



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

**Μελέτη Επιδράσεων στο Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα κατά την
Έκθεση στην Ακτινοβολία Τερματικών Συσκευών
Κινητών Επικοινωνιών Τρίτης Γενιάς:
Υπολογιστικός Σχεδιασμός Πειράματος Εθελοντών**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Ορέστης Σ. Καζασίδης

Επιβλέπουσα : **Κωνσταντίνα Σπ. Νικήτα**
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Φεβρουάριος 2011



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

**Μελέτη Επιδράσεων στο Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα κατά την
Έκθεση στην Ακτινοβολία Τερματικών Συσκευών
Κινητών Επικοινωνιών Τρίτης Γενιάς:
Υπολογιστικός Σχεδιασμός Πειράματος Εθελοντών**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Ορέστης Σ. Καζασίδης

Επιβλέπουσα : Κωνσταντίνα Σπ. Νικήτα

Καθηγήτρια Ε.Μ.Π

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 24^η Φεβρουαρίου 2011.

.....
Κ. Νικήτα
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

.....
Φ. Κωνσταντίνου
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Γ. Ματσόπουλος
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Φεβρουάριος 2011

.....
Ορέστης Σ. Καζασίδης

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

Copyright © Ορέστης Σ. Καζασίδης, 2011.
Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

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

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

Περίληψη

Η διπλωματική εργασία εντάσσεται στο πλαίσιο έρευνας του εργαστηρίου Βιοϊατρικών Προσομοιώσεων και Απεικονιστικής Τεχνολογίας (*Biomedical Simulations and Imaging Unit - BIOSIM*) του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου (*National Technical University of Athens - NTUA*) με θέμα την αποτίμηση των πιθανών αλλαγών στις καταγραφές ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και προκλητών δυναμικών κατά τη διάρκεια ακουστικών ερεθισμάτων, λόγω έκθεσης σε ηλεκτρομαγνητικά πεδία από τερματικές συσκευές κινητών επικοινωνιών τρίτης γενιάς (3G). Αναλυτικότερα, αφορά την προετοιμασία πειράματος εθελοντών που θα διεξαχθεί σε συνεργασία με το Ερευνητικό Πανεπιστημιακό Ινστιτούτο Ψυχικής Υγιεινής (ΕΠΙΨΥ). Το εν λόγω πείραμα αποσκοπεί στην ανάλυση του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος εθελοντών που λαμβάνεται σε συνθήκες έκθεσης σε ακτινοβολία ραδιοσυχνότητας (σήμα *UMTS*, 1966MHz) μέσα σε κλειστό θάλαμο που αποκλείει εξωτερικές παρεμβολές. Στο πλαίσιο της διπλωματικής εργασίας, μοντελοποιήθηκε η κάσκα ηλεκτροδίων που θα χρησιμοποιηθεί στο πείραμα και ελέγχθηκε μέσω προσομοιώσεων με ένα επίπεδο πολυστρωματικό μοντέλο βιολογικών ιστών. Πραγματοποιήθηκε αναλυτική δοσιμετρική μελέτη για μοντέλο κεφαλιού με χρήση της Μεθόδου των Πεπερασμένων Διαφορών στο Πεδίο του Χρόνου (*Finite Difference Time Domain - FDTD*). Εξετάστηκε η κατανομή του Ρυθμού Ειδικής Απορρόφησης (*Specific Absorption Rate - SAR*) και η επίδραση της παρουσίας των ηλεκτροδίων καταγραφής ΗΕΓ και της σχετικής τοποθέτησης των καλωδίων τους στην απορρόφηση ισχύος από τους εγκεφαλικούς ιστούς.

Λέξεις Κλειδιά

Ρυθμός Ειδικής Απορρόφησης, Μέθοδος Πεπερασμένων Διαφορών στο Πεδίο του Χρόνου, Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (ΗΕΓ), Σήμα *UMTS*, Ηλεκτρομαγνητική Δοσιμετρία, Σύστημα τοποθέτησης ηλεκτροδίων 10-20, Παράλληλη και κάθετη πόλωση, Μοντέλο κεφαλιού *Ella*, *SEMCAD-X*, κώδικας *python*.

Abstract

This diploma thesis is part of the research work of the Biomedical Simulations and Imaging (BIOSIM) Unit of National Technical University of Athens (NTUA) aiming at the assessment of possible alternation in electroencephalogram (EEG) and event related potentials recordings during acoustic stimuli, due to exposure to electromagnetic signal with third generation (3G) characteristics. Specifically, the work concerns the preparation of a study with human volunteers, which will be carried out in collaboration with the University Research Institute of Mental Health. This study aims at the analysis of the EEG of volunteers exposed to RF radiation (UMTS signal, 1966MHz) into a chamber which excludes external interferences. In the frame of this diploma thesis, the electrode cap used in the study was modeled and checked through simulations of a flat layered model of biological tissues. Computational dosimetry was carried out for the head model using the SEMCAD-X software and the Finite Difference Time Domain (FDTD) method. The Specific Absorption Rate (SAR) distribution was calculated, while the effect of the presence of the EEG electrodes and the relative positioning of their leads on the resulting power absorption by the brain tissues was studied in detail.

Keywords

Specific Absorption Rate (SAR), Finite Difference Time Domain (FDTD) method, Electroencephalogram (EEG), UMTS signal, Electromagnetic Dosimetry, 10-20 International System of Electrode Placement, Co and Cross-Polarization, Ella head model, SEMCAD-X, Python code.

Περιεχόμενα

Πρόλογος	17
1. Κεφάλαιο 1	
Εισαγωγή	19
1.1. Εισαγωγή	19
1.2. Το ηλεκτρομαγνητικό φάσμα και η ζώνη ραδιοσυχνοτήτων	19
1.2.1. Οι βιολογικές επιδράσεις της μη ιοντίζουσας ακτινοβολίας	20
1.3. Ρυθμός Ειδικής Απορρόφησης (<i>Specific Absorption Rate - SAR</i>)	21
1.3.1. Κανονικοποιημένη τιμή <i>SAR</i> σε μάζα αναφοράς	21
1.3.2. Αριθμητική και πειραματική εκτίμηση του <i>SAR</i>	22
1.3.3. Όρια επιτρεπτής έκθεσης	23
1.4. Η Μέθοδος των Πεπερασμένων Διαφορών στο Πεδίο του Χρόνου	25
1.4.1. Οριακές Συνθήκες Απορρόφησης	26
1.5. Το λογισμικό σχεδίασης και προσομοίωσης <i>SEMCAD-X</i>	27
1.6. Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (ΗΕΓ)	28
1.6.1. Καταγραφή	29
1.6.2. Ηλεκτρόδια	30
1.6.3. Τοποθέτηση Ηλεκτροδίων	30
1.6.3.1. Διεθνές σύστημα τοποθέτησης ηλεκτροδίων 10-20	32
1.7. Βιβλιογραφική επισκόπηση μελετών για την επίδραση της παρουσίας ηλεκτροδίων στο ηλεκτρομαγνητικό πεδίο	33
1.7.1. Η επίδραση ενός ηλεκτροδίου	34
1.7.2. Οι σύνθετες επιδράσεις από κάσκα ηλεκτροδίων	34
1.7.3. Η επίδραση των καλωδίων των ηλεκτροδίων	36
1.8. Βιβλιογραφία	42
2. Κεφάλαιο 2	
Αριθμητική μοντελοποίηση της κάσκας ηλεκτροδίων	45
2.1. Σχεδιασμός πειραματικής διαδικασίας	45
2.2. Κάσκα ΗΕΓ <i>SOFTCAP</i> της εταιρίας <i>SPES MEDICA</i>	47
2.3. Μοντέλο Ηλεκτροδίου	48

2.3.1. Απόδοση Τιμών Διηλεκτρικών Ιδιοτήτων - Έλεγχος Μοντέλου	49
2.4. Επίπεδο πολυστρωματικό μοντέλο ιστών	50
2.5. Εκτέλεση Προσομοιώσεων	52
2.5.1. Έλεγχος ορθότητας των προσομοιώσεων	54
2.5.2. Εκτίμηση των αποτελεσμάτων	57
2.5.3. Επιλογή της διηλεκτρικής σταθεράς του περιβλήματος σιλικόνης (<i>silicon rubber holder</i>): $\epsilon_r = 3,2$	57
2.5.4. Διηλεκτρικά μέρη του ηλεκτροδίου και καλωδίου	60
2.5.5. Διερεύνηση της μοντελοποίησης της κοιλότητας της γέλης του ηλεκτροδίου	63
2.6. Τελικό μοντέλο ηλεκτροδίου	65
2.7. Βιβλιογραφία	66
3. Κεφάλαιο 3	
Επίπεδο πολυστρωματικό αριθμητικό μοντέλο βιολογικών ιστών	67
3.1. Εισαγωγή	67
3.2. Παράλληλη και κάθετη πόλωση (<i>Co</i> και <i>Cross-Polarization</i>)	67
3.3. Περιγραφή Προσομοιώσεων	68
3.4. Περιγραφή του μοντέλου με πηγή επίπεδου κύματος (<i>Plane Wave Source</i>)	69
3.4.1. Επίπεδα ηλεκτρομαγνητικά κύματα	69
3.4.2. Χαρακτηριστικά προσομοιώσεων	70
3.4.3. Αποτελέσματα προσομοιώσεων	70
3.5. Περιγραφή του μοντέλου με επίπεδη κεραία (<i>Patch Antenna</i>)	74
3.5.1. Επίπεδη κεραία <i>SPA 2000/80/8/0/V</i>	74
3.5.2. Χαρακτηριστικά προσομοιώσεων	76
3.5.3. Έλεγχος σύγκλισης προσομοιώσεων	77
3.5.4. Αποτελέσματα προσομοιώσεων	79
3.6. Συμπεράσματα	82
3.7. Βιβλιογραφία	83
4. Κεφάλαιο 4	
Ρεαλιστικό μοντέλο	85
4.1. Εισαγωγή	85

4.2. Αριθμητικό μοντέλο κεφαλιού	85
4.2.1. Εσωτερική δομή κεφαλιού	86
4.3. Επίπεδη κεραία SPA 2000/80/8/0/V	88
4.3.1. Σχετική τοποθέτηση κεραίας	89
4.4. Τοποθέτηση ηλεκτροδίων	90
4.5. Τοποθέτηση καλωδίων των ηλεκτροδίων	92
4.6. Χαρακτηριστικά προσομοιώσεων	95
4.7. Πίνακας προσομοιώσεων	95
4.8. Έλεγχος σύγκλισης και ορθότητας των προσομοιώσεων	96
4.9. Κατανομές ηλεκτρικού πεδίου και σημειακού SAR	98
4.10. Εξαγωγή αποτελεσμάτων	102
4.11. Συγκριτική παρουσίαση αποτελεσμάτων	109
4.11.1. Ποσοστιαία μεταβολή τιμών SAR	112
4.11.2. Γενικές παρατηρήσεις	119
4.12. Συζήτηση	123
4.13. Βιβλιογραφία	123
5. Κεφάλαιο 5	
Συμπεράσματα και προοπτικές έρευνας	125
Παράρτημα Α	
Φυλλάδιο προδιαγραφών ηλεκτροδίου και κάσκας ηλεκτροδίων ...	127
Παράρτημα Β	
Script εξαγωγής αποτελεσμάτων	131

Ευρετήριο Εικόνων

Εικόνα 1.1:	19
Εικόνα 1.2:	23
Εικόνα 1.3:	25
Εικόνα 1.4:	26
Εικόνα 1.5:	27
Εικόνα 1.6:	28
Εικόνα 1.7:	29
Εικόνα 1.8:	30
Εικόνα 1.9:	30
Εικόνα 1.10:	31
Εικόνα 1.11:	31
Εικόνα 1.12:	32
Εικόνα 1.13:	32
Εικόνα 1.14:	33
Εικόνα 1.15:	37
Εικόνα 1.16:	38
Εικόνα 1.17:	38
Εικόνα 1.18:	39
Εικόνα 1.19:	41
Εικόνα 1.20:	41
Εικόνα 1.21:	42
Εικόνα 2.1:	45
Εικόνα 2.2:	46
Εικόνα 2.3:	47
Εικόνα 2.4:	48
Εικόνα 2.5:	49
Εικόνα 2.6:	51
Εικόνα 2.7:	52
Εικόνα 2.8:	52
Εικόνα 2.9:	54
Εικόνα 2.10:	55
Εικόνα 2.11:	56
Εικόνα 2.12:	58
Εικόνα 2.13:	59
Εικόνα 2.14:	60
Εικόνα 2.15:	61
Εικόνα 2.16:	62
Εικόνα 2.17:	62
Εικόνα 2.18:	63

Εικόνα 2.19:	64
Εικόνα 2.20:	64
Εικόνα 3.1:	67
Εικόνα 3.2:	68
Εικόνα 3.3:	69
Εικόνα 3.4:	69
Εικόνα 3.5:	70
Εικόνα 3.6:	71
Εικόνα 3.7:	72
Εικόνα 3.8:	72
Εικόνα 3.9:	73
Εικόνα 3.10:	73
Εικόνα 3.11:	74
Εικόνα 3.12:	75
Εικόνα 3.13:	75
Εικόνα 3.14:	76
Εικόνα 3.15:	77
Εικόνα 3.16:	78
Εικόνα 3.17:	78
Εικόνα 3.18:	79
Εικόνα 3.19:	80
Εικόνα 3.20:	81
Εικόνα 3.21:	81
Εικόνα 3.22:	83
Εικόνα 4.1:	85
Εικόνα 4.2:	87
Εικόνα 4.3:	88
Εικόνα 4.4:	89
Εικόνα 4.5:	89
Εικόνα 4.6:	90
Εικόνα 4.7:	90
Εικόνα 4.8:	91
Εικόνα 4.9:	91
Εικόνα 4.10:	92
Εικόνα 4.11:	93
Εικόνα 4.12:	94
Εικόνα 4.13:	95
Εικόνα 4.14:	96
Εικόνα 4.15:	97
Εικόνα 4.16:	97
Εικόνα 4.17:	98

Εικόνα 4.18:	99
Εικόνα 4.19:	99
Εικόνα 4.20:	100
Εικόνα 4.21:	101
Εικόνα 4.22:	101
Εικόνα 4.23:	109
Εικόνα 4.24:	109
Εικόνα 4.25:	110
Εικόνα 4.26:	111
Εικόνα 4.27:	111
Εικόνα 4.28:	120
Εικόνα 4.29:	120
Εικόνα 4.30:	121

Ευρετήριο Πινάκων

Πίνακας 1.1:	24
Πίνακας 1.2:	33
Πίνακας 1.3:	35
Πίνακας 1.4:	35
Πίνακας 1.5:	36
Πίνακας 1.6:	37
Πίνακας 1.7:	40
Πίνακας 2.1:	49
Πίνακας 2.2:	50
Πίνακας 2.3:	51
Πίνακας 2.4:	53
Πίνακας 2.5:	56
Πίνακας 2.6:	57
Πίνακας 2.7:	61
Πίνακας 2.8:	64
Πίνακας 2.9:	65
Πίνακας 3.1:	68
Πίνακας 3.2:	75
Πίνακας 3.3:	76
Πίνακας 3.4:	77
Πίνακας 3.5:	82
Πίνακας 4.1:	86
Πίνακας 4.2:	87
Πίνακας 4.3:	95
Πίνακας 4.4:	96

Πίνακας 4.5:	103
Πίνακας 4.6:	105
Πίνακας 4.7:	107
Πίνακας 4.8:	112
Πίνακας 4.9:	114
Πίνακας 4.10:	116
Πίνακας 4.11:	118
Πίνακας 4.12:	118
Πίνακας 4.13:	119
Πίνακας 4.14:	122
Πίνακας 4.15:	122

Πρόλογος

Τις τελευταίες δεκαετίες παρατηρείται η ραγδαία εξάπλωση της χρήσης των ραδιοσυχνοτήτων (*Radiofrequencies, RF*) σε ποικίλες εφαρμογές στη βιομηχανία, την ιατρική και την έρευνα, γεννώντας μεγάλο ενδιαφέρον και παράλληλα σκεπτικισμό για τις πιθανές επιδράσεις τους στην υγεία και ιδιαίτερα στη λειτουργία του εγκεφάλου. Η αναγκαιότητα έρευνας των επιπτώσεων που ενδέχεται να προκαλεί η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία των κινητών τηλεφώνων στη δραστηριότητα του εγκεφάλου υπαγορεύει τη διεξαγωγή πειραμάτων με εθελοντές. Σε ορισμένες μελέτες επιτρέπεται η ταυτόχρονη λήψη εγκεφαλογραφήματος και έκθεση των εξεταζόμενων σε ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία επιλεγμένης συχνότητας. Η παρουσία, όμως, τόσο των ηλεκτροδίων, όσο και των καλωδίων τους στο κεφάλι του εξεταζόμενου αναμένεται να διαταράξει τη μορφή του πεδίου και κατά συνέπεια τις τιμές των δοσιμετρικών μεγεθών που θεωρούνται δείκτες της έκθεσης, όπως είναι για παράδειγμα ο ρυθμός ειδικής απορρόφησης (*Specific Absorption Rate - SAR*). Για αυτό το λόγο, πριν από τη διεξαγωγή του πειράματος καταγραφής εγκεφαλογραφήματος κρίνεται ιδιαίτερα σημαντική η διεξαγωγή προσομοιώσεων στο πλαίσιο της δοσιμετρικής μελέτης του πειράματος, με σκοπό να προσδιοριστεί το μέγεθος παρεμβολής στην τιμή και την κατανομή του ηλεκτρικού πεδίου που εισάγει γενικά ο εξοπλισμός λήψης και καταγραφής του εγκεφαλογραφήματος και ειδικότερα τα ηλεκτρόδια και τα καλώδιά τους. Η αποτίμηση της επίδρασης των ηλεκτροδίων και των καλωδίων στις τιμές αναφοράς μπορεί να οδηγήσει στον επανασχεδιασμό της διάταξης ή της πειραματικής διαδικασίας και την ανάπτυξη μοντέλου εξάλειψής τους.

Η παρούσα διπλωματική εργασία εντάσσεται στο πλαίσιο έρευνας του εργαστηρίου Βιοϊατρικών Προσομοιώσεων και Απεικονιστικής Τεχνολογίας (*Biomedical Simulations and Imaging Unit - BIOSIM*) με θέμα την αποτίμηση των πιθανών αλλαγών στις καταγραφές ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και προκλητών δυναμικών κατά τη διάρκεια ακουστικών ερεθισμάτων, λόγω έκθεσης σε ηλεκτρομαγνητικά πεδία από τερματικές συσκευές κινητών επικοινωνιών τρίτης γενιάς (3G). Αναλυτικότερα, αφορά την προπαρασκευή πειράματος που θα διεξαχθεί σε συνεργασία με το Ερευνητικό Πανεπιστημιακό Ινστιτούτο Ψυχικής Υγιεινής (ΕΠΙΨΥ). Το εν λόγω πείραμα αποσκοπεί στη μελέτη του εγκεφαλογραφήματος εθελοντών σε συνθήκες έκθεσης σε ακτινοβολία κινητού τηλεφώνου συχνότητας 1966MHz μέσα σε κλειστό θάλαμο που αποκλείει εξωτερικές παρεμβολές. Οποιαδήποτε διαφοροποίηση στις συνθήκες και τα χαρακτηριστικά του πειράματος καθιστά αναγκαία τη διενέργεια νέας μελέτης που θα λαμβάνει υπόψη τις όποιες αλλαγές.

Το **Κεφάλαιο 1** είναι εισαγωγικό. Αρχικά παρουσιάζονται βασικά στοιχεία για το ηλεκτρομαγνητικό φάσμα και ειδικότερα για τη ζώνη ραδιοσυχνοτήτων. Στη συνέχεια, εισάγεται η θεμελιώδης έννοια του ρυθμού ειδικής απορρόφησης (*Specific Absorption Rate - SAR*), ο τρόπος υπολογισμού του και τα επιτρεπτά όριά του σύμφωνα με τα διεθνή πρότυπα. Επίσης, παρουσιάζονται τα μαθηματικά εργαλεία υπολογισμού του ηλεκτρικού πεδίου, όπως η μέθοδος των Πεπερασμένων Διαφορών στο Πεδίο του Χρόνου (*Finite Difference Time Domain - FDTD*), και το λογισμικό διεξαγωγής των προσομοιώσεων (*SEMCAD-X*). Κατόπιν, γίνεται παρουσίαση των βασικών εννοιών του εγκεφαλογραφήματος

(HEG) και του συστήματος καταγραφής του σήματος HEG. Τέλος, παρατίθενται τα κυριότερα αποτελέσματα από μελέτες στη βιβλιογραφία που αφορούν τα ηλεκτρόδια καταγραφής εγκεφαλογραφήματος και η επίδραση που αυτά έχουν στον υπολογισμό του ηλεκτρικού πεδίου.

Στο **Κεφάλαιο 2** δίνονται πληροφορίες για τη κάσκα ηλεκτροδίων που θα χρησιμοποιηθεί στο πείραμα. Περιγράφεται η διαδικασία για την αριθμητική μοντελοποίηση των ηλεκτροδίων και αναλύεται η φύση των προβλημάτων που προέκυψαν. Τέλος, εισάγεται ένα επίπεδο πολυστρωματικό μοντέλο βιολογικών ιστών με το οποίο ελέγχεται το μοντέλο του ηλεκτροδίου.

Στο **Κεφάλαιο 3** γίνεται χρήση του επίπεδου πολυστρωματικού μοντέλου βιολογικών ιστών που εισήχθη στο 2ο Κεφάλαιο. Πραγματοποιούνται προπαρασκευαστικές διαφορικές προσομοιώσεις υπολογιστικής δοσιμετρίας (με και χωρίς την τοποθέτηση ενός ηλεκτροδίου και του καλωδίου του) έχοντας ως στόχο να αναδειχθούν οι επιδράσεις που επιφέρει η ύπαρξη του ηλεκτροδίου και του καλωδίου στη μορφή του ηλεκτρικού πεδίου. Ως πηγή ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας, χρησιμοποιείται επίπεδο κύμα. Γίνεται διαχωρισμός ανάλογα με τον προσανατολισμό του καλωδίου του ηλεκτροδίου σε σχέση με το προσπίπτον πεδίο σε παράλληλη και κάθετη πόλωση (*co* και *cross-polarization*). Στο κλείσιμο του Κεφαλαίου, παρουσιάζεται το αριθμητικό μοντέλο της επίπεδης κεραίας που θα χρησιμοποιηθεί στο πείραμα και επαναλαμβάνονται οι προσομοιώσεις με χρήση αυτής ως πηγή ακτινοβολίας για τις δύο σχετικές τοποθετήσεις.

Στο **Κεφάλαιο 4** αναπαρίσταται αριθμητικά η πλήρης διάταξη που θα χρησιμοποιηθεί στην πειραματική διαδικασία και αποτελείται από το κεφάλι και την επίπεδη κεραία. Περιγράφεται η διαδικασία τοποθέτησης των ηλεκτροδίων και εν συνεχεία των καλωδίων τους. Οι διεξαχθείσες τρεις προσομοιώσεις με το μοντέλο: i) αναφοράς (χωρίς ηλεκτρόδια), ii) με τα 32 ηλεκτρόδια και iii) με τα ηλεκτρόδια και τα καλώδια, παρουσιάζονται συγκριτικά. Οι βασικές παράμετροι της μελέτης είναι ο Ρυθμός Ειδικής Απορρόφησης κανονικοποιημένος σε μάζα αναφοράς 1g (SAR_{1g}) και η μέση τιμή *SAR*, που παρουσιάζονται σε πίνακες και γραφήματα.

Στο **Κεφάλαιο 5** παραθέτονται τα συνολικά συμπεράσματα, γίνεται αξιολόγηση των αποτελεσμάτων και προτείνονται κατευθύνσεις μελλοντικής έρευνας.

Το εγχείρημα ολοκληρώνεται με το **παράρτημα**, όπου αποτυπώνονται το φύλλο προδιαγραφών της κάσκας ηλεκτροδίων, οι ιδιότητες των δομών του μοντέλου κεφαλιού της *Ella*, ο κώδικας επεξεργασίας των προσομοιώσεων του *SEMCAD-X*, γραμμένος σε *python* και οι πίνακες των αποτελεσμάτων που προέκυψαν.

Κεφάλαιο 1

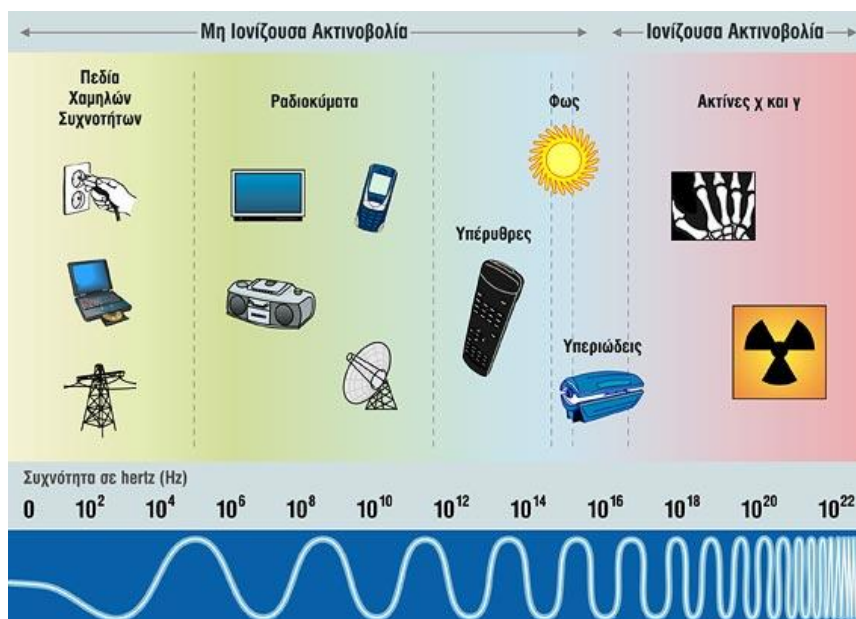
Εισαγωγή

1.1. Εισαγωγή

Στο κεφάλαιο αυτό καταγράφονται οι βασικές έννοιες που οικοδομούν το θεωρητικό και πειραματικό υπόβαθρο της παρούσας μελέτης. Αρχικά παρουσιάζονται βασικά στοιχεία για το ηλεκτρομαγνητικό φάσμα και ειδικότερα για τη ζώνη ραδιοσυχνοτήτων. Στη συνέχεια, εισάγεται η θεμελιώδης έννοια του ρυθμού ειδικής απορρόφησης (*Specific Absorption Rate - SAR*), ο τρόπος υπολογισμού του και τα επιτρεπτά όριά του σύμφωνα με τα διεθνή πρότυπα. Επίσης, παρουσιάζονται τα μαθηματικά εργαλεία υπολογισμού του ηλεκτρικού πεδίου, όπως η μέθοδος των Πεπερασμένων Διαφορών στο Πεδίο του Χρόνου (*Finite Difference Time Domain - FDTD*), και το λογισμικό διεξαγωγής των προσομοιώσεων (*SEMCAD-X*). Κατόπιν, γίνεται παρουσίαση των βασικών εννοιών του εγκεφαλογραφήματος (ΗΕΓ) και του συστήματος καταγραφής του σήματος ΗΕΓ. Τέλος, παρατίθενται τα κυριότερα αποτελέσματα από μελέτες στη βιβλιογραφία που αφορούν τα ηλεκτρόδια καταγραφής εγκεφαλογραφήματος και η επίδραση που αυτά έχουν στον υπολογισμό του ηλεκτρικού πεδίου.

1.2. Το ηλεκτρομαγνητικό φάσμα και η ζώνη ραδιοσυχνοτήτων

Το φάσμα ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας όπως φαίνεται στην Εικόνα 1.1 διακρίνεται σε περιοχή ιοντίζουσας και μη ιοντίζουσας ακτινοβολίας. Οι ραδιοσυχνότητες είναι το τμήμα του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος που αντιστοιχεί στην περιοχή από 10kHz ως 300GHz.



Εικόνα 1.1: Το φάσμα της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας.

Η περιοχή του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος που αντιστοιχεί σε συχνότητες υψηλότερες από περίπου $8 \cdot 10^{14}$ Hz χαρακτηρίζεται ως ionίζουσα επειδή η κβαντική ενέργεια σε αυτή την περιοχή είναι αρκετή για να προκαλέσει καταστροφή της ενδομοριακής δομής, διάσπαση διαμοριακών δεσμών και πρόκληση καρκινογενετικών φαινομένων στα βιολογικά συστήματα. Οι γνωστότερες ionίζουσες ακτινοβολίες είναι οι ακτίνες X που παράγονται από τις λυχνίες των ακτινολογικών μηχανημάτων και χρησιμοποιούνται ευρέως στην ιατρική, καθώς και οι ακτινοβολίες α , β , και γ που εκπέμπονται από τους ασταθείς πυρήνες ατόμων. Οι ionίζουσες ακτινοβολίες είναι ιδιαίτερα διεισδυτικές στους βιολογικούς ιστούς [1]-[2].

1.2.1. Οι βιολογικές επιδράσεις της μη ionίζουσας ακτινοβολίας

Η ζώνη των ραδιοσυχνοτήτων (10kHz - 300GHz) ανήκει στην περιοχή της μη ionίζουσας ακτινοβολίας. Μη ionίζουσες ακτινοβολίες είναι αυτές που μεταφέρουν σχετικά μικρή ενέργεια, μη ικανή να προκαλέσει ionτισμό, αρκετή όμως για να προκαλέσει ηλεκτρικές, χημικές και θερμικές επιδράσεις στα κύτταρα, που μπορούν να αποβούν άλλοτε επιβλαβείς και άλλοτε ευεργετικές για τη λειτουργία τους. Τα χαμηλόσυχνα ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία επιδρούν στο ανθρώπινο σώμα, επάγοντας πεδία και ρεύματα στο εσωτερικό του, ενώ τα ραδιοκύματα και τα μικροκύματα θερμαίνοντας τα κύτταρα και τους βιολογικούς ιστούς [1].

Η ακτινοβολία ραδιοσυχνοτήτων μπορεί να έχει βιολογική επίδραση επιφέροντας θέρμανση των βιολογικών ιστών, η οποία εξαρτάται από τη συχνότητα της πηγής, το μέγεθος και τον προσανατολισμό του ιστού. Οι βιολογικοί ιστοί περιέχουν κατά 70% νερό, το μόριο του οποίου προσεγγίζει το ηλεκτρικό δίπολο. Το εξωτερικά επιβαλλόμενο ηλεκτρικό πεδίο εξαναγκάζει τα μόρια του νερού να ταλαντώνονται ή να περιστρέφονται, τείνοντας να προσανατολιστούν με την πόλωση του ηλεκτρικού πεδίου. Με αυτόν τον τρόπο, η κινητική ενέργεια μετατρέπεται σε θερμότητα, λόγω των κρούσεων, αυξάνοντας ολικά ή τοπικά τη θερμοκρασία του ιστού [1]-[3].

Η αύξηση της θερμοκρασίας των βιολογικών ιστών είναι μια διαδικασία που πραγματοποιείται σε δύο στάδια. Αρχικά είναι απαραίτητη η ισχυρή διείσδυση της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας μέσα στο ανθρώπινο σώμα (τοπικά ή συνολικά) που έχει ως αποτέλεσμα, στη συνέχεια, την αύξηση της θερμοκρασίας, εφόσον διατηρείται το επιβαλλόμενο ηλεκτρομαγνητικό πεδίο και η απορροφούμενη ισχύς ανά μονάδα μάζας βιολογικού ιστού είναι αρκετή. Ο θερμικός χαρακτήρας της βιολογικής επίδρασης της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας επιβεβαιώνεται στην πράξη από ιατρικές εφαρμογές που έχουν ήδη αναπτυχθεί, όπως η διαθερμία και η μικροκυματική υπερθερμία που εφαρμόζεται για την αντιμετώπιση του καρκίνου [4]-[5]. Όταν ο θερμορρυθμιστικός μηχανισμός του σώματος δε μπορεί να επαναφέρει την κανονική θερμοκρασία των βιολογικών ιστών, μπορεί να προξενηθούν βλάβες [6].

Η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία ραδιοσυχνοτήτων μπορεί να διαιρεθεί σε τέσσερις κατηγορίες ανάλογα με την απορρόφησή της από το ανθρώπινο σώμα:

- 100kHz - 20MHz: όπου η απορρόφηση στον κορμό μειώνεται γρήγορα με τη μείωση της συχνότητας και παρατηρείται σημαντική απορρόφηση στο λαιμό και τα πόδια.
- 20MHz - 300MHz: όπου μπορεί να σημειωθεί σχετικά υψηλή απορρόφηση σε ολόκληρο το σώμα και ειδικότερα σε περιοχές στις οποίες συμβαίνει συντονισμός.
- 300MHz - 10GHz: όπου παρατηρείται σημαντική τοπική και μη ομοιόμορφη απορρόφηση.
- πάνω από 10GHz: όπου η απορρόφηση ενέργειας είναι κυρίως επιφανειακή [7].

Στο φάσμα των ραδιοσυχνοτήτων εντάσσονται εφαρμογές για: κινητή τηλεφωνία (800MHz - 2GHz), ραδιόφωνο (300kHz - 300MHz), τηλεόραση (50MHz - 1GHz), ασύρματα τοπικά δίκτυα (*Wireless LAN*, 2GHz - 5GHz), μικροκύματα (300MHz - 300GHz), ραντάρ (3GHz - 30GHz), επικοινωνία *Bluetooth* (2,4GHz) [1], [6].

Το Παγκόσμιο Σύστημα για Κινητές Επικοινωνίες (*Global System for Mobile Communication - GSM*) είναι το πιο ευρέως χρησιμοποιούμενο ασύρματο σύστημα επικοινωνίας φωνής στην Ευρώπη και χρησιμοποιεί τα φάσματα συχνοτήτων με κεντρικές συχνότητες 900MHz και 1800MHz. Το Διεθνές Σύστημα Κινητών Επικοινωνιών (*Universal Mobile Telecommunications System - UMTS*) αποτελεί την τρίτη γενιά των ασύρματων δικτύων κινητών και λειτουργεί στο εύρος συχνοτήτων 2GHz [3].

1.3. Ρυθμός Ειδικής Απορρόφησης (*Specific Absorption Rate - SAR*)

Για την αξιολόγηση του μεγέθους της απορρόφησης ενέργειας από ένα υλικό έχει ορισθεί η απορρόφηση ισχύος ανά μονάδα μάζας που είναι ανάλογη προς το τετράγωνο της έντασης του ηλεκτρικού πεδίου που υπολογίζεται στη θέση που μελετάται. Το μέγεθος αυτό ονομάζεται «Ρυθμός Ειδικής Απορρόφησης» (*Specific Absorption Rate - SAR*), εκφράζεται σε μονάδες ισχύος ανά μονάδα μάζας (W/kg) και υπολογίζεται από την παρακάτω σχέση:

$$SAR = \int_{\text{μάζα}} \frac{\sigma(r)|E(r)|^2}{\rho(r)} dr,$$

όπου σ η ηλεκτρική αγωγιμότητα του υλικού (Si/m), ρ η πυκνότητα μάζας του (kg/m^3) και E η ενεργός (RMS) τιμή του ηλεκτρικού πεδίου (V/m).

1.3.1. Κανονικοποιημένη τιμή SAR σε μάζα αναφοράς

Στη συγκεκριμένη μελέτη ενδιαφέρει ο ρυθμός ειδικής απορρόφησης (SAR) για βιολογικούς ιστούς ο οποίος ενδέχεται να αναφέρεται σε ένα εντοπισμένο σημείο του ιστού ή σε μια συγκεκριμένη μάζα (1g, 10g). Η τιμή του SAR εξαρτάται από τα χαρακτηριστικά της ακτινοβολίας (συχνότητα, πόλωση, ένταση) και τα χαρακτηριστικά του βιολογικού αντικειμένου, δηλαδή τη γεωμετρία του (μέγεθος και σχήμα) και την εσωτερική του δομή. Επιπλέον, εξαρτάται από την απόσταση της πηγής της ακτινοβολίας και του βιολογικού αντικειμένου (κοντινό ή μακρινό πεδίο) και από τις ιδιότητες του περιβάλλοντα χώρου.

Ο SAR υπολογίζεται για να αποτιμήσει την απορρόφηση της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας από τα εκάστοτε μοντέλα με τους εξής τρόπους:

- τοπική τιμή SAR (*local SAR*: εντοπισμός της απορρόφησης ισχύος σε ένα σημείο του ιστού ενδιαφέροντος)
- κανονικοποιημένη τιμή SAR σε όλη τη μάζα του ιστού (μέσος SAR: εντοπισμός της απορρόφησης ισχύος σε όλη τη μάζα του ιστού ενδιαφέροντος)
- μέγιστη κανονικοποιημένη τιμή SAR σε μία μάζα αναφοράς (*Peak spatial SAR_{1g}*, *SAR_{10g}*: εντοπισμός της μέγιστης απορρόφησης ισχύος στη μάζα αναφοράς 1g και 10g αντίστοιχα του ιστού ενδιαφέροντος).

Όσον αφορά το σχηματισμό μίας μάζας αναφοράς, ο όγκος εντός του οποίου περιέχεται αυτή είναι συνήθως κυβικός. Ο κυβικός αυτός όγκος (*voxel*) δημιουργείται με βάση ένα συγκεκριμένο κέντρο, το οποίο επεκτείνεται προς όλες τις διευθύνσεις μέχρις ότου επιτευχθεί η επιθυμητή μάζα. Η διαδικασία αυτή επαναλαμβάνεται για κάθε κυβικό όγκο του ιστού και τελικά επιλέγεται εκείνος που παρουσιάζει τη μεγαλύτερη τιμή SAR. Οι διεθνείς οδηγίες της *ICNIRP* και *IEEE* ορίζουν τη μέγιστη τιμή του Ρυθμού Ειδικής Απορρόφησης, κανονικοποιημένη σε όγκο ή μάζα αναφοράς 10g συνεχούς σχήματος ή 1g κυβικού σχήματος [8]-[9]. Στην οδηγία *IEEE Std C95.3-2002* της *IEEE* περιγράφεται ο αλγόριθμος, σύμφωνα με τον οποίο υπολογίζεται η μάζα αναφοράς [8].

1.3.2. Αριθμητική και πειραματική εκτίμηση του SAR

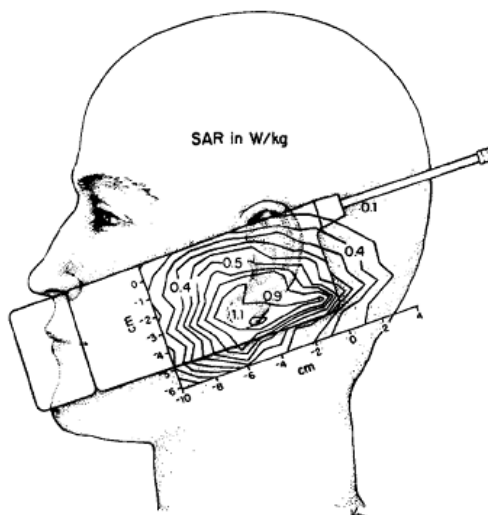
Ο SAR είναι ένα εξαιρετικά σημαντικό μέγεθος για την ποσοτικοποίηση της απορροφούμενης ισχύος και τη δοσιμετρία κατά τη μελέτη της αλληλεπίδρασης των ηλεκτρομαγνητικών πεδίων και των βιολογικών ιστών και προσδιορίζεται έμμεσα είτε θεωρητικά είτε με πειραματικές τεχνικές. Όσον αφορά τις υπολογιστικές τεχνικές, η εφαρμογή γενικών αριθμητικών τεχνικών, όπως η μέθοδος πεπερασμένων διαφορών στο πεδίο του χρόνου (*Finite Difference Time Domain - FDTD*), επιτρέπει την ανάλυση πολύπλοκων ανατομικών μοντέλων βιολογικών ιστών με ανομοιογένειες και την προσομοίωση σύνθετων ηλεκτρομαγνητικών πηγών, ώστε να μπορεί να εκτιμηθεί η πολύπλοκη φύση του κοντινού πεδίου. Από την άλλη πλευρά, οι κυριότερες μέθοδοι πειραματικού προσδιορισμού του SAR βασίζονται στη μέτρηση του ηλεκτρικού πεδίου ή του ρυθμού αύξησης της θερμοκρασίας σε ομοιώματα βιολογικών ιστών κατά την έκθεσή τους σε ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία [4].

Για να εκτιμηθούν οι βιολογικές επιπτώσεις της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας ραδιοσυχνοτήτων πρέπει να καθοριστεί το μέγεθος του ηλεκτρικού πεδίου ή της εκπεμπόμενης ενέργειας. Ο ρυθμός μεταβολής της θερμοκρασίας (*heating rate - HR*) χρησιμοποιείται σε κλινικές εφαρμογές υπερθερμίας και σχετίζεται με τον SAR:

$$HR = \frac{SAR}{69.77c_H} (^{\circ}C / \text{min})$$

όπου c_H είναι η ειδική θερμοχωρητικότητα του βιολογικού ιστού σε kcal/kg·C [10].

Έχει αποδειχθεί τόσο θεωρητικά όσο και πειραματικά ότι ο SAR είναι μέγιστος όταν ο μακρὺς ἄξονας του εκτεθειμένου στην ακτινοβολία σώματος είναι παράλληλος με τη διεύθυνση του ηλεκτρικού πεδίου [10]. Η Εικόνα 1.2 δείχνει την επιφανειακή τιμή του SAR στην περιοχή του αυτιού για την έκθεση σε ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία κινητού με εξωτερική κεραία που εκπέμπει στα 835MHz.



Εικόνα 1.2: Η μέγιστη τιμή του SAR σε ανθρώπινο κεφάλι που εκτίθεται σε ακτινοβολία κινητού τηλεφώνου με εξωτερική κεραία [10].

Ο υπολογισμός της μεταβολής σε σχέση με τη συχνότητα του μέσου SAR στο εσωτερικό σφαίρας στο μέγεθος του ανθρώπου [10] απέδειξε ότι σε χαμηλές συχνότητες ο μέσος SAR μεταβάλλεται με το τετράγωνο της συχνότητας. Σε ενδιάμεσες συχνότητες μεταβάλλεται ακριβώς ανάλογα με τη συχνότητα και φθάνει στη μέγιστη τιμή του σε μια συχνότητα συντονισμού.

1.3.3. Όρια επιτρεπτής έκθεσης

Οι βλαβερές επιδράσεις στην υγεία που είναι γνωστές για τις μη ιοντίζουσες ακτινοβολίες είναι αυτές προκύπτουν κατά τη διάρκεια ή αμέσως μετά το πέρας της έκθεσης και προκύπτουν μόνο όταν η έκθεση υπερβεί τις αντίστοιχες στάθμες των επιπέδων αναφοράς. Λαμβάνοντας υπόψη τις ιδιαιτερότητες του κάθε ανθρώπου και το γεγονός ότι στο γενικό πληθυσμό υπάρχουν και ειδικές ομάδες ατόμων όπως μικρά παιδιά, ασθενείς, ηλικιωμένοι, έγκυες, προκύπτουν κάποιοι βασικοί περιορισμοί που η τήρησή τους εξασφαλίζει την απουσία των βλαβερών επιδράσεων στην υγεία. Οι περιορισμοί αυτοί προκύπτουν από τα κατώφλια των αποδεδειγμένων βλαβερών επιδράσεων στην υγεία αφού υιοθετηθούν μεγάλοι συντελεστές ασφαλείας. Για παράδειγμα για τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία στο φάσμα 0-300GHz ο συντελεστής ασφαλείας είναι της τάξης του 50 [1].

Οι βασικοί περιορισμοί όμως στην πλειονότητά τους δεν αφορούν άμεσα μετρήσιμα μεγέθη στο περιβάλλον διατάξεων εκπομπής, αλλά επαγόμενα μεγέθη στο εσωτερικό του σώματος των ανθρώπων που είναι δύσκολο να μετρηθούν. Για το λόγο αυτό και

λαμβάνοντας υπόψη τις δυσμενέστερες συνθήκες σύζευξης της ακτινοβολίας με τον άνθρωπο, προκύπτουν επίπεδα αναφοράς που είναι εύκολα μετρήσιμες παράμετροι της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας και η τήρησή τους εξασφαλίζει και την τήρηση του βασικού περιορισμού και κατά συνέπεια την απουσία των βλαβερών επιδράσεων στην υγεία [1].

Για κάθε φυσικό μέγεθος τα όρια έκθεσης πρέπει να βασίζονται σε επιστημονικά κριτήρια με εξορθολογισμένους κανόνες ασφαλείας που συμπεριλαμβάνουν κάποιο βαθμό αβεβαιότητας και συνυπολογίζουν τις διαφορές μεταξύ των κατηγοριών του πληθυσμού. Μη επιστημονικοί παράγοντες πρέπει να αποκλείονται καθώς συχνά οδηγούν σε αυθαίρετα όρια. Η επιβολή υπερβολικών ορίων σε ένα φυσικό μέγεθος με ένα καλά ορισμένο κατώφλι δεν παρέχει πρόσθετη ασφάλεια. Από την άλλη, τα επιστημονικά κριτήρια παρέχουν μια αξιόπιστη και κατανοητή λογική εξήγηση για την προστασία της δημόσιας υγείας [11].

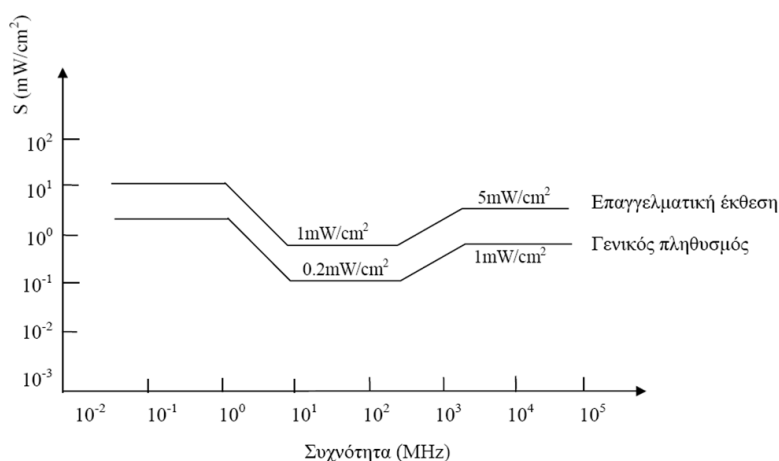
Η εκτεταμένη χρήση των ραδιοσυχνοτήτων, κυρίως στις επικοινωνίες, προκάλεσε αύξηση της ανησυχίας του κοινού για τις πιθανές βιολογικές επιδράσεις τους. Ακολουθώντας τις ήδη υπάρχουσες οδηγίες που είχαν εκδοθεί σε εθνικό και διεθνές επίπεδο από εμπειρογνώμονες, η Διεθνής Επιτροπή Προστασίας από τη μη-Ιονίζουσα Ακτινοβολία (*International Commission on Non Ionizing Radiation Protection, ICNIRP*) δημοσίευσε το 1998 όρια για περιορισμένη έκθεση σε ηλεκτρομαγνητικές ραδιοσυχνότητες, έτσι ώστε να εμποδίζεται η υπέρμετρη έκθεση ολόκληρου του σώματος ή τοπικών ιστών [13].

Τα όρια της *ICNIRP* για το γενικό πληθυσμό επικυρώθηκαν από το Ευρωπαϊκό Συμβούλιο Συστάσεων το 1999 (1999/519/EC) και από Ευρωπαϊκό Κοινοβούλιο το 2004 (2004/40/EC). Σύμφωνα με τις οδηγίες αυτές, η επιτρεπτή έκθεση για ολόκληρο το σώμα και διάστημα μέτρησης 6 λεπτών, για συχνότητες κάτω των 10GHz ορίζεται στα 0,4W/kg για τους εργαζόμενους και στα 0,08W/kg για το γενικό πληθυσμό. Αυτοί οι βασικοί περιορισμοί στοχεύουν στην αποφυγή μη αναστρέψιμων επιδράσεων που μπορεί να προκύψουν από την αύξηση της θερμοκρασίας του σώματος και των ιστών [13].

Πίνακας 1.1: Οι βασικοί περιορισμοί για τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία κατά *ICNIRP* [13].

Frequency range	Magnetic flux density (mT)	Current density (mA/m ²) (rms)	Whole body average SAR (W/kg)	Localised SAR (head and trunk) (W/kg)	Localised SAR (limbs) (W/kg)	Power density, S (W/m ²)
0 Hz	40	—	—	—	—	—
>0-1 Hz	—	8	—	—	—	—
1-4 Hz	—	8/f	—	—	—	—
4-1 000 Hz	—	2	—	—	—	—
1 000 Hz-100 kHz	—	f/500	—	—	—	—
100 kHz-10 MHz	—	f/500	0,08	2	4	—
10 MHz-10 GHz	—	—	0,08	2	4	—
10-300 GHz	—	—	—	—	—	10

Βασικοί περιορισμοί έχουν επίσης θεσπιστεί για τη μερική έκθεση του σώματος. Συγκεκριμένα, για τους εργαζόμενους η μέγιστη έκθεση τίθεται στα 10W/kg για το κεφάλι και τον κορμό και 20W/kg για τα άκρα για τα 10g ιστού και για διάστημα μέτρησης 6 λεπτών. Οι αντίστοιχες τιμές για το γενικό πληθυσμό είναι 5 φορές μικρότερες (2W/kg και 4W/kg). Για συχνότητες μεγαλύτερες των 10GHz, η απορρόφηση της ενέργειας ραδιοσυχνοτήτων γίνεται πολύ επιφανειακή και παρέχονται βασικοί περιορισμοί για την πυκνότητα ισχύος (S σε μονάδες W/m^2). Υπάρχουν επίσης όρια για την πυκνότητα του επαγόμενου ρεύματος (σε mA/m^2) για συχνότητες έως 10MHz, ώστε να αποφευχθούν μη αναστρέψιμες επιπτώσεις στις λειτουργίες του νευρικού συστήματος [12]-[13].



Εικόνα 1.3: Όρια ασφαλούς έκθεσης πυκνότητας ισχύος για ένα ευρύ φάσμα συχνοτήτων για το γενικό πληθυσμό και τους εργαζόμενους κατά ICNIRP [12] (εικόνα από [3]).

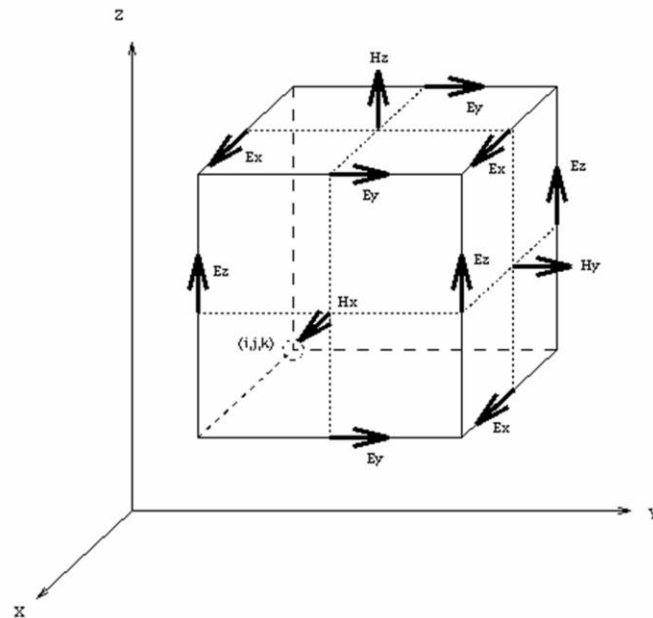
Τέλος, για την περίπτωση των σταθμών βάσης των κινητών επικοινωνιών (μακρινό πεδίο) η στάθμη $0,5mW/cm^2$ θεωρείται ότι εξασφαλίζει την προστασία του γενικού πληθυσμού [12].

1.4. Η Μέθοδος των Πεπερασμένων Διαφορών στο Πεδίο του Χρόνου

Η μέθοδος των πεπερασμένων διαφορών στο πεδίο του χρόνου (*Finite Difference Time Domain - FDTD*) επιτρέπει την ανάλυση της αλληλεπίδρασης ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων με υλικά σώματα αυθαίρετου σχήματος επιλύοντας τις εξισώσεις του *Maxwell* στο πεδίο του χρόνου. Πρόκειται για μια διαδικασία βηματισμού στο χρόνο όπου τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα προσομοιώνονται με αντίστοιχα αριθμητικά δεδομένα του υπολογιστή. Ορισμένες χαρακτηριστικές εφαρμογές της μεθόδου *FDTD* είναι η μοντελοποίηση πολύπλοκων κεραιών και η ανάλυση της αλληλεπίδρασης ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων και βιολογικών ιστών.

Στη μέθοδο *FDTD* τόσο ο χώρος όσο και ο χρόνος διαιρούνται σε διακριτά διαστήματα. Ο χώρος διακριτοποιείται σε κυβικά στοιχεία (*voxels*), τα οποία είναι μικρά σε σχέση με το χρησιμοποιούμενο μήκος κύματος του προβλήματος, ενώ ο χρόνος κβαντοποιείται σε μικρά βήματα όπου κάθε βήμα αντιπροσωπεύει τον χρόνο που χρειάζεται το πεδίο να «μετακινηθεί» από ένα κύτταρο στο επόμενο.

Σύμφωνα με τα παραπάνω, οι συζευγμένες εξισώσεις στροβιλισμού του *Maxwell* επιλύονται στο χώρο και το χρόνο ταυτόχρονα και για το ηλεκτρικό και για το μαγνητικό πεδίο. Πρόκειται για τον αλγόριθμο του *Yee*, ο οποίος τοποθετεί στο κέντρο τις συνιστώσες E , H στον τρισδιάστατο χώρο, έτσι ώστε κάθε συνιστώσα του μαγνητικού πεδίου να περιβάλλεται από τέσσερις του ηλεκτρικού και αντίστροφα.

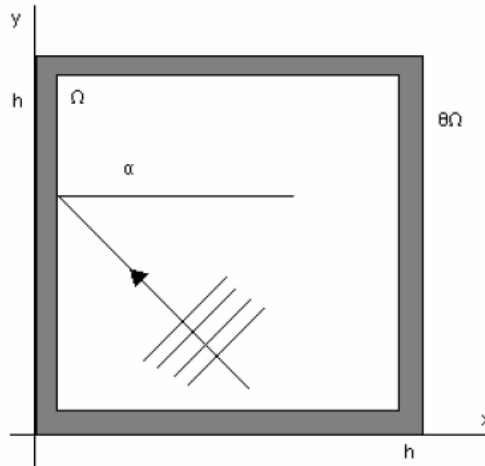


Εικόνα 1.4: Οι θέσεις των συνιστωσών του ηλεκτρικού και μαγνητικού πεδίου στο κυβικό στοιχείο του *Yee*.

Χρονικά, όλες οι συνιστώσες E στον τρισδιάστατο χώρο ενδιαφέροντος υπολογίζονται από δεδομένα για τις συνιστώσες H , που είναι ήδη αποθηκευμένα στη μνήμη του H/Y , και στη συνέχεια αποθηκεύονται κι αυτές για ένα συγκεκριμένο χρονικό σημείο. Κατόπιν, όλες οι συνιστώσες H υπολογίζονται χρησιμοποιώντας δεδομένα από τις ήδη υπολογισμένες συνιστώσες E και αποθηκεύονται προκειμένου να υπολογιστούν εκ νέου οι συνιστώσες του E . Η διαδικασία επαναλαμβάνεται μέχρι το τέλος του χρόνου προσομοίωσης [12].

1.4.1. Οριακές Συνθήκες Απορρόφησης

Εξαιτίας των περιορισμένων δυνατοτήτων των H/Y , ο χώρος εφαρμογής και υπολογισμού της μεθόδου *FDTD* πρέπει να περιλαμβάνει τις δομές ενδιαφέροντος που θέλουμε να προσομοιώσουμε και παράλληλα να εφαρμόζεται μια κατάλληλη οριακή συνθήκη στο εξωτερικό όριο του χώρου, ώστε να προσομοιώνεται η έκταση του χώρου ως το άπειρο. Έστω το παρακάτω σχήμα (Εικόνα 1.5) δύο διαστάσεων, με το περίγραμμα της γεωμετρίας να δηλώνει τα όρια του πλέγματος *FDTD*.



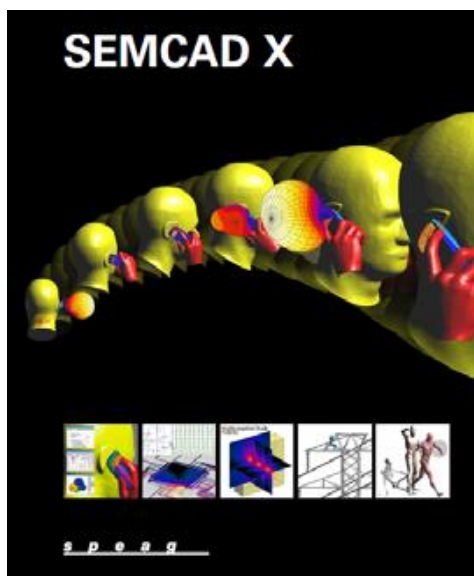
Εικόνα 1.5: Η περιοχή των μαθηματικών υπολογισμών και τα όριά της.

Με τη χρήση των Οριακών Συνθηκών Απορρόφησης (*Absorbing Boundary Conditions - ABCs*), αποφεύγονται οι τεχνητές ανακλάσεις από τα όρια του πλέγματος και επιτυγχάνεται η διάδοση του οδεύοντος κύματος πέραν των αριθμητικών ορίων χωρίς καμία αλλοίωση στη μορφή του. Συγκεκριμένα, στο εσωτερικό του αριθμητικού πλέγματος εφαρμόζεται ένα αριθμητικό σχήμα προερχόμενο από την *FDTD*, το οποίο επιτρέπει διάδοση προς όλες τις κατευθύνσεις. Στο εξωτερικό όριο $\theta\Omega$, η μόνη επιθυμητή διάδοση είναι αυτή του αριθμητικού ανάλογου. Έτσι απαιτείται η οριακή συνθήκη που ισοδυναμεί με την δυνατότητα επέκτασης της αριθμητικής λύσης στο άπειρο και ταύτισής της με τη φυσική διάδοση. Πλήρης ταύτιση δεν είναι δυνατόν να επιτευχθεί, λόγω αριθμητικών σφαλμάτων που προέρχονται από την αριθμητική λύση καθώς και από στρογγυλοποιήσεις του H/Y . Τεχνητές ανακλάσεις πάντα θα υπάρχουν, όμως το ζητούμενο είναι να μην ξεπερνούν τα σφάλματα που εισάγονται από την μέθοδο *FDTD* [14]-[15].

1.5. Το λογισμικό σχεδίασης και προσομοίωσης *SEMCAD-X*

Το λογισμικό *SEMCAD-X* είναι ένα τρισδιάστατο περιβάλλον προσομοίωσης της διάδοσης των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων, που βασίζεται στη μέθοδο Πεπερασμένων Διαφορών στο Πεδίο του Χρόνου (*FDTD*). Έχει υλοποιηθεί και παρέχεται από τους *Schmid & Partner Engineering (SPEAG)*. Το λογισμικό έχει σχεδιασθεί έτσι ώστε να κάνει χρήση της τεχνολογίας σχεδιασμού μέσω υπολογιστή (*Technology Computer-Aided Design - TCAD*), να υλοποιεί υπολογιστικές προσομοιώσεις για την ανάπτυξη και τη βελτιστοποίηση της τεχνολογίας ημιαγωγών, για σχεδιασμό κεραιών στους τομείς των ασύρματων ζεύξεων και της ιατρικής, για εφαρμογές ηλεκτρομαγνητικής συμβατότητας (*EMC*) και δοσιμετρίας. Πιο αναλυτικά, το λογισμικό *SEMCAD-X* μπορεί να επιτελέσει μεταξύ άλλων τις ακόλουθες εργασίες: σχεδιασμός μοντέλων, προσομοίωση (ηλεκτρομαγνητική και θερμική) και επεξεργασία αποτελεσμάτων. Το λογισμικό *SEMCAD-X* επιτρέπει τυπική αρμονική επίλυση ηλεκτρομαγνητικού προβλήματος, καθώς και επίλυση χαμηλών συχνοτήτων (*Low Frequency solvers*), επίλυση με τη μέθοδο *ADI-FDTD (Alternating Direction Implicit - Finite Difference Time Domain)* και λύσεις για ηλεκτρομαγνητικές θερμικές προσομοιώσεις (*EM-thermal simulations*) [16].

Παρέχει επίσης σχεδιασμό τρισδιάστατων στερεών μοντέλων, ένα ευρύ φάσμα ανατομικών, μη ομογενών ανθρώπινων μοντέλων καθώς και εξαγωγή ηλεκτρομαγνητικών μεγεθών και των τιμών του SAR. Υπάρχει, επιπλέον, η δυνατότητα αναλυτικότερης παρουσίασης και επεξεργασίας της πληροφορίας με τη χρήση κώδικα (*script*), γραμμένο σε *python*. Παράλληλα, παρέχεται η δυνατότητα άμεσης σύγκρισης των αποτελεσμάτων της υπολογιστικής προσομοίωσης και των αντίστοιχων δεδομένων που έχουν παραχθεί από τις πειραματικές μετρήσεις.

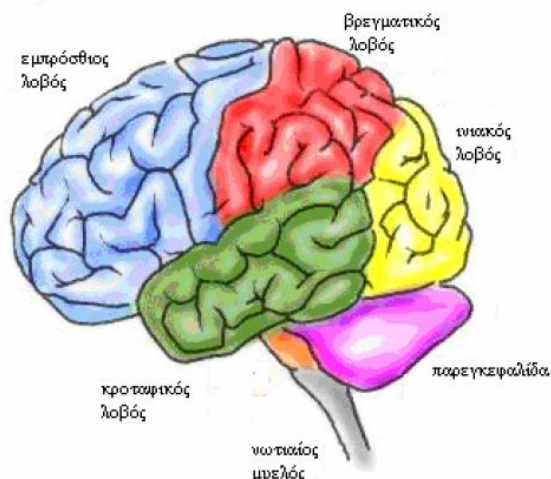


Εικόνα 1.6: Το λογισμικό SEMCAD-X, Έκδοση 14 (Aletsch) [16].

Για όλες τις παραπάνω εργασίες, το λογισμικό SEMCAD-X προσφέρει ένα γραφικό περιβάλλον, μέσω του οποίου κατασκευάζονται οι επιθυμητές γεωμετρίες μέσα σε ένα πλέγμα της μεθόδου Πεπερασμένων Διαφορών στο Πεδίο του Χρόνου, έχοντας τη δυνατότητα επιλογής του μεγέθους του κελιού. Στην παρούσα εργασία, το πρόγραμμα SEMCAD-X χρησιμοποιείται για τη μελέτη της αλληλεπίδρασης βιολογικών ιστών και ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων που έχουν χαρακτηριστικά σήματος τρίτης γενιάς. Στο πλαίσιο αυτό, αναπτύσσεται η βασική προσομοίωση για την ηλεκτρομαγνητική δοσιμετρία του πειράματος προκειμένου να γίνει η αποτίμηση της απορροφούμενης ισχύος από αριθμητικό μοντέλο κεφαλιού.

1.6. Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (ΗΕΓ)

Οι λειτουργίες του ανθρώπινου εγκεφάλου ευθύνονται για τη δημιουργία των σκέψεων, της μνήμης, τον έλεγχο των δραστηριοτήτων του σώματος και των συναισθημάτων. Ο εγκέφαλος ζυγίζει, κατά μέσο όρο, 1,5kg και αποτελείται από περίπου 10^{10} εγκεφαλικούς νευρώνες οι οποίοι συναντώνται σε περίπου 10^{14} - 10^{15} σημεία (συνάψεις). Κάθε ημισφαίριο του εγκεφάλου χωρίζεται σε λοβούς (Εικόνα 1.7), καθένας από τους οποίους θεωρείται ότι είναι υπεύθυνος για συγκεκριμένες λειτουργίες του [17].

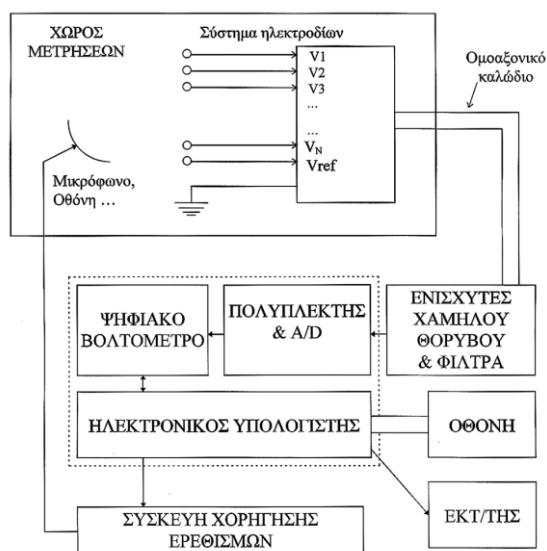


Εικόνα 1.7: Οι λοβοί του ανθρώπινου εγκεφάλου.

1.6.1. Καταγραφή

Το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα ΗΕΓ (*Electroencephalogram - EEG*) είναι μια μέθοδος καταγραφής των ηλεκτρικών δυναμικών που εμφανίζονται στις συνάψεις του εγκεφάλου σε σχέση με το χρόνο. Η λειτουργία του ηλεκτροεγκεφαλογράφου βασίζεται στην καταγραφή των διαφορών δυναμικού οι οποίες παρουσιάζονται πάνω στην εξωτερική δερματική επιφάνεια του ανθρώπινου κρανίου. Τα μετρούμενα ηλεκτρικά σήματα είναι ασθενή (1-100μV περίπου) οπότε απαιτείται όσο το δυνατόν μεγαλύτερη ενίσχυση, καθώς και πυκνότερη κάλυψη με ηλεκτρόδια.

Το πρώτο στάδιο καταγραφής ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος αποτελείται από τα ηλεκτρόδια, που είναι οι αισθητήρες του συστήματος και μετατρέπουν το ρεύμα ιόντων μέσα στο ανθρώπινο σώμα σε ρεύμα ηλεκτρονίων μέσα στα καλώδια. Τα καλώδια αυτά οδηγούν το ρεύμα στο επόμενο στάδιο της επεξεργασίας. Τα σήματα των ηλεκτροδίων που επιλέγονται για καταγραφή οδηγούνται στο τμήμα της ενισχυτικής διάταξης του ηλεκτροεγκεφαλογράφου, η οποία περιέχει και διατάξεις φιλτραρίσματος. Χρησιμοποιούνται συντελεστές ενίσχυσης με κέρδος της τάξης του 10^5 , ώστε το ανιχνευόμενο σήμα να μπορεί να μετρηθεί με ευχέρεια. Στην πρώτη βαθμίδα ενίσχυσης βρίσκονται οι προενισχυτές που πρέπει να αποτελούνται από προενισχυτές χαμηλού θορύβου. Κατόπιν, στα πιο εξελιγμένα συστήματα τα αναλογικά σήματα μέσω συσκευής πολυπλεξίας οδηγούνται στο μετατροπέα αναλογικού σε ψηφιακό σήμα (A/D). Εκεί, ως ψηφιακά πλέον σήματα καταμετρώνται σε ηλεκτρονικό βολτόμετρο. Τα ψηφιακά δεδομένα των μετρήσεων καταλήγουν σε έναν ηλεκτρονικό υπολογιστή για ψηφιακή επεξεργασία και απεικόνιση του σήματος, είτε κατά τη διάρκεια των μετρήσεων είτε αργότερα [18].



Εικόνα 1.8: Τα διάφορα στάδια της διαδικασίας καταγραφής των ηλεκτρικών σημάτων από τον εγκέφαλο.

1.6.2. Ηλεκτρόδια

Τα ηλεκτρόδια που εξετάζονται είναι τα ηλεκτρόδια επαφής που χρησιμοποιούνται στο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα επιφανείας. Το μεταλλικό τμήμα των ηλεκτροδίων καταγραφής του ΗΕΓ κατασκευάζεται συνήθως από μίγμα αργύρου και χλωριούχου αργύρου ($Ag/AgCl$). Τα είδη των ηλεκτροδίων διαφέρουν σε διαστάσεις και διαμόρφωση. Οι βασικές απαιτήσεις που αφορούν τα ηλεκτρόδια είναι να επιτυγχάνεται η σταθερότερη τοποθέτησή τους στο τριχωτό της κεφαλής, να μην λυγίζουν και γενικότερα αλλάζουν σχήμα, να μην οξειδώνονται ή διαβρώνονται ώστε να μεγαλώνει η διάρκεια ζωής τους και να μπορούν εύκολα να καθαρίζονται μετά από κάθε χρήση. Η υπόλοιπη δομή του ηλεκτροδίου είναι τέτοια ώστε να εξασφαλίζονται τα παραπάνω και επιπροσθέτως να προστατεύεται η ηλεκτρική σύνδεση του μεταλλικού τμήματος του ηλεκτροδίου με το καλώδιο.



