



# ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ  
ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ  
ΥΛΙΚΩΝ

---

## ΣΧΕΔΙΑΣΗ ΒΙΟΣΥΜΒΑΤΩΝ ΚΕΡΑΙΩΝ ΓΙΑ ΧΡΗΣΗ ΣΕ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΑ ΑΜΦΙΒΛΗΣΤΡΟΕΙΔΟΥΣ

---

### Διπλωματική Εργασία

Ορφέας Λιαπάτης

03113901

**Επιβλέπουσα:** Κωνσταντίνα Σ. Νικήτα

Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Φεβρουάριος 2020





# ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ  
ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ  
ΥΛΙΚΩΝ

---

## ΣΧΕΔΙΑΣΗ ΒΙΟΣΥΜΒΑΤΩΝ ΚΕΡΑΙΩΝ ΓΙΑ ΧΡΗΣΗ ΣΕ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΑ ΑΜΦΙΒΛΗΣΤΡΟΕΙΔΟΥΣ

---

### Διπλωματική Εργασία

Ορφέας Λιαπάτης

03113901

**Επιβλέπουσα:** Κωνσταντίνα Σ. Νικήτα

Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 17<sup>η</sup> Φεβρουαρίου 2020

.....  
Δημήτριος-Διονύσιος  
Κουτσούρης  
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....  
Γιώργος Ματσόπουλος  
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....  
Κωνσταντίνα Σ. Νικήτα  
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Φεβρουάριος 2020

.....

## **Ορφέας Λιαπάτης**

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

Copyright © Ορφέας Λιαπάτης, 2020

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, εκαπιδευτικής 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

---

Οι εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις προσελκύουν σήμερα υψηλό επιστημονικό ενδιαφέρον, καθώς προσφέρουν νέες δυνατότητες για τη βελτίωση της ποιότητας ζωής ασθενών με χρόνιες παθήσεις. Ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζουν τα εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς, τα οποία μπορούν να αποκαταστήσουν, ως έναν βαθμό, την όραση, σε άτομα με απώλεια όρασης αλλά λειτουργικό οπτικό νεύρο. Σκοπός της παρούσας εργασίας είναι ο σχεδιασμός βιοσυμβατών κεραίων για χρήση σε εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς που λειτουργούν στη ζώνη συχνοτήτων MedRadio (401-406 MHz). Η βιοσυμβατότητα εξασφαλίζεται μέσω της ενθυλάκωσης της κεραίας εντός ενός βιοσυμβατού υλικού (Silastic MDX4-4210 medical-grade elastomer, Zirconia ή PEEK). Θεωρώντας ένα παραμετρικό μοντέλο μικροσκοπικής μικροταινιακής κεραίας με σχισμές, το οποίο τοποθετείται εντός βιοσυμβατού υλικού, η αρχική σχεδίαση τροποποιείται με στόχο την επίτευξη επιθυμητών επιδόσεων συντονισμού. Οι παράμετροι του μοντέλου της κεραίας τροποποιούνται, αρχικά, με την μέθοδο δοκιμής-και-σφάλματος και στη συνέχεια, αυτοματοποιημένα, με την μέθοδο Quasi-Newton. Ο σχεδιασμός της κεραίας πραγματοποιείται εντός σφαιρικού ομογενούς μοντέλου οφθαλμού, ώστε να λαμβάνεται υπόψη τυχόν αποσυντονισμός που προκαλείται από τους περιβάλλοντες ιστούς. Οι τρεις βιοσυμβατές κεραίες, που προκύπτουν μετά τη διαδικασία βελτιστοποίησης του σχεδιασμού, αξιολογούνται συγκριτικά ως προς τις τελικές διαστάσεις, τον συντονισμό, και τις επιδόσεις ακτινοβολίας και ασφάλειας για τηλεμετρία στην ζώνη συχνοτήτων MedRadio (401-406 MHz). Η τελική αξιολόγηση και σύγκριση πραγματοποιείται θεωρώντας ανατομικό μοντέλο οφθαλμού, το οποίο αποτελείται από τέσσερις διαφορετικούς ιστούς (σκληρός χιτώννας, κερατοειδής χιτώννας, υαλοειδές υγρό και φακός) και προσομοιώνει το ρεαλιστικό περιβάλλον λειτουργίας των κεραίων. Για τον σχεδιασμό των κεραίων χρησιμοποιείται το λογισμικό Ansoft HFSS, το οποίο βασίζεται στη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων (Finite Element method – FE), ενώ για την τελική συγκριτική αξιολόγηση των κεραίων εκτελούνται προσομοιώσεις με χρήση του λογισμικού SEMCAD X, το οποίο βασίζεται στη μέθοδο των πεπερασμένων διαφορών στο πεδίο του χρόνου (finite difference time domain method – FDTD).

---

## ΛΕΞΕΙΣ – ΚΛΕΙΔΙΑ

---

Βιοϊατρική μηχανική, βιοσυμβατότητα, ενθυλάκωση εντός βιοσυμβατού υλικού, εμφυτεύσιμη κεραία μικροταινιακής, εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς, εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις, ιατρική τηλεμετρία, κανονικά μοντέλα, ανατομικά μοντέλα, μέθοδος πεπερασμένων στοιχείων, μέθοδος πεπερασμένων διαφορών στο πεδίο του χρόνου, ειδικός ρυθμός απορρόφησης, υπηρεσία επικοινωνίας ιατρικών διατάξεων, επιδόσεις συντονισμού, επιδόσεις ακτινοβολίας, επιδόσεις ασφάλειας.



## ABSTRACT

---

Implantable medical devices are currently attracting high scientific interest, as they can significantly improve the quality of life of people with chronic diseases. Retinal implants can partially restore vision to the blind with a functional optic nerve. The aim of this thesis is to design biocompatible antennas for retinal implants functioning at MedRadio band (401-406MHz). Biocompatibility is ensured by encapsulating the antenna within a biocompatible material. First, a parametric microstrip patch antenna model is considered and the initial antenna design is modified for encapsulation in three different biocompatible materials (Silastic MDX4-4210 medical-grade elastomer, Zirconia and PEEK). Modifications on the initial design are carried out using the trial-and-error method followed by an automated Quasi-Newton method in order to achieve the desired tuning properties. Antenna design takes place inside a spherical eyeball model in order to take into consideration mismatching caused by surrounding tissues. The resulting three antenna designs are comparatively assessed in terms of size, tuning properties, safety and radiation performance for telemetry in the MedRadio band (401-406 MHz). Further validation and safety simulations are carried out for antennas implanted in an anatomical eyeball model consisting of four different tissues (sclera, cornea, vitreous humor and lens) in order to simulate a more realising operating environment of the antenna. Simulations for design optimization are performed using the Ansoft HFSS suite, based on the finite element (FE) method, while validation and safety performance studies are carried out using the SEMCAD X suite, based on the finite difference time domain (FDTD) method.

## KEYWORDS

---

Biomedical Engineering, Biocompatibility, Biocompatible encapsulation, implantable microstrip patch antenna, retinal implants, implantable medical devices, medical telemetry, canonical model, anatomical model, finite element method, finite difference time domain method (FDTD), specific absorption rate (SAR), medical implant communication service (MedRadio), tuning performance, radiation performance, safety performance.





## ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

Περίληψη.....	5
Λέξεις - Κλειδιά.....	5
Abstract.....	7
Keywords.....	7
Περιεχόμενα .....	9
Κατάλογος Πινάκων.....	11
Κατάλογος Εικόνων .....	13
Κεφάλαιο 1 – Εισαγωγή .....	17
Περιεχομενα.....	17
Σύνοψη .....	17
1.1 Ασύρματη Τηλεμετρία για εν σώματι ιατρικές διατάξεις (In body Biotelemetry Devices).....	19
1.2 Ζώνες συχνοτήτων λειτουργίας των εν σώματι ιατρικών διατάξεων....	21
1.2.1 Ζώνη Υπηρεσιών Ραδιοεπικοινωνίας Ιατρικών Συσκευών - Medical Device Radio Communication Service (MedRadio) .....	23
1.2.2 Ζώνη Βιομηχανικών Επιστημονικών και Ιατρικών Εφαρμογών (Industrial Scientific and Medical, ISM).....	24
1.2.3 Ζώνη Υπηρεσιών Ασύρματης Ιατρικής Τηλεμετρίας (Wireless medical telemetry services (WMTS)).....	25
1.3 Προκλήσεις εν σώματι κεραιών .....	26
1.3.1 Βιοσυμβατότητα και προστασία από βραχυκυκλώματα.....	26
1.3.2 Σχεδίαση για Λειτουργία Εντός Βιολογικών Ιστών .....	27
1.3.3 Σμίκρυνση Διαστάσεων.....	28
1.3.4 Εύρος Ζώνης .....	32
1.3.5 Ρυθμός Ειδικής Απορρόφησης και Ασφάλεια .....	33
1.3.6 Απολαβή .....	36
1.3.7 Τροφοδοσία .....	37
1.3.8 Κατανάλωση Ισχύος.....	37
1.3.9 Κατασκευή των Κεραιών.....	38
1.3.10 Πειραματική Αξιολόγηση .....	40
1.4 Εμφυτεύματα Αμφιβληστροειδούς .....	42
1.4.1 Είδη Εμφυτευμάτων Αμφιβληστροειδούς.....	42
1.4.2 Σύγκριση Εμφυτευμάτων Αμφιβληστροειδούς.....	46
1.5 Αντικείμενο και Δομή Εργασίας .....	49
Κεφάλαιο 2: Στοιχεία Κεραίας και μοντελοποίησης Βιολογικών Ιστών.....	51
Περιεχόμενα.....	51

Σύνοψη .....	51
2.1 Παράμετροι Ενδιαφέροντος Εμφυτεύσιμων Κεραιών: Ορισμοί και Ορολογίες .....	52
2.1.1 Επιδόσεις Συντονισμού .....	52
2.1.2 Επιδόσεις Ακτινοβολίας .....	54
2.1.3 Επιδόσεις Ασφάλειας .....	56
2.2 Θεωρία Μικροταινιακών Κεραιών .....	59
2.3 Βιολογικοί Ιστοί .....	61
2.3.1 Ηλεκτρικές Ιδιότητες Βιολογικών Ιστών .....	61
2.3.2 Υπολογιστική Μοντελοποίηση και Μελέτη Βιολογικών Ιστών .....	65
2.4 Αριθμητικές Μέθοδοι Επίλυσης των Εξισώσεων Maxwell .....	70
2.4.1 Μέθοδος των Πεπερασμένων Διαφορών στο Πεδίο του Χρόνου .....	72
2.4.2 Μέθοδος των Πεπερασμένων Στοιχείων .....	74
2.4.3 Οριακές Συνθήκες Απορρόφησης .....	75
Κεφάλαιο 3: Σχεδίαση Πρωτότυπων βιοσυμβατών κεραιών αμφιβληστροειδούς .....	77
Περιεχόμενα .....	77
Σύνοψη .....	77
3.1 Περιβάλλον Σχεδίασης .....	79
3.1.1 Μοντέλο Ιστών .....	79
3.1.2 Χρησιμοποιούμενα Προγράμματα και Αριθμητική Μέθοδος .....	81
3.2 Βιοσυμβατότητα και Χρησιμοποιούμενα Βιοσυμβατά Υλικά .....	83
3.2.1 Διοξείδιο του Ζιρκονίου (Zirconia) .....	83
3.2.2 PEEK (PolyEther Ether Ketone - Πολυδιαιθεροκετόνη) .....	84
3.2.3 Silastic MDX4-4210 BioMedical Grade Elastomer .....	85
3.3 Διαδικασία Σχεδίασης των Κεραιών .....	86
3.3.1 Χρησιμοποιούμενο Παραμετρικό Μοντέλο Κεραίας .....	86
3.3.2 Μεθοδολογία Σχεδίασης .....	88
3.4 Τελικά Σχέδια και Αποτελέσματα .....	91
3.4.1 Ενθυλάκωση εντός του Βιοσυμβατού Υλικού Silastic MDX4-4210 .....	92
3.4.2 Ενθυλάκωση εντός του Βιοσυμβατού Υλικού PEEK .....	98
3.4.3 Ενθυλάκωση εντός του Βιοσυμβατού Υλικού Zirconia .....	104
3.5 Συμπεράσματα και Συζήτηση .....	110
3.5.1 Συγκεντρωτικά Αποτελέσματα και Σχολιασμός .....	110
3.5.2 Μελλοντική Μελέτη και Βελτίωση Απόδοσης Κεραιών .....	113
Βιβλιογραφία .....	115

## ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 1.1 Ζώνες συχνοτήτων χρησιμοποιούμενες στις εν σώματι διατάξεις .....	22
Πίνακας 1.2 Ζώνες συχνοτήτων για Ασύρματα Δίκτυα Περιοχής Σώματος (Wireless Body Area Networks, WBAN ) και Ασύρματα Δίκτυα Προσωπικής Περιοχής (Wireless Personal Area Networks, WPAN).....	23
Πίνακας 1.3 Σύγκριση του καταλαμβανόμενου φυσικού όγκου εμφυτεύσιμων κεραιών μικροταινίας ζώνης που έχουν προταθεί στη βιβλιογραφία, ως συνάρτηση του ιστού εμφύτευσης και των εφαρμοζόμενων τεχνικών σμίκρυνσης.....	31
Πίνακας 1.4 Πρότυπα όρια ασφαλούς έκθεσης στα Η/Μ πεδία [57].....	36
Πίνακας 1.5: Χαρακτηριστικά 5 συσκευών που ελέγχθηκαν .....	48
Πίνακας 2.1 Διεθνείς οδηγίες ασφαλούς έκθεσης στην ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία.....	58
Πίνακας 3.1 Ηλεκτρικές ιδιότητες χρησιμοποιούμενων ιστών .....	81
Πίνακας 3.2 Απαιτούμενος χρόνος μετατροπής των συστατικών σε λάστιχο σιλικόνης ως συνάρτηση της θερμοκρασίας .....	86
Πίνακας 3.3 Τιμές παραμέτρων σχεδίασης για εμφυτεύσιμη κεραία αμφιβληστροειδούς Ενθυλακωμένη Εντός βιοσυμβατού υλικού Silastic MDX4-4210 για συντονισμό στην ζώνη MICS/MEDS - MedRadio .....	92
Πίνακας 3.4 Μέγιστη τιμή του SAR για την εμφυτεύσιμη ταινία αμφιβληστροειδούς με βιοσυμβατή Επίστρωση Silastic MDX4-4210 εντός κανονικού μοντέλου οφθαλμού, κανονικοποιημένου ως προς μάζα 1 g ( $SAR_{max,1g}$ ) και 10 g ( $SAR_{max,10g}$ ) υπό ισχύ εισόδου 1 W, και μέγιστα επιτρεπτά επίπεδα ισχύος εισόδου για συμμόρφωση με τις οδηγίες IEEE C95.1-1999 (P <sub>1999</sub> ) και IEEE C95.1-2005 (P <sub>2005</sub> ).....	96
Πίνακας 3.5 Μέγιστη τιμή του SAR για την εμφυτεύσιμη ταινία αμφιβληστροειδούς με βιοσυμβατή Επίστρωση Silastic MDX, εντός ανατομικού μοντέλου οφθαλμού, κανονικοποιημένου ως προς μάζα 1 g ( $SAR_{max,1g}$ ) και 10 g ( $SAR_{max,10g}$ ) υπό ισχύ εισόδου 1 W, και μέγιστα επιτρεπτά επίπεδα ισχύος εισόδου για συμμόρφωση με τις οδηγίες IEEE C95.1-1999 (P <sub>1999</sub> ) και IEEE C95.1-2005 (P <sub>2005</sub> ).....	97
Πίνακας 3.6 Τιμές παραμέτρων σχεδίασης για εμφυτεύσιμη κεραία αμφιβληστροειδούς Ενθυλακωμένη Εντός βιοσυμβατού υλικού PEEK για συντονισμό στην ζώνη MICS/MEDS - MEDRADIO .....	98
Πίνακας 3.7 Μέγιστη τιμή του SAR για την εμφυτεύσιμη ταινία αμφιβληστροειδούς με βιοσυμβατή επίστρωση PEEK εντός κανονικού μοντέλου οφθαλμού, κανονικοποιημένου ως προς μάζα 1 g ( $SAR_{max,1g}$ ) και 10 g ( $SAR_{max,10g}$ ) υπό ισχύ εισόδου 1 W, και μέγιστα επιτρεπτά επίπεδα ισχύος εισόδου για συμμόρφωση με τις οδηγίες IEEE C95.1-1999 (P <sub>1999</sub> ) και IEEE C95.1-2005 (P <sub>2005</sub> ) .....	102
Πίνακας 3.8 Μέγιστη τιμή του SAR για την εμφυτεύσιμη ταινία αμφιβληστροειδούς με βιοσυμβατή επίστρωση PEEK, εντός ανατομικού μοντέλου οφθαλμού, κανονικοποιημένου ως προς μάζα 1 g ( $SAR_{max,1g}$ ) και 10 g	

(SAR <sub>max,10g</sub> ) υπό ισχύ εισόδου 1 W, και μέγιστα επιτρεπτά επίπεδα ισχύος εισόδου για συμμόρφωση με τις οδηγίες IEEE C95.1-1999 (P <sub>1999</sub> ) και IEEE C95.1-2005 (P <sub>2005</sub> ).....	103
Πίνακας 3.9 Τιμές παραμέτρων σχεδίασης για εμφυτεύσιμη κεραία αμφιβληστροειδούς τυλιγμένη με βιοσυμβατό υλικό PEEK για συντονισμό στην ζώνη MICS/MEDS - MEDRADIO .....	105
Πίνακας 3.10 Μέγιστη τιμή του SAR για την εμφυτεύσιμη ταινία αμφιβληστροειδούς με βιοσυμβατή επίστρωση Zirconia εντός κανονικού μοντέλου οφθαλμού, κανονικοποιημένου ως προς μάζα 1 g (SAR <sub>max,1g</sub> ) και 10 g (SAR <sub>max,10g</sub> ) υπό ισχύ εισόδου 1 W, και μέγιστα επιτρεπτά επίπεδα ισχύος εισόδου για συμμόρφωση με τις οδηγίες IEEE C95.1-1999 (P <sub>1999</sub> ) και IEEE C95.1-2005 (P <sub>2005</sub> ).....	108
Πίνακας 3.11 Μέγιστη τιμή του SAR για την εμφυτεύσιμη ταινία αμφιβληστροειδούς με βιοσυμβατή επίστρωση Zirconia, εντός ανατομικού μοντέλου οφθαλμού, κανονικοποιημένου ως προς μάζα 1 g (SAR <sub>max,1g</sub> ) και 10 g (SAR <sub>max,10g</sub> ) υπό ισχύ εισόδου 1 W, και μέγιστα επιτρεπτά επίπεδα ισχύος εισόδου για συμμόρφωση με τις οδηγίες IEEE C95.1-1999 (P <sub>1999</sub> ) και IEEE C95.1-2005 (P <sub>2005</sub> ).....	109
Πίνακας 3.12 Παράμετροι επιδόσεων των κεραιών με διαφορετική βιοσυμβατή επίστρωση εντός του κανονικού μοντέλου οφθαλμού.....	110
Πίνακας 3.13 Παράμετροι επιδόσεων των κεραιών με διαφορετική βιοσυμβατή επίστρωση εντός του ανατομικού μοντέλου οφθαλμού.....	111
Πίνακας 3.14 Σύγκριση όγκου, επιδόσεων ακτινοβολίας και συντονισμού προτεινόμενων κεραιών με κεραίες που έχουν παρουσιαστεί σε άλλες έρευνες .....	112

## ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 1.1: Ορισμοί εμφυτεύσιμων, καταπόσιμων και ενέσιμων ιατρικών διατάξεων[12].....	19
Εικόνα. 1.2 Σχηματικό διάγραμμα ενός τυπικού συστήματος ασύρματης τηλεμετρίας για εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις (ΗΚΓ: ηλεκτροκαρδιογράφημα, ΗΜΓ: ηλεκτρομυογράφημα).[12].....	21
Εικόνα 1.3 Οι ζώνη συχνοτήτων MICS/MEDS στο φάσμα των συχνοτήτων [24].....	25
Εικόνα 1.4 Θέματα βιοσυμβατότητας για εμφυτεύσιμες κεραίες: (α) βιοσυμβατό υπέρστρωμα (superstrate)[26], και (β) βιοσυμβατή επίστρωση [28]. .....	26
Εικόνα 1.5: Σμίκρυνση κεραίας με χρήση υλικού υποστρώματος με μεγαλύτερη διηλεκτρική σταθερά (α) $\epsilon_r=3.0$ , (β) $\epsilon_r=28.2$ .....	29
Εικόνα 1.6 Αύξηση της διαδρομής ρεύματος επί της εμφυτεύσιμης κεραίας, με ταινίες σε σχήμα: (α) μαιάνδρου [26], (β) σπείρας [34], (γ) «βάφλας» [27], και (δ) γάντζου[36] .....	29
Εικόνα 1.7 Με την προσθήκη εγκοπών αυξάνεται η διαδρομή του ρεύματος. Στο σχήμα φαίνεται το διάνυσμα της πυκνότητας ρεύματος στην αγωγήμνη ταινία.[40] .....	30
Εικόνα 1.8 Προσθήκη αγωγού βραχυκύκλωσης σε ορθογώνια κεραία μικροταινίας.[40].....	30
Εικόνα 1.9 Στο σχήμα φαίνεται η στοίβαξη δύο ταινιών στη μοντελοποίηση κεραίας μικροταινίας.[40].....	31
Εικόνα 1.10 Προτεινόμενο μοντέλο κεραίας που χρησιμοποιεί όλες τις προαναφερθείσες τεχνικές σμίκρυνσης.[19] .....	31
Εικόνα 1.11 Εμφυτεύσιμη κεραία μικροταινίας εύρους ζώνης 120 MHz: (α) γεωμετρία, και (β) απόκριση συχνότητας απωλειών επιστροφής [43]......	32
Εικόνα 1.12 Κατανομή ηλεκτρικού πεδίου στο επίπεδο ταινίας μίας εμφυτεύσιμης κεραίας μικροταινίας με ταινία σε σχήμα σπιδάλ: (α) ομοιόμορφου, και (β) ανομοιόμορφου πλάτους [34]. .....	36
Εικόνα 1.13: Μεθοδολογία για την κατασκευή της εμφυτεύσιμης κεραίας: βάση, κυκλικό εργαλείο κοπής και κατασκευασμένο πρωτότυπο κεραίας [62] .	39
Εικόνα 1.14: In vitro δοκιμή εμφυτεύσιμης κεραίας με (a) αριθμητικό μοντέλο και (b) πειραματική διαδικασία [62] .....	40
Εικόνα 1.15 Πειραματικές προσομοιώσεις εμφυτεύσιμων κεραιών: (a) in vitro δοκιμή[65], (β) δοκιμή σε ιστό χοίρου [49] και (γ) in vivo δοκιμή σε ποντικό [28] .....	41
Εικόνα 2.1 Απεικόνιση του προσπιπτοντος, ανακλώμενου και διαδιδόμενου κύματος στην περίπτωση μη τέλει προσαρμογής της $Z_0$ με την $Z_k$ [69] .....	53
Εικόνα 2.2 Μικροταινιακή κεραία (α) περιγραφικό σχήμα, (β) ομοαξονική τροφοδοσία.....	60

Εικόνα 2.3 Σχετική διηλεκτρική σταθερά ιστών: (α) μυός και (β) λίπους, ως συνάρτηση της συχνότητας [78]–[80].....	64
Εικόνα 2.4 Αγωγιμότητα ιστών (α) μυών και (β) λίπους ως συνάρτηση της συχνότητας[78]–[80].....	64
Εικόνα 2.5 Παραδείγματα μοντέλων που προσομοιώνουν τις διηλεκτρικές ιδιότητες του σώματος ή μερών αυτού (α) Curto S, Ammann MJ [87] (β) Wiart et al.[88] (γ) Kiourti et al.[41] (δ)Kuhn et al.[89] (ε)Karacolak et al.[26] (στ) Koulouridis et al.[90].....	66
Εικόνα 2.6 Ακριβέστερα μοντέλα μερών του σώματος (α) κεφαλής (Jaehoon et al.)[33] (β) βραχίονα (Wegmueller et al.) [91] (γ) μηρού (Weiss et al.) [9].....	67
Εικόνα 2.7 Ανατομικά ολόσωμα μοντέλα: (α) Hugo (Ackerman) [94], (β) Norman (Dimbylow) [95], (γ) Γιαπωνέζος άνδρας (Nagaoka et al.) [96], (δ) Γιαπωνέζα γυναίκα (Nagaoka et al.) [96] .....	69
Εικόνα 2.8 Ανατομικό μοντέλο 13 διαφορετικών ιστών που χρησιμοποιήθηκε στη βιβλιογραφία για την εξέταση των επιδόσεων εμφυτεύσιμης ιατρικής διάταξης (Kiourti et al.) [48] .....	69
Εικόνα 2.9: Ανατομικά μοντέλα: (α) κεφαλιού (Jaehoon et al.) [33], (β) ώμου (Soontornpipit et al.) [27], και (γ) κεφαλιού με ώμους (Chen et al.) [97], που έχουν χρησιμοποιηθεί σε μελέτες ασύρματης τηλεμετρίας για εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις.....	70
Εικόνα 2.10 Το κυβικό στοιχείο (cell) του Yee της μεθόδου FDTD.....	73
Εικόνα 3.1: Σφαιρικό κανονικό μοντέλο οφθαλμού το οποίο χρησιμοποιείται κατά τη σχεδίαση της κεραίας.....	79
Εικόνα 3.2 Συντελεστής ανάκλασης της ίδιας κεραίας μέσα σε σφαιρικό μοντέλο οφθαλμού (α) και στον αέρα (β) .....	80
Εικόνα 3.3 Μοντέλο κεφαλής Duke (Duke anatomical head model μέρος του Virual population της ITIS) .....	82
Εικόνα 3.4 Ανατομικό μοντέλο οφθαλμού τεσσάρων ιστών (α) πλάγια όψη (β) άνω όψη .....	82
Εικόνα 3.5 Η κρυσταλλική δομή του διοξειδίου του ζirkονίου [111] .....	84
Εικόνα 3.6 Σύνθεση της πολυδιαιθεροκετόνης [117] .....	85
Εικόνα 3.7 Προτεινόμενο παραμετρικό μοντέλο εμφυτεύσιμης κεραίας μικροταινίας: (α) επίπεδο γείωσης, (β) κάτω ταινία, (γ) άνω ταινία, και (δ) πλάγια όψη.[19] .....	87
Εικόνα 3.8 Σχηματικό διάγραμμα γενικευμένης μεθοδολογίας σχεδίασης εμφυτεύσιμων κεραίων.[19].....	89
Εικόνα 3.9 Σχηματικό διάγραμμα της τροποποιημένης μεθοδολογίας για σχεδίαση κεραίων για χρήση σε εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς .....	90
Εικόνα 3.10 Μοντέλο εμφυτεύσιμης κεραίας μικροταινίας για χρήση σε εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς, με βιοσυμβατή επίστρωση Silastic MDX4-4210: (α) επίπεδο γείωσης, (β) κάτω ταινία, (γ) άνω ταινία, και (δ) πλάγια όψη. ....	94

Εικόνα 3.11 Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας, στο πρόγραμμα Ansoft HFSS, για εμφυτεύσιμη κεραία αμφιβληστροειδούς τυλιγμένη με βιοσυμβατό υλικό Silastic MDX4-4210 .....	94
Εικόνα 3.12 Τρισδιάστατο διάγραμμα κέρδους εμφυτεύσιμης κεραίας αμφιβληστροειδούς με βιοσυμβατή επίστρωση Silastic MDX4-4210 όπως προκύπτει από το πρόγραμμα HFSS.....	95
Εικόνα 3.13 Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας, στο πρόγραμμα SEMCAD, για εμφυτεύσιμη κεραία αμφιβληστροειδούς τυλιγμένη με βιοσυμβατό υλικό Silastic MDX4-4210 εντός σφαιρικού ομογενούς μοντέλου οφθαλμού .....	95
Εικόνα 3.14 Κατανομή του SAR στο ομογενές μοντέλο οφθαλμού για την εμφυτεύσιμη κεραία αμφιβληστροειδούς με βιοσυμβατή επίστρωση Silastic MDX4-4210, στην τομή όπου εμφανίζεται η μέγιστη τιμή του SAR.....	96
Εικόνα 3.15 Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας, στο πρόγραμμα SEMCAD, για εμφυτεύσιμη κεραία αμφιβληστροειδούς τυλιγμένη με βιοσυμβατό υλικό Silastic MDX4-4210 εντός ανατομικού μοντέλου οφθαλμού.....	97
Εικόνα 3.16 Κατανομή του SAR στο ανατομικό μοντέλο οφθαλμού για την εμφυτεύσιμη κεραία αμφιβληστροειδούς με βιοσυμβατή επίστρωση Silastic MDX4-4210, στην τομή όπου εμφανίζεται η μέγιστη τιμή του SAR.....	98
Εικόνα 3.17 Μοντέλο εμφυτεύσιμης κεραίας μικροταινίας για χρήση σε εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς, με βιοσυμβατή επίστρωση PEEK: (α) επίπεδο γείωσης, (β) κάτω ταινία, (γ) άνω ταινία, και (δ) πλάγια όψη. ....	100
Εικόνα 3.18 Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας, στο πρόγραμμα Ansoft HFSS, για εμφυτεύσιμη κεραία αμφιβληστροειδούς τυλιγμένη με βιοσυμβατό υλικό PEEK .....	100
Εικόνα 3.19 Τρισδιάστατο διάγραμμα κέρδους εμφυτεύσιμης κεραίας αμφιβληστροειδούς με βιοσυμβατή επίστρωση PEEK όπως προκύπτει από το πρόγραμμα HFSS.....	101
Εικόνα 3.20 Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας, στο πρόγραμμα SEMCAD, για εμφυτεύσιμη κεραία αμφιβληστροειδούς τυλιγμένη με βιοσυμβατό υλικό PEEK εντός σφαιρικού ομογενούς μοντέλου οφθαλμού.....	101
Εικόνα 3.21 Κατανομή του SAR στο ομογενές μοντέλο οφθαλμού για την εμφυτεύσιμη κεραία αμφιβληστροειδούς με βιοσυμβατή επίστρωση PEEK, στην τομή όπου εμφανίζεται η μέγιστη τιμή του SAR.....	102
Εικόνα 3.22 Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας, στο πρόγραμμα SEMCAD, για εμφυτεύσιμη κεραία αμφιβληστροειδούς τυλιγμένη με βιοσυμβατό υλικό PEEK εντός ανατομικού μοντέλου οφθαλμού.....	103
Εικόνα 3.23 Κατανομή του SAR στο ανατομικό μοντέλο οφθαλμού για την εμφυτεύσιμη κεραία αμφιβληστροειδούς με βιοσυμβατή επίστρωση PEEK, στην τομή όπου εμφανίζεται η μέγιστη τιμή του SAR.....	104

Εικόνα 3.24 Μοντέλο εμφυτεύσιμης κεραίας μικροταινίας για χρήση σε εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς, με βιοσυμβατή επίστρωση Zirconia: (α) επίπεδο γείωσης, (β) κάτω ταινία, (γ) άνω ταινία, και (δ) πλάγια όψη.....	106
Εικόνα 3.25 Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας, στο πρόγραμμα Ansoft HFSS, για εμφυτεύσιμη κεραία αμφιβληστροειδούς τυλιγμένη με βιοσυμβατό υλικό Zirconia.....	106
Εικόνα 3.26 Τρισδιάστατο διάγραμμα κέρδους εμφυτεύσιμης κεραίας αμφιβληστροειδούς με βιοσυμβατή επίστρωση Zirconia όπως προκύπτει από το πρόγραμμα HFSS.....	107
Εικόνα 3.27 Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας, στο πρόγραμμα SEMCAD, για εμφυτεύσιμη κεραία αμφιβληστροειδούς τυλιγμένη με βιοσυμβατό υλικό Zirconia εντός σφαιρικού ομογενούς μοντέλου οφθαλμού.....	108
Εικόνα 3.28 Κατανομή του SAR στο ομογενές μοντέλο οφθαλμού για την εμφυτεύσιμη κεραία αμφιβληστροειδούς με βιοσυμβατή επίστρωση Zirconia, στην τομή όπου εμφανίζεται η μέγιστη τιμή του SAR. ....	108
Εικόνα 3.29 Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας, στο πρόγραμμα SEMCAD, για εμφυτεύσιμη κεραία αμφιβληστροειδούς τυλιγμένη με βιοσυμβατό υλικό Zirconia εντός ανατομικού μοντέλου οφθαλμού .....	109
Εικόνα 3.30 Κατανομή του SAR στο ανατομικό μοντέλο οφθαλμού για την εμφυτεύσιμη κεραία αμφιβληστροειδούς με βιοσυμβατή επίστρωση Zirconia, στην τομή όπου εμφανίζεται η μέγιστη τιμή του SAR. ....	110



### ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

---

#### **1.1 Ασύρματη Τηλεμετρία για εν σώματι διατάξεις (In body Biotelemetry Devices)**

#### **1.2 Ζώνες συχνοτήτων λειτουργίας των εν σώματι ιατρικών διατάξεων**

1.2.1 Ζώνη Υπηρεσιών Ραδιο-επικοινωνίας Ιατρικών Συσκευών (Medical Device Radio Communication Service – MedRadio)

1.2.2 Ζώνη Βιομηχανικών, Επιστημονικών και Ιατρικών Εφαρμογών (Industrial, Scientific and Medical, ISM)

1.2.3 Ζώνη Υπηρεσιών Ασύρματης Ιατρικής Τηλεμετρίας (Wireless Medical Telemetry Services – WMTS)

#### **1.3 Προκλήσεις εν σώματι κεραιών**

1.3.1 Βιοσυμβατότητα και προστασία από βραχυκυκλώματα

1.3.2 Σχεδίαση για Λειτουργία Εντός Βιολογικών Ιστών

1.3.3 Σμίκρυνση Διαστάσεων

1.3.4 Εύρος Ζώνης

1.3.5 Ρυθμός Ειδικής Απορρόφησης και Ασφάλεια

1.3.6 Απολαβή

1.3.7 Τροφοδοσία

1.3.8 Κατανάλωση Ισχύος

1.3.9 Κατασκευή των Κεραιών

1.3.10 Πειραματική Αξιολόγηση

#### **1.4 Εμφυτεύματα Αμφιβληστροειδούς**

1.4.1 Είδη Εμφυτευμάτων Αμφιβληστροειδούς

1.4.2 Σύγκριση Εμφυτευμάτων Αμφιβληστροειδούς

#### **1.5 Αντικείμενο και Δομή εργασίας**

---

### ΣΥΝΟΨΗ

---

Στο κεφάλαιο αυτό, πραγματοποιείται εισαγωγή στο επιστημονικό πεδίο της βιοϊατρικής τηλεμετρίας, στο οποίο εντάσσεται η παρούσα εργασία. Αρχικά, παρατίθενται ο ορισμός και εφαρμογές της ασύρματης τηλεμετρίας για εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις. Στη συνέχεια, αναλύονται οι ζώνες συχνοτήτων λειτουργίας που έχουν διατεθεί ανά τον κόσμο για ασύρματη τηλεμετρία εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων, με ιδιαίτερη έμφαση στη ζώνη Υπηρεσιών Ραδιοεπικοινωνίας Ιατρικών Συσκευών (Medical Device Radio Communications Service, MedRadio) (401–406 MHz). Εν συνεχεία, αναφέρονται οι βασικές προκλήσεις ασφάλειας του ασθενούς καθώς και της απολαβής, τροφοδοσίας και κατανάλωσης ισχύος μιας εμφυτεύσιμης κεραίας, στοιχεία

πολύ σημαντικά δεδομένου ότι η εμφυτεύσιμη κεραία δεν δύναται ούτε να καταναλώνει πολλή ισχύ, ούτε να τροφοδοτείται μέσω μπαταρίας, καθώς αυτό θα απαιτούσε την περιοδική αντικατάστασή της. Επιπλέον, αναλύονται οι βασικές προκλήσεις αριθμητικής σχεδίασης και πειραματικής μελέτης εμφυτεύσιμων κεραιών, ενώ αναφέρονται και οι μέθοδοι κατασκευής των εμφυτεύσιμων κεραιών. Επίσης παρουσιάζονται τα ήδη υπάρχοντα μοντέλα αμφιβληστροειδούς και συγκρίνονται μεταξύ τους ως προς τις επιδόσεις τους. Τέλος, αναφέρονται το αντικείμενο και η δομή της εργασίας.

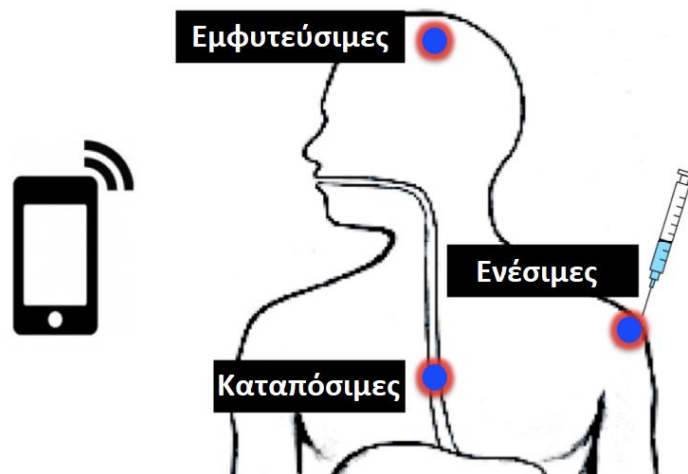
## 1.1 ΑΣΥΡΜΑΤΗ ΤΗΛΕΜΕΤΡΙΑ ΓΙΑ ΕΝ ΣΩΜΑΤΙ ΙΑΤΡΙΚΕΣ ΔΙΑΤΑΞΕΙΣ (IN BODY BIOTELEMETRY DEVICES)

Οι εν σώματι ιατρικές διατάξεις (in body medical devices) προσελκύουν εδώ και 20 χρόνια υψηλό επιστημονικό ενδιαφέρον για ποικίλες ιατρικές εφαρμογές πρόληψης, διάγνωσης και θεραπείας καθώς υπερτερούν των φορέσιμων ιατρικών διατάξεων στο ότι οι τελευταίες λαμβάνουν σήματα τα οποία είναι διαθέσιμα από το εξωτερικό του οργανισμού ενώ οι πρώτες μπορούν να τοποθετηθούν στο εσωτερικό του οργανισμού διευρύνοντας τους ορίζοντες των εφαρμογών τους. Οι εν σώματι ιατρικές διατάξεις έχουν δύο κύριες χρήσεις [1]:

- 1) Ως αισθητήρες παρακολούθησης της λειτουργίας οργάνων ή παραμέτρων του οργανισμού.
- 2) Ως διεγέρτες ή, ισοδύναμα, συστήματα λειτουργικής ηλεκτρικής διέγερσης (Functional Electrical Stimulation, FES).

Οι εν σώματι ιατρικές διατάξεις χωρίζονται σε τρεις μεγάλες υποκατηγορίες βασισμένες στον τρόπο με τον οποίο εισάγονται στο ανθρώπινο σώμα:

1) τις εμφυτεύσιμες διατάξεις, οι οποίες εισάγονται στο σώμα με την εκτέλεση χειρουργικής επέμβασης και αποτελούν την πιο συνήθη μορφή εν σώματι ιατρικών διατάξεων [2]. Χαρακτηριστικά παραδείγματα αισθητήρων αυτής της κατηγορίας είναι η παρακολούθηση φυσιολογικών σημάτων όπως η ενδοκράνια πίεση [3], τα εγκεφαλικά σήματα [4], η θερμοκρασία του σώματος [5], η αρτηριακή πίεση [5], τα επίπεδο γλυκόζης στο αίμα [6] κ.α. Χαρακτηριστικά παραδείγματα διεγερτών αυτής της κατηγορίας είναι ο καρδιακός βηματοδότης [7], τα εμφυτεύματα κοχλίας [8], η αποκατάσταση της κίνησης των άκρων [9], ο έλεγχος της λειτουργίας της ουροδόχου κύστης [10], η αποκατάσταση της όρασης [11], κ.α.



Εικόνα 1.1: Ορισμοί εμφυτεύσιμων, καταπόσιμων και ενέσιμων ιατρικών διατάξεων[12]

2) τις καταπόσιμες διατάξεις, οι οποίες έχουν τη μορφή κάψουλας και καταναλώνονται από τον ασθενή σαν χάπι [13]. Η πιο συνήθης καταπόσιμη διάταξη είναι αυτή της ασύρματης ενδοσκοπήσης η οποία πρωτοεπινοήθηκε το 2000 [14]. Σήμερα οι ασύρματες καταπόσιμες διατάξεις ενσωματώνουν πιο σύνθετες λειτουργίες και μπορούν ακόμα και να παρακολουθούν την αντίδραση

του οργανισμού σε φαρμακευτικές θεραπείες [15]. Ταυτόχρονα, οι καταπόσιμες διατάξεις μπορούν να εγχύουν φάρμακα στοχευμένα κατά μήκος της γαστροοισοφαγικής οδού. [1]

3) τις ενέσιμες διατάξεις, οι οποίες εισάγονται στο ανθρώπινο σώμα μέσω βελόνων μέσω μιας ελάχιστα επεμβατικής διαδικασίας. Η χρήση τους και επινόησή τους είναι πολύ πρόσφατη και μπορούν να έχουν τόσο αισθητήριες όσο και νευροδιεγερτικές εφαρμογές. [1], [16]

Ο όρος τηλεμετρία αναφέρεται στην εξ αποστάσεως μέτρηση και λήψη δεδομένων. Τα δεδομένα μετρώνται στο σημείο που παράγονται και μέσω του συστήματος τηλεμετρίας μεταδίδονται σε έναν απομακρυσμένο σταθμό λήψης που αποτελείται από μια εξωτερική συσκευή επίβλεψης και ελέγχου. Τα συστήματα τηλεμετρίας βρίσκουν πληθώρα εφαρμογών σε διάφορες επιστήμες όπως για παράδειγμα στην παρακολούθηση κινούμενων οχημάτων (αυτοκινήτων, αεροσκαφών, πυραύλων κ.α.). Πιο συγκεκριμένα, η ιατρική τηλεμετρία αναφέρεται στην εξ'αποστάσεως μετάδοση ιατρικών σημάτων-δεδομένων. Βασικό στοιχείο της λειτουργίας των εν σώματι ιατρικών διατάξεων είναι η δυνατότητα επικοινωνίας τους με εξωτερικούς σταθμούς βάσης ή αλλιώς με εξωτερικές διατάξεις επίβλεψης/ελέγχου, δηλαδή η χρήση της ιατρικής τηλεμετρίας. Στην περίπτωση των εν σώματι διατάξεων, ο σταθμός βάσης μπορεί να βρίσκεται πάνω στο σώμα του ασθενή ή σε μια κοντινή απόσταση από αυτό.

Η ιατρική τηλεμετρία δύναται να λειτουργεί δικατευθυντήρια δηλαδή η εν σώματι διάταξη να αποστέλλει δεδομένα στον εξωτερικό σταθμό βάσης αλλά και να λαμβάνει δεδομένα από αυτόν. Η μετάδοση δεδομένων από την εν σώματι προς την εξωτερική διάταξη, που ονομάζεται μετάδοση άνω ζεύξης, είναι απαραίτητη για την μετάδοση των μετρηθέντων φυσιολογικών σημάτων ή και σημάτων που αφορούν την κατάσταση της ίδιας της εν σώματι διάταξης. Η μετάδοση δεδομένων από την εξωτερική προς την εσωτερική (εν σώματι) διάταξη, που ονομάζεται μετάδοση κάτω ζεύξης, είναι επίσης απαραίτητη για την μετάδοση σημάτων που αφορούν τη ρύθμιση των παραμέτρων λειτουργίας των αισθητήρων και των διεγερτών της εν σώματι διάταξης. Αυτή η λειτουργία είναι πολύ σημαντική καθώς επιτρέπει στην εν σώματι διάταξη να ανατροφοδοτείται με δεδομένα και να προσαρμόζεται ώστε να έχει το καλύτερο δυνατό αποτέλεσμα, ιδιαίτερα στην περίπτωση της διεγερτικής χρήσης.

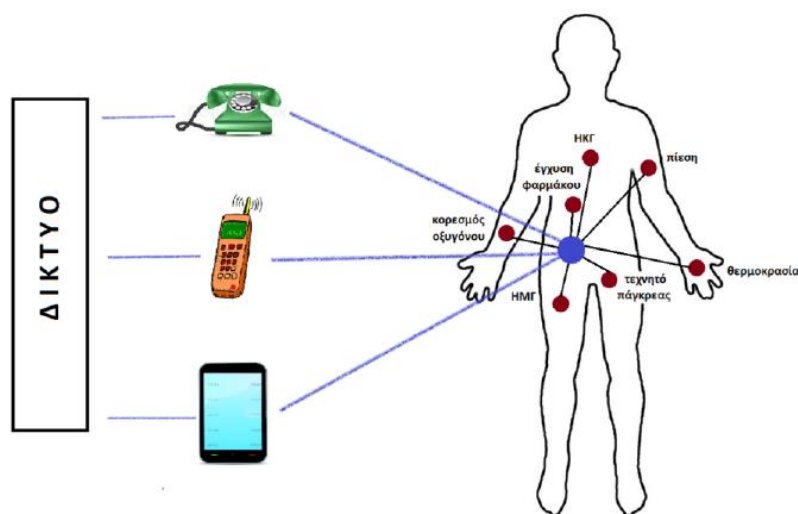
Οι επαγωγικές ζεύξεις έχουν αποτελέσει μέχρι τώρα τον πλέον συνήθη τρόπο επίτευξης δικατευθυντήριας ιατρικής τηλεμετρίας για εν σώματι ιατρικές διατάξεις [17], [18]. Πρόκειται για ασύρματες ζεύξεις που σχηματίζονται μεταξύ δύο αμοιβαίως συζευγμένων πηνίων, ένα εντός του σώματος και ένα εξωτερικό του σώματος. Παρ' όλα αυτά, οι επαγωγικές ζεύξεις παρουσιάζουν σημαντικές αδυναμίες, όπως αναφέρονται παρακάτω:

- χαμηλή ταχύτητα μετάδοσης δεδομένων (1–30 kbps)
- μικρό μέγιστο εύρος επικοινωνίας μεταξύ της εν σώματι και εξωτερικής διάταξης (μικρότερο των 10 cm)
- χαμηλή ανοχή στη σχετική θέση και ευθυγράμμιση των πηνίων.

Ως αποτέλεσμα, το ερευνητικό ενδιαφέρον, σήμερα, προσανατολίζεται προς την ασύρματη τηλεμετρία εν σώματι ιατρικών διατάξεων μέσω κεραιών.

Όπως φαίνεται στην **εικόνα 1.2**, οι εν σώματι διατάξεις του ασθενούς επικοινωνούν δικατευθυντήρια με έναν εξωτερικό σταθμό βάσης (φορητό ή σε κοντινή απόσταση από τον ασθενή). Ο σταθμός βάσης μπορεί να επιτελεί μία ή και παραπάνω από τις ακόλουθες λειτουργίες [19]:

- μετα-επεξεργασία των ληφθέντων δεδομένων και λήψη αποφάσεων,
- προειδοποίηση του ασθενούς για ένα σημαντικό ιατρικό συμβάν,
- ειδοποίηση λοιπών εμφυτεύσιμων διατάξεων για την έγχυση κάποιου φαρμάκου, και/ή
- αποθήκευση τοπικών ληφθέντων δεδομένων για μελλοντική μετα-επεξεργασία.



*Εικόνα. 1.2 Σχηματικό διάγραμμα ενός τυπικού συστήματος ασύρματης τηλεμετρίας για εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις (ΗΚΓ: ηλεκτροκαρδιογράφημα, ΗΜΓ: ηλεκτρομυογράφημα).[12]*

Ταυτόχρονα, ο σταθμός βάσης επιτρέπει την επικοινωνία με απομακρυσμένα κέντρα (νοσοκομεία, ιατρεία κ.α) ώστε να λαμβάνονται και να παρακολουθούνται τα δεδομένα του ασθενούς σε πραγματικό χρόνο.

Οι εν σώματι ιατρικές διατάξεις είναι μια πολύ σημαντική καινοτομία στον χώρο της ιατρικής ικανή να βελτιώσει την ποιότητα ζωής των ασθενών, καθώς επιτρέπει την άμεση και συνεχή λήψη δεδομένων μέσω των αισθητήρων άρα και την άμεση αναγνώριση αποκλίσεων των δεδομένων αυτών από τις φυσιολογικές τιμές, ή την εισαγωγή καινοτόμων θεραπειών μέσω της στοχευμένης, εκ των έσω, διέγερσης ή έκχυσης φαρμακευτικών ουσιών.

## **1.2 ΖΩΝΕΣ ΣΥΧΝΟΤΗΤΩΝ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΤΩΝ ΕΝ ΣΩΜΑΤΙ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΔΙΑΤΑΞΕΩΝ**

Κατά καιρούς έχουν χρησιμοποιηθεί πολλές ζώνες συχνοτήτων από τις εν σώματι ιατρικές διατάξεις, με την πιο συνήθη αυτήν του Medical Device Radio Communication Service (MedRadio) στα 403.5 MHz (εύρος 401-406 MHz) και την ζώνη Industrial, Scientific and Medical (ISM) στα 2.4 GHz. Η επιλογή της κατάλληλης ζώνης συχνοτήτων λειτουργίας περιλαμβάνει πολλούς συμβιβασμούς. Πιο συγκεκριμένα, οι χαμηλότερες συχνότητες είναι

καταλληλότερες για αυτήν την χρήση καθώς συσχετίζονται με μικρότερες απώλειες στους βιολογικούς ιστούς. Για παράδειγμα, οι συχνότητες της τάξεως 3-5 GHz επιβάλλουν εξασθένιση 20-30 dB για κάθε 2 εκατοστά βιολογικού ιστού [13]. Από την άλλη, οι χαμηλότερες συχνότητες περιορίζουν την ταχύτητα μετάδοσης των δεδομένων και επιβάλλουν μεγάλα κυκλώματα και κεραίες, τα οποία έχουν ως αποτέλεσμα το μεγαλύτερο μέγεθος της εν σώματι διάταξης. Στην πράξη, οι καταπόσιμες κεραίες χρησιμοποιούν κυρίως υψηλές συχνότητες ώστε να επιτευχθεί καλύτερη μετάδοση, καλύτερη ανάλυση της εικόνας και σμίκρυνση της διάταξης. Οι χρησιμοποιούμενες στη βιβλιογραφία συχνότητες φαίνονται στον παρακάτω πίνακα **(Πίνακας 1.1)** [1].

ΠΙΝΑΚΑΣ 1.1 ΖΩΝΕΣ ΣΥΧΝΟΤΗΤΩΝ ΧΡΗΣΙΜΟΠΟΙΟΥΜΕΝΕΣ ΣΤΙΣ ΕΝ ΣΩΜΑΤΙ ΔΙΑΤΑΞΕΙΣ

Είδος διάταξης	Χρησιμοποιούμενες Ζώνες Συχνοτήτων
Εμφυτεύσιμες Διατάξεις	402 MHz
	433 MHz
	868 MHz
	915 MHz
	1.4 GHz
	2.45 GHz
	UWB γύρω στα 6 GHz
Καταπόσιμες Διατάξεις	433 MHz
	500 MHz
	800 MHz
	1.2 GHz
	1.4 GHz
	2.4 GHz
Ενέσιμες Διατάξεις	132 KHz
	2 MHz
	13.56 MHz
	915 MHz

Ασύρματες μεταδόσεις δεδομένων, συμπεριλαμβανομένης της ασύρματης τηλεμετρίας για εν σώματι ιατρικές διατάξεις, είναι δυνατόν να πραγματοποιούνται και σε μη-αδειοδοτημένες ζώνες του ηλεκτρομαγνητικού (ΗΜ) φάσματος συχνοτήτων. Ωστόσο, οι μη αδειοδοτημένες ζώνες συχνοτήτων δεν είναι κοινές σε όλες τις χώρες. Ο **Πίνακας 1.2** απεικονίζει τις ζώνες συχνοτήτων που έχουν ανατεθεί ανά τον κόσμο για Ασύρματα Δίκτυα Περιοχής Σώματος (Wireless Body Area Networks, WBAN) και Ασύρματα Δίκτυα Προσωπικής Περιοχής (Wireless Personal Area Networks, WPAN). Σημειώνεται ότι ο όρος WBAN αναφέρεται στην επικοινωνία πολλαπλών ιατρικών διατάξεων

τοποθετημένων επί ή εντός του ανθρώπινου σώματος με έναν επί του σώματος τοποθετημένο σταθμό βάσης, ενώ ο όρος WPAN αναφέρεται στην επικοινωνία διασυνδεδεμένων διατάξεων γύρω από ένα ανθρώπινο υποκείμενο, τυπικά σε απόσταση μικρότερη των 10 m. [19]

ΠΙΝΑΚΑΣ 1.2 ΖΩΝΕΣ ΣΥΧΝΟΤΗΤΩΝ ΓΙΑ ΑΣΥΡΜΑΤΑ ΔΙΚΤΥΑ ΠΕΡΙΟΧΗΣ ΣΩΜΑΤΟΣ (WIRELESS BODY AREA NETWORKS, WBAN ) ΚΑΙ ΑΣΥΡΜΑΤΑ ΔΙΚΤΥΑ ΠΡΟΣΩΠΙΚΗΣ ΠΕΡΙΟΧΗΣ (WIRELESS PERSONAL AREA NETWORKS, WPAN).

Όνομα	Ζώνη	Εύρος Ζώνης	Ρυθμός Μετάδοσης Δεδομένων	Διαθεσιμότητα
<b>MedRadio</b>	401.0-406.0	$\leq 300$ kHz	Χαμηλός	Παγκόσμια
<b>ISM</b>	433.1-434.8	επιλέξιμο	Μέτριος	Ευρώπη
<b>ISM</b>	868.0-868.6	επιλέξιμο	Μέτριος	Ευρώπη
<b>ISM</b>	902.8-928.0	επιλέξιμο	Μέτριος	όχι στην Ευρώπη
<b>ISM</b>	2400.0-2483.5	επιλέξιμο	Μέτριος	Παγκόσμια
<b>ISM</b>	5725.0-5875.0	επιλέξιμο	Μέτριος	Παγκόσμια
<b>WMTS</b>	608.0-614.0	8.5 kHz-6 MHz	Μέτριος	μόνο Η.Π.Α
<b>WMTS</b>	1395.0-1400.0	8.5 kHz-6 MHz	Μέτριος	μόνο Η.Π.Α
<b>WMTS</b>	1427.0-1432.0	8.5 kHz-6 MHz	Μέτριος	μόνο Η.Π.Α

#### 1.2.1 ΖΩΝΗ ΥΠΗΡΕΣΙΩΝ ΡΑΔΙΟΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΣΥΣΚΕΥΩΝ - MEDICAL DEVICE RADIO COMMUNICATION SERVICE (MEDRADIO)

Μέχρι σχεδόν τις αρχές του αιώνα, δεν είχε διατεθεί παγκοσμίως κάποια ζώνη συχνότητων αποκλειστικά για την ασύρματη τηλεμετρία εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων. Η κατάσταση άλλαξε το έτος 1997 με τη σύσταση SA.1346 της Διεθνούς Ένωσης Τηλεπικοινωνιών-Ραδιοεπικοινωνιών (International Telecommunications Union-Radiocommunications, ITU-R), η οποία όρισε τη ζώνη συχνότητων 402.0-405.0 MHz αποκλειστικά για Υπηρεσίες Επικοινωνίας Ιατρικών Εμφυτευμάτων (Medical Implant Communications Service, MICS) [20], [21]. Η ζώνη MICS οριζόταν για δύο είδη εφαρμογών: (α) επικοινωνία μεταξύ μίας εμφυτεύσιμης ιατρικής διάταξης και ενός εξωτερικού σταθμού βάσης, και (β) επικοινωνία μεταξύ ιατρικών διατάξεων που βρίσκονται εμφυτευμένες εντός του ίδιου ανθρώπινου υποκειμένου. [19]

Η ζώνη MICS υποστήριζε ταυτόχρονη μετάδοση δέκα (10) καναλιών με μέγιστο εύρος ζώνης 300 kHz ανά κανάλι. Σε περίπτωση όπου το σύστημα

ασύρματης ιατρικής τηλεμετρίας χρησιμοποιεί διαφορετικές συχνότητες λειτουργίας για την άνω και κάτω ζεύξη, τότε το αθροιστικό εύρος ζώνης των δύο μεταδόσεων δε θα πρέπει να ξεπερνά την τιμή των 300 kHz. Οι εκπομπές άνω και κάτω ζεύξης δύνανται να χρησιμοποιούν εύρος ζώνης ίσο προς 300 kHz η καθεμία μόνο στην περίπτωση όπου δε λαμβάνουν χώρα ταυτόχρονα. Αυτό σημαίνει ότι, προκειμένου να επιτευχθούν υψηλοί ρυθμοί μετάδοσης, είναι θεμιτή η ημι-αμφίδρομη (half-duplex) μετάδοση, κατά την οποία μόνο μία διάταξη (η εμφυτεύσιμη ή η εξωτερική) εκπέμπει κάθε φορά. Ωστόσο, οι περισσότερες εφαρμογές ασύρματης τηλεμετρίας εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων συνίστανται στη μετάδοση μετρηθέντων φυσιολογικών σημάτων, με αποτέλεσμα η άνω ζεύξη να απαιτεί σημαντικά μεγαλύτερο εύρος ζώνης συγκριτικά με την κάτω ζεύξη.

Λόγω των αυξημένων αναγκών των νέων εφαρμογών της βιοϊατρικής τεχνολογίας, τον Δεκέμβριο του 2007, η ETSI (European Telecommunications Standards Institute – Ευρωπαϊκός Οργανισμός Τηλεπικοινωνιακών Προτύπων) αύξησε την ζώνη MICS κατά ένα MHz σε κάθε πλευρά και όρισε την ζώνη MICS/MEDS, όπου η MICS διατηρεί τις κεντρικές συχνότητες 402-405 και ως MEDS αναφέρονται οι περιφερειακές επεκτάσεις της ζώνης. Τον Μάιο του 2009, η FCC (Federal Communications Commission) αύξησε με τον ίδιο τρόπο το εύρος της ζώνης MICS και την μετονόμασε σε Ζώνη Υπηρεσιών Ραδιοεπικοινωνίας Ιατρικών Συσκευών - Medical Device Radio Communication Service (MedRadio).

