



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

*Επισκόπηση παθητικών κεραιοσυστημάτων για ανίχνευση
θερμοκρασιακών μεταβολών με χρήση ραδιομετρίας στην περιοχή
ISM συχνοτήτων*

Διπλωματική Εργασία

Αθανασοπούλου Βικτώρια

Επιβλέπων : Χρήστος Καψάλης
Καθηγητής ΕΜΠ

Αθήνα
Οκτώβριος 2018



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

*Επισκόπηση παθητικών κεραιοσυστημάτων για ανίχνευση
θερμοκρασιακών μεταβολών με χρήση ραδιομετρίας στην περιοχή
ISM συχνοτήτων*

Διπλωματική Εργασία

Αθανασοπούλου Βικτώρια

Επιβλέπων : Χρήστος Καψάλης
Καθηγητής ΕΜΠ

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 2/11/2018

.....
Χρήστος Καψάλης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Παναγιώτης Κωττής
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Γεώργιος Φικιώρης
Επίκουρος Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα
Οκτώβριος 2018

Βικτώρια Αθανασοπούλου

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

Copyright © Βικτώρια Αθανασοπούλου 2018

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.

Θα ήθελα να εκφράσω τις βαθύτατες ευχαριστίες μου προς τον καθηγητή κ. Χρήστο Καψάλη για την ανεκτίμητη επιστημονική καθοδήγηση , την πολύτιμη βοήθεια και τις γνώσεις που μου προσέφερε καθ' όλη τη διάρκεια της φοίτησής μου. Θα ήθελα επίσης να ευχαριστήσω θερμότατα το Διδάκτορα Χρήστο Νικολόπουλο και τον Υποψήφιο Διδάκτορα Ανάργυρο Μπακλέζο για τις καίριες υποδείξεις , την απεριόριστη υπομονή και την ουσιαστική βοήθειά τους στην εκπόνηση της παρούσας εργασίας. Θα ήθελα τέλος να ευχαριστήσω την οικογένεια και τους φίλους μου για την αμέριστη συμπαράσταση και κατανόηση που έδειξαν όλα τα χρόνια των σπουδών μου.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Σκοπός της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι η περιγραφή των εφαρμογών της μικροκυματικής ραδιομετρίας για ανίχνευση θερμοκρασιακών μεταβολών και η παρουσίαση καινοτόμων κεραιοσυστημάτων που ανιχνεύουν παθητικά θερμοκρασιακές μεταβολές στο ανθρώπινο σώμα με χρήση μικροκυματικής ραδιομετρίας.

Στο πρώτο κεφάλαιο γίνεται μια σύντομη παρουσίαση των θεωρητικών αρχών της μικροκυματικής ραδιομετρίας και των βασικών εφαρμογών της σε διάφορα πεδία. Έμφαση δίνεται στη χρήση της μικροκυματικής ραδιομετρίας για την ανίχνευση θερμοκρασιακών μεταβολών στο ανθρώπινο σώμα και τις βιοϊατρικές εφαρμογές που την αξιοποιούν.

Στο δεύτερο κεφάλαιο αναφέρονται συνοπτικά ορισμένα θεωρητικά στοιχεία κεραιών λήψης και μικροκυματικών ραδιομετρικών και εξετάζεται η χρήση κεραιών λήψης στη μικροκυματική ραδιομετρία με αναφορά στις κεραιές αυτές. Επιπρόσθετα παρουσιάζονται τέσσερις καινοτόμες κεραιές λήψης για βιοϊατρικές εφαρμογές, καθώς και μια συνολική φορητή λύση.

Στο τρίτο κεφάλαιο παρουσιάζονται τα αριθμητικά αποτελέσματα των πέντε προηγούμενων εφαρμογών, και γίνεται ανακεφαλαίωση.

Λέξεις κλειδιά: μικροκυματική ραδιομετρία, κεραιά λήψης, διάγραμμα ακτινοβολίας,

ABSTRACT

The aim of this diploma thesis is to describe the applications of microwave radiometry in temperature change detection and to present innovative antenna systems which detect passively temperature changes on the human body, using microwave radiometry.

In Chapter 1, the theoretical principles of microwave radiometry and its basic applications are briefly presented. Furthermore, emphasis is given at the usage of microwave radiometry to detect temperature change, and the biomedical applications that concur.

In Chapter 2, there is a brief introduction to the theoretical principles of receiving antennas and microwave radiometers, and specifically to the usage of receiving antennas in biometric applications. Four innovative antennas and a portable application for biometric applications are presented.

In Chapter 3, the arithmetic results and radiation patterns of the five aforementioned applications are presented.

Keywords- microwave radiometry, receiving antenna ,radiation pattern

Περιεχόμενα

ΠΕΡΙΛΗΨΗ	6
ABSTRACT	8
<u>Περιεχόμενα</u>	9
ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΕΙΚΟΝΩΝ	11
ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΠΙΝΑΚΩΝ	12
1 Η έννοια της Ραδιομετρίας	13
1.1 Εισαγωγή.....	13
1.2 Βασικές αρχές μικροκυματικής Ραδιομετρίας	13
1.2.1 Περίληψη.....	13
1.2.2 Θεωρία ακτινοβολίας μέλανος σώματος	13
1.2.3 Μικροκυματικά ραδιόμετρα	16
1.2.3.1 Ραδιόμετρα ολικής ισχύος (total power Radiometry).....	16
1.2.3.2 Ραδιόμετρα συσχέτισης (correlation radiometers)	17
1.2.3.3 Ραδιόμετρα Dicke (Dicke radiometers).....	17
1.3 Εφαρμογές με την χρήση Ραδιομετρίας.....	19
1.3.1 Γενικά	19
1.3.1.1 Ραδιομετρία και ωκεανογραφία.....	19
1.3.1.2 Ραδιομετρία και επίγεια παρατήρηση.....	20
1.3.1.3 Ραδιομετρία και ατμοσφαιρική παρατήρηση	20
1.3.1.4 Ραδιομετρία και ανίχνευση πυρκαγιών	21
1.3.1.5 Ραδιομετρία και βιοϊατρική	22
1.3.2 Μικροκυματικές ιδιότητες των βιολογικών ιστών	22
1.3.2.1 Ηλεκτρομαγνητικά μεγέθη των ιστών	22
1.3.2.2 Βάθος διάδοσης και διείσδυση στους ανθρώπινους ιστούς.....	23
1.3.2.3 Θερμοκρασία του ανθρώπινου σώματος και των καρκινικών όγκων	23
1.3.3 Εφαρμογές της Ραδιομετρίας στην ανίχνευση θερμοκρασιακών μεταβολών του ανθρώπινου σώματος	24
1.3.3.1 Μικροκυματική τομογραφία.....	24
1.3.3.2 Μικροκυματική ραδιομετρία και ανίχνευση του καρκίνου του μαστού	26
1.3.3.3 Χρήση ραδιομετρίας για έλεγχο της θερμοκρασίας στην Υπερθερμία	28
1.3.3.4 Μικροκυματική ραδιομετρία στην ανίχνευση του καρκίνου του εγκεφάλου και σε άλλες ενδοκρανιακές εφαρμογές.....	30
1.3.3.5 Μικροκυματική ραδιομετρία στην ανίχνευση της παλινουρίας.....	30
1.3.3.6 Μικροκυματική ραδιομετρία στην ανίχνευση του πνευμονικού οιδήματος και του πνευμονοθώρακος.....	31
1.3.3.7 Αφαίρεση ηπατικών όγκων με μικροκυματική ραδιομετρία.....	31

1.3.3.8	Μικροκυματική ραδιομετρία και αθηροσκλήρωση.....	31
1.3.3.9	Άλλες βιοϊατρικές εφαρμογές της μικροκυματικής ραδιομετρίας	32
1.4	Συμπεράσματα	32
2	Θεωρία Κεραίων για παθητικούς δέκτες.....	33
2.1	Εισαγωγή.....	33
2.2	Θεωρητικά στοιχεία κεραίας.....	33
2.3	Κεραιοσυστήματα	35
2.3.1	Εισαγωγή	35
2.3.2	Ραδιομετρικοί δέκτες.....	35
2.3.2.1	Ραδιόμετρο Ολικής Ισχύος Πολλαπλών Συχνοτήτων	36
2.3.2.2	Ραδιόμετρο Dicke Switch Πολλαπλών Συχνοτήτων	36
2.3.3	Κεραίες λήψης στη ραδιομετρία	37
2.4	Σχεδιασμός καινοτόμων κεραίων μικροκυματικής ραδιομετρίας.....	39
2.4.1	Εισαγωγή	39
2.4.2	Η R-PIFA δύο στοιχείων	39
2.4.3	Η R-PIFA ενός στοιχείου	41
2.4.4	Το ελλειπτικό μονόπολο	42
2.4.5	Η διπλή ελικοειδής κεραία	43
2.5	Ένα ολοκληρωμένο φορητό σύστημα για την ανίχνευση θερμοκρασιακών ανωμαλιών	45
2.6	Ανακεφαλαίωση	48
3	Αποτελέσματα	49
3.1	Εισαγωγή.....	49
3.2	Αποτελέσματα της R-PIFA δύο στοιχείων	49
3.3	Αποτελέσματα της R-PIFA ενός στοιχείου.....	52
3.4	Αποτελέσματα του ελλειπτικού μονόπολου	58
3.5	Αποτελέσματα της διπλής ελικοειδούς κεραίας.....	63
3.6	Αποτελέσματα της φορητής συσκευής	66
3.7	Συμπεράσματα - Επίλογος	69
4	Βιβλιογραφία	70

Ευρετήριο εικόνων

Εικόνα 1 Κατανομή ακτινοβολίας μέλανος σώματος	14
Εικόνα 2 Η R-PIFA δύο στοιχείων	40
Εικόνα 3 Το αντίστοιχο δίκτυο του παρασιτικού στοιχείου	40
Εικόνα 4 Η R-PIFA ενός στοιχείου.....	41
Εικόνα 5 Το ελλειπτικό μονόπολο	43
Εικόνα 6 Το ελλειπτικό μονόπολο με την προσθήκη πλακών περιμετρικά στη βάση ..	43
Εικόνα 7 Οι σπειροειδεί κεραίες στο απλό κιβώτιο	44
Εικόνα 8 Οι σπειροειδείς κεραίες στο ελλειπτικό μοντέλο.....	45
Εικόνα 9 Η δικωνική κεραία με τις μεταλλικές ράβδους[79]	46
Εικόνα 10 Διάγραμμα του ραδιομέτρου[79].....	47
Εικόνα 11 Σχεδιασμός της πρωτότυπης συσκευής[79].....	48
Εικόνα 12 Το εσωτερικό της συσκευής[79].....	48
Εικόνα 13 Αποτελέσματα προσομοίωσης για τα αναδραστικά φορτία του παθητικού στοιχείου.	50
Εικόνα 14 Η παράμετρος VSWR της βελτιστοποιημένης διάταξης στο εύρος συχνοτήτων 1-3 GHz	50
Εικόνα 15 Το διάγραμμα ακτινοβολίας της βελτιστοποιημένης R-PIFA δύο στοιχείων στα 2 GHz στο xz επίπεδο (ανύψωση)	51
Εικόνα 16 Το διάγραμμα ακτινοβολίας της βελτιστοποιημένης R-PIFA δύο στοιχείων στα 2 GHz στο επίπεδο yz (ανύψωση)	51
Εικόνα 17 Το διάγραμμα ακτινοβολίας της βελτιστοποιημένης R-PIFA δύο στοιχείων στα 2 GHz στο επίπεδο xy(αζιμούθιο).....	52
Εικόνα 18 Μεταβολή του κέρδους της κεραίας, υπολογισμένη από το SNEC	54
Εικόνα 19 Η παράμετρος VSWR της βελτιστοποιημένης διάταξης στο εύρος συχνοτήτων 1.2-6.65 GHz	55
Εικόνα 20 Το διάγραμμα ακτινοβολίας της βελτιστοποιημένης R-PIFA ενός στοιχείου στα 1.8 GHz στο xz επίπεδο (ανύψωση)	55
Εικόνα 21 Το διάγραμμα ακτινοβολίας της βελτιστοποιημένης R-PIFA ενός στοιχείου στα 1.8 GHz στο επίπεδο yz (ανύψωση)	56
Εικόνα 22 Το διάγραμμα ακτινοβολίας της βελτιστοποιημένης R-PIFA ενός στοιχείου στα 1.8 GHz στο επίπεδο xy(αζιμούθιο)	56
Εικόνα 23 Ένα διδιάστατο και ένα τρισδιάστατο διάγραμμα ακτινοβολίας της βελτιστοποιημένης κεραίας στα 1.8 GHz με χρήση HFSS(elevation)	57
Εικόνα 24 Το VSWR του ελλειπτικού μονόπολου 7cm x 2.6	58
Εικόνα 25 Το VSWR για άξονα 4.8cm και ποικίλους βαθμούς ελλειπτικότητας	58
Εικόνα 26 Το VSWR για άξονα 4.4cm και ποικίλους βαθμούς ελλειπτικότητας	59
Εικόνα 27 Το VSWR για ελλειπτική αναλογία 0.63.....	59
Εικόνα 28 Το VSWR του βελτιστοποιημένου ελλειπτικού μονοπόλου	60
Εικόνα 29 Το VSWR κατόπιν ελάττωσης της βάσης του μονοπόλου	60
Εικόνα 30 Το VSWR της προτεινόμενης διάταξης.....	60
Εικόνα 31 Το κέρδος της προτεινόμενης διάταξης	61
Εικόνα 32 Ηλεκτρική κατανομή κοντινού πεδίου, 1GHz	62
Εικόνα 33 Ηλεκτρική κατανομή κοντινού πεδίου, 2GHz	62
Εικόνα 34 Ηλεκτρική κατανομή κοντινού πεδίου, 3GHz	63
Εικόνα 35 Ο συντελεστής ανάκλασης της κεραίας με/χωρίς μοντέλο ανθρωπίνου σώματος	64
Εικόνα 36 Ο συντελεστής μετάδοσης των κεραιών με/χωρίς μοντέλο ανθρωπίνου σώματος	64
Εικόνα 37 Το κέρδος στη συχνότητα λειτουργίας	65
Εικόνα 38 Συντελεστής μετάδοσης στο απλό μοντέλο χωρίς και με παρουσία όγκου..	65
Εικόνα 39 Συντελεστής μετάδοσης στο ελλειπτικό μοντέλο χωρίς και με παρουσία όγκου	66

Εικόνα 40 Το VSWR της κεραίας με μεταλλικές ράβδους και χωρίς μεταλλικές ράβδους[79]	66
Εικόνα 41 Απεικόνιση κοντινού πεδίου για συχνότητα 2GHz και ακτίνα ανίχνευσης 4cm[79]	67
Εικόνα 42 Θερμοκρασιακό μοντέλο υγιούς μαστού[79]	67
Εικόνα 43 Θερμοκρασιακή απεικόνιση πιθανής κακοήθειας[79].....	68
Εικόνα 44 Τρισδιάστατη απεικόνιση κακοήθειας διαμέτρου 0.7cm[79].....	68
Εικόνα 45 Θερμοκρασιακός χάρτης για κακοήθεια διαμέτρου 0.7cm[79].....	68

Ευρετήριο Πινάκων

Πίνακας 1 Παράμετροι εισόδου και αποτελέσματα του Γ.Α. για την R-PIFA δύο στοιχείων στην κεντρική συχνότητα των 2 GHz ($\lambda_0=14,99\text{cm}$) και μεταβολή των φορτίων ανάδρασης των παρασιτικών στοιχείων σε ένα εύρος συχνοτήτων.	49
Πίνακας 2 Μεταβολή του VSWR ανάλογα με τη συχνότητα	50
Πίνακας 3 Παράμετροι εισόδου και αποτελέσματα του Γ.Α. για την R-PIFA ενός στοιχείου στην κεντρική συχνότητα των 2 GHz ($\lambda_0=14,99\text{cm}$) και μεταβολή των φορτίων ανάδρασης των παρασιτικών στοιχείων σε ένα εύρος συχνοτήτων	53
Πίνακας 4 Αποτελέσματα του Γ.Α συναρτήσει της συχνότητας και της ανάδρασης φορτίου των sorting pins.....	54
Πίνακας 5 Μήκη αξόνων και ελάχιστη συχνότητα	58
Πίνακας 6 Βάθος ιστού στο λίκπος του στήθους- Κοντινό πεδίο	61
Πίνακας 7 Εύρος ανίχνευσης της κεραίας ανά συχνότητα.....	61
Πίνακας 8 Βάθος ιστού στο λίκπος του στήθους- Κοντινό πεδίο	63
Πίνακας 7 Εύρος ανίχνευσης της κεραίας ανά συχνότητα.....	64

1 Η έννοια της Ραδιομετρίας

1.1 Εισαγωγή

Ραδιομετρία είναι το πεδίο της επιστήμης που σχετίζεται με τη μέτρηση της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας [1], [2], [3]. Μαζί με τη Φωτομετρία αποτελούν τα δύο πεδία της επιστήμης που ασχολούνται με τη μέτρηση του φωτός. Όμως, σε αντίθεση με το πεδίο της Φωτομετρίας, το οποίο ασχολείται με το φως μόνο στην περιοχή του φάσματος που είναι ορατή από το ανθρώπινο μάτι, το πεδίο της Ραδιομετρίας εκφράζει τη μέτρηση της ατάκτως και τυχαία εκπεμπόμενης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας από όλα τα υλικά σώματα (αέρια, υγρά, στερεά και πλάσμα).

Τα όργανα μέτρησης της ραδιομετρίας είναι τα ραδιόμετρα.[4] Η φυσική αρχή λειτουργίας των ραδιόμετρων είναι η λήψη της χαοτικής θερμικής ακτινοβολίας που εκπέμπεται από οποιοδήποτε υλικό αντικείμενο που βρίσκεται σε θερμοκρασία πάνω από το απόλυτο μηδέν (-273 °C), και αποτελεί μία παθητική μέθοδο ανίχνευσής της ακτινοβολίας αυτής [1], [2].

Η Ραδιομετρία Μικροκυματικών Συχνοτήτων (Microwave Radiometry) είναι μία υποκατηγορία της επιστήμης της ραδιομετρίας και βασίζεται στη μέτρηση του ηλεκτρομαγνητικού θερμικού θορύβου που εκπέμπουν τα υλικά στις μικροκυματικές συχνότητες με τη χρήση μικροκυματικών ραδιόμετρων [5].

1.2 Βασικές αρχές μικροκυματικής Ραδιομετρίας

1.2.1 Περίληψη

Η αρχή λειτουργίας της μικροκυματικής ραδιομετρίας στηρίζεται στην ανίχνευση των πολύ ασθενών σημάτων τύπου θορύβου που εκπέμπονται από όλα τα υλικά αντικείμενα. Οι βασικές αρχές της μικροκυματικής ραδιομετρίας είναι οι εξής:[1][2][3][4]

Σύμφωνα με το νόμο του Nyquist, η ισχύς θορύβου που εκπέμπεται από μια κεραία συζευγμένη με ένα μέσο με απώλειες, σε απόλυτη θερμοκρασία T είναι ομοιόμορφη στο μικροκυματικό φάσμα και για εύρος ζώνης ενός Hertz, δίνεται από τη σχέση 1.1 :

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

Όπου:

P : η ισχύς θορύβου, T : η απόλυτη θερμοκρασία του μέσου, k : η σταθερά Boltzmann ($k = 1.38 \times 10^{-23} \text{ J K}^{-1}$)

Αυτό προκύπτει με την εφαρμογή του νόμου του Planck ή της προσέγγισης των Rayleigh-Jeans σύμφωνα με την ακτινοβολία του μέλανος σώματος [1], [2].

Η ενέργεια που ανταλλάσσεται μεταξύ διαφόρων σωμάτων σε θερμοδυναμική ισορροπία είναι ισοκατανεμημένη (equipartition principle). Αυτό προκύπτει από την εξίσωση ισορροπίας της ακτινοβολίας (radioactive balance equation), που αποτελεί συνέπεια του δεύτερου θερμοδυναμικού νόμου. Η ιδιότητα αυτή ισχύει για τα διάφορα εύρη συχνοτήτων. Η θερμοκρασία σχετίζεται με την τυχαία κίνηση των ηλεκτρικών σωματιδίων και δίπολων της ύλης και με την παραγωγή σήματος ηλεκτρομαγνητικού θορύβου μεγάλου εύρους [1], [3].

1.2.2 Θεωρία ακτινοβολίας μέλανος σώματος

Ο όρος “μέλαν σώμα” εισήχθη από τον Gustav Robert Kirchhoff το 1860 και η μελέτη της ακτινοβολίας του έπαιξε μεγάλο ρόλο στη ανάπτυξη της κβαντομηχανικής, καθώς περιγράφει ένα ιδανικό σώμα το οποίο απορροφά όλο το φως που προσπίπτει πάνω του [1], [4], [5], [6].

Η Θεωρία της Ακτινοβολίας του Μέλανος Σώματος και η επέκτασή της για κάθε φυσικό σώμα εισήχθη από το Max Planck στις 12 Δεκεμβρίου του 1900, σε συνέδριο της Γερμανικής Φυσικής Εταιρείας. Ο Max Planck μίλησε τότε για πρώτη φορά για την ακτινοβολία και την απορρόφησή της από το “μέλαν σώμα” διευκρινίζοντας ότι η ενέργεια υφίσταται μόνο σε πολλαπλάσια μιας στοιχειώδους ποσότητας, που ονόμασε σταθερή [2], [3], [4].

Αναφέρθηκε επιπλέον στην κατανομή της ενέργειας σύμφωνα με το μήκος κύματος στη λεγόμενη ακτινοβολία «μέλανος σώματος» μιας κοιλότητας. Συνδύασε τον τύπο του Wien για την κατανομή της ενέργειας βάσει πειραμάτων με βραχέα κύματα, με την εξίσωση του λόρδου Rayleigh και προχώρησε σε πλήρη θεωρητική αφαίρεση. Με αυτό τον τρόπο απέρριψε βασικές αρχές της κλασικής φυσικής και εισήγαγε τα ενεργειακά κβάντα [6]. Χαρακτήρισε ως μέλαν σώμα το σώμα που απορροφά πλήρως την προσπίπτουσα ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία κάθε συχνότητας. Ένα μέλαν σώμα, που βρίσκεται σε θερμική ισορροπία με το περιβάλλον του, εκπέμπει επίσης ακτινοβολία σε όλες τις συχνότητες.

Μια πειραματική προσέγγιση μέλανος σώματος είναι μια κλειστή κοιλότητα στο εσωτερικό ενός σώματος με ομοιόμορφη θερμοκρασία, που επικοινωνεί με τον έξω κόσμο μέσω μιας μικρής οπής. Οι φασματοσκοπικές ιδιότητες της ακτινοβολίας στο εσωτερικό της κοιλότητας του μέλανος σώματος είναι ίδιες με αυτές της ακτινοβολίας που διαφεύγει από την οπή [5], [7].

Το φάσμα του μέλανος σώματος περιγράφεται πειραματικά από τη φασματική πυκνότητα του $u(\nu, T)$ με τύπο:

$$u(\nu, T) = \frac{\Delta E}{\Delta V} \Delta \nu \quad (1.2)$$

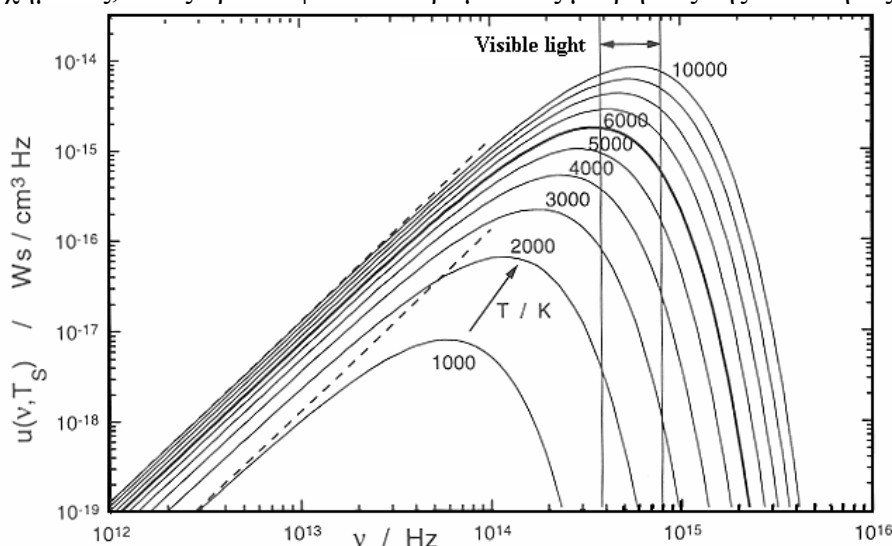
όπου : ΔE η ενέργεια που ακτινοβολείται, $\Delta \nu$: η περιοχή συχνοτήτων, ΔV : ο όγκος της κοιλότητας, T : θερμοκρασία της κοιλότητας [4], [6].

Η $u(\nu, T)$ είναι η πυκνότητα ενέργειας ανά μονάδα όγκου και διαστήματος συχνότητας [4], [6]. Η ενέργεια αυτή διαδίδεται με την ταχύτητα του φωτός προς όλες τις κατευθύνσεις. Συνεπώς αποδεικνύεται ότι η ενέργεια που εκπέμπει ένα μέλαν σώμα ανά μονάδα χρόνου, επιφάνειας και διαστήματος συχνότητας είναι :

$$E(\nu, T) = \frac{c}{4} u(\nu, T) \quad (1.3)$$

όπου c : η ταχύτητα του φωτός

Η ακτινοβολουμένη ενέργεια του μέλανος σώματος σε διάφορες θερμοκρασίες κατανέμεται στις διάφορες συχνότητες σύμφωνα με τη χαρακτηριστική καμπύλη του παρακάτω σχήματος, όπως προέκυψε από πειραματικές μετρήσεις της ποσότητας $E(\nu, T)$.



Εικόνα 1 Κατανομή ακτινοβολίας μέλανος σώματος

Οι Rayleigh και Jeans έκαναν μια θεωρητική προσέγγιση για τη φασματική πυκνότητα της ακτινοβολίας του μέλανος σώματος, στηριζόμενοι στην παραδοχή ότι κατά τις ταλαντώσεις μέσα στην κοιλότητα του μέλανος σώματος, οι ταλαντωτές θα έχουν ένα συνεχές ενεργειακό φάσμα [4], [6].

Κατέληξαν στην σχέση:

$$u(\nu, T) = 8\pi\nu^2 kT/c^3 \quad (1.4)$$

όπου k : η σταθερά Boltzmann, $1.380136 \times 10^{-23} \text{ JK}^{-1}$.

Η ροή ενέργειας της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας είναι:

$$E(\nu, T) = 2\pi\nu^2 kT/c^2 \quad (1.5)$$

Στις χαμηλές συχνότητες η πρόβλεψη αυτή συμφωνεί με τα αποτελέσματα του πειράματος. Οδηγεί όμως σε άτοπο στις υψηλές όμως συχνότητες καθ' ότι με εφαρμογή της προκύπτει το συμπέρασμα ότι η εκπεμπόμενη ακτινοβολία αυξάνει απεριόριστα [1], [4], [6].

Ο Planck όπως προαναφέρθηκε εισήγαγε την παραδοχή της διακριτότητας των ενεργειακών σταθμών των σωμάτων, την οποία συνδύασε με τις στατιστικές παραδοχές του Boltzmann [1], [4]. Συναρτήσει του μήκους κύματος λ της ακτινοβολίας, ισχύουν οι εξής σχέσεις :

$$E(\nu, T)dV = E(\nu, T)d\lambda \quad (1.6)$$

και

$$\lambda = c/\nu \quad (1.7)$$

Παραγωγίζοντας την παραπάνω σχέση, προκύπτει ότι η φασματική πυκνότητα ισχύος του μέλανος σώματος περιγράφεται από τη σχέση:

$$E(\lambda, T) = 2\pi c^2 h/\lambda^5 (e^{hc/\lambda kT} - 1) \quad (1.8)$$

Ολοκληρώνοντας τη συνάρτηση του Planck για όλες τις συχνότητες, προκύπτει ο νόμος των Stephan – Boltzmann για την ολική εκπεμπόμενη ενέργεια από ένα μέλαν σώμα, ο οποίος έχει επιβεβαιωθεί και πειραματικά: [2][5][6]

$$E_b = \int_0^\infty E(\lambda, T)d\lambda = \sigma T^4 \quad (1.9)$$

όπου:

E_b : η ολική εκπεμπόμενη ενέργεια ανά μονάδα χρόνου και επιφάνειας (ένταση) σε όλες τις συχνότητες

σ : σταθερά, ίδια για κάθε μέλαν σώμα με $\sigma = 5.7 \times 10^{-8} \text{ W/m}^2\text{K}^4$

T : η θερμοκρασία του μέλανος σώματος σε K .

Όσον αφορά στην ένταση της ακτινοβολίας, γίνεται μέγιστη για μια συγκεκριμένη συχνότητα ν_{max} (αντιστοιχεί σε μήκος κύματος λ_{max}) [1], [4]. Η συχνότητα αυτή αυξάνει ανάλογα με τη θερμοκρασία, σύμφωνα με το νόμο του Wien:

$$\lambda_{max}T = 0.002898 \quad (1.10)$$

όπου:

λ_{max} : μήκος σε μέτρα

T : θερμοκρασία σε K .

Ως συντελεστής απορρόφησης α_ν για κάθε φυσικό σώμα ορίζεται ο λόγος της ισχύος της απορροφούμενης ακτινοβολίας προς την ισχύ της προσπίπτουσας σε αυτό ακτινοβολίας. Για το μέλαν σώμα που απορροφά πλήρως την ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία κάθε συχνότητας που προσπίπτει πάνω του, είναι προφανές ότι ισχύει $\alpha_{b\nu} = 1$ ενώ, προφανώς, για κάθε άλλο σώμα είναι $\alpha_\nu < 1$ [4], [6].

Για κάθε σώμα, που βρίσκεται σε θερμική ισορροπία, η ακτινοβολούμενη ενέργεια πρέπει να εξισορροπείται από την ενέργεια που απορροφά αυτό από το περιβάλλον. Ο Kirchoff με απλούς θερμοδυναμικούς συλλογισμούς κατέληξε στη σχέση:

$$E_\nu = \alpha_\nu E_{b\nu} = \alpha_\nu \sigma T^4 \quad (1.11)$$

Επομένως, για ένα οποιοδήποτε ομοιόμορφο μέσο σε θερμική ισορροπία, οι συντελεστές απορρόφησης και εκπομπής για κάθε φασματική περιοχή ισούνται με το λόγο της εκπεμπόμενης ενέργειας του σώματος προς την αντίστοιχη του μέλανος σώματος. Άρα ο συντελεστής εκπομπής ϵ_ν ενός σώματος ορίζεται ως:

$$\alpha_\nu = E_\nu / E_{b\nu} = \epsilon_\nu \quad (1.12)$$

1.2.3 Μικροκυματικά ραδιόμετρα

Ένα τυπικό ραδιόμετρο αποτελείται από μια κεραία ανίχνευσης και έναν πολύ ευαίσθητο δέκτη ευρείας ζώνης, ενώ 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 [1], [2], [3], [4], [5], [6].

Τα τρία κύρια είδη μικροκυματικών ραδιομέτρων για τη μέτρηση θερμικού θορύβου είναι τα εξής:

1.2.3.1 Ραδιόμετρα ολικής ισχύος (total power Radiometry)

Τα ραδιόμετρα ολικής ισχύος μετρούν απευθείας την ισχύ του θερμικού θορύβου. Ουσιαστικά, είναι ένας δέκτης συνδεδεμένος σε μια κεραία με το σήμα εξόδου να υποδεικνύει τη ληφθείσα ισχύ. Το σήμα ισχύος είναι συσχετισμένο με τη θερμοκρασία, έτσι ώστε, για ένα υλικό προσαρμοσμένο στην κεραία με ομοιόμορφη θερμοκρασία, να μπορεί να προσδιοριστεί η θερμοκρασία T [1], [4].

Αν το υλικό δεν είναι προσαρμοσμένο στον ακροδέκτη δοκιμής της κεραίας, τότε ισχύει ότι:

$$P = (1 - |\rho|^2)kT \quad (1.13)$$

όπου ρ ο συντελεστής ανάκλασης.

Για ένα μη – ισοθερμικό υλικό, η ισχύς εξόδου ανά Hz εύρους ζώνης προέρχεται από την υπέρθεση της συνεισφοράς από όλους τους επιμέρους στοιχειώδεις όγκους, οι οποίοι είναι συζευγμένοι στην κεραία, δηλαδή:

$$P = \sum C_i T_i \quad (1.14)$$

όπου:

C_i : η συνάρτηση βάρους (weighting function= WF)

T_i : η απόλυτη θερμοκρασία ενός επιμέρους όγκου συζευγμένου στην κεραία.

Η ολική μετρούμενη ισχύς από το ραδιόμετρο αντιστοιχεί στο αποτέλεσμα της ολοκλήρωσης των παραπάνω σχέσεων στο εύρος ζώνης του ραδιομέτρου. Το αποτέλεσμα

όμως είναι ένα σήμα μικρής ισχύος και είναι επομένως αναγκαίο να ενισχυθεί. Επειδή όμως οι ενισχυτές επηρεάζονται από ολίσθηση/πτώση κέρδους (gain drift), το σήμα να πρέπει να συγκρίνεται περιοδικά με ένα σήμα αναφοράς θορύβου (lock-in detection scheme) [1], [3], [4]. Επομένως, η έξοδος ενός ραδιομέτρου ολικής ισχύος εξαρτάται από τη θερμοκρασία θορύβου του δέκτη και από τις διακυμάνσεις του κέρδους του ενισχυτή που χρησιμοποιείται.

Συχνά στην πράξη, κατά τη διαδικασία της μέτρησης προσαρτάται στο σύστημα του ραδιομέτρου μια ρυθμιζόμενη πηγή θορύβου, όπως προτάθηκε παλιότερα από κάποιες ερευνητικές ομάδες. Με τον τρόπο αυτό περιορίζεται δραστικά το όποιο φαινόμενο διάχυσης και το λαμβανόμενο σήμα είναι κανονικοποιημένο [1], [5], [6].

Κατά τη διάρκεια της δεκαετίας του '80, το Research Centre Saturne στο Κίεβο (Ουκρανία) κατασκεύασε επίσης ραδιόμετρα ολικής ισχύος, τα οποία προμηθεύτηκαν σε ανατολικές χώρες. Ένα διαφορετικό σύστημα σχεδιάστηκε και κατασκευάστηκε από τους Edrich και Hardee το 1974. Σύμφωνα με αυτό το σχεδιασμό, η εκπεμπόμενη ακτινοβολία από το ανθρώπινο σώμα εστιάζεται από έναν ελλειπτικό ανακλαστήρα σε δύο χοανοκεραίες – δέκτες ευαίσθητων Dicke ραδιομέτρων.

1.2.3.2 Ραδιόμετρα συσχέτισης (correlation radiometers)

Τα ραδιόμετρα συσχέτισης υπολογίζουν τη συνάρτηση συσχέτισης των σημάτων θορύβου που λαμβάνουν από δυο κεραίες [1], [3], [5], [6].

Όσον αφορά στην αρχή λειτουργίας τους, η συνάρτηση συσχέτισης δυο τάσεων $V_1(t)$ και $V_2(t)$ ορίζεται από τη σχέση:

$$\Phi(\tau) = \left[\frac{1}{t_1 - t_2} \right] \int_{t_2}^{t_1} V_1(t) V_2(t + \tau) dt \quad (1.15)$$

Η συνάρτηση αυτή μπορεί να εφαρμοστεί σε ηλεκτρομαγνητικά σήματα θορύβου λαμβανόμενα από δύο κεραίες. Η παραπάνω σχέση μπορεί πρακτικά να υλοποιηθεί με τη χρήση ενός παρεμβολέα αλλαγής φάσης (phases switching interferometer), όπου το χρονικό διάστημα δημιουργείται από μια γραμμή καθυστέρησης ελεγχόμενου μήκους. Παρόμοια συστήματα χρησιμοποιούνται ως αισθητήρια από απόσταση (remote sensing) στη ραδιοαστρονομία, έχουν όμως χρησιμοποιηθεί και ως αισθητήρια στο κοντινό πεδίο από σημαντικό αριθμό ερευνητικών ομάδων [4].

Αν οι δύο κεραίες είναι μακριά η μια από την άλλη, τότε λαμβάνουν ασυσχέτιστα σήματα και η έξοδος είναι μηδενική.

Όσο οι κεραίες πλησιάζουν και φωτίζουν κοινό όγκο της υπό εξέταση ύλης που παράγει το θερμικό θόρυβο, τα δυο σήματα συσχετίζονται μερικώς και έτσι, ως αποτέλεσμα λαμβάνεται ένα σήμα εξόδου [4]. Το σήμα αυτό εξαρτάται από τρεις παραμέτρους: την κατανομή της θερμοκρασίας μέσα στο υλικό, τη σύζευξη του υλικού στις κεραίες (μέτρο και φάση) και το χρόνο καθυστέρησης

Τα ραδιόμετρα συσχέτισης διαθέτουν περισσότερη ευαισθησία χωρικής ανάλυσης από τα ραδιόμετρα ολικής ισχύος.

1.2.3.3 Ραδιόμετρα Dicke (Dicke radiometers)

Στα ραδιόμετρα αυτά, η είσοδος του δέκτη εναλλάσσεται μεταξύ του σήματος που λαμβάνεται από την κεραία και ενός φορτίου αναφοράς με τη βοήθεια ενός διακόπτη (dickeswitch) [1], [2], [4].

Το 1946, ο R.H. Dicke προσέθεσε ένα φορτίο αναφοράς στην είσοδο του ραδιομέτρου, μετατρέποντας την έξοδό του σε διαφορική. Με αυτόν τον τρόπο η έξοδος δεν εξαρτάται πλέον από τη θερμοκρασία θορύβου και τις διακυμάνσεις κέρδους του ενισχυτή όπως στα ραδιόμετρα ολικής ισχύος. Για την εναλλαγή της εξόδου μεταξύ του φορτίου αναφοράς και της κεραίας χρησιμοποιείται ένας διακόπτης (Dicke switch). Η εναλλαγή αυτή γίνεται αρκετά γρήγορα έτσι ώστε το κέρδος του συστήματος να παραμένει σταθερό σε μια πλήρη περίοδο εναλλαγής [1], [4], [6]. Επομένως, το κέρδος για κάθε μια από τις δύο ημιπεριόδους (μια

ημιπερίοδος με το διακόπτη στη θέση της κεραίας και μια ημιπερίοδος με το διακόπτη στη θέση του φορτίου αναφοράς) είναι το ίδιο.