Εικόνα 1.9: Ηλεκτρόδιο για ΗΕΓ της εταιρείας Spes Medica [19].

1.6.3. Τοποθέτηση Ηλεκτροδίων

Ο τρόπος που εφαρμόζονται τα ηλεκτρόδια στο κρανίο πρέπει να περιγράφεται πλήρως. Τα μαλλιά αποτελούν το μεγαλύτερο πρόβλημα στη διατήρηση της καλής επαφής των ηλεκτροδίων με το κρανίο. Τα συνηθισμένα μεταλλικά ηλεκτρόδια μπορούν να

εφαρμοστούν με κόλλα, η οποία χρησιμεύει τόσο για να κρατάει το ηλεκτρόδιο στη θέση του όσο και να το ενώνει ηλεκτρικά με το κρανίο, ή με κολλόδιο (*collodion*), υλικό που χρησιμοποιείται στο θεατρικό μακιγιάζ, απευθείας ή με γάζες. Το κολλόδιο μπορεί να απομακρυνθεί με ασετόνη ή προτιμότερα με αιθυλική αλκοόλη. Στις μη τριχωτές περιοχές του κρανίου τα ηλεκτρόδια μπορούν να εφαρμοστούν με κολλητική ταινία ή με αμφίπλευρο αυτοκόλλητο (*two-sided adhesive collar*) (Εικόνα 1.10) [20].



Εικόνα 1.10: Αυτοκόλλητο για την εφαρμογή του ηλεκτροδίου στο κεφάλι.

Ο λόγος της τοποθέτησης πολλαπλών ηλεκτροδίων είναι η ανάγκη μελέτης της λειτουργίας σε ολόκληρη την έκταση του εγκεφάλου καθώς υπάρχουν περιοχές του που είναι ιδιαίτερα ενεργές και άλλες συγκριτικά ανενεργές. Το κάθε σήμα το οποίο ενισχύεται στο ΗΕΓ είναι η διαφορά μεταξύ των δυναμικών που ανά πάσα στιγμή παρουσιάζουν δυο ηλεκτρόδια μεταξύ τους. Ανάλογα λοιπόν με την περιοχή ενδιαφέροντος του εγκεφάλου που μπορεί να σχετίζεται άμεσα με κάποια διάγνωση ή ασθένεια εξετάζεται η αντίστοιχη λήψη από τον καταγραφέα του εγκεφαλογραφήματος [18].

Όταν χρησιμοποιείται μεγάλος αριθμός ηλεκτροδίων τότε είναι χρήσιμη μια ελαστική κάσκα ή ένα δίκτυο για να διατηρεί τα ηλεκτρόδια στη σωστή θέση. Υπάρχει μεγάλη ποικιλία διαστάσεων κάσκας για διάφορα μεγέθη κεφαλιού. Στα παιδιά, προτιμάται η χρήση της κάσκας ηλεκτροδίων έναντι της ανεξάρτητης τοποθέτησής τους. Παρόλο που στα παιδιά δεν αρέσει πάντα να φορούν μια κάσκα, τουλάχιστον με την επιτυχή τοποθέτησή της αυξάνεται η πιθανότητα τα ηλεκτρόδια να βρίσκονται στις σωστές θέσεις [20].



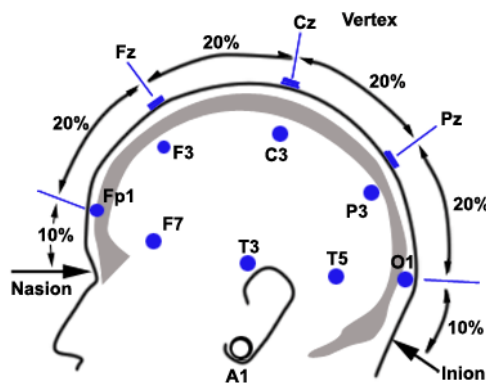
Εικόνα 1.11: Εξοπλισμός για τη λήψη του ΗΕΓ: μονάδα ενισχυτή, κάσκα ηλεκτροδίων, αγωγίμη γέλη, σύριγγα και υλικά για απολύμανση [21].



Εικόνα 1.12: Πλήρωση της κοιλότητας της γέλης του ηλεκτροδίου με τη χρήση σύριγγας [19].

1.6.3.1. Διεθνές σύστημα τοποθέτησης ηλεκτροδίων 10-20

Για την επιλογή των θέσεων τοποθέτησης των ηλεκτροδίων στο κεφάλι έχουν δημιουργηθεί διάφορα πρότυπα, για να διασφαλιστεί η τυποποίηση όλων των μελετών και η δυνατότητα σύγκρισης μεταξύ καταγραφών που λαμβάνονται σε διαφορετικούς χώρους και χρόνους. Το δημοφιλέστερο των προτύπων αυτών είναι το Διεθνές Σύστημα 10-20 στο οποίο οι αποστάσεις μεταξύ γειτονικών ηλεκτροδίων είναι είτε 10% είτε 20% της συνολικής απόστασης από το βαθούλωμα στο πάνω μέρος όλης μύτης (σημείο *nasion* – *NAS*) μέχρι το σημείο ινίον (*inion*) στο πίσω μέρος του κεφαλιού και από την προεξοχή του ανοίγματος (*tragus*) του δεξιού αυτιού (*RPA*) ως την προεξοχή του ανοίγματος του αριστερού αυτιού (*LPA*). Από το σύστημα αυτό προκύπτει ένα σύνολο 19 ηλεκτροδίων [22].



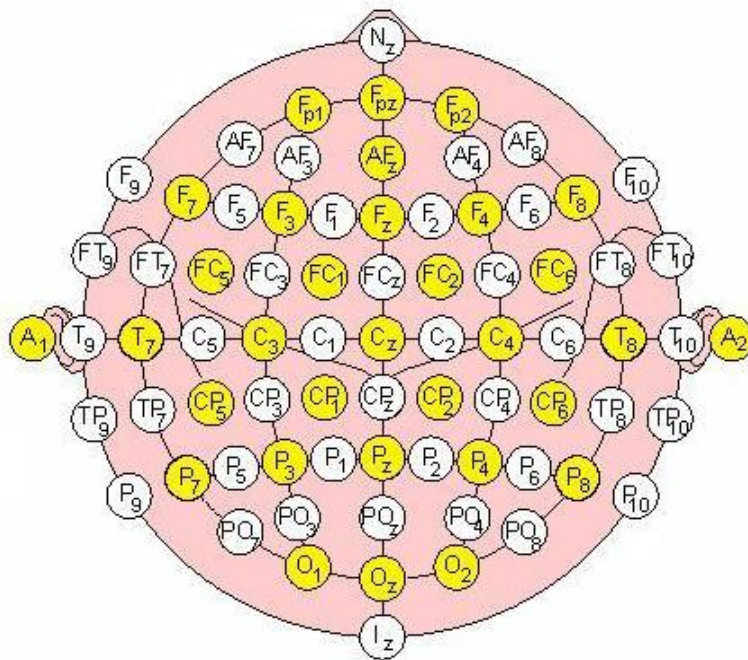
Εικόνα 1.13: Απεικόνιση της τοποθέτησης των ηλεκτροδίων στο αριστερό τμήμα του κεφαλιού σύμφωνα με το διεθνές σύστημα 10-20.

Σε αυτά προστίθενται επιπλέον ενδιάμεσα ηλεκτρόδια ώστε πλέον όλες οι αποστάσεις να είναι στο 10% των παραπάνω αποστάσεων. Η θέση και η ονοματολογία αυτών των ηλεκτροδίων είναι τυποποιημένες από την Αμερικάνικη Κοινότητα Εγκεφαλογραφήματος [22]. Κατά αυτόν τον τρόπο το σύνολο των ηλεκτροδίων είναι 32.

Πίνακας 1.2: Ονοματολόγιο ηλεκτροδίων σύμφωνα με το διεθνές σύστημα 10-20.

F _p Z	F3	CP5	F7
AFz	F4	CP6	F8
Fz	FC1	P3	FC5
Cz	FC2	P4	FC6
Pz	C3	P7	T7
Oz	C4	P8	T8
F _p 1	CP1	O1	A1
F _p 2	CP2	O2	A2

Τα ηλεκτρόδια αναφοράς-γείωσης τοποθετούνται πίσω από το αυτί (A1, A2). Το Cz αντιστοιχεί στο κεντρικό σημείο του εγκεφάλου. Τα Fz, Cz, Pz είναι τα ηλεκτρόδια μέσης γραμμής. Τα ηλεκτρόδια ονομάζονται ανάλογα με το τμήμα του εγκεφάλου που τοποθετούνται. Τα F ηλεκτρόδια αντιστοιχούν στον εμπρόσθιο (Frontal) λοβό, τα P στον βρεγματικό (Posterior), τα O στον ινιακό (Occipital) και τα T στον κροταφικό λοβό (Temporal). Το αριστερό ημισφαίριο χαρακτηρίζεται από μονούς αριθμούς στα ηλεκτρόδια, ενώ το δεξί από ζυγούς [23].



Εικόνα 1.14: Οι θέσεις των ηλεκτροδίων σύμφωνα με το σύστημα 10-20 [24]. Με κίτρινο χρώμα φαίνονται τα 32 ηλεκτρόδια που θα τοποθετηθούν στο μοντέλο κεφαλιού.

1.7. Βιβλιογραφική επισκόπηση μελετών για την επίδραση της παρουσίας ηλεκτροδίων στο ηλεκτρομαγνητικό πεδίο

Πραγματοποιήθηκε αναζήτηση στη βιβλιογραφία μελετών που εξετάζουν την επίδραση της παρουσίας ηλεκτροδίων ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και των καλωδίων τους στο δημιουργούμενο ηλεκτρομαγνητικό πεδίο. Αυτά που κάθε φορά διαφοροποιούνται είναι το

είδος και ο αριθμός των ηλεκτροδίων, ο προσανατολισμός των καλωδίων, το εφαρμοζόμενο ηλεκτρικό, μαγνητικό ή ηλεκτρομαγνητικό πεδίο και το μοντέλο της προσομοίωσης, αν πρόκειται για προσομοίωση ή η πειραματική διάταξη, αν πρόκειται για πείραμα.

Στη βιβλιογραφία έχει καταγραφεί γενικά η ενίσχυση του ηλεκτρικού πεδίου στην άκρη ενός μεταλλικού ηλεκτροδίου. Η ενίσχυση αυτή εξαρτάται από το μήκος του ηλεκτροδίου και τη διάμετρό του καθώς και από τη συχνότητα του πεδίου ραδιοσυχνοτήτων.

1.7.1. Η επίδραση ενός ηλεκτροδίου

Η χρήση συμβατικών ηλεκτροδίων υψηλής αγωγιμότητας είναι κοινή πρακτική για νευροφυσιολογικές εξετάσεις. Παρόλα αυτά, όταν χρησιμοποιούνται τέτοια ηλεκτρόδια σε εφαρμοζόμενα πεδία ραδιοσυχνοτήτων η ενίσχυση του ηλεκτρικού πεδίου στα άκρα τους μπορεί να προκαλέσει σημαντικά προβλήματα. Οι *C. Chou et al.* [10] χρησιμοποίησαν καταγραφείς θερμότητας οι οποίοι έδειξαν ότι ο ρυθμός απορρόφησης ενέργειας στο άκρο ενός μεταλλικού ηλεκτροδίου αυξήθηκε περισσότερες από 50 φορές στον εγκέφαλο γάτας που εκτέθηκε σε πεδίο συχνότητας 915MHz. Η χρήση καλωδίων υψηλής αντίστασης έδειξε ότι ελαχιστοποιεί τη διατάραξη του πεδίου και μειώνει τη συγκέντρωσή του στο άκρο των ηλεκτροδίων. Όταν παρατηρείται ένα φαινόμενο στον εγκέφαλο είναι ως εκ τούτου δύσκολο να βεβαιωθεί αν οφείλεται στο πεδίο ραδιοσυχνοτήτων εντός του κεφαλιού ή στο ρεύμα ραδιοσυχνοτήτων που μεταφέρεται στο κεφάλι από τα μεταλλικά ηλεκτρόδια.

Οι *L.M Angelone* και *G.Bonmassar* [25] πραγματοποίησαν προσομοιώσεις με τη χρήση της μεθόδου *FDTD* για συχνότητα 300MHz που αντιστοιχεί σε στατικό πεδίο μαγνητικού τομογράφου (*MRI*) 7T. Στην περίπτωση ενός ενδοκρανιακού ηλεκτροδίου τοποθετημένου στη φαιά ουσία του εγκεφάλου παρατηρήθηκε διπλασιασμός ($\times 1,8$) του μέγιστου μέσου *SAR_{1g}* σε σχέση με το μοντέλο χωρίς ηλεκτρόδια. Ακόμη σημειώθηκε διπλασιασμός ($\times 1,7$) του μέσου *SAR* στη φαιά ουσία, κοντά στο ηλεκτρόδιο.

1.7.2. Οι σύνθετες επιδράσεις από κάσκα ηλεκτροδίων

Εξετάστηκαν δύο φαινομενικά αντικρουόμενες μελέτες σε σχέση με την επίδραση που έχει η κάσκα ηλεκτροδίου στην απορρόφηση ισχύος από το κεφάλι.

Η ομάδα των *Angelone et al.* [26] πραγματοποίησε μια εκτεταμένη μελέτη χρησιμοποιώντας πεδίο συχνότητας 128 και 300MHz που παράχθηκε από απλό (*Surface*) ή κυλινδρικό (*Birdcage*) πηνίο και αντιστοιχεί σε πεδίο μαγνητικής τομογραφίας 3T και 7T αντίστοιχα. Χρησιμοποιήθηκε κάσκα με διαφορετικό κάθε φορά αριθμό ηλεκτροδίων (16, 31, 62 και 124) όπου τα ηλεκτρόδια προσομοιώθηκαν ως μικροί τέλεια ηλεκτρικά αγώγιμοι (*PEC*) κύλινδροι με ακτίνα 2mm και ύψος 1mm. Τα βιολογικά μοντέλα παρήχθησαν μέσω της τεχνικής μαγνητικής τομογραφίας από δύο ενήλικες άνδρες και οι προσομοιώσεις πραγματοποιήθηκαν με το πρόγραμμα *XFDTD* (*REMCOM Co., State College, PA*), που χρησιμοποιεί τη μέθοδο *FDTD*. Το μοντέλο του κεφαλιού διακριτοποιήθηκε σε κυβικά στοιχεία (*voxels*) με διαστάσεις $1 \times 1 \times 1 \text{mm}^3$.

Στην περίπτωση του κυλινδρικού πηνίου, για τα 124 ηλεκτρόδια, ο μέγιστος SAR_{1g} πολλαπλασιάστηκε με ένα παράγοντα 172 στη συχνότητα 300MHz. Για κάθε ιστό επίσης η τιμή του SAR αυξανόταν με την αύξηση του αριθμού των ηλεκτροδίων.

Πίνακας 1.3: Οι τιμές του κανονικοποιημένου SAR για την περίπτωση κυλινδρικού (*Birdcage*) πηνίου με ισχύ εισόδου 1W [26].

	Bird cage (W/kg)						
	128 MHz-3 T		300 MHz-7 T				
	No electrodes	124 electrode	No electrodes	16 electrode	31 electrode	62 electrode	124 electrode
Whole head	0.05	0.28	0.03	0.07	0.07	0.07	0.09
Max 1 g averaged	0.36	22.30	0.13	20.43	15.65	15.86	21.89
Bone and cartilage	0.03	0.23	0.02	0.03	0.05	0.05	0.06
Skin	0.10	0.92	0.05	0.23	0.23	0.29	0.37
CSF	0.07	0.30	0.04	0.09	0.06	0.06	0.07
White matter	0.05	0.22	0.04	0.09	0.05	0.05	0.06
Grey matter	0.05	0.22	0.03	0.08	0.05	0.05	0.07
Fat	0.03	0.27	0.02	0.11	0.08	0.10	0.13
Eyes tissue	0.13	0.57	0.04	0.16	0.07	0.09	0.17
Bone marrow	0.04	0.40	0.03	0.06	0.09	0.11	0.11

Normalized whole head, peak 1 g averaged, and values averaged over each tissue are estimated for subject no. 1.

Στην περίπτωση του απλού πηνίου, για τα 124 ηλεκτρόδια, ο μέγιστος SAR_{1g} πολλαπλασιάστηκε με ένα παράγοντα 15,71 στη συχνότητα 128MHz. Ειδικότερα η τιμή του SAR στο δέρμα αυξανόταν με την αύξηση του αριθμού των ηλεκτροδίων. Ωστόσο στα μάτια, τη λευκή και τη φαιά ουσία αλλά και σε ολόκληρο το κεφάλι ο SAR ήταν μεγαλύτερος χωρίς ηλεκτρόδια παρά με ηλεκτρόδια. Αυτό το μη αναμενόμενο αποτέλεσμα αποδόθηκε στην αυξανόμενη ασυμμετρία του ηλεκτρικού πεδίου που προκαλείται από τα ηλεκτρόδια. Αυτή η ασυμμετρία προκάλεσε μια μονότονη αύξηση του λόγου του SAR στο πίσω μέρος του κεφαλιού προς το SAR στο εμπρός μέρος του με την αύξηση του αριθμού των ηλεκτροδίων (*ratio posterior/anterior*), η οποία παρατηρείται στην τελευταία σειρά του Πίνακα 1.4.

Πίνακας 1.4: Οι τιμές του κανονικοποιημένου SAR για την περίπτωση απλού (*Surface*) πηνίου με ισχύ εισόδου 1W [26].

	Surface (W/kg)						
	128 MHz-3 T		300 MHz-7 T				
	No electrodes	124 electrode	No electrodes	16 electrode	31 electrode	62 electrode	124 electrode
Whole head	0.28	0.17	0.24	0.18	0.17	0.16	0.17
Max 1 g averaged	2.33	36.63	2.33	24.06	27.86	20.13	36.32
Bone and cartilage	0.13	0.11	0.08	0.06	0.06	0.06	0.08
Skin	0.59	0.77	0.29	0.35	0.41	0.43	0.49
CSF	0.58	0.16	0.44	0.29	0.25	0.23	0.23
White matter	0.41	0.10	0.42	0.27	0.24	0.29	0.22
Grey matter	0.35	0.09	0.42	0.27	0.24	0.23	0.21
Fat	0.18	0.23	0.13	0.10	0.11	0.11	0.17
Eyes tissue	0.02	0.01	0.03	0.02	0.02	0.01	0.01
Bone marrow	0.42	0.47	0.28	0.23	0.23	0.24	0.37
Ratio posterior/ anterior (a.u.)	10.00	16.10	8.03	10.06	11.79	13.95	18.44

Normalized whole head, peak 1 g averaged, and values averaged over each tissue are estimated for subject no. 1. The last row of the surface coil table shows the ratio of total SAR values of posterior side of the head versus anterior side.

Η μελέτη δεν εξέτασε καθόλου τον προσανατολισμό των καλωδίων των ηλεκτροδίων.

Οι *Hamblin et al.* [27] πραγματοποίησαν έκθεση κεφαλιού σε ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία 900MHz από κινητό *GSM* τεχνολογίας. Στο πείραμα χρησιμοποιήθηκε κάσκα 64 ηλεκτροδίων που τοποθετήθηκε σε ανθρωπόμορφο ομοίωμα που κατασκευάστηκε

σύμφωνα με τα διεθνή πρότυπα. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι όταν το ηλεκτρόδιο ενωνόταν απευθείας στο κεφάλι ο μέγιστος SAR_{1g} ήταν 8,1% μεγαλύτερος ενώ ο SAR_{10g} στην περιοχή του κοντινότερου στην κεραία ηλεκτροδίου ήταν μικρότερος κατά 2% (Πίνακας 1.5).

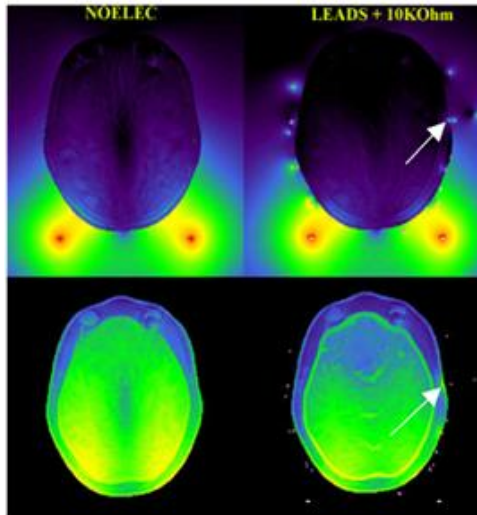
Πίνακας 1.5: Η ισχύς, η αντίσταση και ο SAR για διάφορα μοντέλα [27].

Numerical model description					Calculated dipole antenna data		SAR (W/kg) (for net power normalized to 250 mW)		
Model #	Angle between electrode leads and dipole in yz plane of Fig. 5	Shell present	Electrodes electrically connected to head	See Figure	Net power ^a (mW)	Impedance (ohms)	Whole head average	Peak 10g average (adjacent to dipole feed-point)	10g average adjacent to central electrode ^b
1	0° (//)	Yes	No	5, 6B, 7A	163	19.6 - j 13.7	0.046	1.14	0.607
2	0° (//)	Yes	Yes	7B	160	19.0 - j 12.8	0.043	1.23	0.595
3	0° (//)	No	Yes	7C	156	18.2 - j 14.5	0.042	1.27	0.595
4	15°	Yes	No		212	32.4 - j 6.1	0.048	1.21	0.529
5	45°	Yes	No		239	47.3 - j 1.3	0.059	1.44	0.384
6	90° (⊥)	Yes	No		241	49.6 + j 4.3	0.054	1.84	0.076
7	No electrodes	Yes	No	6A	241	49.5 - j 2.7	0.054	1.85	
8	Dipole in free space				250	76.1 + j 2.4			

Στο τέλος της μελέτης τονίζεται ότι η έρευνα, συγκρινόμενη με αυτή των *Angelone et al.* [26], είναι τελείως διαφορετική. Κατά την έκθεση σε ακτινοβολία μαγνητικού τομογράφου, τα χαρακτηριστικά της πηγής, η διαμόρφωση του πεδίου και η συχνότητα είναι σημαντικά διαφορετική σε σχέση με την έκθεση σε ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία κινητού τηλεφώνου που τοποθετείται κοντά στο κεφάλι. Στην τελευταία περίπτωση η ακτινοβολία είναι περισσότερο εντοπισμένη και η απόκριση που συνδέεται με τα ηλεκτρόδια στην υψηλότερη συχνότητα των 900MHz μπορεί να είναι αρκετά διαφορετική. Ως εκ τούτου οι δυο μελέτες δεν πρέπει να συγχέονται.

1.7.3. Η επίδραση των καλωδίων των ηλεκτροδίων

Στη μελέτη των *L.M Angelone* και *G.Bonmassar* [25] χρησιμοποιήθηκε κάσκα 31 ηλεκτροδίων τοποθετημένη στο πίσω μέρος του κεφαλιού για την καταγραφή του εγκεφαλογραφήματος κατά την έκθεση σε ακτινοβολία συχνότητας 300MHz. Τα ηλεκτρόδια ενώνονταν με μεταλλικά ή ωμικά καλώδια με την παρεμβολή ή μη αντίστασης 10KΩ. Τα μεταλλικά καλώδια τροποποίησαν την κατανομή του ηλεκτρικού πεδίου προκαλώντας αύξηση του μέγιστου SAR_{1g} καθώς και του μέσου SAR μέχρι και 15 φορές (Εικόνα 1.15). Αυτή η αύξηση παρατηρήθηκε ότι εξαρτάται από το είδος των καλωδίων και ήταν μεγαλύτερη για τα μεταλλικά και μικρότερη για τα ωμικά καλώδια. Ωστόσο η αύξηση του SAR ήταν ίδια με ή χωρίς την ωμική αντίσταση 10KΩ μεταξύ του ηλεκτροδίου και του καλωδίου.



Εικόνα 1.15: Το ηλεκτρικό πεδίο (πάνω) και ο SAR (κάτω) για δύο περιπτώσεις (χωρίς ηλεκτρόδια και με μεταλλικά καλώδια με αντίσταση 10KΩ). Η παρουσία των καλωδίων διαφοροποιεί το πεδίο με σχετική τοπική αύξηση του SAR (βέλη) [25].

Στη μελέτη των *Hamblin et al.* [27] χρησιμοποιήθηκε κάσκα 64 ηλεκτροδίων τοποθετημένη σε ανθρωπόμορφο ομοίωμα που εκτέθηκε σε ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία 900MHz από κινητό GSM τεχνολογίας. Δημιουργήθηκαν διάφορα μοντέλα με παραμέτρους την επαφή ή μη των ηλεκτροδίων με το κεφάλι, το είδος της κάσκα, τον προσανατολισμό των καλωδίων κ.ά. Ο μέγιστος SAR_{1g} μειώθηκε ως και 38% όταν τα καλώδια των ηλεκτροδίων ήταν παράλληλα με το δίπολο-κεραία ενώ έμεινε φαινομενικά ανεπηρέαστος όταν ήταν κάθετα (Πίνακας 1.5).

Οι μετρήσεις υπέδειξαν ότι τα καλώδια των ηλεκτροδίων μπορεί να προκαλέσουν ένα φαινόμενο «θωράκισης» (*shielding effect*) μειώνοντας τον SAR σε περιοχές του κεφαλιού κοντά στην κεραία και σε αυτές που σημειώνονται οι μέγιστες τιμές του (Πίνακας 1.6).

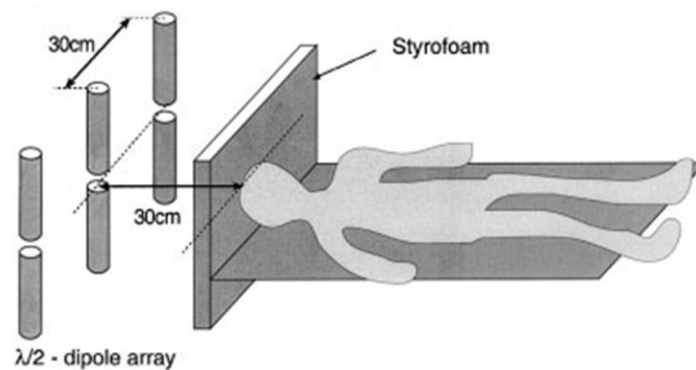
Πίνακας 1.6: Οι τιμές του μέγιστου SAR και οι αντίστοιχες μειώσεις του για τα διάφορα μοντέλα (*σε W/kg και κανονικοποίηση σε 10g ιστού, στην παρένθεση φαίνονται οι τιμές για κανονικοποίηση σε 1g ιστού). *a:* Η μετρούμενη τιμή ελήφθη από την περιοχή όπου βρέθηκε ο μέγιστος SAR, *b:* Η μετρούμενη τιμή ελήφθη από περιοχή πάνω από τον κροταφικό λοβό (ευθυγραμμισμένη με την κεραία) [27].

Arrangement	Whole Head ^a		Temporal Region Only ^b	
	Peak SAR*	% Reduction	Peak SAR*	% Reduction
No Cap	0.674 (0.899)	-----	0.110 (0.190)	-----
Electro-Cap	0.574 (0.758)	14.8 (15.68)	0.095 (0.163)	13.6 (14.21)
Quick-Cap	0.552 (0.744)	18.1 (17.24)	0.090 (0.158)	18.2 (16.84)

Τονίζεται ότι η παρατηρούμενη μείωση στον SAR_{10g} στον εγκέφαλο που ήταν μικρότερη από 18,2% στο χειρότερο σενάριο είναι μικρή συγκρινόμενη τόσο με το περιθώριο σφάλματος, που σε τέτοιου είδους μετρήσεις υπολογίζεται στο 30% (λόγω της αβεβαιότητας του συστήματος μέτρησης και της μεθόδου *FDTD*), όσο και με τις αποκλίσεις του SAR που

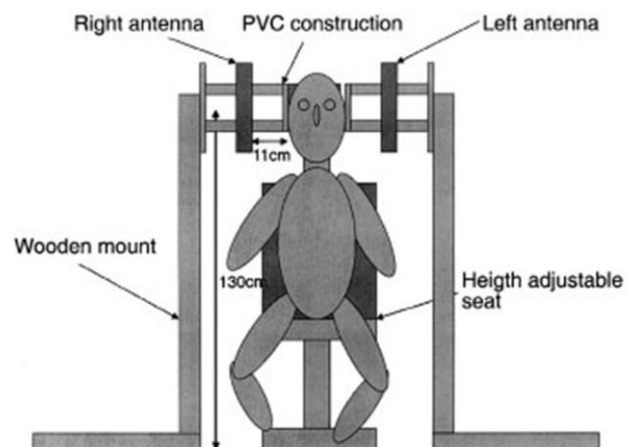
αναμένονταν εξαιτίας της διαφοράς στην τοποθέτηση του τηλεφώνου στα διάφορα μοντέλα που χρησιμοποιήθηκαν.

Στη μελέτη των *Huber et al.* [28] χρησιμοποιήθηκε ολόσωμο ομοίωμα που εκτέθηκε σε ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία 900MHz και για να μετρηθεί ο SAR στο εσωτερικό του προσαρμόστηκαν 15 ηλεκτρόδια. Σκοπός ήταν να εκτιμηθεί η τοπική αύξηση του SAR λόγω του προκαλούμενου ρεύματος ραδιοσυχνότητας στα ηλεκτρόδια και τον βιολογικό ιστό κατά τη διάρκεια του ύπνου. Η έρευνα περιελάμβανε δύο πειράματα ενώ οι απαιτούμενες προσομοιώσεις έγιναν με τη χρήση του λογισμικού *SEMCAD-X*. Στο πρώτο πείραμα μελετήθηκε ο νυχτερινός ύπνος άνδρα 26 ετών ο οποίος βρισκόταν στο πεδίο συστοιχίας διπόλων-κεραιών που ήταν τοποθετημένη στα 30cm πίσω από το κεφάλι του.



Εικόνα 1.16: Η διάταξη για το πρώτο πείραμα [28].

Στο δεύτερο πείραμα μελετήθηκε ο τρίωρος ύπνος κατά τη διάρκεια της ημέρας ενός δείγματος 16 ανδρών. Κάθε άνδρας βρισκόταν στο πεδίο δύο επίπεδων (*patch*) κεραιών που τοποθετήθηκαν αντίστοιχα δεξιά και αριστερά από το κεφάλι του, στο ύψος περίπου των αυτιών και σε απόσταση 11cm.

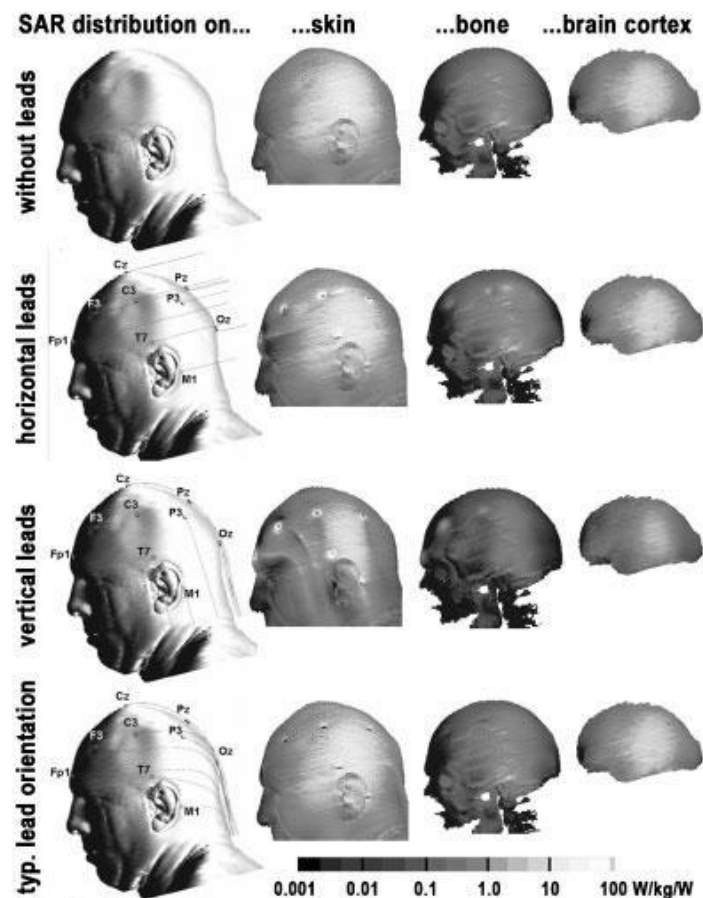


Εικόνα 1.17: Η διάταξη για το δεύτερο πείραμα [28].

Στο πρώτο πείραμα παρατηρήθηκε ότι ανάλογα με την κατεύθυνση τοποθέτησης των καλωδίων των ηλεκτροδίων σε σχέση με το προσπίπτον πεδίο παρουσιάστηκε διαφορετική διαμόρφωση του SAR με τοπικές αποκλίσεις της τάξης του 40%. Στο δεύτερο πείραμα το φαινόμενο «θωράκισης» (*shielding effect*) που προκάλεσαν τα ηλεκτρόδια οδήγησε σε μια

μείωση 8% και 9% τις τιμές του χωρικού μέγιστου SAR_{1g} και SAR_{10g} αντίστοιχα. Ωστόσο η έρευνα δεν έδωσε περισσότερες λεπτομέρειες για την ποσοτική διαφοροποίηση του SAR ενώ κατέληξε με τη διαπίστωση ότι τα ηλεκτρόδια για τη λήψη του εγκεφαλογραφήματος προκαλούν γενικώς φαινόμενα θωράκισης (*shielding*) και ανάκλασης (*reflection*) οδηγώντας σε μειώσεις της τάξης του 10% .

Στην έρευνα των *Schmid et al.* [29] εξετάστηκε η επίδραση των καλωδίων των ηλεκτροδίων στην κατανομή του SAR για έκθεση σε ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία σε δύο συχνότητες δοκιμής, 900MHz και 1970MHz. Βρέθηκαν σημαντικές επιδράσεις στον SAR στο εσωτερικό του κεφαλιού, που εξαρτώνται από τον προσανατολισμό των καλωδίων σε σχέση με την πόλωση του ηλεκτρικού πεδίου.



Εικόνα 1.18: Η επίδραση των καλωδίων στην κατανομή του SAR στην επιφάνεια του δέρματος, στο οστό του κρανίου και τον εγκέφαλο στη συχνότητα των 900MHz. Η κατακόρυφη τοποθέτηση των καλωδίων (παράλληλη στο ηλεκτρικό πεδίο) επηρεάζει σημαντικά την κατανομή του SAR ακόμα και σε εσωτερικούς ιστούς. Η (σχεδόν) οριζόντια τοποθέτηση (κάθετη στο ηλεκτρικό πεδίο) μειώνει το φαινόμενο σε ανεκτό βαθμό [29].

Η Εικόνα 1.18, για παράδειγμα, απεικονίζει ποιοτικά τις διαφορές με βάση τον υπολογιζόμενο SAR στην επιφάνεια του κεφαλιού, στο οστό του κρανίου και τον εγκέφαλο για ακτινοβολία από κεραία συχνότητας 900MHz, τοποθετημένη σε απόσταση 65mm από το κεφάλι. Αυτοί οι υπολογισμοί διεξήχθησαν με 15 ηλεκτρόδια στο κεφάλι του μοντέλου, τοποθετημένα σύμφωνα με το διεθνές πρότυπο 10-20 [22]. Το μεταλλικό μέρος των

ηλεκτροδίων μοντελοποιήθηκε ως μεταλλικός κύλινδρος με διάμετρο 8mm και 1mm πάχος. Από κάθε ηλεκτρόδιο ξεκινούσε ένα μεταλλικό καλώδιο με 0,5mm διάμετρο το οποίο βρισκόταν σε απόσταση 1-10mm από την επιφάνεια του κεφαλιού χωρίς να έρχεται ποτέ σε επαφή με αυτό. Για λόγους σύγκρισης χρησιμοποιήθηκαν διαφορετικοί προσανατολισμοί των καλωδίων: απόλυτα κατακόρυφος (δηλαδή παράλληλος στο προσπίπτον ηλεκτρικό πεδίο), απόλυτα οριζόντιος (δηλαδή κάθετος στο προσπίπτον ηλεκτρικό πεδίο) και αυτός που θεωρείται ότι τυπικά επιτυγχάνεται (τελευταία σειρά της Εικόνας 1.18). Η κατακόρυφη τοποθέτηση προκάλεσε σημαντική διαταραχή της απορρόφησης όχι μόνο στους επιφανειακούς ιστούς αλλά επίσης σε πιο εσωτερικούς, όπως στον εγκέφαλο. Αντίθετα, η οριζόντια τοποθέτηση μείωσε αισθητά το συγκεκριμένο φαινόμενο.

Με κατακόρυφη τοποθέτηση των ηλεκτροδίων ο μέγιστος SAR_{1g} στον εγκέφαλο βρέθηκε σημαντικά διαφορετικός σε σχέση με το μοντέλο χωρίς ηλεκτρόδια για τη συχνότητα 900MHz (μείωση κατά 46%) και 1970MHz (αύξηση κατά 22%). Αυτό ερμηνεύτηκε με βάση ρεύματα ραδιοσυχνότητων που επάγονται στα καλώδια όταν προσανατολίζονται παράλληλα στο διάνυσμα του ηλεκτρικού πεδίου. Ως συνέπεια, η χωρική διαμόρφωση των ρευμάτων ραδιοσυχνότητων, που αποτελεί ουσιαστικά την πηγή έκθεσης, διαταράσσεται. Αντιθέτως, η χρήση οριζόντιου προσανατολισμού μειώνει το φαινόμενο αυτό ώστε τελικά η εναπομένουσα αβεβαιότητα σχετικά με την έκθεση στον εγκέφαλο εξαιτίας των ηλεκτροδίων και των καλωδίων να είναι περίπου $\pm 5\%$. Για τον αριθμό και την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων ΗΕΓ που εφαρμόστηκε στη συγκεκριμένη μελέτη, το φαινόμενο αυτό παρατηρήθηκε και στον πιο ρεαλιστικό προσανατολισμό των καλωδίων (όχι αυστηρά οριζόντιο) που αναφέρθηκε ως «τυπικός».

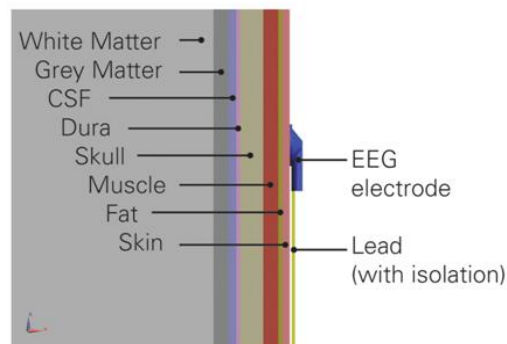
Πίνακας 1.7: Τα αποτελέσματα του διαφορετικού προσανατολισμού των καλωδίων στο μέγιστο SAR_{1g} σε ορισμένους ιστούς για τις δύο συχνότητες προσομοιώσεων (900MHz και 1970MHz) [29].

	max. 1 g SAR/P (W/kg/W)			
	Without electrodes and leads	Horizontal lead orientation	Vertical lead orientation	Typical lead orientation during experiments
900 MHz antennas at 65 mm distance from the head				
Brain cortex	1.28	1.25	0.69	1.25
Brain (white matter)	0.83	0.81	0.41	0.81
Ears (skin)	1.22	1.29	0.78	1.28
Skin	2.55	3.07	1.63	2.49
Subcutis	0.36	0.39	0.21	0.36
Fat	0.18	0.20	0.05	0.20
Muscle	1.73	1.76	0.72	1.74
Bone	0.36	0.41	0.15	0.37
1,970 MHz antennas at 65 mm distance from the head				
Brain cortex	1.97	1.86	2.41	2.01
Brain (white matter)	1.03	0.97	1.17	1.05
Ears (skin)	3.02	2.76	2.70	2.75
Skin	6.29	5.93	7.18	6.41
Subcutis	1.30	1.21	1.43	1.30
Fat	0.75	0.72	0.35	0.72
Muscle	5.30	5.01	5.08	5.38
Bone	1.24	1.22	1.18	1.20

Τα αποτελέσματα κατέδειξαν ότι πρέπει να επιδιώκεται ένας κάθετος προσανατολισμός των καλωδίων των ηλεκτροδίων σε σχέση με το διάνυσμα του προσπίπτοντος ηλεκτρικού πεδίου ώστε να ελαχιστοποιείται η αβεβαιότητα και να υπάρχει αμελητέα επίδραση στη διαμόρφωση του πεδίου. Παρόλα αυτά, υποδεικνύεται ότι η παράλληλη τοποθέτηση των

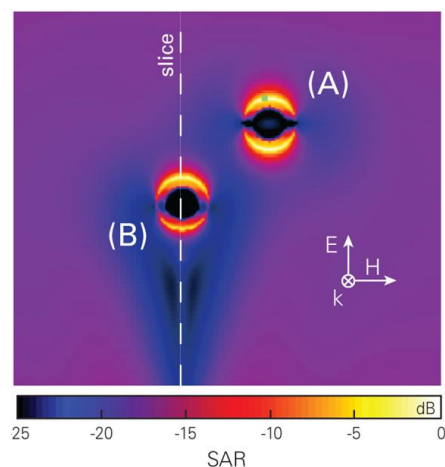
καλωδίων σε σχέση με το πεδίο επηρεάζει σημαντικά την κατανομή του SAR στο εσωτερικό του κεφαλιού.

Η μελέτη των *Murbach et al.* [30] αφορούσε την ποσοτικοποίηση της επίδρασης των ηλεκτροδίων και των καλωδίων για λήψη ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος πριν από το νυχτερινό ύπνο σε συνθήκες έκθεσης σε ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία. Χρησιμοποιήθηκε επίπεδο κύμα (*plane wave source*) σε συχνότητες 900MHz και 2140MHz. Διεξήχθησαν προσομοιώσεις στο *SEMCAD-X* για τη διαφορετική τοποθέτηση του καλωδίου σε σχέση με την πόλωση του πεδίου (*co* και *cross-polarization*). Το μοντέλο που χρησιμοποιήθηκε ήταν ένα επίπεδο πολυστρωματικό μοντέλο αποτελούμενο από ιστούς του ανθρώπινου κεφαλιού, σε δεδομένα πάχη (Εικόνα 1.19).



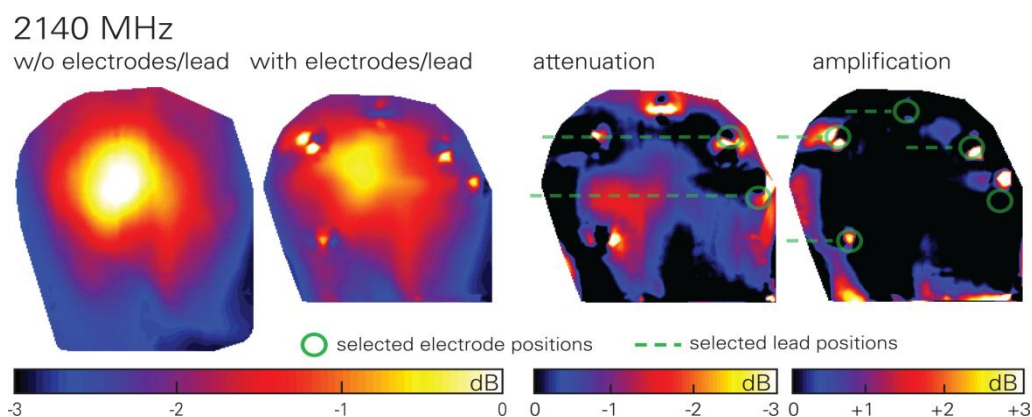
Εικόνα 1.19: Το επίπεδο πολυστρωματικό μοντέλο ιστών που χρησιμοποιήθηκε για τις προσομοιώσεις. Τα πάχη των ιστών τέθηκαν με βάση μέσους όρους και αναφορές από τη βιβλιογραφία [30].

Οι επιδράσεις στον SAR λόγω του καλωδίου σε παράλληλη πόλωση (*co-polarization*) ήταν σημαντικές σε μια διευρυμένη περιοχή γύρω από το σημείο τοποθέτησης του ηλεκτροδίου. Αντίθετα το καλώδιο σε κάθετη πόλωση (*cross-polarization*) επέφερε μόνο τοπικές διαφοροποιήσεις της απορροφούμενης ισχύος (Εικόνα 1.20).



Εικόνα 1.20: Η επιφανειακή κατανομή (*Surface view*) του SAR σε επίπεδο μοντέλο ιστών για καλώδιο σε κάθετη (A) και παράλληλη πόλωση στη συχνότητα 2140MHz [30].

Πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις σε μοντέλο κεφαλιού με ηλεκτρόδια και καλώδια τοποθετημένα σε οριζόντιο προσανατολισμό οι οποίες επισήμαναν τις διαφοροποιήσεις στον SAR.



Εικόνα 1.21: Η κατανομή του ηλεκτρικού πεδίου στο μοντέλο αναφοράς και το μοντέλο με ηλεκτρόδια και καλώδια στη συχνότητα 2140MHz [30].

Τα σημαντικότερα αποτελέσματα που παρατηρήθηκαν ήταν η εξασθένηση του πεδίου εξαιτίας των καλωδίων και η ενίσχυσή του γύρω από τα ηλεκτρόδια. Οι επιδράσεις αυτές ήταν πιο εκτεταμένες στη συχνότητα 900MHz. Η ολική εξασθένηση του μέγιστου SAR_{10g} λόγω των καλωδίων κυμαινόταν στο 10%. Γενικά στη συχνότητα 900MHz οι επιδράσεις ήταν επιφανειακές και δεν επεκτείνονταν στις περιοχές του εγκεφάλου ($< 0.1dB = 2\%$). Στη συχνότητα 2140MHz παρέμειναν επιφανειακές με τοπικά αυξημένες όμως τιμές στον εγκέφαλο που φτάνουν τα $+2dB = 60\%$. Συμπερασματικά, η εν λόγω μελέτη απέκλεισε την πιθανότητα παρεμβολών λόγω των ηλεκτροδίων ΗΕΓ.

1.8. Βιβλιογραφία

- [1] ΕΕΑΕ - Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας, <http://www.eeae.gr/>.
- [2] Β. Χατζή, Διδακτορική Διατριβή: “Έκθεση σε ιονίζουσες ακτινοβολίες και χημικούς γενετοξικούς παράγοντες στο εργασιακό περιβάλλον: Επιπτώσεις σε κυτταρογενετικό επίπεδο και μηχανισμοί δράσης”, ΕΚΕΦΕ «ΔΗΜΟΚΡΙΤΟΣ», 2006.
- [3] Κ. Νικήτα, “Ηλεκτρομαγνητική δοσιμετρία για τερματικές συσκευές κινητών επικοινωνιών”, Άσκηση 6 Φυλλαδίου Εργαστηρίου Βιοϊατρικής Τεχνολογίας, 2009.
- [4] O.P. Gandhi, “Biological Effects and Medical Applications of RF Electromagnetic Fields”, IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, vol. 30, pp. 1831-1847, 1982.
- [5] K. Nikita, N. Maratos and N. Uzunoglu, “Optimum Excitation of Phases and Amplitudes in a Phased Array Hyperthermia System”, International Journal of Hyperthermia, vol. 8, pp. 515-528, 1992.

[6] Δ. Κουτσούρης, Κ. Νικήτα, Σ. Παυλόπουλος, "Ιατρικά Απεικονιστικά Συστήματα", Εκδόσεις Τζιόλα 2004.

[7] M. Repacholi, "Health risks from the use of mobile phones", Toxicology Letters 120, 323–331, 2001.

[8] Institute of Electrical and Electronics Engineers-IEEE 2002, "Recommended Practice for Measurements and Computations of Radio Frequency Electromagnetic Fields with Respect to Human Exposure to Such Fields, 100 kHz-300 GHz, Annex E: Peak spatial-average SAR", IEEE Standards Coordinating Committee 28, IEEE Std C95.3-2002.

[9] Institute of Electrical and Electronics Engineer-IEEE 2005, "Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz", IEEE Std C95.1, 2005.

[10] C. Chou, H. Bassen, J. Osepchuk, Q. Balzano, R. Petersen, M. Meltz, R. Cleveland, J.C. Lin and L. Heynick, "Radio Frequency Electromagnetic Exposure: Tutorial Review on Experimental Dosimetry", Bioelectromagnetics 17:195-208, 1996.

[11] C. Chou, "RF Safety Issues: Research and Standard updates", Πρακτικά Ημερίδας: Επιδράσεις της Ηλεκτρομαγνητικής Ακτινοβολίας στην Υγεία: Μύθοι και Πραγματικότητα, Αμφιθέατρο Εθνικού Ιδρύματος Ερευνών, 2005.

[12] ICNIRP Guidelines, "Guidelines for Limiting Exposure to Time-Varying Electric, Magnetic, and Electromagnetic Fields (up to 300 GHz)", Health Physics, vol. 74, n° 4, pp. 494-522, 1998.

[13] Official Journal of the European Communities, 1999/519/EC, 30/7/1999.

[14] Κ. Νικήτα, "Η μέθοδος των πεπερασμένων διαφορών στο πεδίο του χρόνου", Σημειώσεις μεταπτυχιακού μαθήματος «Βιοηλεκτρομαγνητισμός», Κεφάλαιο 6.

[15] IEEE C95.3 - 2002, "IEEE Recommended Practice for Measurements and Computations of Radio Frequency Electromagnetic Fields With Respect to Human Exposure to Such Fields, 100 kHz–300 GHz", Institute of Electrical and Electronic Engineers, Inc., New York, 2002.

[16] Schmid & Partner Engineering AG, SEMCAD-X Reference Manual, July 2008.

[17] Δ. Κουτσούρης, Σ. Παυλόπουλος και Α. Πρέντζα, "Εισαγωγή στη Βιοϊατρική Τεχνολογία και Ανάλυση Ιατρικών Σημάτων", Εκδόσεις Τζιόλα, 2003.

[18] Δ. Κουτσούρης και Δ. Γιόβα, "Μετρήσεις και Έλεγχοι στη Βιοϊατρική Τεχνολογία", Εκδόσεις ΕΜΠ, 2006.

[19] Spes Medica, "The medical accessories source", <http://www.spesmedica.it/>.

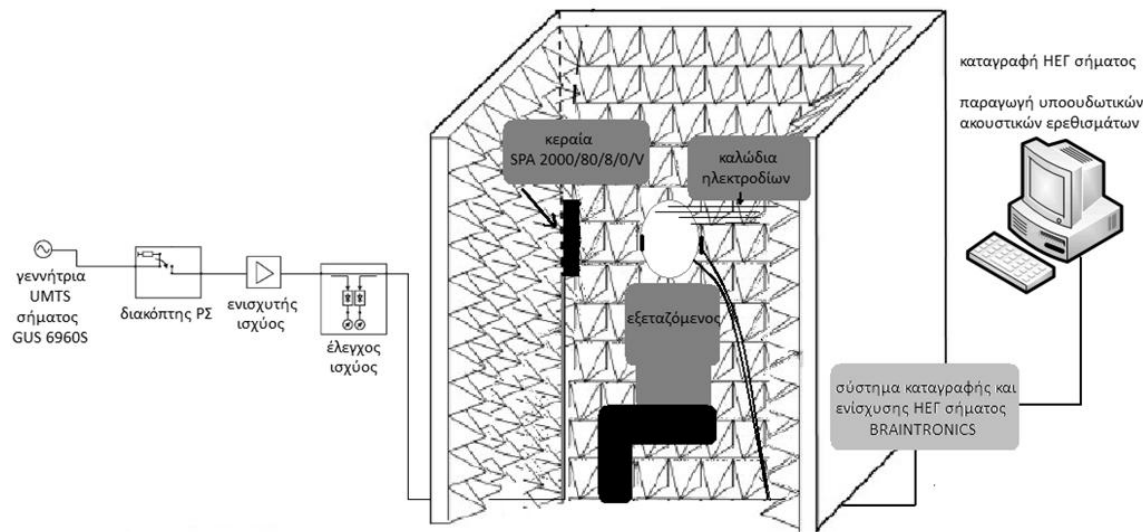
- [20] T. Picton, S. Bentin, P. Berg, E. Donchin, S. Hillyard, R. Johnson, G. Miller, W. Ritter, D. Ruchkin, M. Rugg and M. Taylor, "Guidelines for using human event-related potentials to study cognition: Recording standards and publication criteria", *Psychophysiology* 37 , pages 127–152, Cambridge University Press, 2000.
- [21] M. Teplan, "Fundamentals of EEG Measurement", *Measurement Science Review*, Volume 2, Section 2, 2002.
- [22] Sharbrough et al, American Electroencephalographic Society, 1991.
- [23] A. Rowan and E. Tolunsky, "Primer of EEG with a Mini-Atlas", Elsevier Science, United States of America, 2003.
- [24] J. Malmivuo and R. Plonsey, "Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields", Oxford University Press, New York, 1995.
- [25] L. Angelone and G. Bonmassar, "Use of resistances and resistive leads: implications on computed electric field and SAR values", *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.* 11, 2004.
- [26] L. Angelone, A. Potthast, F. Segonne, S. Iwaki, J. Belliveau and G. Bonmassar, "Metallic Electrodes and Leads in Simultaneous EEG-MRI: Specific Absorption Rate (SAR) Simulation Studies", *Bioelectromagnetics* 25:285-295, 2004.
- [27] D. Hamblin, V. Anderson, R. McIntosh, R. McKenzie, A. Wood, S. Iskra and R. Croft, "EEG Electrode Caps Can Reduce SAR Induced in the Head by GSM 900 Mobile Phones", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54: 914-920, 2007.
- [28] R. Huber, J. Schuderer, T. Graf, K. Jutz, A. Borbely, N. Kuster and P. Achermann, "Radio Frequency Electromagnetic Field Exposure in Humans: Estimation of SAR Distribution in the Brain, Effects on Sleep and Heart Rate", *Bioelectromagnetics* 24:262-276, 2003.
- [29] G. Schmid, S. Cecil, C. Goger, M. Trimmel, N. Kuster and H. Molla-Djafari, "New Head Exposure System for Use in Human Provocation Studies with EEG Recording During GSM900 and UMTS-Like Exposure", *Bioelectromagnetics* 28:636-647, 2007.
- [30] M. Murbach, S. Kuehn, M. Christopoulou, A. Christ, P. Achermann and N. Kuster, "Evaluation of Artifacts by EEG Electrodes during RF Exposures", Davos/Switzerland, May 2009.

Κεφάλαιο 2

Αριθμητική μοντελοποίηση της κάσκας ηλεκτροδίων

2.1. Σχεδιασμός πειραματικής διαδικασίας

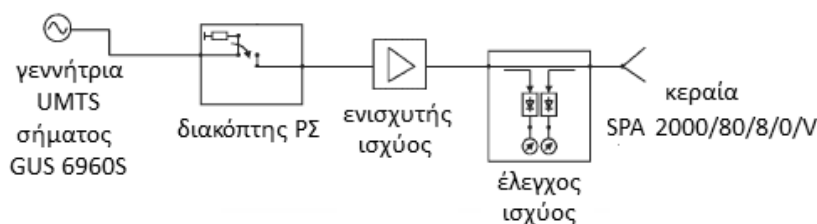
Το πείραμα που σχεδιάζεται και πρόκειται να διεξαχθεί αποτελεί μελέτη των πιθανών νευροφυσιολογικών επιδράσεων, λόγω της έκθεσης σε ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία. Συνοπτικά, θα μελετηθεί η επίδραση της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας με χαρακτηριστικά σήματος που χρησιμοποιείται σε κινητές επικοινωνίες τρίτης γενιάς (3G) σε μετρήσεις ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και προκλητών δυναμικών που θα ληφθούν από ενήλικες εθελοντές υπό συγκεκριμένα ακουστικά ερεθίσματα. Η πειραματική μελέτη είναι αποτέλεσμα συνεργασίας της Μονάδας Βιοϊατρικών Προσομοιώσεων και Απεικονιστικής Τεχνολογίας της Σχολής Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου και του Ερευνητικού Πανεπιστημιακού Ινστιτούτου Ψυχικής Υγιεινής-ΕΠΙΨΥ. Το σχηματικό διάγραμμα της πειραματικής διαδικασίας, η οποία θα πραγματοποιηθεί στις εγκαταστάσεις του ΕΠΙΨΥ, απεικονίζεται στην Εικόνα 2.1.



Εικόνα 2.1: Σχηματικό διάγραμμα της πειραματικής διαδικασίας εθελοντών [1].

Ως γεννήτρια σήματος ραδιοσυχνότητας πρόκειται να χρησιμοποιηθεί γεννήτρια πρότυπου *UMTS* η οποία προσφέρει τη δυνατότητα ηλεκτρομαγνητικού συνεχούς κύματος και *UMTS* σήματος. Το *UMTS* σήμα είναι ένα σήμα δοκιμής που έχει απομονώσει τα κύρια χαρακτηριστικά του πραγματικού σήματος με αποκλειστικό στόχο τη χρήση του σε πειράματα βιολογικού και βιοηλεκτρομαγνητικού περιεχομένου. Η συχνότητα του φέροντος σήματος είναι 1966MHz που αντιστοιχεί στο φάσμα των συχνοτήτων που χρησιμοποιείται στην Ευρώπη για τις εφαρμογές *UMTS*. Η μέγιστη και ελάχιστη ισχύς εξόδου θα είναι 10dBm και -21dBm αντίστοιχα. Μέσω διακόπτη ραδιοσυχνότητας, η γεννήτρια θα συνδέεται με κατάλληλο γραμμικό ενισχυτή ισχύος του σήματος. Στη συνέχεια, θα συνδέεται επίπεδη κεραία (*patch antenna*) με εύρος συχνοτήτων λειτουργίας 1710-2170MHz (Εικόνα 2.2). Για λόγους ασφαλείας, η ισχύς εισόδου της κεραίας θα

ελέγχεται από σύστημα καταγραφής ισχύος [1]. Ο έλεγχος του συστήματος ακτινοβολίας, θα περιλαμβάνει μετρήσεις του ηλεκτρομαγνητικού σήματος εξόδου του ενισχυτή ισχύος για όλες τις πειραματικές συνθήκες



Εικόνα 2.2: Σχηματικό διάγραμμα της διάταξης ακτινοβολίας [1].

Για την καταγραφή των προκλητών δυναμικών, σχεδιάζεται ως ερέθισμα μία ακουστική παλμοσειρά η οποία θα οδηγείται στα ακουστικά που θα φορά ο εξεταζόμενος. Οι παλμοί που θα περιλαμβάνονται θα είναι μικρής διάρκειας, της τάξης των 1-7msec, για να αντιστοιχούν σε ακουστικά ερεθίσματα.

Το σύστημα ενίσχυσης και καταγραφής του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος βρίσκεται εγκατεστημένο στο Εργαστήριο Νευροφυσιολογίας του ΕΠΙΨΥ. Θα χρησιμοποιηθεί κάσκα η οποία διαθέτει μεταβλητό αριθμό ηλεκτροδίων, με μέγιστο τα 32. Ο χώρος διεξαγωγής του πειράματος είναι ηλεκτρομαγνητικά θωρακισμένος (κλωβό *Faraday*) και εντός του προβλέπεται τοποθέτηση κατάλληλου απορροφητικού υλικού το οποίο θα αποσβέσει τις ανακλάσεις του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου στο εσωτερικό του κλωβού. Ο εξεταζόμενος θα κάθεται αναπαυτικά σε δεδομένη απόσταση από την κεραία και θα φορά τα ακουστικά, στα οποία θα οδηγείται η παλμοσειρά. Η προενίσχυση του σήματος θα πραγματοποιείται από προενισχυτή ο οποίος θα τοποθετηθεί στο εσωτερικό του δωματίου. Εξωτερικά της αίθουσας εξέτασης, θα βρίσκεται ο κύριος ενισχυτής του σήματος και το σύστημα υπολογιστών για την παραγωγή του ακουστικού ερεθίσματος και την καταγραφή των σημάτων που οδηγούνται από τα ηλεκτρόδια. Η καταγραφή και αποθήκευση των σημάτων των ηλεκτροδίων θα γίνεται με κατάλληλο λογισμικό.

Ο ορισμός του αριθμού των εθελοντών θα γίνει σύμφωνα με τις προδιαγραφές για την εγγύηση της ισχύος του δείγματος και της ασφάλειας της στατιστικής επεξεργασίας των αποτελεσμάτων. Μια στατιστικά ασφαλής εκτίμηση του δείγματος θεωρείται αριθμός κοντά στους τριάντα (30) εθελοντές. Η διάρκεια της έκθεσης των εθελοντών σε ακτινοβολία δε θα υπερβαίνει τα 30 λεπτά και θα πραγματοποιηθεί μόνο από τη μία πλευρά του κεφαλιού [1]. Για να εξασφαλιστεί ότι οι εξεταζόμενοι δε θα εκτεθούν σε ακτινοβολία μεγαλύτερη από τα επιτρεπτά όρια η πειραματική διαδικασία πρέπει να συνοδεύεται από ακριβή αριθμητική «αναπαράστασή» της με χρήση αναλυτικής και λεπτομερειακής δοσομετρικής μελέτης του σεναρίου έκθεσης.

Για τη διεξαγωγή των απαραίτητων προσομοιώσεων, στο πλαίσιο της παρούσας μελέτης, απαιτείται η μοντελοποίηση του ηλεκτροδίου και του καλωδίου του. Η διαδικασία αυτή συνίσταται στην αναπαράσταση του πραγματικού μοντέλου στο σχεδιαστικό περιβάλλον του *SEMCAD-X*. Γίνονται οι απαιτούμενες απλοποιήσεις της δομής ώστε η πιστότητα της αναπαράστασης να συμβιβάζεται με την κατά το δυνατό μικρότερη πολυπλοκότητα και υπολογιστικό κόστος. Το πρόγραμμα παρέχει διάφορα σχεδιαστικά εργαλεία, ο κατάλληλος συνδυασμός των οποίων επιτρέπει την απεικόνιση πρακτικά οποιασδήποτε δομής. Ο πυρήνας της σχεδίασης είναι το πραγματικό μοντέλο, το οποίο ουσιαστικά διαμελίζεται σε απλούστερες δομές και στη συνέχεια αναδιατάσσεται μέσω του *SEMCAD-X*. Σε κάθε υλικό ή δομή του μοντέλου αποδίδονται οι κατάλληλες διηλεκτρικές ιδιότητες ώστε αυτό να έχει την ίδια ηλεκτρική συμπεριφορά με το πραγματικό. Για να θεωρηθεί ότι το μοντέλο είναι ολοκληρωμένο απαιτείται επιπλέον ο έλεγχός του με την υπαγωγή του σε δοκιμές και προσομοιώσεις, των οποίων τα αποτελέσματα για το πραγματικό μοντέλο θεωρούνται ήδη γνωστά. Πλέον το σχεδιαστικό, αριθμητικό μοντέλο θεωρείται ότι μπορεί να υποκαταστήσει το πραγματικό στους απαιτούμενους ελέγχους και να χρησιμοποιηθεί για την υπολογιστική δοσιμετρία.

2.2. Κάσκα ΗΕΓ *SOFTCAP* της εταιρίας *SPES MEDICA*

Η κάσκα που χρησιμοποιήθηκε για το πείραμα είναι το μοντέλο *SOFTCAP* [2] (της ιταλικής εταιρείας *SPES MEDICA*) και απεικονίζεται στην Εικόνα 2.3.

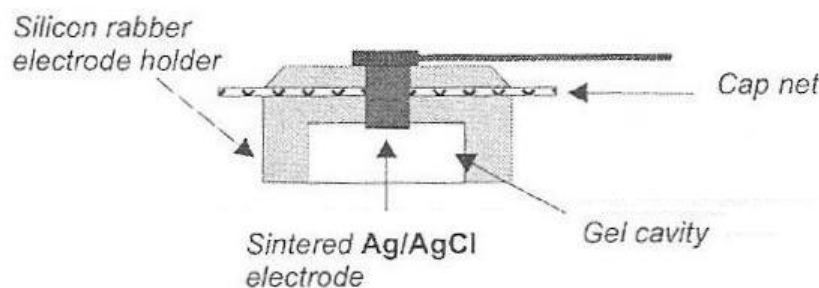


Εικόνα 2.3: Το μοντέλο *SOFTCAP* της κάσκας που θα χρησιμοποιηθεί στο πείραμα [2].

Η κάσκα αυτή περιλαμβάνει 32 ηλεκτρόδια κράματος αργύρου και χλωριούχου αργύρου (*Sintered Ag/AgCl*) τα οποία είναι προσαρμοσμένα σε ένα πλαστικό δίκτυο που μπορεί να εφαρμοστεί σε κεφάλι περιφέρειας 55cm, σε θέσεις που συμφωνούν με το διεθνές πρότυπο 10-20. Δίνεται επίσης η δυνατότητα να αφαιρεθούν ηλεκτρόδια, ώστε να μειωθεί ο αριθμός τους ή να επανατοποθετηθούν σε νέες θέσεις [3].

2.3. Μοντέλο Ηλεκτροδίου

Το πλήρες ηλεκτρόδιο που θα χρησιμοποιηθεί αποτελείται από διάφορα μέρη για τα οποία καταγράφονται οι διαστάσεις τους και απεικονίζονται στην Εικόνα 2.4:

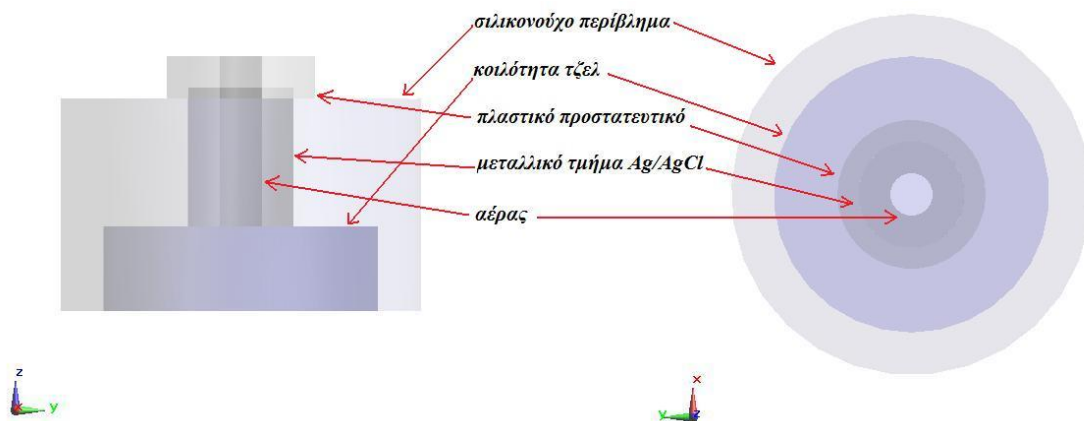


Εικόνα 2.4: Το ηλεκτρόδιο όπως φαίνεται στο φυλλάδιο προδιαγραφών [3].

- ηλεκτρόδιο κράματος αργύρου και χλωριούχου αργύρου (*Sintered Ag/AgCl electrode*) εξωτερικής διαμέτρου 5mm, εσωτερικής διαμέτρου 2mm και ύψους 6,5mm.
- σιλικονούχο περίβλημα ηλεκτροδίου (*Silicon rubber electrode holder*) εξωτερικής διαμέτρου 17mm, εσωτερικής διαμέτρου 5mm, ύψους 10mm και με ειδική εσωτερική διαμόρφωση ώστε να αφήνει χώρο στο κάτω μέρος του για τη γέλη.
- κοιλότητα τοποθέτησης της γέλης (*Gel cavity*) διαμέτρου 13mm και ύψους 4mm.
- πλαστικό προστατευτικό από πολυαιθυλένιο (*Black PE Overmolding*) για να καλύπτει το ηλεκτρόδιο και την ηλεκτρική του σύνδεση με το καλώδιο, εξωτερικής διαμέτρου 7mm, εσωτερικής διαμέτρου 2mm και ύψους 2mm.
- χάλκινο καλώδιο σε ηλεκτρική σύνδεση με το ηλεκτρόδιο (*Copper lead wire*) διαμέτρου 0,8mm.
- πλαστικό προστατευτικό του καλωδίου από πολυβινυλοχλωρίδιο (*PVC*) διαμέτρου 1,2mm [3].

Οι περισσότερες από τις διαστάσεις αυτές δίνονται από το φυλλάδιο προδιαγραφών της κάσας και του ηλεκτροδίου το οποίο παρουσιάζεται στο Παράρτημα Α. Όπου δε δίνονται διαστάσεις, αυτές αποδίδονται είτε συγκρίνοντάς τες κατά αναλογία στο σχέδιο είτε με τη μέτρηση του πραγματικού μοντέλου.

