφάλι είναι κατάλληλη, οι κατανομές του ηλεκτρικού πεδίου από μία διπολική κεραία σε ένα σφαιρικό μοντέλο κεφαλιού συγκρίνονται με τις κατανομές που προκύπτουν από μία διπολική κεραία σε ένα ανατομικό μοντέλο κεφαλιού. Χρησιμοποιούνται τρεις τύποι σφαιρικών μοντέλων κεφαλιών για να αξιολογηθεί σε τι ποσοστό η λειτουργία των εμφυτευμένων κεραιών εξαρτάται από τις παραμέτρους του κεφαλιού. Ανάλογα με τα αποτελέσματα της εκτίμησης της εξάρτησης αυτής, υπολογίζεται η μέγιστη διαθέσιμη ισχύς ώστε να μελετηθεί η απόδοση των βιοϊατρικές ζεύξεων που δημιουργούνται από τις εμφυτευμένες κεραίες στα κεφαλιά τόσο των ενηλίκων όσο και των παιδιών.

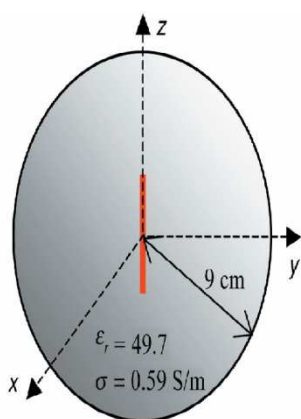
5.1. Εφαρμογή των σφαιρικών μοντέλων κεφαλιών

Για να μειωθούν οι αποκλίσεις και να αυξηθεί η χρησιμότητα των απλοποιημένων σφαιρικών μοντέλων κεφαλιών για τον χαρακτηρισμό των εμφυτευμένων κεραιών, ο όγκος του σφαιρικού μοντέλου θα πρέπει να αντιστοιχίζεται με αυτόν του ανατομικού μοντέλου. Για την αντιστοίχιση όγκου, το ανατομικό μοντέλο περιορίστηκε σε σχέση με το πραγματικό ανθρώπινο ομοίωμα της εικόνας 3.5 έτσι ώστε οι όγκοι του ανατομικού και του ομογενούς κεφαλιού να εξισωθούν (ακτίνα = 9cm, όγκος = $3.05 \times 10^{-3} \text{m}^3$) όπως φαίνεται και στην εικόνα 5.1. Το σφαιρικό μοντέλο της εικόνας 5.1(α) για τις DGF προσομοιώσεις αποτελείται έναν μόνο ιστό εγκεφάλου. Το ανατομικό μοντέλο της εικόνας 5.1(α) για τις FDTD προσομοιώσεις αποτελείται από διάφορους βιολογικούς ιστούς, τα ηλεκτρικά χαρακτηριστικά των οποίων δίνονται στον πίνακα 5.1.

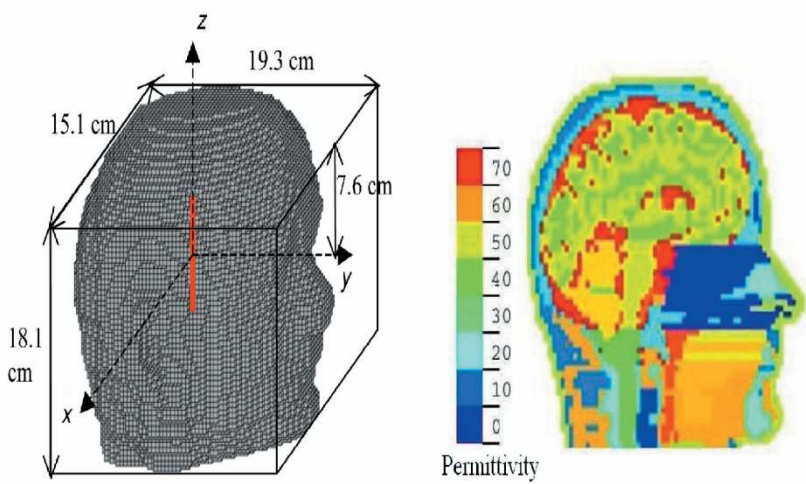
Στην εικόνα 5.2 φαίνονται οι κατανομές του κοντινού ηλεκτρικού πεδίου έτσι όπως έχουν υπολογιστεί από τους κώδικες σφαιρικό DGF και FDTD. Οι διπολικές κεραίες (μήκος = 5.3cm) τοποθετούνται στα κέντρα των ανατομικών και σφαιρικών κεφαλιών και παρέχουν ισχύ 1W στα 402MHz. Οι διαφορές της κατανομής του ηλεκτρικού πεδίου μέσα στο κεφάλι, μεταξύ των δύο διαφορετικών κωδικών που χρησιμοποιούνται, είναι μεγαλύτερες σε σχέση με αυτές εκτός του κεφαλιού εξαιτίας των πολύπλοκων βιολογικών ιστών του ανατομικού μοντέλου. Ωστόσο, επειδή η εμφυτευμένη κεραία χρησιμοποιείται για να δημιουργηθεί μία ασύρματη επικοινωνιακή

ζεύξη, είναι απαραίτητο να ελεγχθούν οι διαφορές που παρουσιάζει το ηλεκτρικό πεδίο έξω από το ανθρώπινο κεφάλι. Συνεπώς, το γεγονός ότι η μεγαλύτερη διαφορά κοντινού πεδίου είναι 1.1dB στα 25cm από το κέντρο του κεφαλιού παρέχει σαφείς αποδείξεις ότι το απλοποιημένο σφαιρικό μοντέλο κεφαλιού μπορεί να εφαρμοστεί ώστε να χαρακτηριστούν οι εμφυτευμένες κεραίες για βιοηλεκτρικές εφαρμογές αντί να χρησιμοποιηθούν τα πιο ακριβή αλλά πολύπλοκα ανατομικά μοντέλα κεφαλιών.

Η προϋπόθεση για να χρησιμοποιηθεί το σφαιρικό μοντέλο κεφαλιού είναι ότι ο όγκος του σφαιρικού μοντέλου πρέπει να είναι αντιστοιχισμένος με αυτόν του ανατομικού μοντέλου.



(α) Homogeneous spherical head model.

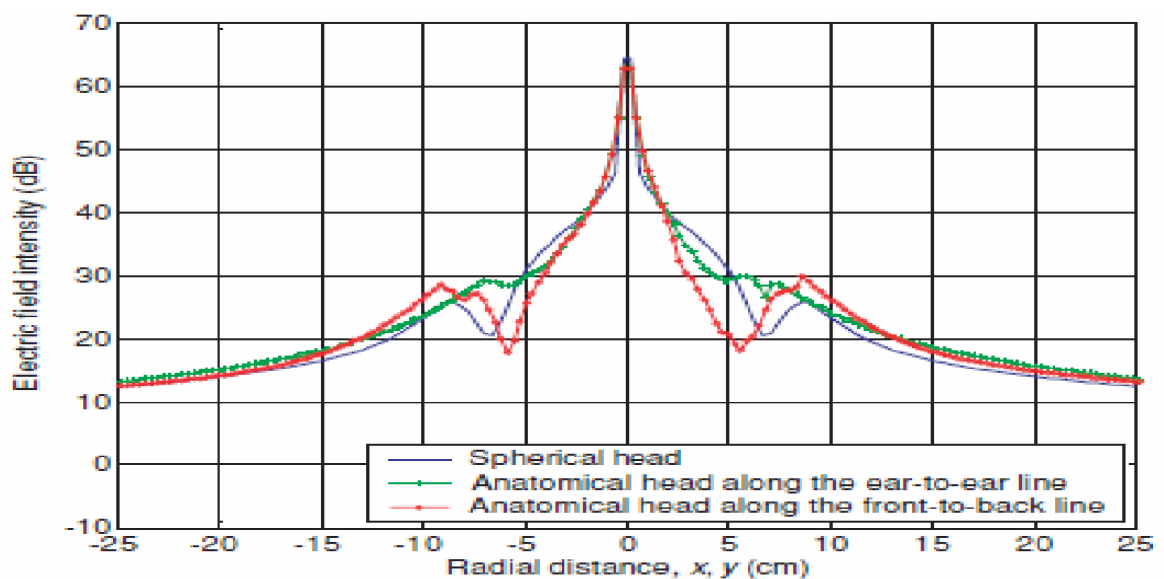


(β) Anatomical head model.

Εικόνα 5.1: Σφαιρικά και ανατομικά μοντέλα κεφαλιού αντιστοιχισμένα κατ’ όγκο. [9]

BIOLOGICAL TISSUE	PERMITTIVITY (ϵ_r)	CONDUCTIVITY (σ , S/m)
Brain	49.7	0.59
Cerebrospinal fluid	71.0	2.25
Dura	46.7	0.83
Bone	13.1	0.09
Fat	11.6	0.08
Skin	46.7	0.69
Skull	17.8	0.16
Muscle	58.8	0.84
Blood	64.2	1.35
Cartilage	45.4	0.59
Jaw bone	22.4	0.23
Cerebellum	55.9	1.03
Tongue	57.7	0.77
Mouth cavity	1.0	0.00
Eye tissue	57.7	1.00
Lens	48.1	0.67
Teeth	22.4	0.23

Πίνακας 5.1: Ηλεκτρικές σταθερές των βιολογικών ιστών που χρησιμοποιούνται στο ανατομικό μοντέλο στα 402MHz. [9]



Εικόνα 5.2: Οι κατανομές των κοντινών πεδίων για διπολικές κεραίες που είναι εμφυτευμένες σε σφαιρικά και ανατομικά μοντέλα. [9]

5.2. Κεραίες σε διάφορα σφαιρικά μοντέλα κεφαλιού

Για να εξεταστεί σε τι βαθμό τα ηλεκτρικά χαρακτηριστικά των εμφυτευμένων κεραίων βασίζονται στη δομή του σφαιρικού κεφαλιού, διπολικές κεραίες μισού μήκους κύματος ($0.5\lambda_d$) τοποθετούνται σε δύο θέσεις, 0 και 4.5cm από τα κέντρα των τριών ειδών των κεφαλιών (ομογενές, τριών στρωμάτων και έξι στρωμάτων) όπως δίνεται στον πίνακα 3.2.

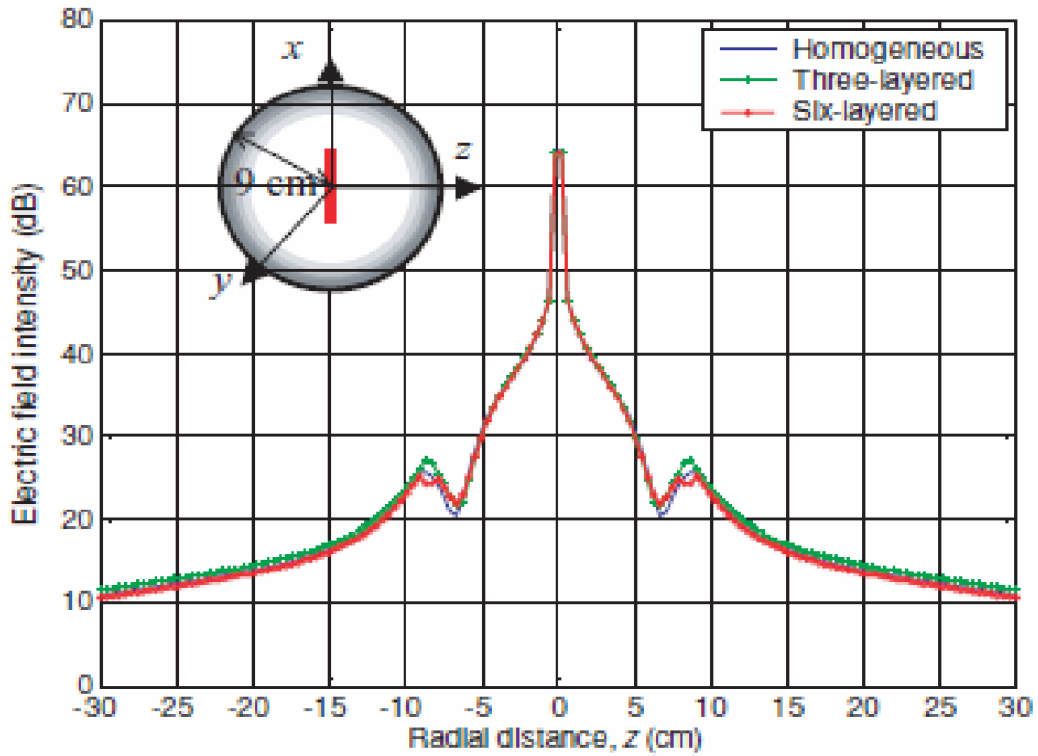
Τα κοντινά ηλεκτρικά πεδία μέσα και έξω από τα κεφάλια υπολογίζονται στα 402MHz και συγκρίνονται στην εικόνα 5.3. Η διανεμόμενη ισχύς του διπόλου είναι 1W. Οι εικόνες 5.3(α) και 5.3(β) δείχνουν ότι τα σφαιρικά μοντέλα παρουσιάζουν παρόμοιες κατανομές κοντινού πεδίου. Όταν οι τιμές του ηλεκτρικού πεδίου συγκρίνονται προσεκτικά, οι διαφορές των κοντινών πεδίων φαίνεται να είναι μεγαλύτερες στην άκρη των κεφαλιών εξαιτίας των διαφορετικών βιολογικών ιστών που συναντώνται εκεί. Επιπλέον, ανάμεσα στα τρία κεφάλια και σε απόσταση 30cm από το κέντρο τους παρατηρείται μικρότερη από 10% διαφορά της έντασης του ηλεκτρικού πεδίου, στην περίπτωση, βέβαια, που οι διπολικές κεραίες τοποθετούνται σε απόσταση 4.5cm από τα κέντρα των κεφαλιών.

Οι ακτινοβολούμενες ισχύεις από το παραπάνω δίπολο στα σφαιρικά μοντέλα κεφαλιών (ακτίνας 9cm) στα 402MHz συγκρίνονται στον πίνακα 5.2 όταν η διανεμόμενη ισχύς είναι 1W. Αν και οι ακτινοβολούμενες ισχύεις στην περίπτωση του κεφαλιού με τρία στρώματα είναι υψηλότερες από αυτές που εμφανίζονται στις άλλες περιπτώσεις όταν τα δίπολα τοποθετούνται στα κέντρα των μοντέλων και σε απόσταση 4.5cm από τα κέντρα, οι διαφορές είναι πολύ μικρές.

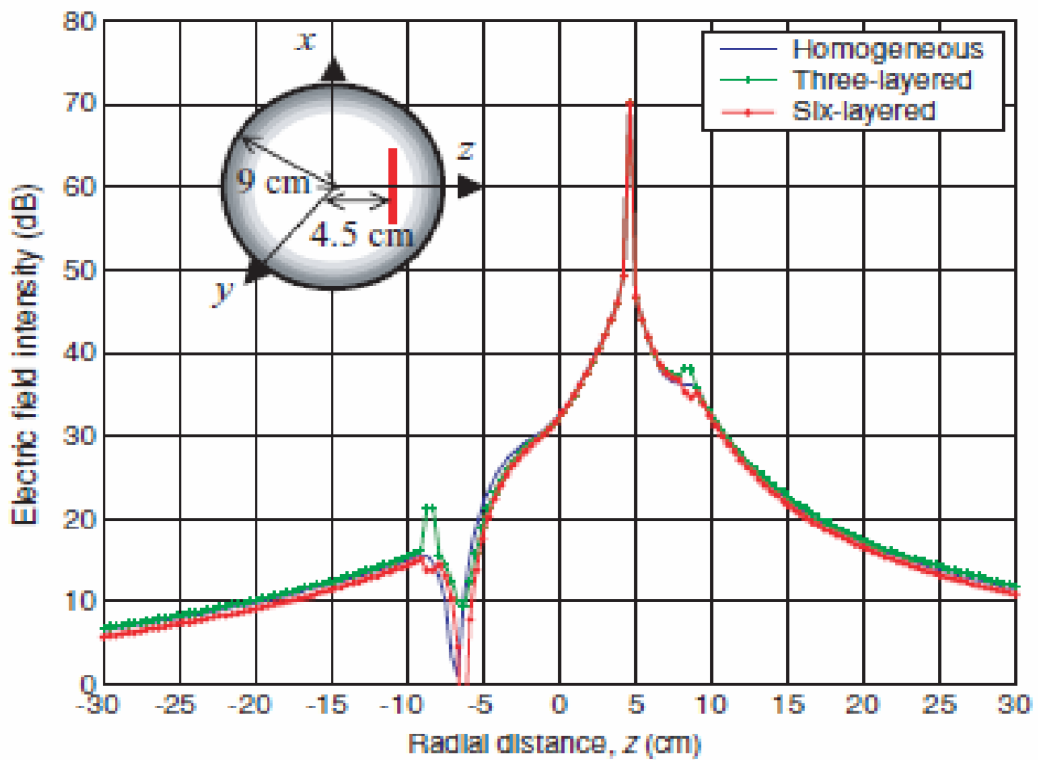
HEAD MODELS	DIPOLE (0, 0, 0 cm) at 402 MHz	DIPOLE (0, 0, 4.5 cm) at 402 MHz
Homogeneous	14.7 mW	7.2 mW
Three-layered	16.6 mW	8.0 mW
Six-layered	13.4 mW	6.2 mW

Πίνακας 5.2: Ακτινοβολούμενη ισχύς από το δίπολο σε διάφορα σφαιρικά μοντέλα κεφαλιών.

[9]



(α) Dipole's locations = (0, 0, 0 cm).



(β) Dipole's location = (0, 0, 4.5 cm).

Εικόνα 5.3: Κατανομές του κοντινού πεδίου κατά μήκος του z -άξονα για κεραιές διπόλων εμφυτευμένες σε διάφορα είδη κεφαλιών. [9]

Καθώς οι κατανομές του κοντινού πεδίου και η ακτινοβολούμενη ισχύς της διπολικής κεραίας στα τρία διαφορετικά είδη των ανθρώπινων κεφαλιών είναι παρόμοιες μεταξύ τους, τα ομοιοπολικά διαγράμματα μακρινού πεδίου του εμφυτευμένου δίπολου (μήκους 5.3cm) υπολογίζονται μόνο στο ομογενές κεφάλι στα 402MHz στην εικόνα 5.4. Τα διαγράμματα μακρινού πεδίου κανονικοποιούνται χρησιμοποιώντας τη μέγιστη ισχύ εκπομπής. Όπως φαίνεται και στην εικόνα 5.4(α), όταν το δίπολο τοποθετείται στο κέντρο του κεφαλιού (0, 0, 0cm), τα οριζόντια και κάθετα διαγράμματα είναι παρόμοια με αυτά του δίπολου που είναι τοποθετημένο στον ελεύθερο χώρο. Όπως φαίνεται και στην εικόνα 5.4(β), μετακινείται από το κέντρο του κεφαλιού (0, 0, 4.5cm), τα διαγράμματα παραμορφώνονται εξαιτίας της ασυμμετρίας της τοποθεσίας της πηγής.

5.3. Οι επιδράσεις των ώμων στις κεραίες στο ανθρώπινο κεφάλι

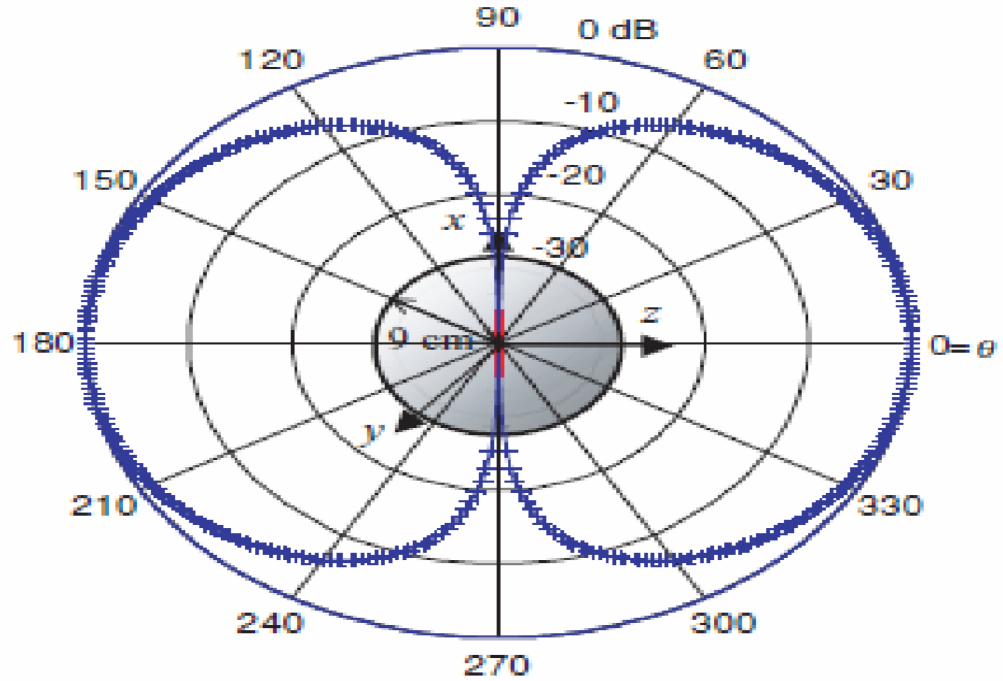
Σε προηγούμενο κεφάλαιο, τα χαρακτηριστικά δεδομένα για την εμφυτευμένη κεραία στο κεφάλι υπολογίζονται χωρίς να λαμβάνεται υπόψη το ανθρώπινο σώμα. Γι' αυτό το λόγο, είναι απαραίτητο να εξεταστούν οι επιδράσεις του ανθρώπινου σώματος στα χαρακτηριστικά της κεραίας που είναι τοποθετημένη στο κεφάλι.

Για να βρεθούν οι επιδράσεις, δύο διαφορετικές προσομοιώσεις FDTD εκτελούνται και συγκρίνονται. Η μία προσομοίωση εξετάζει την περίπτωση όπου το δίπολο είναι τοποθετημένο στο κεφάλι και οι επιδράσεις από τους ώμους θεωρούνται αμελητέες, ενώ στην άλλη προσομοίωση οι επιδράσεις από τους ώμους λαμβάνονται υπόψη. Στην εικόνα 5.5 παρουσιάζονται δύο ανατομικά μοντέλα κεφαλιών που χρησιμοποιούνται για τις FDTD προσομοιώσεις. Η μόνη διαφορά που παρατηρείται στη γεωμετρία των δύο μοντέλων είναι ένα 12cm εκτεταμένο σώμα κάτω από τον λαιμό. Οι διπολικές κεραίες με μήκος $0.5\lambda_d$ (5.3cm) είναι τοποθετημένες στο κέντρο του καθενός από τα δύο μοντέλα έτσι ώστε να υπολογιστούν οι κατανομές του ηλεκτρικού πεδίου από τις πηγές των κεραίων.

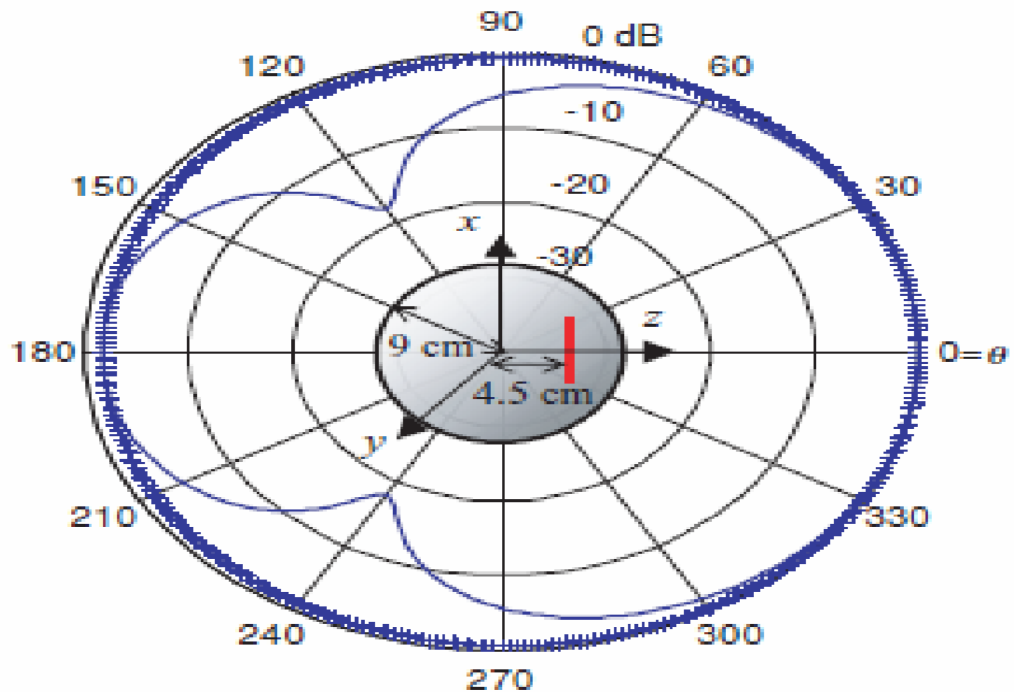
Συγκρίνοντας την κατανομή κοντινού πεδίου από το μοντέλο χωρίς τους ώμους με αυτήν του μοντέλου με τους ώμους στην εικόνα 5.6, βρέθηκε ότι η ένταση του ηλεκτρικού πεδίου έξω από το κεφάλι μειώνεται με την παρουσία των ώμων επειδή αυτοί απορροφούν επιπλέον ποσότητα της διανεμόμενης ισχύος.

Στην εικόνα 5.7 φαίνονται τα κανονικοποιημένα διαγράμματα οριζόντιας ακτινοβολίας για ένα δίπολο το οποίο είναι εμφυτευμένο σε ανατομικά μοντέλα κεφαλιών με ή χωρίς τους ώμους, βασισμένα στην εικόνα 5.5. Όπως φαίνεται στην εικόνα 5.7, οι διαφορές στο διάγραμμα του δίπολου στο ανατομικό μοντέλο με ή χωρίς ώμο είναι μεγαλύτερες και το επίπεδο της οριζόντιας πόλωσης αυξάνεται εξαιτίας του ώμου. Επιπλέον, όταν η παρεχόμενη ισχύς είναι 1W, η ακτινοβολούμενη ισχύς της κεραίας στο κεφάλι χωρίς τον ώμο είναι 5.7mW ενώ σε αυτό με τον

ώμο είναι 2.5mW. Συνεπώς, όταν μία κεραία εμφυτεύεται σε ένα πραγματικό ανθρώπινο κεφάλι, τα διαγράμματα ακτινοβολίας είναι περισσότερο παραμορφωμένα από αυτά που έχουν υπολογιστεί σε αυτό το κεφάλαιο και η ακτινοβολούσα ισχύς είναι μικρότερη.

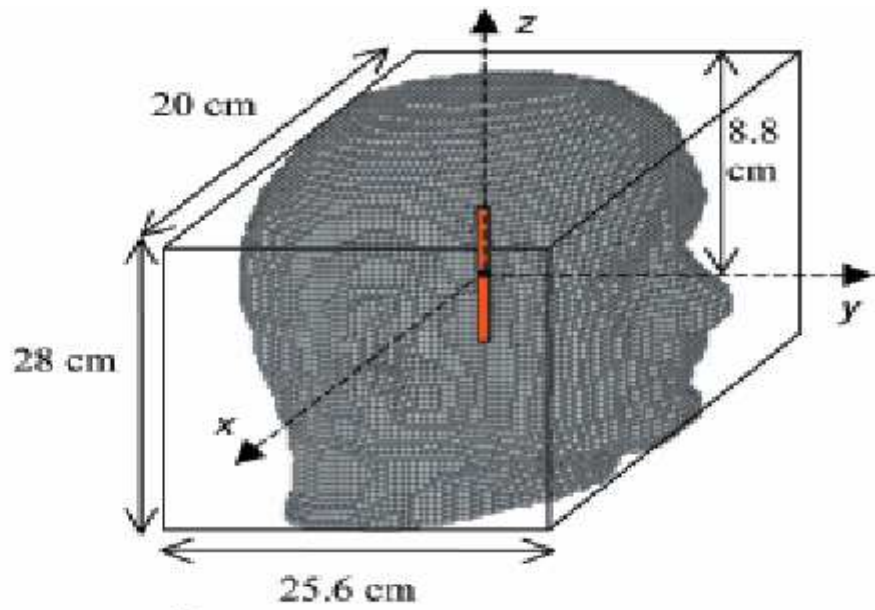


(α) Dipole's location = (0, 0, 0 cm).

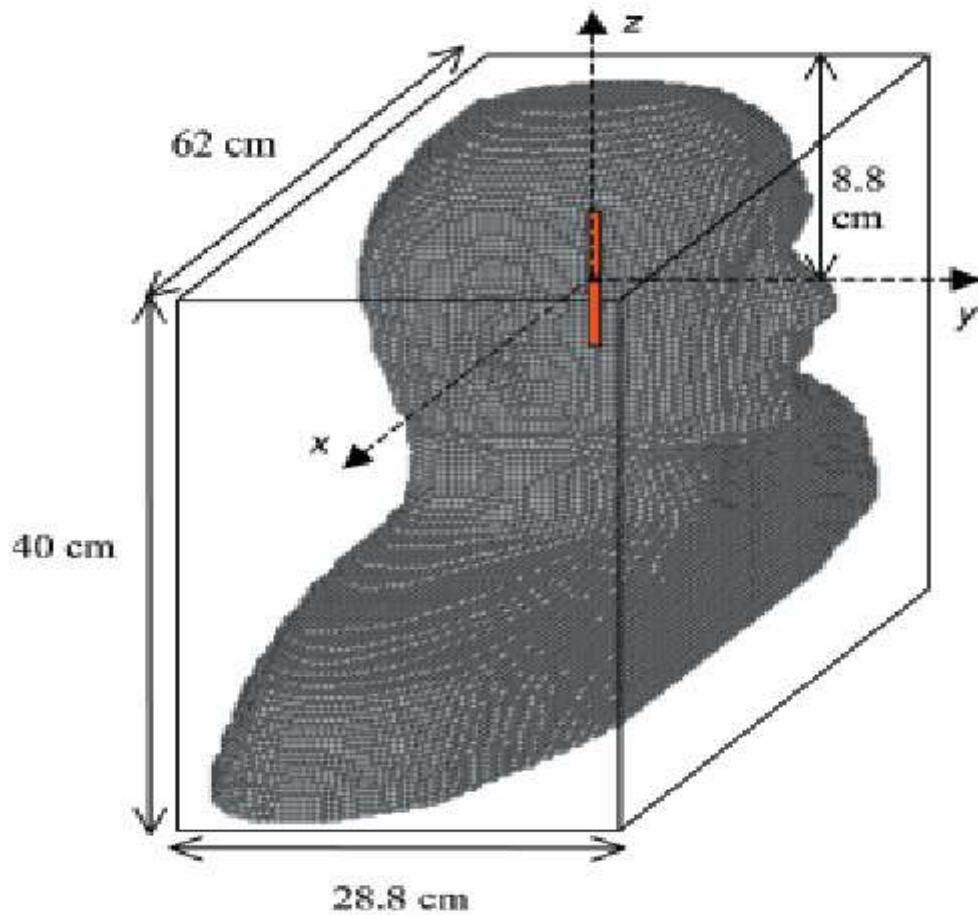


(β) Dipole's location = (0, 0, 4.5 cm).

Εικόνα 5.4: Κανονικοποιημένα διαγράμματα ακτινοβολίας για εμφυτευμένες κεραίες σε ομογενές μοντέλο κεφαλιού. [9]

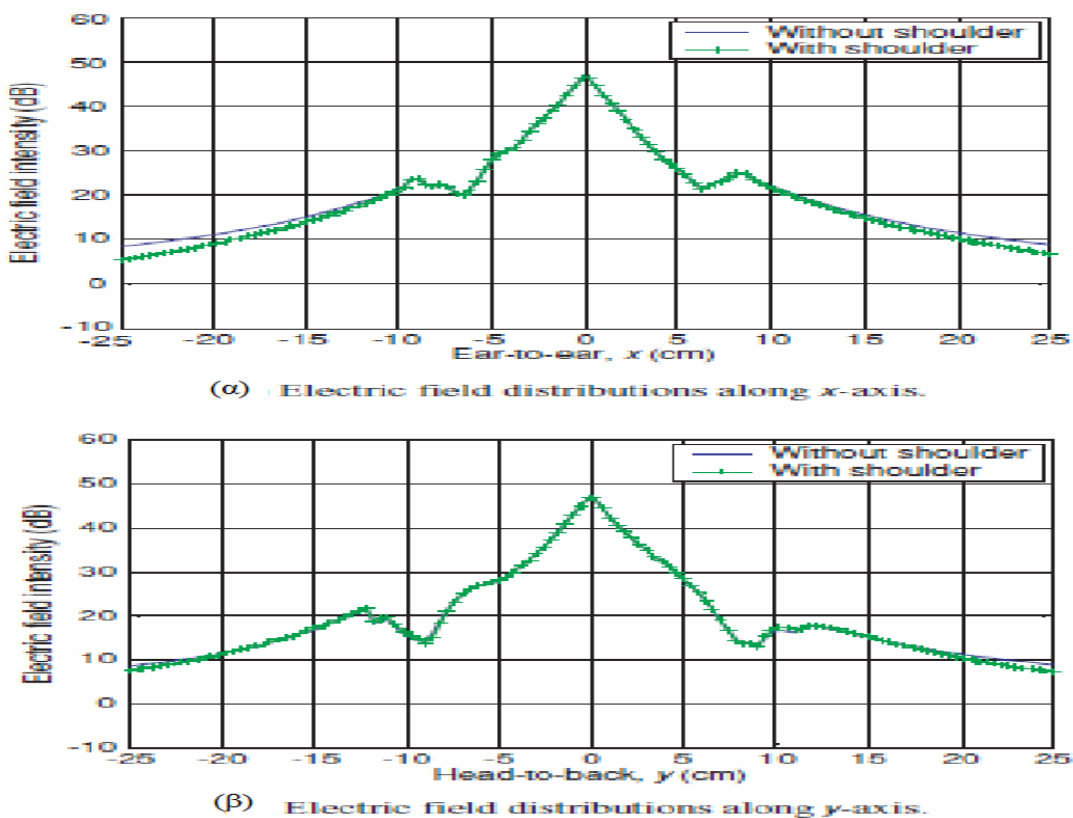


(α) Head model without a shoulder.

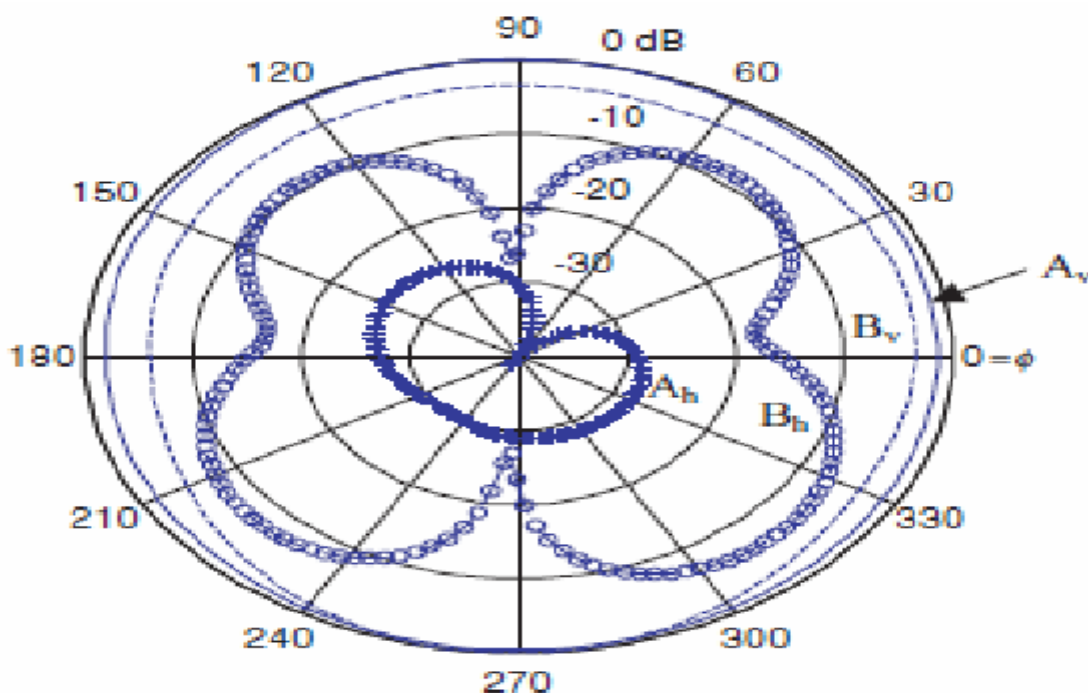


(β) Head model with a shoulder.

