



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

**Βελτιστοποίηση των ιδιοτήτων εστίασης παθητικού
συστήματος μικροκυματικής ραδιομετρίας με τη χρήση
κατευθυντικών κεραιών**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Παναγιώτης, Χ.Σ. Φαραντάτος

Επιβλέπων : Νικόλαος Ουζούνογλου
Καθηγητής ΕΜΠ

Αθήνα, Ιούλιος 2011



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

**Βελτιστοποίηση των ιδιοτήτων εστίασης παθητικού
συστήματος μικροκυματικής ραδιομετρίας με τη χρήση
κατευθυντικών κεραιών**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Παναγιώτης, Χ.Σ. Φαραντάτος

Επιβλέπων : Νικόλαος Ουζούνογλου
Καθηγητής ΕΜΠ

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 18^η Ιουλίου 2011.

.....
Νικόλαος Ουζούνογλου
Καθηγητής ΕΜΠ

.....
Γιώργος Ματσόπουλος
Επίκουρος καθηγητής ΕΜΠ

.....
Ειρήνη Καρανάσιου
Ερευνήτρια Γ' ΕΠΙΣΕΥ

Αθήνα, Ιούλιος 2011

.....
Παναγιώτης Χ.Σ. Φαραντάτος

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

Copyright © Παναγιώτης Φαραντάτος, 2011

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξ ολοκλήρου ή τμήματος αυτής, για εμπορικό σκοπό. Επιτρέπεται η ανατύπωση, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό, εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης, υπό την προϋπόθεση να αναφέρεται η πηγή προέλευσης και να διατηρείται το παρόν μήνυμα. Ερωτήματα που αφορούν τη χρήση της εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς τον συγγραφέα.

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

Περίληψη

Με τον κλάδο της βιοϊατρικής τεχνολογίας να εξελίσσεται ραγδαία τα τελευταία χρόνια, η εφαρμογή μικροκυματικών τεχνολογιών έχει επεκταθεί στο χώρο της ιατρικής, καθώς γίνονται έρευνες με σκοπό την εκμετάλλευση των ιδιοτήτων τους στη διαγνωστική, αλλά και στη θεραπευτική ιατρική. Σε αυτό το ερευνητικό πλαίσιο κατά τη διάρκεια εκπόνησης διδακτορικής διατριβής κατασκευάστηκε στο Εργαστήριο Μικροκυμάτων και Οπτικών Ινών (EMOI) της σχολής Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών του Εθνικού Μετσοβείου Πολυτεχνείου και λειτουργεί από το 2003 ένα τρισδιάστατο σύστημα παθητικής μικροκυματικής ραδιομετρικής απεικόνισης (MiRaIS) για διαγνωστικές εφαρμογές εγκεφάλου. Στο εν λόγω σύστημα χρησιμοποιείται μια αγωγήμη ελλειψοειδής κοιλότητα, ώστε να επιτευχθεί μέγιστη συγκέντρωση και εστίαση ακτινοβολίας που εκπέμπει το φυσικό σώμα ενδιαφέροντος, σε συνδυασμό με ραδιομετρικούς δέκτες και κεραίες λήψης στο φάσμα συχνοτήτων 1-4GHz.

Οι κεραίες λήψης που είχαν χρησιμοποιηθεί μέχρι τώρα τόσο θεωρητικά όσο και πειραματικά ήταν παγκατευθυντικές. Στην παρούσα διπλωματική εργασία γίνεται για πρώτη φορά θεωρητική μελέτη των ιδιοτήτων εστίασης του συστήματος με χρήση κατευθυντικών κεραιών καθώς και συνδυασμού κεραιών με ολίσθηση φάσης.

Η θεωρητική μελέτη πραγματοποιήθηκε με τη βοήθεια του προγράμματος HFSS (High Frequency Structure Simulator, Ansoft Corporation), το οποίο βασίζεται στη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων (FEM: Finite Element Method). Αρχικά (Κεφάλαια 2-3), εξετάζεται η βελτιστοποίηση των ιδιοτήτων εστίασης του συστήματος μέσω της χρήσης κατευθυντικών κεραιών (ελικοειδής κεραία, κεραία μικροταινίας) ως κεραίες λήψης. Στη συνέχεια (Κεφάλαιο 4), εξετάζεται η δυνατότητα συνδυαστικής λειτουργίας του συστήματος MiRaIS με ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και φασματοσκοπία εγγύς υπερύθρου.

Στην πρώτη περίπτωση (Κεφάλαια 2-3), τα αποτελέσματα προσομοιώσεων δείχνουν ότι η χρήση της κεραίας μικροταινίας είναι καταλληλότερη για χρήση εντός του συστήματος MiRaIS, καθώς παρουσιάζεται ικανοποιητικό βάθος διείσδυσης με μικρότερο ποσοστό ανακλάσεων στη διεπαφή αέρα-μοντέλο εγκεφάλου. Παράλληλα, εξετάστηκε η χρήση στοιχειοκεραίας μικροταινίας δύο στοιχείων, η οποία τροφοδοτείται με διαφορά φάσης μεταξύ των στοιχείων της, το οποίο έδειξε ότι η περιοχή εστίασης πραγματοποιεί γραμμική σάρωση στο χώρο εντός του μοντέλου εγκεφάλου, το οποίο ενισχύει τις προσδοκίες ότι στο άμεσο μέλλον η χρήση στοιχειοκεραιών θα μεγαλώσει τις διαστάσεις και θα βελτιστοποιήσει τη σάρωση της περιοχής εστίασης στις τομογραφικές απεικονίσεις, χωρίς τη μετακίνηση του εξεταζόμενου στο χώρο.

Στη δεύτερη περίπτωση (Κεφάλαιο 4), τα αποτελέσματα προσομοιώσεων δείχνουν ότι οι ιδιότητες εστίασης του συστήματος MiRaIS δεν επηρεάζονται κατά τη συνδυαστική λειτουργία του με ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και φασματοσκοπία εγγύς υπερύθρου. Το αποτέλεσμα αυτό επιδुकνει τη δυνατότητα μελλοντικά της συνδυαστικής λειτουργίας τριών τεχνικών εγκεφαλικής λειτουργικής απεικόνισης ενοποιημένες σε ένα σύστημα.

Λέξεις κλειδιά: μικροκυματική ραδιομετρία, αγωγήμη ελλειψοειδής κοιλότητα, κατευθυντικές κεραίες, ελικοειδής κεραία, κεραία μικροταινίας, ιδιότητες εστίασης, ηλεκτροεγκεφαλογράφημα, φασματοσκοπία εγγύς υπερύθρου.

Abstract

In the framework of a PhD Thesis which was carried out in the Laboratory of Microwaves and Fiber Optics (MFOL), School of Electrical and Computer Engineering, National Technical University of Athens (NTUA) in 2003, a Three Dimensional Passive Microwave Radiometry Imaging System (MiRaIS) was designed and constructed for brain diagnostic applications. The novelty of the proposed methodology consists in the use of a conductive ellipsoidal cavity to achieve maximum peak of radiation pattern in order to measure the intensity of the microwave energy, radiated by the medium of interest, by using microwave radiometers and receiving antennas within the range of 1-4GHz.

All the experiments performed to date comprised the use of dipole or discone antennas, i.e. omnidirectional antennas placed on one ellipsoidal focus point while the area of phantom or subject head to be monitored was placed at the other focal area of the ellipsoidal reflector. In the present thesis, it is investigated for the first time the effect of the use of directive antennas as receiving antennas on the system's focusing properties and specifically the use of helical antenna, patch antennas and patch antennas' phased array setups to achieve scanning of the areas under measurement in a simulation study.

The theoretical study was conducted using HFSS (High Frequency Structure Simulator, Ansoft Corporation), which is a commercially available software tool that uses the Finite Element Method (FEM) in order to compute the electrical behaviour of the components designed and simulated. Initially (Chapters 2-3), the optimization of the system's focusing properties is being investigated in a simulation study when directive microwave antennas (Helical, Microstrip Patch Antenna) are used as receiving antennas. Following (chapter 4), a simulation study was conducted to identify whether the focusing properties of MiRaIS are affected when used in conjunction with concurrent EEG and near-infrared spectroscopy measurements (fNIR).

In the first case (Chapters 2-3), simulation results show that the Microstrip Patch Antenna is more suitable as receiving antenna than the Helical Antenna. Clear focusing is achieved inside the head models at 1.53GHz. In the case of two element microstrip patch antennas, the "hot spot" performs a linear scan around the brain area of interest while the phase difference of the two microstrip patch antennas significantly affects the way the scanning inside the head model is achieved. In the near future, phased array antennas with multiband and more elements will be used in order to enhance and increase the dimensions and scanning of the focusing area toward the acquisition of tomography images without the need of subject movement.

In the second case (Chapter 4), simulation results of the electric field distributions inside the entire proposed imaging system illustrate the potential of integrating the three techniques into a single non-invasive monitoring intracranial system, without raising any electromagnetic compatibility issues.

Key Words: Microwave Radiometry, conductive ellipsoidal cavity, directive microwave antennas, Helical Antenna, Microstrip Patch Antenna, focusing properties, electroencephalography, functional near-infrared spectroscopy.

Η παρούσα διπλωματική εργασία εκπονήθηκε στο Εργαστήριο Μικροκυμάτων και Οπτικών Ινών της σχολής Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών του Εθνικού Μετσοβείου Πολυτεχνείου.

Θα ήθελα να εκφράσω τις θερμές μου ευχαριστίες στο Δάσκαλο και Καθηγητή μου, Νικόλαο Κ. Ουζούνογλου, που μου εμπιστεύτηκε το ενδιαφέρον αυτό θέμα και υπήρξε άριστος επιβλέπων της εργασίας. Επίσης, ευχαριστώ τη Δρα. Ειρήνη Καρανάσιου η οποία σε συνεργασία με τον επιβλέποντα καθηγητή μου, προσέφεραν καθοδήγηση, πολύτιμες συμβουλές και ενθάρρυνση σε κάθε δύσκολο στάδιο της εργασίας.

Ακόμη, θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένειά μου, ιδιαίτερα τον Κωνσταντίνο Θεοτοκάτο για τις πολύτιμες συμβουλές του, την αδερφή μου, Ειρήνη, την Έλενα και το συνοδοιπόρο Βασίλη. Η συμπαράστασή τους μου ήταν πολύτιμη.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1	10
ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΗ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΗ ΡΑΔΙΟΜΕΤΡΙΑ, ΚΛΙΝΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΚΑΙ ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΤΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ MiRaIS.....	10
1.1 Εισαγωγή στη μικροκυματική ραδιομετρία και κλινικές εφαρμογές της.....	11
1.2 Είδη ραδιομέτρων	13
1.3 Το σύστημα MiRaIS	14
1.3.1 Οι κεραιές λήψης	17
1.3.2 Λειτουργία του συστήματος MiRaIS και εφαρμογή του θεωρήματος της αμοιβαιότητας.....	17
1.3.3 Μοντελοποίηση του συστήματος με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων (FEM: Finite Element Method)	18
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2.....	23
Η ΧΡΗΣΗ ΤΗΣ ΕΛΙΚΟΕΙΔΟΥΣ ΚΕΡΑΙΑΣ ΕΝΤΟΣ ΤΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ MiRaIS	23
2.1 Γενικά χαρακτηριστικά της ελικοειδούς κεραιάς	24
2.2 Ελικοειδής κεραία που χρησιμοποιήθηκε στο σύστημα MiRaIS.....	26
2.3 Αποτελέσματα προσομοιώσεων.....	28
2.4 Προτάσεις για βελτιστοποίηση της λειτουργίας της ελικοειδούς κεραιάς εντός του συστήματος MiRaIS	32
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3	35
Η ΧΡΗΣΗ ΤΗΣ ΚΕΡΑΙΑΣ ΜΙΚΡΟΤΑΙΝΙΑΣ ΕΝΤΟΣ ΤΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ MiRaIS.....	35
3.1 Γενικά χαρακτηριστικά της κεραιάς μικροταινίας	36
3.2 Κεραία μικροταινίας που χρησιμοποιήθηκε στο σύστημα MiRaIS	38
3.3 Αποτελέσματα προσομοιώσεων.....	41
3.3.1 Προσομοιώσεις με χρήση σφαιρικού μοντέλου κεφαλιού	42
3.3.2 Προσομοιώσεις με χρήση του μοντέλου SAM (Standard Anthropomorphic Mannequin)	43
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4	47
ΔΙΕΡΕΥΝΗΣΗ ΤΑΥΤΟΧΡΟΝΗΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ MiRaIS ΜΕ ΗΛΕΚΤΡΟΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΗΜΑ ΚΑΙ ΦΑΣΜΑΤΟΣΚΟΠΙΑ ΕΓΓΥΣ ΥΠΕΡΥΘΡΟΥ	47
4.1 Το σύστημα 10-20	48
4.2 Σύστημα fNIR (Φασματοσκοπία Εγγύς Υπερύθρου).....	49

4.3	Ταυτόχρονη λειτουργία συστήματος MiRaIS με ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και φασματοσκοπία εγγύς υπερύθρου.....	50
4.3.1	Υλοποίηση με το πρόγραμμα HFSS	51
4.3.2	Αποτελέσματα προσομοιώσεων	54
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5	58
ΤΕΛΙΚΑ ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ	58

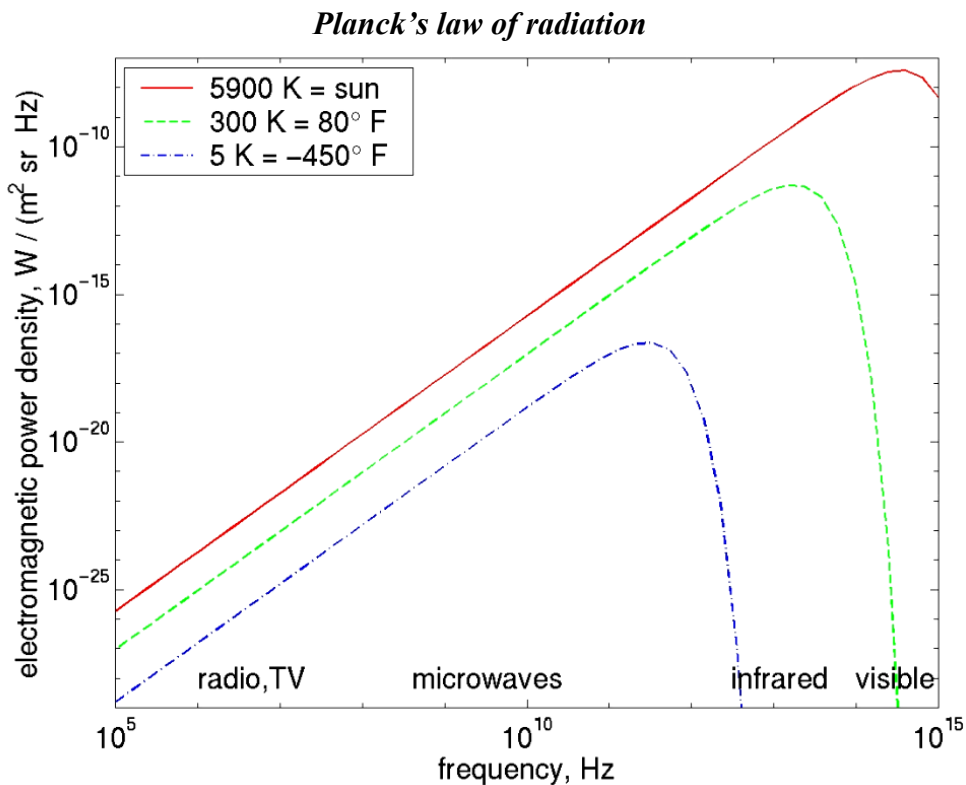
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΗ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΗ ΡΑΔΙΟΜΕΤΡΙΑ, ΚΛΙΝΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΚΑΙ ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΤΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ MiRaIS

1.1 Εισαγωγή στη μικροκυματική ραδιομετρία και κλινικές εφαρμογές της

Η Ραδιομετρία είναι το επιστημονικό πεδίο που σχετίζεται με τη μέτρηση της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας και εκφράζει τη μέτρηση της ατάκτως και τυχαία εκπεμπόμενης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας από όλα τα υλικά σώματα (αέρια, υγρά, στερεά και πλάσμα) [1]. Πιο συγκεκριμένα, η Μικροκυματική Ραδιομετρία είναι ο κλάδος της Ραδιομετρίας που αφορά στις μικροκυματικές συχνότητες, βασιζόμενη στη μέτρηση του ηλεκτρομαγνητικού θερμικού θορύβου που εκπέμπουν υλικά με απώλειες στο φάσμα των ηλεκτρομαγνητικών συχνοτήτων. Λαμβάνοντας υπόψη ότι οι βιολογικοί ιστοί είναι τέτοια υλικά, προκύπτει μια άλλη πολύ σημαντική εφαρμογή της ραδιομετρίας, η οποία βασίζεται στη μέτρηση του μικροκυματικού, ηλεκτρομαγνητικού θερμικού θορύβου των ιστών του ανθρώπινου σώματος και αφορά στην επιστήμη της βιοϊατρικής.

Οι συσκευές μέτρησης και ανίχνευσης της εκπεμπόμενης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας ονομάζονται ραδιομετρικοί δέκτες, ή απλώς ραδιόμετρα. Η φυσική αρχή της λειτουργίας τους είναι η λήψη της χαστικής θερμικής ακτινοβολίας που εκπέμπεται από οποιοδήποτε υλικό αντικείμενο που βρίσκεται σε θερμοκρασία πάνω από το απόλυτο μηδέν (-273°C). Το φάσμα εκπομπής μέλανος σώματος συναρτήσε της θερμοκρασίας ερμηνεύθηκε φυσικά από το γερμανό φυσικό Max Planck, ο οποίος κατέληξε στο γνωστό στις μέρες μας ως νόμο του Planck. Για κάθε, δηλαδή, τιμή θερμοκρασίας ενός υλικού σώματος υπάρχει και μια διαφορετική κατανομή της ηλεκτρομαγνητικής ισχύς που εκπέμπει.



Σχήμα 1.1 Φάσμα εκπομπής μέλανος σώματος

Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή στη μικροκυματική ραδιομετρία, κλινικές εφαρμογές και περιγραφή λειτουργίας του συστήματος MiRaIS

Η Μικροκυματική Ραδιομετρία και η Ραδιομετρική Απεικόνιση συνιστούν μη επεμβατικές τεχνικές, οι οποίες παρέχουν πληροφορία για τη θερμοκρασιακή κατανομή σε βάθος ως και αρκετά εκατοστά σε υποδόριους ιστούς. Έτσι, οι ραδιομετρικοί δέκτες, λόγω της φυσικής αρχής λειτουργίας τους, έχουν το μοναδικό πλεονέκτημα να αποτελούν παθητικά, εξ' αποστάσεως αισθητήρια.

Η έρευνα στον τομέα της Μικροκυματικής Ραδιομετρίας για βιοϊατρικές εφαρμογές ξεκίνησε τη δεκαετία του '70 κι ένας λόγος μελέτης και εξέλιξής της ήταν η αποτυχία των τεχνικών υπέρυθρης θερμογραφίας να παρέχουν χρήσιμες πληροφορίες για την κατανομή θερμοκρασίας μέσα στο ανθρώπινο σώμα. Πράγματι, παρόλο που το ανθρώπινο σώμα εκπέμπει τη μέγιστη ακτινοβολία στα μήκη κύματος της υπέρυθρης ακτινοβολίας, η μεγάλη εξασθένιση της ακτινοβολίας αυτής δια μέσου των ιστών, καθιστά την υπέρυθρη θερμογραφία περιορισμένης αξίας για κλινικές εφαρμογές. Η Μικροκυματική Ραδιομετρία και η Υπέρυθρη Θερμογραφία βασίζονται στις ίδιες φυσικές αρχές, παρόλο που τα βάθη διείσδυσης στους βιολογικούς ιστούς είναι σημαντικά διαφορετικά: τα μικροκύματα στην περιοχή 1-5GHz εξασφαλίζουν ικανοποιητικό βάθος διείσδυσης αρκετών εκατοστών ενώ το βάθος διείσδυσης στο υπέρυθρο είναι το πολύ ένα χιλιοστό και κάτι.

Οι κλινικές εφαρμογές ραδιομετρίας κοντινού πεδίου περιλαμβάνουν ειδικότητες, όπως τη νευροπαθολογία, τη μαστολογία, τη γυναικολογία, την ουρολογία, μετρήσεις στην κοιλιακή και πυελική χώρα, καθώς και παράλληλη χρήση με συνεδρίες υπερθερμίας για τον έλεγχο της θερμοκρασίας στους υγιείς ιστούς κατά τη θεραπεία κατά του καρκίνου. Επιπλέον, οι τελευταίες εξελίξεις στον τομέα της μικροκυματικής ραδιομετρίας αφορούν στη θεραπεία εγκεφαλικών όγκων σε παιδιά μέσω συνεδριών υπερθερμίας, στον υπολογισμό της θερμοκρασίας των εγκεφαλικών ιστών κατά τη διάρκεια υποθερμίας σε νεογνά, στην ανίχνευση θερμοκρασίας των μυϊκών ιστών σε συνδυασμό με σάρωση μαγνητικής τομογραφίας, καθώς και στην ανίχνευση καρκίνου του μαστού[3]-[7]. Παρόλο που έχει γίνει σημαντική πρόοδος προς την κατεύθυνση της εφαρμογής της μεθόδου, κυρίως της ραδιομετρίας κοντινού πεδίου για ιατρική χρήση, υπάρχει ακόμα μια σειρά προβλημάτων προς επίλυση [8]-[10]. Τα τελευταία σχετίζονται τόσο με τις ιδιαιτερότητες της φυσιολογίας του ανθρώπινου οργανισμού και τις βιολογικές ιδιότητες των ιστών, όσο και με τα χαρακτηριστικά τεχνικών και μεθόδων και με τα θέματα μετρητικής ακρίβειας των μικροκυματικών δεκτών.

Οι βασικές αρχές της μικροκυματικής ραδιομετρίας περιγράφονται περιληπτικά ως εξής [11],[12]:

- i) Σύμφωνα με την ακτινοβολία μέλανος σώματος, η εφαρμογή του νόμου του Planck ή η χρήση της προσέγγισης των Rayleigh-Jeans (που ισχύει στην περιοχή των μικροκυμάτων για θερμοκρασίες υψηλότερες των 100K) οδηγούν στο νόμο του Nyquist, που εκφράζει την ισχύ θορύβου P που εκπέμπεται σε μια κεραία συζευγμένη σε ένα μέσο με απώλειες σε απόλυτη θερμοκρασία T . Αυτή η πυκνότητα ισχύος είναι ομοιόμορφη στο μικροκυματικό φάσμα και για εύρος ζώνης ενός Hertz δίνεται από τη σχέση :

$$P = kT \quad (1.1)$$

Όπου k είναι η σταθερά Boltzmann: $k = 1.38 \times 10^{-23} \text{ J K}^{-1}$

- ii) Σύμφωνα με την εξίσωση ισορροπίας της ακτινοβολίας (radioactive balance equation), που αποτελεί συνέπεια του δεύτερου θερμοδυναμικού νόμου, η ενέργεια που ανταλλάσσεται μεταξύ των διαφόρων σωμάτων σε θερμοδυναμική ισορροπία είναι ισοκατανεμημένη (equipartition principle). Η ιδιότητα αυτή ισχύει για τα διάφορα εύρη συχνοτήτων.

Μια άλλη περιγραφή της ίδιας προσέγγισης είναι ότι η θερμοκρασία σχετίζεται με την τυχαία κίνηση των ηλεκτρικών σωματιδίων και διπόλων της ύλης και με την παραγωγή σήματος τύπου ηλεκτρομαγνητικού θορύβου μεγάλου εύρους.