Η μοντελοποίηση του αριθμητικού μοντέλου του ηλεκτροδίου στο *SEMCAD-X* (Εικόνα 2.5) έγινε χρησιμοποιώντας βασικά γεωμετρικά σχήματα και πιο συγκεκριμένα κυλίνδρους κατάλληλων διαστάσεων για την αναπαράσταση κάθε τμήματος του πραγματικού ηλεκτροδίου. Η κατασκευή ξεκινά από το μεταλλικό τμήμα του ηλεκτροδίου που παριστάνεται ως ένας κύλινδρος και περιβάλλεται από το περίβλημα σιλικόνης. Στο κάτω μέρος του (-z) το περίβλημα σιλικόνης έχει θέση για την τοποθέτηση της γέλης. Στο άνω μέρος (+z) το μεταλλικό τμήμα του ηλεκτροδίου καλύπτεται από πλαστικό προστατευτικό. Τόσο το προστατευτικό όσο και το μεταλλικό τμήμα του ηλεκτροδίου φέρουν οπή στο κέντρο τους διαμέτρου 2mm.



Εικόνα 2.5: Δύο όψεις του μοντέλου του ηλεκτροδίου στο SEMCAD-X.

2.3.1. Απόδοση Τιμών Διηλεκτρικών Ιδιοτήτων - Έλεγχος Μοντέλου

Για τη διεξαγωγή των προσομοιώσεων μέσω του SEMCAD-X αποδίδονται σε κάθε υλικό του μοντέλου οι αντίστοιχες διηλεκτρικές ιδιότητες που αναζητούνται στη βιβλιογραφία [4]-[5]. Πιο συγκεκριμένα οι τιμές παρουσιάζονται στον Πίνακα 2.1:

Πίνακας 2.1: Διηλεκτρικές ιδιότητες και χαρακτηριστικά των τμημάτων του αριθμητικού μοντέλου του ηλεκτροδίου.

Τμήμα Ηλεκτροδίου	Τύπος Υλικού	Επιτρεπτότητα (ϵ_r)	Ηλεκτρική Αγωγιμότητα (σ , σε S/m)	Προτεραιότητα Υλικού
Ηλεκτρόδιο $Ag/AgCl$	<i>PEC / Metal</i>	-	-	6
Σιλικονούχο περίβλημα ηλεκτροδίου	<i>Dielectric</i>	3,2	0,0265	3
Κοιλότητα γέλης	<i>Dielectric</i>	1	0	1
Πλαστικό ηλεκτροδίου (PE)	<i>Dielectric</i>	2,25	0,0005	2
Χάλκινο καλώδιο	<i>PEC / Metal</i>	-	-	5
Πλαστικό καλωδίου (PVC)	<i>Dielectric</i>	2,8	0,019	4

Το ηλεκτρόδιο $Ag/AgCl$ και το χάλκινο καλώδιο δηλώνονται ως μεταλλικά υλικά (*PEC / Metal*). Το πλαστικό του ηλεκτροδίου (*PE*) δηλώνεται ως διηλεκτρικό πολυαιθυλένιο και του αποδίδονται αυτόματα τιμές από τη βάση δεδομένων του SEMCAD-X. Το πλαστικό του καλωδίου (*PVC*) δηλώνεται ως διηλεκτρικό και του αποδίδονται τιμές που βρέθηκαν από τη διεθνή βιβλιογραφία για τη συχνότητα 1966MHz που ενδιαφέρει [4]. Συγκεκριμένα η διηλεκτρική σταθερά του πολυβινυλοχλωριδίου έχει το εύρος τιμών του Πίνακα 2.2 για διάφορες συχνότητες. Κρίνεται ικανοποιητική η εκτίμηση ότι η τιμή της για τη συχνότητα ενδιαφέροντος, $f \approx 2GHz$, είναι ίση με αυτή για συχνότητα 1GHz, δηλαδή $\epsilon_r(PVC) = 2,8$.

Πίνακας 2.2: Η διηλεκτρική σταθερά του PVC σε σχέση με τη συχνότητα [4].

Συχνότητα	Διηλεκτρική Σταθερά PVC
1KHz	3,0-3,3
1MHz	2,7-3,1
1GHz	2,8

Οι δομές των υλικών που μοντελοποιούνται στο *SEMCAD-X* φέρουν μια τιμή προτεραιότητας, η οποία αντιπροσωπεύει τη σειρά με την οποία το λογισμικό θα τις επεξεργαστεί και θα κατασκευάσει τα κυβικά στοιχεία. Συχνά συμβαίνει να υπάρχουν υλικά που αλληλοκαλύπτονται σε κάποιες περιοχές ανάλογα με την πυκνότητα του πλέγματος. Τα κυβικά στοιχεία που βρίσκονται σε τέτοιες περιοχές αποδίδονται στο υλικό με τη μεγαλύτερη τιμή προτεραιότητας. Από προεπιλογή η προτεραιότητα των υλικών τίθεται με βάση τη σειρά δημιουργίας των δομών στο *SEMCAD-X*. Η προτεραιότητα των υλικών του αριθμητικού μοντέλου του ηλεκτροδίου παρουσιάζεται στην τελευταία στήλη του Πίνακα 2.1. Οι μεγαλύτερες τιμές προτεραιότητας (6, 5) αποδόθηκαν στα μεταλλικά τμήματά του (ηλεκτρόδιο *Ag/AgCl* και χάλκινο καλώδιο) καθώς αυτά αποτελούν τους σημαντικότερους παράγοντες μελέτης, εν συνεχεία στα πλαστικά προστατευτικά και το σιλικονούχο περίβλημα (4, 3, 2) και τέλος στην κοιλότητα της γέλης (1).

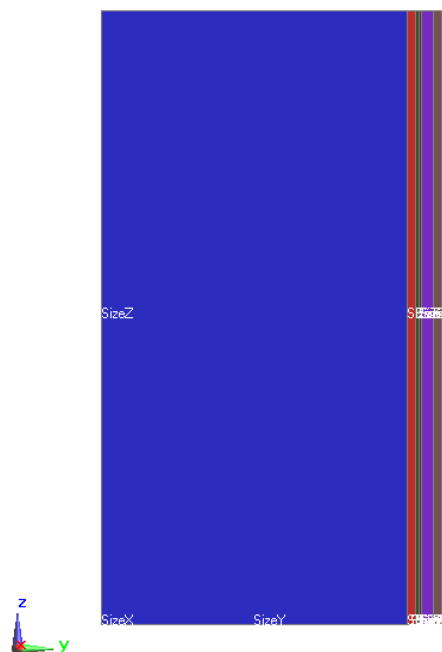
Για την επιλογή της κατάλληλης τιμής της διηλεκτρικής σταθεράς του περιβλήματος σιλικόνης και τη διαμόρφωση της κοιλότητας της γέλης επιλέγεται, στη συνέχεια, να διεξαχθούν προσομοιώσεις σε ένα επίπεδο πολυστρωματικό μοντέλο βιολογικών ιστών. Από τη σύγκριση και την εκτίμηση των αποτελεσμάτων των προσομοιώσεων προκύπτει η τελική μορφή του μοντέλου του ηλεκτροδίου.

2.4. Επίπεδο πολυστρωματικό μοντέλο ιστών

Για την εφαρμογή του μοντέλου του ηλεκτροδίου αναπτύσσεται ένα επίπεδο μοντέλο διαφόρων ειδών βιολογικών ιστών (Εικόνα 2.4) που θεωρείται ότι προσομοιώνει το ανθρώπινο κεφάλι. Πιο συγκεκριμένα, χρησιμοποιούνται 8 είδη βιολογικών ιστών με το πάχος και τη διαδοχή (από τον εξωτερικό ιστό προς τον εσωτερικό) που σημειώνονται στον Πίνακα 2.3. Οι τιμές αυτές αποτελούν προσέγγιση που χρησιμοποιήθηκε σε αντίστοιχες προσομοιώσεις που εκτέλεσαν οι *Murbach et al.* [6] για την εκτίμηση των παρεμβολών από ηλεκτρόδια ΗΕΓ κατά τη διάρκεια έκθεσης σε ραδιοσυχνότητες. Η προσέγγιση αυτή βασίστηκε σε βιβλιογραφία φυσιολογίας και ανατομίας [7].

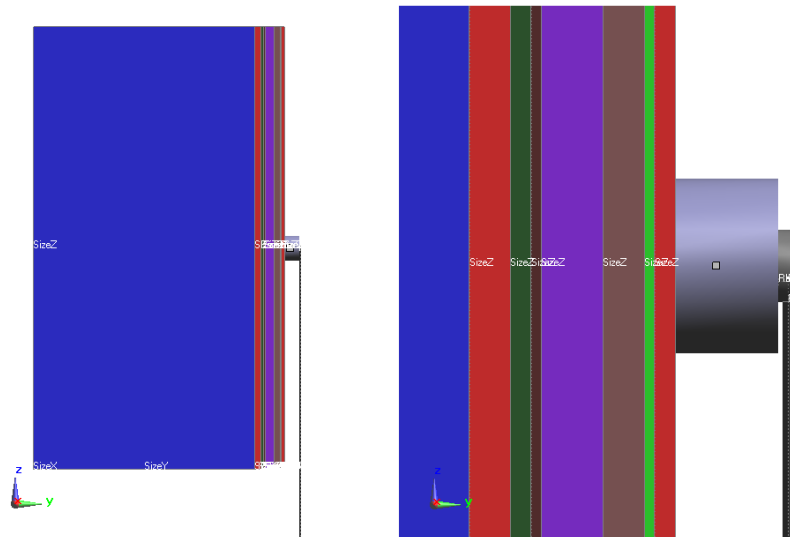
Πίνακας 2.3: Οι βιολογικοί ιστοί που αποτελούν το επίπεδο πολυστρωματικό μοντέλο [6].

Βιολογικός ιστός	Πάχος (mm)	ϵ_r	σ (S/m)	ρ (kg/m ³)
Δέρμα - <i>Skin (Dry)</i>	2	38,6165	1,2512	1100
Λίπος (Μη διηθημένο) - <i>Fat (Not Infiltrated)</i>	1	5,33125	0,0846058	916
Μυς - <i>Muscle</i>	4	53,3335	1,43407	1041
Φλοιώδες οστό - <i>Bone (Cortical)</i>	6	11,6748	0,304033	1990
Σκληρή μήνιγγα - <i>Dura Matter</i>	1	42,6673	1,4022	1013
Εγκεφαλονωτιαίο υγρό - <i>Cerebrospinal Fluid</i>	2	66,9598	3,04765	1007
Εγκεφαλική φαιά ουσία - <i>Brain (Grey Matter)</i>	4	49,7558	1,49026	1039
Εγκεφαλική λευκή ουσία - <i>Brain (White Matter)</i>	150	36,7776	0,986314	1043



Εικόνα 2.6: Πλάγια όψη του επίπεδου πολυστρωματικού μοντέλου.

Οι διαστάσεις του συνολικού μοντέλου ιστών που προκύπτει είναι 170mm πάχος και εξωτερική επιφάνεια 300x300mm². Το ηλεκτρόδιο τοποθετείται στο κέντρο του μοντέλου όπως φαίνεται στην Εικόνα 2.5, με τρόπο ώστε να εφάπτεται ακριβώς με τον εξωτερικό ιστό, δηλαδή το δέρμα (*Skin*).

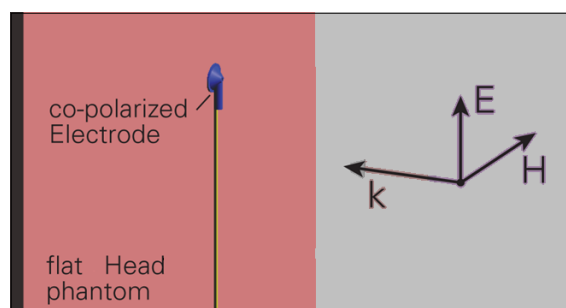


Εικόνα 2.7: Πλάγια όψη του μοντέλου προσομοίωσης με το ηλεκτρόδιο (αριστερά) και λεπτομέρεια αυτού (δεξιά).

Η ακτινοβολία γίνεται από μια πηγή επίπεδου κύματος (*Plane Wave Source*) με $1V/m$ και κατάλληλο προσανατολισμό πεδίου ώστε να επιτευχθεί παράλληλη πόλωση (*co-polarization*) σε σχέση με την τοποθέτηση του καλωδίου του ηλεκτροδίου. Η τοποθέτηση αυτή του καλωδίου παρουσιάζει μεγαλύτερες επιδράσεις στη μορφή του ηλεκτρικού πεδίου. Η συχνότητα της χρησιμοποιούμενης ακτινοβολίας είναι $f=1966MHz$ και το μήκος κύματός της $\lambda=152,6mm$. Οι διαστάσεις της εξωτερικής επιφάνειας του μοντέλου ($300x300mm^2$) επιλέγονται έτσι ώστε το τοποθετημένο στη μέση ηλεκτρόδιο να απέχει κατά ένα μήκος κύματος (λ) από κάθε πλευρά, γεγονός που μπορεί να εξασφαλίσει τη σβέση των όποιων φαινομένων ανάκλασης. Μοντέλο με μεγαλύτερες διαστάσεις θα αύξανε υπερβολικά το μέγεθος του αρχείου και τον απαιτούμενο χρόνο προσομοίωσης χωρίς ουσιαστικό όφελος, ενώ οι μικρότερες διαστάσεις θα καθιστούσαν το μοντέλο ακατάλληλο για να προσομοιώσει το κεφάλι και στο αποτέλεσμα του υπολογισμένου ηλεκτρικού πεδίου θα υπήρχε η επίδραση των ανακλάσεων.

2.5. Εκτέλεση Προσομοιώσεων

Οι προσομοιώσεις εκτελούνται σε συνθήκες παράλληλης πόλωσης (*co-polarization*), δηλαδή με την κατεύθυνση της ακτινοβολίας (k) κάθετη στο καλώδιο του ηλεκτροδίου και την ένταση του ηλεκτρικού πεδίου (E) αντίρροπή του.



Εικόνα 2.8: Σχηματική αναπαράσταση των συνθηκών παράλληλης πόλωσης.

Κατά την πλήρωση των τιμών των διηλεκτρικών ιδιοτήτων των υλικών του ηλεκτροδίου ανακύπτουν κάποια θέματα λόγω της διασποράς της βιβλιογραφίας. Πιο συγκεκριμένα, αναφορικά με το περίβλημα σιλικόνης βρίσκεται ένα εύρος 3-12 για την τιμή της επιτρεπτότητας (ϵ_r) για τη σιλικόνη. Η σιλικόνη (*silicone*) είναι παράγωγο του πυριτίου (*silicon*). Το πυρίτιο έχει σταθερά 11,0 - 12,0 στην κανονική του μορφή. Η σιλικόνη όμως παρουσιάζει διάφορες τιμές. Ενδεικτικά:

- Σε μορφή ελαίου: 2,2 - 2,9 (*Silicone Oil*)
- Σε υγρή μορφή (ρητίνη): 3,5 - 5,0 (*Silicone Resin, Liquid*)
- Σε μορφή λάστιχου: 3,2 - 9,8 (*Silicone Rubber*)
- Σε μορφή βερνικιού: 2,8 - 3,3 (*Silicone Varnish*) [4].

Τα παραπάνω επιβεβαιώνονται από διαφορετικές πηγές [8]-[10] στο διαδίκτυο. Κρίνεται λοιπόν σκόπιμο να ληφθούν 4 από αυτές τις τιμές και να εκτελεστούν ξεχωριστές προσομοιώσεις. Οι τιμές που επιλέγονται είναι 3,2 , 6,5 , 9,8 και 11,9.

Επιπλέον προκύπτει προβληματισμός σχετικά με τις ιδιότητες της κοιλότητας που προορίζεται για την τοποθέτηση της γέλης. Εκτελούνται προσομοιώσεις με απόδοση στην κοιλότητα ιδιοτήτων διηλεκτρικού υλικού (*Dielectric Material*) και ιδιοτήτων τέλειου ηλεκτρικού αγωγού/μετάλλου (*PEC / Metal*). Τέλος εκτελείται προσομοίωση χωρίς την παρουσία της κοιλότητας, ούτως ώστε το μεταλλικό τμήμα του ηλεκτροδίου (*Ag/AgCl*) να έρχεται απευθείας σε επαφή με το δέρμα.

Πραγματοποιούνται συνοπτικά οι ακόλουθες προσομοιώσεις:

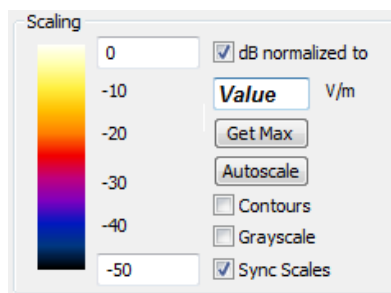
Πίνακας 2.4: Πλήρης πίνακας των προσομοιώσεων για την επιλογή του μοντέλου του ηλεκτροδίου.

<i>Προσομοίωση</i>	<i>Διηλεκτρική Σταθερά περιβλήματος σιλικόνης (silicon rubber holder)</i>	<i>Ιδιότητες Κοιλότητας γέλης (gel cavity)</i>	<i>Σχόλια</i>	<i>Συνολικός Αριθμός Voxels (Mcells)</i>
1η	3,2	$\epsilon_r=1, \sigma=0$ (<i>Dielectric</i>)		22,7104
2η	6,5	$\epsilon_r=1, \sigma=0$ (<i>Dielectric</i>)		23,5309
3η	9,8	$\epsilon_r=1, \sigma=0$ (<i>Dielectric</i>)		24,3032
4η	11,9	$\epsilon_r=1, \sigma=0$ (<i>Dielectric</i>)		24,5634
5η	3,2	$\epsilon_r=1, \sigma=0$ (<i>Dielectric</i>)	χωρίς καλώδιο	16,0475
6η	-	-	χωρίς καθόλου ηλεκτρόδιο	15,6828

συνέχεια Πίνακα 2.4: Πλήρης πίνακας των προσομοιώσεων για την επιλογή του μοντέλου του ηλεκτροδίου.

Προσομοίωση	Διηλεκτρική Σταθερά περιβλήματος σιλικόνης (silicon rubber holder)	Ιδιότητες Κοιλότητας γέλης (gel cavity)	Σχόλια	Συνολικός Αριθμός Voxels (Mcells)
7η	-	-	μόνο με τα PEC υλικά	17,4894
8η	3,2 ($\sigma=0$)	$\epsilon_r=1, \sigma=0$ (Dielectric)	χωρίς απώλειες στο ηλεκτρόδιο	22,7104
9η	3,2	PEC / Metal		22,7104
10η	3,2	-	χωρίς gel cavity	22,1301

Για να υπάρχει η δυνατότητα σύγκρισης των αποτελεσμάτων των προσομοιώσεων χρησιμοποιείται κοινή χρωματική κλίμακα dB με κανονικοποίηση σε μια κατάλληλα επιλεγμένη κάθε φορά τιμή.

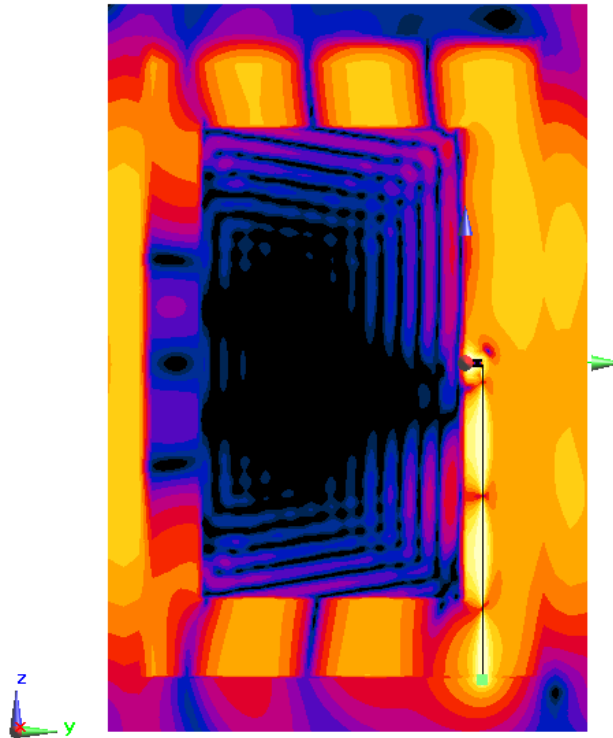


Εικόνα 2.9: Χρωματική κλίμακα για την κανονικοποίηση των απεικονιζόμενων αποτελεσμάτων.

2.5.1. Έλεγχος ορθότητας των προσομοιώσεων

Η διάρκεια της προσομοίωσης ορίζεται στις 20 περιόδους, χρόνος αρκετός για να επέλθει σύγκλιση (σταθεροποίηση της τάσης) ώστε τα αποτελέσματα να είναι ενδεικτικά της μόνιμης κατάστασης.

Μέσω της τομεακής κατανομής (Slice Field View) της RMS τιμής του ηλεκτρικού πεδίου E στο επίπεδο $x=0$ ελέγχεται η ύπαρξη ή όχι ανακλάσεων στα όρια του περιβάλλοντος χώρου που διεξάγεται η προσομοίωση. Οι ανακλάσεις θα ήταν ανεπιθύμητες και για το λόγο αυτό οι οριακές συνθήκες (Boundary Conditions) στα όρια του πειραματικού χώρου τέθηκαν ως υψηλά απορροφητικές (High ABC - Absorbing Boundary Conditions). Η μορφή του πεδίου όπως φαίνεται και στην Εικόνα 2.10 προκαλεί προβληματισμό για το κατά πόσον οι χρησιμοποιηθείσες οριακές συνθήκες επιτρέπουν την τέλεια απορρόφηση και προσομοιώνουν τον ελεύθερο και άπειρο χώρο.



Εικόνα 2.10: Η Τομεακή κατανομή της RMS τιμής του ηλεκτρικού πεδίου (E) για την 1η προσομοίωση του Πίνακα 2.4 με κανονικοποίηση στην τιμή $100V/m$.

Πράγματι, στο αριστερό και δεξί όριο δεν παρατηρείται σβέση του πεδίου εντός του υπολογιστικού χώρου γεγονός ωστόσο που δεν είναι αποδεικτικό ύπαρξης ανακλάσεων καθώς το πεδίο δεν φαίνεται να έχει περίεργη συμπεριφορά. Στο κάτω όριο ($-z$) ωστόσο παρουσιάζεται διατάραξη του πεδίου, ειδικότερα αν γίνει η σύγκριση με την ομαλή σβέση του πεδίου στο άνω όριο.

Με βάση τη σχεδίαση της προσομοίωσης, το ηλεκτρομαγνητικό πεδίο που δημιουργείται από την πηγή επίπεδου κύματος ταξιδεύει από τα δεξιά προς τα αριστερά, δηλαδή προς τον $-y$ άξονα. Συνεπώς, είναι αναμενόμενη η μη μηδενική του τιμή σε αυτά τα όρια. Επίσης, η διατάραξη στη μορφή του πεδίου στο κάτω όριο αποδίδεται στο καλώδιο του ηλεκτροδίου και το φαινόμενο των άκρων που αυτό συνεπάγεται. Για να επιβεβαιωθεί αυτός ο ισχυρισμός εκτελείται προσομοίωση χωρίς την παρουσία του ηλεκτροδίου ώστε να ελεγχθεί η μορφή του πεδίου στα όρια του άξονα z .

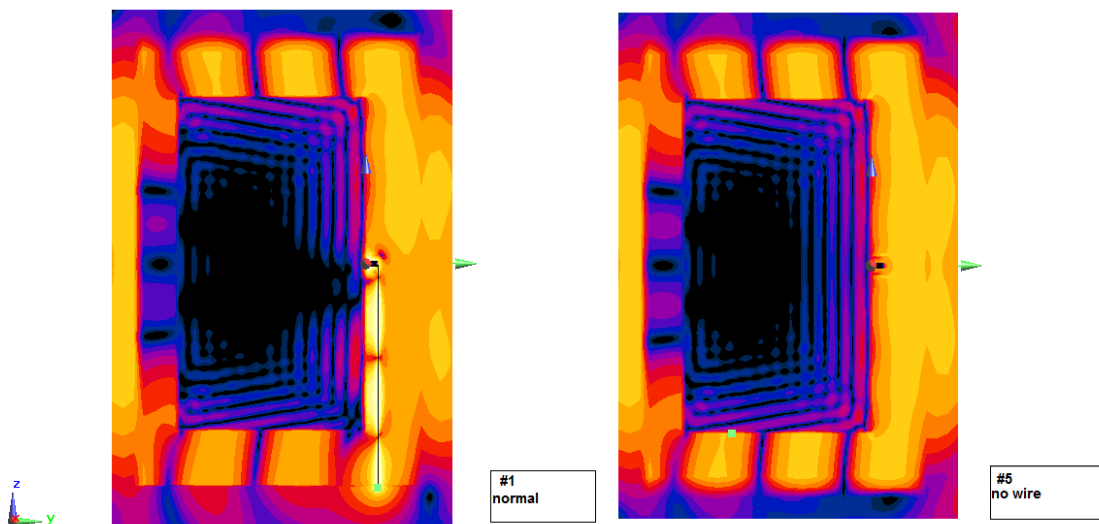
Πραγματοποιείται σύγκριση των ακόλουθων προσομοιώσεων:

- Επίπεδο μοντέλο με την παρουσία ηλεκτροδίου (1η του Πίνακα 2.4),
- Επίπεδο μοντέλο με την παρουσία ηλεκτροδίου και καλωδίου (5η του Πίνακα 2.4),
- Επίπεδο μοντέλο (6η του Πίνακα 2.4).

Πίνακας 2.5: Πίνακας προσομοιώσεων για τον έλεγχο της ορθότητάς τους.

Προσομοίωση	Διηλεκτρική Σταθερά περιβλήματος σιλικόνης (<i>silicon rabber holder</i>)	Ιδιότητες Κοιλότητας γέλης (<i>gel cavity</i>)	Σχόλια	Συνολικός Αριθμός Voxels (<i>Mcells</i>)
1η	3,2	$\epsilon_r=1, \sigma=0$ (<i>Dielectric</i>)		22,7104
5η	3,2	$\epsilon_r=1, \sigma=0$ (<i>Dielectric</i>)	χωρίς καλώδιο	16,0475
6η	-	-	χωρίς καθόλου ηλεκτρόδιο	15,6828

Επιλέγεται να εξεταστεί η τομεακή κατανομή της RMS τιμής του ηλεκτρικού πεδίου στο επίπεδο $x=0$ (Εικόνα 2.11) για τις προσομοιώσεις με (1η του Πίνακα 2.4) και χωρίς το καλώδιο (5η του Πίνακα 2.4) του ηλεκτροδίου. Για τη σύγκριση των εικόνων γίνεται κανονικοποίηση των αποτελεσμάτων των προσομοιώσεων στην κοινή τιμή των 100V/m.



Εικόνα 2.11: Σύγκριση της τομεακής κατανομής της RMS τιμής του ηλεκτρικού πεδίου για τις προσομοιώσεις με (αριστερά) και χωρίς το καλώδιο (δεξιά) με κανονικοποίηση στην τιμή 100V/m.

Πραγματικά, από την προσομοίωση χωρίς καλώδιο (5η του Πίνακα 2.4) παρατηρείται ότι για το άνω όριο, η μορφή του πεδίου είναι ακριβώς η ίδια. Θεωρείται ότι η διαφοροποίηση του πεδίου στο κάτω όριο οφείλεται στην παρουσία του καλωδίου του ηλεκτροδίου και ειδικότερα στο άκρο αυτού. Επιπροσθέτως, επισημαίνεται η διαφορά στη διείσδυση του ηλεκτρικού πεδίου στο εσωτερικό των ιστών λόγω της παρουσίας του καλωδίου. Πιο συγκεκριμένα, στο σημείο σύνδεσης του καλωδίου με το ηλεκτρόδιο εντοπίζεται μείωση της τιμής του ηλεκτρικού πεδίου στους βιολογικούς ιστούς. Επίσης παρατηρείται ότι η κατανομή του ηλεκτρικού πεδίου στο εσωτερικό του βιολογικού μοντέλου και στον εξωτερικό χώρο προσομοίωσης διαφοροποιείται λόγω της παρουσίας του καλωδίου.

2.5.2. Εκτίμηση των αποτελεσμάτων

Στόχος είναι να επιλεγεί το κατάλληλο μοντέλο ηλεκτροδίου για τη διεξαγωγή των περαιτέρω προσομοιώσεων. Ως κριτήρια αυτής της επιλογής θεωρούνται:

- η κατά το μέτρο του δυνατού απεικόνιση του πραγματικού ηλεκτροδίου που θα χρησιμοποιηθεί στο πείραμα
- η συμφωνία με τη διεθνή βιβλιογραφία στις τιμές των διηλεκτρικών ιδιοτήτων των υλικών του ηλεκτροδίου
- η διασφάλιση της σχετικής απλότητας του μοντέλου ώστε αυτό να μην ξεπερνά τη διαθέσιμη υπολογιστική ισχύ για την εκτέλεση των προσομοιώσεων
- η μορφή του ηλεκτρικού πεδίου στο εσωτερικό των ιστών
- η εξέταση του χειρότερου σεναρίου από την άποψη της ακτινοβολίας του ανθρώπινου εγκεφάλου. Αυτό σχετίζεται τόσο με την απορρόφηση της ακτινοβολίας όσο και με το βάθος διείσδυσης. Μιας και απώτερος σκοπός είναι ο έλεγχος της επίδρασης των ηλεκτροδίων στο διαμορφούμενο ηλεκτρικό πεδίο, το χειρότερο σενάριο θα αποδώσει μια ίσως υπερβολική αλλά ενδεικτική εικόνα της. Άλλωστε είναι ίδιο γνώρισμα επιστημονικών μελετών να εξετάζουν τέτοια σενάρια τα οποία λόγω ακριβώς της υπερβολής που εξετάζουν να περιλαμβάνουν και άλλες περιπτώσεις έκθεσης.

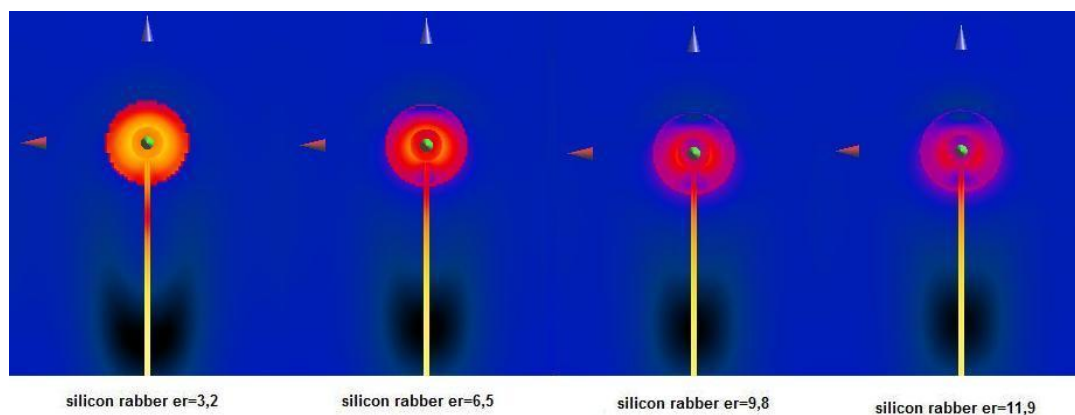
2.5.3. Επιλογή της διηλεκτρικής σταθεράς του περιβλήματος σιλικόνης (*silicon rabber holder*): $\epsilon_r = 3,2$

Το πρώτο κομμάτι αφορά την επιλογή της κατάλληλης τιμής επιτρεπτότητας του περιβλήματος σιλικόνης. Για το λόγο αυτό αποδίδονται στην κοιλότητα της γέλης ιδιότητες διηλεκτρικού και πιο συγκεκριμένα ιδιότητες αέρα, ώστε να μην επηρεάζει το σχηματιζόμενο πεδίο.

Πίνακας 2.6: Πίνακας προσομοιώσεων για την επιλογή της τιμής της επιτρεπτότητας του περιβλήματος σιλικόνης.

Προσομοίωση	Διηλεκτρική Σταθερά περιβλήματος σιλικόνης (<i>silicon rabber holder</i>)	Ιδιότητες Κοιλότητας γέλης (<i>gel cavity</i>)	Συνολικός Αριθμός Voxels (<i>Mcells</i>)
1η	3,2	$\epsilon_r=1, \sigma=0$ (<i>Dielectric</i>)	22,7104
2η	6,5	$\epsilon_r=1, \sigma=0$ (<i>Dielectric</i>)	23,5309
3η	9,8	$\epsilon_r=1, \sigma=0$ (<i>Dielectric</i>)	24,3032
4η	11,9	$\epsilon_r=1, \sigma=0$ (<i>Dielectric</i>)	24,5634

Εξετάζεται η επιφανειακή κατανομή (*Surface Field View*) της *RMS* τιμής του ηλεκτρικού πεδίου E (Εικόνα 2.12). Για τη σύγκριση των εικόνων γίνεται κανονικοποίηση των αποτελεσμάτων των προσομοιώσεων στην κοινή τιμή των 320V/m.

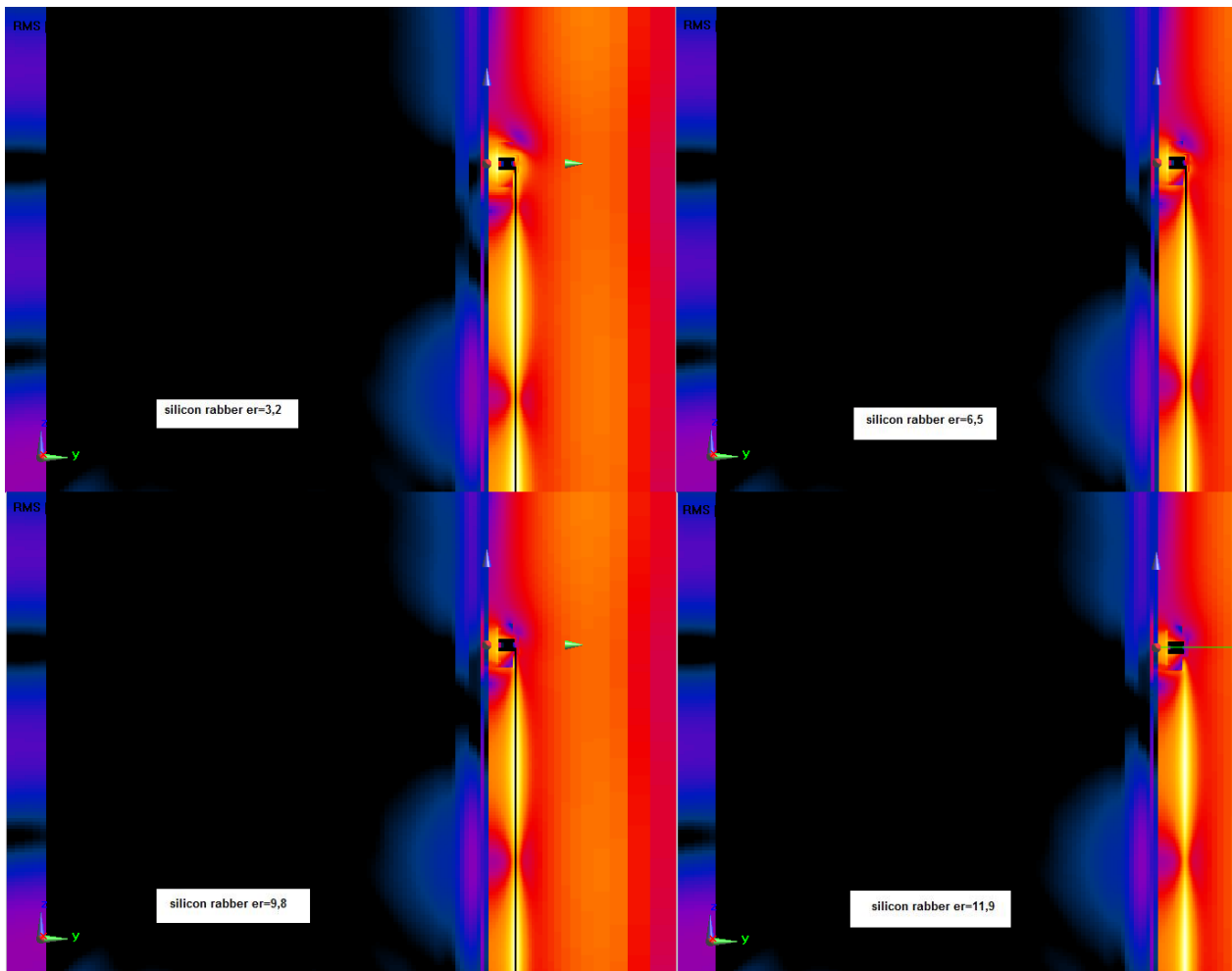


Εικόνα 2.12: Επιφανειακή κατανομή της *RMS* τιμής του ηλεκτρικού πεδίου E για τις προσομοιώσεις 1 έως 4 του Πίνακα 2.4 με κανονικοποίηση στην τιμή 320V/m.

Παρατηρείται ότι η μορφή του ηλεκτρικού πεδίου είναι παρόμοια σε όλες τις προσομοιώσεις με σημεία διαφοροποίησης το μέγεθός του πάνω στο ηλεκτρόδιο και το ακριβές σημείο της «σκίασης» (μικρή τιμή μεγέθους) στην εξωτερική επιφάνεια του ιστού λόγω της ύπαρξης του καλωδίου. Συγκεκριμένα, με την αύξηση της τιμής της διηλεκτρικής σταθεράς του σιλικονούχου περιβλήματος σημειώνεται μείωση του ηλεκτρικού πεδίου επί του ηλεκτροδίου καθώς και συρρίκνωση της «σκίασης». Το σημείο όπου εντοπίζεται η «σκίαση» αυτή βρίσκεται στην ίδια απόσταση κάθε φορά από το ηλεκτρόδιο.

Στη συνέχεια εξετάζεται η τομεακή κατανομή της *RMS* τιμής του ηλεκτρικού πεδίου E στο επίπεδο $x=0$ (Εικόνα 2.13). Για τη σύγκριση των εικόνων γίνεται κανονικοποίηση των αποτελεσμάτων των προσομοιώσεων στην κοινή τιμή των 350V/m.

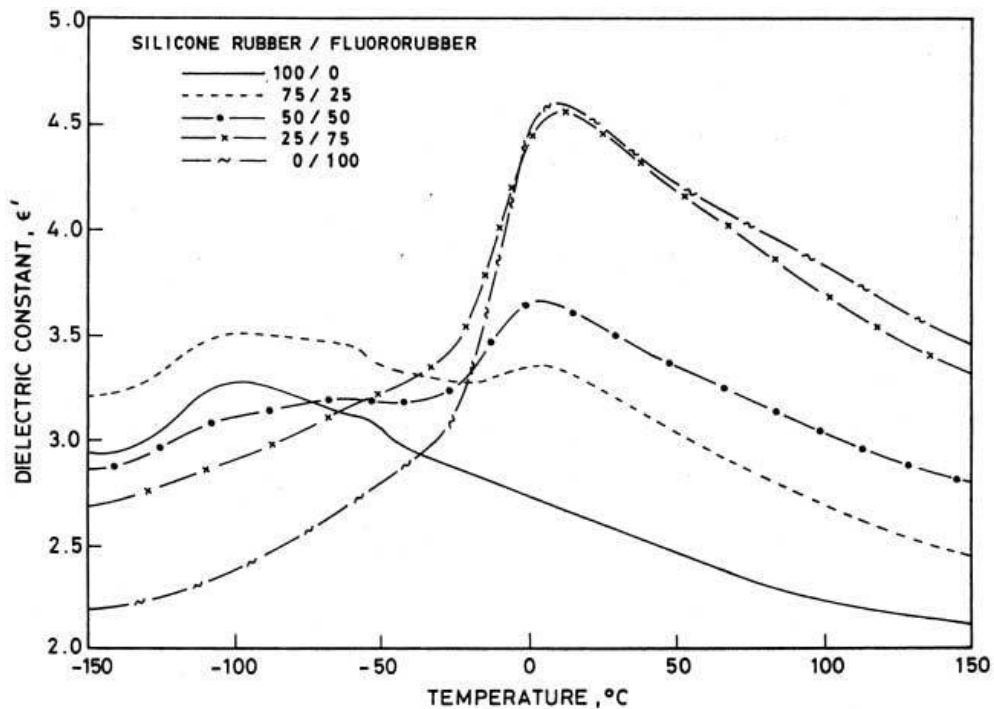
Με την αύξηση της τιμής της διηλεκτρικής σταθεράς του σιλικονούχου περιβλήματος, παρατηρείται μείωση του ηλεκτρικού πεδίου επί του ηλεκτροδίου όπως δηλαδή και στην εξέταση της επιφανειακής κατανομής. Εκτός του ηλεκτροδίου, το πεδίο παρουσιάζει ελάχιστες διαφοροποιήσεις. Συμπερασματικά, το πεδίο διατηρεί τα βασικά χαρακτηριστικά του (μορφή και μέγεθος) στο εσωτερικό του μοντέλου των βιολογικών ιστών που είναι και η περιοχή ενδιαφέροντος.



Εικόνα 2.13: Τομεακή κατανομή της RMS τιμής του ηλεκτρικού πεδίου E για τις διάφορες τιμές επιτρεπτότητας του σιλικονούχου περιβλήματος με κανονικοποίηση στην τιμή $350V/m$.

Για τη λήψη της απόφασης για την τιμή της επιτρεπτότητας του σιλικονούχου περιβλήματος απαιτείται να συνηπολογιστούν και άλλοι παράγοντες πέραν των όσων έχουν ήδη αναφερθεί.

- Το φυλλάδιο προδιαγραφών του ηλεκτροδίου [3] αναφέρει "*silicon rabber holder*". Άρα αναφέρεται στο εύρος τιμών 3,2 - 9,8 σύμφωνα με τις τιμές της βιβλιογραφίας.
- Λαμβάνονται ενδεικτικά τιμές από την ιστοσελίδα της εταιρείας *Dow Corning* που κατασκευάζει σιλικόνες. Η διηλεκτρική σταθερά σιλικονούχου γέλης είναι 2,87 για τα 100 kHz και για υγρό *silicone rubber* 2,89 στα 100 kHz [11]. Από σχετική δημοσίευση της ίδιας εταιρείας [10] προκύπτει ότι ανάλογα με την ακριβή σύνθεσή του το *silicone rubber* έχει διηλεκτρική σταθερά που κυμαίνεται σε 2,6 ως 4,5 περίπου.



Εικόνα 2.14: Η εξάρτηση της διηλεκτρικής σταθεράς της σιλικόνουχου λάστιχου από τη θερμοκρασία. Το διάγραμμα περιλαμβάνει διαφορετικές αναλογίες κατασκευής του υλικού και αφορά συχνότητα 10^3 Hz [9].

Τα παραπάνω οδηγούν ασφαλέστερα σε μια επιλογή της τιμής της διηλεκτρικής σταθεράς του περιβλήματος σιλικόνης στα 3,2.

2.5.4. Διηλεκτρικά μέρη του ηλεκτροδίου και καλωδίου

Η επόμενη διερεύνηση αφορά στα διηλεκτρικά μέρη και τις λεπτομέρειες του μοντέλου του ηλεκτροδίου. Η παρουσία για παράδειγμα των πλαστικών μερών του ηλεκτροδίου και του καλωδίου (*PVC*, *PE*) ενδεχομένως να αποτελεί περιττή λεπτομέρεια που απλώς αυξάνει την πολυπλοκότητα του μοντέλου χωρίς να προσφέρει την αναμενόμενη αύξηση της πιστότητας και ακρίβειας των αποτελεσμάτων. Για το λόγο αυτό διεξάγονται προσομοιώσεις με μοντέλα ηλεκτροδίου απλούστερα από το αρχικό πιστό αντίγραφο.

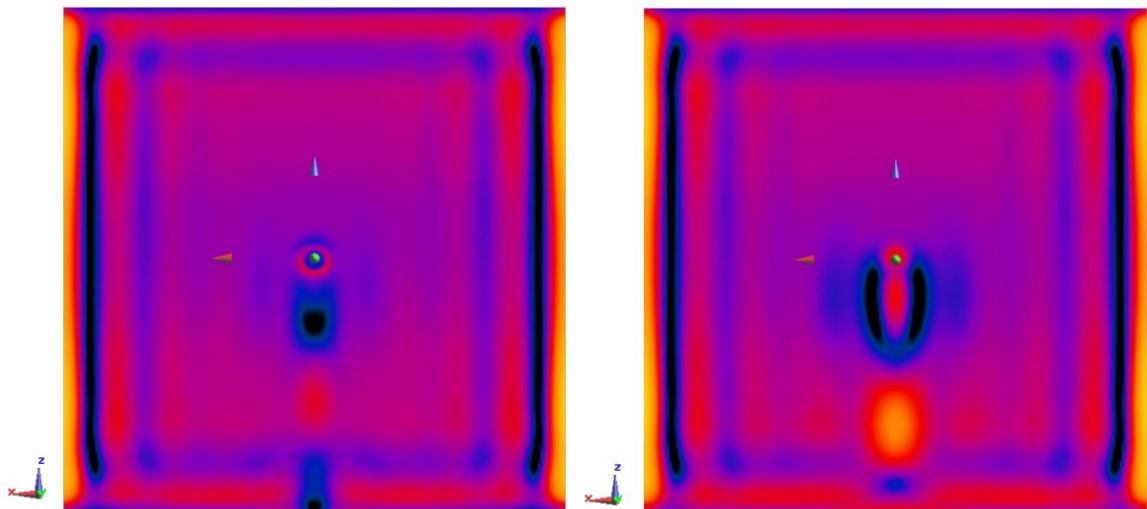
Πραγματοποιείται σύγκριση των ακόλουθων προσομοιώσεων:

- Επίπεδο μοντέλο με την παρουσία πλήρους μοντέλου ηλεκτροδίου (1η του Πίνακα 2.4),
- Επίπεδο μοντέλο με την παρουσία του ηλεκτροδίου, έχοντας μόνο τα *PEC* υλικά (ηλεκτρόδιο *Ag/AgCl*, χάλκινο καλώδιο) (7η του Πίνακα 2.4),
- Επίπεδο μοντέλο με την παρουσία του ηλεκτροδίου χωρίς απώλειες στα υλικά του ($\sigma=0$ για όλες τις δομές) (8η του Πίνακα 2.4).

Πίνακας 2.7: Πίνακας προσομοιώσεων για τον έλεγχο των διηλεκτρικών μερών του ηλεκτροδίου.

Προσομοίωση	Διηλεκτρική Σταθερά περιβλήματος σιλικόνης (<i>silicon rabber holder</i>)	Ιδιότητες Κοιλότητας γέλης (<i>gel cavity</i>)	Σχόλια	Συνολικός Αριθμός Voxels (<i>Mcells</i>)
1η	3,2	$\epsilon_r=1, \sigma=0$ (<i>Dielectric</i>)		22,7104
7η	-	-	μόνο με τα <i>PEC</i> υλικά	17,4894
8η	3,2 ($\sigma=0$)	$\epsilon_r=1, \sigma=0$ (<i>Dielectric</i>)	χωρίς απώλειες στο ηλεκτρόδιο	22,7104

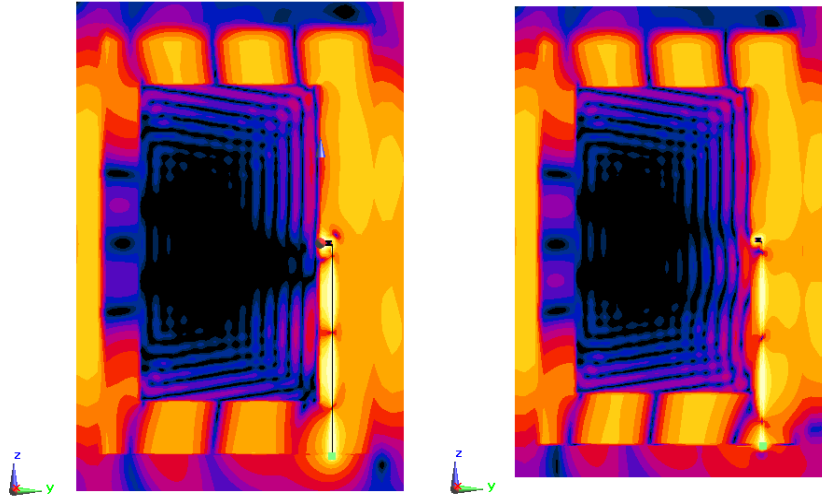
Αρχικά εξετάζονται οι επιφανειακές κατανομές του *SAR* στην 1η και την 7η προσομοίωση του Πίνακα 2.4 μόνο με *PEC* υλικά (Εικόνα 2.15). Για τη σύγκριση των εικόνων γίνεται κανονικοποίηση των αποτελεσμάτων των προσομοιώσεων στην κοινή τιμή των 0,5mW/g.



Εικόνα 2.15: Η επιφανειακή κατανομή του *SAR* για τις προσομοιώσεις 1 (αριστερά) και 7 (δεξιά) του Πίνακα 2.4 με κανονικοποίηση στην τιμή 0,5mW/g.

Παρατηρείται ότι οι διαφορές μεταξύ τους είναι ιδιαίτερα σημαντικές τόσο για την περιοχή του ηλεκτροδίου όσο και κατά μήκος του καλωδίου.

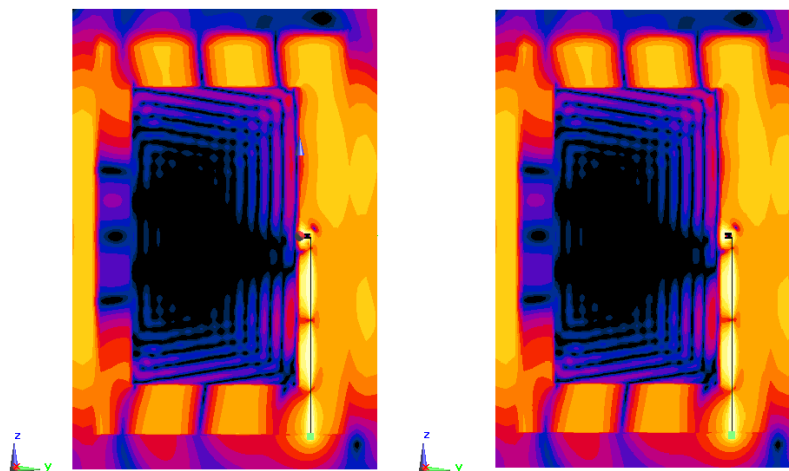
Ακολουθεί η σύγκριση της τομεακής κατανομής της *RMS* τιμής του ηλεκτρικού πεδίου στο επίπεδο $x=0$ των ίδιων προσομοιώσεων (Εικόνα 2.16). Για τη σύγκριση των εικόνων γίνεται κανονικοποίηση των αποτελεσμάτων των προσομοιώσεων στην κοινή τιμή των 100V/m.



Εικόνα 2.16: Η τομεακή κατανομή της RMS τιμής του ηλεκτρικού πεδίου (E) για τις προσομοιώσεις 1 (αριστερά) και 7 (δεξιά) του Πίνακα 2.4 με κανονικοποίηση στην τιμή 100V/m.

Σημειώνεται μεγάλη διαφοροποίηση στην τομεακή κατανομή του ηλεκτρικού πεδίου για το μοντέλο μόνο με PEC υλικά. Η διείσδυση του ηλεκτρικού πεδίου στο εσωτερικό των ιστών είναι μεγαλύτερη ακόμα και στην περιοχή του ηλεκτροδίου. Συμπερασματικά η επίδραση των πλαστικών μερών στο μοντέλο του ηλεκτροδίου είναι ιδιαίτερα σημαντική και είναι αυτά κυρίως που δημιουργούν το φαινόμενο της «θωράκισης» των ιστών απέναντι στην ακτινοβολία. Κρίνεται λοιπόν ως μη αποδεκτό το απλοποιημένο μοντέλο ηλεκτροδίου μόνο με PEC υλικά.

Ο έλεγχος του μοντέλου χωρίς απώλειες ενέργειας στα υλικά, παρότι συμπληρωματικός, προστίθεται στις προσομοιώσεις για λόγους πληρότητας. Οι τιμές ηλεκτρικής αγωγιμότητας (σ) των υλικών του ηλεκτροδίου είναι ιδιαίτερα χαμηλές γεγονός που αναμένεται ότι δε θα επηρεάσει τις προσομοιώσεις. Εξετάζεται η τομεακή κατανομή του ηλεκτρικού πεδίου στο επίπεδο $x=0$ (Εικόνα 2.17). Για τη σύγκριση των εικόνων γίνεται κανονικοποίηση των αποτελεσμάτων των προσομοιώσεων στην κοινή τιμή των 100V/m.



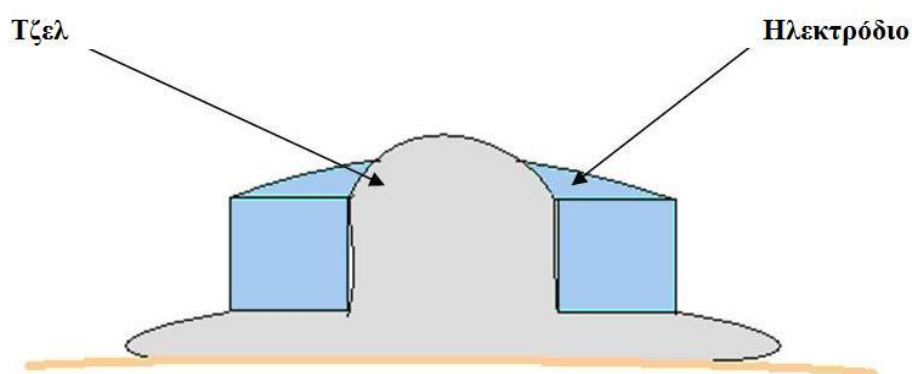
Εικόνα 2.17: Η τομεακή κατανομή της RMS τιμής του ηλεκτρικού πεδίου (E) για τις προσομοιώσεις 1 (αριστερά) και 8 (δεξιά) του Πίνακα 2.4 με κανονικοποίηση στην τιμή 100V/m.

Πράγματι η μορφή του πεδίου στο εσωτερικό των ιστών είναι σχεδόν η ίδια. Επιλέγεται ωστόσο να διατηρηθούν οι έστω και μικρές τιμές ηλεκτρικής αγωγιμότητας (σ) των υλικών του ηλεκτροδίου ώστε το μοντέλο να παραμείνει πιστό στο πραγματικό.

Ελέγχοντας τις απώλειες ισχύος στις δύο προσομοιώσεις καταγράφεται ότι τα δυο μοντέλα εμφανίζουν πολύ κοντινές τιμές. Στο πλήρες μοντέλο ηλεκτροδίου (1η του Πίνακα 2.4) ήταν $7,2742e-005mW$ και στο μοντέλο χωρίς απώλειες στο ηλεκτρόδιο (8η του Πίνακα 2.4) ήταν $7,2615e-005mW$. Οπότε η απλούστευση του μοντέλου δεν επιφέρει ουσιαστική διαφοροποίηση ούτε στην απώλεια ισχύος που ήταν ο αρχικός λόγος που οδήγησε στη δημιουργία του μοντέλου.

2.5.5. Διερεύνηση της μοντελοποίησης της κοιλότητας της γέλης του ηλεκτροδίου

Η κοιλότητα γέλης υπάρχει στο ηλεκτρόδιο ώστε με την πλήρωσή της με κατάλληλη αγωγίμη γέλη να επιτευχθεί η ηλεκτρική σύνδεση του δέρματος του κεφαλιού με το ηλεκτρόδιο για να γίνει η μεταφορά των ηλεκτρικών σημάτων.



Εικόνα 2.18: Σχηματική απεικόνιση της πλήρωσης της κοιλότητας του ηλεκτροδίου με γέλη.

Οι δοκιμαστικές επιπλέον προσομοιώσεις που επιλέγεται να διεξαχθούν είναι με ιδιότητες τέλειου αγωγού (μετάλλου) στην κοιλότητα και χωρίς καθόλου κοιλότητα. Και στις δύο περιπτώσεις το δέρμα του κεφαλιού έρχεται σε άμεση σύνδεση με το μέταλλο του ηλεκτροδίου.

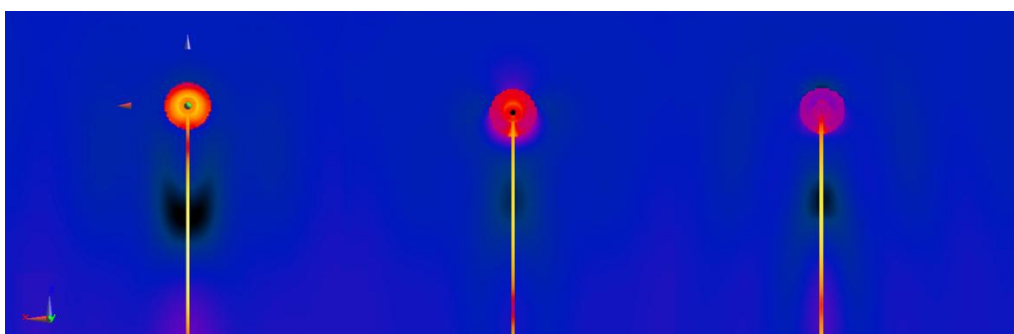
Πραγματοποιείται σύγκριση των ακόλουθων προσομοιώσεων:

- Επίπεδο μοντέλο με την παρουσία πλήρους μοντέλου ηλεκτροδίου (1η του Πίνακα 2.4),
- Επίπεδο μοντέλο με την παρουσία ηλεκτροδίου και απόδοση στην κοιλότητα γέλης ιδιότητες *PEC* (9η του Πίνακα 2.4),
- Επίπεδο μοντέλο με την παρουσία ηλεκτροδίου, χωρίς κοιλότητα γέλης (10η του Πίνακα 2.4).

Πίνακας 2.8: Πίνακας προσομοιώσεων για την επιλογή της κοιλότητας γέλης.

Προσομοίωση	Διηλεκτρική Σταθερά περιβλήματος σιλικόνης (<i>silicon rabber holder</i>)	Ιδιότητες Κοιλότητας γέλης (<i>gel cavity</i>)	Σχόλια	Συνολικός Αριθμός Voxels (<i>Mcells</i>)
1η	3,2	$\epsilon_r=1, \sigma=0$ (<i>Dielectric</i>)		22,7104
9η	3,2	<i>PEC / Metal</i>		22,7104
10η	3,2	-	χωρίς <i>gel cavity</i>	22,1301

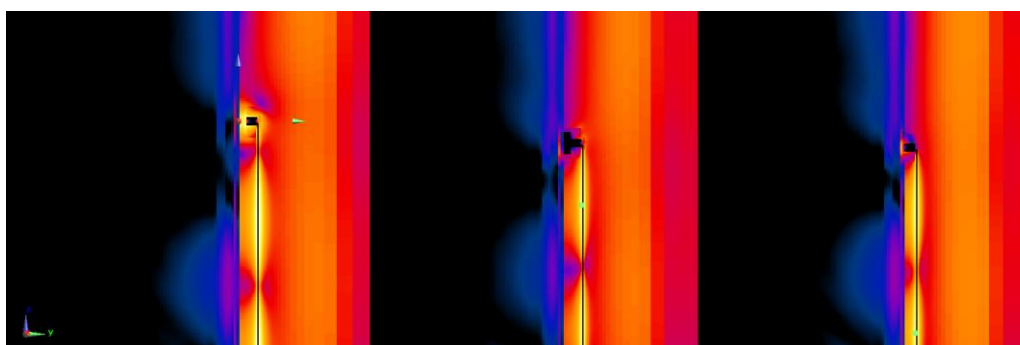
Αρχικά εξετάζεται η επιφανειακή κατανομή της *RMS* τιμής του ηλεκτρικού πεδίου επί του ηλεκτροδίου για τις προσομοιώσεις (Εικόνα 2.19). Για τη σύγκριση των εικόνων γίνεται κανονικοποίηση των αποτελεσμάτων των προσομοιώσεων στην κοινή τιμή των 320V/m.



Εικόνα 2.19: Επιφανειακή κατανομή της *RMS* τιμής του ηλεκτρικού πεδίου για τις προσομοιώσεις 1 (αριστερά), 9 (κέντρο) και 10 (δεξιά) του Πίνακα 2.4 με κανονικοποίηση στην τιμή 320V/m.

Παρατηρείται μια αισθητή μείωσή της στην επιφάνεια του ηλεκτροδίου καθώς και ο περιορισμός της «σκίασης» κατά μήκος του καλωδίου στην επιφάνεια του μοντέλου των ιστών.

Ακολουθεί η σύγκριση της τομεακής κατανομής της *RMS* τιμής του ηλεκτρικού πεδίου στο επίπεδο $x=0$ (Εικόνα 2.20). Για τη σύγκριση των εικόνων γίνεται κανονικοποίηση των αποτελεσμάτων των προσομοιώσεων στην κοινή τιμή των 350V/m.



Εικόνα 2.20: Τομεακή κατανομή της *RMS* τιμής του ηλεκτρικού πεδίου προσομοιώσεις 1 (αριστερά), 9 (κέντρο) και 10 (δεξιά) του Πίνακα 2.4 με κανονικοποίηση στην τιμή 350V/m.

Παρατηρείται ότι η απόδοση της ιδιότητας μετάλλου στην κοιλότητα της γέλης οδηγεί σε μικρή αύξηση της τιμής του ηλεκτρικού πεδίου στην περιοχή του ηλεκτροδίου ενώ παρόμοια επίδραση έχει και η αφαίρεση της κοιλότητας. Παρά τη μικρότερη απόσταση μεταξύ καλωδίου και μοντέλου ιστών για την προσομοίωση χωρίς την κοιλότητα της γέλης φαίνεται ότι το πεδίο στο εσωτερικό των ιστών παραμένει αναλλοίωτο.

Οι διαφοροποιήσεις στο πεδίο στο εσωτερικό των ιστών και για τις δύο περιπτώσεις κρίνονται τελικώς ως είναι πολύ μικρές. Η αφαίρεση της κοιλότητας κάνει τη δομή πολύ απλή τόσο όμως που αλλοιώνει το ίδιο το μοντέλο του ηλεκτροδίου. Αντιθέτως, η απόδοση στην κοιλότητα ιδιοτήτων τέλειου ηλεκτρικού αγωγού διατηρεί τα βασικά κατασκευαστικά χαρακτηριστικά του ηλεκτροδίου με μια προσέγγιση που είναι αρκετά κοντά στην πραγματικότητα καθώς η πλήρωσή της με κατάλληλη γέλη την καθιστά αγώγιμη για τη μεταφορά των ηλεκτρικών σημάτων από τους ιστούς στον καταγραφέα. Παρόλα αυτά, η σύσταση της αγώγιμης γέλης δεν οδηγεί απαραίτητως στη προσομοίωσή του ως *PEC*. Μια ρεαλιστικότερη προσέγγιση θα ήταν η απόδοση ιδιοτήτων διηλεκτρικού στην κοιλότητα. Ωστόσο στη βιβλιογραφία και τις εταιρείες παραγωγής συναφών προϊόντων δε βρέθηκε κάποια αναφορά στο εύρος τιμών της διηλεκτρικής σταθεράς των κοινώς χρησιμοποιούμενων ειδών γέλης. Στο τελικό μοντέλο αποφασίστηκε να παραμείνει η κοιλότητα με τις ιδιότητες αέρα που της είχαν αποδοθεί εξαρχής.

2.6. Τελικό μοντέλο ηλεκτροδίου

Το τελικό μοντέλο του ηλεκτροδίου είναι αυτό που παρουσιάστηκε στην αρχή του κεφαλαίου (Εικόνα 2.3). Οι διηλεκτρικές ιδιότητες του ηλεκτροδίου συνοψίζονται στον Πίνακα 2.9.

Πίνακας 2.9: Οι διηλεκτρικές ιδιότητες και τα χαρακτηριστικά των τμημάτων του τελικού αριθμητικού μοντέλου του ηλεκτροδίου.

Τμήμα Ηλεκτροδίου	Τύπος Υλικού	Επιτρεπτότητα (ϵ_r)	Ηλεκτρική Αγωγιμότητα (σ, σε S/m)
Ηλεκτρόδιο <i>Ag/AgCl</i>	<i>PEC / Metal</i>	-	-
Σιλικονούχο περίβλημα ηλεκτροδίου	<i>Dielectric</i>	3,2	0,0265
Κοιλότητα γέλης	<i>Dielectric</i>	1	0
Πλαστικό ηλεκτροδίου (<i>PE</i>)	<i>Dielectric</i>	2,25	0,0005
Χάλκινο καλώδιο	<i>PEC / Metal</i>	-	-
Πλαστικό καλωδίου (<i>PVC</i>)	<i>Dielectric</i>	2,8	0,019

2.7. Βιβλιογραφία

[1] Μ. Χριστοπούλου, “Υπολογιστική και πειραματική μελέτη της επίδρασης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας από τερματικές συσκευές κινητών επικοινωνιών δεύτερης και τρίτης γενιάς σε λειτουργικές εγκεφαλικές δομές”, Ενδιάμεση έκθεση Διδακτορικής Διατριβής, ΕΜΠ Ιούλιος 2010.

[2] Spes Medica, “The medical accessories source”, <http://www.spesmedica.it/>.

[3] Spes Medica, “HEADCAP SOFTCAP Type with 32 sintered Ag/AgCl electrodes cable and Sub d 37 poles connector”,

[4] “Electrical Properties of Plastics”, <http://members.tm.net/lapointe/Plastics.htm>.

[5] Dielectric Constant Values, Clipper Controls Inc, <https://www.clippercontrols.com/pages/dielectric-constant-values#S>.

[6] M. Murbach, S. Kuehn, M. Christopoulou, A. Christ, P. Achermann and N. Kuster, “Evaluation of Artifacts by EEG Electrodes during RF Exposures”, Davos/Switzerland, May 2009.

[7] L.G. Farkas, Anthropometry of the head and face, 2nd ed L.G. Farkas, (New York: Raven Press), App A, p. 244, 1994.

[8] E. Tuncer and S. Gubanski, “Electrical properties of filled silicone rubber”, Journal of Physics: Condensed Matter, 1999.

[9] A. Ghosh, A. Naskar, D. Khastgir and S. De, “Dielectric Properties of blends of silicone rubber and tetraflouroethylene/ propylene/ vinylidene fluoride terpolymer”, Polymer Communication 42 (9849-9853), July 2001.

[10] C. Rome and T. Hueston, “Silicone in the Oil and Gas Industry”, Dow Corning Corporation, September 2002.

[11] Dow Corning Corporation, <http://www.dowcorning.com/default.aspx?bhcp=1>.

Κεφάλαιο 3

Επίπεδο πολυστρωματικό αριθμητικό μοντέλο βιολογικών ιστών

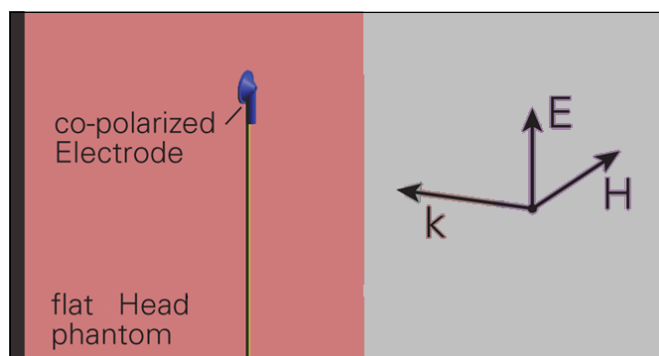
3.1. Εισαγωγή

Στο παρόν Κεφάλαιο γίνεται χρήση του επίπεδου πολυστρωματικού μοντέλου βιολογικών ιστών που εισήχθη στο Κεφάλαιο 2. Πραγματοποιούνται προπαρασκευαστικές διαφορικές προσομοιώσεις υπολογιστικής δοσιμετρίας (με και χωρίς την τοποθέτηση ενός ηλεκτροδίου και του καλωδίου του) έχοντας ως στόχο να αναδειχθούν οι επιδράσεις που επιφέρει η ύπαρξη του ηλεκτροδίου και του καλωδίου στη μορφή του ηλεκτρικού πεδίου. Ως πηγή ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας, χρησιμοποιείται επίπεδο κύμα. Γίνεται διαχωρισμός ανάλογα με τον προσανατολισμό του καλωδίου του ηλεκτροδίου σε σχέση με το προσπίπτον πεδίο σε παράλληλη και κάθετη πόλωση (*co* και *cross-polarization*). Στο κλείσιμο του Κεφαλαίου, παρουσιάζεται το αριθμητικό μοντέλο της επίπεδης κεραίας που θα χρησιμοποιηθεί στο πείραμα και επαναλαμβάνονται οι προσομοιώσεις με χρήση αυτής ως πηγή ακτινοβολίας για τις δύο σχετικές τοποθετήσεις.