Εικόνα 5.5: Διπολικές κεραίες τοποθετημένες στο κέντρο των ανατομικών μοντέλων χωρίς ή με ώμους. [9]



Εικόνα 5.6: Κατανομές κοντινού πεδίου για διπολικές κεραίες τοποθετημένες σε ανατομικά μοντέλα χωρίς ή με ώμους. [9]



Εικόνα 5.7: Κανονικοποιημένα διαγράμματα οριζόντιας ακτινοβολίας σε ανατομικά μοντέλα χωρίς ή με ώμους. (όπου A_v : διάγραμμα κατακόρυφης πόλωσης χωρίς ώμους, A_h : διάγραμμα οριζόντιας πόλωσης χωρίς ώμους, B_v : διάγραμμα κατακόρυφης πόλωσης με ώμους, B_h : διάγραμμα οριζόντιας πόλωσης με ώμους). [9]

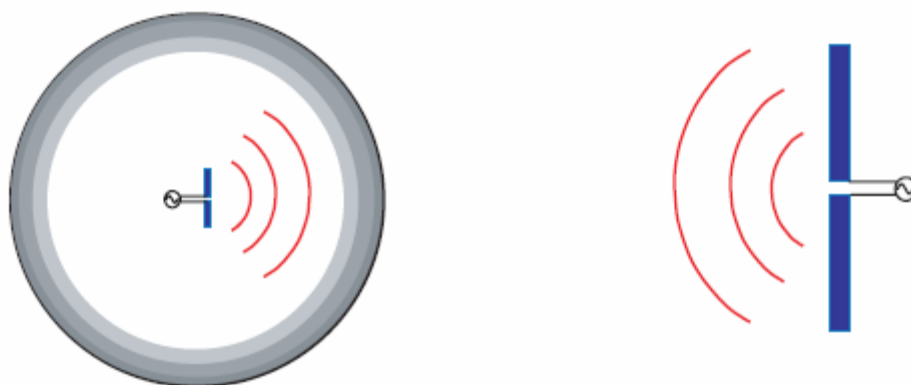
5.4. Κεραίες για ασύρματες επικοινωνιακές ζεύξεις

Στην εικόνα 5.8 μία επικοινωνιακή ζεύξη ανάμεσα σε ένα εμφυτευμένο και σε ένα εξωτερικό δίπολο. Δύο διπολικές κεραίες μεταδίδουν και λαμβάνουν ισχύ εναλλάξ έτσι ώστε να ανταλλάγουν τα απαιτούμενα δεδομένα και πληροφορίες. Για τον χαρακτηρισμό της ζεύξης, οι διπολικές κεραίες εμφυτεύονται σε δύο διαφορετικά ομογενή κεφάλια ενός ενήλικου και ενός ανηλίκου αντίστοιχα. Θεωρείται ότι το κεφάλι του ενήλικα έχει ακτίνα 9cm ενώ του ανηλίκου 5cm. Τα ομογενή κεφάλια αποτελούνται από έναν και μόνο εγκεφαλικό ιστό.

Για να εκτιμηθεί η λειτουργία των επικοινωνιακών ζεύξεων, η μέγιστη διαθέσιμη ισχύς P_{max} (W) υπολογίζεται από την παρακάτω σχέση [36]:

$$P_{max} = S_{rsc} A_{em} = S_{rsc} \frac{\lambda^2}{4\pi} D_m \quad (5.1)$$

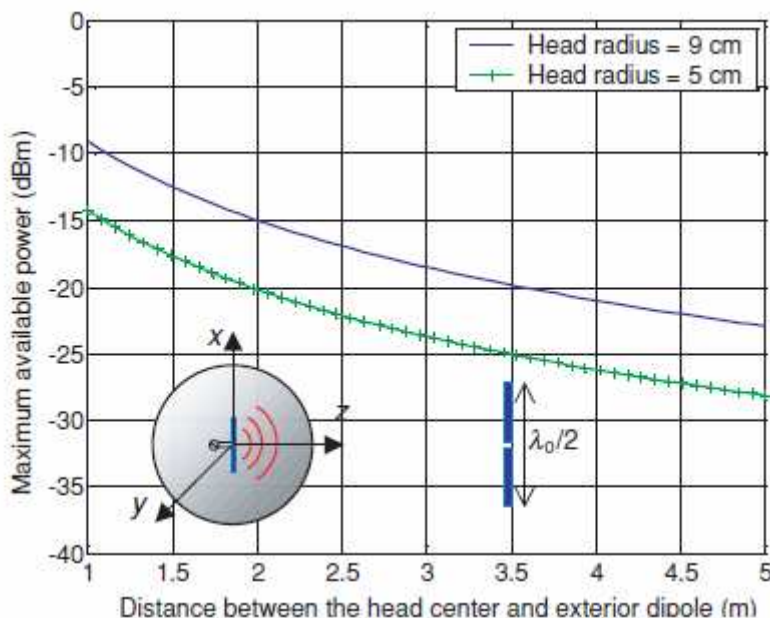
όπου S_{rsc} είναι η πυκνότητα ισχύος (W/m^2) στην κεραία λήψης, A_{em} είναι η μέγιστη ενεργή επιφάνεια ακτινοβολίας της κεραίας λήψης (m^2), λ είναι το μήκος κύματος του εισερχόμενου κύματος, και D_m είναι η μέγιστη κατευθυντικότητα της κεραίας λήψης (δίπολο μισού μήκους κύματος=1.64, απειροστό δίπολο=1.5).



Εικόνα 5.8: Επικοινωνιακή ζεύξη μεταξύ ενός εμφυτευμένου διπόλου και ενός εξωτερικού. [9]

Στην εικόνα 5.9, μία επικοινωνιακή ζεύξη δημιουργείται μεταξύ δύο διπολικών κεραίων. Το ένα δίπολο έχει μήκος 5.3cm ($0.5\lambda_d$ – μισό διηλεκτρικό μήκος κύματος) και έχει εμφυτευθεί στο κέντρο ενός σφαιρικού ομογενούς κεφαλιού. Το άλλο είναι ένα μισού μήκους κύματος δίπολο ($0.5\lambda_0$ – μισό μήκος κύματος ελεύθερου χώρου) και είναι τοποθετημένο σε ελεύθερο χώρο. Το εμφυτευμένο δίπολο μεταδίδει ισχύ 1W και το εξωτερικό δίπολο, του οποίου η

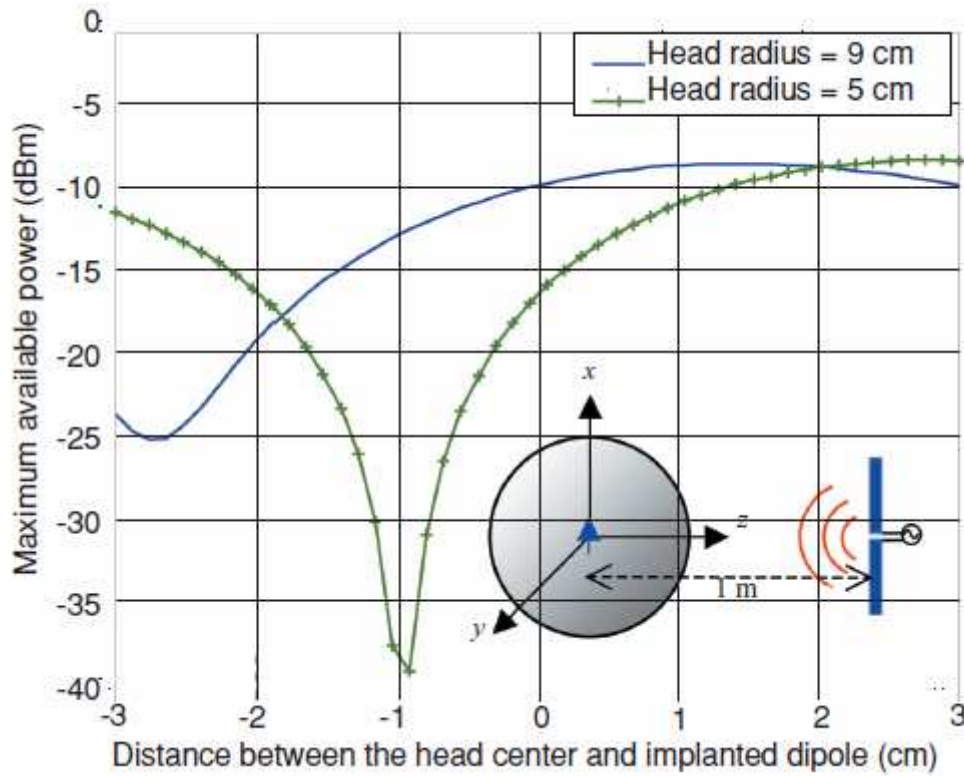
μέγιστη κατευθυντικότητα είναι 1.64 λαμβάνει ισχύ μέσα σε απόσταση 5m από το κέντρο του κεφαλιού. Η μέγιστη διαθέσιμη ισχύς στο εξωτερικό δίπολο υπολογίζεται όταν το εμφυτευμένο δίπολο τοποθετείται σε διαφορετικά μεγέθη κεφαλιών: ακτίνας 9cm και 5cm αντίστοιχα. Ένα 9cm κεφάλι αντιπροσωπεύει το κεφάλι ενός ενήλικα και ένα 5cm κεφάλι ενός παιδιού. Όταν η εξωτερική κεραία τοποθετείται έως και 5m μακριά από το κεφάλι ακτίνας 9cm, η μέγιστη διαθέσιμη ισχύς είναι μεγαλύτερη από -23dBm. Ομοίως, και με το κεφάλι ακτίνα 5cm, η μέγιστη διαθέσιμη ισχύς είναι μικρότερη κατά 8dB από αυτήν που υπολογίστηκε στο κεφάλι ακτίνας 9cm. Ο λόγος για τον οποίο παρατηρείται μεγαλύτερη διαθέσιμη ισχύς από το κεφάλι του ενήλικα είναι επειδή από το κεφάλι του παιδιού δημιουργείται υψηλότερο πεδίο περίθλασης. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα η ακτινοβολούμενη ισχύς από το κεφάλι του παιδιού να είναι μικρότερη στον ελεύθερο χώρο.



Εικόνα 5.9: Μέγιστη διαθέσιμη ισχύς υπολογισμένη στο εξωτερικό δίπολο όταν το εμφυτευμένο δίπολο μεταδίδει ισχύ 1W. [9]

Στην εικόνα 5.10, δημιουργείται μία διαφορετική επικοινωνιακή ζεύξη μεταξύ ενός απειροστού διπόλου σε ένα σφαιρικό κεφάλι και ενός εξωτερικού διπόλου με μήκος $0.5\lambda_0$, το οποίο είναι τοποθετημένο σε σταθερή απόσταση 1m από το κέντρο του κεφαλιού. Όταν το εξωτερικό δίπολο μεταδίδει ισχύ, η μέγιστη διαθέσιμη ισχύς υπολογίζεται στο εμφυτευμένο δίπολο (μέγιστη κατευθυντικότητα=1.5) σε απόσταση έως και 3cm από το κέντρο του κεφαλιού και είναι από -38 έως -8dBm. Αυτή η διακύμανση υποδηλώνει ότι η ένταση του ηλεκτρικού πεδίου μέσα στο ανθρώπινο κεφάλι εξαρτάται άμεσα από την τοποθεσία της εμφυτευμένης

κεραίας. Γι' αυτό το λόγο, οι δέκτες θα πρέπει να τοποθετούνται σε εμφαντευμένες τηλεμετρικές συσκευές λαμβάνοντας υπόψη το εξαιρετικά μεταβαλλόμενο ηλεκτρικό πεδίο μέσα στο ανθρώπινο κεφάλι.



Εικόνα 5.10: Μέγιστες διαθέσιμες ισχύεις υπολογισμένες στο εμφαντευμένο δίπολο όταν το εξωτερικό δίπολο μεταδίδει ισχύ 1W. [9]

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6

6. Κεραίες στο ανθρώπινο σώμα

Σε αυτό το κεφάλαιο, οι κεραίες που είναι εμφυτευμένες εντός του ανθρώπινου σώματος, αναλύονται μέσω FDTD προσομοιώσεων για δύο κύριους λόγους. Ένας λόγος είναι για να χαρακτηριστεί μία ενσύρματη κεραία που είναι τοποθετημένη σε ένα εσωτερικό όργανο, και ο άλλος είναι για να σχεδιαστούν επίπεδες κεραίες για ενεργές ιατρικές συσκευές που τοποθετούνται κάτω από το δέρμα.

6.1. Ενσύρματες κεραίες στην ανθρώπινη καρδιά

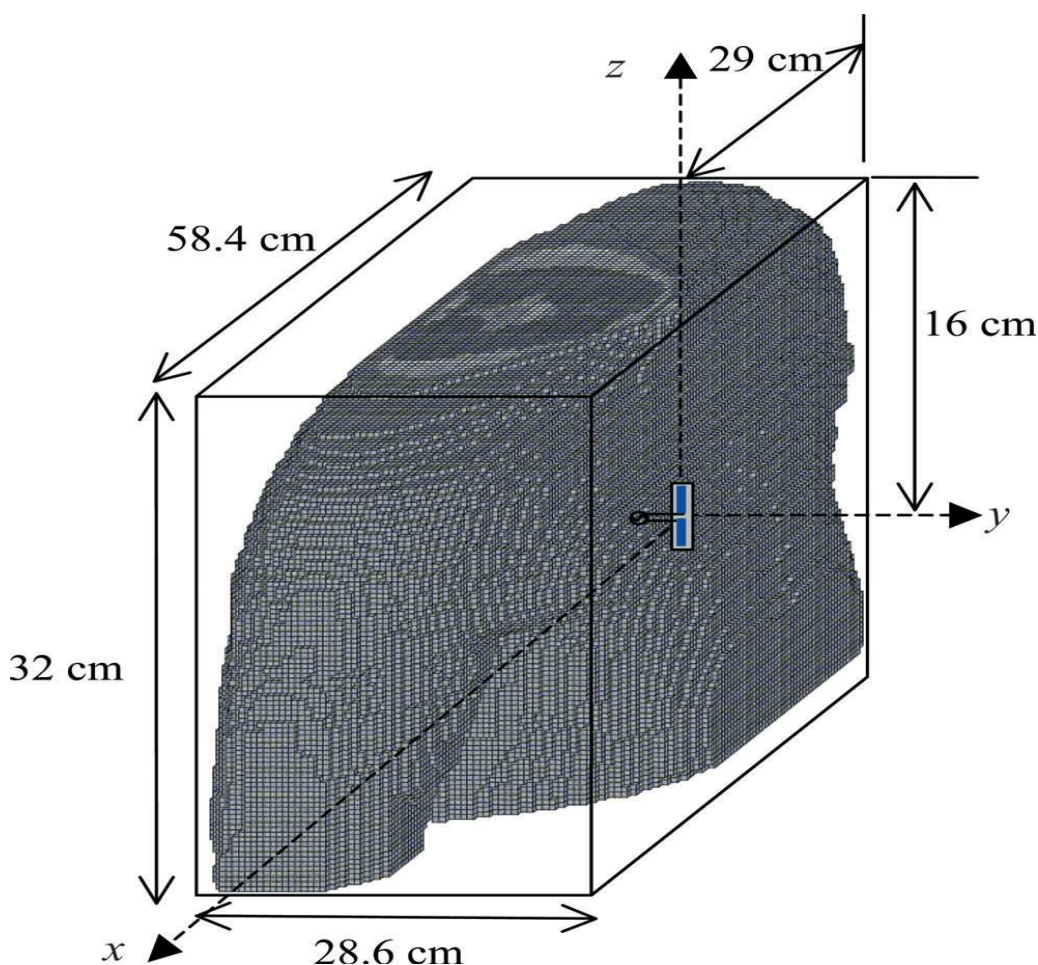
Αναμένεται ότι οι κεραίες που είναι εμφυτευμένες στο ανθρώπινο σώμα αποτελούν μέρος τεχνητού οργάνου όπως η καρδιά, το συκώτι κλπ για πιθανές ιατρικές εφαρμογές. Ως αντιπροσωπευτικό παράδειγμα, μία μικρή κεραία δίπολου εμφυτεύεται στο εσωτερικό της καρδιάς στο ανθρώπινο σώμα και τα ηλεκτρομαγνητικά χαρακτηριστικά υπολογίζονται μέσω FDTD προσομοιώσεων.

Η εικόνα 6.1 δείχνει ένα μοντέλο ανθρώπινου κορμού που παράχθηκε από ένα ολόκληρο ανθρώπινο σώμα με σκοπό να μειώσει την πολυπλοκότητα και τον αναγκαίο χρόνο των FDTD προσομοιώσεων. Επειδή η κεραία δίπολου μικρού μήκους των 1.1 cm τοποθετείται εντός της ανθρώπινης καρδιάς, βρίσκεται σε απόσταση 7.6 cm από τον εξωτερικό χώρο. Οι διαστάσεις του κορμού και η τοποθεσία του δίπολου διευκρινίζονται στην Εικόνα 6.1. Για να αποφευχθεί η άμεση επαφή ανάμεσα την κεραία και τον βιολογικό ιστό, το δίπολο μικρού μήκους περιβάλλεται από έναν διηλεκτρικό κύλινδρο χωρίς απώλειες, του οποίου το μήκος είναι 1.2 cm και η ακτίνα 0.4 cm. Η εικόνα 6.2 δείχνει τις κατανομές του μακρινού και του εγγύς πεδίου που παράγονται από το μικρού μήκους δίπολο, το οποίο αποδίδει ισχύ 1 W. Όπως φαίνεται στην Εικόνα 6.2(α), επειδή το δίπολο τοποθετείται κοντά στο θώρακα, παρατηρούνται υψηλότερες εντάσεις ηλεκτρικού πεδίου στον θετικό y-ημιάξονα (εμπρόσθια όψη του κορμού) από αυτές που παρατηρούνται στον αρνητικό y-ημιάξονα. Παρόμοια τάση παρατηρείται στο κανονικοποιημένο διάγραμμα του μακρινού πεδίου της Εικόνας 6.2(β), εξαιτίας μιας αναλογίας μεγέθους 9 dB εμπρόσθιου προς οπίσθιου λοβού στο διάγραμμα του μακρινού πεδίου που είναι όμοιας πόλωσης με αυτό που παράγεται από την κεραία (co-pol. polarization). Αυτό σημαίνει ότι η τοποθέτηση του εξωτερικού εξοπλισμού μπροστά από τον θώρακα προσφέρει πλεονεκτήματα για τις βιοϊατρικές συνδέσεις, όταν εξετάζεται μια ασύρματη σύνδεση μεταξύ

του δίπολου στο εσωτερικό της καρδιάς και οργάνου του εξωτερικού εξοπλισμού. Επιπροσθέτως, η αναλογία co-pol. προς cross pol.(αντίθετη πόλωση από αυτή της πηγής) είναι περίπου 20 dB στην κατεύθυνση του y -άξονα.

6.2 Σχεδιασμός επίπεδης κεραίας

Σύμφωνα με το [16], οι εμφυτεύσιμες ιατρικές συσκευές όπως οι βηματοδότες και οι απινιδωτές τοποθετούνται συνήθως κάτω από το δέρμα, στο αριστερό μέρος του ανθρώπινου θώρακα. Υπάρχουν δύο τύποι κεραιών χαμηλής κατατομής που η τοποθέτησή τους σε εμφυτεύσιμες ιατρικές συσκευές θεωρείται ότι επιτρέπει έναν σύνδεσμο επικοινωνίας.



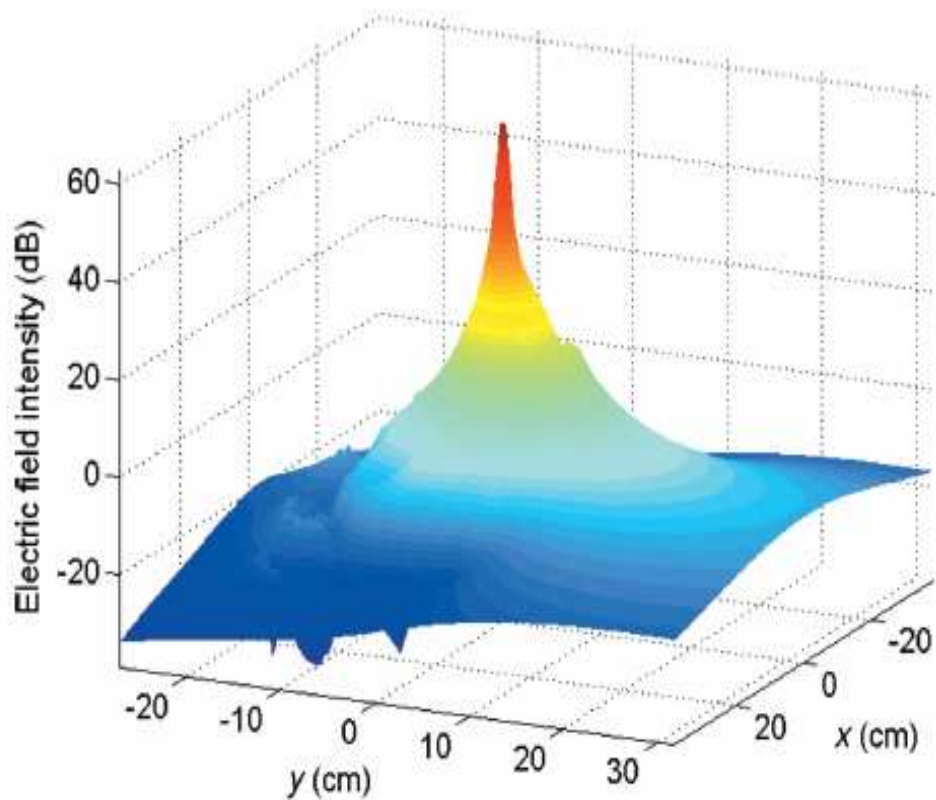
Εικόνα 6.1: Γεωμετρία FDTD προσομοίωσης για κεραία δίπολου εντός της ανθρώπινης καρδιάς. [9]

Οι επίπεδες κεραίες σχεδιάζονται χρησιμοποιώντας την γεωμετρία του ανθρώπινου κορμού όπως προέκυψε από τις FDTD προσομοιώσεις και απεικονίζεται στην Εικόνα 6.3. Η προέλευση του συστήματος συντεταγμένων τοποθετείται στο κέντρο της γεωμετρικής αυτής

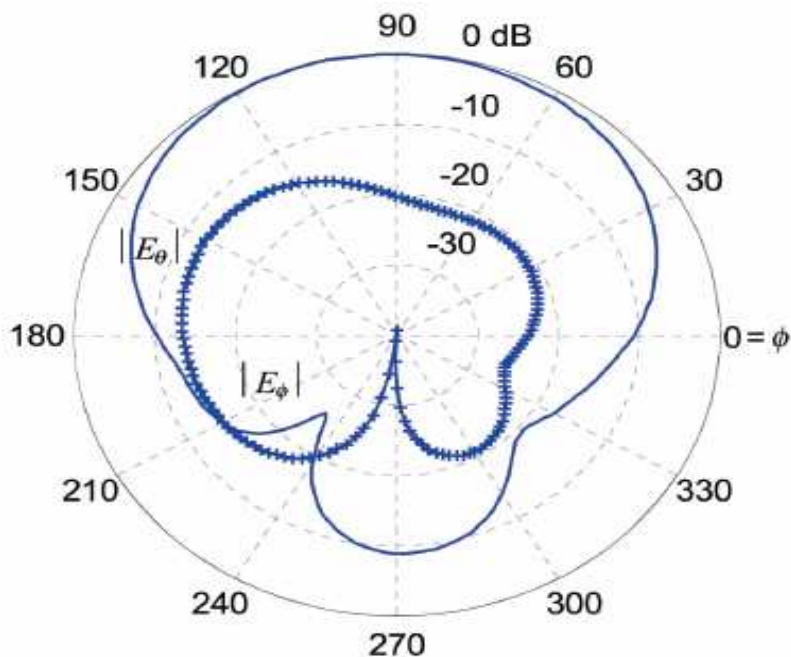
δομής. Οι επίπεδες κεραίες εμφυτεύονται κάτω από το δέρμα και τοποθετούνται στα 20 cm από την κορυφή της γεωμετρικής δομής και στα 26 cm από το αριστερό άκρο.

6.2.1 Κεραίες μικροταινίας

Η Εικόνα 6.4 δείχνει το σχήμα και την απώλεια επιστροφής μιας κεραίας μικροταινίας σχεδιασμένης στον ανθρώπινο κορμό της FDTD προσομοίωσης. Ο ομοιόμορφα ευρύς εκπομπός της κεραίας είναι επίσης σπειροειδής για να μειωθεί το μέγεθος

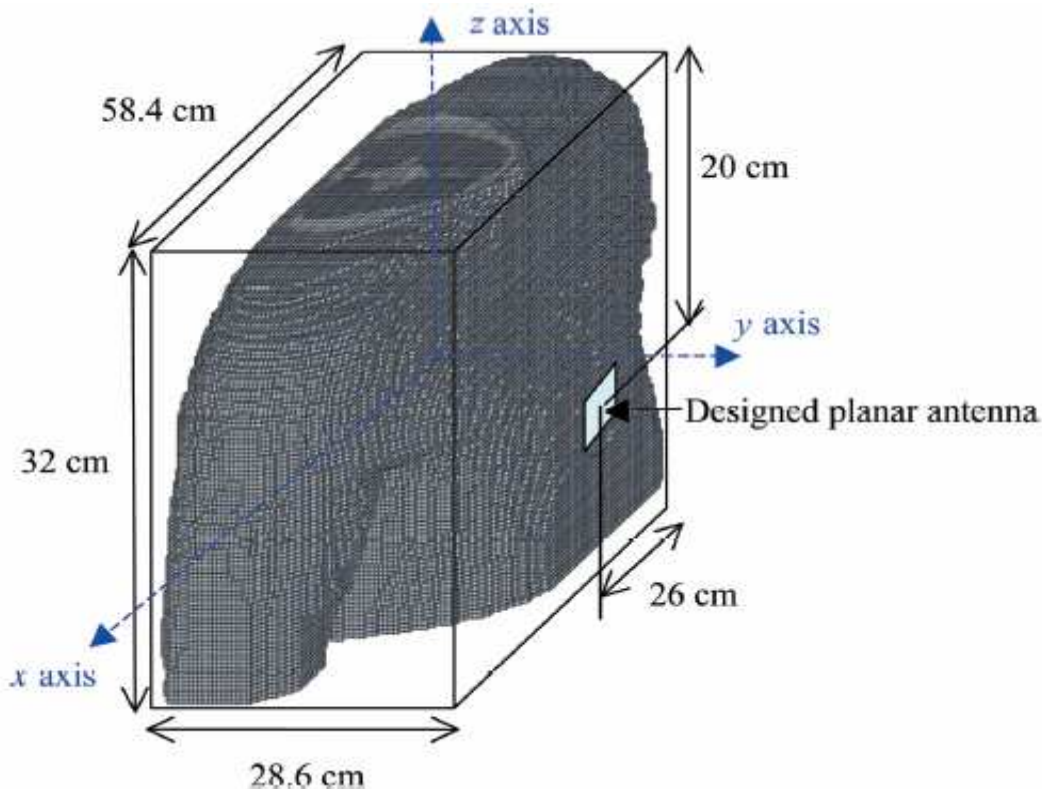


(α) Οριζόντια κατανομή εγγύς πεδίου



(β) Κανονικοποιημένα οριζόντια διαγράμματα μακρινού πεδίου

Εικόνα 6.2: Κατανομές ηλεκτρικού πεδίου για το μικρό δίπολο εντός της καρδιάς. [9]

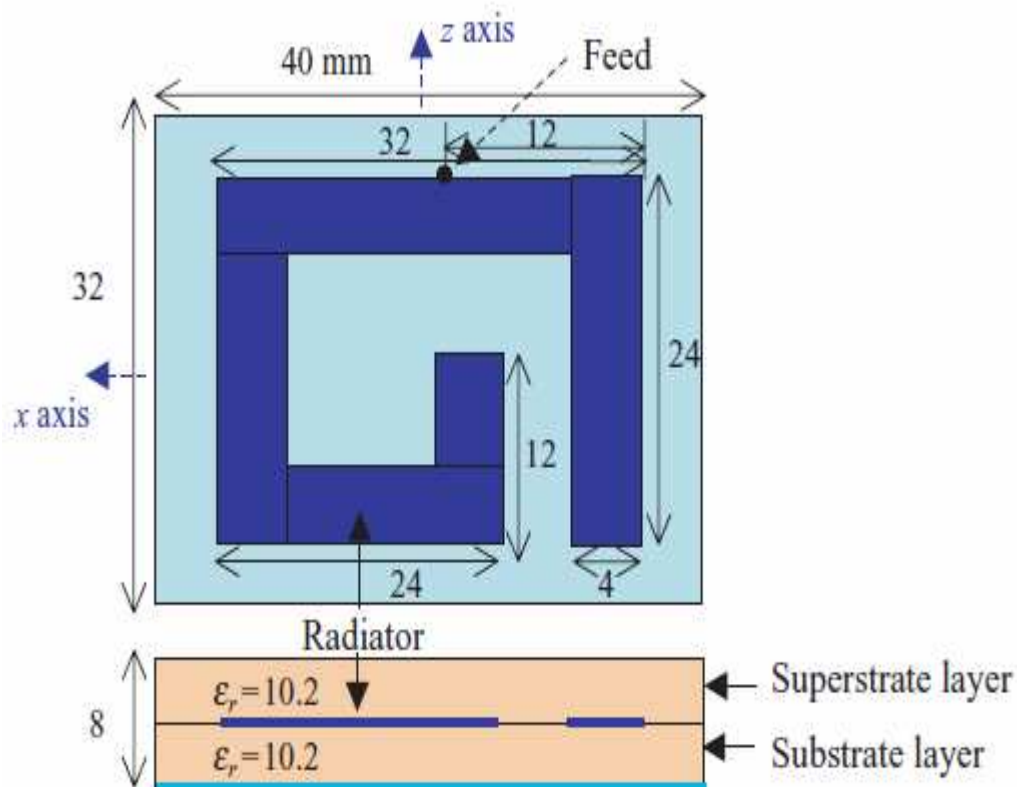


Εικόνα 6.3: Γεωμετρική δομή ανθρώπινου κορμού μέσω FDTD για εμφυτευμένη επίπεδη κεραία. [9]

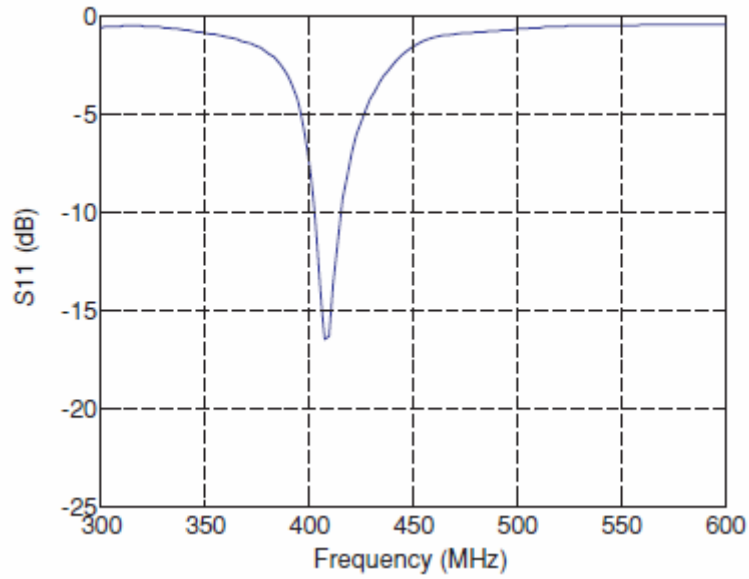
της κεραίας, και υλικό υψηλής επιτρεπτότητας ($\epsilon_r = 10.2$) χρησιμοποιείται σαν υπόστρωμα και επίστρωμα με πάχος 4 mm το καθένα. Το μήκος του σπειροειδούς εκπομπού καθορίζεται έτσι

ώστε η κεραία να λειτουργεί στην επιθυμητή συχνότητα (402–405 MHz) εντός της FDTD γεωμετρικής δομής, και η ομοαξονική τροφοδοσία ρυθμίζεται για μια καλή αντιστοίχιση 50 Ω. Όπως φαίνεται στην Εικόνα 6.4(β), η κεραία μικροταινίας έχει απώλεια επιστροφής καλύτερη από 6 dB, στη μετάβαση από τα 397 στα 423 MHz. Συνεπώς, αυτό το εύρος ζώνης των 6 dB της απώλειας επιστροφής για την κεραία microstrip στο ανθρώπινο FDTD μοντέλο είναι περίπου 6.3%. Με βάση τις FDTD προσομοιώσεις και τη χρήση του ανθρώπινου μοντέλου της Εικόνας 6.3, τα χαρακτηριστικά ακτινοβολίας της σπειροειδούς κεραίας μικροταινίας υπολογίζονται σε όρους διαγραμμάτων του εγγύς και μακρινού πεδίου. Για αυτές τις προσομοιώσεις, η κεραία που σχεδιάστηκε τοποθετείται στο εσωτερικό του ανθρώπινου θώρακος, όπως φαίνεται στην Εικόνα 6.3.

Η κατανομή του εγγύς πεδίου στο πεδίο x - y (οριζόντια κατανομή) δίνεται στην Εικόνα 5.5(α), με την κεραία να αποδίδει ισχύ 1 W. Η μέγιστη ένταση του ηλεκτρικού πεδίου υπολογίζεται ότι βρίσκεται στη θέση της κεραίας. Επειδή η επίπεδη κεραία τοποθετείται κοντά στο θώρακα, υψηλότερες εντάσεις ηλεκτρικού πεδίου παρατηρούνται κατά μήκος του θετικού y -άξονα (εμπρόσθια όψη του σώματος) από αυτές στον αρνητικό y -άξονα.



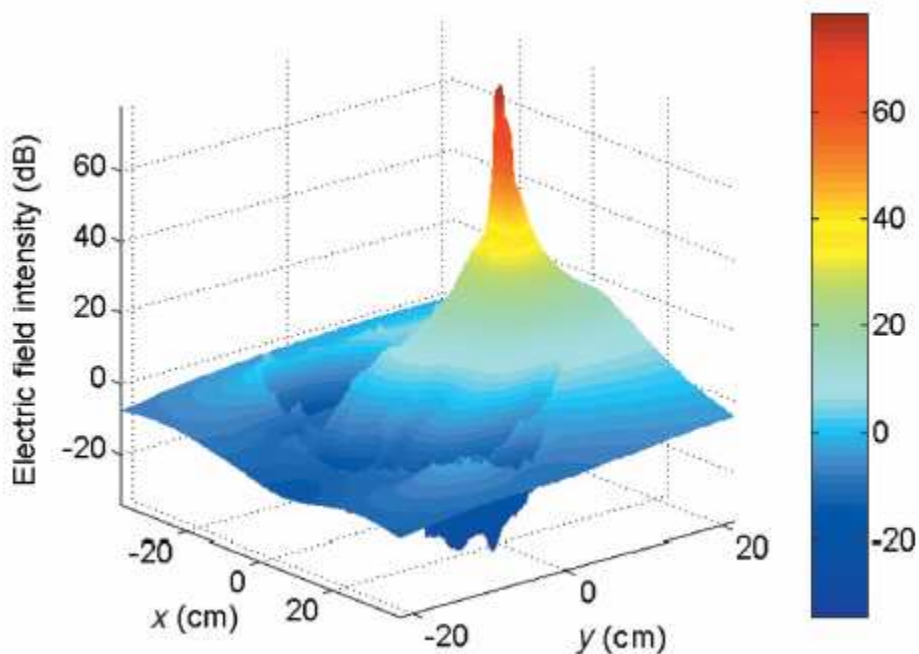
(α) Σχεδιασμένη σπειροειδής κεραία μικροταινίας



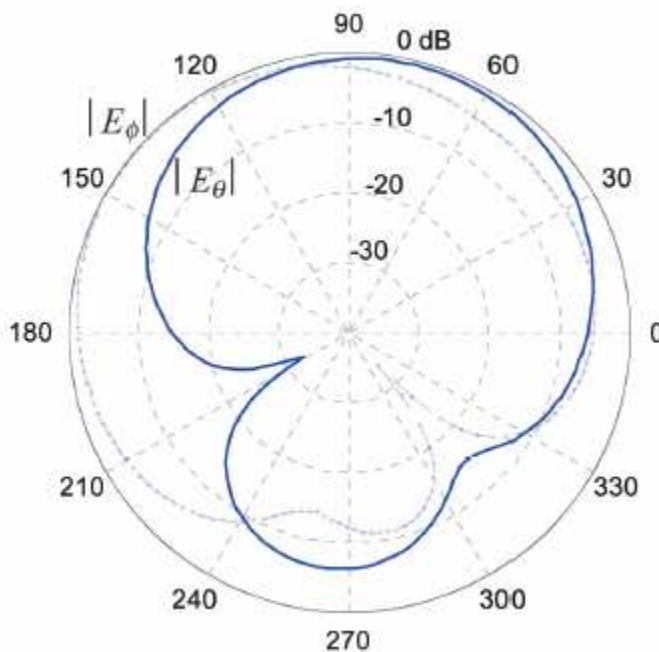
(β) Απώλεια επιστροφής της σπειροειδούς κεραίας μικροταινίας

Εικόνα 6.4: Σπειροειδής κεραία μικροταινίας στο ανατομικό ανθρώπινο ομοίωμα. [9]

Τα κανονικοποιημένα οριζόντια (στο x - y επίπεδο) διαγράμματα του μακρινού πεδίου δίνονται στην Εικόνα 6.5(β). Η μέγιστη κατευθυντικότητα παρατηρείται μπροστά από το ανθρώπινο σώμα.



