

## ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

#### ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

## Υπολογιστική και πειραματική μελέτη της επίδρασης ΗΜ ακτινοβολίας

## από τερματικές συσκευές κινητών επικοινωνιών 2<sup>ης</sup> και 3<sup>ης</sup> γενιάς

## σε λειτουργικές εγκεφαλικές δομές

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

της

#### ΜΑΡΙΑΣ Ι. ΧΡΙΣΤΟΠΟΥΛΟΥ

Διπλωματούχου Ηλεκτρολόγου Μηχανικού & Μηχανικού Υπολογιστών Ε.Μ.Π.

**ΕΠΙΒΛΕΠΟΥΣΑ:** Κ.Σ. Νικήτα *Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.* 

ΑΘΗΝΑ, ΝΟΕΜΒΡΙΟΣ 2011



## ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

#### ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

## Υπολογιστική και πειραματική μελέτη της επίδρασης ΗΜ ακτινοβολίας

## από τερματικές συσκευές κινητών επικοινωνιών 2<sup>ης</sup> και 3<sup>ης</sup> γενιάς

## σε λειτουργικές εγκεφαλικές δομές

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

της

#### ΜΑΡΙΑΣ Ι. ΧΡΙΣΤΟΠΟΥΛΟΥ

Διπλωματούχου Ηλεκτρολόγου Μηχανικού & Μηχανικού Υπολογιστών Ε.Μ.Π.

**ΕΠΙΒΛΕΠΟΥΣΑ:** Κ.Σ. Νικήτα *Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.* 

ΑΘΗΝΑ, ΝΟΕΜΒΡΙΟΣ 2011



### ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

## ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

#### ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

### Υπολογιστική και πειραματική μελέτη της επίδρασης ΗΜ ακτινοβολίας

### από τερματικές συσκευές κινητών επικοινωνιών 2<sup>ης</sup> και 3<sup>ης</sup> γενιάς

## σε λειτουργικές εγκεφαλικές δομές

#### ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

#### της

#### ΜΑΡΙΑΣ Ι. ΧΡΙΣΤΟΠΟΥΛΟΥ

Διπλωματούχου Ηλεκτρολόγου Μηχανικού & Μηχανικού Υπολογιστών Ε.Μ.Π.

Συμβουλευτική επιτροπή:

Καθ. Κωνσταντίνα Σπ. Νικήτα (Επιβλέπουσα) Καθ. Νικόλαος Ουζούνογλου Καθ. Φίλιππος Κωνσταντίνου

Εγκρίθηκε από την επταμελή εξεταστική επιτροπή την 28<sup>η</sup> Νοεμβρίου 2011

..... Κ. Σπ. Νικήτα Καθηγήτρια Ε.Μ.Π. ..... Ν. Ουζούνογλου Καθηγητής Ε.Μ.Π. .....Φ. Κωνσταντίνου Καθηγητής Ε.Μ.Π.

..... Χ. Παπαγεωργίου Αν. Καθηγητής Πανεπιστημίου Αθηνών ..... Στ. Κουλουρίδης Λέκτορας Πανεπιστημίου Πάτρας

..... Δ. Λυμπερόπουλος Καθηγητής Πανεπιστημίου Πάτρας ..... Δ.-Δ. Κουτσούρης Καθηγητής Ε.Μ.Π.

ΑΘΗΝΑ, ΝΟΕΜΒΡΙΟΣ 2011

......

Μαρία Ι. Χριστοπούλου

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

Copyright © Μαρία Ι. Χριστοπούλου, 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 τη συγγραφέα.

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

Στους γονείς μου, Γιάννη και Ευσταθία

## Περίληψη

Στην παρούσα διδακτορική διατριβή σχεδιάζεται και διεξάγεται υπολογιστική και πειραματική μελέτη της επίδρασης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας από κινητές τερματικές συσκευές δεύτερης και τρίτης γενιάς, σε λειτουργικές εγκεφαλικές δομές. Στο πρώτο μέρος, πραγματοποιείται παραμετρική δοσιμετρική μελέτη της επίδρασης ηλικιακά εξαρτώμενων παραμέτρων στην έκθεση ανατομικών μοντέλων κεφαλιού, διαφόρων ηλικιών. Παράμετροι όπως η απόσταση-ως συνάρτηση της ελαστικότητας του αυτιού, η σύσταση και οι διηλεκτρικές ιδιότητες των βιολογικών ιστών, η σχετική απορρόφηση ισχύος από τις εγκεφαλικές δομές, το μέγεθος καθώς και η εσωτερική και εξωτερική ανατομία του κεφαλιού και του προσώπου εισάγονται και αναλύονται διεξοδικά. Τα υπό μελέτη προβλήματα περιλαμβάνουν ελικοειδείς κεραίες μικρών διαστάσεων, οι οποίες χρησιμοποιούνται εκτενώς στην τεχνολογία των κινητών επικοινωνιών. Στο δεύτερο μέρος, η λεπτομερής αποτίμηση της απορροφούμενης ηλεκτρομαγνητικής ισχύος από εγκεφαλικές δομές συνδυάζεται με επεξεργασία καταγραφών ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και προκλητών δυναμικών. Για το σκοπό αυτό αρχικά αναπτύσσεται και ελέγχεται η ακρίβεια εργαλείου αριθμητικής δοσιμετρίας για εγκεφαλικές υποπεριοχές, με χρήση του ανατομικού άτλαντα εγκεφάλου κατά Talairach-Tournoux. Το αναπτυχθέν εργαλείο χρησιμοποιείται στη συνέχεια για το δοσιμετρικό σχεδιασμό πειραματικής διαδικασίας, με στόχο τη μελέτη της επίδρασης ακτινοβολίας ηλεκτρομαγνητικού σήματος α) δεύτερης και τρίτης γενιάς, στο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα ύπνου ενηλίκων και παιδιών, β) τρίτης γενιάς, στο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και τα προκλητά δυναμικά ενηλίκων. Παράλληλα, προτείνεται πρωτότυπο σύστημα έκθεσης για τη μελέτη υποθέσεων επίδρασης ηλεκτρομαγνητικών πεδίων ραδιοσυχνοτήτων κινητών τερματικών συσκευών στο κεντρικό νευρικό σύστημα. Στη συνέχεια, αποτιμάται υπολογιστικά η παρεμβολή του συστήματος ηλεκτροδίων στις καταγραφές της απορροφούμενης ηλεκτρομαγνητικής ισχύος. Η διδακτορική διατριβή ολοκληρώνεται με τη διεξαγωγή προκαταρτικής πειραματικής μελέτης ενηλίκων εθελοντών για το διαφορικό καθορισμό της ελάχιστης αντιληπτής διαφοράς σε περι-ουδωτικό ακουστικό ερέθισμα, παρέχοντας μια εισαγωγή στην ψυχοακουστική.

**Λέξεις-κλειδιά**: αριθμητική ηλεκτρομαγνητική δοσιμετρία, μέθοδος των πεπερασμένων διαφορών στο πεδίο του χρόνου, αριθμητικό μοντέλο κεφαλιού, ηλικιακή μεταβολή της ηλεκτρομαγνητικής έκθεσης, ελικοειδής κεραία, ανατομικός άτλαντας εγκεφάλου κατά Talairach-Tournoux, λειτουργική εγκεφαλική δομή, ηλεκτροεγκεφαλογράφημα, προκλητά δυναμικά, τεχνολογία 3<sup>ης</sup> γενιάς, πειραματική μελέτη εθελοντών, ψυχοακουστική, περι-ουδωτικό ακουστικό ερέθισμα, μέθοδος σταθερών ερεθισμάτων, ελάχιστη αντιληπτή διαφορά

### Abstract

In the present PhD thesis, electromagnetic radiation effects on functional brain structures, due to second and third generation mobile terminals' exposure are designed and assessed numerically and experimentally. In the first part, a parametric dosimetry study is conducted, aiming to investigate the impact of age related parameters to the exposure of anatomical head models. Parameters like the separation distance-as a function of the ear pinna elasticity, the composition and dielectric properties of biological tissues, the power absorbed by the brain structures, the size as well as the internal and external anatomy of head and face, are extensively analyzed. Problems under study include helical antennas of small dimensions, which are extensively used in mobile communications technology. In the second part, the detailed assessment of the electromagnetic power absorbed by brain structures is carried out in conjunction with processing of electroencephalogram and event related potentials recordings. To this end, a numerical dosimetry tool for brain substructures, using the Talairach-Tournoux anatomic brain atlas, is designed and carefully validated. Then, the developed tool is implemented in dosimetry exposure design of human experimental studies. The goal is to study the effect of a) second and third generation electromagnetic radiation signal, on adult and child sleep electroencephalogram and b) third generation electromagnetic radiation signal on adult electroencephalogram and event related potentials recordings. In parallel, a prototype exposure system is proposed in order to study hypotheses of radiofrequency electromagnetic field effects of mobile terminals on the central nervous system. Additionally, the electroencephalogram electrodes' artifacts on electromagnetic power absorption are numerically assessed during exposure in human provocation studies. The PhD thesis concludes with the conduction of preliminary adult volunteer experimental study aiming to differentially estimate the just noticeable difference during peri-limen acoustic stimulus, providing an introduction to psychoacoustics.

**Keywords**: numerical electromagnetic dosimetry, finite difference time domain method, numerical head model, age related variation of electromagnetic exposure, helical antenna, Talairach-Tournoux anatomic brain atlas, functional brain structure, electroencephalogram, event related potentials, 3<sup>rd</sup> generation technology, volunteer experimental study, psychoacoustics, peri-limen acoustic stimulus, method of constant stimuli, just noticeable difference

## Ευχαριστίες

Η παρούσα διδακτορική διατριβή εκπονήθηκε στη μονάδα Βιοϊατρικών Προσομοιώσεων και Απεικονιστικής Τεχνολογίας (BIOSIM) του Ε.Μ.Π. την περίοδο 2004-2011. Η εκπόνηση της διατριβής έγινε υπό την επίβλεψη της καθηγήτριας Ε.Μ.Π. Κωνσταντίνας Νικήτα, την οποία ευχαριστώ για την ευκαιρία που μου έδωσε για ένα ταξίδι έρευνας και επιστημονικών ανησυχιών με αποτέλεσμα την παρούσα διδακτορική διατριβή. Την ευχαριστώ θερμά για την επιστημονική καθοδήγηση, τις συμβουλές της, την ηθική στήριξη και τις ευκαιρίες που μου έδωσε να συμμετέχω σε διεθνείς επιστημονικές ομάδες εργασίας (COST BM0704) και να συνεργαστώ με το διεθνούς φήμης εργαστήριο IT'IS Foundation for Research on Information Technologies in Society, στο ΕΤΗ, Ζυρίχη.

Στη συνέχεια, θα ήθελα να ευχαριστήσω όλα τα μέλη της επταμελούς επιτροπής και ιδιαιτέρως τους καθηγητές Ε.Μ.Π. Νικόλαο Ουζούνογλου και Φίλιππο Κωνσταντίνου για την υλική και επιστημονική υποστήριξη που μου παρείχαν, όντας διαθέσιμοι να κουβεντιάσουμε τα προβλήματα και τις δυσκολίες που προέκυπταν κατά τη διάρκεια της έρευνάς μου. Θερμές ευχαριστίες στον καθ. Κωνσταντίνου για την εμπιστοσύνη που μου έδειξε, κάνοντάς με να αισθανθώ 'μέλος' του Εργαστηρίου Κινητών Ραδιοεπικοινωνιών. Στο σημείο αυτό, θα ήθελα να ευχαριστήσω ιδιαιτέρως τον Αν. Καθηγητή Πανεπιστημίου Αθηνών και ψυχίατρο Χαράλαμπο Παπαγεωργίου για την αμέριστη βοήθεια και ειλικρινή συνεισφορά του στο σχεδιασμό και εκτέλεση του πειράματος εθελοντών που έλαβε χώρα στο Ερευνητικό και Πανεπιστημιακό Ινστιτούτο Ψυχικής Υγιεινής (ΕΠΙΨΥ). Η πολυσχιδής προσωπικότητά του, οι ενδιαφέρουσες κουβέντες που κάναμε, η αγάπη και το πάθος του για την επιστήμη του θα αποτελούν για μένα αναφορά και πηγή έμπνευσης στα επόμενα βήματά μου. Επίσης, θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τον Λέκτορα του Πανεπιστημίου Πάτρας Σταύρο Κουλουρίδη, για τη στενή συνεργασία από τα πρώτα χρόνια της έρευνάς μου, τη συνεχή επιστημονική βοήθεια, την ηθική υποστήριξη και τη φιλία του. Τέλος, θα ήταν παράλειψή μου να μην ευχαριστήσω τον καθηγητή του ETHZ Niels Kuster για την ευγενική φιλοξενία του κατά την περίοδο που εργάστηκα στο IT'IS Foundation for Research on Information Technologies in Society, την ανιδιοτελή γενναιοδωρία του, την αμέριστη εμπιστοσύνη που έδειξε στο πρόσωπό μου και την υποστήριξη καθ' όλη τη διάρκεια του διδακτορικού μου.

Ευχαριστώ από καρδιάς τη Δρ. Ειρήνη Καρανάσιου, ερευνήτρια Γ΄ του Ερευνητικού Πανεπιστημιακού Ινστιτούτου Συστημάτων Επικοινωνιών και Υπολογιστών (ΕΠΙΣΕΥ), για την επιστημονική της βοήθεια, τις καρποφόρες συζητήσεις μας, την ηθική συμπαράσταση και τη φιλία της. Επίσης, θέλω να εκφράσω τις ειλικρινείς ευχαριστίες μου στον Δρ. Μάνο Κιτσώνα, τεχνικό διευθυντή του ψηφιακού Πλανηταρίου, στο Ίδρυμα Ευγενίδου για την άρτια συνεργασία που είχαμε κατά το σχεδιασμό του πειράματος εθελοντών, τις πολύτιμες τεχνικές συμβουλές του, τις συζητήσεις και την αμέριστη υποστήριξη και προθυμία εκ μέρους του. Θα είναι πάντα χαρά και τιμή μου να συνεργάζομαι με την Ειρήνη και το Μάνο!

Σε αυτό το σημείο, θα ήθελα να ευχαριστήσω τους φίλους και συναδέλφους από τη μονάδα BIOSIM που με στόχο την επιστημονική έρευνα συμπορευτήκαμε με αντιξοότητες και αγωνίες αλλά και στιγμές δικαίωσης, χαράς και αισιοδοξίας. Το κλίμα αλληλεγγύης, συμπαράστασης και συνεργασίας που δημιούργησαν υπήρξε πολύτιμο βοήθημα για εμένα. Εύχομαι σε όλους μέσα από την καρδιά μου καλή σταδιοδρομία και καλή ζωή! Ιδιαίτερα, θα ήθελα να εκφράσω τις θερμές μου ευχαριστίες στους Δρ. Γιάννη Στοίτση, Νίκο Τσιαπάρα, Δρ. Γιώργο Γιαννακάκη, Δρ. Λάγια Πολυχρονάκη, Δρ. Γιάννη Βαλαβάνη και Ασημένια Κιούρτη για την άριστη συνεργασία μας, και τις επιστημονικές μας συζητήσεις, το μοίρασμα των ανησυχιών μας και τη φιλία τους. Επίσης, ευχαριστώ όλους τους φοιτητές της Σχολής ΗΜΜΥ με τους οποίους είχα την ευκαιρία να γνωριστώ και να εργαστούμε μαζί, κατά τη διάρκεια διεξαγωγής των διπλωματικών τους εργασιών. Ακόμη, ευχαριστώ θερμά τους Κώστα Κακόγιαννη και Αλέξανδρο Καραγιάννη για την επιστημονική στήριξη και όλους τους φίλους και συναδέλφους από το Εργαστήριο Κινητών Επικοινωνιών και το Εργαστήριο Εργαστήριο Μικροκυμάτων και Οπτικών Ινών για το καλό κλίμα συνεργασίας. Επίσης, θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τη Γλυκερία Μποσταντζόγλου, φοιτήτρια του Ecole Centrale de Nantes, για την πολύτιμη βοήθεια που προσέφερε κατά τη διάρκεια της πρακτικής άσκησής της, στην προετοιμασία και έλεγχο της πειραματικής διαδικασίας εθελοντών. Τέλος, θα ήθελα να εκφράσω τις ευχαριστίες μου στους συναδέλφους από το εργαστήριο IT'IS Foundation for Research on Information Technologies in Society και ιδιαίτερα στους Marie-Christine Gosselin, Manuel Murbach, Δρ. Pedro Crespo-Valero και Δρ. Guillermo Del Castillio για την άριστη συνεργασία, την υποστήριξη, τη φιλία τους και τις όμορφες στιγμές μας στη Ζυρίχη! Η χαρτογράφηση των υπό εξέταση μοντέλων εγκεφάλου, σύμφωνα με τα δεδομένα του ανατομικού άτλαντα κατά Talairach-Tournoux, που περιγράφεται στο κεφάλαιο 5, πραγματοποιήθηκε σε συνεργασία με την εταιρία SPEAG, Ζυρίχη (SPEAG, Schmid & Partner Engineering AG) και τον Δρ. Pedro Crespo-Valero. Η ανάπτυξη του συστήματος έκθεσης που περιγράφεται στο κεφάλαιο 6, πραγματοποιήθηκε σε συνεργασία με το IT'IS Foundation for Research on Information Technologies in Society και τον Manuel Murbach.

Η υποστήριξη και η ενθάρρυνση των δύο καλών φίλων μου, Αθανασίας και Αναστασίας, παρείχαν πολύτιμη βοήθεια σε αυτή μου την πορεία. Τις ευχαριστώ μέσα από την καρδιά μου για την μακρόχρονη και ειλικρινή φιλία τους!

Με αίσθημα ευγνωμοσύνης και μεγάλης συγκίνησης, ευχαριστώ τους γονείς μου, Γιάννη και Ευσταθία, για την αγάπη τους και την πολύπλευρη-ηθική και οικονομική-υποστήριξή τους από την έναρξη των προπτυχιακών μου σπουδών ως σήμερα. Δίχως την ειλικρινή συμπαράστασή τους, δε θα είχα καταφέρει το σημερινό αποτέλεσμα. Ευχαριστώ, επίσης, την αδερφή μου Θεοδώρα, η οποία πάντα με βοηθά με το χιούμορ της να βλέπω τη μεγάλη εικόνα στα πράγματα. Τέλος, ο σύντροφός μου, Γιώργος, υπήρξε σημαντικό στήριγμα σε όλη τη προσπάθειά μου τα τελευταία χρόνια και τον ευχαριστώ θερμά για την αγάπη, υπομονή, συμπαράσταση και πίστη που πάντα μου δείχνει.

> Μαρία Ι. Χριστοπούλου Αθήνα, Νοέμβριος 2011

# Πίνακας Περιεχομένων

Περίληψη	9
Abstract	11
Ευχαριστίες	13
Πίνακας Περιεχομένων	17
Υπότιτλοι Εικόνων και Σχημάτων	21
Υπέρτιτλοι Πινάκων	27
Ευρετήριο όρων	31
Πρόλογος	33
Κεφάλαιο 1 – Αριθμητική δοσιμετρία σε συνθήκες κοντινού πεδίου	37
1.1 Εισαγωγή	
1.1.1 Ρυθμός Ειδικής Απορρόφησης ( <i>Specific Absorption Rate-SAR</i> )	
1.2 Αριθμητικές μέθοδοι επίλυσης των εξισώσεων Maxwell	40
1.2.1 Μέθοδος των Πεπερασμένων Διαφορών στο Πεδίου του Χρόνου (Finite Differe	nce Time
Domain-FDTD)	41
1.2.2 Μέθοδος των Πεπερασμένων Στοιχείων (Finite Elements Method-FEM)	44
1.2.3 Μέθοδος των Ροπών ( <i>Methods of Moments-MoM</i> )	45
1.2.4 Τεχνική της Πεπερασμένης Ολοκλήρωσης (Finite Integration Technique-FIT)	45
1.2.5 Υβριδικές μέθοδοι και εμπορικά διαθέσιμο λογισμικό	46
1.3 Αριθμητικά μοντέλα ανθρώπου για χρήση σε προβλήματα ηλεκτρομαγνητικής δοσι	μετρίας .47
1.3.1 Φύλο	47
1.3.2 Ηλικία	49
1.3.3 Ηλεκτρομαγνητικές ιδιότητες των βιολογικών ιστών	50
1.3.4 Ανατομικά χαρακτηριστικά	51
1.4 Προβλήματα αριθμητικής ηλεκτρομαγνητικής δοσιμετρίας, κοντινού πεδίου	52
Βιβλιογραφία	53
Κεφάλαιο 2 - Επιδράσεις ηλεκτρομαγνητικών πεδίων στο ηλεκτροεγκεφαλογράφη	ημα και τα
Κεφάλαιο 2 – Επιδράσεις ηλεκτρομαγνητικών πεδίων στο ηλεκτροεγκεφαλογράφη προκλητά δυναμικά	μα και τα 63
Κεφάλαιο 2 – Επιδράσεις ηλεκτρομαγνητικών πεδίων στο ηλεκτροεγκεφαλογράφη προκλητά δυναμικά	<b>μα και τα</b> <b>63</b> 63
Κεφάλαιο 2 – Επιδράσεις ηλεκτρομαγνητικών πεδίων στο ηλεκτροεγκεφαλογράφη προκλητά δυναμικά 2.1 Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα	<b>μα και τα</b> <b>63</b> 63 64
<ul> <li>Κεφάλαιο 2 – Επιδράσεις ηλεκτρομαγνητικών πεδίων στο ηλεκτροεγκεφαλογράφη προκλητά δυναμικά</li> <li>2.1 Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα</li> <li>2.1.1 Στάδια καταγραφής ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος</li> <li>2.1.2 Ρυθμοί ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος</li> </ul>	μα και τα 63 63 64 68
<ul> <li>Κεφάλαιο 2 – Επιδράσεις ηλεκτρομαγνητικών πεδίων στο ηλεκτροεγκεφαλογράφη προκλητά δυναμικά</li> <li>2.1 Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα</li> <li>2.1.1 Στάδια καταγραφής ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος</li> <li>2.1.2 Ρυθμοί ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος</li> <li>2.2 Προκλητά δυναμικά</li> </ul>	<b>μα και τα</b> 63 63 64 68 
<ul> <li>Κεφάλαιο 2 – Επιδράσεις ηλεκτρομαγνητικών πεδίων στο ηλεκτροεγκεφαλογράφη προκλητά δυναμικά</li></ul>	<b>μα και τα</b> <b>63</b> 63 64 68 69 70
<ul> <li>Κεφάλαιο 2 – Επιδράσεις ηλεκτρομαγνητικών πεδίων στο ηλεκτροεγκεφαλογράφη προκλητά δυναμικά</li></ul>	<b>μα και τα</b> 63 63 64 68 69 70 71
<ul> <li>Κεφάλαιο 2 – Επιδράσεις ηλεκτρομαγνητικών πεδίων στο ηλεκτροεγκεφαλογράφη προκλητά δυναμικά</li></ul>	<b>μμα και τα</b> 63 63 64 68 69 70 70 71 72
<ul> <li>Κεφάλαιο 2 – Επιδράσεις ηλεκτρομαγνητικών πεδίων στο ηλεκτροεγκεφαλογράφη προκλητά δυναμικά</li></ul>	<b>μα και τα</b> 63 63 64 68 69 70 71 72 72
<ul> <li>Κεφάλαιο 2 – Επιδράσεις ηλεκτρομαγνητικών πεδίων στο ηλεκτροεγκεφαλογράφη προκλητά δυναμικά</li></ul>	<b>μα και τα</b> 63 63 64 68 69 70 70 71 72 72 72 72
<ul> <li>Κεφάλαιο 2 – Επιδράσεις ηλεκτρομαγνητικών πεδίων στο ηλεκτροεγκεφαλογράφη προκλητά δυναμικά</li></ul>	<b>μμα και τα</b> 63 64 68 69 70 71 72 72 72 72 76 6ων στο
<ul> <li>Κεφάλαιο 2 – Επιδράσεις ηλεκτρομαγνητικών πεδίων στο ηλεκτροεγκεφαλογράφη προκλητά δυναμικά</li></ul>	<b>μμα και τα</b> 63 64 68 69 70 71 72 72 72 72 72 76 6ων στο
<ul> <li>Κεφάλαιο 2 – Επιδράσεις ηλεκτρομαγνητικών πεδίων στο ηλεκτροεγκεφαλογράφη προκλητά δυναμικά</li></ul>	<b>μμα και τα</b> 63 63 64 68 69 70 70 71 72 72 72 72 76 άων στο 77 γενιάς στο
<ul> <li>Κεφάλαιο 2 – Επιδράσεις ηλεκτρομαγνητικών πεδίων στο ηλεκτροεγκεφαλογράφη προκλητά δυναμικά</li></ul>	<b>μμα και τα</b> 63 64 68 69 70 71 72 72 72 72 76 6 ων στο 77 γενιάς στο
<ul> <li>Κεφάλαιο 2 – Επιδράσεις ηλεκτρομαγνητικών πεδίων στο ηλεκτροεγκεφαλογράφη προκλητά δυναμικά</li></ul>	<b>μμα και τα</b> 63 64 68 69 70 71 72 72 72 72 72 72 72 72 72 72 72 72 72
<ul> <li>Κεφάλαιο 2 – Επιδράσεις ηλεκτρομαγνητικών πεδίων στο ηλεκτροεγκεφαλογράφη προκλητά δυναμικά</li> <li>2.1 Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα</li> <li>2.1.1 Στάδια καταγραφής ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος</li> <li>2.1.2 Ρυθμοί ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος</li> <li>2.2 Προκλητά δυναμικά</li> <li>2.2.1 Καταγραφή των προκλητών δυναμικών</li> <li>2.3 Ψυχοακουστική</li> <li>2.3.1 Υποκειμενικό και αντικειμενικό κατώφλι</li> <li>2.3.2 Μεθοδολογίες καθορισμού του κατωφλίου</li> <li>2.3.3 Θεωρία ανίχνευσης σήματος</li> <li>2.4 Μελέτες εθελοντών για τη διερεύνηση της επίδρασης των ηλεκτρομαγνητικών πεδί κεντρικό νευρικό σύστημα</li> <li>2.4.1 Επιδράσεις ηλεκτρομαγνητικών σημάτων από τερματικές συσκευές 2<sup>ης</sup> και 3<sup>ης</sup> ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και τα προκλητά δυναμικά</li> </ul>	<b>μμα και τα</b> 63 63 64 68 69 70 70 71 72 72 72 72 72 72 72 72 72 72 72 72 72
<ul> <li>Κεφάλαιο 2 – Επιδράσεις ηλεκτρομαγνητικών πεδίων στο ηλεκτροεγκεφαλογράφη προκλητά δυναμικά</li> <li>2.1 Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα</li> <li>2.1.1 Στάδια καταγραφής ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος</li> <li>2.1.2 Ρυθμοί ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος</li> <li>2.2 Προκλητά δυναμικά</li> <li>2.2.1 Καταγραφή των προκλητών δυναμικών</li> <li>2.3 Ψυχοακουστική</li> <li>2.3.1 Υποκειμενικό και αντικειμενικό κατώφλι</li> <li>2.3.2 Μεθοδολογίες καθορισμού του κατωφλίου</li> <li>2.3.3 Θεωρία ανίχνευσης σήματος</li> <li>2.4 Μελέτες εθελοντών για τη διερεύνηση της επίδρασης των ηλεκτρομαγνητικών πεδί κεντρικό νευρικό σύστημα</li> <li>2.4.1 Επιδράσεις ηλεκτρομαγνητικών σημάτων από τερματικές συσκευές 2<sup>ης</sup> και 3<sup>ης</sup> ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και τα προκλητά δυναμικά</li> <li>2.5 Οδηγίες για το σχεδιασμό της ηλεκτρομαγνητικών μοντέλων για δοσιμετρικές μελέτες συσκευά</li> </ul>	<b>μμα και τα</b> 63 63 64 68 69 70 70 71 72 72 72 72 72 72 72 72 72 72 72 72 72
<ul> <li>Κεφάλαιο 2 – Επιδράσεις ηλεκτρομαγνητικών πεδίων στο ηλεκτροεγκεφαλογράφη προκλητά δυναμικά</li> <li>2.1 Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα</li> <li>2.1.1 Στάδια καταγραφής ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος</li> <li>2.1.2 Ρυθμοί ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος</li> <li>2.2 Προκλητά δυναμικά</li> <li>2.2.1 Καταγραφή των προκλητών δυναμικών</li> <li>2.3 Ψυχοακουστική</li> <li>2.3.1 Υποκειμενικό και αντικειμενικό κατώφλι</li> <li>2.3.2 Μεθοδολογίες καθορισμού του κατωφλίου</li> <li>2.3.3 Θεωρία ανίχνευσης σήματος</li> <li>2.4 Μελέτες εθελοντών για τη διερεύνηση της επίδρασης των ηλεκτρομαγνητικών πεδί κεντρικό νευρικό σύστημα</li> <li>2.4.1 Επιδράσεις ηλεκτρομαγνητικών σημάτων από τερματικές συσκευές 2<sup>ns</sup> και 3<sup>ns</sup> ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και τα προκλητά δυναμικά</li> <li>2.5 Οδηγίες για το σχεδιασμό της ηλεκτρομαγνητικής έκθεσης σε πειράματα εθελοντώ Βιβλιογραφία</li> </ul>	<b>μμα και τα</b> 63 63 64 68 69 70 70 71 72 72 72 72 72 72 72 72 72 72 72 72 72
<ul> <li>Κεφάλαιο 2 – Επιδράσεις ηλεκτρομαγνητικών πεδίων στο ηλεκτροεγκεφαλογράφη προκλητά δυναμικά</li></ul>	<b>μμα και τα</b> 63 64 68 69 70 70 71 72 72 72 72 72 72 72 72 72 72 72 72 72
<ul> <li>Κεφάλαιο 2 – Επιδράσεις ηλεκτρομαγνητικών πεδίων στο ηλεκτροεγκεφαλογράφη προκλητά δυναμικά</li> <li>2.1 Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα</li> <li>2.1.1 Στάδια καταγραφής ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος</li> <li>2.1.2 Ρυθμοί ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος</li> <li>2.2 Προκλητά δυναμικά</li> <li>2.2.1 Καταγραφή των προκλητών δυναμικών</li> <li>2.3 Ψυχοακουστική</li> <li>2.3.1 Υποκειμενικό και αντικειμενικό κατώφλι</li> <li>2.3.2 Μεθοδολογίες καθορισμού του κατωφλίου</li> <li>2.3.3 Θεωρία ανίχνευσης σήματος</li> <li>2.4 Μελέτες εθελοντών για τη διερεύνηση της επίδρασης των ηλεκτρομαγνητικών πεδί κεντρικό νευρικό σύστημα</li> <li>2.4.1 Επιδράσεις ηλεκτρομαγνητικών σημάτων από τερματικές συσκευές 2<sup>nc</sup> και 3<sup>nc</sup> ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και τα προκλητά δυναμικά</li> <li>2.5 Οδηγίες για το σχεδιασμό της ηλεκτρομαγνητικής έκθεσης σε πειράματα εθελοντώ Βιβλιογραφία.</li> <li>Κεφάλιαι 3 – Ανάπτυξη και χρήση αριθμητικών μοντέλων για δοσιμετρικές μελέτες σκοντινού πεδίου</li> <li>3.1 Κεφάλια</li> </ul>	<b>μμα και τα</b> 
<ul> <li>Κεφάλαιο 2 – Επιδράσεις ηλεκτρομαγνητικών πεδίων στο ηλεκτροεγκεφαλογράφη προκλητά δυναμικά</li> <li>2.1 Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα</li> <li>2.1.1 Στάδια καταγραφής ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος</li> <li>2.1.2 Ρυθμοί ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος</li> <li>2.2 Προκλητά δυναμικά</li> <li>2.2.1 Καταγραφή των προκλητών δυναμικών</li> <li>2.3 Ψυχοακουστική</li> <li>2.3.1 Υποκειμενικό και αντικειμενικό κατώφλι</li> <li>2.3.2 Μεθοδολογίες καθορισμού του κατωφλίου</li> <li>2.3.3 Θεωρία ανίχνευσης σήματος</li> <li>2.4 Μελέτες εθελοντών για τη διερεύνηση της επίδρασης των ηλεκτρομαγνητικών πεδί κεντρικό νευρικό σύστημα</li> <li>2.4.1 Επιδράσεις ηλεκτρομαγνητικών σημάτων από τερματικές συσκευές 2<sup>nc</sup> και 3<sup>nc</sup> ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και τα προκλητά δυναμικά</li> <li>2.5 Οδηγίες για το σχεδιασμό της ηλεκτρομαγνητικής έκθεσης σε πειράματα εθελοντώ Βιβλιογραφία.</li> <li>Κεφάλιαι 3 – Ανάπτυξη και χρήση αριθμητικών μοντέλων για δοσιμετρικές μελέτες σκοντινού πεδίου</li> <li>3.1 Γεγήλικες</li> <li>3.1.2 Παιδιά</li> </ul>	<b>μμα και τα</b> 63 64 68 69 70 71 72 72 72 72 72 72 72 72 72 72 72 72 72
<ul> <li>Κεφάλαιο 2 – Επιδράσεις ηλεκτρομαγνητικών πεδίων στο ηλεκτροεγκεφαλογράφη προκλητά δυναμικά</li> <li>2.1 Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα</li> <li>2.1.1 Στάδια καταγραφής ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος</li> <li>2.1.2 Ρυθμοί ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος</li> <li>2.2 Προκλητά δυναμικά</li> <li>2.2.1 Καταγραφή των προκλητών δυναμικών</li> <li>2.3 Ψυχοακουστική</li> <li>2.3.1 Υποκειμενικό και αντικειμενικό κατώφλι</li> <li>2.3.2 Μεθοδολογίες καθορισμού του κατωφλίου</li> <li>2.3.3 Θεωρία ανίχνευσης σήματος</li> <li>2.4 Μελέτες εθελοντών για τη διερεύνηση της επίδρασης των ηλεκτρομαγνητικών πεδί κεντρικό νευρικό σύστημα</li> <li>2.4.1 Επιδράσεις ηλεκτρομαγνητικών σημάτων από τερματικές συσκευές 2<sup>ης</sup> και 3<sup>ης</sup> ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και τα προκλητά δυναμικά</li> <li>2.5 Οδηγίες για το σχεδιασμό της ηλεκτρομαγνητικής έκθεσης σε πειράματα εθελοντώ Βιβλιογραφία</li> <li>Κεφάλαιο 3 – Ανάπτυξη και χρήση αριθμητικών μοντέλων για δοσιμετρικές μελέτες σκοντινού πεδίου</li> <li>3.1 Κεφάλια</li> <li>3.1.1 Ενήλικες</li> <li>3.1.3 Μοντελοποίηση της συμπίεσης του πτερυγίου του αυτιού για τα αριθμητικά α υστέλει ανετανοί</li> </ul>	<b>μμα και τα</b> 63 64 68 69 70 70 71 72 72 72 72 72 72 72 72 72 72 72 72 70 70 70 70 70 70 70 70 70 70 70 70 70

3.2 Πηγές ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας	107
3.2.1 Ελικοειδής διπολική κεραία	107
3.2.2 Προτυπες κινητες τερματικες συσκευες	108
3.2.3 Επίπεδες κεραίες για χρήση σε πειράματα εθελοντών	111
Biβλiογραφία	116
κεφαλαίο 4 – Παραμετρική μελετή της απορροφήσης ισχυος από μοντελά κεφαλίου ενήλικ	ων και
παιοιών λογώ της εκθέσης σε ακτινοβολιά ελικοειοών κεραιών μικρών οιαστάσεων	119
4.1 Ειδαγωγη – Παραμετροι μελετης	120
4.1.1 Μεγεθος του κεφαλιου	120
4.1.2 EOWIEPIKI KU EÇWIEPIKI UVULOHU LOU KEYUNDU KU LOU HOOWIOU	120
4.1.3 Αποσταση μετάξο της πηγής ηλεκτρομαγνητικής ακτινορολίας και του κεφαλίου	121
4.1.4 Διηλεκτρικες ιστοιητές των ριολογικών το των	122
4.2 Περιγραφή των προρληματών ηλεκτρομαγνητικής ακτινορολίας	122
4.2.1 Αναιομικά μοντέλα	122
4.2.2 KUVOVIKU HOVIEKU	124
4.5 Αρισμητικά αποτελεσματα	125
4.5.1 Μεταβολή των διολεκτοικών ιδιοτάτων των βιολουικών ιστών	120
	120
4.4 20ςητηση και συμπερασματά	130
Βίρλιογραφία	
πεφαλαίο 5 - Αναλιοξή εργαλείου αριομητικής ηλεκτρομαγνητικής ουσιμετρίας για εγκεφ	125
5 1 Εισανωνή	125
5.1 Είσαγωγη	135
5.2. Νεουσολογια	139
5.3 1 Λοιοθέτηση του μοντέλου ενκεφάλου-τοποθέτηση των οροθεσίων	139
5.3.2 Χαοτονοάφηση και απόδοση ετικέτας	141
5.3.3 Ηλεκτοομαγγραφήση και αλοσσση είκετας	144
5.4 EXervice akolleration	144
5.4.1 Χαρτονοάφηση απλομστευμένου ορθονώνιου μοντέλου ενκεφάλου	144
5.4.2 Χαρτογραφήση αιχαύος περιεστρεμμένου, ανατομικού μοντέλου εγκεφάλου	146
5.5 Εφαρμονές	148
5.5 Εφαρμογος	153
519 20μιορασματα Βιβλιονοαφία	
Κεφάλαιο 6 – Ανάπτυξη συστήματος έκθεσης για τη μελέτη υποθέσεων επίδ	δρασης
ηλεκτρομαννητικών πεδίων κινητών τερματικών συσκευών στο Κεντρικό Νευρικό Σύστημα.	157
6.1 Εισανωνή	158
6.2 Πειραματικές υποθέσεις μελέτης	159
6.2.1 Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα ύπνου (πειραματική υπόθεση 1): συχνότητα διαμόρφω	σης
	159
6.2.2 Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα ύπνου (πειραματική υπόθεση 2): εμπλοκή του θαλάμοι	υ160
6.2.3 Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα ηρεμίας και γνωσιακή απόδοση (πειραματική υπόθεση	3):
προεφηβεία (12-13 ετών)	160
6.3 Πρωτότυπο σύστημα ηλεκτρομαγνητικής έκθεσης	161
6.3.1 Ηλεκτρομαγνητικά σήματα διαμόρφωσης	161
6.3.2 Σύστημα ελέγχου, λογισμικό εποπτείας, και πρωτόκολλο διπλά τυφλής μελέτης	163
6.3.3 Βελτιώσεις	163
6.3.1 Κυτίο συστέγασης επίπεδων κεραιών BOX (BOxed eXposure system)	164
6.4 Αριθμητική δοσιμετρία	165
6.4.1 Επιλογή εγκεφαλικών λειτουργικών υποπεριοχών με χρήση του ανατομικού άτλαντ	α
κατά Talairach-Tournoux	167
6.4.2 Ανάλυση αβεβαιότητας και μεταβλητότητας	169
6.4.3 Μετρήσεις με το σύστημα σάρωσης κοντινού πεδίου DASY5/NEO	172
6.4.4 Αριθμητικά αποτελέσματα δοσιμετρίας	173
6.5 Συζήτηση και συμπεράσματα	175
Βιβλιογραφία	180

Κεφάλαιο 7 - Σχεδιασμός πειραματικής ψυχοακουστικής διαδικασίας και έλεγχος ο	<b>στήματος</b>
ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας	
7.1 Εισαγωγή	
7.2 Πειραματικό πρωτόκολλο	
7.2.1 Πειραματικές συνεδρίες	
7.2.2 Εθελοντές	
7.3 Αριθμητική δοσιμετρική μελέτη για την αποτίμηση της έκθεσης των εθελοντών σε	
ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία	
7.3.1 Επιλογή εγκεφαλικών λειτουργικών υποπεριοχών με χρήση του ανατομικού άτ	:λαντα
κατά Talairach-Tournoux	191
7.3.2 Ανάλυση αβεβαιότητας και μεταβλητότητας	
7.3.3 Αριθμητικά αποτελέσματα δοσιμετρίας	193
7.3.4 Αριθμητική αποτίμηση των 'παρεμβολών' που προκαλούνται από την ύπαρξη ι	των
ηλεκτροδίων και των καλωδίων τους	197
7.3.3 Επιλογή της ισχύος εισόδου της κεραίας	201
7.4 Εποπτικές μετρήσεις ηλεκτρομαγνητικού πεδίου υποβάθρου	202
7.5 Έλεγχος της διάταξης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας	
7.5.1 Γεννήτρια UMTS σήματος GUS 6960S	207
7.5.2 Ενισχυτής ισχύος Ophir <sub>RF</sub> 5143	211
7.5.3 Έλεγχος της διάταξης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας (αλυσίδα)	212
7.7 Συμπεράσματα	213
Βιβλιογραφία	214
Κεφάλαιο 8 – Προκαταρτική πειραματική μελέτη εθελοντών για τον καθορισμό της	; ελάχιστης
αντιληπτής διαφοράς	219
8.1 Εισαγωγή	219
8.1.1 Διαφορική ευαισθησία	
8.2 Πειραματικό πρωτόκολλο	222
8.2.1 Ολοκληρωμένο σύστημα καταγραφής ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και παρα	γωγής
ακουστικών ερεθισμάτων	
8.2.2 Περι-ουδωτικό ακουστικό ερέθισμα	224
8.2.3 Εθελοντές	
8.3 Αποτελέσματα καθορισμού της ελάχιστης αντιληπτής διαφοράς (JND)	227
8.3.1 Προσαρμογή της ψυχομετρικής συνάρτησης	230
8.5 Περιγραφή του σήματος καταγραφής ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και προκλητών	,
δυναμικών	232
8.6 Συμπεράσματα	235
Βιβλιογραφία	235
Κεφάλαιο 9 – Συμπεράσματα και προοπτικές έρευνας	239
9.1 Συμπεράσματα και συνεισφορά της διδακτορικής διατριβής	239
9.2 Προοπτικές έρευνας	
9.2.1 Ηλεκτρομαγνητική έκθεση εγκεφαλικών δομών σε ενήλικες και παιδιά κατά τη	διάρκεια
ρεαλιστικών σεναρίων χρήσης κινητής τερματικής συσκευής	
9.2.2 Πειραματική δοσιμετρία για έλεγχο της διάταξης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβο	λίας243
9.2.3 Ηλεκτρομαγνητική έκθεση εθελοντών με ταυτόχρονη καταγραφή	
ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος	244
9.2.4 Πειραματική μελέτη εθελοντών	245
Βιβλιογραφία	246
Παραρτήματα	247
Παράρτημα 3.Ι Στατιστικές μετρήσεις παραμέτρων κεφαλιού και προσώπου που	
χρησιμοποιούνται για τη μη ομοιόμορφη σμίκρυνση του αριθμητικού μοντέλου κεφαλι	.ού
ενήλικα, Brad [Farkas 1994]: α) μήκος του κεφαλιού L, β) πλάτος του κεφαλιού W, γ) ύψ	νος του
κάτω μέρους του προσώπου Η1, δ) μορφολογικό ύψος του προσώπου Η2, ε) κρανιοπρο	οσωπικό
ύψος Η3	
Παράρτημα 3.ΙΙ Φυλλάδιο τεχνικών προδιαγραφών της επίπεδης κεραίας SPA 860/65/9	)/0/V
(Huber+Suhner)	250
Παράρτημα 3.ΙΙ (συνέχεια)	251

Παράρτημα 3.ΙΙΙ Φυλλάδιο τεχνικών προδιαγραφών της επίπεδης κεραίας SPA 2000/80/8/0/V
(Huber+Suhner)252
Παράρτημα 3.ΙΙΙ (συνέχεια)253
Παράρτημα 5.Ι Χρήση του εργαλείου στην πλατφόρμα λογισμικού πεπερασμένων διαφορών στο
πεδίο του χρόνου (SEMCAD X®)254
Παράρτημα 7.Ι Φυλλάδιο τεχνικών προδιαγραφών της κάσκας ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος
(Spes Medica s.r.l.)
Παράρτημα 7.ΙΙ Φυλλάδιο τεχνικών προδιαγραφών της γεννήτριας UMTS σήματος GUS 6960 S ( <i>Wuppertal University</i> )258
Παράρτημα 7.III Κατάλογος των μετρήσεων της ισχύος του σήματος εξόδου για όλες τις στάθμες εξασθένησης της γεννήτριας GUS 6960S ( <i>Wuppertal University</i> ), για επιλογή CW σήματος. Γίνεται χρήση: span=0.5 MHz, resolution bandwidth=3 kHz, channel bandwidth=200 kHz (για την
Ολοκληρωση του τητε αετέξεση μα το σήμα εξόδου της μεινήτοιας με επιλογή CW, κάνοντας
ταραρτημά 7.1ν Φάθμα τοχύος για το σημά εξούου της γεννητριάς με επιτογή ενν, κανοντάς
$\chi$ provide the product of the product of the available of the product of the pr
Παράρτημα 7.ΙV (συνέχεια) Φάσμα ισχύος για το σήμα εξόδου της γεννήτριας με επιλογή CW,
κάνοντας χρήση του rms detector από τις ρυθμίσεις του αναλυτή φάσματος, θέτοντας
εξασθένηση ίση με 31 dB (τελευταία γραμμή του Πίνακα που σπισυνάπτεται στο Παράρτημα 7.III). 265
Παράρτημα 7.IV (συνέχεια) Φάσμα ισχύος για το σήμα εξόδου της γεννήτριας με επιλογή UMTS, κάνοντας χρήση του rms detector από τις ρυθμίσεις του αναλυτή φάσματος, θέτοντας
εξασθένηση ίση με 31 dB266
Παράρτημα 7.V Φυλλάδιο τεχνικών προδιαγραφών του ενισχυτή ισχύος 5143 (Ophir <sub>RF</sub> )267
Παραρτήμα 7. VI Ευρυζωνική μετρήση των απωλείων μεταδοσής του συνδετήρα N-type isma 268
Παραρτημα 7.VI (συνεχεια) Ευρυζωνική μετρήση των απωλειών μεταδοσής του ζευγους των
καλωδιών sma μηκούς 1.5 μετρού εκάστο και του female-female sma συνδετηρα
Παραρτήμα 8.Ι Φορμα συναίνεσης για τη συμμετοχή στην πειραματική διαδικασία εθελοντών 270
Παραρτημα 8.ΙΙ Ερωτηματολογιο συμμετοχής εθελοντών στην πειραματική διαδικασια (1/2)2/1
Παραρτημα 8.11 Ερωτηματολογιο συμμετοχής εθελοντών στην πειραματική διαδικασία (2/2)2/2
παραρτημα δ.ιιι Ερωτηματολογίο αποτιμησης του ποσοστου δεξιοχειριας/αριστεροχειρίας2/3
2υντομο ριογραφικό σημειωμα

# Υπότιτλοι Εικόνων και Σχημάτων

<b>Σχήμα 1.1</b> Αλγόριθμος καθορισμού της μάζας αναφοράς κατά την κανονικοποίηση των τιμών του Ρυθμού Ειδικής Απορρόφησης. (α) Τροποποιημένο σχήμα από το [IEEE 2002], (β) εντοπισμός της τιμής psSAR <sub>1g</sub> κανονικοποιημένης σε μάζα κυβικού σχήματος σε μοντέλο κεφαλιού παιδιού 3 ετών				
(900 MHz) [Christ <i>et al.</i> 2010a], (γ) κατανομή SAR στον εγκέφαλο μοντέλου κεφαλιού παιδιού 15 ετών (1800 MHz) και εντοπισμός της τιμής psSAR <sub>1g</sub> κανονικοποιημένης σε παραπλήσια μάζα ακανόνιστου ανήματος [Wiart <i>et al.</i> 2008]				
<b>Σχήμα 1.2</b> Συνιστώσες του ηλεκτρικού και μαγνητικού πεδίου, σημειωμένες πάνω στο κυβικό στοιχείο που χρησιμοποιείται στον αλγόριθμο της FDTD, κατά Yee [Yee 1966]				
<b>Εικόνα 2.1</b> Εποπτική κατανομή των πειραματικών μελετών συσχέτισης ηλεκτρομαγνητικών πεδίων και βιολογίας/ιατρικής, όπως παρουσιάζεται στις 25.03.2011 στο EMF-Portal				
<b>Σχήμα 2.1</b> Διάγραμμα λήψης και καταγραφής του σήματος ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος65 <b>Σχήμα 2.2</b> Διεθνές Σύστημα 10-20: α) τοποθέτηση 19 ηλεκτροδίων, β) επέκταση του συστήματος 10- 20 για τοποθέτηση 70 ηλεκτροδίων				
ος,				
<b>Σχήμα 2.5</b> Η εξαγωγή του μέσου όρου των καταγραφών προκλητών δυναμικών. Η τελική καμπύλη δεξιά προκύπτει ως μέσος όρος Ν καταγραφών71				
<b>Σχήμα 2.6</b> Παράδειγμα εφαρμογής της μεθόδου των ορίων σε υποθετικό πείραμα καθορισμού κατωφλίου [Gelfand 2010]				
<b>Σχήμα 2.7</b> Ψυχομετρική συνάρτηση για πείραμα διαφορικής ευαισθησίας ως προς την ένταση του ήχου, στην οποία απεικονίζεται το σημείο υποκειμενικής ισότητας ( <i>PSE</i> ), το 'υψηλότερο' κατώφλι και το κατώφλι διαφοράς (DL). Το εύρος τιμών του ήχου δοκιμής κυμαίνεται από 50 έως 70 dB [Gelfand 2010]				
<b>Σχήμα 2.8</b> (α) Πίνακας ερεθίσματος-απάντησης ο οποίος απεικονίζει τις τέσσερις πιθανές				
εναλλακτικές για κάθε επανάληψη. Οι ορθές απαντήσεις μπορεί να είναι hits ή correct rejections, ενώ οι λανθασμένες μπορεί να είναι misses ή false alarms. (β) Οι τέσσερις εναλλακτικές της απάντησης όπως καθορίζονται από το κριτήριο που αντιστοιχεί στην κάθετη γραμμή [Gelfand 2010]. 				
<b>Εικόνα 3.1</b> Αριθμητικό τριστρωματικό σφαιρικό μοντέλο ενήλικα, με διαστάσεις voxel				
<b>Εικόνα 3.3</b> Αριθμητικό ανατομικό μοντέλο ενήλικης γυναίκας (Katarina), με διαστάσεις voxel 1×1×1 mm <sup>3</sup> :				
Εικόνα 3.4 Αριθμητικό ανατομικό μοντέλο ενήλικα άνδρα (Duke), με διαστάσεις voxel 1×1×1 mm <sup>3</sup> : 97 Εικόνα 3.5 Αριθμητικό ανατομικό μοντέλο ενήλικης γυναίκας (Ella), με διαστάσεις voxel 1×1×1 mm <sup>3</sup> : 				
Εικόνα 3.6 Αριθμητικά μοντέλα κεφαλιού αγοριών που προκύπτουν από μη ομοιόμορφη σμίκρυνση του αντίστοιχου ενήλικα, Brad (από αριστερά προς δεξιά): Brad, NUB12, NUB10, NUB5101 Εικόνα 3.7 Αριθμητικό ανατομικό μοντέλο παιδιού 9 ετών (Child9), με διαστάσεις voxel				
1.25×1.25×1.25 mm <sup></sup> : (α) τρισδιάστατη απεικόνιση, (β) οβελιαία - YZ, (γ) στεφανιαία - XZ και (δ) εγκάρσια - XY τομές				

Υπολογιστική και πειραματική μελέτη της επίδρασης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας από τερματικές συσκευές κινητών επικοινωνιών δεύτερης και τρίτης γενιάς σε λειτουργικές εγκεφαλικές δομές

<b>Εικόνα 3.8</b> Αριθμητικό ανατομικό μοντέλο παιδιού 12 ετών (Child12), με διαστάσεις voxel 1.25×1.25×1.25 mm <sup>3</sup> : (α) τρισδιάστατη απεικόνιση, (β) οβελιαία - YZ, (γ) στεφανιαία - XZ και (δ) εγκάρσια - XY τομές
<b>Εικόνα 3.9</b> Αριθμητικό ανατομικό μοντέλο παιδιού 15 ετών (Child15), με διαστάσεις voxel 1.25×1.25×1.25 mm <sup>3</sup> : (α) τρισδιάστατη απεικόνιση, (β) οβελιαία - YZ, (γ) στεφανιαία - XZ και (δ) ενκάρσια - XY τομές
<b>Εικόνα 3.10</b> Αριθμητικό ανατομικό μοντέλο αγοριού 6 ετών (Thelonious), με διαστάσεις voxel 1×1×1 mm <sup>3</sup> : (α) τρισδιάστατη απεικόνιση, (β) οβελιαία - ΥΖ, (γ) στεφανιαία - ΧΖ και (δ) εγκάρσια - ΧΥ τομές. 
<b>Εικόνα 3.11</b> Αριθμητικό ανατομικό μοντέλο αγοριού 14 ετών (Louis), με διαστάσεις voxel 1×1×1 mm <sup>3</sup> : (α) τρισδιάστατη απεικόνιση, (β) οβελιαία - ΥΖ, (γ) στεφανιαία - ΧΖ και (δ) εγκάρσια - ΧΥ τομές. 
<b>Εικόνα 3.12</b> Αριθμητικό ανατομικό μοντέλο κοριτσιού 8 ετών (Eartha), με διαστάσεις voxel 1×1×1 mm <sup>3</sup> : (α) τρισδιάστατη απεικόνιση, (β) οβελιαία - YZ, (γ) στεφανιαία - XZ και (δ) εγκάρσια - XY τομές. 
<b>Εικόνα 3.13</b> Αριθμητικό ανατομικό μοντέλο κοριτσιού 11 ετών (Billie), με διαστάσεις voxel 1×1×1 mm <sup>3</sup> : (α) τρισδιάστατη απεικόνιση, (β) οβελιαία - YZ, (γ) στεφανιαία - XZ και (δ) εγκάρσια - XY τομές. 
<b>Εικόνα 3.14</b> (α) Ειδική μετρητική συσκευή για το πάχος του πτερυγίου του αυτιού, κατά τη χρήση κινητής τερματικής συσκευής. (β) Εφαρμογή του αριθμητικού μοντέλου της συσκευής στο αριθμητικό μοντέλο Thelonious. (γ) Συμπίεση του πτερυγίου του αυτιού σύμφωνα με τις στατιστικές μετρήσεις αναφοράς. Τροποποιημένες εικόνες από την [Christ <i>et al</i> . 2010a]
<b>Σχήμα 3.1</b> Βιολογική σύσταση και γεωμετρικά χαρακτηριστικά του τριστρωματικού σφαιρικού μοντέλου ενήλικα
<b>Σχήμα 3.2</b> (α) Παράμετροι κεφαλιού και προσώπου που χρησιμοποιούνται για τη μη ομοιόμορφη σμίκρυνση του αριθμητικού μοντέλου κεφαλιού ενήλικα, Brad. (β) Ορισμός των παραμέτρων Α και Β στο ύψος του κεφαλιού. Τροποποιημένα σχήματα από την [Farkas 1994]
<b>Σχήμα 3.3</b> Διαδικασία κλιμάκωσης του ύψους του κεφαλιού ενήλικα, Brad, εφαρμόζοντας τους αντίστοιχους παράγοντες κλιμάκωσης m₃, m₄ και m₅ για την παραγωγή του μοντέλου κεφαλιού παιδιού
<b>Σχήμα 3.4</b> Γεωμετρικά χαρακτηριστικά της ελικοειδούς διπολικής κεραίας μικρών διαστάεων που παρουσιάζεται στην εργασία [Koulouridis and Nikita 2004]108
<b>Σχήμα 3.5</b> Γεωμετρικά χαρακτηριστικά της πρότυπης κινητής τερματικής συσκευής, εξοπλισμένης με ελικοειδή μονοπολική κεραία (Generic_H1710). Οι διαστάσεις δίνονται σε mm. Τροποποιημένο σχήμα από την [Koulouridis and Nikita 2004]108
<b>Σχήμα 3.6</b> Γεωμετρικά χαρακτηριστικά της πρότυπης κινητής τερματικής συσκευής, εξοπλισμένης με γραμμική μονοπολική κεραία (Generic_L). Οι διαστάσεις δίνονται σε mm. Τροποποιημένο σχήμα από την εργασία [Beard <i>et al.</i> 2006]110
<b>Σχήμα 3.7</b> Γεωμετρικά χαρακτηριστικά της πρότυπης κινητής τερματικής συσκευής, εξοπλισμένης με ενσωματωμένη κεραία (Generic_I). Οι διαστάσεις δίνονται σε mm
<b>Σχήμα 3.8</b> Διάγραμμα ακτινοβολίας της κεραίας SPA 860/65/9/0/V: (α) οριζόντιο, (β) κάθετο (Παράρτημα 3.II)
mm <b>Σχήμα 3.10</b> Πραγματικό και φανταστικό μέρος της αντίστασης εισόδου της κεραίας SPA
860/65/9/0/V. Σύγκριση μεταξύ προσομοίωσης και μέτρησης για το εύρος λειτουργίας της κεραίας. 112
<b>Σχήμα 3.11</b> Διάγραμμα ακτινοβολίας του αριθμητικού μοντέλου της κεραίας SPA 860/65/9/0/V. Οριζόντιο-xy, φ=0 <sup>0</sup> , θ=0 <sup>0</sup> (σκούρο μπλε), κάθετο-xz, φ=90 <sup>0</sup> , θ=90 <sup>0</sup> (ανοιχτό κόκκινο)112 <b>Σχήμα 3.12</b> Συντελεστής ανάκλασης S <sub>11</sub> συναρτήσει της συχνότητας για το αριθμητικό μοντέλο της κεοαίας SPA 860/65/9/0//
Σχήμα 3.13 Διάγραμμα ακτινοβολίας της κεραίας SPA 2000/80/8/0/V: (α) οριζόντιο, (β) κάθετο113 Σχήμα 3.14 Γεωμετρικά χαρακτηριστικά της κεραίας SPA 2000/80/8/0/V. Οι διαστάσεις δίνονται σε mm

<b>Σχήμα 3.15</b> Πραγματικό και φανταστικό μέρος της αντίστασης εισόδου της κεραίας SPA 2000/80/8/0/V. Σύγκριση μεταξύ προσομοίωσης και μέτρησης για το εύρος λειτουργίας της κεραίας. Η κεραία λειτουργεί σε ελεύθερο χώρο. Η διηλεκτρική σταθερά των υποστρωμάτων Α και Β είναι αντίστοιχα $ε_r$ =2.13 (A) και $ε_r$ =4.2 (B)
repully SPA 2000/80/8/0/V
<b>Σχήμα 4.1</b> Ορισμός του προβλήματος ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας, με χρήση σφαιρικού μοντέλου, και της απόστασης D. Οι ακτίνες $\alpha_1$ , $\alpha_2$ και $\alpha_3$ ορίζονται στον Πίνακα 3.4
<b>Εικόνα 5.1</b> Εντοπισμός του διακριτοποιημένου μοντέλου εγκεφάλου σε ένα αριθμητικό κεφάλι παιδιού. (α) Καθορισμός του περιγεγραμμένου ορθογωνίου παραλληλεπιπέδου στον εγκέφαλο και των οκτώ οροθεσίων κατά Talairach. (β) Ογκομετρική και (γ) τομεακή απεικόνιση των κυβικών στοιχείων του διακριτοποιημένου εγκεφάλου
χρώμα υποδεικνύει κάθε ετικέτα, κανονικοποιημένο στη μέγιστη τιμή του αντίστοιχου επιπέδου. 143 <b>Εικόνα 5.3</b> Απόδοση ετικετών για το απλουστευμένο ορθογώνιο μοντέλο εγκεφάλου (αριστερά) σε σύγκριση με την αναφορά που προκύπτει από το Talairach Daemon [Lancaster and Fox n.d.] (δεξιά) για w=-12 mm. (α) Σύγκριση για όλες τις εγκεφαλικές έλικες (επίπεδο 3) και για όλες τις περιοχές Brodmann (επίπεδο 5)
Εικόνα 5.4 Αριθμητικό μοντέλο κεφαλιού 'Billie', που αντιστοιχεί σε κορίτσι 11 ετών, εκτίθεται στην ΗΜ ακτινοβολία πρότυπης κινητής τερματικής συσκευής Generic_L835 (GP1). Οι ετικέτες κατά
Talairach στο επίπεδο ημισφαιρίου έχουν αντιστοιχιστεί στους εγκεφαλικούς ιστούς για ένα επίπεδο που ορίζεται παράλληλα με τον άξονα της κινητής τερματικής συσκευής
<b>Εικόνα 5.7</b> ΗΜ έκθεση ιστών του κεφαλιού σε κινητές τερματικές συσκευές βάσει μετρήσεων στο SAM μοντέλο [Gosselin <i>et al.</i> 2011]. (α) Διάταξη μετρήσεων με χρήση του SAM μοντέλου και του συστήματος DASY. (β) Οι μετρήσεις του SAR χαρτογραφημένες και απεικονισμένες εντός του SAM μοντέλου. Οι SAR τιμές έχουν κανονικοποιηθεί στη μέγιστη τιμή
Εχήμα 5.1 Τοποθέτηση των οκτώ οροθεσίων κατά Talairach σε τρία κάθετα επίπεδα του εγκεφάλου. (α) Αξονικό/εγκάρσιο ή επίπεδο UV. (β) Στεφανιαίο ή επίπεδο UW. (γ) Οβελιαίο, δια-ημισφαιρικό ή επίπεδο VW. 141 Εχήμα 5.2 Χαρτογράφηση του αριθμητικού μοντέλου εγκεφάλου υπό εξέταση, σύμφωνα με τον άτλαντα κατά Talairach-Tournoux. Απόδοση ετικετών. 143 Εχήμα 5.3 Απλουστευμένο ορθογώνιο μοντέλο εγκεφάλου. Απεικόνιση των ετικετών κατά Talairach-Tournoux και μια αξονική τομή (διακεκομμένο ευθύγραμμο τμήμα) η οποία χρησιμοποιείται κατά τον έλεγχο ακρίβειας. 145 Εχήμα 5.4 ΗΜ έκθεση 1105 εγκεφαλικών θέσεων για τα σενάρια χρήσης της Generic_L835 (GP1) κινητής τερματικής συσκευής. α) Ενήλικες: 'Ella' και 'Duke', β) παιδιά: 'Billie' και 'Thelonious'. 150 Εχήμα 5.5 Ηλικιακά εξαρτώμενη σύγκριση της μέσης τιμής SAR για τις επιλεγμένες εκτιθέμενες υποπεριοχές του εγκεφάλου. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται για τις δύο τερματικές συσκευές GP1 και GP2. Τα ποσοστά αντιστοιχούν σε σχετική μεταβολή της μέσης τιμής SAR στα παιδιά ('Theolonious' και 'Billie') σε σχέση με την αντίστοιχη τιμή στους ενήλικες ('Duke' και 'Ella') για έξι
εγκεφαλικές υποπεριοχές151

**Εικόνα Π5.1** Βήμα 3: Εργαλείο ΗΜ αριθμητικής δοσιμετρίας για εγκεφαλικές υποπεριοχές με χρήση του άτλαντα κατά Talairach-Tournoux. Ενσωμάτωση στην πλατφόρμα λογισμικού SEMCAD X<sup>®</sup>......254

Εικόνα Π5.2 Βήματα 4, 5, 6: Εργαλείο ΗΜ αριθμητικής δοσιμετρίας για εγκεφαλικές υποπεριοχές με χρήση του άτλαντα κατά Talairach-Tournoux. Ενσωμάτωση στην πλατφόρμα λογισμικού SEMCAD X®. Εικόνα 6.2 Χαρακτηριστική φωτογραφία εξεταζόμενου με το σύστημα των κεραιών ΒΟΧ εγκατεστημένο λίγο πριν την έναρξη της πειραματικής διαδικασίας. Ο εξεταζόμενος φέρει ηλεκτρόδια για την μετέπειτα καταγραφή του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος......165 Εικόνα 6.3 Σύγκριση αποτελεσμάτων μέτρησης ως προς την προσομοίωση για τις τιμές επιφανειακού SAR και μέγιστων κανονικοποιημένων τιμών SAR για μάζες αναφοράς 1 g/10 g (psSAR<sub>1g/10g</sub>). Όλες οι τιμές είναι κανονικοποιημένες σε ισχύ εισόδου κεραίας 1 W......172 Εικόνα 6.4 Κατανομή τιμών σημειακού SAR για την πειραματική υπόθεση 2. Αποτελέσματα για το αριθμητικό μοντέλο 'Ella' για τη συχνότητα 900 MHz/2140 MHz: α)/A) οβελιαία – YZ, β)/B) στεφανιαία – ΧΖ, γ)/Γ) εγκάρσια – ΧΥ τομή και δ)/Δ) όψη εξωτερικής επιφάνειας εγκεφαλικού φλοιού (φαιά ουσία). Οι τιμές είναι αντίστοιχα κανονικοποιημένες για ισχύ εισόδου της κεραίας 2.6 W (900 MHz) και 4.6 W (2140 MHz) και η χρωματική κλίμακα είναι κανονικοποιημένη σε 17.9 W/kg (0 dB). Εικόνα 6.5 Κατανομή τιμών σημειακού SAR για την πειραματική υπόθεση 3. Αποτελέσματα για το αριθμητικό μοντέλο 'Ella'/'Billie': α)/Α) οβελιαία – ΥΖ, β)/Β) στεφανιαία – ΧΖ, γ)/Γ) εγκάρσια – ΧΥ τομή και δ)/Δ) όψη εξωτερικής επιφάνειας εγκεφαλικού φλοιού (φαιά ουσία). Οι τιμές είναι αντίστοιχα κανονικοποιημένες για ισχύ εισόδου της κεραίας 2.39 W για τις δύο ηλικιακές ομάδες και η χρωματική κλίμακα είναι κανονικοποιημένη σε 17.9 W/kg (0 dB). ...... Σχήμα 6.1 Σχηματικό διάγραμμα του πρωτότυπου συστήματος ηλεκτρομαγνητικής έκθεσης ΒοΧ, όπως εγκαταστάθηκε στο Πανεπιστήμιο της Ζυρίχης. .....161 Σχήμα 6.2 (α) Ηλεκτρομαγνητικά σήματα που χρησιμοποιούνται για την έκθεση των εθελοντών, (β) αριθμητικός υπολογισμός του φάσματος των επιβαλλόμενων σχημάτων διαμόρφωσης......162 **Σχήμα 6.3** Φωτογραφία, αριθμητικό μοντέλο και διαστάσεις του BOX συστήματος έκθεσης με τις δύο στεγασμένες κεραίες που λειτουργούν σε συχνότητα 900 MHz και 2140 MHz......166 Σχήμα 6.4 Καθορισμός και απεικόνιση των οκτώ (8) λειτουργικών υποπεριοχών του εγκεφάλου (Τ1-T8) που επιλέγονται με χρήση του ανατομικού άτλαντα κατά Talairach-Tournoux ώστε να καθοριστεί η απορρόφηση ισχύος στον εξωτερικό εγκεφαλικό φλοιό. .....168 Εικόνα 7.1 Χαρακτηριστικές φωτογραφίες εξεταζόμενων λίγο πριν τη συμμετοχή τους στην Εικόνα 7.2 Κατανομή τιμών σημειακού SAR για την προσομοίωση αναφοράς με αριθμητικό μοντέλο 'Ella' και συχνότητα λειτουργίας 1966 MHz: α) οβελιαία – YZ, β) στεφανιαία – XZ, γ) εγκάρσια – XY τομή και δ) όψη εξωτερικής επιφάνειας εγκεφαλικού φλοιού (φαιά ουσία). Οι τιμές είναι κανονικοποιημένες για ισχύ εισόδου της κεραίας 3.9 W (1966 MHz) και η χρωματική κλίμακα είναι κανονικοποιημένη σε 23.2 W/kg (0 dB)......195 Εικόνα 7.3 Σενάρια ηλεκτρομαγνητικής έκθεσης (α) με ηλεκτρόδια και (β) με ηλεκτρόδια και καλώδια σε οριζόντια διάταξη. Ως πηγή ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας χρησιμοποιείται η επίπεδη Εικόνα 7.4 Κατανομή των τιμών του ηλεκτρικού (Erms) πεδίου στη στεφανιαία τομή ΧΖ (y=0) για την προσομοίωση (α) αναφοράς, (β) με ηλεκτρόδια, (γ) με ηλεκτρόδια και καλώδια και (δ) με ηλεκτρόδια και καλώδια, προσομοιώνοντας την κοιλότητα της αγώγιμης γέλης ως PEC. Οι τιμές είναι κανονικοποιημένες για ισχύ εισόδου της κεραίας 1 W (1966 MHz) και η χρωματική κλίμακα είναι Εικόνα 7.5 Κατανομή των τοπικών τιμών SAR στην επιφάνεια για την προσομοίωση αναφοράς (A), (B), (Γ) και την αντίστοιχη με ηλεκτρόδια και καλώδια, προσομοιώνοντας την κοιλότητα της αγώγιμης γέλης ως PEC (α), (β), (γ). Η απεικόνιση γίνεται στην επιφάνεια του δέρματος (Α), (α), του κρανίου (B), (β) και του εγκεφάλου (λευκή και φαιά ουσία) (Γ), (γ). Οι τιμές είναι κανονικοποιημένες για ισχύ εισόδου της κεραίας 1 W (1966 MHz) και η χρωματική κλίμακα είναι κανονικοποιημένη σε 50.37 Εικόνα 7.6 Διάταξη δύο επίπεδων κεραιών σε σχέση με το αριθμητικό μοντέλο κεφαλιού 'Ella' σε οριζόντια απόσταση 180 mm και κάθετη απόσταση 42 mm πάνω από τον ακουστικό πόρο κάθε

αυτιού. Η επίπεδη κεραία που τοποθετείται στη δεξιά πλευρά του κεφαλιού δέχεται ημιτονοειδή
διέγερση και ακτινοβολεί
Εικόνα 7.7 Προετοιμασία του χώρου διεξαγωγής της πειραματικής διαδικασίας. (α) Προσάρτηση του
απορροφητικού υλικού SL100 στα μεταλλικά τοιχώματα του χώρου. (β) Όψη του χώρου με
προσαρτημένο απορροφητικό υλικό απέναντι από την κεραία που ακτινοβολεί και απεικόνιση του
καθίσματος που προϋπήρχε στο Εργαστήριο Ψυχοφυσιολογίας. (γ) τελική διάταξη του χώρου πριν
από την έναρξη της πειραματικής διαδικασίας204
<b>Εικόνα 7.8</b> Συστήματα μέτρησης ηλεκτρομαγνητικού πεδίου υποβάθρου. (α) Μετρητικό σύστημα
έντασης ηλεκτρικού πεδίου με δυνατότητα επιλογής συχνότητας, SRM-3000 (NARDA). (β) Μετρητής
ηλεκτρομαγνητικών πεδίων, PMM8053, συνοδευόμενος από τους αισθητήρες EP330 και EHP50A. (γ)
Ενδεικτική απεικόνιση μέτρησης ηλεκτρικού πεδίου με χρήση SRM-3000 (NARDA), παρουσία του
'εξεταζόμενου'στο κάθισμα
<b>Εικόνα 7.9</b> Γεννήτρια πρότυπου UMTS σήματος δοκιμής (Generic UMTS Signal GUS 6960S, SN
2002/012) [Ndoumbè Mbonjo Mbonjo et al. 2004]207
<b>Εικόνα 7.10</b> Ενισχυτής ισχύος Ophir <sub>RF</sub> 5143212
<b>Εικόνα 7.11</b> Ενδεικτική συνδεσμολογία ελέγχου του σήματος εξόδου της γεννήτριας GUS 6960S
ύστερα από ενίσχυσή του με τον ενισχυτή ισχύος Ophir $_{ extsf{RF}}$ 5143. Η μέτρηση πραγματοποιείται με
κατάλληλη συνδεσμολογία εξασθενητών212
<b>Σχήμα 7.1</b> Σχηματικό διάγραμμα της προτεινόμενης πειραματικής διαδικασίας εθελοντών186
<b>Σχήμα 7.2</b> Κατανομή εθελοντών στις πειραματικές συνεδρίες
<b>Σχήμα 7.3</b> Το αριθμητικό μοντέλο 'Ella' με την επίπεδη κεραία SPA 2000/80/8/0/V σε οριζόντια
απόσταση 180 mm (προσομοίωση αναφοράς) μετά την διακριτοποίηση του χώρου σε κυβικά
στοιχεία. Οι αποστάσεις είναι σε mm190
<b>Σχήμα 7.4</b> Καθορισμός και απεικόνιση των λειτουργικών υποπεριοχών του εγκεφάλου (T2-T5) που
επιλέγονται με χρήση του ανατομικού άτλαντα κατά Talairach-Tournoux ώστε να καθοριστεί η ΗΜ
έκθεση των λειτουργικών δομών του εγκεφάλου <sup>0</sup> 192
Σχήμα 7.5 Αριθμητικό μοντέλο ηλεκτροδίου και τμήματα από τα οποία αποτελείται
<b>Σχήμα 7.6</b> Τιμές μετρούμενου ηλεκτρικού πεδίου εντός του κλωβού για το φάσμα συχνοτήτων (75
MHz-3 GHz) με χρήση της μονάδας SRM-3000, σε συνδυασμό με το μετρητή ηλεκτρικού πεδίου
τριών αξόνων
<b>Σχημα 7.7</b> Σχηματικό διαγραμμα της διατάξης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολιας207
<b>Σχημα 7.8</b> Φασμα ισχυος για το σημα εξόδου της γεννητριας GUS 6960S με επιλογή CW, κανοντάς
χρηση του (α) peak και (β) rms detector από τις ρυθμισεις του αναλυτή φασματός, θετόντας
εξασθένηση ίση με 31 dB (τελευταία γραμμή του Πινακά που επίσυναπτεταί στο Παραρτήμα 7.111.
Περισσοτερες λεπτομερειες για τις μετρησεις που απεικονιζονται στο 2χημα 7.8 μπορούν να
αναζητηθούν στο Παραρτημα 7.1ν
<b>εχημα 7.9</b> Φασμα ίδχυος για το σημα εξόσου της γεννητριας GUS 6960S με επιλογή UNITS, θετοντάς
$z_{\alpha}$ οθενήση τοη με (α) 50 αΒ (εικονα από το φυλλασίο τεχνικών προσματώματων της γεννητριας-
$\mu$ fast nower control». διάρχειας 45 cos Περισσότερος ) επτομέρεις κατά τη διαρκεία της φασης
«Just power control», διαρκείας 45 sec. Περισσοτερες λεπτομερείες για τις μετρησεις που
απεικονιζονται στο $2\chi_1$ μα 7.5(β) μπορούν να αναζητησούν στο παραρτημα 7.1ν211
(αλυσίδα) για χρήση στην πειραματική διαδικασία των εθελοντών
<b>Εικόνα 8.1</b> Χώρος ελέγχου του ολοκληρωμένου συστήματος παραγωγής περι-ομδωτικών
ακουστικών ερεθισμάτων καθώς και κατανραφής και ενίσχυσης του ηλεκτροενκεφαλογραφήματος
<b>Σχήμα 8.1</b> Τιμές ΔΤ ως συνάρτηση της διάρκειας του ήχου για τιμές 0.16 έως 960 msec [Abel 1972].
Σχήμα 8.2 Σχηματικό διάνραμμα του ολοκληρωμένου συστήματος παραγωνής περι-ομδωτικών
ακουστικών ερεθισμάτων καθώς και κατανραφής και ενίσχυσης του ηλεκτορενκεφαλογοαφήματος
Σχήμα 8.3 Παλμοσειρά ακουστικών ερεθισμάτων για τον καθορισμό της ελάγιστης αντιληπτής
διαφορας (JND) στη διαρκεία δυο παλμών. Επισημανση του χρονικού διαστηματός κατανράφης του
οιαφορας (JND) στη διαρκεια δυο παλμων. Επισημανση του χρονικου διαστηματος καταγραφης του σήματος

Σχήμα 8.4 Απαντήσεις των 5 πρώτων εθελοντών (#1-5) για τις 110 επαναλήψεις. Οι ορθές απαντήσεις σημειώνονται με (♦), οι λανθασμένες με (Ο) και η στάθμη 0.5 sec σημειώνεται με (+). Σχήμα 8.5 Απαντήσεις των 5 επόμενων εθελοντών (#6-10) για τις 110 επαναλήψεις. Οι ορθές απαντήσεις σημειώνονται με (♦), οι λανθασμένες με (Ο) και η στάθμη 0.5 sec σημειώνεται με (+). Σχήμα 8.6 Χάραξη των ψυχοακουστικών δεδομένων από τους δέκα εθελοντές και κατάλληλη προσαρμογή τους σε επιλεγμένες λογιστικές ψυχομετρικές συναρτήσεις. Τα δεδομένα για κάθε στάθμη της διάρκειας παλμού δοκιμής αναπαρίστανται με (♦) και συνδέονται με διακεκομμένη **Σχήμα 8.7** Καταγραφές δυναμικού από πέντε ηλεκτρόδια (#6-10) για τη 12<sup>η</sup> επανάληψη του 3<sup>ου</sup> εθελοντή, όπως προκύπτουν αμέσως μετά την καταγραφή και αποθήκευση στον Η/Υ Master. Ο χρόνος καταγραφής του σήματος είναι 5700 msec (Σχήμα 8.3). Για τη 12<sup>η</sup> επανάληψη η διάρκεια του παλμού δοκιμής είναι t'=480 msec (Πίνακας 8.1). Επισημαίνονται η έναρξη και παύση των τριών **Σχήμα 8.8** Καταγραφές δυναμικού από το ίδιο ηλεκτρόδιο (#6) για τη  $12^{9}$  και  $19^{9}$  επανάληψη του  $3^{00}$ εθελοντή, όπως προκύπτουν αμέσως μετά την καταγραφή και αποθήκευση στον Η/Υ Master. Ο χρόνος καταγραφής του σήματος είναι 5700 msec (Σχήμα 8.3). Για τη 12<sup>η</sup> και 19<sup>η</sup> επανάληψη η διάρκεια του παλμού δοκιμής είναι t'=480 msec και t'=620 msec, αντίστοιχα (Πίνακας 8.1). Επισημαίνονται η έναρξη και παύση των τριών πρώτων παλμών με κάθετη συνεχή και διακεκομμένη 

**Πίνακας 4.1** Μέγιστες τιμές SAR και απορροφούμενη ισχύς στα ανατομικά μοντέλα κεφαλιού ενήλικα (Brad) και αγοριών 10 ετών (UB10, NUB10). Τα μοντέλα εκτίθενται στην Generic\_H1710. Η ισχύς εισόδου στην κεραία είναι 125 mW. Τα αποτελέσματα αντιστοιχούν στα ρεαλιστικά σενάρια έκθεσης (FDTD), για τη μεταβολή της απόστασης.

**Πίνακας 4.2** Μέγιστες τιμές SAR και απορροφούμενη ισχύς στα σφαιρικά τριστρωματικά μοντέλα κεφαλιού ενήλικα (Adult) και αγοριών 10 ετών (Boy\_1, Boy\_2). Τα μοντέλα εκτίθενται στην ελικοειδή διπολική κεραία, με συχνότητα λειτουργίας 1710 MHz. Η ισχύς εισόδου στην κεραία είναι 125 mW. Τα αποτελέσματα αντιστοιχούν στα κανονικά προβλήματα έκθεσης (Green/MoM), για τη μεταβολή της απόστασης.

**Πίνακας 4.3** Μέγιστες τιμές SAR και απορροφούμενη ισχύς στα ανατομικά μοντέλα κεφαλιού ενήλικα (Brad) και αγοριών 10 ετών (UB10, NUB10). Τα μοντέλα εκτίθενται στην Generic\_H1710. Η ισχύς εισόδου στην κεραία είναι 125 mW. Τα αποτελέσματα αντιστοιχούν στα ρεαλιστικά σενάρια έκθεσης (FDTD), για τη μεταβολή των τιμών των διηλεκτρικών ιδιοτήτων, για την ελάχιστη απόσταση D'=0 mm.

**Πίνακας 4.4** Μέγιστες τιμές SAR και απορροφούμενη ισχύς στα σφαιρικά τριστρωματικά μοντέλα κεφαλιού ενήλικα (Adult) και αγοριών 10 ετών (Boy\_1, Boy\_2). Τα μοντέλα εκτίθενται στην ελικοειδή διπολική κεραία, με συχνότητα λειτουργίας 1710 MHz. Η ισχύς εισόδου στην κεραία είναι 125 mW.

Τα αποτελέσματα αντιστοιχούν στα κανονικά προβλήματα έκθεσης (Green/MoM), για τη μεταβολή των τιμών των διηλεκτρικών ιδιοτήτων, για την ελάχιστη απόσταση D=5 mm. 129

<b>Πίνακας 6.1</b> Σύνοψη των κύριων χαρακτηριστικών των επιβαλλόμενων ηλεκτρομαγνητικών σημάτων
163 <b>Πίνακας 6.2</b> Επιλογή των ετικετών σε κάθε επίπεδο του εγκεφαλικού άτλαντα κατά Talairach- Γournoux για τον καθορισμό των οκτώ υποπεριοχών T1-T8 που χαρακτηρίζουν την HM έκθεση της εξωτερικής επιφάνειας του εγκεφαλικού φλοιού
<b>Πίνακας 6.3</b> Παράμετροι αβεβαιότητας και μεταβλητότητας για τις πειραματικές υποθέσεις 2 και 3. 
Πίνακας 6.4 Πειραματική υπόθεση 2: Τιμές psSAR <sub>1g/10g</sub> και μέσου SAR για επιλεγμένες δομές του κεφαλιού και τις υποπεριοχές T1-T8 του εγκεφάλου. Η αριθμητική δοσιμετρία των προσομοιώσεων αναφοράς (μοντέλο κεφαλιού 'Ella' για 900 MHz και 2140 MHz) συνοδεύονται από την αβεβαιότητα και μεταβλητότητα για όλους τους υπολογισμούς
<b>Πίνακας 7.1</b> Επιλογή των ετικετών σε κάθε επίπεδο του εγκεφαλικού άτλαντα κατά Talairach- Tournoux για τον καθορισμό των πέντε υποπεριοχών T1-T5 που χαρακτηρίζουν την ΗΜ έκθεση των λειτουργικών δομών του εγκεφάλου. Η (-) υποδεικνύει ότι δεν πραγματοποιείται φιλτράρισμα για το επίπεδο επιλογής
υπολογισμούς
Πίνακας 7.4 Διηλεκτρικές ιδιότητες για τον χαρακτηρισμό των τμημάτων του αριθμητικού μοντέλου του ηλεκτροδίου
μετρήση της τιμής του ηλεκτρικου λεοιου για επιλεγμένο φασμα συχνότητων
Για την προστασία του αναλυτή φάσματος χρησιμοποιείται ειδικός εξασθενητής 40 dB

**Πίνακας 8.1** Η ακολουθία των τιμών της διάρκειας του παλμού δοκιμής για κάθε επανάληψη. Η ακολουθία έχει προκαθοριστεί με ψευδοτυχαίο τρόπο και είναι κοινή για όλους τους εξεταζόμενους. 226 **Πίνακας 8.2** Η ακολουθία των τιμών της διάρκειας του παλμού δοκιμής για κάθε μία από τις 20 επαναλήψεις ελέγχου. Η ακολουθία έχει προκαθοριστεί με ψευδοτυχαίο τρόπο και είναι κοινή για όλους τους εξεταζόμενους. Ο παλμός αναφοράς έχει συχνότητα f<sub>1</sub>'=2000 Hz και διάρκεια t<sub>test</sub>=400 msec. 227 **Πίνακας 8.3** Αριθμός λανθασμένων απαντήσεων για κάθε εθελοντή. 229 **Πίνακας 8.4** Τιμές και διακύμανση του κατωφλίου διαφοράς (DL) και του πηλίκου Weber ......231

# Ευρετήριο όρων

ElectroMagnetic Fields (EMF)	ΗλεκτροΜαγνητικά Πεδία (ΗΜΠ)
RadioFrequency (RF)	ΡαδιοΣυχνότητα (ΡΣ)
Extremely Low Frequency (ELF)	εξαιρετικά χαμηλή συχνότητα
Continuous Wave (CW)	συνεχές κύμα
Perfect Electric Conductor (PEC)	τέλεια αγώγιμο υλικό
Specific Absorption Rate (SAR)	ρυθμός ειδικής απορρόφησης
peak spatial averaged SAR (psSAR)	μέγιστη τιμή του Ρυθμού Ειδικής Απορρόφησης, κανονικοποιημένου σε μάζα αναφοράς
Finite Difference Time Domain (FDTD) method	μέθοδος των Πεπερασμένων Διαφορών στο Πεδίο του Χρόνου
Universal Mobile Telecommunications System (UMTS)	Παγκόσμιο Σύστημα Κινητών Τηλεπικοινωνιών
Global System for Mobile (GSM) communications	Παγκόσμιο Σύστημα Κινητών Επικοινωνιών
Central Nervous System (CNS)	Κεντρικό Νευρικό Σύστημα (ΚΝΣ)
ElectroEncephaloGram (EEG)	ΗλεκτροΕγκεφαλοΓράφημα (ΗΕΓ)
Event Related Potentials (ERPs)	Βιωματικά Δυναμικά (ΒΔ)
Evoked Potentials (EPs)	Προκλητά Δυναμικά (ΠΔ)
Just Noticeable Difference (JND)	ελάχιστη αντιληπτή διαφορά
Difference Limen (DL)	κατώφλι διαφοράς
method of constant stimuli (mcs)	μέθοδος των σταθερών ερεθισμάτων
Point of Subjective Equality (PSE)	σημείο υποκειμενικής ισότητας

## Πρόλογος

Τις τελευταίες δεκαετίες, η χρήση των κινητών επικοινωνιών έχει αυξηθεί σημαντικά, ειδικά μεταξύ των εφήβων και παιδιών. Οι πιθανές διαφοροποιήσεις στα σχήματα απορρόφησης ηλεκτρομαγνητικής ισχύος μεταξύ ενηλίκων και παιδιών αποτελούν τα τελευταία χρόνια επιστημονική συζήτηση, η οποία βρίσκεται σε εξέλιξη. Θεωρείται ότι τα παιδιά και οι έφηβοι παρουσιάζουν ιδιαίτερη ευαισθησία στην ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία, λόγω του αναπτυσσόμενου κεντρικού νευρικού συστήματος και της μακροχρόνιας χρήσης τεχνολογιών κινητών επικοινωνιών. Πρόσφατες ερμηνείες επιδημιολογικών μελετών, οι οποίες βρίσκονται ακόμη υπό αμφισβήτηση, καταδεικνύουν αυξημένη πιθανότητα εμφάνισης γλοιώματος, μηνιγγιώματος και άλλων παθήσεων του κεντρικού νευρικού συστήματος, λόγω της έκθεσης σε ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία. Τα βιβλιογραφικά δεδομένα και το υπόβαθρο της επιστημονικής γνώσης καθιστούν επιτακτική τη μελέτη των πιθανών επιδράσεων της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας στις λειτουργικές εγκεφαλικές δομές.

Στην παρούσα διδακτορική διατριβή σχεδιάζεται και διεξάγεται υπολογιστική και πειραματική μελέτη της επίδρασης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας από κινητές τερματικές συσκευές δεύτερης και τρίτης γενιάς, σε λειτουργικές εγκεφαλικές δομές. Στο πρώτο μέρος, πραγματοποιείται παραμετρική αριθμητική δοσιμετρική μελέτη της επίδρασης ηλικιακά εξαρτώμενων παραμέτρων στην ηλεκτρομαγνητική έκθεση ανατομικών μοντέλων κεφαλιού, διαφόρων ηλικιών. Ως πηγή ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας, χρησιμοποιείται ελικοειδής κεραία μικρών διαστάσεων. Το δεύτερο μέρος εστιάζει στο λεπτομερή σχεδιασμό πειραματικών μελετών εθελοντών για την αποτίμηση των πιθανών αλλαγών στις καταγραφές ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και προκλητών δυναμικών, λόγω έκθεσης σε ηλεκτρομαγνητικά πεδία. Για το σκοπό αυτό αρχικά αναπτύσσεται και ελέγχεται η ακρίβεια εργαλείου αριθμητικής δοσιμετρίας για εγκεφαλικές υποπεριοχές, με χρήση του ανατομικού άτλαντα εγκεφάλου κατά Talairach-Tournoux. Το αναπτυχθέν εργαλείο χρησιμοποιείται για το δοσιμετρικό σχεδιασμό πειραματικής διαδικασίας, με στόχο τη μελέτη της επίδρασης ακτινοβολίας ηλεκτρομαγνητικού σήματος α) δεύτερης και τρίτης γενιάς, στο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα ύπνου ενηλίκων και παιδιών, β) τρίτης γενιάς, στο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και τα προκλητά δυναμικά ενηλίκων. Παράλληλα, προτείνεται πρωτότυπο σύστημα έκθεσης για τη μελέτη υποθέσεων επίδρασης ηλεκτρομαγνητικών πεδίων κινητών τερματικών συσκευών στο κεντρικό νευρικό σύστημα. Επιπλέον, αποτιμάται υπολογιστικά η παρεμβολή του συστήματος ηλεκτροδίων στις καταγραφές της απορροφούμενης ηλεκτρομαγνητικής ισχύος. Η διδακτορική διατριβή ολοκληρώνεται με τη διεξαγωγή προκαταρτικής πειραματικής μελέτης ενηλίκων εθελοντών για το διαφορικό καθορισμό της ελάχιστης αντιληπτής διαφοράς σε περι-ουδωτικό ακουστικό ερέθισμα, παρέχοντας μία εισαγωγή στην ψυχοακουστική. Πιο αναλυτικά, το περιεχόμενο των κεφαλαίων από τα οποία απαρτίζεται η διδακτορική διατριβή, αναφέρεται ακολούθως.

Το **κεφάλαιο 1** αποτελεί εισαγωγικό κεφάλαιο στο αντικείμενο και τους στόχους του πρώτου μέρους της διδακτορικής διατριβής, το οποίο αφορά σε ηλικιακά εξαρτώμενα προβλήματα αριθμητικής δοσιμετρίας για μη ιοντίζουσα ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία ραδιοσυχνοτήτων, κοντινού πεδίου. Αρχικά, ορίζονται βασικές έννοιες που χρησιμοποιούνται στην υπολογιστική ηλεκτρομαγνητική δοσιμετρία, καθώς και οι διεθνείς βασικοί περιορισμοί και τα επίπεδα αναφοράς. Στη συνέχεια, ορίζονται οι βασικές αριθμητικές μέθοδοι επίλυσης των εξισώσεων Maxwell, δίνοντας έμφαση στις μεθόδους που χρησιμοποιούνται στο πλαίσιο της διδακτορικής διατριβής. Περιγράφονται αριθμητικά μοντέλα βιολογικών αντικειμένων και ηλεκτρομαγνητικών πηγών που συναντώνται στη βιβλιογραφία και παρουσιάζονται χαρακτηριστικά προβλήματα ηλεκτρομαγνητικής δοσιμετρίας.

Το **κεφάλαιο 2** αποτελεί εισαγωγικό κεφάλαιο στο αντικείμενο και τους στόχους του δεύτερου μέρους της διδακτορικής διατριβής, το οποίο αφορά στο δοσιμετρικό και πειραματικό σχεδιασμό μελετών για την επίδραση ηλεκτρομαγνητικών πεδίων κινητών επικοινωνιών 2<sup>ης</sup> και 3<sup>ης</sup> γενιάς στο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα ύπνου, ηρεμίας και τα προκλητά δυναμικά, κατά τη διάρκεια ακουστικών ερεθισμάτων. Αρχικά, ορίζονται οι βασικές έννοιες που σχετίζονται με το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και τα προκλητά δυναμικά. Ακολουθεί εισαγωγή σε βασικές έννοιες της ψυχοακουστικής και στον ορισμό των περι-ουδωτικών ερεθισμάτων. Στη συνέχεια, πραγματοποιείται εκτενής βιβλιογραφική επισκόπηση σε χαρακτηριστικές έρευνες εθελοντών για τη μελέτη της επίδρασης ηλεκτρομαγνητικών πεδίων στο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα ύπνου, ηρεμίας και τα προκλητά δυναμικά του ορισμό των περι-ουδωτικών ερεθισμάτων.