1.2 Είδη ραδιομέτρων

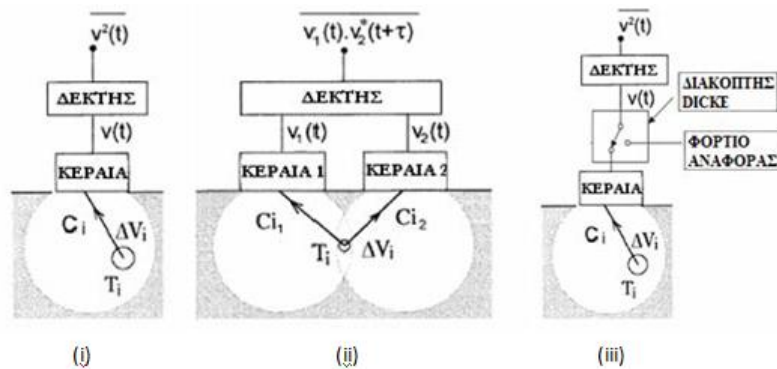
Τα βασικότερα τμήματα ενός τυπικού ραδιόμετρου είναι μια κεραία ανίχνευσης και ένας πολύ ευαίσθητος δέκτης ευρείας ζώνης. Κρίσιμο είναι και το ζήτημα ύπαρξης μιας απόλυτης θερμοκρασίας αναφοράς. Η κεραία συλλέγει τη θερμική, μικροκυματικά μεταδιδόμενη ακτινοβολία και τη συγκεντρώνει στον ευαίσθητο δέκτη όπου ανιχνεύεται, ενισχύεται και καταγράφεται είτε ως μια συνάρτηση τάσης – χρόνου μετρούμενη είτε με πολύμετρο είτε ως γραφική αναπαράσταση σε γραφικό περιβάλλον ηλεκτρονικού υπολογιστή. Όπως φαίνεται στο σχήμα 1.2, υπάρχουν τρία κύρια είδη μικροκυματικών ραδιομέτρων που είναι δυνατόν να μετρήσουν σήματα θερμικής ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας τύπου θορύβου [12]:

(i) **ραδιόμετρα ολικής ισχύος** (*total power radiometers*) και συστήματα που προέρχονται από αυτά, που μετρούν απευθείας ισχύ θερμικού θορύβου

(ii) **ραδιόμετρα συσχέτισης** (*correlation radiometers*), που υπολογίζουν τη συνάρτηση συσχέτισης των σημάτων θορύβου που λαμβάνουν από δυο κεραίες (*probes*).

(iii) **ραδιόμετρα Dicke** (*Dicke radiometers*), στα οποία η είσοδος του δέκτη εναλλάσσεται μεταξύ του σήματος που λαμβάνεται από την κεραία και ενός φορτίου αναφοράς με τη βοήθεια ενός διακόπτη (*dicke switch*).

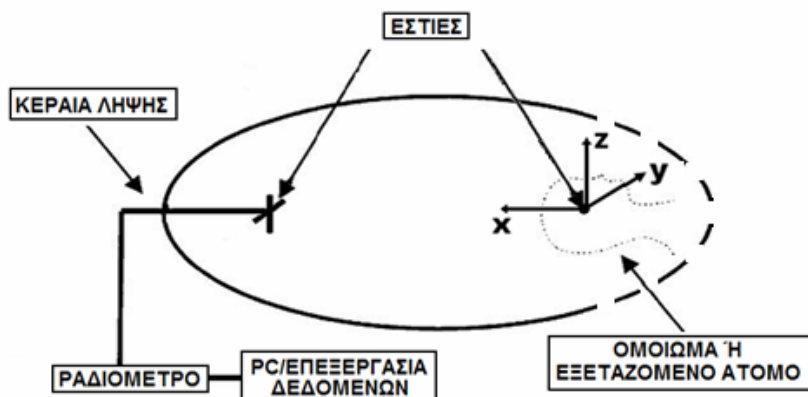
Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή στη μικροκυματική ραδιομετρία, κλινικές εφαρμογές και περιγραφή λειτουργίας του συστήματος MiRaIS



Σχήμα 1.2 Είδη ραδιομέτρων: (α) Ραδιόμετρο ολικής ισχύος (β) Ραδιόμετρο συσχέτισης (γ) Ραδιόμετρο Dicke

1.3 Το σύστημα MiRaIS

Το παθητικό σύστημα μικροκυματικής ραδιομετρίας που μελετάται στην παρούσα διπλωματική, έχει εξολοκλήρου σχεδιαστεί και κατασκευαστεί στο Εργαστήριο Μικροκυμάτων και Οπτικών Ινών (ΕΜΟΙ) του ΕΜΠ. Το σύστημα αποτελείται από δύο τμήματα, ένα αναλογικό και ένα ψηφιακό. Το αναλογικό τμήμα περιλαμβάνει μια αγώγιμη ελλειψοειδή κοιλότητα που λειτουργεί σα μορφοποιητής δέσμης (*beamformer*) και ένα μικροκυματικό δέκτη που περιλαμβάνει ένα ευαίσθητο ραδιόμετρο και μια κεραία λήψης. Το ψηφιακό τμήμα, περιλαμβάνει έναν ηλεκτρονικό υπολογιστή όπου γίνεται η συλλογή των δεδομένων των μετρήσεων και η επεξεργασία τους. Το λειτουργικό διάγραμμα του συστήματος, στο οποίο διακρίνονται όλα τα ξεχωριστά τμήματα του, φαίνεται στο σχήμα 1.3. Στις φωτογραφίες του σχήματος 1.4 μπορεί κανείς να δει το σύστημα στην υλοποιημένη του μορφή.



Σχήμα 1.3 Το λειτουργικό διάγραμμα του συστήματος μικροκυματικής ραδιομετρίας.



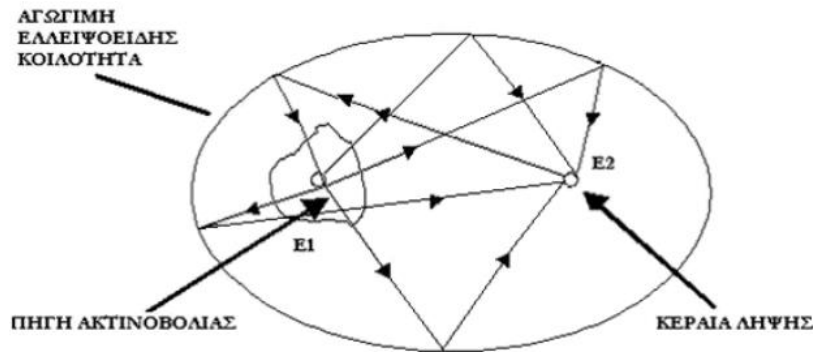
Σχήμα 1.4 Φωτογραφίες του συστήματος μικροκυματικής ραδιομετρίας.

Η ελλειψοειδής κοιλότητα του συστήματος μικροκυματικής ραδιομετρίας που μελετάται στην παρούσα διπλωματική, αποτελεί αντίγραφο της κοιλότητας που χρησιμοποιήθηκε στον Παθητικό Μικροκυματικό Ραδιομετρικό Τομογράφο (*Microwave Radiometry Imaging System – MiRaIS*), ένα πρωτότυπο σύστημα μικροκυματικής ραδιομετρίας [1]. Η μόνη διαφορά είναι ότι έχει γίνει μια τομή κάθετα στο μεγάλο άξονα της ελλειψοειδούς κοιλότητας και σε απόσταση 5cm από το επίπεδο εστίασης για λόγους εργονομίας (σχ. 1.4). Το ελλειψοειδές σχεδιάστηκε και κατασκευάστηκε εκ περιστροφής ώστε να διευκολυνθούν οι εργασίες και να εξασφαλιστεί ικανοποιητική ακρίβεια κατασκευής. Οι διαστάσεις του επιλέχθηκαν τέτοιες ώστε το συνολικό μέγεθός του να επιτρέπει την είσοδο ενός ενήλικα μέχρι τη μέση του κορμού και τη σάρωση του ανθρώπινου εγκεφάλου. Ικανοποιείται επίσης η προϋπόθεση να μην είναι τα μήκη των αξόνων συγκρίσιμα με το μήκος κύματος των συχνοτήτων λειτουργίας, ώστε να ισχύει η ιδιότητα εστίασης όπως περιγράφηκε παραπάνω. Οι συχνότητες λειτουργίας του συστήματος είναι στο εύρος 1 – 4 GHz, όπως συνηθίζεται βιβλιογραφικά και πρακτικά στις κλινικές ραδιομετρικές εφαρμογές [14]. Με βάση τα παραπάνω, το ελλειψοειδές εκ περιστροφής που κατασκευάστηκε αρχικά είχε μήκος μεγάλου άξονα και μήκος μικρού άξονα , με εστιακή απόσταση $c = \sqrt{a^2 - b^2} = 45cm$. Μετά την τομή που πραγματοποιήθηκε, ο μεγάλος άξονας της κοιλότητας έχει μήκος 1.25 m και ο μικρός 1.20 m. Πρόσφατη θεωρητική ανάλυση έχει αποδείξει ότι η τομή αυτή δεν επηρεάζει τις ιδιότητες εστίασης του συστήματος [15]-[24].

Ο ρόλος του ελλειψοειδούς ανακλαστήρα είναι πολύ σημαντικός για τη λειτουργία του συστήματος. Η κατασκευή έχει σαν στόχο να εκμεταλλευτεί την ιδιότητα της έλλειψης σύμφωνα με την οποία κάθε ακτίνα που εκπέμπεται από τη μία εστία συγκλίνει στην άλλη με το ίδιο μήκος διαδρομής. Πιο αναλυτικά, έστω ότι τοποθετείται μια πηγή θερμικής ακτινοβολίας στο εστιακό σημείο E1 και μια κεραία λήψης στην εστία E2, όπως φαίνεται στο σχήμα 1.5. Με τη διάταξη αυτή, λόγω της ιδιότητας της ελλειψοειδούς κοιλότητας, επιτυγχάνεται έντονη συγκέντρωση των εκπεμπόμενων ακτινών από την πηγή που είναι τοποθετημένη στο E1, στο δεύτερο

Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή στη μικροκυματική ραδιομετρία, κλινικές εφαρμογές και περιγραφή λειτουργίας του συστήματος MiRaIS

εστιακό σημείο E2, όπου είναι τοποθετημένη η κεραία λήψης. Όπως φαίνεται στο εν λόγω σχήμα, όλες οι «ακτίνες» προερχόμενες από το E1, εστιάζουν και συγκεντρώνονται στο E2, διατηρώντας το συνολικό μήκος της διαδρομής τους ίσο, ακολουθώντας μια μοναδική ανάκλαση εντός των αγωγίμων τοιχωμάτων της κοιλότητας.



Σχήμα 1.5 Χαρακτηριστική γεωμετρική ιδιότητα εστίασης της έλλειψης

Σε αυτήν την ιδιότητα της έλλειψης βασίζεται η αρχή λειτουργίας του συστήματος. Συγκεκριμένα, το ανθρώπινο κεφάλι (ή οποιαδήποτε άλλη περιοχή ενδιαφέροντος) τοποθετείται στη μία εστία της ελλειψοειδούς κοιλότητας, ενώ στην άλλη βρίσκεται μια κεραία λήψης η οποία συνδέεται με ένα ραδιομετρικό δέκτη. Η ελλειψοειδής κοιλότητα συγκεντρώνει τη θερμικά εκπεμπόμενη ακτινοβολία από το κεφάλι στην κεραία λήψης και με αυτόν τον τρόπο επιτυγχάνεται η ανίχνευσή της.

Προκειμένου να πραγματοποιείται η ανάκλαση της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας στο εσωτερικό του ελλειψοειδούς, πρέπει αυτό προφανώς να είναι αγωγίμο. Πριν, λοιπόν, αποφασιστεί ο τρόπος κατασκευής της ελλειψοειδούς κοιλότητας, η πρώτη σκέψη ήταν να γίνει μεταλλική ώστε από τη μια να εξασφαλίζεται τέλεια ανάκλαση στο εσωτερικό της και από την άλλη να υπάρχει απόλυτη μόνωση από τον περιβάλλοντα χώρο. Ένα τέτοιο κέλυφος όμως, θα ήταν βαρύ και δύσκολο να στηριχτεί. Στη συνέχεια, εξετάστηκαν διάφορες επιλογές, επίσης προς την κατεύθυνση χρήσης μετάλλων ως υλικά κατασκευής της κοιλότητας, όπως συνένωση μεταλλικών ελασμάτων, σμίλευμα μεταλλικής επιφάνειας στο κατάλληλο σχήμα, επιμετάλλωση με χρήση συρμάτων. Καμιά τεχνική όμως, δεν εξασφάλιζε ικανοποιητική ακρίβεια κατασκευής ούτε λεία εσωτερική επιφάνεια και δεν προσφερόταν λόγω των μεγάλων διαστάσεων του ελλειψοειδούς.

Η τεχνική που κρίθηκε τελικά ως η πιο κατάλληλη, είναι αυτή που χρησιμοποιείται στη βιομηχανία θαλάσσιων σκαφών για την κατασκευή μικρών πλεούμενων με βασικό στοιχείο τη χρήση υαλοβάμβακα. Αποφασίστηκε δηλαδή, να κατασκευαστεί ο ανακλαστήρας από ένα ελαφρύ υλικό και να καλυφθεί το εσωτερικό του με αγωγίμη επένδυση. Με αυτόν τον τρόπο το βάρος της ελλειψοειδούς κοιλότητας είναι μικρό και υπάρχει μεγαλύτερη δυνατότητα αποφυγής κατασκευαστικών λαθών, αφού αρχικά κατασκευάστηκε ξύλινο καλούπι με ικανοποιητική ακρίβεια ± 0.5 cm, που βασίστηκε σε σχέδιο της μεσημβρινής τομής του ελλειψοειδούς σε πραγματικές διαστάσεις. Πάνω στο καλούπι αυτό, στερεοποιήθηκε το ρευστό μίγμα υαλοβάμβακα και ρητίνης. Για να διευκολυνθούν

οι εργασίες το ελλειψοειδές απέκτησε την τελική του μορφή από τη συνένωση δυο όμοιων κελυφών που κατασκευάστηκαν από το ίδιο εν λόγω καλούπι. Τέλος, η εσωτερική επιφάνεια του ελλειψοειδούς επικαλύφθηκε με στρώμα αγωγίμης μπογιάς ώστε να επιτευχθεί ικανοποιητικός συντελεστής ανάκλασης της ακτινοβολίας ($|ρ| > 0.95$, σχήμα 2.2).

1.3.1 Οι κεραίες λήψης

Το εύρος λειτουργίας του συστήματος είναι 1-4GHz έτσι ώστε να επιτυγχάνεται ικανοποιητικό βάθος διείσδυσης στους ανθρώπινους ιστούς ενδιαφέροντος, αλλά και να διατηρείται η απαιτούμενη χωρική ανάλυση. Λαμβάνοντας υπόψη τα παραπάνω προέκυψε η ανάγκη για το σχεδιασμό κεραιών οι οποίες λειτουργούν στο επιθυμητό εύρος συχνοτήτων. Στη συγκεκριμένη διπλωματική οι διατάξεις που επιλέχθηκαν είναι η ελικοειδής κεραία και η κεραία μικροταινίας (microstrip patch). Οι συγκεκριμένες κεραίες είναι κατευθυντικές και οι συχνότητες λειτουργίας στις οποίες εξετάστηκε η συμπεριφορά του συστήματος είναι τα 1.53GHz. Η περιγραφή των ιδιοτήτων της κάθε κεραίας ξεχωριστά, καθώς και η συμπεριφορά τους εντός του συστήματος MiRaIS θα εξεταστεί στα επόμενα κεφάλαια της διπλωματικής εργασίας.

1.3.2 Λειτουργία του συστήματος MiRaIS και εφαρμογή του θεωρήματος της αμοιβαιότητας

Ανακεφαλαιώνοντας, συνοψίζεται η συνολική λειτουργία του υπό μελέτη συστήματος. Σκοπός της ανάπτυξης του συστήματος αυτού, είναι η εν τω βάθει μέτρηση της θερμοκρασιακής κατανομής σε ιστούς του ανθρώπινου οργανισμού, με τρόπο εντελώς παθητικό και απολύτως μη – επεμβατικό. Η αρχή λειτουργίας του στηρίζεται στη χρήση ενός ελλειψοειδούς αγωγίμου ανακλαστήρα ο οποίος χρησιμοποιείται για την απαραίτητη εστίαση της θερμικά εκπεμπόμενης ακτινοβολίας. Ο ελλειψοειδής ανακλαστήρας, για λόγους ακρίβειας κατασκευάστηκε εκ περιστροφής με διαστάσεις $150cm \times 120cm$. Στη συνέχεια, πραγματοποιήθηκε μια τομή κάθετα στο μεγάλο άξονα του ανακλαστήρα (για λόγους εργονομίας) και σε απόσταση 5cm από το επίπεδο εστίασης, επομένως οι τελικές διαστάσεις του ήταν $125cm \times 120cm$. Θεωρητικές μελέτες απέδειξαν πως η τομή αυτή δεν επηρεάζει τις ιδιότητες εστίασης του συστήματος. Το υλικό κατασκευής του ανακλαστήρα ήταν υαλοβάμβακας έτσι ώστε η τελική κατασκευή να μην έχει μεγάλο βάρος. Το εσωτερικό της ελλειψοειδούς κοιλότητας επενδύθηκε με αγωγίμη επικάλυψη ώστε να είναι δυνατό η κοιλότητα να λειτουργεί ως αναλογικός μορφοποιητής δέσμης. Κατά τη λειτουργία του συστήματος, στη μία εστία του ελλειψοειδούς ανακλαστήρα τοποθετείται το αντικείμενο προς εξέταση,

ενώ στην άλλη τοποθετείται μια κεραία λήψης. Σύμφωνα με την εγγενή ιδιότητα της έλλειψης, κάθε ακτίνα που εκπέμπεται από τη μία εστία συγκλίνει στην άλλη με το ίδιο μήκος διαδρομής. Με αυτόν τον τρόπο, η θερμικά εκπεμπόμενη ακτινοβολία από το προς εξέταση αντικείμενο (ομοίωμα ή ανθρώπινος εγκέφαλος) συγκεντρώνεται στη κεραία λήψης. Στη συνέχεια, το σήμα που λαμβάνεται από την κεραία οδηγείται σε ένα ραδιομετρικό δέκτη. Από τις εξόδους των δεκτών λαμβάνεται η πληροφορία για τις μεταβολές της θερμοκρασίας ή/και της αγωγιμότητας του αντικειμένου προς εξέταση. Τέλος, οι έξοδοι των δεκτών οδηγούνται σε μια A/D κάρτα ανάκτησης δεδομένων και από κει σε έναν ηλεκτρονικό υπολογιστή για την περαιτέρω επεξεργασία των δεδομένων.

Σύμφωνα με όσα έχουν αναφερθεί μέχρι τώρα, το προς επίλυση πρόβλημα έγκειται στην ανίχνευση των σημάτων που εκπέμπονται από το ανθρώπινο σώμα, και ιδιαίτερα τον εγκέφαλο, από ένα ευαίσθητο δέκτη όταν πηγή και δέκτης βρίσκονται εντός της αγωγίμης ελλειψοειδούς κοιλότητας. Σύμφωνα με το θεώρημα της αμοιβαιότητας [25], το οποίο διατυπώνει την αρχή, ότι οι επιμέρους όγκοι της ύλης παράγουν ένα ραδιομετρικό σήμα με τον ίδιο τρόπο που απορροφούν ενέργεια στην ίδια συχνότητα, είναι δυνατόν αντί να υπολογιστεί το πεδίο που παράγεται από την τυχαία κίνηση των μορίων του εγκεφάλου μέσα στο ελλειπτικό κάτοπτρο, ισοδύναμα να μελετηθεί το ίδιο πρόβλημα, υπολογίζοντας το πεδίο που θα επάγεται μέσα στον ανθρώπινο εγκέφαλο από μια τυχαία πηγή που θα βρίσκεται μέσα στην ελλειψοειδή κοιλότητα και πιο συγκεκριμένα στην εστία που είναι ελεύθερη, ενώ στην άλλη εστία βρίσκεται ο ανθρώπινος εγκέφαλος. Αυτή η προσέγγιση του συζυγούς προβλήματος χρησιμοποιείται στα επόμενα Κεφάλαια, που πραγματοποιείται η θεωρητική ανάλυση των ιδιοτήτων εστίασης του συστήματος, κυρίως για υπολογιστικούς λόγους.

1.3.3 Μοντελοποίηση του συστήματος με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων (FEM: Finite Element Method)

Για όλες τις προσομοιώσεις της παρούσας διπλωματικής εργασίας χρησιμοποιήθηκε το σχεδιαστικό περιβάλλον *High Frequency Structure Simulator (HFSS v12, Ansoft Corporation)* το οποίο βασίζεται στη Μέθοδο των Πεπερασμένων Στοιχείων (*Finite Element Method - FEM*). Η μέθοδος αυτή ανήκει στην κατηγορία των υπολογιστικών προσεγγιστικών μεθόδων. Η πλέον επιθυμητή λύση σε ένα πρόβλημα είναι η αναλυτική, η οποία είναι ακριβής και οι άγνωστες πεδιακές ποσότητες (π.χ. ένταση ηλεκτρικού πεδίου) και παράμετροι υπολογίζονται άμεσα με απλή αντικατάσταση των δεδομένων του προβλήματος στους αντίστοιχους τύπους. Η εξαγωγή των τύπων αυτών είναι εύκολη μόνο για μια πολύ περιορισμένη κατηγορία πρακτικών προβλημάτων, στα οποία υπάρχει μεγάλος βαθμός συμμετρίας και ο χώρος επίλυσης είναι μικρότερος των τριών διαστάσεων. Για τα υπόλοιπα περισσότερο πολύπλοκα προβλήματα (σαν και αυτό που μελετάται στην παρούσα διπλωματική εργασία), χρησιμοποιούνται υπολογιστικές, προσεγγιστικές μέθοδοι. Έτσι λοιπόν, η *FEM* μπορεί να δώσει αξιόπιστα αποτελέσματα και έχει το

Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή στη μικροκυματική ραδιομετρία, κλινικές εφαρμογές και περιγραφή λειτουργίας του συστήματος MiRaIS

πλεονέκτημα ότι μπορεί να εφαρμοστεί σε όλα τα προβλήματα. Το μειονέκτημά της είναι οι αυξημένες απαιτήσεις σε υπολογιστική ισχύ, ιδίως όταν εφαρμόζεται σε σύνθετα μοντέλα. Αυτό όμως το μειονέκτημα ξεπεράστηκε τα τελευταία χρόνια χάρη στη ραγδαία ανάπτυξη των υπολογιστών. Η επιτυχία αυτής της μεθόδου ήταν τόσο μεγάλη, που ακόμα και σήμερα χρησιμοποιείται στην έρευνα και στη βιομηχανία για τον υπολογισμό και τη μελέτη διάφορων κατασκευών. Για να εφαρμοστεί η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων απαιτούνται τα εξής στάδια:

1. Η γεωμετρία της κατασκευής εισάγεται σε ένα πρόγραμμα CAD και δημιουργείται το τρισδιάστατο μοντέλο.

2. Το μοντέλο χωρίζεται σε πεπερασμένα στοιχεία και αφού δημιουργηθεί το πλέγμα, επιλέγεται το είδος της επίλυσης και εισάγονται τα επιπλέον δεδομένα που απαιτούνται. Για παράδειγμα, αν επιλεγεί να λυθεί το μοντέλο διάδοσης ηλεκτρομαγνητικής ενέργειας σε μεταλλικό κυματοδηγό θα πρέπει να δοθούν τα δεδομένα για τις πηγές, τις οριακές συνθήκες και τις διαστάσεις του κυματοδηγού. Αυτή η διαδικασία γίνεται με προγράμματα που αποκαλούνται προ – επεξεργαστές (*pre – processor*).

3. Στη συνέχεια, τα δεδομένα εισάγονται σε ένα πρόγραμμα το οποίο πραγματοποιεί την επίλυση του προβλήματος. Τέτοιου είδους προγράμματα λέγονται *solver* και χρησιμοποιούν αριθμητικές μεθόδους για τις επιλύσεις.