(α) Οριζόντια κατανομή εγγύς πεδίου



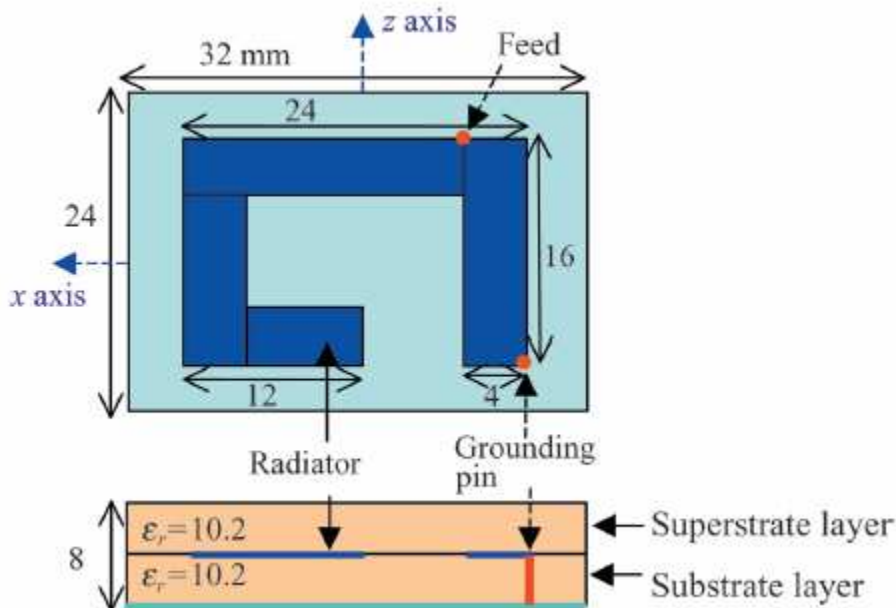
(β) Κανονικοποιημένα διαγράμματα οριζόντιου μακρινού πεδίου

Εικόνα 6.5: Χαρακτηριστικά εκπομπής της σπειροειδούς κεραίας μικροταινίας στο ανατομικό ανθρώπινο ομοίωμα. [9]

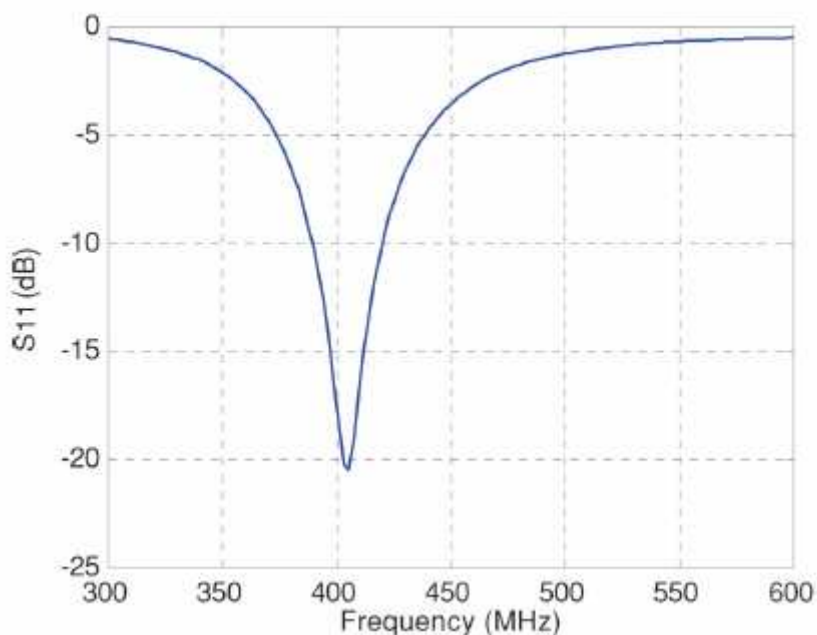
Τα επίπεδα ισχύος της συνιστώσας E_θ είναι παρόμοια με αυτά της E_ϕ εξαιτίας του σπειροειδή εκπομπού θερμότητας και εξαιτίας των επιδράσεων του αληθινού και πολύ πιο περίπλοκου από το ομοίωμα ανθρώπινου σώματος. Επειδή η επίπεδη κεραία σχεδιάζεται σε ένα επίπεδο μικρής έκτασης για διαστάσεις που επιτυγχάνουν επαφή, οι αναλογίες της κεραίας εμπρόσθιου προς οπίσθιου λοβού στον ανθρώπινο θώρακα είναι χαμηλότερες από 5 dB.

6.2.2 Επίπεδες αντεστραμμένες κεραίες τύπου F

Η Εικόνα 6.6 δείχνει το σχήμα και την απώλεια επιστροφής μιας αντεστραμμένης επίπεδης κεραία τύπου F (PIFA - Planar Inverted F Antenna), σχεδιασμένης με βάση τον ανθρώπινο κορμό των FDTD προσομοιώσεων. Η PIFA έχει υποστρώματα και επιστρώματα των οποίων οι διηλεκτρικές σταθερές ($\epsilon_r = 10.2$) και το συνολικό πάχος (8 mm) είναι τα ίδια με αυτά της σπειροειδούς κεραίας μικροταινίας. Για να επιτευχθούν μικρότερες διαστάσεις (24 mm × 32 mm) από αυτές της κεραίας μικροταινίας, το σχήμα του εκπομπού είναι και πάλι σπειροειδές και ένας ακροδέκτης γείωσης τοποθετείται επιπρόσθετα στην άκρη του εκπομπού ώστε αυτός να συνδεθεί με το επίπεδο της γείωσης. Το μήκος του εκπομπού καθορίζεται έτσι ώστε η κεραία να λειτουργεί στο επιθυμητό εύρος συχνοτήτων (402–405 MHz) στο γεωμετρικό FDTD ομοίωμα και έτσι ώστε η ομοαξονική τροφοδοσία να εντοπίζεται σε καλή αντιστοίχιση 50 Ω.



(α) Γεωμετρία της επίπεδης αντεστραμμένης F κεραίας



(β) Απώλεια επιστροφής της επίπεδης αντεστραμμένης F κεραίας

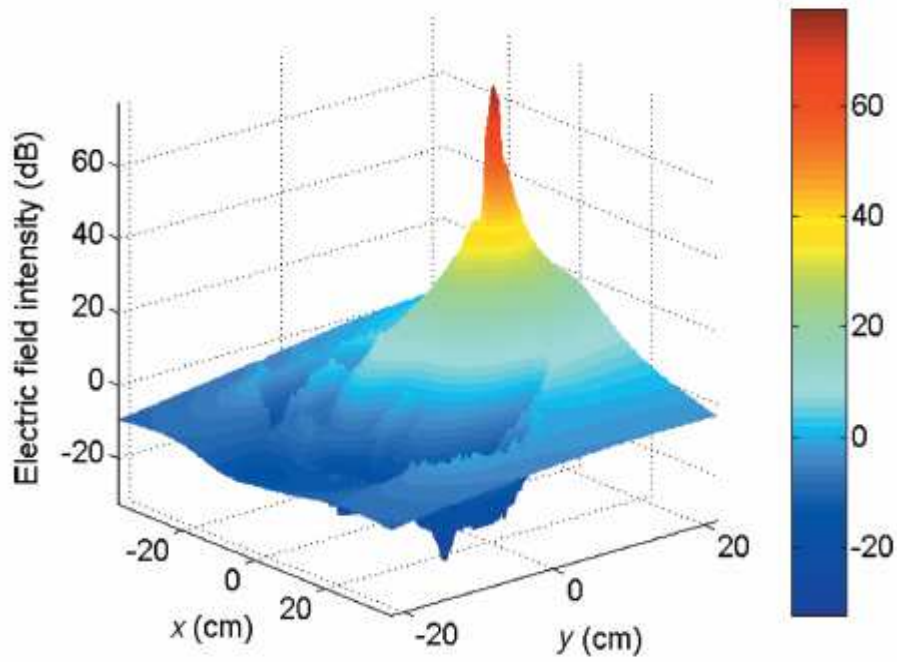
Εικόνα 6.6: Σπειροειδής επίπεδη αντεστραμμένη F κεραία εντός ανατομικού ανθρώπινου ομοιώματος. [9]

Η PIFA έχει καλύτερη απώλεια επιστροφής από 6 dB για συχνότητες από 378 μέχρι 433 MHz. Συνεπώς, το εύρος ζώνης των 6 dB της απώλειας επιστροφής της PIFA στο ανθρώπινο ομοίωμα είναι 13.6%. Το εύρος ζώνης της PIFA είναι υπερδιπλάσιο από το εύρος ζώνης της κεραίας μικροταινίας. Με βάση το ανθρώπινο ομοίωμα της Εικόνας 6.3 που προέκυψε από τις FDTD προσομοιώσεις, τα χαρακτηριστικά εκπομπής υπολογίζονται σε όρους διαγραμμάτων του

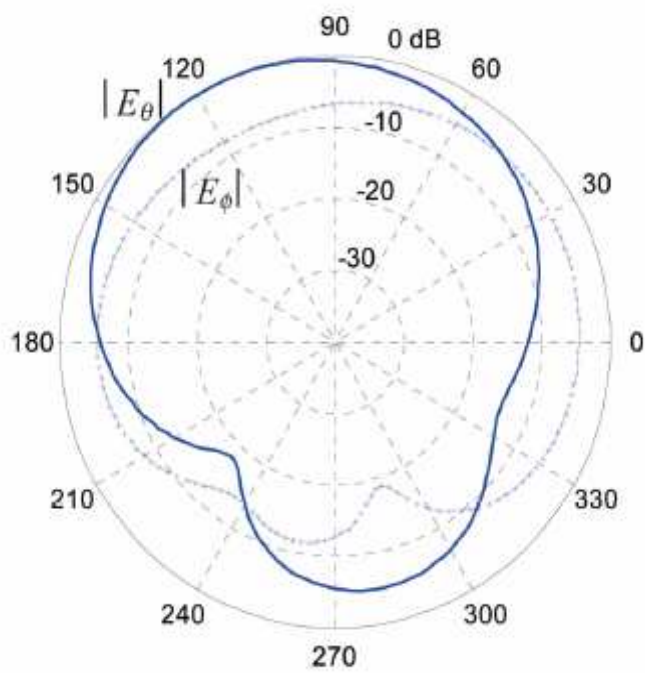
εγγύς και μακρινού πεδίου. Το διάγραμμα του οριζόντιου (στο x - y επίπεδο) εγγύς πεδίου της κεραίας δίνεται στην Εικόνα 6.7(α) όταν η αποδιδόμενη ισχύς από την κεραία είναι 1 W. Οι κατανομές του εγγύς πεδίου της PIFA είναι παρεμφερείς με αυτές της κεραίας μικροταινίας. Τα κανονικοποιημένα οριζόντια (στο x - y επίπεδο) διαγράμματα μακρινού πεδίου της PIFA υπολογίζονται στην Εικόνα 6.7(β). Όπως αναμενόταν, η μέγιστη κατευθυντικότητα εμφανίζεται στην εμπρόσθια όψη του ανθρώπινου σώματος. Αν και τα διαγράμματα της PIFA είναι παρόμοια, όπως αναφέρθηκε με τα αντίστοιχα της κεραίας μικροταινίας, τα επίπεδα ισχύος της συνιστώσας E_θ είναι ελαφρώς υψηλότερα από αυτά της E_ϕ στην κατεύθυνση σκόπευσης ($\phi = 90^\circ$). Συνεπώς, αναμένεται μια γραμμική πολωμένη κεραία θα έπρεπε να τοποθετηθεί μπροστά από τον ανθρώπινο θώρακα με σκοπό να ληφθεί το θ -πολωμένο ηλεκτρικό πεδίο από την PIFA που εμφυτεύεται μέσα στον ανθρώπινο θώρακα. Η ισχύς της εκπομπής της PIFA μέσα στο θώρακα είναι 2.5 mW, ενώ η αντίστοιχη της κεραίας μικροταινίας είναι 1.6 mW, με κοινή αποδιδόμενη ισχύ 1 W. Επιπρόσθετα με το μικρό μέγεθος της PIFA, η αποδοτικότητα της εκπομπής της είναι υψηλότερη από αυτή της κεραίας μικροταινίας. Όταν συγκρίνονται οι μηχανισμοί εκπομπής των δύο διαφορετικών τύπων κεραίας, διαπιστώνεται ότι η κεραία μικροταινίας παράγει υψηλά ηλεκτρικά πεδία, ενώ η PIFA παράγει και υψηλά ηλεκτρικά πεδία αλλά και μεγάλα ηλεκτρικά ρεύματα που ρέουν από την τροφοδοσία μέχρι τον ακροδέκτη γείωσης. Η σχέση που δίνει την ισχύ που απορροφάται στο αγώγιμο σώμα ($P_{\text{abs}} = \frac{1}{2} \int \sigma |E|^2 dV$), όπου σ είναι η αγωγιμότητα και $|E|$ η ένταση του ηλεκτρικού πεδίου, υποδεικνύει στο αγώγιμο σώμα ότι η ισχύς που απορροφάται σχετίζεται με το ηλεκτρικό πεδίο, ενώ τέλος αναμένεται και ότι στο ίδιο μέσο απωλειών η PIFA θα έχει υψηλότερη επάρκεια εκπομπής από αυτή που θα έχει μια κεραία μικροταινίας.

6.3. Απόδοση ασύρματου συνδέσμου της σχεδιασμένης κεραίας

Όπως φαίνεται στην Εικόνα 6.8, δύο συνδέσεις επικοινωνίας εγκαθίστανται ώστε να συγκριθεί η απόδοση ενός εμφυτευμένου συνδέσμου επικοινωνίας με αυτήν ενός συνδέσμου στον εξωτερικό χώρο. Η εμφυτευμένη σύνδεση είναι ανάμεσα σε δύο δίπολα μήκους κύματος $0.5\lambda_0$ (λ_0 το μήκος κύματος του ελεύθερου χώρου) στον ελεύθερο χώρο, και η σύνδεση αυτή είναι ανάμεσα σε μια εμφυτευμένη κεραία εντός του σώματος και σε ένα $0.5\lambda_0$ στον εξωτερικό χώρο. Στην Εικόνα 6.9, οι δύο αποδόσεις μετρώνται όταν οι κεραίες-πηγές προσφέρουν 1 W ισχύ, και τα εξωτερικά δίπολα-δέκτες βρίσκονται σε 20 και 30 cm απόσταση από τις πηγές. Για την εμφυτευμένη κεραία, η σχεδιασμένη κεραία μικροταινίας τοποθετείται στο ομοίωμα του



(α) Οριζόντια κατανομή του εγγύς πεδίου



(β) Κανονικοποιημένα διαγράμματα μακρινού πεδίου

Εικόνα 6.7: Χαρακτηριστικά εκπομπής της RIFA στο ομοίωμα σώματος. [9]

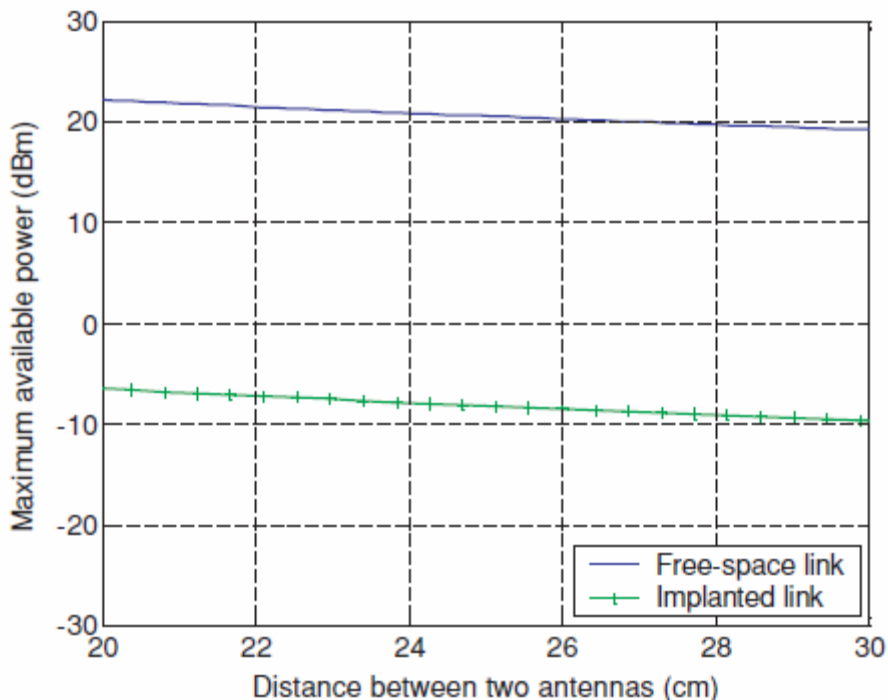


(α) Δύο δίπολα στον ελεύθερο χώρο



(β) Εμφυτευμένη κεραία στο ομοίωμα του σώματος και δίπολο στον ελεύθερο χώρο

Εικόνα 6.8: Δύο ασύρματες συνδέσεις επικοινωνίας: σύνδεση στον ελεύθερο χώρο και εμφυτευμένη σύνδεση. [9]



Εικόνα 6.9: Μέγιστη διαθέσιμη ισχύς στο εξωτερικό δίπολο που του παρέχεται και από το εξωτερικό δίπολο αλλά και από την κεραία μικροταινίας στο ανατομικό ομοίωμα όταν αμφότερες οι κεραίες αποδίδουν ισχύ 1 W. [9]

ανθρώπινου FDTD κορμού της Εικόνας 6.3. Με την εξίσωση (5.1) η μέγιστη διαθέσιμη ισχύς (dBm) υπολογίζεται με χρήση της πυκνότητας ισχύος (W/m^2) στο δίπολο στον ελεύθερο χώρο, με το μήκος κύματος (0.704 m στα 402 MHz) του εισερχόμενου κύματος, και τέλος, με τη μέγιστη κατευθυντικότητα (1.64) της διπολικής κεραίας. Η διαφορά της μέγιστης διαθέσιμης ισχύς (28 dB) ανάμεσα σε δύο συνδέσεις μπορεί να εξηγηθεί από την επάρκεια της εκπομπής της κεραίας μικροταινίας ($10 \times \log(0.16 \text{ mW}/1 \text{ W}) = -30 \text{ dB}$) στον FDTD ανθρώπινο κορμό της Εικόνας 6.3 και από το γεγονός ότι τα διαγράμματα των δύο κεραιών-πηγών είναι διαφορετικά. Η μέγιστη διαθέσιμη ισχύς που υπολογίζεται έξω από το δίπολο χρησιμεύει στον προσδιορισμό της απαιτούμενης ευαισθησίας του εξωτερικού δέκτη. Για παράδειγμα, από τον παραπάνω υπολογισμό, ο εξωτερικός δέκτης ακόμα και σε απόσταση 0.3 m από την εμφυτευμένη κεραία θα έπρεπε να έχει ευαισθησία καλύτερη από -10 dBm για να εδραιωθεί μία αξιόπιστη σύνδεση επικοινωνίας όταν η εμφυτευμένη κεραία εκπέμπει ισχύ 1 W. Στην πραγματικότητα, η εκπεμπόμενη ισχύς του 1W χρησιμοποιείται για την απαιτούμενη κανονικοποίηση επειδή η πραγματική εκπεμπόμενη ισχύς θα έπρεπε να είναι πολύ χαμηλότερη από 1 W ώστε να ικανοποιηθεί μερικός μέσος SAR κορυφής ή άλλες ρυθμίσεις σχετικές με ενεργές ιατρικές συσκευές. Στο επόμενο κεφάλαιο, η πιθανή εκπεμπόμενη ισχύς από τις εμφυτευμένες κεραίες θα υπολογιστούν λαμβάνοντας υπόψη τις απαιτήσεις του δείκτη SAR.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7

7. Επίπεδες κεραίες για ενεργές εμφυτεύσιμες ιατρικές συσκευές

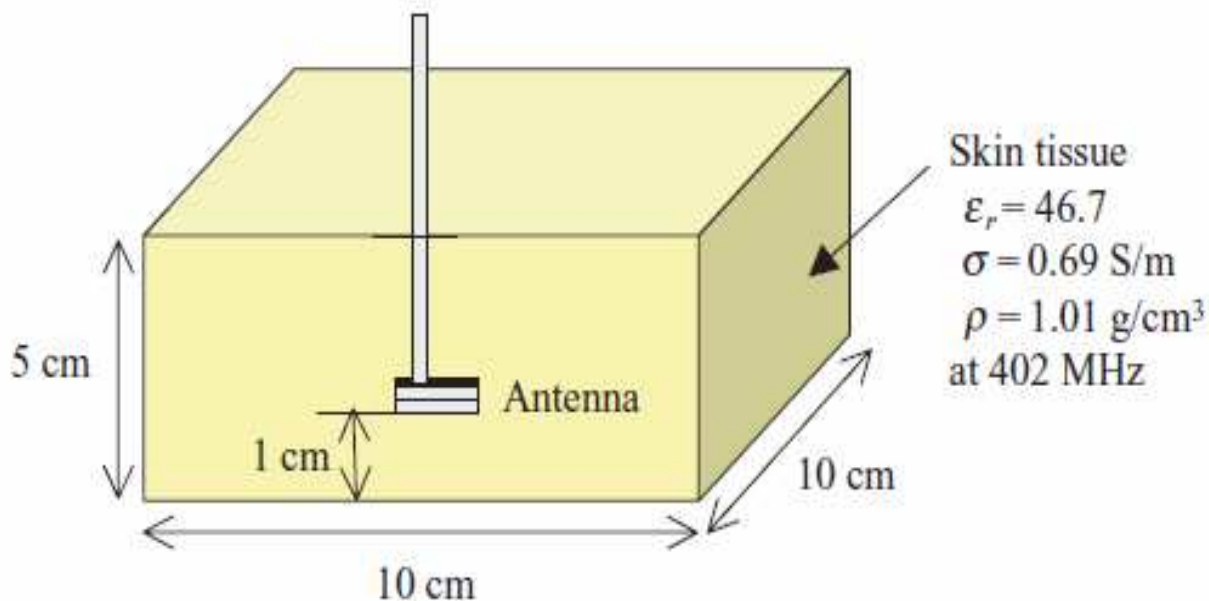
Οι επίπεδες κεραίες επαφής σχεδιάζονται, κατασκευάζονται και μετρώνται με χρήση FDTD προσομοιώσεων για ενεργές εμφυτεύσιμες ιατρικές συσκευές στη ζώνη συχνοτήτων MICS (402-405 MHz). Μία επίπεδη ανεστραμμένη κεραία τύπου F εφαρμόζεται για το σχεδιασμό δύο μικρών κεραιών χαμηλής κατατομής: ελισσόμενου τύπου και σπειροειδούς τύπου. Οι ρυθμίσεις της μέτρησης καθορίζονται με χρήση ενός υγρού που προσομοιάζει τον ανθρώπινο ιστό, για την πραγματοποίηση πειραμάτων απώλειας επιστροφής στις κεραίες που κατασκευάστηκαν. Αφότου οι σχεδιασμένες κεραίες τοποθετηθούν σε μία ιατρική συσκευή, η διακύμανση της εμπέδησης εισόδου και των δύο κεραιών υπολογίζεται μέσω FDTD προσομοιώσεων. Τα χαρακτηριστικά και των δύο κεραιών συγκρίνονται σε όρους απόδοσης εκπομπής και θεμάτων ασφαλείας που σχετίζονται άμεσα με τις ενεργές εμφυτεύσιμες ιατρικές συσκευές.

7.1. Σχεδιασμός επίπεδων κεραιών

7.1.1 Απλοποιημένο μοντέλο ανθρωπίνου σώματος και ρύθμιση των μετρήσεων

Για την διευκόλυνση του σχεδιασμού εμφυτευμένων κεραιών, οι επίπεδες κεραίες τοποθετούνται στο εσωτερικό ενός απλοποιημένου ομοιώματος ανθρωπίνου σώματος ενός ανατομικά πλήρους μοντέλου ανθρωπίνου σώματος, όπως αυτό της Εικόνας 6.3. Επειδή οι εμφυτεύσιμες ιατρικές συσκευές τοποθετούνται κάτω από το δέρμα, οι ηλεκτρικές επιδράσεις που ασκούνται από το δέρμα στις εμφυτευμένες κεραίες είναι πολύ ισχυρές. Ένα απλοποιημένο μοντέλο σώματος αποτελείται από ένα είδος ιστού, με διηλεκτρική σταθερά $\epsilon_r = 46.7$, αγωγιμότητα $\sigma = 0.69$ S/m στα 402 MHz, και πυκνότητα μάζας $\rho = 1.01$ g/cm³, όπως φαίνεται στην Εικόνα 7.1. Οι διαστάσεις του εξαεδρικού μοντέλου είναι 10 cm × 10 cm × 5 cm, και οι επίπεδες κεραίες τοποθετούνται στο κέντρο του μοντέλου, ενώ η θέση τους από τη βάση του μοντέλου είναι 1 cm. Τα χαρακτηριστικά συντονισμού της σχεδιασμένης κεραίας μετρώνται εντός ενός υγρού που προσομοιάζει τους ανθρώπινους ιστούς. Το υγρό αυτό αποτελείται από απιονισμένο υγρό, ζάχαρη, αλάτι, κυτταρίνη κτλ [37], όπως παρουσιάζεται στην Εικόνα 7.2. Τα ηλεκτρικά χαρακτηριστικά του υγρού ($\epsilon_r = 49.6$, $\sigma = 0.51$ S/m στα 402 MHz) είναι παρεμφερή με αυτά του δέρματος του απλοποιημένου μοντέλου. Για την μέτρηση των χαρακτηριστικών της απώλειας επιστροφής, οι κεραίες τοποθετήθηκαν στο δοχείο όπου διοχετεύθηκε το υγρό. Η

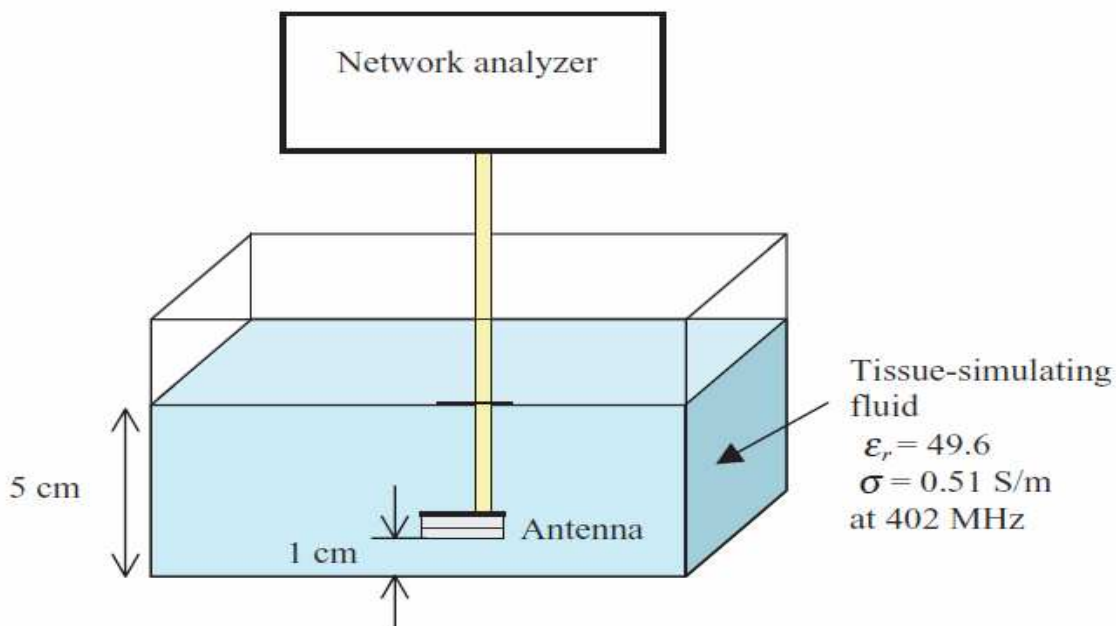
απόσταση ανάμεσα στην κεραία και στον πυθμένα του υγρού είναι η ίδια με αυτή στο ανθρώπινο ομοίωμα που χρησιμοποιήθηκε στις FDTD προσομοιώσεις.



Εικόνα 7.1: Απλοποιημένο μοντέλο σώματος για το σχεδιασμό επίπεδων κεραιών, εμφυτευμένων στο ανθρώπινο σώμα. [9]

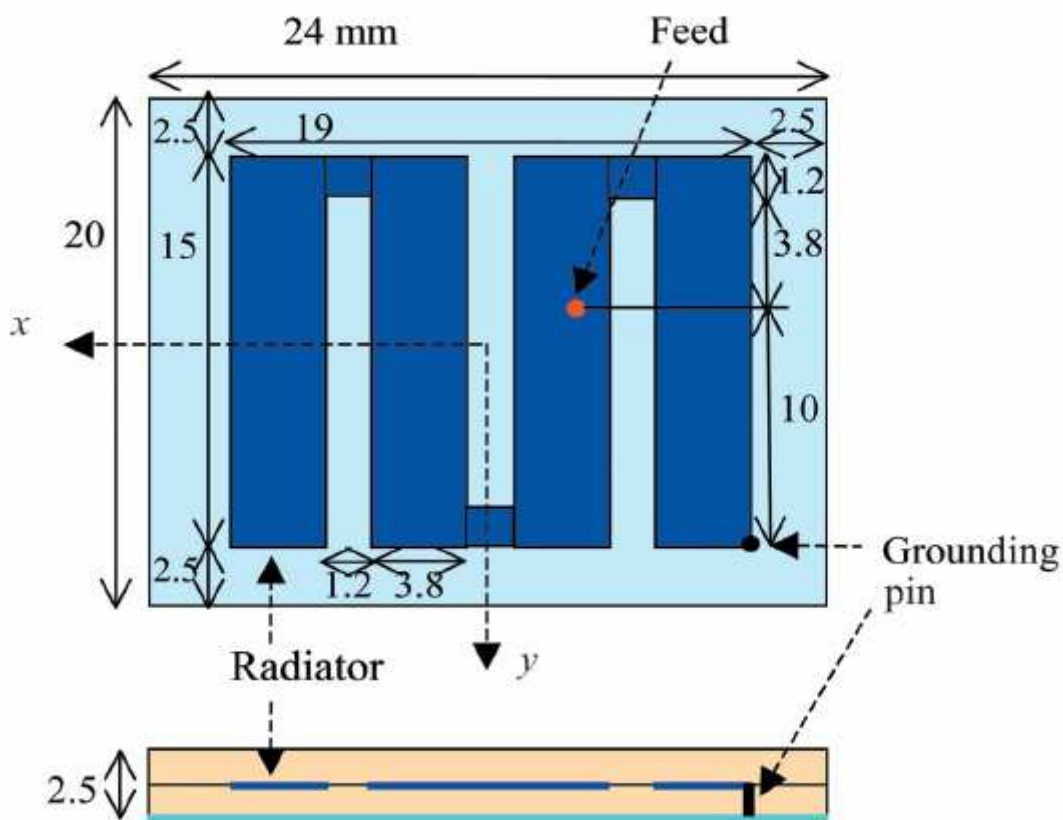
7.1.2 Δομής μαιάνδρου επίπεδη ανεστραμμένη κεραία τύπου F

Στην Εικόνα 7.3, μία δομής μαιάνδρου κεραία σχεδιάζεται για μια εμφυτεύσιμη ιατρική κεραία εντός του ανθρώπινου σώματος για λειτουργία στο βιοιατρικό φάσμα συχνοτήτων 402-405 MHz.



Εικόνα 7.2: Μέτρηση απώλειας επιστροφής επίπεδων κεραιών με ρευστό ομοίωμα ιστού. [9]

Επειδή η σχεδιασμένη κεραία χρησιμοποιεί έναν ακροδέκτη γείωσης στο τέλος του εκπομπού, ο μηχανισμός λειτουργίας είναι ο ίδιος με αυτόν μιας επίπεδης αντεστραμμένης κεραίας τύπου F (PIFA). Ο εκπομπός τοποθετείται ανάμεσα στο υπόστρωμα και το επίστρωμα, τα οποία αποτελούν διηλεκτρικές στρώσεις με διηλεκτρικές σταθερές 10.2 και πάχος 1.25 mm.



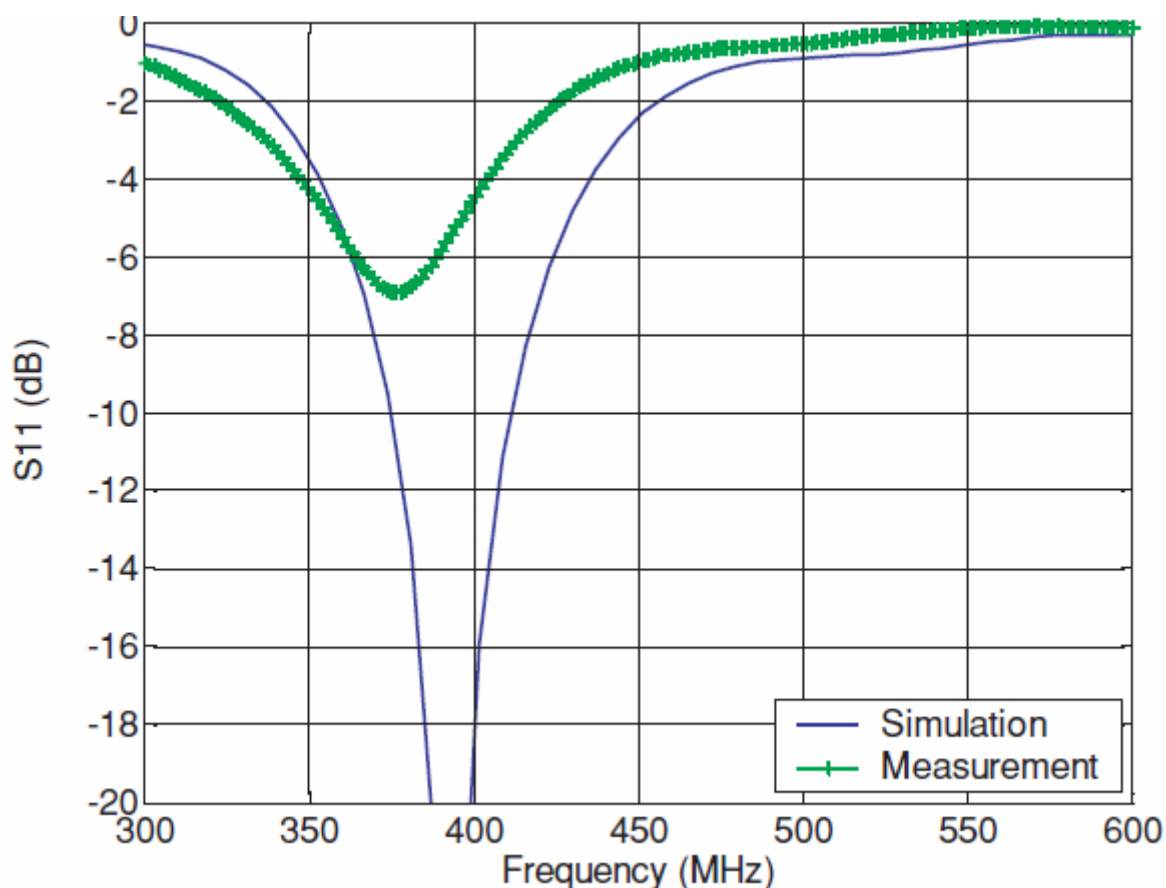
(α) Παραμετροποίηση κεραίας



(β) Κατασκευασμένη κεραία

Εικόνα 7.3: Δομής μαϊάνδρου PIFA για εμφυτεύσιμη συσκευή εντός του απλοποιημένου μοντέλου. [9]

Η θέση του συστήματος συντεταγμένων εντοπίζεται στο κέντρο του επιπέδου γείωσης, το οποίο είναι 24 mm σε πλάτος και 20 mm μήκος. Για να κατανοηθεί η μέθοδος κατασκευής της δομής μαιάνδρου PIFA της Εικόνας 7.3, πρέπει να θεωρηθεί ότι ο ελισσόμενος εκπομπός αποτελείται από τέσσερις ορθογώνιες λωρίδες (15 mm × 3.8 mm), που συνδέονται ηλεκτρικά μεταξύ τους με τρεις συνδετικές λωρίδες, τετραγωνικού σχήματος (1.2 mm × 1.2 mm).



