



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

**ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ
ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ**

**Ανάλυση και Ανάπτυξη Κεραιών για
Μικροκυματικές και THz Βιοϊατρικές Εφαρμογές**

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

Μαρία Γ. Κουτσουπίδου

Αθήνα, Δεκέμβριος 2014



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

**ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ
ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ**

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

**ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΚΕΡΑΙΩΝ ΓΙΑ
ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΕΣ ΚΑΙ ΤΗΣ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΕΣ
ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ**

Μαρία Γ. Κουτσουπίδου

Συμβουλευτική Επιτροπή : Νικόλαος Ουζούνογλου
Ηρακλής Αβραμόπουλος
Ειρήνη Καρανάσιου

Εγκρίθηκε από την επταμελή εξεταστική επιτροπή την

.....
Νικόλαος Ουζούνογλου
Καθηγητής ΕΜΠ

.....
Δήμητρα Κακλαμάνη
Καθηγήτρια ΕΜΠ

.....
Ηρακλής Αβραμόπουλος
Καθηγητής ΕΜΠ

.....
Γεώργιος Ματσόπουλος
Αν. Καθηγητής ΕΜΠ

.....
Ιωάννης Τίγκελης
Αν. Καθηγητής ΕΚΠΑ

.....
Ειρήνη Σ. Καρανάσιου
Ερευνήτρια Γ΄

.....
Δημήτριος Φραντζεσκάκης
Καθηγητής ΕΚΠΑ

ΑΘΗΝΑ, Δεκέμβριος 2014

.....
Μαρία Γ. Κουτσουπίδου

Διδάκτωρ Ηλεκτρολόγος Μηχανικός και Μηχ. Υπολογιστών ΕΜΠ

Copyright © Μαρία Γ. Κουτσουπίδου, 2014

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.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Πολλές βιοϊατρικές εφαρμογές που σχετίζονται με τη διαγνωστική και θεραπευτική ιατρική βασίζονται στην εκμετάλλευση των ιδιοτήτων της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας διαφόρων συχνοτήτων, όπως είναι τα μικροκύματα και η THz ακτινοβολία. Η μικροκυματική ακτινοβολία προσφέρει τη δυνατότητα απεικόνισης των βιολογικών ιστών μέσω του χαρακτηρισμού των διηλεκτρικών ιδιοτήτων τους. Τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα THz συχνοτήτων όταν αλληλεπιδρούν με μεγάλα βιομόρια και πρωτεΐνες δημιουργείται μία χαρακτηριστική φασματική απόκριση, «αποτύπωμα», που επιτρέπει την ταυτοποίησή τους. Συνεπώς, η ανάπτυξη κατάλληλων κεραιών αποτελεί σημαντική προϋπόθεση για τη μελλοντική κλινική εφαρμογή των τεχνικών αυτών.

Σε αυτό το πλαίσιο, το αντικείμενο της παρούσας διατριβής αποτελεί η σχεδίαση, ανάπτυξη και μέτρηση επίπεδων κεραιών για βιοϊατρικές εφαρμογές. Συγκεκριμένα, όσων αφορά το μικροκυματικό φάσμα συχνοτήτων, αναπτύσσονται πρωτότυπες ομοεπίπεδες κεραιές για απεικόνιση μαστού και εγκεφάλου. Στη συνέχεια, παρουσιάζονται THz επίπεδες κεραιές με ενισχυμένο κέρδος και κατευθυντικότητα για φασματοσκοπία βιομορίων.

Η σχεδίαση των ομοεπίπεδων κεραιών, των οποίων η γεωμετρία προκύπτει από επικαλυπτόμενες ελλείψεις, βασίζεται σε τεχνικές που επιτρέπουν τη λειτουργία τους σε διάφορα διαστήματα σε μεγάλο εύρος συχνοτήτων, 1 - 9 GHz, ενώ ταυτόχρονα διεγείρονται χαμηλές συχνότητες διατηρώντας το μικρό μέγεθος των κεραιών. Οι δύο κεραιές εξετάζονται κατά την ακτινοβόληση σε ομοίωμα μαστού και εγκεφάλου. Επιπλέον, αναπτύσσεται στρώμα ματαϋλικού, ώστε να χρησιμοποιηθεί ως υλικό προσαρμογής μεταξύ των κεραιών και του ιστού. Τέλος, η μέτρηση της ομοεπίπεδης κεραιάς από τρεις επικαλυπτόμενες ελλείψεις επαληθεύει την αποτελεσματικότητα της κεραιάς για τη χρησιμοποίησή της στις πιο πάνω εφαρμογές.

Στο δεύτερο μέρος της παρούσας διατριβής, μελετώνται THz επίπεδες κεραιές, παπιγιόν και τετραγωνικές, σε υπόστρωμα από τυπωμένες μήτρες συντονιστών δακτυλίου με διάκενο (split-ring resonators, SRRs). Η καινοτομία των σχεδίων έγκειται στο υπόστρωμα ματαϋλικού, το οποίο βελτιώνει τα

χαρακτηριστικά των κεραιών σε συχνότητες 900 – 1100 GHz. Για αυτό το σκοπό, εξετάζονται πρωτότυπα σχέδια για υποστρώματα με μήτρες από SRRs και η επίδρασή τους στις επίπεδες THz κεραιές. Για επιβεβαίωση των βασικών αρχών σχεδίασης πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις σε κλίμακα της τετραγωνικής κεραίας σε υπόστρωμα με απλούς συντονιστές με διάκενο ενισχύοντας την υπόθεση ότι η χρήση του μεταλλικού ενισχύει την απόδοση της κεραίας.

Λέξεις κλειδιά

ομοεπίπεδες κεραιές, ευρυζωνικές κεραιές μικρών διαστάσεων, μικροκυματική απεικόνιση, THz ακτινοβολία, THz φασματοσκοπία, μεταλλικό υπόστρωμα, συντονιστές δακτυλίου με διάκενο, απεικόνιση μαστού

ABSTRACT

Various biomedical applications regarding diagnostic and therapeutic medicine are based on different properties of electromagnetic radiation, at a variety of frequency ranges such as microwaves and THz waves. Microwave imaging offers the possibility to spatially detect differences in the dielectric properties of biological tissues. THz radiation, while interacting with large biomolecules and proteins, produces a characteristic spectral response, or “fingerprint”. Consequently, the future clinical application of the aforementioned techniques requires developing effective antennas.

In the framework of the present PhD Thesis, planar antennas suitable for biomedical applications are designed and measured. Specifically, regarding the microwave spectrum, two prototype uniplanar antennas are designed for microwave breast and brain imaging. Moreover, THz planar antennas with enhanced gain and directivity, in order to be used in THz spectroscopy of biomolecules, are presented.

The uniplanar antennas, introducing a design of overlapping ellipses, operate at various frequencies over a wide spectrum from 1 GHz to 9 GHz. The design and construction techniques used herein ensure preservation of antenna small dimensions, even while operating at the lower part of the selected frequency ranges. Both antennas are studied while radiating a breast and brain model including the use of a liquid matching medium to minimize reflections in both cases. In parallel, a metamaterial layer is designed to couple the radiation from the antenna to the breast phantom. Finally, three-overlapping-ellipse uniplanar antenna is studied in phantom experiments that exhibit its suitability for effective microwave imaging.

At the THz frequency regime, bow-tie and rectangular planar antennas over a substrate with a printed split-ring resonators array are studied. The innovation of the presented antennas lies on the utilization of SRRs (metamaterial) substrate that improves antennas’ properties within the frequency band from 900 GHz to 1100 GHz. Various designs for the SRRs array are developed and examined as

antenna substrates. The beneficial effect that the SRRs substrate has on the antenna performance is validated by scale measurements of the rectangular planar antennas on single SRRs at microwave frequencies.

Key words

uniplanar antennas, wideband antennas of small dimensions, microwave imaging, THz radiation, THz spectroscopy, metamaterial substrate, split-ring resonators, breast imaging

Η παρούσα διατριβή εκπονήθηκε στο Εργαστήριο Μικροκυμάτων και Οπτικών Ινών της Σχολής Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Ηλ. Υπολογιστών του Εθνικού Μετσοβίου Πολυτεχνείου.

Θα ήθελα να εκφράσω τις ειλικρινείς και θερμές ευχαριστίες μου στον επιβλέποντα Καθηγητή Ε.Μ.Π. της διδακτορικής διατριβής μου, κ. Νικόλαο Ουζούνογλου, τον οποίο εκτιμώ ιδιαίτερα τόσο σαν καθηγητή όσο και σαν άνθρωπο. Τον ευχαριστώ για τη μεγάλη εμπιστοσύνη με την οποία περιέβαλε την προσπάθειά μου και την υποστήριξη που μου παρείχε καθ' όλη τη διάρκεια της διδακτορικής μου διατριβής. Η ευρύτητα των γνώσεών του και της εμπειρίας του, η σημαίνουσα προσωπικότητά του στον επιστημονικό χώρο και οι στοχευμένες παρατηρήσεις του με βοήθησαν να ανταπεξέλθω στον απαιτητικό χώρο της επιστημονικής έρευνας.

Τις εγκάρδιες ευχαριστίες μου θέλω να εκφράσω στη Δρ. Ειρήνη Καρανάσιου. Η επιστημονική της αρτιότητα, οι γνώσεις και η εμπειρία της διαμόρφωσαν την ερευνητική μου πορεία καθ' όλη τη διάρκεια της διδακτορικής μου διατριβής. Η ενθάρρυνση και η καθοδήγηση που μου παρείχε, αλλά και η εμπιστοσύνη που μου έδειξε αποτέλεσαν σημαντικότερο αρωγό στην ερευνητική μου προσπάθεια.

Επίσης, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Καθηγητή ΕΜΠ, κ. Η. Αβραμόπουλο, μέλος της συμβουλευτικής επιτροπής για την πολύτιμη βοήθεια κατά την εκπόνηση της διδακτορικής διατριβής και τον Αν. Καθηγητή, κ. Γ. Ματσόπουλο, ο οποίος υπήρξε και επιβλέπωντας της διπλωματικής μου εργασίας κατά τις προπτυχιακές μου σπουδές, για τις συμβουλές και τη σημαντική υποστήριξη που μου προσέφερε.

Ευχαριστώ θερμά στα υπόλοιπα μέλη της επταμελούς εξεταστικής επιτροπής της διδακτορικής μου διατριβής, την Καθηγήτρια ΕΜΠ, κ. Δ. Κακλαμάνη, τον Καθηγητή του Τμήματος Φυσικής ΕΚΠΑ, κ. Δ. Φραντζεσκάκη και τον Α. Καθηγητή του Τμήματος Φυσικής ΕΚΠΑ, κ. Ι. Τίγκηλη για την τιμή που μου έκαναν να συμμετάσχουν στην επταμελή εξεταστική επιτροπή της διδακτορικής διατριβής μου.

Ιδιαίτερα θα ήθελα να ευχαριστήσω των Δρ. Κ. Κακόγιαννη για τις πολύτιμες συμβουλές που μου παρείχε στην ανάπτυξη των μικροκυματικών κεραιών και για το *balun* που κατασκεύασε μέσα σε ελάχιστο χρόνο. Επίσης, θα ήθελα να ευχαριστήσω των κ. Α. Γιδά για την άμεση τεχνική βοήθεια που προσέφερε.

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά την Καθηγήτρια Ε.Μ.Π. κ. Κ. Νικήτα, τον Δρ. Κ. Καραθανάση και τον Υ.Δ. Κ. Ψαθά για την άμεση βοήθεια που μου προσέφεραν, καθώς χωρίς τη δική τους αρωγή η κατασκευή της τριπλής-ελλειπτικής κεραιάς δε θα ήταν δυνατή.

Τέλος, σε προσωπικό επίπεδο θα ήθελα να ευχαριστήσω τους φίλους μου, οι οποίοι είναι δίπλα μου όλα αυτά τα χρόνια. Ιδιαίτερα ευχαριστώ τους γονείς μου, Δημήτρη και Γιώργο, και την αδερφή μου, Χριστίνα, που με στηρίζουν και με ενισχύουν με κάθε τρόπο. Επίσης, ευχαριστώ τον Α. Δημαρά για το «σετάρισμα» όλων των Η/Υ που χρησιμοποίησα, αλλά και την αμέριστη συμπαράστασή του.

Μαρία Κουτσοπίδου

Αθήνα, 2014

Στην οικογένειά μου

ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΣΧΗΜΑΤΩΝ	16
ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΠΙΝΑΚΩΝ	25
ΠΙΝΑΚΑΣ ΟΡΙΣΜΩΝ	26
1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ	27
1.1 ΑΝΤΙΚΕΙΜΕΝΟ ΤΗΣ ΔΙΑΤΡΙΒΗΣ	27
1.2 ΚΕΡΑΙΕΣ ΚΑΙ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ	29
2 ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΑ ΚΑΙ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗ: ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΒΙΟΛΟΓΙΚΩΝ ΙΣΤΩΝ	31
2.1 ΜΕΘΟΔΟΙ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΜΑΣΤΟΥ	33
2.2 ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΜΑΣΤΟΥ	35
2.2.1 ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ	36
2.2.2 ΥΛΙΚΟ ΠΡΟΣΑΡΜΟΓΗΣ (MATCHING MEDIUM)	38
2.2.3 ΚΕΡΑΙΕΣ ΓΙΑ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΜΑΣΤΟΥ	40
2.3 ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΚΑΙ ΡΑΔΙΟΜΕΤΡΙΑ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ	43
2.3.1 ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ	43
2.3.2 ΡΑΔΙΟΜΕΤΡΙΑ ΓΙΑ ΜΕΤΡΗΣΗ ΘΕΡΜΟΚΡΑΣΙΑΚΗΣ ΚΑΤΑΝΟΜΗΣ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ	46
3 ΤΗΣ ΦΑΣΜΑ ΣΥΧΝΟΤΗΤΩΝ	49
3.1 ΤΗΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑ: ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΚΙ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ	49
3.2 ΠΑΡΑΓΩΓΗ ΚΑΙ ΑΝΙΧΝΕΥΣΗ ΤΗΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ	53
3.3 ΚΕΡΑΙΕΣ ΤΗΣ ΣΥΧΝΟΤΗΤΩΝ	56
3.4 ΤΕΡΑHERTZ ΚΑΙ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ	59
3.4.1 ΤΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΚΑΙ ΠΡΟΕΤΟΙΜΑΣΙΑ ΔΕΙΓΜΑΤΩΝ	61
3.4.2 ΤΗΣ ΦΑΣΜΑΤΟΣΚΟΠΙΑ ΣΤΟ ΠΕΔΙΟ ΤΟΥ ΧΡΟΝΟΥ (ΤΗΣ-TDS)	61
3.4.3 ΦΑΣΜΑΤΟΣΚΟΠΙΑ ΜΕ ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΧΡΟΝΟΥ ΠΤΗΣΗΣ	62
3.4.4 ΤΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΣΥΝΕΧΟΥΣ ΜΗΚΟΥΣ ΚΥΜΑΤΟΣ	62
3.4.5 ΤΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΚΟΝΤΙΝΟΥ ΠΕΔΙΟΥ	63
4 ΜΕΤΑΪΛΙΚΑ (ΜΕΤΑΜΑΤΕΡΙΑΛΣ)	65

4.1	ΜΕΤΑΪΛΙΚΑ ΚΑΙ ΑΡΝΗΤΙΚΟΣ ΔΕΙΚΤΗΣ ΔΙΑΘΛΑΣΗΣ	65
4.2	ΜΕΤΑΪΛΙΚΑ ΓΙΑ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΕΣ ΣΥΧΝΟΤΗΤΕΣ ΚΑΙ ΡΑΔΙΣΥΧΝΟΤΗΤΕΣ	68
4.3	ΜΕΤΑΪΛΙΚΑ ΓΙΑ ΤΗΖ ΣΥΧΝΟΤΗΤΕΣ	68
4.4	SPLIT-RING RESONATOR (SRR)	69
5	ΕΠΙΠΕΔΕΣ ΚΕΡΑΙΕΣ ΓΙΑ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ	73
5.1	ΣΧΕΔΙΑΣΗ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΩΝ ΕΠΙΠΕΔΩΝ ΚΕΡΑΙΩΝ ΜΕ ΕΠΙΚΑΛΥΠΤΟΜΕΝΕΣ ΕΛΛΕΙΨΕΙΣ	74
5.1.1	Η ΓΕΩΜΕΤΡΙΑ ΤΩΝ ΕΠΙΚΑΛΥΠΤΟΜΕΝΩΝ ΕΛΛΕΙΨΕΩΝ ΓΙΑ ΤΟΝ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟ ΤΩΝ ΜΟΝΟΠΟΛΩΝ ΟΜΟΕΠΙΠΕΔΩΝ ΚΕΡΑΙΩΝ	76
5.1.2	ΔΙΠΛΗ-ΕΛΛΕΙΠΤΙΚΗ ΟΜΟΕΠΙΠΕΔΗ ΚΕΡΑΙΑ (TRIPLE-ELLIPTICAL UNIPLANAR ANTENNA)	79
5.1.3	ΤΡΙΠΛΗ-ΕΛΛΕΙΠΤΙΚΗ ΟΜΟΕΠΙΠΕΔΗ ΚΕΡΑΙΑ (DOUBLE-ELLIPTICAL UNIPLANAR ANTENNA)	81
5.1.4	ΤΡΟΦΟΔΟΣΙΑ ΚΕΡΑΙΩΝ	82
5.2	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗΣ ΤΩΝ ΟΜΟΕΠΙΠΕΔΩΝ ΕΛΛΕΙΠΤΙΚΩΝ ΚΕΡΑΙΩΝ ΣΕ ΚΕΝΟ ΧΩΡΟ	83
5.2.1	ΔΙΠΛΗ-ΕΛΛΕΙΠΤΙΚΗ ΚΕΡΑΙΑ ΣΕ ΚΕΝΟ ΧΩΡΟ	83
5.2.2	ΤΡΙΠΛΗ-ΕΛΛΕΙΠΤΙΚΗ ΚΕΡΑΙΑ ΣΕ ΚΕΝΟ ΧΩΡΟ	86
5.3	ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΤΩΝ ΟΜΟΕΠΙΠΕΔΩΝ ΕΛΛΕΙΠΤΙΚΩΝ ΚΕΡΑΙΩΝ ΜΕ ΟΜΟΙΩΜΑΤΑ ΜΑΣΤΟΥ	89
5.3.1	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΤΗΣ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗΣ ΤΗΣ ΔΙΠΛΗΣ-ΕΛΛΕΙΠΤΙΚΗΣ ΚΕΡΑΙΑΣ ΣΕ ΟΜΟΙΩΜΑ ΜΑΣΤΟΥ	90
5.3.2	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΤΗΣ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗΣ ΤΗΣ ΤΡΙΠΛΗΣ-ΕΛΛΕΙΠΤΙΚΗΣ ΚΕΡΑΙΑΣ ΣΕ ΟΜΟΙΩΜΑ ΜΑΣΤΟΥ	93
5.4	ΧΡΗΣΗ ΜΕΤΑΪΛΙΚΟΥ ΩΣ ΥΛΙΚΟ ΠΡΟΣΑΡΜΟΓΗΣ ΜΕΤΑΞΥ ΤΩΝ ΟΜΟΕΠΙΠΕΔΩΝ ΕΛΛΕΙΠΤΙΚΩΝ ΚΕΡΑΙΩΝ ΚΑΙ ΤΟΥ ΜΑΣΤΟΥ	96
5.4.1	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΤΗΣ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗΣ ΤΗΣ ΔΙΠΛΗΣ-ΕΛΛΕΙΠΤΙΚΗΣ ΚΕΡΑΙΑΣ ΣΕ ΟΜΟΙΩΜΑ ΜΑΣΤΟΥ ΜΕΣΩ ΥΛΙΚΟΥ ΠΡΟΣΑΡΜΟΓΗΣ ΑΠΟ SRRS	98
5.4.2	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΤΗΣ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗΣ ΤΗΣ ΤΡΙΠΛΗΣ-ΕΛΛΕΙΠΤΙΚΗΣ ΚΕΡΑΙΑΣ ΣΕ ΟΜΟΙΩΜΑ ΜΑΣΤΟΥ ΜΕΣΩ ΥΛΙΚΟΥ ΠΡΟΣΑΡΜΟΓΗΣ ΑΠΟ SRRS	101
5.5	ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΤΩΝ ΟΜΟΕΠΙΠΕΔΩΝ ΕΛΛΕΙΠΤΙΚΩΝ ΚΕΡΑΙΩΝ ΜΕ ΟΜΟΙΩΜΑΤΑ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ	104
5.5.1	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΤΗΣ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗΣ ΤΗΣ ΔΙΠΛΗΣ-ΕΛΛΕΙΠΤΙΚΗΣ ΚΕΡΑΙΑΣ ΣΕ ΟΜΟΙΩΜΑ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ	105
5.5.2	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΤΗΣ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗΣ ΤΗΣ ΤΡΙΠΛΗΣ-ΕΛΛΕΙΠΤΙΚΗΣ ΚΕΡΑΙΑΣ ΣΕ ΟΜΟΙΩΜΑ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ	107
5.6	ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΤΩΝ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ ΤΗΣ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗΣ ΤΩΝ ΕΛΛΕΙΠΤΙΚΩΝ ΚΕΡΑΙΩΝ ΓΙΑ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ	110
5.7	ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΤΗΣ ΤΡΙΠΛΗΣ-ΕΛΛΕΙΠΤΙΚΗΣ ΟΜΟΕΠΙΠΕΔΗΣ ΚΕΡΑΙΑΣ ΣΕ ΟΜΟΙΩΜΑΤΑ ΜΑΣΤΟΥ	111
5.7.1	ΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΤΡΙΠΛΗΣ-ΕΛΛΕΙΠΤΙΚΗΣ ΟΜΟΕΠΙΠΕΔΗΣ ΚΕΡΑΙΑΣ	111
5.7.2	ΠΑΡΑΣΚΕΥΗ ΟΜΟΙΩΜΑΤΟΣ ΜΑΣΤΟΥ	114

5.7.3	ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΕΠΑΛΗΘΕΥΣΗΣ ΤΗΣ ΟΡΘΟΤΗΤΑΣ ΤΩΝ ΑΡΧΩΝ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΤΗΣ ΚΕΡΑΙΑΣ	117
6	ΑΝΑΛΥΣΗ ΕΠΙΠΕΔΩΝ ΚΕΡΑΙΩΝ ΓΙΑ ΤΗΖ ΣΥΧΝΟΤΗΤΕΣ	123
6.1	ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ ΚΑΙ ΥΛΙΚΑ ΓΙΑ ΤΗΝ ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΗΖ ΕΠΙΠΕΔΩΝ ΚΕΡΑΙΩΝ	125
6.2	ΠΑΠΙΓΙΟΝ ΕΠΙΠΕΔΗ ΚΕΡΑΙΑ (BOW-TIE ANTENNA) ΓΙΑ ΤΗΖ ΣΥΧΝΟΤΗΤΕΣ	127
6.2.1	ΓΕΩΜΕΤΡΙΚΕΣ ΔΙΑΣΤΑΣΕΙΣ	127
6.2.2	ΥΠΟΣΤΡΩΜΑ	128
6.2.3	ΤΡΟΦΟΔΟΣΙΑ	129
6.3	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗΣ ΠΑΠΙΓΙΟΝ ΕΠΙΠΕΔΩΝ ΚΕΡΑΙΩΝ ΓΙΑ ΤΗΖ ΣΥΧΝΟΤΗΤΕΣ	129
6.3.1	ΠΑΠΙΓΙΟΝ ΕΠΙΠΕΔΗ ΚΕΡΑΙΑ ΣΕ ΥΠΟΣΤΡΩΜΑ ΠΥΡΙΤΙΟΥ	130
6.3.2	ΠΑΠΙΓΙΟΝ ΕΠΙΠΕΔΗ ΚΕΡΑΙΑ ΣΕ ΥΠΟΣΤΡΩΜΑ ΜΕ ΤΥΠΩΜΕΝΗ ΜΗΤΡΑ 5x5 SRRs	133
6.3.3	ΠΑΠΙΓΙΟΝ ΕΠΙΠΕΔΗ ΚΕΡΑΙΑ ΣΕ ΥΠΟΣΤΡΩΜΑ ΜΕ ΤΥΠΩΜΕΝΗ ΜΗΤΡΑ 5x5 SRRs ΣΕ ΕΜΦΩΛΕΥΜΕΝΗ ΔΟΜΗ (NESTED STRUCTURE)	136
6.3.4	ΠΑΠΙΓΙΟΝ ΕΠΙΠΕΔΗ ΚΕΡΑΙΑ ΣΕ ΥΠΟΣΤΡΩΜΑ ΜΕ ΤΥΠΩΜΕΝΗ ΜΗΤΡΑ 5x5 SRRs ΜΕ ΔΙΠΛΟ ΔΙΑΚΕΝΟ (DOUBLE SRRs)	139
6.3.5	ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ ΓΙΑ ΠΑΠΙΓΙΟΝ ΚΕΡΑΙΑ ΣΕ ΥΠΟΣΤΡΩΜΑΤΑ ΠΥΡΙΤΙΟΥ ΜΕ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΟΥΣ ΤΥΠΟΥΣ SRRs	141
6.4	ΤΕΤΡΑΓΩΝΙΚΗ ΕΠΙΠΕΔΗ ΚΕΡΑΙΑ (RECTANGULAR ANTENNA) ΓΙΑ ΤΗΖ ΣΥΧΝΟΤΗΤΕΣ	143
6.4.1	ΓΕΩΜΕΤΡΙΚΕΣ ΔΙΑΣΤΑΣΕΙΣ	144
6.4.2	ΥΠΟΣΤΡΩΜΑ	144
6.4.3	ΤΡΟΦΟΔΟΣΙΑ	144
6.5	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗΣ ΤΕΤΡΑΓΩΝΙΚΩΝ ΕΠΙΠΕΔΩΝ ΚΕΡΑΙΩΝ ΓΙΑ ΤΗΖ ΣΥΧΝΟΤΗΤΕΣ	145
6.5.1	ΤΕΤΡΑΓΩΝΙΚΗ ΕΠΙΠΕΔΗ ΚΕΡΑΙΑ ΣΕ ΥΠΟΣΤΡΩΜΑ ΠΥΡΙΤΙΟΥ	145
6.5.2	ΤΕΤΡΑΓΩΝΙΚΗ ΕΠΙΠΕΔΗ ΚΕΡΑΙΑ ΣΕ ΥΠΟΣΤΡΩΜΑ ΠΥΡΙΤΙΟΥ ΜΕ ΜΗΤΡΑ 9x9 SRRs	148
6.5.3	ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ ΤΕΤΡΑΓΩΝΙΚΗΣ ΚΕΡΑΙΑΣ ΣΕ ΑΠΛΟ ΥΠΟΣΤΡΩΜΑ ΚΑΙ ΥΠΟΣΤΡΩΜΑ ΜΕ 9x9 ΜΗΤΡΑ ΑΠΟ SRRs	150
6.6	ΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΚΑΙ ΜΕΤΡΗΣΗ ΤΕΤΡΑΓΩΝΙΚΗΣ ΚΕΡΑΙΑΣ ΣΕ ΚΛΙΜΑΚΑ	150
6.7	ΒΕΛΤΙΩΣΗ ΤΟΥ ΥΠΟΣΤΡΩΜΑΤΟΣ ΜΕ ΤΥΠΩΜΕΝΑ ΜΕΤΑΛΛΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΓΙΑ ΤΗΖ ΕΠΙΠΕΔΕΣ ΚΕΡΑΙΕΣ	153
6.7.1	ΥΠΟΣΤΡΩΜΑΤΑ ΤΗΖ ΕΠΙΠΕΔΩΝ ΚΕΡΑΙΩΝ ΜΕ SRRs ΣΤΑΘΕΡΩΝ ΔΙΑΣΤΑΣΕΩΝ	154
6.7.2	ΥΠΟΣΤΡΩΜΑΤΑ ΤΗΖ ΕΠΙΠΕΔΩΝ ΚΕΡΑΙΩΝ ΜΕ SRRs ΜΕΙΟΥΜΕΝΩΝ ΔΙΑΣΤΑΣΕΩΝ	161
6.7.3	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗΣ ΤΕΤΡΑΓΩΝΙΚΩΝ ΕΠΙΠΕΔΩΝ ΤΗΖ ΚΕΡΑΙΩΝ ΣΕ ΥΠΟΣΤΡΩΜΑΤΑ ΜΕΙΟΥΜΕΝΩΝ ΔΙΑΣΤΑΣΕΩΝ	167

Π Ε Ρ Ι Ε Χ Ο Μ Ε Ν Α

6.7.4 ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΤΩΝ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ ΤΗΣ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗΣ ΤΗΣ ΤΕΤΡΑΓΩΝΙΚΗΣ ΚΕΡΑΙΑΣ ΣΕ ΥΠΟΣΤΡΩΜΑΤΑ «ΣΤΑΘΕΡΩΝ» ΚΑ «ΜΕΙΟΥΜΕΝΩΝ» ΔΙΑΣΤΑΣΕΩΝ	173
<u>7 ΤΕΛΙΚΑ ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ</u>	<u>177</u>
<u>ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΕΣ ΑΝΑΦΟΡΕΣ</u>	<u>181</u>
<u>ΛΙΣΤΑ ΔΗΜΟΣΙΕΥΣΕΩΝ</u>	<u>193</u>

ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΣΧΗΜΑΤΩΝ

Σχήμα 2.1 Απεικόνιση μαστού Α. με ακτίνες Χ (μαστογραφία), Β. με υπερήχους (από <i>Radiological Society of North America</i> , http://www2.rsna.org) και Γ. μαγνητικού συντονισμού (από <i>Siemens Healthcare</i> , http://www.siemens.com/press/photo/HIM200812014-04e)	35
Σχήμα 2.2 Κεραίες για μικροκυματική απεικόνιση μαστού: α. Οι κεραίες BAVA και BAVA-D [55]. β. Η πολλαπλή επίπεδη κεραία στοίβας (<i>stacked patch κεραία</i>) με κοιλότητα στο πίσω μέρος (αριστερά) και η κεραία ευρείας σχισμής τροφοδοτούμενης με μικροταινία σε σχήμα τριαινας (<i>fork-fed wide-slot antenna</i>) [58]. γ. Ο κυβικός θάλαμος με προσαρμοσμένη συστοιχία 24 τυπωμένων τετραγωνικών κεραίων.	41
Σχήμα 2.3 Απεικόνιση εγκεφάλου με α. αξονική τομογραφία (CT scan) (Yousef Mohammad, M.D., MSc; Assistant Professor of Neurology Division of Cerebrovascular Diseases, The Ohio State University Medical Center), β. ποζιτρονική τομογραφία (PET) (National Institute on Drug Abuse,) και γ. μαγνητική τομογραφία (MRI). Οι εικόνες βρίσκονται στο https://faculty.washington.edu/chudler/image.html .	44
Σχήμα 3.1 Φάσμα ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας	50
Σχήμα 3.2 Απεικόνιση μοντέλου με ρουχισμό και κρυμμένο μεταλλικό μηχανήμα σύνδεσης (<i>tie-wrap gun</i>) στα 1.56 THz [82].	52
Σχήμα 3.3 α. Εκτεταμένος ημισφαιρικός διηλεκτρικός φακός. β. Χοανοκεραία από ηλεκτρομαγνητικό κρύσταλλο EMXT όπως κατασκευάστηκε από τους Ziran et al. [107]. γ. Φωτοαγωγίμη κεραία (<i>photoconductive antenna</i>).	57
Σχήμα 3.4 Εφαρμογές της THz τεχνολογίας στη βιοϊατρική	60
Σχήμα 4.1 Διάγραμμα διάδοσης ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων σε σχέση με την ηλεκτρική επιτρεπτότητα (ϵ) και τη μαγνητική διαπερατότητα (μ).	66
Σχήμα 4.2 α. Διπλοί <i>split-ring resonators</i> με μαγνητική διέγερση παράλληλη με τον άξονα των συντονιστών δακτυλίου με διάκενο. β. Γενικευμένη σχέση διασποράς για δομές μεταυλικών με ενεργή μαγνητική διαπερατότητα μ_{eff} που δίνεται από τον τύπο (4.1). Οι συνεχείς καμπύλες περιγράφουν του διπλούς εγκάρσιους ασθενείς ρυθμούς.	70
Σχήμα 4.3 eSRR	71
Σχήμα 5.1 Κυλινδρική γεωμετρία της συστοιχίας των επίπεδων κεραίων .	74
Σχήμα 5.2 Σχηματικό διάγραμμα των επικαλυπτόμενων ελλείψεων και των άλλων γεωμετρικών σχημάτων που χρησιμοποιούνται για τη σχεδίαση των ελλειπτικών κεραίων και την εξομάλυνση των ακμών της.	77
Σχήμα 5.3 Σχηματικό διάγραμμα της συνένωσης της γραμμής μεταφοράς με την πρώτη έλλειψη του μονόπολου της κεραίας.	79
Σχήμα 5.4 α. Οι γεωμετρικές διαστάσεις του ελλειπτικού μονόπολου από δύο επικαλυπτόμενες ελλείψεις. β. Η κεραία περιβαλλόμενη από ομοεπίπεδη γείωση και «πλαίσιο». γ. Το διπλάσιο	

- σε πλάτος διπλό-ελλειπτικό μονόπολο που αφαιρείται από την επιφάνεια της γείωσης, ώστε να διευρυνθεί με σταθερό λόγο η ομοεπίπεδη γραμμή μεταφοράς. _____ 80
- Σχήμα 5.5 α. Οι γεωμετρικές διαστάσεις του ελλειπτικού μονόπολου από τρεις επικαλυπτόμενες ελλείψεις. β. Η κεραία περιβαλλόμενη από ομοεπίπεδη γείωση και «πλαίσιο». γ. Το διπλάσιο σε πλάτος τριπλό-ελλειπτικό μονόπολο που αφαιρείται από την επιφάνεια της γείωσης, ώστε να διευρυνθεί με σταθερό λόγο η ομοεπίπεδη γραμμή μεταφοράς. _____ 82
- Σχήμα 5.6 Σχηματικό του ομοαξονικού συνδέσμου για την τροφοδοσία των κεραιών. _____ 82
- Σχήμα 5.7 Ο συντελεστής ανάκλασης της διπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm (συνεχής γραμμή) και 1.27 mm (διακεκομμένη γραμμή) σε εύρος συχνοτήτων 0.5 GHz με 9.0 GHz, όταν ακτινοβολεί σε κενό χώρο. _____ 84
- Σχήμα 5.8 Το κέρδος της διπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm στη διεύθυνση ($\theta=0^\circ$, $\varphi=90^\circ$) (συνεχής γραμμή) και στη διεύθυνση ($\theta=90^\circ$, $\varphi=90^\circ$) (διάστικτη γραμμή) και σε υπόστρωμα πάχους 1.27 mm στη διεύθυνση ($\theta=0^\circ$, $\varphi=90^\circ$) (διακεκομμένη γραμμή) και στη διεύθυνση ($\theta=90^\circ$, $\varphi=90^\circ$) (διακεκομμένη γραμμή με τελείες) σε εύρος συχνοτήτων 0.5 GHz με 9.0 GHz, όταν ακτινοβολεί σε κενό χώρο. _____ 84
- Σχήμα 5.9 Τρισδιάστατα διαγράμματα ακτινοβολίας κέρδους και έντασης ηλεκτρικού πεδίου της διπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm στις συχνότητες 2.0 GHz και 8.0 GHz. _____ 85
- Σχήμα 5.10 Τρισδιάστατα διαγράμματα ακτινοβολίας κέρδους και έντασης ηλεκτρικού πεδίου της διπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.27 mm στις συχνότητες 2.0 GHz και 8.7 GHz. _____ 86
- Σχήμα 5.11 Ο συντελεστής ανάκλασης της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm (συνεχής γραμμή) και 1.27 mm (διακεκομμένη γραμμή) σε εύρος συχνοτήτων 0.5 GHz με 7.0 GHz, όταν ακτινοβολεί σε κενό χώρο. _____ 87
- Σχήμα 5.12 Το κέρδος της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm στη διεύθυνση ($\theta=0^\circ$, $\varphi=90^\circ$) (συνεχής γραμμή) και στη διεύθυνση ($\theta=90^\circ$, $\varphi=90^\circ$) (διάστικτη γραμμή) και σε υπόστρωμα πάχους 1.27 mm στη διεύθυνση ($\theta=0^\circ$, $\varphi=90^\circ$) (διακεκομμένη γραμμή) και στη διεύθυνση ($\theta=90^\circ$, $\varphi=90^\circ$) (διακεκομμένη γραμμή με τελείες) σε εύρος συχνοτήτων 0.5 GHz με 7.0 GHz, όταν ακτινοβολεί σε κενό χώρο. _____ 87
- Σχήμα 5.13 Τρισδιάστατα διαγράμματα ακτινοβολίας κέρδους και έντασης ηλεκτρικού πεδίου της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm στις συχνότητες 1.6 GHz και 5.0 GHz. _____ 88
- Σχήμα 5.14 Τρισδιάστατα διαγράμματα ακτινοβολίας κέρδους και έντασης ηλεκτρικού πεδίου της διπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.27 mm στις συχνότητες 1.6 GHz και 5.2 GHz. _____ 88
- Σχήμα 5.15 Ο συντελεστής ανάκλασης της διπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm (συνεχής γραμμή) και 1.27 mm (διακεκομμένη γραμμή) σε εύρος συχνοτήτων 0.5 GHz με 9.0 GHz, όταν ακτινοβολεί σε ομοίωμα μαστού. _____ 91

- Σχήμα 5.16 Ο συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας της διπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm (συνεχής γραμμή) και 1.27 mm (διακεκομμένη γραμμή) σε εύρος συχνοτήτων 0.5 GHz με 9.0 GHz, όταν ακτινοβολεί σε ομοίωμα μαστού. _____ 91
- Σχήμα 5.17 Η απεικόνιση στο επίπεδο xy και yz της έντασης του ηλεκτρικού πεδίου στο εσωτερικό του ομοιώματος μαστού που προκαλείται από τη διπλή-ελλειπτική κεραία σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm στις συχνότητες 1.5 GHz, 2.2 GHz, και 7.2 GHz. _____ 92
- Σχήμα 5.18 Η απεικόνιση στο επίπεδο xy και yz της έντασης του ηλεκτρικού πεδίου στο εσωτερικό του ομοιώματος μαστού που προκαλείται από τη διπλή-ελλειπτική κεραία σε υπόστρωμα πάχους 1.27 mm στις συχνότητες 2 GHz και 8 GHz. _____ 93
- Σχήμα 5.19 Ο συντελεστής ανάκλασης της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm (συνεχής γραμμή) και 1.27 mm (διακεκομμένη γραμμή) σε εύρος συχνοτήτων 0.5 GHz με 7.0 GHz, όταν ακτινοβολεί σε ομοίωμα μαστού. _____ 94
- Σχήμα 5.20 Ο συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm (συνεχής γραμμή) και 1.27 mm (διακεκομμένη γραμμή) σε εύρος συχνοτήτων 0.5 GHz με 7.0 GHz, όταν ακτινοβολεί σε ομοίωμα μαστού. _____ 94
- Σχήμα 5.21 Η απεικόνιση στο επίπεδο xy και yz της έντασης του ηλεκτρικού πεδίου στο εσωτερικό του ομοιώματος μαστού που προκαλείται από τη τριπλή-ελλειπτική κεραία σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm στις συχνότητες 1 GHz, 1.8 GHz, και 4.6 GHz. _____ 95
- Σχήμα 5.22 Η απεικόνιση στο επίπεδο xy και yz της έντασης του ηλεκτρικού πεδίου στο εσωτερικό του ομοιώματος μαστού που προκαλείται από τη τριπλή-ελλειπτική κεραία σε υπόστρωμα πάχους 1.27 mm στις συχνότητες 1 GHz και 4.8 GHz. _____ 96
- Σχήμα 5.23 α. Η μήτρα με 6×13 SRRs σε σταυροειδή μορφή (SRRs-CS) τοποθετείται μεταξύ δύο ισοπαχών στρωμάτων συνθετικού πολυμερούς (PA 2200). Η διπλή-ελλειπτική κεραία εφάπτεται στην εξωτερική πλευρά της σύνθεσης αυτής, ενώ το δείγμα ιστού στην εσωτερική.
β. Οι γεωμετρικές διαστάσεις των συντονιστών δακτυλίου με διάκενο σε σταυροειδή μορφή για το προσαρμοστικό μεταλλικό της διπλής-ελλειπτικής κεραίας. _____ 97
- Σχήμα 5.24 α. Η μήτρα με 6×13 SRRs σε σταυροειδή μορφή (SRRs-CS) τοποθετείται μεταξύ δύο ισοπαχών στρωμάτων συνθετικού πολυμερούς (PA 2200). Η τριπλή-ελλειπτική κεραία εφάπτεται στην εξωτερική πλευρά της σύνθεσης αυτής, ενώ το δείγμα ιστού στην εσωτερική.
β. Οι γεωμετρικές διαστάσεις των συντονιστών δακτυλίου με διάκενο σε σταυροειδή μορφή για το προσαρμοστικό μεταλλικό της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας. _____ 98
- Σχήμα 5.25 Ο συντελεστής ανάκλασης της διπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm, όταν ακτινοβολεί απ' ευθείας σε ομοίωμα μαστού (διακεκομμένη γραμμή) και μέσω μεταλλικού στρώματος (συνεχής γραμμή) σε εύρος συχνοτήτων 0.5 GHz με 9.0 GHz. _____ 99
- Σχήμα 5.26 Ο συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας της διπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm, όταν ακτινοβολεί απ' ευθείας σε ομοίωμα μαστού (διακεκομμένη γραμμή) και μέσω μεταλλικού στρώματος (συνεχής γραμμή) σε εύρος συχνοτήτων 0.5 GHz με 9.0 GHz. _____ 99

- Σχήμα 5.27 Η απεικόνιση στο επίπεδο xy και yz της έντασης του ηλεκτρικού πεδίου στο εσωτερικό του ομοιώματος μαστού που προκαλείται από τη διπλή-ελλειπτική κεραία σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm , όταν μεταξύ του τοποθετείται μεταϋλικό στρώμα με μήτρα από SRRs-CS στις συχνότητες 1.5 GHz , 2.2 GHz , και 7.2 GHz . _____ 100
- Σχήμα 5.28 Ο συντελεστής ανάκλασης της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm , όταν ακτινοβολεί απ' ευθείας σε ομοίωμα μαστού (διακεκομμένη γραμμή) και μέσω μεταϋλικού στρώματος (συνεχής γραμμή) σε εύρος συχνοτήτων 0.5 GHz με 7.0 GHz . ____ 101
- Σχήμα 5.29 Ο συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm , όταν ακτινοβολεί απ' ευθείας σε ομοίωμα μαστού (διακεκομμένη γραμμή) και μέσω μεταϋλικού στρώματος (συνεχής γραμμή) σε εύρος συχνοτήτων 0.5 GHz με 7.0 GHz . _____ 102
- Σχήμα 5.30 Η απεικόνιση στο επίπεδο xy και yz της έντασης του ηλεκτρικού πεδίου στο εσωτερικό του ομοιώματος μαστού που προκαλείται από τη τριπλή-ελλειπτική κεραία σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm , όταν μεταξύ του τοποθετείται μεταϋλικό στρώμα με μήτρα από SRRs-CS στις συχνότητες 1 GHz , 1.8 GHz , και 4.6 GHz . _____ 103
- Σχήμα 5.31 Ο συντελεστής ανάκλασης της διπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm (συνεχής γραμμή) και 1.27 mm (διακεκομμένη γραμμή) σε εύρος συχνοτήτων 0.5 GHz με 4.0 GHz , όταν ακτινοβολεί σε ομοίωμα εγκεφάλου. _____ 106
- Σχήμα 5.32 Ο συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας της διπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm (συνεχής γραμμή) και 1.27 mm (διακεκομμένη γραμμή) σε εύρος συχνοτήτων 0.5 GHz με 4.0 GHz , όταν ακτινοβολεί σε ομοίωμα εγκεφάλου. _____ 106
- Σχήμα 5.33 Η απεικόνιση στο επίπεδο xy και yz της έντασης του ηλεκτρικού πεδίου στο εσωτερικό του ομοιώματος εγκεφάλου που προκαλείται από τη διπλή-ελλειπτική κεραία σε υπόστρωμα πάχους α. 1.57 mm και β. 1.27 mm στις συχνότητες 1.5 GHz και 2.6 GHz . _____ 107
- Σχήμα 5.34 Ο συντελεστής ανάκλασης της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm (συνεχής γραμμή) και 1.27 mm (διακεκομμένη γραμμή) σε εύρος συχνοτήτων 0.5 GHz με 4.0 GHz , όταν ακτινοβολεί σε ομοίωμα εγκεφάλου. _____ 108
- Σχήμα 5.35 Ο συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm (συνεχής γραμμή) και 1.27 mm (διακεκομμένη γραμμή) σε εύρος συχνοτήτων 0.5 GHz με 4.0 GHz , όταν ακτινοβολεί σε ομοίωμα εγκεφάλου. _____ 108
- Σχήμα 5.36 Η απεικόνιση στο επίπεδο xy και yz της έντασης του ηλεκτρικού πεδίου στο εσωτερικό του ομοιώματος εγκεφάλου που προκαλείται από τη τριπλή-ελλειπτική κεραία σε υπόστρωμα πάχους α. 1.57 mm και β. 1.27 mm στις συχνότητες 1.0 GHz και 1.8 GHz . _____ 109
- Σχήμα 5.37 Η τριπλή ελλειπτική κεραία σε υπόστρωμα RO3210 © διαστάσεων $6\text{ cm} \times 7\text{ cm}$. _____ 112
- Σχήμα 5.38 Ο συντελεστής ανάκλασης της τριπλής-ελλειπτικής σε υπόστρωμα πάχους 1.10 mm , όταν ακτινοβολεί σε κενό χώρο (αέρας) (συνεχής γραμμή) και όταν ακτινοβολεί σε ομοίωμα μαστού σε εύρος συχνοτήτων από 0.5 GHz έως 7.0 GHz . _____ 112

- Σχήμα 5.39 Η κεραία συνδέεται (α) αρχικά με balun μήκους 5 cm για λειτουργία σε συχνότητα 1.5 GHz και στη συνέχεια (β) με balun μήκους 3.2 cm για λειτουργία στη συχνότητα 2.29 GHz. ____ 113
- Σχήμα 5.40 Ο συντελεστής ανάκλασης της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας χρησιμοποιώντας balun μήκους 5 cm κατά τη μέτρησή της σε εύρος συχνοτήτων από 0.5 GHz έως 7.0 GHz. _____ 114
- Σχήμα 5.41 Ο συντελεστής ανάκλασης της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας χρησιμοποιώντας balun μήκους 3.27 cm κατά τη μέτρησή της σε εύρος συχνοτήτων από 0.5 GHz έως 7.0 GHz. _____ 114
- Σχήμα 5.42 α. Τα ομοιώματα μαστού σε δοχεία διαστάσεων 25 cm x 10 cm x 6 cm και 25 cm x 10 cm x 3 cm. β. Μέτρηση του συντελεστή ανάκλασης της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας, η οποία εφάπτεται κατακόρυφα στο κέντρο της μεγάλης επιφάνειας του ομοιώματος μαστού. ____ 116
- Σχήμα 5.43 Ο συντελεστής ανάκλασης της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας, όταν ακτινοβολεί σε ομοίωμα πάχους 6 cm (μπλε γραμμή) και 3 cm (κόκκινη γραμμή). _____ 116
- Σχήμα 5.44 Η σχετική τοποθέτηση των κεραίων εκπομπής και λήψης στις απέναντι πλευρές του ομοιώματος για τη μέτρηση του συντελεστή διάδοσης S_{21} . _____ 117
- Σχήμα 5.45 Ο συντελεστής ανάκλασης, S_{11} , και διάδοσης, S_{21} , με την κεραία λήψης στη θέση $x=0$ (πάνω) και στη θέση $x=+d$ (κάτω) χωρίς την παρουσία σκεδαστή (μπλε γραμμή) και υπό την παρουσία μεταλλικού δίσκου (κόκκινο χρώμα) σε ομοίωμα πάχους 6 cm. _____ 118
- Σχήμα 5.46 Ο συντελεστής ανάκλασης, S_{11} , και διάδοσης, S_{21} , με την κεραία λήψης στη θέση $x=0$ (πάνω) και στη θέση $x=+d$ (κάτω) χωρίς την παρουσία σκεδαστή (μπλε γραμμή) και υπό την παρουσία μεταλλικής σφαίρας (κόκκινο χρώμα) σε ομοίωμα πάχους 6 cm. _____ 118
- Σχήμα 5.47 Ο συντελεστής ανάκλασης, S_{11} , και διάδοσης, S_{21} , με την κεραία λήψης στη θέση $x=0$ (πάνω) και στη θέση $x=+d$ (κάτω) χωρίς την παρουσία σκεδαστή (μπλε γραμμή) και υπό την παρουσία σφαίρας από γυαλί (κόκκινο χρώμα) σε ομοίωμα πάχους 6 cm. _____ 119
- Σχήμα 5.48 Ο συντελεστής ανάκλασης, S_{11} , και διάδοσης, S_{21} , με την κεραία λήψης στη θέση $x=0$ (πάνω) και στη θέση $x=+d$ (κάτω) χωρίς την παρουσία σκεδαστή (μπλε γραμμή) και υπό την παρουσία μεταλλικού δίσκου (κόκκινο χρώμα) σε ομοίωμα πάχους 3 cm. _____ 119
- Σχήμα 5.49 Ο συντελεστής ανάκλασης, S_{11} , και διάδοσης, S_{21} , με την κεραία λήψης στη θέση $x=0$ (πάνω) και στη θέση $x=+d$ (κάτω) χωρίς την παρουσία σκεδαστή (μπλε γραμμή) και υπό την παρουσία μεταλλικής σφαίρας (κόκκινο χρώμα) σε ομοίωμα πάχους 3 cm. _____ 120
- Σχήμα 5.50 Ο συντελεστής ανάκλασης, S_{11} , και διάδοσης, S_{21} , με την κεραία λήψης στη θέση $x=0$ (πάνω) και στη θέση $x=+d$ (κάτω) χωρίς την παρουσία σκεδαστή (μπλε γραμμή) και υπό την παρουσία σφαίρας από γυαλί (κόκκινο χρώμα) σε ομοίωμα πάχους 3 cm. _____ 120
- Σχήμα 6.1 α. Γεωμετρικές διαστάσεις της παπιγιόν κεραίας. β. υπόστρωμα παπιγιόν κεραίας. ____ 127
- Σχήμα 6.2 Γεωμετρικές διαστάσεις και απόσταση των α. SRRs, β. SRRs σε εμφωλευμένη δομή και γ. SRRs διπλού διάκενου. Το ηλεκτρικό πεδίο που δημιουργείται στην επιφάνεια του μετάλλου των δακτυλίων όταν προσπίπτει ακτινοβολία 1 THz με κατεύθυνση διάδοσης παράλληλη με τον άξονα των SRRs και ηλεκτρικό πεδίο κάθετο στην πλευρά του διάκενου. _____ 129
- Σχήμα 6.3 Το κέρδος της παπιγιόν κεραίας σε απλό υπόστρωμα πυριτίου για συχνότητες από 900 GHz έως 1100 GHz. _____ 130

- Σχήμα 6.4 α. Κατευθυντικό κέρδος στη διεύθυνση ($\theta=0^\circ, \varphi=0^\circ$) και β. συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας για συχνότητες από 900 GHz έως 1100 GHz της παπιγιόν κεραίας σε απλό υπόστρωμα πυριτίου. _____ 131
- Σχήμα 6.5 α. Συντελεστής ανάκλασης για συχνότητες από 900 GHz έως 1100 GHz, β. διάγραμμα ακτινοβολίας στο επίπεδο $\varphi=0^\circ$ και γ. τρισδιάστατα διαγράμματα ακτινοβολίας του E-πεδίου και του κέρδους στα 986 GHz της παπιγιόν κεραίας σε απλό υπόστρωμα πυριτίου. _____ 132
- Σχήμα 6.6 Το κέρδος της παπιγιόν κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου με τυπωμένη μήτρα 5x5 SRRs για συχνότητες από 900 GHz έως 1100 GHz. _____ 133
- Σχήμα 6.7 Κατευθυντικό κέρδος στη διεύθυνση ($\theta=0^\circ, \varphi=0^\circ$) για συχνότητες από 900 GHz έως 1100 GHz της παπιγιόν κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου με τυπωμένη μήτρα 5x5 SRRs. _____ 134
- Σχήμα 6.8 α. Συντελεστής ανάκλασης για συχνότητες από 900 GHz έως 1100 GHz, β. διάγραμμα ακτινοβολίας στο επίπεδο $\varphi=0^\circ$ και γ. τρισδιάστατα διαγράμματα ακτινοβολίας του E-πεδίου και του κέρδους στα 944 GHz της παπιγιόν κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου με μήτρα 5x5 SRRs. _____ 135
- Σχήμα 6.9 Το κέρδος της παπιγιόν κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου με τυπωμένη μήτρα 5x5 SRRs σε εμφωλευμένη δομή (nested structure) για συχνότητες από 900 GHz έως 1100 GHz. _____ 136
- Σχήμα 6.10 α. Κατευθυντικό κέρδος στη διεύθυνση ($\theta=0^\circ, \varphi=0^\circ$) και β. συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας για συχνότητες από 900 GHz έως 1100 GHz της παπιγιόν κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου με τυπωμένη μήτρα 5x5 SRRs σε εμφωλευμένη δομή. _____ 137
- Σχήμα 6.11 α. Συντελεστής ανάκλασης για συχνότητες από 900 GHz έως 1100 GHz, β. διάγραμμα ακτινοβολίας στο επίπεδο $\varphi=0^\circ$ και γ. τρισδιάστατα διαγράμματα ακτινοβολίας του E-πεδίου και του κέρδους στα 992 GHz και αντίστοιχα, δ. διάγραμμα ακτινοβολίας στο επίπεδο $\varphi=0^\circ$ και ε. τρισδιάστατα διαγράμματα ακτινοβολίας του E-πεδίου και του κέρδους στα 1032 GHz της παπιγιόν κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου με μήτρα 5x5 SRRs σε εμφωλευμένη δομή. 138
- Σχήμα 6.12 Κέρδος της παπιγιόν κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου με τυπωμένη μήτρα 5x5 SRRs με διπλό διάκενο για συχνότητες από 900 GHz έως 1100 GHz. _____ 139
- Σχήμα 6.13 α. Κατευθυντικό κέρδος στη διεύθυνση ($\theta=0^\circ, \varphi=0^\circ$) και β. συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας για συχνότητες από 900 GHz έως 1100 GHz της παπιγιόν κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου με τυπωμένη μήτρα 5x5 SRRs με διπλό διάκενο. _____ 140
- Σχήμα 6.14 α. Συντελεστής ανάκλασης για συχνότητες από 900 GHz έως 1100 GHz, β. διάγραμμα ακτινοβολίας στο επίπεδο $\varphi=0^\circ$ και γ. τρισδιάστατα διαγράμματα ακτινοβολίας του E-πεδίου και του κέρδους στα 1004 GHz της παπιγιόν κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου με μήτρα 5x5 SRRs με διπλό διάκενο. _____ 141
- Σχήμα 6.15 Γεωμετρικές διαστάσεις της τετραγωνικής κεραίας και του κάθε συντονιστή δακτυλίου με διάκενο της 9x9 μήτρας του υποστρώματος _____ 144
- Σχήμα 6.16 Κέρδος τετραγωνικής κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου χωρίς μεταλλικά στοιχεία για συχνότητες από 950 GHz έως 1050 GHz. _____ 145

- Σχήμα 6.17 α. Κατευθυντικό κέρδος στη διεύθυνση ($\theta=0^\circ, \varphi=0^\circ$) και β. συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας για συχνότητες από 950 GHz έως 1050 GHz της τετραγωνικής κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου χωρίς μεταλλικά στοιχεία. _____ 146
- Σχήμα 6.18 α. Συντελεστής ανάκλασης για συχνότητες από 950 GHz έως 1050 GHz, β. διάγραμμα ακτινοβολίας στο επίπεδο $\varphi=0^\circ$ και γ. τρισδιάστατα διαγράμματα ακτινοβολίας του E-πεδίου και του κέρδους στα 1005 GHz της τετραγωνικής κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου χωρίς μεταλλικά στοιχεία. _____ 147
- Σχήμα 6.19 α. Κέρδος, β. κατευθυντικό κέρδος στη διεύθυνση ($\theta=0^\circ, \varphi=0^\circ$) και γ. συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας της τετραγωνικής κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου με τυπωμένη μήτρα 9x9 SRRs για συχνότητες από 950 GHz έως 1050 GHz. _____ 148
- Σχήμα 6.20 α. Συντελεστής ανάκλασης για συχνότητες από 950 GHz έως 1050 GHz, β. διάγραμμα ακτινοβολίας στο επίπεδο $\varphi=0^\circ$ και γ. τρισδιάστατα διαγράμματα ακτινοβολίας του E-πεδίου και του κέρδους στα 1000 GHz της τετραγωνικής κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου με μήτρα 9x9 SRRs. _____ 149
- Σχήμα 6.21 Η τετραγωνική επίπεδη κεραία σε υπόστρωμα FR4 (αριστερά) και η επίπεδη τετραγωνική κεραία σε υπόστρωμα με μήτρα 9x9 SRRs (δεξιά) για λειτουργία στα 10 GHz. _____ 152
- Σχήμα 6.22 Συντελεστή ανάκλασης επίπεδης τετραγωνικής κεραίας χωρίς μεταλλικά στοιχεία (μπλε γραμμή) και τετραγωνικής κεραίας σε υπόστρωμα με μήτρα 9x9 SRRs (κόκκινη γραμμή). _____ 152
- Σχήμα 6.23 Το υπόστρωμα από 1000 μm x 1000 μm με 9x9 Α. μονά SRRs και Β. SRRs σε σταυροειδή μορφή (SRRs-CS) και οι διαστάσεις τους. _____ 154
- Σχήμα 6.24 α. Συντελεστής ανάκλασης, β. κέρδος και γ. συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας της τετραγωνικής κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου, χωρίς απώλειες (διακεκομμένη γραμμή) και με $\tan\delta=0.005$ (συνεχής γραμμή), από 9x9 μονά SRRs για συχνότητες από 950 GHz έως 1050 GHz. _____ 156
- Σχήμα 6.25 α. Διάγραμμα ακτινοβολίας στο επίπεδο $\varphi=0^\circ$ και τρισδιάστατα διαγράμματα ακτινοβολίας του E-πεδίου και του κέρδους στα 1002 GHz και β. κατευθυντικό κέρδος στη διεύθυνση ($\theta=0^\circ, \varphi=0^\circ$), για συχνότητες από 950 GHz έως 1050 GHz, της τετραγωνικής κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου με τυπωμένη μήτρα 9x9 μονών SRRs. _____ 157
- Σχήμα 6.26 α. Συντελεστής ανάκλασης, β. κέρδος και γ. συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας της τετραγωνικής κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου από 9x9 SRRs σε σταυροειδή μορφή (SRRs-CS) για συχνότητες από 950 GHz έως 1050 GHz. _____ 159
- Σχήμα 6.27 Διάγραμμα ακτινοβολίας στο επίπεδο $\varphi=0^\circ$ και τρισδιάστατα διαγράμματα ακτινοβολίας του E-πεδίου και του κέρδους για συχνότητα α. 990 GHz και β. 998 GHz και γ. κατευθυντικό κέρδος στη διεύθυνση ($\theta=0^\circ, \varphi=0^\circ$), για συχνότητες από 950 GHz έως 1050 GHz, της τετραγωνικής κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου με τυπωμένη μήτρα 9x9 SRRs σε σταυροειδή μορφή (SRRs-CS). _____ 160
- Σχήμα 6.28 Οι διαστάσεις των SRRs της επίπεδης τετραγωνικής κεραίας σε υπόστρωμα με τυπωμένη μήτρα SRRs γραμμικά μειούμενων διαστάσεων (SRRs-LD). Η πλευρά κάθε συντονιστή

- δακτυλίου με διάκενο μειώνεται κατά $d=3.5\mu\text{m}$ από τη πλευρά του προηγούμενου καθώς απομακρύνεται από τον κεντρικό δακτύλιο (με πλευρά μήκους $L=80\mu\text{m}$) στον άξονα $x x'$ και $y y'$. Με ανάλογο τρόπο, η απόσταση κάθε συντονιστή δακτυλίου με διάκενο από τον προηγούμενο αυξάνεται κατά $d=3.5\mu\text{m}$ σε σχέση με το προηγούμενο ζευγάρι. _____ 162
- Σχήμα 6.29 Το ηλεκτρικό πεδίο E που δημιουργείται σε υπόστρωμα πυριτίου με 9×9 SRRs γραμμικά μειούμενων διαστάσεων (SRRs-LD) όταν προσπίπτει επίπεδο κύμα συχνότητας 1 THz διαδιδόμενο παράλληλα με τον άξονα $z z'$. _____ 163
- Σχήμα 6.30 Η παραβολή $y = x^2/120$ έχει κορυφή στο κέντρο του επιπέδου που ορίζει η μήτρα των SRRs και εστία στο κέντρο της τετραγωνικής επίπεδης κεραίας. _____ 164
- Σχήμα 6.31 Οι SRRs της επίπεδης τετραγωνικής κεραίας σε υπόστρωμα με τυπωμένη μήτρα SRRs μειούμενων διαστάσεων βάσει παραβολικής συνάρτησης (SRRs-PF). Οι διαστάσεις των SRRs, το μήκος της πλευράς, το πάχος του δακτυλίου και το πλάτος του διακένου, καθώς και οι αποστάσεις μεταξύ τους υπολογίζονται από τις αντίστοιχες προβολές των τόξων της παραβολής $y = x^2/120$ με μήκη που φαίνονται στον πίνακα. _____ 165
- Σχήμα 6.32 Τα σημεία των SRRs που προκύπτουν από την επαναληπτική επίλυση της εξίσωσης (5.6) _____ 166
- Σχήμα 6.33 Το ηλεκτρικό πεδίο E που δημιουργείται σε υπόστρωμα πυριτίου με 13×11 SRRs μειούμενων διαστάσεων βάσει παραβολικής συνάρτησης (SRRs-PF) όταν προσπίπτει επίπεδο κύμα συχνότητας 1 THz διαδιδόμενο παράλληλα με τον άξονα $z z'$. _____ 167
- Σχήμα 6.34 α. Συντελεστής ανάκλασης, β. κέρδος και γ. συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας της τετραγωνικής κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου από 9×9 SRRs γραμμικά μειούμενων διαστάσεων (SRRs-LD) για συχνότητες από 950 GHz έως 1050 GHz. _____ 168
- Σχήμα 6.35 α. Διάγραμμα ακτινοβολίας στο επίπεδο $\varphi=0^\circ$ και τρισδιάστατα διαγράμματα ακτινοβολίας του E -πεδίου και του κέρδους στα 1000 GHz και β. κατευθυντικό κέρδος στη διεύθυνση $(\vartheta=0^\circ, \varphi=0^\circ)$, για συχνότητες από 950 GHz έως 1050 GHz, της τετραγωνικής κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου με τυπωμένη μήτρα 9×9 SRRs γραμμικά μειούμενων διαστάσεων (SRRs-LD). _____ 169
- Σχήμα 6.36 α. Συντελεστής ανάκλασης, β. κέρδος και γ. συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας της τετραγωνικής κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου από 13×11 SRRs μειούμενων διαστάσεων βάσει παραβολικής συνάρτησης (SRRs-PF) για συχνότητες από 950 GHz έως 1050 GHz. _____ 171
- Σχήμα 6.37 Διάγραμμα ακτινοβολίας στο επίπεδο $\varphi=0^\circ$ και τρισδιάστατα διαγράμματα ακτινοβολίας του E -πεδίου και του κέρδους για συχνότητα α. 1002 GHz και β. 1007 GHz και γ. κατευθυντικό κέρδος στη διεύθυνση $(\vartheta=0^\circ, \varphi=0^\circ)$, για συχνότητες από 950 GHz έως 1050 GHz, της τετραγωνικής κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου με τυπωμένη μήτρα 13×11 SRRs μειούμενων διαστάσεων βάσει παραβολικής συνάρτησης (SRRs-PF). _____ 172
- Σχήμα 6.38 Τα διαγράμματα του α. συντελεστή ανάκλασης, S_{11} , β. του κέρδους στη διεύθυνση $(\vartheta=0^\circ, \varphi=0^\circ)$, γ. του συντελεστή απόδοσης ακτινοβολίας, και δ. του κατευθυντικού κέρδους στην ίδια διεύθυνση της τετραγωνικής επίπεδης κεραίας σε υπόστρωμα με μονά SRRs (συνεχής γραμμή), SRRs σε σταυροειδή μορφή, SRRs-CS (διακεκομμένη γραμμή), SRRs γραμμικά

μειούμενων διαστάσεων, *SRRs-DL* (διάστικτη γραμμή) και *SRRs* μειούμενων διαστάσεων βάσει παραβολικής συνάρτησης, *SRRs-PB* (διακεκομμένη γραμμή με τελείες) σε φάσμα συχνοτήτων 950 GHz με 1050 GHz. _____ 173

ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΠΙΝΑΚΩΝ

ΠΙΝΑΚΑΣ 5-I Οι παράμετροι σχεδίασης της διπλής-ελλειπτικής κεραίας	80
ΠΙΝΑΚΑΣ 5-II Οι παράμετροι σχεδίασης της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας	81
ΠΙΝΑΚΑΣ 5-III Τα πάχη των στρωμάτων και οι ηλεκτρομαγνητικές ιδιότητες των υλικών και των βιολογικών ιστών του μαστού στα οποία ακτινοβολούν οι κεραίες σε συχνότητα 1 GHz. Η σειρά με την οποία τα υλικά εμφανίζονται στην πρώτη στήλη του πίνακα εξαρτάται από τη θέση τους σε σχέση με την κεραία: από το πιο κοντινό στο πιο μακρινό.	90
ΠΙΝΑΚΑΣ 5-IV Τα πάχη των στρωμάτων και οι ηλεκτρομαγνητικές ιδιότητες των υλικών και των βιολογικών ιστών του εγκεφάλου στα οποία ακτινοβολούν οι κεραίες σε συχνότητα 1 GHz. Η σειρά με την οποία εμφανίζονται στην πρώτη στήλη του πίνακα εξαρτάται από τη θέση τους σε σχέση με την κεραία: από το πιο κοντινό στο πιο μακρινό.	105
ΠΙΝΑΚΑΣ 5-V Τα υλικά και η συνταγή του ομοιώματος μαστού	115
ΠΙΝΑΚΑΣ 6-I Σύγκριση των τεσσάρων διαφορετικών υποστρωμάτων για επίπεδη παπιγιόν THz κεραία. Έχουν επιλεχθεί οι συχνότητες για τις οποίες συνδυάζεται ικανοποιητική τιμή κέρδους και συντελεστή ανάκλασης.	143
ΠΙΝΑΚΑΣ 6-II Τα αποτελέσματα της επίλυσης της εξίσωσης (6.6) για τα σημεία των SRRs πάνω από τον οριζόντιο άξονα συμμετρίας, όπως παρουσιάζονται στο Σχήμα 6.32.	166
ΠΙΝΑΚΑΣ 6-III Σύγκριση των τεσσάρων διαφορετικών υποστρωμάτων για τετραγωνική επίπεδη THz κεραία. Έχουν επιλεχθεί οι συχνότητες για τις οποίες συνδυάζεται ικανοποιητική τιμή κέρδους και συντελεστή ανάκλασης.	174

ΠΙΝΑΚΑΣ ΟΡΙΣΜΩΝ

<i>Band gap</i>	διάκενο
<i>balun (balanced to unbalanced)</i>	μετασχηματιστής ισορροπημένης σε μη ισορροπημένη γραμμή
<i>bazooka balun</i>	ο τύπος balun που έχει το σχήμα ομόκεντρου κυλίνδρου με το ομοαξονικό καλώδιο
<i>Chiral δομή</i>	δομή η οποία δεν υπερτίθεται με την κατοπτρική της
<i>confocal, conjugate to focal plane</i>	συνεστιακός, σε συζυγή θέση ως προς το επίπεδο εστίασης
<i>CW</i>	Continuous wave/waveform, συνεχές κύμα: ηλεκτρομαγνητικό κύμα σταθερού πλάτους και συχνότητας
<i>DC</i>	Direct Current, συνεχές ρεύμα
<i>Left-handed materials</i>	διαφορετική ονομασία των υλικών αρνητικού δείκτη διάθλασης, που δηλώνει την ανάστροφη κυματική διάδοση
<i>MRI</i>	Magnetic Resonance Imaging, μαγνητική Τομογραφία
<i>Negative-index material, NIM</i>	υλικό αρνητικού δείκτη διάθλασης
<i>RF</i>	Radio Frequencies, ραδιοσυχνότητες
<i>Split-ring resonator, SRR</i>	διακεκομμένος κυκλικός συντονιστής
<i>Substrate modes</i>	ηλεκτρομαγνητικοί ρυθμοί που διαδίδονται στο υπόστρωμα/διηλεκτρικό
<i>Surface plasmon polariton, SPP</i>	υπέρυθρο ή οπτικό ηλεκτρομαγνητικό κύμα που διαδίδεται στη διαχωριστική επιφάνεια μέταλλο-διηλεκτρικό ή μέταλλο-αέρας. Ο όρος περιλαμβάνει την κίνηση φορτίων στο μέταλλο και ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων σε αέρα ή διηλεκτρικό.
<i>THz</i>	συντόμευση για «Terahertz»
<i>Ultra-Wide Band (UWB) μικροκυματική απεικόνιση</i>	Μικροκυματική απεικόνιση ευρείας ζώνης. Το πρότυπο UWB αναφέρεται σε τεχνολογία με εύρος ζώνης που το 20% της κεντρικής συχνότητας λειτουργίας
<i>Wafer</i>	πλακετίδιο πυριτίου για κατασκευή ηλεκτρονικών κυκλωμάτων

1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1 Αντικείμενο της Διατριβής

Η χρήση της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας για θεραπευτικές και διαγνωστικές εφαρμογές αποτελεί σημαντικό εργαλείο της προηγμένης ιατρικής. Πρώτη φορά χρησιμοποιήθηκε από το Henri Becquerel το 1895 στην περιοχή των ακτίνων X για να απεικονίσει το εσωτερικό των ιστών προκαλώντας επανάσταση στη διαγνωστική ιατρική. Από τότε, και άλλες συχνότητες άρχισαν να αξιοποιούνται από αυτό το επιστημονικό πεδίο εξαιτίας των διαφορετικών και χαρακτηριστικών αποτελεσμάτων της αλληλεπίδρασης της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας με την ύλη. Τα τελευταία χρόνια, τα μικροκύματα και η THz ακτινοβολία έχουν προσελκύσει ιδιαίτερο ερευνητικό ενδιαφέρον προς αυτήν την κατεύθυνση, καθώς προσφέρουν νέες δυνατότητες και προοπτικές στην απεικόνιση και φασματοσκοπία των βιολογικών ιστών. Συνεπώς, η ανάπτυξη κεραιών στην εν λόγω περιοχή συχνοτήτων για αντίστοιχες εφαρμογές αποτελεί

προσπάθεια μείζονος σημασίας, ώστε να κατασκευαστούν συστήματα με πρακτική αξία για κλινική εφαρμογή.

Τα μικροκύματα αποτελούν μία γνωστή περιοχή συχνοτήτων με πληθώρα εφαρμογών κυρίως στον τομέα των επικοινωνιών. Ωστόσο, η χρήση τους στη βιοϊατρική έρευνα απαιτεί αναπροσαρμογή των τεχνικών, μεθόδων και συστημάτων, ώστε να είναι αποτελεσματικά σε διαφορετικές συνθήκες. Οι βασικές εφαρμογές της μικροκυματικής ακτινοβολίας στην ιατρική είναι η μικροκυματική απεικόνιση, η ραδιομετρία και η θεραπεία με υπερθερμία. Πιο συγκεκριμένα, οι κεραιές που χρησιμοποιούνται στη μικροκυματική απεικόνιση θα πρέπει να φέρουν συγκεκριμένα χαρακτηριστικά, όπως η ευρυζωνικότητα και οι μικρές διαστάσεις. Σε αυτή τη διατριβή, αναπτύσσονται δύο μικροκυματικές επίπεδες κεραιές με μεγάλο εύρος ζώνης και διαστάσεις 5 cm x 6 cm και 6 cm x 7 cm για να χρησιμοποιηθούν στη μικροκυματική απεικόνιση μαστού και εγκεφάλου. Στη συνέχεια, ένα μεταϊλικό στρώμα κατασκευασμένο από συντονιστές δακτυλίου με διάκενο (split-ring resonators) ελέγχεται ως υλικό προσαρμογής μεταξύ των κεραιών και των ιστών, ώστε να βελτιώσουν τον συντελεστή ανάκλασης και την κατευθυντικότητα των κεραιών.

Στη συχνοτική περιοχή των μη-ιοντιζουσών ακτινοβολιών, η THz περιοχή συχνοτήτων είναι λιγότερο γνωστή, καθώς για πολλά χρόνια η παραγωγή και ανίχνευση αυτής τα ακτινοβολίας ήταν αρκετά δύσκολη είτε με ηλεκτρονικές, είτε με φωτονικές μεθόδους. Τα τελευταία χρόνια, όμως, πραγματοποιείται εντατική ερευνητική προσπάθεια να αναπτυχθούν THz συστήματα, εξαιτίας των δυνατοτήτων που προσφέρει η THz ακτινοβολία σε πολλά επιστημονικά πεδία και κυρίως στη βιοϊατρική μηχανική και τεχνολογία. Η χαμηλή ισχύς των σημερινών THz πηγών και η σημαντική απόσβεση που υφίσταται η THz ακτινοβολία όταν διέρχεται από υλικά με υψηλή συγκέντρωση σε νερό και υδρατμούς, όπως οι περισσότεροι βιολογικοί ιστοί, δημιουργεί την ανάγκη σχεδίασης και κατασκευής κεραιών με υψηλή κατευθυντικότητα και κέρδος. Στο πλαίσιο της διατριβής, εξετάστηκαν διάφορων τύπων επίπεδες κεραιές για συχνότητες στο εύρος 900-1100 GHz. Μία παπιγιόν και μία τετραγωνική επίπεδη κεραία εξετάζονται σε διηλεκτρικό υπόστρωμα από πυρίτιο και σε υπόστρωμα από μεταϊλικό με βάση διαφορετικού τύπου μεταλλικούς συντονιστές δακτυλίου με διάκενο. Εκτός από

γνωστούς και συχνά εφαρμοσμένους στη βιβλιογραφία συντονιστές δακτυλίου με διάκενο (split-ring resonators), σχεδιάζονται και ελέγχονται σε υπόστρωμα για τις επίπεδες κεραίες πρωτότυπες μήτρες από SRRs, οι οποίες ενισχύουν σημαντικά την επίδοση των κεραιών.

Η διατριβή συνεχίζεται ως ακολούθως. Στο Κεφάλαιο 2 μελετώνται οι δυνατότητες που προσφέρει η μικροκυματική απεικόνιση μαστού και εγκεφάλου και αναδεικνύονται τα χαρακτηριστικά που θα πρέπει να φέρουν οι κεραίες αυτών των εφαρμογών. Στο Κεφάλαιο 3 αναλύονται οι ιδιότητες της THz ακτινοβολίας, οι δυνατές εφαρμογές που προσφέρει στη βιοϊατρική, καθώς και οι ερευνητικές προσπάθειες που πραγματοποιούνται για ανάπτυξη αποτελεσματικών κεραιών σε αυτό το φάσμα συχνοτήτων. Στο Κεφάλαιο 4 γίνεται μία εισαγωγή στα μεταυλικά και συγκεκριμένα, στους συντονιστές δακτυλίου με διάκενο (SRRs). Οι μικροκυματικές και THz επίπεδες κεραίες, οι οποίες αναπτύσσονται στο πλαίσιο της παρούσας διατριβής, όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, περιγράφονται αναλυτικά στα Κεφάλαια 5 και 6, αντίστοιχα. Τέλος, στο Κεφάλαιο 7 αποτιμάται η αποτελεσματικότητα των κεραιών και η δυνατότητα χρήσης τους σε μελλοντικές εφαρμογές.

1.2 Κεραίες και Βιοϊατρικές Εφαρμογές

Το πρώτο πείραμα αναμετάδοσης και λήψης ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων πραγματοποιήθηκε από τον Guglielmo Marconi το 1901 [1], περίπου τρεις δεκαετίες αφού ο James Clerk Maxwell δημοσίευσε το έργο του, *A Treatise on Electricity and Magnetism*, όπου εκφραζόταν με μαθηματικό τρόπο ότι ήταν ήδη γνωστό για τον ηλεκτρισμό και τον μαγνητισμό [2]. Σήμερα, πλέον, οι κεραίες αποτελούν αναπόσπαστο στοιχείο της καθημερινής ζωής με πληθώρα εφαρμογών [3]: επίγειες τηλεπικοινωνίες, ασύρματα (wireless) συστήματα, δορυφορικές επικοινωνίες, τηλεμετρία (remote sensing), ραντάρ, βιοϊατρικές εφαρμογές κ.λ.π.

Πιο συγκεκριμένα, οι κεραίες αποτελούν βασικό στοιχείο πολλών συστημάτων για βιοϊατρικές εφαρμογές. Ο σκοπός των εφαρμογών αυτών μπορεί να είναι θεραπευτικός, όπως η υπερθερμία για αντιμετώπιση του καρκίνου [4], ή διαγνωστικός, όπως η μικροκυματική τομογραφία που βρίσκεται ακόμα σε

ερευνητικό στάδιο [5]. Ένας άλλος διαχωρισμός βασίζεται στο αν είναι επεμβατικές ή μη, δηλαδή σε αυτές που θα πρέπει η κεραία να διεισδύσει στον ιστό ή σε αυτές που ο ιστός ακτινοβολείται εξωτερικά από κάποια απόσταση. Τέλος, η διάταξη που θα χρησιμοποιηθεί μπορεί να επιτρέπει μόνο παθητική μέτρηση της ακτινοβολίας, όπως η ραδιομετρία του εγκεφάλου [6], ή ενεργητική, που αποτελεί τη μέτρηση της απόκρισης ενός ηλεκτρομαγνητικού κύματος όταν αυτό διέρχεται μέσα από έναν ιστό.

Κάθε εφαρμογή απαιτεί κεραίες με συγκεκριμένα χαρακτηριστικά και ιδιότητες. Ειδικότερα για βιοϊατρικές εφαρμογές απαιτούνται κεραίες που να ακτινοβολούν αποτελεσματικά σε περιβάλλον με σημαντικές απώλειες και να έχουν ιδιαίτερα χαρακτηριστικά στο κοντινό πεδίο ακτινοβολίας. Επίσης, σε πολλές περιπτώσεις απαιτούνται κεραίες με εξαιρετικά μικρό μέγεθος για να εμφυτευθούν μέσα στον ιστό, ή κεραίες φασικής σύνθεσης (phased arrays), ή πολλαπλές κεραίες συγκεκριμένης διάταξης τυπωμένες σε κοινό (επίπεδο) υπόστρωμα, που προσφέρουν τη δυνατότητα εστίασης σε διάφορα βάθη. Αυτές οι εφαρμογές απαιτούν την προσεκτική επιλογή βιο-συμβατών υλικών για την κατασκευή, όπως και επικάλυψη των μεταλλικών στοιχείων της κεραίας με κάποιο διηλεκτρικό, όπως Teflon, οξείδιο του αργιλίου (alumina) κ.α. [7]. Πλέον, η πολύ εξελιγμένη τεχνολογία των κεραιών παρέχει μεγάλη ποικιλία, από χοανοκεραίες μέχρι επίπεδες κεραίες σε διάφορα σχήματα (τετραγωνική, κυκλική, σπιδάλ-λογαριθμική, κλπ), κυματοδηγούς με διηλεκτρικά, σπιδάλ (spirals), κ.α. για τη χρήση τους στην ιατρική και τη βιολογία.

2 ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΑ ΚΑΙ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗ: ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΒΙΟΛΟΓΙΚΩΝ ΙΣΤΩΝ

Ως μικροκυματική ακτινοβολία ορίζουμε το φάσμα συχνοτήτων από 300 MHz έως 300 GHz, δηλαδή τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα με μήκος κύματος από 1 mm έως 1 m. Τα μικροκύματα χρησιμοποιούνται ευρέως και προσφέρουν πλήθος πρακτικών εφαρμογών: από τηλεπικοινωνίες, ραντάρ, δορυφορική πλοήγηση μέχρι θερμικές πηγές και φασματοσκοπία.

Η μικροκυματική τεχνολογία από το 1970 μέχρι σήμερα έχει παρουσιάσει πλήθος μεθόδων και τεχνικών που βρίσκουν εφαρμογή στη βιοϊατρική τεχνολογία και τη διαγνωστική και θεραπευτική ιατρική: μικροκυματική υπερθερμία (microwave hyperthermia) και θερμοκαυτηρίαση (microwave thermal ablation), μικροκυματική απεικόνιση και ραδιομετρία. Όταν τα μικροκύματα ανακλώνται,

σκεδάζονται, απορροφώνται ή εκπέμπονται από την ύλη, φέρουν πληροφορία που αξιοποιείται από πλήθος εφαρμογών.

Η μικροκυματική απεικόνιση βιολογικών ιστών βασίζεται στη σκέδαση της ακτινοβολίας λόγω των διαφορετικών ηλεκτρομαγνητικών ιδιοτήτων των ιστών. Η μικροκυματική απεικόνιση αναφέρεται στην ενεργητική μικροκυματική απεικόνιση, όπου ο ιστός ακτινοβολείται και η σκεδασμένη ακτινοβολία ανιχνεύεται από ένα σύστημα κεραιών. Αντίθετα, στη ραδιομετρία ή παθητική μικροκυματική απεικόνιση η ακτινοβολία λαμβάνεται παθητικά από τον βιολογικό ιστό ή όργανο. Η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία που εκπέμπεται από όλα τα σώματα όταν βρίσκονται σε θερμοκρασία μεγαλύτερη από το απόλυτο μηδέν ονομάζεται θερμική ακτινοβολία. Συνεπώς, μία βασική εφαρμογή της ραδιομετρίας είναι η ακριβής και μη επεμβατική μέτρηση της θερμοκρασίας των ιστών.