4. Όταν ολοκληρωθεί η επίλυση, πρέπει να χρησιμοποιηθεί ένα πρόγραμμα, που αποκαλείται μετά – επεξεργαστής (*post – processor*), για να μπορέσει ο μελετητής να δει τα αποτελέσματα. Το πακέτο λογισμικού HFSS δίνει τη δυνατότητα CAD σχεδίασης του συστήματος, των κεραιών λήψης, του μοντέλου ανθρώπινου κεφαλιού και των διατάξεων προσαρμογής που χρησιμοποιούνται στις προσομοιώσεις. Το HFSS χωρίζει τον υπό επίλυση χώρο σε τετράεδρα στοιχεία σχηματίζοντας έτσι ένα «πλέγμα». Τα χαρακτηριστικά του δημιουργημένου πλέγματος είναι κρίσιμης σημασίας για την επίτευξη αξιόπιστης και συγκλίνουσας λύσης. Το πλέγμα θα πρέπει να είναι πιο πυκνό (*fine*) σε κάποιες σημαντικές περιοχές, όπως για παράδειγμα στις ακμές μιας γεωμετρίας ή κοντά στην πηγή. Το HFSS, δεδομένης της γεωμετρίας του μοντέλου, καθορίζει αυτόματα τα ποιοτικά χαρακτηριστικά του

πλέγματος. Επιπλέον, επειδή η μέθοδος επίλυσης είναι επαναληπτική, σε κάθε επανάληψη το πλέγμα μεταβάλλεται (*refinement*) και γίνεται πιο πυκνό σε περιοχές όπου παρουσιάζεται μεγαλύτερο σφάλμα στο κριτήριο σύγκλισης. Λόγω των περιορισμών σε υπολογιστικούς πόρους το πλέγμα ύστερα από τις απαραίτητες επαναλήψεις δεν υπερβαίνει τα 150.000 στοιχεία. Η σύγκλιση της λύσης εκτιμάται από τη σύγκλιση των συντελεστών σκέδασης *S* μεταξύ διαδοχικών επαναλήψεων [26].

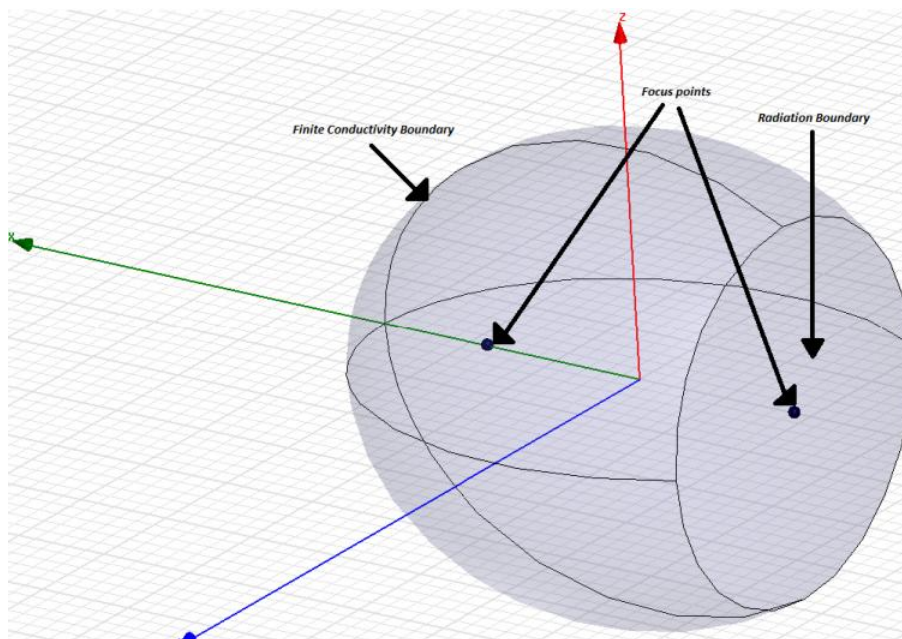
Σε όλες τις προσομοιώσεις που παρουσιάζονται στην παρούσα διπλωματική, το ανθρώπινο κεφάλι έχει μοντελοποιηθεί με μια σφαίρα ακτίνας 8cm, η οποία αναπαριστά τη φαιά ουσία (*white, grey matter*) του ανθρώπινου εγκεφάλου. Η σφαίρα έχει την τιμή για την αγωγιμότητα όγκου και τη σχετική διηλεκτρική σταθερά που συναντώνται στη βιβλιογραφία για τις διάφορες συχνότητες που αναλύονται [27]. Στις διατάξεις που προσομοιώθηκαν και παρουσιάζονται στα επόμενα κεφάλαια, το σφαιρικό μοντέλο του ανθρώπινου κεφαλιού είναι τοποθετημένο με το κέντρο του στη μία γεωμετρική εστία της ελλειψοειδούς

Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή στη μικροκυματική ραδιομετρία, κλινικές εφαρμογές και περιγραφή λειτουργίας του συστήματος MiRaIS

κοιλότητας ενώ περίξ της άλλης εστίας είναι τοποθετημένη μια κεραία που λειτουργεί στο εύρος 1 – 4 GHz. Στην πραγματική λειτουργία του συστήματος, η κεραία λαμβάνει την ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία που εκπέμπεται από το αντικείμενο ενδιαφέροντος που είναι τοποθετημένο στη συζυγή εστία της ελλειψοειδούς κοιλότητας. Ωστόσο, για τις προσομοιώσεις που πραγματοποιήθηκαν έγινε χρήση του θεωρήματος της αμοιβαιότητας σύμφωνα με το οποίο οι επιμέρους όγκοι της ύλης παράγουν ένα ραδιομετρικό σήμα με τον ίδιο τρόπο που απορροφούν ενέργεια στην ίδια συχνότητα. Έτσι, επιλύθηκε το συζυγές πρόβλημα, δηλαδή υπολογίστηκε το πεδίο που επάγεται στο μοντέλο του ανθρώπινου κεφαλιού από την κεραία – πηγή που βρίσκεται στη συζυγή εστία. Η προσέγγιση αυτή πραγματοποιήθηκε για υπολογιστικούς λόγους [8]. Για τη σωστή και ακριβή μοντελοποίηση της λειτουργίας του συστήματος, χρησιμοποιήθηκαν οριακές συνθήκες οι οποίες καθορίζουν τη συμπεριφορά του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου στα σημεία ασυνέχειας του μοντέλου. Έτσι, ορίστηκαν οι παρακάτω οριακές συνθήκες:

(i) **Πεπερασμένη αγωγιμότητα (*finite conductivity boundary*):** η οριακή συνθήκη αυτή επιτρέπει τον ορισμό της επιφάνειας ενός αντικειμένου σαν αγωγό με απώλειες και χρησιμοποιήθηκε στην επιφάνεια της ελλειψοειδούς κοιλότητας (σχ. 1.5).

(ii) **Ακτινοβολία (*radiation boundary*):** η οριακή συνθήκη ακτινοβολίας (αναφέρεται επίσης και σαν απορροφητική συνθήκη) επιτρέπει τη μοντελοποίηση μιας επιφάνειας ως ηλεκτρικά ανοιχτής, δηλαδή, τα κύματα που προσπίπτουν σε αυτή μπορούν να διαδίδονται εκτός της διάταξης στην οποία ανήκει. Εφαρμόστηκε στο κομμένο άκρο της ελλειψοειδούς κοιλότητας (σχ. 1.5).



Σχήμα 1.6 Η ελλειψοειδής αγωγίμη κοιλότητα όπως μοντελοποιήθηκε στο πρόγραμμα HFSS

Αναφορές Κεφαλαίου

- [1] Διδακτορική διατριβή Καρανάσιου Ε. «Ανάπτυξη Συστήματος μη Επεμβατικής Απεικόνισης του Ανθρώπινου Εγκεφάλου με Μικροκυματική Ραδιομετρία», ΕΜΠ, Δεκέμβριος 2003.
- [2] Kavitha Arunachalam et al., “Modeling the detectability of vesicoureteral reflux using microwave radiometry,” *Physics in Medicine and Biology* 55, no. 18 (September 2010): 5417-5435.
- [3] Matthew J Burfeindt et al., “Microwave beamforming for non-invasive patient-specific hyperthermia treatment of pediatric brain cancer,” *Physics in Medicine and Biology* 56, no. 9 (May 2011): 2743-2754.
- [4] A Levick, D Land, and J Hand, “Validation of microwave radiometry for measuring the internal temperature profile of human tissue,” *Measurement Science and Technology* 22, no. 6 (June 2011): 065801.
- [5] AbdEl-Monem M. El-Sharkawy et al., “Absolute Temperature Monitoring Using RF Radiometry in the MRI Scanner,” *IEEE transactions on circuits and systems. I, Regular papers : a publication of the IEEE Circuits and Systems Society* 53, no. 11 (November 2006): 2396-2404.
- [6] Baltag, O.; Costin, M.; Ojica, S.; Bejinariu, S.; Ștefănescu, C.; , "Outlines on microwave imaging in breast cancer early detection," *Soft Computing Applications (SOFA), 2010 4th International Workshop on* , vol., no., pp.131-136, 15-17 July 2010
- [7] Bonds, Q.; Weller, T.; Herzig, P.; , "Towards Core Body Temperature Measurement via Close Proximity Radiometric Sensing," *Sensors Journal, IEEE* , vol.PP, no.99, pp.1, 0
- [8] Διδακτορική διατριβή Καραθανάσης Κ.Θ. «Ανάπτυξη παθητικών συστημάτων μελέτης ενδοκρανιακών θερμοκρασιακών μεταβολών και εγκεφαλικών διεργασιών», ΕΜΠ, Δεκέμβριος 2003.
- [9] E. A. Cheever and K. R. Foster, “Microwave radiometry in living tissue: what does it measure?” *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 39, 563–8, 1992.
- [10] K. R. Foster and E. Cheever, “Microwave radiometry on biomedicine: a reappraisal”, *Bioelectromagnetics* 13, 567–79, 1992.
- [11] Y. Leroy, B. Bocquet and A. Mamouni, “Non-invasive microwave radiometry thermometry”, *Physiol. Meas.* 19, 127-48, 1998.
- [12] G. Evans and C. W. McLeish, *RF Radiometer Handbook*, (Artech House) 1977.
- [13] Max Planck, “Eight lectures on Theoretical Physics”, *Dover Pub. Inc., Mineola*, New York 1998, (Translator A.P. Wills, first publication 1909 by Columbia Univ. Press).
- [14] Bernard D. Steinberg, Harish M. Subbaram, *Microwave Imaging Techniques*, Wiley, June 1991.
- [15] S. Karanasiou, N. K. Uzunoglou, ”Study of a Brain Hyperthermia System Providing also Passive Brain Temperature Monitoring”, *Proc. of the 28th IEEE EMBS*, New York City, USA, Aug. 30-Sep. 3, 2006.
- [16] I.A. Gouzouasis, K.T. Karathanasis, I.S. Karanasiou, N.K. Uzunoglu, “Contactless Passive Diagnosis for Brain Intracranial Applications: A Study Using Dielectric Matching Materials”, *Bioelectromagnetics 2010*, DOI 10.1002/bem.20572.

Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή στη μικροκυματική ραδιομετρία, κλινικές εφαρμογές και περιγραφή λειτουργίας του συστήματος MiRaIS

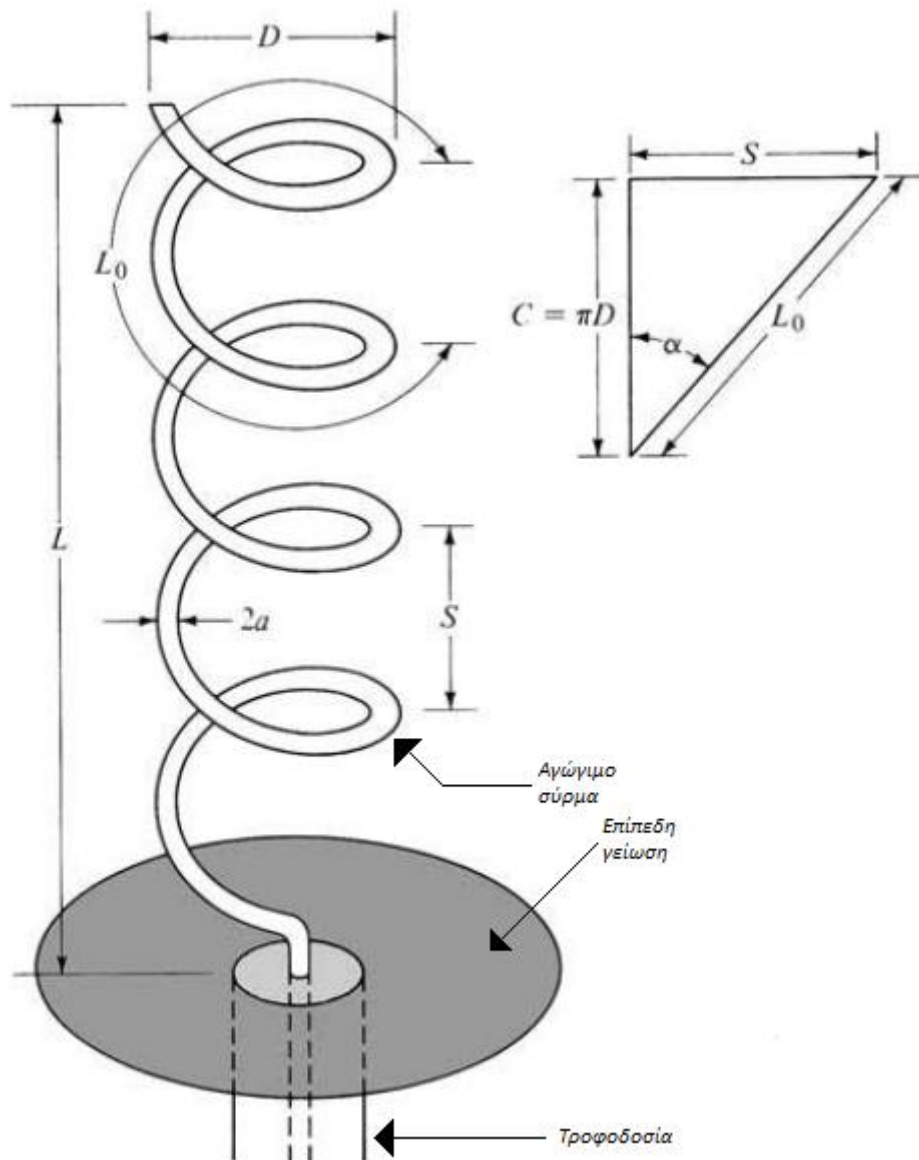
- [17] I.S. Karanasiou, K.T. Karathanasis, A. Garetsos, N.K. Uzunoglu, “Development and Laboratory Testing of a Noninvasive Intracranial Focused Hyperthermia System”, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol., 56, pp.2160-2171.
- [18] K. T. Karathanasis, I. A. Gouzouasis, I. S. Karanasiou, M. I. Giamalaki, G. Stratakos, and N. K. Uzunoglu, “Noninvasive Focused Monitoring and Irradiation of Head Tissue Phantoms at Microwave Frequencies”, *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 2010, DOI: 10.1109/TITB.2010.2040749 (early access).
- [19] I.A. Gouzouasis, K.T. Karathanasis, I.S. Karanasiou, N.K. Uzunoglu, “Passive Multi-Frequency Brain Imaging and Hyperthermia Irradiation Apparatus: The Use of Dielectric Matching Materials in Phantom Experiments”, *Meas. Sci. Technol.*, vol. 20, pp. 104022-1 – 104022-9, 2009.
- [20] K.T. Karathanasis, I.S. Karanasiou, N.K. Uzunoglu, “Enhancing the Focusing Properties of a Prototype Non-Invasive Brain Hyperthermia System: a Simulation Study”, *Proceedings of the 29th IEEE EMBS*, Lyon, 2007.
- [21] I.A. Gouzouasis, I.S. Karanasiou, N.K. Uzunoglu. “FDTD Study of the Focusing Properties of a Hybrid Hyperthermia and Radiometry Imaging System using a Realistic Human Head Model”, *Proceedings of the 29th IEEE EMBS*, Lyon, France, 23 – 27 August, 2007.
- [22] K.T. Karathanasis, I.S. Karanasiou, N.K. Uzunoglu, “A FEM simulation study of the optimization of the imaging attributes of a microwave radiometry system with possible functional imaging capabilities”, *J Instr* 4:P06005.
- [23] I.A. Gouzouasis, I.S. Karanasiou, N.K. Uzunoglu, “Exploring the enhancement of the imaging properties of a microwave radiometry system for possible functional imaging using a realistic human head model”, *J Instr* 4:P06006.
- [24] S. Karanasiou, G. Stratakos and N. K. Uzunoglou, “Passive Multiband Microwave Tomography for Intracranial Applications”, *10th International Symposium on Microwave and Optical Technology*, 2005.
- [25] C. A. Balanis, “Electromagnetic Theorems and Principles”. In *Advanced Engineering Electromagnetics*, John Wiley & Sons, 1989.
- [26] Μεταπτυχιακή Διπλωματική Εργασία Τριχόπουλου Γεώργιου, «Μελέτη Χρήσης Διηλεκτρικών Υλικών για τη Βελτιστοποίηση των Απεικονιστικών Ιδιοτήτων της Εστιασμένης Μικροκυματικής Ραδιομετρίας», *Ε.Μ.Π.* Ιούλιος 2007.
- [27] S. Gabriel, R. W. Lau, and C. Gabriel, “The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 41, pp. 2251-2269, 1996.
- [28] www.ansoft.com

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

Η ΧΡΗΣΗ ΤΗΣ ΕΛΙΚΟΕΙΔΟΥΣ ΚΕΡΑΙΑΣ ΕΝΤΟΣ ΤΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ MiRaIS

2.1 Γενικά χαρακτηριστικά της ελικοειδούς κεραίας

Η βασική μορφή του στοιχείου ακτινοβολίας της συγκεκριμένου τύπου κεραίας είναι ένα αγώγιμο σύρμα τυλιγμένο σε μορφή έλικας (σχ. 2.1), που συχνά χρησιμοποιείται σε συνδυασμό με γειώσεις διαφόρων μορφών. Μια συνηθισμένη μορφή γείωσης είναι η επίπεδη (σχ. 2.1), με τυπική διάμετρο $3\lambda/4$. Η έλικα συνδέεται με τον κεντρικό αγωγό μιας ομοαξονικής γραμμής στο σημείο τροφοδοσίας, ενώ ο εξωτερικός αγωγός της γραμμής τροφοδοσίας συνδέεται με τη γείωση.



Σχήμα 2.1 Ελικοειδής κεραία με επίπεδη γείωση

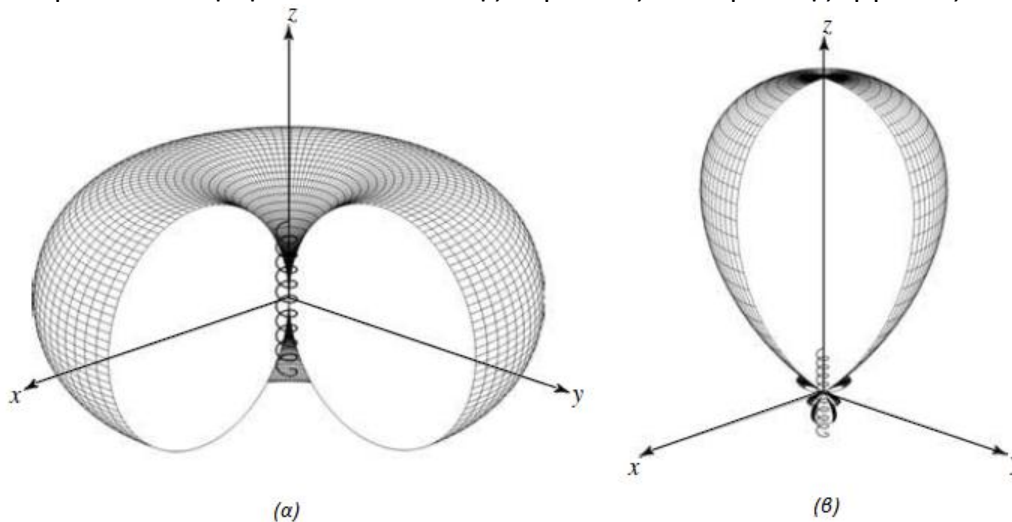
Τα χαρακτηριστικά της έλικας είναι ο αριθμός των σπειρών N , η διάμετρός τους D και η μεταξύ τους απόσταση S . Το ολικό μήκος της κεραίας είναι $L = NS$, ενώ το ολικό μήκος του σύρματος είναι $L_n = NL_0 = N\sqrt{S^2 + C^2}$ όπου $L_0 = \sqrt{S^2 + C^2}$ είναι το μήκος του σύρματος

ματαξύ κάθε σπείρας και $C = \pi D$ η περιφέρεια της έλικας. Μια άλλη σημαντική παράμετρος είναι η γωνία βολής (pitch angle), α , που σχηματίζεται από την εφαπτομένη στο σύρμα της έλικας και το κάθετο στον άξονα της έλικας επίπεδο. Η γωνία βολής ορίζεται από τη σχέση $\alpha = \tan^{-1}\left(\frac{S}{\pi D}\right) = \tan^{-1}\left(\frac{S}{C}\right)$.

Αν $\alpha = 0^\circ$ η περιέλιξη επιπεδοποιείται και η έλικα γίνεται βροχοκεραία N σπειρών. Αν πάλι $\alpha = 90^\circ$, η έλικα εκφυλίζεται σε επίπεδο σύρμα. Για σχηματίζεται μια τυπική έλικα με περιφέρεια μεγαλύτερη του μηδενός, αλλά μικρότερη από την περιφέρεια που έχει η έλικα όταν εκφυλίζεται σε βρόχο ($\alpha = 0^\circ$).

Τα χαρακτηριστικά ακτινοβολίας της κεραίας ρυθμίζονται μεταβάλλοντας το μέγεθος και τη γεωμετρία της, συγκριτικά με το μήκος κύματος. Η σύνθετη αντίσταση εισόδου της εξαρτάται αποφασιστικά από τη γωνία βολής και το μέγεθος του σύρματος ειδικά κοντά στο σημείο τροφοδοσίας και ρυθμίζεται μεταβάλλοντας τις τιμές τους. Ενώ η πόλωση της κεραίας είναι γενικά ελλειπτική, μπορούν να επιτευχθούν επίσης γραμμικές και κυκλικές πολώσεις σε διάφορες συχνοτικές περιοχές.

Η ελικοειδής κεραία λειτουργεί γενικά με πολλούς τρόπους, αλλά οι κύριοι είναι ο κανονικός (πλευρικής εκπομπής, σχ. 2.2(α)) και ο αξονικός (ακροφλεγούς εκπομπής, σχ 2.2(β)). Ο πρακτικότερος είναι ο αξονικός γιατί επιτυγχάνει κυκλική πόλωση σε μεγάλο εύρος ζώνης (περίπου 2:1) και μεγαλύτερη απόδοση και αποτελεί τον τρόπο λειτουργίας ο οποίος μοντελοποιήθηκε στα πλαίσια της παρούσας διπλωματικής εργασίας.



Σχήμα 2.2 Τρισδιάστατα διαγράμματα ισχύος για (α) ακροφλεγή και (β) αξονικό τρόπο λειτουργίας της ελικοειδούς κεραίας

Κατά τον αξονικό τρόπο λειτουργίας της ελικοειδούς κεραίας εμφανίζεται μόνο ένας κύριος λοβός με το μέγιστο της ακτινοβολίας του κατά τη διεύθυνση του άξονα της έλικας (σχ.2.2(β)). Οι μικρότεροι λοβοί εκδηλώνονται πλαγίως προς τον άξονα αυτό.