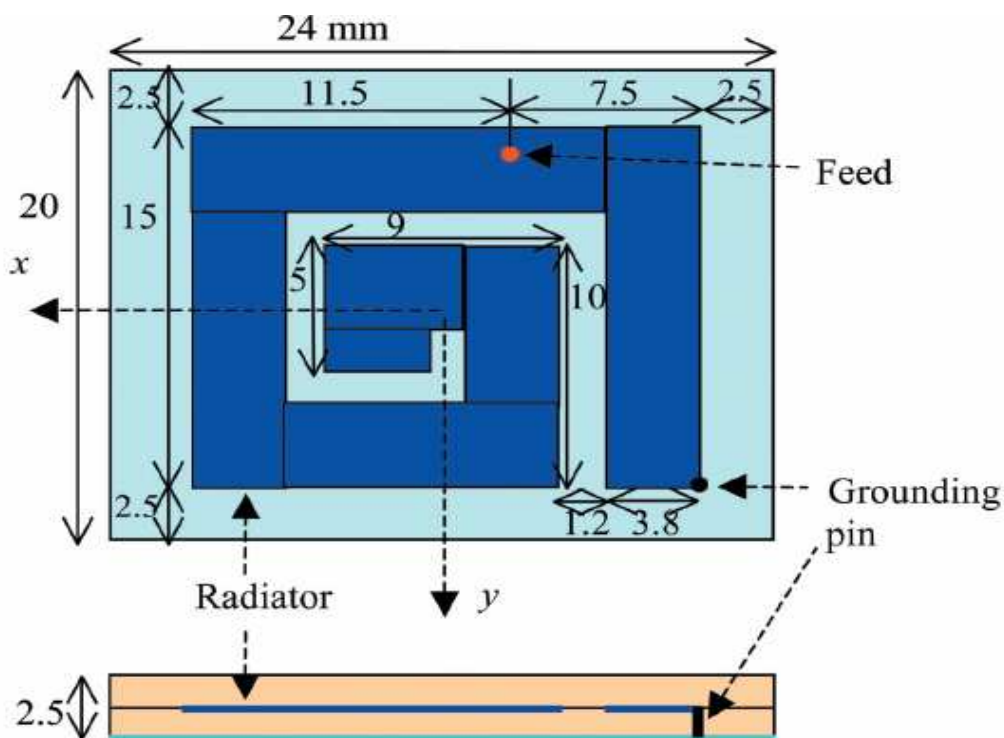
Εικόνα 7.4: Τα χαρακτηριστικά απώλειας επιστροφής της δομής μαιάνδρου PIFA κατόπιν προσομοίωσης και μέτρησης. [9]

Το κενό ανάμεσα στις ορθογώνιες ταινίες είναι το ίδιο με την απόσταση (1.2 mm) ανάμεσα στον εκπομπό και το επίπεδο της γείωσης, με σκοπό να μειωθούν τα φαινόμενα σύζευξης ανάμεσα στις λωρίδες αυτές και για να επιτευχθεί όσο το δυνατόν μικρότερη κεραία. Με αλλαγή του μήκους των συνδετικών ταινιών, η συχνότητα συντονισμού της δομής μαιάνδρου κεραίας μειώνεται. Η τοποθεσία της ομοαξονικής τροφοδότησης καθορίζεται έτσι ώστε να καθιστά την κεραία συμβατή με συστήματα των 50 Ω. Με χρήση της προσομοίωσης FDTD και των ρυθμίσεων μέτρησης που φαίνονται στις Εικόνες 7.1 και 7.2, τα αντιστοιχιζόμενα χαρακτηριστικά για την δομή μαιάνδρου PIFA συγκρίνονται στην Εικόνα 7.4. Η δομή

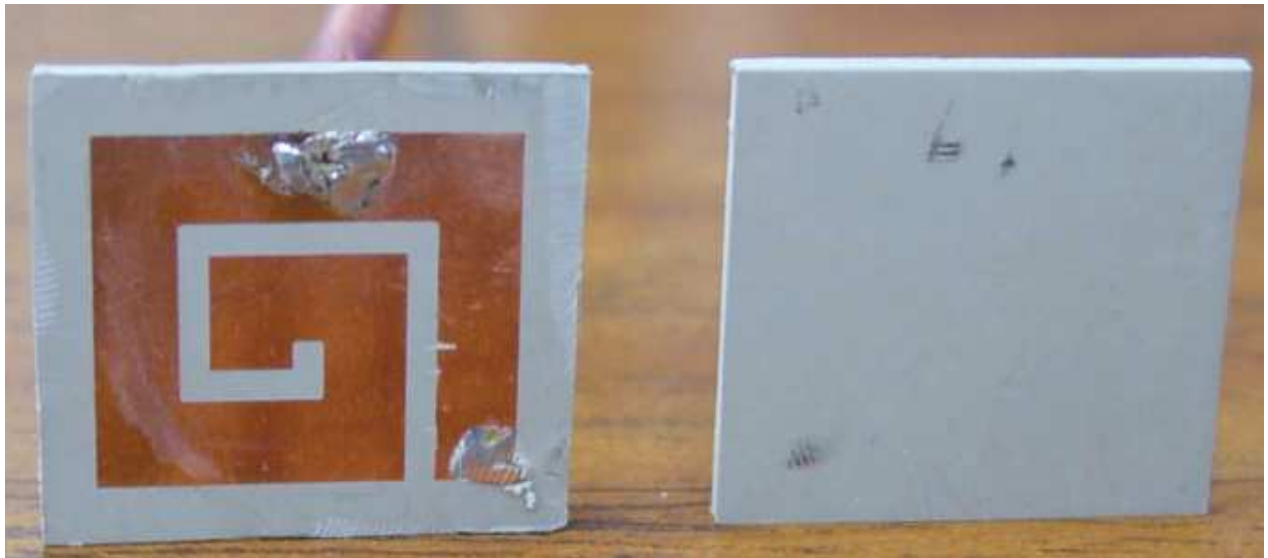
μαιάνδρου PIFA δείχνει μια καλή χαρακτηριστική συμβατότητας 50Ω στην επιθυμητή συχνότητα (402–405 MHz) στα αποτελέσματα της προσομοίωσης. Ωστόσο, όταν η κατασκευασμένη κεραία τοποθετείται στο 1 cm από τον βυθό του υγρού που προσομοιάζει τον ανθρώπινο ιστό, η κεντρική συχνότητα συντονισμού της κεραίας μετατοπίζεται λίγο προς τα κάτω και η απώλεια επιστροφής είναι περίπου 3-5 dB στα 402-405 MHz. Η απώλεια επιστροφής μπορεί να βελτιωθεί περαιτέρω με συντονισμό της κεραίας.

7.1.3 Σπειροειδής PIFA

Μία σπειροειδής PIFA κεραία παρουσιάζεται στην Εικόνα 7.5. Ο εκπομπός παρεμβάλλεται ανάμεσα στο υπόστρωμα και το επίστρωμα, διηλεκτρικά στρώματα με πάχος 1.25 mm και διηλεκτρική σταθερά 10.2. Η θέση του συστήματος συντεταγμένων εντοπίζεται στο κέντρο του επίπεδου γειώσης ($24 \text{ mm} \times 20 \text{ mm}$). Ομοίως με την δομή μαιάνδρου PIFA, το κενό ανάμεσα στις μεταλλικές λωρίδες (3.8 mm σε πλάτος) είναι 1.2 mm. Σε αντίθεση με την PIFA δομής μαιάνδρου, η συχνότητα λειτουργίας της σπειροειδούς κεραίας συντονίζεται με αλλαγή του μήκους της κεντρικότερης μεταλλικής ταινίας. Στην Εικόνα 7.6, όταν η σπειροειδής PIFA τοποθετείται στο 1 cm από τον ελεύθερο χώρο, η αντίστοιχη απόδοση (περίπου 7-10 dB απώλεια επιστροφής) που προκύπτει από τις προσομοιώσεις, είναι ανάλογη με την μετρούμενη στα 402-405 MHz.

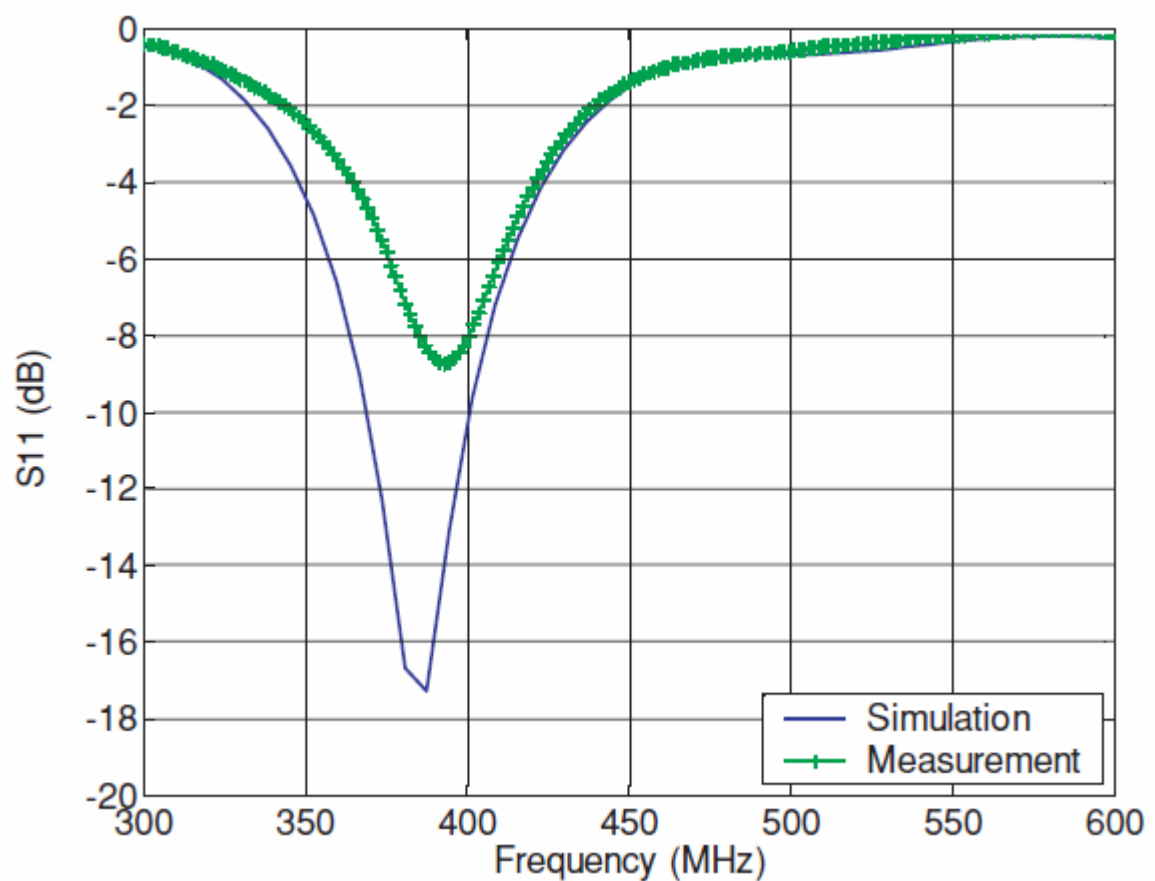


(α) Παραμετροποίηση κεραίας



(β) Κατασκευασμένη κεραία

Εικόνα 7.5: Σπειροειδής PIFA σχεδιασμένη για εμφυτεύσιμες συσκευές εντός του σώματος. [9]

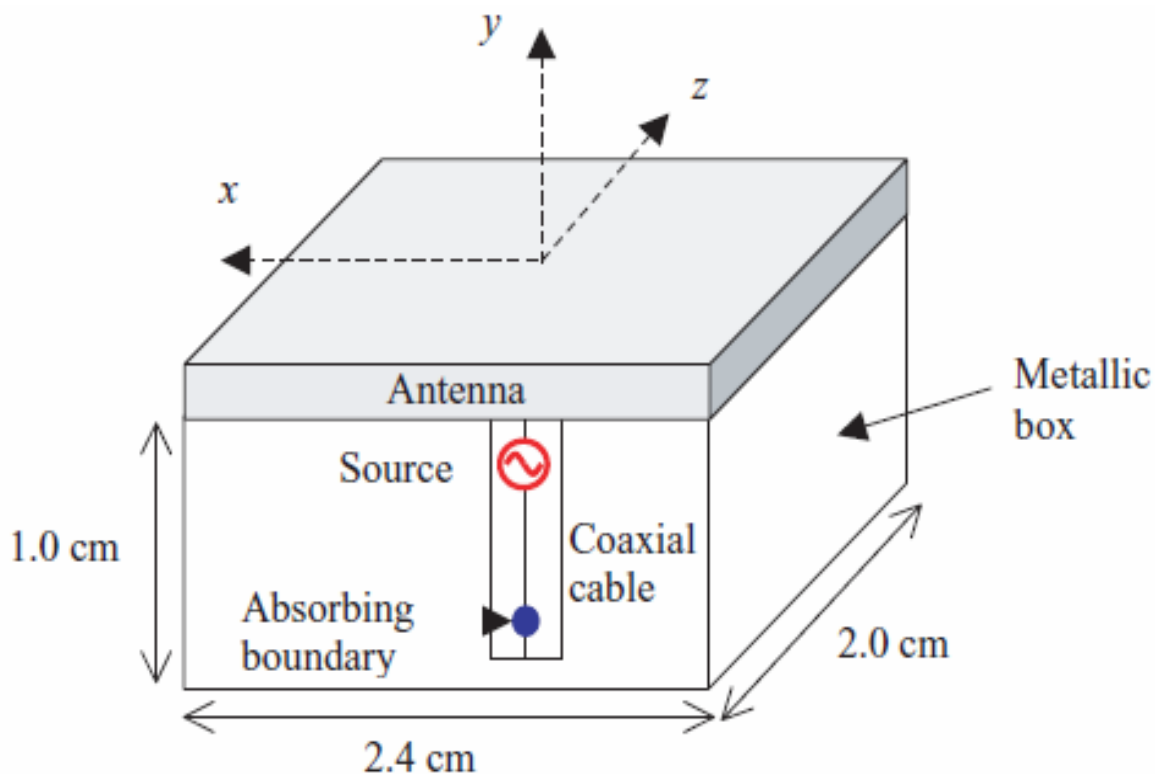


Εικόνα 7.6: Τα χαρακτηριστικά απώλειας επιστροφής της σπειροειδούς PIFA κατόπιν προσομοίωσης και μέτρησης. [9]

7.2 Κεραία τοποθετημένη σε εμφυτεύσιμη ιατρική συσκευή

7.2.1 Επιδράσεις εμφυτευμένης ιατρικής συσκευής

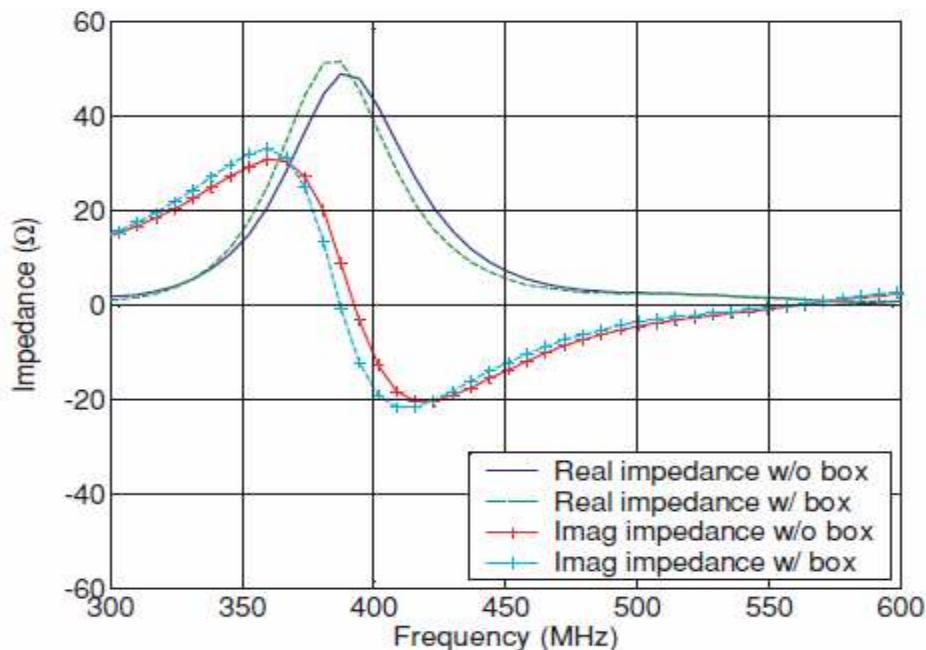
Για παροχή ασυρμάτων συνδέσεων επικοινωνίας, μία κεραία τοποθετείται σε μία εμφυτεύσιμη ιατρική συσκευή, όπως φαίνεται στην Εικόνα 7.7, με βάση την Εικόνα 7.1. Η εμφυτεύσιμη συσκευή προσομοιώνεται μέσω ενός μεταλλικού κουτιού, κατασκευασμένο από εξάπλευρα αγωγίμα «πιάτα». Το σύστημα της ομοαξονικής τροφοδοσίας που αποτελείται από μία πηγή και ένα όριο που απορροφά [37], τοποθετείται σε ένα μεταλλικό κουτί. Για να υπολογιστούν οι επιδράσεις μιας εμφυτεύσιμης ιατρικής συσκευής όσον αφορά τα χαρακτηριστικά της απώλειας επιστροφής των σχεδιασμένων κεραιών, οι τιμές της εμπέδησης εισόδου των PIFA κεραιών με το μεταλλικό κουτί συγκρίνονται με αυτές των κεραιών χωρίς το μεταλλικό κουτί. Οι κεραιές που τοποθετούνται στο μεταλλικό κουτί εισάγονται στο μοντέλο της προσομοίωσης της Εικόνας 7.1. Εξαιτίας του μεταλλικού κουτιού, οι συχνότητες συντονισμού των φανταστικών εμπεδήσεων στις περιπτώσεις των σπειροειδών και δομής μαϊάνδρου PIFA κεραιών μετατοπίζονται προς τα κάτω κατά 1.5 και 1.3% αντιστοίχως. Επιπροσθέτως, η μικρή μεταβολή στις πραγματικές και φανταστικές εμπεδήσεις εισόδου υποδεικνύει ότι οι συνολικές επιδράσεις των εμφυτεύσιμων ιατρικών συσκευών στις εμφυτευμένες PIFA κεραιές μπορούν να αγνοηθούν.



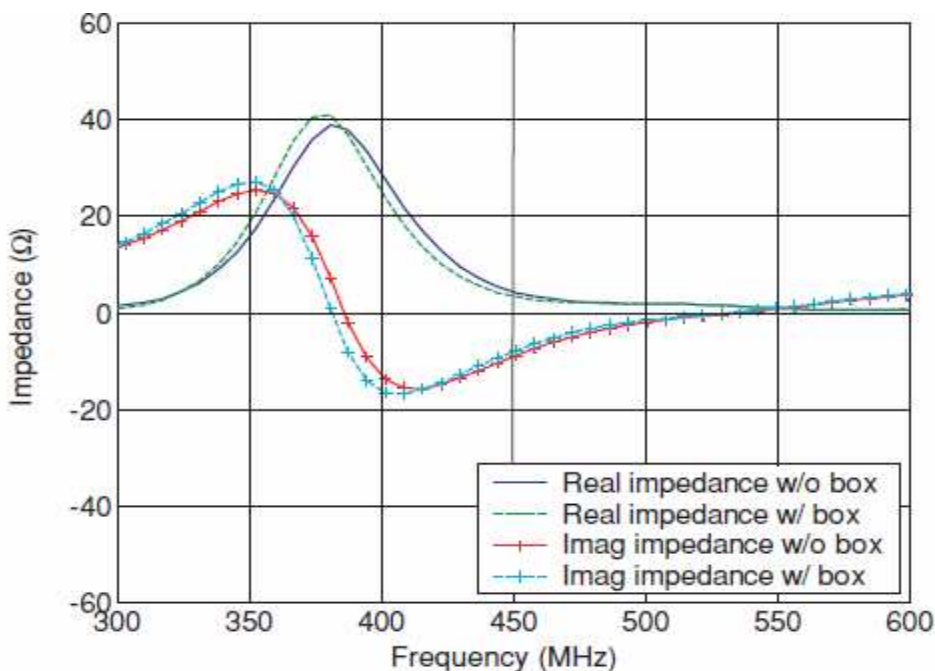
Εικόνα 7.7: Κεραία τοποθετημένη σε εμφυτεύσιμη ιατρική συσκευή. [9]

7.2.2 Χαρακτηριστικά εγγύς πεδίου και SAR δείκτη των σχεδιασμένων κεραιών

Μετά την τοποθέτηση των σχεδιασμένων σπειροειδών και δομής μαιάνδρου PIFA κεραιών στο μεταλλικό κουτί της Εικόνας 7.7, οι κατανομές του εγγύς ηλεκτρικού πεδίου και του 1-g μέσου SAR υπολογίζονται για τις κεραιές που τοποθετούνται στο 1 cm από τον ελεύθερο χώρο στο απλοποιημένο ομοίωμα σώματος (Εικόνα 7.1). Οι κατανομές του εγγύς ηλεκτρικού πεδίου υπολογίζονται στο x - y επίπεδο μπροστά από τις κεραιές ($y = 1.25$ mm). Ακολουθώντας τις αριθμητικές υπολογιστικές διαδικασίες που προτείνονται από την IEEE [18], οι κατανομές του δείκτη SAR για τις δύο κεραιές δίνονται στο $y = 0.5$ cm στο επίπεδο x - z . Η μέση τιμή του SAR σε κάθε σημείο υπολογίζεται με χρήση ενός κύβου διαστάσεων 1 cm \times 1 cm \times 1 cm του οποίου η μάζα είναι σχεδόν 1 g επειδή η πυκνότητα μάζας του βιολογικού ιστού 1.1 g/cm³. Η Εικόνα 7.9 δείχνει τις κατανομές του εγγύς ηλεκτρικού πεδίου και του 1-g δείκτη SAR της επίπεδης κεραιάς δομής μαιάνδρου, όταν η κεραιά αποδίδει ισχύ 1 W. Στην κατανομή του εγγύς πεδίου, η μέγιστη τιμή της έντασης του ηλεκτρικού πεδίου παρατηρείται στην λαορίδα τέλους του εκπομπού-μαιάνδρου επειδή η ένταση του ηλεκτρικού πεδίου είναι μέγιστη στο ελεύθερο άκρο μιας επίπεδης ανεστραμμένης κεραιάς τύπου F. Σύμφωνα με την κατανομή του 1-g δείκτη SAR της Εικόνας 7.9(β), η μέγιστη τιμή του SAR (24.7 dB = 294 mW/g) για την PIFA τύπου μαιάνδρου, καταγράφεται μπροστά από την αριστερή όψη του εκπομπού ($x = 6.3$, $z = 3.8$ mm) εξαιτίας της κορυφής της έντασης του ηλεκτρικού πεδίου. Η Εικόνα 7.10 δείχνει τις κατανομές του εγγύς ηλεκτρικού πεδίου και του 1-g δείκτη SAR της επίπεδης σπειροειδούς κεραιάς, όταν η κεραιά αποδίδει ισχύ 1 W.



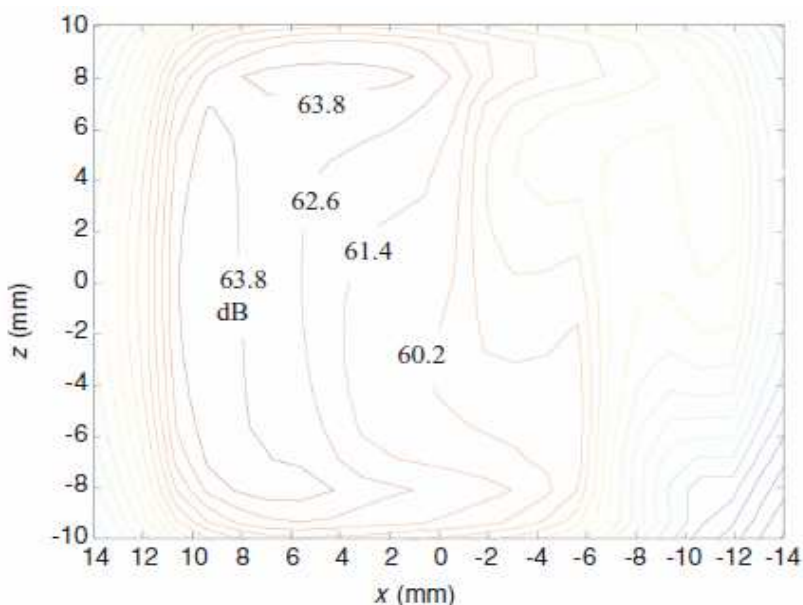
(α) Κεραιά PIFA δομής μαιάνδρου



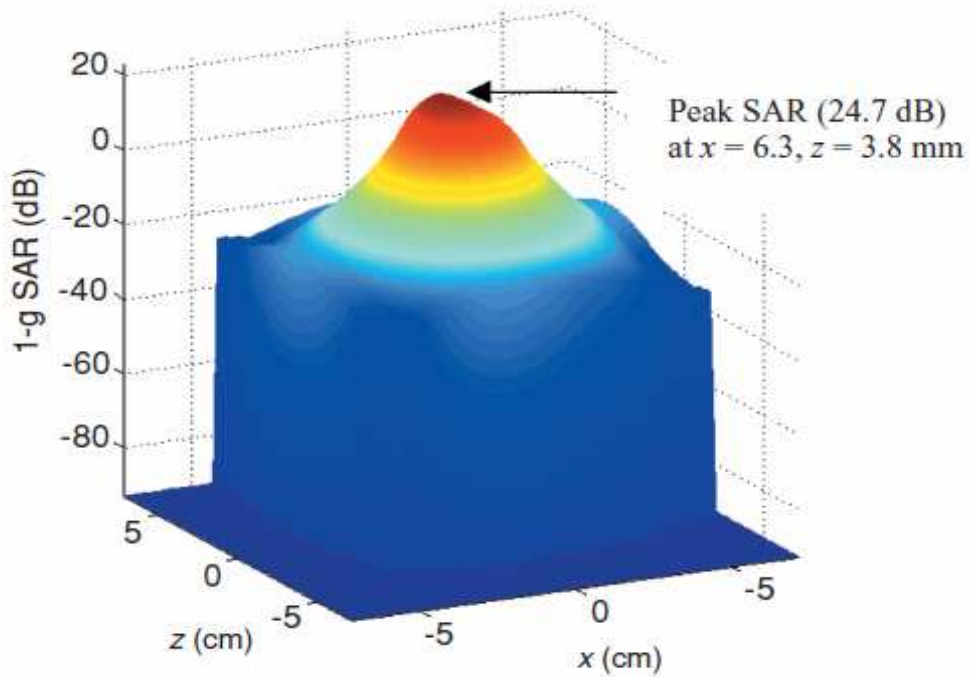
(β) Σπειροειδής PIFA κεραία

Εικόνα 7.8: Διακυμάνσεις της εμπέδησης εισόδου των εμφυτευμένων κεραιών με/χωρίς το μεταλλικό κουτί. [9]

Στην κατανομή του εγγύς πεδίου, η μέγιστη τιμή της ηλεκτρικής έντασης παρατηρείται στη λωρίδα τέλους του σπειροειδούς εκπομπού για τους ίδιους λόγους με την περίπτωση της κεραίας PIFA τύπου μαιάνδρου. Η μέγιστη τιμή του SAR ($24.9 \text{ dB} = 310 \text{ mW/g}$) για την σπειροειδή PIFA κεραία καταγράφεται μπροστά στο μεσαίο τμήμα του σπειροειδούς εκπομπού ($x = 0, z = -2.5 \text{ mm}$), όπως φαίνεται στην Εικόνα 7.10(β). Οι μέγιστες τιμές του SAR από τα δύο είδη των κεραιών είναι παρεμφερείς μεταξύ τους.

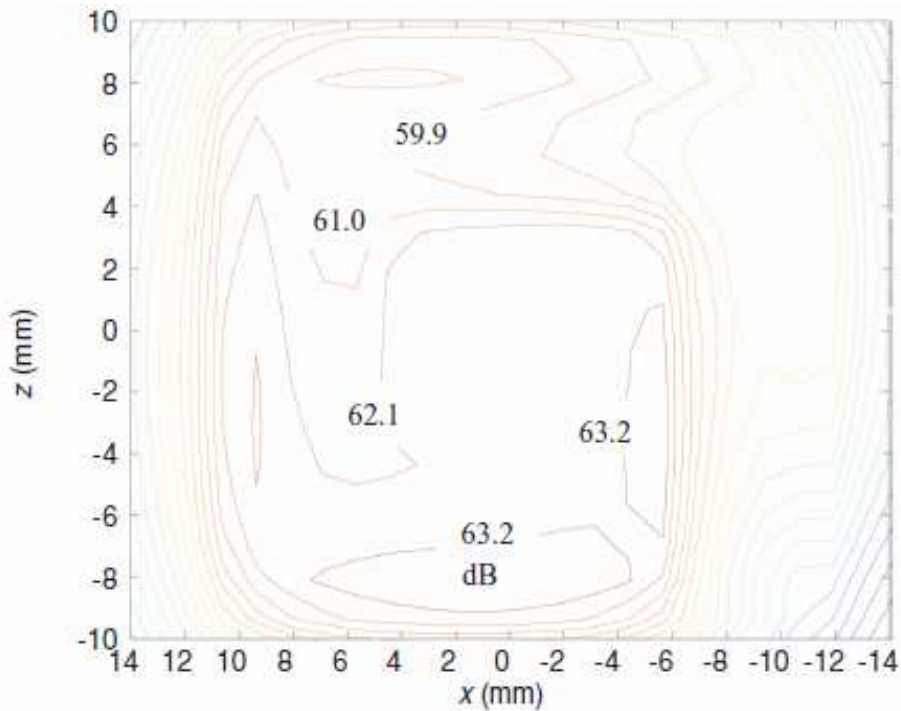


(α) Κατανομή του εγγύς πεδίου ($0 \text{ dB} = 20 \times \log(1 \text{ volt/m})$)

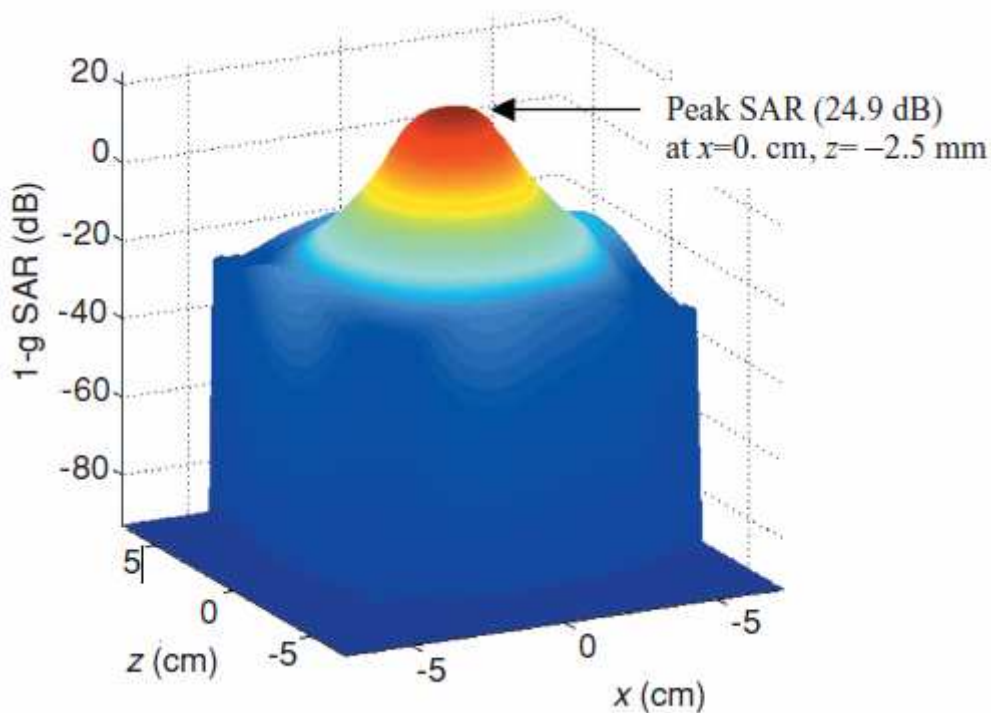


(β) Κατανομή του 1-g SAR ($0 \text{ dB} = 10 \times \log(1 \text{ m/Wg})$)

Εικόνα 7.9: Κατανομές του εγγύς ηλεκτρικού πεδίου και του 1-g SAR για την PIFA δομής μαιάνδρου (αποδιδόμενη ισχύς = 1 W). [9]

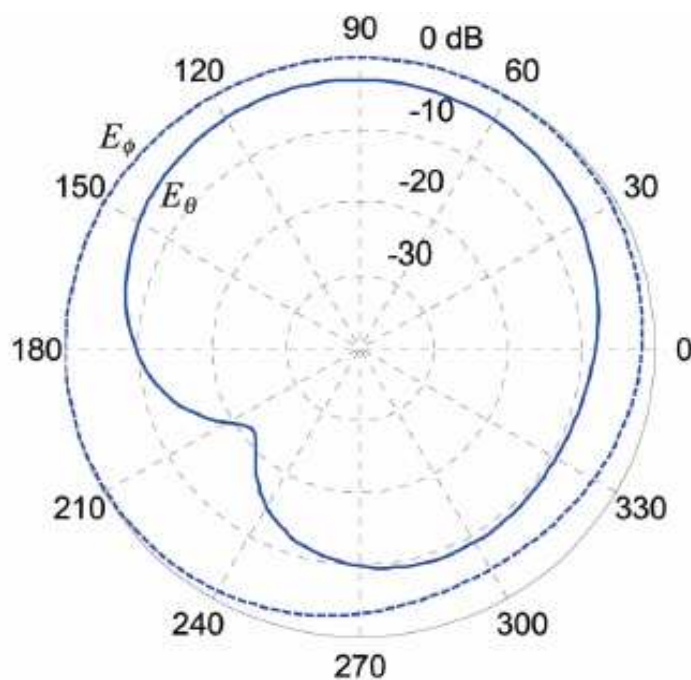


(α) Κατανομή του εγγύς πεδίου ($0 \text{ dB} = 20 \times \log(1 \text{ volt/m})$)

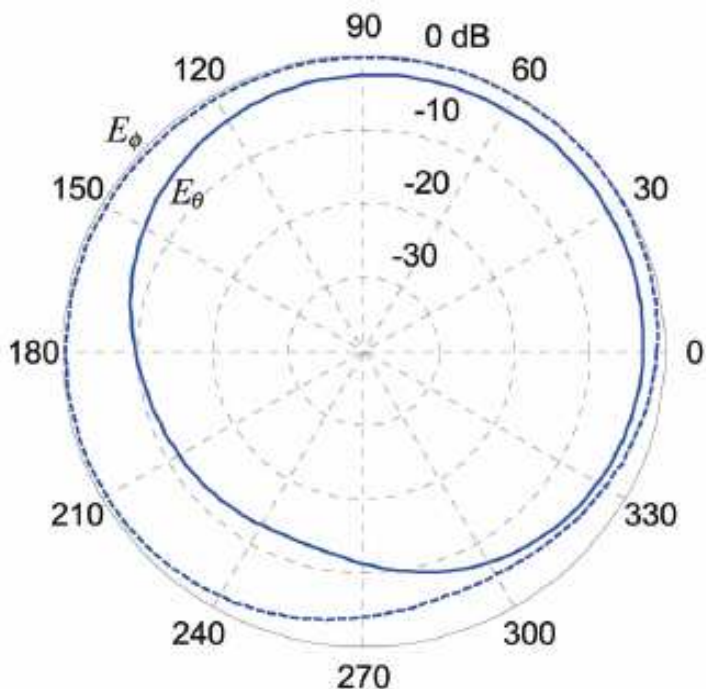


(β) Κατανομή του 1-g SAR ($0 \text{ dB} = 10 \times \log (1 \text{ m W/g})$)

Εικόνα 7.10: Κατανομές του εγγύς ηλεκτρικού πεδίου και του δείκτη SAR (1-g) για την σπειροειδή κεραία, με αποδιδόμενη ισχύ 1 W. [9]



(α) Κεραία PIFA τύπου μαϊάνδρου



(β) Σπειροειδής PIFA

Εικόνα 7.11: Σύγκριση των διαγραμμάτων εκπομπής στο x - y επίπεδο ανάμεσα στις κεραίες PIFA τύπου μαιάνδρου και σπειροειδούς στα 2.5 mm από τη βάση του απλοποιημένου μοντέλου σώματος. [9]

Πίνακας 7.1: Ακτινοβολούμενη Ισχύς σπειροειδούς και δομής μαιάνδρου κεραίας PIFA στα 2.5 mm από τη βάση του απλοποιημένου μοντέλου σώματος (Αποδιδόμενη Ισχύς = 1 W)

	RADIATED POWER (mW)
Meandered PIFA	2.8
Spiral PIFA	3.4

7.2.3 Χαρακτηριστικά εκπομπής των σχεδιασμένων κεραιών

Για να συγκριθεί η σπειροειδής κεραία με την κεραία δομής μαιάνδρου σε όρους χαρακτηριστικών εκπομπής, δύο κεραίες τοποθετούνται στο απλοποιημένο ομοίωμα σώματος. Τα διαγράμματα της εκπομπής του μακρινού πεδίου στο x - y επίπεδο για τις τύπου μαιάνδρου και σπειροειδή PIFA κεραίες που τοποθετούνται στη βάση του απλοποιημένου μοντέλου σώματος (Εικόνα 7.1), υπολογίζονται στα 402 MHz και συγκρίνονται στην Εικόνα 7.11. Παρατηρείται ότι το διάγραμμα της $|E_{\phi}|$ κατευθυντικότητας είναι υψηλότερο από το αντίστοιχο

της $|E_{\theta}|$ κατευθυντικότητας στη διεύθυνση $\varphi = 90^\circ$. Τα τελικά διαγράμματα της PIFA κεραίας τύπου μαιάνδρου είναι παρόμοια με αυτά της σπειροειδούς PIFA κεραίας. Όταν οι κεραίες PIFA τοποθετούνται στο απλοποιημένο μοντέλο σώματος, το ποσό της εκπεμπόμενης ισχύος στον ελεύθερο χώρο φαίνεται στον Πίνακα 7.1, ενώ η αποδιδόμενη ισχύς είναι 1 W. Η ισχύς που εκπέμπεται από την PIFA κεραία τύπου μαιάνδρου είναι μικρότερη από την ισχύ που εκπέμπεται από την σπειροειδή PIFA (3.4 mW). Συνεπώς, οι βαθμοί απόδοσης εκπομπής των δύο κεραιών είναι τόσο χαμηλές όσο 0,28 και 0,34% αντιστοίχως.