3.2. Παράλληλη και κάθετη πόλωση (*Co* και *Cross-Polarization*)

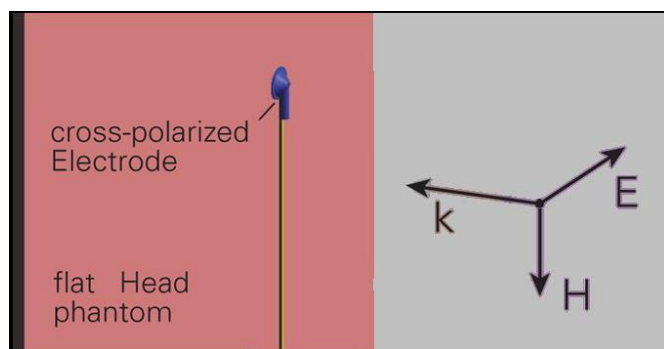
Στο 2ο Κεφάλαιο έγινε αναφορά σε παράλληλη πόλωση (*co-polarization*). Η διάκριση σε παράλληλη και κάθετη πόλωση (*co* και *cross-polarization*) αφορά τον προσανατολισμό του καλωδίου του ηλεκτροδίου σε σχέση με την πόλωση της κεραίας, δηλαδή το διάνυσμα του προσπίπτοντος ηλεκτρικού πεδίου.

Η παράλληλη πόλωση επιτυγχάνεται όταν η κατεύθυνση της ακτινοβολίας (k) είναι κάθετη στο καλώδιο του ηλεκτροδίου και η ένταση του ηλεκτρικού πεδίου (E) αντίρροπή του, όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.1.



Εικόνα 3.1: Σχηματική αναπαράσταση των συνηθών παράλληλης πόλωσης [1].

Αντίστοιχα η κάθετη πόλωση επιτυγχάνεται όταν η κατεύθυνση της ακτινοβολίας (k) είναι κάθετη στο καλώδιο του ηλεκτροδίου και η ένταση του μαγνητικού πεδίου (H) παράλληλη του, όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.2.



Εικόνα 3.2: Σχηματική αναπαράσταση των συνθηκών κάθετης πόλωσης [1].

Η εναλλαγή μεταξύ παράλληλης και κάθετης πόλωσης μπορεί να επιτευχθεί με στροφή 90° είτε του μοντέλου με το ηλεκτρόδιο είτε της ηλεκτρομαγνητικής πηγής που είναι υπεύθυνη για τη δημιουργία του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου. Η διαφορετική πόλωση του καλωδίου σε σχέση με το ηλεκτρομαγνητικό πεδίο επιφέρει διαφοροποιήσεις στον τρόπο κατανομής του πεδίου στο χώρο. Θεωρήθηκε απαραίτητο να μελετηθούν και οι δύο περιπτώσεις στο απλό πολυστρωματικό μοντέλο βιολογικών ιστών καθώς οι σύνθετες επιδράσεις των ηλεκτροδίων στο ανατομικό μοντέλο αποτελούν επί της ουσίας προέκτασή τους.

3.3. Περιγραφή Προσομοιώσεων

Συνολικά διεξάγονται έξι προσομοιώσεις με παραμέτρους το είδος πόλωσης και το είδος της ηλεκτρομαγνητικής πηγής. Στο πρώτο ζευγάρι προσομοιώσεων (1η και 2η) χρησιμοποιείται η πηγή επίπεδου κύματος (*plane wave source*) του Κεφαλαίου 2 και στο δεύτερο ζευγάρι (4η και 5η) το μοντέλο της επίπεδης κεραίας (*patch antenna*) που θα χρησιμοποιηθεί στο πείραμα. Αυτές οι προσομοιώσεις συγκρίνονται με τα αποτελέσματα από το μοντέλο αναφοράς κάθε φορά χωρίς το ηλεκτρόδιο (αντίστοιχα 3η και 6η).

Πίνακας 3.1: Οι προσομοιώσεις που εκτελούνται με το επίπεδο πολυστρωματικό μοντέλο ιστών.

Προσομοίωση	Πόλωση	Είδος Κεραίας	Συνολικός αριθμός κυβικών στοιχείων (Mcells)
1η	παράλληλη πόλωση	πηγή επίπεδου κύματος	22,7104
2η	κάθετη πόλωση	πηγή επίπεδου κύματος	22,7104
3η	χωρίς ηλεκτρόδιο	πηγή επίπεδου κύματος	15,6828
4η	παράλληλη πόλωση	επίπεδη κεραία	40,7806
5η	κάθετη πόλωση	επίπεδη κεραία	41,1111
6η	χωρίς ηλεκτρόδιο	επίπεδη κεραία	38,5913

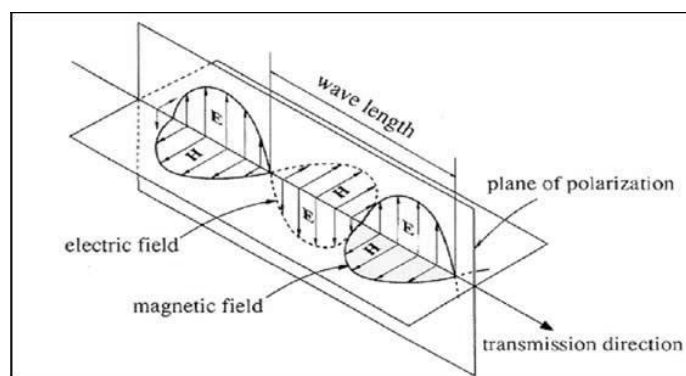
Το αντικείμενο μελέτης σε κάθε περίπτωση είναι το μέγεθος του ηλεκτρικού πεδίου και η κατανομή του SAR στο εσωτερικό των ιστών. Η επιλογή των αποτελεσμάτων γίνεται μέσω

του λογισμικού *SEMCAD-X* επιλέγοντας από τον κατάλληλο κάθε φορά αισθητήρα (*sensor*) τα $RMS|E|$ και $SAR(x,y,z,f_0)$. Από κάθε παράμετρο μελετάται η τομεακή κατανομή (*slice field view*) εντοπισμένη στις τομές ενδιαφέροντος και η επιφανειακή κατανομή (*surface field view*) στην πρόσοψη του μοντέλου ιστών.

3.4. Περιγραφή του μοντέλου με πηγή επίπεδου κύματος (*Plane Wave Source*)

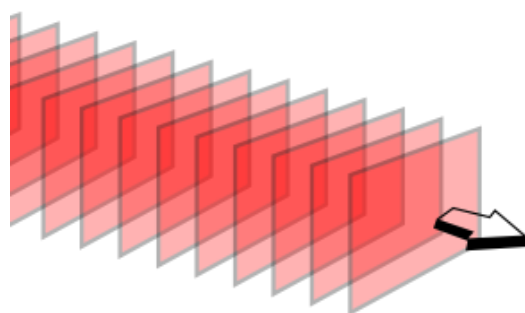
3.4.1. Επίπεδα ηλεκτρομαγνητικά κύματα

Τα επίπεδα κύματα (*Plane waves*) αποτελούν μια εξιδανικευμένη μορφή των Η/Μ κυμάτων, αλλά ταυτόχρονα χαρακτηρίζονται από σχεδόν όλες τις σημαντικές ιδιότητες των κυμάτων που παράγονται από τις περισσότερες Η/Μ πηγές. Οι συνιστώσες E_θ και H_ϕ ενός επίπεδου κύματος είναι σε φάση (Εικόνα 3.3), ενώ ο λόγος τους αντιστοιχεί στην ανεξάρτητη της απόστασης αντίσταση του μέσου διάδοσης. Χαρακτηριστικά για διάδοση στον κενό χώρο ισχύει: $Z_w = \frac{E_\theta}{H_\phi} = 120\pi \approx 3770\text{ohms}$ [2].



Εικόνα 3.3: Διανυσματική αναπαράσταση του επίπεδου ηλεκτρομαγνητικού κύματος και των συνιστωσών ηλεκτρικού (E) και μαγνητικού πεδίου (H).

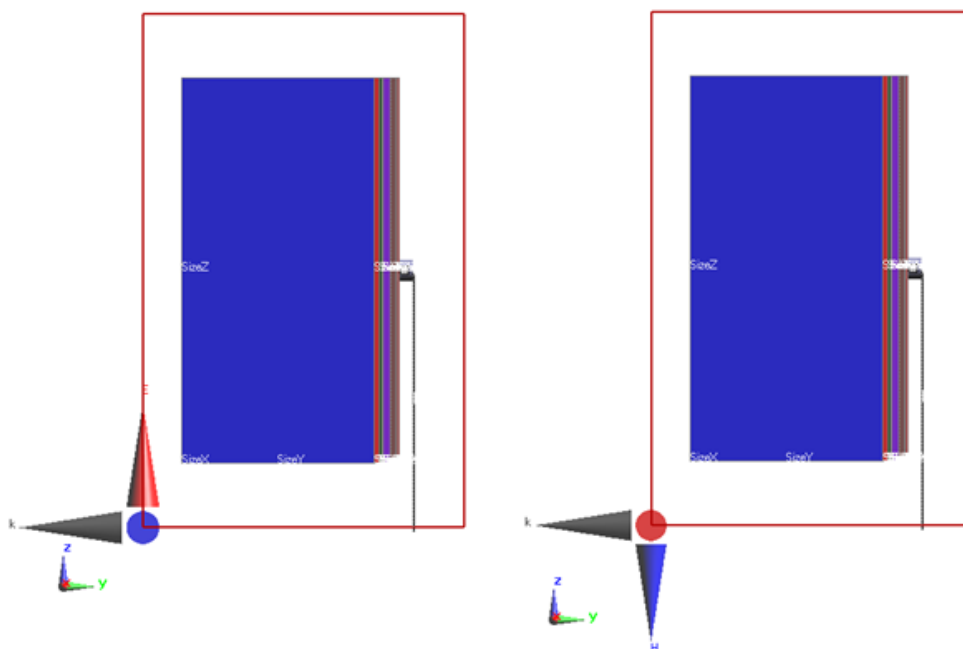
Σε οποιαδήποτε χρονική στιγμή το πεδίο εξαρτάται μόνο από τη μετατόπιση κατά τη διεύθυνση διάδοσης (Εικόνα 3.4) και είναι σταθερό σε διευθύνσεις κάθετες προς αυτήν. Σε κάθε χρονική στιγμή η τιμή του πεδίου είναι η ίδια σε όλα τα σημεία κάθε επιπέδου που είναι κάθετο στον άξονα της διεύθυνσης διάδοσης [2].



Εικόνα 3.4: Ένα επίπεδο κύμα ταξιδεύει στο χώρο.

3.4.2. Χαρακτηριστικά προσομοιώσεων

Εν προκειμένω η ακτινοβολία γίνεται από πηγή επίπεδου κύματος (*Plane Wave Source*) με τιμή ηλεκτρικού πεδίου 1V/m . Στην Εικόνα 3.5 παρουσιάζονται τα μοντέλα για παράλληλη και κάθετη πόλωση αντίστοιχα με τον κατάλληλο προσανατολισμό του πεδίου. Η συχνότητα της χρησιμοποιούμενης ακτινοβολίας είναι $f=1966\text{MHz}$ και το μήκος κύματός της $\lambda=152,6\text{mm}$.

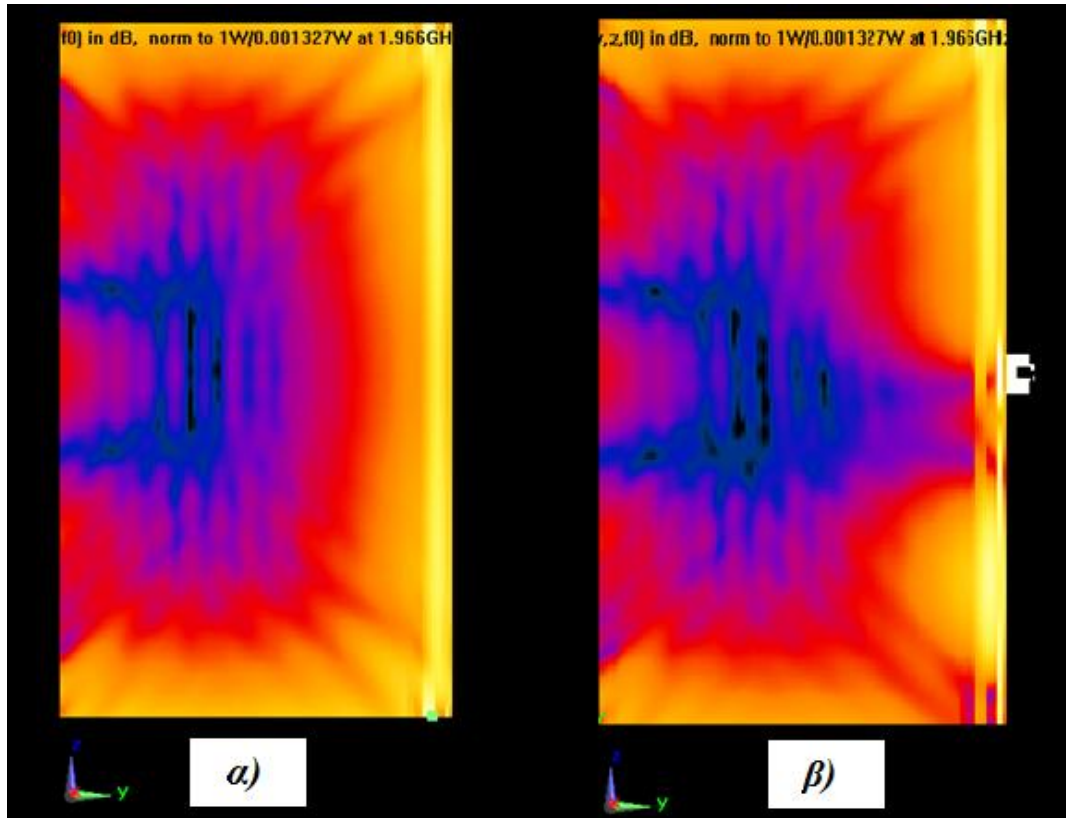
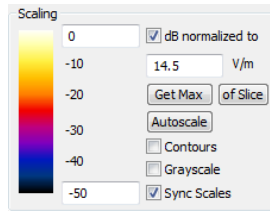


Εικόνα 3.5: Τα μοντέλα για παράλληλη (αριστερά) και κάθετη πόλωση (δεξιά) με την πηγή επίπεδου κύματος.

3.4.3. Αποτελέσματα προσομοιώσεων

Για την παρουσίαση των αποτελεσμάτων γίνεται κανονικοποίηση σε ισχύ εισόδου 1W .

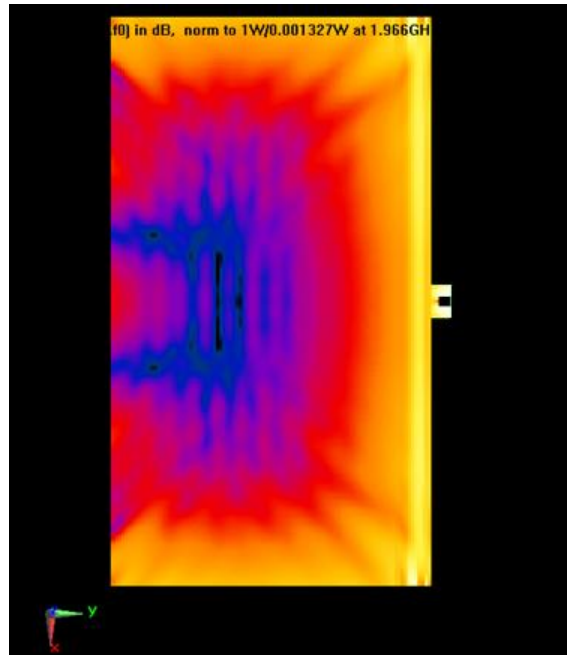
Αρχικά εξετάζεται η τομεακή κατανομή του μεγέθους του ηλεκτρικού πεδίου σε τομές που πρέπει να είναι αντίστοιχες για τα δύο μοντέλα και καθορίζονται από την πόλωση της κεραίας. Αρχικά μελετάται επίπεδο παράλληλο σε αυτό που ορίζουν η κατεύθυνση k και το ηλεκτρικό πεδίο E της κεραίας. Το επίπεδο αυτό για μεν το μοντέλο αναφοράς και το μοντέλο με παράλληλη πόλωση είναι το επίπεδο $x=0$ για δε το μοντέλο με κάθετη πόλωση είναι το επίπεδο $z=0$. Για τη σύγκριση των εικόνων γίνεται κανονικοποίηση των αποτελεσμάτων των προσομοιώσεων στην κοινή τιμή των $14,5\text{V/m}$.



Εικόνα 3.6: Η τομεακή κατανομή του μεγέθους του ηλεκτρικού πεδίου στο επίπεδο $x=0$ στο μοντέλο αναφοράς (α) και στο μοντέλο με παράλληλη πόλωση με πηγή επίπεδου κύματος με κανονικοποίηση στην τιμή 14,5V/m.

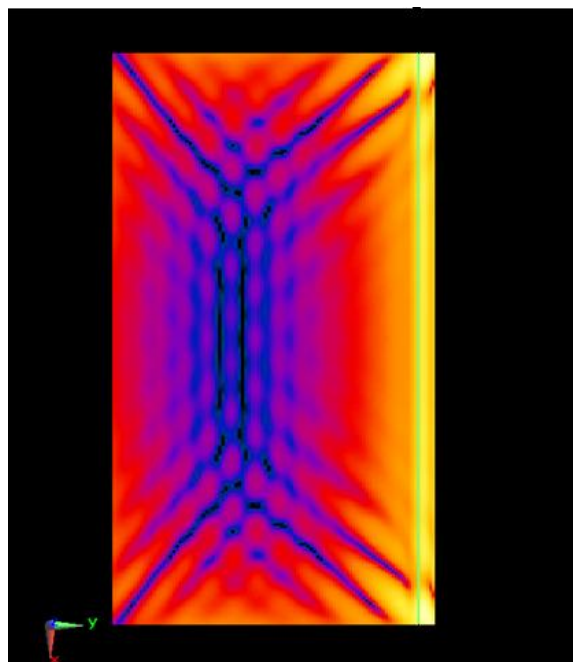
Από την κατανομή τη Εικόνας 3.6 (β), παρατηρείται μείωση της τιμής του ηλεκτρικού πεδίου στην περιοχή τοποθέτησης του ηλεκτροδίου και κατά μήκος της αρχής του καλωδίου του. Στη συνέχεια (-z) το πεδίο επανέρχεται στην τιμή αναφοράς του. Στο ακραίο σημείο του μοντέλου των ιστών προς το οποίο εκτείνεται το καλώδιο υπάρχει νέα εξασθένηση του πεδίου. Σημειώνεται ότι η εξασθένηση αυτή είναι εντονότερη στους ιστούς με μεγαλύτερη επιτρεπτικότητα (ϵ_r), ενώ οι ιστοί με μικρότερη τιμή ϵ_r (λίπος και οστό) δε διαφοροποιούνται κατά πολύ.

Αντιθέτως στην περίπτωση της κάθετης πόλωσης (Εικόνα 3.7) δεν παρατηρείται αισθητή διαφοροποίηση του πεδίου. Η μορφή του διατηρείται ακριβώς ίδια με του μοντέλου αναφοράς. Άλλωστε σημειώνεται ότι στην εν λόγω τομή το καλώδιο του ηλεκτροδίου είναι κάθετο γεγονός που σημαίνει ότι οι επιδράσεις του δεν μπορούν να μελετηθούν, κάτι που θα γίνει ασφαλέστερα στη x -τομή του μοντέλου.



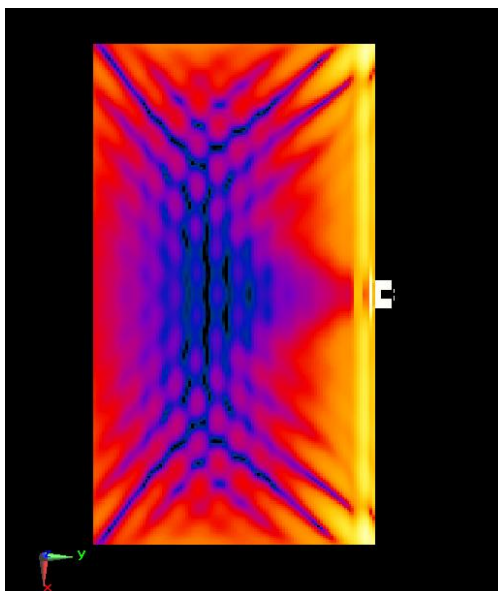
Εικόνα 3.7: Η τομεακή κατανομή του μεγέθους του ηλεκτρικού πεδίου στο επίπεδο $z=0$ στο μοντέλο με κάθετη πόλωση με πηγή επίπεδου κύματος με κανονικοποίηση στην τιμή $14,5V/m$.

Εν συνεχεία εξετάζεται η τομεακή κατανομή του μεγέθους του ηλεκτρικού πεδίου σε επίπεδο παράλληλο σε αυτό που ορίζουν η κατεύθυνση k και το μαγνητικό πεδίο H της κεραίας. Το επίπεδο αυτό για μεν το μοντέλο αναφοράς και το μοντέλο με παράλληλη πόλωση είναι το επίπεδο $z=0$ για δε το μοντέλο με κάθετη πόλωση είναι το επίπεδο $x=0$. Με τη μελέτη και της συγκεκριμένης τομής γίνεται πιο πλήρης η εκτίμηση για τη διαμόρφωση του πεδίου. Για τη σύγκριση των εικόνων γίνεται κανονικοποίηση των αποτελεσμάτων των προσομοιώσεων στην κοινή τιμή των $14,5V/m$.



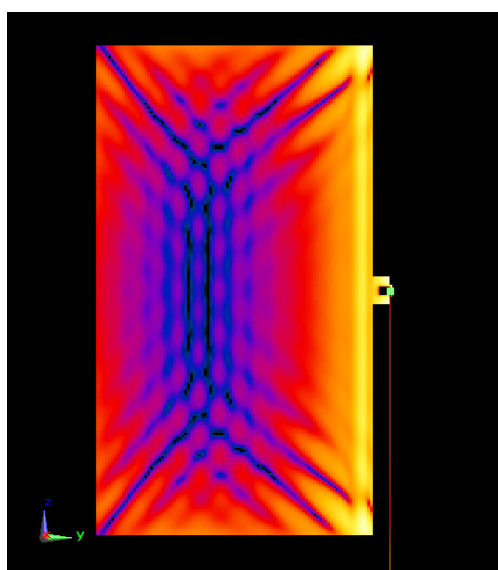
Εικόνα 3.8: Η τομεακή κατανομή του μεγέθους του ηλεκτρικού πεδίου στο επίπεδο $z=0$ στο μοντέλο αναφοράς με πηγή επίπεδου κύματος με κανονικοποίηση στην τιμή $14,5V/m$.

Σε σχέση με την τομή που παρουσιάστηκε στις Εικόνες 3.6-3.7 παρατηρείται διαφορετική μορφή του πεδίου στο εσωτερικό των ιστών. Το γεγονός αυτό είναι αναμενόμενο καθώς η μορφή του πεδίου εξαρτάται από την πόλωση της κεραίας σε σχέση με το επίπεδο της εξεταζόμενης κάθε φορά τομής.



Εικόνα 3.9: Η τομεακή κατανομή του μεγέθους του ηλεκτρικού πεδίου στο επίπεδο $z=0$ στο μοντέλο με παράλληλη πόλωση με πηγή επίπεδου κύματος με κανονικοποίηση στην τιμή $14,5V/m$.

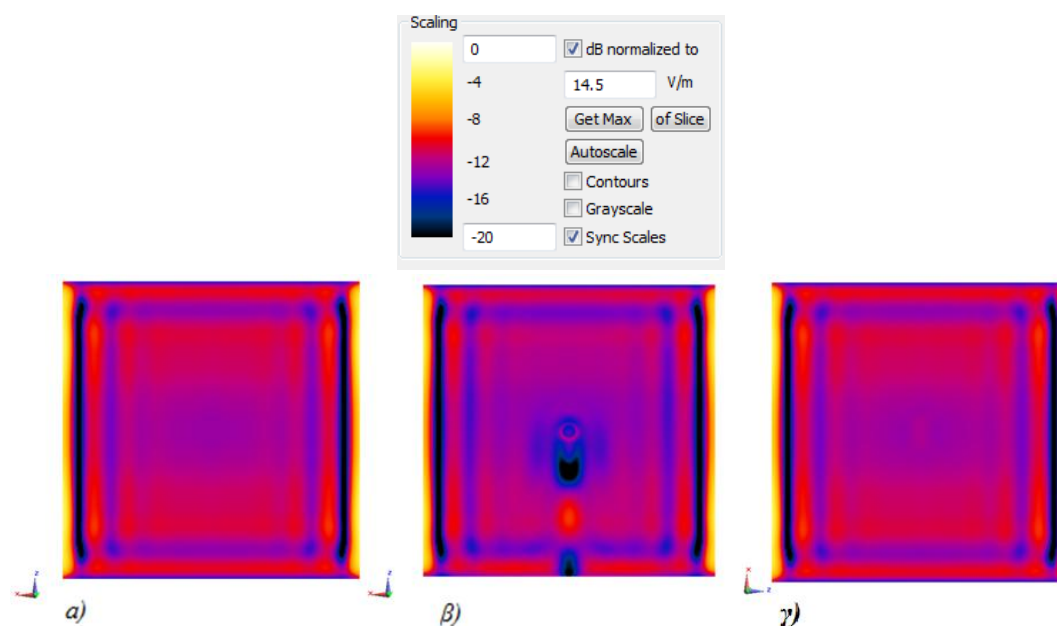
Και σε αυτό το επίπεδο, η τοποθέτηση του ηλεκτροδίου προκαλεί μείωση της τιμής του ηλεκτρικού πεδίου στην περιοχή κοντά στο ηλεκτρόδιο (Εικόνα 3.9). Οπότε γενικά επισημαίνονται τρεις περιοχές διαφοροποίησης του πεδίου στο μοντέλο με παράλληλη πόλωση. Η πρώτη βρίσκεται ακριβώς στο σημείο τοποθέτησης του ηλεκτροδίου, η δεύτερη κατά μήκος του καλωδίου και η τρίτη στο κάτω όριο του μοντέλου, κοντά στο καλώδιο.



Εικόνα 3.10: Η τομεακή κατανομή του μεγέθους του ηλεκτρικού πεδίου στο επίπεδο $x=0$ στο μοντέλο με κάθετη πόλωση με πηγή επίπεδου κύματος με κανονικοποίηση στην τιμή $14,5V/m$.

Στην περίπτωση της κάθετης πόλωσης (Εικόνα 3.10) και πάλι δεν παρατηρείται αισθητή διαφοροποίηση του πεδίου. Η μορφή του διατηρείται ακριβώς ίδια με του μοντέλου αναφοράς. Επισημαίνεται λοιπόν γενικά ότι το καλώδιο του ηλεκτροδίου δεν επηρεάζει σημαντικά την κατανομή του ηλεκτρικού πεδίου στο εσωτερικό των ιστών όταν είναι κάθετο στο διάνυσμα του ηλεκτρικού πεδίου.

Ελέγχεται επίσης η επιφανειακή κατανομή της *RMS* τιμής του ηλεκτρικού πεδίου. Για να γίνει καθαρότερη η εικόνα και να γίνουν περισσότερο εμφανείς οι διαφορές επιλέγεται η χρωματική κλίμακα (0, -20) με κανονικοποίηση στα 14,5V/m.



Εικόνα 3.11: Η επιφανειακή κατανομή της *RMS* τιμής του ηλεκτρικού πεδίου για τα μοντέλα αναφοράς (α), παράλληλης (β) και κάθετης πόλωσης (γ) με κανονικοποίηση στην τιμή 14,5V/m.

Οι επιδράσεις του ηλεκτροδίου και του καλωδίου του σε παράλληλη πόλωση που περιγράφονται στα προηγούμενα επιβεβαιώνονται και από την επιφανειακή κατανομή (Εικόνα 3.11). Επιπροσθέτως επισημαίνεται μια ενίσχυση του πεδίου ενδιάμεσα των περιοχών που αυτό εξασθενεί κατά μήκος του καλωδίου. Στην περίπτωση της κάθετης πόλωσης το μοναδικό που διαφοροποιείται από το μοντέλο αναφοράς είναι μια μικρή τοπική ενίσχυση στο σημείο τοποθέτησης του ηλεκτροδίου. Αντιθέτως το καλώδιο δεν επιφέρει καμιά διαφορά.

3.5. Περιγραφή του μοντέλου με επίπεδη κεραία (*Patch Antenna*)

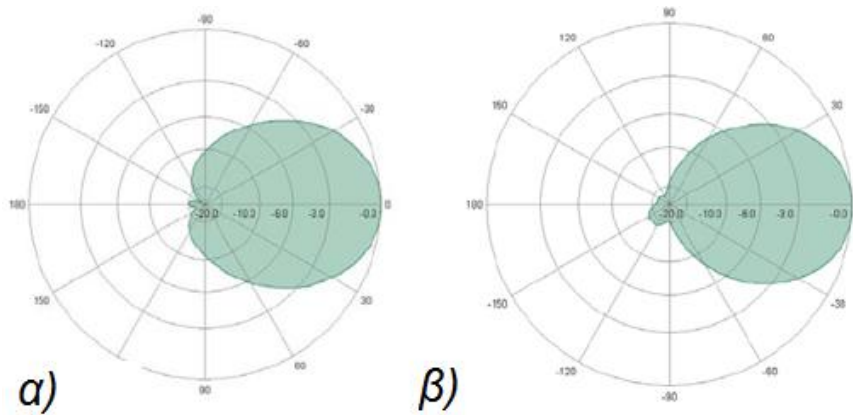
3.5.1. Επίπεδη κεραία SPA 2000/80/8/0/V

Η κεραία που θα χρησιμοποιηθεί στις προσομοιώσεις είναι μια επίπεδη (*patch*) κεραία SPA 2000/80/8/0/V (εμπορικά διαθέσιμη από την εταιρεία *Huber+Suhner*). Τα ηλεκτρικά χαρακτηριστικά της κεραίας συνοψίζονται στον Πίνακα 3.2, ενώ στην Εικόνα 3.12

απεικονίζεται το διάγραμμα ακτινοβολίας της κεραίας, όπως παρουσιάζεται στο τεχνικό φυλλάδιο.

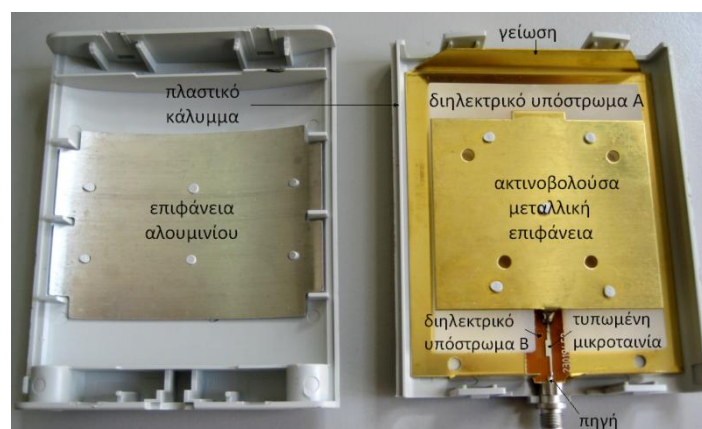
Πίνακας 3.2: Ηλεκτρικά χαρακτηριστικά της κεραίας SPA 2000/80/8/0/V [3].

εύρος συχνοτήτων	1710-2170MHz
σύνθετη αντίσταση εισόδου	50Ω
λόγος στάσιμου κύματος (VSWR)	1,8
Πόλωση	γραμμική, κατακόρυφη
Κέρδος	8,0dBi
3 dB οριζόντιο άνοιγμα	80°
3 dB κατακόρυφο άνοιγμα	75°
μέγιστη ισχύς	75W (CW) στους 25°C

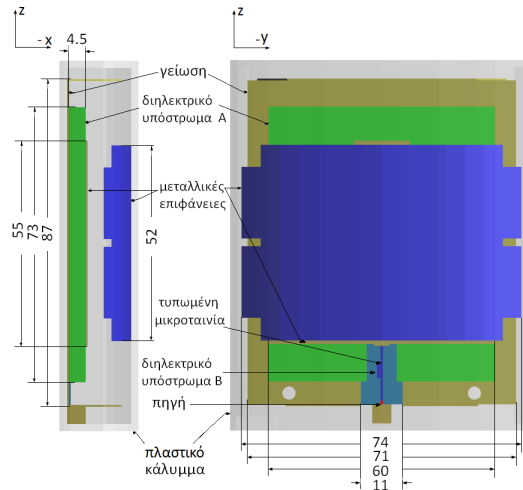


Εικόνα 3.12: Το διάγραμμα ακτινοβολίας της κεραίας SPA 2000/80/8/0/V: α) οριζόντιο, β) κάθετο [3].

Η κεραία αυτή μοντελοποιήθηκε και το αριθμητικό της μοντέλο θα χρησιμοποιηθεί στις προσομιώσεις δοσιμετρίας.



Εικόνα 3.13: Το πραγματικό μοντέλο της κεραίας SPA 2000/80/8/0/V [3].



Εικόνα 3.14: Τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά της κεραίας SPA 2000/80/8/0/V [3].
Οι διαστάσεις δίνονται σε mm.

Τα διηλεκτρικά υποστρώματα που περιλαμβάνει η κεραία ονομάζονται Α και Β και έχουν διηλεκτρικές ιδιότητες που παρουσιάζονται στον Πίνακα 3.3:

Πίνακας 3.3: Οι διηλεκτρικές ιδιότητες των υλικών της επίπεδης κεραίας.

Υλικά	Διηλεκτρική σταθερά (ϵ_r)	Ηλεκτρική αγωγιμότητα (σ , σε Si/m)
Υπόστρωμα Α	2,13	0
Υπόστρωμα Β	4,2	0
Πλαστικά καλύμματα	3	0

Η αριθμητική μοντελοποίηση έγινε για χρήση σε σενάρια αποτίμησης πιθανού κινδύνου (*risk assessment scenarios*) λόγω έκθεσης σε Η/Μ ακτινοβολία. Συνεπώς οι απώλειες ισχύος που σημειώνονται στα διηλεκτρικά και πλαστικά μέρη τους θεωρούνται αμελητέες ($\sigma=0$). Με αυτόν τον τρόπο, μεγιστοποιείται η απορροφούμενη ισχύς από το βιολογικό ιστό που εκτίθεται στην ακτινοβολία της κεραίας, περιγράφοντας το χειρίστο σενάριο απορρόφησης ισχύος. Οι συμπληρωματικές προσομοιώσεις στις οποίες αποδόθηκαν μη μηδενικές τιμές ηλεκτρικής αγωγιμότητας σ στα πλαστικά καλύμματα των κεραίων και στο διηλεκτρικό υπόστρωμα Β κατέληξαν σε ασήμαντα διαφοροποιημένα αποτελέσματα [3].

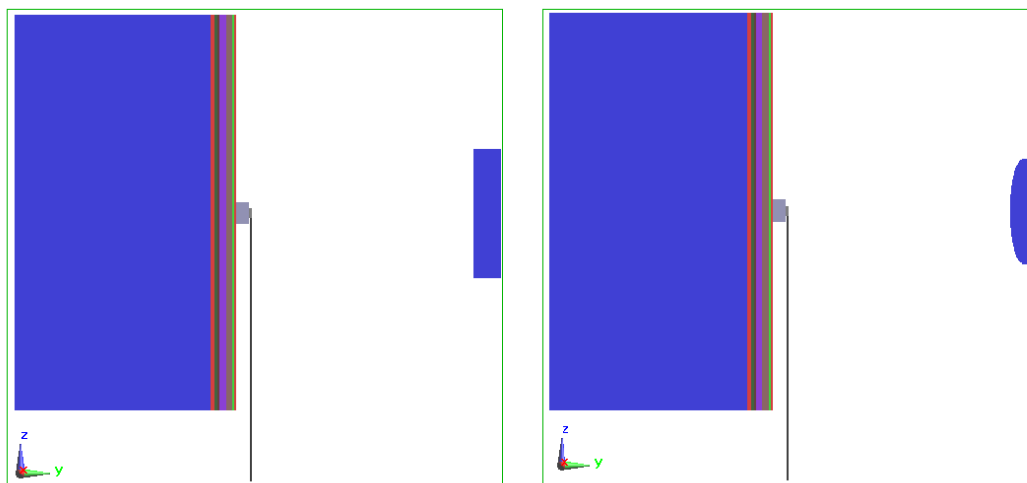
Στο εύρος ζώνης λειτουργίας της κεραίας (1710-2170MHz), το πραγματικό μέρος της αντίστασης εισόδου είναι περίπου 50Ω, ενώ το φανταστικό μέρος είναι σχεδόν μηδενικό.

3.5.2. Χαρακτηριστικά προσομοιώσεων

Για την τροφοδότηση της κεραίας χρησιμοποιείται πηγή ακίδας (*Edge Source*) με πλάτος 1V και συχνότητα ακτινοβολίας $f=1966\text{MHz}$ (άρα μήκος κύματος $\lambda=152,6\text{mm}$).

Η κεραία τοποθετείται με τον κύριο λοβό ακτινοβολίας της απέναντι στο επίπεδο μοντέλο των βιολογικών ιστών, έχοντας ευθυγραμμισμένο το κέντρο της στο κέντρο του ηλεκτροδίου και σε απόσταση 180mm. Η απόσταση αυτή ορίζεται σύμφωνα με τις

προδιαγραφές που έχουν οριστεί για το ανατομικό μοντέλο κεφαλιού ώστε να ακτινοβολούνται εγκεφαλικές δομές που ενδιαφέρουν. Με την κατεύθυνση του καλωδίου του ηλεκτροδίου σταθερή, για να επιτευχθεί η εναλλαγή ανάμεσα σε παράλληλη και κάθετη πόλωση γίνεται περιστροφή της κεραίας περί τον άξονα y κατά 90° με διατήρηση της απόστασης του κέντρου της από το ηλεκτρόδιο (Εικόνα 3.15).



Εικόνα 3.15: Το μοντέλο των προσομοιώσεων σε παράλληλη (αριστερά) και κάθετη πόλωση (δεξιά) όπως φαίνεται μετά το σχηματισμό των κυβικών στοιχείων.

3.5.3. Έλεγχος σύγκλισης προσομοιώσεων

Πριν γίνει η εξαγωγή των αποτελεσμάτων, εκτελείται ο έλεγχος ότι η προσομοίωση έχει φτάσει στη σύγκλιση, ώστε να επιβεβαιωθεί η ορθότητα των αποτελεσμάτων. Το πρώτο κριτήριο που πρέπει να ικανοποιείται είναι ότι η ισχύς εισόδου της κεραίας δεν πρέπει να διαφέρει περισσότερο από 5% από το άθροισμα της ισχύος που απορροφάται από τα διηλεκτρικά υλικά και της ισχύος που ακτινοβολείται στο χώρο, δηλαδή:

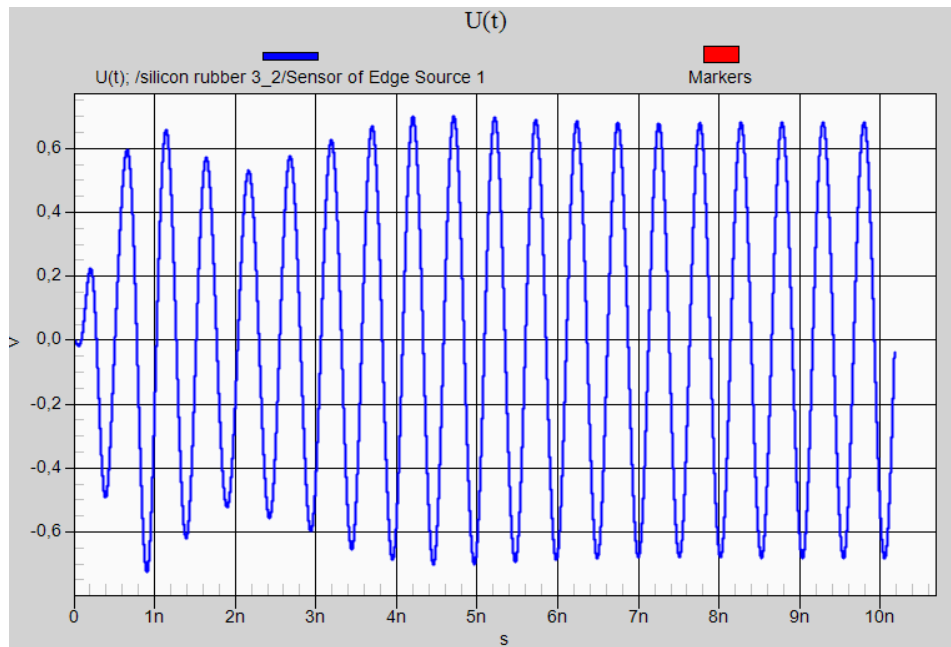
$$\frac{P_{in} - (P_{loss} + P_{rad})}{P_{in}} \cdot 100\% \leq 5\% .$$

Η σχέση αυτή αποτελεί το ισοζύγιο ισχύος του συστήματος και υπολογίζεται από τα αποτελέσματα της προσομοίωσης. Η παραπάνω ανισότητα ελέγχεται και επιβεβαιώνεται για όλες τις προσομοιώσεις.

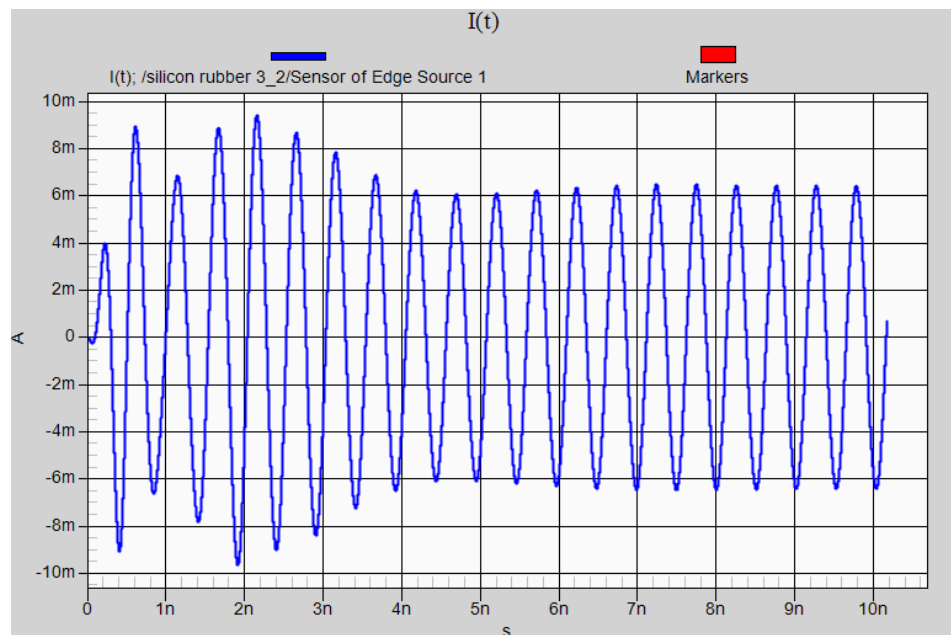
Πίνακας 3.4: Το ισοζύγιο ισχύος για τις προσομοιώσεις.

	Ισχύς Εισόδου P_{in} (W)	Ακτινοβολούμενη Ισχύς P_{rad} (W)	Απορροφούμενη Ισχύς P_{loss} (W)	Ισοζύγιο Ισχύος
Μοντέλο αναφοράς	0,002097	0,001657	0,000422	0,87%
Μοντέλο με παράλληλη πόλωση	0,002119	0,001694	0,000408	0,84%
Μοντέλο με κάθετη πόλωση	0,002159	0,001706	0,000434	0,87%

Εν συνεχεία, μέσω των καταγραφών ηλεκτρικού πεδίου παρακολουθείται η μορφή της τάσης (Εικόνα 3.16) και του ρεύματος της πηγής (Εικόνα 3.17) για να διασφαλιστεί ότι σταθεροποιείται για αρκετές περιόδους. Η σταθεροποίηση επαληθεύεται οπότε το πεδίο συγκλίνει. Οι κυματομορφές που παρουσιάζονται είναι ενδεικτικές και αναφέρονται στην προσομοίωση για κάθετη πόλωση, αλλά η μορφή τους είναι αντίστοιχη και για τις άλλες δύο προσομοιώσεις.



Εικόνα 3.16: Η κυματομορφή της τάσης $V(t)$ της πηγής, για τον έλεγχο της προσομοίωσης στην περίπτωση της κάθετης πόλωσης.

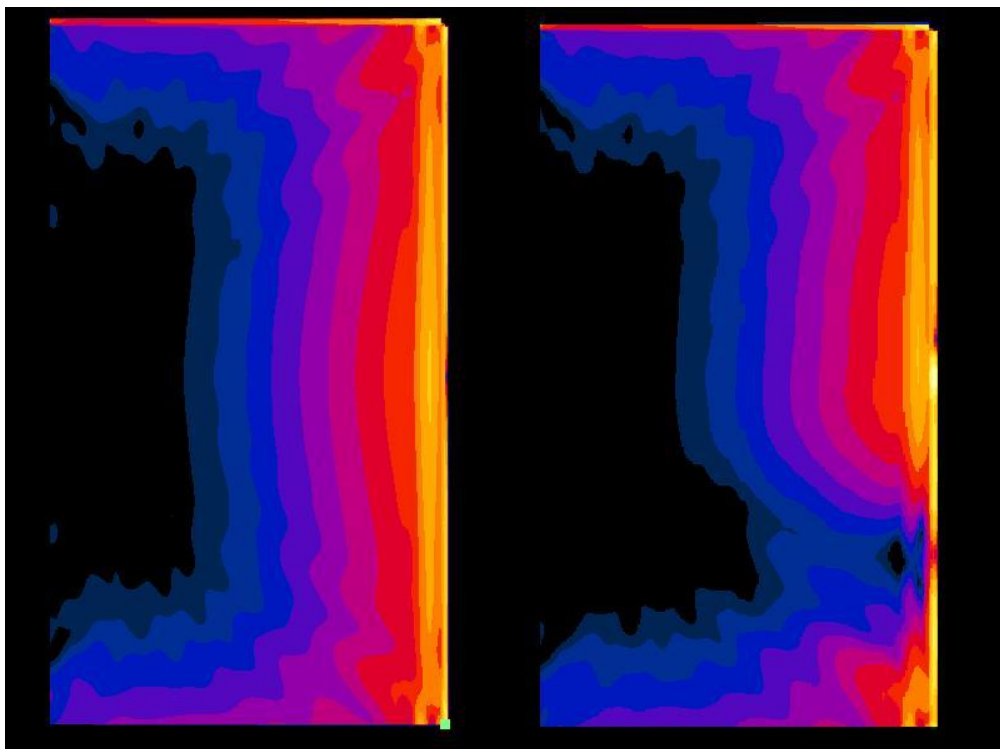
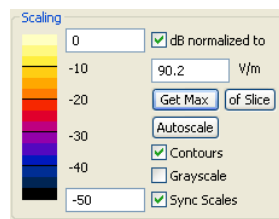


Εικόνα 3.17: Η κυματομορφή του ρεύματος $I(t)$ της πηγής, για τον έλεγχο της προσομοίωσης στην περίπτωση της κάθετης πόλωσης.

3.5.4. Αποτελέσματα προσομοιώσεων

Για την παρουσίαση των αποτελεσμάτων γίνεται κανονικοποίηση σε ισχύ εισόδου 1W.

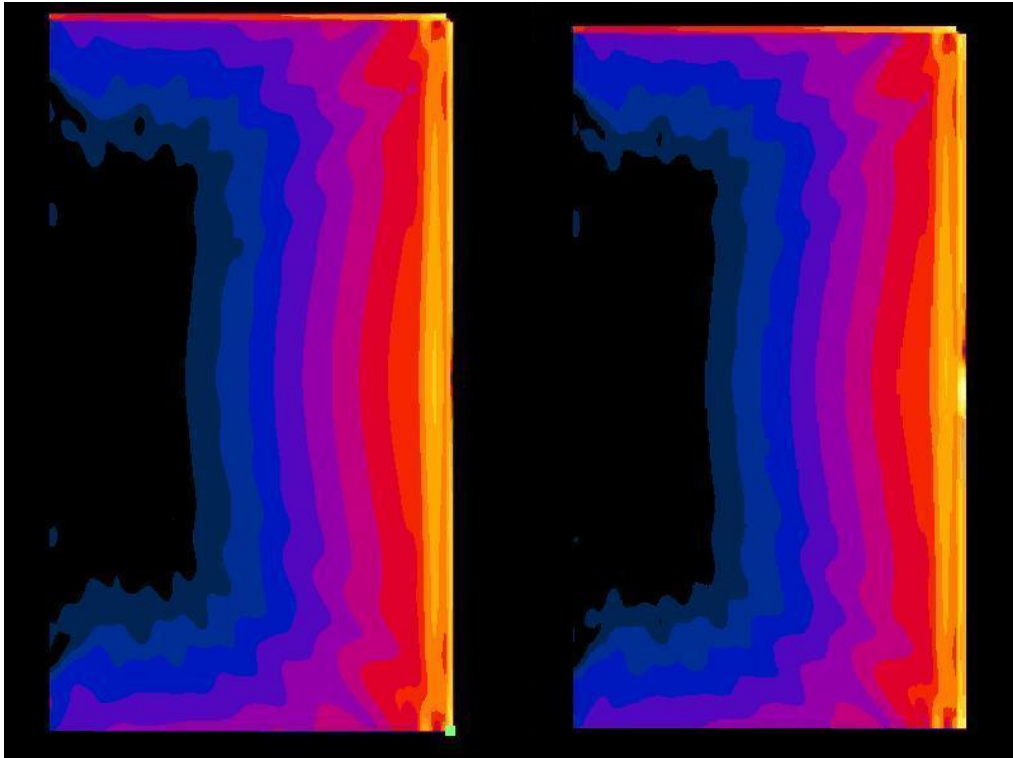
Αρχικά εξετάζεται η τομεακή κατανομή του μεγέθους του ηλεκτρικού πεδίου σε επίπεδο παράλληλο σε αυτό που ορίζουν η κατεύθυνση k και το ηλεκτρικό πεδίο E της κεραίας. Το επίπεδο αυτό για μεν το μοντέλο αναφοράς και το μοντέλο με παράλληλη πόλωση είναι το επίπεδο $x=0$ για δε το μοντέλο με κάθετη πόλωση είναι το επίπεδο $z=0$. Για τη σύγκριση των εικόνων γίνεται κανονικοποίηση των αποτελεσμάτων των προσομοιώσεων στην κοινή τιμή των 90,2V/m.



Εικόνα 3.18: Σύγκριση της τομεακής κατανομής του μεγέθους του ηλεκτρικού πεδίου στο επίπεδο $x=0$ στο μοντέλο αναφοράς (αριστερά) και το μοντέλο με παράλληλη πόλωση (δεξιά) με επίπεδη κεραία με κανονικοποίηση στην τιμή 90,2V/m.

Παρατηρείται μια τοπική αύξηση του ηλεκτρικού πεδίου στο σημείο τοποθέτησης του ηλεκτροδίου για το μοντέλο με παράλληλη πόλωση (Εικόνα 3.18). Εν συνεχεία, κατά μήκος του καλωδίου του ηλεκτροδίου γίνεται εμφανής μια μείωση της τιμής του ηλεκτρικού πεδίου και η ακτινοβολία περιορίζεται στους πιο εξωτερικούς ιστούς του μοντέλου. Σε σχέση με τα μοντέλα που ακτινοβολούνται με πηγή επίπεδου κύματος (Εικόνα 3.6)

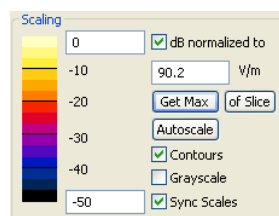
επισημαίνεται η διαφορετική θέση όπου εντοπίζεται η μείωση του πεδίου λόγω του καλωδίου του ηλεκτροδίου.

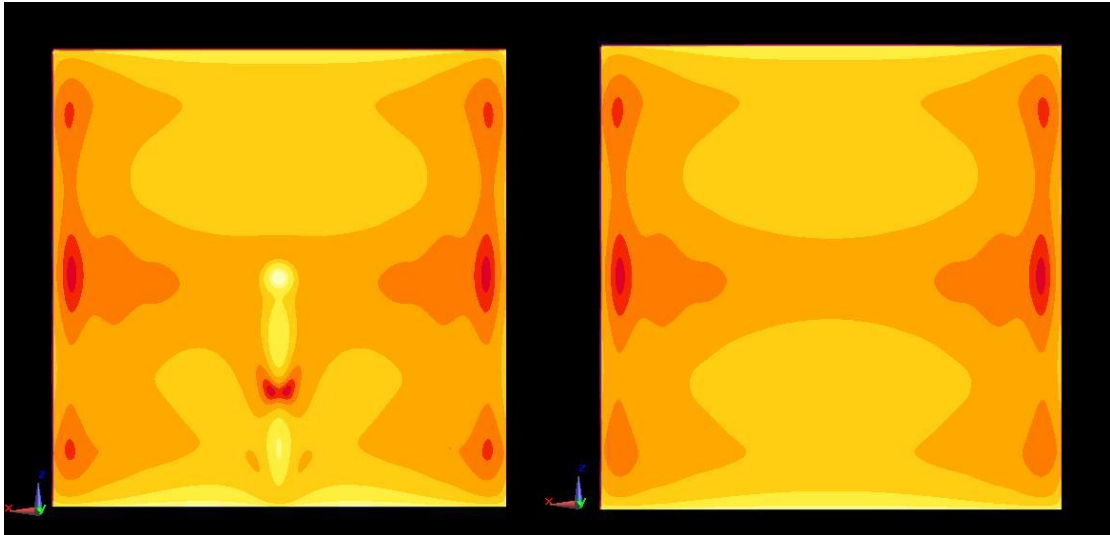


Εικόνα 3.19: Σύγκριση της τομεακής κατανομής του μεγέθους του ηλεκτρικού πεδίου στο μοντέλο αναφοράς (επίπεδο $x=0$) (αριστερά) και το μοντέλο με κάθετη πόλωση (επίπεδο $z=0$) (δεξιά) με επίπεδη κεραία με κανονικοποίηση στην τιμή $90,2\text{V/m}$.

Για το μοντέλο με κάθετη πόλωση (Εικόνα 3.19) η εξέταση της αντίστοιχης τομής δίνει μια εικόνα σχεδόν ίδια με το μοντέλο αναφοράς. Αν εξαιρεθεί μια τοπική αύξηση στο σημείο τοποθέτησης του ηλεκτροδίου, το καλώδιο δεν επιφέρει σχεδόν καμιά διαφοροποίηση στο ηλεκτρικό πεδίο.

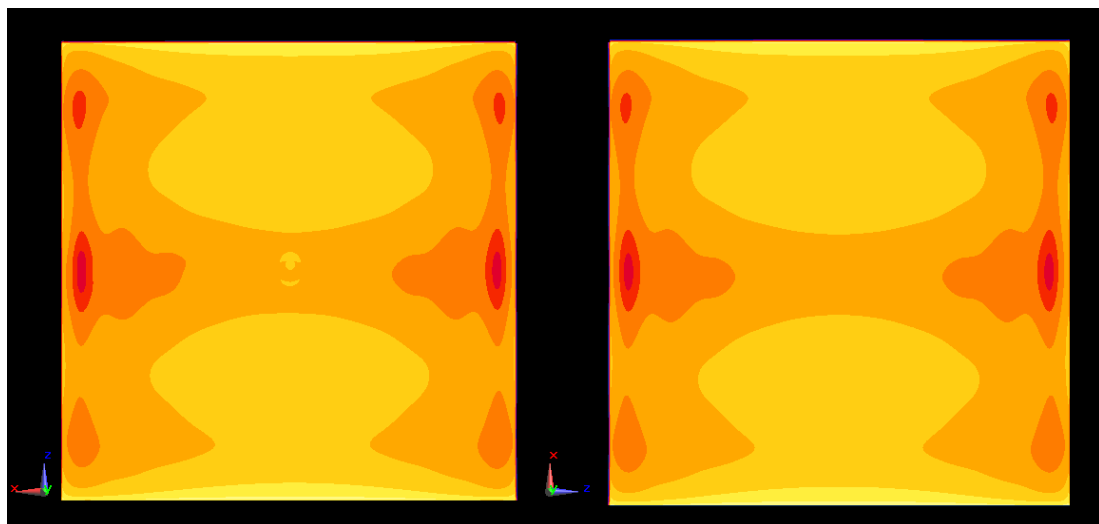
Τέλος γίνεται σύγκριση της επιφανειακής κατανομής του πεδίου με κανονικοποίηση των αποτελεσμάτων των προσομοιώσεων στην κοινή τιμή των $90,2\text{V/m}$.





Εικόνα 3.20: Σύγκριση της επιφανειακής κατανομής του μεγέθους του ηλεκτρικού πεδίου στο μοντέλο αναφοράς (δεξιά) και το μοντέλο με παράλληλη πόλωση (αριστερά) με επίπεδη κεραία με κανονικοποίηση στην τιμή $90,2V/m$.

Στην περίπτωση της παράλληλης πόλωσης (Εικόνα 3.20) γίνονται εμφανείς οι ίδιες διαφοροποιήσεις όπως στις προσομοιώσεις με την πηγή επίπεδου κύματος (Εικόνα 3.11). Στο σημείο τοποθέτησης του ηλεκτροδίου παρατηρείται έντονη ενίσχυση και εν συνεχεία, κατά μήκος του καλωδίου του ηλεκτροδίου εναλλάσσονται οι περιοχές ως εξής: ενίσχυση - εξασθένηση - ενίσχυση.



Εικόνα 3.21: Σύγκριση της επιφανειακής κατανομής του μεγέθους του ηλεκτρικού πεδίου στο μοντέλο αναφοράς (δεξιά) και το μοντέλο με κάθετη πόλωση (αριστερά) με επίπεδη κεραία με κανονικοποίηση στην τιμή $90,2V/m$.

Στην περίπτωση της κάθετης πόλωσης (Εικόνα 3.21) επίσης εξάγονται αποτελέσματα παρόμοια με τις προσομοιώσεις με την κεραία επίπεδου κύματος (Εικόνα 3.11). Η μοναδική διαφορά ανάμεσα στα δύο μοντέλα εντοπίζεται στο σημείο τοποθέτησης του ηλεκτροδίου όπου όμως η ενίσχυση δεν είναι τόσο έντονη όπως στην παράλληλη πόλωση.

Στη συνέχεια εξετάζεται η μέγιστη τιμή του SAR_{1g} (κανονικοποιημένου σε ισχύ εισόδου 1W) στις τρεις προσομοιώσεις (Πίνακας 3.5). Η θέση που αυτή βρίσκεται είναι γειτονική για τα τρία μοντέλα και εντοπίζεται στην περιοχή τοποθέτησης του ηλεκτροδίου. Επισημαίνεται μια μικρή μείωση (μικρότερη του 1%) στο μοντέλο με παράλληλη πόλωση και μια αρκετά σημαντική αύξηση (πάνω από 10%) στο μοντέλο με κάθετη πόλωση σε σχέση με το μοντέλο αναφοράς.

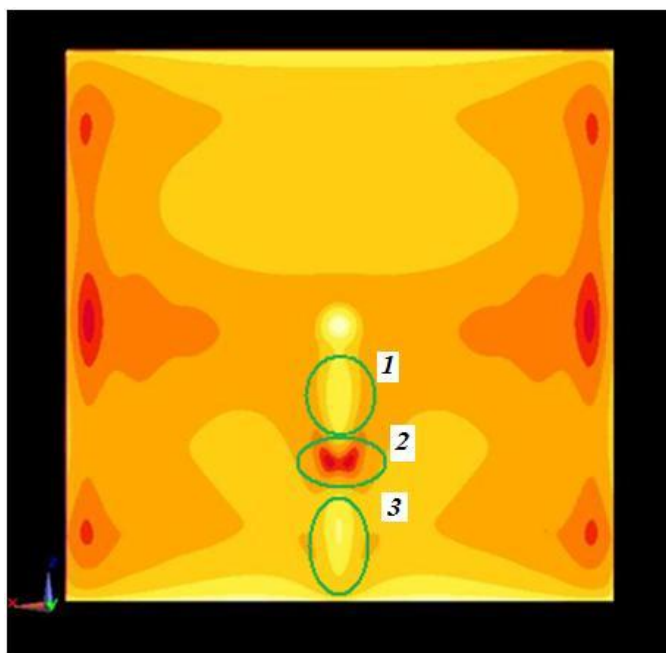
Πίνακας 3.5: Η τιμή του μέγιστου SAR_{1g} για τις τρεις προσομοιώσεις.

κανονικοποίηση σε ισχύ εισόδου $P_{in} = 1W$	SAR_{1g}	Απόκλιση από το μοντέλο αναφοράς
Μοντέλο αναφοράς	0,2359mW/g	–
Μοντέλο με παράλληλη πόλωση	0,2339mW/g	-0,858%
Μοντέλο με κάθετη πόλωση	0,2629mW/g	+11,489%

Από τον Πίνακα 3.5 γίνεται εμφανής η επίδραση του ηλεκτροδίου και του καλωδίου του. Στο μοντέλο με κάθετη πόλωση το καλώδιο του ηλεκτροδίου δεν επηρεάζει τη διαμόρφωση του ηλεκτρικού πεδίου, όπως προέκυψε από την ποιοτική μελέτη των προσομοιώσεων. Οπότε η αύξηση της απορρόφησης ισχύος αποδίδεται στο ηλεκτρόδιο. Αντιθέτως στο μοντέλο με παράλληλη πόλωση η επίδραση του καλωδίου είναι ιδιαίτερα σημαντική και οδηγεί σε μείωση της απορρόφησης ισχύος.

3.6. Συμπεράσματα

Από τις προσομοιώσεις με την επίπεδη κεραία μπορούν να εξαχθούν χρήσιμα συμπεράσματα σε ότι αφορά τη μορφή του πεδίου που δημιουργείται στο εσωτερικό των βιολογικών ιστών και τον τρόπο που αυτό μεταβάλλεται από την παρουσία του ηλεκτροδίου και του καλωδίου του. Η τοποθέτηση του ηλεκτροδίου επιφέρει μια τοπική αύξηση του ηλεκτρικού πεδίου η οποία ωστόσο είναι σχεδόν επιφανειακή και περιορίζεται στους εξωτερικούς ιστούς του μοντέλου (μέχρι 10mm). Η προσθήκη του καλωδίου έχει πιο σύνθετες επιδράσεις οι οποίες μπορούν να διακριθούν σε επιφανειακές και εσωτερικές. Επιφανειακά και για το μοντέλο με παράλληλη πόλωση διακρίνονται τρεις περιοχές κατά μήκος του καλωδίου στις οποίες παρατηρούνται εναλλάξ ενίσχυση (κοντά στο ηλεκτρόδιο, περιοχή 1), εξασθένηση (στο μέσο του συνολικού μήκους του καλωδίου, περιοχή 2) και ενίσχυση (στο τέλος του μήκους του καλωδίου, περιοχή 3) όπως παρουσιάζονται στην Εικόνα 3.22.



Εικόνα 3.22: Η επιφανειακή κατανομή του μεγέθους του ηλεκτρικού πεδίου στο μοντέλο με παράλληλη πόλωση με κανονικοποίηση στην τιμή $90,2V/m$. Με κύκλο σημειώνονται οι τρεις περιοχές επίδρασης του καλωδίου.

Παρατηρώντας την τομεακή κατανομή του πεδίου αυτές οι τρεις επιφανειακές περιοχές δεν αντιστοιχίζονται σε παρόμοιες επιδράσεις στο εσωτερικό των ιστών. Όταν το καλώδιο είναι παράλληλο στο διάνυσμα του προσπίπτοντος ηλεκτρικού πεδίου (δηλαδή υπό συνθήκες παράλληλης πόλωσης του καλωδίου) επισημαίνεται μια σημαντική εξασθένηση του πεδίου στην περιοχή κατά μήκος του καλωδίου. Αντίθετα όταν το καλώδιο είναι κάθετο στο διάνυσμα του προσπίπτοντος ηλεκτρικού πεδίου (δηλαδή υπό συνθήκες κάθετης πόλωσης του καλωδίου) το ηλεκτρικό πεδίο στο εσωτερικό των ιστών δε διαφοροποιείται σημαντικά.

Καταλήγοντας, η επίδραση του μοντέλου του ηλεκτροδίου είναι διττής φύσης. Το καθεαυτό ηλεκτρόδιο ενισχύει το ηλεκτρικό πεδίο και επομένως αυξάνει την απορρόφηση ισχύος από τους ιστούς στην περιοχή τοποθέτησής του. Αντιθέτως το καλώδιο του ηλεκτροδίου όταν βρίσκεται σε παράλληλη πόλωση με το διάνυσμα του ηλεκτρικού πεδίου του προσπίπτοντος κύματος εξασθενεί το ηλεκτρικό πεδίο κατά μήκος του και κατά συνέπεια μειώνει την απορρόφηση ισχύος από τους ιστούς.

Τα αποτελέσματα αυτά συμφωνούν με αντίστοιχες μελέτες [1], [4] που βρέθηκαν στη βιβλιογραφία και αναμένεται να βοηθήσουν στην ερμηνεία των πιο πολύπλοκων επιδράσεων που θα μελετηθούν στο επόμενο κεφάλαιο.

3.7. Βιβλιογραφία

[1] M. Murbach, S. Kuehn, M. Christopoulou, A. Christ, P. Achermann and N. Kuster, "Evaluation of Artifacts by EEG Electrodes during RF Exposures", Davos/Switzerland, May 2009.

[2] Χ. Καψάλης και Π. Κωπτής, “Κεραίες - Ασύρματες Ζεύξεις”, Εκδόσεις Τζιόλα, 2005.

[3] Μ. Χριστοπούλου, “Υπολογιστική και πειραματική μελέτη της επίδρασης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας από τερματικές συσκευές κινητών επικοινωνιών δεύτερης και τρίτης γενιάς σε λειτουργικές εγκεφαλικές δομές”, Ενδιάμεση έκθεση Διδακτορικής Διατριβής, ΕΜΠ Ιούλιος 2010.

[4] D. Hamblin, V. Anderson, R. McIntosh, R. McKenzie, A. Wood, S. Iskra and R. Croft, “EEG Electrode Caps Can Reduce SAR Induced in the Head by GSM 900 Mobile Phones”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 54: 914-920, 2007.

Κεφάλαιο 4

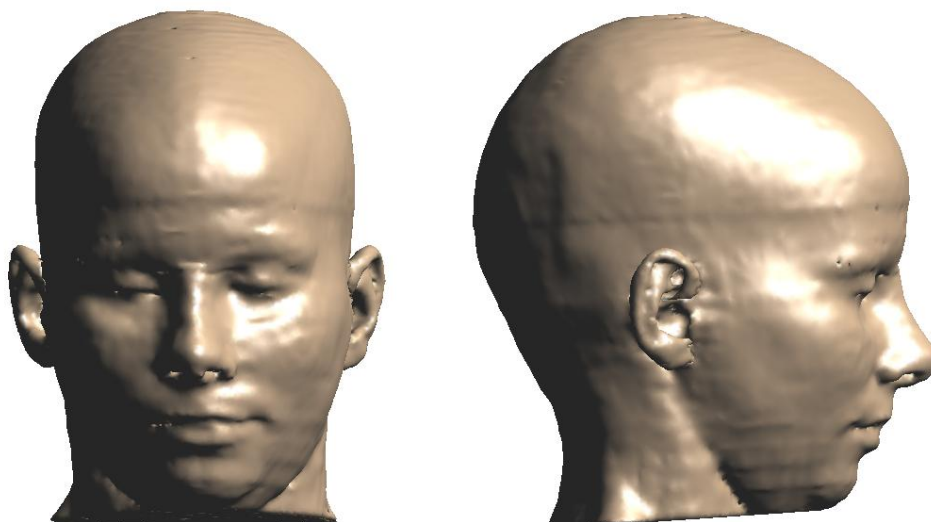
Ρεαλιστικό μοντέλο

4.1. Εισαγωγή

Στο Κεφάλαιο αυτό αναπαρίσταται αριθμητικά η πλήρης διάταξη που θα χρησιμοποιηθεί στην πειραματική διαδικασία και αποτελείται από το κεφάλι και την επίπεδη κεραία. Περιγράφεται η διαδικασία τοποθέτησης των ηλεκτροδίων και εν συνεχεία των καλωδίων τους. Οι διεξαχθείσες τρεις προσομοιώσεις με το μοντέλο: i). αναφοράς (χωρίς ηλεκτρόδια), ii). με τα 32 ηλεκτρόδια και iii). με τα ηλεκτρόδια και τα καλώδια, παρουσιάζονται συγκριτικά. Οι βασικές παράμετροι της μελέτης είναι ο Ρυθμός Ειδικής Απορρόφησης κανονικοποιημένος σε μάζα αναφοράς 1g (SAR_{1g}) και η μέση τιμή SAR , που παρουσιάζονται σε πίνακες και γραφήματα.