Για να διεγερθεί ο τρόπος αυτός, η διάμετρος D και η απόσταση S πρέπει να είναι μεγάλα κλάσματα του μήκους κύματος. Για κυκλική πόλωση

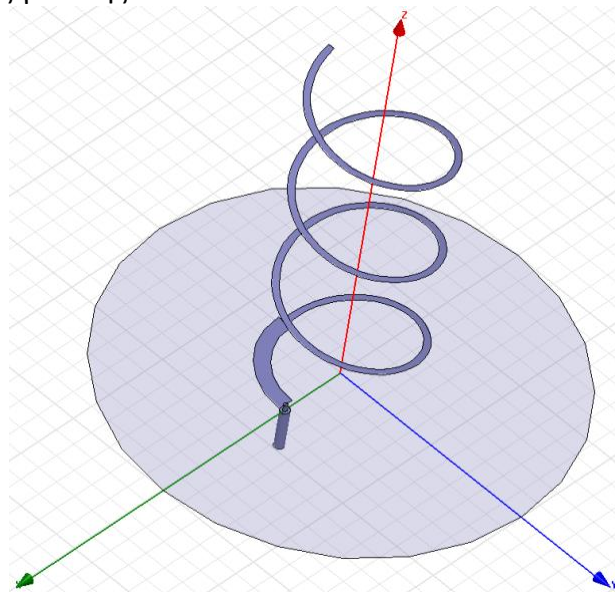
του κυρίου λοβού, η περιφέρεια της έλικας πρέπει να είναι στην περιοχή

(με βέλτιστη τιμή $\frac{c}{\lambda} = 1$) και η απόσταση $S \cong \frac{\lambda}{4}$. Η γωνία βολής είναι συνήθως $12^\circ \leq \alpha \leq 14^\circ$. Τις περισσότερες φορές η κεραία συνδέεται με επίπεδη γείωση διαμέτρου τουλάχιστον $\lambda/2$ και τροφοδοτείται με ομοαξονική γραμμή.

2.2 Ελικοειδής κεραία που χρησιμοποιήθηκε στο σύστημα MiRaIS

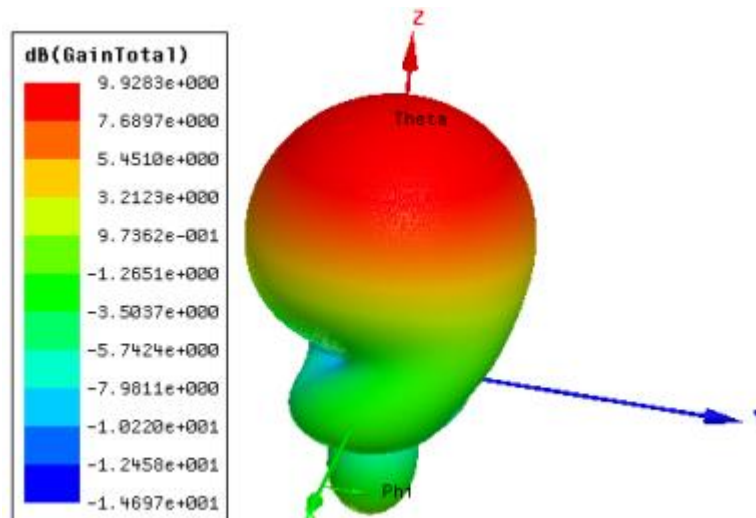
Η ελικοειδής κεραία που χρησιμοποιήθηκε για τις ανάγκες της παρούσας διπλωματικής εργασίας (σχ.2.3) έχει τα εξής χαρακτηριστικά:

- Αριθμός σπειρών $N = 3$
- Διάμετρος σπείρας $D = 2.8mm$
- Απόσταση μεταξύ δύο διαδοχικών σπειρών $S = 53mm$
- Γωνία βολής (pitch angle) $\alpha = 52^\circ$
- Διάμετρος γείωσης $D_{GND} = 159mm$

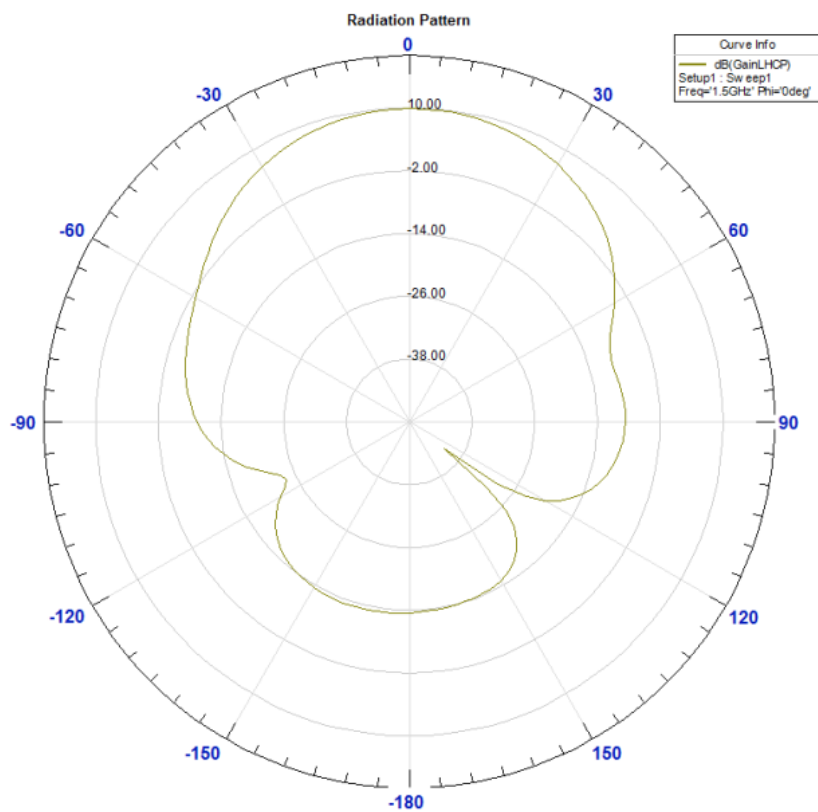


Σχήμα 2.3 Η ελικοειδής κεραία που μοντελοποιήθηκε στο πρόγραμμα HFSS

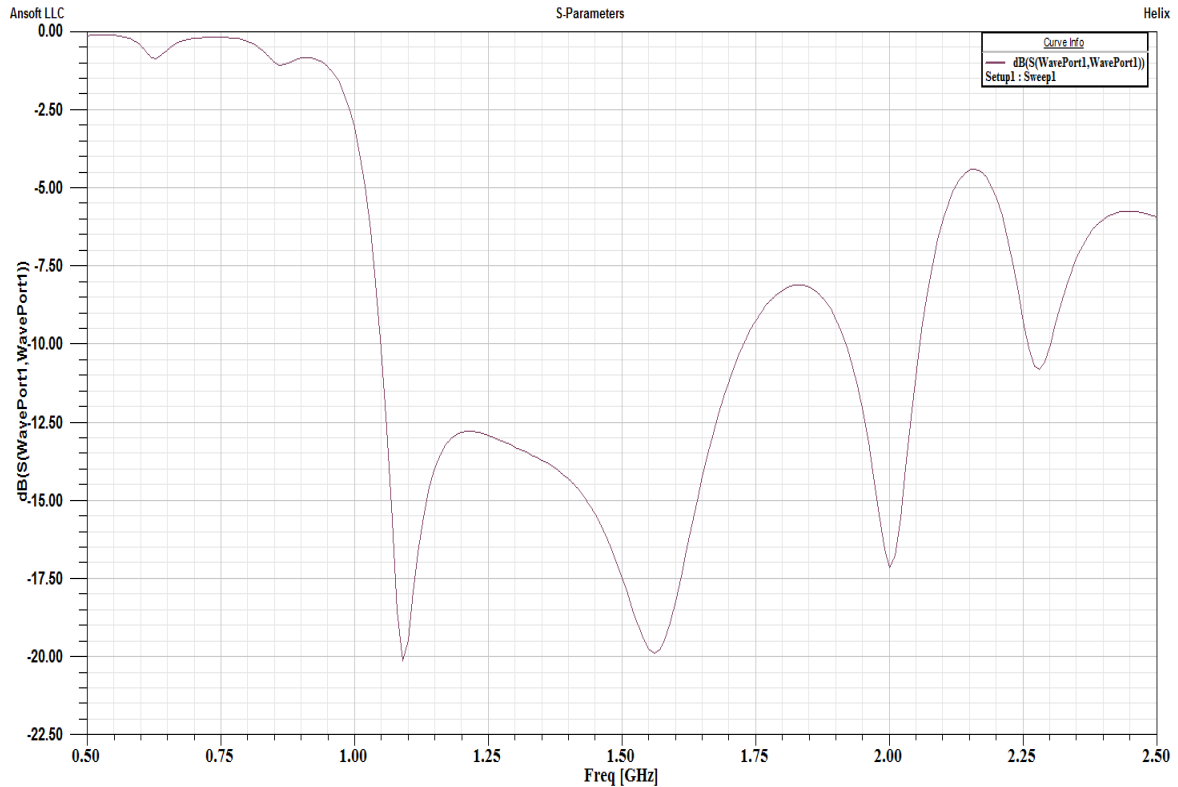
Η τροφοδοσία γίνεται με ομοαξονικό καλώδιο του οποίου το κέντρο του αγωγού του απέχει απόσταση 31.5mm από το κέντρο του κύκλου της γείωσης κατά μήκος της ακτίνας του. Υιοθετώντας τους προαναφερθέντες κανονισμούς σχεδίασης, η ελικοειδής κεραία λειτουργεί ως κατευθυντική (αξονική λειτουργία, σχ.2.4), ενώ η παράμετρος S_{11} έχει την τιμή -17.66dB για συχνότητα λειτουργίας 1.53GHz (σχ.2.6).



Σχήμα 2.4 Τρισδιάστατο διάγραμμα ισχύος της ελικοειδούς κεραίας που μοντελοποιήθηκε στο πρόγραμμα HFSS



Σχήμα 2.5 Διάγραμμα ακτινοβολίας της ελικοειδούς κεραίας που μοντελοποιήθηκε στο πρόγραμμα HFSS



Σχήμα 2.6 Η παράμετρος S_{11} της ελικοειδούς κεραίας που μοντελοποιήθηκε στο πρόγραμμα HFSS στο διάστημα 0.50-2.50GHz

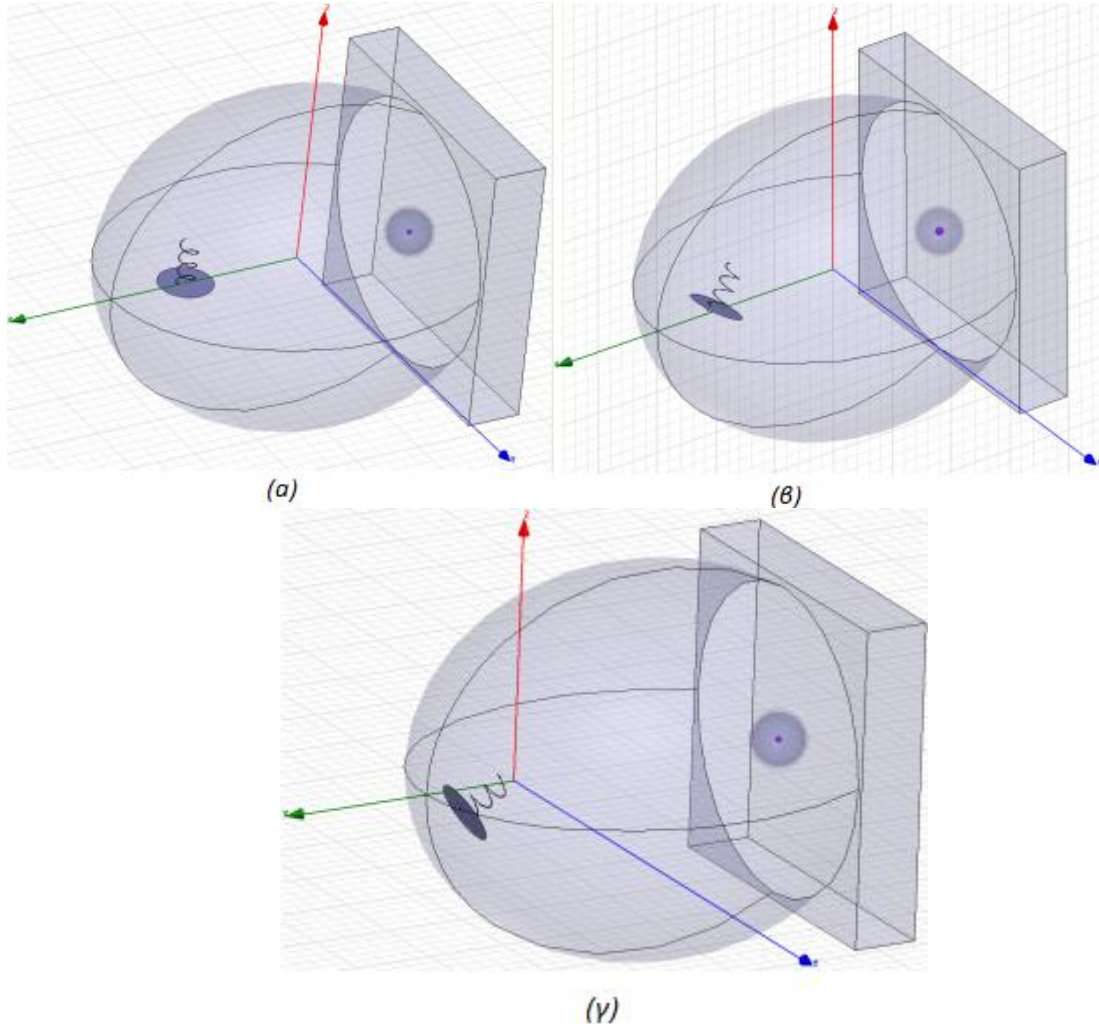
2.3 Αποτελέσματα προσομοιώσεων

Στην παράγραφο αυτή παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων που πραγματοποιήθηκαν για την αξιολόγηση της απόδοσης του συστήματος για την προσπάθεια βελτιστοποίησης των ιδιοτήτων εστίασής του χρησιμοποιώντας την ελικοειδή κεραία. Η συχνότητα στην οποία μελετήθηκε το σύστημα είναι τα 1.53GHz. Για τις προσομοιώσεις που πραγματοποιήθηκαν χρησιμοποιήθηκε η μισή ελλειψοειδής κοιλότητα, λαμβάνοντας υπόψιν την ηλεκτρική συμμετρία του μοντέλου, προκειμένου να μειωθεί ο απαιτούμενος υπολογιστικός φόρτος.

Σε όλες τις προσομοιώσεις που παρουσιάζονται στην παρούσα διπλωματική εργασία, το ανθρώπινο κεφάλι έχει μοντελοποιηθεί ως σφαίρα διαμέτρου 80mm και αναπαριστά τη φαιά ουσία. Η σχετική διηλεκτρική της σταθερά, καθώς και η τιμή της αγωγιμότητας όγκου έχουν τις τιμές που προκύπτουν από το μέσο όρο των αντιστοίχων τιμών για τη λευκή και γκρίζα φαιά ουσία για συχνότητα λειτουργίας στα 1.53GHz [3].

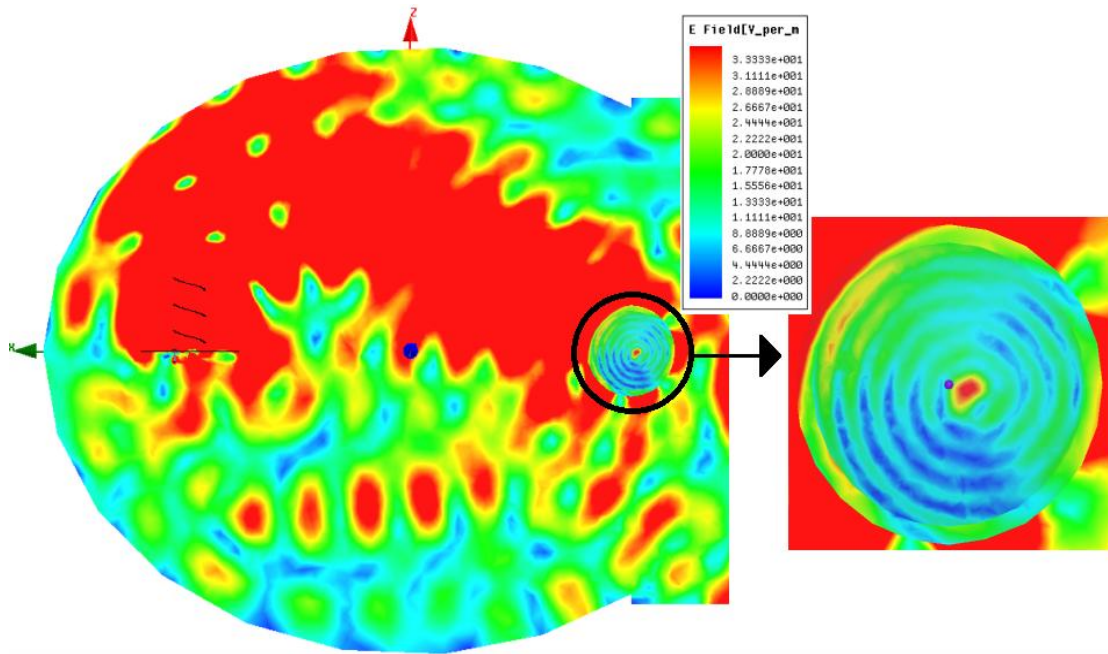
Οι θέσεις εντός της ελλειψοειδούς κοιλότητας στις οποίες τοποθετήθηκε η ελικοειδής κεραία προέκυψαν έπειτα από αρκετές προσομοιώσεις με βασικό κριτήριο τη σύγκλιση του εκπεμπόμενου ηλεκτρικού πεδίου προς τη «δεξιά» εστία της έλλειψης. Στις προσομοιώσεις που θα παρουσιαστούν η ελικοειδής κεραία τοποθετήθηκε αρχικά με το κέντρο της γείωσης στην «αριστερή» εστία και έπειτα περίξ της «αριστερής» εστίας της έλλειψης με το κέντρο του κύκλου της γείωσης μετατοπισμένο

κατά $dz=-150\text{mm}$ περίπου σε σχέση με το επίπεδο $xy|_{z=0}$ και υπό γωνίες $d\theta$ 30° και 60° σε σχέση με την «αριστερή» εστία της έλλειψης, θεωρώντας ως σημείο περιστροφής το άνω άκρο του αγωγίμου ελικοειδούς σύρματος της κεραίας (σχ.2.7(α),(β),(γ)).

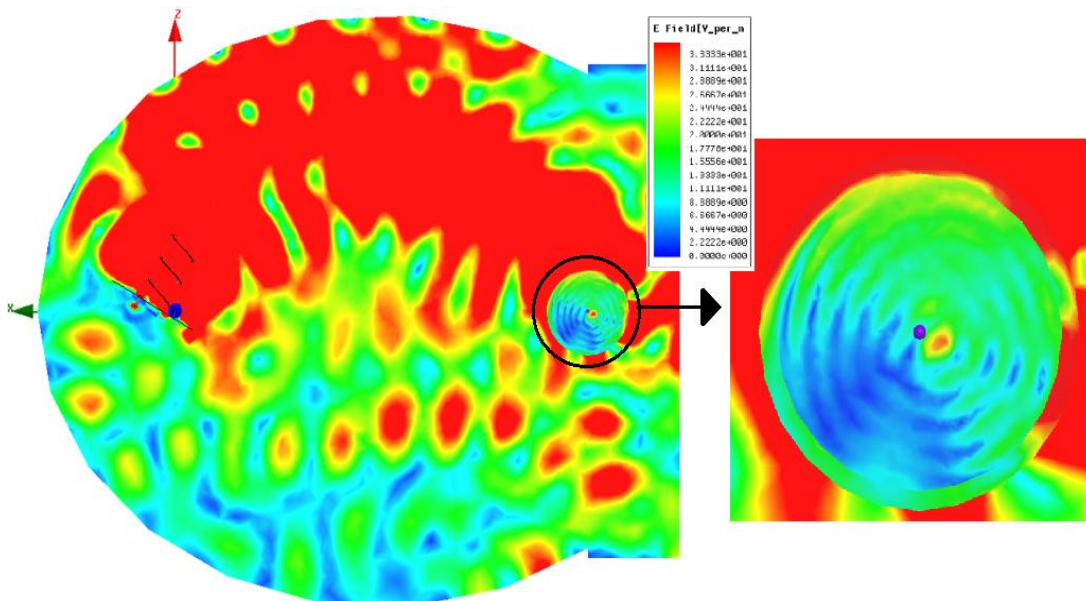


Σχήμα 2.7 Οι τρεις διαφορετικοί προσανατολισμοί της ελικοειδούς κεραίας στο χώρο εντός της ελλειψοειδούς αγωγίμης κοιλότητας: Η ελικοειδής κεραία τοποθετημένη (α) με το κέντρο της γείωσής της στην «αριστερή» εστία, (β) υπό γωνία 30° και (γ) υπό γωνία 60° . Η μωβ κουκίδα αναπαριστά τη «δεξιά» εστία της ελλειψοειδούς αγωγίμης κοιλότητας.

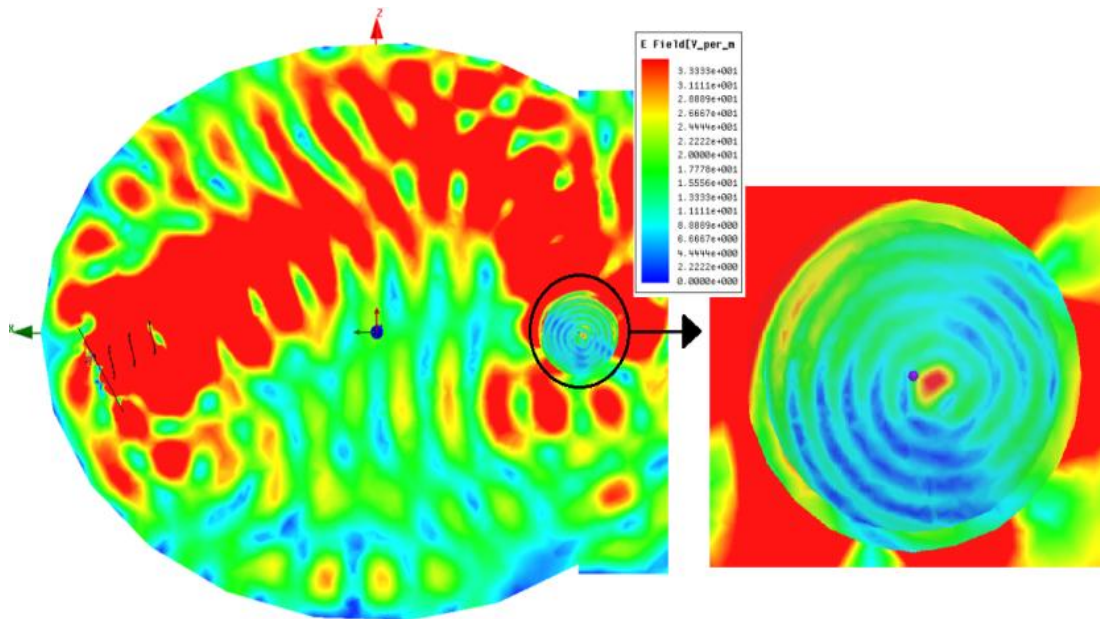
Τα σχήματα 2.8(α),(β),(γ) δείχνουν την κατανομή του ηλεκτρικού πεδίου στην ελλειψοειδή κοιλότητα και στο σφαιρικό μοντέλο της φαιάς ουσίας αντίστοιχα για μετατοπίσεις υπό γωνία της ελικοειδούς κεραίας κατά 15° (α), 30° (β) και 60° (γ).