Στο **κεφάλαιο 3** περιγράφονται τα αριθμητικά μοντέλα κεφαλιού και πηγών ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας που αναπτύσσονται και χρησιμοποιούνται για τους σκοπούς της αριθμητικής δοσιμετρικής μελέτης, σε συνθήκες κοντινού πεδίου. Αρχικά, περιγράφονται λεπτομερώς τα αριθμητικά ανατομικά μοντέλα κεφαλιού που αντιστοιχούν σε ενήλικες και παιδιά, των δύο φύλων και διαφόρων ηλικιών. Τα μοντέλα συμπληρώνονται από τα αντίστοιχα τριστρωματικά σφαιρικά. Στην συνέχεια, αναπτύσσεται μεθοδολογία για την εξαγωγή μοντέλων κεφαλιού που αντιστοιχούν σε παιδιά, με μη ομοιόμορφη κλιμάκωση των αντίστοιχων ενηλίκων. Ακολουθεί μοντελοποίηση της συμπίεσης του πτερυγίου του αυτιού για τα ανατομικά μοντέλα. Το δεύτερο μέρος του κεφαλαίου αφιερώνεται στη μοντελοποίηση των πηγών ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας. Μοντελοποιούνται α) ελικοειδής διπολική κεραία, β) πρότυπες κινητές τερματικές συσκευές εξοπλισμένες με ελικοειδή, γραμμική και επίπεδη ενσωματωμένη κεραία και γ) επίπεδες κεραίες για χρήση σε πειράματα εθελοντών.

Στο **κεφάλαιο 4** μελετώνται με λεπτομέρεια παράμετροι, οι οποίες επηρεάζουν την απορρόφηση ηλεκτρομαγνητική ισχύος από ανατομικά και σφαιρικά μοντέλα κεφαλιού. Τα μοντέλα

34

εκτίθενται σε ακτινοβολία ελικοειδών κεραιών μικρών διαστάσεων, οι οποίες λειτουργούν σε συχνότητα 1710 MHz. Οι παράμετροι μελέτης περιλαμβάνουν α) το μέγεθος του κεφαλιού, β) την εσωτερική και εξωτερική ανατομία του κεφαλιού και του προσώπου, γ) την απόσταση μεταξύ της πηγής ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας και του κεφαλιού, δ) τις διηλεκτρικές ιδιότητες του βιολογικών ιστών. Πραγματοποιείται συγκριτική παρουσίαση των αποτελεσμάτων με τη σχετική βιβλιογραφία.

Στο **κεφάλαιο 5** αναπτύσσεται μια αναλυτική, πολλαπλών επιπέδων μεθοδολογία χαρτογράφησης των εγκεφαλικών υποπεριοχών, σύμφωνα με τον ανατομικό άτλαντα εγκεφάλου κατά Talairach-Tournoux, πάνω σε ανατομικά μοντέλα εγκεφάλου, με χρήση προηγμένων μεθόδων. Το εργαλείο για τη χαρτογράφηση του εγκεφάλου, σύμφωνα με τον άτλαντα κατά Talairach-Tournoux υλοποιείται στην πλατφόρμα λογισμικού SEMCAD X<sup>®</sup> της εταιρίας SPEAG, Zυρίχη (SPEAG, Schmid & Partner Engineering AG) και υπολογίζει την έκθεση 1105 εγκεφαλικών θέσεων, και συνδυασμού αυτών, παρέχοντας σημαντική ενδυνάμωση μελλοντικών δοσιμετρικών αναλύσεων, π.χ. την αποτίμηση των διαφορών στην ΗΜ έκθεση μεταξύ παιδιών και ενηλίκων. Το κεφάλαιο συμπληρώνεται με τον έλεγχο ακρίβειας της μεθοδολογίας και παράθεση χαρακτηριστικών παραδειγμάτων ηλεκτρομαγνητικού χαρακτηρισμού των εγκεφαλικών υποπεριοχών κατά Talairach-Tournoux.

Στο κεφάλαιο 6 αναπτύσσεται πρωτότυπο σύστημα έκθεσης για τη μελέτη υποθέσεων επίδρασης ηλεκτρομαγνητικών πεδίων κινητών τερματικών συσκευών στο κεντρικό νευρικό σύστημα. Παρουσιάζεται πλήρης υπολογιστική δοσιμετρία αβεβαιότητας και μεταβλητότητας για την ηλεκτρομαγνητική περιγραφή πειραμάτων εθελοντών με στόχο τη μελέτη της επίδρασης ακτινοβολίας ηλεκτρομαγνητικού σήματος δεύτερης και τρίτης γενιάς, στο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα ύπνου ενηλίκων και παιδιών. Γίνεται χρήση της χαρτογράφησης των εγκεφαλικών υποπεριοχών κατά Talairach-Tournoux. Οι συχνότητες που χρησιμοποιούνται είναι 900 MHz και 2140 MHz και μελετώνται σενάρια έκθεσης του θαλάμου του εγκεφάλου, ο οποίος θεωρείται ότι διαδραματίζει πρωτεύοντα ρόλο στο στάδια του ύπνου.

Στο **κεφάλαιο 7** σχεδιάζεται μελέτη της επίδρασης της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας με χαρακτηριστικά σήματος που χρησιμοποιείται σε κινητές επικοινωνίες τρίτης γενιάς σε μετρήσεις ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και προκλητών δυναμικών που θα ληφθούν από ενήλικες εθελοντές, υπό καλώς καθορισμένο περι-ουδωτικό ακουστικό ερέθισμα. Το κεφάλαιο περιλαμβάνει: α) τον καθορισμό του πειραματικού πρωτοκόλλου, β) τον έλεγχο της ορθής λειτουργίας της διάταξης ακτινοβολίας, γ) την αναλυτική δοσιμετρική μελέτη του σεναρίου έκθεσης, (λαμβάνοντας υπόψη τη χαρτογράφηση των εγκεφαλικών υποπεριοχών κατά Talairach-Tournoux, τις παραμέτρους αβεβαιότητας και μεταβλητότητας και την παρεμβολή του συστήματος ηλεκτροδίων στις καταγραφές της απορροφούμενης ηλεκτρομαγνητικής ισχύος), δ) το σχεδιασμό και υλοποίηση της παλμοσειράς περι-ουδωτικών ακουστικών ερεθισμάτων, στ) τον έλεγχο του συστήματος καταγραφής και ενίσχυσης του σήματος ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος, ζ) τη διεξαγωγή εποπτικών μετρήσεων ηλεκτρομαγνητικού πεδίου υποβάθρου

35

Το **κεφάλαιο 8** διεξάγεται προκαταρτική πειραματική μελέτη ενηλίκων εθελοντών για το διαφορικό καθορισμό της ελάχιστης αντιληπτής διαφοράς σε περι-ουδωτικό ακουστικό ερέθισμα και αποτιμάται το κατώφλι διαφοράς στη διάρκεια των ακουστικών παλμών του ερεθίσματος.

Η διατριβή ολοκληρώνεται στο **κεφάλαιο 9** με παράθεση γενικών συμπερασμάτων και συζήτηση για τις κατευθύνσεις μελλοντικής έρευνας.
# Κεφάλαιο 1 – Αριθμητική δοσιμετρία σε συνθήκες κοντινού πεδίου

Τα ανοιχτά ερευνητικά ερωτήματα που ενδέχεται να διαφοροποιούν τις αρχικές συνθήκες σχεδιασμού των δοσιμετρικών αριθμητικών μελετών, μπορούν να οδηγήσουν σε αποκλίνοντα συμπεράσματα. Τέτοιου είδους ανοιχτά ερευνητικά πεδία είναι η επίδραση των ηλικιακά σχετιζόμενων αλλαγών στις διηλεκτρικές ιδιότητες των ιστών, στις διαστάσεις και την ελαστικότητα του εξωτερικού πτερυγίου του αυτιού, οι πιθανές μεταβολές στην έκθεση του εγκεφάλου λόγω των ηλικιακά σχετιζόμενων διαφοροποιήσεων στις αναλογίες του μεγέθους κεφαλιού, του κρανίου και του προσώπου καθώς και η επίδραση στην έκθεση λόγω της μεταβολής της σχετικής τοποθέτησης της κινητής τερματικής συσκευής. Εξαιτίας της ελλιπούς γνώσης στους προαναφερθέντες τομείς, της μεγαλύτερης μακροπρόθεσμης έκθεσης και του αναπτυσσόμενου οργανισμού των παιδιών, ο Παγκόσμιος Οργανισμός Υγείας (ΠΟΥ) προτείνει την "Αρχή της Προφύλαξης" [Kheifets *et al.* 2005]. Η απαίτηση για εμπεριστατωμένη και συστηματική δοσιμετρική (αριθμητική και πειραματική) μελέτη κρίνεται επιτακτική εξαιτίας:

- του αυξανόμενου ρυθμού της χρήσης των κινητών τηλεφώνων από παιδιά παγκοσμίως,
- του αναπτυσσόμενου Κεντρικού Νευρικού Συστήματος (ΚΝΣ) των παιδιών, και του επιστημονικού ενδιαφέροντος των επιδημιολογικών μελετών για την πιθανή συσχέτιση της έκθεσης σε ηλεκτρομαγνητικά πεδία (ΗΜΠ) με ασθένειες του ΚΝΣ όπως νόσος Alzheimer' s, ημικρανία και ίλιγγο [Huss et al. 2009], [Schüz et al. 2009],
- των αποτελεσμάτων επιδημιολογικών μελετών για τη συσχέτιση της έκθεσης σε ΗΜΠ με
   την εμφάνιση όγκων του εγκεφάλου (γλοίωμα, μηνιγγίωμα), των αδένων της παρωτίδας
   και του ακουστικού νεύρου (ακουστικό νευρίνωμα) [Khurana et al. 2008].

Στο παρόν κεφάλαιο τοποθετείται το γενικό πλαίσιο του πρώτου μέρους της διδακτορικής διατριβής, το οποίο αφορά σε ηλικιακά εξαρτώμενα προβλήματα αριθμητικής δοσιμετρίας για μη ιοντίζουσα ηλεκτρομαγνητική (HM) ακτινοβολία ραδιοσυχνοτήτων, κοντινού πεδίου. Στο πλαίσιο του πρώτου μέρους της διδακτορικής διατριβής, πραγματοποιείται εκτενής παραμετρική δοσιμετρική μελέτη, με στόχο την εξέταση της επίδρασης των ηλικιακά σχετιζόμενων παραμέτρων στην έκθεση του βιολογικού αντικειμένου. Οι πηγές που εξετάζονται είναι μικρών διαστάσεων ελικοειδείς κεραίες. Στη συνέχεια, ορίζονται οι βασικές αριθμητικές μέθοδοι επίλυσης των εξισώσεων Maxwell, δίνοντας έμφαση στις μεθόδους που χρησιμοποιούνται στο πλαίσιο της διδακτορικής διατριβής. Περιγράφονται αριθμητικά μοντέλα βιολογικών αντικειμένων και HM πηγών που συναντώνται στη βιβλιογραφία και παρουσιάζονται χαρακτηριστικά προβλήματα HM δοσιμετρίας.

## 1.1 Εισαγωγή

Κατά τη διάρκεια της τελευταίας δεκαετίας, οι δοσιμετρικές μελέτες για την έκθεση των χρηστών στην ακτινοβολία των κινητών τερματικών συσκευών εστιάζουν στους ελέγχους συμμόρφωσης με τις διεθνείς οδηγίες και νομοθεσίες, οι οποίες καθορίζουν τα επιτρεπτά επίπεδα έκθεσης και περιγράφουν πρακτικές ασφάλειας [ICNIRP 1998, CENELEC 2001, NRPB 2004, IEEE 2005, IEC 2005, SCENIHR 2007]. Οι διεθνείς οδηγίες και τα κριτήρια που έχουν θεμελιωθεί για τον περιορισμό της ανθρώπινης έκθεσης σε ηλεκτρομαγνητικά πεδία βασίζονται μόνο σε βραχυπρόθεσμες, θερμικής φύσης επιδράσεις των ηλεκτρομαγνητικών πεδίων και διακρίνονται σε:

- βασικούς περιορισμούς: οι περιορισμοί έκθεσης σε χρονικά μεταβαλλόμενα ηλεκτρικά,
   μαγνητικά και ηλεκτρομαγνητικά πεδία που βασίζονται άμεσα σε αποδεδειγμένες
   επιπτώσεις στην υγεία και σε βιολογικές μελέτες.
- ✓ επίπεδα αναφοράς: χρησιμοποιούνται για την πρακτική αποτίμηση της έκθεσης, προκειμένου να εκτιμηθεί το ενδεχόμενο υπέρβασης των βασικών περιορισμών. Ορισμένα επίπεδα αναφοράς προέρχονται από σχετικούς βασικούς περιορισμούς με τη χρήση μετρήσεων ή/και διαδικασιών υπολογισμού, ενώ άλλα περιλαμβάνουν τις δυσμενείς έμμεσες επιπτώσεις της έκθεσης σε ΗΜΠ.

Αξίζει να σημειωθεί ότι η συμμόρφωση με τα επίπεδα αναφοράς εξασφαλίζει τη συμμόρφωση με τους αντίστοιχους βασικούς περιορισμούς. Εάν η μετρούμενη τιμή υπερβαίνει το επίπεδο αναφοράς, δεν έπεται κατ' ανάγκη ότι στο σημείο που μετρήθηκε η τιμή, θα σημειώνεται και υπέρβαση του βασικού περιορισμού.

Οι οδηγίες βασίζονται κυρίως σε αποτελέσματα μελετών οι οποίες αποτιμούν την τιμή του ηλεκτρικού πεδίου, του ρεύματος και της ισχύος στο εσωτερικό των βιολογικών ιστών, λόγω της έκθεσής τους σε ΗΜ ακτινοβολία. Δεδομένου ότι οι τιμές των μεγεθών αυτών είναι δύσκολο να καθοριστούν ευθέως, είναι απαραίτητο να γίνει κατανοητός ο τρόπος με τον οποίο συσχετίζονται τα μεγέθη, με το εξωτερικά επιβαλλόμενο ηλεκτρικό και μαγνητικό πεδίο, το οποίο μπορεί να μετρηθεί εύκολα. Οι αριθμητικές μέθοδοι που περιγράφουν την αλληλεπίδραση των ΗΜΠ και των βιολογικών ιστών είναι ικανές να παρέχουν αυτή την πληροφορία. Στο πλαίσιο της διδακτορικής διατριβής, πρόκειται να μελετηθούν προβλήματα ΗΜ αριθμητικής δοσιμετρίας, για ακτινοβολία ραδιοσυχνοτήτων (ΡΣ), κοντινού πεδίου. Στις υπό εξέταση συχνότητες (900 MHz - 2 GHz), το μήκος κύματος είναι συγκρίσιμο με τις διαστάσεις του ανθρώπου ή μέρη του ανθρώπινου σώματος, με αποτέλεσμα να ακολουθούνται αριθμητικές μέθοδοι οι οποίες απαιτούν χρονικά εξαρτώμενες λύσεις.

#### 1.1.1 Ρυθμός Ειδικής Απορρόφησης (Specific Absorption Rate-SAR)

Στα προβλήματα έκθεσης των βιολογικών ιστών σε ΗΜ ακτινοβολία ΡΣ, τμήμα της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας απορροφάται από τον ιστό. Το μέγεθος ποσοτικοποίησης της απορροφούμενης ισχύος είναι ο Ρυθμός Ειδικής Απορρόφησης (*Specific Absorption Rate-SAR*). Ο SAR χρησιμοποιείται ευρύτατα στις μελέτες ΗΜ δοσιμετρίας, διότι η γνώση της τιμής του είναι απαραίτητη για την αποφυγή της ολόσωμης και τοπικής αύξησης της θερμοκρασίας του βιολογικού ιστού. Ο SAR ορίζεται ως η χρονική παράγωγος της μεταβολής της ισχύος (dW) που απορροφάται από μία μεταβολή μάζας (dm) η οποία περιέχεται σε μία μεταβολή όγκου (dV) δεδομένης πυκνότητας (ρ) [ΙΕΕΕ 2005]:

$$SAR = \frac{d}{dt} \left( \frac{dW}{dm} \right) = \frac{d}{dt} \left( \frac{dW}{\rho dV} \right)$$
(1.1).

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

$$SAR = \frac{\sigma |E|^2}{\rho}$$
(1.2)

όπου

σ η ηλεκτρική αγωγιμότητα του βιολογικού ιστού (S/m)

ρ η πυκνότητα μάζας του βιολογικού ιστού (kg/m<sup>3</sup>)

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

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

$$\mathsf{SAR} = \frac{\mathsf{c}\Delta\mathsf{T}}{\Delta t}\Big|_{\mathsf{t}=0} \qquad (1.3)$$

όπου

ΔΤ η μεταβολή της θερμοκρασίας (<sup>0</sup>C)

Δt η διάρκεια της έκθεσης (sec)

c η ειδική θερμική χωρητικότητα (J/kg  $^{0}$ C)

Ο τύπος (1.3) προϋποθέτει ότι οι μετρήσεις πραγματοποιούνται υπό ιδανικές μη θερμοδυναμικές συνθήκες, δηλ. δεν πραγματοποιείται απώλεια θερμότητας, λόγω θερμικής διάχυσης, ακτινοβολίας ή θερμορυθμιστικών μηχανισμών (π.χ. αιματική ροή).

Επιπλέον, οι διεθνείς οδηγίες της ICNIRP και IEEE ορίζουν τη μέγιστη τιμή του Ρυθμού Ειδικής Απορρόφησης, κανονικοποιημένη σε όγκο ή μάζα αναφοράς (*peak spatial averaged Specific*  Absorption Rate-psSAR), 10 g παραπλήσια μάζα ακανόνιστου σχήματος [ICNIRP 1998] ή 1 g κυβικού σχήματος [IEEE 2002], [IEEE 2005] (Σχήμα 1.1). Στην οδηγία IEEE Std C95.3-2002 της IEEE [IEEE 2002], περιγράφεται ο αλγόριθμος, σύμφωνα με τον οποίο υπολογίζεται η μάζα αναφοράς. Σύμφωνα με τους βασικούς περιορισμούς, η μέγιστη επιτρεπτή τιμή του psSAR<sub>10g</sub> είναι 2 W/kg [ICNIRP 1998, IEEE 2005].

Ο SAR εξαρτάται από: α) τα χαρακτηριστικά της ακτινοβολίας, β) τα χαρακτηριστικά του βιολογικού αντικειμένου, τη γεωμετρία του και την εσωτερική του δομή, γ) την απόσταση της πηγής ΗΜ ακτινοβολίας και του βιολογικού αντικειμένου, δ) τις ιδιότητες του περιβάλλοντα χώρου.



**Σχήμα 1.1** Αλγόριθμος καθορισμού της μάζας αναφοράς κατά την κανονικοποίηση των τιμών του Ρυθμού Ειδικής Απορρόφησης. (α) Τροποποιημένο σχήμα από το [IEEE 2002], (β) εντοπισμός της τιμής psSAR<sub>1g</sub> κανονικοποιημένης σε μάζα κυβικού σχήματος σε μοντέλο κεφαλιού παιδιού 3 ετών (900 MHz) [Christ *et al.* 2010a], (γ) κατανομή SAR στον εγκέφαλο μοντέλου κεφαλιού παιδιού 15 ετών (1800 MHz) και εντοπισμός της τιμής psSAR<sub>1g</sub> κανονικοποιημένης σε παραπλήσια μάζα ακανόνιστου σχήματος [Wiart *et al.* 2008].

## 1.2 Αριθμητικές μέθοδοι επίλυσης των εξισώσεων Maxwell

Η μελέτη των προβλημάτων ΗΜ δοσιμετρίας βασίζεται στην κατάλληλη επιλογή της μεθοδολογίας για την επίλυση των εξισώσεων Maxwell. Στον ελεύθερο χώρο, η διαφορική μορφή των εξισώσεων είναι:

$$\nabla \times \mathbf{E} = -\partial \mathbf{B} / \partial \mathbf{t} \quad (1.4)$$

$$\nabla \times \mathbf{B} = \mu_0 (\mathbf{J} + \varepsilon_0 \partial \mathbf{E} / \partial \mathbf{t}) \quad (1.5)$$

$$\nabla \bullet \mathbf{E} = \rho / \varepsilon_0 \quad (1.6)$$

$$\nabla \bullet \mathbf{B} = \mathbf{0} \quad (1.7)$$

και η ολοκληρωτική μορφή των εξισώσεων είναι:

$$\int_{I} \mathbf{E} \bullet d\mathbf{I} = -\int_{S} (\partial \mathbf{B} / \partial \mathbf{t}) \bullet d\mathbf{S} \qquad (1.8)$$

$$\int_{1}^{1} \mathbf{B} \cdot d\mathbf{I} = \mu_{0} \int_{S} \mathbf{J} \cdot d\mathbf{S} + \varepsilon_{0} \mu_{0} \int_{S} (\partial \mathbf{E} / \partial \mathbf{t}) \cdot d\mathbf{S}$$
(1.9)  
$$\int_{S} \mathbf{E} \cdot d\mathbf{S} = (1/\varepsilon_{0}) \int_{V} \rho d\mathbf{V}$$
(1.10)  
$$\int_{S} \mathbf{B} \cdot d\mathbf{S} = 0$$
(1.11)

όπου

Ε η ένταση του ηλεκτρικού πεδίου (V/m)

B η μαγνητική επαγωγή (Τ)

J η πυκνότητα ρεύματος (A/m<sup>2</sup>)

ρ η πυκνότητα φορτίου (C/m<sup>3</sup>)

μ<sub>0</sub> η μαγνητική διαπερατότητα στον ελεύθερο χώρο ( $4\pi \times 10^{-7}$  H/m)

 $ε_0$  η ηλεκτρική επιτρεπτότητα στον ελεύθερο χώρο (8.854×10<sup>-12</sup> F/m).

Στη βιβλιογραφία αναφέρονται πολλές αριθμητικές τεχνικές για την επίλυση των εξισώσεων του Maxwell και μπορούν να υλοποιηθούν σε ηλεκτρονικούς υπολογιστές υψηλών δυνατοτήτων. Οι τεχνικές κατατάσσονται με κριτήριο α) τη μορφή των εξισώσεων Maxwell που χρησιμοποιούν: διαφορική (1.4-1.7) ή ολοκληρωτική μορφή (1.8-1.11), β) το πεδίο στο οποίο πραγματοποιείται ο υπολογισμός: χρόνου ή συχνότητας. Στη συνέχεια, παρουσιάζεται η Μέθοδος των Πεπερασμένων Διαφορών στο Πεδίο του Χρόνου, η οποία χρησιμοποιείται στο πλαίσιο της διδακτορικής διατριβής. Ακολουθεί ενδεικτική, σύντομη παρουσίαση μεθόδων/τεχνικών που αναφέρονται στη βιβλιογραφία.

# 1.2.1 Μέθοδος των Πεπερασμένων Διαφορών στο Πεδίου του Χρόνου (Finite Difference Time Domain-FDTD)

Η πιο δημοφιλής αριθμητική μέθοδος είναι η Μέθοδος των Πεπερασμένων Διαφορών στο Πεδίο του Χρόνου (*Finite Difference Time Domain-FDTD*) [Taflove and Hagness 2005], η οποία αναπτύχθηκε αρχικά από τον Yee [Yee 1966] για υλικά με μηδενική αγωγιμότητα που δεν περιείχαν φορτία. Εύκολα όμως, μπορεί να επεκταθεί και να χρησιμοποιηθεί για τον προσδιορισμό της χρονικής απόκρισης σε μη ομογενή μέσα. Σε γενικές γραμμές, ο συνεχής χωροχρόνος του προβλήματος μετατρέπεται σε διακριτό και οι μερικές διαφορικές εξισώσεις του αρχικού προβλήματος μετατρέπονται σε εξισώσεις διαφορών.

Σύμφωνα με τη μέθοδο FDTD, οι χρονικά εξαρτώμενες εξισώσεις του Maxwell στη διαφορική τους μορφή εφαρμόζονται σε ένα υπολογιστικό πλέγμα κυβικών στοιχείων, το οποίο περιλαμβάνει το σκεδαστή και μέρος του περιβάλλοντος χώρου. Οι συνιστώσες του ηλεκτρικού και μαγνητικού πεδίου υπολογίζονται διαδοχικά με βήμα μισού χρόνου γύρω από ένα κυβικό στοιχείο του πλέγματος. Όπως φαίνεται στο Σχήμα 1.2, κάθε συνιστώσα του ηλεκτρικού πεδίου περιβάλλεται από τέσσερις συνιστώσες μαγνητικού πεδίου και αντίστοιχα κάθε συνιστώσα του μαγνητικού πεδίου περιβάλλεται από τέσσερις συνιστώσες ηλεκτρικού πεδίου. Με τον τρόπο αυτό προσομοιώνεται η διάδοση του ηλεκτρομαγνητικού κύματος μέσα στον υπολογιστικό χώρο, εφαρμόζοντας συνεχώς μία προσέγγιση πεπερασμένων διαφορών των διαφορικών εξισώσεων για κάθε στοιχείο του πλέγματος. Το προσπίπτον κύμα παρακολουθείται κατά τη διάδοσή του μέσα στο σκεδαστή, και καθώς αλληλεπιδρά με αυτόν, δημιουργεί επιφανειακά ρεύματα. Η διαδικασία ολοκληρώνεται όταν παρατηρηθεί σταθερή ημιτονοειδής συμπεριφορά του ηλεκτρομαγνητικού κύματος σε κάθε στοιχείο του υπολογιστικού πλέγματος.



**Σχήμα 1.2** Συνιστώσες του ηλεκτρικού και μαγνητικού πεδίου, σημειωμένες πάνω στο κυβικό στοιχείο που χρησιμοποιείται στον αλγόριθμο της FDTD, κατά Yee [Yee 1966].

## Αριθμητικός υπολογισμός

Χρησιμοποιώντας ένα ορθογώνιο σύστημα συντεταγμένων και υποθέτοντας ένα ισοτροπικό μέσο το οποίο δε διαθέτει ηλεκτρικές ή μαγνητικές πηγές αλλά μπορεί να περιέχει υλικά στα οποία προκαλούνται ηλεκτρικές ή μαγνητικές απώλειες, οι εξισώσεις στροβιλισμού του Maxwell μπορούν να διατυπωθούν ως:

$$\partial B/\partial t = -\nabla \times E - J_m$$
 (1.12)  
 $\partial D/\partial t = \nabla \times H - J_e$  (1.13)

όπου  $B = \mu \cdot H$ ,  $D = \epsilon \cdot E$ ,  $J_m = \rho_m \cdot H$ ,  $J_e = \sigma \cdot E$  και  $\mu(H \cdot m^{-1})$ ,  $\epsilon(F \cdot m^{-1})$  είναι η μαγνητική διαπερατότητα και η διηλεκτρική σταθερά του μέσου, αντίστοιχα,  $\rho_m(Ohm \cdot m^{-1})$  είναι η μαγνητική ισοδύναμη ειδική αντίσταση και  $\sigma(S \cdot m^{-1})$  είναι η ηλεκτρική αγωγιμότητα. Οι εξισώσεις (1.12) και (1.13) μπορούν να εκφραστούν ως τις ακόλουθες βαθμωτές εξισώσεις:

$$\frac{\partial H_{x}}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \left( \frac{\partial E_{y}}{\partial z} - \frac{\partial E_{z}}{\partial y} - \rho_{m} H_{x} \right)$$
(1.14)  
$$\frac{\partial H_{y}}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \left( \frac{\partial E_{z}}{\partial x} - \frac{\partial E_{x}}{\partial z} - \rho_{m} H_{y} \right)$$
(1.15)  
$$\frac{\partial H_{z}}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \left( \frac{\partial E_{x}}{\partial y} - \frac{\partial E_{y}}{\partial x} - \rho_{m} H_{z} \right)$$
(1.16)  
$$\frac{\partial E_{x}}{\partial t} = \frac{1}{\epsilon} \left( \frac{\partial H_{z}}{\partial y} - \frac{\partial H_{y}}{\partial z} - \sigma E_{x} \right)$$
(1.17)  
$$\frac{\partial E_{y}}{\partial t} = \frac{1}{\epsilon} \left( \frac{\partial H_{x}}{\partial z} - \frac{\partial H_{z}}{\partial x} - \sigma E_{y} \right)$$
(1.18)

$$\frac{\partial E_{z}}{\partial t} = \frac{1}{\epsilon} \left( \frac{\partial H_{y}}{\partial x} - \frac{\partial H_{x}}{\partial y} - \sigma E_{z} \right)$$
(1.19).

Το υπολογιστικό πλέγμα που περικλείει την περιοχή ενδιαφέροντος έχει συντεταγμένες (i, j,k) και μπορούν να εκφραστούν ως (iΔx, jΔy, kΔz), όπου Δx, Δy, Δz η χωρική διαμέριση κατά μήκος των αξόνων x, y, z. Λαμβάνοντας  $\Delta x = \Delta y = \Delta z = \delta$ , εκφράζεται η F ως συνάρτηση του χώρου και χρόνου, με όρους της χρονικής διαμέρισης Δt και του ολοκληρωτικού χρονικού δείκτη n:

 $F(i\Delta x, j\Delta y, k\Delta z, n\Delta t) = F^{n}(i, j, k)$ (1.20).

Για την αναπαράσταση των χωρικών και χρονικών παραγώγων της F, χρησιμοποιούνται προσεγγίσεις κεντρικών πεπερασμένων διαφορών οι οποίες έχουν ακρίβεια δεύτερης τάξης στο χώρο και χρόνο [Yee 1966]:

$$\frac{\partial F^{n}(\mathbf{i},\mathbf{j},\mathbf{k})}{\partial \mathbf{x}} = \frac{F^{n}(\mathbf{i}+1/2,\mathbf{j},\mathbf{k}) - F^{n}(\mathbf{i}-1/2,\mathbf{j},\mathbf{k})}{\delta}$$
(1.21)  
$$\frac{\partial F^{n}(\mathbf{i},\mathbf{j},\mathbf{k})}{\partial t} = \frac{F^{n+1/2}(\mathbf{i},\mathbf{j},\mathbf{k}) - F^{n-1/2}(\mathbf{i},\mathbf{j},\mathbf{k})}{\Delta t}$$
(1.22).

Με αυτό τον τρόπο σχηματοποιείται χωρικά και χρονικά το κυβικό στοιχείο του Yee (Σχήμα 1.1). Εφαρμόζοντας τις εξισώσεις (1.21) και (1.22), στις (1.14)-(1.19) λαμβάνονται οι τελικές εξισώσεις των πεπερασμένων διαφορών. Βάσει αυτών των εξισώσεων, η τιμή της συνιστώσας του Ε πεδίου (ή του Η πεδίου) σε κάθε θέση μπορεί να καθοριστεί από την προηγούμενη τιμή του και τις προηγούμενες τιμές των συνιστωσών του Η πεδίου (ή Ε πεδίου) οι οποίες βρίσκονται σε παρακείμενες θέσεις του πλέγματος [Taflove and Hagness 2005].

#### Οριακές συνθήκες απορρόφησης

Δεδομένου ότι ο υπολογιστικός χώρος του ΗΜ προβλήματος δεν μπορεί να είναι άπειρος και πρέπει να περιορισθεί, λόγω των περιορισμένων δυνατοτήτων μνήμης των υπολογιστών, εφαρμόζονται οριακές συνθήκες απορρόφησης στα εξωτερικά όρια του πεδίου υπολογισμών ώστε να προσομοιώνεται η μη ανακλαστική φύση του ελεύθερου χώρου. Πολλές μέθοδοι έχουν προταθεί για αυτό το σκοπό. Ενδεικτικά, αναφέρονται: α) η προσέγγιση της εξίσωσης μίας κατεύθυνσης, η οποία απορροφά αριθμητικά τα κύματα που προσπίπτουν στο όριο [Engquist and Majda 1977], β) ένα σχήμα απορρόφησης πεπερασμένων διαφορών [Mur 1981], γ) μεθοδολογία εξαγωγής των πεδίων στο πεδίο του χρόνου και του χώρου, χρησιμοποιώντας την πολυωνυμική αριθμητική μέθοδο της "προς τα πίσω διαφοράς" (*backward difference polynomial*) [Liao *et al.* 1984]. Μία διαφορετική προσέγγιση, το στρώμα τέλειας προσαρμογής (*Perfectly Matched Layer-PML*), το οποίο είναι αρκετά αποτελεσματικό στην απορρόφηση των ανακλάσεων, εισήχθηκε από τον Bérenger [Bérenger 1994, 1996]. Σύμφωνα με αυτή τη μέθοδο, στρώματα υλικού με ηλεκτρικές και μαγνητικές απώλειες εισάγονται στο όριο του υπολογιστικού πλέγματος.

#### Πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα

Στη συνέχεια, απαριθμούνται τα κυριότερα πλεονεκτήματα της μεθόδου:

- Παρέχει τη δυνατότητα προσομοίωσης, με άμεσο τρόπο, προβλημάτων με πολύπλοκη γεωμετρία.
- Επιτρέπει την εφαρμογή της μεθόδου σε μεγάλο εύρος συχνοτήτων.
- Παρέχει τη δυνατότητα να παρατηρηθεί η εξέλιξη των πεδίων στο χρόνο αλλά και να επιβεβαιωθεί ότι το μοντέλο λειτουργεί σωστά.
- Επιτρέπει την προσομοίωση γραμμικών και μη γραμμικών υλικών με μαγνητικές και ηλεκτρικές απώλειες, χωρίς ιδιαίτερη μεταχείριση.
- Δεν απαιτεί την αντιστροφή μεγάλων πινάκων, με αποτέλεσμα να διευκολύνεται η μελέτη προβλημάτων έκθεσης ολόσωμων μοντέλων, τα οποία αποτελούνται από εκατομμύρια κυβικά στοιχεία.

Μερικά από τα μειονεκτήματα της μεθόδου είναι τα ακόλουθα:

- Η αναγκαία διακριτοποίηση του υπολογιστικού χώρου που περιβάλλει τα αντικείμενα του προβλήματος αυξάνει σημαντικά το υπολογιστικό κόστος.
- Ο Δε θεωρείται εύκολος ο εσωτερικός έλεγχος της ποιότητας της λύσης.
- Η αδρή διακριτοποίηση του υπολογιστικού χώρου και οι πολύ μικρές αποστάσεις μεταξύ διηλεκτρικού και αγώγιμου αντικειμένου, μπορούν να προκαλέσουν δύσκολα ανιχνεύσιμα σφάλματα.
- Η προσομοίωση πολύ λεπτών κεραιών και μεταλλικών επιφανειών, οι οποίες δεν εφαρμόζουν στο υπολογιστικό πλέγμα, παρουσιάζει σημαντικές δυσκολίες.

## 1.2.2 Μέθοδος των Πεπερασμένων Στοιχείων (Finite Elements Method-FEM)

Η Μέθοδος των Πεπερασμένων Στοιχείων (*Finite Elements Method-FEM*) [Ferrari and Silvester 1986] χρησιμοποιεί τη διαφορική μορφή των εξισώσεων του Maxwell. Το ΗΜ πρόβλημα αναπαρίσταται από την εξίσωση της μορφής:

 $L(\psi) = g (1.23)$ 

όπου L είναι ένας γραμμικός τελεστής, g είναι η γνωστή συνάρτηση που περιγράφει τη διέγερση και ψ είναι η συνάρτηση του άγνωστου ηλεκτρικού πεδίου, φορτίου, ή πυκνότητας ρεύματος που πρέπει να καθοριστεί. Για την επίλυση της (1.23), χρησιμοποιείται, συνήθως, η κυματική εξίσωση Helmholtz [Paulsen *et al.* 1993], [Brüns *et al.* 2007]:

$$\nabla^2 \psi + k_0^2 \psi = g$$
 (1.24).

Σύμφωνα με τη FEM, το HM πρόβλημα, το οποίο αποτελείται από τη γεωμετρία της πηγής, τη μοντελοποίηση της διέγερσης, τους σκεδαστές και τις συνθήκες απορρόφησης, διακριτοποιείται με μεταβλητό τρόπο. Για την περιγραφή των πολύπλοκων γεωμετριών, χρησιμοποιούνται μικρά στοιχεία πλέγματος, ενώ μεγαλύτερα χρησιμοποιούνται για πιο ομοιόμορφες περιοχές. Τα στοιχεία που επιλέγονται είναι απλού σχήματος, όπως τετραεδρικά και εξαεδρικά (για τρισδιάστατα προβλήματα). Το πεδίο σε κάθε στοιχείο του πλέγματος αναπτύσσεται σε άθροισμα γραμμικών ή πολυωνυμικών χαμηλής τάξης (1<sup>ου</sup> και 2<sup>ου</sup> βαθμού) συναρτήσεων βάσης ψ<sup>e</sup>. Οι συναρτήσεις βάσης

χρησιμοποιούνται για την προσέγγιση της συνάρτησης του άγνωστου ηλεκτρικού πεδίου ψ εντός του στοιχείου. Στη συνέχεια, επιβάλλεται η ικανοποίηση των διαφορικών εξισώσεων του Maxwell στους κόμβους των στοιχείων του πλέγματος, με αποτέλεσμα να δημιουργείται ένα σύστημα εξισώσεων με αγνώστους τις τιμές του πεδίου στους κόμβους. Πλεονέκτημα της FEM είναι ότι οδηγεί σε ένα σύνολο συναρτήσεων αραιών πινάκων. Μειονέκτημα αποτελεί η ανάγκη για διακριτοποίηση του υπολογιστικού χώρου, τριών διαστάσεων.

#### 1.2.3 Μέθοδος των Ροπών (Methods of Moments-MoM)

Η Μέθοδος των Ροπών (Methods of Moments-MoM) [Harrington 1967] είναι μέθοδος που χρησιμοποιείται στο πεδίο της συχνότητας και συνήθως χρησιμοποιεί την ολοκληρωτική μορφή των εξισώσεων Maxwell. Το ηλεκτρικό πεδίο, το φορτίο ή η κατανομή ρεύματος που προκαλούνται σε αντικείμενο (σκεδαστή), λόγω της έκθεσής του σε ΗΜ πηγή περιγράφεται από άγνωστες συναρτήσεις, οι οποίες αναζητούνται. Πλεονέκτημα της μεθόδου αποτελεί το γεγονός ότι δεν απαιτείται η ανάλυση του ελεύθερου χώρου που βρίσκεται μεταξύ της πηγής και του σκεδαστή. Το πρόβλημα περιγράφεται από την ολοκληρωτική εξίσωση (1.23). Η συνάρτηση ψ αναπτύσσεται σε άθροισμα συναρτήσεων βάσης με άγνωστους συντελεστές και επιλύεται με χρήση κατάλληλης ομάδας συναρτήσεων δοκιμής. Οι συναρτήσεις βάσης πρέπει να είναι γραμμικά ανεξάρτητες και επιλεγμένες με τέτοιο τρόπο ώστε η υπέρθεσή τους να περιγράφει όσο το δυνατόν καλύτερα το ζητούμενο μέγεθος. Οι συναρτήσεις δοκιμής πρέπει να επιλέγονται ώστε τα εσωτερικά τους γινόμενα να είναι ανεξάρτητα από τις ιδιότητες της συνάρτησης διέγερσης g. Εάν οι συναρτήσεις δοκιμής ταυτίζονται με τις συναρτήσεις βάσης, τότε προκύπτει η μέθοδος Galerkin. Η Μέθοδος των Ροπών-ΜοΜ είναι ιδιαιτέρως δημοφιλής για την προσομοίωση πλήρως αγώγιμων επιφανειών και κατασκευών, όπως και για τη μοντελοποίηση λεπτών, μεταλλικών κεραιών. Αδυνατεί όμως να χρησιμοποιηθεί για την επίλυση προβλημάτων αλληλεπίδρασης αγώγιμων σωμάτων και βιολογικών αντικειμένων/σκεδαστών.

## 1.2.4 Τεχνική της Πεπερασμένης Ολοκλήρωσης (Finite Integration Technique-FIT)

Η Τεχνική της Πεπερασμένης Ολοκλήρωσης (Finite Integration Technique-FIT) [Weiland 1977], αποτελεί μία εκδοχή της μεθόδου FDTD. Βασίζεται στη διακριτοποίηση των ολοκληρωτικών μορφών των εξισώσεων του Maxwell και τη μετατροπή τους σε ένα σύνολο εξισώσεων πινάκων ή σε ένα ορθογώνιο ζεύγος υπολογιστικού πλέγματος  $\left\{G, \widetilde{G}\right\}$ . Μεταξύ άλλων, η ροή του μαγνητικού πεδίου στις έδρες των στοιχείων του πλέγματος καθορίζεται στο υπολογιστικό πλέγμα G, ενώ η ροή του ηλεκτρικού πεδίου στις έδρες των στοιχείων του πλέγματος καθορίζεται στο υπολογιστικό πλέγμα G, ενώ η ροή του ηλεκτρικού πεδίου στις έδρες των στοιχείων του πλέγματος καθορίζεται στο υπολογιστικό πλέγμα G,  $\widetilde{G}$ . Συνεπώς, εξάγεται ένα σύστημα επίλυσης των εξισώσεων Maxwell, το οποίο παρουσιάζει την ίδια, σαφή διαδικασία χρονικού βήματος με τη μέθοδο FDTD, αποφεύγοντας προβλήματα ταυτόχρονης αντιστροφής πινάκων και επίλυσης συστήματος εξισώσεων.

## 1.2.5 Υβριδικές μέθοδοι και εμπορικά διαθέσιμο λογισμικό

Για την προσομοίωση ΗΜ προβλημάτων, τα οποία περιλαμβάνουν μεγάλες υπολογιστικές δομές, που απαιτούν λεπτομερή αναπαράσταση, έχουν αναπτυχθεί και χρησιμοποιούνται υβριδικές μέθοδοι. Οι μέθοδοι αυτές εφαρμόζουν την κατάλληλη τεχνική/μέθοδο για την αναπαράσταση των δομών του ΗΜ προβλήματος, εκμεταλλευόμενες τα πλεονεκτήματα των εμπλεκομένων μεθόδων. Ενδεικτικά, αναφέρονται οι FEM/MoM [Ali *et al.* 1997], FDTD/MoM [Abd-Alhameed *et al.* 2005], Green/MoM [Koulouridis and Nikita 2004]. Η τελευταία βασίζεται στο συνδυασμό της αναλυτικής μεθόδου των συναρτήσεων Green [Morse and Feshbach 1953], [Cottis and Uzunoglu 1990] με την αριθμητική Μέθοδο των Ροπών-ΜοΜ και χρησιμοποιείται στο πλαίσιο της διδακτορικής διατριβής. Όλες οι προαναφερθείσες υβριδικές μέθοδοι εφαρμόζουν τη Μέθοδο των Ροπών-ΜοΜ για την αναπαράσταση των λεπτών μεταλλικών επιφανειών των πηγών ΗΜ ακτινοβολίας, ενώ η μέθοδος που επιλέγεται κάθε φορά να συνδυαστεί με τη ΜοΜ, χρησιμοποιείται για την προσομοίωση του βιολογικού αντικειμένου.

Για τη μελέτη προβλημάτων αλληλεπίδρασης ΗΜΠ και βιολογικών αντικειμένων, πραγματοποιούνται αριθμητικές προσομοιώσεις με χρήση προσαρμοσμένου λογισμικού το οποίο αναπτύσσεται από ερευνητικές ομάδες. Επιπλέον, υπάρχει πληθώρα εμπορικά διαθέσιμων λογισμικών πακέτων, τα οποία εφαρμόζουν τις γνωστές μεθόδους για την επίλυση ΗΜ προβλημάτων τριών διαστάσεων. Τα περισσότερα λογισμικά πακέτα διαθέτουν τη δυνατότητα α) εισαγωγής δομών (κεραίες, φορτία κ.α.) σε μορφή CAD αρχείων, β) μοντελοποίησης πλήθους πηγών (τάσης, ρεύματος, κυματοδηγός, επίπεδο κύμα κ.α.), γ) καθορισμού φορτίων (αντίσταση, πυκνωτής κ.α.), δ) διαχείρισης διηλεκτρικών και μαγνητικών ιδιοτήτων, εξαρτώμενες από τη συχνότητα, ε) ακριβούς μοντελοποίησης των λεπτών μεταλλικών επιφανειών, στ) δημιουργίας μη ομοιόμορφου υπολογιστικού πλέγματος, και ζ) επιλογής διαφορετικών οριακών συνθηκών απορρόφησης. Όσον αφορά στην παρουσίαση και επεξεργασία των αποτελεσμάτων, παρέχονται δυνατότητες υπολογισμού της αντίστασης εισόδου και των S παραμέτρων της πηγής, 2D/3D απεικόνισης των ηλεκτρικών και μαγνητικών πεδίων, της ισχύος, της ρευματικής πυκνότητας κ.α., καθώς και επεξεργασίας των δεδομένων στο πεδίο του χρόνου και της συχνότητας. Σημαντική παράμετρος που διαφοροποιεί τα λογισμικά πακέτα, θεωρείται ο αλγόριθμος που ακολουθείται για τον καθορισμό της μάζας αναφοράς (1 g ή 10 g) στο υπολογισμό της τιμής του psSAR και η συμμόρφωσή του με τις οδηγίες [ICNIRP 1998], [IEEE 2005]. Επίσης, αναφέρονται δυνατότητες επιτάχυνσης με χρήση υλισμικού (hardware acceleration) που παρέχεται με χρήση κατάλληλων καρτών για την επίλυση ΗΜ προβλημάτων μεγάλων υπολογιστικών απαιτήσεων. Μερικά λογισμικά πακέτα παρέχουν λύσεις για χαμηλές συχνότητες, βάσει ημι-ηλεκτροστατικών προσεγγίσεων (quasi-static) και για την αύξηση της θερμοκρασίας, μέσω της θερμικής προσομοίωση, με βάση τη βιοθερμική εξίσωση. Τέλος, παρέχεται η δυνατότητα σε ανατομικά ρεαλιστικά ολόσωμα μοντέλα (CAD αρχεία) να τοποθετούνται σε επιθυμητές θέσεις, μορφοποιώντας κατάλληλα τμήματα του σώματος. Σε κάθε περίπτωση, ένα λειτουργικό γραφικό περιβάλλον χρήστη είναι πάντα επιθυμητό. Ενδεικτικά, στον Πίνακα 1.1 αναφέρονται παραδείγματα εμπορικά διαθέσιμων λογισμικών πακέτων [Hand 2008].

προϊόν	αριθμητική μέθοδος	πάροχος
CONCERTO <sup>®</sup>	FDTD	Vector Fields
EMPIRE XCcel <sup>TM®</sup>	FDTD	IMST GmbH
<b>FIDELITY®</b>	FDTD	Zeland Software
GEMS®	FDTD	2COMU
SEMCAD X®	FDTD	SPEAG
XFDTD®	FDTD	Remcom
HFSS <sup>™®</sup>	FEM	Ansoft
Microwave Studio <sup>®</sup>	FIT	CST GmbH
FEKO <sup>®</sup>	MoM/FEM	Electromagnetic Software and Systems

Πίνακας 1.1 Παραδείγματα εμπορικά διαθέσιμων λογισμικών πακέτων, τα οποία παρέχουν ολοκληρωμένες, τριών διαστάσεων λύσεις σε προβλήματα ηλεκτρομαγνητικής έκθεσης.

## 1.3 Αριθμητικά μοντέλα ανθρώπου για χρήση σε προβλήματα ηλεκτρομαγνητικής δοσιμετρίας

Για την αποτίμηση της απορροφούμενης ισχύος από το κεφάλι, κατά το σενάριο χρήσης κινητών τερματικών συσκευών, έχει αναπτυχθεί το Ειδικό Ανθρωπομορφικό Μοντέλο (*Specific Anthropomorphic Mannequin-SAM*) [Gordon *et al.* 1989]. Το SAM αντιπροσωπεύει, σε διαστάσεις, το 90% των κεφαλιών ενήλικων και παρέχει συντηρητική εκτίμηση των πραγματικών τιμών psSAR που αναμένονται, στην πλειονότητα των σεναρίων κανονικής χρήσης των κινητών τερματικών συσκευών [CENELEC 2001, IEEE 2003]. Το SAM μορφοποιείται από ένα περίβλημα, το οποίο περιέχει ομοιογενές υγρό που προσομοιώνει τον ιστό. Εκτός από το SAM, στη βιβλιογραφία, αναφέρεται πληθώρα ανατομικών, ρεαλιστικών μοντέλων ανθρώπου, τα οποία έχουν αναπτυχθεί για χρήση σε ένα μεγάλο εύρος εφαρμογών HM δοσιμετρίας.

#### 1.3.1 Φύλο

#### Άνδρες

Τα πρώτα μοντέλα που αναφέρονται στη βιβλιογραφία είναι ένα μοντέλο κορμού, το οποίο αποτελείται από 16.628 κυβικά στοιχεία, μεγέθους 12.7×12.7×12.7 mm<sup>3</sup> και στο οποίο διακρίνονται 14 βιολογικοί ιστοί [Sullivan *et al.* 1987] και ένα μοντέλο που βασίζεται σε δεδομένα αξονικής τομογραφίας και αποτελείται από 35.000 κυβικά στοιχεία, μεγέθους 10×10×10 mm<sup>3</sup> [Sullivan 1990]. Στη συνέχεια, η ανάλυση των μοντέλων βελτιώνεται, με χαρακτηριστικό παράδειγμα το ολόσωμο μοντέλο άνδρα, ύψους 1.88 m και βάρους 64 kg, που βασίζεται σε δεδομένα μαγνητικής τομογραφίας, στο οποίο διακρίνονται 30 διαφορετικοί ιστοί και έχει ανάλυση 1.9×1.9×3.0 mm<sup>3</sup> [Gandhi *et al.* 1996]. Το μοντέλο αυτό έχει υποβληθεί σε κλιμάκωση, με αποτέλεσμα ένα μοντέλο που αντιστοιχεί σε μάζα 71 kg. Επίσης, το ρεαλιστικό ανατομικό μοντέλο ενήλικα άνδρα έχει αναπτυχθεί από το Πανεπιστήμιο του Bradford [Olley and Excell 1995]. Το μοντέλο είναι αποτέλεσμα τρισδιάστατης απεικόνισης τομών από δεδομένα μαγνητικής τομογραφίας και σε αυτό διακρίνονται 13 ιστοί/όργανα. Το μοντέλο NORMAN [Dimbylow 1997, 2002] βασίζεται σε δεδομένα μαγνητικής τομογραφίας ενός ατόμου και έχει υποστεί κλιμάκωση στο ύψος και τη μάζα του άνδρα αναφοράς [ICRP 1994]. Αποτελείται από περίπου  $9 \times 10^6$  κυβικά στοιχεία, διαστάσεων  $2 \times 2 \times 2$  mm<sup>3</sup> και διακρίνονται 38 ιστοί. Στη [Mason *et al.* 2000] περιγράφεται ένα μοντέλο με ανάλυση  $1 \times 1 \times 1$  mm<sup>3</sup> και 40 διαφορετικούς ιστούς, το οποίο βασίζεται στα δεδομένα του *Visible Human Project*<sup>1</sup> που έχουν ανακτηθεί από ένα 38χρονο άνδρα, ύψους 1.86 mm και μάζας 90 kg. Άλλα μοντέλα που βασίζονται σε αυτά τα δεδομένα αναφέρονται στις [Gajšek *et al.* 2001] και [Gjonaj *et al.* 2002]. Στην [Nagaoka *et al.* 2004] έχει αναπτυχθεί ένα ολόσωμο μοντέλο που αντιστοιχεί σε άνδρα Ιάπωνα, 22 ετών, ύψους 1.73 m και μάζας 65 kg. Το μοντέλο αποτελείται από κυβικά στοιχεία διαστάσεων  $2 \times 2 \times 2$  mm<sup>3</sup> και σε αυτό διακρίνονται 51 ιστοί. Τέλος, πολύ πρόσφατα, ένα ολόσωμο μοντέλο ενήλικα άνδρα, 34 ετών έχει αναπτυχθεί από το IT' IS Foundation for Research on Information Technologies in Society, Ζυρίχη [Christ *et al.* 2010c], βάσει τεχνικών σχεδιασμού υποβοηθούμενες από υπολογιστή (*Computer Aided Design-CAD*). Το μοντέλο είναι αποτέλεσμα τρισδιάστατης απεικόνισης τομών από δεδομένα μαγνητικής τομογραφίας, με ανάλυση 0.5×0.5×0.5 mm<sup>3</sup> στην περιοχή του κεφαλιού. Στο ολόσωμο μοντέλο διακρίνονται 80 διαφορετικοί ιστοί, ενώ υπάρχει δυνατότητα απομόνωσης του κεφαλιού, στο οποίο μπορούν να διακριθούν περισσότεροι από 45 διαφορετικοί ιστοί.

## Γυναίκες

Στη βιβλιογραφία, επίσης, αναφέρονται αριθμητικά μοντέλα που αντιστοιχούν σε γυναίκες. Ενδεικτικά, αναφέρεται το μοντέλο κεφαλιού που αντιστοιχεί σε Ευρωπαία γυναίκα, 40 ετών, το οποίο έχει παραχθεί από δεδομένα μαγνητικής τομογραφίας 121 εικόνων με ανάλυση 1 mm στην περιοχή του αυτιού και 3 mm στο υπόλοιπο κεφάλι [Burkhardt and Kuster 2000]. Στο μοντέλο διακρίνονται 23 ιστοί/όργανα. Στη [Mazzurana *et al.* 2004], περιγράφεται ένα μοντέλο που αντιστοιχεί σε γυναίκα 30 ετών, με ύψος 1.63 m και μάζα 47 kg, το οποίο αποτελείται από  $6 \times 10^6$ κυβικά στοιχεία, διαστάσεων 2×2×2 mm<sup>3</sup>. Στη [Liu *et al.* 2005] έχει αναπτυχθεί ένα μοντέλο που αντιστοιχεί σε γυναίκα, με βάση τα δεδομένα του Visible Human Project. Η γυναίκα έχει ύψος 1.65 m, μάζα 85.5 kg, μέγεθος κυβικού στοιχείου 5×5×5 mm<sup>3</sup> και στο μοντέλο διακρίνονται 36 ιστοί. Το μοντέλο ΝΑΟΜΙ που αντιστοιχεί σε γυναίκα 23 ετών, με ύψος 1.65 m, μάζα 58 kg, αποτελείται από περίπου  $8 \times 10^6$  κυβικά στοιχεία, διαστάσεων  $2 \times 2 \times 2$  mm<sup>3</sup> και στο μοντέλο διακρίνονται 41 ιστοί [Dimbylow 2005a]. Επίσης, στη [Nagaoka et al. 2004] περιγράφεται το μοντέλο μια Γιαπωνέζας γυναίκας, βάσει των δεδομένων μιας γυναίκας 22 ετών, με ύψος 1.60 m, μάζα 53 kg. Στο μοντέλο διακρίνονται 51 ιστοί, με μέγεθος κυβικού στοιχείου 2×2×2 mm<sup>3</sup>. Τέλος, έχει αναπτυχθεί ένα ολόσωμο ρεαλιστικό μοντέλο γυναίκας 26 ετών [Christ et al. 2010c], το οποίο αντιστοιχεί τεχνικά στο αντίστοιχο του άνδρα.

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> http://www.nlm.nih.gov/research/visible

#### **1.3.2 Ηλικία**

Όσον αφορά στα αριθμητικά μοντέλα που αντιστοιχούν σε παιδιά, αρχικά γίνεται χρήση ομοιόμορφης σμίκρυνσης των αντίστοιχων μοντέλων ενηλίκων. Για παράδειγμα, στις [Gandhi et al. 1996], [Tinniswood et al. 1998], [Koulouridis and Nikita 2004] παράγονται μοντέλα κεφαλιού παιδιών με ομοιόμορφη κλιμάκωση, βάσει στατιστικών δεδομένων για τη μέση τιμή ύψους και μάζας των ηλικιών ενδιαφέροντος. Η επιλογή αυτή ήταν θεμιτή, λόγω έλλειψης δεδομένων μαγνητικής τομογραφίας. Όμως, δεδομένων των ηλικιακά σχετιζόμενων αλλαγών στην ανατομία διαφόρων οργάνων, οι οποίες ακολουθούν διαφορετικά σχήματα ανάπτυξης, η ομοιόμορφη σμίκρυνση του κεφαλιού ενδεχομένως να μην αντανακλά τη διαφορετικότητα της ανάπτυξης του κεφαλιού σε σύγκριση με το υπόλοιπο σώμα. Η έκθεση ICRP publication 89, από τη Διεθνή Επιτροπή για τη Ραδιολογική Προστασία (International Commission on Radiological Protection-ICRP), [ICRP 2002] παρουσιάζει λεπτομερή πληροφορία σχετική με τις μεταβολές στα ανατομικά και φυσιολογικά χαρακτηριστικά ατόμων αναφοράς, που σχετίζονται με την ηλικία και το φύλο. Επίσης, δίνεται πληροφορία για τα ανατομικά χαρακτηριστικά εγκύων, εμβρύων και νεογέννητων παιδιών. Αυτές οι τιμές αναφοράς προσφέρουν υλικό αναφοράς, το οποίο κρίνεται απαραίτητο για πιθανούς δοσιμετρικούς υπολογισμούς που εξυπηρετούν την προστασία των εργαζομένων αλλά και το γενικό πληθυσμό. Σε άλλες μελέτες [Christ and Kuster 2005], [Kainz et al. 2005], αναφέρεται ότι οι διαφοροποιήσεις στις τιμές του psSAR μπορούν ορθότερα να αποδοθούν στο πάχος του εξωτερικού πτερυγίου του αυτιού και σε χαρακτηριστικές ανατομικές δομές του κεφαλιού, και όχι στις ηλικιακά σχετιζόμενες αλλαγές του μεγέθους του κεφαλιού.

Αργότερα, στη βιβλιογραφία [Wang and Fujiwara 2003], [Wiart *et al.* 2005], [Hadjem *et al.* 2005], [Wiart *et al.* 2008], [Christopoulou *et al.* 2009], προκειμένου να εξαχθούν ανατομικά λεπτομερή μοντέλα παιδικού κεφαλιού-ηλικιών 3, 5, 7, 10 και 12 ετών-πραγματοποιούνται τεχνικές εξαγωγής που βασίζονται σε στατιστικά δεδομένα μετρήσεων συγκεκριμένων παραμέτρων του προσώπου και του κεφαλιού [Farkas 1994], κατά τις οποίες πραγματοποιοίται μη ομοιόμορφη σμίκρυνση των αντίστοιχων μοντέλων ενήλικα. Ενδεικτικά αναφέρονται παραδείγματα των ηλικιακά μεταβαλλόμενων παραμέτρων που συνήθως χρησιμοποιούνται όπως: το πάχος, το μήκος και το πλάτος της πτερυγίου του αυτιού, το πλάτος και το μήκος του κεφαλιού, περιπτώσεις ολόσωμων μοντέλων που προέρχονται από κλιμάκωση των αντίστοιχων ενηλίκων αναφέρονται στις [Dimbylow 2005b], [Findlay and Dimbylow 2006], [Wang *et al.* 2006], [Findlay *et al.* 2009].

Εντούτοις, στην πρόσφατη βιβλιογραφία αναφέρονται αριθμητικά μοντέλα κεφαλιού που αντιστοιχούν σε παιδιά και έχουν αναπτυχθεί με βάση δεδομένα Μαγνητικής Τομογραφίας (MRI). Στην [Schönborn *et al.* 1998], αναφέρονται δύο μοντέλα παιδιών, 3 και 7 ετών, με αντίστοιχο μέγεθος κυβικού στοιχείου 2×2×1 mm<sup>3</sup> και 2×2×1.1 mm<sup>3</sup>, στα οποία διακρίνονται 15 διαφορετικοί ιστοί. Τα πρώτα ολόσωμα αριθμητικά μοντέλα παιδιών αναφέρονται στη [Lee *et al.* 2006], η οποία περιγράφει μοντέλα που βασίζονται σε δεδομένα αξονικής τομογραφίας, έχουν μέγεθος κυβικού στοιχείου 2×2×2 mm<sup>3</sup> και αντιστοιχούν σε αγόρι 8 μηνών, σε κορίτσια 4 και 8

49

ετών και σε αγόρια 11 και 14 ετών. Επίσης, έχουν παραχθεί μοντέλα ηλικίας 5, 6, 8, 9, 12 και 15 ετών [Wiart *et al.* 2008], με μέγεθος κυβικού στοιχείου 1×1×1.2 mm<sup>3</sup> και στα οποία διακρίνονται περισσότεροι από 10 διαφορετικοί ιστοί. Τέλος, πέντε ολόσωμα μοντέλα παιδιών, ηλικιών 5, 6, 8, 11 και 14 ετών περιγράφονται στη [Christ *et al.* 2010c] και τεχνικά αντιστοιχούν στα αντίστοιχα των ενηλίκων που προαναφέρθηκαν.

## 1.3.3 Ηλεκτρομαγνητικές ιδιότητες των βιολογικών ιστών

Τα τελευταία χρόνια, έχουν διεξαχθεί σημαντικές ερευνητικές προσπάθειες για την παροχή αξιόπιστων δεδομένων που αφορούν στις τιμές των διηλεκτρικών ιδιοτήτων των βιολογικών ιστών. To 1996, η ερευνητική ομάδα της Gabriel εξέδωσε μια αναλυτική βιβλιογραφική αναφορά σχετική με τις διηλεκτρικές ιδιότητες των ιστών του ανθρώπου και ζώων [Gabriel et al. 1996a]. Επιπλέον, η ίδια ερευνητική ομάδα παρουσίασε τα πειραματικά δεδομένα για ένα εύρος συχνοτήτων από 10 MHz έως 20 GHz [Gabriel et al. 1996b] και πρότεινε ένα παραμετρικό μοντέλο [Gabriel et al. 1996c], βάσει του *Cole-Cole* μοντέλου διασποράς, για ένα μεγάλο σύνολο βιολογικών ιστών του ανθρώπου. Οι περισσότερες μελέτες δοσιμετρίας κάνουν αναφορά σε αυτά τα δεδομένα. Τα περισσότερα από τα διαθέσιμα δεδομένα μετρήσεων έχουν πραγματοποιηθεί σε ιστούς πτωμάτων. Μόνο λίγες είναι οι μελέτες που εξετάζουν την αλλαγή των διηλεκτρικών ιδιοτήτων των ζώων από τη ζωή στο θάνατο [Burdette and Friederich 1986], [Schmid *et al.* 2003a]. Στη [Schmid *et al.* 2003b], οι ιστοί του εγκεφάλου του ανθρώπου έχουν μετρηθεί σε μία περίοδο 10 ωρών μετά το θάνατο. Τα αποτελέσματα αυτών των μελετών συμφωνούν και αναπαριστούν μείωση της διηλεκτρική σταθεράς και της ηλεκτρικής αγωγιμότητας, μέσα σε μερικές ώρες μετά το θάνατο. Αυτή η παρατήρηση δικαιολογείται από την απώλεια αίματος στους ιστούς, λόγω της παύσης της κυκλοφορίας.

Άλλες αβεβαιότητες που αφορούν στον καθορισμό των διηλεκτρικών ιδιοτήτων, σχετίζονται με την πιθανή αλλαγή στις τιμές των διηλεκτρικών ιδιοτήτων, συναρτήσει της ηλικίας. Κάποιες αρχικές μελέτες [Thurai *et al.* 1984, 1985] έδειξαν αύξηση της διηλεκτρικής σταθεράς και ηλεκτρικής αγωγιμότητας των εγκεφαλικών ιστών στα νεογέννητα και μικρής ηλικίας ποντίκια και κουνέλια. Τα αποτελέσματα αυτά επιβεβαιώθηκαν, στη συνέχεια, από την [Peyman *et al.* 2001], η οποία κατέληξε ότι οι ηλικιακά σχετιζόμενες μεταβολές στις τιμές των διηλεκτρικών ιδιοτήτων σχετίζονται με τις διαφορές των ιστών στην περιεκτικότητά τους σε νερό [van der Knaap and Valk, 1995]. Στην [Anderson 2003], προτάθηκε, ως μέτρο της περιεκτικότητας των διακριτών ιστών σε νερό, η συνολική περιεκτικότητα του σώματος σε νερό (*total body water-TBW*).

Οι μελέτες που εξετάζουν την επίδραση της ηλικίας στις τιμές των διηλεκτρικών ιδιοτήτων συμπληρώνονται από [Gabriel 2005], [Peyman *et al.* 2007]. Παρ' όλα αυτά, θεωρείται ότι δεν επαρκούν για μία μεγάλου εύρους ανάλυση. Προκειμένου να ξεπεραστούν οι περιορισμοί, στην [Wang *et al.* 2006] προτείνεται η χρήση της περιεκτικότητας του σώματος σε νερό ως παράμετρος για τη μοντελοποίηση της επίδρασης της ηλικίας στις διηλεκτρικές ιδιότητες εκείνων των ιστών που σχετίζονται με την αποτίμηση SAR στο κεφάλι. Το μοντέλο μπορεί να προβλέψει τις ηλικιακά-σχετιζόμενες μεταβολές των ιστών, με υψηλή περιεκτικότητα σε νερό, έχοντας ικανοποιητική

50

ακρίβεια. Πρόσφατα, δημοσιεύτηκε μια συστηματική αποτίμηση των ηλικιακά σχετιζόμενων αλλαγών στις διηλεκτρικές ιδιότητες ενός μεγάλου αριθμού διαφορετικών βιολογικών ιστών [Peyman *et al* 2009]. Τα δεδομένα προέρχονται από χοίρους με μάζα που κυμαίνεται από 10 kg έως 250 kg, αντιστοιχώντας σε ηλικίες 35, 100 και 600 ημερών. Παρατηρείται ότι ιστοί με υψηλή περιεκτικότητα σε νερό παρουσιάζουν μικρές μεταβολές με την ηλικία και γενικά συμφωνούν με το μοντέλο *Cole-Cole* [Gabriel *et al*. 1996c].

#### 1.3.4 Ανατομικά χαρακτηριστικά

#### Πάχος των βιολογικών ιστών

Σχετικά με τις μεταβολές στο πάχος του κρανιακού οστού, συναρτήσει της ηλικίας, δεν αναφέρονται συνακόλουθα δεδομένα στη βιβλιογραφία. Στην [Pensler *et al.* 1995] αναφέρεται αύξηση του πάχους με την ηλικία, ενώ στις [Simms and Neely 1989] και [Drossos *et al.* 2000] παρατηρούνται διαφοροποιήσεις μεταξύ 1 και 8 mm για τα παιδιά και 1.5 και 10 mm για τους ενήλικες. Παρόμοιες αβεβαιότητες αναφέρονται και για το πάχος του δέρματος του κρανίου. Στην [Anderson 2003] αναφέρονται μεταβολές μεταξύ 2.4 και 5.2 mm, ενώ στη [Snyder *et al.* 1975] αναφέρονται πάχη μεταξύ 1.4 και 2.0 mm για την επιδερμίδα και το δέρμα του κεφαλιού. Μετρήσεις, με υπέρηχο, του πάχους του δέρματος για διάφορες περιοχές του σώματος και για ηλικιακό εύρος, παρουσιάζονται στη [Seidenari *et al.* 2000]. Οι συγγραφείς αναφέρουν αυξανόμενο πάχος δέρματος από 1.2 έως 2 mm για το μέτωπο και την παρειά, για ηλικίες από 2 έως 40 ετών. Αυτές οι μεταβολές μπορούν να εξηγηθούν, λαμβάνοντας υπόψη τον υποδερμικό λιπώδη ιστό (*Subcutaneous Adipose Tissue-SAT*), ως τμήμα του δέρματος.

#### Πάχος του εξωτερικού πτερυγίου του αυτιού

Μία από τις πιο καθοριστικές παραμέτρους για την έκθεση των χρηστών κινητών επικοινωνιών είναι η απόσταση μεταξύ της κεραίας της κινητής τερματικής συσκευής και του κεφαλιού [Kuster and Balzano 1992]. Χωρίς αμφιβολία, το εξωτερικό πτερύγιο του αυτιού είναι το τμήμα του κεφαλιού που έρχεται σε κοντινότερη απόσταση με την τερματική συσκευή και απορροφά το μεγαλύτερο ποσοστό της ισχύος. Στη μελέτη [Ito *et al.* 2001] αναλύεται η ανάπτυξη και οι αλλαγές στην ελαστικότητα του εξωτερικού πτερυγίου του αυτιού του ανθρώπου. Παρουσιάζονται αποτελέσματα για το μέγεθος του αυτιού, αλλά δυστυχώς δε δίνονται δεδομένα για το πάχος του πτερυγίου του αυτιού. Παρ' όλα αυτά, αναφέρεται ότι η ανάπτυξη του αυτιού σχετίζεται με την απώλεια της ελαστικότητας του χόνδρου του εξωτερικού πτερυγίου. Σε μια άλλη μελέτη [Kuster *et al.* 1997], μετρήθηκε το πάχος του πεπιεσμένου αυτιού 52 ενηλίκων, δίνοντας την ελάχιστη τιμή 3 mm και μέση 5 mm. Λαμβάνοντας υπόψη της υψηλότερη ελαστικότητα του εξωτερικού πτερυγίου του αυτιού σε μικρές ηλικίες, η απόσταση μεταξύ της κεραίας και του κεφαλιού, σε αυτές τις ηλικίες, είναι μικρότερη. Γενικά στη βιβλιογραφία, δε λαμβάνεται υπόψη η παραμόρφωση του πτερυγίου του αυτιού κατά τη χρήση της κινητής τερματικής συσκευής. Εξαιρέσεις αποτελούν η μοντελοποίηση της Ευρωπαίας γυναίκας [Burkhardt and Kuster 2000] και του ενήλικα άνδρα [Olley and Excell 1995]. Επίσης, στην [Gandhi and Kang 2002] μελετάται η επίδραση του πάχους του πτερυγίου του αυτιού στην απορροφούμενη ισχύ. Πολύ πρόσφατα, στην [Christ *et al.* 2010b], μετρήθηκαν οι αποστάσεις μεταξύ της επιφάνειας του πτερυγίου και του κεφαλιού για 28 ενήλικες και 40 παιδιά, κατά τη χρήση κινητής τερματικής συσκευής. Η μέση τιμή του πάχους του συμπιεσμένου πτερυγίου του αυτιού είναι 9.5 mm και 10.5 mm για ενήλικες και παιδιά, αντίστοιχα, με τυπική απόκλιση 2 mm. Αυτή η διαδικασία συμπίεσης του πτερυγίου του αυτιού χρησιμοποιείται στο πλαίσιο της διδακτορικής διατριβής.

## 1.4 Προβλήματα αριθμητικής ηλεκτρομαγνητικής δοσιμετρίας, κοντινού πεδίου

Στη βιβλιογραφία αναφέρεται πληθώρα μελετών, οι οποίες αποτιμούν την απορρόφηση ΗΜ ισχύος από τους ιστούς του κεφαλιού, λόγω των πηγών ΗΜ ακτινοβολίας οι οποίες βρίσκονται σε κοντινή απόσταση. Επιγραμματικά, αναφέρονται ενδεικτικά παραδείγματα ερευνών που αφορούν σε: α) απορρόφηση ισχύος από κεφάλια ενηλίκων [Bernardi *et al.* 2001], [van de Kramer and Lagendijk 2002], β) απορρόφηση ισχύος από τον ευαίσθητο ιστό του ματιού [Martínez-Búrdalo *et al.* 2004], [Keshvari and Lang 2005], [Flyckt *et al.* 2007], [Buccella *et al.* 2007], γ) απορρόφηση ισχύος από τον λαβύρινθο του αυτιού [Kopecký *et al.* 2005], [Parazzini *et al.* 2007], δ) απορρόφηση ισχύος από το κεφάλι, με συνδυασμένη ύπαρξη μεταλλικών εμφυτευμάτων [Virtanen *et al.* 2006, 2007], ε) απορρόφηση ισχύος από το κεφάλι, λόγω της ύπαρξης εμφυτευμένης κεραίας ιατρικών εφαρμογών [Kim and Rahmat-Samii 2004], [Warty *et al.* 2008].

Ένα μεγάλο πλήθος μελετών δοσιμετρίας που αποτιμούν τις διαφορές στην απορροφούμενη ισχύ, λόγω ηλικίας συναντάται στη βιβλιογραφία. Χαρακτηριστικές μελέτες επισκόπησης του θέματος είναι οι [Christ and Kuster 2005], [Wiart *et al.* 2005] και [Martens 2005]. Δεν υπάρχει αμφιβολία ότι τα αριθμητικά αποτελέσματα προερχόμενα από διαφορετικές ερευνητικές ομάδες ενδέχεται να χαρακτηρίζονται από αποκλίνουσες τιμές, εξαιτίας διαφοροποιημένων προϋποθέσεων [Nikita *et al.* 2000]. Στη συνέχεια, ακολουθούν ενδεικτικά παραδείγματα μελετών, οι οποίες επικεντρώνονται σε παραμέτρους επίδρασης της απορροφούμενης ισχύος.

H [Dimbylow 1993] χρησιμοποίησε μία διπολική κεραία και κατέληξε σε μεγαλύτερες τιμές SAR στο εσωτερικό των ματιών των παιδιών, για μικρές αποστάσεις. Μετέπειτα μελέτη [Dimbylow and Mann 1994] χρησιμοποίησε μία πρότυπη συσκευή κινητής τηλεφωνίας, για συχνότητες λειτουργίας 900 και 1800 MHz και κατέληξε σε συγκρίσιμες τιμές SAR μεταξύ ενήλικα και παιδιού. Αντίθετα, αυξημένες τιμές SAR για μικρότερα μοντέλα κεφαλιού αναφέρθηκαν στις [Gandhi *et al.* 1996] και [Gandhi and Kang 2002]. Ακολούθησε πλήθος μελετών, που σχεδόν όλες κατέληξαν σε ασήμαντες διαφοροποιήσεις στην απορρόφηση ισχύος μεταξύ ενηλίκων και παιδιών [Schönborn *et al.* 1998], [Lee and Pack 2002], [Martínez-Búrdalo *et al.* 2004], [Koulouridis and Nikita 2004], [Hadjem *et al.* 2005], [Christ *et al.* 2005], [Kainz *et al.* 2005], [Koulouridis *et al.* 2005], [Bit-Babik *et al.* 2005], [Christopoulou *et al.* 2009]. Η διαφοροποίηση στα συμπεράσματα των ερευνών μεταξύ των ομάδων του Gandhi [Gandhi *et al.* 1996], [Gandhi and Kang 2002] και Kuster [Schönborn *et al.* 1998], αναλύθηκε από την [Wang and Fujiwara 2003] και αποδόθηκε κυρίως στο διαφορετικό τρόπο κανονικοποίησης των αποτελεσμάτων. Η [Beard *et al.* 2006] ανέδειξε σημαντικές παραμέτρους που συμβάλλουν στην αβεβαιότητα της αριθμητικής δοσιμετρίας, όπως η διαφοροποίηση μεταξύ των αριθμητικών μοντέλων, ο συνυπολογισμός ή μη του πτερυγίου του αυτιού, η φύση της κεραίας και η σχετική τοποθέτησή της ως προς το κεφάλι. Στην [Kainz *et al.* 2005] προτάθηκε μεθοδολογία για την σχετική τοποθέτηση της κινητής τερματικής συσκευής, με αποτέλεσμα να επιτυγχάνεται ακρίβεια και ελαχιστοποίηση της αβεβαιότητας.

Επίσης υπάρχει ιδιαίτερο ενδιαφέρον για δοσιμετρικές μελέτες που αποτιμούν την απορροφούμενη ισχύ από τα μοντέλα κεφαλιού παιδιών, εξ' αιτίας του μικρότερου πάχους κρανίου, του μικρότερου μεγέθους κεφαλιού και των μεγαλύτερων τιμών διηλεκτρικών ιδιοτήτων, που χαρακτηρίζουν τους βιολογικούς ιστούς. Η [Keshvari *et al.* 2006] απέδειξε ότι η αύξηση της ηλεκτρικής αγωγιμότητας και/ή της διηλεκτρικής σταθεράς, λόγω της μικρής ηλικίας, δε συνεπάγεται απαραίτητα αύξηση στις τιμές SAR. Η [Wang *et al.* 2006] απέδειξε ότι η αύξηση στις διηλεκτρικές ιδιότητες των ιστών των παιδιών, λόγω της μεγάλης περιεκτικότητας σε νερό, δεν προκαλεί σημαντικές επιδράσεις (έως 10%) στις psSAR τιμές. Κάποιες εξαιρέσεις στην τάση αύξησης των τιμών SAR, λόγω της αύξησης των διηλεκτρικών ιδιοτήτων, παρουσιάστηκαν ομοίως στη [Christopoulou *et al.* 2009], τα αποτελέσματα της οποίας πρόκειται να παρουσιαστούν αναλυτικά στο πρώτο μέρος της διδακτορικής διατριβής. Τέλος, πολύ πρόσφατα δημοσιεύτηκε μελέτη [Christ *et al.* 2010a], η οποία μεταξύ άλλων εξετάζει την επίδραση των ηλικιακά εξαρτώμενων διηλεκτρικών ιδιοτήτων γιαρουσιαστούν αναλυτικά στο πρώτο μέρος της αυξάνεται σημαντικά στους εγκεφαλικούς ιστούς, σε σύγκριση με την αντίστοιχη των ενηλίκων.

Οι περισσότερες από τις μελέτες οι οποίες έχουν ως αντικείμενο τις ηλικιακά σχετιζόμενες αλλαγές στις τιμές SAR που αναπτύσσονται σε ανατομικά μοντέλα κεφαλιού, έχουν θεωρήσει α) γραμμική διπολική κεραία [Schönborn *et al.* 1998], [Martínez-Búrdalo *et al.* 2004], [Keshvari *et al.* 2006], β) πρότυπη κινητή τερματική συσκευή, εξοπλισμένη με γραμμική κεραία [Bit-Babik *et al.* 2005], [Kainz *et al.* 2005], γ) επίπεδη κεραία [Hadjem *et al.* 2005], [Wiart *et al.* 2008], δ) CAD μοντέλο εμπορικά διαθέσιμης κινητής τερματικής συσκευής [Christ *et al.* 2005], ως πηγές ακτινοβολίας. Περιορισμένη είναι η αναφορά που γίνεται στην αλληλεπίδραση μεταξύ του ανθρώπινου κεφαλιού και των ελικοειδών κεραιών, όπως για παράδειγμα στις [Gandhi and Kang 2002], [Koulouridis and Nikita 2004], [Christ *et al.* 2005], [Christopoulou *et al.* 2009].

## Βιβλιογραφία

- Abd-Alhameed, R.A., Excell, P.S. and Mangoud, M.A. 2005. Computation of specific absorption rate in the human body due to base-station antennas using a hybrid formulation, *IEEE Trans. Electromag. Compat.*, 47, 374-381.
- Ali, M.W., Hubing, T.H. and Drewniak, J.L. 1997. A hybrid FEM/MoM technique for electromagnetic scattering and radiation from dielectric objects with attached wires, *IEEE Trans. Electromag. Compat.*, 39 (4), 304-314.

- Anderson, V. Comparison of peak SAR levels in concentric sphere head models of children and adults for irradiation by a dipole at 900 MHz, *Phys. Med. Biol.*, 48, 3263-3275.
- Beard, B.B. *et al.* 2006. Comparisons of computed mobile phone induced SAR in the SAM phantom to that in anatomically correct models of the human head, *IEEE Trans. Electromag. Compat.*, 48, 397–407.
- Bérenger, J.-P. 1994. A perfectly matched layer for the absorption of electromagnetic waves. *J. Comput. Phys.*, 114, 185-200.
- Bérenger, J.-P. 1996. Three-dimensional perfectly matched layer for the absorption of electromagnetic waves. *J. Comput. Phys.*, 127, 363-379.
- Bernardi, P., Cavagnaro, M., Pisa, S. and Piuzzi, E. 2001. Power Absorption and Temperature Elevations Induced in the Human Head by a Dual-Band Monopole-Helix Antenna Phone, *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, 49, (12), 2539-2546.
- Bit-Babik, G., Guy, A.W., Chou, C.K., Faraone, A., Kanda, M., Gessner, A., Wang, J and Fujiwara, O.
  2005. Simulation of exposure and SAR estimation for adult and child heads exposed to radiofrequency energy from portable communication devices, *Radiat. Res.*, 163, 580-590.
- Brüns H.-D., Schuster C. and Singer H. 2007. Numerical electromagnetic field analysis for EMC problems, *IEEE Trans. Electromag. Compat.*, 49, 253-262.
- Buccella, C., De Santis, V. and Feliziani, M. 2007, Prediction of temperature increase in human eyes due to RF sources, *IEEE Trans. Electromag. Compat.*, 49, 825–832.
- Burdette, E.C. and Friederich, P.G. 1986. In situ permittivity of canine brain: Regional variations and postmortem changes, *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, 34,(1), 38–50.
- Burkhardt, M. and Kuster, N. 2000. Appropriate modeling of the ear for compliance testing of handheld MTE with SAR safety limits at 900/1800 MHz, *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, 48: 1921–1934.
- Christ, A. and Kuster, N. 2005. Differences in RF energy absorption in the heads of adults and children, *Bioelectromagnetics*, 26, (S7), S31–S44.
- Christ, A., Chavannes, N., Nikoloski, N., Gerber, H.U., Poković, K. and Kuster. N. 2005. A numerical and experimental comparison of human head phantoms for compliance testing of.mobile telephone equipment, *Bioelectromagnetics*, 26, (2), 125–137.
- Christ, A. Gosselin, M.-C., Christopoulou, M., Kühn, S. and Kuster, N. 2010a. Age dependent tissuespecific exposure of cell phone users, *Phys. Med.Biol.*, 55, 1767-1783.
- Christ, A, Gosselin, M.-C., Kühn, S. and Kuster, N. 2010b. Impact of pinna compression on the RF absorption in the heads of adult and juvenile cell phone users, *Bioelectromagnetics*, 31, (5), 406–412.
- Christ, A., Kainz, W., Hahn, E. G., Honegger, K., Zefferer, M., Neufeld, E., Rascher, W., Janka, R., Bautz, W., Chen, J., Kiefer, B., Schmitt, P., Hollenbach, H.-P., Shen, J., Oberle, M., Szczerba, D., Kam, A., Guag, J. W. and Kuster, N. 2010c. The Virtual Family—development of surface-based anatomical models of two adults and two children for dosimetric simulation', *Phys. Med.Biol.*, 55, N23-N38.

- Christopoulou, M., Koulouridis, S. and Nikita, K.S. 2009. Parametric study of power absorption patterns induced in adult and child head models by small helical antennas", *Progress in Electromagnetics Research-PIER*, 94, 49-67.
- Cottis, P.G. and Uzunoglu, N.K. 1990. Focusing properties of dipole arrays placed near a multilayer lossy sphere, *J. Electromagnetic Waves Applications-JEMWA*, 4, 5, 431-440.
- Dimbylow, P.J. 1993. FDTD calculations of the SAR for a dipole closely coupled to the head at 900 MHz and 1.9 GHz, *Phys. Med. Biol.*, 38, 361–368.
- Dimbylow, P.J. 1997. FDTD calculations of the whole-body averaged SAR in an anatomically realistic voxel model of the human body from 1 MHz to 1 GHz. *Phys. Med. Biol.*, 42, 479–490.
- Dimbylow, P.J. 2002. Fine resolution calculations of SAR in the human body for frequencies up to 3 GHz, *Phys. Med. Biol.*, 50, 1047-1070.
- Dimbylow, P.J. 2005a Development of the female voxel phantom, NAOMI and its application to calculations of induced current densities and electric fields from applied low frequency magnetic and electric fields, *Phys. Med.Biol.*, 50, 1047–1070.
- Dimbylow, P.J. 2005b Resonance behaviour of whole-body averaged specific energy absorption rate (SAR) in the female voxel, NAOMI, *Phys. Med.Biol.*, 50, 4053–4063.
- Dimbylow, P.J. and Mann, S.M. 1994. SAR calculations in an anatomically realistic model of the head for mobile communication transceivers at 900 MHz and 1.8GHz, *Phys. Med. Biol.*, 39, 1537–1553.
- Drossos, A., Santomaa, V. and Kuster, N. 2000. The dependence of electromagnetic energy absorption upon human head tissue composition in the frequency range of 300–3000 MHz, *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, 48, (11), 1988–1995.
- Engquist, B. and Majda, A. 1977. Absorbing boundary conditions for the numerical simulation of waves, *Proc. Natl. Acad. Sci.*, 74, 1765-1766.
- European Committee for Electrotechnical Standardization, CENELEC EN 50361. 2001. Basic standard for the measurement of Specific Absorption Rate related to human exposure to electromagnetic fields from mobile phones, Central Secretariat, rue de Stassart 35, 1050 Brussels, Belgium.
- Farkas, L.G. 1994. Anthropometry of the head and face, 2nd ed L.G. Farkas, (New York: Raven Press), App A, p. 244.
- Ferrari, R.L. and Silvester, P.P. 1986. Finite Elements for Electrical Engineers, *Cambridge University Press*, Cambridge.
- Findlay, R.P. and Dimbylow, P.J. 2006, FDTD calculations of specific energy absorption rate in a seated voxel model of the human body from 10 MHz to 3 GHz, *Phys. Med.Biol.*, 51, 2339-2352.
- Findlay, R.P., Lee, A.-K. and Dimbylow, P.J. 2009, FDTD calculations of specific energy absorption rate in a seated voxel model of the human body from 10 MHz to 3 GHz, *Radiat. Prot. Dosim.*, 135, 4, 226–231.
- Flyckt, V.M.M., Raaymakers, B.W., Kroeze, H. and Lagendijk, J.J.W. 2007. Calculation of SAR and temperature rise in a high-resolution vascularized model of the human eye and orbit when exposed to a dipole antenna at 900, 1500 and 1800 MHz, *Phys. Med. Biol.*, 52, 2691–2701.

- Gabriel, C. 2005. Dielectric properties of biological tissue: Variation with age, *Biolectromagnetics*, 26, (S7), S12–S18.
- Gabriel, C., Gabriel, S. and Corthout, E. 1996a. The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey, *Phys. Med. Biol.*, 41, 2231–2249.
- Gabriel, S., Lau, R.W. and Gabriel, C. 1996b. The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz, *Phys. Med. Biol.*, 41, 2251–2269.
- Gabriel, S., Lau, R.W. and Gabriel, C. 1996c. The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues, *Phys. Med. Biol.*, 41, 2271–2293.
- Gajšek, P., Hurt, W.D., Ziriax, J.M. and Mason, P.A. 2001. Parametric dependence of SAR on permittivity values in a man model, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 48, 1169-1177.
- Gandhi, O.P. and Kang, G. 2002. Some present problems and a proposed experimental phantom for SAR compliance testing of cellular telephones at 835 and 1900 MHz, *Phys. Med. Biol.*, 47, 1501–1518.
- Gandhi, O.P., Lazzi, G. and Furse, C.M. 1996. Electromagnetic absorption in the human head and neck for mobile telephones at 835 MHz and 1900 MHz, *IEEE Trans. Microwave. Theory Tech.*, 44, 1884-1897.
- Gjonaj, E., Bartsch, M., Clemens, M., Schupp, S. and Weiland, T. 2002. High-resolution human anatomy models for advanced electromagnetic field computations, *IEEE Trans. Magn.*, 38, 357-360.
- Gordon, C.C., Churchill, T., Clauser, C.E., Bradtmiller, B., McConville, J.T. 1989. Anthropomertic survey of U.S. army personnel: methods and summary statistics, 1988. U.S. Army Natick Research Center, Natick, MA, Technical Report NATICK/TR-89/044.
- Hadjem, A., Lautru, D., Dale, C., Wong, M.F., Hanna, V.F. and Wiart, J. 2005. Study of specific absorption rate (SAR) induced in two child head models and in adult heads using mobile phones, *IEEE Trans. Microwave. Theory Tech.*, 53, 4-11.
- Hand J.W. 2008. Modelling the interaction of electromagnetic fields (10 MHz-10 GHz) with the human body: methods and applications, *Phys. Med.Biol.*, 53, R243-R286.
- Harrington, R.F. 1968. Field computation by Moment Methods, New York: Macmillan.
- Huss, A., Spoerri, A., Egger, M. and Röösli, M. 2009. Residence Near Power Lines and Mortality From Neurodegenerative Diseases: Longitudinal Study of the Swiss Population, *American Journal of Epidemiology*, 169, (2), 167.
- 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.
- Institute of Electrical and Electronics Engineers-IEEE 2003. Recommended practice for determining the peak spatial-average specific absorption rate (SAR) in the human head from wireless communications devices: measurement techniques *New York IEEE Std* SCC34 1528–2003

- 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, (Revision of IEEE Std C95.1-1991), IEEE Std C95.1, 2005.
- International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection-ICNIRP 1998. Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (up 300 GHz), *Health Phys.*, 74, 494-522.
- International Commission on Radiation Protection-ICRP 1994. Human respiratory tract model for radiological protection, *ICRP Publication 66*, Oxford Pergamon, p. 189, (table B.6).
- International Commission on Radiological Protection-ICRP 2002. Basic Anatomical and Physiological data for use in Radiological Protection: Reference Value, *ICRP publication 89*, 32, 3-4, Publ. Elsevier, 280 pages, ISBN-10: 0-08-044266-8.
- International Electrotechnical Commission, IEC 62209-1. 2005. Human exposure to radio frequency fields from hand-held and body-mounted wireless communication devices Human models, instrumentation, and procedures. Part 1: Procedure to determine the specific absorption rate (SAR) for hand-held devices used in close proximity to the ear (frequency range of 300 MHz to 3 GHz).
- Ito, I., Imada, M., Ikeda, M., Sueno, K., Arikuni, T. and Kida, A. 2001. A morphological study of age changes in adult human auricular cartialge with special emphasis on elastic fibers, *The Laryngoscope*, 111, (5), 881–886.
- Kainz, W., Christ, A., Kellom, T., Seidman, S., Nikoloski, N., Beard, B.B. and Kuster, N. 2005. Dosimetric comparison of the specific anthropomorphic mannequin (SAM) to 14 anatomical head models using a novel definition for the mobile phone positioning, *Phys. Med. Biol.*, 50, 3423-3445.
- Keshvari, J. and Lang, S. 2005. Comparison of radio frequency energy absorption in ear and eye region of children and adults at 900, 1800 and 2450 MHz, *Phys. Med. Biol.*, 50, 4355–4369.
- Keshvari, J., Keshvari, R. and Lang, S. 2006. The effect of increase in dielectric values on specific absorption rate (SAR) in eye and head tissues following 900, 1800 and 2450 MHz radio frequency (RF) exposure, *Phys. Med. Biol.*, 51, 1463–1477.
- Kheifets, L., Repacholi, M., Saunders, R. and van Deventer, E. 2005. The sensitivity of children to electromagnetic fields, *Pediatrics*, 116, 2, e303-e313.
- Khurana, V.G., Moulder, J.E., Orton, C.G. 2008. There is currently enough evidence and technology available to warrant taking immediate steps to reduce exposure of consumers to cell-phonerelated electromagnetic radiation, *Med Phys.*, 35, (12), 5203-5206.
- Kim, J. and Rahmat-Samii, Y. 2004. Implanted antennas inside a human body: simulations, designs, and characterizations, 52, (8), IEEE Trans. Microwave. Theory Tech., 1934-1943.
- Kopecký, R., Hamnerius, Y. and Persson, M. 2005. Study of subgridding in SAR computation for the cochlea, *Bioelectromagnetics*, 26, 520–522.
- Koulouridis, S. and Nikita, K.S. 2004. Study of the coupling between human head and cellular phone helical antennas, *IEEE Trans. Electromagn. Compat.*, 46, 62-70.