4.2. Αριθμητικό μοντέλο κεφαλιού

Για την εκτέλεση των προσομοιώσεων χρησιμοποιείται αριθμητικό ανατομικό μοντέλο κεφαλιού που λαμβάνεται από τη βιβλιοθήκη της Εικονικής Οικογένειας (*Virtual Family*) [1]. Πιο συγκεκριμένα πρόκειται για το ανατομικό μοντέλο 26χρονης γυναίκας, με την ονομασία *Ella* και έχει δημιουργηθεί από απεικονιστικά δεδομένα μαγνητικής τομογραφίας (*MRI*) υψηλής ανάλυσης. Το μοντέλο *Ella* έχει ύψος 1,60 m, βάρος 58kg και αποτελείται από ένα σύνολο ιστών και οργάνων άνω των 80. Από το συγκεκριμένο μοντέλο απομονώνεται και χρησιμοποιείται μόνο το κεφάλι το οποίο ενδιαφέρει στη συγκεκριμένη μελέτη (Εικόνα 4.1).



Εικόνα 4.1: Το αριθμητικό μοντέλο κεφαλιού *Ella* από την εικονική οικογένεια.

Οι διαστάσεις του κεφαλιού είναι 237mm ύψος, 175mm μήκος (από αυτί σε αυτί) και 200mm πλάτος.

4.2.1. Εσωτερική δομή κεφαλιού

Το αριθμητικό μοντέλο κεφαλιού αποτελείται από 42 διαφορετικές δομές (ιστοί, οστά, αέρας) στις οποίες έχουν αποδοθεί κατάλληλες διηλεκτρικές ιδιότητες [2] που περιλαμβάνονται ήδη στη βιβλιοθήκη του SEMCAD-X. Οι ελληνικοί όροι των δομών οι διεθνείς όροι, οι διηλεκτρικές ιδιότητες και η πυκνότητά τους παρουσιάζονται στον Πίνακα 4.1.

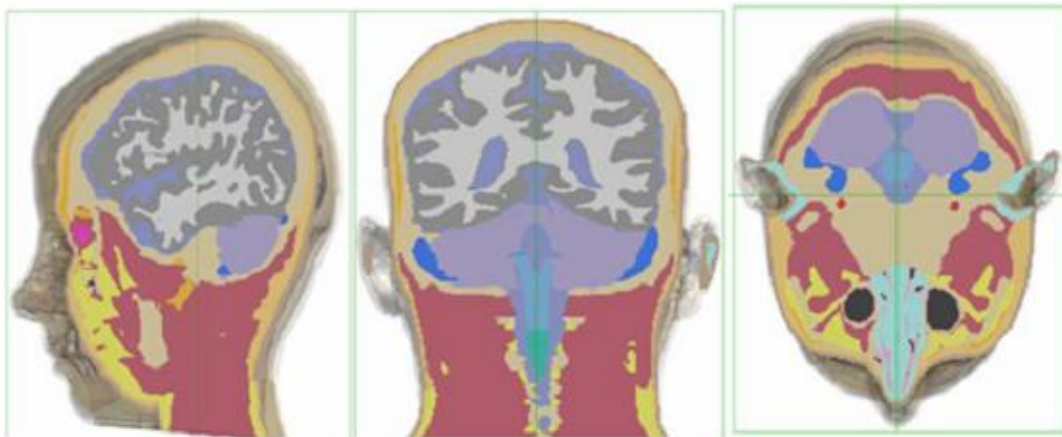
Πίνακας 4.1: Οι βιολογικοί ιστοί και οι δομές του μοντέλου κεφαλιού της Ελλα.

Βιολογικός ιστός	Διεθνής όρος	ϵ_r	σ (S/m)	ρ (kg/m ³)
Εσωτερικός αέρας	<i>Air_internal</i>	1	0	1e-12
Αρτηρία	<i>Artery</i>	59,0808	2,16116	1060
Οστό	<i>Bone</i>	11,6748	0,304033	1990
Φαία ουσία εγκεφάλου	<i>Brain_grey_matter</i>	49,7558	1,49026	1039
Λευκή ουσία εγκεφάλου	<i>Brain_white_matter</i>	36,7776	0,986314	1043
Χόνδρος	<i>Cartilage</i>	39,8353	1,39937	1100
Παρεγκεφαλίδα	<i>Cerebellum</i>	45,7407	1,80319	1040
Εγκεφαλονωτιαίο υγρό	<i>Cerebrospinal_fluid</i>	66,9598	3,04765	1007
Πρόσθιος σύνδεσμος	<i>commissura_anterior</i>	36,7776	0,986314	1043
Οπίσθιος σύνδεσμος	<i>commissura_posterior</i>	36,7776	0,986314	1043
Συνδετικός ιστός	<i>Connective_tissue</i>	43,9667	1,31462	1110
Κερατοειδής χιτώννας οφθαλμού	<i>Cornea</i>	52,4523	1,96183	1076
Χόνδρος αυτιού	<i>Ear_cartilage</i>	39,8353	1,39937	1100
Δέρμα αυτιού	<i>Ear_skin</i>	38,6165	1,2512	1100
Φακός οφθαλμού	<i>Eye_lens</i>	34,4725	0,857797	1090
Σκληρός χιτώννας οφθαλμού	<i>Eye_Sclera</i>	53,3204	1,70303	1032
Υαλοειδές υγρό	<i>Eye_vitreous_humor</i>	68,4902	2,13377	1009
Λίπος	<i>Fat</i>	5,33125	0,0846058	916
Ιππόκαμπος	<i>Hippocampus</i>	49,7558	1,49026	1039
Υπόφυση	<i>Hypophysis</i>	57,899	1,61012	1066
Υποθάλαμος	<i>Hypothalamus</i>	57,899	1,61012	1050
Μεσοσπονδύλιος δίσκος	<i>Intervertebral_disc</i>	39,8353	1,39937	1100
Λάρυγγας	<i>Larynx</i>	39,8353	1,39937	1100
Κάτω γνάθος	<i>Mandible</i>	11,6748	0,304033	1990
Προμήκης μυελός	<i>Medulla_oblongata</i>	49,7558	1,49026	1039
Μεσεγκέφαλος	<i>Midbrain</i>	49,7558	1,49026	1039
Βλεννογόνο	<i>Mucosa</i>	43,5747	1,31714	1100
Μυς	<i>Muscle</i>	53,3335	1,43407	1041
Νεύρο	<i>Nerve</i>	30,666	0,901494	1038
Φάρυγγας	<i>Pharynx</i>	1	0	1,2
Επίφυση	<i>Pinealbody</i>	57,899	1,61012	1050
Εγκεφαλική γέφυρα	<i>Pons</i>	49,7558	1,49026	1039
Υποδόριος λιπώδης ιστός	<i>SAT</i>	10,9693	0,208586	916
Δέρμα	<i>Skin</i>	38,6165	1,2512	1100
Κρανίο	<i>Skull</i>	11,6748	0,304033	1990
Νωτιαίος μυελός	<i>Spinal_cord</i>	30,666	0,901494	1038

συνέχεια Πίνακα 4.1: Οι βιολογικοί ιστοί και οι δομές του μοντέλου κεφαλιού της Ελλα.

Βιολογικός ιστός	Διεθνής όρος	e_r	σ (S/m)	ρ (kg/m ³)
Δόντια	<i>Teeth</i>	11,6748	0,304033	2160
Σύνδεσμος τένοντα	<i>Tendon_Ligament</i>	43,9667	1,31462	1110
Θάλαμος	<i>Thalamus</i>	49,7558	1,49026	1039
Γλώσσα	<i>Tongue</i>	53,3204	1,4725	1041
Φλέβα	<i>Vein</i>	59,0808	2,16116	1060
Σπόνδυλος	<i>Vertebrae</i>	11,6748	0,304033	1990

Ειδικότερα οι δομές του χόνδρου και του δέρματος του αυτιού (*Ear_cartilage* και *Ear_skin*) χωρίζονται σε δεξί και αριστερό αυτί (*'Right_ear_cartilage'* και *'Left_ear_cartilage'*, *'Right_ear_skin'* και *'Left_ear_skin'*) ώστε να γίνει εφικτός στη συνέχεια ο διαχωρισμός των δομών σε δεξί και αριστερό ημισφαίριο του κεφαλιού. Για τον ίδιο λόγο τοποθετούνται οι καταγραφείς πεδίου *'Right'* και *'Left'* (Εικόνα 4.2).



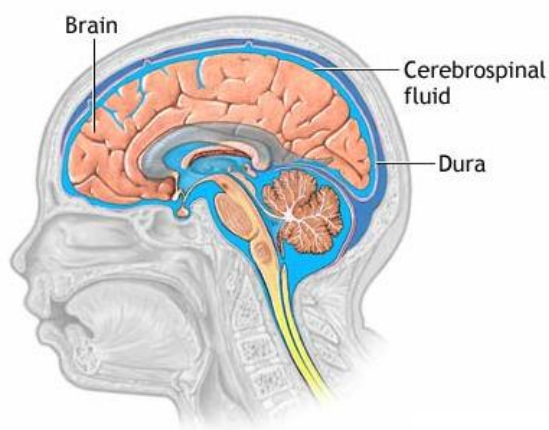
Εικόνα 4.2: Το μοντέλο του κεφαλιού όπως φαίνεται μετά τη διακριτοποίηση και το σχηματισμό των κυβικών στοιχείων. Διαχωρισμός των δύο ημισφαιρίων με χρήση των αντίστοιχων καταγραφών.

Από τις δομές του μοντέλου του κεφαλιού της Ελλα οι 14 ιστοί του Πίνακα 4.2 αποτελούν τον εγκέφαλο.

Πίνακας 4.2: Οι δομές του εγκεφάλου στο μοντέλο κεφαλιού της Ελλα.

Φαία ουσία	Υπόφυση
Λευκή ουσία	Υποθάλαμος
Παρεγκεφαλίδα	Προμήκης μυελός
Εγκεφαλονωτιαίο υγρό	Μεσεγκέφαλος
Πρόσθιος σύνδεσμος	Επίφυση
Οπίσθιος σύνδεσμος	Εγκεφαλική γέφυρα
Ιππόκαμπος	Θάλαμος

Ο εγκέφαλος αποτελείται κυρίως από τις ακόλουθες δομές: φαιά και λευκή ουσία, μεσεγκέφαλο, εγκεφαλονωτιαίο υγρό και παρεγκεφαλίδα. Ειδικότερα για το εγκεφαλονωτιαίο υγρό υπάρχει μια σύγχυση για το κατά πόσον πρέπει να θεωρείται ότι ανήκει στον εγκέφαλο. Πρόκειται για ένα υγρό με όγκο περίπου 80-150ml που περιβάλλει τον εγκέφαλο προστατεύοντάς τον από τραυματισμούς (Εικόνα 4.3). Αποτελεί μια δυναμική δομή που παράγεται από τις πλάγιες κοιλίες του εγκεφάλου με ρυθμό 800ml/24ώρες, δηλαδή σε πενταπλάσια ποσότητα από το συνολικό του όγκο, και τίθεται σε κυκλοφορία από το Κεντρικό Νευρικό Σύστημα. Ο εγκέφαλος περιβάλλεται από τρεις προστατευτικούς υμένες που ονομάζονται μήνιγγες. Η σκληρή μήνιγγα (*Dura*) εφάπτεται στο τοίχωμα του κρανίου ενώ η λεπτή μήνιγγα, που αποτελείται από τη χοριοειδή και την αραχνοειδή μήνιγγα, εφάπτεται άμεσα στην επιφάνεια του εγκεφάλου. Το εγκεφαλονωτιαίο υγρό καταλαμβάνει το χώρο ανάμεσα στην αραχνοειδή και τη χοριοειδή μήνιγγα. Ανάμεσα στις λειτουργίες του είναι η ρύθμιση της ενδοκρανιακής πίεσης και η μεταφορά θρεπτικών ουσιών [3]-[4].

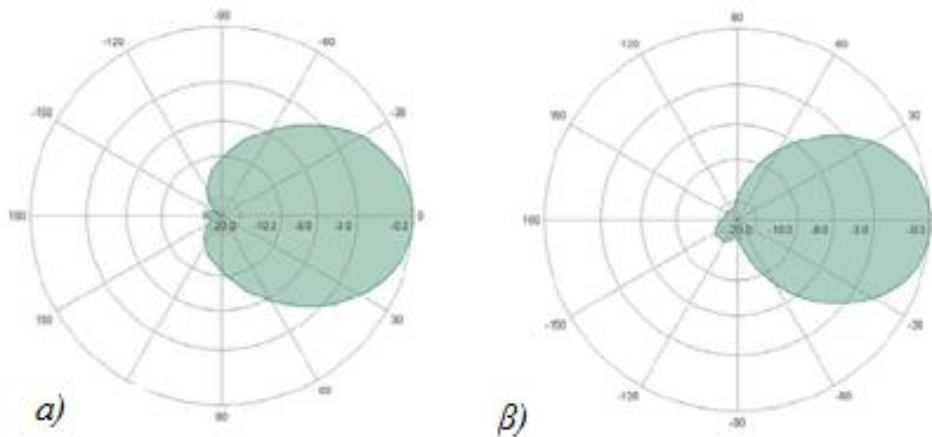


Εικόνα 4.3: Η δομή του εγκεφαλονωτιαίου υγρού όπως φαίνεται σε δεξιά πλάγια τομή του εγκεφάλου.

Αν και το εγκεφαλονωτιαίο υγρό δεν ανήκει στην κατεξοχήν εγκεφαλική δομή (φαιά και λευκή ουσία), κάποιοι ερευνητές το συμπεριλαμβάνουν στη γενικότερη έννοια του «εγκεφάλου» καθώς υπάρχει ένα σημαντικό ποσοστό του το οποίο κυκλοφορεί στο εσωτερικό του εγκεφάλου. Για το λόγο αυτό ορίζονται δύο διαφορετικές δομές υλικών του εγκεφάλου με και χωρίς το εγκεφαλονωτιαίο υγρό. Στην πορεία της μελέτης θα αναδειχθεί η ουσιαστική διαφορά που προκύπτει ανάμεσα στις δύο αυτές θεωρήσεις «περί εγκεφάλου».

4.3. Επίπεδη κεραία SPA 2000/80/8/0/V

Η κεραία που χρησιμοποιείται είναι η ίδια που περιγράφηκε στο Κεφάλαιο 3 για τις προσομοιώσεις με το επίπεδο πολυστρωματικό μοντέλο. Πρόκειται για μια επίπεδη (*patch*) κεραία SPA 2000/80/8/0/V. Στην Εικόνα 4.4 παρουσιάζονται τα διαγράμματα ακτινοβολίας της κεραίας στο οριζόντιο και κάθετο επίπεδο.

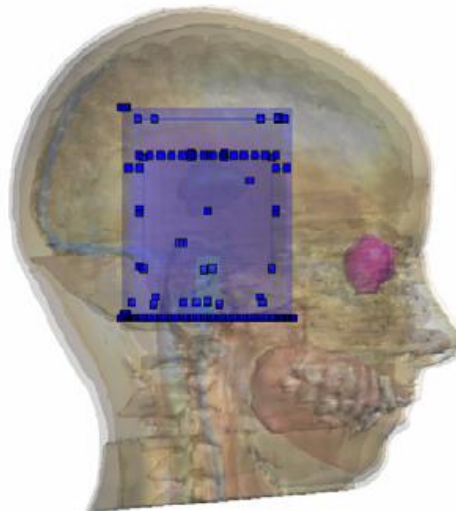


Εικόνα 4.4: Το διάγραμμα ακτινοβολίας της κεραίας SPA 2000/80/8/0/V: α) οριζόντιο, β) κάθετο [5].

Η κεραία αυτή μοντελοποιήθηκε και το αριθμητικό της μοντέλο θα χρησιμοποιηθεί στις ακόλουθες προσομοιώσεις [5].

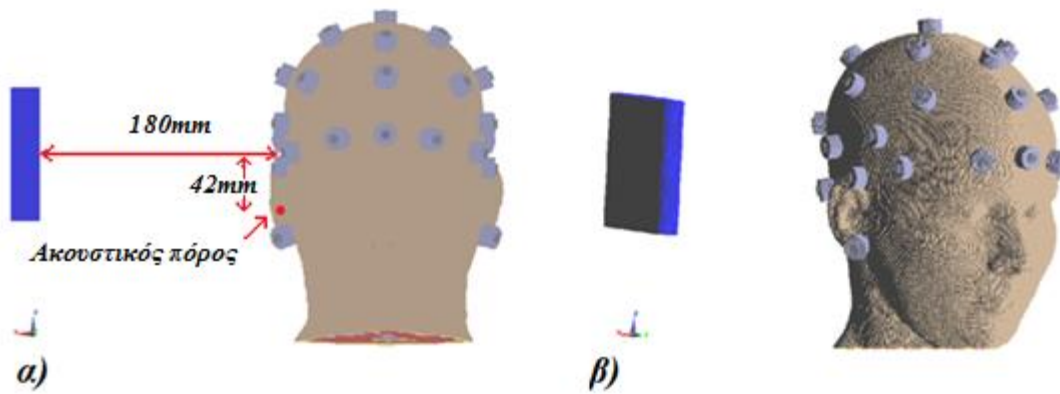
4.3.1. Σχετική τοποθέτηση κεραίας

Για την τροφοδότηση της κεραίας χρησιμοποιείται πηγή ακίδας (*Edge Source*) με πλάτος 1V και συχνότητα ακτινοβολίας ήταν $f=1966\text{MHz}$ (άρα μήκος κύματός $\lambda=152,6\text{mm}$). Η κεραία τοποθετείται με τον κύριο λοβό ακτινοβολίας της απέναντι στο δεξί ημισφαίριο του μοντέλου του κεφαλιού (Εικόνα 4.5).



Εικόνα 4.5: Η σχετική τοποθέτηση της κεραίας στο ανατομικό μοντέλο *Ella*.

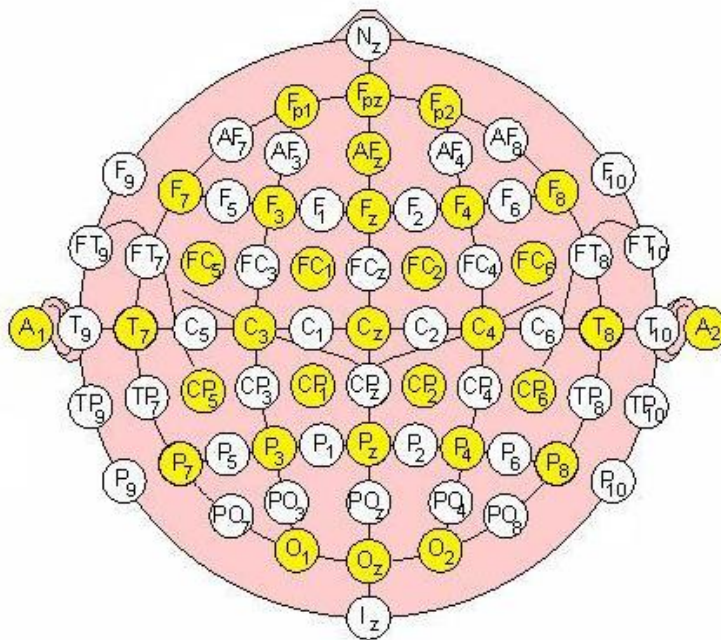
Το κέντρο της ευθυγραμμίζεται με το κεφάλι σε απόσταση 180mm από την εξωτερική επιφάνεια του κεφαλιού. Ο ακουστικός πόρος (*ear canal*) βρίσκεται 42mm κάτω από το κέντρο της κεραίας στον άξονα z (Εικόνα 4.6).



Εικόνα 4.6: Η σχετική απόσταση της κεραίας από το μοντέλο του κεφαλιού Ella μετά το σχηματισμό των κυβικών στοιχείων σε: α) πρόοψη και β) πλάγια όψη.

4.4. Τοποθέτηση ηλεκτροδίων

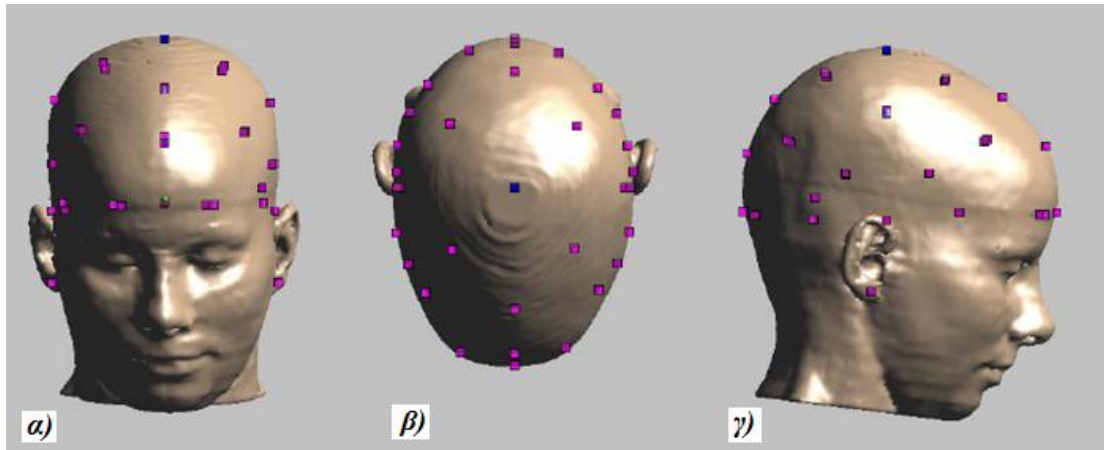
Τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται στο κεφάλι σύμφωνα με το Διεθνές Σύστημα 10-20 που παρουσιάστηκε στο Κεφάλαιο 1. Οι θέσεις των ηλεκτροδίων σημειώνονται με κίτρινο χρώμα στην Εικόνα 4.7.



Εικόνα 4.7: Οι θέσεις των ηλεκτροδίων σύμφωνα με το σύστημα 10-20 [6].
Με κίτρινο χρώμα φαίνονται τα 32 ηλεκτρόδια που τοποθετούνται στο μοντέλο κεφαλιού.

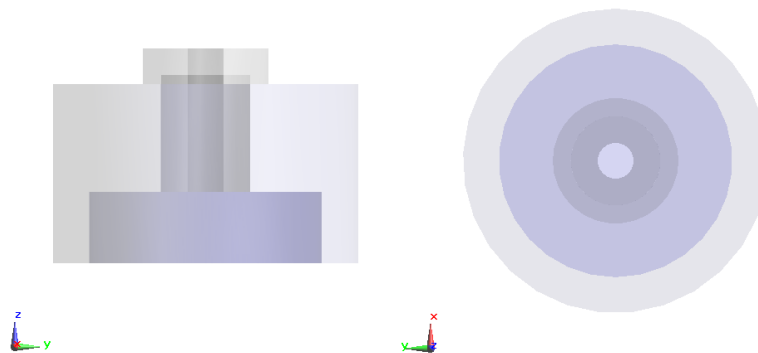
Στο πρότυπο αρχείο του SEMCAD-X γίνεται ο ορισμός των συντεταγμένων των θέσεων των ηλεκτροδίων που βασίζεται στην προσομοίωση του κρανίου με ένα σφαιρικό μοντέλο ακτίνας $\rho = 1$ με κέντρο $(0, 0, 0)$. Έτσι όλα τα επιφανειακά ηλεκτρόδια έχουν σφαιρική ακτίνα $r = 1$. Επειδή το ρεαλιστικό μοντέλο του κεφαλιού, όπως κι αυτό της Ella, δεν είναι σφαιρικό αλλά και το πρότυπο αρχείο δεν ανταποκρίνεται απόλυτα σε κάθε περίπτωση, τα

σημεία εμφανίζονται εκτός κεφαλιού. Η αντιστοίχισή τους στο μοντέλο κεφαλιού της *Ella* βασίζεται σε μελέτη που παρουσιάζεται στη διπλωματική εργασία [7]. Βρίσκονται τα σημεία της επιφάνειας του κεφαλιού στα οποία πρέπει να εφάπτεται το κάτω μέρος του κάθε ηλεκτροδίου και τα οποία παρουσιάζονται στην Εικόνα 4.8 σε διάφορες όψεις του κεφαλιού.



Εικόνα 4.8: Οι τελικές θέσεις ηλεκτροδίων στο μοντέλο κεφαλιού σε τρεις διαφορετικές όψεις: α) πρόοψη, β) κάτοψη, γ) αριστερή πλάγια όψη [7].

Το μοντέλο ηλεκτροδίου που χρησιμοποιείται είναι αυτό που λαμβάνεται από τη διαδικασία και τις δοκιμαστικές προσομοιώσεις που περιγράφηκαν στο Κεφάλαιο 2 και παρουσιάζεται στην Εικόνα 4.9.

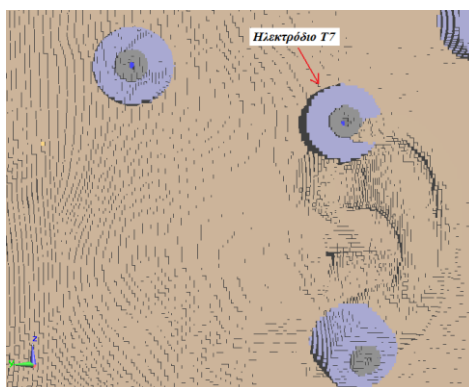


Εικόνα 4.9: Το τελικό μοντέλο του ηλεκτροδίου.

Βασική απαίτηση στη διαδικασία τοποθέτησης των ηλεκτροδίων είναι να διατηρηθεί η θέση τους σύμφωνα με το πρότυπο με τα 32 ηλεκτρόδια που έχει χρησιμοποιηθεί και αναπτυχθεί. Όποτε απαιτείται μετακίνηση των ηλεκτροδίων γίνεται διατηρώντας σταθερό (*Pivot*) το σημείο επαφής με το κεφάλι που διέρχεται από τον κάθετο άξονα συμμετρίας του ηλεκτροδίου. Επίσης γίνεται προσπάθεια ώστε το ηλεκτρόδιο - και πιο συγκεκριμένα το σιλικονούχο περίβλημα - να έρχεται σε επαφή με το δέρμα με τρόπο που να προσεγγίζει κατά το δυνατόν την τοποθέτηση σε ένα πραγματικό μοντέλο. Η προτεραιότητα του περιβλήματος τίθεται υψηλότερη από αυτή του δέρματος του κεφαλιού (*Skin*) με τη φροντίδα ωστόσο να μην εισέρχεται το ηλεκτρόδιο κατά πολύ μέσα στους ιστούς. Γενικά θα ήταν ρεαλιστικό να ειπωθεί ότι το μέγιστο βάθος επικάλυψης του δέρματος και του

σιλικονούχου περιβλήματος είναι περίπου 1mm. Η προτεραιότητα της κοιλότητας της γέλης (η οποία έχει οριστεί ως αέρας) τίθεται χαμηλότερη από αυτή του δέρματος ώστε να αποδοθούν στο δέρμα τα όποια «αμφισβητούμενα» κυβικά στοιχεία.

Ειδικότερη προσοχή δίδεται στα ηλεκτρόδια T7 και T8 που τοποθετούνται πάνω από τα αυτιά. Λόγω των μεγαλύτερων διαστάσεων του χρησιμοποιούμενου μοντέλου ηλεκτροδίου οι θέσεις των συγκεκριμένων ηλεκτροδίων δεν επαρκούν για να προσαρμοστεί το πλήρες μοντέλο καθώς γίνεται επικάλυψη με το άνω μέρος των αυτιών, όπως φαίνεται στην Εικόνα 4.10 για το ηλεκτρόδιο T7.

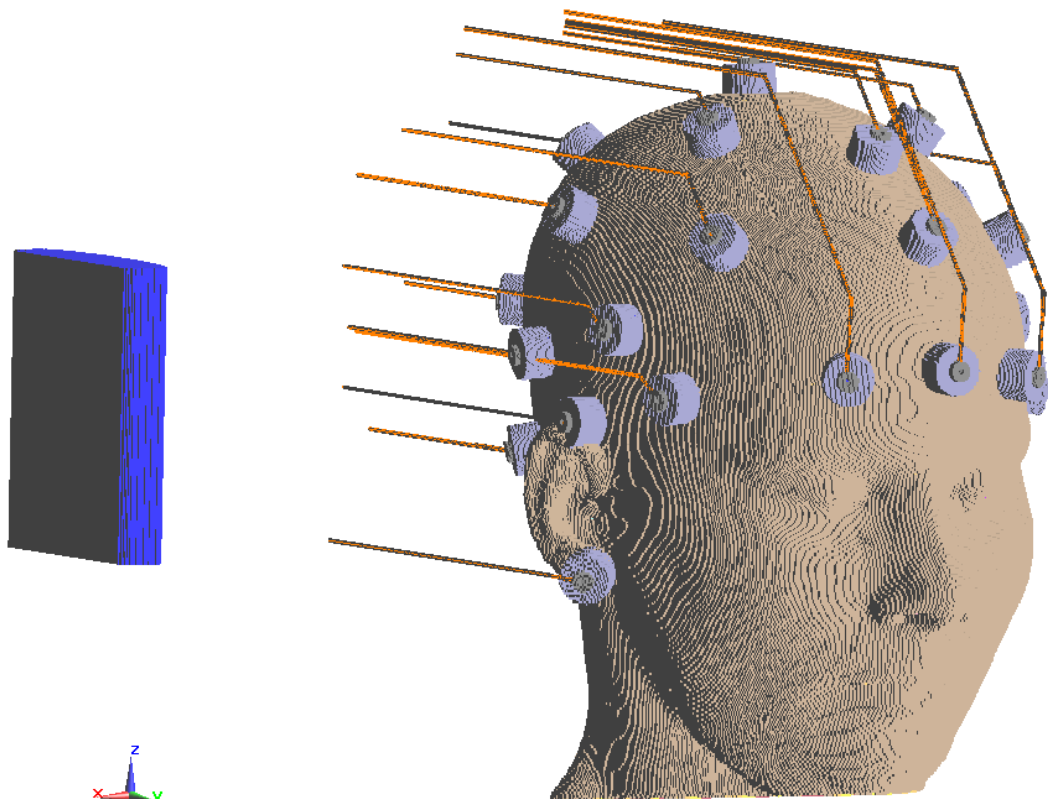


Εικόνα 4.10: Η επικάλυψη του ηλεκτροδίου T7 με το πτερύγιο του αριστερού αυτιού.

Για να αποφευχθεί η επικάλυψη των κυβικών στοιχείων, τα σημεία τοποθέτησης των ηλεκτροδίων μετακινούνται κατακόρυφα προς τα πάνω στα θετικά του άξονα z. Κατά αυτόν τον τρόπο, το μεταλλικό μέρος του ηλεκτροδίου δε συμπίπτει με το αυτί και έχει κάποια απόσταση από αυτό για να αποφευχθεί επαφή των περιοχών μετά τον σχηματισμό των κυβικά στοιχεία. Συγκεκριμένα για το T7 (αριστερό αυτί) η μετακίνηση είναι +2mm ενώ για το T8 (δεξί αυτί) είναι +3mm. Η μετακίνηση κατά το μέγιστο 3mm δε θεωρείται σημαντική για την μεταβολή του προτύπου 10-20. Η προτεραιότητα των υλικών του κάθε ηλεκτροδίου τίθεται χαμηλότερη από αυτή των ιστών του κεφαλιού (εκτός από το καθαυτό μεταλλικό μέρος του ηλεκτροδίου) ώστε τα κοινά κυβικά στοιχεία να αποδίδονται στο κεφάλι.

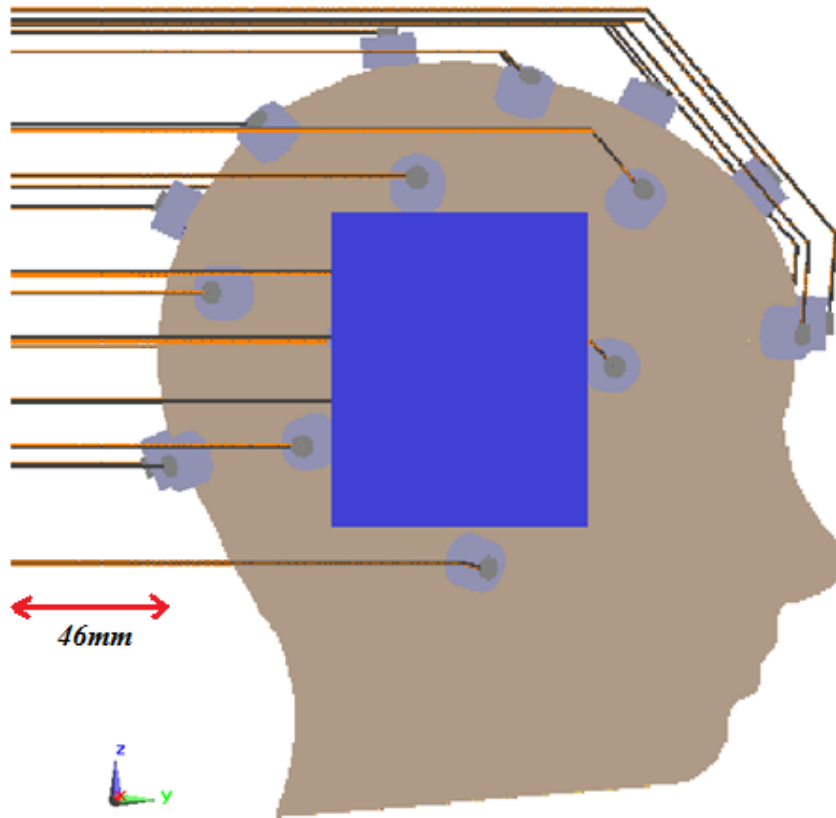
4.5. Τοποθέτηση καλωδίων των ηλεκτροδίων

Για τη διεξαγωγή της ολοκληρωμένης προσομοίωσης προσαρμόζεται σε κάθε ηλεκτρόδιο το καλώδιο για τη μετάδοση του σήματος στον προενισχυτή ΗΕΓ. Το καλώδιο αυτό όπως παρουσιάστηκε στο Κεφάλαιο 2 αποτελείται από ένα χάλκινο κύλινδρο διαμέτρου 0,8mm που περιβάλλεται από πλαστικό περίβλημα από πολυβινυλοχλωρίδιο (PVC) εξωτερικής διαμέτρου 1,2mm.



Εικόνα 4.11: Όψη του μοντέλου προσομοίωσης με τα ηλεκτρόδια και τα καλώδια σε οριζόντια τοποθέτηση.

Όπως προκύπτει από τα αποτελέσματα του Κεφαλαίου 3 για το πολυστρωματικό επίπεδο μοντέλο βιολογικών ιστών, το ζητούμενο είναι να γίνει οριζόντια τοποθέτηση των καλωδίων η οποία διασφαλίζει την κάθετη πόλωση των καλωδίων σε σχέση με το ηλεκτρομαγνητικό πεδίο της κεραίας. Τα συμπεράσματα του Κεφαλαίου 3 επιβεβαιώνονται από μελέτες [8]-[9] οι οποίες κατέληξαν ότι τα οριζόντια καλώδια προκαλούν τη μικρότερη διαταραχή στο ηλεκτρικό πεδίο που προσπίπτει στο κεφάλι από οποιαδήποτε άλλη πιθανή τοποθέτησή τους. Αποτελούν, επιπλέον, τον ιδανικότερο τρόπο με τον οποίο μπορούν να εφαρμοστούν τα καλώδια λήψης εγκεφαλογραφήματος. Φυσικά, ο οριζόντιος προσανατολισμός είναι δύσκολο να επιτευχθεί για όλα τα καλώδια. Ειδικότερα τα ηλεκτρόδια που τοποθετούνται στο εμπρός μέρος του κεφαλιού φέρουν καλώδια με πλάγιο ή ακόμα και κάθετο προσανατολισμό. Τα κατακόρυφα τμήματα των καλωδίων αναμένεται ότι θα επιφέρουν τις μεγαλύτερες διαταραχές στο πεδίο καθώς έχουν πόλωση παράλληλη με το διάνυσμα του ηλεκτρικού πεδίου.



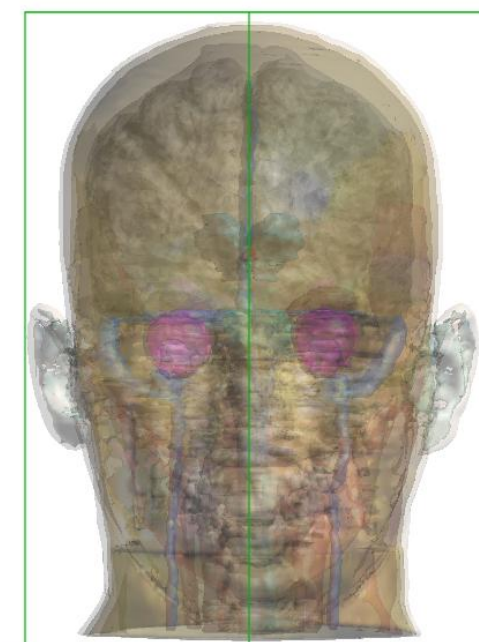
Εικόνα 4.12: Αριστερή πλάγια όψη του μοντέλου προσομοίωσης με τα ηλεκτρόδια και τα καλώδια σε οριζόντια τοποθέτηση με τερματισμό 46mm από το πίσω μέρος του κεφαλιού. Διακρίνονται τα πλάγια και κατακόρυφα τμήματα των καλωδίων των πρόσθιων ηλεκτροδίων

Ξεκινώντας από το μεταλλικό μέρος του ηλεκτροδίου διασφαλίζεται η ηλεκτρική σύνδεσή του με το χάλκινο καλώδιο. Εν συνεχεία το καλώδιο οδηγείται προς το πίσω μέρος του κεφαλιού μέσω των απαραίτητων γωνιών και διατηρώντας μια απόσταση περίπου 10mm από το κεφάλι. Τα καλώδια που αντιστοιχούν στα πρόσθια ηλεκτρόδια απαιτούν κατακόρυφα και πλάγια τμήματα. Τελικά κάθε καλώδιο τερματίζει σε απόσταση 46mm από το πίσω μέρος του κεφαλιού (Εικόνα 4.12). Αυτή η απόσταση εγγυάται την εμφάνιση του συνόλου των επιδράσεων που έχουν τα καλώδια στην απορρόφηση ισχύος από το κεφάλι. Επιπλέον, διασφαλίζεται ότι τα όποια φαινόμενα άκρων στον τερματισμό των καλωδίων δε θα επηρεάσουν το πεδίο στο κεφάλι.

4.6. Χαρακτηριστικά προσομοιώσεων

Η διάρκεια των προσομοιώσεων τίθεται στις 35 περιόδους, χρόνος που θεωρείται αρκετός για τη σταθεροποίηση της μορφής του πεδίου στο χώρο. Το γεγονός αυτό θα επιβεβαιωθεί με τον έλεγχο της σύγκλισης των προσομοιώσεων.

Εκτός από τους προεπιλεγμένους καταγραφείς του *SEMCAD-X* προστίθενται οι 'Head' (περιλαμβάνει ολόκληρο το κεφάλι), 'Right' (περικλείει το δεξί ημισφαίριο του κεφαλιού) και 'Left' (περικλείει το αριστερό ημισφαίριο του κεφαλιού) για να διευκολυνθεί η μετέπειτα επεξεργασία των αποτελεσμάτων. Επίσης τοποθετούνται οι καταγραφείς ακίδας 'ESS1' και 'ESS2' στην αριστερή πλευρά του κεφαλιού για τον έλεγχο σύγκλισης των προσομοιώσεων.



Εικόνα 4.13: Οι καταγραφείς πεδίου 'Head', 'Right' και 'Left' με το μοντέλο κεφαλιού.

4.7. Πίνακας προσομοιώσεων

Συνολικά διεξάγονται τρεις προσομοιώσεις. Η πρώτη είναι η προσομοίωση αναφοράς με το κεφάλι και την κεραία. Στη δεύτερη προσομοίωση τοποθετούνται τα 32 ηλεκτρόδια στο κεφάλι και στην τρίτη προστίθενται τα καλώδιά τους σε οριζόντιο προσανατολισμό.

Πίνακας 4.3: Οι προσομοιώσεις που διεξάγονται με το μοντέλο του κεφαλιού και την κεραία.

Προσομοίωση	Συνολικός αριθμός κυβικών στοιχείων (Mcells)
Αναφοράς	40,7806
Με ηλεκτρόδια	52,1456
Με ηλεκτρόδια και καλώδια	94,8758

4.8. Έλεγχος σύγκλισης και ορθότητας των προσομοιώσεων

Πριν πραγματοποιηθεί η εξαγωγή των αποτελεσμάτων, εκτελείται ο έλεγχος ότι η προσομοίωση έχει φτάσει στη σύγκλιση και τα αποτελέσματα θα είναι ορθά. Το πρώτο κριτήριο που πρέπει να ικανοποιείται είναι ότι η ισχύς εισόδου της κεραίας δεν πρέπει να διαφέρει περισσότερο από 5% από το άθροισμα της ισχύος που απορροφάται από τα διηλεκτρικά υλικά και της ισχύος που ακτινοβολείται στο χώρο, δηλαδή:

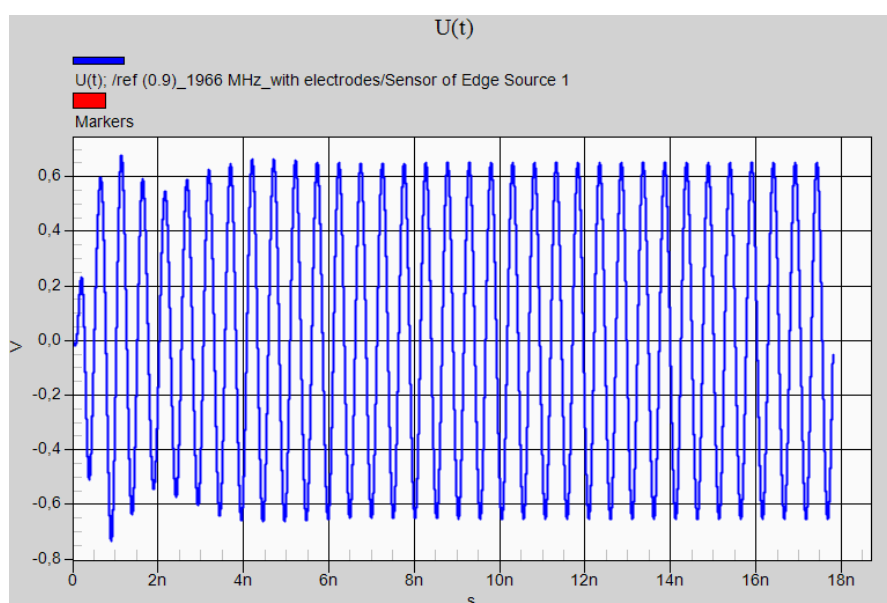
$$\frac{P_{in} - (P_{loss} + P_{rad})}{P_{in}} \cdot 100\% \leq 5\%$$

Η σχέση αυτή αποτελεί το ισοζύγιο ισχύος του συστήματος και υπολογίζεται από την προσομοίωση. Η παραπάνω ανισότητα ελέγχεται και επιβεβαιώνεται για όλες τις προσομοιώσεις.

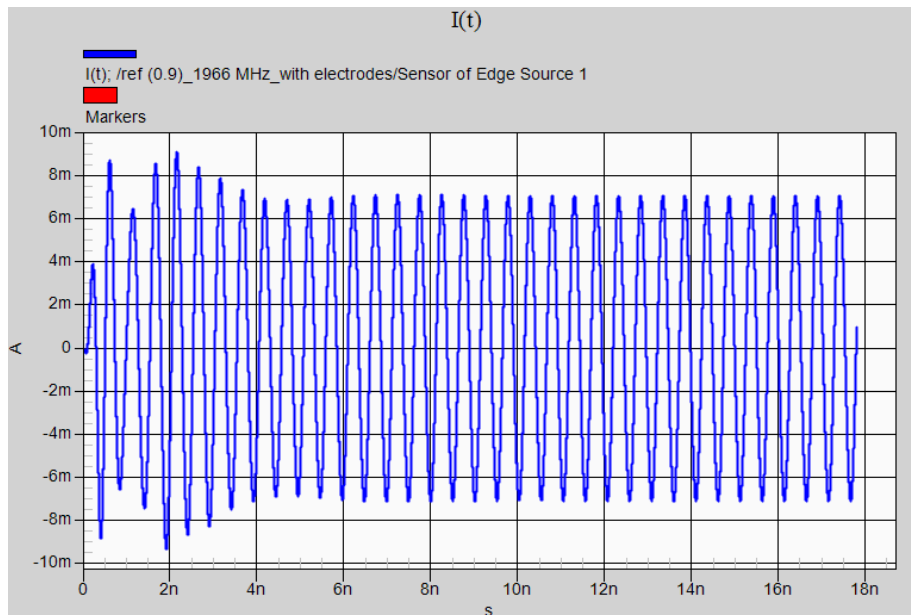
Πίνακας 4.4: Το ισοζύγιο ισχύος για τις προσομοιώσεις.

	Ισχύς Εισόδου P_{in} (W)	Ακτινοβολούμενη Ισχύς P_{rad} (W)	Απορροφούμενη Ισχύς P_{loss} (W)	Ισοζύγιο Ισχύος
Μοντέλο αναφοράς	0,00236	0,00189	0,000447	0,75%
Μοντέλο με ηλεκτρόδια	0,00224	0,00179	0,000432	0,66%
Μοντέλο με καλώδια	0,00225	0,00179	0,000452	0,59%

Επιπλέον, μέσω των καταγραφών ηλεκτρικού πεδίου παρακολουθείται η μορφή της τάσης (Εικόνα 4.14) και του ρεύματος της πηγής (Εικόνα 4.15) για να διασφαλιστεί ότι σταθεροποιούνται για αρκετές περιόδους. Η σταθεροποίηση επαληθεύεται οπότε το πεδίο συγκλίνει. Οι κυματομορφές που παρουσιάζονται προκύπτουν από την προσομοίωση με τα καλώδια αλλά η μορφή τους είναι αντίστοιχη και για τις άλλες δύο προσομοιώσεις.

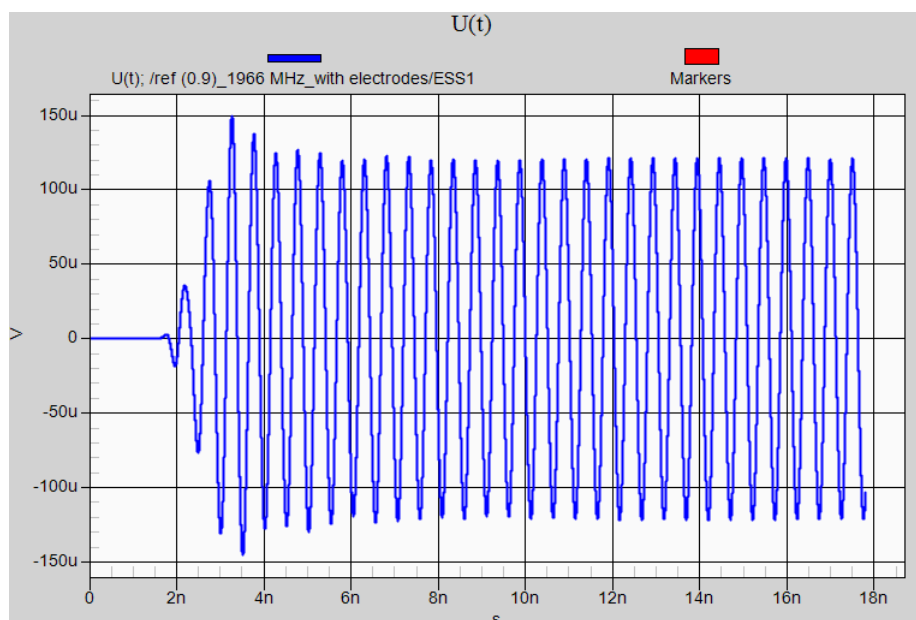


Εικόνα 4.14: Η κυματομορφή της τάσης $V(t)$ της πηγής στο μοντέλο με τα καλώδια, για τον έλεγχο της προσομοίωσης.



Εικόνα 4.15: Η κυματομορφή του ρεύματος $I(t)$ της πηγής στο μοντέλο με τα καλώδια, για τον έλεγχο της προσομοίωσης.

Τέλος, παρακολουθούνται οι καταγραφείς πεδίου $ESS1$, $ESS2$ που είναι τοποθετημένοι στην αριστερή πλευρά του κεφαλιού για να επιβεβαιωθεί ότι υπάρχει γενική σύγκλιση του πεδίου, παρόλο που παρεμβάλλονται οι ιστοί του κεφαλιού. Ελέγχεται τόσο η τάση όσο και το ρεύμα και για τους δυο καταγραφείς. Η μορφή όλων είναι αντίστοιχη με την τάση που καταγράφεται στον $ESS1$ και παρατίθεται παρακάτω. Παρατηρείται σταθεροποίηση για αρκετές περιόδους οπότε το πεδίο συγκλίνει (Εικόνα 4.16).

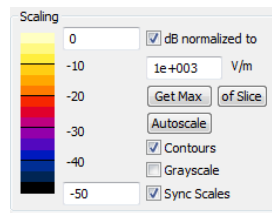


Εικόνα 4.16: Η κυματομορφή της τάσης από τον καταγραφέα $ESS1$ στο μοντέλο με τα καλώδια, για τον έλεγχο της προσομοίωσης.

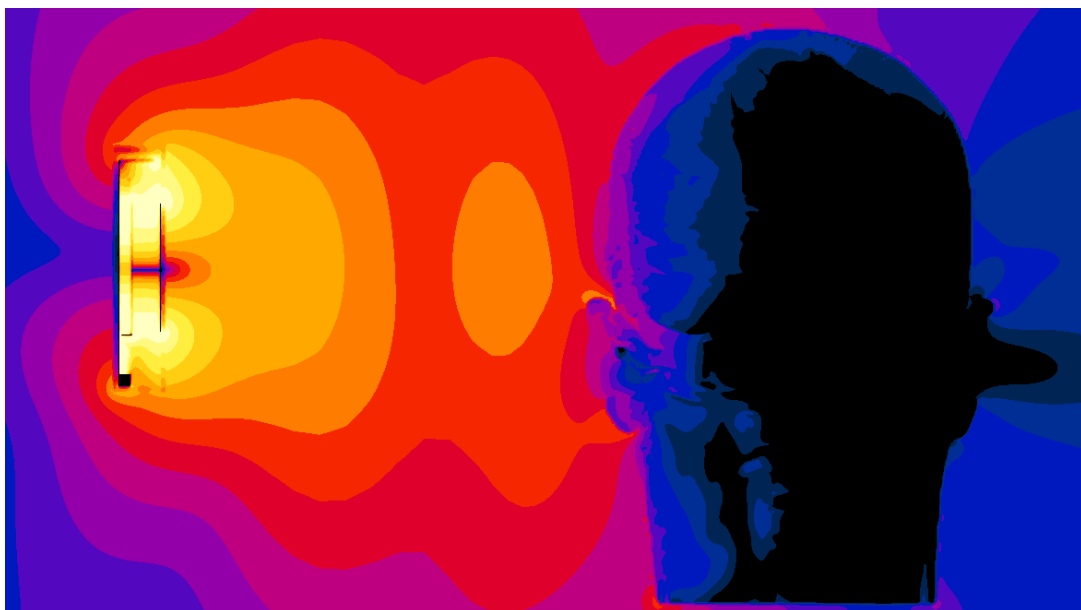
4.9. Κατανομές ηλεκτρικού πεδίου και σημειακού SAR

Για την παρουσίαση των αποτελεσμάτων γίνεται κανονικοποίηση σε ισχύ εισόδου 1W.

Αρχικά εξετάζεται η τομεακή κατανομή του μεγέθους του ηλεκτρικού πεδίου στο επίπεδο $y=0$ που είναι κάθετο στην κεραία και το κεφάλι (Εικόνες 4.17-4.19). Για τη σύγκριση των εικόνων γίνεται κανονικοποίηση των αποτελεσμάτων των προσομοιώσεων στην κοινή τιμή των 1000V/m. Η τιμή επιλέγεται να είναι αρκετά υψηλή ώστε να δοθεί έμφαση στη μορφή του πεδίου και τις έντονες διαφορές που μπορεί να υπάρχουν ανάμεσα στα μοντέλα.

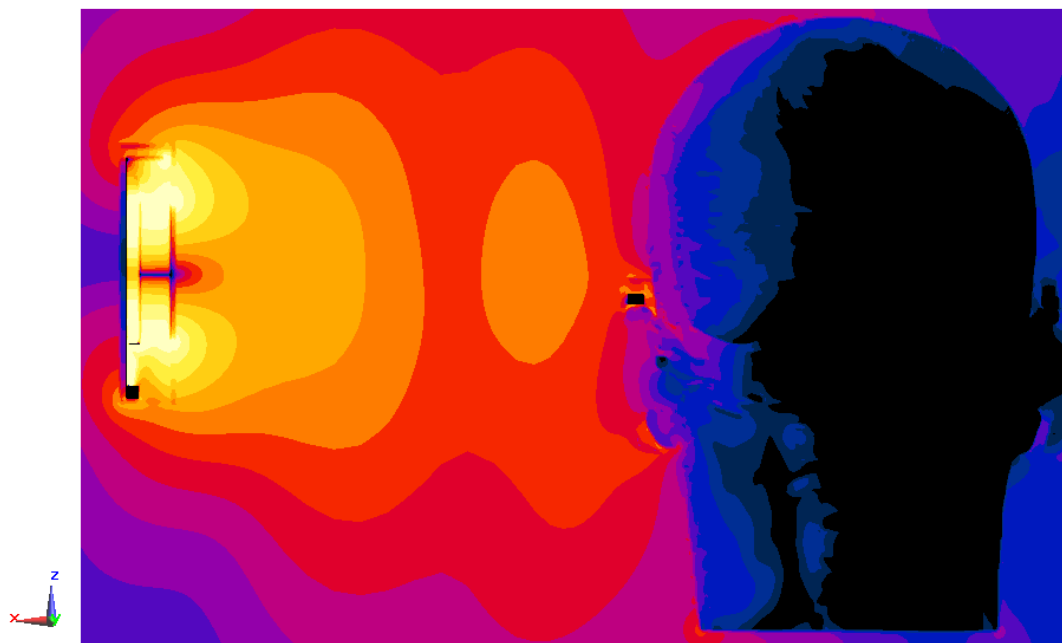


Η γενικότερη μορφή του πεδίου στο εξωτερικό του κεφαλιού παραμένει σταθερή. Είναι εμφανές ότι δεν υπάρχουν ανακλάσεις στον περιβάλλοντα χώρο του μοντέλου, γεγονός που επιβεβαιώνει την ορθή διεξαγωγή των προσομοιώσεων. Επισημαίνεται μια τοπική αύξηση της τιμής του ηλεκτρικού πεδίου επί των καλωδίων των ηλεκτροδίων και στις δύο πλευρές του κεφαλιού (Εικόνα 4.19). Αντιθέτως το πεδίο στο εσωτερικό του κεφαλιού διαφοροποιείται ελάχιστα. Τονίζεται αυτό που εξαρχής ήταν αναμενόμενο, ότι δηλαδή η δεξιά πλευρά του κεφαλιού δεχόμενη απευθείας την ακτινοβολία, θα εμφανίζει τις μεγαλύτερες τιμές του πεδίου. Οι εξωτερικοί ιστοί του κεφαλιού παρέχουν ένα είδος θωράκισης για τους πιο ευαίσθητους εσωτερικούς ιστούς του εγκεφάλου κι έτσι η ακτινοβολία εξασθενεί αρκετά γρήγορα.



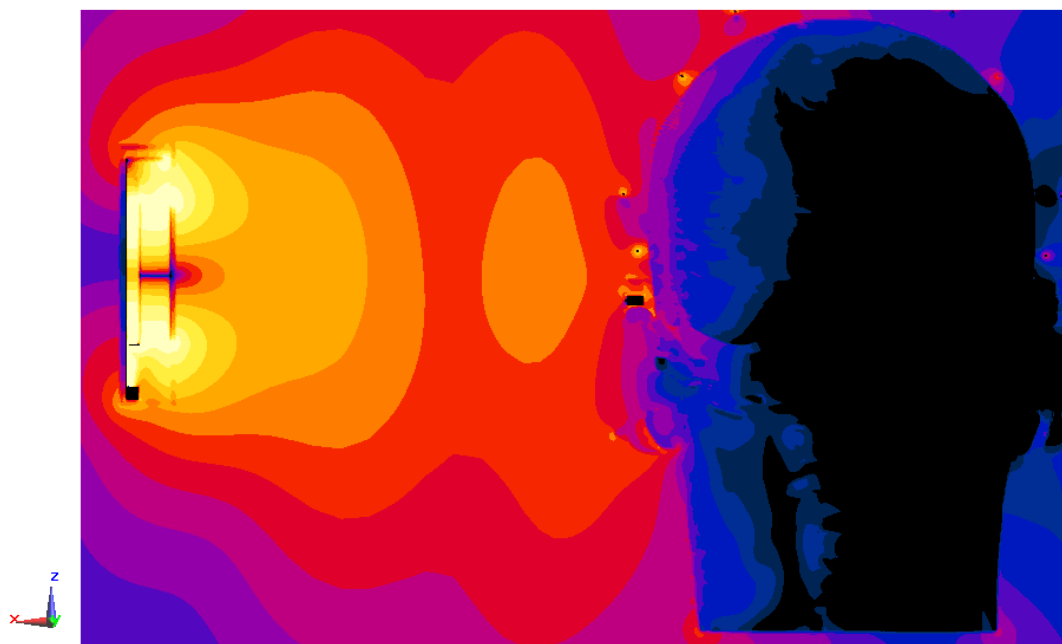
Εικόνα 4.17: Τομεακή κατανομή του μεγέθους του ηλεκτρικού πεδίου στο επίπεδο $y=0$ για το μοντέλο αναφοράς με κανονικοποίηση στην τιμή 1000V/m.

$E(x,y,z,f)$ in dB, norm to $1W/0.002241W$ at 1.966GHz



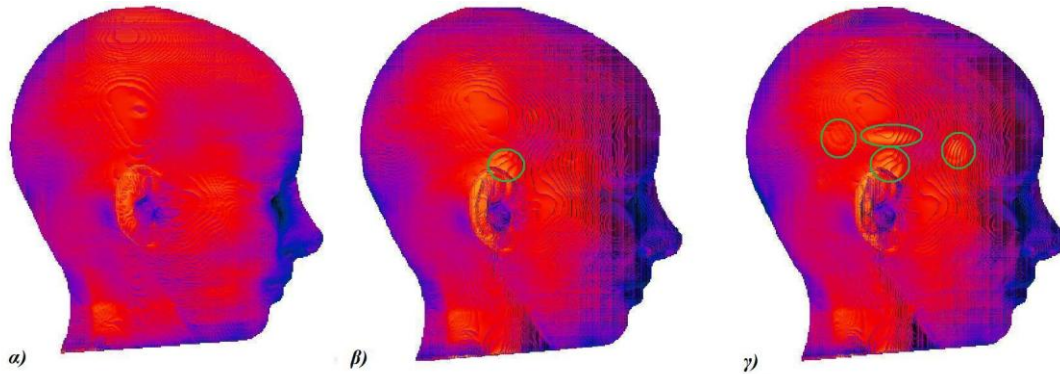
Εικόνα 4.18: Τομεακή κατανομή του μεγέθους του ηλεκτρικού πεδίου στο επίπεδο $y=0$ για το μοντέλο με ηλεκτρόδια με κανονικοποίηση στην τιμή $1000V/m$.

$E(x,y,z,f)$ in dB, norm to $1W/0.002251W$ at 1.966GHz



Εικόνα 4.19: Τομεακή κατανομή του μεγέθους του ηλεκτρικού πεδίου στο επίπεδο $y=0$ για το μοντέλο με ηλεκτρόδια και τα καλώδιά τους με κανονικοποίηση στην τιμή $1000V/m$.

Εν συνεχεία εξετάζεται η επιφανειακή κατανομή του μεγέθους του ηλεκτρικού πεδίου στην αριστερή πλάγια όψη (Εικόνα 4.20), δηλαδή στη δεξιά πλευρά του κεφαλιού που δέχεται άμεσα την ακτινοβολία από την κεραία. Για τη σύγκριση των εικόνων γίνεται κανονικοποίηση των αποτελεσμάτων των προσομοιώσεων στην κοινή τιμή των 452,5V/m

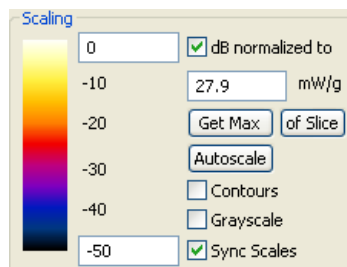


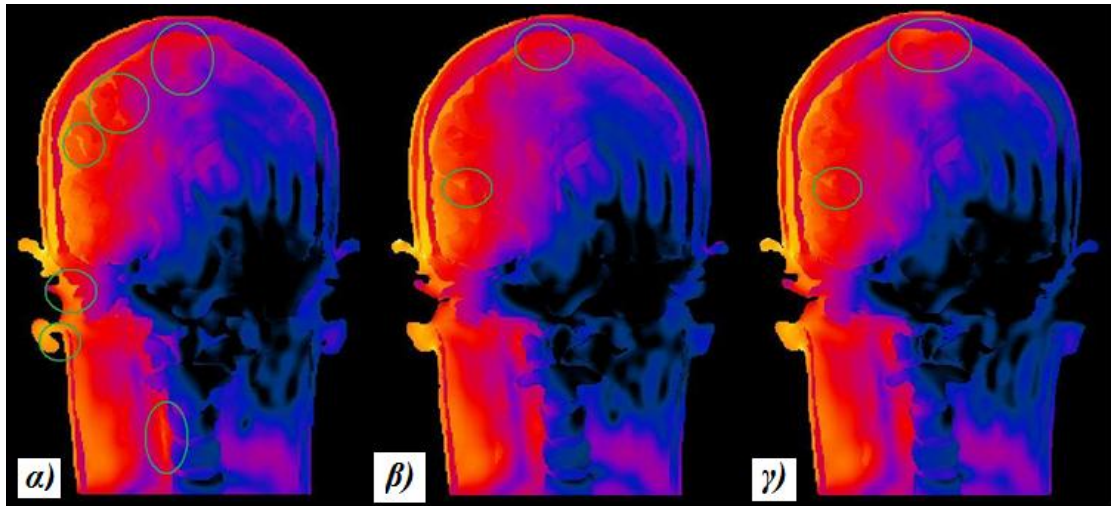
Εικόνα 4.20: Η επιφανειακή κατανομή του μεγέθους του ηλεκτρικού πεδίου στην αριστερή πλάγια όψη για τις προσομοιώσεις: α) αναφοράς, β) με ηλεκτρόδια και γ) με καλώδια με κανονικοποίηση στην τιμή 452,5V/m.

Για το μοντέλο με τα ηλεκτρόδια (Εικόνα 4.20β) το πλέον αξιοσημείωτο φαινόμενο είναι μια μικρή μείωση της τιμής του ηλεκτρικού πεδίου που εντοπίζεται στο επάνω και το πρόσθιο μέρος του κεφαλιού σε σχέση με το μοντέλο αναφοράς (Εικόνα 4.20α). Παρατηρείται αντιθέτως μια τοπική αύξηση του ηλεκτρικού πεδίου πάνω από το δεξί αυτί για το μοντέλο με τα ηλεκτρόδια (Εικόνα 4.20β) το οποίο σημειώνεται με κύκλο.

Η μείωση του ηλεκτρικού πεδίου στο επάνω και το πρόσθιο μέρος του κεφαλιού είναι μεγαλύτερη στο μοντέλο με ηλεκτρόδια και καλώδια (Εικόνα 4.20γ). Επισημαίνεται ακόμη τοπική αύξηση του ηλεκτρικού πεδίου σε περισσότερα σημεία πάνω από το δεξί αυτί (Εικόνα 4.20γ) τα οποία σημειώνονται με κύκλους. Τα σημεία αυτά αντιστοιχούν σε τρεις θέσεις τοποθέτησης ηλεκτροδίων και σε μια περιοχή ανάπτυξης καλωδίου.

Το συγκριτικό μέγεθος ωστόσο που κυρίως ενδιαφέρει είναι ο SAR. Εξετάζεται η τομεακή κατανομή του στο επίπεδο $\gamma=0$ με κανονικοποίηση στην τιμή 27,9mW/g (Εικόνα 4.21).

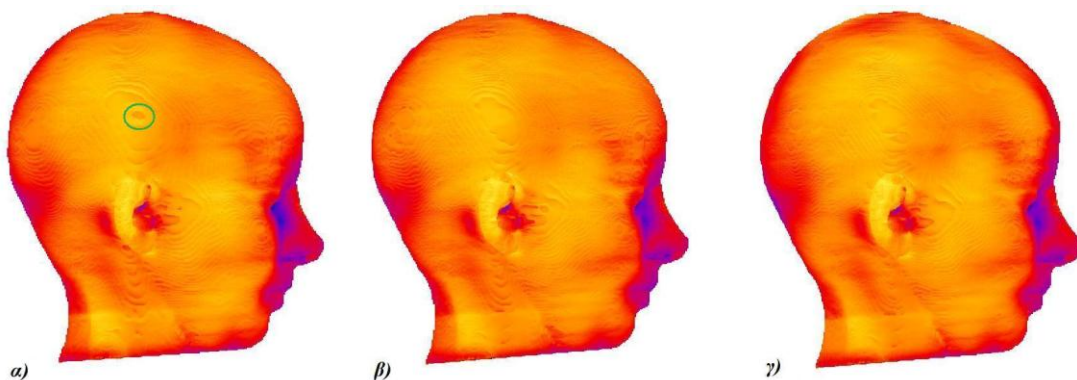




Εικόνα 4.21: Η τομεακή κατανομή του SAR στο επίπεδο $\gamma=0$ για τις προσομοιώσεις: α) αναφοράς, β) με ηλεκτρόδια και γ) με καλώδια με κανονικοποίηση στην τιμή $27,9\text{W/kg}$. Σε πράσινο κύκλο δείχνονται οι διαφορές μεταξύ των προσομοιώσεων.

Σε πράσινο κύκλο στην Εικόνα 4.21 σημειώνονται οι περιοχές όπου υπάρχουν διαφοροποιήσεις στην κατανομή του SAR μεταξύ των προσομοιώσεων. Οι περιοχές αυτές εντοπίζονται στη δεξιά πλευρά του κεφαλιού που δέχεται άμεσα την ακτινοβολία από την κεραία. Αφορούν αυξήσεις αλλά και μειώσεις σε σχέση με το μοντέλο αναφοράς. Παρατηρείται ότι τα χρώματα στα οποία εντοπίζονται οι κυριότερες διαφορές βρίσκονται πολύ χαμηλά στη χρωματική κλίμακα που σημαίνει ότι ο SAR στα σημεία αυτά έχει πολύ μικρή τιμή. Οι διαταραχές της απορρόφησης τελικά κρίνονται ποιοτικά ελάχιστες και σίγουρα όχι κρίσιμες καθώς αφορούν πολύ χαμηλές τιμές του SAR.

Εξετάζεται η επιφανειακή κατανομή του SAR στην αριστερή πλάγια όψη (Εικόνα 4.22), δηλαδή στη δεξιά πλευρά του κεφαλιού με κανονικοποίηση στην τιμή $27,87\text{mW/g}$, δηλαδή $27,87\text{W/kg}$.



Εικόνα 4.22: Η επιφανειακή κατανομή του SAR στην αριστερή πλάγια όψη για τις προσομοιώσεις: α) αναφοράς, β) με ηλεκτρόδια και γ) με καλώδια με κανονικοποίηση στην τιμή $27,87\text{W/kg}$.

Επισημαίνεται μια μικρή σημειακή αύξηση της τιμής του SAR στις προσομοιώσεις με ηλεκτρόδια και με καλώδια, που σημειώνεται στην Εικόνα 4.22α με πράσινο κύκλο στο μοντέλο αναφοράς. Γενικότερα φαίνεται ότι οι επιφανειακές επιδράσεις στον SAR των ηλεκτροδίων και των καλωδίων τους είναι μη παρατηρήσιμες ποιοτικά και κρίνονται ως αμελητέες.

Καλύτερη εκτίμηση μπορεί να γίνει με την ποσοτικοποίηση των αποτελεσμάτων. Το *SEMCAD-X* παρέχει τη δυνατότητα αναλυτικότερης παρουσίασης και επεξεργασίας της πληροφορίας με τη χρήση κώδικα (*script*), γραμμένο σε *python*. Δημιουργώντας συναρτήσεις κι εκτελώντας πράξεις, εξάγονται τα επιθυμητά μεγέθη σε αρχείο μορφής *.txt* το οποίο κατόπιν μπορεί να εισαχθεί σε υπολογιστικό φύλλο (*excel*) ώστε να διευκολύνεται η επεξεργασία τους.

4.10. Εξαγωγή αποτελεσμάτων

Για τις τρεις διαφορετικές προσομοιώσεις που περιγράφηκαν, αναπτύχθηκε κώδικας στο *SEMCAD-X* προκειμένου να εξαχθούν τα μεγέθη ενδιαφέροντος. Ο κώδικας γράφτηκε σε *python* και παρουσιάζεται στο Παράρτημα Β.