Η θεραπευτική ιατρική και η μικροκυματική ακτινοβολία συνδέονται κυρίως στις μεθόδους της υπερθερμίας και θερμοκαυτηρίασης. Η μικροκυματική υπερθερμία αποτελεί μία απλή, ασφαλής και οικονομική διαδικασία για την καταστροφή καρκινικών κυττάρων με συχνότητες λειτουργίας συνήθως στα 2450 MHz, 915 MHz και 434 MHz [8]. Η μικροκυματική θερμοκαυτηρίαση είναι μία επεμβατική μέθοδος εντοπισμένης μικροκυματικής υπερθερμίας που χρησιμοποιεί ένα μονόπολο πάνω σε μία βελόνα για να καταστρέψει καρκινικά κύτταρα [8] με εφαρμογές σε κλινικό και ερευνητικό στάδιο. Ωστόσο, οι εφαρμογές αυτές περιορίζονται ως προς τον τύπο του καρκίνου, τον ιστό στον οποίο μπορεί να εφαρμοστεί η μέθοδος και το βάθος του ιστού από την υπάρχουσα τεχνολογία [9]. Μερικά πρόσφατα παραδείγματα είναι: υποβοηθούμενη από νανο-άνθρακα μικροκυματική θεραπεία χρησιμοποιήθηκε για την καταστροφή καρκινικών κυττάρων του προστάτη [10]; λαπαροσκοπική μικροκυματική θερμοκαυτηρίαση χρησιμοποιήθηκε σε ασθενείς με νεφρικό καρκίνο [11]; πρόσφατα μελετήθηκε η ανάπτυξη συστήματος θερμικής μικροκυματικής θεραπείας καρκίνου του μαστού στα 915 MHz [12]. Επίσης, στην κατηγορία των μεθοδολογιών χρήσης της μικροκυματικής ακτινοβολίας στη θεραπευτική ιατρική ανήκει η μικροκυματική πήξη του αίματος (microwave coagulation therapy) για την αντιμετώπιση ηπατικού καρκίνου [13] και τραυματισμών όπως τραυματισμοί στον σπλήνα [14].

Στη συνέχεια του κεφαλαίου θα αναλυθούν η μικροκυματική απεικόνιση μαστού και εγκεφάλου, όπου θα παρουσιαστούν οι υπάρχουσες τεχνικές και οι κεραίες που χρησιμοποιούνται για κάθε μικροκυματικό απεικονιστικό σύστημα.

2.1 Μέθοδοι απεικόνισης μαστού

Σήμερα η διαγνωστική ιατρική χρησιμοποιεί διάφορες μεθόδους απεικόνισης μαστού:

- Η μαστογραφία, δηλαδή η απεικόνιση με ακτίνες X του μαστικού ιστού, είναι η πιο διαδεδομένη μέθοδος διάγνωσης καρκίνου του μαστού και ανίχνευσης καλοηθών μαζών και μικρο-ασβεστωμάτων. Το 2000, η ψηφιακή μαστογραφία πλήρους-πεδίου (Full Field Digital Mammography, FFDM) εγκρίθηκε από τον αμερικανικό Οργανισμό Ελέγχου Φαρμάκων και Τροφίμων (U.S. FDA). Ο μαστογράφος αποτελείται από δύο παράλληλες πλάκες που συμπιέζουν το μαστικό ιστό μειώνοντας το πάχος του σε λίγα εκατοστά. Με αυτόν τον τρόπο, οι χαμηλής ενέργειας ακτίνες X (Mo-K) διεισδύουν σε όλο τον όγκο του ιστού αποδίδοντας υψηλή ποιότητα απεικόνισης και επιπλέον συγκρατείται ο ασθενής σταθερός μειώνοντας σημαντικά τις αλλοιώσεις λόγω κίνησης (motion blur).

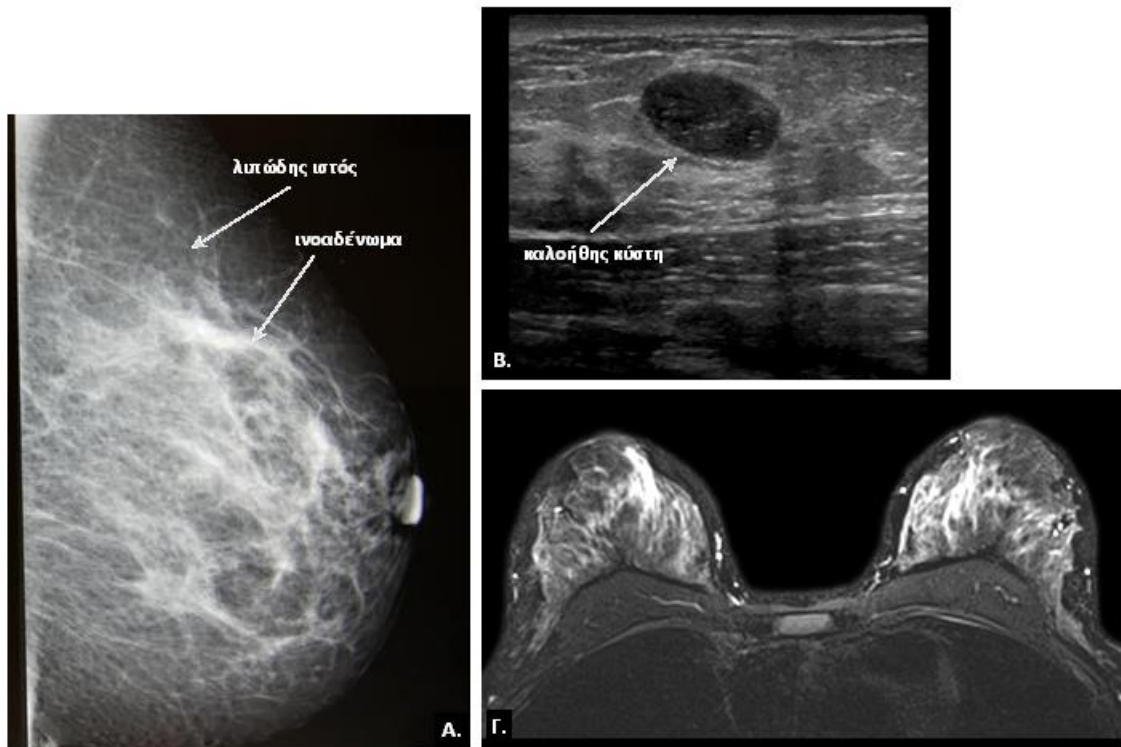
Παρά την ευρεία διάδοση της μαστογραφίας ως διαγνωστικό εργαλείο για τον καρκίνο του μαστού, η συχνή, συνήθως ετήσια, και προληπτική χρήση του από υγιείς χωρίς συμπτώματα γυναίκες είναι αμφιλεγόμενη. Επιπλέον, η διαδικασία είναι άβολη, ορισμένες φορές επίπονη, και πάσχει από εμφάνιση ψευδών θετικών και ψευδών αρνητικών αποτελεσμάτων, τα οποία παρουσιάζονται σε σημαντικά ποσοστά [15], εξαιτίας κυρίως της συχνά μικρής αντίθεσης υγιών και καρκινικών μαστικών ιστών στις ακτίνες X [16]. Η απεικόνιση του μαστού με ακτίνες X αποδίδει τον μαστικό ιστό με μαύρο χρώμα, και με λευκό χρώμα τα ινοαδενώματα και το λιπώδη ιστό. Συνεπώς, δεν είναι πάντα εύκολο να διακριθούν καθαρά μεταξύ τους τα λιπώματα, οι καλοήθεις και κακοήθεις όγκοι [17].

- Το υπερηχογράφημα αποτελεί τη δεύτερη πιο διαδεδομένη μέθοδο απεικόνισης μαστού μετά τη μαστογραφία. Ο υπέρηχος μαστού χρησιμοποιείται κατά κύριο λόγο για τη διάγνωση και χαρακτηρισμό κυστών στο μαστό ως καλοήθεις ή κακοήθεις και επικουρικά της μαστογραφίας για μαστούς με υψηλή

πυκνότητα ιστού [18]. Επίσης, αποτελεί πρώτη επιλογή εξέτασης γυναικών κάτω των 40 ετών είτε με συμπτωματολογία είτε προληπτικά λόγω της μη χρησιμοποίησης βλαβερούς ακτινοβολίας (ακτίνες X). Οι υπέρηχοι προσφέρουν τη δυνατότητα της εκτίμησης της εσωτερικής υφής, του σχήματος και των ορίων μαζών μέσα στο μαστικό ιστό [18].

○ Η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού για μαστό με σκιαγραφικό (“dynamic contrast enhanced breast MRI”) παρουσιάστηκε πρώτη φορά το 1986 από τους Heywang et al. [19]. Αποτελεί μέθοδο με πολύ υψηλό βαθμό ευαισθησίας στην απεικόνιση. Ωστόσο, η πληροφορία που προσφέρει η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού είναι συμπληρωματική της μαστογραφίας ή του υπερηχογραφήματος. Επιπλέον, η χρήση της περιορίζεται σε άτομα υψηλού κινδύνου λόγω του σημαντικού ποσοστού ψευδών θετικών αποτελεσμάτων και του υψηλού κόστους [18]: σύμφωνα με τις αμερικανικές (US) και ευρωπαϊκές (EU) οδηγίες [20], συνιστάται σε γυναίκες με πιθανότητα εμφάνισης καρκίνου του μαστού πάνω από 20%. Τα πλεονεκτήματα αυτής της απεικονιστικής μεθόδου είναι ότι δε χρησιμοποιεί ιονίζουσα ακτινοβολία και ανιχνεύει την αιματική ροή [21].

○ Τέλος, η μαστογραφία εκπομπής ποζιτρονίων (positron emission mammography, PEM) χρησιμοποιείται λιγότερο συχνά από τις προαναφερθείσες μεθόδους [22], λόγω κυρίως της χρήσης ραδιενεργού ουσίας κατά την απεικόνιση και της χαμηλής χωρικής διακριτικής ικανότητας της μεθόδου.



Σχήμα 2.1 Απεικόνιση μαστού Α. με ακτίνες Χ (μαστογραφία), Β. με υπερήχους (από Radiological Society of North America, <http://www2.rsna.org>) και Γ. μαγνητικού συντονισμού (από Siemens Healthcare, <http://www.siemens.com/press/photo/HIM200812014-04e>)

2.2 Μικροκυματική απεικόνιση μαστού

Τις τελευταίες δύο δεκαετίες, διάφορες ερευνητικές ομάδες εξετάζουν τη δυνατότητα εφαρμογής της μικροκυματικής απεικόνισης για τη διάγνωση καρκίνου του μαστού, καθώς προσφέρει τη δυνατότητα μη-ιονίζουσας ανίχνευσης ανωμαλιών στους ιστούς. Επίσης, η μικροκυματική απεικονιστική μέθοδος υπόσχεται μία πιο ευχάριστη και άνετη διαδικασία για τους ασθενείς, σε σύγκριση με τη μαστογραφία.

Η μικροκυματική απεικόνιση μαλακών ιστών χωρίζεται σε δύο βασικές κατηγορίες: παθητική (passive) και ενεργή (active) απεικόνιση. Η παθητική μικροκυματική ραδιομετρία για ανίχνευση καρκίνου βασίζεται στη μέτρηση των μικρών μεταβολών της θερμοκρασίας μεταξύ υγιών και καρκινικών ιστών [23]–[25]. Η υβριδική μικροκυματική απεικόνιση (hybrid) με πρόκληση ακουστικών κυμάτων (μικροκυματικά προκλητή θερμο-ακουστική απεικόνιση, microwave induced thermo-acoustic tomography, MITAT) αποτελεί μία ακόμα πιθανή μεθοδολογία για την ανίχνευση καρκίνου του μαστού [26], [27]: ο μαστικός ιστός

θερμαίνεται με ακτινοβόληση μικροκυμάτων για την πρόκληση ακουστικών κυμάτων σε πιθανούς όγκους και την ανίχνευσή τους από ανιχνευτές υπερήχων.

Η ενεργή μικροκυματική απεικόνιση, από την άλλη πλευρά, βασίζεται στις αλληλεπιδράσεις της μικροκυματικής ακτινοβολίας με τον ιστό σε μοριακό επίπεδο, αντί για τις αλληλεπιδράσεις σε ατομικό επίπεδο, όπως στη μαστογραφία (ακτίνες X) [16], ή στις μεταβολές της θερμοκρασίας λόγω διαφορετικών μεταβολικών ρυθμών, όπως στην παθητική μικροκυματική απεικόνιση [28]. Σε διάφορες ερευνητικές προσπάθειες είχε αναφερθεί ότι οι διηλεκτρικές ιδιότητες των υγιών ιστών, των καλοηθών και κακοηθών όγκων στην φασματική περιοχή των μικροκυμάτων αποδίδουν σημαντική αντίθεση κατά την απεικόνιση [27], [29]. Ωστόσο, πιο πρόσφατες μελέτες παρατηρούν ότι η διηλεκτρική επιτρεπτότητα ενός όγκου με κακοήθεια παρουσιάζει τιμές κοντά σε αυτές του περιβάλλοντα υγιούς ιστού με αποτέλεσμα μικρή απεικονιστική αντίθεση [30]–[32]. Πιο συγκεκριμένα, εκτεταμένη έρευνα των διηλεκτρικών ιδιοτήτων των διαφορετικών ιστών του μαστού, οι οποίοι είχαν αποκτηθεί από εγχειρήσεις μαστεκτομής, μέτρησε ένα ποσοστό απεικονιστικής αντίθεσης 1.5:1 μεταξύ κακοηθών όγκων και καλοηθών όγκων σε εύρος συχνοτήτων από 0.5 GHz μέχρι 20 GHz [31], [32]. Η βασική διαφορά υγιών ιστών και καρκινωμάτων είναι η συγκέντρωσή τους σε νερό, καθώς οι όγκοι παρουσιάζουν υψηλότερη συγκέντρωση σε νερό και προκαλούν ισχυρότερη σκέδαση στη μικροκυματική ακτινοβολία [16].

Άλλα όργανα του ανθρώπινου οργανισμού, στα οποία παρατηρείται διαφορά στη διηλεκτρική επιτρεπτότητα και αγωγιμότητα μεταξύ υγιών ιστών και καρκινωμάτων του ίδιου ιστολογικού τύπου, είναι το έντερο, τα νεφρά, το ήπαρ, οι πνεύμονες και ο μυϊκός ιστός [33]. Συνεπώς, οι τεχνικές μικροκυματικής απεικόνισης θα μπορούσαν να εφαρμοστούν για την ανίχνευση όγκων και σε αυτούς του ιστούς.

2.2.1 Τεχνικές μικροκυματικής απεικόνισης

Η μικροκυματική απεικόνιση υπερ-ευρείας ζώνης (Ultra-Wide Band -UWB) και η μικροκυματική τομογραφία είναι οι δύο βασικές προσεγγίσεις της μικροκυματικής απεικόνισης μαστού.

Η UWB μικροκυματική απεικόνιση μαστού, ή «απεικόνιση ραντάρ» όπως διαφορετικά αναφέρεται, παρουσιάστηκε από τους Hagness et al. το 1998 [34]. Καθώς υπήρχε η πεποίθηση ότι υπάρχει σημαντική αντίθεση μεταξύ υγιών ιστών και κακοήθους όγκου, αυτή η μέθοδος στόχευε να εντοπίσει την ακριβή θέση των σκεδαστών (κακοήθεις όγκοι) με συνεστιακή ανίχνευση (confocal detection) των ανακλώμενων σημάτων χρησιμοποιώντας διάφορες τεχνικές βασισμένες στην τεχνολογία των ραντάρ και στη συνέχεια τους κατάλληλους αλγορίθμους επεξεργασίας του σκεδασμένου σήματος [30], [34]–[38]. Πρόσφατα, πειράματα UWB μικροκυματικής απεικόνισης σε ομοιογενή και ετερογενή ομοιώματα μαστού έδειξαν ότι η δυνατότητα ανίχνευσης όγκων διαστάσεων της τάξης των χιλιοστών περιορίζεται από τη μικρή αντίθεση στις διηλεκτρικές ιδιότητες των διαφορετικών ιστών του μαστού και από τον υπάρχοντα τεχνικό εξοπλισμό [39].

Η μικροκυματική τομογραφία απεικόνισης μαστού περιλαμβάνει κεραίες εκπομπής και λήψης που φωτίζουν τον ιστό και ανιχνεύουν το σκεδασμένο σήμα αντίστοιχα. Η μέθοδος αυτή στοχεύει στο να μετρήσει τη χωρική κατανομή της διηλεκτρικής επιτρεπτότητας και, σε ορισμένες περιπτώσεις, της αγωγιμότητας στον μαστικό ιστό [17], [27], λύνοντας το ηλεκτρομαγνητικό μη-γραμμικό πρόβλημα αντιστροφής. Η απεικονιστική αντίθεση που προκύπτει εμφανίζεται σαν κλάσμα της επιτρεπτότητας (ή αγωγιμότητας) των σκεδαστών, όπως καλοηθών και κακοηθών όγκων, προς την επιτρεπτότητα (ή αγωγιμότητα) των υγιών ιστών [17].

Επίσης, οι τεχνικές μικροκυματικής απεικόνισης μαστού μπορούν να διαχωριστούν σε μονοστατικές, διστατικές [40] και πολυστατικές [41], [42] ως προς το πλήθος και τη θέση των κεραιών εκπομπής και λήψης [28]. Στη μονοστατική λειτουργία η κεραία εκπομπής λειτουργεί και ως κεραία λήψης. Ο μηχανισμός μονοστατικής και διστατικής απεικόνισης απαιτεί η κεραία, ή κεραίες αντίστοιχα, να σαρώνει τον μαστό κινούμενη μηχανικά στην περίμετρό του. Στην πολυστατική προσέγγιση, κάθε στοιχείο της σύνθεσης κεραιών ακτινοβολεί διαδοχικά και τα υπόλοιπα λαμβάνουν το σκεδασμένο μέσω διαφορετικών διαδρομών σήμα. Η τελευταία προσέγγιση προσφέρει περισσότερη πληροφορία για τις διηλεκτρικές ιδιότητες του ιστού ως προς τη χωρική του κατανομή [28].

Οι κεραίες των διατάξεων μικροκυματικής απεικόνισης μαστού είναι τοποθετημένες πολύ κοντά στον μαστικό ιστό/ομίοωμα και συνεπώς ακτινοβολούν στο κοντινό πεδίο [27], [28], [39], [43]. Επίσης, παρατηρείται έντονη αμοιβαία σύζευξη ακτινοβολίας (mutual coupling) μεταξύ των κεραιών [30]. Για να αυξηθεί η ηλεκτρομαγνητική απόσταση μεταξύ των κεραιών και του ιστού προτιμώνται οι υψηλές συχνότητες λειτουργίας, οι οποίες βελτιώνουν και την τελική ανάλυση της απεικόνισης. Ωστόσο, οι υψηλές μικροκυματικές συχνότητες (>3 GHz) παρουσιάζουν μικρό βάθος διείσδυσης στον ιστό και, επιπλέον, η αποτελεσματική εφαρμογή των αλγορίθμων αντιστροφής απαιτεί ένα αρχικό πρόχειρο σκιαγράφημα ή βαθμονόμηση του συνολικού όγκου του μαστού με χαμηλές μικροκυματικές συχνότητες [44].

2.2.2 Υλικό Προσαρμογής (Matching Medium)

Η μικροκυματική ακτινοβολία ανακλάται σε σημαντικό ποσοστό όταν προσπίπτει στη δι-επιφάνεια αέρας-δέρμα, λόγω της αρκετά υψηλής διηλεκτρικής επιτρεπτότητας του δερματικού ιστού (για παράδειγμα η διηλεκτρική επιτρεπτότητα είναι $\epsilon_{skin} = 45.711$ σε συχνότητα 1 GHz [45]–[47]). Επιπλέον, οι ανακλάσεις και απόσβεση του σήματος στη δι-επιφάνεια αέρας-δέρμα προκαλούν τοπική αύξηση της θερμοκρασίας [16], η οποία εισαγάγει σημαντικό σφάλμα στις μετρήσεις. Η μείωση των ανακλάσεων και η μεγιστοποίηση της μεταφοράς της ενέργειας από τον αέρα στον ιστό (energy coupling) επιτυγχάνονται περιβάλλοντας τον μαστό ή το αντίστοιχο μαστικό ομίοωμα με κάποιο υλικό προσαρμογής, το οποίο χρησιμοποιείται συνήθως σε υγρή μορφή. Η χρήση ενός προσαρμοστικού μέσου μεταξύ του ακτινοβολητή και του μαστού μειώνει το μήκος κύματος και συνεπώς αυξάνει την ανάλυση της απεικόνισης [16], [48].

Η επιλογή του υλικού προσαρμογής βασίζεται σε ορισμένες προδιαγραφές. Αυτές είναι κυρίως οι κατάλληλες τιμές διηλεκτρικών ιδιοτήτων, η βιοσυμβατότητα, η εύκολη κατασκευή και το χαμηλό κόστος. Επιπλέον, οι τιμές της διηλεκτρικής επιτρεπτότητας και της αγωγιμότητας θα πρέπει να παραμένουν αμετάβλητες για εύλογο χρονικό διάστημα, δηλαδή διάρκεια αρκετή για την ολοκλήρωση των μετρήσεων.

Η σχετική μιγαδική επιτρεπτότητα του υλικού γράφεται ως:

$$\epsilon_r = \epsilon_r' + j\epsilon_r'' \quad (2.1)$$

όπου, ϵ_r' είναι η σχετική διηλεκτρική επιτρεπτότητα του υλικού και εκφράζει την ενέργεια που αποθηκεύεται στο υλικό υπό την παρουσία κάποιου ηλεκτρικού πεδίου, ενώ ϵ_r'' είναι η σχετική διηλεκτρική σταθερά απωλειών του υλικού και εκφράζει τις διηλεκτρικές απώλειες και απώλειες αγωγιμότητας του υλικού. Το ϵ_r'' εκφράζει το κατά πόσο χαλαρό ως προς την πόλωσή του είναι ένα υλικό υπό ένα εξωτερικά επιβαλλόμενο ηλεκτρικό πεδίο. Για την ακρίβεια, η αγωγιμότητα και η σχετική διηλεκτρική σταθερά απωλειών συνδέονται μέσω της σχέσης:

$$\sigma = \omega\epsilon_0\epsilon_r'' \quad (2.2)$$

Οπότε αν η σταθερά διάδοσης είναι

$$\gamma = \sqrt{j\omega\mu_0(\sigma + j\omega\epsilon)} = \alpha + j\beta \quad (2.3)$$

οι απώλειες διασποράς του υλικού (dissipation losses) είναι $L_{diss} = 10\log_{10}e^{aZ}$ και εξαρτώνται σημαντικά από την αγωγιμότητα, σ , του υλικού.

Από τα παραπάνω φαίνεται ότι, ενώ προτιμάται υλικό με διηλεκτρική επιτρεπτότητα κοντά στη διηλεκτρική επιτρεπτότητα του δέρματος ώστε να μειωθούν οι ανακλάσεις, η αγωγιμότητά του θα πρέπει να είναι αρκετά μικρή, ώστε να αποφευχθεί η σημαντική απόσβεση της ακτινοβολίας όταν διέρχεται μέσα από το υλικό προσαρμογής. Ωστόσο, οι Lui et al. [30] πρότειναν τη χρήση υλικού με σχετικά μεγάλη αγωγιμότητα για να περιοριστούν οι μεγαλύτερης τάξης αλληλεπιδράσεις της ακτινοβολίας κοντινού πεδίου και του ομοιώματος μαστού.

Στη βιβλιογραφία έχουν προταθεί διάφορα υλικά ως προσαρμοστικά μέσα για απεικόνιση μαστού. Οι Meaney et al. πρότειναν απλό αλατούχο διάλυμα, καθώς παρουσιάζει μικρή αντίθεση κατά την απεικόνιση, έχει αμελητέο κόστος και είναι ασφαλές για τον ανθρώπινο οργανισμό [48]. Από την άλλη πλευρά, σύμφωνα με τον J. Thuery, το νερό και το αλατόνερο δε φέρουν κατάλληλες τιμές επιτρεπτότητας και αγωγιμότητας για ικανοποιητική προσαρμογή με τον δερματικό ιστό του μαστού [49]. Οι Bindu et al. [50] κατασκεύασαν και μέτρησαν διαλύματα φρουκτόζης (corn syrup) σε νερό σε διάφορες συγκεντρώσεις και σε μορφή τζελ, επιτυγχάνοντας τιμές διηλεκτρικής επιτρεπτότητας από 18.7 μέχρι 56.2, αγωγιμότητας από 0.3 μέχρι 2.2 και απώλειες 4 με 8 dB, πολύ μικρότερες από αυτές του νερού και του αλατόνερου.

2.2.3 Κεραίες για μικροκυματική απεικόνιση μαστού

Σε ένα μικροκυματικό σύστημα απεικόνισης μαστού, οι κεραίες αποτελούν σημαντικό στοιχείο για την ποιότητα της τελικής εικόνας και την αποτελεσματικότητα της απεικόνισης. Η κατάλληλη κεραία για ένα τέτοιο σύστημα θα πρέπει να καλύπτει ένα πλήθος απαιτήσεων.

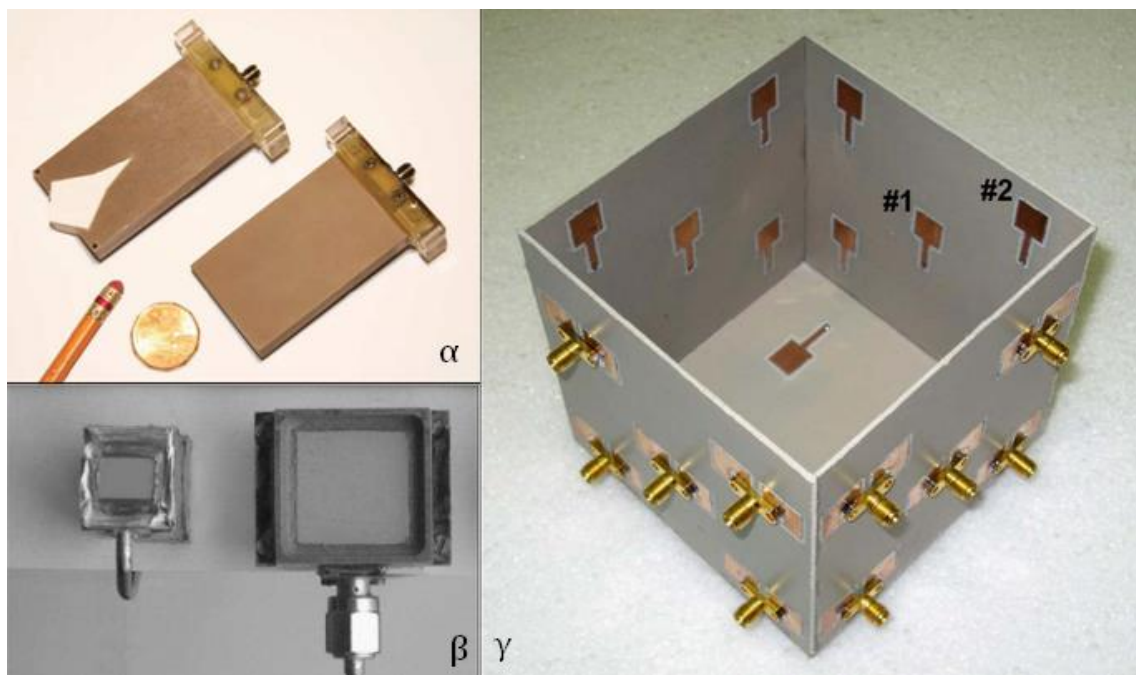
Αρχικά, θα πρέπει να προσδιοριστεί το εύρος συχνοτήτων λειτουργίας της κεραίας: οι χαμηλές συχνότητες στη μικροκυματική απεικόνιση, οι οποίες συνήθως ξεκινούν από την μπάντα των ραδιοσυχνοτήτων (RF band), διεισδύουν βαθύτερα στον βιολογικό ιστό, ενώ οι υψηλές συχνότητες βελτιώνουν την απεικονιστική ανάλυση. Ωστόσο, οι υψηλές συχνότητες αποσβαίνουν γρήγορα μέσα στον ιστό. Επιπλέον, ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολίας συχνότητας πάνω από 10 GHz υφίσταται πλήρη ανάκλαση από τον δερματικό ιστό που καλύπτει τον μαστό [51].

Το κάτω όριο του εύρους συχνοτήτων καθορίζεται από το μέγιστο επιτρεπτό μέγεθος της κεραίας, όπως ορίζεται από την εκάστοτε πρακτική εφαρμογή και τις διαστάσεις του συστήματος. Τα συστήματα μικροκυματικής απεικόνισης είναι επιθυμητό να είναι συμπαγή, εργονομικά και να έχουν μικρές και εύχρηστες διαστάσεις. Συνήθως απαιτείται ένα πλήθος κεραιών που να διαμορφώνουν μία συστοιχία διαφόρων γεωμετρικών διατάξεων, ώστε να επιτρέπεται η ακτινοβολήση του μαστού σε όλο τον όγκο του. Οι διατάξεις αυτές μπορεί να είναι κυκλικές, ημι-κυκλικές, κυλινδρικές ή σφαιρικές τοποθετώντας τη συστοιχία κεραιών σε όλη την επιφάνεια του ιστού [52] και συνεπώς οι διαστάσεις των κεραιών επιλέγονται ανάλογα.

Τέλος, οι κεραίες που θα χρησιμοποιηθούν σε ένα σύστημα μικροκυματικής απεικόνισης θα πρέπει να έχουν υψηλή κατευθυντικότητα και το σχέδιό τους να είναι αρκετά απλό, ώστε να είναι εύκολο να μοντελοποιηθεί από τους αλγορίθμους αντιστροφής [53].

Για μικροκυματική απεικόνιση μαστού έχουν προταθεί και χρησιμοποιηθεί διαφόρων τύπων κεραίες ως προς τις συχνότητες λειτουργίας: κεραίας ευρείας ζώνης (wideband antennas) και υπερ-ευρείας ζώνης (ultra-wideband antennas) καθώς και κεραίες πολλαπλών ζωνών (multiple band antennas).

Οι κεραίες υπερ-ευρείας ζώνης αποτελούν συχνή επιλογή των ερευνητικών ομάδων για μικροκυματική απεικόνιση μαστού. Χοανοκεραία εγκλεισμένη σε διηλεκτρικό προτάθηκε για να λειτουργήσει χωρίς υλικό προσαρμογής σε εύρος συχνοτήτων 3 με 10 GHz [54]. Κεραίες κουλουροκωνικής σχισμής (tapered slot antennas) στοιχισμένες σε διάφορες γεωμετρίες χρησιμοποιήθηκαν για μέτρηση ομοιωμάτων μαστού από 3 GHz μέχρι 11 GHz [52]. Επίσης, μία Vivaldi κεραία αντιδιαμετρικά εξισορροπημένη, Balanced Antipodal Vivaldi Antenna (BAVA), και η βελτιωμένη εκδοχή της (BAVA-D) (Σχήμα 2.2.α), σχεδιάστηκαν με ενισχυμένη κατευθυντικότητα και μετρήθηκαν σε μεγάλο εύρος συχνοτήτων, 2 GHz με 18 GHz [55]. Δύο παραλλαγές μιας ελλειπτικής τυπωμένης κεραίας διαστάσεων 30 mm x 28 mm προτάθηκαν για μικροκυματική απεικόνιση μαστού στις συχνότητες από 3 GHz έως 20 GHz [56]. Μία συστοιχία 24 τυπωμένων τετραγωνικών κεραίων, διαστάσεων 30 mm x 30 mm, τοποθετήθηκε στα τοιχώματα κυβικού θαλάμου, διαστάσεων 100 mm x 100 mm x 100 mm, για μέτρηση ομοιωμάτων μαστού σε συχνότητες 2.5 GHz με 5 GHz (Σχήμα 2.2.γ) [57].



Σχήμα 2.2 Κεραίες για μικροκυματική απεικόνιση μαστού: α. Οι κεραίες BAVA και BAVA-D [55]. β. Η πολλαπλή επίπεδη κεραία στοίβας (stacked patch κεραία) με κοιλότητα στο πίσω μέρος (αριστερά) και η κεραία ευρείας σχισμής τροφοδοτούμενης με μικροταινία σε σχήμα τρίαινας (fork-fed wide-slot antenna) [58]. γ. Ο κυβικός θάλαμος με προσαρμοσμένη συστοιχία 24 τυπωμένων τετραγωνικών κεραίων.

Οι κεραιές που παρουσιάζουν συντονισμούς σε διάφορες συχνότητες σε ένα αρκετά μεγάλο εύρος συχνοτήτων χρησιμοποιούνται, επίσης, για μικροκυματική απεικόνιση. Τυπωμένη κεραία με εγκοπές και διαστάσεις 29 mm x 28 mm σχεδιάστηκε και μετρήθηκε εμβαπτισμένη σε ηλιέλαιο παρουσιάζοντας στενούς συντονισμούς στα 1.37 GHz, 1.95 GHz και 2.90 GHz [53]. Επίσης, η ερευνητική ομάδα των Gibbins et al. [58] συνέκριναν μία πολλαπλή επίπεδη κεραία στοίβας (stacked patch κεραία) με κοιλότητα στο πίσω μέρος και διαστάσεις 18 mm x 18 mm x 1.27 mm [59] και μία κεραία ευρείας σχισμής τροφοδοτούμενης με μικροταινία σε σχήμα τρίαυνας (fork-fed wide-slot antenna) με διαστάσεις 14 mm x 13 mm x 1.25 mm σε εύρος συχνοτήτων από 3 GHz μέχρι 10 GHz (Σχήμα 2.2.β). Η τροφοδοσία σε σχήμα πιρουνιού της δεύτερης κεραίας χωρίζεται σε δύο τμήματα αντίστασης εισόδου 100 Ω το καθένα, ενώ και οι δύο κεραιές μετρήθηκαν εμβαπτισμένες σε υγρό διηλεκτρικής επιτρεπτότητας περίπου $\epsilon_r \approx 9$, παρουσιάζοντας συντονισμούς μετά τα 4 GHz [58]. Τέλος, Vivaldi κεραία σε υπόστρωμα διαστάσεων 145 mm x 50 mm μοντελοποιήθηκε εμβαπτισμένη σε μέσο προσαρμογής με διηλεκτρική σταθερά $\epsilon_r = 10$ ακτινοβολώντας σε ομοίωμα μαστού και παρουσίασε συντονισμούς σε διάφορες συχνότητες από τα 0.8 GHz μέχρι τα 2.75 GHz [51].

Από τα πιο πάνω φαίνεται ότι οι περισσότερες κεραιές που έχουν χρησιμοποιηθεί για μικροκυματική απεικόνιση μαστού λειτουργούν σε συχνότητες μεγαλύτερες των 2 GHz [52], [54]–[56], [59]–[61]. Ωστόσο, οι συχνότητες αυτές παρουσιάζουν μικρό βάθος διείσδυσης και επιπλέον οι αλγόριθμοι επίλυσης του αντίστροφου ηλεκτρομαγνητικού προβλήματος εφαρμόζονται με πιο αποτελεσματικό τρόπο όταν έχει πραγματοποιηθεί μία αρχική απεικόνιση με πολύ μικρή ανάλυση, η οποία όμως δίνει σαφείς ενδείξεις για τα διηλεκτρικά χαρακτηριστικά του μαστού σε μεγάλες περιοχές. Η προσπάθεια διεύρυνσης του εύρους συχνοτήτων λειτουργίας της κεραίας επικεντρώνεται στην αύξηση της αντίστασης εισόδου της κεραίας, όπως σε περιπτώσεις μονοπόλων, διπόλων, κεραιές παπιγιόν και χοανοκεραίες με φορτίο αντίστασης [61]–[66]. Η μέθοδος αυτή έχει ως αποτέλεσμα κεραιές, είτε αρκετά μεγάλες σε μέγεθος, είτε σε μικρούς βαθμούς απόδοσης (radiation efficiency) της κεραίας [58].

Συμπερασματικά, η κεραία που θα χρησιμοποιηθεί σε συστήματα μικροκυματικής απεικόνισης μαστού θα πρέπει να φέρει ορισμένα σημαντικά χαρακτηριστικά σχετικά με τις βασικές της ιδιότητες:

- *Εύρος ζώνης λειτουργίας*: η κεραία θα πρέπει να ακτινοβολεί σε ένα μεγάλο εύρος συχνοτήτων, είτε συνεχές (υπερ-ευρυζωνικές κεραίες), είτε σε μεμονωμένες μπάντες συχνοτήτων (multiband antennas), με το κάτω όριο συχνοτήτων να βρίσκεται ιδανικά χαμηλότερα από τα 2 GHz.
- *Διαστάσεις*: το μέγεθος της κεραίας θα πρέπει να είναι μικρό ώστε να είναι εύχρηστη σε συστοιχία κεραιών και να προσαρμόζεται εύκολα στο σύστημα απεικόνισης μαστού. Η σμίκρυνση της κεραίας περιορίζεται σημαντικά από τη χαμηλότερη συχνότητα λειτουργίας της.
- *Συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας και κατευθυντικότητα*: καθώς η ακτινοβολία αποσβένει γρήγορα μέσα στους ιστούς, η κεραία θα πρέπει να παρουσιάζει ενισχυμένη κατευθυντικότητα.
- *Γεωμετρική δομή (antenna design)*: ή απλούστερα, το σχήμα της κεραίας να μοντελοποιείται από του αλγορίθμους αντιστροφής. Δηλαδή, να είναι απλό από γεωμετρική άποψη.

2.3 Μικροκυματική απεικόνιση και ραδιομετρία εγκεφάλου

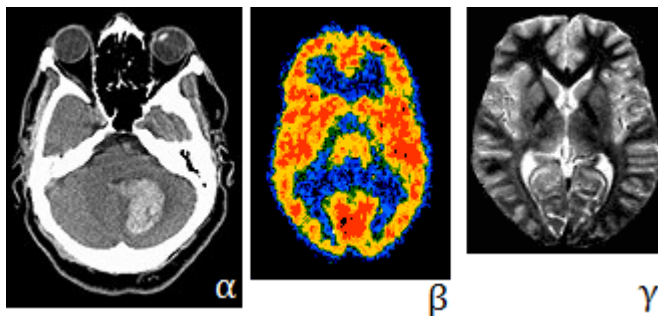
Η μικροκυματική απεικόνιση εγκεφάλου αποτελεί μεθοδολογία που έχει τη δυνατότητα να εφαρμοστεί στη διαγνωστική ιατρική είτε με τη μορφή της ενεργής απεικόνισης με επιβολή εξωτερικού πεδίου για την άντληση πληροφορίας σχετικά με τη χωρική κατανομή των διηλεκτρικών ιδιοτήτων του εγκεφάλου, είτε με τη μορφή της παθητικής απεικόνισης για μέτρηση διαφορών θερμοκρασίας σε διαφορετικά βάθη μέσα στον ιστό. Καθώς τα συστήματα μικροκυματικής ακτινοβολίας είναι οικονομικά, εργονομικά και μικρών διαστάσεων, παρέχουν τη δυνατότητα ανάπτυξης φορητών συστημάτων μικροκυματικής απεικόνισης εγκεφάλου για άμεση διάγνωση, όπως για παράδειγμα μέσα στα ασθενοφόρα.

2.3.1 Μικροκυματική απεικόνιση εγκεφάλου

Ένα από τα προβλήματα που προσπαθεί να λύσει η μικροκυματική απεικόνιση εγκεφάλου είναι ο έγκαιρος προσδιορισμός του είδους του

εγκεφαλικού επεισοδίου σε ασθενείς που παρουσιάζουν τα αρχικά συμπτώματα. Σύμφωνα με τον Παγκόσμιο Οργανισμό Υγείας (WHO - <http://who.int/mediacentre/factsheets/fs310/en/>) τα εγκεφαλικά επεισόδια αποτελούν τη δεύτερη συχνότερη αιτία θανάτου μετά τα καρδιαγγειακά νοσήματα στον κόσμο για το 2012, ενώ στις Ηνωμένες Πολιτείες αποτελεί την συχνότερη αιτία αναπηρίας [67]. Το 85% των εγκεφαλικών επεισοδίων είναι αποφρακτικά, δηλαδή οφείλονται σε θρόμβο που εμποδίζει τη ροή του αίματος, ενώ μόνο το 15% αυτών οφείλεται σε κάποια εγκεφαλική αιμορραγία (αιμορραγικό εγκεφαλικό επεισόδιο) [9]. Η θεραπεία θρομβόλυσης έχει θετικά αποτελέσματα σε ασθενείς με αποφρακτικό εγκεφαλικό επεισόδιο αν εφαρμοστεί μέσα σε 30' από την εμφάνιση των πρώτων συμπτωμάτων. Ωστόσο, καθώς η θεραπεία είναι εξαιρετικά επικίνδυνη για ασθενείς με αιμορραγικό επεισόδιο, η εφαρμογή της προϋποθέτει τον προσδιορισμό του εγκεφαλικού επεισοδίου αποκλείοντας το αιμορραγικό επεισόδιο. Οπότε, ένα φορητό σύστημα απεικόνισης θα επέτρεπε την έγκαιρη διάγνωση πριν ακόμα φτάσει ο ασθενής στο νοσοκομείο.

Οι σημερινές κλινικές μέθοδοι απεικόνισης εγκεφάλου, δηλαδή η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού (MRI), η αξονική τομογραφία (CT) και η ποζιτρονική τομογραφία (PET) πραγματοποιούνται μόνο σε κλινικές (Σχήμα 2.3),



Σχήμα 2.3 Απεικόνιση εγκεφάλου με α. αξονική τομογραφία (CT scan) (Yousef Mohammad, M.D., MSc; Assistant Professor of Neurology Division of Cerebrovascular Diseases, The Ohio State University Medical Center), β. ποζιτρονική τομογραφία (PET) (National Institute on Drug Abuse,) και γ. μαγνητική τομογραφία (MRI). Οι εικόνες βρίσκονται στο <https://faculty.washington.edu/chudler/ima ge.html>.

καθώς τα απεικονιστικά συστήματα είναι ογκώδη και η χρήση τους δαπανηρή. Αντίθετα, η μικροκυματική τεχνολογία προσφέρει συμπαγή και οικονομικά απεικονιστικά συστήματα, τα οποία μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε φορητή μορφή και με μεγάλη συχνότητα επιτρέποντας την έγκαιρη διάγνωση και την παρακολούθηση της νόσου.

Όπως περιγράφεται αναλυτικά στην τομογραφία μαστού, η μικροκυματική απεικόνιση προσδιορίζει τη χωρική κατανομή των διηλεκτρικών ιδιοτήτων των διαφόρων ιστών του εγκεφάλου και τον εντοπισμό βλαβών και κοκοήθειων βάσει των διαφορετικών διηλεκτρικών ιδιοτήτων τους από τους υγιείς ιστούς. Ο ανθρώπινος εγκέφαλος περιβάλλεται από οστό (κρανίο) και δέρμα και αποτελείται από τη φαιά και τη λευκή ουσία, την υπόφυση, το εγκεφαλονωτιαίο υγρό, την παρεγκεφαλίδα, το νωτιαίο μυελό και τα αιμοφόρα αγγεία. Συνεπώς, η κυριότερη δυσκολία, που προκύπτει στην προσπάθεια να απεικονιστεί ο εγκέφαλος με μικροκύματα, είναι ότι οι ιστοί του εγκεφάλου παρουσιάζουν υψηλή διηλεκτρική επιτρεπτότητα, ενώ περιβάλλονται από οστό με πολύ χαμηλή διηλεκτρική επιτρεπτότητα. Δηλαδή, η μικροκυματική ακτινοβολία θα ανακλαστεί σε μεγάλο βαθμό στη διεπιφάνεια του κρανίου με την υπόφυση, καθώς $\epsilon_{\text{κρανίο}} \approx 20$ και $\epsilon_{\text{υπόφυση}} \approx 42$ σε συχνότητες 900 MHz με 5 GHz [45]–[47].

Μέχρι σήμερα, το βέλτιστο εύρος συχνοτήτων εφαρμογής της μικροκυματικής απεικόνισης εγκεφάλου δεν έχει προσδιοριστεί. Η ακτινοβολία συχνοτήτων μεγαλύτερων των 4 GHz παρουσιάζει μικρό βάθος διείσδυσης και επιτρέπει μόνο επιφανειακή απεικόνιση και ανίχνευση ανωμαλιών σε μικρό βάθος. Επίσης, η μεγάλη διαφορά στις τιμές των διηλεκτρικών σταθερών του οστού του κρανίου με των υπολοίπων ιστών του εγκεφάλου περιορίζει σημαντικά τη διάδοση της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας στο διάστημα συχνοτήτων 1.5 GHz με 4 GHz [68]. Συνεπώς, το εύρος συχνοτήτων, που προτείνεται από τους ερευνητές για εφαρμογή της μικροκυματικής απεικόνισης στον εγκέφαλο, είναι τα 0.5-1.5 GHz [5], [68].

Κράνος με προσαρμοσμένες 10 επίπεδες κεραίες σχήματος «V» με συντονισμό στα 1.3 GHz έχει χρησιμοποιηθεί για μικροκυματική απεικόνιση εγκεφάλου [9], [69]. Σε αυτήν την προσπάθεια σακούλες γεμισμένες με νερό τοποθετήθηκαν μεταξύ του κράνους και του κεφαλιού των ασθενών εξυπηρετώντας ως υλικό προσαρμογής [9], [69]. Επίσης, 16 κεραίες κουλουροκωνικής σχισμής (tapered slot antennas) διαστάσεων 9.4 cm x 11 cm σε κυκλική διάταξη έχουν χρησιμοποιηθεί για να απεικονίσουν ρεαλιστικά ομοιώματα εγκεφάλου σε συχνότητες 1 GHz με 4 GHz [70].

Συνεπώς, τα χαρακτηριστικά που θα πρέπει να φέρουν οι κεραίες για μικροκυματική απεικόνιση εγκεφάλου είναι τα ακόλουθα:

- *Εύρος ζώνης λειτουργίας:* η κεραία θα πρέπει να είναι ευρυζωνική ή να ακτινοβολεί σε πολλαπλές συχνότητες σε μεγάλο εύρος. Το διάστημα συχνοτήτων, όπου η ακτινοβολία παρουσιάζει ικανοποιητικό βάθος διείσδυσης, είναι 0.5 GHz με 1.5 GHz. Ωστόσο, η βελτίωση της ανάλυσης απαιτεί μέτρηση του εγκεφάλου σε υψηλότερες συχνότητες.
- *Διαστάσεις:* όπως στη μικροκυματική απεικόνιση μαστού, το μέγεθος της κεραίας θα πρέπει να είναι κατάλληλο για χρήση της σε συστοιχία γύρω από το ανθρώπινο κεφάλι.
- *Ενισχυμένο συντελεστή απόδοσης και κατευθυντικότητα.*
- *Απλή γεωμετρική δομή (antenna design).*

2.3.2 Ραδιομετρία για μέτρηση θερμοκρασιακής κατανομής εγκεφάλου

Σε πολλές ιατρικές διαδικασίες, θεραπείες ή εγχειρήσεις απαιτείται η ακριβής καταγραφή της θερμοκρασίας των ιστών εν τω βάθει σε πραγματικό χρόνο. Πολλές από αυτές τις διαδικασίες υποβάλλουν τους ασθενείς σε υποθερμία ή υπερθερμία και συνεπώς η ασφάλεια και αποτελεσματικότητα της μεθόδου εξαρτάται από την ακριβή παρακολούθηση και έλεγχο της θερμοκρασίας του ασθενούς, όπως οι τεχνικές υποθερμίας ολόκληρου του σώματος του ασθενούς για εκτέλεση συγκεκριμένων εγχειρήσεων [71], [72] ή οι εντοπισμένες μέθοδοι μείωσης της θερμοκρασίας του εγκεφάλου [73], ιδιαίτερα σε περιπτώσεις εγχείρησης καρδιάς για την προστασία των εγκεφαλικών νευρώνων [74].

Η μέτρηση τη θερμοκρασίας θα πρέπει να είναι ακριβής, άμεση και να πραγματοποιείται με μη επεμβατικό τρόπο. Οι υπάρχουσες μέθοδοι πραγματοποιούνται με μετρήσεις στην επιφάνεια ή σε κοιλότητες του σώματος [75], ενώ η θερμοκρασία μη επιφανειακών ιστών και οργάνων είναι πολύ δύσκολο να μετρηθεί.

Η μικροκυματική ραδιομετρία προσφέρει τη δυνατότητα μη επεμβατικής μέτρησης των μεταβολών της εσωτερικής θερμοκρασίας των ιστών. Όλα τα υλικά σώματα, όταν βρίσκονται σε θερμοκρασία μεγαλύτερη από το απόλυτο μηδέν, εκπέμπουν θερμική ακτινοβολία μέλανος σώματος. Τα συστήματα ραδιομετρίας

για μέτρηση της θερμοκρασίας του εγκεφάλου απαιτούν κεραίες με ιδιαίτερα ενισχυμένη ευαισθησία και κατευθυντικότητα, καθώς το εκπεμπόμενο σήμα έχει πολύ μικρή ισχύ.

3 THz ΦΑΣΜΑ ΣΥΧΝΟΤΗΤΩΝ

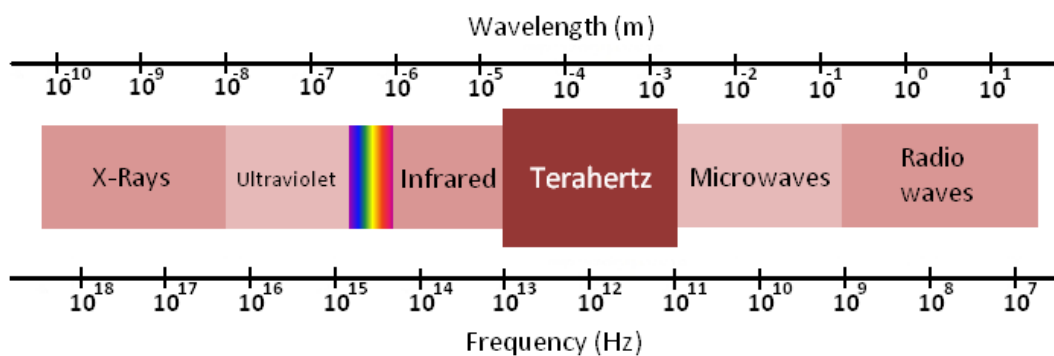
3.1 THz ακτινοβολία: ιδιότητες κι εφαρμογές

Ο όρος «THz ακτινοβολία» αναφέρεται, σύμφωνα με το ITU (International Telecommunication Union), στο φάσμα της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας που περιλαμβάνει τις συχνότητες 0.3-3 THz. Ωστόσο, πολύ συχνά σε ερευνητικά έργα η THz ακτινοβολία φαίνεται να αφορά ένα μεγαλύτερο εύρος συχνοτήτων, από 100 GHz μέχρι 10 THz. Γενικά, το THz φάσμα βρίσκεται μεταξύ των μικροκυμάτων και των υπέρυθρων κυμάτων, και συνεπώς, μπορεί να προσεγγιστεί, να παραχθεί ή να ανιχνευθεί, με μεθόδους ηλεκτρονικής και φωτονικής.

Η πρώτη παρατήρηση της THz ακτινοβολίας έλαβε χώρα το 1923 από τους E. Nichols και J. Tear [76], ενώ τα χαρακτηριστικά της ήταν ήδη γνωστά από το

1890, όταν ένα βολόμετρο χρησιμοποιήθηκε για να μετρήσει την ακτινοβολία μέλανος σώματος. Οι δυσκολίες, όμως, κατασκευής αξιόπιστων πηγών και ανιχνευτών αυτών των συχνοτήτων άφησαν το THz φάσμα αναξιοποίητο για πολλές δεκαετίες. Η μελέτη και εκμετάλλευση των THz ακτίνων, ωστόσο, εντάθηκε με την πρόοδο της μικροηλεκτρονικής, της φωτονικής και της νανοτεχνολογίας.

Η αλληλεπίδραση της THz ακτινοβολίας με την ύλη παρουσιάζει ιδιαίτερα χαρακτηριστικά που την καθιστούν ελκυστική για ποικίλες εφαρμογές. Τα περισσότερα μη αγώγιμα υλικά και τα διηλεκτρικά είναι διαφανή στα THz ηλεκτρομαγνητικά κύματα, ενώ, αντίθετα, τα μόρια του νερού και τα μέταλλα αδιαφανή. Το μήκος κύματος της THz ακτινοβολίας είναι μεγάλο σε σχέση με τις οπτικές συχνότητες, με αποτέλεσμα τα THz απεικονιστικά συστήματα να προσφέρουν περιορισμένη χωρική ανάλυση σε σχέση με τις οπτικές συχνότητες. Ωστόσο, το μεγάλο μήκος κύματος δε σκεδάζεται σε υλικά με μορφή κόκκων και μικρό μέγεθος, όπως συμβαίνει με το ορατό φως. Δηλαδή, η THz ακτινοβολία μπορεί να διαπεράσει υλικά σε μορφή κόκκων ή σκόνης, τα οποία είναι αδιαφανή στις οπτικές συχνότητες [77]. Επιπλέον, εφόσον ένα THz φωτόνιο δεν φέρει αρκετή ενέργεια (0.4 - 41 milli-eVs) για να ιονίσει ένα βιομόριο, οι THz ακτίνες έχουν χαρακτηριστεί ως μη-ιονίζουσες και, συνεπώς, αβλαβείς για τους βιολογικούς ιστούς.



Σχήμα 3.1 Φάσμα ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας

Περίληπτικά, οι ιδιότητες της THz ακτινοβολίας συνοψίζονται [78]:

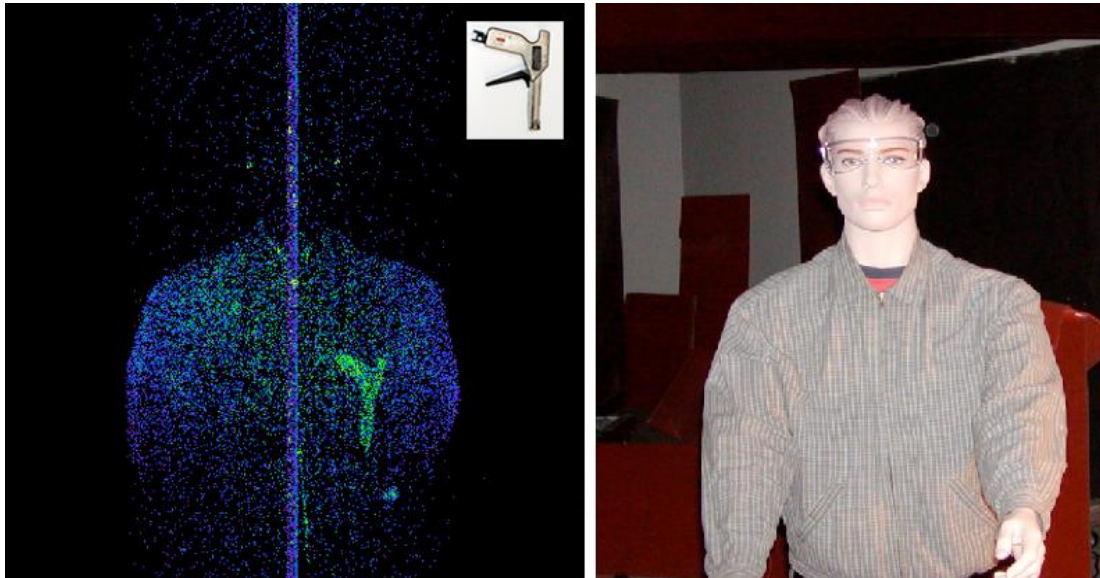
- Διαπερνούν διηλεκτρικά και μη αγώγιμα υλικά, όπως χαρτί ή ύφασμα, ενώ αποσβένουν γρήγορα όταν διέρχονται μέσα από νερό και μέταλλα. Γενικά, παρουσιάζουν διαφορετικό βαθμό διείσδυσης για διαφορετικά υλικά.

- Καθώς το μήκος κύματος μειώνεται, η χωρική ανάλυση αυξάνεται. Συνεπώς οι THz συχνότητες παρέχουν καλύτερη ανάλυση από τα μικροκύματα και χειρότερη από τις οπτικές συχνότητες.
- Οι THz ακτίνες είναι μη-ιοντίζουσες.
- Παρουσιάζουν μικρό βαθμό σκέδασης σε σχέση με τις οπτικές συχνότητες.
- Είναι πιο εύκολη η ευθυγράμμιση ενός μετώπου THz ακτίνων σε αντίθεση με τα μικροκύματα.
- Φασματοσκοπία: μεγάλα μόρια και βιομόρια έχουν χαρακτηριστική απόκριση στις THz συχνότητες, η οποία συνήθως καλείται THz φασματικό «αποτύπωμα».

Αυτά τα χαρακτηριστικά καθιστούν την THz ακτινοβολία κατάλληλη για μεγάλη ποικιλία πρακτικών εφαρμογών και έχουν ενισχύσει την έρευνα για πρόοδο της THz τεχνολογίας την τελευταία δεκαετία. Το επόμενο βήμα στις ασύρματες επικοινωνίες είναι η THz περιοχή συχνοτήτων. Η συνεχής απαίτηση για ταχύτερη μετάδοση μεγαλύτερου όγκου δεδομένων - περίπου 100 Gbps στο κοντινό μέλλον - δημιουργεί την ανάγκη για τηλεπικοινωνιακά συστήματα με υψηλότερες συχνότητες λειτουργίας [79]. Ωστόσο, ορισμένοι πρακτικοί περιορισμοί θα πρέπει να αντιμετωπιστούν για την εφαρμογή THz τηλεπικοινωνιών: το πρόβλημα της έντονης απόσβεσης σε μακρινές αποστάσεις λόγω της απορρόφησης από τους υδρατμούς και η σημαντική εξάρτηση της μετάδοσης από τις ατμοσφαιρικές συνθήκες [78].

Η αναγνώριση και ο χαρακτηρισμός χημικών ουσιών που βρίσκονται μέσα σε σφραγισμένα γράμματα, χάρτινα πακέτα ή ρουχισμό αποτελεί σημαντική εφαρμογή των THz ακτίνων στην περιοχή της εθνικής ασφάλειας, όπως ασφάλειας αεροδρομίων, ταχυδρομικών μεταφορών κ.α. Απαγορευμένες ναρκωτικές ουσίες, όπως μεθαμφεταμίνες και MDMA, που βρίσκονταν μέσα σε κλειστό χάρτινο φάκελο μαζί με απλή ασπιρίνη, απεικονίστηκαν μέσω THz φασματογράφου [80]. Κάθε ουσία απέδωσε μία χαρακτηριστική απόκριση που επέτρεπε την καθαρή διάκριση μεταξύ τους. Σε άλλη περίπτωση, μετρήσεις της ανακλώμενης και μεταδιδόμενης ακτινοβολίας μέσω πλαστικών εκρηκτικών και ποικιλίας κόκκων βακίλου (*Bacillus spores*) με μεγάλο εύρος παλμικού ηλεκτρονικού THz ανακλασίμετρου (broadband pulsed electronic THz

reflectometer) απέδειξαν ότι το φασματικό αποτέλεσμα ήταν πολύ συγκεκριμένο για τη σύνθεση του υλικού ακόμα κι όταν η μορφολογία του και η θέση του μεταβάλλονταν [81]. Επίσης, πολλές ολόσωμες απεικονίσεις με THz συστήματα έχουν πραγματοποιηθεί όπου φαίνεται με μεγάλη αντίθεση το αν κάποιος μεταφέρει κάποιο μεταλλικό αντικείμενο, π.χ. όπλο ή μαχαίρι [82].



Σχήμα 3.2 Απεικόνιση μοντέλου με ρουχισμό και κρυμμένο μεταλλικό μηχάνημα σύνδεσης (tie-wrap gun) στα 1.56 THz [82].

Στην αστρονομία το THz φάσμα συχνοτήτων επιτρέπει την παρατήρηση του ψυχρού Σύμπαντος. Αυτό συμβαίνει για τρεις λόγους [83]: η ακτινοβολία μέλανος σώματος αντικειμένων με θερμοκρασία 4-100 K ανήκει στο THz φάσμα; οι χαμηλής θερμοκρασίας συγκρούσεις μορίων διαστελλόμενου αερίου δημιουργούν THz διεγέρσεις, περιστροφές και δονήσεις; ορισμένα υλικά που υπάρχουν σε μορφή κόκκων και σκόνης, όπως ο γραφίτης, είναι διαφανή στις THz ακτίνες. Η THz ακτινοβολία είναι πολύ σημαντική για την κατανόηση των φαινομένων που έλαβαν χώρα κατά το Big Bang, ή της φυσικής του σχηματισμού βαρέων στοιχείων και νέων γαλαξιών, της εξέλιξης και σύνθεσης πλανητών [83]. Οι λήψεις δεδομένων με THz τηλεσκόπια θα πρέπει να πραγματοποιούνται σε συγκεκριμένα ύψη, με ξηρό περιβάλλον ή από το διάστημα. Το 1996, ο Ευρωπαϊκός Οργανισμός Διαστήματος (European Space Agency, ESA) εκτόξευσε το Infrared Space Observatory, ένα ψυχόμενο τηλεσκόπιο διαμέτρου 60 cm το οποίο περιλάμβανε και ένα μεγάλου μήκους κύματος (THz) φασματοσκόπιο [84].

Η THz φασματοσκοπία βρίσκει εφαρμογή και στον ποιοτικό έλεγχο φαρμάκων και προϊόντων αγροκαλλιέργειας. Καθώς οι THz ακτίνες διέρχονται μέσα από τα περισσότερα υλικά, η THz φασματοσκοπία θεωρείται μία μη-επεμβατική μέθοδος ελέγχου και συνεπώς η THz τεχνολογία μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε όλη τη διαδικασία επεξεργασίας, συντήρησης και συσκευασίας τροφίμων. Το φάσμα απορρόφησης για εύρος 0.2-1.6 THz σε ριζέλαιο (rice bran oil) είναι σε πλήρη αντιστοιχία με αυτό που προέκυψε από τη μέθοδο της density functional theory (DFT) [85]. Επίσης, THz φασματοσκοπία στο πεδίο του χρόνου χρησιμοποιήθηκε για ποσοτική ανάλυση τριών ειδών οξέων σε σπορέλαια [86]. Ποσοτική μέτρηση και ανάλυση της υγρασίας που περιέχεται σε σπόρους σιταριού έχει πραγματοποιηθεί με THz τεχνολογία [87]. Ένα ακόμα παράδειγμα περιλαμβάνει την ανίχνευση 11 αντιβιοτικών σε πραγματικό διατροφικό πλέγμα (food matrix) [88]. Γενικά, η έρευνα έχει δείξει ότι η THz τεχνολογία μπορεί να εφαρμοστεί στη βιομηχανία φαρμάκων και τροφίμων στους εξής τομείς [89]: χαρακτηρισμός και κατηγοριοποίηση; ποσοτική και ποιοτική ανάλυση; ποιοτική αξιολόγηση; έλεγχος ασφάλειας.

Μία ακόμα εφαρμογή της THz ακτινοβολίας ανήκει στην περιοχή των στρατιωτικών αμυντικών συστημάτων: τα THz ραντάρ (radar) παράγουν THz παλμούς με μεγάλο εύρος συχνοτήτων. Οι μεγάλοι εύρους παλμοί αφαιρούν από τα stealth αεροσκάφη το στενού εύρους απορροφητικό κάλυμμα (narrow-band radar absorbing coating) [90].

Τέλος, πολύ σημαντική επιρροή έχει η ανάπτυξη THz συστημάτων στην ιατρική και βιοϊατρική. Οι πιθανές εφαρμογές σε αυτό το επιστημονικό πεδίο θα αναλυθούν διεξοδικά στο επόμενο κεφάλαιο.

3.2 Παραγωγή και ανίχνευση THz ακτινοβολίας

Η παραγωγή και ανίχνευση των THz συχνοτήτων αποτελούσε για μεγάλο χρονικό διάστημα εξαιρετικά δύσκολο έργο, γεγονός που οδήγησε στο χαρακτηρισμό του THz ηλεκτρομαγνητικού φάσματος ως THz κενό, «THz gap». Καθώς οι συχνότητες αυτές βρίσκονται μεταξύ των μικροκυμάτων και των

υπέρυθρων ακτίνων, οι μέθοδοι που χρησιμοποιούνται για να προσεγγίσουν την THz ακτινοβολία είναι και ηλεκτρονικές και φωτονικές.

Η ενέργεια ενός THz φωτονίου είναι αρκετά χαμηλότερη από ηλεκτρονικές διεγέρσεις ατόμων και μορίων που συνηθισμένα χρησιμοποιούνται σε lasers και άλλες πηγές φωτός. Οι ημιαγωγοί που χρησιμοποιούνται για πηγές φωτός στερεάς-κατάστασης έχουν διάκενο της τάξης του ενός electron Volt, όταν το φωτόνιο συχνότητας 1 THz φέρει ενέργεια 4 meV. Ακόμα και σε περιπτώσεις πηγών που βασίζονται σε δονητικές διεγέρσεις, όπως διεγέρσεις μορίων CO₂, το εξαγόμενο εύρος συχνοτήτων είναι περιορισμένο. Τα αντίστοιχα προβλήματα προκύπτουν όταν επιχειρείται να χρησιμοποιηθούν οπτικοί ανιχνευτές για THz συχνότητες: ένα THz φωτόνιο δεν μπορεί να διεγείρει μία φωτοδίοδο ή να προκαλέσει εκπομπή ηλεκτρονίων σε ένα φωτοπολλαπλασιαστή.

Από την άλλη πλευρά, οι συσκευές και τα εξαρτήματα της ηλεκτρονικής μικραίνουν συνεχώς σε μέγεθος αυξάνοντας συνεχώς την ταχύτητα μετάδοσης του σήματος (ή διαφορετικά των ηλεκτρονίων που διασχίζουν το ηλεκτρονικό σύστημα). Αυτή η συνεχής εξέλιξη απαιτεί πολύ καλή γνώση των ιδιοτήτων των υλικών σε πολύ υψηλές συχνότητες. Νέες τεχνικές, όπως η νανολιθογραφία με εκπομπή ηλεκτρονίων (e-beam lithography), σε συνδυασμό με νέους και καθαρότερους ημιαγωγούς, επιτρέπουν τη σμίκρυνση εξαρτημάτων και κυκλωμάτων στην τάξη των νανομέτρων, την κατασκευή πολύ λεπτών στρώσεων ή κβαντικών πηγαδιών (quantum wells). Παρ' όλα αυτά, η προσέγγιση των THz συχνοτήτων με ηλεκτρονικές μεθόδους είναι ακόμα δύσκολη.

Παραδοσιακά, μία πολύ συνηθισμένη μέθοδος παραγωγής THz ακτινοβολίας είναι η θερμική εκπομπή μέλανος σώματος. Η θερμική ενέργεια είναι της τάξης των 25 meV σε θερμοκρασία 300 K, δηλαδή θερμοκρασία δωματίου, και ταυτόχρονα αυτό σημαίνει ότι όλα τα αντικείμενα εκπέμπουν ακτινοβολία μέλανος σώματος στο φάσμα των THz. Συνεπώς, η ανίχνευση THz ακτινοβολίας γίνεται με βολόμετρο που ψύχεται σε θερμοκρασίες υγρού ήλιου. Ωστόσο, η θερμική ακτινοβολία που προσλαμβάνεται είναι ασύμφωνη και με πολύ θόρυβο, καθώς η επιθυμητή πηγή και όλα τα αντικείμενα από το background εκπέμπουν THz ακτινοβολία. Η εξέλιξη των THz θερμικών ανιχνευτών περιλαμβάνει τους πυρο-ηλεκτρικούς ανιχνευτές, τα Golay cells και τα βολόμετρα θερμού

ηλεκτρονίου (HEB, Hot Electron Bolometer). Τα HEB, σε αντίθεση με τους προηγούμενους θερμικούς ανιχνευτές που δείχνουν απορρόφηση ισχύος, όταν συνδεθεί με το κατάλληλο ετερόδυνο σύστημα (heterodyne detection) αποδίδει φασματική και φασική πληροφορία [91]. Η έρευνα γύρω από τα HEB έχει προτείνει την αντικατάσταση του ημιαγωγού ή υπεραγωγού με γραφένιο για μεγαλύτερη ευαισθησία σε θερμοκρασία δωματίου [92].

Τα HEB αποτελούν την πιο συχνή επιλογή για THz εφαρμογές. Τη δεύτερη θέση κατέχουν οι δίοδοι Schottky που λειτουργούν σε θερμοκρασίες 4-300 K, και οι οποίες χρησιμοποιούνται είτε για άμεση ανίχνευση, είτε, ομοίως με τα HEB, για σύμφωνη ανίχνευση με φασματικό περιεχόμενο σε συνδυασμό με ετερόδυνο σύστημα [91].

Γενικά, σήμερα, ηλεκτρονικά στερεής κατάστασης, όπως ταλαντωτές, ενισχυτές και πολλαπλασιαστές σε συνδυασμό με διόδους (π.χ. Gunn diode) χρησιμοποιούνται για να παράγουν συχνότητες από 200 GHz μέχρι 1 THz [93]. Άλλες πηγές, που βασίζονται στην κίνηση ελεύθερων ηλεκτρονίων και αποτελούν μικρόνσεις πηγών μικροκυματικών συχνοτήτων, είναι το κλείστρο (klystron), ο αγωγός οδεύοντος κύματος (travelling wave tube), ταλαντωτής οπίσθιου κύματος (backward wave oscillator) και το γυροτρόνιο [93]. Επίσης, οι Smith-Purcell πηγές αποτελούν μικρού και εύχρηστου μεγέθους εναλλακτικές για παραγωγή THz ακτινοβολίας συνεχούς μήκους κύματος (CW) [94], [95]. Αντίθετα, τα lasers κβαντικών «καταρρακτών» (quantum cascade lasers) που ανήκουν στα lasers ημιαγωγών χρησιμοποιούνται για την παραγωγή συχνοτήτων μεγαλύτερων των 2 THz [96], [97].

Πολύ σημαντικές είναι οι μέθοδοι παραγωγής και ανίχνευσης THz ακτινοβολίας που βασίζονται στη μη-γραμμική αλληλεπίδραση ενός στενού οπτικού παλμού με έναν ημιαγωγό: μέθοδος φωτοαγωγιμότητας (photoconductivity) και οπτικής αποκατάστασης (optical rectification) [98]. Στην πρώτη περίπτωση, το κενό μεταξύ δύο ηλεκτροδίων σε έναν φωτοαγωγό (π.χ. GaAs) φωτίζεται από έναν οπτικό παλμό διάρκειας femtosecond δημιουργώντας φορτίο, το οποίο επιταχύνεται λόγω της εφαρμογής ενός ισχυρού στατικού ηλεκτρικού πεδίου. Η χρονικά μεταβαλλόμενη πολικότητα που δημιουργείται δρα ως πηγή THz ακτινοβολίας. Οι φωτογώγιμες κεραίες (photoconductive antennas)

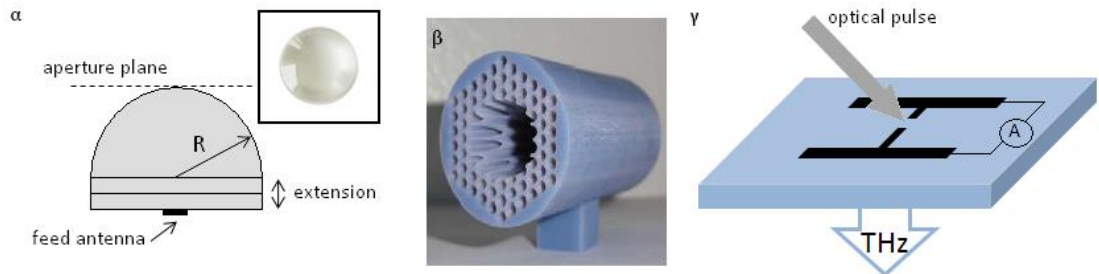
βασίζονται σε αυτήν την αρχή λειτουργίας. Στη δεύτερη περίπτωση, η πολικότητα που προκαλεί την THz ακτινοβολία δημιουργείται όταν ένας πολύ στενός παλμός laser διέρχεται μέσα από έναν κρύσταλλο με σημαντική δεύτερης τάξης μη-γραμμική οπτική επιδεκτικότητα ($\chi^{(2)}(t)$), όπως GaAs, GaP και ZnTe.

3.3 Κεραίες THz συχνοτήτων

Η κεραία αποτελεί σημαντικό κομμάτι των THz συστημάτων. Η χρήση της THz ακτινοβολίας σε πρακτικές εφαρμογές, όπως ασύρματες τηλεπικοινωνίες ή in vivo βιοϊατρικές μετρήσεις, όπου υπάρχει σημαντική απόσβεση λόγω ατμοσφαιρικών υδρατμών και αίματος αντίστοιχα, απαιτεί κεραίες με ιδιαίτερα ενισχυμένο κέρδος και κατευθυντικότητα. Η εκπομπή THz ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων πραγματοποιείται με διάφορους τρόπους: με διηλεκτρικούς φακούς εφαρμοσμένους είτε απ' ευθείας στην πηγή είτε σε κάποια άλλη κεραία [99], [100], με τυπωμένες ή άλλες κεραίες που αποτελούν σμικρύνσεις δημοφιλών σχεδίων κεραιών από τη μικροκυματική περιοχή λειτουργίας [78], με φωτοαγώγιμες κεραίες (THz photoconductive antennas, THz-PCAs) που, όπως αναφέρθηκε στην προηγούμενη παράγραφο, παρέχουν τη δυνατότητα παραγωγής και εκπομπής THz ακτινοβολίας [77], [101], [102] ή με κεραίες από γραφένιο (graphennas), που βρίσκονται σε πρώιμο ερευνητικό στάδιο [103].

Οι εκτεταμένοι ημισφαιρικοί φακοί σε συνδυασμό με κάποια κεραία αποτελούν την πιο δημοφιλή επιλογή σε THz εφαρμογές. Σε αυτήν την αρχιτεκτονική, η κεραία βρίσκεται σε επαφή με το πίσω μέρος του φακού [78]. Συνήθεις κατηγορίες εκτεταμένων ημισφαιρικών φακών είναι ο φακός ευθυγράμμισης, όπου η επέκταση ισούται με $d_{coll} = \frac{R}{n-1}$, και ο υπερ-ημισφαιρικός φακός, όπου $d_{hyper} = \frac{R}{n}$, (με R συμβολίζεται η ακτίνα του φακού και με n ο δείκτης διάθλασης του διηλεκτρικού) [104]. Χρησιμοποιούνται για να αυξήσουν την κατευθυντικότητα της κεραίας, η οποία εξαρτάται από το υλικό του φακού και αυξάνεται με την αύξηση του μήκους R της επέκτασης [105]. Το σημαντικότερο πλεονέκτημα των φακών ως μέσα ακτινοβολίας THz συχνοτήτων είναι η εύκολη χρήση τους σε συνδυασμό με πολλά είδη πηγών. Από την άλλη πλευρά, το μεγάλο μέγεθος περιορίζει τις πρακτικές εφαρμογές στις

οποίες μπορεί να χρησιμοποιηθεί. Επίσης, η αρκετά μεγάλη τιμή της διηλεκτρικής επιτρεπτότητας των υλικών των φακών στις THz συχνότητες, όπως $\epsilon_r=11.9$ για το πυρίτιο, και συνεπώς η μεγάλη διαφορά μεταξύ διηλεκτρικού και αέρα, έχουν σαν αποτέλεσμα τη δημιουργία κρουστικών κυμάτων [106].



Σχήμα 3.3 α. Εκτεταμένος ημισφαιρικός διηλεκτρικός φακός. β. Χοανοκεραία από ηλεκτρομαγνητικό κρύσταλλο EMXT όπως κατασκευάστηκε από τους Ziran et al. [107]. γ. Φωτοαγώγιμη κεραία (photoconductive antenna).

Οι μικρύνσεις χοανοκεραιών σε μεγέθη της τάξης των χιλιοστών αποτελούν εξαιρετικά δαπανηρές λύσεις και συνεπώς ακατάλληλες για εκπομπή χαμηλών THz συχνοτήτων. Κωνική χοανοκεραία με διάμετρο ανοίγματος 1.8 mm έχει σχεδιαστεί να λειτουργεί στα 0.8 – 1.1 THz [108]. Επίσης, κεραία με διάμετρο 16 mm με περιοχή λειτουργίας 100 – 200 GHz έχει κατασκευαστεί εξ ολοκλήρου από ηλεκτρομαγνητικό κρύσταλλο (EMXT) (Σχήμα 3.3.β) [107]. Τυπωμένη χοανοκεραία σε δύο πλακετίδια πυριτίου (wafers): στο επάνω wafer κατασκευάζεται η κοιλότητα της κεραίας με ένα δίπολο να τυπώνεται στο κέντρο, ενώ το δεύτερο wafer εξυπηρετεί ως ανακλαστική επιφάνεια [79].

Οι επίπεδες κεραίες (planar antennas) παρουσιάζουν ορισμένα σημαντικά πλεονεκτήματα σε σχέση με τους προαναφερθέντες ακτινοβολητές: το μικρό και εύρηστο μέγεθος και η μη δαπανηρή κατασκευή. Συνήθως αυτές οι κεραίες αποτελούν μικρύνσεις σχεδίων μικροκυματικών συχνοτήτων με ποικιλία σχημάτων που προσφέρουν συγκεκριμένη πολικότητα και εύρος λειτουργίας, κατάλληλα χαρακτηριστικά για τις απαιτήσεις κάθε εφαρμογής: δίπολα, τετραγωνικές, παπιγιόν (bow-tie), σπιδάλ κ.α. Ωστόσο, η γραμμική σμίκρυνση μικροκυματικών κεραίων συνεπάγεται εύθραυστα υποστρώματα πολύ μικρού πάχους. Από την άλλη πλευρά, η μεγέθυνση του πάχους του υποστρώματος σε λίγες δεκάδες μικρόμετρα οδηγεί σε μεγέθη συγκρίσιμα με το μήκος κύματος της ακτινοβολίας σε THz συχνότητες και συνεπώς σε σημαντική απώλεια ισχύος σε

substrate modes. Επιπλέον, το φαινόμενο της ανάπτυξης κρουστικών κυμάτων στη διαχωριστική επιφάνεια αέρα-διηλεκτρικού υποστρώματος, όπως αναφέρθηκε και στην περίπτωση των διηλεκτρικών φακών, προκαλείται από τη σημαντική διαφορά της διηλεκτρικής επιτρεπτότητας των δύο μέσων. Για την επίλυση αυτών των προβλημάτων έχει προταθεί η τεχνητή επιδιόρθωση ή μείωση της ηλεκτρικής επιτρεπτότητας του διηλεκτρικού υποστρώματος με διάφορους τρόπους: πολλαπλές στρώσεις διαφορετικών διηλεκτρικών με αντίστοιχα πάχη [109] ή φωτονικούς κρυστάλλους στους οποίους έχουν εισαχθεί μικροδομές όπως σφαίρες αέρα διαμέτρου μερικών μικρομέτρων [110]–[112]. Οι τεχνικές αυτές έχουν εφαρμοστεί για συχνότητες μέχρι 600 GHz. Οι τυπωμένες κεραίες έχουν το πλεονεκτήματα της εύκολης εφαρμογής τους σε συνδυασμό με άλλες τυπωμένες συσκευές και της κατασκευής μήτρας κεραιών. Προσομοίωση συστοιχίας 4x4 επίπεδων κεραιών στα 300 GHz έδειξε κατευθυντικότητα 18.1 dBi [113].

Οι φωτοαγώγιμες κεραίες (Photoconductive, PC, antennas) αποτελούν μία κατηγορία επίπεδων κεραιών, οι οποίες εκτός από ακτινοβολητές THz συχνοτήτων, αποτελούν και πηγές παραγωγής THz ακτινοβολίας. Αποτελούνται συνήθως από ένα δίπολο και δύο ηλεκτρόδια τυπωμένα σε ένα στρώμα GaAs. Ένας οπτικός παλμός στοχεύει στο διάκενο του διπόλου και ένας THz παλμός παράγεται και ακτινοβολείται από την πίσω πλευρά του υποστρώματος (Σχήμα 3.3.γ). Η αρχή λειτουργίας της φωτοαγώγιμης κεραίας βασίζεται στο φαινόμενο της φωτοαγωγιμότητας που περιγράφηκε στην προηγούμενη παράγραφο. Για λειτουργία σε μεγαλύτερο εύρος συχνοτήτων, αντί για δίπολο, μπορεί να χρησιμοποιηθεί παπιγιόν (bow-tie) κεραία ή λογαριθμική σπιράλ.

Το γραφένιο, δισδιάστατο ατομικό πλέγμα άνθρακα ή διαφορετικά στρώμα γραφίτη με πάχος ενός ατόμου, παρουσιάζει μοναδικές ιδιότητες ανάλογα με τη μορφή του ατομικού πλέγματος, όπως μεταλλική συμπεριφορά σε ορισμένες συχνότητες. Οι THz κεραίες γραφενίου (γραφένες) βασίζονται στην ανάπτυξη επιφανειακών πλασμονίων-πολαριτονίων (surface plasmon polaritons, SPPs) THz συχνότητας όταν το γραφένιο διεγείρεται με οπτική ακτινοβολία και βρίσκουν πιθανή εφαρμογή σε νανο-συστήματα και οπτικούς νανο-μεταγωγείς [103], [114].

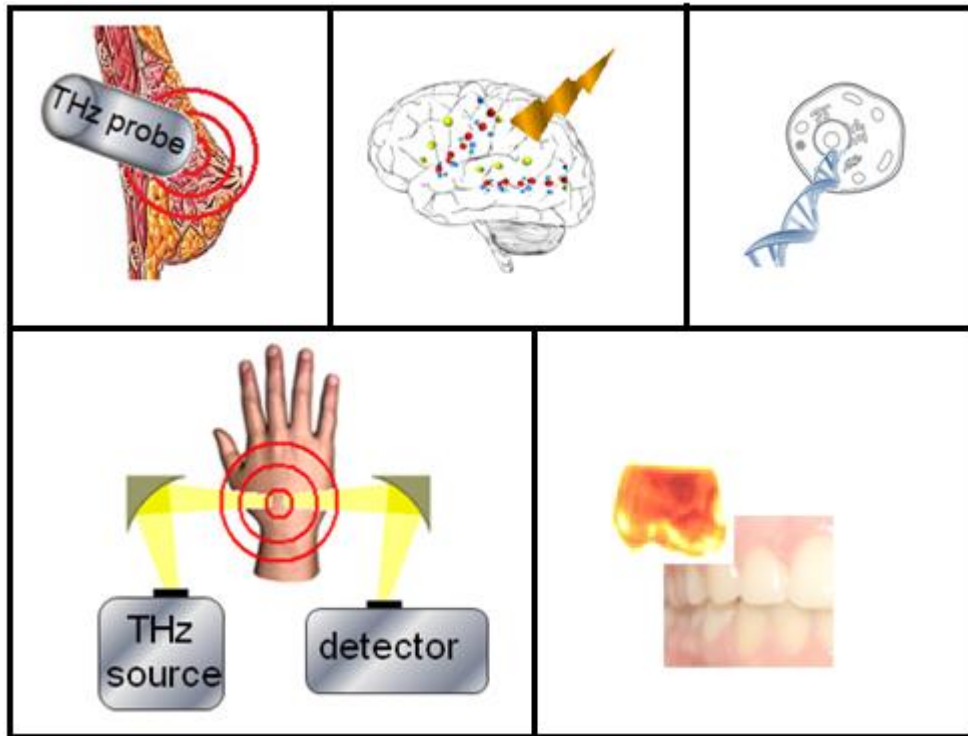
3.4 Terahertz και βιοϊατρική απεικόνιση

Η χρήση της THz ακτινοβολίας σε πρακτικές εφαρμογές βρίσκεται ακόμα σε ερευνητικό στάδιο. Η THz βιοϊατρική απεικόνιση και φασματοσκοπία αποτελεί πολλά υποσχόμενη επιλογή που θα ενισχύσει τη διαγνωστική ιατρική και θα προωθήσει τη μελέτη πολλών βιολογικών λειτουργιών σε κυτταρικό και μοριακό επίπεδο.