7.3 Υπολογισμός της επιτρεπόμενης αποδιδόμενης ισχύς από επίπεδες κεραίες

Για να υπολογιστεί η μέγιστη δυνατή επιτρεπόμενη ισχύς που αποδίδεται από τις σχεδιασμένες εμφυτευμένες κεραίες στο απλοποιημένο ομοίωμα του ανθρώπινου σώματος, εφαρμόζεται ο περιορισμός της ANSI στη μέγιστη τιμή του 1-g δείκτη SAR ($1.6 \text{ mW/g} = 1.6 \text{ W/kg}$). Οι κεραίες PIFA τοποθετούνται στα 2.5 mm από τη βάση του ανθρώπινου μοντέλου (7.1) με σκοπό να ληφθούν υπόψη οι ενεργές εμφυτεύσιμες ιατρικές συσκευές κάτω από το δέρμα. Για να ικανοποιηθεί η απαίτηση του περιορισμού της ANSI της μέγιστης τιμής του δείκτη 1-g SAR (1.6 mW/g), και οι δύο κεραίες πρέπει να μην αποδίδουν 1 W, επειδή ο μέγιστος SAR για την κεραία PIFA τύπου μαιάνδρου και για την σπειροειδή PIFA είναι 420 και 407 mW/g, αντιστοίχως. Για έναν απλούστερο υπολογισμό, η μέγιστη δυνατή αποδιδόμενη ισχύς και από τις δύο κεραίες είναι 2.4 και 2.5 mW. Εφαρμόζοντας τις αποδόσεις εκπομπής (0.28% για την κεραία PIFA τύπου μαιάνδρου και 0.34% για την σπειροειδή PIFA), η εκπεμπόμενη ισχύς και από τις δύο κεραίες στον ελεύθερο χώρο υπολογίζονται στον Πίνακα 7.2. Πρέπει να σημειωθεί ότι η μέγιστη δυνατή εκπεμπόμενη ισχύς που υπολογίστηκε (6.7 και 8.5 μW για την τύπου μαιάνδρου και σπειροειδή PIFA) στον ελεύθερο χώρο είναι ακόμα χαμηλότερη από τον περιορισμό (2.5 μW) της μέγιστης ενεργούς εκπεμπόμενης ισχύος (Effective Radiated Power – ERP) της ERC [11].

Πίνακας 7.2: Εκπεμπόμενη ισχύς και για τα δύο είδη PIFA, τοποθετημένες στα 2.5 mm από τη βάση του απλοποιημένου μοντέλου του σώματος (Αποδιδόμενη ισχύς = 2.4 και 2.5 MW από την τύπου μαιάνδρου και τη σπειροειδή PIFA, αντίστοιχα)

	RADIATED POWER (mW)
Meandered PIFA	6.7 μW
Spiral PIFA	8.5 μW

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 8

8. Εμφυτευμένες κεραίες σε ιατρικές εφαρμογές

8.1. Εισαγωγή

Αποτελεί πλέον καθημερινότητα ο συσχετισμός της ιατρικής με έννοιες και συσκευές ηλεκτρονικής και ηλεκτρομαγνητικής φύσεως. Όπως περιγράφηκε ως τώρα στην παρούσα πτυχιακή εργασία, πολυάριθμες συσκευές εμφυτεύονται εντός του ανθρώπινου σώματος για θεραπευτικούς και διαγνωστικούς σκοπούς. Αυτές οι ιατρικές συσκευές χαρακτηρίζονται ιδιαίτερα ενδιαφέρουσες, καθώς υπόσχονται διαφορετική κλινική προσέγγιση του ασθενούς, με μακροπρόθεσμο στόχο τη λιγότερη εξάρτηση του από κάποιο ιατρικό κέντρο και το αντίστοιχο ιατρικό προσωπικό. Τέτοιου συσκευές μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε νοσοκομεία, κέντρα ιατρικής περίθαλψης, καθώς και κατ'οίκον, με σκοπό να μεταδώσουν ιατρικά δεδομένα όπως επίπεδα αναπνοής και σφυγμού σε κάποιον κοντινό δέκτη, παρέχοντας μεγαλύτερη κινητικότητα για τον ασθενή, πρόληψη κάποιου αιφνίδιου ιατρικού περιστατικού και αυξημένη φροντίδα. Καθώς μια τέτοια υπηρεσία δίνει τη δυνατότητα τηλεπαρακολούθησης πολλών ασθενών ταυτόχρονα, θα μπορούσε δυνητικά να οδηγήσει στη μείωση του κόστους της ιατρικής περίθαλψης. Η πρόοδος στον τομέα των ραδιοεπικοινωνιών και στη σμίκρυνση των συσκευών της βιοηλεκτρονικής βοηθά στις εφαρμογές που περιλαμβάνουν εμφυτευμένες συσκευές [39][40].

Οι εμφυτευμένες κεραίες ως μέσο ασύρματης επικοινωνίας υπάγονται στη ζώνη συχνοτήτων στην οποία εκπέμπουν, στη MICS (402-405 MHz). Με τη βοήθεια των εμφυτευμένων MICS συσκευών, ένας πάροχος ιατρικής περίθαλψης μπορεί να οργανώσει έναν ασύρματο σύνδεσμο ανάμεσα σε μια τέτοια συσκευή και σε έναν σταθμό αναφοράς, επιτρέποντας στο ιατρικό προσωπικό να έχουν εύκολη, ταχεία και αξιόπιστη πρόσβαση στα κλινικά δεδομένα σε πραγματικό χρόνο. Η επιλογή της ζώνης MICS για τις εμφυτευμένες ιατρικές κεραίες οφείλεται σε πολλούς λόγους. Κατ'αρχήν, ένας εκπομπός και μια κεραία χαμηλής ισχύος που έχουν σχεδιαστεί να λειτουργούν στα 402-405 MHz είναι δυνατόν να έχουν αρκούντως μικρό μέγεθος και να διατηρούν ικανοποιητική απόδοση σε εύρος εκπομπής δύο μέτρων. Επίσης, το σήμα πρέπει να περάσει μέσα από το φτωχό μέσο διάδοσης που αποτελούν οι ανθρώπινοι ιστοί [41].

Πριν τη χρήση της ζώνης συχνοτήτων MICS, τα ιατρικά εμφυτεύματα έπρεπε να συζευχθούν μαγνητικά με εξωτερικό εξοπλισμό. Αυτή η μαγνητική σύζευξη απαιτούσε κοντινή απόσταση της εμφυτευμένης συσκευής από τον εξωτερικό εξοπλισμό, με ενίοτε απαίτηση για άμεση επαφή. Επιπρόσθετα, οι εμφυτευμένες ιατρικές κεραίες του παρελθόντος λειτουργούσαν

σε πολύ χαμηλούς ρυθμούς μετάδοσης δεδομένων εξαιτίας της επαγωγικής φύσης της επικοινωνίας, κάτι το οποίο άλλαξε με την είσοδο της υπηρεσίας της ζώνης MICS, με εύρος ζώνης 300 kHz και τυπική ακτίνα κάλυψης δύο μέτρων [42].

8.2 Σχεδιαστικές απαιτήσεις και περιορισμοί ασφαλείας

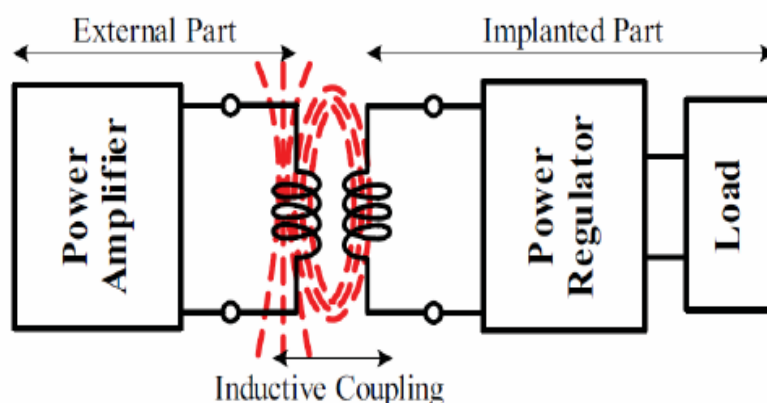
Τα συστήματα ασυρμάτων επικοινωνιών και οι άμεσα συσχετισμένες με αυτά εμφυτεύσιμες κεραίες χρειάζονται για την επικοινωνία με εμφυτευμένες συσκευές όπως είναι οι καρδιακοί βηματοδότες και απινιδωτές, συσκευές νευροδιέγερσης, κοχλιακά εμφυτεύματα, εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς κ.α. Οι σχεδιαστικές προκλήσεις που πρέπει να αντιμετωπιστούν είναι ποικίλες. Το κύριο τμήμα της οργάνωσης μια εμφυτευμένης συσκευής αποτελεί προφανώς μια κεραία, και συνεπώς υπάρχουν πολλά ζητήματα που πρέπει να συνυπολογιστούν κατά το σχεδιασμό μιας εμφυτεύσιμης κεραίας, όπως η κατανάλωση ενέργειας, το μέγεθος, η συχνότητα λειτουργίας, η βιοσυμβατότητα της κεραίας με τον οργανισμό και η δυσκολία της διάδοσης των ραδιοσυχνοτήτων μέσα από αυτόν. Τα χαρακτηριστικά ακτινοβολίας τέτοιων συσκευών αποτελούν θέματα ιδιαίτερης σημασίας σε όρους ασφάλειας και απόδοσης [40].

Ένα από τα πιο σημαντικά ίσως ζητήματα προς αντιμετώπιση είναι η μέγιστη δυνατή σμίκρυνση των διαστάσεων της συσκευής που θα εμφυτευτεί στον οργανισμό. Μεγαλύτερο μέγεθος συνεπάγεται και δυσκολότερη επέμβαση εμφύτευσης της συσκευής, με ενδεχόμενο κίνδυνο για την υγεία του ασθενούς και σίγουρη μείωση της φυσιολογικής καθημερινότητας του. Ο σχεδιασμός με βάση το μέσο όπου θα εισαχθεί η κεραία δεν ασχολείται μόνο με τις ηλεκτρικές ιδιότητες του, αλλά και με τη γεωμετρία του, ώστε να αποφευχθεί τυχόν τραυματισμός που μπορεί να οφείλεται σε λάθος σχήμα συσκευής στο λάθος ιστό για εμφύτευση. Για παράδειγμα, μία κεραία με επίπεδο σχήμα είναι κατάλληλη για έναν βηματοδότη, ενώ μία ελικοειδής κεραία, για κάποια εφαρμογή σχετική με το ουροποιητικό σύστημα [43].

Σχετικά με τη βιοσυμβατότητα συσκευής και οργανισμού, είναι απαραίτητη η πρόληψη κάποιας παρενέργειας ως αντίδραση του οργανισμού, όπως αλλεργική αντίδραση, λοίμωξη, τραυματισμός ιστού κλπ. Αυτές οι αντιδράσεις δεν εξαρτώνται μόνο από το σχήμα της συσκευής που πρέπει να σέβεται τη μορφολογία του περιβάλλοντος χώρου της, αλλά και από το υλικό που περιβάλλει τη διάταξη. Χάρη στην ανάπτυξη της τεχνολογίας των υλικών, φιλικά προς τη φυσιολογία του οργανισμού συνθετικά υλικά (μέταλλα, κεραμικά, πολυμερή) παρέχονται για να την υλοποίηση βιοσυμβατής με τον άνθρωπο συσκευής. Διάφορα κράματα μετάλλων χρησιμοποιούνται στην κατασκευή βηματοδοτών καθώς αντέχουν σε υψηλές τάσεις. Κεραμικά υλικά παρέχουν ικανοποιητική μόνωση του σώματος από τυχόν ρεύματα που ίσως διαρρεύσουν

λόγω κάποιου σφάλματος από τη συσκευή. Τα διάφορα πολυμερή εντοπίζονται κυρίως σε εφαρμογές που ασχολούνται με μαλακούς ιστούς [42][43].

Οι περισσότερες ασύρματες ιατρικές εφαρμογές των εμφυτευμένων κεραιών σχετίζονται άμεσα με ηλεκτρομαγνητική, επαγωγική σύζευξη μέσα και έξω από το ανθρώπινο σώμα. Αυτή η σύζευξη συνήθως απαιτεί μια κεραία για να μεταδοθεί ένα σήμα στο σώμα ή για να γίνει η συλλογή ενός σώματος από το σώμα. Η κυριότερη όμως χρήση του φαινομένου της σύζευξης είναι για την τροφοδοσία της συσκευής. Η τροφοδοσία μιας εμφυτευμένης συσκευής είναι απαραίτητη για τη λειτουργία της και πρέπει θεωρητικά να λειτουργεί αξιόπιστα και να έχει όσο το δυνατόν μεγαλύτερο χρόνο ζωής για να αποφευχθεί η χειρουργική αφαίρεση της. Η επαγωγική σύζευξη μέσω δύο πηνίων-κεραιών αποτελεί την πολλά υποσχόμενη λύση στο πρόβλημα της τροφοδοσίας. Το εξωτερικό πηνίο δημιουργεί ηλεκτρομαγνητικό πεδίο και συνεπώς προκαλεί επαγωγικά τάση στο εσωτερικό πηνίο που βρίσκεται κοντά του. Λόγω της επαγόμενης τάσης, δημιουργείται και κυκλοφορία ρεύματος, τροφοδοτώντας τη συσκευή.



Εικόνα 8.1: Επαγωγική σύζευξη προς τροφοδοσία της συσκευής [43].

Οι περιορισμοί δε σταματούν εδώ, καθώς η κεραία πρέπει να είναι ηλεκτρικά μονωμένη από το σώμα για να αποφευχθεί τυχόν βραχυκύκλωμα που θα την καθιστούσε μη λειτουργική, αφού ο περιβάλλον χώρος της κεραίας επηρεάζει ιδιαίτερα τα ηλεκτρικά της χαρακτηριστικά, όπως ειπώθηκε και στο Κεφάλαιο 1 [42]-[44].

Μία κεραία μπορεί να σχεδιασθεί στον αέρα ή εντός του σώματος. Στην πρώτη περίπτωση, η βέλτιστη απόδοση επιτυγχάνεται όταν ο αέρας περιβάλλει το εμφύτευμα. Στη δεύτερη, εάν η κεραία σχεδιαστεί με βάση τις διηλεκτρικές και λοιπές ιδιότητες (επιτρεπτότητα, αγωγιμότητα) του σώματος, η μέγιστη απόδοση θα επιτευχθεί όταν η κεραία βρίσκεται εντός της σωματικής κοιλότητας. Συνεπώς, για το σχεδιασμό μιας κεραίας, είναι απαραίτητο να τοποθετηθεί το εμφύτευμα στο μέσο όπου θα τεθεί τελικά σε λειτουργία, κάτι το οποίο είναι προφανώς δυσκολότερο [43].

Ανάλογη βαρύτητα με τους περιορισμούς που σχετίζονται με την λειτουργικότητα της κεραίας φέρουν οι περιορισμοί που σχετίζονται με την ασφάλεια του ανθρώπινου οργανισμού. Η αύξηση της θερμοκρασίας που προκαλεί η RF ακτινοβολία είναι ικανή να καταστρέψει ζωντανούς ιστούς, όταν τοπικά η θερμοκρασία του ιστού ξεπεράσει τους 43°C. Για λόγους προστασίας από την ακτινοβολία, το ποσό της στο εσωτερικό του σώματος περιορίζεται σε κάποιο ελεγχόμενο επίπεδο, έτσι ώστε η αύξηση της θερμοκρασίας να μην ξεπερνά τον 1°C. Γενικά, η έκθεση του σώματος σε ακτινοβολία εμφυτευμένης κεραίας θεωρείται μερική έκθεση σε μη ελεγχόμενο περιβάλλον [45]. Το όριο για τη μερική αυτή έκθεση με την ανάλογη, εντός ορίων, αύξησης της θερμοκρασίας προφανώς συνεπάγεται έλεγχο της τιμής του δείκτη SAR. Η μέση τιμή του SAR στο σώμα πρέπει να είναι χαμηλότερη από 0.08 W/Kg, και η μέγιστη χωρική τιμή του ανά 1 g ιστού που ορίζεται ως στοιχειώδης όγκος σε σχήμα κύβου, πρέπει να είναι μικρότερη από 1.6 W/Kg. Η μέγιστη χωρική τιμή του SAR δεν πρέπει να υπερβαίνει τα 4 W/Kg ανά 10 g ιστού στους καρπούς, τους αστραγάλους, τα χέρια και τα πόδια. Διάφορα πειράματα δείχνουν πως έκθεση σε ακτινοβολία με τον SAR να ισούται με 8 W/Kg σε ιστό του κεφαλιού ή του κορμού για 15 λεπτά μπορεί να προκαλέσει σημαντική βλάβη στον ιστό [46].

Εκτός από την ασφάλεια της υγείας του ασθενούς, πρέπει να ληφθεί υπόψη και η προστασία προσωπικών δεδομένων του, που προφανώς διακυβεύεται δεδομένου το ότι η βάση των εμφυτεύσιμων διατάξεων αποτελούν οι ασύρματες επικοινωνίες που συχνά υποφέρουν από προβλήματα υποκλοπής πληροφοριών. Το θέμα αυτό θα αναπτυχθεί αναλυτικότερα στο τέλος του παρόντος κεφαλαίου, καθώς αποτελεί έναν από τους κυριότερους λόγους που η εμπορική και ευρεία χρήση των εμφυτευμένων συσκευών αντιμετωπίζει σκεπτικισμό και ηθικούς περιορισμούς.

Γενικά, οι εμφυτευμένες κεραίες κατατάσσονται σε δύο κύριες κατηγορίες, στις ηλεκτρικές κεραίες, όπως οι κεραίες δίπολου που έχουν παρουσιαστεί ήδη στην παρούσα εργασία, και στις μαγνητικές κεραίες, όπως είναι οι κεραίες βρόχων που επίσης έχουν αναφερθεί [42].

Η κατηγορία των ηλεκτρικών κεραιών χαρακτηρίζεται τυπικά από την παραγωγή μεγάλων συνιστωσών ηλεκτρικού πεδίου στους ιστούς, γεγονός που συνοδεύεται από υπερθέρμανση του λιπώδους ιστού. Αυτό συμβαίνει επειδή οι συνοριακές συνθήκες απαιτούν τη συνιστώσα του ηλεκτρικού πεδίου στα σημεία αλληλεπίδρασης με τους ιστούς να είναι ασυνεχής εξαιτίας των διαφορών τιμών της επιτρεπτότητας, και αφού το λίπος έχει χαμηλότερη επιτρεπτότητα από τους μυς, το ηλεκτρικό πεδίο στον λιπώδη ιστό είναι υψηλότερο [44].

Στις μαγνητικές κεραίες, παρατηρείται παραγωγή ηλεκτρικού πεδίου σχεδόν εφαπτόμενου στους ιστούς, το οποίο δεν επιτυγχάνει αρκετά ισχυρή σύζευξη με το σώμα όπως οι ηλεκτρικές κεραίες. Από την άλλη όμως, δεν προκαλεί υπερθέρμανση του λιπώδους ιστού [44].

Αυτή η γενική θεώρηση των ηλεκτρικών και μαγνητικών κεραιών υποδεικνύει ότι οι μαγνητικές κεραίες αποτελούν καλύτερους υποψήφιους για εμφυτευμένες κεραίες από ότι οι ηλεκτρικές όσον αφορά στην απόδοση της ακτινοβολίας και στα θέματα ασφαλείας.

8.3 Ιατρικές εφαρμογές εμφυτευμένων κεραιών

Τα συστήματα ασυρμάτων επικοινωνιών και οι άμεσα συσχετισμένες με αυτά εμφυτεύσιμες κεραίες χρειάζονται για την επικοινωνία με εμφυτευμένες συσκευές όπως είναι οι διατάξεις έγχυσης φαρμάκων, οι καρδιακοί βηματοδότες και απινιδωτές, συσκευές νευροδιέγερσης, κοχλιακά εμφυτεύματα, εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς κ.α.. Οι ιατρικές αυτές διατάξεις μπορούν να διαχωριστούν χονδρικά σε δύο κατηγορίες: συσκευές με στόχο τη διάγνωση και συσκευές με στόχο τη θεραπεία του ασθενούς. Και στις δύο περιπτώσεις, κάθε διάταξη αποτελείται από έναν αισθητήρα και μια κεραία [43]. Στην πρώτη κατηγορία, περιλαμβάνονται οι διαγνωστικές διατάξεις όπως μετρητές θερμοκρασίας, πίεσης, επιπέδου γλυκόζης στο αίμα κλπ που παρέχοντας συνεχώς ενδείξεις για τη φυσιολογία του οργανισμού οδηγούν δυνητικά στην πρόληψη ασθενειών. Στη δεύτερη κατηγορία περιλαμβάνονται κάθε είδους νευρομυϊκοί διεγέρτες που αντιμετωπίζουν διάφορες ασθένειες. Χαρακτηριστικά παραδείγματα είναι οι βηματοδότες, τα κοχλιακά εμφυτεύματα ή εμφυτεύματα για αποκατάσταση όρασης, συσκευές για έλεγχο της ουροδόχου κύστης ή συσκευές που βοηθούν στην αποκατάσταση ακινητοποιημένων άκρων. Εξαιρετικά μικρές συσκευές και η αναγκαιότητα για επικοινωνία μαζί τους οδηγούν αναπόφευκτα στη δημιουργία μικροσκοπικών, βιοσυμβατών με το ανθρώπινο σώμα κεραιών που θα ενσωματώνονται σε περιβάλλοντα μεγάλων απωλειών, όπως είναι και το εσωτερικό του ανθρώπινου σώματος.

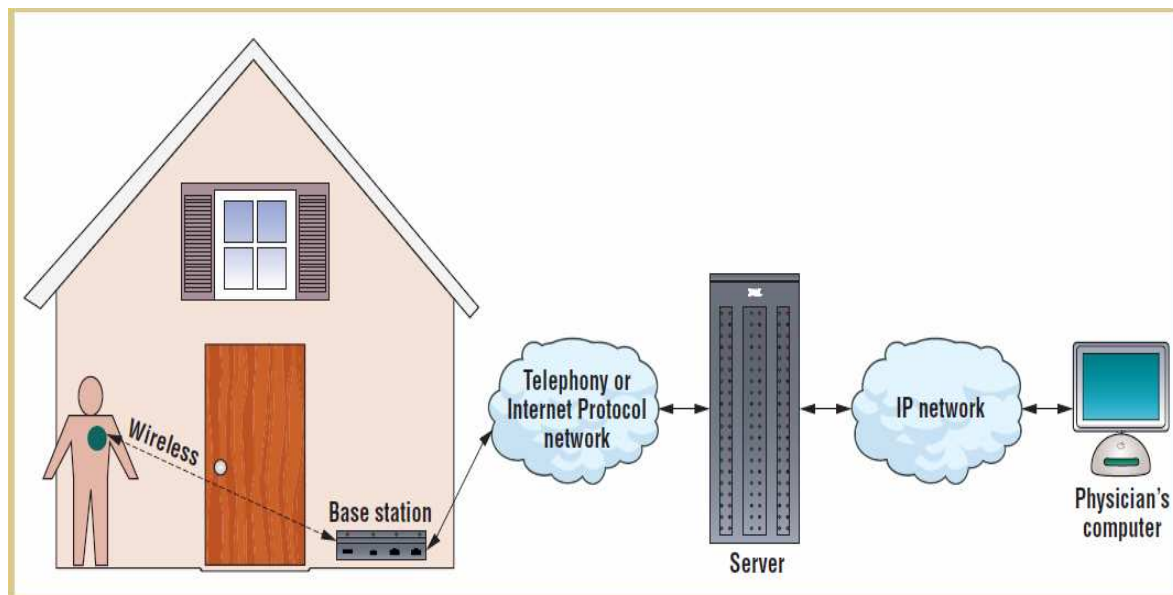
8.3.1 Εμφυτευμένες καρδιακές συσκευές - Βηματοδότης και Απινιδωτής

Οι βηματοδότες ως γνωστόν, σχεδιάζονται για τη θεραπεία καρδιακών προβλημάτων, όπου μέσω ηλεκτροδίων ελέγχουν και ρυθμίζουν τον καρδιακό ρυθμό ώστε αυτός να παραμένει σταθερός. Για να επιτευχθεί αυτό, μέσω αισθητήρων ανιχνεύει εάν υπάρχει η ακούσια ηλεκτρική παραγωγή του παλμού από την καρδιά. Αυτόματα αποδίδουν σήματα χαμηλής ενέργειας ώστε να διεγείρουν την καρδιά να παράγει παλμό όταν ο φυσικός ρυθμός της μικραίνει, έχοντας σώσει στα χρόνια εμπορικής χρήσης τους αμέτρητες ζωές [47]. Οι σύγχρονοι βηματοδότες αποτελούνται από δύο μέρη, το κυρίως μέρος και τα περιφερειακά. Το κυρίως μέρος περιλαμβάνει τη μπαταρία, τα απαραίτητα ηλεκτρονικά κυκλώματα για τη δημιουργία ενός παλμού μέσω μιας χαμηλής τάσης (<3 V) και μικρής διάρκειας (<1.0 ms) που διεγείρει την καρδιά και την επαναφέρει στο φυσιολογικό ρυθμό της. Επίσης, στο κυρίως μέρος περιέχονται και αισθητήρες που αντιλαμβάνονται τις αρρυθμίες που πρέπει να αντιμετωπιστούν με τη

δημιουργία παλμού, και άλλα μέσα επικοινωνίας. Το περιφερειακό μέρος αποτελείται από μονωμένα καλώδια για τη μεταφορά του ηλεκτρικού σήματος προς την καρδιά, για την παροχή του παλμού, ή από την καρδιά για την επιστροφή πληροφοριών στο κυρίως μέρος που συνέλεξαν οι αισθητήρες [48].

Είναι εύλογο πως υπάρχει η απαίτηση για επικοινωνία του βηματοδότη με το εξωτερικό περιβάλλον, καθώς μπορεί να αλλαχθούν κάποιες παράμετροι λειτουργίας του χωρίς να χρειαστεί επέμβαση, ή μπορεί ο μεγάλος πλέον όγκος διαγνωστικών δεδομένων που συλλέγονται να παρουσιαστεί στον θεράποντα ιατρό προς εκτίμηση. Στους σύγχρονους βηματοδότες, η ασύρματη επικοινωνία επιτυγχάνεται μέσω ενός επαγωγικού συνδέσμου. Ένα μικρό πηνίο τοποθετείται εντός του βηματοδότη και ένα μεγαλύτερο πάνω στο στήθος του ασθενούς, πάνω από τον βηματοδότη. Η επαγωγική σύζευξη ανάμεσα στα δύο πηνία χρησιμοποιείται στη συνέχεια για την ημιαμφίδρομη (προς μία μόνο κατεύθυνση κάθε χρονική στιγμή) μεταφορά δεδομένων από και προς το βηματοδότη με χαμηλή ταχύτητα της τάξεως των 512 b/s, ενώ το εύρος ζώνης λειτουργίας είναι η ζώνη MICS. Μία μονωμένη ενσύρματη κεραία ή σε άλλες περιπτώσεις, κεραία τύπου μικροταινίας ή κεραία PIFA χρησιμοποιείται επίσης, για τη σύνδεση της καρδιάς με τις μπαταρίες και το κέντρο ελέγχου του βηματοδότη [49].

Οι εμφυτευμένοι, φορητοί απινιδωτές νέας γενιάς αναπτύχθηκαν για την πρόληψη αιφνίδιου θανάτου των ασθενών που πάσχουν από κακοήθεις, επικίνδυνες αρρυθμίες που μπορούν να προκαλέσουν κάποιο καρδιακό επεισόδιο που χωρίς την άμεση ιατρική και φαρμακευτική αρωγή στις περισσότερες περιπτώσεις έχει μοιραία κατάληξη. Οι σύγχρονοι απινιδωτές έχουν διπλή χρησιμότητα, καθώς αφενός μπορούν να παράγουν παλμούς χαμηλής έντασης λειτουργώντας ως βηματοδότες, αφετέρου όμως μπορούν να παράγουν υψηλή τάση για να προκληθεί η απαραίτητη ηλεκτροπληξία της καρδιάς σε περίπτωση κρίσιμου καρδιακού επεισοδίου.

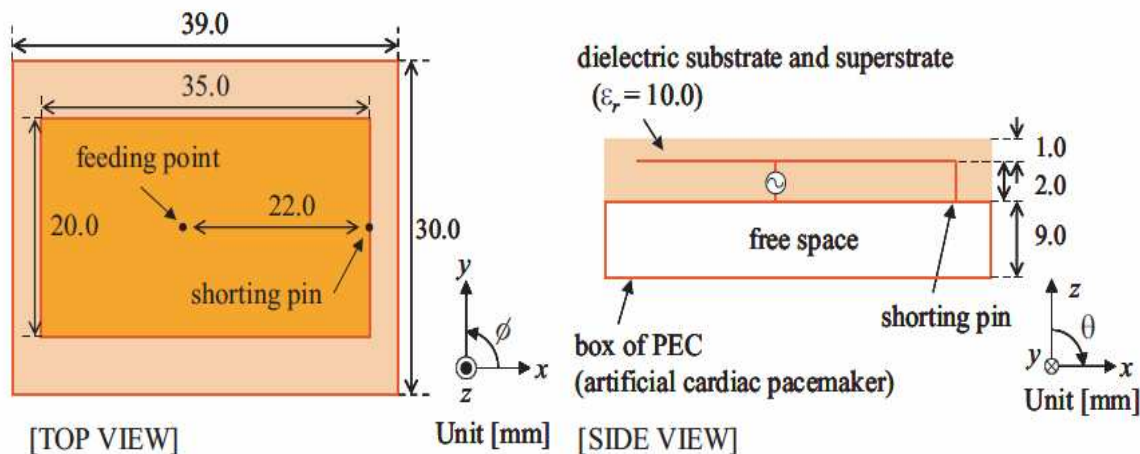


Εικόνα 8.2: Η ασύρματη σύνδεση εμφυτευμένης καρδιακής συσκευής ασθενούς με το γιατρό [50].

Οι βηματοδότες και οι απινιδωτές διαθέτουν μπαταρίες λιθίου με χρόνο ζωής πέντε έως επτά χρόνια. Επαναφορτιζόμενες μπαταρίες σπανίως χρησιμοποιούνται σπανίως λόγω υψηλού κόστους και θεμάτων ασφαλείας. Ο χρόνος ζωής της συσκευής εξαρτάται από το πλήθος των περιστατικών τα οποία θα κληθεί να αντιμετωπίσει. Για παράδειγμα, η αρωγή στην παραγωγή παλμών του βηματοδότη καταναλώνει ενέργεια ίση με περίπου 25 μJ , κάθε ηλεκτροσόκ του απινιδωτή απαιτεί 14-40 J. Μία και μόνο απινίδωση μπορεί να μειώσει το χρόνο ζωής του απινιδωτή κατά εβδομάδες [50].

Καθώς οι ιατρικές εφαρμογές των εμφυτευμένων κεραιών που σχετίζονται με καρδιακά προβλήματα είναι αυτές με την πιο ευρεία χρήση, παρακάτω θα παρουσιαστεί ο σχεδιασμός μιας επίπεδης ανεστραμμένης κεραίας τύπου F (PIFA) για τοποθέτηση στο εσωτερικό του βηματοδότη. Η κεραία PIFA έχει κάποια βασικά πλεονεκτήματα, όπως απλό σχήμα και λεπτό πάχος, και στην προκειμένη περίπτωση τοποθετείται στην επιφάνεια του καρδιακού βηματοδότη. Στην Εικόνα 8.3 φαίνεται η παραμετροποίηση του μοντέλου της κεραίας με το βηματοδότη. Η κεραία της οποίας οι διαστάσεις είναι 35 mm \times 20 mm, τοποθετείται ανάμεσα στο υπόστρωμα και στο επίστρωμα ($\epsilon_r=10.0$), με σκοπό να αποφευχθεί η επίδραση του ανθρώπινου σώματος με μείωση των επιδράσεων των ιστών υψηλής αγωγιμότητας. Βρίσκεται κοντά στο κέντρο του βηματοδότη με σκοπό να αντιστοιχεί σε 50 Ω . Ο βηματοδότης με διαστάσεις 39 mm \times 30 mm \times 9 mm λειτουργεί ως η γείωση της PIFA κεραίας. Για να αναλυθεί το αριθμητικό υπολογιστικό μοντέλο, ο βηματοδότης προσομοιώνεται από ένα κουτί ιδανικού ηλεκτρικού αγωγού. Στην Εικόνα 8.4 φαίνεται το υπολογιστικό αριθμητικό μοντέλο του FDTD όταν ολόκληρη η δομή της κεραίας εμφυτεύεται στα 2/3 του βάθους του μοντέλου που

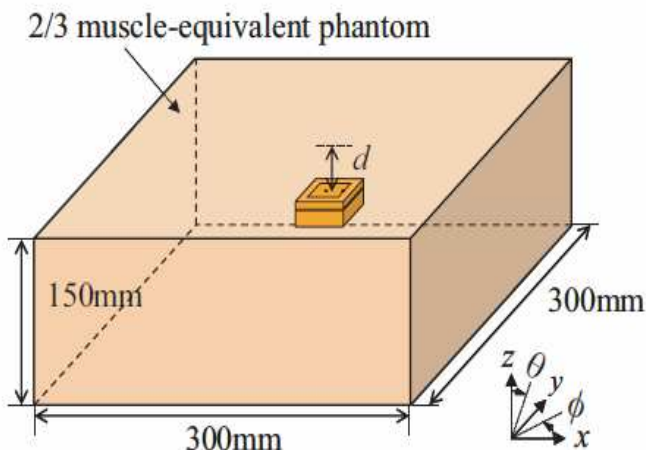
προσομοιάζει τον ανθρώπινο μυ ($\epsilon_r = 38.09$, $\sigma = 0.53$ S/m), με τη συχνότητα στα 403.5MHz [51]. Με σκοπό να εκτιμηθούν οι ηλεκτρικές επιδράσεις της κεραίας στο ομοίωμα, η απόσταση d ανάμεσα στην επιφάνεια του ομοιώματος και στην επιφάνεια της κεραίας, μεταβάλλεται. Σχετικά με την απόδοση της κεραίας, η Εικόνα 8.5 περιγράφει την απόδοση της S -παραμέτρου με αριθμητικό υπολογισμό που προκύπτει από τα $2/3$ του ομοιώματος του μυ.



Εικόνα 8.3: Παραμετροποίηση της PIFA και ομοίωμα του βηματοδότη [52].

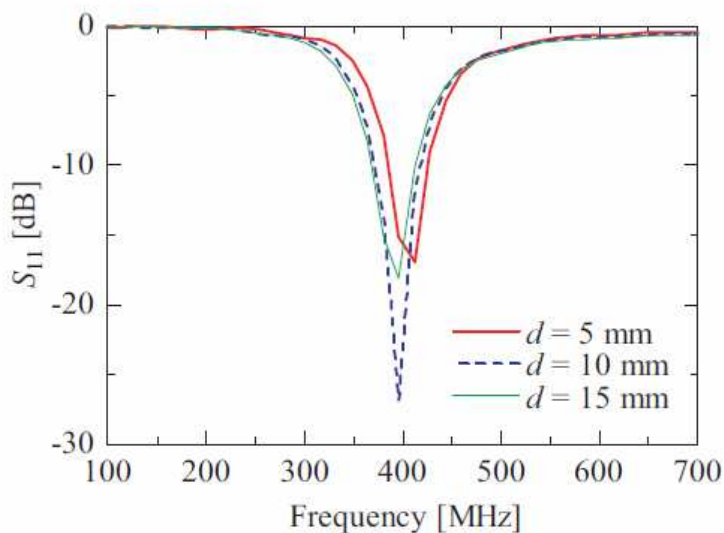
Από εκεί, η συχνότητα αντανάκλασης μετατοπίζεται προς υψηλότερες τιμές με αύξηση της απόστασης d ανάμεσα στην επιφάνεια του ομοιώματος και την επιφάνεια της PIFA.