- Koulouridis, S., Christopoulou, M. and Nikita, K.S. 2005. Comparative assessment of power absorption in heads of adults and children exposed to the radiation of cellular phones at 1800MHz, *The Environmentalist*, 25, 223-232.
- Kuster, N., Balzano, Q. 1992. Energy absorption mechanism by biological bodies in the near field of dipole antennas above 300 MHz, *IEEE Trans. Vehicular Technol.*, 41, 17–23.
- Kuster, N., Kästle, R. and Schmid, T. 1997. Dosimetric evaluation of mobile communications equipment with known precision, *IEICE Trans. Commun.*, E80-B, (5), 645–652.
- Lee, A.-K. and Pack, J.-K. 2002. Effect of head size for cellular telephone exposure on EM absorption, *IEICE Trans. Commun.,* E85-B, (3), 698–701.
- Liao, Z.P., Wong, H.L., Yang, B. and Yuan, Y. 1984. A transmitting boundary for transient wave analysis, *Sci. Sin.*, A27, 1063-1076.
- Liu, W., Collins, C.M. and Smith, M.B. 2005. Calculations of B<sub>1</sub> distribution, specific absorption rate, and intrinsic signal-to-noise ratio for a body-size birdcage coil loaded with different human subjects at 64 and 128 MHz, *Appl. Magn. Reson.*, 29, 5-18.
- Martens, L. 2005. Electromagnetic Safety of Children Using Wireless Phones: ALiterature Review, *Bioelectromagnetics*, Supplement 7, S133-S137.
- Martínez-Búrdalo, M., Martín, A., Anguiano, M. and Villar, R. 2004. Comparison of FDTD-calculated specific absorption rate in adults and children wehn using a mobile phone at 900 and 1800 MHz, *Phys. Med. Biol.*, 49, 345-354.
- Mason, P.A., Ziriax, J.M., Hurt, W.D., Walter, T.J., Ryan, K.L., Nelson, D.A., Smith, K.I. and D' Andrea,
   J.A. 2000. Recent advencements in dosimetry measurements and modeling, *Radio Frequency Radiation Dosimetry*, ed B.J. Klauenberg and D. Miklavcic (Dordrecht: Kluwer), 141-155.
- Mazzurana, M., Sandrini, L., Vaccari, A., Malacarne, C., Cristoferetti, L. and Pontalti, R. 2004. Development of numerical phantoms by MRI for RF electromagnetic dosimetry: a female model, *Radiat. Prot. Dosim.*, 111, 445-451.
- Morse, P.M. and Feshbach, H. 1953. Methods of theoritical physics, Part II, Mc Graw-Hill, New York, ch.13.
- Mur, G. 1981, Absorbing boundary conditions for the finite-difference approximation of the timedomain electromagnetic-field equations, *IEEE Trans. Electromag. Compat.*, 23, 377-382.
- Nagaoka, T., Watanabe, S., Sakurai, K., Kuneida, E., Watanabe, S., Taki, M. and Yamanaka, Y. 2004. Development of realistic high-resolution whole-body voxel models of Japanese adult males and females of average height and weight, and application of models to radio-frequency electromagnetic-field dosimetry, *Phys. Med. Biol.*, 49, 1-15.
- National Radiological Protection Board, NRPB 2004. Advice on limiting exposure to electromagnetic fields (0-300 GHz). Doc. NRPB 15, 1-35.
- Nikita, K.S. *et al.*, 2000. A study of uncertainties in modeling antenna performance and power absorption in the head of a cellular phone user, *IEEE Trans. on Microw. Theory Tech.*, 48, 2676-2685.

- Olley, P. and Excell, P.S. 1995. Classification of a high-resolution voxel image of a human head, in Dimbylow, P.J. (ed.) 'Voxel Phantom Development', *Proceedings of an International Workshop at the National Radiological Protection Board*, Chilton, UK, 16-23.
- Parazzini, M., Tognola, G., Franzoni, C., Grandori, F. and Ravazzani, P. 2007. Modeling of the internal fields distribution in human inner hearing system exposed to 900 and 1800 MHz, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 54, 39–48.
- Paulsen K.D., Jia X. and Sullivan J.M. 1993. Finite element computations of specific absorption rate in anatomically conforming full-body models for hyperthermia treatment analysis, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 40, 933-945.
- Pensler, J.M., Koenig, W.J. and Donovan, J.M. 1995. Cranial bone grafting in children, *Plast. Reconstr. Surg.*, 96, (1):1–4.
- Peyman, A., Gabriel, C., Grant, E.H., Vermeeren, G. and Martens, L. 2009. Variation of the dielectric properties of tissues with age: the effect on the values of SAR in children when exposed to walkie-talkie devices, *Phys. Med. Biol.*, 54, (2), 227–241.
- Peyman, A., Holden, S.J., Watts, S., Perrott, R. and Gabriel, C. 2007. Dielectric properties of porcine cerebrospinal tissues at microwave frequencies: in vivo, in vitro and systematic variation with age, *Phys. Med. Biol.*, 52, 2229-2245.
- Peyman, A., Rezazadeh, A.A. and Gabriel, C. 2001. Changes in the dielectric properties of rat tissue as a function of age at microwave frequencies, *Phys. Med. Biol.*, 46, 1617–1629.
- Schmid, G., Neubauer, G., Illievich, U.M. and Alesch, F. 2003a. Dielectric properties of porcine brain tissue in the transition from live to death at frequencies from 800 to 1900 MHz, *Bioelectromagnetics*, 24, 413–422.
- Schmid, G., Neubauer, G., and Mazal, P.R. 2003b. Dielectric properties of human brain tissue measured less than 10 h postmortem at frequencies from 800 to 2450 MHz, *Bioelectromagnetics*, 24, 423–430.
- Scientific Committee on Emerging and Newly Identified Health Risks, SCENIHR 2007. Possisble effects of Electromagnetic Fields (EMF) on Human Health, Brussels: European Commission Health & Consumer Protection DG.
- Schönborn, F., Burkhardt, M. and Kuster, N. 1998. Differences in energy absorption between heads of adults and children in the near field of sources, *Heath Phys.*, 74, 160-168.
- Schüz, J., Waldemar, G., Olsen, J. and Johansen, C. 2009. Risks for Central Nervous System Diseases among Mobile Phone Subscribers: A Danish Retrospective Cohort Study, *PLoS ONE*, 4, (2).
- Seidenari, S., Giusti, G., Bertoni, L. and Magnoni, C. 2000. Thickness and echogenicity of the skin in children as assesseed by 20 MHz ultrasound, *Dermatology*, 201, 218–222.
- Simms, D.L. and Neely, J.G. 1989. Thickness of the lateral surface of the temporal bone in children, Ann. Ontol. Rhinol. Laryngol., 98, 726–731.

- Snyder, W.S., Cook, M.J., Nasset, E.S., Karhausen, L.R., Howells, G.P. and Tipton, I.H. 1975. Report of the Task Group on Reference Man, *Published for The International Commission on Radiological Protection*, Pergamon Press.
- Sullivan, D. 1990, Three-dimensional computer simulation in deep regional hyperthermia using the finite-difference time-domain method, *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, 38, 204-211.
- Sullivan, D.M., Borup, D.T. and Gandhi, O.P. 1987. Use of the finite-difference time-domain method in calculating EM absorption in human tissues, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 34, 148-157.
- Taflove, A. and Hagness, S.C. 2005. Computational electrodynamics: The Finite-Difference Time-Domain method, 3rd edn, Norwood, MA: Artech House.
- Thurai, M., Goodridge, V.D., Sheppard, R.J. and Grant, E.H. 1984. Variation with age of the dielctric properties of mouse brain cerebrum, *Phys. Med. Biol.*, 29, (9), 1133–1136.
- Thurai, M., Steel, M.C., Shepard, R.J. and Grant, E.H. 1985. Dielectric properties of developing rabbit brain at 37 degrees, *Bioelectromagnetics*, 6, 235–242.
- Tinniswood, A.D., Furse, C.M. and Gandhi, O.P. 1998. Power deposition in the head and neck of an anatomically based human body model for plane wave exposure, *Phys. Med. Biol.*, 43, 2361-2378.
- van de Kramer, J.B. and Lagendijk, J.J.W. 2002. Computation of high resolution SAR distributions in a head due to a radiating dipole antenna representing a hand-held mobile phone, *Phys. Med. Biol.,* 47, 1827-1835.
- van der Knaap, M,S. and Valk, J. 1995. Magnetic resonance of myelin, myelination and myelin disorder, *Berlin, Springer*.
- Virtanen, H., Keshvari, J. and Lappalainen, R. 2006. Interaction of Radio Frequency Electromagnetic Fields and Passive Metallic Implants: A Brief Review, *Bioelectromagnetics*, 27, 431-439.
- Virtanen, H., Keshvari, J. and Lappalainen, R. 2007. The effect of authentic metallic implants on the SAR distribution of the head exposed to 900, 1800 and 2450 MHz dipole near field, *Phys. Med. Biol.*, 52, 1221–1236.
- Wang, J. and Fujiwara, O. 2003. Comparison and evaluation of electromagnetic absorption characteristics in realistic human head models of adult and children for 900-MHz mobile telephones, *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, 51, 966-971.
- Wang, J., Fujiwara, O., Kodera, S. and Watanabe, S. 2006. FDTD calculations of whole-body average SAR in adult and child models frp frequencies from 30 MHz to 3 GHz, *Phys. Med. Biol.* 51, 4119-4127.
- Warty, R, Tofighi, M.-R., Kawoos, U. and Rosen, A. 2008. Characterization of Implantable Antennas for Intracranial Pressure Monitoring: Reflection by and Transmission Through a Scalp Phantom, *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, 56, (10), 2366-2376.
- Weiland, T. 1997. A discretazation method for the solution of Maxwell' s equations for six-component fields, *Electron. Commun. (AEÜ)*, 31, 116-120.

- Wiart, J., Hadjem, A., Gadi, N., Bloch, I., Wong, M.F., Pradier, A., Lautru, D., Hanna, V.F. and Dale, C.
  2005. Modeling of RF head exposure in children, *Bioelectromagnetics*, 26, (Supplement 7), S19–S30.
- Wiart, J. Hadjem, A., Wong, M. and Bloch, I. 2008. Analysis of RF exposure in the head tissues of children and adults, *Phys. Med. Biol.*, 53(13), 3681-3695.
- Yee, K.S. 1966. Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell' sequations in isotropic media, *IEEE Trans. Antennas Propag.* 14, 302-307.

## Κεφάλαιο 2 – Επιδράσεις ηλεκτρομαγνητικών πεδίων στο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και τα προκλητά δυναμικά

Στο παρόν κεφάλαιο τοποθετείται το γενικό πλαίσιο και οι στόχοι του δεύτερου μέρους της διδακτορικής διατριβής, το οποίο αφορά στο δοσιμετρικό και πειραματικό σχεδιασμό μελετών για την επίδραση ΗΜΠ (2ης και 3ης γενιάς) στο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (HEΓ) ύπνου, HEΓ ηρεμίας και τα προκλητά δυναμικά (ΠΔ). Στη συνέχεια, ορίζονται οι βασικές έννοιες που σχετίζονται με το HEΓ και τα ΠΔ. Ακολουθεί σύντομη αναφορά σε βασικούς όρους της ψυχοακουστικής και σε μεθοδολογίες που χρησιμοποιούνται για τον καθορισμό του κατωφλίου διαφοράς. Παρουσιάζονται χαρακτηριστικές έρευνες εθελοντών για τη μελέτη της επίδρασης ΗΜΠ στο HEΓ ύπνου, HEΓ ηρεμίας και τα ΠΔ. Τέλος παρουσιάζονται οδηγίες για τον ορθό σχεδιασμό της ΗΜ έκθεσης σε πειράματα εθελοντών.

## 2.1 Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα

Το σύνολο των ηλεκτροχημικών επιδράσεων του συστήματος των εγκεφαλικών κυττάρων (νευρώνων) δημιουργεί την, σε πολλά επίπεδα, ανεξερεύνητη και πολύπλοκη εγκεφαλική δραστηριότητα. Η εγκεφαλική δραστηριότητα μπορεί να μελετηθεί με τη βοήθεια του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος (ΗΕΓ), το οποίο διακρίνεται σε ΗΕΓ επιφανείας και ΗΕΓ "εν τω βάθει". Στο πλαίσιο της διδακτορικής διατριβής, η επεμβατική "εν των βάθει" μορφή του ΗΕΓ δεν πρόκειται να μελετηθεί. Το ΗΕΓ επιφανείας (για λόγους συντομίας θα αναφέρεται στο εξής ΗΕΓ) είναι μία μη επεμβατική τεχνική κατά την οποία γίνεται καταγραφή των διαφορών δυναμικού πάνω στην εξωτερική δερματική επιφάνεια του ανθρώπινου κεφαλιού, με χρήση μεταλλικών αισθητήρων και αγώγιμου υλικού [Niedermeyer and Lopes da Silva 1993]. Τα δυναμικά αυτά αντιστοιχούν σε ηλεκτρικά δυναμικά στο εσωτερικό του εγκεφάλου που προκαλούνται από εσωτερικές πηγές.

Το 1924, ο Γερμανός ψυχίατρος Hans Berger (1873-1941) κατέγραψε για πρώτη φορά ηλεκτροεγκεφαλογράφημα ανθρώπου, με την ελπίδα ότι η φυσιολογική καταγραφή θα παρείχε πληροφορία για τις εγκεφαλικές διεργασίες. Οι καταγραφές του απέδειξαν ότι η εγκεφαλική δραστηριότητα μεταβάλλεται με συνεπή και αναγνωρίσιμο τρόπο, όταν η γενική κατάσταση του εξεταζόμενου αλλάζει [Bronzino 1995].

Από την πλευρά της ανατομίας, ο εγκέφαλος μπορεί να διαιρεθεί σε τρία κύρια τμήματα: εγκέφαλο (cerebrum), παρεγκεφαλίδα (cerebellum) και εγκεφαλικό στέλεχος (brain stem). Ο εγκέφαλος αποτελείται από το αριστερό και δεξί ημισφαίριο, με ένα ισχυρά συσπώμενο επιφανειακό στρώμα: τον εγκεφαλικό φλοιό (cerebral cortex). Ο φλοιός αποτελεί κυρίαρχο μέρος του Κεντρικού Νευρικού Συστήματος (ΚΝΣ). Ο εγκέφαλος κατέχει τα κέντρα της κίνησης, της συνειδητής γνώσης της αίσθησης, της πολύπλοκης ανάλυσης και έκφρασης των συναισθημάτων και της συμπεριφοράς. Η παρεγκεφαλίδα καθορίζει τις εθελοντικές κινήσεις των μυών και τη διατήρηση της ισορροπίας. Το εγκεφαλικό στέλεχος ελέγχει την αναπνοή, τη ρύθμιση της καρδιάς, τους βιορυθμούς, την έκκριση ορμονών κ.α. [Cohen 1987]. Η μεγαλύτερη επίδραση στο ΗΕΓ προκαλείται από την ηλεκτρική δραστηριότητα του εγκεφαλικού φλοιού, λόγω της μικρής απόστασής του από την επιφάνεια του κεφαλιού.

Σήμερα, λόγω της τεχνολογικής εξέλιξης και των εξεζητημένων εφαρμογών, το ΗΕΓ εξακολουθεί να κατέχει ισχυρή θέση στην αξιολόγηση των νευρολογικών ασθενειών. Το ΗΕΓ μπορεί να εφαρμοστεί κατ' επανάληψη σε ασθενείς και υγιείς, ενήλικες και παιδιά χωρίς προφανείς κινδύνους και περιορισμούς. Επίσης, το ΗΕΓ χρησιμοποιείται για τη διάγνωση της επιληψίας, όγκων του εγκεφάλου, εγκεφαλικών επεισοδίων, και άλλων νευρολογικών καταστάσεων. Αυτές οι καταστάσεις χαρακτηρίζονται από διακριτές, ασυνήθιστες διαφοροποιήσεις στα καταγεγραμμένα εγκεφαλικά κύματα, σε σχέση με τις αντίστοιχες καταγραφές ελέγχου (*control*). Τέλος, το ΗΕΓ μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη διερεύνηση διαταραχών ύπνου και ψυχιατρικών διαταραχών, όπως η σχιζοφρένεια.

## 2.1.1 Στάδια καταγραφής ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος

Η διαδικασία καταγραφής ΗΕΓ αποτελείται από τα στάδια: α) ανίχνευσης του σήματος με χρήση ηλεκτροδίων, β) ενίσχυσης, γ) φιλτραρίσματος, δ) δειγματοληψίας και ε) αποθήκευσης και επεξεργασίας σε Η/Υ. Το διάγραμμα λήψης και καταγραφής του σήματος ΗΕΓ απεικονίζεται στο Σχήμα 2.1.



Σχήμα 2.1 Διάγραμμα λήψης και καταγραφής του σήματος ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος.

#### Ηλεκτρόδια

Το πρώτο στάδιο καταγραφής του ΗΕΓ πραγματοποιείται με τη χρήση των ηλεκτροδίων, τα οποία τοποθετούνται στην επιφάνεια του κεφαλιού του εξεταζόμενου. Τα ηλεκτρόδια είναι αισθητήρες, οι οποίοι μετατρέπουν το ρεύμα ιόντων στο εσωτερικό του κρανίου, σε ρεύμα ηλεκτρονίων. Συνδέονται με καλώδιο το οποίο, στη συνέχεια οδηγεί το σήμα στο σύστημα προενίσχυσης και επεξεργασίας. Συνήθως, τα ηλεκτρόδια είναι μικροί μεταλλικοί δίσκοι, οι οποίοι εφαρμόζουν στο δέρμα του κεφαλιού, μέσω μίας κολλώδους αγώγιμης γέλης, που έχει το ρόλο ηλεκτρολύτη. Με αυτό τον τρόπο, δημιουργούνται δύο φορτισμένα στρώματα: ένα στη μεταλλική επιφάνεια του ηλεκτροδίου και ένα στην αγώγιμη ουσία, η οποία βρίσκεται σε επαφή με το ηλεκτρόδιο, επιτρέποντας την κίνηση ιόντων μέσω του "μονοπατιού" ηλεκτρολύτη-ηλεκτροδίου. Όταν μέσα στον εγκέφαλο υπάρξει σήμα, δηλαδή ροή ιόντων, τότε θα παρουσιαστεί διαφορά δυναμικού ανάμεσα στα δύο στρώματα και συνεπώς ροή ηλεκτρονίων. Η επαφή του ηλεκτροδίου με το δέρμα του κεφαλιού πρέπει να είναι πολύ σταθερή, προκειμένου να διασφαλιστεί χαμηλή αντίσταση, με αποτέλεσμα να μειώνονται τα σφάλματα (artifacts) λόγω της μηχανικής μετακίνησης των ηλεκτροδίων, του περιβάλλοντος και της μεταβολής της θερμοκρασίας. Τα μέταλλα που χρησιμοποιούνται για την κατασκευή ηλεκτροδίων είναι χρυσός (Au), κασσίτερος (Sn), και συχνότερα άργυρος/χλωριούχος άργυρος (Ag/AgCl) [Tassinary et al. 1990].

#### Σενάρια τοποθέτησης των ηλεκτροδίων

Προκειμένου οι καταγραφές του ΗΕΓ να είναι μονοσήμαντα μεταφράσιμες από όλα τα εργαστήρια, η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων έχει προτυποποιηθεί παγκοσμίως. Το δημοφιλέστερο σενάριο που ακολουθείται είναι το Διεθνές Σύστημα για την Τοποθέτηση των Ηλεκτροδίων 10-20 [Malmivuo and Plonsey 1995], [Rowan and Tolunsky 2003]. Το Σύστημα 10-20 βασίζεται στη σχέση μεταξύ της τοποθέτησης ενός ηλεκτροδίου και της υποκείμενης περιοχής του εγκεφαλικού φλοιού. Κάθε περιοχή χαρακτηρίζεται από ένα γράμμα (για τον προσδιορισμό του λοβού) και έναν αριθμό ή ένα δεύτερο γράμμα για τον προσδιορισμό της θέσης του ημισφαιρίου. Τα χρησιμοποιούμενα γράμματα είναι: "F"-Μετωπικός λοβός (*Frontal lobe*), "T"-Κροταφικός λοβός (*Temporal lobe*), "C"-Κεντρικός λοβός (*Central lobe*), "P"-Βρεγματικός λοβός (*Parietal lobe*), "O"-Ινιακός λοβός (*Occipital lobe*). Οι ζυγοί αριθμοί (2,4,6,8) αναφέρονται στο δεξί ημισφαίριο και οι μονοί αριθμοί (1,3,5,7) αναφέρονται στο αριστερό ημισφαίριο. Το γράμμα "Ζ" αναφέρεται σε ένα ηλεκτρόδιο που τοποθετείται στη μεσαία γραμμή του κρανίου. Ο συνδυασμός γραμμάτων "Fp" αντιστοιχεί στο μετωπικό πολικό

ηλεκτρόδιο. Για την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων, καθορίζονται: το *ρινίο* το οποίο ορίζεται ως το οροθέσιο μεταξύ του μετώπου και της μύτης και το *ινίο* το οποίο ορίζεται ως την καμπυλότητα στο όπισθεν μέρος του κρανίου. Το Σύστημα 10-20 βασίζεται στις ακριβείς μετρήσεις του κρανίου, κάνοντας χρήση των δύο διακριτών οροθεσίων. Πιο συγκεκριμένα, χρησιμοποιείται το ημιπεριφεριακό τόξο του κρανίου σε τρία επίπεδα: οβελιαίο, στεφανιαίο και εγκάρσιο. Κατά το Σύστημα 10-20, το 10% και 20% αναφέρονται στις αποστάσεις μεταξύ των ηλεκτροδίων, οι οποίες προκύπτουν από τις βασικές μετρήσεις: απόστασης ρινίου-ινίου, προωτιαίου σημείου και περιφέρειας του κεφαλιού. Οι μονάδες μέτρησης που χρησιμοποιούνται είναι εκατοστά.

Σύμφωνα με το Σύστημα 10-20, τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται ακολουθώντας τα εξής βήματα:

- μέτρηση στο οβελιαίο επίπεδο της απόστασης ρινίου-ινίου. Στο 10% της απόστασης, πάνω από το ρινίο και από το ινίο, τοποθετούνται τα πρώτα δύο ηλεκτρόδια. Το υπόλοιπο 80% της απόστασης διαιρείται ώστε κάθε ηλεκτρόδιο να απέχει από το επόμενο 20% της απόστασης
- μέτρηση στο στεφανιαίο επίπεδο της απόστασης μεταξύ των δύο σημείων της προεξοχής του ανοίγματος των αυτιών. Στο 10% της απόστασης, πάνω από τα σημεία προεξοχής του ανοίγματος των αυτιών, τοποθετούνται τα επόμενα δύο ηλεκτρόδια. Το υπόλοιπο 80% της απόστασης διαιρείται ομοίως με το πρώτο βήμα
- μέτρηση στο εγκάρσιο επίπεδο της απόστασης μεταξύ των δύο πρώτων ηλεκτροδίων του πρώτου βήματος. Στο 10% της απόστασης, τοποθετούνται τα επόμενα δύο ηλεκτρόδια. Το υπόλοιπο 80% της απόστασης διαιρείται ομοίως με το πρώτο βήμα.

Η αρχική διατύπωση του Συστήματος 10-20 περιλαμβάνει 19 ηλεκτρόδια (Σχήμα 2.2(α)). Αργότερα αναπτύχθηκαν και άλλα σενάρια τοποθέτησης ηλεκτροδίων, με στόχο την αύξηση του αριθμού τους (Σχήμα 2.2(β)), όπως το Σύστημα 10-10 [Chatrian *et al.* 1985] και 10-5 [Oostenveld and Praamstra 2001]. Σύγκριση των συστημάτων τοποθέτησης ηλεκτροδίων, πραγματοποιείται στη [Jurcak *et al.* 2007].



**Σχήμα 2.2** Διεθνές Σύστημα 10-20: α) τοποθέτηση 19 ηλεκτροδίων, β) επέκταση του συστήματος 10-20 για τοποθέτηση 70 ηλεκτροδίων<sup>1</sup>.

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> http://www.bci2000.org/wiki/index.php/User\_Tutorial:EEG\_Measurement\_Setup

#### Ενίσχυση, φιλτράρισμα και δειγματοληψία σήματος ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος

Το ΗΕΓ σήμα εισόδου της δεύτερης βαθμίδας του ενισχυτή αποτελείται από πέντε συνιστώσες: το επιθυμητό βιοδυναμικό, τα μη επιθυμητά βιοδυναμικά, το σήμα παρεμβολής της παροχής ρεύματος 50 Ηz και τις αρμονικές του, τα σήματα παρεμβολής που προκαλούνται από την επαφή ιστού/ηλεκτροδίου, και το θόρυβο. Ο κατάλληλος ενισχυτής για τη μέτρηση του βιοσήματος του ΗΕΓ οφείλει να παρέχει επιλεκτική ενίσχυση του φυσιολογικού σήματος (βιοδυναμικό), απόρριψη του υπέρθετου θορύβου και των σημάτων παρεμβολής και να εγγυάται προστασία από διαρροές τάσης και ρεύματος για τους εξεταζόμενους και τον ηλεκτρονικό εξοπλισμό. Το επιθυμητό βιοδυναμικό ορίζεται ως η διαφορά που κάθε στιγμή παρουσιάζουν δύο ηλεκτρόδια (είσοδοι του διαφορικού ενισχυτή) μεταξύ τους [Nagel 1995].

Το κέρδος του ενισχυτή ορίζεται ως ο λόγος του σήματος εξόδου προς το σήμα εισόδου. Προκειμένου να παραχθεί βέλτιστη ποιότητα σήματος και επαρκές επίπεδο δυναμικού για την περαιτέρω επεξεργασία του σήματος, ο ενισχυτής πρέπει να διαθέτει κέρδος 100-100000 [Nagel 1995] και πρέπει να διατηρεί το βέλτιστο λόγο σήματος προς θόρυβο. Επίσης, ο διαφορικός ενισχυτής θα πρέπει να διαθέτει υψηλό λόγο απόρριψης κοινού σήματος (*common-mode rejection ratio*) (τουλάχιστον 100 dB) και υψηλή τιμή αντίστασης εισόδου (τουλάχιστον 100 MOhms), ώστε να μειώνεται η επίδραση του ηλεκτρικού θορύβου περιβάλλοντος. Ο λόγος απόρριψης κοινού σήματος ορίζεται ως ο λόγος του κέρδους του διαφορικού σήματος (επιθυμητό σήμα) προς το κέρδος του κοινού σήματος (αρχικό σήμα εισόδου μεταξύ των εισόδων και της γείωσης).

Κατά την καταγραφή ΗΕΓ χρησιμοποιούνται ειδικά διαμορφωμένα δωμάτια που διαθέτουν ηλεκτρομαγνητική θωράκιση (κλωβοί Faraday) και ελαχιστοποιούν την επίδραση του ηλεκτρικού πεδίου αστικού υποβάθρου, και ειδικά του θορύβου της παροχής του εναλλασσόμενου ρεύματος 50 Ηz. Σε κάποιες περιπτώσεις, χρησιμοποιούνται οπτικές ίνες και μετατροπείς ηλεκτρικού/οπτικού και οπτικού/ηλεκτρικού σήματος για τη μετάδοση των δεδομένων. Συχνά η πληροφορία ενδιαφέροντος εντοπίζεται κάτω από το επίπεδο του θορύβου, με αποτέλεσμα να είναι ικανή η χρήση βαθυπερατών φίλτρων με συχνότητα αποκοπής μικρότερη από 50 Hz. Στην περίπτωση που είναι επιθυμητή η καταγραφή σήματος που αντιστοιχεί σε ζώνη υψηλότερων συχνοτήτων, τότε χρησιμοποιείται φίλτρο στενής ζώνης που απομονώνει τη συχνότητα 50 Hz.

Το αναλογικό σήμα HEΓ, προκειμένου να καταγραφεί και να αποθηκευτεί στον Η/Υ πρέπει να ψηφιοποιηθεί. Τα κανάλια του αναλογικού σήματος δειγματοληπτούνται συνεχώς, σε δεδομένο χρονικό διάστημα (διάστημα δειγματοληψίας) και κάθε δείγμα μετατρέπεται σε μία ψηφιακή αναπαράσταση μέσω του μετατροπέα αναλογικού/ψηφιακού (A/D) σήματος. Η ανάλυση του μετατροπέα καθορίζεται από το ελάχιστο πλάτος σήματος που πρόκειται να υποβληθεί σε δειγματοληψία. Ο A/D μετατροπέας χρησιμοποιεί συνήθως 12 bits (διαχωρίζοντας 4096 επίπεδα τιμών). Προκειμένου να μην υπάρξει απώλεια πληροφορίας, θα πρέπει η δειγματοληψίας f<sub>s</sub> πρέπει να είναι μεγαλύτερη ή ίση με την διπλάσια της μέγιστης συχνότητας του σήματος, δηλαδή f<sub>s</sub>  $\geq 2 \cdot f_{max}$ . Αν δεν ισχύει αυτή η συνθήκη τότε οι αρμονικές του σήματος που είναι μεγαλύτερες από

67

 $f_s/2$  αναδιπλώνονται και επανεμφανίζονται σε μικρότερες αρμονικές, παραμορφώνοντας το σήμα. Μετά από την διαδικασία αυτή, το σήμα κβαντοποιείται και τότε από αναλογικό έχει μετατραπεί σε ψηφιακό, οπότε είναι δυνατή η ψηφιακή επεξεργασία του μέσω Η/Υ.

## 2.1.2 Ρυθμοί ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος

Κατά την καταγραφή του ΗΕΓ, οι εξεταζόμενοι προτρέπονται να έχουν τα μάτια τους κλειστά και να είναι χαλαροί. Η καταγραφή των δυναμικών γίνεται στο πεδίο του χρόνου και απαιτεί ιδιαίτερη προσοχή και ακρίβεια, λόγω του μικρού εύρους του πλάτους, από κορυφή σε κορυφή (*peak to peak*), το οποίο κυμαίνεται από 0.5 μV έως 100 μV. Με χρήση του μετασχηματισμού *Fourier* λαμβάνεται το φασματικό περιεχόμενο του σήματος ΗΕΓ, στο οποίο είναι διακριτά τα ημιτονοειδή κύματα που αντιστοιχούν σε κάθε συχνότητα. Παρόλο που το φάσμα είναι συνεχές, από 0 Ηz έως f<sub>s</sub>/2, η εγκεφαλική κατάσταση κάθε εξεταζόμενου μπορεί να μεταβάλλεται έντονα σε κυρίαρχες συγκεκριμένες ζώνες συχνοτήτων. Το φάσμα του ΗΕΓ διαχωρίζεται κυρίως σε τέσσερις (4) ρυθμούς: δέλτα, θήτα, άλφα, και βήτα. Ο Πίνακας 2.1 απεικονίζει την αντιστοιχία των ρυθμών σε ζώνες συχνοτήτων.

ρυθμός	ζώνη συχνοτήτων (Hz)	πλάτος (μV)
δέλτα δ	0.5-4	έως 100
θήτα θ	4-8	<30
άλφα α	8-13	30-50
βήτα β	13-30	<20

Πίνακας 2.1 Ζώνες συχνοτήτων και πλάτη δυναμικών των βασικών ρυθμών.

Οι καταγραφές ΗΕΓ είναι ευαίσθητες σε μία σειρά καταστάσεων, όπως το άγχος, η εγρήγορση, η χαλάρωση, η ύπνωση και ο ύπνος. Ο κανονικός ρυθμός άλφα του ανθρώπινου εγκεφάλου έχει μελετηθεί εκτενώς στη βιβλιογραφία. Ο άλφα ρυθμός παρατηρείται καλύτερα στις οπίσθιες και ινιακές περιοχές με τυπικό πλάτος 50 μV (από κορυφή σε κορυφή), ενώ θεωρείται σημαντικός μεταξύ οπίσθιων και κεντρικών περιοχών, σε σύγκριση με άλλες. Ο άλφα ρυθμός έχει συσχετιστεί με το κλείσιμο των ματιών και τη χαλάρωση, και καταργείται με το άνοιγμα των ματιών και τη μεταστροφή σε οποιοδήποτε μηχανισμό σκέψης, υπολογισμού κ.λπ. Κατά τη διάρκεια της χαλάρωσης ή της νύστας, ο άλφα ρυθμός αυξάνει και αν ο εξεταζόμενος κοιμηθεί, τότε η ισχύς χαμηλότερων συχνοτήτων αυξάνει. Ο βήτα ρυθμός έχει συσχετισθεί με την πλήρη εγρήγορση φυσιολογικού ατόμου, έχοντας τα μάτια ανοικτά. Ο δέλτα ρυθμός έχει συσχετιστεί με τον ύπνο και ειδικότερα με τα στάδια βαθύ ύπνου του φυσιολογικού ανθρώπου. Ο θήτα ρυθμός έχει συσχετισθεί με μηχανισμούς καταστολής είτε στην αρχή της φάσης χαλάρωσης είτε σε συνδυασμό με τον βήτα ρυθμό σε φάσεις αυξημένης προσοχής. Στο Σχήμα 2.3 απεικονίζονται χαρακτηριστικές καταγραφές ΗΕΓ για διαφορετικές εγκεφαλικές δραστηριότητες, οι οποίες αντιστοιχούν σε κάποιο από τους βασικούς ρυθμούς.



**Σχήμα 2.3** Χαρακτηριστικές καταγραφές ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος για διαφορετικές εγκεφαλικές δραστηριότητες: ενθουσιασμός (ρυθμός β), ηρεμία (ρυθμός α), νύστα, ύπνος (ρυθμός θ), βαθύς ύπνος (ρυθμός δ)<sup>2</sup>.

## 2.2 Προκλητά δυναμικά

Τα Βιωματικά Δυναμικά (ΒΔ) (Event Related Potentials-ERPs) είναι οι διαφορές δυναμικού που καταγράφονται στη δερματική επιφάνεια του κεφαλιού οι οποίες προκαλούνται ως απόκριση ή ως προετοιμασία σε κάποιο συγκεκριμένο γεγονός το οποίο συμβαίνει στο εξωτερικό περιβάλλον (Προκλητά Δυναμικά-ΠΔ, Evoked Potentials) ή είναι αποτέλεσμα ενδοψυχολογικής διαδικασίας (Εκπεμπόμενα Δυναμικά-ΕΔ, Emitted Potentials) [Sutton et al. 1965]. Ανάλογα με το είδος του ερεθίσματος τα ΠΔ διακρίνονται σε:

- Οπτικά ΔΠ, στα οποία το ερέθισμα είναι οπτικό (εικόνα, λάμψη κ.α.)
- Ακουστικά ΠΔ, στα οποία το ερέθισμα είναι ακουστικό (λέξη, ήχος, τόνος κ.α.)
- Σωματοαισθητικά ΠΔ, στα οποία το ερέθισμα είναι μικρής διάρκειας και έντασης ηλεκτρικό ρεύμα που ερεθίζει κάποια συγκεκριμένα νεύρα.

Η φύση των ΠΔ είναι τέτοια ώστε να παρουσιάζουν κορυφώσεις σε συγκεκριμένα και διακριτά χρονικά διαστήματα τα οποία είναι πολύ μικρής διάρκειας, της τάξης των χιλιοστοδευτερολέπτων (*msec*). Τα ΠΔ χαρακτηρίζονται με βάση το χρόνο εμφάνισής τους, σε σχέση με το εξωτερικό ερέθισμα (λανθάνων χρόνος). Για παράδειγμα, τα ακουστικά ΠΔ διακρίνονται σε πρώιμα (*early*) (2-12 msec από τη στιγμή του ερεθίσματος), μέσα (*middle*) (12-50 msec) και αργά ή ύστερα (*late*) (50-800 msec). Προσεγγιστικά μπορεί να αναφερθεί ότι τα πρώιμα δυναμικά έχουν πλάτος της τάξης του

<sup>&</sup>lt;sup>2</sup> http://www.youcanstaysharp.com/index.php?id=469

0.1 μV έως 0.5 μV και συχνότητα 100 ως 1000 Hz, ενώ τα ύστερα δυναμικά διακρίνονται από συχνότητα 0.1 Hz έως 5 Hz και πλάτος 1 μV έως 20 μV. Χαρακτηριστικές κυματομορφές προκλητού δυναμικού φαίνονται στο Σχήμα 2.4.



**Σχήμα 2.4** Κυματομορφές προκλητών δυναμικών, με ενδείξεις για τις χαρακτηριστικές κορυφώσεις [Γιαννακάκης 2009].

Η μελέτη των ΠΔ γίνεται πιο συστηματοποιημένη αν εξεταστούν τα επιμέρους συστατικά (components) που έχουν τα σήματα αυτά. Τα συστατικά αυτά είναι κυματομορφές του συνολικού σήματος, οι οποίες καθορίζονται με βάση:

- 🖌 τις κορυφώσεις (αρνητικές ή θετικές) του πλάτους του δυναμικού
- 🖌 τη χρονική στιγμή στην οποία κατά προσέγγιση λαμβάνει χώρα η κορύφωση
- ✓ το χρονικό εύρος το οποίο καταλαμβάνει η μερική κορύφωση που περιέχει τη συγκεκριμένη κορύφωση

Η αρνητική κορύφωση δηλώνεται με το γράμμα Ν, ενώ η θετική με το Ρ. Ο δείκτης στα γράμματα Ν και Ρ υποδηλώνει το λανθάνοντα χρόνο εμφάνισης της κορυφής σε msec. Η εμφάνιση κάθε κυματομορφής σχετίζεται με διαφορετικές εγκεφαλικές διεργασίες. Στο πλαίσιο της διδακτορικής διατριβής, το ερέθισμα που επιλέγεται είναι ακουστικό.

## 2.2.1 Καταγραφή των προκλητών δυναμικών

Τα ΠΔ καταγράφονται με την ίδια διάταξη καταγραφής του "συμβατικού" ΗΕΓ. Κατά τη διάρκεια των μετρήσεων των ΠΔ, λειτουργούν, εκτός των εγκεφαλικών περιοχών που δέχονται και επεξεργάζονται το ερέθισμα, και όλες οι υπόλοιπες περιοχές, οι οποίες ελέγχουν τη γενικότερη λειτουργία του οργανισμού. Το επιθυμητό σήμα που αντιπροσωπεύει τα ΠΔ έχει μικρό πλάτος, με αποτέλεσμα να καλύπτεται από το "θόρυβο" του ανεπιθύμητου σήματος του "συμβατικού" ΗΕΓ, με αποτέλεσμα η μέτρηση να καθίσταται προβληματική. Για να ξεπεραστεί το προαναφερθέν πρόβλημα χρησιμοποιούνται οι εξής τεχνικές [Βεντούρας 2003]: α) Η μέτρηση των σημάτων γίνεται σε χώρο κατά το δυνατόν προστατευμένο από εξωτερικά ηλεκτρικά πεδία. Τέτοια πεδία είναι αυτά που δημιουργούν διάφοροι κινητήρες, γραμμές μεταφοράς ηλεκτρικής ενέργειας κ.ά. Στην καλύτερη περίπτωση, η μέτρηση γίνεται σε ηλεκτρομαγνητικά θωρακισμένο δωμάτιο (κλωβός Faraday).

β) Επανάληψη της πειραματικής διαδικασίας και εξαγωγή του μέσου όρου για την ανάδειξη του επιθυμητού σήματος ΠΔ (Σχήμα 2.5).



**Σχήμα 2.5** Η εξαγωγή του μέσου όρου των καταγραφών προκλητών δυναμικών. Η τελική καμπύλη δεξιά προκύπτει ως μέσος όρος Ν καταγραφών<sup>3</sup>.

Η μέθοδος αυτή παρόλο που εφαρμόζεται ευρύτατα, παρουσιάζει περιορισμούς. Ο αριθμός των επαναλήψεων Ν της πειραματικής διαδικασίας πρέπει να περιορίζεται (20<N<50), για λόγους κόπωσης, προσαρμογής και εξοικείωσης του εξεταζόμενου. Ιδιαίτερη προσοχή πρέπει να δίνεται όταν ο χρόνος μεταξύ των πειραμάτων είναι μικρός και ο θόρυβος από πείραμα σε πείραμα εμφανίζει υψηλή συσχέτιση. Σε αυτή την περίπτωση, λόγω της υψηλής συσχέτισης του θορύβου μεταξύ πειραμάτων, η διαδικασία εξαγωγής του μέσου όρου ενισχύει τελικά το θόρυβο. Για την αποφυγή του ανεπιθύμητου αυτού φαινομένου χρησιμοποιείται απεριοδικός χρονισμός των αλλεπάλληλων πειραμάτων.

## 2.3 Ψυχοακουστική

Η ψυχοφυσική είναι η συστηματική εξέταση της σχέσης μεταξύ της έντασης του ερεθισμού του φυσικού ερεθίσματος και της υποκειμενικής εμπειρίας που δημιουργείται στον εξεταζόμενο (υποκείμενο) [Gelfand 2010]. Η ψυχοακουστική (*psychoacoustics*) η οποία ασχολείται με την αντίληψη του ήχου, αποτελεί υποκατηγορία της ψυχοφυσικής. Για λόγους ορολογίας, γίνεται καθαρή διάκριση μεταξύ του φυσικού ερεθίσματος (π.χ. ο ήχος που παρουσιάζεται στο αυτί του εξεταζόμενου) και της ψυχολογικής απόκρισής του σε αυτό (π.χ. αντίστοιχα, αυτό που ακούει ο εξεταζόμενος). Για παράδειγμα, ως φυσικά ερεθίσματα ορίζονται η ένταση (*intensity*) και το βάθος

<sup>&</sup>lt;sup>3</sup> http://erplab.uwaterloo.ca/ERP%20Info.html

(pitch) του ήχου, τα οποία αντίστοιχα γίνονται αντιληπτά ως ηχηρότητα (loudness) και συχνότητα (frequency) του ήχου.

## 2.3.1 Υποκειμενικό και αντικειμενικό κατώφλι

Ο όρος "υποσυνείδητος" μπορεί να προσδιοριστεί αφού πρώτα οριστεί το "κατώφλι συνειδητοποίησης" (ουδός), δηλαδή ένα κατώτατο όριο που διαχωρίζει το συνειδητό από ασυνείδητο [Vokey 2002]. Τα ερεθίσματα που παρουσιάζονται στους ανθρώπους και είναι κάτω από τα όρια του συνειδητού κατωφλίου μπορούν να επηρεάσουν τη σκέψη, τη συμπεριφορά ακόμα και τις αποφάσεις των ανθρώπων. Η αντίληψη αυτή δεν είναι νέα καθώς στην [Peirce and Jastrow 1884] αναφέρεται ότι ο άνθρωπος μπορεί να αντιλαμβάνεται μικρές διαφορές στην πίεση στο δέρμα, χωρίς συνειδητή γνώση της διαφορετικής αίσθησης. Εντούτοις, το 1957, ο Vicary, ήταν ο πρώτος που ανέφερε την επίδραση των υποσυνείδητων μηνυμάτων στη συμπεριφορά των ανθρώπων, ο σχεδιασμός όμως της μελέτης αυτής αργότερα αμφισβητήθηκε έντονα [Weir 1984]. Πλήθος μελετών έχουν διεξαχθεί τις τελευταίες δεκαετίες, ειδικά στον τομέα της κοινωνικής μελέτης για την απόδειξη ότι η διέγερση μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την επιρροή της αντίληψης του ανθρώπου, των κινήτρων, ακόμη και της συμπεριφοράς [Bargh 2006], [Dijksterhuis *et al*. 2005].

Προκειμένου να μελετηθεί η επίδραση ενός "υποσυνείδητου" ερεθίσματος στους εξεταζόμενους, ορίζονται από τους πειραματικούς ψυχολόγους το υποκειμενικό και αντικειμενικό κατώφλι, τα οποία καθορίζουν τη συνειδητή αντίληψη του ερεθίσματος. Η διάκριση στα κατώφλια έχει πραγματοποιηθεί στην [Cheesman and Merikle 1985] και είναι η ακόλουθη:

- υποκειμενικό κατώφλι: καθορίζεται με όρους της αποτυχίας του εξεταζόμενου να αναφέρει συνειδητή αντίληψη της διέγερσης. Το υποκειμενικό κατώφλι δηλαδή είναι το όριο στο οποίο ο εξεταζόμενος υποστηρίζει ότι ακριβώς ή με κάποια πιθανότητα αρχίζει να αντιλαμβάνεται το ερέθισμα.
- αντικειμενικό κατώφλι: καθορίζεται με όρους της ανικανότητας του εξεταζόμενου να διακρίνει, ακόμη και κάνοντας εικασίες, την παρουσία της διέγερσης.

Είναι προφανές, ότι η μέτρηση της αντικειμενικής συνειδητοποίησης προσφέρει ένα χαμηλότερο κατώτερο όριο για τη συνειδητοποίηση από τη μέτρηση της υποκειμενικής συνειδητοποίησης. Κατά συνέπεια, εάν μπορεί να αποδειχτεί ότι το ερέθισμα παρουσιάζεται πάνω από το αντικειμενικό κατώφλι του εξεταζόμενου και ταυτόχρονα κάτω από το υποκειμενικό κατώφλι του και επίσης εάν μπορεί να αποδειχτεί η ύπαρξη κάποιας επίδρασης στη συμπεριφορά του εξεταζόμενου, σύμφωνη με την εμφάνιση της διέγερσης που όμως δεν εμφανίζεται ελλείψει της, τότε υπάρχει ένδειξη υποσυνείδητης αντίληψης και επιρροής [Vokey 2002].

## 2.3.2 Μεθοδολογίες καθορισμού του κατωφλίου

Ο καθορισμός της σχέσης μεταξύ του φυσικού ερεθίσματος και της αντίληψης του εξεταζόμενου αποτελεί πρωταρχικό στόχο. Οι μεθοδολογίες που χρησιμοποιούνται για τον καθορισμό αυτό παρουσιάζουν στον εξεταζόμενο μία σειρά από καλώς ορισμένα ερεθίσματα, γνωστά στον εξεταστή
ως προς την ένταση, το βάθος ή τη διάρκεια. Ο εξεταζόμενος καλείται να απαντήσει σε σαφές ερώτημα σχετικό με το φυσικό ερέθισμα, καθορίζοντας σταδιακά το αντικειμενικό κατώφλι συνειδητοποίησης. Εναλλακτικά, με την παρουσίαση δύο ήχων, ορίζεται η ελάχιστη αντιληπτή διαφορά (Just Noticeable Difference-JND) η οποία αντιστοιχεί στη μικρότερη διαφορά που εντοπίζεται μεταξύ του ήχου αναφοράς (reference tone) και του ήχου δοκιμής (test tone). Ο ήχος δοκιμής μεταβάλλεται ως προς τον ήχο αναφοράς σε ένταση, βάθος ή διάρκεια. Με τον τρόπο αυτό, καθορίζεται το κατώφλι διαφοράς (Difference Limen-DL). Αξίζει να σημειωθεί η διαφοροποίηση μεταξύ της αισθητήριας ικανότητας ή ευαισθησίας (αυτό που ο εξεταζόμενος πραγματικά ακούει), η οποία κυρίως αποτελεί το αντικείμενο ενδιαφέροντος, και της προδιάθεσης στην απάντηση (ο τρόπος που ο εξεταζόμενος απαντά), η οποία αντικατοπτρίζει την προδιάθεση/τάση (bias) και τα κριτήρια που επηρεάζουν την απάντηση του εξεταζόμενου. Η επιλογή των μεθοδολογιών και τεχνικών καθορισμού του κατωφλίου πραγματοποιείται με γνώμονα την ελαχιστοποίηση της προδιάθεσης στην απάντηση (response bias). Ο αναγνώστης μπορεί να αναζητήσει λεπτομέρειες που αφορούν στα ψυχοακουστικά πειράματα στην [Robinson and Watson 1973]. Στη συνέχεια, παρουσιάζονται οι κλασικές μέθοδοι ψυχοφυσικής, οι μέθοδοι αναγκαστικής επιλογής και οι προσαρμόσιμες τεχνικές, δίνοντας ιδιαίτερη έμφαση στη μέθοδο των σταθερών ερεθισμάτων που χρησιμοποιείται στο πλαίσιο της διδακτορικής διατριβής.

#### Κλασικές μέθοδοι

Οι κλασικές μέθοδοι που χρησιμοποιούνται στη βιβλιογραφία είναι η μέθοδος των ορίων (method of limits), η μέθοδος της προσαρμογής (method of adjustment) και η μέθοδος των σταθερών ερεθισμάτων (method of constant stimuli).

Κατά τη μέθοδο των ορίων, το ερέθισμα ελέγχεται απόλυτα από τον εξεταστή και ο εξεταζόμενος απαντά σε μία απλή ερώτηση ύστερα από κάθε επανάληψη (trial). Κατά την αύξουσα μέθοδο των ορίων, μια ιδιότητα του ερεθίσματος ξεκινά από ένα επίπεδο τόσο χαμηλό που το ερέθισμα δεν μπορεί να εντοπιστεί, στη συνέχεια αυτό το επίπεδο σταδιακά αυξάνεται έως ότου ο εξεταζόμενος να το εντοπίζει. Κατά την φθίνουσα μέθοδο των ορίων, η διαδικασία αντιστρέφεται. Σε κάθε περίπτωση, το κατώφλι θεωρείται ότι εντοπίζεται στο επίπεδο όπου το ερέθισμα μόλις γίνεται αντιληπτό [Gescheider 1997]. Κατά τη διάρκεια των πειραμάτων, οι αύξουσα και φθίνουσα εφαρμογές της μεθόδου χρησιμοποιούνται εναλλακτικά και υπολογίζεται ο μέσος όρος των κατωφλίων. Ένα πιθανό μειονέκτημα της μεθόδου είναι ότι ο εξεταζόμενος μπορεί να συνηθίσει να αναφέρει ότι αντιλαμβάνεται το ερέθισμα και ίσως συνεχίζει να αποκρίνεται με τον ίδιο τρόπο ακόμη και μετά το κατώφλι (σφάλμα εξοικείωσης-habituation). Αντιστρόφως, ο εξεταζόμενος μπορεί επίσης να αδημονεί ότι το ερέθισμα πρόκειται να γίνει αντιληπτό ή μη και ίσως να κάνει πρόωρη κρίση (σφάλμα πρόβλεψης-expectation). Αυτά τα σφάλματα μπορούν να ελαχιστοποιηθούν χρησιμοποιώντας ίσο αριθμό αυξουσών και φθινουσών επαναλήψεων για κάθε καθορισμό του κατωφλίου. Αυτές οι επαναλήψεις, μπορεί να παρουσιάζονται εναλλακτικά ή τυχαία. Ένας δεύτερος τρόπος για την ελαχιστοποίηση αυτών των σφαλμάτων είναι η διαφοροποίηση των επιπέδων

73

έναρξης κάθε επανάληψης. Μία χαρακτηριστική εφαρμογή της μεθόδου στην οποία εφαρμόζονται και οι δύο τακτικές, απεικονίζεται στο Σχήμα 2.6. Το σύμβολο (-) αντιπροσωπεύει αρνητική απάντηση του εξεταζόμενου και το σύμβολο (+) θετική απάντησή του στην ερώτηση: 'μπορείτε να ακούσετε τον ήχο;'.



**Σχήμα 2.6** Παράδειγμα εφαρμογής της μεθόδου των ορίων σε υποθετικό πείραμα καθορισμού κατωφλίου [Gelfand 2010].

Η μέθοδος της προσαρμογής διαφέρει από τη μέθοδο των ορίων ως προς δύο μέρη. Καταρχάς, ο εξεταζόμενος ελέγχει το επίπεδο του μεταβλητού ερεθίσματος ξεκινώντας με μία τιμή που είναι σαφώς μεγαλύτερη ή μικρότερη από μια τιμή αναφοράς και το μεταβάλλει έως ότου να μείνει ικανοποιημένος από την ισότητα των δύο. Επιπλέον, το επίπεδο του ερεθίσματος διαφοροποιείται με συνεχή τρόπο και όχι σε διακριτά βήματα. Η διαφορά μεταξύ του μεταβλητού ερεθίσματος και το σφάλμα αποθηκεύεται για αρκετές επαναλήψεις. Στο τέλος, ο μέσος όρος υπολογίζεται παρέχοντας το μέσο σφάλμα, το οποίο μπορεί να θεωρηθεί το μέτρο της ευαισθησίας.

Κατά τη μέθοδο των σταθερών ερεθισμάτων [Jones 1974] τα επίπεδα μιας ιδιότητας του ερεθίσματος δε σχετίζονται από την προηγούμενη και επόμενη επανάληψη, αλλά παρουσιάζονται στον εξεταζόμενο με τυχαίο τρόπο [Gescheider 1997]. Χρησιμοποιείται ένα εύρος τιμών των επιπέδων το οποίο περικλείει το κατώφλι και έχει επιλεγεί με βάση προηγούμενη εμπειρία ή πιλοτική μελέτη. Συνεπώς, ο εξεταζόμενος δεν είναι ικανός να προβλέψει το επίπεδο του ερεθίσματος της επόμενης επανάληψης, με αποτέλεσμα να μειώνονται τα σφάλματα της εξοικείωσης και της πρόβλεψης. Σε ένα πείραμα διαφορικής ευαισθησίας (differential sensitivity), ο

εξεταζόμενος καλείται να συγκρίνει τις ιδιότητες δύο ερεθισμάτων και να αποταθεί για την ισότητα ή τη διαφορά τους. Η μέθοδος επιτρέπει την πλήρη δειγματοληψία της ψυχομετρικής συνάρτησης. Η ψυχομετρική συνάρτηση απεικονίζει τη πιθανότητα (% ποσοστό) των απαντήσεων για διαφορετικά επίπεδα ερεθίσματος. Στο Σχήμα 2.7 απεικονίζεται η ψυχομετρική συνάρτηση για ένα πείραμα διαφορικής ευαισθησίας ως προς την ένταση του ερεθίσματος. Ο ήχος δοκιμής μεταβάλλεται ως προς την αναφορά σε ένα εύρος τιμών που κυμαίνεται από 50 dB σε 70 dB, με βήμα 2 dB. Το 50% σημείο ονομάζεται σημείο υποκειμενικής ισότητας (*Point of Subjective Equality-PSE*) και είναι αυτό στο οποίο οι δύο ήχοι γίνονται αντιληπτοί ως ίσοι, ως προς την ένταση. Σε αυτού του τύπου πειράματα, το 75% σημείο γενικά ορίζεται ως το κατώφλι για 'μεγαλύτερης έντασης' κρίσεις ('υψηλότερο' κατώφλι). Το κατώφλι διαφοράς υπολογίζεται ως η διαφορά στις τιμές του ερεθίσματος μεταξύ του PSE και του 'υψηλότερου' κατωφλίου (για το παράδειγμα του Σχήματος 2.7: DL = (64.8 – 61.5) dB = 3.3 dB).



Σχήμα 2.7 Ψυχομετρική συνάρτηση για πείραμα διαφορικής ευαισθησίας ως προς την ένταση του ήχου, στην οποία απεικονίζεται το σημείο υποκειμενικής ισότητας (PSE), το 'υψηλότερο' κατώφλι και το κατώφλι διαφοράς (DL). Το εύρος τιμών του ήχου δοκιμής κυμαίνεται από 50 έως 70 dB [Gelfand 2010].

Χρησιμοποιώντας επαναλήψεις ελέγχου ('catch' trial) κατά τις οποίες ο ήχος δοκιμής δε διαφέρει από τον ήχο αναφοράς, μειώνεται σημαντικά η προδιάθεση στην απάντηση, παρέχοντας εκτίμηση της εικασίας και διορθώνοντας παράλληλα την απόδοση του εξεταζόμενου κατά τις πραγματικές επαναλήψεις. Ο αποδοτικός διαχωρισμός της ευαισθησίας από την προδιάθεση στην απάντηση πραγματοποιείται με βάση τη θεωρία ανίχνευσης σήματος (Signal Detection Theory), η οποία παρουσιάζεται στη συνέχεια του κεφαλαίου. Σε σχέση με τη μέθοδο των ορίων και τη μέθοδο της προσαρμογής, η μέθοδος των σταθερών ερεθισμάτων έχει το πλεονέκτημα μεγαλύτερης ακρίβειας μέτρησης [Lapid *et al.* 2008] και της άμεσης εκτίμησης της εικασίας στην απάντηση του εξεταζόμενου. Εντούτοις, το κύριο μειονέκτημα είναι ο μεγάλος αριθμός επαναλήψεων που απαιτείται [Watson and Fitzhugh 1990], κουράζοντας τον εξεταζόμενο και μειώνοντας το κίνητρό του να ανταποκριθεί στην πειραματική διαδικασία. Στο πλαίσιο της διδακτορικής διατριβής, χρησιμοποιείται η μέθοδος των σταθερών ερεθισμάτων με εφαρμογή σε πείραμα διαφορικής ευαισθησίας, ως προς τη διάρκεια των υπό σύγκριση παλμών.

#### Μέθοδοι αναγκαστικής επιλογής

Σε αντίθεση με τις περισσότερες μεθόδους οι οποίες βασίζονται στη ΝΑΙ/ΟΧΙ προσέγγιση, οι μέθοδοι αναγκαστικής επιλογής (forced choice methods) παρουσιάζουν στον εξεταζόμενο δύο ή περισσότερες εναλλακτικές από τις οποίες καλείται να επιλέξει. Ανάλογα με τον αριθμό (N) των εναλλακτικών που δίνονται στον εξεταζόμενο, οι μέθοδοι ονομάζονται N-interval forced choice methods (N-IFC) ή Nalternative forced choice methods (N-AFC).

#### Προσαρμόσιμες τεχνικές

Σύμφωνα με τις προσαρμόσιμες τεχνικές (adaptive procedures), το επίπεδο στο οποίο το ερέθισμα παρουσιάζεται στον εξεταζόμενο σε δεδομένη επανάληψη, εξαρτάται από την απάντησή του στην προηγούμενη επανάληψη [Wetherill and Levitt 1965], [Levitt 1971], [Bode and Carhart 1973]. Η προσέγγιση των προσαρμόσιμων τεχνικών μεγιστοποιεί την απόδοση της μεθόδου, διότι οι περισσότερες επαναλήψεις βρίσκονται κοντά στο κατώφλι. Επίσης, δεν απαιτείται πληροφορία σχετική με τη θέση του κατωφλίου, δεδομένου ότι οι προσαρμόσιμες τεχνικές το προσεγγίζουν, ανεξάρτητα από το σημείο έναρξης και περιλαμβάνουν μεταβλητά βήματα που είναι συχνά αρχικά μεγάλα και στη συνέχεια μειώνονται ώστε να προσεγγίσουν το κατώφλι. Με αυτό τον τρόπο, μεγιστοποιούνται απόδοση και ακρίβεια.

#### 2.3.3 Θεωρία ανίχνευσης σήματος

Η θεωρία ανίχνευσης σήματος (Signal Detection Theory) [Swets 1965], [Greene and Swets 1974], [Egan 1975], [Macmillan and Creelman 2005] παρέχει τη βέλτιστη προσέγγιση για το διαχωρισμό των επιπτώσεων της ευαισθησίας από εκείνων της προδιάθεσης στην απάντηση. Σε ένα υποθετικό πειραματικό σενάριο, ζητείται από τον εξεταζόμενο να απαντήσει 'ναι' όταν ακούει έναν ήχο και όχι όταν ο ήχος δεν ακούγεται. Χρησιμοποιείται μεγάλος αριθμός επαναλήψεων για κάθε επίπεδο έντασης του ήχου καθώς και επαναλήψεις ελέγχου (*'catch' trials*) κατά τις οποίες ο ήχος στην πραγματικότητα δεν παρουσιάζεται. Συνεπώς, υπάρχουν τέσσερις (4) διαφορετικές εναλλακτικές για κάθε επανάληψη. Δύο (2) από τις ακόλουθες είναι ορθές:

- Μία 'επιτυχία' (hit) συμβαίνει όταν ο ήχος είναι παρών (present: P) και ο εξεταζόμενος απαντά 'ναι'.
- Μία 'ορθή απόρριψη' (correct rejection) συμβαίνει όταν ο ήχος είναι απών (absent: A) και ο εξεταζόμενος απαντά 'όχι'. Οι επόμενες δύο εναλλακτικές είναι λανθασμένες.
- ο Μία '*αποτυχία*' (*miss*) συμβαίνει όταν ο ήχος είναι παρών αλλά ο εξεταζόμενος απαντά 'όχι'.
- Μία 'λανθασμένη επιβεβαίωση' (false alarm) συμβαίνει όταν ο ήχος είναι απών αλλά ο εξεταζόμενος απαντά 'ναι'.

Σχηματικά, οι εναλλακτικές που προκύπτουν από την πειραματική διαδικασία απεικονίζονται στο Σχήμα 2.8(α). Το Σχήμα 2.8(β) απεικονίζονται οι κατανομές A (*Absent*) και P (*Present*) οι οποίες αντιπροσωπεύουν τις συναρτήσεις πιθανότητας του απόντα ήχου (A) και του παρόντα ήχου (P). Ο διαχωρισμός των δύο κατανομών αποτελεί μέτρο της ευαισθησίας, καθώς εξαρτάται μόνο από την ενέργεια των σημάτων και την ευαισθησία του ακουστικού συστήματος. Ο διαχωρισμός μετράται με το δείκτη *d'*, ο οποίος ισούται με τη διαφορά μεταξύ των μέσων (x̄) των A και P κατανομών διαιρώντας με την τυπική απόκλιση (σ):

$$d^{'} = \frac{\overline{x}_{p} - \overline{x}_{A}}{\sigma} \qquad (2.1).$$

Το κριτήριο με το οποίο ο εξεταζόμενος απαντά στα ερωτήματα αντιπροσωπεύεται από την κάθετη γραμμή που διαπερνά και τις δύο κατανομές (Σχήμα 2.8(β)). Στη δεξιά πλευρά της κάθετης γραμμής, ο εξεταζόμενος απαντά 'ναι' και αριστερά της κάθετης γραμμής απαντά 'όχι'. Η επιτυχία, η ορθή απόρριψη, η αποτυχία και η λανθασμένη επιβεβαίωση ορίζονται σύμφωνα με το Σχήμα 2.8(β).



**Σχήμα 2.8** (α) Πίνακας ερεθίσματος-απάντησης ο οποίος απεικονίζει τις τέσσερις πιθανές εναλλακτικές για κάθε επανάληψη. Οι ορθές απαντήσεις μπορεί να είναι *hits* ή *correct rejections,* ενώ οι λανθασμένες μπορεί να είναι *misses* ή *false alarms*. (β) Οι τέσσερις εναλλακτικές της απάντησης όπως καθορίζονται από το κριτήριο που αντιστοιχεί στην κάθετη γραμμή [Gelfand 2010].

#### 2.4 Μελέτες εθελοντών για τη διερεύνηση της επίδρασης των ηλεκτρομαγνητικών πεδίων στο κεντρικό νευρικό σύστημα

Κατά την διάρκεια των τελευταίων δεκαετιών, λόγω της ραγδαίας ανάπτυξης της τεχνολογίας και της εξάπλωσης των κινητών επικοινωνιών, έχουν προκύψει σημαντικά ερωτηματικά σχετικά με τις επιδράσεις της ΗΜ ακτινοβολίας σε βιολογικούς ιστούς και συγκεκριμένα στο Κεντρικό Νευρικό Σύστημα (ΚΝΣ) [Kaprana *et al.* 2008] Πράγματι, δεδομένου ότι μέρος της ακτινοβολούμενης ισχύος από τις κινητές τερματικές συσκευές ή άλλες πηγές ΗΜΠ απορροφάται από το κρανίο και τμήμα του εγκέφαλου [Schönborn *et al.* 1998], θα μπορούσε να θεωρηθεί ότι υπάρχει επίδραση των ΗΜΠ στην ανθρώπινη εγκεφαλική δραστηριότητα και συμπεριφορά.

Πολλές μελέτες έχουν διεξαχθεί με σκοπό να αξιολογηθεί ο βαθμός και η έκταση των επιδράσεων των ΗΜΠ στο ΚΝΣ και την εγκεφαλική δραστηριότητα και έχουν περιγραφεί αναλυτικά σε άρθρα βιβλιογραφικών επισκοπήσεων [D' Andrea *et al.* 2003], [Cook *et al.* 2006], [Valentini *et al.* 2007], [Kaprana *et al.* 2008], και παραδοτέες αναφορές Ευρωπαϊκών Προγραμμάτων (EMF-NET 2008]. Παρ' όλα αυτά, η εικόνα για τα αποτελέσματα των ΗΜΠ στο ΚΝΣ δεν είναι ξεκάθαρη και τα δημοσιοποιημένα συμπεράσματα μεταξύ των ερευνητικών ομάδων είναι αντιφατικά, δεδομένων των μεθοδολογικών διαφοροποιήσεων που παρουσιάζονται μεταξύ των ερευνητικών εργαστηρίων. Η πληθώρα των μελετών που αναφέρεται στη βιβλιογραφία εξετάζει κοινές εξαρτημένες μεταβλητές (π.χ. περιφερειακή εγκεφαλική αιματική ροή, φασματική ισχύς του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος, Βιωματικά Δυναμικά κ.α.), μέσω διαφορετικών πειραματικών πρωτοκόλλων (διπλά/απλά "τυφλή" πειραματική μελέτη-*double/single blindness*) και μεγάλων διαφοροποιήσεων στις ΗΜ παραμέτρους (συχνότητα, ισχύς, απόσταση από την πηγή, διαμόρφωση, περιγραφή αριθμητικής και πειραματικής δοσιμετρίας, κ.α.). Οι έρευνες οι οποίες παρουσιάζονται πληρούν τα ελάχιστα ποιοτικά κριτήρια πειραματικού σχεδιασμού [Valentini *et al.* 2007] ώστε να θεωρούνται αξιόπιστες. Τα κριτήρια που πρέπει να ικανοποιούνται, συνοπτικά αναφέρονται ως εξής:

- η εφαρμογή "τυφλής" πειραματικής μελέτης (blindness) από τους συμμετέχοντες στην έρευνα. Περιλαμβάνονται μελέτες που εφαρμόζουν τουλάχιστον απλά "τυφλή" πειραματική διαδικασία (single blind), κατά την οποία οι εξεταζόμενοι δε γνωρίζουν τη συνθήκη στην οποία υποβάλλονται
- γ η τυχαιοποίηση (randomization) ή/και αντιστάθμιση (counterbalancing) των πειραματικών συνθηκών
- ✓ ο λεπτομερής χαρακτηρισμός της έκθεσης (καθορισμένο πρωτόκολλο: κύρια και δευτερεύουσες συχνότητες του σήματος, πυκνότητα ισχύος και εκτίμηση του ρυθμού ειδικής απορρόφησης (SAR), διάρκεια έκθεσης κ.λπ.)
- η αντικειμενική στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων.

Στις βάσεις δεδομένων EMF-Portal<sup>4</sup> και IEEE ICES Database EMF Literature Search Engine<sup>5</sup>, μπορεί να αναζητηθεί πρόσφατη σχετική βιβλιογραφία για τις επιδράσεις των ΗΜΠ στο ΚΝΣ. Οι βάσεις δεδομένων ανανεώνονται καθημερινά και είναι πλήρως ενημερωμένες με τις τελευταίες δημοσιευμένες μελέτες. Στο πλαίσιο της διδακτορικής διατριβής, περιγράφεται ο σχεδιασμός πειράματος ενηλίκων εθελοντών, με στόχο την αποτίμηση των πιθανών μεταβολών στις καταγραφές ΗΕΓ, ΗΕΓ ύπνου και προκλητών δυναμικών κατά τη διάρκεια περι-ουδωτικών ακουστικών ερεθισμάτων, λόγω έκθεσης σε ηλεκτρομαγνητικά πεδία από τερματικές συσκευές κινητών επικοινωνιών τρίτης γενιάς (3<sup>rd</sup> Generation-3G). Στις 25 Μαρτίου 2011, ο συνολικός αριθμός δημοσιευμένων πειραματικών μελετών συσχέτισης ΗΜΠ και βιολογίας/ιατρικής, που αναφέρεται από το *EMF-Portal* ανέρχεται σε 644, από τις οποίες 204 αναφέρονται σε εγκέφαλο (ηλεκτροεγκεφαλογράφημα, ύπνος, αιματοεγκεφαλικός φραγμός, γνωσιακή λειτουργία, κ.α.) και από τις οποίες 64 σε εγκεφαλική δραστηριότητα, ΗΕΓ και ΒΔ. Κατά αντιστοιχία, πραγματοποιώντας την ίδια αναζήτηση στην ΙΕΕΕ ICES Database, ο αριθμός των δημοσιεύσεων φτάνει τις 55. Εποπτικά, η κατανομή των μελετών φαίνεται στην Εικόνα 2.1. Ανάλογα με το αντικείμενο της διδακτορικής

<sup>&</sup>lt;sup>4</sup> http://www.emf-portal.de/

<sup>&</sup>lt;sup>5</sup> http://www.ieee-emf.com/index.cfm

διατριβής, ακολουθεί ανάλυση της βιβλιογραφίας, η οποία περιορίζεται σε μελέτες εθελοντών που εξετάζουν τις πιθανές επιδράσεις ΗΜ σημάτων 2<sup>ης</sup> και 3<sup>ης</sup> γενιάς στο ΗΕΓ ηρεμίας, ύπνου και ΠΔ.



**Εικόνα 2.1** Εποπτική κατανομή των πειραματικών μελετών συσχέτισης ηλεκτρομαγνητικών πεδίων και βιολογίας/ιατρικής, όπως παρουσιάζεται στις 25.03.2011 στο EMF-Portal<sup>6</sup>.

# 2.4.1 Επιδράσεις ηλεκτρομαγνητικών σημάτων από τερματικές συσκευές 2<sup>ης</sup> και 3<sup>ης</sup> γενιάς στο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και τα προκλητά δυναμικά

Στον Πίνακα 2.2 που επισυνάπτεται στο τέλος του κεφαλαίου, συνοψίζονται χαρακτηριστικές μελέτες που έχουν δημοσιευτεί με στόχο την αξιολόγηση των πιθανών επιδράσεων ΗΜ σημάτων 2<sup>ης</sup> και 3<sup>ης</sup> γενιάς στο ΗΕΓ ηρεμίας. Ως γενικό συμπέρασμα των περισσότερων μελετών είναι η στατιστικά σημαντική μεταβολή του άλφα ρυθμού και ειδικά η αύξηση της ισχύος του άλφα ρυθμού. Ο αριθμός των εξεταζόμενων διατηρείται κατά το δυνατό υψηλός ώστε να διασφαλίζεται η ορθότητα και ακρίβεια της στατιστικής επεξεργασίας. Συνήθως περιλαμβάνει τα δύο φύλα, καθώς και ομάδες εξεταζόμενων σε διαφορετικές ηλικιακές ομάδες [Vecchio *et al.* 2010]. Οι μελέτες που αναφέρονται αφορούν κυρίως σε ΗΜ σήμα με χαρακτηριστικά GSM (*Global System for Mobile communications-GSM*), με εξαιρέσεις τις [Kleinlogel *et al.* 2008b] και [Croft *et al.* 2010] οι οποίες μελετούν και τις πιθανές επιδράσεις σήματος 3<sup>ης</sup> γενιάς. Η [Papageorgiou *et al.* 2004] είναι η μοναδική μελέτη που καταλήγει σε διαφοροποίηση των αποτελεσμάτων ανάλογα με το φύλο, ενώ ηλικιακή διάκριση πραγματοποιείται στη [Vecchio *et al.* 2010].

Το δεύτερο νευροφυσιολογικό θέμα, το οποίο είναι υψηλής σημασίας και πρόκειται να εξεταστεί, σχετίζεται με την επίδραση των ΗΜΠ στην "αρχιτεκτονική" του ύπνου, το ΗΕΓ ύπνου, τους

<sup>&</sup>lt;sup>6</sup> http://www.emf-portal.de/

λανθάνοντες χρόνους των σταδίων του ύπνου και το ρυθμό ύπνου/αφύπνισης. Στον Πίνακα 2.3 συνοψίζονται χαρακτηριστικές μελέτες που έχουν δημοσιευτεί με στόχο την αξιολόγηση των πιθανών επιδράσεων ΗΜ σημάτων 2<sup>ης</sup> και 3<sup>ης</sup> γενιάς στο ΗΕΓ ύπνου. Ως γενικό συμπέρασμα των περισσότερων μελετών είναι η στατιστικά σημαντική αύξηση της άλφα και σίγμα ΗΕΓ ισχύος κατά τη διάρκεια του πρώτου κύκλου του NREM ύπνου και κατόπιν 30' μετά την έκθεση. Η παρατήρηση αυτή είναι ιδιαίτερα εμφανής όταν γίνεται χρήση ψηφιακής παλμικής διαμόρφωσης του ΗΜ σήματος. Ο αριθμός των εξεταζόμενων εξακολουθεί να διατηρείται κατά το δυνατό υψηλός, ενώ στις περισσότερες από τις μελέτες οι εξεταζόμενοι είναι άνδρες, με εξαιρέσεις τις πρόσφατες [Loughran *et al.* 2005], [Danker-Hopfe *et al.* 2010] και [Lowden *et al.* 2011]. Ομοίως, οι μελέτες που αναφέρονται αφορούν μόνο σε ΗΜ σήμα με GSM χαρακτηριστικά.

Στον Πίνακα 2.4 συνοψίζονται χαρακτηριστικές μελέτες που έχουν δημοσιευτεί με στόχο την αξιολόγηση των πιθανών επιδράσεων ΗΜ σημάτων 2<sup>ης</sup> και 3<sup>ης</sup> γενιάς στα ΠΔ, προερχόμενα από ακουστικά ερεθίσματα. Παρόλο που δεν είναι εύκολο να εξαχθούν γενικά συμπεράσματα ως προς τα προκλητά δυναμικά, γενικά παρατηρείται μεταβολή στις άλφα και θήτα αποκρίσεις. Ως προς τους εξεταζόμενους, στη [Maby *et al.* 2005], συμμετέχουν υγιείς και επιληπτικοί ασθενείς, ενώ στις [Krause *et al.* 2006] και [Kwon *et al.* 2010] εξετάζονται παιδιά. Οι μελέτες αφορούν κυρίως σε HM σήμα με GSM χαρακτηριστικά, με εξαιρέσεις τη [Kleinlogel *et al.* 2008a] και [Stefanics *et al.* 2008], οι οποίες μελετούν τις πιθανές επιδράσεις σήματος 3<sup>ης</sup> γενιάς. Ομοίως, η ομάδα του καθ. Παπαγεωργίου [Hountala *et al.* 2008], [Maganioti *et al.* 2010] καταλήγει σε διαφοροποίηση των αποτελεσμάτων ανάλογα με το φύλο.

# 2.5 Οδηγίες για το σχεδιασμό της ηλεκτρομαγνητικής έκθεσης σε πειράματα εθελοντών

Όπως προκύπτει από τις δημοσιευμένες μελέτες, ο σχεδιασμός της πειραματικής διαδικασίας διαφέρει αρκετά, με αποτέλεσμα τα συμπεράσματα να είναι κάποιες φορές αντικρουόμενα. Στην [Kuster *et al.* 2004] περιγράφονται οδηγίες για τη διευκόλυνση της ανάπτυξης των συστημάτων έκθεσης για μελέτες εθελοντών οι οποίες οδηγούν σε αποτελέσματα που μπορούν να αναπαραχθούν και παρέχουν μέγιστη αξιοπιστία, σε σχέση με την αποτίμηση της ασφάλειας των κινητών επικοινωνιών. Οι βασικές απαιτήσεις που αναλύονται σχετικά με την περιγραφή και σχεδιασμό της έκθεσης είναι η κατανομή και η ένταση της ακτινοβολίας, ο σχεδιασμός του συστήματος ακτινοβόλησης, τα χαρακτηριστικά του σήματος και η δοσιμετρία. Συμπληρωματικά, στην [Schmid *et al.* 2007], περιγράφεται ένα καινοτόμο σύστημα ταυτόχρονης καταγραφής και έκθεσης του κεφαλιού, για πειραματικές μελέτες εθελοντών, κατά τη διάρκεια GSM-900 και UMTS HM σήματος.

Στο πλαίσιο του χαρακτηρισμού του ΗΜ σήματος που χρησιμοποιείται στις πειραματικές μελέτες, γίνεται διαχωρισμός του *συνεχούς* και διαμορφωμένου σήματος. Το συνεχές ΗΜ σήμα χαρακτηρίζεται μόνο από δύο παραμέτρους: συχνότητα και πλάτος και ύστερα από μελέτες δεκαετίας, έχει συμφωνηθεί από την επιστημονική κοινότητα ότι εκτός από καλώς ορισμένα θερμικά

80

αποτελέσματα, το συνεχές ΗΜ κύμα προφανώς δεν επηρεάζει τα βιολογικά συστήματα. Αντιθέτως, υπάρχει μερίδα της επιστημονικής κοινότητας που υποστηρίζει ότι υπάρχει σύνδεση των ασθενών ηλεκτρομαγνητικών πεδίων που συνήθως αποδίδονται σε διαμορφώσεις σημάτων νέας τεχνολογίας, και των βιολογικών φυσικών διεργασιών, όπως είναι η εγκεφαλική δραστηριότητα που επίσης χαρακτηρίζεται από χαμηλές συχνότητες. Επομένως υπάρχουν παραδείγματα στη βιβλιογραφία [Huber *et al.* 2002], [Hinrichs and Heinze 2006], [Regel *et al.* 2007] στα οποία μελετάται η επίδραση της διαμόρφωσης σήματος, σε σύγκριση με το συνεχές ΗΜ κύμα, στις εγκεφαλικές διεργασίες ώστε να καθοριστεί ο ρόλος της διαμόρφωσης σήματος και των χαμηλόσυχνων συνιστωσών του ΗΜ σήματος. Η απαίτηση για τη διερεύνηση των πιθανών βιολογικών επιδράσεων των σύγχρονων αναλογικών και ιδιαιτέρως των ψηφιακών σημάτων επικοινωνίας, με την αυξανόμενη πολυπλοκότητα που τα χαρακτηρίζει, οδήγησαν τους ερευνητές στη δημιουργία πρότυπων σημάτων δοκιμής για χρήση σε πειράματα βιολογικού περιεχομένου [Ndoumbè Mbonjo Mbonjo *et al.* 2004].

Όσον αφορά στο σχεδιασμό του συστήματος ακτινοβόλησης, στα πρώτα χρόνια μελετών χρησιμοποιήθηκε, ως πηγή ακτινοβολίας, κινητή τερματική συσκευή σήματος με χαρακτηριστικά GSM, π.χ. [Krause et al. 2000], η οποία εξακολουθεί να χρησιμοποιείται και σε πιο πρόσφατες μελέτες, π.χ. [Kwon et al. 2009]. Πρόσφατα, η ομάδα των Kuster και Achermann από τη Ζυρίχη [Boutry et al. 2008] παρουσίασε μία συγκριτική δοσιμετρική μελέτη της απορρόφησης ισχύος από εγκεφαλικές δομές που αποτιμάται για διάφορα σενάρια τοποθέτησης της πηγής ακτινοβολίας κοντά στους εξεταζόμενους/εθελοντές. Η σύγκριση έγινε μεταξύ των [Haarala et al. 2005], [Loughran et al. 2005] και [Huber et al. 2007], [Regel et al. 2007]. Στην πρώτη ομάδα ερευνών, χρησιμοποιείται κινητό τηλέφωνο σε κανονική τοποθέτηση, έχοντας επαφή με τους εθελοντές ενώ στη δεύτερη ομάδα χρησιμοποιείται επίπεδη κεραία σε απόσταση από τους εξεταζόμενους. Οι Kuster και Achermann υποστηρίζουν ότι το δεύτερο σενάριο έκθεσης θεωρείται ότι έχει σχεδιαστεί ώστε να μιμείται την έκθεση στην ακτινοβολία πολλών πιθανών κινητών τηλεφώνων, δεδομένου ότι εκθέτει μεγαλύτερη περιοχή του εγκεφάλου, και ελαχιστοποιεί τη μεταβλητότητα του σεναρίου έκθεσης από εξεταζόμενο σε εξεταζόμενο. Η ίδια λογική ακολουθείται και στην [Murbach et al. 2009], η οποία εισαγωγικά περιγράφει το σχεδιασμό της πειραματικής διαδικασίας και δοσιμετρίας για πείραμα καταγραφής ΗΕΓ ύπνου. Η μελέτη αυτή αποτελεί μέρος της παρούσας διδακτορικής διατριβής [Christopoulou et al. 2008], [Murbach et al. 2011].

αναφορά	αριθμός εξεταζόμενων	τυφλή πειραματική διαδικασία	σχεδιασμός συνθηκών	χαρακτηριστικά έκθεσης	συμπεράσματα
Reiser <i>et al.</i> 1995	18 άνδρες (α) 18 γυναίκες (γ)	απλή	τυχαιοποίηση/cross-over	902.4 MHz (217 Hz και 577 μs πλάτος παλμού), ισχύς 0.25 W, απόσταση 40 cm	αύξηση της φασματικής ισχύος στους ρυθμούς: γρήγορο άλφα (9.75-12.5 Hz), αργό βήτα (12.75-18.5 Hz), γρήγορο βήτα (18.75- 35.0 Hz)
Röschke and Mann 1997	34 α	απλή	τυχαιοποίηση	900 MHz (217 Hz και 580 μs πλάτος παλμού), πυκνότητα ισχύος 0.05 mW/cm², απόσταση 40 cm	δεν υπάρχουν βραχυπρόθεσμα αποτελέσματα στη φασματική πυκνότητα ισχύος
Croft <i>et al.</i> 2002	16 α, 8 γ	απλή	αντιστάθμιση	900 MHz (217 Hz), ισχύς 0.3-0.4 W	αύξηση του άλφα (8-12 Hz) ρυθμού, μείωση του δέλτα (1-4 Hz) ρυθμού, γενική μείωση του βήτα ρυθμού και αύξηση του γάμμα ρυθμού
Huber <i>et al.</i> 2002	16 α	διπλή	αντιστάθμιση /cross-over	α) ψηφιακό και β) συνεχούς κύματος σήμα 900 MHz (αρμονικές: 2, 8, 217, 1736 Hz και 576 μs πλάτος παλμού), SAR <sub>10g</sub> = 1 W/kg	α) αύξηση του άλφα ρυθμού (μέγιστο σε 10 Hz)
D' Costa <i>et al.</i> 2003	5α, 5γ	απλή	τυχαιοποίηση	α) 900 MHz (217 Hz) με ισχύ 2 W, β) 900 MHz GSM σε κατάσταση αναμονής (2, 8 Hz και άλλες χαμηλόσυχνες αρμονικές)	α) μείωση του άλφα και βήτα ρυθμού, β) τάση μείωσης της φασματικής πυκνότητας ισχύος
Papageorgiou <i>et al.</i> 2004	9 α, 10 γ	δεν αναφέρεται	τυχαιοποίηση	900 MHz, συνεχές σήμα, μέση ισχύς 64 mW	(άνδρες + ψευδοέκθεση): αύξηση της ενέργειας ΗΕΓ, (γυναίκες + ΗΜ σήμα): αύξηση της ενέργειας ΗΕΓ αναφοράς
Curcio <i>et al.</i> 2005	10 α, 10 γ	διπλή	τυχαιοποίηση	902.4 MHz (217 Hz), μέση ισχύς 0.25 W, μέγιστο SAR = 0.5 W/kg	αύξηση της φασματικής πυκνότητας ισχύος σε συχνότητες του άλφα ρυθμού (9-10 Hz)
Vecchio <i>et al.</i> 2007	10 α	διπλή	αντιστάθμιση /cross-over	902.40 MHz (217 Hz), μέση ισχύς 0.25 W, μέγιστη ισχύς 2 W, απόσταση 1.5 cm	διέγερση της δια-ημισφαιρικής σύζευξης του πρόσθιου και κροταφικού άλφα ρυθμού
Regel <i>et al.</i> 2007	24 α	διπλή	τυχαιοποίηση, αντιστάθμιση /cross-over	900 MHz, (αρμονικές: 2, 8, 217, 1733 Hz και υψηλότερες), GSM βασικό πλαίσιο: 4.6 ms, 8 παλμοί με πλάτος 577 μs), SAR <sub>10g</sub> = 1 W/kg	διαμορφωμένο ΗΜ σήμα: μείωση του χρόνου αντίδρασης και αύξηση της ακρίβειας στη δοκιμασία μνήμης, αύξηση της φασματικής ισχύος ΗΕΓ άλφα ρυθμού (10.5-11 Hz) 30' μετά την έκθεση
Croft <i>et al.</i> 2008	46 α, 74 γ	διπλή	αντιστάθμιση /cross-over	895 MHz (217 Hz, 576 μs πλάτος παλμού και duty cycle 12.5%), μέση ισχύς 0.25 W, μέγιστη ισχύς 2 W, SAR <sub>10g</sub> = 0.674 W/kg, SAR <sub>10g</sub> = 0.11 W/kg	επιβεβαίωση της αύξησης του άλφα ρυθμού
Kleinlogel <i>et al.</i> 2008b	15 α	διπλή	τυχαιοποίηση /cross-over	GSM: 900 MHz (2, 8, 217, 1736 Hz), UMTS: 1950 MHz (W-CDMA), SAR <sub>10g</sub> = 0.1, 1 W/kg	στατιστικά ασήμαντη μεταβολή
Vecchio <i>et al.</i> 2010	16 ηλικιωμένοι: 7α, 9γ 15 νέοι: 15 α	διπλή	ψευδοτυχαιοποίηση /cross-over	902.4 MHz, μέση ισχύς 0.25 W, SAR <sub>εγκέφαλος</sub> = 0.5 W/kg	ΗΜ σήμα+ηλικιωμένοι νs νέοι: στατιστικά σημαντική αύξηση της δια-ημισφαιρικής σύζευξης του πρόσθιου και κροταφικού άλφα ρυθμού
Croft <i>et al.</i> 2010	21 εφ. α, 20 εφ. κ. 21 α, 21 γ. 10 ηλ. α, 10 ηλ. γ.	διπλή	τυχαιοποίηση/ αντιστάθμιση /cross-over	2G: 894.6MHz (217 Hz), μέση ισχύς 0.25 W, μέγιστη ισχύς 2 W, SAR <sub>10g</sub> = 0.7 W/kg, στην τοποθέτηση <i>'cheek'</i> . 3G: 1900 MHz, μέση ισχύς 0.125 W, SAR <sub>10g</sub> = 1.7 W/kg, στην τοποθέτηση <i>'cheek'</i> .	2G vs ψευδοέκθεση: αύξηση του άλφα ρυθμού στους ενήλικες Καμία στατιστική διαφορά στους εφήβους και ηλικιωμένους και για 3G

**Πίνακας 2.2** Χαρακτηριστικές μελέτες εθελοντών για την επίδραση ΗΜ σημάτων 2<sup>ης</sup> και 3<sup>ης</sup> γενιάς στο ΗΕΓ ηρεμίας

αναφορά	αριθμός εξεταζόμενων	τυφλή πειραματική διαδικασία	σχεδιασμός συνθηκών	χαρακτηριστικά έκθεσης	συμπεράσματα
Mann and Röschke 1996	12 α	απλή	τυχαιοποίηση και αντιστάθμιση	900 MHz (217 Hz και 580 μs πλάτος παλμού), πυκνότητα ισχύος 0.05 mW/cm², απόσταση 40 cm	αξιοσημείωτη αύξηση της ισχύος του άλφα ρυθμού
Mann <i>et al.</i> 1998	24 α	απλή	τυχαιοποίηση	900 MHz (217 Hz και 577 μs πλάτος παλμού), πυκνότητα ισχύος 0.02 mW/cm²	δεν αναφέρονται σημαντικές μεταβολές στο ΗΕΓ, τάση για μείωση του REM σταδίου (διάρκεια/ποσοστό)
Wagner <i>et al.</i> 1998	24 α	απλή	αντιστάθμιση	900 MHz (217 Hz και 577 μs πλάτος παλμού), πυκνότητα ισχύος 0.2 W/m², απόσταση 40 cm, SAR: 0.3 - 0.6 W/kg	στατιστικά ασήμαντα αποτελέσματα στην "αρχιτεκτονική" του ύπνου και τη φασματική ισχύ
Borbély <i>et al.</i> 1999	24 α	διπλή	αντιστάθμιση /cross-over	900 MHz (διαμόρφωση 2, 8, 217, 1736 Hz και πλάτος 576 μs πλάτος παλμού), ισχύς 2.2 W, απόσταση 30 cm, SAR <sub>10g</sub> = 1 W/kg	μείωση εγρήγορσης μετά το ξεκίνημα του ύπνου, αύξηση της NREM φασματικής ισχύος στις 10-11 Ηz (άλφα) και 13.5-14 Ηz (σίγμα)
Huber <i>et al.</i> 2000	16 α	διπλή	τυχαιοποίηση /cross-over	900 MHz (διαμόρφωση 2, 8, 217, 1736 Hz) με ισχύ 2.2 W, απόσταση 30 cm, SAR <sub>10g</sub> = 1 W/kg	αμφίπλευρη αύξηση της NREM φασματικής ισχύος σε 9.75-11.25 Ηz (άλφα) και 12.5-13.25 Ηz (σίγμα)
Wagner <i>et al.</i> 2000	20 α	απλή	αντιστάθμιση	900 MHz (217 Hz και 577 μs πλάτος παλμού), πυκνότητα ισχύος 50 W/m², απόσταση 40 cm, SAR = 2 W/kg	στατιστικά ασήμαντα αποτελέσματα στην 'αρχιτεκτονική" του ύπνου και τη φασματική ισχύ
Huber <i>et al.</i> 2002	16 α	διπλή	αντιστάθμιση /cross-over	α) ψηφιακό και β) συνεχούς κύματος σήμα 900 MHz (αρμονικές: 2, 8, 217, 1736 Hz και 576 μs πλάτος παλμού), SAR <sub>10g</sub> = 1 W/kg	α) αύξηση της NREM σίγμα ισχύος
Huber <i>et al.</i> 2003	1° test: 24 α 2° test: 16 α	2° test: διπλή	δεν αναφέρεται	1° -2° test: 900 MHz, SAR <sub>10g</sub> = 1 W/kg	1°-2° test: αύξηση της φασματικής ισχύος του ΗΕΓ ΝREM ύπνου για 9-14 Hz, HM σήμα+ ύπνος: μείωση της αφύπνισης μετά την έναρξη του ύπνου
Loughran <i>et al.</i> 2005	27 α, 23 γ	διπλή	τυχαιοποίηση /cross-over	894.6 MHz (217 Hz και 576 μs πλάτος παλμού), μέγιστη ισχύς 2 W (μέση ισχύς 0.25 W), μέσο SAR = 0.11 W/kg, SAR <sub>10g</sub> = 0.29 W/kg	αύξηση της NREM σίγμα φασματικής ισχύος (11.5-12.25 Hz) και μείωση της REM λανθάνουσας κατάστασης
Fritzer <i>et al.</i> 2007	10 α	δεν τεκμηριώνεται	τυχαιοποίηση	900 MHz, (αρμονικές: 2, 8, 217, 1733 Hz και υψηλότερες), μέγιστη ισχύς: 28.5 W, SAR <sub>1g(κεφάλι</sub> ) = 0.875 mW/kg, SAR <sub>1g(σώμα)</sub> = 24 W/kg	στατιστικά ασήμαντη μεταβολή
Danker-Hopfe <i>et al.</i> 2010	195 α, 202 γ	διπλή	αντιστάθμιση/ τυχαιοποίηση/ cross-over	900 MHz, 1800 MHz	στατιστικά ασήμαντη μεταβολή
Lowden <i>et al.</i> 2011	21 α, 27 γ ευαισθητοποίηση	διπλή	δεν γίνεται αναφορά	884 MHz (διαμόρφωση 2, 8, 217, 1736 Hz και πλάτος 577 μs πλάτος παλμού), (non-DTX)/DTX) SAR <sub>10g</sub> = 1.4 W/kg, SAR <sub>10g</sub> = 1.95 W/kg (non-GSM-DTX), SAR <sub>1g(φαιά ουσία)</sub> = 1.8 W/kg	αύξηση των άλφα, δέλτα, θήτα δραστηριοτήτων (πρώτα 30' στο στάδιο 2). στατιστικά ασήμαντη μεταβολή μεταξύ ευαίσθητων και μη ευαίσθητων ομάδων

**Πίνακας 2.3** Χαρακτηριστικές μελέτες εθελοντών για την επίδραση ΗΜ σημάτων 2<sup>ης</sup> και 3<sup>ης</sup> γενιάς στο ΗΕΓ ύπνου

αναφορά	αριθμός εξεταζόμενων	τυφλή πειραματική διαδικασία	σχεδιασμός συνθηκών	χαρακτηριστικά έκθεσης	Συμπεράσματα
Eulitz <i>et al</i> . 1998	13 α	απλή	αντιστάθμιση	916.2MHz (217Hz και 557 μs πλάτος παλμού), μέγιστη ισχύς 2.8 W	διαφοροποιήσεις στην εγκεφαλική απόκριση στο ακουστικό ερέθισμα
Krause <i>et al</i> . 2000	16 α	απλή	αντιστάθμιση	902 MHz (217 Hz και 577 μs πλάτος παλμού), μέση ισχύς 0.25 W, SAR<2 W/kg	μεταβολή στις ταλαντευτικές αποκρίσεις ΗΕΓ, κοντά στις θήτα (6-8 Ηz) και άλφα (8-10 Hz), μόνο ως συνάρτηση του φορτίου μνήμης και του τύπου διέγερσης
Croft <i>et al.</i> 2002	16 α, 8 γ	απλή	αντιστάθμιση	900 MHz (217 Hz), μέση ισχύς 0.3-0.4 W	γενική μείωση του βήτα ρυθμού, εξασθένιση στη μείωση της δραστηριότητα θήτα, και αύξηση στη γάμμα απόκριση
Krause <i>et al.</i> 2004	12 α, 12 γ	διπλή	ψευδοτυχαίο ερέθισμα, αντιστάθμιση	902 MHz (217 Hz και 557 μs πλάτος παλμού), μέση ισχύς 0.25 W, 0.878 <sar<0.648 kg<="" mw="" td=""><td>στατιστικά ασήμαντη διαφορά στην ταλαντευτική δραστηριότητα</td></sar<0.648>	στατιστικά ασήμαντη διαφορά στην ταλαντευτική δραστηριότητα
Hamblin <i>et al.</i> 2004	4 α, 8 γ	απλή	αντιστάθμιση /cross-over	894.6 MHz (217 Hz και πλάτος 576 μs πλάτος παλμού), ισχύς 0.25 W, SAR = 0.87 W/kg	μείωση του πλάτους και του λανθάνοντος χρόνου του Ν100 κατά τη διάρκεια της διαδικασίας του μη στοχευμένου ερεθίσματος, αύξηση του λανθάνοντος χρόνου του Ρ300 κατά τη διάρκεια της διαδικασίας του στοχευμένου ερεθίσματος
Maby <i>et al.</i> 2005	3 α, 6 γ (υγιείς) 4 α, 2 γ (επιληπτικοί)	απλή	δεν αναφέρεται	900 MHz, GSM, (217 Hz), μέση ισχύς 0.25 W, SAR <sub>10g</sub> = 1.4 W/kg	σημαντική μεταβολή στην κροταφική συσχέτιση των συνιστωσών που ακολουθούν το ΗΜΠ
Hamblin <i>et al.</i> 2006	46 α, 74 γ	διπλή	ψευδοτυχαιοποίηση, αντιστάθμιση /cross-over	895 MHz, GSM (217 Hz και πλάτος 576 μs πλάτος παλμού), μέγιστη ισχύς 2 W, μέσο SAR = 0.11 W/kg	στατιστικά ασήμαντη επίδραση του ΗΜΠ στις συνιστώσες, λόγω οπτικού και ακουστικού ερεθίσματος
Papageorgiou <i>et al.</i> 2006	9 α, 10 γ	δεν αναφέρεται	τυχαιοποίηση	900 MHz, συνεχές σήμα, μέση ισχύς 64 mW, 20 cm απόσταση	στατιστικά σημαντική αύξηση του πλάτους Ρ50 λόγω του χαμηλόσυχνου ερεθίσματος, στατιστικά σημαντική μείωση του πλάτους Ρ50 λόγω του υψηλόσυχνου ερεθίσματος
Krause <i>et al.</i> 2006	15 παιδιά: 6 αγόρια 9 κορίτσια	διπλή	ψευδοτυχαίο ερέθισμα, αντιστάθμιση	902 MHz (217 Ηz και 557 μs πλάτος παλμού), μέση ισχύς 0.25 W, SAR <sub>1g</sub> = 1.4 W/kg, μέγιστο SAR = 1.98 W/kg	κωδικοποίηση μνήμης+ΗΜΠ: αύξηση του Προκλητού Συγχρονισμού (4-8 Hz), αναγνώριση +ΗΜΠ: αύξηση του Προκλητού Αποσυγχρονισμού (4-8 Hz και 15 Hz)
Krause <i>et al.</i> 2007	36 α	διπλή	αντιστάθμιση	902 MHz (217 MHz και 557 μs πλάτος παλμού), συνεχές σήμα: μέση ισχύς 0.25 W, SAR <sub>1g</sub> = 1.1 W/kg, SAR <sub>10g</sub> = 0.738 W/kg, μέγιστο SAR = 1.18 W/kg	ακουστική δοκιμασία μνήμης+διαμορφωμένο/συνεχές ΗΜ σήμα: μεγαλύτερος Προκλητός Συγχρονισμός (άλφα), μικρότερος Προκλητός Αποσυγχρονισμός (άλφα)
Kleinlogel <i>et al.</i> 2008a	15 α	διπλή	τυχαιοποίηση, αντιστάθμιση /cross-over	GSM: 900 MHz (2, 8, 217 Hz), UMTS: 1950 MHz (W-CDMA), SAR <sub>10g</sub> = 0.1, 1 W/kg	στατιστικά ασήμαντη μεταβολή
Hountala <i>et al.</i> 2008	9 α, 10 γ	δεν αναφέρεται	τυχαιοποίηση	900 MHz, συνεχές σήμα, μέση ισχύς 64 mW 1800 MHz, συνεχές σήμα, μέση ισχύς 128 mW	φυλετική επίδραση της φασματικής συνάφειας ισχύος ΗΕΓ
Stefanics <i>et al.</i> 2008	16 α, 20 γ	διπλή	τυχαιοποίηση, αντιστάθμιση	3G, SAR <sub>1g</sub> = 0.39 W/kg, SAR <sub>1g</sub> = 1.75 W/kg	στατιστικά ασήμαντη μεταβολή

**Πίνακας 2.4** Χαρακτηριστικές μελέτες εθελοντών για την επίδραση ΗΜ σημάτων 2<sup>ης</sup> και 3<sup>ης</sup> γενιάς στα ΠΔ, προερχόμενα από ακουστικά ερεθίσματα

αναφορά	αριθμός εξεταζόμενων	τυφλή πειραματική διαδικασία	σχεδιασμός συνθηκών	χαρακτηριστικά έκθεσης	Συμπεράσματα
Kwon <i>et al.</i> 2010	17 παιδιά: 4 αγόρια 13 κορίτσια	απλή	τυχαιοποίηση, αντιστάθμιση	GSM: 902MHz (217 Hz και 558 μs πλάτος παλμού), μέση ισχύς 0.25 W, SAR <sub>1g</sub> = 1.14 W/kg, SAR <sub>10g</sub> = 0.82 W/kg, μέγιστη τιμή SAR = 1.21 W/kg	στατιστικά ασήμαντη μεταβολή των Ρ100 και Ν200
Maganioti <i>et al.</i> 2010	1 <sup>η</sup> ομάδα: 9 α, 10 γ. 2 <sup>η</sup> ομάδα: 10 α, 10 γ	απλή	τυχαιοποίηση	1 <sup>η</sup> ομάδα: 900 MHz, μέση ισχύς: 64 mW. 2 <sup>η</sup> ομάδα: 1800 MHz, μέση ισχύς: 128 mW.	ενεργοποίηση του Ρ600 νωρίτερα και εντονότερα στην περιοχή των οπίσθιων ηλεκτροδίων. Χωρίς ΗΜΠ+γυναίκες: σημαντική μείωση του σήματος των πρόσθιων ηλεκτροδίων

#### Βιβλιογραφία

- Βεντούρας, Ε. 2003. Φυσιολογία Εγκεφάλου και Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος (5° Κεφάλαιο), Εισαγωγή στη Βιοϊατρική Τεχνολογία και Ανάλυση Ιατρικών Σημάτων, Κουτσούρης, Δ., Παυλόπουλος, Σ. και Πρέντζα, Α. Εκδόσεις Τζιόλα, Θεσσαλονίκη, 181-216, ISBN: 960-418-026-6.
- Γιαννακάκης, Γ.Α. 2009. Ανάπτυξη μεθόδων ανάλυσης ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος με χρήση μοντέλων συνδεσιμότητας και μεγεθών εντροπίας, Διδακτορική διατριβή, Εκδόσεις ΕΜΠ.
- Bargh, J. A. 2006. What have we been priming all these years? On the development, mechanisms, and ecology of nonconscious social behavior, *European Journal of Social Psychology*, 36, 147–168.
- Bode, D.L. and Carhart, R. 1973. Measurements of articulation functions using adaptive test procedures, *IEEE Trans. Audiol. Electroacoust.*, AU-21, 196–201.
- Borbély, A.A., Huber, R., Graf. T., Fuchs, B., Gallmann, E. and Achermann, P. 1999. Pulsed highfrequency electromagnetic field affects human sleep and sleep electroencephalogram, *Neurosci. Lett.*, 275, 207–210.
- Boutry, C.M., Kuehn, S., Achermann, P., Romann, A., Keshvari, J. and Kuster N., 2008. Dosimetric Evaluation and Comparison of Different RF Exposure Apparatuses Used in Human Volunteer Studies, *Bioelectromagnetics*, 29, (1), 11-19.
- Bronzino, J.D. 1995. Principles of Electroencephalography, *The Biomedical Engineering Handbook,* J.D. Bronzino ed., CRC Press, Florida, 201-212.
- Chatrian, G.E., Lettich, E. and Nelson, P.L. 1985. Ten percent electrode system for topographic studies of spontaneous and evoked EEG activity, *Am. J. EEG Technol.*, 25, 83-92.
- Cheesman, J. and Merikle, P.M. 1985. Word recognition and consciousness, *Reading research:* Advances in theory and practice, 5, 311-352.
- Christopoulou, M., Murbach, M., Christ, A., Crespo-Valero, P., Zefferer, M., Kuehn, S., Achermann, P. and Kuster, N. 2008. Exposure systems for testing hypotheses of site and mechanism of interaction in the human brain, *30th BEMS Annual Meeting*, San Diego, USA, June 8-12.
- Cohen, D. 1987. Magnetoencephalography, Adelman G. ed. Encyclopedia of Neuroscience, Birkhauser, Cambridge (USA), 601-604.
- Cook, C.M., Saucier, D.M., Thomas, A.W. and Prato, F.S. 2006. Exposure to ELF Mangetic and ELF-Modulated Radiofrequency Fields: The Time Course of Physiological and Cognitive Effects Observed in Recent Studies (2001-2005), *Bioelectromagnetics*, 27, 613-627.
- Croft, R.J., Chandler, J.S., Burgess, A.P., Barry, R.J., Williams, J.D. and Clarke, A.R. 2002. Acute mobile phone operation affects neural function in humans, *Clin. Neurophysiol.*, 113, 1623–1632.
- Croft, R.J., Hamblin, D.L., Spong, J., Wood, A.W., McKenzie, R.J. and Stough, C. 2008. The effect of mobile phone electromagnetic fields on the alpha rhythm of human electroencephalogram, *Bioelectromagnetics*, 29, (1), 1–10.