Προκειμένου να αποφευχθούν ηλεκτρομαγνητικές παρεμβολές, η μέγιστη επιτρεπόμενη ισοδύναμη ισχύς ακτινοβολίας (Equivalent Radiated Power, ERP) δε θα πρέπει να υπερβαίνει την τιμή των 25  $\mu$ W. Ισοδύναμα, η μέγιστη ένταση του πεδίου προς οποιαδήποτε κατεύθυνση θα πρέπει να είναι ίση, ή μικρότερη, της μέγιστης έντασης, στην ίδια κατεύθυνση, ενός συντονιζόμενου διπόλου που τροφοδοτείται με ισχύ 25  $\mu$ W. Στόχος είναι αφενός η ταυτόχρονη τηλεμετρία πολλαπλών εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων στον ίδιο χώρο, και αφετέρου η αποφυγή ηλεκτρομαγνητικών παρεμβολών στις μεταδόσεις της ζώνης Υπηρεσιών Μετεωρολογικής Υποστήριξης (Meteorological Service Aids, MetAids) που λαμβάνουν χώρα στην ίδια ζώνη συχνοτήτων. Η τυπική ακτίνα κάλυψης των συστημάτων ιατρικής τηλεμετρίας ζώνης MedRadio – MICS/MEDS ισούται με 2 m.

Τέλος, σημειώνεται ότι, αν και η ζώνη MedRadio – MICS/MEDS δεν απαιτεί αδειοδότηση, ο σχετικός εξοπλισμός πρέπει να πιστοποιείται, και η διαχείρισή του να πραγματοποιείται από, ή υπό την καθοδήγηση εξειδικευμένου ιατρικού προσωπικού.

---

### 1.2.2 ΖΩΝΗ ΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΟΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΕΦΑΡΜΟΓΩΝ (INDUSTRIAL SCIENTIFIC AND MEDICAL, ISM)

---

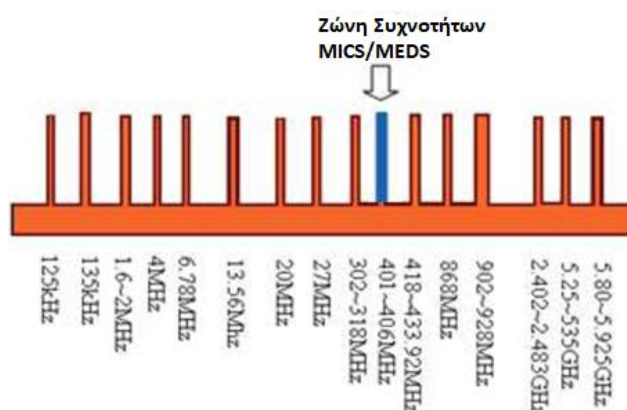
Οι ζώνες συχνοτήτων ISM είχαν, αρχικά, διαφυλαχθεί διεθνώς για μη εμπορικές χρήσεις του ΗΜ φάσματος σχετικές με βιομηχανικές, επιστημονικές και ιατρικές (Industrial Scientific and Medical, ISM) εφαρμογές. Ωστόσο, αρκετές από τις ζώνες ISM χρησιμοποιούνται σήμερα για εμπορικές εφαρμογές, δεδομένου ότι δεν απαιτείται κάποια κυβερνητική έγκριση. Οι ζώνες αυτές



έχουν ανατεθεί από την ITU-R, και κάθε χώρα τις χρησιμοποιεί διαφορετικά, ανάλογα με τους εκάστοτε ισχύοντες κανονισμούς [22].

Η πλέον συχνά χρησιμοποιούμενη ζώνη ISM για ασύρματη τηλεμετρία εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων είναι η ζώνη 2400.0–2483.5 MHz. Σύμφωνα με το πρότυπο ETSI EN 300 328 [23], η μέγιστη ενεργός ακτινοβολούμενη ισχύς στη ζώνη αυτή δε θα πρέπει να υπερβαίνει την τιμή των  $-10$  dBW (100 mW). Στο διαθέσιμο εύρος συχνοτήτων είναι δυνατόν να χρησιμοποιούνται τουλάχιστον δεκαπέντε διαφορετικά, μη-επικαλυπτόμενα κανάλια.

Βασικό πλεονέκτημα των ζωνών ISM είναι το αυξημένο εύρος ζώνης, το οποίο επιτρέπει τη μετάδοση υψηλού ρυθμού δεδομένων (π.χ. μετάδοση βίντεο). Επιπλέον, η διείσδυση της ΗΜ ακτινοβολίας εντός του ανθρώπινου σώματος στις ζώνες ISM είναι αρκετά μικρότερη εκείνης στη ζώνη MICS, λόγω υψηλότερης συχνότητας λειτουργίας. Ενδεικτικά αναφέρεται ότι το βάθος δέρματος εντός μυϊκού ιστού σε συχνότητα 2450.0 MHz ισούται με 22 mm, ενώ σε συχνότητα 403.5 MHz ισούται με 52 mm. Από την άλλη πλευρά, σημαντικό μειονέκτημα των ζωνών ISM αποτελεί η πραγματοποίηση ποικίλων ταυτόχρονων μεταδόσεων στις ζώνες αυτές, οι οποίες θέτουν σοβαρά ζητήματα ΗΜ παρεμβολών. Για παράδειγμα, οι γνωστές τεχνολογίες Bluetooth (πρότυπο IEEE 802.15.1), ZigBee (πρότυπο IEEE 802.15.4), ασυρμάτων τηλεφώνων και φούρνων μικροκυμάτων πραγματοποιούν εκπομπές εντός της πλέον συχνά χρησιμοποιούμενης ζώνης των 2400.0–2483.5 MHz. [19]



Εικόνα 1.3 Οι ζώνη συχνοτήτων MICS/MEDS στο φάσμα των συχνοτήτων [24]

### 1.2.3 ΖΩΝΗ ΥΠΗΡΕΣΙΩΝ ΑΣΥΡΜΑΤΗΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΤΗΛΕΜΕΤΡΙΑΣ (WIRELESS MEDICAL TELEMETRY SERVICES (WMTS))

Οι ζώνες Υπηρεσιών Ασύρματης Ιατρικής Τηλεμετρίας (Wireless Medical Telemetry Services, WMTS) έχουν ανατεθεί στις Η.Π.Α. για εξ' αποστάσεως επίβλεψη ασθενών [25]. Παρουσιάζουν σημαντικά πλεονεκτήματα όσον αφορά την ασύρματη τηλεμετρία εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων, διότι προσφέρουν υψηλό εύρος ζώνης. Ενδεικτικά αναφέρεται ότι στη ζώνη WMTS 608.0–6140 MHz επιτρέπονται τέσσερα κανάλια με εύρος ζώνης 1.5 MHz το καθένα. Επιπλέον, οι ζώνες WMTS έχουν διατεθεί αποκλειστικά για ιατρική τηλεμετρία, κάτι που σημαίνει ότι οι ιατρικές διατάξεις που λειτουργούν στις συχνότητες αυτές είναι προστατευμένες από τις παρεμβολές λοιπών πηγών ΗΜ ακτινοβολίας. Οι συγκεκριμένες ζώνες, ωστόσο, δεν είναι διαθέσιμες σε χώρες

εκτός των Η.Π.Α, και, προς το παρόν, δεν υπάρχει ένδειξη ότι θα διατεθούν σε άλλα μέρη του κόσμου. Συνεπώς, οι εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις που λειτουργούν στις ζώνες WMTS δεν μπορούν να προωθηθούν στην αγορά ή να χρησιμοποιηθούν σε χώρες πέραν των Η.Π.Α. [19]

### 1.3 ΠΡΟΚΛΗΣΕΙΣ ΕΝ ΣΩΜΑΤΙ ΚΕΡΑΙΩΝ

Οι σημαντικότερες προκλήσεις που συσχετίζονται με τις εν σώματι ιατρικές διατάξεις προκύπτουν από το γεγονός ότι πρέπει να είναι μικρές σε μέγεθος για να μην καταλαμβάνουν μεγάλο όγκο στο σώμα καθώς και ότι έρχονται σε επαφή με τους ιστούς και πρέπει να είναι αυστηρά βιοσυμβατές. Σε αυτό το σημείο σημειώνεται πως οι πλέον χρησιμοποιούμενες εν σώματι κεραίες είναι μικροταινιακές κεραίες λόγω της μεγάλης ευελιξίας τους όσον αφορά το σχήμα, τη σχεδίαση και τις επιτευχθείσες αποδόσεις τους.

#### 1.3.1 ΒΙΟΣΥΜΒΑΤΟΤΗΤΑ ΚΑΙ ΠΡΟΣΤΑΣΙΑ ΑΠΟ ΒΡΑΧΥΚΥΚΛΩΜΑΤΑ

Οι εμφυτεύσιμες κεραίες οφείλουν να είναι βιοσυμβατές προκειμένου να διαφυλαχθεί η ασφάλεια του ασθενούς και να προληφθεί ενδεχόμενη απόρριψη της εμφυτεύσιμης ιατρικής διάταξης από τους βιολογικούς ιστούς. Επιπλέον, οι βιολογικοί ιστοί είναι αγώγιμοι και αναμένεται να βραχυκυκλώσουν την εμφυτεύσιμη κεραία εάν βρεθούν σε άμεση επαφή με την επιμετάλλωσή της. Η βιοσυμβατότητα και πρόληψη ανεπιθύμητων βραχυκυκλωμάτων είναι ιδιαίτερα κρίσιμες στην περίπτωση κεραίων που προορίζονται για μακροχρόνια εμφύτευση, όπως αυτής που θα μελετηθεί στη συνέχεια.

Υπάρχουν δύο μέθοδοι μέσω των οποίων μπορεί να διασφαλιστεί η βιοσυμβατότητα:

##### 1) Χρήση βιοσυμβατού υποστρώματος

Η πλέον διαδεδομένη μέθοδος διατήρησης της βιοσυμβατότητας της κεραίας – ενώ ταυτόχρονα διασφαλίζεται και η απομάκρυνση του μεταλλικού ακτινοβολητή από τον ανθρώπινο ιστό – είναι η κάλυψη των εμφυτεύσιμων κεραίων με ένα στρώμα διηλεκτρικού υλικού, το υπέρστρωμα (*superstrate*) (Εικόνα 1.4 (α)) [26]. Συνήθη βιοσυμβατά υλικά αποτελούν το τεφλόν (σχετική διηλεκτρική σταθερά,  $\epsilon_r = 2.1$ , εφαπτομένη απωλειών,  $\tan\delta = 0.001$ ), το macor ( $\epsilon_r = 6.1$ ,  $\tan\delta = 0.005$ ), και η κεραμική αλουμίνα ( $\epsilon_r = 9.4$ ,  $\tan\delta = 0.006$ ) [27]. Είναι σημαντικό, ωστόσο, να τονισθεί ότι τα κεραμικά στρώματα διηλεκτρικού υλικού δεν είναι εύκολα στη χάραξη και κοπή [3].



Εικόνα 1.4 Θέματα βιοσυμβατότητας για εμφυτεύσιμες κεραίες: (α) βιοσυμβατό υπέρστρωμα (*superstrate*)[26], και (β) βιοσυμβατή επίστρωση [28].

## 2) Ενθυλάκωση εντός βιοσυμβατού υλικού

Άλλη δυνατότητα εξασφάλισης της βιοσυμβατότητας αποτελεί η μόνωση της εμφυτεύσιμης κεραίας με μια λεπτή επίστρωση βιοσυμβατού υλικού χαμηλών απωλειών (**Εικόνα 1.4 (β)**) [28]. Προτεινόμενα υλικά για την εν λόγω βιοσυμβατή επίστρωση αποτελούν η ζirkονία ( $\epsilon_r = 29$ ,  $\tan\delta \approx 0$ ) [29], το PEEK ( $\epsilon_r = 3.2$ ,  $\tan\delta = 0.01$ ) [30] και το ελαστομετρικό Silastic MDX4-4210 ( $\epsilon_r = 3.3$ ,  $\tan\delta \approx 0$ ) [28]. Εξαιτίας των ηλεκτρικών ιδιοτήτων της, η ζirkονία αποτελεί, από ΗΜ άποψη, το βέλτιστο υλικό βιοσυμβατής επίστρωσης. Η υψηλή τιμή σχετικής διηλεκτρικής σταθεράς ( $\epsilon_r$ ) και η χαμηλή τιμή εφαπτομένης απωλειών ( $\tan\delta$ ) περιορίζουν το κοντινό πεδίο της κεραίας εντός του στρώματος της βιοσυμβατής επίστρωσης, και μειώνουν σημαντικά τις απώλειες ισχύος. Από την άλλη πλευρά, το PEEK και το ελαστομετρικό Silastic MDX4-4210 είναι σημαντικά ευκολότερα στην προετοιμασία και τη μεταχείριση. Σημειώνεται ότι το πάχος της βιοσυμβατής επίστρωσης είναι ένας σημαντικός παράγοντας σχεδίασης της κεραίας. Η αναζήτηση της εκάστοτε βέλτιστης τιμής του πάχους της βιοσυμβατής επίστρωσης είναι καθοριστική προκειμένου να μειωθούν οι απώλειες ισχύος, δίχως, ωστόσο, να αυξηθούν άσκοπα οι διαστάσεις της κεραίας [29]–[31].

---

### 1.3.2 ΣΧΕΔΙΑΣΗ ΓΙΑ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΕΝΤΟΣ ΒΙΟΛΟΓΙΚΩΝ ΙΣΤΩΝ

---

Οι εμφυτεύσιμες κεραίες προορίζονται για χρήση μέσα σε βιολογικούς ιστούς και όχι στον αέρα. Δεδομένου ότι οι περιβάλλοντες βιολογικοί ιστοί επηρεάζουν τις αποδόσεις της κεραίας και τη συχνότητα συντονισμού της, κρίνεται απαραίτητο μια εμφυτεύσιμη κεραία να σχεδιάζεται ώστε να λειτουργεί με τον επιθυμητό τρόπο στο σώμα του ασθενή και όχι στον αέρα. Για να επιτευχθεί αυτό, η σχεδίαση μπορεί να γίνει με δύο γενικές μεθοδολογίες:

#### 1) Προκαταρκτική σχεδίαση στον ελεύθερο χώρο και τροποποίησή της για λειτουργία εντός του σώματος.

Σύμφωνα με αυτόν τον τρόπο, η κεραία πρώτα σχεδιάζεται ώστε να λειτουργεί με τον επιθυμητό τρόπο στον ελεύθερο χώρο/αέρα και στη συνέχεια διορθώνεται από τον κατασκευαστή της αφότου τοποθετηθεί εντός του επιθυμητού σεναρίου εμφύτευσης. Ο τρόπος αυτός είναι πιο χρονοβόρος και απαιτεί πολλαπλά στάδια σχεδίασης της κεραίας. Για παράδειγμα [32], έχει πραγματοποιηθεί σχεδίαση μίας μικροταινιακής κεραίας για λειτουργία στη ζώνη MICS στον αέρα/ελεύθερο χώρο, και, στη συνέχεια, η κεραία τοποθετήθηκε εντός του ιστού δέρματος ενός ανατομικού μοντέλου κεφαλιού. Δεδομένου του διηλεκτρικού φόρτου των περιβαλλόντων ιστών επί της κεραίας, παρατηρήθηκε συχνοτικός αποσυντονισμός, ο οποίος διορθώθηκε με την προσθήκη διόδου βανάκτορ (varactor diode). Σε άλλη μελέτη [30], πραγματοποιήθηκε σχεδίαση μίας κεραίας ζώνης MICS στον ελεύθερο χώρο, η οποία έθετε ως στόχο την επίτευξη υψηλής απολαβής (υψηλότερης των  $-20$  dB) προκειμένου να ληφθούν υπόψη οι μετέπειτα απώλειες απορρόφησης από τους βιολογικούς ιστούς. Η κεραία βελτιστοποιήθηκε στον ελεύθερο χώρο, και ακολούθως καλύφθηκε από βιοσυμβατό υλικό, τοποθετήθηκε εντός περιβάλλοντος βιολογικών ιστών, και τροποποιήθηκε προκειμένου να διορθωθεί ο προκύπτων συχνοτικός αποσυντονισμός.

## 2) Κατευθείαν σχεδίαση εντός βιολογικού ιστού

Σύμφωνα με αυτόν τον τρόπο, η σχεδίαση της εμφυτεύσιμης κεραίας πραγματοποιείται απευθείας εντός του επιθυμητού βιολογικού ιστού εμφύτευσης. Η απλούστερη και ταχύτερη τεχνική που έχει παρουσιασθεί στη βιβλιογραφία είναι η σχεδίαση της κεραίας εντός ενός μονοστρωματικού μοντέλου ιστού. Για το σκοπό αυτό, έχουν προταθεί απλοποιημένα μοντέλα ιστών σε σχήμα ορθογωνίου παραλληλεπίπεδου [33]–[37], και κυλίνδρου [38], [39]. Η σχεδίαση πραγματοποιείται επιλέγοντας το διηλεκτρικό υλικό της κεραίας, και ρυθμίζοντας τις σχεδιαστικές της παραμέτρους έως ότου επιτευχθεί ικανοποιητικός συντονισμός στην επιθυμητή συχνότητα λειτουργίας. Εναλλακτικά, η κεραία μπορεί να σχεδιασθεί εντός ενός πολυστρωματικού μοντέλου ιστών, πεπερασμένων ή απείρων διαστάσεων. Για παράδειγμα, η σχεδίαση κεραίων που προορίζονται για εμφύτευση εντός του κορμού [26] και στήθους [33] του ανθρώπινου σώματος έχει πραγματοποιηθεί εντός τριστρωματικών μοντέλων ιστών που προσομοιώνουν τους ιστούς δέρματος, λίπους, και μυ.

---

### 1.3.3 ΣΜΙΚΡΥΝΣΗ ΔΙΑΣΤΑΣΕΩΝ

---

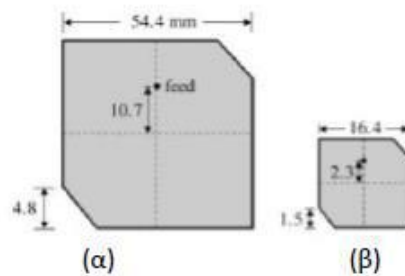
Οι πρόσφατες εξελίξεις στον επιστημονικό κλάδο της ηλεκτρονικής έχουν οδηγήσει σε σημαντική σμίκρυνση των διαστάσεων των εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων. Για παράδειγμα, μία εμφυτεύσιμη διάταξη τεχνητού αμφιβληστροειδούς πρέπει να είναι αρκετά μικρή προκειμένου να τοποθετηθεί στο εσωτερικό του βολβού του ματιού (ακτίνα της τάξης των 12.5 mm). Ωστόσο, οι διαστάσεις των παραδοσιακών κεραίων ημίσεως μήκους κύματος ( $\lambda/2$ ) ή ενός-τετάρτου μήκους κύματος ( $\lambda/4$ ) στις ζώνες συχνοτήτων που έχουν οριστεί για τηλεμετρία εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων, και ιδιαίτερα στη χαμηλών συχνοτήτων ζώνη MICS, καθιστούν αδύνατη τη χρήση τους για εφαρμογές εμφύτευσης. Συνεπώς, η σμίκρυνση των διαστάσεων των εμφυτεύσιμων κεραίων αποτελεί μία από τις σημαντικότερες προκλήσεις σχεδίασης.

Οι βιολογικοί ιστοί εντός των οποίων λειτουργούν οι εμφυτεύσιμες κεραίες παρουσιάζουν υψηλή τιμή σχετικής διηλεκτρικής σταθεράς (π.χ. η σχετική διηλεκτρική σταθερά,  $\epsilon_r$ , του ιστού δέρματος σε συχνότητα 402 MHz ισούται με 46.7), ή, ισοδύναμα, μειωμένη ταχύτητα διάδοσης κυμάτων, που, με τη σειρά τους ευνοούν τη σμίκρυνση των φυσικών διαστάσεων της κεραίας. Θα πρέπει να σημειωθεί, ωστόσο, ότι όταν η κεραία περιβάλλεται από βιοσυμβατή επίστρωση χαμηλής σχετικής διηλεκτρικής σταθεράς, η σμίκρυνση που επιφέρουν οι βιολογικοί ιστοί υποβαθμίζεται.

Η χρήση εμφυτεύσιμων κεραίων μικροταινίας για ιατρικές εφαρμογές επιτρέπει ορισμένες πρόσθετες τεχνικές σμίκρυνσης. Σε κάθε περίπτωση, στόχος είναι η μείωση του μεγέθους της κεραίας σε μια δεδομένη συχνότητα λειτουργίας, διατηρώντας παράλληλα τις απαιτούμενες ΗΜ επιδόσεις. Οι τεχνικές σμίκρυνσης που έχουν προταθεί στη βιβλιογραφία για εμφυτεύσιμες κεραίες μικροταινίας είναι οι εξής:

## 1) Χρήση Διηλεκτρικών Υλικών Υψηλής Διηλεκτρικής Σταθεράς

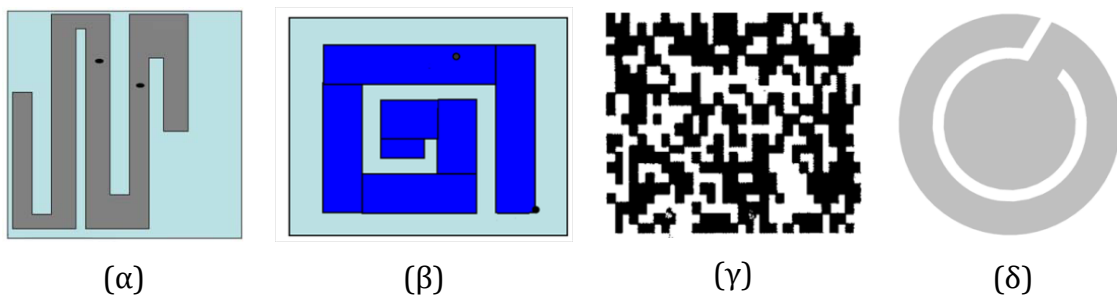
Η χρήση υλικών υποστρώματος και υπέρστρωτος με υψηλή σχετική διηλεκτρική σταθερά (π.χ. κεραμική αλουμίνα ( $\epsilon_r = 9.4$ ) [32] ή Rogers RO 3210 ( $\epsilon_r = 10.2$ ) [34]) μειώνει το ενεργό μήκος κύματος της ακτινοβολίας, και οδηγεί σε χαμηλότερες συχνότητες συντονισμού, συνεισφέροντας στη σμίκρυνση των διαστάσεων της κεραίας. Ωστόσο, ακόμα και αν το διηλεκτρικό υλικό διαθέτει υψηλή σχετική διηλεκτρική σταθερά, το υπέρστρωμα «απομονώνει» την κεραία από τον υψηλότερης σχετικής διηλεκτρικής σταθεράς βιολογικό ιστό. Ως αποτέλεσμα, παχύτερο υπέρστρωμα ισοδυναμεί με αύξηση της συχνότητας λειτουργίας της κεραίας, απαιτώντας αύξηση των φυσικών της διαστάσεων για την επίτευξη των επιθυμητών χαρακτηριστικών συντονισμού. Η βέλτιστη λύση, συνεπώς, είναι η επιλογή βιοσυμβατών διηλεκτρικών υλικών με την υψηλότερη δυνατή σχετική διηλεκτρική σταθερά, και υπέρστρωμάτων μικρού πάχους. [19]



Εικόνα 1.5: Σμίκρυνση κεραίας με χρήση υλικού υποστρώματος με μεγαλύτερη διηλεκτρική σταθερά (α)  $\epsilon_r=3.0$ , (β)  $\epsilon_r=28.2$ .

## 2) Επιμήκυνση της Διαδρομής της Ροής του Ρεύματος στην Επιφάνεια της Μικροταινίας

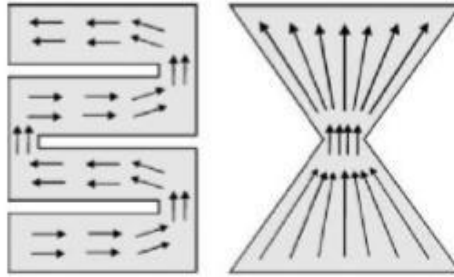
Ομοίως μικρότερες τιμές συχνότητας συντονισμού και επομένως σμίκρυνση της εμφυτεύσιμης κεραίας μπορούμε να επιτύχουμε και με τον σχεδιασμό μακρύτερων διαδρομών για τη ροή του ρεύματος πάνω στη μικροταινία. Με την προσθήκη εγχοπών αυξάνεται η διαδρομή του ρεύματος. Για το σκοπό αυτό έχουν προταθεί μικροταινιακές κεραίες σε σχήματα μαιάνδρου [26], σπирάλ [34], τύπου βάφλας [27], γάντζου [36] κ. α. (Εικόνες 1.6, 1.7)



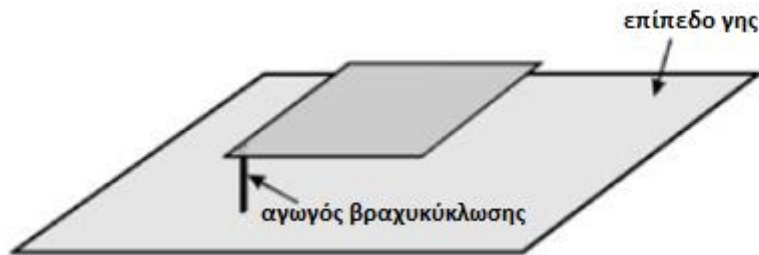
Εικόνα 1.6 Αύξηση της διαδρομής ρεύματος επί της εμφυτεύσιμης κεραίας, με ταινίες σε σχήμα: (α) μαιάνδρου [26], (β) σπείρας [34], (γ) «βάφλας» [27], και (δ) γάντζου[36]

### 3) Προσθήκη Αγωγών Βραχυκύκλωσης

Με την προσθήκη ενός αγωγού βραχυκύκλωσης μεταξύ της γείωσης και της μικροταινίας της κεραίας αυξάνεται το δραστικό μέγεθος της κεραίας και συνεπώς γίνεται δυνατό να μειωθούν οι απαιτούμενες φυσικές διαστάσεις της, με δεδομένη μία συγκεκριμένη συχνότητα λειτουργίας της κεραίας. Η τεχνική αυτή λειτουργεί βασικά με τον ίδιο τρόπο που μια πλάκα γείωσης διπλασιάζει το ύψος μίας μονοπολικής κεραίας, δηλαδή παράγει μία κεραία PIFA με την ίδια συμπεριφορά συντονισμού όπως μία διπλασίων διαστάσεων κεραία χωρίς αγωγού βραχυκύκλωσης. **(Εικόνα 1.8)**



Εικόνα 1.7 Με την προσθήκη εγκοπών αυξάνεται η διαδρομή του ρεύματος. Στο σχήμα φαίνεται το διάνυσμα της πυκνότητας ρεύματος στην αγωγίμη ταινία.[40]



Εικόνα 1.8 Προσθήκη αγωγού βραχυκύκλωσης σε ορθογώνια κεραία μικροταινίας.[40]

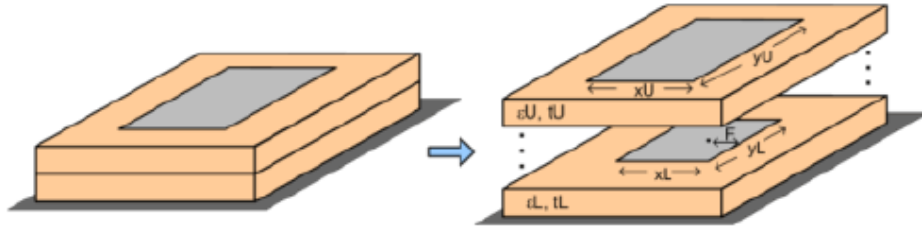
### 4) Στοίβαξη των μικροταινιών

Η κατακόρυφη στοίβαξη δύο ή περισσότερων ταινιών αποτελεί μία εναλλακτική τεχνική για την αύξηση του μήκους της διαδρομής ρεύματος επί των ταινιών, μειώνοντας κατ' αυτό τον τρόπο το συνολικό φυσικό μέγεθος της κεραίας **(Εικόνα 1.9)** [40]

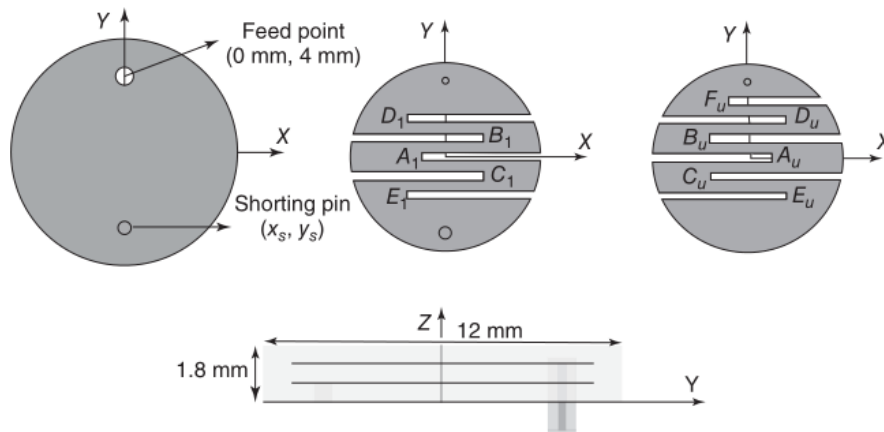
Ένα παράδειγμα μίας κεραίας εμφυτεύσιμης στο δέρμα που λειτουργεί στην περιοχή συχνοτήτων MICS/MEDS - MedRadio και στο οποίο επιστρατεύονται όλες οι παραπάνω τεχνικές μείωσης του μεγέθους της παρουσιάζεται στην **Εικόνα 1.10** [41]. Το μοντέλο είναι παραμετροποιημένο ώστε να περιλαμβάνει μεταβλητού μήκους μαϊνάνδρο και μεταβλητής θέσης ακίδα βραχυκύκλωσης.

Προκειμένου να μειωθεί εν τέλει το μέγεθος των εμφυτεύσιμων κεραιών μικροταινίας μπορούν να συνδυαστούν κάποιες ή και όλες οι μέθοδοι σμίκρυνσης των κεραιών που αναφέρθηκαν. Όταν ο αριθμός των ζωνών

λειτουργίας των εμφυτεύσιμων κεραιών μικροταινίας αυξάνεται, τότε μεγαλώνει και το μέγεθος της κεραίας για να καλύψει το μεγαλύτερο φάσμα συχνοτήτων. Σε γενικές γραμμές προτιμώνται κεραιές με κυκλικό σχήμα, χωρίς αιχμηρές άκρες που δύνανται να προκαλέσουν τραυματισμούς.



Εικόνα 1.9 Στο σχήμα φαίνεται η στοίβαξη δύο ταινιών στη μοντελοποίηση κεραίας μικροταινίας.[40]



Εικόνα 1.10 Προτεινόμενο μοντέλο κεραίας που χρησιμοποιεί όλες τις προαναφερθείσες τεχνικές σμίκρυνσης.[19]

Στον πίνακα 1.3 παρατίθενται για κάθε τεχνική σμίκρυνσης των εμφυτεύσιμων κεραιών μικροταινίας ο όγκος που καταλαμβάνουν οι κεραιές που χρησιμοποιούνται στην ζώνη MICS/MEDS - MedRadio.[19]

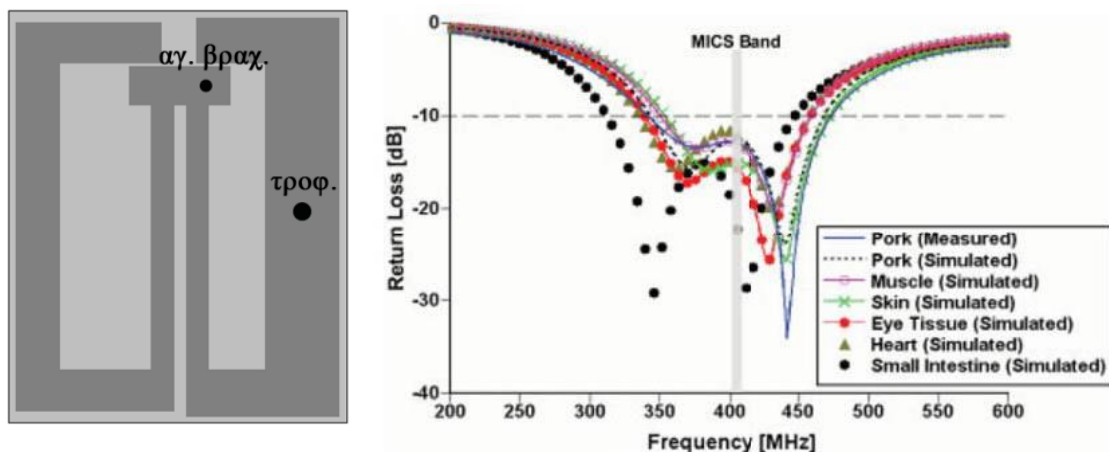
ΠΙΝΑΚΑΣ 1.3 ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΤΟΥ ΚΑΤΑΛΑΜΒΑΝΟΜΕΝΟΥ ΦΥΣΙΚΟΥ ΟΓΚΟΥ ΕΜΦΥΤΕΥΣΙΜΩΝ ΚΕΡΑΙΩΝ ΜΙΚΡΟΤΑΙΝΙΑΣ ΖΩΝΗΣ ΠΟΥ ΕΧΟΥΝ ΠΡΟΤΑΘΕΙ ΣΤΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ, ΩΣ ΣΥΝΑΡΤΗΣΗ ΤΟΥ ΙΣΤΟΥ ΕΜΦΥΤΕΥΣΗΣ ΚΑΙ ΤΩΝ ΕΦΑΡΜΟΖΟΜΕΝΩΝ ΤΕΧΝΙΚΩΝ ΣΜΙΚΡΥΝΣΗΣ.

Κεραία	Ιστός Εμφύτευσης	Τεχνικές Σμίκρυνσης				Όγκος (mm <sup>3</sup> )
		Διηλεκτρικό Υλικό	Σχήμα Ταινίας	Αγωγός Βραχ.	Στοίβαξη Ταινιών	
[42]	μυς	RT/duriod 6002	βάφλα	ναι	-	6480
[33]	δέρμα	Rogers RO	σπείρα	ναι	ναι	3072

		3210				
[43]	μυς	-//-	π	ναι	-	790.9
[44]	δέρμα	-//-	μαϊάνδρος	ναι	ναι	661.3
[45]	δέρμα	-//-	γάντζος	ναι	ναι	335.8
[46]	υαλο- ειδές υγρό	-//-	σπείρα	ναι	ναι	273.6
[36]	δέρμα	-//-	γάντζος	ναι	ναι	142.6
[38], [39]	δέρμα	-//-	γάντζος	ναι	ναι	121.6
[47], [48]	δέρμα	-//-	γάντζος, μαϊάνδρος	ναι	ναι	32.7

#### 1.3.4 ΕΥΡΟΣ ΖΩΝΗΣ

Οι βιολογικοί ιστοί δρουν ως διηλεκτρικός φόρτος επί της εμφυτεύσιμης κεραίας, και επηρεάζουν σημαντικά τις Η/Μ της επιδόσεις. Διαφοροποιήσεις στην ανατομική δομή και τις ηλεκτρικές ιδιότητες των βιολογικών ιστών μεταβάλλουν, ενδεχομένως και σημαντικά, τις επιδόσεις συντονισμού της εμφυτεύσιμης κεραίας. Οι μεταβολές αυτές πρέπει να ληφθούν σοβαρά υπόψη κατά τη σχεδίαση εμφυτεύσιμων κεραιών για ρεαλιστικές εφαρμογές, προκειμένου να αποφευχθούν φαινόμενα «κακού» συντονισμού ή και αποσυντονισμού. Συνεπώς, η αύξηση του εύρους ζώνης της κεραίας καθίσταται απαραίτητη προκειμένου να βελτιωθεί η ανοχή της σε φαινόμενα αποσυντονισμού.



Εικόνα 1.11 Εμφυτεύσιμη κεραία μικροταινίας εύρους ζώνης 120 MHz: (α) γεωμετρία, και (β) απόκριση συχνότητας απωλειών επιστροφής [43].

Στη βιβλιογραφία, η αύξηση του εύρους ζώνης εμφυτεύσιμων κεραιών επιτυγχάνεται μέσω του συνδυασμού δύο γειτονικών συχνοτήτων συντονισμού, καθεμία εκ των οποίων αντιστοιχεί σε διαφορετικές διαδρομές ρεύματος επί της



ταινίας. Για παράδειγμα, η διέγερση δύο διαδρομών ρεύματος (ή, ισοδύναμα, συντονισμών) μίας εμφυτεύσιμης κεραίας μικροταινίας όγκου 1265.6 mm<sup>3</sup> οδηγεί σε συνολικό εύρος ζώνης 142 MHz [26]. Στη βιβλιογραφία έχει προταθεί [43] μία εμφυτεύσιμη κεραία μικροταινίας όγκου 791.0 mm<sup>3</sup> η οποία εφαρμόζει την τεχνική σχήματος-π με δύο εγκοπές (εικόνα 1.11(α)) για την αύξηση του εύρους ζώνης σε 120 MHz (εικόνα 1.11(β)). Η ίδια τεχνική έχει εφαρμοσθεί και αλλού [49] όπου, συνδυαζόμενη με τεχνικές στοίβαξης και κατάλληλης μορφοποίησης του σχήματος των ταινιών, οδηγεί στη σχεδίαση μίας μικροσκοπικής κεραίας όγκου 254.0 mm<sup>3</sup> και εύρους ζώνης 113 MHz.

---

### 1.3.5 ΡΥΘΜΟΣ ΕΙΔΙΚΗΣ ΑΠΟΡΡΟΦΗΣΗΣ ΚΑΙ ΑΣΦΑΛΕΙΑ

---

Θέματα που σχετίζονται με την ασφάλεια του ασθενούς περιορίζουν τη μέγιστη επιτρεπτή ισχύ που μπορεί να εφαρμοστεί στην εμφυτεύσιμη κεραία. Βασικά μεγέθη για τη μελέτη των βιολογικών επιδράσεων αποτελούν η συχνότητα της ακτινοβολίας, η πυκνότητα ισχύος της (σε mW/cm<sup>2</sup>), και ο ρυθμός ειδικής απορρόφησης της ακτινοβολίας (Special Absorption Rate – SAR). Τα πρώτα δύο μεγέθη προσδιορίζονται εύκολα και με ακρίβεια, σε αντίθεση με τον δείκτη SAR που εκτιμάται δυσκολότερα και με βάση κάποια μοντέλα, αλλά θεωρείται και ο καταλληλότερος για την αξιολόγηση της ασφάλειας του ασθενούς.

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

$$SAR = \frac{\sigma}{\varepsilon} E^2$$

όπου  $\sigma$  η ειδική ηλεκτρική αγωγιμότητα του βιολογικού ιστού (Si/m) σε συγκεκριμένη συχνότητα,  $\rho$  η πυκνότητα του βιολογικού ιστού (Kg/m<sup>3</sup>) και  $E$  είναι η ένταση του ηλεκτρικού πεδίου μέσα στον ιστό (V/m). Η τιμή του SAR, εξαρτάται από τα χαρακτηριστικά της ακτινοβολίας, τα χαρακτηριστικά του βιολογικού ιστού, το πηλίκο του ύψους του σώματος προς το μήκος κύματος της ακτινοβολίας, την απόσταση πηγής εκπομπής της ακτινοβολίας και βιολογικού ιστού. Αναλυτικότερα, στα χαρακτηριστικά της ακτινοβολίας περιλαμβάνονται η συχνότητα, η ένταση, η συνέχεια ή μη της διάδοσης του κύματος και η πόλωση της ακτινοβολίας. Όσον αφορά τη συχνότητα, κύματα υψηλής συχνότητας απορροφώνται επιφανειακά, ενώ τα ραδιοκύματα διεισδύουν βαθύτερα, μέχρι το εσωτερικό του ιστού. Ως πόλωση της ακτινοβολίας ορίζεται ο διαφορετικός προσανατολισμός του σώματος σε σχέση με τις διευθύνσεις του ηλεκτρικού και μαγνητικού πεδίου του κύματος. Αναφορικά με τα χαρακτηριστικά του βιολογικού ιστού, εξετάζονται οι διαστάσεις του, η καμπυλότητα της επιφάνειάς του, η πυκνότητα, η ειδική αγωγιμότητα και η διηλεκτρική σταθερά του. Η εξάρτηση της τιμής του SAR από ένα τόσο μεγάλο πλήθος παραμέτρων συνεπάγεται την ιδιαίτερα επιλεκτική απορρόφηση της ακτινοβολίας από το ανθρώπινο σώμα. [50]

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

αλληλεπίδραση των δίπολων με το πεδίο αυτό, καθώς και την αλληλεπίδραση των ηλεκτρικών ρευμάτων του οργανισμού (στο νευρικό σύστημα και σε όλες τις βιοχημικές διεργασίες) με αυτό. Είναι δυνατόν, συνεπώς, έστω και μακροπρόθεσμα, να προκληθούν επιπλοκές οι οποίες κατατάσσονται σε θερμικές και μη θερμικές [51].

Θερμικές χαρακτηρίζονται οι επιπτώσεις της ακτινοβολίας στον οργανισμό όταν παρατηρείται αύξηση της θερμοκρασίας του μεγαλύτερη από  $0,1^{\circ}\text{C}$ . Παρατηρήσιμη αύξηση της θερμοκρασίας προκαλείται από πυκνότητες ισχύος άνω του  $1\text{mW}/\text{cm}^2$  [52]. Όταν το ανθρώπινο σώμα εκτεθεί σε ένα ηλεκτρομαγνητικό πεδίο, τα δίπολα του νερού αλλά και άλλα φορτισμένα σωματίδια του οργανισμού εξαναγκάζονται σε προσανατολισμό σύμφωνα με τη φορά του πεδίου αυτού, και ως αποτέλεσμα ταλαντώνονται με συχνότητα αυτήν του πεδίου [53]. Η κινητική ενέργεια που αποκτούν τα δίπολα λόγω της εξαναγκασμένης ταλάντωσης, των τριβών και των κρούσεων των φορτισμένων σωματιδίων μεταξύ τους και με τα γειτονικά τους, μεταφράζεται σε θερμότητα, που τείνει να αυξήσει τη θερμοκρασία του σώματος. Οι ομοιοστατικοί, θερμορυθμιστικοί μηχανισμοί του οργανισμού μπορούν γενικώς να επαναφέρουν άμεσα τη θερμοκρασία του στα φυσιολογικά επίπεδα ( $36-37^{\circ}\text{C}$ ) για μικρές μεταβολές της θερμοκρασίας. Εάν όμως τα παραγόμενα ποσά θερμότητας ξεπεράσουν κάποια μέγιστη επιτρεπόμενη τιμή, οι μηχανισμοί αυτοί ενδεχομένως να χάσουν την ικανότητα τους να απάγουν την περιττή θερμότητα, με αποτέλεσμα την αύξηση της θερμοκρασίας στο σύνολο ή σε επιμέρους ιστούς κι όργανα. Έχει διαπιστωθεί ότι αν η αύξηση της θερμοκρασίας του σώματος δεν υπερβαίνει τον ένα βαθμό Κελσίου, τότε δεν προκύπτει κάποιος κίνδυνος για τον οργανισμό, ακόμα και σε μακροχρόνια έκθεση [54]. Στην κατηγορία των θερμικών επιπτώσεων μπορούν να ενταχθούν και οι αθερμικές επιπτώσεις, κατά τις οποίες απορροφάται ποσό θερμότητας ικανό να αυξήσει τη θερμοκρασία του ιστού. Στις επιπτώσεις αυτές όμως, η θερμοκρασία του ιστού δεν αυξάνεται τελικώς, καθώς το επιπλέον ποσό θερμότητας απάγεται άμεσα από τοπικούς ομοιοστατικούς μηχανισμούς, καθιστώντας την έκθεση του ιστού στις ακτινοβολίες ελάσσονος σημασίας [55].

Σε αντιπαράθεση με τις θερμικές, μη θερμικές επιπτώσεις είναι αυτές που προκαλούν κάποια βιολογική επίδραση στη λειτουργία των συστατικών των κυττάρων, χωρίς μετρήσιμη αύξηση της θερμοκρασίας (μικρότερη του  $0,1^{\circ}\text{C}$ ) [52], [54]. Τέτοιες επιπτώσεις εμφανίζονται σε πολύ μικρές πυκνότητες ισχύος ( $\mu\text{W}/\text{cm}^2$ ). Οι μη θερμικές επιπτώσεις θεωρούνται και οι πιο σημαντικές, καθώς δεν είναι άμεσα μετρήσιμες με κάποιο όργανο. Εύλογο όμως είναι το ότι τυχόν επιπτώσεις στον οργανισμό εξαρτώνται και από το εάν η ακτινοβολία είναι ισχυρή ή όχι, από τη διάρκεια έκθεσης του οργανισμού σε αυτήν, και από την απόσταση του από την πηγή της ακτινοβολίας. Οι ακριβείς μηχανισμοί επίδρασης στην συγκεκριμένη περίπτωση δεν είναι ακόμα απόλυτα σαφείς, ενώ σύμφωνα με διάφορες έρευνες, η αιτιολογία τους μπορεί να έγκειται στη σχέση της συχνότητας της ακτινοβολίας με τη συχνότητα που εκπέμπει ένας βιολογικός ιστός [53]. Παρατηρήθηκαν μηχανισμοί σύζευξης των ηλεκτρικών πεδίων της ακτινοβολίας με τους ιστούς, με αποτέλεσμα τη ροή ηλεκτρικού ρεύματος και πόλωση ηλεκτρικών δίπολων των ιστών, και μηχανισμοί σύζευξης των μαγνητικών πεδίων της ακτινοβολίας, με αποτέλεσμα τη δημιουργία επαγόμενων ηλεκτρικών πεδίων και ρευμάτων στους ιστούς. Ως κυριότερα μη

θερμικά φαινόμενα θεωρούνται το φαινόμενο της μεταβολής της ροής του ασβεστίου στα εγκεφαλικά κύτταρα και το μικροκυματικό-ακουστικό φαινόμενο [56]. Αναλυτικότερα, η εκροή των ιόντων ασβεστίου στα εγκεφαλικά κύτταρα αυξάνεται, όταν αυτά εκτίθενται σε ραδιοσυχνότητες. Η αυξημένη αυτή ταχύτητα εκροής των ιόντων ασβεστίου έχει συσχετισθεί με τη δημιουργία φαινομένων συντονισμού, όπου η συχνότητα της ακτινοβολίας ακολουθεί τις φυσικές ιδιοσυχνότητες του εγκεφάλου, πράγμα που θα μπορούσε δυνητικά να διευκολύνει την ανάπτυξη ενός υπάρχοντος καρκίνου ή να καταστείλει την ικανότητα του οργανισμού να καταπολεμήσει τέτοιου είδους καρκινικά κύτταρα [55]. Άλλες βιολογικές επιδράσεις που έχουν παρατηρηθεί, αλλά των οποίων η ύπαρξη δεν έχει αποδοθεί με βεβαιότητα στην έκθεση σε ηλεκτρομαγνητικά κύματα, είναι τυχόν επιδράσεις στο νευρικό σύστημα και στους γεννητικούς αδένες. Μικροκυματικό-ακουστικό χαρακτηρίζεται το φαινόμενο που θεωρείται ότι είναι αποτέλεσμα μη θερμικών επιπτώσεων, κατά το οποίο ο άνθρωπος όταν βρίσκεται κοντά σε μία πηγή RF κυμάτων, έχει την αίσθηση ότι αντιλαμβάνεται κάποιον ήχο που τον χαρακτηρίζει ως κρότο ή βόμβο. Αυτό θα μπορούσε να αποδοθεί στην απότομη μικρή αύξηση της θερμοκρασίας του εγκεφάλου λόγω της έκθεσης σε RF πεδίο, η οποία διεγείρει τον κοχλία του αυτιού και δημιουργεί την αίσθηση του ήχου. Η συχνότητα του ακουστικού σήματος του ήχου είναι ίδια με εκείνη της RF ακτινοβολίας.

Έτσι αντιλαμβανόμαστε ότι όσον αφορά τον SAR είναι σημαντική η συμμόρφωση με τις διεθνείς οδηγίες. Για παράδειγμα, σύμφωνα με την IEEE το 1999 ο μέσος SAR περιοριζόταν για ένα γραμμάριο ιστού στο σχήμα κύβου σε λιγότερο από 1.6W/kg, ενώ οι περιορισμοί της ICNIRP (International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection) για το μέσο SAR σε 10 γραμμάρια συνεχούς ιστού είναι 2W/kg. Το 2005 η IEEE ακολούθησε υιοθέτησε τους περιορισμούς της ICNIRP για το μέσο SAR σε 10 γραμμάρια συνεχούς ιστού στα 2W/kg.

Η ισχύς που απορροφάται από τους βιολογικούς ιστούς του ανθρώπινου σώματος κατά την πρόσπτωση ενός ΗΜ κύματος δίνεται από τη σχέση:

$$P = \sigma \frac{1}{2} |E|^2 \int dV$$

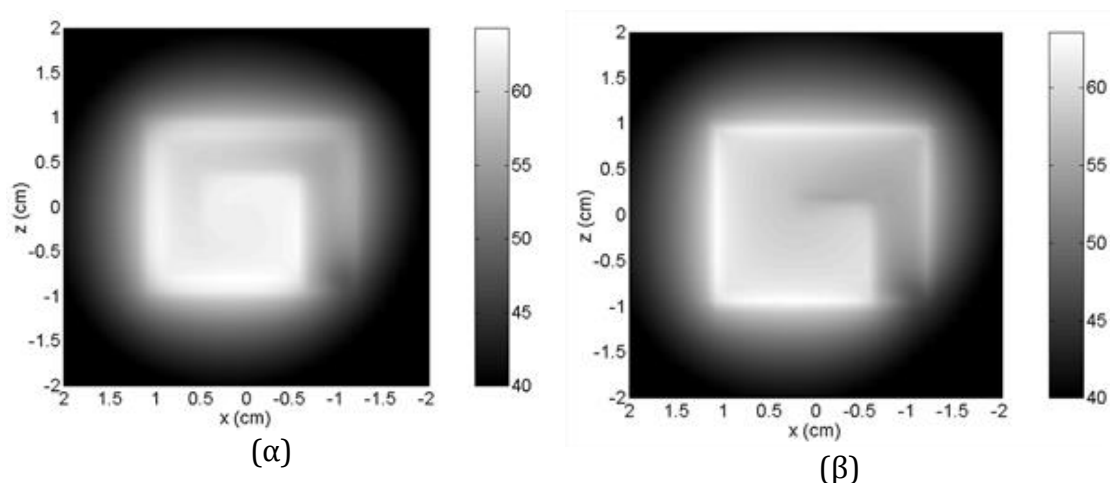
όπου  $\sigma$  είναι η αγωγιμότητα των ιστών (σε [S/m]), και  $|E|$  είναι η ένταση του ηλεκτρικού πεδίου εντός των βιολογικών ιστών (σε [V/m]) [33].

Βασισμένοι στο γεγονός ότι οι μεγαλύτερες μέσες τιμές του SAR παράγονται από τις υψηλές τιμές έντασης του πεδίου, μπορούμε να σχεδιάσουμε εξελιγμένες εμφυτεύσιμες μικροταινιακές κεραίες, στοχεύοντας σε μικρότερες πεδιακές ηλεκτρικές εντάσεις. Στη βιβλιογραφία έχουν παρουσιαστεί προσπάθειες κατανόησης του μηχανισμού ακτινοβολίας της εμφυτεύσιμης κεραίας ώστε να τροποποιηθεί κατάλληλα το σχέδιο της για να μειωθεί ο μέσος SAR στον ανθρώπινο ιστό. Για παράδειγμα, αντικαθιστώντας την ακτινοβολία ομοιογενούς πλάτους μιας εμφυτεύσιμης MICS/MEDS PIFA κεραίας με ανομοιογενούς πλάτους ακτινοβολία βρέθηκε ότι μειώνεται η ένταση του ηλεκτρικού πεδίου και κατά συνέπεια ο SAR [34]. Αξίζει να σημειωθεί ότι αντίθετα με τις επιφανειακές κεραίες, οι μεγάλες τιμές SAR σε τοπικό επίπεδο που καταγράφονται για τις εμφυτεύσιμες κεραίες πρέπει να αντιμετωπιστούν με μεγαλύτερη προσοχή λόγω μεγαλύτερης τοπικής απορρόφησης ενέργειας

από RF πηγή. Οι κατανομές του κοντινού ηλεκτρικού πεδίου δείχνουν ότι η περιοχή υψηλής έντασης ηλεκτρικού πεδίου της κεραίας με ομοιόμορφο πλάτος ταινίας **(Εικόνα 1.12 (α))** είναι σημαντικά εκτενέστερη εκείνης της τροποποιημένης κεραίας με ανομοιόμορφο πλάτος ταινίας **(Εικόνα 1.12 (β))**. Ως αποτέλεσμα, η τιμή του SAR κανονικοποιημένη ως προς μάζα 1 g μειώνεται από 310 W/kg σε 210 W/kg, θεωρώντας ισχύ εισόδου 1 W για την κεραία.

ΠΙΝΑΚΑΣ 1.4 ΠΡΟΤΥΠΑ ΟΡΙΑ ΑΣΦΑΛΟΥΣ ΕΚΘΕΣΗΣ ΣΤΑ Η/Μ ΠΕΔΙΑ [57]

ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ	ΟΡΓΑΝΙΣΜΟΣ ΘΕΣΠΙΣΗΣ ΟΡΙΩΝ	ΟΡΙΑ SAR
Παγκόσμια ισχύς παρωχημένα - αυστηρότερα όρια	Ινστιτούτο Ηλεκτρολόγων και Ηλεκτρονικών Μηχανικών - IEEE (Institute of Electrical and Electronics Engineers) - 1999	1,6 W/kg ανά 1 γραμμάριο ιστού
Παγκόσμια ισχύς νεότερα - επιεική όρια	Ινστιτούτο Ηλεκτρολόγων και Ηλεκτρονικών Μηχανικών - IEEE (Institute of Electrical and Electronics Engineers) - 2005 & ICNIRP	2 W/kg ανά 10 γραμμάρια ιστού



Εικόνα 1.12 Κατανομή ηλεκτρικού πεδίου στο επίπεδο ταινίας μίας εμφυτεύσιμης κεραίας μικροταινίας με ταινία σε σχήμα σπείρας: (α) ομοιόμορφου, και (β) ανομοιόμορφου πλάτους [34].

### 1.3.6 ΑΠΟΛΑΒΗ

Οι εμφυτεύσιμες κεραίες οφείλουν να εκπέμπουν ισχυρό σήμα, ικανό να ανιχνευθεί από την εκάστοτε εξωτερική διάταξη επίβλεψης/ελέγχου (σταθμός βάσης), ανεξαρτήτως των όποιων περιορισμών ισχύος. Είναι σημαντικό να τονισθεί ότι, εκτός από θέματα ασφάλειας του ασθενούς, η αποφυγή ΗΜ παρεμβολών περιορίζει, επίσης, τη μέγιστη επιτρεπόμενη ισχύ εισόδου της εμφυτεύσιμης κεραίας. Για παράδειγμα, η μέγιστη ακτινοβολούμενη ισχύς στο πλαίσιο αποφυγής ΗΜ παρεμβολών ορίζεται ως 25  $\mu$ W στη ζώνη MedRadio.

Δεδομένων των περιορισμών ισχύος, η απολαβή μακρινού πεδίου της κεραίας είναι εκείνη που καθορίζει την απαιτούμενη ευαισθησία του εξωτερικού δέκτη προκειμένου να επιτευχθεί αξιόπιστη τηλεμετρία ιατρικών δεδομένων. Ωστόσο, η σμίκρυνση του μεγέθους των εμφυτεύσιμων κεραίων υποβαθμίζει σημαντικά την απολαβή, ενώ, αντίστροφα, οι εμφυτεύσιμες κεραίες υψηλής απολαβής παρουσιάζουν αυξημένες διαστάσεις. Παρά το γεγονός ότι χαμηλές τιμές απολαβής ισοδυναμούν με μικρή απόδοση ακτινοβολίας, οι συμβιβασμοί στις H/M επιδόσεις του συστήματος είναι αναπόφευκτοι δεδομένης της απαίτησης για μικροσκοπικές διαστάσεις της εμφυτεύσιμης κεραίας. [19]

---

### 1.3.7 ΤΡΟΦΟΔΟΣΙΑ

---

Όπως κάθε άλλη συσκευή χρειάζεται ενέργεια για να λειτουργήσει, το ίδιο και οι ενεργές εμφυτεύσιμες διατάξεις. Η περίπτωση αυτή όμως, με δεδομένο ότι η συσκευή εμφυτεύεται στον άνθρωπο, αποτελεί μεγάλη πρόκληση. Για να λειτουργήσουν αξιόπιστα και για μεγάλο χρονικό διάστημα, οι εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις χρειάζονται ενέργεια [58]. Η απαιτούμενη ποσότητα ενέργειας που χρειάζονται είναι μεν μικρή, αλλά όχι αμελητέα. Έτσι αν δεν τηρηθούν αυτές οι συνθήκες, τότε η συσκευή θα αχρηστευθεί και θα πρέπει μέσω χειρουργικής επέμβασης να αφαιρεθεί και να αντικατασταθεί.

Στην πορεία έχουν προταθεί διάφοροι τρόποι τροφοδοσίας, οι οποίοι λόγω των αποτελεσμάτων τους κρίθηκαν ελαττωματικοί και ακατάλληλοι [58], [59]. Η πιο ελπιδοφόρος λύση τελικά, είναι αυτή της τροφοδοσίας της εμφυτευμένης διάταξης μέσω επαγωγικής σύζευξης (inductive coupling). Στη μέθοδο αυτή χρησιμοποιούνται δύο πηνία. Το ένα βρίσκεται ενσωματωμένο επί της εμφυτευμένης διάταξης, και το άλλο τοποθετείται εξωτερικά αυτής. Όταν το εξωτερικό πηνίο οδηγηθεί κατάλληλα, δημιουργεί ηλεκτρομαγνητικό πεδίο. Το εσωτερικό πηνίο (βρίσκεται σε κοντινή απόσταση από το εξωτερικό), λαμβάνει μέρος του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου, επάγει τάση, και δημιουργεί κυκλοφορία ηλεκτρικού ρεύματος. Έτσι επιτυγχάνεται η τροφοδότηση, στα πλαίσια πάντα, εξασφάλισης της ασφάλειας του ασθενούς [59].