(α)



(β)



(γ)

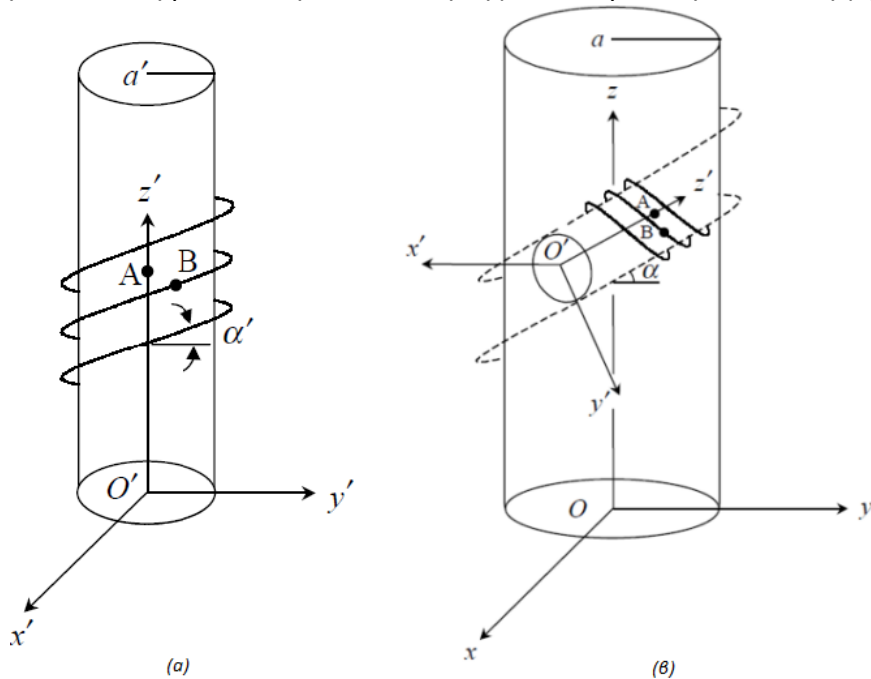
Σχήμα 2.8 Η κατανομή του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου στην ελλειψοειδή αγωγίμη κοιλότητα και αντίστοιχη μεγέθυνσή του στο σφαιρικό μοντέλο κεφαλιού για τις τρεις διαφορετικές θέσεις της ελικοειδούς κεραίας στο χώρο: (α) με το κέντρο της γείωσής της στην «αριστερή» εστία, (β) υπό γωνία 30° περίξ της «αριστερής» εστίας, (γ) υπό γωνία 60° . Η μωβ κουκίδα αναπαριστά τη «δεξιά» εστία της ελλειψοειδούς αγωγίμη κοιλότητας, η οποία αποτελεί και το κέντρο του σφαιρικού μοντέλου κεφαλιού.

Υπάρχει ικανοποιητικό βάθος διείσδυσης, δεδομένου ότι το ηλεκτρικό πεδίο έχει περιοχή εστίασης κοντά στο κέντρο του κεφαλιού. Ωστόσο, η χρήση, καθώς και η συμπεριφορά του πεδίου, της ελικοειδούς κεραίας παρουσιάζει σημαντικά προβλήματα. Καταρχάς, το μέγεθός της είναι συγκρίσιμο με τις διαστάσεις τη έλλειψης, το οποίο δε βοηθά στην εργονομία του συστήματος, ενώ χρειάζονται μεγάλες μετακινήσεις στο χώρο προκειμένου να διερευνηθούν οι αλλαγές συμπεριφορά του εκπεμπόμενου ηλεκτρικού πεδίου αναλόγως τη θέση και τον προσανατολισμό της κεραίας. Αυτό ενισχύεται και από το γεγονός ότι ο λοβός ακτινοβολίας της είναι μεν κατευθυντικός, αλλά το εύρος ημίσεως ισχύος είναι περίπου στις 50° (σχ.2.5). Αυτό οδηγεί σε πολύ μεγάλη ακτινοβολούμενη ισχύ ηλεκτρικού πεδίου το οποίο καταλαμβάνει αρκετά μεγάλο χώρο για το μέγεθος της ελλειψοειδούς κοιλότητας και δυσχεραίνει το ρόλο της έλλειψης ως μορφοποιητή δέσμης. Κατά συνέπεια, παρατηρείται κακή διακριτική ικανότητα του ηλεκτρικού πεδίου εντός του σφαιρικού μοντέλου, εφόσον δημιουργούνται ισχυρές ανακλάσεις στη διεπαφή αέρα-σφαιρικού μοντέλου (σχ.2.8). Για το λόγο αυτό, η χρήση της κλασικής ελικοειδούς κεραίας σε κατευθυντική (αξονική) λειτουργία κρίνεται ως ακατάλληλη για τη βελτιστοποίηση των ιδιοτήτων εστίασης του συστήματος.

2.4 Προτάσεις για βελτιστοποίηση της λειτουργίας της ελικοειδούς κεραίας εντός του συστήματος MiRaIS

Μία πρώτη προσπάθεια για βελτιστοποίηση της εστίασης του ηλεκτρικού πεδίου εντός του σφαιρικού μοντέλου είναι η χρήση ενός σφαιρικού κελύφους προσαρμογής γύρω από το σφαιρικό μοντέλο, πάχους 5-10mm διηλεκτρικής σταθεράς $\epsilon_r = 6 - 12$. Επιπλέον, θα μπορούσε να προστεθεί γύρω από το διηλεκτρικό κέλυφος ένα κέλυφος υλικού με αρνητικό δείκτη διάθλασης (Left Handed Materials-LHM), σε συνδυασμό με την αντικατάσταση του εσωτερικού χώρου της ελλειψοειδούς κοιλότητας από διηλεκτρικό χαμηλών απωλειών αντί για αέρα [8].

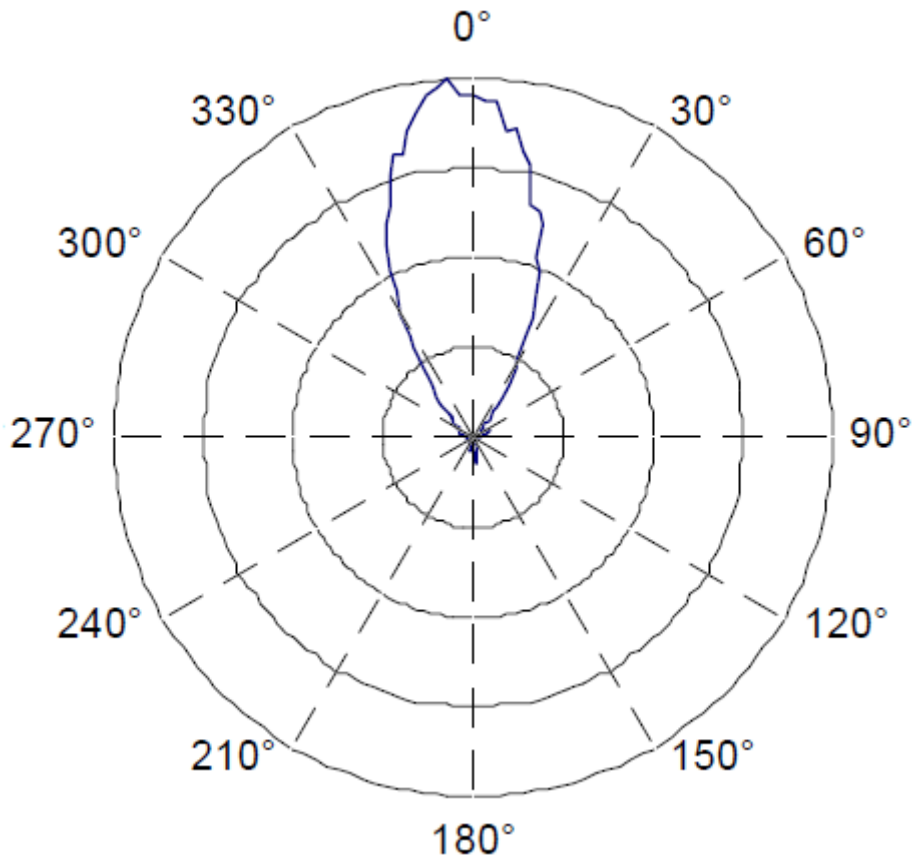
Η σημαντικότερη, όμως, ενέργεια που θα μπορούσε να γίνει προκειμένου να υπάρχει περαιτέρω βελτίωση της εστίασης, είναι η τροποποίηση της ελικοειδούς κεραίας με κατάλληλο τρόπο ώστε να μειωθεί τόσο το μέγεθος της διάταξής της στο χώρο, όσο και το μέγεθος του κυρίου λοβού ακτινοβολίας της. Αυτό μπορεί να πραγματοποιηθεί μεταβάλλοντας την ελικοειδή μεταλλική κατασκευή της σε σπειροειδή-ελικοειδή (σχ.2.9).



Σχήμα 2.9 (α) Η γεωμετρία της ελικοειδούς κεραίας και (β) η γεωμετρία της σπειροειδούς-ελικοειδούς κεραίας

Τα ωφέλη της σπειροειδούς-ελικοειδούς κεραίας είναι πολλαπλά. Καταρχάς, το μέγεθός της στο χώρο είναι 2.5 έως 3.21 φορές μικρότερο σε σχέση με την κλασική ελικοειδή κεραία, το οποίο συμβάλλει στη χρήση της για μικρότερα συστήματα όπως το σύστημά μας. Επιπλέον, η μέγιστη κατευθυντικότητα συμβαίνει σε απόσταση 0.96λ (όπου λ το μήκος κύματος του εκπεμπόμενου πεδίου) από την κεραία, ενώ στην κλασική ελικοειδή συμβαίνει σε απόσταση 1.2λ, γεγονός που βοηθά στην καλύτερη

συμπεριφορά του ηλεκτρικού πεδίου στη χρήση της ελλειψοειδούς κοιλότητας ως μορφοποιητή δέσμης. Τέλος, η σπειροειδής-ελικοειδής κεραία έχει στενότερο λοβό ακτινοβολίας (σχ.2.10), με το εύρος ημίσεως ισχύος να κυμαίνεται στις 33°-47° σε ένα εύρος συχνοτήτων 1.5GHz-2.2GHz, παρουσιάζοντας σημαντική μείωση σε σχέση με την κλασική ελικοειδή κεραία που χρησιμοποιήθηκε, κάνοντάς τη ελκυστικότερη για εφαρμογές κοντινού πεδίου όπως στην περίπτωση του υπό εξέταση συστήματός μας [4].



Σχήμα 2.10 Το διάγραμμα ακτινοβολίας σπειροειδούς-ελικοειδούς κεραίας στα 1.55GHz

Αναφορές Κεφαλαίου

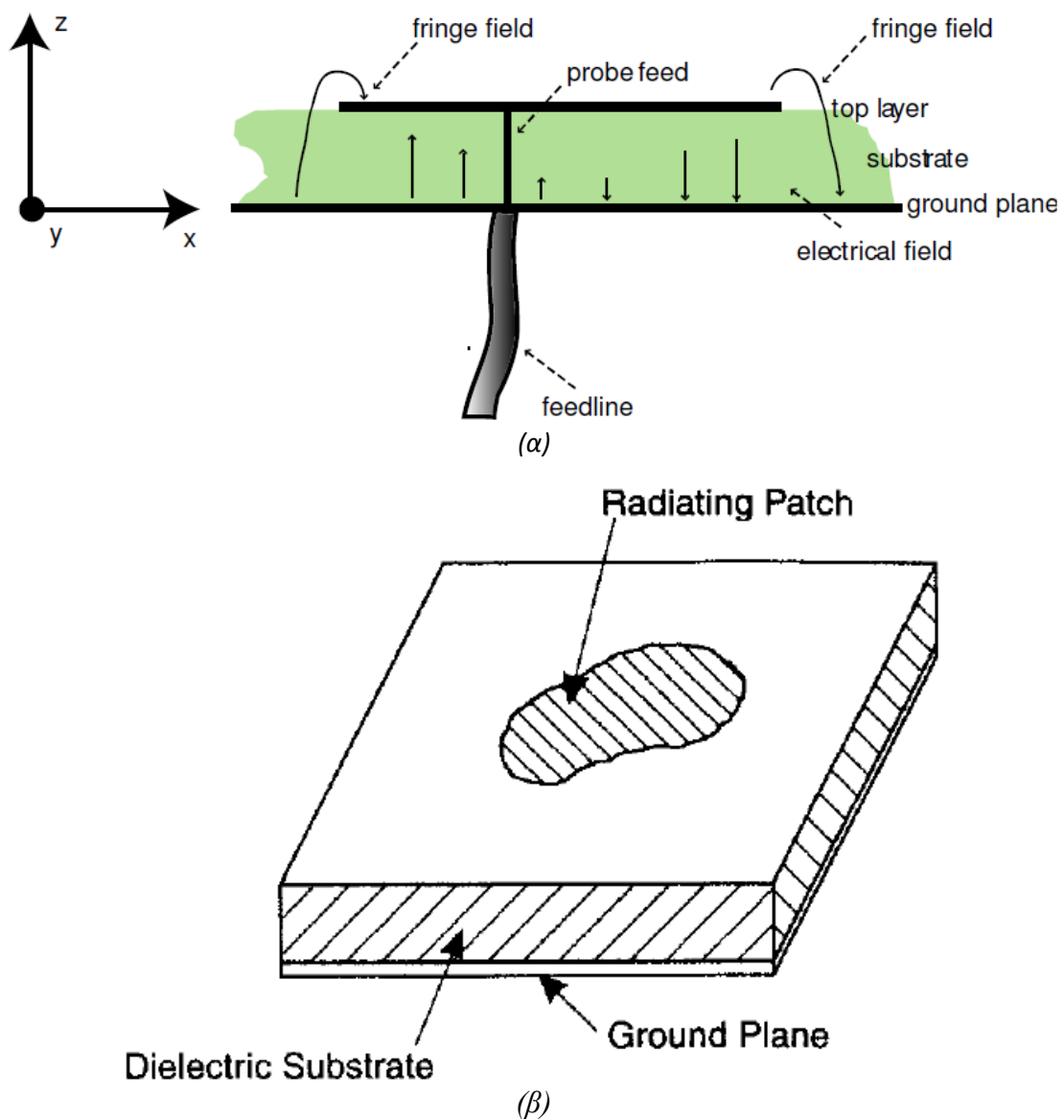
- [1] Constantine A. Balanis, *Antenna Theory: Analysis and Design, 3rd Edition*, 3rd ed. (Wiley-Interscience, 2005).
- [2] John Daniel Kraus, *Antennas*, 2nd ed. (McGraw-Hill Companies, 1988).
- [3] M. A. Stuchly and S. S. Stuchly, “Dielectric properties of biological substances—Tabulated,” *J. Microwave Power*, vol. 15, pp. 19–26, 1980.
- [4] Ghoreishian I., “THE SPIRO-HELICAL ANTENNA”, Virginia Polytechnic Institute and State University in partial fulfillment of the requirements for the degree of MASTER OF SCIENCE In Electrical Engineering.
- [5] www.antenna-theory.com
- [6] Nakano, H. 2003. Helical and Spiral Antennas. Encyclopedia of Telecommunications.
- [7] Shiokawa, T. and Karasawas, Y. (1980), Radiation characteristics of axial-mode helical antenna. Electronics and Communications in Japan (Part I: Communications), 63: 63–72. doi: 10.1002/ecja.4400630209
- [8] Διδακτορική διατριβή Καραθανάσης Κ.Θ. «Ανάπτυξη παθητικών συστημάτων μελέτης ενδοκρανιακών θερμοκρασιακών μεταβολών και εγκεφαλικών διεργασιών», ΕΜΠ, Δεκέμβριος 2003.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

Η ΧΡΗΣΗ ΤΗΣ ΚΕΡΑΙΑΣ ΜΙΚΡΟΤΑΙΝΙΑΣ ΕΝΤΟΣ ΤΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ MiRaIS

3.1 Γενικά χαρακτηριστικά της κεραίας μικροταινίας

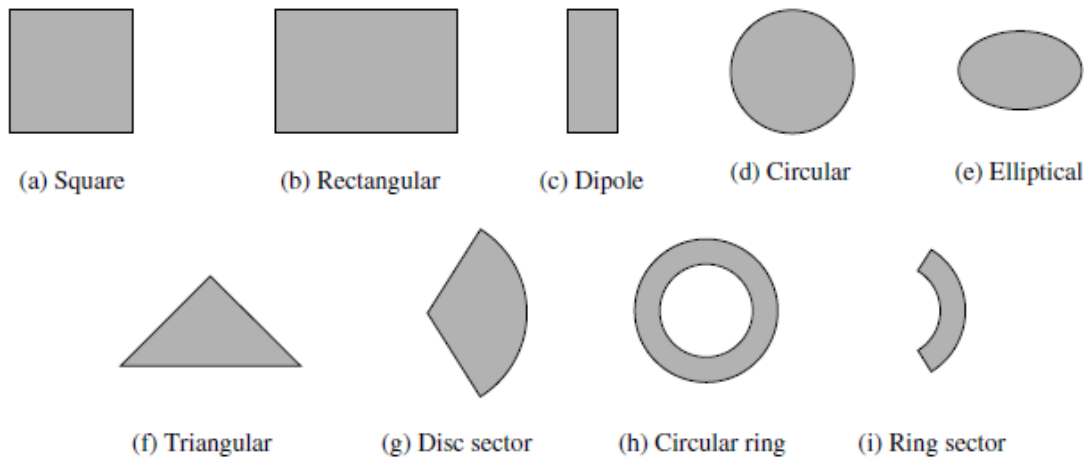
Οι κεραίες μικροταινίας αποτελούνται από μία πολύ λεπτή (t το μήκος κύματος στον ελεύθερο χώρο) μεταλλική ταινία (λωρίδα), τοποθετημένη πάνω σε μια επίπεδη γείωση σε ύψος ίσο με κλάσμα του μήκους κύματος ($h \ll \lambda_0$, συνήθως $0.003\lambda_0 \leq h \leq 0.5\lambda_0$). Η μικροταινία σχεδιάζεται έτσι ώστε το μέγιστο του διαγράμματος ακτινοβολίας να εμφανίζεται κάθετα στην ταινία (πλευρική, εγκάρσια ακτινοβολία), πράγμα που επιτυγχάνεται επιλέγοντας κατάλληλα τον τρόπο διέγερσης (πεδιακή κατανομή) κάτω από την ταινία. Η λωρίδα και η γείωση χωρίζονται με ένα διηλεκτρικό στρώμα (υπόστρωμα) όπως φαίνεται στο σχ.3.1(α),(β).



Σχήμα 3.1 Η βασική μορφή μιας ταινίας μικροταινίας: (α) πλάγια όψη, (β) άνω όψη

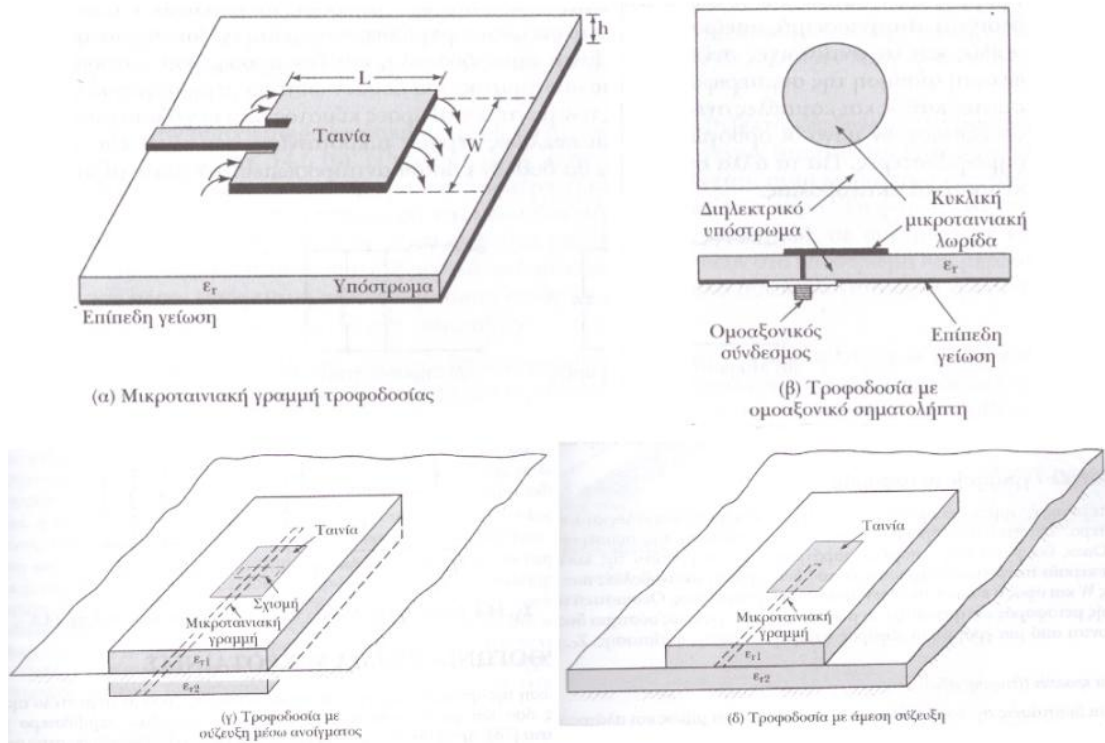
Οι διηλεκτρικές σταθερές των υποστρωμάτων που χρησιμοποιούνται στις κεραίες μικροταινίας συνήθως βρίσκονται στην περιοχή $2.2 \leq \epsilon_r \leq 12$. Καλύτερες επιδόσεις έχουν οι κεραίες με παχύτερα υποστρώματα και διηλεκτρική σταθερά κοντά στο κατώτερο άκρο της περιοχής αυτής, διότι έχουν μεγαλύτερες αποδόσεις, μεγαλύτερο εύρος ζώνης και χαλαρή σύνδεση μεταξύ των πεδίων για ακτινοβολία στο χώρο, με μειονέκτημα, όμως, το μεγάλο μέγεθος. Στα μικροκυματικά, όμως, κυκλώματα προτιμώνται τα λεπτά υποστρώματα με τις μεγαλύτερες διηλεκτρικές σταθερές, διότι το μέγεθος τότε των κεραιών είναι μικρό και η σύνδεση των πεδίων ισχυρή οπότε ελαχιστοποιείται η ανεπιθύμητη ακτινοβολία, με μειονέκτημα τις μεγαλύτερες απώλειες, μικρότερη απόδοση και μικρότερο εύρος ζώνης.

Η ταινία ακτινοβολίας (patch) συνήθως είναι τετράγωνη, ορθογώνια, κυκλική ή διπολική, λόγω της ευκολίας κατασκευής και ανάλυσης, καθώς και λόγω των ελκυστικών τους χαρακτηριστικών ακτινοβολίας, κυρίως λόγω της μικρής σταυρωτής πόλωσης (σχ.3.2).



Σχήμα 3.2 Αντιπροσωπευτικά σχήματα της μικροταινίας (patch)

Οι τέσσερις συνηθέστεροι τρόποι τροφοδοσίας μιας μικροταινιακής κεραίας είναι η μικροταινιακή γραμμή, ο ομοαξονικός σηματολήπτης (probe), η σύζευξη μέσω ανοίγματος και η άμεση σύζευξη (proximity coupling) που φαίνονται στο σχήμα 3.3. Στην παρούσα διπλωματική εργασία χρησιμοποιείται η τροφοδοσία μέσω probe, λόγω της ευκολίας της στην κατασκευή και προσαρμογή, καθώς και της εμφάνισης μικρής ψευδοακτινοβολίας, παρουσιάζοντας, ωστόσο, μικρό εύρος ζώνης.