Άρα, η ισχύς που μετράται σε κάθε ημιπερίοδο είναι:

$$P_A = kBGT_A + T_N \quad (1.16)$$

$$P_R = kBGT_R + T_N \quad (1.17)$$

όπου:

P_A : η μετρούμενη ισχύς στην ημιπερίοδο της κεραίας

P_R : η μετρούμενη ισχύς στην ημιπερίοδο του φορτίου αναφοράς

B : το εύρος ζώνης του δέκτη

G : το κέρδος του ενισχυτή

T_A : η θερμοκρασία θορύβου της κεραίας

T_R : η θερμοκρασία θορύβου του φορτίου αναφοράς

T_N : η θερμοκρασία θορύβου του δέκτη

Επομένως, η συνολική μετρούμενη ισχύς σε μια πλήρη περίοδο θα είναι:

$$P_{ολ} = kBGT_R + T_A \quad (1.16)$$

υποδεικνύοντας πως η έξοδος του ραδιομέτρου είναι διαφορική και ανεξάρτητη από τη θερμοκρασία θορύβου του δέκτη.

Σε ό,τι αφορά τη θερμοκρασιακή ακρίβεια των ραδιομετρικών δεκτών, η μικρότερη διαφορά θερμοκρασίας που ανιχνεύεται (δT) είναι γενικά μεγαλύτερη από αυτή που θεωρητικά προβλέπεται από τη σχέση:

$$\delta T = 2(T + T_n)(\Delta t \Delta f)^{1/2} \quad (1.17)$$

όπου :

T : η θερμοκρασία του υλικού,

T_n : η θερμοκρασία θορύβου του δέκτη,

Δt : η σταθερά χρόνου του lock-in detector ή η διάρκεια της μέτρησης

Δf : το εύρος ζώνης του συστήματος.

Χαρακτηριστικά, η θερμοκρασιακή ευαισθησία δT είναι περίπου $0.1 \text{ } ^\circ\text{C}$ για μια σταθερά χρόνου 1 sec και εύρος ζώνης 1 GHz, που αντιστοιχεί σε μια μεταβολή ισχύος περίπου 10^{-15} W [1], [4].

Στις κλινικές εφαρμογές, οι μεταβολές της θερμοκρασίας προς μέτρηση είναι γενικά μικρότερες από μερικούς βαθμούς, ενώ ο λόγος σήματος προς θόρυβο είναι μικρότερος από 16 dB και η κεντρική συχνότητα είναι μεταξύ 1 και 10 GHz, και κυρίως στο εύρος 1-5 GHz. Από τη στιγμή που η κεραία εφαρμόζεται επαφτομενικά στο δέρμα, το σήμα προέρχεται από τον όγκο της ύλης που βρίσκεται μπροστά στο άνοιγμα της κεραίας. Οι κεραίες είναι σχεδιασμένες με τρόπο τέτοιο ώστε να περιορίζουν φαινόμενα διάχυσης (emissivity effect). Η εκπομπή του σήματος που προέρχεται από τους ιστούς επηρεάζεται από τη μεταβολή του δείκτη ανάκλασης μεταξύ βιολογικών ιστών και αέρα, με αποτέλεσμα η ισχύς του να είναι μικρότερη. Με τη μέτρηση σημάτων αυτού του τύπου μπορεί να επιτευχθεί μέτρηση της θερμοκρασίας που επικρατεί στο εσωτερικό του υπό εξέταση υλικού.

Όσον αφορά το βάθος διείσδυσης στους ιστούς, παρόλο που οι θεωρητικές προβλέψεις για τη ραδιομετρία κοντινού πεδίου, το εκτιμούν ως και 10 cm σε κάποιες περιπτώσεις (ανάλογα με τον ιστό και φυσικά τη συχνότητα), οι μετρήσεις in vivo, αποδεικνύουν μικρότερα βάθη [1], [4]. Στην πραγματικότητα πολλοί ιστοί είναι πολυστρωματικοί, και η δομή και η φυσιολογία τους έχουν μεγάλη επιρροή στο μετρούμενο ραδιομετρικό σήμα. Επίσης, οι περισσότερες ραδιομετρικές κεραίες είναι κυματοδηγοί ορθογώνιας διατομής, που περιέχουν διηλεκτρικά υψηλής επιτρεπτότητας και μικρών απωλειών ώστε να επιτυγχάνεται η προσαρμογή στη διεπιφάνεια κεραίας – ιστού. Άλλες κεραίες που χρησιμοποιούνται είναι τυπωμένες ή κεραίες σχισμής. Το βάθος διείσδυσης και οι ραδιομετρικές συναρτήσεις βάρους, δεν επηρεάζονται τόσο από το είδος της κεραίας, αλλά μεταβάλλονται σημαντικά με τη διηλεκτρική επιτρεπτότητα των ιστών (υψηλή ή χαμηλή περιεκτικότητα σε νερό), με τη δομή

τους (ομοιογενείς, πολυστρωματικοί ή ετερογενείς), με τη συχνότητα του ραδιομέτρου και το μέγεθος της επιφάνειας (ανοίγματος) της κεραίας που εφαρμόζει στο σώμα [1], [4].

1.3 Εφαρμογές με την χρήση Ραδιομετρίας

1.3.1 Γενικά

Η ραδιομετρία έχει πληθώρα εφαρμογών σε άλλα πεδία της επιστήμης και της τεχνολογίας.

Η χρήση ραδιομετρίας στο πεδίο της αστρονομίας ήταν καθοριστική στην προσπάθεια να παρατηρηθεί και να κατανοηθεί καλύτερα το σύμπαν. Τα ραδιόμετρα αποτελούν τη θεμελιώδη τεχνολογία που χρησιμοποιείται στη ραδιοαστρονομία κατά τη διάρκεια των τελευταίων 60 ετών, με χρήση ραδιομέτρων σε δορυφόρους, ραδιοτηλεσκόπια και ραδιοπαρατηρητήρια [7], [8].

Η ραδιομετρία έχει επιπρόσθετα αποτελέσει ένα σημαντικό τομέα έρευνας για την αξιολόγηση της ατμόσφαιρας και της επιφάνειας της γης, σε διάφορους επιστημονικούς κλάδους [8]. Έχει εφαρμογές στη γεωλογία, όπου τα ραδιόμετρα προσφέρουν πολύτιμες πληροφορίες για τον προσδιορισμό των παραμέτρων του εδάφους, των γεωλογικών δομών και των κενών τους, των αποθεμάτων μετάλλων και ορυκτών[9]. Επίσης έχει εφαρμογές στην υδρολογία και την κλιματολογία, καθώς τα ραδιόμετρα έχουν τη δυνατότητα να καταγράφουν την υγρασία του εδάφους και να εκτιμούν το βάθος του χιονιού σε περιοχές καλυμμένες από χιόνια και πάγο. Είναι αναπόσπαστο μέρος της μετεωρολογίας, καθώς καθιστά δυνατή τη μέτρηση των υδρατμών της ατμόσφαιρας και τη θερμοκρασία ξηράς και θάλασσας [10].

Η ενσωμάτωση ραδιομέτρων στην αεροναυπηγική προσφέρει τη δυνατότητα προσγείωσης αεροσκάφους υπό συνθήκες μηδενικής ορατότητας. Επιπρόσθετα, με χρήση ραδιομέτρων είναι εφικτή η χαρτογράφηση της επιφανειακής θερμοκρασίας ξηράς, θάλασσας, πάγων, βλάστησης και σύννεφων [11].

Στη συνέχεια, θα παρουσιαστούν πιο αναλυτικά ορισμένες από τις εφαρμογές της ραδιομετρίας.

1.3.1.1 Ραδιομετρία και ωκεανογραφία

Η ραδιομετρία έχει πληθώρα εφαρμογών στην ωκεανογραφία, για την επόπτευση χρώματος και θερμοκρασίας ωκεανών για τον εντοπισμό της μόλυνσης στους υποθαλάσσιους και θαλάσσιους χώρους. Οι κυριότερες επιφανειακές εφαρμογές παρατήρησης, με μικροκυματικά ραδιόμετρα, είναι ωκεανογραφικές.

Προσδιορισμός επιφανειακής θερμοκρασίας της θάλασσας: Η επιφανειακή θερμοκρασία της θάλασσας (SST, Sea Surface Temperature) μπορεί να προσδιοριστεί με σχετική ακρίβεια 0.2 K, και με απόλυτη ακρίβεια της τάξης του 1 K, αν υπάρχει προσεκτική διόρθωση λόγω ατμοσφαιρικών φαινομένων [10]. Επειδή η θερμοκρασία λαμπρότητας της επιφάνειας της θάλασσας και των ωκεανών, δεν εξαρτάται μόνον από την πραγματική θερμοκρασία αλλά και από την συχνότητα παρατήρησης, την πόλωση των κυμάτων, την περιεκτικότητα σε αλάτι (salinity), την επιφανειακή τραχύτητα (κύματα) και ακόμα και από τους αφρούς, η παρατήρησή της είναι πολυφασματική και σε δύο καταστάσεις πόλωσης.

Προσδιορισμός ωκεάνιου άλατος: Το ενεργό μήκος απορρόφησης των μικροκυμάτων, από το νερό των ωκεανών είναι περίπου 1 cm, πολύ μεγαλύτερο του μήκους απορρόφησης της θερμικής υπέρυθρης ακτινοβολίας [10], [5]. Με αυτόν τον τρόπο, στις χαμηλές συχνότητες η ραδιομετρία μπορεί να χρησιμοποιηθεί στον προσδιορισμό του ωκεάνιου άλατος. Περίπου στα 5 GHz, η ιοντική αγωγιμότητα του θαλάσσιου ύδατος, λόγω παρουσίας αλατιού, αυξάνει σημαντικά το μιγαδικό τμήμα της διηλεκτρικής σταθεράς, σε σχέση με το καθαρό νερό, οπότε μειώνεται η εκπνεμτικότητα (ϵ) (emissivity) και αυξάνεται η ανακλαστικότητα. Η τεχνική αυτή δεν μπορεί όμως να χρησιμοποιηθεί από δορυφορικά συστήματα λόγω χαμηλής επίγειας ανάλυσης.

Προσδιορισμός της τραχύτητας της επιφάνειας των ωκεανών: Η παθητική μικροκυματική ραδιομετρία μπορεί να χρησιμοποιηθεί και στον προσδιορισμό της τραχύτητας της επιφάνειας των ωκεανών, δηλ. των κυμάτων και των ανέμων που πνέουν επιφανειακά εκεί. Έχει παρατηρηθεί ότι ενώ η οριζόντια συνιστώσα της πλώσης της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας εξαρτάται από την ταχύτητα των ανέμων, η κατακόρυφη συνιστώσα για ορισμένες γωνίες παρατήρησης δεν εξαρτάται. Άρα παρατηρώντας σε αυτές στις γωνίες και συγκρίνοντας τις δύο πολώσεις, μπορεί κανείς να διακρίνει την συνεισφορά των επιφανειακών ανέμων στην παρατηρούμενη επιφανειακή θερμοκρασία λαμπρότητας των ωκεανών. Οι ακρίβειες που επιτυγχάνονται έτσι στον προσδιορισμό επιφανειακών ταχυτήτων ανέμων είναι της τάξης των ± 2 m/sec [5], [10].

Προσδιορισμός ποσοστού κάλυψης από θαλάσσιο πάγο: Περίπου στα 30 GHz, η εκπεμπτικότητα του θαλάσσιου πάγου είναι πολύ μεγαλύτερη αυτής του θαλάσσιου νερού, έτσι είναι δυνατό να προσδιοριστεί μέσω της ραδιομετρίας το ποσοστό κάλυψης από θαλάσσιο πάγο. Επιπλέον με πολυφασματική παρατήρηση μπορούν να διαχωριστούν με υψηλή ακρίβεια και διάφοροι τύποι θαλασσιού πάγου που επιπλέουν.

1.3.1.2 Ραδιομετρία και επίγεια παρατήρηση

Λόγω της χαμηλής επίγειας ανάλυσης για μικροκυματικά αισθητήρια από δορυφορικά μέσα, οι εφαρμογές σε αυτές από αερομεταφερόμενα συστήματα χαμηλού ύψους είναι περιορισμένες. Επειδή η επίγεια ανάλυση των μικροκυματικών συστημάτων από δορυφορικούς φορείς είναι της τάξης των 240Km, αυτή η κλίμακα δεν παρέχει αρκετή λεπτομέρεια για επίγειες παρατηρήσεις. Υπάρχουν όμως και ορισμένες χρήσιμες εφαρμογές, καθ'ότι από δορυφόρο μπορεί να προσδιοριστεί η επιφανειακή θερμοκρασία μεγάλων ομοιογενών τμημάτων εδάφους και επίσης μπορεί να προσδιοριστεί στις ίδιες κλίμακες η υγρασία εδάφους, γιατί στις χαμηλές συχνότητες (1 GHz) η παρουσία νερού αυξάνει την διηλεκτρική σταθερά και μειώνει την εκπεμπτικότητα του εδάφους [5], [8], [11].

Η ατμόσφαιρα της Γης, όμως, δεν είναι τελείως διάφανη στα μικροκύματα, γεγονός που σημαίνει ότι η θερμοκρασία λαμπρότητας που καταγράφεται από τον αισθητήρα ενός δορυφορικού συστήματος δεν θα είναι ίση με το γινόμενο εκπεμπτικότητας και φυσικής θερμοκρασίας στόχου. Άρα η μετρούμενη θερμοκρασία λαμπρότητας της επιφάνειας εμπεριέχει ως συνιστώσες την μετρούμενη ακτινοβολία ,την κατερχόμενη ακτινοβολία από την ατμόσφαιρα, που ανακλάται στο έδαφος και εξασθενεί λόγω απορρόφησης και την ανερχόμενη ακτινοβολία από ατμοσφαιρική εκπομπή. Το μετρούμενο σήμα επομένως πρέπει να υποστεί διόρθωση λόγω των ακτινοβολιών πέραν της επιθυμητής, τη λεγόμενη «ατμοσφαιρική διόρθωση» [11].

Για την ανερχόμενη ακτινοβολία, για συχνότητες κάτω από 15 GHz, η συνεισφορά της είναι μόνον μερικοί βαθμοί Kelvin, επομένως η ατμοσφαιρική διόρθωση είναι σχετικά εύκολη. Τα ίδια περίπου ισχύουν για την κατερχόμενη ακτινοβολία, η οποία όμως ανακλάται στο έδαφος (διάχυση) από πολλές διευθύνσεις, πράγμα που πρέπει να ληφθεί υπόψη, καθώς επίσης και μία συνεισφορά κατερχόμενης ακτινοβολίας υποβάθρου του γαλαξία κοντά στα 3 GHz. Συμπερασματικά, για συχνότητες $3 \leq f \leq 15$ GHz, το σήμα θα προέρχεται σχεδόν εξολοκλήρου από επιφανειακή εκπομπή, με μία μικρή διόρθωση μερικών βαθμών Kelvin, λόγω ατμοσφαιρικών υδρατμών. [8] Για συχνότητες $15 \leq f \leq 35$ GHz, και πάλι ισχύει το ίδιο, μόνο που η συνεισφορά των υδρατμών είναι αρκετά μεγαλύτερη, ενώ για συχνότητες $35 \text{ GHz} \leq f$, τα φαινόμενα μοριακής απορρόφησης είναι τόσο μεγάλα και σημαντικά, ώστε στις συχνότητες αυτές οι παρατηρήσεις να είναι περισσότερο κατάλληλες για παρατήρηση της ίδιας της ατμόσφαιρας. Παράδειγμα τυπικού παθητικού μικροκυματικού ραδιομέτρου απεικόνισης αποτελεί ο SSM/I (Special Sensor Microwave Imager).

1.3.1.3 Ραδιομετρία και ατμοσφαιρική παρατήρηση

Η παθητική μικροκυματική ραδιομετρία χρησιμοποιείται στην ατμοσφαιρική παρατήρηση, μιας και η μικροκυματική περιοχή περιέχει αρκετές συχνότητες που είναι γραμμές απορρόφησης. Κατακόρυφα προφίλ ατμοσφαιρικής θερμοκρασίας (από

παρατηρήσεις στην διεύθυνση του ναδίου) τυπικά γίνονται στις ισχυρές γραμμές απορρόφησης του οξυγόνου, δηλ. 60 και 118 GHz. Όργανα που κάνουν τέτοιες παρατηρήσεις, συνήθως έχουν ευαισθησία σε μικρή ζώνη συχνοτήτων περί αυτές τις συχνότητες, όπως ο SSM/T (Special Sensor Microwave Temperature Sounder) που μεταφέρεται από τους δορυφόρους της σειράς DMSP [1], [2], [10].

Για συχνότητες κάτω από 200 GHz, τα κατακόρυφα ατμοσφαιρικά προφίλ μέσω διαφόρων μορίων περιορίζονται στο οξυγόνο και τους υδρατμούς καθ'ότι δεν υπάρχουν άλλες γραμμές απορρόφησης. Επειδή το οξυγόνο ομογενώς αναμεμειγμένο στην ατμόσφαιρα, το προφίλ συγκέντρωσης οξυγόνου ισοδυναμεί με το κατακόρυφο προφίλ πυκνότητας της ατμόσφαιρας. Παράδειγμα –αισθητηρίου-οργάνου που μετράει κατακόρυφο προφίλ υγρασίας είναι ο MHS (Microwave Humidity Sounder) που βρίσκεται στον δορυφόρο METOP, και λειτουργεί σε πέντε (5) μπάντες, 89, 157 και τρεις στα 183.3 GHz. Οι τρεις τελευταίες (κοντά σε μία ισχυρή γραμμή απορρόφησης λόγω υδρατμών) έχουν εύρος ζώνης 0.5, 1.0 και 2.2 GHz, και οι κεντρικές συχνότητες βρίσκονται σε αναλογία απόστασης 1:3:7 GHz.

Πάνω από την συχνότητα των 200 GHz, και ειδικότερα πάνω από τα 300 GHz (υποχιλιοστομετρική κλίμακα), η κατάσταση αλλάζει και παρουσιάζεται πυκνή παράθεση γραμμών από φάσματα μοριακής περιστροφής, μεταπτώσεων, κ.α. Τέτοιου είδους μόρια είναι π.χ. H₂O, O₂, CO, SO₂, N₂O, NO₂, ClO, HCO⁺, κ.α. Παράδειγμα τέτοιου οργάνου είναι ο AMAS (Advanced Millimeter-Wave Atmospheric Sounder), πάνω στον ρωσικό δορυφόρο METEOR-3M.[5][10] Έχει οκτώ (8) φασματικές μπάντες στην περιοχή 298-626 GHz. Γενικά τα όργανα-αισθητήρες που λειτουργούν στην χιλιοστομετρική και υποχιλιοστομετρική περιοχή συχνοτήτων είναι εξαιρετικά προηγμένα τεχνολογικά, και υπάρχουν σημαντικές τεχνικές δυσκολίες που πρέπει να υπερκεραστούν.

1.3.1.4 Ραδιομετρία και ανίχνευση πυρκαγιών

Η καταγραφή των ενεργών πυρκαγιών και η πρόβλεψη της εξέλιξής τους κατά τις πρώτες ώρες της εμφάνισής τους είναι ένα πρόβλημα που απασχολεί τους γεωεπιστήμονες σε παγκόσμιο επίπεδο, το οποίο αντιμετωπίζεται επιτυχώς με χρήση μικροκυματικών ραδιομέτρων χάρη στις μοναδικές ιδιότητές τους για την ανίχνευση θερμοκρασιακών μεταβολών [1], [7].

Μερικά από τα πλεονεκτήματα που παρέχουν τα ραδιομετρικά τηλεσκόπια με δορυφορικά δεδομένα για τη διαχείριση των πυρκαγιών είναι ότι προσφέρουν τη δυνατότητα για συνολική παρακολούθηση της περιοχής ενδιαφέροντος, μειώνουν το χρόνο αντίδρασης των επίγειων δυνάμεων και βοηθούν συστηματικά και αποτελεσματικά στην οργάνωση και διαχείριση των επίγειων δυνάμεων της Πυροσβεστικής. Επιπρόσθετα, σε περιπτώσεις πολλαπλών και ταυτόχρονων εστιών φωτιάς, βοηθούν στην ανάπτυξη ενός συστήματος λήψης αποφάσεων για την αποτελεσματικότερη διαχείριση του κινδύνου. Σε συνδυασμό με πρόσθετα δεδομένα (χάρτες, μετεωρολογικές προβλέψεις, γεωγραφικά συστήματα πληροφοριών κ.α.) προσφέρουν τη δυνατότητα ολοκλήρωσης για την αποτελεσματικότερη διαχείριση κρίσεων [5], [7], [8].

Τα επιθυμητά χαρακτηριστικά του δορυφορικού τηλεπισκοπικού δέκτη που να προσφέρει τις ιδανικές απεικονίσεις για το πρόβλημα των πυρκαγιών, δηλαδή μεγάλη γεωμετρική, φασματική, ραδιομετρική και χρονική διακριτική ικανότητα. Για αυτό το λόγο συνήθως χρησιμοποιείται συνδυασμός δεκτών και επίγειων τεχνολογιών για να καλυφθεί η παραπάνω απουσία [7].

Ο πιο διαδεδομένος δέκτης για την παρακολούθηση πυρκαγιών είναι ο NOA AVHRR, ο οποίος διαθέτει μέγεθος εικονοστοιχείου (pixel) 1,1 Km και έχει χρησιμοποιηθεί επιτυχώς για την παρακολούθηση μεγάλων πυρκαγιών ειδικότερα στον Καναδά και στις ΗΠΑ. Έχει το πλεονέκτημα ότι παρέχει τουλάχιστον 2 εικόνες σε καθημερινή βάση (πρόκειται για πολλούς δορυφόρους και όχι για ένα δέκτη πάνω σε μια πλατφόρμα). Σαν φωτοαναγνωριστικό χαρακτηριστικό της πυρκαγιές χρησιμοποιείται και ο καπνός, ο οποίος γίνεται πολλές φορές ορατός σε εικόνες χαμηλής ανάλυσης [7].

Ένας πιο σύγχρονος δέκτης, είναι ο MODIS, που διαθέτει μεγαλύτερη φασματική και γεωμετρική διακριτική ικανότητα. Με μέγεθος εικονοστοιχείου να ξεκινάει από τα 250 m και

να αυξάνει στα υπέρυθρα και θερμικά υπέρυθρα τμήματα του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος, είναι πιο κατάλληλος από τον AVHRR για την παρακολούθηση πυρκαγιών σε μεγάλες εκτάσεις. [8] Σε αυτό συνεισφέρει το γεγονός ότι διαθέτει και πολύ μεγαλύτερη φασματική διακριτική ικανότητα, ειδικά στο εγγύς υπέρυθρο και στο μικροκυματικό υπέρυθρο. Έχει χρησιμοποιηθεί επιχειρησιακά στην Αυστραλία και στις ΗΠΑ για την διαχείριση κρίσεων πυρκαγιάς, τον εντοπισμό, την παρακολούθηση και αποτίμηση των καταστροφών. Η ύπαρξη του δέκτη σε 2 δορυφορικές πλατφόρμες (Aqua και Terra) παρέχει τη δυνατότητα για λήψη 2 εικόνων ημερησίως σε κάθε περιοχή πάνω στον πλανήτη [7], [8].

Δύο ιδανικοί δέκτες για την παρακολούθηση φωτιάς είναι οι LandSat TM (30 m και 7 κανάλια) και ASTER (15 m και 14 κανάλια με δυνατότητα στερεοσκοπικής λήψης). Όμως η χρονική διάρκεια μεταξύ δυο διαδοχικών λήψεων πάνω από μια περιοχή (15-17 μέρες) τους καθιστά κατάλληλους μόνο για την αποτίμηση των καταστροφών.

Οι δορυφόροι πολύ υψηλής διακριτικής ικανότητας όπως ο IKONOS και ο QuickBird, ενώ διαθέτουν εκπληκτική γεωμετρική ακρίβεια στο έδαφος (0,6 m – 1 m), πάσχουν σοβαρά από φασματική διακριτική ικανότητα (4 μόνο κανάλια) για την παρακολούθηση φυσικών καταστροφών. Είναι όμως αδιαμφισβήτητη η συνεισφορά τους στην αποτίμηση της καταστροφής, ιδιαίτερα στην παρακολούθηση της παράνομης δόμησης μετά το γεγονός της φωτιάς. [7]

Είναι φανερό ότι σε όλους τους παραπάνω δέκτες, μεγάλο μειονέκτημα είναι η χρονική διάρκεια μεταξύ των διαδοχικών λήψεων, ειδικά για την εφαρμογή μεθόδων τηλεπισκόπησης στις πυρκαγιές. Με μέγιστη δυνατότητα λήψης 2 έως 4 το πολύ εικόνες ημερησίως, δεν είναι δυνατή η εφαρμογή τεχνικών εντοπισμού της φωτιάς παρόλο που ραδιομετρικά κάτι τέτοιο θα ήταν εφικτό [7], [8].

Σε αυτό το σημείο ένας μετεωρολογικός δορυφόρος (Meteosat) δίνει λύση προσφέροντας τη δυνατότητα λήψης εικόνας ανά 15 λεπτά της ώρας και ταυτόχρονης αποστολής της στο έδαφος μέσω ενός σχετικά φτηνού συστήματος επίγειας λήψης. Η εικόνα αυτή έχει ακρίβεια 3 Km και προέρχεται από γεωστατικό δορυφόρο, πράγμα που μεταφράζεται σε 3 Km μέγεθος εικονοστοιχείου μόνο στο ναδίρ του δορυφόρου [7], [8]. Παρόλα αυτά, έχουν αναπτυχθεί πολλές προσπάθειες για την συστηματική χρήση αυτών των δεδομένων και έχουν παρουσιαστεί αρκετές μελέτες και αλγόριθμοι που εκμεταλλεύονται την πολύ καλή χρονική διακριτική ικανότητα του δέκτη για να ξεπεράσουν το μειονέκτημα της χωρικής ακρίβειάς του και να παρέχουν ακόμα και εντοπισμό σημείων κινδύνου (hotspots) με μεθόδους αυτόματης αναγνώρισης και ανίχνευσης θερμικών ανωμαλιών στο χρόνο .

1.3.1.5 Ραδιομετρία και βιοϊατρική

Ένας άλλος τομέας όπου η ραδιομετρία έχει σημαντικές εφαρμογές είναι ο τομέας της βιοϊατρικής [12], [13], [14]. Οι εφαρμογές αυτές συνιστώνται κυρίως στην περαιτέρω διερεύνηση των παθητικών μετρήσεων με χρήση ραδιομετρίας. Μέσω των μη επεμβατικών τεχνικών της Μικροκυματικής Ραδιομετρίας και της Ραδιομετρικής Απεικόνισης είναι δυνατή η πρόσβαση σε πληροφορίες για τη θερμοκρασιακή κατανομή σε βάθος ως και αρκετά εκατοστά σε υποδόριους ιστούς, επιτυγχάνοντας έτσι κλινικές εφαρμογές σε διάφορους ιατρικούς κλάδους. Οι κλινικές εφαρμογές ραδιομετρίας κοντινού πεδίου περιλαμβάνουν ειδικότητες όπως η νευροπαθολογία, η μαστολογία, η γυναικολογία, η ουρολογία, μετρήσεις στην κοιλιακή και πνευλική χώρα, καθώς και παράλληλη χρήση για τον έλεγχο της θερμοκρασίας στους υγιείς ιστούς στη θεραπεία κατά του καρκίνου [12], [13], [14].

1.3.2 Μικροκυματικές ιδιότητες των βιολογικών ιστών

Για τη μελέτη των βιοϊατρικών εφαρμογών της ραδιομετρίας, σημαντικός παράγοντας είναι οι ιδιότητες των βιολογικών ιστών, και κατά πόσο είναι δυνατή η αξιοποίησή των ιδιοτήτων αυτών σε τέτοιες εφαρμογές.

1.3.2.1 Ηλεκτρομαγνητικά μεγέθη των ιστών

Τα σημαντικότερα μεγέθη προς μελέτη είναι η διηλεκτρική σταθερά (ϵ' , ϵ''), η μαγνητική διαπερατότητα (μ), η αγωγιμότητα (σ) και ο παράγοντας απωλειών [14], [15], [16].

Διηλεκτρική σταθερά :

Οι βιολογικές ουσίες αποτελούνται κυρίως από νερό. Δεδομένου ότι το νερό καλύπτει πάνω από τα δύο τρίτα της επιφάνειας της γης και συνιστά το 72% του ανθρώπινου σώματος, είναι επόμενο ότι είναι πολύ σημαντικός παράγοντας καθορισμού των διηλεκτρικών ιδιοτήτων. [14][15][16]Μια βασική παράμετρος μέτρησης για τις μικροκυματικές ιδιότητες είναι η επιτρεπτότητα ή διηλεκτρική σταθερά, η οποία σχετίζεται άμεσα με την περιεκτικότητα σε νερό. Διαφορετικοί ιστοί έχουν διαφορετικές περιεκτικότητες σε νερό.

Η διηλεκτρική σταθερά περιλαμβάνει τα χαρακτηριστικά αποθήκευσης (ϵ') και απώλειας (ϵ'') ενέργειας ενός υλικού, όταν αυτό βρίσκεται σε ένα ηλεκτρικό πεδίο. Καθώς τα μόρια του νερού, όταν βρίσκονται σε ένα ηλεκτρικό πεδίο προσπαθούν να ευθυγραμμιστούν, η επιτρεπτότητα περιγράφει την ευκολία ή δυσκολία αυτής της ευθυγράμμισης. Η επιτρεπτότητα μειώνεται, όσο αυξάνεται η συχνότητα.

Μαγνητική διαπερατότητα

Στις μικροκυματικές συχνότητες, το ανθρώπινο σώμα δε διαθέτει μαγνητικές ιδιότητες, επομένως θεωρούμε ως μαγνητική διαπερατότητά του αυτή του κενού.

Αγωγιμότητα

Αγωγιμότητα είναι η αντίσταση του σώματος στη ροή του ρεύματος, και είναι ανάλογη της περιεκτικότητάς των ιστών σε νερό. Η αγωγιμότητα ελαττώνεται σε φθίνουσα πορεία στα νεύρα, στο αίμα, στους ιστούς, στους μύες, στο δέρμα, στους τένοντες, στο λίπος και στα οστά [14], [15], [16].

Παράγοντας απωλειών

Περιγράφει το ποσοστό της ενέργειας το οποίο απορροφάται από το υλικό ανά Hertz.

1.3.2.2 Βάθος διάδοσης και διείσδυση στους ανθρώπινους ιστούς

Όσον αφορά τη διείσδυση στους ανθρώπινους ιστούς, ένα μέγεθος ενδιαφέροντος είναι το βάθος ιστού, το οποίο δίνει ένα μέτρο του βάθους διείσδυσης του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου και δίνεται από την εξής σχέση:

$$\delta_m = \frac{1}{\sqrt{\pi f \mu \sigma}} \quad (1.20)$$

όπου f η συχνότητα, μ η επιτρεπτότητα του υλικού [14], [15]. Άλλοι παράγοντες που πρέπει να εξεταστούν είναι η φυσιολογία και ανατομία του ανθρώπινου σώματος, καθώς υπάρχει διαφορετική διείσδυση στους μύες λόγω της σχετικά υψηλής επιτρεπτότητάς τους απ' ότι στο λίπος.

1.3.2.3 Θερμοκρασία του ανθρώπινου σώματος και των καρκινικών όγκων

Τα κέρδη, οι απώλειες και η κατανομή της ρύθμισης της θερμοκρασίας του σώματος είναι ένα πολύ σύνθετο θέμα. [17][18] Υπάρχουν ευρείες διακυμάνσεις των «φυσιολογικών» τιμών της θερμοκρασίας στα διάφορα μέρη του ανθρώπινου σώματος και σε διαφορετικές περιόδους του ημερήσιου κύκλου. Η ιδέα της «κύριας» θερμοκρασίας είναι τώρα λανθασμένη, παραπλανητική και ξεπερασμένη. Το φυσιολογικό φάσμα των θερμοκρασιών είναι από 36,5° C. έως 37,5° C, αλλά αυτό έχει ευρέα όρια λάθους και δεν αντιπροσωπεύει απαραίτητα τις θερμοκρασίες του σώματος στο σύνολό τους. Για παράδειγμα, ο θυροειδής αδένας μπορεί να έχει θερμοκρασία 40° C, ωστόσο η θερμοκρασία της έσω μαστικής αρτηρίας είναι συνήθως στην κλίμακα των 32,2° C [17], [18].

Είναι προφανές ότι η θερμική ενέργεια παράγεται σε διάφορα μέρη του σώματος από πολλές μεταβολικές πηγές σε ευρέως διαφορετικά επίπεδα. Η λεμφική κυκλοφορία και η κυκλοφορία του αίματος δρουν ως αποτελεσματικοί ανταλλαγείς θερμότητας, δροσίζοντας κάποιες περιοχές, ενώ θερμαίνουν άλλες [17], [18].

Ο ανθρώπινος καρκίνος είναι συνήθως συνδεδεμένος με μεταβλητές αυξήσεις της θερμοκρασίας της επιδερμίδας που υπέρκειται της κάκωσης, ανεξαρτήτως της ανατομικής θέσης της κυρίας κάκωσης [17], [18]. Ένα από τα σημαντικά βιολογικά χαρακτηριστικά των

κακοήθων όγκων είναι ο υψηλός ρυθμός ανάπτυξης σε σύγκριση με τον περιβάλλοντα ιστό. Οι κακοήθειες τάσεις συνδέονται άμεσα με τη ταχύτητα διαίρεσης των κυττάρων. Αυτό με τη σειρά του εκφράζεται με επιτάχυνση του τοπικού μεταβολισμού. Αυτές οι βιολογικές μεταβολές μπορούν να ανιχνευθούν εύκολα εκτιμώντας τις μεταβολές της θερμοκρασίας στον όγκο ή γύρω από αυτόν [17], [18].

Η αύξηση της θερμοκρασίας λόγω του καρκίνου μεταβάλλεται, ωστόσο κυμαίνεται στην περιοχή του 1⁰ C. Η κλινική εμπειρία δείχνει ότι υπάρχει μια συσχέτιση μεταξύ του ποσού της αύξησης της θερμοκρασίας και του βαθμού της κακοήθειας. Με άλλα λόγια, όσο πιο θερμός είναι ο όγκος τόσο πιο τοξική είναι η βιολογική του φύση. Η αύξηση της θερμοκρασίας δεν έχει συνδεθεί με κύστες ή ιναδενώματα [17], [18].

1.3.3 Εφαρμογές της Ραδιομετρίας στην ανίχνευση θερμοκρασιακών μεταβολών του ανθρώπινου σώματος

Η απεικόνιση του ανθρώπινου σώματος μέσω μικροκυματικής ραδιομετρίας για τη διάγνωση του καρκίνου παρουσιάζει μεγάλο ενδιαφέρον για την επιστημονική κοινότητα εδώ και πολλά χρόνια. Παρ' ότι οι προκλήσεις που τίθενται από την ανθρώπινη ανατομία και τη φυσική των ηλεκτρομαγνητικών αλληλεπιδράσεων δεν έχουν ακόμα αντιμετωπιστεί πλήρως, με την πρόοδο που συντελέστηκε σε διάφορους τομείς της τεχνολογίας κατά τη διάρκεια των τελευταίων δεκαετιών, αρκετές εφαρμογές της μικροκυματικής ραδιομετρίας θεωρούνται τελικά εφικτές [19], [20], [21], [22], [23].

Η πιθανότητα χρήσης της μικροκυματικής ραδιομετρίας για μη – επεμβατική θερμομέτρηση των ιστών προτάθηκε πρώτη φορά στη δεκαετία του 1970 από ερευνητικές ομάδες, αποδίδοντάς της το όνομα «μικροκυματική θερμομετρία» (microwave thermography). Στα χρόνια που ακολούθησαν, η μικροκυματική ραδιομετρία δοκιμάστηκε σε αρκετές κλινικές διαγνωστικές εφαρμογές.[4] Μερικές από αυτές είναι: η μικροκυματική τομογραφία, ο εντοπισμός του καρκίνου του στήθους, η μέτρηση αλλαγών στο υγρό των πνευμόνων, η εκτίμηση της κατανομής θερμοκρασίας εντός του εγκεφάλου, η μέτρηση της ροής του αίματος, ο εντοπισμός της οίδηματικής αρθρίτιδας, ο επεμβατικός έλεγχος της υπερθερμίας [4].

Από τις έρευνες αυτές προέκυψε ότι οι κλινικές εφαρμογές της τεχνικής της μικροκυματικής ραδιομετρίας που είχαν ιδιαίτερη πρακτική αξία ήταν η μικροκυματική τομογραφία, η έρευνα για τη διάγνωση του καρκίνου σε διάφορα μέλη του ανθρώπινου σώματος, ο έλεγχος της θερμοκρασίας κατά τη διάρκεια συνεδριών υπερθερμίας αλλά και άλλες καινοτόμες εφαρμογές.

Τα τελευταία χρόνια γίνεται επίσης μια προσπάθεια μέτρησης της θερμοκρασίας εγκεφάλου εν βάθει σε νεογνά, ώστε να προχωρήσουν οι κλινικές μελέτες για την υποθερμική νευρική θεραπεία διάσωσης νεογνών, που πάσχουν από υποξιακή ισχαιμία [4].

Στη συνέχεια, παρουσιάζονται περιληπτικά οι ερευνητικές προκλήσεις και οι πρόοδοι για τις κλινικές εφαρμογές της μικροκυματικής ραδιομετρίας.

1.3.3.1 Μικροκυματική τομογραφία

Όσον αφορά στη μικροκυματική τομογραφία, οι εφαρμογές της μικροκυματικής απεικόνισης παρουσιάζουν πολλές προκλήσεις για τους ερευνητές.