- Croft, R.J., Leung, S., McKenzie, R.J., Loughran, S.P., Iskra, S., Hamblin, D.L. and Cooper, N.R. 2010. Effects of 2G and 3G mobile phones on human alpha rhythms: Resting EEG in adolescents, young adults, and the elderly, *Bioelectromagnetics*, 31, (6), 434–444.
- Curcio, G., Ferrara, M., Moroni, F., D' Inzeo, G., Bertini, M. and De Gennaro, L. 2005. Is the brain influenced by a phone call? An EEG study of resting wakefulness, *Neurosci. Res.*, 53, 265–270.
- D' Andrea, J.A., Chou, C.K., Johnson, S.A. and Adair, E.R. 2003. Microwave Effects on the Nervous System, *Bioelectromagnetics Supplement*, 6, S107–S147.
- D' Costa, H., Trueman, G., Tang, L., Abdel-Rahman, U., Abdel-Rahman, W., Ong, K. and Cosic, I. 2003.
   Human brain wave activity during exposure to radiofrequency field emissions from mobile phones, *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.*, 26, 162–167.
- Danker-Hopfe, H., Dorn, H., Bornkessel, C. and Sauter, C. 2010. Do mobile phone base stations affect sleep of residents? Results from an experimental double-blind sham-controlled field study, *Am. J. Hum. Biol.*, 22, (5), 613–618.
- Dijksterhuis, Ap., Aarts, H. and Smith, P.K. 2005. The Power of the Subliminal: On Subliminal Persuasion and Other Potential Applications, *The New Unconscious*, ed. Ran R. Hassin, James S. Uleman, and John A. Bargh, Oxford, NY: Oxford University Press, 77-106.
- Egan J.P. 1975. Signal Detection Theory and ROC analysis. New York, NY: Academic Press.
- EMF-NET. 2008. Reports on laboratory studies ans projects related to effects on Blood Brain Barrier, Auditory System, Behaviour, Cardiovascular system and Nervous System, *Effects of the exposure to electromagnetic Fields: From science to public health and sefer workplace*, Project no. SSPE-CT-2004-502173: WP2.2.Deliverable report D5bis.
- Eulitz, C., Ullsperger, P., Freude, G. and Elbert, T. 1998. Mobile phones modulate response patterns of human brain activity, *Neuroreport*, 9, 14, 3229-3232.
- Fritzer, G., Göder, R., Friege, L., Wachter, J., Hansen, V., Hinze-Selch, D. and Aldenhoff, J.B. Effects of short- and long-term pulsed radiofrequency electromagnetic fields on night sleep and cognitive functions in healthy subjects, 2007. *Bioelectromagnetics*, 28, (4), 316-325.
- Gelfand, S.A. 2010. Hearing: An Introduction to Psychological and Physiological Acoustics, 5<sup>th</sup> Edition, Informa Healthcare, London.
- Gescheider, G. 1997. Psychophysics: the fundamentals, "Chapter 3: The Classical Psychophysical Methods", (3rd ed.), Lawrence Erlbaum Associates.
- Greene D.M. and Swets J.A. 1974. Signal Detection Theory and Psychophysics, New York: Krieger.
- Haarala, C., Bergman, M., Laine, M., Revonsuo, A., Koivisto, M. and Hämäläinen, H. 2005.
   Electromagnetic field emitted by 902 MHz mobile phones shows no effects on children's cognitive function, *Bioelectromagnetics Suppl.*, 7, S144–S150.
- Hamblin, D.L., Croft, R.J., Wood, A.W., Stough, C. and Spong, J. 2006. The sensitivity of human eventrelated potentials and reaction time to mobile phone emitted electromagnetic fields, *Bioelectromagnetics*, 27:265–273.

- Hamblin, D.L., Wood, A.W., Croft, R.J. and Stough, C. 2004. Examining the effects of electromagnetic fields emitted by GSM mobile phones on human event-related potentials and performance during an auditory task, *Clin. Neurophysiol.*, 115, 171–178.
- Hinrichs, H. and Heinze, H.J. 2006. High frequency GSM-1800 fields with various modulations and field strengths: No short term effect on human awake EEG, *Edition Wissenschaft*, 23, 1-12.
- Huber, R., Graf, T., Cote, K.A., Wittmann, L., Gallmann, E., Matter, D., Schuderer, J., Kuster, N., Borbély, A.A. and Achermann, P. 2000. Exposure to pulsed high-frequency electromagnetic field during waking affects human sleep EEG, *NeuroReport*, 11, 3321–3325.
- Huber, R., Schuderer, J., Graf, T., Jutz, K., Borbély, A.A., Kuster, N. and Achermann, P. 2003. Radio frequency electromagnetic field exposure in humans: Estimation of SAR distribution in the brain, effects on sleep and heart rate, *Bioelectromagnetics*, 24, (4), 262-276.
- Huber, R., Treyer, V., Borbely, A.A., Schuderer, J., Gottselig, J.M., Landolt, H.-P., Werth, E., Berthold,
  T., Kuster, N., Buck, A. and Achermann, P. 2002. Electromagnetic fields, such as those from mobile phones, alter regional cerebral blood flow and sleep and waking EEG, *J. Sleep Res.*, 11, 289–295.
- Huber, R., Treyer, V., Schuderer, J., Berthold, T., Buck, A., Kuster, N., Landolt, H.P. and Achermann, P.
  2005. Exposure to pulsemodulated radio frequency electromagnetic fields affects regional cerebral blood flow, *Eur. J. Neurosci.*, 21, 1000–1006.
- Jones, F.N. 1974. *History of psychophysics and judgment*. E.C. Carterette and M.P. Friedman (Eds.), Handbook of Perception: Psychophysical judgment and measurement, 2, 1-22, New York: Academic Press.
- Jurcak, V., Tsuzuki, D. and Dan, I. 2007. 10/20, 10/10, and 10/5 systems revisited: Their validity as relative head-surface-based positioning systems, *NeuroImage*, 34, 1600–1611.
- Kaprana, A.E., Karatzanis, A.D., Prokopakis, E.P., Panagiotaki, I.E., Vardiambasis, I.O., Adamidis, G., Christodoulou, P. and Velegrakis, G.A. 2008. Studying the effects of mobile phone use on the auditory system and the central nervous system: a review of the literature and future directions, *Eur. Arch. Otorhinolaryngol.*, 265, 1011-1019.
- Kleinlogel, H., Dierks, T., Koenig, T., Lehmann, H., Minder, A. and Berz, R. 2008a. Effects of weak mobile phon-electromagnetic fields (GSM, UMTS) on event related potentials and cognitive functions, *Bioelectromagnetics*, 29, (6), 488–497.
- Kleinlogel, H., Dierks, T., Koenig, T., Lehmann, H., Minder, A. and Berz, R. 2008b. Effects of weak mobile phone-electromagnetic fields (GSM, UMTS) on well-being and resting EEG, *Bioelectromagnetics*, 29, (6), 479-487.
- Krause, C.M., Bjornberg, C.H., Pesonen, M., Hulten, A., Liesivuori, T., Koivisto, M., Revonsuo, A., Laine,
  M. and Hämäläinen, H. 2006. Mobile phone effects on children's event-related oscillatory EEG during an auditory memory task, *Int. J. Radiat. Biol.*, 82, 443–450.
- Krause, C.M., Haarala, C., Sillanmaki, L., Koivisto, M., Alanko, K., Revonsuo, A., Laine, M. and Hämäläinen, H. 2004. Effects of electromagnetic field emitted by cellular phones on the EEG

during an auditory memory task: A double blind replication study, *Bioelectromagnetics*, 25, 33–40.

- Krause, C.M., Pesonen, M., Haarala Björnberg, C. and Hämäläinen, H. 2007. Effects of pulsed and continuous wave 902 MHz mobile phone exposure on brain oscillatory activity during cognitive processing, *Bioelectromagnetics*, 28, (4), 296-308.
- Krause, C.M., Sillanmäki, L., Koivisto, M., Häggqvist, A., Saarela, C., Revonsuo, A., Laine, M. and Hämäläinen, H. 2000. Effects of electromagnetic field emitted by cellular phones on the EEG during a memory task, *NeuroReport*, 11, 761–764.
- Kuster, N., Schuderer, J., Christ, A., Futter, P. and Ebert, S. 2004. Guidance for exposure design of human studies addressing health risk evaluations of mobile phones, *Bioelectromagnetics*, 25, 524-529.
- Kwon, M.S., Huotilainen, M., Shestakova, A., Kujala, T., Naatanen, R. and Hämäläinen, H. 2010. No effects of mobile phone use on cortical auditory change-detection in children: an ERP study, *Bioelectromagnetics*, 31, (3), 191-199.
- Kwon, M.S., Kujala, T., Huotilainen, M., Shestakova, A., Naatanen, R. and Hämäläinen, H. 2009. Preattentive auditory information processing under exposure to the 902 MHz GSM mobile phone electromagnetic field: a mismatch negativity (MMN) study, *Bioelectromagnetics*, 30, (3), 241 -248.
- Lapid, E., Ulrich, R. and Rammsayer, T. 2008. On estimating the difference limen in duration discrimination tasks: A comparison of the 2AFC and the reminder task, *Perception & Psychophysics*, 70, (2), 291–305.
- Levitt, H. 1971. Transformed up-down methods in psychoacoustics, J. Acoust. Soc. Am., 49, 467–477.
- Loughran, S.P., Wood, A.W., Barton, J.M., Croft, R.J., Thompson, B. and Stough, C. 2005. The effect of electromagnetic fields emitted by mobile phones on human sleep, *NeuroReport*, 16, 1973–1976.
- Lowden, A., Akerstedt, T., Ingre, M., Wiholm, C., Hillert, L., Kuster, N., Nilsson, J.P. and Arnetz, B. 2011. Sleep after mobile phone exposure in subjects with mobile phone-related symptoms, *Bioelectromagnetics* 2011, 32, (1), 4–14.
- Maby, E., Le Bouquin Jeannes, R., Faucon, G., Liegeois-Chauvel, C. and De Seze, R. 2005. Effects of GSM signals on auditory evoked responses, *Bioelectromagnetics*, 26, 341–350.
- Macmillan, N.A. and Creelman, C.D. 2005. *Detection Theory: A user's guide,* Second Ed., Lawrence Erlbaum Associates, Publishers, Mahwah, New Jersay, London.
- Maganioti, A.E., Hountala, C.D., Papageorgiou, C.C., Kyprianou, M.A., Rabavilas, A.D. and Capsalis, C.N. 2010. Principal component analysis of the P600 waveform: RF and gender effects, *Neurosci Lett.*, 478, (1), 19–23.
- Malmivuo, J. and Plonsey, R. 1995. Bioelectromagnetism-Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields, *Oxford University Press*, New York.
- Mann, K. and Röschke, J. 1996. Effects of pulsed high-frequency electomagnetic fields on human sleep, *Neuropsychobiology*, 33, 41–47.

- Mann, K., Wagner, P., Brunn, G., Hassan, F., Hiemke, C. and Röschke, J. 1998, Effects of pulsed highfrequency electromagnetic fields on the neuroendocrine system, *Neuroendocrinology*, 67, 139– 144.
- Murbach, M., Christopoulou, M., Christ, A., Crespo-Valero, P., Zefferer, M., Kuehn, S., Achermann, P. and Kuster, N. 2009. System to study CNS responses of ELF modulation and cortex versus subcortical RF exposures, *BioEM2009 Annual Meeting*, 14-19 June, Davos, Switzerland.
- Murbach, M., Christopoulou, M., Crespo-Valero, P., Achermann, P. and Kuster, N. 2011. Exposure system to study hypotheses of ELF & RF electromagnetic field interactions of mobile phones with the Central Nervous System, *Bioelectromagnetics (under review)*.
- Nagel, H.N. 1995. Biopotential Amplifiers, J.D. Bronzino ed. *The Biomedical Engineering Handbook*, 1185-1195, CRC Press, Florida.
- Ndoumbè Mbonjo Mbonjo, H., Streckert, J., Bitz, A., Hansen, V., Glasmachers, A., Gencol, S. and Rozic,
   D. 2004. Generic UMTS test signal for RF bioelectromagnetic studies, *Bioelectromagnetics*, 25, (6), 415-425.
- Niedermeyer, E. and Lopes da Silva, F.H. 1993. Electroencephalography: Basic principles, clinical applications and related fields, *3rd edition, Lippincott, Williams & Wilkins,* Philadelphia.
- Oostenveld, R. and Praamstra, P. 2001. The five percent electrode system for high-resolution EEG and ERP measurements, Clin. Neurophysiol., 112, 4, 713-719.
- Papageorgiou, C.C., Nanou, E.D., Tsiafakis, V.G., Capsalis, C.N. and Rabavilas, A.D. 2004. Gender related differences on the EEG during a simulated mobile phone signal, *Neuroreport*, 15, (16), 2557-2560.
- Papageorgiou, C.C., Nanou, E.D., Tsiafakis, V.G., Kapareliotis, E., Kontoangelos, K.A., Capsalis, C.N., Rabavilas, A.D. and Soldatos, C.R., 2006. Acute mobile phone effects on pre-attentive operation. *Neurosci. Lett.*, 397, (1-2), 99-103.
- Peirce, C.S. and Jastrow, J. 1884. On small differences in sensation, *Memoirs of the National Academy of Sciences*, 3, 73-83.
- Regel, S.J., Gottselig, J.M., Schuderer, J., Tinguely, G., Retey, J.V., Kuster, N., Landolt, H.P. and Achermann, P. 2007. Pulsed radio frequency radiation affects cognitive performance and the waking electroencephalogram, *Neuroreport*, 18, (8), 803-807
- Reiser, H.P., Dimpfel, W. and Schober, F. 1995. The influence of electromagnetic fields on human brain activity, *Eur. J. Med. Res.*, 1, 27–32.
- Robinson, D.E. and Watson, C.S. 1973. Psychophysical methods in modern psychoacoustics, *Foundations of Modern Auditory Theory*, JV Tobias (ed.), New York, NY: Academic Press, 2, 99–131.
- Röschke, J. and Mann, K. 1997. No short-term effects of digital mobile radio telephone on the awake human electroencephalogram, *Bioelectromagnetics*, 18, 172–176.
- Rowan, A.J. and Tolunsky, E. 2003. Primer of EEG with a Mini-Atlas, United States of America: Elsevier Science.

- Schmid, G., Cecil, S., Goger, C., Trimmel, M., Kuster, N. and Molla-Djafari, H. 2007. New head exposure system for use in human provocation studies with EEG recording during GSM900 and UMTS-like exposure, *Bioelectromagnetics*, 28, 636-647.
- Schönborn, F., Burkhardt, M. and Kuster, N. 1998. Differences in energy absorption between heads of adults and children in the near field of sources, *Heath Phys.*, 74, 160-168.
- Stefanics, G., Thuroczy, G., Kellenyi, L. and Hernadi, I. 2008. Effects of twenty-minute 3G mobile phone irradiation on event related potential components and early gamma synchronization in auditory oddball paradigm, *Neuroscience*, 157, (2), 453-462.
- Sutton, S., Braren, M., Zubin, J. and John E.R. 1965. Evoked potentials correlates of stimulus uncertainty, *Science*, 150, 1187-1188.
- Swets, J.A. 1965. Signal Detection and Recognition by Human Observers, New York, NY: Wiley.
- Tassinary, L.G., Geen, T.H., Cacioppo, J.T. and Edelberg, R. 1990. Issues in biometrics: Offset potentials and the electrical stability of Ag/AgCl electrodes, *Phychophysiology*, 27, 236-242.
- Valentini, E., Curcio, G., Moroni, F., Ferrara, M., De Gennaro, L. and Bertini, M. 2007. Neurophysiological Effects of Mobile Phone Electromagnetic Fields on Humans: A Comprehensive Review, *Bioelectromagnetics*, 28, 415-432.
- Vecchio, F., Babiloni, C., Ferreri, F., Buffo, P., Cibelli, G., Curcio, G., van Dijkman, S., Melgari, J.M., Giambattistelli, F. and Rossini, P.M. 2010. Mobile phone emission modulates inter-hemispheric functional coupling of EEG alpha rhythms in elderly compared to young subjects, *Clin. Neurophysiol.*, 121, (2), 163-171.
- Vecchio, F., Babiloni, C., Ferreri, F., Curcio, G., Fini, R., Del Percio, C. and Rossini, P.M. 2007. Mobile phone emission modulates interhemispheric functional coupling of EEG alpha rhythms, *Eur. J. Neurosci.*, 25, (6), 1908-1913.
- Vokey, J.R. 2002. Subliminal messages, In John R. Vokey and Scott W. Allen (Eds.), *Psychological Sketches* (6th Edition), Lethbridge, Alberta: Psyence Ink., 237-250.
- Wagner, P., Röschke, J., Mann, K., Hiller, W. and Frank, C. 1998. Human sleep under the influence of pulsed radiofrequency electromagnetic fields: A polysomnographic study using standardized conditions, *Bioelectromagnetics*, 19, 199–202.
- Wagner, P., Röschke, J., Mann, K., Fell, J., Hiller, W., Frank, C. and Grözinger, M. 2000. Human sleep EEG under the influence of pulsed radio frequency electromagnetic fields, *Neuropsychobiology*, 42, 207–212.
- Watson, A.B. and Fitzhugh, A. 1990. The method of constant stimuli is inefficient, *Perception & Psychophysics*, 47, (1), 87–91.
- Weir, W. 1984. Another look at subliminal 'facts'. Advertising Age, 46.
- Wetherill, G.B. and Levitt, H. 1965. Sequential estimation of points on a psychometric function, *Br. J. Math. Stat. Psychol.*, 18, 1–10.

### Κεφάλαιο 3 – Ανάπτυξη και χρήση αριθμητικών μοντέλων για δοσιμετρικές μελέτες σε συνθήκες κοντινού πεδίου

Η υπολογιστική περιγραφή των σεναρίων έκθεσης σε ΗΜ ακτινοβολία, απαιτεί την αριθμητική μοντελοποίηση των βιολογικών αντικειμένων και των πηγών ΗΜ ακτινοβολίας που συμμετέχουν στα προβλήματα ΗΜ δοσιμετρίας. Το παρόν κεφάλαιο εστιάζει στην περιγραφή των αριθμητικών μοντέλων που χρησιμοποιούνται για τους σκοπούς της διδακτορικής διατριβής.

#### 3.1 Κεφάλια

Για τους σκοπούς των σεναρίων έκθεσης σε ΗΜ ακτινοβολία, χρησιμοποιείται πλήθος αριθμητικών μοντέλων κεφαλιού, τα οποία διακρίνονται σε α) απλά (σφαιρικά-τριών στρωμάτων) και β) ανατομικά μοντέλα, βασισμένα σε δεδομένα Μαγνητικής Τομογραφίας (MRI). Τα σφαιρικά μοντέλα χρησιμοποιούνται για λόγους σύγκρισης και περιγραφής των κανονικών προβλημάτων ΗΜ δοσιμετρίας. Τα ανατομικά μοντέλα χρησιμοποιούνται για την αναπαραγωγή ρεαλιστικών σεναρίων έκθεσης σε ΗΜ ακτινοβολία. Επίσης, περιγράφεται μεθοδολογία που οδηγεί στην παραγωγή μοντέλου κεφαλιού παιδιού και βασίζεται στο μοντέλο κεφαλιού ενήλικα. Τα μοντέλα κεφαλιού αντιστοιχούν στα δύο φύλα και έχουν ηλικιακό εύρος 6-40 ετών.

#### 3.1.1 Ενήλικες

#### Τριστρωματικό σφαιρικό μοντέλο (Adult)

Το τριστρωματικό σφαιρικό μοντέλο ενήλικα έχει αναπτυχθεί στο πλαίσιο της διδακτορικής διατριβής του Λέκτορα Σταύρου Κουλουρίδη [Κουλουρίδης 2003] και περιγράφεται στο [Koulouridis

and Nikita 2004]. Κινούμενοι προς το κέντρο της σφαίρας, τα στρώματα αντιστοιχούν στους εξής βιολογικούς ιστούς: δέρμα, οστό και φαιά ουσία. Στο Σχήμα 3.1 απεικονίζεται η περιγραφή του μοντέλου, όπου φαίνονται τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά της τριστρωματικής σφαίρας:  $\alpha_1 = 9$  cm,  $\alpha_2$ = 9.5 cm,  $\alpha_3 = 10$  cm και η σύστασή της σε βιολογικούς ιστούς. Στην Εικόνα 3.1 απεικονίζεται το αντίστοιχο αριθμητικό μοντέλο της τριστρωματικής σφαίρας, ύστερα από εισαγωγή σε υπολογιστικό ΗΜ πλέγμα. Οι διαστάσεις του κυβικού στοιχείου (*voxel*) του πλέγματος είναι 1.25×1.25×1.25 mm<sup>3</sup>.



Σχήμα 3.1 Βιολογική σύσταση και γεωμετρικά χαρακτηριστικά του τριστρωματικού σφαιρικού μοντέλου ενήλικα.

**Εικόνα 3.1** Αριθμητικό τριστρωματικό σφαιρικό μοντέλο ενήλικα, με διαστάσεις voxel 1.25×1.25×1.25 mm<sup>3</sup>.

Ο Πίνακας 3.1 παρουσιάζει συνοπτικά τις διηλεκτρικές ιδιότητες και την πυκνότητα μάζας, που χαρακτηρίζουν τους βιολογικούς ιστούς [Gabriel *et al.* 1996]. Οι τιμές αντιστοιχούν στη συχνότητα 1710 MHz, που χρησιμοποιείται στην εφαρμογή του "κανονικού" προβλήματος HM έκθεσης. Παρόλο που οι τιμές των διηλεκτρικών ιδιοτήτων βασίζονται σε παλιά δεδομένα μέτρησης της ομάδας Gabriel και Peyman, διατηρήθηκαν οι τιμές που αναφέρονται στο [Koulouridis and Nikita 2004], για λόγους σύγκρισης και διεξαγωγής παραμετρικής μελέτης.

00,001	110 10 10 10 10 10 10	•	
Βιολογικός Ιστός	ρ (kg/m³)	σ (S/m)	Re(ɛ <sub>r</sub> )
δέρμα	1100	0.941	38.20
οστό (κρανίο)	1200	0.285	12.00

1050

1.521

51.80

φαιά ουσία (εγκέφαλος)

Πίνακας 3.1 Πυκνότητα μάζας ρ, ηλεκτρική αγωγιμότητα σ, και πραγματικό μέρος της διηλεκτρικής σταθεράς ε<sub>r</sub> των βιολογικών ιστών που χρησιμοποιούνται στο τριστρωματικό σφαιρικό μοντέλο Adult, για εφαρμογές συχνότητας 1710 MHz.

#### Άνδρας (Brad)

Το ρεαλιστικό ανατομικό μοντέλο ενήλικα άνδρα έχει αναπτυχθεί από το Πανεπιστήμιο του Bradford [Olley and Excell 1995]. Για λόγους συντομίας, στο πλαίσιο της διδακτορικής διατριβής, το ρεαλιστικό αριθμητικό μοντέλο ενήλικα καλείται Brad. Το μοντέλο είναι αποτέλεσμα τρισδιάστατης απεικόνισης τομών από δεδομένα μαγνητικής τομογραφίας. Διακρίνονται 13 ιστοί/όργανα, οι οποίοι κατηγοριοποιούνται με χρήση διαφορετικού χρώματος. Στις εφαρμογές που περιγράφονται στο πλαίσιο της διδακτορικής διατριβής, χρησιμοποιείται υπολογιστικό ΗΜ πλέγμα με διαστάσεις voxel 1.25×1.25 mm<sup>3</sup>. Το εξωτερικό προεξέχον τμήμα (πτερύγιο) του δεξιού αυτιού είναι συμπιεσμένο κατά τη διάρκεια της μαγνητικής τομογραφίας, ώστε να προσομοιώνεται το αποτέλεσμα από τη χρήση της κινητής τερματικής συσκευής. Στην Εικόνα 3.2(α) παρατίθεται η τρισδιάστατη απεικόνιση του μοντέλου Brad. Οι οβελιαία (YZ), στεφανιαία (XZ) και εγκάρσια (XY) τομές απεικονίζονται στις Εικόνες 3.2(β), 3.2(γ) και 3.2(δ), αντίστοιχα.



**Εικόνα 3.2** Αριθμητικό ανατομικό μοντέλο ενήλικα άνδρα (Brad), με διαστάσεις voxel 1.25×1.25×1.25 mm<sup>3</sup>: (α) τρισδιάστατη απεικόνιση, (β) οβελιαία - ΥΖ, (γ) στεφανιαία - ΧΖ και (δ) εγκάρσια - ΧΥ τομές.

Πίνακας 3.2 Κατάλογος των βιολογικών ιστών που διακρίνονται στο ανατομικό μοντέλο κεφαλιού ενήλικα
άνδρα (Brad) και αντίστοιχες τιμές πυκνότητας μάζας ρ.

Βιολογικός Ιστός	ρ (kg/m³)
δέρμα	1100
οστό	2200
σκληρή μήνιγγα	1100
εγκεφαλονωτιαίο υγρό	1020
φαιά ουσία εγκεφάλου	1030
λευκή ουσία εγκεφάλου	1030
μυς	1040
χόνδρος	1100
υαλοειδές υγρό	1000
προσοφθάλμιος φακός	1100
σκληρός χιτώνας οφθαλμού	1100
νωτιαίος μυελός	1040
παρεγκεφαλίδα	1030

Ο Πίνακας 3.2 παρουσιάζει τους βιολογικούς ιστούς που διακρίνονται στο μοντέλο του ενήλικα, δίνοντας πληροφορία για την πυκνότητα μάζας. Οι διηλεκτρικές ιδιότητες: ηλεκτρική αγωγιμότητα σ (S/m) και το πραγματικό μέρος της διηλεκτρικής σταθεράς Re(ε<sub>r</sub>), μεταβάλλονται με τη συχνότητα και βασίζονται στις τιμές που αναφέρονται στο [Gabriel *et al.* 1996]. Και σε αυτή την περίπτωση, διατηρήθηκαν οι τιμές των διηλεκτρικών ιδιοτήτων και της πυκνότητας μάζας που αναφέρονται στο [Koulouridis *et al.* 2004], για λόγους σύγκρισης και διεξαγωγής παραμετρικής μελέτης.

#### Ευρωπαία γυναίκα 40 ετών (Katarina)

Το ρεαλιστικό ανατομικό μοντέλο ενήλικης Ευρωπαίας γυναίκας έχει αναπτυχθεί από δεδομένα μαγνητικής τομογραφίας, 121 εικόνων με ανάλυση 1 mm στην περιοχή του αυτιού και 3 mm στο υπόλοιπο κεφάλι [Burkhardt and Kuster 2000]. Διακρίνονται 23 ιστοί/όργανα, οι οποίοι κατηγοριοποιούνται με χρήση διαφορετικού χρώματος. Για τις ανάγκες της αναλυτικής HM δοσιμετρίας στην περιοχή του εγκεφάλου, προστέθηκαν, με τη βοήθεια εξειδικευμένου βιολόγου,

στο ήδη αναπτυγμένο αριθμητικό μοντέλο οι πρόσθια και οπίσθια σύμφυση και υπόφυση. Το εξωτερικό προεξέχον τμήμα (πτερύγιο) του δεξιού αυτιού είναι συμπιεσμένο κατά τη διάρκεια της μαγνητικής τομογραφίας, με χρήση ειδικού αφρώδους υλικού, ώστε να προσομοιώνεται το αποτέλεσμα από τη χρήση της κινητής τερματικής συσκευής. Στην Εικόνα 3.3(α) παρατίθεται η τρισδιάστατη απεικόνιση του μοντέλου. Οι οβελιαία (YZ), στεφανιαία (XZ) και εγκάρσια (XY) τομές απεικονίζονται στις Εικόνες 3.3(β), 3.3(γ) και 3.3(δ), αντίστοιχα. Για τους σκοπούς της απεικόνισης, έχει επιλεγεί ομοιόμορφο πλέγμα, με διαστάσεις voxel 1×1×1 mm<sup>3</sup>.



**Εικόνα 3.3** Αριθμητικό ανατομικό μοντέλο ενήλικης γυναίκας (Katarina), με διαστάσεις voxel 1×1×1 mm<sup>3</sup>: (α) τρισδιάστατη απεικόνιση, (β) οβελιαία - YZ, (γ) στεφανιαία - XZ και (δ) εγκάρσια - XY τομές.

Ο Πίνακας 3.3 παρουσιάζει τους βιολογικούς ιστούς που διακρίνονται στο ανατομικό μοντέλο κεφαλιού, Katarina, δίνοντας πληροφορία για την πυκνότητα μάζας. Οι διηλεκτρικές ιδιότητες: ηλεκτρική αγωγιμότητα σ (S/m) και το πραγματικό μέρος της διηλεκτρικής σταθεράς Re(ε<sub>r</sub>), βασίζονται στις τιμές που αναφέρονται στο [Gabriel *et al.* 1996] και μπορούν να αναζητηθούν εύκολα στον ιστοχώρο<sup>1</sup>.

Βιολογικός Ιστός	ρ (kg/m³)	Βιολογικός Ιστός	ρ (kg/m³)
φαιά ουσία	1039	πτερυγοειδής μυς	1041
λευκή ουσία	1043	δέρμα	1100
παρεγκεφαλίδα	1040	κρανίο	1990
εγκεφαλονωτιαίο υγρό	1007	νωτιαίος μυελός	1038
κερατοειδής χιτώνας οφθαλμού	1076	σπονδυλική στήλη	1990
αυτί (δέρμα και χόνδρος)	1055	θάλαμος	1039
λίπος	916	γλώσσα	1041
προσοφθάλμιος φακός	1090	άνω γνάθος	1990
κάτω γνάθος	1990	πλευρική κοιλότητα εγκεφάλου	1010
μαστοειδές οστό	1810	υαλοειδές υγρό	1009
μεσεγκέφαλος	1039	πρόσθια σύμφυση	1043
μυς	1041	οπίσθια σύμφυση	1043
ρινική κοιλότητα	1000	υπόφυση	1066

Πίνακας 3.3 Κατάλογος των βιολογικών ιστών που διακρίνονται στο ανατομικό μοντέλο κεφαλιού ενήλικης γυναίκας (Katarina) και αντίστοιχες τιμές πυκνότητας μάζας ρ.

#### Άνδρας 34 ετών (Duke)

Το ρεαλιστικό ανατομικό ολόσωμο μοντέλο ενήλικα άνδρα 34 ετών (Duke) ανήκει στη συλλογή μοντέλων 'Εικονική Οικογένεια' ('Virtual Family') και έχει αναπτυχθεί από το Εργαστήριο ΙΤ' IS

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/

Foundation for Research on Information Technologies in Society του Πανεπιστημίου του ETHZ, Ζυρίχη [Christ *et al.* 2010b]. Για τις εφαρμογές της διδακτορικής διατριβής απομονώνεται και χρησιμοποιείται το ανατομικό μοντέλο κεφαλιού.

Το μοντέλο είναι αποτέλεσμα τρισδιάστατης απεικόνισης τομών από δεδομένα μαγνητικής τομογραφίας, με ανάλυση 0.5×0.5×0.5 mm<sup>3</sup> στην περιοχή του κεφαλιού. Διακρίνονται 40 ιστοί/όργανα, οι οποίοι κατηγοριοποιούνται με χρήση διαφορετικού χρώματος και έχουν επανασχεδιαστεί στο μοντέλο ως τριγωνικά πλέγματα επιφανείας [Christ *et al.* 2010b]. Στις εφαρμογές που περιγράφονται στο πλαίσιο της διδακτορικής διατριβής, χρησιμοποιείται υπολογιστικό HM πλέγμα με μεταβλητές διαστάσεις voxel (μη ομοιόμορφο πλέγμα). Στην Εικόνα 3.4(α) παρατίθεται η τρισδιάστατη απεικόνιση του μοντέλου Duke. Οι οβελιαία (YZ), στεφανιαία (XZ) και εγκάρσια (XY) τομές απεικονίζονται στις Εικόνες 3.4(β), 3.3(γ) και 3.4(δ), αντίστοιχα. Για τους σκοπούς της απεικόνισης, έχει επιλεγεί ομοιόμορφο πλέγμα, με διαστάσεις voxel 1×1×1 mm<sup>3</sup>.



**Εικόνα 3.4** Αριθμητικό ανατομικό μοντέλο ενήλικα άνδρα (Duke), με διαστάσεις voxel 1×1×1 mm<sup>3</sup>: (α) τρισδιάστατη απεικόνιση, (β) οβελιαία - ΥΖ, (γ) στεφανιαία - ΧΖ και (δ) εγκάρσια - ΧΥ τομές.

#### Γυναίκα 26 ετών (Ella)

Το ανατομικό ρεαλιστικό ολόσωμο μοντέλο ενήλικης γυναίκας 26 ετών (Ella) ανήκει στην 'Εικονική Οικογένεια' και τεχνικά αντιστοιχεί στο μοντέλο του Duke. Για τις εφαρμογές της διδακτορικής διατριβής απομονώνεται και χρησιμοποιείται το ανατομικό μοντέλο κεφαλιού. Στην Εικόνα 3.5(α) παρατίθεται η τρισδιάστατη απεικόνιση του μοντέλου Ella. Οι οβελιαία (YZ), στεφανιαία (XZ) και εγκάρσια (XY) τομές απεικονίζονται στις Εικόνες 3.5(β), 3.5(γ) και 3.5(δ), αντίστοιχα. Για τους σκοπούς της απεικόνισης, έχει επιλεγεί ομοιόμορφο πλέγμα, με διαστάσεις voxel 1×1×1 mm<sup>3</sup>.



**Εικόνα 3.5** Αριθμητικό ανατομικό μοντέλο ενήλικης γυναίκας (Ella), με διαστάσεις voxel 1×1×1 mm<sup>3</sup>: (α) τρισδιάστατη απεικόνιση, (β) οβελιαία - YZ, (γ) στεφανιαία - XZ και (δ) εγκάρσια - XY τομές.

#### 3.1.2 Παιδιά

#### Δύο τριστρωματικά σφαιρικά μοντέλα 10 ετών (Boy\_1 και Boy\_2)

Στο πλαίσιο των σεναρίων που μελετώνται στη διδακτορική διατριβή, χρησιμοποιείται τριστρωματικό σφαιρικό μοντέλο κεφαλιού 10χρονου αγοριού (Boy\_1), το οποίο προκύπτει από ομοιόμορφη σμίκρυνση του αντίστοιχου του ενήλικα [Κουλουρίδης 2004]. Η διαδικασία εξαγωγής του σφαιρικού μοντέλου βασίζεται σε στατιστικά δεδομένα ύψους και μάζας, μεταβάλλοντας τις

# διαστάσεις κατά τον παράγοντα $\left[\left(\frac{176}{138}\right)\cdot\left(\frac{32.5}{71}\right)\right]^{\frac{1}{2}}$ (3.1).

Βάσει των δεδομένων εσωτερικής ανατομίας, τα οποία χρησιμοποιούνται και στη [Anderson 2003], αναπτύσσεται δεύτερο τριστρωματικό σφαιρικό μοντέλο κεφαλιού που αντιστοιχεί σε 10χρονο αγόρι (Boy\_2). Το Boy\_2 προκύπτει με μη ομοιόμορφη σμίκρυνση που εφαρμόζεται στο τριστρωματικό σφαιρικό μοντέλο κεφαλιού ενήλικα. Η ακτίνα του κεφαλιού  $\alpha_3 = 7.075$  cm καθορίζεται για ένα 10χρονο αγόρι, με βάση τη μέση τιμή των στατιστικών μετρήσεων για το πλάτος του κεφαλιού 10χρονων αγοριών [Farkas 1994]. Η εσωτερική ανατομία, όπως το πάχος του κρανιακού δέρματος  $\alpha_3$ - $\alpha_2 = 0.42$  cm, και του κρανίου  $\alpha_2$ - $\alpha_1 = 0.37$  cm του μοντέλου κεφαλιού καθορίζονται σύμφωνα με την [Simms and Neely 1989]. Ο Πίνακας 3.4 συγκεντρώνει τις διαστάσεις των τριών σφαιρικών μοντέλων που χρησιμοποιούνται στη διατριβή.

Πίνακας 3.4 Γεωμετρικά χαρακτηριστικά και διαστάσεις των τριστρωματικών σφαιρικών μοντέλων κεφαλιού που αντιστοιχούν σε ενήλικα και 10χρονα αγόρια.

τριστρωματικά σφαιρικά μοντέλα κεφαλιού	α <sub>1</sub> (cm)	α₂ (cm)	α <sub>3</sub> (cm)
Adult (άνδρας)	9.0	9.5	10.0
Βογ_1 (10χρονο αγόρι)	6.88	7.26	7.64
Βογ_2 (10χρονο αγόρι)	6.285	6.655	7.075

#### Αγόρι 10 ετών (UB10): ομοιόμορφη σμίκρυνση

Λόγω έλλειψης δεδομένων μαγνητικής τομογραφίας από παιδιά, χρησιμοποιείται ομοιόμορφη σμίκρυνση του αριθμητικού μοντέλου Brad. Σε αναλογία με τη διαδικασία εξαγωγής του Boy\_1, οι διαστάσεις του μοντέλου ενήλικα υπόκεινται σε ομοιόμορφη σμίκρυνση κατά τον παράγοντα του τύπου (3.1), βάσει στατιστικών δεδομένων ύψους και μάζας. Από τη διαδικασία αυτή προκύπτει το UB10 (Uniform Boy 10 yo) αριθμητικό μοντέλο κεφαλιού [Κουλουρίδης 2004].

#### Αγόρια 5 ετών, 10 ετών, 12 ετών (NUB5, NUB10, NUB12): μη ομοιόμορφη σμίκρυνση

Προκειμένου να εξαχθούν ρεαλιστικά ανατομικά μοντέλα κεφαλιού παιδιών διαφόρων ηλικιών, πραγματοποιείται μη ομοιόμορφη σμίκρυνση του αριθμητικού μοντέλου ενηλίκου, Brad. Η διαδικασία βασίζεται σε στατιστικά δεδομένα μετρήσεων συγκεκριμένων παραμέτρων του προσώπου και του κεφαλιού ενηλίκων και αγοριών [Farkas 1994]. Οι παράμετροι που χρησιμοποιούνται είναι (Σχήμα 3.2(α)):

 το πλάτος του κεφαλιού W, το οποίο ορίζεται ως η απόσταση μεταξύ δεξιού και αριστερού μέρους του κεφαλιού στην περιοχή πάνω από τα αυτιά,

- το μήκος του κεφαλιού L, το οποίο ορίζεται ως η απόσταση από το μέτωπο έως το πίσω μέρος του κεφαλιού,
- το ύψος του κάτω μέρους του προσώπου H<sub>1</sub>, το οποίο ορίζεται ως η απόσταση από το σαγόνι μέχρι το κάτω μέρος της μύτης,
- το μορφολογικό ύψος του προσώπου H<sub>2</sub>, το οποίο ορίζεται ως η απόσταση από το σαγόνι μέχρι το πάνω μέρος της μύτης.
- το κρανιοπροσωπικό ύψος H<sub>3</sub>, το οποίο ορίζεται ως η απόσταση από το σαγόνι μέχρι το πάνω μέρος του κεφαλιού.



**Σχήμα 3.2** (α) Παράμετροι κεφαλιού και προσώπου που χρησιμοποιούνται για τη μη ομοιόμορφη σμίκρυνση του αριθμητικού μοντέλου κεφαλιού ενήλικα, Brad. (β) Ορισμός των παραμέτρων Α και Β στο ύψος του κεφαλιού. Τροποποιημένα σχήματα από την [Farkas 1994].

Το ρεαλιστικό μοντέλο κεφαλιού ενήλικα χωρίζεται σε τμήματα, σύμφωνα με τις παραμέτρους του κεφαλιού και του προσώπου. Κατόπιν, τα επιμέρους τμήματα υποβάλλονται σε σμίκρυνση σύμφωνα με κατάλληλους παράγοντες κλιμάκωσης. Οι παράγοντες κλιμάκωσης προκύπτουν από τις διαστάσεις των αντίστοιχων παραμέτρων για ενήλικες και αγόρια ηλικιών 5, 10 και 12 ετών. Για τις παραμέτρους H2 και H3, οι παράγοντες κλιμάκωσης εφαρμόζονται έμμεσα, μεταβάλλοντας τις παραμέτρους A και B που ορίζονται στο Σχήμα 3.2(β). Η επιλογή αυτή γίνεται για να συνυπολογιστεί η μείωση της H1, όσον αφορά τη μεταβολή της H2, καθώς και η μείωση των H1 και H2, όσον αφορά τη μεταβολή της H3. Συνεπώς, οι παράγοντες κλιμάκωσης των παραμέτρων υπολογίζονται με βάση τους παρακάτω τύπους:

$$\begin{split} m_{1} &= \frac{l}{L}, \, \gamma ι \alpha \ \text{to} \ \mu \dot{\eta} \ \text{kog} \ L \ \text{tou} \ \text{ke} \dot{\varphi} \alpha \lambda \text{lou}, \qquad (3.2) \\ m_{2} &= \frac{W}{W}, \, \gamma \iota \alpha \ \text{to} \ \pi \dot{\lambda} \dot{\alpha} \text{tog} \ W \ \text{tou} \ \text{ke} \dot{\varphi} \alpha \lambda \text{lou}, \qquad (3.3) \\ m_{3} &= \frac{h_{1}}{H_{1}}, \, \gamma \iota \alpha \ \text{to} \ \dot{\psi} \text{ugg} \ \text{tou} \ \text{ke} \dot{\varphi} \alpha \lambda \text{lou}, \qquad (3.3) \\ m_{4} &= \frac{\alpha}{A}, \, \gamma \iota \alpha \ \text{tou} \ \pi \alpha \rho \dot{\alpha} \mu \text{etrod} \ A, \qquad (3.5) \\ m_{5} &= \frac{\beta}{B}, \, \gamma \iota \alpha \ \text{tou} \ \pi \alpha \rho \dot{\alpha} \mu \text{etrod} \ B, \qquad (3.6) \end{split}$$

όπου L,W,H<sub>1</sub>,A,B αφορούν στο μοντέλο κεφαλιού ενήλικα, Brad, ενώ l,w,h<sub>1</sub>,α,β αφορούν στις αντίστοιχες παραμέτρους του μοντέλου κεφαλιού παιδιού. Η τροποποίηση του μήκους και του πλάτους του κεφαλιού πραγματοποιείται σε ένα βήμα, μεταβάλλοντας τις παραμέτρους L και W του

μοντέλου, ενώ η τροποποίηση των τριών παραμέτρων Η<sub>1</sub>, Α και Β πραγματοποιείται σε τρία βήματα, διασπώντας το μοντέλο του κεφαλιού σε ισάριθμα κομμάτια και εφαρμόζοντας τον κατάλληλο παράγοντα κλιμάκωσης.

Στη συνέχεια, τα τμήματα ανασυντίθενται, επαναπροσδιορίζοντας το μέγεθος του υπολογιστικού πλέγματος σε 1.25 mm στο οποίο εισάγεται το μοντέλο κεφαλιού. Το αποτέλεσμα της διαδικασίας είναι μοντέλα κεφαλιού 5χρονου NUB5 (*Non Uniform Boy 5yo*), 10χρονου NUB10 (*Non Uniform Boy 10yo*) και 12χρονου αγοριού NUB12 (*Non Uniform Boy 12yo*), που προκύπτουν από μη ομοιόμορφη σμίκρυνση του αντίστοιχου του ενήλικα, Brad. Καθώς η διαδικασία σμίκρυνσης βασίζεται στην εξωτερική ανατομία του προσώπου και του κεφαλιού, ένας λεπτομερής έλεγχος μέσω λογισμικού, διασφαλίζει ότι κανένας από τους εσωτερικούς ανατομικούς ιστούς δεν εξαλείφεται. Στον Πίνακα 3.5 αναφέρονται οι παράγοντες κλιμάκωσης (3.2)-(3.6) που εφαρμόζονται στο μοντέλο ενήλικα για την παραγωγή μοντέλων κεφαλιών που αντιστοιχούν σε αγόρια ηλικιών 5, 10 και 12 ετών. Οι υπολογισμοί βασίζονται στις τιμές που αναφέρονται στο Παράρτημα 3.1.

παράγοντες κλιμάκωσης	NUB5	NUB10	NUB12
m <sub>1</sub>	0.91	0.95	0.956
m <sub>2</sub>	0.91	0.94	0.963
m <sub>3</sub>	0.83	0.87	0.89
m <sub>4</sub>	0.72	0.804	0.844
m <sub>5</sub>	0.93	1.0352	1.055

Πίνακας 3.5 Παράγοντες κλιμάκωσης για τα μοντέλα κεφαλιού αγοριών 5, 10 και 12 ετών.

Στο Σχήμα 3.3, απεικονίζεται η διαδικασία κλιμάκωσης του αρχικού μοντέλου ενήλικα, Brad εφαρμόζοντας τους παράγοντες κλιμάκωσης m<sub>3</sub>, m<sub>4</sub>, και m<sub>5</sub> και η παραγωγή του μοντέλου κεφαλιού αγοριού.



**Σχήμα 3.3** Διαδικασία κλιμάκωσης του ύψους του κεφαλιού ενήλικα, Brad, εφαρμόζοντας τους αντίστοιχους παράγοντες κλιμάκωσης m<sub>3</sub>, m<sub>4</sub> και m<sub>5</sub> για την παραγωγή του μοντέλου κεφαλιού παιδιού.

Σε όλα τα αριθμητικά μοντέλα κεφαλιού παιδιών που προκύπτουν από ομοιόμορφη ή μη ομοιόμορφη σμίκρυνση του αντίστοιχου μοντέλου ενήλικα, Brad, διακρίνονται 13 ιστοί/όργανα, οι οποίοι κατηγοριοποιούνται με χρήση διαφορετικού χρώματος. Στις εφαρμογές που περιγράφονται

στο πλαίσιο της διδακτορικής διατριβής, χρησιμοποιείται υπολογιστικό ΗΜ πλέγμα με διαστάσεις voxel 1.25×1.25×1.25 mm<sup>3</sup>. Η Εικόνα 3.6 απεικονίζει συγκριτικά όλα τα αριθμητικά μοντέλα που προκύπτουν από μη ομοιόμορφη σμίκρυνση του αντίστοιχου ενήλικα, Brad, συμπεριλαμβανομένου και του τελευταίου.



**Εικόνα 3.6** Αριθμητικά μοντέλα κεφαλιού αγοριών που προκύπτουν από μη ομοιόμορφη σμίκρυνση του αντίστοιχου ενήλικα, Brad (από αριστερά προς δεξιά): Brad, NUB12, NUB10, NUB5.

#### Παιδί 9 ετών (Child9), 12 ετών (Child12), 15 ετών (Child15)

Τα ρεαλιστικά ανατομικά μοντέλα παιδιού 9 ετών, 12 ετών και 15 ετών έχουν αναπτυχθεί στα Εργαστήρια France Telecom R&D. Τα μοντέλα είναι αποτέλεσμα τρισδιάστατης απεικόνισης τομών από δεδομένα μαγνητικής τομογραφίας με χωρική ανάλυση  $1 \times 1 \times 1$ ,  $1.3 \times 1 \times 1$  και  $1.3 \times 1 \times 1$  mm<sup>3</sup>, αντίστοιχα. Η διαδικασία τμηματοποίησης και διαχωρισμού των βιολογικών ιστών περιγράφεται αναλυτικά στο [Burguet et al. 2004] και συμπληρωματικά στο [Wiart *et al.* 2008]. Για λόγους συντομίας, στο πλαίσιο της διδακτορικής διατριβής, τα ρεαλιστικά αριθμητικά μοντέλα 9χρονου, 12χρονου και 15χρονου παιδιού καλούνται Child9, Child12 και Child15, αντίστοιχα. Διακρίνονται 13 ιστοί/όργανα, οι οποίοι κατηγοριοποιούνται με χρήση διαφορετικού χρώματος. Στις εφαρμογές που περιγράφονται στο πλαίσιο της διδακτορικής διατριβής, χρησιμοποιείται υπολογιστικό HM πλέγμα με διαστάσεις voxel  $1.25 \times 1.25 \times 1.25$  mm<sup>3</sup>. Στις Εικόνες 3.7, 3.8, 3.9(α) παρατίθενται οι τρισδιάστατες απεικονίσεις των μοντέλων Child9, Child12 και Child15. Οι οβελιαίες (YZ), στεφανιαίες (XZ) και εγκάρσιες (XY) τομές απεικονίζονται στις Εικόνες 3.7, 3.8, 3.9(β), 3.7, 3.8, 3.9(γ) και 3.7, 3.8, 3.9(δ), αντίστοιχα.





Ο Πίνακας 3.6 παρουσιάζει τους βιολογικούς ιστούς που διακρίνονται στα ανατομικά μοντέλα κεφαλιού, Child9, Child12 και Child15, δίνοντας πληροφορία για την πυκνότητα μάζας. Οι διηλεκτρικές ιδιότητες: ηλεκτρική αγωγιμότητα σ (S/m) και το πραγματικό μέρος της διηλεκτρικής

σταθεράς Re(ε<sub>r</sub>), βασίζονται στις τιμές που αναφέρονται στο [Gabriel *et al.* 1996] και μπορούν να αναζητηθούν εύκολα στον ιστοχώρο<sup>2</sup>. Οι αντιστοιχίες των επιλεγμένων βιολογικών ιστών με τους ιστούς που αναφέρονται στη βιβλιογραφία έχει γίνει ύστερα από συνεννόηση με τα Εργαστήρια της France Telecom R&D.

Λοντέλο του Ε	ργαστηρίου Franc	e Telecom R&D		<i>(</i> , <u>,</u> 3)	
Child9	d9 Child12 Child15		Βιολογικός Ιστός	ρ (kg/m˘)	
Х	Х	Х	δέρμα	1100	
Х	Х	Х	οστό	2200	
	Х		σκληρή μήνιγγα	1100	
Х	Х	Х	εγκεφαλονωτιαίο υγρό	1020	
Х	Х	Х	φαιά ουσία	1030	
Х	Х	Х	λευκή ουσία	1030	
Х	Х	Х	μυς	1040	
	Х		χόνδρος	1100	
Х	Х	Х	μυελός οστών	1027	
Х	Х	Х	αίμα	1060	
Х	Х	Х	σκληρός χιτώνας οφθαλμού	1000	
Х	Х	Х	λίπος	916	
X			δόντια	2160	

**Πίνακας 3.6** Κατάλογος των βιολογικών ιστών που διακρίνονται στα ανατομικά μοντέλα κεφαλιού 9χρονου (Child9), 12χρονου (Child12) και 15χρονου (Child15) παιδιού του Εργαστηρίου France Telecom R&D και αντίστοιχες τιμές πυκνότητας μάζας ρ.



**Εικόνα 3.8** Αριθμητικό ανατομικό μοντέλο παιδιού 12 ετών (Child12), με διαστάσεις voxel 1.25×1.25×1.25 mm<sup>3</sup>: (α) τρισδιάστατη απεικόνιση, (β) οβελιαία - YZ, (γ) στεφανιαία - XZ και (δ) εγκάρσια - XY τομές.



Εικόνα 3.9 Αριθμητικό ανατομικό μοντέλο παιδιού 15 ετών (Child15), με διαστάσεις voxel 1.25×1.25×1.25 mm<sup>3</sup>: (α) τρισδιάστατη απεικόνιση, (β) οβελιαία - YZ, (γ) στεφανιαία - XZ και (δ) εγκάρσια - XY τομές.

<sup>&</sup>lt;sup>2</sup> http://www.fcc.gov/oet/rfsafety/dielectric.html

#### Αγόρι 6 ετών (Thelonious)

Το ανατομικό ρεαλιστικό ολόσωμο μοντέλο αγοριού 6 ετών (Thelonious) ανήκει στην 'Εικονική Οικογένεια' και τεχνικά αντιστοιχεί στο μοντέλο του Duke. Για τις εφαρμογές της διδακτορικής διατριβής απομονώνεται και χρησιμοποιείται το ανατομικό μοντέλο κεφαλιού. Στην Εικόνα 3.10(α) παρατίθεται η τρισδιάστατη απεικόνιση του μοντέλου Thelonious. Οι οβελιαία (YZ), στεφανιαία (XZ) και εγκάρσια (XY) τομές απεικονίζονται στις Εικόνες 3.10(β), 3.10(γ) και 3.10(δ), αντίστοιχα. Για τους σκοπούς της απεικόνισης, έχει επιλεγεί ομοιόμορφο πλέγμα, με διαστάσεις voxel 1×1×1 mm<sup>3</sup>.



**Εικόνα 3.10** Αριθμητικό ανατομικό μοντέλο αγοριού 6 ετών (Thelonious), με διαστάσεις voxel 1×1×1 mm<sup>3</sup>: (α) τρισδιάστατη απεικόνιση, (β) οβελιαία - YZ, (γ) στεφανιαία - XZ και (δ) εγκάρσια - XY τομές.

#### Αγόρι 14 ετών (Louis)

Το ανατομικό ρεαλιστικό ολόσωμο μοντέλο αγοριού 14 ετών (Louis) ανήκει στη συλλογή μοντέλων 'Εικονική Τάξη' ('Virtual Classroom'), η οποία περιλαμβάνει 4 ολόσωμα μοντέλα παιδιών διαφόρων ηλικιών. Η 'Εικονική Τάξη' έχει αναπτυχθεί ομοίως από το Εργαστήριο Εργαστήριο IT' IS Foundation for Research on Information Technologies in Society του Πανεπιστημίου του ETHZ, Zυρίχη. Το μοντέλο Louis τεχνικά αντιστοιχεί στο μοντέλο του Duke. Για τις εφαρμογές της διδακτορικής διατριβής απομονώνεται και χρησιμοποιείται το ανατομικό μοντέλο κεφαλιού. Στην Εικόνα 3.11(α) παρατίθεται η τρισδιάστατη απεικόνιση του μοντέλου Louis. Οι οβελιαία (YZ), στεφανιαία (XZ) και εγκάρσια (XY) τομές απεικονίζονται στις Εικόνες 3.11(β), 3.11(γ) και 3.11(δ), αντίστοιχα. Για τους σκοπούς της απεικόνισης, έχει επιλεγεί ομοιόμορφο πλέγμα, με διαστάσεις voxel 1×1×1 mm<sup>3</sup>.



Εικόνα 3.11 Αριθμητικό ανατομικό μοντέλο αγοριού 14 ετών (Louis), με διαστάσεις voxel 1×1×1 mm<sup>3</sup>: (α) τρισδιάστατη απεικόνιση, (β) οβελιαία - ΥΖ, (γ) στεφανιαία - ΧΖ και (δ) εγκάρσια - ΧΥ τομές.

#### Κορίτσι 8 ετών (Eartha)

Το ανατομικό ρεαλιστικό ολόσωμο μοντέλο κοριτσιού 8 ετών (Eartha) ανήκει επίσης στηη 'Εικονική Τάξη' και αντιστοιχεί τεχνικά στο μοντέλο του Duke. Για τις εφαρμογές της διδακτορικής διατριβής απομονώνεται και χρησιμοποιείται το ανατομικό μοντέλο κεφαλιού. Στην Εικόνα 3.12(α) παρατίθεται η τρισδιάστατη απεικόνιση του μοντέλου Eartha. Οι οβελιαία (YZ), στεφανιαία (XZ) και εγκάρσια (XY) τομές απεικονίζονται στις Εικόνες 3.12(β), 3.12(γ) και 3.12(δ), αντίστοιχα. Για τους σκοπούς της απεικόνισης, έχει επιλεγεί ομοιόμορφο πλέγμα, με διαστάσεις voxel 1×1×1 mm<sup>3</sup>.



Εικόνα 3.12 Αριθμητικό ανατομικό μοντέλο κοριτσιού 8 ετών (Eartha), με διαστάσεις voxel 1×1×1 mm<sup>3</sup>: (α) τρισδιάστατη απεικόνιση, (β) οβελιαία - ΥΖ, (γ) στεφανιαία - ΧΖ και (δ) εγκάρσια - ΧΥ τομές.

#### Κορίτσι 11 ετών (Billie)

Το ανατομικό ρεαλιστικό ολόσωμο μοντέλο κοριτσιού 11 ετών (Billie) ανήκει στην 'Εικονική Οικογένεια' και τεχνικά αντιστοιχεί στο μοντέλο του Duke. Για τις εφαρμογές της διδακτορικής διατριβής απομονώνεται και χρησιμοποιείται το ανατομικό μοντέλο κεφαλιού. Στην Εικόνα 3.13(α) παρατίθεται η τρισδιάστατη απεικόνιση του μοντέλου Billie. Οι οβελιαία (YZ), στεφανιαία (XZ) και εγκάρσια (XY) τομές απεικονίζονται στις Εικόνες 3.13(β), 3.13(γ) και 3.13(δ), αντίστοιχα. Για τους σκοπούς της απεικόνισης, έχει επιλεγεί ομοιόμορφο πλέγμα, με διαστάσεις voxel 1×1×1 mm<sup>3</sup>.



**Εικόνα 3.13** Αριθμητικό ανατομικό μοντέλο κοριτσιού 11 ετών (Billie), με διαστάσεις voxel 1×1×1 mm<sup>3</sup>: (α) τρισδιάστατη απεικόνιση, (β) οβελιαία - ΥΖ, (γ) στεφανιαία - ΧΖ και (δ) εγκάρσια - ΧΥ τομές.

Ο Πίνακας 3.7 παρουσιάζει τους βιολογικούς ιστούς/όργανα που διακρίνονται στα ανατομικά μοντέλα κεφαλιού που ανήκουν στην 'Εικονική Οικογένεια' και 'Εικονική Τάξη', δίνοντας πληροφορία για την πυκνότητα μάζας. Οι τιμές της πυκνότητας μάζας καθορίζονται από σχετικό αρχείο που συνοδεύει τα ανατομικά μοντέλα κεφαλιού για τις δύο συλλογές. Οι διηλεκτρικές ιδιότητες: ηλεκτρική αγωγιμότητα σ (S/m) και το πραγματικό μέρος της διηλεκτρικής σταθεράς Re(ε<sub>r</sub>), μεταβάλλονται με τη συχνότητα και βασίζονται στις τιμές που αναφέρονται στο [Gabriel *et al.* 1996].

	Μοντέλο της 'Εικονικής Οικογένειας' και 'Εικονικής Τάξης'					Βιολογικός Ιστός	$o(kg/m^3)$
DUKE	ELLA	THELON.	BILLIE	LOUIS	EARTHA		P (N8/111 /
Х	Х	Х	Х	Х	Х	αρτηρία	1060
Х	Х	Х	Х	Х	Х	φαιά ουσία	1039
Х	Х	Х	Х	Х	Х	λευκή ουσία	1043
Х	Х	Х	Х	Х	Х	χόνδρος	1100
Х		Х		Х	Х	αιμοφόρο αγγείο	1060
Х	Х	Х	Х	Х	Х	παρεγκεφαλίδα	1040
Х	Х	Х	Х	Х	Х	εγκεφαλονωτιαίο υγρό	1007
Х	Х	Х	Х		Х	συνδετικός ιστός	1013
		Х				οισοφάγος	1040
		Х				οισοφαγική κοιλότητα	10 <sup>-12</sup>
Х	Х	Х	Х	Х	Х	υαλοειδές υγρό	1009
Х	Х	Х	Х	Х	Х	προσοφθάλμιος φακός	1090
Х	Х	Х	Х	Х	Х	λίπος	916
Х	Х	Х	Х	Х	Х	ιππόκαμπος	1039
Х	Х	х	Х	Х	Х	υπόφυση	1066
Х	Х	Х	Х	Х	Х	υποθάλαμος	1050
Х	х	х	Х	Х	Х	μεσοσπονδύλιος δίσκος	1100
Х	Х	Х	Х	Х	Х	λάρυγγας	1082
Х	х	х	Х	Х	Х	κάτω ννάθος (σιανόνα)	1990
Х		Х	Х	Х	Х	μυελός οστών (ερυθρός)	1027
х	х	х	х	Х	Х	μεσενκέφαλος	1039
Х	Х	Х	Х	Х	Х	μυς	1041
Х	х	х	Х	Х	Х	οστό	1990
Х	Х	Х	Х	Х	Х	βλεννογόνος	1050
Х	Х	Х	Х	Х	Х	νεύρο	1038
Х	Х	Х	Х	Х	Х	φάρυγγας	10 <sup>-12</sup>
Х	Х	х	Х	Х	Х	δέρμα	1100
Х	Х	Х	Х	Х	Х	κρανίο	1990
Х	Х	Х	Х	Х	Х	νωτιαίος μυελός	1038
Х	Х	Х	Х	Х	Х	υποδόριος λιπώδης ιστός	916
Х	Х	Х	Х	Х	Х	δόντια	2160
Х	Х	Х	Х	Х	Х	σύνδεσμος τένοντα	1110
Х	Х	Х	Х	Х	Х	θάλαμος	1039
Х	Х	Х	Х	Х	Х	γλώσσα	1041
		Х				τραχεία	1100
		Х				κοιλότητα τραχείας	10 <sup>-12</sup>
Х	Х	Х	Х	Х	Х	φλέβα	1060
Х	Х	Х	Х	Х	Х	σπόνδυλος	1990
Х	Х	Х	Х	Х	Х	επίφυση	1050
Х	Х	Х	Х	Х	Х	εγκεφαλική γέφυρα	1039
Х	Х	X	Х	Х	Х	προμήκης μυελός	1039
Х	Х	Х	Х	Х	Х	κερατοειδής χιτ. οφθ.	1076
Х	Х	Х	Х	Х	Х	σκληρός χιτ. οφθ.	1032
Х	Х	Х	Х	Х	Х	πρόσθια σύμφυση	1043
Х	Х	Х	Х	Х	Х	οπίσθια σύμφυση	1043
Х	Х	Х	Х	Х	Х	δέρμα αυτιού	1100
Х	Х	X	Х	Х	Х	χόνδρος αυτιού	1100

**Πίνακας 3.7** Κατάλογος των βιολογικών ιστών που διακρίνονται στα ανατομικά μοντέλα κεφαλιού της 'Εικονικής Οικογένειας' και 'Εικονικής Τάξης' και αντίστοιχες τιμές πυκνότητας μάζας ρ.

## 3.1.3 Μοντελοποίηση της συμπίεσης του πτερυγίου του αυτιού για τα αριθμητικά ανατομικά μοντέλα κεφαλιού

Είναι πλέον γνωστό ότι η απόσταση μεταξύ των πηγών ΡΣ κινητών τερματικών συσκευών και των βιολογικών ιστών θεωρείται η πιο σημαντική παράμετρος που επηρεάζει την έκθεση των ιστών [Kuster and Balzano 1992]. Προφανώς, η απόσταση εξαρτάται από το πάχος του πτερυγίου του αυτιού και από τη δύναμη η οποία εφαρμόζεται για τη συγκράτηση της κινητής τερματικής συσκευής κοντά σε αυτό. Εκτός από το ανατομικό μοντέλο Brad, όσων βασίζονται σε αυτό καθώς και το μοντέλο Katarina, γενικά τα ανατομικά μοντέλα κεφαλιού του παρόντος κεφαλαίου δε συμπεριλαμβάνουν τη συμπίεση του πτερυγίου του αυτιού στο οποίο γίνεται χρήση της κινητής τερματικής συσκευής.

Προκειμένου να αποτιμηθεί η επίδραση στην παραμόρφωση του πτερυγίου του αυτιού σε συνάρτηση με τις πιθανές διαφοροποιήσεις μεταξύ ενηλίκων και παιδιών, μετρήθηκαν οι αποστάσεις μεταξύ της επιφάνειας του πτερυγίου και του κεφαλιού για ενήλικες και παιδιά, κατά τη χρήση κινητής τερματικής συσκευής [Christ *et al.* 2010a]. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν στα Εργαστήρια IT' IS Foundation for Research on Information Technologies in Society του Πανεπιστημίου του ETHZ, Zυρίχη και την εταιρία Schmid & Partner Engineering (SPEAG), Ζυρίχη. Από τις μετρήσεις, προέκυψε η μέση τιμή της συμπίεσης του πτερυγίου του αυτιού, συναρτήσει της ηλικίας. Για τη μέτρηση χρησιμοποιήθηκε η ειδική μετρητική συσκευή της Εικόνας 3.14(α) η οποία αναπτύχθηκε από την εταιρία της Schmid & Partner Engineering (SPEAG), Ζυρίχη. Η συσκευή αποτελείται από ένα μετρητή δύναμης και ένα μετρητή απόστασης οι οποίοι προσαρτώνται σε ένα έμβολο, που πιέζει μία επιφάνεια αναφοράς προς το πτερύγιο του αυτιού και το μάγουλο.

Η επιφάνεια αναφοράς έχει το μέγεθος και σχήμα κινητής τερματικής συσκευής και τοποθετείται σε επαφή με το μάγουλο, όπως κατά την τυπική χρήση της κινητής τερματικής συσκευής. Με τον τρόπο αυτό, η απόσταση μεταξύ της επιφάνειας του πτερυγίου του αυτιού και της επιφάνειας του κεφαλιού μπορεί να αποτιμηθεί με ακρίβεια ως συνάρτηση της εφαρμοζόμενης δύναμης. Διεξήχθησαν μετρήσεις σε 40 παιδιά (6-8 ετών) και 28 ενήλικες. Προκαταρτική αποτίμηση της χρήσης κινητής τερματικής συσκευής από εθελοντές έδειξε ότι το αυτί μπορεί αν συμπιεστεί, χωρίς να προκαλείται δυσφορία, όταν ασκείται στη συσκευή δύναμη 4.9 Ν. Τα αποτελέσματα των μετρήσεων για ενήλικες και παιδιά δε διαφέρουν στατιστικώς σημαντικά. Η μέση τιμή του πάχους του συμπιεσμένου πτερυγίου του αυτιού είναι 9.5 mm και 10.5 mm για ενήλικες και παιδιά, αντίστοιχα, με τυπική απόκλιση 2 mm.

Προκειμένου να αποφευχθούν οι αβεβαιότητες, κατά την εφαρμογή των μετρηθέντων αποστάσεων στα αριθμητικά μοντέλα, η μετρητική συσκευή μοντελοποιείται αριθμητικά περιλαμβάνοντας την επιφάνεια αναφοράς και το έμβολο. Με αυτό το τρόπο όλα τα αριθμητικά μοντέλα που ανήκουν στην 'Εικονική Οικογένεια' και 'Εικονική Τάξη' μπορούν να τροποποιηθούν ώστε να συμπιεστεί το πτερύγιο του αυτιού κατάλληλα, με βάση τις μετρήσεις που πραγματοποιήθηκαν. Στη συνέχεια, το πτερύγιο του αυτιού αναδιοργανώνεται σύμφωνα με το χωρικό μετασχηματισμό των μαλακών ιστών [Cherubini *et al.* 2008]. Στο πλαίσιο της διδακτορικής διατριβής, η συμπίεση του πτερυγίου του αυτιού πραγματοποιείται ανάλογα με τις απαιτήσεις της

106

εφαρμογής. Στην Εικόνα 3.14(β),(γ) απεικονίζεται ο μετασχηματισμός του πτερυγίου του αυτιού για το αριθμητικό μοντέλο Thelonious.



Εικόνα 3.14 (α) Ειδική μετρητική συσκευή για το πάχος του πτερυγίου του αυτιού, κατά τη χρήση κινητής τερματικής συσκευής. (β) Εφαρμογή του αριθμητικού μοντέλου της συσκευής στο αριθμητικό μοντέλο Thelonious. (γ) Συμπίεση του πτερυγίου του αυτιού σύμφωνα με τις στατιστικές μετρήσεις αναφοράς. Τροποποιημένες εικόνες από την [Christ *et al.* 2010a].

#### 3.2 Πηγές ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας

Τα μοντέλα των πηγών ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας, που χρησιμοποιούνται στο πλαίσιο της διδακτορικής διατριβής, περιλαμβάνουν α) δίπολα, β) απλά πρότυπα μοντέλα κινητών τερματικών συσκευών, και γ) επίπεδες κεραίες, κατάλληλες για ομοιόμορφη ακτινοβόληση των εγκεφαλικών δομών, κατά τη διάρκεια πειραμάτων εθελοντών [Boutry *et al.* 2008]. Παρουσιάζονται τα γενικά χαρακτηριστικά των πηγών ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας και γίνεται σύγκριση μεταξύ αποτελεσμάτων προσομοίωσης και μέτρησης.

#### 3.2.1 Ελικοειδής διπολική κεραία

Η ελικοειδής διπολική κεραία έχει αναπτυχθεί στο πλαίσιο της διδακτορικής διατριβής του Λέκτορα Σταύρου Κουλουρίδη [Κουλουρίδης 2003] και περιγράφεται στο [Koulouridis and Nikita 2004]. Η ελικοειδής διπολική κεραία είναι εγκάρσιου ρυθμού και λειτουργεί στη συχνότητα 1710 MHz. Αποτελείται από μία δεξιόστροφη έλικα, η οποία συνδέεται σε σειρά με μία αριστερόστροφη έλικα που αποτελεί το κατοπτρικό είδωλο της πρώτης, ως προς το επίπεδο z [Cerri *et al.* 1999]. Για την ομαλή προσαρμογή κάθε έλικας προς την αξονική τροφοδοσία, χρησιμοποιείται ένα κυκλικό τόξο. Τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά της ελικοειδούς διπολικής κεραίας απεικονίζονται στο Σχήμα 3.4 και είναι τα εξής:

- ακτίνα έλικας α = 2.5 mm
- βήμα έλικας B = 1.25 mm
- ακτίνα σύρματος w = 0.1 mm
- στροφές L = 4+4
- διάκενο τροφοδοσίας d = 0.2 mm.

Η ακρίβεια στη μοντελοποίηση της ελικοειδούς διπολικής κεραίας έχει εξεταστεί λεπτομερώς και παρουσιάζεται στο [Koulouridis and Nikita 2004].





**Σχήμα 3.4** Γεωμετρικά χαρακτηριστικά της ελικοειδούς διπολικής κεραίας μικρών διαστάεων που παρουσιάζεται στην εργασία [Koulouridis and Nikita 2004].

**Σχήμα 3.5** Γεωμετρικά χαρακτηριστικά της πρότυπης κινητής τερματικής συσκευής, εξοπλισμένης με ελικοειδή μονοπολική κεραία (Generic\_H1710). Οι διαστάσεις δίνονται σε mm. Τροποποιημένο σχήμα από την [Koulouridis and Nikita 2004].

#### 3.2.2 Πρότυπες κινητές τερματικές συσκευές

Στο πλαίσιο της διδακτορικής διατριβής, χρησιμοποιούνται απλές κινητές τερματικές συσκευές, οι οποίες δεν προστατεύονται από πατέντα και δε χρησιμοποιούνται στο εμπόριο. Στη βιβλιογραφία, αυτές οι κινητές τερματικές συσκευές ονομάζονται "πρότυπες" (generic phones). Οι πρότυπες τερματικές συσκευές δε σχεδιάζονται ώστε να ελέγχουν την αυστηρή συμμόρφωση με τα επιτρεπτά όρια του Ρυθμού Ειδικής Απορρόφησης αλλά για να προσεγγίζουν με γενικό τρόπο τα φυσικά και λειτουργικά χαρακτηριστικά μιας εμπορικά διαθέσιμης κινητής τερματικής συσκευής. Εντούτοις, ένα μεταλλικό κυτίο το οποίο καλύπτεται με πλαστικό υλικό, ενδέχεται να παρέχει ένα ικανοποιητικό μοντέλο κινητής τερματικής συσκευής, και όπως έχει αναφερθεί στην [Tinniswood *et al.* 1998], μπορεί να προκαλέσει τιμές SAR<sub>1g</sub> εντός των αντίστοιχων τιμών που υπολογίζονται λόγω της ακτινοβολίας αρκετών εμπορικά διαθέσιμων κινητών τερματικών συσκευών με χρήση των αντίστοιχων CAD αρχείων για την αριθμητική τους μοντελοποίηση. Ακολουθεί περιγραφή τριών μοντέλων πρότυπων κινητών τερματικών συσκευών, εξοπλισμένων με:

- ελικοειδή μονοπολική κεραία, με συχνότητα συντονισμού 1710 MHz
- δύο γραμμικές μονοπολικές κεραίες, με συχνότητες συντονισμού 835 MHz και 1900 MHz, αντίστοιχα
- ενσωματωμένη κεραία, με συντονισμό σε δύο εύρη συχνοτήτων (dual band antenna) 900 MHz και 1800 MHz.
#### Κινητή τερματική συσκευή, εξοπλισμένη με ελικοειδή μονοπολική κεραία (Generic\_H1710)

Η πρότυπη κινητή τερματική συσκευή, εξοπλισμένη με ελικοειδή μονοπολική κεραία, έχει αναπτυχθεί στο πλαίσιο της διδακτορικής διατριβής του Λέκτορα Σταύρου Κουλουρίδη [Κουλουρίδης 2003] και περιγράφεται στο [Koulouridis and Nikita 2004]. Για λόγους συντομίας, στο πλαίσιο της διδακτορικής διατριβής, η τερματική συσκευή καλείται Generic\_H1710 (Generic phone with helix antenna operating at 1710 MHz). Η Generic Η1710 έχει μοντελοποιηθεί ως ένα μεταλλικό κυτίο που καλύπτεται με διηλεκτρικό υλικό και εξοπλίζεται με την δεξιόστροφη ελικοειδή μονοπολική (L=4 στροφές) κεραία μικρών διαστάσεων του Σχήματος 3.4. Η συχνότητα λειτουργίας της κεραίας είναι 1710 MHz. Τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά του μοντέλου απεικονίζονται στο Σχήμα 3.5. Οι διαστάσεις του μεταλλικού κυτίου είναι 12×5.5×2 cm³, η όψη η οποία έρχεται σε επαφή με το βιολογικό ιστό (κεφάλι) καλύπτεται από διηλεκτρικό υλικό με μιγαδική διηλεκτρική σταθερά  $\epsilon_r = 2.7 - j0.016$  και πάχος 2.5 mm. Το σημείο Ε υποδεικνύει την προβολή του ακουστικού πόρου πάνω στη διηλεκτρικά καλυμμένη όψη του μεταλλικού κυτίου. Η κεραία μοντελοποιείται ως τετραγωνική από απόλυτα αγώγιμο υλικό χωρίς πάχος, χρησιμοποιώντας ακμές στοιχείων του υπολογιστικού πλέγματος. Τροφοδοτείται από μια συνημιτονική πηγή τάσης 50 Ω που τοποθετείται στο κενό μεταξύ της κεραίας και του μεταλλικού κυτίου. Η ακρίβεια στη μοντελοποίηση της ελικοειδούς κεραίας έχει αποτιμηθεί [Koulouridis and Nikita 2004] και συγκριθεί με πειραματικά δεδομένα [Koulouridis and Nikita 2001], παρουσιάζοντας πολύ καλή συμφωνία. Πληροφορίες για το διάγραμμα ακτινοβολίας και τη σύνθετη αντίσταση εισόδου της Generic H1710 δίνονται επίσης στα [Koulouridis and Nikita 2002, 2004] και [Christopoulou et al. 2005]. Το εύρος ζώνης της κινητής τερματικής συσκευής επιτρέπει τη χρήση της Generic\_H1710 στη συχνότητα λειτουργίας 1800 MHz, η οποία χρησιμοποιείται στο πλαίσιο της διδακτορικής διατριβής.

# Κινητή τερματική συσκευή, εξοπλισμένη με δύο γραμμικές μονοπολικές κεραίες, με συχνότητες συντονισμού 835 MHz (Generic\_L835) και 1900 MHz (Generic\_L1900)

Η πρότυπη κινητή τερματική συσκευή, εξοπλισμένη με γραμμική μονοπολική κεραία, έχει αναπτυχθεί αρχικά για τους σκοπούς μιας διεργαστηριακής συγκριτικής μελέτης [Beard *et al.* 2006], όπου περιγράφεται και αξιολογείται λεπτομερώς το μοντέλο της συσκευής. Η κινητή τερματική συσκευή αποτελείται από μία μονοπολική γραμμική κεραία, η οποία καλύπτεται με διηλεκτρικό υλικό και τροφοδοτείται στο κάτω άκρο της. Το μήκος της κεραίας L είναι 71 mm και 36 mm για αντίστοιχη συχνότητα λειτουργίας 835 MHz και 1900 MHz και έχει τετραγωνική διατομή ίση με 1 mm. Η μονοπολική γραμμική κεραία καλύπτεται με πλαστικό πάχους 1 mm, που χαρακτηρίζεται από διηλεκτρική σταθερά ε<sub>r</sub> = 2.5 και ηλεκτρική αγωγιμότητα σ = 0.005 S/m. Το κυτίο στο οποίο συνδέεται η κεραία αποτελείται από μία τυπωμένη μεταλλική επιφάνεια είναι ενσωματωμένη συμμετρικά σε μία συμπαγή θήκη από πλαστικό με πλευρικές διαστάσεις 40×100 mm<sup>2</sup> και πάχος 1 mm. Η μεταλλική επιφάνεια είναι ενσωματωμένη συμμετρικά μονοπολική κεραία το το κάτω άκο της συσκάτη είναι είναι είναι τη από το από το από το το τα το κάτο το το το ται το το ται τα το το παίο συνδέεται η κεραία αποτελείται από μία τυπωμένη μεταλλική επιφάνεια είναι ενσωματωμένη συμμετρικά σε μία συμπαγή θήκη από πλαστικό με πλευρικές διαστάσεις 42×102 mm<sup>2</sup> και πάχος 21 mm, που χαρακτηρίζεται από χορηση στην αριστερή και δεξιά πλευρά του κεφαλιού. Τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά της κινητής

τερματικής συσκευής απεικονίζονται στο Σχήμα 3.6. Η κεραία μοντελοποιείται ως παχύ σύρμα (thick wire), το οποίο τροφοδοτείται από μια συνημιτονική πηγή τάσης 50 Ω που τοποθετείται στο κενό μεταξύ της κεραίας και την τυπωμένης μεταλλικής επιφάνειας. Για λόγους συντομίας, στο πλαίσιο της διδακτορικής διατριβής, η τερματική συσκευή καλείται Generic\_L835 και Generic\_L1900 (*Generic phone with linear antenna operating at 835/1900 MHz*), ανάλογα με τη συχνότητα λειτουργίας της. Το εύρος ζώνης της κινητής τερματικής συσκευής Generic\_L835 επιτρέπει τη χρήση για συχνότητα λειτουργίας 900 MHz, η οποία χρησιμοποιείται στο πλαίσιο της διδακτορικής διατριβής.





**Σχήμα 3.6** Γεωμετρικά χαρακτηριστικά της πρότυπης κινητής τερματικής συσκευής, εξοπλισμένης με γραμμική μονοπολική κεραία (Generic\_L). Οι διαστάσεις δίνονται σε mm. Τροποποιημένο σχήμα από την εργασία [Beard *et al.* 2006].



# Κινητή τερματική συσκευή, εξοπλισμένη με ενσωματωμένη κεραία, σε δύο εύρη συχνοτήτων 900 MHz και 1800 MHz (Generic\_I)

Η πρότυπη τερματική συσκευή, εξοπλισμένη με ενσωματωμένη κεραία, έχει αναπτυχθεί αρχικά ως δοκιμαστικό μοντέλο για ένα πρότυπο σχετικό με τον αριθμητικό έλεγχο της συμμόρφωσης ασύρματων συσκευών στα θεσμοθετημένα όρια, το οποίο βρίσκεται στο στάδιο της συγγραφής από την ομάδα εργασίας IEEE/ICES TC34 [IEEE 2008]. Η κινητή τερματική συσκευή αποτελείται από μία επίπεδη κεραία (*patch*), η οποία συντονίζει σε δύο εύρη συχνοτήτων 900 MHz και 1800 MHz και απεικονίζεται με ανοιχτό πράσινο χρώμα, στο Σχήμα 3.7. Το κυτίο στο οποίο είναι ενσωματωμένη η κεραία αποτελείται από μία τυπωμένη μεταλλική επιφάνεια, η οποία έχει πλευρικές διαστάσεις 42×100 mm<sup>2</sup> και πάχος 1 mm. Η μεταλλική επιφάνεια είναι ενσωματωμένη συμμετρικά σε μία συμπαγή θήκη από πλαστικό με πλευρικές διαστάσεις 44×102 mm<sup>2</sup> και πάχος 18 mm, που χαρακτηρίζεται από διηλεκτρική σταθερά ε<sub>r</sub> = 4 και ηλεκτρική αγωγιμότητα σ = 0.04 S/m. Τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά της κινητής τερματικής συσκευής απεικονίζονται στο Σχήμα 3.7. Η κεραίας και την τυπωμένης μεταλλική επιφάνειας. Για λόγους συντομίας, στο πλαίσιο της διδακτορικής διατριβής, η τερματική συσκευή καλείται Generic\_1900 ή Generic\_11800 (*Generic phone with integrated antenna operating at 900/1800 MHz*).

#### 3.2.3 Επίπεδες κεραίες για χρήση σε πειράματα εθελοντών

Στο πλαίσιο της διδακτορικής διατριβής, χρησιμοποιούνται επίσης δύο επίπεδες κεραίες της εταιρίας Huber+Suhner. Οι επίπεδες κεραίες είναι κατάλληλες για ομοιόμορφη ακτινοβόληση των εγκεφαλικών δομών, κατά τη διάρκεια πειραμάτων εθελοντών [Boutry *et al.* 2008]. Οι κεραίες μοντελοποιούνται αριθμητικά και πραγματοποιείται σύγκριση των χαρακτηριστικών τους μεταξύ των δεδομένων της υπολογιστικής προσομοίωσης και των μετρήσεων.

#### Κεραία SPA 860/65/9/0/V

Η κεραία SPA 860/65/9/0/V (*Huber+Suhner*) είναι μια εμπορικά διαθέσιμη επίπεδη κεραία από την εταιρία Huber+Suhner. Το τεχνικό φυλλάδιο προδιαγραφών της κεραίας επισυνάπτεται στο Παράρτημα 3.ΙΙ. Τα ηλεκτρικά χαρακτηριστικά της κεραίας συνοψίζονται στον Πίνακα 3.8, ενώ στο Σχήμα 3.8 απεικονίζεται το διάγραμμα ακτινοβολίας της κεραίας, όπως παρουσιάζεται στο τεχνικό φυλλάδιο.

εύρος συχνοτήτων	824-894 MHz
σύνθετη αντίσταση εισόδου	50 Ω
λόγος στάσιμου κύματος (VSWR)	1.8
πόλωση	γραμμική, κατακόρυφη
κέρδος	9.0 dBi
3 dB οριζόντιο άνοιγμα	65°
3 dB κατακόρυφο άνοιγμα	65°
μέγιστη ισχύς	100 W (CW) στους 25°C

Πίνακας 3.8 Ηλεκτρικά χαρακτηριστικά της κεραίας SPA 860/65/9/0/V της εταιρίας Huber+Suhner.