---

### 1.3.8 ΚΑΤΑΝΑΛΩΣΗ ΙΣΧΥΟΣ

---

Εάν ο πομποδέκτης της εμφυτεύσιμης ιατρικής διάταξης λειτουργεί συνεχώς, θα καταναλώνει σημαντική ποσότητα ενέργειας, μειώνοντας τη διάρκεια ζωής της διάταξης. Για την επαναφόρτιση της μπαταρίας που φέρει η εμφυτεύσιμη ιατρική διάταξη διατίθενται ποικίλες μέθοδοι, όπως για παράδειγμα η μέθοδος των αμοιβαίως συζευγμένων πηνίων [17], [18], όπως αναφέρθηκε παραπάνω. Παρ' όλα αυτά, κρίνεται απαραίτητη η επιπρόσθετη εφαρμογή τεχνικών διατήρησης της ισχύος, όπως η δυνατότητα χρήσης της ζεύξης τηλεμετρίας μόνο όταν χρειάζεται.

Για το σκοπό αυτό, είναι δυνατόν να χρησιμοποιηθεί ένας πομποδέκτης διπλής ζώνης συχνοτήτων, όπως ο εμπορικά διαθέσιμος πομποδέκτης Zarlink ZL 70101 [60]. Το σύστημα χρησιμοποιεί δύο ζώνες συχνοτήτων, μία για αφύπνιση και μία για μετάδοση. Ο πομποδέκτης παραμένει σε κατάσταση αναμονής με χαμηλή κατανάλωση ισχύος (1  $\mu$ W) έως ότου ανιχνεύσει σήμα αφύπνισης στη ζώνη ISM (2450 MHz). Σε κανονική λειτουργία, η εμφυτεύσιμη ιατρική διάταξη

τροφοδοτείται με πλήρη ισχύ και ανταλλάσει δεδομένα. Μετά τη μεταφορά δεδομένων, η διάταξη επιστρέφει στην κατάσταση αναμονής.

Για παράδειγμα, έχει προταθεί [26] μία εμφυτεύσιμη κεραία μικροταινίας διπλής ζώνης (MICS/MEDS και ISM) που αποσκοπεί στη συνεχή παρακολούθηση των επιπέδων γλυκόζης στο αίμα. Η μεταλλική ταινία της κεραίας παρουσιάζει γεωμετρία μαιάνδρου, και η σχεδιάσή της έχει βελτιστοποιηθεί για την επίτευξη των επιθυμητών επιδόσεων συντονισμού. Το εύρος ζώνης ισούται με 82 MHz και 103 MHz στις ζώνες MICS/MEDS και ISM, αντίστοιχα. Πρόσφατα, προτάθηκε μία νέα κεραία με δύο στοιβαγμένες ταινίες σχήματος-π και σπирάλ, αντίστοιχα, η οποία υποστηρίζει λειτουργία σε τρεις ζώνες συχνοτήτων για τηλεμετρία δεδομένων (402 MHz), ασύρματη μεταφορά ισχύος (433 MHz), και λειτουργία αφύπνισης (2450 MHz) [49]. Το εύρος ζώνης ισούται με 86 MHz και 60 MHz στις ζώνες MICS/MEDS και ISM, αντίστοιχα.

---

### 1.3.9 ΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΤΩΝ ΚΕΡΑΙΩΝ

---

Η κατασκευή των εμφυτεύσιμων κεραιών έρχεται αντιμέτωπη με πληθώρα προβλημάτων. Ακόμα και αν η κεραία έχει σχεδιαστεί κατάλληλα σε περιβάλλον προσομοίωσης, η κατασκευασμένη κεραία μπορεί να έχει διαφορές. Για παράδειγμα, η προσθήκη στρωμάτων κόλλας για τη σύνδεση των επιμέρους διηλεκτρικών στρωμάτων επηρεάζει σημαντικά τις επιδόσεις συντονισμού της κεραίας, μεταβάλλοντας τη συχνότητα συντονισμού και υποβαθμίζοντας τις επιτευχθείσες τιμές απωλειών επιστροφής [30]. Επιπλέον, είναι πιθανή η ανάπτυξη ακτινοβολούντων ρευμάτων επί του εξωτερικού αγωγού του ομοαξονικού καλωδίου τροφοδοσίας που χρησιμοποιείται για τη σύνδεση της κεραίας με το Δικτυακό Αναλυτή Δικτυωμάτων (ΔΑΔ) (Vector Network Analyzer, VNA), τα οποία, με τη σειρά τους, υποβαθμίζουν την ποιότητα των μετρήσεων. Έχει μελετηθεί η επίδραση διαφόρων τεχνικών τροφοδοσίας στη μέτρηση της απόκρισης συχνότητας συντελεστή ανάκλασης εμφυτεύσιμων κεραιών και αποδείχθηκε ότι το ομοαξονικό καλώδιο τροφοδοσίας έχει αμελητέα επίδραση στις μετρήσεις κεραιών μικροταινίας των οποίων το επίπεδο γείωσης βρίσκεται σε άμεση επαφή με το προσομοίωμα των ιστών [61]. Τέλος, σημαντική πρόκληση κατά την πειραματική μέτρηση εμφυτεύσιμων κεραιών αποτελεί η παρασκευή προσομοιωμάτων που εξομοιώνουν τις ηλεκτρικές ιδιότητες βιολογικών ιστών στις συχνότητες λειτουργίας ενδιαφέροντος, καθώς και η πειραματική μέτρηση των ηλεκτρικών τους ιδιοτήτων (σχετική διηλεκτρική σταθερά,  $\epsilon_r$ , και αγωγιμότητα,  $\sigma$ ).

Τρεις σημαντικές πτυχές της κατασκευής θεωρείται ότι κυρίως επηρεάζουν την τελική συμπεριφορά της κεραίας. Η κοπή των υποστρωμάτων, η κόλληση των υποστρωμάτων καθώς και η ευθυγράμμιση των στιβάδων. Ένα από τα προβλήματα που δημιουργούνται είναι ότι τα τρία αυτά βήματα δεν είναι απαραίτητα ανεξάρτητα μεταξύ τους. Στην πραγματικότητα, επειδή το υλικό των υποστρωμάτων είναι αρκετά σκληρό και άκαμπτο, δεν μπορεί ή είναι εξαιρετικά δύσκολο να κοπεί αφού η κεραία έχει συναρμολογηθεί. Επιπλέον, η συγκόλληση του ομοαξονικού σηματολήπτη και του αγωγού βραχυκύκλωσης είναι ιδιαίτερα εύθραυστη και δε μπορεί να συγκρατήσει την κάθετη πίεση που θα ασκούνταν από το εργαλείο κοπής. Ακόμη, φαίνεται ότι απαραίτητα για τη συναρμολόγηση της κεραίας είναι ορισμένα εξωτερικά σημεία ευθυγράμμισης, τα οποία πρόκειται να απομακρυνθούν μετά την ολοκλήρωση της κατασκευής.

Συνεπώς, προτείνεται η κατασκευή μίας βάσης που θα βοηθήσει στη συναρμολόγηση της κεραίας. Η βάση αυτή εξασφαλίζει τη σωστή ευθυγράμμιση μεταξύ των τριών στιβάδων, ενώ ταυτόχρονα χρησιμεύει και ως στήριγμα της κεραίας κατά τη διάρκεια των διάφορων διαδικασιών κόλλησης.

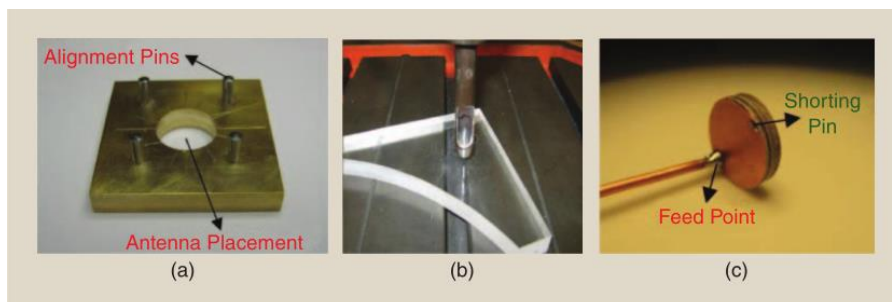
Με βάση τα παραπάνω μία προτεινόμενη μεθοδολογία κατασκευής θα περιλάμβανε τα ακόλουθα βήματα:

- Φωτολιθογραφικές Μάσκες: Φωτολιθογραφικές μάσκες προετοιμάζονται και τυπώνονται. Οι μάσκες περιλαμβάνουν ένα κυκλικό περίγραμμα, το οποίο χρησιμοποιείται ως οδηγός για την κοπή της κεραίας, τέσσερα κυκλικά σημάδια τα οποία υποδεικνύουν τις θέσεις των οπών που ταιριάζουν με τις τέσσερις ακίδες της βάσης κατά τη διαδικασία συναρμολόγησης, έναν τετράγωνο σκελετό που ταιριάζει με τις διαστάσεις της βάσης και συμπληρωματικά σημάδια ευθυγράμμισης των δύο πλευρών του χαμηλότερου υποστρώματος.

- Φωτολιθογραφία: Τα υποστρώματα που απαιτούνται για την κατασκευή της κεραίας χαράσσονται μέσω φωτολιθογραφικής διαδικασίας με τη χρήση των φωτολιθογραφικών μασκών που περιγράφηκαν παραπάνω. Το χαμηλότερο υπόστρωμα περιλαμβάνει την πλάκα γείωσης και τη χαμηλότερη μικροταινία, το ψηλότερο υπόστρωμα περιλαμβάνει τη ψηλότερη μικροταινία, ενώ το υπέρστρωμα δε διαθέτει επιμετάλλωση.

- Κοπή των στιβάδων: Για την κοπή των στιβάδων της κεραίας, χρησιμοποιείται ένα κυκλικό εργαλείο κοπής. Το εργαλείο κοπής πρέπει να διαθέτει διάμετρο που να αντιστοιχεί με την ακτίνα του επιθυμητού πρωτότυπου μοντέλου της κεραίας. Η στρατηγική που υιοθετείται είναι να κόψουμε αρχικά το υπόστρωμα ως ένα κρίσιμο βάθος, ακριβώς όσο απαιτείται για να συγκρατηθούν τα σημεία της ευθυγράμμισης με τη μικροταινία, αλλά αρκετά λεπτό ώστε να επιτρέπεται η εύκολη αποκόλληση χωρίς να επιβληθεί μεγάλη μηχανική τάση στην κεραία.

- Συναρμολόγηση της Κεραίας: Η κεραία στη συνέχεια συναρμολογείται με τη βοήθεια της βάσης. Οι στιβάδες ευθυγραμμίζονται και συγκολλούνται, ενώ η ακίδα βραχυκύκλωσης τοποθετείται ώστε να συνδέει την πλάκα γείωσης με τη χαμηλότερη μικροταινία. Ο εξωτερικός αγωγός του ομοαξονικού σηματολήπτη συνδέεται με την πλάκα γείωσης της κεραίας, ενώ ο εσωτερικός του αγωγός στηρίζεται ταυτόχρονα στην υψηλότερη και τη χαμηλότερη μικροταινία. Παρ' όλα αυτά η αποκόλληση της κεραίας από το επιπλέον υλικό για την ευθυγράμμιση έχει αποδειχθεί ιδιαίτερα δύσκολη με αποτέλεσμα να καταπονείται η εύθραυστη κεραία.



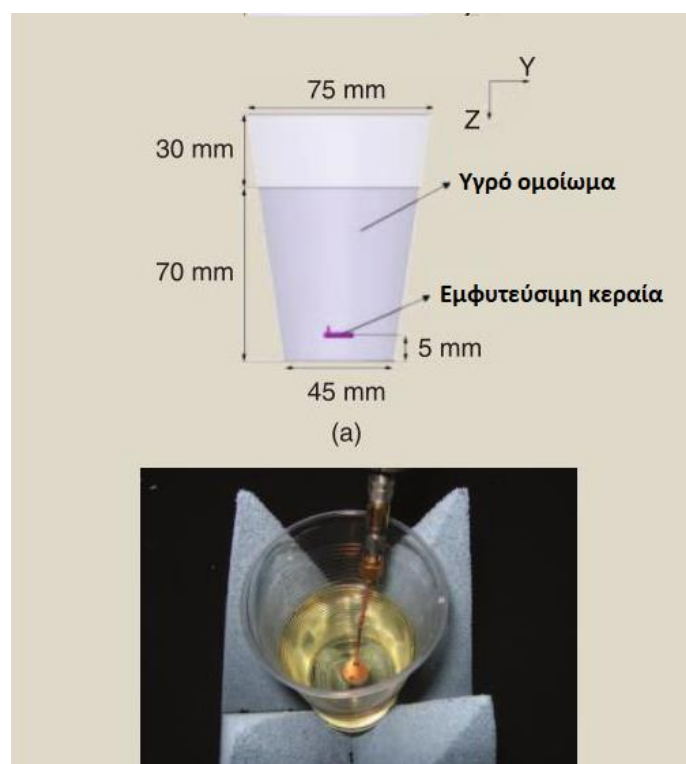
Εικόνα 1.13: Μεθοδολογία για την κατασκευή της εμφυτεύσιμης κεραίας: βάση, κυκλικό εργαλείο κοπής και κατασκευασμένο πρωτότυπο κεραίας [62]

Τέλος, πρέπει να σημειωθεί ότι η πιο κρίσιμη πτυχή που αφορά την κατασκευή μιας τόσο μικρής εμφυτεύσιμης κεραίας είναι ο έλεγχος του πάχους των στρωμάτων της κόλλας. Αυτό εξαρτάται όχι μόνο από την κόλλα αλλά ακόμα από το ελάχιστο χτύπημα του εργαλείου συγκόλλησης κοντά στο ομοαξονικό σηματολήπτη και τον αγωγό βραχυκύκλωσης που εμποδίζει την τέλεια επαφή μεταξύ των στρωμάτων. [63]

### 1.3.10 ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ

Η δοκιμή και αξιολόγηση της εμφυτεύσιμης κεραίας περιλαμβάνει *in vitro* και *in vivo* διαδικασίες.

Προσομοίωμα (ή phantom) είναι ένα υγρό ή υλικό γέλης το οποίο μιμείται τις ηλεκτρικές ιδιότητες ενός βιολογικού ιστού. Περιέχεται εντός ενός δοχείου, όπου εμβαπτίζεται η εμφυτεύσιμη κεραία και χρησιμεύει ως ηλεκτρικό υποκατάστατο για τις μελέτες που γίνονται για την πιστοποίηση της εγκυρότητας των αριθμητικών προσομοιώσεων των εμφυτεύσιμων κεραιών. Όσον αφορά στα προσομοιώματα, βασική δυσκολία αποτελεί η διαμόρφωση και ο χαρακτηρισμός των υλικών που μιμούνται τον ιστό. [41]



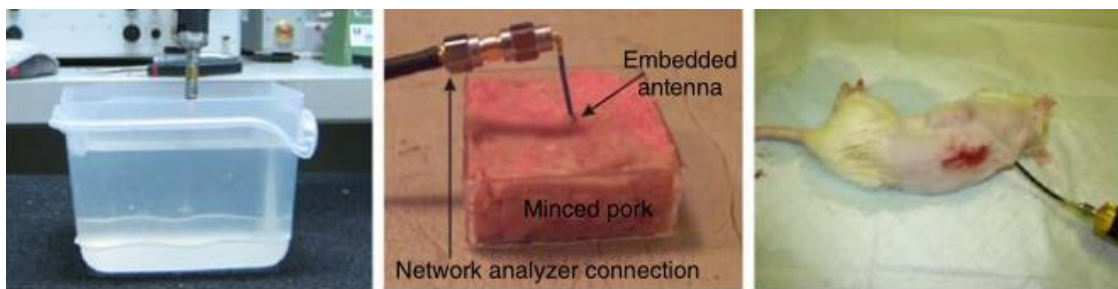
Εικόνα 1.14: *In vitro* δοκιμή εμφυτεύσιμης κεραίας με (a) αριθμητικό μοντέλο και (b) πειραματική διαδικασία [62]

Η δοκιμή στο εσωτερικό μοντέλου (*in vitro*) είναι σχετικά εύκολη και πρακτική στην εφαρμογή της. Το κατασκευασμένο πρωτότυπο βυθίζεται στο εσωτερικό ενός μοντέλου ιστού και λαμβάνονται μετρήσεις (**Εικόνα 1.15α**). Μετρήσεις του συντελεστή ανάκλασης πραγματοποιούνται βυθίζοντας την πρωτότυπη κεραία στο εσωτερικό ενός μοντέλου ιστού - προσομοιώματος και



συνδέοντας το με έναν αναλυτή δικτυωμάτων μέσω ενός ομοαξονικού σηματολήπτη. [64]

Η χρήση δειγμάτων ιστών ζώων προσφέρει μια εύκολη προσέγγιση στη μελέτη της εξάρτησης της συχνότητας από τις ηλεκτρικές ιδιότητες των ιστών. Αυτό μπορεί να αποδειχθεί ιδιαίτερα ωφέλιμο κατά την πραγματοποίηση μετρήσεων για εμφυτεύσιμες κεραίες που λειτουργούν σε πολλές περιοχές συχνοτήτων. Για παράδειγμα, έχει μελετηθεί μία εμφυτεύσιμη μικροταινιακή κεραία που εκπέμπει στα 380MHz και 440MHz η οποία ελέγχθηκε στο εσωτερικό ιστού που αποκτήθηκε από το άλεσμα μπροστινού ποδιού χοίρου [43]. Μια μικροταινιακή κεραία για εμφύτευση στο δέρμα που λειτουργεί στην περιοχή MICS/MEDS και στα 2450 MHz (ISM) έχει επίσης δοκιμαστεί σε αληθινό δέρμα ζώου [44]. Τα δείγματα απομονώθηκαν από την ραχιαία περιοχή τριών δοτών ποντικών για να καλύψουν την εμφυτεύσιμη κεραία και οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν μέσα σε 30 λεπτά από την ευθανασία. Τέλος, μία μικροταινιακή εμφυτεύσιμη κεραία που εκπέμπει σε τρεις διαφορετικές περιοχές συχνοτήτων έχει δοκιμαστεί στο εσωτερικό αλεσμένου μπροστινού ποδιού χοίρου [49].



Εικόνα 1.15 Πειραματικές προσομοιώσεις εμφυτεύσιμων κεραιών: (α) *in vitro* δοκιμή [65], (β) δοκιμή σε ιστό χοίρου [49] και (γ) *in vivo* δοκιμή σε ποντικό [28]

Η *in vivo* δοκιμή στο εσωτερικό ζωντανών ζώων παρουσιάζει επίσης ιδιαίτερες προκλήσεις. Πριν την έναρξη των πειραματικών διεργασιών πρέπει πρώτα να αναπτυχθεί ένα πρωτόκολλο *in vivo* δοκιμών το οποίο θα καθορίζει την επιλογή και τον αριθμό των ζώων, την προχειρουργική προετοιμασία, την αναισθησία, τη χειρουργική διαδικασία, τις μετρήσεις και την μεταχειρουργική μεταχείριση. Οι *in vivo* δοκιμές που αναφέρονται στη βιβλιογραφία είναι ιδιαίτερα περιορισμένες. Έχει μελετηθεί η πτώση στη συχνότητα συντονισμού μίας εμφυτεύσιμης κεραία στο δέρμα με τη χρήση ποντικών ως μοντέλα [28]. Η κεραία εμφυτεύθηκε με χειρουργική επέμβαση στο εσωτερικό της σπονδυλικής στήλης τριών ποντικών, ενώ ακολούθησε ευθανασία μετά τις μετρήσεις (περίπου 13-15 λεπτά μετά την εγχείριση). Έχουν επίσης παρουσιαστεί μελέτες σε σκύλους για την αξιολόγηση εμφυτεύσιμης κεραίας στο κρανίο, με κεντρική συχνότητα λειτουργίας στα 2450MHz. Οι σκύλοι επιλέχθηκαν ως πειραματόζωα ώστε να εξασφαλίζεται μεγάλο μέγεθος του κρανίου, κοντινό στο ανθρώπινο μέγεθος. Κατά το πείραμα, μία συσκευή μέτρησης πίεσης με μία ενσωματωμένη RIFA κεραία τοποθετήθηκε στο κρανίο των σκύλων [66]. Μετά το πέρας των μετρήσεων, το ζώο αφέθηκε να ξυπνήσει από την αναισθησία και να αναρρώσει.

## 1.4 ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΑ ΑΜΦΙΒΛΗΣΤΡΟΕΙΔΟΥΣ

---

Σκοπός της εργασίας, όπως έχει προαναφερθεί, είναι η σχεδίαση και σύγκριση βιοσυμβατών εμφυτεύσιμων κεραιών με σκοπό τη χρήση τους σε εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς για την αποκατάσταση της όρασης [11]. Σε αυτό το σημείο λοιπόν, κρίνεται αναγκαία η παρουσίαση των ειδών εμφυτευμάτων αμφιβληστροειδούς, καθώς και των αμφιβληστροειδικών εμφυτευμάτων τα οποία έχουν δοκιμαστεί κλινικά, μαζί με τα αποτελέσματα των δοκιμών αυτών.

### 1.4.1 ΕΙΔΗ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΩΝ ΑΜΦΙΒΛΗΣΤΡΟΕΙΔΟΥΣ

---

Υπάρχουν δύο κύρια είδη εμφυτευμάτων αμφιβληστροειδούς. Τα επιαμφιβληστροειδικά εμφυτεύματα τοποθετούνται στην εσωτερική επιφάνεια του αμφιβληστροειδούς χιτώνα, ενώ τα υποαμφιβληστροειδικά εμφυτεύματα τοποθετούνται στο ενδιάμεσο του εξωτερικού στρώματος του αμφιβληστροειδούς και του επιθηλίου χρωστικής του αμφιβληστροειδούς.

#### 1.4.1.1 Επιαμφιβληστροειδικά εμφυτεύματα

---

##### **Σχεδιαστικές αρχές**

Τα επιαμφιβληστροειδικά εμφυτεύματα τοποθετούνται στην επιφάνεια του αμφιβληστροειδούς, πάνω από το στρώμα των νευρικών ινών, διεγείροντας απευθείας τα γαγγλιακά κύτταρα, προσπερνώντας όλα τα υπόλοιπα στρώματα του αμφιβληστροειδούς. Η διάταξη των ηλεκτροδίων σταθεροποιείται στον αμφιβληστροειδή χιτώνα χρησιμοποιώντας μικροπινέζες οι οποίες διεισδύουν μέσα από τον σκληρό χιτώνα. Τυπικά, μια εξωτερική βιντεοκάμερα τοποθετημένη σε γυαλιά λαμβάνει εικόνες. Μια φορητή συσκευή επεξεργάζεται και μεταδίδει την πληροφορία του βίντεο στο εμφύτευμα μέσω ασύρματης τηλεμετρίας. Το εμφυτευμένο κύκλωμα αποκωδικοποιεί την πληροφορία και την μετατρέπει σε μοτίβο διέγερσης το οποίο εφαρμόζεται στον αμφιβληστροειδή μέσω της διεγείρουσας διάταξης ηλεκτροδίων. Απαιτείται επίσης ένας εξωτερικός πομπός για να παρέχει ισχύ στο εμφύτευμα μέσω πηνίων επαγωγής ραδιοσυχνοτήτων ή μέσω υπέρυθρων λέιζερ. Η επεξεργασία της εικόνας σε πραγματικό χρόνο περιλαμβάνει μείωση της ευκρίνειας, ενίσχυση της αντίθεσης, ανίχνευση των ακμών της και τέλος μετατροπή της σε χωροχρονικό μοτίβο διέγερσης του αμφιβληστροειδούς μέσω των ηλεκτροδίων. Η πλειοψηφία των ηλεκτρονικών εξαρτημάτων μπορούν να ενσωματωθούν στα αντίστοιχα εξωτερικά στοιχεία, επιτρέποντας μικρότερα εμφυτεύματα και απλές αναβαθμίσεις χωρίς την ανάγκη επιπλέον εγχείρισης. Οι εξωτερικές διατάξεις επιτρέπουν απόλυτο έλεγχο στην διαδικασία επεξεργασίας της εικόνας για κάθε ασθενή. [67]

##### **Πλεονεκτήματα**

Τα επιαμφιβληστροειδικά εμφυτεύματα διεγείρουν άμεσα τα γαγγλιακά κύτταρα, παρακάμπτοντας όπως προαναφέρθηκε τα άλλα στρώματα του αμφιβληστροειδούς. Επομένως, θεωρητικά, τα επιαμφιβληστροειδικά εμφυτεύματα θα μπορούσαν να προσφέρουν αίσθηση της όρασης σε άτομα

ακόμη και αν όλα τα άλλα στρώματα του αμφιβληστροειδούς είχαν καταστραφεί.

### **Μειονεκτήματα**

Αφού το στρώμα των νευρικών ινών έχει παρόμοιο κατώφλι διέγερσης με αυτό των γαγγλιακών κυττάρων, οι νευροάξονες που περνούν κάτω από τα επιαμφιβληστροειδικά ηλεκτρόδια διεγείρονται επίσης, δημιουργώντας τοξοειδή αισθήσεις, και επομένως διαταράσσοντας τον αμφιβληστροειδοκεντρικό χάρτη. Μέχρι στιγμής, κανένα από τα υπάρχοντα επιαμφιβληστροειδικά εμφυτεύματα δεν είχε φωτοευαίσθητα κύτταρα, και επομένως εξαρτώνται από εξωτερική κάμερα για την λήψη της οπτικής πληροφορίας. Έτσι, ανόμοια από την φυσική όραση, η κίνηση των οφθαλμών δεν μεταβάλλει την λαμβανόμενη εικόνα στον αμφιβληστροειδή, κάτι που δημιουργεί την αίσθηση κινούμενου αντικειμένου όταν κάποιο άτομο με τέτοιο εμφύτευμα αλλάζει την κατεύθυνση του βλέμματός του. Για τον λόγο αυτόν, ζητείται από τους ασθενείς με τέτοια εμφυτεύματα να μην μετακινούν τα μάτια τους, παρά να σαρώνουν το πεδίο της όρασής τους με το κεφάλι τους. Επιπρόσθετα, η κωδικοποίηση της οπτικής πληροφορίας στο στρώμα γαγγλιακών κυττάρων απαιτεί πολύπλοκες τεχνικές επεξεργασίας της εικόνας ώστε να ληφθούν υπ'όψιν οι διαφορετικοί τύποι γαγγλιακών κυττάρων του αμφιβληστροειδούς που "κωδικοποιούν" διαφορετικά χαρακτηριστικά της εικόνας.

### **Κλινικές δοκιμές και διαθεσιμότητα**

Το πρώτο επιαμφιβληστροειδικό εμφύτευμα, η συσκευή ARGUS, περιελάμβανε μία διάταξη από κράμα πλατίνας και πυριτίου με 16 ηλεκτρόδια. Η Φάση I της κλινικής δοκιμής της συσκευής ξεκίνησε το 2002 με την εμφύτευσή της σε 6 ασθενείς. Όλοι τους ανέφεραν απόκτηση της αντίληψης του φωτός και διακεκριμένων φωτοψιών, με την οπτική λειτουργία μερικών ασθενών να βελτιώνεται αισθητά με τον καιρό. Μελλοντικές εκδόσεις της συσκευής ARGUS αναπτύσσονται με όλο και πυκνότερες διατάξεις ηλεκτροδίων που επιτρέπουν βελτιωμένη χωρική ανάλυση. Η πλέον πρόσφατη συσκευή ARGUS II περιλαμβάνει 60 ηλεκτρόδια και μία συσκευή 200 ηλεκτροδίων είναι υπό κατασκευή από μια ομάδα οφθαλμολόγων και μηχανικών στο USC Eye Institute. Η συσκευή ARGUS II εγκρίθηκε για την αγορά τον Φεβρουάριο του 2011 και είναι διαθέσιμη στην Γερμανία, την Ιταλία, την Γαλλία και το Ηνωμένο Βασίλειο. Προσωρινά αποτελέσματα σε 30 μακροχρόνιους χρήστες της συσκευής εκδόθηκαν στο Ophthalmology το 2012. Η ARGUS II εγκρίθηκε και από την US FDA τον Απρίλιο του 2013. Άλλη μια επιαμφιβληστροειδής συσκευή, η Learning Retinal Implant, έχει σχεδιαστεί από την IIP technologies GmbH και έχει ξεκινήσει να ελέγχεται μέσω κλινικών δοκιμών. Μία τρίτη συσκευή, η EPI-RET, έχει σχεδιαστεί και αναπτυχθεί για κλινική δοκιμή σε 6 ασθενείς. Η συσκευή αυτή περιλαμβάνει 25 ηλεκτρόδια και απαιτεί την αντικατάσταση των κρυσταλλικών φακών του ματιού με ένα μικροκύκλωμα δέκτη. Όλοι οι συμμετέχοντες στην δοκιμή έχουν επιδείξει την ικανότητα αναγνώρισης και διαχωρισμού μεταξύ διαφορετικών χωρικών και χρονικών μοτίβων διεγέρσεων.

##### **Σχεδιαστικές Αρχές**

Τα υποαμφιβληστροειδικά εμφυτεύματα τοποθετούνται στην εξωτερική επιφάνεια του αμφιβληστροειδούς χιτώνα, μεταξύ του στρώματος των φωτοϋποδοχέων και του επιθηλίου χρωστικής του αμφιβληστροειδή, διεγείροντας άμεσα τα κύτταρα του αμφιβληστροειδούς, όντας εξαρτώμενα από την σωστή λειτουργία του εσωτερικού και μέσου στρώματος του αμφιβληστροειδούς. Η προσκόλληση του υποαμφιβληστροειδικού εμφυτεύματος σε κάποια θέση είναι αρκετά απλή, αφού το εμφύτευμα περιορίζεται μηχανικά από την ελάχιστη απόσταση μεταξύ του εξωτερικού μέρους του αμφιβληστροειδούς και του επιθηλίου χρωστικής. Το υποαμφιβληστροειδικό εμφύτευμα αποτελείται από ένα δισκίο (wafer) πυριτίου που περιέχει φωτοευαίσθητες μικροφωτοδιόδους, οι οποίες παράγουν σήματα κατευθείαν από το εισερχόμενο φως. Το προσπίπτων φως περνώντας μέσα από τον αμφιβληστροειδή παράγει ρεύματα στις μικροφωτοδιόδους, οι οποίες άμεσα εγχέουν το προκύπτων ρεύμα στα υποκείμενα κύτταρα του αμφιβληστροειδούς μέσω μιας διάταξης ηλεκτροδίων. Το μοτίβο των μικροφωτοδίων που ενεργοποιούνται από το προσπίπτων φως διεγείρει ένα μοτίβο διπλών, οριζόντιων, γαγγλιακών και βραχύνων κυττάρων, οδηγώντας σε μια οπτική αίσθηση αντιπροσωπευτική της αρχικής προσπίπτουσας εικόνας. Στην θεωρία, τα υποαμφιβληστροειδικά εμφυτεύματα δεν απαιτούν εξωτερικό υλικό πέραν των εμφυτευμένων διατάξεων μικροφωτοδίων. Παρόλα αυτά, κάποια υποαμφιβληστροειδικά εμφυτεύματα απαιτούν ισχύ από εξωτερικό κύκλωμα για την ενίσχυση του σήματος της εικόνας.

##### **Πλεονεκτήματα**

Τα υποαμφιβληστροειδικά εμφυτεύματα πλεονεκτούν μερικώς έναντι των επιαμφιβληστροειδικών λόγω της απλούστερης σχεδίασής τους. Η λήψη του φωτός, η επεξεργασία και η διέγερση γίνονται όλες από τις μικροφωτοδιόδους που βρίσκονται σε ένα μόνο μικροκύκλωμα, εν αντιθέσει με την εξωτερική κάμερα, το μικροκύκλωμα επεξεργασίας και την εμφυτευμένη διάταξη ηλεκτροδίων που χρησιμοποιεί ένα επιαμφιβληστροειδικό εμφύτευμα για να λειτουργήσει. Η τοποθέτηση των υποαμφιβληστροειδικών εμφυτευμάτων είναι επίσης πιο απλή αφού η διεγείρουσα διάταξη τοποθετείται παρακείμενα των κατεστραμμένων φωτοϋποδοχέων. Εξαρτώμενα από την λειτουργία των εναπομεινάντων στρωμάτων του αμφιβληστροειδούς, τα υποαμφιβληστροειδικά εμφυτεύματα επιτρέπουν την φυσιολογική επεξεργασία στο εσωτερικό του αμφιβληστροειδούς, συμπεριλαμβανομένης και της ενίσχυσης, έχοντας ως αποτέλεσμα καλύτερη οπτική απόκριση. Επιπρόσθετα, τα υποαμφιβληστροειδικά εμφυτεύματα επιτρέπουν στον χρήστη να χρησιμοποιεί τις φυσιολογικές μετακινήσεις των οφθαλμών για να μεταβάλλει το βλέμμα του. Η αμφιβληστροειδοκεντρική διέγερση από τα υποαμφιβληστροειδικά εμφυτεύματα είναι εγγενώς πιο ακριβής, αφού το μοτίβο του προσπίπτοντος φωτός στις μικροφωτοδιόδους είναι η άμεση αντανάκλαση της επιθυμητής εικόνας. Επίσης, όπως προαναφέρθηκε, τα υποαμφιβληστροειδικά εμφυτεύματα είναι πολύ εύκολα στην τοποθέτησή τους, αφού το επιθήλιο χρωστικής δημιουργεί αρνητική πίεση στον

υποαμφιβληστροειδικό χώρο, με αποτέλεσμα να ακινητοποιείται μηχανικά το εμφύτευμα.

### **Μειονεκτήματα**

Το κύριο μειονέκτημα των υποαμφιβληστροειδικών εμφυτευμάτων είναι η απουσία αρκετού προσπίπτοντος φωτός για την ενεργοποίηση των μικροφωτοδιόδων ώστε να παράξουν κατάλληλο ρεύμα. Έτσι, τα υποαμφιβληστροειδικά εμφυτεύματα συχνά χρησιμοποιούν μια εξωτερική πηγή ισχύος ώστε να ενισχύει τα αποτελέσματα του προσπίπτοντος φωτός. Η συμπιεσμένη φύση του υποαμφιβληστροειδικού χώρου επιβάλλει σημαντικούς περιορισμούς όσον αφορά το μέγεθος του εμφυτεύματος. Η μικρή απόσταση μεταξύ του εμφυτεύματος και του αμφιβληστροειδούς επίσης αυξάνει την πιθανότητα αρνητικών θερμικών αποτελεσμάτων και τραυματισμού του αμφιβληστροειδούς από την θερμότητα που εκπέμπει το εμφύτευμα. Τα υποαμφιβληστροειδικά εμφυτεύματα απαιτούν να είναι ανέπαφα το εσωτερικό και μέσο στρώμα του αμφιβληστροειδούς, και επομένως δεν είναι χρήσιμα για την αντιμετώπιση ασθενειών που εκτείνονται πέραν του εξωτερικού στρώματος φωτοϋποδοχέων. Επιπλέον, η απώλεια φωτοϋποδοχέων μπορεί να έχει ως αποτέλεσμα τον σχηματισμό μιας μεμβράνης στο σύνορο των τραυματισμένων φωτοϋποδοχέων, η οποία μπορεί να εμποδίζει την διέγερση ή να αυξάνει το κατώφλι διέγερσης.

### **Κλινικές δοκιμές**

Η OrtoBionics ήταν η πρώτη εταιρία που ανέπτυξε υποαμφιβληστροειδικό εμφύτευμα και αξιολόγησε την σχεδιάσή του με κλινική δοκιμή. Οι αρχικές αναφορές υπέδειξαν ότι η διαδικασία εμφύτευσης ήταν ασφαλής και ότι όλοι οι ασθενείς ανέφεραν κάποια αντίληψη του φωτός και ήπια βελτίωση στην οπτική λειτουργία. Η τωρινή έκδοση της συσκευής αυτής έχει εμφυτευτεί σε 10 ασθενείς, όπου ο καθένας έχει αναφέρει αισθητή βελτίωση στην αντίληψη των οπτικών λεπτομερειών, συμπεριλαμβανομένης της αντίθεσης, του σχήματος και της κίνησης. Η Retina Implant AG στην Γερμανία έχει επίσης σχεδιάσει ένα υποαμφιβληστροειδικό εμφύτευμα, το οποίο έχει δοκιμαστεί κλινικά σε εννέα ασθενείς. Η δοκιμή αναβλήθηκε λόγω επαναλαμβανόμενων αποτυχιών. Η συσκευή αυτή περιλαμβάνει 1500 μικροφωτοδιόδους που επιτρέπουν αυξημένη χωρική ανάλυση, αλλά απαιτεί εξωτερική πηγή ισχύος. Η Retina Implant AG ανέφερε τα αποτελέσματα 12 μηνών στην Alpha IMS τον Φεβρουάριο του 2013, δείχνοντας ότι στους έξι από τους εννέα ασθενείς η συσκευή είχε αποτύχει μέσα σε εννέα μήνες μετά από την εμφύτευση και ότι πέντε από τους οκτώ ασθενείς ανέφεραν μερική οπτική αντίληψη μέσω της συσκευής στην καθημερινότητά τους. Ένας είχε κατεστραμμένα οπτικά νεύρα και δεν αντιλαμβανόταν την διέγερση. Το Boston Subretinal Implant Project επίσης ανέπτυξε αρκετές προσεγγίσεις ενός λειτουργικού υποαμφιβληστροειδικού εμφυτεύματος και εστίασε στην βραχυπρόθεσμη ανάλυση της λειτουργίας του εμφυτεύματος. Τα αποτελέσματα από όλες τις κλινικές δοκιμές μέχρι σήμερα δηλώνουν πως οι ασθενείς στους οποίους εμφυτεύονται υποαμφιβληστροειδικά εμφυτεύματα αναφέρουν αντίληψη φωτοψιών, με κάποιους να αποκτούν την ικανότητα να εκτελούν βασικές οπτικές διεργασίες, όπως αναγνώριση σχήματος και ανίχνευση κίνησης. [67]

---

#### 1.4.2 ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΩΝ ΑΜΦΙΒΛΗΣΤΡΟΕΙΔΟΥΣ

---

Είναι σαφές ότι τα εμφυτεύματα στον αμφιβληστροειδή αποτελούν έναν καινοτόμο τρόπο αποκατάστασης της όρασης όταν η τύφλωση οφείλεται σε εκφυλιστικές παθήσεις του τελευταίου. Άλλες αναφορές σχετικές με την ερευνητική πρόοδο σε αυτό το αντικείμενο έχουν γραφτεί από ομάδες που αναπτύσσουν τις δικές τους συσκευές. Στην παράγραφο αυτή επιχειρείται μία αντικειμενική σύγκριση επιλεγμένων μοντέλων εμφυτευμάτων εξετάζοντας τις δημοσιεύσεις που περιγράφουν πέντε αντιπροσωπευτικές εμφυτεύσεις στον αμφιβληστροειδή: την ArgusII, το Αμφιβληστροειδικό Εμφύτευμα Boston, την Epi-Ret 3, τα Έξυπνα Ιατρικά Εμφυτεύματα IMI (Intelligent Medical Implants) και την Alpha-IMS. Οι δημοσιεύσεις αυτές μελετήθηκαν χρησιμοποιώντας τρία κριτήρια για να κριθεί η μέχρι τώρα επιτυχία των παραπάνω συσκευών: την κλινική τους διαθεσιμότητα, την δυναμική τους ως προς την αποκατάσταση της όρασης και τη μακροπρόθεσμη βιοσυμβατότητά τους. Σχετικά με την κλινική διαθεσιμότητα, η ArgusII είναι η μόνη συσκευή με έγκριση από τον Οργανισμό Ελέγχου Φαρμάκων και Τροφίμων των ΗΠΑ (FDA). Οι συσκευές ArgusII και Alpha-IMS έχουν λάβει και οι δύο την Ευρωπαϊκή Πιστοποίηση CE. Όλες οι υπόλοιπες συσκευές βρίσκονται στο στάδιο κλινικών δοκιμών, εκτός του Εμφυτεύματος Boston, το οποίο δοκιμάζεται προς το παρόν σε ζώα. Ως προς την αποκατάσταση της όρασης, η θεωρία αναφέρει ότι η επιτυγχάνουσα οπτική ανάλυση εξαρτάται από τον αριθμό των ηλεκτροδίων της εκάστοτε διάταξης. Ανάμεσα στις συσκευές που διαθέτουν εξωτερική κάμερα, το εμφύτευμα Boston προηγείται με 100 ηλεκτρόδια και ακολουθεί η ArgusII με 60 ηλεκτρόδια και οπτική οξύτητα της τάξης του 20/1262. Αντί για εξωτερική κάμερα, η διάταξη Alpha-IMS χρησιμοποιεί ένα σύστημα φωτοδιόδων το οποίο εξαρτάται από τις φυσικές κινήσεις του ματιού και μπορεί να προσφέρει οπτική οξύτητα που φθάνει ως και την τάξη του 20/546. Τέλος, σχετικά με την μακροπρόθεσμη συμβατότητά τους, η συσκευή IMI προσφέρει τη δυνατότητα επαναληπτικής μάθησης-προσαρμογής του οφθαλμού, η Epi-Ret 3 είναι μια αποκλειστικά ενδοφθάλμια συσκευή, ενώ η Alpha-IMS χρησιμοποιεί ενδοφθάλμια φωτοευαίσθητα στοιχεία. Συγκρατώντας τα αποτελέσματα των τριών παραπάνω κριτηρίων, η Alpha-IMS είναι πιο πιθανό να επιτύχει μακροπρόθεσμα θετικά αποτελέσματα σε βάθος δεκαετιών μετά την εμφύτευση, πέρα από την τρέχοντα κλινικά δεδομένα. [11]

Στην εκφυλιστική αμφιβληστροειδοπάθεια όπως η μελαγχρωστική αμφιβληστροειδοπάθεια και η ηλικιακή εκφύλιση της ωχράς κηλίδας, είδαμε ότι η τύφλωση προκαλείται από τη φθορά των κυττάρων που λειτουργούν ως φωτοαποδέκτες. Οποιαδήποτε νευρωνική αναδιαμόρφωση η οποία λαμβάνει χώρα δεν έχει αποδειχθεί ακόμη ότι επηρεάζει την ικανότητα οπτικής επεξεργασίας. Σε αυτήν την βάση, τα εμφυτεύματα αποκατάστασης της όρασης έχουν αναπτυχθεί έτσι ώστε να αλληλεπιδρούν με τα διάφορα μέρη της οπτικής οδού, και πιο συγκεκριμένα τον αμφιβληστροειδή. Τα σύγχρονα αμφιβληστροειδικά εμφυτεύματα επιτρέπουν στοιχειώδη αντίληψη του φωτός στην κλίμακα του γκρι, δίνοντας την δυνατότητα στους ασθενείς να εκτελούν απλές εργασίες και να προσανατολίζονται αυτόνομα.

Μέχρι σήμερα, αρκετές μελέτες σχετικές με τα αμφιβληστροειδικά εμφυτεύματα έχουν δημοσιευθεί. Ωστόσο, οι μελέτες αυτές έχουν συντεθεί από ομάδες που αναπτύσσουν τις δικές τους αντίστοιχες συσκευές. Ενώ οι

συγκεκριμένοι ερευνητές μπορεί να κατανοούν τα πλεονεκτήματα και τους περιορισμούς των δικών τους εμφυτεύσεων, δίνεται συχνά έμφαση μόνο στα δικά τους σχέδια. Επιπροσθέτως, οι περισσότερες αμφιβληστροειδικές εμφυτευτικές συσκευές είναι ακόμη σε ένα στάδιο ανάπτυξης που είναι απαιτητικό τόσο σε οικονομικό όσο και σε νοητικό επίπεδο, γεγονός που περιορίζει τα δημοσιευμένα δεδομένα. Αυτές οι τάσεις υπογραμμίζουν την ανάγκη για μία συστηματική μελέτη που θα παρέχει μία ουδέτερη και ανεξάρτητη ανάλυση των σύγχρονων εμφυτευτικών μεθόδων χρησιμοποιώντας εξ αρχής κάποια κριτήρια επιτυχίας τους. Για αυτόν τον σκοπό, στη συνέχεια θα αξιολογήσουμε την κατάσταση των σύγχρονων αμφιβληστροειδικών εμφυτεύσεων δίνοντας ιδιαίτερη έμφαση στην κλινική τους διαθεσιμότητα, την αποκατάσταση της όρασης που επιτυγχάνουν και την μακροπρόθεσμη βιοσυμβατότητά τους σε ασθενείς με απώλεια όρασης εξαιτίας εκφυλιστικής αμφιβληστροειδοπάθειας.

#### 1.4.2.1 Μέθοδος Σύγκρισης

---

Η αναζήτηση στην βιβλιογραφία εκτελέστηκε χρησιμοποιώντας την ηλεκτρονική βάση δεδομένων PubMed τον Απρίλιο του 2013. Οι αρχικοί όροι αναζήτησης ήταν «αμφιβληστροειδικά εμφυτεύματα» και «αμφιβληστροειδική εμφύτευση». Επιπρόσθετες δημοσιεύσεις αναγνωρίστηκαν από αναφορές της αρχικής βιβλιογραφίας και επακολουθούμενες ενημερώσεις. Οι συσκευές που επιλέχθηκαν για ανάλυση δεν αποτελούν μία πλήρη λίστα της παγκόσμιας έρευνας αλλά διακρίθηκαν για την σημαντική τους πρόοδο σε έναν ή περισσότερους από τους ακόλουθους τομείς: την κλινική διαθεσιμότητα, την αποκατάσταση της όρασης ή την δυναμική τους ως προς την μακροπρόθεσμη βιοσυμβατότητά τους.

Το πρώτο κριτήριο επιλογής ήταν η εξέλιξη στις διαθέσιμες κλινικές δοκιμές, αναμφίβολα ο βασικότερος πυλώνας αξιολόγησης της τεχνικής προόδου της εκάστοτε μεθόδου. Αυτές που έχουν ήδη δοκιμασθεί σε ανθρώπους βρίσκονται πιο κοντά στο να ασκήσουν μια σημαντική επίδραση στην κλινική ιατρική. Ενώ αυτό το κριτήριο μπορεί να μην προσδιορίζει την μακροπρόθεσμη επιτυχία τους, σημαίνει ότι οι τεχνικές βελτιώσεις των εμφυτεύσεων αυτών είναι σε ένα πιο προχωρημένο στάδιο, συνήθως στο επίπεδο των ανθρώπινων δοκιμών. Ως προς ό,τι αφορά την διάρκεια της απώλειας όρασης, η νευρωνική αναδιαμόρφωση ίσως ενταθεί μετά από δεκαετίες αχρηστίας της οπτικής οδού. Επομένως, οι μεγαλύτερες περίοδοι αναμονής πιθανό είναι να ελαχιστοποιήσουν την καταλληλότητα για εμφύτευση, καθώς οι ασθενείς ίσως να απαιτούν εκτεταμένη εκπαίδευση ώστε να χρησιμοποιήσουν επιτυχημένα την νεοαποκτηθείσα όραση.

Άλλο ζωτικής σημασίας χαρακτηριστικό των εμφυτευμάτων ήταν η αποκατάσταση της όρασης που είναι δυνατό να επιτύχουν. Η αρχική προσοχή δόθηκε στην κλινική βελτίωση της όρασης των ασθενών, μα αυτά τα δεδομένα δεν ήταν διαθέσιμα για όλες τις συσκευές. Δεδομένης της έλλειψης αυτών των δεδομένων, χρησιμοποιήθηκαν τεχνικές λεπτομέρειες της εκάστοτε διάταξης για να προβλεφθούν οι οπτικές της επιδόσεις. Σε αυτές τις οπτικές παραμέτρους περιλαμβάνονται ο αριθμός και η πυκνότητα των εικονοστοιχείων (pixels), το επιτυγχάνόμενο οπτικό πεδίο και πόσο κοντά αλληλεπιδρά το εμφύτευμα με τις εναπομένουσες αμφιβληστροειδικές οδούς. Οι περιοχές εμφύτευσης βρίσκονται

επί και υπό του αμφιβληστροειδούς. Οι υποαμφιβληστροειδικές συσκευές εισάγονται στην περιοχή που ορίζουν το μελάγχρουν επιθήλιο και το εξωτερικό τμήμα του αμφιβληστροειδούς, ενώ οι επιαμφιβληστροειδικές συσκευές έχουν σχεδιασθεί για να αλληλεπιδρούν με τα κύτταρα του γαγγλίου του εσωτερικού του αμφιβληστροειδούς. Επιπροσθέτως, η καταγραφή εικόνας μπορεί να βασίζεται είτε σε εξωτερικές κάμερες είτε σε εμφυτεύσιμες συστοιχίες φωτοδιόδων. Οι εξωτερικές κάμερες μεταβιβάζουν την οπτική πληροφορία στα ηλεκτρόδια, ο αριθμός και η πυκνότητα των οποίων καθορίζει την ανάλυση των εικονοστοιχείων (pixels). Οι συστοιχίες φωτοδιόδων διεγείρονται άμεσα από το φωτισμό του περιβάλλοντος που διαβιβάζεται στον αμφιβληστροειδή.

Καταληκτικά, η μακροπρόθεσμη βιοσυμβατότητα λήφθηκε υπόψη ώστε να προβλεφθεί η μελλοντική επιτυχία κάθε μεθόδου, πέρα από εκείνες τις εμφυτεύσεις που είχαν ήδη κατοχυρώσει έγκριση από τον FDA ή την πιστοποίηση CE (κάτι που σηματοδοτεί ότι οι συγκεκριμένες συσκευές πληρούν κάποιες στοιχειώδεις έστω προδιαγραφές συμβατότητας). Η εμφύτευση και οι σοβαρές μετεγχειρητικές παρενέργειες (SAE) εξετάστηκαν, ενώ πιθανές επιπλοκές επίσης θεωρήθηκαν αναμενόμενες βάσει των αρχών σχεδίασης της κάθε βιοϊατρικής συσκευής. Τα αρχικά μοντέλα στηρίζονταν στην ενσύρματη μετάδοση δεδομένων και μεταφορά ενέργειας, περιλαμβάνοντας καλώδια διαμέσου τόσο του σκληρού χιτώνα του οφθαλμού όσο και του δέρματος. Πλήρως ενδοφθάλμια εμφυτεύματα είναι πλέον δυνατά, το οποίο μειώνει τον κίνδυνο μόλυνσης και καταστροφής του εμφυτεύματος, καθώς η διαταραχή του χώρου μεταξύ του εσωτερικού του οφθαλμού και του εξωτερικού περιβάλλοντος είναι συνδεδεμένη με αυξανόμενο κίνδυνο μολύνσεων. Η επαναληπτική μάθηση-προσαρμογή του οφθαλμού καθίσταται επίσης εφικτή, καθώς ορισμένες διατάξεις επιτρέπουν ανεξάρτητη ρύθμιση για κάθε ασθενή. Επιλογές που βελτιώνουν τον βαθμό ικανοποίησης των ασθενών μπορεί να καθορίσουν την τελική μοίρα όσων συσκευών από αυτές καταστούν διαθέσιμες στην αγορά - ειδικά σε κάποιες δεκαετίες στο μέλλον, όπου και οι αμφιβληστροειδικές εμφυτεύσεις θα γίνουν πιο διαδεδομένες.

#### 1.4.2.2 Αποτελέσματα

Ο Πίνακας 1.5 συνοψίζει τα χαρακτηριστικά των πέντε συσκευών που επιλέχθηκαν για την σημαντική τους πρόοδο στην κλινική διαθεσιμότητα, αποκατάσταση της όρασης ή την μακροπρόθεσμη βιοσυμβατότητά τους:

ΠΙΝΑΚΑΣ 1.5: ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ 5 ΣΥΣΚΕΥΩΝ ΠΟΥ ΕΛΕΓΧΘΗΚΑΝ

	Argus II	Αμφιβληστροειδικό Εμφύτευμα Boston	Epi-Ret 3	Έξυπνα Ιατρικά Εμφυτεύματα (IMI)	Alpha-IMS
Διαθεσιμότητα Κλινικών Δοκιμών	Έγκριση FDA (φάση 4), Ευρωπαϊκή πιστοποίηση CE, 30 άνθρωποι συνολικά, 9 SAE	2 πειραματόζωα για 3-5 μήνες, φθορά στον επιπεφυκότα, καμία αναφερόμενη SAE	6 άνθρωποι για 28 μέρες, καμία αναφερόμενη SAE	3 άνθρωποι για 30 μήνες, καμία αναφερόμενη SAE	Ευρωπαϊκή πιστοποίηση CE, τρέχουσα δοκιμή: 19 άνθρωποι για 3-9 μήνες, 1 SAE



Αποκατάσταση της όρασης και τεχνικές προδιαγραφές					
Δοκιμές	Οπτική δοκιμή: αντικείμενα/ κίνηση/ κινητικότητα  20/1262	Ηλεκτρική διέγερση	Ηλεκτρική διέγερση	Ηλεκτρική διέγερση	Οπτική δοκιμή: αντικείμενα/ κίνηση/ εντοπισμός  20/546
Λήψη εικόνας	Εξωτερική κάμερα	Εξωτερική κάμερα	Εξωτερική κάμερα	Εξωτερική κάμερα	Συστοιχία φωτοδίοδων
Περιοχή εμφύτευσης στον αμφιβληστροειδή	Επί	Υπό	Επί	Επί	Υπό
Σταθεροποίηση συσκευής	Ειδικά καρφιά	Φυσιολογικό κλείσιμο του υποαμφιβλη- στροειδικού χώρου	Ειδικά καρφιά	Ειδικά καρφιά	Φυσιολογικό κλείσιμο του υποαμφιβλη- στροειδικού χώρου
Προδιαγραφές ηλεκτροδίων	60 ηλεκτρόδια, διάμετρος 200μm	100 ηλεκτρόδια, διάμετρος 400μm	25 ηλεκτρόδια, διάμετρος 100μm	49 ηλεκτρόδια διάμετροι 100-360μm	1500 φωτοδίοδοι, 15x30μm
Ενδοφθάλμιες διαστάσεις	Διάμετρος 3mm	Διάμετρος 5mmx10μm	40mmx3mm x 10μm	60mmx1m mx 10μm	3.1mmx3mmx 70μm
Εξοφθάλμιες διαστάσεις	Γυάλινο πλαίσιο και χειροκίνητος επεξεργαστής βίντεο	Πρωταρχικό μεταλλικό πηνίο: ακτίνα 19mm, Ερμητικά κλειστή θήκη: 11x11x2 mm	-	Γυάλινο πλαίσιο	Καλώδιο 22mm για την ενεργειακή μονάδα ελέγχου, χειριστήριο
Μακροπρόθεσμη βιοσυμβατότητα	Τα καλώδια μπορεί να ενισχύσουν την μόλυνση, υποτονία, διάβρωση του επιπεφυκότα, ενδοφθαλμίτι- δα, αναφερόμενες αποκollήσεις αμφιβληστρο- ειδούς	Η ερμητικά κλειστή θήκη διάβρωσε τον επιπεφυκότα	Εντελώς ενδοφθάλμιο, χαλαρά καρφιά, επιαμφιβλη- στροειδική γλοΐωση, αναφερόμενη αυξημένη ενδοφθάλμια πίεση	Εμφύτευμα επαναλη- πτικής ρύθμισης (<100), αναφερό- μενη αποκόλλη- ση αμφιβλη- στροειδούς	Ενδοφθάλμια λήψη εικόνας, μειωμένη διάχυση του αμφιβληστρο- ειδούς, αιμορραγία, αναφερόμενη αυξημένη ενδοφθάλμια πίεση

### 1.5 ΑΝΤΙΚΕΙΜΕΝΟ ΚΑΙ ΔΟΜΗ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Οι εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις περιλαμβάνουν συστήματα παρακολούθησης της φυσιολογικής λειτουργίας του οργανισμού (αισθητήρες) και συστήματα λειτουργικής ηλεκτρικής διέγερσης (διεγέρτες), και προσελκύουν ιδιαίτερο ερευνητικό ενδιαφέρον για ποικίλες εφαρμογές πρόληψης, διάγνωσης και θεραπείας. Βασικό στοιχείο της λειτουργίας των εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων είναι η δυνατότητα (δικατευθυντήριας) επικοινωνίας τους με εξωτερικούς σταθμούς βάσης (διατάξεις

επίβλεψης/ελέγχου), γνωστή ως ιατρική τηλεμετρία. Στο πλέον σύνηθες, σήμερα, σενάριο, η τηλεμετρία πραγματοποιείται ασύρματα, μέσω κεραιών, οι οποίες είναι γνωστές με τον όρο «εμφυτεύσιμες κεραιές».