Η κλασική απεικόνιση μικροκυμάτων θέτει ένα πρόβλημα αντίστροφης σκέδασης, όπου διάφοροι μικροκυματικοί πομποί ακτινοβολούν ένα αντικείμενο, και στη συνέχεια μετρούνται τα σκεδαζόμενα πεδία σε διάφορες περιοχές ενδιαφέροντος. [4]Η μορφή του αντικειμένου και η χωρική κατανομή της διηλεκτρικής σταθεράς λαμβάνονται από τα εκπεμπόμενα (προσπίπτοντα) και σκεδαζόμενα (ληφθέντα) πεδία [4]. Η λύση των περισσότερων προβλημάτων αντίστροφης σκέδασης για τις μικροκυματικές συχνότητες είναι πολύ δύσκολη. Εξ αιτίας της σχέσης μεταξύ των διαστάσεων του αντικειμένου, των ασυνεχειών, και των διαφορών στις ιδιότητες των ανομοιογενειών με το μήκος κύματος, το κύμα υπόκειται σε πολλαπλές σκεδάσεις μέσα στο αντικείμενο που αναδημιουργείται. Αυτό οδηγεί σε μια μη γραμμική σχέση μεταξύ των μετρούμενων σκεδαζόμενων πεδίων και τη συνάρτηση του αντικειμένου [4].

Επίσης, η λύση συχνά δεν είναι μοναδική, καθώς τα αποσβενόμενα κύματα δεν μετρούνται και έτσι χάνεται η πληροφορία που περιέχεται στις υψηλές συχνότητες. Προβλήματα όπως η ανάλυση, η αντίθεση, το μέγεθος του αντικειμένου, η ταχύτητα της λύσης, η στιβαρότητα του αλγορίθμου, η αριθμητική σταθερότητα, η συμβατότητα με τη γεωμετρία του αντικειμένου, είναι ανάγκη να αντιμετωπιστούν επιτυχώς [4]. Αυτά τα προβλήματα υπάρχουν σε οποιαδήποτε εφαρμογή μικροκυματικής απεικόνισης. Στις ιατρικές εφαρμογές, μερικά από αυτά τα προβλήματα επιδεινώνονται από διάφορους παράγοντες. Έτσι, από τη μια απαιτείται υψηλή ανάλυση για την ανίχνευση των μικρών όγκων, ενώ από την άλλη οι υψηλές συχνότητες εξασθενούν έντονα στους περισσότερους ιστούς [13]. Ομοίως, το μέγεθος αντικειμένου συγκρινόμενο με τον σκεδαζόμενο στόχο (όγκος) είναι συνήθως μεγάλο. Επιπρόσθετα, ο συνολικός χρόνος που απαιτείται για την συλλογή των δεδομένων δεν μπορεί να είναι υπερβολικός. Τέλος, το σύστημα πρέπει να διαθέτει την ικανότητα να συλλέγει τα εκπεμπόμενα και σκεδαζόμενα πεδία με κλινικά αποδεκτό τρόπο αντιμετωπιστεί καθώς στην πράξη, το αντικείμενο (ανθρώπινο σώμα) είναι πολύ πιθανό να βρίσκεται στο κοντινό πεδίο των κεραιών εκπομπής και λήψης.

Οι εξελίξεις των ερευνών στον τομέα της μικροκυματικής τομογραφίας παρουσιάζονται συνοπτικά στη συνέχεια.

Η αρχική προσέγγιση για την απεικόνιση με την χρήση μικροκυμάτων ήταν οι αλγόριθμοι οπίσθια προβολής (back projection algorithms) παρόμοιοι με εκείνους της αξονικής τομογραφίας και οι γραμμικές προσεγγίσεις (Born ή Rytov). Τα αποτελέσματα της ανακατασκευής του αντικειμένου δεν ήταν όμως ικανοποιητικά, γιατί η λύση αυτή ήταν βασισμένη στην υπόθεση ότι τα κύματα διαδίδονται σε ευθείες γραμμές, χωρίς να λαμβάνονται υπόψη η διάθλαση και οι πολλαπλές σκεδάσεις του ανθρώπινου σώματος.

Έκτοτε όμως έχει γίνει σημαντική πρόοδος στην ανάπτυξη πιο σύνθετων αλλά και πιο ρεαλιστικών προσεγγίσεων που επιχειρούν να λύσουν το μη γραμμικό αντίστροφο πρόβλημα με χρήση αριθμητικών μεθόδων.

Θεωρητικές και πειραματικές μελέτες σε αυτόν τον τομέα πραγματοποιούνται από ερευνητικές ομάδες στην Ευρώπη και τις Η.Π.Α. Στα συστήματα αυτά, το αντικείμενο προς απεικόνιση βυθίζεται σε νερό ή σε ασθενές αλατούχο διάλυμα. Τα κύματα που διαδίδονται μέσω του αντικειμένου λαμβάνονται από ένα αριθμό από κεραιές λήψης τοποθετημένες σε επίπεδες ή κυλινδρικές επιφάνειες και χρησιμοποιούνται για την ανακατασκευή της συνάρτησης του αντικειμένου, π.χ. της χωρικής κατανομής της διηλεκτρικής σταθεράς ή/και της αγωγιμότητας [4].

Επίπεδα και κυλινδρικά συστήματα ανίχνευσης έχουν αναπτυχθεί από μια ομάδα Γάλλων και Ισπανών ερευνητών [4]. Η προσέγγισή τους βασίζεται στην εφαρμογή αριθμητικών μεθόδων για τη λύση του ευθέως προβλήματος και στη μη γραμμική βελτιστοποίηση για τη λύση του αντίστροφου προβλήματος. Αλγόριθμοι που έχουν ερευνηθεί είναι η τομογραφία φασματικής διάθλασης (Spectral Diffraction Tomography – SDT) που παρέχει μόνο ποιοτική πληροφορία για τη συνάρτηση του αντικειμένου, και η τεχνική Newton-Kantorovich (NK technique) που προσφέρει ακριβέστερα μέσα για την ανακατασκευή της συνάρτησης του αντικειμένου. Στην τεχνική NK, για το ευθύ πρόβλημα χρησιμοποιείται μια μέθοδος ροπών (Method of Moments – MoM) με παλμική συνάρτηση βάσης [4]. Οι διαφορές μεταξύ των υπολογιζόμενων και των μετρούμενων σκεδαζόμενων πεδίων χρησιμοποιούνται για τη δημιουργία της χωρικής κατανομής της διηλεκτρικής σταθεράς του αντικειμένου. Ενσωμάτωση προγενέστερων πληροφοριών, όπως το περίγραμμα του αντικειμένου, και τα άνω και κάτω όρια της διηλεκτρικής σταθεράς και της αγωγιμότητας, μπορούν να βελτιώσουν τη σύγκλιση. Τα πειραματικά συστήματα λειτουργούν στα 2.33 ή 2.45 GHz. Συνήθως χρησιμοποιούνται 36 ή 64 κεραιές εκπομπής και 25 ή 33 κεραιές λήψης [4]. Στα πειράματα που έχουν πραγματοποιηθεί μέχρι σήμερα τα εξεταζόμενα αντικείμενα ήταν απλά, π.χ., κύλινδροι που μιμούνται έναν ανθρώπινο βραχίονα. Αποδεκτή, αλλά όχι τέλεια, ανακατασκευή του αντικειμένου έχει πραγματοποιηθεί με λόγο σήματος προς θόρυβο (S/N) 20 dB.

Μια ερευνητική ομάδα Ιταλών που αναπτύσσει ένα σύστημα απεικόνισης multiview λύνει το πρόβλημα της σκέδασης με μια ψευδο-αντίστροφη προσέγγιση [4]. Ο αλγόριθμος

ανακατασκευής γίνεται σε δύο βήματα. Κατ' αρχάς, η ισοδύναμη πυκνότητα ρεύματος λαμβάνεται από το συσχετισμό των μετρούμενων σκεδαζόμενων πεδίων και της επαγόμενης πυκνότητας ρεύματος μέσω της δυαδικής συνάρτησης Green για το μέσο του υποβάθρου. Οι συναρτήσεις Green για να είναι μια ακριβής αναπαράσταση της διηλεκτρικής σταθεράς του ανθρώπινου σώματος απαιτούν ένα ακριβές πρότυπο ενός συγκεκριμένου ανθρώπινου σώματος υπό δοκιμή [4]. Τέτοια στοιχεία δεν είναι συνήθως διαθέσιμα (εκτός αν είναι διαθέσιμη μια αντίχνευση MRI). Διάφορες βελτιώσεις για τους υπολογιστικούς αλγόριθμους έχουν εισαχθεί, μεταξύ αυτών η απεικόνιση μιας περιορισμένης περιοχής του σώματος και χρήση ενός γενετικού αλγορίθμου για τη βελτιστοποίηση.

Μια ομάδα από τις Η.Π.Α. σε συνεργασία με Ρώσους ερευνητές έχει αναπτύξει ένα άλλο σύστημα απεικόνισης [4]. Στο τρισδιάστατό τους (3-D) σύστημα, υπάρχουν 32 πομποί που τοποθετούνται κατά μήκος μιας κατακόρυφης ευθείας γραμμής και ένας δέκτης που περιστρέφεται γύρω από το αντικείμενο. Επιπλέον, το αντικείμενο περιστρέφεται γύρω από έναν άξονα. Ο συνολικός χρόνος για την απόκτηση των δεδομένων είναι περίπου 8 ώρες. Καλή ανακατασκευή της συνάρτησης του αντικειμένου παρατηρείται για μια σφαίρα με δύο σφαιρικά εγκλείσματα. Η διαφορά στη διηλεκτρική σταθερά του αντικειμένου και του υγρού βύθισης είναι περίπου 5%, και στην αγωγιμότητα περίπου 30%. [4] Από την άλλη, λιγότερο ικανοποιητικά αποτελέσματα παρατηρήθηκαν για ένα αντικείμενο με μεγαλύτερη διαφορά (10% στη διηλεκτρική σταθερά και περίπου 50% στην αγωγιμότητα).

Μια ερευνητική ομάδα από το πανεπιστήμιο Dartmouth, στο Αννόβερο, έχει υιοθετήσει μια διαφορετική αριθμητική μέθοδο με την οποία μπορεί να αξιολογήσει το πρόβλημα. Το υβρίδιο των μεθόδων πεπερασμένων στοιχείων [4] (Finite Element Method – FEM) και όριο – στοιχείων (Boundary Element Method – BEM) χρησιμοποιείται, όπου η FEM χρησιμοποιείται για το εσωτερικό του αντικειμένου που ανακατασκευάζεται και η BEM για το υγρό βύθισης. Θεωρητικές έρευνες έχουν οδηγήσει στην ανάπτυξη ενός πειραματικού συστήματος που αρχικά στόχευε στον έλεγχο της μικροκυματικής υπερθερμίας. Το σύστημα αποτελείται από τέσσερα κανάλια και λειτουργεί στα 300–1100 MHz. Ανοικτοί κυματοδηγοί γεμάτοι με νερό και μονόπολα χρησιμοποιούνται ως κεραίες εκπομπής και λήψης αντίστοιχα. Διάφορες πηγές λάθους, όπως ο θόρυβος, η διαρροή μεταξύ πομπών και δεκτών, ο προσδιορισμός της θέσης των κεραιών, έχουν απομονωθεί κατά ένα μεγάλο μέρος. Επόμενες έρευνες έδειξαν καλύτερη απόδοση όταν οι κυματοδηγοί εκπομπής αντικαταστάθηκαν από μονόπολα [4]. Λαμβάνοντας υπόψη τις μη ενεργές κεραίες, η απόδοση του συστήματος βελτιώθηκε σημαντικά. Με 32 κεραίες εκπομπής/λήψης, στο φάσμα συχνοτήτων 300-900 MHz, η δυναμική περιοχή του συστήματος είναι 135 dB, με χαμηλή ισχύ εκπομπής 5 mW.

1.3.3.2 Μικροκυματική ραδιομετρία και αντίχνευση του καρκίνου του μαστού

Ο καρκίνος του μαστού αποτελεί σήμερα μια από τις κύριες αιτίες θανάτου των γυναικών σε όλο τον κόσμο. Η έγκαιρη αντίχνευση και η έγκαιρη ιατρική παρέμβαση μπορούν να βελτιώσουν αποτελεσματικά τη μακροπρόθεσμη επιβίωση και την ποιότητα ζωής των ασθενών με καρκίνο του μαστού [17], [18], [19], [20], [21], [22]. Η ακτινογραφική μαστογραφία παραμένει η πιο αποτελεσματική τεχνική για τον έλεγχο του καρκίνου του μαστού. Ωστόσο, αυτή η τεχνική πάσχει από έκθεση σε ιονίζουσα ακτινοβολία, σχετικά υψηλά ποσοστά ψευδούς αντίχνευσης και συνεπάγεται δυσάρεστη συμπίεση του μαστού. Άλλες μέθοδοι, όπως η μαγνητική τομογραφία και η σάρωση PET πάσχουν από ανακρίβεια, υψηλό κόστος και είναι και ιδιαίτερα χρονοβόρες. Η ανάγκη για ένα εναλλακτικό ή συμπληρωματικό διαγνωστικό εργαλείο είναι αναμφισβήτητη δεδομένου ότι ο καρκίνος του μαστού παραμένει ο πιο συνηθισμένος καρκίνος μεταξύ των γυναικών, αλλά και λόγω των περιορισμών που σχετίζονται με τη μαστογραφία. [4], [17], [18], [19], [20], [21], [22], [23], [24], [25], [26], [27], [28], [29], [30], [31], [32], [33], [34], [35], [36], [37], [38].

Το εργαλείο αυτό είναι η χρήση μικροκυματικής ραδιομετρίας, με τεχνικές που είναι ασφαλείς, φθηνές, ευαίσθητες και ανώδυνες [29], [30], [31], [32], [33], [34], [35], [36], [37], [38].

Καθώς ο κακοήθης όγκος έχει διαφορετικές ηλεκτρικές ιδιότητες σε σχέση με τον φυσιολογικό λιπώδη ιστό του μαστού στις μικροκυματικές συχνότητες, είναι εφικτή η αντίχνευση της

ανωμαλίας και της θέσης της με μικροκυματικές διαγνωστικές εφαρμογές. Τα μικροκύματα παρουσιάζουν μια σειρά πλεονεκτημάτων για τη διάγνωση των όγκων στο στήθος, μερικά από τα οποία είναι η αβλαβής φύση τους σε χαμηλά επίπεδα ισχύος, το χαμηλότερο κόστος ακόμα και των σύνθετων συστημάτων μικροκυμάτων έναντι της αξονικής τομογραφίας (Computer Assisted Tomography – CAT) και της μαγνητικής τομογραφίας (Magnetic Resonance Imaging – MRI) και η διαθεσιμότητα ενός σχετικά ευρέος φάσματος συχνοτήτων προς εκμετάλλευση [29], [30], [31], [32], [33], [34], [35], [36], [37], [38].

Κατά συνέπεια, μπορούν να αναπτυχθούν πολυσυχνотικά μικροκυματικά συστήματα με δυνατότητα προσαρμογής στην εκάστοτε εφαρμογή. Ο στόχος ήταν να αναπτυχθεί μια μέθοδος μικροκυματικής ραδιομετρίας ανταγωνιστική με τις υπάρχουσες διαγνωστικές τεχνικές, όπως CAT, MRI, ή μαστογραφία. Η ανίχνευση του καρκίνου του μαστού με χρήση μικροκυμάτων έχει μια σειρά πλεονεκτημάτων : το μικρό μέγεθος, τη φυσική δυνατότητα πρόσβασης, και τη μεγάλη διαφορά στην διηλεκτρική σταθερά μεταξύ καρκινικού και υγιούς ιστού [4], [17], [18], [19], [20], [21], [22], [23], [24], [25]. Κατά συνέπεια, τα τελευταία χρόνια, ένα κλινικό πρωτότυπο βασισμένο στην απεικόνιση έχει αναπτυχθεί, και έχει προταθεί μια διαφορετική ιδιαίτερα ελπιδοφόρος μέθοδος ανίχνευσης. Σε αυτή την τεχνική, ένας παλμός μικροκυμάτων χαμηλής ισχύος UWB ακτινοβολείται από την κεραία στο μαστό και διεισδύει μέσω του δέρματος και ταξιδεύει μέσω του μαστού για να αλληλεπιδράσει με τους κακοήθεις και άλλους ιστούς μαστού. Οι κεραίες λήψης είναι διατεταγμένες στο δέρμα για να συλλάβουν τις διάσπαρτες κυματομορφές για να ανοικοδομήσουν την εικόνα του μαστού. Αυτή η τεχνική μπορεί να παρέχει τόσο την απαιτούμενη ανάλυση εικόνας όσο και επαρκές βάθος διείσδυσης στο στήθος.

Για να την ανίχνευση των όγκων, εκτός από τα επεμβατικά μικροκυματικά συστήματα έχει ερευνηθεί και η παθητική μικροκυματική ραδιομετρία [4], [17], [18], [19], [20], [21], [22], [22], [23], [24], [25]. Η λειτουργία της στηρίζεται στην αυξημένη θερμοκρασία που παρουσιάζει ο όγκος έναντι του υγιούς ιστού στο στήθος. Τα μικροκυματικά αυτά συστήματα προσφέρουν ένα πλεονέκτημα σε σχέση με τις υπέρυθρες ακτίνες, καθώς έχουν μεγαλύτερο βάθος διείσδυσης.

Οι σχετικές έρευνες που έχουν πραγματοποιηθεί αναφέρονται στη συνέχεια.

Μία από τις πρώτες έρευνες για ανίχνευση του καρκίνου του μαστού με χρήση μικροκυματικής ραδιομετρίας έγινε το 1977, από τους Barrett και Myers. Ένα ραδιόμετρο μικροκυμάτων στα 3,3 GHz χρησιμοποιήθηκε για τη χαρτογράφηση της θερμικής ακτινοβολίας από το ανθρώπινο σώμα. Όπως συμβαίνει με την υπέρυθη θερμογραφία, περιοχές με υψηλή ή χαμηλή φωτεινότητα μπορούν να συσχετιστούν με παθολογικές καταστάσεις, όπως κακοήθεις όγκους. Η μικροκυματική ραδιομετρία έχει μεγαλύτερη χωρική ανάλυση από την υπέρυθη θερμογραφία αλλά μεγαλύτερη ευαισθησία σε βάθος ιστού, λόγω της σχετικής διαφάνειας των ιστών σε μικροκυματικές συχνότητες. Επιχειρήθηκε κλινική εφαρμογή με περισσότερους από 2000 ασθενείς, ανάμεσά τους 26 με καρκίνο, με ποσοστό ορθής ανίχνευσης άνω του 70% [1], [13].

Ένα κλινικό σύστημα για την ανίχνευση του καρκίνου του μαστού έχει αναπτυχθεί από μια ομάδα ερευνητών από το πανεπιστήμιο Dartmouth [4]. Αυτό είναι ένα ενεργητικό σύστημα τομογραφίας μικροκυμάτων που λειτουργεί στο πεδίο συχνότητας στο εύρος 300-1000 MHz. Σε αυτό το σύστημα, δισδιάστατες εικόνες λαμβάνονται από ένα σύνολο 32 κεραιών εκπομπής/λήψης. Κατά τη διάρκεια της δοκιμής, η ασθενής βρίσκεται σε πρηνή θέση με το στήθος να βυθίζεται σε μια δεξαμενή με υφάλμυρο νερό. Ένα σύστημα συλλογής δεδομένων αποτελείται από 32 κανάλια που συνδέονται με 32 κεραίες. Κάθε κεραία λειτουργεί ως πομπός και ως δέκτης [4]. Η απομόνωση μεταξύ των καναλιών είναι μεγαλύτερη από 120 dB. Τα μονόπολα έχουν επιλεγεί ως οι βέλτιστες κεραίες για αυτή η εφαρμογή, καθώς μπορούν να μοντελοποιηθούν αποτελεσματικά και παράγουν εικόνες πολύ υψηλής ποιότητας. Ο συνολικός χρόνος που απαιτείται για τη συλλογή των δεδομένων είναι 10-15 λεπτά. Οι παραγόμενες εικόνες παρουσιάζουν σαφείς χωρικές διαφορές στη διηλεκτρική σταθερά και την αγωγιμότητα. Αρκετά καλή συσχέτιση έχει παρατηρηθεί μεταξύ της διηλεκτρικής σταθεράς και της ακτινογραφικής πυκνότητας, με υψηλότερη διηλεκτρική σταθερά για τον πυκνό ιστό του στήθους [39], [40], [41], [42], [43].

Το 1998, ο Hagness και η ομάδα του εισήγαγαν ένα παλμικό μικροκυματικό ομοεστιακό σύστημα για την ανίχνευση του καρκίνου του μαστού. Αυτή ήταν η πρώτη ιατρική εφαρμογή της τεχνολογίας που προηγουμένως είχε χρησιμοποιηθεί κυρίως σε στρατιωτικές εφαρμογές ραντάρ. [4] Αυτή η μέθοδος αποφεύγει τις σύνθετες και υπολογιστικά επίπονες μη γραμμικές αντίστροφες τεχνικές σκέδασης. Επίσης, δεν παρέχει το προφίλ της διηλεκτρικής σταθεράς, αλλά προσδιορίζει μόνο τις περιοχές αυξημένης σκέδασης λόγω μιας μικρής περιοχής με διαφορετική διηλεκτρική σταθερά. Το στήθος ακτινοβολείται με έναν υπέρ – ευρυζωνικό παλμό και η ίδια κεραία συλλέγει τα ανακλώμενα κύματα. Αυτή η διαδικασία επαναλαμβάνεται για διάφορες θέσεις της κεραίας. Ένα από τα σημαντικά πλεονεκτήματα αυτής της προσέγγισης είναι ότι υψηλή ανάλυση επιτυγχάνεται δεδομένου ότι χρησιμοποιείται ένας αρκετά ευρυζωνικός παλμός [4]. Αρχικά, η δυνατότητα πραγματοποίησης αποδείχτηκε σε δύο διαστάσεις και στην συνέχεια επεκτάθηκε στις τρεις .

Μία αριθμητική αξιολόγηση της απόδοσης αυτού του συστήματος διενεργήθηκε με τη χρήση της μεθόδου πεπερασμένων διαφορών στο πεδίο του χρόνου (FDTD). Έχει αποδειχτεί ότι η ανίχνευση όγκων μεγέθους μέχρι 2 mm σε βάθος 5 cm είναι εφικτή.

Οι Fear και Stuchly έχουν αξιολογήσει ένα εναλλακτικό σύστημα βασισμένο στην ίδια αρχή. Αυτό το σύστημα είναι πιο εύχρηστο για κλινική εφαρμογή, δεδομένου ότι η ασθενής βρίσκεται σε πρηνή θέση με το στήθος βυθισμένο σε ένα υγρό μέσο, σε μια διάταξη παρόμοια με αυτή που υπάρχει στο κλινικό σύστημα που περιγράφεται από τον Meaney. Εντούτοις, αυτή η διάταξη έχει να αντιμετωπίσει μια σημαντική πρόκληση λόγω των ισχυρών ανακλάσεων από το δέρμα, οι οποίες πρέπει να ληφθούν υπόψη στους αλγορίθμους που χρησιμοποιούνται για την επεξεργασία των σημάτων επιστροφής [4]. Για την εκπομπή και τη λήψη των μικροκυμάτων μπορούν να χρησιμοποιηθούν συστοιχίες κεραίων, επίπεδες ή κυλινδρικές. Αριθμητική αξιολόγηση του συστήματος έχει διενεργηθεί με χρήση της FDTD και έναν παλμό με εύρος ζώνης 5.7 GHz με κέντρο τα 5 GHz. Μια σύγκριση έχει γίνει μεταξύ της απόδοσης των δύο συστημάτων: του επίπεδου και του κυλινδρικού [4]. Τα αποτελέσματα δείχνουν ότι και τα δύο συστήματα ομοεστιακής μικροκυματικής απεικόνισης μπορούν να αποτελέσουν χρήσιμα εργαλεία για την ανίχνευση και τον εντοπισμό καρκίνου του μαστού σε τρεις διαστάσεις ενώ παρουσιάζουν και παρόμοια ευαισθησία [4].

1.3.3.3 Χρήση ραδιομετρίας για έλεγχο της θερμοκρασίας στην Υπερθερμία

Σε πολλές περιπτώσεις στην ιατρική διάγνωση και θεραπεία, είναι κρίσιμο για τον ασθενή να υπάρχει η δυνατότητα μέτρησης της θερμοκρασίας μέσα στο σώμα χωρίς την εισαγωγή καθετήρων ή με άλλο επεμβατικό τρόπο [4], [23]. Η υπερθερμία, μια θεραπευτική τεχνική για την οποία έχει αναζωπυρωθεί το ενδιαφέρον ιδιαίτερα κατά τα τελευταία χρόνια, συνίσταται στην επιλεκτική θέρμανση του καρκινικού ιστού σε θερμοκρασίες από 42.5 °C έως 45 °C ή και υψηλότερες χωρίς την αύξηση της θερμοκρασίας των υγιών ιστών πάνω από 41 °C. Είναι απαραίτητο επομένως, κατά τη θεραπεία αυτή, να μετράται με ακρίβεια και μη επεμβατικά η θερμοκρασιακή κατανομή εντός των ιστών, που θερμαίνονται από εξωτερική πηγή με χρήση είτε ηλεκτρομαγνητικών είτε υπερηχητικών κυμάτων. Έτσι, η ικανότητα να ελέγχεται η θερμοκρασία κατά τη διάρκεια θεραπείας με υπερθερμία, π.χ. θέρμανση ιστών με μικροκύματα ή ραδιοσυχνότητες για εφαρμογές στην ογκολογία, απαιτούσε ραδιομετρικά συστήματα των οποίων η λειτουργία να μένει ανεπηρέαστη από το σήμα της θέρμανσης. Σε αυτά τα συστήματα, η κεραία δέκτης του ραδιομέτρου χρησιμοποιείται και για την εφαρμογή της μεθόδου.

Μετά τα αρχικά πειράματα για να εξεταστεί το κατά πόσο ήταν εφικτός ο συνδυασμός της μικροκυματικής ραδιομετρίας με παράλληλη θέρμανση των ιστών με μικροκύματα ή κύματα ραδιοσυχνότητας ακολούθησε σημαντική πρόοδος που περιλάμβανε πολύ κλινική εργασία στην ογκολογία για μη επεμβατική και επεμβατική ενδοϊστική υπερθερμία. Πρόσφατα η ραδιομετρία χρησιμοποιήθηκε και για τον έλεγχο της υπερθερμίας στον προστάτη [4], [23].

Συνοπτικά, ειδικά στην περίπτωση της υπερθερμίας με παράλληλη εφαρμογή μικροκυματικής ραδιομετρίας, έχουν μελετηθεί δύο βασικές περιπτώσεις :

Η πρώτη είναι η χρήση συχνότητας σήματος θέρμανσης, χαμηλότερης από τη ραδιομετρική συχνότητα λειτουργίας [1], [4], [23]. Στην περίπτωση αυτή, οι διαστάσεις του

ραδιομετρικής κεραίας κυματοδηγού είναι τέτοιες ώστε να λειτουργεί ως φίλτρο στη συχνότητα του σήματος θέρμανσης και να επιτρέπει τη μετάδοση μόνο του ραδιομετρικού σήματος .

Δεύτερη περίπτωση είναι η λειτουργία του ραδιομέτρου κατά την παύση της θέρμανσης και αντιστρόφως, δηλαδή είτε η θέρμανση σταματά για μερικά δευτερόλεπτα κάθε λεπτό είτε η λειτουργία της θέρμανσης και της ραδιομετρικής μέτρησης ελέγχονται με περιοδικούς παλμούς .

Ενώ η μεγάλη πλειοψηφία της θερμικής δοσιμετρίας για την υπερθερμία διενεργείται επεμβατικά με τη χρήση καθετήρων για τη δειγματοληψία ενός μικρού αριθμού δειγμάτων, υπάρχει ένας αριθμός μη επεμβατικών τεχνικών υπό έρευνα που μπορούν να ποσοτικοποιήσουν πληρέστερες διςδιάστατες και τριςδιάστατες κατανομές της θερμοκρασίας. Αυτές οι τεχνικές περιλαμβάνουν την υπέρυθη θερμογραφία, την αξονική τομογραφία, τεχνικές υπερηχητικής τομογραφίας, την ηλεκτρική τομογραφία σύνθετης αντίστασης, τη μικροκυματική τομογραφία, τη μαγνητική τομογραφία και τη μικροκυματική ραδιομετρία.

Εκτιμώντας ότι η υπέρυθη θερμογραφία είναι σε θέση να χαρτογραφήσει τις θερμικές εκπομπές μόνο από την επιφάνεια του σώματος, η ραδιομετρία στη χαμηλότερη περιοχή των μικροκυμάτων έχει τη δυνατότητα να ανιχνεύσει θερμική ακτινοβολία που εκπέμπεται από τον υποδόριο ιστό μέχρι ένα βάθος αρκετών εκατοστών .Η πολυφασματική ραδιομετρία ήταν υπό έρευνα για το αν μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως τεχνική μέτρησης για την παροχή πληροφορίας για την εν τω βάθει κατανομή της θερμοκρασίας στους ιστούς. Καθώς η ραδιομετρική ισχύς του σήματος που εκπέμπεται από έναν όγκο σε ένα συγκεκριμένο βάθος συσχετίζεται με τη συχνότητα, η ανίχνευση μιας ευρύτερης ζώνης συχνοτήτων μπορεί σε γενικές γραμμές να χρησιμοποιηθεί για να χαρτογραφήσει την εν τω βάθει θερμοκρασία. Ένας σημαντικός περιορισμός της ραδιομετρικής αρχής παρατήρησης είναι εντούτοις το εξαιρετικά αδύνατο επίπεδο του σήματος του θερμικού θορύβου που εκπέμπεται από ένα υλικό (-174 dBm Hz^{-1} σε κανονική θερμοκρασία σώματος).

Συνεπώς, οι απαιτήσεις για μεγάλο χρόνο ολοκλήρωσης και μεγάλο εύρος ζώνης ολοκλήρωσης έχουν ως αποτέλεσμα τη χρήση 5–6 ραδιομετρικών ζωνών ανά κεραία μέσα στο χρησιμοποιούμενο εύρος συχνοτήτων. Ακόμη και με τη χρήση μεγάλων διαστημάτων συλλογής και μετεπεξεργασίας των δεδομένων σε συνδυασμό με το ολοένα και περισσότερο σύνθετο υλικό των συστημάτων για πολυσυχνотική ραδιομετρία, μόνο μερικά δείγματα δεδομένων εν τω βάθει πληροφορίας είναι διαθέσιμα. Για ένα σύστημα με μια κεραία, αυτά τα αραιά σύνολα δεδομένων μπορούν εντούτοις να παράγουν χρήσιμη πληροφορία για την εν τω βάθει θερμοκρασία [4], [23]. Σε συνδυασμό με τις a priori πληροφορίες για τα διαγράμματα ακτινοβολίας της κεραίας και τις διηλεκτρικές και θερμικές ιδιότητες του ιστού, μπορούν να ληφθούν ακριβείς εκτιμήσεις της μέσης θερμοκρασίας στον επιλεγμένο ιστό. Εντούτοις, για μια πλήρη ανίχνευση πολλαπλών συχνοτήτων σε ένα σύστημα πολλαπλών κεραίων, ο χρόνος ανίχνευσης της θερμοκρασίας αυξάνεται γρήγορα και μπορεί να οδηγήσει στην μη αποδεκτή ψύξη κατά τη διάρκεια της περιόδου ραδιομετρικής ανίχνευσης ενώ η μικροκυματική παροχή θερμοκρασίας παραμένει ανενεργή. Κατά συνέπεια, από κλινικές,πρακτικές, οικονομικές και τεχνικές εκτιμήσεις, ο αριθμός των ραδιομετρικών ζωνών πρέπει να κρατιέται σε ένα ελάχιστο (κατά προτίμηση μία ζώνη) για τον έλεγχο της θερμοκρασίας σε κλινικές εφαρμογές υπερθερμίας.

Ο Stauffer και η ομάδα του στις αρχές της δεκαετίας ανέπτυξαν μια συσκευή θεραπείας μικροκυμάτων στην οποία τα στοιχεία του ραδιομέτρου είναι ενσωματωμένα με τις κεραίες θεραπείας. [4], [23]. Αυτό παρέχει πολύτιμα δεδομένα για την θερμοκρασία άμεσα σε συνδυασμό με το σύστημα θεραπείας. Το βάθος της ανίχνευσης έχει επίσης αυξηθεί με τη χρήση πολλαπλών συχνοτήτων. Τελευταία, η ομάδα ασχολείται με την ανάπτυξη ενός συστήματος παροχής θερμότητας με τη χρήση πολύ – συστοιχιών κεραίων με αυτόματο έλεγχο θερμοκρασίας που χρησιμοποιείται για την τροφοδοσία κάθε κεραίας [4], [23].

Μια ερευνητική ομάδα από το πανεπιστήμιο του Dartmouth έχει αναπτύξει ένα μικροκυματικό σύστημα απεικόνισης κοντινού πεδίου για τον έλεγχο της θερμοκρασίας [4], [23]. Προσομοιώσεις και εργαστηριακά πειράματα με ομοιώματα κατέδειξαν τη δυνατότητα

του συστήματος να ανακτά τις θερμικά προκληθείσες αλλαγές στην αγωγιμότητα με ακρίβεια περίπου 1.0°C στις προσομοιώσεις και 1.6°C στα πειράματα.

Από την ολοκλήρωση αυτών των αρχικών πειραμάτων θερμικής απεικόνισης, αρκετή πρόοδος έχει πραγματοποιηθεί η οποία έχει βελτιώσει σημαντικά την απόδοση του συστήματος.

1.3.3.4 Μικροκυματική ραδιομετρία στην ανίχνευση του καρκίνου του εγκεφάλου και σε άλλες ενδοκρανιακές εφαρμογές

Η γνώση θερμικών μοτίβων μέσα στον εγκέφαλο μπορεί να παρέχει χρήσιμες πληροφορίες για τη δραστηριότητα του εγκεφάλου, καθώς και για την πιθανή ύπαρξη όγκων. Όπως και στον καρκίνο του στήθους, αύξηση της τοπικής θερμοκρασίας στον εγκέφαλο μπορεί να υποδηλώνει την παρουσία κακοήθων όγκων [44], [45], [46], [47]. Ειδικά στον εγκέφαλο, οι θερμοκρασιακές μεταβολές επηρεάζουν και με άλλους τρόπους τη λειτουργία του οργανισμού. Οι φυσικές και χημικές διεργασίες που διέπουν τη νευρωνική δραστηριότητα είναι εξαρτώμενες από τη θερμοκρασία, και έτσι οι θερμοκρασιακές μεταβολές είναι πιθανό να επηρεάσουν διάφορες νευρικές λειτουργίες.

Καθώς η θερμοκρασία των εσωτερικών οργάνων του σώματος μπορεί να διαφέρει σημαντικά από του εγκεφάλου, οι τρέχουσες συσκευές θερμομέτρησης τυπικά μετρούν μόνο τις θερμοκρασίες της επιφάνειας και δεν αντανakλούν με ακρίβεια τη θερμοκρασία των οργάνων, ιδιαίτερα του εγκεφάλου. Υπερθερμία και υποθερμία του εγκεφάλου μπορεί επίσης να εμφανιστούν μετά από φαρμακολογικές προκλήσεις. Η υποθερμία μπορεί να οδηγήσει σε σημαντικές επιπλοκές μετά το χειρουργείο, καθώς τριπλασιάζει τον κίνδυνο θανατηφόρας πάθησης του μυοκαρδίου, αυξάνει τον κίνδυνο μόλυνσης και παρατείνει τη διάρκεια της νοσηλείας. Η ανίχνευσή της απευθείας από τον εγκέφαλο, θα ήταν σε πολλές περιπτώσεις σωτήρια [44], [45], [46], [47].

Τα παραπάνω καθιστούν επιτακτική ανάγκη την παρακολούθηση της θερμοκρασίας του εγκεφάλου. Οι άμεσα διαθέσιμες μη επεμβατικές μετρήσεις περιλαμβάνουν θερμομέτρα επιφανείας τα οποία ανάλογα με την επαφή, την κίνηση, την εφίδρωση και το περιβάλλον, δημιουργούν μια μάλλον αναξιόπιστη πρόβλεψη της θερμοκρασίας [44], [45], [46], [47]. Η υπέρυθη θερμογραφία μπορεί να αντιληφθεί μη επεμβατικά τη θερμική ενέργεια που εκπέμπεται από τους ιστούς κοντά στην επιφάνεια, αλλά αυτές οι μετρήσεις δεν αντανakλούν θερμοκρασίες σε μεγαλύτερο βάθος. Συγκεκριμένα, η μέτρηση της θερμοκρασίας της κροταφικής αρτηρίας εκμεταλλεύεται την υψηλή αιμάτωση στην περιοχή, αλλά τέτοιες αναγνώσεις εξαρτώνται σε μεγάλο βαθμό από την εκπομπή του δέρματος, την εφίδρωση και το περιβάλλον. Οι υπέρυθρες μετρήσεις της τυμπανικής μεμβράνης είναι λιγότερο αξιόπιστες λόγω της ελικοειδούς ανατομίας του καναλιού του αυτιού. Άλλη μέθοδος για μη επεμβατική παρακολούθηση της θερμοκρασίας είναι η μαγνητική φασματοσκοπία (MRS), η οποία είναι μια τεχνική που χρησιμοποιεί σαρωτή μαγνητικής τομογραφίας για την ανίχνευση ορισμένων θερμοκρασιακών μεταβολών του εγκεφάλου, όμως δεν είναι παθητική μέθοδος.

Η ραδιομετρία μικροκυμάτων επιτρέπει σημαντικό βάθος διείσδυσης στους ιστούς και λόγω του εντελώς παθητικού χαρακτήρα της, είναι μια ελκυστική εφαρμογή για την παρατήρηση της ενδοκρανιακής θερμοκρασίας και της μεταβλητότητας αγωγιμότητας του ανθρώπινου εγκεφάλου [44], [45], [46], [47].