Στον κώδικα ορίζονται οι δομές (*masks*) ιστών του κεφαλιού: για ολόκληρο το κεφάλι, για ολόκληρο το κεφάλι χωρίς το δεξί αυτί, για τον εγκέφαλο με και χωρίς το εγκεφαλονωτιαίο υγρό (*CSF*). Η χρήση των δομών αυτών σε συνδυασμό με τους καταγραφείς πεδίου για το αριστερό και δεξί ημισφαίριο του κεφαλιού επιτρέπει τη μελέτη πολλών διαφορετικών μεγεθών των ιστών του κεφαλιού. Υπάρχουν επίσης δομές για την κεραία και το σύνολο των ηλεκτροδίων.

Από την εκτέλεση του κώδικα εξάγεται πληροφορία για την ισχύ εισόδου (P_{in}), την ακτινοβολούμενη ισχύ (P_{rad}), το πραγματικό και το φανταστικό μέρος της αντίστασης εισόδου της κεραίας ($RealZ$, $ImagZ$), το ποσοστό απόκλισης του αθροίσματος της ακτινοβολούμενης ισχύος και των απωλειών σε σχέση με την ισχύ εισόδου της κεραίας ($Budget$), τις συνολικές απώλειες ισχύος (P_{loss}) καθώς και αυτές της κεραίας ($P_{loss_antenna1966}$) και του κεφαλιού (P_{loss_head}). Επιπλέον, εξάγονται τα SAR_{1g} (W/kg), η μέση τιμή SAR (W/kg), η τυπική απόκλιση του SAR_{1g} ανά μονάδα μάζας (SD σε W/kg), η απώλεια ισχύος ($Loss$ σε W), η μάζα με απώλειες ($Lossy\ mass$ σε kg), τα κυβικά στοιχεία με ιδιότητες διηλεκτρικού (*Dielectric voxels*) και τα κυβικά στοιχεία με απώλειες (*Lossy voxels*) για τους εγκεφαλικούς ιστούς ενδιαφέροντος τόσο για ολόκληρο το κεφάλι όσο και για το δεξί και το αριστερό ημισφαίριο ξεχωριστά. Τέλος υπολογίζεται το SAR_{10g} (W/kg) σε ολόκληρο το κεφάλι, με και χωρίς το δεξί αυτί.

Τα αποτελέσματα που προκύπτουν από τον κώδικα είναι κανονικοποιημένα σε ισχύ εισόδου $1W$, ώστε να είναι εφικτή η σύγκριση μεταξύ των προσομοιώσεων που αναφέρονται σε διαφορετική τιμή ισχύος εισόδου της κεραίας. Πλέον οι τιμές του SAR για παράδειγμα είναι άμεσα συγκρίσιμες. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στους Πίνακες 4.5-4.7.

Πίνακας 4.5: Συγκεντρωτικά αποτελέσματα για την προσομοίωση με το μοντέλο αναφοράς.

ref 0_9mm 1966 MHz 180mm	
Pin=	0,002355
Prad=	0,00189
RealZ=	71,27564
ImagZ=	-20,402
Budget=	0,75%
Ploss=	0,000447
Ploss_antenna1966=	0
Ploss_head=	0,000447

Μοντέλο Αναφοράς

NORMALIZATION TO 1W

Both hemispheres

	<i>SAR_{1g}</i> (W/kg)	<i>Avg SAR</i> (W/kg)	<i>SD</i> (W/kg)	<i>Loss (W)</i>	<i>Lossy mass (kg)</i>	<i>Dielectric voxels</i>	<i>Lossy voxels</i>
grey matter, both =	0,312370	0,035716	0,05645	0,02509	0,70247	1,38E+06	1,38E+06
white matter, both =	0,164013	0,021084	0,02863	0,00913	0,43294	8,77E+05	8,77E+05
grey+white matter, both =	0,297386	0,030137	0,04832	0,03422	1,13541	2,26E+06	2,26E+06
thalamus, both =	0,022442	0,008958	0,00644	1,23E-04	0,01373	4,25E+04	4,25E+04
commissura posterior, both =	0	0,003087	0,00044	9,42E-08	3,05E-05	95	95
cerebellum, both =	0,21670	0,019464	0,03640	0,00286	0,14669	4,88E+05	4,88E+05
Hippocampus, both =	0	0,023924	0,01957	1,85E-05	7,75E-04	2711	2711
Hypophysis, both =	0	0,000224	0,00028	1,73E-07	7,72E-04	1934	1934
Hypothalamus, both =	0	0,004774	0,00171	3,74E-06	7,84E-04	1424	1424
Midbrain, both =	0,013027	0,004372	0,00423	3,49E-05	0,00798	2,34E+04	2,34E+04
Pinealbody, both =	0	0,005075	0,00121	8,76E-07	1,73E-04	367	367
Pons, both =	0,003596	0,001493	0,00109	1,81E-05	0,01212	6,10E+04	6,10E+04
Medula oblongata, both =	0,011238	0,003751	0,00416	2,77E-05	0,00737	2,93E+04	2,93E+04
commissura anterior, both =	0	0,003398	0,00046	2,02E-07	5,94E-05	110	110
average brain, both =	0,297386	0,028132	0,04665	0,0373	1,3259	2,91E+06	2,91E+06
average brain with CSF, both =	0,335391	0,033482	0,06056	0,05353	1,59873	3,56E+06	3,56E+06
total head, both =	1,812241	0,041895	0,10610	0,18991	4,53304	8,83E+06	8,65E+06

Right hemisphere

	<i>SAR_{1g}</i> (W/kg)	<i>Avg SAR</i> (W/kg)	<i>SD</i> (W/kg)	<i>Loss (W)</i>	<i>Lossy mass (kg)</i>	<i>Dielectric voxels</i>	<i>Lossy voxels</i>
grey matter, right =	0,312370	0,066611	0,06635	0,02351	0,35289	6,98E+05	6,98E+05
white matter, right =	0,164013	0,038794	0,03123	0,00851	0,21928	4,46E+05	4,46E+05
grey+white matter, right =	0,297386	0,055951	0,05720	0,03201	0,57217	1,14E+06	1,14E+06
thalamus, right =	0,022442	0,013289	0,00616	9,22E-05	0,00694	2,14E+04	2,14E+04
commissura posterior, right =	0	0,002806	0,00037	3,05E-08	1,09E-05	34	34
cerebellum, right =	0,216700	0,036873	0,04535	0,00269	0,07297	2,44E+05	2,44E+05
Hippocampus, right =	0	0,036529	0,01145	1,85E-05	5,05E-04	1638	1638
Hypophysis, right =	0	0,000457	0,00039	1,17E-07	2,57E-04	645	645
Hypothalamus, right =	0	0,005598	0,00136	1,91E-06	3,42E-04	624	624

Midbrain, right =	0,013027	0,006947	0,00473	2,73E-05	0,00392	1,16E+04	1,16E+04
Pinealbody, right =	0	0,004981	0,00150	4,17E-07	8,38E-05	180	180
Pons, right =	0,003765	0,001990	0,00126	1,18E-05	0,00591	2,98E+04	2,98E+04
Medula oblongata, right =	0,002905	0,003660	0,00443	1,25E-05	0,00342	1,42E+04	1,42E+04
commissura anterior, right =	0	0,003762	0,00045	9,49E-08	2,52E-05	47	47
average brain, right =	0,297386	0,052311	0,05601	0,03487	0,66657	1,47E+06	1,47E+06
average brain with CSF, right =	0,335391	0,061286	0,07541	0,04918	0,80254	1,79E+06	1,79E+06
total head, right =	1,812241	0,079165	0,14159	0,1764	2,22822	4,36E+06	4,28E+06

Left hemisphere

	<i>SAR_{1g}</i> (W/kg)	<i>Avg SAR</i> (W/kg)	<i>SD</i> (W/kg)	<i>Loss (W)</i>	<i>Lossy mass (kg)</i>	<i>Dielectric voxels</i>	<i>Lossy voxels</i>
grey matter, left =	0,025206	0,004528	0,00486	0,00158	0,34958	6,83E+05	6,83E+05
white matter, left =	0,016718	0,002909	0,00282	6,22E-04	0,21366	4,31E+05	4,31E+05
grey+white matter, left =	0,023999	0,003914	0,00428	0,0022	0,56324	1,11E+06	1,11E+06
thalamus, left =	0,006820	0,004528	0,00250	3,07E-05	0,00679	2,11E+04	2,11E+04
commissura posterior, left =	0	0,003242	0,00039	6,37E-08	1,97E-05	61	61
cerebellum, left =	0,007596	0,002233	0,00195	1,65E-04	0,07373	2,43E+05	2,43E+05
Hippocampus, left =	0	0,000315	0,00014	8,50E-08	2,70E-04	1073	1073
Hypophysis, left =	0	0,000108	5,43E-05	5,54E-08	5,15E-04	1289	1289
Hypothalamus, left =	0	0,004136	0,00167	1,83E-06	4,42E-04	800	800
Midbrain, left =	0,002699	0,001880	0,00094	7,63E-06	0,00406	1,18E+04	1,18E+04
Pinealbody, left =	0	0,005165	0,00084	4,59E-07	8,88E-05	187	187
Pons, left =	0,001646	0,001019	0,00059	6,33E-06	0,00621	3,12E+04	3,12E+04
Medula oblongata, left =	0,007059	0,003830	0,00392	1,51E-05	0,00395	1,51E+04	1,51E+04
commissura anterior, left =	0	0,003129	0,00023	1,07E-07	3,41E-05	63	63
average brain, left =	0,023999	0,003688	0,00408	0,00243	0,65934	1,44E+06	1,44E+06
average brain with CSF, left =	0,049809	0,005457	0,00818	0,00434	0,79619	1,78E+06	1,78E+06
total head, left =	0,069152	0,005863	0,01078	0,01351	2,30481	4,47E+06	4,37E+06
10g SAR in total head, right head =	0,501506						
10g SAR in total head without the ear, right head =	0,344048						

Πίνακας 4.6: Συγκεντρωτικά αποτελέσματα για την προσομοίωση με το μοντέλο με ηλεκτρόδια.

ref (0,9)_1966 MHz_with electrodes	
Pin=	0,002241
Prad=	0,001794
RealZ =	91,17957
ImagZ =	-20,06358
Budget =	0,66%
Ploss=	0,000432
Ploss_antenna1966=	0
Ploss_head=	0,000431
Ploss_electrodes =	1,55E-06

Μοντέλο με ηλεκτρόδια

NORMALIZATION TO 1W

Both hemispheres

	<i>SAR_{1g}</i> (W/kg)	<i>Avg SAR</i> (W/kg)	<i>SD</i> (W/kg)	<i>Loss (W)</i>	<i>Lossy mass</i> (kg)	<i>Dielectric voxels</i>	<i>Lossy voxels</i>
grey matter, both =	0,317403	0,036482	0,05754	0,02562	0,70230	2,66E+06	2,66E+06
white matter, both =	0,171699	0,021574	0,02956	9,34E-03	0,43299	1,57E+06	1,57E+06
grey+white matter, both =	0,298541	0,030796	0,04934	0,03496	1,13529	4,24E+06	4,24E+06
thalamus, both =	0,023430	0,009463	0,00671	1,30E-04	0,01375	1,06E+05	1,06E+05
commissura posterior, both =	0	0,003432	0,00056	9,93E-08	2,89E-05	242	242
cerebellum, both =	0,224556	0,019638	0,03669	0,00288	0,14678	5,21E+05	5,21E+05
Hippocampus, both =	0	0,027913	0,02264	2,15E-05	7,71E-04	3221	3221
Hypophysis, both =	0	0,000317	0,00048	2,48E-07	7,83E-04	4511	4511
Hypothalamus, both =	0	0,005629	0,00197	4,42E-06	7,86E-04	3640	3640
Midbrain, both =	0,013730	0,004731	0,00443	3,80E-05	0,00802	4,44E+04	4,44E+04
Pinealbody, both =	0	0,005633	0,00133	9,52E-07	1,69E-04	750	750
Pons, both =	0,003708	0,001566	0,00112	1,90E-05	0,01211	7,50E+04	7,50E+04
Medula oblongata, both =	0,010237	0,003532	0,00382	2,61E-05	0,00739	3,32E+04	3,32E+04
commissura anterior, both =	0	0,003645	0,00047	2,17E-07	5,96E-05	357	357
average brain, both =	0,298541	0,028724	0,0476	0,03809	1,32594	5,03E+06	5,03E+06
average brain with CSF, both =	0,379820	0,034117	0,06149	0,05455	1,59886	6,16E+06	6,16E+06
total head, both =	1,818065	0,042404	0,10737	0,19221	4,53281	1,38E+07	1,36E+07

Right hemisphere

	<i>SAR_{1g}</i> (W/kg)	<i>Avg SAR</i> (W/kg)	<i>SD</i> (W/kg)	<i>Loss (W)</i>	<i>Lossy mass</i> (kg)	<i>Dielectric voxels</i>	<i>Lossy voxels</i>
grey matter, right =	0,317403	0,06845	0,06771	0,02395	0,34992	1,27E+06	1,27E+06
white matter, right =	0,171699	0,039724	0,03247	0,00870	0,21889	7,72E+05	7,72E+05
grey+white matter, right =	0,298541	0,057395	0,05849	0,03265	0,56881	2,04E+06	2,04E+06
thalamus, right =	0,023430	0,014082	0,00627	9,79E-05	6,95E-03	5,25E+04	5,25E+04
commissura posterior, right =	0	0,002928	0,00039	1,84E-08	6,29E-06	72	72
cerebellum, right =	0,224556	0,037185	0,04597	0,00269	0,07245	2,49E+05	2,49E+05
Hippocampus, right =	0	0,042598	0,01283	2,14E-05	5,03E-04	1942	1942

Hypophysis, right =	0	0,00075	0,00073	1,70E-07	2,26E-04	1519	1519
Hypothalamus, right =	0	0,006651	0,00158	2,09E-06	3,14E-04	1591	1591
Midbrain, right =	0,013736	0,007636	0,00492	2,91E-05	0,00381	2,11E+04	2,11E+04
Pinealbody, right =	0	0,005222	0,00166	3,28E-07	6,28E-05	362	362
Pons, right =	0,003708	0,00211	0,00131	1,20E-05	0,00569	3,52E+04	3,52E+04
Medula oblongata, right =	0,002918	0,003383	0,0039	1,07E-05	0,00317	1,52E+04	1,52E+04
commissura anterior, right =	0	0,004222	0,00041	6,49E-08	1,54E-05	125	125
average brain, right =	0,298541	0,053647	0,05726	0,03551	0,66201	2,42E+06	2,42E+06
average brain with CSF, right =	0,379820	0,062905	0,07681	0,04991	0,79349	2,95E+06	2,95E+06
total head, right =	1,818065	0,080776	0,14383	0,17826	2,20689	6,49E+06	6,38E+06

Left hemisphere

	<i>SAR_{1g}</i> (W/kg)	<i>Avg SAR</i> (W/kg)	<i>SD</i> (W/kg)	<i>Loss (W)</i>	<i>Lossy mass</i> (kg)	<i>Dielectric voxels</i>	<i>Lossy voxels</i>
grey matter, left =	0,026621	0,004738	0,00499	0,00167	0,35238	1,39E+06	1,39E+06
white matter, left =	0,017261	0,003018	0,00289	6,46E-04	0,21410	8,02E+05	8,02E+05
grey+white matter, left =	0,025867	0,004088	0,0044	0,00232	0,56648	2,20E+06	2,20E+06
thalamus, left =	0,006918	0,004741	0,00257	3,22E-05	0,00680	5,34E+04	5,34E+04
commissura posterior, left =	0	0,003572	0,00052	8,09E-08	2,26E-05	170	170
cerebellum, left =	0,009065	0,002533	0,00224	1,88E-04	0,07432	2,71E+05	2,71E+05
Hippocampus, left =	0	0,000332	0,00014	8,89E-08	2,68E-04	1279	1279
Hypophysis, left =	0	0,000141	8,24E-05	7,86E-08	5,56E-04	2992	2992
Hypothalamus, left =	0	0,004948	0,00192	2,33E-06	4,71E-04	2049	2049
Midbrain, left =	0,003070	0,002107	0,00104	8,88E-06	0,00422	2,33E+04	2,33E+04
Pinealbody, left =	0	0,005876	0,00101	6,24E-07	1,06E-04	388	388
Pons, left =	0,001611	0,001084	0,00059	6,95E-06	0,00642	3,97E+04	3,97E+04
Medula oblongata, left =	0,008040	0,003645	0,00375	1,54E-05	0,00422	1,80E+04	1,80E+04
commissura anterior, left =	0	0,003445	0,00028	1,52E-07	4,42E-05	232	232
average brain, left =	0,025867	0,003872	0,00419	0,00257	0,66393	2,61E+06	2,61E+06
average brain with CSF, left =	0,055038	0,005754	0,00849	0,00463	0,80537	3,20E+06	3,20E+06
total head, left =	0,070431	0,005996	0,01081	0,01395	2,32592	7,33E+06	7,19E+06
10g SAR in total head, right head =	0,562475						
10g SAR in total head without the ear, right head =	0,396969						

Πίνακας 4.7: Συγκεντρωτικά αποτελέσματα για την προσομοίωση με το μοντέλο με καλώδια.

ref (0,9)_1966 MHz _with leads	
Pin=	0,002251
Prad=	0,001786
RealZ =	89,89435
ImagZ =	-19,674
Budget =	0,59%
Ploss=	0,000452
Ploss_antenna1966=	0
Ploss_head=	0,000443
Ploss_electrodes =	8,23E-06

Μοντέλο με καλώδια

NORMALIZATION TO 1W

Both hemispheres

	<i>SAR_{1g}</i> (W/kg)	<i>Avg SAR</i> (W/kg)	<i>SD</i> (W/kg)	<i>Loss (W)</i>	<i>Lossy mass</i> (kg)	<i>Dielectric voxels</i>	<i>Lossy voxels</i>
grey matter, both =	0,307907	0,036213	0,05708	0,02543	0,70233	5,66E+06	5,66E+06
white matter, both =	0,163213	0,021463	0,02934	0,00929	0,43301	3,00E+06	3,00E+06
grey+white matter, both =	0,290795	0,030587	0,04894	0,03473	1,13534	8,67E+06	8,67E+06
thalamus, both =	0,021905	0,008619	0,00635	1,18E-04	0,01374	1,86E+05	1,86E+05
commissura posterior, both =	0	0,001866	0,00042	5,61E-08	3,01E-05	747	747
cerebellum, both =	0,216604	0,020111	0,03764	2,95E-03	0,14677	8,92E+05	8,92E+05
Hippocampus, both =	0	0,025308	0,02060	1,96E-05	7,76E-04	4623	4623
Hypophysis, both =	0	0,000317	0,00056	2,49E-07	7,85E-04	1,06E+04	1,06E+04
Hypothalamus, both =	0	0,004768	0,00169	3,75E-06	7,86E-04	1,86E+04	1,86E+04
Midbrain, both =	0,012140	0,004147	0,00398	3,33E-05	8,02E-03	1,33E+05	1,33E+05
Pinealbody, both =	0	0,005021	0,00203	8,29E-07	1,65E-04	4034	4034
Pons, both =	0,003350	0,001494	0,00106	1,81E-05	0,01211	1,41E+05	1,41E+05
Medula oblongata, both =	0,013308	0,004644	0,00491	3,43E-05	0,00739	6,86E+04	6,86E+04
commissura anterior, both =	0	0,003725	0,00068	2,22E-07	5,96E-05	1549	1549
average brain, both =	0,290795	0,028589	0,04731	0,03791	1,32597	1,01E+07	1,01E+07
average brain with CSF, both =	0,344829	0,034601	0,06256	0,05532	1,59881	1,25E+07	1,25E+07
total head, both =	1,819259	0,043453	0,10823	0,19697	4,53291	2,56E+07	2,51E+07

Right hemisphere

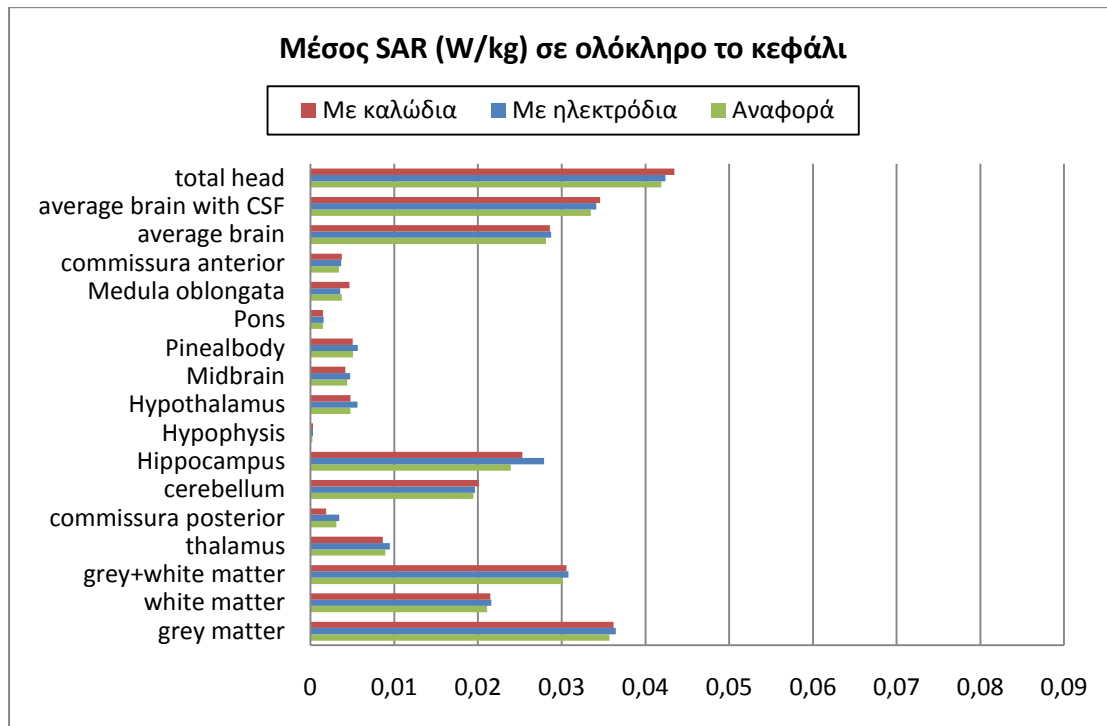
	<i>SAR_{1g}</i> (W/kg)	<i>Avg SAR</i> (W/kg)	<i>SD</i> (W/kg)	<i>Loss (W)</i>	<i>Lossy mass</i> (kg)	<i>Dielectric voxels</i>	<i>Lossy voxels</i>
grey matter, right =	0,307907	0,067800	0,06719	0,02373	0,34996	2,46E+06	2,46E+06
white matter, right =	0,163213	0,039481	0,03220	0,00864	0,21889	1,51E+06	1,51E+06
grey+white matter, right =	0,290795	0,056903	0,05802	0,03237	0,56884	3,96E+06	3,96E+06
thalamus, right =	0,021905	0,012912	0,00606	8,96E-05	0,00694	6,39E+04	6,39E+04
commissura posterior, right =	0	0,001760	0,00034	1,12E-08	6,37E-06	92	92
cerebellum, right =	0,216604	0,039193	0,04637	0,00284	0,07244	3,94E+05	3,94E+05
Hippocampus, right =	0	0,038676	0,01181	1,96E-05	5,06E-04	3074	3074

Hypophysis, right =	0	0,000825	0,00082	1,87E-07	2,27E-04	1616	1616
Hypothalamus, right =	0	0,005441	0,00146	1,72E-06	3,16E-04	3297	3297
Midbrain, right =	0,012165	0,006797	0,00437	2,58E-05	3,80E-03	4,04E+04	4,04E+04
Pinealbody, right =	0	0,003949	0,00197	2,39E-07	6,06E-05	825	825
Pons, right =	0,003350	0,001955	0,00122	1,11E-05	0,00569	4,08E+04	4,08E+04
Medula oblongata, right =	0,004052	0,004478	0,00505	1,42E-05	0,00317	1,67E+04	1,67E+04
commissura anterior, right =	0	0,004540	0,00048	7,04E-08	1,55E-05	239	239
average brain, right =	0,290795	0,053428	0,05681	0,03537	0,66202	4,53E+06	4,53E+06
average brain with CSF, right =	0,344829	0,063551	0,07800	0,05043	0,79346	5,37E+06	5,37E+06
total head, right =	1,819259	0,082188	0,14453	0,18138	2,20693	1,11E+07	1,09E+07

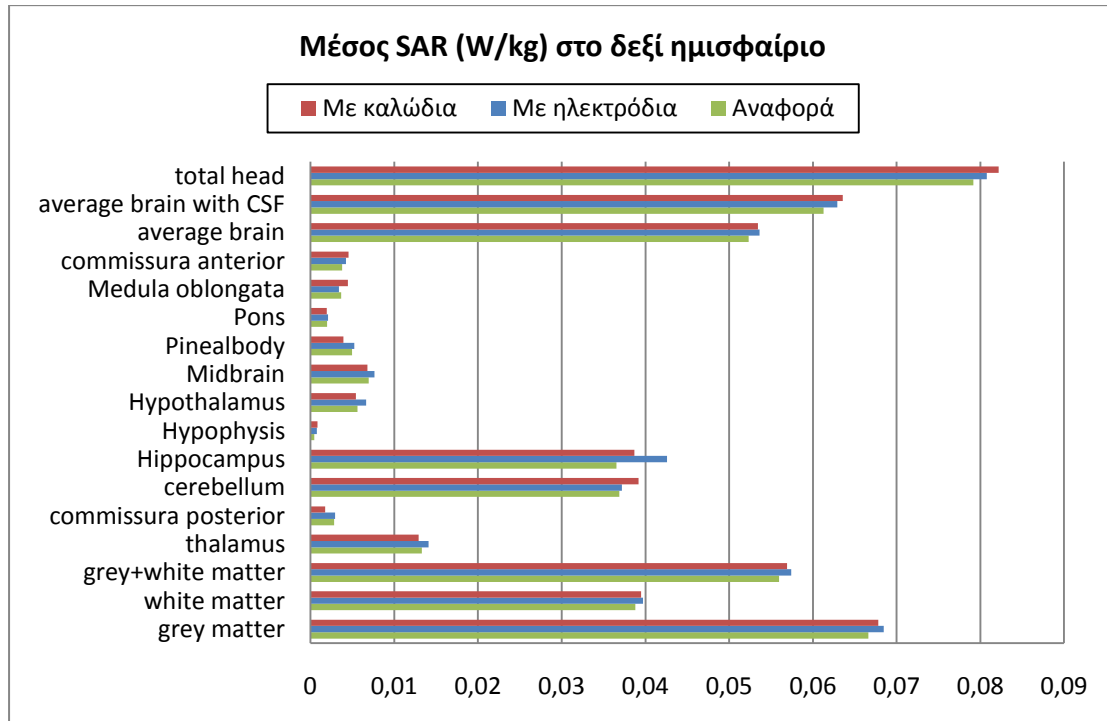
Left hemisphere

	<i>SAR_{1g}</i> (W/kg)	<i>Avg SAR</i> (W/kg)	<i>SD</i> (W/kg)	<i>Loss (W)</i>	<i>Lossy mass</i> (kg)	<i>Dielectric voxels</i>	<i>Lossy voxels</i>
grey matter, left =	0,044234	0,004843	0,00600	0,00171	0,35237	3,21E+06	3,21E+06
white matter, left =	0,015657	0,003044	0,00305	6,52E-04	0,21412	1,50E+06	1,50E+06
grey+white matter, left =	0,041729	0,004163	0,00517	0,00236	0,56650	4,70E+06	4,70E+06
thalamus, left =	0,006523	0,004234	0,00242	2,88E-05	0,00680	1,22E+05	1,22E+05
commissura posterior, left =	0	0,001895	0,00044	4,49E-08	2,37E-05	655	655
cerebellum, left =	0,004334	0,001515	0,00118	1,13E-04	0,07433	4,98E+05	4,98E+05
Hippocampus, left =	0	0,000354	0,00011	9,59E-08	2,71E-04	1549	1549
Hypophysis, left =	0	0,000110	9,8E-05	6,16E-08	5,58E-04	8936	8936
Hypothalamus, left =	0	0,004316	0,00168	2,03E-06	4,70E-04	1,53E+04	1,53E+04
Midbrain, left =	0,002570	0,001761	0,00096	7,43E-06	0,00422	9,29E+04	9,29E+04
Pinealbody, left =	0	0,005642	0,00178	5,89E-07	1,04E-04	3209	3209
Pons, left =	0,001925	0,001085	0,00065	6,96E-06	0,00641	9,97E+04	9,97E+04
Medula oblongata, left =	0,010678	0,004769	0,00479	2,01E-05	0,00422	5,19E+04	5,19E+04
commissura anterior, left =	0	0,003439	0,00048	1,52E-07	4,41E-05	1310	1310
average brain, left =	0,041729	0,003821	0,00490	0,00254	0,66395	5,60E+06	5,60E+06
average brain with CSF, left =	0,110566	0,006077	0,01169	0,00489	0,80534	7,08E+06	7,08E+06
total head, left =	0,101846	0,006700	0,01525	0,01558	2,32598	1,46E+07	1,42E+07
10g SAR in total head, right head =	0,556878						
10g SAR in total head without the ear, right head =	0,319964						

4.11. Συγκριτική παρουσίαση αποτελεσμάτων

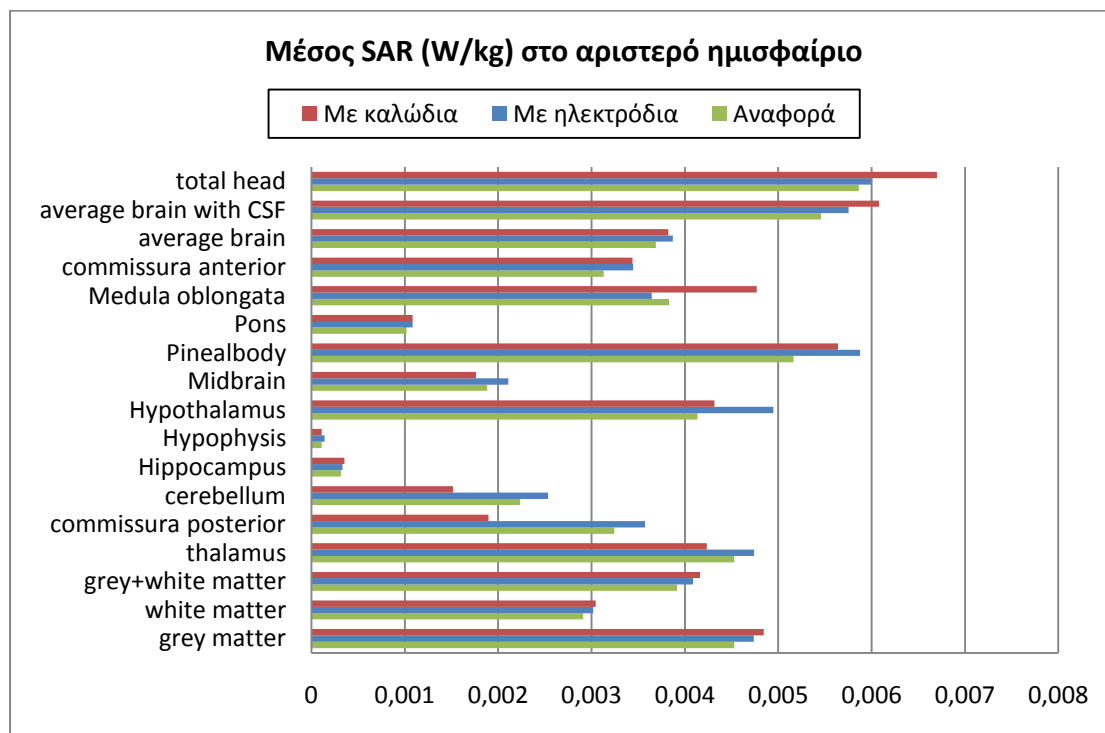


Εικόνα 4.23: Συγκριτικό διάγραμμα για τη μέση τιμή του SAR σε ολόκληρο το κεφάλι.



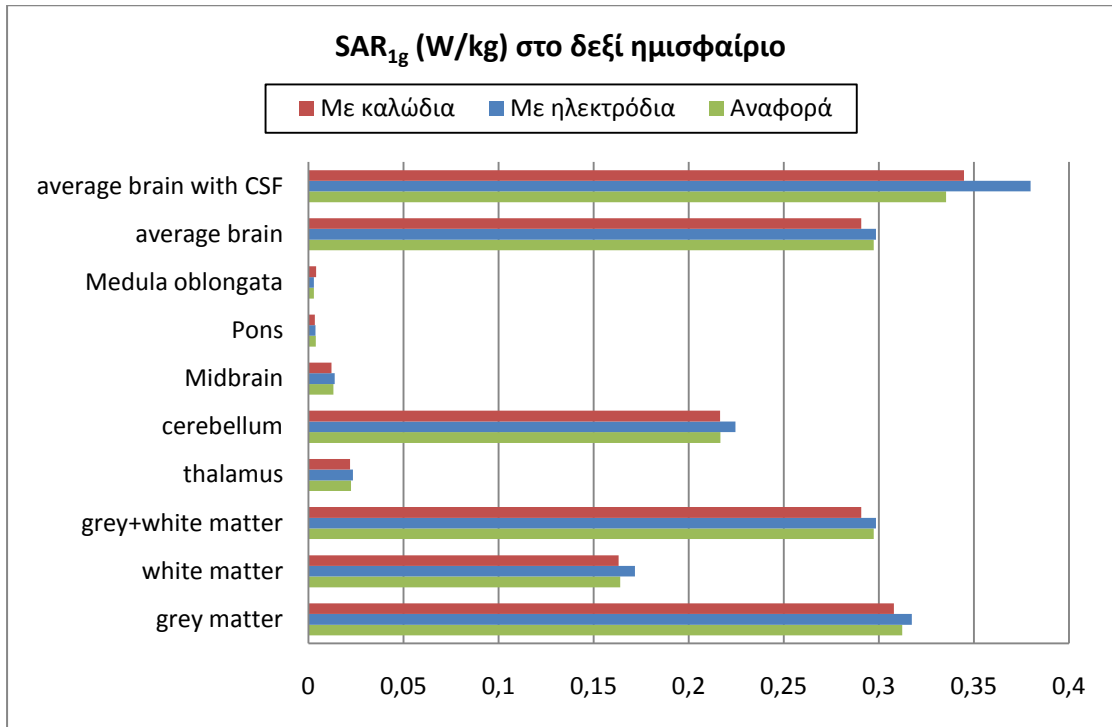
Εικόνα 4.24: Συγκριτικό διάγραμμα για τη μέση τιμή του SAR στο δεξί ημισφαίριο του κεφαλιού.

Στις Εικόνες 4.23-4.25 παρουσιάζονται τα συγκριτικά διαγράμματα για τις τρεις διεξαχθείσες προσομοιώσεις της μέσης τιμής του SAR σε W/kg σε όλους τους ιστούς του εγκεφάλου και στις δομές που έχουν οριστεί (ολόκληρο το κεφάλι, ολόκληρος ο εγκέφαλος με και χωρίς το CSF) για ολόκληρο το κεφάλι, για το δεξί και το αριστερό ημισφαίριο όπως προκύπτουν από τους Πίνακες 4.5-4.7.

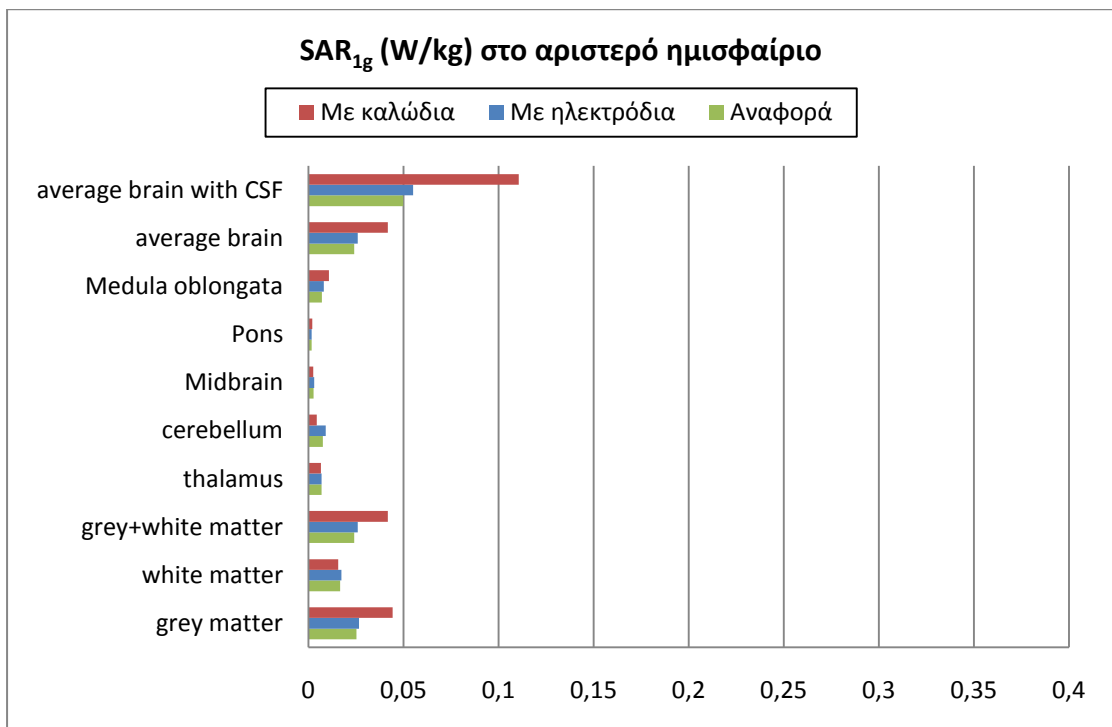


Εικόνα 4.25: Συγκριτικό διάγραμμα για τη μέση τιμή του SAR στο αριστερό ημισφαίριο του κεφαλιού.

Στις Εικόνες 4.26 και 4.27 παρουσιάζονται τα συγκριτικά διαγράμματα για τις τρεις διεξαχθείσες προσομοιώσεις του SAR_{1g} σε W/kg στους σημαντικότερους ιστούς του εγκεφάλου και στις δομές που έχουν οριστεί (ολόκληρος ο εγκέφαλος με και χωρίς το CSF) για το δεξί και το αριστερό ημισφαίριο όπως προκύπτουν από τους Πίνακες 4.5-4.7. Το διάγραμμα για ολόκληρο το κεφάλι είναι ισοδύναμο με το διάγραμμα για το δεξί ημισφαίριο, καθώς ο SAR_{1g} αποτελεί τη μέγιστη τιμή του SAR κανονικοποιημένη σε 1g η οποία εμφανίζεται στη δεξιά πλευρά του κεφαλιού λόγω της θέσης της κεραίας.



Εικόνα 4.26: Συγκριτικό διάγραμμα για τον SAR_{1g} στο δεξί ημισφαίριο του κεφαλιού.



Εικόνα 4.27: Συγκριτικό διάγραμμα για τον SAR_{1g} στο αριστερό ημισφαίριο του κεφαλιού.

4.11.1. Ποσοστιαία μεταβολή τιμών SAR

Εν συνεχεία μελετάται η ποσοστιαία μεταβολή των τιμών του SAR (SAR_{1g} , μέση τιμή SAR) ανάμεσα στις προσομοιώσεις. Η μεταβολή δίδεται ως ποσοστό της τιμής του μοντέλου αναφοράς - ή της τιμής του μοντέλου με ηλεκτρόδια, όταν συγκρίνονται οι προσομοιώσεις με ηλεκτρόδια και καλώδια. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται ολοκληρωμένα στους Πίνακες 4.8-4.10.

Πίνακας 4.8: Συγκριτικά αποτελέσματα για τις τιμές του SAR στο μοντέλο με ηλεκτρόδια σε σχέση με το μοντέλο αναφοράς.

Το μοντέλο με ηλεκτρόδια σε σχέση με το μοντέλο αναφοράς

Pin=	-4,83112%
Prad=	-5,07876%
RealZ =	27,92528%
ImagZ =	-1,65886%
Budget =	-11,74812%
Ploss=	-3,33099%
Ploss_antenna1966=	0,00000%
Ploss_head=	-3,67816%

Both hemispheres

	SAR_{1g} (W/kg)	Avg SAR (W/kg)
grey matter, both =	1,61132%	2,14399%
white matter, both =	4,68653%	2,32385%
grey+white matter, both =	0,38856%	2,18728%
thalamus, both =	4,40263%	5,64290%
commissura posterior, both =	0,00000%	11,18768%
cerebellum, both =	3,62534%	0,89599%
Hippocampus, both =	0,00000%	16,67249%
Hypophysis, both =	0,00000%	41,77464%
Hypothalamus, both =	0,00000%	17,90595%
Midbrain, both =	5,39751%	8,20447%
Pinealbody, both =	0,00000%	10,99187%
Pons, both =	3,10410%	4,90570%
Medula oblongata, both =	-8,90855%	-5,82864%
commissura anterior, both =	0,00000%	7,28236%
average brain, both =	0,38856%	2,10263%
average brain with CSF, both =	13,24692%	1,89564%
total head, both =	0,32137%	1,21662%

Right hemisphere

	SAR_{1g} (W/kg)	Avg SAR (W/kg)
grey matter, right =	1,61132%	2,76018%

white matter, right =	4,68653%	2,39809%
grey+white matter, right =	0,38856%	2,58251%
thalamus, right =	4,40263%	5,97315%
commissura posterior, right =	0,00000%	4,33658%
cerebellum, right =	3,62534%	0,84711%
Hippocampus, right =	0,00000%	16,61477%
Hypophysis, right =	0,00000%	64,14788%
Hypothalamus, right =	0,00000%	18,80521%
Midbrain, right =	5,44389%	9,91393%
Pinealbody, right =	0,00000%	4,85405%
Pons, right =	-1,52082%	6,03365%
Medula oblongata, right =	0,44541%	-7,57927%
commissura anterior, right =	0,00000%	12,22628%
average brain, right =	0,38856%	2,55490%
average brain with CSF, right =	13,24692%	2,64169%
total head, right =	0,32137%	2,03584%

Left hemisphere

	<i>SAR_{1g} (W/kg)</i>	<i>Avg SAR (W/kg)</i>
grey matter, left =	5,61199%	4,62669%
white matter, left =	3,24909%	3,73504%
grey+white matter, left =	7,78348%	4,43692%
thalamus, left =	1,43954%	4,71277%
commissura posterior, left =	0,00000%	10,18956%
cerebellum, left =	19,34710%	13,42960%
Hippocampus, left =	0,00000%	5,26765%
Hypophysis, left =	0,00000%	31,38065%
Hypothalamus, left =	0,00000%	19,63213%
Midbrain, left =	13,75745%	12,03418%
Pinealbody, left =	0,00000%	13,76867%
Pons, left =	-2,08364%	6,28554%
Medula oblongata, left =	13,90569%	-4,83526%
commissura anterior, left =	0,00000%	10,10386%
average brain, left =	7,78348%	4,98923%
average brain with CSF, left =	10,49807%	5,44468%
total head, left =	1,84919%	2,26261%
10g SAR in total head, right head =	12,15729%	
10g SAR in total head without the ear, right head =	15,38195%	

Πίνακας 4.9: Συγκριτικά αποτελέσματα για τις τιμές του SAR στο μοντέλο με καλώδια σε σχέση με το μοντέλο αναφοράς.

Το μοντέλο με καλώδια σε σχέση με το μοντέλο αναφοράς

Pin=	-4,39912%
Prad=	-5,47822%
RealZ =	26,12212%
ImagZ =	-3,56839%
Budget =	-21,75270%
Ploss=	0,99460%
Ploss_antenna1966=	0,00000%
Ploss_head=	-0,84654%

Both hemispheres

	SAR_{1g} (W/kg)	Avg SAR (W/kg)
grey matter, both =	-1,42867%	1,39105%
white matter, both =	-0,48765%	1,79476%
grey+white matter, both =	-2,21639%	1,49426%
thalamus, both =	-2,39288%	-3,78170%
commissura posterior, both =	0,00000%	-39,54270%
cerebellum, both =	-0,04445%	3,32331%
Hippocampus, both =	0,00000%	5,78301%
Hypophysis, both =	0,00000%	41,70029%
Hypothalamus, both =	0,00000%	-0,13255%
Midbrain, both =	-6,80524%	-5,13510%
Pinealbody, both =	0,00000%	-1,07623%
Pons, both =	-6,86261%	0,08256%
Medula oblongata, both =	18,42470%	23,80905%
commissura anterior, both =	0,00000%	9,62730%
average brain, both =	-2,21639%	1,62275%
average brain with CSF, both =	2,81397%	3,33927%
total head, both =	0,38726%	3,71903%

Right hemisphere

	SAR_{1g} (W/kg)	Avg SAR (W/kg)
grey matter, right =	-1,42867%	1,78483%
white matter, right =	-0,48765%	1,77189%
grey+white matter, right =	-2,21639%	1,70238%
thalamus, right =	-2,39288%	-2,83764%
commissura posterior, right =	0,00000%	-37,26576%
cerebellum, right =	-0,04445%	6,29119%
Hippocampus, right =	0,00000%	5,87882%
Hypophysis, right =	0,00000%	80,70419%
Hypothalamus, right =	0,00000%	-2,81593%

Midbrain, right =	-6,61844%	-2,16314%
Pinealbody, right =	0,00000%	-20,70424%
Pons, right =	-11,04045%	-1,73450%
Medula oblongata, right =	39,51292%	22,34944%
commissura anterior, right =	0,00000%	20,66903%
average brain, right =	-2,21639%	2,13587%
average brain with CSF, right =	2,81397%	3,69603%
total head, right =	0,38726%	3,81931%

Left hemisphere

	<i>SAR_{1g} (W/kg)</i>	<i>Avg SAR (W/kg)</i>
grey matter, left =	75,49006%	6,94069%
white matter, left =	-6,34687%	4,61873%
grey+white matter, left =	73,87747%	6,34862%
thalamus, left =	-4,35325%	-6,48412%
commissura posterior, left =	0,00000%	-41,55898%
cerebellum, left =	-42,94299%	-32,17423%
Hippocampus, left =	0,00000%	12,41227%
Hypophysis, left =	0,00000%	2,70218%
Hypothalamus, left =	0,00000%	4,34493%
Midbrain, left =	-4,77419%	-6,37279%
Pinealbody, left =	0,00000%	9,23255%
Pons, left =	16,99022%	6,38831%
Medula oblongata, left =	51,27920%	24,52020%
commissura anterior, left =	0,00000%	9,89687%
average brain, left =	73,87747%	3,60527%
average brain with CSF, left =	121,98107%	11,36616%
total head, left =	47,27798%	14,26747%
10g SAR in total head, right head =	11,04123%	
10g SAR in total head without the ear, right head =	-7,00032%	

Πίνακας 4.10: Συγκριτικά αποτελέσματα για τις τιμές του SAR στο μοντέλο με καλώδια σε σχέση με το μοντέλο με ηλεκτρόδια.

Το μοντέλο με καλώδια σε σχέση με το μοντέλο με ηλεκτρόδια

Pin=	0,45393%
Prad=	-0,42084%
RealZ =	-1,40955%
ImagZ =	-1,94175%
Budget =	-11,33640%
Ploss=	4,47464%
Ploss_antenna1966=	0,00000%
Ploss_head=	2,93976%
Ploss_electrodes =	430,32112%

Both hemispheres

	SAR_{1g} (W/kg)	Avg SAR (W/kg)
grey matter, both =	-2,99179%	-0,73714%
white matter, both =	-4,94255%	-0,51707%
grey+white matter, both =	-2,59487%	-0,67820%
thalamus, both =	-6,50895%	-8,92118%
commissura posterior, both =	0,00000%	-45,62590%
cerebellum, both =	-3,54139%	2,40576%
Hippocampus, both =	0,00000%	-9,33338%
Hypophysis, both =	0,00000%	-0,05244%
Hypothalamus, both =	0,00000%	-15,29906%
Midbrain, both =	-11,57783%	-12,32812%
Pinealbody, both =	0,00000%	-10,87296%
Pons, both =	-9,66665%	-4,59759%
Medula oblongata, both =	30,00639%	31,47209%
commissura anterior, both =	0,00000%	2,18576%
average brain, both =	-2,59487%	-0,46999%
average brain with CSF, both =	-9,21257%	1,41678%
total head, both =	0,06567%	2,47233%

Right hemisphere

	SAR_{1g} (W/kg)	Avg SAR (W/kg)
grey matter, right =	-2,99179%	-0,94916%
white matter, right =	-4,94255%	-0,61154%
grey+white matter, right =	-2,59487%	-0,85797%
thalamus, right =	-6,50895%	-8,31417%
commissura posterior, right =	0,00000%	-39,87321%
cerebellum, right =	-3,54139%	5,39836%
Hippocampus, right =	0,00000%	-9,20634%

Hypophysis, right =	0,00000%	10,08622%
Hypothalamus, right =	0,00000%	-18,19882%
Midbrain, right =	-11,43957%	-10,98776%
Pinealbody, right =	0,00000%	-24,37511%
Pons, right =	-9,66665%	-7,32612%
Medula oblongata, right =	38,89428%	32,38311%
commissura anterior, right =	0,00000%	7,52297%
average brain, right =	-2,59487%	-0,40859%
average brain with CSF, right =	-9,21257%	1,02721%
total head, right =	0,06567%	1,74789%

Left hemisphere

	SAR_{1g} (W/kg)	Avg SAR (W/kg)
grey matter, left =	66,16490%	2,21167%
white matter, left =	-9,29399%	0,85187%
grey+white matter, left =	61,32108%	1,83049%
thalamus, left =	-5,71058%	-10,69295%
commissura posterior, left =	0,00000%	-46,96319%
cerebellum, left =	-52,19237%	-40,20452%
Hippocampus, left =	0,00000%	6,78710%
Hypophysis, left =	0,00000%	-21,82854%
Hypothalamus, left =	0,00000%	-12,77850%
Midbrain, left =	-16,29048%	-16,42978%
Pinealbody, left =	0,00000%	-3,98715%
Pons, left =	19,47975%	0,09670%
Medula oblongata, left =	32,81093%	30,84700%
commissura anterior, left =	0,00000%	-0,18800%
average brain, left =	61,32108%	-1,31819%
average brain with CSF, left =	100,89135%	5,61573%
total head, left =	44,60398%	11,73924%
10g SAR in total head, right head =	-0,99509%	
10g SAR in total head without the ear, right head =	-19,39841%	

- Το μοντέλο με ηλεκτρόδια σε σχέση με το μοντέλο αναφοράς

Πίνακας 4.11: Οι ποσοστιαίες μεταβολές των τιμών του SAR στο μοντέλο με ηλεκτρόδια σε σχέση με το μοντέλο αναφοράς. Ποσοστά υπολογισμένα για όλους τους βιολογικούς ιστούς.

	SAR_{1g}	Μέση τιμή SAR
Ολόκληρο το κεφάλι	0,32%	1,21%
Δεξί ημισφαίριο	0,32%	2,03%
Αριστερό ημισφαίριο	1,85%	2,26%

Γενικά παρατηρείται αύξηση όλων των τιμών του SAR, η οποία είναι μεγαλύτερη στο αριστερό ημισφαίριο. Για τους εγκεφαλικούς ιστούς και δομές, οι αυξήσεις είναι μικρές (<8%) εκτός από τις μικρές δομές όπου ξεπερνούν το 10%. Η μοναδική μείωση είναι αυτή του προμήκη μυελού (*Medula oblongata*) που κυμαίνεται στο διάστημα 5-8%.

- Το μοντέλο με καλώδια σε σχέση με το μοντέλο με ηλεκτρόδια

Πίνακας 4.12: Οι ποσοστιαίες μεταβολές των τιμών του SAR στο μοντέλο με καλώδια σε σχέση με το μοντέλο με ηλεκτρόδια. Ποσοστά υπολογισμένα για όλους τους βιολογικούς ιστούς.

	SAR_{1g}	Μέση τιμή SAR
Ολόκληρο το κεφάλι	0,06%	2,47%
Δεξί ημισφαίριο	0,06%	1,75%
Αριστερό ημισφαίριο	44,60%	11,74%

Όταν ο SAR υπολογίζεται στο δεξί ημισφαίριο ή ολόκληρο το κεφάλι προκύπτει μια έστω και μικρή αύξηση. Ωστόσο στο αριστερό ημισφαίριο η αύξηση αυτή είναι αρκετά σημαντική και φθάνει στο 11,74% για τη μέση τιμή SAR και το 44,60% για τον SAR_{1g}.

Η εικόνα για τις εγκεφαλικές δομές είναι αρκετά διαφορετική. Σε ολόκληρο το κεφάλι η μέση τιμή SAR μειώνεται με μοναδική εξαίρεση τον προμήκη μυελό (*Medula oblongata*) όπου υπάρχει μια αύξηση της τάξης του 30%. Οι μειώσεις είναι περιορισμένες τόσο ώστε η γενικότερη εικόνα για τον εγκέφαλο να δίνει σχεδόν σταθερή τιμή για τη μέση τιμή SAR (-0,5% για τον εγκέφαλο και +1,4% για τον εγκέφαλο με το CSF). Στο δεξί ημισφαίριο υπάρχει πλήρης αντιστοιχία (-0,4% για τον εγκέφαλο και +1,0% για τον εγκέφαλο με το CSF). Αντίθετα στο αριστερό ημισφαίριο παρατηρείται απόκλιση από τα προηγούμενα. Οι αυξήσεις στις εγκεφαλικές δομές επεκτείνονται και σε δομές εκτός του προμήκη μυελού (*Medula oblongata*). Επισημαίνεται ο διπλασιασμός του SAR_{1g} στον εγκέφαλο με το CSF αλλά και η αύξηση 66,6% στη φαιά ουσία (*grey matter*). Όσον αφορά τη μέση τιμή SAR υπάρχει μια μικρή μείωση (-1,32%) στον εγκέφαλο η οποία γίνεται αύξηση (+5,62%) όταν συνυπολογίζεται το CSF, ενώ καταγράφεται και μια μεγάλη πτώση του στην παρεγκεφαλίδα (*cerebellum*, -40%).

- Το μοντέλο με καλώδια σε σχέση με το μοντέλο αναφοράς

Πίνακας 4.13: Οι ποσοστιαίες μεταβολές των τιμών του SAR στο μοντέλο με καλώδια σε σχέση με το μοντέλο αναφοράς. Ποσοστά υπολογισμένα για όλους τους βιολογικούς ιστούς.

	SAR_{1g}	Μέση τιμή SAR
Ολόκληρο το κεφάλι	0,39%	3,72%
Δεξί ημισφαίριο	0,38%	3,82%
Αριστερό ημισφαίριο	47,28%	14,27%

Σημαντική αύξηση των δεικτών του SAR σημειώνεται στο αριστερό ημισφαίριο. Σε ότι αφορά τις εγκεφαλικές δομές υπάρχει διπλασιασμός (+122%) του SAR_{1g} στον εγκέφαλο με CSF και μεγάλη αύξηση στη φαιά ουσία (+75,5%). Αξιοσημείωτη μείωση εντοπίζεται μόνο στην παρεγκεφαλίδα (*cerebellum*, -43%). Η μέση τιμή SAR είναι πιο ισορροπημένος με μια μεγαλύτερη τάση για αυξήσεις που φθάνουν στο μέγιστο το 24,5% για τον προμήκη μυελό (*Medula oblongata*), ενώ σημαντική είναι η μείωση στην παρεγκεφαλίδα (*cerebellum*, -32%).

Στις μέγιστες τιμές του SAR υπάρχει μια τάση για μείωση (μέχρι -11%) όταν εξετάζεται ολόκληρο το κεφάλι ή μόνο το δεξί ημισφαίριο. Η μέση τιμή SAR φανερώνει μια μικρή αύξηση στις περισσότερες από τις μεγάλες δομές (φαιά ουσία-*grey matter*, λευκή ουσία-*white matter*) και μια μείωση στις μικρότερες.

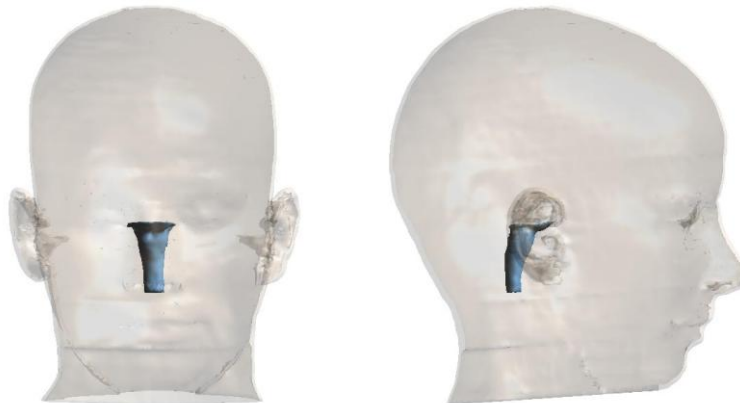
4.11.2. Γενικές παρατηρήσεις

- Οι μέγιστες τιμές του SAR εντοπίζονται όπως αναμενόταν στο δεξί ημισφαίριο, λόγω της θέσης της κεραίας σε σχέση με το κεφάλι.
- Επισημαίνεται σημαντική διαφορά της συμπεριφοράς της απορρόφησης ισχύος μεταξύ δεξιού και αριστερού ημισφαιρίου. Στο αριστερό διατηρείται η τάση που υπάρχει στο δεξί αλλά με μια ενίσχυση, δηλαδή τόσο οι αυξήσεις όσο και οι μειώσεις γίνονται πιο μεγάλες. Αυτό δικαιολογείται λόγω των σημαντικά μικρότερων τιμών του SAR στο αριστερό ημισφαίριο γεγονός που κάνει εντονότερες τις όποιες αποκλίσεις.
- Όταν λαμβάνεται υπόψη το εγκεφαλονωτιαίο υγρό (CSF) στη δομή του εγκεφάλου, οι τιμές του SAR είναι σημαντικά μεγαλύτερες. Αυτό μπορεί να εξηγηθεί με βάση τις διηλεκτρικές ιδιότητές του, $\epsilon_r \approx 66,95$ και $\sigma \approx 3,05\text{S/m}$. Οι τιμές αυτές είναι οι μεγαλύτερες σε σχέση με τις υπόλοιπες δομές του εγκεφάλου. Ειδικότερα η ηλεκτρική αγωγιμότητα (σ) είναι μέγεθος ανάλογο με τον SAR. Επίσης ο μεγάλος όγκος που καταλαμβάνει το εγκεφαλονωτιαίο υγρό το καθιστά βασική παράμετρο στη διαμόρφωση της τιμής του SAR στον εγκέφαλο (Εικόνα 4.28).



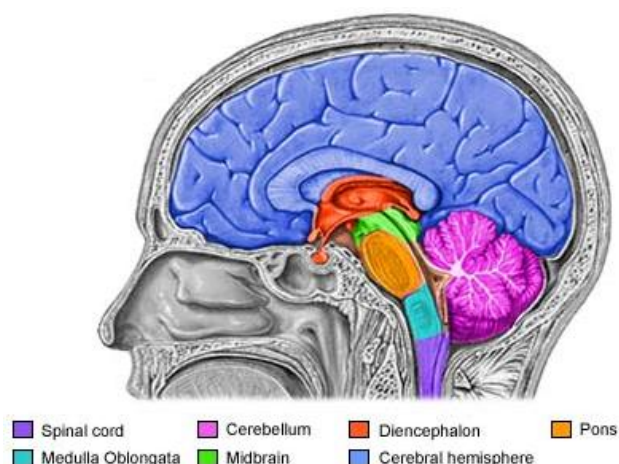
Εικόνα 4.28: Η δομή του εγκεφαλονωτιαίου υγρού (*Cerebrospinal Fluid- CSF*) όπως φαίνεται από δύο όψεις του κεφαλιού στο μοντέλο.

- Ο προμήκης μυελός (*Medula oblongata*) παρουσιάζει «ιδιόρρυθμη» συμπεριφορά, καθότι οι τιμές του SAR ακολουθούν την αντίθετη κατεύθυνση σε σχέση με τις υπόλοιπες δομές του εγκεφάλου.



Εικόνα 4.29: Η δομή του προμήκη μυελού (*Medula oblongata*) όπως φαίνεται από δύο όψεις του κεφαλιού στο μοντέλο.

Ο προμήκης μυελός αποτελεί συνέχεια του νωτιαίου μυελού προς τον εγκέφαλο (τα όρια του διαχωρισμού μεταξύ τους δεν είναι σαφή). Προς τα πάνω συνδέεται με την γέφυρα (*Pons*) και εμφανίζει σχήμα αποπεπλατυσμένου κώνου. Το μήκος του είναι περίπου 3cm [10].



Εικόνα 4.30: Οι δομές που ανήκουν στο στέλεχος του εγκεφάλου (*brainstem*). Είναι φανερό ότι ο προμήκης μυελός (*Medulla oblongata*) αποτελεί το χαμηλότερο τμήμα του, άρα και του εγκεφάλου [11].

Οι διηλεκτρικές ιδιότητές του είναι $\epsilon_r \approx 49,75$ και $\sigma \approx 1,49\text{S/m}$, οι οποίες δε μπορούν να δικαιολογήσουν τη διαφοροποίηση της συμπεριφοράς του από τις υπόλοιπες δομές. Μια πιθανή ερμηνεία είναι η θέση του καθώς αποτελεί το χαμηλότερο τμήμα του εγκεφάλου. Οι επιδράσεις λοιπόν των ηλεκτροδίων και των καλωδίων τους σε μια εσωτερική και τόσο απομακρυσμένη δομή αναμένεται να είναι διαφορετικές. Όταν η απορρόφηση ισχύος στις υπόλοιπες δομές του εγκεφάλου αυξάνεται, η ισχύς που φθάνει ως τον προμήκη μυελό είναι μικρότερη οπότε μειώνεται η απορρόφηση της. Ακριβώς αντίστοιχα όταν ο *SAR* στις υπόλοιπες δομές μειώνεται, μέχρι τον προμήκη μυελό διεισδύει μεγαλύτερο ποσό ισχύος αυξάνοντας και την τιμή του *SAR*.

- Οι μικρές δομές του εγκεφάλου εμφανίζουν μια πιο έντονη διαφοροποίηση των τιμών τους του *SAR* αντίθετα με τις μεγαλύτερες (φαιά ουσία-*grey matter*, λευκή ουσία-*white matter*, παρεγκεφαλίδα-*cerebellum*) όπου το εύρος αλλαγών είναι $\pm 10\%$. Εξαίρεση σε αυτό αποτελούν οι τιμές στο αριστερό ημισφαίριο στην περίπτωση της προσομοίωσης με τα καλώδια, οπότε ο SAR_{1g} της φαιάς ουσίας αυξάνεται κατά 75,5% σε σχέση με την αναφορά ενώ στην παρεγκεφαλίδα ο SAR_{1g} μειώνεται κατά 43% και η μέση τιμή *SAR* κατά 32%.
- Υπολογίστηκε επίσης η τιμή του *SAR* κανονικοποιημένη σε μάζα αναφοράς 10 γραμμαρίων (SAR_{10g}) σε ολόκληρο το κεφάλι (Πίνακας 4.14).

Πίνακας 4.14: Οι ποσοστιαίες μεταβολές των τιμών του SAR_{10g} στις τρεις προσομοιώσεις.

	SAR_{10g} σε ολόκληρο στο κεφάλι	SAR_{10g} σε ολόκληρο το κεφάλι χωρίς το δεξί αυτί
Με ηλεκτρόδια σε σχέση με αναφορά	+12,16%	+15,38%
Με καλώδια σε σχέση με ηλεκτρόδια	-1,00%	-19,40%
Με καλώδια σε σχέση με αναφορά	+11,04%	-7,00%

Ο SAR_{10g} που υπολογίζεται σε ολόκληρο στο κεφάλι αποτελεί ουσιαστικά τη μέγιστη τιμή του που καταγράφεται στο δεξί αυτί λόγω της εγγύτητάς του στην κεραία και άρα της μεγαλύτερης έντασης ηλεκτρικού πεδίου που αυτή επιφέρει. Η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων προκαλεί αύξηση (από 0,50W/kg σε 0,56W/kg) που οφείλεται στην παρουσία των ηλεκτροδίων A2 (στο λοβό του αυτιού) και T8 (πάνω από το αυτί). Αντίθετα η προσθήκη των καλωδίων επηρεάζει ελάχιστα (μικρή μείωση, 0,55W/kg) καθώς μόνο το καλώδιο του A2 μπορεί να θεωρηθεί ότι διαταράσσει τη μορφή του ηλεκτρικού πεδίου στο αυτί.

Όταν στον υπολογισμό του SAR_{10g} παραλείπεται το δεξί αυτί λαμβάνεται μια πιο ξεκάθαρη εικόνα σε σχέση με τις επιδράσεις των ηλεκτροδίων και των καλωδίων τους. Η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων επιφέρει αύξηση (από 0,34W/kg σε 0,40W/kg). Ωστόσο η προσθήκη των καλωδίων των ηλεκτροδίων προκαλεί ακόμα μεγαλύτερη μείωση του SAR_{10g} (0,32W/kg).

- Έγινε κανονικοποίηση της ισχύος όλων των προσομοιώσεων σε ισχύ εισόδου 1W ώστε να είναι άμεσα συγκρίσιμα τα μεγέθη.

Πίνακας 4.15: Οι ισχύεις κανονικοποιημένες σε ισχύ εισόδου 1W για τις τρεις προσομοιώσεις.

Τιμή κανονικοποίησης 1 W	Ακτινοβολούμενη Ισχύς P_{rad} (W)	Απορροφούμενη Ισχύς P_{loss} (W)	Απορροφούμενη Ισχύς από την κεραία (W)	Απορροφούμενη Ισχύς από το κεφάλι (W)	Απορροφούμενη Ισχύς από τα ηλεκτρόδια και τα καλώδια (W)
Μοντέλο αναφοράς	0,8026	0,1899	0	0,1899	0
Μοντέλο με ηλεκτρόδια	0,8005	0,1929	0	0,1922	6,93E-04
Μοντέλο με καλώδια	0,7935	0,2006	0	0,1970	3,66E-03

Από τον Πίνακα 4.15 παρατηρείται ότι η ισχύς που απορροφάται από το κεφάλι ($P_{loss\ head}$) αυξάνεται κατά 1,21% (0,1922W από 0,1899W) όταν τοποθετούνται τα ηλεκτρόδια και κατά 3,72% (0,1970W από 0,1899W) όταν προστίθενται τα καλώδια.

4.12. Συζήτηση

Η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων αυξάνει τις τιμές του *SAR* μέσω της ενίσχυσης του ηλεκτρικού πεδίου που προκαλούν τα ηλεκτρόδια τοπικά στην περιοχή τοποθέτησής τους. Αντίθετα, όταν στα ηλεκτρόδια προστίθενται τα μεταλλικά καλώδια ο *SAR* μειώνεται κατά μήκος τους σε ποσοστό που σχετίζεται με τη θέση και τον προσανατολισμό τους. Η οριζόντια τοποθέτηση των καλωδίων δημιουργεί συνθήκες κάθετης πόλωσης στο μεγαλύτερο μήκος τους δηλαδή καθετότητα μεταξύ του καλωδίου και του διανύσματος του ηλεκτρικού πεδίου [9]. Το αποτέλεσμα της υπέρθεσης των αντίθετων επιδράσεων των ηλεκτροδίων και των καλωδίων δίνει μικρές αυξήσεις στην απορροφούμενη ισχύ από τους ιστούς. Οι μέγιστες τιμές του ρυθμού ειδικής απορρόφησης αυξάνονται, ωστόσο η μεγάλη μείωση που παρατηρείται στον SAR_{10g} χωρίς το δεξί αυτί οδηγεί στο συμπέρασμα ότι στο υπόλοιπο κεφάλι υπερτερεί η εξασθένηση του πεδίου λόγω των καλωδίων.

4.13. Βιβλιογραφία

[1] A. Christ, W. Kainz, E.G. Hahn, K. Honegger, M. Zefferer, E. Neufeld, W. Rascher, R. Janka, W. Bautz, J. Chen, B. Kiefer, P. Schmitt, H.-P. Hollenbach, J. Shen, M. Oberle, D. Szczerba, A. Kam, J. Guag and N. Kuster, “The Virtual Family - development of surface-based anatomical models of two adults and two children for dosimetric simulation”, *Phys. Med. Biol.*, 55, N23-N38, 2010.

[2] S. Gabriel, R. Lau and C. Gabriel, “The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues”, *Phys. Med. Biol.*, 41, 2271–2293, 1996.

[3] Ν. Χαραλαμπάκη, “Ανατομία – Φυσιολογία ΚΝΣ”, 8η Ημερίδα Κλινικής Μικροβιολογίας: Λοιμώξεις Κεντρικού Νευρικού Συστήματος, 19 Ιανουαρίου 2008.

[4] D. Agamanolis, “Neuropathology: An illustrated, interactive course for medical students and residents”, <http://www.neuropathologyweb.org>.