Σχήμα 3.3 Τυπικοί τρόποι τροφοδοσίας κεραίας μικροταινίας: (α) Μικροταινιακή γραμμική τροφοδοσίας, (β) Τροφοδοσία με ομοαξονικό σηματολήπτη, (γ) Τροφοδοσία με σύζευξη μέσω ανοίγματος, (δ) Τροφοδοσία με άμεση σύζευξη

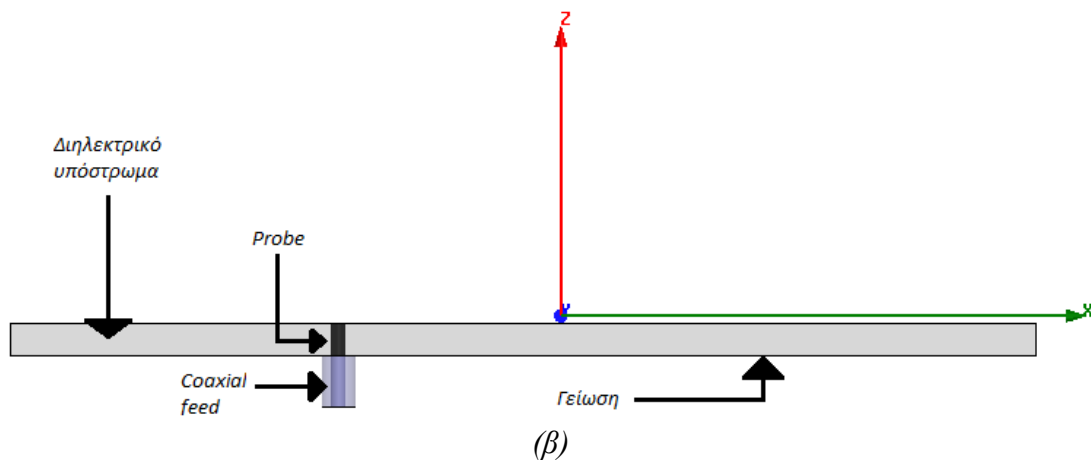
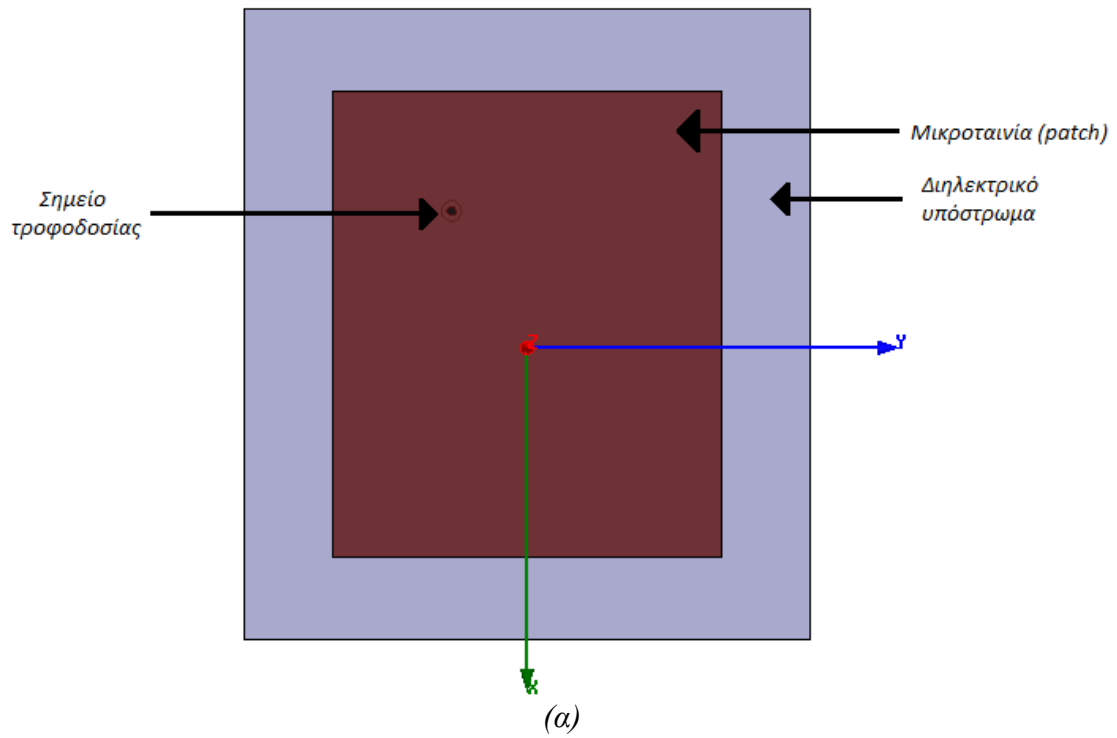
3.2 Κεραία μικροταινίας που χρησιμοποιήθηκε στο σύστημα MiRaIS

Η κεραία μικροταινίας που σχεδιάστηκε στο πρόγραμμα HFSS (σχ.3.4(α),(β)) έχει τα εξής χαρακτηριστικά:

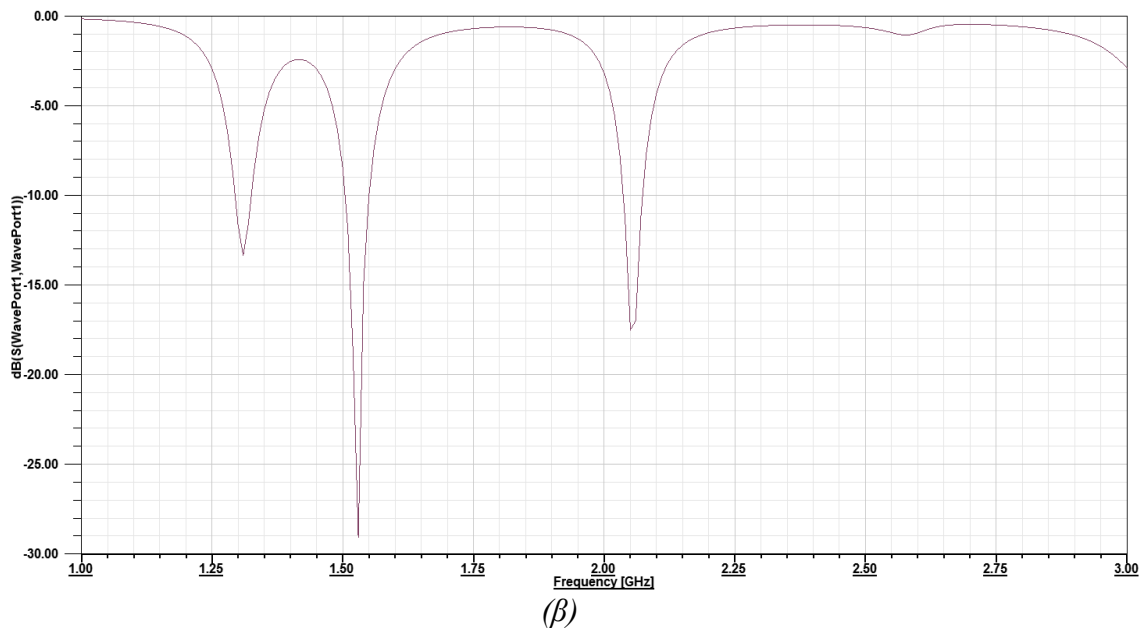
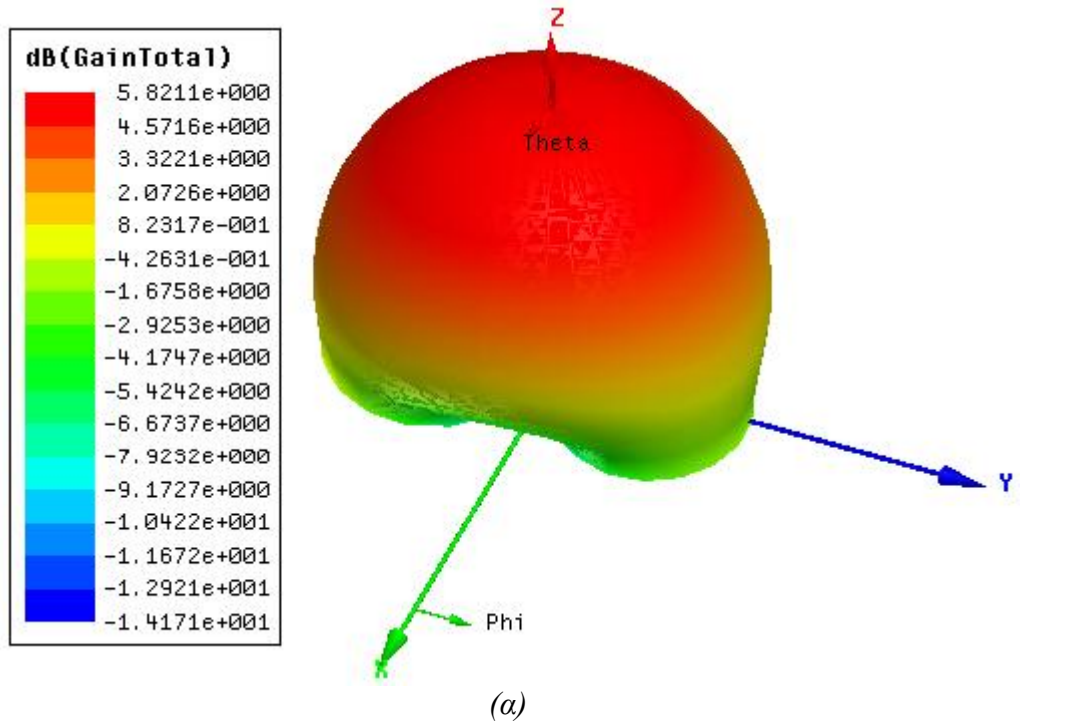
- Κεντρική συχνότητα: $f_r = 1.53GHz$
- Διηλεκτρικό υπόστρωμα Rogers RT/Duroid διαστάσεων $100mm \times 90mm \times 3.2mm$ και διηλεκτρικής σταθεράς $\epsilon_r = 2.2$
- Ορθογώνια μεταλλική ταινία (patch) ακτινοβολίας διαστάσεων $74mm \times 62mm$
- Τροφοδοσία μέσω ομοαξονικού σηματολήπτη σε απόσταση $d = 21.63mm$ από το κέντρο του patch κατά μήκος της κυρίας διαγωνίου του.

Το διάγραμμα ακτινοβολίας, καθώς και η παράμετρος S_{11} της κεραίας που σχεδιάστηκε βάσει των προαναφερθέντων χαρακτηριστικών φαίνονται στο σχ.3.5(α),(β).

Κεφάλαιο 3: Η χρήση της κεραίας μικροταινίας εντός του συστήματος MiRaIS



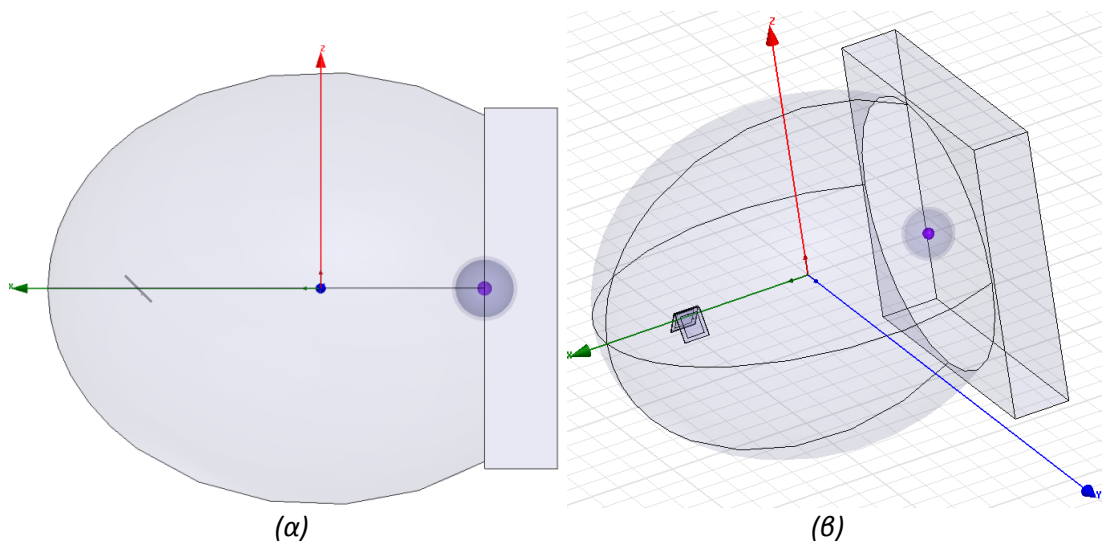
Σχήμα 3.4 Η κεραία μικροταινίας που μοντελοποιήθηκε στο πρόγραμμα HFSS: (α) Άνω όψη, (β) Πλάγια όψη



Σχήμα 3.5 (α) Το τρισδιάστατο διάγραμμα ακτινοβολίας της κεραίας μικροταινίας
 (β) Η παράμετρος S_{11} στο διάστημα 1-3GHz

3.3 Αποτελέσματα προσομοιώσεων

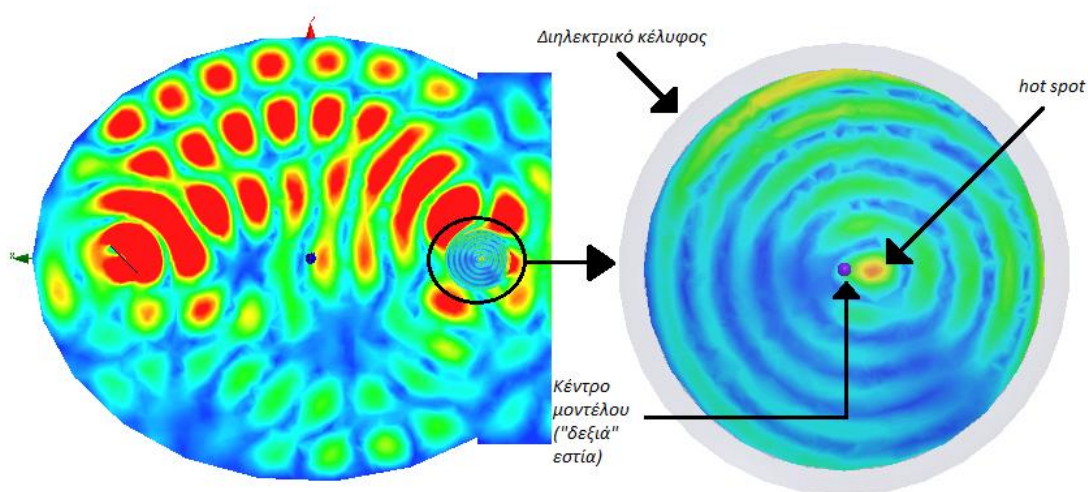
Οι προσομοιώσεις που θα παρουσιαστούν πραγματοποιήθηκαν χρησιμοποιώντας δύο διαφορετικές τοπολογίες της κεραίας μικροταινίας. Στην πρώτη, η κεραία είναι τοποθετημένη στην αριστερή εστία της έλλειψης υπό γωνία 45° σε σχέση με τον οριζόντιο άξονα (σχ.3.5(α)). Στη δεύτερη τοπολογία, χρησιμοποιήθηκαν δύο κεραίες ως στοιχειοκεραία δύο στοιχείων, υπό γωνία 60° σε σχέση με τον οριζόντιο άξονα της έλλειψης (σχ.3.5(β)), οι οποίες τροφοδοτούνται με διαφορά φάσης $\Delta\varphi$. Επιπλέον, χρησιμοποιήθηκαν δύο μοντέλα κεφαλιού: Ένα σφαιρικό μοντέλο και το SAM (Standard Anthropomorphic Mannequin). Και τα δύο μοντέλα έχουν την αντίστοιχη διηλεκτρική επιτρεπτότητα και αγωγιμότητα για τη συχνότητα των 1.53GHz [25], ενώ περιβάλλονται από κέλυφος διηλεκτρικής σταθεράς $\epsilon_r = 6.15$, πάχους 10mm , το οποίο βοηθά στην καλύτερη διάδοση του ηλεκτρομαγνητικού κύματος στη διεπαφή αέρα-κεφαλιού [23]. Και τα δύο μοντέλα έχουν τοποθετηθεί με τα κέντρα τους στη δεξιά εστία της έλλειψης. Τα κέντρα τους αντιπροσωπεύονται από μια μωβ κουκίδα.



Σχήμα 3.5 Οι δύο διαφορετικές τοποθετήσεις της κεραίας μικροταινίας εντός της αγωγίμης ελλειψοειδούς κοιλότητας: (α) Υπό γωνία 45° περίξ της «αριστερής» εστίας και (β) Στοιχειοκεραία δύο κεραίων μικροταινίας υπό γωνία 60° σε σχέση με το μεγάλο άξονα της έλλειψης (άξονας x), περίξ της «αριστερής» εστίας

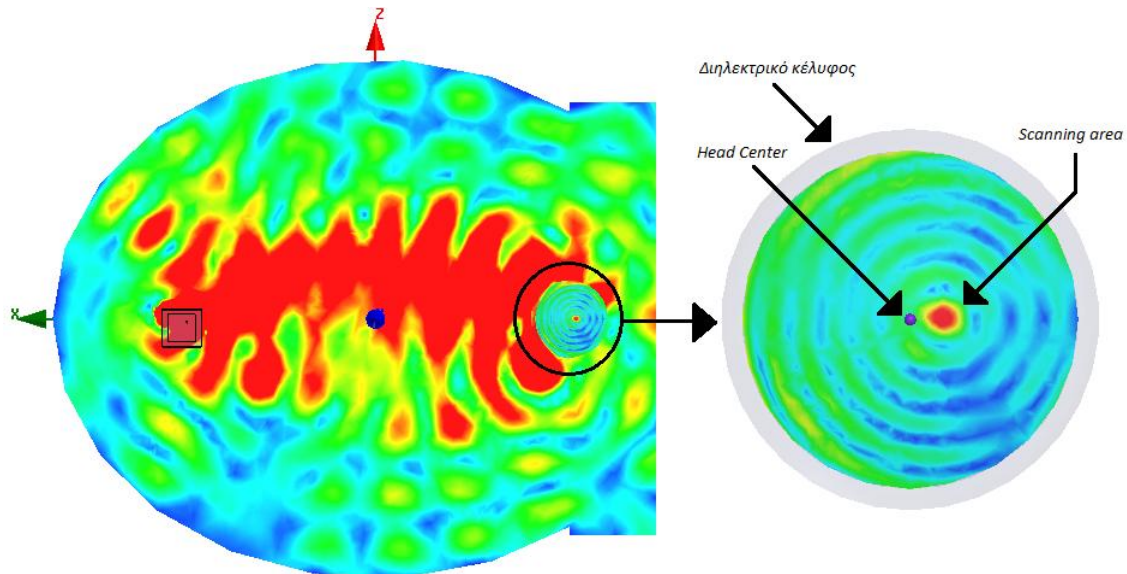
3.3.1 Προσομοιώσεις με χρήση σφαιρικού μοντέλου κεφαλιού

Η κατανομή του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου εντός της ελλειψοειδούς αγώγιμης κοιλότητας στην περίπτωση της μίας κεραίας φαίνεται στο σχ.3.6. Το πεδίο εντός του σφαιρικού μοντέλου φαίνεται σε μεγέθυνση, όπου παρατηρείται εστία (hot spot) ακτίνας 5mm σε απόσταση 10mm δεξιά από το κέντρο του κεφαλιού.



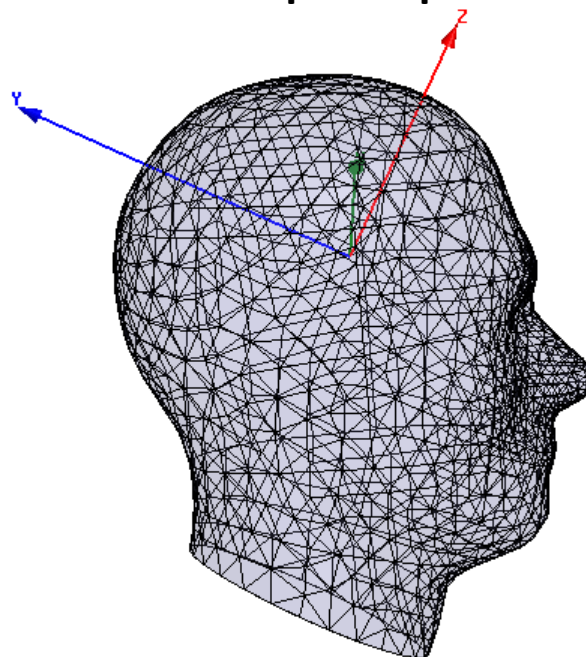
Σχήμα 3.6 Η κατανομή του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου στην περίπτωση της μίας κεραίας μικροταινίας σε σφαιρικό μοντέλο κεφαλιού

Στην περίπτωση της στοιχειοκεραίας δύο στοιχείων παρατηρείται η δημιουργία εστίας (hot spot) ακτίνας 5mm ίδιας με πριν, η οποία, όμως, κινείται κατά μήκος του άξονα X σε μια διαδρομή 20mm δεξιά από το κέντρο του κεφαλιού, για $\Delta\phi=90^\circ$ (σχ. 3.7). Για τις διάφορες $\Delta\phi$ ($30^\circ, 45^\circ, 60^\circ$) η συμπεριφορά του εστιαζόμενου πεδίου είναι παρόμοια, με διαφορά 2-3mm στη μετακίνηση της εστίας κατά τον οριζόντιο άξονα.



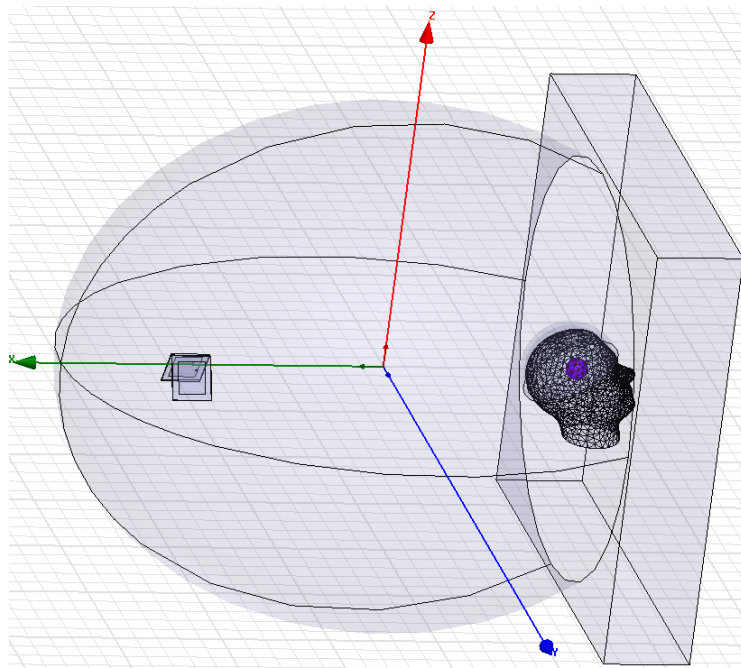
Σχήμα 3.7 Η κατανομή του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου στην περίπτωση της στοιχειοκεραίας δύο κεραίων μικροταινίας σε τροφοδοσία με διαφορά φάσης $\Delta\phi=90^\circ$ σε σφαιρικό μοντέλο κεφαλιού

3.3.2 Προσομοιώσεις με χρήση του μοντέλου SAM (Standard Anthropomorphic Mannequin)

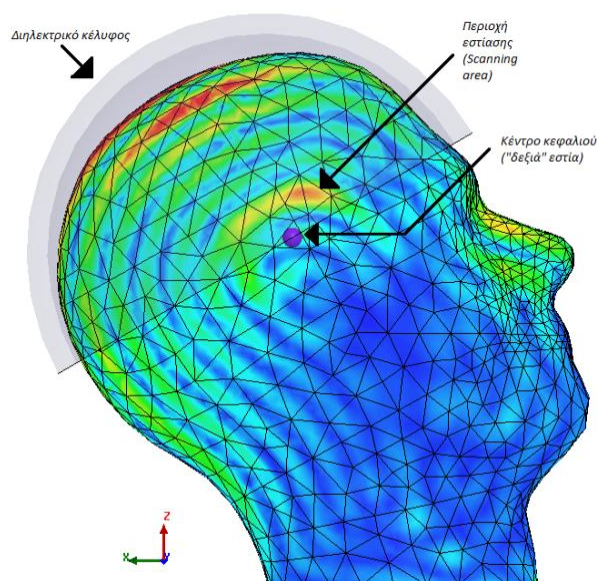


Σχήμα 3.8 Το μοντέλο SAM (Standard Anthropomorphic Mannequin)

Το μοντέλο SAM (σχ.3.8) χρησιμοποιήθηκε στην περίπτωση της στοιχειοκεραίας (σχ.3.9). Συγκεκριμένα, για $\Delta\phi=30^\circ$ η περιοχή εστίασης (hot spot) παρατηρείται 10mm προς τα πάνω (κατά τον άξονα Z) από τη δεξιά εστία της έλλειψης. Το μέγεθος της περιοχής εστίασης είναι μικρότερο σε σχέση με το σφαιρικό μοντέλο, έχοντας ακτίνα 4mm και παραγματοποιεί μετακίνηση κατά τον άξονα Z για 20mm με φορά προς τη «δεξιά» εστία της έλλειψης (σχ. 3.10).



Σχήμα 3.9 Το μοντέλο SAM εντός της ελλειψοειδούς αγωγίμης κοιλότητας, στην περίπτωση χρήσης της στοιχειοκεραίας δύο κεραίων μικροταινίας. Η μωβ κουκίδα αντιπροσωπεύει τη «δεξιά» εστία.



Σχήμα 3.10 Η κατανομή του ηλεκτρικού πεδίου εντός του μοντέλου SAM στην περίπτωση της χρήσης στοιχειοκεραίας δύο κεραίων μικροταινίας με διαφορά φάσης $\Delta\phi=30^\circ$ στην τροφοδοσία τους.