Όπως αναλύθηκε παραπάνω, μία χρήση των εμφυτεύσιμων κεραιών είναι σε εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς. Κρίνεται σαφές επίσης πως τα εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς πρέπει να είναι βιοσυμβατά. Σκοπός λοιπόν αυτής της εργασίας είναι ο σχεδιασμός βιοσυμβατών εμφυτεύσιμων κεραιών για χρήση σε εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς στη ζώνη συχνοτήτων MedRadio. Αρχικά θα παρουσιαστούν τα απαραίτητα στοιχεία κεραιών και μοντελοποίησης ιστών, όπου δίνεται έμφαση στις επιδόσεις συντονισμού, ακτινοβολίας και ασφάλειας και στη θεωρία μικροταινιακών κεραιών. Στη συνέχεια αναλύονται τα μοντέλα υπολογιστικής μοντελοποίησης βιολογικών ιστών καθώς και οι αριθμητικές μέθοδοι επίλυσης των εξισώσεων Maxwell. Επιπρόσθετα, παρουσιάζονται τα χρησιμοποιούμενα προγράμματα και μοντέλα ιστών για την σχεδίαση των πρωτότυπων βιοσυμβατών κεραιών, καθώς και η διαδικασία σχεδίασής τους. Ένα θεωρούμενο παραμετρικό μοντέλο τροποποιείται ώστε να έχει τις επιθυμητές επιδόσεις ενθυλακωμένο εντός διαφορετικών βιοσυμβατών υλικών (Silastic MDX4-4210 medical-grade elastomer, PEEK & Zirconia) και τέλος συγκρίνονται οι επιδόσεις των τριών προκυπτουσών κεραιών.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΚΕΡΑΙΑΣ ΚΑΙ ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗΣ ΒΙΟΛΟΓΙΚΩΝ ΙΣΤΩΝ

---

### ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

---

#### **2.1 Παράμετροι Ενδιαφέροντος Εμφυτεύσιμων Κεραίων : Ορισμοί και Ορολογία**

2.1.1 Επιδόσεις Συντονισμού

2.1.2 Επιδόσεις Ακτινοβολίας

2.1.3 Επιδόσεις Ασφάλειας

#### **2.2 Θεωρία Μικροταινιακών Κεραίων**

#### **2.3 Βιολογικοί Ιστοί**

2.3.1 Ηλεκτρικές Ιδιότητες Βιολογικών Ιστών

2.3.2 Υπολογιστική Μοντελοποίηση Βιολογικών Ιστών

#### **2.4 Αριθμητικές Μέθοδοι Επίλυσης των Εξισώσεων Maxwell**

2.4.1 Μέθοδος των Πεπερασμένων Διαφορών στο Πεδίο του Χρόνου

2.4.2 Μέθοδος Πεπερασμένων Στοιχείων

2.4.3 Οριακές Συνθήκες Απορρόφησης

### ΣΥΝΟΨΗ

---

Στο κεφάλαιο αυτό πραγματοποιείται ανασκόπηση στοιχείων θεωρίας κεραίων και μοντελοποίησης των βιολογικών ιστών για υπολογιστικές και πειραματικές μελέτες. Αρχικά, παρέχονται οι ορισμοί και ορολογία των παραμέτρων επιδόσεων εμφυτεύσιμων κεραίων που θα χρησιμοποιηθούν στο πλαίσιο της εργασίας, και καταγράφονται στοιχεία θεωρίας κεραίων μικροταινίας, ως οι πλέον συνήθεις και ευέλικτες για εφαρμογές εμφύτευσης. Η δυναμική των συστημάτων ασύρματης τηλεμετρίας για εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από την επιστημονική γνώση γύρω από τη διάδοση των ηλεκτρομαγνητικών (ΗΜ) κυμάτων εντός και εκτός του ανθρώπινου σώματος, και τις αλληλεπιδράσεις αυτών με τους βιολογικούς ιστούς. Συνεπώς, στη συνέχεια του κεφαλαίου αυτού, μελετώνται οι ηλεκτρικές ιδιότητες των βιολογικών ιστών, ενώ ακολουθεί παρουσίαση αριθμητικών μοντέλων βιολογικών ιστών κανονικής και ανατομικής γεωμετρίας. Τέλος, αναλύονται οι αριθμητικές μέθοδοι επίλυσης των εξισώσεων Maxwell τις οποίες χρησιμοποιούν τα διάφορα προγράμματα προσομοίωσης των Η/Μ πεδίων που δημιουργούνται από τις κεραίες, και μας επιτρέπουν να προβλέψουμε τις επιδόσεις των εμφυτεύσιμων κεραίων.

## 2.1 ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΕΝΔΙΑΦΕΡΟΝΤΟΣ ΕΜΦΥΤΕΥΣΙΜΩΝ ΚΕΡΑΙΩΝ: ΟΡΙΣΜΟΙ ΚΑΙ ΟΡΟΛΟΓΙΕΣ

Η ασύρματη επικοινωνία εξαρτάται από τη σύζευξη ταλαντευόμενων ηλεκτρικών ρευμάτων, τα οποία διατρέχουν ειδικά σχεδιασμένες, και απομακρυσμένες χωρικά, διατάξεις, γνωστές ως κεραίες. Στις εκδόσεις του Ινστιτούτου Ηλεκτρολόγων και Ηλεκτρονικών Μηχανικών (Institute of Electrical and Electronics Engineers, IEEE) περί τυποποίησης των ορισμών και των σχετικών με τις κεραίες όρων (IEEE Std. 145-1983), η κεραία ορίζεται ως «ένα μέσο εκπομπής ή λήψης ακτινοβολίας» [68]. Με άλλα λόγια, η κεραία είναι μία μεταβατική διάταξη ανάμεσα στον ελεύθερο χώρο και μία διάταξη κυματοδήγησης. Η διάταξη κυματοδήγησης, ή γραμμή μεταφοράς, μπορεί να είναι μία ομοαξονική γραμμή ή ένας κοίλος σωλήνας (κυματοδηγός) που μεταφέρει ηλεκτρομαγνητική (ΗΜ) ενέργεια από μία πηγή εκπομπής στην κεραία, ή από την κεραία στο δέκτη. Στην πρώτη περίπτωση γίνεται λόγος για κεραία εκπομπής, ενώ στη δεύτερη για κεραία λήψης.[19]

Για την περιγραφή των επιδόσεων μιας κεραίας είναι απαραίτητο να αναφερθούν κάποιοι ορισμοί που θα χρησιμοποιηθούν για το υπόλοιπο της εργασίας. Παρακάτω αναλύονται ορισμοί που σχετίζονται με τις επιδόσεις συντονισμού της κεραίας, τις επιδόσεις ακτινοβολίας της καθώς και τις επιδόσεις ασφάλειάς της, καθώς αυτές οι επιδόσεις είναι σημαντικότερες για μια εμφυτεύσιμη κεραία.

### 2.1.1 ΕΠΙΔΟΣΕΙΣ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΥ

#### ***Συντελεστής Ανάκλασης και Απώλειες Επιστροφής***

Ο μιγαδικός συντελεστής ανάκλασης μιας κεραίας ορίζεται ως ο λόγος του πλάτους του ανακλώμενου κύματος τάσης προς το πλάτος του προσπίπτοντος κύματος τάσης, και μπορεί να υπολογιστεί μέσω των σύνθετων αντιστάσεων της γραμμής μεταφοράς ( $Z_0$ ) και των σύνθετων αντιστάσεων της κεραίας ( $Z_K$ ) από τον τύπο:

$$S_{11} = \frac{Z_K - Z_0}{Z_K + Z_0}$$

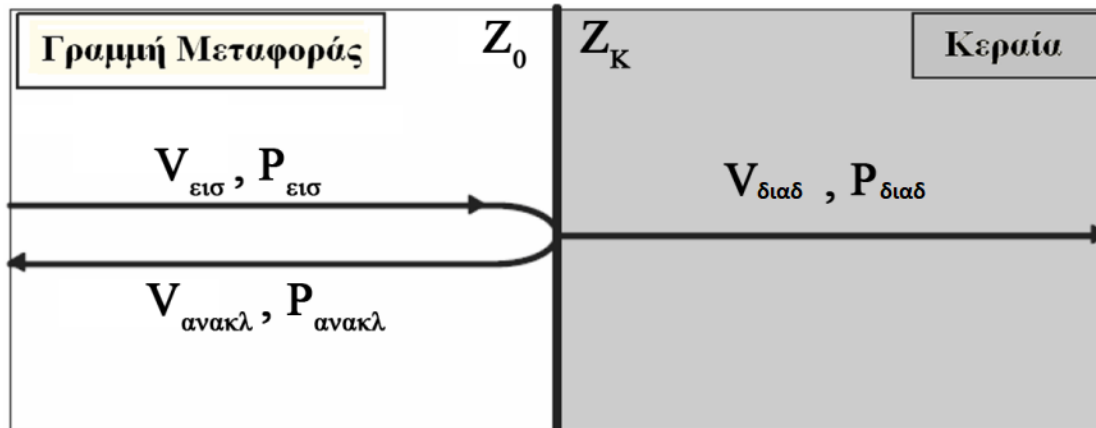
Σημειώνεται ότι ως σύνθετη εμπέδηση εισόδου της κεραίας ορίζεται η σύνθετη εμπέδηση που παρουσιάζει η κεραία στους ακροδέκτες της, ή ο λόγος της τάσης προς το ρεύμα στο ζεύγος ακροδεκτών της.

Η εμπέδηση εισόδου σε γενικές γραμμές μπορεί να θεωρηθεί ότι περιλαμβάνει δύο όρους, την ίδια σύνθετη αντίσταση και την αμοιβαία σύνθετη αντίσταση της κεραίας ως προς το περιβάλλον. Η ίδια σύνθετη αντίσταση της κεραίας μπορεί να μετρηθεί στο σημείο τροφοδότησης της κεραίας, η οποία βρίσκεται σε ελεύθερο χώρο, που σε πρακτικές περιπτώσεις σημαίνει μακριά από άλλες κεραίες ή αντικείμενα που σκεδάζουν ή ανακλούν το μεταδιδόμενο σήμα. Η αμοιβαία σύνθετη αντίσταση της κεραίας περιλαμβάνει την επίδραση της σύζευξης μεταξύ της υπό μέτρηση κεραίας και κάθε πηγής - πρωτεύουσας ή δευτερεύουσας - του περιβάλλοντος χώρου. Είναι γεγονός ότι σε πολλές περιπτώσεις η αμοιβαία σύνθετη αντίσταση επηρεάζει σημαντικότερα την

σύνθετη αντίσταση εισόδου της κεραίας, ιδίως όταν η κεραία λειτουργεί σε περιβάλλον με ισχυρές ανακλάσεις.

Προκειμένου να εξασφαλισθεί η μέγιστη μεταφορά ισχύος από μία γραμμή μεταφοράς με σύνθετη αντίσταση  $Z_0$  προς μία κεραία με σύνθετη αντίσταση  $Z_K$ , είναι σημαντικό να υπάρχει επαρκής προσαρμογή μεταξύ των δύο.

Αν ένα σήμα πλάτους  $V_{\text{εισ}}$  και ισχύος  $P_{\text{εισ}}$  σταλεί προς μια κεραία μέσω μιας γραμμής μεταφοράς, στην περίπτωση που η  $Z_0$  δεν είναι πλήρως προσαρμοσμένη στην  $Z_K$ , ένα μέρος του προσπίπτοντος κύματος, πλάτους  $V_{\text{διαδ}}$  και ισχύος  $P_{\text{διαδ}}$ , θα μεταδοθεί στην κεραία, και ένα άλλο μέρος του προσπίπτοντος κύματος, πλάτους  $V_{\text{ανακλ}}$  και ισχύος  $P_{\text{ανακλ}}$ , θα μεταδοθεί πίσω στη γεννήτρια. Από αυτά σε συνδυασμό με τον τύπο που παρουσιάστηκε παραπάνω, αντιλαμβανόμαστε ότι ο συντελεστής ανάκλασης είναι μηδενικός μονάχα στην περίπτωση όπου η σύνθετη αντίσταση της γραμμής μεταφοράς ισούται με τον συζυγή μιγαδικό της σύνθετης αντίστασης εισόδου της κεραίας. Σε περίπτωση τέλει προσαρμογής, όλη η ισχύς του προσπίπτοντος κύματος αποδίδεται στην κεραία.



Εικόνα 2.1 Απεικόνιση του προσπίπτοντος, ανακλώμενου και διαδιδόμενου κύματος στην περίπτωση μη τέλει προσαρμογής της  $Z_0$  με την  $Z_K$  [69]

Επιπρόσθετα, ο λόγος της ισχύος εισόδου  $P_{\text{εισ}}$  προς την ανακλώμενη ισχύ  $P_{\text{ανακλ}}$  είναι γνωστός και με τον όρο απώλειες επιστροφής (Return Loss, RL). Οι απώλειες περιστροφής εκφράζουν τη διαφορά σε dB του ανακλώμενου κύματος σε σχέση με το προσπίπτων κύμα μέσω του τύπου:

$$RL = 10 \cdot \log \frac{P_{\text{εισ}}}{P_{\text{ανακλ}}} = -10 \cdot \log |S_{11}|^2 = -20 \cdot \log |S_{11}|$$

### Εύρος Ζώνης

Το εύρος ζώνης της κεραίας ορίζεται ως «η περιοχή εκείνη των συχνοτήτων όπου οι επιδόσεις της κεραίας, ως προς ορισμένα χαρακτηριστικά, ικανοποιούν κάποιες προδιαγραφές». Αναλυτικότερα, το εύρος ζώνης είναι η περιοχή εκείνη των συχνοτήτων εκατέρωθεν της κεντρικής συχνότητας (όπου λέγεται συνήθως και συχνότητα συντονισμού) έχουν μια τιμή αποδεκτή συγκριτικά με την τιμή τους στην κεντρική συχνότητα και εκφράζεται ως η διαφορά των συχνοτήτων

αυτών (της μεγαλύτερης μείον της μικρότερης) [69]. Στα πλαίσια αυτής της εργασίας, και βάσει της βιβλιογραφίας που χρησιμοποιείται [63], [64], [70] το εύρος ζώνης θα χαρακτηρίζεται ως το εύρος των συχνοτήτων στο οποίο οι απώλειες επιστροφής έχουν τιμή μεγαλύτερη ή ίση των 10 dB. Αυτό εξασφαλίζει ότι στην κεραία παραδίδεται ποσοστό ισχύος ίσο ή μεγαλύτερο του 90% της διαθέσιμης ισχύος.

---

## 2.1.2 ΕΠΙΔΟΣΕΙΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ

---

### ***Περιοχές Εγγύς και Μακρινού Πεδίου***

Ο χώρος γύρω από μια κεραία χωρίζεται σε τρεις περιοχές: την περιοχή φανταστικού εγγύς πεδίου (reactive near field), την περιοχή ακτινοβολίας εγγύς πεδίου ή αλλιώς περιοχή Fresnel (radiating near field) και την περιοχή μακρινού πεδίου ή περιοχή Fraunhofer (far field).

Η περιοχή του εγγύς πεδίου φανταστικής αντίστασης (reactive near field region) ορίζεται ως το τμήμα της περιοχής τους εγγύς πεδίου που περιβάλλει άμεσα την κεραία και όπου επικρατεί το πεδίο φανταστικής αντίστασης. Στις περισσότερες κεραίες το εξώτατο όριο της περιοχής αυτής φτάνει μέχρι την απόσταση  $R < 0,62\sqrt{D^3/\lambda}$  από την επιφάνεια της κεραίας όπου  $\lambda$  το μήκος κύματος και  $D$  η μεγαλύτερη διάσταση της κεραίας.

Η περιοχή του εγγύς πεδίου ακτινοβολίας, ή αλλιώς περιοχή Fresnel, ορίζεται ως η περιοχή του πεδίου μιας κεραίας μεταξύ της περιοχής του εγγύς πεδίου φανταστικής αντίστασης και της περιοχής του μακρινού πεδίου, όπου επικρατούν τα πεδία ακτινοβολίας και όπου η γωνιακή κατανομή του πεδίου εξαρτάται από την απόσταση από την κεραία. Αν η μέγιστη διάσταση της κεραίας δεν είναι μεγάλη συγκριτικά με το μήκος κύματος, η περιοχή αυτή μπορεί να μην υπάρχει. Για μια κεραία με άπειρη εστιακή απόσταση, η περιοχή εγγύς πεδίου ακτινοβολίας συχνά αναφέρεται ως περιοχή Fresnel κατ'αναλογία με την οπτική ορολογία. Αν η μέγιστη διάσταση της κεραίας είναι πολύ μικρή σε σχέση με το μήκος κύματος, η περιοχή αυτή μπορεί να μην υπάρχει. Το εσωτερικό όριο λαμβάνεται στην απόσταση  $R \geq 0,62\sqrt{D^3/\lambda}$  και το εξωτερικό στην απόσταση  $R > 2D^2/\lambda$ . Στην περιοχή αυτή, γενικά, ο πεδιακός σχηματισμός είναι συνάρτηση της ακτινικής απόστασης, και η ακτινική συνιστώσα του πεδίου μπορεί να είναι σημαντική.

Η περιοχή του μακρινού πεδίου ή αλλιώς περιοχή Fraunhofer ορίζεται ως η περιοχή του πεδίου μιας κεραίας όπου η γωνιακή κατανομή του πεδίου είναι ανεξάρτητη της απόστασης από την κεραία. Η περιοχή του μακρινού πεδίου θεωρείται εκείνη που εκτείνεται σε απόσταση μεγαλύτερη του  $2D^2/\lambda$  από την κεραία. Στις κεραίες με άπειρη εστιακή απόσταση, η περιοχή αυτή αναφέρεται και ως περιοχή Fraunhofer, κατ'αναλογία με την οπτική ορολογία. [69]

### ***Ένταση, Κατευθυντικότητα, Απολαβή και Απόδοση Ακτινοβολίας***

Η **ένταση ακτινοβολίας** σε μια ορισμένη διεύθυνση ορίζεται ως η ισχύς που ακτινοβολείται από μια κεραία ανά μονάδα στερεάς γωνίας. Η ένταση ακτινοβολίας είναι παράμετρος του μακρινού πεδίου, και βρίσκεται από τον

απλό πολλαπλασιασμό της πυκνότητας ακτινοβολίας επί το τετράγωνο της απόστασης [69]. Εκφράζεται δηλαδή από τον τύπο:

$$U = r^2 \cdot W_{\text{ακτιν}}$$

όπου

$U$  = ένταση ακτινοβολίας (W/μονάδα στερεάς γωνίας)

$W_{\text{ακτιν}}$  = πυκνότητα ακτινοβολίας (W/m<sup>2</sup>) και

$r$  = απόσταση από την κεραία (σε m)

Η **κατευθυντικότητα** μιας κεραίας ορίζεται ως ο λόγος της έντασης ακτινοβολίας από μια κεραία σε μια δεδομένη διεύθυνση, προς την μέση ένταση ακτινοβολίας που εκπέμπεται συνολικά σε όλες τις κατευθύνσεις. Η μέση ένταση ακτινοβολίας προκύπτει από τη διαίρεση της ολικής ακτινοβολουμένης ισχύος δια 4π. Αν η διεύθυνση δεν προσδιορίζεται, εκλαμβάνεται η διεύθυνση όπου η ένταση της ακτινοβολίας είναι η μέγιστη.

Απλούστερα, η κατευθυντικότητα μιας ανισοτροπικής πηγής ισούται με τον λόγο της έντασης ακτινοβολίας σε μια δεδομένη διεύθυνση, προς την ένταση ακτινοβολίας μιας ισοτροπικής πηγής. Με μαθηματικό τρόπο, η κατευθυντικότητα είναι:

$$D = \frac{U}{U_0} = \frac{4\pi U}{P_{\text{ακτιν}}}$$

όπου  $P_{\text{ακτιν}}$  η ολική ακτινοβολουμένη ισχύς σε (W)

Η **απόλυτη απολαβή** μιας κεραίας (σε μια δεδομένη διεύθυνση) ορίζεται ως ο λόγος της έντασης σε μια δεδομένη διεύθυνση, προς την ένταση που θα προέκυπτε αν η κεραία ακτινοβόλουσε ισοτροπικά την ισχύ που δέχεται. [69] Η ένταση της ακτινοβολίας που αντιστοιχεί στην ισοτροπική ακτινοβολή της ισχύος ισούται με την ισχύ που δέχεται η κεραία (ισχύς εισόδου) διαιρούμενη κατά 4π. Δηλαδή με τη μορφή εξίσωσης έχουμε:

$$G = 4\pi \frac{U}{P_{\text{εισ}}}$$

όπου  $P_{\text{εισ}}$  είναι ολική ισχύς εισόδου σε (W).

Πολύ συχνά γίνεται λόγος για την **σχετική απολαβή** που ορίζεται ως ο λόγος της απολαβής ισχύος σε μια δεδομένη διεύθυνση προς την απολαβή ισχύος μιας κεραίας αναφοράς στην αναφερόμενη διεύθυνση. Η ισχύς εισόδου πρέπει να είναι η ίδια και για τις δύο κεραίες. Η κεραία αναφοράς είναι συνήθως ένα δίπολο, χοάνη, ή οποιαδήποτε άλλη κεραία της οποίας η απολαβή είναι γνωστή ή μπορεί να υπολογιστεί. Στις περισσότερες περιπτώσεις, η κεραία αναφοράς είναι μια ισοτροπική πηγή χωρίς απώλειες.

Η ολική ισχύς ακτινοβολίας ( $P_{\text{ακτιν}}$ ) συνδέεται με την ολική ισχύ εισόδου ( $P_{\text{εισ}}$ ) μέσω της σχέσης:

$$P_{\text{ακτιν}} = e_{cd} P_{\text{εισ}}$$

όπου  $e_{cd}$  είναι η απόδοση ακτινοβολίας της κεραίας. [69]

Βάσει των παραπάνω, κρίνεται σαφές πως η απολαβή είναι ένα μέγεθος που λαμβάνει υπόψη τόσο την απόδοση της κεραίας, όσο και τις κατευθυντικές της

ιδιότητες ενώ η κατευθυντικότητα περιγράφει μόνο τις κατευθυντικές ιδιότητες της κεραίας.

### **Διάγραμμα Ακτινοβολίας και λοβοί**

Το **διάγραμμα ακτινοβολίας** μίας κεραίας ορίζεται ως η μαθηματική συνάρτηση ή γραφική παράσταση των ιδιοτήτων ακτινοβολίας της κεραίας συναρτήσει των χωρικών συντεταγμένων. Στις περισσότερες περιπτώσεις, το διάγραμμα ακτινοβολίας ορίζεται στο μακρινό πεδίο και αποδίδεται ως συνάρτηση των συντεταγμένων κατεύθυνσης. Στις ιδιότητες ακτινοβολίας περιλαμβάνονται η πυκνότητα ροής ισχύος, η ένταση της ακτινοβολίας, η ένταση του πεδίου, η φάση της κατευθυντικότητας ή η πόλωση. Η ιδιότητα που ενδιαφέρει περισσότερο είναι η δισδιάστατη ή τρισδιάστατη χωρική κατανομή της ακτινοβολουμένης ενέργειας συναρτήσει της θέσης του παρατηρητή κατά μήκος μιας γραμμής ή επιφάνειας σταθερής ακτίνας. Το διάγραμμα της λαμβανόμενης ισχύος σε σημεία σταθερής ακτίνας λέγεται **διάγραμμα ισχύος**, ενώ το γράφημα της χωρικής μεταβολής του ηλεκτρικού (ή και μαγνητικού) πεδίου σε σημεία σταθερής ακτίνας λέγεται **διάγραμμα πλάτους** του πεδίου.

Ένα **ισοτροπικό** στοιχείο ακτινοβολίας ορίζεται ως μία υποθετική κεραία, χωρίς απώλειες, που παρουσιάζει την ίδια ακτινοβολία προς όλες τις κατευθύνσεις. Παρόλο που η ισοτροπική κεραία είναι υποθετική και μη υλοποιήσιμη, συχνά εκλαμβάνεται ως αναφορά για τον προσδιορισμό των κατευθυντικών ιδιοτήτων των πραγματικών κεραίων.

**Κατευθυντική** είναι η κεραία που έχει την ιδιότητα να εκπέμπει ή να λαμβάνει ηλεκτρομαγνητικά (ΗΜ) κύματα με περισσότερη αποτελεσματικότητα σε ορισμένες διευθύνσεις παρά σε άλλες.

Τέλος, το **ομοιοκατευθυντικό** διάγραμμα είναι ένας ειδικός τύπος κατευθυντικού διαγράμματος: είναι μη κατευθυντικό σε ένα ορισμένο επίπεδο και κατευθυντικό σε οποιοδήποτε κάθετο επίπεδο.

**Λοβοί** ονομάζονται τα τμήματα του διαγράμματος ακτινοβολίας που περιορίζονται από περιοχές σχετικά μικρής έντασης ακτινοβολίας. Οι λοβοί διακρίνονται σε τρεις κατηγορίες:

- **Μέγιστος λοβός:** ο λοβός ακτινοβολίας που περιέχει την διεύθυνση της μέγιστης ακτινοβολίας.
- **Πλευρικός λοβός:** ο λοβός ακτινοβολίας που προσανατολίζεται κατά μία διεύθυνση διαφορετική από την επιθυμητή (συνήθως γειτνιάζει με τον κύριο λοβό και καταλαμβάνει τον χώρο του ημισφαιρίου της κύριας δέσμης)
- **Οπίσθιος λοβός:** ο λοβός ακτινοβολίας που ο άξονάς του σχηματίζει γωνία περίπου  $180^\circ$  ως προς τη δέσμη της κεραίας.

Οι μικρότεροι λοβοί αντιπροσωπεύουν ακτινοβολία σε ανεπιθύμητες κατευθύνσεις και πρέπει να ελαχιστοποιούνται.

---

#### 2.1.3 ΕΠΙΔΟΣΕΙΣ ΑΣΦΑΛΕΙΑΣ

---

Είναι γνωστό ότι οι βιολογικοί ιστοί αποτελούνται από χημικές ενώσεις. Από ηλεκτρική άποψη τα μόριά τους εμφανίζονται ως ηλεκτρικά δίπολα. Κάτω από την επίδραση ισχυρού εξωτερικού ηλεκτρομαγνητικού πεδίου, τα δίπολα



τείνουν να προσανατολιστούν κατά τη φορά του ηλεκτρικού πεδίου και αυτό έχει σαν αποτέλεσμα την ταλάντωση των μορίων. Στη συνέχεια, η κινητική ενέργεια μετατρέπεται σε θερμότητα. Σύμφωνα με την γενικά παραδεκτή άποψη για την αλληλεπίδραση των υψίσυχων ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων με τους βιολογικούς οργανισμούς, η παρουσία του ηλεκτρικού πεδίου αυξάνει την κινητική ενέργεια κυρίως των μορίων νερού, με αποτέλεσμα τη μεταφορά ενέργειας από τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα στους ιστούς των βιολογικών οργανισμών [71], [72]. Εξαιτίας αυτής της αλληλεπίδρασης, παρουσιάζεται τοπική αύξηση της θερμοκρασίας στους βιολογικούς ιστούς.

Φαίνεται λοιπόν, πως τμήμα της Η/Μ ακτινοβολίας απορροφάται από τους βιολογικούς ιστούς. Το μέγεθος ποσοτικοποίησης της απορροφούμενης ισχύος είναι ο Ρυθμός Ειδικής Απορρόφησης (Specific Absorption Rate, SAR). Ο SAR χρησιμοποιείται ευρύτατα στις μελέτες ΗΜ δοσιμετρίας, διότι η γνώση της τιμής του είναι απαραίτητη για την αποφυγή της ολόσωμης και τοπικής αύξησης της θερμοκρασίας των βιολογικών ιστών. Ο SAR ορίζεται ως η χρονική παράγωγος της μεταβολής της ισχύος (dW) που απορροφάται από μία μεταβολή μάζας (dm) η οποία περιέχεται σε μία μεταβολή όγκου (dV) δεδομένης πυκνότητας (ρ) [73], [74] μέσω της σχέσης:

$$SAR = \frac{d}{dt} \left( \frac{dW}{dm} \right) = \frac{d}{dt} \left( \frac{dW}{p \cdot dV} \right)$$

Δεδομένου ότι ο SAR εκφράζει την απορρόφηση ισχύος (W) ανά μονάδα μάζας ιστού (m), οι μονάδες μέτρησής του είναι [W/kg]. Ο SAR επίσης συσχετίζεται με την τιμή του ηλεκτρικού πεδίου σε δεδομένο σημείο, μέσω του τύπου:

$$SAR = \sigma \frac{|E|^2}{\rho}$$

όπου

σ είναι η ηλεκτρική αγωγιμότητα του βιολογικού ιστού (σε [S/m]),

ρ είναι η πυκνότητα μάζας του βιολογικού ιστού (σε [kg/m<sup>3</sup>]), και

E είναι η ενεργός (rms) τιμή της έντασης του ηλεκτρικού πεδίου (σε [V/m]).

Τέλος, ο SAR συσχετίζεται με τη μεταβολή της θερμοκρασίας σε δεδομένο σημείο, μέσω του τύπου:

$$SAR = \frac{c\Delta T}{\Delta t} \Big|_{t=0}$$

όπου

ΔT είναι η μεταβολή της θερμοκρασίας (σε [K]),

Δt είναι η διάρκεια της έκθεσης (σε [sec]), και

c είναι η ειδική θερμική χωρητικότητα (σε [J/K]).

Ο τύπος αυτός προϋποθέτει ότι οι μετρήσεις πραγματοποιούνται υπό ιδανικές μη θερμοδυναμικές συνθήκες, δηλαδή δεν παρουσιάζεται απώλεια θερμότητας λόγω θερμικής διάχυσης, ακτινοβολίας ή θερμορρυθμιστικών μηχανισμών (π.χ. αιματική ροή).

Διεθνείς Οργανισμοί, συχνά σε συνεργασία με ανεξάρτητους φορείς, εκδίδουν οδηγίες προστασίας από την ΗΜ ακτινοβολία, βάσει αποτελεσμάτων επιστημονικών ερευνών. Στις Η.Π.Α., η διεθνής οδηγία IEEE C95.1-1999 περιορίζει τη μέγιστη επιτρεπτή τιμή του SAR κανονικοποιημένου ως προς μάζα αναφοράς κυβικού σχήματος 1 g στα 1.6 W/kg [73]. Στην Ευρωπαϊκή Ένωση, ισχύει από το έτος 1991 η οδηγία της Διεθνούς Επιτροπής Προστασίας από τη Μη-Ιονίζουσα Ακτινοβολία (International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection - ICNIRP), η οποία περιορίζει τη μέγιστη επιτρεπτή τιμή του SAR κανονικοποιημένου ως προς μάζα αναφοράς συνεχούς σχήματος 10 g στα 2 W/kg [75]. Η διαφορά της μάζας αναφοράς κανονικοποίησης του SAR μεταξύ των οδηγιών IEEE C95.1-1999 και της ICNIRP δεν επιτρέπει την άμεση σύγκριση των ορίων. Για το λόγο αυτό, το 2005, θεσπίστηκε από την IEEE η οδηγία IEEE C95.1-2005, η οποία περιορίζει τη μέγιστη επιτρεπτή τιμή του SAR κανονικοποιημένου ως προς μάζα αναφοράς κυβικού σχήματος 10 g στα 2 W/kg [74]. Στην οδηγία IEEE C95.3-2002 της IEEE [76], περιγράφεται ο αλγόριθμος σύμφωνα με τον οποίο υπολογίζεται η μάζα αναφοράς.

ΠΙΝΑΚΑΣ 2.1 ΔΙΕΘΝΕΙΣ ΟΔΗΓΙΕΣ ΑΣΦΑΛΟΥΣ ΕΚΘΕΣΗΣ ΣΤΗΝ ΗΛΕΚΤΡΟΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑ

Πρωτόκολλο	Περιορισμός
IEEE C95.1-1999	1-g-avg SAR < 1.6 W/kg
IEEE C95.1-2005	10-g-avg SAR < 2 W/kg

Η τιμή του SAR, εξαρτάται από α) τα χαρακτηριστικά της ακτινοβολίας, β) τα χαρακτηριστικά του βιολογικού ιστού, γ) το πηλίκο του ύψους του σώματος προς το μήκος κύματος της ακτινοβολίας, δ) την απόσταση πηγής εκπομπής της ακτινοβολίας και βιολογικού ιστού και ε) τις ιδιότητες του περιβάλλοντος χώρου [77]. Αναλυτικότερα, στα χαρακτηριστικά της ακτινοβολίας περιλαμβάνονται η συχνότητα, η ένταση, η συνέχεια ή μη της διάδοσης του κύματος και η πόλωση της ακτινοβολίας. Όσον αφορά τη συχνότητα, κύματα υψηλής συχνότητας απορροφώνται επιφανειακά, ενώ τα ραδιοκύματα διεισδύουν βαθύτερα, μέχρι το εσωτερικό του ιστού. Ως πόλωση της ακτινοβολίας ορίζεται ο διαφορετικός προσανατολισμός του σώματος σε σχέση με τις διευθύνσεις του ηλεκτρικού και μαγνητικού πεδίου του κύματος. Συγκεκριμένα, στην E- πόλωση η ένταση E του ηλεκτρικού πεδίου είναι παράλληλη προς τον μεγάλο άξονα του ιστού (ή ολόκληρου του ανθρώπινου σώματος), στην H-πόλωση παράλληλη προς τον μεγάλο άξονα είναι η ένταση H του μαγνητικού πεδίου, ενώ τέλος, στην K-διεύθυνση, παράλληλη προς τον μεγάλο άξονα είναι η διεύθυνση μετάδοσης του συνολικού συνιστάμενου ηλεκτρομαγνητικού πεδίου [53]. Αναφορικά με τα χαρακτηριστικά του βιολογικού ιστού, εξετάζονται οι διαστάσεις του, η καμπυλότητα της επιφάνειας του και η πυκνότητα, ειδική αγωγιμότητα και διηλεκτρική σταθερά του.

Τέλος, εάν για την απόσταση  $\tau$  της πηγής εκπομπής ακτινοβολίας και του βιολογικού ιστού ισχύει  $\tau > \frac{2d^2}{\lambda}$ , όπου d το μήκος του βιολογικού ιστού και  $\lambda$  το μήκος κύματος, τότε ο ιστός εκτίθεται σε στάσιμο ηλεκτρομαγνητικό κύμα. Αν  $\tau < \frac{2d^2}{\lambda}$  τότε υπάρχουν συνθήκες εγγύς πεδίου όπου η σχέση μεταξύ ηλεκτρικού

και μαγνητικού πεδίου είναι πολύ σύνθετη. Η εξάρτηση της τιμής του SAR από ένα τόσο μεγάλο πλήθος παραμέτρων συνεπάγεται την ιδιαίτερα επιλεκτική απορρόφηση της ακτινοβολίας από το ανθρώπινο σώμα [53].

## 2.2 ΘΕΩΡΙΑ ΜΙΚΡΟΤΑΙΝΙΑΚΩΝ ΚΕΡΑΙΩΝ

---

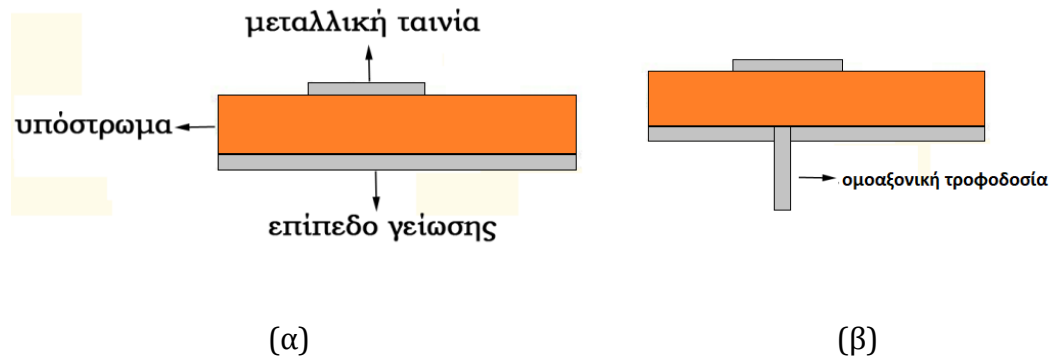
Οι κεραίες μικροταινίας είναι οι πλέον χρησιμοποιούμενες κεραίες σε ιατρικές εφαρμογές αλλά και σε πληθώρα άλλων επιστημονικών εφαρμογών [69]. Οι κεραίες μικροταινίας είναι συμβατές με επίπεδες και μη επιφάνειες, είναι απλές, κατασκευάζονται εύκολα με τη σύγχρονη τεχνολογία τυπωμένων κυκλωμάτων, εμφανίζουν μηχανική αντοχή πάνω σε σκληρές επιφάνειες, είναι συμβατές με τις σχεδιάσεις MMIC, και με την κατάλληλη επιλογή του σχήματος και του τρόπου λειτουργίας τους, εκδηλώνουν μεγάλη ευλυγισία ως προς τη συχνότητα συντονισμού, την πόλωση, το διάγραμμα και τη σύνθετη αντίσταση. Επιπλέον, προσθέτοντας μεταξύ της ταινίας και της γείωσης, κατάλληλους φόρτους όπως μεταλλικές ράβδους ή διόδους varactor, μπορεί να ρυθμίζεται η συχνότητα συντονισμού, η σύνθετη αντίσταση, η πόλωση και το διάγραμμα ακτινοβολίας.

Τα σημαντικότερα λειτουργικά μειονεκτήματα των κεραιών μικροταινίας είναι η μικρή τους απόδοση, η μικρή ισχύς, το μεγάλο Q, (μερικές φορές πάνω από 100), η μικρή καθαρότητα πόλωσής τους, η μικρή ικανότητα σάρωσης, η ψευδοακτινοβολία τροφοδοσίας και το πολύ μικρό εύρος ζώνης συχνοτήτων, τυπικά κλάσμα του εκατοστού ή το πολύ λίγα εκατοστά. Στην περίπτωση της λειτουργίας στην ζώνη MedRadio – MICS/MEDS, το μικρό εύρος συχνοτήτων μπορεί να αποτελέσει πρόβλημα αλλά δεν είναι πολύ σημαντικό καθώς και η ίδια η ζώνη MedRadio – MICS/MEDS έχει μικρό εύρος ( $\approx 5$  MHz). Έτσι, και ένα μικρό εύρος συντονισμού της τάξης των 10MHz μπορεί να ανταποκριθεί σε τυχόντες αποσυντονισμούς στο περιβάλλον των βιολογικών ιστών και να καλύπτει ολόκληρη την ζώνη MedRadio – MICS/MEDS.

Οι μικροταινιακές κεραίες αποτελούνται από μια πολύ λεπτή μεταλλική ταινία, τοποθετημένη πάνω από μια επίπεδη γείωση σε ύψος ίσο με κλάσμα του μήκους κύματος. Η ταινία και η γείωση χωρίζονται από ένα διηλεκτρικό στρώμα, που ονομάζεται υπόστρωμα. Οι διηλεκτρικές σταθερές των υποστρωμάτων των μικροταινιακών κεραιών βρίσκονται συνήθως στην περιοχή  $2,2 < \epsilon_r < 12$ . Τα στοιχεία ακτινοβολίας και τροφοδοσίας των μικροταινιακών κεραιών χαράσσονται με φωτοχημικές διαδικασίες όπως έχει αναφερθεί στο Κεφάλαιο 1 πάνω στο διηλεκτρικό υπόστρωμα. Η ταινία ακτινοβολίας μπορεί να είναι τετράγωνη, ορθογώνια, λεπτή λωρίδα (δίπολο), κυκλική, ελλειπτική, τριγωνική κλπ. Συνηθέστερες είναι η τετραγωνική, η ορθογωνική, η κυκλική και η διπολική, λόγω της ευκολίας κατασκευής και ανάλυσης καθώς και λόγω των ελκυστικών τους χαρακτηριστικών ακτινοβολίας.

Οι τέσσερις συνηθέστεροι από τους πολλούς τρόπους τροφοδοσίας μιας μικροταινιακής κεραίας είναι η μικροταινιακή γραμμή, ο ομοαξονικός σηματολήπτης (probe), η σύζευξη μέσω ανοίγματος και η άμεση σύζευξη (proximity coupling). Στην ομοαξονική τροφοδοσία, που αποτελεί τον πιο συχνό τρόπο τροφοδοσίας μιας μικροταινιακής κεραίας, ο εσωτερικός αγωγός του ομοαξονικού προσαρμόζεται στην ταινία ακτινοβολίας ενώ ο εξωτερικός συνδέεται με τη γείωση. Η ομοαξονική τροφοδοσία είναι εύκολη στην προσαρμογή και κατασκευή, ενώ εμφανίζει μικρή ψευδοακτινοβολία.

Παρακάτω, στην εικόνα 2.2, φαίνεται η γεωμετρία μιας απλής μικροταινιακής κεραίας.



Εικόνα 2.2 Μικροταινιακή κεραία (α) περιγραφικό σχήμα, (β) ομοαξονική τροφοδοσία

Η ανάλυση των κεραίων μικροταινιακής είναι δυνατόν να πραγματοποιηθεί με διάφορους τρόπους. Τα συνηθέστερα μοντέλα είναι τα μοντέλα της γραμμής μεταφοράς, της κοιλότητας, και του πλήρους κύματος που περιλαμβάνει την ολοκληρωτική εξίσωση και τη μέθοδο των ροπών [69]. Το μοντέλο της γραμμής μεταφοράς είναι το ευκολότερο, προσφέρει μία φυσική αίσθηση του συστήματος, αλλά η μοντελοποίηση της σύζευξης είναι δυσκολότερη και η ακρίβειά του μικρότερη. Συγκριτικά με αυτό, το μοντέλο της κοιλότητας είναι ακριβέστερο αλλά δυσκολότερο. Προσφέρει πάντως και αυτό μία καλή φυσική αίσθηση, ενώ η μοντελοποίηση της σύζευξης είναι, επίσης, δύσκολη. Τα μοντέλα πλήρους κύματος, εάν εφαρμοσθούν σωστά, είναι ακριβέστατα και ευλύγιστα, και μπορούν να αναλύσουν απλά στοιχεία, στοιχειοσειρές άπειρου και πεπερασμένου μεγέθους, στοιχεία τυχαία σχήματος καθώς και τις αντίστοιχες συζεύξεις. Είναι, όμως, δύσκολα και δεν προσφέρουν κάποια φυσική αίσθηση της συμπεριφοράς του συστήματος.

Εφαρμόζοντας το μοντέλο γραμμής μεταφοράς σε μια ορθογώνια κεραία μικροταινιακής, προκύπτει η συχνότητα συντονισμού για τον κύριο τρόπο  $TM_{010}$  ως [69]:

$$(f_r)_{010} = \frac{1}{2L\sqrt{\epsilon_r}\sqrt{\mu_0\epsilon_0}} = \frac{v_0}{2L\sqrt{\epsilon_r}}$$

όπου

$v_0$  είναι η ταχύτητα του φωτός στον ελεύθερο χώρο σε (m/sec)

$L$  είναι η μέγιστη διάσταση της ταινίας σε (m), και

$\epsilon_r$  είναι η διηλεκτρική σταθερά του υλικού του υποστρώματος

Για να συνυπολογίζει και τα φαινόμενα κροσσών που σχηματίζει το ηλεκτρομαγνητικό πεδίο στην περίπτωση χρήσης αυτού του μοντέλου, ο άνωθι τύπος τροποποιείται στη μορφή:

$$(f_r)_{010} = \frac{1}{2L_{eff}\sqrt{\epsilon_{reff}}\sqrt{\mu_0\epsilon_0}} = \frac{1}{2(L + 2\Delta L)\sqrt{\epsilon_{reff}}\sqrt{\mu_0\epsilon_0}} = q \frac{1}{2L\sqrt{\epsilon_r}\sqrt{\mu_0\epsilon_0}}$$

$$= q \frac{v_0}{2L\sqrt{\epsilon_r}}$$

όπου

$$q = \frac{(f_{rc})_{010}}{(f_r)_{010}}$$

το  $q$  ονομάζεται παράγων κροσσών

$L_{eff}$  είναι το προεκταμένο ενεργό μήκος της ταινίας λόγω των κροσσών σε (m)

$\epsilon_{reff}$  είναι η ενεργός διηλεκτρική σταθερά του υλικού του υποστρώματος που συνυπολογίζει τους κροσσούς

Οι κροσσοί κάνουν την ταινία να φαίνεται ηλεκτρικά μεγαλύτερη, και συνυπολογίζονται όπως φάνηκε εισάγοντας έναν παράγοντα διόρθωσης του μήκους, εν προκειμένω το  $L_{eff}$ .

Καθώς το ύψος του υποστρώματος αυξάνει, οι κροσσοί επίσης αυξάνουν, οπότε μεγαλώνει η απόσταση μεταξύ των ακτινοβολούντων άκρων και μικραίνει η συχνότητα συντονισμού.

Αντίστοιχα, σε μια κυκλική κεραία με ακτίνα  $a$ , η συχνότητα συντονισμού με τον τρόπο  $TM_{010}$  προκύπτει ως:

$$(f_r)_{010} = \frac{1,8412}{2\pi a\sqrt{\mu\epsilon}} = \frac{1,8412v_0}{2\pi a\sqrt{\epsilon_r}}$$

Στη συχνότητα συντονισμού όπως περιγράφεται παραπάνω δεν έχουν ληφθεί υπόψη τα φαινόμενα κροσσών. Αυτή τη φορά, ο παράγοντας διόρθωσης είναι η ενεργός ακτίνα  $\alpha_{eff}$ , που αντικαθιστά την ακτίνα  $a$ , επομένως ο τύπος γίνεται:

$$(f_r)_{010} = \frac{1,8412v_0}{2\pi\alpha_{eff}\sqrt{\epsilon_{reff}}}$$

όπου το  $\alpha_{eff}$  δίνεται από τον τύπο:

$$\alpha_{eff} = a \left\{ 1 + \frac{2h}{\pi a \epsilon_r} \left[ \ln \left( \frac{\pi a}{2h} \right) + 1,7726 \right] \right\}^{\frac{1}{2}}$$

και είναι η ενεργός ακτίνα της ταινίας λόγω των κροσσών σε (m). Όπως και πριν  $\epsilon_{reff}$  είναι η ενεργός διηλεκτρική σταθερά του υλικού του υποστρώματος που συνυπολογίζει τους κροσσούς.

## 2.3 ΒΙΟΛΟΓΙΚΟΙ ΙΣΤΟΙ

### 2.3.1 ΗΛΕΚΤΡΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΒΙΟΛΟΓΙΚΩΝ ΙΣΤΩΝ

Το ανθρώπινο σώμα είναι ένα ετερογενές μέσο το οποίο αποτελείται από πληθώρα βιολογικών ιστών (πχ δέρμα, μυς, αίμα, όργανα κ.α). Οι βιολογικοί ιστοί περιέχουν τόσο μονωτικά υλικά (πχ λιπίδια) όσο και ηλεκτρικά φορτία (πχ

ιόντα) και μπορούν να θεωρηθούν διηλεκτρικά υλικά, δηλαδή ασθενώς αγωγίμα μέσα.

Οι ηλεκτρικές ιδιότητες των ιστών προκύπτουν ως αποτέλεσμα της αλληλεπίδρασης των συστατικών τους στοιχείων με την προσπίπτουσα ΗΜ ακτινοβολία σε κυτταρικό και μοριακό επίπεδο, και επηρεάζουν σε μεγάλο βαθμό τη διάδοση, εξασθένηση, ανάκλαση κ.α. των ΗΜ κυμάτων εντός και εκτός του ανθρώπινου σώματος. Επομένως, η γνώση των ηλεκτρικών ιδιοτήτων των βιολογικών ιστών κρίνεται απαραίτητη προκειμένου να κατανοηθεί η αλληλεπίδρασή τους με τα προσπίπτοντα ΗΜ κύματα, και να καταστεί δυνατή η ανάλυση της μετάδοσης και απορρόφησης της ΗΜ ακτινοβολίας.

Η ανταλλαγή ενέργειας στους βιολογικούς ιστούς πραγματοποιείται είτε μέσω ελευθέρων φορτίων, είτε μέσω διπολικών μορίων (π.χ. μορίων νερού). Παρουσία ενός χρονικά μεταβαλλόμενου Η/Μ πεδίου, τα ελεύθερα φορτία επιταχύνονται οδηγώντας στην ανάπτυξη ρεύματος και απωλειών αντίστασης, ενώ τα διπολικά μόρια επαναπροσανατολίζονται (πόλωση διπόλων). Έπειτα από ένα ορισμένο χρονικό διάστημα, γνωστό ως χρόνος χαλάρωσης, επέρχεται ηρεμία. Οι επιδράσεις των φαινομένων αυτών στη συνολική ένταση του πεδίου ορίζονται με τη βοήθεια της μιγαδικής διηλεκτρικής σταθεράς:

$$\varepsilon = \varepsilon_0 \varepsilon_r$$

όπου

$\varepsilon_0$  είναι η διηλεκτρική σταθερά του κενού, και

$\varepsilon_r$  είναι η μιγαδική σχετική διηλεκτρική σταθερά, που ορίζεται ως:

$$\varepsilon_r = \varepsilon_r' - j\varepsilon_r''$$

Στον άνωτι τύπο,  $\varepsilon_r'$  είναι η σχετική διηλεκτρική σταθερά του υλικού, και  $\varepsilon_r'' = \sigma / \omega \varepsilon_0$  είναι ο παράγοντας των εκτός φάσης απωλειών, όπου  $\omega$  είναι η γωνιακή συχνότητα του ΗΜ πεδίου, και  $\sigma$  η αγωγιμότητα του υλικού.

Γενικά, η σχετική διηλεκτρική σταθερά περιγράφει την επίδραση του εκάστοτε υλικού επί του ηλεκτρικού πεδίου, ενώ η αγωγιμότητα περιγράφει την εξασθένηση του ΗΜ κύματος κατά τη μετάβασή του μέσα από το υλικό μέσο. Η εφαιπόμενη απωλειών ορίζεται ως:

$$\tan \delta = \frac{\varepsilon_r''}{\varepsilon_r'}$$

και δείχνει τη συνιστώσα των ηλεκτρικών ιδιοτήτων που επηρεάζει, κατά κύριο λόγο, το ηλεκτρικό πεδίο. Η σχετική διηλεκτρική σταθερά ( $\varepsilon_r'$ ) και η αγωγιμότητα ( $\sigma$ ) κυριαρχούν στις υψηλές και χαμηλές συχνότητες, αντίστοιχα.

Βάσει των παραπάνω τύπων, η μιγαδική διηλεκτρική σταθερά των βιολογικών ιστών υπολογίζεται ως:

$$\varepsilon = \varepsilon_0 \varepsilon_r' - j \frac{\sigma}{\omega}$$

Συνεπώς, οι ηλεκτρικές ιδιότητες των υλικών εκφράζονται με τη βοήθεια των παραμέτρων  $\varepsilon_r'$  και  $\varepsilon_r''$ , ή  $\varepsilon_r'$  και  $\sigma$ , ως συνάρτηση της συχνότητας.

Οι βιολογικοί ιστοί, ειδικότερα, είναι ετερογενή διηλεκτρικά υλικά και, ως αποτέλεσμα, χαρακτηρίζονται από διάφορους χρόνους χαλάρωσης. Η σχετική

διηλεκτρική σταθερά ( $\epsilon_r'$ ) και η αγωγιμότητα ( $\sigma$ ) εξαρτώνται σε μεγάλο βαθμό από τον τύπο του βιολογικού ιστού και τη συχνότητα της ΗΜ ακτινοβολίας, ως εξής [78]–[80]:

- Ιστοί με μεγάλη περιεκτικότητα σε νερό (π.χ. μύες, δέρμα ή εγκέφαλος) παρουσιάζουν υψηλότερες τιμές σχετικής διηλεκτρικής σταθεράς και αγωγιμότητας σε σχέση με ιστούς χαμηλής περιεκτικότητας σε νερό (π.χ. λίπος ή οστά), και, κατά συνέπεια, υψηλότερες απώλειες. Η συμπεριφορά αυτή οφείλεται στον πολικό συντονισμό των μορίων νερού.

- Η τιμή της σχετικής διηλεκτρικής σταθεράς μειώνεται με την αύξηση της συχνότητας, από τιμές της τάξης του  $10^5$  σε συχνότητα μερικών εκατοντάδων Hz, έως τιμές μικρότερες του 1 σε συχνότητες της τάξης των GHz. Η μείωση πραγματοποιείται εντός τριών περιοχών διασποράς, γνωστές ως περιοχές  $\alpha$ ,  $\beta$  και  $\gamma$ . Η αγωγιμότητα αυξάνεται με τη συχνότητα από τιμές της τάξης του  $10^{-4}$  έως τιμές μεγαλύτερες του 1 εντός του ανωτέρω διαστήματος συχνοτήτων.

Για παράδειγμα, στην εικόνα 2.3 απεικονίζονται οι τιμές της σχετικής διηλεκτρικής σταθεράς για δύο ακραία παραδείγματα ιστών (μυός και λίπους) εντός ενός μεγάλου εύρους συχνοτήτων. Οι τιμές της αγωγιμότητας απεικονίζονται, αντίστοιχα, στην εικόνα 2.4. Τα αποτελέσματα προκύπτουν από τις μελέτες των Gabriel et al. [78]–[80] οι οποίες παρέχουν τιμές των ηλεκτρικών ιδιοτήτων βιολογικών ιστών σε διάφορες συχνότητες.

Από τα παραπάνω, γίνεται φανερό ότι για τη μαθηματική περιγραφή της μιγαδικής διηλεκτρικής σταθεράς των βιολογικών ιστών απαιτούνται όροι υψηλότερης τάξης. Η πλέον γνωστή περιγραφή προκύπτει από την άθροιση τεσσάρων όρων του μοντέλου Cole–Cole [78]–[80]:

$$\epsilon = \epsilon_{\infty} + \sum_n \frac{\Delta\epsilon_n}{1 + (j\omega\tau_n)^{(1-\alpha_n)}} + \frac{\sigma_i}{j\omega\epsilon_0}$$

όπου

$\epsilon_{\infty}$  είναι η διηλεκτρική σταθερά του υλικού σε πολύ υψηλές συχνότητες ( $\sim$  THz),

$\epsilon_0$  είναι η διηλεκτρική σταθερά του κενού,

$\sigma_i$  είναι η αγωγιμότητα σε (S/m), και

$\epsilon_m$ ,  $\tau_m$ ,  $\alpha_m$  είναι χαρακτηριστικές παράμετροι του υλικού για κάθε περιοχή διασποράς.

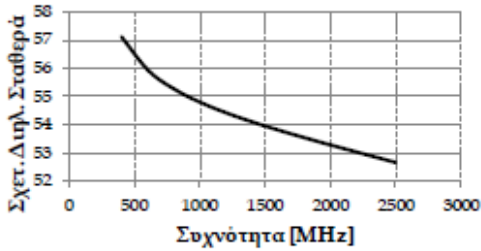
Τέλος, μία σημαντική παράμετρος για την κατανόηση της διάδοσης των ΗΜ κυμάτων εντός των βιολογικών ιστών αποτελεί το βάθος δέρματος (ή επιδερμικό βάθος),  $\delta$ . Το βάθος δέρματος αποτελεί μέτρο της απόστασης εντός της οποίας το ηλεκτρικό πεδίο έχει εξασθενήσει κατά  $1/e$  (ή 0.368) από την αρχική του τιμή, και ορίζεται ως:

$$\delta = \frac{1}{\alpha}$$

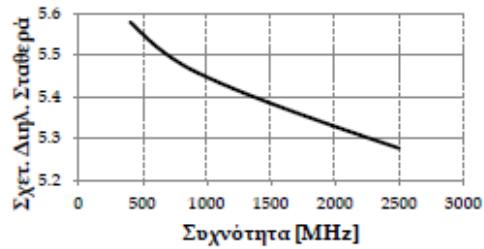
όπου  $\alpha$  είναι η σταθερά εξασθένησης, η οποία προκύπτει ως το πραγματικό μέρος της σταθεράς διάδοσης:

$$\gamma = \alpha + j\beta = j\omega\sqrt{\mu\epsilon}\left(1 + \frac{\sigma}{j\omega\epsilon}\right)^{1/2}$$

όπου  $\mu$  η μαγνητική επιτρεπτότητα του υλικού σε (H/m).

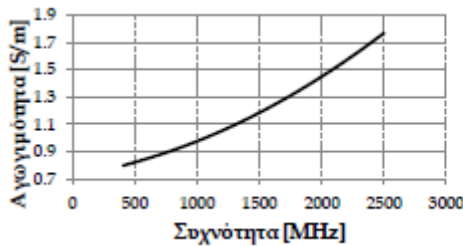


(α)

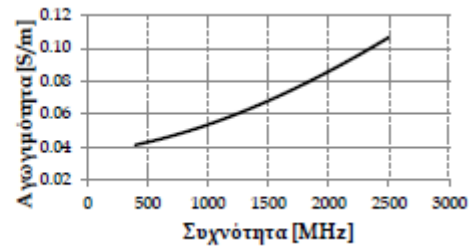


(β)

Εικόνα 2.3 Σχετική διηλεκτρική σταθερά ιστών: (α) μυός και (β) λίπους, ως συνάρτηση της συχνότητας [78]–[80]



(α)



(β)

Εικόνα 2.4 Αγωγιμότητα ιστών (α) μυών και (β) λίπους ως συνάρτηση της συχνότητας [78]–[80]

Στις χαμηλές συχνότητες, όπου οι τιμές της σχετικής διηλεκτρικής σταθεράς είναι υψηλές και οι τιμές της αγωγιμότητας χαμηλές, το βάθος δέρματος είναι σημαντικό και το ΗΜ κύμα διεισδύει βαθιά εντός του ανθρώπινου σώματος. Για παράδειγμα, σε συχνότητα 433 MHz, ποσοστό 69% του πεδίου μεταδίδεται εντός 10 cm ιστού λίπους, ενώ ποσοστό μόλις 11% μεταδίδεται εντός 10 cm μυϊκού ιστού. Η διείσδυση του προσπίπτοντος ΗΜ κύματος εντός των βιολογικών ιστών μειώνεται με τη συχνότητα. Σε υψηλές συχνότητες, οι τιμές της αγωγιμότητας είναι υψηλές, το βάθος δέρματος μειώνεται, και η διάδοση περιορίζεται επί της επιφάνειας του ανθρώπινου σώματος. Για παράδειγμα, σε συχνότητα 2450 MHz, το βάθος διείσδυσης της ΗΜ ακτινοβολίας ισούται με 113 mm και 21 mm εντός των ιστών λίπους και μυός, αντίστοιχα.

Σήμερα, η πλέον πλήρης και γνωστή βάση ηλεκτρικών ιδιοτήτων των βιολογικών ιστών του ανθρώπου σώματος βασίζεται στις μελέτες [78]–[80]. Άλλες ερευνητικές προσπάθειες αποτελούν οι Lazebnik et al. [81], O'Rourke et al [82]. Πριν τη δημοσίευση των συγκεκριμένων μελετών, οι τιμές των ηλεκτρικών ιδιοτήτων των βιολογικών ιστών του ανθρώπινου σώματος προέκυπταν από μετρήσεις σε ζώα, όπως χοίροι, πρόβατα, ή κουνέλια.



Επιπλέον, έχουν πραγματοποιηθεί διάφορες μελέτες σχετικά με τις μεταβολές των τιμών των ηλεκτρικών ιδιοτήτων των βιολογικών ιστών. Η μελέτη των Bao et al. [83] παρουσιάζει μετρήσεις της μιγαδικής διηλεκτρικής σταθεράς της φαιάς και λευκής ουσίας εγκεφαλικού ιστού ποντικών σε εύρος συχνοτήτων από 45 MHz έως 26500 MHz. Για την περιγραφή των πειραματικών δεδομένων προτείνονται δύο εμπειρικά μοντέλα: το πρώτο μοντέλο περιέχει δύο συναρτήσεις Cole–Cole, ενώ το δεύτερο χρησιμοποιεί μία συνάρτηση Havriliak–Negami και μία συνάρτηση Cole–Cole. Οι τυπικές αποκλίσεις που καταγράφονται είναι της τάξης του  $\pm 4\%$  έως  $\pm 16\%$ . Η μελέτη των Schmid et al. [84] μελετά τη μεταβολή στις τιμές των ηλεκτρικών ιδιοτήτων βιολογικών ιστών ζώων ως συνάρτηση του μεταθανάτιου χρόνου. Συγκεκριμένα, η μελέτη παρουσιάζει μία σειρά πειραματικών μετρήσεων σε χοίρους με στόχο τον εντοπισμό μεταθανάτιων μεταβολών στις ηλεκτρικές ιδιότητες της φαιάς ουσίας σε εύρος συχνοτήτων από 800 MHz έως 1900 MHz. Οι τιμές της σχετικής διηλεκτρικής σταθεράς και της αγωγιμότητας μειώνονται κατά 4% και 10%, αντίστοιχα, σε διάστημα 4 ωρών μετά το θάνατο των ζώων.