[5] Μ. Χριστοπούλου, “Υπολογιστική και πειραματική μελέτη της επίδρασης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας από τερματικές συσκευές κινητών επικοινωνιών δεύτερης και τρίτης γενιάς σε λειτουργικές εγκεφαλικές δομές”, Ενδιάμεση έκθεση Διδακτορικής Διατριβής, ΕΜΠ Ιούλιος 2010.

[6] Sharbrough et al, American Electroencephalographic Society, 1991.

[7] Α. Γεραγγέλου και Ε. Βόκαλη, Διπλωματική εργασία: “Πειραματικός Σχεδιασμός για την Αποτίμηση της Επίδρασης της Ακτινοβολίας Συστημάτων Κινητών Επικοινωνιών Τρίτης Γενιάς στις Καταγραφές Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και Προκλητών Δυναμικών κατά τη Διάρκεια Ακουστικού Ερεθίσματος”, ΕΜΠ, Ιούνιος 2009.

[8] M. Murbach, S. Kuehn, M. Christopoulou, A. Christ, P. Achermann and N. Kuster, "Evaluation of Artifacts by EEG Electrodes during RF Exposures", Davos/Switzerland, May 2009.

[9] G. Schmid, S. Cecil, C. Goger, M. Trimmel, N. Kuster and H. Molla-Djafari, "New Head Exposure System for Use in Human Provocation Studies with EEG Recording During GSM900- and UMTS-Like Exposure", *Bioelectromagnetics* 28:636-647, 2007.

[10] Britannica - The Online Encyclopedia, <http://www.britannica.com>.

[11] A.D.A.M. Inc, <http://www.adamimages.com>.

Κεφάλαιο 5

Συμπεράσματα και προοπτικές έρευνας

Η διπλωματική εργασία ασχολείται με τη δοσιμετρική μελέτη σεναρίου έκθεσης εθελοντών σε ακτινοβολία σήματος με χαρακτηριστικά τρίτης γενιάς κατά τη διάρκεια καταγραφής ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος. Η δοσιμετρική μελέτη γίνεται με χρήση του λογισμικού *SEMCAD-X* και διεξαγωγή προσομοιώσεων συμπεριλαμβάνοντας την επίδραση της παρουσίας ηλεκτροδίων και μεταλλικών καλωδίων στην απορρόφηση ισχύος από τους βιολογικούς ιστούς. Εξάγονται αναλυτικά αποτελέσματα για την απορρόφηση ισχύος από πλήθος εγκεφαλικών δομών, κάνοντας χρήση του *SAR*.

Τα αποτελέσματα επιβεβαιώνουν τα ευρήματα παρόμοιων ερευνών που υποδεικνύουν ότι τα μεν ηλεκτρόδια προκαλούν ενίσχυση του ηλεκτρικού πεδίου ενώ τα καλώδια εξασθένησή του. Το τελικό πρόσημο της διαταραχής σχετίζεται με τον ακριβή αριθμό των ηλεκτροδίων που χρησιμοποιούνται για τη λήψη του εγκεφαλογραφήματος καθώς και με τον προσανατολισμό των καλωδίων τους σε σχέση με το προσπίπτον ηλεκτρικό πεδίο. Στην παρούσα μελέτη τοποθετούνται 32 ηλεκτρόδια σύμφωνα με το πρότυπο 10-20 με τα καλώδια τους οριζόντια (δηλαδή κάθετα στο διάνυσμα του ηλεκτρικού πεδίου). Ο προσανατολισμός αυτός έχει βρεθεί ότι ελαχιστοποιεί τις επιδράσεις των καλωδίων στη μορφή του πεδίου. Η τοποθέτηση δεν είναι απόλυτα οριζόντια καθώς τα πρόσθια ηλεκτρόδια χρειάζονται πλάγια ή ακόμα και κατακόρυφα τμήματα καλωδίων. Ειδικά τα κατακόρυφα καλώδια λόγω της παράλληλης πόλωσής τους ως προς το διάνυσμα του ηλεκτρικού πεδίου προκαλούν μεγαλύτερες διαταραχές στην απορροφούμενη ισχύ από το κεφάλι.

Η γενικότερη εικόνα από τη δοσιμετρική μελέτη είναι ότι ο *SAR* μεταβάλλεται μεν, αλλά σε βαθμό που δε μπορεί να επηρεάσει κατά πολύ τις μετρήσεις. Αναμένεται ότι αν η ισχύς εισόδου της κεραίας διατηρηθεί σταθερή, το κεφάλι θα απορροφήσει ελαφρώς περισσότερη ισχύ όταν γίνεται ταυτόχρονη λήψη εγκεφαλογραφήματος (αύξηση κατά 3,72%). Θα σημειωθούν τοπικές αυξήσεις στο δεξί αυτί και στις περιοχές που εμφανίζεται η μέγιστη απορρόφηση. Στο υπόλοιπο κεφάλι τα οριζόντια καλώδια θα λειτουργήσουν ως «θωράκιση» για το κεφάλι και θα μειώσουν τις τιμές του *SAR*. Ωστόσο η επίδραση αυτή δεν κρίνεται σημαντική ώστε να χρειάζεται να ληφθεί υπόψη ή να σχεδιαστεί κάποιο σύστημα εξάλειψής της. Επιπροσθέτως οι αποκλίσεις στην τιμή του *SAR* (3,72% αύξηση στη μέση τιμή του *SAR* σε ολόκληρο το κεφάλι, 11,04% αύξηση στην τιμή του *SAR*_{10g} στο δεξί αυτί, 7,00% μείωση στην τιμή του *SAR*_{10g} σε ολόκληρο το κεφάλι χωρίς το δεξί αυτί) είναι συγκρίσιμες με την αβεβαιότητα και τα σφάλματα που εισάγει η εφαρμογή της μεθόδου *FDTD* για τον υπολογισμό του *SAR* και για το λόγο αυτό θεωρούνται επουσιώδεις.

Εντούτοις, θα ήταν ενδιαφέρον να μελετηθούν εκτενέστερα ορισμένοι παράγοντες ώστε η δοσιμετρική μελέτη να είναι στατιστικά περισσότερο ασφαλής για χρήση στο πείραμα εθελοντών. Ενδεικτικά, κάποιοι από αυτούς τους παράγοντες είναι:

- η χρήση μεταβλητού μεγέθους υπολογιστικού voxel ώστε να αποτιμάται η επίδραση της χωρικής διακριτικής ικανότητας στον υπολογισμό των αποτελεσμάτων.
- η χρήση αριθμητικών μοντέλων κεφαλιού διαφορετικών ηλικιών και φύλου ώστε να λαμβάνεται υπόψη η διαφορετικότητα των ανθρώπων, εξαιτίας της μεγάλης ποικιλίας του σχήματος, του μεγέθους και της μορφολογίας του κεφαλιού, και κατ' επέκταση των εγκεφαλικών δομών που ενδιαφέρουν.
- η χρήση μεταβλητών τιμών διηλεκτρικών ιδιοτήτων που χαρακτηρίζουν τα υλικά (βιολογικά και μη) ώστε να λαμβάνεται υπόψη η αβεβαιότητα στον καθορισμό των τιμών.

Η ακρίβεια της προσομοίωσης δοσιμετρικής μελέτης σχετίζεται άμεσα με την κατασκευή του υπολογιστικού πλέγματος. Στην παρούσα εργασία, εξαιτίας των περιορισμένων υπολογιστικών δυνατοτήτων δεν είναι εφικτή η χρήση της μέγιστης ακρίβειας που προσφέρει το λογισμικό *SEMCAD-X*. Η συγκεκριμένη δοσιμετρική ανάλυση βασίζεται μόνο σε υπολογιστικές μεθόδους, ενώ σύμφωνα με τη διεθνή βιβλιογραφία μια πλήρης μελέτη πρέπει να περιλαμβάνει και πειραματικές μεθόδους υπολογισμού του *SAR*. Συνεπώς, το υπολογιστικό μοντέλο πρέπει να επαληθευτεί με χρήση ομοιωμάτων βιολογικών ιστών, όπως το *SAM (Specific Anthropomorphic Mannequin)*.

Επιπλέον, η δοσιμετρική μελέτη θα μπορούσε να επεκταθεί ώστε να μπορεί να έχει εφαρμογή και σε άλλα πειράματα εθελοντών. Χαρακτηριστικές προεκτάσεις της έρευνας είναι:

- να εξεταστεί η επίδραση που έχει στις τιμές του *SAR* οποιοσδήποτε άλλος προσανατολισμός των καλωδίων, όπως για παράδειγμα ο κατακόρυφος.
- να μεταβληθεί η απόσταση της κεραίας από το κεφάλι και ενδεχομένως ο ακριβής προσανατολισμός της ως προς αυτό.
- να μοντελοποιηθούν και άλλα είδη ηλεκτροδίων που χρησιμοποιούνται για λήψη εγκεφαλογραφήματος.
- να χρησιμοποιηθεί διαφορετικός αριθμός ηλεκτροδίων και τοποθέτησή τους.

Για όλους τους παραπάνω λόγους, η συγκεκριμένη δοσιμετρική μελέτη είναι προσαρμοσμένη στα χαρακτηριστικά του πειράματος για το οποίο προετοιμάστηκε. Οποιαδήποτε διαφοροποίηση στις συνθήκες και τα χαρακτηριστικά του πειράματος καθιστά αναγκαία τη διενέργεια νέας μελέτης που θα λαμβάνει υπόψη τις όποιες αλλαγές.

Παράρτημα Α

Φυλλάδιο προδιαγραφών ηλεκτροδίου και κάσκας ηλεκτροδίων



COMPUTER DRAWING DO NOT SCALE DO NOT MODIFY

CUFFIA SOFTCAP con cavo di 32 elettrodi in Ag/AgCl Sinterizzato e connettore Sub d 37 poli
HEADCAP SOFTCAP Type with 32 Sintered Ag/AgCl electrodes cable and Sub d 37 poles connector



Caratteristiche Tecniche:

Technical Features:

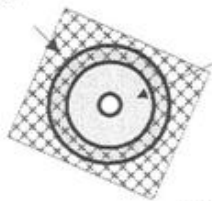
- 1) Cuffia in materiale elasticizzato (disponibile in più misure)
Elastic material headcap (available in different sizes)
- 2) Elettrodo in Ag/AgCl sinterizzato
Sintered Ag/AgCl electrode
- 3) Elettrodo ed il cavetto sono pressofusi e formano un corpo unico
The Electrode and the leadwire are moulded to become a sole body with a central hole
- 4) I portaelettrodi morbidi in silicone possono essere rimossi dalla tela e riposizionati nella posizione desiderata
The silicon soft electrodes holders can be removed from the net and repositioned in the desired position
- 5) La cuffia ed il cavo non contengono Latex
The headcap and the electrode cable do not contain Latex
- 6) Cuffia sterilizzabile ad Ossido di Etilene
Ethylene Oxide sterilizable

Imballo/Packaging:

1 confezione contiene 1 pezzo
1 pouch contains 1 piece
Rintracciabilità/Traceability
Ogni singola confezione evidenzia il N° di lotto.
Every pouch shows a lot number.

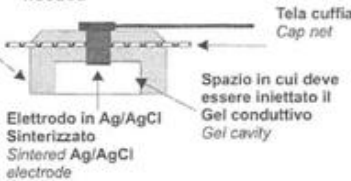
Condizioni di stoccaggio ed istruzioni d'uso sono descritte nel foglietto illustrativo allegato in ogni confezione, se necessarie
Directions of use and storage conditions are illustrated in each pack, if needed

Tela cuffia
Cap net



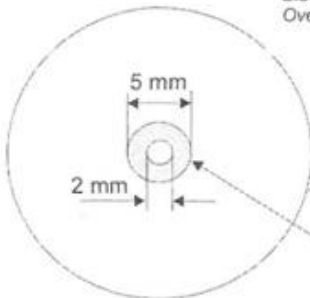
Supporto elettrodo in gomma silconica
Silicon rubber electrode holder

Costampaggio in PE Nero
Black PE Overmoulding



Elettrodo in Ag/AgCl Sinterizzato
Sintered Ag/AgCl electrode

Spazio in cui deve essere iniettato il Gel conduttivo
Gel cavity



Area di registrazione 16,5 mm²
Recording area 16,5 mm²

Saldatura con stagno conforme alla direttiva CEE 2002/95/EC (RoHS)
Tin soldering in conformity with European Union Directive 2002/95/EC (RoHS)

Elettrodo in Ag/AgCl Sinterizzato
Sintered Ag/AgCl electrode

Cavetti in rame stagnato, isolamento in PVC diametro esterno 1,2 mm.
DIFFERENTI COLORI NON INTRECCIATI
PVC jacket tinned copper 1,2 mm O.D. lead wire DIFFERENT COLOURS NON-INTERTWISTED

CODICE CODE	DESCRIZIONE DESCRIPTION
CASSILAC32372E	Cuffia adulto grande con 32 elettrodi in Ag/AgCl Sinterizzato, cucitura COLORE BLU circonferenza del cranio 60 cm <i>Headcap large Adult size with 32 Sintered Ag/AgCl electrodes, BLUE COLOUR sewing head circumference 60 cm</i>
CASSIMAC32372E	Cuffia adulto media con 32 elettrodi in Ag/AgCl Sinterizzato, cucitura COLORE ROSSO circonferenza del cranio 55 cm <i>Headcap medium Adult size with 32 Sintered Ag/AgCl electrodes, RED COLOUR sewing head circumference 55 cm</i>
CASSIEAC32372E	Cuffia adulto piccola con 32 elettrodi in Ag/AgCl Sinterizzato, cucitura COLORE GIALLO circonferenza del cranio 50 cm <i>Headcap small Adult size with 32 Sintered Ag/AgCl electrodes, YELLOW COLOUR sewing head circumference 50 cm</i>
CASSILIC32372E	Cuffia adulto extra piccola con 32 elettrodi in Ag/AgCl Sinterizzato, cucitura COLORE VERDE circonferenza del cranio 45 cm <i>Headcap extra small Adult size with 32 Sintered Ag/AgCl electrodes, GREEN COLOUR sewing head circumference 45 cm</i>
CASSIMIC32372E	Cuffia pediatrica grande con 32 elettrodi in Ag/AgCl Sinterizzato, cucitura COLORE AZZURRO circonferenza del cranio 40 cm <i>Headcap large paediatric size with 32 Sintered Ag/AgCl electrodes, LIGHT BLUE COLOUR sewing head circumference 40 cm</i>

Le informazioni presenti in questo documento sono di esclusiva proprietà di Spes Medica s.r.l. e non possono essere riprodotte e fotocopyate senza il permesso scritto da parte di Spes Medica s.r.l.

The information and technical details of this document are Spes Medica s.r.l.'s copyright and cannot be reproduced without a written permission by Spes Medica s.r.l.

Spes Medica S.r.l. Via Europa Zona Industriale 34091 Bagnoli (KA) Italy Tel: +39 0828 614191 Fax: +39 0828 341788	Unità minima di vendita/Selling unit 1 Pacco=1 Pezzo/ 1 Pack=1 Piece		DISEGNATO AS	CONTROLLO Palumbo	Approvato Lisi
	CODICE ARTICOLO	V E D I S O P R A / A S A B O V E	FILE	DATA	28/09/2009
DESCRIZIONE	SOFTCAP con cavo di 32 elettrodi in Ag/AgCl Sinterizzato e connettore Sub d 37 poli SOFTCAP with 32 Sintered Ag/AgCl electrodes cable and Sub d 37 poles connector				PAG. DI PAG. 1 2
REV N DATA					
REV N DATA					
REV N DATA					

Istruzioni per l'uso



IT – CUFFIE PER EEG SOFTCAP

Le cuffie SOFTCAP si differenziano dalle cuffie tradizionali per la loro versatilità e per le soluzioni avanzate che offrono all'utilizzatore.

- I principali vantaggi sono:
- La tuta della cuffia è realizzata in un tessuto elastico molto flessibile a maglie larghe che meglio si adatta alle differenti forme delle teste dei pazienti ed offre un confort ottimale;
- I supporti di fissaggio degli elettrodi sono in silicone morbido;
- Gli elettrodi possono essere di Stagno, Argento/Argento Cloruro o Argento Cloruro sinterizzato;
- Gli elettrodi, costampati in materiale plastico diventando così un corpo unico pezzo il cavo, ciò non permette la migrazione del gel attraverso quest'ultimo;
- Dopo aver presennato un loro centrale per innestare il gel elettroconduttore;
- L'elettrodo può essere rimosso dalla cuffia e pulito separatamente.

Gli elettrodi sono posizionati secondo lo schema internazionale 10-20 approvato dalla "E.E.G International Society", tuttavia i porta elettrodi in silicone morbido sono rimovibili dalla loro posizione sulla testa e possono essere riposizionati in qualsiasi direzione. Questo può essere utile per il paziente che non riesce a tollerare la cuffia. La stessa cuffia può essere fornita con attacco diretto ad apparecchiature specifiche o con cavi di collegamento a vari diversi tipi di connettori.

Per ottenere una registrazione ottimale si consiglia di seguire le seguenti istruzioni (OPZIONE A):

- Scegliere la cuffia di dimensioni più adatta al cranio del paziente;
- Assicurarsi che la cuffia aderisca uniformemente al cranio del paziente;
- Incrociare i franti della cuffia e fissarli alla cintura toracica se si fa uso di quest'ultima, altrimenti nel caso si utilizzi una maniglia tra i franti della stessa in modo tale che la cuffia risulti ben tesa sul cranio del paziente;
- Innervare gli elettrodi con i relativi cavetti nei supporti in silicone;
- Riemplire gli elettrodi di gel conduttivo (NEURGEL) attraverso il foro sull'elettrodo utilizzando una siringa con ago smusso. Gratitare leggermente la cute del paziente facendo un movimento circolare con la siringa stessa;
- Iniettare una quantità di gel sufficiente a mantenere un contatto costante tra la cute del paziente e l'elettrodo;
- Dopo aver connesso il connettore all'apparecchiatura di registrazione, effettuare il test delle impedenze elettrodo-cute assicurandosi che l'impedenza di contatto tra l'elettrodo e la cute non sia troppo elevata;
- Nel caso si riscontrasse un'elevata impedenza di qualche elettrodo ripetere il punto 4;
- Un'ottima impedenza (il valore più basso possibile) dell'elettrodo di terra e di quello di riferimento garantisce la condizione per ottenere una buona registrazione; per questa ragione, qualora si utilizzasse come elettrodo di terra o di riferimento degli elettrodi ad acciaio, si consiglia di impiegare elettrodi dello stesso materiale degli elettrodi registrati predisposti sulla tuta.

Per ottenere una registrazione ottimale si consiglia di seguire le seguenti istruzioni (OPZIONE B):

- Procedere come OPZIONE A
 - Procedere come OPZIONE A
 - Riemplire i porta elettrodi in silicone di gel conduttivo utilizzando una siringa con ago smusso attraverso il foro sul porta elettrodo
 - Innervare gli elettrodi con i relativi cavetti nei supporti in silicone
- Procedere fino al punto 9, come descritto nell'OPZIONE A

In caso di analfiti, la cuffia potrebbe essere troppo grande o vi potrebbero essere dei residui di gel solidificato sugli elettrodi o l'elettrodo di terra potrebbe avere una impedenza troppo elevata. Quando la cuffia scivola verso la parte alla della testa del paziente, è troppo piccola ed è necessaria una misura più grande.

Pulizia: Per mantenere la cuffia in perfetta efficienza pulire la stessa dopo ogni esame nella seguente modalità:

- Pulire attentamente ogni singolo elettrodo rimuovendo tutti i residui di gel degli elettrodi utilizzando acqua tiepida ed un detergente neutro (fare attenzione a **NON IMMERGERE IL/ I CONNETTORI IN NESSUN LIQUIDO**).
- Successivamente, lasciare asciugare la cuffia a temperatura ambiente senza fare uso di altri mezzi che potrebbero danneggiarla.

Disinfezione: utilizzare i prodotti normalmente in uso in ambito ospedaliero diluiti al 2%.

La cuffia può essere sterilizzata con Ossido di Etilene.



Spes Medica S.r.l.

Via Europa Zona Industriale
84091 Battipaglia (SA) Italy

Tel: +39 0828 614191

Fax: +39 0828 341788

web: www.spesmedica.com

e-mail: info@spesmedica.com



Instruction for use



EN – SOFTCAP EEG HEADCAP

SOFTCAP is different from the other caps for its versatility, in fact it offer manifold solutions to the user. The main features of SOFTCAP are the following:

- The net of the cap is built in a very flexible elastic fabric mesh wide which offer optimal adaptation to the different shapes of the patients heads and offers optimal comfort
- The electrodes holders are made of soft silicon rubber
- The electrodes may be a Tin, Ag/AgCl or sintered Ag/AgCl
- The electrode and are overmoulded with plastic material, being one piece only it does not allow the migration of gel towards the cable
- This electrode and the cable looks like a sole body, with a central hole to inject the conductive gel

The electrodes are set according to the 10-20 System approved by the E.E.G International Society, but the soft silicon electrodes holder can be removed from the net and repositioned in the desired position.

Cap with more electrodes or different positions can be manufactured.

The Caps can be supplied with direct connection to several Equipment Types or with connecting cables with different connectors types.

In order to obtain an optimal recording please take note of the following instructions (OPTION A):

- Choose the cap most suitable to the patient's head
- Make sure that the cap fits the patient's head uniformly
- Cross the bands of the cap and fix them to the chest belt or alternatively if it used a chin holder assure that the headcap is tightly on the patient head.
- Insert the electrodes in the silicon electrodes holders
- Fill with gel (NEURGEL) the syringe equipped with a blunted needle, insert the needle in the electrode hole and rub slightly the skin with a round movement
- Inject a sufficient quantity of gel to maintain a constant contact between the patient's skin and the electrode
- Make sure that the skin impedance is not be too much high
- In case of high impedance on some electrodes repeat what is described at point 4.
- A good impedance (lowest level possible) on the ground and reference electrodes offers optimal recordings conditions, for this reason it is advisable, if used a ground or reference ear electrode, to use electrodes made by the same material as the recordings electrodes.

In order to obtain an optimal recording please take note of the following instructions (OPTION B):

- Proceed as OPTION A
 - Proceed as OPTION A
 - Inject the gel in the silicon electrodes holders using the syringe equipped with a blunted needle insert the needle in the hole on the silicon holder
- Proceed as OPTION A until point 9.

In case of analfiti, the cap could be too floppy, some residual dry gel could be on the electrode, the ground electrode has a high resistance when the cap slides behind the patient's head it is too small it is necessary to use a bigger size.

Cleaning and maintenance: to keep the efficiency of Softcap please take care to clean it after every test in one of the following ways:

- Remove the residual gel from the electrode washing the cap with lukewarm water and a neutral detergent (take care not to dip the connector in water).
- Next, dry the headcap at room temperature, without using other means that could damage it.

Disinfection: disinfect the cap with the products commonly used in Hospital, 2% diluted.

The cap can be sterilized with ethylene oxide.



Spes Medica S.r.l.

Via Europa Zona Industriale
84091 Battipaglia (SA) Italy

Tel: +39 0828 614191

Fax: +39 0828 341788

web: www.spesmedica.com

e-mail: info@spesmedica.com



Παράρτημα Β

***Script* εξαγωγής αποτελεσμάτων
για το μοντέλο με καλώδια**

```

clear_console()
from SEMCAD import *
import os
import string

from numpy import *

def filter_string_list(stringlist, filter):
    templist = []
    for string in stringlist:
        if string.endswith(filter):
            templist.append(string)
    return templist

def get_rstring(data, character):
    thestring = str(data)
    position = string.rfind(thestring, character) + 1
    return thestring[position:]

def get_feedpoint_power(sensor_name, postProPath):
    fucking_power = 1.111
    PostPro.Reset()
    if PostPro.Init(postProPath, '', ''):
        fucking_temp = PostPro.GetResult(sensor_name, "P(f0)",
True)
        fucking_power = fucking_temp.GetComplex(0).real
        PostPro.Reset()
    return fucking_power

def get_feedpoint_current(sensor_name, postProPath):
    fucking_current = 2.111
    PostPro.Reset()
    if PostPro.Init(postProPath, '', ''):
        fucking_temp = PostPro.GetResult(sensor_name, "I(f0)",
True)
        fucking_current = abs(fucking_temp.GetComplex(0))
        PostPro.Reset()
    return fucking_current

def get_radiated_power(sensor_name, postProPath):
    P_rad = 2.222
    PostPro.Reset()
    if PostPro.Init(postProPath, '', ''):
        Farfield = PostPro.GetResult(sensor_name, "3D-
FarField(theta,phi)", True)
        P_rad = float(Farfield['RadPower'])
        PostPro.Reset()
    return P_rad

def get_feedpoint_impedance(sensor_name, postProPath):
    z = complex(3, 5)
    PostPro.Reset()
    if PostPro.Init(postProPath, '', ''):
        scheissentemp = PostPro.GetResult(sensor_name, "Z(f0)", True)
        z = complex(scheissentemp.Get(0), scheissentemp.Get(1))
        PostPro.Reset()
    return z

def get_absorbed_power(sensor, mask, pppath):
    pabs = 234.3
    #print mask
    PostPro.Reset()
    if PostPro.Init(pppath, '', ''):
        PostPro.EvalOptions.NormalizeField = False
        PostPro.EvalOptions.SolidMask = mask
        PostPro.EvalOptions.GroupSolidsBy = PostPro.BySelected
        table = PostPro.GetResult(sensor, 'SAR Statistics', 1)
        ntab = int(table.GetAttribute('Total Loss in W/size'))

```

```

        sval = table.GetAttribute('Total Loss in W/' + str(ntab - 1))
        pabs = float(sval[1:100])
        PostPro.Reset()
    return pabs

def get_masked_sar(sensor_name, sar_mask, mass, pppath):
    sar = 123.0
    sarx = 1.0
    sary = 2.0
    sarz = 3.0
    #print sar_mask
    PostPro.Reset()
    if PostPro.Init(pppath, '', ''):
        PostPro.EvalOptions.NormalizeField = False
        PostPro.EvalOptions.SolidMask = sar_mask
        PostPro.EvalOptions.GroupSolidsBy = PostPro.BySelected
        PostPro.EvalOptions.AveragedSARMass = mass
        SARfield = PostPro.GetResult(sensor_name, 'Spatial Peak
SAR[IEEE-1529] (x,y,z,f0)', True)
        sar = SARfield.ComputeMax()
        sarx = float(SARfield['PeakSAR_X'])
        sary = float(SARfield['PeakSAR_Y'])
        sarz = float(SARfield['PeakSAR_Z'])
        #print sar, sarx, sary, sarz
        PostPro.Reset()
    return sar, sarx, sary, sarz

def get_masked_voxel_sar(sensor_name, sar_mask, pppath):
    sar = 123.0
    PostPro.Reset()
    if PostPro.Init(pppath, '', ''):
        PostPro.EvalOptions.NormalizeField = False
        PostPro.EvalOptions.SolidMask = sar_mask
        PostPro.EvalOptions.GroupSolidsBy = PostPro.BySelected
        SARfield = PostPro.GetResult(sensor_name, 'SAR(x,y,z,f0)',
True)
        sar = SARfield.ComputeMax()
        PostPro.Reset()
    return sar

#EXTRACTION DATA FROM 'SAR STATISTICS': Total Loss in W, Total Lossy Mass in
kg, Std. Deviation[Mass] in W/kg, Dielectric voxel count, Lossy voxel count
def get_absorbed_power_mass(sensor, mask, pppath):
    pabs = 234.3
    #print mask
    PostPro.Reset()
    if PostPro.Init(pppath, '', ''):
        PostPro.EvalOptions.NormalizeField = False
        PostPro.EvalOptions.SolidMask = mask
        PostPro.EvalOptions.GroupSolidsBy = PostPro.BySelected
        table = PostPro.GetResult(sensor, 'SAR Statistics', 1)
        ntab = int(table.GetAttribute('Total Loss in W/size'))
        lval = table.GetAttribute('Total Loss in W/' + str(ntab - 1))
        mtab = int(table.GetAttribute('Total Lossy Mass in kg/size'))
        mval = table.GetAttribute('Total Lossy Mass in kg/' + str(ntab
- 1))
        dtab = int(table.GetAttribute('Std. Deviation[Mass] in
W/kg/size'))
        dval = table.GetAttribute('Std. Deviation[Mass] in W/kg/' +
str(ntab - 1))
        dvtab = int(table.GetAttribute('Dielectric voxel count/size'))
        dvval = table.GetAttribute('Dielectric voxel count/' + str(ntab
- 1))
        vtab = int(table.GetAttribute('Lossy voxel count/size'))
        vval = table.GetAttribute('Lossy voxel count/' + str(ntab - 1))

        pabs = float(lval[1:100])

```

```

        mass = float(mval[1:100])
        std = float(dval[1:100])
        dvoxel = float(dvval[1:100])
        voxel = float(vval[1:100])
        PostPro.Reset()
    return pabs, mass, std, dvoxel, voxel

path = 'F:\\\\orestis\\full leads horizontal (12-10)_Results'
outputpath = 'F:\\\\orestis\\full leads horizontal (12-10)_Results\\full_leads'

# ---MASKS DEFINITION---
mask_label = 'all'

#WHOLE HEAD
mask_head = ['VF_Ella_26y_head/Air_internal',
'VF_Ella_26y_head/Brain_grey_matter', 'VF_Ella_26y_head/Artery',
'VF_Ella_26y_head/commissura_posterior',
'VF_Ella_26y_head/Brain_white_matter',
'VF_Ella_26y_head/Cartilage', 'VF_Ella_26y_head/Cerebellum',
'VF_Ella_26y_head/Cerebrospinal_fluid',
'VF_Ella_26y_head/Connective_tissue',
'VF_Ella_26y_head/Right_ear_cartilage', 'VF_Ella_26y_head/Right_ear_skin',
'VF_Ella_26y_head/Left_ear_cartilage', 'VF_Ella_26y_head/Left_ear_skin',
'VF_Ella_26y_head/Eye_vitreous_humor', 'VF_Ella_26y_head/Eye_lens',
'VF_Ella_26y_head/Fat', 'VF_Ella_26y_head/Hippocampus',
'VF_Ella_26y_head/Hypophysis', 'VF_Ella_26y_head/Hypothalamus',
'VF_Ella_26y_head/Intervertebral_disc', 'VF_Ella_26y_head/Larynx',
'VF_Ella_26y_head/Mandible', 'VF_Ella_26y_head/Midbrain',
'VF_Ella_26y_head/Muscle', 'VF_Ella_26y_head/Bone',
'VF_Ella_26y_head/Mucosa',
'VF_Ella_26y_head/Nerve', 'VF_Ella_26y_head/Pharynx',
'VF_Ella_26y_head/Skin', 'VF_Ella_26y_head/Skull',
'VF_Ella_26y_head/Spinal_cord', 'VF_Ella_26y_head/SAT',
'VF_Ella_26y_head/Teeth', 'VF_Ella_26y_head/Tendon_Ligament',
'VF_Ella_26y_head/Thalamus', 'VF_Ella_26y_head/Tongue',
'VF_Ella_26y_head/Vein', 'VF_Ella_26y_head/Vertebrae',
'VF_Ella_26y_head/Pinealbody', 'VF_Ella_26y_head/Pons',
'VF_Ella_26y_head/Medulla_oblongata',
'VF_Ella_26y_head/Cornea', 'VF_Ella_26y_head/Eye_Sclera',
'VF_Ella_26y_head/commissura_anterior']

#WHOLE HEAD WITHOUT RIGHT EAR
mask_head_ne = ['VF_Ella_26y_head/Air_internal',
'VF_Ella_26y_head/Brain_grey_matter', 'VF_Ella_26y_head/Artery',
'VF_Ella_26y_head/commissura_posterior',
'VF_Ella_26y_head/Brain_white_matter',
'VF_Ella_26y_head/Cartilage', 'VF_Ella_26y_head/Cerebellum',
'VF_Ella_26y_head/Cerebrospinal_fluid',
'VF_Ella_26y_head/Connective_tissue', 'VF_Ella_26y_head/Left_ear_cartilage',
'VF_Ella_26y_head/Left_ear_skin',
'VF_Ella_26y_head/Eye_vitreous_humor', 'VF_Ella_26y_head/Eye_lens',
'VF_Ella_26y_head/Fat', 'VF_Ella_26y_head/Hippocampus',
'VF_Ella_26y_head/Hypophysis', 'VF_Ella_26y_head/Hypothalamus',
'VF_Ella_26y_head/Intervertebral_disc', 'VF_Ella_26y_head/Larynx',
'VF_Ella_26y_head/Mandible', 'VF_Ella_26y_head/Midbrain',
'VF_Ella_26y_head/Muscle', 'VF_Ella_26y_head/Bone',
'VF_Ella_26y_head/Mucosa',
'VF_Ella_26y_head/Nerve', 'VF_Ella_26y_head/Pharynx',
'VF_Ella_26y_head/Skin', 'VF_Ella_26y_head/Skull',
'VF_Ella_26y_head/Spinal_cord', 'VF_Ella_26y_head/SAT',
'VF_Ella_26y_head/Teeth', 'VF_Ella_26y_head/Tendon_Ligament',
'VF_Ella_26y_head/Thalamus', 'VF_Ella_26y_head/Tongue',
'VF_Ella_26y_head/Vein', 'VF_Ella_26y_head/Vertebrae',
'VF_Ella_26y_head/Pinealbody', 'VF_Ella_26y_head/Pons',
'VF_Ella_26y_head/Medulla_oblongata',
'VF_Ella_26y_head/Cornea', 'VF_Ella_26y_head/Eye_Sclera',
'VF_Ella_26y_head/commissura_anterior']

```

```

#SOLIDS IN THE BRAIN
mask_grey = ['VF_Ella_26y_head/Brain_grey_matter']
mask_white = ['VF_Ella_26y_head/Brain_white_matter']
mask_grey_white =
['VF_Ella_26y_head/Brain_grey_matter','VF_Ella_26y_head/Brain_white_matter']
mask_thalamus = ['VF_Ella_26y_head/Thalamus']
mask_ave_brain = ['VF_Ella_26y_head/Brain_grey_matter',
'VF_Ella_26y_head/commissura_posterior',
'VF_Ella_26y_head/Brain_white_matter', 'VF_Ella_26y_head/Cerebellum',
'VF_Ella_26y_head/Hippocampus', 'VF_Ella_26y_head/Hypophysis',
'VF_Ella_26y_head/Hypothalamus', 'VF_Ella_26y_head/Midbrain',
'VF_Ella_26y_head/Thalamus', 'VF_Ella_26y_head/Pinealbody',
'VF_Ella_26y_head/Pons', 'VF_Ella_26y_head/Medulla_oblongata',
'VF_Ella_26y_head/commissura_anterior']
mask_ave_brain_w_CSF = ['VF_Ella_26y_head/Brain_grey_matter',
'VF_Ella_26y_head/commissura_posterior',
'VF_Ella_26y_head/Brain_white_matter', 'VF_Ella_26y_head/Cerebellum',
'VF_Ella_26y_head/Cerebrospinal_fluid', 'VF_Ella_26y_head/Hippocampus',
'VF_Ella_26y_head/Hypophysis', 'VF_Ella_26y_head/Hypothalamus',
'VF_Ella_26y_head/Midbrain',
'VF_Ella_26y_head/Thalamus', 'VF_Ella_26y_head/Pinealbody',
'VF_Ella_26y_head/Pons', 'VF_Ella_26y_head/Medulla_oblongata',
'VF_Ella_26y_head/commissura_anterior']

#EPIPLEON MASKES GIA TO SOLIDS TOU BRAIN
mask_com_post = ['VF_Ella_26y_head/commissura_posterior']
mask_cereb = ['VF_Ella_26y_head/Cerebellum']
mask_Hippocampus = ['VF_Ella_26y_head/Hippocampus']
mask_Hypophysis = ['VF_Ella_26y_head/Hypophysis']
mask_Hypothalamus = ['VF_Ella_26y_head/Hypothalamus']
mask_Midbrain = ['VF_Ella_26y_head/Midbrain']
mask_Pinealbody = ['VF_Ella_26y_head/Pinealbody']
mask_Pons = ['VF_Ella_26y_head/Pons']
mask_Medul_oblon = ['VF_Ella_26y_head/Medulla_oblongata']
mask_com_ant = ['VF_Ella_26y_head/commissura_anterior']

#ANTENNA
mask_antenna1966 = ['ANTENNA 1966 MHz/bottom_plate/bottom_plate', 'ANTENNA
1966 MHz/dielectric/dielectric', 'ANTENNA 1966 MHz/top_plate/top_plate',
'ANTENNA 1966 MHz/plastic_1/plastic_front', 'ANTENNA 1966
MHz/plastic_2/Extrusion Body 1', 'ANTENNA 1966 MHz/aluminum/aluminium', 'ANTENNA
1966 MHz/Plug',
'ANTENNA 1966 MHz/Substrate', 'ANTENNA 1966 MHz/Feedline']

#ELECTRODES
mask_electrodes = ['new_electrodes/Al/Ag/AgCl eletrode',
'new_electrodes/Al/Polyethylene - PE', 'new_electrodes/Al/gel cavity',
'new_electrodes/Al/silicon rabber electrode holder',
'new_electrodes/Al/Wire/Wire', 'new_electrodes/Al/Wire/Wire -
PVC', 'new_electrodes/Al/Wire/Wire 2', 'new_electrodes/Al/Wire/Wire/Wire 2 - PVC',
'new_electrodes/Al/Wire/Wire Cylinder 1',
'new_electrodes/A2/Ag/AgCl eletrode', 'new_electrodes/A2/Polyethylene - PE',
'new_electrodes/A2/gel cavity', 'new_electrodes/A2/silicon rabber electrode
holder',
'new_electrodes/A2/Wire/Wire', 'new_electrodes/A2/Wire/Wire -
PVC', 'new_electrodes/A2/Wire/Wire 2', 'new_electrodes/A2/Wire/Wire 2 - PVC',
'new_electrodes/A2/Wire/Wire Cylinder 1',
'new_electrodes/Cz/Ag/AgCl eletrode', 'new_electrodes/Cz/Polyethylene - PE',
'new_electrodes/Cz/gel cavity', 'new_electrodes/Cz/silicon rabber electrode
holder',
'new_electrodes/Cz/Wire/Wire', 'new_electrodes/Cz/Wire/Wire -
PVC', 'new_electrodes/Cz/Wire/Wire 2', 'new_electrodes/Cz/Wire/Wire 2 - PVC',
'new_electrodes/Cz/Wire/Wire Cylinder 1',
'new_electrodes/AFz_new/Ag/AgCl eletrode',
'new_electrodes/AFz_new/Polyethylene - PE', 'new_electrodes/AFz_new/gel
cavity', 'new_electrodes/AFz_new/silicon rabber electrode holder',

```

'new_electrodes/AFz_new/Wire/Wire', 'new_electrodes/AFz_new/Wire/Wire -
 PVC', 'new_electrodes/AFz_new/Wire/Wire 2', 'new_electrodes/AFz_new/Wire/Wire
 2 - PVC', 'new_electrodes/AFz_new/Wire/Wire Cylinder 1',
 'new_electrodes/F7/Ag/AgCl eletrode', 'new_electrodes/F7/Polyethylene - PE',
 'new_electrodes/F7/gel cavity', 'new_electrodes/F7/silicon rabber electrode
 holder',
 'new_electrodes/F7/Wire/Wire', 'new_electrodes/F7/Wire/Wire -
 PVC', 'new_electrodes/F7/Wire/Wire 2', 'new_electrodes/F7/Wire/Wire 2 - PVC',
 'new_electrodes/F7/Wire/Wire Cylinder 1',
 'new_electrodes/F8/Ag/AgCl eletrode', 'new_electrodes/F8/Polyethylene - PE',
 'new_electrodes/F8/gel cavity', 'new_electrodes/F8/silicon rabber electrode
 holder',
 'new_electrodes/F8/Wire/Wire', 'new_electrodes/F8/Wire/Wire -
 PVC', 'new_electrodes/F8/Wire/Wire 2', 'new_electrodes/F8/Wire/Wire 2 - PVC',
 'new_electrodes/F8/Wire/Wire Cylinder 1',
 'new_electrodes/Fp1/Ag/AgCl eletrode', 'new_electrodes/Fp1/Polyethylene -
 PE', 'new_electrodes/Fp1/gel cavity', 'new_electrodes/Fp1/silicon rabber
 electrode holder',
 'new_electrodes/Fp1/Wire/Wire', 'new_electrodes/Fp1/Wire/Wire -
 PVC', 'new_electrodes/Fp1/Wire/Wire 2', 'new_electrodes/Fp1/Wire/Wire 2 -
 PVC', 'new_electrodes/Fp1/Wire/Wire Cylinder 1',
 'new_electrodes/Fp2/Ag/AgCl eletrode', 'new_electrodes/Fp2/Polyethylene -
 PE', 'new_electrodes/Fp2/gel cavity', 'new_electrodes/Fp2/silicon rabber
 electrode holder',
 'new_electrodes/Fp2/Wire/Wire', 'new_electrodes/Fp2/Wire/Wire -
 PVC', 'new_electrodes/Fp2/Wire/Wire 2', 'new_electrodes/Fp2/Wire/Wire 2 -
 PVC', 'new_electrodes/Fp2/Wire/Wire Cylinder 1',
 'new_electrodes/O2/Ag/AgCl eletrode', 'new_electrodes/O2/Polyethylene - PE',
 'new_electrodes/O2/gel cavity', 'new_electrodes/O2/silicon rabber electrode
 holder',
 'new_electrodes/O2/Wire/Wire', 'new_electrodes/O2/Wire/Wire -
 PVC', 'new_electrodes/O2/Wire/Wire 2', 'new_electrodes/O2/Wire/Wire 2 - PVC',
 'new_electrodes/O2/Wire/Wire Cylinder 1',
 'new_electrodes/O1/Ag/AgCl eletrode', 'new_electrodes/O1/Polyethylene - PE',
 'new_electrodes/O1/gel cavity', 'new_electrodes/O1/silicon rabber electrode
 holder',
 'new_electrodes/O1/Wire/Wire', 'new_electrodes/O1/Wire/Wire -
 PVC', 'new_electrodes/O1/Wire/Wire 2', 'new_electrodes/O1/Wire/Wire 2 - PVC',
 'new_electrodes/O1/Wire/Wire Cylinder 1',
 'new_electrodes/P8/Ag/AgCl eletrode', 'new_electrodes/P8/Polyethylene - PE',
 'new_electrodes/P8/gel cavity', 'new_electrodes/P8/silicon rabber electrode
 holder',
 'new_electrodes/P8/Wire/Wire', 'new_electrodes/P8/Wire/Wire -
 PVC', 'new_electrodes/P8/Wire/Wire 2', 'new_electrodes/P8/Wire/Wire 2 - PVC',
 'new_electrodes/P8/Wire/Wire Cylinder 1',
 'new_electrodes/P7/Ag/AgCl eletrode', 'new_electrodes/P7/Polyethylene - PE',
 'new_electrodes/P7/gel cavity', 'new_electrodes/P7/silicon rabber electrode
 holder',
 'new_electrodes/P7/Wire/Wire', 'new_electrodes/P7/Wire/Wire -
 PVC', 'new_electrodes/P7/Wire/Wire 2', 'new_electrodes/P7/Wire/Wire 2 - PVC',
 'new_electrodes/P7/Wire/Wire Cylinder 1',
 'new_electrodes/CP6/Ag/AgCl eletrode', 'new_electrodes/CP6/Polyethylene -
 PE', 'new_electrodes/CP6/gel cavity', 'new_electrodes/CP6/silicon rabber
 electrode holder',
 'new_electrodes/CP6/Wire/Wire', 'new_electrodes/CP6/Wire/Wire -
 PVC', 'new_electrodes/CP6/Wire/Wire 2', 'new_electrodes/CP6/Wire/Wire 2 -
 PVC', 'new_electrodes/CP6/Wire/Wire Cylinder 1',
 'new_electrodes/CP2/Ag/AgCl eletrode', 'new_electrodes/CP2/Polyethylene -
 PE', 'new_electrodes/CP2/gel cavity', 'new_electrodes/CP2/silicon rabber
 electrode holder',
 'new_electrodes/CP2/Wire/Wire', 'new_electrodes/CP2/Wire/Wire -
 PVC', 'new_electrodes/CP2/Wire/Wire 2', 'new_electrodes/CP2/Wire/Wire 2 -
 PVC', 'new_electrodes/CP2/Wire/Wire Cylinder 1',
 'new_electrodes/CP1/Ag/AgCl eletrode', 'new_electrodes/CP1/Polyethylene -
 PE', 'new_electrodes/CP1/gel cavity', 'new_electrodes/CP1/silicon rabber
 electrode holder',

'new_electrodes/CP1/Wire/Wire', 'new_electrodes/CP1/Wire/Wire -
 PVC', 'new_electrodes/CP1/Wire/Wire 2', 'new_electrodes/CP1/Wire/Wire 2 -
 PVC', 'new_electrodes/CP1/Wire/Wire Cylinder 1',
 'new_electrodes/CP5/Ag/AgCl eletrode', 'new_electrodes/CP5/Polyethylene -
 PE', 'new_electrodes/CP5/gel cavity', 'new_electrodes/CP5/silicon rabber
 electrode holder',
 'new_electrodes/CP5/Wire/Wire', 'new_electrodes/CP5/Wire/Wire -
 PVC', 'new_electrodes/CP5/Wire/Wire 2', 'new_electrodes/CP5/Wire/Wire 2 -
 PVC', 'new_electrodes/CP5/Wire/Wire Cylinder 1',
 'new_electrodes/T7/Ag/AgCl eletrode', 'new_electrodes/T7/Polyethylene - PE',
 'new_electrodes/T7/gel cavity', 'new_electrodes/T7/silicon rabber electrode
 holder',
 'new_electrodes/T7/Wire/Wire', 'new_electrodes/T7/Wire/Wire -
 PVC', 'new_electrodes/T7/Wire/Wire 2', 'new_electrodes/T7/Wire/Wire 2 - PVC',
 'new_electrodes/T7/Wire/Wire Cylinder 1',
 'new_electrodes/FC6/Ag/AgCl eletrode', 'new_electrodes/FC6/Polyethylene -
 PE', 'new_electrodes/FC6/gel cavity', 'new_electrodes/FC6/silicon rabber
 electrode holder',
 'new_electrodes/FC6/Wire/Wire', 'new_electrodes/FC6/Wire/Wire -
 PVC', 'new_electrodes/FC6/Wire/Wire 2', 'new_electrodes/FC6/Wire/Wire 2 -
 PVC', 'new_electrodes/FC6/Wire/Wire Cylinder 1',
 'new_electrodes/FC2/Ag/AgCl eletrode', 'new_electrodes/FC2/Polyethylene -
 PE', 'new_electrodes/FC2/gel cavity', 'new_electrodes/FC2/silicon rabber
 electrode holder',
 'new_electrodes/FC2/Wire/Wire', 'new_electrodes/FC2/Wire/Wire -
 PVC', 'new_electrodes/FC2/Wire/Wire 2', 'new_electrodes/FC2/Wire/Wire 2 -
 PVC', 'new_electrodes/FC2/Wire/Wire Cylinder 1',
 'new_electrodes/FC1/Ag/AgCl eletrode', 'new_electrodes/FC1/Polyethylene -
 PE', 'new_electrodes/FC1/gel cavity', 'new_electrodes/FC1/silicon rabber
 electrode holder',
 'new_electrodes/FC1/Wire/Wire', 'new_electrodes/FC1/Wire/Wire -
 PVC', 'new_electrodes/FC1/Wire/Wire 2', 'new_electrodes/FC1/Wire/Wire 2 -
 PVC', 'new_electrodes/FC1/Wire/Wire Cylinder 1',
 'new_electrodes/FC5/Ag/AgCl eletrode', 'new_electrodes/FC5/Polyethylene -
 PE', 'new_electrodes/FC5/gel cavity', 'new_electrodes/FC5/silicon rabber
 electrode holder',
 'new_electrodes/FC5/Wire/Wire', 'new_electrodes/FC5/Wire/Wire -
 PVC', 'new_electrodes/FC5/Wire/Wire 2', 'new_electrodes/FC5/Wire/Wire 2 -
 PVC', 'new_electrodes/FC5/Wire/Wire Cylinder 1',
 'new_electrodes/Fpz/Ag/AgCl eletrode', 'new_electrodes/Fpz/Polyethylene -
 PE', 'new_electrodes/Fpz/gel cavity', 'new_electrodes/Fpz/silicon rabber
 electrode holder',
 'new_electrodes/Fpz/Wire/Wire', 'new_electrodes/Fpz/Wire/Wire -
 PVC', 'new_electrodes/Fpz/Wire/Wire 2', 'new_electrodes/Fpz/Wire/Wire 2 -
 PVC', 'new_electrodes/Fpz/Wire/Wire Cylinder 1',
 'new_electrodes/T8_new/Ag/AgCl eletrode',
 'new_electrodes/T8_new/Polyethylene - PE', 'new_electrodes/T8_new/gel
 cavity', 'new_electrodes/T8_new/silicon rabber electrode holder',
 'new_electrodes/T8_new/Wire/Wire', 'new_electrodes/T8_new/Wire/Wire -
 PVC', 'new_electrodes/T8_new/Wire/Wire 2', 'new_electrodes/T8_new/Wire/Wire 2
 - PVC', 'new_electrodes/T8_new/Wire/Wire Cylinder 1',
 'new_electrodes/P4_new/Ag/AgCl eletrode',
 'new_electrodes/P4_new/Polyethylene - PE', 'new_electrodes/P4_new/gel
 cavity', 'new_electrodes/P4_new/silicon rabber electrode holder',
 'new_electrodes/P4_new/Wire/Wire', 'new_electrodes/P4_new/Wire/Wire -
 PVC', 'new_electrodes/P4_new/Wire/Wire 2', 'new_electrodes/P4_new/Wire/Wire 2
 - PVC', 'new_electrodes/P4_new/Wire/Wire Cylinder 1',
 'new_electrodes/P3_new/Ag/AgCl eletrode',
 'new_electrodes/P3_new/Polyethylene - PE', 'new_electrodes/P3_new/gel
 cavity', 'new_electrodes/P3_new/silicon rabber electrode holder',
 'new_electrodes/P3_new/Wire/Wire', 'new_electrodes/P3_new/Wire/Wire -
 PVC', 'new_electrodes/P3_new/Wire/Wire 2', 'new_electrodes/P3_new/Wire/Wire 2
 - PVC', 'new_electrodes/P3_new/Wire/Wire Cylinder 1',
 'new_electrodes/C3_new/Ag/AgCl eletrode',
 'new_electrodes/C3_new/Polyethylene - PE', 'new_electrodes/C3_new/gel
 cavity', 'new_electrodes/C3_new/silicon rabber electrode holder',

```

'new_electrodes/C3_new/Wire/Wire', 'new_electrodes/C3_new/Wire/Wire -
PVC', 'new_electrodes/C3_new/Wire/Wire 2', 'new_electrodes/C3_new/Wire/Wire 2
- PVC', 'new_electrodes/C3_new/Wire/Wire Cylinder 1',
'new_electrodes/F3_new/Ag/AgCl eletrode',
'new_electrodes/F3_new/Polyethylene - PE', 'new_electrodes/F3_new/gel
cavity', 'new_electrodes/F3_new/silicon rabber electrode holder',
'new_electrodes/F3_new/Wire/Wire', 'new_electrodes/F3_new/Wire/Wire -
PVC', 'new_electrodes/F3_new/Wire/Wire 2', 'new_electrodes/F3_new/Wire/Wire 2
- PVC', 'new_electrodes/F3_new/Wire/Wire Cylinder 1',
'new_electrodes/F4_new/Ag/AgCl eletrode',
'new_electrodes/F4_new/Polyethylene - PE', 'new_electrodes/F4_new/gel
cavity', 'new_electrodes/F4_new/silicon rabber electrode holder',
'new_electrodes/F4_new/Wire/Wire', 'new_electrodes/F4_new/Wire/Wire -
PVC', 'new_electrodes/F4_new/Wire/Wire 2', 'new_electrodes/F4_new/Wire/Wire 2
- PVC', 'new_electrodes/F4_new/Wire/Wire Cylinder 1',
'new_electrodes/C4_new/Ag/AgCl eletrode',
'new_electrodes/C4_new/Polyethylene - PE', 'new_electrodes/C4_new/gel
cavity', 'new_electrodes/C4_new/silicon rabber electrode holder',
'new_electrodes/C4_new/Wire/Wire', 'new_electrodes/C4_new/Wire/Wire -
PVC', 'new_electrodes/C4_new/Wire/Wire 2', 'new_electrodes/C4_new/Wire/Wire 2
- PVC', 'new_electrodes/C4_new/Wire/Wire Cylinder 1',
'new_electrodes/Oz_new/Ag/AgCl eletrode',
'new_electrodes/Oz_new/Polyethylene - PE', 'new_electrodes/Oz_new/gel
cavity', 'new_electrodes/Oz_new/silicon rabber electrode holder',
'new_electrodes/Oz_new/Wire/Wire', 'new_electrodes/Oz_new/Wire/Wire -
PVC', 'new_electrodes/Oz_new/Wire/Wire 2', 'new_electrodes/Oz_new/Wire/Wire 2
- PVC', 'new_electrodes/Oz_new/Wire/Wire Cylinder 1',
'new_electrodes/Pz_new/Ag/AgCl eletrode',
'new_electrodes/Pz_new/Polyethylene - PE', 'new_electrodes/Pz_new/gel
cavity', 'new_electrodes/Pz_new/silicon rabber electrode holder',
'new_electrodes/Pz_new/Wire/Wire', 'new_electrodes/Pz_new/Wire/Wire -
PVC', 'new_electrodes/Pz_new/Wire/Wire 2', 'new_electrodes/Pz_new/Wire/Wire 2
- PVC', 'new_electrodes/Pz_new/Wire/Wire Cylinder 1',
'new_electrodes/Fz_new/Ag/AgCl eletrode',
'new_electrodes/Fz_new/Polyethylene - PE', 'new_electrodes/Fz_new/gel
cavity', 'new_electrodes/Fz_new/silicon rabber electrode holder',
'new_electrodes/Fz_new/Wire/Wire', 'new_electrodes/Fz_new/Wire/Wire -
PVC', 'new_electrodes/Fz_new/Wire/Wire 2', 'new_electrodes/Fz_new/Wire/Wire 2
- PVC', 'new_electrodes/Fz_new/Wire/Wire Cylinder 1']

```

```
simulations = ['ref (0.9)_1966 MHz_with electrodes']
```

```

filemapsimulations = {simulations[0]:'8d04f3c3-413e-4fe8-96c4-
0028b2bf0cab_Output.h5'}
#simulations[1]:'9342d31f-e588-459a-834f-023dabde98b1_Output.h5',
#simulations[2]:'b9d49691-c451-4815-9cc3-e3d0fdd7d21f_Output.h5'

```

```
#MASSES
```

```
mass1g = 0.001
```

```
mass10g = 0.01
```

```
#SENSORS
```

```
sourcesensor_name = 'Sensor of Edge Source 1'
```

```
ffsensor_name = 'Far Field'
```

```
allsensor_name = 'Overall Field'
```

```
headsensor_name = 'Head'
```

```
rightheadsensor_name = 'Right'
```

```
leftheadsensor_name = 'Left'
```

```
for resultFile in filemapsimulations:
```

```
    print 'ResultFile:'
```

```
    print resultFile
```

```
    print 'filemapsimulations[resultFile]'
```

```
    print filemapsimulations [resultFile]
```

```
    postProPath = path + '\\\' + filemapsimulations[resultFile]
```

```
    if PostPro.Init(postProPath, '', ''):
```

```
        #INITIALIZATION
```

```
        Pin = 0.0
```

```

Ploss_head = 0.0
Ploss_antenna1966 = 0.0
Ploss_electrodes = 0.0
Ploss = 0.0
# initialise the arrays for the sensors
#Pabs_tot = []
#mass_tot = []
#SAR_tot = []

#SAR STATISTICS (BOTH HEMISPHERES)
Pabs_grey_h = 0.0
mass_grey_h = 0.0
SAR_grey_h = 0.0
std_grey_h = 0.0
dvox_grey_h = 0.0
vox_grey_h = 0.0
Pabs_white_h = 0.0
mass_white_h = 0.0
SAR_white_h = 0.0
std_white_h = 0.0
dvox_white_h = 0.0
vox_white_h = 0.0
Pabs_gw_h = 0.0
mass_gw_h = 0.0
SAR_gw_h = 0.0
std_gw_h = 0.0
dvox_gw_h = 0.0
vox_gw_h = 0.0
Pabs_thalamus_h = 0.0
mass_thalamus_h = 0.0
SAR_thalamus_h = 0.0
std_thalamus_h = 0.0
dvox_thalamus_h = 0.0
vox_thalamus_h = 0.0
Pabs_ave_brain_h = 0.0
mass_ave_brain_h = 0.0
SAR_ave_brain_h = 0.0
std_ave_brain_h = 0.0
dvox_ave_brain_h = 0.0
vox_ave_brain_h = 0.0
Pabs_ave_brain_w_CSF_h = 0.0
mass_ave_brain_w_CSF_h = 0.0
SAR_ave_brain_w_CSF_h = 0.0
std_ave_brain_w_CSF_h = 0.0
dvox_ave_brain_w_CSF_h = 0.0
vox_ave_brain_w_CSF_h = 0.0
Pabs_Head_h = 0.0
mass_Head_h = 0.0
SAR_Head_h = 0.0
std_Head_h = 0.0
dvox_Head_h = 0.0
vox_Head_h = 0.0
# EPILEPTON SAR STATISTICS
Pabs_com_post_h = 0.0
mass_com_post_h = 0.0
SAR_com_post_h = 0.0
std_com_post_h = 0.0
dvox_com_post_h = 0.0
vox_com_post_h = 0.0
Pabs_cereb_h = 0.0
mass_cereb_h = 0.0
SAR_cereb_h = 0.0
std_cereb_h = 0.0
dvox_cereb_h = 0.0
vox_cereb_h = 0.0
Pabs_Hippocampus_h = 0.0
mass_Hippocampus_h = 0.0
SAR_Hippocampus_h = 0.0

```

```
std_Hippocampus_h = 0.0
dvox_Hippocampus_h = 0.0
vox_Hippocampus_h = 0.0
Pabs_Hypophysis_h = 0.0
mass_Hypophysis_h = 0.0
SAR_Hypophysis_h = 0.0
std_Hypophysis_h = 0.0
dvox_Hypophysis_h = 0.0
vox_Hypophysis_h = 0.0
Pabs_Hypothalamus_h = 0.0
mass_Hypothalamus_h = 0.0
SAR_Hypothalamus_h = 0.0
std_Hypothalamus_h = 0.0
dvox_Hypothalamus_h = 0.0
vox_Hypothalamus_h = 0.0
Pabs_Midbrain_h = 0.0
mass_Midbrain_h = 0.0
SAR_Midbrain_h = 0.0
std_Midbrain_h = 0.0
dvox_Midbrain_h = 0.0
vox_Midbrain_h = 0.0
Pabs_Pinealbody_h = 0.0
mass_Pinealbody_h = 0.0
SAR_Pinealbody_h = 0.0
std_Pinealbody_h = 0.0
dvox_Pinealbody_h = 0.0
vox_Pinealbody_h = 0.0
Pabs_Pons_h = 0.0
mass_Pons_h = 0.0
SAR_Pons_h = 0.0
std_Pons_h = 0.0
dvox_Pons_h = 0.0
vox_Pons_h = 0.0
Pabs_Medul_oblon_h = 0.0
mass_Medul_oblon_h = 0.0
SAR_Medul_oblon_h = 0.0
std_Medul_oblon_h = 0.0
dvox_Medul_oblon_h = 0.0
vox_Medul_oblon_h = 0.0
Pabs_com_ant_h = 0.0
mass_com_ant_h = 0.0
SAR_com_ant_h = 0.0
std_com_ant_h = 0.0
dvox_com_ant_h = 0.0
vox_com_ant_h = 0.0
```

```
#SAR STATISTICS (RIGHT HEMISPHERE)
```

```
Pabs_grey_r = 0.0
mass_grey_r = 0.0
SAR_grey_r = 0.0
std_grey_r = 0.0
dvox_grey_r = 0.0
vox_grey_r = 0.0
Pabs_white_r = 0.0
mass_white_r = 0.0
SAR_white_r = 0.0
std_white_r = 0.0
dvox_white_r = 0.0
vox_white_r = 0.0
Pabs_gw_r = 0.0
mass_gw_r = 0.0
SAR_gw_r = 0.0
std_gw_r = 0.0
dvox_gw_r = 0.0
vox_gw_r = 0.0
Pabs_thalamus_r = 0.0
mass_thalamus_r = 0.0
```

```
SAR_thalamus_r = 0.0
std_thalamus_r = 0.0
dvox_thalamus_r = 0.0
vox_thalamus_r = 0.0
Pabs_ave_brain_r = 0.0
mass_ave_brain_r = 0.0
SAR_ave_brain_r = 0.0
std_ave_brain_r = 0.0
dvox_ave_brain_r = 0.0
vox_ave_brain_r = 0.0
Pabs_ave_brain_w_CSF_r = 0.0
mass_ave_brain_w_CSF_r = 0.0
SAR_ave_brain_w_CSF_r = 0.0
std_ave_brain_w_CSF_r = 0.0
dvox_ave_brain_w_CSF_r = 0.0
vox_ave_brain_w_CSF_r = 0.0
Pabs_Head_r = 0.0
mass_Head_r = 0.0
SAR_Head_r = 0.0
std_Head_r = 0.0
dvox_Head_r = 0.0
vox_Head_r = 0.0
# EPILEPTON SAR STATISTICS
Pabs_com_post_r = 0.0
mass_com_post_r = 0.0
SAR_com_post_r = 0.0
std_com_post_r = 0.0
dvox_com_post_r = 0.0
vox_com_post_r = 0.0
Pabs_cereb_r = 0.0
mass_cereb_r = 0.0
SAR_cereb_r = 0.0
std_cereb_r = 0.0
dvox_cereb_r = 0.0
vox_cereb_r = 0.0
Pabs_Hippocampus_r = 0.0
mass_Hippocampus_r = 0.0
SAR_Hippocampus_r = 0.0
std_Hippocampus_r = 0.0
dvox_Hippocampus_r = 0.0
vox_Hippocampus_r = 0.0
Pabs_Hypophysis_r = 0.0
mass_Hypophysis_r = 0.0
SAR_Hypophysis_r = 0.0
std_Hypophysis_r = 0.0
dvox_Hypophysis_r = 0.0
vox_Hypophysis_r = 0.0
Pabs_Hypothalamus_r = 0.0
mass_Hypothalamus_r = 0.0
SAR_Hypothalamus_r = 0.0
std_Hypothalamus_r = 0.0
dvox_Hypothalamus_r = 0.0
vox_Hypothalamus_r = 0.0
Pabs_Midbrain_r = 0.0
mass_Midbrain_r = 0.0
SAR_Midbrain_r = 0.0
std_Midbrain_r = 0.0
dvox_Midbrain_r = 0.0
vox_Midbrain_r = 0.0
Pabs_Pinealbody_r = 0.0
mass_Pinealbody_r = 0.0
SAR_Pinealbody_r = 0.0
std_Pinealbody_r = 0.0
dvox_Pinealbody_r = 0.0
vox_Pinealbody_r = 0.0
Pabs_Pons_r = 0.0
mass_Pons_r = 0.0
SAR_Pons_r = 0.0
```

```
std_Pons_r = 0.0
dvox_Pons_r = 0.0
vox_Pons_r = 0.0
Pabs_Medul_oblon_r = 0.0
mass_Medul_oblon_r = 0.0
SAR_Medul_oblon_r = 0.0
std_Medul_oblon_r = 0.0
dvox_Medul_oblon_r = 0.0
vox_Medul_oblon_r = 0.0
Pabs_com_ant_r = 0.0
mass_com_ant_r = 0.0
SAR_com_ant_r = 0.0
std_com_ant_r = 0.0
dvox_com_ant_r = 0.0
vox_com_ant_r = 0.0
```

```
#SAR STATISTICS (LEFT HEMISPHERE)
```

```
Pabs_grey_l = 0.0
mass_grey_l = 0.0
SAR_grey_l = 0.0
std_grey_l = 0.0
dvox_grey_l = 0.0
vox_grey_l = 0.0
Pabs_white_l = 0.0
mass_white_l = 0.0
SAR_white_l = 0.0
std_white_l = 0.0
dvox_white_l = 0.0
vox_white_l = 0.0
Pabs_gw_l = 0.0
mass_gw_l = 0.0
SAR_gw_l = 0.0
std_gw_l = 0.0
dvox_gw_l = 0.0
vox_gw_l = 0.0
Pabs_thalamus_l = 0.0
mass_thalamus_l = 0.0
SAR_thalamus_l = 0.0
std_thalamus_l = 0.0
dvox_thalamus_l = 0.0
vox_thalamus_l = 0.0
Pabs_ave_brain_l = 0.0
mass_ave_brain_l = 0.0
SAR_ave_brain_l = 0.0
std_ave_brain_l = 0.0
dvox_ave_brain_l = 0.0
vox_ave_brain_l = 0.0
Pabs_ave_brain_w_CSF_l = 0.0
mass_ave_brain_w_CSF_l = 0.0
SAR_ave_brain_w_CSF_l = 0.0
std_ave_brain_w_CSF_l = 0.0
dvox_ave_brain_w_CSF_l = 0.0
vox_ave_brain_w_CSF_l = 0.0
Pabs_Head_l = 0.0
mass_Head_l = 0.0
SAR_Head_l = 0.0
std_Head_l = 0.0
dvox_Head_l = 0.0
vox_Head_l = 0.0
```

```
# EPILEPTON SAR STATISTICS
```

```
Pabs_com_post_l = 0.0
mass_com_post_l = 0.0
SAR_com_post_l = 0.0
std_com_post_l = 0.0
dvox_com_post_l = 0.0
vox_com_post_l = 0.0
```

Pabs_cereb_l = 0.0
mass_cereb_l = 0.0
SAR_cereb_l = 0.0
std_cereb_l = 0.0
dvox_cereb_l = 0.0
vox_cereb_l = 0.0
Pabs_Hippocampus_l = 0.0
mass_Hippocampus_l = 0.0
SAR_Hippocampus_l = 0.0
std_Hippocampus_l = 0.0
dvox_Hippocampus_l = 0.0
vox_Hippocampus_l = 0.0
Pabs_Hypophysis_l = 0.0
mass_Hypophysis_l = 0.0
SAR_Hypophysis_l = 0.0
std_Hypophysis_l = 0.0
dvox_Hypophysis_l = 0.0
vox_Hypophysis_l = 0.0
Pabs_Hypothalamus_l = 0.0
mass_Hypothalamus_l = 0.0
SAR_Hypothalamus_l = 0.0
std_Hypothalamus_l = 0.0
dvox_Hypothalamus_l = 0.0
vox_Hypothalamus_l = 0.0
Pabs_Midbrain_l = 0.0
mass_Midbrain_l = 0.0
SAR_Midbrain_l = 0.0
std_Midbrain_l = 0.0
dvox_Midbrain_l = 0.0
vox_Midbrain_l = 0.0
Pabs_Pinealbody_l = 0.0
mass_Pinealbody_l = 0.0
SAR_Pinealbody_l = 0.0
std_Pinealbody_l = 0.0
dvox_Pinealbody_l = 0.0
vox_Pinealbody_l = 0.0
Pabs_Pons_l = 0.0
mass_Pons_l = 0.0
SAR_Pons_l = 0.0
std_Pons_l = 0.0
dvox_Pons_l = 0.0
vox_Pons_l = 0.0
Pabs_Medul_oblon_l = 0.0
mass_Medul_oblon_l = 0.0
SAR_Medul_oblon_l = 0.0
std_Medul_oblon_l = 0.0
dvox_Medul_oblon_l = 0.0
vox_Medul_oblon_l = 0.0
Pabs_com_ant_l = 0.0
mass_com_ant_l = 0.0
SAR_com_ant_l = 0.0
std_com_ant_l = 0.0
dvox_com_ant_l = 0.0
vox_com_ant_l = 0.0