1.3.3.5 Μικροκυματική ραδιομετρία στην ανίχνευση της παλινουρίας

Η παλινουρία (VUR) είναι μια ανωμαλία στο ουροποιητικό σύστημα, κατά την οποία τα ούρα ρέουν πίσω προς το νεφρό. Οδηγεί σε βακτηριακές λοιμώξεις και πολλές φορές σε νεφρικές βλάβες [48].

Οι επικρατούσες μελέτες απεικόνισης περιλαμβάνουν καθετηριασμό της ουροδόχου κύστης, ιοντίζουσα ακτινοβολία και ακτίνες X. Οι μακροπρόθεσμοι κίνδυνοι από την έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία και τον δυσάρεστο καθετηριασμό της ουροδόχου κύστης παρέχουν τα κίνητρα για την ανάπτυξη μη επεμβατικών και μη ιοντικών τεχνικών για την ανίχνευση του VUR [48].

Με χρήση μικροκυματικής ραδιομετρίας, έχει σχεδιαστεί ένα παθητικό σύστημα διάγνωσης για την ανίχνευση της παλινδρόμησης, χάρη στη διαφορά θερμοκρασίας των ούρων από τον περιβάλλοντα ιστό [48].

1.3.3.6 Μικροκυματική ραδιομετρία στην ανίχνευση του πνευμονικού οιδήματος και του πνευμονοθώρακος

Το πνευμονικό οίδημα είναι ένα κοινό σύμπτωμα διάφορων θανατηφόρων ασθενειών που μπορεί να προκληθούν από καρδιακά ή μη καρδιακά σύνδρομα. Συνίσταται στη συσσώρευση υγρού στους πνεύμονες. Το συσσωρευμένο αυτό υγρό έχει μια σημαντικά υψηλότερη διηλεκτρική σταθερά σε σύγκριση με τους ιστούς των πνευμόνων και μπορεί έτσι να ανιχνευθεί χρησιμοποιώντας μικροκυματικές τεχνικές. Συνεπώς, έχουν αναπτυχθεί διάφορα συστήματα μικροκυμάτων για την έγκαιρη ανίχνευση του πνευμονικού οιδήματος [49], [50].

Μια άλλη πιθανή εφαρμογή της μικροκυματικής ραδιομετρίας για τους πνεύμονες είναι για ανίχνευση του πνευμοθώρακα. Ο πνευμοθώρακας (PTX) είναι μια συσσώρευση αέρα στο εσωτερικό του πνεύμονα και είναι ένας κοινός θωρακικός τραυματισμός, που μπορεί να οδηγήσει σε πλήρη καρδιαγγειακή κατάρρευση και τελικά σε θάνατο. Επομένως, είναι πολύ σημαντική η έγκαιρη διάγνωσή του [49], [50]. Η διάγνωση γίνεται σήμερα κυρίως μέσω φυσικών εξετάσεων, που είναι γενικά αναξιόπιστες λόγω θορύβου από το περιβάλλον. Έχουν γίνει μελέτες, ούτως ώστε να πραγματοποιηθεί η κατασκευή συστοιχίας που να ανιχνεύει τον πνευμοθώρακα παθητικά με χρήση μικροκυματικής ραδιομετρίας [49], [50].

1.3.3.7 Αφαίρεση ηπατικών όγκων με μικροκυματική ραδιομετρία

Παρόλο που η χειρουργική εκτομή παραμένει η πιο συνήθης πρακτική για τη θεραπεία του καρκίνου του ήπατος, υπάρχει αυξανόμενη ανάγκη για εναλλακτικές θεραπείες. Η αφαίρεση με μικροκύματα (MWA) είναι μια πειραματική, πολλά υποσχόμενη, διαδικασία για τη θεραπεία μη χειρουργήσιμων όγκων και παρουσιάζει πολλά πλεονεκτήματα σε σχέση με άλλες εναλλακτικές λύσεις εκτομής, όπως η αφαίρεση με ραδιοσυχνότητα και η αφαίρεση με ψύξη [51], [52], [53], [54]. Τα μικροκύματα μπορούν να παράγουν πολύ υψηλές θερμοκρασίες σε πολύ σύντομα χρονικά διαστήματα, οδηγώντας σε περισσότερο αποτελεσματική θεραπεία και σε μεγαλύτερες ζώνες αφαίρεσης [51], [52], [53], [54].

1.3.3.8 Μικροκυματική ραδιομετρία και αθηροσκλήρωση

Αθηροσκλήρωση (αρτηριοσκλήρωση) είναι η βλάβη που παθαίνουν οι μεγάλοι και μέσου μεγέθους αρτηρίες από την εναπόθεση λιπιδίων στο τοίχωμά τους. Με αυτόν τον τρόπο και με τη συμμετοχή και άλλων στοιχείων, όπως τα αιμοπετάλια, δημιουργούνται τελικά οι αθηρωματικές πλάκες στα τοιχώματα των αρτηριών και οι αρτηρίες σταδιακά χάνουν την ελαστικότητά τους και μειώνεται η διάμετρός τους. Εξαιτίας της αθηροσκλήρωσης, οι στενότερες και σκληρότερες αρτηρίες, δεν μπορούν να αντεπεξέλθουν στις ανάγκες του οργανισμού και να τροφοδοτήσουν τα αντίστοιχα όργανα με τις απαιτούμενες ποσότητες αίματος, που περιέχει οξυγόνο και θρεπτικά συστατικά. Έτσι, λόγω της απώλειας της ελαστικότητας της αρτηρίας, υπάρχει και κίνδυνος δημιουργίας ανευρύσματος και ρήξης του, που σχετίζεται με αυξημένη θνησιμότητα [55].

Προκειμένου να ανιχνευθούν τα μορφολογικά και λειτουργικά χαρακτηριστικά των αθηρωματικών πλακών, έχουν αναπτυχθεί νέοι τρόποι απεικόνισης. Η ενδοαγγειακή θερμογραφία (IVT) είναι μια επεμβατική μέθοδος, η οποία παρέχει πληροφορίες σχετικά με την ταυτοποίηση των αθηρωματικών πλακών υψηλού κινδύνου στις στεφανιαίες αρτηρίες. Ωστόσο, ο επεμβατικός χαρακτήρας της IVT αποκλείει τη μέθοδο από την πρωτογενή πρόληψη [55].

Η μικροκυματική ραδιομετρία, λόγω της θερμικής ετερογένειας της φλεγμονώδους αρτηριοσκληρωτικής πλάκας, έχει τη δυνατότητα να ανιχνεύει με μεγάλη ακρίβεια τις σχετικές μεταβολές της θερμοκρασίας. Τόσο πειραματικές όσο και κλινικές μελέτες έχουν αποδείξει την αποτελεσματικότητά της στην ανίχνευση των αθηρωματικών πλακών [55].

1.3.3.9 Άλλες βιοϊατρικές εφαρμογές της μικροκυματικής ραδιομετρίας

Εκτός από τις εφαρμογές για ανίχνευση του καρκίνου, τα τελευταία χρόνια έχει αναπτυχθεί και πληθώρα άλλων εφαρμογών με τη χρήση μικροκυματικής ραδιομετρίας, για παθητική ανίχνευση άλλων στοιχείων.

Μια σημαντική χρήση της μικροκυματικής ραδιομετρίας σε βιοϊατρικό επίπεδο, είναι η παρακολούθηση της μεταβολικής δραστηριότητας, καθώς υψηλή μεταβολική δραστηριότητα αφήνει διαφορετικό θερμικό αποτύπωμα [56].

Μια άλλη εφαρμογή για αυτές τις τεχνολογίες είναι μια μη επεμβατική παρακολούθηση των επιπέδων γλυκόζης του αίματος, και είναι απαραίτητη καθώς καθιστά δυνατή την ασφαλέστερη διάγνωση του διαβήτη. Με χρήση ραδιομέτρου, είναι δυνατή η ικανότητα παρακολούθησης της γλυκόζης του αίματος, καθώς οι θερμικές αποκρίσεις που οφείλονται στις αυξομειώσεις της γλυκόζης αλλάζουν παθητικά και μη επεμβατικά [25].

Επιπρόσθετα, είναι δυνατές διάφορες εφαρμογές που σχετίζονται με τη μέτρηση της θερμοκρασίας του ανθρώπινου σώματος για γενικές χρήσεις [57], [58].

1.4 Συμπεράσματα

Η Ραδιομετρία Μικροκυματικών Συχνοτήτων βασίζεται στη μέτρηση του ηλεκτρομαγνητικού θερμικού θορύβου που εκπέμπουν τα υλικά στις μικροκυματικές συχνότητες. Είναι ποικιλοτρόπως αξιοποιήσιμη σε ένα ευρύ φάσμα εφαρμογών, που περιλαμβάνει από ωκεανογραφία και γεωλογία μέχρι αστρονομία και αεροναυπηγική.

Ειδικό ενδιαφέρον παρουσιάζουν οι χρήσεις της μικροκυματικής ραδιομετρίας στη βιοϊατρική. Η βιοϊατρική βιομηχανία είναι ένας ταχέως αναπτυσσόμενος τομέας και οι απαιτήσεις αυξάνονται για την παραγωγή ασφαλών και μη επεμβατικών τεχνολογιών. Καθώς η μικροκυματική ραδιομετρία είναι ανώδυνη και ασφαλής, καθίσταται σαφές πως είναι ένας τομέας της βιοϊατρικής που παρουσιάζει αρκετά μεγάλο ερευνητικό ενδιαφέρον και βρίσκεται υπό διαρκή εξέλιξη.

Η μικροκυματική ραδιομετρία μπορεί να παρέχει τη δυνατότητα ανίχνευσης μεταβολών της ηλεκτρικής αγωγιμότητας και της θερμοκρασίας στις μικροκυματικές συχνότητες κάτω από ορισμένες ψυχοφυσιολογικές συνθήκες. Έτσι, μέσω ενός ευαίσθητου ραδιομετρικού δέκτη παρέχεται μια καθαρά παθητική μέτρηση της φυσικά εκπεμπόμενης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας με σκοπό την απόκτηση χρήσιμων πληροφοριών για το συγκεκριμένο αντικείμενο, παρέχοντας έτσι ένα ασφαλές εργαλείο για τη βιοϊατρική βιομηχανία.

Ο σχεδιασμός και η ανάπτυξη κεραιών κατάλληλων για μικροκυματικές εφαρμογές στη βιοϊατρική, και ειδικότερα στην ανίχνευση θερμοκρασιακών μεταβολών στο ανθρώπινο σώμα, παρουσιάζει ποικίλες προκλήσεις, οι οποίες θα εξεταστούν στη συνέχεια.

Μέχρι στιγμής, έχουν αναπτυχθεί πολλές εφαρμογές κεραιών, οι οποίες να είναι κατάλληλες για αυτή τη χρήση [17], [19], [20], [21], [22], [23], [24], [25], [26], [27], [28], [29], [30], [31], [32], [33], [34], [35], [36], [37], [38], [39], [40], [41], [42], [43], [44], [45], [46], [47], [48], [49], [50], [51], [52], [54], [55], [56], [57], [58], [59], [60], [61], [62], [63], [64], [65], [66], [67], [68].

2 Θεωρία Κεραιών για παθητικούς δέκτες

2.1 Εισαγωγή

Για το σχεδιασμό κεραιών που να φέρουν μικροκυματικά ραδιόμετρα και να είναι κατάλληλες για ανίχνευση θερμοκρασιακών μεταβολών, υπάρχουν πολλές προκλήσεις.

Η φύση της κεραίας ως δομή έχει πολλές δυνατότητες, και είναι σημαντική η γνώση των παραμέτρων που μπορούν να βελτιστοποιηθούν για το σχεδιασμό κατάλληλης κεραίας. Σημαντική παράμετρος είναι επίσης και η επιλογή κατάλληλου ραδιομετρικού δέκτη, ανάμεσα στους 3 πιθανούς τύπους.

Οι κεραιές λήψης που είναι κατάλληλες για παθητική ανίχνευση θερμοκρασιών, πρέπει να διακρίνονται από ορισμένα χαρακτηριστικά, ώστε να υπερνικούνται τα φυσικά εμπόδια της ανατομίας. Ορισμένες τέτοιες κεραιές θα εξεταστούν αναλυτικότερα.

2.2 Θεωρητικά στοιχεία κεραίας

Η κεραία είναι μια δομή - γενικά μεταλλική και μερικές φορές πολύπλοκη - η λειτουργία της οποίας εστιάζεται στη μετατροπή των υψίσυχων ρευμάτων σε ηλεκτρομαγνητικά κύματα και αντίστροφα [69], [70]. Είναι σχεδιασμένη ώστε να παρέχει ζεύξη μεταξύ του κενού χώρου/αέρα και της εξόδου του πομπού ή της εισόδου στον δέκτη. Όπως η γραμμή μεταφοράς, η κεραία είναι μια συσκευή με διανεμημένα στοιχεία, έτσι ώστε το ρεύμα, η τάση και η σύνθετη αντίσταση να διαφέρουν από ένα σημείο στο επόμενο κατά μήκος της. Αυτός ο παράγοντας πρέπει να ληφθεί υπόψη όταν εξετάζονται σημαντικές ιδιότητες των κεραιών, όπως η σύνθετη αντίσταση, το κέρδος και η μορφή του διαγράμματος ακτινοβολίας [5].

Ανεξαρτήτως των διαφορετικών λειτουργιών τους, οι κεραιές λήψης και εκπομπής εμφανίζουν παρόμοια χαρακτηριστικά γεγονόσ που συνεπάγεται την ομοιότητα της συμπεριφορά τους. Οι διαστάσεις, το μέγεθος και το σχήμα των κεραιών σχετίζεται άμεσα και εξαρτώνται από το μήκος κύματος του εκπεμπόμενου σήματος.

Θα αναφερθούν επιγραμματικά τα μεγέθη και χαρακτηριστικά των κεραιών που είναι άμεσου ενδιαφέροντος στο πλαίσιο των ραδιομετρικών εφαρμογών [69], [70], [71].

Διάγραμμα ακτινοβολίας

Το διάγραμμα ακτινοβολίας (radiation pattern) της κεραίας εξαρτάται κατά βάση από το μήκος της μετρούμενο σε μήκη κύματος, τις πιθανές απώλειες ισχύος και από τα φορτία (terminations) που πιθανότατα είναι συνδεδεμένα στα δύο άκρα της. Επιπρόσθετα, το πάχος της κεραίας αποτελεί παράγοντα εξέχουσας σημασίας στην διαμόρφωση του διαγράμματος ακτινοβολίας [69], [70].

Ένταση πεδίου

Η ένταση του πεδίου, που δημιουργείται ως αποτέλεσμα της εκπομπής ηλεκτρομαγνητικής ενέργειας στον περιβάλλοντα χώρο, σε συγκεκριμένο σημείο ισοδυναμεί με την επαγόμενη τάση επί καλωδίου μήκους 1m το οποίο βρίσκεται στο συγκεκριμένο σημείο. Η τιμή της εξαρτάται από ένα σύνολο παραγόντων αναφέροντας χαρακτηριστικά τη χρονική στιγμή της ημέρας που πραγματοποιείται η εκπομπή της κεραίας, τις ατμοσφαιρικές συνθήκες την απόσταση του καλωδίου από την κεραία κτλ. Οι επαγόμενες τάσεις σε μία κεραία λήψεως είναι πολύ μικρές, της τάξεως των μικροβόλτ. Ως εκ τούτου οι λαμβανόμενες μετρήσεις της εντάσεως του πεδίου (field strength) θα είναι της τάξεως των mV/m [69], [70].

Αντίσταση ακτινοβολίας κεραίας

Πρόκειται για ένα υποθετικό μέγεθος με θεωρητική μόνο σημασία. Ως αντίσταση ακτινοβολίας της κεραίας (antenna radiation resistance) ορίζεται η ωμική αντίσταση ενός κυκλώματος στην οποία θα απελευθερώνονταν το ίδιο ποσό ενέργειας με το αντίστοιχο

ακτινοβολούμενο από την κεραία. Προσδιορίζεται από το λόγο της μέσης ακτινοβολούμενης ισχύος της κεραίας προς το τετράγωνο της έντασης του επαγόμενου ρεύματος που αναπτύσσεται σε συγκεκριμένο απομακρυσμένο σημείο (feed point) [69], [70].

Απώλειες και βαθμός απόδοσης

Πέραν της ενέργειας που εκπέμπεται από την κεραία, ένα σημαντικό μέγεθος, ο προσδιορισμός και περιορισμός του οποίου αποτελεί εξέχουσας σημασίας έργο, είναι οι απώλειες ισχύος. Παράγοντες που συμβάλλουν στην απώλεια ισχύος κατά την εκπομπή της κεραίας είναι μεταξύ των άλλων, η αντίσταση γείωσης, το φαινόμενο κορώνα και οι απώλειες διηλεκτρικού υλικού στον περιβάλλοντα χώρο της κεραίας, επαγωγή ρευμάτων σε μεταλλικά αντικείμενα τα οποία βρίσκονται κοντά στην κεραία, και τέλος σε θερμικές απώλειες κατά μήκος της κεραίας. Συνδυάζοντας λοιπόν όλα τα παραπάνω, προκύπτει η σχέση

$$P_{in} = P_d + P_{rad} \quad (2.1)$$

όπου :

P_{in} : η συνολική ισχύς τροφοδοσίας της κεραίας

P_d η απολεσθείσα ενέργεια

P_{rad} : η συνολικά ακτινοβολούμενη ενέργεια

Από την παραπάνω σχέση προκύπτει η ισοδύναμη σχέση

$$R_{in} = R_d + R_{rad} \quad (2.2)$$

βασιζόμενη στην οποία ορίζεται η παράμετρος του βαθμού απόδοσης (efficiency) η της κεραίας ως εξής

$$\eta = R_{rad}/(R_d + R_{rad})R_d * 100\% \quad (2.3)$$

όπου:

R_d : η αντίσταση της κεραίας (antenna resistance)

R_{rad} : η αντίσταση ακτινοβολίας της κεραίας

Από τα παραπάνω καθίσταται σαφές ότι ο βαθμός απόδοσης της κεραίας μπορεί να οριστεί ως ο λόγος της ακτινοβολούμενης ισχύος από την κεραία προς τη συνολική ισχύ τροφοδοσίας της κεραίας [69], [70], [71]. Οι LF (Low Frequency) και MF (Medium Frequency) κεραίες είναι οι λιγότερο αποδοτικές δεδομένων των δυσκολιών που απαντώνται στην επίτευξη του κατάλληλου μήκους τους. Συγκεκριμένα, ο βαθμός απόδοσης των εν λόγω κεραίων δεν ξεπερνά την τιμή 0.95 ενώ είναι δυνατό στη χειρότερη περίπτωση ο βαθμός απόδοσης τους να μην ξεπερνά την τιμή 0.75 [71]. Φυσικά, αυξανόμενης της συχνότητας εκπομπής της κεραίας, αυξάνεται ο βαθμός απόδοσής τους έτσι που σε ορισμένες περιπτώσεις επιτυγχάνεται άριστη απόδοση πλησίον της μέγιστης τιμής 1. Η αντίσταση ακτινοβολίας είναι δυνατό να λαμβάνει τιμή σε ένα εύρος λίγων Ohm μέχρι αρκετές εκατοντάδες Ohm. Παράγοντες όπως, η επιλογή του σημείου τροφοδοσίας, τα φυσικά και ηλεκτρικά χαρακτηριστικά της κεραίας, είναι ορισμένοι εκ των οποίων καθορίζουν την τιμή της αντίστασης ακτινοβολίας της κεραίας [71].

Εύρος ζώνης συχνότητας

Συγκεκριμένα, ο όρος bandwidth προσδιορίζει το εύρος των συχνοτήτων (frequency range) στο οποίο η κεραία μπορεί να λειτουργεί αποδοτικά, εννοώντας για παράδειγμα ότι η κεραία θα επιτυγχάνει ικανοποιητική απόδοση (throughput) στο συγκεκριμένο εύρος συχνοτήτων [69], [70]. Στο σημείο όπου η ισχύς της κεραίας μειώνεται στο μισό της μέγιστης τιμής της (3 dB), το μέγιστο και ελάχιστο του συγκεκριμένου εύρους ζώνης συχνοτήτων στο οποίο λειτουργεί η κεραία έχει επιτευχθεί οπότε και η απόδοση της κεραίας μειώνεται σταδιακά [71]. Στην περίπτωση δε των κεραίων που λειτουργούν σε μεγάλο εύρος ζώνης συχνοτήτων, προκειμένου να διατηρείται η απόδοση τους σε υψηλά επίπεδα, ενσωματώνονται κατάλληλα αντισταθμιστικά κυκλώματα (compensating circuits) έτσι ώστε ανά πάσα στιγμή

να εξασφαλίζεται η προσαρμογή της σύνθετης αντίστασης της κεραίας. Κατ' αυτό τον τρόπο, ελαχιστοποιώντας την πιθανότητα δημιουργίας στάσιμων κυμάτων, εξασφαλίζεται η προστασία του εκπεμπόμενου σήματος από αυτού του είδους τις παραμορφώσεις [71].

Εύρος δέσμης

Το εύρος δέσμης της κεραίας προσδιορίζει την ικανότητα συρρίκνωσης της ακτινοβολούμενης δέσμης γύρω από τον κύριο άξονα ακτινοβολίας. Περιγράφεται ως η γωνία που σχηματίζεται από τα σημεία ημίσειας ισχύος (σημεία στα οποία η ένταση του πεδίου της κεραίας μειώνεται στο μισό της μέγιστης τιμής της) του κυρίως λοβού του διαγράμματος ακτινοβολίας [71].

Πόλωση κεραίας

Η πόλωση της κεραίας είναι η παράμετρος που προσδιορίζει τον προσανατολισμό των πεδίων του εκπεμπόμενου ηλεκτρομαγνητικού κύματος. Στον ελεύθερο χώρο που περιβάλλει την κεραία, το μαγνητικό πεδίο του κύματος είναι κάθετο στη διεύθυνση του ηλεκτρικού πεδίου και επιπλέον η διεύθυνση διάδοσης του ηλεκτρομαγνητικού κύματος είναι κάθετη και στα δύο επαγόμενα πεδία [71]. Η πόλωση της κεραίας καθορίζεται από την πόλωση του εκπεμπόμενου ηλεκτρομαγνητικού κύματος. Έτσι λοιπόν στην περίπτωση που η διεύθυνση του ηλεκτρικού πεδίου είναι κάθετη, η κεραία εμφανίζεται κάθετα πολωμένη ενώ αντιθέτως όποτε η διεύθυνση του ηλεκτρικού πεδίου είναι οριζόντια η κεραία χαρακτηρίζεται ως οριζόντια πολωμένη [71].

Χαρακτηριστικά αναφέρεται ότι οι LF (*Low Frequency*) κεραίες εμφανίζουν κάθετη πόλωση κατά το πλείστο τους, εξ' αιτίας τόσο της επιδράσεως της επιφάνειας της γης στα εκπεμπόμενα LF ηλεκτρομαγνητικά κύματα όσο και των μεθόδων κατασκευής τους. Από την άλλη μεριά, οι HF (*High Frequency*) κεραίες εμφανίζουν συνήθως οριζόντια πόλωση [71].

Από τα παραπάνω, είναι σαφές ότι σε μια κεραία κατάλληλη για τις ζητούμενες εφαρμογές, θα χρειαστεί η βελτιστοποίηση παραμέτρων όπως το εύρος ζώνης συχνοτήτων, το εύρος δέσμης, η κατευθυντικότητα της δέσμης, οι απώλειες και το μέγεθος της διάταξης.

2.3 Κεραιοσυστήματα

2.3.1 Εισαγωγή

Για την ανίχνευση θερμοκρασιακών μεταβολών, χρησιμοποιείται γενικά ένα ραδιόμετρο συνδεδεμένο με μία κεραία λήψης. Θα αναφερθούν οι βασικοί τύποι ραδιομέτρων, τα γενικά στοιχεία των κεραιών λήψης και οι απαιτήσεις από μια συστοιχία κατάλληλη για βιοϊατρικές εφαρμογές [1], [2], [4]. Στη συνέχεια θα γίνει μια αναφορά στις μέχρι τώρα κεραίες ανίχνευσης τέτοιων μεταβολών στη βιβλιογραφία [69], [71].

2.3.2 Ραδιομετρικοί δέκτες

Τα ραδιόμετρα, όπως αναφέρθηκε και στο Κεφάλαιο 1, χρησιμοποιήθηκαν αρχικά στην αστρονομία και στη μελέτη του σύμπαντος [1], [2], [4]. Το μεγαλύτερο μέρος της ενέργειας που λαμβάνει ο πλανήτης μας, η γη, είναι στη μορφή της ηλιακής ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας. Μέρος της προσπίπτουσας ηλιακής ακτινοβολίας σκεδάζεται και απορροφάται από την ατμόσφαιρα της γης και το υπόλοιπο φτάνει στην επιφάνεια της. Στη συνέχεια, τμήμα αυτής της ποσότητας ενέργειας, σκεδάζεται στο περιβάλλον ενώ το υπόλοιπο απορροφάται. Σύμφωνα με τις αρχές της θερμοδυναμικής, η απορρόφηση της ηλεκτρομαγνητικής ενέργειας από ένα υλικό μέσο είναι ουσιαστικά μετατροπή αυτής σε θερμική ενέργεια, η οποία συνοδεύεται από άνοδο της θερμοκρασίας του υλικού [1], [2], [4]. Η αντίστροφη διαδικασία, αυτή δηλαδή της θερμικής εκπομπής, εξασφαλίζει την αποκατάσταση ισορροπίας ανάμεσα στην ηλιακή ακτινοβολία που έχει απορροφηθεί και στην ακτινοβολία που εκπέμπει η γήινη ατμόσφαιρα και επιφάνεια.

Η Ραδιομετρία είναι το πεδίο της επιστήμης 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). Παρόλο που η ποσότητα της ενέργειας που εκπέμπουν οι ιστοί του ανθρώπινου σώματος στα μικροκυματικά μήκη κύματος είναι σχετικά μικρή, η κατανομή θερμοκρασίας μπορεί να μετρηθεί σε βάθος ως και μερικά εκατοστά με την προτεινόμενη ραδιομετρική μέθοδο [1], [2], [4].

Έχει ήδη αναφερθεί ότι υπάρχουν τρία κύρια είδη ραδιομέτρων, ολικής ισχύος, αυτοσυσχέτισης και Dicke switch, οι κεραίες λήψης των οποίων συνήθως στις βιοϊατρικές εφαρμογές είναι κατευθυντικές (κυματοδηγοί και χοανοκεραίες κυρίως) και έρχονται σε πλήρη επαφή με την εξωτερική επιφάνεια της υπό μέτρηση περιοχής του ανθρώπινου σώματος.

2.3.2.1 Ραδιόμετρο Ολικής Ισχύος Πολλαπλών Συχνοτήτων

Το ραδιόμετρο ολικής ισχύος είναι βασισμένο στην αρχή της παράλληλης επεξεργασίας. Η αρχή αυτή σημαίνει ότι το φάσμα λειτουργίας του συστήματος (1 – 4 GHz) έχει χωριστεί σε τέσσερις συχνοτικές περιοχές με ονομαστικές κεντρικές συχνότητες 1.3 GHz, 2.0 GHz, 2.6 GHz και 3.0 GHz και εύρος περίπου 150 MHz η κάθε μια. Για κάθε περιοχή χρησιμοποιείται ένας λογαριθμικός ανιχνευτής (AD8313, Analog Devices) που δίνει τη δυνατότητα ανίχνευσης ισχύος μέχρι -110 dBm [1], [2], [4]. Ολόκληρο το σύστημα, που αποτελείται από τα τέσσερα επιμέρους υποσυστήματα, τροφοδοτείται από έναν ενισχυτή χαμηλού θορύβου με κέρδος περίπου 35 dB και συντελεστή θορύβου (noise figure) λιγότερο από 2 dB στο φάσμα συχνοτήτων ενδιαφέροντος (1 – 4 GHz). Η έξοδος του ενισχυτή χαμηλού θορύβου χωρίζεται στα τέσσερα με ένα διαιρέτη ισχύος για να μπορεί να τροφοδοτήσει τα τέσσερα υποσυστήματα του ραδιομέτρου [1], [2], [4].

Η λογαριθμική ανίχνευση για κάθε ένα από τα τέσσερα υποσυστήματα είναι ακριβώς η ίδια και μετά ακολουθεί ένα στάδιο ενίσχυσης. Για να μην υπάρχουν προβλήματα ηλεκτρομαγνητικής παρεμβολής και συμβατότητας, καθένα από τα τέσσερα υποσυστήματα είναι τοποθετημένο σε κουτί αλουμινίου. Η τροφοδοσία του συστήματος είναι $\pm 12 \text{ V}_{\text{DC}}$. [1], [2], [4].

2.3.2.2 Ραδιόμετρο Dicke Switch Πολλαπλών Συχνοτήτων

Το ραδιόμετρο Dicke switch έχει στην είσοδο μια κεραία λήψης και ένα βαθμονομημένο φορτίο 50 Ohms. Η επιλογή μεταξύ των δύο γίνεται μέσω της χρήσης ενός διακόπτη Single Pole Double Throw (SPDT) με πολύ χαμηλές απώλειες [1], [2], [4]. Η χρήση ενός τέτοιου διακόπτη χαμηλών απωλειών είναι πολύ σημαντική καθώς, όπως έχει ήδη αναφερθεί, το επίπεδο ισχύος των μετρούμενων σημάτων είναι πολύ χαμηλό, πρακτικά πολύ κοντά στα όρια του θορύβου. Επομένως, ο διακόπτης είναι ηλεκτρομηχανικός με τυπικές απώλειες εισαγωγής (insertion loss) μικρότερες από 0.1 dB στα 3.5 GHz. Στη συνέχεια, ακολουθεί ένας ενισχυτής χαμηλού θορύβου δύο σταδίων με κέρδος περίπου 40 dB και ένα ζωνοπερατό μικροταινιακό φίλτρο strip – line, που απορρίπτει τα σήματα εκτός του συχνοτικού φάσματος ενδιαφέροντος.

Το λαμβανόμενο μικροκυματικό σήμα υποβαθμίζεται στην IF περιοχή από 1–50 MHz χρησιμοποιώντας ένα γραμμικό μείκτη (high linearity double balanced mixer). Η ισχύς του τοπικού ταλαντωτή εισάγεται στο μείκτη από μια γεννήτρια RF συχνοτήτων Agilent ESG – 4000A [1], [2], [4]. Με αυτόν τον τρόπο γίνεται και η επιλογή της συχνότητας λειτουργίας του δέκτη, γύρω από την επιλεγόμενη συχνότητα του τοπικού ταλαντωτή. Στη συνέχεια, λαμβάνει χώρα το φιλτράρισμα στις IF συχνότητες και ένας ενισχυτής κέρδους τάσης (voltage gain amplifier) ελέγχει το πλάτος του σήματος εξόδου. Το τελευταίο στοιχείο του δέκτη είναι ένας γραμμικός ανιχνευτής ισχύος, που μετατρέπει την ισχύ του λαμβανόμενου σήματος σε τάση, η οποία εισάγεται σε μια κάρτα απόκτησης δεδομένων 16bit [1], [2], [4].

Η μετρούμενη ισχύς στην έξοδο του ραδιομέτρου (ολικής ισχύος ή Dicke switch) δίνεται από τη σχέση:

$$I \cong c\Delta\omega \iiint \Gamma_A(r') \times \delta T_A(r') \times \delta\sigma_A(r') dr' \quad (2.4)$$

όπου :

$\Delta\omega$: το εύρος ζώνης του δέκτη,

$\delta T_A(r')$: η χωρική κατανομή της θερμοκρασίας

$\delta\sigma_A(r')$: η χωρική κατανομή της αγωγιμότητας

$\Gamma_A(r')$: ένας παράγοντας πεδίου που σχετίζεται με την συνάρτηση Green

Παρατηρώντας την παραπάνω εξίσωση, προκύπτει το συμπέρασμα ότι η έξοδος του ραδιομέτρου είναι ανάλογη του εύρους ζώνης και του γινομένου των μεταβολών της θερμοκρασίας και της αγωγιμότητας. Επομένως, η ραδιομετρική τάση εξόδου προκαλείται από μεταβολές όχι μόνο της θερμοκρασίας αλλά και της αγωγιμότητας, που λαμβάνουν χώρα στο υπό εξέταση αντικείμενο (ανθρώπινο σώμα).

2.3.3 Κεραίες λήψης στη ραδιομετρία

Η χρήση κεραιών λήψεων στη ραδιομετρία, συγκεκριμένα για την ανίχνευση θερμοκρασιακών μεταβολών στο ανθρώπινο σώμα, είναι μία παθητική, ακίνδυνη και μη επεμβατική μέθοδος. Πρόκειται για κεραίες που συνδέονται με ραδιόμετρα, τοποθετούμενες στο μπροστινό άκρο τους [25], [26], [28], [32].

Οι προκλήσεις για το σχεδιασμό τέτοιων κεραιών είναι πολλές. Σημαντικός παράγοντας είναι η υψηλή κατευθυντικότητα σε συνδυασμό με το μικρό μέγεθος, το οποίο είναι απαραίτητο καθώς προορίζονται για χρήση στο ανθρώπινο σώμα. Άλλα επιθυμητά στοιχεία είναι το βάθος διείσδυσης στους ανθρώπινους ιστούς, καθώς το ανθρώπινο σώμα είναι μέσο με απώλειες. Μια άλλη πρόκληση είναι η χωρική ανάλυση της κεραίας, και η ακρίβεια των μετρήσεων. Επιπρόσθετα, γενικότερα είναι ζητούμενο να είναι σχετικά χαμηλού κόστους και απλές κατασκευές [61], [62], [64], [63], [65].

Το επιθυμητό εύρος ζώνης διαμορφώνεται στα 1-4 GHz. Σε χαμηλές συχνότητες, η διαπερατότητα είναι σχετικά υψηλή και έτσι η αγωγιμότητα είναι χαμηλή. Έτσι, το ηλεκτρομαγνητικό κύμα μπορεί να διαδοθεί στους ιστούς χωρίς μεγάλη εξασθένηση. Άρα το εύρος αυτό είναι επαρκές για μετρήσεις αρκετών εκατοστών κάτω από το δέρμα.

Οι πρώτες κεραίες λήψης σε ραδιομετρικούς δέκτες ήταν ογκώδεις και άβολες για χρήση στο ανθρώπινο σώμα. Έχουν εξελιχθεί όμως σε μικρότερου μεγέθους για να επιτευχθεί μεγαλύτερη άνεση στη χρήση, και πλέον έχουν αναπτυχθεί κεραίες διαφόρων σχημάτων.

Όσον αφορά τη διείσδυση στους ανθρώπινους ιστούς, όπως προαναφέρθηκε ένα μέγεθος ενδιαφέροντος είναι το βάθος ιστού, το οποίο δίνει ένα μέτρο του βάθους διείσδυσης του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου και δίνεται από την εξής σχέση:

$$\delta_m = \frac{1}{\sqrt{\pi f \mu \sigma}}$$

όπου f η συχνότητα, μ η επιτρεπτότητα του υλικού [62], [65]. Άλλοι παράγοντες που πρέπει να εξεταστούν είναι η φυσιολογία και ανατομία του ανθρώπινου σώματος, καθώς υπάρχει διαφορετική διείσδυση στους μύες λόγω της σχετικά υψηλής επιτρεπτότητάς τους απ' ότι στο λίπος. Αναφορικά, τα ηλεκτρικά χαρακτηριστικά που αντιστοιχούν στο ανθρώπινο λίπος είναι διηλεκτρική σταθερά $\epsilon_r = 5.2323$ και αγωγιμότητα $\sigma = 0.10612 \text{ S / m}$, στα 2GHz.

Παράλληλα, για να λαμβάνει ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία από ένα τέτοιο μέσο, η κεραία πρέπει να έχει μεγάλη εμπέδηση εισόδου. Η ζητούμενη κεραία επιπρόσθετα θα πρέπει να είναι κατευθυντική, και να έχει έναν στενό κεντρικό λοβό για να λαμβάνει θερμική ακτινοβολία μόνο από ιστό ακριβώς κάτω από τον ανιχνευτή, και όχι από τους γειτονικούς ιστούς. [62], [65].

Γενικότερα, το μέγεθος της κεραίας και οι παράγοντες βάθος διείσδυσης και χωρική ανάλυση λειτουργούν ανάλογα, δηλαδή, όπως είναι το αναμενόμενο, μικρότερου μεγέθους κεραίες έχουν μικρότερο βάθος διείσδυσης και μικρότερη ανάλυση. Ταυτόχρονα, και η ικανότητα της κεραίας να ανιχνεύει περιοχές ή αντικείμενα είναι αντιστρόφως ανάλογη του μεγέθους της. Ζητούμενο είναι η εύρεση μιας χρυσής τομής ανάμεσα σε αυτές τις παραμέτρους [62], [65].

Για το σχεδιασμό τέτοιων κεραιών , το πρόβλημα ανατίθεται σε κάποιον αλγόριθμο ο οποίος μπορεί να βρει τη βέλτιστη λύση για τα ζητούμενα δεδομένα [62], [65].

Μία συνήθης μέθοδος για τη λύση ενός τέτοιου προβλήματος είναι η FDTD μέθοδος, η οποία είναι πολύ δημοφιλής για την επίλυση ηλεκτρομαγνητικών προβλημάτων [72]. Εφαρμόζεται σε μεγάλη ποικιλία προβλημάτων σχετιζόμενα με κεραιές, και ως μέθοδος είναι εξαιρετικά απλή. Η τεχνική αυτή προτάθηκε για πρώτη φορά από τον K. Yee και στη συνέχεια βελτιώθηκε από άλλους στις αρχές της δεκαετίας του '70. Η ιδέα αυτής της μεθόδου είναι η διακριτοποίηση των εξισώσεων του Maxwell, και συγκεκριμένα των εξισώσεων στροβιλισμού [41], [72].

Άλλη μέθοδος είναι η χρήση γενετικών αλγορίθμων , με την οποία είναι δυνατή η βελτιστοποίηση του προβλήματος με χρήση των νόμων της γενετικής και της εξέλιξης. Οι παράμετροι του προβλήματος θεωρούνται ως χρωμοσώματα, τα οποία μπορούν να μεταλλάσσονται και να μεταβιβάζονται ή όχι στους απογόνους. Με αυτόν τον τρόπο με τη διεξαγωγή προσομοιώσεων επιλέγονται τα βέλτιστα χαρακτηριστικά της κεραιάς υπό εξέταση [73], [74], [75].