Ένα από τα κυριότερα χαρακτηριστικά των THz κυμάτων είναι ότι όταν αλληλεπιδρούν με βιομόρια, όπως πρωτεΐνες, μόρια DNA κ.α., αποδίδουν ένα χαρακτηριστικό THz «αποτύπωμα» [115], [116]. Αυτό το φαινόμενο οφείλεται στο γεγονός ότι οι ενδομοριακές και διαμοριακές δονήσεις καθώς και οι διαμοριακές περιστροφές ανήκουν στο φάσμα των THz. Επιπλέον, οι δεσμοί υδρογόνου προκαλούν ισχυρή απορρόφηση των THz συχνοτήτων, οι οποίες αποσβένουν σε μεγάλο βαθμό όταν διέρχονται μέσω υλικών μεγάλης συγκέντρωσης σε νερό. Από μία πρώτη ανάγνωση το φαινόμενο αυτό θεωρείται μη επιθυμητό. Από μακροσκοπική πλευρά, όμως, η THz ακτινοβολία μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να παρακολουθεί πολύ μικρές αλλαγές στο περιεχόμενο των ιστών σε νερό, όπως π.χ. την αύξηση του αίματος σε καρκινικούς ιστούς [117]. Αυτές οι ιδιότητες των THz ακτίνων σε συνδυασμό με τη μη-ιονίζουσα συμπεριφορά αποτελούν τις βάσεις των THz βιοϊατρικών απεικονιστικών τεχνικών. Οι θερμικές επιπτώσεις, που έχουν οι THz ακτίνες στους οργανισμούς, θεωρούνται αμελητέες, καθώς η ισχύς εξόδου των υπάρχουσών THz πηγών είναι μικρότερη από 1μW [117], [118].

Το μέλλον της ιατρικής απεικόνισης και οι απαιτήσεις της διαγνωστικής ιατρικής βασίζονται στο συνδυασμό της στατικής ανατομικής απεικόνισης με τις πληροφορίες που προσφέρει η λειτουργική απεικόνιση συνδυάζοντας διαφορετικές απεικονιστικές τεχνικές. Η ερευνητική προσπάθεια επικεντρώνεται στην ανεύρεση δεικτών που θα αποκαλύπτουν τη χημική λειτουργία των κυττάρων και την πρωτεϊνική δραστηριότητα ακόμα και σε πραγματικό χρόνο. Σε αυτή την προσπάθεια η THz απεικόνιση και φασματοσκοπία υπόσχεται να προωθήσει τη σύνδεση μακροσκοπικών και μικροσκοπικών πληροφοριών. Παραδείγματος χάριν, από μακροσκοπική άποψη, η ανατομική THz απεικόνιση

ενός καρκινικού ιστού αποκαλύπτει την αλλοίωση που έχει προκαλέσει ο καρκίνος στον κυτταρικό ιστό [119]. Από μικροσκοπική πλευρά, καθώς οι αλλαγές στη δομή των κυττάρων και των ιστών πιθανόν οφείλονται σε διασταυρώσεις και δεσμούς συγκεκριμένων πρωτεϊνών [5], οι THz απεικονιστικές τεχνικές μπορούν να αναγνωρίσουν τις υπεύθυνες πρωτεΐνες και να τις χαρακτηρίσουν βιοχημικά.



Σχήμα 3.4 Εφαρμογές της THz τεχνολογίας στη βιοϊατρική

Πολλά παραδείγματα χρήσης των THz συχνοτήτων σε βιοϊατρικές εφαρμογές δείχνουν τη σημασία ανάπτυξης αξιόπιστων και αποτελεσματικών THz συστημάτων. Χρησιμοποιούνται για την παρατήρηση νευρο-μεταβιβαστών που σχετίζονται με βασικές εγκεφαλικές λειτουργίες [120]. Οι THz ακτινοβολίες αποδίδουν απεικόνιση με μεγάλη αντίθεση μεταξύ αίματος και λοιπών ιστών για αναγνώριση και *in vivo* μέτρηση μεταβολών στη συγκέντρωσή του στους ιστούς [121], [122]. Επίσης, οδοντικές αλλοιώσεις μπορούν να αναγνωριστούν σε πολύ πρώιμο στάδιο [123]. Τα δερματικά εγκαύματα μπορούν να αξιολογηθούν ως προς την ένταση και το βάθος και η επούλωσή τους να παρακολουθείται μετρώντας τα επίπεδα υγρασίας. Επίσης, οι THz απεικονιστικές μέθοδοι δίνουν τη δυνατότητα αναγνώρισης υποδερμικού καρκίνου και εκτίμηση της έκτασής του [124]–[126].

3.4.1 THz απεικονιστικά συστήματα και προετοιμασία δειγμάτων

Τα THz συστήματα μπορούν να χωριστούν σε δύο κατηγορίες με βάση το είδος της πηγής που χρησιμοποιείται: THz παλμικά συστήματα και THz συστήματα συνεχούς μήκους κύματος (CW). Τα πρώτα μετρούν THz κύματα στο πεδίο του χρόνου και χρησιμοποιούνται σε εφαρμογές που απαιτούν πληροφορία πλάτους και φάσης μεγάλου φασματικού εύρους [127]. Τα συστήματα συνεχούς μήκους κύματος προσφέρουν υψηλή χωρική ανάλυση με πολύ υψηλό σηματοθορυβικό λόγο (SNR) [128], αλλά λαμβάνουν πληροφορία μόνο για το πλάτος της ακτινοβολίας. Επίσης, είναι πολύ εύχρηστα και οικονομικά στην κατασκευή με απλή μετα-επεξεργασία [129].

Τα συστήματα αυτά σε συνδυασμό με διαφορετικές απεικονιστικές γεωμετρίες, διάδοσης ή ανάκλασης, μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να παρέχουν διαφορετικού είδους πληροφορία για κάθε μετρούμενο βιολογικό δείγμα. Η προετοιμασία των δειγμάτων αποτελεί σημαντική πρόκληση, καθώς θα πρέπει να είναι κατάλληλη για να μετρηθούν τα δείγματα σε THz ακτινοβολίες και επιπλέον θα πρέπει να ακολουθεί ένα συγκεκριμένο πρωτόκολλο που θα επιτρέπει την αποτελεσματική σύγκριση των αποτελεσμάτων μεταξύ τους [117]. Μία μέθοδος που επιτρέπει τη διατήρηση της υγρασίας στο δείγμα, ιστός ή κύτταρα, για *in vitro* μετρήσεις είναι η ψυχρή αποξηρανση (lyophilization), η οποία εφαρμόζεται σε λεπτά και μόλις κομμένα δείγματα. Η μέθοδος της μεμβράνης, σύμφωνα με την οποία το δείγμα βυθίζεται και αποξηραίνεται σε ένα πολυμερές μεμβρανώδες φίλτρο, επιτρέπει την παρασκευή δειγμάτων βιομορίων σε διάλυμα [130].

3.4.2 THz φασματοσκοπία στο πεδίο του χρόνου (THz-TDS)

Η μέθοδος αυτή χρησιμοποιεί πολύ στενούς THz παλμούς και μετράει το πλάτος και τη φάση της λαμβανόμενης ακτινοβολίας, προσφέροντας κατά συνέπεια φασματική πληροφορία σε συνάρτηση με το βάθος διείσδυσης στο δείγμα [129], [131]. Επίσης, το μεγάλο εύρος ζώνης λειτουργίας συνοδεύεται με υψηλής ποιότητας απεικονίσεις, καθώς τα μήκη κύματος που προέρχονται από σκέδαση σε τραχιές επιφάνειες υφίστανται ισχυρή καταπίεση [127]. Η THz φασματοσκοπία στο πεδίο του χρόνου χρησιμοποιείται σε συνδυασμό με τη

φωτοαγώγιμη παραγωγή και ανίχνευση THz ακτινοβολίας ή το ηλεκτρο-οπτικό φαινόμενο και μπορεί να πραγματοποιηθεί σε θερμοκρασία δωματίου. Επίσης, συνοδεύεται συνήθως από ένα δισδιάστατο σύστημα χωρικής σάρωσης και επιπλέον, αν η δέσμη εστιάζει σε διαφορετικά βάθη μέσα στο δείγμα, η τρισδιάστατη THz εικόνα του δείγματος μπορεί να αποκτηθεί. Τέλος, η ανάπτυξη αποτελεσματικών THz συστημάτων φασματοσκοπίας στο πεδίο του χρόνου και οι προηγμένες τεχνικές επεξεργασίας σήματος οδηγούν στην THz απεικόνιση σε πραγματικό χρόνο [132].

3.4.3 Φασματοσκοπία με τεχνικές χρόνου πτήσης

Γενικά στη βιοϊατρική απεικόνιση, και στην περίπτωση των *in vitro* μετρήσεων ιδιαίτερα, προτιμάται η γεωμετρία διάδοσης μέσα από το δείγμα, καθώς τα περισσότερα υλικά (στήριξης, κλπ) είναι διαφανή στην THz ακτινοβολία. Σε κάποιες περιπτώσεις όμως, όπου το δείγμα παρουσιάζει υψηλή απορρόφηση, όπως ιστοί με μεγάλη συγκέντρωση σε νερό, δείγματα με στρώσεις διαφορετικών υλικών και *in vivo* μετρήσεις, προτιμάται απεικονιστική τεχνική με γεωμετρία ανάκλασης [133]. Η τεχνική χρόνου πτήσης (Time of Flight – ToF) για βιοϊατρική απεικόνιση συνδυάζεται με συστήματα THz παλμών, ώστε να επιτρέπει μετρήσεις μεγάλου εύρους ζώνης. Η προσπίπτουσα ακτινοβολία ανακλάται στις διαφορετικές στρώσεις υλικού του δείγματος με αποτέλεσμα να ανιχνεύεται από το σύστημα με διαφορετικές χρονικές καθυστερήσεις ανάλογα με την απόσταση που διένυσε η ακτινοβολία. Η μέθοδος προσφέρει τη δυνατότητα απεικόνισης κάθε υλικού του δείγματος και χρησιμοποιείται για τρισδιάστατη απεικόνιση και THz τομογραφία [133], [134].

3.4.4 THz απεικόνιση συνεχούς μήκους κύματος

Η THz απεικόνιση με συστήματα συνεχούς μήκους κύματος (CW THz imaging) πραγματοποιείται συνήθως με ασύμφωνους ανιχνευτές, όπως Golay cell, βολόμετρα και μήτρες μικρο-βολομέτρων και πυρο-ηλεκτρικές κάμερες [135]. Φασματική απεικόνιση του δείγματος μπορεί να αποδοθεί με αυτήν τη μέθοδο στην περίπτωση που η πηγή συνεχούς κύματος συντονίζεται σε μεγάλο εύρος συχνοτήτων [133]. Επιπλέον, με αυτόν τον τρόπο μπορούν να επιλεγούν

συγκεκριμένες συχνότητες για μέτρηση του δείγματος, παραδείγματος χάριν, αυτές που δεν παρουσιάζουν ισχυρή απορρόφηση από το νερό.

3.4.5 THz απεικόνιση κοντινού πεδίου

Οι περισσότερες THz απεικονιστικές μέθοδοι προσφέρουν χωρική ανάλυση συγκρίσιμη με το μήκος κύματος της ακτινοβολίας. Η μέθοδος, που προσφέρει μεγαλύτερη ανάλυση από το όριο περίθλασης και επιτρέπει την απεικόνιση αντικειμένων μικρότερων από το μήκος κύματος, είναι η απεικόνιση κοντινού πεδίου. Η απεικόνιση αυτή περιλαμβάνει την ανίχνευση των διαδιδόμενων και των διαφευγόντων κυμάτων τοποθετώντας τον ακτινοβολητή σε απόσταση μικρότερη του μήκους κύματος (κοντινό πεδίο) από το δείγμα. Οι ακτινοβολητές, που χρησιμοποιούνται συνήθως, έχουν μικρό άνοιγμα σε σχέση με το μήκος κύματος και διηλεκτρική προεξοχή που διευκολύνει την πρόσληψη των διαφευγόντων κυμάτων. Είναι χαρακτηριστικό ότι με αυτήν τη μέθοδο έχει επιτευχθεί ανάλυση $\lambda/200$ στα 0.5 THz [136] και $\lambda/30$ στα 0.7 THz με ένα δίπολο [137]. Ωστόσο, συνοδεύεται από το σημαντικό περιορισμό της μικρής ισχύος που προσλαμβάνεται από το άνοιγμα του ακτινοβολητή, επειδή η προσλαμβανόμενη ισχύς μειώνεται πολύ γρήγορα με τη μείωση της διαμέτρου του ανοίγματος [138].

4 ΜΕΤΑΪΛΙΚΑ (METAMATERIALS)

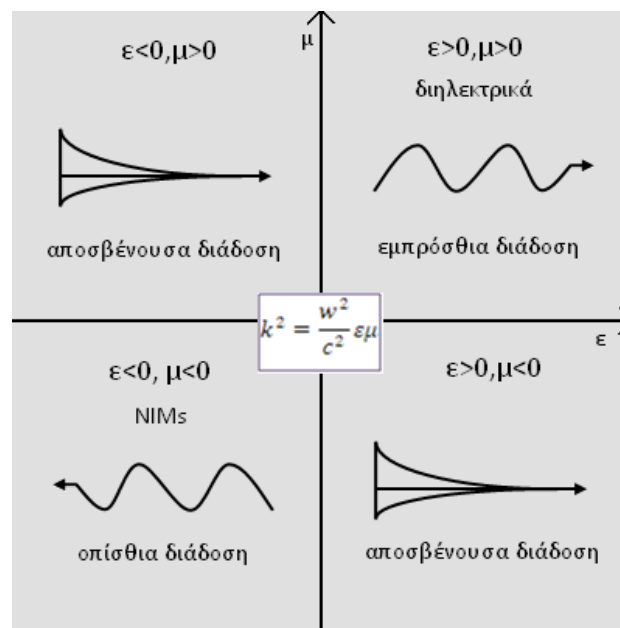
4.1 Μεταϋλικά και αρνητικός δείκτης διάθλασης

Η πρώτη αναφορά του όρου «μεταϋλικά» έγινε από τον Rodger M. Walser το 2001 [139]:

«Ως μεταϋλικά ορίζονται οι τεχνητές, τρισδιάστατες, με κυτταρικά περιοδική δομή συνθέσεις, οι οποίες σχεδιάζονται να παράγουν, από μακροσκοπική άποψη, ένα συνδυασμό, μη διαθέσιμο στη φύση, δύο ή περισσότερων αποκρίσεων σε μία συγκεκριμένη διέγερση.»

Στη συνέχεια, ο ορισμός αυτός διαφοροποιήθηκε, απλοποιήθηκε ή εμπλουτίστηκε (Defense Advanced Research Projects Agency. http://www.darpa.mil/DARPATech2002/presentations/dso_pdf/speeches/BROWNING.pdf) [140], [141], καθώς και τα υλικά στα οποία αναφέρεται κατηγοριοποιήθηκαν σε μεγάλες ομάδες ως προς τις ιδιότητες, το είδος των περιοδικών δομών και την περιοχή συχνοτήτων λειτουργίας. Μεταϋλικά

κατασκευάζονται για τις οπτικές - υπέρυθρες συχνότητες [142], τα THz [143] και τα μικροκύματα [144]. Για να χαρακτηριστεί ένα τεχνητό υλικό σαν μεταυλικό θα πρέπει η μονάδα του πλέγματος που το συνθέτει, «άτομο» του υλικού με διάσταση p , να είναι αρκετά μικρότερη από το μήκος κύματος της αντίστοιχης συχνότητας λειτουργίας ($p \ll \lambda$) [145]. Ο περιορισμός αυτός διαχωρίζει τα μεταυλικά από άλλα τεχνητά υλικά, όπως τους φωτονικούς κρυστάλλους [146] ή τις επιφάνειες επιλογής συχνοτήτων (frequency selective-surface, FSS) [147], όπου η κύρια διάσταση p της ατομικής μονάδας του υλικού είναι περίπου ίση με ακέραιο πολλαπλάσιο του μισού μήκους κύματος ($p \approx n \cdot \lambda/2$) [145].



Σχήμα 4.1 Διάγραμμα διάδοσης ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων σε σχέση με την ηλεκτρική επιτρεπτότητα (ϵ) και τη μαγνητική διαπερατότητα (μ).

Ο Victor Veselago προέβλεψε και μελέτησε θεωρητικά τα υλικά αυτά το 1968 [148] και η υλοποίηση τους μπορεί να παρουσιάσει διάφορα ενδιαφέροντα φαινόμενα, όπως το αντίστροφο φαινόμενο Doppler [149], αντίστροφη ακτινοβολία Cherenkov [150] και ο αρνητικός δείκτης διάθλασης. Αρνητικές τιμές για την ηλεκτρική επιτρεπτότητα (ϵ) μπορούν να παρατηρηθούν σε περιπτώσεις αλληλεπίδρασης ακτινοβολίας και πλάσματος ηλεκτρονίων, η οποία λαμβάνει χώρα σε αρκετά υψηλές συχνότητες, μεγαλύτερες από τις υπέρυθρες, για πλάσμα στερεάς-κατάστασης [143]. Από την άλλη πλευρά, αρνητικές τιμές για τη μαγνητική διαπερατότητα (μ) παρατηρούνται σπάνια σε μαγνητικούς συντονισμούς φερρομαγνητών σε συχνότητες λίγο μεγαλύτερες από τα

μικροκύματα (millimeter waves) [143]. Μία τεχνητή μέθοδος ώστε να δημιουργηθεί αρνητική ηλεκτρική επιτρεπτότητα ή μαγνητική διαπερατότητα σε επιθυμητές συχνότητες είναι η χρήση πολύ λεπτών ράβδων [151], [152] ή split-ring resonators (SRRs) [153], [154], αντίστοιχα.

Σύμφωνα με τη σχέση $n = \pm\sqrt{\epsilon_r\mu_r}$, όταν η ηλεκτρική επιτρεπτότητα ή η μαγνητική διαπερατότητα είναι αρνητική, ο δείκτης διάθλασης είναι μιγαδικός και πραγματοποιείται αποσβένουσα διάδοση στο μέσο. Αντίθετα, όταν οι τιμές είναι και οι δύο θετικές ή αρνητικές, επιτρέπεται η κυματική διάδοση. Τα υλικά που παρουσιάζουν ταυτόχρονα αρνητικές τιμές για την ηλεκτρική επιτρεπτότητα και τη μαγνητική διαπερατότητα σε κάποιο εύρος συχνοτήτων ονομάζονται υλικά αρνητικού δείκτη διάθλασης, negative-index materials (NIMs), ή left-handed materials και παρουσιάζουν διάδοση ηλεκτρομαγνητικού κύματος με το διάνυσμα της φασικής ταχύτητας σε αντίθετη κατεύθυνση από τη μεταφορά ενέργειας (διάνυσμα Poynting). Στην πράξη, ο αρνητικός δείκτης διάθλασης επιτυγχάνεται με συνδυασμό λεπτών ράβδων και συντονιστές δακτυλίου με διάκενο (split-ring resonators), των οποίων οι διαστάσεις και οι αποστάσεις τους δεν επιτρέπουν τη μεταξύ τους αλληλεπίδραση, ώστε να διατηρείται η αρνητική τιμή της ηλεκτρικής επιτρεπτότητας και μαγνητικής διαπερατότητας [155].

Οι ιδιότητες των μεταϋλικών παρέχουν τη δυνατότητα βελτίωσης πολλών εφαρμογών και τη μελέτη νέων που σχετίζονται με τον ενεργό έλεγχο και μετασχηματισμό της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας [143]: η κατασκευή «αόρατου» μανδύα για απόκρυψη αντικειμένων από ηλεκτρομαγνητικούς ανιχνευτές [145], [156], [157] και στη συνέχεια η αντικατάσταση της εικόνας του αντικειμένου με τεχνητή εικόνα/απόκριση [158]; οι υπερ-φακοί (superlenses), οι οποίοι θα αυξήσουν την απεικονιστική ανάλυση πάνω από το όριο σκέδασης [159]. Επίσης, έχει αναφερθεί εφαρμογή μαγνητικού μεταϋλικού με συντονισμό σε ραδιοσυχνότητες, ώστε να βελτιωθεί η λειτουργία Μαγνητικού Τομογράφου (MRI), καθώς το μεταϋλικό θα ελέγχει την RF ροή χωρίς να δημιουργείται παρεμβολή στο DC πεδίο και στη βαθμίδα του (gradient field) [160]. Πολλοί διαφορετικοί μικρο-συντονιστές μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως ατομικές δομές για την κατασκευή μεταϋλικών: λεπτές ράβδοι (small wires) και split-ring resonators, όπως έχει ήδη αναφερθεί, ή ηλεκτρικά SRRs (eSRRs), ελβετικά ρολά

(swiss rolls), σταυροί (crosses), «δίχτυ» (fishnet) και δομές ασυμμετρίας χειρός (chiral structures).

4.2 Μεταϋλικά για μικροκυματικές συχνότητες και ραδιοσυχνότητες

Στις μικροκυματικές συχνότητες, τα μεταϋλικά αποτελούνται από μεταλλικά στοιχεία με διαστάσεις που κυμαίνονται από λίγα χιλιοστόμετρα μέχρι αρκετά μικρόμετρα, ανάλογα με το εύρος συχνοτήτων της εφαρμογής.

Μία από τις εφαρμογές που εξετάζεται αρκετά τα τελευταία χρόνια είναι η τοποθέτηση μεταϋλικού στην οπίσθια επιφάνεια των κινητών τηλεφώνων για να θωρακίσουν τον ανθρώπινο εγκέφαλο από την ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία. Διπλοί μεταλλικοί τετραγωνικοί SRRs και τριγωνικοί TSRRs (triangle SRRs) με το διάκενό τους σε αντιδιαμετρικές θέσεις και σε τρισδιάστατη δομή έχουν δοκιμαστεί στα 900 MHz με αποτέλεσμα ο Ειδικός Ρυθμός Απορρόφησης (Specific Absorption Rate – SAR) της ακτινοβολίας από τον εγκέφαλο να μειώνεται σε σχέση με την κανονική χωρίς μεταϋλικό χρήση του τηλεφώνου [161]–[163].

Επίσης, στην περιοχή των ραδιοσυχνοτήτων, συντονιστές δακτυλίου με χωρικό φορτίο (Capacitively loaded rings – CLR) και σε τρισδιάστατη δομή έχουν χρησιμοποιηθεί για να βελτιώσουν τη χωρική ανάλυση της Απεικόνισης με Μαγνητικό Συντονισμό (MRI) [164].

4.3 Μεταϋλικά για THz συχνότητες

Η κατασκευή μεταϋλικών για THz συχνότητες παρουσιάζει ορισμένες δυσκολίες, καθώς, αν και η θεωρία λέει ότι όλα τα είδη των μεταϋλικών μπορούν να χρησιμοποιηθούν με κατάλληλη κλίμακα σε όλο το εύρος ηλεκτρομαγνητικών συχνοτήτων, στην πράξη η γραμμική σμίκρυνση από τις μικροκυματικές συχνότητες στα THz δεν αποτελεί αποτελεσματική λύση [143]. Αυτό συμβαίνει κυρίως γιατί τα υλικά, μέταλλα και διηλεκτρικά, δεν συμπεριφέρονται με τον ίδιο τρόπο στις THz συχνότητες. Οι τιμές της διηλεκτρικής επιτρεπτότητας και μαγνητική διαπερατότητας αλλάζει, ενώ η αγωγιμότητα στα περισσότερα

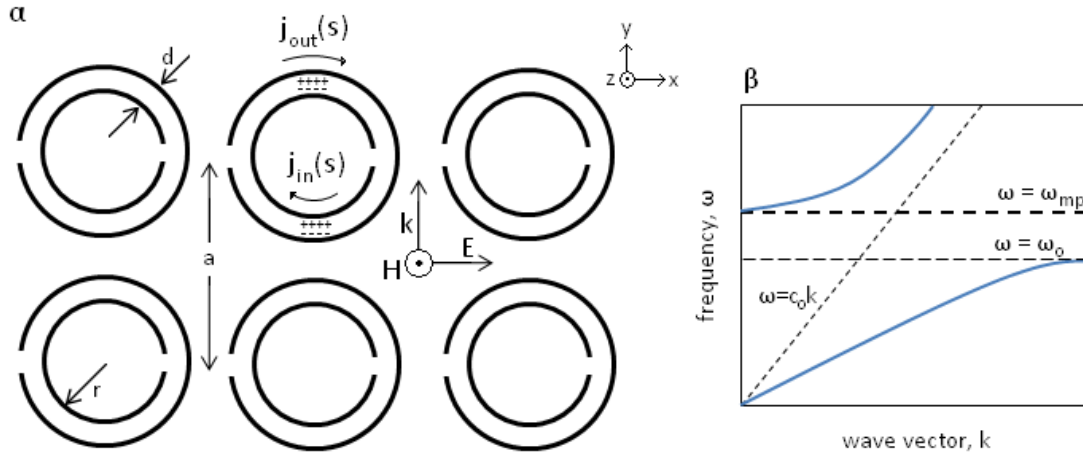
μέταλλα είναι αρκετά μικρότερη. Η αγωγιμότητα σε αυτές τις συχνότητες εξαρτάται και από το πάχος του υλικού και τη θερμοκρασία [165], [166]. Οι ανωμαλίες και τα συσσωματώματα που δημιουργούνται κατά την κατασκευή της μεταλλικής επιφάνειας είναι συγκρίσιμα σε μέγεθος με το μήκος κύματος της THz ακτινοβολίας. Μετρήσεις σε λεπτά φύλλα χρυσού στα 0.2 με 2.7 THz έδειξαν αγωγιμότητα δύο φορές μικρότερη από την αγωγιμότητα του χρυσού σε DC διέγερση [165]. Φύλλα αλουμινίου μεγαλύτερου πάχους είχαν 4 φορές μικρότερη αγωγιμότητα σε εύρος συχνοτήτων 0.5 με 3.5 THz και θερμοκρασία 80 K σε σχέση με την αγωγιμότητα σε DC λειτουργία [166], ενώ φύλλα αργύρου παρουσίαζαν 10% διαφορά σε αυτές τις συνθήκες [165]. Σε THz συχνότητες απαιτούνται μέταλλα με υψηλή αγωγιμότητα ώστε τα μεταϋλικά να παρέχουν την ισχυρότερη δυνατή ηλεκτρομαγνητική απόκριση.

Οι τρισδιάστατες δομές μεταϋλικών, οι οποίες είναι απαραίτητες για την υλοποίηση των προαναφερθέντων εφαρμογών, απαιτούν επίπονη κατασκευή σε THz συχνότητες. Η στερεο-λιθογραφική τρισδιάστατη εκτύπωση και η επικλινής λιθογραφία ακτίνων-X αποτελούν τις μεθόδους που έχουν χρησιμοποιηθεί σε περιορισμένο βαθμό για την κατασκευή τρισδιάστατων μεταϋλικών σε THz συχνότητες [143], [167]. Αντίθετα, είναι πολύ σύνηθες να κατασκευάζονται μετα-επιφάνειες, οι οποίες αποτελούνται από ένα στρώμα διηλεκτρικού και ένα στρώμα μετάλλου αποτελούμενο από μετα-άτομα διαστάσεων μερικών μικρόμετρων [143]. Το διηλεκτρικό, στο οποίο θα τυπωθεί το στρώμα μετάλλου, μπορεί να είναι κάποιο πολυμερές, το οποίο θα είναι σχεδόν διαφανές στις THz ακτινοβολίες [168] ή το αντίθετο, ενώ χρησιμοποιούνται και διηλεκτρικά με τοπικές ανομοιογένειες των οποίων οι ιδιότητες αλλάζουν με κάποια εξωτερική ηλεκτρομαγνητική διέγερση [169], [170].

4.4 Split-ring resonator (SRR)

Η ομάδα του John Pendry πρότεινε και μελέτησε μια περιοδική δομή από split-ring resonators (SRRs) με σκοπό την κατασκευή left-handed materials το 1999 [171], ενώ η ομάδα του David Smith κατασκεύασε και παρουσίασε μία SRRs δομή το 2000 [172]. Από εκείνη τη στιγμή, πολλά μεταϋλικά που βασίζονται σε

SRRs περιοδικές δομές έχουν κατασκευαστεί και χρησιμοποιηθεί σε διάφορες συχνότητες, από ραδιοσυχνότητες μέχρι οπτικές ακτινοβολίες [173], [174].



Σχήμα 4.2 α. Διπλοί split-ring resonators με μαγνητική διέγερση παράλληλη με τον άξονα των συντονιστών δακτυλίου με διάκενο. β. Γενικευμένη σχέση διασποράς για δομές μεταλλικών με ενεργή μαγνητική διαπερατότητα μ_{eff} που δίνεται από τον τύπο (4.1). Οι συνεχείς καμπύλες περιγράφουν του διπλούς εγκάρσιους ασθeneίς ρυθμούς.

Οι split-ring resonators αρχικά χρησιμοποιήθηκαν για τη δημιουργία μαγνητικών διπόλων και την ανάπτυξη μαγνητικών ιδιοτήτων σε μη-μαγνητικά υλικά δεδομένου ότι μπορούν να υποστηρίξουν ρευματικούς μικρο-βρόγχους [171]. Στην ανάλυσή του ο Pendry et al. χρησιμοποίησε διπλούς μεταλλικούς split-ring resonators σε τρισδιάστατη μήτρα, των οποίων η κάθετη προβολή φαίνεται στο Σχήμα 4.2.α. Το υλικό αυτό περιγράφεται με ενεργή μαγνητική διαπερατότητα [171]:

$$\mu_{eff}(\omega) = 1 - \frac{\frac{\pi r^2}{a^2}}{1 + \frac{j l \sigma}{\omega \tau \mu_0} - \frac{3 l c_0^2}{\pi \omega^2 \ln 2 c_r^3}} = 1 - \frac{F \omega^2}{\omega^2 - \omega_{mo}^2 + j \Gamma \omega} \quad (4.1)$$

όπου, r η ακτίνα του εσωτερικού δακτυλίου, a η απόσταση δύο συνεχόμενων στοιχείων της μήτρας του μεταλλικού, d η απόσταση εσωτερικού με εξωτερικού δακτυλίου, c το πλάτος κάθε δακτυλίου, l η απόσταση στον άξονα-z κάθε δισδιάστατης μήτρας από την επόμενη στο 3D πλέγμα, σ η αγωγιμότητα του μετάλλου, $F = \pi r^2 / a^2$ και Γ η ενεργειακή διασπορά. Η συχνότητα συντονισμού είναι:

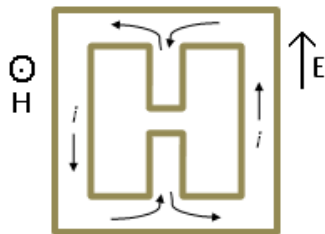
$$\omega_{mo}^2 = \frac{3 l c_0^2}{\pi \ln 2 c_r^3} \quad (4.2)$$

Ενώ η τιμή της συχνότητας του μαγνητικού πλάσματος δίνεται όταν η ενεργή μαγνητική διαπερατότητα εξισωθεί με μηδέν:

$$\omega_{mp}^2 = \frac{\omega_{mo}^2}{1-F} \quad (4.3)$$

Όπως φαίνεται και από τη σχέση διασποράς (Σχήμα 4.2.β), για $\epsilon_{\text{eff}} = (1-F)^{-1}$, υπάρχει ένα «κενό» στην κυματική διάδοση για συχνότητες $\omega_o < \omega < \omega_{mp}$, όπου η ενεργός μαγνητική διαπερατότητα μ_{eff} παίρνει αρνητικές τιμές [171].

Στην περίπτωση που περιγράφηκε, το μαγνητικό πεδίο ήταν παράλληλο με τον άξονα των δακτυλίων και το ηλεκτρικό πεδίο κάθετο στο διάκενο των SRRs. Αν αντίθετα το ηλεκτρικό πεδίο είναι παράλληλο προς την πλευρά του διακένου



Σχήμα 4.3 eSRR

των δακτυλίων, δημιουργείται σύζευξη μεταξύ πεδίου και SRRs και συνεπώς αναπτύσσονται LC συντονισμοί της ίδιας συχνότητας με το ω_{mo} της εξίσωσης (4.2) [175]. Με αυτόν τον τρόπο ο LC συντονισμός παράγει και ένα μαγνητικό δίπολο, κάθετο στο επίπεδο του δακτυλίου. Για να παραχθεί μία αμιγώς ηλεκτρική απόκριση θα πρέπει να εισαχθεί μία συμμετρία ως προς την κατεύθυνση του ηλεκτρικού πεδίου, όπως φαίνεται στο Σχήμα 4.3 [143]. Αντίστοιχα, ο συντονιστής δακτυλίου με διάκενο ονομάζεται ηλεκτρικός SRR (eSRR).

Στη βιβλιογραφία έχουν μελετηθεί και αναπτυχθεί διαφόρων τύπων SRRs, όπως κυκλικοί, τετραγωνικοί, σε μορφή σταυρών ή σπιδράλ [176], με δύο ή περισσότερα διάκενα σε μη συμμετρικές θέσεις [177] και σε ένθετες δομές [178]. Επίσης, μπορεί να πραγματοποιηθεί ενεργός χειρισμός των ιδιοτήτων των κυκλικών μικρο-συντονιστών κλείνοντας και ανοίγοντας το διάκενο με προσθήκη φωτο-ελεγχόμενο πυρίτιο [179].

5 ΕΠΙΠΕΔΕΣ ΚΕΡΑΙΕΣ ΓΙΑ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ

Η μικροκυματική απεικόνιση μαστού και εγκεφάλου απαιτεί την ανάπτυξη κεραιών με συγκεκριμένα χαρακτηριστικά που περιγράφηκαν αναλυτικά στο Κεφάλαιο 2. Το μικρό μέγεθος της κεραίας και η λειτουργία της σε χαμηλές συχνότητες και σε μεγάλο εύρος είναι απαραίτητα χαρακτηριστικά για την αποτελεσματικότητα ενός συστήματος μικροκυματικής απεικόνισης βιολογικών ιστών.

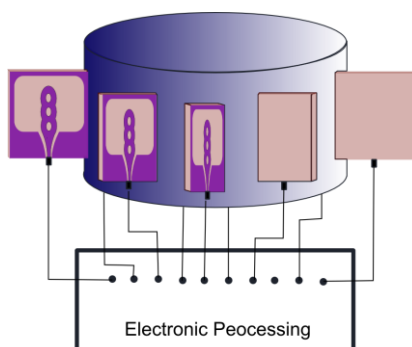
Σε αυτό το κεφάλαιο θα παρουσιαστούν δύο επίπεδες κεραίες για μικροκυματική απεικόνιση μαστού και εγκεφάλου. Οι επίπεδες κεραίες είναι ιδιαίτερα ελκυστικές για αυτές τις εφαρμογές λόγω του μικρού και εργονομικού τους μεγέθους. Η σχεδίαση των κεραιών περιλαμβάνει τεχνικές για διεύρυνση του φάσματος λειτουργίας χωρίς να μεταβληθούν οι συνολικές διαστάσεις των κεραιών.

Στη συνέχεια του κεφαλαίου θα σχεδιαστούν υλικά προσαρμογής με βάση κυκλικούς συντονιστές με διάκενο (split-ring resonators), ώστε να χρησιμοποιηθούν μεταξύ της κεραίας και του ομοιώματος του ιστού. Το υλικό προσαρμογής χρησιμοποιείται κατά κύριο λόγο για την βέλτιστη μεταφορά ενέργειας από την κεραία στο εσωτερικό του ιστού μειώνοντας τις ανακλάσεις στη διεπιφάνεια αέρας-δέρμα εξαιτίας της μεγάλης διαφοράς στις διηλεκτρικές σταθερές αυτών των μέσων διάδοσης της ακτινοβολίας. Χρησιμοποιώντας μεταυλικό ως υλικό προσαρμογής επιδιώκεται η αύξηση του βάθους διείσδυσης της ακτινοβολίας και βελτίωση του συντελεστή ανάκλασης της κεραίας.

Τέλος, μία από τις κεραίες που σχεδιάστηκαν στο πλαίσιο αυτής της διατριβής, η τριπλή-ελλειπτική κεραία, κατασκευάζεται και μετράται στον αέρα, καθώς και κατά την ακτινοβολή της σε ομοίωμα μαστού.

5.1 Σχεδίαση μικροκυματικών επίπεδων κεραίων με επικαλυπτόμενες ελλείψεις

Οι επίπεδες κεραίες που προτείνονται για μικροκυματική απεικόνιση βιολογικών ιστών έχουν τη μορφή μονόπολου που αποτελείται από επικαλυπτόμενες ελλείψεις, από το εσωτερικό των οποίων έχουν αφαιρεθεί μικρότερες ελλειπτικές επιφάνειες. Το διάγραμμα ακτινοβολίας του τυπωμένου μονόπολου έχει σχήμα τόρου επιτρέποντας την τοποθέτηση της επίπεδης κεραίας



Σχήμα 5.1 Κυλινδρική γεωμετρία της συστοιχίας των επίπεδων κεραίων.

κάθετα στην επιφάνεια του ιστού ή του υλικού προσαρμογής. Συνεπώς, περισσότερες κεραίες προσαρμόζονται στη συστοιχία κεραίων γύρω από το δείγμα του ιστού, καθώς εφάπτονται σε αυτό με τη μικρή πλευρά του υποστρώματος, όπως φαίνεται στο Σχήμα 5.1.

Ωστόσο, το μονόπολο αποτελεί κεραία με μικρό εύρος ζώνης λειτουργίας, γεγονός που δεν είναι επιθυμητό στη

μικροκυματική απεικόνιση βιολογικών ιστών. Το εύρος ζώνης της κεραίας αυξάνεται σημαντικά εφαρμόζοντας τις εξής τεχνικές:

- ο Η σχεδίαση του μονόπολου ως επικαλυπτόμενες ελλείψεις και η λείανση των ακμών του σχεδίου με την εισαγωγή καμπυλών δημιουργεί μία ομαλή πλάτυνση της ομοεπίπεδης κυματοδηγικής γραμμής μεταφοράς (coplanar waveguide, CPW) της κεραίας, ενώ ταυτόχρονα στρεβλώνει τις ρευματικές κατανομές στην επιφάνειά της με τέτοιο τρόπο, ώστε να διευρύνεται το φάσμα λειτουργίας προς υψηλότερες συχνότητες.
- ο Οι συντονισμοί σε χαμηλότερες συχνότητες παράγονται επεκτείνοντας την επιφάνεια γείωσης ώστε να πλαισιώνει το ελλειπτικό στοιχείο, με το οποίο βρίσκεται στο ίδιο επίπεδο. Η λειτουργία του «πλαίσιου», το οποίο ακτινοβολεί όπως και το μονόπολο, εξηγείται με την αύξηση του μήκους της διαδρομής των ρευμάτων της γείωσης που διεγείρουν ρυθμούς χαμηλότερης τάξης. Το «πλαίσιο» μετατρέπει ουσιαστικά την κεραία-μονόπολο σε κεραία-σχισμής, η οποία έχει μεγαλύτερες διαστάσεις και συνεπώς χαμηλότερης συχνότητας συντονισμού.

Καθώς οι κεραίες ακτινοβολούν στο δείγμα, ενώ είναι επαπτόμενες στο υλικό προσαρμογής, θα πρέπει να χρησιμοποιηθεί υπόστρωμα με κατάλληλη τιμή διηλεκτρικής επιτρεπτότητας, ώστε να μεγιστοποιηθεί η μεταφορά ενέργειας από το υπόστρωμα στο υλικό προσαρμογής και να ελαττωθούν οι ανακλάσεις της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας σε αυτή τη διεπιφάνεια. Συνεπώς, για το υπόστρωμα των κεραιών επιλέγεται οξείδιο του αργιλίου (alumina) που παρουσιάζει αρκετά υψηλή διηλεκτρική επιτρεπτότητα, $\epsilon_r = 9.4$, και συντελεστή διηλεκτρικών απωλειών $\tan\delta = 0.006$. Διηλεκτρικό υπόστρωμα με αυτές τις ιδιότητες διατίθεται εμπορικά σε πάχος 1.27 mm (RO3210 ©, ROGERS Corp. USA). Ωστόσο, οι κεραίες εξετάζονται σε υπόστρωμα με πάχος 1.57 mm (61 mil) και με πάχος 1.27 mm (50 mil).

Οπότε, σχεδιάζονται δύο επίπεδες κεραίες για λειτουργία σε διαφορετικά εύρη συχνοτήτων του μικροκυματικού φάσματος: διπλή-ελλειπτική ομοεπίπεδη κεραία και τριπλή-ελλειπτική ομοεπίπεδη κεραία. Η περιγραφή της γεωμετρίας των κεραιών με αναλυτικό τρόπο είναι απαραίτητη για την υλοποίησή τους στον αλγόριθμο αντιστροφής, που χρησιμοποιείται στη μικροκυματική απεικόνιση.

5.1.1 Η γεωμετρία των επικαλυπτόμενων ελλείψεων για τον σχεδιασμό των μονόπολων ομοεπίπεδων κεραιών

Οι δύο κεραιές που εξετάζονται αποτελούνται από δύο ή τρεις ίσες επικαλυπτόμενες ελλείψεις, αντίστοιχα. Από την επιφάνεια της κάθε έλλειψης έχει αφαιρεθεί μία μικρότερη ελλειπτική επιφάνεια, ενώ οι ακμές που δημιουργούνται κατά τον σχεδιασμό των κεραιών εξομαλύνονται με την εισαγωγή εφαπτόμενων τόξων κύκλου. Οι βασικές συναρτήσεις των ελλείψεων και των κύκλων που χρησιμοποιήθηκαν (Σχήμα 5.2 και Σχήμα 5.3) παρατίθενται στη συνέχεια.

Ο μεγάλος άξονας συμμετρίας της κάθε έλλειψης είναι ο άξονας xx' και έχει μήκος $2a$, ενώ ο μικρός άξονας συμμετρίας είναι παράλληλος με τον άξονα yy' και έχει μήκος $2b$. Επίσης, οι ελλείψεις απέχουν μεταξύ τους απόσταση d . Καθώς οι ελλείψεις επικαλύπτονται, ισχύει $d < 2a$. Για λόγους απλοποίησης το κέντρο της πρώτης έλλειψης θεωρείται η αρχή των αξόνων. Συνεπώς, η εξίσωση της πρώτης έλλειψης είναι

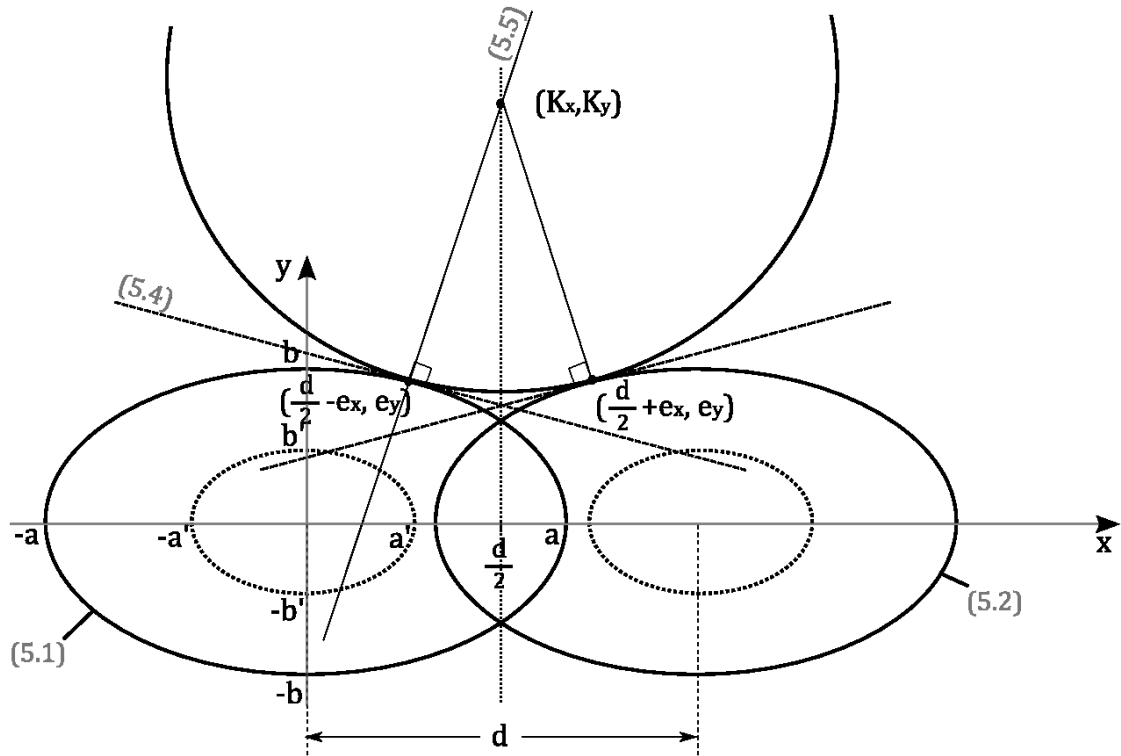
$$\frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} = 1 \quad (5.1)$$

και η εξίσωση της επόμενης έλλειψης έχει τη μορφή

$$\frac{(x-d)^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} = 1 \quad (5.2)$$

Η τομή των δύο ελλείψεων δημιουργεί ακμές, οι οποίες βρίσκονται επάνω στην ευθεία $x = \frac{d}{2}$. Για την εξομάλυνση της ακμής πάνω από τον άξονα xx' χρησιμοποιείται τόξο εφαπτόμενου κύκλου από κάποιο σημείο της έλλειψης (5.1), $(\frac{d}{2} - e_x, e_y)$, έως το συμμετρικό του ως προς την ευθεία $x = \frac{d}{2}$ που ανήκει στην έλλειψη (5.2), $(\frac{d}{2} + e_x, e_y)$. Για την εξομάλυνση της ακμής κάτω από τον άξονα xx' χρησιμοποιείται τόξο εφαπτόμενου κύκλου από το σημείο της έλλειψης (5.1), $(\frac{d}{2} - e_x, -e_y)$, έως το σημείο της έλλειψης (5.2), $(\frac{d}{2} + e_x, -e_y)$. Χρησιμοποιώντας την εξίσωση της έλλειψης (5.1) βρίσκουμε το σημείο,

$$e_y = b \sqrt{1 - \frac{(\frac{d}{2} - e_x)^2}{a^2}} \quad (5.3)$$



Σχήμα 5.2 Σχηματικό διάγραμμα των επικαλυπτόμενων ελλείψεων και των άλλων γεωμετρικών σχημάτων που χρησιμοποιούνται για τη σχεδίαση των ελλειπτικών κεραίων και την εξομάλυνση των ακμών της.

Λόγω συμμετρίας ως προς τον άξονα xx' , υπολογίζεται ο κύκλος του οποίου το τόξο ομαλοποιεί την ακμή πάνω από τον άξονα xx' και στη συνέχεια, συμπεραίνεται ο συμμετρικός του για την εξομάλυνση της ακμής κάτω από τον άξονα xx' . Ο κύκλος που εφάπτεται στις δύο ελλείψεις στα πιο πάνω σημεία έχει κοινές εφαπτομένες ευθείες με τις ελλείψεις στα σημεία αυτά. Επίσης, είναι εύκολο να αποδειχτεί ότι το κέντρο του κύκλου διέρχεται από την ευθεία $x = \frac{d}{2}$. Άρα το κέντρο του κύκλου είναι το σημείο τομής της ευθείας $x = \frac{d}{2}$ και της ευθείας στην οποία ανήκει η ακτίνα που είναι κάθετη σε μία από τις κοινές εφαπτομένες κύκλου και ελλείψεων. Η εφαπτομένη της έλλειψης (5.1) στο σημείο $(\frac{d}{2} - e_x, e_y)$ είναι η ευθεία

$$\frac{x(\frac{d}{2} - e_x)}{a^2} + \frac{ye_y}{b^2} = 1 \quad \text{ή} \quad y = -\left(\frac{b}{a}\right)^2 \frac{\frac{d}{2} - e_x}{e_y} x + \frac{b^2}{e_y} \quad (5.4)$$

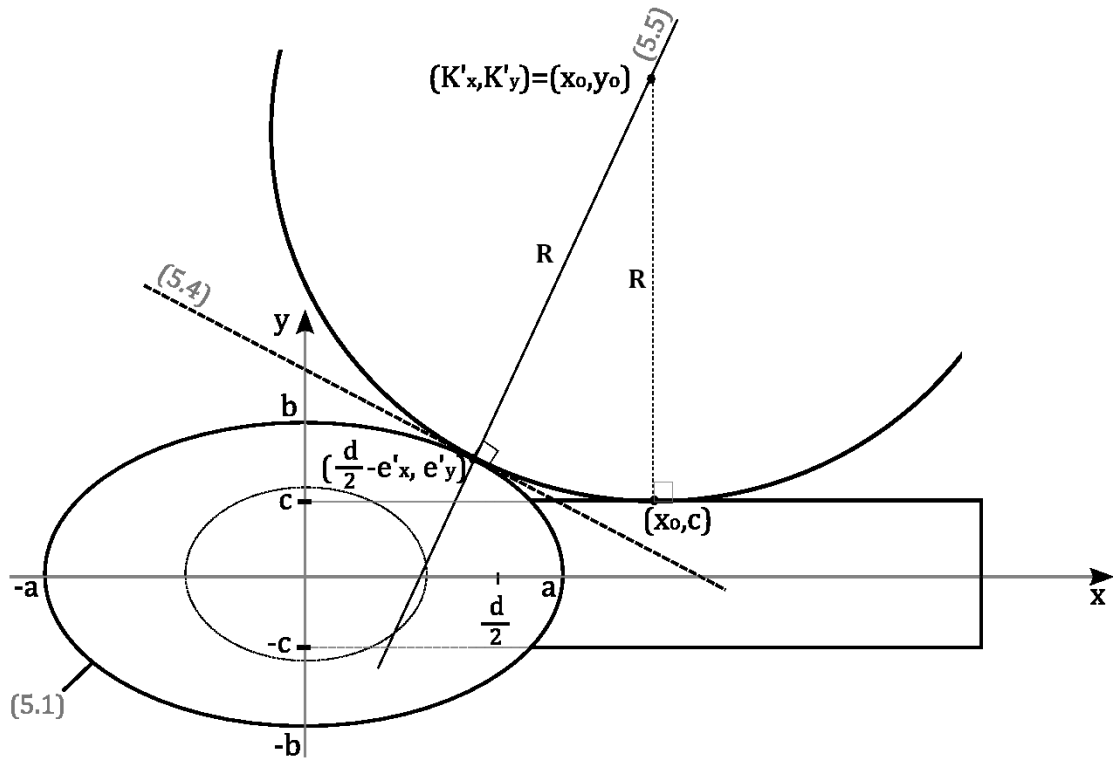
Η κάθετη ευθεία στην εφαπτομένης (5.4) στο σημείο $(\frac{d}{2} - e_x, e_y)$ είναι η

$$y = \frac{e_y}{\left(\frac{b}{a}\right)^2 (\frac{d}{2} - e_x)} \left(x - \frac{d}{2} + e_x\right) + e_y \quad (5.5)$$

Συνεπώς, λύνοντας το σύστημα των εξισώσεων της ευθείας (5.5) και της $x = \frac{d}{2}$ βρίσκουμε ότι το κέντρο του κύκλου βρίσκεται στο σημείο $(K_x, K_y) = (\frac{d}{2}, \frac{e_x e_y}{(\frac{b}{a})^2 (\frac{d}{2} - e_x)} + e_y)$, όπου το e_y δίνεται από την (5.3). Η ακτίνα του κύκλου βρίσκεται από την απόσταση του κέντρου (K_x, K_y) από το σημείο $(\frac{d}{2} - e_x, e_y)$.

Οι μικρότερες ελλειπτικές επιφάνειες που αφαιρούνται από τις επιφάνειες των πιο πάνω ελλείψεων έχουν το μεγάλο άξονα συμμετρίας, με μήκος $2a'$, πάνω στον άξονα xx' και το μικρό άξονα συμμετρίας, μήκους $2b'$, παράλληλο με τον άξονα yy' . Το κέντρο των ελλείψεων αυτών είναι ίδιο με το κέντρο των μεγαλύτερων ελλείψεων από τις οποίες αφαιρούνται (Σχήμα 5.2). Επίσης, οι πιο πάνω εξισώσεις χρησιμοποιούνται και για τις υπόλοιπες ελλείψεις που χρειάζονται για τη σχεδίαση της τριπλής ελλειπτικής κεραίας εισάγοντας την απόσταση d , που έχουν οι ελλείψεις μεταξύ τους.

Επίσης, για τη σχεδίαση της ομοεπίπεδης γραμμής μεταφοράς με ομαλή διεύρυνση και για την αποφυγή ακμών στη συνένωσή της με την πρώτη έλλειψη του μονόπολου της κεραίας, χρησιμοποιείται τόξο κύκλου που εφάπτεται στην έλλειψη και σε ορθογώνια γραμμή μεταφοράς πλάτους $2c$. Όπως φαίνεται στο Σχήμα 5.3, επιλέγεται τόξο κύκλου με κέντρο (K'_x, K'_y) , το οποίο εκτείνεται από το γνωστό σημείο $(\frac{d}{2} - e'_x, e'_y)$ της έλλειψης (5.1) έως το σημείο (x_0, c) του ορθογώνιου κυματοδηγού. Καθώς, ο κύκλος εφάπτεται στην ευθεία $y=c$, η κάθετη ευθεία $x=x_0$ διέρχεται από το κέντρο του κύκλου. Επίσης, το κέντρο του κύκλου είναι σημείο της κάθετης ευθείας στην εφαπτομένη της έλλειψης (5.1) στο σημείο $(\frac{d}{2} - e'_x, e'_y)$ και μπορεί να περιγραφεί με την σχέση (5.5). Ως ακτίνες (R) του κύκλου, οι αποστάσεις του κέντρου $(K'_x, K'_y) = (x_0, y_0)$ από τα σημεία (x_0, c) και $(\frac{d}{2} - e'_x, e'_y)$ είναι ίσες.



Σχήμα 5.3 Σχηματικό διάγραμμα της συνένωσης της γραμμής μεταφοράς με την πρώτη έλλειψη του μονόπολου της κεραίας.

Οπότε, για τον υπολογισμό του κέντρου του κύκλου χρησιμοποιείται το σύστημα εξισώσεων:

$$\left\{ \begin{array}{l} R^2 = \left[x_0 - \left(\frac{d}{2} - e'_x \right) \right]^2 + (y_0 - e'_y)^2 = (y_0 - c)^2 \\ (5.5) \xrightarrow{(x_0, y_0)} y_0 = \frac{e'_y}{\left(\frac{b}{a} \right)^2 \left(\frac{d}{2} - e'_x \right)} x_0 - \left(\frac{a}{b} \right)^2 e'_y + e'_y \end{array} \right. \quad (5.6)$$

όπου η τιμή του e'_y δίνεται από τη σχέση (5.3).

Η τιμή x_0 που επιλέγεται από τις δύο λύσεις της δευτεροβάθμιας εξίσωσης είναι η μεγαλύτερη από τις δύο και μεγαλύτερη από το σημείο τομής της έλλειψης με την ευθεία $y=c$.

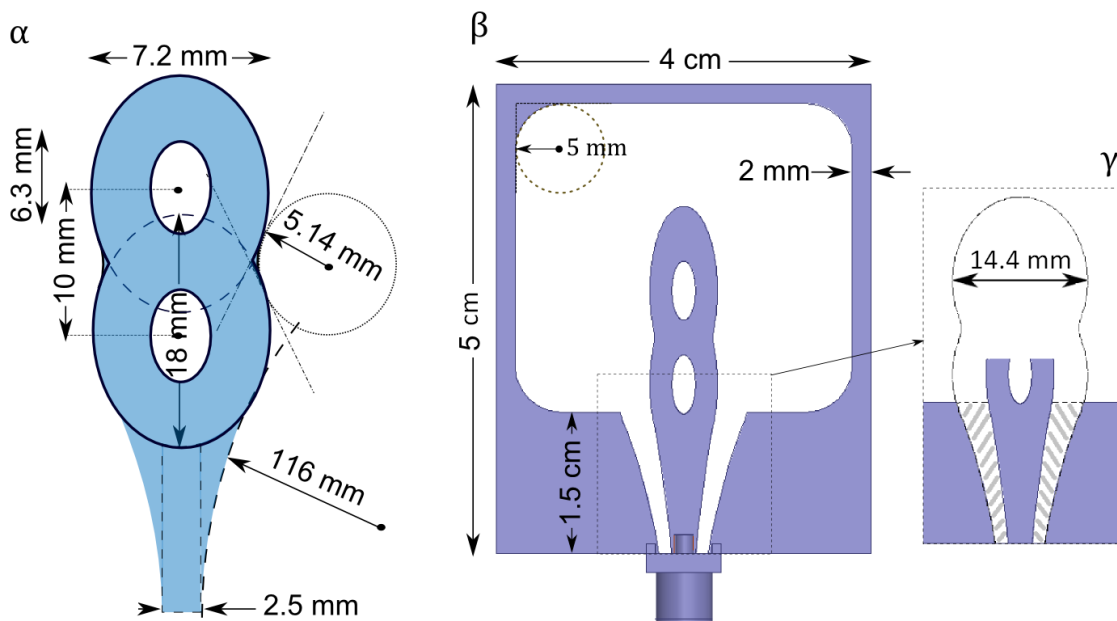
5.1.2 Διπλή-ελλειπτική ομοεπίπεδη κεραία (triple-elliptical uniplanar antenna)

Χρησιμοποιώντας τις πιο πάνω εξισώσεις με τις τιμές των παραμέτρων που φαίνονται στον ΠΙΝΑΚΑΣ 5-1, σχεδιάζεται διπλή-ελλειπτική κεραία με δύο επικαλυπτόμενες ελλείψεις. Το σχέδιο του μονόπολου συνολικού μήκους 3.7 cm και οι γεωμετρικές του διαστάσεις φαίνονται στο Σχήμα 5.4.α.

ΠΙΝΑΚΑΣ 5-1 Οι παράμετροι σχεδίασης της διπλής-ελλειπτικής κεραίας

a	b	a'	b'	d	e_x	c	e_x'
9 mm	3.6 mm	3.15 mm	1.26 mm	10 mm	1 mm	1 mm	1 mm

Η κεραία σχεδιάζεται σε υπόστρωμα από οξείδιο του αργιλίου επιφάνειας 4 cm x 5 cm, ενώ εξετάζονται δύο πάχη: 1.57 mm και 1.27 mm. Το επίπεδο γείωσης και η διπλή ελλειπτική κεραία βρίσκονται στην ίδια επιφάνεια του υποστρώματος (ομοεπίπεδη κεραία). Το επίπεδο γείωσης αποτελείται από δύο ορθογώνια 1.75 cm x 1.5 cm που περιβάλλουν το ελλειπτικό μονόπολο και ενώνονται μεταξύ τους με ένα «πλαίσιο» πάχους 2 mm που διατρέχει την περιφέρεια του υποστρώματος (Σχήμα 5.4.β). Οι ακμές του «πλαίσιου» και του επιπέδου γείωσης με το «πλαίσιο» εξομαλύνονται με $\pi/2$ τόξα κύκλου ακτίνας 5 mm.



Σχήμα 5.4 α. Οι γεωμετρικές διαστάσεις του ελλειπτικού μονόπολου από δύο επικαλυπτόμενες ελλείψεις. β. Η κεραία περιβαλλόμενη από ομοεπίπεδη γείωση και «πλαίσιο». γ. Το διπλάσιο σε πλάτος διπλό-ελλειπτικό μονόπολο που αφαιρείται από την επιφάνεια της γείωσης, ώστε να διευρυνθεί με σταθερό λόγο η ομοεπίπεδη γραμμή μεταφοράς.

Η ομαλή διαπλάτυνση της ομοεπίπεδης γραμμής μεταφοράς, με την οποία επιτυγχάνεται σταθερή αντίσταση ίση με την αντίσταση εισόδου $Z_{in} = 50 \Omega$, είναι το αποτέλεσμα διατήρησης του λόγου του πλάτους της γραμμής προς το πλάτος του ελλειπτικού μονόπολου σταθερό σε όλο το μήκος της. Το πλάτος του ελλειπτικού μονόπολου διπλασιάζεται και αφαιρείται από το επίπεδο γείωσης

(Σχήμα 5.4.γ). Οι εξισώσεις των καμπυλών, οι οποίες προκύπτουν στις πλευρές της επίπεδης γείωσης που δημιουργούν τη γραμμή μεταφοράς με ομαλή διαπλάτυνση, μπορούν να βρεθούν από τις σχέσεις (5.1) με (5.6) χρησιμοποιώντας τις παραμέτρους του ΠΙΝΑΚΑΣ 5-I και τις τιμές $b_{\text{διπλ.}}=2b$ και $c_{\text{διπλ.}}=2c$.

5.1.3 Τριπλή-ελλειπτική ομοεπίπεδη κεραία (double-elliptical uniplanar antenna)

Χρησιμοποιώντας τις εξισώσεις της υποπαραγράφου 5.1.1 με τις τιμές των παραμέτρων που φαίνονται στον ΠΙΝΑΚΑΣ 5-II, σχεδιάζεται τριπλή-ελλειπτική κεραία με τρεις επικαλυπτόμενες ελλείψεις. Συνεπώς, το μονόπολο αυτό έχει συνολικό μήκος ($L = 5.3$ cm) μεγαλύτερο από το διπλό-ελλειπτικό στοιχείο της προηγούμενης κεραίας και προορίζεται για λειτουργία σε χαμηλότερες συχνότητες. Οι γεωμετρικές διαστάσεις της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας φαίνονται στο Σχήμα 5.5.

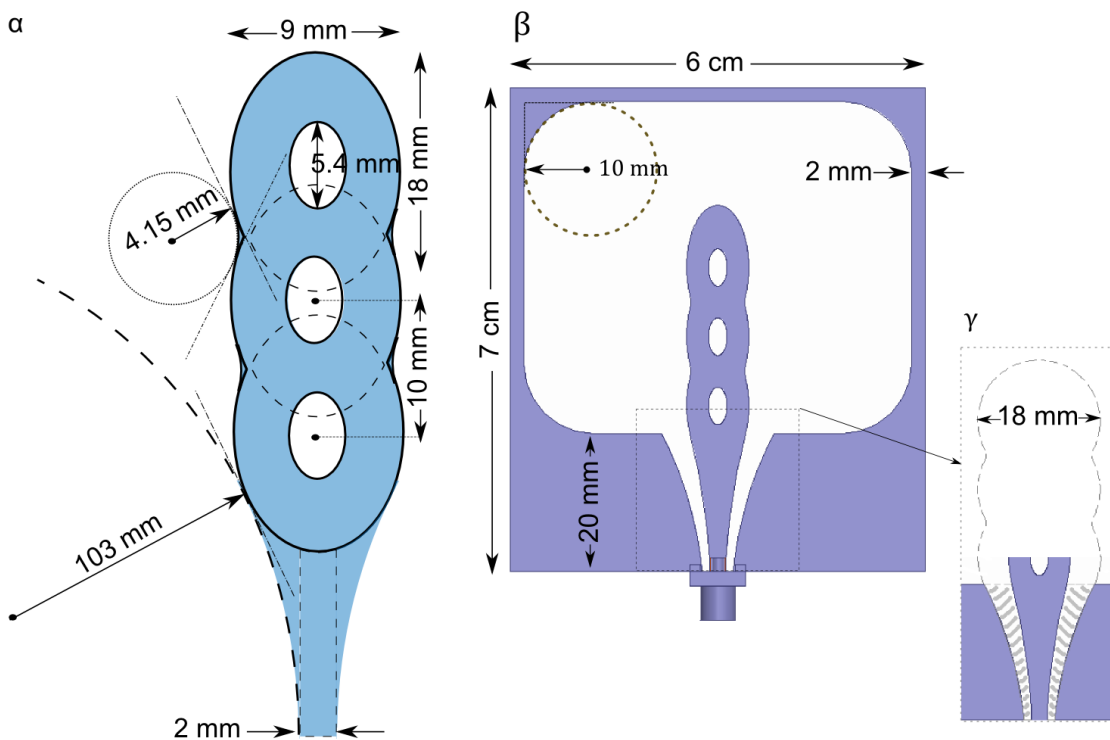
ΠΙΝΑΚΑΣ 5-II Οι παράμετροι σχεδίασης της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας

a	b	a'	b'	d	e_x	c	e_x'
9 mm	4.5 mm	2.7 mm	1.35 mm	10 mm	1 mm	1 mm	1 mm

Η τριπλή-ελλειπτική κεραία σχεδιάζεται σε υπόστρωμα από οξείδιο του αργιλίου επιφάνειας 6 cm x 7 cm, ενώ εξετάζονται δύο πάχη: 1.57 mm και 1.27 mm. Όμοια με τη διπλή-ελλειπτική κεραία, το επίπεδο γείωσης και η τριπλή-ελλειπτική κεραία βρίσκονται στην ίδια επιφάνεια του υποστρώματος (ομοεπίπεδη κεραία). Το επίπεδο γείωσης αποτελείται από δύο ορθογώνια 2.8 cm x 2.0 cm που περιβάλλουν το τριπλό-ελλειπτικό στρώμα και ενώνονται μεταξύ τους με ένα «πλαίσιο» πάχους 2 mm που διατρέχει την περιφέρεια του υποστρώματος (Σχήμα 5.5.β). Οι ακμές του «πλαισίου» και του επιπέδου γείωσης με το «πλαίσιο» εξομαλύνονται με $\pi/2$ τόξα κύκλου ακτίνας 10 mm.

Επίσης από την επιφάνεια του επιπέδου γείωσης αφαιρείται η επιφάνεια του τριπλού ελλειπτικού μονόπολου, του οποίου οι διαστάσεις έχουν διπλασιαστεί στον οριζόντιο άξονα, ώστε η ομοεπίπεδη γραμμή μεταφοράς να παρουσιάζει ομαλή διεύρυνση (Σχήμα 5.5.γ). Όπως και στη διπλή-ελλειπτική κεραία, οι εξισώσεις των καμπυλών των εξωτερικών πλευρών της γραμμής μεταφοράς

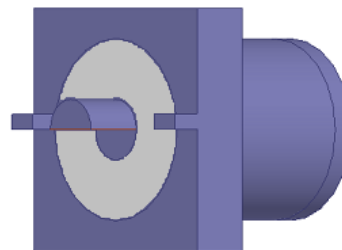
προκύπτουν από τις εξισώσεις (5.1) με (5.6) χρησιμοποιώντας τις παραμέτρους του ΠΙΝΑΚΑΣ 5-II και τις τιμές $b_{\text{διπλ.}}=2b$ και $c_{\text{διπλ.}}=2c$.



Σχήμα 5.5 α. Οι γεωμετρικές διαστάσεις του ελλειπτικού μονόπολου από τρεις επικαλυπτόμενες ελλείψεις. β. Η κεραία περιβαλλόμενη από ομοεπίπεδη γείωση και «πλαίσιο». γ. Το διπλάσιο σε πλάτος τριπλό-ελλειπτικό μονόπολο που αφαιρείται από την επιφάνεια της γείωσης, ώστε να διευρυνθεί με σταθερό λόγο η ομοεπίπεδη γραμμή μεταφοράς.

5.1.4 Τροφοδοσία κεραιών

Οι κεραιές τροφοδοτούνται με ένα ομοαξονικό σύνδεσμο, όπως ένα σύνδεσμο SMA (SubMiniature version A). Η γεωμετρία του συνδέσμου φαίνεται στο Σχήμα 5.6. Ο πυρήνας του ομοαξονικού συνδέσμου συνδέεται στο ελλειπτικό μονόπολο και η εξωτερική μεταλλική κάλυψη συνδέεται στο επίπεδο γείωσης δεξιά και αριστερά του μονόπολου, ενώ περιέχει διηλεκτρικό με τις ιδιότητες πολυτετραφλουοροαιθυλενίου (Teflon). Στη προσομοίωση ορίζεται αντίσταση εισόδου $Z_{\text{in}} = 50 \Omega$.



Σχήμα 5.6 Σχηματικό του ομοαξονικού συνδέσμου για την τροφοδοσία των κεραιών.

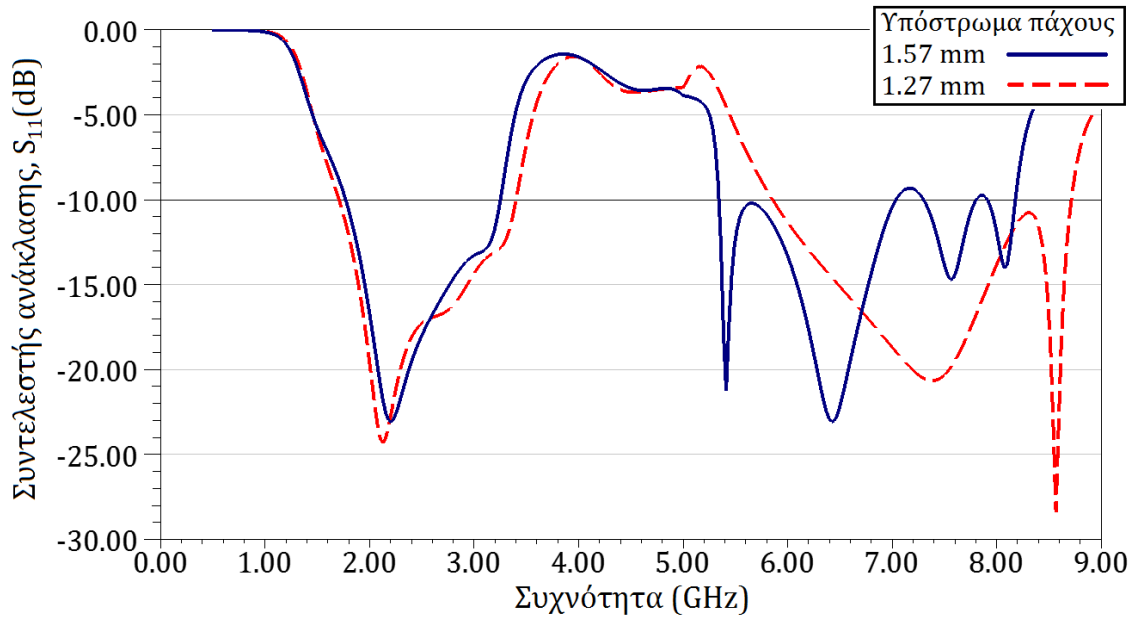
5.2 Αποτελέσματα προσομοίωσης των ομοεπίπεδων ελλειπτικών κεραιών σε κενό χώρο

Τα σχέδια των ομοεπίπεδων ελλειπτικών κεραιών προσομοιώνονται με λογισμικό ηλεκτρομαγνητικής προσομοίωσης: HFSS από την ANSYS [180]. Στη συνέχεια παρουσιάζονται τα διαγράμματα των συντελεστών ανάκλασης στο εύρος συχνοτήτων που έγινε η προσομοίωση κάθε κεραία. Για τη διπλή-ελλειπτική κεραία έγινε προσομοίωση σε εύρος συχνοτήτων 0.5 GHz με 9 GHz, ενώ για την τριπλή-ελλειπτική κεραία που είναι μεγαλύτερη σε μέγεθος έγινε προσομοίωση σε εύρος συχνοτήτων 0.5 GHz με 7 GHz. Σε αυτές τις συχνότητες, οι μεταλλικές επιφάνειες των κεραιών θεωρούνται τέλειοι αγωγοί. Επίσης εξετάζονται δύο πάχη για το υπόστρωμα των κεραιών, 1.57 mm και 1.27 mm.

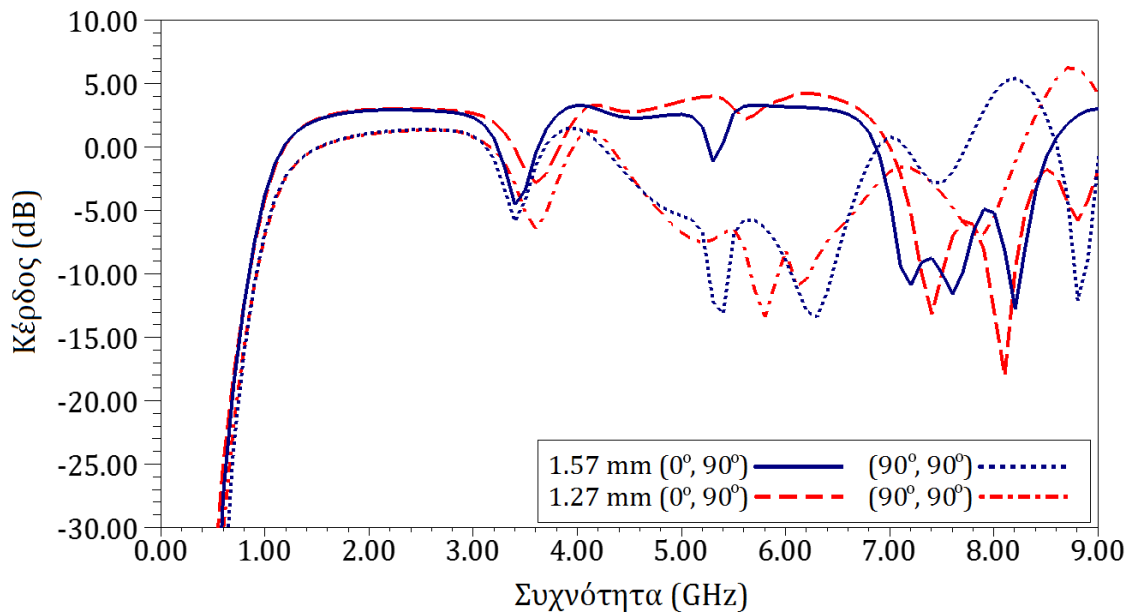
Στη συνέχεια, υπολογίζεται το κέρδος ή απολαβή των κεραιών σε δύο διευθύνσεις: στον κατακόρυφο άξονα που περνά από το κέντρο της κεραίας ($\theta=0^\circ$, $\varphi=90^\circ$) και στον άξονα που είναι παράλληλος με την οριζόντια διάσταση της κεραίας ($\theta=90^\circ$, $\varphi=90^\circ$). Το κέρδος της κεραίας περιγράφει το λόγο της έντασης που ακτινοβολείται σε μία δεδομένη διεύθυνση προς την ένταση που θα ακτινοβολούσε μία ιστροπική πηγή που δέχεται την ίδια ισχύ. Δηλαδή, μία κεραία με κέρδος 3 dB λαμβάνει/εκπέμπει διπλάσια ισχύ από αυτήν που λαμβάνει/εκπέμπει μία ιστροπική κεραία χωρίς απώλειες και με την ίδια ισχύ εισόδου. Το κέρδος μία κεραίας μετريέται σε dBi (dB isotropic), αλλά για λόγους συντομίας τα χρησιμοποιείται η γενική λογαριθμική μονάδα dB.

5.2.1 Διπλή-ελλειπτική κεραία σε κενό χώρο

Ο συντελεστής ανάκλασης της διπλής ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm λαμβάνει τιμές μικρότερες από τα -10 dB στο εύρος συχνοτήτων 1.8 GHz με 3.25 GHz και σε διάφορα διαστήματα συχνοτήτων από 5.35 GHz έως 8.20 GHz (Σχήμα 5.7). Όταν χρησιμοποιείται λεπτότερο υπόστρωμα, 1.27 mm, το πρώτο διάστημα συχνοτήτων λειτουργίας της κεραίας διευρύνεται ελάχιστα (1.70 GHz με 3.4 GHz), ενώ το δεύτερο διάστημα μετατοπίζεται σε υψηλότερες συχνότητες (6.85 GHz με 8.70 GHz), παρουσιάζοντας σε όλο το εύρος αυτό συντελεστή ανάκλασης χαμηλότερο από τα -10 dB.



Σχήμα 5.7 Ο συντελεστής ανάκλασης της διπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm (συνεχής γραμμή) και 1.27 mm (διακεκομμένη γραμμή) σε εύρος συχνοτήτων 0.5 GHz με 9.0 GHz, όταν ακτινοβολεί σε κενό χώρο.

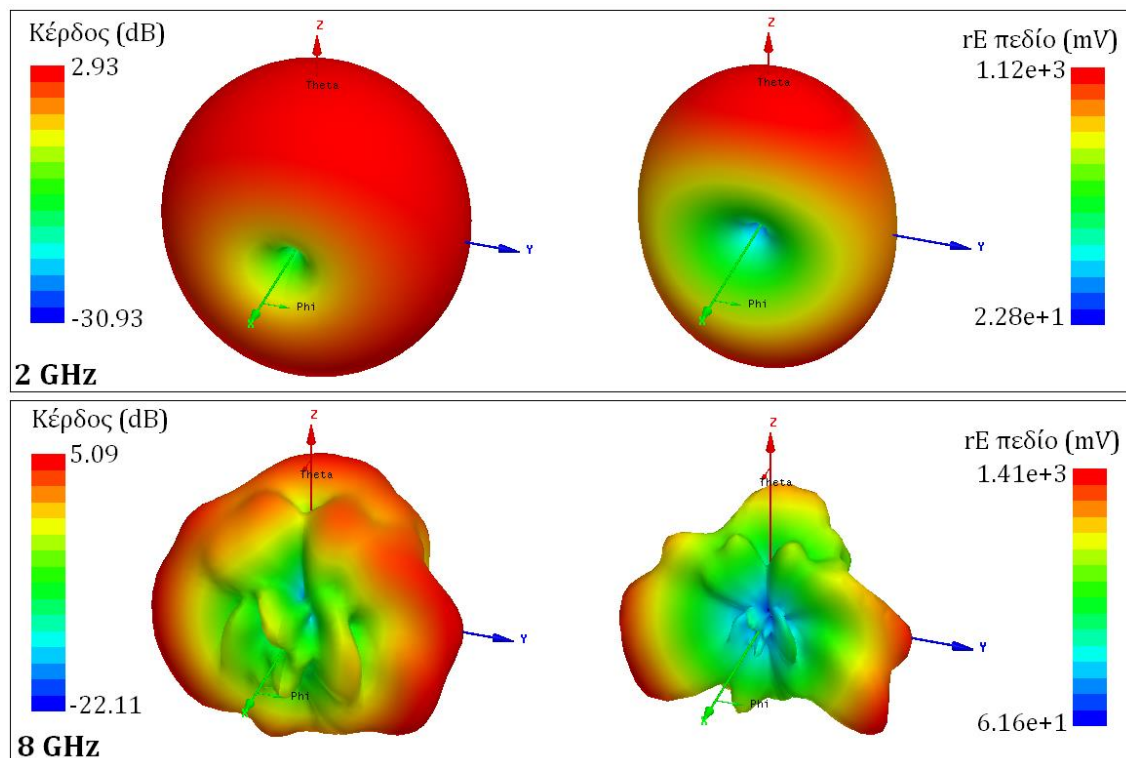


Σχήμα 5.8 Το κέρδος της διπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm στη διεύθυνση ($\theta=0^\circ$, $\varphi=90^\circ$) (συνεχής γραμμή) και στη διεύθυνση ($\theta=90^\circ$, $\varphi=90^\circ$) (διάστικτη γραμμή) και σε υπόστρωμα πάχους 1.27 mm στη διεύθυνση ($\theta=0^\circ$, $\varphi=90^\circ$) (διακεκομμένη γραμμή) και στη διεύθυνση ($\theta=90^\circ$, $\varphi=90^\circ$) (διακεκομμένη γραμμή με τελείες) σε εύρος συχνοτήτων 0.5 GHz με 9.0 GHz, όταν ακτινοβολεί σε κενό χώρο.

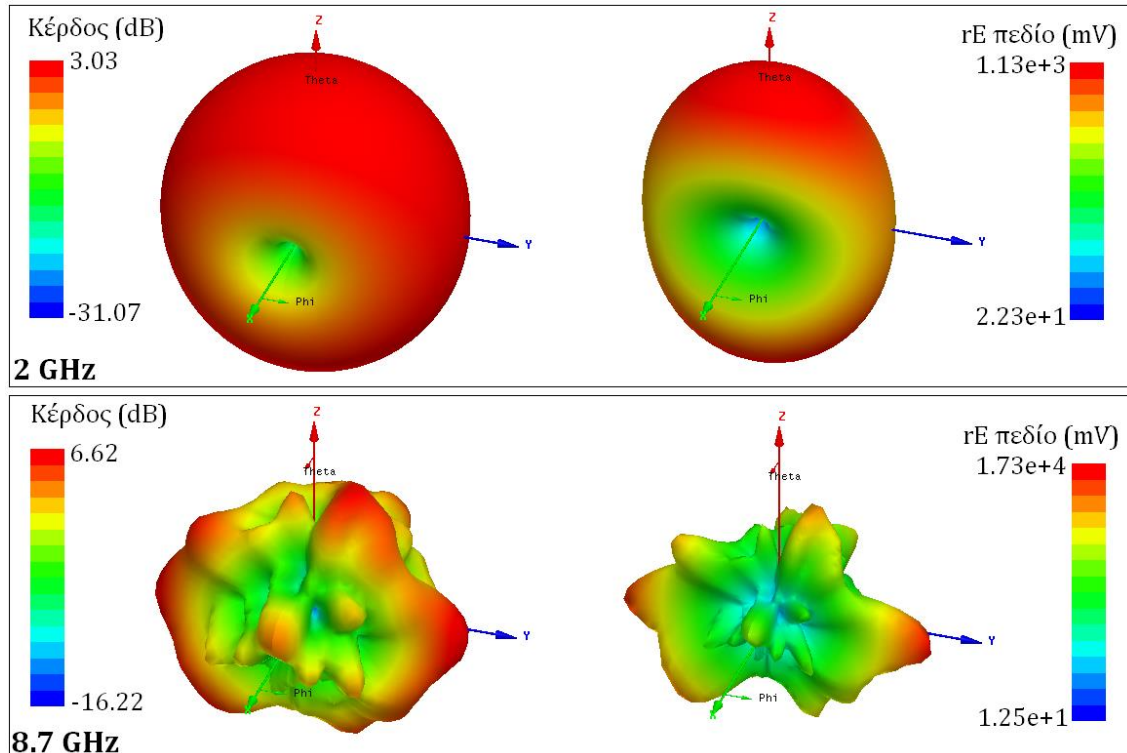
Στο Σχήμα 5.8 παρουσιάζεται το κέρδος της κεραίας στα δύο υποστρώματα και σε δύο διευθύνσεις. Η μία διεύθυνση είναι ο κατακόρυφος άξονα που περνά από το κέντρο της κεραίας ($\theta=0^\circ$, $\varphi=90^\circ$). Η δεύτερη διεύθυνση, η οποία σύμφωνα με την τοποθέτηση των κεραίων στο βιολογικό δείγμα αποτελεί τη διεύθυνση

ακτινοβολήσης, είναι ο άξονας που είναι παράλληλος με την οριζόντια διάσταση της κεραίας ($\theta=90^\circ$, $\varphi=90^\circ$). Όπως φαίνεται και στο σχήμα, το κέρδος των κεραιών μέχρι τη συχνότητα 3 GHz είναι σταθερό με μικρή διαφορά στις δύο κατευθύνσεις, με αποτέλεσμα οι κεραίες να παρουσιάζουν διάγραμμα ακτινοβολίας της μορφής πεπιεσμένου τόρου (Σχήμα 5.9 και Σχήμα 5.10), όπως είναι αναμενόμενο σε κεραίες της μορφής μονόπολου. Στο Σχήμα 5.9 και Σχήμα 5.10 το διπλό-ελλειπτικό μονόπολο είναι τοποθετημένο κατά μήκος του άξονα x' .

