



ΣΤΡΑΤΙΩΤΙΚΗ ΣΧΟΛΗ ΕΥΕΛΠΙΔΩΝ
Τμήμα Στρατιωτικών Επιστημών

ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΔΗΜΟΚΡΑΤΙΑ

ΔΙΔΡΥΜΑΤΙΚΟ ΔΙΑΤΜΗΜΑΤΙΚΟ
ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ
ΣΠΟΥΔΩΝ

ΣΧΕΔΙΑΣΗ & ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ
(SYSTEMS ENGINEERING)

(ΠΔ 96/2015/ΦΕΚ 163 Α'/20.08.2014)



ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ ΚΡΗΤΗΣ
Σχολή Μηχανικών Παραγωγής & Διοίκησης

ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

Εφαρμογές Ασύρματων Φορετών και Εμφυτευμένων Αισθητήρων

Υπό:

Γεωργίου Δημητρίου Τολικά

A.M.: 2015018016

ΑΥΓΟΥΣΤΟΣ 2018

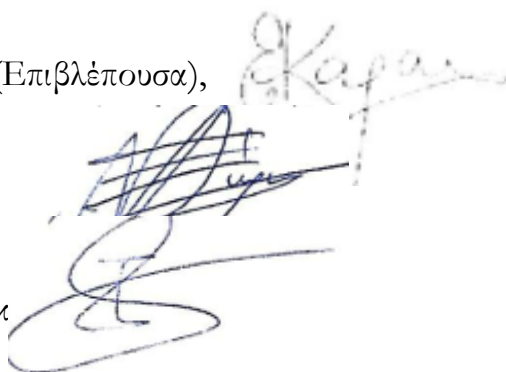
Η Μεταπτυχιακή Διατριβή του Γεώργιου Δημητρίου Τολικά, εγκρίνεται:

ΤΡΙΜΕΛΗΣ ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ

Αν. Καθηγήτρια Ειρήνη Καρανάσιου (Επιβλέπουσα),

Καθηγητής Νικόλαος Δάρας,

Επικ. Καθηγητής Στυλιανός Τσαφαράκ



Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξ ολοκλήρου ή τμήματος αυτής, για εμπορικό σκοπό. Επιτρέπεται η ανατύπωση, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό, εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης, υπό την προϋπόθεση να αναφέρεται η πηγή προέλευσης και να διατηρείται το παρόν μήνυμα. Ερωτήματα που αφορούν τη χρήση της εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς το συγγραφέα. Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτό το έγγραφο εκφράζουν το συγγραφέα και δεν πρέπει να ερμηνευθεί ότι αντιπροσωπεύουν τις επίσημες θέσεις της Στρατιωτικής Σχολής Ευελπίδων και Πολυτεχνείου Κρήτης.

Copyright ©Γεώργιος Τολίκας, 2018.

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

Στην αγαπημένη μου οικογένεια
και σύντροφο

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Εκφράζω τις ειλικρινείς και θερμές μου ευχαριστίες στην επιβλέπουσα καθηγήτρια κυρία Ειρήνη Καρανάσιου την οποία εκτιμώ ιδιαίτερα, τόσο σαν καθηγήτρια όσο και σαν άνθρωπο. Την ευχαριστώ για τη μεγάλη εμπιστοσύνη με την οποία περιέβαλε την προσπάθειά μου και την υποστήριξη που μου παρείχε καθ' όλη τη διάρκεια της μεταπτυχιακής διατριβής μου. Η ευρύτητα των γνώσεων της και της εμπειρίας της, το ενδιαφέρον και οι εύστοχες παρατηρήσεις της αποτέλεσαν αρωγό προκειμένου να ειπونهθεί επιτυχώς η διατριβή.

Επιπλέον ευχαριστώ θερμά τον κύριο Νικόλαο Δάρα, ο οποίος οποιαδήποτε στιγμή χρειάστηκε τη βοήθειά του, την τελευταία τριετία στάθηκε πραγματικά στο πλάι μου, προσφέροντας άμεσες λύσεις κατά τη θητεία μου στο ΠΜΣ. Για όλους τους σπουδαστές της Σχολής και του μεταπτυχιακού τμήματος ο κύριος Δάρας δίνει εκτός από τον χρόνο του, τον καλύτερο εαυτό του.

Ευχαριστώ θερμά και τον κύριο Στυλιανό Τσαφαράκη για την τιμή που μου έκανε να συμμετάσχει στην τριμελή εξεταστική επιτροπή της μεταπτυχιακής διατριβής μου.

Επίσης ευχαριστώ όλο το διδακτικό προσωπικό του ΠΜΣ «Σχεδίαση και Επεξεργασία Συστημάτων», για την αξιόπαινη προσπάθεια που καταβάλουν για τη διατήρηση του υψηλού επιπέδου του μεταπτυχιακού.

Τέλος, σε προσωπικό επίπεδο, θα ήθελα να ευχαριστήσω τους αγαπημένους γονείς μου, Δημήτρη και Μαρία, και τον αδελφό μου Νίκο, που ανέκαθεν είναι δίπλα μου, σε κάθε μου βήμα όλα αυτά τα χρόνια. Ιδιαίτερα ευχαριστώ τη ξαδέρφη μου Ειρήνη που με στηρίζει και με ενισχύει με κάθε τρόπο. Επίσης, ευχαριστώ την αγαπημένη μου σύντροφο Στέλλα για την αμέριστη συμπαράσταση και υπομονή της σε όλη τη πορεία μου αυτά τα τρία χρόνια.

Γεώργιος Τολίκας

Αθήνα, 2018

Πίνακας περιεχομένων

Κατάλογος Σχημάτων.....	XI
Κατάλογος Πινάκων.....	XV
Κατάλογος Συντμήσεων.....	XVII
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1.....	1
Ασύρματα δίκτυα αισθητήρων στο ανθρώπινο σώμα (WBANS)	1
1.1. Εισαγωγή	1
1.2. Ορισμός και περιγραφή τεχνολογίας αιχμής WBANS	1
1.3. Χαρακτηριστικά των WBANS.....	4
1.3.1. Τύποι κόμβων που χρησιμοποιούνται στα WBANS	4
1.3.2. Πυκνότητα και πλήθος κόμβων που χρησιμοποιούνται στα WBANS.....	6
1.3.3. Ρυθμός μετάδοσης.....	6
1.3.4. Είδος Τροφοδοσίας.....	7
1.3.5. Ασφάλεια δεδομένων	8
1.3.6. Τοπολογία Δικτύου που χρησιμοποιείται σε WBANS.....	9
1.4. Ασύρματες τεχνολογίες σε WBANS	11
1.4.1. Bluetooth	11
1.4.2. Bluetooth Low Energy	12
1.4.3. ZigBee	12
1.4.4. WiFi	13
1.4.5. UWB.....	14
1.5. Έξυπνα υλικά	15
1.6. Εφαρμογές στον στρατιώτη του μέλλοντος	18
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2.....	25
Απαιτήσεις λειτουργίας αισθητήρων δικτύου σώματος	25
2.1. Εισαγωγή	25
2.1.1. Απαιτήσεις σε συχνότητα λειτουργίας.....	25
2.1.1.1. Διαθέσιμες ζώνες συχνοτήτων	26
2.1.2. Απαιτήσεις σε ηλεκτρονικά και τροφοδοσία.....	27
2.1.3. Απαιτήσεις για μοντελοποίηση καναλιού λειτουργίας.....	32
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3.....	35
Σχεδίαση κεραίας	35
3.1. Εισαγωγή	35

3.2. Τύποι κεραιών.....	35
3.2.1. Εμφυτευμένες κεραιές (implantable antennas)	36
3.2.2. Φορετές κεραιές (wearable antennas)	38
3.3. Τεχνικές σμίκρυνσης κεραιών.....	41
3.4. Βιοσυμβατότητα.....	42
3.5. Επίδραση Ανθρώπινου Σώματος.....	44
3.5.1. Ηλεκτρικές ιδιότητες βιολογικών ιστών ανθρώπινου σώματος.....	44
3.5.2. Δεδομένα για ανθρώπινους ιστούς.....	46
3.5.3. Ειδικός Ρυθμός Απορρόφησης (Specific Absorption Rate)	46
3.6. Ασφάλεια Χρήσης	47
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4.....	49
Προσομοίωση σεναρίων εμφυτευμένης και φορετής κεραιάς	49
4.1. Κεραιές Βιβλιογραφίας.....	49
4.2. Περιβάλλον Σχεδίασης HFSS (High Frequency Structure Simulator).....	50
4.3. Παράγοντες επιδόσεως κεραιών.....	52
4.4. Σχεδίαση εμφυτευμένης κεραιάς.....	54
4.5. Μέτρηση Ειδικού ρυθμού απορρόφησης σε εμφυτευμένη και φορετή κεραιά με χρήση λογισμικού HFSS.....	63
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5.....	73
Συμπεράσματα - Μελλοντικές Εφαρμογές	73
5.1. Σύνοψη της διατριβής.....	73
5.2. Συμπεράσματα	74
5.3. Μελλοντικές Εφαρμογές.....	75
Βιβλιογραφία	77
Ιστότοποι	87

Κατάλογος Σχημάτων

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

Σχήμα 1.1.	Εφαρμογές Δικτύων Αισθητήρων Σώματος [1]	2
Σχήμα 1.2.	Αρχιτεκτονική δομή δικτύων αισθητήρων σώματος [Arefin, 2017].....	3
Σχήμα 1.3.	Παράδειγμα υλοποίησης επικοινωνίας Ασύρματου Δικτύου Αισθητήρων [Arefin, 2017]	4
Σχήμα 1.4.	Απαιτήσεις σε τροφοδοσία και ρυθμοί μετάδοσης σε WBANS [L. Hanlen, 2011].....	7
Σχήμα 1.5.	Παρουσίαση ενός μοντέλου κρυπτασφάλισης από το IEEE 802.15.6 [Movanvassaghi, 2014]	8
Σχήμα 1.6.	Παρουσίαση ενός δικτύου μορφής αστέρα (star topology)	9
Σχήμα 1.7.	Δίκτυο ZigBee [7].....	13
Σχήμα 1.8.	Δίκτυο WiFi [7].....	13
Σχήμα 1.9.	Δίκτυο WBANS και άλλες τεχνολογίες ασύρματης επικοινωνίας [Movanvassaghi, 2014]	15
Σχήμα 1.10.	Δίκτυο αισθητήρων σώματος σε στρατιώτη του μέλλοντος [12].....	19
Σχήμα 1.11.	Τεχνολογία Smart-Textiles στον στρατιώτη του μέλλοντος.....	19
Σχήμα 1.12.	Επικοινωνίες μεταξύ στρατιωτών για συγκαλυμμένες επιχειρήσεις πεδίου μάχης. Τα μαύρα βέλη αντιπροσωπεύουν ορισμένους ασύρματους συνδέσμους που επιτρέπουν τη μεταφορά δεδομένων από έναν στρατιώτη στον άλλον [Chahat, 2013]	20
Σχήμα 1.13.	Επικοινωνίες μεταξύ στρατιωτών για συγκαλυμμένες επιχειρήσεις πεδίου μάχης εντός κατοικημένης περιοχής. Τα κίτρινα βέλη αντιπροσωπεύουν ορισμένους ασύρματους συνδέσμους που επιτρέπουν τη μεταφορά δεδομένων από έναν στρατιώτη στον άλλον [1].....	21
Σχήμα 1.14.	Παρουσιάζεται ένα μοντέλο επικοινωνίας και επίτευξη διοίκησης και ελέγχου όπου οι ομαδάρχες με χρήση τεχνολογίας UWB επικοινωνούν με τους στρατιώτες τους και με χρήση ασύρματης επικοινωνίας σε συχνότητες VHF αναφέρουν ή ανταλλάσσουν πληροφορίες με τον διμοιρίτη. (Μοντέλο που παρουσιάστηκε από την εταιρεία THALES το 2012) [15]	21
Σχήμα 1.15.	Υλοποίηση μετάδοσης δεδομένων μέσω δορυφορικού τηλεφώνου που λαμβάνει δεδομένα από φορητές συσκευές που εντάσσονται σε ένα δίκτυο WBAN και τις μεταφέρει σε ένα κεντρικό server [Sarkar, 2014].....	22

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

Σχήμα 2.1.	Φάσμα συχνοτήτων για χρήση σε WBANS σύμφωνα με το IEEE 802.15.6 [Movassaghi, 2014]	25
Σχήμα 2.2.	Παράδειγμα εμφυτευμένης συσκευής και των επιμέρους δομικών στοιχείων - εξαρτημάτων αυτής για παρακολούθηση της ενδοκρανιακής πίεσης [Kawoo, 2008]	28
Σχήμα 2.3.	Παράδειγμα καταπόσιμης συσκευής και των επιμέρους δομικών στοιχείων - εξαρτημάτων αυτής: (α) διαφανές πώμα, (b) LED και κάμερα, (c) μπαταρία, (d) RF μεταδότης, (e) κεραία και (f) διηλεκτρικό κάλυμμα [Kiourti, 2014], [Lee J, 2011]	28
Σχήμα 2.4.	Παράδειγμα «έξυπνης μπλούζας» με συμβατικά ή βιομηχανικά υφάσματα και τα συνήθως αγώγιμα μέρη κεραίας είναι κατασκευασμένα από σύγχρονες αγώγιμες ίνες [Meoli, 2002]	31
Σχήμα 2.5.	Πιθανές συνδέσεις επικοινωνίας σε ένα δίκτυο αισθητήρων σώματος (WBAN)	33

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

Σχήμα 3.1.	Παράδειγμα εμφυτευμένης κεραίας που χρησιμοποιείται σε μια βιομετρική εφαρμογή παρακολούθησης υγείας ενός ασθενή [Karacolak, 2008]	37
Σχήμα 3.2.	Κεραία μικροταινίας όπου: (α) η γεωμετρία, και (β) η ομοαξονική τροφοδοσία	37
Σχήμα 3.3.	Κεραία τύπου Planar Inverted-F Antenna (PIFA): α) πλάγια όψη, β) κάτοψη [17]	38
Σχήμα 3.4.	«Υφαντή» κεραία τύπου μικροταινίας (microstrip patch antenna) τοποθετημένη στον ώμο [Kaur, 2014]	39
Σχήμα 3.5.	Κεραία τύπου μικροταινίας (microstrip patch antenna) [Purohit, 2013]	40
Σχήμα 3.6.	Κεραία τύπου μικροταινίας με ορθογώνιο σχήμα και με προσθήκη μεταλλικού αγωγού (shorting pin) [Wong, 2002]	42
Σχήμα 3.7.	Βιοσυμβατότητα για εμφυτευμένες κεραίες: (α) βιοσυμβατό υπέρστρωμα (superstrate) [Karacolak, 2008], [Kiourti, 2012] και (β) βιοσυμβατή επίστρωση [Kiourti, 2012], [Karacolak, 2010]	43

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

Σχήμα 4.1.	Σχήματα μικροταινιακών κεραίων: (α) τετράγωνο, (β) ορθογώνιο, (γ) δίπολο, (δ) κυκλική και (ε) ελλειπτική [Balanis, 2014]	49
Σχήμα 4.2.	Περιβάλλον εργασίας λογισμικού HFSS	51
Σχήμα 4.3.	Παράδειγμα υπολογισμού μαγνητικού πεδίου μέσω λογισμικού FEM, [Ψαθός, 2012] (α) Διαμέριση του χώρου για εφαρμογή της μεθόδου πεπερασμένων στοιχείων, (β) Τελική λύση	52

Σχήμα 4.4.	Γεωμετρικά στοιχεία κεραίας μικροταινίας που καταχωρήθηκαν στο HFSS με υλικό υποστρώματος alumina 96 pct και πάχος υποστρώματος 6.35 mm	56
Σχήμα 4.5.	Κεραία τύπου μικροταινίας με τροφοδοσία τη μικροταινιακή γραμμή μεταφοράς (Insert Fed Rectangular Patch Antenna)	56
Σχήμα 4.6.	Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας με υλικό υποστρώματος alumina 96 pct	57
Σχήμα 4.7.	Διάγραμμα ακτινοβολίας σε συχνότητα 405 MHz	57
Σχήμα 4.8.	Τρισδιάστατη αναπαράσταση κέρδους κεραίας σε συχνότητα 405 MHz με υλικό υποστρώματος alumina 96 pct	58
Σχήμα 4.9.	Γεωμετρικά στοιχεία κεραίας μικροταινίας που καταχωρήθηκαν στο HFSS με υλικό υποστρώματος FR-4 και πάχος υποστρώματος 1.6 mm	58
Σχήμα 4.10.	Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας με υλικό υποστρώματος FR-4	59
Σχήμα 4.11.	Διάγραμμα ακτινοβολίας σε συχνότητα 405 MHz	59
Σχήμα 4.12.	Τρισδιάστατη αναπαράσταση κέρδους κεραίας σε συχνότητα 405MHz και με υλικό υποστρώματος FR-4	59
Σχήμα 4.13.	Κεραία τύπου μικροταινίας με τροφοδοσία τη μικροταινιακή γραμμή μεταφοράς (Insert Fed Rectangular Patch Antenna) εντός ιστού λίπους	60
Σχήμα 4.14.	Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας με υλικό υποστρώματος alumina 96 pct	61
Σχήμα 4.15.	Διάγραμμα ακτινοβολίας, κεραίας εμφυτευμένης εντός ιστού λίπους, σε συχνότητα 405 MHz	61
Σχήμα 4.16.	Τρισδιάστατη αναπαράσταση κέρδους κεραίας εμφυτευμένης εντός ιστού λίπους σε συχνότητα 405 MHz με υλικό υποστρώματος alumina 96 pct	61
Σχήμα 4.17.	Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας μιας κεραίας εμφυτευμένης εντός ιστού λίπους με υλικό υποστρώματος FR-4	62
Σχήμα 4.18.	Διάγραμμα ακτινοβολίας, κεραίας εμφυτευμένης εντός ιστού λίπους, σε συχνότητα 405 MHz	62
Σχήμα 4.19.	Τρισδιάστατη αναπαράσταση κέρδους κεραίας εμφυτευμένης εντός ιστού λίπους σε συχνότητα 405 MHz με υλικό υποστρώματος FR-4	63
Σχήμα 4.20.	Μέτρηση της έντασης του ηλεκτρικού πεδίου στην περιοχή του patch (επίπεδο αξόνων XY)	65
Σχήμα 4.21.	Μέτρηση της έντασης του ηλεκτρικού πεδίου σε ιστό λίπους (επίπεδο αξόνων YZ)	65
Σχήμα 4.22.	Μέτρηση της έντασης του μαγνητικού πεδίου που εκπέμπεται σε ιστό λίπους (επίπεδο αξόνων XZ)	66
Σχήμα 4.23.	Αποτελέσματα του μέσου ειδικός ρυθμός απορρόφησης (Average SAR) στην περιοχή του patch (επίπεδο αξόνων XY)	66
Σχήμα 4.24.	Αποτελέσματα του μέσου ειδικός ρυθμός απορρόφησης (Average SAR) σε ιστό λίπους (επίπεδο αξόνων XZ)	67

Σχήμα 4.25. Αποτελέσματα του μέσου ειδικός ρυθμός απορρόφησης (Average SAR) σε όλη την περιοχή που καταλαμβάνει ο ιστός λίπους και δύναται να επηρεάσει η εκπεμπόμενη ακτινοβολία.....	67
Σχήμα 4.26. Γεωμετρικά στοιχεία κεραίας μικροταινίας που καταχωρήθηκαν στο HFSS με υλικό υποστρώματος alumina 96 pct και πάχος υποστρώματος 6.35 mm .	68
Σχήμα 4.27. Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας μιας κεραίας φορετής με υλικό υποστρώματος alumina 96 pct και πάχος υποστρώματος 6.35 mm	68
Σχήμα 4.28. Διάγραμμα ακτινοβολίας, κεραίας φορετής, σε συχνότητα 405 MHz	69
Σχήμα 4.29. Μοντελοποίηση φορετής κεραίας σε απόσταση 8mm από επιφάνεια δέρματος	69
Σχήμα 4.30. Μέτρηση της έντασης του ηλεκτρικού πεδίου που εκπέμπεται κοντά σε ιστό λίπους και δέρματος	70
Σχήμα 4.31. Μέτρηση της έντασης του μαγνητικού πεδίου που εκπέμπεται κοντά σε ιστό λίπους και δέρματος	70
Σχήμα 4.32. Αποτελέσματα του μέσου ειδικός ρυθμός απορρόφησης (Average SAR) σε ιστό λίπους και δέρματος.....	71

Κατάλογος Πινάκων

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

Πίνακας 1.1. Παραδείγματα ιατρικών εφαρμογών WBANS	6
Πίνακας 1.2. Σύγκριση δικτύου αστέρα (one-hop star network) με δίκτυο πολλαπλών κατευθύνσεων (multi-hop network)	10
Πίνακας 1.3. Χαρακτηριστικά Ασύρματων Τεχνολογιών.....	14
Πίνακας 1.4. Ερευνητικά Προγράμματα χρηματοδοτούμενα από την Ευρωπαϊκή Επιτροπή σε εφαρμογές smart textile.....	17

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

Πίνακας 2.1. Λίστα συχνοτήτων που χρησιμοποιούνται σε εφαρμογές των WBANS	27
Πίνακας 2.2. Σενάρια και περιγραφή των μοντέλων καναλιών όπως IEEE 802.15.6	33

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

Πίνακας 3.1. Τύποι φορετών κεραιών που χρησιμοποιούνται σε διάφορες εφαρμογές	39
Πίνακας 3.2. Ηλεκτρομαγνητικές ιδιότητες ανθρωπίνων ιστών σε συχνότητα 405 MHz	46

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

Πίνακας 4.1. Ηλεκτρικές ιδιότητες ανθρωπίνων ιστών σε συχνότητα 405 MHz	64
Πίνακας 4.2. Πυκνότητα ιστών ανθρωπίνου σώματος.....	64

Κατάλογος Συντμήσεων

BCU	Body Control Unit
BER	Bit Error Rate
CCU	Central Control Unit
CM	Channel Model
FCC	Federal Communications Commission
GPS	Global Position System
HFSS	High Frequency Structure Simulator
IEEE	Institute of Electrical and Electronics Engineers
ISM	Industrial Scientific and Medical
ITU-R	International Telecommunication Union-Radio
MEMS	Micro-Electro-Mechanical-Systems
MICS	Medical Implant Communication Services
NB	Narrow Band
PD	Personal Device
PDA	Personal Data Assistance
PIFA	Planar Inverted-F Antenna
SAR	Specific Absorption Rate
WBAN	Wireless Body Area Network
WLAN	Wireless Local Area Network
WMTS	Wireless Medical Telemetry Services
WPAN	Wireless Personal Area Network
WSN	Wireless Sensors Network

Περίληψη

Τα τελευταία χρόνια, οι κεραιές που τοποθετούνται στο σώμα έχουν κερδίσει όλο και περισσότερο το ενδιαφέρον. Η αυξανόμενη χρήση των ασύρματων δικτύων και η συνεχής μείωση του μεγέθους των ηλεκτρονικών στοιχείων και συστημάτων έχει διευκολύνει την ανάπτυξη των ασύρματων δικτύων σώματος (Wireless Body Area Network, WBAN). Τα ασύρματα δίκτυα σώματος (WBAN) διαθέτουν συστήματα ασύρματης επικοινωνίας που επιτρέπουν την επικοινωνία μεταξύ φορητών και/ή εμφυτευμένων ηλεκτρονικών συστημάτων. Σε αυτά τα δίκτυα, διάφοροι αισθητήρες είναι τοποθετημένοι σε ρούχα ή στην επιφάνεια του σώματος ή ακόμη και εμφυτεύονται κάτω από το δέρμα. Η ασύρματη φύση του δικτύου και η μεγάλη ποικιλία αισθητήρων προσφέρει πολλές νέες, πρακτικές και καινοτόμες εφαρμογές για τη βελτίωση της υγιεινομικής περίθαλψης και της ποιότητας ζωής. Επίσης, τα συστήματα αυτά παρουσιάζουν μεγάλο ενδιαφέρον και για διάφορες στρατιωτικές εφαρμογές. Πράγματι, οι φορητές συσκευές, που ενσωματώνουν κεραιές κοντά στο ανθρώπινο σώμα, έχουν χρησιμοποιηθεί εδώ και πολλές δεκαετίες από τον στρατό. Σήμερα, προκειμένου να αυξηθεί η συνολική αποτελεσματικότητα των στρατιωτών στο πεδίο της μάχης ερευνάται και εφαρμόζεται η ενσωμάτωση ασύρματων συστημάτων σε όλο τον εξοπλισμό του ψηφιακού στρατιώτη. Παράλληλα, στον τομέα της υγείας, οι αισθητήρες που είναι φορητοί ή εμφυτεύονται αυξάνουν την ικανότητα των γιατρών να παρακολουθούν τους ασθενείς τους εξ' αποστάσεως και σε πραγματικό χρόνο. Αυτή η ικανότητα παρακολούθησης χρησιμοποιείται επίσης στον αθλητισμό. Στην παρούσα μεταπτυχιακή διατριβή παρουσιάζεται η τεχνολογία αιχμής στα ασύρματα δίκτυα αισθητήρων καθώς και οι εφαρμογές που μπορούν να έχουν στον στρατιώτη του μέλλοντος. Περιγράφονται τα χαρακτηριστικά λειτουργίας των αισθητήρων με έμφαση στο σχεδιασμό και την υλοποίηση των κεραιών. Επίσης, προσομοιώνονται και αναλύονται σενάρια εμφυτευμένης και φορητής κεραιάς σε περιβάλλον σχεδίασης και ηλεκτρομαγνητικής προσομοίωσης. Τέλος διατυπώνονται γενικά συμπεράσματα και μελλοντικές εφαρμογές.

Λέξεις Κλειδιά: ασύρματα δίκτυα αισθητήρων σώματος, εμφυτευμένη κεραία, φορητή κεραία, περιβάλλον σχεδίασης και ηλεκτρομαγνητικής προσομοίωσης.

Abstract

In recent years, the antennas placed on the human body have gained significant attention. The increasing use of wireless networks and the continued miniaturization of the size of electronic components and systems has facilitated the development of wireless Body Area Networks (WBAN). Wireless body area networks have wireless communication systems that allow communication between wearable and/or implanted electronic systems. In these networks, various sensors are placed in clothing or on the surface of the body or are even implanted under the skin. The wireless nature of the network and the wide variety of sensors offers many new, practical and innovative applications to improve health care and quality of life. These systems are also of great interest for various military applications. Indeed, portable devices incorporating antennas near the human body have been used for decades by the army. Today, in order to increase the overall effectiveness of soldiers in the battlefield, the integration of wireless systems into digital military equipment is investigated and applied. At the same time, in the health sector, sensors that are wearable or implanted increase the ability of physicians to monitor their patients remotely and in real time. This tracking ability is also used in sports applications.

In the present thesis the state of the art of wireless sensors networks as well as the applications regarding the digital soldier of the future is presented. Emphasis is given on the operating features of the sensors on the design and implementation of the antennas. Finally, the scenarios of both an implanted and wearable antenna are analyzed in an electromagnetic simulation environment. In the final part of the thesis, general conclusions and future applications of this project are discussed.

Key-words: wireless body area networks (WBANS), implantable antenna, wearable antenna, electromagnetic simulator.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

Ασύρματα δίκτυα αισθητήρων στο ανθρώπινο σώμα (WBANS)

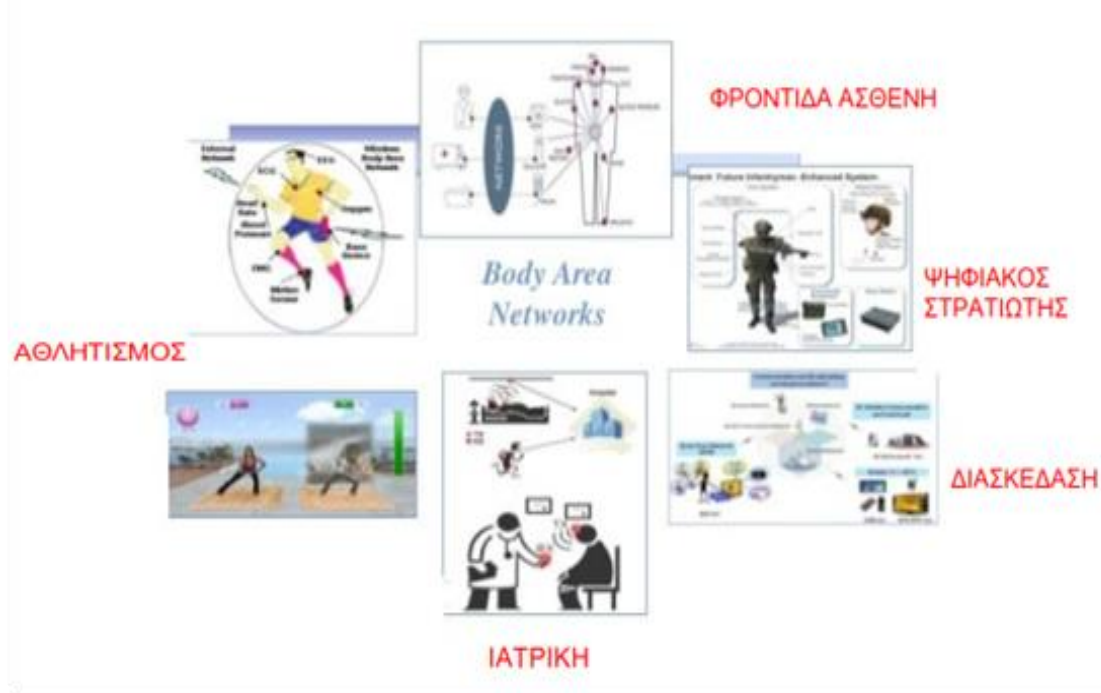
1.1. Εισαγωγή

Τα τελευταία χρόνια, οι κεραιές που τοποθετούνται στο σώμα έχουν κερδίσει όλο και περισσότερο το ενδιαφέρον της τεχνολογίας των επικοινωνιών και της μικροηλεκτρονικής. Η αυξανόμενη χρήση των ασύρματων δικτύων και η συνεχής μείωση του μεγέθους των ηλεκτρονικών στοιχείων και συστημάτων έχει διευκολύνει την ανάπτυξη των ασύρματων δικτύων σώματος (Wireless Body Area Networks). Τα ασύρματα δίκτυα σώματος (WBAN) διαθέτουν συστήματα ασύρματης επικοινωνίας που επιτρέπουν την επικοινωνία μεταξύ φορητών και/ή εμφυτευμένων ηλεκτρονικών συστημάτων. Σε αυτά τα δίκτυα, διάφοροι αισθητήρες είναι τοποθετημένοι σε ρούχα ή στο σώμα ή ακόμα και εμφυτεύονται κάτω από το δέρμα. Η ασύρματη φύση του δικτύου και η μεγάλη ποικιλία αισθητήρων προσφέρει πολλές νέες, πρακτικές και καινοτόμες εφαρμογές για τη βελτίωση της υγειονομικής περίθαλψης και της ποιότητας ζωής. Επίσης, τα συστήματα αυτά παρουσιάζουν μεγάλο ενδιαφέρον και για διάφορες στρατιωτικές εφαρμογές. Πράγματι, οι φορητές συσκευές, που ενσωματώνουν κεραιές κοντά στο ανθρώπινο σώμα, έχουν χρησιμοποιηθεί εδώ και πολλές δεκαετίες από τον στρατό. Σήμερα, προκειμένου να αυξηθεί η συνολική αποτελεσματικότητα των στρατιωτών στο πεδίο της μάχης ερευνάται και εφαρμόζεται η ενσωμάτωση ασύρματων συστημάτων σε όλο τον εξοπλισμό του ψηφιακού στρατιώτη. Παράλληλα, στον τομέα της υγείας, οι αισθητήρες που είναι φορητοί ή εμφυτεύονται αυξάνουν την ικανότητα των γιατρών να παρακολουθούν τους ασθενείς τους εξ' αποστάσεως και σε πραγματικό χρόνο. Αυτή η ικανότητα παρακολούθησης χρησιμοποιείται επίσης στις αθλητικές εφαρμογές.

1.2. Ορισμός και περιγραφή τεχνολογίας αιχμής WBANS

Τα ασύρματα δίκτυα αισθητήρων στο ανθρώπινο σώμα είναι ένα νέο είδος τεχνολογίας και εξέλιξη της μορφής των δικτύων αισθητήρων που εστιάζουν στην περιοχή επικοινωνίας μεταξύ αισθητήρων που τοποθετούνται είτε περιφερειακά του ανθρώπινου σώματος, οι λεγόμενοι φορητοί αισθητήρες, είτε εντός αυτού με την μορφή εμφυτευμένων αισθητήρων. Οι ραγδαία αυτή ανάπτυξη οφείλεται στο συνεχώς αυξανόμενο ενδιαφέρον για σμίλκρυνση και χρήση έξυπνων συσκευών – αισθητήρων που θα παρέχουν ενδιαφέρουσες προοπτικές για υλο-

ποίηση επικοινωνιών και ανταλλαγής δεδομένων, με χαρακτηριστικό γνώρισμα τη χαμηλή απαίτηση σε τροφοδοσία, υψηλή απόδοση και μικρή εμβέλεια επικοινωνίας. Στόχος είναι να απλοποιήσουν, να βελτιώσουν και να προσφέρουν νέες προοπτικές σε εφαρμογές τόσο ιατρικές όσο και στρατιωτικές. Όπως αναφέρθηκε και παραπάνω, η ανάπτυξη αυτών των δικτύων αισθητήρων προκύπτει από τη συνεργασία ανάμεσα σε ερευνητικές περιοχές διάφορων τεχνολογιών όπως αυτής των τηλεπικοινωνιών, των αισθητήρων και της μικροηλεκτρονικής.



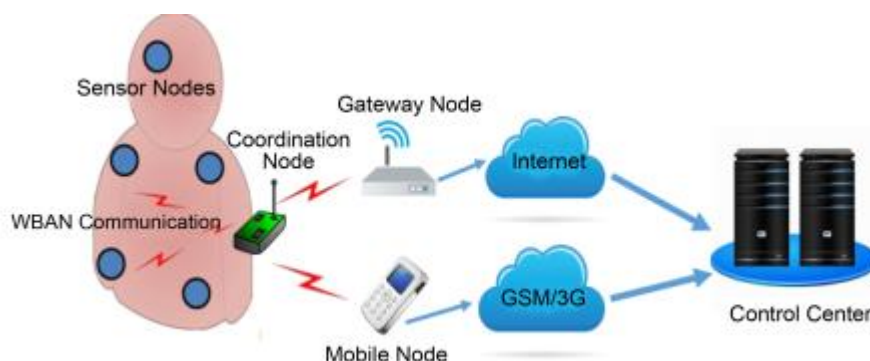
Σχήμα 1.1. Εφαρμογές Δικτύων Αισθητήρων Σώματος [1]

Σύμφωνα με το πρότυπο του IEEE 802.15.6 [IEEE, 2012] ως ασύρματο δίκτυο αισθητήρων σώματος (WBANS) ορίζεται: «ένα πρότυπο επικοινωνίας το οποίο είναι βελτιστοποιημένο για συσκευές χαμηλής ισχύος και υψηλού ρυθμού μετάδοσης δεδομένων τοποθετημένες κοντά ή μέσα σε ένα ανθρώπινο σώμα για την εξυπηρέτηση ποικίλων εφαρμογών συμπεριλαμβανομένων των ιατρικών, καταναλωτικών ηλεκτρονικών ή προσωπικών ψυχαγωγικών και άλλων». Εστιάζεται στον τρόπο υλοποίησης επικοινωνίας στην περιοχή του ανθρώπινου σώματος που είναι το άμεσο περιβάλλον γύρω από το ανθρώπινο σώμα καθώς επίσης και στην ανταλλαγή δεδομένων μεταξύ αισθητήρων που είναι εμφυτευμένοι εντός του ανθρώπινου σώματος, κατασκευασμένοι με τις δυνατότητες που παρέχει η εξέλιξη της νανο-τεχνολογίας και της μικροϋπολογιστικής. Στα WBANS χρησιμοποιούνται διάφορες ζώνες συχνοτήτων για τη μετάδοση δεδομένων με ρυθμό από 10 Kbps μέχρι 10 Mbps όπως για παράδειγμα η (Narrowband) που περιλαμβάνει συχνότητες των 400, 800, 900 MHz και των 2.3 ή 2.4 MHz, η UWB (Ultra Wide Band) στη ζώνη συχνοτήτων από 3.1 GHz έως 10,6 GHz

και η HBC (Human Body Communication) που κυμαίνονται οι συχνότητες έως 50 MHz [D. Smith and Hanlen, 2012] [7].

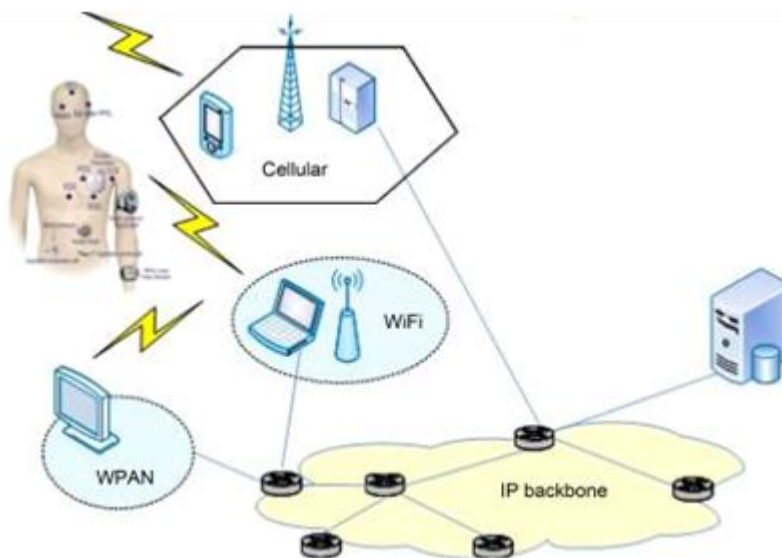
Όσον αφορά την αρχιτεκτονική των WBANS αυτή μπορεί να περιγραφεί σε τέσσερα επίπεδα. Το πρώτο επίπεδο αποτελείται από ένα πλήθος αισθητήρων οι οποίοι είναι τοποθετημένοι με στρατηγικό τρόπο στο ανθρώπινο σώμα. Αυτοί οι αισθητήρες είναι χαμηλού κόστους και με χαμηλή ισχύ. Έχουν την δυνατότητα να παρακολουθούν συνεχώς την κίνηση διαφόρων λειτουργιών του σώματος όπως είναι ο καρδιακός παλμός, το ηλεκτροκαρδιογράφημα ή την αρτηριακή πίεση κλπ. καθώς τις επιρροές που μπορεί να έχει η μεταβολή του εξωτερικού περιβάλλοντος σε διάφορες λειτουργίες του ανθρώπινου σώματος όπως για παράδειγμα την αύξηση της εφίδρωσης λόγω αύξησης της εξωτερικής θερμοκρασίας του περιβάλλοντος. Υπάρχουν ήδη μεγάλα συστήματα παρακολούθησης που βασίζονται σε ενσύρματες συνδέσεις. Όμως αυτό περιορίζει τη δυνατότητα παρακολούθησης όταν το άτομο βρίσκεται εν κινήσει. Έτσι, το WBAN μπορεί να είναι μια πολύ αποτελεσματική λύση σε αυτόν τον τομέα, όπως για παράδειγμα σε ένα σύστημα υγειονομικής περίθαλψης όπου ο ασθενής πρέπει να παρακολουθείται συνεχώς και απαιτείται κινητικότητα.

Το δεύτερο επίπεδο είναι ένας κόμβος συντονισμού γνωστό και ως Κεντρική Μονάδα Ελέγχου (Central Control Unit) στο οποίο συνδέονται ασύρματα όλοι οι κόμβοι αισθητήρων. Η CCU αναλαμβάνει την ευθύνη να συλλέγει πληροφορίες από τους κόμβους των αισθητήρων και να παραδίδει στον επόμενο κόμβο. Για παράδειγμα, για την παρακολούθηση των δραστηριοτήτων του ανθρώπινου σώματος οι πιο δημοφιλείς ασύρματες τεχνολογίες που χρησιμοποιούνται για ιατρικό σύστημα παρακολούθησης είναι WLAN, WiFi, GSM, 3G, 4G, WPAN (Bluetooth, ZigBee) [Khan, 2010]. Εκτός από το πρότυπο κυψελοειδούς δικτύου, όλες αυτές οι τεχνολογίες είναι συνήθως διαθέσιμες και για επικοινωνία μικρών αποστάσεων. Η WMTS (Wireless Medical Telemetry Service) και Ultra-Wide-Band [Khan, 2010] είναι τεχνολογίες που θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν για το σύστημα παρακολούθησης δικτύου αισθητήρων σώματος, καθώς λειτουργούν σε χαμηλή ισχύ μετάδοσης και μπορούν να υποστηρίξουν υψηλό ρυθμό μετάδοσης δεδομένων.