Μέσω αυτών των μεθόδων αλλά και άλλων, και συνήθως με χρήση κάποιου προγράμματος προσομοίωσης όπως το SuperNEC [76], [77] ή το CST studio [78], είναι εφικτός ο σχεδιασμός και υλοποίηση κεραιών με τα ζητούμενα χαρακτηριστικά. Ανάλογες κεραιές έχουν δημιουργηθεί πολλάκις στη σχετική βιβλιογραφία. Ενδεικτικά θα αναφερθούμε σε ορισμένες εξ αυτών, ανάλογα με το μέλος του σώματος στο οποίο γίνεται η ανίχνευση θερμοκρασιακής μεταβολής. Έχουν σχεδιαστεί κεραιές για :

- Ανίχνευση καρκίνου του μαστού

Τα κεραιοσυστήματα που έχουν σχεδιαστεί για ανίχνευση θερμοκρασιακών ανωμαλιών στο μαστό και κατά συνέπεια κακοήθων όγκων, περιλαμβάνουν ενδεικτικά:

- Κεραία δισδιάστατης FDTD ανάλυσης των Hagness , Taflove , Bridges (1998) [41]
- Κεραία από τους Bardati, Iudicello του πανεπιστημίου της Ρώμης (2007) [32]
- Κεραία Hat patch των Curreli , Fantì , Mazzarella από το πανεπιστήμιο του Cagliari (2014)[34]
- Κεραία – μονόπολο βασισμένη στην πολλαπλή ταξινόμηση σήματος (MUSIC), των Mamadou , Hong, Jamro (2015) [43]
- Κεραία των Afyfa , Bellarbia , Yaakoubib , Gaviot (2016) [42]

- Ανίχνευση ενδοκρανιακών μεταβολών θερμοκρασίας

Τα κεραιοσυστήματα σχεδιασμένα για να ανιχνεύουν ενδοκρανιακές μεταβολές θερμοκρασίας και πιθανούς όγκους περιλαμβάνουν:

- Κεραία των Stauffer, Snow , Rodrigues , Salahi (2014) [45]
- Κεραία Bow-tie από τους Bannikov , Ilinykh, Yury , Mitelman (2016) [46]

-Ανίχνευση πνευμονικού οιδήματος

Για ανίχνευση του πνευμονικού οιδήματος, έχει σχεδιαστεί ένα κεραιοσύστημα ευρέου φάσματος από τους Ahdi, Zamani., Bialkowski ,Mahmoud ,Abbosh (2015).[49]

- Ανίχνευση πνευμοθώρακα

Για έγκαιρη ανίχνευση του πνευμοθώρακα, έχει αναπτυχθεί μία συστοιχία κεραιών που μπορεί να φορεθεί, από τους Samo, Saraswat του πανεπιστημίου του Gothenburg της Σουηδίας (2013) [50]

- Ανίχνευση αθηροσκλήρωσης

Μια πρωτοποριακή εφαρμογή για ανίχνευση της αθηροσκλήρωσης, από τον Τούτουζα. το 2012, δίνει τη δυνατότητα ανίχνευσης της θανατηφόρας αυτής ασθένειας [55]

- Ανίχνευση παλινδρόμησης ούρων

Η Ελικοειδής κεραία από τους Kavitha, Maccarini, De Luca σε συνεργασία του Indian Institute of Technology Madras, του Duke University και άλλων (2010) [48], καθιστά δυνατή την ανίχνευση της παλινδρόμησης.

- Ανίχνευση γλυκόζης στο αίμα

Η πρωτότυπη κεραία της Ballew του πανεπιστημίου του Baelor το 2006, δίνει τη δυνατότητα παρακολούθησης της γλυκόζης, μια εφαρμογή ιδιαίτερα χρήσιμη σε περιπτώσεις διαβήτη. [25]

-Ανίχνευση μεταβολικής δραστηριότητας

Μια ελικοειδής κεραία από τους Rodrigues, Maccarini, Stauffer σε συνεργασία του πανεπιστημίου Thomas Jefferson με το πανεπιστήμιο της Βαρκελώνης (2014), είναι πολλά υποσχόμενη για ανίχνευση της μεταβολικής δραστηριότητας. [56]

-Ανίχνευση θερμοκρασίας σώματος

Σε ευρύτερο πλαίσιο, έχουν σχεδιαστεί κεραίες για γενική ανίχνευση της θερμοκρασίας του σώματος και των οργάνων, κάποιες από τις οποίες είναι οι:

- Κεραία CBSA του Bonds, από το Πανεπιστήμιο της Νότιας Φλόριντα (2010) [57]
- Ραδιόμετρική κεραία 1-4 GHz από τους Momonroodaki, Porovic του πανεπιστημίου του Κολοράντο (2015) [58]

2.4 Σχεδιασμός καινοτόμων κεραιών μικροκυματικής ραδιομετρίας

2.4.1 Εισαγωγή

Με βάση τις απαιτήσεις που προαναφέρθηκαν, στη συνέχεια παρουσιάζονται ενδεικτικά τέσσερις καινοτόμες κεραίες λήψης για ραδιομετρικούς δέκτες οι οποίες είναι κατάλληλες για ραδιομετρικές εφαρμογές.

Ορισμένες από αυτές τις κεραίες σχεδιάστηκαν στο πρόγραμμα SuperNEC και βελτιστοποιήθηκαν με τη χρήση γενετικών αλγορίθμων [73], [74], [75]. Οι γενετικοί αλγόριθμοι είναι μια διαδικασία εμπνευσμένη από τη φυσική επιλογή, με στόχο τη δημιουργία βέλτιστων λύσεων σε προβλήματα βελτιστοποίησης και αναζήτησης λύσεων [73], [74], [75]. Το δημοφιλές πρόγραμμα SuperNEC παρέχει ενσωματωμένη τη δυνατότητα βελτιστοποίησης με γενετικούς αλγορίθμους, και έτσι συνιστά μία κατάλληλη επιλογή για το σχεδιασμό ανάλογων κεραιοσυστημάτων [76], [77].

Άλλες σχεδιάστηκαν και υλοποιήθηκαν με το πρόγραμμα CST studio microwave, το οποίο προσφέρει αποτελεσματικές υπολογιστικές μεθόδους σε ηλεκτρομαγνητικά προβλήματα, διαθέτοντας εργαλεία για το σχεδιασμό και τη βελτιστοποίηση κεραιών και άλλων διατάξεων [78].

2.4.2 Η R-PIFA δύο στοιχείων

Όπως προαναφέρθηκε, ζητούμενη είναι μια κεραία μικρού μεγέθους, ικανή να λειτουργεί στο επιθυμητό εύρος συχνοτήτων (1-4GHz), και επιθυμητό είναι φυσικά να έχει μεγάλο κέρδος. [63] Ως απάντηση σε αυτές τις απαιτήσεις, το 2013 οι συγγραφείς Νικολόπουλος και Καψάλης σχεδίασαν μία κεραία R-PIFA δύο στοιχείων.

Η κεραία αυτή κατασκευάστηκε μέσω του προγράμματος προσομοίωσης SuperNEC, ένα λογισμικό προσομοίωσης κεραιών, με ενσωματωμένη λειτουργία βελτιστοποίησης με χρήση γενετικών αλγορίθμων. Η λειτουργία του SuperNEC και η θεωρία των γενετικών αλγορίθμων επεξηγούνται αναλυτικότερα στο Παράρτημα.

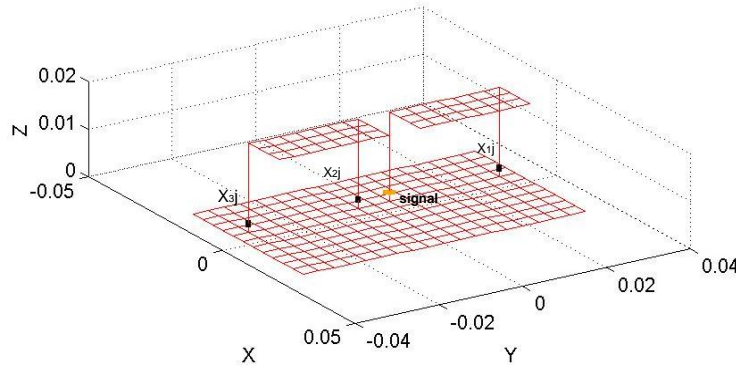
Πρόκειται για μια συμπαγή ευρυζωνική κεραία, ικανή να λαμβάνει μικροκυματικά σήματα στην περιοχή συχνοτήτων 1- 3 GHz. Η κεραία συνδέεται με ένα ραδιόμετρο ενός καναλιού με αυτορυθμιζόμενη διαφοροποίηση, ικανό να συντονίζεται σε παραπάνω από μία συχνότητες. Επομένως υποθέτοντας μια κεντρική συχνότητα 2 GHz, το εύρος ζώνης θα είναι 2 GHz.

Σχεδιασμός της κεραίας

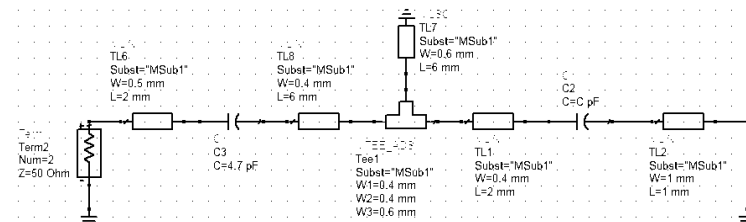
Για το σχεδιασμό και προσομοίωση κεραιών, το SuperNEC διαθέτει ορισμένες αρχεντυπικές δομές, καθώς και κάποιες συνδυαστικές δομές. Οι αρχεντυπικές δομές που χρησιμοποιήθηκαν είναι μικρά τμήματα σύρματος, πλάκες καλυμμένες με διηλεκτρικό υλικό και ελλειπτικοί κύλινδροι. Έτσι η δομή σχεδιάστηκε σαν σύνολο πλακών συρμάτινου πλέγματος. Οι διαστάσεις για κάθε εξάρτημα δίνονται με τον αριθμό των συρμάτινων τμημάτων που τις απαρτίζουν [63].

Στην κεραία υπό εξέταση, το ενεργό στοιχείο αποτελείται από μια άνω πλάκα, συνδεδεμένη με το επίπεδο γείωσης μέσω μιας λωρίδας βραχυκύκλωσης και ενός καλωδίου τροφοδοσίας. Το παρασιτικό στοιχείο είναι ίδιας γεωμετρίας και προσανατολισμού, αλλά δεν είναι συνδεδεμένο με κάποια πηγή τροφοδοσίας [63].

Η δομή με τον καλύτερο συνδυασμό εμπέδησης και επαρκές εύρος ζώνης, προέκυψε μέσω προσομοιώσεων, μεταβάλλοντας τα γεωμετρικά στοιχεία της κεραίας. Συγκεκριμένα, συνάχθηκε μεταβάλλοντας τις διαστάσεις των πλακών, το ύψος πάνω από το επίπεδο γείωσης και την απόσταση ανάμεσα στο ενεργό και στο παρασιτικό στοιχείο [63].



Εικόνα 2 Η R-PIFA δύο στοιχείων



Εικόνα 3 Το αντίστοιχο δίκτυο του παρασιτικού στοιχείου

Βελτιστοποίηση της κεραίας

Ο στόχος της διαδικασίας βελτιστοποίησης ήταν η λειτουργία της κεραίας με μέγιστο κέρδος και ελάχιστη ανάκλαση σε ένα εύρος συχνοτήτων (1 έως 3 GHz, με 50 Ohm εμπέδηση εισόδου για 50 Ohm γραμμή τροφοδοσίας) Οι παράμετροι βελτιστοποίησης περιλάμβαναν το ύψος και το εύρος της R-PIFA, και τις τιμές ενεργού φορτίου των παθητικών στοιχείων [63].

Στην προσομοίωση χρησιμοποιήθηκε το υπόστρωμα FR4, με πάχος 16mm και $\epsilon_r = 4.6$. Ως δίοδος-βαρακτορας επιλέχθηκε η δίοδος SMD σιλικόνης JDV2S71E της Toshiba, με χωρητικότητα από 0.64 pF έως 6 pF. Το αντιδραστικό φορτίο του παθητικού στοιχείου κυμαίνόταν από $-353j$ Ohm ως $111j$ Ohm [63].

Για τη βελτιστοποίηση της απόδοσης της κεραίας, το SuperNEC χρησιμοποιεί τη λειτουργία των γενετικών αλγορίθμων, κατά την οποία διεξάγονται προσομοιώσεις σύμφωνα με τις επιθυμητές παραμέτρους βελτιστοποίησης. Η διαδικασία αυτή περιλαμβάνει τη δημιουργία ενός αρχικού πληθυσμού λύσεων, ο οποίος εξελίσσεται σύμφωνα με τις βιολογικές έννοιες της φυσικής επιλογής, της διασταύρωσης και της μετάλλαξης. Σημαντικό στοιχείο αυτής της διαδικασίας είναι ότι λαμβάνεται υπόψη μόνο η αντικειμενική συνάρτηση του γενετικού αλγορίθμου. Η αντικειμενική αυτή συνάρτηση εκφράζεται ως εξής :

$$OF = \left(\frac{VSWR_{DES}}{VSWR} \right)^2 \quad (2.5)$$

όπου $VSWR_{DES}$, $VSWR$ είναι η επιθυμητή και οι υπολογισμένες τιμές του $VSWR$ αντίστοιχα. Το επιθυμητό $VSWR_{DES}$ τέθηκε ίσο με 1. Για τη διαδικασία βελτιστοποίησης με γενετικούς αλγόριθμους, ορίστηκε συχνότητα προσομοίωσης 2000MHz, συνολικός πληθυσμός 250 γενεών με 60 χρωμοσώματα ανά γενιά. Η μέθοδος φυσικής επιλογής που επιλέχθηκε είναι η μείωση πληθυσμού, ενώ το σύστημα ζευγαρώματος είναι η γειτονική αντιστοίχιση ικανότητας. Το σημείο διασταύρωσης επιλέχθηκε τυχαία και η πιθανότητα μετάλλαξης τέθηκε ίση με 0,15 [63].

Η κεραία που προέκυψε από τη διαδικασία βελτιστοποίησης διαθέτει δυναμικό εύρος συντονισμού για την περιοχή συχνοτήτων που εξετάζεται περίπου 67% , και μέγιστο κέρδος περίπου 2.2 dB. Τα αποτελέσματα της βελτιστοποίησης αυτής παρουσιάζονται στο κεφαλαίο 4, όπου αναγράφονται συγκεντρωτικά τα αριθμητικά αποτελέσματα [63].

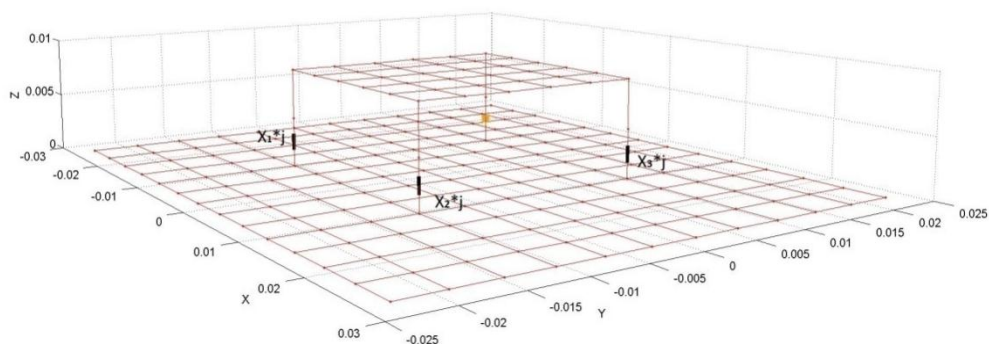
2.4.3 Η R-PIFA ενός στοιχείου

Μία άλλη προσέγγιση είναι η αυτόματα επαναρυθμιζόμενη κεραία PIFA , σχεδιασμένη το 2014 από τους Νικολόπουλο, Μπακλέζο, Καψάλη η οποία μπορεί αυτόματα να προσαρμόζει τη συχνότητα συντονισμού. Είναι και αυτή κατάλληλη για βιοϊατρικές εφαρμογές, εφόσον ανιχνεύει θερμοκρασιακές μεταβολές στο ανθρώπινο σώμα, και είναι μικρού μεγέθους. Η διαφορά της σε σχέση με την R-PIFA δυο στοιχείων είναι ότι έχει τη δυνατότητα να επαναπροσδιορίζει τη συχνότητα συντονισμού κάθε φορά που προκύπτει μια μετατόπιση στη συχνότητα λόγω του ανθρώπινου σώματος ως διηλεκτρικού μέσου [64].

Σχεδιασμός της κεραίας

Για το σχεδιασμό της κεραίας στο SuperNEC, η κεραία αυτή όπως και η προηγούμενη σχεδιάστηκε ως δομή αποτελούμενη από μικρά τμήματα σύρματος, πλάκες καλυμμένες με διηλεκτρικό υλικό και ελλειπτικούς κυλίνδρους [64].

Το μόνο ενεργό στοιχείο αποτελείται από μία άνω πλάκα που συνδέεται με το επίπεδο γείωσης μέσω τριών ενεργών λωρίδων βραχυκυκλώματος και ενός καλωδίου τροφοδοσίας. Μεταβάλλοντας τις διαστάσεις της άνω πλάκας, το ύψος πάνω από το επίπεδο γείωσης και τις διαστάσεις του επιπέδου γείωσης, προέκυψε η δομή με τον καλύτερο συντονισμό εμπέδησης και επαρκές εύρος ζώνης στη συχνότητα λειτουργίας. Για την άνω πλάκα και το επίπεδο γείωσης χρησιμοποιήθηκε ως υλικό ο χαλκός, ενώ για την εμπέδηση εισόδου χρησιμοποιήθηκε αντίσταση 50Ohm [64].



Εικόνα 4 Η R-PIFA ενός στοιχείου

Βελτιστοποίηση της κεραίας

Ο στόχος της διαδικασίας βελτιστοποίησης ήταν η λειτουργία σε μέγιστο κέρδος και ελάχιστη ανάκλαση σε ένα εύρος συχνοτήτων (1.2 έως 6.65 GHz). Με χρήση γενετικών αλγορίθμων, βελτιστοποιήθηκαν οι διαστάσεις της κεραίας στην κεντρική συχνότητα των 1.8 GHz.

Η αντικειμενική αυτή συνάρτηση εκφράζεται και πάλι ως εξής με τη σχέση 2.7 :

$$OF = \left(\frac{VSWR_{DES}}{VSWR} \right)^2$$

όπου $VSWR_{DES}$, $VSWR$ είναι η επιθυμητή και οι υπολογισμένες τιμές του $VSWR$ αντίστοιχα [64].

Για τη διαδικασία βελτιστοποίησης με γενετικούς αλγόριθμους, ορίστηκε συχνότητα προσομοίωσης 1800MHz, συνολικός πληθυσμός 250 γενεών με 60 χρωμοσώματα ανά γενιά. Η μέθοδος φυσικής επιλογής που επιλέχθηκε είναι η μείωση πληθυσμού, ενώ το σύστημα ζευγαρώματος είναι η γειτονική αντιστοίχιση ικανότητας. Το σημείο διασταύρωσης επιλέχθηκε τυχαία και η πιθανότητα μετάλλαξης τέθηκε ίση με 0,15.

Η κεραία που προέκυψε διαθέτει μεγαλύτερο εύρος ζώνης συχνοτήτων συγκριτικά με απλές κεραίες. Επιτεύχθηκε μία καλύτερη διάταξη (με διαστάσεις $W:0.046 \text{ m} \times L:0.054 \text{ m} \times H:0.0083 \text{ m}$) και συχνότητα λειτουργίας που κυμαίνεται μεταξύ 1200 MHz - 6650 MHz, ανάλογα με τις τιμές των διόδων-βαρακτόρων. [63]Τα αριθμητικά αποτελέσματα παρουσιάζονται συγκεντρωτικά στο επόμενο κεφάλαιο [64].

2.4.4 Το ελλειπτικό μονόπολο

Όπως προαναφέρθηκε, μια κεραία σχεδιασμένη για βιοϊατρικές εφαρμογές, είναι δεδομένο ότι θα λειτουργεί σε επαφή με τον ανθρώπινο ιστό, που είναι μέσο με απώλειες. Λόγω της τοποθέτησης της κεραίας πολύ κοντά στο ανθρώπινο σώμα, το μήκος κύματος αποκλίνει από το μήκος κύματος στο κενό [65]. Αυτό συνεπάγεται και απώλεια του συντονισμού εμπέδησης, γεγονός που οδηγεί σε ακόμα περισσότερες απώλειες στο ραδιομετρικό σύστημα.

Για παθητικές μετρήσεις στο φάσμα 1-5 GHz, είναι η δυνατή η χρήση μια κεραίας ελλειπτικού μονόπολου, όπως και σχεδιάστηκε το 2015 από τους Νικολόπουλο, Μπακλέζο, Καψάλη και Κατσούρη [65]. Οι επιθυμητοί παράμετροι της κεραίας ήταν να είναι μικρών διαστάσεων, και να είναι υψηλού κέρδους. Τα ελλειπτικά μονόπολα είναι πολύ συχνά προτεινόμενα για ραδιομετρικές εφαρμογές χάρη στην απόδοσή τους στο ultra-wideband φάσμα, όμως γενικά είναι μεγάλου μεγέθους. Επομένως στόχος των δημιουργών ήταν η κατασκευή ενός ελλειπτικού μονόπολου μικρών διαστάσεων για παθητικές μετρήσεις στο φάσμα 1-5 GHz.

Σχεδιασμός της κεραίας

Οι Agrawall, Kumar και Ray πρότειναν έναν αριθμό παραλλαγών ελλειπτικών μονόπολων, στα οποία η συχνότητα προέκυπτε από τη σχέση:

$$f_{min} = 30 \frac{0.24}{1+r} \quad (2.6)$$

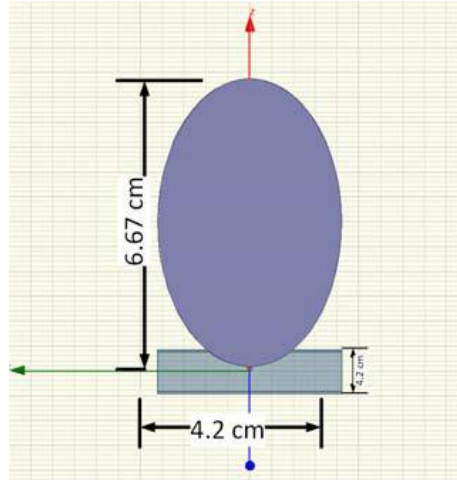
όπου l είναι το μήκος του κύριου άξονα της έλλειψης και r το μήκος του δευτερεύοντος άξονα [65].

Για να γίνει κατάλληλο αυτό το μονόπολο για ραδιομετρικές εφαρμογές μεταβλήθηκαν τόσο οι διαστάσεις της έλλειψης όσο και το μέγεθος του πεδίου γείωσης. Έτσι σχεδιάστηκε το εξής ελλειπτικό μονόπολο διαστάσεων $7 \text{ cm} \times 2.6 \text{ cm}$, με κέρδος της τάξης των 4-7 db στη ζητούμενη περιοχή συχνοτήτων [65].

Παρατηρήθηκε ότι όσο πιο στενό ήταν το ελλειπτικό μονόπολο, τόσο περισσότερο η συμπεριφορά του προσέγγιζε τη συμπεριφορά ενός τυπικού μονόπολου [65]. Μέσω προσομοιώσεων, βρέθηκε κάτω όριο της ελλειπτικής αναλογίας για να είναι όσο πιο μικρών διαστάσεων γίνεται αλλά να διατηρεί τις ιδιότητες του στο ultra-wideband φάσμα. Η ιδανική αναλογία έλλειψης κρίθηκε ότι έχει τιμή ανάμεσα στο 0.6 και 0.7

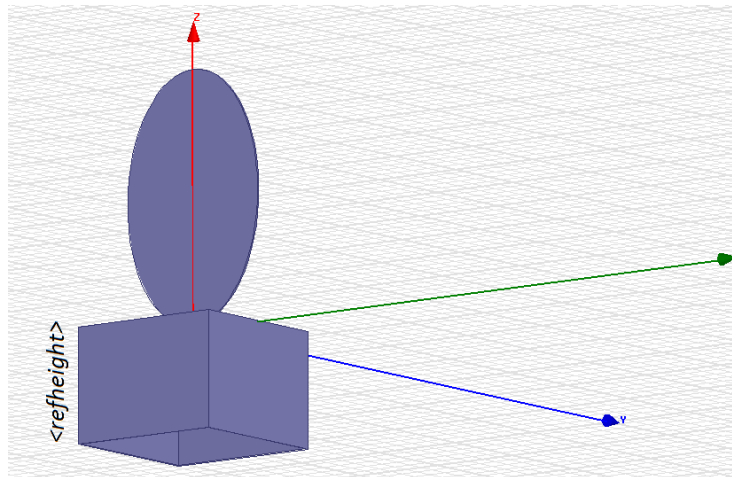
Επιπρόσθετα, έγιναν προσομοιώσεις για τη μείωση του επιπέδου γείωσης, καθώς το αρχικό μέγεθος 30x30 cm δεν είναι κατάλληλο για τη ζητούμενη εφαρμογή.

Μέσω προσομοιώσεων, συνάχθηκε ότι η βέλτιστη ελλειπτική αναλογία είναι 0.63. Για ελάχιστη συχνότητα 1 GHz προκύπτει μέσω της σχέσης $l = 6.67\text{cm}$ και $r=4.2\text{cm}$.



Εικόνα 5 Το ελλειπτικό μονόπολο

Για να προστεθεί επιφάνεια στη διάταξη, προστέθηκαν στο επίπεδο γείωσης πλάκες μήκους 3 εκατοστών, γεγονός που βελτίωσε το κέρδος στα 5.8 dB. Η κατάληξη της σχεδιαστικής διαδικασίας απέδωσε ένα μονόπολο διαστάσεων 6.67 cm × 4.2 cm, με τετράγωνη βάση 4.2 cm × 4.2 cm, και περιμετρικές πλάκες πάχους 3cm το οποίο κατασκευάστηκε από χαλκό [65].



Εικόνα 6 Το ελλειπτικό μονόπολο με την προσθήκη πλακών περιμετρικά στη βάση

2.4.5 Η διπλή ελικοειδής κεραία

Μία άλλη πρόταση για ανίχνευση της θέσης και του μεγέθους πιθανών καρκινικών ανωμαλιών, είναι μία συστοιχία δύο ελικοειδών κεραιών [62], η οποία προτάθηκε το 2017 από τους Νικολόπουλο, Μπακλέζο και Καψάλη.

Ο σχεδιασμός κεραιών για βιοϊατρικές εφαρμογές παρουσιάζει ορισμένες δυσκολίες, αρχικά λόγω των απωλειών του ανθρωπίνου σώματος, Επιπρόσθετα, λόγω της εγγύτητας με το ανθρώπινο σώμα το μήκος κύματος διαφοροποιείται από εκείνο στο κενό, γεγονός που οδηγεί και σε απώλεια του συντονισμού εμπέδησης. Για να καλυφθεί το ζητούμενο εύρος συχνοτήτων, οι δημιουργοί πρότειναν μια ελικοειδή κεραία που να εμφανίζει συντονισμό με τον ανθρώπινο ιστό [62].

Η κεραία αυτή πρέπει να λειτουργεί στο εύρος 1-5GHz, ούτως ώστε να είναι δυνατή η ανίχνευση ανωμαλιών στον ανθρώπινο ιστό σε διάφορα βάθη, χάρη στη διείσδυση του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου.

Για το σύστημα αυτό θεωρήθηκαν δύο μοντέλα του ανθρωπίνου κορμού, το πρώτο ένα απλό ορθογώνιο κιβώτιο και στη συνέχεια ένα πιο λεπτομερές πολυεπίπεδο μοντέλο. Από τα

αριθμητικά αποτελέσματα προέκυψε ότι όντως μπορεί να χρησιμοποιηθεί για προσδιορισμό θέσης και μεγέθους ανωμαλιών στον ιστό [62].

Η κεραία αυτή αποτελείται από δυο πανομοιότυπες ελικοειδείς κεραίες, και μπορεί να λειτουργεί σε δύο καταστάσεις [62].

- Παθητική κατάσταση

Στην κατάσταση αυτή ανιχνεύεται το βάθος της ανωμαλίας. Βάσει του τύπου του βάθους ιστού

$$\delta_m = \frac{1}{\sqrt{\pi f \mu \sigma}}$$

Καθώς με χρήση μικροκυματικής ραδιομετρίας είναι δυνατός ο προσδιορισμός του επιπέδου ισχύος της θερμικής ακτινοβολίας του ιστού, και δεδομένου ότι το επίπεδο ισχύος εξαρτάται από το βάθος του ιστού, είναι δυνατός ο προσδιορισμός του βάθους της ανωμαλίας.

Μια άλλη κρίσιμη παράμετρος είναι η περιοχή ανίχνευσης της κεραίας, που εξαρτάται από τη συχνότητα λειτουργίας και το βάθος του δέρματος, υποδεικνύοντας έτσι την απόσταση που διένυσε η ακτινοβολία [62].

- Ενεργητική κατάσταση

Στην κατάσταση αυτή ανιχνεύεται το μέγεθος της ανωμαλίας.

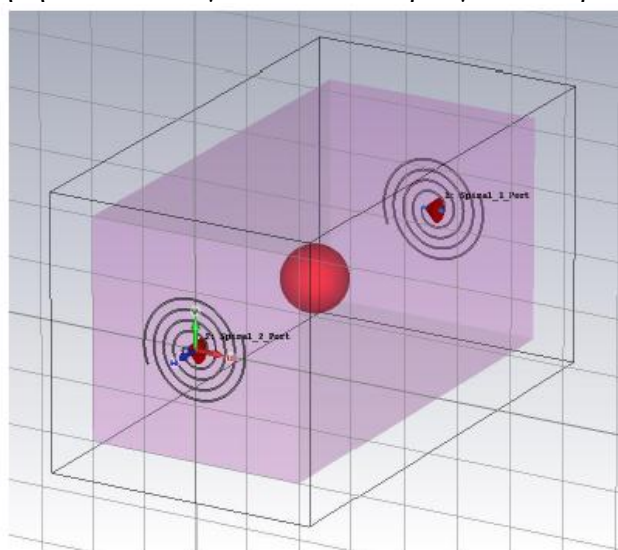
Το σύστημα των δύο ελικοειδών κεραιών ακτινοβολεί απευθείας σε ένα διηλεκτρικό μέσο (μοντέλο ανθρώπινου σώματος). Σε κάθε διαδικασία σάρωσης, η μία κεραία χρησιμοποιείται ως πομπός και η άλλη λειτουργεί ως δέκτης.

Καθ'ότι παράγεται διαφορετικό ηλεκτρομαγνητικό πεδίο από την ακτινοβολία της κεραίας όταν υπάρχει όγκος απ'όταν δεν υπάρχει, είναι δυνατός ο προσδιορισμός του μεγέθους του όγκου αφαιρώντας τα δύο αυτά πεδία. Με αυτόν τον τρόπο είναι ανιχνεύσιμη και πιθανή μεταβολή στη διάμετρο του όγκου [62].

Σχεδιασμός της κεραίας

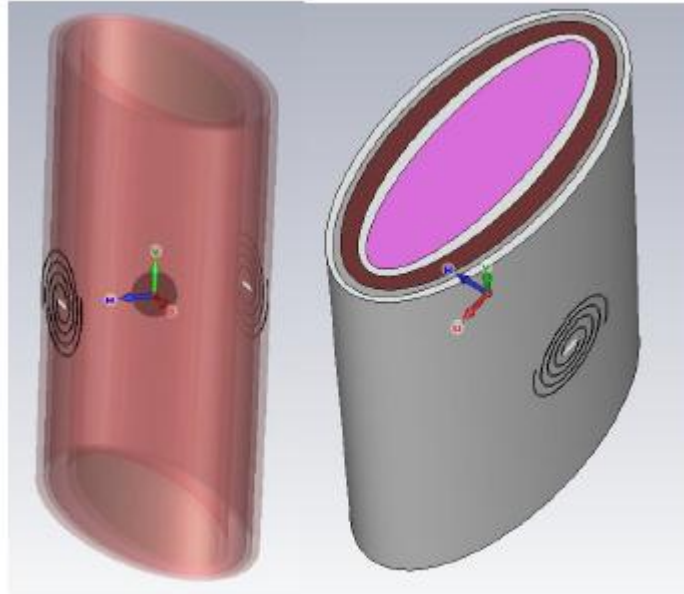
Οι δύο σπειροειδείς κεραίες τοποθετήθηκαν σε αντίθετες πλευρές κατά μήκος του ανθρώπινου σώματος. Οι προτεινόμενες κεραίες σχεδιάστηκαν με στόχο να είναι εφικτή μελλοντική ανάπτυξή τους με υφαντικές ύλες. Αποτελούνται από σταθερό καλώδιο πλάτους 0,1 cm με συντελεστή αύξησης γραμμικής ακτίνας ίσο με 0,6π cm ανά πλήρη περιστροφή. Η αρχική σπειροειδής ακτίνα είναι ίση με 2,05 cm και κάθε σπειροειδής κλάδος εκτείνεται σε συνολική περιστροφή 13 rad [62].

Για αρχή, τοποθετήθηκαν στα πλάγια του απλού ορθογώνιου κιβωτίου



Εικόνα 7 Οι σπειροειδεί κεραίες στο απλό κιβώτιο

Και στη συνέχεια, έγιναν μετρήσεις στο μοντέλο ελλειπτικών κυλίνδρων.



Εικόνα 8 Οι σπειροειδείς κεραίες στο ελλειπτικό μοντέλο

Παρατηρήθηκε ότι υπήρξαν καλύτερα αποτελέσματα, όταν οι κεραίες ήταν προσαρτημένες στο σώμα του μοντέλου, ιδιαίτερα στην περίπτωση των ελλειπτικών κυλίνδρων [62].

2.5 Ένα ολοκληρωμένο φορητό σύστημα για την ανίχνευση θερμοκρασιακών ανωμαλιών

Μια μεγάλη ομάδα ερευνητών από διάφορα πανεπιστήμια, ανέπτυξε το Μάρτη του 2018 μια ολοκληρωμένη, φορητή λύση με χρήση μικροκυματικής ραδιομετρίας για τη μέτρηση θερμοκρασίας του ανθρώπινου μαστού [79].

Το ολοκληρωμένο αυτό σύστημα περιλαμβάνει μια συμπαγή ευρυζωνική κεραία, ένα μικροκυματικό ραδιόμετρο και μια ψηφιακή μονάδα επεξεργασίας, όλα συγκεντρωμένα σε μια μικρή φορητή συσκευή. Χαρακτηρίζεται από μία πολυσυχνοτική προσέγγιση. Στόχος των δημιουργών ήταν η δημιουργία μιας συσκευής χαμηλού κόστους, η οποία, βασισμένη στη μικροκυματική ραδιομετρία, να μπορεί να απεικονίσει τρισδιάστατα τις θερμοκρασιακές μεταβολές στο ανθρώπινο σώμα και να ανιχνεύσει κακοήθεις όγκους [79].

Όσον αφορά το βάθος ιστού, το οποίο μετρά το μέσο βάθος διείσδυσης του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου, σε υψηλές συχνότητες ελαττώνεται, ενώ οι απώλειες αυξάνονται. Γι αυτό το λόγο οι συγγραφείς κατέληξαν σε μια μέγιστη συχνότητα 4GHz [79].

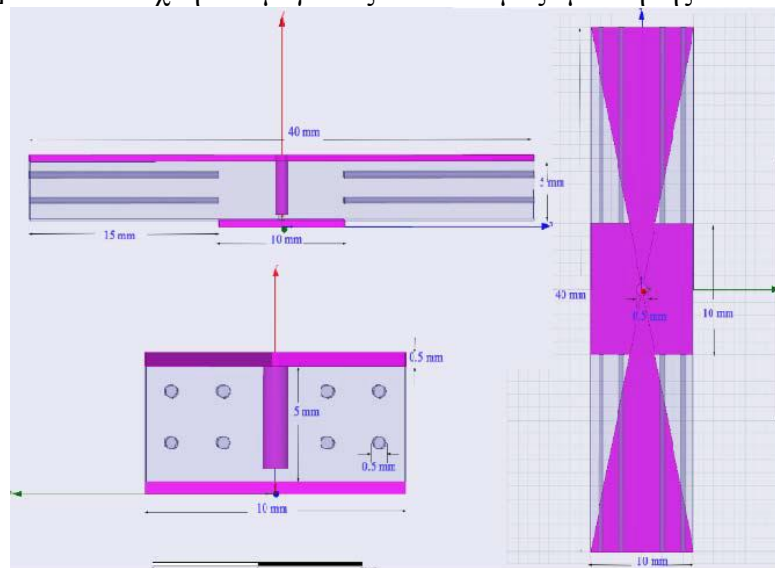
Σχεδιασμός της κεραίας

Η ευρυζωνική, συμπαγής κεραία είναι ο μπροστινός αισθητήρας του ραδιομετρικού συστήματος [79].

Μια από τις κυριότερες προκλήσεις που είχαν να αντιμετωπίσουν οι ερευνητές ήταν οι ανακλάσεις που προκαλούνται εξαιτίας της διαφοράς της διηλεκτρικής σταθεράς του ανθρώπινου σώματος και της κεραίας [79]. Η διηλεκτρική σταθερά του ανθρώπινου σώματος μεταβάλλεται ανάλογα με το είδος του ιστού και το μέλος του σώματος, ένα σύγχρονο ραδιόμετρο πρέπει να εξαλείφει τις ανακλάσεις μεταξύ της κεραίας και του ανθρώπινου ιστού, έτσι ώστε η ακρίβεια της μέτρησης θορύβου να παραμένει αμετάβλητη [79].

Για να εξαιρεθούν οι ανακλάσεις που προκαλεί η διαφορετική διηλεκτρική σταθερά ανθρώπινου σώματος και κεραίας, εφαρμόζεται μία ιδέα η οποία χρησιμοποιείται στην απεικόνιση υπερήχων : η κεραία βυθίζεται σε υγρό υψηλής διηλεκτρικής σταθεράς. Ο στόχος είναι και οι δύο πλευρές να έχουν παρόμοιες διηλεκτρικές ιδιότητες , και να ελαττωθούν οι ανακλάσεις [79].