Επιπλέον, οι τιμές των ηλεκτρικών ιδιοτήτων των περισσότερων τύπων ιστών μειώνονται με την ηλικία, λόγω μεταβολών στην περιεκτικότητά τους σε νερό και την οργανική τους σύνθεση. Μετρήσεις των ηλεκτρικών ιδιοτήτων ιστών αρουραίων διαφόρων ηλικιών έχουν δείξει υψηλότερες τιμές σχετικής διηλεκτρικής σταθεράς (9.9% έναντι 33% σε ενήλικους αρουραίους) και αγωγιμότητας (16% έναντι 43% σε ενήλικους αρουραίους) στον εγκεφαλικό ιστό νεογέννητων αρουραίων [85]. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν σε συχνότητα 900 MHz. Σχετικά πρόσφατα, δημοσιεύθηκε μία συστηματική μελέτη που αφορά στην εξάρτηση των τιμών των ηλεκτρικών ιδιοτήτων των βιολογικών ιστών από την ηλικία, για ένα μεγάλο πλήθος ιστών [86]. Η μελέτη παρουσιάζει μετρήσεις των ηλεκτρικών ιδιοτήτων ιστών χοίρων διαφόρων ηλικιών σε εύρος συχνοτήτων από 50 MHz έως 20000 MHz, καταγράφοντας σημαντική μείωση της σχετικής διηλεκτρικής σταθεράς και αγωγιμότητας με την ηλικία, κατά έναν παράγοντα ίσο προς 10 και 15, αντίστοιχα.

---

### 2.3.2 ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗ ΚΑΙ ΜΕΛΕΤΗ ΒΙΟΛΟΓΙΚΩΝ ΙΣΤΩΝ

---

Τα υπολογιστικά μοντέλα παρέχουν έναν αποτελεσματικό τρόπο πρόβλεψης της συμπεριφοράς των Η/Μ επιδόσεων των εμφυτεύσιμων κεραιών όσον αφορά τις επιδόσεις ακτινοβολίας, διάδοσης και την αλληλεπίδραση με τους βιολογικούς ιστούς, άρα και επομένως των τιμών του SAR και την ασφάλεια του ασθενούς. Επιτρέπουν τον υπολογισμό των Η/Μ πεδίων στο εσωτερικό των βιολογικών ιστών καθώς και την αξιολόγηση των εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων για τις οποίες κρίνεται δύσκολη η διεξαγωγή *in vitro* και *in vivo* πειραματικών διατάξεων. Επομένως είναι πολύ σημαντική η χρήση τους τόσο στη σχεδίαση όσο και στην αξιολόγηση εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων.

#### 2.3.2.1 Αριθμητικά Μοντέλα Βιολογικών Ιστών

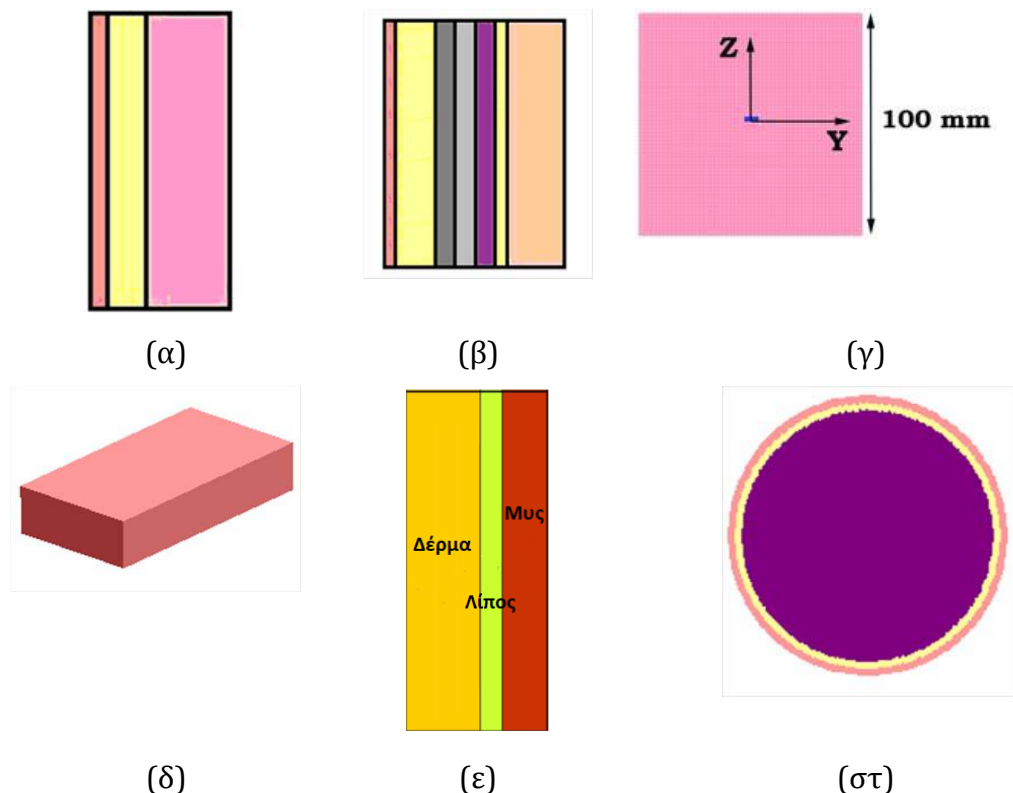
---

##### **Κανονικά Μοντέλα**

Τα αριθμητικά μοντέλα βιολογικών ιστών απλοποιημένης γεωμετρίας (π.χ. σφαιρικά ή κυβικά) είναι γνωστά με τον όρο κανονικά μοντέλα. Τα κανονικά

μοντέλα μπορούν να επιλυθούν είτε αριθμητικά, είτε αναλυτικά. Είναι υπολογιστικά αποδοτικά και επαρκή για την αξιολόγηση των ΗΜ επιδόσεων των υπό προσομοίωση συστημάτων. Οι όποιες προκύπτουσες ανακρίβειες προέρχονται από ανακρίβεια στη μοντελοποίηση, και όχι από ανακρίβεια στους αριθμητικούς υπολογισμούς. Επιπλέον, η επιλογή κανονικών μοντέλων διευκολύνει την κατασκευή όμοιων πειραματικών προσομοιωμάτων κανονικής γεωμετρίας, για λόγους επαλήθευσης και σχεδίασης.

Η βιβλιογραφία δίνει πληθώρα παραδειγμάτων κανονικών μοντέλων που έχουν χρησιμοποιηθεί στην έρευνα τα οποία μοντελοποιούν το ανθρώπινο σώμα. Ένα παράδειγμα αποτελεί το ορθογώνιο παραλληλεπίπεδο τριστρωματικό μοντέλο των Karacolak et al (εικόνα 2.5 (ε)). στην έρευνα [26]. Το μοντέλο αποτελείται από ένα στρώμα που προσομοιώνει τον ιστό του λίπους τοποθετημένο ανάμεσα σε δύο στρώματα που προσομοιώνουν τους ιστούς του δέρματος και των μυών. Αντίστοιχο μοντέλο χρησιμοποιείται και στην έρευνα των Curto S, Ammann MJ [87] (εικόνα 2.5 (α)). Ένα άλλο παράδειγμα αποτελεί το πολυστρωματικό μοντέλο των Wiart et al. [88] (εικόνα 2.5 (β)). Το μοντέλο αποτελείται από ιστούς δέρματος, υποδέρμιου, μυών, μήτρας, πλακούντα, αμνιακού υγρού (εγκεφαλονωτιαίο υγρό), και εμβρύου (μύες).

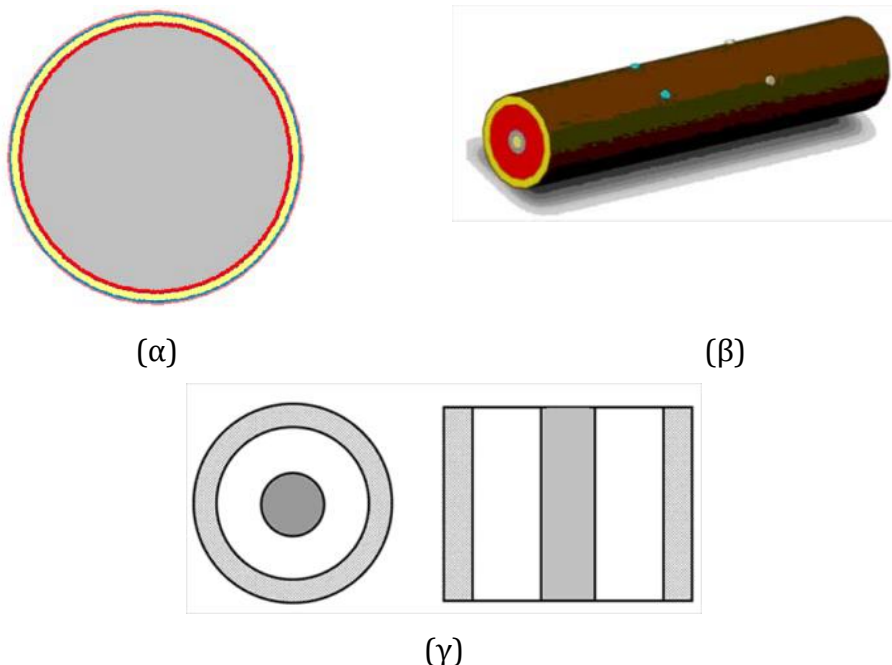


Εικόνα 2.5 Παραδείγματα μοντέλων που προσομοιώνουν τις διηλεκτρικές ιδιότητες του σώματος ή μερών αυτού (α) Curto S, Ammann MJ [87] (β) Wiart et al.[88] (γ) Kiourti et al.[41] (δ)Kuhn et al.[89] (ε)Karacolak et al.[26] (στ) Koulouridis et al.[90]

Επίσης, έχουν προταθεί στη βιβλιογραφία κανονικά μοντέλα που προσομοιώνουν τις διηλεκτρικές ιδιότητες ενός μέρους του ανθρώπινου

σώματος. Στη βιβλιογραφία αναφέρονται και ομογενή κανονικά μοντέλα. Για παράδειγμα οι Kιourti et al. στην[41] χρησιμοποιούν ένα κυβικό ομογενές μοντέλο που προσομοιώνει τις διηλεκτρικές ιδιότητες του ιστού του δέρματος (εικόνα 2.5 (γ)). Επιπλέον, οι Kuhn et al. προτείνουν ένα κανονικό ομογενές μοντέλο που πρόκειται για ορθογώνιο παραλληλόγραμμο πληρούμενο με μυϊκό ιστό για την προσομοίωση του ανθρώπινου κορμού (εικόνα 2.5 (δ)) [89]. Επίσης, το ανθρώπινο κεφάλι μπορεί να μοντελοποιηθεί ως μια σφαίρα τριών στρωμάτων που πληρούνται με ιστούς δέρματος, οστού και εγκεφάλου αντίστοιχα, από έξω προς τα μέσα, σύμφωνα με τους Koulouridis et al. (εικόνα 2.5 (στ)) [90].

Τα κανονικά μοντέλα μπορούν να είναι πιο ακριβή και εγγύτερα στην πραγματικότητα αν προστεθούν στρώματα διαφόρων ιστών που υπάρχουν στο μέρος του σώματος που επιθυμούμε να μοντελοποιήσουμε. Η βιβλιογραφία μάς δίνει τέτοια παραδείγματα που έχουν χρησιμοποιηθεί σε εφαρμογές ασύρματης τηλεμετρίας εμφυτεύσιμων ιατρικών διατάξεων. Ένα τέτοιο παράδειγμα αποτελεί το σφαιρικό μοντέλο κεφαλής από τους Jaehoon et al. [33] το οποίο αποτελείται από έξι διαφορετικούς ιστούς (δέρμα, λίπος, οστό, φαιά ουσία, εγκεφαλονωτιαίο υγρό, σκληρή μήνιγγα) και το οποίο χρησιμοποιήθηκε για τη εξέταση των επιδόσεων μιας εμφυτεύσιμης διπολικής κεραίας εντός του ανθρώπινου κεφαλιού (εικόνα 2.6 (α)). Επιπλέον, οι Wegmueller et al. χρησιμοποίησαν ένα κυλινδρικό μοντέλο βραχίονα πέντε διαφορετικών ιστών (δέρμα, λίπος, μύες, οστό, μυελός των οστών) για μελέτη εφαρμογών γαλβανικής σύζευξης [91] (εικόνα 2.6 (β)). Τέλος, το κυλινδρικό μοντέλο μηρού τριών ιστών (οστό, μύες, λίπος) των Weiss et al. [9] έχει χρησιμοποιηθεί για τη μελέτη των επιδόσεων μίας μονοπολικής εμφυτεύσιμης κεραίας για εφαρμογές τεχνητής άρθρωσης του ισχίου (εικόνα 2.6 (γ)).



Εικόνα 2.6 Ακριβέστερα μοντέλα μερών του σώματος (α) κεφαλής (Jaehoon et al.)[33] (β) βραχίονα (Wegmueller et al.) [91] (γ) μηρού (Weiss et al.) [9]

## **Ανατομικά Μοντέλα**

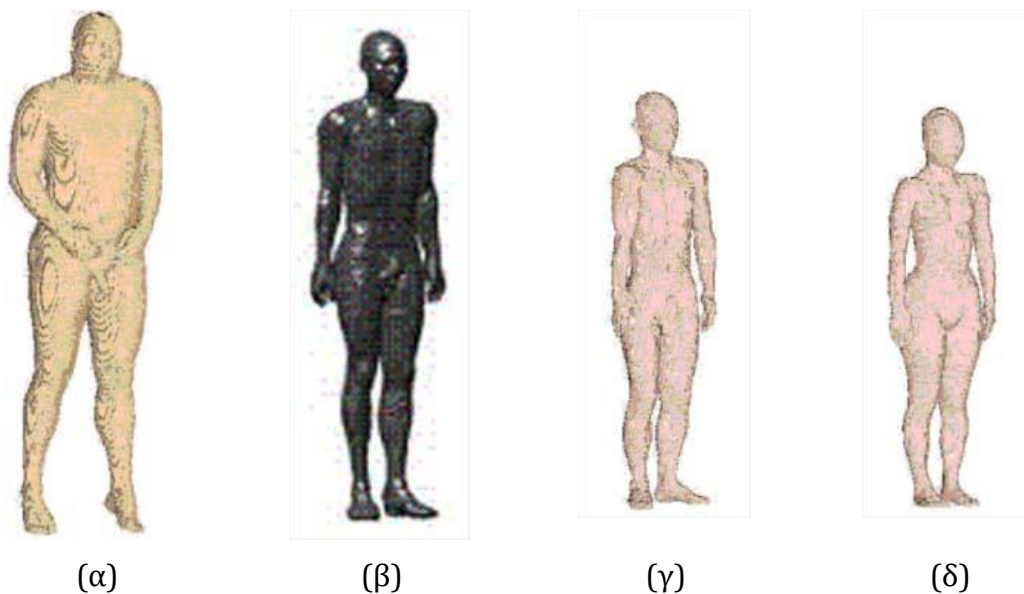
Για την επαλήθευση των αποτελεσμάτων των επιδόσεων μιας εμφυτεύσιμης ιατρικής διάταξης είναι απαραίτητο να χρησιμοποιηθούν αριθμητικά μοντέλα βιολογικών ιστών ρεαλιστικού σχήματος, όγκου και σύστασης, τα οποία ονομάζονται ανατομικά μοντέλα. Το ανθρώπινο σώμα ή τα τμήματά του μοντελοποιούνται μέσω κυβικών στοιχείων (voxels) σε καθένα από τα οποία ανατίθενται ηλεκτρικές ιδιότητες ενός συγκεκριμένου τύπου βιολογικού ιστού. Επιλέγοντας τις κατάλληλες τιμές ηλεκτρικών ιδιοτήτων σε κάθε κυβικό στοιχείο καθίσταται δυνατή η ακριβής μοντελοποίηση συγκεκριμένων βιολογικών ιστών και οργάνων.

Η ανάπτυξη ανατομικών αριθμητικών μοντέλων είναι μία από τις μεγαλύτερες προκλήσεις στο χώρο του αριθμητικού βιοηλεκτρομαγνητισμού, και σήμερα, διευκολύνεται από τις ραγδαίες επιστημονικές εξελίξεις στον κλάδο της ιατρικής απεικόνισης. Χάρη στην αύξηση της υπολογιστικής ισχύος και τη μείωση του κόστους των υπολογιστικών πόρων, εμφανίζεται η τάση ανάπτυξης όλο και περισσότερο λεπτομερών ανατομικών δομών. Σημειώνεται ότι η υψηλότερη πολυπλοκότητα ανατομικών μοντέλων, σήμερα, φτάνει τους 50 τύπους ιστών, ενώ η βέλτιστη ανάλυση είναι της τάξης του 1 mm.

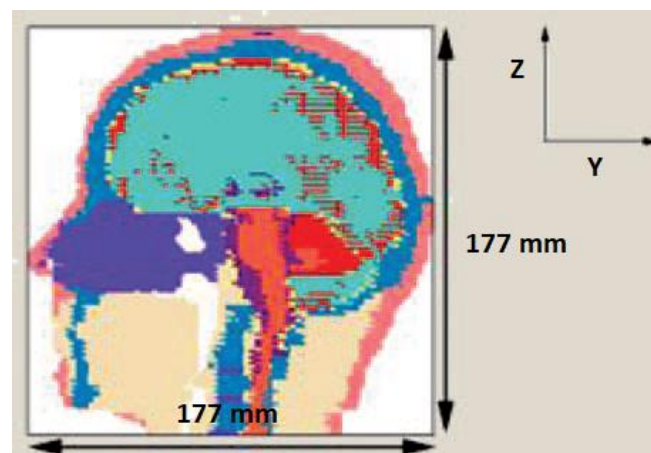
Στις περισσότερες μελέτες, τα δεδομένα για το σχεδιασμό των ανατομικών μοντέλων λαμβάνονται μέσω Μαγνητικής (Magnetic Resonance Imaging, MRI) ή Αξονικής (Computed Tomography, CT) Τομογραφίας. Η Μαγνητική και Αξονική Τομογραφία παρέχουν απεικονίσεις του ανθρώπινου σώματος σε εγκάρσιες τομές καθορισμένης μεταξύ τους απόστασης. Η ανάλυση σε κάθε τομή είναι της τάξης των μερικών χιλιοστών. Παρά το γεγονός ότι αρκετοί από τους ιστούς είναι ευδιάκριτοι στις εικόνες Μαγνητικής και Αξονικής Τομογραφίας, η εφαρμογή τεχνικών κατάτμησης κρίνεται απαραίτητη για την ακριβή τους μετατροπή σε «χάρτες ιστών». Η συγκεκριμένη διαδικασία είναι γενικά πολυσύνθετη και χρονοβόρα και πραγματοποιείται ημιαυτόματα, παρά το γεγονός ότι έχουν αναφερθεί και αυτόματες μέθοδοι. Σημειώνεται ότι ακόμα και αν εφαρμοσθεί λογισμικό για αυτοματοποιημένη κατάτμηση των εικόνων, η περαιτέρω χειροκίνητη επαλήθευση και διόρθωση των αποτελεσμάτων κρίνεται, επίσης, σημαντική και απαραίτητη.

Στη βιβλιογραφία έχουν αναπτυχθεί διάφορα ανατομικά μοντέλα ιστών για ποικίλες εφαρμογές. Για παράδειγμα, δεδομένα CT ενός καρκινοπαθούς ασθενούς έχουν χρησιμοποιηθεί για την ανάπτυξη αριθμητικού μοντέλου αποτελούμενου από 35.000 voxels ακμής 10 mm [92], ενώ δεδομένα MRI (ανάλυσης 1.9 mm x 1.9 mm x 3 mm) ενός ενήλικα άνδρα (ύψος 1.88 m, βάρος 64 kg) έχουν χρησιμοποιηθεί για την ανάπτυξη αριθμητικού μοντέλου με 30 τύπους ιστών από τους Gandhi et al. [93]. Το ερευνητικό έργο Visible Human Project (VHP) του Ackerman [94] παρέχει μία ψηφιακή βιβλιοθήκη ανατομικών εικόνων ανάλυσης 1 mm του σώματος ενός άνδρα, ονόματι Hugo (ύψος 1.86 m, βάρος 90 kg) (εικόνα 2.8(α)). Το μοντέλο Norman από τον Dimbylow βασίζεται σε εικόνες MRI ενός άνδρα και αποτελείται από 38 τύπους ιστών, διακριτοποιημένους σε voxels ακμής 2 mm (εικόνα 2.8(β)) [95]. Στη μελέτη των Nagaoka et al. [96] έχουν αναπτυχθεί δύο ολόσωμα μοντέλα Γιαπωνέζων, ακρίβειας 2 mm, με χρήση εικόνων MRI. Τα μοντέλα αποτελούνται από περισσότερους από 50 τύπους ιστών, και βασίζονται στις εικόνες ενός άνδρα 22

ετών (ύψος 1.73 m, βάρος 65 kg) (εικόνα 2.8(γ)), και μίας γυναίκας 22 ετών (ύψος 1.60 m, βάρος 53 kg) (εικόνα 2.8(δ)).



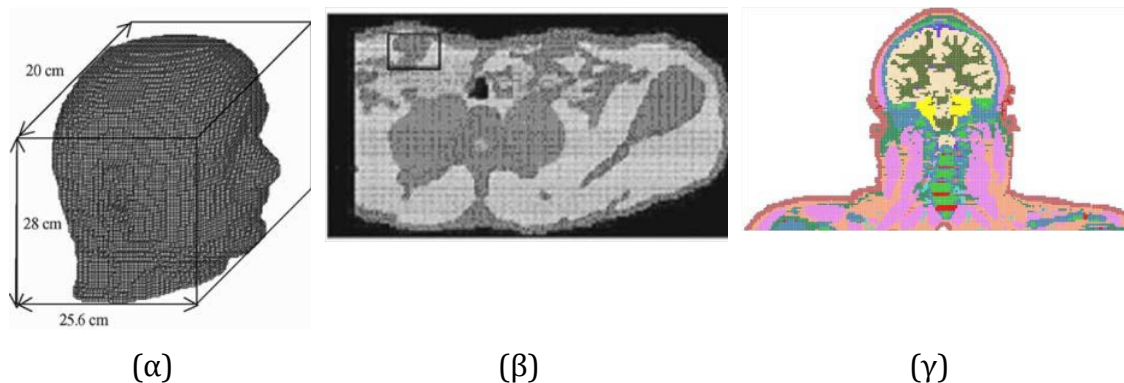
Εικόνα 2.7 Ανατομικά ολόσωμα μοντέλα: (α) Hugo (Ackerman) [94], (β) Norman (Dimbylow) [95], (γ) Γιαπωνέζος άνδρας (Nagaoka et al.) [96], (δ) Γιαπωνέζα γυναίκα (Nagaoka et al.) [96]



Εικόνα 2.8 Ανατομικό μοντέλο 13 διαφορετικών ιστών που χρησιμοποιήθηκε στη βιβλιογραφία για την εξέταση των επιδόσεων εμφυτεύσιμης ιατρικής διάταξης (Kourti et al.) [48]

Ειδικότερα, θα παρουσιαστούν παραδείγματα ανατομικών μοντέλων ιστών που έχουν χρησιμοποιηθεί σε πρόσφατες μελέτες ασύρματης τηλεμετρίας για εμφυτεύσιμες ιατρικές διάταξεις. Αρχικά, το ανθρώπινο κεφάλι έχει μοντελοποιηθεί με 13 διαφορετικούς ιστούς από τους Kourti et al. για την εξέταση των επιδόσεων μιας εμφυτεύσιμης διάταξης εντός του κρανίου [48] (εικόνα 2.8). Επιπλέον, στη μελέτη των Jaehoon et al. [33], ένα υπάρχον ανατομικό μοντέλο 67 ιστών «μεταφράστηκε» σε ένα ανατομικό μοντέλο 30

ιστών για την ανάλυση μίας εμφυτεύσιμης διπολικής κεραίας τοποθετημένης εντός του ανθρώπινου κεφαλιού (εικόνα 2.9(α)). Εμφυτεύσιμες κεραίες έχουν, επίσης, αναλυθεί εντός ενός ρεαλιστικού μοντέλου ανθρώπινου ώμου, 31 ιστών, προκύπτοντος ως τμήμα ολόσωμου αριθμητικού μοντέλου που είχε αρχικά αναπτυχθεί στο Πανεπιστήμιο της Πολιτείας Utah από τους Soontronpripit et al. (εικόνα 2.9(β)) [27]. Τέλος, για το χαρακτηρισμό της μετάδοσης σημάτων ΡΣ μεταξύ εμφυτεύσιμων και εξωτερικών κεραιών βρόχου έχει χρησιμοποιηθεί ένα ανατομικό μοντέλο κεφαλιού και ώμων, 24 ιστών από τους Chen et al. (εικόνα 2.9(γ)) [97].



Εικόνα 2.9: Ανατομικά μοντέλα: (α) κεφαλιού (Jaehoon et al.) [33], (β) ώμου (Soontronpripit et al.) [27], και (γ) κεφαλιού με ώμους (Chen et al.) [97], που έχουν χρησιμοποιηθεί σε μελέτες ασύρματης τηλεμετρίας για εμφυτεύσιμες ιατρικές διατάξεις.

## 2.4 ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΕΣ ΜΕΘΟΔΟΙ ΕΠΙΛΥΣΗΣ ΤΩΝ ΕΞΙΣΩΣΕΩΝ MAXWELL

Τα ηλεκτρικά και μαγνητικά φαινόμενα περιγράφονται, μακροσκοπικά, από τις εξισώσεις Maxwell, τις οποίες δημοσίευσε ο ίδιος ο Maxwell. Το έργο του αυτό συνόψισε τη μέχρι τότε γνώση περί ηλεκτρομαγνητισμού, και προέβλεψε θεωρητικά την ύπαρξη του ρεύματος μετατόπισης, που εν συνεχεία οδήγησε στην ανακάλυψη της διάδοσης των ΗΜ κυμάτων από τους Hertz και Marconi. Η εργασία του Maxwell βασίσθηκε σ' ένα μεγάλο όγκο θεωρητικής και εμπειρικής γνώσης που συσσωρεύθηκε από τους Gauss, Ampere, Faraday, και άλλους.

Η γενική, διαφορική μορφή, των χρονομεταβλητών εξισώσεων Maxwell είναι η εξής:

$$\nabla \times \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} - \vec{M}$$

$$\nabla \times \vec{H} = -\frac{\partial \vec{D}}{\partial t} - \vec{J}$$

$$\nabla \cdot \vec{D} = \rho$$

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0$$

Τα διανυσματικά πεδία των παραπάνω τύπων είναι χρονομεταβλητά, πραγματικές συναρτήσεις των συντεταγμένων  $x, y, z$  και της χρονικής συντεταγμένης  $t$ , και ορίζονται ως εξής:

$\vec{E}$  είναι η ένταση του ηλεκτρικού πεδίου σε (V/m),

$\vec{H}$  είναι η ένταση του μαγνητικού πεδίου σε (A/m),

$\vec{D}$  είναι η πυκνότητα ηλεκτρικής ροής σε (Cb/m<sup>2</sup>),

$\vec{B}$  είναι η πυκνότητα μαγνητικής ροής σε (Wb/m<sup>2</sup>),

$\vec{J}$  είναι η πυκνότητα του ηλεκτρικού ρεύματος σε (A/m<sup>2</sup>),

$\vec{M}$  είναι η (φανταστική) πυκνότητα μαγνητικού ρεύματος σε (V/m<sup>2</sup>), και

$\rho$  είναι η πυκνότητα του ηλεκτρικού φορτίου σε (Cb/m<sup>3</sup>).

Πηγές του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου είναι τα ρεύματα  $\vec{M}$  και  $\vec{J}$ , και το ηλεκτρικό φορτίο  $\rho$ . Οι εξισώσεις είναι γραμμικές, όχι όμως ανεξάρτητες μεταξύ τους, και μπορούν να μετατραπούν στην ολοκληρωτική τους μορφή με τη βοήθεια θεωρημάτων ολοκλήρωσης διανυσμάτων (θεώρημα απόκλισης και θεώρημα Stokes) ως εξής:

$$\int_C \vec{E} \cdot d\vec{l} = -\frac{\partial}{\partial t} \int_S \vec{B} \cdot d\vec{S} - \int_S \vec{M} \cdot d\vec{S}$$

$$\int_C \vec{H} \cdot d\vec{l} = \frac{\partial}{\partial t} \int_S \vec{D} \cdot d\vec{S} + \int_S \vec{J} \cdot d\vec{S}$$

$$\int_S \vec{D} \cdot d\vec{S} = \int_V \rho \cdot dV$$

$$\int_S \vec{B} \cdot d\vec{S} = 0$$

Αναλυτικές μέθοδοι επίλυσης των εξισώσεων Maxwell μπορούν να εφαρμοσθούν μόνο σε απλουστευμένες κανονικές γεωμετρικές μοντελοποίησης του ανθρώπινου σώματος (ή τμημάτων αυτού). Από την άλλη πλευρά, οι αριθμητικές μέθοδοι συνίστανται σε αριθμητική επίλυση των εξισώσεων Maxwell βάσει μιας σειράς αρχικών τιμών και/ή ορίων, και, γενικά, υλοποιούνται σε ισχυρά υπολογιστικά συστήματα. Χρησιμοποιούν αριθμητικά μοντέλα του σώματος που κυμαίνονται από πολύ απλά και ομογενή, έως ανατομικά μοντέλα υψηλής ανάλυσης, και προσφέρουν μία εξαιρετικά ακριβή εικόνα των ΗΜ επιδόσεων των υπό μελέτη συστημάτων. Η συνεχής εξέλιξη των υπολογιστικών συστημάτων (π.χ. παράλληλα συστήματα) προσφέρει νέες δυνατότητες υλοποίησης των αριθμητικών μεθόδων, επιτρέποντας περισσότερο ρεαλιστική και ακριβή μοντελοποίηση των βιολογικών ιστών.

Για την αριθμητική επίλυση των εξισώσεων Maxwell διατίθενται μία σειρά από τεχνικές. Κάθε τεχνική χρησιμοποιεί διαφορετική μορφή των εξισώσεων (διαφορική ή ολοκληρωτική) και εφαρμόζει διαφορετικές μεθόδους για την

επίλυσή τους, με αποτέλεσμα να παρουσιάζει συγκεκριμένα πλεονεκτήματα και αδυναμίες για δεδομένες εφαρμογές. Οι πλέον συχνά χρησιμοποιούμενες αριθμητικές μέθοδοι στην ανάλυση εμφυτευσιμων κεραιών είναι η Μέθοδος των Πεπερασμένων Διαφορών στο Πεδίο του Χρόνου (Finite Difference Time Domain, FDTD) [98], και η Μέθοδος των Πεπερασμένων Στοιχείων (Finite Element, FE) [99].

#### 2.4.1 ΜΕΘΟΔΟΣ ΤΩΝ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΔΙΑΦΟΡΩΝ ΣΤΟ ΠΕΔΙΟ ΤΟΥ ΧΡΟΝΟΥ

Η πρώτη χρήση της Μεθόδου των Πεπερασμένων Διαφορών στο Πεδίο του Χρόνου (Finite Difference Time Domain, FDTD) για την επίλυση διαφορικών εξισώσεων καταγράφεται τη δεκαετία του 1910 για εφαρμογές πρόγνωσης καιρικών συνθηκών [100]. Η μέθοδος χρησιμοποιήθηκε, επίσης, τη δεκαετία του 1920 υπό τον όρο «η μέθοδος των τετραγώνων» («the method of squares») για την επίλυση μη γραμμικών υδροδυναμικών εξισώσεων [101]. Οι προσεγγίσεις πεπερασμένων διαφορών συσχετίζουν την τιμή της εξαρτημένης μεταβλητής σε ένα σημείο της περιοχής επίλυσης με τις τιμές της σε γειτονικά σημεία. Συνεπώς, η επίλυση μέσω πεπερασμένων διαφορών περιλαμβάνει τρία βήματα: (α) διαίρεση της περιοχής επίλυσης σε ένα πλέγμα κόμβων, (β) προσέγγιση της δοθείσας διαφορικής εξίσωσης με ένα ισοδύναμο πεπερασμένων διαφορών που συσχετίζει την εξαρτημένη μεταβλητή σε ένα σημείο της περιοχής επίλυσης με τις τιμές της σε γειτονικά σημεία, και (γ) επίλυση των διαφορικών εξισώσεων βάσει οριακών συνθηκών και/ή αρχικών συνθηκών.

Το 1966, ο K.S. Yee [98] ανέπτυξε ένα σύνολο εξισώσεων πεπερασμένων διαφορών για τις χρονομεταβλητές εξισώσεις του Maxwell για υλικά με μηδενική αγωγιμότητα που δεν περιείχαν φορτία. Θεωρώντας ένα ομοιόμορφο ορθογωνικό πλέγμα, ένα σημείο στο χώρο  $(m_x, m_y, m_z)$  περιγράφεται ως:

$$(m_x, m_y, m_z) = (m_x \Delta_x, m_y \Delta_y, m_z \Delta_z)$$

όπου  $\Delta_x, \Delta_y, \Delta_z$  και είναι τα βήματα του πλέγματος στις διευθύνσεις  $x, y$  και  $z$ , αντίστοιχα.

Κάθε συνάρτηση του χώρου και του χρόνου περιγράφεται ως:

$$\vec{F}^n(m_x, m_y, m_z) = \vec{F}(m_x \Delta_x, m_y \Delta_y, m_z \Delta_z, n \Delta t)$$

όπου  $\Delta t$  το χρονικό διάστημα διακριτοποίησης (χρονικό βήμα).

Οι χωρικές και χρονικές μερικοί παράγωγοι της παραπάνω συνάρτησης υπολογίζονται βάσει προσεγγίσεων κεντρικών πεπερασμένων διαφορών με ακρίβεια δεύτερης τάξης στο χώρο και το χρόνο:

$$\frac{\partial \vec{F}^n(m_x, m_y, m_z)}{\partial x} = \frac{\vec{F}^n\left(m_x + \frac{1}{2}, m_y, m_z\right) - \vec{F}^n\left(m_x - \frac{1}{2}, m_y, m_z\right)}{\Delta x} + o(\Delta x^2)$$

$$\frac{\partial \vec{F}^n(m_x, m_y, m_z)}{\partial t} = \frac{\vec{F}^{n+\frac{1}{2}}(m_x, m_y, m_z) - \vec{F}^{n-\frac{1}{2}}(m_x, m_y, m_z)}{\Delta t} + o(\Delta t^2)$$

Ο Yee τοποθέτησε τις συνιστώσες του  $\vec{E}$  και  $\vec{H}$  σε ημίσεια βήματα γύρω από ένα μοναδιαίο κυβικό στοιχείο (cell). Τα πεδία  $\vec{E}$  και  $\vec{H}$  υπολογίζονται σε ημίσεια βήματα χρόνου, κάνοντας χρήση προσεγγίσεων κεντρικής διαφοράς για τις



χωρικές και χρονικές παραγώγους. Εάν οι συνιστώσες του  $\vec{E}$  υπολογίζονται τις χρονικές στιγμές  $n\Delta t$ , όπου  $n$  είναι ένας μη-αρνητικός ακέραιος αριθμός, τότε οι συνιστώσες του  $\vec{H}$  υπολογίζονται στις χρονικές στιγμές  $(n + \frac{1}{2})\Delta t$ . Με αυτό τον τρόπο σχηματοποιείται χωρικά και χρονικά το κυβικό στοιχείο του Yee (εικόνα 2.10). Εφαρμόζοντας τις εξισώσεις

$$\frac{\partial \vec{F}^n(m_x, m_y, m_z)}{\partial x} = \frac{\vec{F}^n(m_x + \frac{1}{2}, m_y, m_z) - \vec{F}^n(m_x - \frac{1}{2}, m_y, m_z)}{\Delta x} + o(\Delta x^2)$$

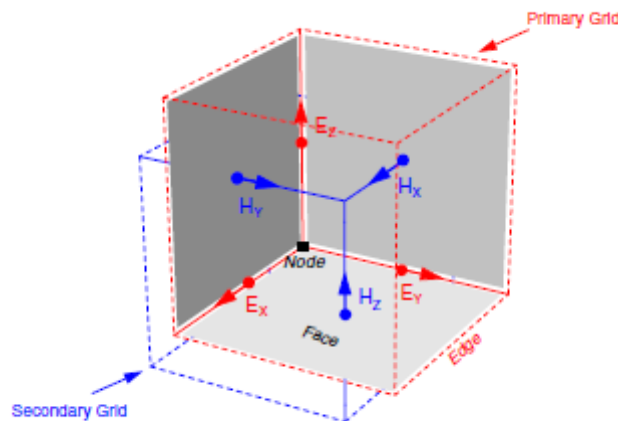
$$\frac{\partial \vec{F}^n(m_x, m_y, m_z)}{\partial t} = \frac{\vec{F}^{n+\frac{1}{2}}(m_x, m_y, m_z) - \vec{F}^{n-\frac{1}{2}}(m_x, m_y, m_z)}{\Delta t} + o(\Delta t^2)$$

στις

$$\nabla \times \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} - \vec{M}$$

$$\nabla \times \vec{H} = \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} - \vec{J}$$

λαμβάνονται οι τελικές εξισώσεις των πεπερασμένων διαφορών. Βάσει αυτών των εξισώσεων, η τιμή της συνιστώσας του πεδίου  $\vec{E}$  (ή του πεδίου  $\vec{H}$ ) σε κάθε θέση μπορεί να καθορισθεί από την προηγούμενη τιμή της ίδιας της συνιστώσας, και τις προηγούμενες τιμές των συνιστωσών του πεδίου  $\vec{E}$  (ή του πεδίου  $\vec{H}$ ) οι οποίες βρίσκονται σε παρακείμενες θέσεις του πλέγματος [102].



Εικόνα 2.10 Το κυβικό στοιχείο (cell) του Yee της μεθόδου FDTD.

Τα πλεονεκτήματα της μεθόδου FDTD είναι τα εξής:

(α) Είναι πολύ ευέλικτη στην επίλυση πολύπλοκων γεωμετριών και μπορεί να περιγράψει αποδοτικά πολύπλοκες ετερογενείς δομές (π.χ. το ανθρώπινο σώμα σε διάφορες στάσεις) με υψηλή χωρική ανάλυση.

(β) Διαθέτει υψηλή υπολογιστική απόδοση, διότι απαιτεί υπολογιστική πολυπλοκότητα  $o(N)$ , όπου  $N$  είναι ο αριθμός των αγνώστων, και δεν υπάρχει ανάγκη αντιστροφής μεγάλων πινάκων.

(γ) Δεδομένου ότι είναι τεχνική επίλυσης στο πεδίο του χρόνου, είναι δυνατόν να ληφθούν ευρυζωνικά αποτελέσματα (δηλαδή αποτελέσματα εντός ενός μεγάλου εύρους συχνοτήτων) μέσω μίας μοναδικής προσομοίωσης, απλά εφαρμόζοντας ένα Γρήγορο Μετασχηματισμό Fourier (Fast Fourier Transform, FFT) επί της χρονικής απόκρισης.

(δ) Δεν υπάρχει περιορισμός στον αριθμό των αγνώστων προς επίλυση.

Από την άλλη, η μέθοδος FDTD παρουσιάζει κάποια μειονεκτήματα τα οποία πρέπει να ληφθούν υπ' όψιν κατά τη χρήση της:

(α) Όλος ο υπολογιστικός χώρος πρέπει να διακριτοποιηθεί. Η μέγιστη ακμή των voxels πρέπει να είναι μικρότερη του ελάχιστου μήκους κύματος διαιρεμένου με το 10 (κανόνας χωρικού βήματος της FDTD). Η εν λόγω απαίτηση αυξάνει τον αριθμό των κυττάρων, και, συνεπώς, τις απαιτήσεις σε μνήμη.

(β) Προκειμένου να εξασφαλισθεί ευστάθεια, απαιτείται ένα άνω όριο στο χρονικό βήμα. Έχοντας επιλέξει το μέγεθος του voxel βάσει του κανόνα χωρικού βήματος της FDTD, η μέγιστη τιμή του χρονικού βήματος υπολογίζεται από τη συνθήκη ευστάθειας του Courant ως:

$$\Delta t \leq \frac{1}{c \sqrt{\left(\frac{1}{\Delta x}\right)^2 + \left(\frac{1}{\Delta y}\right)^2 + \left(\frac{1}{\Delta z}\right)^2}}$$

(γ) Για τη μοντελοποίηση καμπύλων δομών και γεωμετριών μικροσκοπικών διαστάσεων απαιτείται πολύ αναλυτικό και πυκνό πλέγμα (και, συνεπώς, πολύ μικρό χρονικό βήμα) που αυξάνει σημαντικά τον υπολογιστικό χρόνο και τις απαιτήσεις σε μνήμη.

(δ) Η προσομοίωση κεραιών οι οποίες δεν εφαρμόζουν στο υπολογιστικό πλέγμα (π.χ. ελικοειδείς κεραιές) παρουσιάζει σημαντικές δυσκολίες.

---

#### 2.4.2 ΜΕΘΟΔΟΣ ΤΩΝ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ

---

Η Μέθοδος των Πεπερασμένων Στοιχείων (Finite Element, FE) χρησιμοποιεί τη διαφορική μορφή των εξισώσεων του Maxwell [99].

Το ΗΜ πρόβλημα αναπαρίσταται από την εξίσωση της μορφής:

$$L(\psi) = g$$

όπου

L είναι ένας γραμμικός τελεστής

g είναι η γνωστή συνάρτηση που περιγράφει τη διέγερση, και

ψ είναι η συνάρτηση του άγνωστου ηλεκτρικού πεδίου, φορτίου, ή πυκνότητας ρεύματος που πρέπει να καθορισθεί.

Για την επίλυση της παραπάνω εξίσωσης συνήθως χρησιμοποιείται η εξίσωση Helmholtz [103]:

$$\nabla^2\psi + k_0^2\psi = g$$

Σύμφωνα με τη μέθοδο FE, το HM πρόβλημα, το οποίο αποτελείται από τη γεωμετρία της πηγής, τη μοντελοποίηση της διέγερσης, τους σκεδαστές και τις συνθήκες απορρόφησης, διακριτοποιείται με μεταβλητό τρόπο. Για την περιγραφή των πολύπλοκων γεωμετριών, χρησιμοποιούνται μικρά στοιχεία πλέγματος, ενώ για πιο ομοιόμορφες περιοχές χρησιμοποιούνται μεγαλύτερα πλεγματικά στοιχεία. Τα στοιχεία που επιλέγονται είναι απλού σχήματος, όπως τετραεδρικά και εξαεδρικά για τρισδιάστατα προβλήματα). Το πεδίο σε κάθε στοιχείο του πλέγματος αναπτύσσεται σε άθροισμα γραμμικών ή πολυωνυμικών συναρτήσεων χαμηλής τάξης (1<sup>ου</sup> και 2<sup>ου</sup> βαθμού) και βάσης  $\psi^e$ . Οι συναρτήσεις βάσης χρησιμοποιούνται για την προσέγγιση της συνάρτησης του άγνωστου ηλεκτρικού πεδίου  $\psi$  εντός του στοιχείου. Στη συνέχεια, επιβάλλεται η ικανοποίηση των διαφορικών εξισώσεων του Maxwell στους κόμβους των στοιχείων του πλέγματος, με αποτέλεσμα να δημιουργείται ένα σύστημα εξισώσεων με αγνώστους τις τιμές του πεδίου στους κόμβους.

Τα πλεονεκτήματα της μεθόδου FE είναι τα παρακάτω:

- (α) οδηγεί σε έναν σύνολο συναρτήσεων αραιών πινάκων
- (β) διακριτοποιεί εύκολα πολύπλοκες γεωμετρίες
- (γ) είναι πολύ αποδοτική στη μοντελοποίηση καμπύλων δομών και περιοχών διηλεκτρικού αυθαίρετου σχήματος

Ταυτόχρονα, λαμβάνονται υπ'όψιν τα εξής μειονεκτήματα που παρουσιάζει η μέθοδος FE:

- (α) απαιτεί διακριτοποίηση του υπολογιστικού χώρου, τριών διαστάσεων, η οποία αυξάνει κατά πολύ την υπολογιστική πολυπλοκότητα
- (β) παρά το γεγονός ότι είναι διαθέσιμες διάφορες τεχνικές για διακριτοποίηση στο χώρο τριών διαστάσεων, η διακριτοποίηση ετερογενών δομών, όπως οι ιστοί σε προβλήματα δοσιμετρίας, κρίνεται δύσκολη

---

#### 2.4.3 ΟΡΙΑΚΕΣ ΣΥΝΘΗΚΕΣ ΑΠΟΡΡΟΦΗΣΗΣ

---

Λόγω των περιορισμένων δυνατοτήτων μνήμης των υπολογιστών, ο υπολογιστικός χώρος του HM προβλήματος δεν μπορεί να είναι άπειρος και πρέπει να περιορισθεί. Για το σκοπό αυτό, εφαρμόζονται οριακές συνθήκες απορρόφησης στα εξωτερικά όρια του πεδίου υπολογισμών, οι οποίες προσομοιώνουν τη μη ανακλαστική φύση του ελεύθερου χώρου. Ισοδύναμα, οι οριακές συνθήκες απορρόφησης προσομοιώνουν τη χωρική επέκταση προς το άπειρο, ότι ακριβώς προσπαθούν να επιτύχουν οι απορροφητικές πυραμίδες σε έναν ανηχοϊκό θάλαμο. Για το σκοπό αυτό έχουν προταθεί πολλές μέθοδοι. Ενδεικτικά, αναφέρονται:

- (α) η προσέγγιση της εξίσωσης μίας κατεύθυνσης, η οποία απορροφά αριθμητικά τα κύματα που προσπίπτουν στο όριο [104]
- (β) ένα σχήμα απορρόφησης πεπερασμένων διαφορών [105]
- (γ) μία μεθοδολογία εξαγωγής των πεδίων στο πεδίο του χρόνου και του χώρου, χρησιμοποιώντας την πολυωνυμική αριθμητική μέθοδο της «προς τα πίσω διαφοράς» (backward difference polynomial) [106]

(δ) μία διαφορετική προσέγγιση, το στρώμα τέλειας προσαρμογής (Perfectly Matched Layer, PML), το οποίο είναι αρκετά αποτελεσματικό στην απορρόφηση των ανακλάσεων, προτάθηκε από τον Bérenger. Σύμφωνα με τη μέθοδο αυτή, στα όρια του υπολογιστικού πλέγματος εισάγονται στρώματα υλικού με ηλεκτρικές και μαγνητικές απώλειες [107], [108].

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΣΧΕΔΙΑΣΗ ΠΡΩΤΟΤΥΠΩΝ ΒΙΟΣΥΜΒΑΤΩΝ ΚΕΡΑΙΩΝ ΑΜΦΙΒΛΗΣΤΡΟΕΙΔΟΥΣ

---

### ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

---

#### **3.1 Περιβάλλον Σχεδίασης**

3.1.1 Μοντέλο Ιστών

3.1.2 Χρησιμοποιούμενα Προγράμματα και Αριθμητική Μέθοδος

#### **3.2 Βιοσυμβατότητα και Χρησιμοποιούμενα Βιοσυμβατά Υλικά**

3.2.1 Διοξείδιο του Ζιρκονίου (Ζιρκόνια)

3.2.2 PEEK (PolyEther Ether Ketone – Πολυδιαιθεροκετόνη)

3.2.3 Silastic MDX4-4210 BioMedical Grade Elastomer

#### **3.3 Διαδικασία Σχεδίασης των Κεραίων**

3.3.1 Χρησιμοποιούμενο Παραμετρικό Μοντέλο Κεραίας

3.3.2 Μεθοδολογία Σχεδίασης

#### **3.4 Τελικά Σχέδια και Αποτελέσματα**

3.4.1 Ενθυλάκωση εντός του Βιοσυμβατού υλικού Silastic MDX4-4210

3.4.2 Ενθυλάκωση εντός του Βιοσυμβατού υλικού PEEK

3.4.3 Ενθυλάκωση εντός του Βιοσυμβατού υλικού Zirconia

#### **3.5 Συμπεράσματα και Συζήτηση**

3.5.1 Συγκεντρωτικά Αποτελέσματα και Σχολιασμός

3.5.2 Μελλοντική Μελέτη και Βελτίωση Απόδοσης Κεραίων

### ΣΥΝΟΨΗ

---

Σε αυτό το κεφάλαιο θα παρουσιαστεί η πρωτότυπη δουλειά που έγινε στα πλαίσια αυτής της διπλωματικής εργασίας. Σκοπός αυτής της εργασίας ήταν ο σχεδιασμός και η σύγκριση τριών κυκλικών μικροταινιακών κεραίων για χρήση σε εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς. Βάσει μιας πρότυπης κεραίας, κάθε κεραία καλύπτεται με διαφορετικό βιοσυμβατό υλικό και τροποποιείται ώστε να συντονίζει στη ζώνη MedRadio (Medical Device Radio Communication Service) στο πρόγραμμα Ansoft HFSS, μέσα σε ομογενή σφαίρα που προσομοιώνει το υαλοειδές υγρό του οφθαλμού. Στη συνέχεια, κάθε κεραία εισάγεται στο πρόγραμμα SEMCAD X στο οποίο γίνεται επαλήθευση του αποτελέσματος και εν συνεχεία προσομοιώνεται σε ρεαλιστικό ανατομικό μοντέλο οφθαλμού. Εκεί, λαμβάνονται τα δεδομένα του SAR για κάθε κεραία. Τέλος, οι κεραίες συγκρίνονται μεταξύ τους για τις επιδόσεις τους όσον αφορά τον συντονισμό, το εύρος ζώνης, την απόδοση και την ασφάλεια του ασθενούς. Επίσης, εξετάζεται και η βιοσυμβατότητα του κάθε υλικού.

Στα πλαίσια αυτού του κεφαλαίου πρώτιστα θα αναλυθούν τα μοντέλα του οφθαλμού αλλά και οι αριθμητικές μέθοδοι και τα προγράμματα που

χρησιμοποιήθηκαν κατά τη σχεδίαση αλλά και επαλήθευση των κεραιών. Στη συνέχεια, θα παρουσιαστούν τα βιοσυμβατά υλικά που χρησιμοποιούνται ως καλύμματα, τα μειονεκτήματά τους, τα πλεονεκτήματά τους, οι διηλεκτρικές ιδιότητές τους, καθώς και οι χρήσεις τους στη βιβλιογραφία. Επιπλέον, θα αναλυθεί η πρότυπη κεραία που χρησιμοποιήθηκε ως βάση για τον σχεδιασμό και η χρησιμοποιούμενη μεθοδολογία σχεδίασης ώστε να επιτευχθεί ο συντονισμός της κάθε κεραίας στην ζώνη MedRadio (Medical Device Radio Communication Service). Τέλος, θα παρουσιαστούν τα σχέδια της κάθε κεραίας και τα αποτελέσματα που λήφθηκαν από τις προσομοιώσεις.

### 3.1 ΠΕΡΙΒΑΛΛΟΝ ΣΧΕΔΙΑΣΗΣ

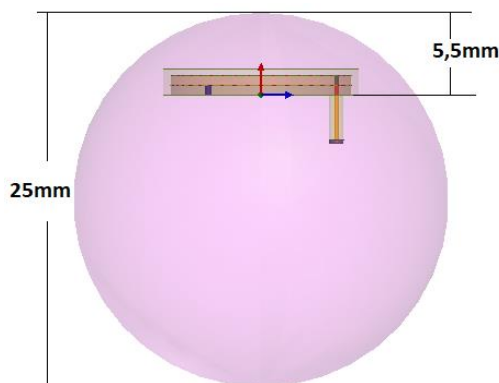
Η παρούσα εργασία έχει ως σκοπό, όπως προαναφέρθηκε, τη σχεδίαση και επαλήθευση τριών βιοσυμβατών κεραιών (η κάθε μία ενθυλακωμένη εντός διαφορετικού βιοσυμβατού υλικού – zirconia, peek & silasticMDX) με σκοπό τη χρήση σε εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς. Η διαδικασία αυτή περιλαμβάνει δύο κύρια στάδια:

- (α) τη σχεδιαστική μελέτη κάθε κεραιάς, δηλαδή τη σχεδίασή της
- (β) την επαλήθευση σε πιο ρεαλιστικά σενάρια προσομοίωσης

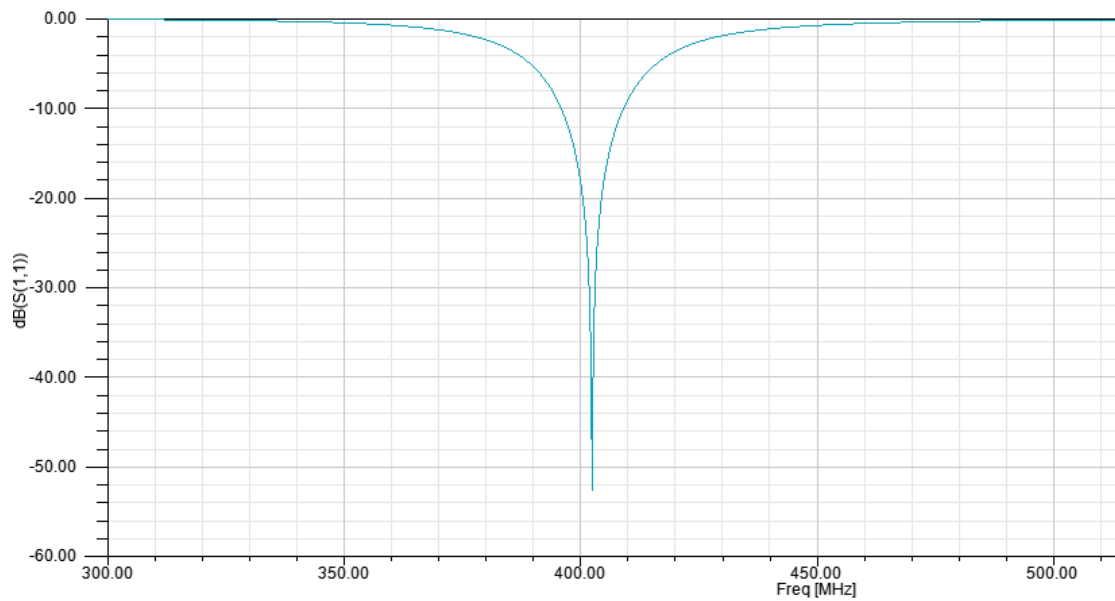
Στο κάθε στάδιο χρησιμοποιούνται διαφορετικά μοντέλα οφθαλμού και αριθμητικές μέθοδοι. Παρακάτω παρουσιάζονται τα μοντέλα και η αριθμητική μέθοδος (επομένως και το διαφορετικό πρόγραμμα προσομοιώσεων) που χρησιμοποιούνται σε κάθε στάδιο της διαδικασίας αυτής.

#### 3.1.1 ΜΟΝΤΕΛΟ ΙΣΤΩΝ

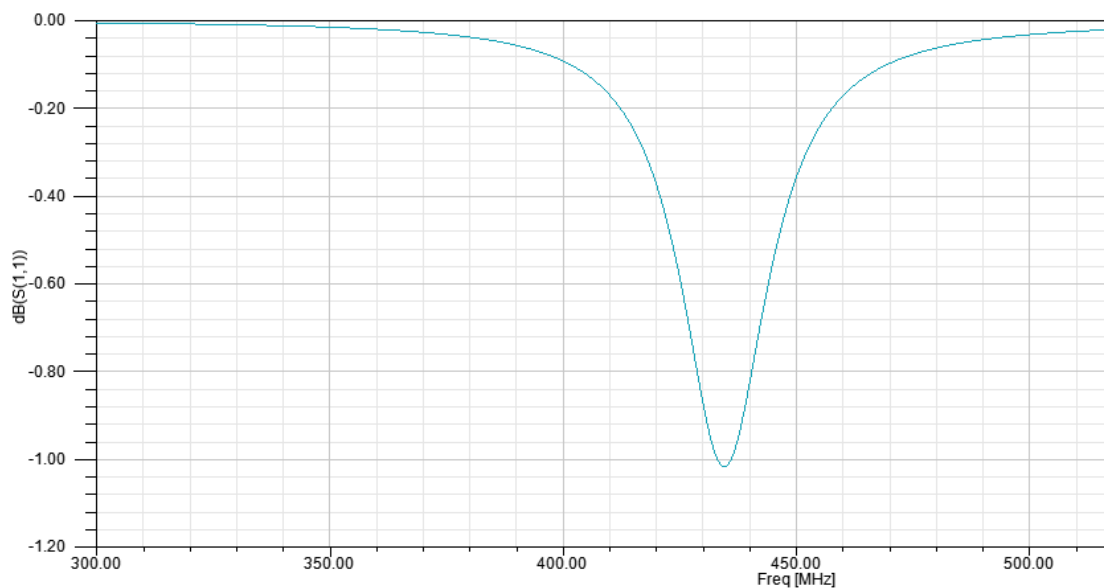
Αρχικά, έχοντας ως στόχο την σχεδίαση κεραιών για εμφύτευση στο εσωτερικό του οφθαλμού, οι σχεδιαστικές μελέτες του κεφαλαίου αυτού πραγματοποιούνται θεωρώντας την εκάστοτε κεραιά τοποθετημένη 5,5 χιλιοστά (mm) εντός ενός σφαιρικού μοντέλου πληρουμένου με υαλοειδές υγρό (το υγρό δηλαδή με το οποίο πληρούται το μεγαλύτερο μέρος του οφθαλμού) όπως φαίνεται στην εικόνα 3.1. Το μοντέλο οφθαλμού έχει ακτίνα 12,5 mm και περιβάλλεται 200 mm αέρα. Η λογική αυτή είναι πλεονεκτική έναντι της σχεδίασης των εμφυτεύσιμων κεραιών σε περιβάλλον αέρα, διότι, στην τελευταία περίπτωση, θα χρειαζόταν επιπλέον υπολογιστικός χρόνος για την τροποποίηση σχεδίασης των κεραιών όταν αυτές τοποθετούνταν, εν τέλει, εντός του επιθυμητού περιβάλλοντος λειτουργίας. Σημειώνεται ότι ο αέρας διαθέτει σχετική διηλεκτρική σταθερά ίση προς 1, και μηδενική αγωγιμότητα, ενώ οι βιολογικοί ιστοί διαθέτουν υψηλές τιμές σχετικής διηλεκτρικής σταθεράς και μη-μηδενικές τιμές αγωγιμότητας, που εξαρτώνται από τη συχνότητα. Για παράδειγμα, στην εικόνα 3.2 απεικονίζεται η απόκριση συχνότητας συντελεστή ανάκλασης μίας εμφυτεύσιμης κεραιάς ζώνης Υπηρεσιών Ραδιοεπικοινωνίας Ιατρικών Συσκευών (Medical Device Radio Communications Service, MedRadio) (401–406 MHz) κατά τη λειτουργία της εντός περιβάλλοντος αέρα και εντός του σφαιρικού μοντέλου υαλοειδούς υγρού.