Ωστόσο, επιβεβαιώνεται ότι η απόδοση S_{11} είναι μικρότερη από -10 dB στην επιθυμητή συχνότητα των 402-405 MHz και για τα δύο μοντέλα PIFA [52]. Η Εικόνα 8.6 παραθέτει τα χαρακτηριστικά ακτινοβολίας της PIFA στα επίπεδα x - z και y - z που οφείλονται στον αριθμητικό υπολογισμό με χρήση των $2/3$ του μυϊκού ομοιώματος, και τη βοήθεια του FDTD. Εδώ, τα χαρακτηριστικά ακτινοβολίας είναι στην κύρια κατεύθυνση πόλωσης. Σε αυτή την περίπτωση, καθώς η απόσταση d αυξάνει, το κέρδος μειώνεται και στα δύο επίπεδα λόγω απώλειας που οφείλεται στον ανθρώπινο ιστό. Η διεύθυνση της μέγιστης ακτινοβολίας στο y - z επίπεδο είναι σε γωνία $\theta=0^\circ$ μοιρών. Ωστόσο, στο επίπεδο x - z , η αντίστοιχη γωνία είναι $\theta=60^\circ$ εξαιτίας της μικρής διάστασης του επιπέδου γείωσης. Το μέγιστο κέρδος του μοντέλου με $d = 5$ mm, $d = 10$ mm και $d = 15$ mm είναι -28.9 dBi, -30.0 dBi και -30.5 dBi, αντιστοίχως [53].

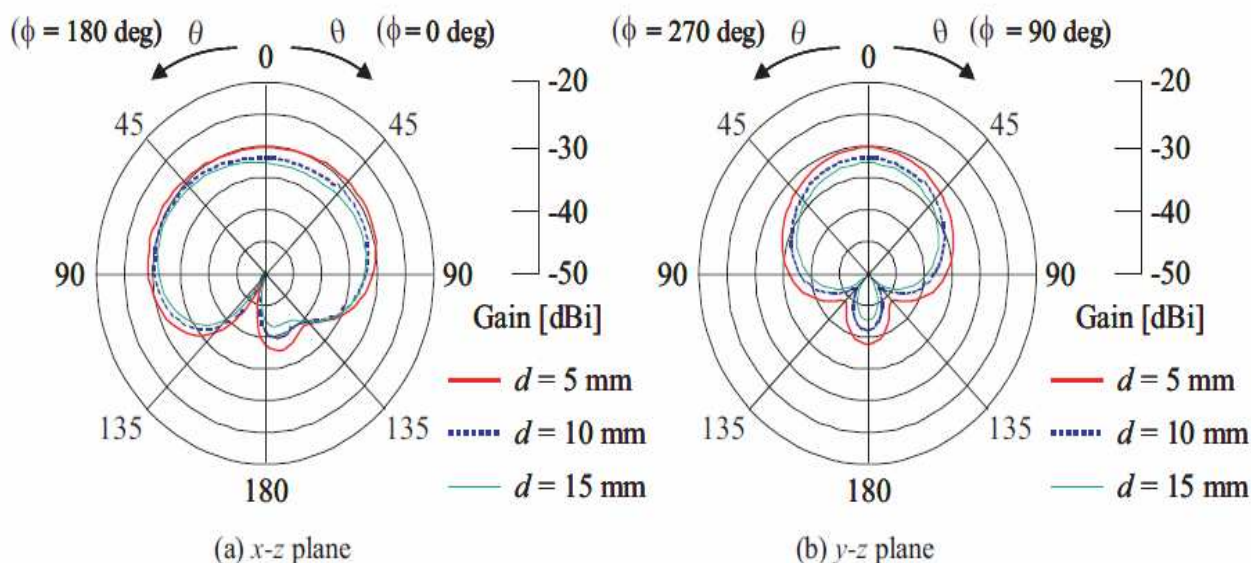


Εικόνα 8.4: Αριθμητικό υπολογιστικό μοντέλο [52].

Μπορεί να επισημανθεί πως η ασύρματη επικοινωνία μπορεί να επιτευχθεί εντός ενός πεδίου 232°C με κέντρο τις 0°C στο επίπεδο x-z ή 104°C με κέντρο τις 0°C στο επίπεδο y-z, όπως φαίνεται στην Εικόνα 8.6. Συνοψίζοντας, η απόσταση d ανάμεσα στο ομοίωμα και την κεραία αλλάζει και το μοντέλο αναλύεται αριθμητικά μέσω του FDTD. Τα αριθμητικά αποτελέσματα δείχνουν ότι καθώς η απόσταση μειώνεται, η συχνότητα αντανάκλασης αυξάνεται και το κέρδος μειώνεται εξαιτίας των απωλειών που οφείλονται στις υψηλές επιτρεπτότητες του ανθρώπινου ιστού [53].



Εικόνα 8.5: S-παράμετρος [52].

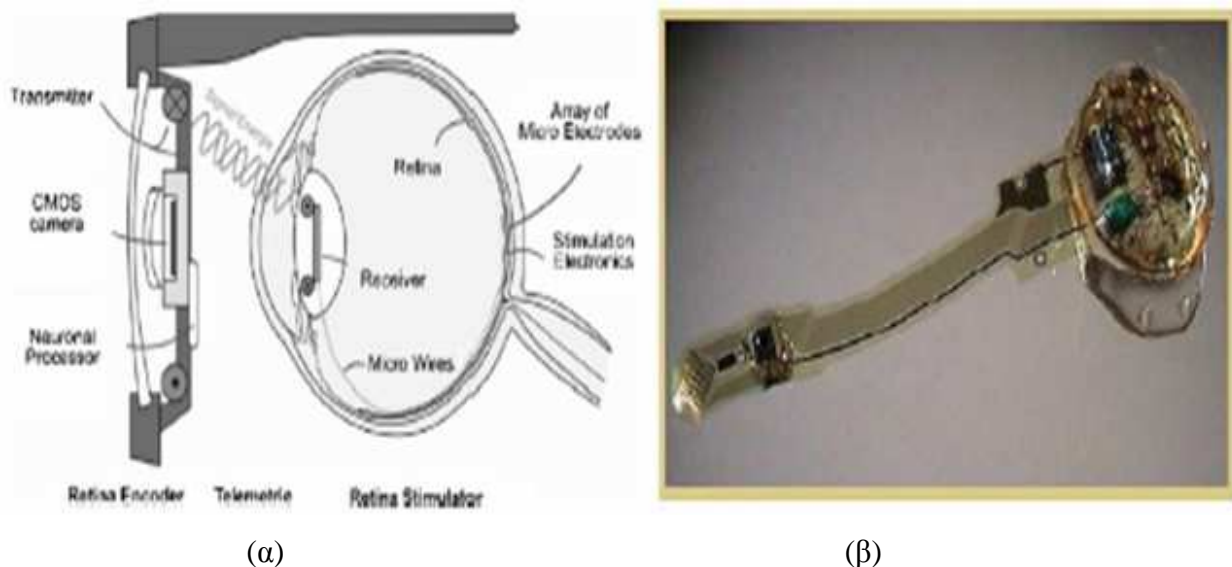


Εικόνα 8.6: Χαρακτηριστικά ακτινοβολίας [52].

8.3.2 Εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς

Η όραση προϋποθέτει εξαιρετικά περίπλοκη επεξεργασία πληροφορίας στο μάτι που πραγματοποιείται από τον νευροεπεξεργαστή του οφθαλμού στο πίσω μέρος του βολβού. Ο νευροεπεξεργαστής αυτός είναι ο αμφιβληστροειδής χιτώνας. Το φως από τα αντικείμενα που βλέπει το μάτι εστιάζεται από τους φακούς του και μια ανεστραμμένη εικόνα προβάλλεται πάνω στους φωτοϋποδοχείς του αμφιβληστροειδή, οι οποίοι με τη σειρά τους μετατρέπουν τη φωτονική ενέργεια της εικόνας σε ηλεκτρικά σήματα που διαβιβάζονται στο στρώμα των γαγγλιακών κυττάρων. Οι άξονες του στρώματος αυτού αποτελούν το οπτικό νεύρο, το οποίο με τη σειρά του μεταφέρει την πληροφορία στον εγκέφαλο όπου και προβάλλεται μη ανεστραμμένη [54]. Η μελαγχρωστική αμφιβληστροειδοπάθεια, μία εκφυλιστική πάθηση του αμφιβληστροειδούς, το οπτικό πεδίο του ασθενούς μικραίνει σταδιακά έως την ολική τύφλωση. Αυτό συμβαίνει επειδή οι φωτοϋποδοχείς του αμφιβληστροειδούς αρχίζουν να εκφυλίζονται με αργό ρυθμό από έξω προς τα μέσα. Ένα εμφύτευμα αμφιβληστροειδούς μπορεί να σχεδιαστεί για να αντικαταστήσει τους κατεστραμμένους φωτοϋποδοχείς. Η κεντρική ιδέα της τεχνικής αυτής βασίζεται στο γεγονός ότι αν και στη μελαγχρωστική αμφιβληστροειδοπάθεια οι φωτοϋποδοχείς του αμφιβληστροειδούς εξαφανίζονται, τα δευτερεύοντα κύτταρα του χιτώνα παραμένουν ενεργά και υγιή. Όπως θα παρουσιαστεί και στα κοχλιακά εμφυτεύματα στη συνέχεια, το ζητούμενο είναι να χρησιμοποιηθεί κάποια ηλεκτρονική διάταξη για διέγερση του εσωτερικού στρώματος υγιών νευρώνων και φωτοϋποδοχέων του αμφιβληστροειδούς, με μερική αποκατάσταση της όρασης για τους ασθενείς [55].

Η διάταξη αποτελείται από ενδοφθάλμιο και εξοφθάλμιο τμήμα. Το εξοφθάλμιο τμήμα αποτελείται από μικροσκοπική κάμερα που βρίσκεται στα ειδικά γυαλιά του ασθενούς, το τσιπ επεξεργασίας εικόνας (Vision Processing Unit - VPU), έναν ενισχυτή και το κύριο πηνίο. Το ενδοφθάλμιο τμήμα περιλαμβάνει το δευτερεύον πηνίο, έναν ανορθωτή, μια ομάδα τσιπ επεξεργασίας σήματος και μία συστοιχία ηλεκτροδίων. Η μικροσκοπική κάμερα που είναι ενσωματωμένη στα ειδικά γυαλιά μετατρέπει τις εικόνες σε ηλεκτρικά σήματα, και κατόπιν της ενίσχυσης τους μέσω του ενισχυτή, τα σήματα αυτά αποστέλλονται από το πρωτεύον πηνίο (κεραία) στην συστοιχία ηλεκτροδίων που έχει εμφυτευθεί στον αμφιβληστροειδή, και λαμβάνονται μέσω του δευτερεύοντος πηνίου. Τα οπτικά αυτά σήματα φτάνουν μέσω του οπτικού νεύρου στον εγκέφαλο, έχοντας προηγουμένως περάσει από την ομάδα των τσιπ επεξεργασίας σήματος και τον ανορθωτή [56].



Εικόνα 8.7: (α) Ενδοφθάλμιο τμήμα διάταξης (β) Εξοφθάλμιο τμήμα [54].

Η επαγωγική σύζευξη ανάμεσα στα δύο πηνία-κεραίες όμως ορισμένες φορές δεν επαρκεί για τη μετάδοση οπτικής πληροφορία πραγματικού χρόνου με την επιθυμητή ανάλυση στα εμφυτευμένα ηλεκτρονικά. Για αυτό το λόγο, γίνονται προσπάθειες για την κατασκευή πιο πυκνής, πιο λεπτής και πιο ευλύγιστης συστοιχίας ηλεκτροδίων, η οποία θα προσαρμόζεται τέλεια σύμφωνα με την καμπυλότητα του ματιού. Η πρόοδος στην σμίκρυνση της συστοιχίας των ηλεκτροδίων απαιτεί ένα πολύ υψηλότερο εύρος ζώνης. Αλλά με τη μεταφορά και δεδομένων και ισχύος από την ίδια επαγωγική σύζευξη επιφέρει μια μείωση της απόδοσης, καθώς το εύρος ζώνης των δεδομένων εξαρτάται από τη συχνότητα του φέροντος κύματος και συνεπώς σύζευξη μικρής συχνότητας μπορεί να αποβεί ανεπαρκής στο βέλτιστο σχεδιασμό της διάταξης. Για να βελτιωθεί η ποιότητα της εικόνας, είναι σημαντικό να βελτιωθεί και το εύρος

ζώνης της ασύρματης ζεύξης. Οι δύο κεραίες πρέπει να είναι επαφής, μεγάλης αντοχής και ελαφριές καθώς πρόκειται για μία ιδιαίτερα λεπτή εφαρμογή. Η εξοφθάλμια κεραία που σχεδιάζεται για να ταιριάζει στο ειδικό ζευγάρι γυαλιών, συνήθως έχει διαστάσεις μικρότερες από 28 mm × 28 mm. Η ενδοφθάλμια κεραία συνήθως σχεδιάζεται με διαστάσεις μικρότερες από 7 mm × 7 mm για να ταιριάζει με το ανθρώπινο μάτι [54]-[56].

8.3.3 Συστήματα νευροδιέγερσης και μυϊκής διέγερσης

Όπως και στις περιπτώσεις των εμφυτευμάτων αμφιβληστροειδούς, η τεχνική της νευρομυϊκής διέγερσης περιλαμβάνει τη διέγερση, μέσω ηλεκτρικών σημάτων, νευρώνων και μυών του σώματος που λόγω κάποιας πάθησης ή τραυματισμού, δε μπορούν να ανταποκριθούν στις φυσιολογικές διεγέρσεις που μάταια τους επιβάλλει ο εγκέφαλος. Ένα τέτοιο σύστημα στη γενική του μορφή αποτελείται από δύο μέρη. Το ένα μέρος αποτελείται από την εμφυτεύσιμη διάταξη που περιλαμβάνει ένα παθητικό ηλεκτρονικό κύκλωμα που παράγει τα ηλεκτρικά σήματα και που είναι υπεύθυνο για τη μεταφορά των δεδομένων, όπως επίσης και τα απαραίτητα ηλεκτρόδια μέσω των οποίων φτάνουν οι ηλεκτρικές διεγέρσεις στο μυ ή στο νεύρο. Το δεύτερο μέρος αποτελείται από μία εξωτερική μονάδα ελέγχου που τροφοδοτεί την μέσω της γνωστής επαγωγικής ζεύξης την εμφυτευμένη συσκευή και που ευθύνεται και για τον έλεγχο του εμφυτευμένου ηλεκτρονικού κυκλώματος [54]. Όπως και σε όλες τις εμφυτευμένες ιατρικές συσκευές, η ζώνη συχνοτήτων στην οποία λειτουργούν οι κεραίες των συσκευών αυτών είναι η ζώνη MICS. Τέτοιες διατάξεις χρησιμοποιούνται ευρύτατα και σε κλινικές περιπτώσεις δυσλειτουργίας του αναπνευστικού συστήματος, της ουροδόχου κύστης, και του εντέρου, όμως μεγαλύτερη χρήση παρατηρείται σε περιπτώσεις όπου για παράδειγμα, μετά από κάποιον τραυματισμό ή εγκεφαλικό επεισόδιο, ο ασθενής αντιμετωπίζει προβλήματα στην κίνηση των άκρων του. Επίσης, εκτός από τη διέγερση των δυσλειτουργικών μυών, μεγάλο ενδιαφέρον παρουσιάζουν οι εφαρμογές της εγκεφαλικής διέγερσης, που μπορούν δυνητικά να θεραπεύσουν κάποιες παθήσεις όπως για παράδειγμα, τις επιληπτικές κρίσεις ή τον χρόνιο σωματικό πόνο. Σε αυτές τις περιπτώσεις, προγραμματισμένη διέγερση ηλεκτρικού παλμού εφαρμόζεται σε συγκεκριμένες περιοχές του φλοιού, όπως είναι και ο θάλαμος ή ο ιππόκαμπος [57]. Για την επιληψία συγκεκριμένα, θεωρείται πως η προκαθορισμένη διέγερση μπορεί να αλλάξει τις εσωτερικές νευροφυσιολογικές ιδιότητες των επιληπτικών δικτύων, με αποτέλεσμα σημαντική μείωση στον αριθμό των επιληπτικών κρίσεων μετά από κάποιο χρονικό διάστημα μηνών προγραμματισμένων διεγέρσεων κατόπιν της απαραίτητης εμφύτευσης. Όσον αφορά τους ασθενείς με προβλήματα χρόνιου σωματικού πόνου, με διεγέρσεις σε κέντρα του εγκεφάλου διαφορετικά από αυτά που ελέγχουν τον πόνο, μπορεί να προκληθεί ανακούφιση εκεί που η φαρμακευτική αγωγή δεν επιφέρει καμιά βελτίωση. Στην εγκεφαλική διέγερση περιλαμβάνονται

και οι εφαρμογές της Βαθιάς Εγκεφαλικής Διέγερσης (Deep Brain Stimulation - DBS), που δείχνει οφέλη για κινητικές διαταραχές όπως η ασθένεια του Πάρκινσον, για το σύνδρομο Τουρέτ, χρόνια κατάθλιψη κ.α. Επίσης, αφού η βαθιά εγκεφαλική διέγερση μπορεί να αλλάξει άμεσα κι ελεγχόμενα την εγκεφαλική δραστηριότητα, μπορεί να χρησιμοποιηθεί για χαρτογράφηση και μελέτη περιοχών του εγκεφάλου για τις οποίες υπάρχουν ακόμα πολλές ανεξερεύνητες έννοιες. Μία διάταξη βαθιάς εγκεφαλικής διέγερσης αποτελείται από τρία μέρη.

Το ηλεκτρόδιο που είναι ένα λεπτό μονωμένο σύρμα, εισάγεται και εμφυτεύεται μέσω ενός μικρού κρανιακού ανοίγματος, για την μεταφορά και διάδοση των ηλεκτρικών ερεθισμάτων στον ιστό. Η προέκταση του ηλεκτροδίου είναι ένα μονωμένο καλώδιο που περνάει κάτω από το δέρμα του κεφαλιού, του λαιμού και του ώμου για σύνδεση με τον νευροδιεγέρτη, μία γεννήτρια ηλεκτρικών παλμών. Η γεννήτρια αυτή που αποτελεί το τρίτο τμήμα της διάταξης, συνήθως εμφυτεύεται κάτω από το δέρμα κοντά στο οστό της κλείδας είτε χαμηλότερα στο θώρακα και πιο κοντά στο στομάχι. Οι φυσιολογικές ιδιότητες του εγκεφαλικού ιστού που μπορεί να διαφέρουν ανάλογα με την ασθένεια και το στάδιο της, οι παράμετροι της διέγερσης που περιλαμβάνουν πλάτος και διάρκεια εφαρμογής του ηλεκτρικού παλμού, και η παραμετροποίηση του ηλεκτροδίου και του περιβάλλοντα ιστού αποτελούν παραμέτρους που πρέπει να ληφθούν υπόψη για τη σωστή οργάνωση της διέγερσης. Παρά την πληθώρα σχετικών μελετών, οι ακριβείς μηχανισμοί δράσης της βαθιάς εγκεφαλικής διέγερσης δεν έχουν καθοριστεί με σαφήνεια ακόμη. Τέλος, μπορεί να γίνει αναφορά στη διέγερση της σπονδυλικής στήλης, που αποτελεί αποτελεσματική θεραπεία για χρόνιο πόνο, όπως είναι η διαβητική νευροπάθεια, ο πόνος του ισχαιμικού άκρου, πόνος από οξύ έρπητα ζωστήρ κλπ. Αυτή η τεχνική θεωρεί πως με την ενεργοποίηση προαγωγικών ινών μυελίνης μεγάλης διαμέτρου, καταπιέζει τις αντιδράσεις των νευρώνων της σπονδυλικής στήλης στις ίνες χωρίς μυελίνη. Ένα απλό σύστημα διέγερσης της σπονδυλικής στήλης αποτελείται από τρία μέρη. Καταρχήν, μικροηλεκτρόδια που εμφυτεύονται στο χώρο της επισκληριδίου για να μεταδίδουν τους ηλεκτρικούς παλμούς στον ιστό. Δεύτερον, μία γεννήτρια παραγωγής αυτών των παλμών, εμφυτευμένη στην κάτω κοιλιακή χώρα, ενώ ταυτόχρονα είναι ενσύρματα συνδεδεμένη με τα ηλεκτρόδια. Τέλος, ένα απομακρυσμένο χειριστήριο για τον έλεγχο και την προσαρμογή των παραμέτρων της διέγερσης, όπως το πλάτος του παλμού και η χρονική διάρκεια εφαρμογής του [54][57][58].

8.3.4 Σύστημα μέτρησης ενδοκρανιακής πίεσης (IntraCranial Pressure - IPC)

Από τις πιο σημαντικές ιατρικές διατάξεις εμφυτευμένων κεραιών αποτελούν αυτές που χρησιμοποιούνται προληπτικώς για συνεχή παρακολούθηση βιοσημάτων, όπως είναι η ενδοκρανιακή πίεση του εγκεφαλονωτιαίου υγρού στο εσωτερικό του κρανίου. Σε περίπτωση σοβαρού τραυματισμού στο κεφάλι, είναι απαραίτητη η στενή παρακολούθηση της τιμής της

ενδοκρανιακής πίεσης για κάποιο χρονικό διάστημα και μέχρι ο ασθενής να ξεφύγει τον κίνδυνο. Τα μέχρι τώρα συστήματα μέτρησης περιλάμβαναν υψηλά επεμβατικές τεχνικές καθετηριασμού, καθιστώντας τη ιδιαίτερα δύσκολη τη διαδικασία της εμφύτευσης και θέτοντας τον ασθενή σε κίνδυνο μόλυνσης ή εγκεφαλικής βλάβης. Επιπλέον, εκτός από τον υψηλό βαθμό πολυπλοκότητας και επικινδυνότητας, η διάταξη έχει σύντομο χρόνο ζωής και δεν αρκεί για να παρέχει πληροφορίες της πίεσης για όλο το χρονικό διάστημα που θα έπρεπε. Το σύστημα μέτρησης ενδοκρανιακής μέτρησης είναι πολύ λιγότερο επεμβατικό και είναι κατάλληλο και για βραχυπρόθεσμη αλλά και για μακροπρόθεσμη παρακολούθηση της πίεσης. Συνήθως, η μακροπρόθεσμη, συνεχής παρακολούθηση αναφέρεται σε ασθενείς με κάποιο προϋπάρχον, εκ γενετής πρόβλημα υγείας σχετικό με τον εγκέφαλο (υδροκέφαλοι ασθενείς), ενώ η βραχυπρόθεσμη χρειάζεται σε περίπτωση κάποιου σοβαρού τραύματος στο κεφάλι. Όπως και σε άλλες εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις, ένα σύστημα ICP θα αποτελείται από έναν μικροσκοπικό αισθητήρα πίεσης, κατάλληλο για ελάχιστα επεμβατική εμφύτευση και μία κεραία, κατάλληλη για ασύρματη μεταφορά δεδομένων. Η εξωτερική, ανεξάρτητη μονάδα ελέγχου ευθύνεται για την τροφοδοσία της διάταξης (επαγωγική σύζευξη), καθώς και για τη λήψη και ανάγνωση των RF δεδομένων που καταγράφει ο αισθητήρας εντός του κρανίου, σχετικά με την ενδοκρανιακή πίεση. Λόγω της μεγάλης ευαισθησίας και της διάταξης αλλά και του χώρου όπου θα εμφυτευθεί, πρέπει ο αισθητήρας, η κεραία και το υπόλοιπο ηλεκτρονικό σύστημα να χαρακτηρίζονται από αξιοπιστία, ασφάλεια, σταθερότητα για όλο το χρονικό διάστημα χρήσης της διάταξης. Προφανώς, πρέπει το εμφυτεύσιμο τμήμα της διάταξης να χαρακτηρίζεται από υλικό επικάλυψης με σχεδόν απόλυτη βιοσυμβατότητα με τον οργανισμό, και να μην προκαλεί επιπλοκές σε ενδεχόμενη εξέταση του ασθενούς από Μαγνητικό Τομογράφο. Σημαντικές παράμετροι αποτελούν η χαμηλή κατανάλωση ισχύος, το μικρό βάρος και μικρό μέγεθος, και ο όσο δυνατόν μεγαλύτερος χρόνος ζωής, καθώς είναι εύλογο πως μια τέτοια επέμβαση για τοποθέτηση ή αφαίρεση του εμφυτεύματος, επιβαρύνει ιδιαίτερα τον ασθενή [59][60].



Εικόνα 8.8: Τοποθέτηση του ICP συστήματος μέτρησης σε ανθρώπινο ομοίωμα [60].

8.3.5 Τηλεϊατρική – Τηλεφροντίδα

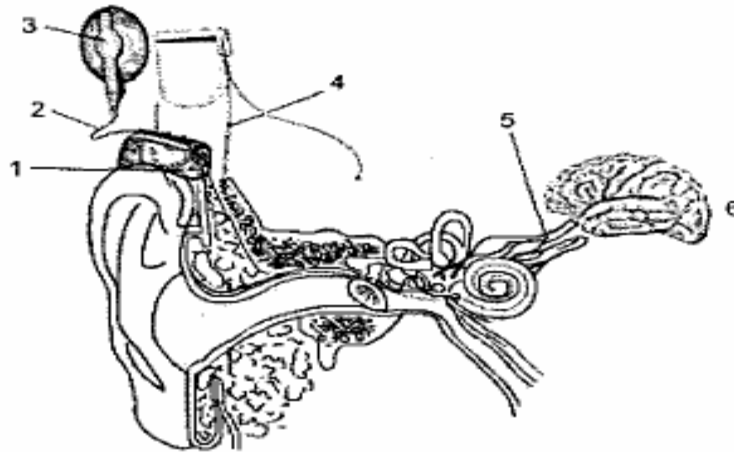
Ο όρος Τηλεϊατρική, αναφέρεται στη χρήση σύγχρονων τεχνολογιών των τηλεπικοινωνιών και της πληροφορικής, για μετάδοση πληροφοριών και κλινικών δεδομένων, με σκοπό την παροχή ιατρικής περίθαλψης σε απομακρυσμένους σε σχέση με την άμεση ιατρική βοήθεια ασθενείς. Ασθενείς τέτοιας κατηγορίας αποτελούν οι κάτοικοι απομακρυσμένων χιλιομετρικά ή γεωμορφολογικά περιοχών με χαμηλή ποιότητα παροχής ιατρικών υπηρεσιών, εργαζόμενοι στον κλάδο της ναυσιπλοΐας, εργαζόμενοι και πελάτες μονάδων τουρισμού, ασθενείς που λόγω κάποιου επείγοντος χαρακτηριστικού χρειάζονται άμεσα εξειδικευμένη βοήθεια, ή ασθενείς με κάποια ιδιαίτερη πάθηση που απαιτεί θεραπεία ιατρό με σπάνια ειδικότητα. Οι κύριοι στόχοι που θα εκπληρωθούν με την περαιτέρω ανάπτυξη και ευρεία εφαρμογή της Τηλεϊατρικής είναι η μεταφορά της πληροφορίας αντί του ασθενή και καλύτερη πρόσβαση σε αποτελεσματικές ιατρικές υπηρεσίες υψηλής ποιότητας ανεξάρτητα από την τοποθεσία του ασθενούς. Τα πλεονεκτήματα που προσφέρονται από δυναμική ευρεία, καθημερινή χρήση των υπηρεσιών της Τηλεϊατρικής δεν ευνοεί μόνο τους ασθενείς αλλά και τη γεωγραφική περιοχή όπου αυτοί κατοικούν. Η Πολιτεία και ο ασθενής έχουν οικονομικά οφέλη καθώς εξαιρούνται τα έξοδα μετακίνησης κι εξέτασης των ασθενών, ενώ σε περίπτωση που πρόκειται για περιοχή απομακρυσμένη, μειώνεται το φαινόμενο μετακίνησης κατά συρροή προς τα μεγάλα αστικά κέντρα για λήψη καλύτερης ιατρικής περίθαλψης, αφού ενισχύεται και εκσυγχρονίζεται σύμφωνα με τα διεθνή πρότυπα σε επίπεδο τοπικής αυτοδιοίκησης ο τομέας της υγείας, μειώνοντας ταυτόχρονα και τη γεωγραφική απομόνωση των ασθενών. Τα επείγοντα ιατρικά

περιστατικά που στο παρελθόν θα είχαν αναπόφευκτη μοιραία έκβαση λόγω μη άμεσης παροχής ιατρικής βοήθειας έχουν πλέον ευρεία κάλυψη με ταχύτερη συνεννόηση παραϊατρικού και ιατρικού προσωπικού, και μάλιστα η απαραίτητη «γνωμάτευση» μπορεί να προέλθει και από ειδήμονες ιατρούς άλλης χώρας ή υψηλά ιστάμενους που διαφορετικά δε θα ήταν προσιτοί [60]. Ορισμένοι ασθενείς μπορεί να χρειάζονται πιο συχνούς ελέγχους από όσο είναι εφικτό, όπως για παράδειγμα, μέρα παρά μέρα, με αποτέλεσμα οικονομική επιβάρυνση, ταλαιπωρία απώλεια χρόνου του ασθενούς. Σε αυτή την περίπτωση, μία ιατρική βάση μπορεί να εγκατασταθεί στο σπίτι του ασθενούς. Η βάση αυτή, επικοινωνεί με το εκάστοτε ιατρικό εμφύτευμα του ασθενούς, και μπορεί να συνδεθεί είτε μέσω του τηλεφωνικού δικτύου είτε μέσω του Διαδικτύου με τον θεράποντα ιατρό ώστε αυτός να λάβει τις ενδείξεις που χρειάζεται για την παρακολούθηση του ασθενούς του, χωρίς να χρειάζεται να είναι παρών ο ασθενής ως φυσική παρουσία, ενώπιον του γιατρού. Βέβαια να επισημανθεί πως στην περίπτωση της κατ'οίκον νοσηλείας και της τηλεφροντίδας, δεν είναι ιδιαίτερα λειτουργική η επαγωγική σύζευξη καθώς ο ασθενής θα πρέπει να τοποθετήσει ο ίδιος τον εαυτό του στη σωστή θέση για να επιτευχθεί η επιθυμητή σύζευξη των πηνίων. Η τεχνολογία RF μπορεί να διευκολύνει τον ασθενή, αναθέτοντας του απλώς να κάτσει κοντά στη μονάδα βάσης στο σπίτι του και να πατήσει ίσως κάποιο πλήκτρο για να στηθεί η ζεύξη των δεδομένων. Η βάση αυτή μπορεί ενδεχομένως να λαμβάνει συνεχώς δεδομένα από τον ασθενή, για συνεχή παρακολούθηση του από το ιατρικό προσωπικό στο κέντρο όπου αποστέλλονται τα ιατρικά αυτά δεδομένα. Η παραπάνω περιγραφή αναφέρεται στην κατηγορία της Τηλεπαρακολούθησης, η οποία περιλαμβάνει την απομακρυσμένη, συνεχή παρακολούθηση ασθενών που είτε βρίσκονται μακριά από τον πλησιέστερο πάροχο ιατρικής φροντίδας, είτε λόγω της κατάστασης τους απαιτείται συνεχής παρακολούθηση με σκοπό, και στις δύο περιπτώσεις ασθενών, την πρόληψη κάποιας σοβαρής επιπλοκής που θα μπορούσε να αποβεί μοιραία. Όπως ήδη αναφέρθηκε, όλη αυτή η υπηρεσία προϋποθέτει την ύπαρξη κάποιων ιατρικών συσκευών, εμφυτευμένων ή μη, στην κατοχή του ασθενούς. Οι συσκευές αυτές, ως γνωστόν, θα καταγράφουν και θα στέλνουν τα ιατρικά δεδομένα του ασθενούς μέσω τηλεφωνικού ή ασύρματου δικτύου ή μέσω Διαδικτύου, στον πάροχο ιατρικής φροντίδας με συχνότητα μέτρησης ανάλογη με τη σοβαρότητα της κατάστασης του ασθενούς (εβδομαδιαία, σε πραγματικό χρόνο κλπ). Σε αυτή την ενότητα μπορούν να συμπεριληφθούν συσκευές μέτρησης της γλυκόζης, της ενδοκρανιακής πίεσης, καρδιακών αρρυθμιών κλπ. Οι ασθενείς που έχουν μεγαλύτερη ανάγκη από την ευρεία χρήση και εφαρμογή των υπηρεσιών της Τηλεπαρακολούθησης, είναι κυρίως ηλικιωμένοι που δε μπορούν να φροντίσουν αποτελεσματικά μόνοι τον εαυτό τους, ασθενείς με καρδιακές παθήσεις, διαβητικοί ασθενείς και ασθματικοί ασθενείς. Οι υπηρεσίες της Τηλεπαρακολούθησης μπορούν να παρέχουν συνεχή κατ' οίκον παρακολούθηση (μέτρηση πίεσης, γλυκόζης, ανίχνευση επικίνδυνων αρρυθμιών), και

διαχείριση της φαρμακευτικής αγωγής τους. Η Τηλεπαρακολούθηση φιλοδοξεί μελλοντικά να προσφέρει φροντίδα υψηλής ποιότητας σε ηλικιωμένους κι ασθενείς, χωρίς να χρειάζεται η μετακίνηση τους σε ιατρικά κέντρα και χωρίς να τίθεται θέμα ιατρικής ασφάλισης. Το ζητούμενο είναι βελτίωση της ποιότητας ζωής του ασθενούς μέσω πρόσβασης σε ποιοτικές υπηρεσίες υγείας χωρίς τη συνεχή αύξηση του κόστους που συνοδεύει κάθε τεχνολογική πρόοδο στον τομέα της Υγείας. Ο ασθενής από τις απομακρυσμένες περιοχές θα παρακολουθείται από εξειδικευμένο προσωπικό και θα μεταβαίνει στο νοσοκομείο μόνο σε πολύ έκτακτες περιπτώσεις οι οποίες βέβαια λόγω της συνεχούς παρακολούθησης των βιοσημάτων του ασθενούς είναι πολύ πιθανό να μπορούν να προβλεφθούν και να αντιμετωπιστούν άμεσα. Εκτός από τον ασθενή, ευνοούνται και οι ίδιοι οι φορείς Υγείας, καθώς με αποσυμφόρηση των νοσοκομείων από ασθενείς που δε χρειάζεται πλέον η παραμονή τους εκεί για την άμεση παρακολούθησή τους, τα νοσοκομεία και οι ιατρικές εγκαταστάσεις λειτουργούν καλύτερα, ενώ ταυτόχρονα οι γιατροί καλούνται να αποκτούν συνέχεια νέες γνώσεις, σε επίπεδο περίθαλψης ή ακόμα και νέων τεχνολογιών, αποκτώντας έτσι πολύτιμη πείρα, εξειδίκευση και συνεχή εκπαίδευση. Όπως μπορεί εύκολα να διαπιστώσει κανείς, εκτός από τις υπόλοιπες εφαρμογές των ιατρικών εμφυτευμένων κεραιών, η παροχή ίδιας ποιότητας ιατρικής περίθαλψης σε όσο το δυνατόν περισσότερους ασθενείς, είναι ιδιαίτερα ενδιαφέρουσα και ελπιδοφόρα [61][62].

8.3.6 Το κοχλιακό εμφύτευμα

Ένα κοχλιακό εμφύτευμα είναι μία ηλεκτρονική συσκευή ειδικά κατασκευασμένη για να βοηθά άτομα με σοβαρά προβλήματα ακοής [63]. Αποτελείται από δύο κύρια μέρη: από ένα εσωτερικό εμφυτευμένο μέρος και ένα εξωτερικό μέρος το οποίο καλείται επεξεργαστής λόγου. Ο επεξεργαστής λόγου φοριέται διακριτικά στο πίσω μέρος του αυτιού. Οι ήχοι συλλέγονται από ένα μικρόφωνο και μετατρέπονται σε ηλεκτρικό σήμα, το οποίο μεταφέρεται στον επεξεργαστή λόγου όπου και κωδικοποιείται σε ένα ειδικό μοτίβο ηλεκτρικών παλμών. Αυτοί οι παλμοί στέλνονται στο πηνίο και στη συνέχεια μεταδίδονται μέσω του δέρματος στο εμφύτευμα. Το εμφύτευμα, με τη σειρά του, στέλνει ένα μοτίβο από ηλεκτρικούς παλμούς στα ηλεκτρόδια που είναι τοποθετημένα στον κοχλία του αυτιού μέσω χειρουργικής επέμβασης, τα οποία διεγείρουν το ακουστικό νεύρο. Το ακουστικό νεύρο συλλέγει αυτούς τους ηλεκτρικούς παλμούς και τους στέλνει στον εγκέφαλο. Ο εγκέφαλος, τέλος, αναγνωρίζει αυτά τα σήματα ως ήχους. Οι περισσότεροι κατασκευαστές κοχλιακών εμφυτευμάτων χρησιμοποιούν μία διαδερμική σύνδεση με ένα εξωτερικό και ένα εμφυτευμένο πηνίο για να επιτευχθεί η ζεύξη ραδιοσυχνότητας.