Όσον αφορά στη σύσταση αυτού του υγρού, αυτό είναι επιθυμητό να μιμείται όσο το δυνατόν πλησιέστερα τον ανθρώπινο ιστό. Στο παρελθόν έχουν γίνει πολλές μελέτες που μελετούν τις διηλεκτρικές ιδιότητες του ανθρώπινου ιστού, καθώς και πολλές προσπάθειες για να αναπαραχθούν αυτές οι ιδιότητες τεχνητά. Σύμφωνα με τον Meaney , οι ιδιότητες του ανθρώπινου μαστού είναι δυνατόν να αντιγραφούν από ένα μείγμα γλυκερίνης και νερού. Μια άλλη προσέγγιση, από τον Lazebnik , περιλαμβάνει διαλύματα ελαίων . Το υγρό στο οποίο κατέληξαν οι συγγραφείς, μετά από σειρά μελετών και προσομοιώσεων , για να βυθιστεί η κεραία αυτή αποτελείται από προπανεδιόλη 68%, απιονισμένο νερό 34.4% and χλωριούχο νάτριο 0.79%. [79] Έτσι επιτεύχθηκε ο μέγιστος συντονισμός εμπέδησης.



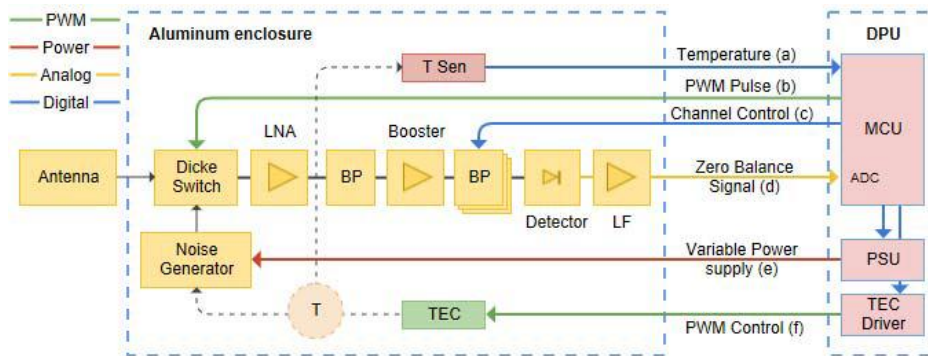
Εικόνα 9 Η δικωνική κεραία με τις μεταλλικές ράβδους[79]

Η συστοιχία κεραίας αποτελείται από ένα χάλκινο φύλλο, το οποίο αποτελεί το επίπεδο γείωσης, διαστάσεων 40mm x 20mm x 0.5mm. Από αυτό διέρχεται μια γραμμή τροφοδοσίας ακτίνας 0.5mm και ύψους 10mm. Στο πάνω μέρος της κυλινδρικής γραμμής, δύο τριγωνικά πανομοιότυπα φύλλα χαλκού , διαστάσεων 10mm x 20mm [79] λειτουργούν ως ραδιόμετρο. Στη διάταξη έγιναν προσομοιώσεις με το πρόγραμμα HFSS, ούτως ώστε να συναχθεί η βέλτιστη δομή της κεραίας. Κατόπιν αυτών, προστέθηκαν 16 μεταλλικές ράβδοι , διαμέτρου 0,25mm , συμμετρικά εκατέρωθεν της κεραίας (8 και 8) έτσι ώστε να αυξάνεται η συνολική αγωγιμότητα της διάταξης [79].

Σχεδιασμός του ραδιομέτρου

Το ενσωματωμένο μικροκυματικό ραδιόμετρο στη συσκευή έχει ως στόχο την ανίχνευση και τη μέτρηση του θερμικού θορύβου του ανθρώπινου σώματος [79]. Στη συγκεκριμένη περίπτωση, πρέπει να μετρά την ισχύ του θορύβου στην είσοδο της κεραίας λήψης. Στόχος ήταν να έχει ευαισθησία καλύτερη των 0.5°C , και το επίπεδο ισχύος θορύβου να είναι τουλάχιστον -40dbm στην είσοδο του ανιχνευτή, κάτι δύσκολο για τους ανιχνευτές που είναι διαθέσιμους στο εμπόριο [79].

Για την επίτευξη αυτών των στόχων, το εύρος ζώνης διατηρήθηκε τουλάχιστον 200MHz . Το ραδιόμετρο που σχεδιάστηκε αποτελείται από μία είσοδο, μία πηγή θορύβου αναφοράς, έναν ηλεκτρονικό διακόπτη , έναν ενισχυτή χαμηλού θορύβου, ένα ευρυζωνικό φίλτρο, έναν ενισχυτή, ορισμένα ζωνοπερατά φίλτρα και έναν ενισχυτή square law [79]. Το διάγραμμα του ραδιομέτρου στο οποίο κατέληξε η συγγραφική ομάδα είναι το παρακάτω:



Εικόνα 10 Διάγραμμα του ραδιομέτρου[79]

Σχεδιασμός της ψηφιακής μονάδας επεξεργασίας (DPU)

Για την ψηφιακή ολοκλήρωση , χρησιμοποιήθηκε μια μονάδα ψηφιακής επεξεργασίας , η οποία μετασχηματίζει την τάση εξόδου από αναλογικό σε ψηφιακό σήμα, και καθιστά δυνατή την επιπρόσθετη επεξεργασία με έναν ψηφιακό επεξεργαστή [79]. Για την μείωση του περιθωρίου σφάλματος, ο μικροεπεξεργαστής σε συνδυασμό με έναν ακριβή θερμοκρασιακό ανιχνευτή, δημιουργούν έναν ψηφιακό βρόχο [79]. Με απενεργοποίηση του βρόχου το ραδιόμετρο λειτουργεί ως συμβατικό ραδιόμετρο Dicke, ενώ με ενεργοποίησή του μπορεί να λειτουργήσει ως ραδιόμετρο ολικής ισχύος.

Η ψηφιακή μονάδα επεξεργασίας αποτελείται από τρεις βασικές ενότητες:

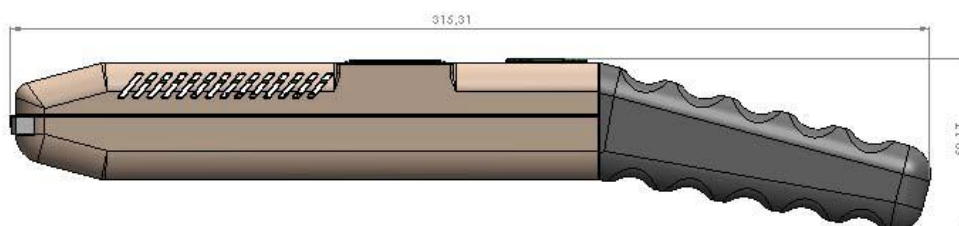
- τα ψηφιακά κυκλώματα
- τη διεπαφή μικροκυματικού αισθητήρα
- την παροχή ισχύος.

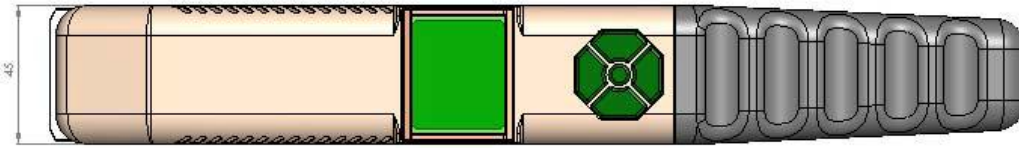
Σχεδιασμός της ολοκληρωμένης διάταξης και βελτιστοποίηση

Για να μπορέσουν να συμπεριληφθούν τα τρία μέρη που αναφέρθηκαν και σε μια φορητή συσκευή, μελετήθηκαν οι απαιτήσεις από την πλευρά του χρήστη καθώς και από σχεδιαστική άποψη [79].

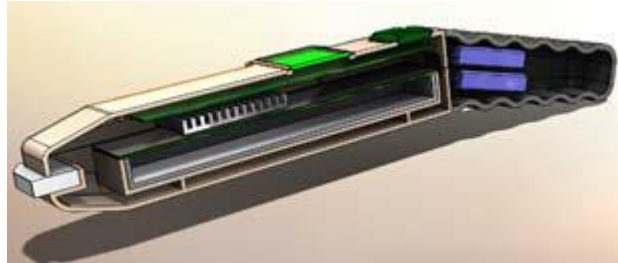
Ζητούμενη ήταν η εύκολη χρήση της συσκευής από ιατρούς και μη. Συγκεκριμένα, οι απαιτήσεις ήταν να έχει συμπαγές σχήμα , να είναι ελαφριά και φορητή, να είναι δυνατή η χρήση της χωρίς να χρειάζεται επιπρόσθετες συσκευές, να έχει εύκολη απεικόνιση και μενού χρήστη, ,οι μετρήσεις να είναι ακριβείς και όχι χρονοβόρες και να έχει ηλεκτρομαγνητική και θερμική μόνωση [79].

Από σχεδιαστικής άποψης , αυτό μεταφράστηκε σε μια μακρόστενη συσκευή, η οποία έχει μια μικρή οθόνη LCD, ένα μικρό πληκτρολόγιο και 5 πλήκτρα [79]. Η βυθισμένη σε υγρό κεραία τοποθετήθηκε στο κωνικό μπροστινό μέρος της συσκευής. Για τη θερμική απαγωγή, τοποθετήθηκαν αεραγωγοί στη συσκευή, καθώς και ένας θερμοηλεκτρικός ψύκτης. Η λαβή αποτελείται από πλαστικό [79].





Εικόνα 11 Σχεδιασμός της πρωτότυπης συσκευής[79]



Εικόνα 12 Το εσωτερικό της συσκευής[79]

Συνολική επισκόπηση

Η φορητή αυτή συσκευή την οποία σχεδίασε η συγγραφική ομάδα έχει ως στόχο τη λειτουργία σε εύρος 1-4GHz ,και περιλαμβάνει μια βυθισμένη σε υγρό κεραία , ένα μικροκυματικό ραδιόμετρο και μια ψηφιακή μονάδα επεξεργασίας. Σχεδιάστηκε να φέρει LCD οθόνη και μικρό πληκτρολόγιο, έτσι ώστε να είναι εφικτή η απεικόνιση θερμοκρασιακών ανωμαλιών [79]. Τα διαγράμματα και οι απεικονίσεις της συσκευής παρουσιάζονται στο επόμενο κεφάλαιο.

2.6 Ανακεφαλαίωση

Οι κεραίες λήψεις χρησιμοποιούνται συχνά για την ανίχνευση θερμοκρασιακών μεταβολών στο ανθρώπινο σώμα, τοποθετούμενες στο μπροστινό άκρο ενός μικροκυματικού ραδιομέτρου. Ο σχεδιασμός τέτοιων κεραιών παρουσιάζει προκλήσεις λόγω της ανατομίας του ανθρώπινου σώματος.

Παρουσιάστηκαν τέσσερις καινοτόμες κεραίες, και ένα ολοκληρωμένο φορητό σύστημα, τα οποία έχουν ως στόχο να ανιχνεύουν θερμοκρασιακές ανωμαλίες στα 1-4 GHz. Οι μέθοδοι σχεδιασμού τους και οι στόχοι της βελτιστοποίησής τους διαφέρουν σε πολλά σημεία. Στο επόμενο κεφάλαιο θα παρουσιαστούν τα αριθμητικά αποτελέσματα και τα διαγράμματά τους.

3 Αποτελέσματα

3.1 Εισαγωγή

Για την αξιολόγηση της καταλληλότητας των κεραιών και της φορητής συσκευής που αναφέρθηκαν στο προηγούμενο κεφάλαιο για χρήση σε βιοϊατρικές εφαρμογές, θα παρουσιαστούν τα αριθμητικά αποτελέσματα των προσομοιώσεών τους και τα γραφήματα του κέρδους (VSWR) , καθώς και τα διαγράμματα ακτινοβολίας τους.

3.2 Αποτελέσματα της R-PIFA δύο στοιχείων

Διεξήχθησαν δύο σετ ρουτινών βελτιστοποίησης με γενετικούς αλγόριθμους, μία για τη βελτιστοποίηση της διάταξης (μέγεθος, VSWR, διάγραμμα ακτινοβολίας) στην κεντρική συχνότητα των 2GHZ, και άλλο ένα σετ τεσσάρων διαφορετικών γενετικών αλγόριθμων, ο καθένας για μια συχνότητα που απεικονίζεται στον πίνακα 8 με όλες τις άλλες παραμέτρους σταθερές εκτός από τις 3 τιμές των φορτίων ανάδρασης των παρασιτικών στοιχείων [63]

Παράμετρος	Μεταβολή	Βήμα	Αποτελέσματα ΓΑ					Διαστάσεις
			1 GHz	1.2 GHz	2 GHz	2.6GHz	2.8GHz	
Μήκος άνω πλάκας κάθε στοιχείου (upLen)	0.025λ ₀ - 0.25λ ₀	0.025λ ₀	0.075λ ₀					1.124cm
Εύρος άνω πλάκας κάθε στοιχείου(upWid)	0.025λ ₀ - 0.25λ ₀	0.025λ ₀	0.175 λ ₀					2,623 cm
Μήκος του επιπέδου γείωσης	0.025λ ₀ - λ ₀	0.025λ ₀	0.275λ ₀					4.122 cm
Εύρος του επιπέδου γείωσης	0.05λ ₀ - λ ₀	0.025λ ₀	0.45λ ₀					6,746cm
Height of wires/shorting strips	0.025λ ₀ - 0.25λ ₀	0.025λ ₀	0.125λ ₀					1,874cm
Ανάδραση φορτίου του 1 ^{ου} παρασιτικού στοιχείου (X ₁)	-353j : 111j Ω	10 jΩ	210jΩ	110jΩ	- 100j Ω	-180j Ω	-300j Ω	
Ανάδραση φορτίου του 2 ^{ου} παρασιτικού στοιχείου (X ₂)	-353j : 111j Ω	10 jΩ	-250jΩ	-160jΩ	- 100j Ω	110j Ω	110jΩ	
Ανάδραση φορτίου του 3 ^{ου} παρασιτικού στοιχείου (X ₃)	-353j : 111j Ω	10 jΩ	-70jΩ	-260jΩ	0jΩ	-240j Ω	-300 jΩ	

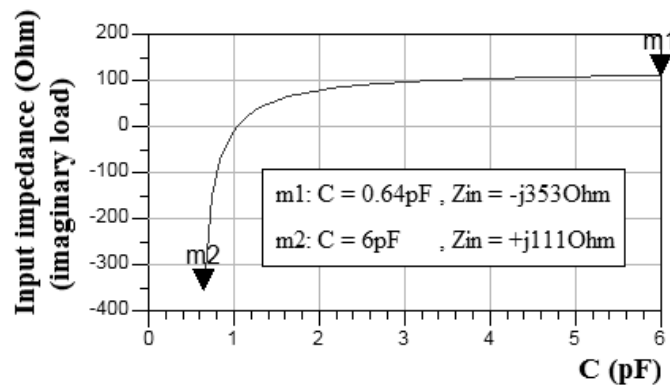
Πίνακας 1 Παράμετροι εισόδου και αποτελέσματα του Γ.Α. για την R-PIFA δύο στοιχείων στην κεντρική συχνότητα των 2 GHz (λ₀=14,99cm) και μεταβολή των φορτίων ανάδρασης των παρασιτικών στοιχείων σε ένα εύρος συχνοτήτων.

Ο πίνακας 8 περιγράφει τη μεταβολή των παραμέτρων που μετείχαν στη διαδικασία βελτιστοποίησης στην κεντρική συχνότητα των 2GHz και το αντίστοιχο διάγραμμα ακτινοβολίας απεικονίζεται στην εικόνα 12. Οι προτεινόμενες διαστάσεις της διάταξης εκφράζονται συναρτήσει του μήκους κύματος σε cm. Κάθε τμήμα επιλέχθηκε ίσο με 0.025λ. Τα αποτελέσματα της εφαρμογής βελτιστοποίησης επίσης καθώς και τα αποτελέσματα και του δεύτερου σετ Γ.Α απεικονίζονται στον πίνακα 9 [63].

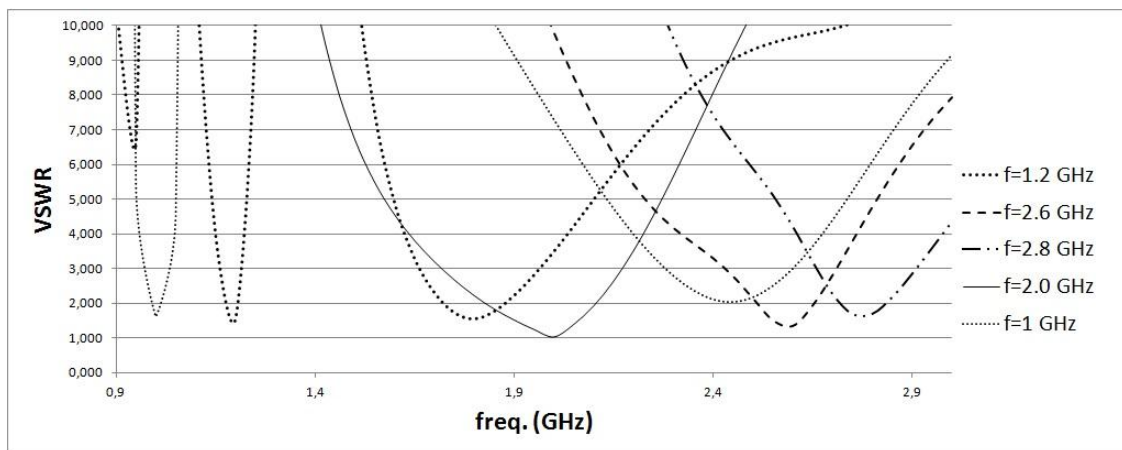
Συχνότητα (GHz)	VSWR
1	1,631
1.2	1,590
2	1,027
2.6	1,366
2.8	1,696

Πίνακας 2 Μεταβολή του VSWR ανάλογα με τη συχνότητα

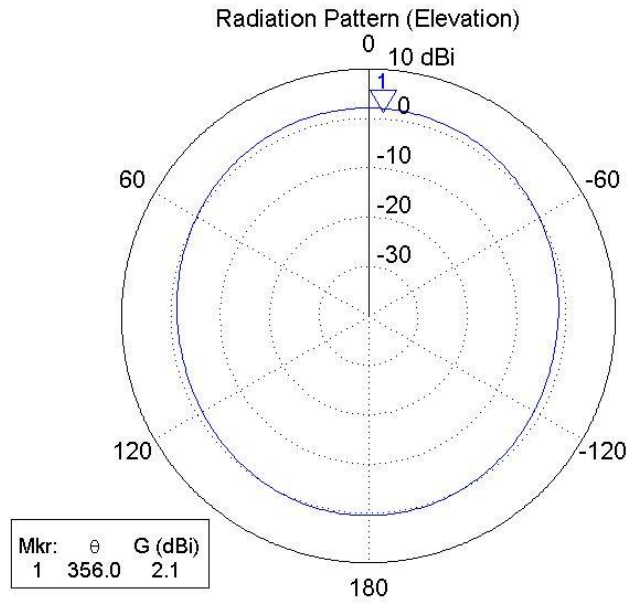
Στην εικόνα 11 απεικονίζεται η μεταβολή του VSWR προσομοίωσης στο εύρος συχνοτήτων από 1 ως 3 GHz (επιλεγμένες συχνότητες = 1, 1.2, 2, 2.6, 2.8GHz). Όπως φαίνεται στην εικόνα 11, η βελτιστοποιημένη κεραία μπορεί να επιδείξει ταίριασμα εμπέδησης ($VSWR \leq 2$) σε οποιαδήποτε συχνότητα ανάμεσα στα 1 ως 3 GHz (σύμφωνα με το φορτίο ανάδρασης των παρασιτικών στοιχείων) και οι τιμές αυτές αναγράφονται στον πίνακα 2 για τις αντίστοιχες συχνότητες των 1, 1.2, 2, 2.6 και 2.8 GHz. Στις εικόνες 12.13 και 14 φαίνεται ότι η προσομοιωμένη δομή δείχνει έναν κεντρικό λοβό περίπου στις 90° (ανύψωση), με εύρος δέσμης 3 dB στις 100° , κέρδος 2.1 dB και στο αζιμουθιο εκπέμπει σχεδόν ομοιόμορφα σε όλες τις κατευθύνσεις. Πρέπει να σημειωθεί ότι αυτές οι τιμές διατηρούνται σε όλο το εύρος λειτουργίας των 2 GHz της προτεινόμενης δομής, γεγονός που καθιστά το κέρδος εύρος λοβού που επιτεύχθηκε αρκετά ικανοποιητικό [63].



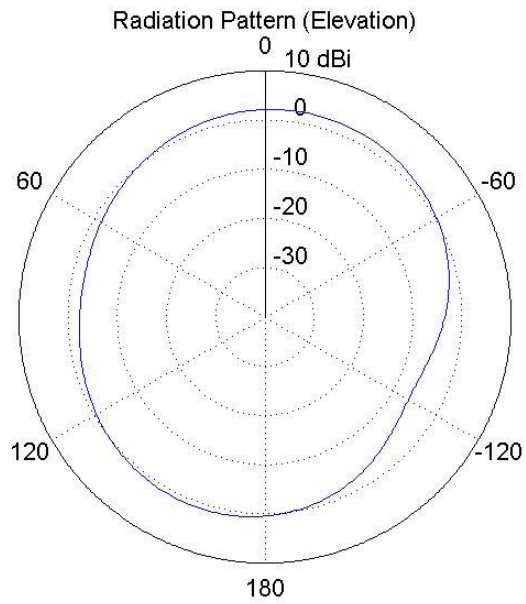
Εικόνα 13 Αποτελέσματα προσομοίωσης για τα αναδραστικά φορτία του παθητικού στοιχείου.



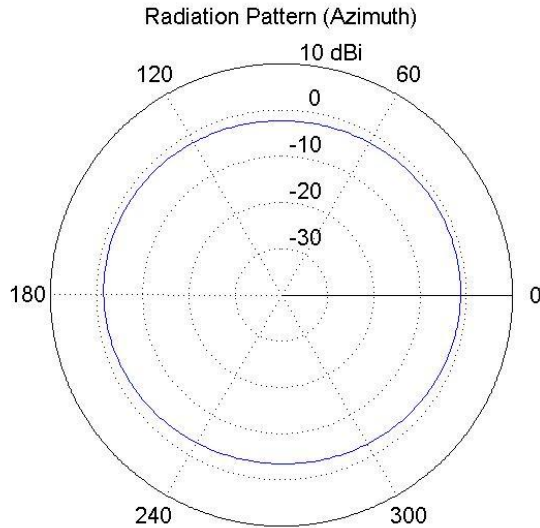
Εικόνα 14 Η παράμετρος VSWR της βελτιστοποιημένης διάταξης στο εύρος συχνοτήτων 1-3 GHz



Εικόνα 15 Το διάγραμμα ακτινοβολίας της βελτιστοποιημένης R-PIFA δύο στοιχείων στα 2 GHz στο xz επίπεδο (ανύψωση)



Εικόνα 16 Το διάγραμμα ακτινοβολίας της βελτιστοποιημένης R-PIFA δύο στοιχείων στα 2 GHz στο επίπεδο yz (ανύψωση)



Εικόνα 17 Το διάγραμμα ακτινοβολίας της βελτιστοποιημένης R-PIFA δύο στοιχείων στα 2 GHz στο επίπεδο χγ(αζιμούθιο)

Από τα διαγράμματα κέρδους και ακτινοβολίας της κεραίας, συμπεραίνεται ότι δεδομένου του υψηλού κέρδους της και του συντονισμού εμπέδησης που τη διακρίνει, είναι πράγματι κατάλληλη για τις ζητούμενες εφαρμογές.

3.3 Αποτελέσματα της R-PIFA ενός στοιχείου

Πραγματοποιήθηκαν δύο σεντ ρουτινών βελτιστοποίησης με γενετικούς αλγόριθμους, μία για τη βελτιστοποίηση της διάταξης (μέγεθος, VSWR, διάγραμμα ακτινοβολίας) στην κεντρική συχνότητα των 1.8 GHz, και άλλο ένα σεντ τεσσάρων διαφορετικών γενετικών αλγόριθμων, ο καθένας για μια συχνότητα που απεικονίζεται στον πίνακα 11 με όλες τις άλλες παραμέτρους σταθερές εκτός από τις 3 τιμές των φορτίων ανάδρασης των παρασιτικών στοιχείων. Τα αποτελέσματα και του δεύτερου σεντ γενετικών αλγορίθμων απεικονίζονται επίσης στον πίνακα 11. [64]

Ο πίνακας 10 περιγράφει τη μεταβολή των παραμέτρων που μετείχαν στη διαδικασία βελτιστοποίησης στην κεντρική συχνότητα των 2GHz και το αντίστοιχο διάγραμμα ακτινοβολίας απεικονίζεται στην εικόνα 17. Οι προτεινόμενες διαστάσεις της διάταξης εκφράζονται συναρτήσει του μήκους κύματος σε cm. Κάθε τμήμα επιλέχθηκε ίσο με 0.025λ . Τα αποτελέσματα της εφαρμογής βελτιστοποίησης επίσης απεικονίζονται στον πίνακα 10. Στην Εικόνα 16 απεικονίζεται η μεταβολή του VSWR προσομοίωσης στο εύρος συχνοτήτων από 1 ως 3 GHz (επιλεγμένες συχνοτήτες = 1, 1.2, 2, 2.6, 2.8GHz). [64]

Παράμετρος	Μεταβολή	Βήμα	Αποτελέσματα ΓΑ	Διαστάσεις
Μήκος άνω πλάκας κάθε στοιχείου (upLen)	$0.025\lambda_0 - 0.25\lambda_0$	$0.025\lambda_0$	$0.075\lambda_0$	2,08 cm
Εύρος άνω πλάκας κάθε στοιχείου(upWid)	$0.025\lambda_0 - 0.25\lambda_0$	$0.025\lambda_0$	$0.175\lambda_0$	2,08 cm
Μήκος του επιπέδου γείωσης	$0.025\lambda_0 - \lambda_0$	$0.025\lambda_0$	$0.275\lambda_0$	5,41 cm
Εύρος του επιπέδου γείωσης	$0.05\lambda_0 - \lambda_0$	$0.025\lambda_0$	$0.45\lambda_0$	4,58 cm

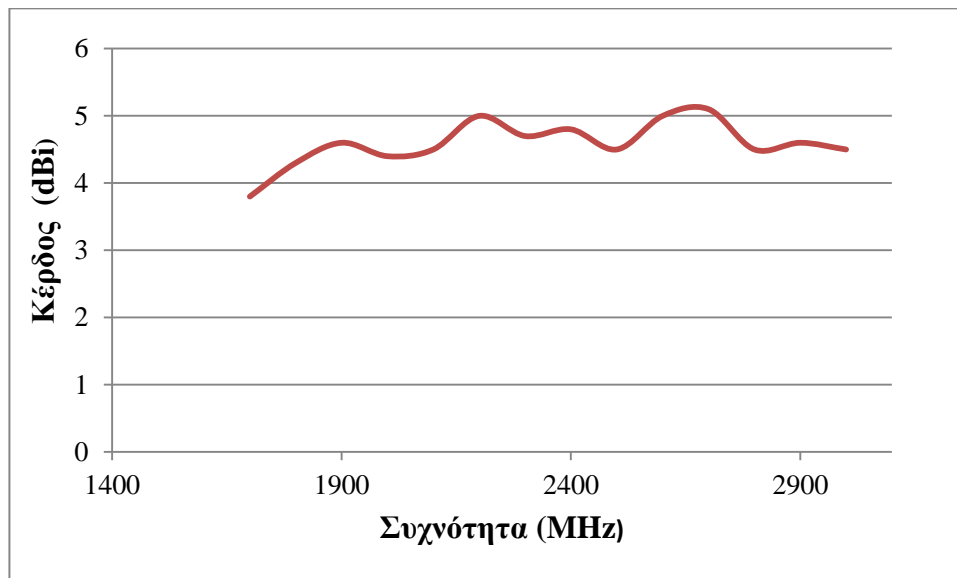
Height of wires/shorting strips	$0.025\lambda_0 - 0.25\lambda_0$	$0.025\lambda_0$	$0.125\lambda_0$	0,83 cm
1.8GHz				
Ανάδραση φορτίου του 1 ^{ου} παρασιτικού στοιχείου (X_1)	-353j : 111j Ω	10 jΩ	-150j Ω	
Ανάδραση φορτίου του 2 ^{ου} παρασιτικού στοιχείου (X_2)	-353j : 111j Ω	10 jΩ	-60j Ω	
Ανάδραση φορτίου του 3 ^{ου} παρασιτικού στοιχείου (X_3)	-353j : 111j Ω	10 jΩ	-90j Ω	

Πίνακας 3 Παράμετροι εισόδου και αποτελέσματα του Γ.Α. για την R-PIFA ενός στοιχείου στην κεντρική συχνότητα των 2 GHz ($\lambda_0=14,99\text{cm}$) και μεταβολή των φορτίων ανάδρασης των παρασιτικών στοιχείων σε ένα εύρος συχνοτήτων

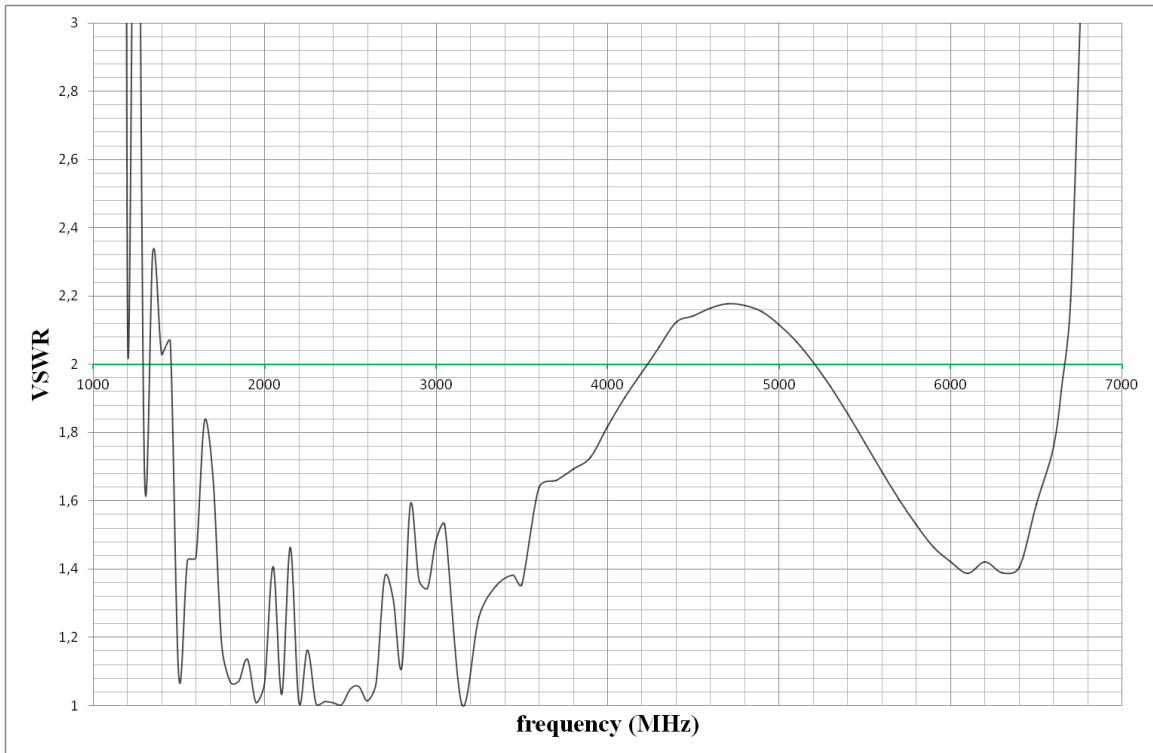
Συχνότητα (MHz)	Ανάδραση φορτίου του 1 ^{ου} παρασιτικού στοιχείου(X_1)	Ανάδραση φορτίου του 2 ^{ου} παρασιτικού στοιχείου (X_2)	Ανάδραση φορτίου του 3 ^{ου} παρασιτικού στοιχείου(X_3)	Παράμετρος VSWR
1200	-57	-124	-115	2,2371
1300	-264	-72	-77	1,6837
1400	-69	110	-118	2,0293
1500	96	-120	-56	1,0846
1600	-76	110	-147	1,4359
1700	-76	-5	-154	1,6647
1800	-164	-91	-125	1,0701
1900	86	-105	-127	1,1367
2000	-84	82	-231	1,0677
2100	-84	-5	-236	1,0336
2200	-62	-109	-176	1,0111
2300	-247	-72	-65	1,0069
2400	-256	-89	-34	1,0093
2500	-62	-74	-319	1,0495
2600	-286	-135	-238	1,0146
2700	-215	-160	-214	1,3768
2800	-293	-153	-282	1,113
2900	-293	-167	-291	1,3696
3000	-336	-174	-327	1,4861
3100	81	68	11	1,12888
3200	96	39	0	1,2312
3300	94	3	11	1,2830
3400	109	-26	11	1,3604
3500	81	-73	102	1,3561
3600	-5	-33	68	1,64
3700	53	-62	24	1,6606
3800	98	-120	81	1,6941
3900	110	-148	110	1,7284
4000	104	-163	107	1,8191
4100	98	-177	96	1,9037
4200	100	-202	108	1,9775
4300	52	-203	91	2,0516

4400	24	-192	53	2,1244
4500	46	-228	50	2,1431
4600	53	-270	60	2,1657
4700	39	-293	53	2,1786
4800	7	-278	24	2,1734
4900	-4	-278	-5	2,1552
5000	-17	-306	-7	2,1168
5100	-35	-316	-19	2,068
5200	-51	-304	-41	2,0064
5300	-62	-305	-59	1,9353
5400	-92	-293	-68	1,856
5500	-113	-250	-88	1,7713
5600	-127	-221	-111	1,6858
5700	-147	-172	-135	1,6043
5800	-163	-153	-156	1,5308
5900	-192	-120	-173	1,4654
6000	-214	-120	-192	1,4226
6100	-233	-59	-236	1,3883
6200	-293	-120	-217	1,4223
6300	-303	-4	-300	1,3901
6400	-339	-4	-329	1,4057
6500	-350	-120	-329	1,591
6600	-350	-120	-350	1,7586

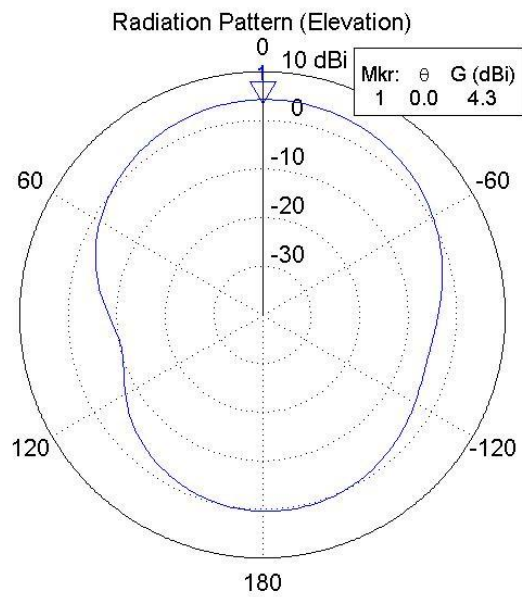
Πίνακας 4 Αποτελέσματα του Γ.Α συναρτήσει της συχνότητας και της ανάδρασης φορτίου των sorting pins



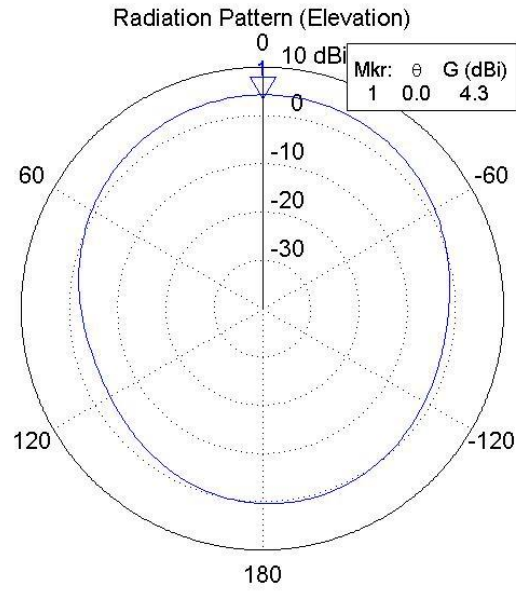
Εικόνα 18 Μεταβολή του κέρδους της κεραίας, υπολογισμένη από το SNEC



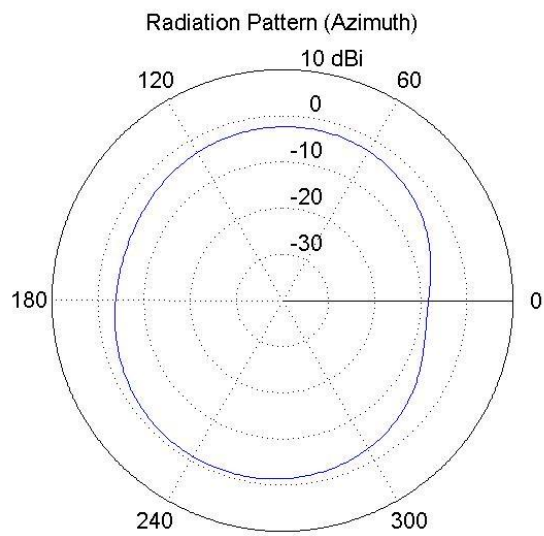
Εικόνα 19 Η παράμετρος VSWR της βελτιστοποιημένης διάταξης στο εύρος συχνοτήτων 1.2-6.65 GHz