Σχήμα 1.2. Αρχιτεκτονική δομή δικτύων αισθητήρων σώματος [Arefin, 2017]

Τέλος, το τρίτο επίπεδο αποτελείται από τη τεχνολογία που θα χρησιμοποιηθεί για να δημιουργηθεί η απαιτούμενη πύλη πρόσβασης για να μεταφερθούν οι απαραίτητες πληροφορίες στον τελικό προορισμό. Ένας κινητός κόμβος μπορεί να είναι μια πύλη προς ένα απομακρυσμένου σταθμό για την αποστολή μηνύματος μέσω κινητού σε κυψελοειδές δίκτυο με χρήση GSM/3G/4G τεχνολογίας τηλεπικοινωνίας. Ένας δρομολογητής ή ένας υπολογιστής μπορεί να είναι ένας απομακρυσμένος κόμβος που επικοινωνεί μέσω ηλεκτρονικού ταχυδρομείου ή μέσω κάποια άλλης υπηρεσίας χρησιμοποιώντας τη δυνατότητα Ethernet όπως φαίνεται στο παρακάτω σχήμα (Σχήμα 1.3). Το τελευταίο τμήμα θα είναι ένα κέντρο ελέγχου που αποτελείται από συσκευές τελικού κόμβου όπως κινητό τηλέφωνο για μήνυμα, PC για παρακολούθηση και email και server για αποθήκευση τις πληροφορίες στη βάση δεδομένων.



Σχήμα 1.3. Παράδειγμα υλοποίησης επικοινωνίας Ασύρματου Δικτύου Αισθητήρων [Arefin, 2017]

1.3. Χαρακτηριστικά των WBANS

Σε αντίθεση με τα συνηθισμένα ασύρματα δίκτυα αισθητήρων (WSN) τα WBANS έχουν κάποιες ιδιαιτερότητες που τα διαφοροποιούν και δημιουργούν ενδεχομένως και νέες προκλήσεις. Τα χαρακτηριστικά αυτά συνοψίζονται όπως παρακάτω.

1.3.1. Τύποι κόμβων που χρησιμοποιούνται στα WBANS

Σε ένα δίκτυο αισθητήρων σώματος υπάρχουν τρία είδη αισθητήρων ανάλογα με τη λειτουργία, το ρόλο και τη θέση τοποθέτησης τους σε αντίθεση με τα συνηθισμένα δίκτυα αισθητήρων.

– Όσον αφορά τη λειτουργία τους διακρίνονται σε απλούς αισθητήρες (sensors), σε αυτούς που αλληλεπιδρούν με τους ενεργούς αισθητήρες (actuators) και στις προσωπικές συσκευές (personal devices).

- Οι αισθητήρες (sensors) μετρούν και συλλέγουν δεδομένα σχετικά με διάφορα φυσικά ερεθίσματα και έχουν την δυνατότητα να μεταφέρουν αυτά τα δεδομένα ασύρματα. Αυτοί οι αισθητήρες μπορούν να είναι τοποθετημένοι εντός ή περιφερειακά σε διάφορα σημεία του σώματος. Παραδείγματα τέτοιων αισθητήρων είναι αυτοί που μπορούν να παρέχουν πληροφορίες μέσω μετρήσεων όπως για παράδειγμα για μεταβολή της θερμοκρασίας σώματος, ηλεκτροκαρδιογραφήματα, επίπεδα υγρασίας διαφόρων σημείων σώματος ή ακόμα και επίπεδα πίεσης αίματος [Movassaghi, 2014].

- Η κατηγορία των ενεργών/ενεργοποιητών αισθητήρων (actuators) περιλαμβάνει ένα είδος αισθητήρων οι οποίοι ενεργοποιούνται όταν παραστεί η ανάγκη να ανταλλάξουν δεδομένα με τους αισθητήρες που είναι τοποθετημένοι εντός ή εκτός του σώματος και ουσιαστικά ανατροφοδοτούν με δεδομένα το δίκτυο και λειτουργούν ως διαμεσολαβητές για την υλοποίηση επικοινωνίας μεταξύ του δικτύου αισθητήρων σώματος με ένα ευρύτερο δίκτυο επικοινωνίας.

- Η προσωπική συσκευή (Personal device) είναι αυτή που έχει τη δυνατότητα να συλλέγει τις πληροφορίες και γενικά όλα τα δεδομένα από τους αισθητήρες που βρίσκονται τοποθετημένοι εντός ή περιφερειακά του σώματος (sensors) και από τους αισθητήρες που αλληλεπιδρούν με αυτούς (actuators) με αποτέλεσμα να δημιουργεί δυνατότητα διεπαφής και με άλλους χρήστες. Αυτή η συσκευή συχνά ονομάζεται και μονάδα ελέγχου σώματος (BCU) [B. Latr'e, 2011].

– Όσον αφορά τη θέση τοποθέτησης σύμφωνα με το πρότυπο IEEE 802.15.6 [IEEE, 2012] η κατηγοριοποίηση των αισθητήρων ορίζει τρία είδη αυτών:

- Τους εμφυτευμένους (implant node) που είναι τοποθετημένοι εντός κάποιου ιστού ή γενικότερα κάτω από το ανθρώπινο δέρμα.

- Τους περιφερειακούς (external node) που δεν είναι σε επαφή με το σώμα. Η απόσταση τους φτάνει το πολύ μέχρι τα 5 m.

- Τους επιφανειακούς ή φορετούς (body surface node) οι οποίοι είναι τοποθετημένοι περιφερειακά στην επιφάνεια του σώματος ή το πολύ μερικά εκατοστά μακριά από αυτό.

– Επίσης ανάλογα με το ρόλο που αυτοί εκτελούν σε ένα δίκτυο αισθητήρων σώματος δύνανται να χαρακτηριστούν και ως αισθητήρες συντονισμού (coordinator), ως ενδιάμεσοι - αναμεταδότες (relay) και ως τελικοί (end nodes). Ως τελικοί θεωρούνται οι αισθητήρες που περιορίζονται μόνο να συλλέγουν τα δεδομένα ενώ οι ενδιάμεσοι - αναμεταδότες έχουν την δυνατότητα να συλλέγουν τα δεδομένα από διάφορους αισθητήρες που είναι τοποθετημένοι στο σώμα και τέλος να τα μεταβιβάζουν σε μια προσωπική συσκευή (personal device) η

οποία έχει τη δυνατότητα να επικοινωνεί με άλλα δίκτυα αισθητήρων που υπάρχουν στο εγγύς περιβάλλον. Αυτή η συσκευή (personal device) λειτουργεί όπως προαναφέρθηκε και ως αισθητήρας συντονισμού (coordinator).

1.3.2. Πυκνότητα και πλήθος κόμβων που χρησιμοποιούνται στα WBANS

Η πυκνότητα και το πλήθος των κόμβων που χρησιμοποιούνται στα WBANS είναι μικρότερη από τα αντίστοιχα WSNS. Συνήθως ο αριθμός τους κυμαίνεται από 20-50 κόμβους αισθητήρων όπως αναφέρεται στη βιβλιογραφία [C.Otto, 2006], [T. Zasowski, 2003] και εξαρτάται από τη φύση του δικτύου αισθητήρων σώματος που χρησιμοποιούνται ή αν υπάρχει αλληλεπίδραση και με άλλα WBAN και το εξωτερικό περιβάλλον. Η κύρια διαφορά με τα WSN είναι ότι συνήθως, δεν αναπτύσσονται με μεγάλη πλεονασμό για να ανεχθούν αποτυχίες κόμβων οπότε και δεν απαιτούν υψηλή πυκνότητα κόμβων.

1.3.3. Ρυθμός μετάδοσης

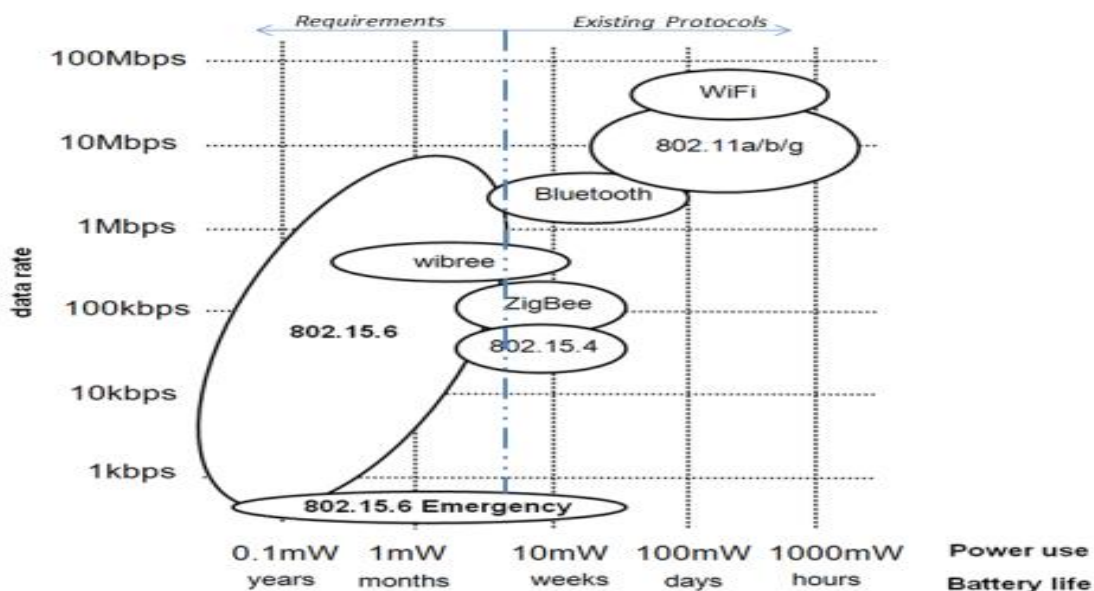
Τα WBANS χρησιμοποιούνται συνήθως για παρακολούθηση διαφόρων ανθρώπινων δραστηριοτήτων και λειτουργιών οι οποίες δύνανται να ποικίλουν με περιοδικό τρόπο ενώ αντιθέτως τα WSNs παρακολουθούν γεγονότα και συμβάντα τα οποία μπορούν να συμβούν ακανόνιστα. Ως αποτέλεσμα, ο ρυθμός μετάδοσης δεδομένων εμφανίζεται σχετικά σταθερός στα WBANS από 10 Kbps μέχρι 10 Mbps περίπου. Στον παρακάτω πίνακα (Πίνακας 1.1) παρουσιάζεται ο ρυθμός μετάδοσης για διάφορες ιατρικές εφαρμογές που χρησιμοποιούνται τα WBANS. Να τονιστεί ότι η αξιοπιστία της μετάδοσης δεδομένων παρέχεται ως προς το αναγκαίο ποσοστό σφάλματος δυαδικών ψηφίων (BER) το οποίο χρησιμοποιείται ως μέτρο για τον αριθμό των χαμένων πακέτων. Επομένως ο ρυθμός μετάδοσης δεδομένων επηρεάζει την αξιοπιστία μια συσκευής - αισθητήρα. Οι συσκευές με υψηλή ταχύτητα δεδομένων απαιτούν χαμηλό BER ενώ το αντίθετο συμβαίνει με τις συσκευές χαμηλής ταχύτητας δεδομένων.

ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ	ΡΥΘΜΟΣ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ	ΕΥΡΟΣ ΖΩΝΗΣ	ΑΚΡΙΒΕΙΑ (Μέτρηση σε bits)
ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑ	288 kbps	100-1000 Hz	12 bits
ΗΛΕΚΤΡΟΜΥΟΓΡΑΦΙΑ	320 kbps	0-10,000 Hz	16 bits
ΗΛΕΚΤΡΟΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΗΜΑ	43.2 kbps	0-150 Hz	12 bits
ΜΕΤΡΗΣΗ ΚΟΡΕΣΜΟΥ ΑΙΜΑΤΟΣ	16 kbps	0-1 Hz	8 bits
ΠΑΡΑΚΟΛΟΥΘΗΣΗ ΓΛΥΚΟΖΗΣ	1600 kbps	0-50 Hz	16 bits
ΘΕΡΜΟΚΡΑΣΙΑ	120 kbps	0-1 Hz	8 bits
ΑΙΣΘΗΤΗΡΑΣ ΚΙΝΗΣΗΣ	35 kbps	0-500 Hz	12 bits

Πίνακας 1.1. Παραδείγματα ιατρικών εφαρμογών WBANS
[Theogarajan, 2006], [Penzel, 2001], [S. Arnon, 2003]

1.3.4. Είδος Τροφοδοσίας

Η μετάδοση, η συλλογή και η επεξεργασία των δεδομένων σε ένα WBANS απαιτούν και κατάλληλη πηγή ενέργειας που θα μπορεί να υποστηρίξει τις παραπάνω λειτουργίες, για αυτό ο λόγο οι συσκευές αισθητήρων εφοδιάζονται με μπαταρίες που πολλές φορές δε δύναται να αντικατασταθούν, ακόμη και σε περιπτώσεις συσκευών που εμφυτεύονται στο ανθρώπινο σώμα, έτσι προκύπτει η ανάγκη ανάπτυξης τεχνικών μεμακρυσμένης επαναφόρτισης της μπαταρίας ή φόρτισης από ενέργεια που προκύπτει από την κίνηση του σώματος. Πολλοί ερευνητές μελετούν αυτή τη πρόκληση και όπως αναφέρεται [A. Kurs, 2007] ερευνητές του MIT έχουν προτείνει τη μετάδοση ασύρματης ενέργειας σε ηλεκτρονικές συσκευές ισχύος σε μικρή απόσταση χρησιμοποιώντας μη επαναληπτόμενα κύματα (evanescent waves). Στο παρακάτω σχήμα (Σχήμα 1.4) παρουσιάζεται μια σύγκριση μεταξύ των απαιτήσεων ισχύος και των ρυθμών μετάδοσης δεδομένων σε WBAN σε σύγκριση με άλλες ασύρματες τεχνολογίες. Από ότι διαφαίνεται οι υπάρχουσες τεχνολογίες πληρούν τα κριτήρια σύμφωνα την απαίτηση ταχύτητας του IEEE 802.15.6 [IEEE, 2012] από την άποψη των ρυθμών μετάδοσης δεδομένων, αλλά όχι τις απαιτήσεις ισχύος μικρότερες από 10mW για τα WBANS. Επί του παρόντος, οι περισσότερες συσκευές που χρησιμοποιούνται σε WBAN αποθηκεύουν τα καταγεγραμμένα δεδομένα τους ή τα μεταδίδουν σε σταθμό παρακολούθησης που χρησιμοποιεί IEEE 802.15.4 (Bluetooth) ή 802.15.1 (Zig-Bee), ο οποίος πληροί τις απαιτήσεις ισχύος για WBAN.



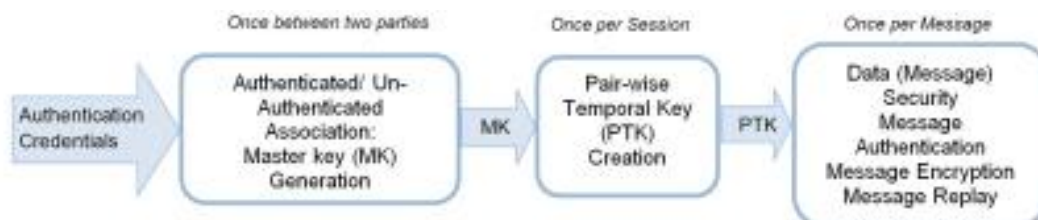
Σχήμα 1.4. Απαιτήσεις σε τροφοδοσία και ρυθμοί μετάδοσης σε WBANS [L. Hanlen, 2011]

1.3.5. Ασφάλεια δεδομένων

Η ασφάλεια δεδομένων στα WBANS αποτελεί ένα πολύπλοκο αλλά και ενδιαφέρον θέμα όπου απαιτείται να αναπτυχθούν διάφοροι μηχανισμοί οι οποίοι θα αποτρέπουν τυχόν διαρροή προσωπικών δεδομένων από τυχόν μη εξουσιοδοτημένη πρόσβαση χρήστη. Το ενδιαφέρον αυτό είναι αυξημένο είτε χρησιμοποιούνται τα WBANS σε ιατρικές εφαρμογές, όπως για παράδειγμα στην περίπτωση παρακολούθησης ενός ασθενή εξ αποστάσεως, είτε σε μη ιατρικές εφαρμογές που μπορούν αφορούν στρατιωτικές εφαρμογές ή ιδιωτική ζωή χρηστών που χρησιμοποιούν τα WBANS. Τα μέτρα ασφαλείας και η ταυτοποίηση του χρήστη αποτρέπουν τη μη εξουσιοδοτημένη διαρροή πληροφοριών. Η κρυπτογράφηση θα είναι απαραίτητη για την προστασία των ευαίσθητων δεδομένων και οι μηχανισμοί κρυπτογράφησης θα πρέπει να είναι ενημερωμένοι για τους πόρους.

Σύμφωνα με το πρότυπο IEEE 802.15.6 [IEEE, 2009] έχει προταθεί μια δομή ασφαλείας που μπορεί να εφαρμοστεί στα ανωτέρω δίκτυα και έχει όπως παρακάτω (Σχήμα 1.5):

- 1ο Επίπεδο ασφαλείας: Το χαμηλότερο επίπεδο στο οποίο τα δεδομένα που μεταδίδονται δεν είναι ασφαλισμένα και δεν απαιτείται κανένα μέτρο για έλεγχο αυθεντικότητας, ταυτοποίησης πρόσβασης, εμπιστευτικότητας ή γενικότερα ασφαλείας προσωπικών δεδομένων του χρήστη.
- 2ο Επίπεδο ασφαλείας: Τα δεδομένα μεταδίδονται πιστοποιημένα αλλά όχι κρυπτογραφημένα και καλύπτεται το θέμα της αυθεντικότητας και της πιστοποίησης του χρήστη αλλά όχι της προστασίας αυτού από τυχόν κακόβουλες ενέργειες υποκλοπής.
- 3ο Επίπεδο ασφαλείας: Σε αυτό το επίπεδο υπάρχει μετάδοση δεδομένων με κρυπτασφάλεια, πιστοποιημένα και με έλεγχο αυθεντικότητας και υποστηρίζεται η τήρηση της εμπιστευτικότητας, της ακεραιότητας των δεδομένων και της προστασίας των δεδομένων του χρήστη. Υλοποίηση γίνεται όπως παρουσιάζεται στο παρακάτω σχήμα (Σχήμα 1.5). Στην πρώτη φάση της επικοινωνίας ενεργοποιείται ένα κοινό κύριο κλειδί (Master Key) ή ένα νέο κλειδί (που δημιουργείται μέσω σύνδεσης χωρίς έλεγχο ταυτότητας). Έπειτα παράγεται ένα προσωρινό κλειδί ανά ζεύγη (Pairwise Temporal Key) που χρησιμοποιείται μόνο μία φορά σε κάθε ανταλλαγή δεδομένων. Όταν υλοποιείται επικοινωνία πολυεμπομπής παράγεται ένα χρονικό κλειδί ομάδας (Group Temporal Key) που μοιράζεται με την αντίστοιχη ομάδα [18].



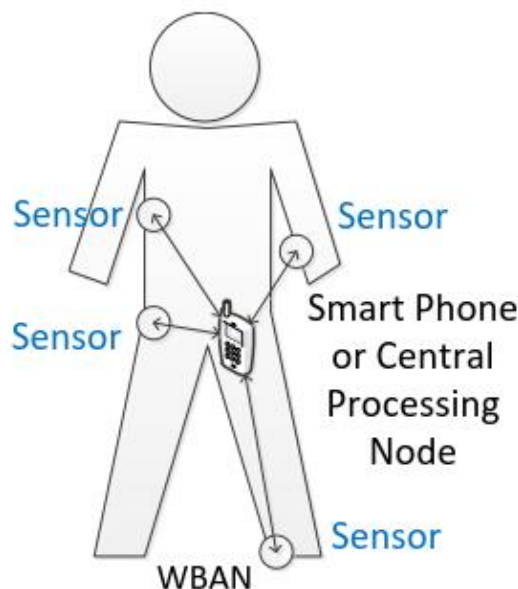
Σχήμα 1.5. Παρουσίαση ενός μοντέλου κρυπτασφάλισης από το IEEE 802.15.6 [Movassaghi, 2014]

Τέλος σε σύγκριση με τα WSNs, ο περιορισμός της επικοινωνίας και της ενεργειακής απόδοσης των WBANS καθώς η ενσωμάτωση ενός μηχανισμού υψηλού επιπέδου ασφαλείας σε έναν πόρο περιορισμού και έναν αισθητήρα χαμηλής ισχύος αυξάνει τα κόστη επικοινωνίας, υπολογισμών και διαχείρισης όπως αναφέρεται στη βιβλιογραφία [S. Saleem, 2009].

1.3.6. Τοπολογία Δικτύου που χρησιμοποιείται σε WBANS

Η τοπολογία σε ένα δίκτυο αισθητήρων σώματος μπορεί να είναι της βασικής μορφής ενός αστεριού (star topology) όπου στο κέντρο αυτού του δικτύου βρίσκεται η προσωπική συσκευή (π.χ. smartphone) και πέριξ αυτής διασκορπισμένοι αισθητήρες οι οποίοι αποστέλλουν δεδομένα – μετρήσεις όπως παρουσιάζεται στο παρακάτω σχήμα (Σχήμα 1.6). Σύμφωνα με την ομάδα εργασίας του IEEE 802.15.6 [C. Tachatzis, 2010], [R. Shah, 2006] προβάλλεται αυτό το πρότυπο μονού αστέρα όπου η συσκευή τοποθετείται σε ένα κεντρικό σημείο του σώματος. Σε αυτό το είδος τοπολογίας υπάρχουν δυο εκδοχές υλοποίησης [R. Shah, 2006], [M. Sukor, 2008]:

- 1η μορφή υλοποίησης: Αποστολή περιοδικά σήματος ενεργοποίησης από συντονιστή - συσκευή προς κάθε αισθητήρα για ενεργοποίηση και συντονισμό μεταφοράς δεδομένων καθώς και για λήξη της επικοινωνίας. Οι χρόνοι αποστολής σήματος καθορίζονται ανάλογα με το σχεδιασμό και τις δυνατότητες λειτουργίας κάθε WBAN.
- 2η μορφή υλοποίησης: Αποστολή σήματος ενεργοποίησης από κάθε συσκευή μεμονωμένα προς συντονιστή - συσκευή για μεταφορά δεδομένων. Αυτή η μορφή έχει το μειονέκτημα ότι ο συντονιστής δεν μπορεί να επικοινωνεί ανά πάσα ώρα και στιγμή με τους αισθητήρες.



Σχήμα 1.6. Παρουσίαση ενός δικτύου μορφής αστέρα (star topology)

Η τοπολογία δικτύου με μορφή αστέρα διευκολύνει τη δυνατότητα προσθήκης ή αφαίρεσης περισσότερων του ενός αισθητήρων στο δίκτυο χωρίς να επηρεάζεται η λειτουργία του. Το μειονέκτημα αυτής είναι ότι σε ένα δίκτυο αστέρα, όλοι οι περιφερειακοί κόμβοι συνδέονται με τον συντονιστή - συσκευή, ο οποίος επιτρέπει υψηλή απόδοση δεδομένων και απλοποιημένη δρομολόγηση. Έχοντας όμως έναν κεντρικό συντονιστή σημαίνει επίσης να έχουμε ένα μόνο σημείο αποτυχίας. Για να αντιμετωπιστεί αυτή η αδυναμία δύναται να χρησιμοποιηθούν και υβριδικές τοπολογίες αστέρα με δικτύωση δικτύων μεταξύ κεντρικών συντονιστών σε δίκτυα πολλαπλών αστέρων όμως υπάρχει κίνδυνος επηρεασμού της διαλειτουργικότητας του WBANS. Περαιτέρω πρέπει να λαμβάνεται υπόψιν ότι στην επιλογή της κατάλληλης τοπολογίας λαμβάνονται και άλλοι παράγοντες υπόψιν όπως οι απαιτήσεις σε ενέργεια λειτουργίας των αισθητήρων, οι τυχόν παρεμβολές που μπορούν να δημιουργηθούν, η καθυστέρηση μεταφοράς δεδομένων, αποτυχία λειτουργίας ενός αισθητήρα κλπ. Στο παρακάτω πίνακα (Πίνακας 1.2) παρουσιάζεται μια σύγκριση ενός απλού δικτύου μορφής αστέρα με ένα δίκτυο πολλαπλών δικτυώσεων.

ΚΡΙΤΗΡΙΑ ΓΙΑ ΣΥΓΚΡΙΣΗ	STAR NETWORK	MULTI-HOP NETWORK
ΕΝΕΡΓΕΙΑ - ΚΑΤΑΝΑΛΩΣΗ	Οι αισθητήρες που είναι πλησίον της προσωπικής συσκευής χρησιμοποιούν ελάχιστη ισχύ για μεταφορά δεδομένων σε αντίθεση με αυτούς που είναι μακρύτερα.	Οι αισθητήρες που είναι πλησίον της προσωπικής συσκευής χρησιμοποιούν περισσότερη ισχύ γιατί λειτουργούν και ως αναμεταδότες δεδομένων που αποστέλλονται από τους αισθητήρες που βρίσκονται μακρύτερα.
ΜΕΤΑΦΟΡΑ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ - ΚΑΘΥΣΤΕΡΗΣΗ	Υπάρχει καθυστέρηση διότι η μεταφορά δεδομένων επιτυγχάνεται μόνο προς μια κατεύθυνση.	Οι αισθητήρες που είναι πλησίον της προσωπικής συσκευής συλλέγουν πιο έγκαιρα τα δεδομένα χωρίς καθυστέρηση.
ΠΑΡΕΜΒΟΛΗ	Οι αισθητήρες που είναι μακρύτερα από τη προσωπική συσκευή χρησιμοποιούν περισσότερη ισχύ για μεταφορά δεδομένων με ενδεχόμενο παρεμβολής των υπολοίπων.	Οι αισθητήρες προωθούν ο καθένας στο πιο κοντινό αισθητήρα τα δεδομένα μέχρι να φτάσουν στη προσωπική συσκευή που τα συλλέγει οπότε δεν απαιτείται η μέγιστη ισχύ εκπομπής με αποτέλεσμα να αποφεύγεται το ενδεχόμενο παρεμβολής.
ΒΛΑΒΗ ΑΙΣΘΗΤΗΡΑ - ΚΙΝΗΤΙΚΟΤΗΤΑ	Η βλάβη ή αντικατάσταση ενός αισθητήρα δεν επηρεάζει το υπόλοιπο δίκτυο.	Η βλάβη ή αντικατάσταση ενός αισθητήρα επηρεάζει το υπόλοιπο δίκτυο και το δίκτυο πρέπει να ξανασχεδιαστεί γεγονός που έχει κόστος.

Πίνακας 1.2. Σύγκριση δικτύου αστέρα (one-hop star network) με δίκτυο πολλαπλών κατευθύνσεων (multi-hop network) [Movassaghi, 2014]

Κατόπιν των παραπάνω διαφαίνεται ότι η τοπολογία ενός δικτύου αισθητήρων σώματος είναι ένα σύνθετο πρόβλημα που πρέπει να επιλυθεί. Μια πρώτη προσπάθεια επίλυσης αυτού του προβλήματος είναι ένα πρότυπο δίκτυο, του αστέρα αμφίδρομης κατεύθυνσης (two-hop star topology), που είχε προταθεί από το IEEE τον Φεβρουάριο 2012 [IEEE, 2012].

1.4. Ασύρματες τεχνολογίες σε WBANS

Όπως προαναφέρθηκε τα ασύρματα δίκτυα αισθητήρων στο σώμα (WBANS) αποτελούν τη τεχνολογία αιχμής στο τομέα της μικροϋπολογιστικής και της ασύρματης επικοινωνίας. Υπάρχουν όμως και διάφορες ασύρματες τεχνολογίες που μπορούν να εμπλέκονται στα παραπάνω δίκτυα και αναπτύσσονται σε επικοινωνία με τα WBANS. Θα αναφερθούν παρακάτω μερικές από αυτές τις τεχνολογίες όπως είναι οι Bluetooth, Bluetooth Low Energy, Zigbee, WiFi και UWB.

1.4.1. Bluetooth

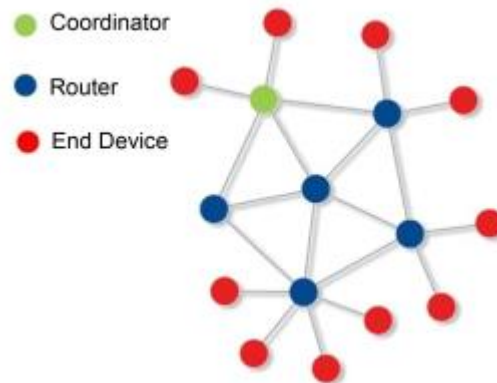
Η τεχνολογία Bluetooth σχεδιάστηκε ως πρότυπο ασύρματης επικοινωνίας μικρής εμβέλειας και δύναται να διαμορφώσει ένα δίκτυο με ασφάλεια και χαμηλή κατανάλωση ενέργειας [Adibi, 2015]. Σύμφωνα με το IEEE 802.15.1 [2] είναι κοινώς γνωστό ως WPAN (Wireless Personal Area Network) και είναι ένα πρωτόκολλο το οποίο παρέχει προτυποποιημένη, ασύρματη επικοινωνία ανάμεσα σε PDA (Personal Data Assistance) ή κινητά τηλέφωνα. Από φυσική άποψη επίσης το Bluetooth λειτουργεί περίπου στα 2.4 GHz, προδιαγράφει τρία επίπεδα ισχύος της εκπομπής από τα οποία εξαρτάται και η εμβέλεια επικοινωνίας (πάντα μικρότερη των 10 μέτρων σε PAN) [3]. Επειδή υπάρχουν πολλές συσκευές που χρησιμοποιούν την συχνότητα των 2,4 GHz, οι παρεμβολές με εκπομπές Bluetooth είναι πιθανές. Για να περιοριστούν στο ελάχιστο οι παρεμβολές από παρεμφερείς συσκευές, το Bluetooth εκμεταλλεύεται την αμφίδρομη επικοινωνία και τη μέθοδο μετάδοσης με διασπορά φάσματος αναπήδησης συχνότητας (έως και 1600 εναλλαγές συχνότητας ανά δευτερόλεπτο). Ως πιο απλή μορφή επικοινωνίας μπορεί να θεωρηθεί αυτή μεταξύ δύο συσκευών Bluetooth όπου η μία θεωρείται πρωτεύων (master) και η άλλη δευτερεύων (slave). Αυτή η μορφή δικτύωσης ονομάζεται piconet. Ο master καθορίζει την εναλλαγή των συχνοτήτων και ο slave συγχρονίζεται και την ακολουθεί. Μπορούν να συνδεθούν μέχρι και 7 συσκευές τύπου slave σε αυτό το δίκτυο που αναφέρθηκε. Όταν αλληλοσυνδέονται μεταξύ τους αρκετά piconet δίκτυα (περισσότεροι από 8 slaves) δημιουργείται ένα μεγαλύτερο δίκτυο που ονομάζεται scatternet. Γενικά η τεχνολογία Bluetooth είναι μια τεχνολογία που εξυπηρετεί την επικοινωνία συσκευών σε μικρή απόσταση οι οποίες μπορούν να ανταλλάσσουν δεδομένα ωστόσο δεν μπορεί να ανταποκριθεί αποτελεσματικά στην περίπτωση των WBANS διότι έχει σχεδιαστεί για δίκτυα με υψηλότερες ταχύτητες μεταφοράς δεδομένων (μέχρι 3 Mbps) και απαιτούν αυξημένη χωρητικότητα στις μπαταρίες με αποτέλεσμα να αυξάνεται και το μέγεθος αυτών.

1.4.2. Bluetooth Low Energy

Η ασύρματη τεχνολογία Bluetooth Low Energy παρόλο που μοιάζει με τη παραπάνω τεχνολογία Bluetooth που αναφέρθηκε είναι πιο συμβατή για επικοινωνία με τα WBANS διότι έχει σχεδιασθεί για να υλοποιείται επικοινωνία με κινητές συσκευές (π.χ. κινητά τηλέφωνα) και παρέχει δυνατότητα μετάδοσης δεδομένων μέχρι 1 Mbps με χαμηλή κατανάλωση ενέργειας. Υπάρχει επίσης και μια κατηγοριοποίηση ως προς τις συσκευές δηλαδή υπάρχουν οι διπλής λειτουργίας (dual mode) και οι μεμονωμένες/αυτόνομες (stand alone). Οι μεν πρώτες είναι εφοδιασμένες με ένα προσωπικό διακομιστή (π.χ. smartphone) για να είναι συμβατές με τις «παραδοσιακές» συσκευές Bluetooth ενώ οι δεύτερες είναι εξοπλισμένες με αισθητήρες που ανταλλάσσουν δεδομένα μόνο μεταξύ τους. Αυτή η τεχνολογία, όπως αναφέρεται, παρουσιάστηκε πρώτη φορά το 2004 από την εταιρεία κινητής τηλεφωνίας Nokia [4].

1.4.3. ZigBee

Η τεχνολογία ZigBee [5], [6] σύμφωνα με το πρότυπο IEEE 802.15.4 είναι ακόμη μια τεχνολογία για ασύρματη επικοινωνία μεταξύ συσκευών - αισθητήρων στις οποίες παρέχει τη δυνατότητα να έχουν χαμηλό ρυθμό μετάδοσης δεδομένων, μεγάλη διάρκεια ζωής και ασφάλεια δικτύου χάρη στο 128-bit κλειδί κρυπτασφάλισης που χρησιμοποιεί για την διασφάλιση της ακεραιότητας, αυθεντικότητας και εμπιστευτικότητας του τρόπου ανταλλαγής των δεδομένων. Η τεχνολογία αυτή είναι πιο απλή και πιο οικονομική σε σχέση με άλλες ασύρματες τεχνολογίες που χρησιμοποιούνται όπως για παράδειγμα οι Bluetooth ή WiFi. Αποτελείται από τριών ειδών συσκευές (ή κόμβους) που είναι ο συντονιστής (coordinator), ο δρομολογητής (router) και μια συσκευή που αποτελεί το τελικό κόμβο (end device) όπως παρουσιάζεται στο παρακάτω σχήμα (Σχήμα 1.7) [7]. Ο συντονιστής υπάρχει σε κάθε δίκτυο ZigBee και είναι αυτός που χειρίζεται τις διάφορες λειτουργίες διαχείρισης καθώς και λειτουργίες δρομολόγησης των δεδομένων. Ο δρομολογητής έχει τη δυνατότητα να μεταφέρει τα δεδομένα από μια συσκευή - αισθητήρα σε άλλη και λειτουργεί ουσιαστικά ως ενδιάμεσος κόμβος. Η τελική συσκευή ενεργοποιείται μόνο για να μεταδώσει δεδομένα στο δρομολογητή ή στο συντονιστή λόγω της μικρής διάρκειας της μπαταρίας της και δε έχει τη δυνατότητα να αναμεταδώσει δεδομένα προς/ή από άλλες συσκευές - αισθητήρες. Υπάρχει περίπτωση σε κάποια δίκτυα ZigBee να μην υφίσταται δρομολογητής, είναι τα λεγόμενα δίκτυα point to point ή point to multipoint.

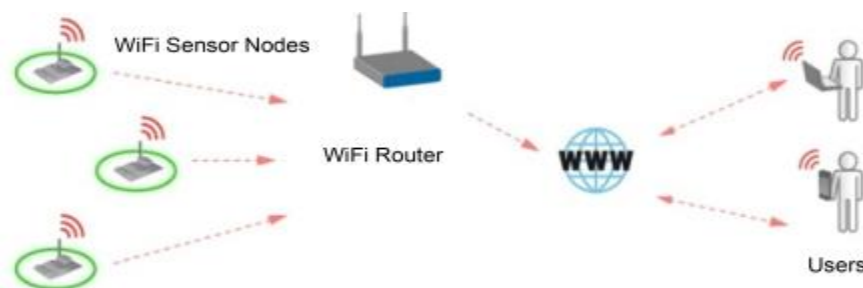


Σχήμα 1.7. Δίκτυο ZigBee [7]

Η τεχνολογία ZigBee εφαρμόζεται σε συχνότητες 868 MHz, 915 MHz, και 2.4 GHz και χρησιμοποιείται κυρίως σε WPANS (Wireless Person Area Networks) και όχι τόσο σε WBANS για δύο κυρίως λόγους. Πρώτον διότι δύναται να υπάρξουν παρεμβολές στη μετάδοση ασύρματου τοπικού δικτύου (Wireless Local Area Network) όταν λειτουργούν πολυάριθμα ασύρματα συστήματα και ειδικά στη συχνότητα 2.4 GHz και δεύτερον ο χαμηλός ρυθμός μετάδοσης δεδομένων (περίπου 250 kbps) δεν το καθιστά κατάλληλο για εφαρμογές WBANS.

1.4.4. WiFi

Η τεχνολογία WiFi είναι ένα είδος ασύρματης τεχνολογίας βασισμένη στο πρότυπο IEEE 802.11 [8] με εφαρμογή στα τοπικά ασύρματα δίκτυα (Wireless Local Area Networks) σε εύρος συχνοτήτων 2.4 GHz και 5.8 GHz. Δίνει τη δυνατότητα μεταφοράς δεδομένων μέσω διαδικτύου όταν οι χρήστες συνδέονται με κάποιο κοντινό σημείο πρόσβασης (access point). Έτσι για παράδειγμα, όπως παρουσιάζεται και στο παρακάτω σχήμα (Σχήμα 1.8) [7], οι αισθητήρες μπορούν να μεταφέρουν δεδομένα σε ασύρματες συσκευές (υπολογιστές φορητούς, κινητά τηλέφωνα) χρησιμοποιώντας το ασύρματο διαδίκτυο και μια συσκευή - δρομολογητή που είναι συμβατή με τη τεχνολογία WiFi.



Σχήμα 1.8. Δίκτυο WiFi [7]

Η παραπάνω τεχνολογία χρησιμοποιείται για υψηλή μεταφορά δεδομένων (υλοποίηση συνομιλιών, μεταφορά βίντεο, εικόνες κ.λπ.) και είναι συμβατή με όλες τις σύγχρονες συσκευές (υπολογιστές, κινητά τηλέφωνα) όμως έχει απαιτήσεις σε κατανάλωση υψηλού ποσοστού ενέργειας γεγονός που τη θέτει σε μειονεκτική θέση για άμεση χρήση σε εφαρμογές WBANS.

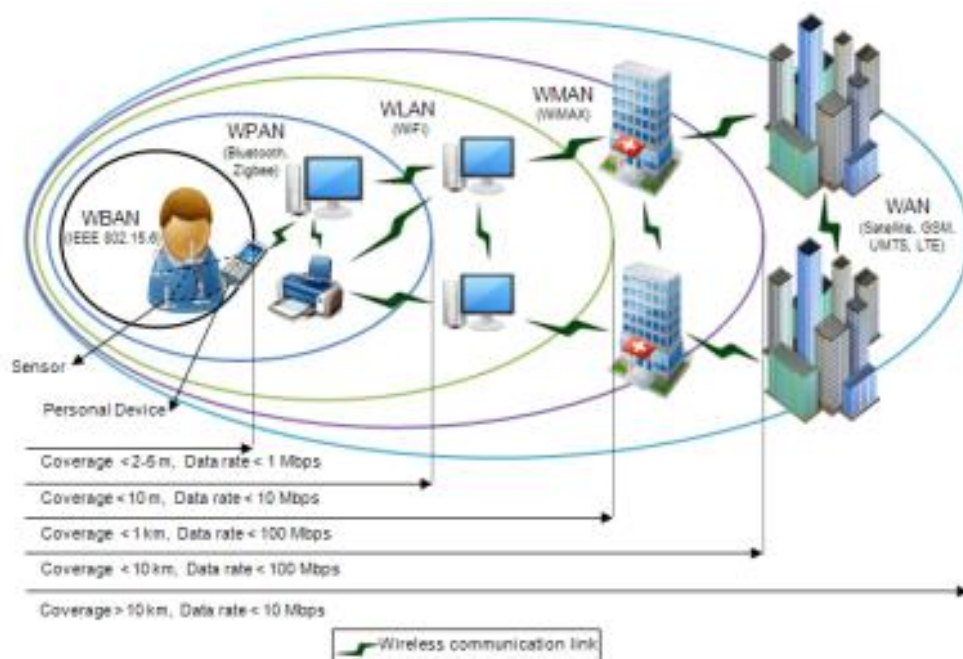
1.4.5. UWB

Η τεχνολογία Ultra-Wide Band (UWB) [9], [Chen, 2014] παρέχει μια ενδιαφέρουσα τεχνολογία μικρής εμβέλειας και επικοινωνίας υψηλής ταχύτητας στη ζώνη συχνοτήτων από 3.1 GHz έως 10,6 GHz. Υποστηρίζει ένα ρυθμό μετάδοσης δεδομένων μεγαλύτερο από 100Mbps σε απόσταση 10 μέτρων για επικοινωνία WPANS. Ως πλεονεκτήματα αυτής της τεχνολογίας είναι η μετάδοση χαμηλής ισχύος και η μικρή κατανάλωση ενέργειας. Μάλιστα η χαμηλή ισχύς μετάδοσης της δίνει τη δυνατότητα να πετυχαίνει τη διαλειτουργικότητα και με άλλους τύπους δικτύων ασύρματης επικοινωνίας όπως το 802.11 LAN (Local Area Network), το 802.16 MAN (Metropolitan Area Network) και το WAN (Wide Area Network). Τέλος αυτή η τεχνολογία προσφέρει προοπτικές αξιοποίησης και σε WBANS που χρησιμοποιούν φορετές συσκευές τοποθετημένες γύρω από το ανθρώπινο σώμα που σχεδιάζονται για να ικανοποιούν υψηλούς ρυθμούς μετάδοσης δεδομένων, χαμηλή κατανάλωση ενέργειας και μικρή εμβέλεια εκπομπής.