Εικόνα 8.9: Αρχή λειτουργίας ενός κοχλιακού εμφυτεύματος (1) μικρόφωνο, (2) επεξεργαστής λόγου, (3) πηνίο, (4) εμφύτευμα, (5) ακουστικό νεύρο, (6) εγκέφαλος [64].

Τα μειονεκτήματα της συγκεκριμένης συσκευής, η οποία χρησιμοποιεί το πηνίο για επαγωγική μετάδοση στον δέκτη, είναι η υψηλή κατανάλωση ισχύος, το μέγεθος της συσκευής και οπτικοί λόγοι. Από την άλλη μεριά η ζεύξη ραδιοσυχνοτήτων χρησιμοποιείται επίσης για την παροχή της απαραίτητης ισχύος γεγονός που έχει σαν αποτέλεσμα να μην είναι απαραίτητη η χρήση κάποιας εμφυτευμένης μπαταρίας [65].

Τα κοχλιακά εμφυτεύματα διαφέρουν στον τρόπο με τον οποίο επεξεργάζονται τον ήχο και στον τρόπο με τον οποίο μεταφέρουν τους ηλεκτρικούς παλμούς στο ακουστικό νεύρο. Υπάρχουν δύο διαφορετικοί τρόποι με τους οποίους κωδικοποιείται η πληροφορία του ήχου. Ο πρώτος τρόπος είναι η αναλογική κωδικοποίηση, η οποία περιλαμβάνει συνεχή κωδικοποίηση του ηχητικού σήματος με επακόλουθη μεταφορά στον αποδέκτη σε πολλαπλά κανάλια ραδιοσυχνοτήτων. Τα ηλεκτρόδια είναι συνεχώς διεγερμένα. Ο δεύτερος τρόπος είναι η ψηφιακή κωδικοποίηση, η οποία απαιτεί δειγματοληψία στη κυματομορφή του ήχου και εκχώρηση των δειγμάτων αυτών ως bit πληροφορίας. Τα bit αυτά στη συνέχεια μεταφέρονται στον αποδέκτη όπου και αποκωδικοποιούνται. Τα ηλεκτρόδια σε αυτήν την περίπτωση διεγείρονται με έναν μοναδιαίο παλμό. Καμία από τις δύο προσεγγίσεις δε φαίνεται να είναι αποτελεσματική για όλους τους χρήστες εμφυτευμάτων. Γι' αυτό συνήθως συνδυάζονται οι δύο αυτοί τρόποι κωδικοποίησης της πληροφορίας.

Τα κοχλιακά εμφυτεύματα μπορούν επίσης να διαχωριστούν και ως προς τη χρήση ενός ή πολλαπλών ηλεκτροδίων και ως προς τη μονοπολική ή διπολική διέγερση των ηλεκτροδίων. Ο αριθμός των ηλεκτροδίων που είναι διεγερμένα με διαφορετικά ηλεκτρικά ερεθίσματα καθορίζει τον αριθμό των καναλιών που θα χρησιμοποιηθούν. Με άλλα λόγια, ένα εμφύτευμα μπορεί να διαθέτει πολλαπλά ηλεκτρόδια εάν όμως η ίδια πληροφορία παρουσιάζεται σε όλα τα ηλεκτρόδια την ίδια στιγμή τότε το εμφύτευμα λειτουργεί ως ένα σύστημα ενός καναλιού. Σε

αντίθετη περίπτωση, συσκευές πολλαπλών καναλιών παρέχουν διαφορετικές πληροφορίες σε αρκετά ηλεκτρόδια ή σε μία ομάδα ηλεκτροδίων. Τα πρώτα εμφυτεύματα διέθεταν ένα μόνο ηλεκτρόδιο (άρα και ένα μόνο ένα κανάλι), ενώ οι τρέχουσες τεχνολογικές εξελίξεις οδήγησαν στην ανάπτυξη εμφυτευμάτων με πολλαπλά ηλεκτρόδια (22 στον αριθμό) και πολλαπλά κανάλια (συνήθως 4-8). Επειδή υπάρχουν περισσότερα ηλεκτρόδια τα πολλαπλά κανάλια μπορούν να περιοριστούν στην περιοχή του κοχλίου όπου εμφανίζεται η μεγαλύτερη ανταπόκρισή τους στους ήχους, και τα ρεύματα διασποράς που διεγείρουν γειτονικές δομές μπορούν να μεταστραφούν.

Τα κοχλιακά εμφυτεύματα δέχονται είτε μονοπολική ή διπολική διέγερση. Σε ένα μονοπολικό σύστημα υπάρχει μόνο ένα ηλεκτρόδιο γείωσης για όλα τα υπόλοιπα. Ένα ηλεκτρικό πεδίο δημιουργείται από το διεγερμένο ηλεκτρόδιο και το ηλεκτρόδιο γείωσης. Μία διπολική διάταξη είναι αυτή στην οποία το ηλεκτρόδιο γείωσης για κάθε ηλεκτρόδιο είναι το γειτονικό του ή έστω πολύ κοντά στο διεγερμένο. Κατά την μονοπολική διέγερση εμφανίζονται κάποιοι περιρισμοί στην ανάπτυξη του ηλεκτρικού πεδίου. Αυτό συμβαίνει επειδή καθώς περισσότερα του ενός ηλεκτρόδια αρχίζουν να διεγείρονται δημιουργούνται αντίστοιχα ηλεκτρικά πεδία τα οποία παρεμβαίνουν στο αρχικό πεδίο. Έτσι, γίνεται δυσκολότερη η διέγερση περισσότερων από ένα ηλεκτρόδιο τη φορά ή ηλεκτροδίων που είναι γειτονικά. Για να περιοριστούν αυτές οι αλληλεπιδράσεις των ηλεκτρικών πεδίων που προκαλούνται στη μονοπολική διέγερση χρησιμοποιείται η διπολική διέγερση [66].

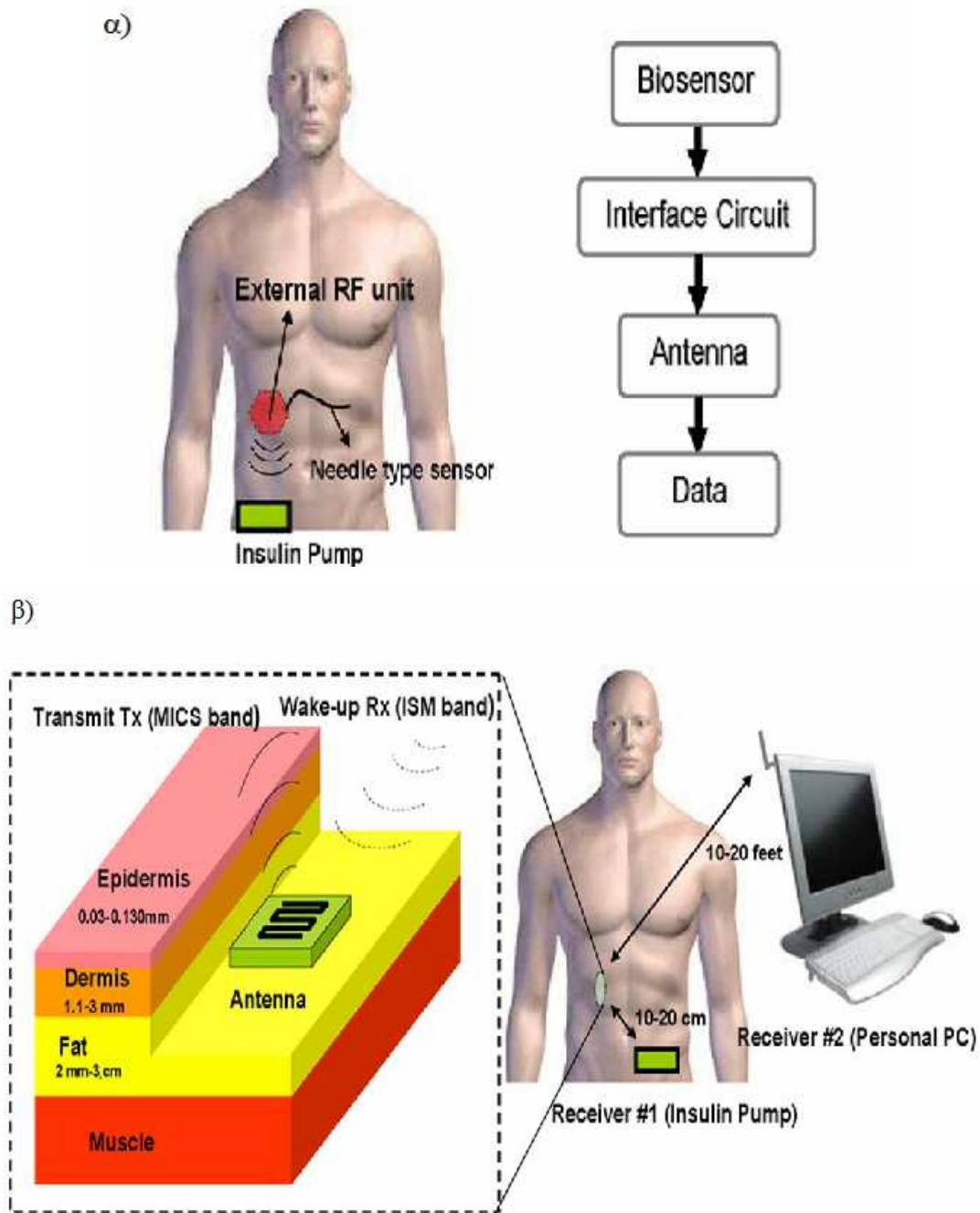
8.3.7 Μετρητής επιπέδου της γλυκόζης στο αίμα

Ένα υβριδικό σύστημα το οποίο συνδυάζει τις ραδιοσυχνότητες και την τεχνολογία των βιοαισθητήρων είναι το κλειδί για την ανάπτυξη της καινούριας γενιάς συστημάτων που παρακολουθούν τα επίπεδα της γλυκόζης στο αίμα έτσι ώστε να βελτιωθεί η ζωή των διαβητικών ανθρώπων. Τα τελευταία χρόνια έχει γίνει αξιοσημείωτη πρόοδος στην ανάπτυξη εμφυτεύσιμων αισθητήρων, οι οποίοι θα παρακολουθούν συνεχώς τα επίπεδα της γλυκόζης. Η λειτουργία των αισθητήρων αυτών βασίζεται στο μεσοκυττάριο υγρό που βρίσκεται σε ένα από τα υποστρώματα της επιδερμίδας για να μετρηθούν τα επίπεδα της μεσοκυττάριας γλυκόζης. Ο εμφυτευμένος αισθητήρας θα πρέπει να επικοινωνεί με τον ιατρικό εξοπλισμό που βρίσκεται εκτός του ανθρώπινου σώματος. Γι' αυτό το λόγο τοποθετείται στον αισθητήρα μία κεραία.

Τα τρέχοντα συστήματα συνεχούς παρακολούθησης της γλυκόζης χρησιμοποιούν έναν υποδόριο βιοαισθητήρα, ο οποίος είναι συνδεδεμένος με έναν πομπό ραδιοσυχνότητας έξω από το σώμα του ασθενούς [67]. Υπάρχουν σοβαρά θέματα που πρέπει να εξεταστούν περαιτέρω, που σχετίζονται με τα συστήματα αυτά, κάποια από αυτά είναι ότι ο αισθητήρας της γλυκόζης χρειάζεται αντικατάσταση κάθε 2-3 μέρες, η μονάδα των ραδιοσυχνοτήτων είναι ογκώδης με

αποτέλεσμα να προκαλεί δυσφορία στον ασθενή, ο οποίος φοράει ήδη και μία αντλία ινσουλίνης, επίσης η μονάδα ραδιοσυχνότητας απαιτεί συνεχή τροφοδότηση και συνεπώς συχνή αντικατάσταση της μπαταρίας της και τέλος, ο αισθητήρας έχει μεγάλο χρόνο απόκρισης (3-5 λεπτά). Από την άλλη μεριά, έχουν αρχίσει σιγά σιγά να αναπτύσσονται μικρές, πλήρως εμφυτεύσιμες, συσκευές συνεχούς παρακολούθησης της γλυκόζης. Αυτές οι συσκευές συνδυάζουν έναν βιοαισθητήρα και ένα κύκλωμα διεπιφάνειας με μία κεραία. Το κύκλωμα διεπιφάνειας επεξεργάζεται τα δεδομένα που λαμβάνει από τον βιοαισθητήρα και μεταδίδει συναφή αποτελέσματα μέσω της κεραίας είτε σε μία εξωτερική φορητή συσκευή ή σε έναν κοντινό υπολογιστή. Το κύκλωμα διεπιφάνειας περιλαμβάνει έναν πομποδέκτη, έναν μικροεπεξεργαστή, μία τροφοδοσία, τελεστικούς ενισχυτές, και διάφορους διακόπτες [68]. Από τη στιγμή που όλα τα συστατικά στοιχεία που αναφέρθηκαν προηγουμένως είναι ιδιαίτερος μικρά σε μέγεθος, αυτό θα έχει σαν αποτέλεσμα οι κεραίες που χρησιμοποιούνται στα συστήματα αυτά να είναι ομοίως όσο το δυνατόν μικρότερες σε μέγεθος, έτσι ώστε να μειωθεί το συνολικό μέγεθος του εμφυτεύματος.

Έχουν γίνει αρκετές μελέτες που αφορούν το κατάλληλο είδος κεραίας μικροταινίας που πρέπει να χρησιμοποιηθεί στη συγκεκριμένη συσκευή συμπεριλαμβανομένων των κεραίων σε σχήμα σπирαλ και ελικοειδές που λειτουργούν στη συχνότητα MICS. Αν και οι κεραίες μικροταινίας είναι σχετικά εύκολες να σχεδιαστούν και να κατασκευαστούν, οι πιο παραδοσιακές σχεδιαστικές τεχνικές για λειτουργία σε χαμηλές συχνότητες έχουν στενό εύρος ζώνης και σημαντικό όγκο. Χρησιμοποιήθηκαν αρκετές μέθοδοι για να μειωθεί το μέγεθος των κεραίων αυτών. Μία από αυτές είναι η τοποθέτηση ενός μηχανισμού βραχυκύκλωσης από την κορυφή της κεραίας μέχρι τη γείωση. Αυτή η διαδικασία τυπικά παράγει την ίδια απόκριση συχνότητας με μέγεθος κεραίας μειωμένο κατά το ήμισυ σε σχέση με την ίδια κεραία χωρίς το μηχανισμό [69-71]. Προσθέτοντας ένα επίστρωμα υψηλής σχετικής επιτρεπτότητας είναι ακόμη μία τεχνική με την οποία το εύρος ζώνης της κεραίας και το κέρδος της βελτιώνονται. Η τοποθέτηση του πειστρώματος μειώνει τη συχνότητα συντονισμού και την αντίσταση συντονισμού καθώς επίσης βελτιώνει την εμπέδηση εύρους ζώνης της κεραίας. Η σχεδίαση διπλής ζώνης (dual-band) επιτρέπει στο εμφύτευμα να μπαίνει σε κατάσταση αναμονής όταν δεν χρησιμοποιείται με αποτέλεσμα να αυξάνεται η διάρκεια ζωής του και μειώνεται αισθητά η κατανάλωση ισχύος. Το είδος αυτό της κεραίας μπορεί να χρησιμοποιηθεί και σε άλλες εφαρμογές τηλεμετρίας [72].



Εικόνα 8.10: α) Τρέχον σύστημα συνεχούς καταγραφής της γλυκόζης β) Εμφυτεύσιμο σύστημα ραδιοσυχνότητας [73].

8.3.8 Συστήματα διανομής φαρμάκων

Με την εξέλιξη της τεχνολογίας, έχουν ανακαλυφθεί μία σειρά νέων φαρμάκων για διάφορες ασθένειες, τα οποία διατηρούν πάντα τα ίδια επίπεδα συγκέντρωσης της θεραπευτικής ουσίας, γεγονός που αποτελεί πρόβλημα. Όταν χρησιμοποιούνται οι παραδοσιακοί τρόποι μεταφοράς φαρμάκων, εμφανίζονται κάποια πιθανά μειονεκτήματα που εμφανίζουν οι θεραπείες αυτές. Σε αυτά συγκαταλέγονται η υψηλή συγκέντρωση της θεραπευτικής ουσίας, η οποία

μπορεί να οδηγήσει σε τοξικότητα ή αντίθετα η χαμηλή συγκέντρωση της θεραπευτικής ουσίας η οποία μπορεί να οδηγήσει ακόμη και σε μη κατάλληλη απορρόφηση της θεραπευτικής ουσίας σε ορισμένες περιπτώσεις. Στο παρελθόν, ο μόνος τρόπος για να εξαλειφθούν τα παραπάνω προβλήματα ήταν η έγχυση στον ασθενή της θεραπευτικής ουσίας σε ενέσιμη μορφή. Για να εξαλειφθεί το πρόβλημα αυτό, άρχισε να ερευνάται η πιθανότητα κατασκευής ενός συστήματος ελεγχόμενης μεταφοράς φαρμάκων. Στη δεκαετία του '30 ο Danckwerts και οι συνάδελφοι του ερεύνησαν το ενδεχόμενο ενός εμφυτεύσιμου συστήματος το οποίο θα απελευθερώνει ελεγχόμενα τη θεραπευτική ουσία στο σώμα του ασθενούς [74]. Τα σημαντικότερα πλεονεκτήματα που παρουσιάζουν τα συστήματα διανομής φαρμάκων είναι η αυξημένη αποδοτικότητα και αποτελεσματικότητα τους. Ακόμη, μία μικρή δόση από τη θεραπευτική ουσία είναι αρκετή για τη θεραπεία κάποιων ασθενειών, ενώ λαμβάνοντας μικρή δόση μειώνονται και οι ανεπιθύμητες παρενέργειες που συνοδεύουν κάθε φάρμακο. Η θεραπευτική ουσία εγχύεται ακριβώς στο σημείο που παρουσιάζεται το πρόβλημα και η θεραπευτική διαδικασία για τον ασθενή είναι πολύ πιο άνετη σε σχέση με τις παραδοσιακές θεραπευτικές διαδικασίες. Τα συστήματα διανομής φαρμάκων παρέχουν συνεχόμενη διανομή της ίδιας ποσότητας φαρμακευτικής ουσίας για μεγάλο χρονικό διάστημα, από μερικές εβδομάδες μέχρι αρκετούς μήνες. Τα επίπεδα φαρμάκου στο πλάσμα διατηρούνται συνεχώς σε επιθυμητά επίπεδα για τη θεραπευτική διαδικασία. Οι επιβλαβείς παρενέργειες που προέρχονται από τη συστημική χορήγηση ενός φαρμάκου μπορεί να μειωθούν αισθητά ή ακόμη και να εξαφανιστούν εξαιτίας της τοπικής χορήγησης από ένα ελεγχόμενο σύστημα απελευθέρωσης φαρμάκου. Επειδή κατά τη θεραπευτική διαδικασία δεν είναι απαραίτητη η παρακολούθηση του ασθενούς από εξειδικευμένο ιατρικό προσωπικό, τα συστήματα αυτά μπορούν να χρησιμοποιηθούν και σε μη προνομιούχες περιοχές, όσο αφορά την ιατροφαρμακευτική περίθαλψη. Ακόμη, συνεχείς μικρές δόσεις από μία φαρμακευτική ουσία αποδεικνύονται να είναι λιγότερο οδυνηρές στους ασθενείς σε σχέση με πολλές μεγάλες δόσεις από την ίδια ουσία. Τέλος, αυτή η μέθοδος είναι λιγότερο ακριβή και πιο οικονομική όσο αφορά τη σπατάλη των φαρμάκων [75].

Τα εμφυτεύσιμα συστήματα διανομής φαρμάκων μπορούν να χωριστούν σε δύο κύριες κατηγορίες. Τα εμφυτεύματα φαρμάκων και τις εμφυτεύσιμες αντλίες που περιέχουν τις φαρμακευτικές ουσίες. Η πρώτη κατηγορία χρησιμοποιεί διάφορους τύπους πολυμερών και πολυμερικών μεμβρανών για να ελέγξει την απελευθέρωση των φαρμακευτικών ουσιών από τα συστήματα διανομής [74]. Η πρώτη ομάδα των εμφυτευμάτων αυτών μπορεί να χωριστεί ακόμη σε δύο μικρότερες υποκατηγορίες, τα βιοδιασπώμενα και τα μη βιοδιασπώμενα συστήματα. Η δεύτερη κύρια κατηγορία αποτελείται από μηχανικά εμφυτεύματα τύπου αντλίας τα οποία χρησιμοποιούν μία αντλία για τον έλεγχο της απελευθέρωσης του φαρμάκου.

Πολλές διαφορετικές φαρμακευτικές ουσίες απαιτούν εξωτερικό έλεγχο του ρυθμού έγχυσης του φαρμακού και της ποσότητας που εγχύεται. Αυτός ο έλεγχος δεν μπορεί να γίνει όταν χρησιμοποιούνται βιοδιασπώμενα και μη βιοδιασπώμενα συστήματα. Τα συστήματα αντλίας έχουν χρησιμοποιηθεί για να παρέχουν τον απαραίτητο έλεγχο όποτε χρειάζεται. Με την εξέλιξη της μικροτεχνολογίας, δημιουργήθηκαν συστήματα αντλίας αρκετά μικρά ώστε να εμφυτευθούν υποδόρια με σκοπό τη διανομή φαρμάκων. Με αυτόν τον τρόπο ο ασθενής διατηρεί τον έλεγχο της απελευθέρωσης φαρμάκων χωρίς να υπάρχει η ανάγκη για ένα εξωτερικό σύστημα αντλίας.

Υπάρχουν πέντε διαφορετικοί τύποι συστημάτων αντλίας, οι αντλίες έγχυσης, οι περισταλτικές αντλίες, οι οσμωτικές αντλίες, οι αντλίες θετικής μετατόπισης και οι ελεγχόμενης απελευθέρωσης μικροαντλίες [76]. Οι περισταλτικές αντλίες είναι περιστροφικοί σωληνοειδείς δίσκοι οι οποίοι χρησιμοποιούν συνήθως μία εξωτερική πηγή ρεύματος που συνήθως είναι μία μπαταρία [74]. Στα περισταλτικά συστήματα, η φαρμακευτική ουσία εγχέεται δια μέσου μίας σύριγγας στο εμφύτευμα και μπορεί να χρησιμοποιηθεί για αρκετά χρόνια, όσο διαρκεί το σύστημα παραγωγής ισχύος της, δηλαδή η μπαταρία. Ο ρυθμός χορήγησης της φαρμακευτικής ουσίας ελέγχεται από ένα εξωτερικό απομακρυσμένο σύστημα ελέγχου. Η επικοινωνία του εμφυτεύματος και του συστήματος ελέγχου γίνεται δια μέσου μίας κεραίας η οποία είναι τοποθετημένη στην συσκευή. Ένα μειονέκτημα που παρουσιάζει η συσκευή αυτή είναι το υψηλό κόστος κατασκευής της [77].

8.3.9 Σύστημα παθητικού αναμεταδότη για ιατρικές εφαρμογές

Ιατρικές μελέτες έχουν δείξει ότι για τη θεραπεία των καρδιοαγγειακών ασθενειών παίζει σημαντικό ρόλο η συνεχής παρακολούθηση των φυσιολογικών παραμέτρων του ασθενούς, όπως είναι η πίεση του αίματος και η θερμοκρασία του. Η χρήση παθητικών συστημάτων αναμετάδοσης, παθητικά ονομάζονται επειδή δεν είναι απαραίτητη η χρήση κάποιας μπαταρίας για να λειτουργήσουν, αποτελεί πολύ σημαντική εφαρμογή για την αντιμετώπιση αυτών των ασθενειών. Ο αναγνώστης τοποθετείται έξω από το σώμα. Και εκπέμπει ένα μαγνητικό πεδίο το οποίο παρέχει την απαραίτητη ισχύ στον αναμεταδότη για να λειτουργήσει. Οι πληροφορίες μεταδίδονται από τον αναμεταδότη στον αναγνώστη.

Η τοποθέτηση κατάλληλου μεγέθους κεραίας ποικίλλει ανάλογα με την εφαρμογή για την οποία χρησιμοποιείται ο αναμεταδότης. Για παράδειγμα, για την εμφύτευση ενός καθετήρα μία κεραία με σήμα πολύ λεπτού κυλίνδρου και μεγέθους μόλις λίγα mm είναι αρκετή. Οι αναμεταδότες που χρησιμοποιούν επιπλέον αισθητήρες καταναλώνουν μεγαλύτερη ποσότητα ισχύος από αυτή των απλών αναμεταδοτών. Επίσης, η απόσταση μεταξύ του αναγνώστη και του αναμεταδότη πρέπει να ληφθεί υπόψη κατά το σχεδιασμό του τελευταίου, με αυτόν τον τρόπο η

συσκευή αυτή θα είναι κατάλληλη και για παχύσαρκα ασθενής. Η μετάδοση των πληροφοριών θα πρέπει να είναι δυνατή πέρα από την απαιτούμενη αντίσταση και με τον απαραίτητο ρυθμό μετάδοσης δεδομένων. Για να είναι μία ιατρική διάγνωση αξιόπιστη, η μετάδοση θα πρέπει να περιλαμβάνει πληροφορίες σχετικές την εξέλιξη της πίεσης των καρδιακών παλμών.

Στα συστήματα αναμετάδοσης το εύρος της ενέργειας και των δεδομένων μπορούν να διαχωριστούν. Το εύρος της ενέργειας χαρακτηρίζει τη μέγιστη απόσταση από τον αναγνώστη, όπου ο αναμεταδότης μπορεί να λειτουργήσει. Επίσης, το εύρος ανάγνωσης χαρακτηρίζει τη μέγιστη απόσταση από τον αναμεταδότη, όπου ο αναγνώστης μπορεί να λάβει τις απαραίτητες πληροφορίες. Τα συστήματα αναμετάδοσης παρουσιάζουν το μειονέκτημα ότι το εύρος ανάγνωσης είναι πολύ μικρότερο από το εύρος ενέργειας. Γι' αυτό το λόγο, το επιθυμητό εύρος ενέργειας και δεδομένων δε θα πρέπει να είναι μικρότερο από 40cm.

Κάποιες αρχικές μελέτες έχουν δείξει, ένας αισθητήρας αναμετάδοσης και η κεραία που είναι συνδεδεμένη με αυτόν, παρουσιάζουν μέγιστο εύρος ενέργειας και πληροφοριών 40cm. Γι' αυτό το λόγο, οι κεραίες που χρησιμοποιούνται σε αυτά τα συστήματα θα πρέπει να βελτιστοποιηθούν. Η μετάδοση των πληροφοριών, εξαρτάται επίσης από τη φυσιολογία του ανθρώπινου σώματος και τις απώλειες που παρουσιάζει η κεραία [78]. Γι' αυτό το σκοπό περαιτέρω μελέτη πρέπει να γίνει στον τρόπο με τον οποίο τα εμπόδια αυτά θα ξεπεραστούν και το εύρος ανάγνωσης θα αυξηθεί ακόμη περισσότερο.

8.4 Ασφάλεια και προστασία των ιατρικών δεδομένων για τις εμφυτεύσιμες ιατρικές συσκευές

Οι εμφυτεύσιμες ιατρικές συσκευές απεικονίζουν και θεραπεύουν καταστάσεις που αφορούν τη φυσιολογία του ανθρώπινου οργανισμού μέσα στο σώμα. Αυτές οι συσκευές, συμπεριλαμβανομένων των βηματοδοτών, των εμφυτεύσιμων καρδιακών απινιδωτών, τα συστήματα διανομής φαρμάκων και των νευροπροσομοιωτών, μπορούν να βοηθήσουν στην αντιμετώπιση μίας σειράς παθήσεων, όπως είναι η καρδιακή αρρυθμία, ο σακχαρώδης διαβήτης και η νόσος του Πάρκινσον.

Ανεξάρτητα από την πρόοδο που έχει συντελεστεί στην σχεδίαση των εμφυτεύσιμων αυτών ιατρικών συσκευών, η έρευνα που έχει συντελεστεί πάνω στον τομέα της ασφάλειας και της προστασίας των ιατρικών δεδομένων είναι ακόμη περιορισμένη. Θα πρέπει να εξισορροπηθεί η ασφάλεια και η προστασία των ιατρικών δεδομένων με την ασφάλεια και την αποτελεσματικότητα των εμφυτεύσιμων ιατρικών συσκευών.

8.5 Κριτήρια αξιολόγησης για τις εμφυτεύσιμες ιατρικές συσκευές

Οι παραδοσιακοί σχεδιαστικοί στόχοι των εμφυτεύσιμων ιατρικών συσκευών περιλαμβάνουν την ασφάλεια της συσκευής για τους ασθενείς και την ικανότητα χρήσης της τόσο από το ιατρικό προσωπικό όσο και από τους ίδιους τους ασθενείς. Παρακάτω παρουσιάζονται κάποια χαρακτηριστικά των εμφυτεύσιμων ιατρικών συσκευών τα οποία έρχονται σε αντίθεση με την ασφάλεια και την προστασία των ιατρικών δεδομένων.

Η πρόσβαση στα ιατρικά δεδομένα θα πρέπει να είναι διαθέσιμη στους αρμόδιους φορείς. Για παράδειγμα, οι εμφυτεύσιμες ιατρικές συσκευές θα πρέπει να καταγράφουν και να παρουσιάζουν τις μετρηθείσες τιμές κάποιων φυσιολογικών παραμέτρων στους γιατρούς ή ακόμη και στους ίδιους τους ασθενείς. Επίσης, σε καταστάσεις έκτακτης ανάγκης οι συσκευές αυτές εκτός από τις μετρηθείσες τιμές των φυσιολογικών παραμέτρων του σώματος του ασθενούς θα μπορούν να παρουσιάζουν στο ιατρικό προσωπικό το ιστορικό του ασθενούς, συμπεριλαμβανομένων των αλλεργιών του και της φαρμακευτικής αγωγής που ακολουθεί.

Η ακρίβεια των μετρηθέντων και αποθηκευμένων δεδομένων στις εμφυτεύσιμες ιατρικές συσκευές είναι απαραίτητη. Όταν οι συσκευές αυτές χρησιμοποιούνται τόσο για παρακολούθηση όσο και για τη θεραπεία του ασθενούς, τα δεδομένα που λαμβάνονται θα πρέπει να περιλαμβάνουν εκτός από τις τιμές των παραμέτρων των γεγονότων που αφορούν τη φυσιολογία του ασθενούς και μία ένδειξη για το πότε τα γεγονότα αυτά συνέβησαν.

Ένας ακόμη κατασκευαστικός στόχος που πρέπει να ληφθεί σοβαρά υπόψη είναι η ταυτοποίηση κάθε ιατρικής συσκευής. Μία εμφυτεύσιμη ιατρική συσκευή θα πρέπει να μπορεί να ταυτοποιηθεί από τους αρμόδιους φορείς. Ένας ιατρός θα πρέπει να είναι ενήμερος εάν υπάρχει κάποια εμφυτευμένη ιατρική συσκευή στον ασθενή του. Για παράδειγμα, ένας εμφυτευμένος καρδιακός απινιδωτής θα πρέπει να απενεργοποιηθεί πριν το χειρουργείο.

Η παραμετροποίηση των εμφυτεύσιμων ιατρικών συσκευών θα πρέπει να είναι δυνατή από όλους τους αρμόδιους φορείς. Για παράδειγμα, οι γιατροί θα πρέπει να είναι σε θέση να επιλέγουν ποιες θεραπευτικές ουσίες θα μεταφερθούν στον ασθενή και οι ασθενείς με συσκευές όπως είναι οι ανοιχτού βρόχου αντλίες ινσουλίνης θα πρέπει να είναι σε θέση ελέγχουν μερικώς τις ρυθμίσεις της συσκευής.

Οι αρμόδιοι φορείς θα πρέπει να είναι σε θέση να αναβαθμίζουν τα τυποποιημένα προγράμματα και τις εφαρμογές των εμφυτεύσιμων ιατρικών συσκευών. Οι αναβαθμίσεις αυτές θα πρέπει να γίνονται χωρίς τη φυσική εξαγωγή των συσκευών καθώς αυτό μπορεί να οδηγήσει σε σοβαρές μολύνσεις [50].

Ο συντονισμός διαφορετικών εμφυτευμένων συσκευών είναι ένα επιθυμητό, ακόμη, χαρακτηριστικό. Έχουν, βέβαια, κατασκευαστεί κάποιες συσκευές με περιορισμένη δυνατότητα ενδοεπικοινωνίας αλλά οι μελλοντικές εμφυτεύσιμες ιατρικές συσκευές θα περιλαμβάνουν

ακόμη πιο εξελιγμένες συντονισμένες δραστηριότητες [79]. Για παράδειγμα, ένα μελλοντικό σύστημα κλειστού βρόχου διανομής ινσουλίνης θα προσαρμόζει αυτόματα τις ρυθμίσεις της αντλίας ινουλίνης με βάση τις συνεχείς ενδείξεις που θα λαμβάνονται από τη συσκευή καταγραφής της γλυκόζης.

Η εμφυτεύσιμη ιατρική συσκευή θα πρέπει να είναι ελέγξιμη. Σε περίπτωση κάποιου σφάλματος της συσκευής ο κατασκευαστής θα πρέπει να μπορεί να ελέγχει το ιστορικό λειτουργίας της συσκευής. Τα δεδομένα τα οποία είναι απαραίτητα για τον έλεγχο μπορεί να διαφέρουν από τις ενδείξεις που είναι όρατες στο ιατρικό προσωπικό και στους ασθενείς.

Η αποτελεσματική χρήση των πόρων της συσκευής είναι ακόμη ένα ζητούμενο για το σχεδιασμό των εμφυτεύσιμων ιατρικών συσκευών. Για να μεγιστοποιηθεί ο χρόνος ζωής της συσκευής θα πρέπει να μειωθεί η κατανάλωση ισχύος της. Επίσης, το λογισμικό των συσκευών αυτών θα πρέπει να ελαχιστοποιεί τις απαιτήσεις που αφορούν την αποθήκευση δεδομένων.

8.6 Ασφάλεια του ιατρικού απορρήτου

Οι προκλήσεις που εμφανίζονται από την εξισορρόπηση της διασφάλισης του ιατρικού απορρήτου με την ασφάλεια και την αποτελεσματικότητα της συσκευής είναι μοναδικές. Είναι, λοιπόν, εξίσου σημαντικό τα ιατρικά δεδομένα του κάθε ασθενούς να είναι διασφαλισμένα όταν αποθηκεύονται σε έναν απομακρυσμένο σερβερ.

Η σχεδίαση μίας ασφαλούς εμφυτεύσιμης ιατρικής συσκευής περιστρέφεται γύρω από την άδεια χρήσης της συσκευής αυτής. Υπάρχουν διαφορετικές κατηγορίες άδειας χρήσης. Οι πιο σημαντικές από τις οποίες είναι η ατομική άδεια χρήσης, η άδεια χρήσης της συσκευής ανάλογα με την ειδικότητα και η άδεια ανάλογα με την επιλογή της ιατρικής συσκευής. Πιο συγκεκριμένα, η ατομική άδεια χρήσης αναφέρεται σε μία συγκεκριμένη ομάδα ανθρώπων που επιτελούν συγκεκριμένες εργασίες. Για παράδειγμα, στους ασθενείς ή σε κάποιους νοσηλευτές μπορούν τους δοθούν συγκεκριμένα δικαιώματα αφότου γίνει επαλήθευση της ταυτότητας τους. Η άδεια χρήσης ανάλογα με την ειδικότητα αναφέρεται σε έναν φορέα ο οποίος είναι εξουσιοδοτημένος να επιτελέσει διάφορες εργασίες με βάση την ειδικότητα του. Τέτοιοι φορείς θεωρούνται οι γιατροί, οι υπολογιστές στους οποίους συλλέγονται τα ιατρικά δεδομένα και ο κατασκευαστής της ιατρικής συσκευής. Τέλος, η άδεια χρήσης ανάλογα με την επιλογή της ιατρικής συσκευής αναφέρεται στις περιπτώσεις όπου ένα εξωτερικός φορέας επικοινωνεί με μία ή περισσότερες εμφυτευμένες ιατρικές συσκευές έτσι ώστε να διασφαλιστεί ότι η επικοινωνία γίνεται μεταξύ των σωστών συσκευών. Η άδεια χρήσης και η εξακρίβωση της ταυτότητας για μία εμφυτεύσιμη ιατρική συσκευή θα πρέπει να προσαρμόζεται ανάλογα με τις περιστάσεις. Για παράδειγμα, η συσκευή σε περίπτωση έκτακτης ανάγκης μπορεί να μη χρειάζεται να δοθεί ειδική εξουσιοδότηση για τη χρήση της, αφού ο ασθενής θα υποφέρει λιγότερο αν υπάρχει

τουλάχιστον η ελάχιστη παρέμβαση από κάποιο άτομο μη εξουσιοδοτημένο παρά καθόλου παρέμβαση.