Εικόνα 3.1: Σφαιρικό κανονικό μοντέλο οφθαλμού το οποίο χρησιμοποιείται κατά τη σχεδίαση της κεραιάς.



(α)



(β)

Εικόνα 3.2 Συντελεστής ανάκλασης της ίδιας κεραίας μέσα σε σφαιρικό μοντέλο οφθαλμού (α) και στον αέρα (β)

Το μοντέλο ιστού έχει επιλεγεί ως κανονικό με τη μορφή σφαίρας προκειμένου να παρουσιάζει απλοποιημένη και, συνεπώς, εύκολα μοντελοποιήσιμη και γρήγορα επιλύσιμη γεωμετρία, από πλευράς αριθμητικών προσομοιώσεων. Οι διαστάσεις της σφαίρας (ακτίνα 12,5 mm) έχουν επιλεγεί κατάλληλα ώστε αφενός οι υπό σχεδίαση κεραίες να περιβάλλονται από επαρκή ποσότητα υαλοειδούς υγρού (περίπου όσης ποσότητας έχει και ο ανθρώπινος



οφθαλμός), και αφετέρου το μοντέλο να παρουσιάζει σχετικά μικρές διαστάσεις, που, με τη σειρά τους, επιταχύνουν τις προσομοιώσεις.

Το σφαιρικό μοντέλο της εικόνας 3.1 πληρούται από διηλεκτρικό υλικό με ηλεκτρικές ιδιότητες που αντιστοιχούν σε εκείνες του υαλοειδούς υγρού, όπως προαναφέρθηκε (σχετική διηλεκτρική σταθερά,  $\epsilon_r$ , και αγωγιμότητα,  $\sigma$ ) [78]–[80]. Ειδικότερα, στο πλαίσιο των υπολογιστικών μελετών του κεφαλαίου αυτού, οι οποίες πραγματοποιούνται στις ζώνες Υπηρεσιών Ραδιοεπικοινωνίας Ιατρικών Συσκευών (Medical Device Radio Communications Service, MedRadio, 401–406 MHz) οι ηλεκτρικές ιδιότητες του υαλοειδούς υγρού προσεγγίζονται ως ανεξάρτητες της συχνότητας εντός εύρους  $\pm 100$  MHz γύρω από τη συχνότητα 402 MHz, και ίσες με την τιμή τους στη συχνότητα 402 MHz ( $\epsilon_r = 69$ ,  $\sigma = 1.53$  S/m) [78]–[80]. Το σφάλμα της προσέγγισης αυτής στον υπολογισμό της σχετικής διηλεκτρικής σταθεράς και αγωγιμότητας είναι μικρότερο του 0.03% και 0.65%, αντίστοιχα [48].

Στη συνέχεια, για την επαλήθευση των αποτελεσμάτων χρησιμοποιείται αρχικά το σφαιρικό κανονικό μοντέλο της εικόνας 3.1 και στη συνέχεια ένα ανατομικό μοντέλο οφθαλμού τεσσάρων (4) ιστών (υαλοειδές υγρό, κερατοειδής χιτώνας, σκληρός χιτώνας και φακός). Το μοντέλο αυτό αποτελεί το κομμάτι του οφθαλμού του ανατομικού μοντέλου κεφαλής Duke (Duke head anatomical model - μέρος του Virtual population της IT'IS) (εικόνα 3.3). Το μοντέλο αυτό αποτελεί μια πιο ρεαλιστική απεικόνιση των διηλεκτρικών ιδιοτήτων του πραγματικού οφθαλμού. Οι προσομοιώσεις πραγματοποιούνται και πάλι με την κεραία 5,5 χιλιοστά (mm) πίσω από τον φακό του οφθαλμού. Το μοντέλο αυτό φαίνεται στην εικόνα 3.4.

Στον πίνακα 3.1 φαίνονται οι ηλεκτρικές ιδιότητες των ιστών με τα οποία πληρούνται τα μοντέλα που προαναφέρθηκαν [78]–[80]. Το  $\epsilon_r$  είναι η διηλεκτρική σταθερά, το  $\sigma$  είναι η αγωγιμότητα και τα  $\Delta\epsilon_r$ ,  $\Delta\sigma$  είναι οι μέγιστες αποκλίσεις στο εύρος συχνοτήτων 300 MHz - 500 MHz της διηλεκτρικής σταθεράς και της αγωγιμότητας αντίστοιχα [48].

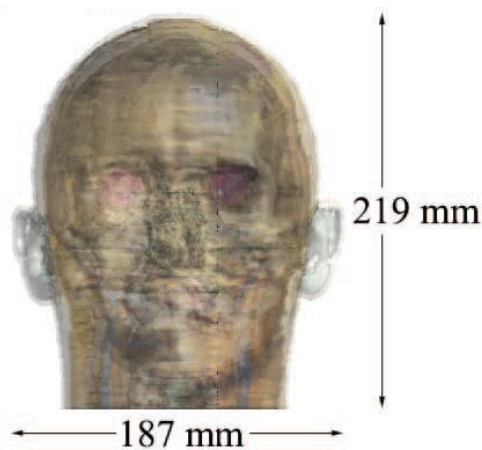
ΠΙΝΑΚΑΣ 3.1 ΗΛΕΚΤΡΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΧΡΗΣΙΜΟΠΟΙΟΥΜΕΝΩΝ ΙΣΤΩΝ

Ιστός	$\epsilon_r$	$\sigma$ (S/m)	$\Delta\epsilon_r$ (%)	$\Delta\sigma$ (%)	Πυκνότητα Μάζας (kg/m <sup>3</sup> )
Υαλοειδές Υγρό	68.99	1.529	0.03	0.65	1004.5
Φακός	37.47	0.373	1.68	2.99	1075.5
Σκληρός χιτώνας	57.64	1.005	2.15	2.00	1032
Κερατοειδής χιτώνας	59.21	1.194	-	-	1050.5

### 3.1.2 ΧΡΗΣΙΜΟΠΟΙΟΥΜΕΝΑ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑΤΑ ΚΑΙ ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΗ ΜΕΘΟΔΟΣ

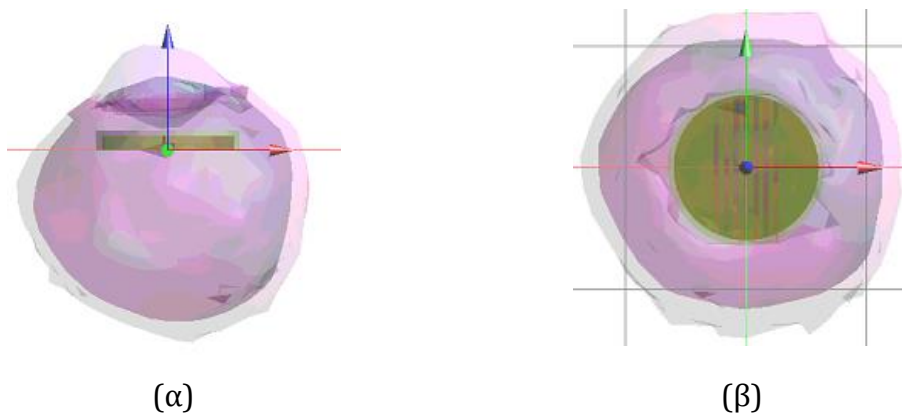
Ο σχεδιασμός των κεραιών πραγματοποιείται με τη βοήθεια του λογισμικού Ansoft HFSS, το οποίο χρησιμοποιεί τη μέθοδο των Πεπερασμένων Στοιχείων

(Finite Element method, FE) [99]. Το δομικό πλεγματοεικό στοιχείο του λογισμικού HFSS έχει σχήμα τετραέδρου, το οποίο επιτρέπει την ακριβή μοντελοποίηση και ταχεία επίλυση καμπύλων γεωμετριών, όπως οι προτεινόμενες κεραίες κυκλικής γεωμετρίας. Το πλέγμα διακριτοποίησης του υπό προσομοίωση ηλεκτρομαγνητικού (HM) μοντέλου βελτιστοποιείται αυτόματα από το λογισμικό με επαναληπτικό τρόπο. Το πλέγμα μεταβάλλεται κατά, το πολύ, 30% σε κάθε επανάληψη. Οι επαναλήψεις σταματούν όταν η μέγιστη διαφορά στον υπολογισμό του μέτρου του συντελεστή ανάκλασης της υπό σχεδίαση κεραίας ( $|S_{11}|$ ) μεταξύ δύο επαναλήψεων είναι μικρότερη του 0.02 (κατ' απόλυτη τιμή), ή όταν ο αριθμός των επαναλήψεων είναι μεγαλύτερος του 15.



Εικόνα 3.3 Μοντέλο κεφαλής Duke (Duke anatomical head model μέρος του Virtual population της IT'IS)

Για λόγους ευστάθειας της αριθμητικής επίλυσης, το σφαιρικό μοντέλο οφθαλμού της εικόνας 3.1 περιβάλλεται κατά 200 mm από αέρα ( $\lambda_0/4 = 184.7$  mm, όπου  $\lambda_0$  είναι το μήκος κύματος στον ελεύθερο χώρο, στη συχνότητα 406 MHz). Στα όρια της περιοχής επίλυσης θεωρούνται οριακές συνθήκες απορρόφησης οι οποίες προσομοιώνουν την ακτινοβολή στον ελεύθερο χώρο απείρων διαστάσεων. Αυτό συμβαίνει γιατί μετά από  $\lambda_0/4$ , το κύμα βρίσκεται στη φάση μηδενικού πλάτους και επομένως δεν έχουμε ανακλάσεις από την πρόσπτωση στο υλικό, όπως δηλαδή συμβαίνει και στον άπειρο ελεύθερο χώρο.



Εικόνα 3.4 Ανατομικό μοντέλο οφθαλμού τεσσάρων ιστών (α) πλάγια όψη (β) άνω όψη

Στη συνέχεια, για την επαλήθευση και λήψη των αποτελεσμάτων χρησιμοποιείται το πρόγραμμα SEMCAD X X το οποίο χρησιμοποιεί τη μέθοδο των Πεπερασμένων Διαφορών στο Πεδίο του Χρόνου (Finite Difference Time Domain, FDTD). Το SEMCAD X X χρησιμοποιεί έναν σύμμορφο λύτη FDTD (conformal FDTD solver). Η ικανότητά του να χρησιμοποιεί σύμμορφο πλέγμα με πιο αδρή χωρική ανάλυση παράγει την ίδια ακρίβεια με το πιο «λεπτό σκάλισμα» (fine staircaising) του μοντέλου, αλλά έχει ως αποτέλεσμα σημαντική οικονομία στη χρήση μνήμης (λιγότερα κελιά) και λιγότερο χρόνο προσομοίωσης (μεγαλύτερα χρονικά βήματα).

Το σύμμορφο FDTD είναι παρόμοιο με το συμβατικό FDTD αλλά λαμβάνει υπ'όψιν περισσότερες γεωμετρικές λεπτομέρειες. Ως αποτέλεσμα μπορεί, για παράδειγμα, ένα κελί που δημιουργείται να αντιπροσωπεύει παραπάνω από ένα διηλεκτρικό υλικό σε αντίθεση με τον συμβατικό αλγόριθμο FDTD. Το σφάλμα που προκαλείται από το «λεπτό σκάλισμα» του συμβατικού αλγορίθμου FDTD μειώνεται σημαντικά. [109]

Στο πρόγραμμα SEMCAD X δεν κρίνεται απαραίτητη η περικύλιση του μοντέλου από αέρα, καθώς αυτόματα προσομοιώνεται ο άπειρος χώρος πληρούμενος με αέρα. Η διακριτοποίηση του μοντέλου (voxelling) για την προσομοίωση κρίνεται κατά περίπτωση για κάθε κεραία, ώστε να είναι διακριτές οι γεωμετρίες της. Η διακριτοποίηση πραγματοποιείται προσαρμοστικά προκειμένου να αποφευχθούν απότομες μεταβολές του μεγέθους των voxels. Η προσομοίωση τερματίζεται όταν το σήμα εισόδου μηδενίζεται, ή όταν έχουν περατωθεί 25 περίοδοι.

## **3.2 ΒΙΟΣΥΜΒΑΤΟΤΗΤΑ ΚΑΙ ΧΡΗΣΙΜΟΠΟΙΟΥΜΕΝΑ ΒΙΟΣΥΜΒΑΤΑ ΥΛΙΚΑ**

Για την παρούσα εργασία σχεδιάστηκαν τρεις διαφορετικές βιοσυμβατές κεραίες παρόμοιας γεωμετρίας, καλυμμένες η κάθε μία με ένα διαφορετικό βιοσυμβατό υλικό. Σε αυτό το σημείο θα παρουσιαστούν τα βιοσυμβατά υλικά που χρησιμοποιήθηκαν, καθώς και τα πλεονεκτήματα και μειονεκτήματά τους.

### **3.2.1 ΔΙΟΞΕΙΔΙΟ ΤΟΥ ΖΙΡΚΟΝΙΟΥ (ZIRCONIA)**

Το διοξείδιο του ζirkονίου, ή αλλιώς ζirkόνια, είναι ένα λευκό κρυσταλλικό οξείδιο του ζirkονίου. Στην πιο διαδεδομένη μορφή του, με μια μονόκλινο κρυσταλλική δομή, είναι το ορυκτό βαδδελειΐτης. Η ζirkόνια κυβικής δομής προσμεμιγμένη με σταθεροποιητή χρησιμοποιείται ως ημιπολύτιμος λίθος.

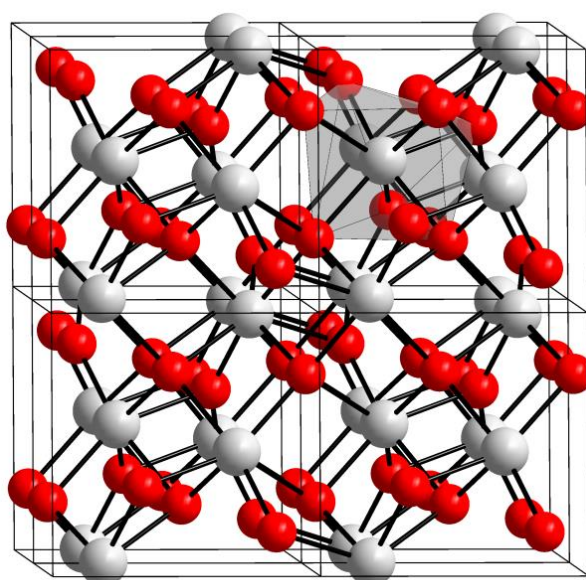
#### ***Χρήσεις και Ιδιότητες***

Η ζirkόνια αποτελεί ένα από τα πιο μελετημένα κεραμικά υλικά. Οι κύριες χρήσεις του υλικού αυτού είναι:

- Παραγωγή κεραμικών, όπως σε χρήσεις οδοντιατρικής
- ως πυρίμαχο υλικό
- ως θερμομονωτικό υλικό
- ως λειαντικό

Η ζιρκόνια έχει αναφερθεί πολλές φορές στη βιβλιογραφία ως αδρανές, βιοσυμβατό υλικό για χρήση σε ιατρικές εφαρμογές, από χρήση στην οδοντιατρική [110] αλλά και σε βιοσυμβατές κεραίες ιατρικής τηλεμετρίας [111]. Ταυτόχρονα, παρουσιάζει πολλά ελκυστικά χαρακτηριστικά. Η υψηλή διηλεκτρική σταθερά και η χαμηλή εφαιπτομένη απωλειών επιτρέπουν στα κοντινά πεδία της κεραίας να συγκεντρωθούν στο εσωτερικό του βιοσυμβατού θυλακίου και επομένως να μειώσουν την απώλεια ισχύος. Επιπλέον, αναφέρεται ότι είναι εύκολο στον χειρισμό ενώ ταυτόχρονα παρουσιάζει υψηλή σκληρότητα (8-8.5 στην κλίμακα Mohs), ανθεκτικότητα και αντίσταση στη διάβρωση.

Επίσης, η υψηλή ιοντική αγωγιμότητά του και χαμηλή ηλεκτρική αγωγιμότητά του ( $\sigma = 10^{-11}$  S/m) το καθιστά ένα πολύ ελκυστικό ηλεκτροκεραμικό υλικό. Παρ'όλα αυτά, η σχετικά υψηλή του διηλεκτρική σταθερά ( $\epsilon_r=29$ ) σε σχέση με τα άλλα δύο υλικά, θα έχει ως αποτέλεσμα τον αποσυντονισμό της κεραίας που θα έχει σχεδιαστεί με τα άλλα υλικά, και θα χρειαστεί πολλές αλλαγές για να επιτευχθεί ο επιθυμητός συντονισμός στη ζώνη MICS/MEDS.



Εικόνα 3.5 Η κρυσταλλική δομή του διοξειδίου του ζιρκονίου [112]

### 3.2.2 PEEK (POLYETHER ETHER KETONE - ΠΟΛΥΔΙΑΙΘΕΡΟΚΕΤΟΝΗ)

Η πολυδαιθεροκετόνη (PEEK) είναι ένα άχρωμο οργανικό θερμοπλαστικό πολυμερές της οικογένειας των πολυαρυλαιθεροκετονών, που χρησιμοποιείται στην μηχανική. Εισήχθη αρχικά από την Victrex PLC και στην συνέχεια από την Imperial Chemical Industries της Μ. Βρετανίας το 1980. [113]

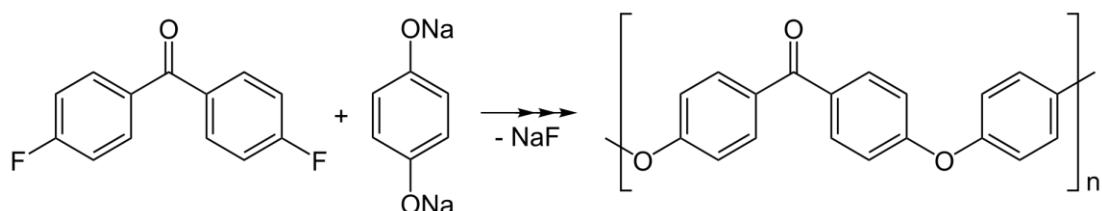
#### **Χρήσεις και Ιδιότητες**

Το PEEK είναι ένα ημικρυσταλλικό θερμοπλαστικό με εξαιρετική μηχανική και χημική αντίσταση που διατηρείται και σε μεγάλες θερμοκρασίες. Είναι πολύ ανθεκτικό στη θερμική διάσπαση καθώς και στη διάβρωση από οργανικά και υδάτινα περιβάλλοντα [114]. Λόγω της ανθεκτικότητάς του, το PEEK χρησιμοποιείται στην κατασκευή απαιτητικών εφαρμογών όπως:

- Εδράνων μηχανικής
- εμβόλων
- μερών αντλιών
- στηλών υγρής χρωματογραφίας υψηλής απόδοσης
- βαλβίδες πλακών συμπίεσης
- μονωτικών καλωδίων
- μερών μηχανών επεξεργασίας τροφίμων
- μερών ιατρικών εργαλείων και μηχανημάτων

Το PEEK θεωρείται ένα αναβαθμισμένο βιοσυμβατό υλικό με καλά αποτελέσματα βιοσυμβατότητας και χρησιμοποιείται σε ιατρικά εμφυτεύματα όπως σε εμφυτεύσιμες κεραίες [111], και σε εφαρμογές σπονδυλόδεσης [115] καθώς και στην αεροναυπηγική, την αυτοκίνηση και την βιομηχανία της χημικής επεξεργασίας [116]. Το PEEK ανταποκρίνεται σε εφαρμογές όπου είναι συνήθης η λειτουργία σε συνεχείς υψηλές θερμοκρασίες (μέχρι 260 °C). Το PEEK διακρίνεται για τα εξής χαρακτηριστικά του [117, p. 7]:

- είναι δυνατό και άκαμπτο
- έχει ελκυστικές διηλεκτρικές ιδιότητες ( $\epsilon_r=3.2$ ,  $\sigma= 2.04e^{-15}$ )
- έχει χημική και υδρολυτική αντίσταση
- είναι εύκολο στην χρήση και τον χειρισμό
- παρουσιάζει καλές μηχανικές ιδιότητες σε υψηλές θερμοκρασίες
- δίνει πολύ χαμηλές τοξικές εκπομπές όταν έρχεται σε επαφή με φωτιά
- παρουσιάζει αντίσταση στην ακτινοβολία
- παρουσιάζει χαμηλή αναφλεξιμότητα



Εικόνα 3.6 Σύνθεση της πολυδιαιθεροκετόνης [118]

### 3.2.3 SILASTIC MDX4-4210 BIOMEDICAL GRADE ELASTOMER

Το Silastic MDX4-4210 είναι ένα ρευστό ελαστομερές σιλικόνης δύο συστατικών, τα οποία, όταν συνδυάζονται, μετατρέπονται σε ένα ημιδιαφανές λάστιχο σιλικόνης μετά από κάποιες ώρες σε θερμοκρασία δωματίου, αλλά η μετατροπή μπορεί να γίνει ταχύτερη με την αύξηση της θερμοκρασίας [119] (πίνακας 3.2). Το ελαστομερές συστατικό αποτελείται από πολυμερές διμεθυλοσιλοξανίου, ενισχυτικό πυριτίου και καταλύτη από πλατίνα. Ο μετατροπικός παράγοντας αποτελείται από ένα πολυμερές διμεθυλοσιλοξανίου, έναν ανασταλτικό παράγοντα και έναν παράγοντα διασύνδεσης σιλοξανίου. Το Silastic MDX4-4210 αναφέρεται να ανταποκρίνεται στις υψηλές απαιτήσεις των ιατρικών εφαρμογών.

## Χρήσεις και Ιδιότητες

Το Silastic MDX4-4210 προορίζεται από την κατασκευή του για χρήση στην ενθυλάκωση ιατρικών συσκευών και σε εφαρμογές χύτευσης οι οποίες πραγματοποιούνται σε θερμοκρασία δωματίου ή σε ελαφρώς πιο αυξημένη θερμοκρασία. Έχει, για παράδειγμα, χρησιμοποιηθεί ως ελαστικό χυτό για την πραγματοποίηση ενθυλάκωσης των ηλεκτρονικών μερών βιοσυμβατών συσκευών με καλά αποτελέσματα [41], [111], [119], [120]. Μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί στην σχεδίαση και κατασκευή μερών ιατρικών συσκευών όπως για παράδειγμα ως μήτρα φαρμάκου σε συστήματα ελεγχόμενης έκχυσης φαρμακευτικών ουσιών.

Το Silastic MDX4-4210 ξεχωρίζει για τα ακόλουθα χαρακτηριστικά του:

- δυνατότητα μετατροπής σε θερμοκρασία δωματίου
- εξαιρετικές διηλεκτρικές ιδιότητες ( $\epsilon_r=3.3$ ,  $\sigma=5e^{-14}$ )
- δεν συρρικνώνεται όταν «δένεται» σε θερμοκρασία δωματίου
- μπορεί να χρωματιστεί
- είναι ελαστικό και εύκολο στον χειρισμό
- έχει δοκιμαστεί σε πληθώρα βιοϊατρικών εφαρμογών με επιτυχία

ΠΙΝΑΚΑΣ 3.2 ΑΠΑΙΤΟΥΜΕΝΟΣ ΧΡΟΝΟΣ ΜΕΤΑΤΡΟΠΗΣ ΤΩΝ ΣΥΣΤΑΤΙΚΩΝ ΣΕ ΕΛΑΣΤΙΚΟ ΣΙΛΙΚΟΝΗΣ ΩΣ ΣΥΝΑΡΤΗΣΗ ΤΗΣ ΘΕΡΜΟΚΡΑΣΙΑΣ

Χρόνος μετατροπής	Απαιτούμενη Θερμοκρασία
≈24 ώρες	23° C
5 ώρες	40° C
2 ώρες	55° C
30 λεπτά	75° C
15 λεπτά	100° C

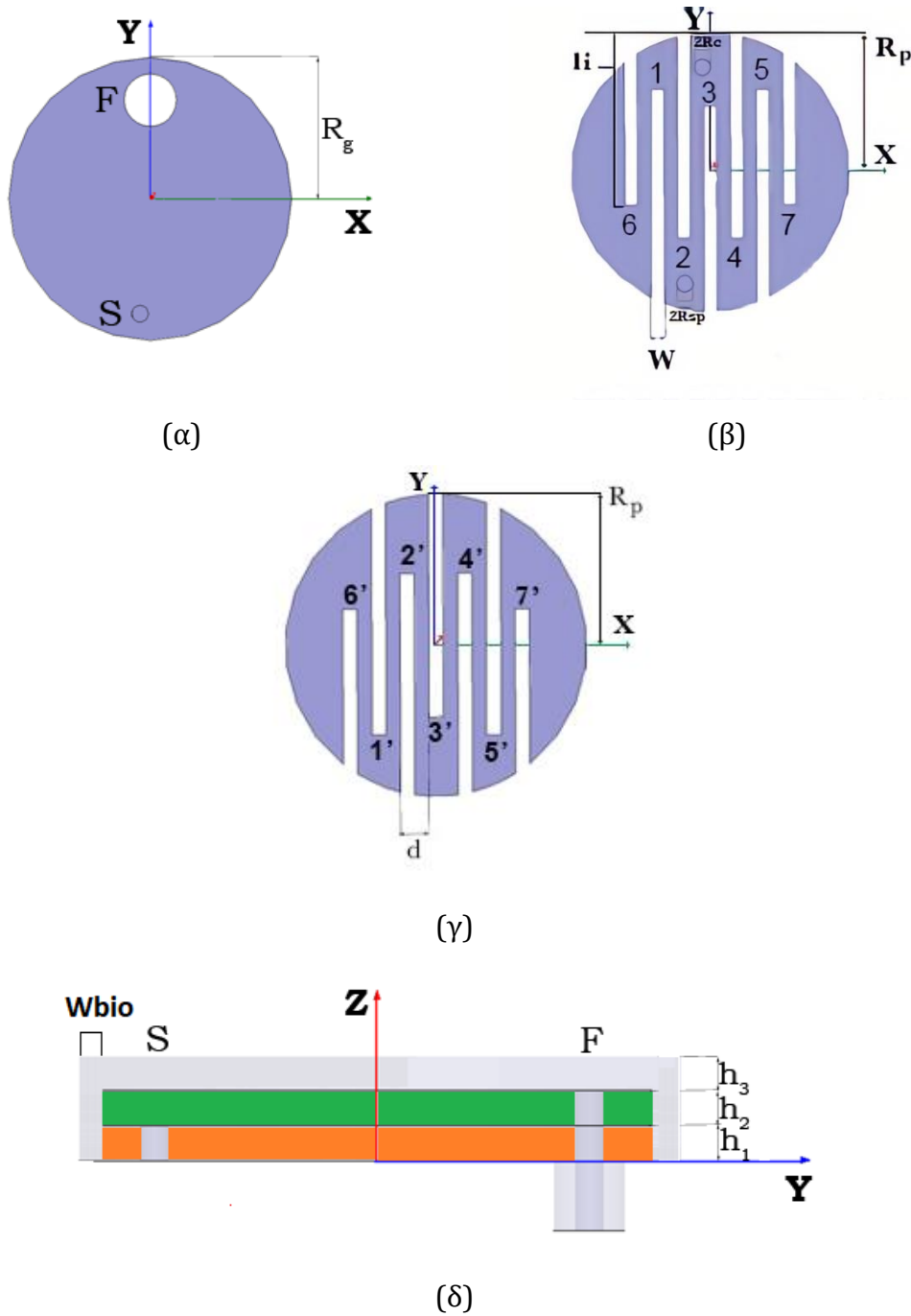
### 3.3 ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΣΧΕΔΙΑΣΗΣ ΤΩΝ ΚΕΡΑΙΩΝ

Στην παράγραφο αυτή, αναλύεται η κεραία που χρησιμοποιήθηκε ως πρότυπο για τον σχεδιασμό των βιοσυμβατών κεραιών της εργασίας αυτής. Ταυτόχρονα, θα αναλυθεί και η μεθοδολογία σχεδίασης που χρησιμοποιήθηκε ώστε να επιτευχθεί ο επιθυμητός συντονισμός εντός του περιβάλλοντος του οφθαλμού.

#### 3.3.1 ΧΡΗΣΙΜΟΠΟΙΟΥΜΕΝΟ ΠΑΡΑΜΕΤΡΙΚΟ ΜΟΝΤΕΛΟ ΚΕΡΑΙΑΣ

Το χρησιμοποιούμενο μοντέλο κεραίας αποτελεί το τροποποιημένο, παραμετρικό μοντέλο που έχει προταθεί από την Kiourti et al. [19], [65], [70], ελαφρώς τροποποιημένο, δηλαδή με παραπάνω παραμέτρους (εικόνα 3.7). Το παραμετρικό μοντέλο είναι κυκλικό προκειμένου να αποφευχθούν οι ακμές που ενδεχομένως να προκαλέσουν τραυματισμούς στους περιβάλλοντες ιστούς, και χαρακτηρίζεται από επίπεδη γεωμετρία ανεστραμμένου-F (PIFA). Σε

πραγματικές εφαρμογές, η κεραία μικροταινίας θα βρίσκεται τοποθετημένη επί εμφυτεύσιμης ιατρικής διάταξης, η οποία θα δρα ως επίπεδο γείωσης. Ως αρχή των αξόνων του καρτεσιανού συστήματος συντεταγμένων θεωρείται το κέντρο του κυκλικού επιπέδου γείωσης, σύμφωνα με την εικόνα 3.7. Το παραμετρικό μοντέλο αποτελείται από επίπεδο γείωσης, ακτίνας  $R_g$ , και δύο κατακόρυφα στοιβαγμένες μεταλλικές ταινίες με εγκοπές, ακτίνας  $R_p$ . Η στοίβαξη των ταινιών και η δημιουργία εγκοπών έχουν ως αποτέλεσμα την αύξηση του μήκους του δρόμου ροής του ρεύματος και επομένως την σμίκρυνση της κεραίας [121].



Εικόνα 3.7 Προτεινόμενο παραμετρικό μοντέλο εμφυτεύσιμης κεραίας μικροταινίας: (α) επίπεδο γείωσης, (β) κάτω ταινία, (γ) άνω ταινία, και (δ) πλάγια όψη.[19]

Η κάτω και άνω μεταλλική ταινία είναι τυπωμένες επί υποστρωμάτων διηλεκτρικού υλικού πάχους  $h_1$  και  $h_2$ , αντίστοιχα. Το Rogers RO 3210 (επιτρεπτότητα  $\epsilon_r=10.2$ , εφαπτομένη απωλειών  $\tan\delta=0.003$ ), που για καιρό χρησιμοποιείται στην σχεδίαση εμφυτεύσιμων κεραιών, επιλέγεται ως το διηλεκτρικό υλικό των υποστρωμάτων [38], [43]. Οι εγκοπές είναι ισαπέχουσες (κατά απόσταση  $d$ ), και διαθέτουν όμοιο πλάτος ( $w$ ), αλλά μεταβλητά μήκη ( $l_i$ , όπου  $i$  είναι ο αύξων αριθμός της εγκοπής για την κάτω ταινία και  $l_i'$  όπου  $i'$  είναι ο αύξων αριθμός της εγκοπής για την άνω ταινία). Το κάθε  $l_i$  ή  $l_i'$  λαμβάνεται σαν η εγκοπή να ξεκινούσε από την πλευρά του περιγεγραμμένου στον κύκλο τετραγώνου όπως φαίνεται στην εικόνα 3.7(β). Αυτή η σύμβαση γίνεται για λόγους ευκολίας κατά την σχεδίαση σε υπολογιστικό περιβάλλον. Οι ταινίες τροφοδοτούνται μέσω ομοαξονικού καλωδίου ακτίνας  $R_c=0.145\text{mm}$  χαρακτηριστικής αντίστασης  $50\ \Omega$  τοποθετημένου στη θέση F: ( $f_x, f_y$ ), ενώ αγωγός βραχυκύκλωσης ακτίνας  $R_{sp}$  τοποθετημένος στη θέση S: ( $s_x, s_y$ ) συνδέει την κάτω μεταλλική ταινία με το επίπεδο γείωσης της κεραίας και με αυτόν τον τρόπο χρησιμεύει στην επιπλέον σμίκρυνση της κεραίας [121]. Για λόγους βιοσυμβατότητας και προστασίας από ανεπιθύμητα βραχυκυκλώματα, η διάταξη καλύπτεται με μια βιοσυμβατή επίστρωση ενός εκ των τριών υλικών που παρουσιάστηκαν παραπάνω, ύψους  $h_3$  και πάχους στα πλάγια  $W_{bio}$ .

**Οι παράμετροι σχεδίασης** της κάθε διαφορετικής κεραίας τυλιγμένης με διαφορετικό βιοσυμβατό υλικό ( $R_g, R_p, R_{sp}, f_x, f_y, s_x, s_y, h_1, h_2, h_3, W_{bio}, w, d, l_i, l_i'$ ) **δύνανται να μεταβάλλονται** έως ότου επιτευχθούν τα επιθυμητά χαρακτηριστικά συντονισμού, δηλαδή αρκούντως μικρή τιμή του συντελεστή ανάκλασης ( $|S_{11}|$ ) στη συχνότητα 406 MHz (άνω άκρο ζώνης MICS/MEDS - MedRadio), σύμφωνα με τη συνθήκη:

$$|S_{11}|_{@406\text{ MHz}} \leq -25\text{dB}$$

**Ταυτόχρονα, εκτός των παραμέτρων που αναφέρθηκαν παραπάνω, είναι δυνατόν να αφαιρούνται ή να προστίθενται εγκοπές στην άνω ή κάτω ταινία ταυτόχρονα ή και χωριστά στην κάθε μία.**

### 3.3.2 ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ ΣΧΕΔΙΑΣΗΣ

Η μεθοδολογία σχεδίασης που χρησιμοποιείται είναι αυτή που παρουσιάζεται από την Kiourti A. στα [19], [63], [65], [70]. Σύμφωνα με το σχηματικό διάγραμμα, η γενικευμένη μεθοδολογία περιλαμβάνει δύο βήματα. Στο πρώτο βήμα (Βήμα A), η υπό σχεδίαση κεραία τοποθετείται εντός του μοντέλου ιστών A, και η σχεδίασή της πραγματοποιείται επαναληπτικά, μέσω δοκιμής-και-σφάλματος, έως ότου η τιμή του μέτρου του συντελεστή ανάκλασης ( $|S_{11}|$ ) στην επιθυμητή συχνότητα λειτουργίας ( $f_0$ ) ικανοποιήσει τη συνθήκη:

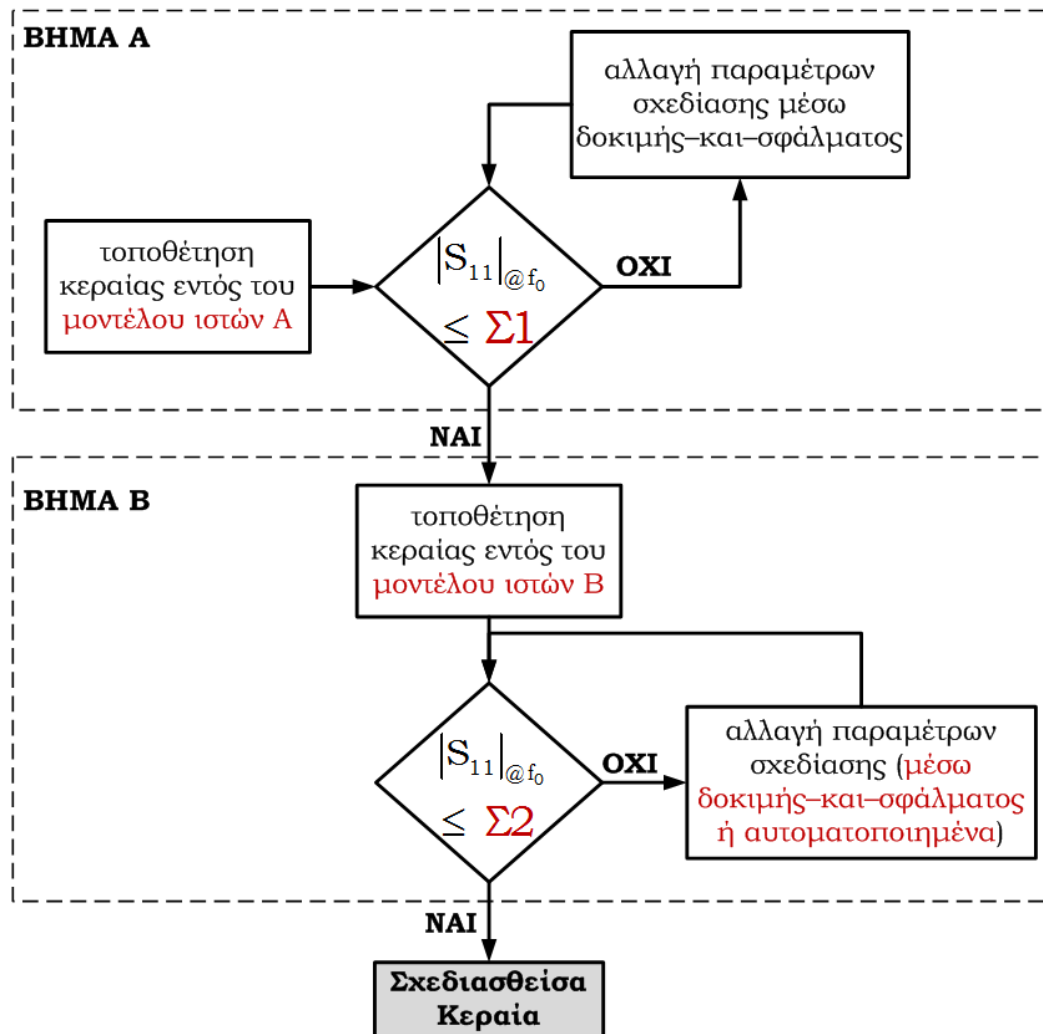
$$|S_{11}|_{@f_0} \leq \Sigma_1$$

Στο δεύτερο βήμα, η υπό σχεδίαση κεραία τοποθετείται εντός του μοντέλου ιστών B, και πραγματοποιείται τροποποίηση των παραμέτρων σχεδίασής της, είτε μέσω δοκιμής-και-σφάλματος, είτε αυτόματα μέσω εφαρμογής κάποιου αλγορίθμου βελτιστοποίησης. Η τελική κεραία αποκτάται όταν:

$$|S_{11}|_{@f_0} \leq \Sigma_2$$



Όπως γίνεται εμφανές από την ανωτέρω περιγραφή, τα μοντέλα ιστών A και B, οι στόχοι των εξισώσεων παραπάνω ( $\Sigma 1$  και  $\Sigma 2$ , αντίστοιχα), και η επιλογή αυτόματης ή μη τροποποίησης των παραμέτρων στο δεύτερο βήμα σχεδίασης καθορίζονται κατά περίπτωση, όπως ορίζει η εκάστοτε μεθοδολογία.



Εικόνα 3.8 Σχηματικό διάγραμμα γενικευμένης μεθοδολογίας σχεδίασης εμφυτεύσιμων κεραιών.[19]

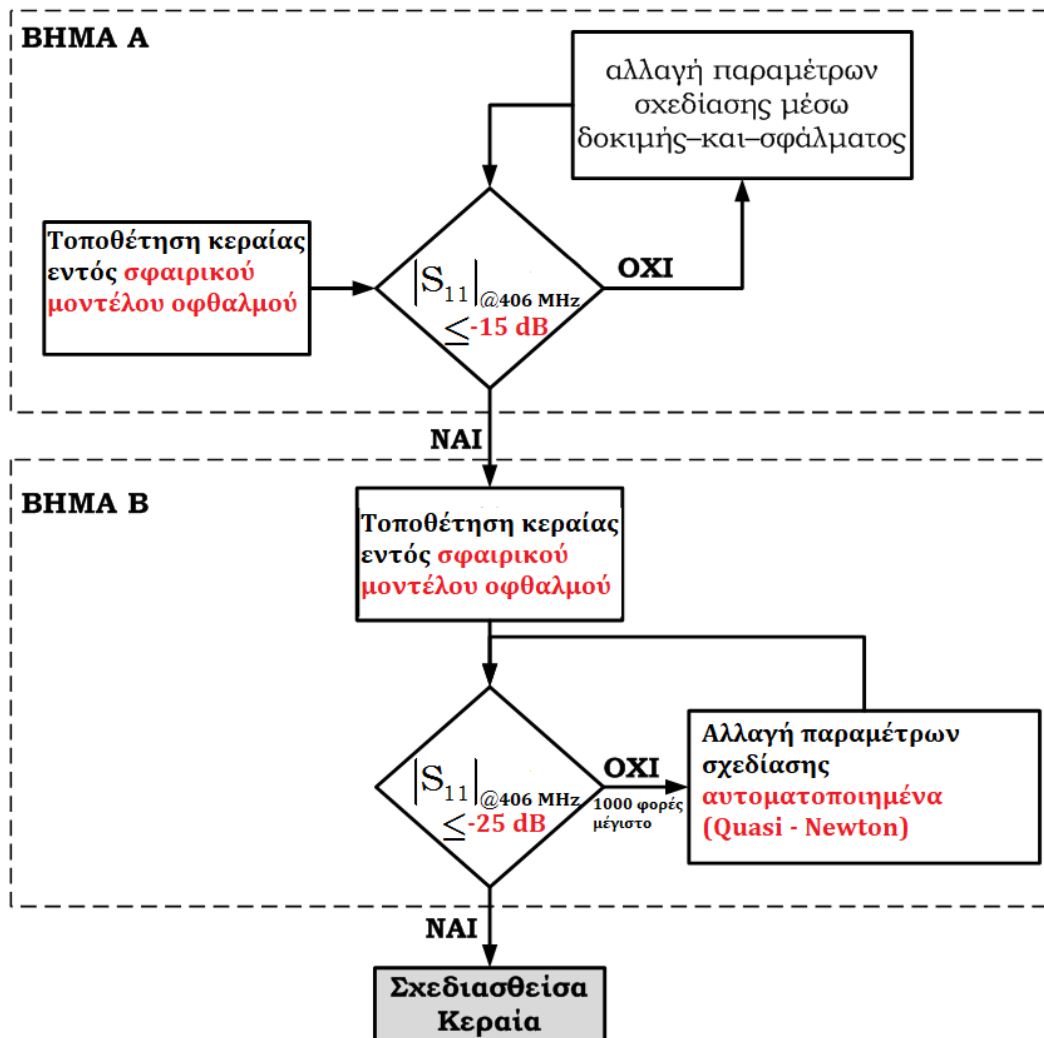
Η προτεινόμενη αυτή μεθοδολογία σχεδίασης εμφυτεύσιμων κεραιών παρουσιάζει τα εξής πλεονεκτήματα:

- Η σχεδίαση των εμφυτεύσιμων κεραιών συνίσταται να πραγματοποιείται εντός περιβάλλοντος βιολογικών ιστών έναντι εντός περιβάλλοντος ελεύθερου χώρου (αέρα). Η λογική αυτή είναι πλεονεκτική διότι, στην τελευταία περίπτωση, θα απαιτούταν επιπλέον υπολογιστικός χρόνος για την τροποποίηση σχεδίασης των κεραιών όταν αυτές τοποθετούνταν, εν τέλει, στο επιθυμητό περιβάλλον λειτουργίας. Σημειώνεται ότι ο αέρας διαθέτει σχετική διηλεκτρική σταθερά ίση προς 1, και μηδενική αγωγιμότητα, ενώ οι βιολογικοί ιστοί διαθέτουν υψηλές τιμές σχετικής διηλεκτρικής σταθεράς και μη-μηδενικές τιμές αγωγιμότητας, που εξαρτώνται από τη συχνότητα.

- Καθοριστικής σημασίας για τη λειτουργία της εκάστοτε εμφυτεύσιμης κεραίας είναι ο διηλεκτρικός φόρτος που αυτή υφίσταται από τους βιολογικούς ιστούς και τον περιβάλλοντα αέρα. Εμφύτευση της ίδιας κεραίας σε μικρότερο ή μεγαλύτερο βάθος εντός των βιολογικών ιστών ως προς την εξωτερική επιφάνεια αέρα αναμένεται να επηρεάσει διαφορετικά την απόκριση συχνότητας συντελεστή ανάκλασης.

Από τη βιβλιογραφία αποδεικνύεται ότι ο διηλεκτρικός φόρτος που υφίσταται η κεραία από τους βιολογικούς ιστούς και τον περιβάλλοντα αέρα επηρεάζει σημαντικά τις επιδόσεις συντονισμού της. Συνεπώς, εάν κατά τη σχεδίαση μίας εμφυτεύσιμης κεραίας ληφθεί υπόψη η συνδυαστική επίδραση του διηλεκτρικού φόρτου των βιολογικών ιστών και του περιβάλλοντος αέρα, τότε η σχεδίαση είναι δυνατόν να επιταχυνθεί και να βελτιστοποιηθεί σημαντικά [19].

Η γενικευμένη μεθοδολογία που παρουσιάστηκε τροποποιείται αναλόγως ώστε να εξυπηρετεί τις ανάγκες της παρούσας εργασίας, την σχεδίαση δηλαδή βιοσυμβατών κεραίων για χρήση σε εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς στη ζώνη λειτουργίας MICS/MEDS - MedRadio.



Εικόνα 3.9 Σχηματικό διάγραμμα της τροποποιημένης μεθοδολογίας για σχεδίαση κεραίων για χρήση σε εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς

Η μεθοδολογία αυτή συνίσταται από δύο βήματα. Στο πρώτο βήμα, πραγματοποιείται σχεδίαση της εμφυτεύσιμης κεραίας εντός σφαιρικού μοντέλου ακτίνας 12.5 mm, το οποίο πληρούται με διηλεκτρικό υλικό που αντιστοιχεί στον επιθυμητό ιστό εμφύτευσης (δηλαδή υαλοειδές υγρό – εικόνα 3.1). Η κεραία τοποθετείται 5.5mm εντός του σφαιρικού μοντέλου και η σχεδίασή της πραγματοποιείται επαναληπτικά, μέσω δοκιμής-και-σφάλματος, έως ότου η τιμή του μέτρου του συντελεστή ανάκλασης ( $|S_{11}|$ ) στην επιθυμητή συχνότητα λειτουργίας (406 MHz) ικανοποιήσει τη συνθήκη:

$$|S_{11}|_{@406\text{ MHz}} \leq -15\text{dB}$$

Στο δεύτερο βήμα, η κεραία τοποθετείται και πάλι εντός του σφαιρικού μοντέλου βιολογικών ιστών που προσομοιώνουν τις διηλεκτρικές ιδιότητες του υαλοειδούς υγρού, και πραγματοποιείται βελτιστοποίηση των παραμέτρων σχεδίασής της, με επαναληπτικό τρόπο, έως ότου ικανοποιηθεί η συνθήκη:

$$|S_{11}|_{@406\text{ MHz}} \leq -25\text{dB}$$

ή το πλήθος των επαναλήψεων υπερβεί τις 1000 επαναλήψεις.

Η βελτιστοποίηση πραγματοποιείται μέσω αλγορίθμου Quasi-Newton [122], ο οποίος βρίσκεται ενσωματωμένος στο λογισμικό Ansoft HFSS [123], και υλοποιείται ταχύτατα και με υψηλή ακρίβεια, υπό την προϋπόθεση ότι το σφάλμα της υπολογιστικής μοντελοποίησης (αριθμητικός θόρυβος) είναι αρκούντως μικρό, μικρότερο του 0.02. Οι προς βελτιστοποίηση παράμετροι σχεδίασης της κεραίας αρχικοποιούνται στις τιμές που υπολογίσθηκαν κατά το πρώτο βήμα εφαρμογής της μεθοδολογίας. Εμφύτευση της σχεδιασθείσας κεραίας εντός ανατομικού μοντέλου βιολογικών ιστών αναμένεται να επιφέρει αμυδρές αλλαγές στις επιδόσεις συντονισμού της, ως αποτέλεσμα του παρεμφερούς υφιστάμενου διηλεκτρικού φόρτου επί της κεραίας από τους βιολογικούς ιστούς και τον περιβάλλοντα αέρα.

### **Επαλήθευση της σχεδιασθείσας κεραίας**

Για την επαλήθευση της σχεδιασθείσας κεραίας, το μοντέλο εισάγεται στο πρόγραμμα SEMCAD X. Σε αυτό το βήμα, η κεραία τοποθετείται 5.5 mm από τον φακό ενός ανατομικού μοντέλου οφθαλμού (εικόνα 3.4). Όπως θα φανεί αργότερα, τα αποτελέσματα που παίρνουμε δεν διαφέρουν από αυτά που δίνει το σφαιρικό μοντέλο οφθαλμού.

---

## **3.4 ΤΕΛΙΚΑ ΣΧΕΔΙΑ ΚΑΙ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ**

---

Σε αυτήν την ενότητα, θα παρουσιαστούν τα αποτελέσματα που λάβαμε μέσω των προαναφερθεισών μεθόδων για κάθε κεραία τυλιγμένη με διαφορετικό βιοσυμβατό υλικό (Silastic MDX4-4210, PEEK & Zirconia). Αρχικά θα παρουσιαστούν τα αποτελέσματα του προγράμματος HFSS, το σχέδιο δηλαδή της κάθε κεραίας και τα χαρακτηριστικά ακτινοβολίας της (κέρδος, εύρος ζώνης, το διάγραμμα του συντελεστή ανάκλασης και το διάγραμμα ακτινοβολίας) όπως αυτά προκύπτουν από αυτό το πρόγραμμα εντός του κανονικού σφαιρικού μοντέλου οφθαλμού. Στη συνέχεια, τα προκύπτοντα σχέδια εισάγονται στο SEMCAD X, όπως αναφέρθηκε παραπάνω, και παρουσιάζονται τα αποτελέσματα που δίνει το πρόγραμμα αυτό όσον αφορά τα χαρακτηριστικά ακτινοβολίας της κάθε κεραίας (κέρδος, εύρος ζώνης, το

διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης, το διάγραμμα ακτινοβολίας) και τα δεδομένα ειδικού δείκτη απορρόφησης-SAR για το κανονικό σφαιρικό μοντέλο οφθαλμού και το ανατομικό μοντέλο οφθαλμού (εικόνες 3.1 & 3.4 αντίστοιχα).

### 3.4.1 ΕΝΘΥΛΑΚΩΣΗ ΕΝΤΟΣ ΤΟΥ ΒΙΟΣΥΜΒΑΤΟΥ ΥΛΙΚΟΥ SILASTIC MDX4-4210

Αρχικά, δοκιμάζεται η χρήση του Silastic MDX4-4210 ως βιοσυμβατή επίστρωση.

#### 3.4.1.1 Σχεδιασμός Κεραίας στο Ansoft HFSS

Όπως προαναφέρθηκε, ο σχεδιασμός της κεραίας πραγματοποιείται στο πρόγραμμα Ansoft HFSS και σκοπός είναι ο συντονισμός της κεραίας στην ζώνη MICS/MEDS - MedRadio (401-406 MHz) μέσα στο περιβάλλον του οφθαλμού. Για τον σχεδιασμό της κεραίας στο πρόγραμμα HFSS χρησιμοποιείται κανονικό ομογενές σφαιρικό μοντέλο οφθαλμού (εικόνα 3.1). Ως κεντρική συχνότητα συντονισμού  $f_0$  λαμβάνεται η 406 MHz που αποτελεί το άνω άκρο της ζώνης MICS/MEDS - MedRadio. Όπως είναι αναμενόμενο, η ενθυλάκωση εντός βιοσυμβατού υλικού έχει ως αποτέλεσμα τον αποσυντονισμό της κεραίας, όπως αναφέρθηκε παραπάνω. Χρησιμοποιώντας την μεθοδολογία και το μοντέλο που παρουσιάστηκε στην ενότητα 3.3 καταλήγουμε στο σχέδιο της εικόνας 3.10.

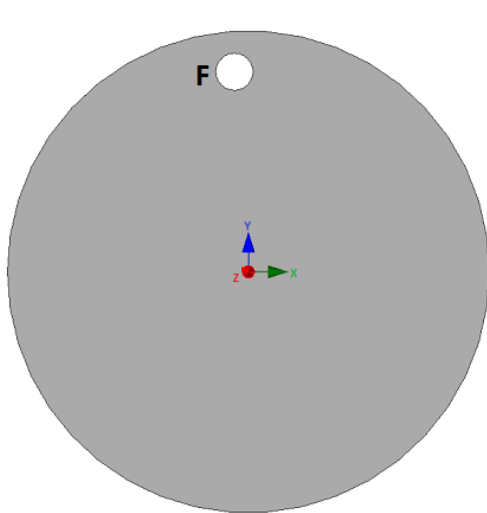
Υπενθυμίζονται οι παράμετροι σχεδίασης, των οποίων οι προκύπτουσες τιμές φαίνονται στον πίνακα 3.3:

- $R_g$  → η ακτίνα του επιπέδου γείωσης
- $R_p$  → η ακτίνα των ταινιών
- $R_{sp}$  → η ακτίνα του αγωγού βραχυκύκλωσης
- $R_c$  → η ακτίνα του ομοαξονικού καλωδίου τροφοδοσίας
- $F_x, F_y$  → οι συντεταγμένες του ομοαξονικού καλωδίου τροφοδοσίας
- $s_x, s_y$  → οι συντεταγμένες του αγωγού βραχυκύκλωσης
- $h_1=h_2$  → το πάχος/ύψος του κάτω και άνω υποστρώματος αντίστοιχα
- $h_3$  → το ύψος του βιοσυμβατού υλικού πάνω από την άνω ταινία της κεραίας
- $W_{bio}$  → το πάχος του βιοσυμβατού υλικού στα πλάγια (εικόνα 3.10 (δ))
- $w$  → το πάχος των εγκοπών (οι εγκοπές έχουν ίσο πάχος)
- $d$  → η απόσταση μεταξύ των εγκοπών (οι εγκοπές είναι ισαπέχουσες)
- $l_i$  → το μήκος της εγκοπής  $i$  (για την κάτω ταινία)
- $l_i'$  → το μήκος της εγκοπής  $i'$  (για την άνω ταινία)

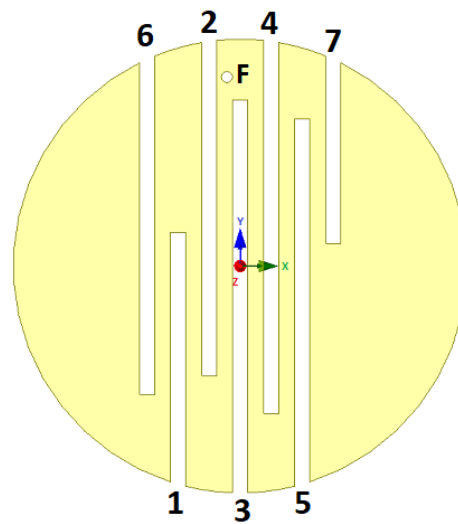
ΠΙΝΑΚΑΣ 3.3 ΤΙΜΕΣ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΣΧΕΔΙΑΣΗΣ ΓΙΑ ΕΜΦΥΤΕΥΣΙΜΗ ΚΕΡΑΙΑ ΑΜΦΙΒΛΗΣΤΡΟΕΙΔΟΥΣ ΕΝΘΥΛΑΚΩΜΕΝΗ ΕΝΤΟΣ ΒΙΟΣΥΜΒΑΤΟΥ ΥΛΙΚΟΥ SILASTIC MDX4-4210 ΓΙΑ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟ ΣΤΗΝ ΖΩΝΗ MICS/MEDS - MEDRADIO

Παράμετρος	Τιμή (μονάδα μέτρησης)	Παράμετρος	Τιμή (μονάδα μέτρησης)
$R_g$	6.02 mm	$l_3$	10.4 mm
$R_p$	6 mm	$l_4$	9.9 mm
$R_{sp}$	0.2 mm	$l_5$	9.9 mm
$R_c$	0.145 mm	$l_6$	9.4 mm

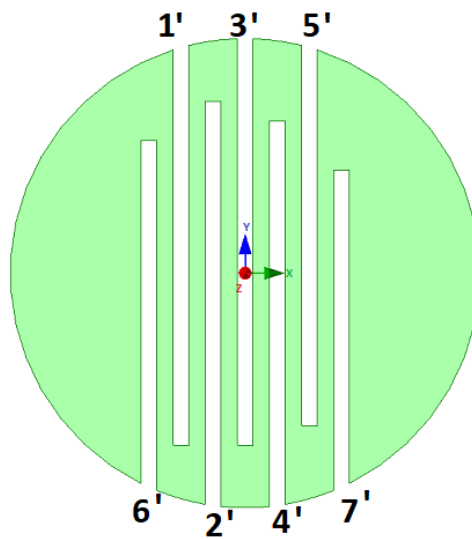
$F_x, F_y$	-0.35 , 5 (mm)	$l_7$	5.4 mm
$s_x, s_y$	0.41 , -3.5 (mm)	$l_1'$	10.4 mm
$h_1=h_2$	0.635 mm	$l_2'$	10.4 mm
$h_3$	0.5 mm	$l_3'$	10.4 mm
$W_{bio}$	0.5 mm	$l_4'$	9.9 mm
$w$	0.4 mm	$l_5'$	9.9 mm
$d$	0.42 mm	$l_6'$	9.4 mm
$l_1$	6.9 mm	$l_7'$	8.6 mm
$l_2$	8.9 mm		



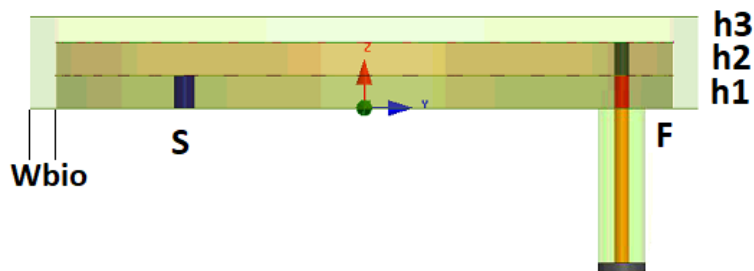
(α)



(β)



(γ)



(δ)

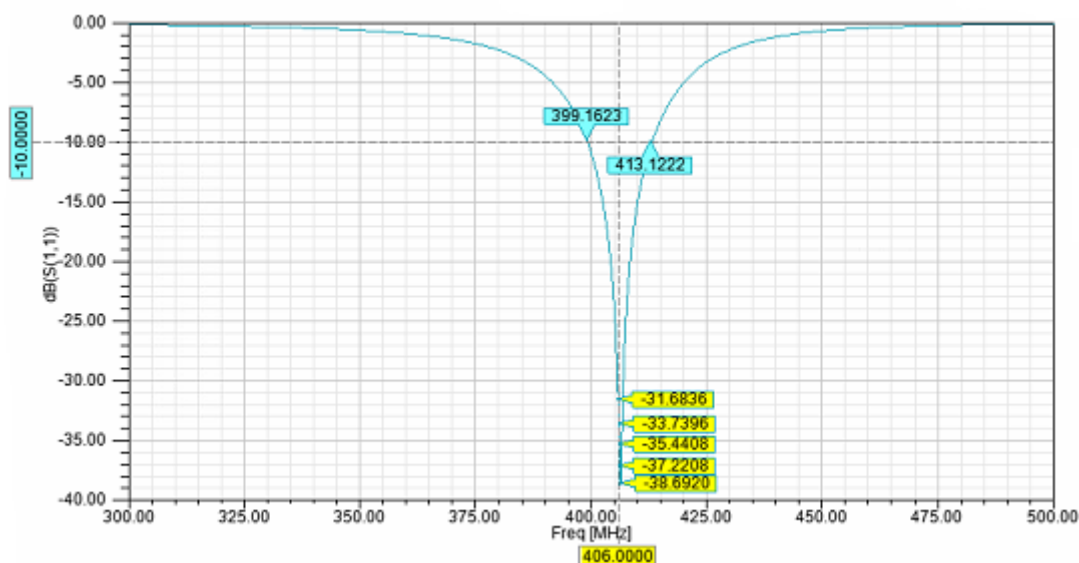
Εικόνα 3.10 Μοντέλο εμφυτεύσιμης κεραίας μικροταινίας για χρήση σε εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς, με βιοσυμβατή επίστρωση Silastic MDX4-4210: (α) επίπεδο γείωσης, (β) κάτω ταινία, (γ) άνω ταινία, και (δ) πλάγια όψη.