Συνοψίζοντας, παρακάτω προβάλλονται ο σχετικός πίνακας (Πίνακας 1.3) όπου παρουσιάζονται τα χαρακτηριστικά της κάθε ασύρματης τεχνολογίας που σχετίζεται με τα WBANS καθώς επίσης και το σχήμα (Σχήμα 1.9) όπου διαφαίνεται η μεταξύ τους σύγκριση.

Technology	Frequency	Data Rate	Coverage	Modulation	Network Topology
Bluetooth V.1 802.15.1	2.4 GHz ISM	780 Kbps	10-150 m (on-body only)	GFSK	star
Bluetooth V.2 + Enhanced Data Rate (EDR)	2.4 GHz ISM	3 Mbps	10-100 m (on-body only)	GFSK,PSK,8-DPSK,π/4DQPSK	star
Bluetooth V3.0 + High Speed (HS)	2.4 GHz ISM and 5 GHz	3-24 Mbps	10 m (on-body only)	GFSK	star
Bluetooth V4.0 + Low End Extension (LEE)	2.4 GHz ISM	1 Mbps	10 m (on-body only)	GFSK	star
ZigBee (IEEE 802.15.4)	868 MHz, 915 MHz, 2.4 GHz ISM	20,40,250Kbps	10-100 m (on-body only)	O-QPSK,BPSK(+ASK)	star, mesh, cluster-tree
Ultra Wideband (UWB)	3.1-10.6 GHz	110-480Mbps	5-10 m (on-body only)	OFDM,LDS-UWB,BPSK,QPSK	star
RFID (ISO/IEC 18000-6)	860 to 960 MHz	10 to 100Kbps	1 to 100 m	FSK,PSK,ASK	peer-to-peer
Near Field Communication (NFC)	13.56 MHz	106,212,424 Kbps (1 Mbps planned for future)	up to 20 cm	ASK	peer-to-peer
Sensium	868 MHz,915 MHz	50 Kbps	1-5 m (on-body only)	BPSK	star
Zarlink (ZL70101)	402-405MHz,433-434 MHz	200-800 Kbps	2 m (in-body only)	2FSK,4FSK	peer to peer
RuBee (IEEE 1902.1)	131 KHz	9.6 Kbps	30 m	ASK,BPSK,BMC	peer-to-peer
Z-wave	900 MHz ISM	9.6 Kbps	30 m	BPSK,FSK	mesh
ANT	2.4 GHz ISM	1 Mbps	30 m (on-body only)	GFSK	star, mesh, peer to peer, tree

Πίνακας 1.3. Χαρακτηριστικά Ασύρματων Τεχνολογιών [Movassaghi, 2014]



Σχήμα 1.9. Δίκτυο WBANS και άλλες τεχνολογίες ασύρματης επικοινωνίας [Movassaghi, 2014]

1.5. Έξυπνα υλικά

Το ενδιαφέρον για τα λεγόμενα «έξυπνα υλικά» έχει αυξηθεί ραγδαία εδώ και μια δεκαετία [Boczkowska, 2006] και πρόσφατα δημιουργήθηκε μια νέα κατηγορία υλικών που αφορούν το ρουχισμό όπου κλωστοϋφαντουργικά υλικά και δομές πραγματοποιούνται, μέσω του πετυχημένου συνδυασμού παραδοσιακών υλικών και τεχνολογιών ενδύματος με την επιστήμη των υλικών, την τεχνολογία αισθητήρων και «ενεργοποιητών», τη βιολογία, την ηλεκτρονική κ.α. Η εξέλιξη όλων αυτών των τεχνολογιών, σε συνδυασμό με την εξέλιξη των κλωστοϋφαντουργικών υλικών, έχουν ως αποτέλεσμα τη δημιουργία μιας νέας κατηγορίας υλικών που ονομάζονται smart e-textiles [Stoppa, 2014] τα οποία αποτελούνται από υφάσματα τα οποία διαθέτουν ηλεκτρονικά και διασυνδέσεις που υφαινούνται μέσα τους, παρουσιάζοντας έτσι φυσική ευελιξία και πολύ μικρό μέγεθος που δεν μπορεί να επιτευχθεί με τις υπάρχουσες ηλεκτρονικές τεχνικές κατασκευής. Τα smart textiles περιλαμβάνουν ίνες και νημάτια, νήματα μαζί με υφασμένες, πλεκτές ή μη υφαντές δομές, οι οποίες μπορούν να αλληλεπιδρούν με το περιβάλλον/χρήστη. Η σύγκλιση των κλωστοϋφαντουργικών προϊόντων και των ηλεκτρονικών ειδών (e-textiles) μπορεί να είναι σημαντική για την ανάπτυξη έξυπνων υλικών που είναι ικανά να επιτύχουν ένα ευρύ φάσμα λειτουργιών, που βρίσκονται σήμερα σε άκαμπτα μη ευέλικτα και μεγάλου μεγέθους ηλεκτρονικά προϊόντα. Τα υλικά αυτά όταν φοριούνται θα έχουν την ικανότητα να αναγνωρίζουν αυτόματα την κατάσταση συμπεριφοράς και τη δραστηριότητα του χρήστη καθώς και να ανταποκρίνονται στα διάφορα ερεθίσματα

του εξωτερικού περιβάλλοντος και να μεταβάλουν ανάλογα τις λειτουργίες τους. Ακριβέστερα τα ονομαζόμενα «έξυπνα υφάσματα» μεταβάλλουν τη συμπεριφορά τους ή κάποια χαρακτηριστικά τους (π.χ. όπως το σχήμα τους, το συντελεστή απόσβεσης δονήσεων, την ιδιосυχνότητά τους κ.λπ.) με δεδομένο και ελεγχόμενο τρόπο εξαιτίας μιας εξωτερικής διέγερσης που μπορεί να προκληθεί από διάφορους παράγοντες λόγω χάρη από αύξηση ή μείωση της θερμοκρασίας του εξωτερικού περιβάλλοντος, την αλλαγή του PH, έκθεσης σε ηλεκτρικό ή μαγνητικό πεδίο κλπ. Οι εφαρμογές των υλικών αυτών είναι άπειρες και μπορούν να περιοριστούν μόνο από την ανθρώπινη φαντασία.

Τα έξυπνα υφάσματα μπορούν να κατηγοριοποιηθούν σε τρεις μεγάλες κατηγορίες ανάλογα με τη λειτουργία [Stoppa, 2014] τους όπως παρακάτω:

- Παθητικά (passive smart textiles): Αντιλαμβάνονται ερεθίσματα από το περιβάλλον και δρουν μόνο ως αισθητήρες.
- Ενεργητικά (active smart textiles): Δέχονται και αντιδρούν σε ερεθίσματα του εξωτερικού περιβάλλοντος και ενσωματώνουν αισθητήρες και ενεργοποιητές.
- Πολύ έξυπνα (very smart textiles): Έχουν την ικανότητα να δέχονται, να αντιδρούν σε ερεθίσματα του εξωτερικού περιβάλλοντος και να εκτελούν «ευφυώς» συγκεκριμένες λειτουργίες ανταποκρινόμενες σε εξωτερικές διεγέρσεις. Ενεργούν δηλαδή ως αισθητήρες, ενεργοποιητές και μονάδες ελέγχου. Οι αλλαγές στις κλιματολογικές συνθήκες μπορούν να προκαλέσουν αλλαγές στα υλικά, όσον αφορά το σχήμα τους, το χρώμα τους και τη δομή τους. Μερικές φορές η αλλαγή στο υλικό είναι ορατή, ενώ κάποιες άλλες συντελείται σε μοριακό επίπεδο, που είναι εντελώς αόρατο με «γυμνό» μάτι.

Η τροφοδοσία των συσκευών που χρησιμοποιούνται στα έξυπνα υφάσματα μπορεί να υλοποιηθεί με χρήση πιεζοηλεκτρικών στοιχείων που συλλέγουν ενέργεια εκμεταλλευόμενα τη μηχανική ή θερμική ενέργεια που παράγεται από το σώμα ή με τη χρήση φωτοβολταϊκών στοιχείων που είναι ενσωματωμένα σε αυτά τα υφάσματα [Edmison, 2002], [Bedeloglu, 2009].

Τέλος, το έξυπνο ύφασμα μπορεί να κατασκευαστεί από υλικά που κυμαίνονται από παραδοσιακό βαμβάκι, πολυεστέρα και νάιλον έως προηγμένο Kevlar με ενσωματωμένα υλικά που μπορούν να προσφέρουν διάφορες λειτουργίες και προοπτικές [Shyamkumar, 2014]. Μερικές από τις εφαρμογές που μπορούν να υλοποιηθούν με χρήση έξυπνων υλικών είναι αυτές που αναφέρονται στο παρακάτω πίνακα (Πίνακας 1.4) και χρησιμοποιούνται σε διάφορους τομείς της ιατρικής, του αθλητισμού, του στρατού καθώς και της αεροδιαστημικής [Stoppa, 2014].

ΤΙΤΛΟΣ ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΟΥ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑΤΟΣ	ΧΡΟΝΟΣ ΥΛΟΠΟΙΗΣΗΣ	ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ
WEALTHY	ΣΕΠ 2002 - ΦΕΒ 2005	Ανάπτυξη άνετων και έξυπνων υφασμάτων για πρόληψη και έγκαιρη ανίχνευση ασθένειας καθώς και έλεγχο κατάστασης υγείας ασθενή.
My Heart	ΙΑΝ 2004 - ΟΚΤ 2007	Διάγνωση καρδιαγγειακών νοσημάτων με χρήση φορετών συστημάτων.
BIOTEX	ΟΚΤ 2005 - ΦΕΒ 2008	Ανάπτυξη βιοχημικών τεχνικών ανίχνευσης ενσωματωμένων σε ενδύματα. Παρακολούθηση του όγκου του ιδρώτα, περιεκτικότητά σε διάφορους δείκτες (K ⁺ , Na ⁺ , Cl ⁻ , Mg ⁺ , Ca ⁺), οξύτητα, κορεσμός οξυγόνου του αίματος.
PROETEX	ΦΕΒ 2006 - ΙΑΝ 2010	Ανάπτυξη έξυπνων ενδυμάτων για χρήση σε επείγουσα κατάσταση που το προσωπικό που τα χρησιμοποιεί να έχει περισσότερη ασφάλεια, συντονισμό και προστασία των ζωτικών λειτουργιών του σώματος.
STELLA	ΦΕΒ 2006 - ΙΑΝ 2010	Ανάπτυξη ελαστικών υφασμάτων με ηλεκτρικές διασυνδέσεις για καθημερινή χρήση.
OFSETH	ΜΑΡ 2003 - ΙΟΥΝ 2009	Ανάπτυξη και δημιουργία ενδυμάτων καθημερινής χρήσης σε συνδυασμό με οπτικές ίνες πολυμερικές - πυριτίου (silica and polymer)
CONTEXT	ΙΑΝ 2006 - ΙΟΥΝ 2008	Ενσωμάτωση σε κλωστοϋφαντουργικά υλικά (έξυπνα υφάσματα) διάφορους αισθητήρες για παρακολούθηση δραστηριότητας των μυών τους σώματος και της λειτουργίας της καρδιάς (EMG, ECG)
DEPHOTEX	ΝΟΕ 2008 - ΟΚΤ 2011	Έρευνα και η ανάπτυξη κλωστοϋφαντουργικών ηλιακών κυψελών, προκειμένου να αποκτηθούν ευέλικτα φωτοβολταϊκά κλωστοϋφαντουργικά προϊόντα που βασίζονται σε νέες ίνες, επιτρέποντας την αξιοποίηση της ηλιακής ακτινοβολίας ώστε να μετατραπεί σε ενέργεια.

Πίνακας 1.4. Ερευνητικά Προγράμματα χρηματοδοτούμενα από την Ευρωπαϊκή Επιτροπή σε εφαρμογές smart textile [Stoppa, 2014]

Συμπεραίνοντας από τα παραπάνω τα κλωστοϋφαντουργικά προϊόντα σε συνδυασμό με τα «έξυπνα υλικά» αποτελούν μια ελκυστική προοπτική για την πραγματοποίηση φορετών βιοαισθητήρων που μπορούν να χρησιμοποιηθούν και στα δίκτυα αισθητήρων σώματος (WBANS). Τα υλικά αυτά όταν φοριούνται θα έχουν την ικανότητα να αναγνωρίζουν αυτόματα τη κατάσταση συμπεριφοράς και τη δραστηριότητα του χρήστη με αποτέλεσμα να αποτελούν τους έξυπνους φορητούς βοηθούς του. Τόσο η άνεση στην εφαρμογή που δίνεται στο χρήστη όσο και η δυνατότητα ευελιξίας και αλλαγής της συμπεριφοράς του ανάλογα με

την ελάχιστη κατάσταση και μεταβολή του εξωτερικού περιβάλλοντος αποτελούν σημαντική εξέλιξη στη καθημερινή διαβίωση του ή όταν δρα κάτω από ακραίες συνθήκες (π.χ. στρατιωτικοί, πυροσβέστες, μεταλλωρύχοι). Παρακάτω θα αναφερθούν κάποιες εφαρμογές που θα μπορούσαν να υλοποιηθούν στο στρατιώτη του μέλλοντος με χρήση και συνδυασμό διάφορων τεχνολογιών που έχουμε ήδη αναφέρει (WBANS, smart e-textiles κ.λπ.).

1.6. Εφαρμογές στον στρατιώτη του μέλλοντος

Σε όλο τον κόσμο οι στρατιωτικές δυνάμεις διερευνούν πώς (ή τον τρόπο που) γίνεται τα έξυπνα ρούχα που αναφέρθηκαν παραπάνω να χρησιμοποιηθούν για την αύξηση της ασφάλειας και της αποτελεσματικότητας τους στο σύγχρονο πεδίο μάχης. Είναι γνωστό πια ότι σε ακραίες περιβαλλοντικές συνθήκες και σε επικίνδυνες καταστάσεις υπάρχει ανάγκη για τεχνολογία πληροφοριών σε πραγματικό χρόνο για την αύξηση της προστασίας και της επιβίωσης των ανθρώπων που εργάζονται σε αυτές τις συνθήκες. Οι βελτιώσεις στις επιδόσεις και στις πρόσθετες δυνατότητες θα αποτελούσαν τεράστια βοήθεια σε επαγγέλματα όπως οι ένοπλες δυνάμεις μιας χώρας ή σώματα ασφαλείας (π.χ. πυροσβέστες) που έχουν να αντιμετωπίσουν καταστάσεις εκτάκτου ανάγκης. Οι διάφορες τεχνολογίες που αναπτύσσονται όπως για παράδειγμα αυτή των δικτύων αισθητήρων σώματος σε συνδυασμό με έξυπνα υλικά ενσωματωμένα σε ρουχισμό συντελούν στην αναβάθμιση και βελτιστοποίηση της αποτελεσματικότητας του μαχητή τόσο σε ατομικό επίπεδο σε ένα σύγχρονο πεδίο μάχης όσο και στο ευρύτερο τακτικό επίπεδο μέσω του μοντέλου διοίκησης και ελέγχου (Command and Control).

Όσον αφορά το ατομικό επίπεδο μαχητή η χρήση μιας στολής μάχης με τεχνολογία WBAN μπορεί να δώσει τη δυνατότητα να παρακολουθείται η δραστηριότητα του μαχητή και η φυσιολογική κατάσταση ενός στρατιώτη καθώς και να προλαμβάνεται η τυχόν εμφάνιση επιβλαβών καταστάσεων όπως αυτής της υπερθέρμανσης, της αφυδάτωσης, της επικίνδυνης μεταβολής της θερμοκρασίας του σώματος του κλπ. Επίσης το δίκτυο αισθητήρων θα μπορούσε να εκτελεί λειτουργίες όπως τη χημική ανίχνευση περιβαλλοντικών κινδύνων (π.χ. εμφάνιση τοξικών αερίων), την αναγνώριση και την αποφυγή των θυμάτων από φίλια πυρά καθώς και το προσανατολισμό σε ένα άγνωστο πεδίο μάχης με χρήση GPS (Global Positioning System). Τα δεδομένα μεταφέρονται προς/ή από μια προσωπική συσκευή που φέρει ο μαχητής στο σώμα του [Movassaghi, 2014], [Ragesh, 2012].

Επίσης και η ανάπτυξη της κλωστοϋφαντουργίας με τη χρήση έξυπνων υλικών σε ενδύματα μπορεί να οδηγήσει σε δημιουργία έξυπνων ρούχων που θα έχουν την δυνατότητα να καταγράφουν, να αναλύουν, να αποστέλλουν και να αποθηκεύουν δεδομένα [Stoppa, 2014]. Παραδείγματα προγραμμάτων που έχουν πραγματοποιηθεί για έρευνα και ανάπτυξη τέτοιων ενδυμάτων είναι όπως αυτά που παρουσιάζονται στο παραπάνω πίνακα (Πίνακα 1.4). Ένα από αυτά είναι το PROETEX [10] που μερικές από τις λειτουργίες του είναι η παρακολούθηση ζωτικών λειτουργιών του μαχητή, καταγραφή δεικτών στρες, αφυδάτωσης, και εξωτερι-

κή ανίχνευση τοξικών αερίων. Ακόμη ένα πρόγραμμα είναι και το WEALTHY [11] που αφορά ένα φορετό σύστημα που ελέγχει την κατάσταση υγείας του μαχητή, επιτυγχάνει την πρόληψη και την έγκαιρη ανίχνευση της ασθένειας και δίνει τη δυνατότητα άμεσης ιατρικής επέμβασης εξ αποστάσεως στο μαχητή.

Στα παρακάτω σχήματα (Σχήμα 1.10) και (Σχήμα 1.11) παρουσιάζονται παραδείγματα δικτύου φορετών αισθητήρων σώματος στο στρατιώτη του μέλλοντος με ταυτόχρονη χρήση έξυπνων υφασμάτων.



Σχήμα 1.10. Δίκτυο αισθητήρων σώματος σε στρατιώτη του μέλλοντος [12]

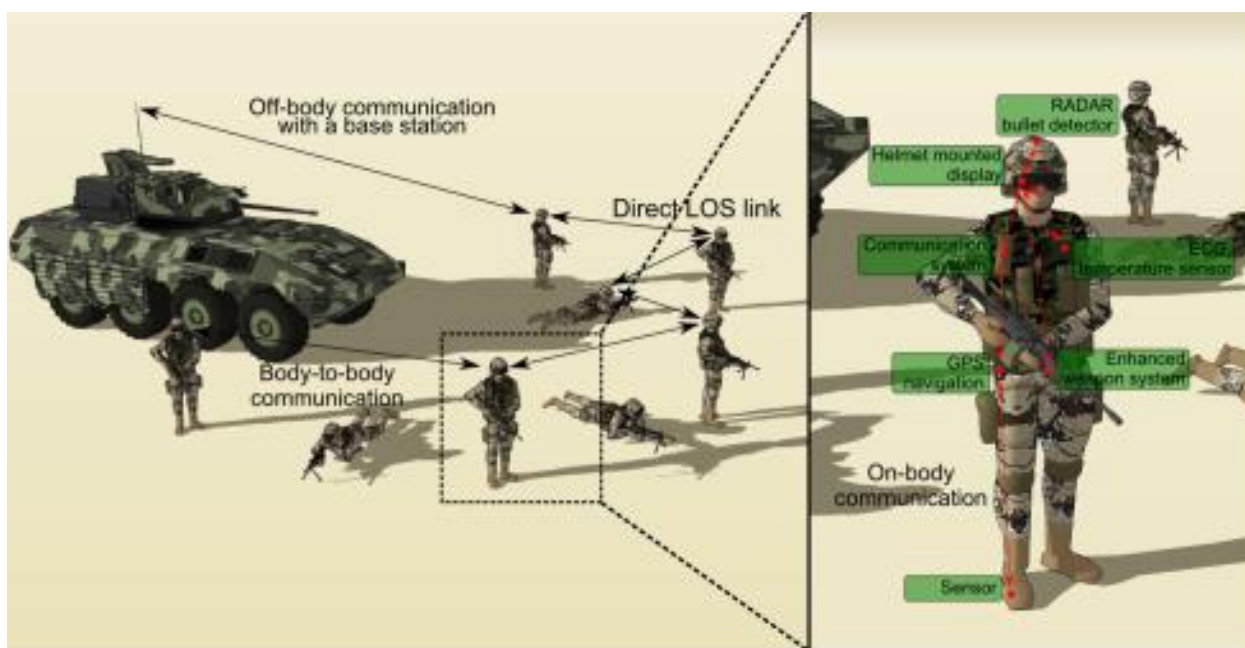


Σχήμα 1.11. Τεχνολογία Smart-Textiles στον στρατιώτη του μέλλοντος

α) Χρήση ηλιακών πάνελ και στοιχείων αξιοποίησης της κινητικής ενέργειας του σώματος, που είναι ενσωματωμένα σε ενδύματα για τη φόρτιση φορετών συσκευών [13]

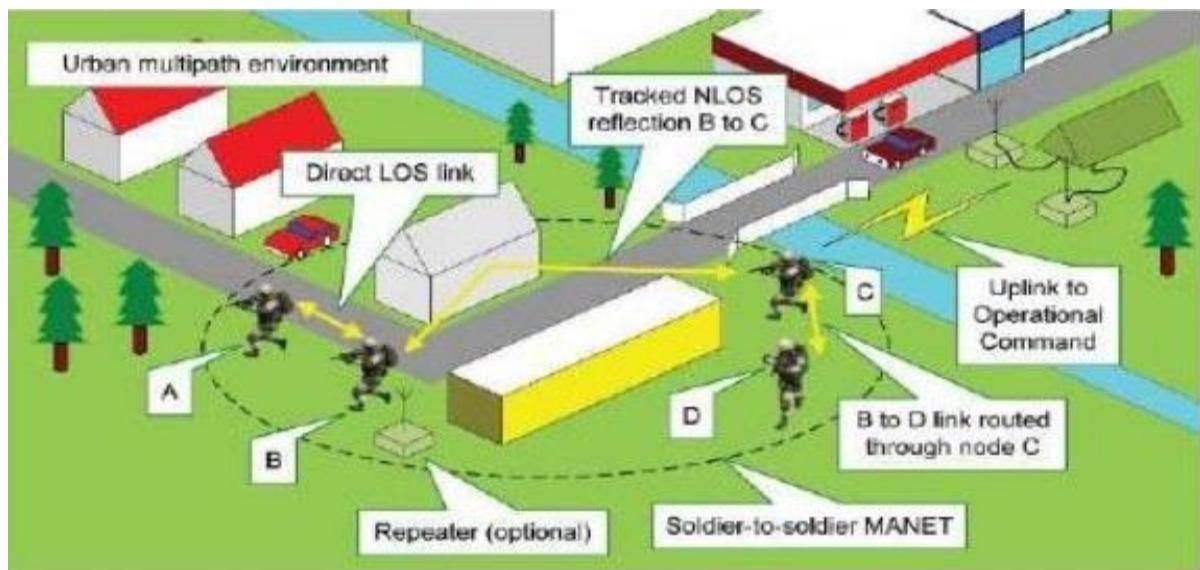
β) Προσωπική συσκευή ανταλλαγής - μετάδοσης δεδομένων η οποία είναι έχει πληκτρολόγιο ενσωματωμένο σε ύφασμα [14]

Όσον αφορά το τακτικό επίπεδο για διοίκηση - έλεγχο ομάδας ή διμοιρίας (Operational Units: Squad or Platoon) τα WBANS μπορούν να χρησιμοποιηθούν για εντοπισμό της κίνησης του μαχητή όχι μόνο γεωγραφικά αλλά μέσω ανάλυσης των μελών του σώματος γεγονός που θα μεγιστοποιήσει την αποτελεσματικότητα - οικονομία των κινήσεων του σε σχέση με τους άλλους και σε σχέση με τον οπλισμό του. Η χρήση των WBANS σε σκληρά περιβάλλοντα μπορεί να συμβάλει στη μείωση της πιθανότητας τραυματισμού ενώ ταυτόχρονα παρέχει έγκυρη παρακολούθηση και φροντίδα σε περίπτωση τραυματισμού. [Movassaghi, 2014] Επίσης η δυνατότητα ενσωμάτωσης φορετών κεραίων (wearable antenna) σε ενδύματα [Stoppa, 2014], [Sahin, 2005] επιτρέπει την υλοποίηση ασύρματης δικτύωσης και μεταφορά πληροφοριών από τους αισθητήρες προς μια κεντρική συσκευή καθώς επίσης και επικοινωνία με άλλους στρατιώτες που βρίσκονται σε μικρή απόσταση μεταξύ τους, όπως παρουσιάζεται στα παρακάτω σχήματα (Σχήμα 1.12 και Σχήμα 1.13) τόσο σε επίπεδο ομάδας που επιχειρεί όσο και σε επίπεδο διμοιρίας σε διάφορα πεδία μάχης (Σχήμα 1.14).

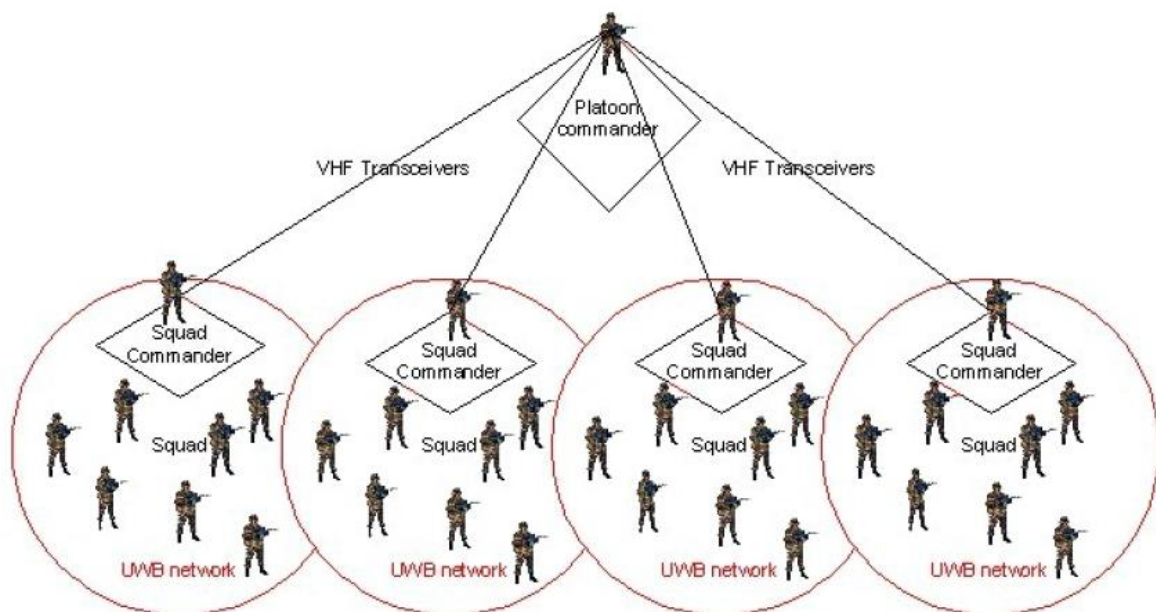


Σχήμα 1.12. Επικοινωνίες μεταξύ στρατιωτών για συγκαλυμμένες επιχειρήσεις πεδίου μάχης.

Τα μαύρα βέλη αντιπροσωπεύουν ορισμένους ασύρματους συνδέσμους που επιτρέπουν τη μεταφορά δεδομένων από έναν στρατιώτη στον άλλον [Chahat, 2013]

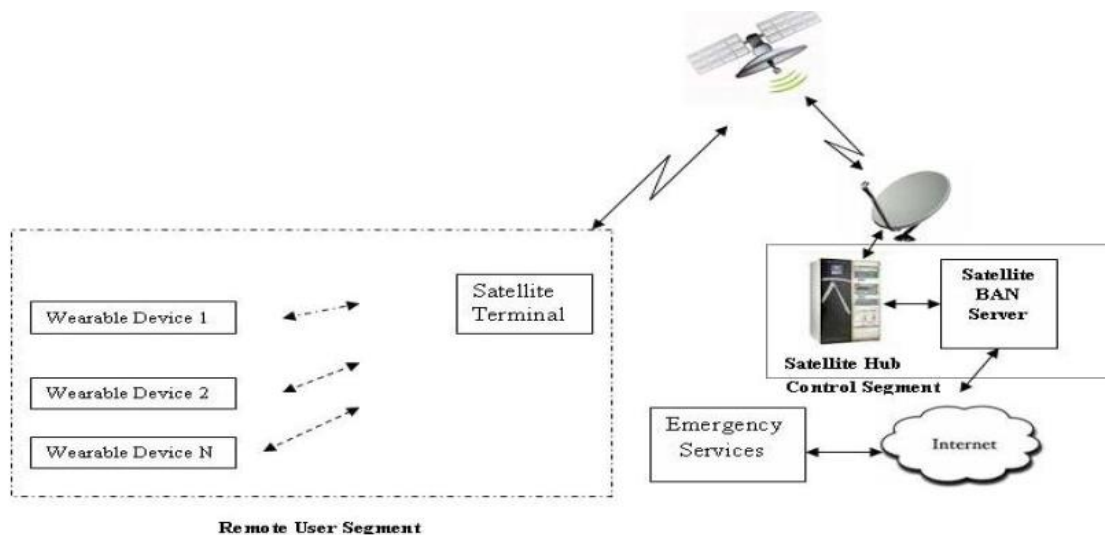


Σχήμα 1.13. Επικοινωνίες μεταξύ στρατιωτών για συγκαλυμμένες επιχειρήσεις πεδίου μάχης εντός κατοικημένης περιοχής. Τα κίτρινα βέλη αντιπροσωπεύουν ορισμένους ασύρματους συνδέσμους που επιτρέπουν τη μεταφορά δεδομένων από έναν στρατιώτη στον άλλον [1]



Σχήμα 1.14. Παρουσιάζεται ένα μοντέλο επικοινωνίας και επίτευξη διοίκησης και ελέγχου όπου οι ομαδάρχες με χρήση τεχνολογίας UWB επικοινωνούν με τους στρατιώτες τους και με χρήση ασύρματης επικοινωνίας σε συχνότητες VHF αναφέρουν ή ανταλλάσσουν πληροφορίες με τον διμοιρίτη. (Μοντέλο που παρουσιάστηκε από την εταιρεία THALES το 2012) [15]

Επίσης αρκετές έρευνες διεξάγονται για επίτευξη διαλειτουργικότητας δορυφορικών επικοινωνιών με συσκευές φορητές που χρησιμοποιούνται σε δίκτυα αισθητήρων σώματος για την παρακολούθηση της υγείας του μαχητή όταν επιχειρεί σε μεμακρυσμένο πεδίο μάχης κάτω από δύσκολες καταστάσεις (π.χ. σε καταδρομικές επιχειρήσεις). Υλοποίηση αυτής της διαλειτουργικότητας μπορεί να επιτευχθεί και να εφαρμοστεί όταν οι φορητές συσκευές που είναι τοποθετημένες στη περιοχή του σώματος του μαχητή έχουν την δυνατότητα να συνδεθούν μέσω Bluetooth ή Zigbee με ένα φορητό δορυφορικό τηλέφωνο το οποίο θα έχει τη δυνατότητα μέσω δορυφόρου να στείλει τα δεδομένα σε ένα server μέσω του οποίου το Κέντρο Επιχειρήσεων θα μπορεί να παρακολουθεί την κατάσταση της υγείας του μαχητή και να επεμβαίνει άμεσα για αποκάσταση πιθανού σοβαρού τραυματισμού [Sarkar, 2014]. Στο παρακάτω σχήμα (Σχήμα 1.15) παρουσιάζεται η υλοποίηση της διαλειτουργικότητας μέσω δορυφορικών επικοινωνιών και WBANS.



Σχήμα 1.15. Υλοποίηση μετάδοσης δεδομένων μέσω δορυφορικού τηλεφώνου που λαμβάνει δεδομένα από φορητές συσκευές που εντάσσονται σε ένα δίκτυο WBAN και τις μεταφέρει σε ένα κεντρικό server [Sarkar, 2014]

Συνοψίζοντας τα παραπάνω διαπιστώνουμε ότι η χρήση των δικτύων αισθητήρων σώματος σε συνδυασμό με τα έξυπνα υλικά μπορεί να αποτελέσει μια τεχνολογία η οποία θα προσφέρει πολλές εφαρμογές στο μελλοντικό στρατιώτη, διευκολύνοντας του τόσο στην αποτελεσματικότερη εκτέλεση της αποστολής του όσο και στη αύξηση της επιβιωσιμότητας του σε περιβάλλον μάχης υπό αντίξοες συνθήκες. Επιγραμματικά αναφέρονται παρακάτω μερικά από τα οφέλη:

- Έλεγχος της σωματικής ετοιμότητας του μαχητή υπό ρεαλιστικές συνθήκες.
- Βελτίωση της λειτουργικότητας του ατομικού φόρτου και οπλισμού.

- Πρόβλεψη/αποτροπή επιβλαβών φαινομένων που δύνανται να επηρεάσουν τον μαχητή.
- Εντοπισμός της επιχειρησιακής κίνησης δυνάμεων και συντονισμός αυτών για αποτροπή λανθασμένων αποφάσεων και προσβολής από φίλια πυρά.
- Παροχή άμεσης και εξατομικευμένης ιατρικής διάγνωσης και θεραπείας.
- Επίτευξη ταχύτερου εγγιμιτισμού στις διάφορες περιβαλλοντικές συνθήκες που επικρατούν στο πεδίο της μάχης.
- Ενημέρωση - παροχή πληροφοριών στο Κέντρο Επιχειρήσεων.
- Αποτελεσματικότερη διοίκηση και έλεγχος των δυνάμεων που ενεργούν σε απομακρυσμένο και απαιτητικών επιχειρησιακό περιβάλλον (π.χ. επιχειρήσεις ειδικών δυνάμεων).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

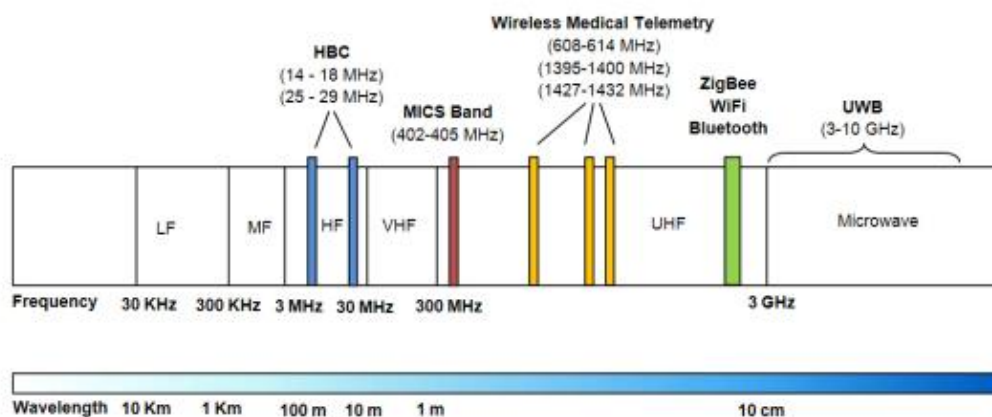
Απαιτήσεις λειτουργίας αισθητήρων δικτύου σώματος

2.1. Εισαγωγή

Η ανάπτυξη ενός δικτύου αισθητήρων σώματος (WBAN) είναι ένα δύσκολο έργο λόγω του ευρέος φάσματος απαιτήσεων που επιβάλλονται να ληφθούν υπόψη για την υλοποίηση εφαρμογών όπως αυτών που αναφέρθηκαν στο προηγούμενο κεφάλαιο. Τέτοιου είδους απαιτήσεις είναι για παράδειγμα οι απαιτήσεις σε συχνότητα λειτουργίας, σε χρήση ηλεκτρονικών και τροφοδοσίας καθώς επίσης και η υλοποίηση της κατάλληλης μοντελοποίησης του καναλιού έτσι ώστε να επιτυγχάνεται η σωστή ανάπτυξη και λειτουργία των εφαρμογών. Ορισμένες από αυτές τις απαιτήσεις αναλύονται καλύτερα και συζητούνται στις ακόλουθες ενότητες.

2.1.1. Απαιτήσεις σε συχνότητα λειτουργίας

Η επιλογή της συχνότητας λειτουργίας είναι ίσως η πιο θεμελιώδης επιλογή που πρέπει να γίνει κατά το σχεδιασμό και την υλοποίηση ενός ασύρματου δικτύου αισθητήρων. Αυτή είναι αναγκαίο να πληροί κάποιες προϋποθέσεις (wireless standards). Οι συχνότητες που χρησιμοποιούνται σήμερα γενικά σε ασύρματα δίκτυα αισθητήρων παρουσιάζονται στο παρακάτω σχήμα (Σχήμα 2.1).



Σχήμα 2.1. Φάσμα συχνοτήτων για χρήση σε WBANS σύμφωνα με το IEEE 802.15.6 [Movassaghi, 2014]

Η χρήση χαμηλότερων συχνοτήτων θα μπορούσε να βοηθήσει στην επέκταση της απόστασης μετάδοσης καθώς λόγω της μικρότερης εξασθένησης κατά τη μετάδοση και των μι-

κρών απωλειών το κέρδος της κεραίας θα έπαυε να είναι τόσο σημαντικός παράγοντας στο κόστος του συστήματος. Δυστυχώς όμως οι χαμηλές συχνότητες απαιτούν μεγαλύτερου μεγέθους κεραίες, κάτι το οποίο δεν επιτρέπουν οι περιορισμένες διαστάσεις των κόμβων. Σε περιπτώσεις δικτύων στα οποία η πυκνότητα τοποθέτησης των κόμβων επιτρέπει αποστάσεις μερικών μέτρων μεταξύ τους (π.χ. δίκτυο παρακολούθησης ασθενούς με Alzheimer μέσα στο σπίτι του με κόμβους σε διάφορα δωμάτια), ενδείκνυται η επιλογή χαμηλότερων συχνοτήτων). Όσον αφορά το παράγοντα μέγεθος που επηρεάζει τον σχεδιασμό μιας κεραίας θα αναφερθούμε αναλυτικότερα στο επόμενο κεφάλαιο.

2.1.1.1. Διαθέσιμες ζώνες συχνοτήτων

Σύμφωνα με πρότυπο IEEE 802.15.6 οι διαθέσιμες συχνότητες για τα WBAN ρυθμίζονται από αρχές που είναι αρμόδιες σε διάφορες χώρες. Το (Σχήμα 2.1) δείχνει τις διαθέσιμες ζώνες συχνοτήτων για τα WBAN [A.W. Astrin, 2009]. Μερικές από αυτές αναφέρονται όπως παρακάτω:

- Η Ζώνη Υπηρεσιών Επικοινωνίας Ιατρικών Εμφυτευμάτων (Medical Implant Communications Services, MICS). Η ζώνη υπηρεσιών επικοινωνιών εμφύτευσης (MICS) χρησιμοποιείται για επικοινωνίες εμφυτεύματος και έχει την ίδια συχνότητα 402-405 MHz στις περισσότερες χώρες, η οποία καθιερώθηκε το έτος 1997 με τη σύσταση SA.1346 της Διεθνούς Ένωσης Τηλεπικοινωνιών Ραδιοεπικοινωνιών (International Telecommunications Union Radiocommunications, ITU-R) [ERC, 1997], [FCC, 1999]. Η ζώνη MICS ορίζεται 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. Η ζώνη MICS υποστηρίζει ταυτόχρονη μετάδοση δέκα (10) καναλιών με μέγιστο εύρος ζώνης 300 kHz ανά κανάλι. Η τυπική ακτίνα κάλυψης των συστημάτων ιατρικής τηλεμετρίας ζώνης MICS είναι 2 m.
- Η ζώνη υπηρεσιών ιατρικής τηλεμετρίας (Wireless Medical Telemetry Services, WMTS) είναι μια ζώνη με άδεια χρήσης που χρησιμοποιούνται για συστήματα ιατρικής τηλεμετρίας. Επίσης αναφέρεται ότι στη ζώνη WMTS 608.0–6140. MHz επιτρέπονται μόνο τέσσερα (4) κανάλια με εύρος ζώνης 1.5 MHz το καθένα. Οι συγκεκριμένες ζώνες, ωστόσο, είναι διαθέσιμες μόνο σε χώρες εντός των Η.Π.Α, και, προς το παρόν, δεν υπάρχει ένδειξη ότι θα διατεθούν σε άλλα μέρη του κόσμου [FCC, 2003]. 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. Τέλος τα προβλήματα που υπάρχουν με τις ζώνες MICS και WMTS είναι η ανικανότητά τους να υποστηρίζουν εφαρμογές υψηλού ρυθμού μετάδοσης δεδομένων.