**Σχήμα 3.8** Διάγραμμα ακτινοβολίας της κεραίας SPA 860/65/9/0/V: (α) οριζόντιο, (β) κάθετο (Παράρτημα 3.II).

Για την αριθμητική μοντελοποίηση της SPA 860/65/9/0/V, οι διαστάσεις της κεραίας μετρούνται και αναπαριστώνται υπολογιστικά. Η κεραία SPA 860/65/9/0/V αποτελείται από τρεις επίπεδες μεταλλικές επιφάνειες: α) τη γείωση, με διαστάσεις 314×210 mm<sup>2</sup>, β) την κύρια ακτινοβολούσα μεταλλική επιφάνεια, με διαστάσεις 169×166 mm<sup>2</sup> και γ) τη δευτερεύουσα μεταλλική επιφάνεια, με διαστάσεις 166×128 mm<sup>2</sup> η οποία ενισχύει το εύρος ζώνης λειτουργίας της κεραίας (824-894 MHz). Η κεραία καλύπτεται με πλαστικό υλικό το οποίο χαρακτηρίζεται ηλεκτρικά από διηλεκτρική σταθερά ε<sub>r</sub> = 3. Στο Σχήμα 3.9 απεικονίζονται τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά της κεραίας SPA 860/65/9/0/V. Στο Σχήμα 3.10 απεικονίζεται η μεταβολή της αντίστασης εισόδου της κεραίας σε συνάρτηση με τη συχνότητα, όπου παρατηρείται συμφωνία μεταξύ των αποτελεσμάτων μέτρησης και υπολογιστικής προσομοίωσης. Παρατηρείται ότι στο εύρος ζώνης λειτουργίας της κεραίας (824-894 MHz), το πραγματικό (*real*) μέρος της αντίστασης εισόδου είναι περίπου 50 Ω, ενώ το φανταστικό (*imag*) μέρος είναι σχεδόν μηδενικό.





**Σχήμα 3.9** Γεωμετρικά χαρακτηριστικά της κεραίας SPA 860/65/9/0/V. Οι διαστάσεις δίνονται σε mm.

Σχήμα 3.10 Πραγματικό και φανταστικό μέρος της αντίστασης εισόδου της κεραίας SPA 860/65/9/0/V. Σύγκριση μεταξύ προσομοίωσης και μέτρησης για το εύρος λειτουργίας της κεραίας.

Στο Σχήμα 3.11 παρουσιάζεται το διάγραμμα ακτινοβολίας του αριθμητικού μοντέλου της κεραίας SPA 860/65/9/0/V. Με σκούρο μπλε χρώμα διαγράφεται το οριζόντιο (xy) διάγραμμα για  $φ=0^{0}$  και  $θ=0^{0}$ , ενώ με ανοιχτό κόκκινο χρώμα διαγράφεται το κάθετο (xz) διάγραμμα για  $φ=90^{0}$  και  $θ=90^{0}$ , ενώ με ανοιχτό κόκκινο χρώμα διαγράφεται το κάθετο (xz) διάγραμμα για  $φ=90^{0}$  και  $θ=90^{0}$ . Συγκρίνοντας με το Σχήμα 3.8 παρατηρείται συμφωνία με τα αντίστοιχα διαγράμματα του τεχνικού φυλλαδίου. Στο Σχήμα 3.12 απεικονίζεται η γραφική παράσταση του συντελεστή ανάκλασης S<sub>11</sub> συναρτήσει της συχνότητας, για το αριθμητικό μοντέλο της κεραίας SPA 860/65/9/0/V. Όπως παρατηρείται, το εύρος ζώνης συχνοτήτων λειτουργίας του αριθμητικού μοντέλου της κεραίας (S<sub>11</sub><-10 dB) εκτείνεται στις τιμές (787-918 MHz) το οποίο περιλαμβάνει το αντίστοιχο εύρος ζώνης (824-894 MHz) του τεχνικού φυλλαδίου.



**Σχήμα 3.11** Διάγραμμα ακτινοβολίας του αριθμητικού μοντέλου της κεραίας SPA 860/65/9/0/V. Οριζόντιο-xy,  $\phi=0^0$ ,  $\theta=0^0$  (σκούρο μπλε), κάθετο-xz,  $\phi=90^0$ ,  $\theta=90^0$  (ανοιχτό κόκκινο).



**Σχήμα 3.12** Συντελεστής ανάκλασης  $S_{11}$  συναρτήσει της συχνότητας για το αριθμητικό μοντέλο της κεραίας SPA 860/65/9/0/V.

#### Κεραία SPA 2000/80/8/0/V

Όμοια, η κεραία SPA 2000/80/8/0/V (*Huber+Suhner*) είναι μια εμπορικά διαθέσιμη επίπεδη κεραία από την εταιρία Huber+Suhner. Το τεχνικό φυλλάδιο προδιαγραφών της κεραίας επισυνάπτεται στο Παράρτημα 3.ΙΙΙ. Τα ηλεκτρικά χαρακτηριστικά της κεραίας συνοψίζονται στον Πίνακα 3.9, ενώ στο Σχήμα 3.13 απεικονίζεται το διάγραμμα ακτινοβολίας της κεραίας, όπως παρουσιάζεται στο τεχνικό φυλλάδιο.

εύρος συχνοτήτων	1710-2170 MHz
σύνθετη αντίσταση εισόδου	50 Ω
λόγος στάσιμου κύματος (VSWR)	1.8
πόλωση	γραμμική, κατακόρυφη
κέρδος	8.0 dBi
3 dB οριζόντιο άνοιγμα	80°
3 dB κατακόρυφο άνοιγμα	75°
μέγιστη ισχύς	75 W (CW) στους 25°C

Πίνακας 3.9 Ηλεκτρικά χαρακτηριστικά της κεραίας SPA 2000/80/8/0/V της εταιρίας Huber+Suhner.



**Σχήμα 3.13** Διάγραμμα ακτινοβολίας της κεραίας SPA 2000/80/8/0/V: (α) οριζόντιο, (β) κάθετο (Παράρτημα 3.ΙΙ).

Για την αριθμητική μοντελοποίηση της SPA 2000/80/8/0/V, οι διαστάσεις της κεραίας ομοίως μετρούνται και αναπαριστώνται υπολογιστικά. Η κεραία SPA 2000/80/8/0/V αποτελείται από τρεις επίπεδες μεταλλικές επιφάνειες: α) τη γείωση, με διαστάσεις 71×87 mm<sup>2</sup>, β) την κύρια ακτινοβολούσα μεταλλική επιφάνεια, με διαστάσεις 60×55 mm<sup>2</sup> και γ) τη δευτερεύουσα μεταλλική κοίλη επιφάνεια, με διαστάσεις 74×52 mm<sup>2</sup> η οποία ενισχύει το εύρος ζώνης λειτουργίας της κεραίας (1710-2170 MHz). Μεταξύ της γείωσης και της ακτινοβολούσας αγώγιμης επιφάνειας παρεμβάλλεται διηλεκτρικό υλικό διαστάσεων 4.5×60×73 mm<sup>3</sup>, το οποίο στη συνέχεια ονομάζεται διηλεκτρικό υπόστρωμα Α. Η τροφοδοσία υλοποιείται με χρήση τυπωμένης μικροταινίας πάνω σε ένα μικρότερο διηλεκτρικό υπόστρωμα Β, διαστάσεων 0.5×11×22 mm<sup>3</sup>. Η προσαρμογή της κεραίας ρυθμίζεται από την αύξηση του πάχους της μικροταινίας, για μήκος 4.5 mm. Εξωτερικά, η κεραία καλύπτεται με πλαστικό υλικό το οποίο χαρακτηρίζεται ηλεκτρικά από διηλεκτρική σταθερά ε<sub>r</sub> = 3. Στην Εικόνα 3.15 απεικονίζεται το πραγματικό μοντέλο της κεραίας SPA 2000/80/8/0/V, ενώ στο Σχήμα 3.14 σημειώνονται τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά της πάνω στο αριθμητικό μοντέλο.

Υπολογιστική και πειραματική μελέτη της επίδρασης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας από τερματικές συσκευές κινητών επικοινωνιών δεύτερης και τρίτης γενιάς σε λειτουργικές εγκεφαλικές δομές



**Εικόνα 3.15** Πραγματικό μοντέλο της κεραίας SPA 2000/80/8/0/V.

Σχήμα 3.14 Γεωμετρικά χαρακτηριστικά της κεραίας SPA 2000/80/8/0/V. Οι διαστάσεις δίνονται σε mm.

Για τη μελέτη των χαρακτηριστικών της κεραίας SPA 2000/80/8/0/V, διεξάγονται ευρυζωνικές προσομοιώσεις με κεντρική συχνότητα 1950 MHz και εύρος ζώνης 700 MHz. Οι τιμές των διηλεκτρικών ιδιοτήτων που χαρακτηρίζουν τα διηλεκτρικά υποστρώματα Α και Β μεταβάλλονται κατάλληλα, με σκοπό τη συμφωνία δεδομένων προσομοίωσης και μέτρησης για τη σύνθετη αντίσταση εισόδου (πραγματικό και φανταστικό μέρος), κατά τη λειτουργία της κεραίας σε ελεύθερο χώρο.

Για την αποτίμηση της διηλεκτρικής σταθεράς του υποστρώματος Α, πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις των διηλεκτρικών ιδιοτήτων σε εύρος συχνοτήτων 300 MHz - 6 GHz. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν στα Εργαστήρια IT' IS Foundation for Research on Information Technologies in Society του Πανεπιστημίου του ETHZ, Ζυρίχη, με χρήση του Network Analyzer Agilent 8753D και του Dielectric Probe Kit 85070E. Είναι γνωστό ότι η μιγαδική διηλεκτρική σταθερά ενός διηλεκτρικού υλικού μπορεί να εκφραστεί ως:

$$\dot{\varepsilon}_{r} = \varepsilon_{r}(\omega) - j\varepsilon_{r}(\omega) = \varepsilon_{r}(\omega) - j\frac{\sigma}{\omega\varepsilon_{0}}$$
 (3.7)

όπου ε<sub>0</sub> είναι η διηλεκτρική σταθερά ελευθέρου χώρου, ε<sub>r</sub> είναι η σχετική διηλεκτρική σταθερά του υλικού, tanδ =  $\frac{\varepsilon}{\varepsilon}$  είναι ο συντελεστής απωλειών, σ είναι η ηλεκτρική αγωγιμότητα και ω είναι η γωνιακή συχνότητα. Τα δεδομένα μετρήσεων καταλήγουν σε σχεδόν αμετάβλητη τιμή ε΄ και ε<sup>"</sup> και επιβεβαιώνονται από την υπολογιστική προσομοίωση. Επομένως, η βέλτιστη συμφωνία μεταξύ προσομοίωσης και μέτρησης της σύνθετης αντίστασης εισόδου της κεραίας επιτυγχάνεται για την τιμή διηλεκτρικής σταθεράς ε<sub>r</sub> = 2.13. Ως τιμή ηλεκτρικής αγωγιμότητας επιλέγεται η τιμή σ = 0.00176 S/m.

Ο καθορισμός της τιμής της διηλεκτρικής σταθεράς για το υπόστρωμα Β βασίζεται στον υπολογισμό της χαρακτηριστικής αντίστασης εισόδου για γραμμή μεταφοράς μικροταινίας [Wadell 1991]. Η γραμμή μεταφοράς μικροταινίας αποτελείται από μία αγώγιμη μικροταινία και μία μεταλλική γείωση, τα οποία διαχωρίζονται από ένα διηλεκτρικό υλικό, το υπόστρωμα Β. Το πλάτος της τυπωμένης μικροταινίας (γ) είναι W<sub>1</sub> = 0.5 mm και W<sub>2</sub> = 1.5 mm, το ύψος (x) του υποστρώματος

B είναι h = 0.5 mm, και το πάχος (x) της μικροταινίας είναι t ≈ 0 mm. Εφόσον W/h ≥ 1, η χαρακτηριστική αντίσταση εισόδου Z<sub>0</sub> ορίζεται από την [Wadell 1991] ως:

$$Z_{0} = \frac{120\pi\sqrt{\varepsilon_{eff}}}{\frac{W}{h} + 1.393 + 0.667 \cdot \ln\left(\frac{W}{h} + 1.44\right)}$$
(3.8)

όπου ε<sub>eff</sub> είναι η ενεργός διηλεκτρική σταθερά του υποστρώματος Β, η οποία συνδέεται με τη διηλεκτρική σταθερά ε<sub>r</sub> του υποστρώματος Β μέσω της εξίσωσης:

$$\varepsilon_{\text{eff}} = \frac{\varepsilon_{\text{r}} + 1}{2} + \frac{\varepsilon_{\text{r}} - 1}{2} \cdot \left(1 + 12 \cdot \frac{h}{W}\right)^{-\frac{1}{2}}$$
(3.9).

Οι εξισώσεις (3.8) και (3.9) παρέχουν ακρίβεια μεγαλύτερη από 98% [Wadell 1991]. Παραμετρικές προσομοιώσεις διεξάγονται, διατηρώντας το υπόστρωμα B ως ενιαίο και μεταβάλλοντας την τιμή της διηλεκτρικής σταθεράς ε<sub>r</sub> από 1 έως 10. Παρατηρείται ότι καθώς η διηλεκτρική σταθερά αυξάνει, το εύρος ζώνης της κεραίας επίσης αυξάνει, οδηγώντας ταυτόχρονα σε δύο κύριες συχνότητες συντονισμού. Η τιμή ε<sub>r</sub> που οδηγεί στη βέλτιστη συμφωνία μεταξύ προσομοίωσης και μέτρησης (Σχήμα 3.15) είναι η ε<sub>r</sub> = 4.2. Ωστόσο, η αύξηση της διηλεκτρικής σταθεράς ε<sub>r</sub> του υποστρώματος B σε τιμές μεγαλύτερες του 5, συνεπάγεται μείωση του εύρους ζώνης, διατηρώντας μόνο μία συχνότητα συντονισμού. Σε όλες τις προαναφερθείσες περιπτώσεις, η ηλεκτρική αγωγιμότητα που χαρακτηρίζει το διηλεκτρικό υπόστρωμα B διατηρείται μηδενική.

Στο Σχήμα 3.15 απεικονίζεται η μεταβολή της αντίστασης εισόδου της κεραίας σε συνάρτηση με τη συχνότητα, όπου παρατηρείται συμφωνία των αποτελεσμάτων προσομοίωσης και μέτρησης. Παρατηρείται ότι στο εύρος ζώνης λειτουργίας της κεραίας (1710-2170 MHz), το πραγματικό (*real*) μέρος της αντίστασης εισόδου είναι περίπου 50 Ω, ενώ το φανταστικό (*imag*) μέρος είναι σχεδόν μηδενικό.



**Σχήμα 3.15** Πραγματικό και φανταστικό μέρος της αντίστασης εισόδου της κεραίας SPA 2000/80/8/0/V. Σύγκριση μεταξύ προσομοίωσης και μέτρησης για το εύρος λειτουργίας της κεραίας. Η κεραία λειτουργεί σε ελεύθερο χώρο. Η διηλεκτρική σταθερά των υποστρωμάτων Α και Β είναι αντίστοιχα ε<sub>r</sub> =2.13 (Α) και ε<sub>r</sub> =4.2 (Β).

Στο Σχήμα 3.16 παρουσιάζεται το διάγραμμα ακτινοβολίας του αριθμητικού μοντέλου της κεραίας SPA 2000/80/8/0/V. Με σκούρο μπλε χρώμα διαγράφεται το οριζόντιο (xy) διάγραμμα για  $\phi=0^{0}$  και  $\theta=0^{0}$ , ενώ με ανοιχτό κόκκινο χρώμα διαγράφεται το κάθετο (xz) διάγραμμα για  $\phi=90^{0}$  και  $\theta=90^{0}$ , ενώ με ανοιχτό κόκκινο χρώμα διαγράφεται το κάθετο (xz) διάγραμμα για  $\phi=90^{0}$  και  $\theta=90^{0}$ . Συγκρίνοντας με το Σχήμα 3.13 παρατηρείται συμφωνία με τα αντίστοιχα διαγράμματα του τεχνικού φυλλαδίου. Στο Σχήμα 3.17 απεικονίζεται η γραφική παράσταση του συντελεστή ανάκλασης S<sub>11</sub> συναρτήσει της συχνότητας, για το αριθμητικό μοντέλο της κεραίας SPA 2000/80/8/0/V. Όπως παρατηρείται, το εύρος ζώνης συχνοτήτων λειτουργίας του αριθμητικού μοντέλου της κεραίας (S<sub>11</sub><-10 dB) εκτείνεται στις τιμές (1630-2160 MHz) το οποίο σχεδόν περιλαμβάνει το αντίστοιχο εύρος ζώνης (1710-2170 MHz) του τεχνικού φυλλαδίου.



**Σχήμα 3.16** Διάγραμμα ακτινοβολίας του αριθμητικού μοντέλου της κεραίας SPA 2000/80/8/0/V. Οριζόντιο-xy, φ=0<sup>0</sup>, θ=0<sup>0</sup> (σκούρο μπλε), κάθετο-xz, φ=90<sup>0</sup>, θ=90<sup>0</sup> (ανοιχτό κόκκινο).



**Σχήμα 3.17** Συντελεστής ανάκλασης  $S_{11}$  συναρτήσει της συχνότητας για το αριθμητικό μοντέλο της κεραίας SPA 2000/80/8/0/V.

Οι κεραίες SPA 860/65/9/0/V και SPA 2000/80/8/0/V μοντελοποιούνται αριθμητικά για χρήση σε σενάρια αποτίμησης πιθανού κινδύνου (*risk assessment scenarios*) λόγω έκθεσης σε HM ακτινοβολία. Συνεπώς οι απώλειες ισχύος που σημειώνονται στα διηλεκτρικά και πλαστικά μέρη τους θεωρούνται αμελητέες (*σ*=0). Με αυτόν τον τρόπο, μεγιστοποιείται η απορροφούμενη ισχύ από το βιολογικό ιστό που εκτίθεται στην ακτινοβολία της κεραίας, περιγράφοντας το χείριστο σενάριο απορρόφησης ισχύος. Εντούτοις, έχουν διεξαχθεί συμπληρωματικές προσομοιώσεις οι οποίες έχουν αποδώσει μη μηδενικές τιμές ηλεκτρικής αγωγιμότητας σ στα πλαστικά καλύμματα των κεραιών και στο διηλεκτρικό υπόστρωμα Β της SPA 2000/80/8/0/V, οι οποίες κατέληξαν σε ασήμαντα διαφοροποιημένα αποτελέσματα.

#### Βιβλιογραφία

Κουλουρίδης Στ. 2003. Μελέτη της αλληλεπίδρασης μεταξύ βιολογικών ιστών και μικροκυματικών πηγών ακτινοβολίας σε συνθήκες κοντινού πεδίου, Διδακτορική Διατριβή, ΕΜΠ.

- Anderson, V. 2003. Comparison of peak SAR levels in concentric sphere head models of children and adults for irradiation by a dipole at 900 MHz, *Phys. Med. Biol.*, 48, 3263-3275.
- Beard, B., Kainz, W., Onishi, T., Iyama, T., Watanabe, S., Fujiwara, O., Wang, J., Bit-Babik, G., Faraone,A., Wiart, J., Christ, A., Kuster, N., Lee, A.-K., Kroeze, H., Siegbahn, M., Keshvari, J., Abrishamkar,

H., Stuchly, M. A., Simon, W., Manteuffel, D. and Nikoloski, N. 2006. Comparisons of computed mobile phone induced SAR in the SAM phantom to that in anatomically correct models of the human head, *IEEE Trans. Electromagn. Compat.*, 48 (2), 397–407.

- Boutry, C.M., Kuehn, S., Achermann, P., Romann, A., Keshvari, J., and Kuster N., 2008. Dosimetric Evaluation and Comparison of Different RF Exposure Apparatuses Used in Human Volunteer Studies, *Bioelectromagnetics*, 29, (1), 11-19.
- Burguet, J., Gadi, N. and Bloch, I. 2004. Realistic models of children heads from 3D MRI segmentation and tetrahedral mesh construction, *2nd Int. Symp. on 3DData Processing, Visualization and Transmission*, 3DPTV, Thessaloniki, Greece, 631–638.
- Burkhardt, M. and Kuster, N. 2000. Appropriate modeling of the ear for compliance testing of handheld MTE with SAR safety limits at 900/1800 MHz, *IEEE Trans Microw Theory Tech*, 48, 1921–1934.
- Cerri, G., Chiarandini, S. and Russo P. 1999. Numerical aspects in time domain modelling of arbitrarily curved thin wire antennas, *International Journal of Numerical Modelling*, 12 (4), 275-294.
- Cherubini, E., Chavannes, N. and Kuster, N. 2008. Realistic skeleton based deformation of highresolution anatomical human models for electromagnetic simulations, *in Proceedings of the XIX General Assembly of the International Union of Radio Science (URSIGA 2008), August 7–16,* Chicago, IL, USA.
- Christ, A, Gosselin, M.-C., Kühn, S. and Kuster, N. 2010a. Impact of pinna compression on the RF absorption in the heads of adult and juvenile cell phone users, *Bioelectromagnetics*, 31 (5), 406–412.
- Christ, A., Kainz, W., Hahn, E.G., Honegger, K., Zefferer, M., Neufeld, E., Rascher, W., Janka, R., Bautz, W., Chen, J., Kiefer, B., Schmitt, P., Hollenbach, H.P., Shen, J., Oberle, M., Szczerba, D., Kam, A., Guag, J.W. and Kuster, N. 2010b. The Virtual Family—development of surface-based anatomical models of two adults and two children for dosimetric simulation, *Phys. Med. Biol.*, 55, N23-N38.
- Christopoulou, M., Koulouridis, S. and Nikita, K.S. 2005.Parametric evaluation of power absorption in human head models exposed to cellular phone radiation at 1800MHz, *Mediterranean Microwave Symposium*, Athens, Greece.
- Farkas, L.G. 1994. Anthropometry of the Head and Face, 2nd ed L G Farkas, *New York: Raven Press*, App A, 244 pages.
- Gabriel, C., Gabriel, S. and Corthout, E. 1996. The dielectric properties of biological tissues, *Phys. Med. Biol.*, 41, 2231-2293.
- Institute of Electrical and Electronics Engineers-IEEE 2008. IEEE 1528.1 D1.0, Draft recommended practice for determining the spatial-peak specific absorption rate (SAR) in the human body due to wireless communications devices, 30 MHz 6 GHz: General requirements for using the finite difference time domain (FDTD) method for SAR calculations, Technical report, Working Group 2 of the ICES TC34/SC2 Committee, Three Park Avenue, New York, New York 10016-5997, USA.

- Koulouridis, S. and Nikita, K.S. 2001. Analysis of the interaction between a layered spherical human head model and an arbitrary shaped antenna using a hybrid Green/MoM technique, *Proceedings* of 8th International Conference on Advances in Communications and Control, Crete, Greece.
- Koulouridis, S. and Nikita, K.S. 2002. Characteristics of power absorption in human head models exposed to normal mode helical antennas, *Proc. Second International Workshop on Biological Effects of Electromagnetic Fields*, 1, 241-250, Rhodes, Greece.
- Koulouridis, S. and Nikita, K.S. 2004. Study of the coupling between human head and cellular phone helical antennas, *IEEE Trans. Electromagn. Compat.*, 46, 62-70.
- Kuster, N. and Balzano, Q. 1992. Energy absorption mechanism by biological bodies in the near field of dipole antennas above 300 MHz, *IEEE Trans. Veh. Technol.*, 41(1), 17–23.
- Olley, P. and Excell, P.S. 1995. Classification of a high-resolution voxel image of a human head, *Proc. Int. Workshop at the National Radiological Protection Board*, P.J. Dimbylow (ed.), Chilton, U.K., 16-23.
- Simms, D.L. and Neely, J.G. 1989. Thickness of the lateral surface of the temporal bone in children, *Ann. Oto. Rhinol. Laryn.*, 98, 726-731.
- Tinniswood, A.D., Furse, C.M. and Gandhi, O.P. 1998. Computations of SAR distributions for two anatomically-based models of the human head using CAD files of commercial telephones and the parallelized FDTD code, *IEEE Trans. Antennas Propagat.*, 46, 829-833.
- Wadell, B.C. 1991. Transmission Line Design Handbook, Artech House.
- Wiart, J., Hadjem, A., Wong, M.F. and Bloch, I. 2008. Analysis of RF exposure in the head tissues of children and adults, *Phys. Med. Biol.*, 53, 3681–3695.

# Κεφάλαιο 4 – Παραμετρική μελέτη της απορρόφησης ισχύος από μοντέλα κεφαλιού ενηλίκων και παιδιών λόγω της έκθεσης σε ακτινοβολία ελικοειδών κεραιών μικρών διαστάσεων

Στο παρόν κεφάλαιο, μελετώνται με λεπτομέρεια παράμετροι, οι οποίες επηρεάζουν την ηλεκτρομαγνητική απορρόφηση από ανατομικά και σφαιρικά μοντέλα κεφαλιού. Τα μοντέλα εκτίθενται σε ακτινοβολία ελικοειδών κεραιών μικρών διαστάσεων, οι οποίες λειτουργούν σε συχνότητα 1710 MHz. Κίνητρα για αυτή τη μελέτη αποτελούν: α) τα υψηλότερα επίπεδα ηλεκτρομαγνητικής ενέργειας που προκαλούνται από την μικρότερων διαστάσεων ελικοειδή κεραία, σε σύγκριση με τα αντίστοιχα της γραμμικής κεραίας [Koulouridis and Nikita 2002] και β) η πιθανώς διαφορετική επίδραση των ηλικιακά σχετιζόμενων παραμέτρων στα σχήματα απορρόφησης ισχύος λόγω της λειτουργίας της ελικοειδούς κεραίας. Το υπόλοιπο κεφάλαιο οργανώνεται ως εξής: Στις παραγράφους 4.2 και 4.3, περιγράφονται αντίστοιχα οι υπό μελέτη παράμετροι και τα σενάρια ακτινοβολίας που εξετάζονται. Τα αριθμητικά αποτελέσματα των σεναρίων έκθεσης και των χαρακτηριστικών παραμέτρων που μεταβάλλονται παρουσιάζονται στην παράγραφο 4.4. Στην παράγραφο 4.5, γίνεται σύνοψη των σχολίων και συμπερασμάτων που προκύπτουν από τα υπολογισμένα σχήματα απορρόφησης ισχύος. Η μελέτη είναι καθαρά παραμετρική. Όλοι οι έλεγχοι ακρίβειας και ορθής μοντελοποίησης των κεραιών έχουν πραγματοποιηθεί στην [Koulouridis and Nikita 2004].

# 4.1 Εισαγωγή - Παράμετροι μελέτης

#### 4.1.1 Μέγεθος του κεφαλιού

Το 1996, η ερευνητική ομάδα του Gandhi [Gandhi et al. 1996] ξεκίνησε μια σειρά δοσιμετρικών μελετών, οι οποίες συμπέραναν, μεταξύ άλλων, ότι η μείωση του μεγέθους του κεφαλιού, λόγω της μείωσης της ηλικίας, επιφέρει σταθερή αύξηση των τιμών του SAR. Με βάση στατιστικές μετρήσεις του ύψους και μάζας ενηλίκων και παιδιών ηλικίας 5 και 10 ετών, χρησιμοποιήθηκαν μοντέλα κεφαλιού παιδιών, που βασίστηκαν στην ομοιόμορφη σμίκρυνση του αντίστοιχου μοντέλου ενήλικα. Μετέπειτα μελέτες που πραγματοποιήθηκαν από την ερευνητική ομάδα του Kuster [Schönborn et al. 1998], [Christ and Kuster 2005] ανέδειξαν τις ασάφειες στο σχεδιασμό των μελετών του Gandhi. Παρατηρήθηκε ότι τα μοντέλα υποβλήθηκαν σε κλιμάκωση, μειώνοντας το μέγεθος του κυβικού στοιχείου του υπολογιστικού FDTD πλέγματος. Επίσης, θεωρήθηκε ότι δε δόθηκαν επαρκείς λεπτομέρειες σχετικές με την τοποθέτηση της κινητής τερματικής συσκευής. Θεωρήθηκε ότι, δεδομένων των ηλικιακά σχετιζόμενων αλλαγών στην ανατομία διαφόρων οργάνων, οι οποίες ακολουθούν διαφορετικά σχήματα ανάπτυξης, η ομοιόμορφη σμίκρυνση του κεφαλιού ενδεχομένως να μην αντανακλά τη διαφορετικότητα της ανάπτυξης του κεφαλιού σε σύγκριση με το υπόλοιπο σώμα. Συνεπώς, στις τελευταίες μελέτες χρησιμοποιούνται μοντέλα κεφαλιού βασισμένα σε δεδομένα μαγνητικής τομογραφίας. Τα συμπεράσματα της ερευνητικής ομάδας του Kuster είναι ότι οι διαφορές στην απορρόφηση ισχύος από ανατομικά μοντέλα κεφαλιού μεταβλητής ηλικίας είναι αμελητέες. Στο παρόν κεφάλαιο, γίνεται χρήση του ανατομικού μοντέλου UB10 και του σφαιρικού Boy 1, που προέρχονται από ομοιόμορφη κλιμάκωση του Brad και του Adult, αντίστοιχα, με σκοπό τη μελέτη της επίδρασης του μεγέθους του κεφαλιού στην απορροφούμενη ισχύ.

#### 4.1.2 Εσωτερική και εξωτερική ανατομία του κεφαλιού και του προσώπου

Όσον αφορά στις ανατομικές, βιοφυσικές και βιοχημικές μεταβολές σε σχέση με την ηλικία, η διαθέσιμη βιβλιογραφία είναι αρκετά περιορισμένη. Σύμφωνα με μία εκτενή αναφορά [Reißenweber and Poess 2003], η βασική ανάπτυξη του εγκεφάλου και της περιφέρειας του κεφαλιού φαίνεται να ολοκληρώνεται κατά τα πρώτα 5 χρόνια της ζωής. Το πάχος του κρανίου αναπτύσσεται γοργά κατά τη διάρκεια της πρώτης δεκαετίας, με παράλληλη αύξηση της περιεκτικότητάς του σε ασβέστιο, η οποία έχει ως αποτέλεσμα την αύξηση της ηλεκτρικής αγωγιμότητας [Reißenweber and Poess 2003], ενώ το πάχος του κρανιού οστού ακολουθεί γοργό ρυθμό αύξησης κατά το πρώτο έτος ζωής και κατόπιν έναν σταθερά αργό ρυθμό αύξησης κατά τη διάρκεια της διάρκεια την αυξηση της ηλεκτρικής αγωγιμότητας [Reißenweber and Poess 2003], ενώ το πάχος του κρανιού οστού ακολουθεί γοργό ρυθμό αύξησης κατά το πρώτο έτος ζωής και κατόπιν έναν σταθερά αργό ρυθμό αύξησης κατά τη διάρκεια την ενήλικων χρόνων [Simms and Neely 1989]. Σύμφωνα με τη σχετικά φτωχή βιβλιογραφία, η ανάπτυξη του πάχους του κρανιακού δέρματος φαίνεται να ακολουθεί την αντίστοιχη του κρανίου. Για τη μελέτη της επίδρασης της εσωτερικής ανατομίας, χρησιμοποιείται το σφαιρικό μοντέλο Child\_2.

Για τη μελέτη της επίδρασης της εξωτερικής ανατομίας του κεφαλιού και του προσώπου, γίνεται χρήση των στατιστικών δεδομένων μετρήσεων από τη βάση δεδομένων του [Farkas 1994]. Η

βάση δεδομένων περιέχει μετρήσεις πλήθους ανατομικών παραμέτρων του κεφαλιού και του προσώπου για παιδιά και ενήλικες. Οι μετρήσεις έχουν διεξαχθεί για τα δύο φύλα και για μεταβολή της ηλικίας. Για τη μελέτη της επίδρασης της εξωτερικής ανατομίας του κεφαλιού και του προσώπου, χρησιμοποιείται το ανατομικό μοντέλο NUB10, που προέρχεται από μη ομοιόμορφη κλιμάκωση του μοντέλου Brad.

# 4.1.3 Απόσταση μεταξύ της πηγής ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας και του κεφαλιού

Η απόσταση μεταξύ της πηγής ακτινοβολίας και του κεφαλιού, όπως και οι ενδιάμεσοι βιολογικοί ιστοί και το πάχος του αυτιού, αποτελούν παράγοντες που επηρεάζουν καταλυτικά την απορρόφηση ηλεκτρομαγνητικής ισχύος. Το έτος 1997, οι Kuster et al. ανέφεραν ότι το πάχος ενός ελαφρώς συμπιεσμένου αυτιού κυμαίνεται από 3 έως 10 ή περισσότερα χιλιοστά, με μέση τιμή κοντά στα 5 mm [Kuster et al. 1997]. Η ελαστικότητα και το πάχος της κόγχης του παιδικού αυτιού, συγκριτικά με αυτό του ενήλικα, καθώς και η πιθανή επιρροή τους στην απόσταση μεταξύ της τερματικής συσκευής κινητών επικοινωνιών και του κεφαλιού αποτελούν ακόμη 'ανοιχτά' ερευνητικά θέματα. Πρόσφατα, μετρήθηκαν οι αποστάσεις μεταξύ της επιφάνειας του πτερυγίου και του κεφαλιού για ενήλικες και παιδιά, κατά τη χρήση κινητής τερματικής συσκευής, προκειμένου να αποτιμηθεί η επίδραση στην παραμόρφωση του πτερυγίου του αυτιού σε συνάρτηση με τις πιθανές διαφοροποιήσεις μεταξύ ενηλίκων και παιδιών [Christ et al. 2010b] (κεφάλαιο 3). Εντούτοις, στο παρόν κεφάλαιο, χρησιμοποιείται το μοντέλο Brad και παράγωγά του, στα οποία έχει πραγματοποιηθεί ήδη συμπίεση του αυτιού, με σκοπό τη χρήση των μοντέλων σε προβλήματα δοσιμετρίας κατά την εφαρμογή κινητής τερματικής συσκευής. Επίσης, για την αποφυγή παραγόντων αβεβαιότητας στη μοντελοποίηση του αυτιού, η επίδραση των ηλικιακά σχετιζόμενων αλλαγών στο αυτί, μελετάται με τη μεταβολή της απόστασης. Δεν λαμβάνονται υπόψη η συμπίεση του αυτιού και δεδομένα ελαστικότητας, δεδομένου ότι η μοντελοποίηση του συμπιεσμένου αυτιού δε θεωρείται ότι αναπαράγεται με ακρίβεια.

# 4.1.4 Διηλεκτρικές ιδιότητες των βιολογικών ιστών

Η εξάρτηση των διηλεκτρικών ιδιοτήτων που χαρακτηρίζουν τους βιολογικούς ιστούς από την ηλικία αποτελεί αναμφίβολα αντικείμενο συζήτησης μεγάλης σημασίας. Συγκρίνοντας ζώα μικρής ηλικίας (10 kg) με τα αντίστοιχα μεγαλύτερης (250 kg), διαπιστώνεται ότι οι τιμές της διηλεκτρικής σταθεράς ε<sub>r</sub> και της ηλεκτρικής αγωγιμότητας σ σχεδόν όλων των ιστών ήταν συστηματικά αυξημένες για τα νεότερα ζώα [Peyman *et al.* 2007]. Για την περίπτωση των παιδιών, σύμφωνα με τη [Anderson 2003], αποδεικνύεται έμμεσα, με βάση τη συνολική περιεκτικότητα του σώματος σε νερό (*total body water-TBW content*) ότι οι διηλεκτρικές ιδιότητες δε διαφέρουν σημαντικά από αυτές του ενήλικα, ύστερα από τον πρώτο χρόνο ζωής. Εντούτοις, μία προσέγγιση της επίδρασης της ηλικίας στις διηλεκτρικές ιδιότητες των βιολογικών ιστών του ανθρώπου έχει πρόσφατα περιγραφεί [Wang *et al.* 2006]. Σύμφωνα με αυτή την προσέγγιση, η μέγιστη διαφορά σε σύγκριση με τον ενήλικα, στη διηλεκτρική σταθερά καθώς και στην ηλεκτρική αγωγιμότητα, φτάνει το 15% για ένα 3χρονο παιδί και 8% για ένα 7χρονο. Συνεπώς, στο παρόν κεφάλαιο, όπου χρησιμοποιούνται μοντέλα κεφαλιού αγοριού που αντιστοιχούν σε ηλικία 10 ετών, η μεταβολή στις τιμές των διηλεκτρικών ιδιοτήτων κυμαίνεται ± 10% επί των τιμών της βιβλιογραφίας. Σύμφωνα με την [Wang *et al.* 2006], η μέγιστη επίδραση της μεταβολής των διηλεκτρικών ιδιοτήτων στις τιμές SAR δεν ξεπερνά το 10%., συμπέρασμα που επιβεβαιώνεται από σχετική παραμετρική μελέτη [Christopoulou and Nikita 2008]. Στην τελευταία, μεταξύ άλλων, μελετάται κινητή τερματική συσκευή με ελικοειδή και γραμμική κεραία που λειτουργεί σε συχνότητες 900 MHz και 1800 MHz. Η μεταβολή των μέγιστων τιμών SAR που προκύπτει από την εφαρμογή της εμπειρικής προσέγγισης σε ρεαλιστικά μοντέλα κεφαλιού ενήλικα και παιδιών 5 και 10 ετών, δεν ξεπερνά το 9%.

# 4.2 Περιγραφή των προβλημάτων ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας

#### 4.2.1 Ανατομικά μοντέλα

Κατά την περιγραφή του ρεαλιστικού σεναρίου ΗΜ ακτινοβολίας, γίνεται χρήση των ανατομικών μοντέλων κεφαλιού ενήλικα, Brad και 10χρονου αγοριού, NUB10 και UB10. Ως πηγή ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας, χρησιμοποιείται η Generic\_H1710, η πλήρης περιγραφή της οποίας έχει γίνει στο κεφάλαιο 3 (Σχήμα 3.5). Οι διηλεκτρικές ιδιότητες των βιολογικών ιστών βασίζονται στα δεδομένα της [Gabriel *et al.* 1996] και μεταβάλλονται κατά ± 10% επί των τιμών αναφοράς. Στο πλαίσιο της μελέτης, μεταβάλλεται η απόσταση D' μεταξύ της κινητής τερματικής συσκευής και του ρεαλιστικού μοντέλου κεφαλιού. Η απόσταση D' ορίζεται μεταξύ του εξωτερικού ιστού του αυτιού του ανατομικού κεφαλιού και του καθορισμένου με ακρίβεια σημείου Ε (Σχήμα 3.5), το οποίο αντιστοιχεί στην προβολή του ακουστικού πόρου. Η κινητή τερματική συσκευή τοποθετείται κατακόρυφα, από την πλευρά του δεξιού αυτιού. Η απόσταση μεταβάλλεται και λαμβάνει τις τιμές D<sup>±</sup>=0 mm, 2.5 mm, 5 mm, 7.5 mm, 10 mm.

Οι δοσιμετρικές προσομοιώσεις διεξάγονται με χρήση της Μεθόδου των Πεπερασμένων Διαφορών στο Πεδίο του Χρόνου (Finite Difference Time Domain-FDTD) [Taflove and Hagness 2005]. Χρησιμοποιείται κυβικό υπολογιστικό πλέγμα, βασισμένο στο κυβικό στοιχείο του Yee, με χωρική διακριτική ικανότητα 1.25 mm. Ως οριακές συνθήκες απορρόφησης εφαρμόζονται 8 στρώματα σύμφωνα με τον αλγόριθμο Απόλυτα Προσαρμοσμένου Στρώματος (Perfectly Matched Layer-PML) [Berenger 1994]. Τα όρια απορρόφησης τοποθετούνται 30 κυβικά στοιχεία μακριά από τον πιο κοντινό σκεδαστή, ικανοποιώντας την προϋπόθεση ακρίβειας της μεθόδου. Το συνολικό υπολογιστικό πλέγμα αποτελείται από περίπου 11.3 εκατομμύρια κυβικά κύτταρα (232×211×231), ανάλογα με το υπό εξέταση σενάριο. Ο ενδιαφερόμενος αναγνώστης μπορεί να αναφερθεί στη [Koulouridis and Nikita 2004], για λεπτομέρειες σχετικές με τη σύγκλιση και ακρίβεια των προσομοιώσεων της ελικοειδούς κεραίας μικρών διαστάσεων. Η τερματική συσκευή τοποθετείται [Koulouridis and Nikita 2001, 2002, 2004].

# 4.2.2 Κανονικά μοντέλα

Κατά την περιγραφή του δεύτερου σεναρίου ΗΜ ακτινοβολίας, γίνεται χρήση των τριστρωματικών σφαιρικών μοντέλων κεφαλιού ενήλικα, Adult και 10χρονου αγοριού, Boy\_1 και Boy\_2. Ως πηγή ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας, χρησιμοποιείται η ελικοειδής διπολική κεραία, η πλήρης περιγραφή της οποίας έχει γίνει στο κεφάλαιο 3 (Σχήμα 3.4). Οι διηλεκτρικές ιδιότητες των βιολογικών ιστών βασίζονται στα δεδομένα του Πίνακα 3.1 και μεταβάλλονται κατά ± 10% επί των τιμών αναφοράς. Στο πλαίσιο της μελέτης, μεταβάλλεται η απόσταση D μεταξύ του ελικοειδούς διπόλου και του σφαιρικού κεφαλιού. Η απόσταση D ορίζεται μεταξύ του αξονικού σημείου τροφοδοσίας του ελικοειδούς διπόλου και του κοντινότερου εξωτερικού σημείου της σφαιρικής επιφάνειας του κεφαλιού. Ο ακριβής ορισμός του προβλήματος και της απόστασης D απεικονίζεται απόσταση μεταβάλλεται στο Σχήμα 4.1. н και λαμβάνει τις τιμές D=5 mm, 7.5 mm, 10 mm, 12.5 mm, 15 mm . Η μικρότερη απόσταση D επιλέγεται, βάσει της μέσης τιμής του πάχους του πτερυγίου του αυτιού, σύμφωνα με τις μετρήσεις του [Kuster et al. 1997]. Η μεγαλύτερη απόσταση D επιλέγεται, λαμβάνοντας υπόψη ότι είναι ασυνήθιστο για ένα χρήστη να κρατά την κινητή τερματική συσκευή σε απόσταση μεγαλύτερη από 1.5 cm.



**Σχήμα 4.1** Ορισμός του προβλήματος ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας, με χρήση σφαιρικού μοντέλου, και της απόστασης D. Οι ακτίνες α<sub>1</sub>, α<sub>2</sub> και α<sub>3</sub> ορίζονται στον Πίνακα 3.4.

Για την περίπτωση προβλημάτων ακτινοβολίας με χρήση κανονικών μοντέλων, χρησιμοποιείται μία ημι-αναλυτική τεχνική Green/MoM, βασισμένη στο συνδυασμό της θεωρίας της συνάρτησης Green και της μεθόδου των Ροπών (*Method of Moments-MoM*). Για την πλήρη μαθηματική περιγραφή της τεχνικής και την αποτίμηση της ακρίβειάς της, ο ενδιαφερόμενος αναγνώστης παραπέμπεται στη [Koulouridis and Nikita 2004], όπου επίσης παρουσιάζονται λεπτομερείς έλεγχοι για τη σύγκλιση και τη σταθερότητά της. Η ακρίβεια στη μοντελοποίηση της ελικοειδούς κεραίας αποτιμήθηκε και συγκριτικά με πειραματικά δεδομένα [Koulouridis and Nikita 2001], παρουσιάζοντας πολύ καλή συμφωνία. Εξαιτίας της ημι-αναλυτικής φύσης της, η τεχνική Green/MoM μπορεί να παρέχει αποτελέσματα υψηλής ακρίβειας.

Παρόλο που τα σφαιρικά μοντέλα κεφαλιού ενδέχεται να φαίνονται σχετικά απλουστευμένα, συγκριτικά με τα λεπτομερώς ανατομικά μοντέλα, έχουν χρησιμοποιηθεί και χρησιμοποιούνται ευρέως σε μελέτες δοσιμετρίας, π.χ. [Nikita *et al.* 2000], [Anderson 2003], [Reyhani and Ludwig 2006]. Σε αυτό το πλαίσιο, η τεχνική Green/MoM παρέχει ένα πλεονεκτικό μέσο

(α) για την αναπαραγωγή των χαρακτηριστικών απορρόφησης, απαλλαγμένων από τις αβεβαιότητες της FDTD μεθόδου, (β) για τη μελέτη του αποτελέσματος που έχει η μεταβολή βασικών παραμέτρων ενδιαφέροντος, (γ) για την εύκολη ανάδειξη της σχετικής τοποθέτησης της πηγής ραδιοσυχνοτήτων, (δ) για την αμιγώς απομόνωση της εξάρτησης των τιμών SAR από τον όγκο [Bit-Babik *et al.* 2005], και (ε) για την παροχή μίας αξιόπιστης αναφοράς για πειραματικές μετρήσεις. Επιπλέον, η προσομοίωση του λεπτομερώς καθορισμένου ελικοειδούς διπόλου μικρών διαστάσεων στην κοντινή περιοχή του σφαιρικού μοντέλου κεφαλιού, καθιστά το σενάριο ακτινοβολίας εύκολα αναπαράξιμο. Μέσω της συνδυασμένης μελέτης ρεαλιστικών και κανονικών προβλημάτων ακτινοβολίας, δε σκοπεύεται η λήψη άμεσα συγκρίσιμων αποτελεσμάτων, αλλά η εξέταση της δυνατότητας χρήσης των κανονικών προβλημάτων ακτινοβολίας, στην αποτίμηση ηλικιακά σχετιζόμενων αλλαγών στα σχήματα απορρόφησης ισχύος.

# 4.3 Αριθμητικά αποτελέσματα

Η μελέτη τόσο των ρεαλιστικών όσο των κανονικών προβλημάτων έκθεσης περιλαμβάνει τον υπολογισμό των μέγιστων τοπικών και κανονικοποιημένων, σε μάζα αναφοράς 1 g και 10 g, τιμών του ρυθμού ειδικής απορρόφησης, στο εσωτερικό του κεφαλιού, όπως και των τιμών της απορροφούμενης ισχύος. Στα ρεαλιστικά σενάρια ΗΜ έκθεσης, οι τοπικές τιμές του SAR υπολογίζονται σε κάθε κυβικό στοιχείο. Οι τιμές του SAR, κανονικοποιημένες σε κυβική μάζα αναφοράς M=1g και 10g υπολογίζονται σύμφωνα με τη μέθοδο κανονικοποίησης που περιγράφεται στην [Koulouridis and Nikita 2004]. Η μέθοδος αυτή έχει επίσης χρησιμοποιηθεί σε μεγάλη διεργαστηριακή μελέτη δοσιμετρίας [Nikita et al. 2000], η οποία είχε ως στόχο την αποτίμηση της ακρίβειας των FDTD προσομοιώσεων δοσιμετρίας. Σύμφωνα με αυτή τη μέθοδο κανονικοποίησης, η μάζα αναφοράς ικανοποιεί τις ίδιες σχεδόν προϋποθέσεις με αυτές που περιγράφονται στο τελευταίο πρότυπο της IEEE, IEEE Std. C95.3-2002 [IEEE 2002], το οποίο εφαρμόζεται σε μελέτες δοσιμετρίας [Beard et al. 2006]. Συνεπώς, καμία οριακή επιφάνεια της μάζας αναφοράς δεν επεκτείνεται εκτός της εξώτατης επιφάνειας του βιολογικού αντικειμένου. Ωστόσο, δε λαμβάνεται ειδική μέριμνα για τις εξώτατες βιολογικές δομές (π.χ. πτερύγιο αυτιού), συνεπάγοντας υψηλότερες τιμές psSAR<sub>1g</sub>/psSAR<sub>10g</sub> κατά περίπου 7%, σε σύγκριση με τις αντίστοιχες που υπολογίζονται σύμφωνα με το πρότυπο [IEEE 2002]. Στα προβλήματα ΗΜ έκθεσης, με χρήση κανονικών μοντέλων, η κανονικοποίηση των τιμών του SAR πραγματοποιείται σύμφωνα με τη μεθοδολογία που περιγράφεται λεπτομερώς στην [Koulouridis and Nikita 2004]. Όλα τα αποτελέσματα που παρουσιάζονται στους Πίνακες 4.1-4.4 αναφέρονται σε ισχύ εισόδου 125 mW. Η ισχύς εισόδου στην κεραία υπολογίζεται στο σημείο τροφοδοσίας, χρησιμοποιώντας τη σχέση

$$P_i = Re\{V \cdot I^*\}$$
 (4.1),

όπου V και Ι η τάση και το ρεύμα στο διάκενο ενώ το σύμβολο \* δηλώνει το συζυγή μιγαδικό.

Προκειμένου να επιτρέπεται η σύγκριση με παλιότερα αποτελέσματα [Koulouridis and Nikita 2001, 2002, 2004], χρησιμοποιούνται οι ίδιες πηγές ΗΜ ακτινοβολίας, στην ίδια σχετική

(κατακόρυφη) τοποθέτηση. Η πρωτότυπη εργασία που εξετάζεται στο παρόν κεφάλαιο περιλαμβάνει παραμέτρους υπό μελέτη, όπως η απόσταση, το μέγεθος του κεφαλιού, η εσωτερική ανατομία, η μεταβολή των διηλεκτρικών ιδιοτήτων.

# 4.3.1 Μεταβολή της απόστασης πηγής ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας και κεφαλιού

Ο Πίνακας 4.1 συνοψίζει τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων για τα ρεαλιστικά σενάρια ΗΜ έκθεσης (FDTD). Πραγματοποιούνται συγκρίσεις των αποτελεσμάτων της μεγαλύτερης απόστασης (D' = 10 mm) με εκείνα στα οποία η κινητή τερματική συσκευή βρίσκεται σε άμεση επαφή με το αυτί (D' = 0 mm).

**Πίνακας 4.1** Μέγιστες τιμές SAR και απορροφούμενη ισχύς στα ανατομικά μοντέλα κεφαλιού ενήλικα (Brad) και αγοριών 10 ετών (UB10, NUB10). Τα μοντέλα εκτίθενται στην Generic\_H1710. Η ισχύς εισόδου στην κεραία είναι 125 mW. Τα αποτελέσματα αντιστοιχούν στα ρεαλιστικά σενάρια έκθεσης (FDTD), για τη μεταβολή της

απόσταση D' (mm)	ps	SAR <sub>1g</sub> (W/	kg)	psSAR <sub>10g</sub> (W/kg)			
	Brad	UB10	NUB10	Brad	UB10	NUB10	
0.0	2.42	2.20	2.32	1.35	1.45	1.39	
2.5	1.40	1.69	1.33	0.90	1.02	0.86	
5.0	0.95	1.03	1.02	0.68	0.70	0.57	
7.5	0.72	0.79	0.68	0.49	0.65	0.41	
10.0	0.56	0.62	0.91	0.37	0.43	0.31	
απόσταση D' (mm)	τοπι	кó SAR (V	//kg)	απορροσ	φούμενη ισχ	ύς (mW)	
απόσταση D' (mm)	τοπι Brad	κό SAR (W UB10	//kg) NUB10	απορροά Brad	φούμενη ισχ UB10	ύς (mW) NUB10	
<b>απόσταση D' (mm)</b> 0.0	τοπι Brad 5.70	к <b>ó SAR (W</b> UB10 5.14	<b>//kg)</b> NUB10 5.84	απορροσ Brad 82.81	<b>φούμενη ισχ</b> <b>UB10</b> 82.45	<b>ύς (mW)</b> NUB10 79.83	
απόσταση D' (mm) 0.0 2.5	τοπι Brad 5.70 3.08	κό SAR (W UB10 5.14 2.76	//kg) NUB10 5.84 3.08	απορροσ Brad 82.81 67.42	<b>φούμενη ισχ</b> <b>UB10</b> 82.45 67.50	ύς (mW) NUB10 79.83 61.72	
<b>απόσταση D' (mm)</b> 0.0 2.5 5.0	τοπι Brad 5.70 3.08 2.21	кó SAR (W UB10 5.14 2.76 1.85	//kg) NUB10 5.84 3.08 2.00	<b>απορροά</b> <b>Brad</b> 82.81 67.42 55.88	<b>ουύμενη ισχ</b> <b>UB10</b> 82.45 67.50 53.98	ύς (mW) NUB10 79.83 61.72 50.16	
<b>απόσταση D' (mm)</b> 0.0 2.5 5.0 7.5	толи Brad 5.70 3.08 2.21 1.62	κό SAR (W UB10 5.14 2.76 1.85 1.44	//kg) NUB10 5.84 3.08 2.00 1.41	<b>απορροά</b> <b>Brad</b> 82.81 67.42 55.88 46.91	<b>ουύμενη ισχ</b> <b>UB10</b> 82.45 67.50 53.98 45.10	<b>ύς (mW)</b> <b>NUB10</b> 79.83 61.72 50.16 41.53	

απόστασης.

Παρατηρείται 82% μείωση στις μέγιστες τοπικές τιμές SAR για το μοντέλο κεφαλιού NUB10 και 78% για τα μοντέλα Brad και UB10. Η μείωση στις μέγιστες τιμές psSAR<sub>10g</sub> είναι 78% για το μοντέλο NUB10, ενώ για τα Brad και UB10 είναι αντίστοιχα 73% και 70%. Η κανονικοποίηση σε μάζα αναφοράς καθορίζεται από την κατανομή των ιστών, η οποία σε συνδυασμό με την πιθανή διαφοροποίηση της κατανομής πεδίου, μπορεί να οδηγήσει σε αλλαγές στην τάση μεταβολής των τιμών psSAR<sub>1g</sub>/psSAR<sub>10g</sub>, σε σύγκριση με την αντίστοιχη τάση των τοπικών τιμών SAR. Συνεπώς, ενώ οι τοπικές τιμές SAR στο NUB10 μοντέλο είναι γενικά υψηλότερες από τις αντίστοιχες στο UB10, χαμηλότερες τιμές psSAR<sub>10g</sub> (4%-37%) παρατηρούνται στο NUB10 όταν η κανονικοποίηση πραγματοποιείται σε μάζα αναφοράς 10 g. Συγκρίνοντας με το Brad, οι τιμές psSAR<sub>10g</sub> στο NUB10 είναι 6% από την ισχύ εισόδου της Generic\_H1710 απορροφάται αντίστοιχα από τα NUB10, Brad και UB10, για απόσταση D'=0 mm. Καθώς η απόσταση αυξάνει (D'=10 mm), η απορροφούμενη ισχύς μειώνεται κατά 56%, 52%, και 54%, αντίστοιχα.

επίπεδα ισχύος με το Brad, απορροφούνται από το UB10. Η παρατήρηση αυτή σε συνδυασμό με το γεγονός ότι η HM απορροφούμενη ισχύς κατανέμεται στη μικρότερη μάζα του UB10, συμφωνούν με τις γενικά υψηλότερες τιμές psSAR<sub>1g</sub>/psSAR<sub>10g</sub> οι οποίες παρατηρούνται στο UB10.

Στην Εικόνα 4.1 παρουσιάζονται οι κατανομές των τοπικών τιμών SAR, κανονικοποιημένες σε 1 W/kg, για τις τομές όπου υπολογίζεται η μέγιστη τιμή του τοπικού SAR. Η απεικόνιση πραγματοποιείται για τα μοντέλα Brad, NUB10 και UB10 για την ελάχιστη D' = 0 mm και μέγιστη D' = 10 mm απόσταση. Παρόλο που η κατανομή SAR είναι ιδιαίτερα ανομοιογενής, μπορεί να παρατηρηθεί ότι αυτή που αντιστοιχεί στο NUB10 είναι παρόμοια με αυτή του Brad. Στο UB10 μοντέλο, οι περιοχές που αντιστοιχούν σε υψηλές τιμές SAR, είναι πιο εκτεταμένες, συγκριτικά με εκείνες του Brad, οδηγώντας σε σχετικά μεγαλύτερη διείσδυση της ισχύος που απορροφάται από το UB10. Αυτό συμφωνεί με την παρατήρηση της μικρότερης απορροφούμενης ισχύος από το NUB10, σε συνδυασμό με το μεγαλύτερο μέγεθός του, συγκριτικά με το UB10. Επιπλέον, είναι προφανές ότι καθώς η απόσταση αυξάνει, η κατανομή SAR γίνεται πιο ομοιόμορφη.

Ο Πίνακας 4.2 συνοψίζει τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων για τα κανονικά προβλήματα HM έκθεσης (Green/MoM). Συγκρίνοντας τα αποτελέσματα για τη μέγιστη απόσταση με εκείνα για την ελάχιστη, παρατηρείται μείωση κατά 64% στις μέγιστες τοπικές τιμές SAR για τα τρία σφαιρικά μοντέλα. Στις μέγιστες τιμές  $psSAR_{10g}$ , παρατηρείται μείωση κατά 56% (55%) για το μοντέλο Boy\_2 (Adult ή Boy\_1). Όσον αφορά στην απορροφούμενη ισχύ, ποσοστό 94% (~91%) της ισχύος εισόδου στο ελικοειδές δίπολο, απορροφάται από το μοντέλο Adult (Boy\_1 ή Boy\_2), για την ελάχιστη απόσταση D=5 mm . Καθώς αυξάνεται η απόσταση (με μέγιστη D=15 mm ), η απορροφούμενη ισχύς μειώνεται κατά 35%, 34% και 36% για το Adult, Boy 1 και Boy 2, αντίστοιχα.

<b>Πίνακας 4.2</b> Μέγιστες τιμές SAR και απορροφούμενη ισχύς στα σφαιρικά τριστρωματικά μοντέλα κεφαλιού
ενήλικα (Adult) και αγοριών 10 ετών (Boy_1, Boy_2). Τα μοντέλα εκτίθενται στην ελικοειδή διπολική κεραία, με
συχνότητα λειτουργίας 1710 MHz. Η ισχύς εισόδου στην κεραία είναι 125 mW. Τα αποτελέσματα αντιστοιχούν
στα κανονικά προβλήματα έκθεσης (Green/MoM), για τη μεταβολή της απόστασης.

απόσταση D (mm)	ps	SAR <sub>1g</sub> (W/	kg)	psSAR <sub>10g</sub> (W/kg)			
	Adult	Boy_1	Boy_2	Adult	Boy_1	Boy_2	
5.0	6.97	7.70	7.86	3.42	4.41	3.97	
7.5	5.72	5.91	6.04	2.91	3.77	3.35	
10.0	4.49	4.58	4.68	2.42	3.12	2.75	
12.5	3.46	3.53	3.59	1.94	2.52	2.20	
15.0	2.61	2.69	2.72	1.53	1.99	1.73	
απόσταση D (mm)	τοπι	ικό SAR (W	//kg)	απορροσ	φούμενη ισχ	ύς (mW)	
απόσταση D (mm)	τοπι Adult	кó SAR (W Boy_1	//kg) Boy_2	απορροα Adult	φούμενη ισχ Βογ_1	ζύς (mW) Boy_2	
απόσταση D (mm) 5.0	τοπι Adult 14.09	ко́ SAR (М Воу_1 13.88	<b>//kg)</b> Boy_2 13.88	απορροσ Adult 117.32	<b>φούμενη ισχ</b> <b>Boy_1</b> 113.00	<b>ύς (mW)</b> Boy_2 113.36	
απόσταση D (mm) 5.0 7.5	τοπι Adult 14.09 11.32	к <b>ó SAR (М</b> Воу_1 13.88 11.36	<b>//kg)</b> Boy_2 13.88 11.25	απορροσ Adult 117.32 110.07	<b>φούμενη ισχ</b> <b>Βογ_1</b> 113.00 105.35	<b>ύς (mW)</b> <b>Boy_2</b> 113.36 105.09	
<b>απόσταση D (mm)</b> 5.0 7.5 10.0	толи Adult 14.09 11.32 8.95	ко́ SAR (W Boy_1 13.88 11.36 8.67	//kg) Boy_2 13.88 11.25 8.78	<b>απορροσ</b> <b>Adult</b> 117.32 110.07 100.26	<b>φούμενη ισχ</b> Boy_1 113.00 105.35 95.58	<b>boy_2</b> <b>Boy_2</b> 113.36 105.09 94.84	
<b>απόσταση D (mm)</b> 5.0 7.5 10.0 12.5	толи Adult 14.09 11.32 8.95 6.85	кó SAR (М Воу_1 13.88 11.36 8.67 6.67	//kg) Boy_2 13.88 11.25 8.78 6.66	<b>απορροσ</b> <b>Adult</b> 117.32 110.07 100.26 88.69	<b>φούμενη ισχ</b> <b>Boy_1</b> 113.00 105.35 95.58 84.96	<b>boy_2</b> 113.36 105.09 94.84 83.71	



Εικόνα 4.1 Κατανομή τοπικών τιμών SAR, κανονικοποιημένων στην τιμή 1 W/kg σε dB. Τα ρεαλιστικά μοντέλα κεφαλιού ενήλικα και παιδιών (NUB10 και UB10) εκτίθενται στην HM ακτινοβολία της Generic\_H1710. Τομές (α), (β) xz και (γ), (δ) xy όπου υπολογίζεται η μέγιστη τιμή του τοπικού SAR. Η Generic\_H1710 τοποθετείται σε απόσταση (α), (γ) D'=0 mm και (β), (δ) D'=10 mm από το μοντέλο κεφαλιού.

Συγκρίνοντας τα αποτελέσματα των Πινάκων 4.1 και 4.2, οι διαφορές στις υπολογισμένες τιμές SAR οφείλονται στο διαφορετικό ορισμό της απόστασης (D' και D) και της γεωμετρίας, λαμβάνοντας υπόψη ότι τα κανονικά προβλήματα δοσιμετρίας παρέχουν εκτιμήσεις που αντιστοιχούν στο χείριστο σενάριο HM έκθεσης. Οι διαφορές που οφείλονται στους υπολογιστικούς αλγορίθμους

έχουν εκτενώς μελετηθεί στην [Koulouridis and Nikita 2004]. Παρόμοια με τα FDTD αποτελέσματα, το διαφορετικό μέγεθος των σφαιρικών μοντέλων κεφαλιού οδηγεί σε διαφοροποιήσεις στις τιμές SAR και την απορροφούμενη ισχύ από το κεφάλι. Η μείωση στις μέγιστες τιμές SAR, λόγω της αύξησης της απόστασης είναι λιγότερο έντονη στα κανονικά προβλήματα, σε σχέση με τα ρεαλιστικά. Συγκρίνοντας τα αποτελέσματα για τις περιπτώσεις των Boy\_1 και Boy\_2, μπορεί εύκολα να συμπεραθεί ότι παρουσιάζουν ασήμαντες διαφορές στις μέγιστες τοπικές τιμές SAR και την απορροφούμενη ισχύ.

Παρόμοια με τα ανατομικά μοντέλα κεφαλιού, χαμηλότερες (~12%) τιμές psSAR<sub>10g</sub> παρατηρούνται στο Boy\_2, συγκριτικά με τις αντίστοιχες στο Boy\_1. Προκειμένου να διακριθεί εάν η παρατηρούμενη τάση στην αλλαγή των τιμών SAR οφείλεται στη διαφοροποίηση του μεγέθους του κεφαλιού ή της εσωτερικής ανατομίας, έχουν διεξαχθεί συμπληρωματικές προσομοιώσεις. Για την ελάχιστη απόσταση, έχει διεξαχθεί μία προσομοίωση για ένα σφαιρικό μοντέλο κεφαλιού με ίδιο μέγεθος με το Boy\_1 και εσωτερική δομή (δηλαδή πάχος δέρματος και κρανίου) ίδια με το Boy\_2. Συγκρίνοντας με το Boy\_1, οι μέγιστες τιμές για το τοπικό SAR και psSAR<sub>1g</sub> είναι σχεδόν ίδιες (διαφορά ~0.5%) ενώ η μέγιστη τιμή psSAR<sub>10g</sub> είναι κατά 11% χαμηλότερη. Συνεπώς, επιβεβαιώνεται ότι οι διαφοροποιήσεις στις τιμές των psSAR<sub>1g</sub>/psSAR<sub>10g</sub> εξαρτώνται όχι μόνο από το μέγεθος της σφαίρας, αλλά επίσης από την εσωτερική ανατομία. Επιπλέον, η διαφορά στις τιμές psSAR<sub>10g</sub> που υπολογίζονται στα Boy\_1 και Adult είναι περισσότερο εμφανής (~30%, για όλες τις αποστάσεις), από την αντίστοιχη μεταξύ Brad και UB10 στο ρεαλιστικό σενάριο έκθεσης, οι μέγιστες τιμές τοπικού SAR, psSAR<sub>1g</sub> και psSAR<sub>10g</sub> ακολουθούν γενικά εκθετική μείωση, σε σχέση με την αύξηση της απόστασης.

#### 4.3.2 Μεταβολή των διηλεκτρικών ιδιοτήτων των βιολογικών ιστών

Προκειμένου να αποτιμηθεί η επίδραση της μεταβολής των διηλεκτρικών ιδιοτήτων στις τιμές SAR και την απορροφούμενη ισχύ, διεξάγονται προσομοιώσεις για τα ρεαλιστικά και κανονικά προβλήματα HM έκθεσης, για δεδομένη απόσταση. Οι διηλεκτρικές ιδιότητες των βιολογικών ιστών μεταβάλλονται κατά ±10%, συγκρινόμενες με τις τιμές αναφοράς του Πίνακα 3.1 και της βιβλιογραφίας [Gabriel *et al.* 1996].

Οι διηλεκτρικές ιδιότητες μεταβάλλονται για την ελάχιστη απόσταση, καθώς αυτή η απόσταση είναι η συνήθης κατά το σενάριο χρήσης κινητής τερματικής συσκευής. Τα αποτελέσματα για τα ρεαλιστικά σενάρια HM έκθεσης (FDTD) παρουσιάζονται στον Πίνακα 4.3. Συγκρίνοντας την περίπτωση των υψηλών τιμών διηλεκτρικών ιδιοτήτων σε σχέση με αυτή των χαμηλών, οι μέγιστες τοπικές τιμές SAR παραμένουν αμετάβλητες στο NUB10, και αυξάνονται κατά 5% και 9% στο Brad και UB10, αντίστοιχα. Η αντίστοιχη αύξηση στις τιμές psSAR<sub>10g</sub> είναι της τάξης του 9%, 8%, και 7%. Όσον αφορά στην απορροφούμενη ισχύ, μειώνεται ελαφρώς (3% στο Brad και NUB10) ή παραμένει αμετάβλητη στο UB10, καθώς οι τιμές των διηλεκτρικών ιδιοτήτων αυξάνονται.

Τα αποτελέσματα για τα κανονικά προβλήματα ΗΜ έκθεσης (Green/MoM) παρουσιάζονται στον Πίνακα 4.4. Συγκρίνοντας την περίπτωση των υψηλών τιμών διηλεκτρικών ιδιοτήτων σε σχέση με αυτή των χαμηλών, παρατηρείται μείωση της τάξης των 23%, 20%, και 24% στις μέγιστες τοπικές τιμές SAR στα μοντέλα Boy\_2, Adult και Boy\_1, αντίστοιχα. Εντούτοις, η αντίστοιχη αύξηση στις τιμές psSAR<sub>10g</sub> είναι της τάξης των 12% για τα δύο μοντέλα αγοριού και 13% για τον ενήλικα. Όσον αφορά στην απορροφούμενη ισχύ, αυτή παραμένει σχεδόν σταθερή-στην πραγματικότητα, παρατηρείται ασήμαντη αύξηση της τάξης 1% για τον ενήλικα, και 2% για τα Boy\_1 και Boy\_2.

**Πίνακας 4.3** Μέγιστες τιμές SAR και απορροφούμενη ισχύς στα ανατομικά μοντέλα κεφαλιού ενήλικα (Brad) και αγοριών 10 ετών (UB10, NUB10). Τα μοντέλα εκτίθενται στην Generic\_H1710. Η ισχύς εισόδου στην κεραία είναι 125 mW. Τα αποτελέσματα αντιστοιχούν στα ρεαλιστικά σενάρια έκθεσης (FDTD), για τη μεταβολή των τιμών των διηλεκτρικών ιδιοτήτων, για την ελάχιστη απόσταση D'=0 mm.

μεταβολή των διηλεκτρικών ιδιοτήτων, συγκριτικά με	ps	psSAR <sub>1g</sub> (W/kg)		psSAR <sub>10g</sub> (W/kg)		
[Gabriel <i>et al.</i> 1996]	Brad	UB10	NUB10	Brad	UB10	NUB10
+10%	2.57	2.29	2.44	1.41	1.53	1.45
0	2.42	2.20	2.32	1.35	1.45	1.39
-10%	2.23	1.98	2.25	1.30	1.43	1.33
	τοπικό SAR (W/kg)					
μεταβολή των διηλεκτρικών ιδιοτήτων, συγκριτικά με	τοπ	ικό SAR (V	V/kg)	απορροσ	φούμενη ισχ	(ύς (mW)
μεταβολή των διηλεκτρικών ιδιοτήτων, συγκριτικά με [Gabriel <i>et al</i> . 1996]	τοπ Brad	ικό SAR (V UB10	V/kg) NUB10	απορροα Brad	φούμενη ισχ UB10	(ύς (mW) NUB10
μεταβολή των διηλεκτρικών ιδιοτήτων, συγκριτικά με [Gabriel <i>et al.</i> 1996] +10%	τοπ Brad 5.76	ικό SAR (V UB10 5.42	V/kg) NUB10 5.83	απορροσ Brad 81.46	<b>φούμενη ισχ</b> <b>UB10</b> 82.41	<mark>χύς (mW)</mark> NUB10 78.74
μεταβολή των διηλεκτρικών ιδιοτήτων, συγκριτικά με [Gabriel <i>et al.</i> 1996] +10% Ο	τοπ Brad 5.76 5.70	ικό SAR (V UB10 5.42 5.14	V/kg) NUB10 5.83 5.84	απορροσ Brad 81.46 82.81	<b>φούμενη ισχ</b> <b>UB10</b> 82.41 82.45	<b>χύς (mW)</b> <b>NUB10</b> 78.74 79.83

Πίνακας 4.4 Μέγιστες τιμές SAR και απορροφούμενη ισχύς στα σφαιρικά τριστρωματικά μοντέλα κεφαλιού ενήλικα (Adult) και αγοριών 10 ετών (Boy\_1, Boy\_2). Τα μοντέλα εκτίθενται στην ελικοειδή διπολική κεραία, με συχνότητα λειτουργίας 1710 MHz. Η ισχύς εισόδου στην κεραία είναι 125 mW. Τα αποτελέσματα αντιστοιχούν στα κανονικά προβλήματα έκθεσης (Green/MoM), για τη μεταβολή των τιμών των διηλεκτρικών ιδιοτήτων, για την ελάχιστη απόσταση D=5 mm.

μεταβολή των διηλεκτρικών ιδιοτήτων, συγκριτικά με τον	psSAR <sub>1g</sub> (W/kg)			psSAR <sub>10g</sub> (W/kg)			
Πίνακα 3.1	Adult	Boy_1	Boy_2	Adult	Boy_1	Boy_2	
+10%	8.03	8.34	8.55	3.63	4.69	4.19	
0	6.97	7.70	7.86	3.42	4.41	3.97	
-10%	6.64	7.02	7.18	3.20	4.18	3.75	
	τοπικό SAR (W/kg)			) απορροφούμενη ισχύς (mW)			
μεταβολή των διηλεκτρικών ιδιοτήτων, συγκριτικά με [Gabriel	τοπ	ικό SAR (V	V/kg)	απορροσ	φούμενη ισχ	(ύς (mW)	
μεταβολή των διηλεκτρικών ιδιοτήτων, συγκριτικά με [Gabriel <i>et al.</i> 1996]	τοπ Adult	ικό SAR (V Boy_1	V/kg) Boy_2	απορροα Adult	φούμενη ισχ Βογ_1	(ύς (mW) Boy_2	
μεταβολή των διηλεκτρικών ιδιοτήτων, συγκριτικά με [Gabriel <i>et al</i> . 1996] +10%	τοπ Adult 14.95	ικό SAR (V Boy_1 14.86	<b>V/kg)</b> Boy_2 15.30	απορροσ Adult 117.44	<b>φούμενη ισχ</b> <b>Βογ_1</b> 114.10	<b>χύς (mW)</b> Boy_2 114.13	
μεταβολή των διηλεκτρικών ιδιοτήτων, συγκριτικά με [Gabriel <i>et al.</i> 1996] +10% 0	τοπ Adult 14.95 14.09	<b>ικό SAR (V</b> <b>Boy_1</b> 14.86 13.88	V/kg) Boy_2 15.30 13.88	<b>απορροσ</b> <b>Adult</b> 117.44 117.32	<b>φούμενη ισχ</b> <b>Βογ_1</b> 114.10 113.00	<b>κύς (mW)</b> <b>Boy_2</b> 114.13 113.36	

Παρατηρείται ότι για την ελάχιστη απόσταση διατηρείται μία τάση στην αλλαγή των μέγιστων τιμών SAR, λόγω της μεταβολής των διηλεκτρικών ιδιοτήτων. Προκειμένου να εξεταστεί αν αυτή η τάση μπορεί να γενικευτεί για μεγαλύτερες αποστάσεις, διεξάγονται συμπληρωματικές προσομοιώσεις, για κάθε σενάριο HM έκθεσης του ενήλικα, στη μέγιστη απόσταση, για μεταβολή των διηλεκτρικών ιδιοτήτων ±10%, σε σχέση με τις τιμές αναφοράς. Συγκρίνοντας την περίπτωση των υψηλών τιμών διηλεκτρικών ιδιοτήτων 13%, 16% και 9% παρατηρείται αντίστοιχα στις μέγιστες τιμές του τοπικού SAR, psSAR<sub>1</sub> και

psSAR<sub>10g</sub>. Για το ρεαλιστικό σενάριο, παρόλο που παρατηρείται αύξηση της τάξης του 9% και 6% στην μέγιστη τιμή τοπικού SAR και psSAR<sub>10g</sub> αντίστοιχα, παρατηρείται μείωση κατά 5% στη μέγιστη τιμή psSAR<sub>1g</sub>.

# 4.4 Συζήτηση και συμπεράσματα

Στο παρόν κεφάλαιο, παρουσιάζεται η λεπτομερής παραμετρική αποτίμηση της απορροφούμενης ισχύος από μοντέλα κεφαλιού ενηλίκων και παιδιών, που εκτίθενται στην ΗΜ ακτινοβολία ελικοειδών κεραιών μικρών διαστάσεων [Christopoulou *et al.* 2009]. Το κεφάλαιο συνίσταται στην παραμετρική μελέτη των ελικοειδών κεραιών, οι οποίες προκαλούν υψηλότερα επίπεδα απορρόφησης ισχύος, συγκριτικά με τις γραμμικές [Koulouridis and Nikita 2002]. Η τάση μεταβολής των τιμών του SAR, όπως και της απορροφούμενης ισχύος αποτιμούνται στα ρεαλιστικά και κανονικά προβλήματα ΗΜ έκθεσης, και συνοψίζονται στα εξής:

- α. Καθώς η απόσταση αυξάνει, παρατηρείται εκθετική μείωση των μέγιστων τιμών του τοπικού SAR και psSAR<sub>1g</sub>, που υπολογίζονται στα ρεαλιστικά και σφαιρικά μοντέλα κεφαλιού. Η εκθετική μείωση συμφωνεί απολύτως με τη φύση της απορρόφησης ισχύος σε συνθήκες κοντινού πεδίου [Kouveliotis *et al.* 2006]. Στα σφαιρικά μοντέλα κεφαλιού, οι μέγιστες τιμές psSAR<sub>10g</sub> εξαρτώνται γραμμικά από την απόσταση, εφόσον η κανονικοποίηση σε μία μεγάλη μάζα αναφοράς αμβλύνει την εξάρτηση από την απόσταση.
- β. Γενικά, συγκρίσιμα επίπεδα (διαφορά μικρότερη από 5%) απορροφούμενης ισχύος παρατηρούνται στα μοντέλα κεφαλιού ενηλίκων και παιδιών. Ωστόσο, για τη μέγιστη απόσταση, η ισχύς που απορροφάται από το μοντέλο UNB10 είναι ως 12% μικρότερη από εκείνη που απορροφάται από τον ενήλικα.
- Καθώς αυξάνονται οι τιμές των διηλεκτρικών ιδιοτήτων των βιολογικών ιστών, ν. παρατηρείται αύξηση στις τιμές SAR, για την ελάχιστη απόσταση. Η αύξηση αυτή γίνεται πιο εμφανής στα προβλήματα ΗΜ έκθεσης με χρήση σφαιρικών μοντέλων. Η ισχύς που απορροφάται από το κεφάλι παραμένει σχεδόν σταθερή (διαφορές εντός του ποσοστού 3%). Για τα ρεαλιστικά σενάρια έκθεσης, η μεταβολή των διηλεκτρικών ιδιοτήτων, λόγω της ηλικίας, επιδρά στις τιμές psSAR10g, μέχρι 9%, το οποίο ποσοστό είναι σε συμφωνία με τα αποτελέσματα της [Wang et al. 2006]. Ωστόσο, επιπλέον προσομοιώσεις που αφορούν στη μεταβολή των διηλεκτρικών ιδιοτήτων των βιολογικών ιστών ενηλίκων (ρεαλιστικών και σφαιρικών), για τη μέγιστη απόσταση, δίνουν ενδείξεις ότι η τάση στις μεταβολές των τιμών SAR εξαρτάται επίσης από την ανατομία της εκτιθέμενης περιοχής [Keshvari et al. 2006]. Η εκτιθέμενη περιοχή βέβαια εξαρτάται από τη σχετική τοποθέτηση της πηγής ΗΜ ακτινοβολίας ως προς το κεφάλι. Σε αυτό το πλαίσιο, προκειμένου να επεκταθεί η παρούσα έρευνα, απαιτείται η διεξαγωγή πολυ-παραμετρικής μελέτης που θα εμπλέκει την παράμετρο της απόστασης και της σχετικής τοποθέτησης της πηγής ΗΜ ακτινοβολίας, ώστε να αποσαφηνιστεί η επίδραση της μεταβολής των διηλεκτρικών ιδιοτήτων.

- Συγκρίνοντας τα δύο ρεαλιστικά μοντέλα κεφαλιού παιδιών (UB10 και NUB10), υπολογίζονται αυξημένες μέγιστες τιμές τοπικού SAR για το NUB10 μοντέλο, ενώ αυτή η τάση αντιστρέφεται για τις μέγιστες τιμές psSAR<sub>1g</sub>/psSAR<sub>10g</sub>. Συγκρίνοντας με τον ενήλικα, οι μέγιστες τιμές psSAR<sub>10g</sub> που υπολογίζονται στο NUB10 είναι γενικά μικρότερες (4-16%, μεταβάλλοντας την απόσταση). Επιπλέον, οι μέγιστες τοπικές τιμές SAR που υπολογίζονται στο UB10, είναι χαμηλότερες από τις αντίστοιχες του ενήλικα. Αυτή η τάση αντιστρέφεται για τις τιμές psSAR10g, οδηγώντας σε γενικά υψηλότερες τιμές psSAR10g (3-33%) για το UB10, συγκρίνοντας με τις αντίστοιχες του ενήλικα. Οι διαφορές στις τάσεις μεταβολής μεταξύ των μέγιστων τοπικών τιμών SAR και psSAR1<sub>g</sub>/psSAR1<sub>og</sub> μπορούν να δικαιολογηθούν επαρκώς από τη μέθοδο κανονικοποίησης, η οποία περιλαμβάνει διακυμάνσεις στη σύνθεση της μάζας αναφοράς. Η μελέτη των μέγιστων τιμών psSAR<sub>1g</sub>/psSAR<sub>1g</sub> θεωρείται πιο αξιόπιστη από τον υπολογισμό των τιμών του τοπικού SAR, οι οποίες είναι πιο επιδεκτικές σε αριθμητικά σφάλματα. Στην [Hadjem et. al. 2005], έχουν μελετηθεί οι διαφορές στην απορρόφηση ισχύος, λόγω ηλικίας για δύο κινητές τερματικές συσκευές, εξοπλισμένες με επίπεδες κεραίες. Η μελέτη κατέληξε σε ασήμαντες διαφορές στο ισοζύγιο ισχύος και στις τιμές psSAR10g μεταξύ των μοντέλων κεφαλιού παιδιού που προέκυψαν από ομοιόμορφη και μη ομοιόμορφη σμίκρυνση του αντίστοιχου ενήλικα. Ωστόσο, έχει αναφερθεί μία μικρή διαφορά στις τιμές SAR που υπολογίστηκαν στους εγκεφαλικούς ιστούς.
- ε. Όσον αφορά στα δύο σφαιρικά μοντέλα κεφαλιού παιδιού (Boy\_1 και Boy\_2), παρατηρούνται ανεπαίσθητες διαφορές (1-2%) στις μέγιστες τιμές τοπικού SAR και psSAR<sub>1g</sub>. Οι μέγιστες τιμές psSAR<sub>10g</sub> που υπολογίζονται στο Boy\_2 είναι 10-13% χαμηλότερες από τις αντίστοιχες στο Boy\_1, μεταβάλλοντας την απόσταση. Πρέπει να τονιστεί ότι οι μέγιστες τιμές psSAR<sub>10g</sub> εξαρτώνται σημαντικά από την εσωτερική ανατομία του κεφαλιού και ιδιαιτέρως από τον καθορισμό του κέντρου της κυβικής μάζας αναφοράς 10g, σε συνδυασμό με το πάχος των στρωμάτων των ιστών. Συνεπώς, αποδεικνύεται ότι τα κανονικά προβλήματα έκθεσης αναδεικνύουν την επίδραση της ομοιόμορφης και μη ομοιόμορφης σμίκρυνσης των μοντέλων ενηλίκων, διότι η παρατηρούμενη τάση στην πρόβλεψη των τιμών psSAR<sub>10g</sub> συμφωνεί με την τάση που παρατηρείται στα αντίστοιχα ρεαλιστικά σενάρια. Συνολικά, τα κανονικά προβλήματα θεωρείται ότι παρέχουν την εκτίμηση χείριστου σεναρίου ΗΜ έκθεσης και οδηγούν σε συνακόλουθες τάσεις των υπολογιζόμενων psSAR<sub>10g</sub> τιμών. Συνεπώς, ενδυναμώνεται η ισχύς των κανονικών προβλημάτων για τη χρήση τους σε οικονομική, πειραματική δοσιμετρία, σε συνδυασμό με κατάλληλα σχεδιασμένη αριθμητική.

Όλα τα αποτελέσματα κανονικοποιούνται σε σταθερή ισχύ εισόδου που εφαρμόζεται στην κεραία, καθώς αυτός ο τρόπος θεωρείται ότι είναι πιο εύκολα εφαρμόσιμος σε πρακτικές περιπτώσεις, σε σύγκριση με την κανονικοποίηση σε σταθερό ρεύμα εισόδου, λόγω του εσωτερικού ελέγχου ισχύος. Σε αυτή την περίπτωση, η μεταβολή της αντίσταση εισόδου της κεραίας δε θεωρείται σημαντική για

131

την ισχύ εξόδου της κεραίας [Wang and Fujiwara 2003]. Ωστόσο, για λόγους πληρότητας, για D' = 0 mm, υπολογίζεται η μεταβολή της αντίστασης εισόδου της κεραίας: 6.9 – j8.8 , 6.9 – j8.3 , και 6 – j33.1 για τα μοντέλα Brad, NUB10 και UB10, αντίστοιχα.

Συνοψίζοντας, προκειμένου να απαντηθούν οι αυξανόμενες ανησυχίες και τα ερωτήματα που αφορούν στην ηλικιακά σχετιζόμενη αποτίμηση της ΗΜ έκθεσης, θεωρείται ότι τα κανονικά προβλήματα παρέχουν την εκτίμηση χείριστου σεναρίου για την απορροφούμενη ισχύ και σύμφωνη περιγραφή της τάσης των υπολογιζόμενων τιμών psSAR<sub>10g</sub>. Όσον αφορά στα ανατομικά μοντέλα κεφαλιών, η πληθυσμιακή διαφοροποίηση στο μέγεθος του κεφαλιού, στο πρόσωπο, την εσωτερική ανατομία, κάνουν αρκετά δύσκολη την παραγωγή ενός ηλικιακά αντιπροσωπευτικού μοντέλου κεφαλιού παιδιού. Η εφαρμογή των δεδομένων της βιβλιογραφίας, τα οποία αφορούν στο ηλικιακά εξαρτώμενο πάχος επιλεγμένων ιστών μπορεί να οδηγήσει σε ένα ανατομικό μοντέλο κεφαλιού παιδιού για χρήση σε χείριστο σενάριο ΗΜ έκθεσης. Ωστόσο, η χρήση διαφορετικών μοντέλων κεφαλιού ενήλικα και παιδιού θεωρείται στατιστικά ασφαλής και κρίσιμη για τη διαχείριση παραγόντων αβεβαιότητας και μεταβλητότητας, σύμφωνα με το IEEE Std C95.3-2002 [IEEE 2002]. Σύμφωνα με την [Beard et al. 2006], προτείνεται η χρήση διαφορετικών πηγών ΗΜ ακτινοβολίας, με μεταβλητή σχετική τοποθέτησή τους ως προς το μοντέλο κεφαλιού, ώστε να διεξαχθεί πολυπαραμετρική αποτίμηση της απορροφούμενης ισχύος. Στη [Christ et al. 2010a] έχει ακολουθηθεί αυτή η οδηγία, μελετώντας έξι ρεαλιστικά μοντέλα κεφαλιού διαφορετικών ηλικιών, τρεις συσκευές κινητής τηλεφωνίας, σε δύο συχνότητες λειτουργίας (900 MHz και 1800 MHz), για δύο σχετικές τοποθετήσεις τους ως προς το κεφάλι.

# Βιβλιογραφία

- Κουλουρίδης Στ. 2003. Μελέτη της αλληλεπίδρασης μεταξύ βιολογικών ιστών και μικροκυματικών πηγών ακτινοβολίας σε συνθήκες κοντινού πεδίου, Διδακτορική Διατριβή, ΕΜΠ.
- Anderson, V. 2003. Comparison of peak SAR levels in concentric sphere head models of children and adults for irradiation by a dipole at 900 MHz, Phys. Med. Biol., 48, 3263-3275.
- Beard B.B. *et al.* 2006. Comparisons of computed mobile phone induced SAR in the SAM phantom to that in anatomically correct models of the human head, *IEEE Trans. Electromagn. Compat.*, 48, 2, 397-407.
- Berenger, J.P. 1994. A perfectly matched layer for the absorption of electromagnetic waves, *J. Comput. Phys.*, 4, 185-200.
- Bit-Babik, G., Guy, A.W., Chou, C.K., Faraone, A., Kanda, M., Gessner, A., Wang, J. and Fujiwara, O.
  2005. Simulation of exposure and SAR estimation for adult and child heads exposed to radiofrequency energy from portable communication devices, *Radiat. Res.*, 163, 580-590.
- Christ, A. and Kuster, N. 2005. Differences in RF energy absorption in the heads of adults and children, *Bioelectromagnetics Supplement*, 7, S31–S44.

- Christ, A., Gosselin, M.-C., Christopoulou, M., Kühn, S. and Kuster, N. 2010a. Age dependent tissuespecific exposure of cell phone users, *Phys. Med. Biol.*, 55, 1767-1783.
- Christ, A, Gosselin, M.-C., Kühn, S. and Kuster, N. 2010b. Impact of pinna compression on the RF absorption in the heads of adult and juvenile cell phone users, *Bioelectromagnetics*, 31 (5), 406–412.
- Christopoulou, M., Koulouridis, S. and Nikita, K.S. 2009. Parametric Study of Power Absorption Patterns Induced in Adult and Child Head Models by Small Helical Antennas, *Progress in Electromagnetics Research-PIER*, 94, 49-67.
- Christopoulou, M. and Nikita, K.S. 2008. Effect of Tissues Dielectric Properties on Specific Absorption Rate (SAR) Induced in Human Heads Exposed to Mobile Handsets, *in Proc. 13th IEEE Conference on Electromagnetic Field Computation*, Athens, Greece, 11-15 May.
- Farkas, L.G. 1994. Anthropometry of the Head and Face, 2nd ed L G Farkas, (New York: Raven Press), App A, 244.
- Gabriel, C., Gabriel, S. and Corthout, E. 1996. The dielectric properties of biological tissues, *Phys. Med. Biol.*, 41, 2231-2293.
- Gandhi, O.P., Lazzi, G. and Furse, C.M. 1996. Electromagnetic absorption in the human head and neck for mobile telephones at 835 MHz and 1900 MHz, *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, 44, 1884-1897.
- Hadjem, A., Lautru, D., Dale, C., Wong, M.F., Hanna, V.F. and Wiart, J. 2005. Study of specific absorption rate (SAR) induced in two child head models and in adult heads using mobile phones, *IEEE Trans. Microwave. Theory Tech.*, 53, 4-11.
- 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, IEEE Std C95.3-2002.
- Keshvari, J., Keshvari, R. and Lang, S. 2006. The effect of increase in dielectric values on speci<sup>−</sup>c absorption rate (SAR) in eye and head tissues following 900, 1800 and 2450 MHz radio frequency (RF) exposure, *Phys. Med. Biol.*, 51, 1463-1477.
- Koulouridis, S and Nikita, K.S. 2001. Analysis of the interaction between a layered spherical human head model and an arbitrary shaped antenna using a hybrid Green/MoM technique, *in Proc. of 8th International Conference on Advances in Communications and Control*, Crete, Greece, 25-29 June.
- Koulouridis, S., and Nikita, K.S. 2002. Characteristics of power absorption in human head models exposed to normal mode helical antennas, *in Proc. of Second International Workshop on Biological Effects of Electromagnetic Fields*, I, 241-250, Rhodes, Greece, 7-11 October.
- Koulouridis, S. and Nikita, K.S. 2004. Study of the coupling between human head and cellular phone helical antennas, *IEEE Trans. Electromagn. Compat.*, 46, 62-70.

- Kouveliotis, N.K., Panagiotou, S.C., Varlamos, P.K. and Capsalis, C.N. 2006. Theoretical approach of the interaction between a human head model and a mobile handsets helical antenna using numerical methods, *Progress in Electromagnetics Research, PIER*, 65, 309-327.
- Kuster, N., Kästle, R. and Schmid, T. 1997. Dosimetric evaluation of handheld mobile communications equipment with known precision, *IEICE Trans. Communications*, E80-B, 645-652.
- Nikita, K.S. *et al.* 2000. A study of uncertainties in modeling antenna performance and power absorption in the head of a cellular phone user, *IEEE Trans. on Microwave Theory Tech.*, 48, 2676-2685.
- Peyman, A., Holden, S.J., Watts, S., Perrott, R. and Gabriel, C. 2007. Dielectric properties of porcine cerebrospinal tissues at microwave frequencies: in vivo, in vitro and systematic variation with age, *Phys. Med. Biol.*, 52, 2229-2245.
- Reißenweber, J. and Poess, J. 2003. Growth in infancy and childhood with tables, *Extensive report supported by FGF, Wireless and Cable Research Group*, Department of Information Technology, INTEC, Universitein Gent, Short-Term Mission: Mobile Communication and Children (In the framework of the COST 281 project), Working Group: Anatomical properties and biophysical and biochemical mechanisms.
- Reyhani, S.M.S. and Ludwig, S.A. 2006. An implanted spherical head model exposed to electromagnetic fields at a mobile communication frequency, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 53, 2092-2101.
- Schönborn, F. Burkhardt, M. and Kuster, N. 1998. Differences in energy absorption between heads of adults and children in the near field of sources, *Heath Phys.*, 74, 160-168.
- Simms, D.L. and Neely, J.G. 1989. Thickness of the lateral surface of the temporal bone in children, Ann. Oto. Rhinol. Laryn., 98, 726-731.
- Taflove, A. and Hagness, S.C. 2005. Computational electrodynamics: The Finite-Difference Time-Domain method, 3rd edn, Norwood, MA: Artech House.
- Wang, J. and Fujiwara, O. 2003. Comparison and evaluation of electromagnetic absorption characteristics in realistic human head models of adult and children for 900-MHz mobile telephones, *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, 51, 966-971.
- Wang, J., Fujiwara, O. and Watanabe, S. 2006. Approximation of aging effect on dielectric tissue properties for SAR assessment of mobile telephones, *IEEE Trans. Electromagn. Compat.*, 48, 408-413.

# Κεφάλαιο 5 – Ανάπτυξη εργαλείου αριθμητικής ηλεκτρομαγνητικής δοσιμετρίας για εγκεφαλικές υποπεριοχές με χρήση του ανατομικού άτλαντα κατά Talairach-Tournoux

#### 5.1 Εισαγωγή

Κατά τη διάρκεια των τελευταίων δεκαετιών, η χρήση των κινητών τηλεφώνων έχει αυξηθεί σημαντικά παγκοσμίως, πυροδοτώντας ανησυχίες για τις πιθανές καρκινογενετικές δράσεις στο Κεντρικό Νευρικό Σύστημα (ΚΝΣ). Ως αποτέλεσμα αυτού, πλήθος ερευνών έχει ξεκινήσει για τη διερεύνηση των πιθανών μηχανισμών που σχετίζονται με το ΚΝΣ και την ανάλυση της ΗΜ έκθεσης του εγκεφάλου.