Η διαφορά φάσης μεταξύ των δύο κεραίων επηρεάζει σημαντικά τη συμπεριφορά του πεδίου εντός του μοντέλου. Για παράδειγμα, για $\Delta\phi=60^\circ$ η μετακίνηση της περιοχής εστίασης κατά μήκος του άξονα Z γίνεται μόνο κατά 12mm, ενώ για $\Delta\phi=90^\circ$ η περιοχή εστίασης είναι εξαιρετικά αδύναμη με πολλή μικρή μετακίνηση.

Αναφορές Κεφαλαίου

- [1] Constantine A. Balanis, *Antenna Theory: Analysis and Design, 3rd Edition*, 3rd ed. (Wiley-Interscience, 2005).
- [2] John Daniel Kraus, *Antennas*, 2nd ed. (McGraw-Hill Companies, 1988).
- [3] P. Bhartia et al., *Microstrip Antenna Design Handbook* (Artech House Publishers, 2000).
- [4] Thomas A. Milligan, *Modern Antenna Design*, 2nd ed. (Wiley-IEEE Press, 2005).
- [5] David M. Pozar, *Microwave Engineering*, 2nd ed. (Wiley, 1997).
- [6] D. Orban and G.J.K. Moernaut, “The Basics Of Patch Antennas, Updated,” <http://www.rfglobalnet.com/article.mvc/The-Basics-Of-Patch-Antennas-Updated-0001>.
- [7] D. D. Sandu, O. Avadanei, A. Ioachima, G. Banciua, P. Gasner, “MICROSTRIP PATCH ANTENNA WITH DIELECTRIC SUBSTRATE,” *Journal of Optoelectronics and Advanced Materials Vol. 5, No. 5, 2003, p. 1381 - 1387*.
- [8] “A comparison of CAD models for radiation from rectangular microstrip patches - Jackson - 2007 - International Journal of Microwave and Millimeter-Wave Computer-Aided Engineering - Wiley Online Library,” <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mmce.4570010209/pdf>.
- [9] Wang, H.; Fang, D.G.; Ge, P.;, “IEEE Xplore - Mutual coupling reduction between two conformal microstrip patch antennas,” http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=5304778&tag=
- [10] Zhu, Yaxuan, “PolyU Institutional Repository: Study of microstrip antennas on double negative metamaterials,” <http://repository.lib.polyu.edu.hk/jspui/handle/10397/2387>.
- [11] I. S. Karanasiou, N. K. Uzunoglu, and C. Papageorgiou, “Towards functional non-invasive imaging of excitable tissues inside the human body using Focused Microwave Radiometry”, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 52, no. 8, pp. 1898-1908, Aug. 2004.
- [12] I. S. Karanasiou, C. Papageorgiou, and N. K. Uzunoglu, “Is it possible to measure non-invasively brain conductivity fluctuations during reactions to external stimuli with the use of microwaves?”, *International Journal of Bioelectromagnetism IJBEM*. Vol. 7, No. 1, pp.356-359, 2005.)
- [13] I. S. Karanasiou, N. K. Uzunoglu, “Single-frequency and Multiband Microwave Radiometry for feasible Brain-Conductivity Variation Imaging during Reactions to External Stimuli”, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 569, pp. 581–586, 2006.
- [14] I. Gouzouasis, K. Karathanasis, I. Karanasiou and N. Uzunoglu, “Passive multi-frequency brain imaging and hyperthermia irradiation apparatus: the use of dielectric matching materials in phantom experiments,” *Measurement Science and Technology*, 20 104022, 2009
- [15] I. A. Gouzouasis, K. T. Karathanasis, I. S. Karanasiou and N. K. Uzunoglu, “Contactless Passive Diagnosis for Brain Intracranial Applications: a Study using Dielectric Matching Materials”, *Bioelectromagnetics* 2010 Jul.31(5):335-49
- [16] K. T. Karathanasis, I. A. Gouzouasis, I. S. Karanasiou, M. Giamalaki, George Stratakos, and N. K. Uzunoglu, “Non-invasive Focused Monitoring and Irradiation of Head Tissue Phantoms at Microwave Frequencies”, *IEEE*

- Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 14, no 3, pp.657-663, 2010.
- [17] Irene S. Karanasiou, Anastasios Garetsos, K. T. Karathanasis and N. K. Uzunoglu, “Development and Laboratory Testing of a Non-Invasive Intracranial Focused Hyperthermia System”, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques* 56 (9), pp. 2160-2171, 2008
- [18] M. I. Giamalaki, I. S. Karanasiou, and N. K. Uzunoglu, “Electromagnetic Analysis of a Non Invasive Microwave Radiometry Imaging System Emphasizing on the Focusing Sensitivity Optimization”, *Progress In Electromagnetics Research*, PIER 90, 385–407, 2009.
- [19] M. Christopoulou, I. Karanasiou, K. Nikita, N. Uzunoglu, "Experimental and numerical assessment of tissue temperature evaluation due to mobile phone use", *Conference "Communication, Electromagnetics and Medical Application- CEMA'10"*, Athens, Greece, October, 07-09, 2010.
- [20] A. Oikonomou, I.S.Karanasiou and N.K.Uzunoglu, Potential Brain Imaging Using Near Field Radiometry, *Journal of Instrumentation*, JINST 4 P05017, 2009.
- [21] A. Oikonomou, I. S. Karanasiou, and N. K. Uzunoglu, “Phased-Array Near Field Radiometry for Brain Intracranial Applications”, *Progress In Electromagnetics Research*, Vol. 109, 345-360,2010
- [22] M. Kampitakis, I. Karanasiou, N. Uzunoglu, “Development of Metamaterials to optimize the focusing properties of a brain hybrid monitoring and treatment system”, *Proceedings of the EMCEurope 2009 Workshop*, 11-12 June, 2009, Athens, Greece, published in IEEE Xplore (978-1-4244-4108-2/09/\$25.00 ©2009 IEEE)
- [23] K. T. Karathanasis, I. S. Karanasiou, and N. K. Uzunoglu, Enhancing the Focusing Properties of a Prototype Non-Invasive Brain Hyperthermia System: a Simulation Study”, *Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Cité Internationale, Lyon, France, August 23-26, 2007, pp.218-221
- [24] www.ansoft.com
- [25] M. A. Stuchly and S. S. Stuchly, “Dielectric properties of biological substances—Tabulated,” *J. Microwave Power*, vol. 15, pp. 19–26, 1980.

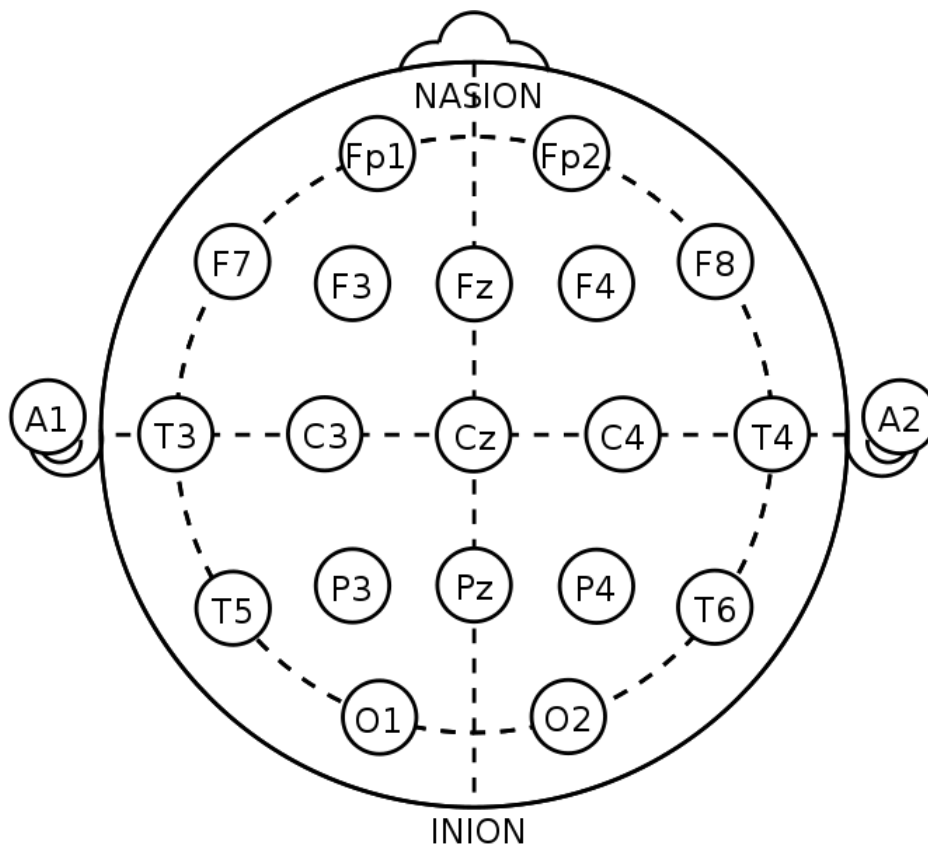
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

**ΔΙΕΡΕΥΝΗΣΗ ΤΑΥΤΟΧΡΟΝΗΣ
ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ
MiRaIS ΜΕ
ΗΛΕΚΤΡΟΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΗΜ
Α ΚΑΙ ΦΑΣΜΑΤΟΣΚΟΠΙΑ
ΕΓΓΥΣ ΥΠΕΡΥΘΡΟΥ**

4.1 Το σύστημα 10-20

Το σύστημα 10-20 (σχ.4.1) είναι μια διεθνώς αναγνωρισμένη μέθοδος για τη συστηματική τοποθέτηση των ηλεκτροδίων στην επιφάνεια του ανθρώπινου κεφαλιού για τη διεξαγωγή ηλεκτροεγκεφαλογραφίας. Η μέθοδος αναπτύχθηκε προκειμένου να υπάρχει μια τυποποιημένη διαδικασία για τα ηλεκτροεγκεφαλογράφημα που πραγματοποιούνται εξυπηρετώντας, έτσι, την καλύτερη επεξεργασία και σύγκριση των αποτελεσμάτων.

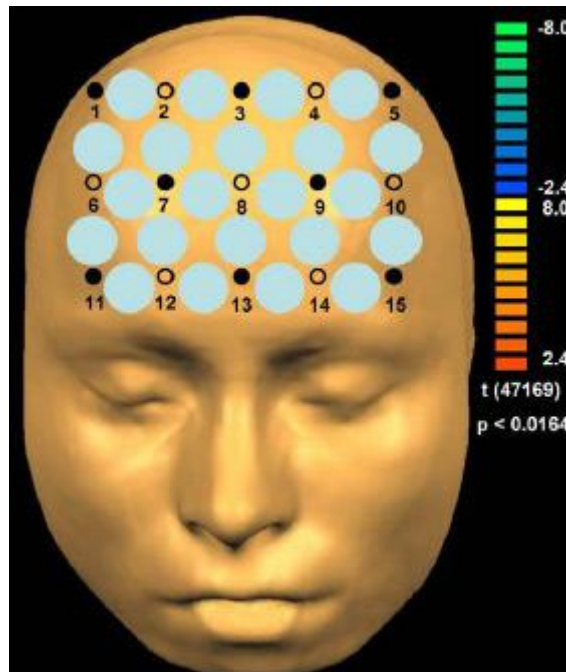
Οι αριθμοί 10-20 αφορούν στο ότι δύο διαδοχικά ηλεκτρόδια απέχουν μεταξύ τους το 10% ή το 20% της απόστασης μεταξύ συγκεκριμένων περιοχών των κρανιακών οστών. Κάθε ηλεκτρόδιο προσδιορίζεται από ένα γράμμα και έναν αριθμό. Τα γράμματα είναι τα F,T,C,P,O τα οποία παραπέμπουν στο αντίστοιχο κρανιακό οστό στα οποία είναι τοποθετημένα : Frontal (μετωπικό οστό), Temporal (κροταφικό οστό), Parietal (βρεγματικό οστό), Occipital (ινιακό οστό). Το γράμμα C δεν αντιστοιχεί σε κάποιο οστό, αλλά χρησιμοποιείται ως αναφορά για το ηλεκτρόδιο που βρίσκεται στο άνω-κέντρο του κρανίου. Οι περιττοί αριθμοί αντιστοιχούν για ηλεκτρόδια τοποθετημένα στην περιοχή του δεξιού ημισφαιρίου, ενώ οι άρτιοι για ηλεκτρόδια τοποθετημένα στην περιοχή του αριστερού ημισφαιρίου. Όσο μικρότερος είναι ο αριθμός τόσο πλησιέστερα είναι στην οβελιαία ραφή [1] - [3].



Σχήμα 4.1 Το σύστημα 10-20

4.2 Σύστημα fNIR (Φασματοσκοπία Εγγύς Υπερύθρου)

Μια μέθοδος λειτουργικής απεικόνισης του εγκεφάλου είναι η Φασματοσκοπία Εγγύς υπερύθρου (fNIR, σχ.4.2). Η μέθοδος αυτή γνωρίζει ανάπτυξη την τελευταία δεκαετία και αποτελεί μια μη επεμβατική τεχνική για εκτιμήσεις της οξυγόνωσης του ιστού και αιμοδυναμικής. Οι διαγνωστικές της εφαρμογές εστιάζονται κυρίως σε κλινικές νευροψυχολογικές εφαρμογές, καθώς και σε παρακολούθηση οξυγόνωσης εγκεφάλου νεογνών. Το 1993 παρουσιάστηκε για πρώτη φορά ως τεχνική για την παρακολούθηση της εγκεφαλικής λειτουργίας [4], καθώς εμφανίστηκαν αλλαγές στην οξυγόνωση της αιμοσφαιρίνης και στον όγκο του αίματος σε συγκεκριμένες περιοχές μετά την εφαρμογή κάποιου ερεθίσματος.

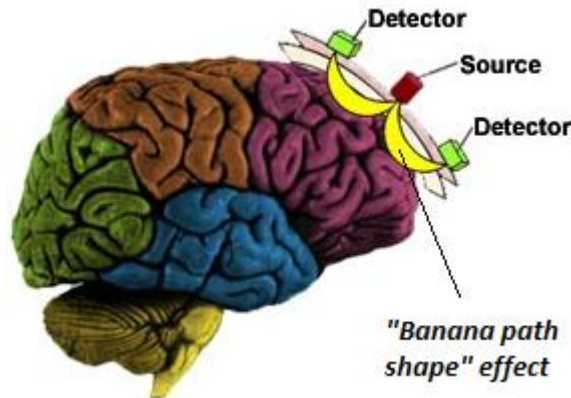


Σχήμα 4.2 Σύστημα fNIR (Φασματοσκοπία Εγγύς Υπερύθρου)

Συγκεκριμένα, η Φασματοσκοπία Εγγύς Υπερύθρου μετρά τις αλλαγές στις συγκεντρώσεις της οξυγονωμένης (oxy-Hb) και μη-οξυγονωμένης (deoxy-Hb) αιμοσφαιρίνης στο αίμα στις φλέβες του εγκεφάλου. Η αιμοσφαιρίνη είναι μια πρωτεΐνη που βρίσκεται στα ερυθρά αιμοσφαίρια και μεταφέρει οξυγόνο στους ιστούς. Η ολική άθροιση των αλλαγών της οξυγονωμένης και της μη-οξυγονωμένης αιμοσφαιρίνης δίνει τις αλλαγές στη συνολική αιμοσφαιρίνη (t-Hb) που αντιπροσωπεύει αυτές στον όγκο του αίματος. Αλλαγές της οξυγονωμένης και μη-οξυγονωμένης αιμοσφαιρίνης σχετίζονται με αλλαγές σε εγκεφαλικό ρυθμό μεταβολισμού (CMR^{O₂}) και οι αλλαγές της ολικής αιμοσφαιρίνης σχετίζονται με αυτές της εγκεφαλικής ροής αίματος (CBF).

Κεφάλαιο 4: Διερεύνηση ταυτόχρονης λειτουργίας συστήματος MiRaIS με ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και φασματοσκοπία εγγύς υπερύθρου

Το σύστημα μέτρησης αποτελείται από μια πηγή laser (οπτική ίνα), η οποία λειτουργεί σε ένα φάσμα 650-850nm και από έναν ανιχνευτή (φωτοδίοδος), τα οποία βρίσκονται σε σύζευξη μεταξύ τους ("banana path shape effect", σχ. 4.3) [5][6].

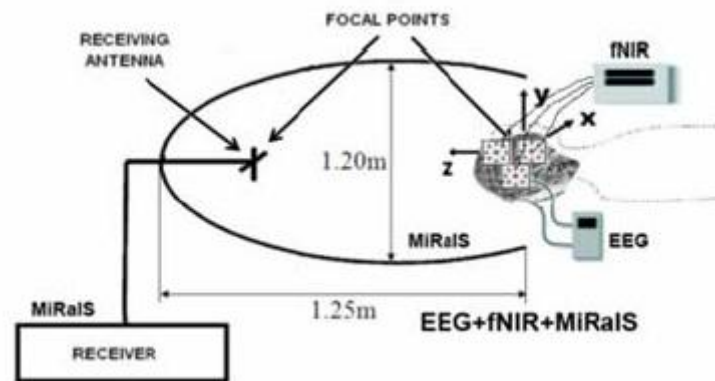


Σχήμα 4.3 Ενδεικτική απεικόνιση του τρόπου λειτουργίας του συστήματος fNIR (Φασματοσκοπία Εγγύς Υπερύθρου)

4.3 Ταυτόχρονη λειτουργία συστήματος MiRaIS με ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και φασματοσκοπία εγγύς υπερύθρου

Η σύγχρονη τάση στην απεικόνιση της εγκεφαλικής λειτουργίας είναι η ένωση διαφορετικών τεχνικών απεικόνισης και μετρήσεων σε ένα σύστημα [7]. Στην προκειμένη περίπτωση, ο στόχος είναι η διερεύνηση της δυνατότητας λειτουργίας του συστήματος MiRaIS σε συνδυασμό με την ταυτόχρονη διεξαγωγή ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και φασματοσκοπίας εγγύς υπερύθρου χωρίς να υπάρχουν προβλήματα ηλεκτρομαγνητικής συμβατότητας επηρεάζοντας τις ιδιότητες εστίασης του MiRaIS [14]. Με αυτόν τον τρόπο το σύστημα θα μπορεί να παρέχει ταυτόχρονα ψυχοφυσιολογικές μετρήσεις (ηλεκτροεγκεφαλογράφημα), πληροφορία για την αιματική ροή και τον όγκο του αίματος στον εγκέφαλο (φασματοσκοπία εγγύς υπερύθρου), καθώς και μεταβολές στη θερμοκρασία και την αγωγιμότητα των εγκεφαλικών ιστών (MiRaIS) (σχ.4.4).

Κεφάλαιο 4: Διερεύνηση ταυτόχρονης λειτουργίας συστήματος MiRaIS με ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και φασματοσκοπία εγγύς υπερύθρου



Σχήμα 4.4 Μπλοκ διάγραμμα της ενοποίησης του συστήματος MiRaIS, συστήματος φασματοσκοπείας εγγύς υπερύθρου και ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος

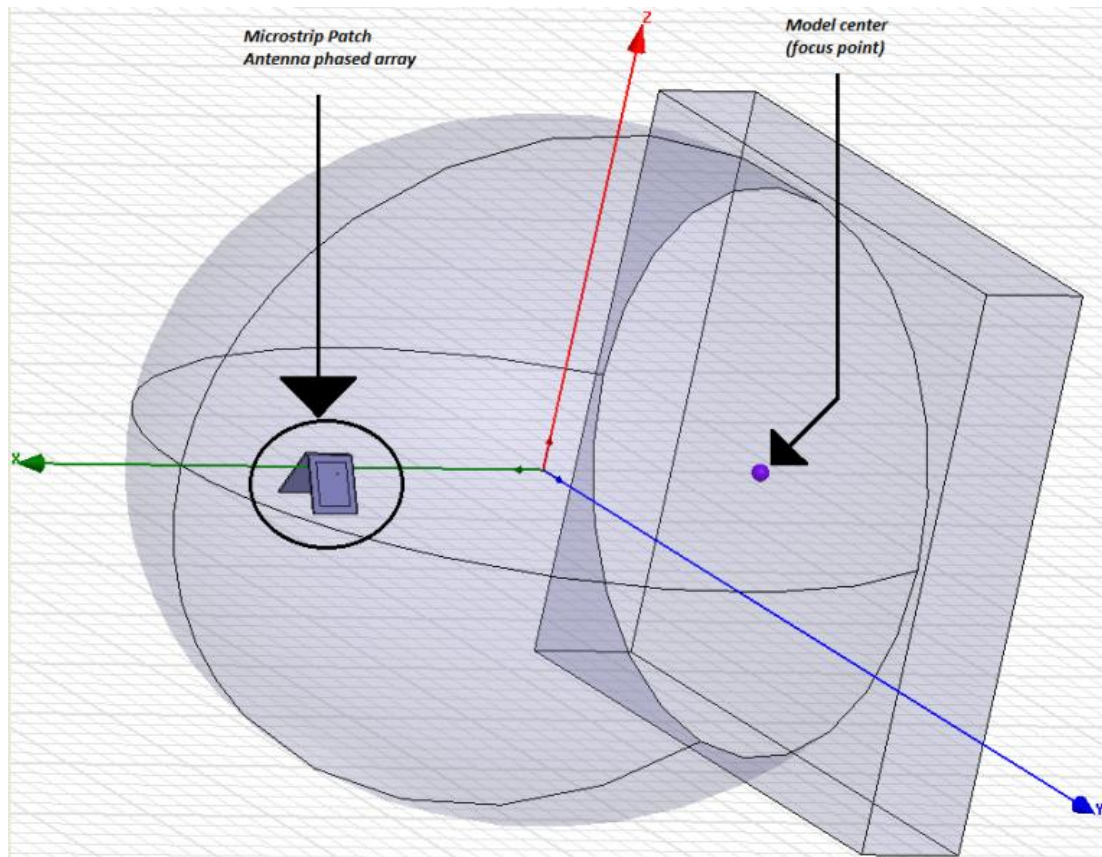
Κατά το συνδυασμό τους σε ένα σύστημα, το ανθρώπινο κεφάλι θα τοποθετείται στη «δεξιά» εστία της έλλειψης φορώντας ένα συγκεκριμένο προσαρμοσμένο κάλυμα διηλεκτρικού, στο οποίο θα είναι ενσωματωμένα τα ηλεκτρόδια για τη διεξαγωγή ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος καθώς και το σύστημα φασματοσκοπίας εγγύς υπερύθρου (οπτικές ίνες, φωτοδιόδοι).

4.3.1 Υλοποίηση με το πρόγραμμα HFSS

Για την ανάλυση του ηλεκτρομαγνητικού προβλήματος πραγματοποιήθηκαν προσομοιώσεις μέσω του προγράμματος HFSS (High Frequency Structure Simulator, HFSS, Ansoft Corporation). Όπως αναφέρθηκε και στο κεφάλαιο 1, επιλύεται το συζυγές πρόβλημα.

Στην «αριστερή» εστία της ελλειψοειδούς αγωγίμης κοιλότητας τοποθετήθηκαν δύο κεραίες εκπομπής τύπου μικροταινίας (σχ.4.5) οι οποίες λειτουργούν ως στοιχειοκεραία δύο στοιχείων στα 1.53GHz και τροφοδοτούνται με διαφορά φάσης $\Delta\phi$. Η γωνία που σχηματίζουν με τον οριζόντιο άξονα του ελλειψοειδούς είναι 60° (ίδια τοπολογία που χρησιμοποιήθηκε στο Κεφάλαιο 3).