- Η ζώνη συχνοτήτων για βιομηχανικές επιστημονικές και ιατρικές εφαρμογές (Industrial Scientific and Medical, ISM) και η ζώνη Ultra-bandwidth (UWB) υποστηρίζουν εφαρμογές υψηλού ρυθμού δεδομένων, και είναι διαθέσιμες σε όλο τον κόσμο. Προκειμένου να μειωθεί το κόστος των εφαρμογών, πολλές επιλέγονται να λειτουργούν στη ζώνη συχνοτήτων ISM, όπου δεν απαιτείται άδεια λειτουργίας. Ωστόσο, εκεί υπάρχει μια μεγάλη πιθανότητα παρεμβολών επειδή πολλές ασύρματες συσκευές χρησιμοποιούν πρότυπα που λειτουργούν στη ζώνη συχνοτήτων 2,4 GHz όπως για παράδειγμα εκείνων που χρησιμοποιούν πρότυπα όπως το IEEE 802.11 (WiFi), IEEE 802.15.4 (ZigBee) και IEEE 802.15.1 (Bluetooth) [H.B. Li, K. Takizawa, 2008]. Εκτός από το εξαιρετικά μεγάλο φορτίο δεδομένων στη ζώνη αυτή, είναι αρκετά αυξημένη και η επιτρεπόμενη ακτινοβολία καθώς χρησιμοποιείται κυρίως για κινητές επικοινωνίες.

Τέλος, για τη σχεδίαση είναι καλό να επιλέγεται συχνότητα λειτουργίας στις περιοχές όπου λειτουργούν οι ιατρικές συσκευές χαμηλής ισχύος, επομένως η ζώνη συχνοτήτων 402-405 MHz είναι ίσως η καλύτερη επιλογή και βάση αυτής θα υλοποιηθεί και η προσομοίωση στο Κεφάλαιο 4. Όπως διαφαίνεται και από τον παρακάτω πίνακα (Πίνακας 2.1) παρέχεται μια λίστα διαφορετικών ζωνών συχνοτήτων στην οποία μπορεί να κατασκευαστεί το μοντέλο καναλιού WBAN [Yazdandoost, Sayrafian, 2009]. Αυτά τα σενάρια καθορίζονται με βάση την απόσταση των κόμβων, που είτε είναι τοποθετημένοι στην επιφάνεια του σώματος είτε εσωτερικά αυτής και ομαδοποιούνται σε κατηγορίες που αντιπροσωπεύονται από το μοντέλο καναλιού. Οι εξωτερικές συσκευές θεωρούνται ότι φθάνουν στη μέγιστη απόσταση των 5 μέτρων.

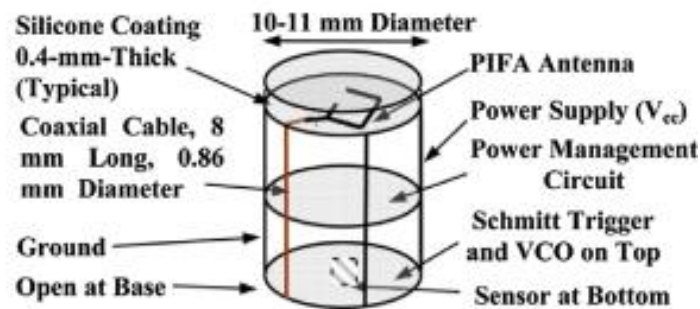
ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΚΕΡΑΙΑΣ	ΣΥΧΝΟΤΗΤΑ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ
ΕΜΦΥΤΕΥΜΕΝΗ ΚΕΡΑΙΑ	402-405 Mhz
ΦΟΡΕΤΗ ΚΕΡΑΙΑ	13.5 MHz
ΦΟΡΕΤΗ ΚΕΡΑΙΑ	5-50 MHz (HBC)
ΦΟΡΕΤΗ ΚΕΡΑΙΑ	400 MHz
ΦΟΡΕΤΗ ΚΕΡΑΙΑ	600 MHz
ΦΟΡΕΤΗ ΚΕΡΑΙΑ	900 MHz
ΦΟΡΕΤΗ ΚΕΡΑΙΑ	2.4 GHz
ΦΟΡΕΤΗ ΚΕΡΑΙΑ	3.1-10.6 GHz

Πίνακας 2.1. Λίστα συχνοτήτων που χρησιμοποιούνται σε εφαρμογές των WBANS [Yazdandoost, Sayrafian, 2009]

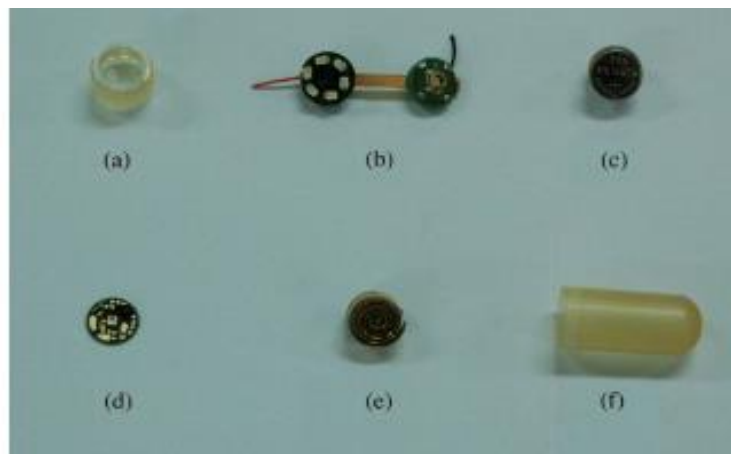
2.1.2. Απαιτήσεις σε ηλεκτρονικά και τροφοδοσία

Η πρόοδος στις τεχνολογίες βιολογικών, χημικών, ηλεκτρικών και μηχανικών αισθητήρων καθώς και στα μικροηλεκτρομηχανικά συστήματα (Micro-Electro-Mechanical Systems,

MEMS) έχουν οδηγήσει σε ένα ευρύ φάσμα χρησιμοποιούμενων εμφυτευμένων αισθητήρων. Κατ' αρχήν, τα ανακτημένα φυσιολογικά σήματα πρέπει να ενισχυθούν περαιτέρω, να ψηφιοποιηθούν και να τροφοδοτηθούν σε έναν πομποδέκτη ο οποίος θα κωδικοποιεί και θα διαμορφώνει τα δεδομένα και τελικά θα τα οδηγήσει στην κεραία [Kiourti, 2014]. Παραδείγματα συστατικών των εμφυτεύσιμων και καταπόσιμων συσκευών παρουσιάζονται όπως τα παρακάτω σχήματα (Σχήματα 2.2 και 2.3, αντίστοιχα). Οι περιορισμοί μεγέθους που οδηγούν στη συνύπαρξη ηλεκτρονικών εξαρτημάτων εισάγουν σημαντικές προκλήσεις που σχετίζονται με τη βέλτιστη επιλογή και τοποθέτηση των εξαρτημάτων, έτσι ώστε να ενισχυθεί η απομόνωση και να μειωθεί ο θόρυβος. Σημαντικό αντικείμενο έρευνας εστιάζει επίσης στο σχεδιασμό: (α) νέων ενισχυτών οι οποίοι ενισχύουν το σήμα και το εξισορροπούν στην περιοχή λειτουργίας του πομποδέκτη εισάγοντας ελάχιστο θόρυβο και (β) νέων πομποδεκτών με προηγμένη εξόρυξη δεδομένων και τεχνικές συμπίεσης που παρέχουν υψηλές ταχύτητες δεδομένων σε αυξημένες αποστάσεις.



Σχήμα 2.2. Παράδειγμα εμφυτευμένης συσκευής και των επιμέρους δομικών στοιχείων - εξαρτημάτων αυτής για παρακολούθηση της ενδοκρανιακής πίεσης [Kawoo, 2008]



Σχήμα 2.3. Παράδειγμα καταπόσιμης συσκευής και των επιμέρους δομικών στοιχείων - εξαρτημάτων αυτής: (a) διαφανές πώμα, (b) LED και κάμερα, (c) μπαταρία, (d) RF μεταδότης, (e) κεραία και (f) διηλεκτρικό κάλυμμα [Kiourti, 2014], [Lee J, 2011]

Όλα τα προαναφερθέντα εξαρτήματα απαιτούν ισχύ. Τα ενσωματωμένα τροφοδοτικά, όπως οι μπαταρίες, είναι κατάλληλα για εφαρμογές όπου η διάρκεια ζωής των εμφυτευμένων συσκευών είναι μικρή. Αυτό αποδεικνύεται ότι είναι μια κατάλληλη λύση για τις συσκευές που πρόκειται να εμφυτευτούν για μήνες ή λίγα χρόνια (ανάλογα με τον κύκλο εργασίας), καθώς και για τα καταπόσιτες συσκευές που έχουν σχεδιαστεί να καταπιούν, κινούνται μέσω του εντέρου και, τέλος, να εκκρίνεται φυσικά από το ανθρώπινο σώμα σε σύντομο χρονικό διάστημα (έως και 32 ώρες) [Wang L, 2005]. Επίσης θα πρέπει να ληφθεί υπόψη ότι το μέγεθος της μπαταρίας που χρησιμοποιείται για την αποθήκευση της απαιτούμενης ενέργειας είναι στις περισσότερες περιπτώσεις η μεγαλύτερη συνεισφορά στη συσκευή αισθητήρα όσον αφορά τόσο τις διαστάσεις όσο και το βάρος. Κατά συνέπεια, οι μπαταρίες διατηρούνται μικρές και η κατανάλωση ενέργειας των συσκευών πρέπει να μειωθεί. Σε ορισμένες εφαρμογές, ο κόμβος αισθητήρα/ενεργοποιητή του WBAN πρέπει να λειτουργήσει και να υποστηρίζει χρόνο ζωής μπαταρίας μήνες ή και χρόνια χωρίς επέμβαση. Για παράδειγμα, ένας βηματοδότης ή ένας μετρητής γλυκόζης θα απαιτούσε διάρκεια ζωής μεγαλύτερη των 5 ετών. Ειδικά για τις εμφυτευμένες συσκευές, ο χρόνος ζωής είναι καθοριστικός. Η ανάγκη για αντικατάσταση ή επαναφόρτιση επιφέρει ποινή κόστους και ευκολίας που είναι ανεπιθύμητη όχι μόνο για εμφυτευμένες συσκευές αλλά και για μεγαλύτερες. Για αυτό το λόγο για να επιμηχύνεται η διάρκεια ζωής της μπαταρίας των εμφυτεύσιμων συσκευών, έχουν προταθεί για επαναφόρτιση [Kendir, 2005]. Η τεχνική αυτή βασίζεται στην ηλεκτρομαγνητική επαγωγή μεταξύ δύο πηνίων μιας εξωτερικής μετάδοσης συσκευής και μιας εμφυτεύσιμης συσκευής που εκτελεί λήψη, τα οποία τοποθετούνται σε κοντινή απόσταση και συχνά τυλίγονται γύρω από ένα διηλεκτρικό ή πυρήνα φερριτή για να βελτιωθεί η αποτελεσματικότητα.

Τα μειονεκτήματα στην περίπτωση αυτή, είναι ότι οι μπαταρίες αυξάνουν το μέγεθος της συσκευής στο σώμα όπως προαναφέρθηκε, αυξάνουν τις ανησυχίες για την ασφάλεια των ασθενών και τη βιοσυμβατότητα των υλικών των οποίων χρησιμοποιούνται και απαιτούν συχνή αντικατάσταση ή/και επαναφόρτιση.

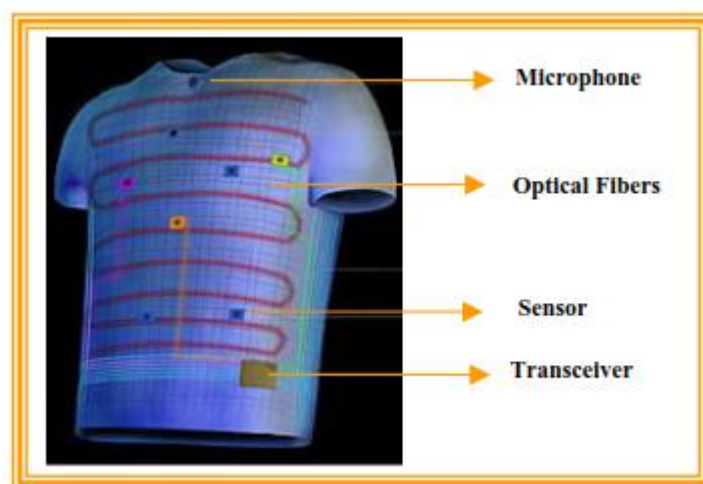
Για τους παραπάνω λόγους έχουν προταθεί νέες τεχνικές για εξοικονόμηση ενέργειας ακόμη και για πλήρη παθητική χρήση των εμφυτευμένων κυρίως συσκευών. Όσον αφορά την εξοικονόμηση ενέργειας ένας συνδυασμός χαμηλότερης κατανάλωσης ενέργειας και ταυτόχρονης δέσμευσης ενέργειας είναι η βέλτιστη λύση για την επίτευξη αυτόνομων ασύρματων δικτύων αισθητήρων σώματος.

Τέτοιες πηγές απορρόφησης - δέσμευσης ενέργειας επιτυγχάνονται από τη κίνηση σώματος, τη δόνηση, τη ροή αέρα, τη διαφορά θερμοκρασίας σε σημεία του σώματος, τη φωτεινή και υπέρυθη ακτινοβολία. Παραδείγματος χάριν, έχει σχεδιαστεί μια θερμοηλεκτρική γεννήτρια (TEG) που χρησιμοποιείται για να μετασχηματίσει τη διαφορά θερμοκρασίας μεταξύ του περιβάλλοντος και του ανθρώπινου σώματος σε ηλεκτρική ενέργεια [B. Gyselinckx, 2007]. Ένα άλλο παράδειγμα είναι να χρησιμοποιείται το ανθρώπινο βάδισμα ως πηγή ener-

γειας [T. von Buren, 2006]. Κατά τη διάρκεια της επικοινωνίας όμως οι συσκευές παράγουν θερμότητα που απορροφάται από τον περιβάλλοντα ιστό και αυξάνει τη θερμοκρασία του σώματος. Προκειμένου να περιοριστεί αυτή η αύξηση της θερμοκρασίας και εκτός από την εξοικονόμηση των πόρων της μπαταρίας, η κατανάλωση ενέργειας πρέπει να περιοριστεί στο ελάχιστο. Η ποσότητα ισχύος που απορροφάται από τον ιστό εκφράζεται με τον ειδικό ρυθμό απορρόφησης (SAR - Specific Absorption Rate). Αναλυτικότερα για τον ειδικό ρυθμό απορρόφησης θα αναφερθούμε στο Κεφάλαιο 3 της παρούσας διατριβής.

Προκειμένου να ικανοποιηθούν οι δυνητικές απαιτήσεις μακροζωίας των εμφυτευμένων συσκευών και να διασφαλιστεί η διαθεσιμότητα τους, μπορούν επιπλέον να εφαρμοστούν τεχνικές εξοικονόμησης ενέργειας ή πλήρους παθητικής χρήσης αυτών. Οι προτεινόμενες ιδέες περιλαμβάνουν την προεπιλεγμένη λειτουργία on/off της συσκευής αυτής [H.B. Li, K. Takizawa, 2008], [Furse, 2009] και τη μετάδοση/ανίχνευση ενός σήματος συναγερμού «αφύπνισης» (wake-up) [H.B. Li, K. Takizawa, 2008], [Karacolak, 2008]. Στην πρώτη περίπτωση, οι συσκευές ξοδεύουν το μεγαλύτερο μέρος του χρόνου τους σε μια εξαιρετικά αποδοτική λειτουργία «ύπνου» (sleep mode), ακολουθούμενοι από σύντομες ειρήξεις μετάδοσης δεδομένων. Μπορούν να χρησιμοποιηθούν τεχνικές εξόρυξης δεδομένων ή συμπίεσης για τη μείωση των πραγματικών δυαδικών ψηφίων των προς μετάδοση δεδομένων. Στη δεύτερη περίπτωση, το σύστημα χρησιμοποιεί δύο ζώνες συχνοτήτων, μία για «αφύπνιση» (wake-up) και μία για μετάδοση. Ο πομποδέκτης παραμένει σε κατάσταση «ύπνου» (sleep mode) με χαμηλή κατανάλωση ενέργειας μέχρι να ανιχνευθεί ένα σήμα «αφύπνισης» (wake-up) σε μία ζώνη συχνοτήτων. Στην «κανονική λειτουργία» (normal mode), τροφοδοτείται πλήρως και ανταλλάσσει δεδομένα στην άλλη ζώνη συχνοτήτων. Μετά τη μεταφορά δεδομένων, ο πομποδέκτης της εμφυτευμένης συσκευής επιστρέφει στη λειτουργία «ύπνου» (sleep mode).

Όσον αφορά τους φορετούς αισθητήρες χάρη στην ταχεία πρόοδο στην κατασκευή αγωγικών υφασμάτων (textiles) [Stoppa, 2014], έχει ξεκινήσει μια σημαντική εξέλιξη των φορέων κεραιών εκμεταλλευόμενοι νέες ευέλικτες και ευπροσάρμοστες έξυπνες δομές. Μια κεραία που φοριέται είναι ο δεσμός που ενσωματώνει τα ρούχα στο σύστημα επικοινωνίας, καθιστώντας τις ηλεκτρονικές συσκευές λιγότερο ενοχλητικές. Για να επιτευχθούν καλά αποτελέσματα οι φορητές κεραιές πρέπει να είναι λεπτές, ελαφρές, χαμηλής συντήρησης, ανθεκτικές, φθηνές και εύκολα ενσωματωμένες σε κυκλώματα ραδιοσυχνοτήτων. Οι επίπεδες δομές, τα εύκαμπτα αγωγικά και τα διηλεκτρικά υλικά είναι ειδικές απαιτήσεις για φορητές κεραιές [Zhang, 2012], [Gupta, 2010]. Η Patria (Halli, Φινλανδία) είναι μια εταιρεία με εξειδίκευση στον σχεδιασμό κεραιάς κλωστοϋφαντουργίας. Αναπτύσσει «υφαντές» κεραιές που αποτελούνται από συμβατικά ή βιομηχανικά υφάσματα και τα συνήθως αγωγικά μέρη κεραιάς είναι κατασκευασμένα από αγωγικές ίνες τεχνολογίας αιχμής [Patria, 2014].



Σχήμα 2.4. Παράδειγμα «έξυπνης μπλούζας» με συμβατικά ή βιομηχανικά υφάσματα και τα συνήθως αγωγίμα μέρη κεραίας είναι κατασκευασμένα από σύγχρονες αγωγίμες ίνες [Meoli, 2002]

Οι τεχνολογίες τροφοδοσίας παρέχουν την ηλεκτρική ισχύ για την ενεργοποίηση των εξαρτημάτων που είναι ενσωματωμένα στο ηλεκτρονικό κλωστοϋφαντουργικό προϊόν. Αυτό εξακολουθεί να είναι ένα κρίσιμο ζήτημα στον τομέα των φορητών ηλεκτρονικών. Παρόλο που έχουν παρατηρηθεί σημαντικές προόδους για τα φορητά ηλεκτρονικά, οι επαναφορτιζόμενες μπαταρίες λιθίου, οι πηγές ενέργειας των συσκευών, δεν έχουν κρατήσει το ρυθμό με αυτή την πρόοδο λόγω της περιορισμένης μηχανικής τους σταθερότητας, προκαλώντας τους να παραμείνουν ως περιοριστικά στοιχεία σε ολόκληρη την τεχνολογία [Nishide, 2008]. Για τους λόγους αυτούς, ο στόχος είναι να αναπτυχθούν φορητά συστήματα ικανά να συσσωρεύουν ενέργεια που διαχέεται από το σώμα. Η προσφορά ενέργειας από το σώμα του χρήστη κατά τις καθημερινές ενέργειες μέσω κινήσεων των ποδιών και θερμότητας του σώματος αξιοποιείται επίσης από άλλες ερευνητικές ομάδες. Για παράδειγμα, η Infineon προσπαθεί να ανακτήσει την ενέργεια από τις κινήσεις του σώματος για να τροφοδοτήσει ένα Mp3 player που είναι ενσωματωμένο σε ένα μπουφάν χρησιμοποιώντας πιεζοηλεκτρικά υλικά [16]. Στο Ηνωμένο Βασίλειο, το Πανεπιστήμιο του Bolton έχει αναπτύξει μια νέα τεχνολογία που ενσωματώνει το υπόστρωμα πιεζοηλεκτρικού πολυμερούς και φωτοβολταϊκού συστήματος επικάλυψης για να δημιουργήσει μια δομή μεμβράνης ή ινών ικανή να συλλέγει ενέργεια από τη φύση, συμπεριλαμβανομένου του ήλιου, της βροχής, του ανέμου [Swallow, 2008]. Οι ερευνητές της Georgia Tech, με επικεφαλής τον καθηγητή υλικών - επιστήμης Zhong Lin Wang, έχουν κάνει μια εύκαμπτη ίνα με επικάλυψη από νανοσωλήνες οξειδίου ψευδαργύρου που μπορούν να μετατρέψουν τη μηχανική ενέργεια σε ηλεκτρική ενέργεια. Οι ερευνητές λένε ότι οι ίνες θα πρέπει να είναι σε θέση να συλλέγουν κάθε είδους δόνηση ή κίνηση για ηλεκτρικό ρεύμα. Επίχρυσοι νανοσωλήνες οξειδίου ψευδαργύρου, ένας υψους περίπου 3,5 μικρομέτρων, αναπτύσσονται σε μια εύκαμπτη ίνα πολυμερούς και αυτά οι νανοσωλήνες «βουρτσίζουν» τους μη επεξεργασμένους νανοσωλήνες και παράγουν ρεύμα. Το νήμα που

περιστρέφεται από τις ίνες μπορεί να οδηγήσει σε υφάσματα που μετατρέπουν τις κινήσεις του σώματος σε ηλεκτρικό ρεύμα [Bai S, 2013]. Η ενσωμάτωση ευέλικτων ηλιακών κυττάρων στο ρουχισμό μπορεί να παρέχει ισχύ για φορητές ηλεκτρονικές συσκευές. Τα φωτοβολταϊκά είναι ο πιο προηγμένος τρόπος παροχής ηλεκτρικής ενέργειας μακριά από οποιαδήποτε παροχή ηλεκτρικού ρεύματος, αν και υποφέρει από τα όρια της έντασης του φωτός περιβάλλοντος. Ωστόσο, η ζήτηση ενέργειας των φορητών συσκευών είναι τώρα αρκετά χαμηλή ώστε τα ενσωματωμένα σε ρούχα ηλιακά κύτταρα να μπορούν να τροφοδοτούν τα περισσότερα κινητά ηλεκτρονικά [Schubert, 2006].

Τέλος, ένα παράδειγμα μιας μπαταρίας ικανής να παρέχει ηλεκτρική ενέργεια για διαδραστικά ηλεκτρονικά κλωστοϋφαντουργικά προϊόντα αναπτύχθηκε πρόσφατα από μια γερμανική ερευνητική ομάδα με επικεφαλής το Ινστιτούτο Fraunhofer for Reliability and Micro-integration (FhG-IZM, Βερολίνο, Γερμανία). Αυτή η ερευνητική ομάδα ανέπτυξε μια μικρή μπαταρία που μπορεί να τυπωθεί σε ένα υπόστρωμα και να κατασκευαστεί σε υψηλές ταχύτητες παραγωγής με μορφή τύπου κουμπιού ή τύπου κέρματος με κόστος κάτω από ένα δολάριο. Η μπαταρία κατασκευάζεται με την εκτύπωση οθόνης σε παχιά στρώση πάστας με βάση το οξείδιο αργύρου και με την εφαρμογή λεπτού στρώματος σφράγισης. Το τελικό αποτέλεσμα είναι ένα υφασμάτινο υπόστρωμα με εκτυπωμένη μπαταρία AgO/ZN (silver-oxide/zinc battery) πάχους 120 μm . Αυτές οι μπαταρίες μπορούν να εκτυπωθούν σε διάφορα υποστρώματα [Meoli, 2002].

2.1.3. Απαιτήσεις για μοντελοποίηση καναλιού λειτουργίας

Στα WBAN συστήματα, οι πληροφορίες μεταδίδονται ως ηλεκτρομαγνητικά κύματα από τις συσκευές που βρίσκονται κοντά ή μέσα στο ανθρώπινο σώμα. Το κύμα διάδοσης παθαίνει εξασθένιση που προκαλείται από απορρόφηση ενέργειας, αντανάκλαση και περίθλαση των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων όταν αλληλεπιδρούν με τα συστατικά στοιχεία των βιολογικών ιστών. Έτσι το ανθρώπινο σώμα δεν είναι ποτέ ιδανικό μέσο και επηρεάζει τη διάδοση ραδιοκυμάτων όπως και θα αναφερθούμε εκτενέστερα στο επόμενο κεφάλαιο της παρούσας διατριβής. Η πολλαπλή διαδρομή που οφείλεται στο περιβάλλον γύρω από το σώμα είναι επίσης ένας από τους παράγοντες που προκαλούν εξασθένιση που κάνει τα μοντέλα καναλιών για το WBAN διαφορετικά από αυτά των υπόλοιπων δικτύων.

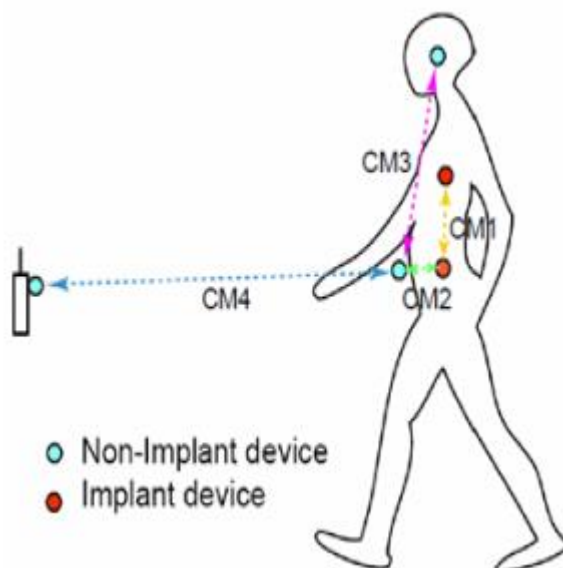
Μπορεί να προσδιοριστεί ένας κατάλογος σεναρίων στον οποίο λειτουργούν οι συσκευές IEEE 802.15.6. Αυτά τα σενάρια μαζί με την περιγραφή τους και τις ζώνες συχνότητας παρτίθενται στον παρακάτω πίνακα (Πίνακας 2.2). Τα σενάρια καθορίζονται βάσει της θέσης των επικοινωνούντων κόμβων (που είναι η επιφάνεια του σώματος, το εμφύτευμα και το εξωτερικό). Τα σενάρια ομαδοποιούνται σε κατηγορίες που μπορούν να παρουσιαστούν ως Μοντέλα καναλιών (Channel Models, CM). Οι εξωτερικές συσκευές θεωρούνται ότι έχουν μέγιστη απόσταση μέχρι 5 μέτρα [Movassaghi, 2014], [Yazdandoost, Sayrafian, 2009]. Μια άλ-

λη σημαντική προσέγγιση είναι η διαφοροποίηση της διάδοσης των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων από συσκευές μέσα ή γύρω από το σώμα. Ωστόσο, λόγω της πολύπλοκης δομής του σχήματος του σώματος και του ανθρώπινου ιστού, ένα απλό μοντέλο απώλειας διαδρομής δεν μπορεί εύκολα να διαμορφωθεί για τα WBAN. Επιπλέον, καθώς η κεραία του κόμβου τοποθετείται είτε μέσα είτε πάνω στο σώμα, πρέπει επίσης να ληφθεί υπόψη η επίδραση του σώματος στη μετάδοση ραδιοσυχνοτήτων.

SCENARIO	DESCRIPTION	FREQUENCY BAND	CHANNEL MODELS
S1	Implant to Implant	402-405MHz	CM1
S2	Implant to Body surface	402-405MHz	CM2
S3	Implant to external	402-405MHz	CM2
S4	Body surface to Body surface(LOS)	13.5,50,400,600,900MHz 2.4,3.1-10.6GHz	CM3
S5	Body surface to Body surface(NLOS)	13.5,50,400,600,900MHz 2.4,3.1-10.6GHz	CM3
S6	Body surface to external (LOS)	900MHz 2.4,3.1-10.6GHz	CM4
S7	Body surface to external (NLOS)	900MHz 2.4,3.1-10.6GHz	CM4

Πίνακας 2.2. Σενάρια και περιγραφή των μοντέλων καναλιών όπως IEEE 802.15.6 [Yazdandoost, Sayrafian, 2009]

Το μοντέλο του είναι ένα στατιστικό μοντέλο και χρησιμοποιεί όλες τις μετρήσεις που έγιναν για το CM1 και CM2 από NIST και NICT [J. Hagedorn, 2008].



Σχήμα 2.5. Πιθανές συνδέσεις επικοινωνίας σε ένα δίκτυο αισθητήρων σώματος (WBAN)

Στα σενάρια S1, S2 και S3 (Πίνακα 2.2) σε περιπτώσεις όπου εκατό αισθητήρες συνδέονται με το σώμα ενός ατόμου, το σύστημα γίνεται αρκετά ογκώδες για να μεταφερθεί. Έτσι, η Ομοσπονδιακή Επιτροπή Επικοινωνιών των ΗΠΑ (FCC) και οι αρχές επικοινωνίας άλλων χωρών έχουν καταναείμει τη ζώνη MICS στα 402-405 MHz με κανάλια 300KHz για να ενεργοποιήσουν την ασύρματη επικοινωνία με εμφυτευμένες ιατρικές συσκευές. Αυτό οδηγεί σε καλύτερη διείσδυση μέσω του ανθρώπινου ιστού σε σύγκριση με τις υψηλότερες συχνότητες, υψηλό επίπεδο κινητικότητας, άνεση και καλύτερη φροντίδα του ασθενούς στην εμφύτευση εντός εμφυτευμάτων (S1), εμφύτευσης σε επιφάνεια σώματος (S2) και εμφύτευσης εξωτερικά (S3). Επιπλέον, οι συχνότητες 402-405 MHz έχουν ευνοϊκά χαρακτηριστικά διάδοσης για τη μετάδοση ραδιοσημάτων στο ανθρώπινο σώμα και δεν προκαλούν σοβαρές παρεμβολές για άλλες ραδιοφωνικές λειτουργίες στην ίδια ζώνη. Στην πραγματικότητα, η ζώνη συχνοτήτων των εμφυτευμένων ιατρικών συσκευών είναι μια μη εξουσιοδοτημένη, χαμηλή ισχύς, ασύρματη ραδιοφωνική υπηρεσία για τη μετάδοση δεδομένων για τη στήριξη της θεραπευτικής ή διαγνωστικής λειτουργίας που σχετίζεται με τις ιατρικές συσκευές εμφύτευσης και τις διεθνείς διαθέσιμες. Προσδιορίζεται ειδικά για την παροχή χαμηλής ισχύος, μικρού μεγέθους και γρήγορης μεταφοράς δεδομένων, καθώς και μακροπρόθεσμης επικοινωνίας. Η περιοχή συχνοτήτων αυτής της ζώνης επιτρέπει την ενσωμάτωση υψηλού επιπέδου τεχνολογίας ραδιοσυχνοτήτων, η οποία οδηγεί σε σμίκρυνση και χαμηλή κατανάλωση ενέργειας.

Με απλά λόγια συμπεραίνουμε ότι η ολοκλήρωση υψηλού επιπέδου είναι δυσχερής σε χαμηλότερες συχνότητες και οι υψηλότερες συχνότητες προκαλούν σοβαρή απώλεια διείσδυσης. Στην πραγματικότητα υπάρχει μια σοβαρή απώλεια διείσδυσης σε υψηλές συχνότητες (10 dB για διείσδυση ιστού 10 mm) [M.R. Yuce, 2007].

Συνοψίζοντας τα παραπάνω διαπιστώνουμε ότι για τον επιτυχή σχεδιασμό ενός ασύρματου δικτύου αισθητήρων και για την επίτευξη αποτελεσματικών συνδέσεων πρέπει να λαμβάνονται υπόψη και οι απαιτήσεις λειτουργίας των αισθητήρων καθώς και η πολύ καλή γνώση του περιβάλλοντος μετάδοσης των σημάτων ώστε να μπορεί να προβλεφθεί σε ποια σημεία η απόδοση του συστήματος θα υποβιβάζεται λόγω παρεμβολών ή εμποδίων. Η θέση όπου τοποθετείται ή εμφυτεύεται ο κόμβος είναι αναμενόμενο να επηρεάζει και κάποια από τα χαρακτηριστικά της κεραίας.

Τέλος, οι κεραίες που συνήθως χρησιμοποιούνται, όπως έχει προαναφερθεί, για τη συλλογή δεδομένων από μετρήσεις ζωτικών σημείων και βρίσκονται είτε εμφυτευμένες μέσα στο σώμα είτε τοποθετημένες πάνω στην επιφάνειά του, απαιτούν επιπλέον και άλλους παράγοντες που πρέπει να ληφθούν υπόψη. Οι κυριότεροι από αυτούς είναι ο τύπος κεραίας, το μέγεθος, η βιοσυμβατότητα, η μικρή επίδραση στον ανθρώπινο οργανισμό και η ασφάλεια χρήσης, όπως θα περιγραφούν παρακάτω στο Κεφάλαιο 3.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

Σχεδίαση κεραίας

3.1. Εισαγωγή

Ο σχεδιασμός κεραίας για εφαρμογές WBAN είναι ένα δύσκολο πρόβλημα που πρέπει να επιλυθεί λόγω περιορισμών στο μέγεθος, το υλικό και το σχήμα της κεραίας καθώς επίσης και την επίδραση του ανθρώπινου σώματος στη λειτουργία της [Higgins, 2006]. Μια μεγάλη πρόκληση για το σχεδιασμό της κεραίας αποτελούν οι αλλαγές στην τοπολογία της κεραίας με βάση το σχήμα του ανθρώπινου σώματος, που οδηγούν στην ανάγκη για χρήση προσαρμοσμένης και «κλωστοϋφαντουργικής» κεραίας (textile antenna) [Stoppa, 2014]. Μια άλλη μεγάλη πρόκληση είναι αυτή που οφείλεται στην ηλεκτρομαγνητική αλληλεπίδραση μεταξύ του ανθρώπινου σώματος και της κεραίας. Το ανθρώπινο σώμα θεωρείται ως ένα μεγάλο ανομοιογενές αντικείμενο με μεγάλη απώλεια και διαπερατότητα, πράγμα που επηρεάζει τις ιδιότητες μιας κεραίας που βρίσκεται στην εγγύτητά της. Τέλος, η βιοσυμβατότητα των υλικών που χρησιμοποιούνται για την κατασκευή κεραίων όπως και η ασφάλεια χρήσης των κεραίων που σχετίζονται με το ρυθμό ειδικής απορρόφησης (Specific Absorption Rate - SAR) που εκφράζει τον ρυθμό απορρόφησης της ακτινοβολίας ραδιοσυχνοτήτων από τους ιστούς του ανθρώπινου σώματος, είναι παράμετροι που θα πρέπει να ληφθούν υπόψη κατά το σχεδιασμό κεραίων, τόσο των εμφυτευμένων όσο και των φορετών. Συνοψίζοντας, όλες αυτές οι παράμετροι περιγράφονται στις παρακάτω ενότητες.

3.2. Τύποι κεραίων

Κάθε εφαρμογή απαιτεί κεραίες με συγκεκριμένα χαρακτηριστικά και ιδιότητες. Ειδικότερα για βιοϊατρικές εφαρμογές απαιτούνται κεραίες που να ακτινοβολούν αποτελεσματικά σε περιβάλλον με σημαντικές απώλειες, λόγω της επίδρασης του ανθρώπινου σώματος, και να έχουν ιδιαίτερα χαρακτηριστικά στο κοντινό πεδίο ακτινοβολίας. Επίσης, σε πολλές περιπτώσεις απαιτούνται κεραίες με εξαιρετικά μικρό μέγεθος για να εμφυτευθούν μέσα στον ιστό, ή κεραίες φασικής σύνθεσης (phased arrays), ή πολλαπλές κεραίες συγκεκριμένης διάταξης τυπωμένες σε κοινό (επίπεδο) υπόστρωμα, που προσφέρουν τη δυνατότητα εστίασης σε διάφορα βάθη. Αυτές οι εφαρμογές απαιτούν την προσεκτική επιλογή βιο-συμβατών υλικών για την κατασκευή, όπως και επικάλυψη των μεταλλικών στοιχείων της κεραίας με κάποιο διηλεκτρικό, όπως Teflon, οξείδιο του αργιλίου (alumina), FR-4 epoxy ή Roger 3210.

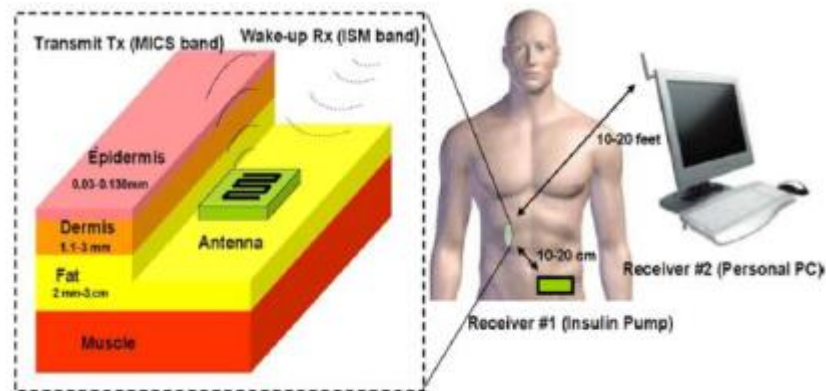
Οι κεραίες που έχουν σχεδιαστεί για WBAN διακρίνονται σε δύο βασικές ομάδες με βάση την τοποθεσία τους. Αυτές είναι οι εμφυτευμένες κεραίες (*implantable antennas*) και οι φορετές (*wearable antennas*) που αναφέρονται παρακάτω.

3.2.1. Εμφυτευμένες κεραίες (*implantable antennas*)

Ο σχεδιασμός και ο χαρακτηρισμός της κεραίας για την επικοινωνία μέσα στο σώμα, τις λεγόμενες εμφυτευμένες κεραίες, παρουσιάζουν ένα σύνολο διαφορετικών προκλήσεων. Οι κεραίες πρέπει να είναι σχηματικά μικρές και επομένως ηλεκτρικά πολύ μικρές, καθώς οι συχνότητες που χρησιμοποιούνται για αυτόν τον τύπο επικοινωνίας βρίσκονται μεταξύ 400 MHz και 2,5 GHz. Επιπλέον, οι υψηλές ηλεκτρικές απώλειες των ανθρώπινων ιστών προκαλούν μάλλον κακή απόδοση ακτινοβολίας, πράγμα που σημαίνει ότι η ισχύς που φθάνει στην ελεύθερη εμφυτευμένη κεραία θα είναι μόνο μερικά ποσοστά της διαθέσιμης ισχύος της κεραίας που προσπίπτει στο δέρμα. Οι εμφυτευμένες κεραίες είναι κατά πολλούς τρόπους παρόμοιες με τις μικρές κεραίες για ασύρματες επικοινωνίες εν γένει. Ωστόσο, υπάρχουν μερικές σημαντικές διαφορές που πρέπει να ληφθούν υπόψη για τον σχεδιασμό μιας αποδοτικής κεραίας για βιοϊατρικές εφαρμογές όπως αυτές που περιεγράφηκαν παραπάνω [Skriverviky, 2010]:

- Η κεραία ενός βιο-εμφυτεύματος ακτινοβολεί σε ένα περίπλοκο περιβάλλον απώλειας (το σώμα) και όχι στον ελεύθερο χώρο.
- Το περιβάλλον που περιβάλλει το εμφύτευμα μπορεί να διαφέρει από άτομο σε άτομο.
- Το εμφύτευμα πρέπει να επικαλυφθεί με βιοσυμβατό στρώμα. Ο κατάλογος των υλικών που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για το σκοπό αυτό είναι περιορισμένος, ειδικά επειδή τα αγώγιμα υλικά δεν επιτρέπονται για προφανείς λόγους.
- Ο απαιτούμενος ρυθμός μεταφοράς δεδομένων είναι συνήθως χαμηλότερος από αυτόν που χρησιμοποιείται για τις τυπικές συσκευές κινητής επικοινωνίας.