Οι αλλαγές στο λογισμικό και στις ρυθμίσεις της συσκευής θα πρέπει να γίνονται μόνο από τους αρμόδιους φορείς. Κατά τη σχεδίαση, λοιπόν, της εμφυτεύσιμης ιατρικής συσκευής θα πρέπει να τοποθετούνται κάποιοι περιορισμοί στις ρυθμίσεις που είναι διαθέσιμες στον ασθενή να τις επεξεργαστεί έτσι ώστε να μην βλάψει τον εαυτό του είτε ακούσια ή εκούσια. Για παράδειγμα, οι ασθενείς δε πρέπει να είναι σε θέση να αυξάνουν την ποσότητα μορφίνης που μεταφέρεται από μία εμφυτευμένη αντλία. Ομοίως, το ιατρικό προσωπικό και κυρίως οι γιατροί θα πρέπει να έχουν πρόσβαση στις περισσότερες ρυθμίσεις της εμφυτεύσιμης συσκευής αλλά όχι απεριόριστη πρόσβαση κυρίως στις αλλαγές που αφορούν το λογισμικό της συσκευής. Οι εμφυτεύσιμες ιατρικές συσκευές θα πρέπει να αποδέχονται μόνο εξουσιοδοτημένες ενημερώσεις των τυποποιημένων προγραμμάτων.

Η προστασία του απορρήτου όσο αφορά την ύπαρξη μίας εμφυτεύσιμης ιατρικής συσκευής είναι ιδιαίτερα σημαντικό γνώρισμα που αφορά την ασφάλεια του ιατρικού απορρήτου γενικότερα. Ένα μη εξουσιοδοτημένο μέλος δε θα πρέπει να είναι ικανό να αναγνωρίζει εάν και πόσες εμφυτεύσιμες συσκευές διαθέτει ένας ασθενής επειδή μπορεί να θέλησει να πουλήσει κάποιες από αυτές τις συσκευές ή όταν πρόκειται για στρατιωτικό προσωπικό σε περίοδο πολέμου να τις αφαιρέσει από τον εχθρό.

Ακόμη, βέβαια, και αν φανερωθεί η ύπαρξη των συσκευών αυτών δε θα πρέπει να φανερωθεί ο τύπος τους, δηλαδή ο σκοπός για τον οποίο χρησιμοποιούνται οι συσκευές αυτές, κυρίως για να προστατευθούν οι ασθενείς από το κοινωνικό στίγμα που τους ακολουθεί λόγω της κατάστασής τους.

Κάθε εμφυτεύσιμη ιατρική συσκευή θα πρέπει να διαθέτει έναν προσωπικό κωδικό ασφαλείας ώστε να μην μπορεί να ανιχνευθεί ασύρματα από άλλους. Παρόμοια τεχνική, με χρήση αναγνωριστικών κλειδιών, χρησιμοποιείται ακόμη και στους εμπορικούς υπολογιστές ώστε να διασφαλιστεί το απορρήτο που αφορά την τοποθεσία του κάθε υπολογιστή.

Όσο αφορά τις μετρήσεις που λαμβάνονται από τις εμφυτεύσιμες ιατρικές συσκευές, ομοίως κάποιος μη εξουσιοδοτημένος φορέας δε θα πρέπει να είναι σε θέση να λαμβάνει πληροφορίες σχετικά με αυτές τις πληροφορίες καθώς επίσης και τις πληροφορίες που είναι ήδη αποθηκευμένες στην ιατρική συσκευή.

Πιθανή υποκλοπή των προσωπικών στοιχείων του ασθενή, που αφορούν το όνομά του, το ιατρικό ιστορικό του ή τις λεπτομερείς διαγνώσεις της ασθένειάς του από μη εξουσιοδοτημένους φορείς είναι μη αποδεκτή. Ακόμη, δε θα πρέπει να γίνονται οποιεσδήποτε αλλαγές σε γεγονότα σχετικά με τη φυσιολογία του ασθενούς, ούτε να διαγράφονται παλαιότερα γεγονότα αλλά ούτε να εισάγονται νέα που δεν αναφέρονται στον ίδιο ασθενή.

Αξίζει σε αυτό το σημείο να αναφερθούν οι τύποι των μη εξουσιοδοτημένων φορέων που μπορεί να παρεμβληθούν στις ασύρματες ζεύξεις μεταξύ των εμφυτεύσιμων ιατρικών συσκευών και να υποκλέψουν στοιχεία που αφορούν το ιατρικό απόρρητο του εκάστοτε ασθενούς καθώς επίσης και ο εξοπλισμός που χρησιμοποιούν. Οι παθητικοί μη εξουσιοδοτημένοι φορείς αφορούν κάποιες ομάδες οι οποίες τυχαία παρεμβάλλονται στις ασυρμάτες ζεύξεις που δημιουργούνται μεταξύ των εμφυτευμένων συσκευών ή μεταξύ της συσκευής και των αρμόδιων φορέων που τη διαχειρίζονται. Οι ενεργοί μη εξουσιοδοτημένοι φορείς μπορεί να παρεμβάλλονται στις ασύρματες επικοινωνιακές ζεύξεις με καθόλα νόμιμους τρόπους και να δημιουργούν σοβαρά προβλήματα στην ασύρματη επικοινωνία μεταξύ των συσκευών αυτών. Οι συντονισμένοι μη εξουσιοδοτημένοι φορείς αναφέρονται σε δύο ή περισσότερους φορείς οι οποίοι συντονίζουν τις δραστηριότητές τους για να υποκλέψουν τις πληροφορίες που επιθυμούν. Για παράδειγμα, ένας φορέας μπορεί να βρίσκεται δίπλα στον ασθενή και ένας άλλος σε έναν υπολογιστή που συνδέεται με την εμφυτευμένη ιατρική συσκευή. Τέλος, πρόσωπα που κατέχουν εμπιστευτικές θέσεις μπορεί να ανήκουν στην παραπάνω κατηγορία. Τέτοια παραδείγματα μπορεί να είναι το ιατρικό προσωπικό, οι προγραμματιστές του λογισμικού της συσκευής ακόμη και οι ίδιοι οι ασθενείς. Ο εξοπλισμός που χρησιμοποιούν οι παραπάνω ομάδες μπορεί να είναι είτε ο βασικός εξοπλισμός που μπορεί να αγοραστεί από τα καταστήματα για επιβλαβής σκοπούς, όπως για παράδειγμα για να κλαπεί μία συσκευή προγραμματισμού για μία εμφυτεύσιμη ιατρική συσκευή από μία κλινική. Ή μπορεί να είναι ειδικός εξοπλισμός που κατασκευάζουν οι ίδιες αυτές ομάδες για να υποκλέψουν κάποιες πληροφορίες ή να παρεμβάλλουν θόρυβο κατά τη διάρκεια της επικοινωνιακής ζεύξης με αποτέλεσμα να δημιουργούνται μεγάλα προβλήματα στις επικοινωνίες των εμφυτευμένων ιατρικών συσκευών [50].

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 9

9. Συμπεράσματα

Το κεφάλαιο αυτό αποτελεί τον επίλογο της παρούσας μελέτης. Γίνεται ουσιαστικά μία ανασκόπηση όσων παρουσιάστηκαν στα προηγούμενα κεφάλαια, και παρουσιάζονται ορισμένα συμπεράσματα. Όπως αναφέρθηκε και στην Εισαγωγή, ένας από τους κύριους στόχους της παρούσας μελέτης ήταν να συνοψιστούν τα αποτελέσματα των πρόσφατων ερευνητικών δραστηριοτήτων στον τομέα των εμφυτευμένων κεραιών για ιατρικά ασύρματα επικοινωνικά δίκτυα.

Αρχικά, όσον αφορά το πειραματικό, ερευνητικό κομμάτι της εργασίας, θεωρείται πως οι εκλεπτυσμένες ιατρικές συσκευές θα εμφυτευθούν εντός του σώματος για ιατρική τηλεμετρία και δυναμικά, τηλεϊατρική. Για να εγκατασταθούν επαρκείς και αποτελεσματικές ασύρματες ζεύξεις με τέτοιου είδους συσκευές, είναι σημαντικό να δοθεί ιδιαίτερη προσοχή στο σχεδιασμό των κεραιών ώστε αυτές να είναι χαμηλής ισχύος, μικρές, ασφαλείς και ικανοποιητικού κόστους. Επισημάνθηκε το πώς προηγμένες ηλεκτρομαγνητικές αριθμητικές μέθοδοι μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να γίνει ο σχεδιασμός αυτός των κεραιών σε περιβάλλον που προσομοιάζει όσο το δυνατόν πιο ρεαλιστικά και πιστά το ανθρώπινο σώμα. Επίσης, παρουσιάστηκε ο τρόπος που τα απλοποιημένα μοντέλα μπορούν να βοηθήσουν επαρκώς στους αρχικούς σχεδιασμούς τέτοιων ιατρικών εμφυτευμένων κεραιών. Για να γίνει ο χαρακτηρισμός και η σχεδίαση των εμφυτευμένων κεραιών εντός του ανθρώπινου σώματος ή κεφαλιού για βιοϊατρικές ασύρματες επικοινωνίες, χρησιμοποιήθηκαν δύο αριθμητικές μεθοδολογίες, η Σφαιρική Δυαδική Συνάρτηση του Green (Spherical Dyadic Green's Function - DGF) και η Μέθοδος Πεπερασμένων Διαφορών στο Πεδίο του Χρόνου (Finite Difference Time Domain - FDTD). Για τη σφαιρική DGF, το ανθρώπινο κεφάλι προσεγγίστηκε απλουστευμένα ως μία απωλεστική σφαίρα που αποτελείται από διαφορετικά ηλεκτρικά στρώματα. Με την εισαγωγή της απειροστικής αποσύνθεσης του ρεύματος της κεραίας δίπολου και της περιστροφής του άξονα, οι γενικές εκφράσεις της Δυαδικής Συνάρτησης του Green για την εμφυτευμένη κεραία στο εσωτερικό της πολυστρωματικής σφαιρικής δομής, τροποποιούνται έτσι ώστε να πραγματοποιούν την σφαιρική έκφραση της DGF. Η αρχή διατήρησης της ενέργειας χρησιμοποιείται όχι μόνο για να κανονικοποιήσει την ισχύ που μεταφέρεται από την κεραία στη σφαιρική DGF, αλλά και για να επαληθεύσει τις προσομοιώσεις που προήλθαν από τη χρήση της DGF. Επιπλέον, τα αποτελέσματα των FDTD προσομοιώσεων συγκρίνονται με αυτά των

DGF προσομοιώσεων, με σκοπό να φανεί πόσο καλά αντιστοιχίζονται ή όχι τα αποτελέσματα των δύο ειδών προσομοιώσεων μεταξύ τους. Οι ηλεκτρικές αποδόσεις των απλών ενσύρματων κεραιών, όπως είναι οι κεραίες δίπολου και οι κεραίες βρόχου σε απλοποιημένα μοντέλα βιολογικού ιστού συγκρίνονται στην περιοχή του εγγύς πεδίου. Επειδή το μοντέλο του ιστού χαρακτηρίζεται από απώλειες, οι εντάσεις στο εγγύς πεδίο από τις κεραίες μειώνονται πιο γρήγορα από όταν οι κεραίες βρίσκονται στον εξωτερικό χώρο, και όχι στο εσωτερικό του μοντέλου. Είναι πολύ χρήσιμη η γνώση του ποια πεδιακή συνιστώσα είναι και η επικρατούσα στην περιοχή του εγγύς πεδίου ώστε να συζευχθεί η μέγιστη ενέργεια από τις κεραίες που εκπέμπουν. Οι επιδράσεις της αγωγίμης βάσης στις ενσύρματες κεραίες αναλύονται για να υπολογιστούν τα χαρακτηριστικά των διακυμάνσεων των εμφυτευμένων κεραιών που τοποθετούνται στις θέσεις των ενεργών ιατρικών συσκευών. Τα χαρακτηριστικά της κεραίας δίπολου που έχει εμφυτευθεί στο εσωτερικό του ανθρώπινου κεφαλιού αναλύονται με σύγκριση των αποτελεσμάτων των προσομοιώσεων της DGF και της FDTD. Οι κατανομές του εγγύς και του μακρινού πεδίου, όπως ελήφθησαν από τις δύο διαφορετικές προσομοιώσεις, είναι χρήσιμες όχι μόνο για την κατανόηση των ιδιοτήτων των εμφυτευμένων κεραιών και για την διεξαγωγή παραμετρικών μελετών, αλλά επίσης και για τον υπολογισμό του πόσο ακριβής είναι η DGF προσομοίωση στην παραγωγή των χαρακτηριστικών δεδομένων της κεραίας δίπολου στο εσωτερικό του ανθρώπινου κεφαλιού. Τα αποτελέσματα των FDTD προσομοιώσεων δείχνουν επιπροσθέτως ότι ο ώμος του ανθρώπου έχει μεγαλύτερη επιρροή στο πεδίο έξω από το κεφάλι παρά στο πεδίο εντός του κεφαλιού, όταν το δίπολο είναι τοποθετημένο στο κέντρο του κεφαλιού. Παρατηρούνται επίσης διαφορές στα διαγράμματα της οριζόντιας ακτινοβολίας ανάμεσα στη δομή χωρίς τον ώμο και στη δομή με τον ώμο. Ως αποτέλεσμα, προτείνεται ότι ένα μεγάλο τμήμα του ανθρώπινου σώματος (αυχέννας, ώμος κλπ) θα έπρεπε να περιληφθούν στη γεωμετρία της FDTD προσομοίωσης για να αποκτηθούν σωστές πεδιακές κατανομές εκτός του κεφαλιού όταν η κεραία λειτουργεί ζώνη συχνοτήτων MICS των 402-405 MHz. Τα χαρακτηριστικά εκπομπής των εμφυτευμένων κεραιών χαμηλής ισχύος που τοποθετούνται στην αριστερή πλευρά του θώρακα βελτιστοποιούνται με χρήση του ανατομικού μοντέλου του ανθρώπινου σώματος. Με βάση τις FDTD προσομοιώσεις, σχεδιάζονται σπειροειδείς κεραίες μικροταινίας και επίπεδες ανεστραμμένες κεραίες τύπου F (PIFA) στα 402-405 MHz, με βασική απαίτηση τη σωστή ένταξη τους στους περιβάλλοντες βιολογικούς ιστούς. Αν και τα διαγράμματα ακτινοβολίας είναι παρόμοια μεταξύ τους, η PIFA προσφέρει πλεονεκτήματα έναντι της κεραίας μικροταινίας, και συγκεκριμένα μικρότερες διαστάσεις και υψηλότερη επάρκεια εκπομπής κι ακτινοβολίας. Επιπροσθέτως, η μέγιστη διαθέσιμη ισχύς υπολογίζεται ώστε να εκτιμηθεί η απόδοση των επικοινωνιακών ζεύξεων ανάμεσα στις σχεδιασμένες κεραίες και στις εξωτερικές συσκευές και μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί για να προβλεφθεί πως οι

ευαίσθητοι δέκτες είναι απαραίτητοι για αξιόπιστες επικοινωνιακές ζεύξεις. Η μέγιστη αποδιδόμενη ισχύς και από τις δύο κεραίες πρέπει να καθοριστεί έτσι ώστε οι τιμές του δείκτη SAR να ικανοποιούν τους περιορισμούς της νομοθεσίας για την προστασία του ανθρώπου από την ακτινοβολία. Μέσω της FDTD προσομοίωσης και των πειραματικών διατάξεων, οι κεραίες PIFA χαμηλής ισχύος σχεδιάζονται και κατασκευάζονται για ενεργές εμφυτεύσιμες συσκευές με σκοπό την επικοινωνία με εξωτερικό τηλεμετρικό εξοπλισμό. Εκπομποί με σχήμα σπείρας ή μαιάνδρου χρησιμοποιούνται για να μειωθούν οι συνολικές διαστάσεις της κεραίας. Για τις μελέτες των παραμέτρων μιας εμφυτευμένης κεραίας, οι δομές των FDTD προσομοιώσεων περιλαμβάνουν ένα μεταλλικό κουτί με σκοπό να καθοριστεί μία εμφυτεύσιμη μεταλλική ιατρική συσκευή στην οποία θα τοποθετηθούν οι επίπεδες κεραίες. Αφότου τοποθετηθούν οι κεραίες στο μεταλλικό κουτί, η μικρή διακύμανση των εμπεδήσεων εισόδου της κεραίας υποδεικνύει ότι οι επιδράσεις της ιατρικής συσκευής στα χαρακτηριστικά της κεραίας μπορούν να αγνοηθούν. Συγκρίνοντας την κεραία σχήματος μαιάνδρου και την σπειροειδή κεραία στο απλοποιημένο μοντέλο σώματος, βρίσκεται ότι οι αποδόσεις της εκπομπής της σπειροειδούς PIFA είναι παραπλήσιες με αυτές της PIFA τύπου μαιάνδρου στα διαγράμματα του εγγύς πεδίου, του μακρινού πεδίου και του δείκτη SAR. Μελλοντικές έρευνες, εξελίξεις στο πεδίο της μηχανικής και ιατρικές καινοτομίες θα δώσουν νέα ώθηση στην ανάπτυξη αποτελεσματικών και χρήσιμων εφαρμογών των εμφυτευμένων κεραιών σε μία ποικιλία ιατρικών ασύρματων επικοινωνιακών συστημάτων.

Στο θεωρητικό μέρος της εργασίας, η αλληλεπίδραση του ανθρώπου με τις εμφυτευμένες ιατρικές κεραίες προσεγγίζεται και από τη σκοπιά των κινδύνων της υγείας, αλλά και από τη σκοπιά της ηθικής προστασίας του ανθρώπου. Παρουσιάστηκαν ενδελεχώς οι πιθανές επιπτώσεις της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας στον ανθρώπινο οργανισμό, ζήτημα που θέτει απαραίτητους και σοβαρούς περιορισμούς στη χρήση των ιατρικών εμφυτευμένων κεραιών. Οι περιορισμοί αυτοί που εξασφαλίζουν κάποια ανώτατα όρια ακτινοβολίας, καθώς και περιορισμοί που αφορούν στο μέγεθος και στην καταναλισκόμενη ισχύ πρέπει να ληφθούν υπόψη και σε θεωρητικές μελέτες αλλά και στο επίπεδο του σχεδιασμού, με τη χρήση των διαφόρων κατηγοριών ανθρώπινων μοντέλων που παρουσιάστηκαν. Φυσικά πρέπει να ληφθούν υπόψη και περιορισμοί για την προστασία από υποκλοπή των προσωπικών δεδομένων του ασθενούς, καθώς τα ασύρματα επικοινωνιακά δίκτυα είναι ιδιαίτερα ευάλωτα σε τέτοιου είδους επιθέσεις. Τα πληροφοριακά συστήματα εν καιρώ θα καταφέρουν να καταστήσουν απρόσβλητο το ιατρικό απόρρητο του ασθενούς, εξαλείφοντας τυχόν σκεπτικισμό που αντιμετωπίζουν οι εμφυτευμένες κεραίες στην ευρεία χρήση τους, όσον αφορά το ζήτημα της ασφάλειας των προσωπικών δεδομένων. Παρουσιάστηκαν διάφορες εφαρμογές, εκ των οποίων κάποιες, όπως ο βηματοδότης, τα κοχλιακά εμφυτεύματα κλπ βρίσκονται ήδη σε εμπορική και ευρεία χρήση, και

άλλες που ακόμα έχουν μεγάλο περιθώριο ανάπτυξης και βελτίωσης, όπως οι υπηρεσίες της Τηλεϊατρικής. Ο σκοπός των διατάξεων αυτών είναι η διάγνωση και πρόληψη ασθενειών (μετρητές βιοσημάτων, ενδοκρανιακής πίεσης, βηματοδότες) και η θεραπεία ή αποκατάσταση στο μέγιστο της υγείας του ασθενούς (κοχλιακά εμφυτεύματα, νευρομυϊκή διέγερση για αποκατάσταση της κίνησης των άκρων). Ο τομέας των εμφυτευμένων ιατρικών κεραιών αφενός αποτελεί πολύ ελκυστικό πεδίο έρευνας για τους επιστήμονες, αφετέρου όμως πρέπει να υπηρετεί τον άνθρωπο με σκοπό τη βελτίωση της ποιότητας της ζωής του με το ελάχιστο δυνατό κόστος, όπως επιθυμούν οι επιστήμονες να πετύχουν με την Τηλεπαρακολούθηση. Όμως όπως κάθε εξειδικευμένο προϊόν τεχνολογικής προόδου στην γένεση της εμπορικής εφαρμογής του, έτσι και οι ιατρικές εμφυτευμένες κεραίες είναι προς το παρόν σχετικά απρόσιτες στο ευρύ κοινό λόγω κόστους. Με την εξέλιξη της τεχνολογίας Υλικών για να βρεθεί η βέλτιστη αναλογία ποιότητας της κεραίας από σχεδιαστική άποψη και κόστους καθώς και με τη διασφάλιση της προστασίας των προσωπικών δεδομένων του ασθενούς, είναι βέβαιο πως οι εμφυτευμένες ιατρικές κεραίες θα αποτελέσουν το μέλλον για παροχή υψηλής ποιότητας ιατρικών υπηρεσιών σε ευρεία χρήση, ανεξαρτήτως ιατρικού φορέα ασφάλισης ή δυνατότητας πρόσβασης σε κάποια ιατρική εγκατάσταση, ανακουφίζοντας τους ασθενείς και προσφέροντας τους ένα καλύτερο βιοτικό επίπεδο.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] C. H. Durney and M. F. Iskander, *Antennas for medical applications*, in *Antenna Handbook*, Y. T. Lo and S.W. Lee, Eds. New York: Van Nostrand, 1988, ch. 24.
- [2] A. Rosen, M. A. Stuchly, and A. V. Vorst, *Applications of RF/microwaves in medicine*, *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. 50, no. 3, pp. 963–974, Mar. 2002.
doi:10.1109/22.989979
- [3] B. M. Steinhaus, R. E. Smith, and P. Crosby, *The role of telecommunications in future implantable device systems*, in *Proc. 16th IEEE EMBS Conf.*, Baltimore,MD, pp. 1013–1014, 1994.
- [4] P. E. Ross, *Managing care through the air*, *IEEE Spectrum*, pp. 26–31, Dec. 2004.
doi:10.1109/MSPEC.2004.1363637
- [5] K.Y. Yazdandoost and R.Kohno, *Wireless Communications for Body Implanted Medical Device*, *Proceedings of Asia-Pacific Microwave Conference 2007*.
- [6] Gabriel and S. Gabriel, *Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF and microwave frequencies*, AL/OE-TR-1996-0037, June 1996
<http://www.brooks.af.mil/AFRL/HED/hedr/reports/dielectricReport/Report.html>.
- [7] H. Duney, H. Massoudi, and M. F. Iskander, *Radiofrequency radiation dosimetry handbook*, USAF School of Aerospace Medicine, October 1986
- [8] Italian National Research Council, Institute for Applied Physics, *Dielectric properties of body tissues*. <http://niremf.ifac.cnr.it>
- [9] Yahya Rahmat-Samii and Jaehoon Kim *Implanted Antennas in Medical Wireless Communications*, Morgan & Claypool Publishers' series, 2006.
- [10] Medical Implant Communications Service Federal Register, *Rules and Regulations*, vol. 64, no. 240, pp. 69926–69934, Dec. 1999.
- [11] *ERC Recommendation 70-03 relating to the use of Short Range Devices (SRD)*, Eur. Postal Telecommun. Admin. Conf. CEPT/ERC 70-03, Annex 12, Tromso, Norway, 1997.
- [12] C. T. Tai, *Dyadic Green's Functions in Electromagnetic Theory*, Scranton, PA: Intext Education, 1971.
- [13] L. Li, P. Kooi, M. Leong, and T. Yeo, *Electromagnetic dyadic Green's function in spherically multilayered media*, *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. 42, no. 12, pp. 2302–2310, Dec. 1994. doi:10.1109/22.339756

- [14] Y.Rahmat-Samii, K.W. Kim, M. Jensen, K.Fujimoto, and O. Edvardson, *Antennas and humans in personal communications*, in *Mobile Antenna Systems Handbook*, K. Fujimoto and J. R. James, Eds., 2nd ed. Norwood, MA: Artech House, 2000, ch. 7.
- [15] K. S. Nikita, G. S. Stamatakos, N.K. Uzunoglu, and A. Karafotias, *Analysis of the interaction between a layered spherical human head model and a finite-length dipole*, *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. 48, pp. 2003–2013, Nov. 2000.
doi:10.1109/22.884189
- [16] D.Wessels, *Implantable pacemakers and defibrillators: device overview & EMI considerations*, *IEEE Electromagn. Compat. Int. Symp.*, vol. 2, pp. 911–915, 2002.
- [17] *IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to RadioFrequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz*, IEEE Standard C95.1-1999, 1999.
- [18] *IEEE Recommended Practice for Measurements and Computations of Radio Frequency Electromagnetic Fields with Respect to Human Exposure to such Fields, 100 kHz to 300 GHz*, IEEE Standard C95.3-2002, 2002.
- [19] Πετρίδου Ε, *Επικαιροποιημένα δεδομένα για τις επιδράσεις των κινητών και ασύρματων τηλεφώνων στην ανθρώπινη υγεία και ποιότητα ζωής*, Αρχεία Ελληνικής Ιατρικής 2007
- [20] Finkenhal D, Greco B, Halsey R, Pena L, Rodecker S, Simms B, Lee R, Lohr J, Schaffer M, Schissel D, *Introduction to the Electromagnetic Spectrum*, General Atomics
- [21] Young, *Ηλεκτρομαγνητισμός- Οπτική – Σύγχρονη Φυσική*, Εκδ. Παπαζήση
- [22] Λουιζή Α, *Μη Ιονίζουσα Ηλεκτρομαγνητική Ακτινοβολία (ΗΜΓ) - Φυσικές Αρχές - Βιολογικές επιδράσεις - Κανονισμοί και Όρια Προστασίας*, Οκτώβριος 2007
- [23] United States Environment Protection Agency,
<http://www.epa.gov/>
- [24] Χαριτάντης Ι, *Ηλεκτρομαγνητική Ρύπανση και Περιβάλλον*, Μάρτιος 2002
- [25] Baker K, Tkach J, Nyenhuis G, Phillips M, Shellock F, Gonzalez-Martinez J, Rezaei A, *Evaluation of Specific Absorption Rate as a Dosimeter of MRI-Related Implant Heating*, *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 20:315–320 (2004)
- [26] Κρητικός Χ, Δοβλέτογλου Δ, Χατζηνικόλα Χ, Κρητικός Γ, *Ηλεκτρομαγνητική Ρύπανση: Έρευνα και Πρόγραμμα Περιβαλλοντικής Εκπαίδευσης στη Δ/θμια Εκπαίδευση*
- [27] Kwan-Hoong Ng, *Non-Ionizing Radiations – Sources, Biological Effects, Emissions and Exposures*, *Proceedings of the International Conference on Non-Ionizing Radiation*, October 2003
- [28] Sir Stewart W, *Power Density: Radio frequency Non-Ionizing Radiation*, May 2007
- [29] Institute of Science in Society,
www.i-sis.org.uk

- [30] K. W. Kim and Y. Rahmat-Samii, *EM interactions between handheld antennas and human: anatomical head vs. multi-layered spherical head*, IEEEConf.AntennasPropagat Wireless Comm., 1988.
- [31] N. C. Skaropoulos, M. P. Ioannidou, and D. P. Chrissoulidis, *Induced EM field in a layered eccentric spheres model of the head: plane-wave and localized source exposure*, IEEE Trans. Microwave Theory Tech., vol. 44, pp. 1963–1973, 1996.
doi:10.1109/22.539956
- [32] W. Kim and Y. Rahmat-Samii, *Personal communication antenna characterization in the presence of a human operator*, UCLA Report No. Eng-97-175, 1997.
- [33] I. G. Zubal, C. R. Harrell, E. O. Smith, Z. Rattner, G. Gindi, and P. B. Hoffer, *Computerized three-dimensional segmented human anatomy*, Med. Phys., vol. 21, no. 2, pp. 299–302, Feb. 1994.
- [34] O. P. Gandhi, G. Lazzi, and C. M. Furse, *Electromagnetic absorption in the human head and neck for mobile telephones at 835 and 1900 MHz*, IEEE Trans. Microwave Theory Tech., vol. 44, no. 10, pp. 1884–1897, Oct. 1996.
doi:10.1109/22.539947
- [35] C. A. Balanis, *Antenna Theory: Analysis and Design*, 2nd ed. JohnWiley & Sons, 1997.
- [36] W. L. Stutzman and G. A. Thiele, *Antenna Theory and Design*, 2nd ed. John Wiley & Sons, 1998.
- [37] *Application Note: Recipes for Head Tissue Simulating Liquids*, Schmid & Partner Eng. AG, Zurich, Switzerland, 2002.
- [38] M. A. Jensen and Y. Rahmat-Samii, *Performance analysis of antennas for hand-held transceivers using FDTD*, IEEE Trans. Antennas Propagat., vol. 42, no. 8, pp. 1106–1113, Aug. 1994.
doi:10.1109/8.310002
- [39] FCC, Wireless medical telemetry, March 2003,
http://wireless.fcc.gov/services/index.htm?j ob=service_home&id=wireless_medical_telemetry
- [40] FCC, Medical implant communications, January 2003,
http://wireless.fcc.gov/services/index.htm?j ob=service_home&id=medical1_implant
- [41] ERC Recommendation 70-03 relating to the use of Short Range Device (SRD), European Conference of Postal and Telecommunications Administrations, CEPT/ERC 70-03, Troms0, Norway, 1997
- [42] Kamyā Yekēh Yazdandoost, Ryuji Kohno, *An Antenna for Medical Implant Communications System*, Proceedings of the 37th European Microwave Conference

- [43] Cynthia M.Furse, *Antennas for Medical Applications*, Antenna Engineering Handbook McGraw-Hill, 2007
- [44] P. Gandhi, *Biological Effects and Medical Applications of Electromagnetic Energy*, Prentice Hall, Englewood Cliffs, N.J., 1990
- [45] IEEE standard for safety levels with respect to human exposure to radio frequency electromagnetic field, 3 KHz to 300 GHz ,IEEE Std C95.1, 1999.
- [46] Q. Tang, N. Tummala, S. Kumar S. Gupta, and L. Schwiebert, *Communication scheduling to minimize thermal effects of implanted biosensor networks in homogeneous tissue*, IEEE Trans. on Biomedical Eng., vol. 52, 7, pp. 1285-1294, July 2005.
- [47] W. Maisel, *Safety Issues Involving Medical Devices*, J. Am. Medical Assoc., vol. 294, no. 8, 2005, pp. 955–958.
- [48] J. G. Webster, ed., *Design of Cardiac Pacemakers*. IEEE Press, 1995.
- [49] R. S. Mackay, *Bio-Medical Telemetry*, 2nd Ed. (New York: IEEE Press, 1993).
- [50] D. Halperin, T. Kohno, T. S. Heydt-Benjamin, W. H. Maisel, *Security and Privacy for Implantable Medical Devices*, IEEE Pervasive Computing, 2008, pp.30-39.
- [51] Gabriel, C and S Gabriel, *Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF and microwave frequencies*, Armstrong Laboratory (AFMC), Radiofrequency Radiation Division, Brooks Air Force Base, USA, 1996.
<http://www.brooks.af.mil/AFRL/HED/hedr/reports/dielectric/Report/Report.html>
- [52] Tamotsu Houzen, Masaharu Takahashi, and Koichi Ito, *Implanted Antenna for an Artificial Cardiac Pacemaker System*, Progress In Electromagnetics Research Symposium 2007, Prague, Czech Republic, August 27-30
- [53] Soontornpipit, P., C. Y. Furse, and Y. C. Chung, *Design of implantable microstrip antenna for communication with medical implants*, IEEE Trans. Microwave Theory Tech., Vol. 52, No. 8, 1944-1951, August 2004.
- [54] Τσακαλάκης Μιχαήλ, *Σχεδίαση μικροσκοπικών κεραιών για εμφυτεύσιμες βιοιατρικές διατάξεις*, Αθήνα Νοέμβριος 2011
- [55] S. Raghavan, A. Kumar, *Microstrip patch antenna for a retinal prosthesis and RF MEMS technology*, WSEAS TRANSACTIONS on COMMUNICATIONS
- [56] S.Bahrami, A.Cheldavi, *Investigation of Novel Microstrip Antennas for an Implantable Retinal Prosthesis*
- [57] 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

- [58] Ali R. Rezai, Daniel Finelli, John A. Nyenhuis, Greg Hrdlicka, Jean Tkach, Ashwini Sharan, Paul Rugieri, Paul H. Stypulkowski, *Neurostimulation Systems for Deep Brain Stimulation: In Vitro Evaluation of Magnetic Resonance Imaging–Related Heating at 1.5 Tesla*, JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING 15:241–250 (2002)
DOI 10.1002/jmri.10069
- [59] Usmah Kawoos, *Embedded Wireless Intracranial Pressure Monitoring Implant at Microwave Frequencies*, June 2009
- [60] Jun Zhong, Manuel Dujovny, Hun K.Park, Elimir Perez, Alfred R. Perlin, Fernando G. Diaz, *Advances in ICP monitoring techniques*, Neurological Research, Volume 25, June 2003
- [61] Καλογρίδης Στυλιανός, *Τηλεφροντίδα μέσω έξυπνων συσκευών. Μια νέα οπτική γωνία της κατ'οίκον νοσηλείας*, Ιούνιος 2010
- [62] Dimitrios Vasiliou, Nikolaos Eriotis, Vasileios Zisis, *The Development of Telemedicine Projects by Private Health Institutions in Greece; Shareholder's Reaction and Best Financing Methods*, European Journal of Economics, Finance and Administrative Sciences ISSN 1450-2275 Issue 11 (2008)
- [63] www.medel.com : MED-EL Medical Electronics.
- [64] T. Buchegger, G. Ossberger, E. Hochmair, U. Folger, A. Reizenzahn, A. Springer. *An ultra low power transcutaneous impulse radio link cochlea implants*, Ultra Wideband Systems, 2004. Joint with Conference on Ultrawideband Systems and Technologies. Joint UWBST & IWUWBS, pp 356-360.
- [65] T. Buchegger, G. Ossberger, E. Hochmair, U. Folger, A. Reizenzahn, A. Springer. *Ultra-Wideband Transceivers for Cochlear Implants*, EURASIP Journal on Applied Signal Processing 2005:18, 3069–3075.
- [66] Francis B. Quinn, Jr., Matthew W. Ryan, *Cochlear Implants*, Grand Rounds Presentation, UTMB, Dept. of Otolaryngology, 2003.
- [67] R. F. Weir, P. R. Troyk, G. DeMichele, T. Kuiken, *Implantable myoelectric sensors (IMES) for upper-extremity prosthesis control*, in Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc 25th Annu. Int. Conf., Sep. 2003, pp. 1562–1565.
- [68] R. D. Beach, R. W. Conlan, M. C. Godwin, F. Moussy, *Towards a miniature implantable in vivo telemetry monitoring system dynamically configurable as a potentiostat or galvanostat for two- and threeselectrode biosensors*, IEEE Trans. Instrum. Meas., vol. 54, no. 1, pp. 61–72, Feb. 2005.
- [69] Z. Qi, F. Kan, and L. Tie-zhu, “Analysis of planar inverted-f antenna using equivalent models,” in *IEEE AP-S Int. Symp./USNC/URSI Meeting*, Jul. 3–8, 2005, vol. 3A, pp. 142–145.

- [70] M. C. Huynh and W. Stutzman, “Ground plane effects on planar inverted- f antenna (PIFA) performance,” *Proc. Inst. Elect. Eng.—Microw., Antennas, Propag.*, vol. 150, no. 4, pp. 209–213, Aug. 2003.
- [71] V. Antonchik and R. Vaughan, “Far field pattern for rectangular PIFA antenna from the cavity model,” in *IEEE AP-S Int. Symp./USNC/URSI Meeting*, Jul. 3–8, 2005, vol. 2B, pp. 226–229.
- [72] Tutku Karacolak, Aaron Z. Hood, Erdem Topsakal, *Design of a Dual-Band Implantable Antenna and Development of Skin Mimicking Gels for Continuous Glucose Monitoring*, IEEE TRANSACTIONS ON MICROWAVE THEORY AND TECHNIQUES, VOL. 56, NO. 4, 2008.
- [73] www.zygote.com
- [74] Danckwerts M, Fassihi A. *Implantable controlled release drug delivery systems: A Review*. Drug Dev Ind Pharm 1991;17:1465-502.
- [75] <http://www.sysrevpharm.org>
- [76] Alekha K. Dash and Greggory C. Cudworth II, *Therapeutic Applications of Implantable Drug Delivery Systems*, Journal of Pharmacological and Toxicological Methods 40, 1–12 (1998).
- [77] Schade DS, Eaton P, Edwards S, Doberneck RC, Spencer WJ, Cawlson G, Bair RE, Loue JT, Vrenda RS, Gaona JI (1982), *A remotely programmable insulin delivery system successful short term implantation in man*. JAMA 247:1848 –1853.
- [78] Andreas Hennig, Gerd vom Bogel, *A Data Transmission Technique for Passive Sensor-Transponders in Medicine*, IEEE RFID, 2010.
- [79] T. Drew and M. Gini, *Implantable Medical Devices as Agents and Part of Multiagent Systems*, Proc. 5th Int’l Joint Conf. Autonomous Agents and Multiagent Systems (Aamas 06), ACM Press, 2006, pp. 1534–1541.