Ωστόσο, σε υψηλότερες συχνότητες, όπου οι καμπύλες του σχεδίου του διπλού-ελλειπτικού στοιχείου γίνονται συγκρίσιμες με το μήκος κύματος της ακτινοβολίας, χάνει τις ιδιότητες του μονόπολου και το σχήμα τόρου ως διάγραμμα ακτινοβολίας δεν υφίσταται, ενώ δημιουργούνται διάφοροι λοβοί στο επίπεδο yz . Μετά τη συχνότητα των 6.8 GHz για την κεραία σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm, και μετά τη συχνότητα 7 GHz για την αντίστοιχη σε υπόστρωμα πάχους 1.27 mm, το κέρδος των κεραιών στην οριζόντια διεύθυνση είναι μεγαλύτερο από αυτό στην κατακόρυφη διεύθυνση (Σχήμα 5.8).



Σχήμα 5.9 Τρισδιάστατα διαγράμματα ακτινοβολίας κέρδους και έντασης ηλεκτρικού πεδίου της διπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm στις συχνότητες 2.0 GHz και 8.0 GHz.



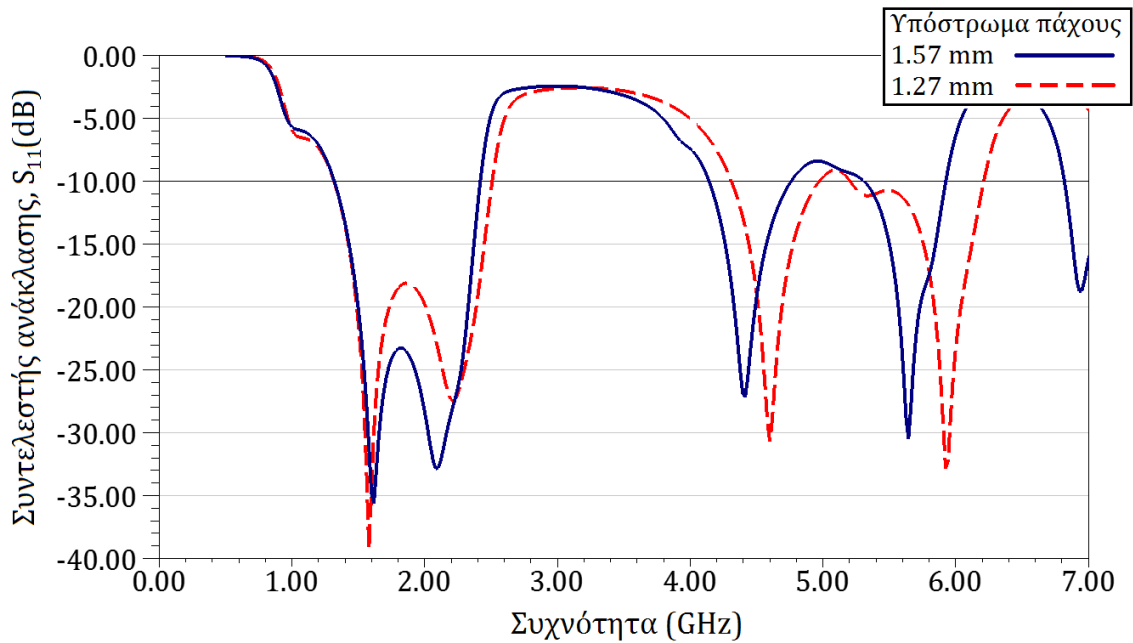
Σχήμα 5.10 Τρισδιάστατα διαγράμματα ακτινοβολίας κέρδους και έντασης ηλεκτρικού πεδίου της διπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.27 mm στις συχνότητες 2.0 GHz και 8.7 GHz.

5.2.2 Τριπλή-ελλειπτική κεραία σε κενό χώρο

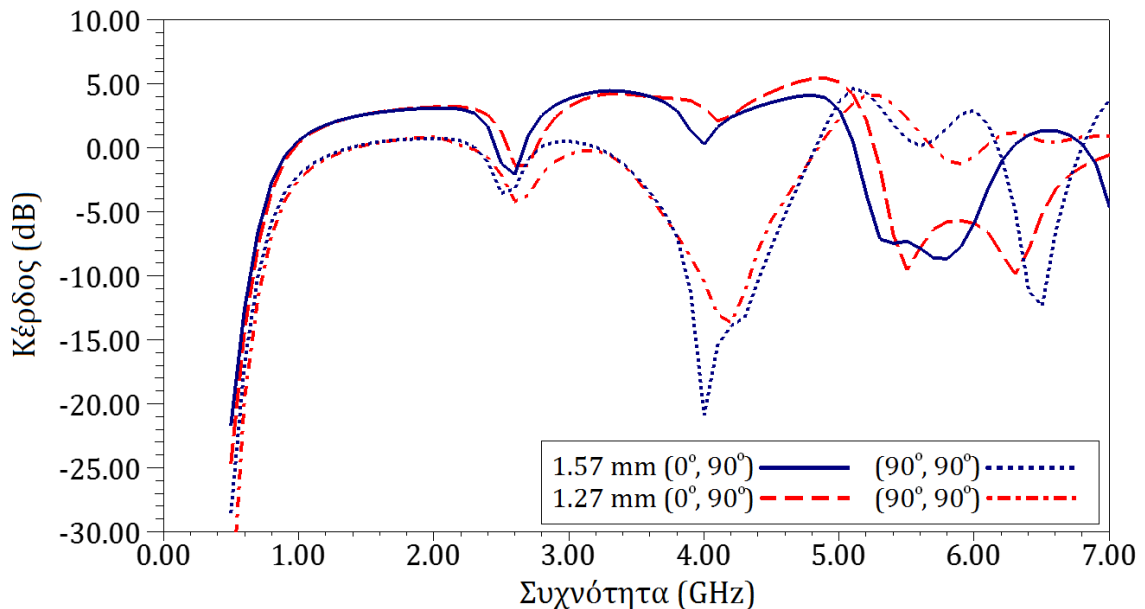
Η τριπλή-ελλειπτική κεραία, καθώς έχει μεγαλύτερες διαστάσεις από τη κεραία που εξετάστηκε προηγουμένως, παρουσιάζει συντονισμούς σε πιο χαμηλές συχνότητες. Συγκεκριμένα, η κεραία σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm έχει συντελεστή ανάκλασης μικρότερο από -10 dB σε εύρος συχνοτήτων από 1.3 GHz έως 2.4 GHz, και στα διαστήματα 4.1-4.75 GHz και 5.3-5.9 GHz (Σχήμα 5.11). Χρησιμοποιώντας υπόστρωμα πάχους 1.27 mm, η πρώτη συχνοτική περιοχή λειτουργίας της κεραίας διευρύνεται ελάχιστα (1.3 GHz με 2.5 GHz), ενώ οι υπόλοιπες μετατοπίζονται σε υψηλότερες συχνότητες: 4.3-4.95 GHz και 5.2-6.2 GHz (Σχήμα 5.11).

Στο Σχήμα 5.12 παρουσιάζεται το κέρδος της κεραίας στα δύο υποστρώματα και σε δύο διευθύνσεις: $(\theta=0^\circ, \varphi=90^\circ)$ και $(\theta=90^\circ, \varphi=90^\circ)$. Λόγω του τρόπου τοποθέτησης της κεραίας στο βιολογικό δείγμα, η δεύτερη διεύθυνση είναι σημαντική για την ένταση ακτινοβολίας της κεραίας στον ιστό. Όπως και στη διπλή ελλειπτική κεραία, το κέρδος των κεραιών μέχρι τη συχνότητα 2.2 GHz

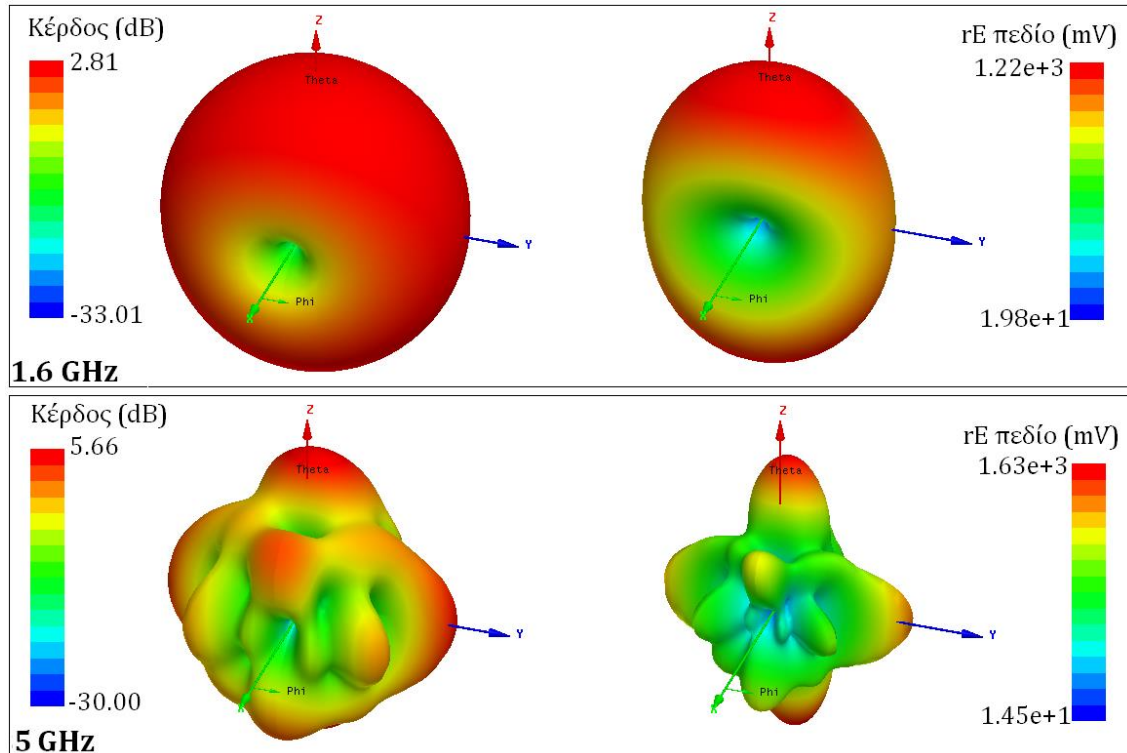
είναι σταθερό με μικρή διαφορά στις δύο κατευθύνσεις (Σχήμα 5.12). Συνεπώς, το διάγραμμα ακτινοβολίας είναι της μορφής πεπλεγμένου τόρου (Σχήμα 5.13 και Σχήμα 5.14). Στα διαγράμματα ακτινοβολίας που παρουσιάζονται το τριπλό-ελλειπτικό μονόπολο είναι τοποθετημένο κατά μήκος του άξονα xz .



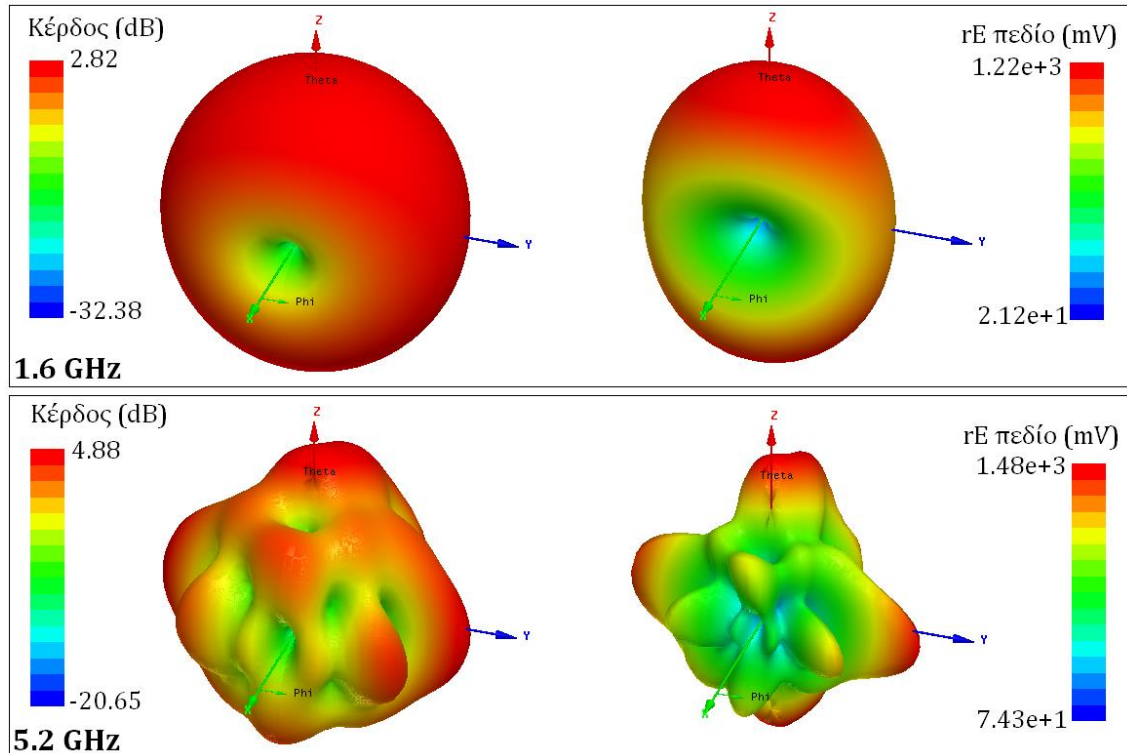
Σχήμα 5.11 Ο συντελεστής ανάκλασης της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm (συνεχής γραμμή) και 1.27 mm (διακεκομμένη γραμμή) σε εύρος συχνοτήτων 0.5 GHz με 7.0 GHz, όταν ακτινοβολεί σε κενό χώρο.



Σχήμα 5.12 Το κέρδος της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm στη διεύθυνση $(\theta=0^\circ, \varphi=90^\circ)$ (συνεχής γραμμή) και στη διεύθυνση $(\theta=90^\circ, \varphi=90^\circ)$ (διάστικτη γραμμή) και σε υπόστρωμα πάχους 1.27 mm στη διεύθυνση $(\theta=0^\circ, \varphi=90^\circ)$ (διακεκομμένη γραμμή) και στη διεύθυνση $(\theta=90^\circ, \varphi=90^\circ)$ (διακεκομμένη γραμμή με τελείες) σε εύρος συχνοτήτων 0.5 GHz με 7.0 GHz, όταν ακτινοβολεί σε κενό χώρο.



Σχήμα 5.13 Τρισδιάστατα διαγράμματα ακτινοβολίας κέρδους και έντασης ηλεκτρικού πεδίου της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm στις συχνότητες 1.6 GHz και 5.0 GHz.



Σχήμα 5.14 Τρισδιάστατα διαγράμματα ακτινοβολίας κέρδους και έντασης ηλεκτρικού πεδίου της διπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.27 mm στις συχνότητες 1.6 GHz και 5.2 GHz.

Σε συχνότητες υψηλότερες από τα 4.9 GHz και 5.1 GHz για το τριπλό-ελλειπτικό στοιχείο σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm και 1.27 mm, αντίστοιχα, το κέρδος των κεραιών στην οριζόντια διεύθυνση είναι μεγαλύτερο από αυτό στην κατακόρυφη διεύθυνση (Σχήμα 5.12). Επίσης, στο Σχήμα 5.13 και Σχήμα 5.14 παρουσιάζονται τα διαγράμματα ακτινοβολίας των κεραιών του τριπλού-ελλειπτικού στοιχείου στις συχνότητες 5 GHz και 5.2 GHz, όπου φαίνεται ότι σχηματίζονται τέσσερις λοβοί ακτινοβολίας στο επίπεδο yz και στις κατευθύνσεις +z, -z, +y και -y.

5.3 Προσομοίωση των ομοεπίπεδων ελλειπτικών κεραιών με ομοιώματα μαστού

Καθώς οι κεραίες σχεδιάστηκαν για να χρησιμοποιηθούν σε μικροκυματική απεικόνιση βιολογικών ιστών, μαστού και εγκέφαλου, η απόδοση των προαναφερθέντων κεραιών και η αποτελεσματικότητά τους εξετάζεται όταν ακτινοβολούν σε ομοιώματα των αντίστοιχων ιστών.

Σε αυτήν την παράγραφο εξετάζεται η ακτινοβολήση των κεραιών σε ομοίωμα μαστού, το οποίο μοντελοποιείται ως τμήμα ιστού κυβικού σχήματος και πάχους 10 mm που καλύπτεται από στρώμα δερματικού ιστού πάχους 1 mm. Οι κεραίες εφάπτονται σε στρώμα από συνθετικό πολυμερές τύπου νάιλον και πάχους 4 mm. Το στρώμα του πολυμερούς αντιπροσωπεύει το δοχείο μέσα στο οποίο τοποθετείται ο μαστός και στην εξωτερική επιφάνεια του οποίου προσαρμόζονται οι κεραίες για τη μικροκυματική απεικόνιση. Συγκεκριμένα, επιλέγεται το πολυμερές PA 2200, το οποίο είναι κοινή και οικονομική επιλογή υλικού για τρισδιάστατους εκτυπωτές (3D printers). Τέλος, μεταξύ του συνθετικού πολυμερούς και του δερματικού ιστού τοποθετείται υλικό προσαρμογής πάχους 10 mm, το οποίο παρουσιάζει χαρακτηριστικά ελαίου.

Οι ηλεκτρομαγνητικές ιδιότητες των ιστών βρίσκονται στη βιβλιογραφία [181]–[183] για συχνότητα 1 GHz. Οι μεταβολές των τιμών της διηλεκτρικής επιτρεπτότητας, της αγωγιμότητας και του συντελεστή απωλειών των ιστών και των υλικών με τη συχνότητα είναι μικρές στο εύρος συχνοτήτων που εξετάζεται. Συνεπώς, οι αντίστοιχες τιμές σε συχνότητα 1 GHz θεωρούνται ικανοποιητικά

αντιπροσωπευτικές. Αναλυτικά τα πάχη και τα ηλεκτρομαγνητικά χαρακτηριστικά των υλικών και των ιστών, που χρησιμοποιούνται στην προσομοίωση, παρουσιάζονται στον ΠΙΝΑΚΑΣ 5-III.

ΠΙΝΑΚΑΣ 5-III Τα πάχη των στρωμάτων και οι ηλεκτρομαγνητικές ιδιότητες των υλικών και των βιολογικών ιστών του μαστού στα οποία ακτινοβολούν οι κεραίες σε συχνότητα 1 GHz. Η σειρά με την οποία τα υλικά εμφανίζονται στην πρώτη στήλη του πίνακα εξαρτάται από τη θέση τους σε σχέση με την κεραία: από το πιο κοντινό στο πιο μακρινό.

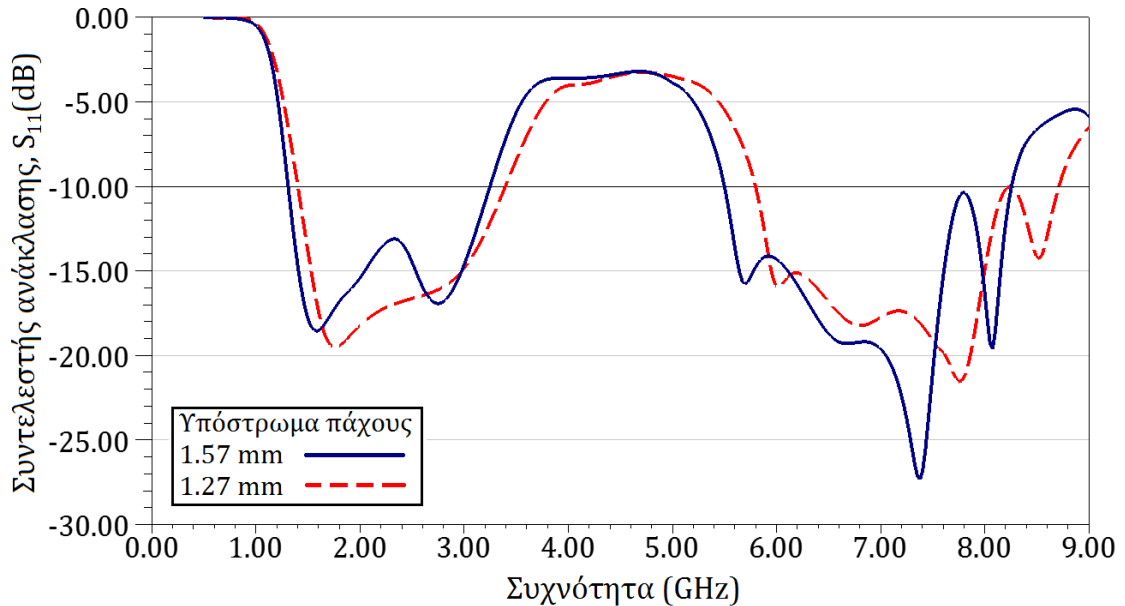
		πάχος (mm)	δηλεκτρική επιτρεπτότητα, ϵ_r	αγωγιμότητα, σ (S/m)	συντελεστής απωλειών, tan δ
PA 2200		4	3.8	0	0.07
υλικό προσαρμογής (έλαιο)		10	13	0	0.01
βιολογικοί ιστοί	δέρμα	1	45.711	0.882	0.347
	μαστός	10	54.81	0.979	0.321

Στη συνέχεια παρουσιάζονται τα διαγράμματα του συντελεστή ανάκλασης της διπλής και της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm και 1.27 mm, όταν ακτινοβολούν στο ομοίωμα μαστού. Επίσης, σχεδιάζεται το πεδίο που προκαλούν οι κεραία μέσα στον ιστό, ώστε να προσδιοριστεί το βάθος διείσδυσης της ακτινοβολίας. Το βάθος διείσδυσης ισούται με το βάθος στο οποίο η ένταση του πεδίου μειώνεται στο $1/e$ της τιμής της έντασης που παρουσιάζει στην επιφάνεια. Ωστόσο, για λόγους σύγκρισης μεταξύ των διαφόρων συχνοτήτων η ένταση του ηλεκτρικού πεδίου μέσα στον ιστό κανονικοποιείται ως προς την τιμή 5 V/m. Τέλος, παρουσιάζεται ο συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας στα πιο πάνω φάσματα συχνοτήτων.

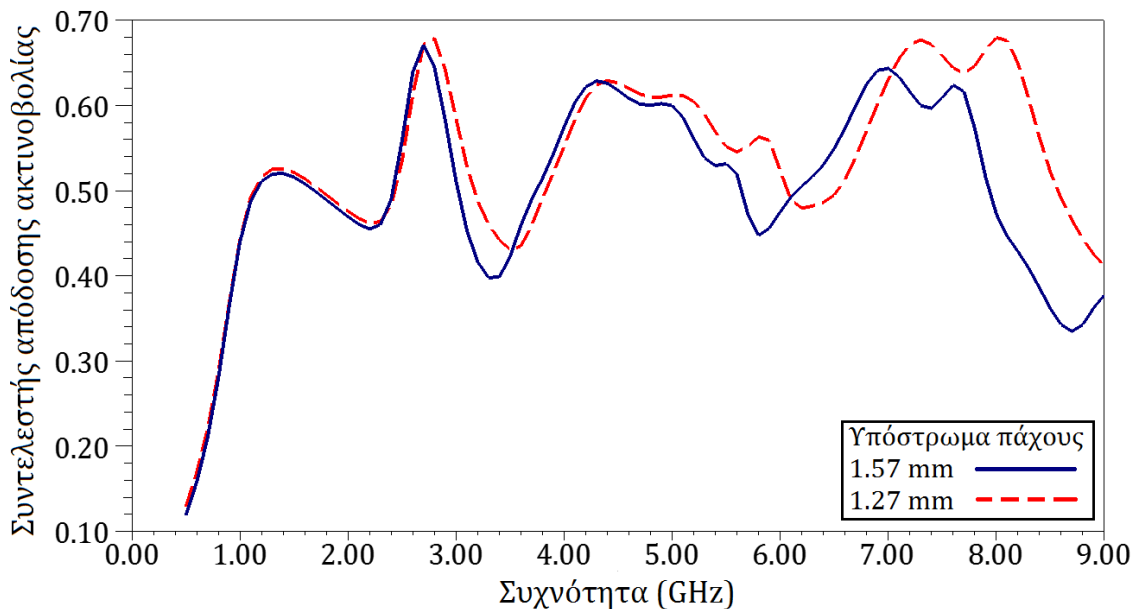
5.3.1 Αποτελέσματα της προσομοίωσης της διπλής-ελλειπτικής κεραίας σε ομοίωμα μαστού

Όπως φαίνεται στο Σχήμα 5.15, το φάσμα λειτουργίας της διπλής ελλειπτικής κεραίας όταν ακτινοβολεί σε ομοίωμα μαστού μετατοπίζεται σε χαμηλότερες συχνότητες από το φάσμα λειτουργίας σε κενό χώρο (Σχήμα 5.7). Ο συντελεστής ανάκλασης της κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm παίρνει τιμές μικρότερες από τα -10 dB στις συχνότητες από 1.3 GHz μέχρι 3.2 GHz και

από 5.5 GHz μέχρι 8.3 GHz (Σχήμα 5.15). Αντίστοιχα, το φάσμα λειτουργίας της κεραίας στο πιο λεπτό υπόστρωμα περιλαμβάνει τις συχνότητες από 1.4 GHz έως 3.4 GHz και από 5.8 GHz έως 8.7 GHz.



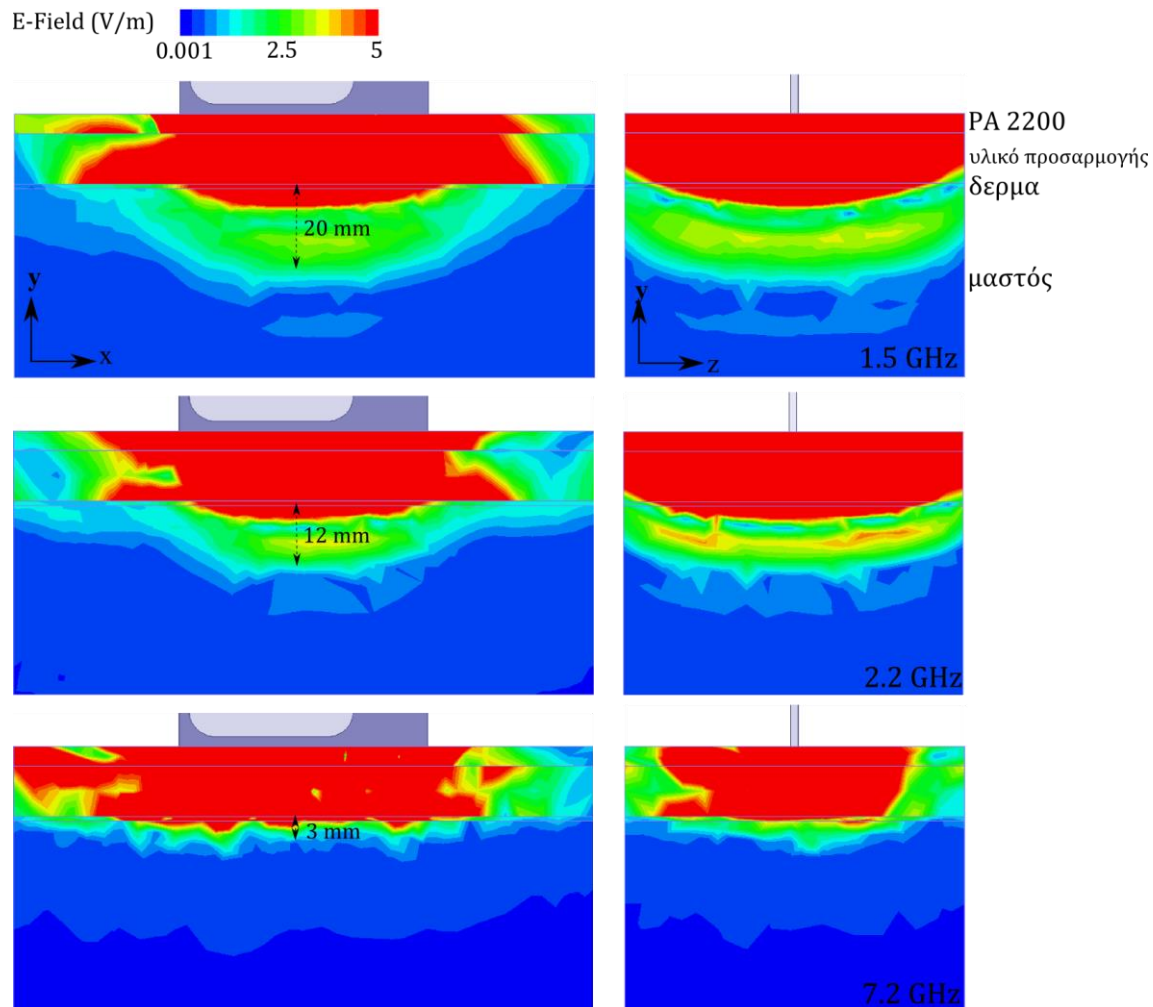
Σχήμα 5.15 Ο συντελεστής ανάκλασης της διπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm (συνεχής γραμμή) και 1.27 mm (διακεκομμένη γραμμή) σε εύρος συχνοτήτων 0.5 GHz με 9.0 GHz, όταν ακτινοβολεί σε ομοίωμα μαστού.



Σχήμα 5.16 Ο συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας της διπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm (συνεχής γραμμή) και 1.27 mm (διακεκομμένη γραμμή) σε εύρος συχνοτήτων 0.5 GHz με 9.0 GHz, όταν ακτινοβολεί σε ομοίωμα μαστού.

Στο Σχήμα 5.16 φαίνεται ο συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας της κεραίας στα δύο υποστρώματα που εξετάζονται, όταν ακτινοβολεί σε ομοίωμα μαστού σε συχνότητες από 0.5 GHz με 9.0 GHz. Παρά το γεγονός ότι το

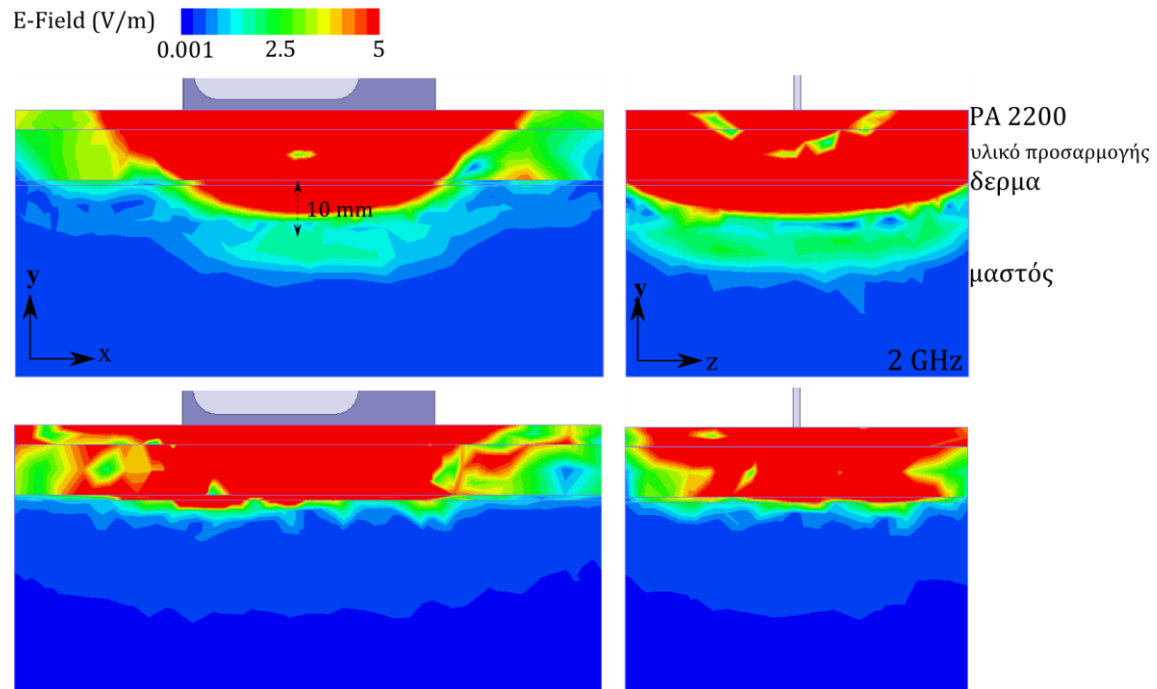
περιβάλλον στο οποίο ακτινοβολεί η κεραία παρουσιάζει σημαντικές απώλειες, ο συντελεστής απόδοσής της κυμαίνεται μεταξύ των τιμών 45% έως 67% στο μεγαλύτερο εύρος συχνοτήτων.



Σχήμα 5.17 Η απεικόνιση στο επίπεδο xy και yz της έντασης του ηλεκτρικού πεδίου στο εσωτερικό του ομοιώματος μαστού που προκαλείται από τη διπλή-ελλειπτική κεραία σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm στις συχνότητες 1.5 GHz, 2.2 GHz, και 7.2 GHz.

Στη μικροκυματική απεικόνιση βιολογικών ιστών, το βάθος διείσδυσης της ακτινοβολίας στον ιστό αποτελεί σημαντική παράμετρος για την αποτελεσματικότητα της μεθόδου. Το ηλεκτρικό πεδίο που δημιουργεί η διπλή-ελλειπτική κεραία στο μαστό, όταν μεταξύ τους είναι τοποθετημένα στρώματα υλικού προσαρμογής και συνθετικού πολυμερούς, παρουσιάζει βάθος διείσδυσης 3 dB από την επιφάνεια του δερματικού ιστού 20mm σε συχνότητα 1.5 GHz, ~10 mm για τις χαμηλές συχνότητες λειτουργίας (από 2 GHz μέχρι 3 GHz) και ~2-3 mm για τις πιο υψηλές συχνότητες (> 6 GHz). Το βάθος διείσδυσης 3 dB είναι

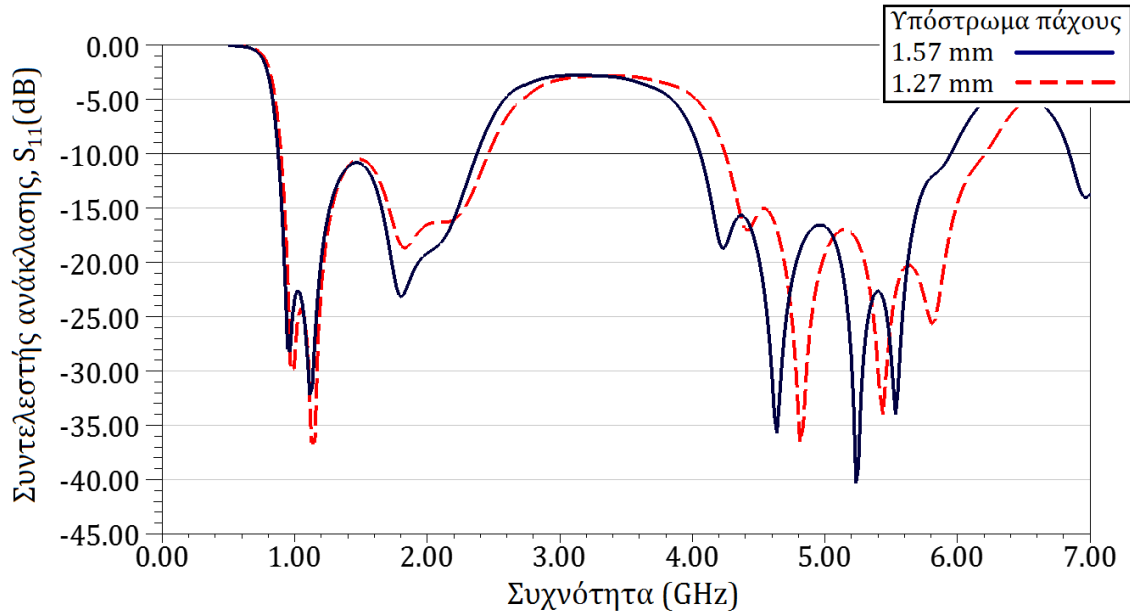
παρόμοιο για την κεραία στα υποστρώματα πάχους 1.57 mm και 1.27 mm (Σχήμα 5.17 και Σχήμα 5.18).



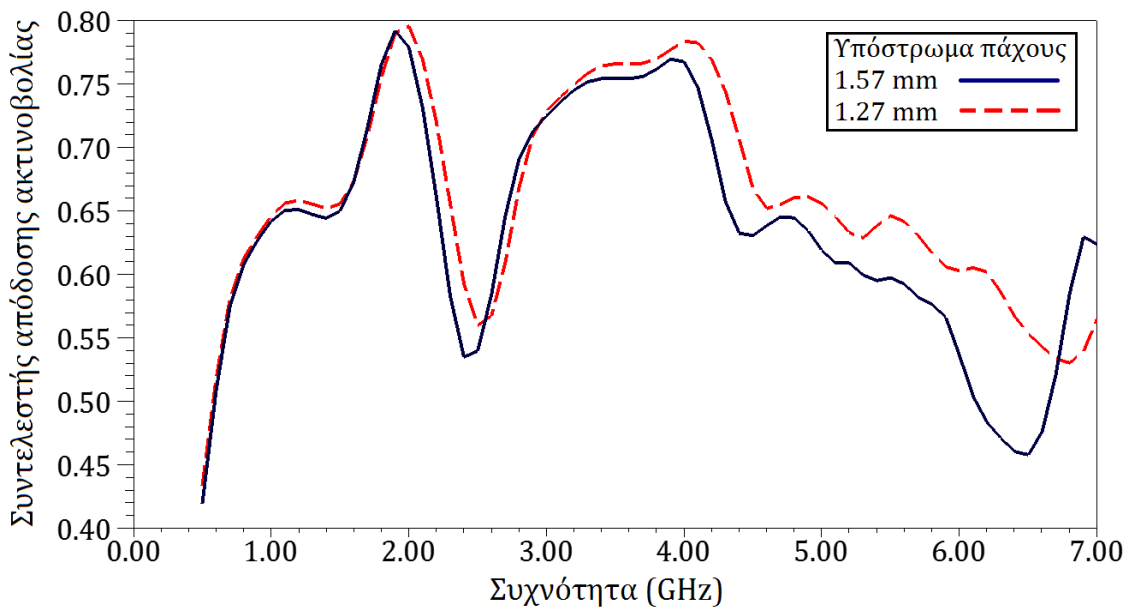
Σχήμα 5.18 Η απεικόνιση στο επίπεδο xy και yz της έντασης του ηλεκτρικού πεδίου στο εσωτερικό του ομοιώματος μαστού που προκαλείται από τη διπλή-ελλειπτική κεραία σε υπόστρωμα πάχους 1.27 mm στις συχνότητες 2 GHz και 8 GHz.

5.3.2 Αποτελέσματα της προσομοίωσης της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας σε ομοίωμα μαστού

Ο συντελεστής ανάκλασης της τριπλής ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm, όταν ακτινοβολεί σε ομοίωμα μαστού, κυμαίνεται χαμηλότερα από τα -10 dB σε δύο μεγάλα διαστήματα συχνοτήτων: από 0.88 GHz έως 2.4 GHz και από 4.0 GHz έως 5.95 GHz (Σχήμα 5.19). Για την κεραία, όπου χρησιμοποιήθηκε υπόστρωμα πάχους 1.27 mm, τα αντίστοιχα εύρη λειτουργίας μετατοπίζονται σε υψηλότερες συχνότητες: από 0.9 GHz έως 2.5 GHz και από 4.3 GHz έως 6.2 GHz (Σχήμα 5.19). Το ιδιαίτερα ελκυστικό χαρακτηριστικό της τριπλής-ελλειπτικής ομοεπίπεδης κεραίας για την εφαρμογή της στη μικροκυματική απεικόνιση βιολογικών ιστών είναι ότι παρουσιάζει συχνοτικό εύρος λειτουργίας με χαμηλή συχνότητα κάτω από το 1 GHz, διατηρώντας παράλληλα τις μικρές της διαστάσεις.



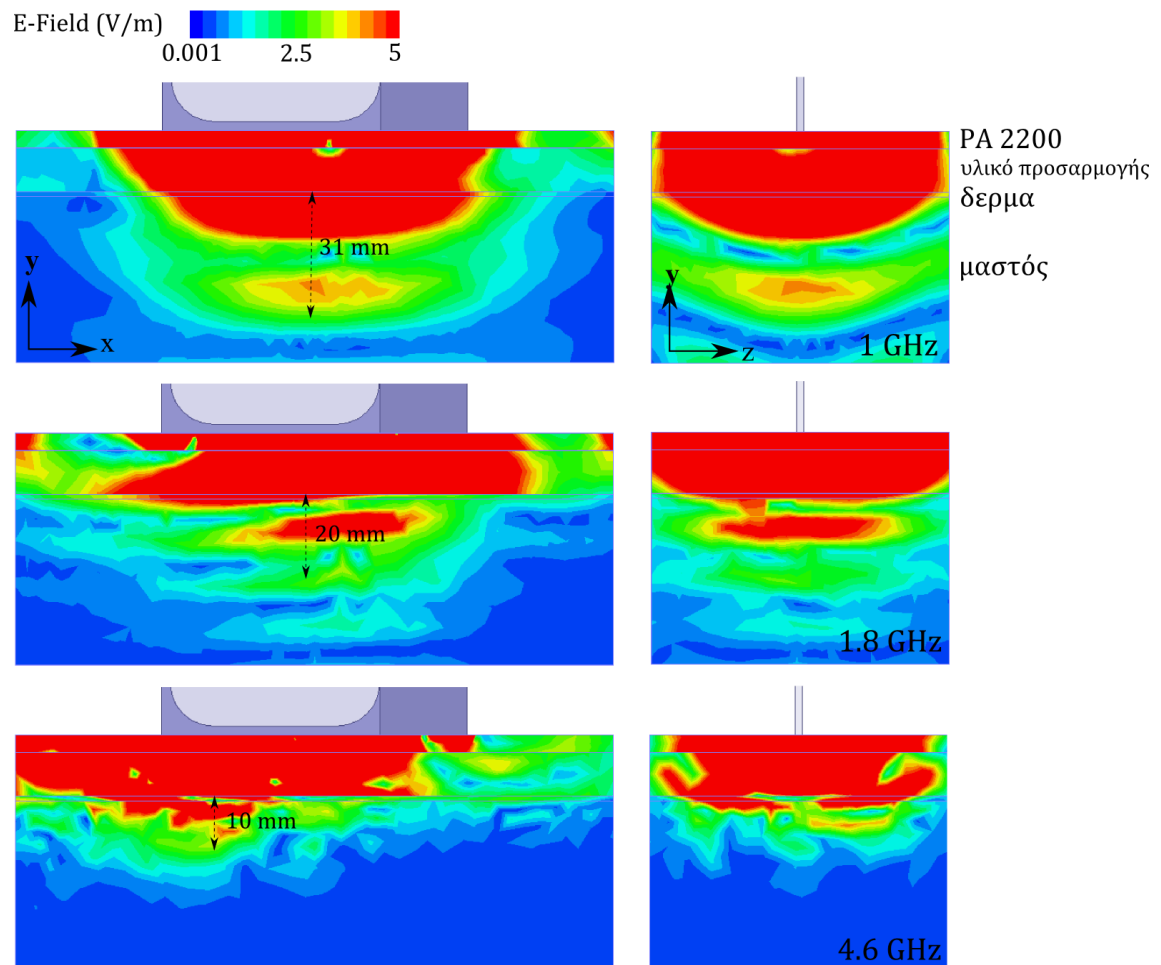
Σχήμα 5.19 Ο συντελεστής ανάκλασης της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm (συνεχής γραμμή) και 1.27 mm (διακεκομμένη γραμμή) σε εύρος συχνοτήτων 0.5 GHz με 7.0 GHz, όταν ακτινοβολεί σε ομοίωμα μαστού.



Σχήμα 5.20 Ο συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm (συνεχής γραμμή) και 1.27 mm (διακεκομμένη γραμμή) σε εύρος συχνοτήτων 0.5 GHz με 7.0 GHz, όταν ακτινοβολεί σε ομοίωμα μαστού.

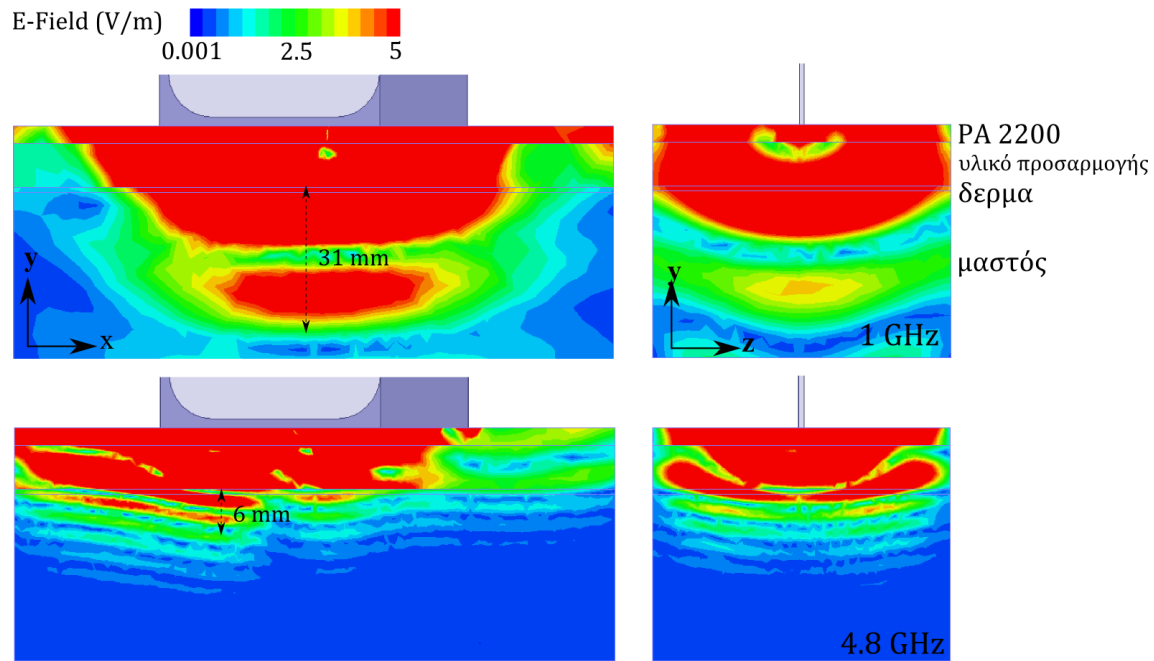
Στο Σχήμα 5.20 φαίνεται ο συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας της κεραίας στους δύο τύπους υποστρώματος σε εύρος συχνοτήτων από 0.5 GHz έως 7.0 GHz. Ο συντελεστής απόδοσης μεγιστοποιείται στη συχνότητα 1.8 GHz και στο διάστημα 3.0-4.0 GHz φτάνοντας την τιμή 80%. Στο υπόλοιπο διάστημα συχνοτήτων κυμαίνεται μεταξύ των τιμών 0.5 με 0.65. Σε συχνότητες υψηλότερες

από 4.0 GHz, η κεραία σε υπόστρωμα πάχους 1.27 mm παρουσιάζει υψηλότερο συντελεστή απόδοσης ακτινοβολίας κατά 5%-10%.



Σχήμα 5.21 Η απεικόνιση στο επίπεδο xy και yz της έντασης του ηλεκτρικού πεδίου στο εσωτερικό του ομοιώματος μαστού που προκαλείται από τη τριπλή-ελλειπτική κεραία σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm στις συχνότητες 1 GHz, 1.8 GHz, και 4.6 GHz.

Στο Σχήμα 5.21 και Σχήμα 5.22, εμφανίζεται η κατανομή του ηλεκτρικού πεδίου στα επίπεδα xy και yz, που προκαλείται από την τριπλή-ελλειπτική κεραία στο εσωτερικό του ομοιώματος μαστού σε συγκεκριμένες συχνότητες. Τα βάθη διείσδυσης στο εσωτερικό του μαστού μετρούμενα από την επιφάνεια του δερματικού ιστού είναι περίπου ίδια για τα δύο πάχη του υποστρώματος που εξετάζονται στις ίδιες συχνότητες. Σε συχνότητα 1 GHz, το βάθος διείσδυσης είναι ~31 mm, σε συχνότητα 1.8 GHz είναι ~20 mm και σε συχνότητες μεγαλύτερες από 4 GHz το βάθος διείσδυσης κυμαίνεται χαμηλότερα από τα 10 mm. Επίσης, στις υψηλές συχνότητες το πιο ισχυρό πεδίο σχηματίζεται στο χώρο κάτω από την κορυφή της κεραίας (στην κατεύθυνση -x, όπως φαίνεται στα αντίστοιχα σχήματα).



Σχήμα 5.22 Η απεικόνιση στο επίπεδο xy και yz της έντασης του ηλεκτρικού πεδίου στο εσωτερικό του ομοιώματος μαστού που προκαλείται από τη τριπλή-ελλειπτική κεραία σε υπόστρωμα πάχους 1.27 mm στις συχνότητες 1 GHz και 4.8 GHz.

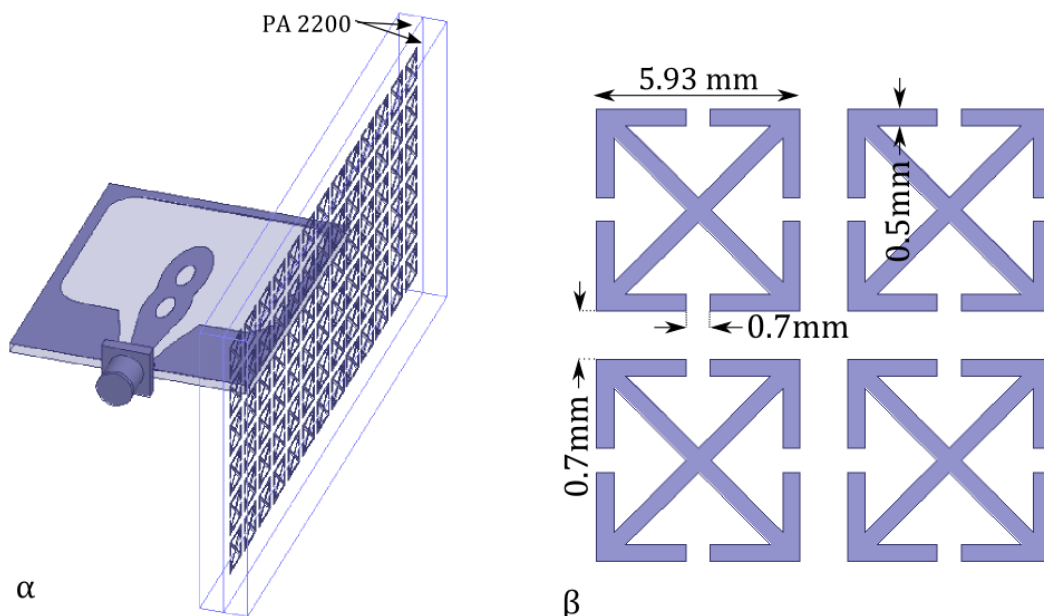
5.4 Χρήση μεταλλικού ως υλικό προσαρμογής μεταξύ των ομοεπίπεδων ελλειπτικών κεραιών και του μαστού

Σε αυτήν την ενότητα εξετάζεται η επίδραση ενός στρώματος μεταλλικού μεταξύ της κεραίας και του ιστού στην αποτελεσματικότητα της διπλής- και της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας. Σκοπός της χρήσης του μεταλλικού, το οποίο βασίζεται σε συντονιστές δακτυλίου με διάκενο σε σταυροειδή μορφή (Cross-Shaped SRRs, SSRs-CS) και είναι αμιγώς ηλεκτρικοί συντονιστές, είναι η αύξηση της μεταφοράς ενέργειας από την κεραία στους ιστούς, η ενίσχυση του πεδίου στο εσωτερικό των ιστών και η διείδυσή του σε μεγαλύτερο βάθος. Η λειτουργία των συντονιστών δακτυλίου με διάκενο βασίζεται στην ανάπτυξη LC συντονισμών στην επιφάνειά του.

Το μεταλλικό δρα ως υλικό προσαρμογής. Ωστόσο, η χρήση του ελαίου, που είναι σε υγρή μορφή, είναι απαραίτητη, καθώς καταλαμβάνει όλο το χώρο μεταξύ του μεταλλικού και του ιστού, ώστε να μη δημιουργούνται διαστήματα κενού ή αέρα. Στην εσωτερική επιφάνεια του συνθετικού πολυμερούς τυπώνεται μήτρα από 6x13 SRRs-CS, η οποία στη συνέχεια καλύπτεται από στρώμα συνθετικού

πολυμερούς ίδιου πάχους (4mm) (Σχήμα 5.23.α και Σχήμα 5.24.α). Συνεπώς, ο όγκος του υγρού υλικού προσαρμογής μειώνεται και το πάχος του στρώματος που το μοντελοποιεί γίνεται 6 mm από 10 mm που είχε πριν χρησιμοποιηθεί διπλό στρώμα πολυμερούς.

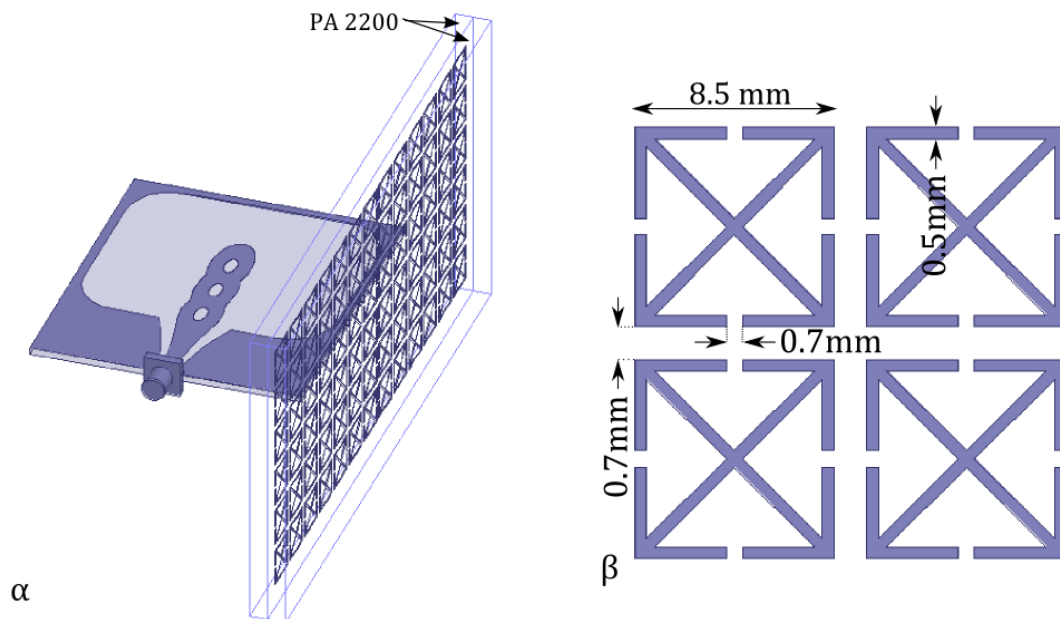
Για κάθε κεραία σχεδιάζεται μήτρα από SRRs-CS διαφορετικών διαστάσεων, κατάλληλων για το εύρος συχνοτήτων της διπλής-ελλειπτικής (Σχήμα 5.23.α) και της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας (Σχήμα 5.24.α). Ο όρος μεταϋλικό θα χρησιμοποιείται καταχρηστικά, καθώς, ενώ στις χαμηλές συχνότητες λειτουργίας των κεραιών οι διαστάσεις των συντονιστών δακτυλίου είναι πολύ μικρότερες από το μήκος κύματος της ακτινοβολίας, στις υψηλότερες συχνότητες οι διαστάσεις τους και το μήκος κύματος είναι συγκρίσιμα μεγέθη.



Σχήμα 5.23 α. Η μήτρα με 6x13 SRRs σε σταυροειδή μορφή (SRRs-CS) τοποθετείται μεταξύ δύο ισοπαχών στρωμάτων συνθετικού πολυμερούς (PA 2200). Η διπλή-ελλειπτική κεραία εφάπτεται στην εξωτερική πλευρά της σύνθεσης αυτής, ενώ το δείγμα ιστού στην εσωτερική. β. Οι γεωμετρικές διαστάσεις των συντονιστών δακτυλίου με διάκενο σε σταυροειδή μορφή για το προσαρμοστικό μεταϋλικό της διπλής-ελλειπτικής κεραίας.

Στη συνέχεια, παρουσιάζονται τα διαγράμματα του συντελεστή ανάκλασης (Σχήμα 5.28) και συντελεστή απόδοσης ακτινοβολίας (Σχήμα 5.29) των ελλειπτικών κεραιών σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm σε εύρος συχνοτήτων από 0.5 GHz έως 9.0 GHz και από 0.5 GHz έως 7.0 GHz, αντίστοιχα, όταν ακτινοβολούν σε ομοίωμα μαστού μέσω στρώματος μεταϋλικού. Επίσης, παρατίθενται οι αντίστοιχες τιμές των συντελεστών ανάκλασης και απόδοσης ακτινοβολίας, όταν

δεν παρεμβάλλεται μεταλλικό, ώστε να διευκολυνθεί η σύγκρισή τους και η αξιολόγηση της χρήσης του μεταλλικού.

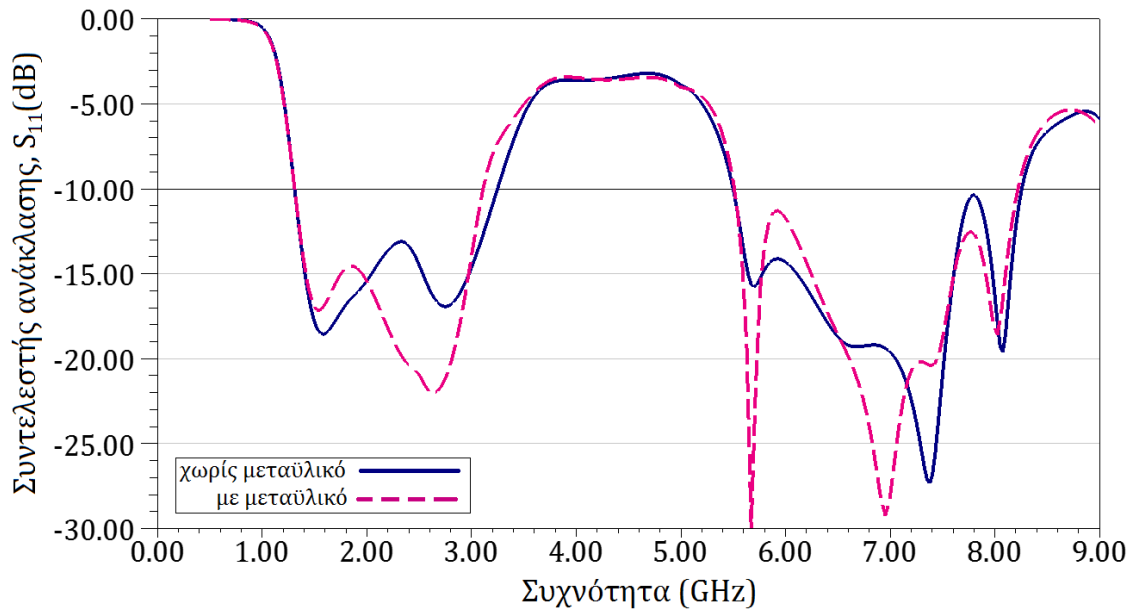


Σχήμα 5.24 α. Η μήτρα με 6x13 SRRs σε σταυροειδή μορφή (SRRs-CS) τοποθετείται μεταξύ δύο ισοπαλών στρωμάτων συνθετικού πολυμερούς (PA 2200). Η τριπλή-ελλειπτική κεραία εφάπτεται στην εξωτερική πλευρά της σύνθεσης αυτής, ενώ το δείγμα ιστού στην εσωτερική. β. Οι γεωμετρικές διαστάσεις των συντονιστών δακτυλίου με διάκενο σε σταυροειδή μορφή για το προσαρμοστικό μεταλλικό της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας.

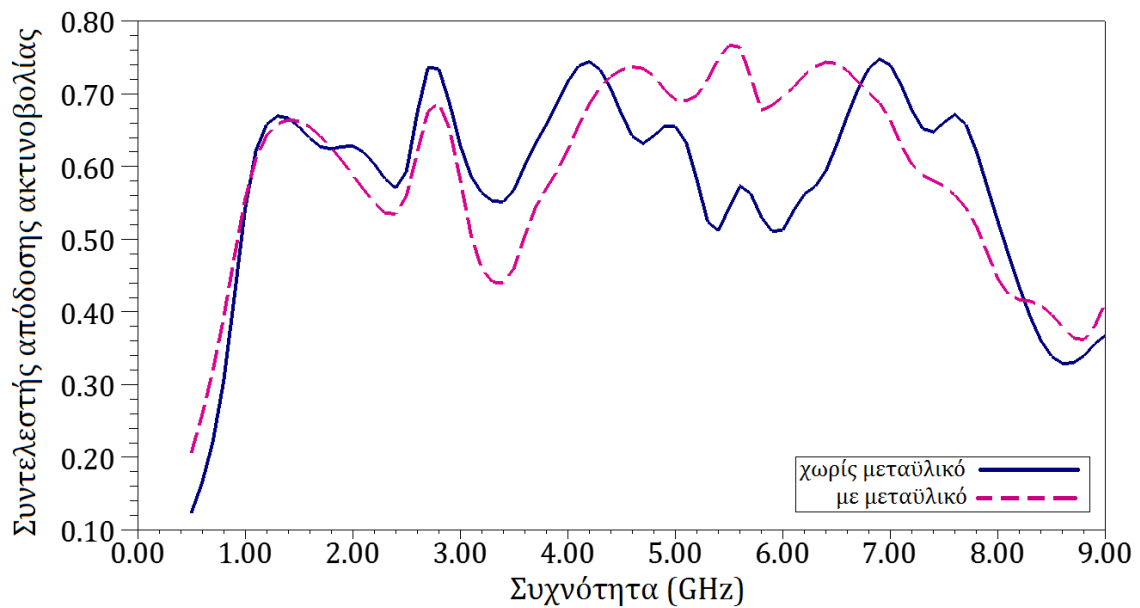
5.4.1 Αποτελέσματα της προσομοίωσης της διπλής-ελλειπτικής κεραίας σε ομοίωμα μαστού μέσω υλικού προσαρμογής από SRRs

Υπό την παρουσία του στρώματος συνθετικού πολυμερούς με μήτρα από SRRs-CS, το εύρος λειτουργίας της διπλής ελλειπτικής κεραίας όταν ακτινοβολεί σε ομοίωμα μαστού περιλαμβάνει τις συχνότητες από 1.3 GHz έως 3.1 GHz και από 5.5 GHz έως 8.3 GHz (Σχήμα 5.25). Η μήτρα των SRRs-CS δημιουργεί πιο βαθείς συντονισμούς.

Ο συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας αυξάνεται σε σχέση με τον συντελεστή απόδοσης της κεραίας χωρίς τη χρήση μεταλλικού κατά 10% με 15% στις συχνότητες 4.5 GHz με 6.5 GHz.



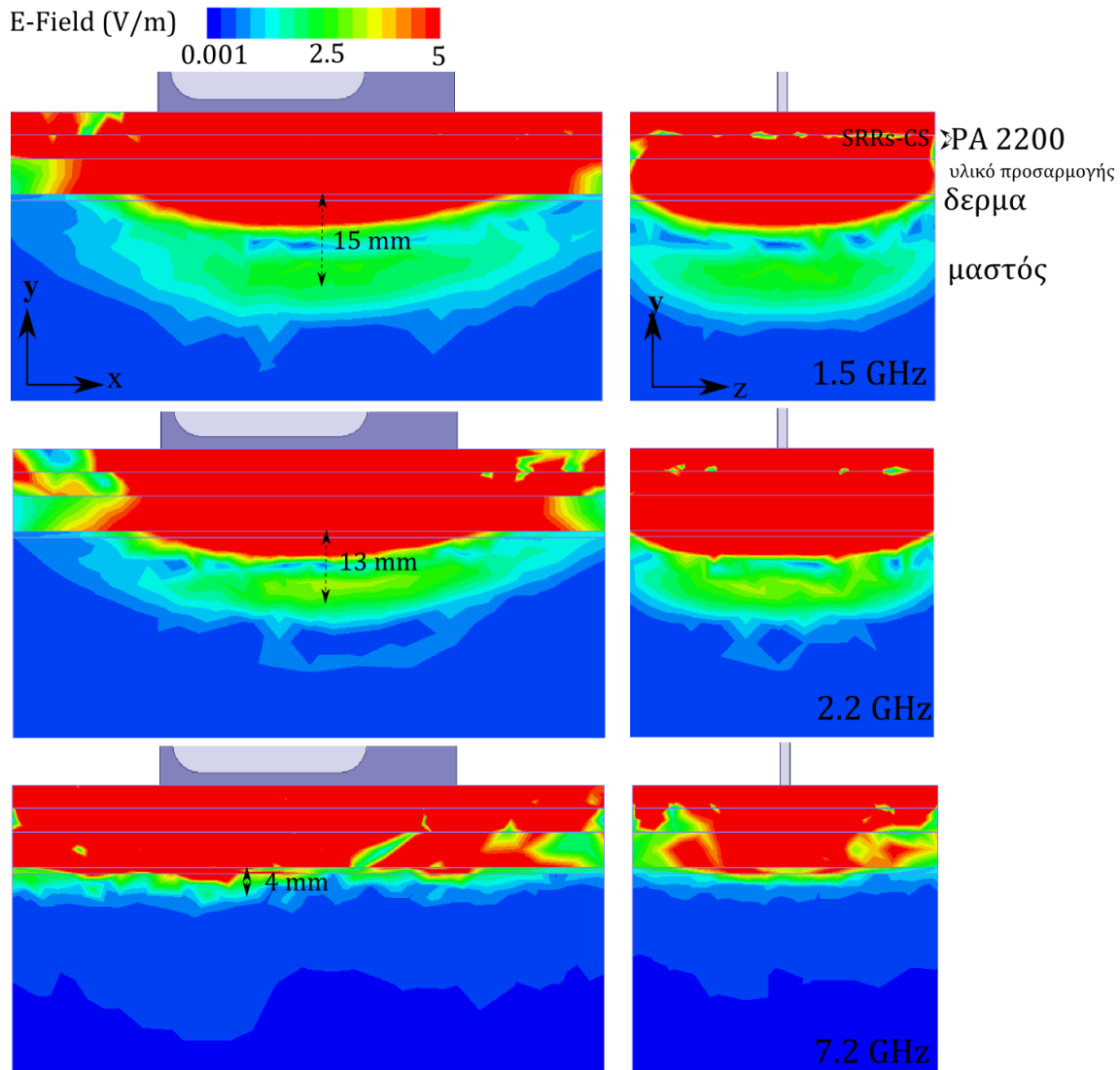
Σχήμα 5.25 Ο συντελεστής ανάκλασης της διπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm, όταν ακτινοβολεί απ' ευθείας σε ομοίωμα μαστού (διακεκομμένη γραμμή) και μέσω μεταλλικού στρώματος (συνεχής γραμμή) σε εύρος συχνοτήτων 0.5 GHz με 9.0 GHz.



Σχήμα 5.26 Ο συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας της διπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm, όταν ακτινοβολεί απ' ευθείας σε ομοίωμα μαστού (διακεκομμένη γραμμή) και μέσω μεταλλικού στρώματος (συνεχής γραμμή) σε εύρος συχνοτήτων 0.5 GHz με 9.0 GHz.

Στο Σχήμα 5.27 απεικονίζεται η κατανομή του ηλεκτρικού πεδίου στο εσωτερικό του ομοιώματος μαστού, όταν ακτινοβολείται από την διπλή-ελλειπτική κεραία σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm και μεταξύ τους τοποθετείται στρώμα πολυμερούς με μήτρα από 6x13 SRRs-CS. Το πεδίο στο εσωτερικό των

ιστών κανονικοποιείται ως προς την τιμή 5 V/m, ώστε να επιτραπεί η σύγκριση του βάθους διείσδυσης της ακτινοβολίας με αυτήν όταν δε χρησιμοποιείται μεταλλικό (Σχήμα 5.18). Στις συχνότητες 2.2 GHz και 7.2 GHz τα βάθη διείσδυσης κυμαίνονται στα ~ 13 mm και ~ 4 mm, αντίστοιχα, παρουσιάζοντας μία βελτίωση της τάξης του 1 mm χρησιμοποιώντας υλικό προσαρμογής από συντονιστές δακτυλίου. Ωστόσο, στις χαμηλές συχνότητες δεν παρατηρείται βελτίωση.

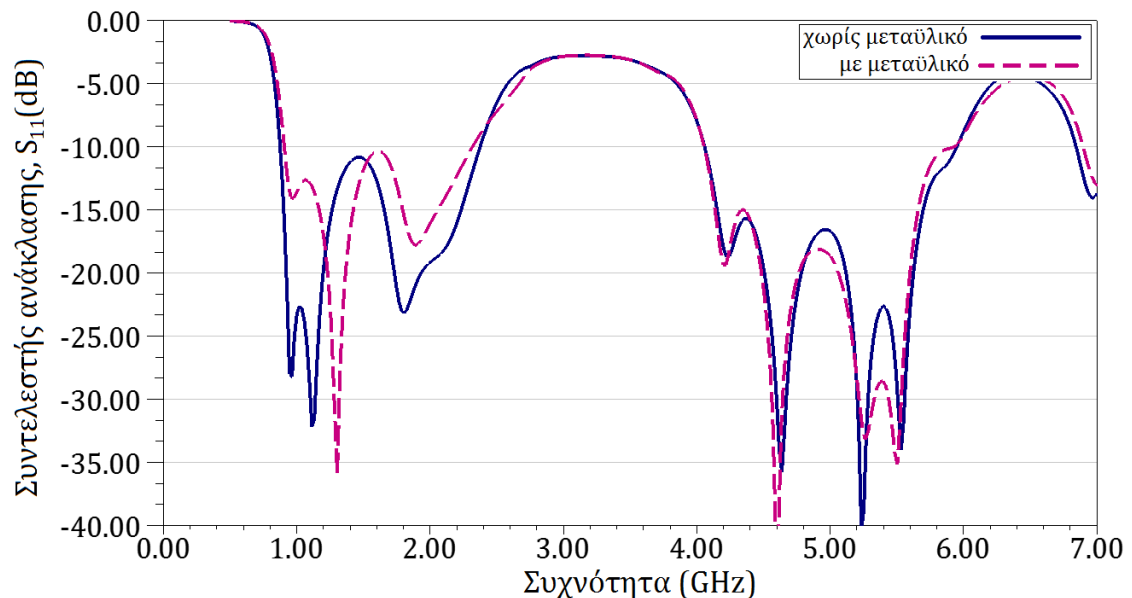


Σχήμα 5.27 Η απεικόνιση στο επίπεδο xy και yz της έντασης του ηλεκτρικού πεδίου στο εσωτερικό του ομοιώματος μαστού που προκαλείται από τη διπλή-ελλειπτική κεραία σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm, όταν μεταξύ του τοποθετείται μεταλλικό στρώμα με μήτρα από SRRs-CS στις συχνότητες 1.5 GHz, 2.2 GHz, και 7.2 GHz.

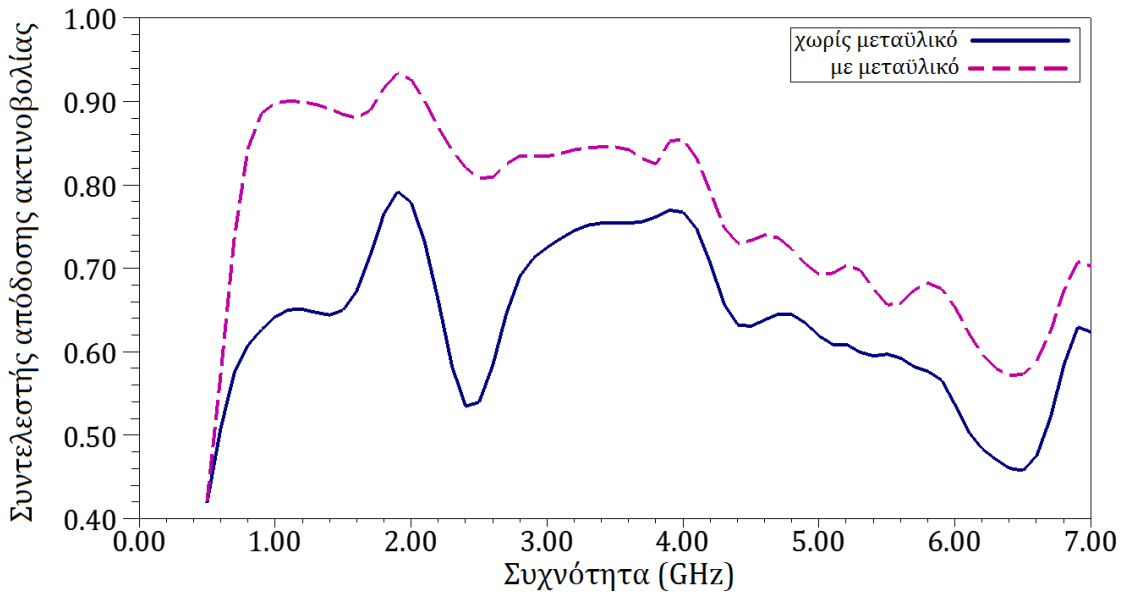
5.4.2 Αποτελέσματα της προσομοίωσης της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας σε ομοίωμα μαστού μέσω υλικού προσαρμογής από SRRs

Το εύρος λειτουργίας της κεραίας δεν επηρεάζεται από την παρουσία της μήτρας από SRRs-CS, καθώς διαμορφώνεται από 0.9 GHz έως 2.3 GHz και από 4.05 GHz έως 5.95 GHz. Οι συντονισμοί στο δεύτερο εύρος λειτουργίας δε μεταβάλλονται. Ωστόσο, οι συντονισμοί του πρώτου συχνοτικού διαστήματος της κεραίας, οι οποίοι βρίσκονται κοντά στο 1 GHz, μετατοπίζονται στη συχνότητα 1.3 GHz.

Ενώ ο συντελεστής ανάκλασης δεν μεταβάλλεται από την παρουσία του μεταλλικού, ο συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας της κεραίας βελτιώνεται σημαντικά. Στο πρώτο διάστημα λειτουργίας της κεραίας (χαμηλές συχνότητες) αυξάνεται περίπου κατά 0.3, φτάνοντας στη τιμή 95% σε συχνότητα 1.8 GHz. Στις υψηλές συχνότητες η αύξηση είναι πιο περιορισμένη.

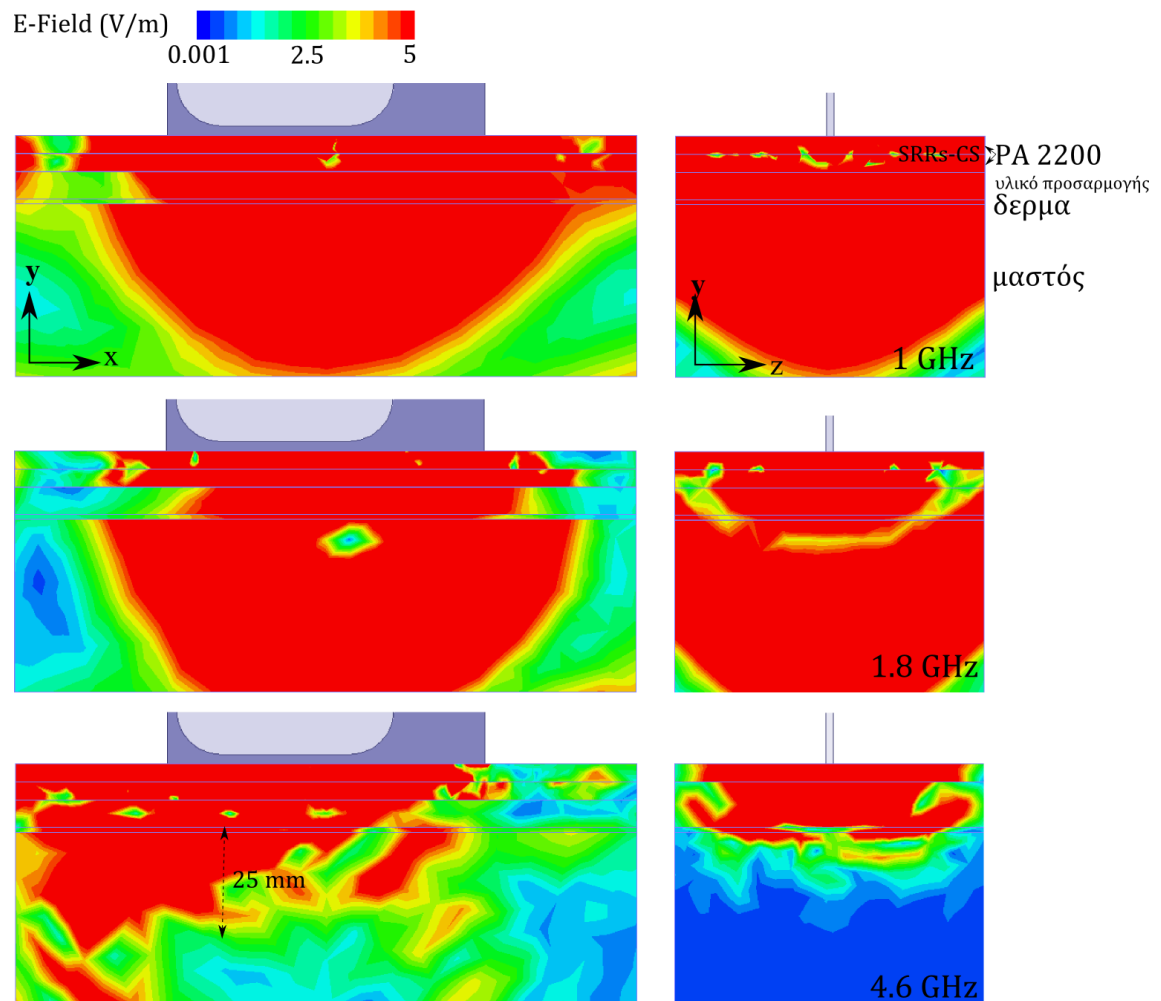


Σχήμα 5.28 Ο συντελεστής ανάκλασης της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm, όταν ακτινοβολεί απ' ευθείας σε ομοίωμα μαστού (διακεκομμένη γραμμή) και μέσω μεταλλικού στρώματος (συνεχής γραμμή) σε εύρος συχνοτήτων 0.5 GHz με 7.0 GHz.



Σχήμα 5.29 Ο συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm, όταν ακτινοβολεί απ' ευθείας σε ομοίωμα μαστού (διακεκομμένη γραμμή) και μέσω μεταλλικού στρώματος (συνεχής γραμμή) σε εύρος συχνοτήτων 0.5 GHz με 7.0 GHz.

Στο Σχήμα 5.30 απεικονίζεται η κατανομή του ηλεκτρικού πεδίου στο εσωτερικό του ομοιώματος μαστού, όταν ακτινοβολείται από την τριπλή-ελλειπτική κεραία σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm και μεταξύ τους τοποθετείται στρώμα πολυμερούς με μήτρα από 6x13 SRRs-CS. Εξετάζονται οι συχνότητες 1 GHz, 1.8 GHz και 4.6 GHz, ενώ η ένταση του πεδίου κανονικοποιείται ως προς την τιμή 5 V/m, όπως και η ένταση του πεδίου στο εσωτερικό του ομοιώματος μαστού χωρίς μεταλλικό στρώμα (Σχήμα 5.21). Όπως φαίνεται στα αντίστοιχα σήματα, η χρήση του μεταλλικού, ως υλικό προσαρμογής μεταξύ της κεραίας και του ιστού, ενισχύει σημαντικά την ένταση του πεδίου στο εσωτερικό του. Στις συχνότητες 1 GHz και 1.8 GHz, η ακτινοβολία διεισδύει σε όλο το βάθος του ομοιώματος του ιστού (39 mm). Στη συχνότητα 4.6 GHz, η ακτινοβολία από την τριπλή-ελλειπτική κεραία διεισδύει σε βάθος 25 mm. Ενώ, όταν η κεραία ακτινοβολεί στον ιστό χωρίς να παρεμβάλλεται μεταλλικό το αντίστοιχο βάθος είναι 10 mm.



Σχήμα 5.30 Η απεικόνιση στο επίπεδο xy και yz της έντασης του ηλεκτρικού πεδίου στο εσωτερικό του ομοιώματος μαστού που προκαλείται από τη τριπλή-ελλειπτική κεραία σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm, όταν μεταξύ του τοποθετείται μεταλλικό στρώμα με μήτρα από SRRs-CS στις συχνότητες 1 GHz, 1.8 GHz, και 4.6 GHz.

Συμπερασματικά, μία μήτρα από συντονιστές δακτυλίου κατάλληλης γεωμετρίας και διαστάσεων βελτιώνει την απόδοση της κεραίας και ενισχύει τη μεταφορά ενέργειας προς τον ιστό, με αποτέλεσμα την αύξηση της έντασης του πεδίου στο εσωτερικό του ιστού. Ωστόσο, όπως ειπώθηκε προηγουμένως, το στρώμα μεταλλικού δεν μπορεί να αντικαταστήσει το υλικό προσαρμογής σε υγρή μορφή.

5.5 Προσομοίωση των ομοεπίπεδων ελλειπτικών κεραιών με ομοιώματα εγκεφάλου

Στη συνέχεια εξετάζεται η ακτινοβολή των κεραιών σε ομοίωμα εγκεφάλου. Όπως και στη μοντελοποίηση του μαστού, χρησιμοποιείται ομοίωμα κυβικού σχήματος στο οποίο εφάπτονται οι κεραιές.

Το συνθετικό πολυμερές τύπου νάιλον (PA 2200) έχει πάχος 4 mm και αντιπροσωπεύει το δοχείο μέσα στο οποίο τοποθετείται το ανθρώπινο κεφάλι. Μεταξύ του συνθετικού πολυμερούς και του δερματικού ιστού του κεφαλιού τοποθετείται ελαιώδες υλικό προσαρμογής πάχους 10 mm.