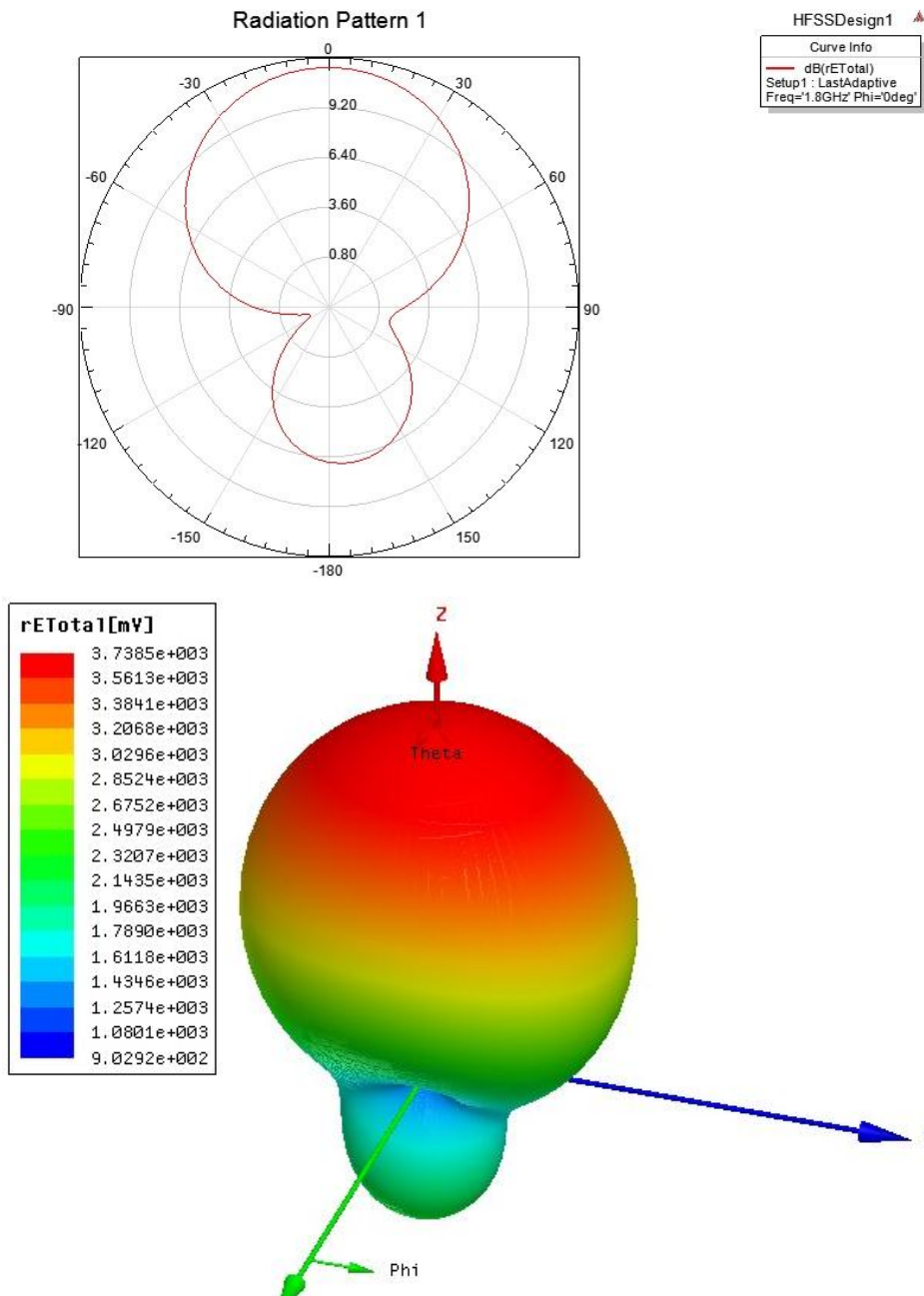
Εικόνα 20 Το διάγραμμα ακτινοβολίας της βελτιστοποιημένης R-PIFA ενός στοιχείου στα 1.8 GHz στο xz επίπεδο (ανύψωση)



Εικόνα 21 Το διάγραμμα ακτινοβολίας της βελτιστοποιημένης R-PIFA ενός στοιχείου στα 1.8 GHz στο επίπεδο yz (ανύψωση)



Εικόνα 22 Το διάγραμμα ακτινοβολίας της βελτιστοποιημένης R-PIFA ενός στοιχείου στα 1.8 GHz στο επίπεδο xy(αζιμούθιο)



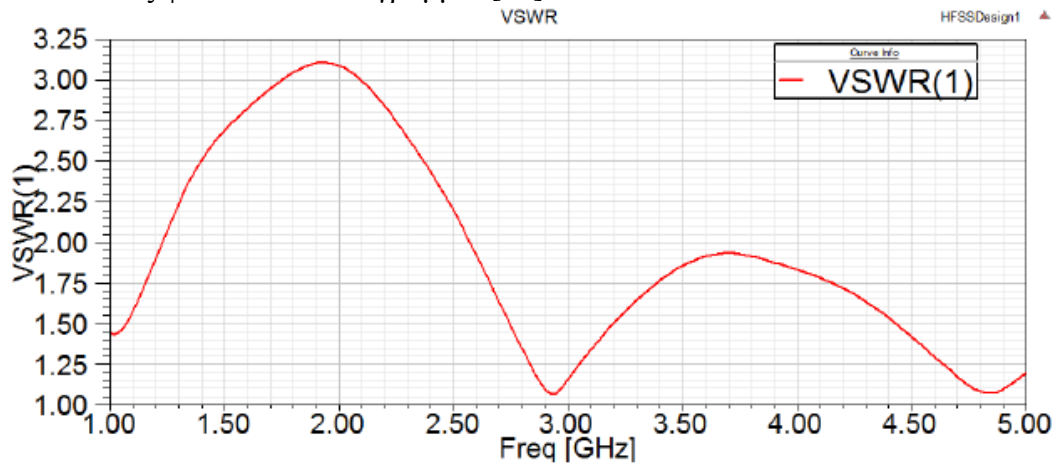
Εικόνα 23 Ένα διδιάστατο και ένα τρισδιάστατο διάγραμμα ακτινοβολίας της βελτιστοποιημένης κεραίας στα 1.8 GHz με χρήση HFSS(elevation)

Όπως φαίνεται στην εικόνα 16, η βελτιστοποιημένη κεραία μπορεί να επιδείξει ταίριασμα εμπέδησης ($VSWR \leq 2$) σε οποιαδήποτε συχνότητα ανάμεσα στα 1.2 ως 6.65GHz (σύμφωνα με το φορτίο ανάδρασης των παρασιτικών στοιχείων) και οι τιμές αυτές αναγράφονται στον πίνακα 2 για τις αντίστοιχες συχνότητες. Στις εικόνες 18,19 και 20 φαίνεται ότι η προσομοιωμένη δομή δείχνει έναν κεντρικό λοβό περίπου στις 90° (ανύψωση), με εύρος δέσμης 3 dB στις 100° , κέρδος 2.1 dB και στο αζιμούθιο εκπέμπει σχεδόν ομοιόμορφα σε όλες τις κατευθύνσεις. Πρέπει να σημειωθεί ότι αυτές οι τιμές διατηρούνται σε όλο το εύρος λειτουργίας των 4GHz της προτεινόμενης δομής, γεγονός που κάνει το κέρδος εύρος λοβού που επιτεύχθηκε αρκετά ικανοποιητικό. [64]

Συνοψίζοντας, η βελτιστοποιημένη κεραία είναι κατάλληλη για βιοϊατρικές εφαρμογές, καθ'ότι επιτεύχθηκαν οι στόχοι που είχαν καθοριστεί σχετικά με το VSWR της κεραίας.

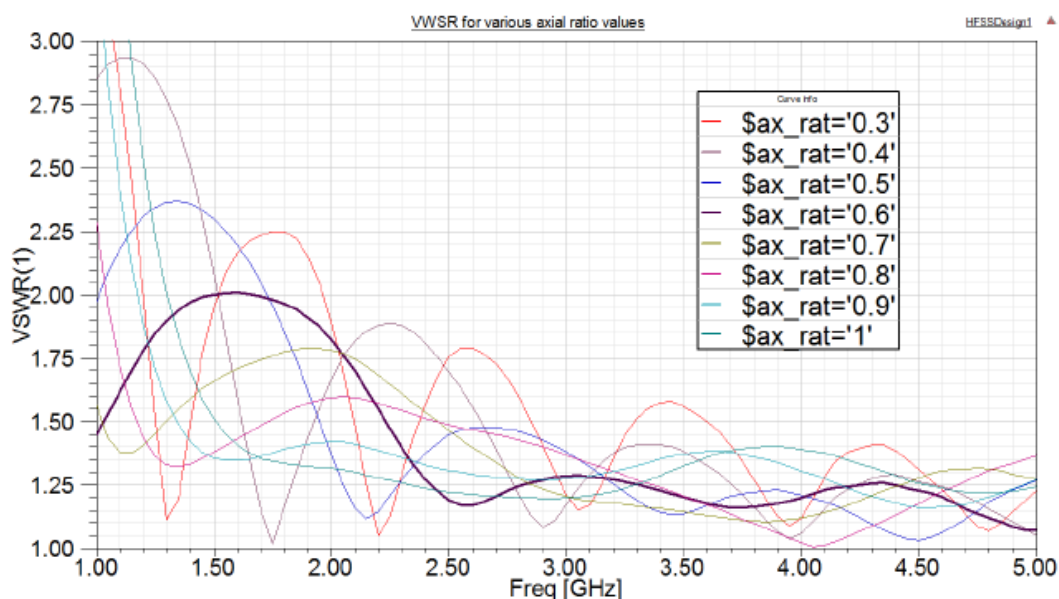
3.4 Αποτελέσματα του ελλειπτικού μονόπολου

Ένα σημαντικό ζήτημα για το μονόπολο υπό εξέταση, είναι οι διαστάσεις της έλλειψης και οι διαστάσεις του επιπέδου γείωσης. Για αρχή σχεδιάζεται ένα βασικό μονόπολο, με διαστάσεις 7cm x 2,6 cm, με επίπεδο γείωσης 30 cm x 30 cm x 0.05 cm. Αυτό το μονόπολο είχε VSWR όπως φαίνεται στο διάγραμμα: [65]



Εικόνα 24 Το VSWR του ελλειπτικού μονόπολου 7cm x 2.6

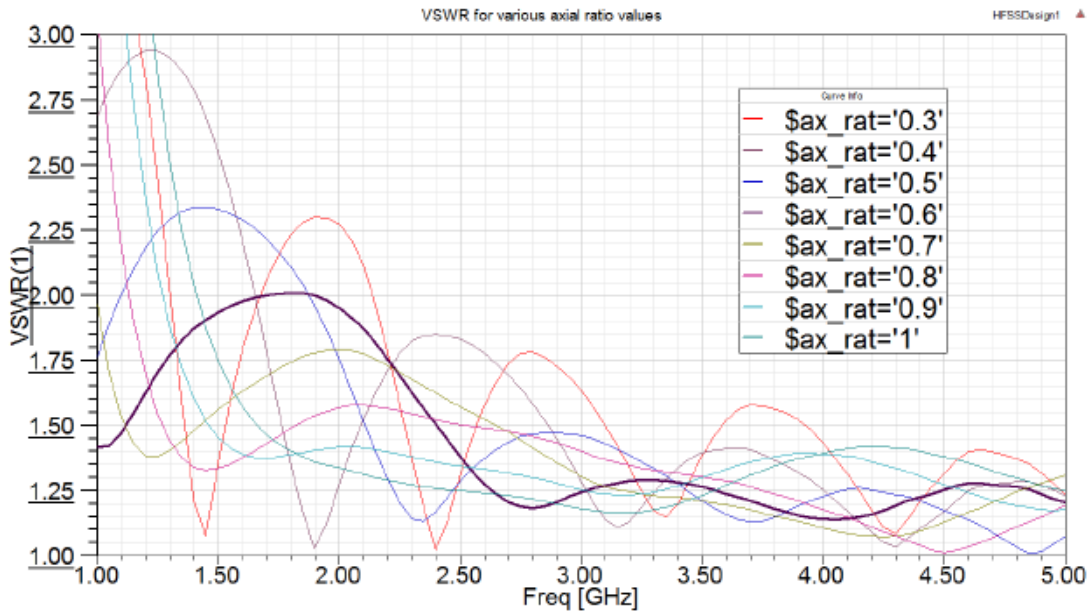
Είναι εμφανές ότι όσο στενότερο είναι το ελλειπτικό μονόπολο, τόσο η συμπεριφορά του προσεγγίζει αυτή ενός τυπικού μονόπολου. Επομένως είναι ζητούμενο ένα κάτω όριο της ελλειπτικής αναλογίας, ώστε να παραμένει συμπαγές αλλά να διατηρεί τις wideband ιδιότητές του. Για το σκοπό αυτό διεξήχθησαν προσομοιώσεις, με τα εξής αποτελέσματα: [65]



Εικόνα 25 Το VSWR για άξονα 4.8cm και ποικίλους βαθμούς ελλειπτικότητας

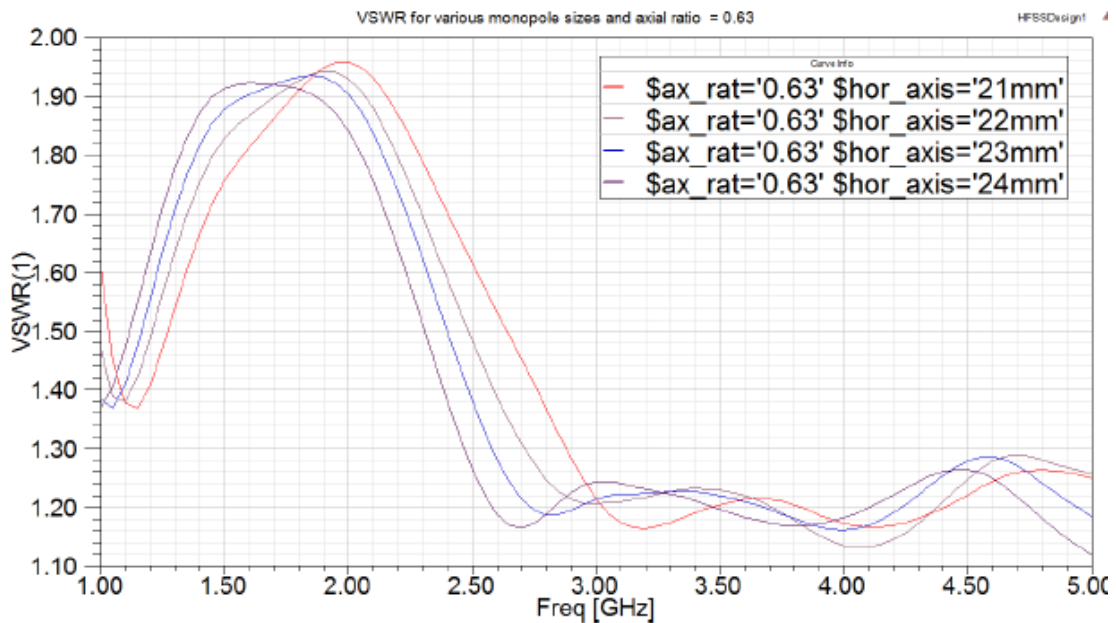
Major Axis (cm)	Minor Axis (cm)	Ellipticity ratio	f_{\min} (MHz)
5	3	0.6	1340
6	3	0.5	1129
7	3	0.4286	976
7	2	0.2857	993
7	1.6	0.2286	1000
7	2.6	0.3714	983

Πίνακας 5 Μήκη αξόνων και ελάχιστη συχνότητα



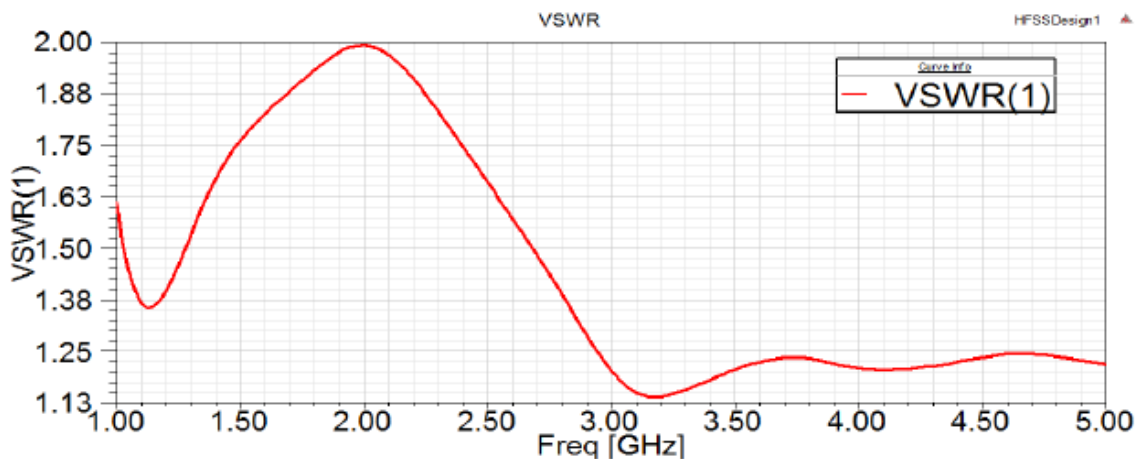
Εικόνα 26 Το VSWR για άξονα 4.4cm και ποικίλους βαθμούς ελλειπτικότητας

Βάσει αυτών, επιλέχθηκε ως ιδανική ελλειπτική αναλογία η 0.63. Στην αναλογία αυτή έχουμε VSWR: [65]



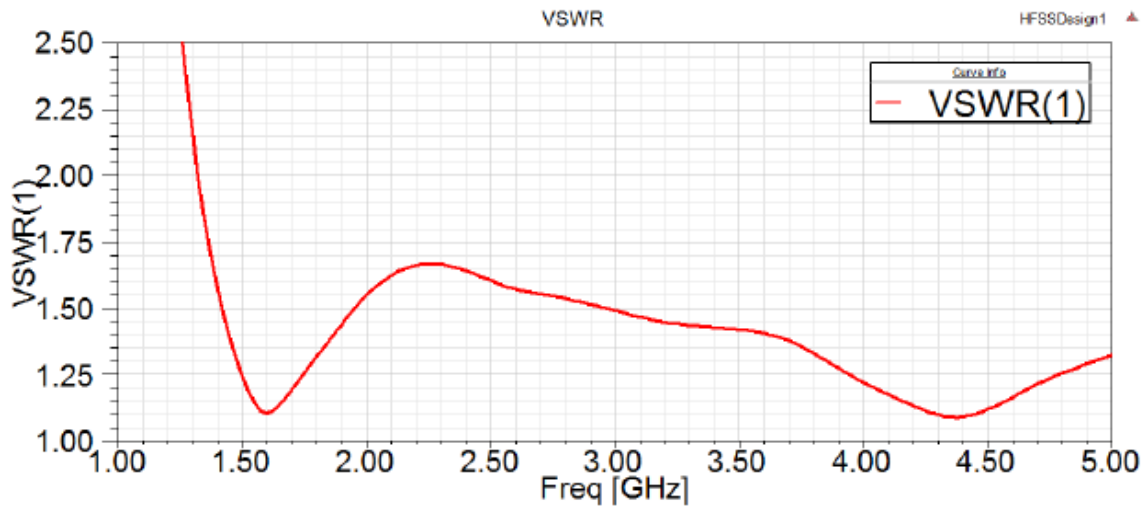
Εικόνα 27 Το VSWR για ελλειπτική αναλογία 0.63

Επομένως το VSWR του βελτιστοποιημένου μονόπολου απεικονίζεται παρακάτω



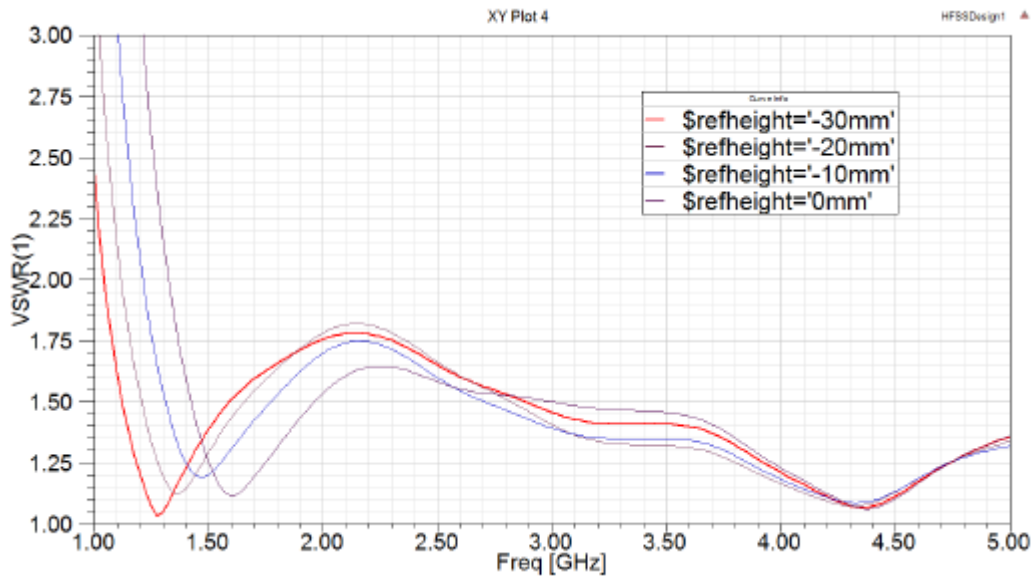
Εικόνα 28 Το VSWR του βελτιστοποιημένου ελλειπτικού μονοπόλου

Η επόμενη σχεδιαστική μεταβολή ήταν η μείωση του πεδίου γείωσης, σε 6.67x4.2 cm υπερυψωμένο σε βάση 4.2x 4.2 cm

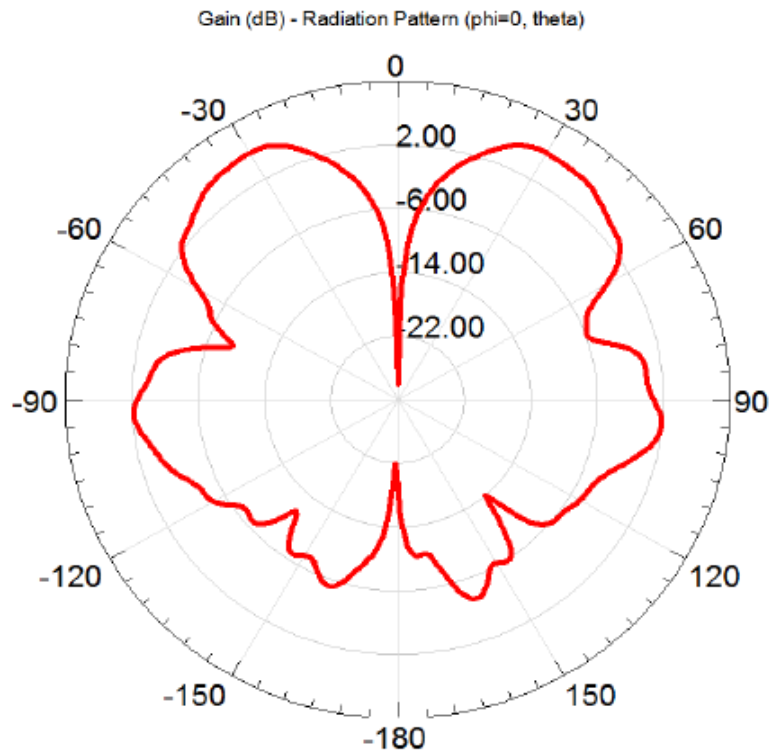


Εικόνα 29 Το VSWR κατόπιν ελάττωσης της βάσης του μονοπόλου

Στη συνέχεια, καθώς κατόπιν της μείωσης της συνολικής επιφάνειας δε λειτουργούσε ιδανικά, έγινε απόπειρα προσθήκης επιφάνειας στη βάση με χρήση πλαγίων επιφανειών στο επίπεδο γείωσης. [65] Το τελικό VSWR, και το κέρδος της προτεινόμενης διάταξης είναι τα εξής:



Εικόνα 30 Το VSWR της προτεινόμενης διάταξης



Εικόνα 31 Το κέρδος της προτεινόμενης διάταξης

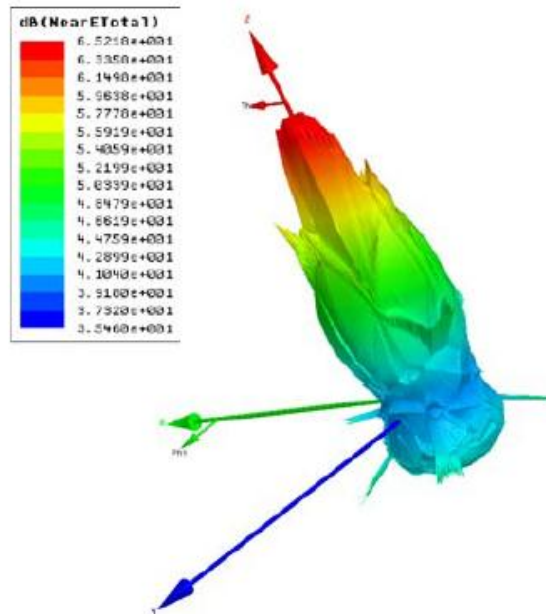
Για την εύρεση του κοντινού πεδίου της κεραίας, εφόσον προτείνονται για ραδιομετρικές εφαρμογές, έχει σημασία η σχέση του κοντινού πεδίου με το βάθος των ιστών, καθώς και το εύρος ανίχνευσης της κεραίας. [65]

Αγωγιμότητα (S/m)	Συχνότητα (GHz)	Βάθος ιστού (Cm)	Εξωτερική ακτίνα αναδραστικού κοντινού πεδίου (cm) Short Case	Εξωτερική ακτίνα αναδραστικού κοντινού πεδίου (cm) Long Case
0.052824198	1.0	6.9	4.8	-
0.076407383	1.5	4.7	3.2	-
0.10612505	2.0	3.5	-	4.9
0.140677343	2.5	2.7	-	5.5
0.178888811	3.0	2.2	-	6.0
0.26229974	4.0	1.6	-	7.0
0.34981792	5.0	1.2	-	8.0

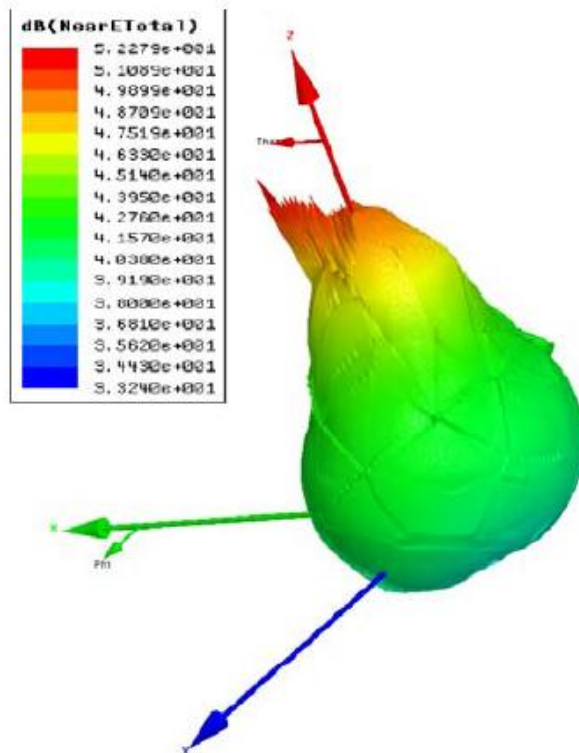
Πίνακας 6 Βάθος ιστού στο λίπος του στήθους- Κοντινό πεδίο

Συχνότητα (GHz)	Εύρος Ανίχνευσης -R(cm)
1.0	4.8-11.7
1.5	3.2-7.9
2.0	4.9-8.4
2.5	5.5-8.2
3.0	6.0-8.2
4.0	7.0-8.6
5.0	7.8-9.0

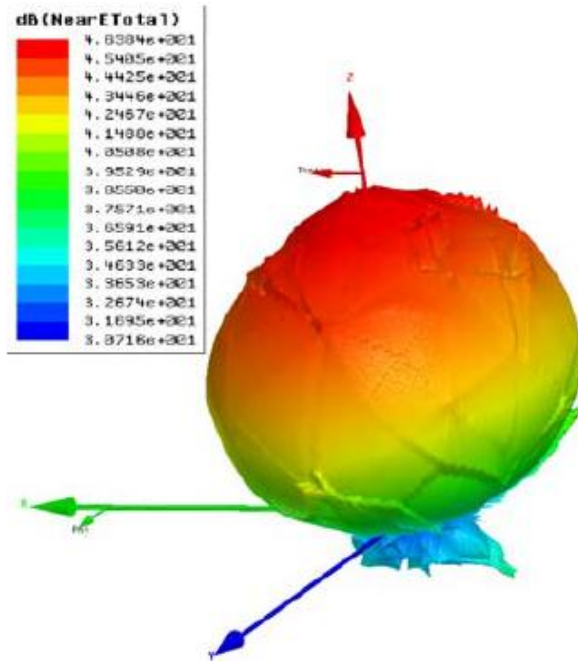
Πίνακας 7 Εύρος ανίχνευσης της κεραίας ανά συχνότητα



Εικόνα 32 Ηλεκτρική κατανομή κοντινού πεδίου, 1GHz



Εικόνα 33 Ηλεκτρική κατανομή κοντινού πεδίου, 2GHz



Εικόνα 34 Ηλεκτρική κατανομή κοντινού πεδίου, 3GHz

Παρατηρούμε ότι τελικά το προτεινόμενο μονόπολο παρουσιάζει τα ζητούμενα χαρακτηριστικά, τόσο από άποψη κέρδους όσο από άποψη μεγέθους, και έχει υποσχόμενα αποτελέσματα για χρήση σε βιοϊατρικές εφαρμογές. [65]

3.5 Αποτελέσματα της διπλής ελικοειδούς κεραίας

Ακολουθούν οι μετρήσεις που έγιναν για την ελικοειδή κεραία. Για αρχή, οι συχνότητες λειτουργίας σε σχέση με το βάθος ιστών παρουσιάζονται στον παρακάτω πίνακα: [62]

Αγωγιμότητα (S/m)	Συχνότητα (GHz)	Βάθος ιστού (Cm)	Εξωτερική ακτίνα αναδραστικού κοντινού πεδίου (cm) Short Case	Εξωτερική ακτίνα αναδραστικού κοντινού πεδίου (cm) Long Case
0.052824198	1.0	6.9	4.8	-
0.076407383	1.5	4.7	4.4	-
0.10612505	2.0	3.5	-	5.1
0.140677343	2.5	2.7	-	5.7
0.178888811	3.0	2.2	-	6.2
0.26229974	4.0	1.6	-	7.2
0.34981792	5.0	1.2	-	8.0

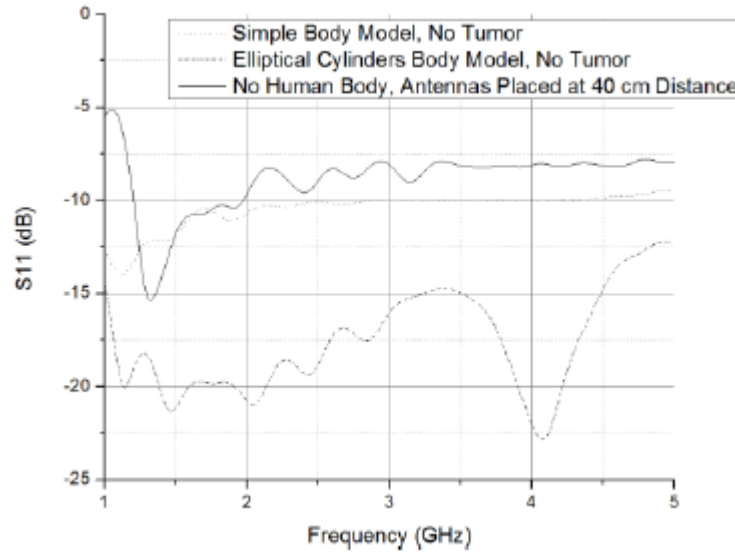
Πίνακας 8 Βάθος ιστού στο λίπος του στήθους- Κοντινό πεδίο

Το εύρος ανίχνευσης της κεραίας δίνεται παρακάτω:

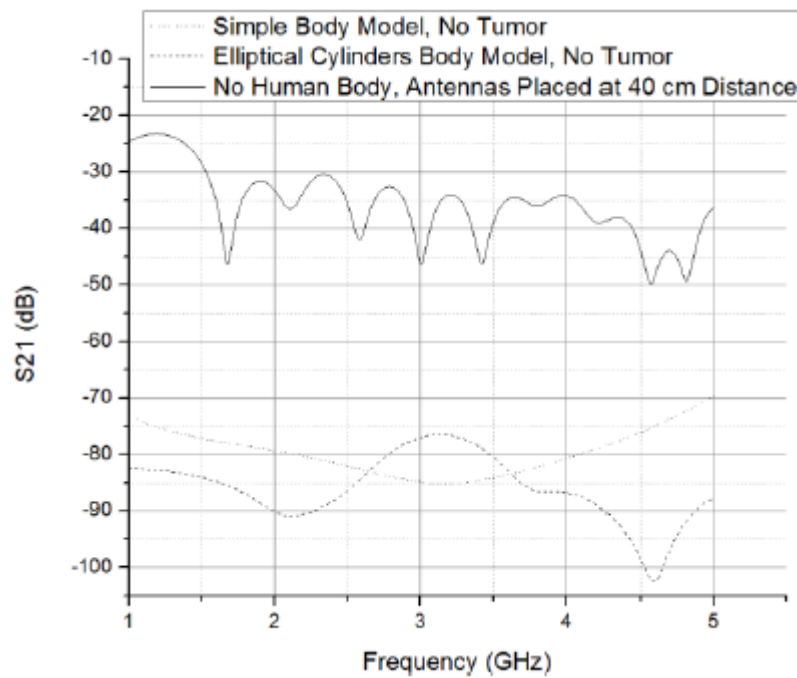
Συχνότητα (GHz)	Εύρος Ανίχνευσης –R(cm)
1.0	4.8-11.7
1.5	4.4-9.1
2.0	5.1-8.6
2.5	5.7-8.4

3.0	6.2-8.4
4.0	7.2-8.8
5.0	8.0-9.2

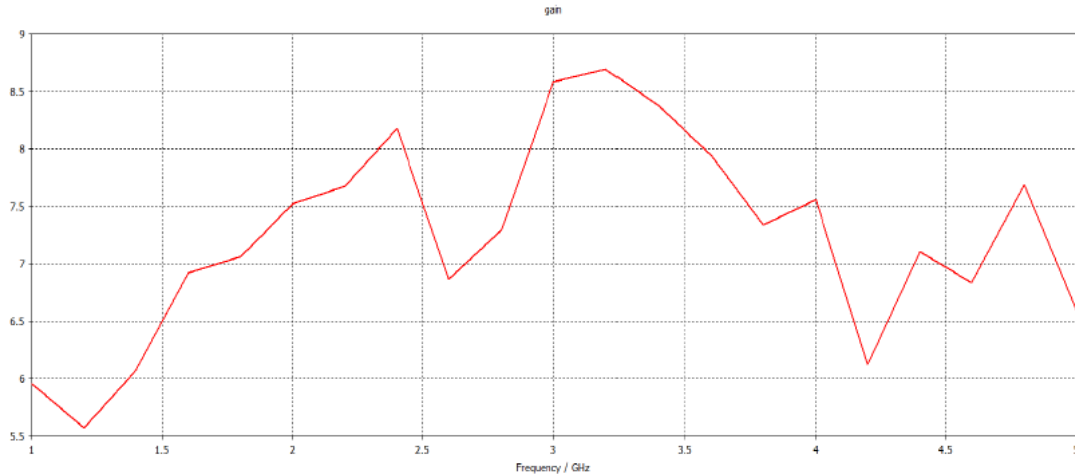
Πίνακας 9 Εύρος ανίχνευσης της κεραίας ανά συχνότητα



Εικόνα 35 Ο συντελεστής ανάκλασης της κεραίας με/χωρίς μοντέλο ανθρωπίνου σώματος



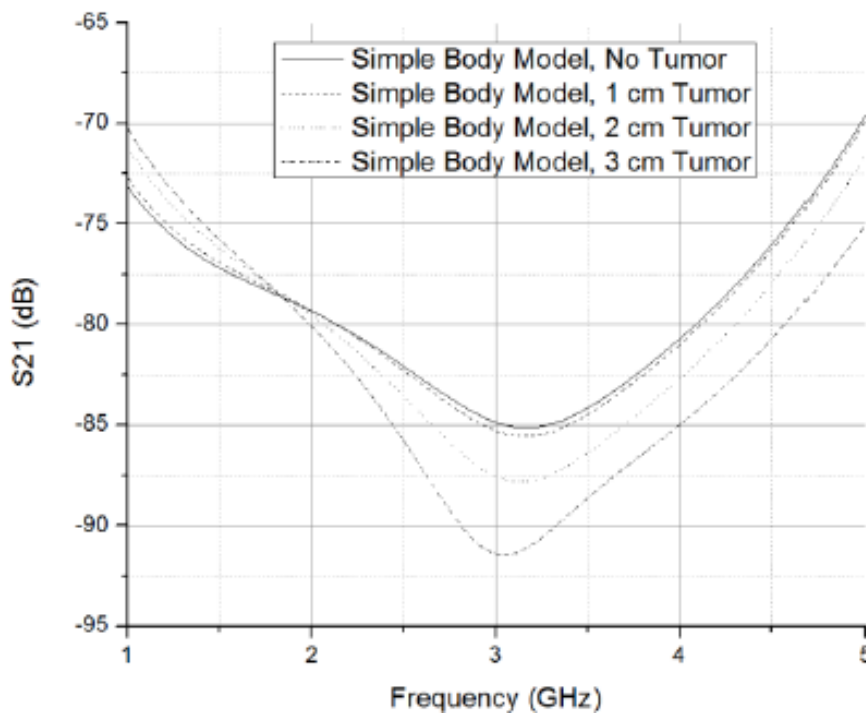
Εικόνα 36 Ο συντελεστής μετάδοσης των κεραιών με/χωρίς μοντέλο ανθρωπίνου σώματος



Εικόνα 37 Το κέρδος στη συχνότητα λειτουργίας

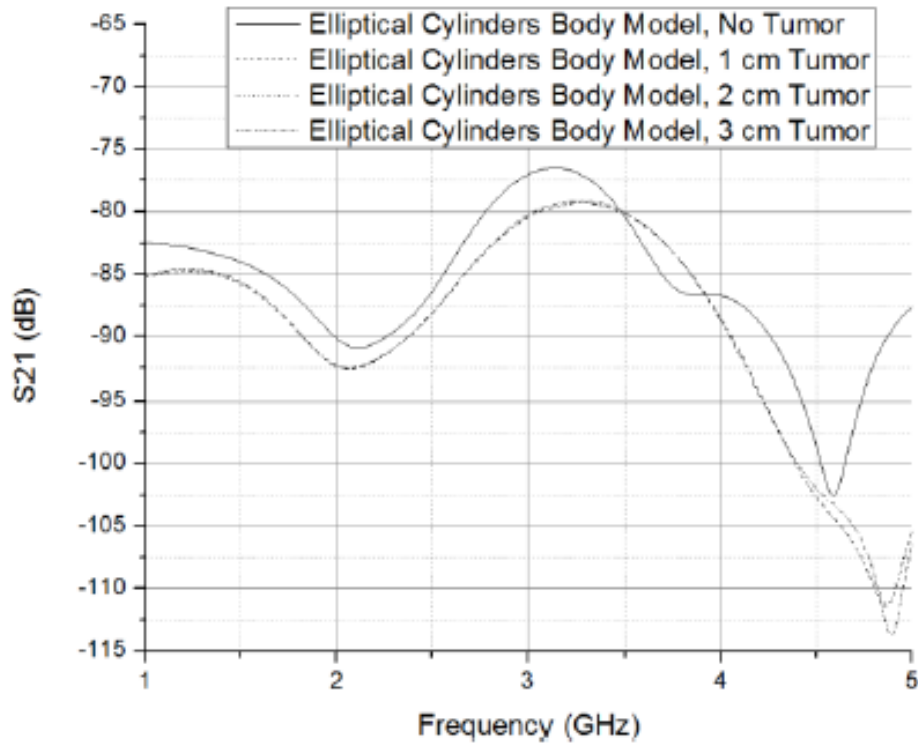
Η παρουσία ενός όγκου μέσα στο μοντέλο του ανθρώπινου σώματος αλλάζει αποτελεσματικά το συντελεστή μετάδοσης S_{21} του κεραιοσυστήματος. Παρουσιάζεται μεγαλύτερη εξασθένηση μετάδοσης σε μια περιοχή συχνότητας συντονισμού με κέντρο γύρω στα 3,2 GHz χωρίς όγκο, η οποία μετατοπίζεται στα 3 GHz όταν υπάρχει παρουσία όγκου ($\epsilon_r = 53,81$, αγωγιμότητα $\sigma = 2.799 \text{ S / m}$, στα 2.45 GHz). [62]

Στο απλό μοντέλο, στη συχνότητα συντονισμού, ο συντελεστής μετάδοσης πέφτει από 6 dB όταν δεν υπάρχει όγκος στα -91dB με όγκο. Αυτό το γεγονός καθιστά το συντελεστή μετάδοσης κατάλληλο μέγεθος για την ανίχνευση ανωμαλιών.