Ένας σημαντικός μηχανισμός που διερευνάται είναι η πιθανή αύξηση εμφάνισης κακοήθων όγκων στο κεφάλι, εγκέφαλο, ακουστικό πόρο και αδένες της παρωτίδας, σε συνδυασμό με τη χρήση κινητών τηλεφώνων [Cardis *et al.* 2010]. Οι δυσκολίες και οι περιορισμοί που χαρακτηρίζουν την ερμηνεία των δεδομένων των επιδημιολογικών μελετών [Cardis *et al.* 2010] έχουν οδηγήσει ακόμη και σε ετερόκλητα συμπεράσματα. Παρόλο που η μελέτη [Khurana *et al.* 2009] δεν αποκλείει αυξημένο κίνδυνο για εμφάνιση γλοιώματος και ακουστικού νευρινώματος σε μακροχρόνιους χρήστες, η [Ahlbohm *et al.* 2009] αποκλείει μία αιτιώδη συσχέτιση (causal association) μεταξύ της χρήσης του κινητού τηλεφώνου και αυτών των όγκων λόγω της περιόδου παρατήρησης η οποία γενικά θεωρείται πολύ σύντομη σε σχέση με το χρόνο ανάπτυξης τέτοιων όγκων.

Άλλος μηχανισμός ο οποίος είναι αρκετά σημαντικός ώστε να καθιστά αναγκαία τη βελτιωμένη ηλεκτρομαγνητική δοσιμετρία του ΚΝΣ είναι η αυξημένη πλέον απόδειξη ότι τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία ραδιοσυχνοτήτων (ΗΜΠ ΡΣ), όπως αυτά που εκπέμπονται από τις κινητές τερματικές συσκευές, ενδέχεται να μεταβάλλουν τη φυσιολογία του εγκεφάλου [Borbély *et al.* 1999], [Loughran *et al.* 2005], [Huber *et al.* 2003], [Regel *et al.* 2007a, 2007b], [Croft *et al.* 2008], [Luria *et al.* 2009].

Το κινητό τηλέφωνο έχει γίνει πολύ δημοφιλές και κάποιες φορές ιδιαίτερα απαραίτητο μεταξύ των εφήβων και των παιδιών, αυξάνοντας δραματικά τη χρήση του από τη νεολαία [Mezei *et al.* 2007], [Schüz 2005]. Η ελλιπής επιστημονική γνώση που αφορά σε θέματα του KNΣ, σε συνδυασμό με την εξελισσόμενη ανάπτυξη των ανερχόμενων τεχνολογιών των κινητών επικοινωνιών, τη μεγαλύτερη διάρκεια έκθεσης στο χρόνο ζωής και το αναπτυσσόμενο KNΣ των παιδιών, οδήγησαν στη λεγόμενη 'Αρχή της Προφύλαξης', η οποία εισήχθη από τον Παγκόσμιο Οργανισμό Υγείας-ΠΟΥ [Kheifets *et al.* 2005]. Επίσης, η *Mobi-Kids* είναι μία διεθνής μελέτη ασθενών-μαρτύρων, σε εξέλιξη, η οποία στοχεύει στην αποτίμηση των πιθανών συσχετίσεων μεταξύ της χρήσης των κινητών τερματικών συσκευών, άλλων περιβαλλοντικών παραγόντων κινδύνου και της εμφάνισης όγκων του εγκεφάλου στους νέους (Mobi-Kids).

Πρόσφατα, οι μελέτες [Wiart *et al.* 2008], [Christ *et al.* 2010a] και [Christopoulou *et al.* 2009] απέδειξαν ότι η τοπική έκθεση των βιολογικών ιστών στην επιφάνεια και το εσωτερικό του εγκεφάλου παιδιών μικρής ηλικίας είναι κατά μέσο όρο υψηλότερη σε σύγκριση με τους ενήλικες. Θεωρώντας ως δεδομένη τη μη εξάρτηση των διηλεκτρικών ιδιοτήτων των βιολογικών ιστών από την ηλικία, ο λόγος είναι η αναλογική διαφορά των παιδικών εγκεφαλικών ανατομιών, σε σύγκριση με τις αντίστοιχες των ενηλίκων.

Μια πιο λεπτομερής και ποσοτική ανάλυση της έκθεσης των εγκεφαλικών υποπεριοχών διαφαίνεται ως απαραίτητη. Σύμφωνα με τη βιβλιογραφική αναζήτηση, αναφέρονται μόνο λίγες δημοσιευμένες μελέτες δοσιμετρίας οι οποίες εκτιμούν την απορρόφηση ισχύος από δεδομένες εγκεφαλικές υποπεριοχές και δομές. Στην [Wake *et al.* 2005], έχει περιγραφεί μία μέθοδος για την εκτίμηση του Ρυθμού Ειδικής Απορρόφησης σε δεδομένη περιοχή του κακοήθους/καλοήθους όγκου, με σκοπό την πιθανή εφαρμογή της σε επιδημιολογικές μελέτες. Στο πλαίσιο της μελέτης INTERPHONE, έχει αναπτυχθεί μία πρότυπη χαρτογραφία του ανθρώπινου εγκεφάλου, με ονομασία *Gridmaster Computer Program* [GridMaster Computer Program 2007] με σκοπό την ακριβή αναγνώριση της θέσης "γέννησης" του εγκεφαλικού όγκου και το συνδυασμό της με πληροφορία σχετική με την HM έκθεση [Cardis *et al.* 2008]. Η μεθοδολογία αυτή παρέχει εκτιμήσεις για τις τιμές του SAR στους μετωπικό, κροταφικό, ινιακό λοβούς, παρεγκεφαλίδα και εγκεφαλικό στέλεχος.

Η μελέτη της ΗΜ έκθεσης των εγκεφαλικών ιστών του ανθρώπου, απαιτεί την αναγνώριση των λειτουργικών και ανατομικών δομών στα μοντέλα του εγκεφάλου. Για τη χαρτογράφηση του εγκεφάλου, ένας αριθμός διαφορετικών ατλάντων είναι διαθέσιμος προς χρήση [Nowinski 2001]. Μεταξύ αυτών, ο στερεοστατικός ανατομικός άτλαντας που αναπτύχθηκε από τους *Talairach* και *Tournoux* [Talairach and Tournoux 1988] αποτελεί την πιο δημοφιλή πηγή για την αναγνώριση των λειτουργικών εγκεφαλικών περιοχών. Ο ανατομικός άτλαντας κατά Talairach-Tournoux έχει διακριτοποιηθεί και αποθηκευτεί σε βάση δεδομένων τριών διαστάσεων (3-D) από τους Lancaster *et al.* [Lancaster *et al.* 2000], σε μορφή κατάλληλη για αυτοματοποιημένες εφαρμογές.

Στο παρόν κεφάλαιο της διδακτορικής διατριβής, προκειμένου να ποσοτικοποιηθεί με ακρίβεια η έκθεση του εγκεφάλου, προτείνεται μια αναλυτική, πολλαπλών επιπέδων χαρτογράφηση των εγκεφαλικών υποπεριοχών, σύμφωνα με τον άτλαντα κατά Talairach-Tournoux, πάνω σε ανατομικά μοντέλα εγκεφάλου, με χρήση προηγμένων μεθόδων. Το κεφάλαιο δομείται ως ακολούθως: Στην υποενότητα 5.2 αναλύονται τα κύρια στοιχεία που συνθέτουν την κύρια ιδέα της μεθόδου, περιλαμβάνοντας τον εγκεφαλικό άτλαντα κατά Talairach-Tournoux, τη συλλογή των ανατομικών μοντέλων κεφαλιού και την αριθμητική μέθοδο για την υλοποίηση της ΗΜ προσομοίωσης. Η συζήτηση καλύπτει τα διαδοχικά βήματα ξεκινώντας από το σενάριο ΗΜ έκθεσης ως την εξαγωγή της μέσης τιμής SAR για επιλεγμένες υποπεριοχές του εγκεφάλου. Η λεπτομερής περιγραφή της υλοποίησης παρουσιάζεται στην υποενότητα 5.3. ξεκινώντας με τον καθορισμό των οροθέσιων κατά Talairach-Tournoux στα ανατομικά μοντέλα κεφαλιού. Ο καθορισμός αυτός αποτελεί προϋπόθεση για τη χαρτογράφηση του άτλαντα πάνω στο πραγματικό μοντέλο του εγκεφάλου ώστε να προχωρήσει η διαδικασία με την απόδοση ετικέτας στους υπό εξέταση βιολογικούς ιστούς. Στην υποενότητα 5.4, ελέγχεται η ακρίβεια της μεθόδου σε δύο επίπεδα διαφορετικής πολυπλοκότητας, αναδεικνύοντας τα πλεονεκτήματα και τους περιορισμούς της μεθόδου. Η μέθοδος που παρουσιάζεται στο παρόν κεφάλαιο, παρέχει, μεταξύ άλλων: α) ενδυναμωμένη ανάλυση και στατιστική αποτίμηση των σεναρίων ΗΜ έκθεσης σε ακτινοβολία διαφορετικών κινητών τερματικών συσκευών για συγκεκριμένες ομάδες χρηστών, οι οποίες σχετίζονται με την ερμηνεία επιδημιολογικών μελετών και β) προηγμένο σχεδιασμό σεναρίων ΗΜ έκθεσης για πειραματικές μελέτες εθελοντών ή ιατρικές εφαρμογές, όπως η υπερθερμία και ο σχεδιασμός θεραπείας καρκίνου του εγκεφάλου. Τέλος, παρουσιάζονται δύο εφαρμογές βασισμένες σε δεδομένα αριθμητικής (προσομοίωση) και πειραματικής (μετρήσεις) δοσιμετρίας ώστε να αναδειχθούν οι δυνατότητες της μεθόδου σε εφαρμογές ΗΜ δοσιμετρίας.

# 5.2. Μεθοδολογία

Η προτεινόμενη μεθοδολογία για τον καθορισμό της ΗΜ δοσιμετρίας του εγκεφάλου διέπεται από δύο βασικούς άξονες: Πρώτον: ικανότητα αναγνώρισης και εντοπισμού των λειτουργικών υποπεριοχών του εγκεφάλου και δεύτερον: ικανότητα υπολογισμού ή μέτρησης των προκληθέντων ηλεκτρικών ή μαγνητικών πεδίων και της ΗΜ ισχύος που απορροφάται ανά μονάδα μάζας (SAR) εγκεφαλικού ιστού, λόγω της έκθεσης σε ΗΜ ακτινοβολία.

Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιούνται τα ανατομικά αριθμητικά μοντέλα κεφαλιού της 'Εικονικής Οικογένειας' και 'Εικονικής Τάξης' [Christ *et al.* 2010b], τα οποία περιγράφονται αναλυτικά στο κεφάλαιο 3. Στα μοντέλα κεφαλιού διακρίνονται 14 βιολογικοί ιστοί/δομές που σχετίζονται/ανήκουν στον εγκέφαλο: φαιά ουσία, λευκή ουσία, παρεγκεφαλίδα, εγκεφαλονωτιαίο υγρό, ιππόκαμπος, υπόφυση, υποθάλαμος, μεσεγκέφαλος, θάλαμος, επίφυση, εγκεφαλικό στέλεχος, προμήκης μυελός, πρόσθια σύμφυση (*Anterior Commissure-AC*) και οπίσθια σύμφυση (*Posteior*  *Commissure-PC*). Προφανώς, αυτή η τμηματοποίηση των εγκεφαλικών ιστών δεν εκτείνεται στο επίπεδο λεπτομέρειας του άτλαντα κατά Talairach- Tournoux, αλλά επαρκεί για την τοποθέτηση των οκτώ σημείων αναφοράς στο αριθμητικό μοντέλο, τα οκτώ (8) επονομαζόμενα Talairach opoθέσια (*Talairach landmarks*) [Nowinski 2001]. Τα οροθέσια αυτά καθορίζουν το σύστημα αναφοράς για την ευθυγράμμιση και ταυτοποίηση κάθε σημείου μεταξύ του άτλαντα κατά Talairach-Tournoux [Talairach and Tournoux 1988] και του ανατομικού μοντέλου κεφαλιού υπό εξέταση. Στη συνέχεια, αυτά τα μοντέλα τοποθετούνται σε καθορισμένα σενάρια ΗΜ έκθεσης (π.χ. όπως περιγράφεται στο [Kainz *et al.* 2005]) και προσομοιώνονται με χρήση της μεθόδου των Πεπερασμένων Διαφορών στο Πεδίο του Χρόνου (*Finite Difference Time Domain-FDTD*) [Taflove and Hagness 2005] η οποία χρησιμοποιείται ευρύτατα σε ανομοιογενείς βιολογικές δομές. Κατόπιν, η HM ισχύς που απορροφάται από δεδομένες περιοχές του εγκεφάλου μπορεί να εξαχθεί και να αναλυθεί.

Ο πρωτότυπος εγκεφαλικός άτλαντας κατά Talairach-Tournoux [Talairach και Tournoux 1988] βασίζεται σε μεταθανάτιες τομές του εγκεφάλου μιας γυναίκας 60 ετών και περιέχει μερικές ασυνέπειες. Για να αρθούν αυτοί οι περιορισμοί, συντάχθηκε ένα σύνθετο σύνολο δεδομένων μαγνητικής τομογραφίας από μερικές εκατοντάδες νέους και υγιείς εθελοντές και κανονικοποιήθηκε ανά κυβικό στοιχείο [Toga and Mazziotta 2000]. Μια από αυτές τις πρωτοβουλίες είχαν ως αποτέλεσμα τη δημιουργία της βάσης δεδομένων Volume Occupancy Talairach Label (VOTL) [Lancaster et al. 2000]. Αυτό το πρότυπο κατά Talairach έχει επικυρωθεί μέσω 250 λειτουργικών χαρτογραφήσεων του εγκεφάλου σε δημοσιευμένες μελέτες και μέσω μη αυτοματοποιημένου τρόπου απόδοσης ετικέτας που αναπτύχθηκε από μία ομάδα εμπειρογνωμόνων, δίνοντας ως αποτέλεσμα μία πολύτιμη βάση δεδομένων για αυτοματοποιημένη χαρτογράφηση εγκεφάλου. Η ακρίβεια της απόδοσης ετικέτας στον εγκέφαλο, δηλαδή ο βαθμός συμφωνίας μεταξύ του υπό εξέταση εγκεφάλου και του άτλαντα, διαφέρει σε κάθε σημείο του όγκου του εγκεφάλου. Τα εσωτερικά σφάλματα στην απόδοση ετικέτας που βασίζονται στο σύστημα συντεταγμένων αναμένεται να είναι μικρότερα για μεγαλύτερες δομές που απαντώνται στο επίπεδο του ημισφαιρίου και του λοβού και μεγαλύτερα για μικρότερες οριακές δομές. Εντούτοις, οι αλγόριθμοι χωρικής κανονικοποίησης οι οποίοι χαρτογραφούν τον άτλαντα στον πραγματικό εγκέφαλο εισάγουν επιπρόσθετο σφάλμα, παρ' όλο που η ακρίβειά τους παραμένει αναπόδεικτη [Lancaster et al. 2000]. Στην περίπτωση της μεθοδολογίας που παρουσιάζεται στο παρόν κεφάλαιο, η ακρίβεια που επιτυγχάνεται από την χαρτογράφηση των μοντέλων της 'Εικονικής Οικογένειας' συζητείται σε επόμενη παράγραφο.

Η μεθοδολογία που περιγράφεται εδώ παράγει ένα πρότυπο κατά Talairach της βάσης δεδομένων Volume Occupancy Talairach Label (VOTL), στην οποία υπάρχει ελεύθερη πρόσβαση [Lancaster and Fox n.d.]. Η βάση δεδομένων είναι οργανωμένη σε ιεραρχία των ανατομικών υποπεριοχών κατά όγκο, διακρίνοντας τα επίπεδα του ημισφαιρίου, του λοβού, του ιστού, της εγκεφαλικής έλικας και του κυττάρου. Κάθε θέση του εγκεφάλου ταξινομείται με μία ετικέτα πέντε επιπέδων ιεραρχίας. Αυτή η ιεραρχική δομή επιτρέπει τον καθορισμό ως 1105 διαφορετικών περιοχών στον εγκέφαλο.

138

Οι ΗΜ προσομοιώσεις πραγματοποιούνται στην υπολογιστική πλατφόρμα SEMCAD X<sup>®</sup> (SEMCAD X, Schmid & Partner Engineering AG) [SEMCAD X<sup>®</sup>], με χρήση της μεθόδου των Πεπερασμένων Διαφορών στο Πεδίο του Χρόνου (*FDTD*). Τα αριθμητικά μοντέλα διακριτοποιούνται σε κυβικά στοιχεία που ευθυγραμμίζονται σε παραλληλεπίπεδο υπολογιστικό πλέγμα. Από την πλευρά της προσομοίωσης, το κυβικό στοιχείο αποτελεί το μικρότερο διακριτοποιημένο στοιχείο. Γι' αυτό το λόγο, η διαδικασία της χαρτογράφησης κατά Talairach βασίζεται στα κυβικά στοιχεία, δηλαδή κάθε κυβικό στοιχείο της προσομοίωσης ορίζεται από μία ετικέτα VOT.

Η επίλυση της αρμονικής ΗΜ προσομοίωσης με χρήση της Μεθόδου των Πεπερασμένων Διαφορών στο Πεδίο του Χρόνου παρέχει τις τιμές των ΗΜ πεδίων σε ολόκληρο το υπολογιστικό χώρο/πλέγμα του σεναρίου έκθεσης που μελετάται. Η έκθεση, ως γνωστόν, αποτιμάται με όρους Ρυθμού Ειδικής Απορρόφησης (*SAR*) σε κάθε περιοχή που ορίζεται από μία ετικέτα VOT. Ο Ρυθμός Ειδικής Απορρόφησης υπολογίζεται ως η απορροφούμενη ισχύς κανονικοποιημένη στη μάζα της περιοχής R

$$\langle SAR \rangle_{R} = \frac{1}{M} \int_{R} \sigma(r) \cdot E^{2}(r) dm$$
 (5.1)

όπου M=∫dm είναι η μάζα της περιοχής R, σ είναι η ηλεκτρική αγωγιμότητα και Ε είναι η ένταση

του ηλεκτρικού πεδίου σε κάθε θέση της περιοχής R. Περαιτέρω πληροφορία, όπως η μάζα και ο όγκος της βιολογικού ιστού ή η απορροφούμενη ισχύς από κάθε περιοχή VOTL εξάγεται από τα FDTD αποτελέσματα προκειμένου να εξασφαλιστεί ένας λεπτομερής χαρακτηρισμός της HM έκθεσης των εγκεφαλικών ιστών, για κάθε υπό εξέταση σενάριο. Οι μέσες τιμές του ηλεκτρικού και μαγνητικού πεδίου υπολογίζονται ανάλογα. Για την αξιολόγηση της μεθόδου στα υπό εξέταση σενάρια HM έκθεσης, η διαδικασία χαρτογράφησης έχει υλοποιηθεί στον μετεπεξεργαστή των αποτελεσμάτων της εμπορικά διαθέσιμης υπολογιστικής πλατφόρμας SEMCAD X<sup>®</sup> (SEMCAD X, Schmid & Partner Engineering AG) [SEMCAD X<sup>®</sup>].

# 5.3 Υλοποίηση

Η υλοποίηση αυτής της μεθοδολογίας μπορεί να χωριστεί σε τρία μέρη. Το πρώτο μέρος συνίσταται στην τοποθέτηση των οροθεσίων κατά Talairach στο υπό εξέταση αριθμητικό μοντέλο εγκεφάλου. Στη συνέχεια, κάθε κυβικό στοιχείο, το οποίο δημιουργείται κατά τη διάρκεια της FDTD προσομοίωσης ταυτοποιείται με μία ετικέτα της βάσης δεδομένων VOTL [Lancaster *et al.* 1997, 2000]. Τέλος, αυτές οι ετικέτες χρησιμοποιούνται για το φιλτράρισμα των αποτελεσμάτων της HM προσομοίωσης προκειμένου να μελετηθεί η εγκεφαλική έκθεση σε επίπεδο λεπτομέρειας που παρέχεται από τις περιοχές κατά Talairach.

# 5.3.1 Οριοθέτηση του μοντέλου εγκεφάλου-τοποθέτηση των οροθεσίων

Τα οροθέσια κατά Talairach, τα οποία απεικονίζονται στο Σχήμα 5.1, καθορίζουν το σύστημα συντεταγμένων που χρησιμοποιείται για τη χαρτογράφηση κάθε θέσης του αριθμητικού μοντέλου

εγκεφάλου στον άτλαντα κατά Talairach-Tournoux και αντιστρόφως. Η τοποθέτηση αυτών των οροθεσίων καθορίζεται από τα όρια του εγκεφάλου, με χρήση του περιγεγραμμένου ορθογωνίου παραλληλεπιπέδου στον εγκέφαλο, και τη θέση επιλεγμένων εσωτερικών εγκεφαλικών οργάνων. Η διαδικασία τοποθέτησης των οροθεσίων είναι πλήρως αυτοματοποιημένη και βασίζεται στον ορισμό των τροποποιημένων οροθεσίων κατά Talairach που περιγράφεται στις εργασίες [Nowinski 2001] και [Hu *et al.* 2005] παρόλο που ενσωματώνει κάποιες παραλλαγές λόγω της τρισδιάστατης φύσης των αριθμητικών μοντέλων που μελετώνται.

Η διαδικασία ξεκινά με την αναγνώριση των ιστών στον εγκέφαλο του τρισδιάστατου αριθμητικού μοντέλου κεφαλιού, και ιδιαιτέρως των συμφύσεων και της υπόφυσης. Η αναγνώριση των ιστών μπορεί να αυτοματοποιηθεί λόγω της κατάτμησης των μοντέλων της 'Εικονικής Οικογένειας' και 'Εικονικής Τάξης', κατά την οποία έχουν ήδη αναγνωριστεί οι ιστοί αυτοί, χρησιμοποιώντας μια τυποποιημένη μετατροπή ονοματοδότησης των ιστών. Η θέση της πρόσθιας και οπίσθιας σύμφυσης καθορίζει την τοποθέτηση των οροθεσίων με ονομασία AC (anterior commissure) και PC (posterior commissure), αντιστοίχως. Συνενώνοντας αυτά τα οροθέσια, ορίζεται ο λεγόμενος δια-συμφύσεων (inter-commissural) άξονας του εγκεφάλου. Σε αντίθεση με τις εικόνες μαγνητικής τομογραφίας [Hu et al. 2005], τα αριθμητικά μοντέλα κεφαλιού που χρησιμοποιούνται τοποθετούνται σε τρισδιάστατο χώρο, συνεπώς απαιτείται ένα τρίτο οροθέσιο για τον καθορισμό των επιπέδων του Σχήματος 5.1. Αυτό το οροθέσιο, που συμβολίζεται με ΙC, καθορίζεται από την αναζήτηση της θέσης της υπόφυσης και του υποφυσιακού αδένα εφόσον αυτά τα όργανα βρίσκονται στο κέντρο του εγκεφάλου. Συνεπώς, τα οροθέσια ΑC, PC, και IC μπορούν να ορίσουν το λεγόμενο δια-ημισφαιρικό (inter-hemisphere) επίπεδο, το οποίο, όπως υποδεικνύει η ονομασία του, διαχωρίζει τον εγκέφαλο σε αριστερό και δεξί ημισφαίριο. Παρόλο που αυτή η προσέγγιση είναι ακριβής για τα μοντέλα της 'Εικονικής Οικογένειας' και 'Εικονικής Τάξης', παρέχεται επιπλέον η δυνατότητα για περιστροφή από το χρήστη της θέσης περί του δια-συμφύσεων άξονα και συνεπώς το δια-ημισφαιρικό επίπεδο επαναπροσδιορίζεται.

Το δια-ημισφαιρικό επίπεδο είναι παράλληλο στον οβελιαίο προσανατολισμό του εγκεφάλου, όπως απεικονίζεται στο Σχήμα 5.1(γ). Τα εξώτατα σημεία του εγκεφάλου, αφαιρώντας την παρεγκεφαλίδα, κατά μήκος του δια-συμφύσεων άξονα, συμβολίζονται ως οροθέσια Α (*Anterior*) και P (*Posterior*), τα οποία καταδεικνύουν το πρόσθιο και οπίσθιο όριο του εγκεφάλου, αντίστοιχα. Αναλογικά, όπως απεικονίζεται στο Σχήμα 5.1(γ), το ανώτερο S (*Superior*) και κατώτερο Ι (*Inferior*) όριο του εγκεφάλου, ορίζονται κατά μήκος του κατακόρυφου άξονα. Τα υπόλοιπα επίπεδα μπορούν να εξαχθούν με περιστροφές κατά 90<sup>0</sup> του δια-ημισφαιρικού επιπέδου γύρω από έναν άξονα περιστροφής. Πιο συγκεκριμένα, το αξονικό/εγκάρσιο επίπεδο (Σχήμα 5.1(α)) προέρχεται από μία περιστροφή του οβελιαίου επιπέδου γύρω από τον Α-Ρ άξονα (ή το δια-συμφύσεων άξονα) ενώ το στεφανιαίο επίπεδο (Σχήμα 5.1(β)) προκύπτει από περιστροφή του ίδιου επιπέδου (Σχήμα 5.1(γ)), χρησιμοποιώντας ως άξονα περιστροφής το ευθύγραμμο τμήμα Ι-ΑC. Σε κάθε περίπτωση, το δεξί κατά μήκος του κατακόριστούν ορίζοντας τα εξώτατα σημεία του εγκεφάλου κατά μήκος του καταθοριστούν ορίζοντας τα εξώτατα σημεία του εγκεφάλου κατά μήκος του κατα καθοριστούν. Το δια-συμφύσεων άξονα το στεφανιαίο επίπεδο συ δια το αξονικό/εγκάροι επίπεδο συ το δια-συμφύσεων άξονα το στεφανιαίο επίπεδο συ δια το αξονικό το ευθύγραμμο τμήμα Ι-ΑC. Σε κάθε περίπτωση, το δεξί και αριστερό οροθέσιο R και L, μπορούν να καθοριστούν ορίζοντας τα εξώτατα σημεία του εγκεφάλου κατά μήκος του κάθετου άξονα στον άξονα περιστροφής. Τέλος, στο Σχήμα 5.1 φαίνεται ότι τα

οροθέσια υποδιαιρούν τον εγκέφαλο σε 12 κυβοειδείς υποπεριοχές (όχι απαραιτήτως συμμετρικές) οι οποίες ορίζονται από τους δείκτες  $i \in \{0,1\}$ ,  $j \in \{0,1,2\}$  και  $k \in \{0,1\}$  που αντιστοιχούν στις υποδιαιρέσεις κατά μήκος κάθε άξονα.



**Σχήμα 5.1** Τοποθέτηση των οκτώ οροθεσίων κατά Talairach σε τρία κάθετα επίπεδα του εγκεφάλου. (α) Αξονικό/εγκάρσιο ή επίπεδο UV. (β) Στεφανιαίο ή επίπεδο UW. (γ) Οβελιαίο, δια-ημισφαιρικό ή επίπεδο VW.

Μετά τον καθορισμό των οροθεσίων κατά Talairach, καθορίζεται ένα τοπικό σύστημα αναφοράς  $\{\hat{u}, \hat{v}, \hat{w}\}_{AC}$  με κέντρο το AC και εύρος το χώρο που καταλαμβάνει ο εγκέφαλος, δηλ. το χώρο που καταλαμβάνεται από τον εγκέφαλο χωρίς την παρουσία της παρεγκεφαλίδας, και ορίζεται ως  $-L \le u \le R$ ,  $-P \le -PC \le u \le A$  και  $-I \le w \le S$ . Ο χώρος αυτός ονομάζεται *χώρος εγκεφάλου* (Brain space) και αναφέρεται στον υπό μελέτη εγκέφαλο. Συνεπώς, η θέση κάθε σημείου στο χώρο του εγκεφάλου μπορεί να εκφραστεί ως προς το σύστημα  $\{\hat{u}, \hat{v}, \hat{w}\}_{AC}$  ως

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} u_x & v_x & w_x \\ u_y & v_y & w_y \\ u_z & v_z & w_z \end{bmatrix} \cdot \begin{pmatrix} u \\ v \\ w \end{pmatrix} + r_{AC}$$
 (5.2)

όπου  $r_{AC}$  ορίζει τη θέση του οροθεσίου AC και τα  $u_{\xi}$ ,  $v_{\xi}$ ,  $w_{\xi}$  είναι οι συνιστώσες του  $\{\hat{u}, \hat{v}, \hat{w}\}_{AC}$ . Οι δώδεκα (12) κυβοειδείς υποπεριοχές οι οποίες οριοθετούνται από τα οροθέσια κατά Talairach καλύπτουν ολόλκληρο τον εγκέφαλο, καθώς και την ανώτερη περιοχή της παρεγκεφαλίδας.

#### 5.3.2 Χαρτογράφηση και απόδοση ετικέτας

Μετά την ολοκλήρωση της υπολογιστικής προσομοίωσης με τη μέθοδο FDTD, η αποτίμηση της HM έκθεσης απαιτεί την ταυτοποίηση κάθε κυβικού στοιχείου του διακριτοποιημένου μοντέλου εγκεφάλου, που φαίνεται στην Εικόνα 5.1, με μία ετικέτα VOT. Αυτή η διαδικασία εκτελείται με χρήση μιας μεθόδου ευθύ μετασχηματισμού [Lancaster *et al.* 1997], όπου το αριθμητικό μοντέλο εγκεφάλου συγκρίνεται με έναν άτλαντα, ο οποίος αποτελείται από ένα διακριτοποιημένο μοντέλο εγκεφάλου που ήδη περιέχει τις απαραίτητες ετικέτες. Στο σύστημα κατά Talairach, εφαρμόζεται βήμα προς βήμα μετασχηματισμός συσχέτισης στις 12 κυβοειδείς υποπεριοχές, οι οποίες ορίστηκαν στην προηγούμενη υποενότητα του κεφαλαίου.



Εικόνα 5.1 Εντοπισμός του διακριτοποιημένου μοντέλου εγκεφάλου σε ένα αριθμητικό κεφάλι παιδιού. (α) Καθορισμός του περιγεγραμμένου ορθογωνίου παραλληλεπιπέδου στον εγκέφαλο και των οκτώ οροθεσίων κατά Talairach. (β) Ογκομετρική και (γ) τομεακή απεικόνιση των κυβικών στοιχείων του διακριτοποιημένου εγκεφάλου.

Στο σημείο αυτό ορίζεται ως Talairach χώρος (Talairach space), ο χώρος που καταλαμβάνει ο άτλαντας κάνοντας χρήση του συστήματος αναφοράς  $\{\hat{u}', \hat{v}', \hat{w}'\}_{AC}$  με κέντρο το οροθέσιο AC. Αυτός ο ορισμός εγγυάται ότι ο Talairach χώρος και αυτός του εγκεφάλου έχουν τον ίδιο προσανατολισμό, απλοποιώντας τη χαρτογράφηση σε ένα μετασχηματισμό κλιμάκωσης. Ο μετασχηματισμός κλιμάκωσης είναι αναπόφευκτος διότι γενικά ο άτλαντας και το υπό εξέταση μοντέλο εγκεφάλου διαφέρουν σε μέγεθος και σχήμα.

Μια απλή ομοιόμορφη κλιμάκωση του μοντέλου του εγκεφάλου δε θα ήταν αρκετά ακριβής, επομένως η μεθοδολογία ενισχύεται εξασφαλίζοντας την αντιστοίχιση μεταξύ των οροθεσίων κατά Talairach, όπως ορίζονται και στους δύο χώρους. Επομένως, υπονοείται ότι κάθε μία από τις 12 κυβοειδείς υποπεριοχές, στις οποίες υποδιαιρείται ο εγκέφαλος (Σχήμα 5.1), κλιμακώνεται ανεξάρτητα προκειμένου να συνταιριάξει στην ομότιμη ορθογώνια υποπεριοχή του άτλαντα.

Η χαρτογράφηση μπορεί να τυποποιηθεί ως ένας μετασχηματισμός συσχέτισης μεταξύ των δύο χώρων:

$$\begin{pmatrix} u' \\ v' \\ w' \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} A_{i} & 0 & 0 \\ 0 & B_{j} & 0 \\ 0 & 0 & C_{k} \end{bmatrix} \cdot \begin{pmatrix} u \\ v \\ w \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 0 \\ D\delta_{j_{0}} \\ 0 \end{pmatrix}$$
 (5.3)

όπου A<sub>i</sub>, B<sub>j</sub>, C<sub>k</sub> λαμβάνουν διαφορετικές σταθερές τιμές συναρτήσει της υποπεριοχής, και δ<sub>jo</sub> είναι η συνάρτηση δέλτα του Kronecker η οποία ισούται με τη μονάδα για j = 0 (δηλ. όταν η υποπεριοχή βρίσκεται μεταξύ των UW επιπέδων τα οποία περιέχουν τα AC και PC αντίστοιχα).

Το τελευταίο βήμα αποτελεί την ανάθεση μιας VOT ετικέτας σε κάθε κυβικό στοιχείο, το οποίο αναφέρεται ως απόδοση ετικέτας (*labeling*). Ο άτλαντας ορίζεται στον Talairach χώρο και διακριτοποιείται σε ένα πλέγμα προσανατολισμένο σύμφωνα με το αντίστοιχο σύστημα συντεταγμένων [Lancaster and Fox n.d.]. Από την άλλη πλευρά, τα κυβικά στοιχεία του αριθμητικού

εγκεφαλικού μοντέλου είναι προσανατολισμένα σύμφωνα με το γενικό σύστημα συντεταγμένων. Ο συνδυασμός των (5.2) και (5.3) αποδεικνύει ότι κάθε κυβικό στοιχείο του χώρου εγκεφάλου μετασχηματίζεται σε ένα κυβικό στοιχείο στον Talairach χώρο ύστερα από κλιμάκωση, περιστροφή και μετατόπιση. Η διαδικασία χαρτογράφησης του αριθμητικού μοντέλου εγκεφάλου υπό εξέταση, σύμφωνα με τον άτλαντα κατά Talairach-Tournoux, απεικονίζεται στο Σχήμα 5.2.

αριθμητικό μοντέλο εγκεφάλου (υπό μελέτη)



**Σχήμα 5.2** Χαρτογράφηση του αριθμητικού μοντέλου εγκεφάλου υπό εξέταση, σύμφωνα με τον άτλαντα κατά Talairach-Tournoux. Απόδοση ετικετών.

Η Εικόνα 5.2 απεικονίζει τις ετικέτες σε χρωματική κλίμακα και διακρίνει τα 5 επίπεδα, σύμφωνα με την ιεραρχία κατά Talairach. Το επίπεδο ημισφαιρίου ορίζει επτά (7) ετικέτες, το επίπεδο λοβού δώδεκα (12), το επίπεδο εγκεφαλικής έλικας πενήντα πέντε (55), το επίπεδου ιστού τρεις (3) και το επίπεδο κυττάρου εβδομήντα μία (71) ετικέτες [Lancaster *et al.* 1997, 2000]. Κάθε ετικέτα αναγνωρίζεται από από ένα δείκτη 1, 2, ... Ν, ενώ ο δείκτης Ο αντιστοιχεί σε κυβικό στοιχείο χωρίς ετικέτα.



Εικόνα 5.2 Ιεραρχία του άτλαντα κατά Talairach: επίπεδο (1) ημισφαιρίου (7 ετικέτες), (2) λοβού (12 ετικέτες), (3) εγκεφαλικής έλικας (55 ετικέτες), (4) ιστού (3 ετικέτες), (5) κυττάρου (71 ετικέτες). Το χρώμα υποδεικνύει κάθε ετικέτα, κανονικοποιημένο στη μέγιστη τιμή του αντίστοιχου επιπέδου.

#### 5.3.3 Ηλεκτρομαγνητική έκθεση των υποπεριοχών κατά Talairach-Tournoux

Ο χαρακτηρισμός της ηλεκτρομαγνητικής έκθεσης του εγκεφάλου μπορεί τώρα να επεκταθεί στο λεπτομερές επίπεδο που προσφέρει ο άτλαντας κατά Talairach-Tournoux. Τα HM πεδία μιας συγκεκριμένης λειτουργικής υποπεριοχής μπορούν να φιλτραριστούν από το συνολικό αποτέλεσμα της προσομοίωσης FDTD. Η μέση απορροφούμενη ισχύς, ο SAR (σχέση 5.1), η μάζα και ο όγκος αποτιμώνται σύμφωνα με το πρότυπο [IEEE 2008] για κάθε υποπεριοχή κατά Talairach. Ο άτλαντας κατά Talairach-Tournoux προσφέρει μεγάλη λεπτομέρεια στην περιγραφή του εγκεφάλου, παρέχοντας 1105 διαφορετικές ετικέτες, γεγονός που παρέχει νέες δυνατότητες στην HM δοσιμετρία του εγκεφάλου.

# 5.4 Έλεγχος ακρίβειας

Σε αυτή την ενότητα, ελέγχεται η ακρίβεια και οι επιδόσεις του εργαλείου για τη χαρτογράφηση του υπό εξέταση μοντέλου εγκεφάλου κατά Talairach-Tournoux, το οποίο υλοποιείται και ενσωματώνεται στην πλατφόρμα λογισμικού SEMCAD X<sup>®</sup>. Στο Παράρτημα 5.Ι δίνονται οδηγίες για τη χρήση του εργαλείου στην πλατφόρμα λογισμικού πεπερασμένων διαφορών στο πεδίο του χρόνου (SEMCAD X<sup>®</sup>). Η υλοποίηση που περιγράφηκε παραπάνω αξιολογείται ως προς την ακρίβεια: α) με χαρτογράφηση και αξιολόγηση της ανάλυσης που χρησιμοποιείται σε ένα απλουστευμένο ορθογώνιο μοντέλο εγκεφάλου, β) με χαρτογράφηση ενός πολύπλοκου CAD μοντέλου εγκεφάλου, το οποίο είναι αυθαίρετα περιεστρεμμένο μέσα στο υπολογιστικό πλέγμα.

#### 5.4.1 Χαρτογράφηση απλουστευμένου ορθογώνιου μοντέλου εγκεφάλου

Προκειμένου να ελεγχθεί η ορθή χαρτογράφηση του εγκεφάλου, σύμφωνα με τον άτλαντα κατά Talairach-Tournoux που διατίθεται στο [Lancaster and Fox n.d.], ακολουθείται ο έλεγχος με χρήση απλουστευμένου ορθογώνιου μοντέλου εγκεφάλου. Το απλουστευμένο μοντέλο εγκεφάλου που χρησιμοποιείται απεικονίζεται στο Σχήμα 5.3 και οι διαστάσεις του και ο προσανατολισμός του ορίζονται έτσι ώστε να ταυτίζονται με τα αντίστοιχα του άτλαντα υψηλής ανάλυσης που διατίθεται στο [Lancaster and Fox n.d.]. Το ορθογώνιο μοντέλο αποτελείται από τους βασικούς εγκεφαλικούς ιστούς: φαιά ουσία, παρεγκεφαλίδα, υπόφυση, πρόσθια και οπίσθια σύμφυση, οι οποίοι απεικονίζονται ως παραλληλόγραμμα και σφαίρες. Οι δύο πρώτοι ιστοί είναι απαραίτητοι για την οριοθέτηση του εγκεφάλου, ενώ οι υπόλοιποι είναι καθοριστικοί για την τοποθέτηση των οροθεσίων.

Το πλεονέκτημα αυτής μεθόδου είναι ότι η χαρτογράφηση του μοντέλου (ευθυγράμμιση του άτλαντα στο μοντέλο) γίνεται χωρίς συμπίεση, περιστροφή ή μεταφορά, καθώς μοντέλο και άτλαντας έχουν το ίδιο μέγεθος και προσανατολισμό. Συνεπώς, το αποτέλεσμα της απόδοσης ετικετών στο μοντέλο μπορεί εύκολα να συγκριθεί με τα δεδομένα που ανακτώνται από τη βάση δεδομένων [Lancaster and Fox n.d.], η οποία περιέχει τον εγκεφαλικό άτλαντα με διακριτοποίηση κυβικού στοιχείου 1×1×1 mm<sup>3</sup> εντός του τυποποιημένου χώρου Talairach.


Σχήμα 5.3 Απλουστευμένο ορθογώνιο μοντέλο εγκεφάλου. Απεικόνιση των ετικετών κατά Talairach-Tournoux και μια αξονική τομή (διακεκομμένο ευθύγραμμο τμήμα) η οποία χρησιμοποιείται κατά τον έλεγχο ακρίβειας.

Το απλουστευμένο ορθογώνιο μοντέλο του εγκεφάλου αρχικά διακριτοποιείται, χρησιμοποιώντας μέσο βήμα 1.5 mm, στη συνέχεια χαρτογραφείται και τέλος του αποδίδονται ετικέτες, όπως περιγράφεται παραπάνω. Στη συνέχεια, το αποτέλεσμα συγκρίνεται για κάθε τομή του εγκεφάλου με την αντίστοιχη τομή αναφοράς που προκύπτει από το Talairach Applet, μία διαδικτυακή εφαρμογή της βάσης δεδομένων [Lancaster and Fox n.d.].

Στην Εικόνα 5.3 απεικονίζονται δύο αντιπροσωπευτικά δείγματα ελέγχου ακρίβειας για την τομή w = -12 mm. Επιλέγεται ως τεχνική χαρτογράφησης, η άμεση και ως ανάλυση άτλαντα, η υψηλή (Παράρτημα 5.1). Η σύγκριση πραγματοποιείται για τα επίπεδα εγκεφαλικής έλικας και κυττάρου της ιεραρχίας κατά Talairach και απεικονίζεται αντίστοιχα τις Εικόνες 5.3(α) και 5.3(β). Κάθε υποπεριοχή κατά Talairach τονίζεται πάνω στην εγκεφαλική τομή με ένα διακριτό χρώμα το οποίο καθορίζει το σχήμα και τη θέση της. Καθώς, η χρωματική κλίμακα της διαδικτυακής εφαρμογής και του SEMCAD X<sup>®</sup> διαφέρουν, τα αποτελέσματα απεικονίζονται πάνω στο σχήμα ενός κοινού εγκεφάλου σε γκρι απόχρωση.



Εικόνα 5.3 Απόδοση ετικετών για το απλουστευμένο ορθογώνιο μοντέλο εγκεφάλου (αριστερά) σε σύγκριση με την αναφορά που προκύπτει από το Talairach Daemon [Lancaster and Fox n.d.] (δεξιά) για w=-12 mm. (α) Σύγκριση για όλες τις εγκεφαλικές έλικες (επίπεδο 3) και για όλες τις περιοχές Brodmann (επίπεδο 5).

Οι υποπεριοχές του επιπέδου εγκεφαλικής έλικας απεικονίζονται στις εγκεφαλικές τομές της Εικόνας 5.3(α). Το σχήμα και το μέγεθος κάθε υποπεριοχής μπορεί να εντοπιστεί και να συγκριθεί οπτικά για τις δύο τομές, δηλαδή το αποτέλεσμα της χαρτογράφησης (αριστερά) και την αναφορά (δεξιά). Οι κύριες διαφορές εντοπίζονται στα όρια των υποπεριοχών. Η μεθοδολογία προσεγγίζει τα όρια κλιμακωτά, αφού χαρτογραφεί τα κυβικά στοιχεία της ΗΜ προσομοίωσης. Αυτή η διακριτοποίηση μετατοπίζει τα όρια της υποπεριοχής κατά 2 mm το μέγιστο, συγκρίνοντας με την αναφορά. Οι εγκεφαλικές έλικες αποτελούνται κυρίως από σχετικά ογκώδεις καμπυλωτές περιοχές, και αυτή η απόκλιση δεν έχει σημαντικά αποτελέσματα στην πρόβλεψη του όγκου ή της μάζας της περιοχής. Πώς όμως αυτή η απόκλιση επηρεάζει οριακές περιοχές λεπτού σχήματος; Ένα καλό παράδειγμα τέτοιων περιοχών είναι οι περιοχές Brodmann areas, όπως απεικονίζονται στην Εικόνα 5.3(β). Οι περιοχές Brodmann περιλαμβάνονται στο επίπεδο ιστών της ιεραρχίας κατά Talairach. Για τον έλεγχο ακρίβειας, η μέθοδος χρησιμοποιεί το ίδιο πλέγμα, όπως στην προηγούμενη περίπτωση. Όπως είναι αναμενόμενο, η διακριτοποίηση του πλέγματος στο επίπεδο ιστών επηρεάζει περισσότερο την ομαλότητα του σχήματος της περιοχής, σε σχέση με το επίπεδο της εγκεφαλικής έλικας, όπως φαίνεται στην Εικόνα 5.3(β). Στη χειρότερη περίπτωση, η διακριτοποίηση μπορεί ενδεχομένως να διακόπτει πολύ λεπτές περιοχές.

Συμπεραίνεται ότι το υπολογιστικό πλέγμα το οποίο καθορίζεται κατά την ΗΜ προσομοίωση, επηρεάζει τη θέση των υποπεριοχών κατά Talairach. Η επιρροή αυτού του φαινομένου διαφέρει ανάλογα με το επίπεδο κατά Talairach: Είναι περισσότερο καθοριστική στο επίπεδο των ιστών, ενώ είναι λιγότερο σημαντική σε επίπεδα όπου οι υποπεριοχές γίνονται περισσότερο ογκώδεις. Το σφάλμα κατά τον υπολογισμό του όγκου και της μάζας κάθε υποπεριοχής αναμένεται να είναι παρόμοιο καθώς η διακύμανση στην πυκνότητα των ιστών του εγκεφάλου δεν είναι μεγάλη. Οι μέσες τιμές των πεδίων σε μία υποπεριοχή επηρεάζονται με παρόμοιο τρόπο, όχι μόνο όσον αφορά την ανακρίβεια του καθορισμένου όγκου της, αλλά και τον ορισμό που γίνεται κατά την ΗΜ προσομοίωση. Αυτό συνεπάγεται ότι όταν κατά την αποτίμηση της δοσιμετρίας περιλαμβάνονται και οι υποπεριοχές κατά Talairach, η διακριτοποίηση του μοντέλου θα πρέπει να ρυθμίζεται από το σχήμα και τον όγκο των υποπεριοχών που πρόκειται να εξεταστούν, και όχι μόνο από τις ογκώδεις δομές του εγκεφάλου που περιλαμβάνονται στο μοντέλο.

#### 5.4.2 Χαρτογράφηση τυχαίως περιεστρεμμένου, ανατομικού μοντέλου εγκεφάλου

Ο δεύτερος έλεγχος διερευνά τον ορθό καθορισμό των υποπεριοχών κατά Talairach σε ένα ρεαλιστικό ανατομικό μοντέλο κεφαλιού. Η επιβεβαίωση της μεθόδου διεξάγεται για το σενάριο HM έκθεσης που απεικονίζεται στην Εικόνα 5.4 και περιγράφεται στο [Christ *et al.* 2010a]. Το αριθμητικό μοντέλου κεφαλιού 'Billie' που αντιστοιχεί σε κορίτσι 11 ετών [Christ *et al.* 2010b], εκτίθεται στην HM ακτινοβολία της κινητής τερματικής συσκευής Generic\_L835, η οποία λειτουργεί σε συχνότητα 900 MHz. Η σχετική τοποθέτηση της κινητής τερματικής συσκευής ως προς το κεφάλι του χρήστη γίνεται ως προς τη δεξιά παρειά (*cheek position*), σύμφωνα με μεθοδολογία που προτείνεται στη [Kainz *et al.* 2005]. Η κινητή τερματική συσκευή Generic\_L835 [Beard *et al.* 2006] είναι εξοπλισμένη με γραμμικό μονόπολο και περιγράφεται με λεπτομέρεια στο κεφάλαιο 3 της διδακτορικής διατριβής. Για λόγους συντομίας η τερματική συσκευή Generic\_L835 θα ονομάζεται στο εξής GP1 (Generic Phone 1). Οι διηλεκτρικές ιδιότητες που χαρακτηρίζουν τους βιολογικούς ιστούς του μοντέλου βασίζονται στο γνωστό μοντέλο μέτρησης Cole-Cole [Gabriel *et al.* 1996]. Το μοντέλο κεφαλιού είναι τυχαία περιεστρεμμένο, σε σχέση με το υπολογιστικό πλέγμα και οι εγκεφαλικές δομές έχουν ακανόνιστο σχήμα, που ανταποκρίνεται στο φυσικό.



Εικόνα 5.4 Αριθμητικό μοντέλο κεφαλιού 'Billie', που αντιστοιχεί σε κορίτσι 11 ετών, εκτίθεται στην ΗΜ ακτινοβολία πρότυπης κινητής τερματικής συσκευής Generic\_L835 (GP1). Οι ετικέτες κατά Talairach στο επίπεδο ημισφαιρίου έχουν αντιστοιχιστεί στους εγκεφαλικούς ιστούς για ένα επίπεδο που ορίζεται παράλληλα με τον άξονα της κινητής τερματικής συσκευής.

Τα οροθέσια κατά Talairach τοποθετούνται αυτόματα και απεικονίζονται στο μοντέλο της Εικόνας 5.4. Το κυβοειδές που ορίζεται από τα οροθέσια είναι περιγεγρεμμένο και περιλαμβάνει ολόκληρο τον εγκέφαλο, παρ' όλο που δεν είναι παράλληλο του υπολογιστικού πλέγματος, όπως φαίνεται από το γκρι επίπεδο. Ο διαχωρισμός των εγκεφαλικών δομών σε δεξιά και αριστερή πλευρά, με βάση τον δια-συμφύσεων άξονα, φαίνεται στη δεξιά πλευρά της Εικόνας 5.4.

Στην αριστερή πλευρά της Εικόνας 5.4, ο εγκέφαλος διαιρείται από το επίπεδο που ορίζεται παράλληλα με τον άξονα της κινητής τερματικής συσκευής. Αποκαλύπτεται έτσι η κατάτμηση που έχει ήδη γίνει για το αριθμητικό μοντέλο και θα χρησιμοποιηθεί ως αναφορά ώστε να ελεγχθεί η ορθότητα της χαρτογράφησης. Οι ετικέτες για το επίπεδο ημισφαιρίου χαρτογραφούνται στο μοντέλο του εγκεφάλου και απεικονίζονται σε χρωματική κλίμακα πάνω στην τομή. Οι μπλε και μωβ περιοχές ορίζουν το αριστερό και δεξί ημισφαίριο του εγκεφάλου αντίστοιχα. Το εγκεφαλικό στέλεχος όπως έχει κατατμηθεί στο μοντέλο, διαχωρίζεται επίσης σε δύο μέρη.

Η επιλογή των υποπεριοχών κατά Talairach κατά τον υπολογισμό των τιμών SAR απεικονίζεται στην Εικόνα 5.5. Τα αποτελέσματα της HM προσομοίωσης φιλτράρονται και εξάγονται κατά περίπτωση για τις υπο εξέταση υποπεριοχές. Η Εικόνα 5.5 παρουσιάζει δύο διαφορετικές απεικονίσεις αποτελεσμάτων. Η πρώτη (Εικόνα 5.5(β)) αντιστοιχεί σε κατανομή SAR για το δεξί εγκέφαλο του μοντέλου, που αντιστοιχεί στη μωβ περιοχή της Εικόνας 5.5(α). Η HM δοσιμετρία μπορεί επίσης να αποτιμηθεί για συνδυασμό υποπεριοχών κατά Talairach, όπως παρουσιάζεται στην

Εικόνα 5.5(γ). Σε αυτή την περίπτωση, η ΗΜ έκθεση απεικονίζεται για την εξωτερική περιοχή του εγκεφάλου, εξάγοντας ταυτόχρονα την κατανομή SAR για την ανώτερη, μεσαία και κατώτερη εγκεφαλική έλικα. Εκτός από την κατανομή SAR, η τεχνική αυτή μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί για την εξαγωγή οποιαδήποτε άλλης ποσότητας που προκύπτει από την ΗΜ προσομοίωση.



**Εικόνα 5.5** (α) Εγκεφαλικές υποπεριοχές του επιπέδου ημισφαιρίου. Κατανομή SAR τιμών (dB/peak) στο (β) δεξί εγκέφαλο, και στις (γ) ανώτερη, μεσαία και κατώτερη κροταφική εγκεφαλική έλικα. Οι τιμές SAR στις (β) και (γ) έχουν κανονικοποιηθεί στη συνολικά μέγιστη τιμή.

# 5.5 Εφαρμογές

Προκειμένου να αναδειχθούν οι δυνατότητες της τεχνικής και του εργαλείου, παρουσιάζονται δύο παραδείγματα εφαρμογής τα οποία στοχεύουν στην αποτίμηση της ΗΜ δοσιμετρίας του εγκεφάλου. Το πρώτο παράδειγμα βασίζεται αποκλειστικά σε αποτελέσματα ΗΜ αριθμητικής δοσιμετρίας και το δεύτερο σχετίζεται με μετρήσεις SAR για έλεγχο συμμόρφωσης με τα διεθνή όρια.

Το πρώτο παράδειγμα εφαρμογής του εργαλείου πραγματοποιείται σε προσομοιώσεις που έχουν διεξαχθεί στην πλατφόρμα λογισμικού SEMCAD X<sup>®</sup>, με χρήση της μεθόδου των Πεπερασμένων Διαφορών στο Πεδίου του Χρόνου (FDTD) [Taflove and Hagness 2005]. Τα αριθμητικά μοντέλα κεφαλιού ενηλίκων και παιδιών που χρησιμοποιούνται είναι τα 'Duke' (άνδρας, 34 ετών), 'Ella' (γυναίκα, 26 ετών), 'Thelonious' (αγόρι, 6 ετών) και 'Billie' (κορίτσι, 11 ετών), τα οποία ανήκουν στην 'Εικονική Οικογένεια' [Christ *et al.* 2010b] και έχουν περιγραφεί με λεπτομέρεια στο κεφάλαιο 3 της διδακτορικής διατριβής. Οι τιμές των διηλεκτρικών ιδιοτήτων που χαρακτηρίζουν τους βιολογικούς ιστούς, αναφέρονται στο ίδιο κεφάλαιο και βασίζονται στο γνωστό μοντέλο μέτρησης Cole-Cole [Gabriel *et al.* 1996]. Ως πηγές ΗΜ ακτινοβολίας χρησιμοποιούνται οι πρότυπες κινητές τερματικές συσκευές, Generic\_L835 (GP1) και Generic\_1900 (GP2), οι οποίες περιγράφονται λεπτομερώς στο κεφάλαιο 3 της διδακτορικής διατριβής. Το πτερύγιο του δεξιού αυτιού, από την πλευρά του οποίου τοποθετείται η κινητή τερματική συσκευή, συμπιέζεται βάσει μεθοδολογίας που περιγράφεται στο κεφάλαιο 3 της διδακτορικής διατριβής. Η σχετική τοποθέτηση της κινητής τερματικής συσκευής ως προς το κεφάλι του χρήστη γίνεται ως προς την παρειά (*cheek position*), σύμφωνα με μεθοδολογία που προτείνεται στη [Kainz *et al.* 2005]. Το μέγιστο μέγεθος του κυβικού στοιχείου στην περιοχή του

κεφαλιού, επιλέγεται 0.9×0.9×0.9 mm<sup>3</sup>, το οποίο θεωρείται αποδεκτά μικρό για μελέτες αποτίμησης ΗΜ απορροφούμενης ισχύος στο ΚΝΣ. Συνολικά, αποτιμώνται οκτώ χαρακτηριστικά σενάρια ΗΜ έκθεσης. Ο συνολικός αριθμός των κυβικών στοιχείων κυμαίνεται μεταξύ 19 και 26 εκατομμύρια, και εξαρτάται από τα μοντέλα κεφαλιού και κινητής τερματικής συσκευής. Στην Εικόνα 5.6 απεικονίζονται ενδεικτικά τέσσερα από τα υπό μελέτη, σενάρια ΗΜ έκθεσης. Οι τιμές του μέσου SAR κανονικοποιημένες στη μάζα της εκάστοτε εγκεφαλικής υποπεριοχής υπολογίζονται και παρουσιάζονται συγκριτικά. Όλα τα αποτελέσματα κανονικοποιούνται σε ισχύ εισόδου 1 W.



**Εικόνα 5.6** Ενδεικτικά παραδείγματα ΗΜ σεναρίων έκθεσης ΚΝΣ: α) 'Duke' με GP1, β) 'Ella' με GP2, γ) 'Thelonious' με GP1, δ) 'Billie' με GP2. Οι κινητές τερματικές συσκευές τοποθετούνται στο δεξί αυτί, με κλίση ως προς την παρειά.

Η αναγνώριση και ο εντοπισμός των εγκεφαλικών υποπεριοχών κατά Talairach παρέχει πολύτιμη πληροφορία για τον ΗΜ χαρακτηρισμό της έκθεσης του εγκεφάλου. Η έκθεση συγκεκριμένης λειτουργικής περιοχής μπορεί να εξαχθεί από τα συνολικά αποτελέσματα της ΗΜ προσομοίωσης. Συγκεκριμένα, η υλοποίηση που ακολουθείται παρέχει τις τιμές της μέσης απορροφούμενης ισχύος, του ελάχιστου/μέγιστου SAR, της μάζας και του όγκου κάθε περιοχής, εντός των 1105 θέσεων που εντοπίζονται κατά Talairach στο μοντέλο εγκεφάλου.

Το Σχήμα 5.4 απεικονίζει τα αποτελέσματα για όλες τις εξαγόμενες 1105 εγκεφαλικές θέσεις, οργανωμένα σε δύο ιστογράμματα που συγκρίνουν την έκθεση ενηλίκων (α) και παιδιών (β). Για λόγους συντομίας, απεικονίζονται μόνο τα αποτελέσματα για την περίπτωση της κινητής τερματικής συσκευής GP1, δεδομένου ότι τα αντίστοιχα αποτελέσματα για την GP2 είναι παρεμφερή. Γενικά, παρατηρείται ότι η έκθεση των εγκεφαλικών υποπεριοχών στα μοντέλα κεφαλιού παιδιών, 'Billie' και 'Thelonious', είναι υψηλότερη, σε σύγκριση με την αντίστοιχη στα μοντέλα ενηλίκων 'Ella' και 'Duke'.

Δεδομένης της πληροφορίας που δίνεται στο Σχήμα 5.4, μπορούν να πραγματοποιηθούν αναρίθμητοι συνδυασμοί των 1105 εγκεφαλικών θέσεων, προκειμένου να αποτιμηθεί η ΗΜ έκθεση των λειτουργικών εγκεφαλικών υποπεριοχών που ενδιαφέρουν. Ο συνδυασμός που μπορεί να πραγματοποιηθεί εξαρτάται από το σενάριο έκθεσης και τις εγκεφαλικές δομές που αναμένονται να εκτίθενται περισσότερο. Το ακόλουθο παράδειγμα εφαρμογής στοχεύει στο να αναδείξει τα πλεονεκτήματα της χρήσης της χαρτογράφησης κατά Talairach-Tournoux σε ηλικιακά σχετιζόμενα σενάρια ΗΜ έκθεσης, προσφέροντας επιπλέον πληροφορία σχετική με τα επίπεδα έκθεσης των εγκεφαλικών λειτουργικών υποπεριοχών, εκτός των 13 δομών/βιολογικών ιστών που είναι παρόντες στα ρεαλιστικά υπολογιστικά μοντέλα εγκεφάλου.



ΗΜ έκθεση 1105 εγκεφαλικών θέσεων σε ενήλικες

**Σχήμα 5.4** ΗΜ έκθεση 1105 εγκεφαλικών θέσεων για τα σενάρια χρήσης της Generic\_L835 (GP1) κινητής τερματικής συσκευής. α) Ενήλικες: 'Ella' και 'Duke', β) παιδιά: 'Billie' και 'Thelonious'.

Στη συνέχεια, η χαρτογράφηση κατά Talairach εφαρμόζεται ώστε να εντοπιστούν και να φιλτραριστούν τα εξής: φαιά ουσία, κροταφικός λοβός, και η εξωτερική επιφάνεια του εγκεφαλικού

φλοιού που περιλαμβάνει τις ανώτερη, μεσαία και κατώτερη κροταφική εγκεφαλική έλικα για κάθε αριθμητικό μοντέλο. Οι τιμές του SAR υπολογίζονται, κανονικοποιούνται ως προς τις προαναφερθείσες υποπεριοχές του εκτιθέμενου ημισφαιρίου και γίνεται σύγκριση μεταξύ των μοντέλων του ίδιου φύλου για διαφορετικές ηλικίες για τις δύο τερματικές συσκευές (GP1 και GP2). Τα αποτελέσματα της σύγκρισης παρουσιάζονται στο Σχήμα 5.5. Η σύγκριση γίνεται ανάλογα με το φύλο, συγκρίνοντας τα ζεύγη 'Duke' και 'Thelonious', και αντίστοιχα 'Ella' και 'Billie'. Η ΗΜ έκθεση των δεδομένων εγκεφαλικών υποπεριοχών είναι υψηλότερη στην περίπτωση των παιδιών, λόγω των διαφορών στις ανατομικές αναλογίες. Η διαφορά για την ΗΜ έκθεση του κεφαλιού στο εκτιθέμενο ημισφαίριο παραμένει μικρότερη από 50% και 20% για την περίπτωση σύγκρισης άρρεν και θήλυ, αντίστοιχα. Εντούτοις, για τις περιοχές της εγκεφαλικής έλικας, η διαφορά γενικά αυξάνει και ξεπερνά το 85%, στην περίπτωση σύγκρισης 'Ella' και 'Billie' για το GP2.



**Σχήμα 5.5** Ηλικιακά εξαρτώμενη σύγκριση της μέσης τιμής SAR για τις επιλεγμένες εκτιθέμενες υποπεριοχές του εγκεφάλου. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται για τις δύο τερματικές συσκευές GP1 και GP2. Τα ποσοστά αντιστοιχούν σε σχετική μεταβολή της μέσης τιμής SAR στα παιδιά ('Theolonious' και 'Billie') σε σχέση με την αντίστοιχη τιμή στους ενήλικες ('Duke' και 'Ella') για έξι εγκεφαλικές υποπεριοχές.

Συνεπώς, η χαρτογράφηση κατά Talairach σε ρεαλιστικά μοντέλα εγκεφάλου παρέχει ένα λειτουργικό εργαλείο προκειμένου να αναδειχθούν οι διαφορές στην ΗΜ έκθεση του εγκεφάλου, ανάλογα με την ηλικία και/ή το σενάριο ΗΜ έκθεσης (πηγή ΗΜ ακτινοβολίας, σχετική τοποθέτηση κ.α.). Προκειμένου να εξαχθεί η επιθυμητή εγκεφαλική υποπεριοχή, η οποία συνδέεται με δεδομένες νευροφυσιολογικές λειτουργίες του ανθρώπου, επιλέγεται κατάλληλος συνδυασμός των 1105 εγκεφαλικών θέσεων, στον οποίο αποτιμάται η απορρόφηση ισχύος. Ο συνδυασμός που επιλέγεται κάθε φορά εξαρτάται από το σκοπό της έρευνας. Η χρήση του εργαλείου χαρτογράφησης του εγκεφάλου δύναται μελλοντικά να ενδυναμώσει τις ηλικιακά σχετιζόμενες μελέτες ΗΜ δοσιμετρίας, αναδεικνύοντας τις διαφορές στην απορρόφηση ισχύος από πολύπλοκες λειτουργικές εγκεφαλικές υποπεριοχές ενδιαφέροντος.

Το δεύτερο παράδειγμα εφαρμογής του εργαλείου [Gosselin *et al.* 2011] αναπτύσσει μια μεθοδολογία για τον καθορισμό της ειδικής ΗΜ έκθεσης σε ανατομικά μοντέλα κεφαλιού, εκμεταλλευόμενη την τιμή SAR που προκύπτει από τους ελέγχους συμμόρφωσης με τα διεθνή όρια στο ομογενές Ειδικό Ανθρωπομορφικό Μοντέλο (*SAM*).

Η τεχνική αυτή συνδέει την ΗΜ έκθεση διαφορετικών εγκεφαλικών ιστών με τις μετρήσεις στις αντίστοιχες εικονικές περιοχές στο Ειδικό Ανθρωπομορφικό Μοντέλο. Η διαδικασία απεικονίζεται στην Εικόνα 5.7 και ξεκινά λαμβάνοντας μετρήσεις τιμών SAR με χρήση του συστήματος DASY (*DASY, Schmid & Partner Engineering AG*), το οποίο χρησιμοποιείται για τυποποιημένες μετρήσεις δοσιμετρίας ελέγχου συμμόρφωσης με τα διεθνή πρότυπα. Στη συνέχεια, αυτές οι τιμές μετρήσεων χαρτογραφούνται σε ένα SAM μοντέλο στο οποίο προηγουμένως έχει ενσωματωθεί ένα μοντέλο εγκεφάλου μεσαίου μεγέθους. Το ενσωματωμένο μοντέλο εγκεφάλου χρησιμοποιείται ως αναφορά για τον καθορισμό των οροθεσίων κατά Talairach μέσα στο SAM μοντέλο. Στη συνέχεια, μπορούν να αποδοθούν ετικέτες σε ολόκληρο το χώρο μετρήσεων, χρησιμοποιώντας τη μέθοδο που έχει περιγραφεί στο παρόν κεφάλαιο. Τέλος, οι τιμές SAR που έχουν μετρηθεί σε κάθε περιοχή με απόδοση ετικέτας μετασχηματίζονται κάνοντας χρήση στατιστικών παραγόντων για την εκτίμηση των τιμών αυτών για πραγματικό εγκέφαλο κατά το ίδιο σενάριο έκθεσης. Οι παράγοντες μετασχηματισμού που χρησιμοποιούνται σε αυτή τη διαδικασία εμπεριέχουν μια αβεβαιότητα λόγω των μέσων ανατομικών διαφορών μεταξύ των πειραματικών μοντέλων και του πραγματικού κεφαλιού χρήστη.

Το τελευταίο παράδειγμα επιδεικνύει πώς η μέθοδος που παρουσιάζεται στο παρόν κεφάλαιο μπορεί με εύκολο τρόπο να προσαρμοστεί σε δοσιμετρικές μελέτες που βασίζονται σε μετρήσεις, παρ' όλο το γεγονός ότι αρχικά είχε ξεκινήσει για αριθμητικές προσομοιώσεις βασισμένες στην μέθοδο FDTD.



Εικόνα 5.7 ΗΜ έκθεση ιστών του κεφαλιού σε κινητές τερματικές συσκευές βάσει μετρήσεων στο SAM μοντέλο [Gosselin *et al.* 2011]. (α) Διάταξη μετρήσεων με χρήση του SAM μοντέλου και του συστήματος DASY. (β) Οι μετρήσεις του SAR χαρτογραφημένες και απεικονισμένες εντός του SAM μοντέλου. Οι SAR τιμές έχουν κανονικοποιηθεί στη μέγιστη τιμή.

# 5.6 Συμπεράσματα

Η χαρτογράφηση κατά Talairach-Tournoux μπορεί να προσφέρει νέες δυνατότητες στη μελέτη και ερμηνεία της HM έκθεσης του Κεντρικού Νευρικού Συστήματος. Η μεθοδολογία που αναπτύσσεται στο παρόν κεφάλαιο ενδυναμώνει την αποτίμηση HM δοσιμετρίας του εγκεφάλου, παρέχοντας προεκτάσεις για τον υπολογισμό της μέσης τιμής SAR σε δεδομένες λειτουργικές εγκεφαλικές υποπεριοχές που ορίζονται στον άτλαντα κατά Talairach-Tournoux. Ο εγκεφαλικός άτλαντας ορίζει 1105 θέσεις (ετικέτες) για τον εντοπισμό διαφορετικών υποπεριοχών του εγκεφάλου, παρέχοντας μεγάλο αριθμό συνδυασμών για την αποτίμηση της HM έκθεσης. Οι εφαρμογές της μεθόδου που περιγράφεται στο παρόν κεφάλαιο περιλαμβάνουν, μεταξύ άλλων: α) λεπττομερή ανάλυση δοσιμετρίας κατά την έκθεση του εγκεφάλου, λόγω χρήσης της κινητής τερματικής συσκευής, β) βελτιωμένο σχεδιασμό του σεναρίου έκθεσης για πειραματικές μελέτες εθελοντών και γ) ιατρικές διαγνωστικές ή θεραπευτικές συσκευές, όπως ο σχεδιασμός εφαρμογής υπερθερμίας για την αντιμετώπιση καρκίνου του εγκεφάλου.

# Βιβλιογραφία

- Ahlbohm, A. *et al.* 2009. Epidemiologic evidence on mobile phones and tumor risk: a review, *Epidemiology*, 20, 639–652.
- Beard, B., Kainz, W., Onishi, T., Iyama, T., Watanabe, S., Fujiwara, O., Wang, J., Bit-Babik, G., Faraone, A., Wiart, J., Christ, A., Kuster, N., Lee, A.-K., Kroeze, H., Siegbahn, M., Keshvari, J., Abrishamkar, H., Stuchly, M. A., Simon, W., Manteuffel, D. and Nikoloski, N. 2006. Comparisons of computed mobile phone induced SAR in the SAM phantom to that in anatomically correct models of the human head, *IEEE Trans. Electromagn. Compat.*, 48, (2), 397-407.
- Borbély, A. A., Huber, R., Graf, T., Fuchs, B., Gallmann, E. and Achermann, P. 1999. Pulsed high-frequency electromagnetic field affects human sleep and sleep electroencephalogram, *Neurosci. Lett.*, 275, 207–210.
- Cardis, E. *et al.* 2010. Brain tumour risk in relation to mobile telephone use: results of the INTERPHONE international case-control study, *Int. J. Epidemiol.*, 39, 675–694.
- Cardis, E., Deltour, I., Mann, S., Moissonnier, M., Taki, M., Varsier, N., Wake, K. and Wiart, J. 2008. Distribution of RF energy emitted by mobile phones in anatomical structures of the brain, *Phys. Med. Biol.*, 53, 2771-2783.
- Christ, A., Gosselin, M.-C., Christopoulou, M., Kühn, S. and Kuster, N. 2010a. Age dependent tissuespecific exposure of cell phone users, *Phys. Med. Biol.*, 55, 1767-1783.
- Christ, A., Kainz, W., Hahn, E. G., Honegger, K., Zefferer, M., Neufeld, E., Rascher, W., Janka, R., Bautz, W., Chen, J., Kiefer, B., Schmitt, P., Hollenbach, H.-P., Shen, J., Oberle, M., Szczerba, D., Kam, A., Guag, J.W. and Kuster, N. 2010b. The Virtual Family—development of surface-based anatomical models of two adults and two children for dosimetric simulation', *Phys. Med. Biol.*, 55, N23-N38.

- Christopoulou, M., Koulouridis, S. and Nikita, K.S. 2009. Parametric study of power absorption patterns induced in adult and child head models by small helical antennas, *Progress in Electromagnetics Research-PIER*, 94, 49-67.
- Croft, R. J., Hamblin, D. L., Spong, J., Wood, A. W., McKenzie, R. J. and Stough, C. 2008. The effect of mobile phone electromagnetic fields on the alpha rhythm of human electroencephalogram, *Bioelectromagnetics*, 29, 1–10.
- Gabriel, S., Lau, R.W. and Gabriel, C. 1996. The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues, *Phys. Med. Biol.*, 41, (11), 2271-2293.
- Gosselin, M.-C., Kühn, S., Crespo-Valero, P., Cherubini, E., Zefferer, M., Christ, A. and Kuster, N. 2011. Estimation of head-tissue specific exposure from mobile phones, based on measurements in the homogeneous SAM head, *Bioelectromagnetics*, 32, (6), 493–505.

GridMaster Computer Program 2007 Dusseldorf, Vompras

- Hu, Q., Qian, G. and Nowinski, W.L. 2005. Fast, accurate, and automatic extraction of the modified talairach cortical landmarks from magnetic resonance images, *Magn Reson Med*, 53, 970-97.
- Huber, R., Schuderer, J., Graf, T., JÜtz, K., Borbely, A. A., Kuster, N. and Achermann, P. 2003. Radio frequency electromagnetic field exposure in humans: estimation of SAR distribution in the brain, effects on sleep and heart rate, *Bioelectromagnetics*, 24, 262–276.
- Institute of Electrical and Electronics Engineers-IEEE 2008. IEEE 1528.1 D1.0, Draft recommended practice for determining the spatial-peak specific absorption rate (SAR) in the human body due to wireless communications devices, 30 MHz 6 GHz: General requirements for using the finite difference time domain (FDTD) method for SAR calculations, Technical report, Working Group 2 of the ICES TC34/SC2 Committee, Three Park Avenue, New York, New York 10016-5997, USA.
- Kainz, W., Christ, A., Kellom, T., Seidman, S., Nikoloski, N., Beard, B. and Kuster, N. 2005. Dosimetric comparison of the specific anthropomorphic mannequin (SAM) to 14 anatomical head models using a novel definition for the mobile phone positioning, *Phys. Med. Biol.*, 50, (14), 3423-3445.
- Kheifets, L., Repacholi, M., Saunders, R. and van Deventer, E. 2005. The sensitivity of children to electromagnetic fields, *Pediatrics*, 116, 2, e303-e313.
- Khurana, V., Teo, C., Kundi, M., Hardell, L. and Carlberg, M. 2009. Cell phones and brain tumors: a review including the long-term epidemiologic data, *Surgical Neurology*, 72, (3), 205-214.
- Lancaster, J., Rainey, L., Summerlin, J., Freitas, C., Fox, P., Evans, A., Toga, A. and Mazziotta, J. 1997. Automated labeling of the human brain: A preliminary report on the development and evaluation of a forward-transform method, *Human Brain Mapping*, 5, 238-242.
- Lancaster, J. L., Woldorff, M.G., Parsons, L. M., Liotti, M., Freitas, C.S., Rainey, L., Kochunov, P.V., Nickerson, D., Mikiten, S.A. and Fox, P.T. 2000. Automated Talairach atlas labels for functional brain mapping, *Human Brain Mapping*, 10, 120-131.
- Lancaster, J. and Fox, P. n.d. Talairach Daemon Research Imaging Institute, Health Science Center, University of Texas, San Antonio [www.talairach.org]

- Loughran, S. P., Wood, A. W., Barton, J. M., Croft, R. J., Thompson, B. and Stough, C. 2005. The effect of electromagnetic fields emitted by mobile phones on human sleep, *Neuroreport*, 16, 1973–1976.
- Luria, R., Eliyahu, I., Hareuveny, R., Margaliot, M. and Meiran, N. 2009. Cognitive effects of radiation emitted by cellular phones: the influence of exposure side and time, *Bioelectromagnetics*, 30, 198–204.
- Mezei, G., Benyi, M. and Muller, A. 2007. Mobile phone ownership and use among school children inthree Hungarian cities, *Bioelectromagnetics*, 28, 309-315.
- Nowinski, W. L. 2001. Modified Talairach landmarks, Acta Neurochirurgica, 143, 1045-1057.
- Regel, S. J., Gottselig, J. M., Schuderer, J., Tinguely, G., Rétey, J. V., Kuster, N., Landolt, H.-P. and Achermann, P. 2007a. Pulsed radio frequency radiation affects cognitive performance and the waking electroencephalogram, *Neuroreport*, 18, 803–807.
- Regel. S. J., Tinguely. G., Schuderer. J., Adam, M., Kuster, N., Landolt, H.-P. and Achermann, P. 2007b. Pulsed radio-frequency electromagnetic fields: dose-dependent effects on sleep, the sleep EEG and cognitive performance, J. Sleep Res., 16, 253–258.
- Schüz, J. 2005. Mobile phone use and exposures in children, *Bioelectromagnetics*, 26 (Supplement 7), S45-S50.
- SEMCAD X<sup>®</sup>, Schmid & Partner Engineering AG, Zürich, www.speag.com.
- Taflove, A. and Hagness, S.C. 2005. Computational electromagnetics: The Finite-Difference Time-Domain method, 3rd edn, Norwood, MA: Artech House.
- Talairach, J. and Tournoux, P. 1988. Co-planar stereotaxic Atlas of the human brain, Thieme Medical Publishers, New York.
- Toga, A.W. and Mazziotta, J.C. 2000. Brain Mapping: The Systems, San Diego, CA: Academic.
- Wake K., Watanabe S. and Taki M. 2005. Estimation of 3D SAR distributions from mobile phone compliance testing data for the local exposure assessment in epidemiological study, *in Proceedings of XXVIIIth URSI General Assembly*, New Delhi, India, 23-29 October.
- Wiart J., Hadjem A., Wong M.F. and Bloch I. 2008. Analysis of RF exposure in the head tissues of children and adults, *Phys. Med. Biol.*, 53, 3681-3695.

# Κεφάλαιο 6 – Ανάπτυξη συστήματος έκθεσης για τη μελέτη υποθέσεων επίδρασης ηλεκτρομαγνητικών πεδίων κινητών τερματικών συσκευών στο Κεντρικό Νευρικό Σύστημα

Στο κεφάλαιο 6, προτείνεται και αναπτύσσεται ένα πρωτότυπο σύστημα ηλεκτρομαγνητικής έκθεσης για πειράματα εθελοντών. Λεπτομερής δοσιμετρία των πειραματικών υποθέσεων μελέτης συμπληρώνει το σχεδιασμό του συστήματος. Το προτεινόμενο σύστημα στοχεύει να ικανοποιήσει τις ανάγκες του ερευνητή στη μελέτη υποθέσεων επίδρασης ηλεκτρομαγνητικών πεδίων κινητών τερματικών συσκευών στο Κεντρικό Νευρικό Σύστημα (ΚΝΣ). Διευκολύνει την προσομοίωση μεγάλου εύρους σεναρίων χείριστης έκθεσης σε ακτινοβολία ασύρματων συσκευών, συμπεριλαμβανομένων μεγάλου εύρους σχημάτων διαμόρφωσης ραδιοσυχνοτήτων (ΡΣ-*RF*), καθώς και πεδίων εξαιρετικά χαμηλής συχνότητας (*Extremely Low Frequency-ELF*). Παρέχεται η δυνατότητα συνδυασμού διαφορετικών σχημάτων διαμόρφωσης και RF/ELF με υψηλούς λόγους μέγιστης προς μέσης τιμής SAR (peak-to-average ratios: PAR > 30), διατηρώντας υψηλά τα επίπεδα μέσης έκθεσης και φυσικά εντός των αντίστοιχων επιτρεπτών ορίων. Ο σχεδιασμός και η υλοποίηση του πρωτότυπου συστήματος ηλεκτρομαγνητικής έκθεσης πραγματοποιήθηκε στο ΙΤ'IS Foundation for Research on Information Technologies in Society, ETHZ, την περίοδο 2007-2008.

Το σύστημα πρόκειται να χρησιμοποιηθεί σε σειρά πειραμάτων με εθελοντές με στόχο την κατανόηση της πιθανής αιτιολογικής συσχέτισης της έκθεσης σε ΗΜΠ ΡΣ και της εγκεφαλικής λειτουργίας καθώς και την εξαγωγή συμπερασμάτων για τις πιθανές επιπτώσεις στην υγεία από την έκθεση σε ΗΜΠ ΡΣ, διευκρινίζοντας 1) ποιες χαμηλόσυχνες συνιστώσες του σήματος διαμόρφωσης προκαλούν τις υπό παρατήρηση μεταβολές στην εγκεφαλική λειτουργία, 2) εάν ο θάλαμος, η

υποφλοιϊκή αυτή εγκεφαλική δομή, συμβάλλει στην εμφάνιση τέτοιων αποτελεσμάτων, και 3) εάν οι έφηβοι και παιδιά είναι ιδιαιτέρως ευαίσθητοι στην έκθεση σε ΗΜΠ ΡΣ.

# 6.1 Εισαγωγή

Σύμφωνα με τη βιβλιογραφία (κεφάλαιο 2), υπάρχουν αξιόλογες ενδείξεις ότι τα ΗΜΠ ΡΣ με παλμική διαμόρφωση, όπως τα σήματα που εκπέμπονται από κινητές τερματικές συσκευές, μπορούν να μεταβάλλουν την εγκεφαλική φυσιολογία. Τα καταγεγραμμένα αποτελέσματα περιλαμβάνουν αλλαγές στο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (ΗΕΓ) ηρεμίας και ύπνου, την περιφερειακή εγκεφαλική αιματική ροή (regional Cerebral Blood Flow-rCBF), τη διαφλοιϊκή διεγερσιμότητα (intracortical excitability) και τη γνωσιακή λειτουργία.

Όπως έχει αναφερθεί στο κεφάλαιο 2, τα ΗΜΠ ΡΣ που εκπέμπονται από τις κινητές τερματικές συσκευές φαίνεται να επηρεάζουν τη μη-ταχεία κίνηση των ματιών (*non-REM*) κατά τη διάρκεια του ΗΕΓ ύπνου [Borbély *et al.* 1999], [Huber *et al.* 2000, 2002, 2003], [Loughran *et al.* 2005], [Schmid *et al.* 2011], το ΗΕΓ ηρεμίας [Croft *et al.* 2002], [Huber *et al.* 2002], [Curcio *et al.* 2005], [Regel *et al.* 2007] και την περιφερειακή εγκεφαλική αιματική ροή κατά τη διάρκεια ηρεμίας [Huber *et al.* 2006]. [Huber *et al.* 2002], [Huber *et al.* 2005], [Aalto *et al.* 2006]. Επίσης, έχει αναφερθεί ότι τα ΗΜΠ ΡΣ επηρεάζουν τις γνωσιακές λειτουργίες [Koivisto *et al.* 2000], [Regel *et al.* 2007], [Wiholm *et al.* 2009], [Luria *et al.* 2009]. Ωστόσο, ορισμένες μελέτες δεν έχουν επιβεβαιωθεί από μεταγενέστερες [Haarala *et al.* 2004], [Krause *et al.* 2004], [Preece *et al.* 2005]. Σε ορισμένες περιπτώσεις, η ανάλυση των σημάτων ΠΔ κατά την πειραματική διαδικασία με ΗΜΠ ΡΣ αποκαλύπτουν αντικρουόμενα αποτελέσματα (π.χ. [Eulitz et al. 1998], [Freude *et al.* 1998]).

Οι περισσότερες από τις μελέτες διερευνούν διαφορετική φασματική σύσταση του ΗΜΠ και οι ασυνέπειες στα συμπεράσματα ίσως να σχετίζονται με το φασματικό περιεχόμενο του επιβαλλόμενου ΗΜΠ ΡΣ. Η [Huber et al. 2002] απέδειξε ότι η παλμική διαμόρφωση του ΗΜΠ ΡΣ θεωρείται απαραίτητη ώστε να προκαλέσει μεταβολές στο σήμα ΗΕΓ ηρεμίας και ύπνου. Παραμένει ακόμη αδιευκρίνιστο εάν τα παρατηρούμενα αποτελέσματα οφείλονται στην ένταση ορισμένων χαμηλόσυχνων συνιστωσών (Huber et al. 2005) ή στη διαφορά στο συντελεστή κορύφωσης (crest factor). Η έκθεση σε ΗΜΠ με χαμηλόσυχνες συνιστώσες που ανήκουν στο εύρος της νευροφυσιολογίας (άλφα ρυθμός ή φάσμα της ατράκτου) έχει αποδειχθεί ότι μπορεί να προκαλέσει μακροπρόθεσμα αποτελέσματα [Sack and Linden 2003], [Ferreri et al. 2006]. Σημαντικά αποτελέσματα έχουν παρατηρηθεί για έκθεση σε ΗΜΠ ΡΣ με παλμική διαμόρφωση, για τιμές Ρυθμού Ειδικής Απορρόφησης, κανονικοποιημένες σε μάζα αναφοράς (psSAR) χαμηλότερες από 2 W/kg (για όλο το κεφάλι), όπου η αύξηση της θερμοκρασίας στον εγκέφαλο και το δέρμα εκτιμάται σε 0.14 Κ και 0.4 Κ και παραμένει μικρότερη από 0.25 Κ και 0.6 Κ [Bernardi et al. 2000], [Hirata et al. 2003], [Samaras et al. 2007]. Δεν έχουν παρατηρηθεί αποτελέσματα όταν χρησιμοποιείται συνεχές ΗΜ κύμα (Continuous Wave-CW) με την ίδια τιμή psSAR [Huber et al. 2002], [Regel et al. 2007]. Επίσης, πολύ πρόσφατα, αναφέρθηκαν επιδράσεις στο μεταβολισμό της γλυκόζης του εγκεφάλου [Volkow et al. 2011].

Ωστόσο, τα συμπεράσματα σε σχέση με τα πιθανά αρνητικά αποτελέσματα στην υγεία του ανθρώπου θεωρούνται πρώιμα, καθώς οι υποκείμενοι μηχανισμοί είναι άγνωστοι. Υπάρχει ανάγκη για περισσότερες μελέτες ώστε να καθοριστούν οι σημαντικές παράμετροι (π.χ. η διαμόρφωση) και να σκιαγραφηθούν οι περιοχές επίδρασης (π.χ. η εμπλοκή του θαλάμου). Ο θάλαμος αποτελεί σημαντική εγκεφαλική δομή η οποία εμπλέκεται στη διατήρηση της συναίσθησης και της γνωσιακής απόδοσης και στη διαβίβαση των αισθητηριακών πληροφοριών προς τον εγκεφαλικό φλοιό. Λειτουργεί ως θύρα, παραμένοντας κλειστή κατά τη διάρκεια του ύπνου. Ο θάλαμος επίσης εμπλέκεται στην παραγωγή των ατράκτων κατά τη διάρκεια του ύπνου, μπορεί να διαδραματίσει σημαντικό ρόλο στη συναπτική πλαστικότητα κατά τη διάρκεια του ύπνου και μπορεί να έχει για τον ύπνο προστατευτικό ρόλο. Επίσης, ιδιαίτερο ενδιαφέρον έχει η πιθανή ευαισθησία την οποία παρουσιάζουν τα παιδιά σε εφηβική και προεφηβική ηλικία, τα οποία διανύουν μία ενδεχομένως επιρρεπή φάση της ωρίμανσης του ΚΝΣ.

# 6.2 Πειραματικές υποθέσεις μελέτης

Στόχος του κεφαλαίου είναι η ανάπτυξη ενός πρωτότυπου και προηγμένου συστήματος ηλεκτρομαγνητικής έκθεσης για πειράματα εθελοντών με σκοπό τη διερεύνηση των προαναφερθεισών υποθέσεων μελέτης. Περιλαμβάνονται οι υποθέσεις ότι οι βιολογικές αποκρίσεις, λόγω έκθεσης σε ακτινοβολία ΡΣ, εξαρτώνται από τη συχνότητα διαμόρφωσης ή τα χαρακτηριστικά της διαμόρφωσης στο πεδίο του χρόνου, το λόγο μέγιστης προς μέσης τιμής SAR, τις ασυνέχειες του σήματος, τις λειτουργικές δομές του Κεντρικού Νευρικού Συστήματος (ΚΝΣ) (π.χ. φλοιός και υποφλοιϊκές εγκεφαλικές δομές), και τέλος, το συνδυασμό έκθεσης σε ΗΜΠ ΡΣ και μαγνητικό πεδίο εξαιρετικά χαμηλής συχνότητας (ELF). Το σύστημα ΗΜ έκθεσης οφείλει να είναι συμβατό με τις ελάχιστες απαιτήσεις αναπαραγωγής των πειραματικών συνθηκών (Kuster *et al.* 2004), παρέχοντας επιπλέον λεπτομερή πληροφορία σχετική με την έκθεση διαφόρων λειτουργικών εγκεφαλικών δομών. Η σύγκριση με τα μοτίβα έκθεσης πραγματικών τερματικών συσκευών μπορεί να αναζητηθεί αλλού στη βιβλιογραφία [Boutry *et al.* 2008]. Ακολουθούν οι πειραματικές υποθέσεις μελέτης για τη διερεύνηση των προαναφερθέντων ερευνητικών θεμάτων.

# 6.2.1 Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα ύπνου (πειραματική υπόθεση 1): συχνότητα διαμόρφωσης

Υποθέτοντας ότι οι συχνοτικές συνιστώσες που αντιστοιχούν στον άλφα ρυθμό ή το φάσμα της ατράκτου προκαλούν τα προαναφερθέντα αποτελέσματα στη λειτουργία του εγκεφάλου, στόχος της  $1^{\eta\varsigma}$  πειραματικής υπόθεσης είναι η αποσαφήνιση ποιες από τις χαμηλόσυχνες συνιστώσες διαμόρφωσης είναι οι υπαίτιες. Οι συνθήκες έκθεσης που σχεδιάζονται είναι: α) ψευδοέκθεση (*sham exposure*), β) GSM-217 Hz με συχνότητα φέροντος (*carrier frequency-CF*): 900 MHz, παλμική διαμόρφωση (*pulse modulation-PM*): 217 Hz, πλάτος παλμού (*pulse width-PW*): 0.57 ms, SAR κανονικοποιημένο σε μάζα αναφοράς 10 g (*psSAR<sub>10g</sub>*): 2 W/kg και γ) GSM-14 Hz με CF: 900MHz, PM: 14 Hz (κοντινή τιμή στην αντίστοιχη συχνότητα της ατράκτου), PW: 0.57 ms, psSAR<sub>10g</sub>: 2 W/kg. To σύστημα έκθεσης που χρησιμοποιείται για τη διερεύνηση της 1<sup>ης</sup> πειραματικής υπόθεσης είναι αυτό που περιγράφεται στο [Huber *et al.* 2003].

# 6.2.2 Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα ύπνου (πειραματική υπόθεση 2): εμπλοκή του θαλάμου

Στόχος της 2<sup>ης</sup> πειραματικής υπόθεσης είναι η διασαφήνιση του βαθμού εμπλοκής της ΗΜ έκθεσης του θαλάμου στις αλλαγές που παρατηρούνται στο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα ύπνου. Ο θάλαμος είναι μια συμμετρική εγκεφαλική δομή που βρίσκεται μεταξύ του εγκεφαλικού φλοιού και του μεσεγκεφάλου (Εικόνα 6.1), όσον αφορά τόσο τη θέση όσο και τις νευρολογικές συνδέσεις. Η λειτουργία της περιλαμβάνει τη χωρική αίσθηση και τη ρύθμιση της συνείδησης, τον ύπνο και την εγρήγορση.



Εικόνα 6.1 Η θέση του θαλάμου στο εσωτερικό του εγκεφάλου<sup>1</sup>.

Οι συνθήκες έκθεσης που σχεδιάζονται για την πειραματική υπόθεση 2 είναι: α) ψευδοέκθεση (sham exposure), β) 'handset-like' σήμα με συχνότητα 900 MHz, SAR κανονικοποιημένο σε μάζα αναφοράς 10 g (*psSAR<sub>10g</sub>*): 1.3 W/kg και γ) 'handset-like' σήμα με συχνότητα 2140 MHz, SAR κανονικοποιημένο σε μάζα αναφοράς 10 g (*psSAR<sub>10g</sub>*): 1.8 W/kg, παρόμοια έκθεση εγκεφαλικού φλοιού με τη συνθήκη έκθεσης (β) για ίδια διαμόρφωση σήματος, αλλά ταυτόχρονα μέση τιμή SAR στο θάλαμο περίπου 8 φορές μικρότερη σε σχέση με τη συνθήκη έκθεσης (β). Στην HM ακτινοβολία εκτίθεται το αριστερό ημισφαίριο. Το σύστημα έκθεσης που χρησιμοποιείται για τη διερεύνηση της 2<sup>ης</sup> πειραματικής υπόθεσης είναι αυτό που περιγράφεται στο πλαίσιο του παρόντος κεφαλαίου [Murbach *et al.* 1011].

# 6.2.3 Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα ηρεμίας και γνωσιακή απόδοση (πειραματική υπόθεση 3): προεφηβεία (12-13 ετών)

Στόχος της 3<sup>ης</sup> πειραματικής υπόθεσης είναι η διερεύνηση της επίδρασης των ΗΜΠ ΡΣ στη γνωσιακή απόδοση και στο ΗΕΓ ηρεμίας, κατά τη διάρκεια της προεφηβείας και η εδραίωση μίας πιθανής σχέσης μεταξύ δόσης και απόκρισης. Αναμένεται ότι η άλφα δραστηριότητα κατά τη διάρκεια του ΗΕΓ ηρεμίας επηρεάζεται με τρόπο που εξαρτάται από τη δόση. Στόχος είναι να πραγματοποιηθεί σύγκριση μεταξύ ενηλίκων και παιδιών κατά τη διάρκεια της προεφηβείας. Οι συνθήκες έκθεσης που

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> http://www.pelmasoft.com/article.php?id=229

σχεδιάζονται είναι: α) ψευδοέκθεση (sham exposure), β) 'handset-like' σήμα με συχνότητα 900 MHz, SAR κανονικοποιημένο σε μάζα αναφοράς 10 g (psSAR<sub>10g</sub>): 1.3 W/kg. Στην HM ακτινοβολία εκτίθεται το αριστερό ημισφαίριο. Το σύστημα έκθεσης που χρησιμοποιείται για τη διερεύνηση της 2<sup>ης</sup> πειραματικής υπόθεσης είναι αυτό που περιγράφεται στο πλαίσιο του παρόντος κεφαλαίου [Murbach *et al.* 1011].