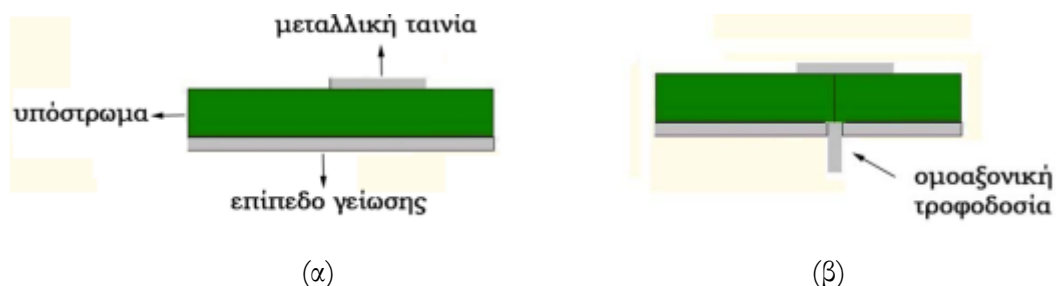
Αυτές οι διαφορές έχουν σημαντικό αντίκτυπο στη στρατηγική σχεδιασμού των εμφυτευμένων κεραιών σε σύγκριση με το σχεδιασμό μικρών κεραιών για κινητές επικοινωνίες. Το βασικό σημείο στο σχεδιασμό μιας εμφυτευμένης κεραίας είναι η βελτιστοποίηση της ενέργειας που μεταδίδεται από την εμφυτευμένη κεραία έξω από το σώμα υποδοχής και στο σταθμό βάσης. ή αντιστρόφως, τη μεγιστοποίηση της ισχύος που λαμβάνεται από την εμφυτευμένη κεραία από τον σταθμό βάσης λαμβάνοντας υπόψη το σώμα του ξενιστή και τον σκοπό ολόκληρης της εμφυτευμένης δομής. Η κεραία είναι μονωμένη από ένα στρώμα βιοσυμβατού υλικού χαμηλής απώλειας και εμφυτεύεται περισσότερο ή λιγότερο βαθιά σε ένα ανομοιογενές μέσο με απώλειες. Το σώμα υποδοχής είναι συνήθως μια πολυεπίπεδη δομή, η οποία ανάλογα με την επιθυμητή θέση της συσκευής μπορεί να μοντελοποιηθεί από διάφορα στρώματα όπως δέρμα, λίπος και μύες (π.χ. κορμός και μεμβράνες) ή δέρμα, κόκκαλο και κρανίο (Σχήμα 3.1).



Σχήμα 3.1. Παράδειγμα εμφυτευμένης κεραίας που χρησιμοποιείται σε μια βιομετρική εφαρμογή παρακολούθησης υγείας ενός ασθενή [Karacolak, 2008]

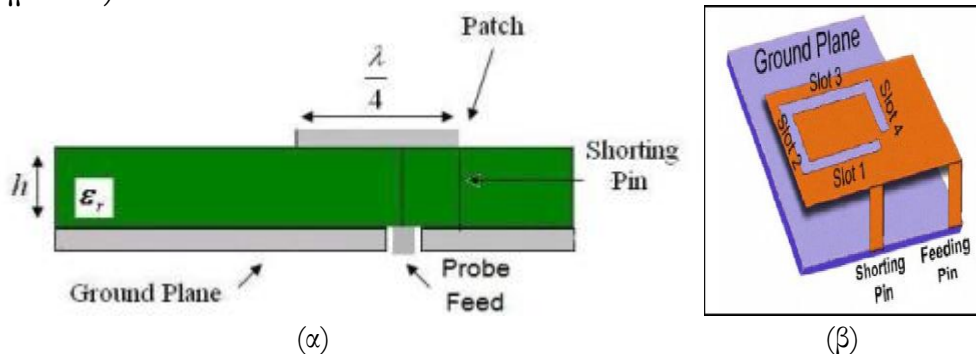
Οι πιο συχνά χρησιμοποιούμενες κεραίες που χρησιμοποιούνται σε εμφυτευμένες συσκευές είναι οι κεραίες τύπου μικροταινίας (Microstrip patch antennas), οι επίπεδες κεραίες τύπου ανεστραμμένου F (Planar Inverted F-Antenna, PIFA) και οι βρόχο-κεραίες (Loop antenna) [Kiourti, 2017].

Αναλυτικότερα, οι κεραίες τύπου μικροταινίας είναι χαμηλού προφίλ, άνετες σε επίπεδες και μη επίπεδες επιφάνειες, μηχανικά ανθεκτικές όταν είναι τοποθετημένες σε άκαμπτες επιφάνειες και έχουν πολλά πλεονεκτήματα σε σχέση με άλλες κεραίες. Είναι φθηνές, ελαφριές και εύκολα ενσωματωμένες με τα συνοδευτικά ηλεκτρονικά. Στην περιοχή ασύρματης επικοινωνίας, οι κεραίες αυτού του τύπου παρουσιάζουν ενδιαφέρον για εμφυτεύσιμες εφαρμογές λόγω της ευελιξίας τους στο σχεδιασμό, τη συμβατότητα και τα σχήματα. Η τυπική γεωμετρία μιας κεραίας μικροταινίας απεικονίζεται στο παρακάτω σχήμα (Σχήμα 3.2). Η κεραία αποτελείται από μία λεπτή μεταλλική ταινία, τοποθετημένη πάνω από ένα επίπεδο γείωσης. Η ταινία και η γείωση διαχωρίζονται από ένα στρώμα διηλεκτρικού υλικού (υπόστρωμα). Η μεταλλική ταινία δύναται να παίρνει διάφορα σχήματα, με την ορθογώνια και κυκλική μορφή να είναι οι πιο δημοφιλείς. Οι τέσσερις συνηθέστεροι τρόποι τροφοδοσίας μιας κεραίας μικροταινίας είναι η μικροταινιακή γραμμή μεταφοράς (microstrip feed line), η ομοαξονική γραμμή με συνδετήρα (coaxial probe), η σύζευξη μέσω οπών (aperture coupling), και η άμεση/εγγύς σύζευξη (proximity coupling) όπως αναφέρεται στη βιβλιογραφία [Balanis, 2002].



Σχήμα 3.2. Κεραία μικροταινίας όπου: (α) η γεωμετρία, και (β) η ομοαξονική τροφοδοσία

Η επίπεδη κεραία τύπου ανεστραμμένου F (Planar Inverted F-Antenna, PIFA) είναι συντονισμένη σε ένα τέταρτο μήκους κύματος (μειώνοντας έτσι τον απαιτούμενο χώρο στην εμφυτευμένη συσκευή). Η τροφοδοσία τοποθετείται ανάμεσα στο ανοιχτό και το βραχυκυκλωμένο άκρο και η θέση ελέγχει την αντίσταση εισόδου. Αυτή η κεραία μοιάζει με ένα ανεστραμμένο F, το οποίο εξηγεί το όνομα PIFA. Είναι δημοφιλής επειδή έχει χαμηλό προφίλ και ομοιόμορφο πεδίο. Η τυπική γεωμετρία μίας κεραίας PIFA απεικονίζεται στο παρακάτω σχήμα (Σχήμα 3.3).



Σχήμα 3.3. Κεραία τύπου Planar Inverted-F Antenna (PIFA):
α) πλάγια όψη, β) κάτοψη [17]

Ένας άλλος απλός, φθηνός και πολύ ευέλικτος τύπος κεραίας είναι η κεραία βρόχου (Loop antenna) η οποία αναφέρεται σε ένα ακτινοβόλο στοιχείο κατασκευασμένο από ένα πηνίο ενός ή περισσότερων δακτυλίων [Balanis, 1997]. Το κύριο χαρακτηριστικό της κεραίας βρόχου το οποίο την καθιστά ενδιαφέρουσα ως εμφυτευμένη κεραία είναι το γεγονός ότι οι βρόχοι έχουν ένα κυρίαρχο μαγνητικό πεδίο και έτσι η σημαντική παράμετρος του περιβάλλοντος υλικού θα είναι η διαπερατότητα. Αυτό θα μπορούσε να βοηθήσει στη μείωση της επίδρασης των βιολογικών ιστών γύρω από την κεραία.

3.2.2. Φορετές κεραίες (wearable antennas)

Ένα από τα σημαντικά στοιχεία που πρέπει να ληφθεί υπόψη στις επικοινωνίες που εστιάζουν στη περιοχή του σώματος είναι η επιλογή κεραίας. Η φορετή κεραία πρέπει να σχεδιάζεται με συγκεκριμένες απαιτήσεις για να εξασφαλιστεί η σωστή λειτουργία της. Η κεραία που φοριέται επίσης πρέπει να χαρακτηρίζεται από μικρό βάρος, να έχει χαμηλό κόστος και να έχει μικρές απαιτήσεις που αφορούν τη συντήρηση και την εγκατάστασή της. Η επιλογή της κεραίας που θα χρησιμοποιηθεί θα πρέπει να είναι η βέλτιστη γιατί το σώμα θα υποβαθμίσει άμεσα την απόδοση της κεραίας. Εκτός αυτού, οι κεραία αυτή πρέπει να είναι σε θέση να λειτουργεί με ασφάλεια στο ανθρώπινο σώμα. Στη βιβλιογραφία [Kamarudin, 2005] παρέχεται μια σύγκριση των συνδυασμών κεραίας για επικοινωνία στο σώμα. Στον παρακάτω πίνακα (Πίνακας 3.1) παρουσιάζονται διάφοροι τύποι φορετών κεραίων που χρησιμοποιούνται σε διάφορα πεδία εφαρμογών.

ΤΥΠΟΣ ΚΕΡΑΙΑΣ	ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ
Textile Patch Antenna (TPA)	«Έξυπνος ρουχισμός» [Purohit, 2013], [Stoppa, 2014]
Ultra-Wideband Antenna (UWB)	Ιατρικές εφαρμογές [Koohestani, 2012], [Ullah, 2012]
Radio Frequency Identification (RFID)	Ιατρικές και βιο-ιατρικές εφαρμογές [Ukkonen, 2012]
Antenna Coil (AC)	Ιατρικές εφαρμογές [Koshiji, 2012]
Planar inverted-F antenna (PIFA)	Ιατρικές εφαρμογές [Lin, 2012] Αθλητισμός [Paraskevopoulos, 2013]
Dual-mode Antennas (DMA)	Ιατρικές εφαρμογές [Lin, 2014]
Electrodes Antenna (EA)	Ιατρικές εφαρμογές [Muramatsu, 2014]
Circularly Polarized Microstrip Patch Antenna (CPMPA)	Ιατρικές εφαρμογές [Paraskevopoulos, 2014] Στρατιωτικές εφαρμογές [Jiang, 2014]
Planar Waveguide Fed Slot Antenna (PWFSa)	Ιατρικές, στρατιωτικές και αθλητικές εφαρμογές [Puskely, 2014]

Πίνακας 3.1. Τύποι φορετών κεραιών που χρησιμοποιούνται σε διάφορες εφαρμογές

Χάρη στην ταχεία πρόοδο της κατασκευής αγωγίμων υφασμάτων, σημαντική ανάπτυξη κατασκευής φορετών κεραιών έχει αρχίσει, αξιοποιώντας νέες ευέλικτες και προσαρμόσιμες έξυπνες δομές [Stoppa, 2014]. Μια κεραία είναι απαραίτητη, αν ο σκοπός είναι να αναπτυχθεί ένα φορητό και αυτόνομο σύστημα. Επιτρέπει τη μεταφορά πληροφοριών από τους αισθητήρες που φιλοξενούνται στο εσωτερικό του ενδύματος σε μια μονάδα ελέγχου (Σχήμα 3.4).



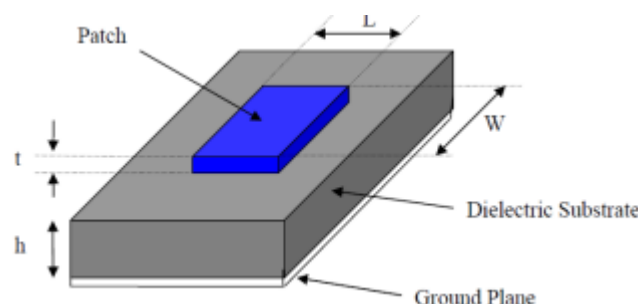
Σχήμα 3.4. «Υφαντή» κεραία τύπου μικροταινίας (microstrip patch antenna) τοποθετημένη στον ώμο [Kaur, 2014]

Ως εκ τούτου η φορετή κεραία είναι ο δεσμός που ενσωματώνει τα ρούχα στο σύστημα επικοινωνίας, κάνοντας τις ηλεκτρονικές συσκευές λιγότερο ενοχλητικές. Για να επιτευχθούν καλά αποτελέσματα, οι φορετές κεραίες πρέπει να είναι λεπτές, ελαφριές, χαμηλής συντήρησης, ανθεκτικές, φθηνές και συμβατές σε κυκλώματα ραδιοσυχνοτήτων (Radio Frequency, RF). Οι επίπεδες δομές, τα εύκαμπτα αγωγίμα και τα διηλεκτρικά υλικά είναι ειδικές απαιτήσεις για την κατασκευή φορετών κεραίων [Zhang, 2012], [Grupta, 2010].

Πολλές ιδιότητες των υλικών επηρεάζουν τη συμπεριφορά της κεραίας. Για παράδειγμα, το εύρος ζώνης και η αποδοτικότητα μιας επίπεδης κεραίας τύπου μικροταινίας (microstrip patch antenna) καθορίζονται κυρίως από τη διαπερατότητα και το πάχος του υποστρώματος [Liu, 2011]. Γενικά, τα κλωστοϋφαντουργικά προϊόντα παρουσιάζουν πολύ χαμηλή διηλεκτρική σταθερά που μειώνει τις απώλειες επιφανειακών κυμάτων και αυξάνει το εύρος ζώνης σύνθετης αντίστασης της κεραίας. Ως εκ τούτου, είναι σημαντικό να γνωρίζουμε πώς αυτά τα χαρακτηριστικά επηρεάζουν τη συμπεριφορά της κεραίας προκειμένου να ελαχιστοποιηθούν τα ανεπιθύμητα αποτελέσματα.

Ένα άλλο ζήτημα αφορά την κίνηση του σώματος που μπορεί να παραμορφώσει τη χωρική γεωμετρία της κεραίας και να επηρεάσουν την απόδοσή της. Όταν η υφασμάτινη ύλη προσαρμόζεται στην τοπολογία της επιφάνειας, κάμπτεται και παραμορφώνεται, προκαλώντας αλλαγές στις ηλεκτρομαγνητικές του ιδιότητες και επηρεάζοντας έτσι την κεραία απόδοσης [Stoppa, 2014].

Η πιο δημοφιλής φορετή κεραία που χρησιμοποιείται και θα προσομοιάσουμε στη παρούσα διατριβή είναι η κεραία τύπου μικροταινίας (microstrip patch antenna). Αυτή η κεραία φαίνεται πιο κατάλληλη κυρίως λόγω της συμπαγούς της γεωμετρίας και της επίπεδης κατατομής (Σχήμα 3.5). Αποτελείται από μια μεταλλική ταινία πάνω από ένα διηλεκτρικό υπόστρωμα, το οποίο είναι τοποθετημένο σε ένα αγωγίμο επίπεδο γείωσης για την προστασία του σώματος από την ακτινοβολία. Υπάρχουν πολυάριθμες και πολύ γνωστές μέθοδοι για την αύξηση του εύρους ζώνης των κεραίων, συμπεριλαμβανομένης της αύξησης του πάχους του υποστρώματος, της χρήσης χαμηλού διηλεκτρικού υποστρώματος επιτρέποντας την ανάπτυξη κεραίων με αποδεκτή απόδοση και υψηλό κέρδος [Purohit, 2013].



Σχήμα 3.5. Κεραία τύπου μικροταινίας (microstrip patch antenna) [Purohit, 2013]

3.3. Τεχνικές σμίκρυνσης κεραιών

Όπως έχει ήδη γίνει φανερό ο βασικότερος σκοπός της παρούσας διατριβής, είναι ο σχεδιασμός μιας «μικρής κεραίας» η οποία θα μπορεί να εμφυτευθεί εντός του ανθρώπινου σώματος ή να φορεθεί στην επιφάνειά του. Με τον όρο «μικρή κεραία» αρχικά θα περιγράψουμε διάταξεις κεραιών που ανήκουν σε μία από τις επόμενες τέσσερις κατηγορίες [Fujimoto, 2013]:

- **Ηλεκτρικά μικρές κεραίες** (electrically small antennas, ESA): είναι εκείνες οι κεραίες των οποίων οι διαστάσεις είναι πολύ μικρότερες από το μήκος κύματος λ των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων που εκπέμπουν ή/και λαμβάνουν και μπορούν να χωρέσουν από φυσικής άποψης σε σφαίρα ακτίνας $\lambda/2\pi$, όπου λ το μήκος κύματος λειτουργίας.
- **Φυσικά περιορισμένες μικρές κεραίες** (physically constrained small antennas, PCSA): είναι οι κεραίες που δεν χαρακτηρίζονται απαραίτητα ως ηλεκτρικά μικρές, με βάση το παραπάνω όρο, αλλά είναι μορφοποιημένες κατά τέτοιο τρόπο, ώστε να επιτυγχάνεται σημαντικός περιορισμός των διαστάσεών τους σε ένα τουλάχιστον επίπεδο αυτών.
- **Λειτουργικά μικρές κεραίες** (functionally small antennas, FSA): στην κατηγορία αυτή περιλαμβάνονται κεραίες οι οποίες επιτυγχάνουν λειτουργικότητα, χωρίς απαραίτητα μεγάλη αύξηση των διαστάσεών τους. Για παράδειγμα, μία κεραία που καταφέρνει να διαθέτει μεγάλο εύρος ζώνης ή αξιόπιστη λειτουργία σε περισσότερες από μία συχνότητες, χωρίς να απαιτείται η αύξηση των διαστάσεών αυτής, αποτελεί μία FSA.
- **Φυσικά μικρές κεραίες** (physically small antenna, PSA): είναι οι κεραίες που δεν μπορούν να περιληφθούν σε καμία από τις παραπάνω κατηγορίες, παρόλα αυτά οι διαστάσεις τους μπορούν να θεωρηθούν μικρότερες, σε σχέση με τις συνηθισμένες κεραίες.

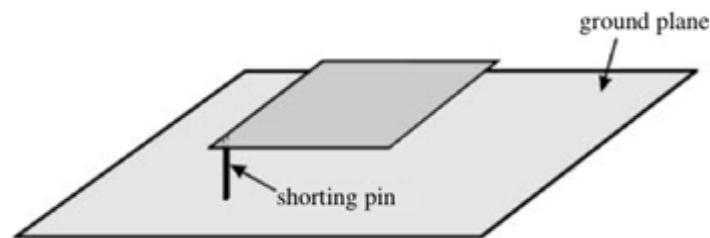
Με βάση τα παραπάνω, γίνεται αντιληπτό πως ο όρος μικρές κεραίες δεν αφορά μόνο την περίπτωση των ηλεκτρικά μικρών κεραιών, αλλά περιλαμβάνει και άλλες κατηγορίες. Στη παρούσα διατριβή όμως θα ασχοληθούμε με τις ηλεκτρικά μικρές κεραίες, δηλαδή κεραίες που εμφανίζουν μειωμένη συχνότητα συντονισμού χωρίς να χρειαστεί να μεταβάλλουμε τις διαστάσεις τους και παρακάτω θα περιγράψουμε διάφορες τεχνικές σμίκρυνσης αυτών.

Οι πιο βασικές πρακτικές τεχνικές σμίκρυνσης που χρησιμοποιούνται είναι οι εξής, όπως αναφέρονται στη βιβλιογραφία [Kiourti, 2012]:

► Η εισαγωγή, στη δομή της κεραίας, υλικών υψηλής διηλεκτρικής σταθεράς όπως για παράδειγμα η κεραμική αλουμίνα ($\epsilon_r = 9.4$) ή Rogers 3210 ($\epsilon_r = 10.2$). Η σχέση που δίνει τη συχνότητα συντονισμού της κεραίας για το τρόπο λειτουργίας είναι ανάλογη του παραγόντα $1/\sqrt{\epsilon_r}$. Επομένως η χρήση των παραπάνω υλικών μειώνουν το πραγματικό μήκος κύματος και οδηγούν σε χαμηλότερες συχνότητες συντονισμού, βοηθώντας έτσι στη μίκρυνση της κεραίας.

► Προσθήκη μαιάνδρων (meander) στην επιφάνεια της κεραίας. Σκοπός είναι η αύξηση της διαδρομής του ρεύματος στο επίπεδο της ακτινοβολίας με διατήρηση του συνολικού μήκους. Έτσι επιτυγχάνεται η κεραία να λειτουργεί σε μικρότερη βασική συχνότητα επομένως οι διαστάσεις της κεραίας να μειωθούν δραστηνικά.

► Η τροποποίηση της γεωμετρίας της κεραίας με χρήση ενός μεταλλικού αγωγού βραχυκύκλωσης (shorting pin) στην άκρη της αγώγιμης επιφάνειας οδηγεί τη βασική συχνότητα συντονισμού της κεραίας να γίνεται πιο μικρή και το μέγεθος μπορεί να μειωθεί περαιτέρω. Με τη χρήση του μεταλλικού αγωγού βραχυκύκλωσης μετατοπίζεται το σημείο μηδενισμού της κατανομής της τάσης πάνω στο patch από το μέσο στην άκρη αυτού. Όσο πιο μεγάλη είναι αυτή ή μετατόπιση τόσο πιο πολύ αυξάνεται το ηλεκτρικό μήκος επομένως μειώνεται περισσότερο η συχνότητα συντονισμού της κεραίας. Αυτή η τεχνική μπορεί να πετύχει σοβαρές μειώσεις σε κεραίες τύπου μικροταινίας που έχουν σχήμα κυκλικό ή ορθογώνιο. (Σχήμα 3.6) [Wong, 2002].



Σχήμα 3.6. Κεραία τύπου μικροταινίας με ορθογώνιο σχήμα και με προσθήκη μεταλλικού αγωγού (shorting pin) [Wong, 2002]

Τέλος στη παρούσα διατριβή θα ασχοληθούμε με τη σχεδίαση και την προσομοίωση κεραίων τύπου μικροταινίας στο επόμενο Κεφάλαιο, καθώς αυτές οι κεραίες αποτελούν επίπεδες δομές και οι τεχνικές που αναφέραμε παραπάνω μπορούν να εφαρμοστούν με ευκολία σε αυτές.

3.4. Βιοσυμβατότητα

Η εμφυτευμένη (ή φορητή) κεραία αποτελεί βασικό τμήμα ενός δικτύου αισθητήρων (WBAN). Στη παρούσα διατριβή παρουσιάζεται ο σχεδιασμός βιοσυμβατής κεραίας που θα μπορεί να χρησιμοποιηθεί εύκολα ενσωματωμένη ή πάνω από το σώμα. Η βιοσυμβατότητα ορίζεται ως η ιδιότητα ορισμένων υλικών που δεν προκαλούν τοξικές αντιδράσεις ή επιπτώσεις ή τραυματισμούς στο ανθρώπινο σώμα. Αυτό σημαίνει ότι ο οικοδεσπότης, το ανθρώπινο σώμα και το ανοσοποιητικό του σύστημα δεν κατευθύνονται «ενάντια» σε αυτό το υλικό. Σύμφωνα με το διεθνές λεξικό της ιατρικής και της βιολογίας [18], η βιοσυμβατότητα είναι η ικανότητα μιας εμφύτευσης προσθετικής στο σώμα να υπάρχει σε αρμονία με τον ιστό χωρίς να προκαλεί επιβλαβείς αλλαγές.

Ο σχεδιασμός και η κατασκευή μιας εμφυτευμένης κεραίας πρέπει να προβλέπουν αποφυγή διαφορετικών παρενεργειών μετά την εμφύτευση στο ανθρώπινο σώμα που έρχεται σε επαφή με ένα ξένο αντικείμενο. Επιπλέον, οι βιολογικοί ιστοί είναι αγώγιμοι και αναμένεται να βραχυκυκλώσουν την εμφυτευμένη 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 αναφέρεται στη βιβλιογραφία [Kiourti, 2012] η πλέον συχνά χρησιμοποιούμενη μέθοδος για την εξασφάλιση βιοσυμβατότητας και την απομόνωση της επιμετάλλωσης από τους βιολογικούς ιστούς είναι η κάλυψη των εμφυτευμένων κεραίων με ένα στρώμα διηλεκτρικού υλικού, γνωστό ως υπέρστρωμα (superstrate) (Σχήμα 3.7.(α)) [Karacolak, 2008], [Kiourti, 2012]. Συνήθη βιοσυμβατά υλικά αποτελούν το teflon (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 αλουμίνη ($\epsilon_r = 9.4$, $\tan\delta = 0.006$) [Kiourti, 2012], [Soontornpipit, 2004]. Είναι σημαντικό, ωστόσο, να τονισθεί ότι τα κεραμικά στρώματα διηλεκτρικού υλικού δεν είναι εύκολα στη χάραξη και κοπή [Kiourti, 2012], [Watty, 2008]. Άλλη δυνατότητα εξασφάλισης της βιοσυμβατότητας αποτελεί η μόνωση της εμφυτευμένης κεραίας με ένα λεπτό κάλυμμα βιοσυμβατού υλικού χαμηλών απωλειών (Σχήμα 3.7.(β)) [Kiourti, 2012], [Karacolak, 2010]. Προτεινόμενα υλικά για την εν λόγω βιοσυμβατή επίστρωση αποτελούν η ζιρκονία (ZrO_2 όπου έχει $\epsilon_r = 29$, $\tan\delta \approx 0$) [Kiourti, 2012], [Skivervik, 2011], το PEEK ($\epsilon_r = 3.2$, $\tan\delta = 0.01$) [Kiourti, 2012], [Abadia, 2009], και το ελαστομετρικό Silastic MDX4-4210 ($\epsilon_r = 3.3$, $\tan\delta \approx 0$) [Kiourti, 2012], [Karacolak, 2010]. Εξαιτίας των ηλεκτρικών ιδιοτήτων της, η ζιρκονία αποτελεί, από ΗΜ άποψη, το βέλτιστο υλικό βιοσυμβατής επίστρωσης. Η υψηλή τιμή σχετικής διηλεκτρικής σταθεράς (ϵ_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.



Σχήμα 3.7. Βιοσυμβατότητα για εμφυτευμένες κεραίες:

- (α) βιοσυμβατό υπέρστρωμα (superstrate) [Karacolak, 2008], [Kiourti, 2012] και
(β) βιοσυμβατή επίστρωση [Kiourti, 2012], [Karacolak, 2010]

Τέλος, αξίζει να σημειωθεί ότι το πάχος της βιοσυμβατής επίστρωσης είναι ένας σημαντικός παράγοντας σχεδίασης της κεραίας. Η επιλογή 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 [Kourti, 2012].

3.5. Επίδραση Ανθρώπινου Σώματος

Όταν μια κεραία εφάπτεται ή εμφυτεύεται στο σώμα ενός χρήστη, όπως είναι αναμενόμενο, επηρεάζεται από το άμεσο περιβάλλον. Κατά συνέπεια άλλη συμπεριφορά θα έχει αν τοποθετηθεί πάνω στον ώμο, άλλη αν βρίσκεται μέσα στην κοιλιακή χώρα, άλλη αν είναι σχεδόν επιφανειακά κάτω από το δέρμα και ούτω καθεξής. Επιπλέον υπάρχει εξάρτηση και από το είδος του ιστού που την περιβάλλει. Η σύσταση των ιστών και ειδικά το πάχος του λιπώδους ιστού διαφέρει σημαντικά από άνθρωπο σε άνθρωπο, αλλά ακόμα και στον ίδιο άνθρωπο δεν παραμένει σταθερό με την πάροδο του χρόνου καθώς μπορεί να αυξομειωθεί η μάζα του. Το μακρινό πεδίο της κεραίας επηρεάζεται επίσης από την ηλικία και το φύλο του κάθε ανθρώπου, όπως επίσης και από το μέγεθος του σώματος του, το σχήμα και τη στάση του. Οι κινήσεις του σώματος αλλάζουν επίσης συνεχώς το περιβάλλον της κεραίας. Είναι γνωστό ότι κάθε αλλαγή στην διηλεκτρική σταθερά ή στην ειδική αγωγιμότητα των υλικών που βρίσκονται στο κοντινό πεδίο της κεραίας αλλάζει τα χαρακτηριστικά της ακτινοβολίας της, επομένως κάθε αλλαγή στάσης του ασθενή αλλάζει το διάγραμμα ακτινοβολίας στο μακρινό πεδίο και επηρεάζει το κανάλι επικοινωνίας ανάμεσα στον κόμβο και το σταθμό βάσης. Όταν μια κεραία πρόκειται να λειτουργήσει σε συγκεκριμένο περιβάλλον (στην προκειμένη περίπτωση το ανθρώπινο σώμα) δεν είναι δυνατόν να μελετηθεί κεραία χωρίς να λάβουμε υπόψη μας την επίδραση που θα έχει το περιβάλλον αυτό στη λειτουργία της. Οι μόνες περιπτώσεις όπου μπορεί να γίνει αυτό είναι όταν το μήκος κύματος είναι πολύ μικρότερο από τις διαστάσεις του αντικειμένου που περιέχει/περιβάλλει την κεραία, οπότε και συμπεριλαμβάνονται μόνο τα τμήματα του που είναι κοντά σε αυτή. Δεν νοείται λοιπόν μελέτη κεραίων για τέτοιου είδους εφαρμογές χωρίς να έχουν αναλυθεί προηγουμένως οι ηλεκτρομαγνητικές ιδιότητες του ανθρώπινου σώματος. Ανάλογα, αν δεν μελετήσουμε την εφαρμογή της κεραίας, δε μπορούμε και να εκτιμήσουμε την επίδραση της στο σώμα του ασθενούς.

Κρίνεται λοιπόν χρήσιμη η εξέταση ενός επίπεδου κύματος το οποίο προσπίπτει πάνω σε ένα ανθρώπινο σώμα. Με τον τρόπο αυτό θα μπορούσαμε να εκτιμήσουμε τα ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία μέσα στο ανθρώπινο σώμα, η ένταση και η φάση των οποίων εξαρτώνται τόσο από τη συχνότητα όσο και από τη δομή του.

3.5.1. Ηλεκτρικές ιδιότητες βιολογικών ιστών ανθρώπινου σώματος

Οι διάφοροι τύποι βιολογικών ιστών (π.χ. δέρμα, μύες, αίμα, και όργανα, όπως πνεύμονες, ήπαρ, καρδιά κ.α.) που υπάρχουν στο ανθρώπινο σώμα το καθιστούν ένα ετερογενές μέσο. Οι

ιστοί περιέχουν τόσο μονωτικά υλικά (λιπίδια), όσο και ηλεκτρικά φορτία (ιόντα), και μπορούν να θεωρηθούν ως ασθενώς αγωγίμα μέσα (διηλεκτρικά). Η αλληλεπίδραση των συστατικών τους στοιχείων με την προσπίπτουσα ΗΜ ακτινοβολία σε κυτταρικό και μοριακό επίπεδο, επηρεάζουν σε μεγάλο βαθμό τη διάδοση, εξασθένηση, ανάκλαση κ.α. των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων (ΗΜ) εντός και εκτός του ανθρώπινου σώματος. Εξαιτίας της παραπάνω αλληλεπίδρασης προκύπτουν οι ηλεκτρικές ιδιοτήτων των βιολογικών ιστών όπου η γνώση τους κρίνεται απαραίτητη προκειμένου να κατανοηθεί η αλληλεπίδρασή τους με τα προσπίπτοντα ΗΜ κύματα, και να καταστεί δυνατή η ανάλυση της μετάδοσης και απορρόφησης της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας. Η ανταλλαγή ενέργειας στους βιολογικούς ιστούς πραγματοποιείται είτε μέσω ελεύθερων φορτίων, είτε μέσω διπολικών μορίων (π.χ. μορίων νερού). Παρουσία ενός χρονικά μεταβαλλόμενου ηλεκτρομαγνητικού 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:

$$\epsilon = \epsilon_0 \epsilon_r \quad (3.1)$$

όπου:

ϵ_0 είναι η διηλεκτρική σταθερά του κενού

ϵ_r είναι η μιγαδική σχετική διηλεκτρική σταθερά, που ορίζεται ως:

$$\epsilon_r = \epsilon_r' - j \epsilon_r'' \quad (3.2)$$

όπου:

ϵ_r' είναι σχετική διηλεκτρική σταθερά του υλικού και περιγράφει την επίδραση του εκάστοτε υλικού επί του ηλεκτρικού πεδίου και

$\epsilon_r'' = \sigma / \omega$ ϵ_0 είναι ο παράγοντας των εκτός φάσης απωλειών, όπου ω είναι η γωνιακή συχνότητα του ΗΜ πεδίου, και σ η αγωγιμότητα του υλικού που περιγράφει την εξασθένηση του κύματος κατά τη μετάβαση μέσα από το υλικό μέσο.

Η εφαπτομένη απωλειών ορίζεται ως:

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

και δείχνει τη συνιστώσα των ηλεκτρικών ιδιοτήτων που επηρεάζει, κατά κύριο λόγο, το ηλεκτρικό πεδίο. Η σχετική διηλεκτρική σταθερά (ϵ_r') και η αγωγιμότητα (σ) κυριαρχούν στις υψηλές και χαμηλές συχνότητες, αντίστοιχα. Βάσει των παραπάνω τύπων (3.1) και (3.2), η μιγαδική διηλεκτρική σταθερά των βιολογικών ιστών υπολογίζεται ως:

$$\epsilon = \epsilon_0 \epsilon_r' - j \frac{\sigma}{\omega}$$

Ως συμπέρασμα οι ηλεκτρικές ιδιότητες των υλικών εκφράζονται των παραμέτρων ϵ_r' και ϵ'' , ή ϵ_r' και σ , ως συνάρτηση της συχνότητας.

3.5.2. Δεδομένα για ανθρώπινους ιστούς

Η σχετική διηλεκτρική σταθερά (ϵ_r') και η αγωγιμότητα (σ) των διαφόρων ανθρώπινων ιστών όπου μπορεί να εμφυτευθούν κόμβοι φαίνονται στον παρακάτω πίνακα (Πίνακας 3.2) για συχνότητα 405 MHz, βάση της οποίας θα υλοποιηθεί και η προσομοίωση στο επόμενο Κεφάλαιο της παρούσας διατριβής. Τα αποτελέσματα του παρακάτω πίνακα αντλήθηκαν χρησιμοποιώντας μια on-line ιστοσελίδα που υπολογίζει τα χαρακτηριστικά του κάθε ιστού ξεχωριστά η οποία βασίζεται σε βιβλιογραφικά τεκμηριωμένη και καθιερωμένη επιστημονική δημοσίευση [19], [Gabriel, 1996].

ΒΙΟΛΟΓΙΚΟΣ ΙΣΤΟΣ	ΣΧΕΤΙΚΗ ΔΙΗΛΕΚΤΡΙΚΗ ΣΤΑΘΕΡΑ (ϵ_r')	ΑΓΩΓΙΜΟΤΗΤΑ (σ) [S/m]
ΜΥΣ	57.088	0.79759
ΛΙΠΟΣ	5.5777	0.041199
ΔΕΡΜΑ (στεγνό)	46.672	0.6902
ΔΕΡΜΑ (υγρό)	49.819	0.67076
ΟΣΤΟ	22.41	0.23555
ΕΓΚΕΦΑΛΟΣ - φαιά ουσία	57.33	0.73961
ΕΓΚΕΦΑΛΟΣ - λευκή ουσία	42.007	0.44613

Πίνακας 3.2. Ηλεκτρομαγνητικές ιδιότητες ανθρώπινων ιστών σε συχνότητα 405 MHz [19]

Παρατηρούμε από τον παραπάνω πίνακα ότι ο λιπώδης ιστός είναι εμφανώς διαφορετικός τόσο από το δέρμα όσο και από το μυϊκό ιστό καθώς έχει πολύ πιο χαμηλή διηλεκτρική σταθερά και ειδική αγωγιμότητα.

3.5.3. Ειδικός Ρυθμός Απορρόφησης (Specific Absorption Rate)

Ο Ειδικός Ρυθμός Απορρόφησης (SAR) είναι το μέγεθος που συνδέεται με την απορρόφηση της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας από βιολογικούς ιστούς και βάσει των οποίων έχουν καθοριστεί ασφαλή όρια έκθεσης για συχνότητες ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας υψηλότερες από 1 MHz [Konstantinos Psathas, 2012]. Το SAR είναι το μεγαλύτερο μέγεθος για τον ποσοτικό προσδιορισμό των επιπτώσεων της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας στο ανθρώπινο σώμα και μπορεί να προσδιοριστεί θεωρητικά ή να μετρηθεί σε προσομοιω-

μένο βιολογικό ιστό με έκθεση σε ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία. Μπορεί να υπολογιστεί από το ηλεκτρικό πεδίο εντός του ιστού ως:

$$SAR = \frac{\sigma \cdot |E|^2}{\rho_m} \quad (3.3)$$

Όπου:

σ η ηλεκτρική αγωγιμότητα του ιστού [S/m]

E η ένταση του ηλεκτρικού πεδίου [V/m]

ρ_m η πυκνότητα μάζας του ιστού [kg/m³]

Εξαρτάται από διάφορους παράγοντες όπως:

- Τα χαρακτηριστικά της ακτινοβολίας (συχνότητα, πόλωση, ένταση).
- Τα χαρακτηριστικά του βιολογικού αντικειμένου, τη γεωμετρία (μέγεθος και σχήμα) και την εσωτερική δομή του.
- Την απόσταση της πηγής εκπομπής της ακτινοβολίας και των βιολογικών αντικειμένων.
- Τις ιδιότητες της γύρω περιοχής που ακτινοβολεί η κεραία.

Ο Ειδικός Ρυθμός Απορρόφησης (SAR) είναι η απορροφώμενη ισχύς σε W/kg κατά μέσο όρο σε έναν δεδομένο όγκο. Ο όγκος αυτός κινείται γύρω από την κεραία και η μέγιστη τιμή καταγράφεται. Υπάρχουν δύο διαφορετικές κύριες αρχές που έχουν καθιερώσει δύο διαφορετικά όρια που δεν είναι άμεσα συγκρίσιμα [Soler, 2014].

Από τη μία πλευρά, η Ομοσπονδιακή Επιτροπή Επικοινωνιών (Federal Communications Commission, FCC) της κυβέρνησης των ΗΠΑ καθόρισε το όριο SAR σε 1,6 W/kg κατά μέσο όρο σε 1 γραμμάριο πραγματικού ιστού.

Από την άλλη πλευρά, το Συμβούλιο της Ευρωπαϊκής Ένωσης καθόρισε το όριο στο 2,0W/kg κατά μέσο όρο σε 10 g πραγματικού ιστού [20]. Λόγω του γεγονότος ότι τα όρια αυτά υπολογίζονται κατά μέσο όρο σε διαφορετική ποσότητα ιστού, τα δύο όρια δεν είναι άμεσα συγκρίσιμα.

3.6. Ασφάλεια Χρήσης

Για να μπορέσουμε να έχουμε ένα τρόπο να μετρήσουμε το πόσο ασφαλής είναι μια κεραία που βρίσκεται εμφυτευμένη (ή φορετή) στο ανθρώπινο σώμα χρησιμοποιούμε σύμφωνα με τη βιβλιογραφία [Kiourti, 2014], [Kim, 2004] τον παρακάτω τύπο:

$$P_{abs} = \frac{1}{2} \int \sigma |E|^2 dV \quad (3.4)$$

Ο τύπος αυτός περιγράφει την ισχύ που απορροφάται από τους βιολογικούς ιστούς του ανθρώπινου σώματος κατά την πρόσπτωση ενός ηλεκτρομαγνητικού κύματος όπου:

σ είναι η αγωγιμότητα των ιστών [S/m]

$|E|$ είναι η ένταση του ηλεκτρικού πεδίου εντός των βιολογικών ιστών [V/m]

Από τον τύπο προκύπτει ότι η απορροφούμενη ισχύς σχετίζεται με το ηλεκτρικό πεδίο, κατά τρόπο ώστε οι μέγιστες τιμές του ρυθμού ειδικής απορρόφησης (Specific Absorption Rate, SAR) να καταγράφονται στις περιοχές όπου προκύπτουν οι μέγιστες τιμές ηλεκτρικού πεδίου. Βάσει του ανωτέρω συμπεράσματος, η σχεδίαση των εμφυτευμένων κεραιών είναι δυνατόν να προσανατολισθεί προς χαμηλές επιτευχθείσες τιμές ηλεκτρικού πεδίου, αποσκοπώντας, εν τέλει, στη μείωση του SAR. Για παράδειγμα, στη μελέτη που αναφέρεται στη βιβλιογραφία [Kim, 2006] παρουσιάζεται μία προσπάθεια κατανόησης του μηχανισμού ακτινοβολίας μίας εμφυτευμένης κεραιάς με στόχο την τροποποίηση της σχεδίασής της προς επίτευξη χαμηλότερων τιμών SAR. Αυτό επιτεύχθηκε με αντικατάσταση μίας μεταλλικής ταινίας σχήματος σπιράλ ομοιόμορφου πλάτους από μία ταινία σχήματος σπιράλ ανομοιόμορφου πλάτους και το αποτέλεσμα ήταν να μειωθεί η ένταση του ηλεκτρικού πεδίου, και, κατά συνέπεια, και ο SAR γεγονός που έκανε τη κεραία ακόμα πιο ασφαλή για χρήση.