Το ανθρώπινο κεφάλι και ο εγκέφαλος αποτελούνται από πολλούς ιστούς με διαφορετικά ηλεκτρομαγνητικά χαρακτηριστικά. Το ομοίωμα εγκεφάλου μοντελοποιείται από έξι στρώματα υλικών με διαφορετικά πάχη και ηλεκτρομαγνητικές ιδιότητες, τα οποία αντιπροσωπεύουν τον δερματικό ιστό, το οστό του κρανίου, την υπόφυση, το εγκεφαλονωτιαίο υγρό, τη φαιά και τη λευκή ουσία. Οι ηλεκτρομαγνητικές ιδιότητες των ιστών αυτών βρίσκονται στη βιβλιογραφία [181]–[183] για συχνότητα 1 GHz, οι οποίες θεωρούνται αντιπροσωπευτικές για όλο το εύρος συχνοτήτων που εξετάζεται. Αναλυτικά τα πάχη και τα ηλεκτρομαγνητικά χαρακτηριστικά των υλικών και των ιστών που χρησιμοποιούνται στην προσομοίωση παρουσιάζονται στον ΠΙΝΑΚΑ 5-IV.

Στη συνέχεια παρουσιάζονται τα διαγράμματα του συντελεστή ανάκλασης της διπλής- και της τριπλής-ελλειπτικής κεραιάς σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm και 1.27 mm, όταν ακτινοβολούν στο ομοίωμα εγκεφάλου. Επίσης, σχεδιάζεται το πεδίο που προκαλεί η κάθε κεραιά μέσα στον ιστό, ώστε να προσδιοριστεί το βάθος διείσδυσης της ακτινοβολίας. Τέλος, παρουσιάζεται ο συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας σε φάσμα συχνοτήτων από 0.5 GHz μέχρι 4.0 GHz.

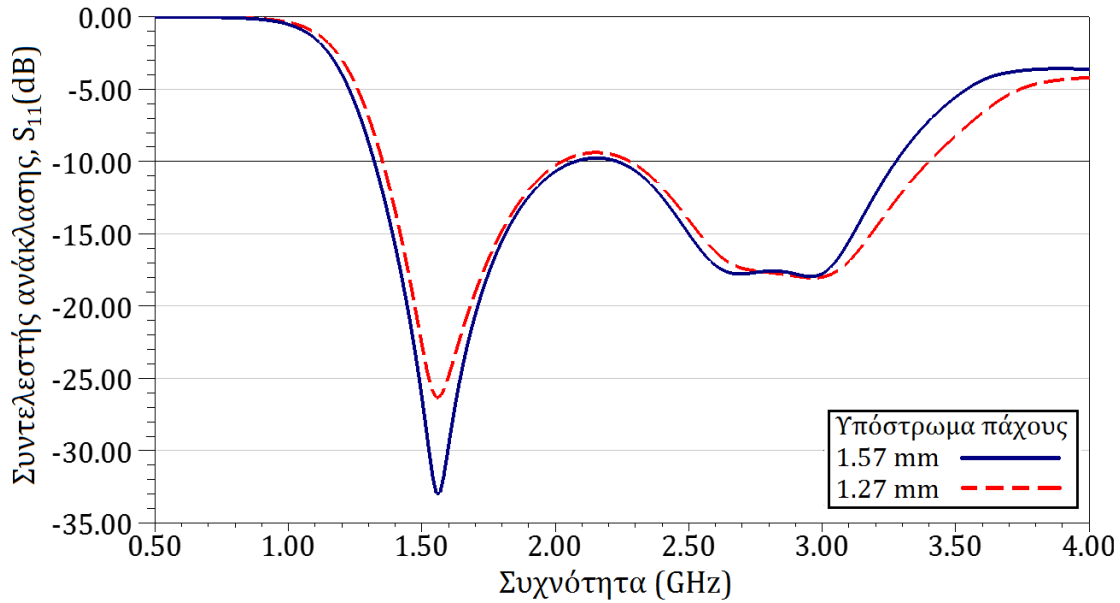
ΠΙΝΑΚΑΣ 5-IV Τα πάχη των στρωμάτων και οι ηλεκτρομαγνητικές ιδιότητες των υλικών και των βιολογικών ιστών του εγκεφάλου στα οποία ακτινοβολούν οι κεραίες σε συχνότητα 1 GHz. Η σειρά με την οποία εμφανίζονται στην πρώτη στήλη του πίνακα εξαρτάται από τη θέση τους σε σχέση με την κεραία: από το πιο κοντινό στο πιο μακρινό.

	πάχος (mm)	διηλεκτρική επιτρεπτότητα, ϵ_r	αγωγιμότητα, σ (S/m)	συντελεστής απωλειών, $\tan\delta$	
PA 2200	4	3.8	0	0.07	
υλικό προσαρμογής (έλαιο)	10	13	0	0.01	
βιολογικοί ιστοί	δέρμα	1	45.711	0.882	0.347
	οστό κρανίου	7	20.584	0.364	0.318
	υπόφυση	1	44.201	0.933	0.404
	εγκεφαλονωτιαίο υγρό	1	68.439	2.455	0.645
	φαιά ουσία	5	52.283	0.985	0.399
	λευκή ουσία	10	38.577	0.622	0.290

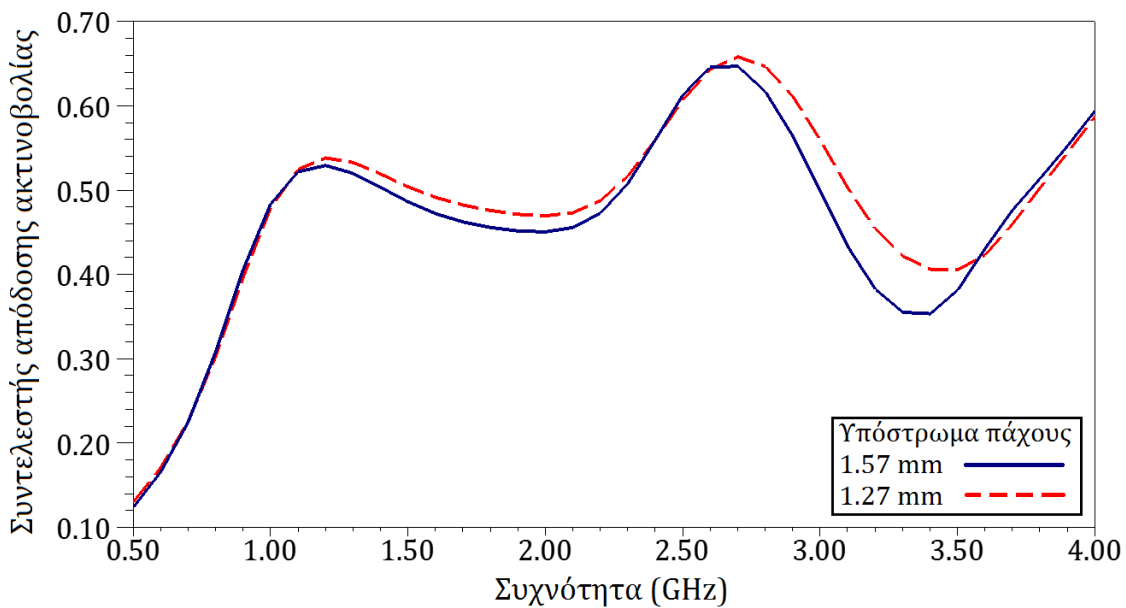
5.5.1 Αποτελέσματα της προσομοίωσης της διπλής-ελλειπτικής κεραίας σε ομοίωμα εγκεφάλου

Η διπλή-ελλειπτική κεραία σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm, όταν ακτινοβολεί σε ομοίωμα εγκεφάλου, παρουσιάζει συντελεστή ανάκλασης χαμηλότερα από -10 dB σε συχνότητες από 1.3 GHz έως 2.1 GHz και 2.2 GHz έως 3.25 GHz (Σχήμα 5.31). Το υπόστρωμα πάχους 1.27 mm μετατοπίζει σε υψηλότερες συχνότητες το εύρος λειτουργίας της κεραίας περιλαμβάνοντας τις συχνότητες από 1.35 GHz έως 2 GHz και από 2.3 GHz έως 3.25 GHz (Σχήμα 5.31).

Στο Σχήμα 5.32 φαίνεται ο συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας της κεραίας στους δύο τύπους υποστρώματος. Η τιμή του συντελεστή απόδοσης μεγιστοποιείται στις συχνότητες 2.6-2.7 GHz (65%) και στο υπόλοιπο διάστημα κυμαίνεται μεταξύ των τιμών 0.35 μ3 0.55. Η κεραία σε υπόστρωμα πάχους 1.27 mm παρουσιάζει συντελεστή απόδοσης ακτινοβολίας κατά 2%-5% υψηλότερο σε ορισμένες συχνότητες.



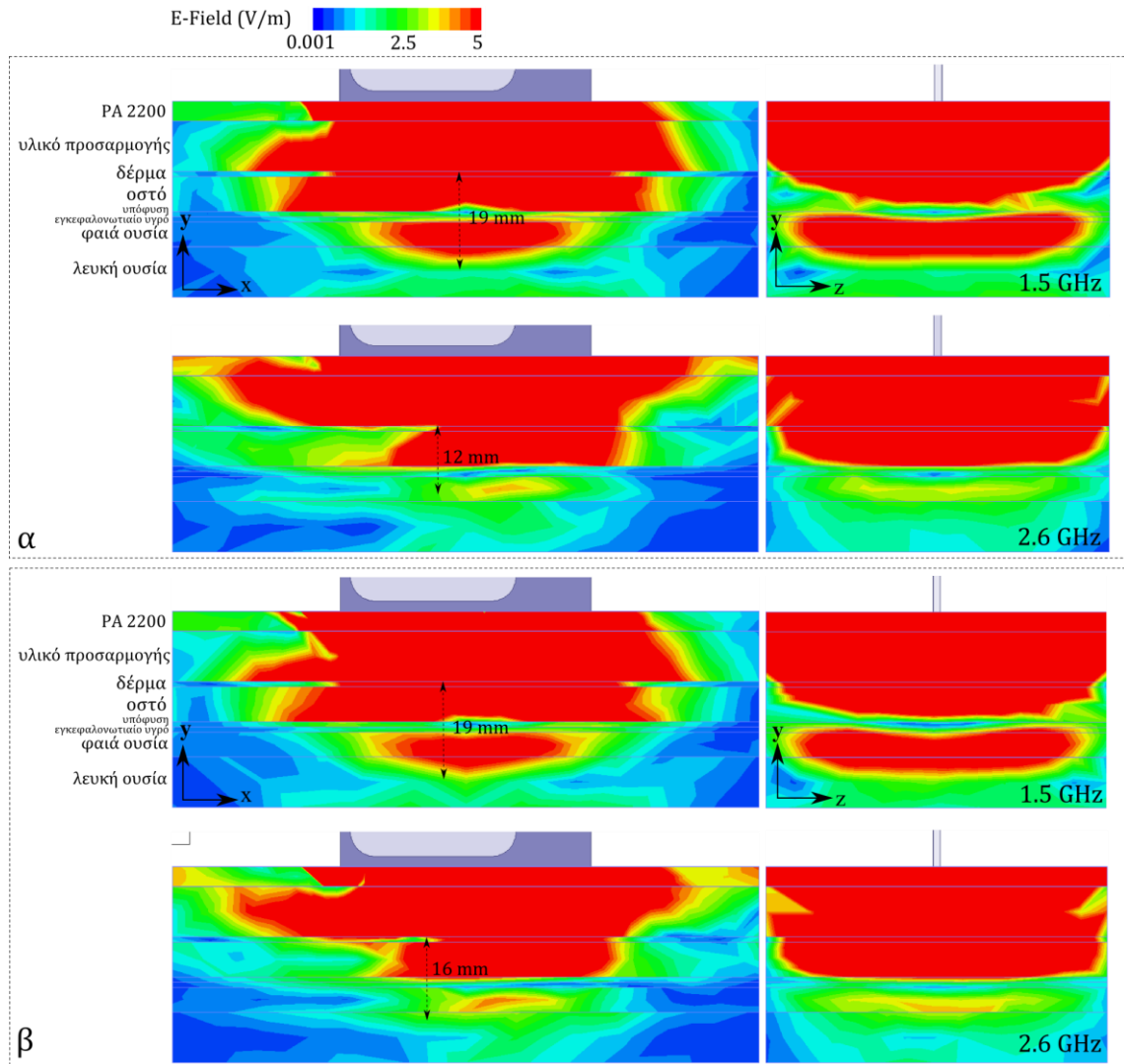
Σχήμα 5.31 Ο συντελεστής ανάκλασης της διπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm (συνεχής γραμμή) και 1.27 mm (διακεκομμένη γραμμή) σε εύρος συχνοτήτων 0.5 GHz με 4.0 GHz, όταν ακτινοβολεί σε ομοίωμα εγκεφάλου.



Σχήμα 5.32 Ο συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας της διπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm (συνεχής γραμμή) και 1.27 mm (διακεκομμένη γραμμή) σε εύρος συχνοτήτων 0.5 GHz με 4.0 GHz, όταν ακτινοβολεί σε ομοίωμα εγκεφάλου.

Η κατανομή του ηλεκτρικού πεδίου συχνότητα 1.5 GHz και 2.6 GHz στο εσωτερικό του ομοιώματος εγκεφάλου που προκαλείται από τη διπλή-ελλειπτική κεραία σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm και 1.27 mm φαίνεται στα Σχήμα 5.33.α και β, αντίστοιχα. Το βάθος διείσδυσης της ακτινοβολίας, όπως είναι αναμενόμενο, είναι μεγαλύτερο στην πιο μικρή συχνότητα (1.5 GHz) και φτάνει τα 19 mm,

δηλαδή η μικροκυματική ακτινοβολία εισέρχεται στο στρώμα της φαιάς ουσίας. Σε συχνότητα 2.6 GHz το βάθος διείσδυσης είναι 12 mm για την κεραία σε 1.57 mm υπόστρωμα και 16 mm σε υπόστρωμα 1.27 mm, δηλαδή η ένταση της ακτινοβολίας υποδιπλασιάζεται στο τέλος του στρώματος της λευκής ουσίας περίπου.

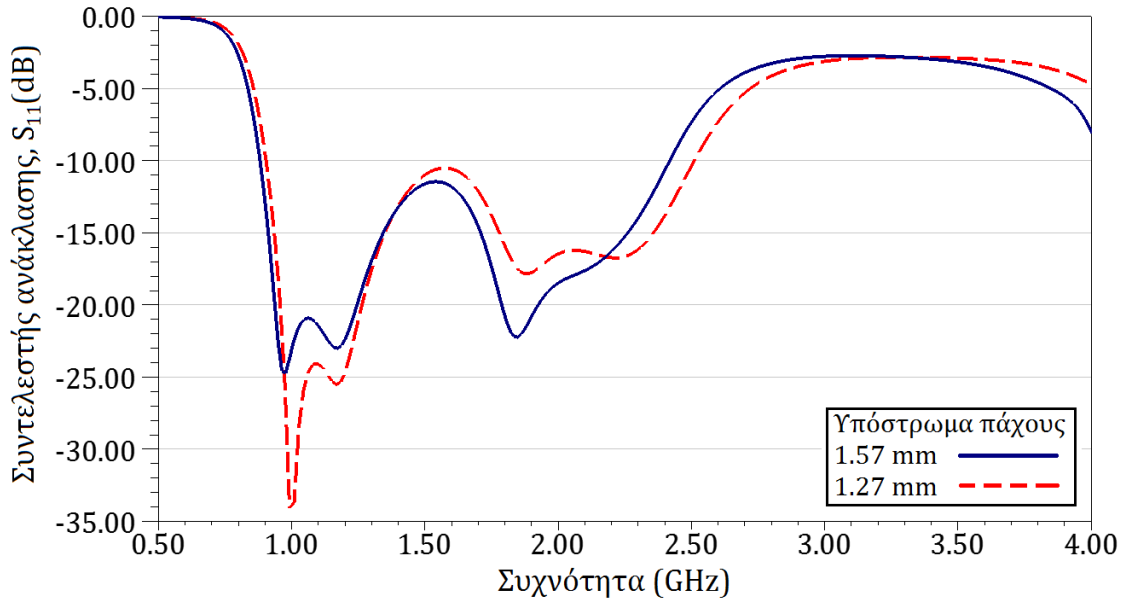


Σχήμα 5.33 Η απεικόνιση στο επίπεδο xy και yz της έντασης του ηλεκτρικού πεδίου στο εσωτερικό του ομοιώματος εγκεφάλου που προκαλείται από τη διπλή-ελλειπτική κεραία σε υπόστρωμα πάχους α. 1.57 mm και β. 1.27 mm στις συχνότητες 1.5 GHz και 2.6 GHz.

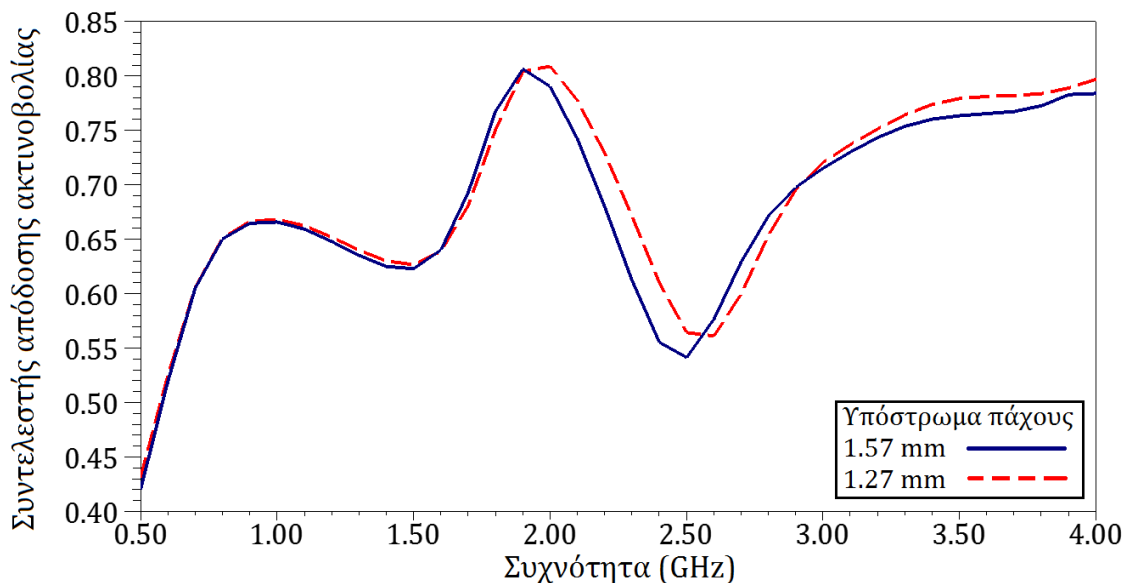
5.5.2 Αποτελέσματα της προσομοίωσης της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας σε ομοίωμα εγκεφάλου

Η τριπλή-ελλειπτική κεραία σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm λειτουργεί σε εύρος συχνοτήτων από 0.88 GHz έως 2.4 GHz και σε υπόστρωμα πάχους 1.27 mm λειτουργεί σε εύρος συχνοτήτων από 0.9 GHz έως 2.5 GHz (Σχήμα 5.34). Ο

συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας μεγιστοποιείται σε συχνότητα 1.8 GHz, φτάνοντας την τιμή 80%, ενώ στο υπόλοιπο διάστημα λειτουργίας της κεραίας κυμαίνεται μεταξύ των τιμών 0.6 και 0.7 (Σχήμα 5.35).



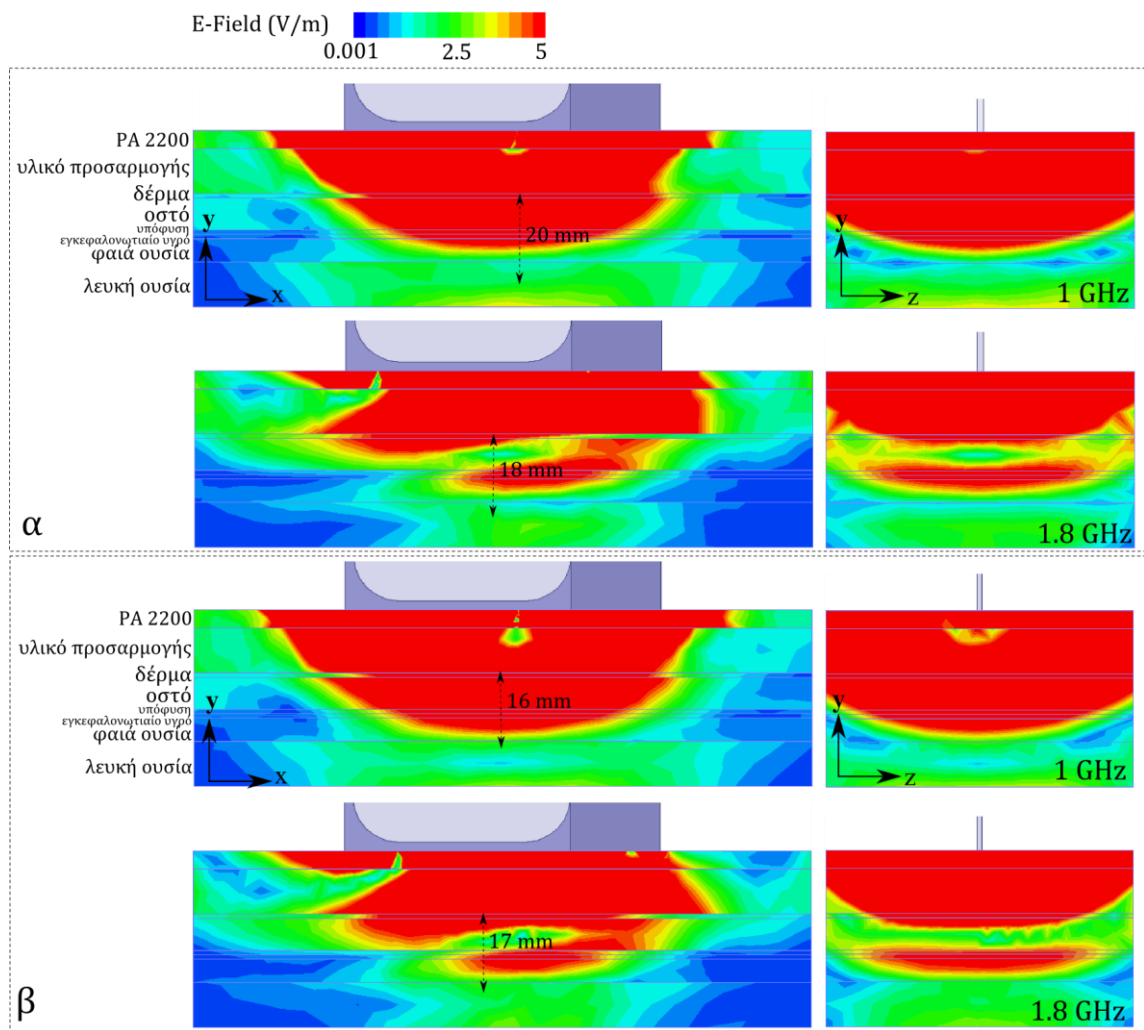
Σχήμα 5.34 Ο συντελεστής ανάκλασης της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm (συνεχής γραμμή) και 1.27 mm (διακεκομμένη γραμμή) σε εύρος συχνοτήτων 0.5 GHz με 4.0 GHz, όταν ακτινοβολεί σε ομοίωμα εγκεφάλου.



Σχήμα 5.35 Ο συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm (συνεχής γραμμή) και 1.27 mm (διακεκομμένη γραμμή) σε εύρος συχνοτήτων 0.5 GHz με 4.0 GHz, όταν ακτινοβολεί σε ομοίωμα εγκεφάλου.

Το ηλεκτρικό πεδίο που προκαλείται από την τριπλή-ελλειπτική κεραία μέσα στο ομοίωμα εγκεφάλου σε συχνότητες 1 GHz και 1.8 GHz φαίνεται στο

Σχήμα 5.36.α για υπόστρωμα πάχους 1.57 mm και στο Σχήμα 5.36.β για υπόστρωμα πάχους 1.27 mm. Στις συχνότητες αυτές, η κεραία παρουσιάζει συντονισμούς και επιπλέον στη συχνότητα 1.8 GHz μεγιστοποιείται ο συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας. Η ακτινοβολία φτάνει έως το στρώμα της φαιάς ουσίας και στις δύο συχνότητες παρουσιάζοντας βάθη διείσδυσης 16-20mm και 17-18 mm για κάθε συχνότητα, αντίστοιχα.



Σχήμα 5.36 Η απεικόνιση στο επίπεδο xy και yz της έντασης του ηλεκτρικού πεδίου στο εσωτερικό του ομοιώματος εγκεφάλου που προκαλείται από τη τριπλή-ελλειπτική κεραία σε υπόστρωμα πάχους α. 1.57 mm και β. 1.27 mm στις συχνότητες 1.0 GHz και 1.8 GHz.

5.6 Σύγκριση των αποτελεσμάτων της προσομοίωσης των ελλειπτικών κεραιών για μικροκυματική απεικόνιση

Στις προηγούμενες παραγράφους παρουσιάστηκαν τα αποτελέσματα της προσομοίωσης της διπλής ελλειπτικής κεραίας και της τριπλής ελλειπτικής κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.57 mm και 1.27 mm, όταν ακτινοβολούν σε κενό χώρο, σε ομοίωμα μαστού και εγκεφάλου. Επιπλέον, εξετάστηκαν στρώματα πολυμερούς με μήτρα από συντονιστές δακτυλίου σε σταυροειδή μορφή για να χρησιμοποιηθούν ως υλικά προσαρμογής μεταξύ των κεραιών και του ομοιώματος μαστού.

Η διπλή-ελλειπτική κεραία έχει μικρότερες διαστάσεις (4 cm x 5 cm), γεγονός που διευκολύνει τη χρήση της σε συστοιχία κεραιών γύρω από τον ιστό. Επιπλέον, οι διαστάσεις αυτές επιτρέπουν την τοποθέτηση της κεραίας με τη μεγάλη επιφάνειά της να εφάπτεται στον ιστό, καθώς σε αυτήν την κατεύθυνση παρουσιάζει κατά 2 dB υψηλότερο κέρδος στις χαμηλές συχνότητες. Το εύρος λειτουργίας της περιλαμβάνει μεγάλα συχνοτικά διαστήματα και ξεκινά από συχνότητες χαμηλότερες από τα 2 GHz. Ωστόσο, στην περίπτωση του ομοιώματος μαστού, η ένταση της ακτινοβολίας που προκαλείται από την κεραία στο εσωτερικό του ιστού είναι περιορισμένη. Αντίθετα, στην περίπτωση του ομοιώματος εγκεφάλου, πεδίο έντασης μεγαλύτερο από 2.5 V/m αναπτύσσεται σε βάθος ~20 mm από την επιφάνεια.

Η τριπλή-ελλειπτική κεραία έχει μεγαλύτερες διαστάσεις (6 cm x 7 cm), οι οποίες δεν επιτρέπουν την χρησιμοποίησή της με τη μεγάλη επιφάνεια να εφάπτεται στον ιστό. Ωστόσο, προορίζεται για κατακόρυφη τοποθέτηση στο ομοίωμα. Το σημαντικό πλεονέκτημα αυτής της κεραίας είναι ότι οι χαμηλές συχνότητες λειτουργίας παρατηρούνται από τα 900 MHz. Και αυτή η κεραία παρουσιάζει μεγάλο εύρος λειτουργίας σε διάφορα συχνοτικά διαστήματα μέχρι τη συχνότητα 6 GHz και δημιουργεί πεδίο σημαντικής έντασης σε μεγάλο βάθος στα ομοιώματα μαστού και εγκεφάλου.

Το λεπτό υπόστρωμα στις κεραίες (1.27 mm) επηρεάζει σε μικρό βαθμό τη συμπεριφορά τους, καθώς μετατοπίζει κατά μερικά MHz υψηλότερα το εύρος λειτουργίας των κεραιών και βελτιώνει σε μικρό ποσοστό την απόδοση

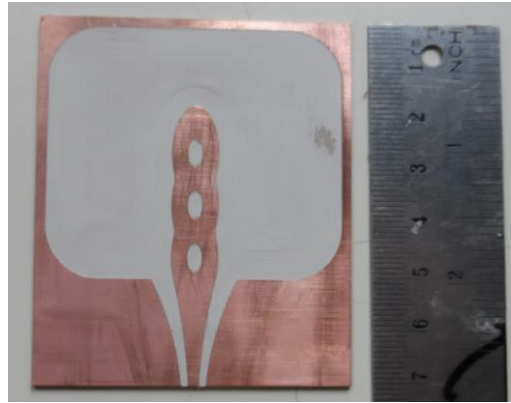
ακτινοβολίας. Οι χαμηλές συχνότητες είναι επιθυμητές στη μικροκυματική απεικόνιση και ταυτόχρονα δύσκολα επιτεύξιμες σε κεραίες με μικρές διαστάσεις. Για αυτό το λόγο, προτιμάται το υπόστρωμα με πάχος 1.57 mm. Ωστόσο, εμπορικά διαθέσιμο υπόστρωμα με τα επιθυμητά διηλεκτρικά χαρακτηριστικά έχει πάχος 0.050" ή 1.27 mm (R03210 ©, ROGERS Corp. USA).

Το στρώμα από συνθετικό πολυμερές (PA 2200) με μήτρα από 6x13 SRRs-CS βελτιώνει σε μικρό βαθμό την απόδοση της διπλής-ελλειπτικής κεραίας μόνο στις χαμηλές συχνότητες λειτουργίας. Αντίθετα, η επίδρασή του στην απόδοση της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας είναι σημαντική, καθώς αυξάνει τον συντελεστή απόδοσης της κεραίας και το βάθος διείσδυσης στον ιστό σε μεγάλο ποσοστό.

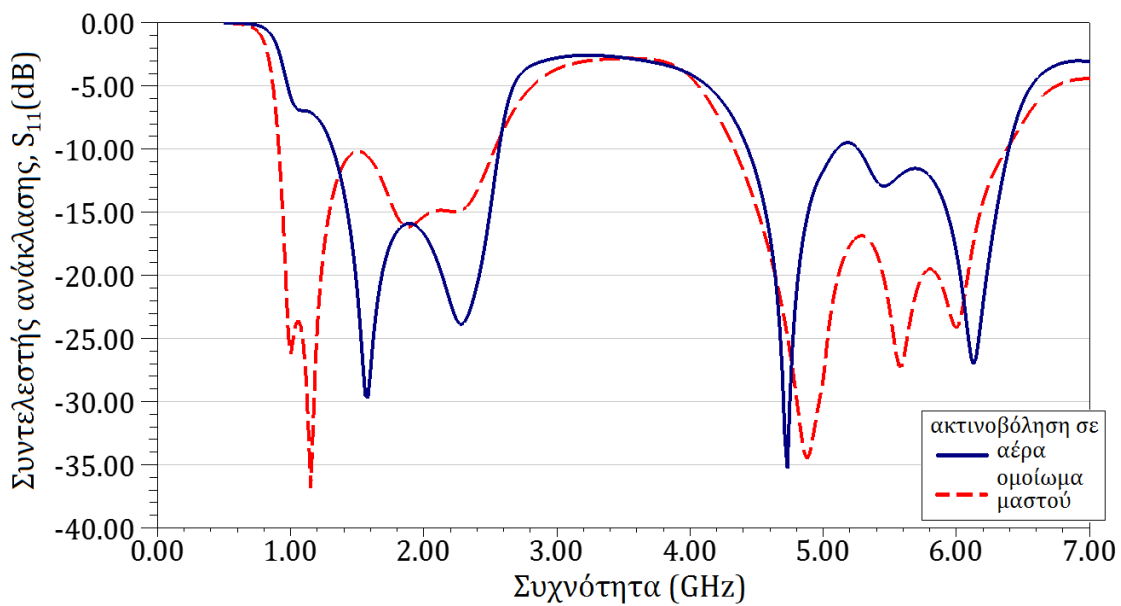
5.7 Μετρήσεις της τριπλής-ελλειπτικής ομοεπίπεδης κεραίας σε ομοιώματα μαστού

5.7.1 Κατασκευή τριπλής-ελλειπτικής ομοεπίπεδης κεραίας

Η τριπλή-ελλειπτική κεραία κατασκευάζεται από διηλεκτρικό (κεραμικό με ενισχυμένες ίνες ύαλου) R03210 © (ROGERS Corp. USA) πάχους 0.050" και επιμεταλλωμένο με φύλλο χαλκού πάχους 35 μm (Σχήμα 5.37). Σύμφωνα με τις τεχνικές προδιαγραφές του υλικού αυτού, η διηλεκτρική επιτρεπτότητα κυμαίνεται στις τιμές $\epsilon_r = 10.2 \pm 0.5$ και ο συντελεστής απωλειών είναι $\tan\delta = 0.0027$ μέχρι τη συχνότητα 40 GHz. Οι τιμές αυτές είναι πολύ κοντά στα χαρακτηριστικά του οξειδίου του αργιλίου με τα οποία μοντελοποιήθηκε το υπόστρωμα των κεραιών στις πιο πάνω προσομοιώσεις. Το πραγματικό πάχος της κεραίας που κατασκευάστηκε μετρήθηκε 1.10 mm. Συνεπώς, πραγματοποιήθηκε προσομοίωση της κεραίας σε υπόστρωμα πάχους 1.10 mm όταν ακτινοβολεί σε κενό χώρο και όταν βρίσκεται σε επαφή με το ομοίωμα μαστού και ο συντελεστής ανάκλασης παρουσιάζεται στο Σχήμα 5.38.



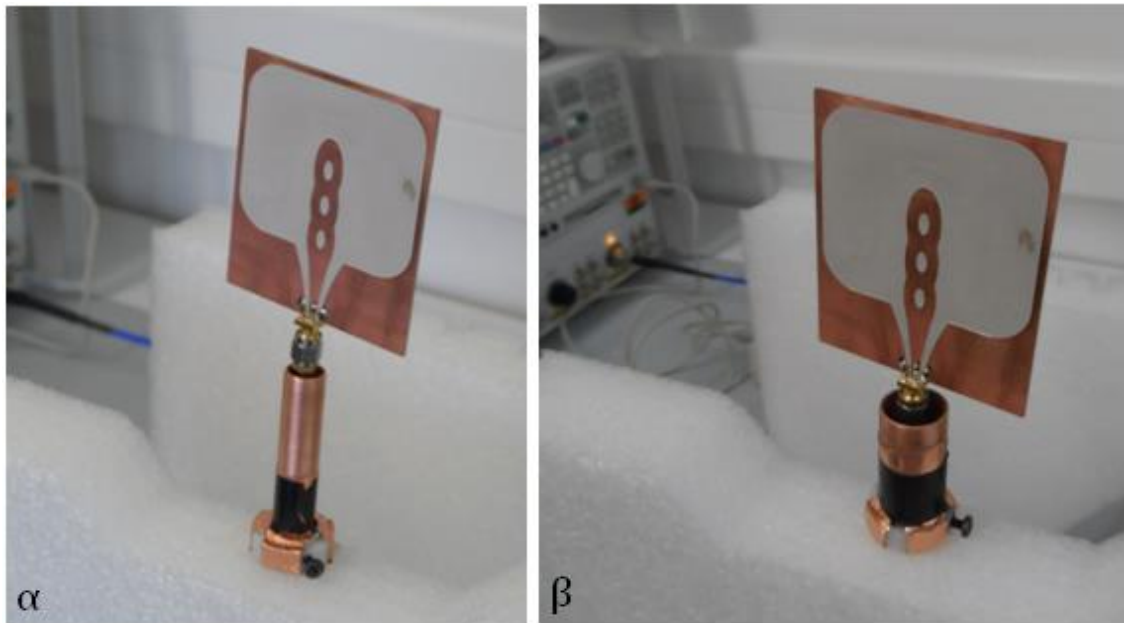
Σχήμα 5.37 Η τριπλή ελλειπτική κεραία σε υπόστρωμα R03210 © διαστάσεων 6 cm x 7 cm.



Σχήμα 5.38 Ο συντελεστής ανάκλασης της τριπλής-ελλειπτικής σε υπόστρωμα πάχους 1.10 mm, όταν ακτινοβολεί σε κενό χώρο (αέρας) (συνεχής γραμμή) και όταν ακτινοβολεί σε ομοίωμα μαστού σε εύρος συχνοτήτων από 0.5 GHz έως 7.0 GHz.

Πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις του συντελεστή ανάκλασης, S_{11} , σε περιβάλλον εργαστηρίου σε συχνότητες από 500 MHz έως 7 GHz. Η κεραία συμπεριφέρεται ως δίπολο που συνδέεται σε ομοαξονικό καλώδιο, δηλαδή το σύστημα αποτελείται από μία ισορροπημένη γραμμή (κεραία) που συνδέεται σε μία μη ισορροπημένη γραμμή (ομοαξονικό καλώδιο). Συνεπώς, απαιτείται ένας μετασχηματιστής ισορροπημένης σε μη ισορροπημένη γραμμή (balun) για τις χαμηλές συχνότητες του εύρους λειτουργίας της κεραίας. Επιλέγεται ένας μετασχηματιστής balun μορφής “bazooka” μήκους $\lambda/4$. Ο πρώτος συντονισμός της κεραίας αναμένεται, σύμφωνα με την προσομοίωση στον αέρα (Σχήμα 5.38), σε συχνότητα 1.5 GHz. Για αυτό τον λόγο, σωλήνας χαλκού μήκους 5 cm συνδέεται

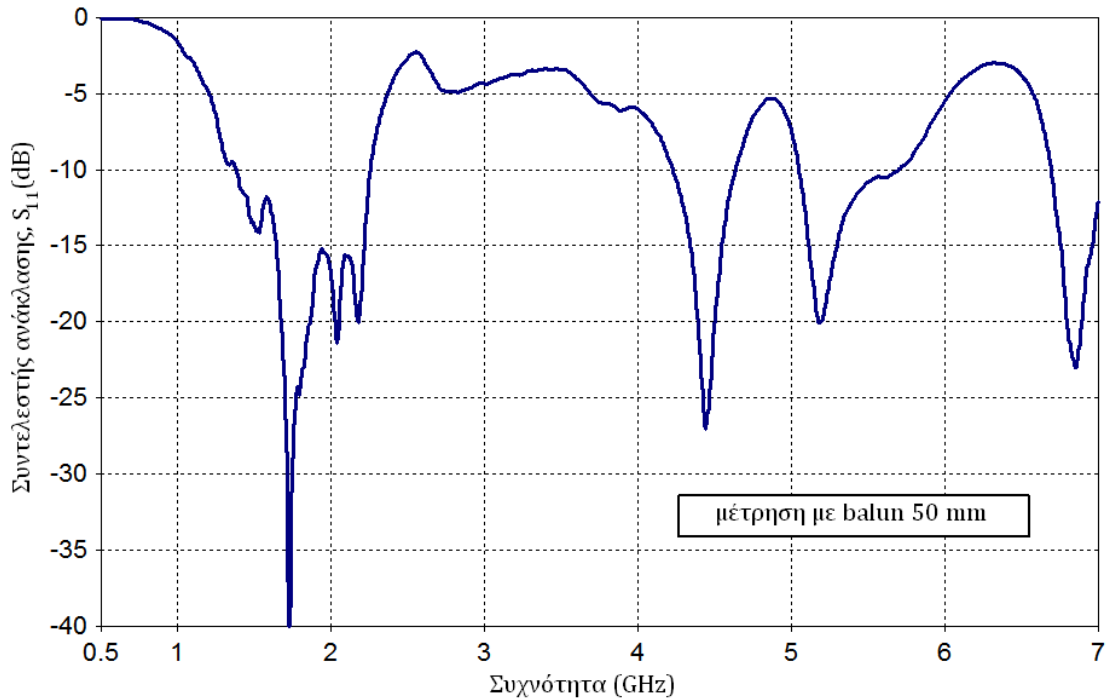
μέσω φύλλου χαλκού στην εξωτερική επιφάνεια του καλωδίου δημιουργώντας βραχυκύκλωμα (Σχήμα 5.39.α). Στις χαμηλές συχνότητες παρατηρείται δεύτερος συντονισμός στη συχνότητα 2.29 GHz. Οπότε, η μέτρηση του συντελεστή ανάκλασης επαναλαμβάνεται με balun μήκους 3.27 cm (Σχήμα 5.39.β).



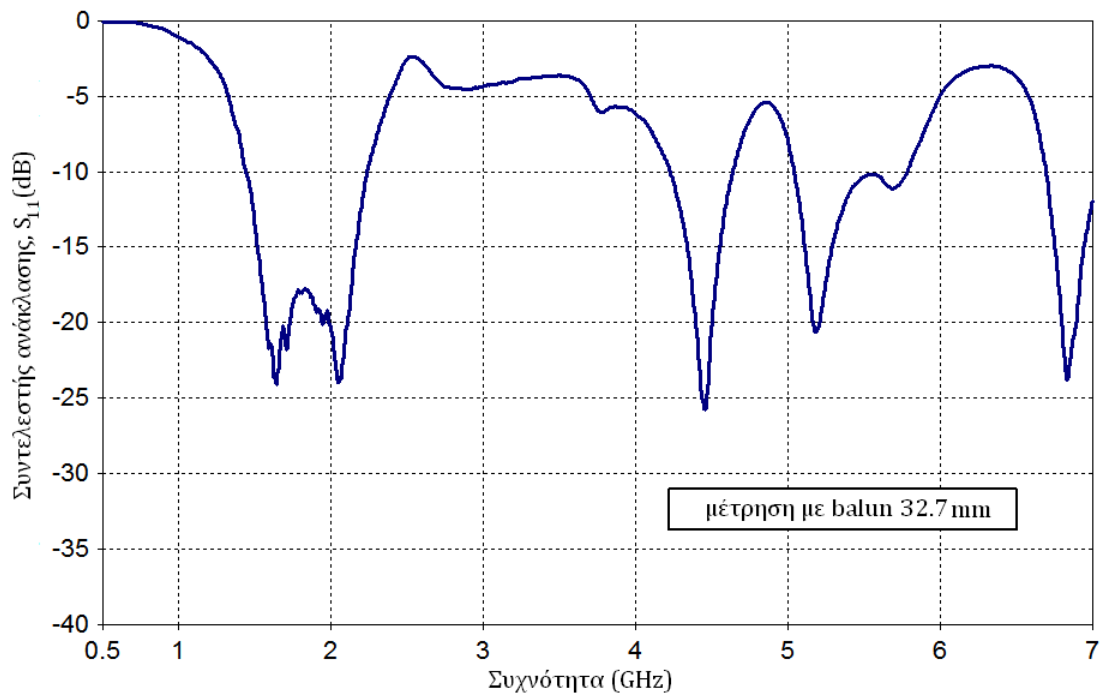
Σχήμα 5.39 Η κεραία συνδέεται (α) αρχικά με balun μήκους 5 cm για λειτουργία σε συχνότητα 1.5 GHz και στη συνέχεια (β) με balun μήκους 3.2 cm για λειτουργία στη συχνότητα 2.29 GHz.

Οι πιο πάνω μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν με Network Analyzer σε εύρος συχνοτήτων από 500 MHz έως 7 GHz και τα αποτελέσματα για balun μήκους 5 cm και 3.27 cm φαίνονται στο Σχήμα 5.40 και στο Σχήμα 5.41 , αντίστοιχα.

Οι υψηλές συχνότητες λειτουργίας της κεραίας δεν επηρεάζονται από τη χρήση το μετασχηματιστή balun. Στην προσομοίωση, οι συντονισμοί της κεραίας στις υψηλές συχνότητες φαίνονται να λαμβάνουν χώρα στις συχνότητες 4.7 GHz και 6.2 GHz. Ωστόσο, στις μετρήσεις του συντελεστή ανάκλασης της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας, συντονισμοί βρέθηκαν στις συχνότητες 4.4 GHz, 5.2 GHz και 6.9 GHz. Αντίθετα, το διάστημα λειτουργίας χαμηλών συχνοτήτων, το οποίο στην προσομοίωση υπολογίστηκε από 1.32 GHz έως 2.55 GHz, μετρήθηκε σε εύρος συχνοτήτων από 1.47 GHz έως 2.25 GHz.



Σχήμα 5.40 Ο συντελεστής ανάκλασης της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας χρησιμοποιώντας balun μήκους 5 cm κατά τη μέτρησή της σε εύρος συχνοτήτων από 0.5 GHz έως 7.0 GHz.



Σχήμα 5.41 Ο συντελεστής ανάκλασης της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας χρησιμοποιώντας balun μήκους 3.27 cm κατά τη μέτρησή της σε εύρος συχνοτήτων από 0.5 GHz έως 7.0 GHz.

5.7.2 Παρασκευή ομοιώματος μαστού

Στη βιβλιογραφία προσφέρονται διάφορες συνταγές για κατασκευή ομοιωμάτων που χρησιμοποιούν πολύπλοκες τεχνικές και υλικά [184]–[186]. Η

συνταγή για το ομοίωμα που θα χρησιμοποιηθεί για τη μέτρηση της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας περιλαμβάνει απιονισμένο νερό σε ποσοστό 47%, ζάχαρη σε ποσοστό 47% και ζελατίνη 6%. Συνεπώς, για την παρασκευή κυβικών ομοιωμάτων μέσα σε δοχεία διατάσεων 25 cm x 10 cm x 6 cm (ομοίωμα πάχους 6 cm) και 25 cm x 10 cm x 3 cm (ομοίωμα πάχους 3 cm) χρησιμοποιήθηκαν οι ποσότητες του ΠΙΝΑΚΑΣ 5-V. Τα δοχεία είναι κατασκευασμένα από πολυμεθακρυλικό μεθύλιο (Plexiglas) πάχους 2 mm, το οποίο παρουσιάζει διηλεκτρική επιτρεπτότητα $\epsilon_r = 3.4$.

ΠΙΝΑΚΑΣ 5-V Τα υλικά και η συνταγή του ομοιώματος μαστού

<i>Νερό</i>	<i>Ζάχαρη</i>	<i>Ζελατίνη</i>
47%	47%	6%
940 ml	940 gr	120 gr

Με αυτήν τη συνταγή παρασκευάζεται ομοίωμα μαστού με διηλεκτρική επιτρεπτότητα $\epsilon_r \sim 20$ και αγωγιμότητα $\sigma \sim 1$ S/m, όπως υπολογίζεται από την εξίσωση Cole-Cole [187]. Η εκτέλεση της συνταγής για την παρασκευή του περιλαμβάνει τα εξής βήματα:

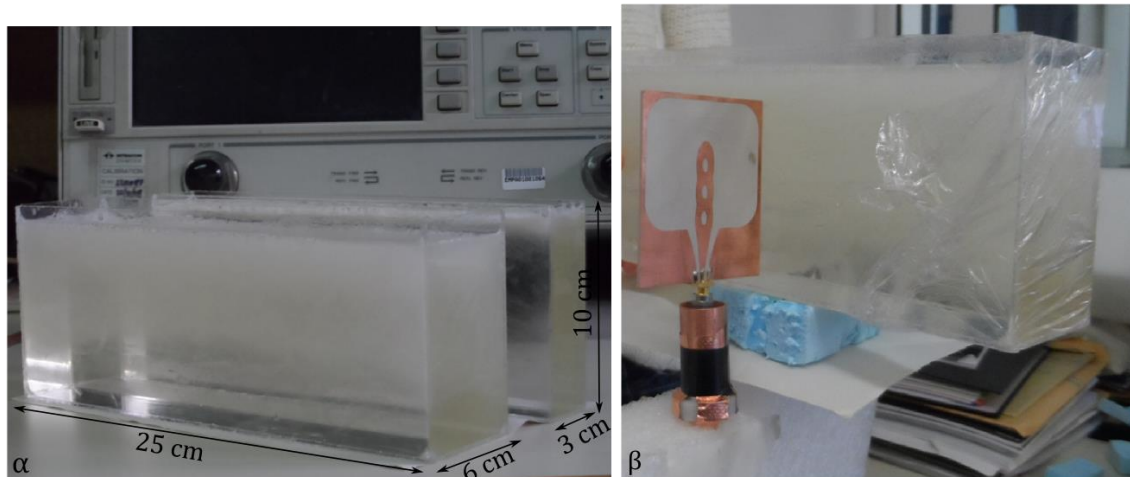
α. Τα υλικά θερμαίνονται, ενώ ταυτόχρονα ανακατεύονται ήπια για να μην δημιουργηθούν φυσαλίδες από αέρα.

β. Όταν όλα τα υλικά λιώσουν, το μίγμα απομακρύνεται από τη φωτιά για να μειωθεί η θερμοκρασία μερικούς βαθμούς πριν εγχυθεί σε δοχείο από πλαστικό υλικό.

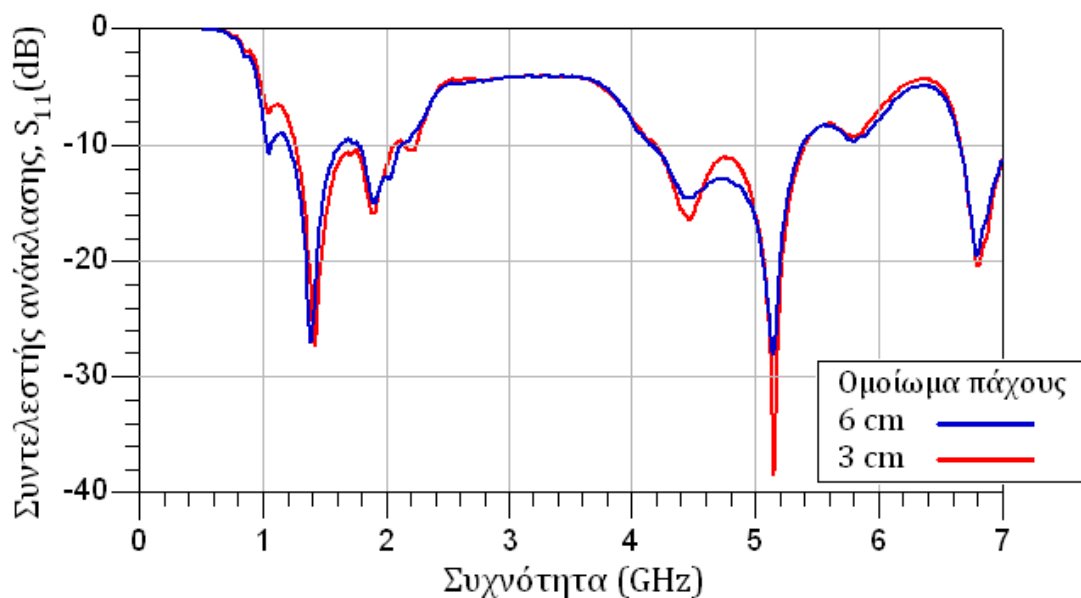
γ. Πριν το μίγμα αρχίσει να στερεοποιείται εγχέεται στα δοχεία και αφήνεται να ψυχθεί για 12 με 18 ώρες.

Τα ομοιώματα φαίνονται στο Σχήμα 5.42.α. Κατά την προσομοίωση, η κεραία τέθηκε να εφάπτεται σε δοχείο από υλικό διηλεκτρικών ιδιοτήτων, ανάλογων αυτών του δοχείου από Plexiglas, το οποίο χρησιμοποιείται για τα ομοιώματα, αλλά με πάχος 4 mm. Μία ακόμα διαφοροποίηση, είναι η μη χρησιμοποίηση υλικού προσαρμογής. Ωστόσο, το ομοίωμα παρουσιάζει χαμηλότερη διηλεκτρική επιτρεπτότητα από τον ιστό του δέρματος και του μαστού. Συνεπώς, η ανάκλαση της ακτινοβολίας που διαδίδεται από το δοχείο στο ομοίωμα μαστού δεν υφίσταται ισχυρή ανάκλαση.

Στη συνέχεια, πραγματοποιούνται μετρήσεις του συντελεστή ανάκλασης της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας, όταν αυτή εφάπτεται κατακόρυφα, όπως φαίνεται στο Σχήμα 5.42, στα δύο ομοιώματα μαστού. Τα αποτελέσματα φαίνονται στο Σχήμα 5.43.



Σχήμα 5.42 α. Τα ομοιώματα μαστού σε δοχεία διαστάσεων 25 cm x 10 cm x 6 cm και 25 cm x 10 cm x 3 cm. β. Μέτρηση του συντελεστή ανάκλασης της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας, η οποία εφάπτεται κατακόρυφα στο κέντρο της μεγάλης επιφάνειας του ομοιώματος μαστού.



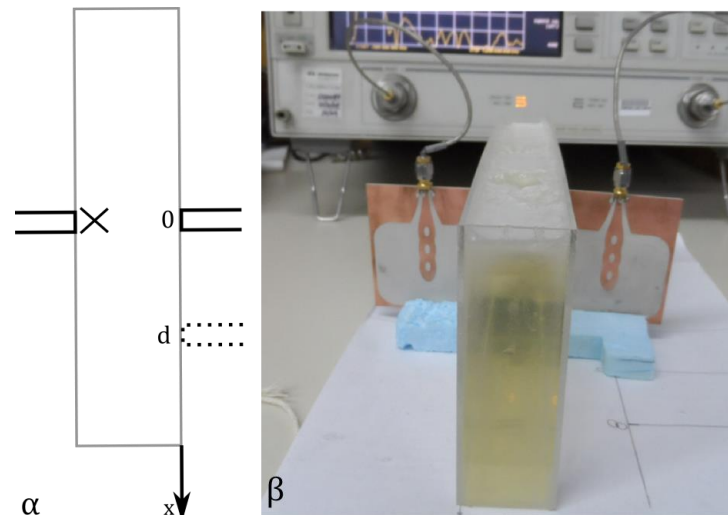
Σχήμα 5.43 Ο συντελεστής ανάκλασης της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας, όταν ακτινοβολεί σε ομοίωμα πάχους 6 cm (μπλε γραμμή) και 3 cm (κόκκινη γραμμή).

Τα αποτελέσματα της μέτρησης του συντελεστή ανάκλασης της κεραίας, όταν ακτινοβολεί σε ομοίωμα πάχους 6 cm και 3 cm, δεν διαφέρουν σημαντικά. Ωστόσο, υπάρχουν διαφοροποιήσεις με την προσομοίωση της κεραίας που

οφείλονται στη διαφορετικές τιμές του μοντελοποιημένου ιστού και του ομοιώματος που παρασκευάστηκε. Όπως φαίνεται στο Σχήμα 5.43, το εύρος λειτουργίας της κεραίας, το οποίο είναι κοινό για τα δύο ομοιώματα, περιλαμβάνει τα συχνοτικά διαστήματα από 4.2 GHz μέχρι 5.4 GHz και από 6.65 GHz έως 7 GHz. Επίσης, όταν η κεραία ακτινοβολεί σε ομοίωμα πάχους 3 cm, παρουσιάζει ικανοποιητική λειτουργία και στην περιοχή από 1.25 GHz έως 2.24 GHz, ενώ σε ομοίωμα πάχους 6 cm διεγείρονται, επιπλέον, οι συχνότητες από 1.03 GHz μέχρι 1.07 GHz με συντελεστή ανάκλασης ~ -10.5 dB.

5.7.3 Μετρήσεις επαλήθευσης της ορθότητας των αρχών λειτουργίας της κεραίας

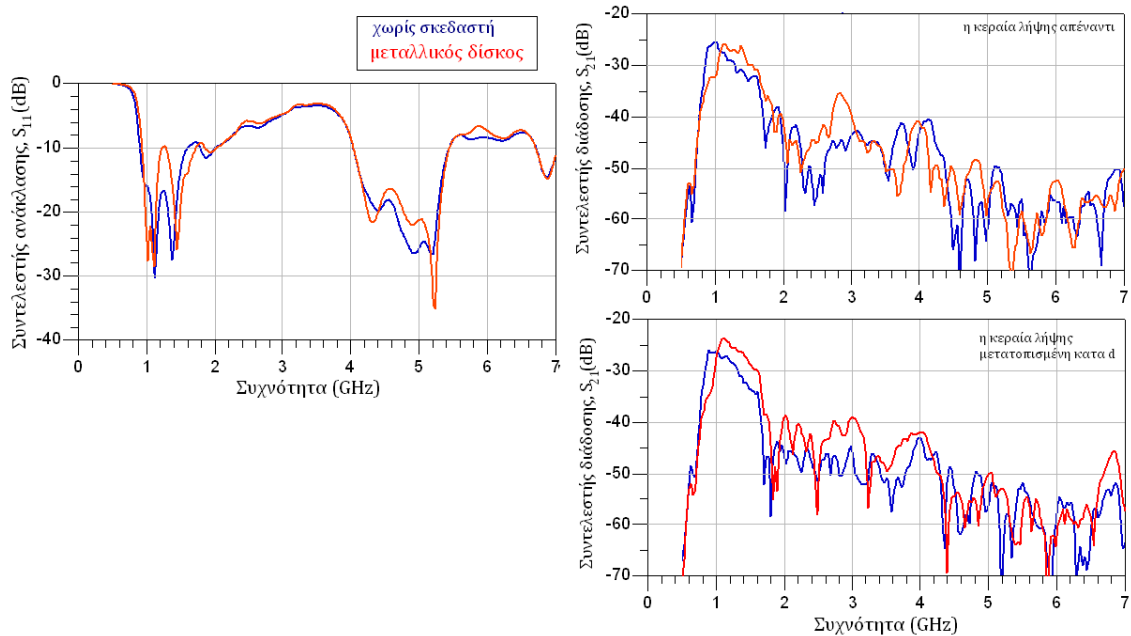
Στη συνέχεια, πραγματοποιούνται μετρήσεις του συντελεστή ανάκλασης S_{11} και του συντελεστή διάδοσης S_{21} της ακτινοβολίας μέσα από τα δύο ομοιώματα μαστού. Η τριπλή-ελλειπτική κεραία τοποθετείται κατακόρυφα εφαπτόμενη στο κέντρο μίας πλευράς του ομοιώματος, ενώ μία δεύτερη τριπλή-ελλειπτική κεραία, κεραία λήψης, τοποθετείται στην αντίθετη πλευρά, ακριβώς απέναντι και μετατοπισμένη κατά $d=4$ cm (Σχήμα 5.44.α). Αρχικά, μετρώνται ο συντελεστής ανάκλασης και διάδοσης για τις δύο αυτές διατάξεις και για τα δύο ομοιώματα μαστού (Σχήμα 5.44.β).



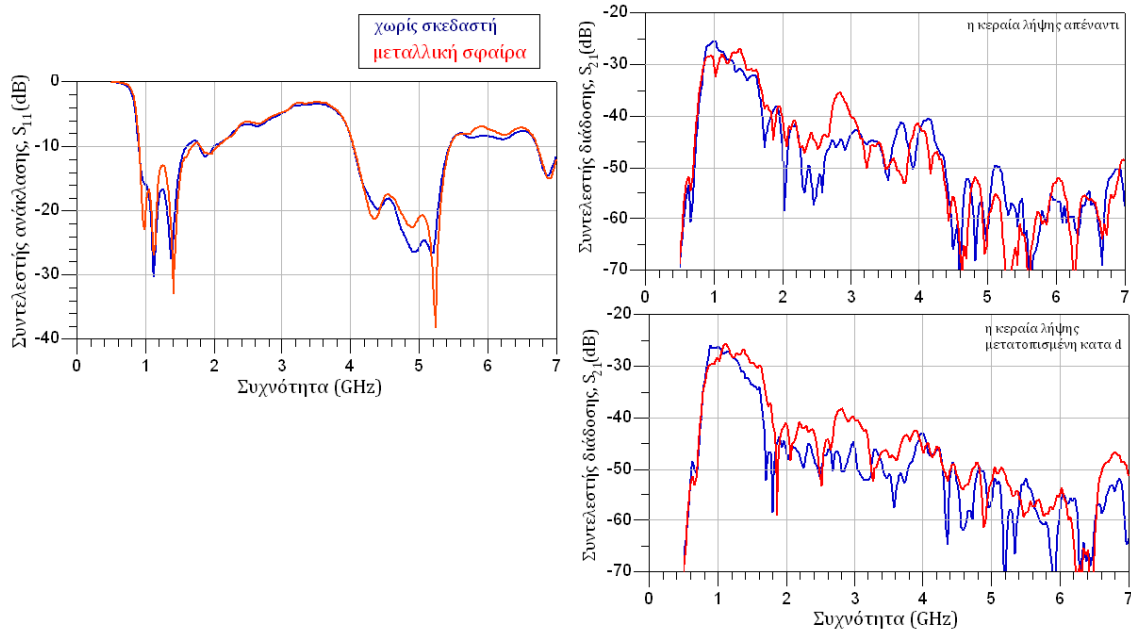
Σχήμα 5.44 Η σχετική τοποθέτηση των κεραιών εκπομπής και λήψης στις απέναντι πλευρές του ομοιώματος για τη μέτρηση του συντελεστή διάδοσης S_{21} .

Στη συνέχεια εξετάζονται τρία πειραματικά σενάρια. Εισάγονται στο σημείο «X» του Σχήμα 5.44 και σε βάθος 5 cm από την άνω επιφάνεια του ομοιώματος διαδοχικά τρεις σκεδαστές: μεταλλικός δίσκος ακτίνας 1 cm,

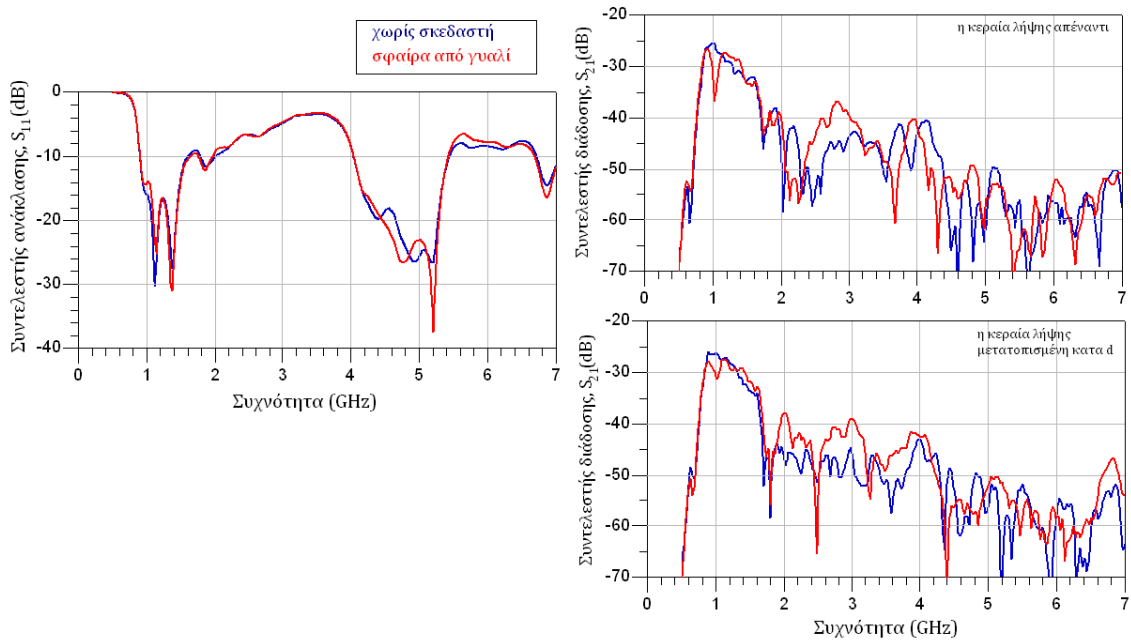
μεταλλική σφαίρα ακτίνας 2.5 mm και σφαίρα από γυαλί ακτίνας 1 cm. Οπότε, μέσω ενός Network Analyzer μετράται ο συντελεστής ανάκλασης S_{11} και διάδοσης S_{21} σε εύρος συχνοτήτων από 500 MHz έως 7.0 GHz. Στα πιο κάτω σχήματα παρατίθενται τα αποτελέσματα των μετρήσεων.



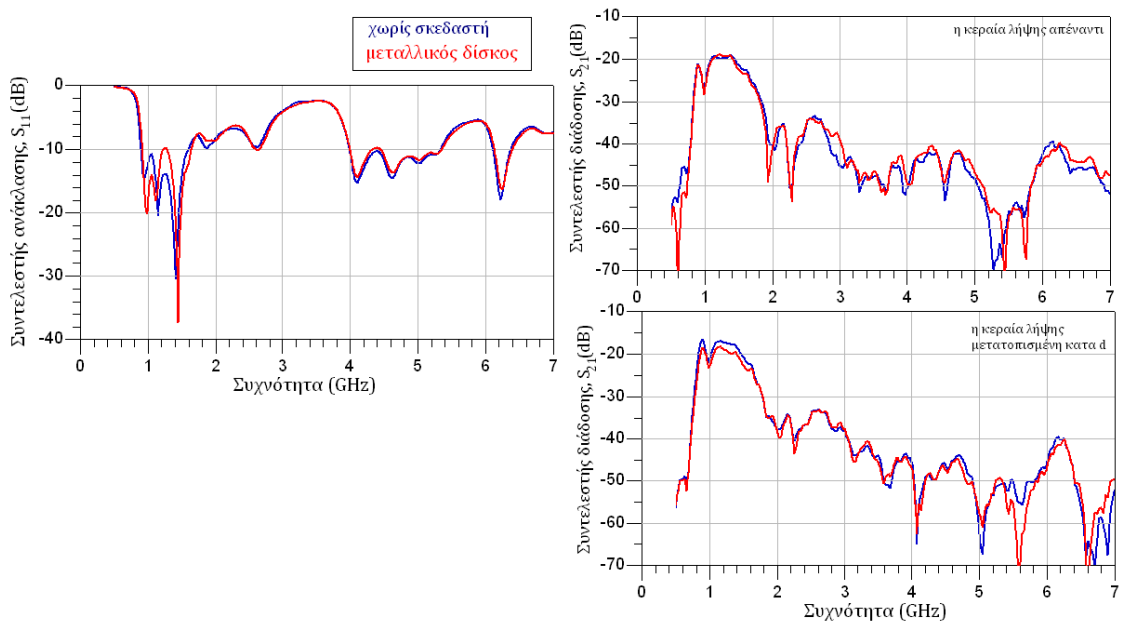
Σχήμα 5.45 Ο συντελεστής ανάκλασης, S_{11} , και διάδοσης, S_{21} , με την κεραία λήψης στη θέση $x=0$ (πάνω) και στη θέση $x=+d$ (κάτω) χωρίς την παρουσία σκεδαστή (μπλε γραμμή) και υπό την παρουσία μεταλλικού δίσκου (κόκκινο χρώμα) σε ομοίωμα πάχους 6 cm.



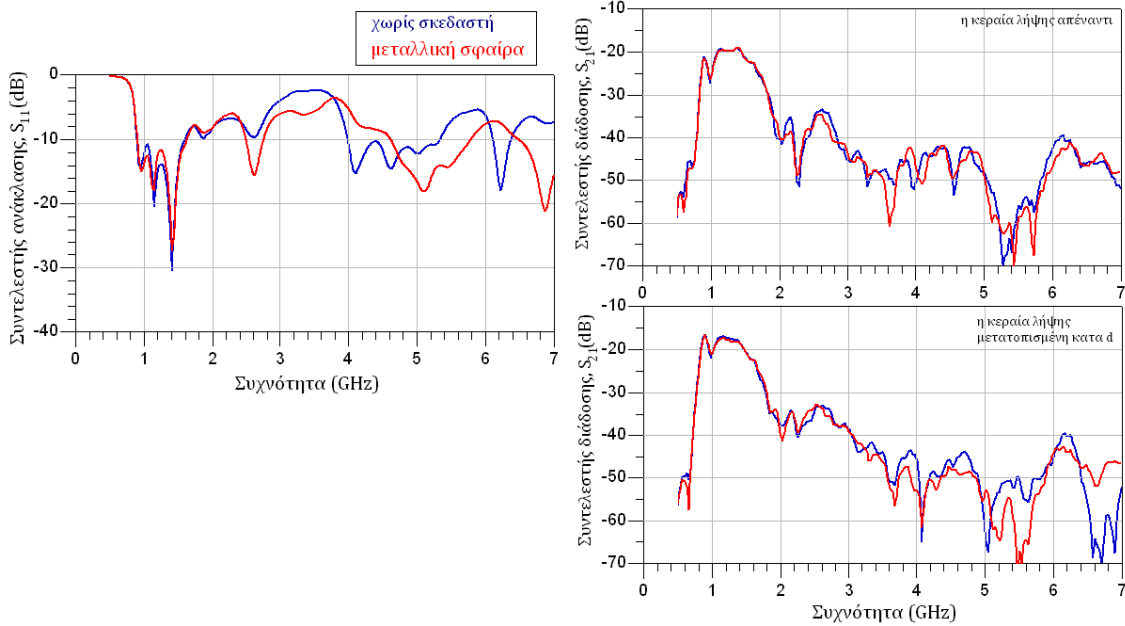
Σχήμα 5.46 Ο συντελεστής ανάκλασης, S_{11} , και διάδοσης, S_{21} , με την κεραία λήψης στη θέση $x=0$ (πάνω) και στη θέση $x=+d$ (κάτω) χωρίς την παρουσία σκεδαστή (μπλε γραμμή) και υπό την παρουσία μεταλλικής σφαίρας (κόκκινο χρώμα) σε ομοίωμα πάχους 6 cm.



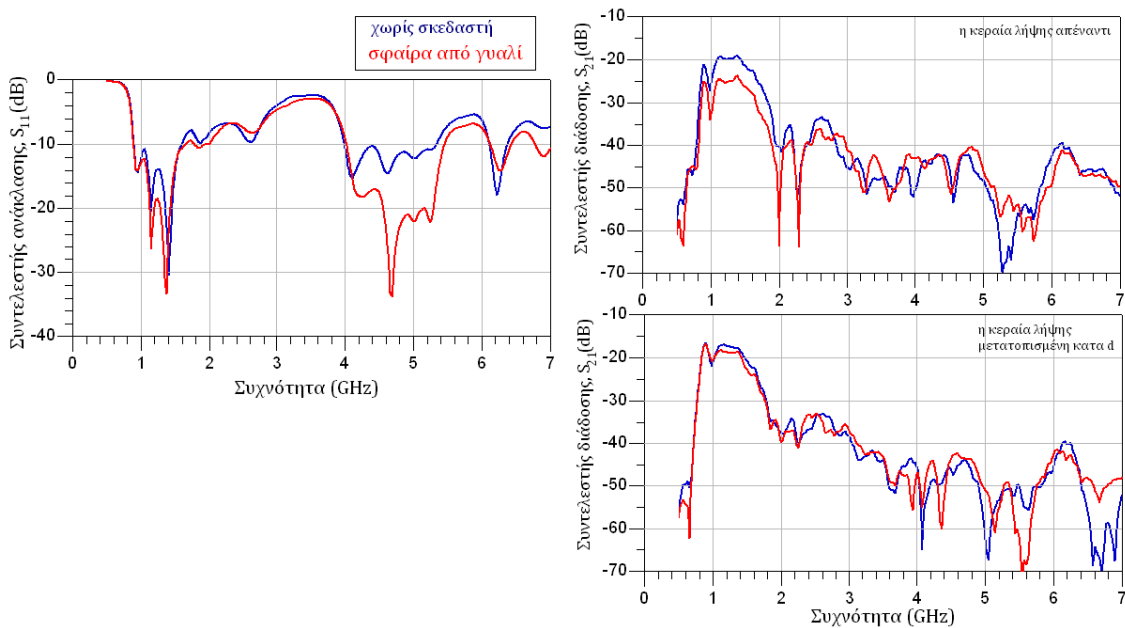
Σχήμα 5.47 Ο συντελεστής ανάκλασης, S_{11} , και διάδοσης, S_{21} , με την κεραία λήψης στη θέση $x=0$ (πάνω) και στη θέση $x=+d$ (κάτω) χωρίς την παρουσία σκεδαστή (μπλε γραμμή) και υπό την παρουσία σφαίρας από γυαλί (κόκκινο χρώμα) σε ομοίωμα πάχους 6 cm.



Σχήμα 5.48 Ο συντελεστής ανάκλασης, S_{11} , και διάδοσης, S_{21} , με την κεραία λήψης στη θέση $x=0$ (πάνω) και στη θέση $x=+d$ (κάτω) χωρίς την παρουσία σκεδαστή (μπλε γραμμή) και υπό την παρουσία μεταλλικού δίσκου (κόκκινο χρώμα) σε ομοίωμα πάχους 3 cm.



Σχήμα 5.49 Ο συντελεστής ανάκλασης, S_{11} , και διάδοσης, S_{21} , με την κεραία λήψης στη θέση $x=0$ (πάνω) και στη θέση $x=+d$ (κάτω) χωρίς την παρουσία σκεδαστή (μπλε γραμμή) και υπό την παρουσία μεταλλικής σφαίρας (κόκκινο χρώμα) σε ομοίωμα πάχους 3 cm.



Σχήμα 5.50 Ο συντελεστής ανάκλασης, S_{11} , και διάδοσης, S_{21} , με την κεραία λήψης στη θέση $x=0$ (πάνω) και στη θέση $x=+d$ (κάτω) χωρίς την παρουσία σκεδαστή (μπλε γραμμή) και υπό την παρουσία σφαίρας από γυαλί (κόκκινο χρώμα) σε ομοίωμα πάχους 3 cm.

Η παρουσία των σκεδαστών διαφοροποιεί τα διαγράμματα των συντελεστών ανάκλασης και διάδοσης της τριπλής-ελλειπτικής κεραίας. Συγκεκριμένα, οι μεταλλικοί σκεδαστές δημιουργούν ανάκλαση της ακτινοβολίας στη συχνότητα 1.25 GHz, όπου ο συντελεστής ανάκλασης αυξάνεται σημαντικά.

Επίσης, στο ομοίωμα πάχους 3 cm, η μεταλλική και η γυάλινη σφαίρα επηρεάζουν σημαντικά τον συντελεστή ανάκλασης στο εύρος συχνοτήτων 4-5.5 GHz.

Στο ομοίωμα πάχους 6 cm, ο συντελεστής διάδοσης υφίσταται μείωση στη συχνότητα 1 GHz υπό την παρουσία σκεδαστών, ενώ αυξάνεται σημαντικά σε εύρος συχνοτήτων 2.4-3.0 GHz. Αντίθετα, στο ομοίωμα πάχους 3 cm, ο συντελεστής διάδοσης δε διαφοροποιείται σημαντικά για τους μεταλλικούς σκεδαστές. Ωστόσο, η γυάλινη σφαίρα προκαλεί σημαντική και ίδιου πλάτους μείωση σε εύρος συχνοτήτων από 0.9 GHz έως 1.7 GHz.

6 ΑΝΑΛΥΣΗ ΕΠΙΠΕΔΩΝ ΚΕΡΑΙΩΝ ΓΙΑ THz ΣΥΧΝΟΤΗΤΕΣ

Όπως αναφέρθηκε και στο Κεφάλαιο 3, η ανάπτυξη αξιόπιστων THz συστημάτων βρίσκεται ακόμα σε πρώιμο στάδιο. Οι πηγές THz συχνοτήτων παράγουν ακτινοβολία περιορισμένης ισχύος μερικών μW . Επιπλέον, οι δεσμοί υδρογόνου στα μόρια του νερού προκαλούν σημαντική απόσβεση στο THz ηλεκτρομαγνητικό κύμα με αποτέλεσμα να παρατηρείται σημαντική απορρόφηση της THz ακτινοβολίας, όταν διέρχεται από υλικά, όπως αέρας ή ζωντανοί βιολογικοί ιστοί. Συνεπώς, η υλοποίηση THz συστημάτων για βιοϊατρικές εφαρμογές και *in vivo* μετρήσεις βιολογικών δειγμάτων απαιτεί την ανάπτυξη κεραιών με ενισχυμένο κέρδος και κατευθυντικότητα.

Οι επίπεδες κεραιές αποτελούν μία διαδεδομένη λύση για ακτινοβολία THz ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων, καθώς η κατασκευή τους είναι εύκολη και οικονομική. Ωστόσο, η σμίκρυνση σχεδίων από επίπεδες μικροκυματικές κεραιές

έχει σαν αποτέλεσμα πολύ λεπτά και εύθραυστα υποστρώματα, τα οποία δεν επιτρέπουν τη χρήση των κεραιών σε πρακτικές εφαρμογές. Η αύξηση του πάχους του υποστρώματος ακόμα και σε λίγες δεκάδες μικρόμετρα οδηγεί σε απώλειες της ακτινοβολούμενης ισχύος σε ανάπτυξη ρυθμών υποστρώματος (substrate modes), καθώς είναι πλέον συγκρίσιμο με το μήκος κύματος της THz ακτινοβολίας. Το δεύτερο μειονέκτημα που παρουσιάζει η χρήση επίπεδων κεραιών στα THz είναι η τιμή της ηλεκτρικής επιτρεπτότητας του διηλεκτρικού υποστρώματος, η οποία είναι αρκετά υψηλή για τα περισσότερα υλικά σε αυτές συχνότητες. Η σημαντική διαφορά στις τιμές της ηλεκτρικής επιτρεπτότητας αέρα – διηλεκτρικού συνεπάγεται την ανάπτυξη κρουστικών κυμάτων στην επιφάνεια του υποστρώματος.

Σε αυτή την εργασία παρουσιάζονται επίπεδες κεραιές για συχνότητες κοντά στο 1 THz με σκοπό να χρησιμοποιηθούν σε πρότυπο THz σύστημα παραγωγής ακτινοβολίας πολύ στενού εύρους (εύρος γραμμής) [120] για τη δισδιάστατη απεικόνιση βιολογικών δειγμάτων (τομές ιστών και κυτταρικές καλλιέργειες), που σχετίζονται με ασθένειες του εγκεφάλου και του νευρικού συστήματος, όπως καρκίνος του εγκεφάλου, νόσος του Alzheimer και του Parkinson. Η THz ακτινοβολία προσφέρει τη δυνατότητα βαθύτερης κατανόησης των λειτουργιών υγιούς και ασθενούς εγκεφάλου μέσω της βιοχημικής ταυτοποίησης διάφορων νευροδιαβιβαστών [120].

Για να αυξηθεί το κέρδος και η κατευθυντικότητα των επίπεδων THz κεραιών, θα μελετηθούν υποστρώματα στα οποία θα είναι τυπωμένα διαφορετικά είδη από συντονιστές δακτυλίου με διάκενο (split-ring resonators, SRRs). Ο σκοπός της χρήσης κυκλικών συντονιστών στο υπόστρωμα των κεραιών είναι η ακτινοβολία μέρους της ισχύος που χάνεται στο υπόστρωμα προς την επιθυμητή κατεύθυνση: η THz ακτινοβολία που οδηγείται στο υπόστρωμα δημιουργεί LC συντονισμούς στους δακτυλίους των SRRs, οι οποίοι κατά συνέπεια ακτινοβολούν THz ηλεκτρομαγνητικά κύματα.

Σε αυτό το κεφάλαιο θα εξεταστούν αρχικά δύο τύποι κεραιών, οι παπιγιόν (bow-tie) και οι τετραγωνικές κεραιές, σε σχέση με την απόδοσή τους όταν είναι τυπωμένες σε απλό διηλεκτρικό υπόστρωμα και σε υποστρώματα με μήτρες διαφόρων τύπων SRRs. Στη συνέχεια, θα προταθούν βελτιωμένες εκδοχές

υποστρωμάτων με βάση τη χρήση μήτρας από SRRs για μία THz τετραγωνική κεραία, τα οποία θα συγκριθούν με υποστρώματα με πιο συνηθισμένου τύπου SRRs. Τέλος, θα παρουσιαστούν οι μετρήσεις δύο τετραγωνικών κεραιών στην περιοχή των μικροκυμάτων: η μία με απλό διηλεκτρικό υπόστρωμα και η δεύτερη με υπόστρωμα τυπωμένο με SRRs, σε κλίμακα. Οι μετρήσεις αυτές έχουν ως στόχο να επαληθεύσουν την επίδραση που έχουν τα υποστρώματα με μεταλλικά στοιχεία στη συμπεριφορά των κεραιών.

6.1 Μεθοδολογία και υλικά για την ανάλυση THz επίπεδων κεραιών

Όπως ειπώθηκε, εξετάζονται δύο βασικοί τύποι επίπεδων κεραιών: οι παπιγιόν (bow-tie) και οι τετραγωνικές κεραίες. Οι παπιγιόν κεραίες αποτελούν κεραίες μεγάλου εύρους ζώνης, ενώ αντίθετα η λειτουργία των τετραγωνικών επίπεδων κεραιών περιορίζεται σε μικρότερο εύρος συχνοτήτων γύρω από μια κεντρική συχνότητα συντονισμού. Οι κεραίες σχεδιάζονται να λειτουργούν γύρω από τη συχνότητα 1 THz.

Σε αυτές τις συχνότητες, το πυρίτιο που χρησιμοποιείται ως υπόστρωμα έχει ηλεκτρική επιτρεπτότητα $\epsilon_r=11.9$. Επίσης, με την προοπτική να επιτρέπεται η κατασκευή και χρήση των κεραιών σε πρακτικές εφαρμογές, επιλέγεται η σχεδίαση ενός υποστρώματος πάχους 70 μm . Ωστόσο, το πάχος αυτό είναι συγκρίσιμο με το μήκος κύματος των συχνοτήτων που θα ακτινοβοληθούν. Το γεγονός αυτό σε συνδυασμό με την υψηλή τιμή της ηλεκτρικής επιτρεπτότητας έχουν ως συνέπεια τη διάδοση σημαντικού μέρους της ακτινοβολούμενης ενέργειας προς το υπόστρωμα και όχι προς την επιθυμητή κατεύθυνση (ελεύθερος χώρος). Για αυτό το σκοπό, θα εξεταστούν υποστρώματα πυριτίου, τα οποία στο εσωτερικό τους έχουν τυπωμένη μήτρα μεταλλικών συντονιστών δακτυλίου με διάκενο. Οι LC συντονισμοί στους δακτυλίους, που προκαλούνται από τη διαδιδόμενη ακτινοβολία στο υπόστρωμα, δημιουργούν κύμα της ίδιας συχνότητας. Συνεπώς, το υπόστρωμα των 70 μm χωρίζεται σε δύο επίπεδα: στην πρώτη στρώση πυριτίου πάχους 40 μm (1^ο επίπεδο) σχεδιάζεται η μήτρα των SRRs, ενώ στη δεύτερη στρώση πάχους 30 μm (2^ο επίπεδο), η οποία εφάπτεται με ακρίβεια επάνω στην πρώτη, σχεδιάζεται η κεραία (παπιγιόν ή τετραγωνική).

Οι κεραίες μοντελοποιήθηκαν με λογισμικό το ηλεκτρομαγνητικής προσομοίωσης HFSS από την ANSYS [180]. Η αξιολόγηση των κεραιών πραγματοποιείται με την παρουσίαση του συντελεστή ανάκλασης, του συντελεστή απόδοσης ακτινοβολίας, του κέρδους και της κατευθυντικότητάς τους σε ένα εύρος συχνοτήτων.