# 6.3 Πρωτότυπο σύστημα ηλεκτρομαγνητικής έκθεσης

Το σχηματικό διάγραμμα του πρωτότυπου συστήματος ηλεκτρομαγνητικής έκθεσης φαίνεται στο Σχήμα 6.1. Το σύστημα ηλεκτρομαγνητικής έκθεσης εγκαθίσταται στο Ινστιτούτο Φαρμακολογίας και Τοξικολογίας του Πανεπιστημίου της Ζυρίχης, όπου διεξάγονται οι πειραματικές συνεδρίες. Αν και το σύστημα ελέγχου της παραγωγής και ενίσχυσης των ηλεκτρομαγνητικών σημάτων (Σχήμα 6.1) δεν αποτελεί μέρος της διδακτορικής διατριβής και αναλύεται στο [Murbach *et al.* 2011], παρουσιάζεται στη συνέχεια συνοπτικά για λόγους πληρότητας και κατανόησης.



**Σχήμα 6.1** Σχηματικό διάγραμμα του πρωτότυπου συστήματος ηλεκτρομαγνητικής έκθεσης BoX, όπως εγκαταστάθηκε στο Πανεπιστήμιο της Ζυρίχης.

# 6.3.1 Ηλεκτρομαγνητικά σήματα διαμόρφωσης

Για τις πειραματικές υποθέσεις, χρησιμοποιούνται τρία διαφορετικά σχήματα διαμόρφωσης ΡΣ. Το σήμα που έχει χαρακτηριστικά σήματος κινητής τερματικής συσκευής (*'handset-like'*) περιγράφεται στο [Huber *et al.* 2005]. Το GSM-217 Ηz είναι ένα απλοποιημένο βασικό GSM σήμα, το οποίο περιέχει διαμόρφωση συχνότητας μόνο 217 Hz. Το GSM-14 Ηz μοιάζει αμυδρά με το πραγματικό σήμα GSM: η συχνότητα διαμόρφωσης έχει μειωθεί σε 14 Hz, ενώ η διάρκεια της κυματομορφής (burst duration) έχει αυξηθεί κατά έναν παράγοντα 4 (Σχήμα 6.2(α)). Το Σχήμα 6.2(β) απεικονίζει τον αριθμητικό υπολογισμό του φάσματος των επιβαλλόμενων σημάτων με χρήση 20 περιόδων στο πεδίο του χρόνου, χρησιμοποιώντας παράθυρο Hanning. Ο Πίνακας 6.1 συνοψίζει τα βασικά χαρακτηριστικά των σημάτων για τις τρεις πειραματικές υποθέσεις, καθώς και τα επιθυμητά επίπεδα έκθεσης.



(β)

**Σχήμα 6.2** (α) Ηλεκτρομαγνητικά σήματα που χρησιμοποιούνται για την έκθεση των εθελοντών, (β) αριθμητικός υπολογισμός του φάσματος των επιβαλλόμενων σχημάτων διαμόρφωσης.

Ονομασία	GSM-217 Hz	GSM-14 Hz	Handset-like	Handset-like								
συχνότητα φέροντος	900 MHz	900 MHz	900 MHz	2140 MHz								
πειραματική υπόθεση	1	1	2,3	2								
Διαμόρφωση	-	-		-								
συνιστώσες συχνότητας (Hz)	217,1736	14,476	2,8,217,1736	2,8,217,1736								
crest factor	8	34	4.84	4.84								
επιθυμητά επίπεδα έκθεσης (W/kg)												
psSAR <sub>10g</sub>	2	2	1.3	1.8								
μέση τιμή SAR (θάλαμος)	0.36	0.36	0.27	0.035								

Πίνακας 6.1 Σύνοψη των κύριων χαρακτηριστικών των επιβαλλόμενων ηλεκτρομαγνητικών σημάτων μαζί με πληροφορία σχετική με τα επιθυμητά επίπεδα έκθεσης, όπως χρησιμοποιούνται στις πειραματικές υποθέσεις 1 έως 3.

# 6.3.2 Σύστημα ελέγχου, λογισμικό εποπτείας, και πρωτόκολλο διπλά τυφλής μελέτης

Όπως είναι προφανές από το Σχήμα 6.1, το σύστημα ΗΜ έκθεσης ελέγχεται μέσω υπολογιστή και εποπτεύεται μέσω λογισμικού, γραμμένου σε C++. Η χρησιμοποιούμενη ισχύς ΡΣ μετράται με χρήση συζευκτήρα διπλής κατεύθυνσης και βαθμονομημένων διόδων *Schottky,* ενώ το επίπεδο ισχύος ρυθμίζεται μέσω ελέγχου της ανάδρασης του συστήματος. Συνεπώς, δεν υπάρχουν καθυστερήσεις κατά τη διάρκεια του πειράματος. Το λογισμικό ενσωματώνει τις προκαθορισμένες και τυχαιοποιημένες πειραματικές συνεδρίες, επιτρέποντας τη διεξαγωγή ενός πρωτοκόλλου απόλυτα διπλά 'τυφλής' μελέτης. Όπως απεικονίζεται στο Σχήμα 6.1, η διεξαγωγή των πειραματικών συνεδριών κατανέμεται σε δύο δωμάτια, ανάλογα με τη συχνότητα φέροντος. Κατά τη 2<sup>η</sup> πειραματική συνεδρία, διεξάγονται τρεις (3) πειραματικές συνθήκες, C1 {900 MHz (με χρήση της μονάδας 1/δωμάτιο 1)}, C2 {2140 MHz (με χρήση της μονάδας 2/δωμάτιο 2)}, και C3 {ψευδοέκθεση (δωμάτια 1 ή 2)}. Για τη διασφάλιση της διπλά 'τυφλής' μελέτης, οι δύο (2) πρώτες πειραματικές συνεδρίες ενημερώνεται σχετικά το δωμάτιο της προηγούμενης πειραματική συνεδρίας. Συνεπώς, ο χειριστής γνωρίζει πολύ λίγα σχετικά με την τρέχουσα πειραματική συνεδρία (αν είναι ψευδοέκθεση ή ακτινοβόληση).

#### 6.3.3 Βελτιώσεις

#### Επίπεδα ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας

Δεδομένων των υψηλών τιμών SAR, η ασφάλεια των εξεταζόμενων είναι ιδιαίτερα σημαντική και μπορεί να εξασφαλιστεί με τις ακόλουθες διαδικασίες:

- Η ισχύς εξόδου που οδηγείται στις κεραίες μετράται και ελέγχεται συνεχώς (ρυθμός ανανέωσης: 10 sec). Οποτεδήποτε, η τιμή της ισχύος ξεπεράσει το διάστημα ασφάλειας κατά 10%, η ακτινοβολία διακόπτεται άμεσα.
- Το σύστημα ελέγχου δεν επιτρέπει την έκθεση χωρίς τον έλεγχο, μέσω του λογισμικού. Στην περίπτωση που διακοπεί η λειτουργία του λογισμικού ελέγχου, ο ενισχυτής τερματίζει από το σύστημα ελέγχου μέσα στα επόμενα 12 sec.

- Ακόμη και στην περίπτωση δυσλειτουργίας του λογισμικού, η έκθεση σε παλμικά διαμορφωμένο σήμα (14 Hz, 217 Hz) δε μπορεί να υπερβεί την επιθυμητή τιμή SAR, δεδομένου ότι οι ενισχυτές λειτουργούν στη μέγιστη ισχύ εξόδου τους.
- Σε περίπτωση αστοχίας της παλμικής διαμόρφωσης, η μέγιστη τιμή της ισχύος μεταδίδεται ως συνεχές κύμα (CW).

Για την αποφυγή της τελευταίας περίπτωσης, το λογισμικό γνωρίζει την αναμενόμενη τιμή τάσης του ανιχνευτή, ως συνάρτηση του κέρδους του ενισχυτή και του τύπου του σήματος. Εάν είναι πολύ υψηλή (όπως στην περίπτωση του συνεχούς ΗΜ κύματος) ή πολύ χαμηλή (π.χ. στην περίπτωση αστοχίας του ανιχνευτή), η διάταξη σταματά να λειτουργεί αμέσως (μέσα σε 10 sec).

#### Θόρυβος του GSM-14 Ηz σήματος

Οι πολύ ισχυρές κορυφώσεις (*bursts*) που χαρακτηρίζουν το GSM-14 Hz σήμα (>100 W για 2 msec) έχουν ως αποτέλεσμα ένα ακουστικό σήμα που προκαλείται από τη λειτουργία της επίπεδης κεραίας, το οποίο βρίσκεται ελαφρώς πάνω από το ακουστικό κατώφλι. Εάν ο εξεταζόμενος είναι συγκεντρωμένος, μπορεί να ακούσει έναν ήχο με συχνότητα 14 Hz, ο οποίος δεν μπορεί να εξαλειφθεί από τα ακουστικά ή το απορροφητικό υλικό. Ο μοναδικός τρόπος για την αποδοτική αναστολή του ήχου ήταν η χρήση ενός σχετικά χαμηλής έντασης καφέ θορύβου. Ο καφέ θόρυβος ακούγεται σαν συνεχής καταρράκτης ή ένα σύστημα εξαερισμού. Το επίπεδο της έντασης που επιλέχτηκε καθιστά το θόρυβο μη ενοχλητικό και ουσιαστικά δεν γίνεται αντιληπτός μετά από 1 λεπτό . Το ηχείο είναι κρυμμένο και δεν επηρεάζεται από το ΗΜΠ. Η πυκνότητα ισχύος του καφέ θορύβου είναι ανάλογη του 1/f<sup>2</sup>, που συνεπάγεται ότι περιέχει περισσότερες χαμηλόσυχνες συνιστώσες, σε σχέση με το λευκό θόρυβο. Επομένως, είναι πιο αποτελεσματικός στην κάλυψη του σήματος 14 Hz και λιγότερος ενοχλητικός.

#### 6.3.1 Κυτίο συστέγασης επίπεδων κεραιών BOX (BOxed eXposure system)

Οι επίπεδες κεραίες που χρησιμοποιούνται για τις πειραματικές υποθέσεις 2 και 3, συστεγάζονται σε ένα κυτίο (*BOX-BOxed eXposure system*), εμποδίζοντας με αυτό τον τρόπο οποιαδήποτε οπτική πληροφόρηση του εξεταζόμενου ή του εξεταστή σχετική με τη συχνότητα φέροντος. Μια χαρακτηριστική φωτογραφία του BOX εγκατεστημένου κοντά σε εξεταζόμενο που φέρει τα ηλεκτρόδια για τη μετέπειτα καταγραφή του HEΓ, απεικονίζεται στην Εικόνα 6.2. Παρόμοια κυτία εγκαθίστανται στη δεξιά και αριστερή πλευρά του εξεταζόμενου, προκειμένου να διασφαλιστεί η "τυφλή" συνθήκη της πειραματικής διαδικασίας. Οι επίπεδες κεραίες που χρησιμοποιούνται για την ακτινοβόληση του εξεταζόμενου είναι οι εμπορικά διαθέσιμες SPA860/65/9/0/V και SPA2000/80/8/0/V (*Huber+Suhner*), για τις οποίες παρουσιάστηκε η αριθμητική μοντελοποίηση και τα τεχνικά χαρακτηριστικά λειτουργίας τους στο κεφάλαιο 3 της διδακτορικής διατριβής. Τα κυτία έχουν κατασκευαστεί κυρίως από πολυστυρόλιο (*Polystyrol*) και μερικά μέρη από *POM-Ertacetal C*. Τα κυτία αναρτώνται σε ξύλινα στηρίγματα, σε ύψος περίπου 130 cm. Οι εξεταζόμενοι κάθονται σε ένα αναπαυτικό κάθισμα μεταβλητού ύψους και στηρίζουν το κεφάλι τους στην πλευρική όψη του

κυτίου που έχει καλυφτεί από πολυστυρένιο (styrofoam). Το κεφάλι του εξεταζόμενου τοποθετείται σε καθορισμένη θέση από το BOX, με τρόπο ώστε το ακουστικό κανάλι να τοποθετείται σε προκαθορισμένο σημείο, οριζόντια ευθυγραμμισμένο στα κέντρα των επίπεδων κεραιών και κάθετα z=42 mm χαμηλότερα από τα κέντρα.



Εικόνα 6.2 Χαρακτηριστική φωτογραφία εξεταζόμενου με το σύστημα των κεραιών BOX εγκατεστημένο λίγο πριν την έναρξη της πειραματικής διαδικασίας. Ο εξεταζόμενος φέρει ηλεκτρόδια για την μετέπειτα καταγραφή του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος.

# 6.4 Αριθμητική δοσιμετρία

Η απορρόφηση ηλεκτρομαγνητικής ισχύος από τον εξεταζόμενο υπολογίζεται λεπτομερώς μέσω αριθμητικής δοσιμετρίας για τις πειραματικές υποθέσεις 2 και 3. Επιπλέον στόχο αποτελεί ο καθορισμός της ισχύος εισόδου της κεραίας ώστε να ικανοποιούνται οι συνθήκες κάθε πειραματικής υπόθεσης. Η αριθμητική δοσιμετρία πραγματοποιείται με χρήση της πλατφόρμας λογισμικού SEMCAD X<sup>®</sup> v13.4 της εταιρίας SPEAG, Zυρίχη (SPEAG, Schmid & Partner Engineering AG). Η αριθμητική μέθοδος επίλυσης του προβλήματος ηλεκτρομαγνητικής δοσιμετρίας είναι η μέθοδος των πεπερασμένων διαφορών στο πεδίο του χρόνου (Finite Difference Time Domain-FDTD) [Taflove and Hagness 2005].

Το αριθμητικό μοντέλο και οι διαστάσεις του κυτίου στέγασης των επίπεδων κεραιών απεικονίζεται στο Σχήμα 6.3. Επίσης, στο ίδιο Σχήμα απεικονίζεται η τοποθέτηση των δύο επίπεδων κεραιών στο εσωτερικό του κυτίου και ένα παράδειγμα σχετικής τοποθέτησης του κεφαλιού του εξεταζόμενου για τις πειραματικές υποθέσεις 2 και 3. Τα μέρη του κυτίου που είναι κατασκευασμένα από πολυστυρόλιο χαρακτηρίζονται από διηλεκτρικές ιδιότητες  $ε_r = 2.5$ ,  $\sigma = 0.000063$  S/m,  $\rho = 1050$  kg/m<sup>3</sup> για f=900 MHz και  $ε_r = 2.5$ ,  $\sigma = 0.00015$  S/m,  $\rho = 1050$  kg/m<sup>3</sup> για f=2140 MHz. Τα υπόλοιπα

μέρη που είναι κατασκευασμένα από POM-Ertacetal C χαρακτηρίζονται διηλεκτρικά από  $ε_r$  = 3.8, σ = 0.0013, ρ = 1400 kg/m<sup>3</sup> για f=900 MHz και  $ε_r$  = 3.8, σ = 0.0032, ρ = 1400 kg/m<sup>3</sup> για f=2140 MHz.



**Σχήμα 6.3** Φωτογραφία, αριθμητικό μοντέλο και διαστάσεις του BOX συστήματος έκθεσης με τις δύο στεγασμένες κεραίες που λειτουργούν σε συχνότητα 900 MHz και 2140 MHz.

Ως μοντέλα κεφαλιού χρησιμοποιούνται κυρίως τα μοντέλα της Εικονικής Οικογένειας [Christ *et al.* 2010] και επιλογές από αυτά που παρουσιάζονται στο κεφάλαιο 3 της διδακτορικής διατριβής, ανάλογα με τις ανάγκες κάθε πειραματικής υπόθεσης. Το μέγεθος του κυβικού στοιχείου του υπολογιστικού πλέγματος για την περιοχή του κεφαλιού επιλέγεται 0.9 mm για την προσομοίωση αναφοράς. Το μέγεθος αυτό θεωρείται ικανό ώστε να παρέχει ακριβή πληροφορία σχετική με την απορρόφηση HM ισχύος από τις εγκεφαλικές δομές και οδηγεί σε μέγεθος υπολογιστικού πλέγματος για την περιοχή του κυβικών στοιχείων και 60 εκατομμυρίων για όλο τον υπολογιστικό χώρο της προσομοίωσης. Η προσομοίωση των πειραματικών υποθέσεων 2 και 3 πραγματοποιήθηκε σε ένα σύστημα Cluster In a Box (*CIB*) με χρήση κάρτας γραφικών για την επιτάχυνση κώδικα και ο συνολικός χρόνος προσομοίωσης υπολογίστηκε σε 4-6 ώρες.

#### Πειραματική υπόθεση 2

Για την αριθμητική υλοποίηση του σεναρίου της πειραματικής υπόθεσης 2 οι επίπεδες κεραίες SPA860/65/9/0/V και SPA2000/80/8/0/V τοποθετούνται σε οριζόντιες αποστάσεις από το κεφάλι x = -110 mm και x = -180 mm αντίστοιχα. Η απόσταση στην οποία τοποθετείται η SPA860/65/9/0/V είναι ίδια με αυτή της μελέτης [Huber *et al.* 2003]. Όπως προαναφέρθηκε, η πειραματική υπόθεση 2 διερευνά το βαθμό εμπλοκής της HM έκθεσης του θαλάμου στις αλλαγές που παρατηρούνται στο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα ύπνου. Συνεπώς, ο σχεδιασμός της πειραματικής υπόθεσης 2 βασίζεται

στην ιδέα να μειωθεί η τιμή SAR που υπολογίζεται στο θάλαμο κατά ένα παράγοντα 10, διατηρώντας παρόμοια την έκθεση του εξωτερικού εγκεφαλικού φλοιού. Ο συνδυασμός αυτός μπορεί να επιτευχθεί, κάνοντας χρήση υψηλότερης συχνότητας φέροντος, έχοντας ως αποτέλεσμα μικρότερο βάθος διείσδυσης. Ενώ συχνότητες μεγαλύτερες από 3 GHz οδηγούν σε επιφανειακή έκθεση του δέρματος και του αυτιού, σχετικά μικρός λόγος της έκθεσης του θαλάμου, παρατηρείται για συχνότητες μικρότερα από ενδελεχή διερεύνηση, ένας ικανοποιητικός συμβιβασμός ορίστηκε με τη χρήση συχνότητας φέροντος 2140 MHz και τοποθέτηση της κεραίας σε απόσταση x = -180 mm. Η επιλογή αυτή, όπως φαίνεται από τα αποτελέσματα της υποενότητας 6.4.4, οδηγεί σε μέση τιμή SAR του θαλάμου, σε σχέση με αυτή που υπολογίζεται για 900 MHz, περίπου 8 φορές μικρότερη, ενώ η εξωτερική έκθεση του εγκεφαλικού φλοιού παραμένει σχεδόν ίδια (διαφοροποίηση μεταξύ των δύο περιπτώσεων μικρότερη από 32%).

Η πειραματική υπόθεση αναφέρεται σε ενήλικες και όλες οι προσομοιώσεις χρησιμοποιούν μοντέλα κεφαλιού ενήλικα. Η προσομοίωση αναφοράς χρησιμοποιεί το αριθμητικό μοντέλο κεφαλιού 'Ella', μέλος της 'Εικονικής Οικογένειας' [Christ *et al.* 2010] που αντιστοιχεί σε ενήλικη γυναίκα 26 ετών και έχει περιγραφεί με λεπτομέρεια στο κεφάλαιο 3 της διδακτορικής διατριβής.

#### Πειραματική υπόθεση 3

Για την αριθμητική υλοποίηση του σεναρίου της πειραματικής υπόθεσης 3 η επίπεδη κεραία SPA860/65/9/0/V τοποθετείται σε οριζόντια απόσταση από το κεφάλι x = -110 mm, ίδια με αυτή της μελέτης [Huber *et al.* 2003].

Όπως προαναφέρθηκε, στόχος της πειραματικής υπόθεσης 3 είναι η διερεύνηση της επίδρασης των ΗΜΠ ΡΣ στη γνωσιακή απόδοση και στο ΗΕΓ ηρεμίας, κατά τη διάρκεια της προεφηβείας και στην εδραίωση μίας πιθανής σχέσης μεταξύ δόσης και απόκρισης. Επομένως, η πειραματική υπόθεση αναφέρεται σε ενήλικες και παιδιά/εφήβους με αποτέλεσμα οι προσομοιώσεις να συγκρίνουν τις δύο ηλικιακές ομάδες. Η προσομοίωση αναφοράς για τους ενήλικες χρησιμοποιεί το αριθμητικό μοντέλο κεφαλιού 'Ella', και η αντίστοιχη για τα παιδιά χρησιμοποιεί το αριθμητικό μοντέλο κεφαλιού 'Billie', μέλος της 'Εικονικής Οικογένειας' [Christ *et al.* 2010] που αντιστοιχεί σε κορίτσι 11 ετών και έχει περιγραφεί με λεπτομέρεια στο κεφάλαιο 3 της διδακτορικής διατριβής. Έχει δοθεί ιδιαίτερη προσοχή στη διατήρηση όμοιου υπολογιστικού πλέγματος για τις δύο προσομοιώσεις αναφοράς, ώστε η σύγκριση να είναι ακριβής, δεδομένου του μικρού όγκου των εγκεφαλικών δομών και υποπεριοχών ενδιαφέροντος.

# 6.4.1 Επιλογή εγκεφαλικών λειτουργικών υποπεριοχών με χρήση του ανατομικού άτλαντα κατά Talairach-Tournoux

Εκτός από τις βασικές εγκεφαλικές δομές που απαντώνται σε κάθε αριθμητικό μοντέλο κεφαλιού, η ηλεκτρομαγνητική δοσιμετρία εμπλουτίζεται με πληροφορία σχετική με την απορρόφηση ΗΜ ισχύος από εγκεφαλικές λειτουργικές υποπεριοχές, κάνοντας χρήση του ανατομικού άτλαντα κατά

Talairach-Tournoux. Για το σκοπό αυτό, εφαρμόζεται το εργαλείο που αναπτύχθηκε [Crespo-Valero *et al.* 2011] και έχει παρουσιαστεί στο κεφάλαιο 5 της διδακτορικής διατριβής.

Για τους στόχους και των δύο πειραματικών υποθέσεων, επιλέγονται οκτώ (8) λειτουργικές εγκεφαλικές υποπεριοχές: T1-T8. Ο καθορισμός των υποπεριοχών γίνεται με στόχο τον υπολογισμό της μέσης τιμής SAR στην εξωτερική περιοχή του εγκεφαλικού φλοιού, ώστε στη συνέχεια να συγκριθεί η απορρόφηση ισχύος για τις δύο πειραματικές υποθέσεις. Η επιλογή των T1-T8 πραγματοποιείται με κατάλληλο συνδυασμό των ετικετών σε κάθε επίπεδο του εγκεφαλικού άτλαντα κατά Talairach-Tournoux: ημισφαιρίου, λοβού, εγκεφαλικής έλικας, ιστού και κυττάρου. Η επιλογή γίνεται για το αριστερό (εκτιθέμενο) ημισφαίριο, για τους λοβούς που δέχονται τη μεγαλύτερη HM έκθεση. Στο επίπεδο του ιστού, επιλέγεται μόνο η φαιά ουσία, διασφαλίζοντας τον HM καθορισμό της εξωτερικής επιφάνειας του εγκεφαλικού φλοιού. Το Σχήμα 6.4 απεικονίζει τις οκτώ υποπεριοχές T1-T8 και ο Πίνακας 6.2 συνοψίζει την επιλογή ετικετών που πραγματοποιείται σε κάθε επίπεδο του εγκεφαλικού άτλαντα.



**Σχήμα 6.4** Καθορισμός και απεικόνιση των οκτώ (8) λειτουργικών υποπεριοχών του εγκεφάλου (T1-T8) που επιλέγονται με χρήση του ανατομικού άτλαντα κατά Talairach-Tournoux ώστε να καθοριστεί η απορρόφηση ισχύος στον εξωτερικό εγκεφαλικό φλοιό.

Πίνακας 6.2 Επιλογή των ετικετών σε κάθε επίπεδο του εγκεφαλικού άτλαντα κατά Talairach-Tournoux για τον
καθορισμό των οκτώ υποπεριοχών Τ1-Τ8 που χαρακτηρίζουν την ΗΜ έκθεση της εξωτερικής επιφάνειας του
εγκεφαλικού φλοιού.

υποπεριοχή	επίπεδο ημισφαιρίου	επίπεδο λοβού	επίπεδο εγκ. έλικας	επίπεδο ιστού	επίπεδο κυττάρου
T1	αριστερός εγκέφαλος	μετωπιαίος, κροταφικός λοβός	κατώτερη μετωπιαία έλικα	φαιά ουσία	περιοχές Brodmann
T2	αριστερός εγκέφαλος	βρεγματικός, κροταφικός λοβός	κατώτερο βρεγματικό λοβίδιο	φαιά ουσία	περιοχές Brodmann
Т3	αριστερός εγκέφαλος	ινιακός, κροταφικός λοβός	κατώτερη κροταφική έλικα	φαιά ουσία	περιοχές Brodmann
T4	αριστερός εγκέφαλος	μετωπιαίος λοβός	μέση μετωπιαία έλικα	φαιά ουσία	περιοχές Brodmann
Τ5	αριστερός εγκέφαλος	ινιακός, κροταφικός λοβός	μέση κροταφική έλικα	φαιά ουσία	περιοχές Brodmann
Т6	αριστερός εγκέφαλος	μετωπιαίος, βρεγματικός λοβός	οπισθοκεντρική έλικα	φαιά ουσία	περιοχές Brodmann
Τ7	αριστερός εγκέφαλος	μετωπιαίος, βρεγματικός, κροταφικός λοβός	προκεντρική έλικα	φαιά ουσία	περιοχές Brodmann
Т8	αριστερός εγκέφαλος	ινιακός, κροταφικός λοβός	ανώτερη κροταφική έλικα	φαιά ουσία	περιοχές Brodmann

#### 6.4.2 Ανάλυση αβεβαιότητας και μεταβλητότητας

Για να διαφαλιστεί ότι οι εξεταζόμενοι δεν εκτίθενται σε ακτινοβολία μεγαλύτερη από τα επιτρεπτά όρια [ICNIRP 1998], [CENELEC 2001], [IEEE 2005], [IEC 2005], η πειραματική διαδικασία εθελοντών συνοδεύεται από ακριβή αριθμητική 'αναπαράστασή' της. Η δοσιμετρία περιλαμβάνει πλήθος προσομοιώσεων λαμβάνοντας υπόψη παράγοντες για τη μελέτη της αβεβαιότητας και της μεταβλητότητας του σεναρίου έκθεσης, σύμφωνα με τις προδιαγραφές του προτύπου IEEE [IEEE 1528.1™/D1.0], η σύσταση του οποίου βρίσκεται ακόμη υπό εξέλιξη και των προδιαγραφών για πειράματα εθελοντών, όπως περιγράφονται στο [Kuster *et al.* 2004]. Ο στόχος της λεπτομερούς δοσιμετρίας είναι η ανάδειξη του παράγοντα (σχετική τοποθέτηση του εξεταζόμενου με την κεραία, διαφορετικότητα στην ανατομία του κεφαλιού μεταξύ του δείγματος και άλλοι αριθμητικοί παράγοντες) που ενδέχεται να μεταβληθεί κατά τη διεξαγωγή της πειραματικής μελέτης και μπορεί να οδηγήσει στο χείριστο σενάριο έκθεσης.

Η ανάλυση αβεβαιότητας και μεταβλητότητας πραγματοποιείται ως προς την προσομοίωση αναφοράς, δηλ. το μοντέλο 'Ella' και το μοντέλο 'Billie' αντίστοιχα για τις πειραματικές υποθέσεις 2 και 3. Η ανάλυση αβεβαιότητας περιλαμβάνει τις παραμέτρους: α) ±10% μεταβολή στις τιμές των διηλεκτρικών ιδιοτήτων, [Gabriel *et al.* 1996] που χαρακτηρίζουν τους βιολογικούς ιστούς, β) διπλασιασμός και μείωση στο ήμισυ όλων στων διαστάσεων (x, y, z) του μεγέθους του κυβικού στοιχείου του υπολογιστικού πλέγματος, γ) σύγκριση διακριτοποίησης μεταξύ δεξιού και αριστερού ημισφαιρίου έκθεσης. Η ανάλυση μεταβλητότητας περιλαμβάνει τις παραμέτρους: α) μεταβολή της σχετικής τοποθέτησης της κεραίας και του μοντέλου κεφαλιού (±5 mm στον x άξονα και ±10 mm στους y και z άξονες), β) ±10% μεταβολή στο μέγεθος του αριθμητικού μοντέλου κεφαλιού αναφοράς, γ) χρήση πολλών διαφορετικών μοντέλων κεφαλιού με διαφορετική ανατομία και αντιστοίχιση σε διαφορετικές ηλικίες, ικανοποιώντας τη διαφορετικότητα του πληθυσμού, δ) σύγκριση διακριτοποίησης μεταξύ δεξιού και αριστερού ημισφαιρίου έκθεσης. Οι παράμετροι που χρησιμοποιούνται υπαγορεύονται από το πρότυπο ΙΕΕΕ [ΙΕΕΕ 1528.1™/D1.0] και απαντώνται στα [Boutry *et al.* 2008] και [Murbach *et al.* 2011]. Ο Πίνακας 6.3 συνοψίζει τις παραμέτρους αβεβαιότητας και μεταβλητότητας που χρησιμοποιούνται στα το σύνολο των προσομοιώσεων που συνυπολογίζονται για την έκφραση της πλήρους δοσιμετρίας είναι είκοσι τέσσερις (24).

παράμετρος	αβεβαιότητα	μεταβλητότητα	# προσομοιώσεων 24
διηλεκτρικές ιδιότητες	+10% ηλεκτρ. αγωγιμότητα -10% ηλεκτρ. αγωγιμότητα +10% διηλ. σταθερά -10% διηλ. σταθερά	-	4
κυβικό στοιχείο	$2 \cdot (x, y, z) = (1.8, 1.8, 1.8) \text{ mm}^3$ $(\frac{x}{2}, y, z) = (0.45, 0.9, 0.9) \text{ mm}^3$ $(x, \frac{y}{2}, z) = (0.9, 0.45, 0.9) \text{ mm}^3$ $(x, y, \frac{z}{2}) = (0.9, 0.9, 0.45) \text{ mm}^3$	-	4
δύο ημισφαίρια	$\checkmark$	$\checkmark$	1
σχετική απόσταση	-	+5 mm (x άξονας) -5 mm ( x άξονας) +10 mm (y άξονας) -10 mm ( y άξονας) +10 mm (z άξονας) -10 mm ( z άξονας)	6
μέγεθος κεφαλιού	-	+10% 'Ella' +10% 'Billie' -10% 'Ella' -10% 'Billie'	4
διαφορετικά μοντέλα	-	πειρ. υπ. 2: 'Duke', 'Katarina' πειρ. υπ. 3: 'Thelonious', 'Louis', 'Eartha'	5

Πίνακας 6.3 Παράμετροι αβεβαιότητας και μεταβλητότητας για τις πειραματικές υποθέσεις 2 και 3.

#### Οδηγίες για την αποτίμηση της αβεβαιότητας/μεταβλητότητας των αποτελεσμάτων μέτρησης

Η ανάλυση αβεβαιότητας και μεταβλητότητας των αποτελεσμάτων πραγματοποιείται ακολουθώντας τη θεωρία του NIST TN1297 (*National Institute of Standards and Technology*) [Taylor and Kuyatt 1994]. Σύμφωνα με αυτή τη θεωρία, η ποσότητα Υ δεν μετράται άμεσα αλλά προσδιορίζεται από N άλλες ποσότητες εισόδου X<sub>1</sub>, X<sub>2</sub>, ... X<sub>N</sub> μέσω μιας συναρτησιακής σχέσης f, η οποία ονομάζεται

εξίσωση μέτρησης. Για μια τυχαία μεταβλητή, η μεταβλητότητα (variance) της κατανομής της ή η θετική τετραγωνική ρίζα της μεταβλητότητας, η οποία ονομάζεται τυπική απόκλιση (standard deviation) χρησιμοποιείται ως μέτρο της διασποράς των τιμών της. Η τυπική αβεβαιότητα της μέτρησης (standard uncertainty of measurement) σχετίζεται με την εκτίμηση του αποτελέσματος της μέτρησης γ, συμβολίζεται με u(γ) και είναι η τυπική απόκλισης της μετρούμενης ποσότητας Υ. Σημειώνεται ότι η τυπική αβεβαιότητα έχει τις ίδιες διαστάσεις με την αντίστοιχη ποσότητα.

Υπάρχουν δύο τύποι υπολογισμού της τυπικής αβεβαιότητας: α) τύπος Α, ο οποίος μπορεί να εφαρμοστεί όταν έχουν γίνει αρκετές ανεξάρτητες παρατηρήσεις των ποσοτήτων εισόδου, υπό τις ίδιες συνθήκες μέτρησης και β) τύπος Β, ο οποίος βασίζεται στην επιστημονική κρίση, χρησιμοποιώντας όλη τη σχετική διαθέσιμη πληροφορία, όπως προηγούμενα δεδομένα μετρήσεων, δεδομένα που περιλαμβάνονται στα πιστοποιητικά διακρίβωσης, αβεβαιότητες των δεδομένων αναφοράς, κ.α. Τα αποτελέσματα των 24 προσομοιώσεων που προκύπτουν από τη μεταβολή των παραμέτρων αβεβαιότητας και μεταβλητότητας ακολουθούν, σύμφωνα με το πρότυπο ΙΕΕΕ [ΙΕΕΕ 1528.1™/D1.0] ορθογώνια ή κανονική κατανομή πιθανότητας και ο υπολογισμός της τυπικής αβεβαιότητας είναι τύπου Β. Συνεπώς, λαμβάνεται το ανώτερο α₊ και το κατώτερο όριο α. της ποσότητας Χ<sub>i</sub> και η εκτιμώμενη τιμή δίνεται από τη σχέση:

$$x_{i} = \frac{1}{2}(\alpha_{+} + \alpha_{-})$$
 (6.1),

ενώ το τετράγωνο της τυπικής αβεβαιότητας από τη σχέση:

$$u^{2}(x_{i}) = \frac{1}{3}\alpha^{2}$$
 (6.2),

στην περίπτωση που  $|\alpha_+| = |\alpha_-| = \alpha$ .

Η συνδυασμένη τυπική αβεβαιότητα (combined uncertainty) u<sub>c</sub>(y) προκύπτει από τη σχέση:

$$u_{c}(y) = \sum_{i=1}^{N} u_{i}^{2}(y)$$
 (6.3)

 $\mu\epsilon u_i(y) = c_i u(x_i)$  (6.4)

όπου  $c_i$  είναι ο συντελεστής ευαισθησίας που σχετίζεται με την εκτίμηση της εισόδου  $x_i$  και στην προκειμένη περίπτωση λαμβάνεται  $c_i=1$ ,  $\forall$  i.

Η αβεβαιότητα που προσδίδεται σε κάθε αποτέλεσμα πρέπει να είναι κατάλληλου εύρους έτσι ώστε να καλύπτεται ένα διάστημα υψηλού βαθμού εμπιστοσύνης. Για το λόγο αυτό εισάγεται ο παράγοντας κάλυψης k για να οριστεί η διευρυμένη αβεβαιότητα (extended uncertainty) που υπολογίζεται από τη σχέση:

$$U = k \cdot u_{c}(y) \tag{6.5}$$

με αποτέλεσμα να υπάρχει υψηλή εμπιστοσύνη στο ότι η ποσότητα Υ φράσσεται στο διάστημα  $y-U \le Y \le y+U$ , το οποίο συχνά εκφράζεται και ως  $Y = y \pm U$ . Γενικά, η τιμή του παράγοντα κάλυψης k επιλέγεται ανάλογα με το επιθυμητό επίπεδο εμπιστοσύνης. Τυπικά. ο k επιλέγεται μεταξύ των τιμών 2 και 3. Όταν ισχύει κανονική κατανομή πιθανότητας, τότε αν  $U=2 \cdot u_c(y)$  (δηλ. k=2) καθορίζεται ένα διάστημα εμπιστοσύνης που αντιστοιχεί περίπου στο 95% των τιμών και αν

U=3·u<sub>c</sub>(y) (δηλ. k=3), τότε το διάστημα εμπιστοσύνης είναι μεγαλύτερο και φτάνει περίπου στο 99%.

Κατά την παρουσίαση των αριθμητικών αποτελεσμάτων δοσιμετρίας (υποενότητα 6.4.4), υπολογίζονται οι τιμές του psSAR<sub>1g/10g</sub> και του μέσου SAR σε επιλεγμένες βιολογικές δομές της προσομοίωσης αναφοράς μαζί με τις αποκλίσεις (%), όπως αναφέρεται ήδη στη βιβλιογραφία [Boutry *et al.* 2008] και [Murbach *et al.* 2011] για k=1, αντιστοιχώντας σε διάστημα εμπιστοσύνης περίπου 66%.

# 6.4.3 Μετρήσεις με το σύστημα σάρωσης κοντινού πεδίου DASY5/NEO

Τα αποτελέσματα της αριθμητικής δοσιμετρίας επιβεβαιώνονται από μετρήσεις με το σύστημα σάρωσης κοντινού πεδίου DASY5/NEO (SPEAG, Switzerland) και τους βαθμονομημένους αισθητήρες SAR (ET3DV6, EX3DV4). Ως μοντέλο κεφαλιού χρησιμοποιείται το Ειδικό Ανθρωπομορφικό Movτέλο (Specific Anthropomorphic Mannequin-SAM) [Gordon et al. 1989] το οποίο προσομοιώνεται και αριθμητικά. Για το σκοπό των μετρήσεων, οι εσωτερικοί ιστοί 'αναπαρίστανται' με χρήση του υγρού ευρείας ζώνης HSL-U10. Στην Εικόνα 6.3 απεικονίζεται η σύγκριση προσομοίωσης και μέτρησης. Όπως προκύπτει από την απεικόνιση, οι μετρήσεις του επιφανειακού SAR συμφωνούν με τους υπολογισμούς, διατηρώντας τη διαφορά σε επίπεδα σαφώς μικρότερα από 2 dB για τη μεγαλύτερη επιφάνεια του μοντέλου. Επίσης, στην Εικόνα 6.3 αναγράφεται η διαφοροποίηση που παρατηρείται μεταξύ των μέγιστων κανονικοποιημένων τιμών SAR για μάζες αναφοράς 1g/10g, συγκρίνοντας τη μέτρηση ως προς την προσομοίωση.



**Εικόνα 6.3** Σύγκριση αποτελεσμάτων μέτρησης ως προς την προσομοίωση για τις τιμές επιφανειακού SAR και μέγιστων κανονικοποιημένων τιμών SAR για μάζες αναφοράς 1 g/10 g (psSAR<sub>1g/10g</sub>). Όλες οι τιμές είναι κανονικοποιημένες σε ισχύ εισόδου κεραίας 1 W.

#### 6.4.4 Αριθμητικά αποτελέσματα δοσιμετρίας

Στην ενότητα αυτή παρουσιάζονται τα αποτελέσματα για τις τιμές των psSAR<sub>1g/10g</sub> και του μέσου SAR σε επιλεγμένες δομές του κεφαλιού και τις υποπεριοχές T1-T8 του εγκεφάλου, σύμφωνα με τον ανατομικό άτλαντα κατά Talairach-Tournoux. Τα αριθμητικά αποτελέσματα παρουσιάζονται για τα δύο ημισφαίρια. Παράλληλα, το κεφάλι διαχωρίζεται στα δύο ημισφαίρια και αποτιμάται η απορρόφηση HM ισχύος για κάθε ημισφαίριο: εκτιθέμενο (αριστερό) και μη εκτιθέμενο (δεξί). Οι τιμές που αντιστοιχούν στις προσομοιώσεις αναφοράς συμπληρώνονται με τον υπολογισμό της αβεβαιότητας και της μεταβλητότητας. Παρουσιάζονται συγκριτικά τα αποτελέσματα για τις πειραματικές υποθέσεις 2 και 3. Όλες οι τιμές κανονικοποιούνται για την επιλεγμένη ισχύ εισόδου της κεραίας ώστε να επιτυγχάνεται η στοχευμένη τιμή του psSAR<sub>10g</sub> κάθε πειραματικής υπόθεσης.

#### Πειραματική υπόθεση 2: εμπλοκή του θαλάμου

Στόχος της πειραματικής υπόθεσης 2 είναι η σύγκριση της έκθεσης ενηλίκων σε ΗΜ ακτινοβολία συχνότητας 900 MHz και 2140 MHz ώστε να επιτευχθεί η παρόμοια έκθεση της εξωτερικής επιφάνειας του εγκεφαλικού φλοιού (φαιά ουσία), με την ταυτόχρονη μείωση της έκθεσης του θαλάμου κατά 8 περίπου φορές, στην περίπτωση της υψηλής συχνότητας. Ο Πίνακας 6.4, που επισυνάπτεται στο τέλος του κεφαλαίου, παρουσιάζει τα αποτελέσματα της πλήρους δοσιμετρίας για τις προσομοιώσεις αναφοράς με χρήση του μοντέλου 'Ella'. Η κανονικοποίηση των αποτελεσμάτων γίνεται σε διαφορετική ισχύ εισόδου της κεραίας για κάθε περίπτωση ώστε να επιτυγχάνεται psSAR<sub>10g</sub> = 1.3 W/kg και psSAR<sub>10g</sub> = 1.8 W/kg για 900 MHz και 2410 MHz αντίστοιχα. Συνεπώς, η ισχύς εισόδου που εφαρμόζεται στην κεραία είναι 2.6 W (900 MHz) και 4.6 W (2140 MHz), έχοντας ως αποτέλεσμα psSAR<sub>10g</sub> απόδοση της κεραίας 0.50 (W/kg)/W και 0.39 (W/kg)/W αντίστοιχα. Όπως προκύπτει από τον Πίνακα 6.4, ο λόγος (900 MHz/2140 MHz) της μέσης τιμής SAR που υπολογίζεται στο θάλαμο για τα δύο ημισφαίρια είναι ίσος με 8 και η διαφοροποίηση στη μέση τιμή SAR των υποπεριοχών T1-T8, συγκρίνοντας ως προς τη συχνότητα 900 MHz κυμαίνεται από 0.7% (T4) έως 32% (T3), επιβεβαιώνοντας την παρόμοια έκθεση της εξωτερικής επιφάνειας του εγκεφαλικού φλοιού.

Η Εικόνα 6.4 απεικονίζει την κατανομή των τιμών σημειακού SAR σε οβελιαία, στεφανιαία, και εγκάρσια τομή καθώς και όψη της εξωτερικής επιφάνειας του εγκεφαλικού φλοιού για τις δύο συχνότητες υπό μελέτη. Οι τομές αντιστοιχούν στο μέσο του κεφαλιού. Όλες οι τιμές είναι κανονικοποιημένες στις ισχύεις εισόδου της κεραίας που οδηγούν στις επιθυμητές τιμές psSAR<sub>10g</sub>. Στην Εικόνα 6.4 απεικονίζεται η σημαντική μείωση της έκθεσης του θαλάμου για την υψηλή συχνότητα και ταυτόχρονα η παρόμοια έκθεση της εξωτερικής επιφάνειας του εγκεφαλικού φλοιού.

#### Πειραματική υπόθεση 3: προεφηβεία (12-13 ετών)

Στόχος της πειραματικής υπόθεσης 3 είναι η σύγκριση της έκθεσης ενηλίκων και παιδιών σε ΗΜ ακτινοβολία συχνότητας 900 MHz. Ο Πίνακας 6.5 παρουσιάζει τα αποτελέσματα της πλήρους δοσιμετρίας για τις προσομοιώσεις αναφοράς με χρήση του μοντέλου 'Ella' και 'Billie' αντίστοιχα. Υπολογιστική και πειραματική μελέτη της επίδρασης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας από τερματικές συσκευές κινητών επικοινωνιών δεύτερης και τρίτης γενιάς σε λειτουργικές εγκεφαλικές δομές



Εικόνα 6.4 Κατανομή τιμών σημειακού SAR για την πειραματική υπόθεση 2. Αποτελέσματα για το αριθμητικό μοντέλο 'Ella' για τη συχνότητα 900 MHz/2140 MHz: α)/Α) οβελιαία – ΥΖ, β)/Β) στεφανιαία – ΧΖ, γ)/Γ) εγκάρσια – ΧΥ τομή και δ)/Δ) όψη εξωτερικής επιφάνειας εγκεφαλικού φλοιού (φαιά ουσία). Οι τιμές είναι αντίστοιχα κανονικοποιημένες για ισχύ εισόδου της κεραίας 2.6 W (900 MHz) και 4.6 W (2140 MHz) και η χρωματική κλίμακα είναι κανονικοποιημένη σε 17.9 W/kg (0 dB).

Η κανονικοποίηση των αποτελεσμάτων γίνεται στην ίδια ισχύ εισόδου της κεραίας 2.39 W και στις δύο περιπτώσεις ώστε να επιτυγχάνεται psSAR<sub>10g</sub> = 1.2 W/kg ('Ella') και psSAR<sub>10g</sub> = 1.14 W/kg ('Billie'). Συνεπώς, η psSAR<sub>10g</sub> απόδοση της κεραίας είναι σχεδόν ίδια για τις δύο περιπτώσεις, δηλαδή 0.50 (W/kg)/W και 0.48 (W/kg)/W αντίστοιχα. Η τιμή της ισχύος εισόδου επιλέγεται ώστε να επιτυγχάνεται παρόμοια έκθεση σε σχεδόν όλες τις περιοχές του κεφαλιού για τις δύο ηλικιακές ομάδες. Όπως προκύπτει από τον Πίνακα 6.5, ο λόγος ('Ella'/'Billie') της μέσης τιμής SAR που υπολογίζεται στο θάλαμο για τα δύο ημισφαίρια είναι ίσος με 0.9 και η διαφοροποίηση στη μέση τιμή SAR των υποπεριοχών T1-T8, συγκρίνοντας ως προς το μοντέλο 'Ella' κυμαίνεται από 0.9% (T5) έως 17% (T4).

Η Εικόνα 6.5 απεικονίζει την κατανομή των τιμών σημειακού SAR σε οβελιαία, στεφανιαία, και εγκάρσια τομή καθώς και όψη της εξωτερικής επιφάνειας του εγκεφαλικού φλοιού για τις δύο ηλικιακές ομάδες υπό μελέτη. Οι τομές αντιστοιχούν στο μέσο του κεφαλιού. Όλες οι τιμές είναι κανονικοποιημένες στην ισχύ εισόδου της κεραίας 2.39 W που οδηγεί στην ελαχιστοποίηση των διαφορών της HM έκθεσης των δύο ηλικιακών ομάδων. Η Εικόνα 6.5 απεικονίζει την παρόμοια έκθεση των αριθμητικών μοντέλων του κεφαλιού για τις δύο ηλικιακές ομάδες.



Εικόνα 6.5 Κατανομή τιμών σημειακού SAR για την πειραματική υπόθεση 3. Αποτελέσματα για το αριθμητικό μοντέλο 'Ella'/'Billie': α)/Α) οβελιαία – ΥΖ, β)/Β) στεφανιαία – ΧΖ, γ)/Γ) εγκάρσια – ΧΥ τομή και δ)/Δ) όψη εξωτερικής επιφάνειας εγκεφαλικού φλοιού (φαιά ουσία). Οι τιμές είναι αντίστοιχα κανονικοποιημένες για ισχύ εισόδου της κεραίας 2.39 W για τις δύο ηλικιακές ομάδες και η χρωματική κλίμακα είναι κανονικοποιημένη σε 17.9 W/kg (0 dB).

#### 6.5 Συζήτηση και συμπεράσματα

Στο κεφάλαιο 6 περιγράφεται, σχεδιάζεται, ελέγχεται, αποτιμάται αριθμητικά και υλοποιείται ένα ολοκληρωμένο σύστημα έκθεσης εθελοντών σε ΗΜ ακτινοβολία. Το σύστημα έκθεσης, με τη χρήση του κυτίου συστέγασης των επίπεδων κεραιών (BOX), επιτρέπει τον έλεγχο των συνθηκών ΗΜ έκθεσης και την ταυτόχρονη μονόπλευρη έκθεση δύο εθελοντών ανά σύστημα. Ο σχεδιασμός του συστήματος ΗΜ έκθεσης αποτελεί πρόταση για τους ερευνητές, δεδομένου ότι παρέχει ακριβή δοσιμετρικά αποτελέσματα που ικανοποιούν τις επιδιώξεις των πειραματικών υποθέσεων 2 και 3.

Η πειραματική υπόθεση 2 στοχεύει να συγκρίνει δύο περιπτώσεις ΗΜ έκθεσης ενηλίκων, κατά τις οποίες διατηρείται παρόμοια έκθεση της εξωτερικής επιφάνειας του εγκεφαλικού φλοιού, ενώ μειώνεται δραστικά η ΗΜ έκθεση του θαλάμου (περίπου 8 φορές). Στόχος της πειραματικής διαδικασίας είναι να εξαχθεί συμπέρασμα σχετικό με την εμπλοκή του θαλάμου και της έκθεσής του σε ΗΜ ακτινοβολία, στις πιθανές αλλαγές του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος ύπνου. Οι στόχοι της πειραματικής υπόθεσης 2 ικανοποιούνται με χρήση επίπεδης κεραίας που λειτουργεί σε υψηλότερη συχνότητα (2140 MHz), σε σχέση με τη συχνότητα αναφοράς (900 MHz), τοποθετείται σε μεγαλύτερη απόσταση από τον εθελοντή (x = -180 mm) και τροφοδοτείται με μεγαλύτερη ισχύ εισόδου (P<sub>in</sub> = 4.6 W). Όπως προκύπτει από τα αριθμητικά αποτελέσματα, η διαφοροποίηση στη μέση τιμή SAR των υποπεριοχών T1-T8, συγκρίνοντας ως προς τη συχνότητα 900 MHz κυμαίνεται από 0.7% (T4) έως 32% (T3), επιβεβαιώνοντας την παρόμοια έκθεση της εξωτερικής επιφάνειας του εγκεφαλικού φλοιού. Οι Murbach *et al.* [Murbach *et al.* 2011] έχουν πραγματοποιήσει άμεση σύγκριση των αποτελεσμάτων δοσιμετρίας για τη συχνότητα 900 MHz του προτεινόμενου συστήματος HM έκθεσης που παρουσιάζεται το παρόν κεφάλαιο με παλιότερη έκδοσή του [Huber *et al.* 2003] η οποία επιβεβαιώνει τις τιμές απορροφούμενης HM ισχύος.

Η πειραματική υπόθεση 3 στοχεύει να συγκρίνει δύο περιπτώσεις ΗΜ έκθεσης ενηλίκων και παιδιών/εφήβων κατά τις οποίες διατηρείται παρόμοια έκθεση της εξωτερικής επιφάνειας του εγκεφαλικού φλοιού και του θαλάμου. Στόχος της πειραματικής διαδικασίας είναι να εξαχθεί συμπέρασμα σχετικό με τις διαφοροποιήσεις στο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα ηρεμίας και τη γνωσιακή απόδοση μεταξύ ενηλίκων και παιδιών/εφήβων, δεδομένης της ίδιας -κατά το δυνατόν-ΗΜ έκθεσης. Οι στόχοι της πειραματικής υπόθεσης 3 ικανοποιούνται με την επιλογή της κατάλληλης ισχύος εισόδου της κεραίας. Επιλέγεται η ίδια τιμή P<sub>in</sub> = 2.39 W για τις δύο ηλικιακές ομάδες, η οποία οδηγεί σε μικρές διαφοροποιήσεις ΗΜ έκθεσης. Πιο συγκεκριμένα, η απορρόφηση ΗΜ ισχύος από το θάλαμο είναι σχεδόν ίδια (λόγος 'Ella'/'Billie' = 0.9), ενώ η διαφοροποίηση στη μέση τιμή SAR των υποπεριοχών T1-T8, συγκρίνοντας ως προς το μοντέλο 'Ella' παραμένει μικρή και κυμαίνεται από 0.9% (T5) έως 17% (T4).

Αξίζει να σημειωθεί ότι και στις δύο πειραματικές υποθέσεις, τηρούνται οι διεθνείς κανονισμοί [ICNIRP 1998], [CENELEC 2001], [IEEE 2005], [IEC 2005] για τα επιτρεπτά όρια ηλεκτρομαγνητικής έκθεσης. Η τιμή του psSAR<sub>10g</sub> που αποτιμάται και συγκρίνεται με τα διεθνή όρια υπολογίζεται για όλο το κεφάλι, η οποία συμπίπτει προφανώς με την αντίστοιχη για το εκτιθέμενο ημισφαίριο. Για λόγους ελέγχου του προτύπου [IEEE 2005], το οποίο αναφέρεται σε υπολογισμό του SAR για περιοχές κοντά στο αυτί, υπολογίζεται η αντίστοιχη τιμή του psSAR<sub>10g</sub> χωρίς να συμπεριλαμβάνεται στον υπολογισμό το αριστερό (εκτιθέμενο αυτί). Οι τιμές που προκύπτουν είναι για την α) πειραματική υπόθεση 2: psSAR<sub>10g (χ.α.)</sub> = 1.29 W/kg (900 MHz) και psSAR<sub>10g (χ.α.)</sub> = 1.67 W/kg (2140 MHz) και για την β) πειραματική υπόθεση 3: psSAR<sub>10g (χ.α.)</sub> = 1.19 W/kg ('Ella') και psSAR<sub>10g (χ.α.)</sub> = 1.14 W/kg ('Billie'). Οι τιμές που προκύπτουν, χωρίς να συμπεριλαμβάνεται στον υπολογισμό το αριστερό αυτί (χ.α.) είναι ελαφρώς μικρότερες από τις τιμές που έχουν επιλεγεί ως αναφορά με αποτέλεσμα να διασφαλίζεται σε κάθε περίπτωση η ικανοποίηση των επιτρεπτών ορίων ΗΜ έκθεσης. Τέλος, όσον αφορά στην κανονικοποίηση της τιμής psSAR σε μάζα αναφοράς 1g σημειώνεται ότι ο υπολογισμός αυτός δε λαμβάνεται υπόψη από την ICNIRP στον ορισμό των επιτρεπτών ορίων. Σχετικά πρόσφατα [IEEE 2005], και η IEEE αντικατέστησε τη μάζα αναφοράς 1g από την 10g που χρησιμοποιείται στην Ευρώπη από το 1998. Η αλλαγή αυτή βασίζεται στο 'βιολογικό' επιχείρημα της ICNIRP, το οποίο σχετίζεται με την έκθεση των ματιών και την υψηλά θεωρητική βιοφυσική έρευνα που αποτιμά τη διείσδυση ενέργειας ΡΣ σε βιολογικό ιστό. Τα αποτελέσματα αυτής της έρευνας αποδεικνύουν ότι η ενέργεια ΡΣ δεν είναι ικανή να προκαλέσει σημαντική τοπική αύξηση της θερμοκρασίας σε μικρούς όγκους βιολογικού ιστού, μέσα στο σώμα. Περισσότερες λεπτομέρειες μπορούν να αναζητηθούν στις παραγράφους C.2.2.1, C.2.2.1 και C.7.5 του προτύπου IEEE Std C95.1 [IEEE 2005] της IEEE. Συνεπώς, η τιμή psSAR1g = 4.78 W/kg για τη συχνότητα 2140 MHz της πειραματικής υπόθεσης 2 δεν ξεπερνά τους διεθνείς κανονισμούς [ICNIRP 1998], [CENELEC 2001], [IEE 2005], [IEC 2005] για τα επιτρεπτά όρια ηλεκτρομαγνητικής έκθεσης.

Όσον αφορά στα αποτελέσματα της αβεβαιότητας και μεταβλητότητας, το σημείο που παρουσιάζει ιδιαίτερο ενδιαφέρον είναι ο εντοπισμός των παραμέτρων που προκαλούν σημαντικά αυξημένη αβεβαιότητα και μεταβλητότητα στον υπολογισμό των τιμών SAR. Από τα αποτελέσματα των Πινάκων 6.4-6.5, παρατηρείται ότι και για τις δύο πειραματικές υποθέσεις, η μεταβλητότητα της μέσης τιμής SAR που υπολογίζεται στο θάλαμο είναι συγκριτικά αυξημένη φτάνοντας το 60% για την πειραματική υπόθεση 2, στην περίπτωση του μοντέλου 'Ella' για συχνότητα 2140 MHz. Επίσης, η μεταβλητότητα των υποπεριοχών T2, T6-T7 είναι αυξημένη και φτάνει το 37% για το ίδιο σενάριο HM έκθεσης. Ως γενική παρατήρηση, η μεταβλητότητα είναι αυξημένη σε σχέση με την αβεβαιότητα και δικαιολογείται δεδομένης της εμπλοκής πολλών και διαφορετικών αριθμητικών μοντέλων κεφαλιού που αντιστοιχούν στα δύο φύλα, σε διαφορετικές ηλικίες και σε διαφορετικές μεθοδολογίες τμηματοποίησης του μοντέλου (π.χ. 'Katarina' και 'Ella'). Για το ίδιο σενάριο HM έκθεσης ('Ella', 2140 MHz) της πειραματικής υπόθεση 2, κατά την οποία η τιμή του psSAR<sub>10g</sub> δεν ξεπερνά το 9%, γεγονός που διασφαλίζει την ικανοποίηση των επιτρεπτών ορίων HM έκθεσης, σε όλες τις περιπτώσεις, ικανοποιώντας τη χείριστη περίπτωση έκθεσης σε HM ακτινοβολία.

Για λόγους επικύρωσης και διακρίβωσης του συστήματος ΗΜ έκθεσης, παρουσιάστηκαν οι μετρήσεις του SAR επιφανείας στο μοντέλο SAM, με χρήση του συστήματος σάρωσης κοντινού πεδίου DASY5/NEO και έγινε σύγκριση με τους αντίστοιχους υπολογισμούς. Όπως προκύπτει από την Εικόνα 6.3, οι μετρήσεις του επιφανειακού SAR συμφωνούν με τους υπολογισμούς, διατηρώντας τη διαφορά σε επίπεδα σαφώς μικρότερα από 2 dB για τη μεγαλύτερη επιφάνεια του μοντέλου και η διαφοροποίηση στις τιμές των psSAR<sub>1g/10g</sub> δεν ξεπερνά το 10%.

Τέλος, επειδή πειραματικές υποθέσεις 2 οι και 3 αναφέρονται σε ηλεκτροεγκεφαλογραφήματα ύπνου και ηρεμίας, κατά την έκθεση των εθελοντών τα ηλεκτρόδια έχουν ήδη εφαρμοστεί στο κεφάλι του εξεταζόμενου, ώστε να καταγραφεί το ΗΕΓ αμέσως μετά την παύση της ακτινοβολίας. Η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων και των καλωδίων τους, προσθέτουν έναν επιπλέον παράγοντα αβεβαιότητας, ο οποίος όμως δεν συνυπολογίζεται στον προαναφερθέντα υπολογισμό της τιμής της και ενδέχεται να μεταβάλλει τους υπολογισμούς για τις τιμές του SAR. Προκαταρκτικές μετρήσεις και υπολογισμοί για την επίδραση των ηλεκτροδίων και των καλωδίων τους στις τιμές SAR και την επιφανειακή κατανομή του ηλεκτρικού πεδίου παρουσιάζονται στο [Murbach et al. 2009] και δεν περιλαμβάνονται στη διδακτορική διατριβή. Ενδεικτικά, αναφέρεται ότι η τιμή του psSAR<sub>10 $m e}$  μειώνεται και για τις δύο συχνότητες κατά ένα ποσοστό εύρους 10%, ενώ η</sub> επίδραση στις εγκεφαλικές δομές είναι αμελητέα (<0.1 dB) για 900 MHz και παραμένει μικρή (<2 dB) για την υψηλότερη συχνότητα (2140 MHz).

<b>Πίνακας 6.4</b> Πειραματική υπόθεση 2: Τιμές psSAR <sub>1g/10g</sub> και μέσου SAR για επιλεγμένες δομές του κεφαλιού και τις υποπεριοχές T1-T8 του εγκεφάλου. Η αριθμητική
δοσιμετρία των προσομοιώσεων αναφοράς (μοντέλο κεφαλιού 'Ella' για 900 MHz και 2140 MHz) συνοδεύονται από την αβεβαιότητα και μεταβλητότητα για όλους τους
υπολογισμούς.

	δύο ημισφαίρια				εκτιθέμενο ημισφαίριο				μη εκτιθέμενο ημισφαίριο				μεταβλ	ητότητα <sup>ε</sup>	αβεβαιότητα <sup>ε</sup>		υποπεριοχές Talairach <sup>στ</sup>			
	1g <sup>α</sup>	av <sup>β</sup>	SD <sup>γ</sup>	loss <sup>δ</sup>	1g	Av	SD	loss	1g	av	SD	loss	1g	av	1g	av	#	av	μετ.	αβ.
	W/kg	W/kg	W/kg	mW	W/kg	W/kg	W/kg	mW	W/kg	W/kg	W/kg	mW	%	%	%	%		W/kg	%	%
900 MHz, 'Ella'	(10g-ps	SAR = 1.	3 W/kg)		(10g-ps	SAR από	δοση = (	).50 (W	/kg)/W)	/kg)/W) (P <sub>in</sub> = 2.6 W)								0.49	15	3
φαιά ουσία	1.38	0.25	0.29	0.90	1.38	0.43	0.31	152	0.29	0.07	0.06	24	12	20	5	3	T2	0.90	22	4
λευκή ουσία	0.94	0.18	0.18	0.84	0.94	0.31	0.18	67	0.20	0.06	0.05	13	17	27	3	5	Т3	0.84	18	2
φαιά+λευκή ουσία	1.34	0.22	0.26	0.32	1.34	0.39	0.27	219	0.27	0.06	0.05	36	12	21	7	3	Т4	0.32	17	5
θάλαμος	0.48	0.27	0.09	0.86	0.48	0.33	0.10	2	0.24	0.22	0.03	2	35	35	15	16	T5	0.86	16	3
εγκέφαλος	1.55	0.22	0.25	0.77	1.55	0.38	0.28	251	0.27	0.07	0.06	46	21	22	4	4	T6	0.77	18	5
εγκέφαλος (με εγκ/αίο υγρό <sup>ζ</sup> )	1.85	0.27	0.35	0.54	1.85	0.44	0.41	354	0.55	0.09	0.09	72	16	22	4	3	T7	0.54	17	3
κεφάλι	2.02	0.19	0.33	0.81	2.02	0.31	0.42	715	0.55	0.06	0.07	129	16	16	8	1	Т8	0.81	16	2
2140 MHz, 'Ella'	(10g-ps	SAR = 1.	8 W/kg)		(10g-ps	SAR από	δοση = (	).39 (W	/kg)/W)				(P <sub>in</sub> = 4.6 W)					0.34	36	15
φαιά ουσία	1.46	0.16	0.25	0.72	1.46	0.31	0.30	107	0.11	0.03	0.03	9	16	38	6	7	T2	0.72	37	3
λευκή ουσία	0.72	0.09	0.12	0.56	0.72	0.17	0.14	36	0.07	0.01	0.01	3	15	39	6	12	Т3	0.56	14	3
φαιά+λευκή ουσία	1.32	0.14	0.22	0.32	1.32	0.25	0.26	143	0.11	0.02	0.02	12	14	38	6	9	Т4	0.32	35	9
θάλαμος	0.09	0.03	0.03	0.67	0.09	0.05	0.02	0.4	0.02	0.02	0.01	0.1	45	60	10	11	T5	0.67	27	7
εγκέφαλος	1.32	0.13	0.21	0.65	1.32	0.24	0.25	157	0.11	0.02	0.02	13	14	37	6	7	T6	0.65	37	6
εγκέφαλος (με εγκ/αίο υγρό)	1.66	0.16	0.28	0.47	1.66	0.28	0.35	225	0.30	0.03	0.05	25	21	37	13	8	<b>T7</b>	0.47	37	9
κεφάλι	4.78	0.22	0.54	0.62	4.78	0.40	0.72	923	0.43	0.04	0.07	78	10	26	4	4	Т8	0.62	35	11

<sup>α</sup> psSAR κανονικοποιημένο σε κυβική μάζα βιολογικού ιστού 1g <sup>β</sup> μέση τιμή SAR κανονικοποιημένη στη μάζα της επιλεγμένης δομής <sup>γ</sup> τυπική απόκλιση (SD-Standard Deviation) της μέσης τιμής SAR

δ συνολική απορρόφηση ΗΜ ισχύος

<sup>στ</sup> υποπεριοχές κατά Talairach-Tournoux T1-T8, σύμφωνα με το Σχήμα 7.4 (περιλαμβάνεται μόνο η φαιά ουσία)

<sup>ζ</sup>εγκεφαλονωτιαίο υγρό

	δύο ημισφαίρια				εκτιθέμενο ημισφαίριο				μη εκτιθέμενο ημισφαίριο				μεταβλ	ητότητα ៏	αβεβαιότητα <sup>ε</sup>		υποι	rach <sup>στ</sup>		
	1g <sup>α</sup>	av <sup>β</sup>	SD <sup>γ</sup>	loss <sup>δ</sup>	1g	Av	SD	loss	1g	av	SD	loss	1g	av	1g	av	#	av	μετ.	αβ.
	W/kg	W/kg	W/kg	mW	W/kg	W/kg	W/kg	mW	W/kg	W/kg	W/kg	mW	%	%	%	%		W/kg	%	%
900 MHz, 'Ella'	(10g-psSAR = 1.2 W/kg) (10g-psSAR απόδοση = 0.50 (W/							//kg)/W)	/kg)/W) (P <sub>in</sub> = 2.39 W)								0.45	15	3	
φαιά ουσία	1.27	0.23	0.27	162	1.27	0.40	0.29	140	0.27	0.06	0.05	22	12	20	5	3	T2	0.83	22	4
λευκή ουσία	0.87	0.17	0.17	73	0.87	0.29	0.17	62	0.19	0.05	0.04	12	17	27	3	5	Т3	0.77	18	2
φαιά+λευκή ουσία	1.24	0.21	0.24	235	1.24	0.36	0.25	202	0.25	0.06	0.05	34	12	21	7	3	T4	0.30	17	5
θάλαμος	0.44	0.25	0.09	3	0.44	0.30	0.09	2	0.22	0.20	0.03	1	35	35	15	16	T5	0.79	16	3
εγκέφαλος	1.43	0.21	0.23	274	1.43	0.35	0.26	231	0.25	0.06	0.05	42	21	22	4	4	Т6	0.71	18	5
εγκέφαλος (με εγκ/αίο υγρό <sup>ζ</sup> )	1.70	0.25	0.32	393	1.70	0.41	0.38	327	0.50	0.08	0.08	67	16	22	4	3	T7	0.50	17	3
κεφάλι	1.86	0.17	0.31	779	1.86	0.29	0.39	660	0.50	0.05	0.07	119	16	16	8	1	Т8	0.75	16	2
900 MHz, 'Billie'	(10g-ps	SAR = 1.	14 W/kg	;)	(10g-ps	SAR από	δοση = (	0.48 (W	//kg)/W)				(P <sub>in</sub> = 2.39 W)				T1	0.38	16	9
φαιά ουσία	1.44	0.24	0.25	162	0.77	0.40	0.27	136	0.32	0.07	0.06	26	6	11	4	2	T2	0.77	11	5
λευκή ουσία	0.95	0.18	0.17	67	0.85	0.29	0.17	55	0.23	0.06	0.05	12	11	13	2	4	Т3	0.85	14	4
φαιά+λευκή ουσία	1.35	0.21	0.23	229	0.35	0.36	0.24	191	0.31	0.07	0.06	38	8	11	5	2	T4	0.35	17	7
θάλαμος	0.51	0.29	0.09	4	0.78	0.34	0.10	2	0.28	0.25	0.04	2	22	22	12	15	T5	0.78	8	4
εγκέφαλος	1.35	0.21	0.22	266	0.63	0.35	0.24	219	0.31	0.08	0.06	47	13	13	5	3	T6	0.63	15	7
εγκέφαλος (με εγκ/αίο υγρό)	1.70	0.24	0.30	357	0.45	0.40	0.35	291	0.54	0.09	0.09	66	11	14	3	3	T7	0.45	19	8
κεφάλι	2.00	0.18	0.27	652	0.71	0.30	0.34	534	0.54	0.06	0.08	118	12	15	5	1	Т8	0.71	10	4

Πίνακας 6.5 Πειραματική υπόθεση 3: Τιμές psSAR<sub>1g/10g</sub> και μέσου SAR για επιλεγμένες δομές του κεφαλιού και τις υποπεριοχές T1-T8 του εγκεφάλου. Η αριθμητική δοσιμετρία των προσομοιώσεων αναφοράς (μοντέλο κεφαλιού 'Ella' και 'Billie') συνοδεύονται από την αβεβαιότητα και μεταβλητότητα για όλους τους υπολογισμούς.

<sup>α</sup> psSAR κανονικοποιημένο σε κυβική μάζα βιολογικού ιστού 1g <sup>β</sup> μέση τιμή SAR κανονικοποιημένη στη μάζα της επιλεγμένης δομής <sup>γ</sup> τυπική απόκλιση (SD-Standard Deviation) της μέσης τιμής SAR

δ συνολική απορρόφηση ΗΜ ισχύος

<sup>ε</sup> μεταβλητότητα και αβεβαιότητα για k = 1 ή παράγοντα κάλυψης περίπου 66%

<sup>στ</sup> υποπεριοχές κατά Talairach-Tournoux T1-T8, σύμφωνα με το Σχήμα 7.4 (περιλαμβάνεται μόνο η φαιά ουσία)

<sup>ζ</sup>εγκεφαλονωτιαίο υγρό

#### Βιβλιογραφία

- Aalto, S., Haarala, C., Brück, A., Sipilä, H., Hämäläinen, H. and Rinne, J.O. 2006. Mobile phone affects cerebral blood flow in humans, *J. Cereb. Blood Flow Metab.*, 26, 885–890.
- Bernardi, B., Cavagnaro, M., Pisa, S. and Piuzzi E. 2000. Specific absorption rate and temperature increases in the head of a cellular-phone user, *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, 48 (7), 1118–1126.
- Borbély, A.A., Huber, R., Graf. T., Fuchs, B., Gallmann, E. and Achermann, P. 1999. Pulsed highfrequency electromagnetic field affects human sleep and sleep electroencephalogram, *Neurosci. Lett.*, 275, 207–210.
- Boutry, C.M., Kuehn, S., Achermann, P., Romann, A., Keshvari, J. and Kuster, N. 2008. Dosimetric evaluation and comparison of different RF exposure apparatuses used in human volunteer studies, *Bioelectromagnetics*, 29, 1, 11-9.
- Christ, A., Kainz, W., Hahn, E.G., Honegger, K., Zefferer, M., Neufeld, E., Rascher, W., Janka, R., Bautz, W., Chen, J., Kiefer, B., Schmitt, P., Hollenbach, H.P., Shen, J., Oberle, M., Szczerba, D., Kam, A., Guag, J.W. and Kuster, N. 2010. The Virtual Family—development of surface-based anatomical models of two adults and two children for dosimetric simulation, *Phys. Med. Biol.*, 55, N23-N38.
- Crespo-Valero, P., Christopoulou, M., Zefferer, M., Christ, A., Achermann, P., Nikita, K.S. and Kuster, N.
  2011. Novel methodology to characterize electromagnetic exposure of the brain, *Phys.Med. Biol.*, 56, 383–396.
- Croft, R.J., Chandler, J.S., Burgess, A.P., Barry, R.J., Williams, J.D. and Clarke, A.R. 2002. Acute mobile phone operation affects neural function in humans, *Clin. Neurophysiol.*, 113, 1623–1632.
- Curcio, G., Ferrara, M., Moroni, F., D' Inzeo, G., Bertini, M. and De Gennaro, L. 2005. Is the brain influenced by a phone call? An EEG study of resting wakefulness, *Neurosci. Res.*, 53, 265–270.
- Eulitz, C., Ullsperger, P., Freude, G., Elbert, T. 1998. Mobile phones modulate response patterns of human brain activity, *NeuroReport*, 9 (14), 3229–3232.
- European Committee for Electrotechnical Standardization-CENELEC EN 50361. 2001. Basic standard for the measurement of Specific Absorption Rate related to human exposure to electromagnetic fields from mobile phones, Central Secretariat, rue de Stassart 35, 1050 Brussels, Belgium.
- Ferreri, F., Curcio, G., Pasqualetti, P., De Gennaro, L., Fini, R. and Rossini, P.M. 2006. Mobile phone emissions and human brain excitability, *Ann. Neurol.*, 60 (2), 188–196.
- Freude, G., Ullsperger, P., Eggert, S. and Ruppe, I. 1998. Effects of microwaves emitted by cellular phones on human slow brain potentials, *Bioelectromagnetics*, 19 (6), 384–387.
- Gabriel, S., Lau, R.W. and Gabriel, C. 1996. The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues, *Phys. Med. Biol.*, 41, (11), 2271-2293.
- Gordon, C.C., Churchill, T., Clauser, C.E., Bradtmiller, B., McConville, J.T. 1989. Anthropomertic survey of U.S. army personnel: methods and summary statistics, 1988. U.S. Army Natick Research Center, Natick, MA, Technical Report NATICK/TR-89/044.
- Haarala, C., Björnberg, L., Ek, M., Laine, M., Revonsuo, A., Koivisto, M. and Hämäläinen, H. 2003. Effect of a 902 MHz electromagnetic field emitted by mobile phones on human cognitive function: A replication study, *Bioelectromagnetics*, 51(7), 1834–18414.
- Hirata, A. and Shiozawa, T. 2003. Correlation of maximum temperature increase and peak SAR in the human head due to handset antennas, *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, 48 (7), 1118–1126.
- Huber, R., Graf, T., Cote, K.A., Wittmann, L., Gallmann, E., Matter, D., Schuderer, J., Kuster, N., Borbély, A.A. and Achermann, P. 2000. Exposure to pulsed high-frequency electromagnetic field during waking affects human sleep EEG, *NeuroReport*, 11, 3321–3325.
- Huber, R., Schuderer, J., Graf, T., Jutz, K., Borbély, A.A., Kuster, N. and Achermann, P. 2003. Radio frequency electromagnetic field exposure in humans: Estimation of SAR distribution in the brain, effects on sleep and heart rate, *Bioelectromagnetics*, 24, (4), 262-276.
- Huber, R., Treyer, V., Borbely, A.A., Schuderer, J., Gottselig, J.M., Landolt, H.-P., Werth, E., Berthold,
  T., Kuster, N., Buck, A. and Achermann, P. 2002. Electromagnetic fields, such as those from mobile phones, alter regional cerebral blood flow and sleep and waking EEG, J. Sleep Res., 11, 289–295.
- Huber, R., Treyer, V., Schuderer, J., Berthold, T., Buck, A., Kuster, N., Landolt, H.P. and Achermann, P.
  2005. Exposure to pulsemodulated radio frequency electromagnetic fields affects regional cerebral blood flow, *Eur. J. Neurosci.*, 21, 1000–1006.
- Institute of Electrical and Electronic Engineers-IEEE Std C95.1.1991. 2005. Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz, 1-238.
- Institute of Electrical and Electronic Engineers IEEEP1528.1<sup>™</sup>/D1.0. Draft Recommended Practice for Determining the Peak Spatial-Average Specific Absorption Rate (SAR) in the Human Body from Wireless Communications Devices, 30 MHz - 6 GHz: General Requirements for using the Finite Difference Time Domain (FDTD) Method for SAR Calculations, *under preparation*.
- International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection-ICNIRP. 1998. Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (up 300 GHz). *Health Phys.*, 74, 494-522.
- International Electrotechnical Commission-IEC 62209-1. 2005. Human exposure to radio frequency fields from hand-held and body-mounted wireless communication devices–Human models, instrumentation, and procedures. Part 1: Procedure to determine the specific absorption rate (SAR) for hand-held devices used in close proximity to the ear (frequency range of 300 MHz to 3 GHz).
- Koivisto, M., Krause, C.M., Revonsuo, A., Laine, M. and Hämäläinen, H. 2000. The effects of electromagnetic field emitted by GSM phones on working memory, *NeuroReport*, 11 (8), 1641–1643.
- Krause, C.M., Haarala, C., Sillanmäki, L., Koivisto, M., Alanko, K., Revonsuo, A., Laine, M. and Hämäläinen, H. 2004. Effects of electromagnetic field emitted by cellular phones on the EEG

during an auditory memory task: a double blind replication study, *Bioelectromagnetics*, 25 (1), 33–40.

- Kuster, N., Schuderer, J., Christ, A., Futter, P. and Ebert, S. 2004. Guidance for Exposure Design of Human Studies Addressing Health Risk Evaluations of Mobile Phones, *Bioelectromagnetics*, 25, 524-529.
- Loughran, S.P., Wood, A.W., Barton, J.M., Croft, R.J., Thompson, B. and Stough, C. 2005. The effect of electromagnetic fields emitted by mobile phones on human sleep, *NeuroReport*, 16, 1973–1976.
- Luria, R., Eliyahu, I., Hareuveny, R., Margaliot, M. and Meiran, N. 2009. Cognitive effects of radiation emitted by cellular phones: the influence of exposure side and time, *Bioelectromagnetics*, 30 (3), 198–204.
- Murbach, M., Christopoulou, M., Crespo-Valero, P., Achermann, P. and Kuster, N. 2011. Exposure system to study hypotheses of ELF & RF electromagnetic field interactions of mobile phones with the Central Nervous System, *Bioelectromagnetics (under review)*.
- Murbach, M., Kuehn, S., Christopoulou, M., Christ, A., Achermann, P. and Kuster, N. 2009. Evaluation of artifacts by EEG electrodes during RF exposures, *in Proc. BioEM2009 Annual Meeting*, 14-19 June, Davos, Switzerland.
- Preece, A.W., Goodfellow, S., Wright, M.G., Butler, S.R., Dunn, E.J., Johnson, Y., Manktelow, T.C. and Wesnes, K. 2005. Effect of 902 MHz mobile phone transmission on cognitive function in children, *Bioelectromagnetics*, Suppl. 7, S138–143.
- Regel, S.J., Gottselig, J.M., Schuderer, J., Tinguely, G., Rétey, J.V., Kuster, N., Landolt, H.P. and Achermann, P. 2007. Pulsed radio frequency radiation affects cognitive performance and the waking EEG, *NeuroReport*, 18, 803–807.
- Sack, A.T. and Linden, D.E. 2003. Combining transcranial magnetic stimulation and functional imaging in cognitive brain research: possibilities and limitations, *Brain Res. Rev.*, 43 (1), 41–56.
- Samaras, T., Kalampaliki, E. and Sahalos, J.N. 2007. Influence of thermophysiological parameters on the calculations of temperature rise in the head of mobile phone users, *IEEE Trans. Electromagn. Compat.*, 49(4), 936–939.
- Schmid, M.R., Loughran, S.P., Regel, S.J., Murbach, M., Bratic-Grunauer, A., Rusterholz, T., Bersagliere, A., Kuster, N. and Achermann, P. 2011. Sleep EEG alterations: Effects of different pulsemodulated radio frequency electromagnetic fields, *J. Sleep Res.*, (doi: 10.1111/j.1365-2869.2011.00918.x.).
- Steriade, M., McCormick, D.A. and Sejnowski, T.J. 1993. Thalamocortical oscillations in the sleeping and aroused brain, *Science*, 262, 679–685.
- Taflove, A. and Hagness, S.C. 2005. Computational electrodynamics: The Finite-Difference Time-Domain method, 3rd edn, Norwood, MA: Artech House.
- Volkow, N.D., Tomasi, D., Wang, G.J., Vaska, P., Fowler, J.S., Telang, F., Alexoff, D., Logan, J. and Wong,
  C. 2011. Effects of cell phone radiofrequency signal exposure on brain glucose metabolism, J. A.
  M. A., 305(8), 808–813.

Wiholm, C., Lowden, A., Kuster, N., Hillert, L., Arnetz, B.B., Akerstedt, T. and Moffat, S.D. 2009. Mobile phone exposure and spatial memory, *Bioelectromagnetics*, 30 (1), 59–65.

# Κεφάλαιο 7 – Σχεδιασμός πειραματικής ψυχοακουστικής διαδικασίας και έλεγχος συστήματος ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας

Στο πλαίσιο της διδακτορικής διατριβής, σχεδιάζεται μελέτη των πιθανών νευροφυσιολογικών επιδράσεων, λόγω της έκθεσης σε ΗΜ ακτινοβολία. Συνοπτικά, μελετάται η επίδραση της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας με χαρακτηριστικά σήματος που χρησιμοποιείται σε κινητές επικοινωνίες τρίτης γενιάς (*3<sup>rd</sup> Generation-3G, Universal Mobile Telecommunications System-UMTS*) σε μετρήσεις ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος (ΗΕΓ) και Προκλητών Δυναμικών (ΠΔ) που θα ληφθούν από ενήλικες εθελοντές, υπό καλώς καθορισμένο περι-ουδωτικό ακουστικό ερέθισμα. Στο πλαίσιο του κεφαλαίου 7, σχεδιάζεται το πρωτόκολλο, περιγράφεται το σχήμα των συνεδρίων της πειραματικής ψυχοακουστικής διαδικασίας και ελέγχεται με λεπτομέρεια το σύστημα της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας. Η περιγραφή και υλοποίηση της ψυχοακουστικής διαδικασίας και καταγραφής και ενίσχυσης του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος περιγράφεται με λεπτομέρεια στο κεφάλαιο 8.

#### 7.1 Εισαγωγή

Το σχηματικό διάγραμμα της πειραματικής διαδικασίας, η οποία προτείνεται στο παρόν κεφάλαιο, απεικονίζεται στο Σχήμα 7.1 και περιγράφεται συνοπτικά ως εξής: Ο εξεταζόμενος κάθεται αναπαυτικά σε μία πολυθρόνα με μη μεταλλικά μέρη, η οποία βρίσκεται τοποθετημένη στο εσωτερικό του χώρου των πειραματικών συνεδρίων.



**Σχήμα 7.1** Σχηματικό διάγραμμα της προτεινόμενης πειραματικής διαδικασίας εθελοντών.

Ο ηλεκτρομαγνητικά θωρακισμένος χώρος είναι ένας κλωβός Faraday, στο εσωτερικό του οποίου έχει επιλεκτικά τοποθετηθεί απορροφητικό υλικό SL100 (Global EMC) με απώλεια επιστροφής -27.5 dB για συχνότητα 2000 MHz. Η πολυθρόνα τοποθετείται στο κέντρο ενός συστήματος στήριξης δύο επίπεδων κεραιών SPA 2000/80/8/0V (Huber+Suhner). Παρόλο που μόνο η δεξιά κεραία ακτινοβολεί, οι δύο κεραίες τοποθετούνται για τη διασφάλιση της απλά 'τυφλής' μελέτης (single blindness), ώστε ο εξεταζόμενος να μη γνωρίζει ποιο ημισφαίριο του εγκεφάλου του εκτίθεται. Ο αυχένας του εξεταζόμενου στηρίζεται με ημικυκλικό μαξιλάρι ώστε να διασφαλίζεται η σταθεροποίηση της απόστασης μεταξύ της επίπεδης κεραίας και του κεφαλιού. Η τοποθέτηση των κεραιών καθορίζεται μέσω αριθμητικής δοσιμετρίας, έχοντας ως γνώμονα την ομοιομορφία στην κατανομή του SAR για το εκτιθέμενο ημισφαίριο, την πρόκληση υψηλού λόγου μέσου SAR μεταξύ του εκτιθέμενου και του μη εκτιθέμενου ημισφαιρίου και τη μεγιστοποίηση της απορροφούμενης ΗΜ ισχύος από εγκεφαλικές δομές που βρίσκονται στο εσωτερικό του εγκεφαλικού φλοιού [Huber et al. 2003], [Murbach et al. 2011]. Ο βέλτιστος συμβιβασμός καθορίστηκε σε οριζόντια απόσταση 180 mm μεταξύ της εξωτερικής επιφάνειας του πλαστικού καλύμματος της κεραίας και του κεφαλιού, με το κέντρο της κεραίας τοποθετημένο 42 mm κάθετα προς τα πάνω από το δεξί ακουστικό πόρο του εξεταζόμενου, δηλ. περίπου στο 1/3 της απόστασης μεταξύ του ακουστικού πόρου και της κορυφής του κεφαλιού. Συνεπώς, το κέντρο της εξωτερικής επιφάνειας του πλαστικού καλύμματος της κεραίας τοποθετείται στο σημείο (x,y,z) = (-180,0,42) mm, θεωρώντας ως σημείο (0,0,0) το δεξί ακουστικό πόρο. Πριν από την έναρξη της πειραματικής συνεδρίας, εφαρμόζεται στον εξεταζόμενο η κάσκα ΗΕΓ (Spes Medica s.r.l.) η οποία διαθέτει σταθερά τοποθετημένα 32 ηλεκτρόδια. Τα καλώδια που συνδέονται με τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται όσο το δυνατόν παράλληλα με το δάπεδο. Η προενίσχυση του ΗΕΓ σήματος πραγματοποιείται από προενισχυτή (ISO-1032CE, Braintronics) ο οποίος τοποθετείται στο εσωτερικό του κλωβού Faraday. Τέλος, στα αυτιά του εξεταζόμενου τοποθετούνται ακουστικά, μέσω των οποίων οδηγείται το ακουστικό ερέθισμα. Χαρακτηριστική φωτογραφία εξεταζόμενου λίγο πριν τη συμμετοχή του στην πειραματική συνεδρία, φαίνεται στην Εικόνα 7.1.



Εικόνα 7.1 Χαρακτηριστικές φωτογραφίες εξεταζόμενων λίγο πριν τη συμμετοχή τους στην πειραματική συνεδρία.

Το σύστημα έκθεσης σε ΗΜ πεδίο τοποθετείται στο εξωτερικό της αίθουσας εξέτασης, ώστε να χειρίζεται από τον εξεταστή χωρίς τη γνώση των πειραματικών συνθηκών από τον εξεταζόμενο. Αποτελείται από τη γεννήτρια πρότυπου UMTS σήματος δοκιμής (*Generic UMTS Signal GUS 6960S, SN 2002/012*) [Ndoumbè Mbonjo Mbonjo *et al.* 2004] και τον ενισχυτή ισχύος OPHIR 5143 (*OPHIR<sub>RF</sub>*). Εξωτερικά της αίθουσας εξέτασης, τοποθετείται επίσης ο ενισχυτής DIFF/ISO-1032 Control Unit (*Braintronics*) του σήματος ΗΕΓ και το σύστημα υπολογιστών για την παραγωγή του ακουστικού ερεθίσματος και την καταγραφή των σημάτων που οδηγούνται από τα 32 ηλεκτρόδια. Η καταγραφή και αποθήκευση των σημάτων των ηλεκτροδίων πραγματοποιείται με κατάλληλο λογισμικό που υλοποιείται στην πλατφόρμα LABVIEW 8.5 (*National Instruments*). Μέριμνα λαμβάνεται για τη διασφάλιση της αντικειμενικότητας του πειράματος από την πλευρά του εξεταστή και του εξεταστής και χειριστής του συστήματος ακτινοβόλησης δε συμμετέχει στη μετεπεξεργασία των δεδομένων.

Τα δεδομένα προς επεξεργασία που προκύπτουν από την πειραματική μελέτη κατηγοριοποιούνται ως ακολούθως:

- στατιστική επεξεργασία του σήματος ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος (ΗΕΓ) ηρεμίας από 32 ηλεκτρόδια
- 2. στατιστική επεξεργασία του σήματος Προκλητών Δυναμικών (ΠΔ) από 32 ηλεκτρόδια
- διαφορικός καθορισμός της ελάχιστης αντιληπτής διαφοράς στη διάρκεια των δύο ακουστικών παλμών που περιλαμβάνονται στο ακουστικό περι-ουδωτικό ερέθισμα (κεφάλαιο 8)
- συσχέτιση των απαντήσεων των εξεταζόμενων και του ποσοστού βεβαιότητας με ερωτηματολόγια
- συσχέτιση της απορροφούμενης ΗΜ ισχύος από εγκεφαλικές δομές με το σήμα Προκλητών Δυναμικών από 32 ηλεκτρόδια.

Η πειραματική μελέτη αποτελεί 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. Η πειραματική μελέτη εθελοντών διεξάγεται στις εγκαταστάσεις του εργαστηρίου ψυχοφυσιολογίας σύμφωνα με τα Ευρωπαϊκά Πρότυπα Ηθικής και Δεοντολογίας για την προστασία των εξεταζομένων, τα οποία ακολουθεί την τελευταία δεκαετία η συνεργαζόμενη ομάδα της Ιατρικής Σχολής, του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών και του Ερευνητικού Πανεπιστημιακού Ινστιτούτου Ψυχικής Υγιεινής. Η εμπειρία της συνεργαζόμενης ομάδας και ειδικά του Αναπληρωτή Καθηγητή Χαράλαμπου Παπαγεωργίου σε πειράματα με υγιείς και ασθενείς εξεταζόμενους είναι πολυετής και αποδεικνύεται από τη σχετική βιβλιογραφία [Papageorgiou *et al.* 2004], [Papageorgiou *et al.* 2005], [Nanou *et al.* 2005], [Papageorgiou *et al.* 2006] και [Papageorgiou *et al.* 2009].

### 7.2 Πειραματικό πρωτόκολλο

#### 7.2.1 Πειραματικές συνεδρίες

Οι δύο πειραματικές συνεδρίες στις οποίες συμμετέχουν οι εξεταζόμενοι είναι:

<u>ΣΥΝΕΔΡΙΑ Α</u> (EMF ON): *έκθεση* σε ΗΜ σήμα με χαρακτηριστικά UMTS <u>ΣΥΝΕΔΡΙΑ Β</u> (SHAM): *ψευδοέκθεση (sham exposure*), η οποία ισοδυναμεί με απουσία ΗΜ σήματος

Η κάθε πειραματική συνεδρία έχει μέση διάρκεια 90 λεπτά. Η συνεδρία Α ξεκινά με έκθεση σε ΗΜ ακτινοβολία διάρκειας 30 λεπτών. Στόχος είναι οι δύο συνεδρίες να φαίνονται πανομοιότυπες στον εξεταζόμενο με αποτέλεσμα να διασφαλίζεται η απλά 'τυφλή' μελέτη (*single blindness*), ακολουθώντας τις εξής διαδικασίες: α) Παρόλο που μόνο κατά τη συνεδρία Α, η κεραία ακτινοβολεί, ζητείται από τον εξεταζόμενο, για τα πρώτα 30 λεπτά και των δύο συνεδρίων, να κάθεται ήρεμος, με τα μάτια κλειστά και όσο το δυνατόν ακίνητος, και β) δεδομένου ότι κατά τον προκαταρτικό έλεγχο της πειραματικής διαδικασίας, διαπιστώθηκε ότι η λειτουργία του ενισχυτή του UMTS σήματος συνοδεύεται από έντονο θόρυβο, λόγω του συστήματος ψύξης, η συνεδρία Β πραγματοποιείται με ηχογραφημένη λειτουργία του ενισχυτή ισχύος. Μετά το πέρας των πρώτων 30 λεπτών, ακολουθεί η ακουστικής διαδικασίας, η οποία έχει μέση διάρκεια 60 λεπτά και πραγματοποιείται με ταυτόχρονη καταγραφή των σημάτων από τα 32 ηλεκτρόδια. Στο μέλλον, θα μελετηθεί και η δυνατότητα χρήσης συνεχούς ΗΜ κύματος (*Continuous Wave-CW*) ως τρίτη πειραματική συνθήκη για τον έλεγχο της επίδρασης της διαμόρφωσης του σήματος στις βιολογικές διεργασίες της εγκεφαλικής δραστηριότητας [Hinrichs *et al.* 2006].

#### 7.2.2 Εθελοντές

Ο ορισμός του αριθμού των εθελοντών γίνεται 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 είκοσι (20) εθελοντές, ο οποίος προκύπτει από την προαναφερθείσα βιβλιογραφία του κεφαλαίου 2. Το δείγμα αποτελείται από 20 υγιείς ενήλικες εθελοντές (δέκα (10) γυναίκες και δέκα (10) άνδρες). Το δείγμα συμμετέχει στις δύο προτεινόμενες πειραματικές συνεδρίες και είναι αντισταθμισμένο (counterbalanced) σε αυτές, όπως απεικονίζεται στο Σχήμα 7.2. Σύμφωνα με το σχεδιασμό, οι 20 εξεταζόμενοι διαχωρίζονται σε δύο ομάδες, ομάδα Α και ομάδα Β, των 10 ατόμων (5 άνδρες και 5 γυναίκες). Η ομάδα Α συμμετέχει αρχικά στην πειραματική συνεδρία Α και κατόπιν στην συνεδρία Β. Αντιστροφή των συνεδριών γίνεται για την ομάδα Β. Για την αποφυγή της μεταφοράς σφάλματος (carryover effect) μεταξύ των πειραματικών συνεδρίων και της εξοικείωσης των εξεταζόμενων με αυτές, επιλέγεται χρονικό διάλειμμα τουλάχιστον μιας εβδομάδας μεταξύ των πειραματικών συνθηκών.