Εικόνα 38 Συντελεστής μετάδοσης στο απλό μοντέλο χωρίς και με παρουσία όγκου

Στο ελλειπτικό μοντέλο, η απόκριση συχνότητας του συστήματος είναι πιο περίπλοκη. Το μέγεθος S_{21} εξακολουθεί να μειώνεται όταν υπάρχει παρουσία όγκου, αλλά δεν επηρεάζεται ουσιαστικά από το μέγεθος του όγκου. Ο συντελεστής μετάδοσης μειώνεται σημαντικά στο εύρος συχνοτήτων 4.5-5 GHz, όπου στη συχνότητα συντονισμού, η απόκριση πέφτει από 11 dB όταν δεν υπάρχει όγκος στα -114 dB με όγκο. [62]



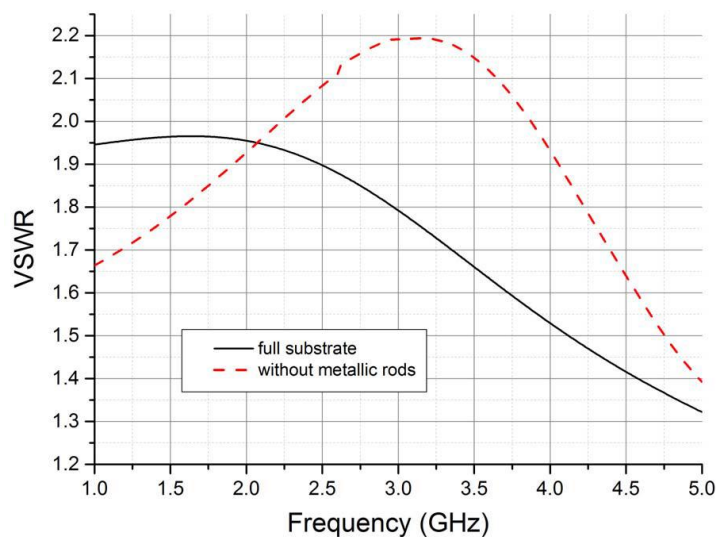
Εικόνα 39 Συντελεστής μετάδοσης στο ελλειπτικό μοντέλο χωρίς και με παρουσία όγκου

Επομένως, και στα δύο μοντέλα το μέγεθος αυτό μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως δείκτης ανωμαλιών στον ιστό. Η παρούσα κεραία μπορεί να ανιχνεύσει ανωμαλίες σε μια ακτίνα 1-3cm, και είναι ένα πιθανό μελλοντικό εργαλείο για ανίχνευση θέσεων και μεγεθών καρκινικών ανωμαλιών.

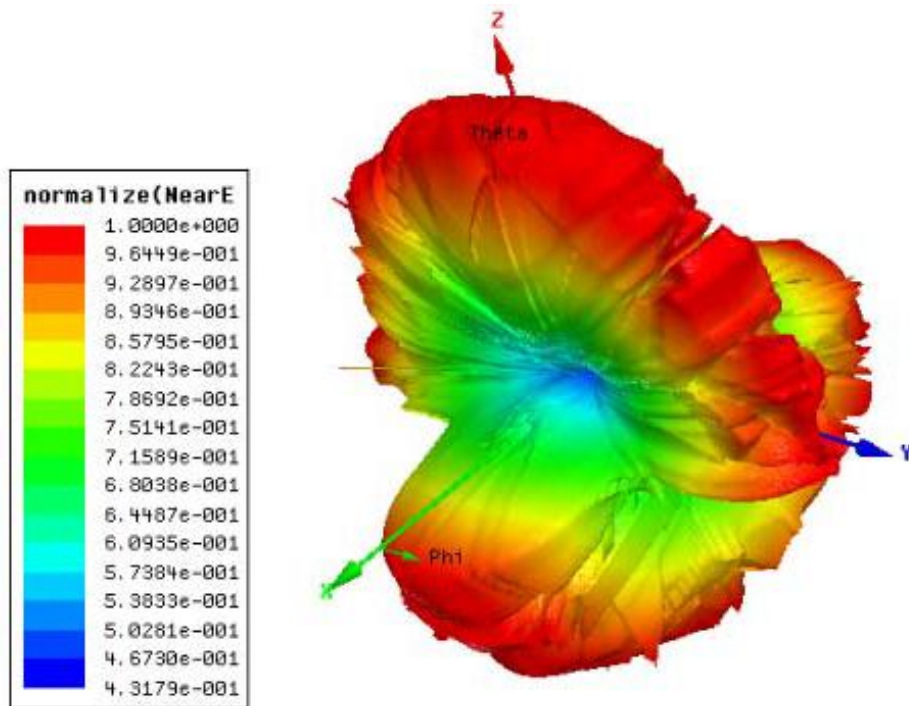
3.6 Αποτελέσματα της φορητής συσκευής

Στο φορητό, ολοκληρωμένο σύστημα διεξάχθηκαν από τους δημιουργούς προσομοιώσεις σε κάθε κομμάτι του ξεχωριστά, αλλά και συνολικά. [79]

Από τις προσομοιώσεις της κεραίας, προέκυψε ότι υπήρξε μεγάλη βελτίωση του VSWR κατόπιν της χρήσης μεταλλικών ράβδων στην τελική διάταξη της κεραίας, όπως φαίνεται στο σχετικό διάγραμμα.



Εικόνα 40 Το VSWR της κεραίας με μεταλλικές ράβδους και χωρίς μεταλλικές ράβδους[79]

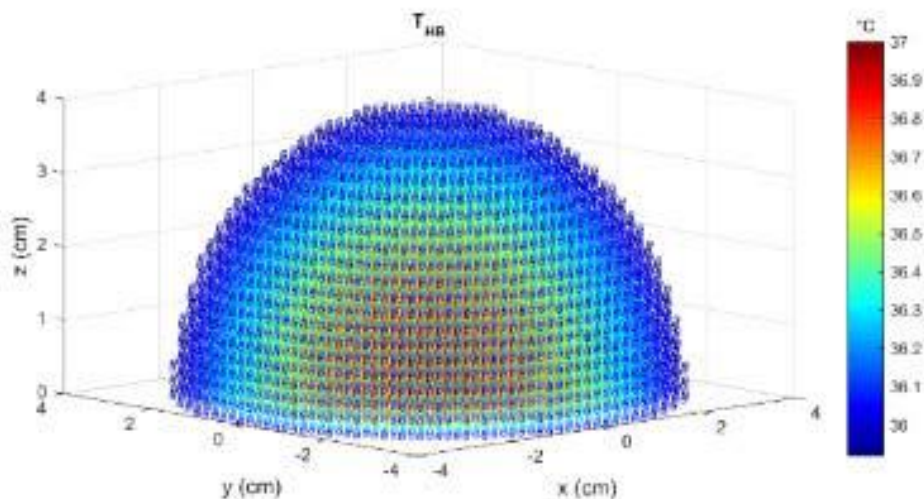


Εικόνα 41 Απεικόνιση κοντινού πεδίου για συχνότητα 2GHz και ακτίνα ανίχνευσης 4cm[79]

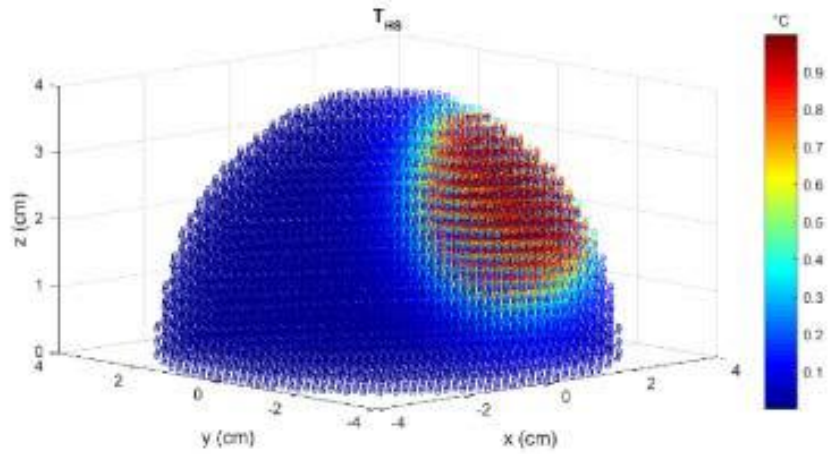
Σύμφωνα με τα αποτελέσματα αυτά, η κεραία έχει πολύ καλή απόδοση στις συχνότητες 1-4GHz, με πολύ καλό συντονισμό εμπέδησης και $VSWR < 2$.

Επομένως η διάταξη αυτή της συμπαγούς κεραίας είναι κατάλληλη για βιοϊατρικές εφαρμογές, ενώ η απόδοσή της βελτιώνεται πολύ μετά την εισαγωγή των μεταλλικών ράβδων.

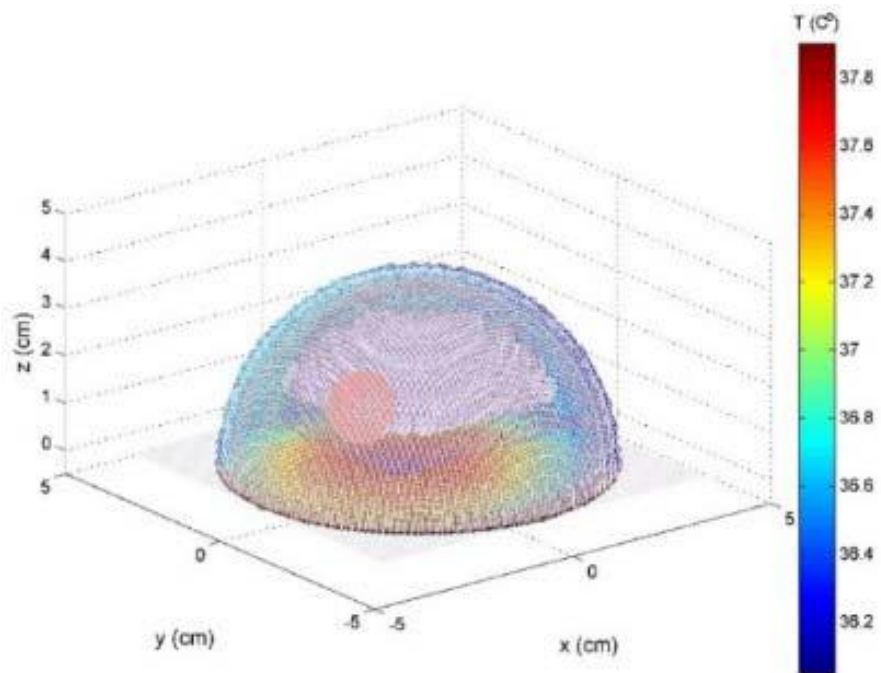
Για τις προσομοιώσεις της τελικής απεικόνισης επιλέχθηκε ένα μοντέλο μαστού, το οποίο αποδόθηκε ως ημισφαίριο διαμέτρου 8cm αποτελούμενο από ομοιογενή επιπεδα. Μέγιστη εσωτερική θερμοκρασία θεωρήθηκαν οι 37°C και στην επιφάνεια του δέρματος οι 36°C. Οι συχνότητες του ραδιομέτρου δόθηκαν από τη σχέση $f_i = (\frac{i}{2} + 1)$ GHz, όπου $i = 1, 2$ κλπ. Έτσι, για 9 διαφορετικές θέσεις του ραδιομέτρου γύρω από το στήθος μπορούν να γίνουν 9 μετρήσεις σε 5 διαφορετικά βάθη. Ακολουθούν τρισδιάστατες απεικονίσεις, του μοντέλου του μαστού και μίας πιθανής κακοήθειας.



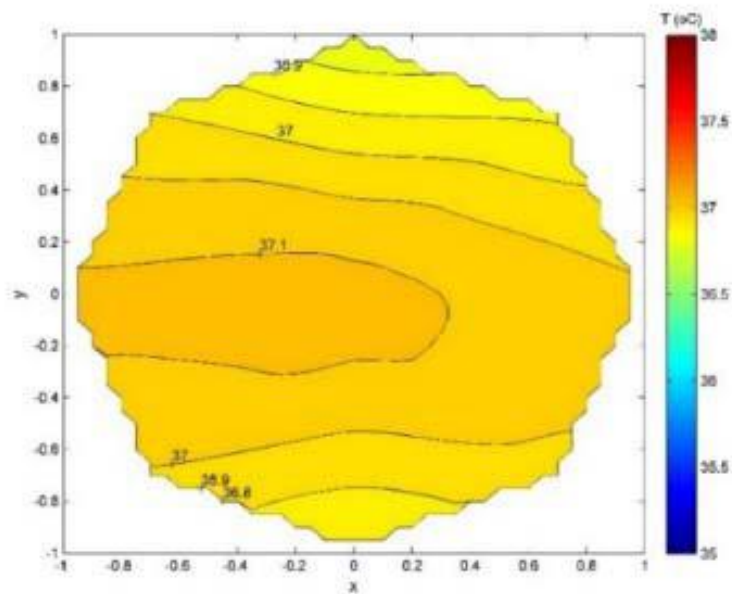
Εικόνα 42 Θερμοκρασιακό μοντέλο υγιούς μαστού[79]



Εικόνα 43 Θερμοκρασιακή απεικόνιση πιθανής κακοήθειας[79]



Εικόνα 44 Τρισδιάστατη απεικόνιση κακοήθειας διαμέτρου 0.7cm[79]



Εικόνα 45 Θερμοκρασιακός χάρτης για κακοήθεια διαμέτρου 0.7cm[79]

3.7 Συμπεράσματα - Επίλογος

Η μικροκυματική ραδιομετρία βασίζεται στην ανίχνευση θερμικού θορύβου και είναι ένα πεδίο με εφαρμογές σε πάρα πολλούς τομείς, που ενδεικτικά περιλαμβάνουν την ωκεανογραφία, ανίχνευση πυρκαγιών, επίγεια και ατμοσφαιρική παρατήρηση, και βιοϊατρική

Ειδικότερα στις βιοϊατρικές εφαρμογές, παρουσιάζει μεγάλο ενδιαφέρον η χρήση της μικροκυματικής ραδιομετρίας για ανίχνευση θερμοκρασιακών μεταβολών του ανθρωπίνου σώματος, γεγονός που την καθιστά πολύτιμο εργαλείο για ανίχνευση κάθε είδους κακοηθειών, εφόσον γενικά οι καρκινικοί όγκοι έχουν υψηλότερη θερμοκρασία από τα υγιή κύτταρα. Έτσι χρησιμοποιείται για ανίχνευση καρκίνων στον εγκέφαλο, στο στήθος, στο ήπαρ, αλλά και σε άλλες βιοϊατρικές εφαρμογές.

Η χρήση κεραιών λήψης στη ραδιομετρία, συγκεκριμένα για την ανίχνευση θερμοκρασιακών μεταβολών στο ανθρώπινο σώμα, είναι μία παθητική, ακίνδυνη και μη επεμβατική μέθοδος. Πρόκειται για κεραιές που συνδέονται με ραδιόμετρα, τοποθετούμενες στο μπροστινό άκρο τους.

Οι προκλήσεις για χρήση κεραιών λήψης στις ραδιομετρικές εφαρμογές είναι πολλές, με κυριότερη την ανάγκη για μικρό μέγεθος σε συνδυασμό με υψηλό κέρδος και εύρος ζώνης, αλλά και με μεγάλο βάθος διείσδυσης στους ιστούς. Επιπρόσθετα, καθ'ότι μια κεραία σχεδιασμένη για βιοϊατρικές εφαρμογές, είναι δεδομένο ότι θα λειτουργεί σε επαφή με τον ανθρώπινο ιστό, που είναι μέσο με απώλειες, προκαλείται απώλεια του συντονισμού εμπέδησης, γεγονός που οδηγεί σε ακόμα περισσότερες απώλειες στο ραδιομετρικό σύστημα. Είναι, τέλος, σημαντικό στοιχείο το μικρό μέγεθος και η απλή κατασκευή μιας τέτοιας κεραιάς. Η κεραία αυτή πρέπει να λειτουργεί στο εύρος 1-5 GHz, ούτως ώστε να είναι δυνατή η ανίχνευση ανωμαλιών στον ανθρώπινο ιστό σε διάφορα βάθη, χάρη στη διείσδυση του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου.

Παρουσιάστηκαν τέσσερις καινοτόμες κεραιές, με δυνατότητα ανίχνευσης θερμοκρασιακών μεταβολών στους ανθρώπινους ιστούς. Αρχικά παρουσιάστηκε μια κεραία R-PIFA δύο στοιχείων, η οποία είναι μια συμπαγής ευρυζωνική κεραία που βελτιστοποιήθηκε με χρήση γενετικών αλγορίθμων και λειτουργεί σε εύρος 1-3 GHz. Στη συνέχεια παρουσιάστηκε μια κεραία R-PIFA ενός στοιχείου, η οποία έχει τη δυνατότητα να επαναπροσδιορίζει τη συχνότητα συντονισμού κάθε φορά που προκύπτει μια μετατόπιση στη συχνότητα λόγω του ανθρωπίνου σώματος ως διηλεκτρικού μέσου σε εύρος 1-4 GHz. Η επόμενη κεραία που παρουσιάστηκε ήταν ένα ελλειπτικό μονόπολο μικρών διαστάσεων για παθητικές μετρήσεις στο φάσμα 1-5 GHz. Τέλος παρουσιάστηκε μια ελικοειδής κεραία που να εμφανίζει συντονισμό με τον ανθρώπινο ιστό σε εύρος 1-5 GHz.

Στη συνέχεια παρουσιάστηκε μια συνολική λύση, η οποία επιτεύχθηκε από μια μεγάλη ερευνητική ομάδα και περιλαμβάνει μια συμπαγή ευρυζωνική κεραία, ένα μικροκυματικό ραδιόμετρο και μια ψηφιακή μονάδα επεξεργασίας, όλα συγκεντρωμένα σε μια μικρή φορητή συσκευή, με μία πολυσυχνотική προσέγγιση. Η συσκευή αυτή μπορεί να απεικονίσει τρισδιάστατα τις θερμοκρασιακές μεταβολές στο ανθρώπινο σώμα και να ανιχνεύσει κακοήθεις όγκους

Κατόπιν των αριθμητικών αποτελεσμάτων τους, τόσο οι 4 αυτές κεραιές όσο και η ολοκληρωμένη φορητή συσκευή είναι πράγματι κατάλληλες για την ανίχνευση θερμοκρασιακών μεταβολών στο ανθρώπινο σώμα.

4 Βιβλιογραφία

- [1] Polívka, J. Int J “*Microwave radiometry and applications* “ Infrared Milli Waves (1995) 16: 1593. <https://doi.org/10.1007/BF02274819>
- [2] M. Peichl, S. Dill, M. Jirousek, and H. Süß “*Microwave Radiometry - Imaging Technologies and Applications*” Proceedings of WFMN07, Chemnitz, Germany
- [3] Ulaby F. T., Moore R. K., Fung A. K., “*Microwave Remote Sensing : Fundamentals and Radiometry*”. , vol. 1, Reading, Mass.: Addison-Wesley Pub. Co., Advanced Book Program/World Science Division, 1981, pp. 456.
- [4] Καραθανάσης, Κ. Θ. (n.d.). *Ανάπτυξη παθητικών συστημάτων μελέτης ενδοκρανιακών θερμοκρασιακών μεταβολών και εγκεφαλικών διεργασιών.*
- [5] Κουιρουκίδης Α., *Διδακτικές σημειώσεις στη Ραδιοκυματική* ,2008
- [6] Balanis C. A., “*Electromagnetic Theorems and Principles*”. Advanced Engineering Electromagnetics, John Wiley & Sons, 1989.
- [7] Tomppo , E. , Czaplewski R. , Makisara K. “*The Role of Remote Sensing in Global Forest Assessment*”,2002
- [8] M.Hallikainen , P.Jolma “*Applications of satellite microwave radiometry* “Advances in Space Research Volume 7, Issue 3, 1987, Pages 73-
- [9] Sainsbury C.I. “*Geology, Mineral Deposits, and Geochemical and Radiometric Anomalies, Serpentine Hot Springs Area, Seward Peninsula, Alaska*” Geological survey Bulletin
- [10] Peter J Minnett “*Applications of microwave radiometry in ocean and atmospheric science* “Rosenstiel School of Marine and Atmospheric Science, University of Miami, USA
- [11] Wang J. “*Mapping surface soil moisture with L-band radiometric measurements*” Remote Sensing of Environment Volume 27, Issue 3, March 1989, Pages 305-311
- [12] Yang W. J., Mochizuki S. and Yang P. T., “*Applications of Microwave Radiation in Medicine,*” J Mech Med Biol, vol. 2, pp. 53-63, Oct. 2002.
- [13] Rosen A., Stuchly M. A ,Vorst A. V., “*Applications of RF/microwaves in medicine,*” IEEE Trans. Microwave Theory Tech., vol. 50, pp. 963-974, 2002.
- [14] Cheever E. A., Foster K. R., “*Microwave radiometry in living tissue: what does it measure?*” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 39, pp. 563-568, Jun. 1992.
- [15] Μπορμπιλάς Ν. : *Επίδραση ηλεκτρικού ρεύματος στον ανθρώπινο οργανισμό : Ηλεκτροπληξία*
- [16] Δεμίσαρλη Α. “*Αριθμητική Μελέτη Τυπωμένης Ελικοειδούς Κεραίας για την Θεραπεία των Καρδιακών Αρρυθμιών*”, Αριστοτέλειο πανεπιστήμιο θεσσαλονίκης (2007)
- [17] R. N. Lawson, M.D. and M.S. Chughtai, M.B., B.S., “*Breast Cancer and Body Temperature*”, Canadian Medical Association Journal, Jan 12, 1963; vol. 88(2): 68–70, Montreal
- [18] Κεφάλια Ο., “*Σύστημα ανάλυσης θερμικών δεδομένων που βασίζονται στη θερμοκρασία της επιφάνειας του μαστού για τον εντοπισμό παθολογικών καταστάσεων*” Πανεπιστήμιο Πατρών 2014
- [19] Sugiura T., Kouno Y., Hashizume A., Hirata H., Hand J. W., Okita Y. and Mizushina S., “*Five-band microwave radiometer system for non-invasive measurement of brain temperature in newborn infants: System calibration and its feasibility,*” Conference Proceedings - 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC 2004, Sep 1-5 2004, 2004, pp. 2292-2295.
- [20] Stauffer P. , Rodrigues D. ,Maccarini P. “*Utility of Microwave Radiometry for Diagnostic and Therapeutic Applications of Non-Invasive Temperature Monitoring*” 2014 IEEE Benjamin Franklin Symposium on Microwave and Antenna Sub-systems

- [21] Skou N., *“Microwave Radiometer Systems--Design and Analysis”* Norwood, MA: Artech House, 1989, pp. 162.
- [22] Bardati F., Marrocco G. and Tognolatti P., *“Time-Dependent Microwave Radiometry for Measurement of Temperature in Medical Applications,”* IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, vol. 52, pp. 1917-1924, Aug. 2004.
- [23] N. A. Diakides and J. D. Bronzino. *“Medical Infrared Imaging”*. CRC Press. Taylor & Francis Group, 2008.
- [24] Y. Leroy, A. Mamouni, J. V. D. Velde, B. Bocquet and B. Dujardin. *“Microwave Radiometry For Non-invasive Thermometry”*. Automedica, **8**: 181–202, 1987.
- [25] Ballew L. *“A Microwave Radiometer System for Use in Biomedical Applications”*, Baylor University 2006
- [26] Ohira, T., and Gyoda, K., *“Electronically steerable passive array radiator antennas for low-cost analog adaptive beamforming”*, Proceedings of the 2000 IEEE International Conference on Phased Array Systems and Technology, pp. 101-104, May 2000.
- [27] Sun, C., Hirata, A., Ohira, T., Karmakar, N.C., *“Fast beamforming of electronically steerable passive array radiator antennas: Theory and experiment”*, IEEE Transactions on Antennas and Propagation, Vol. 52, No. 7, pp. 1819-1831, July 2004.
- [28] Yang, K., and Ohira, T., *“Realization of space-time adaptive filtering by employing electronically steerable passive array radiator antennas”*, IEEE Transactions on Antennas and Propagation, Vol. 51, No. 7, pp. 1476-1485, July 2003.
- [29] El-Sharkawy, A.M., Sotiriadis, P.P. ; Bottomley, P.A. ; Atalar, E., *“A New RF Radiometer for Absolute Noninvasive Temperature Sensing in Biomedical Applications”*, IEEE International Symposium on Circuits and Systems, pp. 329-332, 2007. ISCAS 2007.
- [30] Sergio Curto, Patrick McEvoy, Xiulong Bao, Max J. Ammann, *“Compact Patch Antenna for Electromagnetic Interaction with Human Tissue at 434 MHz”*, IEEE Transactions on Antennas and Propagation, vol. 57, no. 9, september 2009
- [31] Bialkowski, M.E., Yifan Wang ; Abbosh, A., *“UWB Microwave Monopulse Radar System for breast cancer detection”*, 4th International Conference on Signal Processing and Communication Systems (ICSPCS), pp. 1-4, Dec. 2010.
- [32] Iudicello, S., Bardati, F., *“Visibility of breast malignancy in compressed breast by microwave radiometry”*, IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium, July 2008. AP-S 2008.
- [33] F. Bardati, S. Iudicello, *“Modeling the visibility of breast malignancy by a microwave radiometer”*, IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 55, 1, pp.214 – 221, 2008.
- [34] Curreli N., Fanti A., Mazzarella G. *“Design of a microwave antenna for breast cancer radiometric detection”* Loughborough Antennas and Propagation Conference (LAPC), 2014
- [35] O’Halloran, M., Glavin M., Jones E., *“Rotating antenna microwave imaging system for breast cancer detection,”* Progress In Electromagnetics Research, Vol. 107, 203–217, 2010.
- [36] Conceicao, R. C., O’Halloran M., Glavin M., Jones E., *“Comparison of planar and circular antenna configurations for breast cancer detection using microwave imaging,”* Progress In Electromagnetics Research, Vol. 99, 1–20, 2009.
- [37] Catapano, I., L. Di Donato, Crocco L., O. M. Bucci, A. F. Morabito, T. Isernia, Massa R., *“On quantitative microwave tomography of female breast,”* Progress In Electromagnetics Research, Vol. 97, 75–93, 2009.
- [38] Iudicello S. *“Visibility of breast malignancy by microwave radiometry: preliminary results on a real antenna”*
- [39] Bardati F., Francesco De Santis F., Marrocco G., Tognolatti P., *“A three band antenna for microwave radiometry of breast”*

- [40] Curreli N., Fanti A., Mazzarella G. , *Design of a microwave antenna for breast cancer radiometric detection* # 2014 Loughborough Antennas and Propagation Conference (LAPC)
- [41] Hagness S.C., Taflove A., Bridges J.E. *Two-dimensional FDTD analysis of a pulsed microwave confocal system for breast cancer detection: fixed-focus and antenna-array sensors* IEEE Transactions on Biomedical Engineering Volume: 45 Issue: 12
- [42] Afyfa A. , L.Bellarbia L. , Yaakoubib L., Gaviot E. “*Novel Antenna Structure for Early Breast Cancer Detection*” *Procedia Engineering* Volume 168, 2016, Pages 1334-1337
- [43] Mamadou H., Jing-Song Hong, Deedar A. Jamro “*Ground Slotted Monopole Antenna Design for Microwave Breast Cancer Detection Based on Time Reversal MUSIC*” *Progress In Electromagnetics Research C*, Vol. 59, 117–126, 2015
- [44] Asimakis N.P., Karanasiou I.S. , Uzunoglu N.K. “*Non invasive microwave radiometry system for intracranial applications*” *Progress In Electromagnetics Research*, Vol. 117, 83–101, 2011
- [45] Stauffer P. , Snow B., Rodrigues D., Salahi S. *Non-Invasive Measurement of Brain Temperature with Microwave Radiometry: Demonstration in a Head Phantom and Clinical Case* *Neuroradiol J.* 2014 Feb; 27(1): 3–12.
- [46] I. A. Bannikov, A. B. Ilinykh , Mitelman, Yury ,E ,Vasilii I. Borisov “*Modelling and analysis of bow-tie antenna properties for the brain microwave radiometry* Conference Paper · May 2016 DOI: 10.1109 / ICIEAM. 2016.7911597
- [47] Rodrigues D. , Maccarini P “*Design and Optimization of an Ultra Wideband and Compact Microwave Antenna for Radiometric Monitoring of Brain Temperature*” July 2014 IEEE Transactions on Biomedical Engineering 61(7):2154-2160
- [48] Kavitha A., Maccarini P., De Luca V. “*Modeling the Detectability of Vesicoureteral Reflux using Microwave Radiometry*” *Article in Physics in Medicine and Biology* · September 2010
- [49] Rezaeieh S. Ahdi, Zamani A., Bialkowski K. S., Mahmoud A. & Abbosh A. M. “*Feasibility of Using Wideband Microwave System for Non-Invasive Detection and Monitoring of Pulmonary Oedema*” *Scientific Reports* volume 5, Article number: 14047 (2015)
- [50] Samo R, Saraswat P. “*Microwave Technology for Detection of Traumatic Pneumothorax: Development of a Wearable Microwave Antenna Array and Evaluation on Thoracic Phantom*” Gothenburg, Sweden, September 2013 Master’s Thesis: EX034/2013
- [51] Bertram JM., Yang D., Converse MC, Webster JG, Mahvi DM “*Antenna design for microwave hepatic ablation using an axisymmetric electromagnetic model*” *Biomed Eng Online.* 2006 Feb 27;5:15.
- [52] Bertram JM., Yang D., Converse MC, Webster JG, Mahvi DM “*A review of coaxial-based interstitial antennas for hepatic microwave ablation*” *Crit Rev Biomed Eng.* 2006;34(3):187-213.
- [53] Yang ,D. , Bertram, J. *Floating Sleeve Antenna Yields Localized Hepatic Microwave Ablation*, IEEE transactuons on biomedical engineering, vol 53, no3 ,2006
- [54] Lubner M., Brace C., Ziemlewicz T. , “*Microwave Ablation of Hepatic Malignancy*” *Semin Intervent Radiol.* 2013 Mar; 30(1): 56–66.
- [55] Toutouzas K. “*Microwave radiometry: a new non-invasive method for the detection of vulnerable plaque*” *Cardiovasc Diagn Ther.* 2012 Dec; 2(4): 290–297.
- [56] Rodrigues D. , Maccarini P. : “*Monitoring brown fat metabolic activity using microwave radiometry: Antenna design and frequency selection*” DOI: 10.1109/BenMAS.2014.7529481
- [57] Momenroodaki P. , Popovic Z. “*A 1.4-GHz Radiometer for Internal Body Temperature Measurements*” *Proceedings of the 45th European Microwave Conference*

- [58] Bonds Q. “A *Microwave Radiometer for Close Proximity Core Body Temperature Monitoring: Design, Development, and Experimentation*”, University of South Florida (2010)
- [59] Dubois L., Sozanski J. P., Tessier V., Camart J., Favre J. J., Pribetich J., Chive M., “*Temperature control and thermal dosimetry by microwave radiometry in hyperthermia*,”IEEETrans. Microwave Theory Tech., Vol. 44, 1755–1761, 1996.
- [60] Plapous, C., Cheng, J., Taillefer, E., Hirata, A., and Ohira, T., “*Reactance domain MUSIC algorithm for electronically steerable parasitic array radiator*”, IEEE Transactions on Antennas and Propagation, Vol. 52, No. 12, pp. 3257-3264, December 2004.
- [61] J. Liang and H. Y. D. Yang, “*Varactor Loaded Tunable Printed Pifa*”,Progress In Electromagnetics Research B, Vol. 15, 113-131, 2009
- [62] Nikolopoulos, C. D. , Baklezos, A. T., Capsalis , “*A Planar On-Body Antenna System for Cancerous Tumor Detection through Microwave Transmission Sensing*” Mar 2017 ,Journal of Electrical Engineering
- [63] Nikolopoulos, C. D. , Capsalis N.C. “*A Novel Antenna System for Body Temperature Change Detection Appropriate for Multi-channel Microwave Radiometry*” Progress In Electromagnetics Research M vol. 33(p.197-206):p.197-206 , 2013
- [64] Nikolopoulos, C. D. , Baklezos, A. T., Capsalis , N. C, “*Auto Reconfigurable Patch Antenna for Biomedical Single Channel Multi-Frequency Microwave Radiometry Applications*”, Progress In Electromagnetics Research C, Vol. 49, 19-29, 2014
- [65] Nikolopoulos, C.D. Baklezos, A. T., Capsalis, Katsouris A.G *Analysis of Ultra-Wideband Elliptical Monopole with Modified Ground for Applications in Radiometric Measurements*, (I.Re.C.A.P.), Vol. 5, N. 1 ISSN 2039 – 5086, 2015
- [66] Jacobsen , S. , Murberg , A. *Characterization of a Tranceiving antenna concept for microwave heating and thermometry of superficial tumors*, Progress In Electromagnetics Research, PIER 18, 105–125, 1998
- [67] Klemetsen ,O. , Jacobsen ,S. *Improved radiometric performance attained by an elliptical microwave antenna with suction* , IEEE transactuons on biomedical engineering, vol 59, no1 , 2012
- [68] Sunal, A. Vemulapall S., Devine R.,”*Design of Spiral Antennas for Radiometric Detection of Tumors at Microwave Frequencies*”
- [69] Capsalis C , Kottis P. “*Κεραίες ,Ασύρματες ζεύξεις*”, Εκδόσεις Τζιόλα
- [70] Hubregt J. Visser,”*Antenna Theory and Applications*” John Wiley & Sons Ltd
- [71] Constantine A. Balanis, "*Antenna Theory: Analysis and Design, 2nd Edition*"
- [72] Utah University “*The Finite-Difference Time-Domain Method (FDTD)*”
- [73] Goldberg, D. E., *Genetic Algorithms in Search, Optimization, and Machine Learning*, Addison – Wesley Publishing Company, Inc.,1989
- [74] Y. Rahmat-Samii and E. Michielssen, *Electromagnetic Optimization by Genetic Algorithms*.John Wiley & Sons, Inc., 1999.
- [75] Man K.F., Tang K.S., Kwong S. “*Genetic algorithms: concepts and applications*” IEEE Transactions on Industrial Electronics 43(5): 519 - 534 · 1996
- [76] “*SuperNec v. 2.4 MOM technical reference manual*,”Available at: <http://www.supernec.com/manuals/snmomtrm.htm>.
- [77] Fourie and D. Nitch, “*SuperNEC: antenna and indoor-propagation simulation program*,” IEEE Antennas and Propagat. Mag., vol. 42, no. 3, pp. 31-48, June 2000.
- [78] “*CST Microwave studio*” <http://www.cst.com/products/cstmws>
- [79] Livanos N., Hammal S. , Nikolopoulos C.D , Baklezos A. , Capsalis N. ,Koulouras G, Charamis P. , Vardiambasis I. , Nassiopoulos A. , KostopoulosS. Asvestas P., Cavouras D., Siores E, “*Design and Interdisciplinary Simulations of a Hand-Held Device for Internal-Body Temperature Sensing Using Microwave Radiometry*” , IEEE Sensors Journal , vol 18, no6 , March 2018