Το κέρδος ή απολαβή (gain), G , το κατευθυντικό κέρδος, D_g , και ο συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας, ϵ_R , συνδέονται με τις σχέσεις

$$G(\theta, \varphi) = \epsilon_R D_g(\theta, \varphi) \quad (6.1)$$

$$D_g(\theta, \varphi) = 4\pi \frac{U(\theta, \varphi)}{P_{rad}} \quad (6.2)$$

όπου $U(\theta, \varphi)$ είναι η ένταση ακτινοβολίας. Η τιμή του κέρδους αναφέρεται συνήθως στις προδιαγραφές των κεραιών, καθώς περιλαμβάνει πραγματικές απώλειες. Η κατευθυντικότητα, D_m , μιας κεραίας είναι η μέγιστη τιμή του κατευθυντικού κέρδους της.

Ο συντελεστής απόδοση ακτινοβολίας, ϵ_R , μιας κεραίας υπολογίζεται από τη σχέση:

$$\epsilon_R = \frac{P_{rad}}{P_{in}} = \frac{R_r}{R_r + R_L} \quad (6.3)$$

όπου P_{rad} είναι η ισχύς ακτινοβολίας, P_{in} η ισχύς τροφοδότησης, R_r η αντίσταση ακτινοβολίας και R_L η αντίσταση απωλειών. Παράγοντας της αντίστασης απωλειών είναι οι ωμικές απώλειες και οι απώλειες που οφείλονται στη ρευματική κατανομή. Στις THz συχνότητες η αγωγιμότητα των μετάλλων είναι σημαντικά μικρότερη από την αγωγιμότητά τους στις ραδιοσυχνότητες και στις μικροκυματικές συχνότητες. Συνεπώς, ο συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας είναι περιορισμένος σε THz κεραίες με μεταλλικά στοιχεία.

Τα μεταλλικά στοιχεία των κεραιών, δηλαδή, η κεραία, τα SRRs και το αγωγίμο επίπεδο ή επίπεδο γείωσης (ground plane), προσομοιώνονται ως μέταλλο με τα ηλεκτρομαγνητικά χαρακτηριστικά του χρυσού, του οποίου η αγωγιμότητα στο 1 THz έχει βρεθεί στη βιβλιογραφία [165]. Η χωρική αγωγιμότητα φύλλων χρυσού 20 και 28 nm, $\sigma_{bulk} = 2.15 \times 10^5 \Omega^{-1} \text{cm}^{-1}$, μετρήθηκε με THz φασματοσκοπία στο πεδίο του χρόνου. Η τιμή της αγωγιμότητας

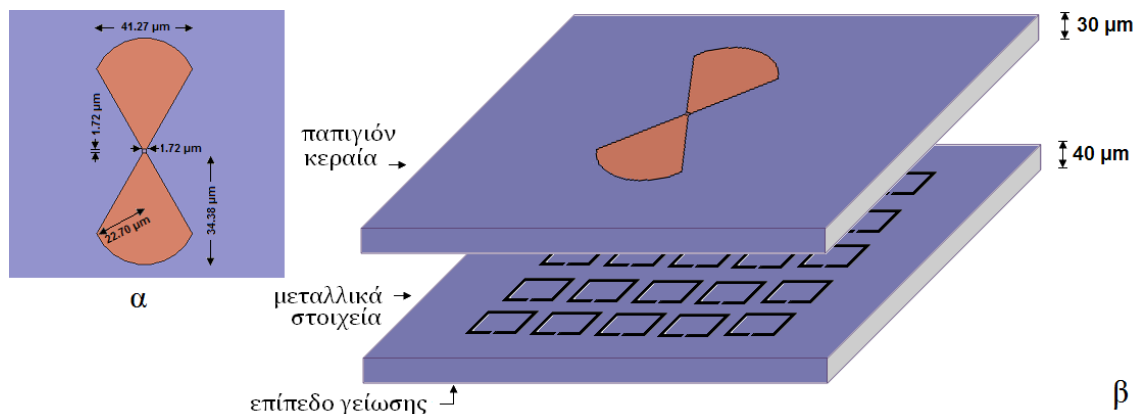
βρίσκεται σε συμφωνία με τη θεωρητική πρόβλεψη με βάση τη θεωρία ενεργού μέσου (effective medium theory) και το Drude-Smith μοντέλο [165]. Η αγωγιμότητα του χρυσού στα THz είναι σχετικά μικρή. Ωστόσο, είναι ένα από τα μέταλλα, του οποίου η αγωγιμότητα έχει μετρηθεί πειραματικά [165] και η χρήση του αυξάνει την εγκυρότητα των προσομοιώσεων.

6.2 Παπιγιόν επίπεδη κεραία (bow-tie antenna) για THz συχνότητες

Οι παπιγιόν κεραίες είναι παραλλαγή δίπολων, όπου στη θέση του γραμμικού βραχίονα τοποθετείται ένα μεταλλικό τρίγωνο. Η συγκεκριμένη παπιγιόν κεραία αποτελείται από δύο ισοσκελή τρίγωνα με τομές κύκλων προσαρμοσμένες στην τρίτη τους πλευρά (άνιση πλευρά). Η αύξηση της μεταλλικής επιφάνειας της κεραίας με την εισαγωγή των ημικυκλικών επιφανειών επιτρέπει την ανάπτυξη περισσότερων ρευματικών ρυθμών με αποτέλεσμα να αυξάνεται το εύρος λειτουργίας της κεραίας.

6.2.1 Γεωμετρικές διαστάσεις

Οι διαστάσεις της παπιγιόν κεραίας φαίνονται στο Σχήμα 6.1: το διάκενο είναι $1.72 \mu\text{m} \times 1.72 \mu\text{m}$, το μέγιστο μήκος κάθε βραχίονα είναι $34.38 \mu\text{m}$, η άνιση πλευρά του ισοσκελούς τριγώνου κάθε βραχίονα είναι $41.27 \mu\text{m}$, ενώ η ακτίνα του κυκλικού τομέα είναι $22.70 \mu\text{m}$.



Σχήμα 6.1 α. Γεωμετρικές διαστάσεις της παπιγιόν κεραίας. β. υπόστρωμα παπιγιόν κεραίας.

6.2.2 Υπόστρωμα

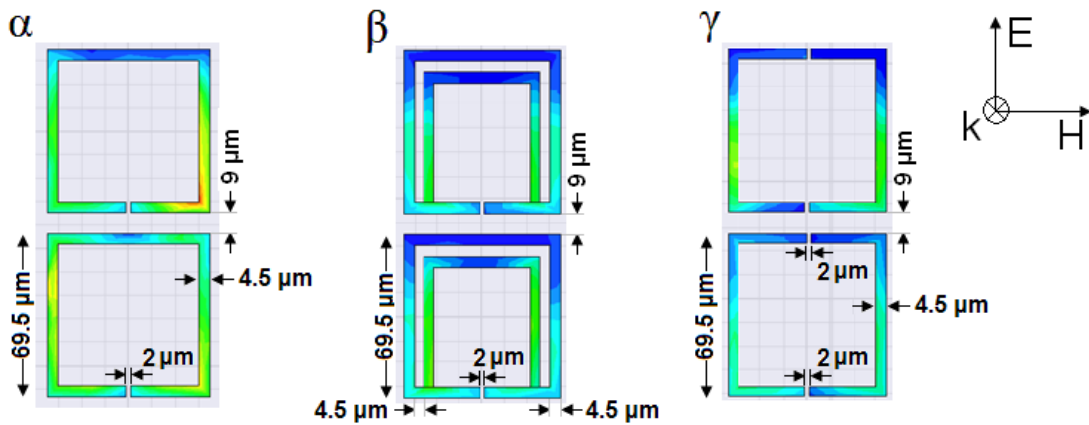
Το υπόστρωμα της κεραίας έχει επιφάνεια $974 \mu\text{m} \times 974 \mu\text{m}$ και ύψος $70 \mu\text{m}$. Αρχικά, θα εξεταστούν τα χαρακτηριστικά της κεραίας επάνω σε υπόστρωμα πυριτίου χωρίς μεταλλικά στοιχεία. Στη συνέχεια, διαφορετικοί τύποι SRRs θα χρησιμοποιηθούν για να αυξήσουν το κέρδος και την κατευθυντικότητα της κεραίας: ο βασικός τύπος SRRs, SRRs σε εμφωλευμένη δομή και SRRs διπλού διακένου. Μία μήτρα 5×5 δακτυλίων θα χρησιμοποιηθεί με αντίστοιχες γεωμετρικές διαστάσεις για τα τρία είδη SRRs, όπως φαίνονται στο Σχήμα 6.2:

i) βασικός τύπος SRRs: τετραγωνικός δακτύλιος πλευράς $69.5 \mu\text{m}$ και πάχους $4.5 \mu\text{m}$ με διάκενο πλάτους $2 \mu\text{m}$. Οι δακτύλιοι απέχουν μεταξύ τους στη μήτρα $9 \mu\text{m}$.

ii) SRRs σε εμφωλευμένη δομή (nested SRRs): ο εξωτερικός δακτύλιος έχει ίσες διαστάσεις με τον δακτύλιο βασικού τύπου του προηγούμενου υποστρώματος. Επιπλέον, υπάρχει τετραγωνικός δακτύλιος σε απόσταση $4.5 \mu\text{m}$ από κάθε βραχίονα χωρίς διάκενο του δακτυλίου, ο οποίος έχει πάχος $4.5 \mu\text{m}$. Και σε αυτήν την περίπτωση η απόσταση των στοιχείων του πλέγματος είναι $9 \mu\text{m}$.

iii) SRRs διπλού διακένου (double SRRs): ίδιων διαστάσεων με τον αρχικό δακτύλιο και ίδιες αποστάσεις των δακτυλίων στο πλέγμα, αλλά με τη διαφορά ότι υπάρχουν δύο αντιδιαμετρικά διάκενα πλάτους $2 \mu\text{m}$.

Επιπλέον, στο Σχήμα 6.2 φαίνεται το ηλεκτρικό πεδίο που δημιουργείται στην επιφάνεια του μετάλλου των δακτυλίων, όταν προσπίπτει ακτινοβολία 1 THz με κατεύθυνση διάδοσης παράλληλη με τον άξονα των SRRs και ηλεκτρικό πεδίο κάθετο στην πλευρά του διακένου.



Σχήμα 6.2 Γεωμετρικές διαστάσεις και απόσταση των α. SRRs, β. SRRs σε εμφωλευμένη δομή και γ. SRRs διπλού διάκενου. Το ηλεκτρικό πεδίο που δημιουργείται στην επιφάνεια του μετάλλου των δακτυλίων όταν προσπίπτει ακτινοβολία 1 THz με κατεύθυνση διάδοσης παράλληλη με τον άξονα των SRRs και ηλεκτρικό πεδίο κάθετο στην πλευρά του διάκενου.

6.2.3 Τροφοδοσία

Η μέθοδος τροφοδοσίας της κεραίας βασίζεται στη στόχευση του THz παλμού στο διάκενο της κεραίας διαστάσεων $1.72 \mu\text{m} \times 1.72 \mu\text{m}$. Αν, επίσης, χρησιμοποιηθεί μία DC τροφοδοσία στα μεταλλικά τρίγωνα της κεραίας και ως υπόστρωμα χρησιμοποιηθεί κρύσταλλος με μεγάλη 2^{ης} τάξης μη-γραμμικότητα, ο παπιγιόν ακτινοβολητής λειτουργεί σαν φωτοαγώγιμη κεραία. Το επίπεδο γείωσης (ground plane) της κεραίας καλύπτει ολόκληρη την κατώτερη επιφάνειά του υποστρώματος (Σχήμα 6.1.β).

6.3 Αποτελέσματα προσομοίωσης παπιγιόν επίπεδων κεραίων για THz συχνότητες

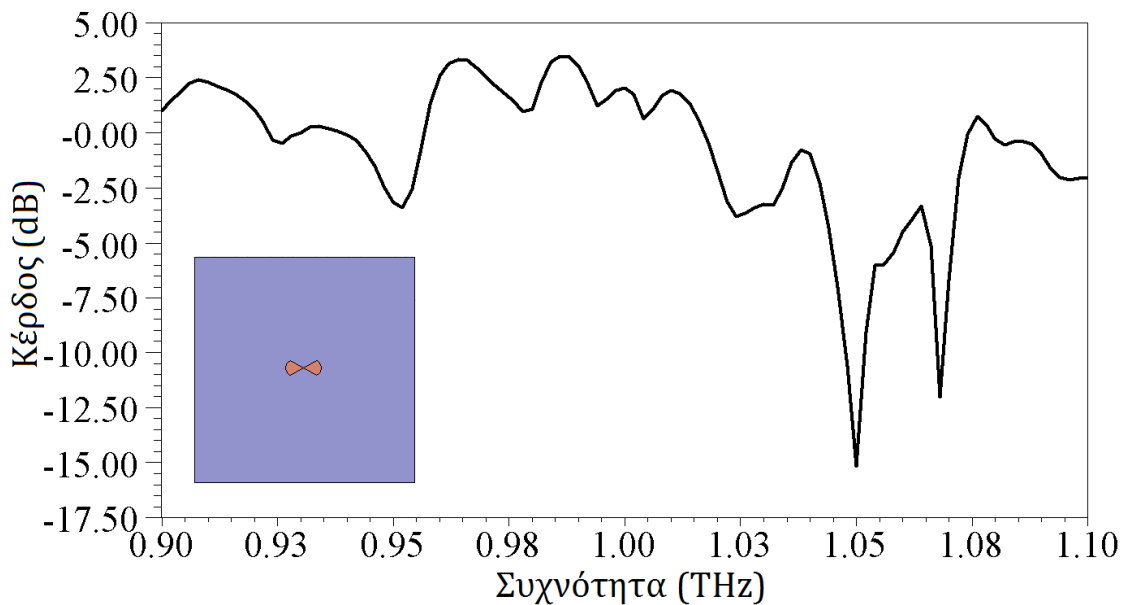
Τα σχέδια των προαναφερθέντων κεραίων προσομοιώθηκαν με το λογισμικό ηλεκτρομαγνητικής προσομοίωσης HFSS από την ANSYS [180]. Η προσομοίωση πραγματοποιήθηκε για εύρος συχνοτήτων 200 GHz με κεντρική συχνότητα 1 THz.

Τα αποτελέσματα παρατίθενται στις επόμενες υποπαραγράφους για την παπιγιόν επίπεδη THz κεραία σε υπόστρωμα κάθε τύπου. Τα διαγράμματα κέρδους (gain), κατευθυντικού κέρδους (directivity) και συντελεστή απόδοσης ακτινοβολίας (radiation efficiency) των κεραίων στη διεύθυνση $\varphi=0^\circ$, $\theta=0^\circ$, δηλαδή στην κάθετη ευθεία που διέρχεται από το κέντρο της κεραίας,

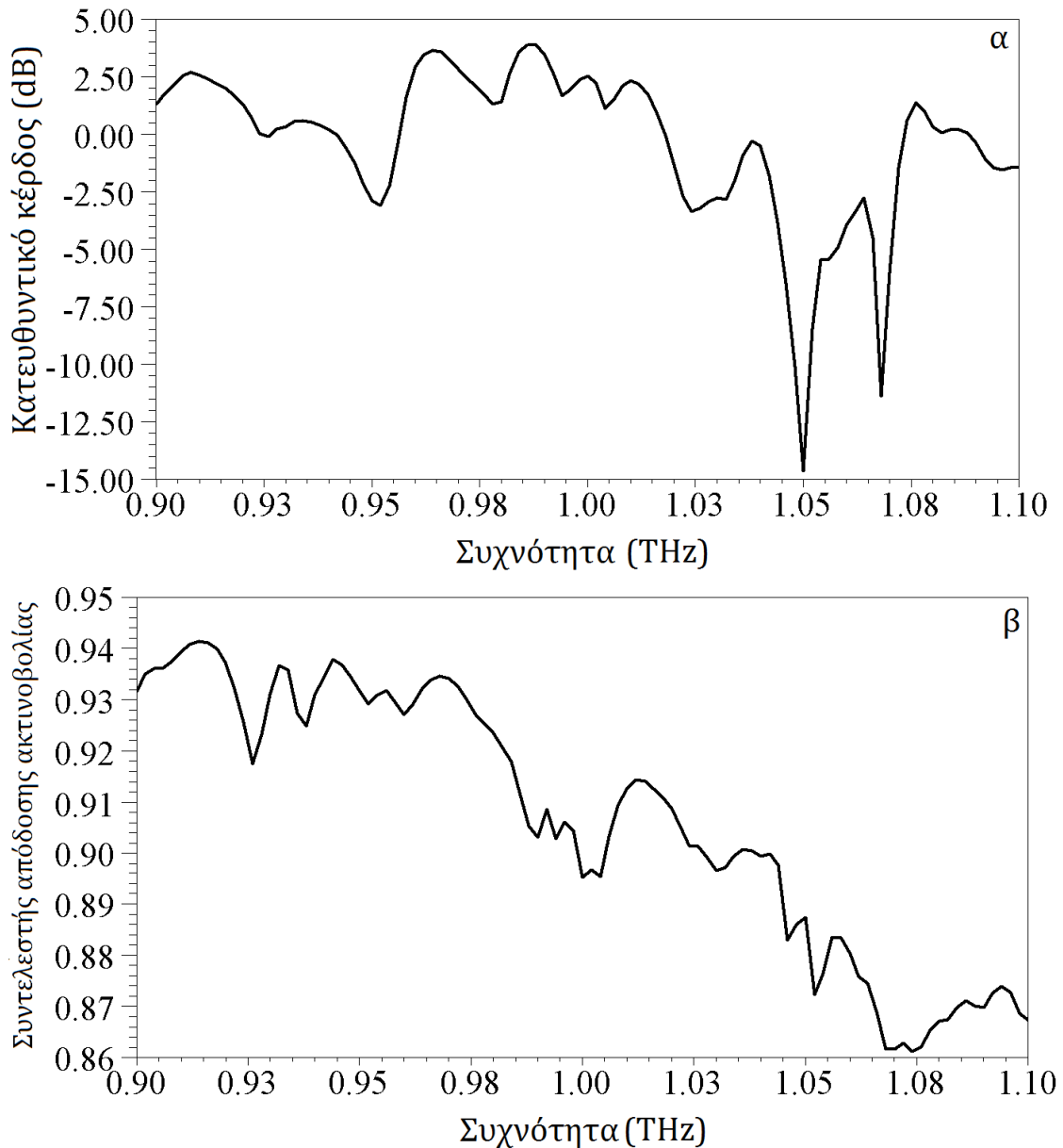
παρουσιάζονται για εύρος συχνοτήτων 200 GHz. Στη διεύθυνση ($\varphi=0^\circ$, $\theta=0^\circ$) αναμένεται η ένταση ακτινοβολίας να γίνεται μέγιστη, $U_{max} = U(0,0)$, δηλαδή αυτή είναι η διεύθυνση ακτινοβολίας του κύριου λοβού ακτινοβολίας της κεραίας. Επίσης, σε αυτή τη διεύθυνση το κατευθυντικό κέρδος της κεραίας ισούται με την κατευθυντικότητα της.

Στη συνέχεια, παρουσιάζονται τα διαγράμματα του συντελεστή ανάκλασης S_{11} για κάθε κεραία για τις αντίστοιχες συχνότητες. Επίσης, απεικονίζονται τα διαγράμματα ακτινοβολίας για $\varphi=0^\circ$ και τα τρισδιάστατα διαγράμματα ακτινοβολίας για τη συχνότητα, όπου κάθε κεραία παρουσιάζει ικανοποιητική λειτουργία και συνδυάζει χαμηλό συντελεστή ανάκλασης και υψηλό κέρδος.

6.3.1 Παπιγιόν επίπεδη κεραία σε υπόστρωμα πυριτίου



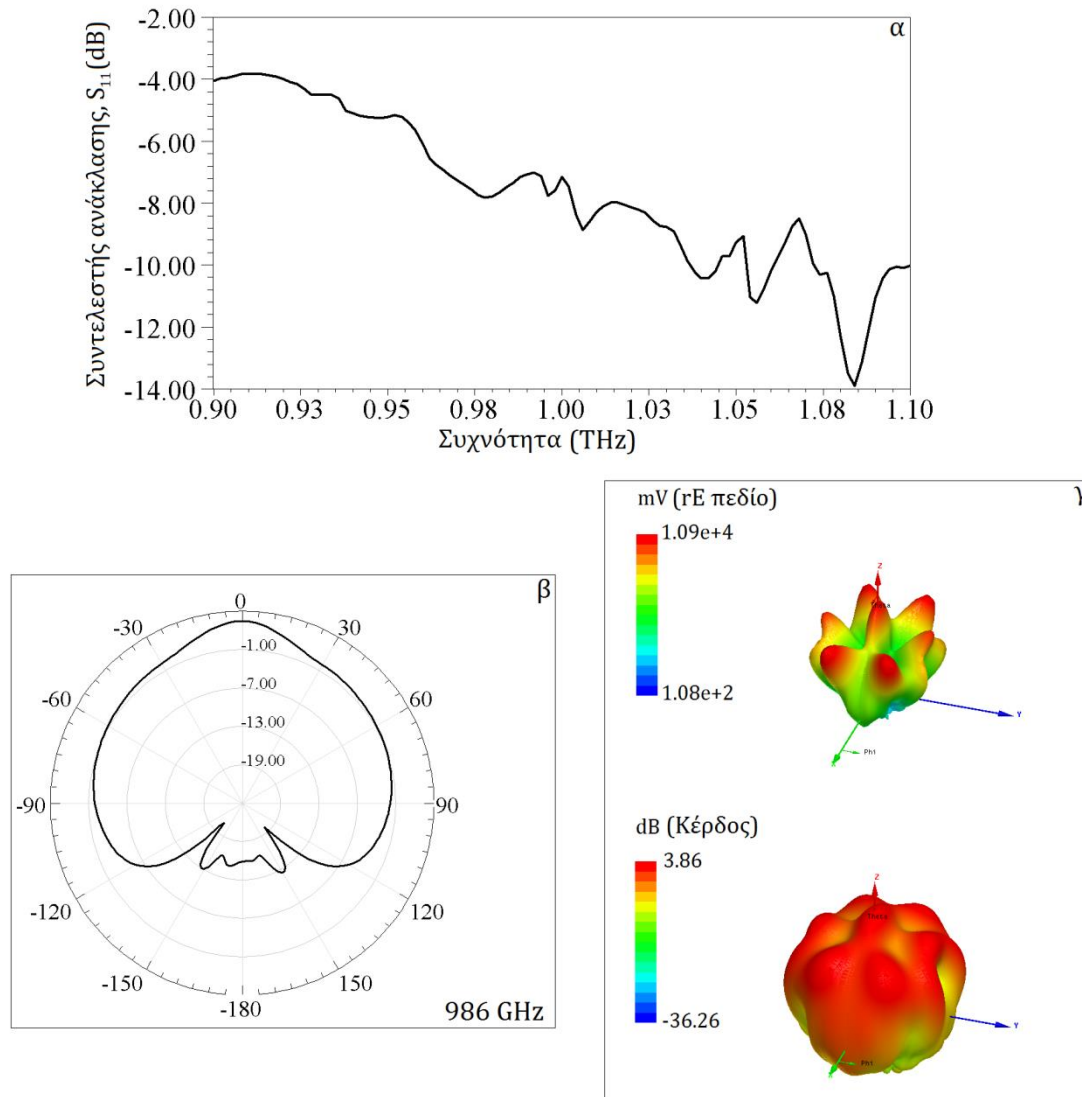
Σχήμα 6.3 Το κέρδος της παπιγιόν κεραίας σε απλό υπόστρωμα πυριτίου για συχνότητες από 900 GHz έως 1100 GHz.



Σχήμα 6.4 α. Κατευθυντικό κέρδος στη διεύθυνση ($\theta=0^\circ, \varphi=0^\circ$) και β. συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας για συχνότητες από 900 GHz έως 1100 GHz της παπιγιόν κεραίας σε απλό υπόστρωμα πυριτίου.

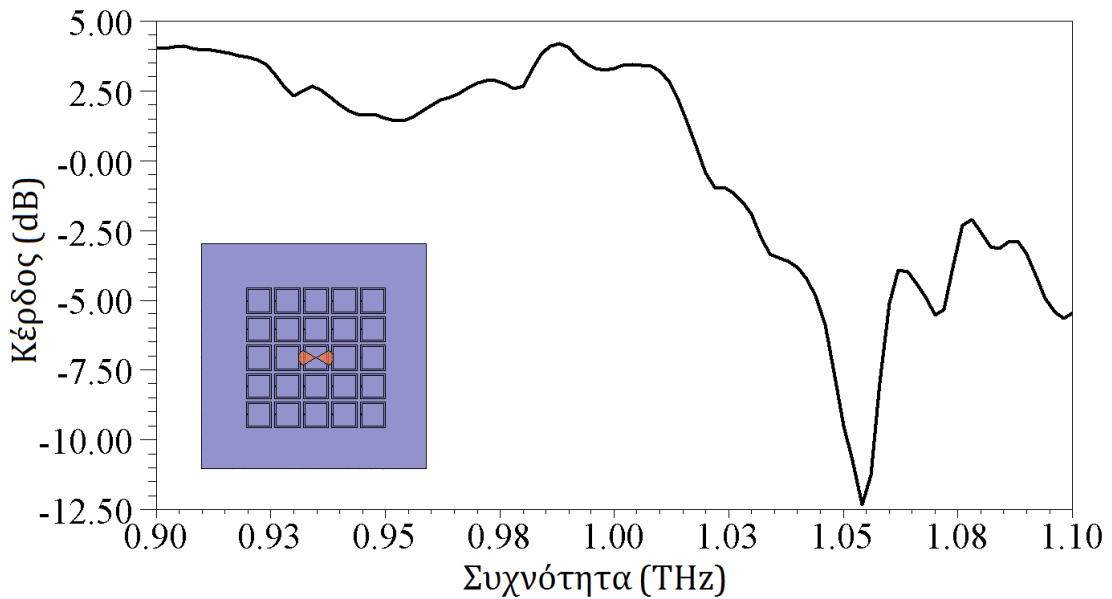
Η παπιγιόν κεραία είναι μία ηλεκτρικά μικρή κεραία – οι διαστάσεις της οποίας είναι αρκετά μικρότερες από το μήκος κύματος λειτουργίας της. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα της προσομοίωσης, για συχνότητα 1 THz η κεραία παρουσιάζει συντελεστή ανάκλασης -7.14 dB, κέρδος 2.03 dB και κατευθυντικότητα 2.51 dB. Η κεραία συντονίζεται στα 1084 GHz με συντελεστή ανάκλασης -13.89 dB. Ωστόσο, το κέρδος σε αυτήν τη συχνότητα είναι αρκετά μικρό, -0.4 dB. Αντίθετα, στα 986 GHz (Σχήμα 6.5), το κέρδος της κεραίας γίνεται μέγιστο, 3.46 dB, με κατευθυντικότητα 3.86 dB και συντελεστή απόδοσης

ακτινοβολίας 0.91. Σε αυτήν τη συχνότητα, ο συντελεστής ανάκλασης είναι -7.74 dB. Γενικά, η THz παπιγιόν κεραία παρουσιάζει ικανοποιητικό κέρδος για μικρά διαστήματα από τα 958 έως τα 1016 GHz, που αντιστοιχούν και σε χαμηλό συντελεστή ανάκλασης, από -5 dB μέχρι -8 dB.



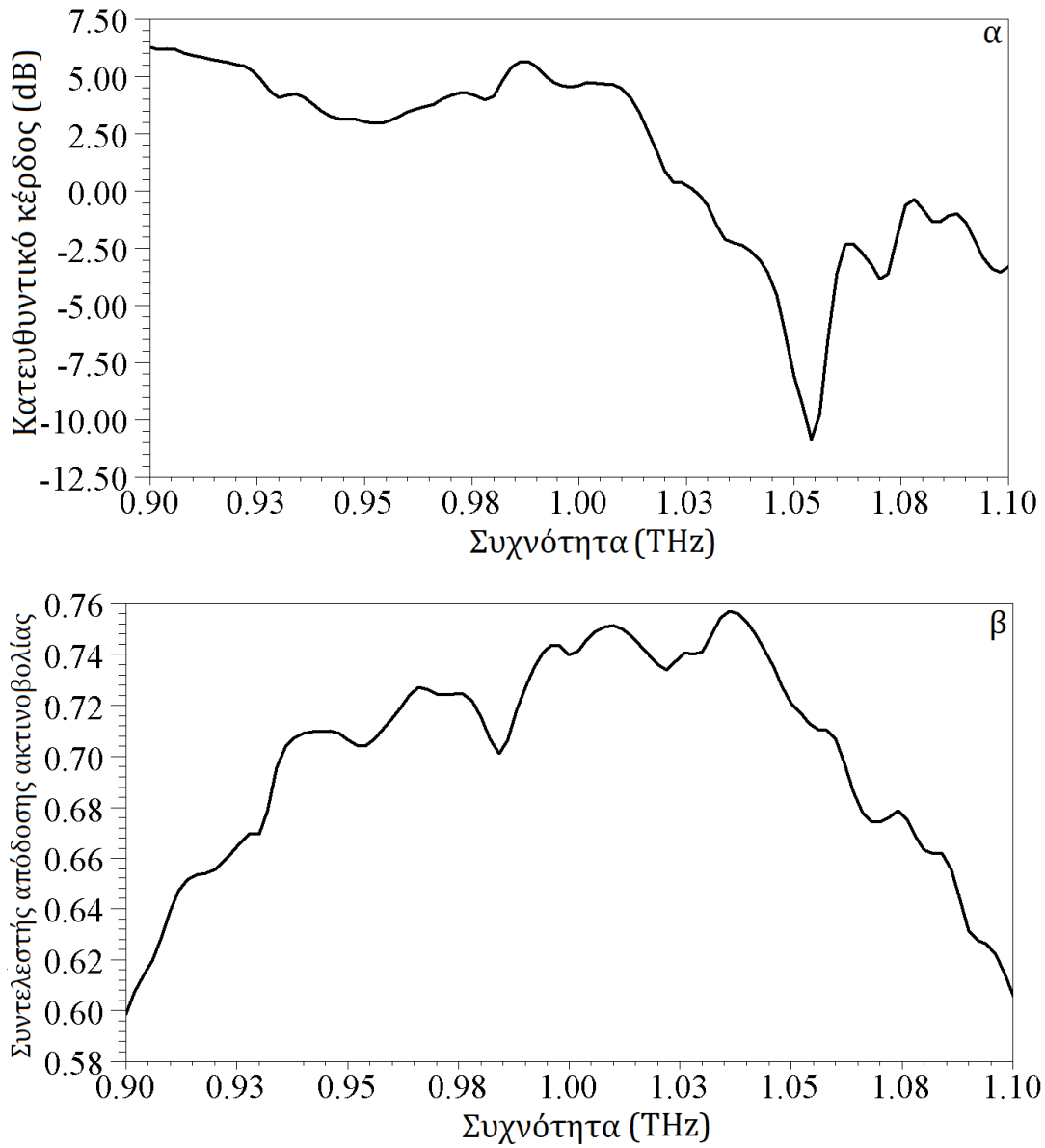
Σχήμα 6.5 α. Συντελεστής ανάκλασης για συχνότητες από 900 GHz έως 1100 GHz, β. διάγραμμα ακτινοβολίας στο επίπεδο $\phi=0^\circ$ και γ. τρισδιάστατα διαγράμματα ακτινοβολίας του E-πεδίου και του κέρδους στα 986 GHz της παπιγιόν κεραίας σε απλό υπόστρωμα πυριτίου.

6.3.2 Παπιγιόν επίπεδη κεραία σε υπόστρωμα με τυπωμένη μήτρα 5x5 SRRs

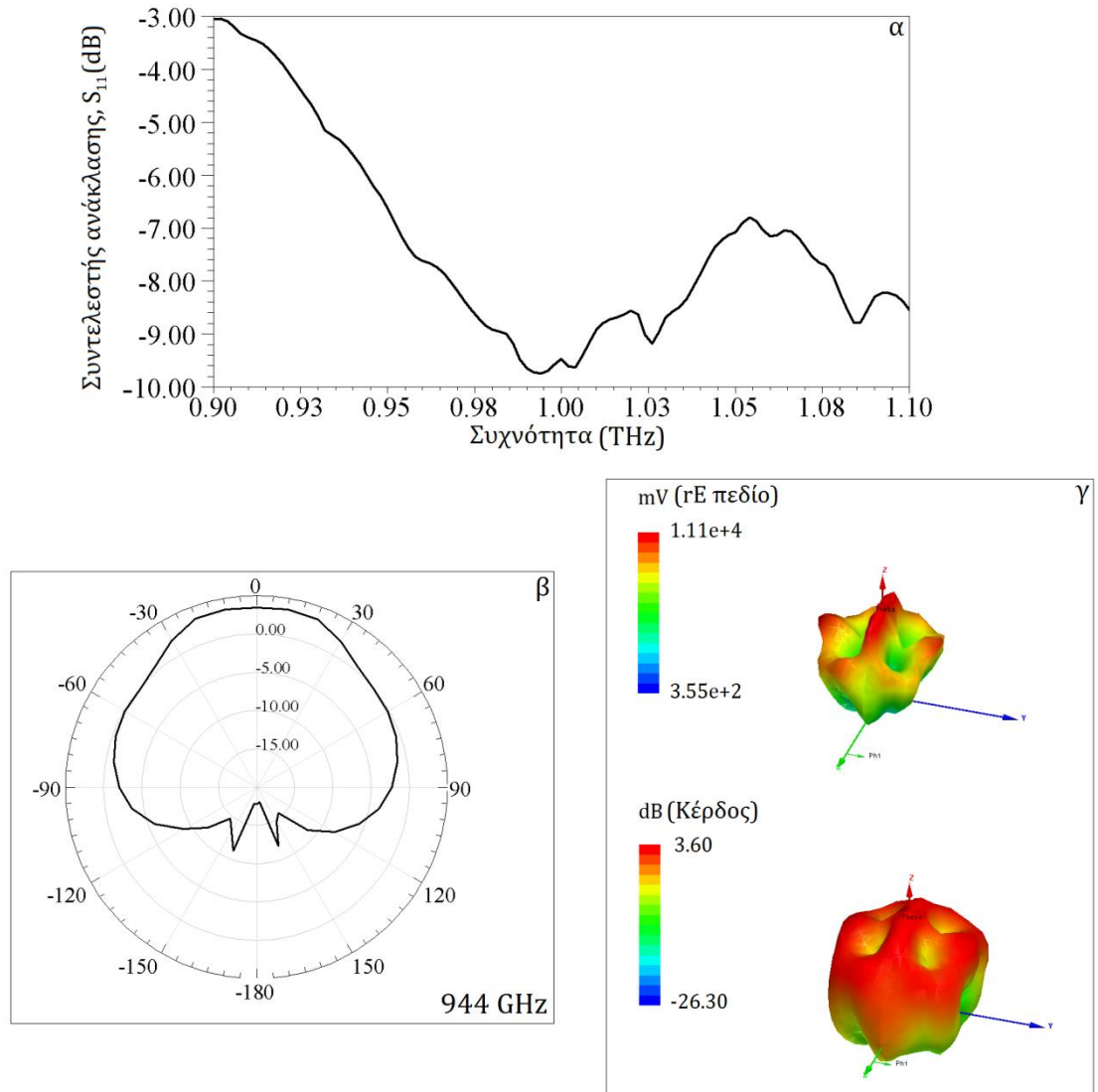


Σχήμα 6.6 Το κέρδος της παπιγιόν κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου με τυπωμένη μήτρα 5x5 SRRs για συχνότητες από 900 GHz έως 1100 GHz.

Η επίπεδη παπιγιόν κεραία σε υπόστρωμα με 5x5 SRRs παρουσιάζει ενισχυμένο κέρδος, υψηλότερο από 2.7 dB, και κατευθυντικότητα για διάστημα συχνοτήτων από 980 μέχρι 2012 GHz. Αντίστοιχα, για 984 με 1010 GHz η κεραία έχει συντελεστή ανάκλασης χαμηλότερο από -9 dB. Πιο συγκεκριμένα, η κεραία συντονίζεται στα 994 GHz ($S_{11} = -9.75$ dB) με κέρδος 3.43 dB και κατευθυντικότητα 4.73 dB. Στα 988 GHz ($S_{11} = -9.74$ dB) το κέρδος της κεραίας είναι μέγιστο στα 4.2 dB και η κατευθυντικότητα στα 5.36 dB. Στο 1 THz ($S_{11} = -9.74$ dB) η κεραία έχει κέρδος 3.31 dB, κατευθυντικότητα 4.61 dB και απόδοση ακτινοβολίας 0.74.

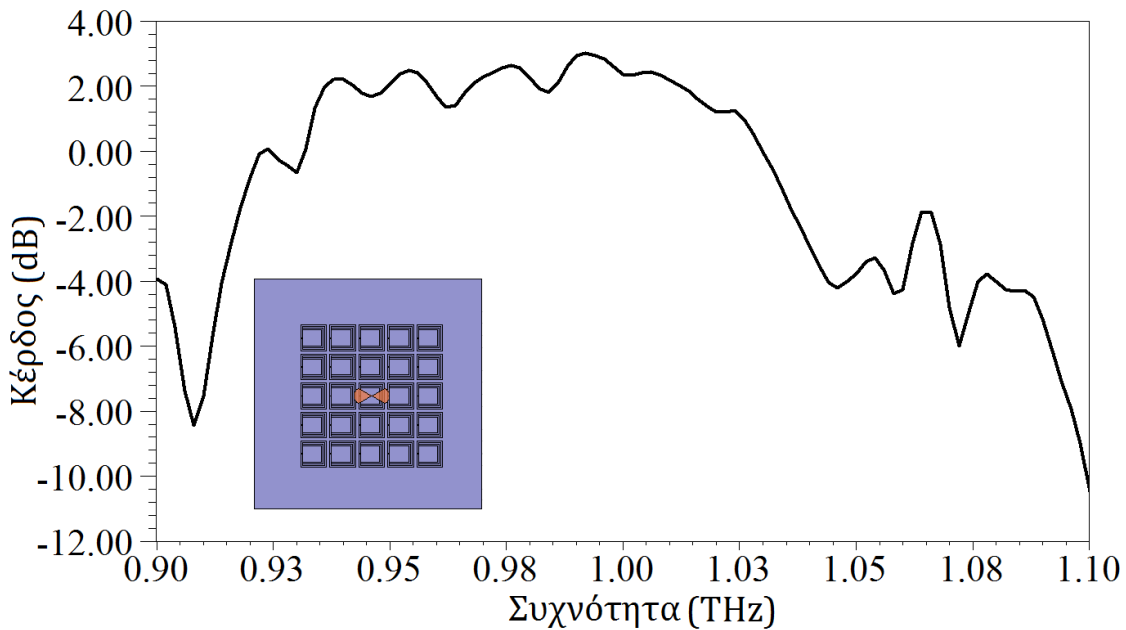


Σχήμα 6.7 Κατευθυντικό κέρδος στη διεύθυνση ($\theta=0^\circ, \varphi=0^\circ$) για συχνότητες από 900 GHz έως 1100 GHz της παπιγιόν κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου με τυπωμένη μήτρα 5x5 SRRs.



Σχήμα 6.8 α. Συντελεστής ανάκλασης για συχνότητες από 900 GHz έως 1100 GHz, β. διάγραμμα ακτινοβολίας στο επίπεδο $\phi=0^\circ$ και γ . τρισδιάστατα διαγράμματα ακτινοβολίας του E-πεδίου και του κέρδους στα 944 GHz της παπιγιόν κεραιάς σε υπόστρωμα πυριτίου με μήτρα 5×5 SRRs.

6.3.3 Παπιγιόν επίπεδη κεραία σε υπόστρωμα με τυπωμένη μήτρα 5x5 SRRs σε εμφωλευμένη δομή (nested structure)

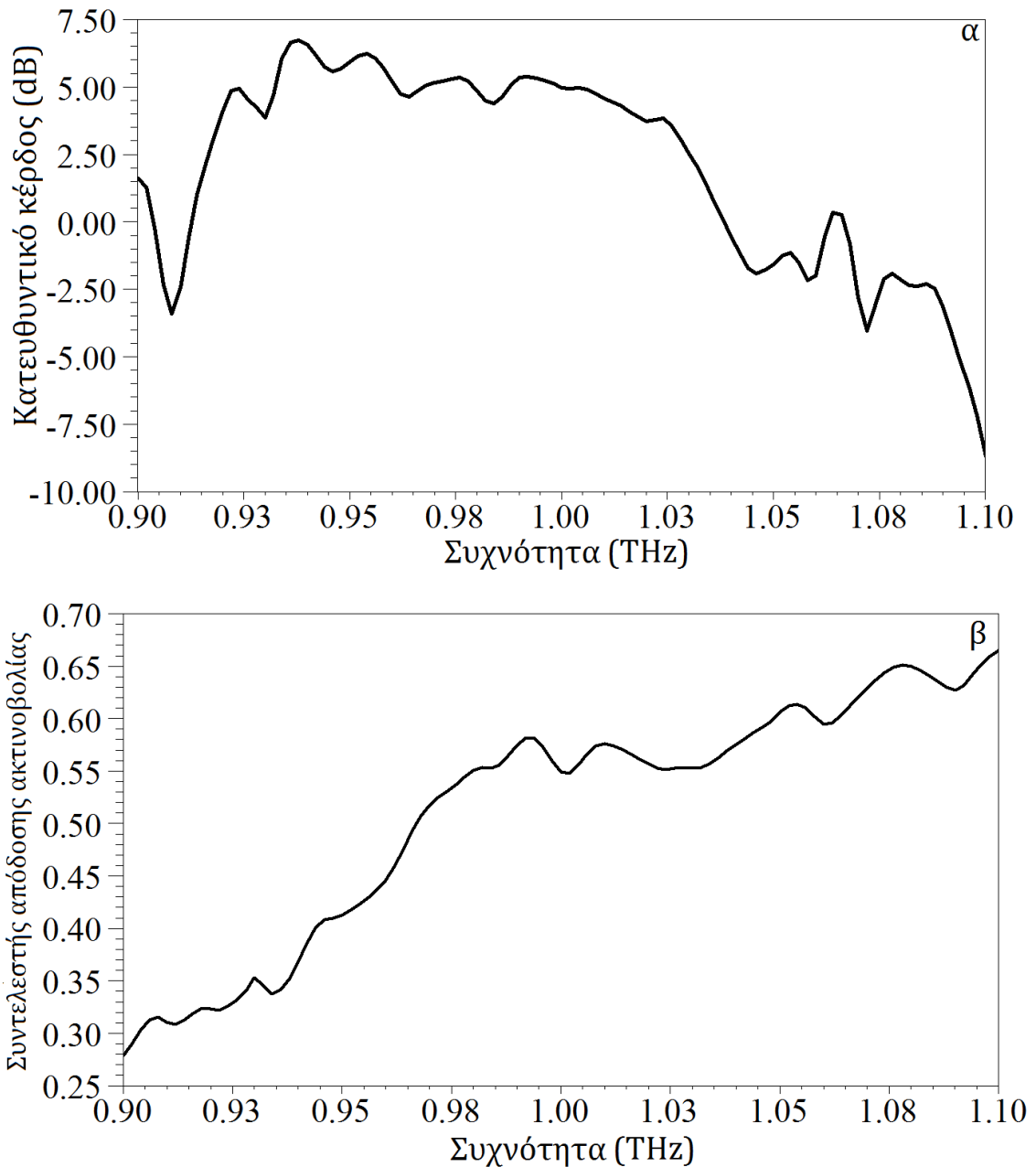


Σχήμα 6.9 Το κέρδος της παπιγιόν κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου με τυπωμένη μήτρα 5x5 SRRs σε εμφωλευμένη δομή (nested structure) για συχνότητες από 900 GHz έως 1100 GHz.

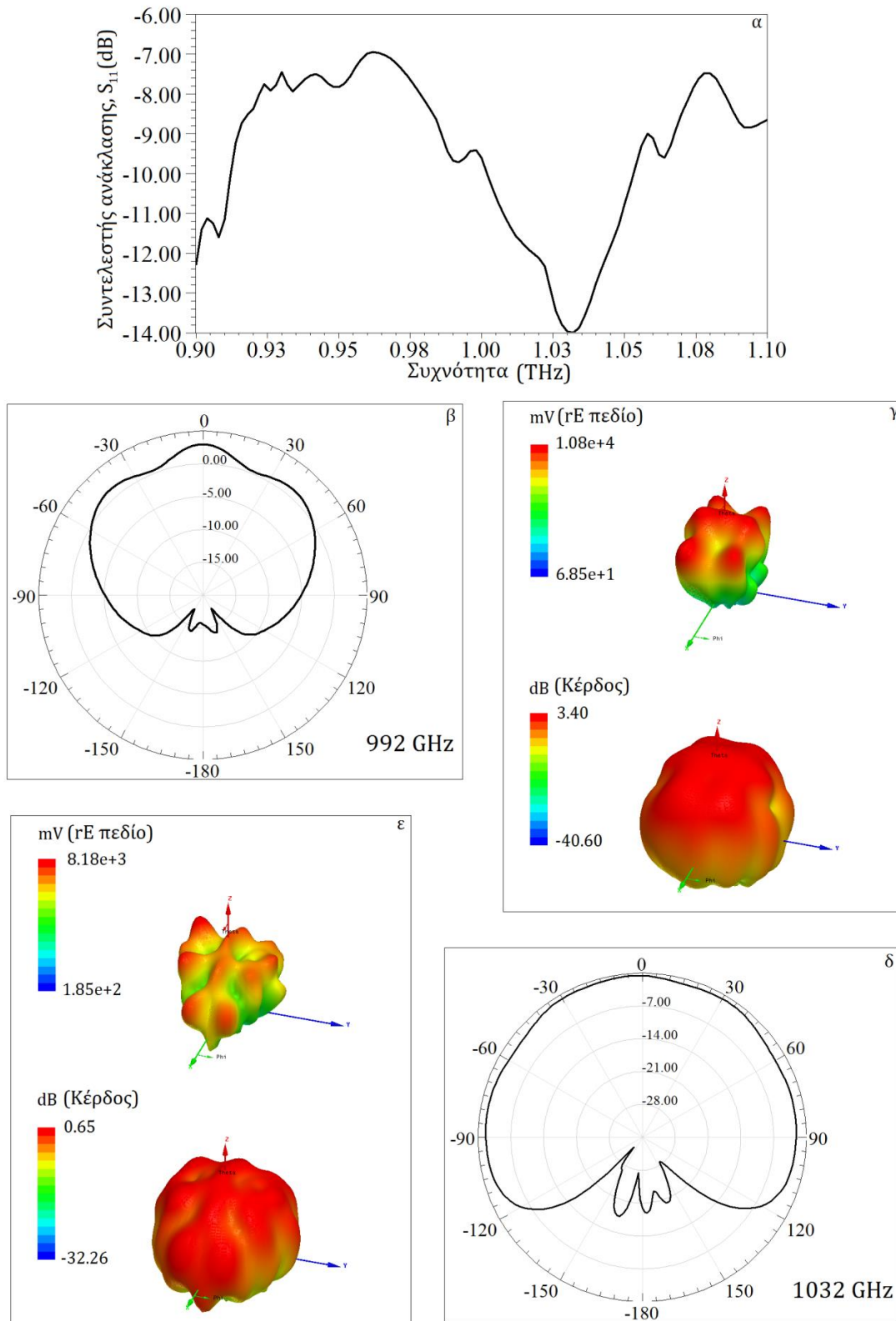
Η απόδοση της παπιγιόν κεραίας εξετάζεται σε υπόστρωμα με 5x5 SRRs σε εμφωλευμένη δομή (nested structure). Το κέρδος της κεραίας ξεπερνάει τα 2 dB για όλο το διάστημα από 950 GHz έως 1012 GHz, ενώ η κατευθυντικότητα της σε αυτό το διάστημα κυμαίνεται από 4.3 dB έως 6.3 dB. Ωστόσο, τη μέγιστη κατευθυντικότητά της, 6.64 dB, η κεραία την παρουσιάζει στα 936 GHz. Μέγιστη τιμή κέρδους, 3.0 dB, παρουσιάζεται στα 992 GHz (Σχήμα 6.11.β,γ), όπου η κατευθυντικότητα είναι 5.36 dB, ο συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας είναι 0.58 και παρουσιάζεται ο πρώτος συντονισμός της κεραίας με συντελεστή ανάκλασης -9.72 dB.

Σε εύρος συχνοτήτων 80 GHz, δηλαδή από 986 GHz μέχρι 1066 GHz, ο συντελεστής ανάκλασης S_{11} είναι χαμηλότερος από -9 dB. Πιο συγκεκριμένα, η ελάχιστη τιμή του συντελεστή ανάκλασης είναι -14 dB στα 1032 GHz. Το κέρδος και η κατευθυντικότητα σε αυτή τη συχνότητα (Σχήμα 6.11.δ,ε), ωστόσο, είναι περιορισμένα, με τιμές -0.56 dB και 2.01 dB, αντίστοιχα. Σε συχνότητα 1 THz ($S_{11} = -9.62$ dB), το κέρδος της κεραίας είναι 2.35 dB, η κατευθυντικότητά της είναι 4.96 dB και η απόδοση ακτινοβολίας 0.55.

Ο συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας της κεραίας είναι μικρός μέχρι τα 980 GHz, δηλαδή χαμηλότερα από το 50%. Στο υπόλοιπο εύρος συχνοτήτων, ωστόσο, κυμαίνεται από το 0.55 μέχρι το 0.65.

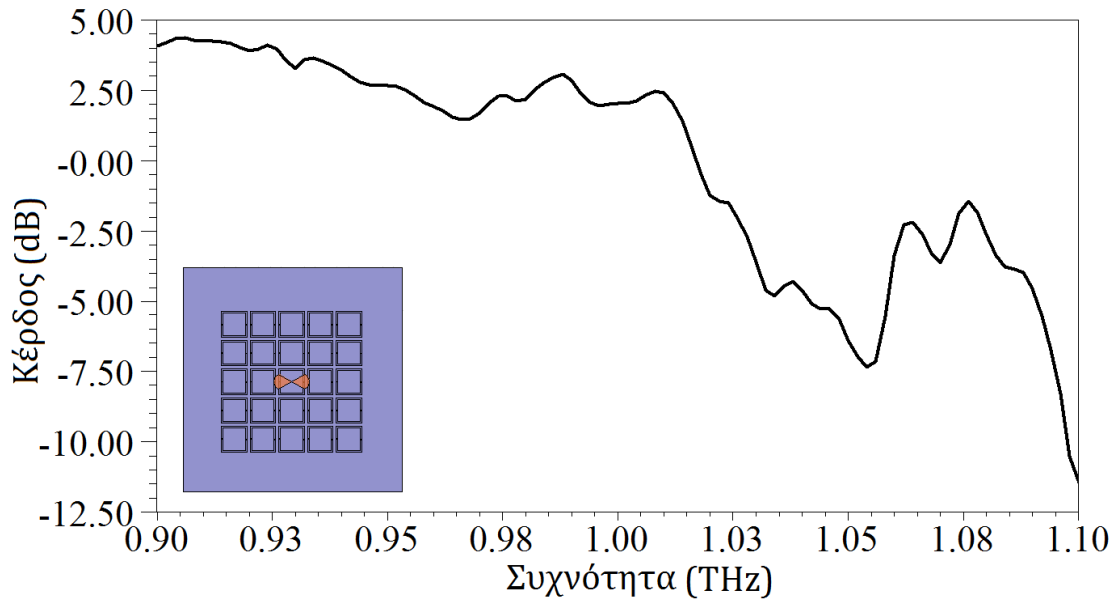


Σχήμα 6.10 α. Κατευθυντικό κέρδος στη διεύθυνση ($\theta=0^\circ, \varphi=0^\circ$) και β. συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας για συχνότητες από 900 GHz έως 1100 GHz της παπιγιόν κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου με τυπωμένη μήτρα 5x5 SRRs σε εμφωλευμένη δομή.



Σχήμα 6.11 α. Συντελεστής ανάκλασης για συχνότητες από 900 GHz έως 1100 GHz, β. διάγραμμα ακτινοβολίας στο επίπεδο $\phi=0^\circ$ και γ. τρισδιάστατα διαγράμματα ακτινοβολίας του E-πεδίου και του κέρδους στα 992 GHz και αντίστοιχα, δ. διάγραμμα ακτινοβολίας στο επίπεδο $\phi=0^\circ$ και ε. τρισδιάστατα διαγράμματα ακτινοβολίας του E-πεδίου και του κέρδους στα 1032 GHz της παπιγιόν κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου με μήτρα 5x5 SRRs σε εμφωλευμένη δομή.

6.3.4 Παπιγιόν επίπεδη κεραία σε υπόστρωμα με τυπωμένη μήτρα 5x5 SRRs με διπλό διάκενο (double SRRs)

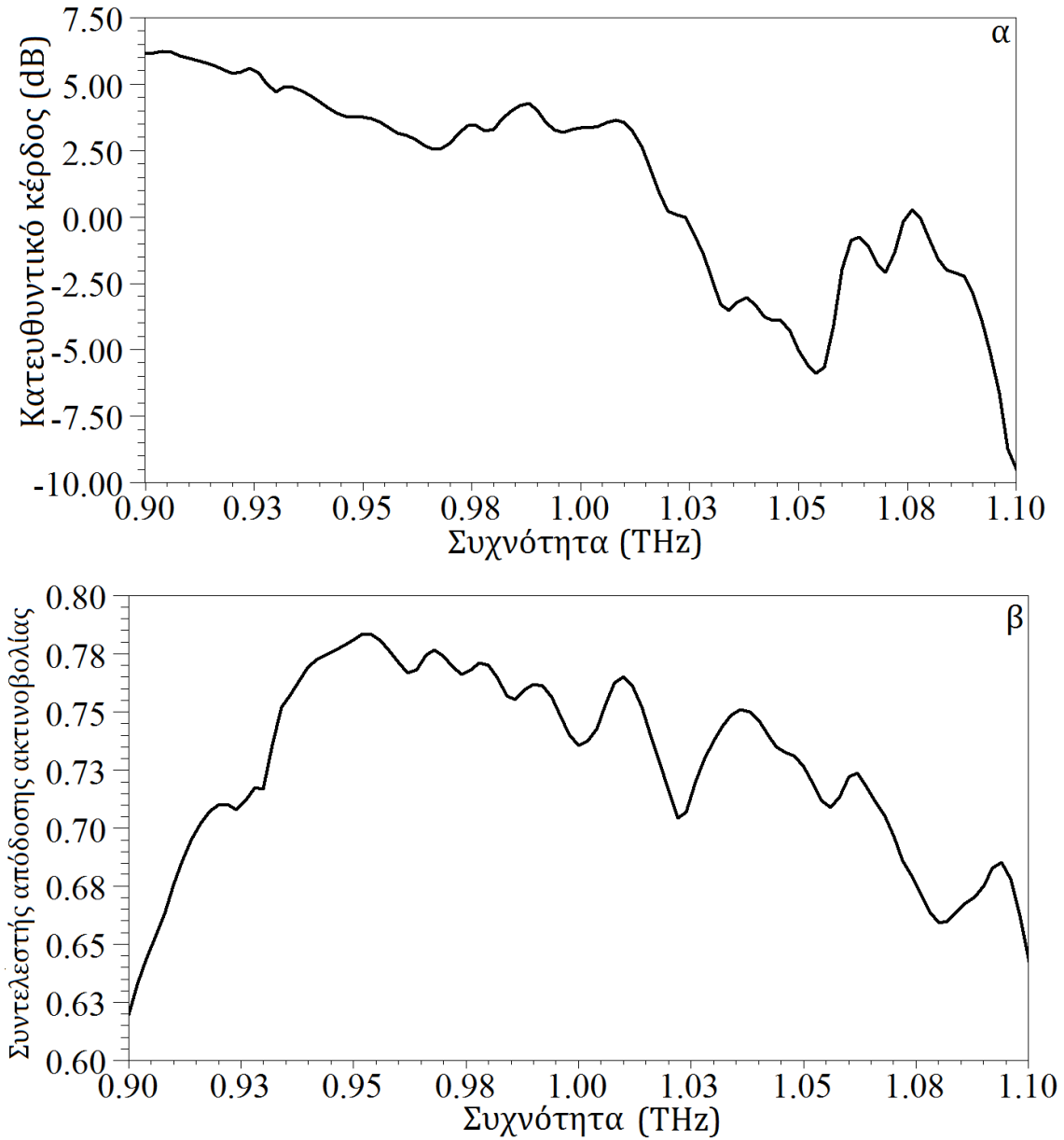


Σχήμα 6.12 Κέρδος της παπιγιόν κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου με τυπωμένη μήτρα 5x5 SRRs με διπλό διάκενο για συχνότητες από 900 GHz έως 1100 GHz.

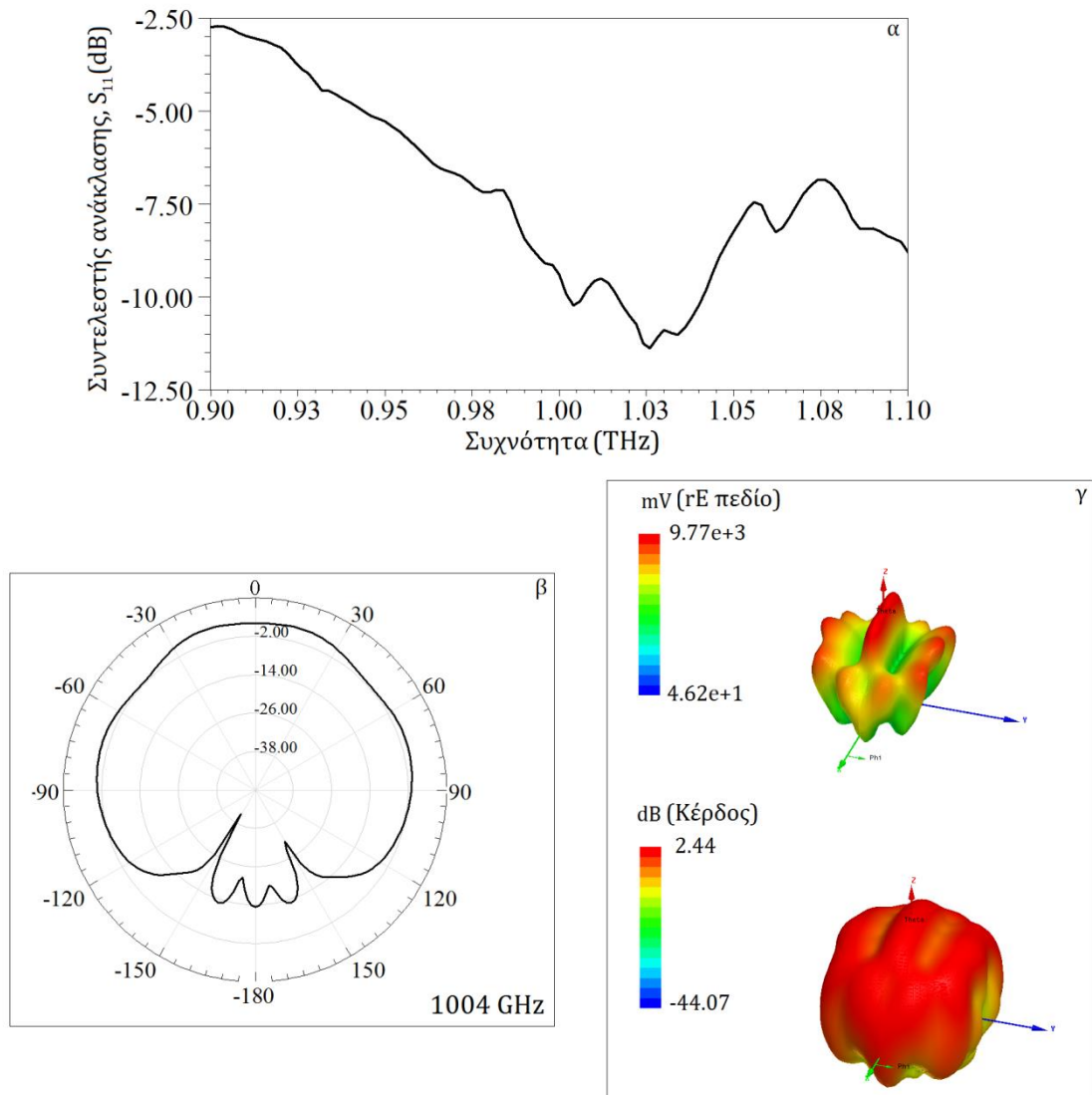
Η επίπεδη παπιγιόν κεραία σε υπόστρωμα με 5x5 SRRs με διπλό διάκενο παρουσιάζει κέρδος μεγαλύτερο από 1.5 dB στο διάστημα από 992 GHz έως 1046 GHz, ενώ συντελεστή ανάκλασης χαμηλότερο από -9 dB παρουσιάζει στο εύρος 900 GHz έως 1014 GHz. Στα 906 GHz, το κέρδος της κεραίας γίνεται μέγιστο, 4.35 dB, με κατευθυντικότητα 6.20 dB και συντελεστή απόδοσης 0.65. Ωστόσο, ο συντελεστής ανάκλασης σε αυτήν τη συχνότητα είναι μικρός. Αντίθετα, στα 988 GHz, το κέρδος είναι 3.07 dB, η κατευθυντικότητα είναι 4.27 dB, η απόδοση ακτινοβολίας 0.76 και ο συντελεστής ανάκλασης -8 dB.

Η κεραία παρουσιάζει συντονισμούς στη συχνότητα 1004 GHz ($S_{11} = -10.23$ dB) με κέρδος 2.13 dB, κατευθυντικότητα 3.42 dB και συντελεστή απόδοσης ακτινοβολίας 0.74 (Σχήμα 6.14) και στη συχνότητα 1026 GHz ($S_{11} = -11.38$ dB), όπου, όμως το κέρδος είναι -2.05 dB.

Σε συχνότητα 1 THz ($S_{11} = -9.42$ dB) η κεραία έχει κέρδος 2.03 dB, κατευθυντικότητα 3.36 dB και απόδοση ακτινοβολίας 0.74.



Σχήμα 6.13 α. Κατευθυντικό κέρδος στη διεύθυνση ($\theta=0^\circ, \varphi=0^\circ$) και β. συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας για συχνότητες από 900 GHz έως 1100 GHz της παπιγιόν κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου με τυπωμένη μήτρα 5×5 SRRs με διπλό διάκενο.



Σχήμα 6.14 α. Συντελεστής ανάκλασης για συχνότητες από 900 GHz έως 1100 GHz, β. διάγραμμα ακτινοβολίας στο επίπεδο $\phi=0^\circ$ και γ . τρισδιάστατα διαγράμματα ακτινοβολίας του E-πεδίου και του κέρδους στα 1004 GHz της παπιγιόν κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου με μήτρα 5×5 SRRs με διπλό διάκενο.

6.3.5 Σύγκριση αποτελεσμάτων για παπιγιόν κεραία σε υποστρώματα πυριτίου με διαφορετικούς τύπους SRRs

Τα αποτελέσματα δείχνουν ότι το υπόστρωμα με μήτρα μεταλλικών στοιχείων βελτιώνει τη συμπεριφορά της κεραίας σε συχνότητες γύρω από 1 THz. Ο συντελεστής ανάκλασης της κεραίας είναι αρκετά χαμηλότερος σε όλο το εύρος ζώνης, όταν χρησιμοποιείται υπόστρωμα από SRRs. Επίσης, η χρήση SRRs σε εμφωλευμένη δομή ενισχύουν σημαντικά την κατευθυντικότητα της κεραίας, η οποία φτάνει μέχρι 6.5 dB. Η κεραία με υπόστρωμα από μήτρα SRRs παρουσιάζει έναν αποτελεσματικό συνδυασμό υψηλού κέρδους και χαμηλού συντελεστή

ανάκλασης στο διάστημα 984 GHz με 1010 GHz (εύρος ζώνης 26 GHz). Ομοίως, η κεραία με SRRs σε εμφωλευμένη δομή παρουσιάζει κέρδος μεγαλύτερο από 2 dB και χαμηλό συντελεστή ανάκλασης στο διάστημα 986 GHz με 1012 GHz (εύρος ζώνης 26 GHz). Αντίστοιχα, η περιοχή αποτελεσματικής λειτουργίας της κεραίας σε υπόστρωμα με SRRs με διπλό διάκενο είναι από 992 GHz έως 1014 GHz (εύρος ζώνης 22 GHz), αλλά με μικρότερες τιμές κέρδους σε σχέση με τις δύο προηγούμενες κεραίες. Αντίθετα, ανάλογη περιοχή συχνοτήτων, η οποία συνδυάζει κέρδος και χαμηλό συντελεστή ανάκλασης, δεν υπάρχει για την απλή επίπεδη παπιγιόν κεραία.

Οι κεραίες σε υπόστρωμα με SRRs και με SRRs σε εμφωλευμένη δομή παρουσιάζουν τις υψηλότερες τιμές κέρδους και κατευθυντικότητας, αντίστοιχα. Ωστόσο, ο συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας στις κεραίες αυτές είναι αρκετά χαμηλός και κυμαίνεται από 0.70 έως 0.75 (SRRs) και από 0.55 έως 0.65 (SRRs nested structure) για τα πιο πάνω διαστήματα. Αντίθετα, η κεραία σε απλό υπόστρωμα πυριτίου παρουσιάζει υψηλό συντελεστή απόδοσης ακτινοβολίας σε όλο το εύρος συχνοτήτων που εξετάζεται. Η μείωση του συντελεστή απόδοσης οφείλεται στην αύξηση των μεταλλικών περιοχών της κεραίας με την εισαγωγή των SRRs στο υπόστρωμα, καθώς η αγωγιμότητα του χρυσού, με το οποίο μοντελοποιήθηκαν η κεραία, οι δακτύλιοι και το επίπεδο γείωσης, έχει χαμηλή τιμή στις THz συχνότητες.

Στον ΠΙΝΑΚΑΣ 6-I παρουσιάζονται οι ιδιότητες των υπό ανάλυση κεραίων στις συχνότητες, όπου συνδυάζονται το ενισχυμένος κέρδος της κεραίας με ικανοποιητικά χαμηλό συντελεστή ανάκλασης για σύγκριση των αποτελεσμάτων. Η μέγιστη τιμή του συντελεστή απόδοσης ακτινοβολίας επιτυγχάνεται από την κεραία σε απλό υπόστρωμα πυριτίου, ενώ η κεραία σε υπόστρωμα από 5x5 μήτρα SRRs παρουσιάζει μέγιστες τιμές κέρδους και κατευθυντικότητας. Η κεραία σε υπόστρωμα με 5x5 μήτρα SRRs σε εμφωλευμένη δομή παρουσιάζει τη χαμηλότερη τιμή του συντελεστή ανάκλασης. Τέλος, η κεραία σε υπόστρωμα με τυπωμένη μήτρα 5x5 SRRs με διπλό διάκενο παρουσιάζει τον βέλτιστο συνδυασμό κέρδους, συντελεστή ανάκλασης και συντελεστή απόδοσης στα 988 GHz.

ΠΙΝΑΚΑΣ 6-1 Σύγκριση των τεσσάρων διαφορετικών υποστρωμάτων για επίπεδη παπιγιόν THz κεραία. Έχουν επιλεγθεί οι συχνότητες για τις οποίες συνδυάζεται ικανοποιητική τιμή κέρδους και συντελεστή ανάκλασης.

τύπος υποστρώματος για την παπιγιόν επίπεδη THz κεραία	Συχνότητα (GHz)	Συντελεστής ανάκλασης, S11 (dB)	Κέρδος (dBi)	Κατευθυντικότητα (dB)	Συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας
απλό υπόστρωμα πυριτίου	986	-7.74	3.46	3.86	0.91
με τυπωμένη μήτρα 5x5 SRRs	988	-9.47	4.20	5.63	0.72
με τυπωμένη μήτρα 5x5 SRRs σε εμφωλευμένη δομή (nested structure)	992	-9.72	3.00	5.36	0.58
με τυπωμένη μήτρα 5x5 SRRs διπλού δάκενου (double SRRs)	988	-8.00	3.07	4.27	0.76

6.4 Τετραγωνική επίπεδη κεραία (rectangular antenna) για THz συχνότητες

Ο δεύτερος τύπος κεραίας που εξετάζεται είναι μία απλή τετραγωνική επίπεδη κεραία. Ανήκει στις κεραίες μικροταινίας, των οποίων το κυριότερο πλεονέκτημα είναι ο απλός και εύκολος σχεδιασμός.

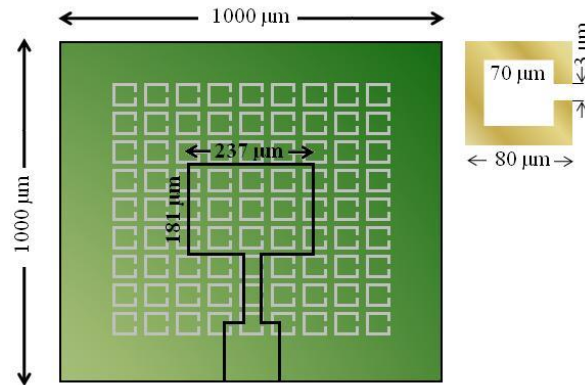
Ωστόσο, στα μειονεκτήματα συμπεριλαμβάνονται, εκτός από την απώλεια ακτινοβολούμενης ισχύος σε κύματα επιφανείας και κρουστικά κύματα στη διεπαφή διηλεκτρικού – αέρα που έχει ήδη αναφερθεί, το περιορισμένο εύρος ζώνης και η ανεπιθύμητη ακτινοβολή από σημεία τροφοδοσίας. Στην περίπτωση που η κεραία θα χρησιμοποιηθεί σε συνδυασμό με μήτρα SRRs, το μικρό εύρος ζώνης δεν αποτελεί σημαντικό περιορισμό, καθώς το εύρος συχνοτήτων συντονισμού των δακτυλίων είναι ήδη περιορισμένο.

Δύο ακόμα μειονεκτήματα που χαρακτηρίζουν τις κεραίες μικροταινίας στην περιοχή των ραδιοσυχνοτήτων και των μικροκυμάτων είναι η χαμηλή μέγιστη ισχύς και κέρδος που περιορίζεται στα 5-6 dB. Η συμπεριφορά των κεραιών αυτών σε THz συχνότητες δεν έχει αναλυθεί πλήρως και στη

βιβλιογραφία οι τιμές κέρδους που καταγράφονται για τετραγωνικές κεραίες μικροταινίας είναι της τάξης 3-7 dB για συχνότητες μέχρι 1 THz [109]–[112].

6.4.1 Γεωμετρικές Διαστάσεις

Οι διαστάσεις της τετραγωνικής κεραίας φαίνονται στο Σχήμα 6.15: 181 μm μήκος και 237 μm πλάτος.



Σχήμα 6.15 Γεωμετρικές διαστάσεις της τετραγωνικής κεραίας και του κάθε συντονιστή δακτυλίου με διάκενο της 9x9 μήτρας του υποστρώματος

6.4.2 Υπόστρωμα

Το υπόστρωμα της κεραίας έχει επιφάνεια 1000 μm x 1000 μm και ύψος 70 μm . Ομοίως με την παπιγιόν επίπεδη κεραία, αρχικά θα εξεταστεί η επίδοση της κεραίας πάνω σε υπόστρωμα πυριτίου χωρίς SRRs. Στη συνέχεια, θα χρησιμοποιηθεί μία μήτρα 9x9 SRRs, η οποία είναι τυπωμένη στο κατώτερο επίπεδο του υποστρώματος με πάχος 40 μm , ενώ ακριβώς επάνω του θα εφάπτεται η ανώτερη στρώση του πυριτίου με πάχος 30 μm . Οι διαστάσεις του κάθε δακτυλίου στη μήτρα φαίνονται στο Σχήμα 6.15, ενώ το διάκενο είναι κάθετο στη διεύθυνση του ηλεκτρικού πεδίου, E, της κεραίας.

6.4.3 Τροφοδοσία

Η τετραγωνική κεραία τροφοδοτείται από επίπεδη γραμμή τροφοδοσίας/μικροταινία στο κέντρο της. Το επίπεδο γείωσης (ground plane) βρίσκεται στην «πλάτη» του υποστρώματος καλύπτοντας ολόκληρη την επιφάνεια, όπως και στην κεραία παπιγιόν.

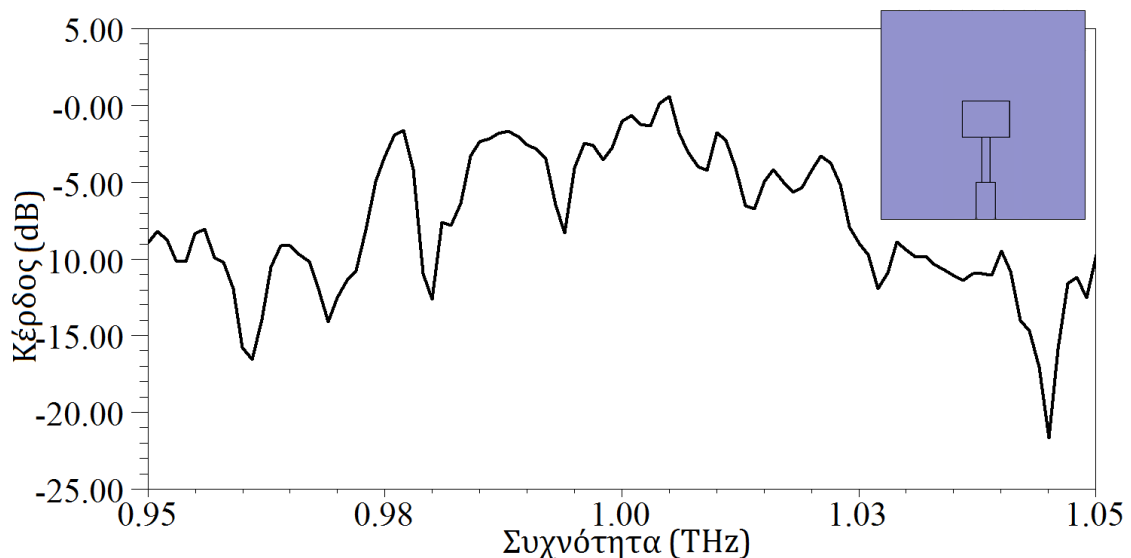
6.5 Αποτελέσματα προσομοίωσης τετραγωνικών επίπεδων κεραιών για THz συχνότητες

Τα σχέδια των δύο κεραιών, τετραγωνικής κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου και σε υπόστρωμα με τυπωμένη μήτρα 9x9 SRRs, προσομοιώθηκαν με λογισμικό το ηλεκτρομαγνητικής προσομοίωσης HFSS από την ANSYS [180]. Η προσομοίωση πραγματοποιήθηκε σε εύρος ζώνης 100 GHz με κεντρική συχνότητα 1 THz.

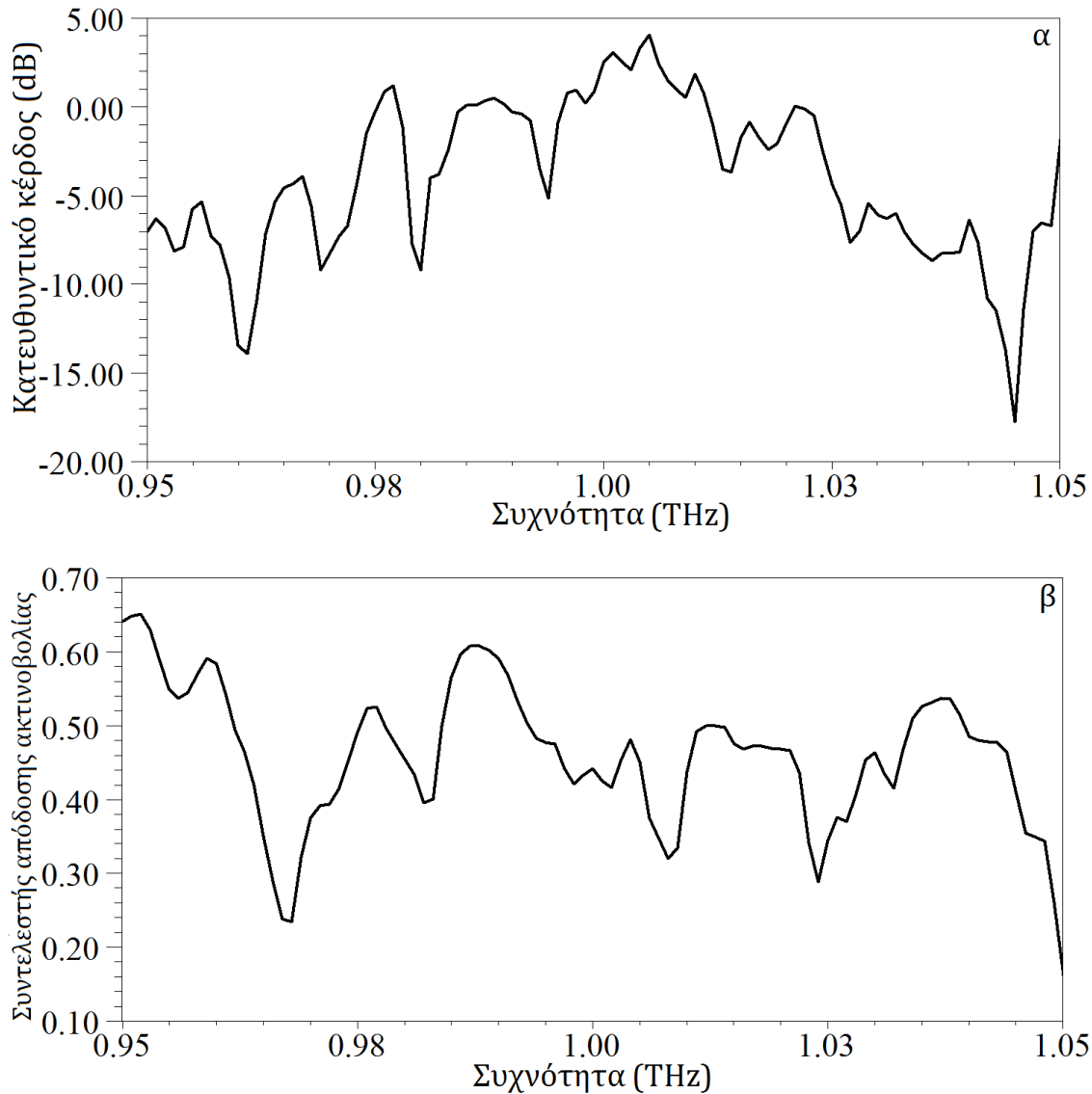
Στις δύο επόμενες υποπαραγράφους παρουσιάζονται τα διαγράμματα κέρδους, κατευθυντικού κέρδους, του συντελεστή απόδοσης ακτινοβολίας των κεραιών στη διεύθυνση $\varphi=0^\circ$, $\theta=0^\circ$, δηλαδή στην κάθετη ευθεία που διέρχεται από το κέντρο της κεραίας, και του συντελεστή ανάκλασης για εύρος συχνοτήτων από 950 GHz έως 1050 GHz.

Επιπλέον, απεικονίζονται τα διαγράμματα ακτινοβολίας για $\varphi=0^\circ$ και τα τρισδιάστατα διαγράμματα ακτινοβολίας για τη συχνότητα, όπου συνδυάζεται το υψηλό κέρδος με τον χαμηλό συντελεστή ανάκλασης.

6.5.1 Τετραγωνική επίπεδη κεραία σε υπόστρωμα πυριτίου



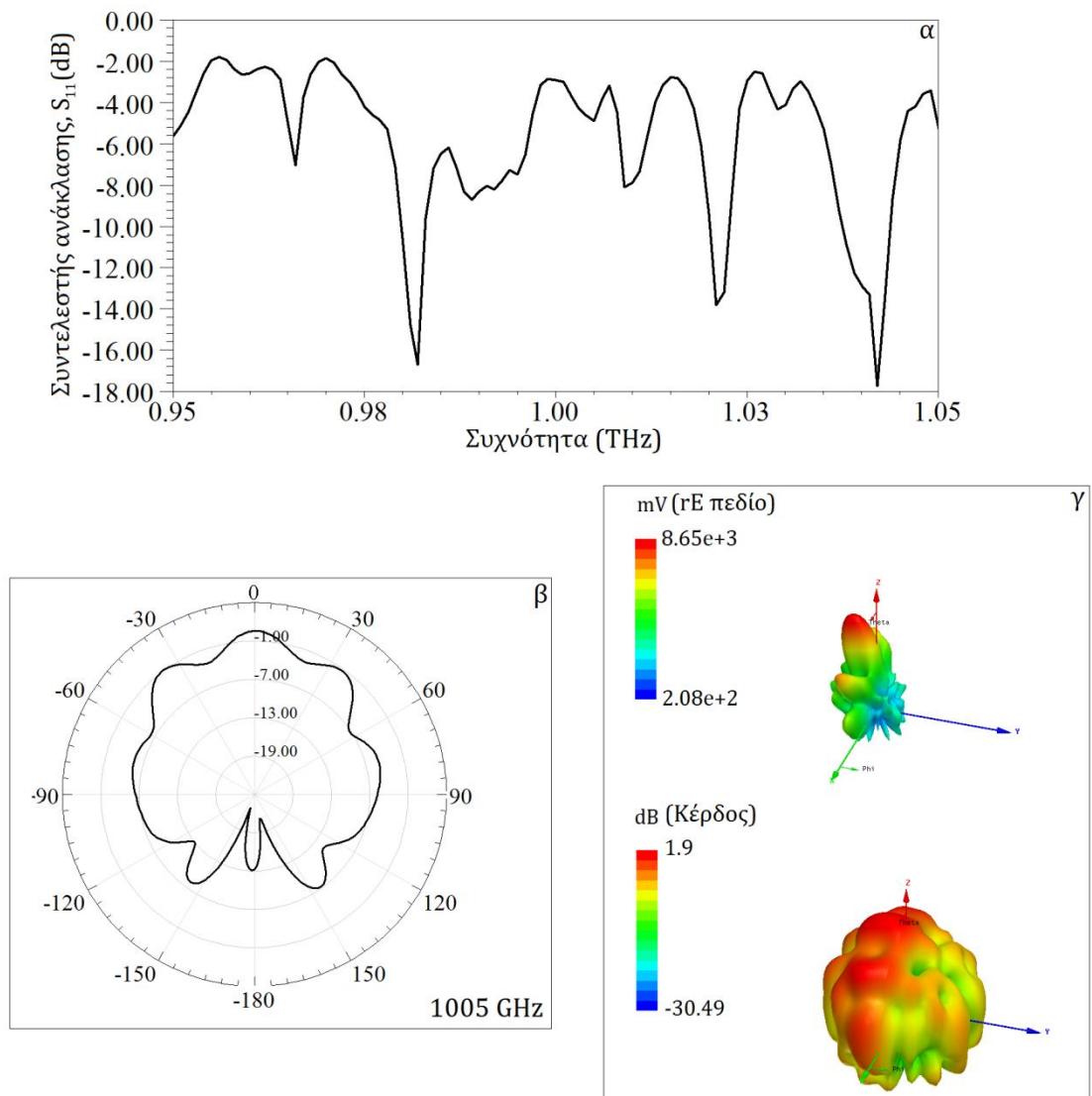
Σχήμα 6.16 Κέρδος τετραγωνικής κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου χωρίς μεταλλικά στοιχεία για συχνότητες από 950 GHz έως 1050 GHz.