#1g SAR (BOTH HEMISPHERES)
SAR1g_grey_h = 0.0
x1g_grey_h = 0.0
y1g_grey_h = 0.0
z1g_grey_h = 0.0
SAR1g_white_h = 0.0
x1g_white_h = 0.0
y1g_white_h = 0.0
z1g_white_h = 0.0
SAR1g_gw_h = 0.0

```

x1g_gw_h      = 0.0
y1g_gw_h      = 0.0
z1g_gw_h      = 0.0
SAR1g_thalamus_h  = 0.0
x1g_thalamus_h  = 0.0
y1g_thalamus_h  = 0.0
z1g_thalamus_h  = 0.0
SAR1g_ave_brain_h  = 0.0
x1g_ave_brain_h  = 0.0
y1g_ave_brain_h  = 0.0
z1g_ave_brain_h  = 0.0
SAR1g_ave_brain_w_CSF_h  = 0.0
x1g_ave_brain_w_CSF_h  = 0.0
y1g_ave_brain_w_CSF_h  = 0.0
z1g_ave_brain_w_CSF_h  = 0.0
SAR1gHead_h     = 0.0
x1gHead_h       = 0.0
y1gHead_h       = 0.0
z1gHead_h       = 0.0
# 1g GIA TA EPIPLEON SOLIDS
SAR1g_com_post_h  = 0.0
x1g_com_post_h    = 0.0
y1g_com_post_h    = 0.0
z1g_com_post_h    = 0.0
SAR1g_cereb_h     = 0.0
x1g_cereb_h       = 0.0
y1g_cereb_h       = 0.0
z1g_cereb_h       = 0.0
SAR1g_Hippocampus_h  = 0.0
x1g_Hippocampus_h  = 0.0
y1g_Hippocampus_h  = 0.0
z1g_Hippocampus_h  = 0.0
SAR1g_Hypophysis_h  = 0.0
x1g_Hypophysis_h   = 0.0
y1g_Hypophysis_h   = 0.0
z1g_Hypophysis_h   = 0.0
SAR1g_Hypothalamus_h  = 0.0
x1g_Hypothalamus_h  = 0.0
y1g_Hypothalamus_h  = 0.0
z1g_Hypothalamus_h  = 0.0
SAR1g_Midbrain_h   = 0.0
x1g_Midbrain_h     = 0.0
y1g_Midbrain_h     = 0.0
z1g_Midbrain_h     = 0.0
SAR1g_Pinealbody_h  = 0.0
x1g_Pinealbody_h   = 0.0
y1g_Pinealbody_h   = 0.0
z1g_Pinealbody_h   = 0.0
SAR1g_Pons_h       = 0.0
x1g_Pons_h         = 0.0
y1g_Pons_h         = 0.0
z1g_Pons_h         = 0.0
SAR1g_Medul_oblon_h  = 0.0
x1g_Medul_oblon_h  = 0.0
y1g_Medul_oblon_h  = 0.0
z1g_Medul_oblon_h  = 0.0
SAR1g_com_ant_h    = 0.0
x1g_com_ant_h      = 0.0
y1g_com_ant_h      = 0.0
z1g_com_ant_h      = 0.0

#1g SAR (RIGHT HEMISPHERE)
SAR1g_grey_r       = 0.0
x1g_grey_r         = 0.0
y1g_grey_r         = 0.0
z1g_grey_r         = 0.0
SAR1g_white_r      = 0.0

```



```

x1g_white_r      = 0.0
y1g_white_r      = 0.0
z1g_white_r      = 0.0
SAR1g_gw_r       = 0.0
x1g_gw_r         = 0.0
y1g_gw_r         = 0.0
z1g_gw_r         = 0.0
SAR1g_thalamus_r = 0.0
x1g_thalamus_r  = 0.0
y1g_thalamus_r  = 0.0
z1g_thalamus_r  = 0.0
SAR1g_ave_brain_r = 0.0
x1g_ave_brain_r = 0.0
y1g_ave_brain_r = 0.0
z1g_ave_brain_r = 0.0
SAR1g_ave_brain_w_CSF_r = 0.0
x1g_ave_brain_w_CSF_r = 0.0
y1g_ave_brain_w_CSF_r = 0.0
z1g_ave_brain_w_CSF_r = 0.0
SAR1gHead_r     = 0.0
x1gHead_r       = 0.0
y1gHead_r       = 0.0
z1gHead_r       = 0.0
# 1g GIA TA EPILEPTON SOLIDS
SAR1g_com_post_r = 0.0
x1g_com_post_r   = 0.0
y1g_com_post_r   = 0.0
z1g_com_post_r   = 0.0
SAR1g_cereb_r    = 0.0
x1g_cereb_r      = 0.0
y1g_cereb_r      = 0.0
z1g_cereb_r      = 0.0
SAR1g_Hippocampus_r = 0.0
x1g_Hippocampus_r = 0.0
y1g_Hippocampus_r = 0.0
z1g_Hippocampus_r = 0.0
SAR1g_Hypophysis_r = 0.0
x1g_Hypophysis_r  = 0.0
y1g_Hypophysis_r  = 0.0
z1g_Hypophysis_r  = 0.0
SAR1g_Hypothalamus_r = 0.0
x1g_Hypothalamus_r = 0.0
y1g_Hypothalamus_r = 0.0
z1g_Hypothalamus_r = 0.0
SAR1g_Midbrain_r  = 0.0
x1g_Midbrain_r    = 0.0
y1g_Midbrain_r    = 0.0
z1g_Midbrain_r    = 0.0
SAR1g_Pinealbody_r = 0.0
x1g_Pinealbody_r  = 0.0
y1g_Pinealbody_r  = 0.0
z1g_Pinealbody_r  = 0.0
SAR1g_Pons_r       = 0.0
x1g_Pons_r         = 0.0
y1g_Pons_r         = 0.0
z1g_Pons_r         = 0.0
SAR1g_Medul_oblon_r = 0.0
x1g_Medul_oblon_r  = 0.0
y1g_Medul_oblon_r  = 0.0
z1g_Medul_oblon_r  = 0.0
SAR1g_com_ant_r    = 0.0
x1g_com_ant_r      = 0.0
y1g_com_ant_r      = 0.0
z1g_com_ant_r      = 0.0

#1g SAR (LEFT HEMISPHERE)
SAR1g_grey_l       = 0.0
x1g_grey_l         = 0.0

```

```

y1g_grey_l      = 0.0
z1g_grey_l      = 0.0
SAR1g_white_l   = 0.0
x1g_white_l     = 0.0
y1g_white_l     = 0.0
z1g_white_l     = 0.0
SAR1g_gw_l     = 0.0
x1g_gw_l       = 0.0
y1g_gw_l       = 0.0
z1g_gw_l       = 0.0
SAR1g_thalamus_l = 0.0
x1g_thalamus_l = 0.0
y1g_thalamus_l = 0.0
z1g_thalamus_l = 0.0
SAR1g_ave_brain_l = 0.0
x1g_ave_brain_l = 0.0
y1g_ave_brain_l = 0.0
z1g_ave_brain_l = 0.0
SAR1g_ave_brain_w_CSF_l = 0.0
x1g_ave_brain_w_CSF_l = 0.0
y1g_ave_brain_w_CSF_l = 0.0
z1g_ave_brain_w_CSF_l = 0.0
SAR1gHead_l    = 0.0
x1gHead_l      = 0.0
y1gHead_l      = 0.0
z1gHead_l      = 0.0
# 1g GIA TA EPIPLEON SOLIDS
SAR1g_com_post_l = 0.0
x1g_com_post_l   = 0.0
y1g_com_post_l   = 0.0
z1g_com_post_l   = 0.0
SAR1g_cereb_l    = 0.0
x1g_cereb_l      = 0.0
y1g_cereb_l      = 0.0
z1g_cereb_l      = 0.0
SAR1g_Hippocampus_l = 0.0
x1g_Hippocampus_l = 0.0
y1g_Hippocampus_l = 0.0
z1g_Hippocampus_l = 0.0
SAR1g_Hypophysis_l = 0.0
x1g_Hypophysis_l  = 0.0
y1g_Hypophysis_l  = 0.0
z1g_Hypophysis_l  = 0.0
SAR1g_Hypothalamus_l = 0.0
x1g_Hypothalamus_l = 0.0
y1g_Hypothalamus_l = 0.0
z1g_Hypothalamus_l = 0.0
SAR1g_Midbrain_l  = 0.0
x1g_Midbrain_l    = 0.0
y1g_Midbrain_l    = 0.0
z1g_Midbrain_l    = 0.0
SAR1g_Pinealbody_l = 0.0
x1g_Pinealbody_l  = 0.0
y1g_Pinealbody_l  = 0.0
z1g_Pinealbody_l  = 0.0
SAR1g_Pons_l      = 0.0
x1g_Pons_l        = 0.0
y1g_Pons_l        = 0.0
z1g_Pons_l        = 0.0
SAR1g_Medul_oblon_l = 0.0
x1g_Medul_oblon_l = 0.0
y1g_Medul_oblon_l = 0.0
z1g_Medul_oblon_l = 0.0
SAR1g_com_ant_l   = 0.0
x1g_com_ant_l     = 0.0
y1g_com_ant_l     = 0.0
z1g_com_ant_l     = 0.0

```

```

#10g SAR (RIGHT HEMISPHERE)
SAR10gHead_r = 0.0
x10gHead_r   = 0.0
y10gHead_r   = 0.0
z10gHead_r   = 0.0
SAR10gHead_ne_r = 0.0
x10gHead_ne_r = 0.0
y10gHead_ne_r = 0.0
z10gHead_ne_r = 0.0

Prad = 0.0
RealZ = 0.0
ImagZ = 0.0

#CALCULATION OF THE POWER BUDGET (Plosses, Pin, Prad)
Ploss_head = get_absorbed_power(headsensor_name, mask_head,
postProPath)
Ploss_antenna1966 = get_absorbed_power(allsensor_name,
mask_antenna1966, postProPath)
Ploss_electrodes = get_absorbed_power(allsensor_name,
mask_electrodes, postProPath)
Ploss = Ploss_head + Ploss_antenna1966 + Ploss_electrodes
Pin = get_feedpoint_power(sourcesensor_name, postProPath)
Prad = get_radiated_power(ffsensor_name, postProPath)
temp = get_feedpoint_impedance(sourcesensor_name, postProPath)
RealZ = temp.real
ImagZ = temp.imag
print 'Pin='
print Pin

# SAR STATISTICS (BOTH HEMISPHERES)
r = get_absorbed_power_mass(headsensor_name, mask_grey,
postProPath)
Pabs_grey_h = r[0]
mass_grey_h = r[1]
SAR_grey_h = r[0] / r[1]
std_grey_h = r[2]
dvox_grey_h = r[3]
vox_grey_h = r[4]
print 'Pabs_grey_h'
print Pabs_grey_h

r = get_absorbed_power_mass(headsensor_name, mask_white,
postProPath)
Pabs_white_h = r[0]
mass_white_h = r[1]
SAR_white_h = r[0] / r[1]
std_white_h = r[2]
dvox_white_h = r[3]
vox_white_h = r[4]
print 'Pabs_white_h'
print Pabs_white_h

r = get_absorbed_power_mass(headsensor_name, mask_grey_white,
postProPath)
Pabs_gw_h = r[0]
mass_gw_h = r[1]
SAR_gw_h = r[0] / r[1]
std_gw_h = r[2]
dvox_gw_h = r[3]
vox_gw_h = r[4]
print 'Pabs_gw_h'
print Pabs_gw_h

r = get_absorbed_power_mass(headsensor_name, mask_thalamus,
postProPath)
Pabs_thalamus_h = r[0]

```

```

mass_thalamus_h = r[1]
SAR_thalamus_h = r[0] / r[1]
std_thalamus_h = r[2]
dvox_thalamus_h = r[3]
vox_thalamus_h = r[4]
print 'Pabs_thalamus_h'
print Pabs_thalamus_h

#GET ABSORBED POWER MASS GIA EPIPLEON SOLIDS
r = get_absorbed_power_mass(headsensor_name, mask_com_post,
postProPath)
Pabs_com_post_h = r[0]
mass_com_post_h = r[1]
SAR_com_post_h = r[0] / r[1]
std_com_post_h = r[2]
dvox_com_post_h = r[3]
vox_com_post_h = r[4]
print 'Pabs_com_post_h'
print Pabs_com_post_h

r = get_absorbed_power_mass(headsensor_name, mask_cereb,
postProPath)
Pabs_cereb_h = r[0]
mass_cereb_h = r[1]
SAR_cereb_h = r[0] / r[1]
std_cereb_h = r[2]
dvox_cereb_h = r[3]
vox_cereb_h = r[4]
print 'Pabs_cereb_h'
print Pabs_cereb_h

r = get_absorbed_power_mass(headsensor_name, mask_Hippocampus,
postProPath)
Pabs_Hippocampus_h = r[0]
mass_Hippocampus_h = r[1]
SAR_Hippocampus_h = r[0] / r[1]
std_Hippocampus_h = r[2]
dvox_Hippocampus_h = r[3]
vox_Hippocampus_h = r[4]
print 'Pabs_Hippocampus_h'
print Pabs_Hippocampus_h

r = get_absorbed_power_mass(headsensor_name, mask_Hypophysis,
postProPath)
Pabs_Hypophysis_h = r[0]
mass_Hypophysis_h = r[1]
SAR_Hypophysis_h = r[0] / r[1]
std_Hypophysis_h = r[2]
dvox_Hypophysis_h = r[3]
vox_Hypophysis_h = r[4]
print 'Pabs_Hypophysis_h'
print Pabs_Hypophysis_h

r = get_absorbed_power_mass(headsensor_name, mask_Hypothalamus,
postProPath)
Pabs_Hypothalamus_h = r[0]
mass_Hypothalamus_h = r[1]
SAR_Hypothalamus_h = r[0] / r[1]
std_Hypothalamus_h = r[2]
dvox_Hypothalamus_h = r[3]
vox_Hypothalamus_h = r[4]
print 'Pabs_Hypothalamus_h'
print Pabs_Hypothalamus_h

r = get_absorbed_power_mass(headsensor_name, mask_Midbrain,
postProPath)
Pabs_Midbrain_h = r[0]
mass_Midbrain_h = r[1]

```

```

SAR_Midbrain_h = r[0] / r[1]
std_Midbrain_h = r[2]
dvox_Midbrain_h = r[3]
vox_Midbrain_h = r[4]
print 'Pabs_Midbrain_h'
print Pabs_Midbrain_h

postProPath) r = get_absorbed_power_mass(headsensor_name, mask_Pinealbody,
Pabs_Pinealbody_h = r[0]
mass_Pinealbody_h = r[1]
SAR_Pinealbody_h = r[0] / r[1]
std_Pinealbody_h = r[2]
dvox_Pinealbody_h = r[3]
vox_Pinealbody_h = r[4]
print 'Pabs_Pinealbody_h'
print Pabs_Pinealbody_h

postProPath) r = get_absorbed_power_mass(headsensor_name, mask_Pons,
Pabs_Pons_h = r[0]
mass_Pons_h = r[1]
SAR_Pons_h = r[0] / r[1]
std_Pons_h = r[2]
dvox_Pons_h = r[3]
vox_Pons_h = r[4]
print 'Pabs_Pons_h'
print Pabs_Pons_h

postProPath) r = get_absorbed_power_mass(headsensor_name, mask_Medul_oblon,
Pabs_Medul_oblon_h = r[0]
mass_Medul_oblon_h = r[1]
SAR_Medul_oblon_h = r[0] / r[1]
std_Medul_oblon_h = r[2]
dvox_Medul_oblon_h = r[3]
vox_Medul_oblon_h = r[4]
print 'Pabs_Medul_oblon_h'
print Pabs_Medul_oblon_h

postProPath) r = get_absorbed_power_mass(headsensor_name, mask_com_ant,
Pabs_com_ant_h = r[0]
mass_com_ant_h = r[1]
SAR_com_ant_h = r[0] / r[1]
std_com_ant_h = r[2]
dvox_com_ant_h = r[3]
vox_com_ant_h = r[4]
print 'Pabs_com_ant_h'
print Pabs_com_ant_h

#BRAIN AND HEAD (BOTH HEMISPHERES)
postProPath) r = get_absorbed_power_mass(headsensor_name, mask_ave_brain,
Pabs_ave_brain_h = r[0]
mass_ave_brain_h = r[1]
SAR_ave_brain_h = r[0] / r[1]
std_ave_brain_h = r[2]
dvox_ave_brain_h = r[3]
vox_ave_brain_h = r[4]
print 'Pabs_ave_brain_h'
print Pabs_ave_brain_h

mask_ave_brain_w_CSF, postProPath) r = get_absorbed_power_mass(headsensor_name,
Pabs_ave_brain_w_CSF_h = r[0]
mass_ave_brain_w_CSF_h = r[1]
SAR_ave_brain_w_CSF_h = r[0] / r[1]

```

```

std_ave_brain_w_CSF_h = r[2]
dvox_ave_brain_w_CSF_h = r[3]
vox_ave_brain_w_CSF_h = r[4]
print 'Pabs_ave_brain_w_CSF_h'
print Pabs_ave_brain_w_CSF_h

r = get_absorbed_power_mass(headsensor_name, mask_head,
postProPath)
Pabs_Head_h = r[0]
mass_Head_h = r[1]
SAR_Head_h = r[0] / r[1]
std_Head_h = r[2]
dvox_Head_h = r[3]
vox_Head_h = r[4]
print 'Pabs_Head_h'
print Pabs_Head_h

# SAR STATISTICS (RIGHT HEMISPHERE)
r = get_absorbed_power_mass(rightheadsensor_name, mask_grey,
postProPath)
Pabs_grey_r = r[0]
mass_grey_r = r[1]
SAR_grey_r = r[0] / r[1]
std_grey_r = r[2]
dvox_grey_r = r[3]
vox_grey_r = r[4]
print 'Pabs_grey_r'
print Pabs_grey_r

r = get_absorbed_power_mass(rightheadsensor_name, mask_white,
postProPath)
Pabs_white_r = r[0]
mass_white_r = r[1]
SAR_white_r = r[0] / r[1]
std_white_r = r[2]
dvox_white_r = r[3]
vox_white_r = r[4]
print 'Pabs_white_r'
print Pabs_white_r

r = get_absorbed_power_mass(rightheadsensor_name,
mask_grey_white, postProPath)
Pabs_gw_r = r[0]
mass_gw_r = r[1]
SAR_gw_r = r[0] / r[1]
std_gw_r = r[2]
dvox_gw_r = r[3]
vox_gw_r = r[4]
print 'Pabs_gw_r'
print Pabs_gw_r

r = get_absorbed_power_mass(rightheadsensor_name,
mask_thalamus, postProPath)
Pabs_thalamus_r = r[0]
mass_thalamus_r = r[1]
SAR_thalamus_r = r[0] / r[1]
std_thalamus_r = r[2]
dvox_thalamus_r = r[3]
vox_thalamus_r = r[4]
print 'Pabs_thalamus_r'
print Pabs_thalamus_r

#GET ABSORBED POWER MASS GIA EPILEON SOLIDS (RIGHT HEMISPHERE)
r = get_absorbed_power_mass(rightheadsensor_name,
mask_com_post, postProPath)
Pabs_com_post_r = r[0]

```

```

mass_com_post_r = r[1]
SAR_com_post_r = r[0] / r[1]
std_com_post_r = r[2]
dvox_com_post_r = r[3]
vox_com_post_r = r[4]
print 'Pabs_com_post_r'
print Pabs_com_post_r

r = get_absorbed_power_mass(rightheadsensor_name, mask_cereb,
postProPath)
Pabs_cereb_r = r[0]
mass_cereb_r = r[1]
SAR_cereb_r = r[0] / r[1]
std_cereb_r = r[2]
dvox_cereb_r = r[3]
vox_cereb_r = r[4]
print 'Pabs_cereb_r'
print Pabs_cereb_r

r = get_absorbed_power_mass(rightheadsensor_name,
mask_Hippocampus, postProPath)
Pabs_Hippocampus_r = r[0]
mass_Hippocampus_r = r[1]
SAR_Hippocampus_r = r[0] / r[1]
std_Hippocampus_r = r[2]
dvox_Hippocampus_r = r[3]
vox_Hippocampus_r = r[4]
print 'Pabs_Hippocampus_r'
print Pabs_Hippocampus_r

r = get_absorbed_power_mass(rightheadsensor_name,
mask_Hypophysis, postProPath)
Pabs_Hypophysis_r = r[0]
mass_Hypophysis_r = r[1]
SAR_Hypophysis_r = r[0] / r[1]
std_Hypophysis_r = r[2]
dvox_Hypophysis_r = r[3]
vox_Hypophysis_r = r[4]
print 'Pabs_Hypophysis_r'
print Pabs_Hypophysis_r

r = get_absorbed_power_mass(rightheadsensor_name,
mask_Hypothalamus, postProPath)
Pabs_Hypothalamus_r = r[0]
mass_Hypothalamus_r = r[1]
SAR_Hypothalamus_r = r[0] / r[1]
std_Hypothalamus_r = r[2]
dvox_Hypothalamus_r = r[3]
vox_Hypothalamus_r = r[4]
print 'Pabs_Hypothalamus_r'
print Pabs_Hypothalamus_r

r = get_absorbed_power_mass(rightheadsensor_name,
mask_Midbrain, postProPath)
Pabs_Midbrain_r = r[0]
mass_Midbrain_r = r[1]
SAR_Midbrain_r = r[0] / r[1]
std_Midbrain_r = r[2]
dvox_Midbrain_r = r[3]
vox_Midbrain_r = r[4]
print 'Pabs_Midbrain_r'
print Pabs_Midbrain_r

r = get_absorbed_power_mass(rightheadsensor_name,
mask_Pinealbody, postProPath)
Pabs_Pinealbody_r = r[0]
mass_Pinealbody_r = r[1]
SAR_Pinealbody_r = r[0] / r[1]

```

```

std_Pinealbody_r = r[2]
dvox_Pinealbody_r = r[3]
vox_Pinealbody_r = r[4]
print 'Pabs_Pinealbody_r'
print Pabs_Pinealbody_r

r = get_absorbed_power_mass(rightheadsensor_name, mask_Pons,
postProPath)
Pabs_Pons_r = r[0]
mass_Pons_r = r[1]
SAR_Pons_r = r[0] / r[1]
std_Pons_r = r[2]
dvox_Pons_r = r[3]
vox_Pons_r = r[4]
print 'Pabs_Pons_r'
print Pabs_Pons_r

r = get_absorbed_power_mass(rightheadsensor_name,
mask_Medul_oblon, postProPath)
Pabs_Medul_oblon_r = r[0]
mass_Medul_oblon_r = r[1]
SAR_Medul_oblon_r = r[0] / r[1]
std_Medul_oblon_r = r[2]
dvox_Medul_oblon_r = r[3]
vox_Medul_oblon_r = r[4]
print 'Pabs_Medul_oblon_r'
print Pabs_Medul_oblon_r

r = get_absorbed_power_mass(rightheadsensor_name, mask_com_ant,
postProPath)
Pabs_com_ant_r = r[0]
mass_com_ant_r = r[1]
SAR_com_ant_r = r[0] / r[1]
std_com_ant_r = r[2]
dvox_com_ant_r = r[3]
vox_com_ant_r = r[4]
print 'Pabs_com_ant_r'
print Pabs_com_ant_r

#BRAIN AND HEAD (RIGHT HEMISPHERE)
r = get_absorbed_power_mass(rightheadsensor_name,
mask_ave_brain, postProPath)
Pabs_ave_brain_r = r[0]
mass_ave_brain_r = r[1]
SAR_ave_brain_r = r[0] / r[1]
std_ave_brain_r = r[2]
dvox_ave_brain_r = r[3]
vox_ave_brain_r = r[4]
print 'Pabs_ave_brain_r'
print Pabs_ave_brain_r

r = get_absorbed_power_mass(rightheadsensor_name,
mask_ave_brain_w_CSF, postProPath)
Pabs_ave_brain_w_CSF_r = r[0]
mass_ave_brain_w_CSF_r = r[1]
SAR_ave_brain_w_CSF_r = r[0] / r[1]
std_ave_brain_w_CSF_r = r[2]
dvox_ave_brain_w_CSF_r = r[3]
vox_ave_brain_w_CSF_r = r[4]
print 'Pabs_ave_brain_w_CSF_r'
print Pabs_ave_brain_w_CSF_r

r = get_absorbed_power_mass(rightheadsensor_name, mask_head,
postProPath)
Pabs_Head_r = r[0]
mass_Head_r = r[1]
SAR_Head_r = r[0] / r[1]
std_Head_r = r[2]

```



```

dvox_Head_r = r[3]
vox_Head_r = r[4]
print 'Pabs_Head_r'
print Pabs_Head_r

#SAR STATISTICS (LEFT HEMISPHERE)
r = get_absorbed_power_mass(leftheadsensor_name, mask_grey,
postProPath)
Pabs_grey_l = r[0]
mass_grey_l = r[1]
SAR_grey_l = r[0] / r[1]
std_grey_l = r[2]
dvox_grey_l = r[3]
vox_grey_l = r[4]
print 'Pabs_grey_l'
print Pabs_grey_l

r = get_absorbed_power_mass(leftheadsensor_name, mask_white,
postProPath)
Pabs_white_l = r[0]
mass_white_l = r[1]
SAR_white_l = r[0] / r[1]
std_white_l = r[2]
dvox_white_l = r[3]
vox_white_l = r[4]
print 'Pabs_white_l'
print Pabs_white_l

r = get_absorbed_power_mass(leftheadsensor_name,
mask_grey_white, postProPath)
Pabs_gw_l = r[0]
mass_gw_l = r[1]
SAR_gw_l = r[0] / r[1]
std_gw_l = r[2]
dvox_gw_l = r[3]
vox_gw_l = r[4]
print 'Pabs_gw_l'
print Pabs_gw_l

r = get_absorbed_power_mass(leftheadsensor_name, mask_thalamus,
postProPath)
Pabs_thalamus_l = r[0]
mass_thalamus_l = r[1]
SAR_thalamus_l = r[0] / r[1]
std_thalamus_l = r[2]
dvox_thalamus_l = r[3]
vox_thalamus_l = r[4]
print 'Pabs_thalamus_l'
print Pabs_thalamus_l

#GET ABSORBED POWER MASS GIA EPILEON SOLIDS (LEFT HEMISPHERE)
r = get_absorbed_power_mass(leftheadsensor_name, mask_com_post,
postProPath)
Pabs_com_post_l = r[0]
mass_com_post_l = r[1]
SAR_com_post_l = r[0] / r[1]
std_com_post_l = r[2]
dvox_com_post_l = r[3]
vox_com_post_l = r[4]
print 'Pabs_com_post_l'
print Pabs_com_post_l

r = get_absorbed_power_mass(leftheadsensor_name, mask_cereb,
postProPath)
Pabs_cereb_l = r[0]
mass_cereb_l = r[1]
SAR_cereb_l = r[0] / r[1]
std_cereb_l = r[2]

```

```

    dvox_cereb_l = r[3]
    vox_cereb_l = r[4]
    print 'Pabs_cereb_l'
    print Pabs_cereb_l

    r = get_absorbed_power_mass(leftheadsensor_name,
mask_Hippocampus, postProPath)
    Pabs_Hippocampus_l = r[0]
    mass_Hippocampus_l = r[1]
    SAR_Hippocampus_l = r[0] / r[1]
    std_Hippocampus_l = r[2]
    dvox_Hippocampus_l = r[3]
    vox_Hippocampus_l = r[4]
    print 'Pabs_Hippocampus_l'
    print Pabs_Hippocampus_l

    r = get_absorbed_power_mass(leftheadsensor_name,
mask_Hypophysis, postProPath)
    Pabs_Hypophysis_l = r[0]
    mass_Hypophysis_l = r[1]
    SAR_Hypophysis_l = r[0] / r[1]
    std_Hypophysis_l = r[2]
    dvox_Hypophysis_l = r[3]
    vox_Hypophysis_l = r[4]
    print 'Pabs_Hypophysis_l'
    print Pabs_Hypophysis_l

    r = get_absorbed_power_mass(leftheadsensor_name,
mask_Hypothalamus, postProPath)
    Pabs_Hypothalamus_l = r[0]
    mass_Hypothalamus_l = r[1]
    SAR_Hypothalamus_l = r[0] / r[1]
    std_Hypothalamus_l = r[2]
    dvox_Hypothalamus_l = r[3]
    vox_Hypothalamus_l = r[4]
    print 'Pabs_Hypothalamus_l'
    print Pabs_Hypothalamus_l

    r = get_absorbed_power_mass(leftheadsensor_name, mask_Midbrain,
postProPath)
    Pabs_Midbrain_l = r[0]
    mass_Midbrain_l = r[1]
    SAR_Midbrain_l = r[0] / r[1]
    std_Midbrain_l = r[2]
    dvox_Midbrain_l = r[3]
    vox_Midbrain_l = r[4]
    print 'Pabs_Midbrain_l'
    print Pabs_Midbrain_l

    r = get_absorbed_power_mass(leftheadsensor_name,
mask_Pinealbody, postProPath)
    Pabs_Pinealbody_l = r[0]
    mass_Pinealbody_l = r[1]
    SAR_Pinealbody_l = r[0] / r[1]
    std_Pinealbody_l = r[2]
    dvox_Pinealbody_l = r[3]
    vox_Pinealbody_l = r[4]
    print 'Pabs_Pinealbody_l'
    print Pabs_Pinealbody_l

    r = get_absorbed_power_mass(leftheadsensor_name, mask_Pons,
postProPath)
    Pabs_Pons_l = r[0]
    mass_Pons_l = r[1]
    SAR_Pons_l = r[0] / r[1]
    std_Pons_l = r[2]
    dvox_Pons_l = r[3]
    vox_Pons_l = r[4]

```

```

print 'Pabs_Pons_l'
print Pabs_Pons_l

    r = get_absorbed_power_mass(leftheadsensor_name,
mask_Medul_oblon, postProPath)
    Pabs_Medul_oblon_l = r[0]
    mass_Medul_oblon_l = r[1]
    SAR_Medul_oblon_l = r[0] / r[1]
    std_Medul_oblon_l = r[2]
    dvox_Medul_oblon_l = r[3]
    vox_Medul_oblon_l = r[4]
    print 'Pabs_Medul_oblon_l'
    print Pabs_Medul_oblon_l

    r = get_absorbed_power_mass(leftheadsensor_name, mask_com_ant,
postProPath)
    Pabs_com_ant_l = r[0]
    mass_com_ant_l = r[1]
    SAR_com_ant_l = r[0] / r[1]
    std_com_ant_l = r[2]
    dvox_com_ant_l = r[3]
    vox_com_ant_l = r[4]
    print 'Pabs_com_ant_l'
    print Pabs_com_ant_l

#BRAIN AND HEAD (LEFT HEMISPHERE)
    r = get_absorbed_power_mass(leftheadsensor_name,
mask_ave_brain, postProPath)
    Pabs_ave_brain_l = r[0]
    mass_ave_brain_l = r[1]
    SAR_ave_brain_l = r[0] / r[1]
    std_ave_brain_l = r[2]
    dvox_ave_brain_l = r[3]
    vox_ave_brain_l = r[4]
    print 'Pabs_ave_brain_l'
    print Pabs_ave_brain_l

    r = get_absorbed_power_mass(leftheadsensor_name,
mask_ave_brain_w_CSF, postProPath)
    Pabs_ave_brain_w_CSF_l = r[0]
    mass_ave_brain_w_CSF_l = r[1]
    SAR_ave_brain_w_CSF_l = r[0] / r[1]
    std_ave_brain_w_CSF_l = r[2]
    dvox_ave_brain_w_CSF_l = r[3]
    vox_ave_brain_w_CSF_l = r[4]
    print 'Pabs_ave_brain_w_CSF_l'
    print Pabs_ave_brain_w_CSF_l

    r = get_absorbed_power_mass(leftheadsensor_name, mask_head,
postProPath)
    Pabs_Head_l = r[0]
    mass_Head_l = r[1]
    SAR_Head_l = r[0] / r[1]
    std_Head_l = r[2]
    dvox_Head_l = r[3]
    vox_Head_l = r[4]
    print 'Pabs_Head_l'
    print Pabs_Head_l

# 1g SAR CALCULATION (RIGHT HEMISPHERE)
    SAR1g_grey_r, x1g_grey_r, y1g_grey_r, z1g_grey_r =
get_masked_sar(rightheadsensor_name, mask_grey, mass1g, postProPath)
    SAR1g_white_r, x1g_white_r, y1g_white_r, z1g_white_r =
get_masked_sar(rightheadsensor_name, mask_white, mass1g, postProPath)
    SAR1g_gw_r, x1g_gw_r, y1g_gw_r, z1g_gw_r =
get_masked_sar(rightheadsensor_name, mask_grey_white, mass1g, postProPath)

```

```

        SAR1g_thalamus_r, x1g_thalamus_r, y1g_thalamus_r,
z1g_thalamus_r = get_masked_sar(rightheadsensor_name, mask_thalamus, mass1g,
postProPath)

        #1g SAR CALCULATION GIA OLA TA EPILEON SOLIDS (RIGHT)
        SAR1g_com_post_r, x1g_com_post_r, y1g_com_post_r,
z1g_com_post_r = get_masked_sar(rightheadsensor_name, mask_com_post, mass1g,
postProPath)
        SAR1g_cereb_r, x1g_cereb_r, y1g_cereb_r, z1g_cereb_r =
get_masked_sar(rightheadsensor_name, mask_cereb, mass1g, postProPath)
        SAR1g_Hippocampus_r, x1g_Hippocampus_r, y1g_Hippocampus_r,
z1g_Hippocampus_r = get_masked_sar(rightheadsensor_name, mask_Hippocampus,
mass1g, postProPath)
        SAR1g_Hypophysis_r, x1g_Hypophysis_r, y1g_Hypophysis_r,
z1g_Hypophysis_r = get_masked_sar(rightheadsensor_name, mask_Hypophysis,
mass1g, postProPath)
        SAR1g_Hypothalamus_r, x1g_Hypothalamus_r, y1g_Hypothalamus_r,
z1g_Hypothalamus_r = get_masked_sar(rightheadsensor_name, mask_Hypothalamus,
mass1g, postProPath)
        SAR1g_Midbrain_r, x1g_Midbrain_r, y1g_Midbrain_r,
z1g_Midbrain_r = get_masked_sar(rightheadsensor_name, mask_Midbrain, mass1g,
postProPath)
        SAR1g_Pinealbody_r, x1g_Pinealbody_r, y1g_Pinealbody_r,
z1g_Pinealbody_r = get_masked_sar(rightheadsensor_name, mask_Pinealbody,
mass1g, postProPath)
        SAR1g_Pons_r, x1g_Pons_r, y1g_Pons_r, z1g_Pons_r =
get_masked_sar(rightheadsensor_name, mask_Pons, mass1g, postProPath)
        SAR1g_Medul_oblon_r, x1g_Medul_oblon_r, y1g_Medul_oblon_r,
z1g_Medul_oblon_r = get_masked_sar(rightheadsensor_name, mask_Medul_oblon,
mass1g, postProPath)
        SAR1g_com_ant_r, x1g_com_ant_r, y1g_com_ant_r, z1g_com_ant_r =
get_masked_sar(rightheadsensor_name, mask_com_ant, mass1g, postProPath)

        #1g SAR CALCULATION GIA BRAIN AND HEAD (RIGHT)
        SAR1g_ave_brain_r, x1g_ave_brain_r, y1g_ave_brain_r,
z1g_ave_brain_r = get_masked_sar(rightheadsensor_name, mask_ave_brain,
mass1g, postProPath)
        SAR1g_ave_brain_w_CSF_r, x1g_ave_brain_w_CSF_r,
y1g_ave_brain_w_CSF_r, z1g_ave_brain_w_CSF_r =
get_masked_sar(rightheadsensor_name, mask_ave_brain_w_CSF, mass1g,
postProPath)
        SAR1gHead_r, x1gHead_r, y1gHead_r, z1gHead_r =
get_masked_sar(rightheadsensor_name, mask_head, mass1g, postProPath)

        # -----
        -----
        --

        # 1g SAR CALCULATION (LEFT HEMISPHERE)
        SAR1g_grey_l, x1g_grey_l, y1g_grey_l, z1g_grey_l =
get_masked_sar(leftheadsensor_name, mask_grey, mass1g, postProPath)
        SAR1g_white_l, x1g_white_l, y1g_white_l, z1g_white_l =
get_masked_sar(leftheadsensor_name, mask_white, mass1g, postProPath)
        SAR1g_gw_l, x1g_gw_l, y1g_gw_l, z1g_gw_l =
get_masked_sar(leftheadsensor_name, mask_grey_white, mass1g, postProPath)
        SAR1g_thalamus_l, x1g_thalamus_l, y1g_thalamus_l,
z1g_thalamus_l = get_masked_sar(leftheadsensor_name, mask_thalamus, mass1g,
postProPath)

        #1g SAR CALCULATION GIA OLA TA EPILEON SOLIDS (LEFT)
        SAR1g_com_post_l, x1g_com_post_l, y1g_com_post_l,
z1g_com_post_l = get_masked_sar(leftheadsensor_name, mask_com_post, mass1g,
postProPath)
        SAR1g_cereb_l, x1g_cereb_l, y1g_cereb_l, z1g_cereb_l =
get_masked_sar(leftheadsensor_name, mask_cereb, mass1g, postProPath)
        SAR1g_Hippocampus_l, x1g_Hippocampus_l, y1g_Hippocampus_l,
z1g_Hippocampus_l = get_masked_sar(leftheadsensor_name, mask_Hippocampus,
mass1g, postProPath)

```

```

        SAR1g_Hypophysis_l, x1g_Hypophysis_l, y1g_Hypophysis_l,
z1g_Hypophysis_l = get_masked_sar(leftheadsensor_name, mask_Hypophysis,
mass1g, postProPath)
        SAR1g_Hypothalamus_l, x1g_Hypothalamus_l, y1g_Hypothalamus_l,
z1g_Hypothalamus_l = get_masked_sar(leftheadsensor_name, mask_Hypothalamus,
mass1g, postProPath)
        SAR1g_Midbrain_l, x1g_Midbrain_l, y1g_Midbrain_l,
z1g_Midbrain_l = get_masked_sar(leftheadsensor_name, mask_Midbrain, mass1g,
postProPath)
        SAR1g_Pinealbody_l, x1g_Pinealbody_l, y1g_Pinealbody_l,
z1g_Pinealbody_l = get_masked_sar(leftheadsensor_name, mask_Pinealbody,
mass1g, postProPath)
        SAR1g_Pons_l, x1g_Pons_l, y1g_Pons_l, z1g_Pons_l =
get_masked_sar(leftheadsensor_name, mask_Pons, mass1g, postProPath)
        SAR1g_Medul_oblon_l, x1g_Medul_oblon_l, y1g_Medul_oblon_l,
z1g_Medul_oblon_l = get_masked_sar(leftheadsensor_name, mask_Medul_oblon,
mass1g, postProPath)
        SAR1g_com_ant_l, x1g_com_ant_l, y1g_com_ant_l, z1g_com_ant_l =
get_masked_sar(leftheadsensor_name, mask_com_ant, mass1g, postProPath)

#1g SAR CALULATION GIA BRAIN AND HEAD (LEFT)
        SAR1g_ave_brain_l, x1g_ave_brain_l, y1g_ave_brain_l,
z1g_ave_brain_l = get_masked_sar(leftheadsensor_name, mask_ave_brain,
mass1g, postProPath)
        SAR1g_ave_brain_w_CSF_l, x1g_ave_brain_w_CSF_l,
y1g_ave_brain_w_CSF_l, z1g_ave_brain_w_CSF_l =
get_masked_sar(leftheadsensor_name, mask_ave_brain_w_CSF, mass1g,
postProPath)
        SAR1gHead_l, x1gHead_l, y1gHead_l, z1gHead_l =
get_masked_sar(leftheadsensor_name, mask_head, mass1g, postProPath)

# -----
-----
# 'BOTH HEMISPHERES' GIVE THE SAME 1g SAR AS 'RIGHT HEMISPHERE'
        SAR1g_grey_h = SAR1g_grey_r
        x1g_grey_h = x1g_grey_r
        y1g_grey_h = y1g_grey_r
        z1g_grey_h = z1g_grey_r
        SAR1g_white_h = SAR1g_white_r
        x1g_white_h = x1g_white_r
        y1g_white_h = y1g_white_r
        z1g_white_h = z1g_white_r
        SAR1g_gw_h = SAR1g_gw_r
        x1g_gw_h = x1g_gw_r
        y1g_gw_h = y1g_gw_r
        z1g_gw_h = z1g_gw_r
        SAR1g_thalamus_h = SAR1g_thalamus_r
        x1g_thalamus_h = x1g_thalamus_r
        y1g_thalamus_h = y1g_thalamus_r
        z1g_thalamus_h = z1g_thalamus_r

# 'BOTH HEMISPHERES' GIA TA EPIPLEON SOLIDS
        SAR1g_com_post_h, x1g_com_post_h, y1g_com_post_h,
z1g_com_post_h = get_masked_sar(headsensor_name, mask_com_post, mass1g,
postProPath)
        SAR1g_cereb_h, x1g_cereb_h, y1g_cereb_h, z1g_cereb_h =
get_masked_sar(headsensor_name, mask_cereb, mass1g, postProPath)
        SAR1g_Hippocampus_h, x1g_Hippocampus_h, y1g_Hippocampus_h,
z1g_Hippocampus_h = get_masked_sar(headsensor_name, mask_Hippocampus,
mass1g, postProPath)
        SAR1g_Hypophysis_h, x1g_Hypophysis_h, y1g_Hypophysis_h,
z1g_Hypophysis_h = get_masked_sar(headsensor_name, mask_Hypophysis, mass1g,
postProPath)
        SAR1g_Hypothalamus_h, x1g_Hypothalamus_h, y1g_Hypothalamus_h,
z1g_Hypothalamus_h = get_masked_sar(headsensor_name, mask_Hypothalamus,
mass1g, postProPath)

```

```

        SAR1g_Midbrain_h, x1g_Midbrain_h, y1g_Midbrain_h,
z1g_Midbrain_h = get_masked_sar(headsensor_name, mask_Midbrain, mass1g,
postProPath)
        SAR1g_Pinealbody_h, x1g_Pinealbody_h, y1g_Pinealbody_h,
z1g_Pinealbody_h = get_masked_sar(headsensor_name, mask_Pinealbody, mass1g,
postProPath)
        SAR1g_Pons_h, x1g_Pons_h, y1g_Pons_h, z1g_Pons_h =
get_masked_sar(headsensor_name, mask_Pons, mass1g, postProPath)
        SAR1g_Medul_oblon_h, x1g_Medul_oblon_h, y1g_Medul_oblon_h,
z1g_Medul_oblon_h = get_masked_sar(headsensor_name, mask_Medul_oblon,
mass1g, postProPath)
        SAR1g_com_ant_h, x1g_com_ant_h, y1g_com_ant_h, z1g_com_ant_h =
get_masked_sar(headsensor_name, mask_com_ant, mass1g, postProPath)

        #'BOTH HEMISPHERES' GIA BRAIN AND HEAD: GIVE THE SAME 1g SAR AS
'RIGHT HEMISPHERE'
        SAR1g_ave_brain_h = SAR1g_ave_brain_r
        x1g_ave_brain_h = x1g_ave_brain_r
        y1g_ave_brain_h = y1g_ave_brain_r
        z1g_ave_brain_h = z1g_ave_brain_r
        SAR1g_ave_brain_w_CSF_h = SAR1g_ave_brain_w_CSF_r
        x1g_ave_brain_w_CSF_h = x1g_ave_brain_w_CSF_r
        y1g_ave_brain_w_CSF_h = y1g_ave_brain_w_CSF_r
        z1g_ave_brain_w_CSF_h = z1g_ave_brain_w_CSF_r
        SAR1gHead_h = SAR1gHead_r
        x1gHead_h = x1gHead_r
        y1gHead_h = y1gHead_r
        z1gHead_h = z1gHead_r

        # 10g SAR CALCULATION (RIGHT HEMISPHERE) IN HEAD WITH AND WITHOUT
THE RIGHT EAR
        SAR10gHead_r, x10gHead_r, y10gHead_r, z10gHead_r =
get_masked_sar(rightheadsensor_name, mask_head, mass10g, postProPath)
        SAR10gHead_ne_r, x10gHead_ne_r, y10gHead_ne_r, z10gHead_ne_r =
get_masked_sar(rightheadsensor_name, mask_head_ne, mass10g, postProPath)

        resultFileName = outputpath + '\\ ' + resultFile +
'_normalized_results.txt'
        outputfile = open(resultFileName, 'w')
        outputfile.write(resultFile + '\n')
        outputfile.write('Pin=' + '\t' + str(Pin) + '\n')
        outputfile.write('Prad=' + '\t' + str(Prad) + '\n')
        outputfile.write('RealZ =\t' + str(RealZ) + '\n')
        outputfile.write('ImagZ =\t' + str(ImagZ) + '\n')
        outputfile.write('Budget =\t' + str(((Pin - Prad - Ploss) /
Pin)*100) + '% ' + '\n')
        outputfile.write('Ploss=' + '\t' + str(Ploss) + '\n')
        outputfile.write('Ploss_antenna1966=' + '\t' +
str(Ploss_antenna1966) + '\n')
        outputfile.write('Ploss_head=' + '\t' + str(Ploss_head) + '\n')
        outputfile.write('Ploss_electrodes =' + '\t' +
str(Ploss_electrodes) + '\n')
        outputfile.write('NORMALIZATION TO 1W' + '\n')

        #BOTH HEMISPHERES
        outputfile.write(' ' + '\t' + '\t' + '\t' + 'Both hemispheres' +
'\n')
        outputfile.write(' ' + '\t' + '1g SAR (W/kg)' + '\t' + 'Avg.
SAR (W/kg)' + '\t' + 'SD (W/kg)' + '\t' + 'Loss (W)' + '\t' + 'Lossy mass
(kg)' + '\t' + 'Dielectric voxels' + '\t' + 'Lossy voxels' + '\n')
        outputfile.write('grey matter, both = ' + '\t' +
str(SAR1g_grey_h/Pin) + '\t' + str(SAR_grey_h/Pin) + '\t' +
str(std_grey_h/Pin) + '\t' + str(Pabs_grey_h/Pin) + '\t' + str(mass_grey_h)
+ '\t' + str(dvox_grey_h) + '\t' + str(vox_grey_h) + '\n')
        outputfile.write('white matter, both = ' + '\t' +
str(SAR1g_white_h/Pin) + '\t' + str(SAR_white_h/Pin) + '\t' +
str(std_white_h/Pin) + '\t' + str(Pabs_white_h/Pin) + '\t' +

```

```

str(mass_white_h) + '\t' + str(dvox_white_h) + '\t' + str(vox_white_h) +
'\n')
        outputfile.write('grey+white matter, both = ' + '\t' +
str(SARlg_gw_h/Pin) + '\t' + str(SAR_gw_h/Pin) + '\t' + str(std_gw_h/Pin) +
'\t' + str(Pabs_gw_h/Pin) + '\t' + str(mass_gw_h) + '\t' + str(dvox_gw_h) +
'\t' + str(vox_gw_h) + '\n')
        outputfile.write('thalamus, both = ' + '\t' +
str(SARlg_thalamus_h/Pin) + '\t' + str(SAR_thalamus_h/Pin) + '\t' +
str(std_thalamus_h/Pin) + '\t' + str(Pabs_thalamus_h/Pin) + '\t' +
str(mass_thalamus_h) + '\t' + str(dvox_thalamus_h) + '\t' +
str(vox_thalamus_h) + '\n')

#EPIPLEON SOLIDS
        outputfile.write('commissura posterior, both = ' + '\t' +
str(SARlg_com_post_h/Pin) + '\t' + str(SAR_com_post_h/Pin) + '\t' +
str(std_com_post_h/Pin) + '\t' + str(Pabs_com_post_h/Pin) + '\t' +
str(mass_com_post_h) + '\t' + str(dvox_com_post_h) + '\t' +
str(vox_com_post_h) + '\n')
        outputfile.write('cerebellum, both = ' + '\t' +
str(SARlg_cereb_h/Pin) + '\t' + str(SAR_cereb_h/Pin) + '\t' +
str(std_cereb_h/Pin) + '\t' + str(Pabs_cereb_h/Pin) + '\t' +
str(mass_cereb_h) + '\t' + str(dvox_cereb_h) + '\t' + str(vox_cereb_h) +
'\n')
        outputfile.write('Hippocampus, both = ' + '\t' +
str(SARlg_Hippocampus_h/Pin) + '\t' + str(SAR_Hippocampus_h/Pin) + '\t' +
str(std_Hippocampus_h/Pin) + '\t' + str(Pabs_Hippocampus_h/Pin) + '\t' +
str(mass_Hippocampus_h) + '\t' + str(dvox_Hippocampus_h) + '\t' +
str(vox_Hippocampus_h) + '\n')
        outputfile.write('Hypophysis, both = ' + '\t' +
str(SARlg_Hypophysis_h/Pin) + '\t' + str(SAR_Hypophysis_h/Pin) + '\t' +
str(std_Hypophysis_h/Pin) + '\t' + str(Pabs_Hypophysis_h/Pin) + '\t' +
str(mass_Hypophysis_h) + '\t' + str(dvox_Hypophysis_h) + '\t' +
str(vox_Hypophysis_h) + '\n')
        outputfile.write('Hypothalamus, both = ' + '\t' +
str(SARlg_Hypothalamus_h/Pin) + '\t' + str(SAR_Hypothalamus_h/Pin) + '\t' +
str(std_Hypothalamus_h/Pin) + '\t' + str(Pabs_Hypothalamus_h/Pin) + '\t' +
str(mass_Hypothalamus_h) + '\t' + str(dvox_Hypothalamus_h) + '\t' +
str(vox_Hypothalamus_h) + '\n')
        outputfile.write('Midbrain, both = ' + '\t' +
str(SARlg_Midbrain_h/Pin) + '\t' + str(SAR_Midbrain_h/Pin) + '\t' +
str(std_Midbrain_h/Pin) + '\t' + str(Pabs_Midbrain_h/Pin) + '\t' +
str(mass_Midbrain_h) + '\t' + str(dvox_Midbrain_h) + '\t' +
str(vox_Midbrain_h) + '\n')
        outputfile.write('Pinealbody, both = ' + '\t' +
str(SARlg_Pinealbody_h/Pin) + '\t' + str(SAR_Pinealbody_h/Pin) + '\t' +
str(std_Pinealbody_h/Pin) + '\t' + str(Pabs_Pinealbody_h/Pin) + '\t' +
str(mass_Pinealbody_h) + '\t' + str(dvox_Pinealbody_h) + '\t' +
str(vox_Pinealbody_h) + '\n')
        outputfile.write('Pons, both = ' + '\t' + str(SARlg_Pons_h/Pin)
+ '\t' + str(SAR_Pons_h/Pin) + '\t' + str(std_Pons_h/Pin) + '\t' +
str(Pabs_Pons_h/Pin) + '\t' + str(mass_Pons_h) + '\t' + str(dvox_Pons_h) +
'\t' + str(vox_Pons_h) + '\n')
        outputfile.write('Medula oblongata, both = ' + '\t' +
str(SARlg_Medul_oblon_h/Pin) + '\t' + str(SAR_Medul_oblon_h/Pin) + '\t' +
str(std_Medul_oblon_h/Pin) + '\t' + str(Pabs_Medul_oblon_h/Pin) + '\t' +
str(mass_Medul_oblon_h) + '\t' + str(dvox_Medul_oblon_h) + '\t' +
str(vox_Medul_oblon_h) + '\n')
        outputfile.write('commissura anterior, both = ' + '\t' +
str(SARlg_com_ant_h/Pin) + '\t' + str(SAR_com_ant_h/Pin) + '\t' +
str(std_com_ant_h/Pin) + '\t' + str(Pabs_com_ant_h/Pin) + '\t' +
str(mass_com_ant_h) + '\t' + str(dvox_com_ant_h) + '\t' + str(vox_com_ant_h)
+ '\n')

#BRAIN AND HEAD
        outputfile.write('average brain, both = ' + '\t' +
str(SARlg_ave_brain_h/Pin) + '\t' + str(SAR_ave_brain_h/Pin) + '\t' +
str(std_ave_brain_h/Pin) + '\t' + str(Pabs_ave_brain_h/Pin) + '\t' +

```

```

str(mass_ave_brain_h) + '\t' + str(dvox_ave_brain_h) + '\t' +
str(vox_ave_brain_h) + '\n')
    outputfile.write('average brain with CSF, both = ' + '\t' +
str(SARlg_ave_brain_w_CSF_h/Pin) + '\t' + str(SAR_ave_brain_w_CSF_h/Pin) +
'\t' + str(std_ave_brain_w_CSF_h/Pin) + '\t' +
str(Pabs_ave_brain_w_CSF_h/Pin) + '\t' + str(mass_ave_brain_w_CSF_h) + '\t'
+ str(dvox_ave_brain_w_CSF_h) + '\t' + str(vox_ave_brain_w_CSF_h) + '\n')
    outputfile.write('total head, both = ' + '\t' +
str(SARlgHead_h/Pin) + '\t' + str(SAR_Head_h/Pin) + '\t' +
str(std_Head_h/Pin) + '\t' + str(Pabs_Head_h/Pin) + '\t' + str(mass_Head_h)
+ '\t' + str(dvox_Head_h) + '\t' + str(vox_Head_h) + '\n')

#RIGHT HEMISPHERE
    outputfile.write(' ' + '\t' + '\t' + '\t' + 'Right hemisphere' +
'\n')
    outputfile.write(' ' + '\t' + 'lg SAR (W/kg)' + '\t' + 'Avg.
SAR (W/kg)' + '\t' + 'SD (W/kg)' + '\t' + 'Loss (W)' + '\t' + 'Lossy mass
(kg)' + '\t' + 'Dielectric voxels' + '\t' + 'Lossy voxels' + '\n')
    outputfile.write('grey matter, right = ' + '\t' +
str(SARlg_grey_r/Pin) + '\t' + str(SAR_grey_r/Pin) + '\t' +
str(std_grey_r/Pin) + '\t' + str(Pabs_grey_r/Pin) + '\t' + str(mass_grey_r)
+ '\t' + str(dvox_grey_r) + '\t' + str(vox_grey_r) + '\n')
    outputfile.write('white matter, right = ' + '\t' +
str(SARlg_white_r/Pin) + '\t' + str(SAR_white_r/Pin) + '\t' +
str(std_white_r/Pin) + '\t' + str(Pabs_white_r/Pin) + '\t' +
str(mass_white_r) + '\t' + str(dvox_white_r) + '\t' + str(vox_white_r) +
'\n')
    outputfile.write('grey+white matter, right = ' + '\t' +
str(SARlg_gw_r/Pin) + '\t' + str(SAR_gw_r/Pin) + '\t' + str(std_gw_r/Pin) +
'\t' + str(Pabs_gw_r/Pin) + '\t' + str(mass_gw_r) + '\t' + str(dvox_gw_r) +
'\t' + str(vox_gw_r) + '\n')
    outputfile.write('thalamus, right = ' + '\t' +
str(SARlg_thalamus_r/Pin) + '\t' + str(SAR_thalamus_r/Pin) + '\t' +
str(std_thalamus_r/Pin) + '\t' + str(Pabs_thalamus_r/Pin) + '\t' +
str(mass_thalamus_r) + '\t' + str(dvox_thalamus_r) + '\t' +
str(vox_thalamus_r) + '\n')

#EPIPLEON SOLIDS
    outputfile.write('commissura posterior, right = ' + '\t' +
str(SARlg_com_post_r/Pin) + '\t' + str(SAR_com_post_r/Pin) + '\t' +
str(std_com_post_r/Pin) + '\t' + str(Pabs_com_post_r/Pin) + '\t' +
str(mass_com_post_r) + '\t' + str(dvox_com_post_r) + '\t' +
str(vox_com_post_r) + '\n')
    outputfile.write('cerebellum, right = ' + '\t' +
str(SARlg_cereb_r/Pin) + '\t' + str(SAR_cereb_r/Pin) + '\t' +
str(std_cereb_r/Pin) + '\t' + str(Pabs_cereb_r/Pin) + '\t' +
str(mass_cereb_r) + '\t' + str(dvox_cereb_r) + '\t' + str(vox_cereb_r) +
'\n')
    outputfile.write('Hippocampus, right = ' + '\t' +
str(SARlg_Hippocampus_r/Pin) + '\t' + str(SAR_Hippocampus_r/Pin) + '\t' +
str(std_Hippocampus_r/Pin) + '\t' + str(Pabs_Hippocampus_r/Pin) + '\t' +
str(mass_Hippocampus_r) + '\t' + str(dvox_Hippocampus_r) + '\t' +
str(vox_Hippocampus_r) + '\n')
    outputfile.write('Hypophysis, right = ' + '\t' +
str(SARlg_Hypophysis_r/Pin) + '\t' + str(SAR_Hypophysis_r/Pin) + '\t' +
str(std_Hypophysis_r/Pin) + '\t' + str(Pabs_Hypophysis_r/Pin) + '\t' +
str(mass_Hypophysis_r) + '\t' + str(dvox_Hypophysis_r) + '\t' +
str(vox_Hypophysis_r) + '\n')
    outputfile.write('Hypothalamus, right = ' + '\t' +
str(SARlg_Hypothalamus_r/Pin) + '\t' + str(SAR_Hypothalamus_r/Pin) + '\t' +
str(std_Hypothalamus_r/Pin) + '\t' + str(Pabs_Hypothalamus_r/Pin) + '\t' +
str(mass_Hypothalamus_r) + '\t' + str(dvox_Hypothalamus_r) + '\t' +
str(vox_Hypothalamus_r) + '\n')
    outputfile.write('Midbrain, right = ' + '\t' +
str(SARlg_Midbrain_r/Pin) + '\t' + str(SAR_Midbrain_r/Pin) + '\t' +
str(std_Midbrain_r/Pin) + '\t' + str(Pabs_Midbrain_r/Pin) + '\t' +
str(mass_Midbrain_r) + '\t' + str(dvox_Midbrain_r) + '\t' +
str(vox_Midbrain_r) + '\n')

```



```

        outputfile.write('Pinealbody, right = ' + '\t' +
str(SARlg_Pinealbody_r/Pin) + '\t' + str(SAR_Pinealbody_r/Pin) + '\t' +
str(std_Pinealbody_r/Pin) + '\t' + str(Pabs_Pinealbody_r/Pin) + '\t' +
str(mass_Pinealbody_r) + '\t' + str(dvox_Pinealbody_r) + '\t' +
str(vox_Pinealbody_r) + '\n')
        outputfile.write('Pons, right = ' + '\t' +
str(SARlg_Pons_r/Pin) + '\t' + str(SAR_Pons_r/Pin) + '\t' +
str(std_Pons_r/Pin) + '\t' + str(Pabs_Pons_r/Pin) + '\t' + str(mass_Pons_r)
+ '\t' + str(dvox_Pons_r) + '\t' + str(vox_Pons_r) + '\n')
        outputfile.write('Medula oblongata, right = ' + '\t' +
str(SARlg_Medul_oblon_r/Pin) + '\t' + str(SAR_Medul_oblon_r/Pin) + '\t' +
str(std_Medul_oblon_r/Pin) + '\t' + str(Pabs_Medul_oblon_r/Pin) + '\t' +
str(mass_Medul_oblon_r) + '\t' + str(dvox_Medul_oblon_r) + '\t' +
str(vox_Medul_oblon_r) + '\n')
        outputfile.write('commissura anterior, right = ' + '\t' +
str(SARlg_com_ant_r/Pin) + '\t' + str(SAR_com_ant_r/Pin) + '\t' +
str(std_com_ant_r/Pin) + '\t' + str(Pabs_com_ant_r/Pin) + '\t' +
str(mass_com_ant_r) + '\t' + str(dvox_com_ant_r) + '\t' + str(vox_com_ant_r)
+ '\n')

        #BRAIN AND HEAD
        outputfile.write('average brain, right = ' + '\t' +
str(SARlg_ave_brain_r/Pin) + '\t' + str(SAR_ave_brain_r/Pin) + '\t' +
str(std_ave_brain_r/Pin) + '\t' + str(Pabs_ave_brain_r/Pin) + '\t' +
str(mass_ave_brain_r) + '\t' + str(dvox_ave_brain_r) + '\t' +
str(vox_ave_brain_r) + '\n')
        outputfile.write('average brain with CSF, right = ' + '\t' +
str(SARlg_ave_brain_w_CSF_r/Pin) + '\t' + str(SAR_ave_brain_w_CSF_r/Pin) +
'\t' + str(std_ave_brain_w_CSF_r/Pin) + '\t' +
str(Pabs_ave_brain_w_CSF_r/Pin) + '\t' + str(mass_ave_brain_w_CSF_r) + '\t'
+ str(dvox_ave_brain_w_CSF_r) + '\t' + str(vox_ave_brain_w_CSF_r) + '\n')
        outputfile.write('total head, right = ' + '\t' +
str(SARlgHead_r/Pin) + '\t' + str(SAR_Head_r/Pin) + '\t' +
str(std_Head_r/Pin) + '\t' + str(Pabs_Head_r/Pin) + '\t' + str(mass_Head_r)
+ '\t' + str(dvox_Head_r) + '\t' + str(vox_Head_r) + '\n')

        #LEFT HEMISPHERE
        outputfile.write(' ' + '\t' + '\t' + '\t' + 'Left hemisphere' +
'\n')
        outputfile.write(' ' + '\t' + 'lg SAR (W/kg)' + '\t' + 'Avg.
SAR (W/kg)' + '\t' + 'SD (W/kg)' + '\t' + 'Loss (W)' + '\t' + 'Lossy mass
(kg)' + '\t' + 'Dielectric voxels' + '\t' + 'Lossy voxels' + '\n')
        outputfile.write('grey matter, left = ' + '\t' +
str(SARlg_grey_l/Pin) + '\t' + str(SAR_grey_l/Pin) + '\t' +
str(std_grey_l/Pin) + '\t' + str(Pabs_grey_l/Pin) + '\t' + str(mass_grey_l)
+ '\t' + str(dvox_grey_l) + '\t' + str(vox_grey_l) + '\n')
        outputfile.write('white matter, left = ' + '\t' +
str(SARlg_white_l/Pin) + '\t' + str(SAR_white_l/Pin) + '\t' +
str(std_white_l/Pin) + '\t' + str(Pabs_white_l/Pin) + '\t' +
str(mass_white_l) + '\t' + str(dvox_white_l) + '\t' + str(vox_white_l) +
'\n')
        outputfile.write('grey+white matter, left = ' + '\t' +
str(SARlg_gw_l/Pin) + '\t' + str(SAR_gw_l/Pin) + '\t' + str(std_gw_l/Pin) +
'\t' + str(Pabs_gw_l/Pin) + '\t' + str(mass_gw_l) + '\t' + str(dvox_gw_l) +
'\t' + str(vox_gw_l) + '\n')
        outputfile.write('thalamus, left = ' + '\t' +
str(SARlg_thalamus_l/Pin) + '\t' + str(SAR_thalamus_l/Pin) + '\t' +
str(std_thalamus_l/Pin) + '\t' + str(Pabs_thalamus_l/Pin) + '\t' +
str(mass_thalamus_l) + '\t' + str(dvox_thalamus_l) + '\t' +
str(vox_thalamus_l) + '\n')

        #EPILEPTON SOLIDS
        outputfile.write('commissura posterior, left = ' + '\t' +
str(SARlg_com_post_l/Pin) + '\t' + str(SAR_com_post_l/Pin) + '\t' +
str(std_com_post_l/Pin) + '\t' + str(Pabs_com_post_l/Pin) + '\t' +
str(mass_com_post_l) + '\t' + str(dvox_com_post_l) + '\t' +
str(vox_com_post_l) + '\n')

```

```

        outputfile.write('cerebellum, left = ' + '\t' +
str(SARlg_cereb_l/Pin) + '\t' + str(SAR_cereb_l/Pin) + '\t' +
str(std_cereb_l/Pin) + '\t' + str(Pabs_cereb_l/Pin) + '\t' +
str(mass_cereb_l) + '\t' + str(dvox_cereb_l) + '\t' + str(vox_cereb_l) +
'\n')
        outputfile.write('Hippocampus, left = ' + '\t' +
str(SARlg_Hippocampus_l/Pin) + '\t' + str(SAR_Hippocampus_l/Pin) + '\t' +
str(std_Hippocampus_l/Pin) + '\t' + str(Pabs_Hippocampus_l/Pin) + '\t' +
str(mass_Hippocampus_l) + '\t' + str(dvox_Hippocampus_l) + '\t' +
str(vox_Hippocampus_l) + '\n')
        outputfile.write('Hypophysis, left = ' + '\t' +
str(SARlg_Hypophysis_l/Pin) + '\t' + str(SAR_Hypophysis_l/Pin) + '\t' +
str(std_Hypophysis_l/Pin) + '\t' + str(Pabs_Hypophysis_l/Pin) + '\t' +
str(mass_Hypophysis_l) + '\t' + str(dvox_Hypophysis_l) + '\t' +
str(vox_Hypophysis_l) + '\n')
        outputfile.write('Hypothalamus, left = ' + '\t' +
str(SARlg_Hypothalamus_l/Pin) + '\t' + str(SAR_Hypothalamus_l/Pin) + '\t' +
str(std_Hypothalamus_l/Pin) + '\t' + str(Pabs_Hypothalamus_l/Pin) + '\t' +
str(mass_Hypothalamus_l) + '\t' + str(dvox_Hypothalamus_l) + '\t' +
str(vox_Hypothalamus_l) + '\n')
        outputfile.write('Midbrain, left = ' + '\t' +
str(SARlg_Midbrain_l/Pin) + '\t' + str(SAR_Midbrain_l/Pin) + '\t' +
str(std_Midbrain_l/Pin) + '\t' + str(Pabs_Midbrain_l/Pin) + '\t' +
str(mass_Midbrain_l) + '\t' + str(dvox_Midbrain_l) + '\t' +
str(vox_Midbrain_l) + '\n')
        outputfile.write('Pinealbody, left = ' + '\t' +
str(SARlg_Pinealbody_l/Pin) + '\t' + str(SAR_Pinealbody_l/Pin) + '\t' +
str(std_Pinealbody_l/Pin) + '\t' + str(Pabs_Pinealbody_l/Pin) + '\t' +
str(mass_Pinealbody_l) + '\t' + str(dvox_Pinealbody_l) + '\t' +
str(vox_Pinealbody_l) + '\n')
        outputfile.write('Pons, left = ' + '\t' + str(SARlg_Pons_l/Pin)
+ '\t' + str(SAR_Pons_l/Pin) + '\t' + str(std_Pons_l/Pin) + '\t' +
str(Pabs_Pons_l/Pin) + '\t' + str(mass_Pons_l) + '\t' + str(dvox_Pons_l) +
'\t' + str(vox_Pons_l) + '\n')
        outputfile.write('Medula oblongata, left = ' + '\t' +
str(SARlg_Medul_oblon_l/Pin) + '\t' + str(SAR_Medul_oblon_l/Pin) + '\t' +
str(std_Medul_oblon_l/Pin) + '\t' + str(Pabs_Medul_oblon_l/Pin) + '\t' +
str(mass_Medul_oblon_l) + '\t' + str(dvox_Medul_oblon_l) + '\t' +
str(vox_Medul_oblon_l) + '\n')
        outputfile.write('commissura anterior, left = ' + '\t' +
str(SARlg_com_ant_l/Pin) + '\t' + str(SAR_com_ant_l/Pin) + '\t' +
str(std_com_ant_l/Pin) + '\t' + str(Pabs_com_ant_l/Pin) + '\t' +
str(mass_com_ant_l) + '\t' + str(dvox_com_ant_l) + '\t' + str(vox_com_ant_l)
+ '\n')

        #BRAIN AND HEAD
        outputfile.write('average brain, left = ' + '\t' +
str(SARlg_ave_brain_l/Pin) + '\t' + str(SAR_ave_brain_l/Pin) + '\t' +
str(std_ave_brain_l/Pin) + '\t' + str(Pabs_ave_brain_l/Pin) + '\t' +
str(mass_ave_brain_l) + '\t' + str(dvox_ave_brain_l) + '\t' +
str(vox_ave_brain_l) + '\n')
        outputfile.write('average brain with CSF, left = ' + '\t' +
str(SARlg_ave_brain_w_CSF_l/Pin) + '\t' + str(SAR_ave_brain_w_CSF_l/Pin) +
'\t' + str(std_ave_brain_w_CSF_l/Pin) + '\t' +
str(Pabs_ave_brain_w_CSF_l/Pin) + '\t' + str(mass_ave_brain_w_CSF_l) + '\t'
+ str(dvox_ave_brain_w_CSF_l) + '\t' + str(vox_ave_brain_w_CSF_l) + '\n')
        outputfile.write('total head, left = ' + '\t' +
str(SARlgHead_l/Pin) + '\t' + str(SAR_Head_l/Pin) + '\t' +
str(std_Head_l/Pin) + '\t' + str(Pabs_Head_l/Pin) + '\t' + str(mass_Head_l)
+ '\t' + str(dvox_Head_l) + '\t' + str(vox_Head_l) + '\n')

        outputfile.write('10g SAR in total head, right head = ' + '\t'
+ str(SAR10gHead_r/Pin) + '\n')
        outputfile.write('10g SAR in total head without the ear, right
head = ' + '\t' + str(SAR10gHead_ne_r/Pin) + '\n')

        outputfile.close()

```

```

        PostPro.Reset()
    else:
        print 'Could not open file: ' + postProPath

' + str(SAR1gHead_l/Pin) + '\t' + str(SAR_Head_l/Pin) + '\t' +
str(std_Head_l/Pin) + '\t' + str(Pabs_Head_l/Pin) + '\t' + str(mass_Head_l)
+ '\t' + str(dvox_Head_l) + '\t' + str(vox_Head_l) + '\n')

        outputfile.write('10g SAR in total head, right head = ' + '\t'
+ str(SAR10gHead_r/Pin) + '\n')
        outputfile.write('10g SAR in total head without the ear, right
head = ' + '\t' + str(SAR10gHead_ne_r/Pin) + '\n')

        outp

```