Τέλος στο επόμενο Κεφάλαιο της παρούσας διατριβής θα υλοποιηθεί προσομοίωση τόσο εμφυτευμένης όσο και φορετής κεραιάς και θα υπολογισθεί ο ειδικός ρυθμός απορρόφησης των κεραιών για να συμπεράνουμε αν μπορούν να λειτουργήσουν με ασφάλεια στη συχνότητα λειτουργίας των 405 MHz.

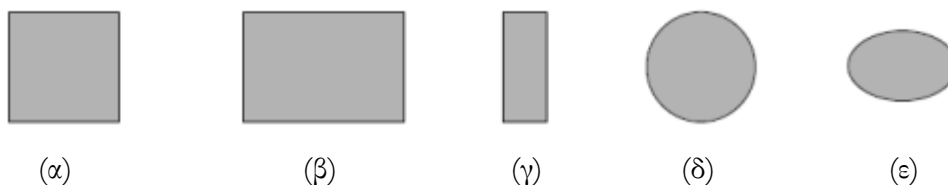
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

Προσομοίωση σεναρίων εμφυτευμένης και φορετής κεραίας

4.1. Κεραίες Βιβλιογραφίας

Στα πλαίσια της παρούσας διατριβής ο σκοπός μας είναι η σχεδίαση μιας μικρής σε διαστάσεις κεραίας μικροταινίας (microstrip patch antenna) για την ασύρματη αποστολή των δεδομένων που υλοποιείται από τη εμφυτευμένη/φορετή διάταξή μας. Στη βιβλιογραφία συναντάμε μία ποικιλία από κεραίες διαφορετικού τύπου, ικανές να ανταποκριθούν στις απαιτήσεις της ασύρματης μεταφοράς δεδομένων και που μπορούν να υποστηρίξουν στρατιωτικές εφαρμογές όπως αναφέραμε στο Κεφάλαιο 1. Ίσως ο πιο διαδεδομένος τύπος κεραιών για τις εφαρμογές αυτού του τύπου είναι αυτός των κεραιών μικροταινίας, λόγω της ευκολίας κατασκευής, του μικρού κόστους και της εγκατάστασης αυτών. Επίσης υπάρχουν και αναφορές στις οποίες παρουσιάζονται και εναλλακτικοί σχεδιασμοί κυρίως εμφυτευμένων κεραιών όπως παραδείγματα σπειροειδών (spiral), επίπεδων κεραιών τύπου ανεστραμμένου F (Planar Inverted F-Antenna, PIFA) μονόπολων (monopole), δίοπων κεραιών (dipole) [Simons, 2005], [Kiourti, 2012], [Bakogianni, 2014], [Kumar, 2014], [Kumar.Ashok, 2017]. Ανεξάρτητα από την κεραία που προτείνει ο εκάστοτε μηχανικός για υλοποίηση δικτύου αισθητήρων εντός ή στην επιφάνεια του σώματος, αυτό που έχει σημασία είναι να διαθέτει η κεραία αυτή αξιόπιστες επιδόσεις, παραμένοντας, ταυτόχρονα, μικρή σε διαστάσεις.

Οι κεραίες τύπου μικροταινίας αποτελούνται από μια μεταλλική ταινία ακτινοβολίας πάνω σε ένα γειωμένο υπόστρωμα. Η μεταλλική ταινία ακτινοβολίας μπορεί να έχει διάφορα σχήματα. Οι πιο συχνές είναι οι ορθογώνιες, οι ταινίες λεπτής λωρίδας (δίοπου), οι ελλειπτικές, οι τετράγωνες κ.α. [Balanis, 2014] Ωστόσο το πιο δημοφιλές σχήμα για τις ταινίες ακτινοβολίας είναι το ορθογώνιο, επειδή είναι πιο εύκολο να αναλυθεί και να κατασκευαστεί και επιπλέον έχει ελκυστικά χαρακτηριστικά ακτινοβολίας (Σχήμα 4.1).



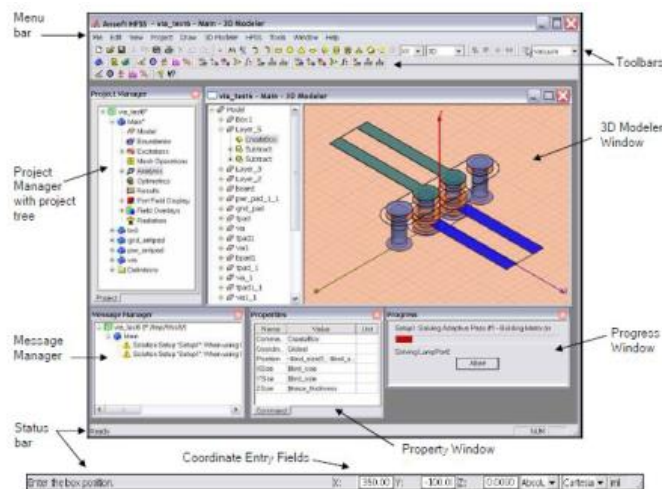
Σχήμα 4.1. Σχήματα μικροταινιακών κεραιών: (α) τετράγωνο, (β) ορθογώνιο, (γ) δίπολο, (δ) κυκλική και (ε) ελλειπτική [Balanis, 2014]

Όπως προαναφέρθηκε στη παρούσα διατριβή θα σχεδιασθεί και θα προσομοιωθεί κεραία τύπου μικροταινίας και συγκεκριμένα σε σχήμα ορθογωνίου την οποία συναντάμε στη βιβλιογραφία [Kaur, 2014],[Liu.X,2017]. Για τη σχεδίαση και την προσομοίωση της κεραίας αυτής βασιστήκαμε στο λογισμικό της ANSYS, το HFSS (High Frequency Structure Simulator). Η συχνότητα λειτουργίας της κεραίας που επιλέχθηκε είναι 405 MHz διότι μετά από δοκιμές εμφάνιζε την καλύτερη απόδοση σε αυτή τη συχνότητα, η οποία ανήκει στη Ζώνη Υπηρεσιών Επικοινωνίας Ιατρικών Εμφυτευμάτων (**Medical Implant Communications Services, MICS**) που είχαμε αναφέρει στο Κεφάλαιο 2.

4.2. Περιβάλλον Σχεδίασης και Ηλεκτρομαγνητικής Προσομοίωσης HFSS (High Frequency Structure Simulator)

Το λογισμικό HFSS είναι ένα ευρέως διαδεδομένο περιβάλλον σχεδιασμού και προσομοίωσης τρισδιάστατων διατάξεων [21]. Προσομοιώνει με μεγάλη ακρίβεια τη μορφή τρισδιάστατου ηλεκτρομαγνητικού πεδίου. Αποτελεί, ίσως, το πιο διαδεδομένο πακέτο λογισμικού για τον σχεδιασμό και την προσομοίωση κεραίων και περίπλοκων RF ηλεκτρονικών κυκλωμάτων, όπως φίλτρων και γραμμών μεταφοράς, μεταξύ άλλων. Εκμεταλλεύεται το οικείο γραφικό περιβάλλον των Microsoft Windows. Οι προσομοιώσεις που παρουσιάζονται στη παρούσα εργασία υλοποιήθηκαν με χρήση του HFSS και πραγματοποιήθηκαν στο εργαστήριο Μικροκυμάτων και Οπτικών Ινών στη Σχολή Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.

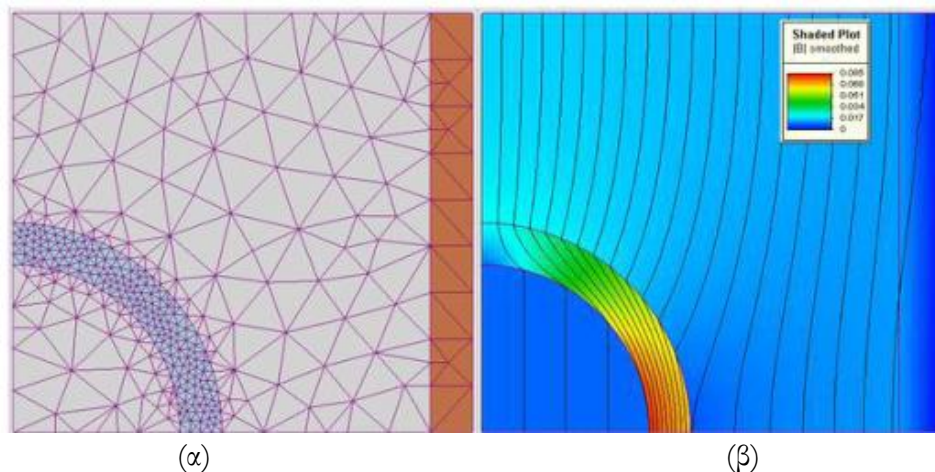
Ένας από τους λόγους που καθιστά το HFSS τόσο δημοφιλές είναι ότι μπορεί και υπολογίζει μία ποικιλία παραμέτρων στα διάφορα προβλήματα [ANSYS HFSS, 2013]. Ειδικότερα, το HFSS μπορεί και υπολογίζει: α) Τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία σε μια κλειστή δομή, καθώς και ακτινοβολούμενα πεδία σε συνθήκες κοντινού και μακρινού πεδίου σε μια ανοιχτή δομή, β) χαρακτηριστικές αντιστάσεις στις θύρες εισόδου και εξόδου μιας δομής, γ) γενικευμένες παραμέτρους σκέδασης (S-Παραμέτρους), καθώς και παραμέτρους σκέδασης που δεν είναι κανονικοποιημένες στις καθορισμένες χαρακτηριστικές αντιστάσεις των θυρών εισόδου-εξόδου και δ) ρυθμούς διάδοσης ή συχνότητες συντονισμού μιας δομής. Στο Σχήμα 3.1 Παρακάτω φαίνεται μία ενδεικτική εικόνα από το περιβάλλον εργασίας του HFSS (Σχήμα 4.2).



Σχήμα 4.2. Περιβάλλον εργασίας λογισμικού HFSS

Καθώς το HFSS αποτελεί ένα περιβάλλον που έχει ως σκοπό την προσομοίωση κάποιων αρκετά πολύπλοκων, συνήθως, δομών, στηρίζεται, προφανώς, σε μία αριθμητική μέθοδο για τον υπολογισμό των κατάλληλων κάθε φορά παραμέτρων. Οι πιο γνωστές αριθμητικές μέθοδοι που προτείνονται από τη βιβλιογραφία είναι η μέθοδος των ροπών (Method of Moments - MoM), η μέθοδος των πεπερασμένων διαφορών στο πεδίο του χρόνου (Finite Difference Time Domain - FDTD) και η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων (Finite Element Method - FEM) [Σώρας, 2015]. Το HFSS βασίζεται εξ ολοκλήρου στη μέθοδο πεπερασμένων στοιχείων.

Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων (FEM) είναι μία αριθμητική μέθοδος επίλυσης διαφορικών εξισώσεων, που αναπτύχθηκε αρχικά από μηχανολόγους και πολιτικούς μηχανικούς. Η πρώτη της εφαρμογή στο κλάδο της ηλεκτρολογίας έγινε περίπου το 1970. Αποτελεί μία πολλή ευέλικτη μέθοδο, κατάλληλη για πολύπλοκες γεωμετρίες (το μεγάλο της πλεονέκτημα) και ανομοιογενή υλικά [Σώρας, 2015]. Η FEM βασίζεται στη διακριτοποίηση της περιοχής επίλυσης σε πεπερασμένα τμήματα (στοιχεία) ευέλικτου γεωμετρικού σχήματος, τα οποία προσαρμόζονται κατάλληλα στην περιοχή επίλυσης (Σχήμα 3(α)). Στη συνέχεια, ακολουθεί η κατάστρωση των εξισώσεων των τμημάτων αυτών. Έπειτα, τα τμήματα αυτά συναρμολογούνται ώστε να καλύπτουν όλη την περιοχή επίλυσης. Φυσικά, πρέπει να εφαρμοστούν στο σημείο αυτό και οι κατάλληλες οριακές συνθήκες. Στο τελικό στάδιο της μεθόδου αυτής επιλύεται το σύστημα των αλγεβρικών εξισώσεων σε όλα τα τμήματα/στοιχεία και εξάγονται τα αποτελέσματα (Σχήμα 4.3(β)). Για την εφαρμογή της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων σε κεραίες είναι απαραίτητο να προσομοιωθεί ο άπειρος ελεύθερος χώρος στον οποίο είναι τοποθετημένες. Η τεχνική που προτάθηκε για να αντιμετωπίσει το συγκεκριμένο πρόβλημα, ύστερα από αρκετές ερευνητικές προσπάθειες, είναι η τεχνική του τέλει προσαρμοσμένου στρώματος (PML). Βασικός στόχος της τεχνικής αυτής είναι η δημιουργία ενός απορροφητικού στρώματος (που περιβάλλει τον υπολογιστικό χώρο) ικανού να απορροφά χωρίς ανακλάσεις τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα.



Σχήμα 4.3. Παράδειγμα υπολογισμού μαγνητικού πεδίου μέσω λογισμικού FEM, [Ψαθάς, 2012]
(α) Διαμέριση του χώρου για εφαρμογή της μεθόδου πεπερασμένων στοιχείων, (β) Τελική λύση

4.3. Παράγοντες επιδόσεως κεραιών

Στη συνέχεια θα παρουσιαστούν τα μεγέθη και οι παράμετροι που χρησιμοποιούνται όταν σχεδιάζονται κεραιές για να αξιολογηθεί η επίδοσή τους. Βάσει αυτών των παραμέτρων είναι δυνατή η επιλογή της κατάλληλης κεραιάς ανάλογα με την επιθυμητή λειτουργία. Τα μεγέθη που θα περιγραφούν είναι τα ακόλουθα:

(i) Διάγραμμα ακτινοβολίας

Διάγραμμα ακτινοβολίας μίας κεραιάς ορίζεται η γραφική παράσταση του τρόπου ακτινοβολίας μιας κεραιάς καθώς μεταβάλλεται το σημείο παρατήρησης του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου [Balanis, 2002]. Στις ιδιότητες ακτινοβολίας περιλαμβάνονται η πυκνότητα ροής ισχύος, η ένταση της ακτινοβολίας, η ένταση του πεδίου, η κατευθυντικότητα και η απολαβή. Κατευθυντική είναι η κεραιά που έχει την ιδιότητα να εκπέμπει ή να λαμβάνει ηλεκτρομαγνητικά (ΗΜ) κύματα με περισσότερη αποτελεσματικότητα σε ορισμένες διευθύνσεις παρά σε άλλες.

(ii) Συχνότητα συντονισμού

Ίσως ο πιο σημαντικός παράγοντας κατά τη σχεδίαση μιας κεραιά είναι η συχνότητα συντονισμού της ή αλλιώς η συχνότητα λειτουργίας της. Με τον όρο συχνότητα συντονισμού ορίζεται η τιμή της συχνότητας για την οποία το φανταστικό μέρος της αντίστασης εισόδου της κεραιάς μηδενίζεται [Balanis, 2002]. Στην ουσία, η συχνότητα συντονισμού καθορίζει την κεντρική τιμή του φάσματος στην οποία θα λειτουργεί η κεραιά. Στη συγκεκριμένη διπλωματική σχεδιάζεται μια κεραιά ορθογώνιας μικροταινίας για να λειτουργεί στη ζώνη συχνοτήτων MICS (402-405 MHz). Για παράδειγμα, εφαρμόζοντας το μοντέλο γραμμής μεταφοράς σε μια ορθογώνια κεραιά τύπου μικροταινίας προκύπτει έπειτα από μαθηματική ανάλυση από τον παρακάτω τύπο ότι η συχνότητα συντονισμού για το κύριο τρόπο TM_{010} όπως αναφέρεται στη βιβλιογραφία [Balanis, 2002] υπολογίζεται ως εξής:

$$(f_r)_{010} = \frac{1}{2L\sqrt{\epsilon_r}\sqrt{\mu_0\epsilon_0}} = \frac{c}{2L\sqrt{\epsilon_r}} \quad (4.1)$$

Όπου :

c είναι η ταχύτητα του φωτός στον ελεύθερο χώρο [m/sec]

L είναι η μέγιστη διάσταση της ταινίας [m]

ϵ_r είναι η διηλεκτρική σταθερά του υλικού του υποστρώματος

ϵ_0 είναι η διηλεκτρική σταθερά του κενού

Λαμβάνοντας υπόψη όμως και την επίδραση των κροσσών όπως αναφέρεται στη βιβλιογραφία [Balanis, 2002] ο παραπάνω τύπος (4.1) μετασχηματίζεται όπως παρακάτω:

$$(f_{rc})_{010} = \frac{1}{2L\sqrt{\epsilon_{reff}}\sqrt{\mu_0\epsilon_0}} = q \frac{c}{2L\sqrt{\epsilon_0}} \quad (4.2)$$

Όπου :

c είναι η ταχύτητα του φωτός στον ελεύθερο χώρο [m/sec]

L είναι το ενεργό μήκος της κεραίας [m]

ϵ_{reff} είναι η διηλεκτρική σταθερά που συνυπολογίζει τους κροσσούς

ϵ_0 είναι η διηλεκτρική σταθερά του κενού

q ο παράγοντας των κροσσών.

(iii) Παράγοντας S11 ή Συντελεστής Ανάκλασης (Reflection Coefficient) και απώλεια επιστροφής (Return Loss)

Ο συντελεστής ανάκλασης Γ (ή S11) μίας κεραίας ορίζεται ως ο λόγος του πλάτους του ανακλώμενου κύματος τάσης προς το πλάτος του προσπίπτοντος κύματος τάσης στους ακροδέκτες εισόδου της κεραίας [Pozar, 2004]. Η μαθηματική έκφραση του συντελεστή ανάκλασης είναι η εξής:

$$S_{11} = \frac{Z_k - Z_0}{Z_k + Z_0} \quad (4.3)$$

Όπου Z_k είναι η σύνθετη αντίσταση εισόδου της κεραίας και Z_0 η σύνθετη χαρακτηριστική αντίσταση της γραμμής μεταφοράς.

Συνήθως, ο συντελεστής ανάκλασης των κεραιών συμβολίζεται με S_{11} και μετριέται σε dB. Στα σύγχρονα συστήματα, τιμές του συντελεστή ανάκλασης μεγαλύτερες από -10 dB δεν θεωρούνται αποδεκτές.

Με τον όρο απώλειες επιστροφής (Return Loss, RL) ονομάζεται ο λόγος της ισχύος εισόδου ($P_{\text{εισ}}$) προς την ανακλώμενη ισχύ ($P_{\text{ανακλ}}$). Οι απώλειες επιστροφής εκφράζουν τη διαφορά (σε dB) του ανακλώμενου κύματος σε σχέση με το προσπίπτον, σύμφωνα με τη σχέση:

$$RL = 10 \cdot \log \frac{P_{\text{εισ}}}{P_{\text{ανακλ}}} = -10 \cdot \log |S_{11}|^2 = -20 \cdot \log |S_{11}| \quad (4.4)$$

Εύρος Ζώνης (Bandwidth, BW)

Ως εύρος ζώνης μιας κεραιάς ορίζεται η περιοχή συχνοτήτων που υπάρχει γύρω από τη συχνότητα συντονισμού όπου εκεί η κεραία λειτουργεί αποτελεσματικά. Μπορεί να προσδιοριστεί με την βοήθεια του συντελεστή ανάκλασης που προαναφέραμε όταν οι τιμές του είναι μικρότερες από -10 dB. Το φάσμα των συχνοτήτων που ικανοποιούν τον παραπάνω περιορισμό ονομάζεται εύρος ζώνης [Balanis, 2002].

Κέρδος Κεραιάς (Gain)

Ως κέρδος κεραιάς ονομάζονται οι κατευθυντικές ιδιότητες της κεραιάς και αποτελεί ένα μέτρο σύγκρισης της αποδοτικότητας της κεραιάς που χρησιμοποιείται. Πιο συγκεκριμένα και σύμφωνα με τη βιβλιογραφία [Balanis, 2002] ως κέρδος κεραιάς ορίζεται ο λόγος της μέγιστης έντασης της ακτινοβολίας προς την ένταση της ακτινοβολίας μιας ισοτροπικής κεραιάς και περιγράφεται από τη παρακάτω μαθηματική σχέση:

$$G = 4\pi \frac{U(\theta, \varphi)|_{\max}}{P_{\text{in}}} \quad (4.5)$$

Όπου:

$U(\theta, \varphi)$ είναι η μέγιστη ένταση της ακτινοβολίας της κεραιάς

P_{in} η ολική ισχύς εισόδου της κεραιάς

4.4. Σχεδίαση εμφυτευμένης κεραιάς

Η κεραία που σχεδιάσαμε με τη βοήθεια του λογισμικού HFSS είναι μια κεραία τύπου μικροταινίας όπου αποτελείται από μια ορθογώνια μεταλλική ταινία ακτινοβολίας (patch) πάνω σε ένα γειωμένο υπόστρωμα και έχει ως διάταξη τροφοδοσίας τη μικροταινιακή γραμμή μεταφοράς (microstrip feed line). Η τροφοδοσία αυτή γίνεται μέσω μιας αγωγίμης γραμμής η οποία συνήθως είναι πολύ μικρότερου πλάτους από το στοιχείο που ακτινοβολεί

(patch). Είναι εύκολη η κατασκευή της τροφοδοσίας τέτοιου είδους όπως επίσης εύκολο είναι να προσαρμοστεί στο στοιχείο που ακτινοβολεί καθώς επίσης και να μοντελοποιηθεί. Ωστόσο, όσο το πάχος του υποστρώματος αυξάνει, αυξάνουν τόσο τα επιφανειακά κύματα όσο και η παρασιτική ακτινοβολία της τροφοδοσίας, η οποία πρακτικά ελαττώνει το εύρος ζώνης. Η συχνότητα λειτουργίας της κεραίας που επιλέχθηκε είναι μεταξύ των 402-405MHz.

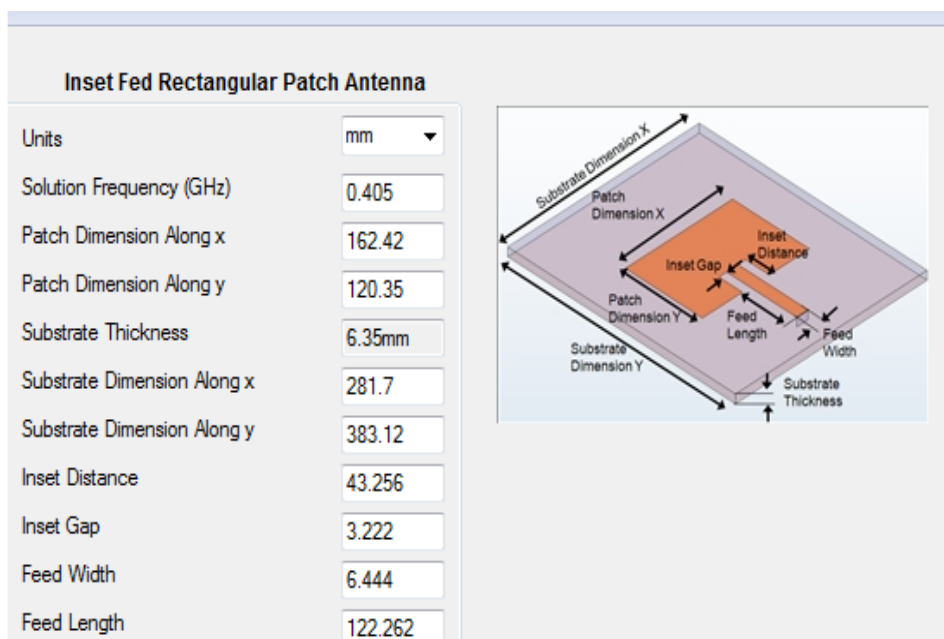
Στην παρακάτω μοντελοποίηση θα υλοποιήσουμε δύο σενάρια. Στο πρώτο σενάριο θα περιλαμβάνεται η σχεδίαση της κεραίας και εκπομπή ακτινοβολίας στον αέρα (airbox) και στο δεύτερο θα εμφυτευθεί η διάταξη εντός ιστού λίπους (fat tissue) όπου και θα εκπέμπει εντός του ανθρώπινου ιστού.

Επίσης σε κάθε σενάριο θα χρησιμοποιηθεί αρχικά υλικό υποστρώματος alumina 96pct με διηλεκτρική σταθερά $\epsilon_r = 9.4$ και εφαπτομένη απωλειών, $\tan\delta = 0.006$ και έπειτα υλικό υποστρώματος FR-4 με $\epsilon_r = 4.4$ και $\tan\delta = 0.02$ αντίστοιχα.

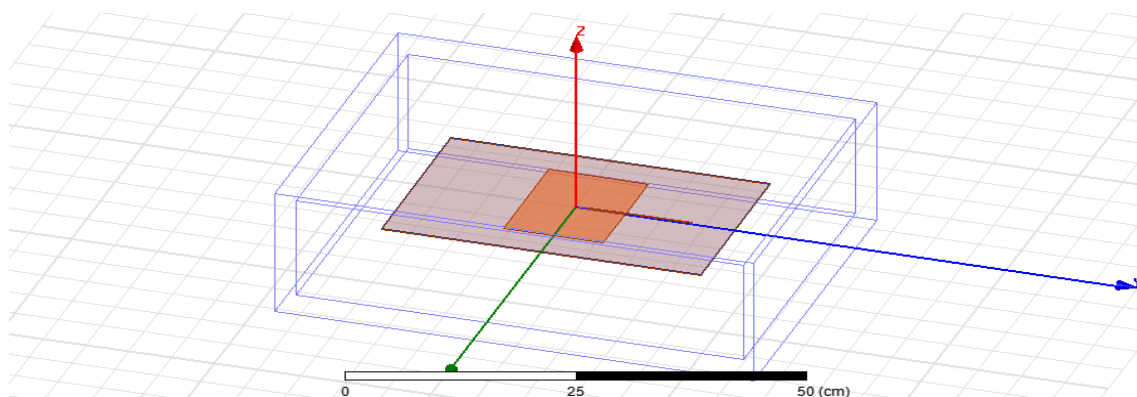
Στόχος των παραπάνω σεναρίων είναι να παρατηρήσουμε πως δύναται να επιδρά το ανθρώπινο σώμα στην απόδοση μιας κεραίας καθώς επίσης και το πως μπορεί να επηρεάσει η χρήση διαφορετικού υποστρώματος τόσο στις διαστάσεις της κεραίας όσο και τη συχνότητα συντονισμού της κεραίας όπως είχαμε αναφερθεί θεωρητικά και στο Κεφάλαιο 3.

▪ Προσομοίωση 1^ο Σεναρίου (Σχεδίαση εντός αέρα)

Τα γεωμετρικά στοιχεία της κεραίας δίνονται όπως το παρακάτω σχήμα (Σχήμα 4.4) όπως καταχωρήθηκαν στο λογισμικό HFSS με υλικό υποστρώματος alumina 96pct ($\epsilon_r = 9.4$) και το μοντέλο προσομοίωσης που προέκυψε (Σχήμα 4.5). Για κάθε υλικό, ο κατασκευαστής διαθέτει συγκεκριμένα πάχη υποστρώματος. Για το υλικό που επιλέχθηκε το ελάχιστο πάχος που προτείνεται είναι 6.35 mm.



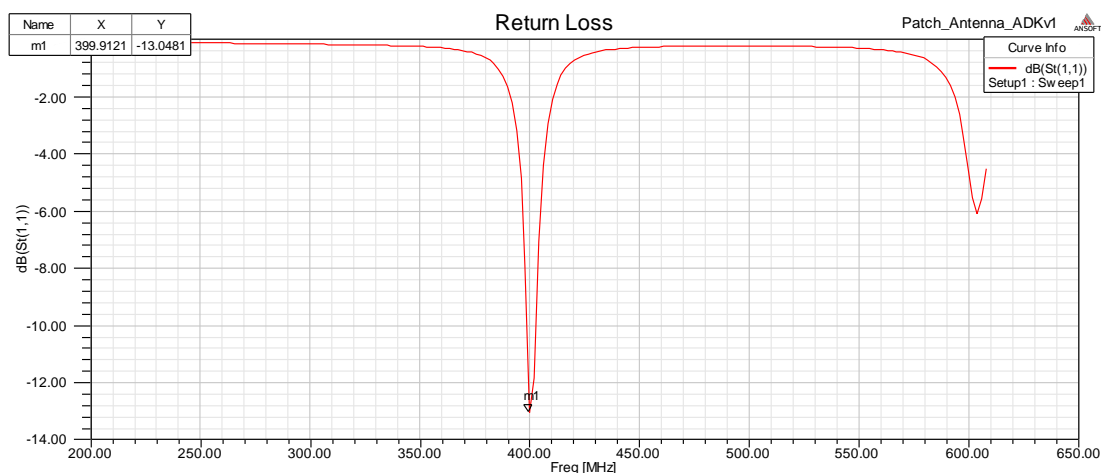
Σχήμα 4.4. Γεωμετρικά στοιχεία κεραίας μικροταινίας που καταχωρήθηκαν στο HFSS με υλικό υποστρώματος alumina 96 pct και πάχος υποστρώματος 6.35 mm



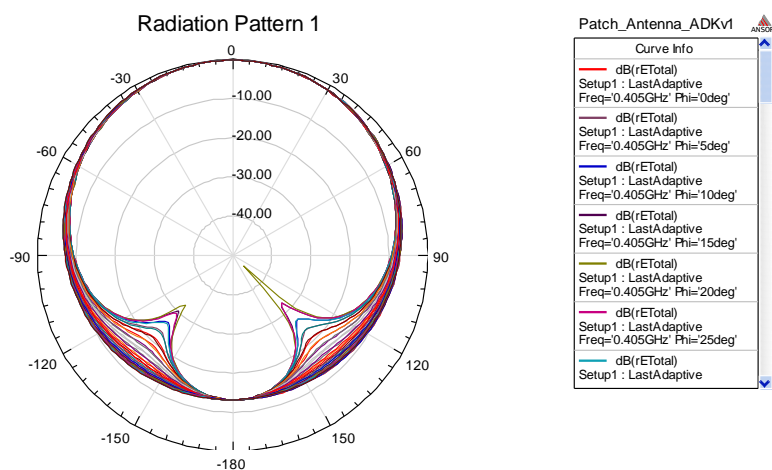
Σχήμα 4.5. Κεραία τύπου μικροταινίας με τροφοδοσία τη μικροταινιακή γραμμή μεταφοράς (Insert Fed Rectangular Patch Antenna)

Στη συνέχεια παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της προσομοίωσης στο περιβάλλον HFSS. Η κεραία εμφανίζει συντονισμό όπως διαφαίνεται στο παρακάτω σχήμα (Σχήμα 4.6) πολύ κοντά στη συχνότητα 400 MHz. Η περαιτέρω βελτιστοποίηση της κεραίας θα μπορούσε να οδηγήσει σε καλύτερο συντονισμό εντός της περιοχής MICS (402-405 MHz) λαμβάνοντας υπόψιν τη τιμή του συντελεστή ανάκλασης S_{11} η οποία όπως διαφαίνεται είναι απολύτως ικανοποιητική στη συχνότητα 399.91 αφού η τιμή του είναι μικρότερη του ορίου του -10 dB.

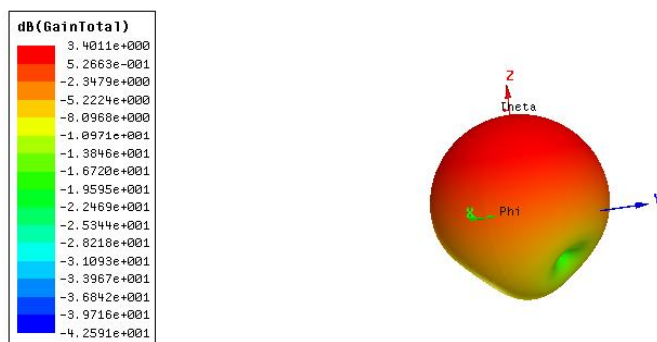
Έπειτα παρουσιάζονται τα αποτελέσματα του διαγράμματος ακτινοβολίας (Σχήμα 4.7) και του κέρδους της κεραίας (Σχήμα 4.8) όπου το μέγιστο κέρδος στα 3.4 dB είναι προς τη διεύθυνση του άξονα z, ο οποίος είναι ο κάθετος στο επίπεδο της κεραίας.



Σχήμα 4.6. Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας με υλικό υποστρώματος alumina 96 pct

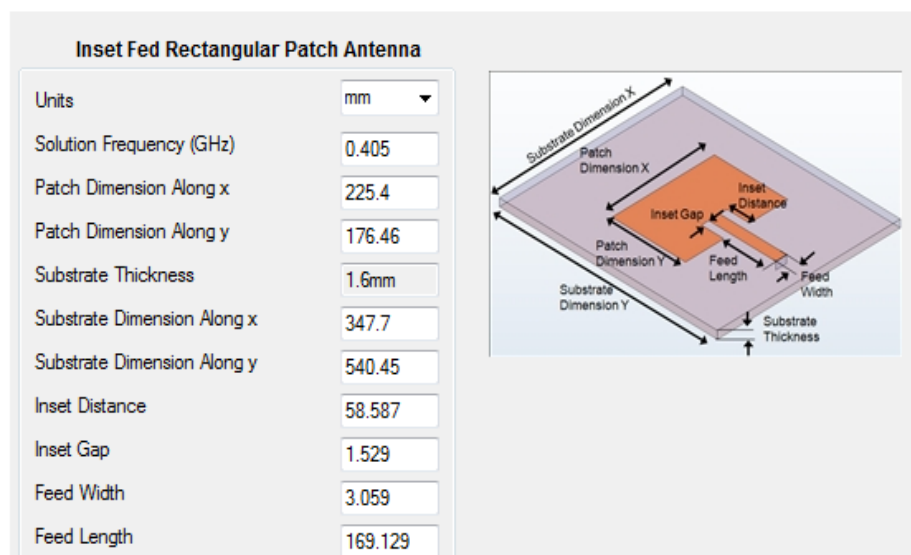


Σχήμα 4.7. Διάγραμμα ακτινοβολίας σε συχνότητα 405 MHz

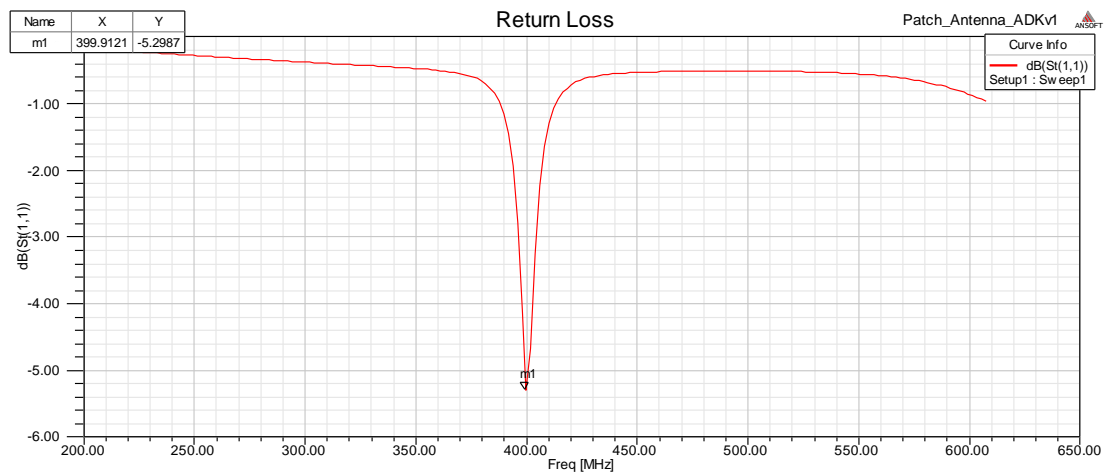


Σχήμα 4.8. Τρισδιάστατη αναπαράσταση κέρδους κεραίας σε συχνότητα 405 MHz με υλικό υποστρώματος alumina 96 pct

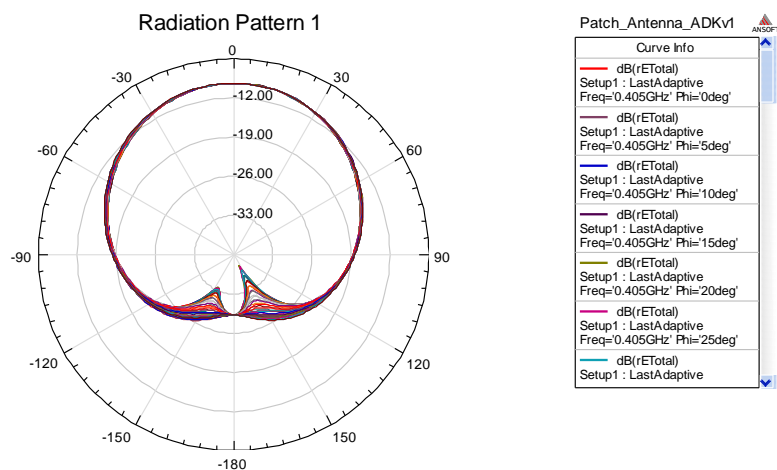
Στη συνέχεια παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της προσομοίωσης στο περιβάλλον σχεδίασης HFSS με αλλαγή και χρήση του υλικού FR-4 ($\epsilon_r = 4.4$) ως υλικό υποστρώματος με πάχος 1.6 mm (Σχήμα 4.9) [22]. Όπως διαφαίνεται στο παρακάτω σχήμα (Σχήμα 4.10) η κεραία μας συντονίζεται κοντά στη συχνότητα 400 MHz με τιμή συντελεστή ανάκλασης όμως πολύ μεγαλύτερη των -10 dB. Δεν είναι απόλυτα ικανοποιητική η απόδοση της και χρειάζεται βελτίωση. Όμως πέρα από αυτό παρατηρούμε ότι η χρήση υλικού χαμηλότερης διηλεκτρικής σταθεράς όπως το FR-4 σε σχέση με την alumina οδηγεί σε μεγαλύτερες απώλειες απόδοσης και σε όχι καλό συντονισμό αυξάνοντας το εύρος ζώνης συχνότητας. Όμως στη ζώνη συχνοτήτων MICS (402-405 MHz) που επιθυμούμε να λειτουργεί η εμφυτευμένη κεραία δε είναι το βέλτιστο να υφίσταται μεγάλο εύρος ζώνης. Τέλος παρατηρούμε ότι υπάρχει και μια μείωση στη τιμή του μέγιστου κέρδους της κεραίας (Σχήμα 4.12) ως προς τη διεύθυνση του άξονα z.



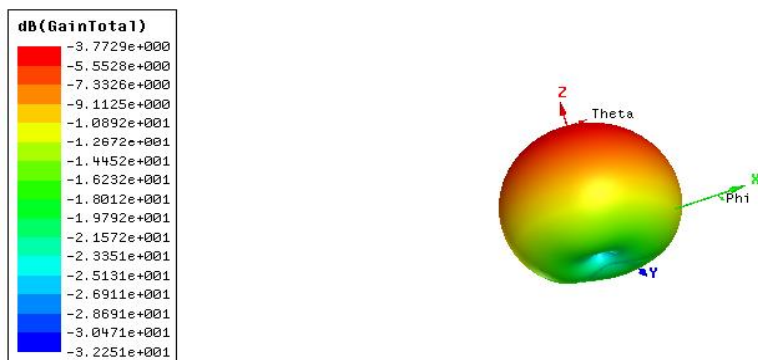
Σχήμα 4.9. Γεωμετρικά στοιχεία κεραίας μικροταινίας που καταχωρήθηκαν στο HFSS με υλικό υποστρώματος FR-4 και πάχος υποστρώματος 1.6 mm



Σχήμα 4.10. Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας με υλικό υποστρώματος FR-4



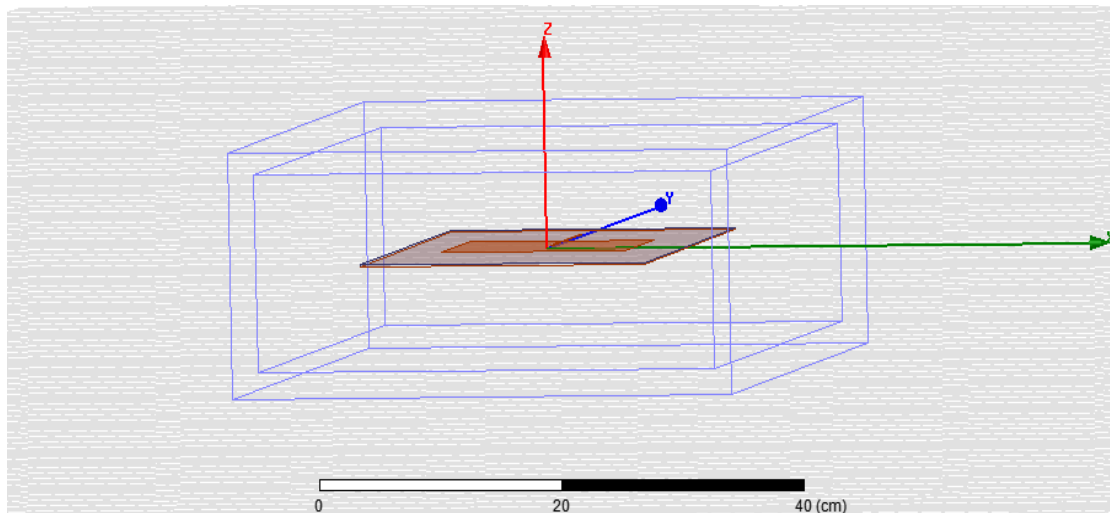
Σχήμα 4.11. Διάγραμμα ακτινοβολίας σε συχνότητα 405 MHz



Σχήμα 4.12. Τρισδιάστατη αναπαράσταση κέρδους κεραίας σε συχνότητα 405MHz και με υλικό υποστρώματος FR-4

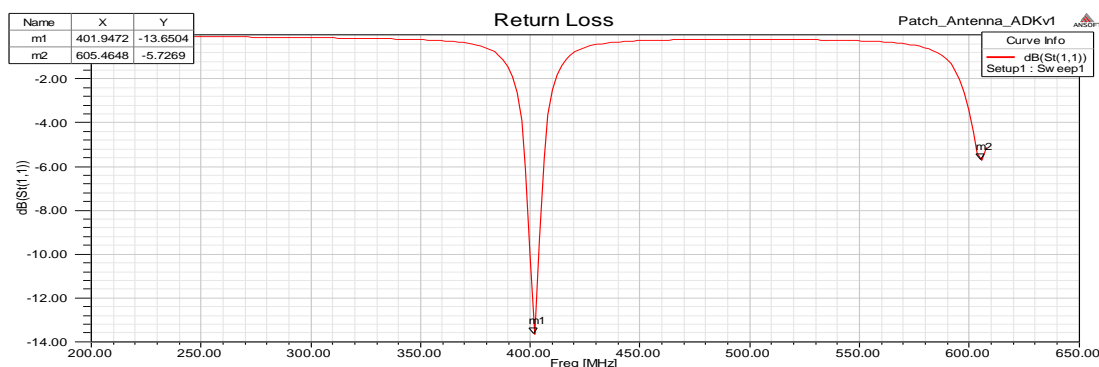
▪ Προσομοίωση 2^{ου} Σεναρίου (Σχεδίαση εντός ιστού λίπους)

Στη προσομοίωση αυτή η κεραία σχεδιάστηκε για να λειτουργεί εντός ιστού λίπους, σε βάθος $h=6.35$ mm από τη διεπαφή δέρματος-λίπους, όπως μοντελοποιείται με τη βοήθεια του λογισμικού HFSS και παρουσιάζεται στο παρακάτω σχήμα (Σχήμα 4.13). Το υλικό υποστρώματος που χρησιμοποιείται είναι η alumina ($\epsilon_r = 9.4$) [Tsai.C,2015],[Liu.X,2017].