Σχήμα 6.17 α. Κατευθυντικό κέρδος στη διεύθυνση ($\theta=0^\circ, \varphi=0^\circ$) και β. συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας για συχνότητες από 950 GHz έως 1050 GHz της τετραγωνικής κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου χωρίς μεταλλικά στοιχεία.

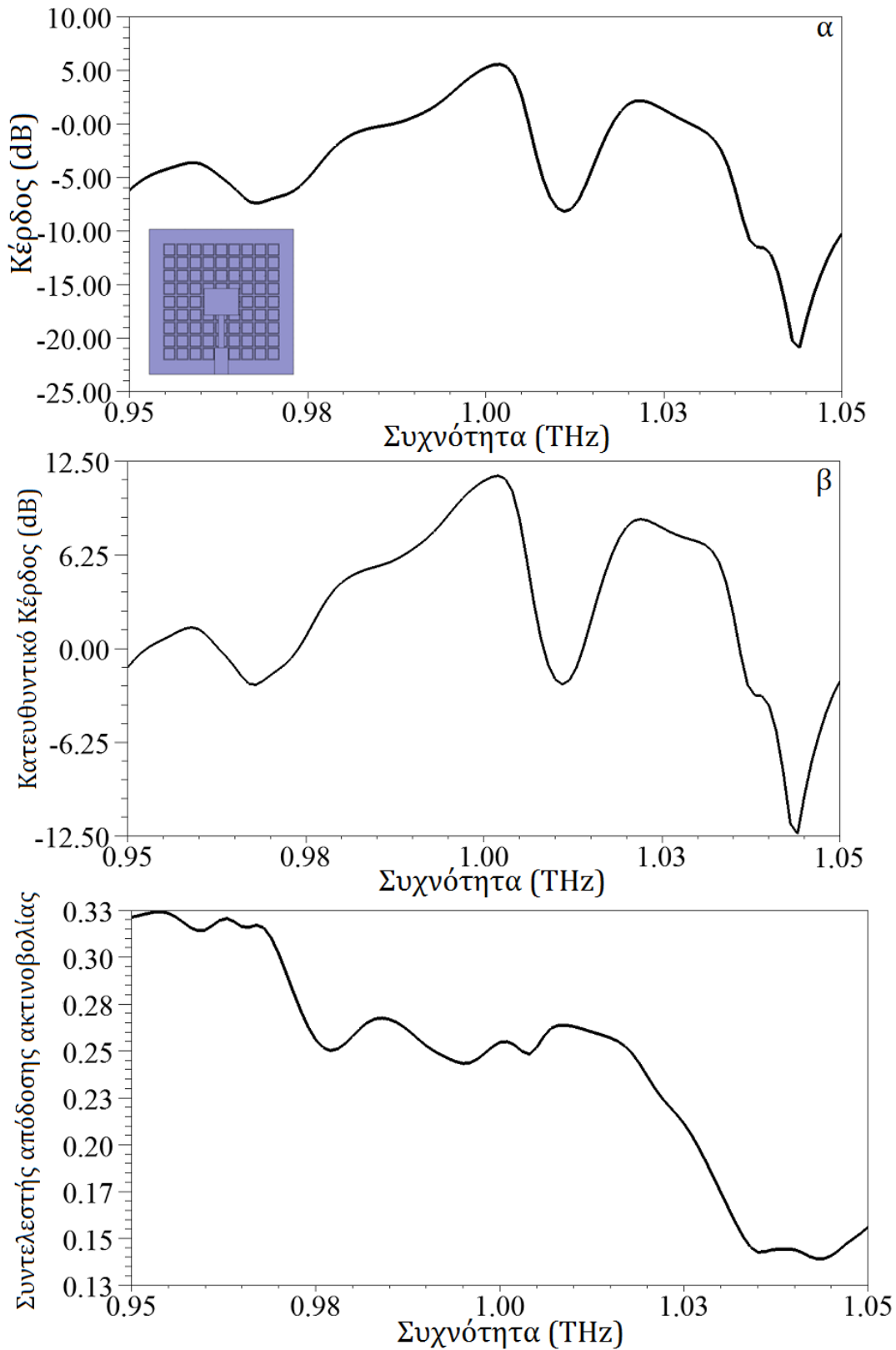
Η τετραγωνική κεραία που σχεδιάστηκε σε υπόστρωμα πυριτίου παρουσιάζει διάφορους συντονισμούς στο εύρος συχνοτήτων των 100 GHz με αρκετά χαμηλό συντελεστή ανάκλασης: στα 966 GHz ($S_{11}=-9.58$ dB), στα 983 GHz ($S_{11}=-21.81$ dB), στα 992 GHz ($S_{11}=-13.05$ dB), στα 1009 GHz ($S_{11}=-13.03$ dB), στα 1021 GHz ($S_{11}=-26.24$ dB) και στα 1041 GHz ($S_{11}=-22.01$ dB). Ωστόσο, το κέρδος της κεραίας είναι εξαιρετικά περιορισμένο, χαμηλότερο από 2 dB. Επιπλέον, το κέρδος και το κατευθυντικό κέρδος της κεραίας μεγιστοποιείται σε κάθε συχνότητα σε διεύθυνση διαφορετική από τη ($\theta=0^\circ, \varphi=0^\circ$), δηλαδή, η διεύθυνση του κύριου λοβού της κεραίας διαφοροποιείται με τη συχνότητα.

Σε συχνότητα 1005 GHz, η κεραία παρουσιάζει κέρδος 1.9 dB και κατευθυντικό κέρδος 5.53 dB στη διεύθυνση ($\theta=12^\circ, \varphi=265^\circ$) (Σχήμα 6.18.β) και συντελεστή ανάκλασης -7.13 dB. Ενώ στην κεντρική συχνότητα, 1 THz, το κέρδος μεγιστοποιείται στη διεύθυνση ($\theta=58^\circ, \varphi=230^\circ$), όπου η κατευθυντικότητα της κεραίας είναι 4.98 dB και ο συντελεστής ανάκλασης -4.53 dB. Ο συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας παρουσιάζει μεγάλες διακυμάνσεις με τιμές από 20% έως 65%.



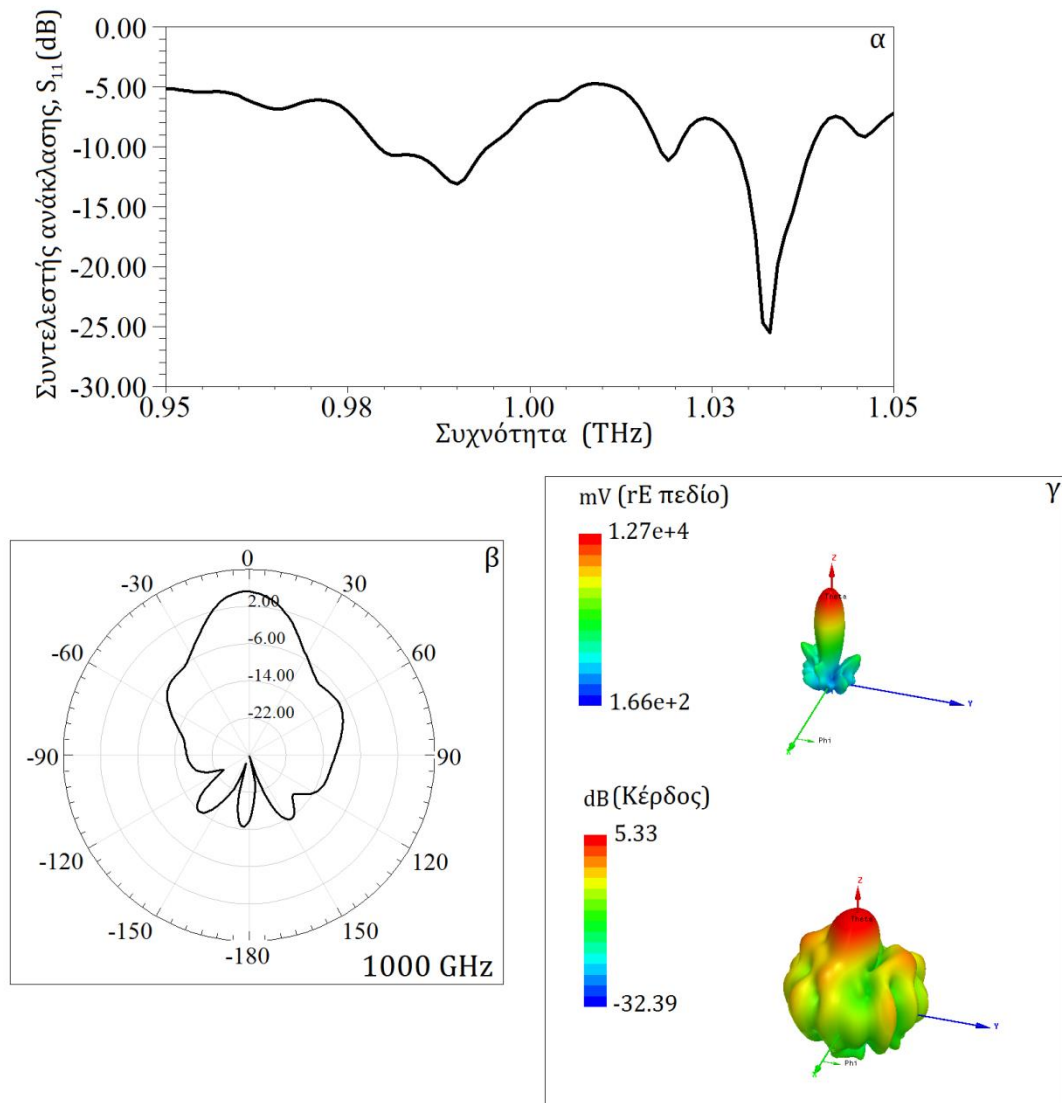
Σχήμα 6.18 α. Συντελεστής ανάκλασης για συχνότητες από 950 GHz έως 1050 GHz, β. διάγραμμα ακτινοβολίας στο επίπεδο $\varphi=0^\circ$ και γ. τρισδιάστατα διαγράμματα ακτινοβολίας του E-πεδίου και του κέρδους στα 1005 GHz της τετραγωνικής κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου χωρίς μεταλλικά στοιχεία.

6.5.2 Τετραγωνική επίπεδη κεραία σε υπόστρωμα πυριτίου με μήτρα 9x9 SRRs



Σχήμα 6.19 α. Κέρδος, β. κατευθυντικό κέρδος στη διεύθυνση ($\theta=0^\circ$, $\phi=0^\circ$) και γ. συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας της τετραγωνικής κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου με τυπωμένη μήτρα 9x9 SRRs για συχνότητες από 950 GHz έως 1050 GHz.

Η τετραγωνική κεραία τοποθετείται σε υπόστρωμα με τυπωμένη μήτρα από 9x9 SRRs. Ο συντελεστής ανάκλασης της κεραίας είναι χαμηλότερος από -5 dB (Σχήμα 6.20.α) στο εύρος συχνοτήτων που εξετάζεται, και παρουσιάζει συντονισμούς στις συχνότητες 990 GHz ($S_{11} = -13.14$ dB), 1020 GHz ($S_{11} = -10.55$ dB) και 1033 GHz ($S_{11} = -25.53$ dB). Στα 1020 GHz, επιπλέον, το κέρδος είναι 2.14 dB και η κατευθυντικότητα της 8.54 dB. Επίσης, η κεραία παρουσιάζει κέρδος μεγαλύτερο από 1.7 dB για διάστημα συχνοτήτων από 993 GHz έως 1006 GHz.



Σχήμα 6.20 α. Συντελεστής ανάκλασης για συχνότητες από 950 GHz έως 1050 GHz, β. διάγραμμα ακτινοβολίας στο επίπεδο $\varphi=0^\circ$ και γ. τρισδιάστατα διαγράμματα ακτινοβολίας του E-πεδίου και του κέρδους στα 1000 GHz της τετραγωνικής κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου με μήτρα 9x9 SRRs.

Η κατευθυντικότητα είναι σημαντικά ενισχυμένη και ο κύριος λοβός ακτινοβολίας έχει διεύθυνση κάθετη στην επιφάνεια της κεραίας ($\theta=0^\circ$, $\varphi=0^\circ$). Σε

συχνότητα 1 THz, το κέρδος της κεραίας είναι 5.3 dB, η κατευθυντικότητα της είναι 11.18 dB και ο συντελεστής ανάκλασης -6.84 dB. Οι δακτύλιοι από χρυσό, ωστόσο, μειώνουν σε μεγάλο βαθμό τον συντελεστή απόδοσης ακτινοβολίας, ο οποίος κυμαίνεται γύρω από το 25% σε συχνότητες από 980 GHz έως 1020 GHz.

6.5.3 Σύγκριση αποτελεσμάτων τετραγωνικής κεραίας σε απλό υπόστρωμα και υπόστρωμα με 9x9 μήτρα από SRRs

Η εισαγωγή των μεταλλικών κυκλικών συντονιστών (SRRs) στο υπόστρωμα από πυρίτιο της τετραγωνικής κεραίας βελτιώνει σε σημαντικό βαθμό την επίδοση της κεραίας σε εύρος συχνοτήτων από 950 GHz έως 1050 GHz. Η τετραγωνική επίπεδη κεραία είναι κεραία στενού εύρους ζώνης. Συνεπώς, η χρήση SRRs δεν επηρεάζει αρνητικά το εύρος λειτουργίας της κεραίας. Αντίθετα, τα αποτελέσματα δείχνουν ότι ο συντελεστής ανάκλασης είναι σταθερά χαμηλότερος από -5 dB σε όλο το εύρος, ενώ για την κεραία σε απλό διηλεκτρικό υπόστρωμα, παρά ορισμένους βαθείς συντονισμούς, ο συντελεστής ανάκλασης είναι κοντά στα -2 dB.

Επίσης, οι δακτύλιοι ενισχύουν σε πολύ μεγάλο βαθμό το κέρδος και την κατευθυντικότητα της κεραίας. Σε συχνότητα 1002 GHz, η τετραγωνική κεραία με SRRs παρουσιάζει πολύ υψηλή κατευθυντικότητα που φτάνει στα 11.52 dB. Επιπλέον, ο κύριος λοβός της κεραίας έχει σταθερή διεύθυνση, κάθετη στο επίπεδο της κεραίας, για όλες τις συχνότητες που εξετάζονται. Αντίθετα, στην αρχική τετραγωνική κεραία ο κύριος λοβός είναι μετατοπισμένος κατά διάφορες γωνίες ανάλογα με τη συχνότητα. Ωστόσο, στην κεραία με SRRs μειώνεται 20% με 30% ο συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας εξαιτίας της χαμηλής αγωγιμότητας των δακτυλίων από χρυσό.

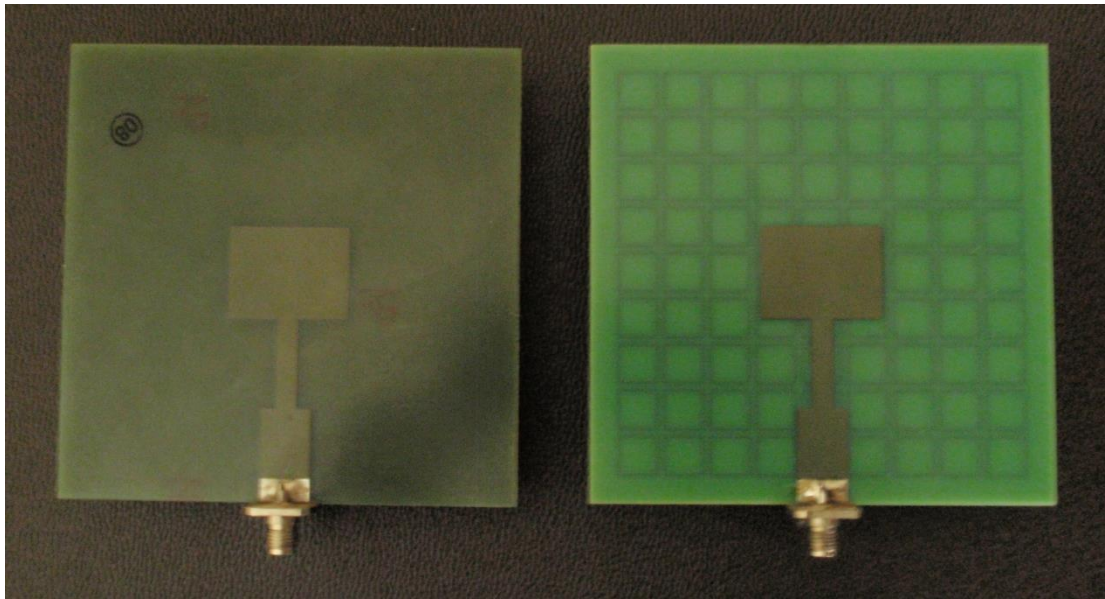
6.6 Κατασκευή και μέτρηση τετραγωνικής κεραίας σε κλίμακα

Στη συνέχεια, η επίπεδη τετραγωνική THz κεραία σε απλό υπόστρωμα και η κεραία σε υπόστρωμα με τυπωμένη μήτρα από 9x9 SRRs σχεδιάζονται σε κλίμακα (x100) για να κατασκευαστούν και μετρηθούν στα μικροκύματα. Με αυτόν τον τρόπο, η επίδραση που έχει η 9x9 μήτρα από SRRs στην απόδοση της τετραγωνικής επίπεδης κεραίας ελέγχεται στα 10 GHz, όπου η κατασκευή και η

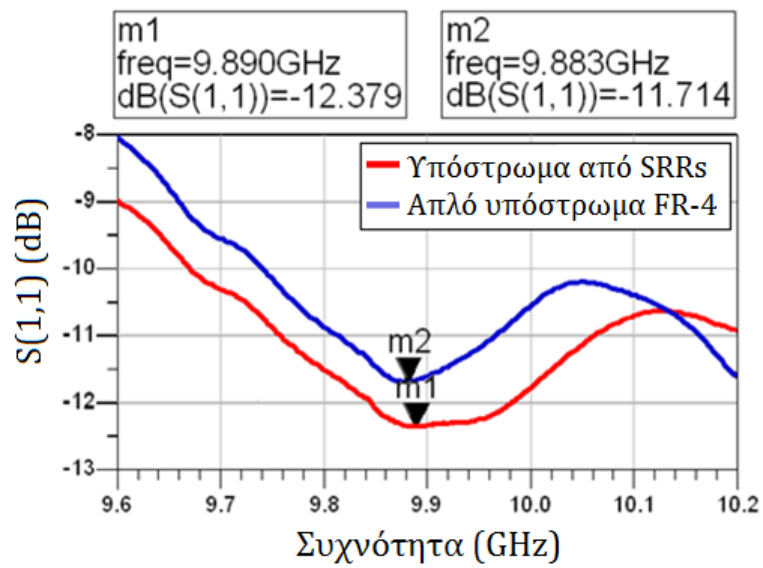
μέτρηση της κεραίας αποτελεί πιο απλή διαδικασία. Ο σχεδιασμός των κεραϊών στις μικροκυματικές συχνότητες βασίστηκε στην ιδέα να διατηρηθούν οι συνθήκες που ισχύουν στις THz συχνότητες στο βαθμό που αυτό είναι δυνατό.

Για την εκτύπωση των μεταλλικών στοιχείων των κεραϊών (η τετραγωνική κεραία, το αγώγιμο επίπεδο και τα SRRs) χρησιμοποιήθηκε χαλκός. Η χρήση του χρυσού στην περιοχή των μικροκυμάτων αποτελεί δαπανηρή λύση, ενώ παρουσιάζει μικρότερη τιμή αγωγιμότητας από το χαλκό. Από την άλλη πλευρά, το υπόστρωμα θα πρέπει να παρουσιάζει υψηλή τιμή διηλεκτρικής σταθεράς, όπως συμβαίνει με συνήθη διηλεκτρικά στα THz (πυρίτιο, GaAs κ.α.). Οπότε, για το υπόστρωμα επιλέχθηκε FR4, του οποίου η τιμή της σχετικής διηλεκτρικής επιτρεπτότητας είναι σχετικά υψηλή αλλά και πολύ δύσκολο να προβλεφθεί για συχνότητες πάνω από 5 GHz και κυμαίνεται από 3.9 μέχρι 4.7 [188].

Οι κεραίες φαίνονται στο Σχήμα 6.21: η επίπεδη τετραγωνική κεραία σε υπόστρωμα FR4 χωρίς μεταλλικά στοιχεία (αριστερά) και η αντίστοιχη κεραία με υπόστρωμα 9x9 SRRs (δεξιά). Η μέτρηση του συντελεστή ανάκλασης των κεραϊών στα 10 GHz πραγματοποιήθηκε με τη χρήση ενός network analyzer. Τα αποτελέσματα της μέτρησης φαίνονται στο Σχήμα 6.22, όπου η κεραία χωρίς μεταλλικά στοιχεία συντονίζεται στα 9.883 GHz με συντελεστή ανάκλασης -11.71 dB, ενώ η κεραία με SRRs συντονίζεται στα 9.89 GHz με συντελεστή ανάκλασης -12.38 dB. Όπως φαίνεται, η εισαγωγή της μήτρας 9x9 SRRs βελτιώνει τον συντελεστή ανάκλασης σχεδόν 1 dB. Επίσης, η δεύτερη κεραία, εκτός από μικρότερο συντελεστή ανάκλασης σχεδόν σε ολόκληρο το διάστημα μέτρησης από την κεραία χωρίς μεταλλικά στοιχεία, παρουσιάζει χαμηλό συντελεστή ανάκλασης για το διάστημα από 9.87 GHz μέχρι 9.95 GHz. Η θετική επίδραση των SRRs στην τετραγωνική κεραία που παρατηρείται στην περιοχή των μικροκυμάτων αναμένεται να είναι εντονότερη στα THz, όπου υπάρχει μεγαλύτερη ακτινοβολή προς το υπόστρωμα με τη μορφή επιφανειακών και κρουστικών κυμάτων.



Σχήμα 6.21 Η τετραγωνική επίπεδη κεραία σε υπόστρωμα FR4 (αριστερά) και η επίπεδη τετραγωνική κεραία σε υπόστρωμα με μήτρα 9x9 SRRs (δεξιά) για λειτουργία στα 10 GHz.



Σχήμα 6.22 Συντελεστή ανάκλασης επίπεδης τετραγωνικής κεραίας χωρίς μεταλλικά στοιχεία (μπλε γραμμή) και τετραγωνικής κεραίας σε υπόστρωμα με μήτρα 9x9 SRRs (κόκκινη γραμμή).

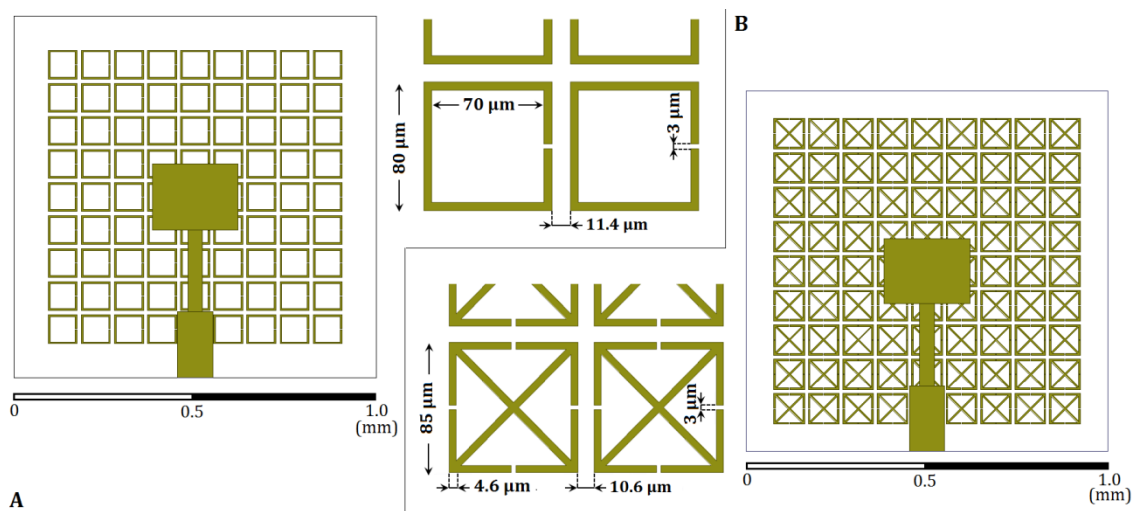
6.7 Βελτίωση του υποστρώματος με τυπωμένα μεταλλικά στοιχεία για THz επίπεδες κεραίες

Στη συνέχεια, μελετώνται υποστρώματα με διαφορετικού τύπου SRRs, των οποίων η συμπεριφορά ελέγχεται ως υποστρώματα της τετραγωνικής επίπεδης κεραίας που παρουσιάστηκε στην προηγούμενη παράγραφο. Αρχικά, η κεραία τοποθετείται πάνω σε υπόστρωμα με μήτρα από SRRs «κλασσικού» τύπου ή σταθερών διαστάσεων, δηλαδή όλα τα στοιχεία της μήτρας έχουν ίσες διαστάσεις. Στη συνέχεια, σχεδιάζονται υποστρώματα με μήτρα από SRRs, των οποίων οι διαστάσεις διαφοροποιούνται ανάλογα με τη θέση τους μέσα στη μήτρα. Πιο συγκεκριμένα, θεωρώντας ότι ο κεντρικός δακτύλιος της μήτρας έχει τις μεγαλύτερες διαστάσεις, οι διαστάσεις των υπόλοιπων δακτυλίων θα μειώνονται ανάλογα με την απόστασή τους από τον κεντρικό συντονιστή δακτυλίου με διάκενο καταλήγοντας στην περιφέρεια της μήτρας, όπου θα βρίσκονται οι πιο μικροί δακτύλιοι. Για αυτό το λόγο, η πρώτη κατηγορία θα ονομάζεται «SRRs σταθερών διαστάσεων» και η δεύτερη κατηγορία «SRRs μειούμενων διαστάσεων».

Το υπόστρωμα συνολικού πάχους 70 μm , όπως και στις προηγούμενες παραγράφους, θεωρείται κατασκευασμένο από πυρίτιο ($\epsilon_r=11.9$ σε THz συχνότητες). Σε αυτήν τη μοντελοποίηση, όμως, οι απώλειες του διηλεκτρικού δε θεωρούνται αμελητέες και λαμβάνεται συντελεστής απορρόφησης $\tan\delta=0.005$ για το υπόστρωμα πυριτίου. Το κατώτερο επίπεδο του υποστρώματος έχει πάχος 40 μm , στου οποίου την άνω επιφάνεια σχεδιάζεται η μήτρα από τα SRRs και στην οπίσθια επιφάνεια το επίπεδο γείωσης. Ενώ, η δεύτερη στρώση του πυριτίου έχει πάχος 30 μm και στην επιφάνειά του σχεδιάζεται η τετραγωνική επίπεδη κεραία. Οι διαστάσεις της τετραγωνικής κεραίας περιγράφηκαν στην υποπαραγράφο 6.4.1 και είναι 237 μm x 181 μm . Η κεραία και τροφοδοτείται με επίπεδη γραμμή μεταφοράς. Οι μεταλλικές επιφάνειες, η κεραία, οι SRRs και το επίπεδο γείωσης, μοντελοποιούνται με χρυσό που στα THz έχει αγωγιμότητα $\sigma_{\text{bulk}} = 2.15 \times 10^5 \Omega^{-1}\text{cm}^{-1}$.

6.7.1 Υποστρώματα THz επίπεδων κεραιών με SRRs σταθερών διαστάσεων

Στην επιφάνεια της πρώτης στρώσης του υποστρώματος πυριτίου ($\epsilon_r=11.9$ και $\tan\delta=0.005$) επιφάνειας $1000 \mu\text{m} \times 1000 \mu\text{m}$ τοποθετούνται SRRs σταθερών διαστάσεων σε μορφή μήτρας 9×9 στοιχείων. Εξετάζονται δύο τύποι SRRs: μονά SRRs (single SRRs) και SRRs σε σταυροειδή μορφή (Cross-Shaped SRRs, SRRs-CS). Οι διαστάσεις των δακτυλίων, μονών SRRs και SRRs-CS, οι οποίες είναι σταθερές για όλα τα στοιχεία της μήτρας, φαίνονται στο Σχήμα 6.23. Σε κάθε SRRs σε σταυροειδή μορφή δημιουργούνται τέσσερις συντονιστές με τριγωνικό σχήμα, οι οποίοι ανά δύο έχουν αντιδιαμετρικά διάκενα, με αποτέλεσμα τα ρεύματα που δημιουργούνται στην επιφάνειά τους να έχουν αντίθετες φορές και να εξουδετερώνονται οι μαγνητικές αποκρίσεις. Δηλαδή, οι SRRs σε σταυροειδή μορφή είναι αμιγώς ηλεκτρικοί συντονιστές (eSRRs).

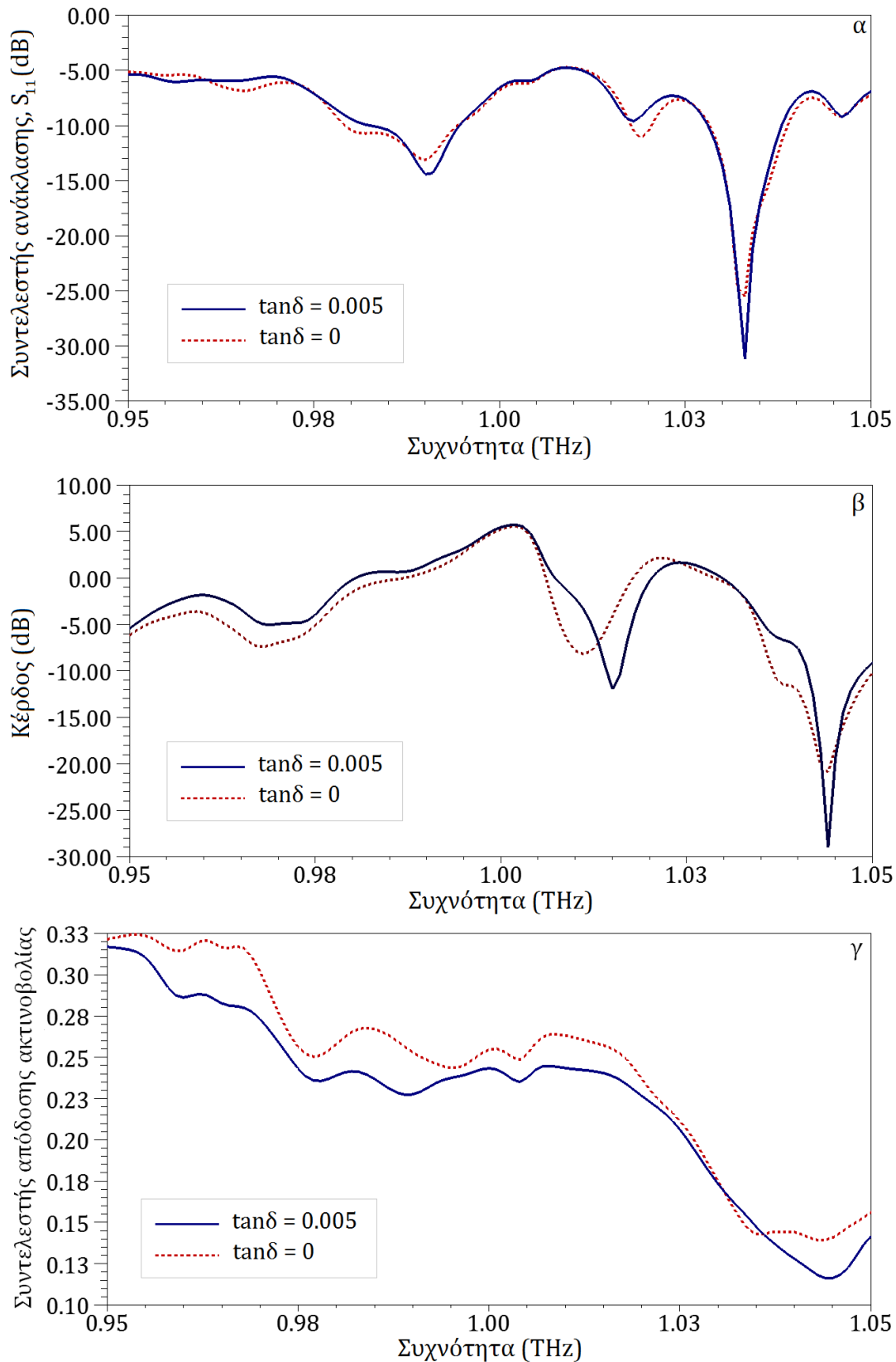


Σχήμα 6.23 Το υπόστρωμα από $1000 \mu\text{m} \times 1000 \mu\text{m}$ με 9×9 A. μονά SRRs και B. SRRs σε σταυροειδή μορφή (SRRs-CS) και οι διαστάσεις τους.

Τα σχέδια των υποστρωμάτων με την τετραγωνική επίπεδη κεραία προσομοιώθηκαν με το λογισμικό ηλεκτρομαγνητικής προσομοίωσης HFSS από την ANSYS [180]. Η προσομοίωση πραγματοποιήθηκε για εύρος συχνοτήτων 950 GHz με 1050 GHz και τα διαγράμματα συντελεστή ανάκλασης, κέρδους και κατευθυντικού κέρδους στη διεύθυνση ($\varphi=0^\circ$, $\theta=0^\circ$) και συντελεστή απόδοσης ακτινοβολίας παρουσιάζονται για το αντίστοιχο συχνοτικό εύρος 100 GHz. Η τετραγωνική κεραία που σχεδιάστηκε παρουσιάζει μέγιστο κατευθυντικό κέρδος στη διεύθυνση ($\varphi=0^\circ$, $\theta=0^\circ$). Οπότε, σε αυτή τη διεύθυνση το κατευθυντικό κέρδος της κεραίας ισούται με την κατευθυντικότητά της.

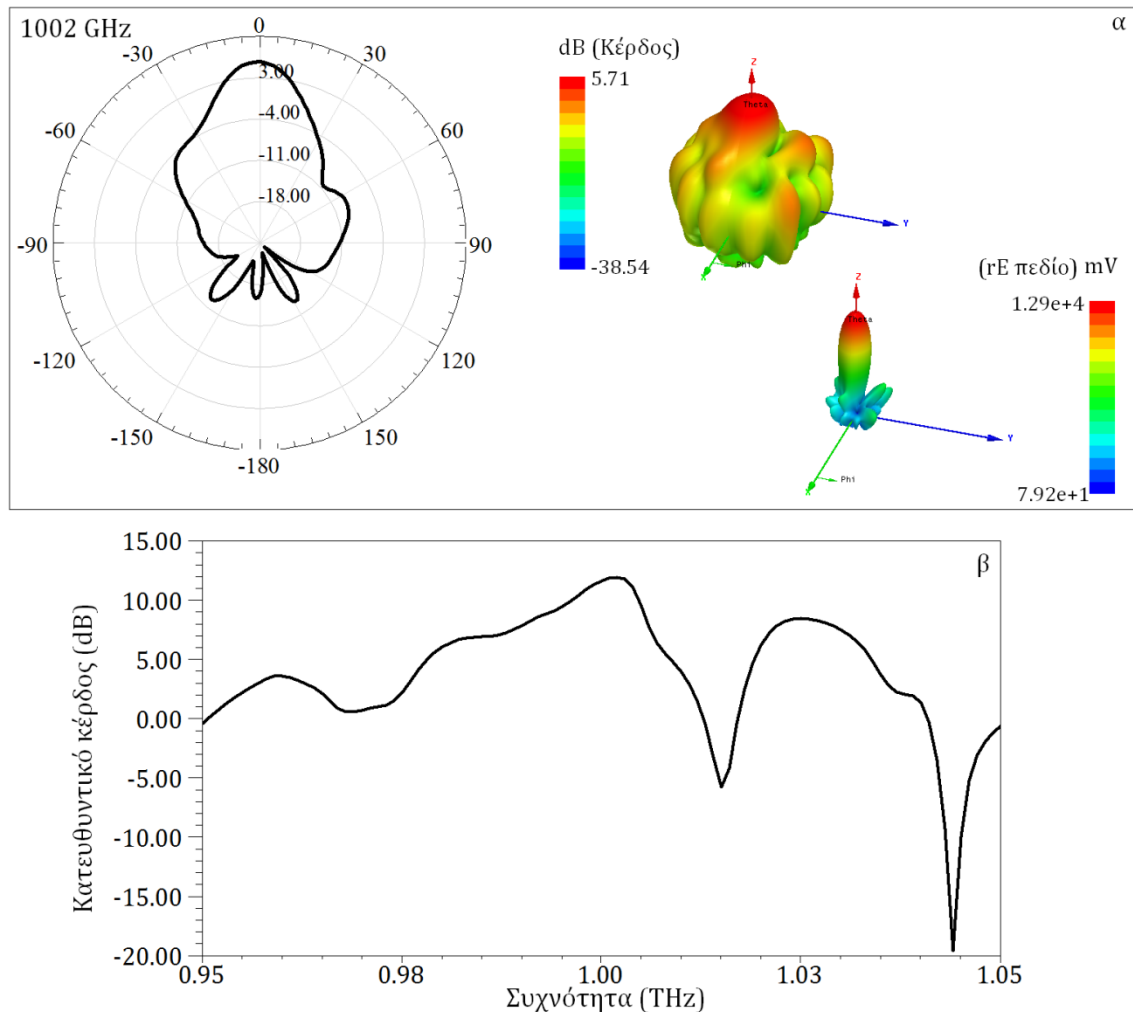
A. Αποτελέσματα προσομοίωσης τετραγωνικής επίπεδης κεραίας σε υπόστρωμα με μονά SRRs

Ο συντελεστής ανάκλασης και το κέρδος της κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου ($\epsilon_r=11.9$ και $\tan\delta=0.005$) από 9×9 μονά SRRs συγκρίνονται με τα αντίστοιχα αποτελέσματα της υποπαραγράφου 6.5.1, όπου το πυρίτιο θεωρήθηκε ότι δεν παρουσιάζει απώλειες ($\tan\delta=0$). Όπως φαίνεται στο Σχήμα 6.24, το κέρδος και ο συντελεστής ανάκλασης δεν παρουσιάζουν σημαντικές διαφορές για τις δύο περιπτώσεις του πυριτίου. Η περιοχή συχνοτήτων 1018 GHz με 1025 GHz παρουσιάζει κέρδος μεγαλύτερο από 1.5 dB όταν θεωρήθηκε $\tan\delta=0$, ενώ στην περίπτωση όπου $\tan\delta=0.005$ η περιοχή αυτή μετατοπίζεται στις συχνότητες 1020 GHz με 1028 GHz και με συντελεστή ανάκλασης κατά 1 dB χειρότερο. Ωστόσο, ο συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας της κεραίας μειώνεται κατά 5% με την ύπαρξη διηλεκτρικών απωλειών σε όλο το εύρος συχνοτήτων, εκτός από την περιοχή 1030 GHz με 1037 GHz, όπου είναι ο συντελεστής απόδοσης είναι ο ίδιος για τις δύο εξεταζόμενες περιπτώσεις. Συμπερασματικά, η αρχική εκτίμηση ότι το πυρίτιο δεν παρουσιάζει απώλειες διηλεκτρικού στις THz συχνότητες δεν οδήγησε σε σημαντικό σφάλμα στα αποτελέσματα.



Σχήμα 6.24 α. Συντελεστής ανάκλασης, β. κέρδος και γ. συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας της τετραγωνικής κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου, χωρίς απώλειες (διακεκομμένη γραμμή) και με $\tan\delta=0.005$ (συνεχής γραμμή), από 9x9 μονά SRRs για συχνότητες από 950 GHz έως 1050 GHz.

Συγκεκριμένα, η τετραγωνική κεραία σε υπόστρωμα πυριτίου με απώλειες ($\tan\delta=0.005$) και 9×9 μονά SRRs παρουσιάζει σχεδόν σε όλο το εξεταζόμενο εύρος συχνοτήτων συντελεστή ανάκλασης μικρότερο από -5 dB και στα διαστήματα 983 GHz με 995 GHz και 1029 GHz με 1038 GHz μικρότερο από -10 dB (Σχήμα 6.24.α). Επίσης, το κέρδος της είναι μεγαλύτερο από 1.4 dB στις συχνότητες 990 GHz με 1006 GHz, όπου ο συντελεστής απόδοσης κυμαίνεται μεταξύ των τιμών 0.23 και 0.24 (Σχήμα 6.24).



Σχήμα 6.25 α. Διάγραμμα ακτινοβολίας στο επίπεδο $\varphi=0^\circ$ και τρισδιάστατα διαγράμματα ακτινοβολίας του E-πεδίου και του κέρδους στα 1002 GHz και β. κατευθυντικό κέρδος στη διεύθυνση ($\theta=0^\circ$, $\varphi=0^\circ$), για συχνότητες από 950 GHz έως 1050 GHz, της τετραγωνικής κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου με τυπωμένη μήτρα 9×9 μονών SRRs.

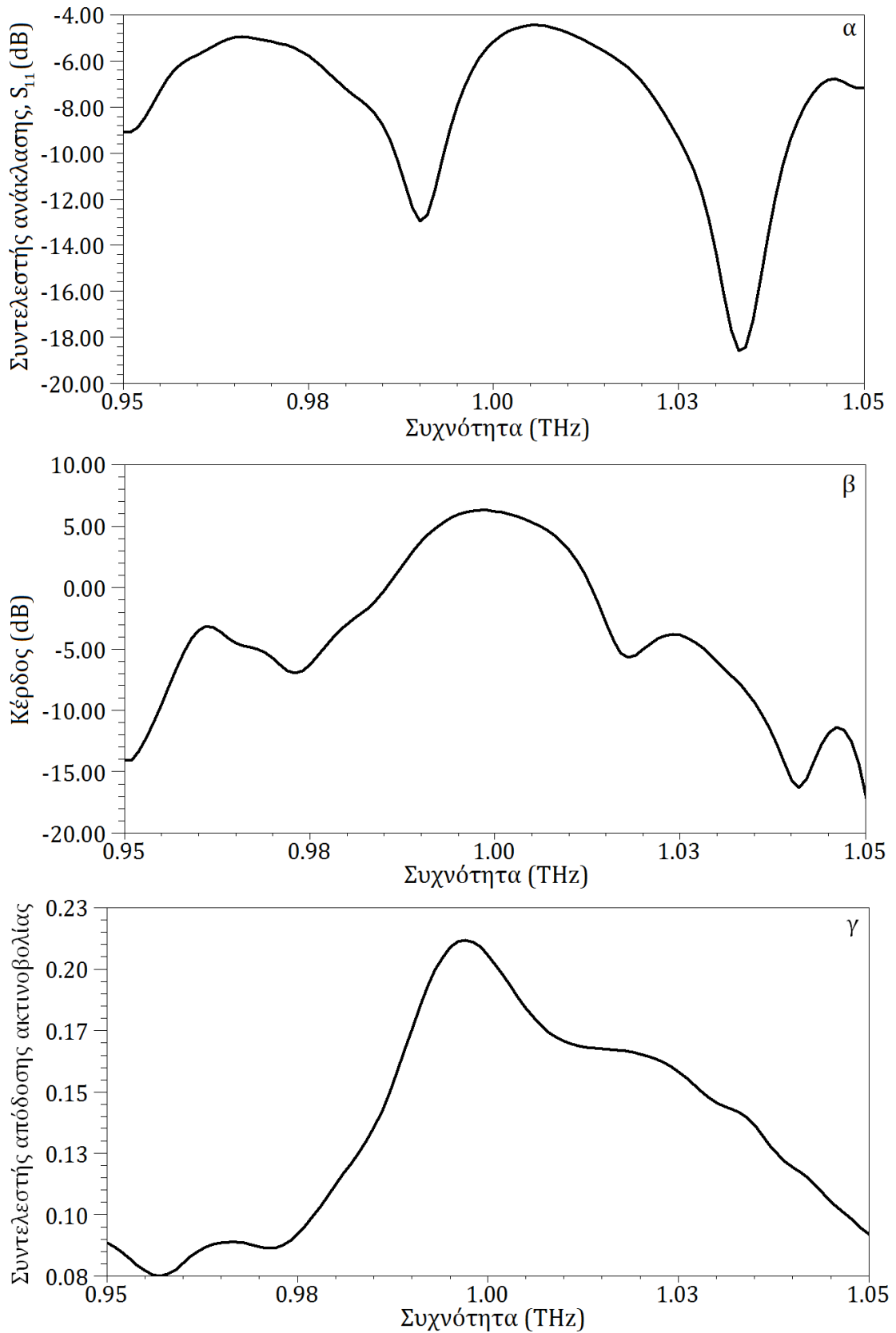
Η κεραία παρουσιάζει συντονισμούς στις συχνότητες 990 GHz και 1033 GHz με τιμές του συντελεστή ανάκλασης $S_{11}=-14.44$ dB και $S_{11}=-31.15$ dB, αντίστοιχα. Ωστόσο, το κέρδος της κεραίας σε αυτές τις συχνότητες είναι αρκετά περιορισμένο: $G_{990\text{GHz}}=1.42$ dB και $G_{1033\text{GHz}}=-2.32$ dB. Αντίθετα, η τετραγωνική σε

υπόστρωμα με τυπωμένη μήτρα 9x9 μονών SRRs κεραία παρουσιάζει μέγιστο κέρδος στα 1002 GHz (Σχήμα 6.25.α), 5.71 dB. Σε αυτή τη συχνότητα η κατευθυντικότητα της κεραίας είναι ιδιαίτερα ενισχυμένη και φτάνει τα 11.9 dB, ενώ ο αντίστοιχος συντελεστής ανάκλασης είναι -6.00 dB και ο συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας είναι 24%.

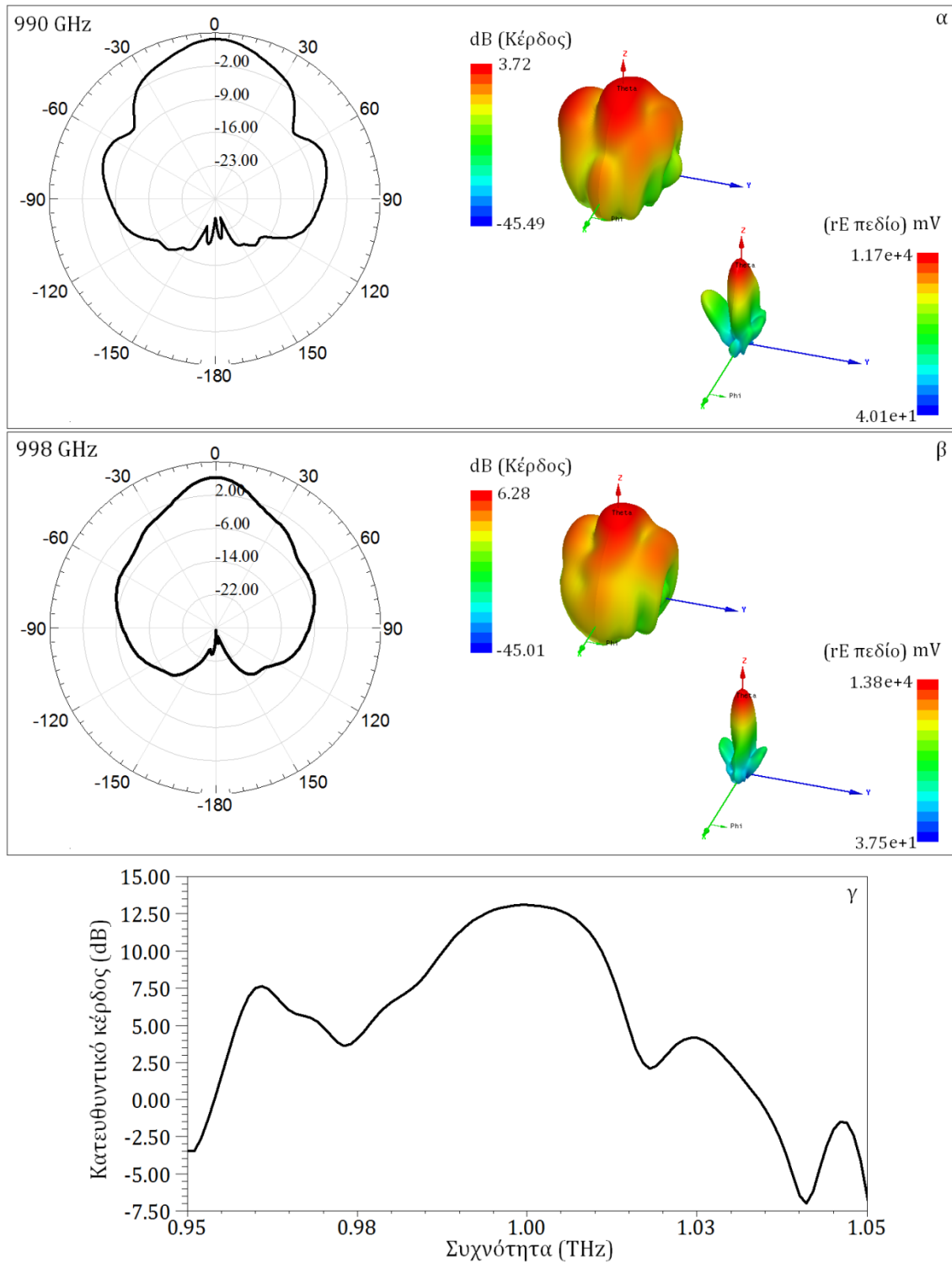
B. Αποτελέσματα προσομοίωσης τετραγωνικής επίπεδης κεραίας σε υπόστρωμα με SRRs σε σταυροειδή μορφή (SRRs-CS)

Ο συντελεστής ανάκλασης της τετραγωνικής κεραίας είναι χαμηλότερος από -5dB σε όλο το εύρος συχνοτήτων, εκτός από το διάστημα 1001 GHz με 1006 GHz, ενώ μικρότερος από -10 dB για τα συχνοτικά διαστήματα 987 GHz με 993 GHz και 1026 GHz με 1039 GHz (Σχήμα 6.26.α). Επίσης, η κεραία παρουσιάζει κέρδος μεγαλύτερο από 2 dB στο φάσμα 988 GHz με 1011 GHz (Σχήμα 6.26.β). Ο συντελεστής απόδοσης της κεραίας είναι χαμηλός και κυμαίνεται από 8% έως 21%. Ο χαμηλός συντελεστής απόδοσης οφείλεται στη μεγάλη επιφάνεια χρυσού που παρουσιάζουν οι SRRs σε σταυροειδή μορφή (Cross-Shaped SRRs, SRRs-CS).

Η τετραγωνική κεραία σε υπόστρωμα με τυπωμένη μήτρα από 9x9 SRRs σε σταυροειδή μορφή παρουσιάζει συντονισμούς στις ίδιες συχνότητες με την κεραία σε υπόστρωμα με μονά SRRs: στα 990 GHz ($S_{11}=-12.95$ dB) και στα 1033 GHz ($S_{11}=-18.57$ dB). Στη δεύτερη συχνότητα το κέρδος της κεραίας είναι πολύ μικρό. Ωστόσο, στα 990 GHz το κέρδος είναι 3.72 dB (Σχήμα 6.27.α), και η κεραία παρουσιάζει κατευθυντικότητα 11.27 dB και συντελεστή απόδοσης ακτινοβολίας 18%. Το κέρδος της κεραίας μεγιστοποιείται στη συχνότητα των 998 GHz και αποκτά την τιμή των 6.28 dB (Σχήμα 6.27.β). Σε αυτήν τη συχνότητα η κεραία παρουσιάζει 13.04 dB κατευθυντικότητα, 21% συντελεστή απόδοσης ακτινοβολίας και -5.91 dB συντελεστή ανάκλασης.



Σχήμα 6.26 α. Συντελεστής ανάκλασης, β. κέρδος και γ. συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας της τετραγωνικής κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου από 9x9 SRRs σε σταυροειδή μορφή (SRRs-CS) για συχνότητες από 950 GHz έως 1050 GHz.



Σχήμα 6.27 Διάγραμμα ακτινοβολίας στο επίπεδο $\varphi=0^\circ$ και τρισδιάστατα διαγράμματα ακτινοβολίας του E-πεδίου και του κέρδους για συχνότητα α. 990 GHz και β. 998 GHz και γ. κατευθυντικό κέρδος στη διεύθυνση ($\theta=0^\circ$, $\varphi=0^\circ$), για συχνότητες από 950 GHz έως 1050 GHz, της τετραγωνικής κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου με τυπωμένη μήτρα 9×9 SRRs σε σταυροειδή μορφή (SRRs-CS).

6.7.2 Υποστρώματα THz επίπεδων κεραιών με SRRs μειούμενων διαστάσεων

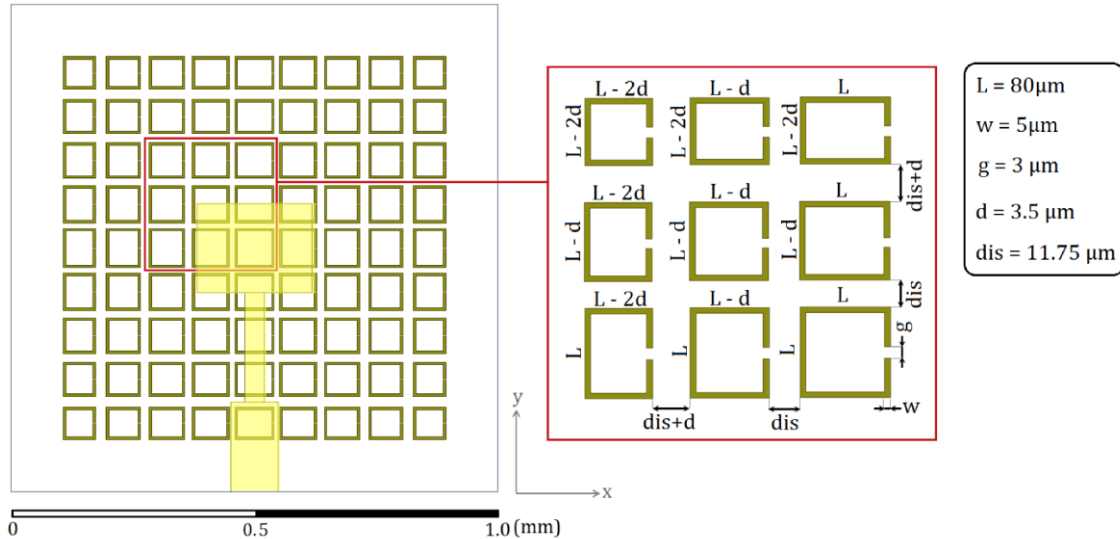
Στη συνέχεια παρουσιάζονται δύο διαφορετικοί τύποι για τη μήτρα των SRRs. Χρησιμοποιούνται απλά και μονά SRRs με το διάκενο κάθετο στη διεύθυνση του ηλεκτρικού πεδίου, E , της κεραίας. Η διαφοροποίηση έγκειται στις διαστάσεις των SRRs στη μήτρα που τυπώνεται στο πρώτο επίπεδο, πάχους 40 μm , του υποστρώματος του πυριτίου ($\epsilon_r=11.9$ και $\tan\delta=0.005$). Ο μεγαλύτερος σε διαστάσεις κυκλικός συντονιστής τοποθετείται στο κέντρο της μήτρας, ενώ οι διαστάσεις των υπολοίπων μειώνονται σταδιακά με δύο διαφορετικούς τρόπους ανάλογα με τη θέση τους μέσα στη μήτρα και την απόστασή τους από τον κεντρικό κυκλικό συντονιστή. Ο σκοπός της τοποθέτησης ενός τέτοιου πλέγματος στην επιφάνεια της κατώτερης στρώσης του υποστρώματος είναι να επιδράσει στη συμπεριφορά της κεραίας ως μεταλλική κοιλότητα και να δημιουργήσει ανάλογες ηλεκτρομαγνητικές συνθήκες με αυτές των κατόπτρων.

A. Υπόστρωμα με SRRs γραμμικά μειούμενων διαστάσεων (SRRs-LD)

Το πρώτο υπόστρωμα επιφάνειας 1000 μm x 1000 μm με SRRs μειούμενων διαστάσεων αποτελείται από μήτρα 9x9 στοιχείων. Ο κεντρικός συντονιστής, δηλαδή ο συντονιστής δακτυλίου με διάκενο που βρίσκεται στο κέντρο της μήτρας και τυπώνεται στο κέντρο του κατώτερου επιπέδου του υποστρώματος πυριτίου, έχει διαστάσεις: μήκος της πλευράς του τετραγώνου $L = 80$ μm , πάχος του δακτυλίου $w = 5$ μm και πλάτος διακένου $g = 3$ μm . Το μήκος της πλευράς των υπολοίπων SRRs μειώνεται γραμμικά με την απόστασή τους από τον κεντρικό συντονιστή, δηλαδή, SRRs με γραμμικά μειούμενες διαστάσεις (SRRs with Linearly Decreased size, SRRs-LD).

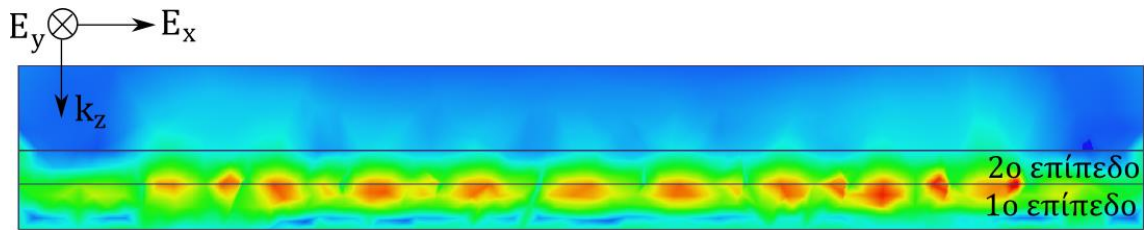
Πιο αναλυτικά, όπως φαίνεται στο Σχήμα 6.28, η πλευρά του συντονιστή δακτυλίου με διάκενο που είναι παράλληλη στον άξονα xx' μειώνεται σε μήκος κατά $d = 3.5$ μm επί την απόστασή του, n , από τον κεντρικό μετρούμενη ως το πλήθος των SRRs από αυτόν στον άξονα xx' , $L_{nx} = L - n \cdot d$. Αντίστοιχα, η πλευρά του συντονιστή που είναι παράλληλη στον άξονα yy' μειώνεται σε μήκος κατά $d = 3.5$ μm επί την απόστασή του, n , από τον κεντρικό μετρούμενη ως το πλήθος των SRRs από αυτόν στον άξονα yy' , $L_{ny} = L - n \cdot d$. Εφόσον, η μήτρα έχει 9x9 στοιχεία, η απόσταση n παίρνει τιμές από 1 μέχρι 4. Επιπλέον, η απόσταση του κάθε

συντονιστή δακτυλίου με διάκενο από τον επόμενο αυξάνεται κατά την ίδια τιμή d σε σχέση με αυτήν που έχουν ο κεντρικός συντονιστής δακτυλίου με διάκενο με τους SRRs που τον περιβάλλουν στη μήτρα, $dis = 11.75 \mu\text{m}$.



Σχήμα 6.28 Οι διαστάσεις των SRRs της επίπεδης τετραγωνικής κεραίας σε υπόστρωμα με τυπωμένη μήτρα SRRs γραμμικά μειούμενων διαστάσεων (SRRs-LD). Η πλευρά κάθε συντονιστή δακτυλίου με διάκενο μειώνεται κατά $d=3.5\mu\text{m}$ από τη πλευρά του προηγούμενου καθώς απομακρύνεται από τον κεντρικό δακτύλιο (με πλευρά μήκους $L=80\mu\text{m}$) στον άξονα xx' και yy' . Με ανάλογο τρόπο, η απόσταση κάθε συντονιστή δακτυλίου με διάκενο από τον προηγούμενο αυξάνεται κατά $d=3.5 \mu\text{m}$ σε σχέση με το προηγούμενο ζευγάρι.

Στο Σχήμα 6.29 παρουσιάζεται το ηλεκτρικό πεδίο που δημιουργείται στο εσωτερικό του υποστρώματος πυριτίου με τυπωμένη μήτρα 9×9 SRRs γραμμικά μειούμενων διαστάσεων (SRRs-LD), όταν προσπίπτει επίπεδο κύμα συχνότητας 1 THz και κατεύθυνση διάδοσης παράλληλη με τον άξονα zz' . Εξετάζοντας τη συμπεριφορά του υποστρώματος στην προσπίπτουσα THz ακτινοβολία χωρίς την παρουσία της τετραγωνικής επίπεδης κεραίας, ισχυρό πεδίο παρατηρείται στους κυκλικούς συντονιστές που είναι τοποθετημένοι στην επιφάνεια του 1^{ου} επιπέδου του υποστρώματος. Επίσης, όπως φαίνεται στο σχήμα, οι SRRs δημιουργούν πεδίο στον κενό χώρο πάνω από το υπόστρωμα.



Σχήμα 6.29 Το ηλεκτρικό πεδίο E που δημιουργείται σε υπόστρωμα πυριτίου με 9×9 SRRs γραμμικά μειούμενων διαστάσεων (SRRs-LD) όταν προσπίπτει επίπεδο κύμα συχνότητας 1 THz διαδιδόμενο παράλληλα με τον άξονα zz' .

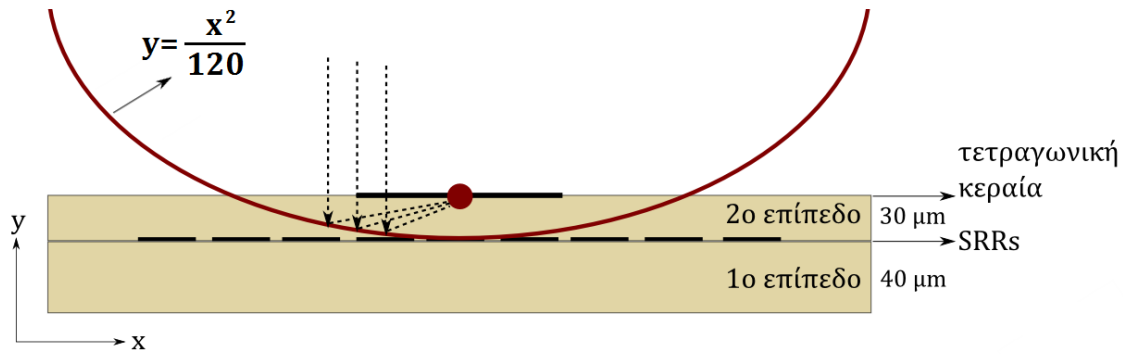
B. Υπόστρωμα με SRRs μειούμενων διαστάσεων βάσει παραβολικής συνάρτησης (SRRs-PF)

Η δεύτερη περίπτωση υποστρώματος με SRRs μειούμενων διαστάσεων που εξετάζεται έχει επιφάνεια $900 \mu\text{m} \times 900 \mu\text{m}$ και η μήτρα των SRRs έχει διαστάσεις 13×11 μεταλλικά στοιχεία. Οι διαστάσεις των SRRs, δηλαδή το μήκος της πλευράς, το πάχος του δακτυλίου και το πλάτος του διακένου, μειώνονται χρησιμοποιώντας μία συνάρτηση παραβολής (SRRs decreased with Parabolic Function, SRRs-PF) με κορυφή στο κέντρο του πρώτου επιπέδου του υποστρώματος και εστία στο κέντρο της τετραγωνικής επίπεδης κεραίας. Συνεπώς, ο προσδιορισμός της συνάρτησης προκύπτει εξισώνοντας το πάχος του δεύτερου επιπέδου με το εστιακό μήκος της παραβολής.

Αν η συνάρτηση παραβολής έχει τη μορφή $y = ax^2$, το εστιακό μήκος ισούται με

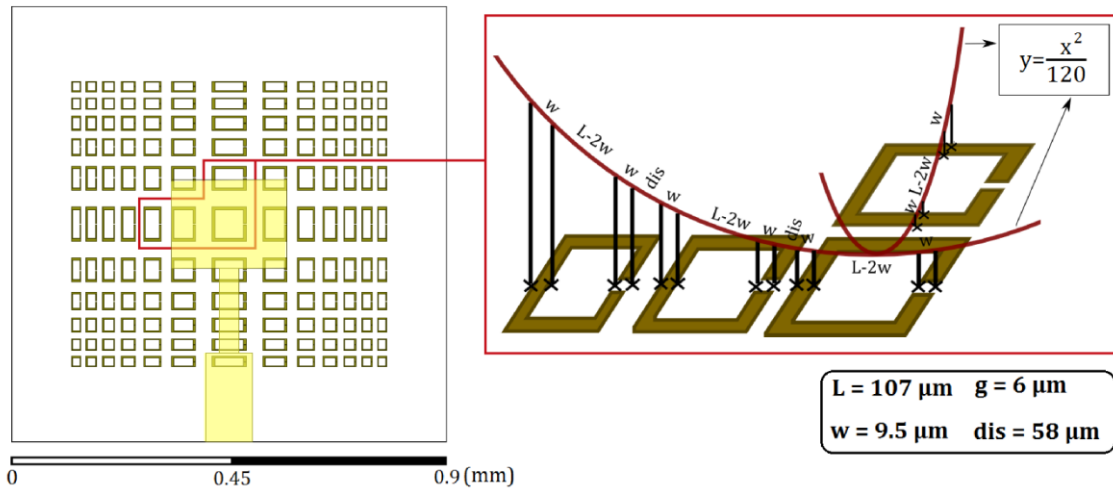
$$f = \frac{1}{4a} = 30 \mu\text{m} \Rightarrow a = \frac{1}{120}$$

δεδομένου ότι μονάδα μέτρησης είναι τα μικρόμετρα. Άρα η συνάρτηση παραβολής που θα καθορίσει τις διαστάσεις των SRRs της μήτρας του υποστρώματος είναι η $y = \frac{x^2}{120}$ (Σχήμα 6.30).



Σχήμα 6.30 Η παραβολή $y = \frac{x^2}{120}$ έχει κορυφή στο κέντρο του επιπέδου που ορίζει η μήτρα των SRRs και εστία στο κέντρο της τετραγωνικής επίπεδης κεραίας.

Έχοντας προσδιορίσει τη συνάρτηση παραβολής, το μήκος της πλευράς του κάθε συντονιστή δακτυλίου με διάκενο ($L = 107 \mu\text{m}$), το πάχος του δακτυλίου ($w = 9.5 \mu\text{m}$), οι αποστάσεις των SRRs μεταξύ του ($\text{dis} = 58 \mu\text{m}$) που είναι παράλληλα με τον οριζόντιο άξονα της μήτρας σημειώνονται κατά μήκος της παραβολής ως μήκη τόξων. Οι αντίστοιχες αποστάσεις και το πλάτος του διακένου ($g = 9.5 \mu\text{m}$) των SRRs που είναι παράλληλα με τον κάθετο άξονα της μήτρας σημειώνονται στην παραβολή που έχει τον ίδιο άξονα συμμετρίας και κάθετη διευθετούσα ευθεία στην προηγούμενη παραβολή (Σχήμα 6.31). Συνεπώς, οι διαστάσεις των SRRs στη μήτρα υπολογίζονται ως προβολές των αντίστοιχων τόξων της παραβολής στην επιφάνεια του κατώτερου επιπέδου του υποστρώματος.



Σχήμα 6.31 Οι SRRs της επίπεδης τετραγωνικής κεραίας σε υπόστρωμα με τυπωμένη μήτρα SRRs μειούμενων διαστάσεων βάσει παραβολικής συνάρτησης (SRRs-PF). Οι διαστάσεις των SRRs, το μήκος της πλευράς, το πάχος του δακτυλίου και το πλάτος του διακένου, καθώς και οι αποστάσεις μεταξύ τους υπολογίζονται από τις αντίστοιχες προβολές των τόξων της παραβολής $y = \frac{x^2}{120}$ με μήκη που φαίνονται στον πίνακα.

Το μήκος τόξου μίας καμπύλης με συνάρτηση $y = \frac{\sqrt{a}}{2}x^2$ από το σημείο x_1 μέχρι το σημείο x_2 του οριζόντιου άξονα υπολογίζεται με τον τύπο:

$$Arc\ Length = \int_{x_1}^{x_2} \sqrt{1 + \left(\frac{dy}{dx}\right)^2} dx = \int_{x_1}^{x_2} \sqrt{1 + ax^2} dx \quad (6.4)$$

Το ολοκλήρωμα της εξίσωσης (5.4) βρίσκεται από τη σχέση:

$$\int \sqrt{1 + ax^2} dx = \frac{1}{2} (x\sqrt{ax^2 + 1} + \frac{\sinh^{-1}(\sqrt{ax})}{\sqrt{a}}) + c \quad (6.5)$$

Συνεπώς, χρησιμοποιώντας τη σχέση (5.5) στον τύπο (5.4), προκύπτει ότι το μήκος τόξου της καμπύλης ισούται με:

$$Arc\ Length = \frac{1}{2} (x_2\sqrt{ax_2^2 + 1} - x_1\sqrt{ax_1^2 + 1}) + \frac{1}{\sqrt{a}} (\ln |\sqrt{ax_2} + \sqrt{ax_2^2 + 1}| - \ln |\sqrt{ax_1} + \sqrt{ax_1^2 + 1}|) \quad (6.6)$$

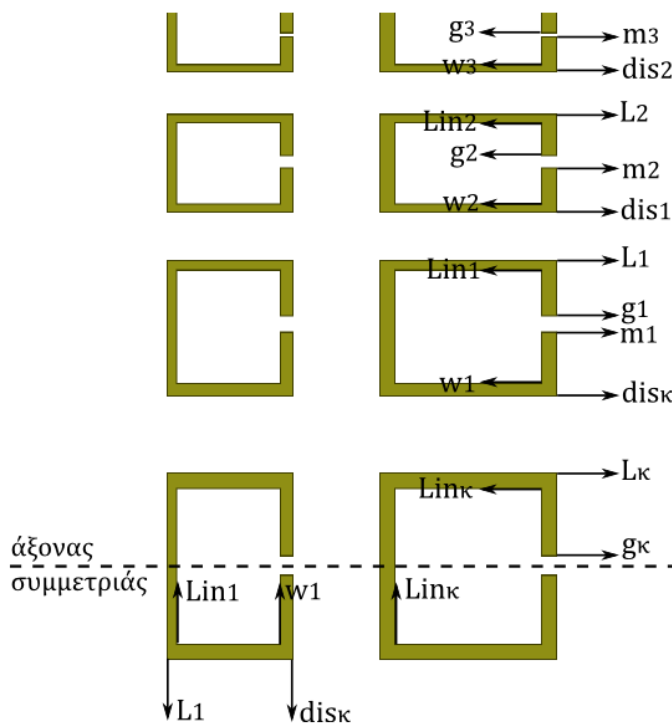
Οπότε ο υπολογισμός των προβολών των διαστάσεων των SRRs στη μήτρα απαιτεί τη διαδοχική επίλυση της εξίσωσης (5.6) για κάθε μήκος τόξου (L, w, g, dis) ξεκινώντας από το σημείο $x_1=0$ με άγνωστο το x_2 , χρησιμοποιώντας την τιμή $a = \frac{1}{60^2}$. Η μήτρα έχει δεκατρείς σειρές από SRRs και παρουσιάζει συμμετρία ως προς τον οριζόντιο άξονα που διέρχεται από τον κεντρικό (κ) συντονιστή δακτυλίου με διάκενο. Άρα, η πιο πάνω εξίσωση θα επιλυθεί για έξι SRRs και για τον μισό κεντρικό (κ).

Η επίλυση του προβήματος αυτού οδήγησε στο σύνολο των σημείων του πιο κάτω πίνακα (ΠΙΝΑΚΑΣ 6-II), όπως φαίνονται στο Σχήμα 6.32.

ΠΙΝΑΚΑΣ 6-II Τα αποτελέσματα της επίλυσης της εξίσωσης (6.6) για τα σημεία των SRRs πάνω από τον οριζόντιο άξονα συμμετρίας, όπως παρουσιάζονται στο Σχήμα 6.32.

σημεία στο SRR (μm)	N ^ο του συντονιστή δακτυλίου με διάκενο						
	κ	1	2	3	4	5	6
w		74.0	144.8	196.7	239.0	275.6	308.2
m		94.4	158.9	207.9	248.5	284.0	315.8
g	2.0	97.2	160.9	209.5	249.9	285.2	316.9
Lin	29.0	115.2	174.0	220.2	259.1	293.4	324.3
L	35.0	119.1	176.9	222.6	261.2	295.3	326.0
dis	69.0	141.4	194.0	236.8	273.6	306.4	336.2

Τα πιο πάνω αποτελέσματα χρησιμοποιούνται για να σχεδιαστούν οι διαστάσεις



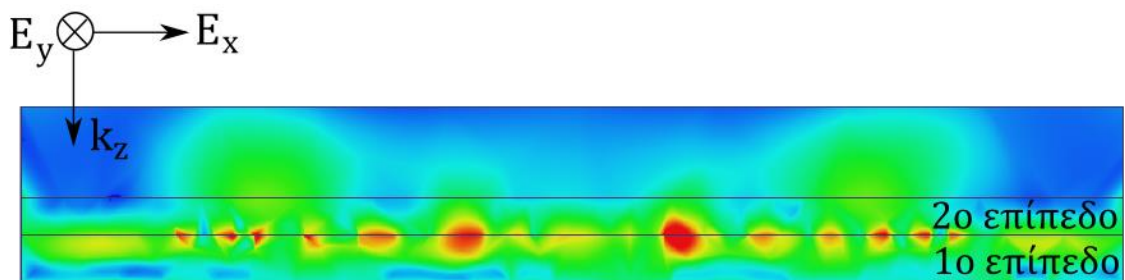
των SRRs που είναι παράλληλες με τον κάθετο άξονα της μήτρας. Για τις διαστάσεις που είναι παράλληλες με τον οριζόντιο άξονα χρησιμοποιούνται μόνο τα σημεία «L», «Lin», «w» και «dis», καθώς σε αυτόν τον άξονα δεν υπάρχει διάκενο. Επιπλέον, η μήτρα έχει έντεκα σειρές και συνεπώς, χρησιμοποιούνται οι τιμές για τους SRRs κ , 1 μέχρι 5.

Σχήμα 6.32 Τα σημεία των SRRs που προκύπτουν από την επαναληπτική επίλυση της εξίσωσης (5.6)

Το σχέδιο της μήτρας 13x11 SRRs μειούμενων διαστάσεων βάσει παραβολικής συνάρτησης (SRRs decreased with parabolic function, SRRs-PF) του υποστρώματος φαίνεται στο Σχήμα 6.31. Όπως φαίνεται και στο σχήμα, παρά το μεγαλύτερο πλήθος στοιχείων της μήτρας, οι συνολικές της διαστάσεις είναι

μικρότερες από τις περιπτώσεις που εξετάστηκαν στις προηγούμενες παραγράφους και καταλαμβάνει μικρότερο χώρο στην επιφάνεια του πρώτου επιπέδου του υποστρώματος πυριτίου. Αυτό οφείλεται στο ότι οι διαστάσεις των SRRs μειώνονται γρήγορα με την απόσταση σε αντίθεση με τη μήτρα από SRRs γραμμικά μειούμενων διαστάσεων. Συνεπώς, επιλέγεται υπόστρωμα μικρότερης επιφάνειας με εμβαδόν 900 μm x 900 μm .

Τέλος, στο Σχήμα 6.33 παρουσιάζεται το ηλεκτρικό πεδίο που δημιουργείται στο εσωτερικό του υποστρώματος πυριτίου με τυπωμένη μήτρα 13x11 SRRs μειούμενων διαστάσεων βάσει παραβολικής συνάρτησης όταν προσπίπτει επίπεδο κύμα συχνότητας 1 THz και κατεύθυνση διάδοσης παράλληλη με τον άξονα zz' . Το πεδίο που δημιουργείται στους κυκλικούς συντονιστές είναι ιδιαίτερα ισχυρό. Επίσης, το πεδίο που δημιουργούν στο 2^ο επίπεδο του υποστρώματος και στο κενό χώρο επάνω από το υπόστρωμα είναι σημαντικής έντασης.

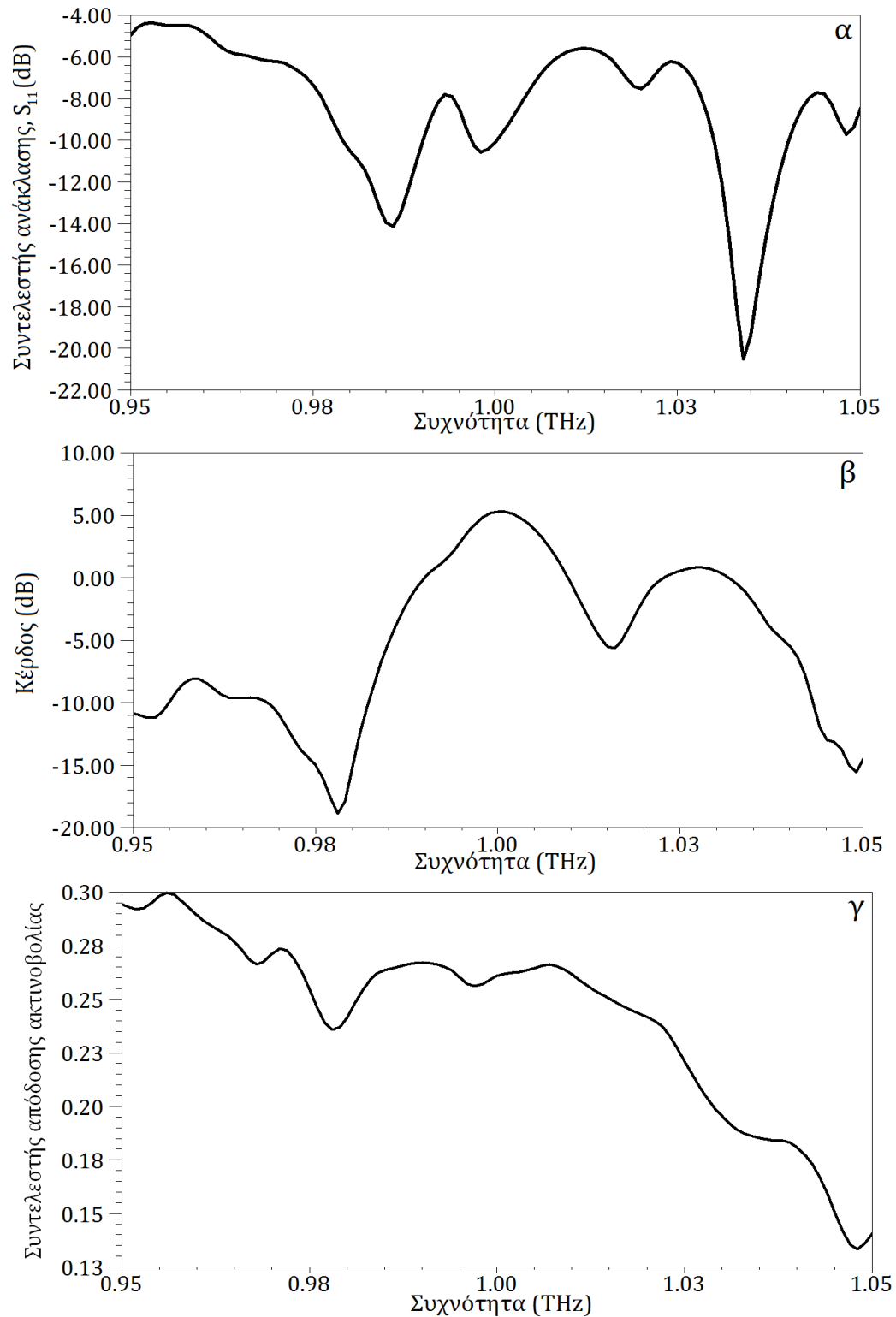


Σχήμα 6.33 Το ηλεκτρικό πεδίο E που δημιουργείται σε υπόστρωμα πυριτίου με 13x11 SRRs μειούμενων διαστάσεων βάσει παραβολικής συνάρτησης (SRRs-PF) όταν προσπίπτει επίπεδο κύμα συχνότητας 1 THz διαδιδόμενο παράλληλα με τον άξονα zz' .

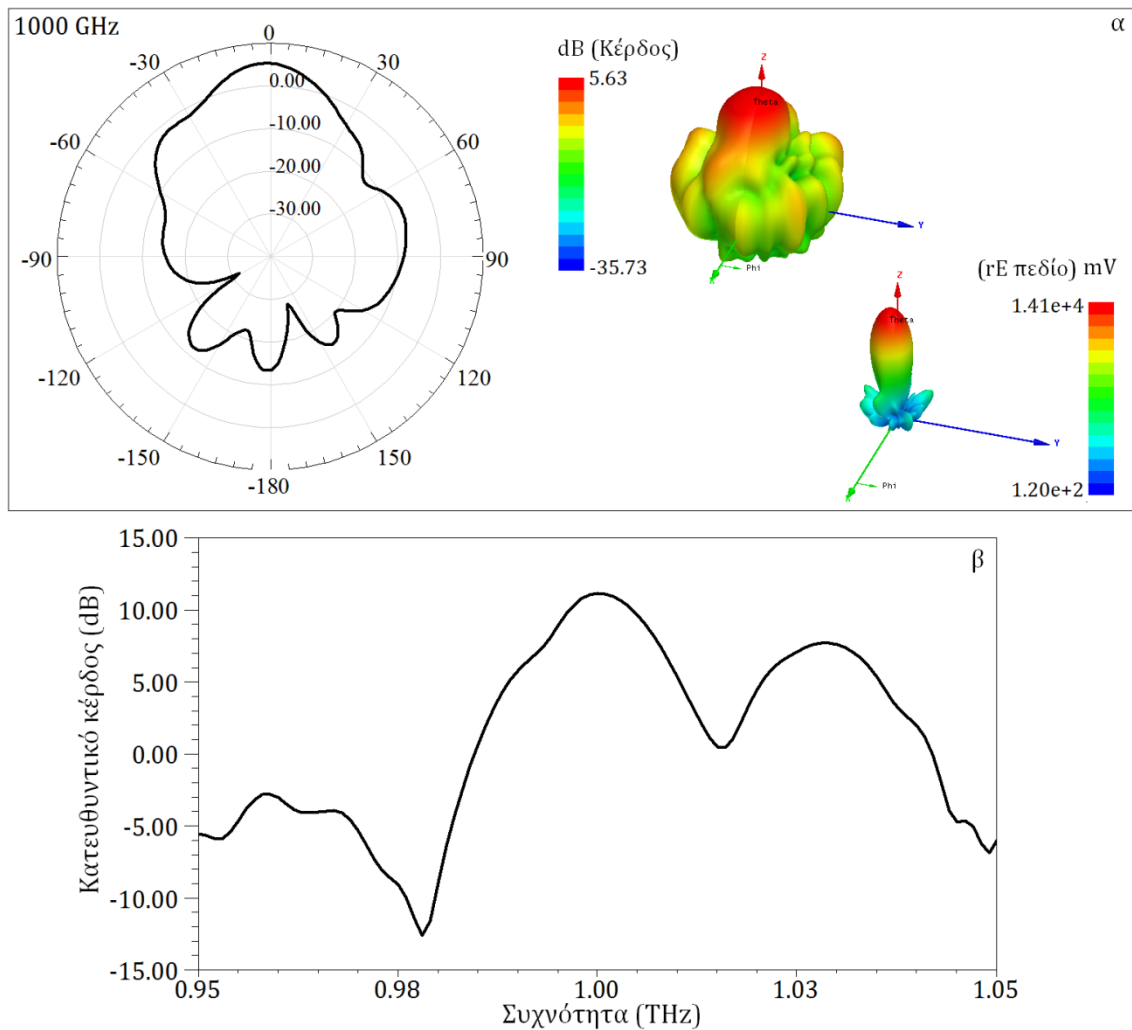
6.7.3 Αποτελέσματα προσομοίωσης τετραγωνικών επίπεδων THz κεραιών σε υποστρώματα μειούμενων διαστάσεων

Η τετραγωνική επίπεδη κεραία σε υποστρώματα με τυπωμένη μήτρα SRRs μειούμενων διαστάσεων προσομοιώθηκε με το λογισμικό ηλεκτρομαγνητικής προσομοίωσης HFSS από την ANSYS [180]. Η προσομοίωση πραγματοποιήθηκε για εύρος συχνοτήτων 950 GHz με 1050 GHz και παρουσιάζονται τα αντίστοιχα διαγράμματα συντελεστή ανάκλασης, κέρδους και κατευθυντικού κέρδους στη διεύθυνση ($\varphi=0^\circ$, $\theta=0^\circ$) και συντελεστή απόδοσης ακτινοβολίας.