Από τα παραπάνω γίνεται σαφές πως ο συνολικός όγκος της κεραίας από το γνωστό τύπο για τον όγκο του κυλίνδρου είναι:

$$V_{\text{κυλινδρου}} = \pi \cdot r^2 \cdot h = \pi \cdot 6.5^2 \cdot 1.77 = 234.95 \text{ mm}^3$$

ο οποίος είναι ικανοποιητικός για εμφύτευμα στον οφθαλμό.

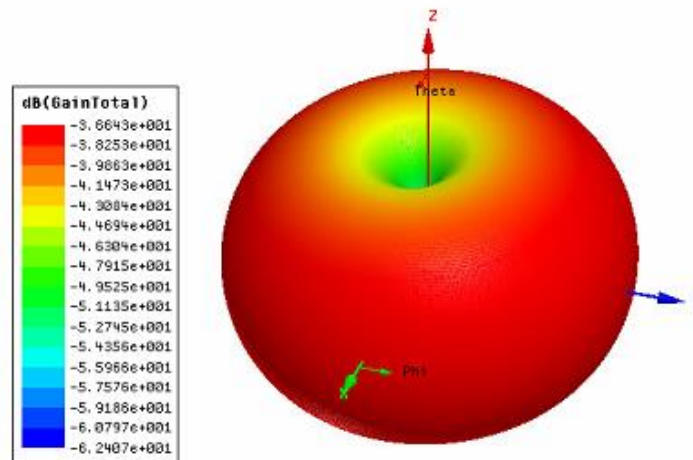
Το διάγραμμα του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας, όπως αυτό προκύπτει από το πρόγραμμα HFSS φαίνεται παρακάτω:



Εικόνα 3.11 Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας, στο πρόγραμμα Ansoft HFSS, για εμφυτεύσιμη κεραία αμφιβληστροειδούς τυλιγμένη με βιοσυμβατό υλικό Silastic MDX4-4210

Όπως φαίνεται στο παραπάνω σχεδιάγραμμα, έχει επιτευχθεί συντονισμός σε όλη τη ζώνη MICS/MEDS - MedRadio (401-406 MHz) βάσει του κριτηρίου συντονισμού  $S_{11} < -10$  dB. Συγκεκριμένα το εύρος ζώνης είναι 13.95 MHz με επίτευξη συντονισμού από τα 399.16 MHz ως τα 413.12 MHz. Στην κεντρική συχνότητα συντονισμού (406 MHz) επιτυγχάνεται συντελεστής ανάκλασης  $|S_{11}| = -38.69$  dB.

Παρακάτω φαίνεται το τρισδιάστατο διάγραμμα κέρδους της κεραίας όπως αυτό προκύπτει από το Ansoft HFSS:

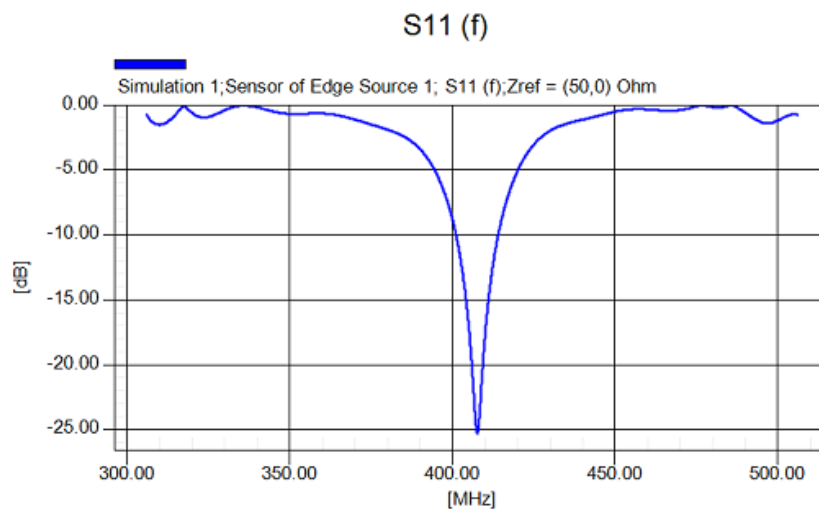


Εικόνα 3.12 Τρισδιάστατο διάγραμμα κέρδους εμφυτεύσιμης κεραίας αμφιβληστροειδούς με βιοσυμβατή επίστρωση Silastic MDX4-4210 όπως προκύπτει από το πρόγραμμα HFSS

Όπως φαίνεται από το διάγραμμα, το μέγιστο κέρδος της κεραίας σε dB είναι ίσο με -36.64 dB. Η απόδοση της κεραίας προκύπτει ως 0.041%.

### 3.4.1.2 Επαλήθευση Κεραίας στο SEMCAD X και δεδομένα Ασφαλείας

Στη συνέχεια, το μοντέλο της κεραίας εισάγεται στο πρόγραμμα SEMCAD X και τοποθετείται και πάλι εντός του σφαιρικού κανονικού μοντέλου οφθαλμού. Το διάγραμμα του συντελεστή ανάκλασης αυτή την φορά προκύπτει ως εξής:



Εικόνα 3.13 Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας, στο πρόγραμμα SEMCAD, για εμφυτεύσιμη κεραία αμφιβληστροειδούς τυλιγμένη με βιοσυμβατό υλικό Silastic MDX4-4210 εντός σφαιρικού ομογενούς μοντέλου οφθαλμού

Παρατηρούμε πως τα αποτελέσματα είναι περίπου ίδια. Τυχούσες διαφορές οφείλονται στην διαφορετική μέθοδο που χρησιμοποιούν τα προγράμματα,

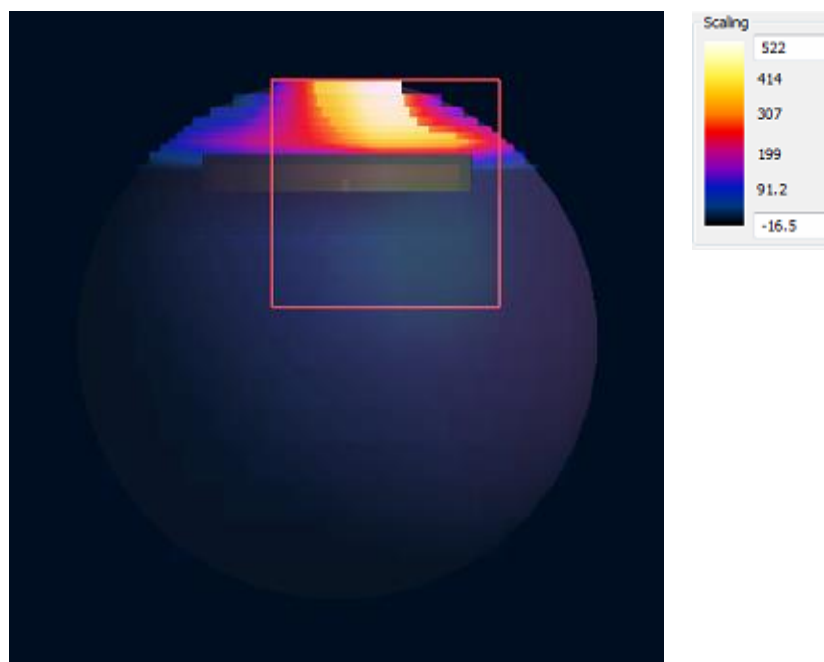
όπως αναφέρθηκε στην ενότητα 3.1. Βρίσκουμε κεντρική συχνότητα τα 407.1 MHz με συντελεστή ανάκλασης σε αυτήν  $|S_{11}|=-25.18$  dB. Το εύρος ζώνης είναι ίσο με 12.57 MHz από τα 400.73 MHz έως τα 413.3 MHz. Και σε αυτήν την περίπτωση επιτυγχάνεται συντονισμός σε όλη τη ζώνη MICS/MEDS - MedRadio (401-406 MHz) βάσει του κριτηρίου συντονισμού  $S_{11}<-10$  dB.

Στη συνέχεια λαμβάνουμε μετρήσεις για το SAR (Specific Absorption Rate – Ειδικός Δείκτης Απορρόφησης) ο οποίος έχει αναφερθεί στην ενότητα 1.3.5. Βρίσκουμε την μέγιστη τιμή του SAR κανονικοποιημένου ως προς μάζα 1 g ( $SAR_{max,1g}$ ) και 10 g ( $SAR_{max,10g}$ ) υπό ισχύ εισόδου 1 W, και στη συνέχεια τα μέγιστα επιτρεπτά επίπεδα ισχύος εισόδου για συμμόρφωση με τις οδηγίες IEEE C95.1-1999 (P<sub>1999</sub>) και IEEE C95.1-2005 (P<sub>2005</sub>) (ενότητα 2.1.3). Τα αποτελέσματα φαίνονται στον πίνακα 3.4

ΠΙΝΑΚΑΣ 3.4 ΜΕΓΙΣΤΗ ΤΙΜΗ ΤΟΥ SAR ΓΙΑ ΤΗΝ ΕΜΦΥΤΕΥΣΙΜΗ ΤΑΙΝΙΑ ΑΜΦΙΒΛΗΣΤΡΟΕΙΔΟΥΣ ΜΕ ΒΙΟΣΥΜΒΑΤΗ ΕΠΙΣΤΡΩΣΗ SILASTIC MDX4-4210 ΕΝΤΟΣ ΚΑΝΟΝΙΚΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ ΟΦΘΑΛΜΟΥ, ΚΑΝΟΝΙΚΟΠΟΙΗΜΕΝΟΥ ΩΣ ΠΡΟΣ ΜΑΖΑ 1 G ( $SAR_{MAX,1G}$ ) ΚΑΙ 10 G ( $SAR_{MAX,10G}$ ) ΥΠΟ ΙΣΧΥ ΕΙΣΟΔΟΥ 1 W, ΚΑΙ ΜΕΓΙΣΤΑ ΕΠΙΤΡΕΠΤΑ ΕΠΙΠΕΔΑ ΙΣΧΥΟΣ ΕΙΣΟΔΟΥ ΓΙΑ ΣΥΜΜΟΡΦΩΣΗ ΜΕ ΤΙΣ ΟΔΗΓΙΕΣ IEEE C95.1-1999 (P<sub>1999</sub>) ΚΑΙ IEEE C95.1-2005 (P<sub>2005</sub>)

<b>SAR<sub>max,1g</sub></b>	521.525 mW/g
<b>SAR<sub>max,10g</sub></b>	112.764 mW/g
<b>P<sub>1999</sub></b>	<3.07 mW
<b>P<sub>2005</sub></b>	<17,74 mW

Στην εικόνα 3.14 φαίνεται η κατανομή του SAR στο ομογενές μοντέλο οφθαλμού και η κλίμακα του SAR κανονικοποιημένου ως προς μάζα 1 g:

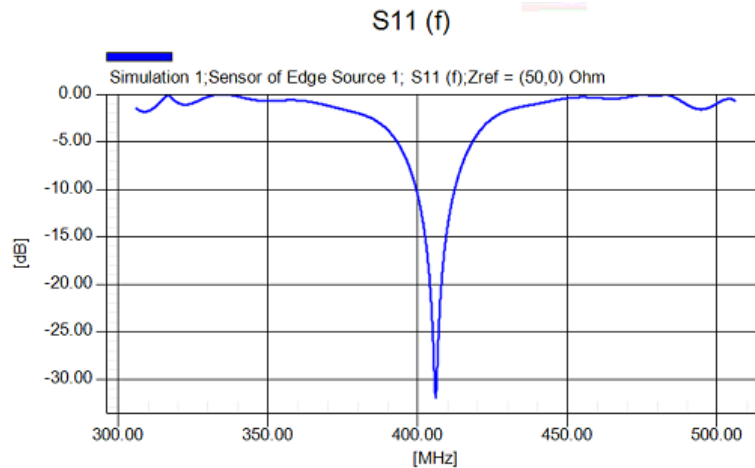


Εικόνα 3.14 Κατανομή του SAR στο ομογενές μοντέλο οφθαλμού για την εμφυτεύσιμη κεραία αμφιβληστροειδούς με βιοσυμβατή επίστρωση Silastic MDX4-4210, στην τομή όπου εμφανίζεται η μέγιστη τιμή του SAR.



Το μέγιστο κέρδος της κεραίας προκύπτει και πάλι ίσο με -47.7 dB, τιμή περίπου 10 φορές μικρότερη σε σχέση με αυτήν που έδινε το HFSS. Αυτό οφείλεται κατά πάσα πιθανότητα στην διαφορετική μέθοδο και στις διαφορετικές συνθήκες προσομοίωσης που χρησιμοποιούν τα προγράμματα.

Για τον τελευταίο έλεγχο, η κεραία τοποθετείται 5.5 mm πίσω από τον φακό ενός ανατομικού μοντέλου οφθαλμού (εικόνα 3.4). Το προκύπτον διάγραμμα του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας είναι το εξής:



Εικόνα 3.15 Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας, στο πρόγραμμα SEMCAD, για εμφυτεύσιμη κεραία αμφιβληστροειδούς τυλιγμένη με βιοσυμβατό υλικό Silastic MDX4-4210 εντός ανατομικού μοντέλου οφθαλμού

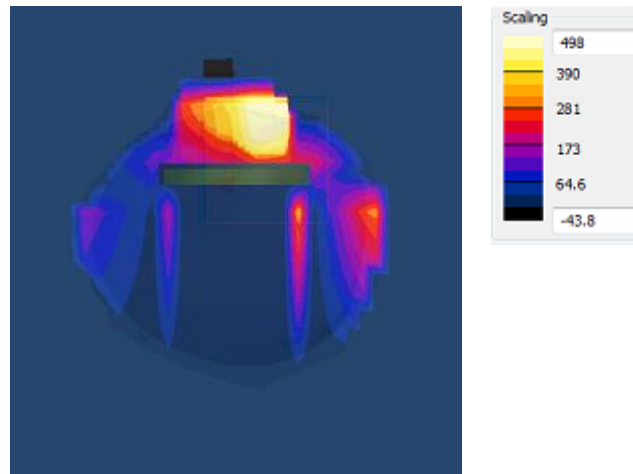
Τα αποτελέσματά μας είναι και πάλι ικανοποιητικά, και στις πιο ρεαλιστικές συνθήκες ανατομικού μοντέλου οφθαλμού. Βρίσκουμε κεντρική συχνότητα τα 405.8 MHz με συντελεστή ανάκλασης σε αυτήν  $|S_{11}| = -31.8$  dB. Το εύρος ζώνης είναι ίσο με 12.92 MHz από τα 399.37 MHz έως τα 412.29 MHz. Και σε αυτήν την περίπτωση επιτυγχάνεται συντονισμός σε όλη τη ζώνη MICS/MEDS - MedRadio (401-406 MHz) βάσει του κριτηρίου συντονισμού  $S_{11} < -10$  dB.

Στη συνέχεια λαμβάνουμε μετρήσεις για το SAR (Specific Absorption Rate – Ειδικός Δείκτης Απορρόφησης) ο οποίος έχει αναφερθεί στην ενότητα 1.3.5. Βρίσκουμε την μέγιστη τιμή του SAR στην συχνότητα συντονισμού  $f_0 = 406$  MHz κανονικοποιημένου ως προς μάζα 1 g ( $SAR_{max,1g}$ ) και 10 g ( $SAR_{max,10g}$ ) υπό ισχύ εισόδου 1 W, και στη συνέχεια τα μέγιστα επιτρεπτά επίπεδα ισχύος εισόδου για συμμόρφωση με τις οδηγίες IEEE C95.1-1999 (P<sub>1999</sub>) και IEEE C95.1-2005 (P<sub>2005</sub>) (ενότητα 2.1.3). Τα αποτελέσματα φαίνονται στον πίνακα 3.5

ΠΙΝΑΚΑΣ 3.5 ΜΕΓΙΣΤΗ ΤΙΜΗ ΤΟΥ SAR ΓΙΑ ΤΗΝ ΕΜΦΥΤΕΥΣΙΜΗ ΤΑΙΝΙΑ ΑΜΦΙΒΛΗΣΤΡΟΕΙΔΟΥΣ ΜΕ ΒΙΟΣΥΜΒΑΤΗ ΕΠΙΣΤΡΩΣΗ SILASTIC MDX, ΕΝΤΟΣ ΑΝΑΤΟΜΙΚΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ ΟΦΘΑΛΜΟΥ, ΚΑΝΟΝΙΚΟΠΟΙΗΜΕΝΟΥ ΩΣ ΠΡΟΣ ΜΑΖΑ 1 G ( $SAR_{MAX,1G}$ ) ΚΑΙ 10 G ( $SAR_{MAX,10G}$ ) ΥΠΟ ΙΣΧΥ ΕΙΣΟΔΟΥ 1 W, ΚΑΙ ΜΕΓΙΣΤΑ ΕΠΙΤΡΕΠΤΑ ΕΠΙΠΕΔΑ ΙΣΧΥΟΣ ΕΙΣΟΔΟΥ ΓΙΑ ΣΥΜΜΟΡΦΩΣΗ ΜΕ ΤΙΣ ΟΔΗΓΙΕΣ IEEE C95.1-1999 (P<sub>1999</sub>) ΚΑΙ IEEE C95.1-2005 (P<sub>2005</sub>)

<b>SAR<sub>max,1g</sub></b>	497.74 mW/g
<b>SAR<sub>max,10g</sub></b>	96.24 mW/g
<b>P<sub>1999</sub></b>	<3.21 mW
<b>P<sub>2005</sub></b>	<20.78 mW

Στην εικόνα 3.16 φαίνεται η κατανομή του SAR στο ανατομικό μοντέλο οφθαλμού και η κλίμακα του SAR κανονικοποιημένου ως προς μάζα 1 g:



Εικόνα 3.16 Κατανομή του SAR στο ανατομικό μοντέλο οφθαλμού για την εμφυτεύσιμη κεραία αμφιβληστροειδούς με βιοσυμβατή επίστρωση Silastic MDX4-4210, στην τομή όπου εμφανίζεται η μέγιστη τιμή του SAR.

Το μέγιστο κέρδος προκύπτει ίσο με -47.2 dB, τιμή παρόμοια με την προηγούμενη.

Συμπερασματικά, παρατηρούμε πως η εμφυτεύσιμη κεραία ενθυλακωμένη εντός του βιοσυμβατού υλικού Silastic MDX4-4210 επιτυγχάνει τον επιθυμητό συντονισμό σε όλα τα σενάρια και έχει σχετικά καλή απόδοση και μέγιστο κέρδος. Οι τιμές του SAR είναι αντίστοιχης τάξης με αυτές που εμφανίζονται στην βιβλιογραφία [41], [120].

### 3.4.2 ΕΝΘΥΛΑΚΩΣΗ ΕΝΤΟΣ ΤΟΥ ΒΙΟΣΥΜΒΑΤΟΥ ΥΛΙΚΟΥ ΡΕΕΚ

Στη συνέχεια δοκιμάζεται η χρήση του ΡΕΕΚ ως βιοσυμβατή επίστρωση.

#### 3.4.2.1 Σχεδιασμός Κεραίας στο Ansoft HFSS

Όπως και προηγουμένως, για τον σχεδιασμό της κεραίας στο πρόγραμμα HFSS χρησιμοποιείται κανονικό ομογενές σφαιρικό μοντέλο οφθαλμού (εικόνα 3.1). Ως κεντρική συχνότητα συντονισμού  $f_0$  λαμβάνεται η 406 MHz που αποτελεί το άνω άκρο της ζώνης MICS/MEDS - MedRadio. Χρησιμοποιώντας το προκύπτον μοντέλο κεραίας ενθυλακωμένης εντός Silastic MDX4-4210 και την μεθοδολογία και το μοντέλο που παρουσιάστηκε στην ενότητα 3.3 καταλήγουμε στο σχέδιο της εικόνας 3.17.

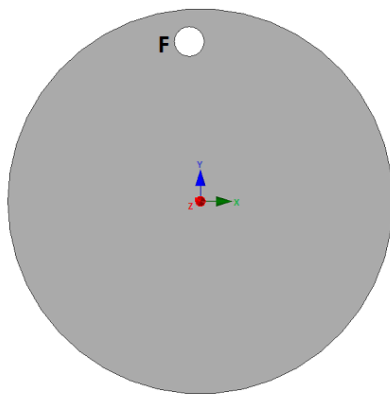
Οι προκύπτουσες τιμές των παραμέτρων σχεδίασης φαίνονται στον πίνακα 3.6:

ΠΙΝΑΚΑΣ 3.6 ΤΙΜΕΣ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΣΧΕΔΙΑΣΗΣ ΓΙΑ ΕΜΦΥΤΕΥΣΙΜΗ ΚΕΡΑΙΑ ΑΜΦΙΒΛΗΣΤΡΟΕΙΔΟΥΣ ΕΝΘΥΛΑΚΩΜΕΝΗ ΕΝΤΟΣ ΒΙΟΣΥΜΒΑΤΟΥ ΥΛΙΚΟΥ ΡΕΕΚ ΓΙΑ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟ ΣΤΗΝ ΖΩΝΗ MICS/MEDS - MEDRADIO

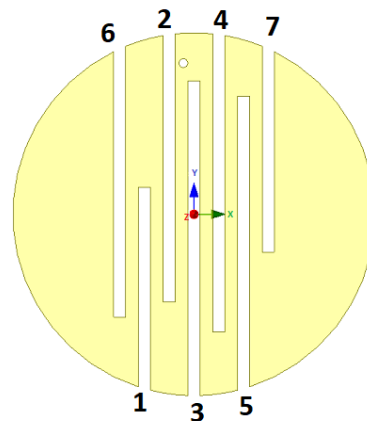
Παράμετρος	Τιμή (μονάδα μέτρησης)	Παράμετρος	Τιμή (μονάδα μέτρησης)
$R_g$	6.02 mm	$l_3$	10.4 mm
$R_p$	6 mm	$l_4$	9.9 mm

$R_{sp}$	0.2 mm	$l_5$	9.9 mm
$R_c$	0.145 mm	$l_6$	9.4 mm
$F_x, F_y$	-0.35, 5 (mm)	$l_7$	<b>7.25 mm</b>
$s_x, s_y$	0.41, -3.5 (mm)	$l_1'$	10.4 mm
$h_1=h_2$	0.635 mm	$l_2'$	10.4 mm
$h_3$	0.5 mm	$l_3'$	10.4 mm
$W_{bio}$	0.5 mm	$l_4'$	9.9 mm
$w$	0.4 mm	$l_5'$	9.9 mm
$d$	0.42 mm	$l_6'$	9.4 mm
$l_1$	6.9 mm	$l_7'$	<b>7.65 mm</b>
$l_2$	8.9 mm		

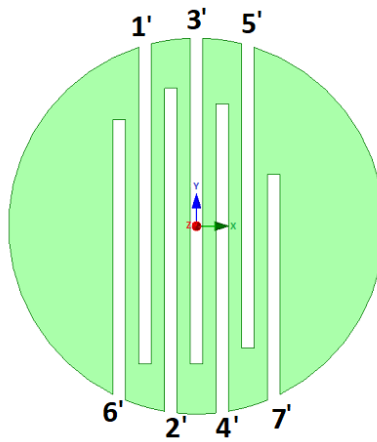
Με έντονη γραφή φαίνονται οι διαφορές στις παραμέτρους σχεδίασης σε σχέση με την κεραία με βιοσυμβατή επίστρωση Silastic MDX4-4210. Όπως ήταν αναμενόμενο, οι διαφορές είναι πολύ μικρές μιας και τα δύο υλικά έχουν παρόμοιες διηλεκτρικές ιδιότητες (**Silastic MDX4-4210**:  $\epsilon_r=3.3$ ,  $\sigma=5e^{-14}$ , **PEEK**:  $\epsilon_r=3.2$ ,  $\sigma=2.04e^{-15}$ )



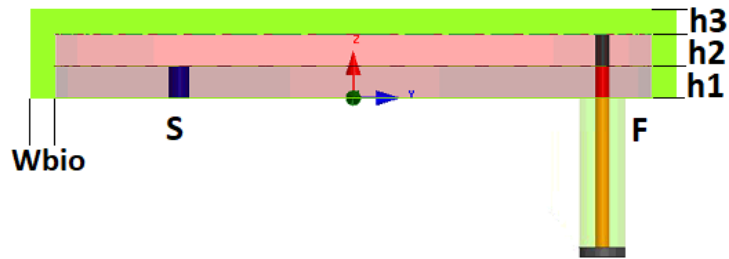
(α)



(β)



(γ)



(δ)

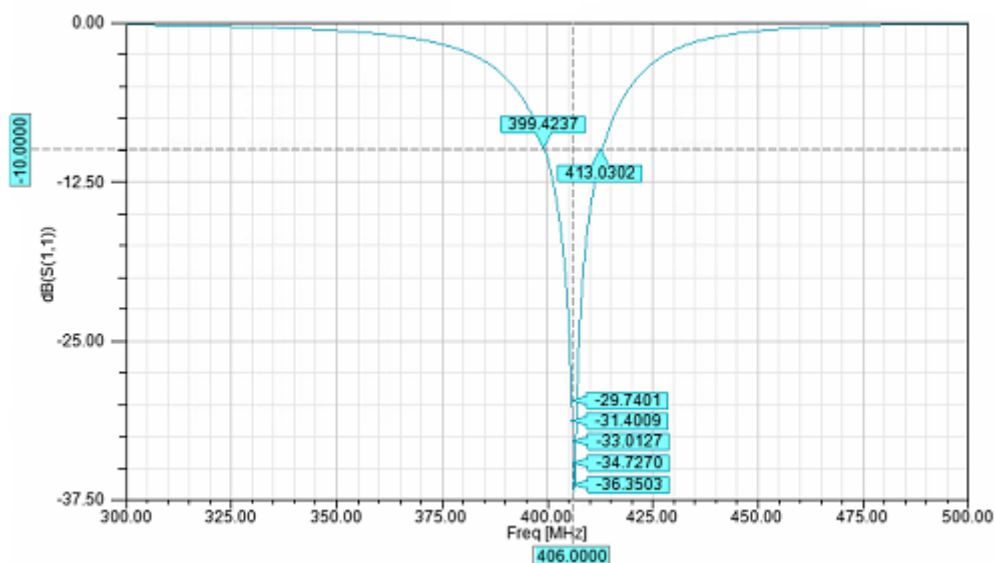
Εικόνα 3.17 Μοντέλο εμφυτεύσιμης κεραίας μικροταινίας για χρήση σε εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς, με βιοσυμβατή επίστρωση PEEK: (α) επίπεδο γείωσης, (β) κάτω ταινία, (γ) άνω ταινία, και (δ) πλάγια όψη.

Από τα παραπάνω γίνεται σαφές πως ο συνολικός όγκος της κεραίας από το γνωστό τύπο για τον όγκο του κυλίνδρου είναι:

$$V_{\text{κυλινδρου}} = \pi \cdot r^2 \cdot h = \pi \cdot 6.5^2 \cdot 1.77 = 234.95 \text{ mm}^3$$

ο οποίος είναι ικανοποιητικός για εμφύτευμα στον οφθαλμό.

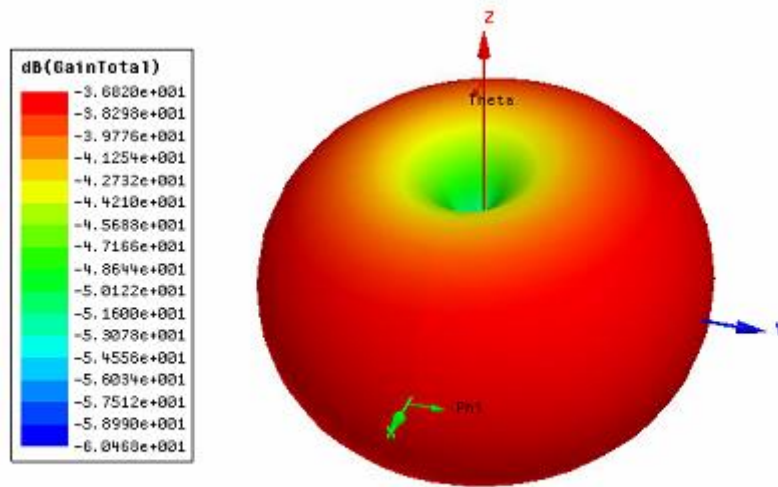
Το διάγραμμα του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας, όπως αυτό προκύπτει από το πρόγραμμα HFSS φαίνεται παρακάτω:



Εικόνα 3.18 Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας, στο πρόγραμμα Ansoft HFSS, για εμφυτεύσιμη κεραία αμφιβληστροειδούς τυλιγμένη με βιοσυμβατό υλικό PEEK

Όπως φαίνεται στο παραπάνω σχεδιάγραμμα, έχει επιτευχθεί συντονισμός σε όλη τη ζώνη MICS/MEDS - MedRadio (401-406 MHz) βάσει του κριτηρίου συντονισμού  $S_{11} < -10$  dB. Συγκεκριμένα το εύρος ζώνης είναι 13.63 MHz με επίτευξη συντονισμού από τα 399.42 MHz ως τα 413.03 MHz. Στην κεντρική συχνότητα συντονισμού (406 MHz) επιτυγχάνεται συντελεστής ανάκλασης  $|S_{11}| = -36.35$  dB.

Παρακάτω φαίνεται το τρισδιάστατο διάγραμμα κέρδους της κεραίας όπως αυτό προκύπτει από το Ansoft HFSS:

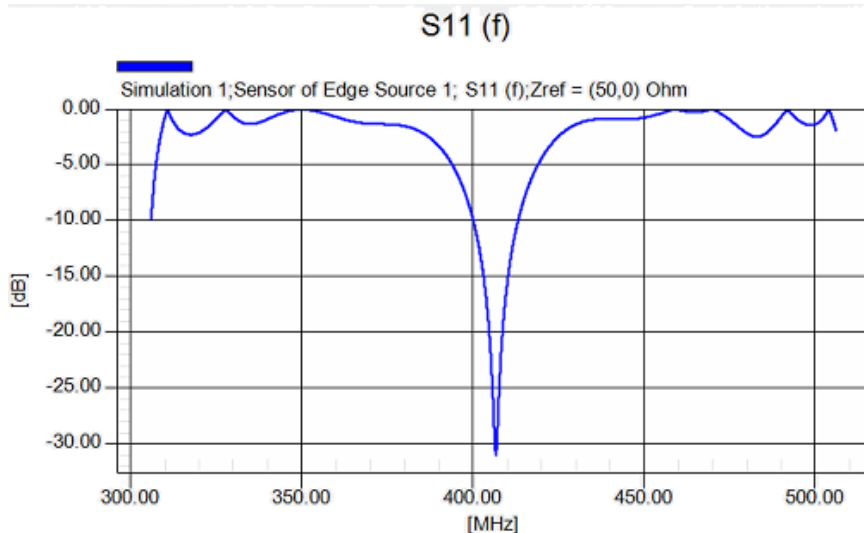


Εικόνα 3.19 Τρισδιάστατο διάγραμμα κέρδους εμφυτεύσιμης κεραίας αμφιβληστροειδούς με βιοσυμβατή επίστρωση PEEK όπως προκύπτει από το πρόγραμμα HFSS

Όπως φαίνεται από το διάγραμμα, το μέγιστο κέρδος της κεραίας σε dB είναι ίσο με -36.82 dB. Η απόδοση της κεραίας προκύπτει ως 0.039%.

#### 3.4.2.2 Επαλήθευση Κεραίας στο SEMCAD X και δεδομένα Ασφαλείας

Στη συνέχεια, το μοντέλο της κεραίας εισάγεται στο πρόγραμμα SEMCAD X και τοποθετείται και πάλι εντός του σφαιρικού κανονικού μοντέλου οφθαλμού. Το διάγραμμα του συντελεστή ανάκλασης αυτή την φορά προκύπτει ως εξής:



Εικόνα 3.20 Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας, στο πρόγραμμα SEMCAD, για εμφυτεύσιμη κεραία αμφιβληστροειδούς τυλιγμένη με βιοσυμβατό υλικό PEEK εντός σφαιρικού ομογενούς μοντέλου οφθαλμού

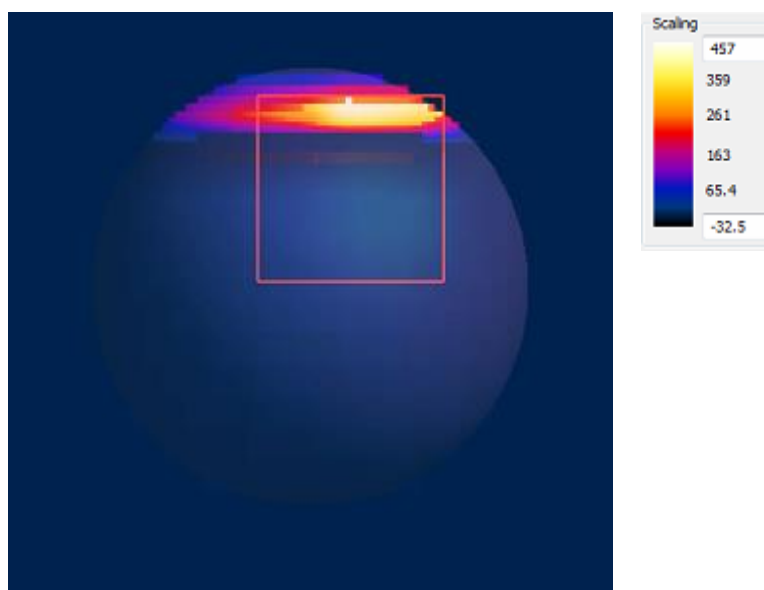
Παρατηρούμε πως τα αποτελέσματα είναι περίπου ίδια. Τυχούσες διαφορές οφείλονται στην διαφορετική μέθοδο που χρησιμοποιούν τα προγράμματα, όπως αναφέρθηκε στην ενότητα 3.1. Βρίσκουμε κεντρική συχνότητα τα 406.17 MHz με συντελεστή ανάκλασης σε αυτήν  $|S_{11}| = -30.76$  dB. Το εύρος ζώνης είναι ίσο με 13.6 MHz από τα 399.7 MHz έως τα 413.3 MHz. Και σε αυτήν την περίπτωση επιτυγχάνεται συντονισμός σε όλη τη ζώνη MICS/MEDS - MedRadio (401-406 MHz) βάσει του κριτηρίου συντονισμού  $S_{11} < -10$  dB.

Στη συνέχεια λαμβάνουμε μετρήσεις για το SAR (Specific Absorption Rate – Ειδικός Δείκτης Απορρόφησης) ο οποίος έχει αναφερθεί στην ενότητα 1.3.5. Βρίσκουμε την μέγιστη τιμή του SAR κανονικοποιημένου ως προς μάζα 1 g ( $SAR_{max,1g}$ ) και 10 g ( $SAR_{max,10g}$ ) υπό ισχύ εισόδου 1 W, και στη συνέχεια τα μέγιστα επιτρεπτά επίπεδα ισχύος εισόδου για συμμόρφωση με τις οδηγίες IEEE C95.1-1999 ( $P_{1999}$ ) και IEEE C95.1-2005 ( $P_{2005}$ ) (ενότητα 2.1.3). Τα αποτελέσματα φαίνονται στον πίνακα 3.7

ΠΙΝΑΚΑΣ 3.7 ΜΕΓΙΣΤΗ ΤΙΜΗ ΤΟΥ SAR ΓΙΑ ΤΗΝ ΕΜΦΥΤΕΥΣΙΜΗ ΤΑΙΝΙΑ ΑΜΦΙΒΛΗΣΤΡΟΕΙΔΟΥΣ ΜΕ ΒΙΟΣΥΜΒΑΤΗ ΕΠΙΣΤΡΩΣΗ ΡΕΕΚ ΕΝΤΟΣ ΚΑΝΟΝΙΚΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ ΟΦΘΑΛΜΟΥ, ΚΑΝΟΝΙΚΟΠΟΙΗΜΕΝΟΥ ΩΣ ΠΡΟΣ ΜΑΖΑ 1 G ( $SAR_{MAX,1G}$ ) ΚΑΙ 10 G ( $SAR_{MAX,10G}$ ) ΥΠΟ ΙΣΧΥ ΕΙΣΟΔΟΥ 1 W, ΚΑΙ ΜΕΓΙΣΤΑ ΕΠΙΤΡΕΠΤΑ ΕΠΙΠΕΔΑ ΙΣΧΥΟΣ ΕΙΣΟΔΟΥ ΓΙΑ ΣΥΜΜΟΡΦΩΣΗ ΜΕ ΤΙΣ ΟΔΗΓΙΕΣ IEEE C95.1-1999 ( $P_{1999}$ ) ΚΑΙ IEEE C95.1-2005 ( $P_{2005}$ )

<b>SAR<sub>max,1g</sub></b>	456.556 mW/g
<b>SAR<sub>max,10g</sub></b>	116.905 mW/g
<b>P<sub>1999</sub></b>	<3.5 mW
<b>P<sub>2005</sub></b>	<17,11 mW

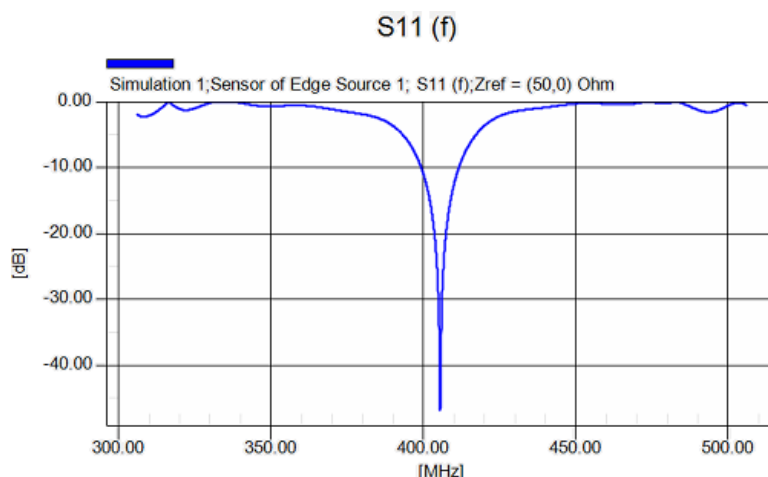
Στην εικόνα 3.21 φαίνεται η κατανομή του SAR στο ομογενές μοντέλο οφθαλμού και η κλίμακα του SAR κανονικοποιημένου ως προς μάζα 1 g:



Εικόνα 3.21 Κατανομή του SAR στο ομογενές μοντέλο οφθαλμού για την εμφυτεύσιμη κεραία αμφιβληστροειδούς με βιοσυμβατή επίστρωση ΡΕΕΚ, στην τομή όπου εμφανίζεται η μέγιστη τιμή του SAR.

Το μέγιστο κέρδος της κεραίας προκύπτει και πάλι ίσο με -47.18 dB, τιμή περίπου 10 φορές μικρότερη σε σχέση με αυτήν που έδινε το HFSS. Αυτό οφείλεται κατά πάσα πιθανότητα στην διαφορετική μέθοδο και στις διαφορετικές συνθήκες προσομοίωσης που χρησιμοποιούν τα προγράμματα.

Για τον τελευταίο έλεγχο, η κεραία τοποθετείται 5.5 mm πίσω από τον φακό ενός ανατομικού μοντέλου οφθαλμού (εικόνα 3.4). Το προκύπτον διάγραμμα του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας είναι το εξής:



Εικόνα 3.22 Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας, στο πρόγραμμα SEMCAD, για εμφυτεύσιμη κεραία αμφιβληστροειδούς τυλιγμένη με βιοσυμβατό υλικό PEEK εντός ανατομικού μοντέλου οφθαλμού

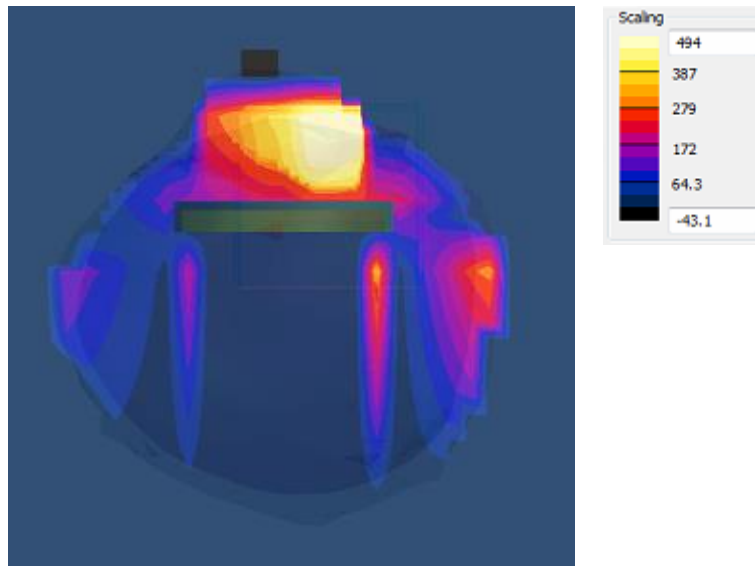
Τα αποτελέσματά μας είναι και πάλι ικανοποιητικά, και στις πιο ρεαλιστικές συνθήκες ανατομικού μοντέλου οφθαλμού. Βρίσκουμε κεντρική συχνότητα τα 405.15 MHz με συντελεστή ανάκλασης σε αυτήν  $|S_{11}| = -46.4$  dB. Το εύρος ζώνης είναι ίσο με 13.25 MHz από τα 398.7 MHz έως τα 411.95 MHz. Και σε αυτήν την περίπτωση επιτυγχάνεται συντονισμός σε όλη τη ζώνη MICS/MEDS - MedRadio (401-406 MHz) βάσει του κριτηρίου συντονισμού  $S_{11} < -10$  dB.

Στη συνέχεια λαμβάνουμε μετρήσεις για το SAR (Specific Absorption Rate – Ειδικός Δείκτης Απορρόφησης) ο οποίος έχει αναφερθεί στην ενότητα 1.3.5. Βρίσκουμε την μέγιστη τιμή του SAR στην συχνότητα συντονισμού  $f_0 = 406$  MHz κανονικοποιημένου ως προς μάζα 1 g ( $SAR_{max,1g}$ ) και 10 g ( $SAR_{max,10g}$ ) υπό ισχύ εισόδου 1 W, και στη συνέχεια τα μέγιστα επιτρεπτά επίπεδα ισχύος εισόδου για συμμόρφωση με τις οδηγίες IEEE C95.1-1999 ( $P_{1999}$ ) και IEEE C95.1-2005 ( $P_{2005}$ ) (ενότητα 2.1.3). Τα αποτελέσματα φαίνονται στον πίνακα 3.8

ΠΙΝΑΚΑΣ 3.8 ΜΕΓΙΣΤΗ ΤΙΜΗ ΤΟΥ SAR ΓΙΑ ΤΗΝ ΕΜΦΥΤΕΥΣΙΜΗ ΤΑΙΝΙΑ ΑΜΦΙΒΛΗΣΤΡΟΕΙΔΟΥΣ ΜΕ ΒΙΟΣΥΜΒΑΤΗ ΕΠΙΣΤΡΩΣΗ PEEK, ΕΝΤΟΣ ΑΝΑΤΟΜΙΚΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ ΟΦΘΑΛΜΟΥ, ΚΑΝΟΝΙΚΟΠΟΙΗΜΕΝΟΥ ΩΣ ΠΡΟΣ ΜΑΖΑ 1 G ( $SAR_{MAX,1G}$ ) ΚΑΙ 10 G ( $SAR_{MAX,10G}$ ) ΥΠΟ ΙΣΧΥ ΕΙΣΟΔΟΥ 1 W, ΚΑΙ ΜΕΓΙΣΤΑ ΕΠΙΤΡΕΠΤΑ ΕΠΙΠΕΔΑ ΙΣΧΥΟΣ ΕΙΣΟΔΟΥ ΓΙΑ ΣΥΜΜΟΡΦΩΣΗ ΜΕ ΤΙΣ ΟΔΗΓΙΕΣ IEEE C95.1-1999 ( $P_{1999}$ ) ΚΑΙ IEEE C95.1-2005 ( $P_{2005}$ )

<b>SAR<sub>max,1g</sub></b>	494.29 mW/g
<b>SAR<sub>max,10g</sub></b>	95.58 mW/g
<b>P<sub>1999</sub></b>	<3.23 mW
<b>P<sub>2005</sub></b>	<20.92 mW

Στην εικόνα 3.23 φαίνεται η κατανομή του SAR στο ανατομικό μοντέλο οφθαλμού και η κλίμακα του SAR κανονικοποιημένου ως προς μάζα 1 g:



Εικόνα 3.23 Κατανομή του SAR στο ανατομικό μοντέλο οφθαλμού για την εμφυτεύσιμη κεραία αμφιβληστροειδούς με βιοσυμβατή επίστρωση PEEK, στην τομή όπου εμφανίζεται η μέγιστη τιμή του SAR.

Το μέγιστο κέρδος προκύπτει ίσο με  $-47.83$  dB, τιμή παρόμοια με την προηγούμενη.

Συμπερασματικά, παρατηρούμε πως η εμφυτεύσιμη κεραία με βιοσυμβατή επίστρωση PEEK επιτυγχάνει τον επιθυμητό συντονισμό σε όλα τα σενάρια και έχει σχετικά καλή απόδοση και μέγιστο κέρδος. Οι τιμές του SAR είναι αντίστοιχης τάξης με αυτές που εμφανίζονται στην βιβλιογραφία [41], [120]. Ταυτόχρονα επιβεβαιώνεται πως τα χαρακτηριστικά της είναι πολύ παρόμοια με της κεραίας που έχει ως βιοσυμβατή επίστρωση Silastic MDX4-4210 καθώς τα δύο υλικά έχουν παρόμοιες διηλεκτρικές ιδιότητες.

---

#### 3.4.3 ΕΝΘΥΛΑΚΩΣΗ ΕΝΤΟΣ ΤΟΥ ΒΙΟΣΥΜΒΑΤΟΥ ΥΛΙΚΟΥ ZIRCONIA

---

Στη συνέχεια δοκιμάζεται η χρήση του διοξειδίου του ζirkονίου ως βιοσυμβατή επίστρωση.

##### 3.4.3.1 Σχεδιασμός Κεραίας στο Ansoft HFSS

---

Όπως και προηγουμένως, για τον σχεδιασμό της κεραίας στο πρόγραμμα HFSS χρησιμοποιείται κανονικό ομογενές σφαιρικό μοντέλο οφθαλμού (εικόνα 3.1). Ως κεντρική συχνότητα συντονισμού  $f_0$  λαμβάνεται η 406 MHz που αποτελεί το άνω άκρο της ζώνης MICS/MEDS - MedRadio. Χρησιμοποιώντας και πάλι την μεθοδολογία και το μοντέλο που παρουσιάστηκε στην ενότητα 3.3 καταλήγουμε στο σχέδιο της εικόνας 3.24.

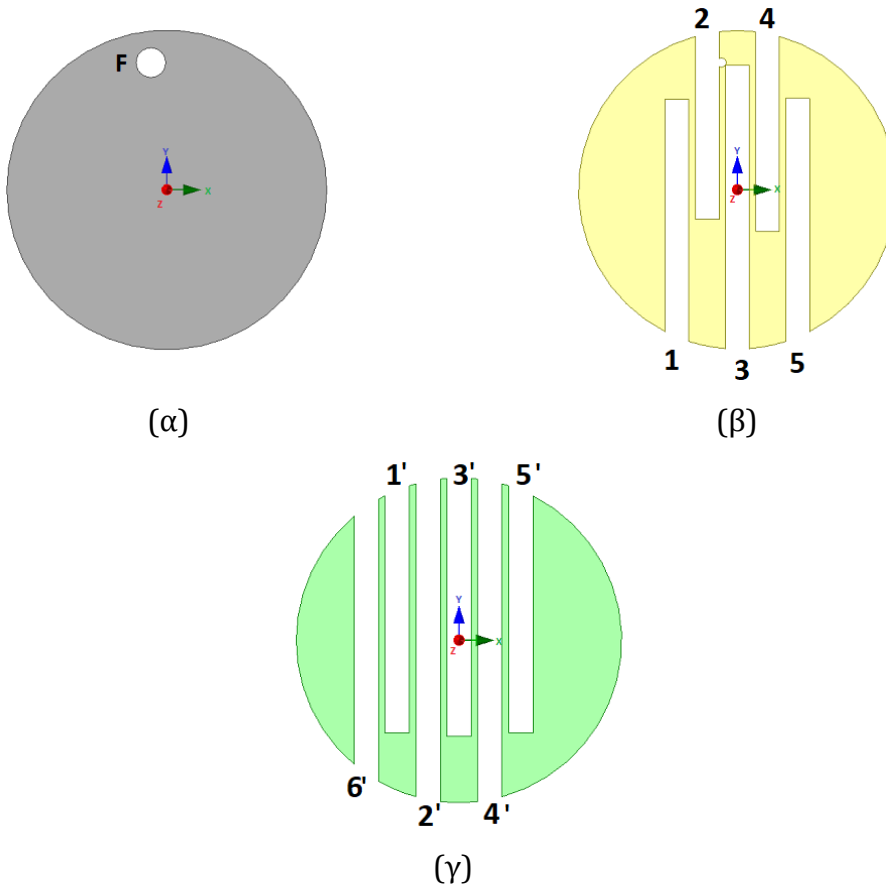
Οι προκύπτουσες τιμές των παραμέτρων σχεδίασης φαίνονται στον πίνακα 3.9. Με έντονη γραφή φαίνονται οι διαφορές στις παραμέτρους σχεδίασης σε σχέση με την κεραία με βιοσυμβατή επίστρωση Silastic MDX4-4210. Όπως ήταν αναμενόμενο, οι διαφορές είναι πολύ μεγάλες μιας και τα δύο υλικά έχουν πολύ

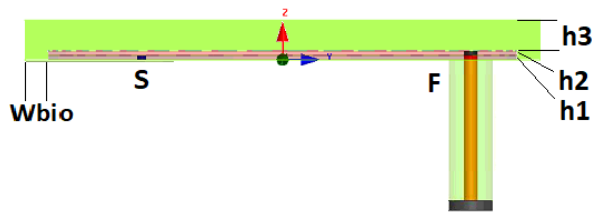


διαφορετικές διηλεκτρικές ιδιότητες (**Silastic MDX4-4210**:  $\epsilon_r=3.3$ ,  $\sigma= 5e^{-14}$ , **Zirconia**:  $\epsilon_r=29$ ,  $\sigma= 10^{-11}$ ). Επίσης, έχουμε λιγότερες εγκοπές σε κάθε ταινία.

ΠΙΝΑΚΑΣ 3.9 ΤΙΜΕΣ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΣΧΕΔΙΑΣΗΣ ΓΙΑ ΕΜΦΥΤΕΥΣΙΜΗ ΚΕΡΑΙΑ ΑΜΦΙΒΛΗΣΤΡΟΕΙΔΟΥΣ ΤΥΛΙΓΜΕΝΗ ΜΕ ΒΙΟΣΥΜΒΑΤΟ ΥΛΙΚΟ ΡΕΕΚ ΓΙΑ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟ ΣΤΗΝ ΖΩΝΗ MICS/MEDS - MEDRADIO

Παράμετρος	Τιμή (μονάδα μέτρησης)	Παράμετρος	Τιμή (μονάδα μέτρησης)
$R_g$	5.02 mm	$l_1$	7.85 mm
$R_p$	5 mm	$l_2$	5.93 mm
$R_{sp}$	0.1 mm	$l_3$	8.9 mm
$R_c$	0.145 mm	$l_4$	6.3 mm
$F_x, F_y$	-0.5 , 4 (mm)	$l_5$	7.88 mm
$s_x, s_y$	0.41 , -3 (mm)	$l_1'$	7.85 mm
$h_1=h_2$	0.097 mm	$l_2'$	10 mm
$h_3$	0.65 mm	$l_3'$	7.97 mm
$W_{bio}$	0.5 mm	$l_4'$	10 mm
$w$	0.75 mm	$l_5'$	7.86 mm
$d$	0.2 mm	$l_6'$	10 mm





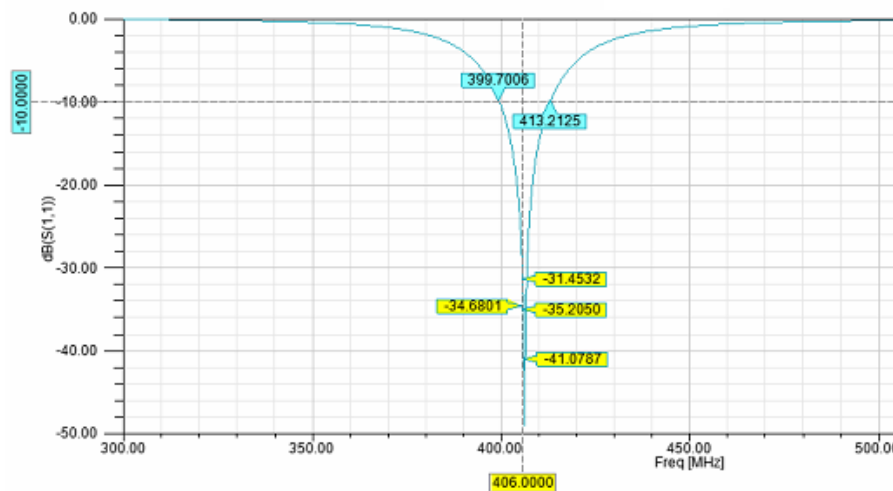
(δ)

Εικόνα 3.24 Μοντέλο εμφυτεύσιμης κεραίας μικροταινίας για χρήση σε εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς, με βιοσυμβατή επίστρωση Zirconia: (α) επίπεδο γείωσης, (β) κάτω ταινία, (γ) άνω ταινία, και (δ) πλάγια όψη.

Από τα παραπάνω γίνεται σαφές πως ο συνολικός όγκος της κεραίας από το γνωστό τύπο για τον όγκο του κυλίνδρου είναι:

$$V_{\text{κυλίνδρου}} = \pi \cdot r^2 \cdot h = \pi \cdot 5.5^2 \cdot 0.84 = 80.2 \text{ mm}^3$$

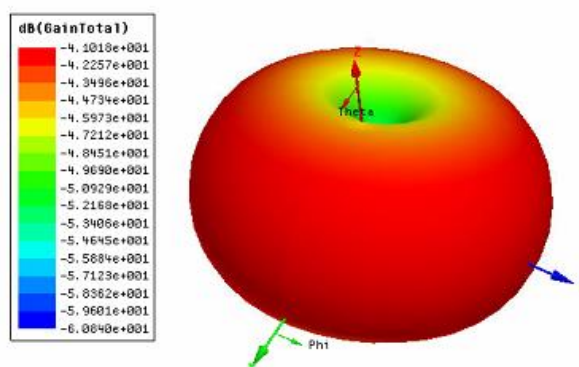
ο οποίος είναι πολύ ικανοποιητικός για εμφύτευμα στον οφθαλμό. Παρατηρούμε πως η κεραία αυτή εμφανίζει κάποια ιδιαίτερα χαρακτηριστικά ως προς τον σχεδιασμό της: έχει πολύ λεπτά υποστρώματα με πολύ παχύτερο το βιοσυμβατό υλικό σε σχέση με αυτά. Ταυτόχρονα, όπως φαίνεται στην εικόνα 3(β,γ), το καλώδιο της τροφοδοσίας περνάει από εγκοπή στην κάτω ταινία και τροφοδοτεί μόνο ένα μικρό κομμάτι της άνω ταινίας, αφού αυτή χωρίζεται από τις εγκοπές σε τέσσερα διακριτά μέρη. Τα υπόλοιπα μέρη παρ'όλ'αυτά, δεν είναι άχρηστα, αλλά συμβάλλουν στην ακτινοβολία της κεραίας επαγωγικά. Οι παραπάνω ιδιαιτερότητες σε συνδυασμό με το μικρό συνολικό μέγεθος καθιστούν τον σχεδιασμό της κεραίας αυτής δυσκολότερο και τα χαρακτηριστικά ακτινοβολίας της ευαίσθητα σε μικρές αλλαγές του σχεδιασμού ή συνθηκών προσομοίωσης. Το διάγραμμα του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας, όπως αυτό προκύπτει από το πρόγραμμα HFSS φαίνεται παρακάτω:



Εικόνα 3.25 Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας, στο πρόγραμμα Ansoft HFSS, για εμφυτεύσιμη κεραία αμφιβληστροειδούς τυλιγμένη με βιοσυμβατό υλικό Zirconia

Όπως φαίνεται στο παραπάνω σχεδιάγραμμα, έχει επιτευχθεί συντονισμός σε όλη τη ζώνη MICS/MEDS - MedRadio (401-406 MHz) βάσει του κριτηρίου συντονισμού  $S_{11} < -10$  dB. Συγκεκριμένα το εύρος ζώνης είναι 13.51 MHz με επίτευξη συντονισμού από τα 399.7 MHz ως τα 413.21 MHz. Στην κεντρική συχνότητα συντονισμού (406 MHz) επιτυγχάνεται συντελεστής ανάκλασης  $|S_{11}| = -41.08$  dB.