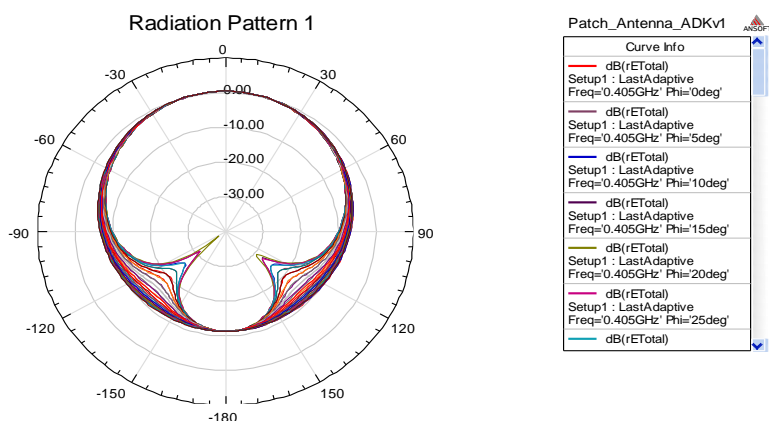
Σχήμα 4.13. Κεραία τύπου μικροταινίας με τροφοδοσία τη μικροταινιακή γραμμή μεταφοράς (Insert Fed Rectangular Patch Antenna) εντός ιστού λίπους

Όπως αναφέρθηκε και στο Κεφάλαιο 3 (Πίνακα 3.2) ο ιστός λίπους έχει σχετική διηλεκτρική σταθερά ($\epsilon_r' = 5.58$) η οποία είναι υψηλότερη αυτής στο κενό χώρο. Παρακάτω παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της προσομοίωσης που υλοποιήθηκε με το λογισμικό HFSS. Η κεραία εμφανίζει συντονισμό όπως διαφαίνεται στο παρακάτω σχήμα (Σχήμα 4.14) πολύ κοντά στη συχνότητα 402 MHz. Η περαιτέρω βελτιστοποίηση της κεραίας θα μπορούσε να οδηγήσει σε καλύτερο συντονισμό εντός της περιοχής MICS (402-405 MHz) λαμβάνοντας υπόψιν τη τιμή του συντελεστή ανάκλασης S_{11} η οποία όπως διαφαίνεται είναι απολύτως ικανοποιητική στη συχνότητα 401.94 αφού η τιμή του είναι μικρότερη του ορίου του -10 dB. [Islam.M,2015]. Όμως συγκρίνοντας με την αντίστοιχη της στο παραπάνω σχήμα (Σχήμα 4.6) παρατηρούμε ότι η εμφύτευση της κεραίας στον ανθρώπινο ιστό λίπους, εμφανίζει συντονισμό σε διαφορετική συχνότητα απ' αυτή που παρουσίαζε η κεραία στον κενό χώρο. Όπως προαναφέρθηκε (σχέση 4.2) η συχνότητα συντονισμού της κεραίας είναι ανάλογη του παράγοντα $1/\sqrt{\epsilon_r}$.

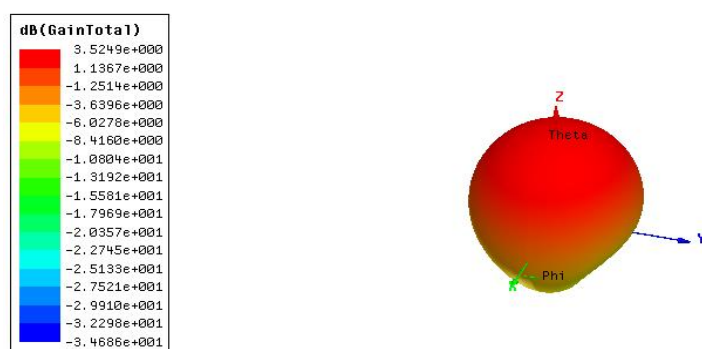


Σχήμα 4.14. Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας με υλικό υποστρώματος alumina 96 pct

Έπειτα παρουσιάζονται και τα αποτελέσματα του διαγράμματος ακτινοβολίας (Σχήμα 4.15) και του κέρδους της κεραίας (Σχήμα 4.16) όπου το μέγιστο κέρδος είναι προς τη διεύθυνση του άξονα z, ο οποίος είναι ο κάθετος στο επίπεδο της κεραίας.

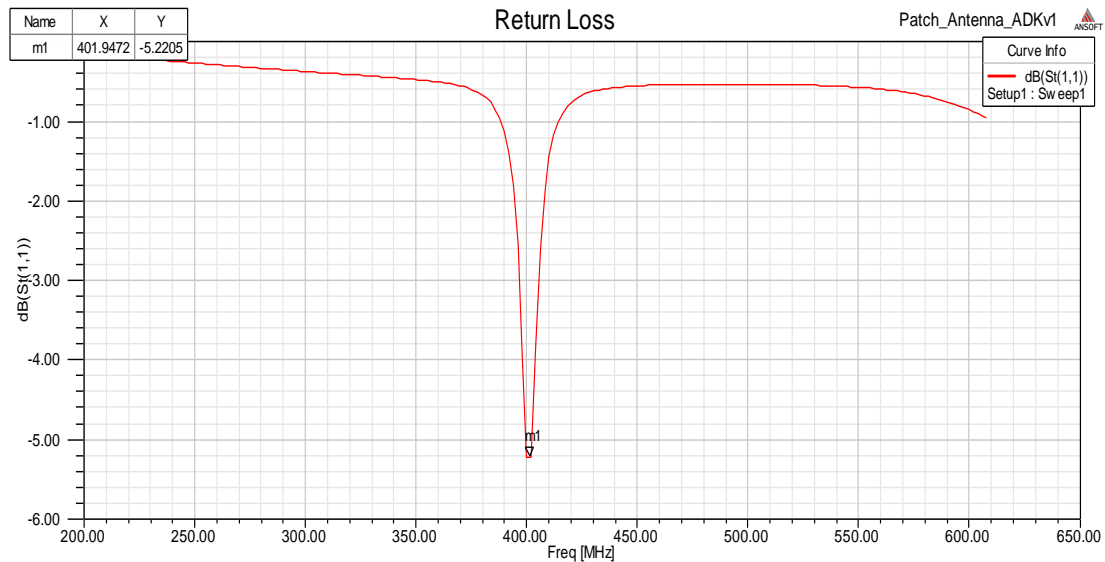


Σχήμα 4.15. Διάγραμμα ακτινοβολίας, κεραίας εμφυτευμένης εντός ιστού λίπους, σε συχνότητα 405 MHz

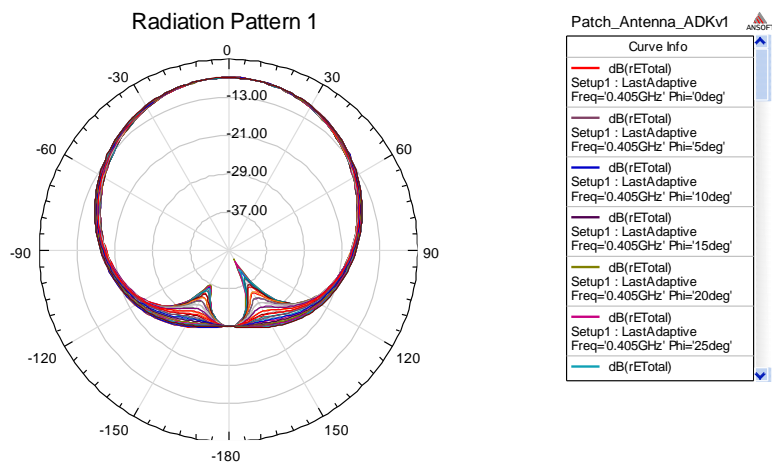


Σχήμα 4.16. Τριδιάστατη αναπαράσταση κέρδους κεραίας εμφυτευμένης εντός ιστού λίπους σε συχνότητα 405 MHz με υλικό υποστρώματος alumina 96 pct

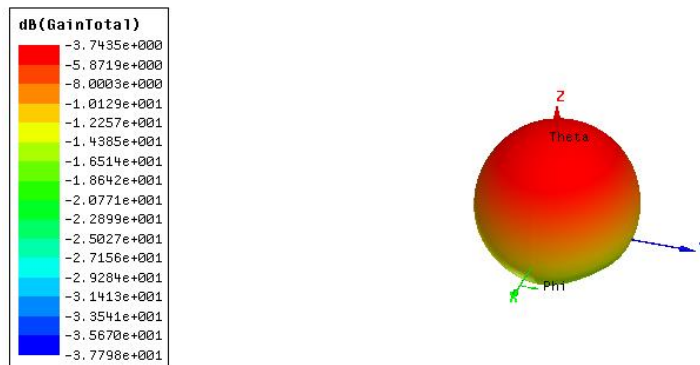
Τέλος, παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της προσομοίωσης στο περιβάλλον σχεδίασης HFSS με αλλαγή και χρήση του υλικού FR-4 ($\epsilon_r = 4.4$) ως υλικό υποστρώματος. Όπως διαφαίνεται στο παρακάτω σχήμα (Σχήμα 4.17) η κεραία μας συντονίζεται κοντά στη συχνότητα 402 MHz με τιμή συντελεστή ανάκλασης στα -5,22 dB.



Σχήμα 4.17. Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας μιας κεραίας εμφυτευμένης εντός ιστού λίπους με υλικό υποστρώματος FR-4



Σχήμα 4.18. Διάγραμμα ακτινοβολίας, κεραίας εμφυτευμένης εντός ιστού λίπους, σε συχνότητα 405 MHz



Σχήμα 4.19. Τρισδιάστατη αναπαράσταση κέρδους κεραίας εμφυτευμένης εντός ιστού λίπους σε συχνότητα 405 MHz με υλικό υποστρώματος FR-4

Τέλος παρατηρούμε γενικά, ότι στις εμφυτευμένες κεραίες παρατηρούνται τιμές κέρδους σε dB αρνητικές κυρίως λόγω του ηλεκτρικά μικρού μεγέθους των κεραίων αυτών καθώς και λόγω της υψηλής (ηλεκτρομαγνητικά) ανομοιογένειας των ιστών.[D.Valderas,2010], [X.Liu,2017].

4.5. Μέτρηση Ειδικού ρυθμού απορρόφησης σε εμφυτευμένη και φορετή κεραία με χρήση λογισμικού HFSS

Όπως έχει προαναφερθεί το λογισμικό HFSS είναι ένα ευρέως διαδεδομένο περιβάλλον σχεδιασμού και προσομοίωσης τρισδιάστατων διατάξεων και αποτελεί ταυτόχρονα και ένα σημαντικό εργαλείο προσομοίωσης και μέτρησης του ειδικού ρυθμού απορρόφησης της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας που δύναται να επηρεάσει τους ανθρώπινους ιστούς. Διακρίνεται σε τοπικό (Local) και μέσο (Average) ειδικό ρυθμό απορρόφησης. Παρακάτω, στη παρούσα διατριβή θα προσομοιωθεί και θα μετρηθεί ο μέσος ειδικός ρυθμός απορρόφησης για εμφυτευμένη κεραία που είναι τοποθετημένη εντός ιστού λίπους και για φορετή κεραία η οποία είναι τοποθετημένη στον ώμο, σε απόσταση $d=8\text{mm}$ από το δέρμα. Τέλος, υπολογίζεται το πόσο επιβλαβής δύναται να είναι η ακτινοβολία που απορροφάται από τους ιστούς δέρματος και λίπους κατά την διάρκεια λειτουργίας των προαναφερθέντων κεραίων. Το όριο ασφαλείας που έχει επιλεγεί για την προσομοίωση είναι $1,6 \text{ W/kg}$ κατά μέσο όρο σε ένα (1) γραμμάριο πραγματικού ιστού σύμφωνα με την Ομοσπονδιακή Επιτροπή Επικοινωνιών (Federal Communications Commission, FCC) της κυβέρνησης των ΗΠΑ όπως είχαμε αναφέρει στο Κεφάλαιο 3. Οι ηλεκτρικές ιδιότητες των χρησιμοποιούμενων ιστών στη συχνότητα 405MHz καθώς και η πυκνότητα των ιστών παρουσιάζονται σύμφωνα με τη βιβλιογραφία [Soler, 2014], [19] στους παρακάτω πίνακες (Πίνακας 4.1 και Πίνακας 4.2).

ΒΙΟΛΟΓΙΚΟΣ ΙΣΤΟΣ	ΣΧΕΤΙΚΗ ΔΙΗΛΕΚΤΡΙΚΗ ΣΤΑΘΕΡΑ (ϵ_r')	ΑΓΩΓΙΜΟΤΗΤΑ (σ) [S/m]	ΑΠΩΛΕΙΑ ΕΦΑΠΤΟΜΕΝΗΣ ($\tan\delta$)
ΛΙΠΟΣ	5.58	0.041199	0.32784
ΔΕΡΜΑ (στεγνό)	46.672	0.6902	0.65636

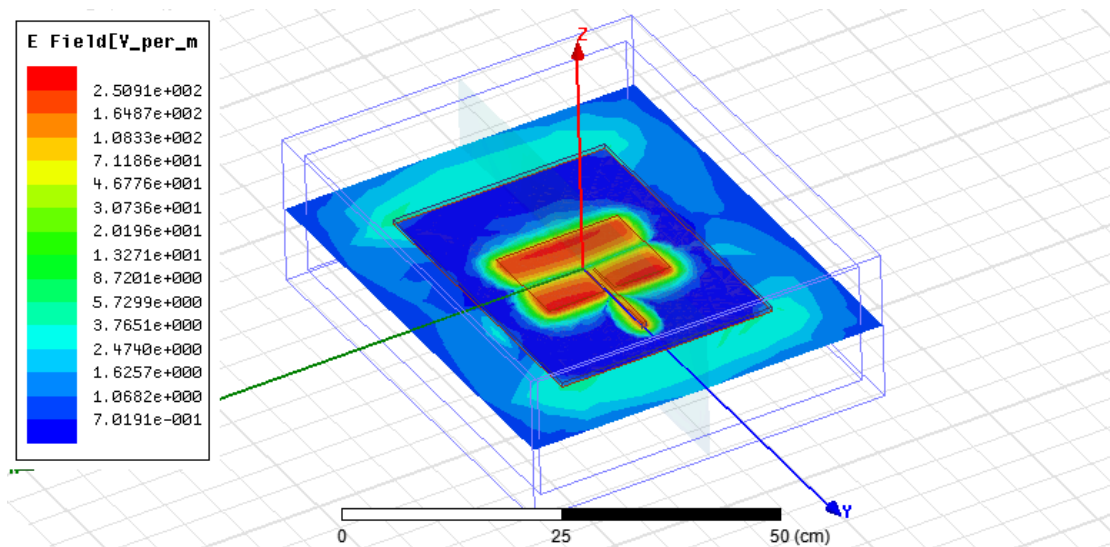
Πίνακας 4.1. Ηλεκτρικές ιδιότητες ανθρωπίνων ιστών σε συχνότητα 405 MHz

ΒΙΟΛΟΓΙΚΟΣ ΙΣΤΟΣ	ΠΥΚΝΟΤΗΤΑ ΜΑΖΑΣ (ρ [kg/m ³])
ΛΙΠΟΣ	911
ΔΕΡΜΑ (στεγνό)	1109

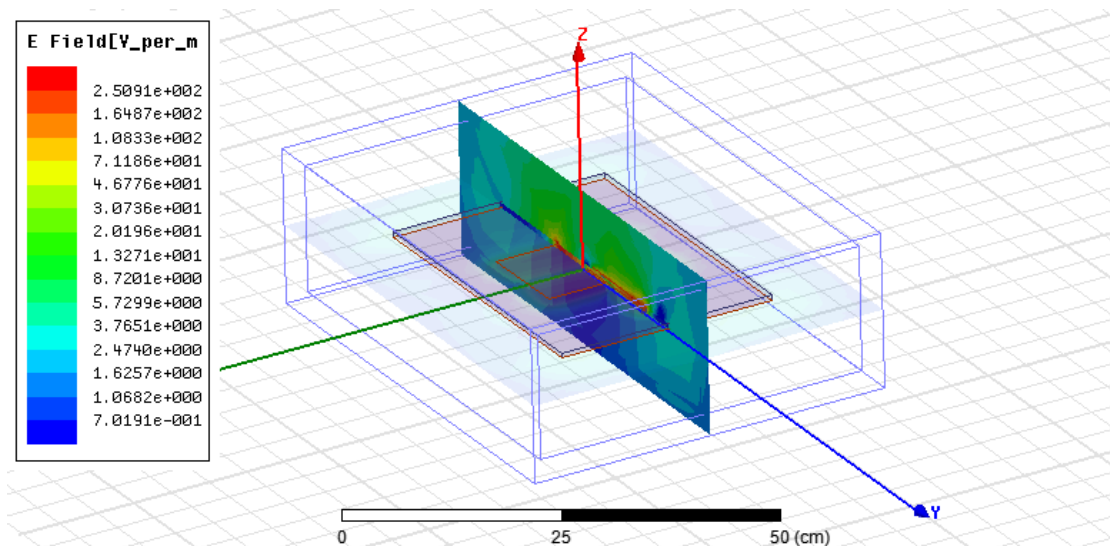
Πίνακας 4.2. Πυκνότητα ιστών ανθρωπίνου σώματος

4.5.1. Μέτρηση ειδικού ρυθμού απορρόφησης (*Specific Absorption Rate*), εμφυτευμένη κεραία τύπου μικροταινίας σε ιστό λίπους

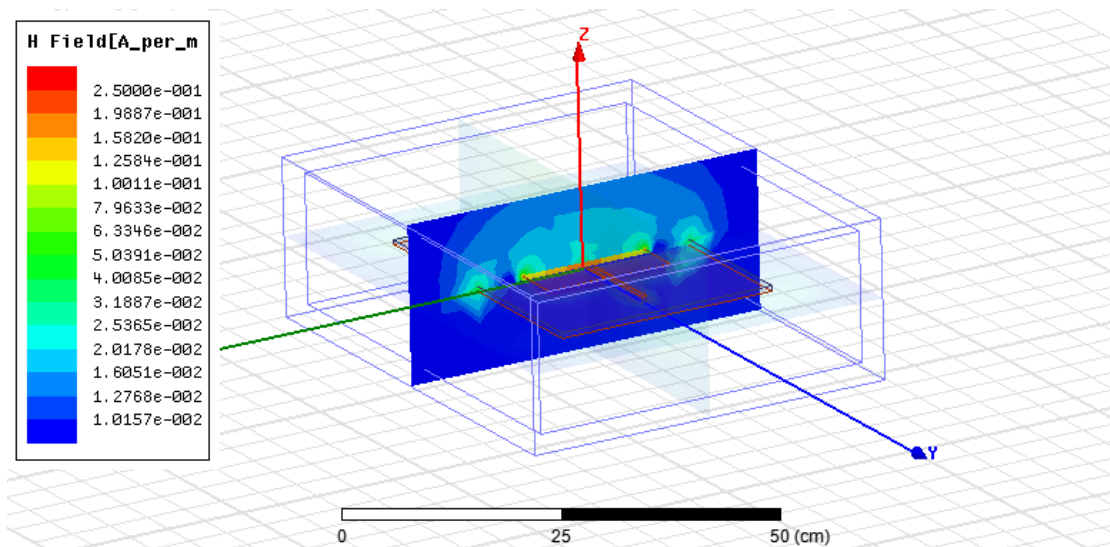
Το τελευταίο κρίσιμο χαρακτηριστικό που εξετάζεται είναι ο μέσος ρυθμός ειδικής απορρόφησης, με τον οποίο τίθενται τα όρια ασφαλούς έκθεσης του ανθρώπινου οργανισμού απέναντι στην ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία, σύμφωνα με τα διεθνή πρότυπα που έχουν προταθεί. Θεωρώντας πυκνότητα μάζας για τον ιστό λίπους σταθερή και ίση με 911 kg/m³ [Soler, 2014] και υποθέτοντας ισχύ εισόδου 1W προκύπτουν οι κατανομές του ρυθμού ειδικής απορρόφησης ανά 1g. Παρακάτω παρουσιάζονται αρχικά οι μετρήσεις της έντασης ηλεκτρικού πεδίου τόσο στην περιοχή του patch και σε ιστό λίπους (Σχήματα 4.20 και 4.21) καθώς επίσης και της έντασης του μαγνητικού πεδίου (Σχήμα 4.22) που υλοποιήθηκαν για την εμφυτευμένη κεραία που μοντελοποιήθηκε στο περιβάλλον σχεδίασης HFSS.



Σχήμα 4.20. Μέτρηση της έντασης του ηλεκτρικού πεδίου στην περιοχή του patch (επίπεδο αξόνων XY)

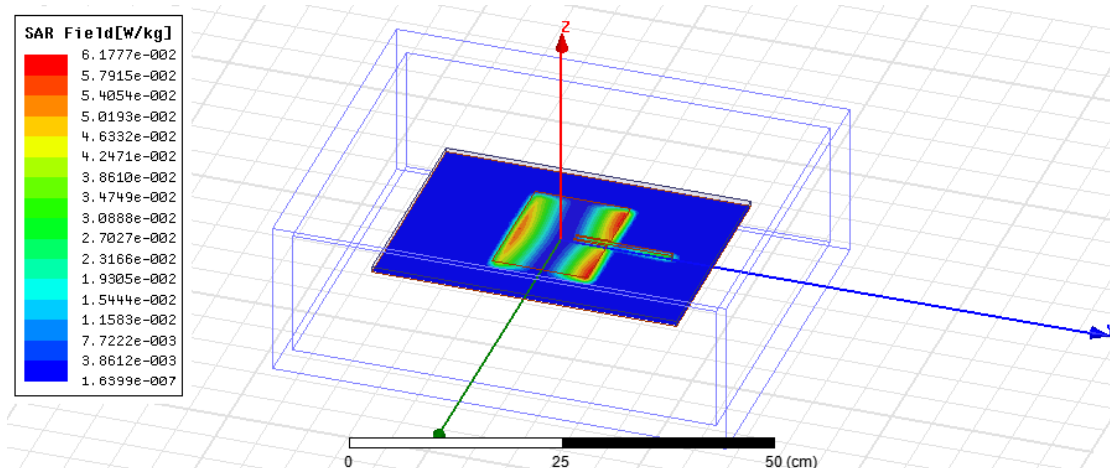


Σχήμα 4.21. Μέτρηση της έντασης του ηλεκτρικού πεδίου σε ιστό λίπους (επίπεδο αξόνων YZ)

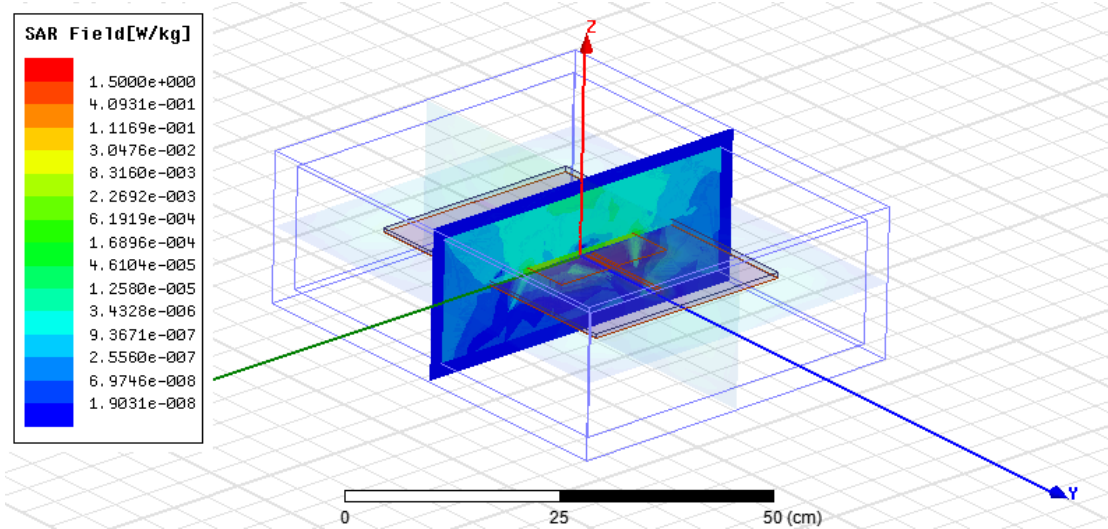


Σχήμα 4.22. Μέτρηση της έντασης του μαγνητικού πεδίου που εκπέμπεται σε ιστό λίπους (επίπεδο αξόνων XZ)

Στη συνέχεια παρουσιάζονται τα αποτελέσματα του μέσου ειδικού ρυθμού απορρόφησης, με τον οποίο τίθενται τα όρια ασφαλούς έκθεσης του ανθρώπινου οργανισμού απέναντι στην ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία, στην περιοχή του patch (Σχήμα 4.23) όπου η μέγιστη τιμή του είναι στα **0.061 W/kg** καθώς επίσης και σε ιστό λίπους στο επίπεδο αξόνων XZ (Σχήμα 4.24) με μέγιστη τιμή **1.5 W/kg**.

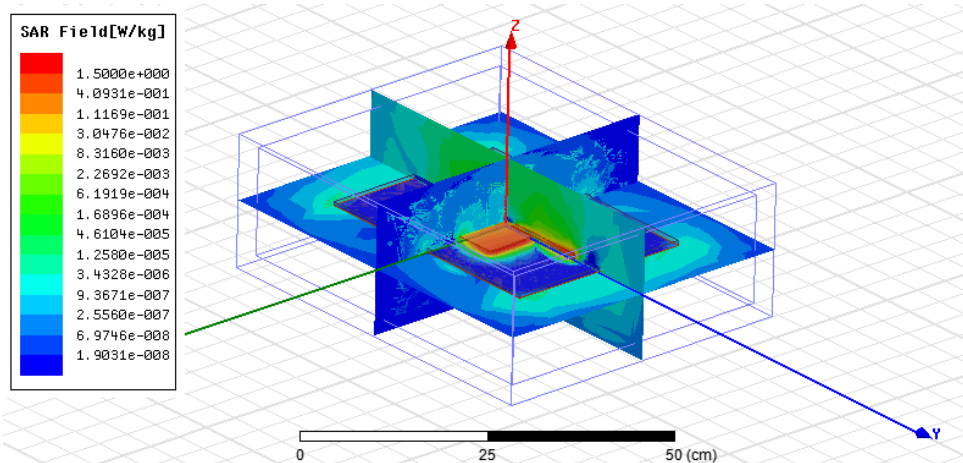


Σχήμα 4.23. Αποτελέσματα του μέσου ειδικός ρυθμός απορρόφησης (Average SAR) στην περιοχή του patch (επίπεδο αξόνων XY)



Σχήμα 4.24. Αποτελέσματα του μέσου ειδικός ρυθμός απορρόφησης (Average SAR) σε ιστό λίπους (επίπεδο αξόνων XZ)

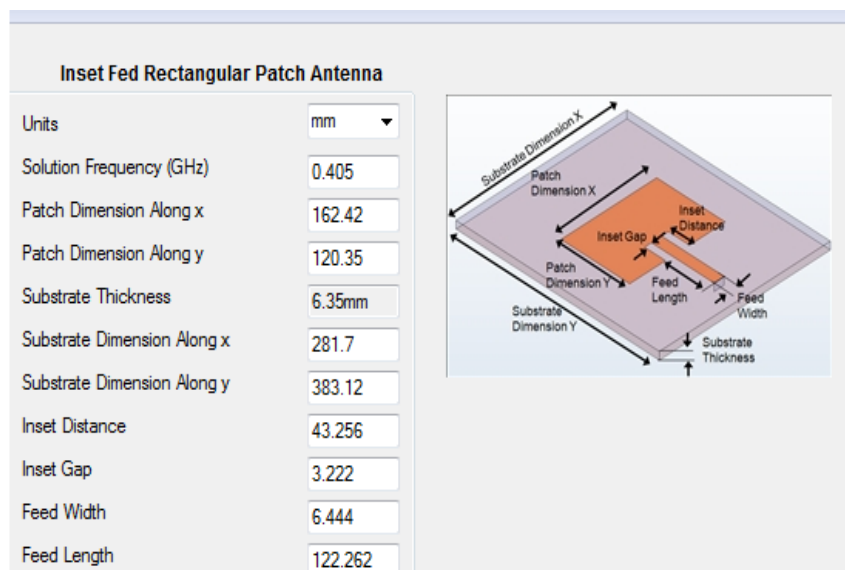
Τέλος, διαφαίνεται και από το τελευταίο σχήμα (Σχήμα 4.25) ότι ο μέσος ειδικός ρυθμός απορρόφησης έχει μέγιστη τιμή σε όλο τον ιστό λίπους **1.5 W/kg**. Συνεπώς, όπως ήταν αναμενόμενο, η μέγιστη τιμή του SAR εμφανίζεται στην πολύ κοντινή περιοχή της κεραίας και πέφτει δραματικά όσο μεγαλώνει η απόσταση. Αυτό επαληθεύεται από την σχέση (3.3), όπως είχε αναλυθεί στο Κεφάλαιο 3, υπολογισμού του SAR όπου φανερώνεται η ανάλογη σχέση του με το μέτρο του ηλεκτρικού πεδίου.



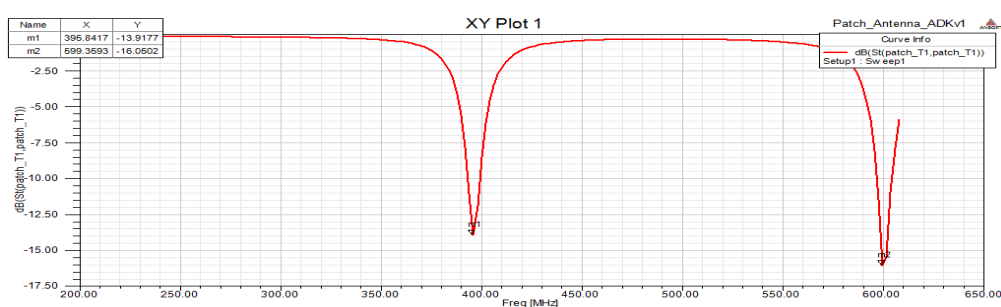
Σχήμα 4.25. Αποτελέσματα του μέσου ειδικός ρυθμός απορρόφησης (Average SAR) σε όλη την περιοχή που καταλαμβάνει ο ιστός λίπους και δύναται να επηρεάσει η εκπεμπόμενη ακτινοβολία

4.5.2. Μέτρηση ειδικού ρυθμού απορρόφησης (Specific Absorption Rate), φορετής κεραία τύπου μικροταινίας

Στην περίπτωση της φορετής κεραίας που σχεδιάστηκε στο περιβάλλον HFSS (Σχήματα 4.26 & 4.29) και απέχει $d=8\text{mm}$ από την επιφάνεια του δέρματος εξετάζεται ο μέσος ρυθμός ειδικής απορρόφησης, σύμφωνα με τα διεθνή πρότυπα που έχουν προταθεί. Θεωρώντας πυκνότητα μάζας για τον ιστό δέρματος σταθερή και ίση με 1109 kg/m^3 και για τον ιστό λίπους ίση με 911 kg/m^3 [Soler, 2014] και υποθέτοντας ισχύ εισόδου 1W προκύπτουν οι κατανομές του ρυθμού ειδικής απορρόφησης ανά 1g .

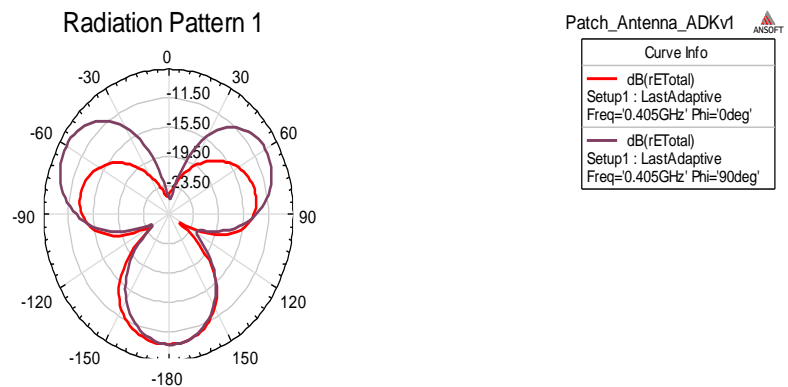


Σχήμα 4.26. Γεωμετρικά στοιχεία κεραίας μικροταινίας που καταχωρήθηκαν στο HFSS με υλικό υποστρώματος alumina 96 pct και πάχος υποστρώματος 6.35 mm

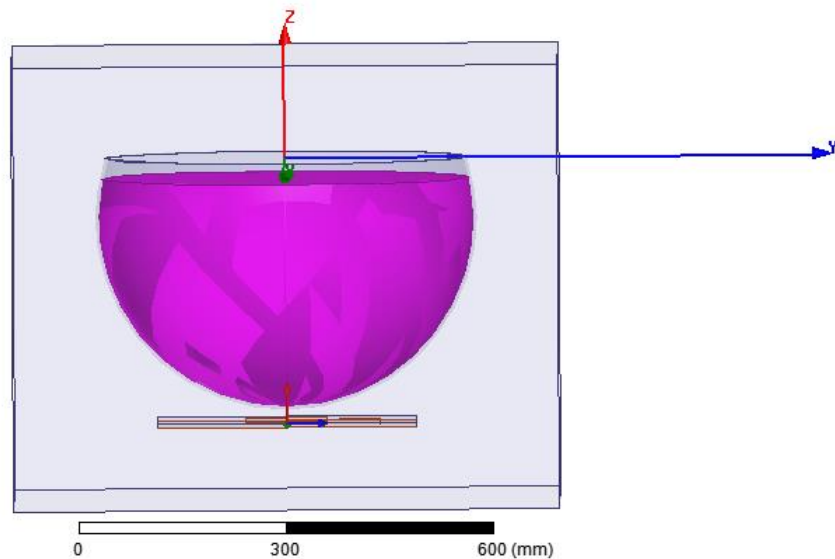


Σχήμα 4.27. Διάγραμμα συντελεστή ανάκλασης συναρτήσει της συχνότητας μιας κεραίας φορετής με υλικό υποστρώματος alumina 96 pct και πάχος υποστρώματος 6.35 mm

Όπως διαφαίνεται στο παραπάνω σχήμα (Σχήμα 4.27) η κεραία μας συντονίζεται κοντά στη συχνότητα 400 MHz με τιμή συντελεστή ανάκλασης στα $-13,92\text{ dB}$.

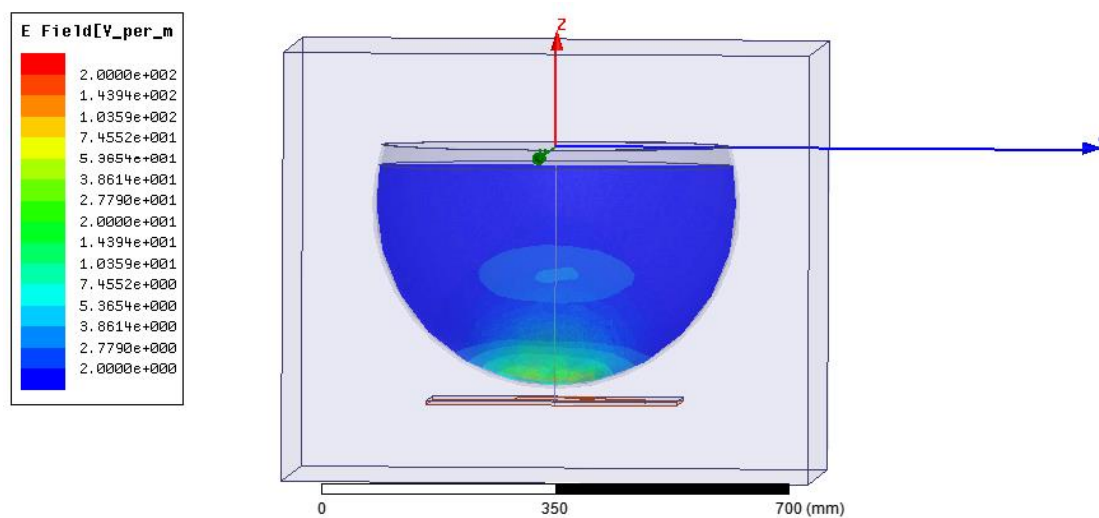


Σχήμα 4.28. Διάγραμμα ακτινοβολίας, κεραίας φορετής, σε συχνότητα 405 MHz

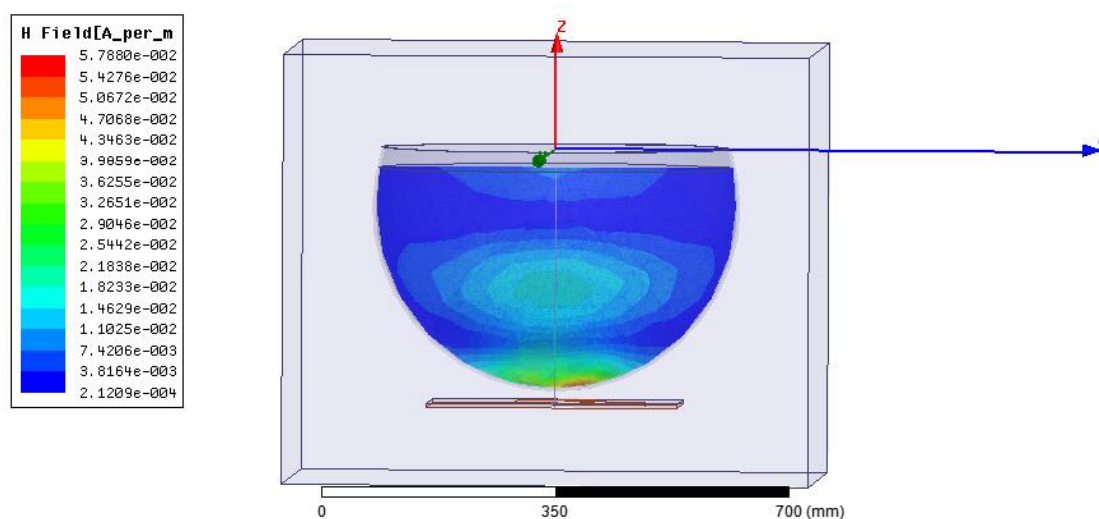


Σχήμα 4.29. Μοντελοποίηση φορετής κεραίας σε απόσταση 8mm από επιφάνεια δέρματος

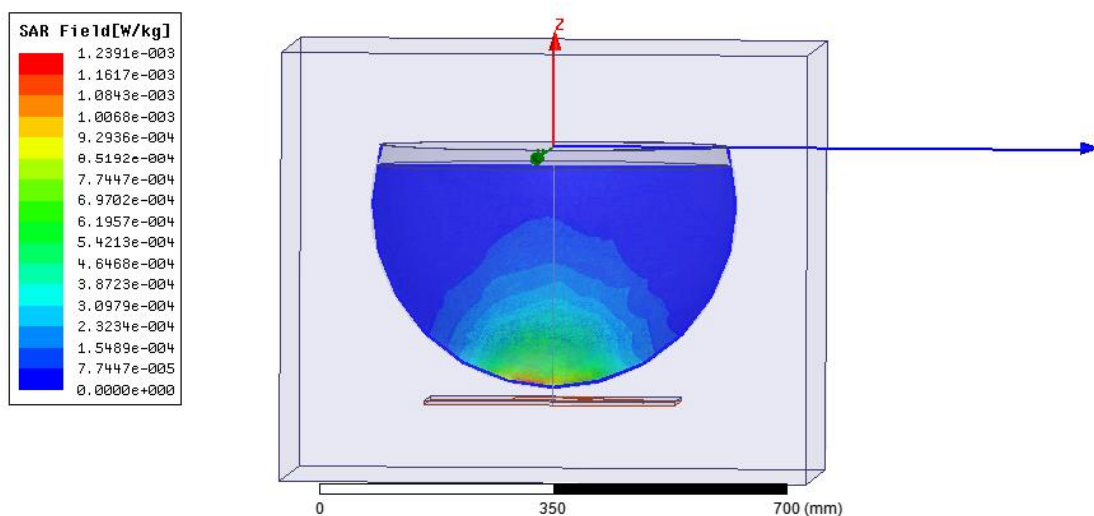
Παρακάτω παρουσιάζονται αρχικά οι τιμές της έντασης ηλεκτρικού πεδίου τόσο στην περιοχή κοντά σε ιστό δέρματος όσο και σε ιστό λίπους (Σχήμα 4.30) καθώς επίσης και της έντασης του μαγνητικού πεδίου (Σχήμα 4.31) που υλοποιήθηκαν για την εμφυτευμένη κεραία που μοντελοποιήθηκε στο περιβάλλον σχεδίασης HFSS.