A. Αποτελέσματα προσομοίωσης της τετραγωνικής επίπεδης THz κεραιάς σε υπόστρωμα με SRRs γραμμικά μειούμενων διαστάσεων (SRRs-LD)



Σχήμα 6.34 α. Συντελεστής ανάκλασης, β. κέρδος και γ. συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας της τετραγωνικής κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου από 9x9 SRRs γραμμικά μειούμενων διαστάσεων (SRRs-LD) για συχνότητες από 950 GHz έως 1050 GHz.



Σχήμα 6.35 α. Διάγραμμα ακτινοβολίας στο επίπεδο $\varphi=0^\circ$ και τρισδιάστατα διαγράμματα ακτινοβολίας του E-πεδίου και του κέρδους στα 1000 GHz και β. κατευθυντικό κέρδος στη διεύθυνση ($\theta=0^\circ$, $\varphi=0^\circ$), για συχνότητες από 950 GHz έως 1050 GHz, της τετραγωνικής κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου με τυπωμένη μήτρα 9×9 SRRs γραμμικά μειούμενων διαστάσεων (SRRs-LD).

Η τετραγωνική επίπεδη κεραία σε υπόστρωμα με τυπωμένη μήτρα με 9×9 SRRs γραμμικά μειούμενων διαστάσεων παρουσιάζει χαμηλότερο από -5 dB συντελεστή ανάκλασης (Σχήμα 6.34.α) σε όλο το εύρος συχνοτήτων μετά τα 961 GHz και χαμηλότερο από -10 dB στα συχνοτικά διαστήματα 980-990 GHz, 996-1001 GHz και 1030-1040 GHz. Ταυτόχρονα, το κέρδος της κεραίας παίρνει τιμές μεγαλύτερες από 1.5 dB στις συχνότητες από 993 GHz μέχρι 1008 GHz (Σχήμα 6.34.β). Ο συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας της κεραίας κυμαίνεται μεταξύ των τιμών 0.24 και 0.30 μέχρι τη συχνότητα 1022 GHz, ενώ στη συνέχεια μειώνεται μέχρι την τιμή 14% στα 1050 GHz.

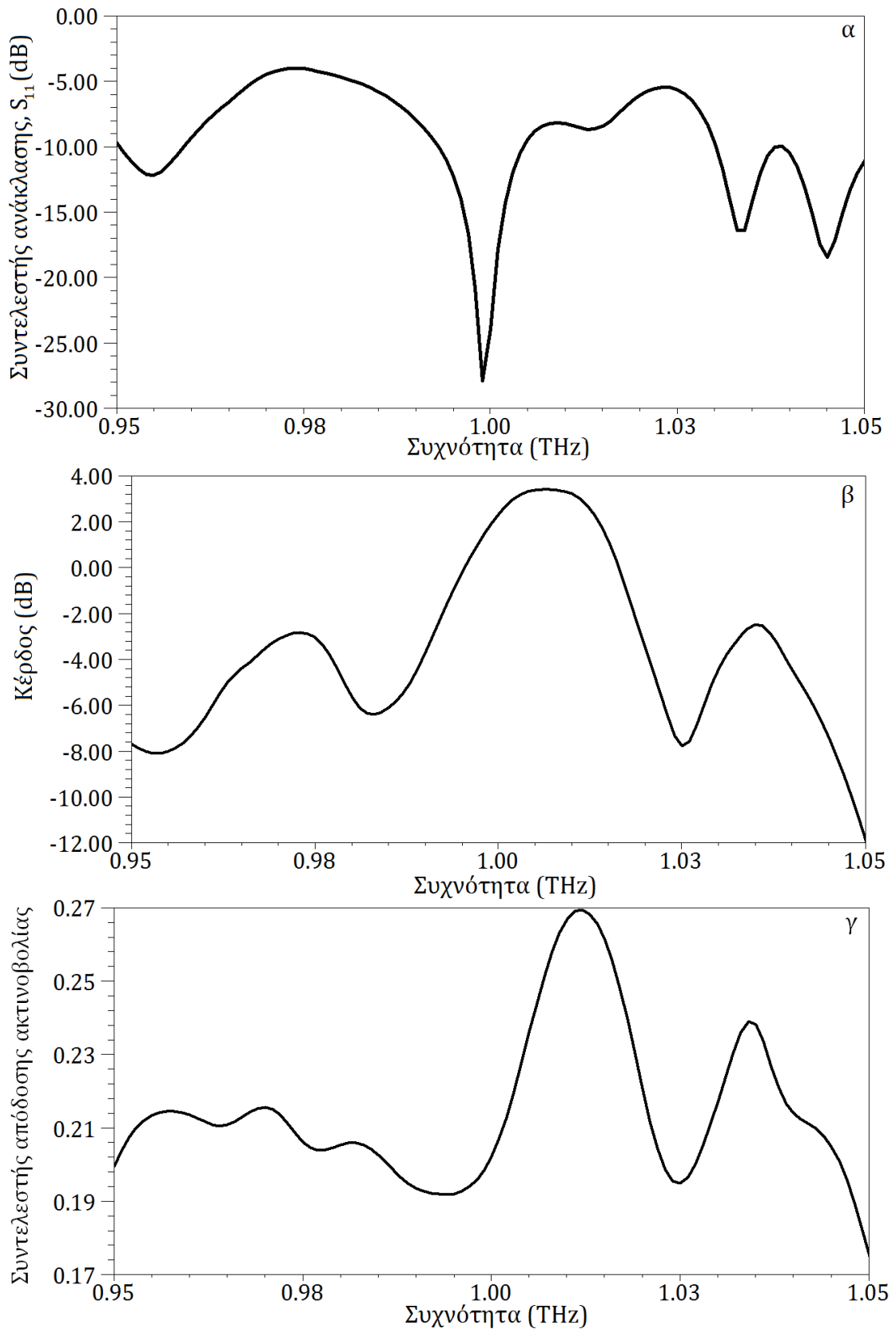
Εμφανίζονται διάφοροι συντονισμοί στο εύρος συχνοτήτων που εξετάζεται: στα 1000 GHz ($S_{11} = -10.10$ dB), στα 986 GHz ($S_{11} = 986$ dB) και στα

1034 GHz ($S_{11} = -20.50$ dB). Ωστόσο, το κέρδος του 2^{ου} και 3^{ου} συντονισμού είναι αρκετά χαμηλό. Αντίθετα, στα 1000 GHz το κέρδος της κεραίας φτάνει τα 5.27 dB στην διεύθυνση ($\theta=0^\circ$, $\varphi=0^\circ$) και τα 5.63 dB στη διεύθυνση ($\theta=4^\circ$, $\varphi=75^\circ$), ενώ παρουσιάζει κατευθυντικό κέρδος 11.11 dB στην διεύθυνση ($\theta=0^\circ$, $\varphi=0^\circ$) (Σχήμα 6.35). Επίσης, ο συντελεστής απόδοσης σε αυτήν τη συχνότητα είναι 26%.

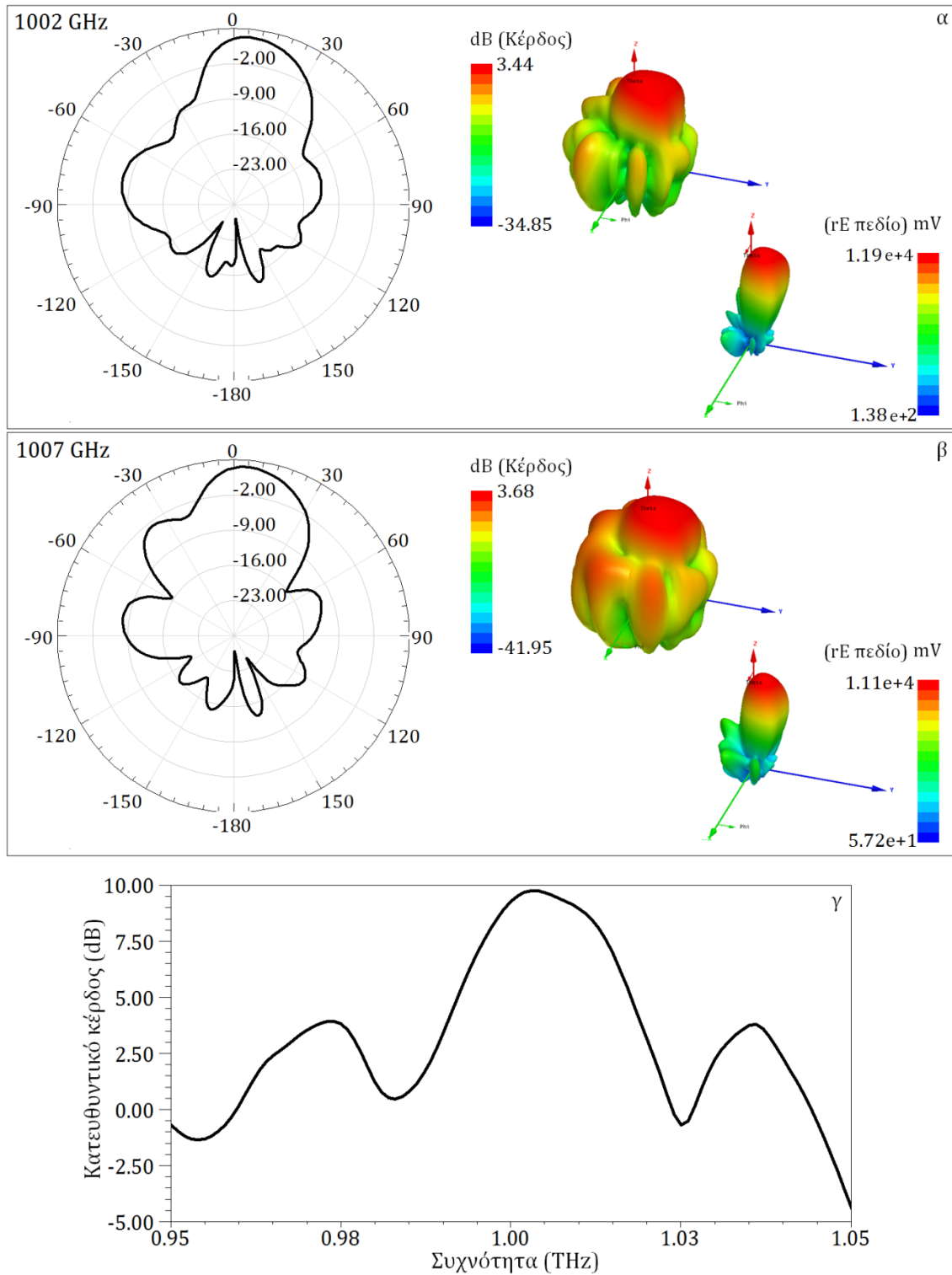
B. Αποτελέσματα προσομοίωσης της τετραγωνικής επίπεδης THz κεραίας σε υπόστρωμα με SRRs μειούμενων διαστάσεων βάσει παραβολικής συνάρτησης (SRRs-PF)

Ο συντελεστής ανάκλασης της τετραγωνικής επίπεδης κεραίας σε υπόστρωμα με τυπωμένη μήτρα με 13x11 SRRs μειούμενων διαστάσεων βάσει παραβολικής συνάρτησης (SRRs decreased with Parabolic Function, SRRs-PF) είναι χαμηλότερος από -10 dB στο φάσμα συχνοτήτων από 950 GHz μέχρι 959 GHz, από 993 GHz μέχρι 1006 GHz και 1030 GHz μέχρι 1050 GHz. Ο συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας μεγιστοποιείται στη συχνότητα 1012 GHz (27%) και στη συχνότητα 1036 GHz (24%), ενώ κυμαίνεται γύρω από την τιμή 21% στο υπόλοιπο εύρος συχνοτήτων. Το κέρδος της κεραίας είναι υψηλότερο από 1.5 dB στις συχνότητες 998 GHz με 1014 GHz (Σχήμα 6.36).

Η κεραία συντονίζεται σε διάφορες συχνότητες, αλλά οι συχνότητες στις οποίες συνδυάζει χαμηλό συντελεστή ανάκλασης με υψηλό κέρδος είναι στα 1002 GHz και στα 1007 GHz. Στην πρώτη συχνότητα η κεραία παρουσιάζει μέγιστο κέρδος $G_{1002\text{GHz}}(\theta=6^\circ, \varphi=120^\circ) = 3.44$ dB, συντελεστή ανάκλασης $S_{11} = -8.8$ dB και απόδοση ακτινοβολίας 21%. Στη δεύτερη συχνότητα το κέρδος παίρνει την τιμή $G_{1007\text{GHz}}(\theta=6^\circ, \varphi=120^\circ) = 3.68$ dB, ο συντελεστής ανάκλασης $S_{11} = -14.26$ dB και ο συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας 25%. Ωστόσο, όπως παρατηρείται το κατευθυντικό κέρδος της κεραίας μεγιστοποιείται στη διεύθυνση ($\theta=6^\circ$, $\varphi=120^\circ$), που είναι και η διεύθυνση του κύριου λοβού ακτινοβολίας. Το κατευθυντικό κέρδος στην κατακόρυφη διεύθυνση για τις πιο πάνω συχνότητες παίρνει τις τιμές $Dg_{1002\text{GHz}}(\theta=0^\circ, \varphi=0^\circ) = 9.68$ GHz και $Dg_{1007\text{GHz}}(\theta=0^\circ, \varphi=0^\circ) = 9.40$ GHz.



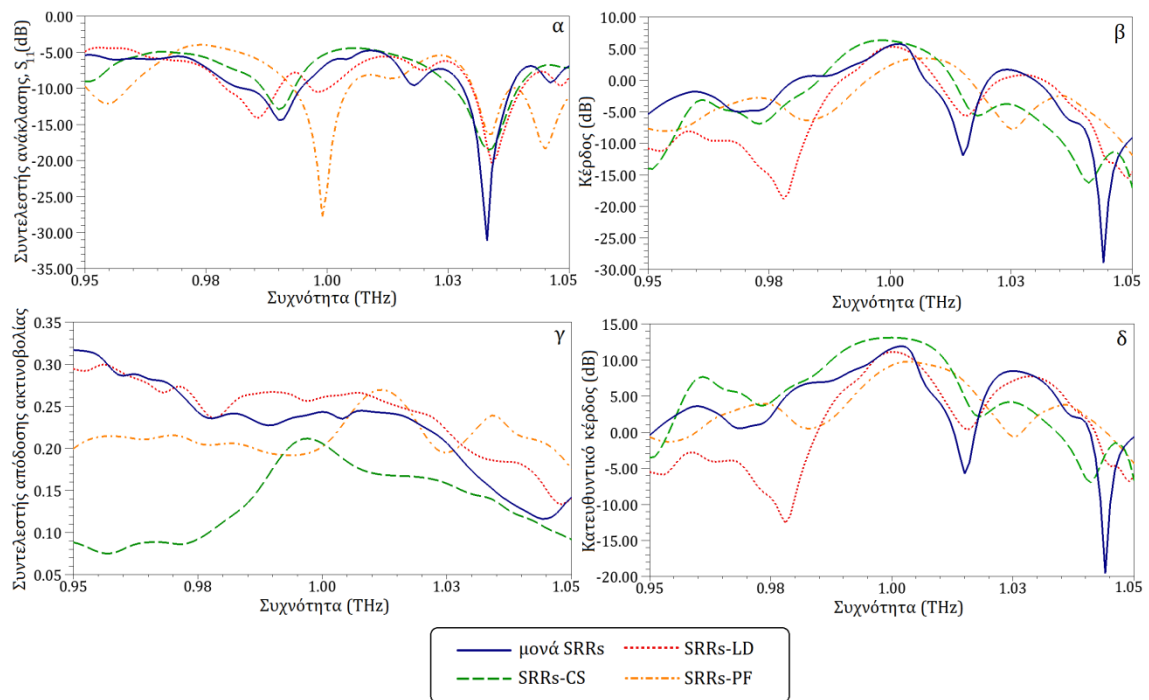
Σχήμα 6.36 α. Συντελεστής ανάκλασης, β. κέρδος και γ. συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας της τετραγωνικής κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου από 13x11 SRRs μειούμενων διαστάσεων βάσει παραβολικής συνάρτησης (SRRs-PF) για συχνότητες από 950 GHz έως 1050 GHz.



Σχήμα 6.37 Διάγραμμα ακτινοβολίας στο επίπεδο $\varphi=0^\circ$ και τρισδιάστατα διαγράμματα ακτινοβολίας του E-πεδίου και του κέρδους για συχνότητα α. 1002 GHz και β. 1007 GHz και γ. κατευθυντικό κέρδος στη διεύθυνση ($\theta=0^\circ$, $\varphi=0^\circ$), για συχνότητες από 950 GHz έως 1050 GHz, της τετραγωνικής κεραίας σε υπόστρωμα πυριτίου με τυπωμένη μήτρα 13×11 SRRs μειούμενων διαστάσεων βάσει παραβολικής συνάρτησης (SRRs-PF).

6.7.4 Σύγκριση των αποτελεσμάτων της προσομοίωσης της τετραγωνικής κεραίας σε υποστρώματα «σταθερών» κα «μειούμενων» διαστάσεων

Σε αυτήν την παράγραφο παρουσιάζονται τα αποτελέσματα συνολικά ώστε να είναι ευκολότερη η σύγκριση της επίδρασης των διαφορετικών υποστρωμάτων στην απόδοση της τετραγωνικής επίπεδης THz κεραίας. Στο Σχήμα 6.38 παρουσιάζονται ο συντελεστής ανάκλασης, ο συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας και το κέρδος και το κατευθυντικό κέρδος της κεραίας στη διεύθυνση ($\theta=0^\circ$, $\varphi=0^\circ$).



Σχήμα 6.38 Τα διαγράμματα του α. συντελεστή ανάκλασης, S_{11} , β. του κέρδους στη διεύθυνση ($\theta=0^\circ$, $\varphi=0^\circ$), γ. του συντελεστή απόδοσης ακτινοβολίας, και δ. του κατευθυντικού κέρδους στην ίδια διεύθυνση της τετραγωνικής επίπεδης κεραίας σε υπόστρωμα με μονά SRRs (συνεχής γραμμή), SRRs σε σταυροειδή μορφή, SRRs-CS (διακεκομμένη γραμμή), SRRs γραμμικά μειούμενων διαστάσεων, SRRs-DL (διάστικτη γραμμή) και SRRs μειούμενων διαστάσεων βάσει παραβολικής συνάρτησης, SRRs-PB (διακεκομμένη γραμμή με τελείες) σε φάσμα συχνοτήτων 950 GHz με 1050 GHz.

Η κεραία παρουσιάζει διάφορους συντονισμούς στο διάστημα συχνοτήτων που εξετάζεται. Ωστόσο, στα 1033 GHz υπάρχει ένας συντονισμός, ο οποίος είναι κοινός για τα τέσσερα υποστρώματα, αλλά δε συνοδεύεται με υψηλό κέρδος. Επιπλέον, η κεραία στα υποστρώματα σταθερών διαστάσεων παρουσιάζει συντονισμό στα 990 GHz. Στην περίπτωση του υποστρώματος με SRRs-LD, ο συντονισμός αυτός είναι μετατοπισμένος σε λίγο χαμηλότερες συχνότητες

(986 GHz), ενώ για το υπόστρωμα με SRRs-PF είναι μετατοπισμένος σε υψηλότερες συχνότητες (1002 GHz).

Τα διαγράμματα κέρδους και κατευθυντικού κέρδους στη διεύθυνση ($\theta=0^\circ$, $\varphi=0^\circ$) έχουν παρόμοια μορφή. Το κέρδος και η κατευθυντικότητα της κεραίας σε όλα τα εξεταζόμενα υποστρώματα παίρνουν υψηλές τιμές στις συχνότητες κοντά στο 1 THz. Επιπλέον, η κεραία σε υπόστρωμα από SRRs-CS παρουσιάζει ιδιαίτερα υψηλή κατευθυντικότητα σε σχέση με τις κεραίες στα υπόλοιπα υποστρώματα. Η τετραγωνική κεραία στα υποστρώματα με SRRs μειούμενων διαστάσεων, όπως φαίνεται στα διαγράμματα ακτινοβολίας των προηγούμενων παραγράφων, έχει κύριο λοβό ακτινοβολίας σε διεύθυνση μετατοπισμένη σε σχέση με τον κατακόρυφο άξονα. Αντίθετα, ο κύριος λοβός ακτινοβολίας της κεραίας στα υποστρώματα με SSRs σταθερών διαστάσεων έχει διεύθυνση την κατακόρυφο.

ΠΙΝΑΚΑΣ 6-III Σύγκριση των τεσσάρων διαφορετικών υποστρωμάτων για τετραγωνική επίπεδη THz κεραία. Έχουν επιλεγθεί οι συχνότητες για τις οποίες συνδυάζεται ικανοποιητική τιμή κέρδους και συντελεστή ανάκλασης.

	τετραγωνική επίπεδη THz κεραία σε υπόστρωμα από	Συχνότητα (GHz)	Συντελεστής ανάκλασης S_{11} (dB)	Κέρδος (dBi)	Κατευθυντικό κέρδος (dB)	Συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας
SRRs «σταθερών διαστάσεων»	9x9 μονά SRRs	1002	-6.00	5.71	11.9	0.24
	9x9 SRRs-CS	998	5.91	6.28	13.04	0.21
SRRs «μειούμενων διαστάσεων»	9x9 SRRs-LD	1000	-10.10	5.27	11.11	0.26
	13x11 SRRs-PF	1002	-14.26	3.00	9.68	0.21

Στο Σχήμα 6.38.γ φαίνεται ο συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας των κεραίων στα υποστρώματα με μονά SRRs, SRRs-LD και SRRs-PF να κυμαίνεται σε κοντινές τιμές από 20% μέχρι 30% στο μεγαλύτερο εύρος συχνοτήτων. Αντίθετα, ο συντελεστής απόδοσης ακτινοβολίας παίρνει αρκετά χαμηλότερες τιμές για την κεραία σε υπόστρωμα από SRRs-CS, με μέγιστη τιμή στα 21% στα 998 GHz. Όπως

φαίνεται, ο συντελεστής απόδοσης εξαρτάται από την επιφάνεια μετάλλου που χρησιμοποιείται για την κατασκευή της μήτρας SRRs, καθώς η αγωγιμότητά του χρυσού, που επιλέχθηκε, είναι αρκετά χαμηλή. Για την κατασκευή των SRRs σε σταυροειδή μορφή (SRRs-CS) απαιτείται η μεγαλύτερη επιφάνεια χρυσού. Αντίθετα, οι μονοί SRRs και οι SRRs γραμμικά μειούμενων διαστάσεων παρουσιάζουν μικρότερη επιφάνεια μετάλλου.

Τέλος, στον ΠΙΝΑΚΑΣ 6-III συγκρίνονται τα χαρακτηριστικά της κεραίας σε κάθε υπόστρωμα και στη συχνότητα όπου παρουσιάζουν το βέλτιστο συνδυασμό κέρδους και συντελεστή ανάκλασης. Η κεραία σε υπόστρωμα με SRRs σε σταυροειδή μορφή παρουσιάζει τις υψηλότερες τιμές κέρδους και κατευθυντικότητας στη διεύθυνση ($\theta=0^\circ$, $\varphi=0^\circ$), που είναι και η διεύθυνση του κύριου λοβού ακτινοβολίας της κεραίας. Η κεραία σε υπόστρωμα με SRRs μειούμενων διαστάσεων βάσει παραβολικής συνάρτησης παρουσιάζει τον χαμηλότερο συντελεστή ανάκλασης με ικανοποιητικό κέρδος. Ωστόσο, η κεραία σε υπόστρωμα με SRRs γραμμικά μειούμενων διαστάσεων συνδυάζει κέρδος πάνω από 5 dB, συντελεστή ανάκλασης χαμηλότερο από -10 dB και την υψηλότερη τιμή για τον συντελεστή απόδοσης της κεραίας.

7 ΤΕΛΙΚΑ ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Στην παρούσα διατριβή, μελετήθηκαν και αναπτύχθηκαν επίπεδες κεραίες, κατάλληλες για βιοϊατρικές εφαρμογές στα μικροκύματα και σε συχνότητες THz.

Το πρώτο μέρος της διατριβής περιλαμβάνει τη σχεδίαση, μελέτη και ανάπτυξη δύο κεραιών, τη διπλή-ελλειπτική και την τριπλή-ελλειπτική ομοεπίπεδη κεραία, για μικροκυματική απεικόνιση βιολογικών ιστών. Η σχεδίαση των κεραιών βασίζεται στην επικάλυψη και τομή δύο και τριών ελλείψεων με αντίστοιχες ελλειπτικές οπές στο εσωτερικό τους. Επιπλέον, χρησιμοποιήθηκε ομοεπίπεδη γείωση, η οποία επεκτείνεται με τη μορφή «πλαισίου» περιμετρικά των κεραιών. Οι πιο πάνω τεχνικές που χρησιμοποιήθηκαν για τον σχεδιασμό των κεραιών στοχεύουν στην επίτευξη μεγάλου εύρους λειτουργίας, το οποίο περιλαμβάνει αρκετά χαμηλές συχνότητες, διατηρώντας ταυτόχρονα τις μικρές διαστάσεις των κεραιών. Ο στόχος αυτός είναι πολύ δύσκολα πραγματοποιήσιμος και, όπως αναφέρθηκε στο Κεφάλαιο 2, οι κεραίες που έχουν αναπτυχθεί με αυτά τα χαρακτηριστικά για μικροκυματική απεικόνιση είναι πολύ περιορισμένα. Το σχέδιο των κεραιών είναι πρωτότυπο και καινοτόμο, και επιτρέπει στη διπλή-

ελλειπτική κεραία να λειτουργεί σε εύρος συχνοτήτων πάνω από 5 GHz ξεκινώντας από τη συχνότητα 1.4 GHz, ενώ η τριπλή-ελλειπτική κεραία λειτουργεί σε εύρος συχνοτήτων περίπου 3.5 GHz με χαμηλότερη συχνότητα λειτουργίας 900 MHz, όταν ακτινοβολούν σε ομοίωμα βιολογικού ιστού.

Η γεωμετρία των σχεδίων των κεραιών περιγράφηκε πλήρως και είναι παραμετροποιημένη με τέτοιο τρόπο, ώστε να επιτρέπει τη μοντελοποίηση των κεραιών από τους αλγορίθμους αντίστροφης σκέδασης για απεικόνιση, αλλά και να διευκολύνει τη μελλοντική σχεδίαση άλλων κεραιών με διαφορετικές διαστάσεις και ανάλογα χαρακτηριστικά. Επίσης, σχεδιάστηκε και μελετήθηκε στρώμα συνθετικού πολυμερούς με μήτρα από μεταλλικούς συντονιστές δακτυλίου με διάκενο σε σταυροειδή μορφή για τη βελτίωση της απόδοσης της ακτινοβολήσης των κεραιών και την ενίσχυση της μεταφοράς ενέργειας από την κεραία στον ιστό. Η εφαρμογή του υλικού αυτού σε συνδυασμό με την τριπλή-ελλειπτική κεραία είχε πολύ θετικά και ενθαρρυντικά αποτελέσματα.

Στη συνέχεια, πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις, όπου η τριπλή-ελλειπτική κεραία ακτινοβολεί σε ομοιώματα μαστού. Τα αποτελέσματα της μέτρησης του συντελεστή ανάκλασης της κεραίας επαληθεύουν τις προσομοιώσεις. Επιπρόσθετα, πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις του συντελεστή ανάκλασης της κεραίας και διάδοσης της ακτινοβολίας μέσω ομοιωμάτων μαστού υπό την παρουσία σκεδαστών. Οι διαφοροποιήσεις που παρατηρούνται στα αποτελέσματα των μετρήσεων δείχνουν ότι η τριπλή-ελλειπτική κεραία προσφέρει τη δυνατότητα ανίχνευσης ανομοιογενών περιοχών, βάσει των διηλεκτρικών τους ιδιοτήτων, στο εσωτερικό του μαστού.

Η παρούσα εργασία συνεχίζεται με τη μέτρηση του πεδίου, που δημιουργεί η κεραία στο εσωτερικό ομοιώματος ιστού. Μετρήσεις ηλεκτρικού πεδίου θα πραγματοποιηθούν μέσω ρομποτικού καθετήρα σε ομοίωμα, που έχει σχεδιαστεί και προσομοιωθεί στο λογισμικό ηλεκτρομαγνητικής προσομοίωσης SEMCAD X Mutterhorn της εταιρίας SPEAG.

Στο δεύτερο μέρος της διατριβής παρουσιάστηκαν επίπεδες κεραίες για THz συχνότητες. Οι THz συχνότητες, αν και ανεξερεύνητες μέχρι πρόσφατα, προσφέρουν μεγάλο εύρος δυνατοτήτων και εφαρμογών στη βιοϊατρική απεικόνιση και φασματοσκοπία. Στο Κεφάλαιο 3 αναλύθηκαν εκτενώς οι

ιδιότητες τις THz ακτινοβολίας και οι μέθοδοι με τις οποίες μπορεί να χρησιμοποιηθεί στην ιατρική. Ωστόσο, η THz τεχνολογία βρίσκεται ακόμα σε πολύ πρώιμο στάδιο. Σε αυτό το πλαίσιο, η παρούσα εργασία προτείνει τον σχεδιασμό επίπεδων THz κεραιών με διαστάσεις που επιτρέπουν την κατασκευή τους και τη χρήση τους. Μελετήθηκαν δύο τύποι επίπεδων κεραιών: μία παπιγιόν και μία τετραγωνική κεραία.

Συγκεκριμένα, προτείνεται η χρήση συντονιστών δακτυλίου με διάκενο στο υπόστρωμα των κεραιών. Με αυτόν τον τρόπο, προσφέρεται η δυνατότητα χρησιμοποίησης υποστρωμάτων με πιο μεγάλο και εύχρηστο πάχος, χωρίς να υπάρχουν απώλειες στάσιμων κυμάτων στο εσωτερικό του διηλεκτρικού υποστρώματος. Επιπλέον, οι συντονιστές δακτυλίου μειώνουν την αρνητική επίδραση των κρουστικών κυμάτων στην επιφάνεια του υποστρώματος λόγω της μεγάλης διαφοράς της διηλεκτρικής επιτρεπτότητας του υλικού και του αέρα.

Η χρήση μήτρας μεταλλικών συντονιστών με διάκενο στο υπόστρωμα των κεραιών αποτελεί καινοτόμα τεχνική. Σχεδιάστηκαν και μοντελοποιήθηκαν διάφορων τύπων συντονιστές δακτυλίου με διάκενο, ενώ προτάθηκαν και πρωτότυπα σχέδια μήτρας συντονιστών δακτυλίου με μεταβαλλόμενες διαστάσεις για τη δημιουργία συνθηκών κάτω από την κεραία, ανάλογων με αυτών μεταλλικού κατόπτρου. Η προσομοίωση των κεραιών με υπόστρωμα από μήτρες διάφορων τύπων συντονιστών δακτυλίου με διάκενο (SRRs) απέδειξε ότι η χρήση των SRRs βελτιώνει σημαντικά τον συντελεστή ανάκλασης, το κέρδος και κυρίως την κατευθυντικότητα των κεραιών.

Ωστόσο, οι ιδιότητες των πιο πολλών υλικών σε αυτές τις συχνότητες δεν είναι ακόμα γνωστές. Η αγωγιμότητα φύλλων χρυσού έχει μετρηθεί πειραματικά αρκετά χαμηλότερα από την αγωγιμότητά του σε συνεχές ρεύμα ή σε ραδιοσυχνότητες. Συνεπώς, η χρήση του χρυσού αποτελεί μη ικανοποιητική επιλογή για τη μοντελοποίηση των μεταλλικών επιφανειών. Παρ' όλα αυτά, καθώς οι ηλεκτρομαγνητικές ιδιότητες του χρυσού έχουν επιβεβαιωθεί πειραματικά σε αυτές τις συχνότητες, η προσομοίωση των κεραιών με αυτό το μέταλλο αποκτά μεγαλύτερη εγκυρότητα.

Τέλος, η επίδραση των συντονιστών δακτυλίου με διάκενο ελέγχεται πειραματικά με μέτρηση της υπό κλίμακα τετραγωνικής κεραίας με υπόστρωμα

από 9x9 απλούς συντονιστές σε συχνότητα λειτουργίας 10 GHz. Ο συντελεστής ανάκλασης της κεραίας μειώνεται σε σχέση με την τιμή του συντελεστή ανάκλασης της ίδιας κεραίας χωρίς μήτρα από SRRs, αποδεικνύοντας ότι στα μικροκύματα το υπόστρωμα από συντονιστές δακτυλίου έχει ευεργετικές συνέπειες στην ηλεκτρομαγνητική συμπεριφορά της κεραίας. Συνεπώς, συμπεραίνεται ότι η επίδραση αυτή σε THz συχνότητες θα είναι ιδιαίτερα ενισχυμένη.

Η διπλή- και η τριπλή-ελλειπτική κεραία θα χρησιμοποιηθούν σε σύστημα μικροκυματικής απεικόνισης μαστού για ανίχνευση καρκινωμάτων. Μία συστοιχία κεραιών θα προσαρμοστεί σε δοχείο από PA 2200. Οι κεραίες θα είναι συνδεδεμένες με έναν πολυπλέκτη ραδιοσυχνοτήτων και θα ακτινοβολούν διαδοχικά, ενώ οι υπόλοιπες θα λαμβάνουν τη σκεδασμένη ακτινοβολία για τη μέτρηση των διηλεκτρικών ιδιοτήτων του ιστού. Οι THz κεραίες που σχεδιάστηκαν προορίζονται να χρησιμοποιηθούν σε THz φασματοσκοπία αποξηραμένων ιστών εγκεφάλου ινδικών χοιριδίων, τα οποία πάσχουν από ασθένειες όπως όγκος στον εγκέφαλο, ασθένεια του Parkinson κ.α., με σκοπό την εξαγωγή χαρακτηριστικών ηλεκτρομαγνητικών αποτυπωμάτων. Τα αποτυπώματα αυτά μπορούν να χρησιμοποιηθούν στο μέλλον για άμεση συσχέτισή του με τις αντίστοιχες ασθένειες.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΕΣ ΑΝΑΦΟΡΕΣ

- [1] J. D. Kraus, "Antennas since Hertz and Marconi," *Antennas Propag. IEEE Trans. On*, vol. 33, no. 2, pp. 131–137, 1985.
- [2] J. C. Maxwell, *A treatise on electricity and magnetism*, vol. 1. Clarendon press, 1881.
- [3] C. G. Christodoulou and P. F. Wahid, *Fundamentals of antennas: concepts and applications*, vol. 50. SPIE Press, 2001.
- [4] M. Falk and R. Issels, "Hyperthermia in oncology," *Int. J. Hyperthermia*, vol. 17, no. 1, pp. 1–18, 2001.
- [5] S. Semenov, "Microwave tomography: review of the progress towards clinical applications," *Philos. Trans. R. Soc. Math. Phys. Eng. Sci.*, vol. 367, no. 1900, pp. 3021–3042, 2009.
- [6] P. Farantatos, I. Karanasiou, and N. Uzunoglu, "An integrated approach towards functional brain imaging using simultaneous focused microwave radiometry, near-infrared spectroscopy and electroencephalography measurements," in *Wireless Mobile Communication and Healthcare*, Springer, 2012, pp. 351–357.
- [7] A. Kiourti and K. S. Nikita, "A review of implantable patch antennas for biomedical telemetry: Challenges and solutions [wireless corner]," *Antennas Propag. Mag. IEEE*, vol. 54, no. 3, pp. 210–228, 2012.
- [8] G. Ma and G. Jiang, "Review of tumor hyperthermia technique in biomedical engineering frontier," in *Biomedical Engineering and Informatics (BMEI), 2010 3rd International Conference on*, 2010, vol. 4, pp. 1357–1359.
- [9] M. Persson, A. Fhager, H. Dobsicek Trefna, and T. McKelvey, "Microwave based diagnostics and treatment," in *2013 7th European Conference on Antennas and Propagation, EuCAP 2013*, 2013, pp. 3118–3119.
- [10] M. DeSantis, W. Bowne, J. Ferretti, T. Dalessandro, A. Kumar, S. Sclafani, and C. Dolan, "Abstract No. 263-In situ nanocarbon assisted microwave therapy (NAMT) for application of targeting human prostate tumor cells in nude mice causing cytotoxic thermal ablation using extremely short cycle microwave energy as primary therapy," *J. Vasc. Interv. Radiol.*, vol. 24, no. 4, pp. S116–S117, 2013.
- [11] S. M. Castle, N. Salas, and R. J. Leveillee, "Initial experience using microwave ablation therapy for renal tumor treatment: 18-month follow-up," *Urology*, vol. 77, no. 4, pp. 792–797, 2011.
- [12] J. Stang, M. Haynes, P. Carson, and M. Moghaddam, "A preclinical system prototype for focused microwave thermal therapy of the breast," *Biomed. Eng. IEEE Trans. On*, vol. 59, no. 9, pp. 2431–2438, 2012.
- [13] S. Itoh, Y. Ikeda, H. Kawanaka, T. Okuyama, K. Kawasaki, D. Eguchi, D. Korenaga, and K. Takenaka, "Efficacy of surgical microwave therapy in patients with unresectable hepatocellular carcinoma," *Ann. Surg. Oncol.*, vol. 18, no. 13, pp. 3650–3656, 2011.
- [14] G. Zhang, Y. Sun, J. Yu, L. Dong, N. Mu, X. Liu, L. Liu, Y. Zhang, X. Wang, and P. Liang, "Microwave coagulation therapy and drug injection to treat splenic injury," *J. Surg. Res.*, vol. 186, no. 1, pp. 226–233, 2014.

- [15] J. E. Joy, E. E. Penhoet, D. B. Petitti, and others, *Saving women's lives: strategies for improving breast cancer detection and diagnosis*. National Academies Press, 2005.
- [16] G. N. Bindu, S. J. Abraham, A. Lonappan, V. Thomas, C. K. Aanandan, and K. Mathew, "Active microwave imaging for breast cancer detection," *Prog. Electromagn. Res.*, vol. 58, pp. 149–169, 2006.
- [17] S. Raghavan and M. Ramaraj, "An Overview of Microwave Imaging towards for Breast Cancer Diagnosis," *Sess. 2A9*, p. 338, 2012.
- [18] S. H. Heywang-Koebrunner and I. Schreer, *Diagnostic breast imaging: mammography, sonography, magnetic resonance imaging, and interventional procedures*. Thieme, 2014.
- [19] S. H. Heywang, D. Hahn, H. Schmidt, I. Krischke, W. Eiermann, R. Bassermann, and J. Lissner, "MR imaging of the breast using gadolinium-DTPA," *J. Comput. Assist. Tomogr.*, vol. 10, no. 2, pp. 199–204, 1986.
- [20] R. M. Mann, C. K. Kuhl, K. Kinkel, and C. Boetes, "Breast MRI: guidelines from the European Society of Breast Imaging," *Eur. Radiol.*, vol. 18, no. 7, pp. 1307–1318, Jul. 2008.
- [21] K. Schilling, D. Narayanan, J. E. Kalinyak, M. V. Velasquez, S. Kahn, M. Saady, R. Mahal, L. Chrystal, and others, "Positron emission mammography in breast cancer presurgical planning: comparisons with magnetic resonance imaging," *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*, vol. 38, no. 1, pp. 23–36, 2011.
- [22] E. A. Levine, R. I. Freimanis, N. D. Perrier, K. Morton, N. M. Lesko, S. Bergman, K. R. Geisinger, R. C. Williams, C. Sharpe, V. Zavarzin, and others, "Positron emission mammography: initial clinical results," *Ann. Surg. Oncol.*, vol. 10, no. 1, pp. 86–91, 2003.
- [23] K. L. Carr, P. Cevasco, P. Dunlea, and J. Shaeffer, "Radiometric sensing: An adjuvant to mammography to determine breast biopsy," in *Microwave Symposium Digest. 2000 IEEE MTT-S International*, 2000, vol. 2, pp. 929–932.
- [24] B. Bocquet, J. Van de Velde, A. Mamouni, Y. Leroy, G. Giaux, J. Delannoy, and D. Delvalet, "Microwave radiometric imaging at 3 GHz for the exploration of breast tumors," *Microw. Theory Tech. IEEE Trans. On*, vol. 38, no. 6, pp. 791–793, 1990.
- [25] A. Barrett, P. C. Myers, and N. Sadowsky, "Detection of breast cancer by microwave radiometry," *Radio Sci.*, vol. 12, no. 6S, pp. 167–171, 1977.
- [26] L. V. Wang, X. Zhao, H. Sun, and G. Ku, "Microwave-induced acoustic imaging of biological tissues," *Rev. Sci. Instrum.*, vol. 70, no. 9, pp. 3744–3748, 1999.
- [27] X. Li, S. K. Davis, S. C. Hagness, D. W. Van Der Weide, and B. D. Van Veen, "Microwave imaging via space-time beamforming: Experimental investigation of tumor detection in multilayer breast phantoms," *Microw. Theory Tech. IEEE Trans. On*, vol. 52, no. 8, pp. 1856–1865, 2004.
- [28] Y. Xie, B. Guo, L. Xu, J. Li, and P. Stoica, "Multistatic adaptive microwave imaging for early breast cancer detection," *IEEE Trans. Biomed. Eng. BME*, vol. 53, no. 8, p. 1647, 2006.
- [29] A. J. Surowiec, S. S. Stuchly, J. R. Barr, and A. Swarup, "Dielectric properties of breast carcinoma and the surrounding tissues," *Biomed. Eng. IEEE Trans. On*, vol. 35, no. 4, pp. 257–263, 1988.
- [30] H.-S. Lui, A. Fhager, and M. Persson, "On the forward scattering of microwave breast imaging," *J. Biomed. Imaging*, vol. 2012, p. 6, 2012.

- [31] M. Lazebnik, D. Popovic, L. McCartney, C. B. Watkins, M. J. Lindstrom, J. Harter, S. Sewall, T. Ogilvie, A. Magliocco, T. M. Breslin, and others, "A large-scale study of the ultrawideband microwave dielectric properties of normal, benign and malignant breast tissues obtained from cancer surgeries," *Phys. Med. Biol.*, vol. 52, no. 20, p. 6093, 2007.
- [32] M. Lazebnik, L. McCartney, D. Popovic, C. B. Watkins, M. J. Lindstrom, J. Harter, S. Sewall, A. Magliocco, J. H. Booske, M. Okoniewski, and others, "A large-scale study of the ultrawideband microwave dielectric properties of normal breast tissue obtained from reduction surgeries," *Phys. Med. Biol.*, vol. 52, no. 10, p. 2637, 2007.
- [33] P. M. Meaney, M. W. Fanning, D. Li, S. P. Poplack, and K. D. Paulsen, "A clinical prototype for active microwave imaging of the breast," *Microw. Theory Tech. IEEE Trans. On*, vol. 48, no. 11, pp. 1841–1853, 2000.
- [34] S. C. Hagness, A. Taflove, and J. E. Bridges, "Two-dimensional FDTD analysis of a pulsed microwave confocal system for breast cancer detection: Fixed-focus and antenna-array sensors," *Biomed. Eng. IEEE Trans. On*, vol. 45, no. 12, pp. 1470–1479, 1998.
- [35] H. B. Lim, N. T. T. Nhung, E.-P. Li, and N. D. Thang, "Confocal microwave imaging for breast cancer detection: Delay-multiply-and-sum image reconstruction algorithm," *Biomed. Eng. IEEE Trans. On*, vol. 55, no. 6, pp. 1697–1704, 2008.
- [36] D. W. Winters, J. D. Shea, E. L. Madsen, G. R. Frank, B. D. Van Veen, and S. C. Hagness, "Estimating the breast surface using UWB microwave monostatic backscatter measurements," *Biomed. Eng. IEEE Trans. On*, vol. 55, no. 1, pp. 247–256, 2008.
- [37] X. Li, E. J. Bond, B. D. Van Veen, and S. C. Hagness, "An overview of ultra-wideband microwave imaging via space-time beamforming for early-stage breast-cancer detection," *Antennas Propag. Mag. IEEE*, vol. 47, no. 1, pp. 19–34, 2005.
- [38] S. Davis, E. Bond, S. Hagness, and B. Van Veen, "Microwave imaging via space-time beamforming for early detection of breast cancer: Beamformer design in the frequency domain," *J. Electromagn. Waves Appl.*, vol. 17, no. 2, pp. 357–381, 2003.
- [39] J. C. Y. Lai, C. B. Soh, E. Gunawan, and K. S. Low, "UWB microwave imaging for breast cancer detection—Experiments with heterogeneous breast phantoms," *Prog. Electromagn. Res. M*, vol. 16, pp. 19–29, 2011.
- [40] B. Guo, Y. Wang, J. Li, P. Stoica, and R. Wu, "Microwave imaging via adaptive beamforming methods for breast cancer detection," *J. Electromagn. Waves Appl.*, vol. 20, no. 1, pp. 53–63, 2006.
- [41] R. Nilavalan, A. Gbedemah, I. Craddock, X. Li, and S. C. Hagness, "Numerical investigation of breast tumour detection using multi-static radar," *Electron. Lett.*, vol. 39, no. 25, pp. 1787–1789, 2003.
- [42] M. Klemm, I. Craddock, J. Leendertz, A. Preece, and R. Benjamin, "Breast cancer detection using symmetrical antenna array," in *Antennas and Propagation, 2007. EuCAP 2007. The Second European Conference on*, 2007, pp. 1–5.
- [43] G. A. Ybarra, Q. H. Liu, J. Stang, and W. T. Joines, *Microwave breast imaging*. Citeseer, 2008.

- [44] X. Li and S. C. Hagness, "A confocal microwave imaging algorithm for breast cancer detection," *Microw. Wirel. Compon. Lett. IEEE*, vol. 11, no. 3, pp. 130–132, 2001.
- [45] C. Gabriel, S. Gabriel, and E. Corthout, "The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey," *Phys. Med. Biol.*, vol. 41, no. 11, p. 2231, 1996.
- [46] S. Gabriel, R. Lau, and C. Gabriel, "The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz," *Phys. Med. Biol.*, vol. 41, no. 11, p. 2251, 1996.
- [47] S. Gabriel, R. Lau, and C. Gabriel, "The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues," *Phys. Med. Biol.*, vol. 41, no. 11, p. 2271, 1996.
- [48] P. Meaney, S. Pendergrass, M. Fanning, and K. Paulsen, "Importance of using a reduced contrast coupling medium in 2D microwave breast imaging," *J. Electromagn. Waves Appl.*, vol. 17, no. 2, pp. 333–355, 2003.
- [49] J. Thuéry, *Microwaves: industrial, scientific, and medical applications*. Artech House on Demand, 1992.
- [50] G. N. Bindu, A. Lonappan, V. Thomas, C. K. Aanandan, and K. Mathew, "Dielectric studies of corn syrup for applications in microwave breast imaging," *Prog. Electromagn. Res.*, vol. 59, pp. 175–186, 2006.
- [51] G. Ruvio, M. J. Ammann, M. John, R. Solimene, A. D'Alterio, and R. Pierri, "UWB breast cancer detection with numerical phantom and Vivaldi antenna," in *Ultra-Wideband (ICUWB), 2011 IEEE International Conference on*, 2011, pp. 8–11.
- [52] M. Bialkowski, A. Abbosh, Y. Wang, D. Ireland, A. A. Bakar, and B. Mohammed, "Microwave imaging systems employing cylindrical, hemispherical and planar arrays of ultrawideband antennas," in *Microwave Conference Proceedings (APMC), 2011 Asia-Pacific*, 2011, pp. 191–194.
- [53] M. A. Al-Joumayly, S. M. Aguilar, N. Behdad, and S. C. Hagness, "Dual-band miniaturized patch antennas for microwave breast imaging," *Antennas Wirel. Propag. Lett. IEEE*, vol. 9, pp. 268–271, 2010.
- [54] R. K. Amineh, A. Trehan, and N. K. Nikolova, "TEM horn antenna for ultra-wide band microwave breast imaging," *Prog. Electromagn. Res. B*, vol. 13, pp. 59–74, 2009.
- [55] J. Bourqui, M. Okoniewski, and E. C. Fear, "Balanced antipodal Vivaldi antenna with dielectric director for near-field microwave imaging," *Antennas Propag. IEEE Trans. On*, vol. 58, no. 7, pp. 2318–2326, 2010.
- [56] A. Eesuola, Y. Chen, and G. Tian, "Novel ultra-wideband directional antennas for microwave breast cancer detection," in *Antennas and Propagation (APSURSI), 2011 IEEE International Symposium on*, 2011, pp. 90–93.
- [57] L. Lizzi, P. Rocca, A. Massa, T. Fujimoto, and T. Takenaka, "Synthesis of a wideband antenna array for microwave imaging applications," in *Antennas and Propagation (EUCAP), Proceedings of the 5th European Conference on*, 2011, pp. 1938–1941.
- [58] D. Gibbins, M. Klemm, I. J. Craddock, J. A. Leendertz, A. Preece, and R. Benjamin, "A comparison of a wide-slot and a stacked patch antenna for the purpose of breast cancer detection," *Antennas Propag. IEEE Trans. On*, vol. 58, no. 3, pp. 665–674, 2010.

- [59] R. Nilavalan, I. Craddock, A. Preece, J. Leendertz, and R. Benjamin, "Wideband microstrip patch antenna design for breast cancer tumour detection," *Microw. Antennas Propag. IET*, vol. 1, no. 2, pp. 277–281, 2007.
- [60] H. M. Jafari, M. J. Deen, S. Hranilovic, and N. K. Nikolova, "A study of ultrawideband antennas for near-field imaging," *Antennas Propag. IEEE Trans. On*, vol. 55, no. 4, pp. 1184–1188, 2007.
- [61] H. Kanj and M. Popovic, "A novel ultra-compact broadband antenna for microwave breast tumor detection," *Prog. Electromagn. Res.*, vol. 86, pp. 169–198, 2008.
- [62] J. M. Sill and E. C. Fear, "Tissue sensing adaptive radar for breast cancer detection-experimental investigation of simple tumor models," *Microw. Theory Tech. IEEE Trans. On*, vol. 53, no. 11, pp. 3312–3319, 2005.
- [63] S. C. Hagness, A. Taflove, and J. E. Bridges, "Three-dimensional FDTD analysis of a pulsed microwave confocal system for breast cancer detection: Design of an antenna-array element," *Antennas Propag. IEEE Trans. On*, vol. 47, no. 5, pp. 783–791, 1999.
- [64] H. Kanj and M. Popovic, "T-and X-arrangement of 'dark eyes' antennas for microwave sensing array," in *Antennas and Propagation Society International Symposium 2006, IEEE*, 2006, pp. 1111–1114.
- [65] X. Li, S. C. Hagness, M. K. Choi, and D. W. Van Der Weide, "Numerical and experimental investigation of an ultrawideband ridged pyramidal horn antenna with curved launching plane for pulse radiation," *Antennas Wirel. Propag. Lett. IEEE*, vol. 2, no. 1, pp. 259–262, 2003.
- [66] E. Fear and M. Stuchly, "Microwave detection of breast cancer," *Microw. Theory Tech. IEEE Trans. On*, vol. 48, no. 11, pp. 1854–1863, 2000.
- [67] A. Towfighi and J. L. Saver, "Stroke declines from third to fourth leading cause of death in the United States historical perspective and challenges ahead," *Stroke*, vol. 42, no. 8, pp. 2351–2355, 2011.
- [68] R. Scapaticci, L. Di Donato, I. Catapano, and L. Crocco, "A feasibility study on microwave imaging for brain stroke monitoring," *Prog. Electromagn. Res. B*, vol. 40, pp. 305–324, 2012.
- [69] A. Fhager and M. Persson, "Stroke detection and diagnosis with a microwave helmet," in *Proceedings of 6th European Conference on Antennas and Propagation, EuCAP 2012. Prague, 26-30 March 2012*, 2012, pp. 1796–1798.
- [70] B. J. Mohammed, A. M. Abbosh, S. Mustafa, and D. Ireland, "Microwave system for head imaging," 2014.
- [71] K. Cooper and J. Kenyon, "A comparison of temperatures measured in the rectum, oesophagus, and on the surface of the aorta during hypothermia in man," *Br. J. Surg.*, vol. 44, no. 188, pp. 616–619, 1957.
- [72] N. A. Nussmeier, W. Cheng, M. Marino, T. Spata, S. Li, G. Daniels, T. Clark, and W. K. Vaughn, "Temperature during cardiopulmonary bypass: the discrepancies between monitored sites," *Anesth. Analg.*, vol. 103, no. 6, pp. 1373–1379, 2006.
- [73] A. Abou-Chebl, G. Sung, D. Barbut, and M. Torbey, "Local Brain Temperature Reduction Through Intranasal Cooling With the RhinoChill Device Preliminary Safety Data in Brain-Injured Patients," *Stroke*, vol. 42, no. 8, pp. 2164–2169, 2011.

- [74] D. Camboni, A. Philipp, K.-M. Schebesch, and C. Schmid, "Accuracy of core temperature measurement in deep hypothermic circulatory arrest," *Interact. Cardiovasc. Thorac. Surg.*, vol. 7, no. 5, pp. 922–924, 2008.
- [75] J. L. Moran, J. V. Peter, P. J. Solomon, B. Grealy, T. Smith, W. Ashforth, M. Wake, S. L. Peake, and A. R. Peisach, "Tympanic temperature measurements: Are they reliable in the critically ill? A clinical study of measures of agreement*," *Crit. Care Med.*, vol. 35, no. 1, pp. 155–164, 2007.
- [76] E. Nichols and J. Tear, "Joining the infra-red and electric wave spectra," *Astrophys. J.*, vol. 61, p. 17, 1925.
- [77] M. Tani, M. Herrmann, and K. Sakai, "Generation and detection of terahertz pulsed radiation with photoconductive antennas and its application to imaging," *Meas. Sci. Technol.*, vol. 13, no. 11, p. 1739, 2002.
- [78] K. R. Jha and G. Singh, "Terahertz planar antennas for future wireless communication: a technical review," *Infrared Phys. Technol.*, vol. 60, pp. 71–80, 2013.
- [79] M. Koch, "Terahertz communications: A 2020 vision," in *Terahertz Frequency Detection and Identification of Materials and Objects*, Springer, 2007, pp. 325–338.
- [80] K. Kawase, Y. Ogawa, Y. Watanabe, and H. Inoue, "Non-destructive terahertz imaging of illicit drugs using spectral fingerprints," *Opt. Express*, vol. 11, no. 20, pp. 2549–2554, 2003.
- [81] M. K. Choi, A. Bettermann, and D. Van Der Weide, "Potential for detection of explosive and biological hazards with electronic terahertz systems," *Philos. Trans. R. Soc. Lond. Ser. Math. Phys. Eng. Sci.*, vol. 362, no. 1815, pp. 337–349, 2004.
- [82] J. C. Dickinson, T. M. Goyette, A. J. Gatesman, C. S. Joseph, Z. G. Root, R. H. Giles, J. Waldman, and W. E. Nixon, "Terahertz imaging of subjects with concealed weapons," in *Defense and Security Symposium*, 2006, p. 62120Q–62120Q.
- [83] S. Withington, "Terahertz astronomical telescopes and instrumentation," *Philos. Trans. R. Soc. Lond. Ser. Math. Phys. Eng. Sci.*, vol. 362, no. 1815, pp. 395–402, 2004.
- [84] G. J. Stacey, "THz low resolution spectroscopy for astronomy," *Terahertz Sci. Technol. IEEE Trans. On*, vol. 1, no. 1, pp. 241–255, 2011.
- [85] L. Jiu-sheng, Z. Xiao-li, and L. Jian-rui, "Experimental study on identifying main component in rice bran oil with terahertz time-domain spectroscopy," in *Proc. of SPIE Vol*, vol. 7385, p. 73850M–1.
- [86] J. Li and X. Li, "Determination principal component content of seed oils by THz-TDS," *Chem. Phys. Lett.*, vol. 476, no. 1, pp. 92–96, 2009.
- [87] H. S. Chua, J. Obradovic, A. D. Haigh, P. C. Upadhy, O. Hirsch, D. Crawley, A. A. Gibson, L. F. Gladden, and E. H. Linfield, "Terahertz time-domain spectroscopy of crushed wheat grain," in *IEEE MTT-S International Microwave Symposium Digest*, 2005, vol. 4, pp. 2103–2106.
- [88] A. Redo-Sanchez, G. Salvatella, R. Galceran, E. Roldós, J.-A. García-Reguero, M. Castellari, and J. Tejada, "Assessment of terahertz spectroscopy to detect antibiotic residues in food and feed matrices," *Analyst*, vol. 136, no. 8, pp. 1733–1738, 2011.

- [89] J. Qin, Y. Ying, and L. Xie, "The detection of agricultural products and food using terahertz spectroscopy: A review," *Appl. Spectrosc. Rev.*, vol. 48, no. 6, pp. 439–457, 2013.
- [90] T. M. Goyette, A. Gatesman, T. M. Horgan, M. Coulombe, R. Giles, J. Waldman, and W. E. Nixon, "THz compact range radar systems," *IEEE Int. Microw. Symposium Phila. IEEE Press*, 2003.
- [91] A. Rogalski and F. Sizov, "Terahertz detectors and focal plane arrays," *Opto-Electron. Rev.*, vol. 19, no. 3, pp. 346–404, 2011.
- [92] V. Ryzhii, T. Otsuji, M. Ryzhii, N. Ryabova, S. Yurchenko, V. Mitin, and M. Shur, "Graphene terahertz uncooled bolometers," *J. Phys. Appl. Phys.*, vol. 46, no. 6, p. 065102, 2013.
- [93] G. Gallerano, S. Biedron, and others, "Overview of terahertz radiation sources," in *Proceedings of the 2004 FEL Conference*, 2004, pp. 216–221.
- [94] M. Mross, T. H. Lowell, R. Durant, and M. F. Kimmitt, "Performance characteristics of a Smith-Purcell tunable terahertz source," *J. Biol. Phys.*, vol. 29, no. 2–3, pp. 295–302, 2003.
- [95] J. Jarvis, J. Davidson, B. Ivanov, J. Kohler, and C. Brau, "ULTRA-COMPACT SMITH-PURCELL FREE-ELECTRON LASER."
- [96] J. Faist, F. Capasso, D. L. Sivco, C. Sirtori, A.L. Hutchinson, and A. Y. Cho, "Quantum cascade laser," *Science*, vol. 264, no. 5158, pp. 553–556, 1994.
- [97] B. S. Williams, S. Kumar, H. Callebaut, Q. Hu, and J. L. Reno, "Terahertz quantum-cascade laser operating up to 137 K," *Appl. Phys. Lett.*, vol. 83, no. 25, pp. 5142–5144, 2003.
- [98] I. Wilke and S. Sengupta, "Nonlinear optical techniques for terahertz pulse generation and detection—optical rectification and electrooptic sampling," *Terahertz Spectrosc. Princ. Appl. Opt. Sci. Eng.*, vol. 131, p. 41, 2008.
- [99] J. Van Rudd and D. M. Mittleman, "Influence of substrate-lens design in terahertz time-domain spectroscopy," *JOSA B*, vol. 19, no. 2, pp. 319–329, 2002.
- [100] N. Llombart, C. Lee, M. Alonso-delPino, G. Chattopadhyay, C. Jung-Kubiak, L. Jofre, and I. Mehdi, "Silicon micromachined lens antenna for THz integrated heterodyne arrays," 2013.
- [101] M. Tani, Y. Hirota, C. T. Que, S. Tanaka, R. Hattori, M. Yamaguchi, S. Nishizawa, and M. Hangyo, "Novel terahertz photoconductive antennas," *Int. J. Infrared Millim. Waves*, vol. 27, no. 4, pp. 531–546, 2006.
- [102] C. W. Berry and M. Jarrahi, "Principles of impedance matching in photoconductive antennas," *J. Infrared Millim. Terahertz Waves*, vol. 33, no. 12, pp. 1182–1189, 2012.
- [103] I. Llatser, C. Kremers, D. N. Chigrin, J. M. Jornet, M. C. Lemme, A. Cabellos-Aparicio, and E. A. ON, "Radiation characteristics of tunable graphennas in the terahertz band," *Radioengineering*, vol. 21, no. 4, pp. 946–953, 2012.
- [104] Y.-S. Lee, *Principles of Terahertz Science and Technology: Proceedings of the International Conference, Held in Mainz, Germany, June 5-9, 1979*, vol. 170. Springer, 2009.
- [105] P. Mukherjee and B. Gupta, "Terahertz (THz) frequency sources and antennas-A brief review," *Int. J. Infrared Millim. Waves*, vol. 29, no. 12, pp. 1091–1102, 2008.
- [106] A. Gaponov, L. Ostrovskii, and G. Freidman, "Electromagnetic shock waves," *Radiophys. Quantum Electron.*, vol. 10, no. 9, pp. 772–793, 1967.

- [107] Z. Wu, M. Liang, W.-R. Ng, M. Gehm, and H. Xin, "Terahertz horn antenna based on hollow-core electromagnetic crystal (EMXT) structure," *Antennas Propag. IEEE Trans. On*, vol. 60, no. 12, pp. 5557–5563, 2012.
- [108] D. Li, Y. Huang, and Y.-C. Shen, "Terahertz conical horn antenna," in *Antennas and Propagation, 2009. EuCAP 2009. 3rd European Conference on*, 2009, pp. 989–993.
- [109] K. R. Jha and G. Singh, "Analysis and design of rectangular microstrip antenna on two-layer substrate materials at terahertz frequency," *J. Comput. Electron.*, vol. 9, no. 2, pp. 68–78, 2010.
- [110] K. R. Jha and G. Singh, "Microstrip patch antenna on photonic crystal substrate at terahertz frequency," in *Applied Electromagnetics Conference (AEMC), 2009*, 2009, pp. 1–4.
- [111] K. R. Jha and G. Singh, "Analysis and design of terahertz microstrip antenna on photonic bandgap material," *J. Comput. Electron.*, vol. 11, no. 4, pp. 364–373, 2012.
- [112] A. Sharma, V. K. Dwivedi, and G. Singh, "THz rectangular patch microstrip antenna design using photonic crystal as substrate," in *Progress in Electromagnetic Research Symposium, Cambridge, USA, 2008*, pp. 161–165.
- [113] R. Piesiewicz, M. Islam, M. Koch, and T. Kurner, "Towards Short-Range Terahertz Communication Systems: Basic Considerations," in *Applied Electromagnetics and Communications, 2005. ICECom 2005. 18th International Conference on*, 2005, pp. 1–5.
- [114] J. M. Jornet and I. F. Akyildiz, "Graphene-based nano-antennas for electromagnetic nanocommunications in the terahertz band," in *Antennas and Propagation (EuCAP), 2010 Proceedings of the Fourth European Conference on*, 2010, pp. 1–5.
- [115] P. H. Siegel, "Terahertz technology in biology and medicine," in *Microwave Symposium Digest, 2004 IEEE MTT-S International*, 2004, vol. 3, pp. 1575–1578.
- [116] E. P. J. Parrott, Y. Sun, and E. Pickwell-MacPherson, "Terahertz spectroscopy: Its future role in medical diagnoses," *J. Mol. Struct.*, vol. 1006, no. 1, pp. 66–76, 2011.
- [117] E. MacPherson, "Biomedical Imaging," in *Terahertz Spectroscopy and Imaging*, Springer, 2013, pp. 415–431.
- [118] D. L. Woolard, E. R. Brown, M. Pepper, and M. Kemp, "Terahertz frequency sensing and imaging: A time of reckoning future applications?," *Proc. IEEE*, vol. 93, no. 10, pp. 1722–1743, 2005.
- [119] P. C. Ashworth, E. Pickwell-MacPherson, E. Provenzano, S. E. Pinder, A. D. Purushotham, M. Pepper, V. P. Wallace, and others, "Terahertz pulsed spectroscopy of freshly excised human breast cancer," *Opt. Express*, vol. 17, no. 15, pp. 12444–12454, 2009.
- [120] P. Bakopoulos, I. Karanasiou, N. Pleros, P. Zakyntinos, N. Uzunoglu, and H. Avramopoulos, "A tunable continuous wave (CW) and short-pulse optical source for THz brain imaging applications," *Meas. Sci. Technol.*, vol. 20, no. 10, p. 104001, 2009.
- [121] B. Ferguson, S. Wang, D. Gray, D. Abbott, and X.-C. Zhang, "Identification of biological tissue using chirped probe THz imaging," *Microelectron. J.*, vol. 33, no. 12, pp. 1043–1051, 2002.

- [122] S. Sy, S. Huang, Y.-X. J. Wang, J. Yu, A. T. Ahuja, Y. Zhang, and E. Pickwell-MacPherson, "Terahertz spectroscopy of liver cirrhosis: investigating the origin of contrast," *Phys. Med. Biol.*, vol. 55, no. 24, p. 7587, 2010.
- [123] E. Pickwell and V. Wallace, "Biomedical applications of terahertz technology," *J. Phys. Appl. Phys.*, vol. 39, no. 17, p. R301, 2006.
- [124] E. Pickwell-MacPherson and V. P. Wallace, "Terahertz pulsed imaging—a potential medical imaging modality?," *Photodiagnosis Photodyn. Ther.*, vol. 6, no. 2, pp. 128–134, 2009.
- [125] C. Yu, S. Fan, Y. Sun, and E. Pickwell-MacPherson, "The potential of terahertz imaging for cancer diagnosis: A review of investigations to date," *Quant. Imaging Med. Surg.*, vol. 2, no. 1, pp. 33–45, 2012.
- [126] B. E. Cole, R. M. Woodward, D. A. Crawley, V. P. Wallace, D. D. Arnone, and M. Pepper, "Terahertz imaging and spectroscopy of human skin in vivo," in *Photonics West 2001-LASE*, 2001, pp. 1–10.
- [127] N. Karpowicz, H. Zhong, J. Xu, K.-I. Lin, J.-S. Hwang, and X. Zhang, "Comparison between pulsed terahertz time-domain imaging and continuous wave terahertz imaging," *Semicond. Sci. Technol.*, vol. 20, no. 7, p. S293, 2005.
- [128] R. M. Smith and M. A. Arnold, "Terahertz Time-Domain Spectroscopy of Solid Samples: Principles, Applications, and Challenges," *Appl. Spectrosc. Rev.*, vol. 46, no. 8, pp. 636–679, 2011.
- [129] Y. Sun, M. Y. Sy, Y.-X. J. Wang, A. T. Ahuja, Y.-T. Zhang, and E. Pickwell-MacPherson, "A promising diagnostic method: Terahertz pulsed imaging and spectroscopy," *World J. Radiol.*, vol. 3, no. 3, p. 55, 2011.
- [130] N. Kikuchi, T. Tanno, M. Watanabe, and T. Kurubayashi, "A membrane method for terahertz spectroscopy of amino acids," *Anal Sci*, vol. 25, p. 457, 2009.
- [131] K. McClatchey, M. Reiten, and R. Cheville, "Time resolved synthetic aperture terahertz impulse imaging," *Appl. Phys. Lett.*, vol. 79, no. 27, pp. 4485–4487, 2002.
- [132] D. M. Mittleman, R. H. Jacobsen, and M. C. Nuss, "T-ray imaging," *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.*, vol. 2, no. 3, pp. 679–692, 1996.
- [133] W. L. Chan, J. Deibel, and D. M. Mittleman, "Imaging with terahertz radiation," *Rep. Prog. Phys.*, vol. 70, no. 8, p. 1325, 2007.
- [134] J. Takayanagi, H. Jinno, S. Ichino, K. Suizu, M. Yamashita, T. Ouchi, S. Kasai, H. Ohtake, H. Uchida, N. Nishizawa, and others, "High-resolution time-of-flight terahertz tomography using a femtosecond fiber laser," *Opt. Express*, vol. 17, no. 9, pp. 7533–7539, 2009.
- [135] A. J. Miller, A. Luukanen, and E. N. Grossman, "Micromachined antenna-coupled uncooled microbolometers for terahertz imaging arrays," in *Defense and Security*, 2004, pp. 18–24.
- [136] O. Mitrofanov, M. Lee, J. W. Hsu, I. Brener, R. Harel, J. F. Federici, J. D. Wynn, L. N. Pfeiffer, and K. W. West, "Collection-mode near-field imaging with 0.5-THz pulses," *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.*, vol. 7, no. 4, pp. 600–607, 2001.
- [137] F. Blanchard, A. Doi, T. Tanaka, H. Hirori, H. Tanaka, Y. Kadoya, and K. Tanaka, "Real-time terahertz near-field microscope," *Opt. Express*, vol. 19, no. 9, pp. 8277–8284, 2011.
- [138] S. Hunsche, M. Koch, I. Brener, and M. Nuss, "THz near-field imaging," *Opt. Commun.*, vol. 150, no. 1, pp. 22–26, 1998.

- [139] R. M. Walser, "Electromagnetic metamaterials," in *International Symposium on Optical Science and Technology*, 2001, pp. 1–15.
- [140] J. Valentine, S. Zhang, T. Zentgraf, E. Ulin-Avila, D. A. Genov, G. Bartal, and X. Zhang, "Three-dimensional optical metamaterial with a negative refractive index," *nature*, vol. 455, no. 7211, pp. 376–379, 2008.
- [141] V. M. Shalaev, "Optical negative-index metamaterials," *Nat. Photonics*, vol. 1, no. 1, pp. 41–48, 2007.
- [142] S. Linden, C. Enkrich, G. Dolling, M. W. Klein, J. Zhou, T. Koschny, C. M. Soukoulis, S. Burger, F. Schmidt, and M. Wegener, "Photonic metamaterials: magnetism at optical frequencies," *Sel. Top. Quantum Electron. IEEE J. Of*, vol. 12, no. 6, pp. 1097–1105, 2006.
- [143] W. Withayachumnankul and D. Abbott, "Metamaterials in the terahertz regime," *Photonics J. IEEE*, vol. 1, no. 2, pp. 99–118, 2009.
- [144] I. Vendik and O. Vendik, "Metamaterials and their application in microwaves: A review," *Tech. Phys.*, vol. 58, no. 1, pp. 1–24, 2013.
- [145] B. Ung, "Metamaterials: a metareview," *Ecole Polytech. Montr. Httpwww Polymtl Caphysdocart22 Pdf Accessed 10 Oct. 2010*, 2009.
- [146] D. J. Norris, "Photonic Crystals: A view of the future," *Nat. Mater.*, vol. 6, no. 3, pp. 177–178, 2007.
- [147] R. Mittra, C. H. Chan, and T. Cwik, "Techniques for analyzing frequency selective surfaces-a review," *Proc. IEEE*, vol. 76, no. 12, pp. 1593–1615, 1988.
- [148] V. G. Veselago, "THE ELECTRODYNAMICS OF SUBSTANCES WITH SIMULTANEOUSLY NEGATIVE VALUES OF ϵ AND μ ," *Phys.-Uspekhi*, vol. 10, no. 4, pp. 509–514, 1968.
- [149] Y. Yuan, Y. Feng, and T. Jiang, "Observation of reverse Doppler effect in a composite right/left-handed transmission line," in *Microwave Conference Proceedings (CJMW), 2011 China-Japan Joint*, 2011, pp. 1–4.
- [150] S. Xi, H. Chen, T. Jiang, L. Ran, J. Huangfu, B.-I. Wu, J. A. Kong, and M. Chen, "Experimental verification of reversed Cherenkov radiation in left-handed metamaterial," *Phys. Rev. Lett.*, vol. 103, no. 19, p. 194801, 2009.
- [151] M. Hudlicka, J. Machac, and I. S. Nefedov, "A triple wire medium as an isotropic negative permittivity metamaterial," *Prog. Electromagn. Res.*, vol. 65, pp. 233–246, 2006.
- [152] J. Zhou, L. Zhang, G. Tuttle, T. Koschny, and C. M. Soukoulis, "Negative index materials using simple short wire pairs," *Phys. Rev. B*, vol. 73, no. 4, p. 041101, 2006.
- [153] A. Ishikawa and T. Tanaka, "Negative magnetic permeability of split ring resonators in the visible light region," *Opt. Commun.*, vol. 258, no. 2, pp. 300–305, 2006.
- [154] L. Kang, Q. Zhao, H. Zhao, and J. Zhou, "Magnetically tunable negative permeability metamaterial composed by split ring resonators and ferrite rods," *Opt. Express*, vol. 16, no. 12, pp. 8825–8834, 2008.
- [155] R. Marqués and D. Smith, "Comment on 'Electrodynamics of metallic photonic crystals and the problem of left-handed materials,'" *Phys. Rev. Lett.*, vol. 92, no. 5, p. 059401, 2004.
- [156] D. Schurig, J. Mock, B. Justice, S. A. Cummer, J. Pendry, A. Starr, and D. Smith, "Metamaterial electromagnetic cloak at microwave frequencies," *Science*, vol. 314, no. 5801, pp. 977–980, 2006.

- [157] N. A. Zharova, I. V. Shadrivov, and Y. S. Kivshar, "Inside-out electromagnetic cloaking," *Opt. Express*, vol. 16, no. 7, pp. 4615–4620, 2008.
- [158] Y. Lai, J. Ng, H. Chen, D. Han, J. Xiao, Z.-Q. Zhang, and C. Chan, "Illusion optics: the optical transformation of an object into another object," *Phys. Rev. Lett.*, vol. 102, no. 25, p. 253902, 2009.
- [159] J. B. Pendry and D. R. Smith, "The quest for the superlens," *Sci. Am.*, vol. 295, no. 1, pp. 60–67, 2006.
- [160] M. Wiltshire, J. Pendry, I. Young, D. Larkman, D. Gilderdale, and J. Hajnal, "Microstructured magnetic materials for RF flux guides in magnetic resonance imaging," *Science*, vol. 291, no. 5505, pp. 849–851, 2001.
- [161] M. Islam, M. Faruque, and N. Misran, "Study of specific absorption rate (SAR) in the human head by metamaterial attachment," *IEICE Electron. Express*, vol. 7, no. 4, pp. 240–246, 2010.
- [162] M. R. I. Faruque, M. T. Islam, and N. Misran, "Design analysis of new metamaterial for EM absorption reduction," *Prog. Electromagn. Res.*, vol. 124, pp. 119–135, 2012.
- [163] M. T. Islam, M. R. I. Faruque, and N. Misran, "Reduction of specific absorption rate (SAR) in the human head with ferrite material and metamaterial," *Prog. Electromagn. Res. C*, vol. 9, pp. 47–58, 2009.
- [164] M. J. Freire, R. Marques, and L. Jelinek, "Experimental demonstration of a $\mu=-1$ metamaterial lens for magnetic resonance imaging," *Appl. Phys. Lett.*, vol. 93, no. 23, p. 231108, 2008.
- [165] M. Walther, D. Cooke, C. Sherstan, M. Hajar, M. Freeman, and F. Hegmann, "Terahertz conductivity of thin gold films at the metal-insulator percolation transition," *Phys. Rev. B*, vol. 76, no. 12, p. 125408, 2007.
- [166] N. Laman and D. Grischkowsky, "Terahertz conductivity of thin metal films," *Appl. Phys. Lett.*, vol. 93, no. 5, p. 051105, 2008.
- [167] B. Casse, H. Moser, L. Jian, M. Bahou, O. Wilhelmi, B. Saw, and P. Gu, "Fabrication of 2D and 3D Electromagnetic Metamaterials for the Terahertz Range," in *Journal of Physics: Conference Series*, 2006, vol. 34, p. 885.
- [168] H. Tao, A. Strikwerda, K. Fan, C. Bingham, W. Padilla, X. Zhang, and R. Averitt, "Terahertz metamaterials on free-standing highly-flexible polyimide substrates," *ArXiv Prepr. ArXiv08080454*, 2008.
- [169] H.-T. Chen, W. J. Padilla, J. M. Zide, A. C. Gossard, A. J. Taylor, and R. D. Averitt, "Active terahertz metamaterial devices," *Nature*, vol. 444, no. 7119, pp. 597–600, 2006.
- [170] A. Liu, W. Zhu, D. Tsai, and N. I. Zheludev, "Micromachined tunable metamaterials: a review," *J. Opt.*, vol. 14, no. 11, p. 114009, 2012.
- [171] J. B. Pendry, A. J. Holden, D. Robbins, and W. Stewart, "Magnetism from conductors and enhanced nonlinear phenomena," *Microw. Theory Tech. IEEE Trans. On*, vol. 47, no. 11, pp. 2075–2084, 1999.
- [172] D. R. Smith, W. J. Padilla, D. Vier, S. C. Nemat-Nasser, and S. Schultz, "Composite medium with simultaneously negative permeability and permittivity," *Phys. Rev. Lett.*, vol. 84, no. 18, p. 4184, 2000.
- [173] E. Ekmekci, K. Topalli, T. Akin, and G. Turhan-Sayan, "A tunable multi-band metamaterial design using micro-split SRR structures," *Opt. Express*, vol. 17, no. 18, pp. 16046–16058, 2009.

- [174] H. Tao, E. A. Kadlec, A. C. Strikwerda, K. Fan, W. J. Padilla, R. D. Averitt, E. A. Shaner, and X. Zhang, "Microwave and Terahertz wave sensing with metamaterials," *Opt. Express*, vol. 19, no. 22, pp. 21620–21626, 2011.
- [175] N. Katsarakis, T. Koschny, M. Kafesaki, E. Economou, and C. Soukoulis, "Electric coupling to the magnetic resonance of split ring resonators," *Appl. Phys. Lett.*, vol. 84, no. 15, pp. 2943–2945, 2004.
- [176] R. Singh, C. Rockstuhl, C. Menzel, T. P. Meyrath, M. He, H. Giessen, F. Lederer, and W. Zhang, "Spiral-type terahertz antennas and the manifestation of the Mushiake principle," *Opt. Express*, vol. 17, no. 12, pp. 9971–9980, 2009.
- [177] R. Singh, I. A. Al-Naib, M. Koch, and W. Zhang, "Sharp Fano resonances in THz metamaterials," *Opt. Express*, vol. 19, no. 7, pp. 6312–6319, 2011.
- [178] D. R. Chowdhury, R. Singh, M. Reiten, H.-T. Chen, A. J. Taylor, J. F. O'Hara, and A. K. Azad, "A broadband planar terahertz metamaterial with nested structure," *Opt. Express*, vol. 19, no. 17, pp. 15817–15823, 2011.
- [179] D. R. Chowdhury, R. Singh, J. F. O'Hara, H.-T. Chen, A. J. Taylor, and A. K. Azad, "Dynamically reconfigurable terahertz metamaterial through photo-doped semiconductor," *Appl. Phys. Lett.*, vol. 99, no. 23, p. 231101, 2011.
- [180] H. Ansoft, "Ansoft Corporation," *Four Stn. Sq. Suite*, vol. 200, 1994.
- [181] C. Gabriel, S. Gabriel, and E. Corthout, "The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey," *Phys. Med. Biol.*, vol. 41, no. 11, p. 2231, 1996.
- [182] S. Gabriel, R. Lau, and C. Gabriel, "The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz," *Phys. Med. Biol.*, vol. 41, no. 11, p. 2251, 1996.
- [183] S. Gabriel, R. Lau, and C. Gabriel, "The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues," *Phys. Med. Biol.*, vol. 41, no. 11, p. 2271, 1996.
- [184] A. Mobashsher and A. Abbosh, "Three Dimensional Human Head Phantom with Realistic Electrical Properties and Anatomy," 2014.
- [185] M. Lazebnik, E. L. Madsen, G. R. Frank, and S. C. Hagness, "Tissue-mimicking phantom materials for narrowband and ultrawideband microwave applications," *Phys. Med. Biol.*, vol. 50, no. 18, p. 4245, 2005.
- [186] B. J. Mohammed, A. M. Abbosh, S. Mustafa, and D. Ireland, "Microwave system for head imaging," 2014.
- [187] K. S. Cole and R. H. Cole, "Dispersion and absorption in dielectrics II. Direct current characteristics," *J. Chem. Phys.*, vol. 10, no. 2, pp. 98–105, 1942.
- [188] D. Leys, "HIGH-SPEED MATERIALS Best Materials for 3-6 GHz Design," *Print. CIRCUIT Des. Manuf.*, vol. 21, pp. 34–39, 2004.

ΛΙΣΤΑ ΔΗΜΟΣΙΕΥΣΕΩΝ

- Maria Koutsoupidou, et al., “Two Multiband Uniplanar Antennas for Microwave Breast Imaging” 9th European Conference on Antennas and Propagation, Lisbon, April 2015 (accepted).
- M. Koutsoupidou, I. S. Karanasiou, N. Uzunoglu, “Substrate constructed by an array of split ring resonators for a THz planar antenna,” Journal of Computational Electronics, Volume 13, Issue 3, Page 593-598, 2014.
- M. Koutsoupidou, I. S. Karanasiou, N. Uzunoglu, “Rectangular patch antenna on split-ring resonators substrate for THz brain imaging: Modeling and testing”, 2013 IEEE 13th International Conference on Bioinformatics & Bioengineering (BIBE), 1-4, Chania, 2013.
- M. Koutsoupidou, I. S. Karanasiou, N. Uzunoglu, “Simulation and testing of THz metamaterial antenna for biomedical imaging”, Joint Meeting of The Bioelectromagnetics Society and the European BioElectromagnetics Association, BIOEM2013, Thessaloniki, 2013.
- M. Koutsoupidou, I. S. Karanasiou, N. Uzunoglu, “Antennas on metamaterial substrates as emitting components for THz biomedical imaging”, 2012 IEEE 12th International Conference on Bioinformatics & Bioengineering (BIBE), 319-322, Larnaca, 2012.