Παρακάτω φαίνεται το τρισδιάστατο διάγραμμα κέρδους της κεραίας όπως αυτό προκύπτει από το Ansoft HFSS:



Εικόνα 3.26 Τρισδιάστατο διάγραμμα κέρδους εμφυτεύσιμης κεραίας αμφιβληστροειδούς με βιοσυμβατή επίστρωση Zirconia όπως προκύπτει από το πρόγραμμα HFSS

Όπως φαίνεται από το διάγραμμα, το μέγιστο κέρδος της κεραίας σε dB είναι ίσο με -41.02 dB. Η απόδοση της κεραίας προκύπτει ως 0.015%. Παρατηρούμε πως και το διάγραμμα ακτινοβολίας καθώς και η απόδοση της κεραίας διαφέρει με αυτά των άλλων δύο κεραίων.

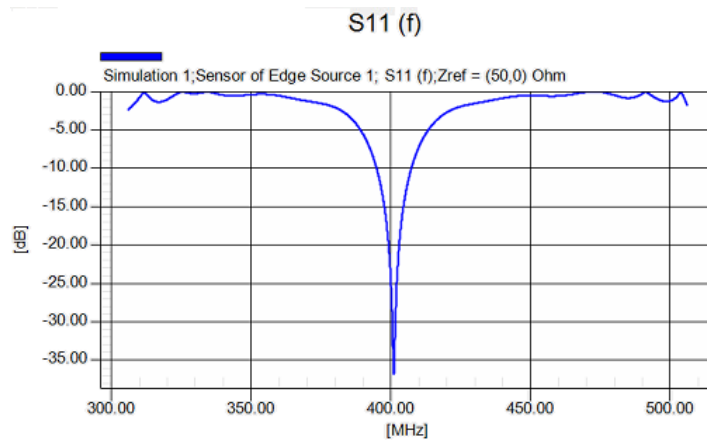
#### 3.4.3.2 Επαλήθευση Κεραίας στο SEMCAD X και δεδομένα Ασφαλείας

Στη συνέχεια, το μοντέλο της κεραίας εισάγεται στο πρόγραμμα SEMCAD X και τοποθετείται και πάλι εντός του σφαιρικού κανονικού μοντέλου οφθαλμού. Το διάγραμμα του συντελεστή ανάκλασης αυτή την φορά προκύπτει όπως φαίνεται στην εικόνα 3.27.

Παρατηρούμε πως τα αποτελέσματα είναι ελαφρώς τροποποιημένα. Οι διαφορές οφείλονται στην διαφορετική μέθοδο που χρησιμοποιούν τα προγράμματα, όπως αναφέρθηκε στην ενότητα 3.1, καθώς και στην διαφορά διακριτοποίησης (voxelling) που τυχόν έχει γίνει. Βρίσκουμε κεντρική συχνότητα τα 400.73 MHz με συντελεστή ανάκλασης σε αυτήν  $|S_{11}| = -36.97$  dB. Το εύρος ζώνης είναι ίσο με 12.58 MHz από τα 394.61 MHz έως τα 407.19 MHz. Και σε αυτήν την περίπτωση επιτυγχάνεται συντονισμός σε όλη τη ζώνη MICS/MEDS - MedRadio (401-406 MHz) βάσει του κριτηρίου συντονισμού  $S_{11} < -10$  dB.

Στη συνέχεια λαμβάνουμε μετρήσεις για το SAR (Specific Absorption Rate – Ειδικός Δείκτης Απορρόφησης) ο οποίος έχει αναφερθεί στην ενότητα 1.3.5. Βρίσκουμε την μέγιστη τιμή του SAR στην κεντρική συχνότητα,

κανονικοποιημένο ως προς μάζα 1 g ( $SAR_{max,1g}$ ) και 10 g ( $SAR_{max,10g}$ ) υπό ισχύ εισόδου 1 W, και στη συνέχεια τα μέγιστα επιτρεπτά επίπεδα ισχύος εισόδου για συμμόρφωση με τις οδηγίες IEEE C95.1-1999 ( $P_{1999}$ ) και IEEE C95.1-2005 ( $P_{2005}$ ) (ενότητα 2.1.3). Τα αποτελέσματα φαίνονται στον πίνακα 3.10

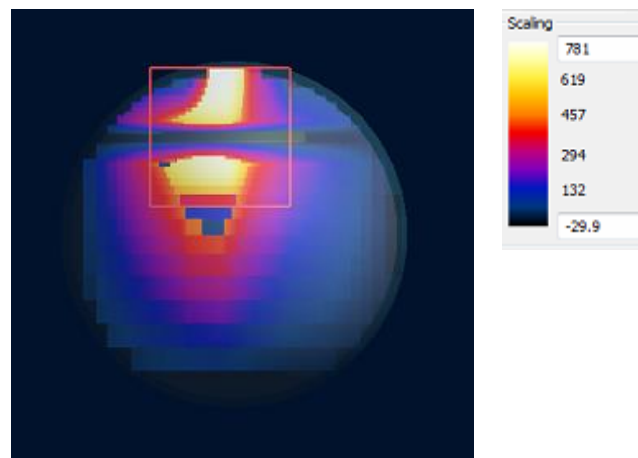


Εικόνα 3.27 Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας, στο πρόγραμμα SEMCAD, για εμφυτεύσιμη κεραία αμφιβληστροειδούς τυλιγμένη με βιοσυμβατό υλικό Zirconia εντός σφαιρικού ομογενούς μοντέλου οφθαλμού

ΠΙΝΑΚΑΣ 3.10 ΜΕΓΙΣΤΗ ΤΙΜΗ ΤΟΥ SAR ΓΙΑ ΤΗΝ ΕΜΦΥΤΕΥΣΙΜΗ ΤΑΙΝΙΑ ΑΜΦΙΒΛΗΣΤΡΟΕΙΔΟΥΣ ΜΕ ΒΙΟΣΥΜΒΑΤΗ ΕΠΙΣΤΡΩΣΗ ZIRCONIA ΕΝΤΟΣ ΚΑΝΟΝΙΚΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ ΟΦΘΑΛΜΟΥ, ΚΑΝΟΝΙΚΟΠΟΙΗΜΕΝΟΥ ΩΣ ΠΡΟΣ ΜΑΖΑ 1 G ( $SAR_{MAX,1G}$ ) ΚΑΙ 10 G ( $SAR_{MAX,10G}$ ) ΥΠΟ ΙΣΧΥ ΕΙΣΟΔΟΥ 1 W, ΚΑΙ ΜΕΓΙΣΤΑ ΕΠΙΤΡΕΠΤΑ ΕΠΙΠΕΔΑ ΙΣΧΥΟΣ ΕΙΣΟΔΟΥ ΓΙΑ ΣΥΜΜΟΡΦΩΣΗ ΜΕ ΤΙΣ ΟΔΗΓΙΕΣ IEEE C95.1-1999 ( $P_{1999}$ ) ΚΑΙ IEEE C95.1-2005 ( $P_{2005}$ )

$SAR_{max,1g}$	791.861 mW/g
$SAR_{max,10g}$	119.754 mW/g
$P_{1999}$	<2.02 mW
$P_{2005}$	<16.7 mW

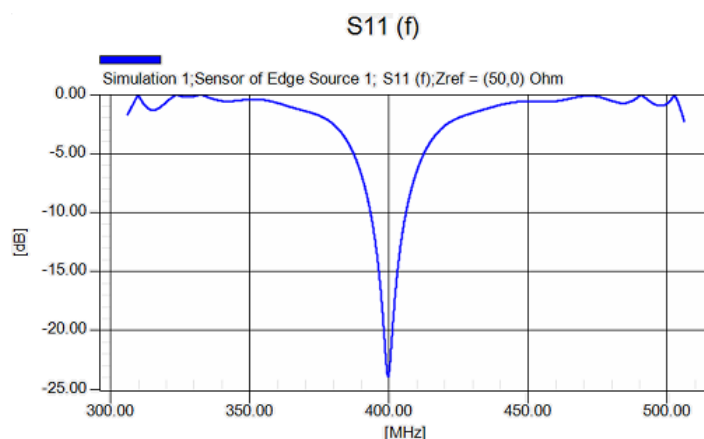
Στην εικόνα 3.28 φαίνεται η κατανομή του SAR στο ομογενές μοντέλο οφθαλμού και η κλίμακα του SAR κανονικοποιημένου ως προς μάζα 1 g:



Εικόνα 3.28 Κατανομή του SAR στο ομογενές μοντέλο οφθαλμού για την εμφυτεύσιμη κεραία αμφιβληστροειδούς με βιοσυμβατή επίστρωση Zirconia, στην τομή όπου εμφανίζεται η μέγιστη τιμή του SAR.

Το μέγιστο κέρδος της κεραίας προκύπτει ίσο με -52.35 dB, τιμή περίπου 10 φορές μικρότερη σε σχέση με αυτήν που έδινε το HFSS. Αυτό οφείλεται κατά πάσα πιθανότητα στην διαφορετική μέθοδο και στις διαφορετικές συνθήκες προσομοίωσης που χρησιμοποιούν τα προγράμματα.

Για τον τελευταίο έλεγχο, η κεραία τοποθετείται 5.5 mm πίσω από τον φακό ενός ανατομικού μοντέλου οφθαλμού (εικόνα 3.4). Το προκύπτον διάγραμμα του συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας είναι το εξής:



Εικόνα 3.29 Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας, στο πρόγραμμα SEMCAD, για εμφυτεύσιμη κεραία αμφιβληστροειδούς τυλιγμένη με βιοσυμβατό υλικό Zirconia εντός ανατομικού μοντέλου οφθαλμού

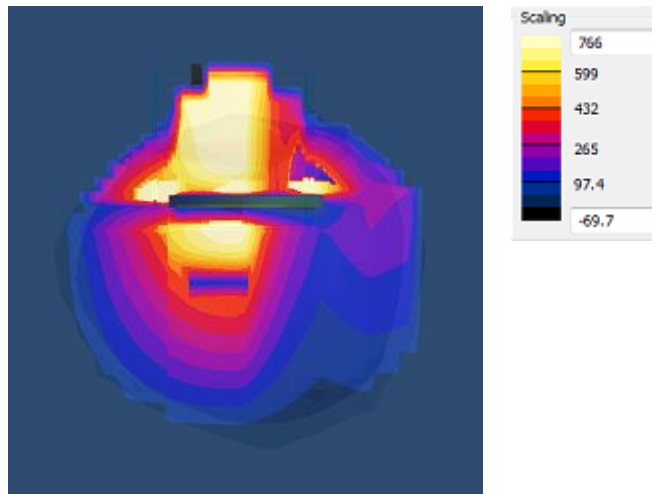
Τα αποτελέσματά μας είναι και πάλι ικανοποιητικά, αν και ελαφρώς διαφορετικά, και στις πιο ρεαλιστικές συνθήκες ανατομικού μοντέλου οφθαλμού. Βρίσκουμε κεντρική συχνότητα τα 399.36 MHz με συντελεστή ανάκλασης σε αυτήν  $|S_{11}| = -23.76$  dB. Το εύρος ζώνης είναι ίσο με 13.26 MHz από τα 392.57 MHz έως τα 405.86 MHz. Και σε αυτήν την περίπτωση επιτυγχάνεται συντονισμός σχεδόν σε όλη τη ζώνη MICS/MEDS – MedRadio (401-406 MHz) βάσει του κριτηρίου συντονισμού  $S_{11} < -10$  dB.

Στη συνέχεια λαμβάνουμε μετρήσεις για το SAR (Specific Absorption Rate – Ειδικός Δείκτης Απορρόφησης) ο οποίος έχει αναφερθεί στην ενότητα 1.3.5. Βρίσκουμε την μέγιστη τιμή του SAR στην συχνότητα συντονισμού  $f_0 = 406$  MHz κανονικοποιημένου ως προς μάζα 1 g ( $SAR_{max,1g}$ ) και 10 g ( $SAR_{max,10g}$ ) υπό ισχύ εισόδου 1 W, και στη συνέχεια τα μέγιστα επιτρεπτά επίπεδα ισχύος εισόδου για συμμόρφωση με τις οδηγίες IEEE C95.1–1999 ( $P_{1999}$ ) και IEEE C95.1–2005 ( $P_{2005}$ ) (ενότητα 2.1.3). Τα αποτελέσματα φαίνονται στον πίνακα 3.11

ΠΙΝΑΚΑΣ 3.11 ΜΕΓΙΣΤΗ ΤΙΜΗ ΤΟΥ SAR ΓΙΑ ΤΗΝ ΕΜΦΥΤΕΥΣΙΜΗ ΤΑΙΝΙΑ ΑΜΦΙΒΛΗΣΤΡΟΕΙΔΟΥΣ ΜΕ ΒΙΟΣΥΜΒΑΤΗ ΕΠΙΣΤΡΩΣΗ ZIRCONIA, ΕΝΤΟΣ ΑΝΑΤΟΜΙΚΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ ΟΦΘΑΛΜΟΥ, ΚΑΝΟΝΙΚΟΠΟΙΗΜΕΝΟΥ ΩΣ ΠΡΟΣ ΜΑΖΑ 1 G ( $SAR_{MAX,1G}$ ) ΚΑΙ 10 G ( $SAR_{MAX,10G}$ ) ΥΠΟ ΙΣΧΥ ΕΙΣΟΔΟΥ 1 W, ΚΑΙ ΜΕΓΙΣΤΑ ΕΠΙΤΡΕΠΤΑ ΕΠΙΠΕΔΑ ΙΣΧΥΟΣ ΕΙΣΟΔΟΥ ΓΙΑ ΣΥΜΜΟΡΦΩΣΗ ΜΕ ΤΙΣ ΟΔΗΓΙΕΣ IEEE C95.1–1999 ( $P_{1999}$ ) ΚΑΙ IEEE C95.1–2005 ( $P_{2005}$ )

<b>SAR<sub>max,1g</sub></b>	765.861 mW/g
<b>SAR<sub>max,10g</sub></b>	91.7 mW/g
<b>P<sub>1999</sub></b>	<2.09 mW
<b>P<sub>2005</sub></b>	<21.81 mW

Στην εικόνα 3.30 φαίνεται η κατανομή του SAR στο ανατομικό μοντέλο οφθαλμού και η κλίμακα του SAR κανονικοποιημένου ως προς μάζα 1 g:



Εικόνα 3.30 Κατανομή του SAR στο ανατομικό μοντέλο οφθαλμού για την εμφυτεύσιμη κεραία αμφιβληστροειδούς με βιοσυμβατή επίστρωση Zirconia, στην τομή όπου εμφανίζεται η μέγιστη τιμή του SAR.

Το μέγιστο κέρδος προκύπτει ίσο με -52.77 dB, τιμή παρόμοια με την προηγούμενη.

Συμπερασματικά, παρατηρούμε πως η εμφυτεύσιμη κεραία με βιοσυμβατή επίστρωση Zirconia επιτυγχάνει τον επιθυμητό συντονισμό σε όλα τα σενάρια και έχει σχετικά καλή απόδοση και μέγιστο κέρδος, χειρότερη όμως σε σχέση με τα προηγούμενα δύο υλικά. Οι τιμές του SAR είναι αντίστοιχης τάξης με αυτές που εμφανίζονται στην βιβλιογραφία [41], [120]. Ταυτόχρονα επιβεβαιώνεται πως τα χαρακτηριστικά της είναι πολύ διαφορετικά με της κεραίες που έχουν ως βιοσυμβατή επίστρωση Silastic MDX4-4210 και PEEK καθώς τα υλικά έχουν πολύ διαφορετικές διηλεκτρικές ιδιότητες.

### 3.5 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΣΥΖΗΤΗΣΗ

#### 3.5.1 ΣΥΓΚΕΝΤΡΩΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΣΧΟΛΙΑΣΜΟΣ

Τα αποτελέσματα του παραπάνω κεφαλαίου όσον αφορά τις προσομοιώσεις στο κανονικό και ανατομικό μοντέλο οφθαλμού, όπως αυτά προκύπτουν από τις προσομοιώσεις του προγράμματος HFSS (με πράσινο) και SEMCAD X (με μπλε), παρουσιάζονται συνοπτικά στους πίνακες 3.12, 3.13. Τονίζεται πως ο σχεδιασμός των κεραίων έγινε στο πρόγραμμα Ansoft HFSS για κεντρική συχνότητα συντονισμού  $f_0 = 406$  MHz.

**ΠΙΝΑΚΑΣ 3.12 ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΕΠΙΔΟΣΕΩΝ ΤΩΝ ΚΕΡΑΙΩΝ ΜΕ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΗ ΒΙΟΣΥΜΒΑΤΗ ΕΠΙΣΤΡΩΣΗ ΕΝΤΟΣ ΤΟΥ ΚΑΝΟΝΙΚΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ ΟΦΘΑΛΜΟΥ.**

Παράμετροι Επιδόσεων	Βιοσυμβατό υλικό: Silastic MDX4-4210	Βιοσυμβατό υλικό: PEEK	Βιοσυμβατό υλικό: Zirconia
$S_{11}$ (dB)	-25,18/-38.69	-30.76/-36.35	-36.97/-41.08

Κεντρική συχνότητα συντονισμού $f_0$ (MHz)	<b>407.1/406</b>	<b>406.17/406</b>	<b>400.73/406</b>
Όγκος (mm <sup>3</sup> )	234.95	234.95	80.2
Εύρος Ζώνης	<b>12.57/13.95</b>	<b>13.6/13.63</b>	<b>12.58/13.51</b>
Μέγ. Κέρδος (dB)	<b>-47.7/-36.64</b>	<b>-47.18/-36.82</b>	<b>-52.35/-41.02</b>
Απόδοση (%)	<b>0.041</b>	<b>0.039</b>	<b>0.015</b>
SAR <sub>1g</sub> (W/kg)	<b>521.525</b>	<b>456.56</b>	<b>791.861</b>
P <sub>1999</sub> (mW)	<b>&lt;3.07</b>	<b>&lt;3.5</b>	<b>&lt;2.02</b>
SAR <sub>10g</sub> (W/kg)	<b>112.764</b>	<b>116.905</b>	<b>119.754</b>
P <sub>2005</sub> (mW)	<b>&lt;17.74</b>	<b>&lt;17.11</b>	<b>&lt;16.7</b>

**ΠΙΝΑΚΑΣ 3.13 ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΕΠΙΔΟΣΕΩΝ ΤΩΝ ΚΕΡΑΙΩΝ ΜΕ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΗ ΒΙΟΣΥΜΒΑΤΗ ΕΠΙΣΤΡΩΣΗ ΕΝΤΟΣ ΤΟΥ ΑΝΑΤΟΜΙΚΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ ΟΦΘΑΛΜΟΥ.**

Παράμετροι Επίδοσεων	Βιοσυμβατό υλικό: Silastic MDX4-4210	Βιοσυμβατό υλικό: PEEK	Βιοσυμβατό υλικό: Zirconia
S <sub>11</sub> (dB)	<b>-31.8</b>	<b>-46.4</b>	<b>-23.76</b>
Κεντρική συχνότητα συντονισμού $f_0$ (MHz)	<b>405.8</b>	<b>405.15</b>	<b>399.36</b>
Εύρος Ζώνης (MHz)	<b>12.92</b>	<b>13.25</b>	<b>13.26</b>
Μέγ. Κέρδος (dB)	<b>-47.2</b>	<b>-47.83</b>	<b>-52.77</b>
SAR <sub>1g</sub> (W/kg)	<b>497.74</b>	<b>494.29</b>	<b>765.861</b>
P <sub>1999</sub> (mW)	<b>&lt;3.21</b>	<b>&lt;3.23</b>	<b>&lt;2.09</b>
SAR <sub>10g</sub> (W/kg)	<b>96.24</b>	<b>95.58</b>	<b>91.7</b>
P <sub>2005</sub> (mW)	<b>&lt;20.78</b>	<b>&lt;20.92</b>	<b>&lt;21.81</b>

Όπως έχει αναφερθεί και παραπάνω, φαίνεται πως οι κεραίες τυλιγμένες με τα βιοσυμβατά υλικά SilasticMDX4-4210 και PEEK έχουν πολύ παρόμοιες ιδιότητες ακτινοβολίας. Οι σχεδιασθείσες κεραίες έχουν ίδιο όγκο, 234.95 mm<sup>3</sup>, που είναι ικανοποιητικός για εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς. Ταυτόχρονα παρουσιάζουν παρόμοια συχνότητα συντονισμού, η οποία παραμένει σταθερή  $\approx 406$  MHz σε όλες τις πραγματοποιηθείσες προσομοιώσεις. Ο συντελεστής ανάκλασης στην κεντρική συχνότητα είναι πολύ καλός και για τις δύο κεραίες, και το εύρος συντονισμού ικανοποιητικό για τον συντονισμό στην ζώνη MICS/MEDS - MedRadio (ζώνη υπηρεσιών ραδιοεπικοινωνίας ιατρικών

συσκευών) η οποία έχει εύρος μόλις 5 MHz. Τα δεδομένα ασφάλειας και ο SAR είναι πολύ ικανοποιητικά και κυμαίνονται στις τιμές που παρουσιάζονται στη βιβλιογραφία [41], [47], [120]. Η απόδοσή και το κέρδος τους προκύπτουν διαφορετικά ανάλογα με την μέθοδο προσομοίωσης που χρησιμοποιείται αλλά είναι σε κάθε περίπτωση συγκρίσιμα με τις πιο χαμηλές τιμές που παρουσιάζονται στην βιβλιογραφία όπως φαίνεται στον πίνακα 3.14. Παρ'όλα αυτά, η χρήση για την οποία σχεδιάστηκαν απαιτεί κοντινή σύζευξη και επομένως δεν θα αποτελεί πρόβλημα η σχετικά μικρή απόδοση ή κέρδος. Έχει αναφερθεί, για παράδειγμα, πως το μέγιστο εύρος τηλεμετρίας μεταξύ μιας κεραίας με απόδοση ακτινοβολίας 0.05% και μιας με απόδοση ακτινοβολίας 0.40% είναι τα 230cm, πολύ μεγαλύτερο από το απαιτούμενο για την συγκεκριμένη εφαρμογή [124].

Η κεραία τυλιγμένη με βιοσυμβατό υλικό Zirconia, από την άλλη, έχει πολύ διαφορετικά χαρακτηριστικά από τις άλλες δύο. Αρχικά έχει πολύ μικρότερο όγκο (περίπου το 1/3 των άλλων), χαρακτηριστικό που την καθιστά πολύ ελκυστική για εμφύτευση αμφιβληστροειδούς, καθώς ο όγκος του οφθαλμού είναι πολύ περιορισμένος. Ταυτόχρονα, όμως, ο μικρός όγκος καθιστά τον σχεδιασμό και την κοπή της κεραίας πιο λεπτομερή, με αποτέλεσμα, όπως παρατηρήθηκε στην προηγούμενη παράγραφο, τα αποτελέσματα που παρουσιάζει να αλλάζουν ως έναν βαθμό, ανάλογα με την μέθοδο προσομοίωσης ή την διακριτοποίηση αυτής. Ενώ για παράδειγμα, η κεραία σχεδιάστηκε με κεντρική συχνότητα συντονισμού τα 406 MHz, παρατηρούμε πως στην προσομοίωση εντός του ανατομικού μοντέλου, η συχνότητα συντονισμού έχει πέσει στα 399.36 MHz. Αυτό σημαίνει πως μικρές ίσως αποκλίσεις από τις τιμές των παραμέτρων που πάρθηκαν κατά τη σχεδίαση, θα έχουν σημαντικά αποτελέσματα στα χαρακτηριστικά ακτινοβολίας της κεραίας, δηλαδή η κεραία μας είναι ευαίσθητη σε μικρές αλλαγές στον σχεδιασμό, πράγμα που καθιστά ίσως την υλοποίησή της δυσκολότερη. Το εύρος ζώνης της είναι ικανοποιητικό για συντονισμό στην ζώνη MICS/MEDS - MedRadio, και τα διαφορετικά περιβάλλοντα προσομοίωσης έδειξαν πως η κεραία συντονίζει στην ζώνη MICS, παρά τις όποιες αποκλίσεις παρουσίασε. Οι τιμές για την απόδοσή της και τον συντελεστή ανάκλασης που παρουσιάζει στην κεντρική συχνότητα συντονισμού είναι και πάλι κοντινές στις τιμές που έδωσαν οι άλλες δύο κεραίες, αν και ελαφρώς χειρότερες. Τα δεδομένα ασφάλειας ασθενούς είναι ικανοποιητικά. Παρατηρούμε πως ο SAR κανονικοποιημένος ως προς 1 g φαίνεται υψηλός συγκριτικά με τις άλλες δύο κεραίες, αλλά κανονικοποιημένος ως προς 10 g είναι πολύ ικανοποιητικός και χαμηλότερος σε σχέση με αυτές. Αυτό σημαίνει πως η κεραία τυλιγμένη με βιοσυμβατό υλικό Zirconia παρουσιάζει υψηλότερες τιμές του SAR σε συγκεκριμένα σημεία ενώ οι άλλες δύο κεραίες «κατανέμουν» τον SAR καλύτερα στο σύνολο του όγκου του οφθαλμού.

**ΠΙΝΑΚΑΣ 3.14 ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΟΓΚΟΥ, ΕΠΙΔΟΣΕΩΝ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΚΑΙ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΥ ΠΡΟΤΕΙΝΟΜΕΝΩΝ ΚΕΡΑΙΩΝ ΜΕ ΚΕΡΑΙΕΣ ΠΟΥ ΕΧΟΥΝ ΠΑΡΟΥΣΙΑΣΤΕΙ ΣΕ ΑΛΛΕΣ ΕΡΕΥΝΕΣ**

Κεραία	Όγκος (mm <sup>3</sup> )	Ιστός	Ζώνη Λειτουργίας	S <sub>11</sub> (dB)	Μέγιστο Κέρδος (dB)	Απόδοση (%)	Βιοσυ/τα
Κυκλική μικροταινιακή τύπου	32.7	Δέρμα	MICS/MEDS (MedRadio)	-14.9	≈-44.5	0.81	Ναι (υπέρ-στρωμα/



μαιάνδρου [48]							υπό-στρωμα)
Τετράγωνη μικροταινιακή τύπου σπείρας [46]	190.5	υαλοειδές υγρό	MICS/MEDS	-12.5	-24.31	8.72	Όχι
Κυκλική μικροταινιακή τύπου μαιάνδρου [62], [120]	261.5	δέρμα	MICS/MEDS	-22.1 / -19.6	-35.01 / -32.21	0.027 / 0.054	Ναι (υπέρ-στρωμα/ επί-στρωση)
Τετράγωνη μικροταινιακή τύπου σπείρας [38]	190.5	δέρμα	MICS/MEDS	≈-35	≈-24	0.61	Όχι
Μονόπολο [46]	N/A	υαλοειδές υγρό	MICS/MEDS	N/A	-49.61	1.42	Όχι
Μονόπολο με ανακλαστήρα [46]	N/A	υαλοειδές υγρό	MICS/MEDS	N/A	-50.77	1.34	Όχι
<b>Προτεινόμενη με SilasticMDX</b>	234.95	υαλοειδές υγρό	MICS/MEDS	-25,2 / -38.7	-47.7 / -36.64	0.040	Ναι (επί-στρωση)
<b>Προτεινόμενη με PEEK</b>	234.95	υαλοειδές υγρό	MICS/MEDS	-30.8 / -36.4	-47.18 / -36.82	0.039	Ναι (επί-στρωση)
<b>Προτεινόμενη με Zirconia</b>	80.2	υαλοειδές υγρό	MICS/MEDS	-37 / -41.1	-52.35 / -41.02	0.015	Ναι (επί-στρωση)

Όπως φαίνεται από τα παραπάνω, οι προτεινόμενες κεραίες παρουσιάζουν θεμιτές τιμές σε όλα τα χαρακτηριστικά αλλά έχουν ελαφρώς μικρή απόδοση. Για αυτό μπορεί να ευθύνονται και τα παρακάτω:

1. Μικρό μέγεθος κεραίων (κυρίως του πάχους των υποστρωμάτων) [41], [125]
2. Η υψηλή αγωγιμότητα του υαλοειδούς υγρού, στο οποίο πραγματοποιούνται οι προσομοιώσεις [46]

### 3.5.2 ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΒΕΛΤΙΩΣΗ ΑΠΟΔΟΣΗΣ ΚΕΡΑΙΩΝ

Η πληρότητα της πειραματικής διαδικασίας θα όριζε την κατασκευή πρωτοτύπου και την in vitro και in vivo παρακολούθηση και αξιολόγηση των κεραίων. Σκοπός της μελέτης αυτής θα ήταν να διαπιστωθεί το κατά πόσον οι κεραίες λειτουργούν ικανοποιητικά σε μια σύζευξη 3 περίπου εκατοστών [126], όπως θα συνέβαινε σε ένα εμφύτευμα αμφιβληστροειδούς, όσον αφορά τις τιμές της ικανοποιητικής αλλά σχετικά μικρής απόδοσης και του κέρδους της κεραίας

που μεταβάλλονται ανάλογα με τις συνθήκες προσομοίωσης. Σε περίπτωση που δεν επιτυγχάνεται ικανοποιητικά η επιθυμητή ζεύξη, μπορούν δοκιμαστούν οι εξής τροποποιήσεις στα σχέδια των κεραιών με στόχο την βελτίωση της απόδοσης της κεραίας:

1. Αύξηση του πάχους των διηλεκτρικών και μείωση του πάχους της επίστρωσης, ώστε να διατηρηθεί το μέγεθος της κεραίας
2. Αύξηση της ακτίνας του επιπέδου γείωσης
3. Χρήση βιοσυμβατού υποστρώματος/υπερστρώματος αντί βιοσυμβατής επίστρωσης
4. Χρήση ανακλαστικού στρώματος [127], [128]
5. Χρήση παρασιτικής ταινίας [127], [129]
6. Αντικατάσταση των συμβατικών υποστρωμάτων (Rogers 3210) με υπόστρωμα αέρα [127], [129], [130]
7. Χρήση φακού πάνω από τον ιστό (οφθαλμό) [127]

Επίσης, θα ήταν δυνατόν, σε in vivo μελέτες, να διαπιστωθεί κατά πόσον τα βιοσυμβατά υλικά διαβρώνονται και να εντοπιστούν τυχόν κωλύματα κατά την μακροχρόνια εμφύτευση.

## BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

---

- [1] A. Kiourti and K. S. Nikita, "A Review of In-Body Biotelemetry Devices: Implantables, Ingestibles, and Injectables," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 64, no. 7, pp. 1422–1430, Jul. 2017.
- [2] E. Y. Chow, M. M. Morris, and P. P. Irazoqui, "Implantable RF Medical Devices: The Benefits of High-Speed Communication and Much Greater Communication Distances in Biomedical Applications," *IEEE Microwaves Magazine*, vol. 14, pp. 64–73, Jun. 2013.
- [3] R. Warty, M.-R. Tofighi, U. Kawoos, and A. Rosen, "Characterization of implantable antennas for intracranial pressure monitoring: reflection by and transmission through a scalp phantom," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 56, no. 10, pp. 2366–2376, Oct. 2008.
- [4] A. Kiourti, C. W. L. Lee, J. Chae, and J. L. Volakis, "A wireless fully-passive neural recording device for unobtrusive neuropotential monitoring," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 63, pp. 131–137, Jan. 2016.
- [5] Å. Ohlsson *et al.*, "Continuous ambulatory haemodynamic monitoring with an implantable system. The feasibility of a new technique.," *European Heart Journal*, vol. 19, no. 1, pp. 174–184, Jan. 1998.
- [6] K. E. Toghill and R. G. Compton, "Electrochemical non-enzymatic glucose sensors: a perspective and an evaluation," *International journal of electrochemical science*, vol. 5, no. 9, pp. 1246–1301, Sep. 2010.
- [7] M. Allen, "Pacemaker and implantable cardioverter defibrillators.," *Anaesthesia*, vol. 61, no. 9, pp. 883–890, Oct. 2006.
- [8] G. Fayad and B. Elmiyeh, "Cochlear implants," *Artificial Organs*, vol. 4, pp. 133–136, 2009.
- [9] M. D. Weiss, J. L. Smith, and J. Bach, "RF coupling in a 433 MHz biotelemetry system for an artificial hip," *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, vol. 8, pp. 916–919, Jul. 2009.
- [10] R. A. Gaunt and A. Prochazka, "Control of urinary bladder function with devices: successes and failures," *Progress in Brain Research*, vol. 152, pp. 163–194, 2006.
- [11] S. Klauke *et al.*, "Stimulation with a wireless intraocular epiretinal implant elicits visual percepts in blind humans," *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, vol. 52, no. 1, pp. 449–455, 2011.
- [12] K. S. Nikita, *Handbook of Biomedical Telemetry*. The Institute of Electrical and Electronics Engineers, 2014.
- [13] M. R. Yuce and T. Dissanayake, "Easy-to-swallow wireless telemetry IEEE Microw. Mag., vol. 13, pp. 90-101, Oct. 2012.," *IEEE Microwaves Magazine*, vol. 13, pp. 90–101, Oct. 2012.
- [14] M. K. Goenka, S. Majumder, and U. Goenka, "Capsule endoscopy: present status and future expectation," *World Journal of Gastroenterology*, vol. 20, no. 29, pp. 10024–10037, Aug. 2014.
- [15] H. Hafezi, T. L. Robertson, G. Moon, K.-Y. Au-Yeung, M. J. Zdeblick, and G. M. Savage, "An ingestible sensor for measuring medication adherence," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 62, pp. 99–109, Jan. 2015.

- [16] X. Li, W. A. Serdijn, W. Zheng, Y. Tian, and B. Zhang, "The injectable neurostimulator: an emerging therapeutic device," *Trends in Biotechnology*, vol. 33, no. 7, pp. 388–394, Jul. 2015.
- [17] Z. Tang, B. Smith, J. H. Schild, and P. H. Peckham, "Data transmission from an implantable biotelemeter by Load-Shift Keying using circuit configuration modulator," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 42, no. 5, pp. 524–528, 1995.
- [18] P. Valdastrì, A. Menciassi, A. Arena, C. Caccamo, and P. Dario, "An implantable telemetry platform system for in vivo monitoring of physiological parameters," *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 8, no. 3, pp. 271–278, 2004.
- [19] Α. Κιούρτη, "Ανάπτυξη Εμφυτεύσιμων Κεραίων για Εφαρμογές Ασύρματης Ιατρικής Τηλεμετρίας." Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, 2013.
- [20] European Radiocommunications Commission (ERC), "ERC recommendation 70-03 relating to the use of short range devices. In Proceedings of the European Conference of Postal and Telecommunications Administration, CEPT/ERC 70-03, Annex 12.," 1997.
- [21] Federal Communications Commission (FCC), "Medical implant communications service (MICS) federal register. Rules Regulation, 64(240): 69926–69934.," 1999.
- [22] International Telecommunications Union–Radiocommunications (ITU–R), "ITU–R radio regulations, section 5.138 and 5.150. ITU, Geneva, Switzerland. [Online]. Available: <http://itu.int/home>," 1985.
- [23] European Telecommunications Standards Institute (ETSI), "ETSI EN 300 328-1. Electromagnetic compatibility and Radio spectrum Matters (ERM); Wideband transmission systems; Data transmission equipment operating in the 2.45 GHz ISM band and using wideband modulation techniques; Harmonized EN covering essential requirements under article 3.2 of the RTTE Directive.," 2004.
- [24] M. A. Hannan, S. Mutashar, S. A. Samad, and A. Hussain, *Energy harvesting for the implantable biomedical devices: issues and challenges*. 2014.
- [25] Federal Communications Commission (FCC), "FCC code of federal regulations (CFR), title 47, part 95, WMTS band plan. URL: <http://www.fcc.gov>," 2003.
- [26] T. Karacolak, A. Z. Hood, and E. Topsakal, "Design of a dual-band implantable antenna and development of skin mimicking gels for continuous glucose monitoring," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 56, no. 4, pp. 1001–1008, 2008.
- [27] P. Soontornpipit, C. M. Furse, and Y. C. Chung, "Design of implantable microstrip antenna for communication with medical implants," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 52, no. 8 II, pp. 1944–1951, 2004.
- [28] T. Karacolak, R. Cooper, J. Butler, S. Fisher, and E. Topsakal, "In vivo verification of implantable antennas using rats as model animals," *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, vol. 9, pp. 334–337, 2010.
- [29] A. K. Skrivervik and F. Merli, "Design strategies for implantable antennas," *In Proceedings of the Antennas and Propagation Conference, Loughborough, UK*, 2011.

- [30] J. Abadia, F. Meril, J. F. Zurcher, J. R. Mosig, and A. K. Skrivervik, "3D Spiral small antenna design and realization for biomedical telemetry in the MICS band," *Radioengineering*, vol. 18, no. 4, pp. 359–367, Dec. 2009.
- [31] F. Merli, B. Fuchs, and A. K. Skrivervik, "Influence of insulation for implanted antennas," *3rd European Conference on Antennas Propagation (EuCap 2009)*, pp. 196–199, 2009.
- [32] D. Rucker, A. Al-Alawi, R. Adada, and H. M. Al-Rizzo, "A miniaturized tunable microstrip antenna for wireless communications with implanted medical devices," *In Proceedings of the 2nd ICST International Conference on Body Area Networks, Brussels, Belgium, 2007*.
- [33] K. Jaehoon and Y. Rahmat-Samii, "Implanted antennas inside a human body: simulations, designs, and characterizations," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 52, no. 8, pp. 1934–1943, 2004.
- [34] K. Jaehoon and Y. Rahmat-Samii, "SAR reduction of implanted planar inverted F antennas with non-uniform width radiator," *Proceedings of the IEEE International Symposium on Antennas and Propagation, Albuquerque, USA, 2006*.
- [35] K. Jaehoon and Y. Rahmat-Samii, "Planar inverted F antennas on implantable medical devices: meandered type versus spiral type," *Microwave and Optical Technology Letters*, vol. 48, no. 3, pp. 567–572, 2006.
- [36] W. C. Liu, S. H. Chen, and C. M. Wu, "Implantable broadband circular stacked PIFA antenna for biotelemetry communication," *Journal of Electromagnetic Waves and Applications*, vol. 22, pp. 1791–1800, 2008.
- [37] C. J. Sánchez-Fernández, O. Quevedo-Teruel, J. Requena-Carrión, L. Inclán-Sánchez, and E. Rajo-Iglesias, "Dual-band microstrip patch antenna based on short-circuited ring and spiral resonators for implantable medical devices," *IET Microwaves Antennas and Propagation*, vol. 4, no. 8, pp. 1048–1055, 2010.
- [38] W. C. Liu, F. M. Yeh, and M. Ghavami, "Miniaturized implantable broadband antenna for biotelemetry communication," *Microwave and Optical Technology Letters*, vol. 50, no. 9, pp. 2407–2409, 2008.
- [39] W. C. Liu, S. H. Chen, and C. M. Wu, "Bandwidth enhancement and size reduction of an implantable PIFA antenna for biotelemetry devices," *Microwave and Optical Technology Letters*, vol. 51, no. 3, pp. 755–757, 2009.
- [40] Α. Γ. Δημητρίου, "Μελέτη και σχεδίαση κεραιών για καταπόσιμες διατάξεις βιοϊατρικής τηλεμετρίας," Διπλωματική Εργασία, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Αθήνα, 2016.
- [41] A. Kiourti and K. S. Nikita, "A Review of Implantable Patch Antennas for Biomedical Telemetry: Challenges and Solutions," *IEEE Antennas and Propagation Magazine*, vol. 54, no. 3, pp. 210–228, Jun. 2012.
- [42] P. Soontornpipit, C. M. Furse, and Y. C. Chung, "Miniaturized biocompatible microstrip antenna using genetic algorithm," *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 53, pp. 1939–1945, 2005.
- [43] C. M. Lee, T. C. Yo, F. J. Huang, and C. H. Luo, "Bandwidth enhancement of planar inverted-F antenna for implantable biotelemetry," *Microwave and Optical Technology Letters*, vol. 51, no. 3, pp. 749–752, 2009.

- [44] T. Karacolak, R. Cooper, and E. Topsakal, "Electrical properties of rat skin and design of implantable antennas for medical wireless telemetry," *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 57, no. 9, pp. 2806–2812, 2009.
- [45] C. M. Lee, T. C. Yo, C. H. Luo, C. H. Tu, and Y. Z. Juang, "Compact broadband stacked implantable antenna for biotelemetry with medical devices," *Electronics Letters*, vol. 42, no. 12, pp. 660–662, Jun. 2007.
- [46] H. Permana, Q. Fang, and I. Cosic, "3-layer Implantable Microstrip Antenna Optimised for Retinal Prosthesis System in MICS Band," *International Symposium on Bioelectronics and Bioinformatics*, 2011.
- [47] A. Kiourti and K. S. Nikita, "Meandered versus Spiral Novel Miniature PIFAs Implanted in the Human Head: Tuning and Performance," *Lecture Notes of the Institute for Computer Sciences, Social Informatics and Telecommunications Engineering*, vol. 83, 2011.
- [48] A. Kiourti, M. Christopoulou, and K. S. Nikita, "Performance of a Novel Miniature Antenna Implanted in the Human Head for Wireless Biotelemetry," *IEEE International Symposium on Antennas and Propagation (APSURSI)*, pp. 392–395, Jul. 2011.
- [49] F. J. Huang *et al.*, "Rectenna application of miniaturized implantable antenna design for triple-band biotelemetry communication," *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 59, no. 7, pp. 2646–2653, 2011.
- [50] Π. Κ. Χαριδήμου, "Θέματα σμίκρυνσης έναντι επιδόσεων ακτινοβολίας και ασφάλειας για εμφυτεύσιμες κεραίες," Διπλωματική Εργασία, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Αθήνα, 2013.
- [51] N. G. Kwan-Hoong, "Non-Ionizing Radiations – Sources, Biological Effects, Emissions and Exposures," *Proceedings of the International Conference on Non-Ionizing Radiation*, Oct. 2003.
- [52] Ε. Πετρίδου, "Επικαιροποιημένα δεδομένα για τις επιδράσεις των κινητών και ασύρματων τηλεφώνων στην ανθρώπινη υγεία και ποιότητα ζωής," *Αρχαία Ελληνικής Ιατρικής*, 2007.
- [53] Α. Λουιζή, "Μη Ιονίζουσα Ηλεκτρομαγνητική Ακτινοβολία (ΗΜΓ) - Φυσικές Αρχές - Βιολογικές επιδράσεις - Κανονισμοί και Όρια Προστασίας," *Ιατρική Φυσική, Τόμος 2*, 2007.
- [54] S. W. Stewart, "Power Density: Radio frequency Non-Ionizing Radiation," May 2007.
- [55] Ι. Χαριτάντης, "Ηλεκτρομαγνητική Ρύπανση και Περιβάλλον," 2002.
- [56] "Institute of Science in Society." [Online]. Available: [www.i-sis.org.uk](http://www.i-sis.org.uk).
- [57] Φ. Ι. Σταματάκης, "Ιατρικές Εφαρμογές Εμφυτευμένων Κεραίων," Πτυχιακή Εργασία, Τεχνολογικό Εκπαιδευτικό Ίδρυμα Κρήτης, Χανιά, 2012.
- [58] O. Soykan, "Power Sources for Implantable Medical Devices," *Business Briefing: Medical device manufacturing & Technology*, pp. 76–79, 2002.
- [59] A. Kiourti, "Between Telemetry: Communication Between Implanted Devices and the External World," *Opticon 1826*, no. 8, 2010.
- [60] Zarlink, "Medical Implantable RF Transceiver ZL70101 Data Sheet Zarlink Semiconduct, Ottawa, ON, Canada," 2006.

- [61] F. Merli and A. K. Skrivervik, "Design and measurement considerations for implantable antennas for telemetry applications.," *Proceedings of the 4th European Conference on Antennas and Propagation (EuCap 2010)*, 2010.
- [62] A. Kiourti, J. R. Costa, C. A. Fernandes, A. G. Santiago, and K. S. Nikita, "Miniature implantable antennas for biomedical telemetry: from simulation to realization," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 59, pp. 3140–3147, Nov. 2012.
- [63] A. Kiourti and K. S. Nikita, "Implantable Antennas: A Tutorial on Design, Fabrication, and In Vitro In Vivo Testing," *IEEE Microwave Magazine*, vol. 15, no. 4, pp. 77–91, 2014.
- [64] A. Kiourti and K. S. Nikita, "Antennas and RF Communications," *School of Electrical and Computer Engineering, National Technical University of Athens, Athens, Greece*, 2014.
- [65] A. Kiourti and K. S. Nikita, "Miniature scalp-implantable antennas for telemetry in the MICS and ISM bands: Design, safety considerations and link budget analysis," *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 60, no. 6, pp. 3568–3575, 2012.
- [66] U. Kawoos, M.-R. Tofighi, R. Warty, F. A. Kralick, and A. Rosen, "In-vitro and in-vivo trans-scalp evaluation of an intracranial pressure implant at 2.4 GHz," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 56, no. 10, pp. 2356–2365, 2008.
- [67] "Retinal implant," *Wikipedia*. 19-Dec-2016.
- [68] Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), "IEEE Standard Definitions of Terms for Antennas," *IEEE Std 145-1983. IEEE Press, New York*, 1983.
- [69] C. A. Balanis, *Antenna Theory: Analysis and Design*, 2nd ed. New York: Wiley. 2002.
- [70] A. Kiourti and K. S. Nikita, "Accelerated Design of Optimized Implantable Antennas for Medical Telemetry," *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, vol. 11, pp. 1655–1658, 2012.
- [71] M. A. Stuchly, M. Grandolfo, S. M. Michaelson, and Rindi A., "Fundamentals of the Interactions of Radiofrequency and Microwave Energies with Matter," in *Biological Effects and Dosimetry of Nonionizing Radiation*, New York: Plenum Press, 1983, pp. 75–84.
- [72] O. P. Gandhi, "Biological Effects and Medical Applications of RF Electromagnetic Fields," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 30, pp. 1831–1847, 1982.
- [73] Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), "IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radiofrequency Electromagnetic Fields, 3kHz to 300 GHz," *IEEE Standard C95.1-1999*, 1999.
- [74] Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), "IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radiofrequency Electromagnetic Fields, 3kHz to 300 GHz," *IEEE Standard C95.1-2005*, 2005.
- [75] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP), "Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz)," *Health Physics*, vol. 74, pp. 494–522, 1998.

- [76] Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), "IEEE Recommended Practice for Measurements and Computations of Radio Frequency Electromagnetic Fields with Respect to Human Exposure to such Fields, 100 kHz to 300 GHz," *IEEE Standard C95.3-2002*, 2002.
- [77] Χ. Κρητικός, Χ. Χατζηνικόλα, Γ. Κρητικός, and Δ. Δοβλέτογλου, "Ηλεκτρομαγνητική Ρύπανση: Έρευνα και Πρόγραμμα Περιβαλλοντικής Εκπαίδευσης στη δευτεροβάθμια Εκπαίδευση," *5ο Πανελλήνιο Συνεδρίο Π.Ε.ΕΚ.Π.Ε.: «Περιβαλλοντική Εκπαίδευση: Το Σταυροδρόμι της Εκπαίδευσης για την Αειφόρο Ανάπτυξη»*.
- [78] C. Gabriel, S. Gabriel, and E. Corthout, "The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 42, pp. 2231–2249, 1996.
- [79] S. Gabriel, R. W. Lau, and C. Gabriel, "The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 41, pp. 2251–2269, 1996.
- [80] S. Gabriel, R. W. Lau, and C. Gabriel, "The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 42, pp. 2271–2293, 1996.
- [81] M. Lazebnik *et al.*, "A large-scale study of the ultrawideband microwave dielectric properties of normal breast tissue obtained from reduction surgeries," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 52, pp. 2637–2656, 2007.
- [82] A. P. O. O'Rourke *et al.*, "Dielectric properties of human normal, malignant and cirrhotic liver tissue: in vivo and ex vivo measurements from 0.5 to 20 GHz using a precision open-ended coaxial probe," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 52, pp. 4707–4719, 2007.
- [83] J. Z. Bao, S. T. Lu, and W. D. Hurt, "Complex dielectric measurements and analysis of brain tissues in the radio and microwave frequencies," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 45, no. 10, pp. 1730–1741, 1997.
- [84] G. Schmid, G. Neubauner, M. I. Udo, and A. Francois, "Dielectric properties of porcine brain tissue in the transition from life to death at frequencies from 800 to 1900 MHz," *Wiley Bioelectromagnetics*, vol. 24, pp. 413–422, 2003.
- [85] A. Peyman, A. Rezazadeh, and C. Gabriel, "Changes in the dielectric properties of rat tissue as a function of age at microwave frequencies," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 46, no. 1617–1629, 2001.
- [86] A. Peyman, C. Gabriel, E. H. Grant, G. Vermeeren, and L. Martens, "Variation of the dielectric properties of tissues with age: the effect on the values of SAR in children when exposed to walkie-talkie devices," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 54, pp. 227–241, 2009.
- [87] S. Curto and M. J. Ammann, "Electromagnetic coupling mechanism in a layered human tissue model as reference for 434 MHz RF medical therapy applicators," *Proceedings of the IEEE Internal Symposium on Antennas and Propagation, Honolulu, USA.*, 2007.
- [88] J. Wiart *et al.*, "Modeling of RF head exposure in children," *Wiley Bioelectromagnetics*, vol. 26, pp. S19–S30, 2005.
- [89] S. Kuhn, E. Cabot, A. Christ, M. Capstick, and N. Kuster, "Assessment of the radio-frequency electromagnetic fields induced in the human body from



- mobile phones used with hands-free kits," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 54, pp. 5493–5508, 2004.
- [90] S. Koulouridis and K. S. Nikita, "Study of the coupling between human heads and cellular phone helical antennas," *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, vol. 46, pp. 62–70, 2004.
- [91] M. S. Wegmueller *et al.*, "An attempt to model the human body as a communication channel," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, no. 10, pp. 1851–1857, 2007.
- [92] D. Sullivan, "Three-dimensional computer simulation in deep regional hyperthermia using the finite-difference time-domain method," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 38, pp. 204–211, 1990.
- [93] O. P. Gandhi, G. Lazzi, and C. M. Furse, "Electromagnetic absorption in the human head and neck for mobile telephones at 835 and 1900 MHz," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 44, pp. 1884–1897, 1996.
- [94] M. J. Ackerman, "The visible human project," *Proceedings of the IEEE*, vol. 86, no. 3, pp. 504–511, 1998.
- [95] P. J. Dimbylow, "Fine resolution calculations of SAR in the human body for frequencies up to 3 GHz," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 47, pp. 2835–2846, 2002.
- [96] T. Nagaoka *et al.*, "Development of realistic high-resolution whole-body voxel models of Japanese adult males and females of average height and weight, and application of models to radio-frequency electromagnetic-field dosimetry," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 49, no. 4, pp. 1–15, 2004.
- [97] Z. N. Chen, G. C. Liu, and T. S. P. See, "Transmission of RF signals between MICS loop antennas in free space and implanted in the human head," *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 57, no. 6, pp. 1850–1853, 2009.
- [98] K. S. Yee, "Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell's equations in isotropic media," *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 14, no. 3, pp. 302–307, 1966.
- [99] P. Silvester and R. Ferrari, *Finite elements for electrical engineers*. Cambridge University Press, 1996.
- [100] L. F. Richardson, "The approximate arithmetical solution by finite differences of physical problems involving differential equations, with an application to the stresses in a masonry dam," *Philosophical Transactions of the Royal Society of London*, vol. 210, pp. 307–357, 1910.
- [101] A. Thom and C. J. Apelt, "Field computations in engineering and physics," *London: D. Van Nostrand*, 1961.
- [102] A. Taflove, *Computational electromagnetics-The Finite Difference Time Domain Method*. Boston, MA: Artech House Publishers., 1996.
- [103] K. D. Paulsen, X. Jia, and J. M. Sullivan, "Finite element computations of specific absorption rate in anatomically conforming full-body models for hyperthermia treatment analysis," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 40, pp. 933–945, 1993.

- [104] B. Engquist and A. Majda, "Absorbing boundary conditions for the numerical simulation of waves," *In Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, vol. 74, pp. 1765–1766, 1977.
- [105] G. Mur, "Absorbing boundary conditions for the finite-difference approximation of the time-domain electromagnetic-field equations," *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, vol. 23, pp. 377–382, 1981.
- [106] Z. P. Liao, H. L. Wong, B. Yang, and Y. Yuan, "A transmitting boundary for transient wave analysis," *Scientia Sinica*, vol. A27, no. 1063–1076, 1984.
- [107] J. P. Bérenger, "A perfectly matched layer for the absorption of electromagnetic waves," *Journal of Computational Physics*, vol. 114, pp. 185–200, 1994.
- [108] J. P. Bérenger, "Three-dimensional perfectly matched layer for the absorption of electromagnetic waves," *Journal of Computational Physics*, vol. 127, pp. 363–379, 1996.
- [109] Schmid & Partner Engineering AG, *SEMCAD X Reference Manual*. 2008.
- [110] S. Hyeonsoon, K. Hyunjung, and K. Miri, "Cytotoxicity and biocompatibility of Zirconia (Y-TZP) posts with various dental cements," *Restorative Dentistry & Endodontics*, vol. 41, no. 3, pp. 167–175, 2016.
- [111] A. Kiourti, K. A. Psathas, and K. S. Nikita, "Implantable and Ingestible Medical Devices With Wireless Telemetry Functionalities: A Review of Current Status and Challenges," *Bioelectromagnetics*, vol. 35, no. 1, Jan. 2014.
- [112] "American Mineralogist Crystal Structure Database." [Online]. Available: <http://rruff.geo.arizona.edu/AMS/amcsd.php>. [Accessed: 03-Dec-2019].
- [113] "PEEK Machining | Plastic Machining | Upland Fab." [Online]. Available: <https://www.uplandfab.com/peek-machining>. [Accessed: 13-Nov-2019].
- [114] P. Patel, T. R. Hull, R. W. McCabe, D. Flath, J. Grasmeyer, and M. Percy, "Mechanism of thermal decomposition of poly(ether ether ketone) (PEEK) from a review of decomposition studies," *Polymer Degradation and Stability*, vol. 95, no. 5, pp. 709–718, May 2010.
- [115] C. H. Rivard, S. Rhalmi, and C. Coillard, "In vivo biocompatibility testing of PEEK polymer for a spinal implant system: A study in rabbits," *Journal of Biomedical Materials Research*, vol. 62, no. 4, pp. 488–498, Dec. 2002.
- [116] M. Lauzon, "Diversified Plastics Inc., PEEK playing role in space probe," May 2010.
- [117] "PEEK Data Sheet." [Online]. Available: <https://www.curbellplastics.com>.
- [118] "Polyether ether ketone," *Wikipedia*. 05-Sep-2019.
- [119] Dow Corning Corporation, "SILASTIC MDX4-4210 BioMedical Grade Elastomer Data Sheet." 08-Aug-2005.
- [120] K. A. Psathas, A. Kiourti, and K. S. Nikita, "Biocompatibility of Implantable Antennas: Design and Performance Considerations," *The 8th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP 2014)*, 2014.
- [121] K.-L. Wong, *Compact and Broadband Microstrip Antennas*, Wiley Series in Microwave and Optical Engineering. New York: Wiley, 2002.
- [122] W. Sun and Y. X. Yuan, *Optimization theory and methods*, ch. 5. Springer, 2006.
- [123] *Ansoft High Frequency Structure Simulator (HFSS), Ver. 11*. Pittsburgh, PA: Ansoft Corporation, 2008.

- [124] “Α. Δ. Κιουρτή, ‘Ανάπτυξη Εμφυτεύσιμων Κεραιών για Εφαρμογές Ασύρματης Ιατρικής Τηλεμετρίας’, Διδακτορική Διατριβή, Αθήνα, 2012.” .
- [125] R. F. Harrington, “Effect of Antenna Size on Gain, Bandwidth, and Efficiency,” *Journal of Research of the National Bureau of Standards- D. Radio Propagation*, vol. 64D, no. 1, Jun. 1959.
- [126] K. Gosalia, G. Lazzi, and M. S. Humayun, “Investigation of a microwave data telemetry link for a retinal prosthesis,” *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 52, no. 8, pp. 1925–1933, Aug. 2004.
- [127] B. Kaushik and M. Jaiswal, “Analytical Review on Different Gain Improvement Techniques in Microstrip Patch Antenna,” *International Journal of Scientific & Engineering Research*, vol. 8, no. 5, pp. 449–455, May 2017.
- [128] A. Sabah, M. N. Hamidon, A. Ismail, and A. Alhawari, “Gain Enhancement of a Microstrip Patch Antenna Using a Reflecting Layer,” *International Journal of Antennas and Propagation*, 2015.
- [129] A. Kumar, N. Gupta, and P. C. Gautam, “Gain and Bandwidth Enhancement Techniques in Microstrip Patch Antennas - A Review,” *International Journal of Computer Applications*, vol. 148, no. 7, pp. 10–14, Aug. 2016.
- [130] I. Olumide, “Gain Enhancement in Microstrip Patch Antennas by Replacing Conventional (FR-4 and Rogers) Substrate with Air Substrate,” *International Journal of Innovative Research in Electronics and Communications (IJIREC)*, vol. 1, no. 1, pp. 39–44, Apr. 2014.