Σχήμα 4.30. Μέτρηση της έντασης του ηλεκτρικού πεδίου που εκπέμπεται κοντά σε ιστό λίπους και δέρματος



Σχήμα 4.31. Μέτρηση της έντασης του μαγνητικού πεδίου που εκπέμπεται κοντά σε ιστό λίπους και δέρματος



Σχήμα 4.32. Αποτελέσματα του μέσου ειδικός ρυθμός απορρόφησης (Average SAR) σε ιστό λίπους και δέρματος

Τέλος, διαφαίνεται και από το τελευταίο σχήμα (Σχήμα 4.32) ότι ο μέσος ειδικός ρυθμός απορρόφησης έχει μέγιστη τιμή σε όλο τον ιστό λίπους **0.00123 W/kg**. Συνεπώς, όπως ήταν αναμενόμενο, η μέγιστη τιμή του SAR εμφανίζεται στην πολύ κοντινή περιοχή της κεφαλής και πέφτει δραματικά όσο μεγαλώνει η απόσταση. Αυτό επαληθεύεται από την σχέση (3.3), όπως είχε αναλυθεί στο Κεφάλαιο 3, υπολογισμού του SAR όπου φανερώνεται η ανάλογη σχέση του με το μέτρο του ηλεκτρικού πεδίου.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

Συμπεράσματα - Μελλοντικές Εφαρμογές

Το συγκεκριμένο κεφάλαιο αποτελεί ουσιαστικά τον επίλογο της παρούσας διατριβής. Αρχικά γίνεται μια σύνοψη των όσων παρουσιάστηκαν και αναλύθηκαν στα προηγούμενα κεφάλαια και κυρίως του τελευταίου που αφορά τη κεραία μικροταινίας που σχεδιάστηκε με χρήση του λογισμικού HFSS. Τέλος δίνονται διάφορες προτάσεις για πιθανές μελλοντικές προεκτάσεις της εργασίας που δύναται να συμβάλλουν στην ανάπτυξη και χρήση των εφαρμογών της τεχνολογίας των δικτύων αισθητήρων σώματος, τόσο στο χώρο των Ενόπλων Δυνάμεων όσο και στην καθημερινή μας ζωή.

5.1. Σύνοψη της διατριβής

Στόχος αυτής της διατριβής ήταν, καταρχάς να παρουσιασθεί η τεχνολογία αιχμής στα ασύρματα δίκτυα αισθητήρων που είναι ένα νέο είδος τεχνολογίας, τα λεγόμενα WBANS, τα οποία εστιάζουν στην περιοχή επικοινωνίας μεταξύ αισθητήρων που τοποθετούνται είτε περιφερειακά του ανθρώπινου σώματος, οι λεγόμενοι φορητοί αισθητήρες, είτε εντός αυτού με την μορφή εμφυτευμένων αισθητήρων. Επίσης, στο Κεφάλαιο 1 παρουσιάστηκαν διάφορες εφαρμογές της παραπάνω τεχνολογίας που μπορούν να έχουν εφαρμογή στο στρατιωτικό μέλλοντος.

Στη συνέχεια στο Κεφάλαιο 2 παρουσιάστηκαν οι απαιτήσεις που πρέπει να ληφθούν υπόψη για την υλοποίηση αυτής της τεχνολογίας. Τέτοιου είδους απαιτήσεις είναι για παράδειγμα οι απαιτήσεις σε συχνότητα λειτουργίας, σε χρήση ηλεκτρονικών και τροφοδοσίας καθώς επίσης και η υλοποίηση της κατάλληλης μοντελοποίησης του καναλιού έτσι ώστε να επιτυγχάνεται η σωστή ανάπτυξη και λειτουργία των εφαρμογών.

Στο Κεφάλαιο 3 παρουσιάστηκαν οι παράμετροι που πρέπει να ληφθούν υπόψη για το σχεδιασμό των κεραιών που θα χρησιμοποιηθούν σε εφαρμογές της τεχνολογίας WBANS. Τέτοιου είδους παράμετροι είναι ο τύπος της κεραίας καθώς και οι διάφορες τεχνικές σμίκρυνσης αυτής, η βιοσυμβατότητα των υλικών που δύναται να χρησιμοποιηθούν, η επίδραση του ανθρώπινου σώματος, η ασφάλεια χρήσης και ο ειδικός ρυθμός απορρόφησής τους.

Τέλος, στο Κεφάλαιο 4 σχεδιάστηκε, με τη βοήθεια του λογισμικού HFSS, εμφυτευμένη ορθογώνια κεραία τύπου μικροταινίας όπου μελετήθηκαν και παρουσιάστηκαν τα αποτελέσματα της προσομοίωσης. Η συχνότητα λειτουργίας που επιλέχθηκε είναι εντός της ζώνης

συχνοτήτων 402-405 MHz και θα χρησιμοποιηθεί για την ασύρματη αποστολή δεδομένων από μια εμφυτευμένη διάταξη. Στη συνέχεια υλοποιήθηκε προσομοίωση και μέτρηση του μέσου ειδικού ρυθμού απορρόφησης τόσο για την παραπάνω εμφυτευμένη κεραία όσο και για μια φορετή ορθογώνια κεραία τύπου μικροταινίας, η οποία δύναται να χρησιμοποιηθεί για μια φορετή διάταξη η οποία θα τοποθετηθεί περιφερειακά του ανθρωπίνου σώματος και συγκεκριμένα στην περιοχή του ώμου.

5.2. Συμπεράσματα

Στο Κεφάλαιο 4 παρουσιάστηκε η σχεδίαση μια ορθογώνιας κεραίας τύπου μικροταινίας της οποίας η λειτουργία προσομοιώθηκε αρχικά στον αέρα και έπειτα σε εντός ιστού λίπους του ανθρωπίνου σώματος και επίσης έγινε και χρήση υλικών υποστρώματος διαφορετικής διηλεκτρικής σταθεράς, της alumina 96pct ($\epsilon_r = 9.4$) και έπειτα υλικό υποστρώματος FR-4 ($\epsilon_r = 4.4$). Τέλος υλοποιήθηκε μέτρηση του ειδικού ρυθμού απορρόφησης ορθογώνιας κεραίας τύπου μικροταινίας που μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως φορετή είτε ως εμφυτευμένη. Τα συμπεράσματα που προέκυψαν είναι τα εξής:

- Η χρήση υλικού υποστρώματος υψηλότερης διηλεκτρικής σταθεράς όπως η alumina 96pct ($\epsilon_r = 9.4$) οδήγησε σε καλύτερο συντονισμό της κεραίας με αποτέλεσμα η κεραία να έχει καλύτερη απόδοση και μεγαλύτερο κέρδος.
- Η προσομοίωση εντός ιστού λίπους που έχει μεγαλύτερη διηλεκτρική σταθερά από αυτή του κενού οδήγησε σε αύξηση της συχνότητας συντονισμού της εμφυτευμένης κεραίας.
- Παρατηρούμε γενικά, ότι στις εμφυτευμένες κεραίες παρατηρούνται τιμές κέρδους σε dB αρνητικές κυρίως λόγω του ηλεκτρικά μικρού μεγέθους των κεραίων αυτών καθώς και λόγω της υψηλής (ηλεκτρομαγνητικά) ανομοιογένειας των ιστών.
- Ο μέσος ειδικός ρυθμός απορρόφησης που υπολογίστηκε τόσο για τη φορετή όσο και στην εμφυτευμένη κεραία που προσομοιώθηκαν είναι εντός των ορίων ασφαλείας που καθορίζονται από τα πρότυπα. Πιο συγκεκριμένα το όριο ασφαλείας που είχε επιλεγεί για την προσομοίωση ήταν 1,6 W/kg κατά μέσο όρο σε ένα (1) γραμμάριο πραγματικού ιστού σύμφωνα με την Ομοσπονδιακή Επιτροπή Επικοινωνιών (Federal Communications Commission, FCC) της κυβέρνησης των ΗΠΑ όπως είχαμε αναφέρει στο Κεφάλαιο 3. Οι προσομοιώσεις έδειξαν μικρότερες τιμές από το όριο αυτό.
- Τέλος η συχνότητα συντονισμού που επιτεύχθηκε ήταν εντός της ζώνης συχνοτήτων 402-404 MHz και η συμπεριφορά της είναι ενθαρρυντική όμως θα πρέπει να αναζητηθούν τρόποι για τη βελτίωση της (όπως για παράδειγμα μεταβολή ή αλλαγή των γεωμετρικών στοιχείων της μικροταινιακής γραμμής μεταφοράς που χρησιμοποιήθηκε ως διάταξη τροφοδοσίας καθώς επίσης και τροποποίηση της γεωμετρίας της κεραίας με χρήση ενός μεταλ-

λικού αγωγού βραχυκύκλωσης στην άκρη της αγώγιμης επιφάνειας που θα οδηγήσει τη βασική συχνότητα συντονισμού της κεραίας να γίνεται πιο μικρή και το μέγεθος μπορεί να μειωθεί περαιτέρω).

5.3. Μελλοντικές Εφαρμογές

Ολοκληρώνοντας την παρούσα διατριβή υποβάλλονται κάποιες προτάσεις για περαιτέρω μελέτη και διερεύνηση. Μελλοντικές προεκτάσεις θα μπορούσαν να αποτελέσουν οι εξής:

- Η συγκεκριμένη κεραία θα μπορούσε να μελετηθεί και σε άλλα σενάρια εμφύτευσης και να τροποποιηθεί κατάλληλα έτσι ώστε να αντιμετωπίζει τα φαινόμενα μη συντονισμού που πιθανόν να παρουσιαστούν. Ενδεικτικά αναφέρεται ότι, θα μπορούσε να μελετηθεί σε ένα πιο λεπτομερές(ανατομικά και ηλεκτρομαγνητικά) μοντέλο ανθρώπινου κρανίου ή κορμού.
- Μελέτη διαφορετικών υλικών υποστρώματος, γεγονός το οποίο θα μπορούσε να βελτιώσει τις επιδόσεις της κεραίας.
- Σε πειραματικό στάδιο, θα μπορούσε να γίνει η κατασκευή της συγκεκριμένης κεραίας και να μελετηθεί η συμπεριφορά της σε πραγματικό πλέον περιβάλλον εντός κάποιου υγρού ή ζελέ που προσομοιώνει τα ηλεκτρικά χαρακτηριστικά του ανθρώπινου ιστού. Τέτοια υγρά έχουν χρησιμοποιηθεί σε αρκετές μελέτες στη βιβλιογραφία για εξαγωγή πειραματικών δεδομένων π.χ. ενδεικτικά [Karacolak, 2008], [Noorazi, 2012].
- Μέχρι τώρα αναλύθηκε αποκλειστικά η λειτουργία της κεραίας. Το τελευταίο στάδιο μελέτης είναι με χρήση της κεραίας μαζί με ολόκληρη την διάταξη. Η συγκεκριμένη κεραία, μετά την κατασκευή και μελέτη της, θα μπορούσε να αποτελέσει μέρος μιας εμφυτευμένης βιοϊατρικής διάταξης. Με την ενσωμάτωση κάποιου βιοαισθητήρα στη διάταξη και με τη κατάλληλη πηγής παροχής τάσης είναι δυνατόν να μοντελοποιηθεί μια πειραματική εμφυτευσιμη ιατρική διάταξη, η οποία θα μπορούσε να λειτουργήσει για την παρακολούθηση κρίσιμων βιοσημάτων αρχικά σε πειραματόζωα.
- Να μελετηθεί η θερμοκρασιακή αύξηση και να υλοποιηθεί πειραματική μελέτη του ειδικού ρυθμού απορρόφησης. Στη παρούσα διατριβή μελετήθηκαν θέματα ασφάλειας των εμφυτευμένων κεραίων από πλευράς υπολογιστικών μελετών συμμόρφωσης του ειδικού ρυθμού απορρόφησης με διεθνή πρότυπα ασφαλείας [IEEE, 1999], [IEEE, 2005]. Παρ' όλα αυτά, ιδιαίτερο ενδιαφέρον αναμένεται να παρουσιάσει και ο υπολογισμός της θερμοκρασιακής αύξησης που προκαλούν οι εμφυτευμένες κεραίες στους περιβάλλοντες βιολογικούς ιστούς. Προτείνονται δύο σενάρια μελέτης. Σύμφωνα με το πρώτο σενάριο, ο ειδικός ρυθμός απορρόφησης στους περιβάλλοντες ιστούς μπορεί να θεωρηθεί ως η μοναδική εξωτερική πηγή θερμότητας που προκαλεί θερμοκρασιακή αύξηση, ενώ σύμφωνα με το δεύτερο σενάριο,

προτείνεται να ληφθεί, επιπλέον, υπόψη η θέρμανση της ίδιας της εμφυτευμένης διάταξης (ηλεκτρονικά κυκλώματα). Η θερμοκρασιακή αύξηση δύναται να υπολογισθεί με τη βοήθεια της βιοθερμικής εξίσωσης του Pennes [Pennes, 1948], [Soler, 2014], η οποία ενσωματώνει παραμέτρους όπως η θερμική αγωγιμότητα, η μεταβολική παραγωγή θερμότητας, η ΗΜ εναπόθεση ενέργειας (SAR), η ανταλλαγή θερμότητας μεταξύ των ιστών δια μέσου της αιματικής ροής, και η απαγωγή θερμότητας στην επιφάνεια του αριθμητικού μοντέλου. Πρόκληση αποτελεί, επίσης, η μελέτη θεμάτων επίλυσης της βιοθερμικής εξίσωσης του Pennes με χρονικά μεταβαλλόμενες οριακές συνθήκες, και η πρόταση νέων αριθμητικών μεθόδων επίλυσης αυτής. Στη βιβλιογραφία έχουν πραγματοποιηθεί λίγες προκαταρκτικές μελέτες της θερμοκρασιακής αύξησης για εμφυτευμένες κεραιές, που περιορίζονται στη μελέτη μίας γενικευμένης ενεργού εμφυτευμένης διάταξης π.χ ενδεικτικά [Kyriacou, 2011].

- Χρήση έξυπνου υφάσματος, φιλικού προς το περιβάλλον [Kiourti, 2014].

Βιβλιογραφία

- A. K. Skrivervik and F. Merli*, “Design and characterization of bio-implantable Antennas”, Icecom 2010 Conf. Proc., pp. 1-5, Sep. 2010.
- A. Kiourti, 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. 8, August 2012, pp. 3568-3575.
- A. Kurs et al.*, “Wireless Power Transfer via Strongly Coupled Magnetic Resonances”, Science, vol. 317, no. 5834, July 2007, pp. 83-86.
- A. Paraskevoudoulos, A. Alexandridis, F. Lazarakis, and J. C. Vardaxoglou*, “Modelling of Dynamic On-Body Waist-Foot Channel”, 2013 Loughborough Antennas & Propagation Conference, pp. 155-160 DOI: 10.1109/LAPC.2013.6711872, 2013.
- A. Paraskevoudoulos, A. Alexandridis, T. Zervos, a Michalopoulou, F. Lazarakis, and J. C. Vardaxoglou*, “Modelling of Dynamic On-Body Channels Using Different Types of Wearable Antennas”, The 8th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP 2014) pp. 987-991 DOI: 10.1109/LAPC.2013.6711872, 2014.
- A.W. Astrin, H.B. Li, and R. Kohno*, “Standardization for body area networks”, IEICE Transactions on Communications, vol. 92, no. 2, pp. 366-372, 2009.
- Abadia J, Merli F, Zurcher JF, Mosig JR, Skrivervik AK*. 2009, 3D Spiral small antenna design and realization for biomedical telemetry in the MICS band. Radioengineering, 18(4): 359-367.
- Adibi, S., Ed.* (2015), Mobile Health: A Technology Road Map. Vol. 5, Springer, Berlin.
- Ansys High Frequency Structure Simulator (HFSS)*, ver. 13.0.2, Ansys Corporation, Canonsburg, PA, USA, 2013.
- Arefin, M.T., Ali, M.H., & Haque, A. K. M. F.* (2017), Wireless Body Area Network: An Overview and Various Applications. Journal of Computer and Communications. <https://doi.org/10.4236/jcc.2017.5>.
- B. Gyselinckx, J. Penders, and R. Vullers*, “Potential and challenges of body area networks for cardiac monitoring, issue 6, supplement 1, isce 32nd annual conference, november-december 2007, pages s165-s168.” Journal of Electrocardiolog, vol. 40, no. 6, pp. s165-s168, November December 2006, ISCE 32nd Annual Conference.

- B. Latr'e, B. Braem, I. Moerman, C. Blondia, and P. Demeester, "A survey on wireless body area networks", *Wireless Network*, vol. 17, pp. 1-18, Jan. 2011.
- Bai, S.; Zhang, L.; Xu, Q.; Zheng, Y.; Qin, Y.; Wang, Z., Two dimensional woven nanogenerator. *Nano Energy* 2013, 2, 1-5.
- Balanis C.A. 2002, *Antenna Theory: Analysis and Design*, 2nd ed. New York: Wiley.
- Bedeloglu, A.; Demir, A.; Bozkurt, Y.; Sariciftci, N.S., A Photovoltaic Fiber Design for Smart Textiles. *Text. Res. J.* 2009, 80, 1065-1074.
- Boczkowska A., Leonowicz M. (2006), *Intelligent Materials for Intelligent Textiles*. FIBRES & TEXTILES in Eastern Europe, Vol. 14, No. 5, 13-17, Textile Research Institute.
- C. A. Balanis, *Antenna Theory, Analysis and Design*, 2nd ed. John Wiley & Sons, INC, 1997.
- C. Lin and I. Koichi, "Compact Wearable Dual-mode Antennas for Body-centric Wireless Communications", 2014 IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium (APSURSI) pp. 307-308 DOI: 10.1109/APS.2014.6904485, 2014.
- C. Lin, K. Saito, and M. Takahashi, "A Compact Planar Inverted-F Antenna for 2. 45 GHz On-Body Communications", *IEEE Transactions On Antennas And Propagation* vol. 60, no. 9, pp. 4422-4426 DOI:10.1109/TAP.2012.2207038, 2012.
- C. Otto, A. Milenkovic, C. Sanders, and E. Jovanov, "System architecture of a wireless body area sensor network for ubiquitous health monitoring", *Journal of Mobile Multimedia*, vol. 1, no. 4, pp. 307-326, 2006.
- C. Tachtatzis, F. Franco, D. Tracey, N. Timmons, and J. Morrison, "An energy analysis of IEEE 802.15.6 scheduled access modes", in *IEEE GLOBECOM Workshops (GC Wkshps)*, pp. 1270-1275, Dec. 2010.
- Chabat, N., Zhadobov, M., Muhammad, S.A., Le Coq, L., & Sauleau, R. (2013), 60-GHz textile antenna array for body-centric communications. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 61(4), 1816-1824. <https://doi.org/10.1109/TAP.2012.2232633>.
- Chen, M., Wan, J., Gonzalez, S., Liao, X., & Leung, V. (2014), A survey of recent developments in home M2M networks. *Communications Surveys & Tutorials*, IEEE, 16(1), 98-114.
- Constantine A. Balanis, "ANTENNA THEORY ANALYSIS AND DESIGN", JOHN WILEY & SONS, INC., third edition, 2005. Materials, vol. 15, no. 2, 25 April 2014, pp. 55-59.
- D. M. Pozar, *Μικροκυματική τεχνολογία*, Στέλλα Παρίκου & ΣΙΑ ΟΕ, 2004.

- D. Muramatsu, F. Koshiji, K. Koshiji, and K. Sasaki*, “Input Impedance Analysis of Wearable Antenna and Its Experimental Study with Real Human Body”, 2014 IEEE International Conference on Consumer Electronics (ICCE) pp. 151-152 DOI: 10.1109/ICCE.2014.6775949, 2014.
- D. Smith and L. Hanlen*, “Wireless body area networks: Towards a wearable intranet”, IS-CIT Tutorial, Sept. 2012.
- Edmison, J.; Jones, M.; Nakad, Z.; Martin, T.*, Using piezoelectric materials for wearable electronic textiles. In Proceedings of the 6th International Symposium on Wearable Computers (ISWC), Seattle, WA, USA, 7-10 October 2002; pp. 41-48.
- European Radiocommunications Commission (ERC). 1997. 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.
- F. Koshiji, N. Yuyama, and K. Koshiji*, “Wireless body area communication using electromagnetic resonance coupling”, CPMT Symp. Japan, pp. 1-4 DOI: 10.1109/ICSJ.2012.6523439, 2012.
- Federal Communications Commission (FCC)*. 1999, Medical implant communications service (MICS) federal register. Rules Regulation, 64(240): 69926-69934.
- Federal Communications Commission (FCC)*. 2003, FCC code of federal regulations (CFR), title 47, part 95, WMTS band plan. URL.
- Furse CM*. 2009, Biomedical telemetry: Today’s opportunities and challenges. IEEE Int Workshop Antenna Technol 1-4.
- Gabriel S, Lau RW, Gabriel C*. 1996c, “The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues”. *Physics in Medicine and Biology*, 41: 2271-2293.
- Gupta, B. Sankaralingam, S. Dhar, S.*, Development of Wearable and Implantable Antennas in the Last Decade: A Review. In Proceedings of Mediterranean Microwave Symposium (MMS), Guzelyurt, Turkey, 25-27 August 2010; pp. 251-267.
- Gupta, B.; Sankaralingam, S.; Dhar, S.*, Development of Wearable and Implantable Antennas in the Last Decade: A Review. In Proceedings of Mediterranean Microwave Symposium (MMS), Guzelyurt, Turkey, 25-27 August 2010; pp. 251-267.
- H. Higgins*, “Wireless Communication”, in *Body Sensor Networks*, G.-Z. Yang, Ed., Springer, 2006, pp. 117-44.
- H.B. Li, K. Takizawa, and R. Kobno*, “Trends and standardization of body area network

- (BAN) for medical healthcare”. in Proceedings of the 1st European Wireless Technology Conference (EuWiT’ 08), pp. 1-4, Amsterdam, The Netherlands, October 2008.
- IEEE p802.15 working group for wireless personal area networks (WPANs): medwin MAC and security proposal documentation, IEEE802.15.6 technical contribution, 2009.
- IEEE, standard for local and metropolitan area networks: Part 15.6: “Wireless body area networks”, IEEE submission, Feb. 2012.
- Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE)*. 1999, IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radiofrequency Electromagnetic Fields, 3kHz to 300 GHz, IEEE Standard C95.1-1999.
- Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE)*. 2005, IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radiofrequency Electromagnetic Fields, 3kHz to 300 GHz, IEEE Standard C95.1-2005.
- Islam, M. S., Esselle, K. P., & Matekovits, L.* (2015), Implantable 400MHz PIFA for bio-telemetry system. Proceedings of the 2015 International Conference on Electromagnetics in Advanced Applications, ICEAA 2015, 537-540.
- J. Hagedorn, J. Terrill, W. Yang, K. Sayrafian, K. Yazdandoost and R. Kohno*, “A Statistical Path Loss Model for MICS”, IEEE 802.15-08-0519-01-0006, (2008) September.
- J. Puskeley, M. Pokorny, J. Lacik, and Z. Raida*, “Wearable Disc-like Antenna for Body Centric Communications at 61 GHz”, IEEE Antennas Wirel. Propag. Lett., vol. 1225, pp. 1-1 DOI: 10.1109/LAWP.2014.2367812, 2014.
- K. Fujimoto and H. Morishita*, Modern Small Antennas, Cambridge University Press, 2013.
- K. Kwak, S. Ullah, and N. Ullah*, “An overview of IEEE 802.15.6 standard”, in 3rd Int. Symp. on Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies (ISABEL), pp. 1-6, Nov. 2010.
- K. Wong*, Compact and Broadband Microstrip Antennas, John Wiley & Sons, Inc, 2002.
- Κ. Ψαθάς*, «Σχεδίαση Εμφυτευσίμων Κεραιών Διπλής Ζώνης για Ιατρική Τηλεμετρία», Διπλωματική εργασία ΕΜΠ, Αθήνα, Ιούνιος 2012.
- K.Y. Yazdandoost and K. Sayrafian-Pour*, “Channel model for body area network (BAN)”, Networks, p. 91, 2009.
- Karacolak T, Cooper R, Butler J, Fisher S, Topsakal E.* 2010, In vivo verification of implantable antennas using rats as model animals. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters, 9: 334-337.
- Karacolak T, Hood AZ, Topsakal E.* 2008, Design of a dual-band implantable antenna for

- development of skin mimicking gels for continuous glucose monitoring. *IEEE Trans Microw Theory Tech* 56(4):1001-1008.
- Kaur, G.* (2014), Wearable Antennas for on - Body Communication Systems, (6), 568-575.
- Kawoos U, Tofighi MR, Warty R, Kralick FA, Rosen A.* 2008, In-vitro and in-vivo trans-scalp evaluation of an intracranial pressure implant at 2.4 GHz. *IEEE Trans Microw Theory Tech* 56(10):2356-2365.
- Kendir GA, Liu W, Wang G, Sivaprakasam M, Bashirullah R, Humayun MS, Weiland JD.* 2005, An optimal design methodology for inductive power link with class-E amplifier. *IEEE Trans Circuits Syst* 52(5):857-866.
- Khan, J.Y. and Tuce, M.R.* (2010), Wireless Body Area Network (WBAN) for Medical Applications: New Developments in Biomedical Engineering. *InTech*, 593-596.
- Kim J, Rahmat - Samii Y.* 2004, Implanted antennas inside a human body: simulations, designs, and characterizations. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 52(8): 1934-1943, 2004.
- Kim J, Rahmat - Samii Y.* 2006a. SAR reduction of implanted planar inverted F antennas with non-uniform width radiator. In *Proceedings of the IEEE International Symposium on Antennas and Propagation*, Albuquerque, USA.
- Kiourti, A., & Nikita, K. S.* (2012), A review of implantable patch antennas for biomedical telemetry: Challenges and solutions. *IEEE Antennas and Propagation Magazine*, 54(3), 210-228.
- Kiourti, A., & Nikita, K. S.* (2017), A review of in-body biotelemetry devices: Implantables, ingestibles, and injectables. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*.
- Kiourti, A., Psathas, K.A., & Nikita, K.S.* (2014), Implantable and ingestible medical devices with wireless telemetry functionalities: A review of current status and challenges. *Bioelectromagnetics*, 35(1), 1-15.
- Kiourti, Asimina, Kaltampani, Andromachi, Konstantina S Nikita.* “A Novel Algorithm for Implantable Antenna Design: Size and Radiation Performance Considerations”, 8th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP 2014), 2014.
- Konstantinos Psathas*, “Design of implantable dual-band antenna for biotelemetry”, National Technical University of Athens, Athens - Greece, 2012.
- Kumar Ashok, S., & Shanmuganantham, T.* (2017), Design of clover slot antenna for biomedical applications. *Alexandria Engineering Journal*, 56(3), 313-317.
- Kyriacou A, Christ A, Neufeld E, Kuster N.* 2011, Local tissue temperature Increase of a ge-

- neric implant compared to the basic restrictions defined in safety guidelines. Wiley Bioelectromagnetics, 33: 366-374. Conference on Antennas and Propagation (EuCAP), pp.1003-1006, 2014.
- L. Hanlen, D. Smith, A. Boulis, B. Gilbert, V. Chaganti, L. Craven, D. Fang, T. Lamahewa, D. Lewis, D. Miniutti, O. Nagy, D. Rodda, K. Sithamparanathan, Y. Tselishchev, and A. Zhang, “Wireless body area-networks: toward a wearable intranet”, in National ICT Australia, 2011.
- L. Theogarajan, J. Wyatt, J. Rizzo, B. Drohan, M. Markova, S. Kelly, G. Swider, M. Raj, D. Shire, M. Gingerich, J. Lowenstein, and B. Yomtov, “Minimally invasive retinal prosthesis”, in Solid-State Circuits, 2006 IEEE International Conference Digest of Technical Papers, Feb. 2006, pp. 99-108.
- L. Ukkonen, L. Sydänheimo, and Y. Rahmat-Samii, “Sewed textile RFID tag and sensor antennas for on-body use”, Proc. 6th Eur. Conf. Antennas Propagation, EuCAP 2012, pp. 3450-3454 DOI:10.1109/EuCAP.2012.6206307, 2012.
- Lee J, Yoon YJ, Park S, Cheon C, Kim K, Nam S. 2011, A wideband spiral antenna for ingestible capsule endoscope systems: Experimental results in a human phantom and a pig. IEEE Trans Biomed Eng 58(6):1734-1741.
- Liu, N.; Lu, Y.; Qin, S.; Li, P.. Electromagnetic Properties of Electro-Textile for Wearable Antennas Applications. Front. Electr. Electron. Eng. China 2011, 6, 553-566.
- Liu, X.Y., Wu, Z.T., Fan, Y., & Tentzeris, E.M. (2017), A Miniaturized CSRR Loaded Wide-Beamwidth Circularly Polarized Implantable Antenna for Subcutaneous Real-Time Glucose Monitoring. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters, 16(c), 577-580.
- M. Kamarudin, Y. Nechayev, and P. Hall, “Performance of antennas in the on-body environment”, in IEEE Antennas and Propagation Society Int. Symp., vol. 3A, pp. 475-478, July. 2005.
- M. Koobestani, N. Pires, A. K. Skrivervik, and A. a. Moreira, “Influence of the human body on a new coplanar-fed Ultra-Wideband antenna”, Proc. 6th Eur. Conf. Antennas Propagation, EuCAP 2012, pp. 316-319 DOI: 10.1109/EuCAP.2012.6205976, 2012.
- M. R. Yuce, S. W. Ng, N. L. Myo, C. K. Lee, J. Y. Khan, and W. Liu, “A mics band wireless body sensor network”, in Wireless Commun. and Netw. Conf. (WCNC), pp. 2473-2478, IEEE, 2007.
- M. Sukor, S. Ariffin, N. Fisal, S.S. Yusof, and A. Abdallah, “Performance study of wireless body area network in medical environment”, Asia Int. Conf. on Modelling & Simulation, pp. 202-206, 2008.

- Meoli, D.*, Interactive Electronic Textiles: Technologies, Applications, Opportunities, and Market Potentia. MS.c. Thesis, North Carolina State University, Rayleigh, NC, USA, 2002.
- Movassaghi, S., Abolhasan, M., Lipman, J., Smith, D., & Jamalipour, A.* (2014), Wireless Body Area Networks: A Survey. *IEEE Communications Surveys and Tutorials*, 16(3), 1658-1686.
- Nishide, H.; Oyaizu, K.*, Materials science. Toward flexible batteries. *Science* 2008, 319, 737-738.
- Noorozi και F. Hojjat-Kashani*, “hree-dimensional FDTD analysis of the dual-band implantable antenna for continuous glucose monitoring” *Progress In Electromagnetics Research Letters*, τόμ. 28, pp. 9-21, 2012.
- Patel, M., & Wang, J.* (2010), Applications, challenges, and prospective in emerging body area networking technologies. *IEEE Wireless Communications*, 17(1), 80-88.
- Pennes HH.* 1948, Analysis of tissue and arterial blood temperature in resting forearm. *Journal of Applied Physiology*, 1: 93-122.
- Purohit, S., & Raval, F.* (2013), A Review on Wearable - Textile Patch Antenna. *International Journal of Scientific & Engineering Research*, 4(12), 696-702.
- R. Shah and M. Yarvis*, “Characteristics of on-body 802.15.4 networks”, in 2nd IEEE Workshop on Wireless Mesh Networks (WiMesh), pp. 138-139, Sept. 2006.
- R.N. Simons, F.A. Miranda*, Radiation characteristics of miniature silicon square spiral chip antenna for implantable bio-MEMS sensors, 2005 IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium, Washington, DC, 2005, vol. 1B, pp. 836-839.
- Ragesh, G.K., & Baskaran, K.* (2012), An Overview of Applications, Standards and Challenges in Futuristic Wireless Body Area Networks. *International Journal of Computer Science Issues*, 9(1 1-2), 180-186.
- S. Arnon, D. Bhastekar, D. Kedar, and A. Tauber*, “A comparative study of wireless communication network configurations for medical applications”, *IEEE [see also IEEE Personal Communications] Wireless Communications*, vol. 10, no. 1, pp. 56-61, Feb. 2003.
- S. Bakogianni, S. Koulouridis*, Design of a Novel Compact Printed Folded Dipole Antenna for Biomedical Applications, The 8th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP 2014), The Hague, 6-11 April 2014, pp. 3178-3182.
- S. Saleem, S. Ullah, and H. S. Yoo*, “On the security issues in wireless body area networks”, *JDCTA*, vol. 3, no. 3, pp. 178-184, 2009.

- S. Ullah, H. Higgins, B. Braem, B. Latre, C. Blondia, I. Moerman, S. Saleem, Z. Rahman, and K. S. Kwak*, “A comprehensive survey of wireless body area networks on PHY, MAC, and network layers solutions”, *J. Med. Syst.*, vol. 36, no. 3, pp. 1065-1094 DOI10.1007/s10916-010-9571-3, 2012.
- S.A. Kumar, T. Shanmuganantham*, Design of Implantable CPW Fed Monopole Antenna for ISM Band Applications (January 2014).
- Sabin, O., Kayacan, O., & Bulgun, E.Y.* (2005), Smart textiles for soldier of the future. *Defence Science Journal*.
- Sarkar, M.*, Satellite based Body Area Network, (November 2014). <https://doi.org/10.5120/18598-9861>.
- Schubert, M.B.; Werner, J.H.*, Flexible solar cells for clothing. *Mater. Today* 2006, 9, 42-50.
- Shyamkumar, Prashanth; Pratyush Rai; Sechang Oh; Mouli Ramasamy; Robert Harbaugh; Vijay Varadan* (2014), “Wearable Wireless Cardiovascular Monitoring Using Textile-Based Nanosensor and Nanomaterial Systems”. *Electronics*. 3 (3): 504-520.
- Skrivervik AK, Merli F.* 2011, Design strategies for implantable antennas. In *Proceedings of the Antennas and Propagation Conference*, Loughborough, UK.
- Soler, F., H. Song, H.* (2014), Radiation Effects of Wearable Antenna in Human Tissues.
- Soontornpipit P, Furse CM, Chung YC.* 2004, Design of implantable microstrip antenna for communication with medical implants. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 52: 1944-1951.
- Stoppa, M., & Chiolerio, A.* (2014), Wearable electronics and smart textiles: A critical review. *Sensors* (Switzerland).
- Swallow, L.M.; Luo, J.K.; Siores, E.; Patel, I.; Dodds, D.*, A piezoelectric fibre composite based energy harvesting device for potential wearable applications. *Smart Mater. Struct.* 2008, 17, doi:10.1088/0964-1726/17/2/025017.
- T. Karacolak, A. Hood και 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*, Απρίλιο 2008.
- T. Penzel, B. Kemp, G. Klosch, A. Schlogl, J. Hasan, A. Varri, and I. Korhonen*, “Acquisition of biomedical signals databases”, *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 20, no. 3, pp. 25-32, May/Jun. 2001.
- T. von Buren, P.D. Mitcheson, T.C. Green, E.M. Yeatman, A.S. Holmes, and G. Troster*, “Optimization of inertial micropower generators for human walking motion”, *IEEE Sensors Journal*, vol. 6, no. 1, pp. 28-38, Feb. 2006.

- T. Zadoski, F. Althaus, M. Stager, A. Wittneben, and G. Troster, "UWB for noninvasive wireless body area networks: channel measurements and results", in Ultra Wideband Systems and Technologies, 2003 IEEE Conference on, Nov. 2003, pp. 285-289.
- Tsai, C.L., Chen, K.W., & Yang, C.L. (2015), Implantable Wideband Low-SAR Antenna with C-Shaped Coupled Ground. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters, 14(c), 1594-1597.
- Valderas, D., Schmidt, C., & Chen, X. (2010), RF implanted antenna gain characterization: Procedures and challenges. 2010 IEEE International Symposium on Antennas and Propagation and CNC-USNC/URSI Radio Science Meeting - Leading the Wave, AP-S/URSI 2010, (1), 2-5.
- Wang L, Johannessen EA, Hammond PA, Cui L, Reid SW, Cooper JM, Cumming DR. 2005, A programmable microsystem using system-on-chip for real-time biotelemetry. IEEE Trans Biomed Eng 52(7):1251-1260.
- Warty R, Tofghi MR, Kawoos U, Rosen A. 2008, Characterization of implantable antennas for intracranial pressure monitoring: reflection by and transmission through a scalp phantom. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, 56(10): 2366-2376.
- Z. H. Jiang and D. H. Werner, "Robust Low-profile Metasurface- Enabled Wearable Antennas for Off-Body Communications", The 8th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP 2014) pp. 21-24 DOI: 10.1109/EuCAP. 2014. 6901682, 2014.
- Zhang, L. Wang, Z.; Psychoudakis, D. Volakis, J.L., Flexible Textile Antennas for Body-Worn Communication. In Proceedings of IEEE International Workshop on Antenna Technology, Tucson, ZA, USA, 5-7 March 2012; pp. 205-208.
- Zhang, L.; Wang, Z.; Psychoudakis, D.; Volakis, J.L., Flexible Textile Antennas for Body-Worn Communication. In Proceedings of IEEE International Workshop on Antenna Technology, Tucson, ZA, USA, 5-7 March 2012; pp. 205-208.
- Κ. Σώρας, Υπολογιστικός Ηλεκτρομαγνητισμός, Εκδόσεις Πανεπιστημίου Πατρών, 2015.

Ιστότοποι

- [1] <https://www.slideshare.net/musfiqsvn/wireless-body-area-networks>
- [2] <http://www.ieee802.org/15/pub/TG1.html>
- [3] <https://el.wikipedia.org/wiki/Bluetooth>
- [4] https://en.wikipedia.org/wiki/Bluetooth_Low_Energy
- [5] <http://www.zigbee.org>
- [6] <https://en.wikipedia.org/wiki/Zigbee>
- [7] <http://www.scirp.org/journal/doi.aspx?DOI=10.4236/jcc.2017.57006>
- [8] https://en.wikipedia.org/wiki/IEEE_802.11
- [9] <https://en.wikipedia.org/wiki/Ultra-wideband>
- [10] https://cordis.europa.eu/project/rcn/80729_en.html
- [11] <http://www.smartex.it/en/wealthy>
- [12] https://www.researchgate.net/figure/An-early-concept-of-wearable-sensor-data-fusion-to-predict-physiological-outcomes-of_fig2_303432506
- [13] https://www.cerdec.army.mil/news_and_media/Power_and_Energy_Future_Force_2025
- [14] <https://www.tevonews.com/news/634-starting-smart-with-e-textiles>
- [15] <http://www.hermes-europe.net/files/meetings-and-workshops-from-sept-2011/ban-workshop-at-bodynets-2012/schillaci/workshoposlo-rev-1-thales-italia.pdf>
- [16] <http://www.infineon.com>
- [17] <http://www.antenna-theory.com/antennas/patches/pifa.php>
- [18] <https://en.wikipedia.org/wiki/Biocompatibility>
- [19] <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/>
- [20] <http://www.gsmarena.com/glossary.php3?term=sar>
- [21] <http://www.ansys.com/Products/Electronics/ANSYS-HFSS>
- [22] <https://en.wikipedia.org/wiki/FR-4>
- [23] <http://www.patria.fi/>