Κεφάλαιο 4: Διερεύνηση ταυτόχρονης λειτουργίας συστήματος MiRaIS με ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και φασματοσκοπία εγγύς υπερύθρου

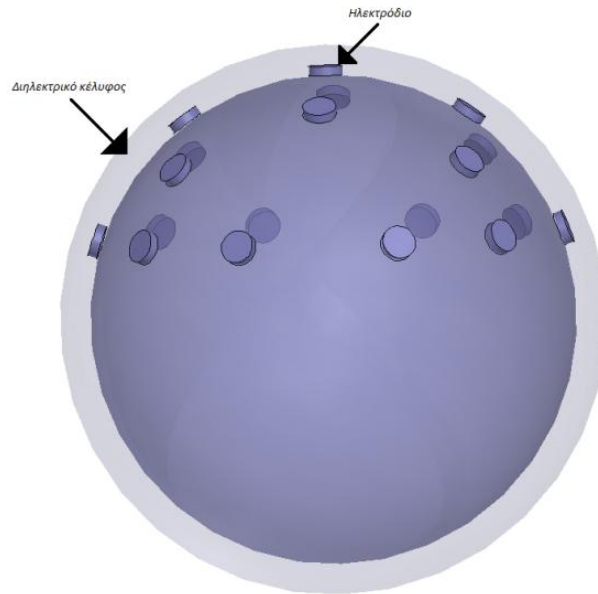


Σχήμα 4.5 Η θέση της στοιχειοκεραίας δύο κεραιών μικροταινίας εντός της αγώγιμης ελλειψοειδούς κοιλότητας όπως μοντελοποιήθηκε στο πρόγραμμα HFSS.

Η ανάλυση πραγματοποιήθηκε για δύο μοντέλα ανθρώπινου κεφαλιού: Ένα σφαιρικό μοντέλο (σχ.4.6) και το SAM (Standard Anthropomorphic Mannequin, σχ.4.7). Και τα δύο μοντέλα έχουν οριστεί ως ομογενές υλικό με διηλεκτρική επιτρεπτότητα και αγωγιμότητα αντίστοιχες για τη συχνότητα των 1.53GHz [16], ενώ και τα δύο μοντέλα περιβάλλονται από κέλυφος πάχους 10mm και διηλεκτρικής σταθεράς $\epsilon_r = 6.15$, το οποίο βελτιώνει την εστίαση του συστήματος λόγω της ομαλότερης διάδοσης του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου στη διεπαφή αέρα-κεφαλιού [15]. Και τα δύο μοντέλα είναι τοποθετημένα με τα κέντρα τους στη «δεξιά» εστία της έλλειψης.

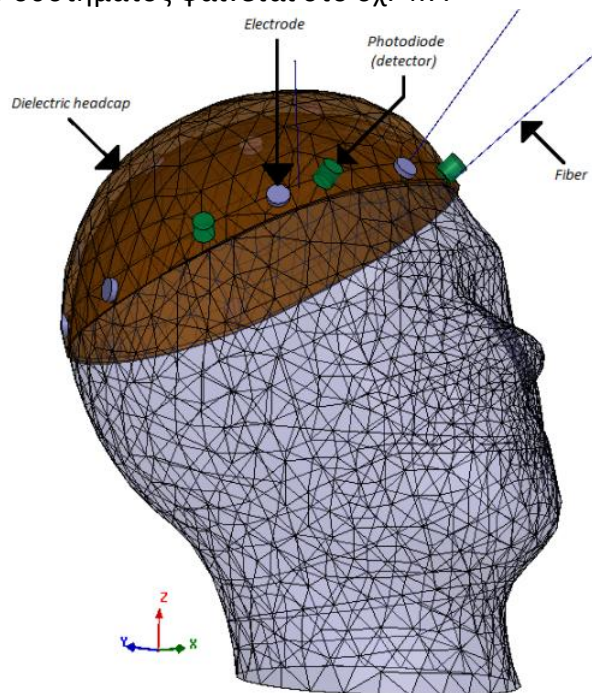
Τα ηλεκτρόδια για τη διεξαγωγή ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος είναι τοποθετημένα πάνω στην εξωτερική επιφάνεια του αντίστοιχου μοντέλου και ενσωματωμένα στο διηλεκτρικό κέλυφος (σχ. 4.6, 4.7). Το κάθε ηλεκτρόδιο έχει μοντελοποιηθεί ως μεταλλικός κύλινδρος από αλουμίνιο διαμέτρου 11mm και ύψους 3mm. Συνολικά υπάρχουν 16 ηλεκτρόδια τοποθετημένα βάσει του συστήματος 10-20.

Κεφάλαιο 4: Διερεύνηση ταυτόχρονης λειτουργίας συστήματος MiRaIS με ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και φασματοσκοπία εγγύς υπεράθρου



Σχήμα 4.6 Σφαιρικό μοντέλο κεφαλιού το οποίο περιβάλλεται από διηλεκτρικό κέλυφος με ενσωματωμένα 16 ηλεκτρόδια, όπως μοντελοποιήθηκε στο πρόγραμμα HFSS

Για τη μοντελοποίηση του συστήματος φασματοσκοπείας εγγύς υπεράθρου χρησιμοποιούνται 3 κύλινδροι διαμέτρου 0.5mm (οπτικές ίνες) με υλικό γυαλί, οι οποίοι είναι τοποθετημένοι δίπλα στα 3 μετωπικά ηλεκτρόδια (και τρεις κύλινδροι διαμέτρου 10mm και ύψους 10mm (ανιχνευτές-φωτοдиодοι), υλικού indium. Η κάθε φωτοδίοδος έπεται της οπτικής ίνας σε μια απόσταση 50mm. Η συνολική μοντελοποίηση του συστήματος φαίνεται στο σχ. 4.7.

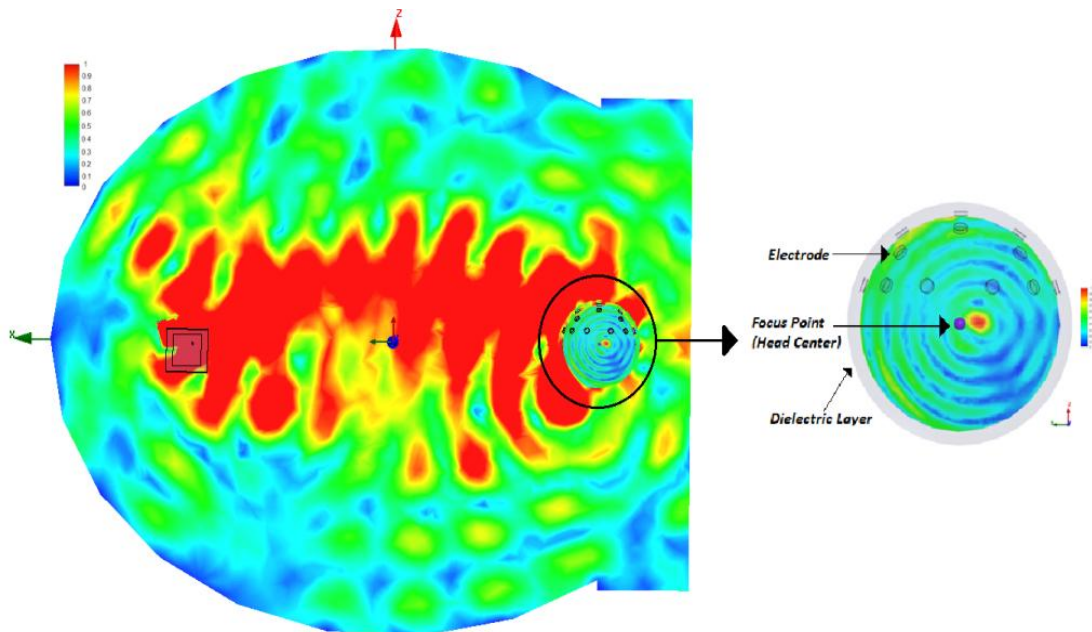


Σχήμα 4.7 Το μοντέλο SAM με καπέλο διηλεκτρικού στο οποίο είναι ενσωματωμένα 16 ηλεκτρόδια και σύστημα φασματοσκοπείας εγγύς υπεράθρου, όπως μοντελοποιήθηκε με το πρόγραμμα HFSS

4.3.2 Αποτελέσματα προσομοιώσεων

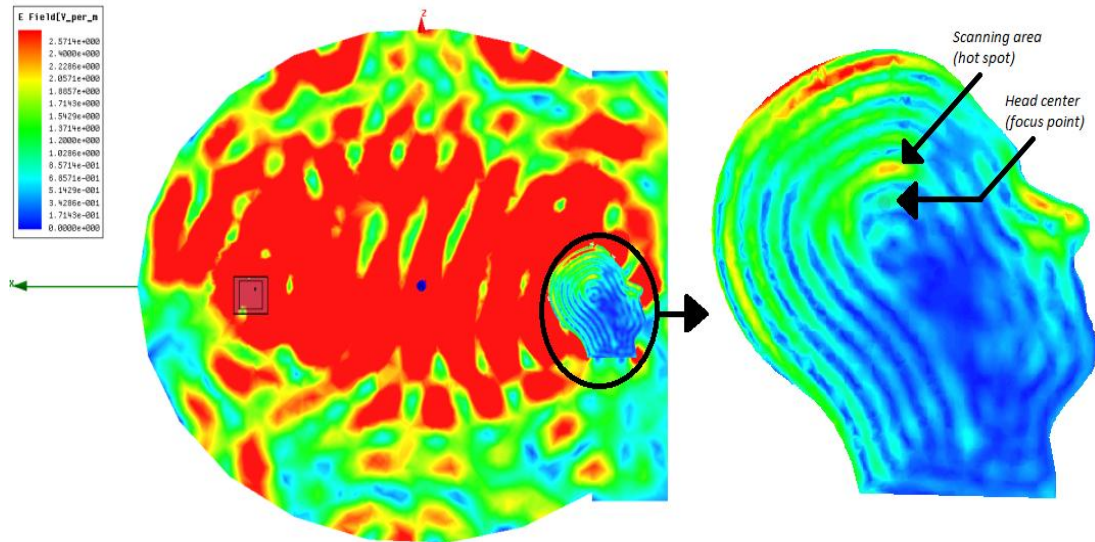
Στα σχήματα 4.8 και 4.9 φαίνεται η κατανομή του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου εντός της αγώγιμης ελλειψοειδούς κοιλότητας για τα δύο μοντέλα ανθρώπινου κεφαλιού αντίστοιχα. Συγκεκριμένα, στο σχήμα 4.8 φαίνεται η συμπεριφορά του πεδίου εντός του σφαιρικού μοντέλου. Τα 16 ηλεκτρόδια (περίπου 8 ηλεκτρόδια ανά ημισφαίριο) δεν επηρεάζουν τη σύγκλιση του πεδίου εντός του μοντέλου, αφού δημιουργείται περιοχή εστίασης κανονικά, ίδια με την περιοχή εστίασης χωρίς την παρουσία ηλεκτροδίων (βλ. σχ. 3.7).

Στο σχήμα 4.9 φαίνεται η κατανομή του ηλεκτρικού πεδίου εντός του SAM με ταυτόχρονη παρουσία ηλεκτροδίων και διάταξης φασματοσκοπίας εγγύς υπερέθρου. Δεν παρατηρείται κάποια επίδραση στη σύγκλιση του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου εντός του μοντέλου, το οποίο είναι αναμενόμενο, αφού οι τρεις οπτικές ίνες έχουν μικρές διηλεκτρικές σταθερές και οι φωτοδιόδοι (οι οποίες αποτελούν τα κυρίως μεταλλικά μέρη της διάταξης) είναι τοποθετημένες στην εμπρόσθια περιοχή του κεφαλιού.



Σχήμα 4.8 Το ηλεκτρομαγνητικό πεδίο εντός της αγώγιμης ελλειψοειδούς κοιλότητας στην περίπτωση του σφαιρικού μοντέλου κεφαλιού με ενσωματωμένα ηλεκτρόδια στο διηλεκτρικό του κέλυφος

Κεφάλαιο 4: Διερεύνηση ταυτόχρονης λειτουργίας συστήματος MiRaIS με ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και φασματοσκοπία εγγύς υπερύθρου



Σχήμα 4.9 Το ηλεκτρομαγνητικό πεδίο εντός της αγώγιμης ελλειψοειδούς κοιλότητας στην περίπτωση του μοντέλου SAM με ενσωματωμένα ηλεκτρόδια και σύστημα φασματοσκοπείας εγγύς υπερύθρου στο διηλεκτρικό του κέλυφος

Παράλληλα, λόγω της παρουσίας της στοιχειοκεραίας μικροταινίας και της τροφοδοσίας της με διαφορά φάσης μεταξύ των δύο κεραιών $\Delta\phi=60^\circ$ (σχ. 4.8) και $\Delta\phi=90^\circ$ (σχ.4.10), η περιοχή εστίασης εντός των μοντέλων πραγματοποιεί μετακίνηση στο χώρο διαξάγοντας μια γραμμική διαδρομή 20mm συνολικά ξεκινώντας σε μια απόσταση 5-10mm από το κέντρο του κεφαλιού («δεξιά» εστία της έλλειψης). Η διαφορά φάσης $\Delta\phi$ στην τροφοδοσία των δύο κεραιών επηρεάζει σημαντικά την κίνηση της περιοχής εστίασης. Με αυτόν τον τρόπο, επιλέγοντας κατάλληλα $\Delta\phi$ είναι εφικτό να υπάρχει έλεγχος της περιοχής εστίασης χωρίς να χρειάζεται μετακίνηση του κεφαλιού.

Αναφορές Κεφαλαίου

- [1] Jaakko Malmivuo and Robert Plonsey, *Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*, 1st ed. (Oxford University Press, USA, 1995).
- [2] Dr Shah, “NEUROLOGY INVESTIGATIONS: 10-20 SYSTEM OF ELECTRODE PLACEMENT,” NEUROLOGY INVESTIGATIONS, August 19, 2008, <http://neurologysimplified.blogspot.com/2008/08/normal-eeg-10-20-system-of-electrode.html>.
- [3] E.J Smith, “Introduction to EEG”, <http://www.ebme.co.uk/arts/egintro/index.htm>.
- [4] Διδακτορική διατριβή Οικονόμου Α.»Μελέτη της εγκεφαλικής ενεργοποίησης με σύστημα κεραιών φασικής σύνθεσης μικροκυματικής ραδιομετρίας και με υπέρυθρη φασματοσκοπία», ΕΜΠ, Ιούνιος 2009.
- [5] Matthias L Schroeter et al., “Near-infrared spectroscopy can detect brain activity during a color–word matching Stroop task in an event-related design,” *Human Brain Mapping* 17, no. 1 (September 1, 2002): 61-71.
- [6] Crystal Gibson, Bradley S. Folley, and Sohee Park, “Enhanced divergent thinking and creativity in musicians: A behavioral and near-infrared spectroscopy study,” *Brain and Cognition* 69, no. 1 (February 2009): 162-169.
- [7] D’Esposito, M.: *Functional Neuroimaging of Cognition*. *Semin Neurol* 20, 487–498 (2000).
- [8] Villringer, A., Dirnagl, U.: *Coupling of Brain Activity and Cerebral Blood Flow: Basis of Functional Neuroimaging*. *Cerebrovasc Brain Metab Rev* 7, 240-276 (1995).
- [9] Desmond, J.E., Chen, S.H.A.: *Ethical Issues in the Clinical Application of fMRI: Factors affecting the Validity and Interpretation of Activations*. *Brain Cogn* 50, 482–497 (2002)
- [10] Kiyatkin, EA.: *Brain Temperature Fluctuations during Physiological and Pathological Conditions*. *Euro J Appl Physiol* 101, 3–17 (2007).
- [11] Karanasiou, I.S., Uzunoglu, N.K., Papageorgiou, C.: *Towards Functional Non-invasive Imaging of Excitable Tissues inside the Human Body using Focused Microwave Radiometry*, *IEEE Trans. Microwave Theory and Tech.* 52, 1898-1908 (2004).
- [12] Gouzouazis, I.A., Karathanasis, K.T., Karanasiou, I.S. and Uzunoglu, N.K., “Contactless Passive Diagnosis for Brain Intracranial Applications: a Study using Dielectric Matching Materials”, *Bioelectromagnetics*, vol. 31, no. 5, pp. 335-49, Jul. 2010.
- [13] Karathanasis, K.T., Gouzouazis, I.A., Karanasiou, I.S., Giamalaki, M., Stratakos, G., and Uzunoglu, N.K., “Non-invasive Focused Monitoring and Irradiation of Head Tissue Phantoms at Microwave Frequencies”, *IEEE T Inf Technol B*, vol. 14, no 3, pp.657-663, May 2010.
- [14] Oikonomou, A., Korini, P., Karanasiou, I., Klinkenberg, B, Makropoulou, M., Uzunoglu, N., Serafetinidis, A. “Study of Brain Oxygenation with Near-Infrared Spectroscopy”, *Proc. Of the 3rd National Conference of Electrical and Comp. Engineering Schools*, 2009.
- [15] Gouzouasis, I., Karathanasis, K., Karanasiou, I. and Uzunoglu, N., “Passive multi-frequency brain imaging and hyperthermia irradiation apparatus: the use

Κεφάλαιο 4: Διερεύνηση ταυτόχρονης λειτουργίας συστήματος MiRaIS με ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και φασματοσκοπία εγγύς υπερόθρου

- of dielectric matching materials in phantom experiments,” *Meas Sci Technol*, vol. 20, no. 104022, 2009
- [16] M. A. Stuchly and S. S. Stuchly, “Dielectric properties of biological substances—Tabulated,” *J. Microwave Power*, vol. 15, pp. 19–26, 1980.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

ΤΕΛΙΚΑ ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Στην παρούσα διπλωματική εργασία μελετήθηκε ένα παθητικό μικροκυματικό ραδιομετρικό σύστημα. Το σύστημα αυτό είναι βασισμένο στο πρότυπο σύστημα μικροκυματικής ραδιομετρίας για διαγνωστικές εφαρμογές εγκεφάλου MiRaIS, που λειτουργεί στο εύρος συχνοτήτων 1-4GHz. Θεωρητικές και πειραματικές μελέτες που έχουν πραγματοποιηθεί στο παρελθόν έχουν αποδείξει ότι το MiRaIS είναι ικανό να ανιχνεύσει τοπικές μεταβολές στη θερμοκρασία και/ή της αγωγιμότητας σε ομοιώματα νερού αλλά και στο φλοιό του ανθρωπίνου εγκεφάλου.

Το σύστημα αποτελείται από μια αγώγιμη ελλειψοειδή κοιλότητα που δρα σα μορφοποιητής δέσμης, μια κεραία λήψης, έναν ευαίσθητο ραδιομετρικό δέκτη και έναν ηλεκτρονικό υπολογιστή για την καταγραφή και επεξεργασία των δεδομένων. Η ελλειψοειδής κοιλότητα που μοντελοποιήθηκε στα πλαίσια της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι μια τροποποιημένη έκδοση της κοιλότητας του MiRaIS, η οποία παρέχει μείωση του υπολογιστικού κόστους κατά τη διεξαγωγή προσομοιώσεων και βελτιωμένη εργονομία διατηρώντας παράλληλα τις ιδιότητες εστίασης της πρωτότυπης κοιλότητας. Το σύστημα εκμεταλλεύεται την εγγενή ιδιότητα του ελλειψοειδούς πως κάθε ακτίνα που εκπέμπεται από τη μία του εστία συγκλίνει στην άλλη. Έτσι, το αντικείμενο ενδιαφέροντος τοποθετείται στην άλλη εστία, ενώ μια κεραία λήψης τοποθετείται στην άλλη εστία. Η κεραία λήψης λαμβάνει τη θερμικά εκπεμπόμενη ακτινοβολία από το αντικείμενο ενδιαφέροντος (βάσει της θωρίας για την ακτινοβολία μέλανος σώματος) και την οδηγεί στο ραδιομετρικό δέκτη όπου και ανιχνεύεται. Ειδικότερα, η έξοδος του ραδιομετρικού δέκτη εξαρτάται από το γινόμενο της μεταβολής της θερμοκρασίας και της αγωγιμότητας στο σημείο εστίασης του αντικειμένου ενδιαφέροντος.

Ο στόχος του παθητικού συστήματος μικροκυματικής ραδιομετρίας είναι μελλοντικά να μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε κλινικές εφαρμογές ως ιατρικό εργαλείο. Για να είναι κάτι τέτοιο εφικτό, θα πρέπει το σύστημα να έχει τη δυνατότητα να ανιχνεύει με μεγάλη ακρίβεια την περιοχή ενδιαφέροντος σε κάθε περίπτωση.

Σε προηγούμενες θεωρητικές μελέτες χρησιμοποιήθηκαν παγκατευθυντικές κεραίες ως κεραίες λήψης. Στα πλαίσια της παρούσας διπλωματικής εργασίας χρησιμοποιήθηκε το πρόγραμμα HFSS για τη μοντελοποίηση του συστήματος και διερεύνηση της βελτιστοποίησης της εστίασης του συστήματος χρησιμοποιώντας κατευθυντικές κεραίες, κάνοντας χρήση του θεωρήματος της αμοιβαιότητας.

Αρχικά, μοντελοποιήθηκε και χρησιμοποιήθηκε μια ελικοειδής κεραία σε αξονική λειτουργία. Παρόλο που υπήρχε ικανοποιητικό βάθος διείσδυσης στο σφαιρικό μοντέλο κεφαλιού, η χρήση της κρίθηκε ακατάλληλη λόγω του μεγάλου της μεγέθους και της μεγάλης εκπεμπόμενης ισχύος η οποία προκαλεί μεγάλες ανακλάσεις στη διεπαφή αέρα-κεφαλιού. Για το λόγο αυτό, προτάθηκε ως κυριότερος τρόπος βελτιστοποίησης του τρόπου λειτουργίας της εντός του συστήματος η τροποποίησή της σε σπειροειδή-ελικοειδή, η οποία έχει μικρότερο μέγεθος και ελκυστικότερα χαρακτηριστικά ακτινοβολίας παρέχοντας καλύτερη εργονομία και μικρότερη πεδιακή ισχύ ώστε να γίνεται πιο στοχευμένη ανίχνευση στο αντικείμενο ενδιαφέροντος.

Σε δεύτερη φάση μοντελοποιήθηκε και χρησιμοποιήθηκε η κεραία μικροταινίας, η οποία πλεονεκτεί σε σχέση με την ελικοειδή κεραία λόγω του μικρού της μεγέθους και της μικρότερης εκπεμπόμενης ισχύος, η οποία την καθιστά καταλληλότερη για ραδιομετρία κοντινού πεδίου. Στις προσομοιώσεις που διεξήχθησαν το βάθος διείσδυσης εντός του μοντέλου κεφαλιού ήταν καλό, με αρκετά λιγότερες ανακλάσεις στη διεπαφή αέρα-κεφαλιού.

Στη συνέχεια, μοντελοποιήθηκε μια στοιχειοκεραία μικροταινίας δύο στοιχείων ως κεραία λήψης, η οποία τροφοδοτήθηκε με διαφορά φάσης Δφ. Με αυτόν τον τρόπο, η σύγκλιση του πεδίου εντός του κεφαλιού μπορεί να ελεγχθεί κατάλληλα, αφού η περιοχή εστίασης μπορεί να πραγματοποιεί μία γραμμικού τύπου σάρωση εντός του αντικειμένου ενδιαφέροντος, υπόσχοντας λύση σε προβλήματα χωρικής διακριτικής ικανότητας του συστήματος. Ειδικότερα, με την περαιτέρω βελτιστοποίηση στην κατασκευή της στοιχειοκεραίας μικροταινίας και την εισαγωγή περισσότερων στοιχείων ακτινοβολίας, η περιοχή εστίασης θα μπορεί να μεταβάλλεται αναλόγως, παρέχοντας τη δυνατότητα λειτουργικής απεικόνισης μεγαλύτερων εγκεφαλικών περιοχών χωρίς την ανάγκη για μετακίνηση του εξεταζόμενου στο χώρο.

Στο 4^ο κεφάλαιο εξετάστηκε η παράλληλη χρήση του συστήματος MiRaIS με τη διεξαγωγή ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και φασματοσκοπία εγγύς υπερύθρου. Οι προσομοιώσεις που διεξήχθησαν δείχνουν ότι δεν υπάρχουν προβλήματα ηλεκτρομαγνητικής συμβατότητας κατά την ταυτόχρονη λειτουργία και των τριών συστημάτων. Ο μελλοντικός στόχος είναι η ταυτόχρονη λειτουργία του MiRaIS, ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και φασματοσκοπίας εγγύς υπερύθρου σε ένα σύστημα το οποίο θα μπορεί να παρέχει όσο το δυνατόν συνδυαστική πληροφορία για τη λειτουργία του εγκεφάλου, για κλινικές διαγνωστικές εφαρμογές.