**Σχήμα 7.2** Κατανομή εθελοντών στις πειραματικές συνεδρίες.

# 7.3 Αριθμητική δοσιμετρική μελέτη για την αποτίμηση της έκθεσης των εθελοντών σε ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία

Για να εξασφαλιστεί ότι οι εξεταζόμενοι δε θα εκτεθούν σε ακτινοβολία μεγαλύτερη από τα επιτρεπτά όρια [ICNIRP 1998], [CENELEC 2001], [IEE 2005], [IEC 2005], η πειραματική διαδικασία πρέπει να συνοδεύεται από ακριβή αριθμητική 'αναπαράστασή' της με χρήση αναλυτικής και λεπτομερειακής δοσιμετρικής μελέτης του σεναρίου έκθεσης. Παρόμοια διαδικασία ακολουθήθηκε κατά τη δοσιμετρική μελέτη για τις πειραματικές υποθέσεις 2 και 3 του κεφαλαίου 7. Η δοσιμετρική μελέτη πραγματοποιείται με βάση τις προδιαγραφές που περιγράφονται στο [Kuster *et al.* 2004] για τα πειράματα εθελοντών.

Η αριθμητική δοσιμετρία πραγματοποιείται με χρήση της πλατφόρμας λογισμικού SEMCAD X<sup>®</sup> v13.4 της εταιρίας SPEAG, Ζυρίχη (*SPEAG, Schmid & Partner Engineering AG*). Η αριθμητική μέθοδος επίλυσης του προβλήματος ηλεκτρομαγνητικής δοσιμετρίας είναι η μέθοδος των πεπερασμένων διαφορών στο πεδίο του χρόνου (Finite Difference Time Domain-FDTD) [Taflove and Hagness 2005]. Ως αναφορά χρησιμοποιείται το αριθμητικό μοντέλο κεφαλιού 'Ella' που αντιστοιχεί σε ενήλικη γυναίκα 26 ετών [Christ *et al.* 2010]. Το αριθμητικό μοντέλο της επίπεδης κεραίας που επιλέγεται είναι η SPA 2000/80/8/0/V, για συχνότητα λειτουργίας 1966 MHz, και τοποθετείται απέναντι στο δεξί ημισφαίριο του κεφαλιού. Λεπτομέρειες σχετικές με τα χαρακτηριστικά λειτουργίας της κεραίας, μπορούν να αναζητηθούν στο κεφάλαιο 3 της διδακτορικής διατριβής. Το μέγεθος του κυβικού στοιχείου του υπολογιστικού πλέγματος για την περιοχή του κεφαλιού επιλέγεται 0.9 mm για την προσομοίωση αναφοράς. Το μέγεθος αυτό θεωρείται ικανό ώστε να παρέχει ακριβή πληροφορία σχετική με την απορρόφηση HM ισχύος από τις εγκεφαλικές δομές και οδηγεί σε μέγεθος υπολογιστικού πλέγματος για την περιοχή του κεφαλιού 10 εκατομμυρίων κυβικών στοιχείων και 36 εκατομμυρίων για όλο τον υπολογιστικό χώρο της προσομοίωσης.

Απαραίτητη προϋπόθεση για το σχεδιασμό της πειραματικής διαδικασίας είναι η μέγιστη απορρόφηση ισχύος από τις περισσότερες εγκεφαλικές δομές καθώς και η μεγιστοποίηση της έκθεσης εγκεφαλικών υποπεριοχών που εμπλέκονται στην ακουστική διαδικασία και τις περιουδωτικές αποκρίσεις. Με βάση τα δύο παραπάνω κριτήρια και ύστερα από μια προκαταρτική παραμετρική μελέτη, καθορίζεται η επιθυμητή απόσταση μεταξύ της κεραίας και του κεφαλιού του εθελοντή. Ο βέλτιστος συμβιβασμός καθορίζεται σε οριζόντια απόσταση 180 mm μεταξύ της εξωτερικής επιφάνειας του πλαστικού καλύμματος της κεραίας και του κεφαλιού, με το κέντρο της κεραίας τοποθετημένο 42 mm κάθετα προς τα πάνω από το δεξί ακουστικό πόρο του εξεταζόμενου, δηλ. περίπου στο 1/3 της απόστασης μεταξύ του ακουστικού πόρου και της κορυφής του κεφαλιού. Συνεπώς, το κέντρο της εξωτερικής επιφάνειας του πλαστικού καλύμματος της κεραίας τοποθετείται στο σημείο (x,y,z) = (-180,0,42) mm, θεωρώντας ως σημείο (0,0,0) το δεξί ακουστικό πόρο. Στο Σχήμα 7.3 παρουσιάζεται η προσομοίωση αναφοράς μετά την διακριτοποίηση του χώρου σε κυβικά στοιχεία.



**Σχήμα 7.3** Το αριθμητικό μοντέλο 'Ella' με την επίπεδη κεραία SPA 2000/80/8/0/V σε οριζόντια απόσταση 180 mm (προσομοίωση αναφοράς) μετά την διακριτοποίηση του χώρου σε κυβικά στοιχεία. Οι αποστάσεις είναι σε mm.

Η δοσιμετρία επίσης περιλαμβάνει πλήθος προσομοιώσεων λαμβάνοντας υπόψη παράγοντες για τη μελέτη της αβεβαιότητας και της μεταβλητότητας του σεναρίου, σύμφωνα με τις προδιαγραφές του προτύπου IEEE [IEEEP 1528.1™/D1.0], η σύσταση του οποίου βρίσκεται ακόμη υπό εξέλιξη. Ο στόχος της λεπτομερούς δοσιμετρίας είναι η επιβεβαίωση ότι η τιμή του υπολογιζόμενου psSAR στο κεφάλι του εξεταζόμενου θα είναι σαφώς εντός των επιτρεπτών ορίων [ICNIRP 1998], [CENELEC 2001], [IEEE 2005], [IEC 2005], λαμβάνοντας υπόψη το χείριστο σενάριο έκθεσης λόγω της τοποθέτησης του εξεταζόμενου σε σχέση με την κεραία, της διαφορετικότητας στην ανατομία του κεφαλιού μεταξύ του δείγματος και άλλων αριθμητικών παραγόντων. Η στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων, βάσει του [Taylor and Kuyatt 1994], δίνει την τιμή αναφοράς του psSAR σε επιλεγμένες βιολογικές δομές μαζί με τις αποκλίσεις ±%. Η δοσιμετρία συμπληρώνεται, όμοια με το κεφάλαιο 7, με την εξαγωγή πληροφορίας σχετικής με την απορρόφηση ισχύος σε εγκεφαλικές δομές και υποπεριοχές, σύμφωνα με τον εγκεφαλικό άτλαντα κατά Talairach-Tournoux [Talairach and Tournoux 1988]. Για το σκοπό αυτό θα γίνει χρήση του εργαλείου λογισμικού που έχει ενσωματωθεί στο SEMCAD X® [Crespo-Valero et al. 2011]. Επιπλέον, γίνεται αριθμητική αποτίμηση των 'παρεμβολών' που προκαλούν τα ηλεκτρόδια και τα καλώδιά τους στην απορροφούμενη ΗΜ ισχύ και την κατανομή του ηλεκτρικού πεδίου.

# 7.3.1 Επιλογή εγκεφαλικών λειτουργικών υποπεριοχών με χρήση του ανατομικού άτλαντα κατά Talairach-Tournoux

Εκτός από τις βασικές εγκεφαλικές δομές που απαντώνται σε κάθε αριθμητικό μοντέλο κεφαλιού, η ηλεκτρομαγνητική δοσιμετρία εμπλουτίζεται με πληροφορία σχετική με την απορρόφηση HM ισχύος από εγκεφαλικές λειτουργικές υποπεριοχές με χρήση του ανατομικού άτλαντα κατά Talairach-Tournoux. Για το σκοπό αυτό, γίνεται χρήση του εργαλείου που αναπτύχθηκε [Crespo-Valero *et al.* 2011] και παρουσιάστηκε στο κεφάλαιο 5 της διδακτορικής διατριβής.

Για τους στόχους της πειραματικής υπόθεσης, επιλέγονται πέντε (5) λειτουργικές εγκεφαλικές υποπεριοχές: T1-T5. Ο καθορισμός των υποπεριοχών γίνεται με στόχο τον υπολογισμό της μέσης τιμής SAR στις λειτουργικές εγκεφαλικές δομές που εμπλέκονται στην ακουστική και περιουδωτική αντίληψη. Η επιλογή των T1-T5 πραγματοποιείται με κατάλληλο συνδυασμό των ετικετών σε κάθε επίπεδο του εγκεφαλικού άτλαντα κατά Talairach-Tournoux: ημισφαιρίου, λοβού, εγκεφαλικής έλικας, ιστού και κυττάρου. Η επιλογή γίνεται για το δεξί (εκτιθέμενο) ημισφαίριο, για τους λοβούς που δέχονται τη μεγαλύτερη ΗΜ έκθεση. Η πρώτη υποπεριοχή T1 που επιλέγεται είναι η φαιά ουσία από τον δεξί εγκέφαλο, ο οποίος είναι ο εκτιθέμενος. Η υποπεριοχή T2 απομονώνει τον κροταφικό λοβό του ίδιου ημισφαιρίου. Ο κροταφικός λοβός είναι η περιοχή με την μικρότερη απόσταση από την πηγή ΗΜ ακτινοβολίας και τη μεγαλύτερη έκθεση. Επίσης, στον κροταφικό λοβό βρίσκεται η κύρια ακουστική χώρα που είναι υπεύθυνη για την ακοή και το αισθητικό κέντρο του λόγου [Snell 2010]. Η κύρια ακουστική χώρα για το εκτιθέμενο ημισφαίριο επιλέγεται ως η εγκεφαλική υποπεριοχή T3. Η κύρια ακουστική χώρα είναι η περιοχή του εγκεφάλου που είναι υπεύθυνη για την επεξεργασία της ηχητικής πληροφορίας, περιλαμβάνοντας συχνότητα και ένταση. Τοποθετείται στον κροταφικό λοβό και αντιστοιχεί κατά προσέγγιση στις περιοχές Brodmann 41 και 42. Τέλος, η υπερμεσολόβια εγκεφαλική έλικα, διαχωριζόμενη σε πρόσθια και οπίσθια αντιστοιχεί στις υποπεριοχές T4 και T5. Η υπερμεσολόβια έλικα επιλέχθηκε ως σημαντική υποπεριοχή ενδιαφέροντος καθώς της αποδίδονται λειτουργίες που σχετίζονται με τον εντοπισμό σφαλμάτων, την ανταπόκριση σε πνευματικές δοκιμασίες και το γνωστικό έλεγχο [Snell 2010]. Δεδομένου ότι η υπερμεσολόβια εγκεφαλική έλικα αποτελεί εσωτερική δομή, στόχος της αριθμητικής δοσιμετρίας αποτέλεσε η μεγιστοποίηση-κατά το δυνατόν-της HM ισχύος που απορροφάται από τις υποπεριοχές T4 και T5. Ο Πίνακας 7.1 συνοψίζει την επιλογή ετικετών που πραγματοποιείται σε κάθε επίπεδο του εγκεφαλικού άτλαντα για τις υποπεριοχές T1-T5 και το Σχήμα 7.4 απεικονίζει τις υποπεριοχές T2-T5.

Πίνακας 7.1 Επιλογή των ετικετών σε κάθε επίπεδο του εγκεφαλικού άτλαντα κατά Talairach-Tournoux για τον καθορισμό των πέντε υποπεριοχών T1-T5 που χαρακτηρίζουν την ΗΜ έκθεση των λειτουργικών δομών του εγκεφάλου. Η (-) υποδεικνύει ότι δεν πραγματοποιείται φιλτράρισμα για το επίπεδο επιλογής.

υποπεριοχή	επίπεδο ημισφαιρίου	επίπεδο λοβού	επίπεδο εγκ. έλικας	επίπεδο ιστού	επίπεδο κυττάρου
T1	δεξιός εγκέφαλος	-	-	φαιά ουσία	-
T2	δεξιός εγκέφαλος	κροταφικός λοβός	-	-	-
Τ3: κύρια ακουστική χώρα	δεξιός εγκέφαλος	κροταφικός λοβός	-	-	περιοχές Brodmann 41, 42
Т4	-	-	πρόσθια υπερμεσολόβια εγκεφαλική έλικα	-	-
Т5	-	-	οπίσθια υπερμεσολόβια εγκεφαλική έλικα	-	-





<sup>&</sup>lt;sup>[1]</sup> http://www.inmagine.com/drk003/drk003989-photo

#### 7.3.2 Ανάλυση αβεβαιότητας και μεταβλητότητας

Η ανάλυση αβεβαιότητας και μεταβλητότητας πραγματοποιείται, σύμφωνα με τις προδιαγραφές του προτύπου IEEE [IEEE 1528.1™/D1.0] και τις διεθνείς οδηγίες [Kuster et al. 2004] ως προς την προσομοίωση αναφοράς, δηλ. το αριθμητικό μοντέλο 'Ella' σε οριζόντια απόσταση από το κέντρο της κεραίας (x = -180 mm). Ο στόχος της λεπτομερούς δοσιμετρίας είναι η ανάδειξη του παράγοντα (σχετική τοποθέτηση του εξεταζόμενου με την κεραία, διαφορετικότητα στην ανατομία του κεφαλιού μεταξύ του δείγματος και άλλοι αριθμητικοί παράγοντες) που ενδέχεται να μεταβληθεί κατά τη διεξαγωγή της πειραματικής μελέτης και μπορεί να οδηγήσει στο χείριστο σενάριο έκθεσης. Η ανάλυση της αβεβαιότητας περιλαμβάνει τις παραμέτρους: α) ±10% μεταβολή στις τιμές των διηλεκτρικών ιδιοτήτων, [Gabriel et al. 1996] που χαρακτηρίζουν τους βιολογικούς ιστούς, β) διπλασιασμός και μείωση στο ήμισυ όλων των διαστάσεων (x, y, z) του μεγέθους του κυβικού στοιχείου του υπολογιστικού πλέγματος, γ) σύγκριση διακριτοποίησης μεταξύ δεξιού και αριστερού ημισφαιρίου έκθεσης. Η ανάλυση μεταβλητότητας περιλαμβάνει τις παραμέτρους: α) μεταβολή της σχετικής τοποθέτησης της κεραίας και του μοντέλου κεφαλιού (±10% σε κάθε άξονα), β) ±10% μεταβολή στο μέγεθος του αριθμητικού μοντέλου κεφαλιού αναφοράς, γ) χρήση πολλών διαφορετικών μοντέλων κεφαλιού με διαφορετική ανατομία και αντιστοίχιση σε διαφορετικές ηλικίες, ικανοποιώντας τη διαφορετικότητα του πληθυσμού, δ) σύγκριση διακριτοποίησης μεταξύ δεξιού και αριστερού ημισφαιρίου έκθεσης. Ο Πίνακας 7.2 συνοψίζει τις παραμέτρους αβεβαιότητας και μεταβλητότητας που χρησιμοποιούνται σε κάθε πειραματική υπόθεση και αναφέρει ότι το σύνολο των προσομοιώσεων που συνυπολογίζονται για την έκφραση της πλήρους δοσιμετρίας είναι είκοσι δύο (22).

Η ανάλυση αβεβαιότητας και μεταβλητότητας των αποτελεσμάτων πραγματοποιείται ακολουθώντας τη θεωρία του NIST TN1297 (*National Institute of Standards and Technology*) [Taylor and Kuyatt 1994], η οποία παρουσιάζεται αναλυτικά στο κεφάλαιο 7. Όμοια, κατά την παρουσίαση των αριθμητικών αποτελεσμάτων δοσιμετρίας (υποενότητα 7.3.3), υπολογίζονται οι τιμές του psSAR<sub>1g/10g</sub> και του μέσου SAR σε επιλεγμένες βιολογικές δομές της προσομοίωσης αναφοράς μαζί με τις αποκλίσεις (%), όπως αναφέρεται ήδη στη βιβλιογραφία [Boutry *et al.* 2008] και [Murbach *et al.* 2011] για k=1, αντιστοιχώντας σε διάστημα εμπιστοσύνης περίπου 66%.

#### 7.3.3 Αριθμητικά αποτελέσματα δοσιμετρίας

Στην ενότητα αυτή παρουσιάζονται τα αποτελέσματα για τις τιμές των psSAR<sub>1g/10g</sub> και του μέσου SAR σε επιλεγμένες δομές του κεφαλιού και τις υποπεριοχές T1-T5 του εγκεφάλου, σύμφωνα με τη δομή του άτλαντα Talairach-Tournoux. Τα αριθμητικά αποτελέσματα παρουσιάζονται για τα δύο ημισφαίρια. Παράλληλα, το κεφάλι διαχωρίζεται στα δύο ημισφαίρια και αποτιμάται η απορρόφηση HM ισχύος για κάθε ημισφαίριο: εκτιθέμενο (δεξί) και μη εκτιθέμενο (αριστερό). Οι τιμές που αντιστοιχούν στις προσομοιώσεις αναφοράς συμπληρώνονται με τον υπολογισμό της αβεβαιότητας και της μεταβλητότητας.

παράμετρος	αβεβαιότητα	μεταβλητότητα	# προσομοιώσεων 22
διηλεκτρικές ιδιότητες	+10% ηλεκτρ. αγωγιμότητα -10% ηλεκτρ. αγωγιμότητα +10% διηλ. σταθερά -10% διηλ. σταθερά	-	4
κυβικό στοιχείο	$2 \cdot (x, y, z) = (1.8, 1.8, 1.8) \text{ mm}^3$ $(\frac{x}{2}, y, z) = (0.45, 0.9, 0.9) \text{ mm}^3$ $(x, \frac{y}{2}, z) = (0.9, 0.45, 0.9) \text{ mm}^3$ $(x, y, \frac{z}{2}) = (0.9, 0.9, 0.45) \text{ mm}^3$	-	4
δύο ημισφαίρια	$\checkmark$	$\checkmark$	1
σχετική απόσταση	-	+10% (x άξονας): 198 mm -10% (x άξονας): 162 mm +10% (y άξονας): 10 mm -10% (y άξονας): -10 mm +10% (z άξονας): 10 mm -10% (z άξονας): -10 mm	6
μέγεθος κεφαλιού	-	+10% 'Ella' -10% 'Ella'	2
διαφορετικά μοντέλα	-	'Duke', 'Billie', 'Thelonious', 'Louis', 'Eartha'	5

**Πίνακας 7.2** Παράμετροι αβεβαιότητας και μεταβλητότητας για την αριθμητική δοσιμετρία της πειραματικής μελέτης.

Όλες οι τιμές κανονικοποιούνται για την επιλεγμένη ισχύ εισόδου της κεραίας ώστε να επιτυγχάνεται η στοχευμένη μέγιστη τιμή του psSAR<sub>10g</sub>  $\approx$  2 W/kg. Ο Πίνακας 7.3 παρουσιάζει τα αποτελέσματα της πλήρους δοσιμετρίας για την προσομοίωση αναφοράς με χρήση του μοντέλου 'Ella'. Συνεπώς, η ισχύς εισόδου που εφαρμόζεται στην κεραία είναι 3.9 W (1966 MHz), έχοντας ως αποτέλεσμα psSAR<sub>10g</sub> απόδοση της κεραίας 0.50 (W/kg)/W. Επίσης, για λόγους ελέγχου του προτύπου [IEEE 2005], το οποίο αναφέρεται σε υπολογισμό του SAR για περιοχές κοντά στο αυτί, υπολογίζεται η αντίστοιχη τιμή του psSAR<sub>10g</sub> χωρίς να συμπεριλαμβάνεται στον υπολογισμό το δεξί (εκτιθέμενο αυτί). Σε αυτή την περίπτωση, παρατηρείται σημαντική μείωση της τιμής κατά 32% σε σχέση με την αντίστοιχη τιμή συμπεριλαμβανομένου του αυτιού, γεγονός που αποδεικνύει ότι μεγάλο ποσοστό της HM ισχύος απορροφάται από το αυτί. Επίσης, παρατηρείται ότι σε εγκεφαλικές δομές που έχουν μικρό όγκο, όπως για παράδειγμα η υπόφυση, δεν είναι δυνατός ο υπολογισμός της τιμής psSAR<sub>1g</sub> ενώ η απορρόφηση ισχύος είναι αναμενόμενα μικρή. Τέλος, η απορρόφηση ισχύος είναι επίσης αρκετά χαμηλή σε δομές που βρίσκονται στο κέντρο των ημισφαιρίων, όπως για παράδειγμα ο θάλαμος.

Όσον αφορά στα αποτελέσματα της αβεβαιότητας και μεταβλητότητας, το σημείο που παρουσιάζει ιδιαίτερο ενδιαφέρον είναι ο εντοπισμός των παραμέτρων που προκαλούν σημαντικά αυξημένη αβεβαιότητα και μεταβλητότητα στον υπολογισμό των τιμών SAR. Από τα αποτελέσματα του Πίνακα 7.5, παρατηρείται ότι η τιμή της μεταβλητότητας είναι ιδιαίτερα αυξημένη σε δομές που έχουν χαμηλή απορρόφηση HM ισχύος ή βρίσκονται κεντρικά στον εγκέφαλο. Ως γενική παρατήρηση, η μεταβλητότητα είναι αυξημένη σε σχέση με την αβεβαιότητα και δικαιολογείται δεδομένης της εμπλοκής πολλών και διαφορετικών αριθμητικών μοντέλων κεφαλιού που αντιστοιχούν στα δύο φύλα και σε διαφορετικές ηλικίες. Η τιμή μεταβλητότητας 32% οφείλεται κυρίως στους παράγοντες: μέγεθος κεφαλιού (τυπική μεταβλητότητα: 13.1) και διαφορετικά αριθμητικά μοντέλα (τυπική μεταβλητότητα: 27.9). Δεδομένου ότι στην αριθμητική δοσιμετρία, έχουν χρησιμοποιηθεί 2 μοντέλα ενηλίκων και 4 μοντέλα παιδιών και ότι στην πειραματική διαδικασία οι εθελοντές είναι ενήλικες, είναι διασφαλισμένη η αυστηρότητα στον έλεγχο ικανοποίησης των ορίων. Τέλος, λαμβάνοντας την τιμή psSAR<sub>10g</sub> χωρίς τον υπολογισμό στο δεξί αυτί (1.34 W/kg), στο οποίο αντιστοιχεί μεταβλητότητα 22%, διασφαλίζεται η ικανοποίηση των επιτρεπτών ορίων ΗΜ έκθεσης, σε όλες τις περιπτώσεις.

Η Εικόνα 7.2 απεικονίζει την κατανομή των τιμών σημειακού SAR σε οβελιαία, στεφανιαία, και εγκάρσια τομή καθώς και όψη της εξωτερικής επιφάνειας του εγκεφαλικού φλοιού για την προσομοίωση αναφοράς. Οι τομές αντιστοιχούν στο μέσο του κεφαλιού. Όλες οι τιμές είναι κανονικοποιημένες στην ισχύ εισόδου της κεραίας (3.9 W) που οδηγεί στην επιθυμητή τιμή psSAR<sub>10g</sub>. Στην Εικόνα 7.2 απεικονίζεται το βάθος διείσδυσης της HM ακτινοβολίας και παρατηρείται ότι μεγάλη περιοχή του κροταφικού λοβού εκτίθεται, ενώ η έκθεση των εγκεφαλικών δομών είναι αναγκαστικά πολύ μικρή. Επίσης, παρατηρείται ότι η μεγαλύτερη απορρόφηση ισχύος γίνεται από το δέρμα και το δεξί αυτί.



Εικόνα 7.2 Κατανομή τιμών σημειακού SAR για την προσομοίωση αναφοράς με αριθμητικό μοντέλο 'Ella' και συχνότητα λειτουργίας 1966 MHz: α) οβελιαία – YZ, β) στεφανιαία – XZ, γ) εγκάρσια – XY τομή και δ) όψη εξωτερικής επιφάνειας εγκεφαλικού φλοιού (φαιά ουσία). Οι τιμές είναι κανονικοποιημένες για ισχύ εισόδου της κεραίας 3.9 W (1966 MHz) και η χρωματική κλίμακα είναι κανονικοποιημένη σε 23.2 W/kg (0 dB).

		δύο ημι	σφαίρια		٤K	τιθέμενο	ημισφαί	ριο	μη ε	εκτιθέμεν	ο ημισφο	ημισφαίριο μεταβλητότητα <sup>ε</sup>		αβεβαιότητα <sup>ε</sup>		υπο	περιοχέα	; Talair	ach <sup>στ</sup>	
	1g <sup>α</sup>	av <sup>β</sup>	SD <sup>γ</sup>	loss <sup>δ</sup>	1g	Av	SD	loss	1g	av	SD	loss	1g	av	1g	av	#	av	μετ.	αβ.
	W/kg	W/kg	W/kg	mW	W/kg	W/kg	W/kg	mW	W/kg	W/kg	W/kg	mW	%	%	%	%		W/kg	%	%
1966 MHz, 'Ella'	(P <sub>in</sub> = 3.9	) W)			(10g-psS	AR απόδ	οση = 0.50	0 (W/kg)/\	N)											
φαιά ουσία	1.22	1.4E-01	2.2E-01	9.8E+01	1.22	2.6E-01	2.6E-01	9.2E+01	9.8E-02	1.8E-02	1.9E-02	6.2E+00	47	43	3	7	T1	5.6E-04	40	8
λευκή ουσία	0.64	8.2E-02	1.1E-01	3.6E+01	0.64	1.5E-01	1.2E-01	3.3E+01	6.5E-02	1.1E-02	1.1E-02	2.4E+00	60	46	5	11	T2	1.1E-03	45	6
φαιά+λευκή ουσία	1.16	1.2E-01	1.9E-01	1.3E+02	1.16	2.2E-01	2.2E-01	1.2E+02	9.4E-02	1.5E-02	1.7E-02	8.6E+00	46	45	2	8	Т3	1.3E-03	56	4
θάλαμος	0.09	3.5E-02	2.5E-02	4.8E-01	0.09	5.2E-02	2.4E-02	3.6E-01	2.7E-02	1.8E-02	9.7E-03	1.2E-01	101	105	22	27	T4	2.6E-04	44	8
οπίσθια σύμφυση	-	1.2E-02	1.7E-03	3.7E-07	-	1.1E-02	1.5E-03	1.2E-04	-	1.3E-02	1.5E-03	2.5E-04	-	121	-	32	T5	2.8E-04	43	8
παρεγκεφαλίδα	0.85	7.6E-02	1.4E-01	1.1E+01	0.85	1.4E-01	1.8E-01	1.0E+01	3.0E-02	8.7E-03	7.6E-03	6.4E-01	66	50	8	9				
ιππόκαμπος	-	9.3E-02	7.6E-02	7.2E-02	-	1.4E-01	4.5E-02	7.2E-02	-	1.2E-03	5.4E-04	3.3E-04	-	36	-	31				
υπόφυση	-	8.7E-04	1.1E-03	6.7E-04	-	1.8E-03	1.5E-03	4.6E-04	-	4.2E-04	2.1E-04	2.2E-04	-	204	-	49				
υποθάλαμος	-	1.9E-02	6.7E-03	1.5E-02	-	2.2E-02	5.3E-03	7.4E-03	-	1.6E-02	6.5E-03	7.1E-03	-	112	-	28				
μεσεγκέφαλος	0.05	1.7E-02	1.6E-02	1.4E-01	0.05	2.7E-02	1.8E-02	1.1E-01	1.1E-02	7.3E-03	3.7E-03	3.0E-02	46	83	31	29				
επίφυση	-	2.0E-02	4.7E-03	3.4E-03	-	1.9E-02	5.9E-03	1.6E-03	-	2.0E-02	3.3E-03	1.8E-03	-	107	-	34				
εγκεφαλική γέφυρα	0.01	5.8E-03	4.3E-03	7.1E-02	0.01	7.8E-03	4.9E-03	4.6E-02	6.4E-03	4.0E-03	2.3E-03	2.5E-02	130	134	32	33				
προμήκης μυελός	0.04	1.5E-02	1.6E-02	1.1E-01	0.01	1.4E-02	1.7E-02	4.9E-02	2.8E-02	1.5E-02	1.5E-02	5.9E-02	91	103	24	25				
πρόσθια σύμφυση	-	1.3E-02	1.8E-03	7.9E-04	-	1.5E-02	1.7E-03	3.7E-04	-	1.2E-02	9.1E-04	4.2E-04	-	160	-	30				
εγκέφαλος	1.16	1.1E-01	1.8E-01	1.5E+02	1.16	2.0E-01	2.2E-01	1.4E+02	9.4E-02	1.4E-02	1.6E-02	9.5E+00	46	46	2	8				
εγκέφαλος (με εγκ/αίο υγρό <sup>ζ</sup> )	1.31	1.3E-01	2.4E-01	2.1E+02	1.31	2.4E-01	2.9E-01	1.9E+02	1.9E-01	2.1E-02	3.2E-02	1.7E+01	56	43	8	6				
κεφάλι	7.07	1.6E-01	4.1E-01	7.4E+02	7.07	3.1E-01	5.5E-01	6.9E+02	2.7E-01	2.3E-02	4.2E-02	5.3E+01	22	23	6	3				
10g-psSAR κεφάλι		1.	96										32	2		7				
10g-psSAR κεφάλι (χ. δεξί αυτί)		1.	34										22	2		4				

Πίνακας 7.3 Τιμές psSAR<sub>1g/10g</sub> και μέσου SAR για επιλεγμένες δομές του κεφαλιού και τις υποπεριοχές T1-T5 του εγκεφάλου. Η αριθμητική δοσιμετρία της προσομοίωσης αναφοράς (μοντέλο κεφαλιού 'Ella' για 1966 MHz) συνοδεύεται από την αβεβαιότητα και μεταβλητότητα για όλους τους υπολογισμούς.

<sup>α</sup> psSAR κανονικοποιημένο σε κυβική μάζα βιολογικού ιστού 1g <sup>β</sup> μέση τιμή SAR κανονικοποιημένη στη μάζα της επιλεγμένης δομής

 $^{\gamma}$ τυπική απόκλιση (SD-Standard Deviation) της μέσης τιμής SAR

δ συνολική απορρόφηση ΗΜ ισχύος

<sup>ε</sup> μεταβλητότητα και αβεβαιότητα για k = 1 ή παράγοντα κάλυψης περίπου 66%

 $^{\sigma\tau}$ υποπεριοχές κατά Talairach-Tournoux T1-T5, σύμφωνα με τον Πίνακα 7.3

<sup>ζ</sup> εγκεφαλονωτιαίο υγρό

(-): δεν υπολογίζεται, λόγω μικρής μάζας

# 7.3.4 Αριθμητική αποτίμηση των 'παρεμβολών' που προκαλούνται από την ύπαρξη των ηλεκτροδίων και των καλωδίων τους

Γενικά, κατά τις πειραματικές μελέτες εθελοντών, στις οποίες αποτιμάται η πιθανή επίδραση της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας στις καταγραφές ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος ηρεμίας, ύπνου και προκλητών δυναμικών, οι εθελοντές φορούν την κάσκα ΗΕΓ κατά τη διάρκεια της ΗΜ ακτινοβόλησης, ώστε να ελαχιστοποιείται ο χρόνος μεταξύ της παύσης της ΗΜ έκθεσης και της έναρξης καταγραφής του σήματος. Η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων και των καλωδίων τους, προσθέτουν έναν επιπλέον παράγοντα αβεβαιότητας, ο οποίος όμως δεν συνυπολογίζεται στον προαναφερθέντα υπολογισμό της τιμής της και ενδέχεται να μεταβάλλει τους υπολογισμούς των τιμών SAR και ηλεκτρικού πεδίου. Στη βιβλιογραφία, οι [Hamblin *et al.* 2007] έχουν αποτιμήσει πειραματικά και υπολογιστικά την επίδραση δύο μοντέλων κάσκας ΗΕΓ 64 ηλεκτροδίων στις τιμής του SAR για τη συχνότητα 900 MHz. Τα συμπεράσματα της μελέτης περιελάμβαναν μείωση της τιμής psSAR<sub>10ε</sub> λόγω της ύπαρξης των καλωδίων των ηλεκτροδίων.

Προκαταρκτικές μετρήσεις και υπολογισμοί για την επίδραση των ηλεκτροδίων και των καλωδίων τους στις τιμές SAR και την επιφανειακή κατανομή του ηλεκτρικού πεδίου καθώς και το φαινόμενο της θωράκισης παρουσιάζονται στα [Schmid *et al.* 2007] και [Murbach *et al.* 2009] για την έκθεση σε HM σήμα με χαρακτηριστικά UMTS. Ενδεικτικά, αναφέρεται ότι η τιμή του psSAR<sub>10g</sub> μειώνεται και για τις δύο συχνότητες (900 MHz και 2140 MHz) κατά ένα ποσοστό εύρους 10%, ενώ η επίδραση στις εγκεφαλικές δομές είναι αμελητέα (<0.1 dB) για 900 MHz και παραμένει μικρή (<2 dB) για την υψηλότερη συχνότητα.

Στο πλαίσιο της αριθμητιικής ηλεκτρομαγνητικής δοσιμετρίας για την πειραματική μελέτη εθελοντών, η αποτίμηση της αβεβαιότητας και μεταβλητότητας ενισχύεται με την αριθμητική αποτίμηση της επίδρασης των ηλεκτροδίων και καλωδίων στην απορρόφηση ΗΜ ισχύος από το ανατομικό μοντέλου κεφαλιού αναφοράς. Η κάσκα ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος που χρησιμοποιείται και προσαρμόζεται στο κεφάλι του εθελοντή κατά τη διάρκεια της ΗΜ ακτινοβόλησης διαθέτει σταθερά τοποθετημένα 32 ηλεκτρόδια (*Spes Medica s.r.l.*). Στο Παράρτημα 7.1 επισυνάπτεται το φυλλάδιο τεχνικών προδιαγραφών της κάσκας ΗΕΓ, στο οποίο δίνονται λεπτομέρειες για το μοντέλο του ηλεκτροδίου. Με βάση την πληροφορία αυτή εξάγεται το αριθμητικό μοντέλο του ηλεκτροδίου το οποίο απεικονίζεται στο Σχήμα 7.5.

Ο Πίνακας 7.4 συνοψίζει τις διηλεκτρικές ιδιότητες που χρησιμοποιούνται για να χαρακτηρίσουν τα μέρη του ηλεκτροδίου. Προκειμένου να επιτευχθεί η ηλεκτρική σύνδεση μεταξύ του δέρματος του κρανίου και του Ag/AgCl ηλεκτροδίου, η κοιλότητα αγώγιμης γέλης χαρακτηρίζεται και ως τέλεια αγώγιμο υλικό (*Perfect Electric Conductor - PEC*) αντιστοιχώντας στην χείριστη περίπτωση ηλεκτρομαγνητικής έκθεσης.

Υπολογιστική και πειραματική μελέτη της επίδρασης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας από τερματικές συσκευές κινητών επικοινωνιών δεύτερης και τρίτης γενιάς σε λειτουργικές εγκεφαλικές δομές



Σχήμα 7.5 Αριθμητικό μοντέλο ηλεκτροδίου και τμήματα από τα οποία αποτελείται.

Πίνακας 7.4 Διηλεκτρικές ιδιότητες για τον χαρακτηρισμό των τμημάτων του αριθμητικού μοντέλου του ηλεκτροδίου.

τμήμα	διηλεκτρική σταθερά ε <sub>r</sub>	ηλεκτρική αγωγιμότητα σ (Si/m)	
Ag/AgCl ηλεκτρόδιο		PEC	
στήριγμα σιλικόνης	3.2 0.0265		
βάση πολυαιθυλενίου	2.25	0.0005	
καλώδιο		PEC	
πλαστικό κάλυμμα καλωδίου PVC	2.8	0.019	
κοιλότητα αγώγιμης γέλης	αέρα	χς   PEC	

Τα 32 ηλεκτρόδια που αποτελούν την κάσκα ΗΕΓ τοποθετούνται πάνω στο ανατομικό μοντέλο αναφοράς 'Ella', σύμφωνα με την επέκταση του συστήματος 10-20 που περιγράφεται στο κεφάλαιο 2 της διδακτορικής διατριβής και απεικονίζεται στη δεύτερη σελίδα του φυλλαδίου προδιαγραφών της κάσκας ΗΕΓ (Παράρτημα 7.1). Το κέντρο της εξωτερικής επιφάνειας του πλαστικού καλύμματος της επίπεδης κεραίας SPA 2000/80/8/0V (*Huber+Suhner*) τοποθετείται στο σημείο (x,y,z)=(-180,0,42) mm, θεωρώντας ως σημείο (0,0,0) το δεξί ακουστικό πόρο. Κατόπιν, στα ηλεκτρόδια προστίθενται και τα καλώδια σε οριζόντια κατά το δυνατόν διάταξη, δηλαδή κάθετα προς την πόλωση του ηλεκτρικού πεδίου της κεραίας. Η διάταξη αυτή έχει αποδειχθεί ότι επηρεάζει λιγότερο την κατανομή του ηλεκτρικού πεδίου και του SAR [Murbach *et al.* 2009] και [Christopoulou *et al.* 2011]. Συνεπώς, τα σενάρια ΗΜ έκθεσης που προκύπτουν απεικονίζονται στις Εικόνες 7.3(α) και 7.3(β) αντίστοιχα. Για την περίπτωση του σεναρίου της Εικόνας 7.3(β), η κοιλότητας αγώγιμης γέλης χαρακτηρίζεται και ως PEC αντιστοιχώντας στη χείριστη περίπτωση απορρόφησης ΗΜ ισχύος. Το υπολογιστικό πλέγμα αποτελείται από 41-95 εκατομμύρια κυβικών στοιχείων, ανάλογα με το σενάριο ΗΜ έκθεσης. Η διάρει της προσομοίωσης τίθεται σε 35 περιόδους. Τα αποτελέσματα που προκύπτουν κανονικοποιούνται σε ισχύ εισόδου της κεραίας P<sub>in</sub>=1 W και συγκρίνονται με την προσομοίωση αναφοράς.



Εικόνα 7.3 Σενάρια ηλεκτρομαγνητικής έκθεσης (α) με ηλεκτρόδια και (β) με ηλεκτρόδια και καλώδια σε οριζόντια διάταξη. Ως πηγή ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας χρησιμοποιείται η επίπεδη κεραία SPA 2000/80/8/0V σε απόσταση (x,y,z)=(-180,0,42) mm.

Η Εικόνα 7.4 απεικονίζει την κατανομή των τιμών του ηλεκτρικού (E<sub>rms</sub>) πεδίου στη στεφανιαία τομή XZ (y=0) για την προσομοίωση (α) αναφοράς, (β) με ηλεκτρόδια, (γ) με ηλεκτρόδια και καλώδια και (δ) με ηλεκτρόδια και καλώδια, προσομοιώνοντας την κοιλότητα της αγώγιμης γέλης ως PEC. Στην Εικόνα 7.4(β) εντοπίζεται η θέση ενός ηλεκτροδίου, ενώ στην Εικόνα 7.4(γ) παρατηρείται αύξηση στην τιμή του ηλεκτρικού πεδίου στις θέσεις των καλωδίων και από τις δύο πλευρές του κεφαλιού. Στην περίπτωση (δ) εντοπίζεται η θέση του ηλεκτροδίου στο οποίο διακρίνεται και η κοιλότητα της γέλης ως PEC. Συγκρίνοντας τις κατανομές του ηλεκτρικού πεδίου στο εσωτερικό του κεφαλιού με την αντίστοιχη της αναφοράς, παραμένουν σε όλες τις περιπτώσεις σχεδόν αμετάβλητες.



Εικόνα 7.4 Κατανομή των τιμών του ηλεκτρικού (E<sub>rms</sub>) πεδίου στη στεφανιαία τομή ΧΖ (y=0) για την προσομοίωση (α) αναφοράς, (β) με ηλεκτρόδια, (γ) με ηλεκτρόδια και καλώδια και (δ) με ηλεκτρόδια και καλώδια, προσομοιώνοντας την κοιλότητα της αγώγιμης γέλης ως PEC. Οι τιμές είναι κανονικοποιημένες για ισχύ εισόδου της κεραίας 1 W (1966 MHz) και η χρωματική κλίμακα είναι κανονικοποιημένη σε 1210 V/m (0 dB).

Στη Εικόνα 7.5, εξάγεται η κατανομή των τοπικών τιμών SAR στην επιφάνεια για την προσομοίωση αναφοράς (Α), (Β), (Γ) και την αντίστοιχη με ηλεκτρόδια και καλώδια, προσομοιώνοντας την κοιλότητα της αγώγιμης γέλης ως PEC (α), (β), (γ). Η απεικόνιση γίνεται στην επιφάνεια του δέρματος (Α), (α), του κρανίου (Β), (β) και του εγκεφάλου (λευκή και φαιά ουσία) (Γ), (γ). Επιλέγεται η απεικόνιση της προσομοίωσης αναφοράς και της χείριστης περίπτωσης έκθεσης ώστε να αποτιμηθεί η μέγιστη απόκλιση από την αναφορά. Στις Εικόνες 7.5(α), (β), (γ) εντοπίζονται οι θέσεις των ηλεκτροδίων όπου παρουσιάζεται διαταραχή της κατανομής του SAR στην επιφάνεια του δέρματος, του κρανίου και του εγκεφάλου. Στην επιφάνεια του δέρματος παρατηρείται εξασθένηση των τιμών SAR ακριβώς κάτω από την κοιλότητα και ενίσχυση της απορροφούμενης HM ισχύος περιμετρικά του ηλεκτροδίου. Στον Πίνακα 7.5 εξάγεται η ποσοστιαία (%) μεταβολή στον υπολογισμό των τιμών SAR σε όλες τις εγκεφαλικές δομές της χείριστης περίπτωσης HM απορρόφησης, σε σχέση τις αντίστοιχες της αναφοράς. Παρατηρείται ότι η μέση τιμή SAR στις περισσότερες εγκεφαλικές δομές μειώνεται σε σχέση με την αναφορά, γεγονός που δικαιολογείται από την κανονικοποίηση της τιμής στη μάζα της δομής. Όσον αφορά στις τιμές psSAR<sub>10g</sub> για το εκτιθέμενο ημισφαίριο, παρατηρείται αύξηση της τιμής κατά 12% και 5% με και χωρίς το δεξί αυτί, αντίστοιχα.



Εικόνα 7.5 Κατανομή των τοπικών τιμών SAR στην επιφάνεια για την προσομοίωση αναφοράς (A), (B), (Γ) και την αντίστοιχη με ηλεκτρόδια και καλώδια, προσομοιώνοντας την κοιλότητα της αγώγιμης γέλης ως PEC (α), (β), (γ). Η απεικόνιση γίνεται στην επιφάνεια του δέρματος (A), (α), του κρανίου (B), (β) και του εγκεφάλου (λευκή και φαιά ουσία) (Γ), (γ). Οι τιμές είναι κανονικοποιημένες για ισχύ εισόδου της κεραίας 1 W (1966 MHz) και η χρωματική κλίμακα είναι κανονικοποιημένη σε 50.37 W/kg (0 dB).

	δύο ημ	ισφαίρια	εκτιθέμενο	ημισφαίριο	μη εκτιθέμεν	νο ημισφαίριο
	SAR <sub>1g</sub>	av SAR	SAR <sub>1g</sub>	av SAR	SAR <sub>1g</sub>	av SAR
	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)
φαιά ουσία	15	-15	15	-14	-7	-11
λευκή ουσία	-7	-15	-7	-16	-25	-11
φαιά+λευκή ουσία	18	-15	18	-15	-6	-11
θάλαμος	-46	-40	-46	-43	-21	-28
οπίσθια σύμφυση	N/A	-47	N/A	-44	N/A	-50
παρεγκεφαλίδα	-27	-14	-27	-11	-53	-40
ιππόκαμπος	N/A	-28	N/A	-28	N/A	-22
υπόφυση	N/A	73	N/A	98	N/A	65
υποθάλαμος	N/A	-20	N/A	-27	N/A	-12
μεσεγκέφαλος	-40	-32	-40	-33	-13	-24
επίφυση	N/A	-34	N/A	-39	N/A	-32
εγκεφαλική γέφυρα	-6	-14	-10	-14	9	-11
προμήκης μυελός	11	13	16	6	45	18
πρόσθια σύμφυση	N/A	17	N/A	24	N/A	20
εγκέφαλος	18	-15	18	-15	-6	-13
εγκέφαλος (με εγκ/αίο υγρό)	16	-14	16	-13	19	-9
κεφάλι	28	-4	28	-3	54	2
10g-psSAR κεφάλι		12				
10g-psSAR κεφάλι (χ. δεξί αυτί)		5				

**Πίνακας 7.5** Η ποσοστιαία (%) μεταβολή στον υπολογισμό των τιμών SAR σε όλες τις εγκεφαλικές δομές της χείριστης περίπτωσης ΗΜ απορρόφησης, σε σχέση τις αντίστοιχες της αναφοράς.

### 7.3.3 Επιλογή της ισχύος εισόδου της κεραίας

Συνυπολογίζοντας τα αποτελέσματα αβεβαιότητας και μεταβλητότητας με τα αποτέλεσμα της επίδρασης των ηλεκτροδίων και των καλωδίων στην κατανομή της απορροφούμενης ισχύος, εξάγεται συμπέρασμα για την ισχύ εισόδου της κεραίας που πρέπει να εφαρμοστεί στην επίπεδη κεραία, κατά τη διάρκεια της πειραματικής μελέτης. Ως κριτήριο επιλέγεται η επιβεβαίωση ότι η τιμή του υπολογιζόμενου psSAR<sub>10g</sub> στο κεφάλι του εξεταζόμενου είναι σαφώς εντός των επιτρεπτών ορίων [ICNIRP 1998], [CENELEC 2001], [IEEE 2005], [IEC 2005].

Στην Εικόνα 7.6 απεικονίζεται η διάταξη των δύο επίπεδων κεραιών σε σχέση με το αριθμητικό μοντέλο κεφαλιού 'Ella' (αναφορά) σε οριζόντια απόσταση 180 mm και κάθετη απόσταση 42 mm πάνω από τον ακουστικό πόρο κάθε αυτιού, ώστε να υπάρχει αντιστοιχία με την πειραματική συνθήκη. Η επίπεδη κεραία που τοποθετείται στη δεξιά πλευρά του κεφαλιού δέχεται ημιτονοειδή διέγερση και ακτινοβολεί, ενώ η κεραία που τοποθετείται από την αριστερή πλευρά είναι ανενεργή. Η διάταξη αυτή δεν επηρεάζει την υπολογιζόμενη τιμή του psSAR<sub>10g</sub>.

Λαμβάνοντας υπόψη την αύξηση που παρατηρείται στην τιμή του psSAR<sub>10g</sub> κατά την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων (12%), η τιμή της ισχύος που θεωρείται ότι ικανοποιεί τα διεθνή επιτρεπτά όρια είναι P<sub>in</sub> = 3.5 W, με αποτέλεσμα να υπολογίζονται αντίστοιχα οι τιμές psSAR<sub>10g</sub> σε 1.97 W/kg (συμπεριλαμβάνοντας το δεξί αυτί) και 1.27 W/kg (μη συμπεριλαμβάνοντας το δεξί αυτί).





Εικόνα 7.6 Διάταξη δύο επίπεδων κεραιών σε σχέση με το αριθμητικό μοντέλο κεφαλιού 'Ella' σε οριζόντια απόσταση 180 mm και κάθετη απόσταση 42 mm πάνω από τον ακουστικό πόρο κάθε αυτιού. Η επίπεδη κεραία που τοποθετείται στη δεξιά πλευρά του κεφαλιού δέχεται ημιτονοειδή διέγερση και ακτινοβολεί.

### 7.4 Εποπτικές μετρήσεις ηλεκτρομαγνητικού πεδίου υποβάθρου

Σύμφωνα με τη διεθνή βιβλιογραφία, οι χώροι διεξαγωγής των πειραμάτων διαθέτουν ειδική ηλεκτρομαγνητική θωράκιση προκειμένου να περιοριστούν οι πιθανές εξωτερικές ηλεκτρομαγνητικές παρεμβολές που θα μπορούσαν να αλλοιώσουν τα αποτελέσματα. Επιπλέον, στις περισσότερες μελέτες χρησιμοποιούνται και πυραμοειδείς απορροφητές ραδιοκυμάτων για να αποφευχθούν οι πιθανές ανακλάσεις από το ίδιο το σύστημα έκθεσης [Schmid et al. 2005], [Regel et al. 2006], [Krause et al. 2007], [Haarala et al. 2007], [Kleinlogel et al. 2008a, 2008b], [Hillert et al. 2008], [Riddervold et al. 2008], [Unterlechner et al. 2008]. Συγκεκριμένα, οι Hilbert et al. [Hillert et al. 2008] ενισχύουν την ΗΜ προστασία με ειδικό απορροφητικό υλικό ΡΣ στις τρεις πλευρές του δωματίου, ενώ παράλληλα διασφαλίζουν ότι κατά τη διεξαγωγή των πειραματικών μετρήσεων δε γίνεται χρήση κινητών συσκευών τόσο εξωτερικά του πειραματικού χώρου όσο και σε ολόκληρο τον όροφο. Οι Kleinlogel et al. [Kleinlogel et al. 2008a, 2008b] χρησιμοποιούν πειραματικό χώρο που βρίσκεται στο ισόγειο του κτιρίου της Swisscom Innovations στη Βέρνη, το οποίο παρέχει αποτελεσματική θωράκιση από εξωτερικά ηλεκτρομαγνητικά πεδία, ενώ οι Regel et al. [Regel et al. 2006] εξασφαλίζουν θωράκιση από τις τρεις πλευρές του δωματίου και επαληθεύουν την ομοιομορφία του πεδίου, πριν και μετά την πειραματική διαδικασία, με ειδικό ανιχνευτή πεδίου. Τα διαφορετικά χαρακτηριστικά των πειραματικών χώρων καθώς και οι αντίστοιχες μετρήσεις για τον έλεγχο της θωράκισης σε πρόσφατες έρευνες, συνοψίζονται στον Πίνακα 7.6.

Η υπό μελέτη πειραματική διαδικασία διεξάγεται στον ηλεκτρομαγνητικά θωρακισμένο χώρο που έχει εγκατασταθεί στο Εργαστήριο Ψυχοφυσιολογίας του Ερευνητικού Πανεπιστημιακού Ινστιτούτου Ψυχικής Υγιεινής-ΕΠΙΨΥ. Για την ελαχιστοποίηση των ανακλάσεων στο εσωτερικό του κλωβού Faraday, γίνεται επιλεκτική κάλυψη των εσωτερικών τοιχωμάτων του χώρου. Δεδομένης της μικρής απόστασης της επίπεδης κεραίας από το κεφάλι του εθελοντή, οι ανακλάσεις αναμένεται να είναι περιορισμένες. Συνεπώς, η επιλογή για την τοποθέτηση του απορροφητικού υλικού γίνεται κοντά στην κεραία και τον εξεταζόμενο καθώς και στην απέναντι και οπίσθια μεταλλική επιφάνεια σε σχέση με την κεραία που ακτινοβολεί. Επιλέγεται απορροφητικό υλικό SL100 (*Global EMC*) με απώλεια επιστροφής -27.5 dB για συχνότητα 2000 MHz. Στις Εικόνες 7.7(α),(β) απεικονίζεται η προετοιμασία του χώρου και η τελική διάταξη πριν από την έναρξη της πειραματικής διαδικασίας (Εικόνα 7.7(γ)). Το κάθισμα που απεικονίζεται στην Εικόνα 7.7(β) προϋπήρχε στο Εργαστήριο Ψυχοφυσιολογίας, το οποίο όμως αντικαταστάθηκε από το κάθισμα της Εικόνας 7.7(γ), που είναι κατασκευασμένο κυρίως από ξύλο.

Ερευνητική ομάδα	Θωράκιση δωματίου	Φάσμα χαμηλών συχνοτήτων μέτρησης	Φάσμα υψηλών συχνοτήτων μέτρησης	Μετρούμενο ηλεκτρικό πεδίο	Μετρούμενο μαγνητικό πεδίο
[Hilbert <i>et al.</i>	Απορροφητές ΡΣ (Eccosorb VHP 8) στις	Ζώνη 1: 5-2000 Hz	> 2 500 MHz	< 0.05 \//m	
2008]	τρεις πλευρές του δωματίου	Ζώνη 2: 2-400 kHz	2.300 WHZ	< 0.05 V/III	
[Kleinlogel <i>et</i> al. 2008]	Κλωβός Faraday και ειδικοί πυραμιδοειδείς απορροφητές ΡΣ (Emersson & Cumming ECCOSORB VHP-12) σε όλες τις πλευρές του δωματίου	5 Hz-30 kHz	30 kHz-3 GHz	< 1.6 mV/m στο φάσμα των υψηλών συχνοτήτων προερχόμενο από κοντινό πομπό ΡΣ	< 50 nT στο φάσμα των χαμηλών συχνοτήτων στον πειραματικό χώρο
[Krause <i>et al.</i> 2007]		10 Hz–20 kHz			< 400 nT
[Regel <i>et al.</i> 2006]	Πυραμιδοειδείς απορροφητές ΡΣ στις πλευρές του δωματίου και επίπεδοι στο ταβάνι	30 Hz–400 kHz	80 MHz–4 GHz	< 1 mV/m στον πειραματικό χώρο	< 0.2 µT
[Riddervold <i>et al.</i> 2008]	Απορροφητές ΡΣ (ΕΗΡ- 5PCL, FL-2250CL, ETS, Texas)		10 MHz-6 GHz	< 0.001 V/m (100 φορές μικρότερο από τη δυσμενέστερη περίπτωση εκτός δωματίου)	Μέγιστη τιμή: 70 nT (50 Hz)
[Schmid et al. 2005], [Unterlechner et al. 2008]	Πυραμιδοειδείς απορροφητές ΡΣ (VHP- 12-NRL, Emerson & Cuming, Westerlo, Belgium)		0-18 GHz	Αμελητέο. Μέγιστη τιμή: 3V/m (50 Hz) 1V/m (72 Hz) προερχόμενο από οθόνες Η/Υ	Αμελητέο. Μέγιστη τιμή: 35 nT (50 Hz) 240 nT (72 Hz) 100 nT (92.5 kHz) προερχόμενο από οθόνες H/Y
[Haarala <i>et al.</i> 2007]		10–20 kHz			< 400 nT

Πίνακας 7.6 Ενδεικτική βιβλιογραφική επισκόπηση των μετρήσεων του ηλεκτρικού και μαγνητικού πεδίου υποβάθρου πριν από τη διεξαγωγή πειραματικών μελετών με εθελοντές.

Υπολογιστική και πειραματική μελέτη της επίδρασης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας από τερματικές συσκευές κινητών επικοινωνιών δεύτερης και τρίτης γενιάς σε λειτουργικές εγκεφαλικές δομές



Εικόνα 7.7 Προετοιμασία του χώρου διεξαγωγής της πειραματικής διαδικασίας. (α) Προσάρτηση του απορροφητικού υλικού SL100 στα μεταλλικά τοιχώματα του χώρου. (β) Όψη του χώρου με προσαρτημένο απορροφητικό υλικό απέναντι από την κεραία που ακτινοβολεί και απεικόνιση του καθίσματος που προϋπήρχε στο Εργαστήριο Ψυχοφυσιολογίας. (γ) τελική διάταξη του χώρου πριν από την έναρξη της πειραματικής διαδικασίας.

Πριν από την έναρξη διεξαγωγής της πειραματικής διαδικασίας, πραγματοποιούνται εποπτικές μετρήσεις του ηλεκτρικού και μαγνητικού πεδίου υποβάθρου στο χώρο, ώστε να να επαληθευτεί η ελαχιστοποίηση οποιασδήποτε παρεμβολής που θα μπορούσε να επηρεάσει την αξιοπιστία του πειράματος. Για τη διεξαγωγή των μετρήσεων, χρησιμοποιείται ο μετρητικός εξοπλισμός του Εργαστηρίου Βιοϊατρικών Προσομοιώσεων και Απεικονιστικής Τεχνολογίας του Ε.Μ.Π. Περιλαμβάνει το μετρητικό σύστημα έντασης ηλεκτρικού πεδίου με δυνατότητα επιλογής συχνότητας της εταιρίας NARDA Safety Test Solutions GmbH, τύπου SRM-3000, με ημερομηνία firmware: 31.01.2007. Συνοδεύεται από το μετρητή ηλεκτρικού πεδίου τριών αξόνων (Three Axis Antenna, E-field probe) (100 kHz – 3 GHz), με σειριακό αριθμό Ε-0044 (Εικόνα 7.8(α)). Η μέτρηση γίνεται από απόσταση με χρήση ομοαξονικού καλωδίου 1.5 μ. Επικουρικά, χρησιμοποιείται ο μετρητής πεδίου χαμηλών συχνοτήτων και ραδιοσυχνοτήτων της Εταιρείας PMM (Construzioni Elettronische Centro Misure Radio-elletrische S.r.l) τύπος PMM8053 (Display) Portable field meter. Συνοδεύεται από τα ΕΡ330 (Electric Field Probe) και EHP50A (Electric and Magnetic field Analyzer) (Εικόνα 7.8(β)). Η μέτρηση γίνεται από απόσταση με χρήση οπτικής ίνας 5 μ. Στην Εικόνα 7.8(γ) απεικονίζεται ενδεικτικά η διαδικασία μέτρησης του ηλεκτρικού πεδίου υποβάθρου με χρήση του SRM-3000 (NARDA), παρουσία του 'εξεταζόμενου' στο κάθισμα.

Στη συνέχεια παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των μετρήσεων με χρήση της μονάδας PMM8053, σε συνδυασμό με το μετρητή πεδίου EHP50A, για το φάσμα χαμηλών συχνοτήτων μέτρησης (5 Hz–100 kHz) και της μονάδας SRM-3000, σε συνδυασμό με το μετρητή ηλεκτρικού πεδίου τριών αξόνων για το φάσμα υψηλών συχνοτήτων μέτρησης (75 MHz–3 GHz) εντός και εκτός του χώρου διεξαγωγής της πειραματικής διαδικασίας. Ο Πίνακας 7.7 συνοψίζει τις μετρήσεις του ηλεκτρικού και μαγνητικού πεδίου εντός και εκτός του χώρου για το φάσμα χαμηλών συχνοτήτων. Παρατηρείται ότι γενικά παρέχεται ικανοποιητική θωράκιση ηλεκτρικού πεδίου καθώς η μέγιστη, η ελάχιστη και η ενεργός τιμή είναι ικανοποιητικά μικρότερες (7, 6 και 6 φορές αντίστοιχα) εντός του χώρου. Οι τιμές της μαγνητικής επαγωγής μεταβάλλονται αντίστοιχα 13, 11, και 10 φορές.



Εικόνα 7.8 Συστήματα μέτρησης ηλεκτρομαγνητικού πεδίου υποβάθρου. (α) Μετρητικό σύστημα έντασης ηλεκτρικού πεδίου με δυνατότητα επιλογής συχνότητας, SRM-3000 (NARDA)<sup>1</sup>. (β) Μετρητής ηλεκτρομαγνητικών πεδίων, PMM8053, συνοδευόμενος από τους αισθητήρες EP330 και EHP50A<sup>2</sup>. (γ) Ενδεικτική απεικόνιση μέτρησης ηλεκτρικού πεδίου με χρήση SRM-3000 (NARDA), παρουσία του 'εξεταζόμενου'στο κάθισμα.

**Πίνακας 7.7** Μετρήσεις ηλεκτρικού και μαγνητικού πεδίου εντός και εκτός του χώρου διεξαγωγής της πειραματικής διαδικασίας για το φάσμα χαμηλών συχνοτήτων μέτρησης (5 Hz–100 kHz), με χρήση της μονάδας PMM8053, σε συνδυασμό με το μετρητή πεδίου EHP50A.

	ΕΝΤΟΣ ΄	τογ κλωβογ	ΕΚΤΟΣ ΤΟΥ ΚΛΩΒΟΥ			
5Hz-100kHz	ηλεκτρικό πεδίο (V/m)	μαγνητική επαγωγή (μΤ)	ηλεκτρικό πεδίο (V/m)	μαγνητική επαγωγή (μΤ)		
μέγιστη	0.114	0.039	0.789	0.495		
ελάχιστη	0.091	0.027	0.524	0.297		
ενεργός	0.098	0.033	0.572	0.312		
συχνότητα όπου παρατηρείται μέγιστη τιμή	Low	21.5 kHz	21.5, 50, 75, 100 kHz	21.5, 50, 75, 100 kHz		

Στο Σχήμα 7.6 απεικονίζονται οι αντίστοιχες τιμές του μετρούμενου ηλεκτρικού πεδίου εντός του κλωβού, για το φάσμα συχνοτήτων (75 MHz–3 GHz). Παρατηρείται μέγιστη τιμή μέτρησης 0.141 V/m στη συχνότητα 89 MHz. Τέλος, παρουσιάζονται οι μετρήσεις της τιμής του ηλεκτρικού πεδίου σε δεδομένα φάσματα συχνοτήτων, τα οποία αντιστοιχούν σε συγκεκριμένες εφαρμογές (όπως τηλεόραση, κινητές επικοινωνίες κ.α.). Τα αποτελέσματα συνοψίζονται στον Πίνακα 7.8.



**Σχήμα 7.6** Τιμές μετρούμενου ηλεκτρικού πεδίου εντός του κλωβού για το φάσμα συχνοτήτων (75 MHz–3 GHz) με χρήση της μονάδας SRM-3000, σε συνδυασμό με το μετρητή ηλεκτρικού πεδίου τριών αξόνων.

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> http://www.narda-sts.de/products/high-frequency/selective-radiation-meters/srm-3000.html

<sup>&</sup>lt;sup>2</sup> http://www.gruppompb.com/indexlucamisuratoricampielettromagnetici\_2.html

Πίνακας 7.8 Μετρήσεις ηλεκτρικού πεδίου εντός του χώρου διεξαγωγής της πειραματικής διαδικασίας για το φάσμα υψηλών συχνοτήτων μέτρησης (75 MHz–3 GHz), με χρήση της μονάδας SRM-3000, σε συνδυασμό με το μετρητή ηλεκτρικού πεδίου τριών αξόνων. Πραγματοποιείται μέτρηση της τιμής του ηλεκτρικού πεδίου για επιλεγμένο φάσμα συχνοτήτων.

Εφαρμογή	Εύρος συχνοτήτων (MHz)	ηλεκτρικό πεδίο (V/m)
	75-87	0.0559
FM	87-109	0.2698
TV [UHF] - CB	109-300	0.0767
	300-450	0.0430
TV [UHF]	450-860	0.0641
GSM	860-1000	0.0305
	1000-1700	0.0713
GSM - UMTS	1700-2200	0.0853
	2200-3000	0.1850

Τέλος, ο Πίνακας 7.9 συγκρίνει τη μέγιστη τιμή του ηλεκτρικού πεδίου στο φάσμα υψηλών συχνοτήτων και τη μέγιστη τιμή της μαγνητικής επαγωγής στο φάσμα χαμηλών συχνοτήτων με τα αντίστοιχα δεδομένα της βιβλιογραφίας. Από τη σύγκριση διαπιστώνεται ότι ο επιλεγμένος χώρος διεξαγωγής της πειραματικής διαδικασίας κρίνεται ικανοποιητικά θωρακισμένος.

Πίνακας 7.9 Σύγκριση της μέγιστης τιμής του ηλεκτρικού πεδίου και της μαγνητικής επαγωγής που μετρήθηκαν στο χώρο διεξαγωγής της πειραματικής διαδικασίας στο ΕΠΙΨΥ με τις αντίστοιχες τιμές που αναφέρονται στη βιβλιογραφία.

Ερευνητική ομάδα	Μέγιστη τιμή ηλεκτρικού πεδίου στο εύρος (75 MHz–3 GHz) (V/m)	Μέγιστη τιμή μαγνητικής επαγωγής στο εύρος (5 Hz–100 kHz) (nT)
[Hilbert <i>et al.</i> 2008]	0.0500	
[Kleinlogel <i>et al.</i> 2008]	0.0016	50
[Krause <i>et al.</i> 2007]		400
[Regel <i>et al</i> . 2006]	0.0010	200
[Riddervold <i>et al.</i> 2008]	0.0010	7
[Schmid <i>et al.</i> 2005], [Unterlechner <i>et al.</i> 2008]	αμελητέο	αμελητέο
[Haarala <i>et al.</i> 2007]		400
Μετρήσεις ΕΠΙΨΥ	0.141	39

# 7.5 Έλεγχος της διάταξης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας

Το σχηματικό διάγραμμα της διάταξης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας των εθελοντών απεικονίζεται συνοπτικά στο Σχήμα 7.7. Ως γεννήτρια ηλεκτρομαγνητικού σήματος ραδιοσυχνοτήτων χρησιμοποιείται η γεννήτρια πρότυπου UMTS σήματος δοκιμής (*Generic UMTS Signal GUS 6960S, SN 2002/012*) [Ndoumbè Mbonjo Mbonjo *et al.* 2004]. Μέσω ενός διακόπτη ραδιοσυχνοτήτων, η γεννήτρια συνδέεται με κατάλληλο γραμμικό ενισχυτή ισχύος 5303018A (*Ophir<sub>RF</sub>*). Στη συνέχεια, συνδέεται η επίπεδη κεραία SPA 2000/80/8/0V (*Huber+Suhner*). Ο έλεγχος του συστήματος ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας περιλαμβάνει μετρήσεις του HM σήματος εξόδου του ενισχυτή ισχύος για όλες τις πειραματικές συνθήκες. Η περιγραφή και ο καθορισμός του HM σήματος γίνεται με βάση τις προδιαγραφές που περιγράφονται στο [Kuster *et al.* 2004].



**Σχήμα 7.7** Σχηματικό διάγραμμα της διάταξης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας.

# 7.5.1 Γεννήτρια UMTS σήματος GUS 6960S

Το φυλλάδιο τεχνικών προδιαγραφών της γεννήτριας UMTS σήματος GUS 6960S (Εικόνα 7.9) επισυνάπτεται στο Παράρτημα 7.ΙΙ.



**Εικόνα 7.9** Γεννήτρια πρότυπου UMTS σήματος δοκιμής (Generic UMTS Signal GUS 6960S, SN 2002/012) [Ndoumbè Mbonjo Mbonjo et al. 2004].

Η γεννήτρια προσφέρει τη δυνατότητα σήματος συνεχούς κύματος (Continuous Wave-CW) και πρότυπου 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 1966 MHz που αντιστοιχεί στο φάσμα των συχνοτήτων που χρησιμοποιείται στην Ευρώπη για τις εφαρμογές UMTS<sup>3</sup>. Η μέγιστη και ελάχιστη ισχύς εξόδου είναι 10 dBm και -21 dBm αντίστοιχα. Με κατάλληλες ρυθμίσεις των διακοπτών στο πρόσθιο μέρος της γεννήτριας, καθορίζεται η ισχύς εξόδου της κεραίας και ο τύπος του σήματος εξόδου (Παράρτημα 7.ΙΙ). Λεπτομέρειες σχετικές με την υλοποίηση της γεννήτριας και τα χαρακτηριστικά του σήματος μπορούν να αναζητηθούν στο [Ndoumbè Mbonjo Mbonjo *et al.* 2004]. Η γεννήτρια βρίσκεται στην κατοχή του Εργαστηρίου Βιοϊατρικών Προσομοιώσεων και Απεικονιστικής Τεχνολογίας, ύστερα από συνεργασία με το Πανεπιστήμιο Bergische Universität Wuppertal.

Στο πλαίσιο του ελέγχου της λειτουργίας της γεννήτριας σήματος, διεξάγονται μετρήσεις και πραγματοποιείται σύγκριση με τις προδιαγραφές του εγχειριδίου λειτουργίας καθώς και με

<sup>&</sup>lt;sup>3</sup> http://www.3gpp.org/

#### Υπολογιστική και πειραματική μελέτη της επίδρασης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας από τερματικές συσκευές κινητών επικοινωνιών δεύτερης και τρίτης γενιάς σε λειτουργικές εγκεφαλικές δομές

αντίστοιχες μετρήσεις που διεξήχθησαν στο Πανεπιστήμιο Bergische Universität του Wuppertal, με χρήση γεννήτριας του ίδιου μοντέλου και διαφορετικού σειριακού αριθμού, ύστερα από επικοινωνία. Αρχικά, πραγματοποιούνται ενδεικτικές μετρήσεις του σήματος εξόδου της γεννήτριας εντός του κλωβού Faraday που βρίσκεται στο Εργαστήριο Μικροκυμάτων και Οπτικών Ινών, με χρήση του φορητού αναλυτή φάσματος (Rohde & Schwarz Spectrum Analyzer 100 kHz-6 GHz). Για την προστασία του αναλυτή φάσματος χρησιμοποιούνται, κατά περίπτωση, τρεις εξασθενητές των 10 dB ο καθένας. Κατά τις μετρήσεις, ακολουθείται η εξής διαδικασία: Αρχικά, η γεννήτρια GUS 6960S συνδέεται με τον αναλυτή φάσματος, επιλέγοντας το CW σήμα (σύμφωνα με τις προδιαγραφές λειτουργίας, διακόπτες Mode: ON-OFF). Στο πρώτο στάδιο μετρήσεων, ρυθμίζεται μέσω των διακοπτών η μέγιστη εξασθένηση (31 dB), δίνοντας ως αποτέλεσμα ισχύς εξόδου της γεννήτριας ίση με -21 dBm. Στην οθόνη του αναλυτή φάσματος, εμφανίζεται το φάσμα του σήματος, με κύρια συχνότητα ίση με 1966.55 MHz και ισχύ σήματος -20.67 dBm, όπως αναμένεται. Επίσης, εντοπίζεται μία δεύτερη κορύφωση του σήματος στη συχνότητα 2952 MHz, με ισχύ σήματος -50.5 dBm. Σύμφωνα με τις οδηγίες του κατασκευαστή, κάθε κορύφωση με ισχύ μικρότερη από -50 dBm είναι ανεκτή για εξασθένηση 31 dB. Η ίδια διαδικασία ακολουθείται για επίπεδα εξασθένησης 20, 10 και 0 dB και οι αντίστοιχες μετρήσεις παρουσιάζονται συνολικά στον Πίνακα 7.10. Στον ίδιο Πίνακα παρουσιάζονται συγκριτικά οι αντίστοιχες μετρήσεις που πραγματοποιήθηκαν στο Πανεπιστήμιο Bergische Universität του Wuppertal. Οι μετρήσεις επιβεβαιώνουν την ορθή λειτουργία της γεννήτριας, γεγονός που αποδεικνύεται και από τις μετρήσεις του Πανεπιστημίου του Wuppertal. Στο Παράρτημα 7.ΙΙΙ, ο αναγνώστης μπορεί να αναζητήσει τον πλήρη κατάλογο των μετρήσεων της ισχύος του σήματος εξόδου για όλες τις στάθμες εξασθένησης της γεννήτριας GUS 6960S, για επιλογή CW σήματος. Στο Σχήμα 7.8 απεικονίζεται το φάσμα ισχύος για το σήμα εξόδου της γεννήτριας με επιλογή CW, κάνοντας χρήση του peak και rms detector από τις ρυθμίσεις του αναλυτή φάσματος, θέτοντας εξασθένηση ίση με 31 dB (τελευταία γραμμή του Πίνακα που επισυνάπτεται στο Παράρτημα 7.III). Περισσότερες λεπτομέρειες για τις μετρήσεις που απεικονίζονται στο Σχήμα 7.8 μπορούν να αναζητηθούν στο Παράρτημα 7.ΙV.

εξασθένηση [dB]	θεωρητική ισχύς σήματος εξόδου [dBm] στην 1.966 GHz	μετρούμενη ισχύς σήματος εξόδου [dBm] στην 1966.55 MHz		μετρούμ δευτερε κορύφωσr εξόδου στην 29	μετρούμενη ισχύς δευτερεύουσας κορύφωσης σήματος εξόδου [dBm] στην 2952 MHz		
		Αθήνα	Wuppertal	Αθήνα	Wuppertal		
31	-21	-20.67	-23	-50.5	-55		
20	-10	-12.33	-13.5	-46.50	-49		
10	0	-0.33	-1.59	-34	-37.8		
0	+10	+10.5	8.6	-43.5	-32.6		

**Πίνακας 7.10** Ενδεικτικές μετρήσεις των δύο κορυφώσεων του σήματος εξόδου της γεννήτριας GUS 6960S για επιλογή CW σήματος, με χρήση peak detector. Συγκριτική παρουσίαση των αποτελεσμάτων με τις μετρήσεις του Πανεπιστημίου Bergische Universität του Wuppertal.



Σχήμα 7.8 Φάσμα ισχύος για το σήμα εξόδου της γεννήτριας GUS 6960S με επιλογή CW, κάνοντας χρήση του (α) peak και (β) rms detector από τις ρυθμίσεις του αναλυτή φάσματος, θέτοντας εξασθένηση ίση με 31 dB (τελευταία γραμμή του Πίνακα που επισυνάπτεται στο Παράρτημα 7.III. Περισσότερες λεπτομέρειες για τις μετρήσεις που απεικονίζονται στο Σχήμα 7.8 μπορούν να αναζητηθούν στο Παράρτημα 7.IV.

Στη συνέχεια, γίνεται έλεγχος της ισχύος και του φάσματος του σήματος εξόδου για την επιλογή UMTS (διακόπτες Mode: OFF-OFF). Κατά τη διάρκεια του ελέγχου, η λυχνία Mode-LED αναβοσβήνει σύμφωνα με τις προδιαγραφές της κανονικής λειτουργίας. Η κεντρική συχνότητα λειτουργίας είναι 1.966 GHz και συμφωνεί με τις πληροφορίες του φυλλαδίου τεχνικών προδιαγραφών. Παρατηρούνται οι διακυμάνσεις του σήματος που έχουν θεωρητικά περιγραφεί στο [Ndoumbè Mbonjo Mbonjo et al. 2004]. Δεδομένου ότι η γεννήτρια GUS 6960S περιλαμβάνει την προσομοίωση του εσωτερικού ελέγχου ισχύος (inner loop power control) του σήματος, διαπιστώνεται ότι το σήμα UMTS της φάσης «fast power control» έχει διάρκεια 45 sec με διακυμάνσεις ±5 dB και ακολουθείται από τη φάση του «fast fading» που διαρκεί 15 sec. Η διαμόρφωση του UMTS σήματος έχει περιοδικότητα διάρκειας 1 min. Λόγω των ταχέων διακυμάνσεων, η στιγμιαία ισχύς εξόδου του σήματος και συνεπώς η μετρούμενη πυκνότητα ισχύος εξαρτώνται βεβαίως από το χρονικό παράθυρο παρατήρησης. Συνεπώς, είναι αδύνατον να καθοριστεί με ακρίβεια η μέση ισχύς από τη στιγμιαία μέτρηση του φάσματος ισχύος. Ο δείκτης της γεννήτριας μπορεί να αναγνωστεί μόνο κατά την επιλογή CW και δίνει μία αδρή προσέγγιση της πραγματικής ισχύος εξόδου. Κατά την επιλογή UMTS, ο δείκτης της γεννήτριας δείχνει μία σταθερή αλλά χαμηλή τιμή κατά τη διάρκεια των 45 sec («fast power control») και κατά τη διάρκεια των 15 sec («fast fading»), ο δείκτης πάλλεται μερικώς, δεδομένου ότι αδυνατεί να ακολουθήσει τις ταχείς μεταβολές του διαμορφωμένου σήματος.

Συνεπώς, για τον καθορισμό της ισχύος του UMTS σήματος λαμβάνεται υπόψη το ακόλουθο τεχνικό χαρακτηριστικό της γεννήτριας GUS 6960S: η μέγιστη τιμή του ημιτονικού CW σήματος έχει καθοριστεί με τρόπο ώστε η μέση τιμή του να αντιστοιχεί ακριβώς στη μέση τιμή του πρότυπου UMTS σήματος (κανονικοποιημένο σε χρονικό διάστημα 1 min). Σε αυτό το σημείο, αξίζει να σημειωθούν τα ακόλουθα δύο σημεία:

- Η διαφοροποίηση μεταξύ UMTS και CW σήματος είναι ότι η συχνότητα του CW σήματος βρίσκεται 500 kHz υψηλότερα από την κεντρική συχνότητα του UMTS σήματος, με φάσμα ισχύος περίπου 5 MHz.
- 2. Η μέση UMTS ισχύς κανονικοποιημένη μόνο για το χρονικό διάστημα των 45 sec (όπου το μετρούμενο σήμα εξόδου είναι σχεδόν σταθερό), χωρίς να λαμβάνεται υπόψη η φάση «fast fading» των 15 sec, είναι κατά 1.25 dB μεγαλύτερη από την αντίστοιχη ισχύ του CW σήματος. Παρ' όλα αυτά, η μέτρηση αυτή παρουσιάζει μεγάλη δυσκολία λόγω των ταχέων διακυμάνσεων του σήματος. Ενδεικτικές συγκριτικές μετρήσεις παρουσιάζονται στον Πίνακα 7.11, όπου παρατηρείται ότι η διαφορά κατά 1.25 dB προσεγγίζεται ικανοποιητικά. Μικρές διαφορές στις τιμές, σε σύγκριση με τον Πίνακα 7.10 οφείλονται σε χρήση διαφορετικών καλωδίων sma, συνεπάγοντας διαφορετικές τιμές απωλειών μετάδοσης.
- Ο λόγος μέγιστης προς μέσης τιμής (crest factor) ισχύος του σήματος UMTS υπολογίζεται περίπου ίσος με 8 dB.

Πίνακας 7.11 Ενδεικτικές μετρήσεις της ισχύος σήματος εξόδου της γεννήτριας GUS 6960S για επιλογή CW και UMTS σήματος. Για την επιλογή CW σήματος, γίνεται χρήση: span=0.5 MHz, resolution bandwidth=3 kHz, channel bandwidth=200 kHz (για την ολοκλήρωση του rms detector). Για την επιλογή του UMTS σήματος, η μέτρηση πραγματοποιείται μόνο για το χρονικό διάστημα των 45 sec (όπου το μετρούμενο σήμα εξόδου είναι σχεδόν σταθερό) και γίνεται χρήση: span=10 MHz, resolution bandwidth=1 MHz, channel bandwidth=5 MHz (για την ολοκλήρωση του rms detector).

εξασθένηση	συχνό [MF	τητα lz]	ισχύς σήματο χρήση peak d	ος εξόδου με etector [dBm]	ισχύς σήματος εξόδου με χρήση rms detector [dBm]		
[αΒ]	cw	UMTS	cw	UMTS	cw	UMTS	
0	1966.55	1966	9.2	10.8	9.4	10.3	
1	1966.55	1966	8.3	9.8	8.5	9.4	
2	1966.55	1966	7.4	8.9	7.6	8.5	
3	1966.55	1966	6.4	7.5	6.6	7.7	
4	1966.55	1966	5.4	6.7	5.6	6.7	
7	1966.55	1966	2.6	4	2.8	3.8	
8	1966.55	1966	1.7	3.2	1.9	3	
15	1966.55	1966	-5.4	-3.6	-5.2	-4	
16	1966.55	1966	-8	-6.3	-7.8	-6.7	
31	1966.55	1966	-20.7	-19.2	-20.5	-19.3	

Στο Σχήμα 7.9 απεικονίζεται το φάσμα ισχύος για το σήμα εξόδου της γεννήτριας με επιλογή UMTS, θέτοντας εξασθένηση ίση με (α) 30 dB (εικόνα από το φυλλάδιο τεχνικών προδιαγραφών της γεννήτριας-Παράρτημα 7.II) και (β) 31 dB. Οι μετρήσεις έχουν πραγματοποιηθεί κατά τη διάρκεια της φάσης *«fast power control»*, διάρκειας 45 sec. Περισσότερες λεπτομέρειες για τις μετρήσεις που απεικονίζονται στο Σχήμα 7.9(β) μπορούν να αναζητηθούν στο Παράρτημα 7.IV.



**Σχήμα 7.9** Φάσμα ισχύος για το σήμα εξόδου της γεννήτριας GUS 6960S με επιλογή UMTS, θέτοντας εξασθένηση ίση με (α) 30 dB (εικόνα από το φυλλάδιο τεχνικών προδιαγραφών της γεννήτριας-Παράρτημα 7.II) και (β) 31 dB. Οι μετρήσεις έχουν πραγματοποιηθεί κατά τη διάρκεια της φάσης «fast power control», διάρκειας 45 sec. Περισσότερες λεπτομέρειες για τις μετρήσεις που απεικονίζονται στο Σχήμα 7.9(β) μπορούν να αναζητηθούν στο Παράρτημα 7.IV.

#### **7.5.2 Ενισχυτής ισχύος Ophir<sub>RF</sub> 5143**

Στο σχηματικό διάγραμμα της διάταξης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας (αλυσίδα) που απεικονίζεται στο Σχήμα 7.7, η κύρια μονάδα που ακολουθεί τη γεννήτρια GUS 6960S είναι ο ενισχυτής ισχύος. Η τελική επιλογή του ενισχυτή γίνεται ύστερα από τη δοσιμετρική αποτίμηση του psSAR<sub>10g</sub> στα αριθμητικά μοντέλα κεφαλιού, ικανοποιώντας τα διεθνή όρια [ICNIRP 1998], [CENELEC 2001], [IEEE 2005], [IEC 2005] και επιτυγχάνοντας την ταυτόχρονη μέγιστη απορρόφηση ισχύος από τις εγκεφαλικές δομές. Επιλέγεται ο ενισχυτής ισχύος Ophir<sub>RF</sub> 5143 (Εικόνα 7.10). Το φυλλάδιο τεχνικών προδιαγραφών του ενισχυτή ισχύος επισυνάπτεται στο Παράρτημα 7.V. Οι λόγοι που οδήγησαν στην επιλογή αυτή συνδέονται άμεσα με την ικανοποίηση των ακόλουθων κριτηρίων:

- Το εύρος ζώνης του ενισχυτή ισχύος πρέπει να είναι τουλάχιστον 5 MHz 10 MHz ώστε να ενισχύεται το UMTS σήμα χωρίς παραμόρφωση, δεδομένου ότι το φάσμα του UMTS σήματος έχει 5 MHz εύρος ζώνης. Ο ενισχυτής Ophir<sub>RF</sub> 5143 έχει εύρος ζώνης λειτουργίας 2.3 GHz (0.7 - 3 GHz).
- Η μέγιστη τιμή του σήματος εισόδου του ενισχυτή ισχύος θα πρέπει να συμφωνεί με το εύρος των τιμών του σήματος εισόδου της γεννήτριας GUS 6960S. Ο ενισχυτής Ophir<sub>RF</sub> 5143 μπορεί να δεχτεί μέγιστη ισχύ εισόδου ίση με 10 dBm.
- 3. Πολύ σημαντική θεωρείται η γραμμικότητα του ενισχυτή (δηλ. ικανοποιητικά υψηλό σημείο συμπίεσης 1 dB (compression point 1 dB)), λόγω του σχετικά υψηλού λόγου μέγιστης προς μέσης τιμής (crest factor) ισχύος του σήματος UMTS (8 dB, δηλ περίπου 6 φορές). Δεδομένου ότι η μέση ισχύς εισόδου της κεραίας (υποενότητα 7.3.3) είναι P<sub>in</sub> = 3.5 W, με αποτέλεσμα να προκύπτει η τιμή psSAR<sub>10g</sub> = 1.97 W/kg (συμπεριλαμβάνοντας το δεξί αυτί), απαιτείται ο ενισχυτής ισχύος να είναι ικανός να παρέχει ισχύ 6 x 3.5 W = 21 W με γραμμικό

τρόπο ώστε να μεταδίδονται οι τυχαίες κορυφώσεις του UMTS σήματος χωρίς διαστρεβλώσεις (δηλ. το σημείο συμπίεσης 1 dB πρέπει να βρίσκεται κοντά τουλάχιστον στην τιμή 21 W). Ο ενισχυτής Ophir<sub>RF</sub> 5143 έχει το σημείο συμπίεσης 1 dB στην τιμή 40 W.



**Εικόνα 7.10** Ενισχυτής ισχύος Ophir<sub>RF</sub> 5143.

# 7.5.3 Έλεγχος της διάταξης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας (αλυσίδα)

Για τον πλήρη έλεγχο της συνδεσμολογίας της διάταξης της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας (αλυσίδας) πραγματοποιούνται ενδεικτικές μετρήσεις με χρήση της συνδεσμολογίας της Εικόνας 7.11. Η γεννήτρια GUS 6960S συνδέεται με τον ενισχυτή Ophir<sub>RF</sub> 5143 και το ενισχυμένο HM σήμα με τη χρήση κατάλληλου εξασθενητή οδηγείται προς απεικόνιση στον αναλυτή φάσματος (*Agilent-HP* 8595E 9 kHz- 6.5 GHz).



**Εικόνα 7.11** Ενδεικτική συνδεσμολογία ελέγχου του σήματος εξόδου της γεννήτριας GUS 6960S ύστερα από ενίσχυσή του με τον ενισχυτή ισχύος Ophir<sub>RF</sub> 5143. Η μέτρηση πραγματοποιείται με κατάλληλη συνδεσμολογία εξασθενητών.

Στον Πίνακα 7.12 συνοψίζονται ενδεικτικές μετρήσεις της ισχύος του σήματος που απεικονίζεται στον αναλυτή φάσματος και πραγματοποιείται σύγκριση με τις αντίστοιχες θεωρητικές τιμές. Για την

προστασία του αναλυτή φάσματος χρησιμοποιείται ειδικός εξασθενητής 40 dB. Η ισχύς του σήματος εξόδου (dBm) του ενισχυτή Ophir<sub>RF</sub> 5143 καθώς και το ποσοστό κέρδους ενίσχυσης (%) εμφανίζονται στην οθόνη του. Με βάσει την εξασθένηση (40 dB) που εισάγει ο εξασθενητής υπολογίζεται η ισχύς του σήματος εισόδου του αναλυτή φάσματος. Η διαφορά που παρατηρείται στις υπολογισμένες και μετρούμενες τιμές οφείλεται στις απώλειες μετάδοσης του καλωδίου sma και του συνδετήρα N-type που χρησιμοποιούνται κατά τη διάρκεια των ενδεικτικών μετρήσεων. Η διαφοροποίηση κυμαίνεται σε 0.4-0.6 dB, τιμή φυσιολογική δεδομένου του μικρού μήκους του καλωδίου sma.

εξασθένηση [dB]	ισχύς σήματος ασθένηση εξόδου της [dB] γεννήτριας GUS ενίσχυσης (%)		ισχύς σήματ του ενισχυτ 514	ισχύς σήματος εισόδου του αν. φάσματος [dBm]		
	69602 [dBm]		[mW]	[dBm]	υπολ.	μέτρ.
31	-21	70	35000	45.4	-15.6	-15.0
31	-21	65	32500	45.1	-15.9	-15.5
31	-21	80	40000	46.0	-15.0	-14.5
10	0	80	40000	46.0	6.0	5.5

**Πίνακας 7.12** Ενδεικτικές μετρήσεις της ισχύος σήματος που απεικονίζεται στον αναλυτή φάσματος. Για την προστασία του αναλυτή φάσματος χρησιμοποιείται ειδικός εξασθενητής 40 dB.

Γνωρίζοντας την ισχύ του σήματος εξόδου του ενισχυτή Ophir<sub>RF</sub> 5143 από την ανάγνωση της οθόνης, η πληροφορία που υπολείπεται για τον ακριβή καθορισμό της ισχύος εισόδου της κεραίας SPA 2000/80/8/0/V, ώστε να υπάρχει συμφωνία προσομοίωσης και πειράματος, είναι οι απώλειες μετάδοσης που χαρακτηρίζουν τα καλώδια sma και τον συνδετήρα N-type|sma που θα διαδικασία χρησιμοποιηθούν πλέον στην πειραματική διαδικασία. Στην πειραματική χρησιμοποιούνται 2 καλώδια sma μήκους 1.5 μέτρου έκαστο, τα οποία συνδέονται με ένα femalefemale sma συνδετήρα. Για τη σύνδεσή τους με την έξοδο του ενισχυτή, χρησιμοποιείται συνδετήρας N-type|sma. Με χρήση του διανυσματικού αναλυτή δικτύων (Agilent PNA-L N5230A, 4-port, 300 kHz-13.5 GHz) πραγματοποιούνται ευρυζωνικές μετρήσεις των απωλειών μετάδοσης του συνδετήρα Νtype|sma και των δύο καλωδίων sma μαζί με τον female-female sma συνδετήρα. Οι συνολικές απώλειες μετάδοσης υπολογίζονται ~2.2 dB. Λεπτομέρειες σχετικές με τις τιμές των μετρήσεων μπορούν να αναζητηθούν στο Παράρτημα 7.VI. Συνεπώς, αν ληφθεί εξασθένηση του UMTS σήματος ίση με 18 dB, και μέση ισχύς εισόδου της κεραίας (υποενότητα 7.3.3) P<sub>in</sub> = 3.5 W, οι επιθυμητές ρυθμίσεις του ενισχυτή ισχύος για την πειραματική διαδικασία απεικονίζονται στο Σχήμα 7.10.

### 7.7 Συμπεράσματα

Στο κεφάλαιο 7 προτείνεται ένα πειραματικό πρωτόκολλο εθελοντών για τη μελέτη της επίδρασης της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας με χαρακτηριστικά σήματος UMTS σε μετρήσεις ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και προκλητών δυναμικών που θα ληφθούν από ενήλικες εθελοντές, υπό καλώς καθορισμένο περι-ουδωτικό ακουστικό ερέθισμα. Υπολογιστική και πειραματική μελέτη της επίδρασης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας από τερματικές συσκευές κινητών επικοινωνιών δεύτερης και τρίτης γενιάς σε λειτουργικές εγκεφαλικές δομές



**Σχήμα 7.10** Υπολογισμός των επιπέδων ισχύος στη διάταξη ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας (αλυσίδα) για χρήση στην πειραματική διαδικασία των εθελοντών.

Στο πλαίσιο του κεφαλαίου 7, προτείνεται το πρωτόκολλο, περιγράφεται το σχήμα των συνεδρίων της πειραματικής ψυχοακουστικής διαδικασίας και ελέγχεται με λεπτομέρεια πειραματικά και υπολογιστικά το σύστημα της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας. Το μεγαλύτερο μέρος του κεφαλαίου αφιερώνεται στην α) αριθμητική ηλεκτρομαγνητική δοσιμετρία αβεβαιότητας και μεταβλητότητας, β) την αποτίμηση των παρεμβολών των ηλεκτροδίων και καλωδίων μέσω προσομοίωσης και γ) την προετοιμασία και λεπτομερή έλεγχο του συστήματος ακτινοβόλησης των εθελοντών. Η περιγραφή και υλοποίηση της ψυχοακουστικής διαδικασίας και ερεθισμάτων καθώς και καταγραφής και ενίσχυσης του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος περιγράφεται με λεπτομέρεια στο κεφάλαιο 8, όπου περιγράφεται και διεξάγεται προκαταρτική πειραματική μελέτη εθελοντών για το διαφορικό καθορισμό της ελάχιστης αντιληπτής διαφοράς.

#### Βιβλιογραφία

- Boutry, C.M., Kuehn, S., Achermann, P., Romann, A., Keshvari, J. and Kuster, N. 2008. Dosimetric evaluation and comparison of different RF exposure apparatuses used in human volunteer studies, *Bioelectromagnetics*, 29, 1, 11-9.
- Christ, A., Kainz, W., Hahn, E.G., Honegger, K., Zefferer, M., Neufeld, E., Rascher, W., Janka, R., Bautz, W., Chen, J., Kiefer, B., Schmitt, P., Hollenbach, H.P., Shen, J., Oberle, M., Szczerba, D., Kam, A., Guag, J.W. and Kuster, N. 2010. The Virtual Family—development of surface-based anatomical models of two adults and two children for dosimetric simulation, *Phys. Med. Biol.*, 55, N23-N38.
- Christopoulou, M., Kazasidis, O. and Nikita, K.S. 2011. Numerical assessment of EEG electrode artifacts during EMF exposure in human provocation studies, *in Proc.* 2<sup>nd</sup> International ICST MobiHealth 2011, October 5-7, Kos Island, Greece.
- Crespo-Valero, P., Christopoulou, M., Zefferer, M., Christ, A., Achermann, P., Nikita, K.S. and Kuster, N. 2011. Novel methodology to characterize electromagnetic exposure of the brain, *Phys.Med. Biol.*, 56, 383–396.

- European Committee for Electrotechnical Standardization-CENELEC EN 50361. 2001. Basic standard for the measurement of Specific Absorption Rate related to human exposure to electromagnetic fields from mobile phones, Central Secretariat, rue de Stassart 35, 1050 Brussels, Belgium.
- Gelfand, S.A. 2010. Hearing: An Introduction to Psychological and Physiological Acoustics, 5<sup>th</sup> Edition, Informa Healthcare, London.
- Hamblin, D.L., Anderson, V., McIntosh, R.L., McKenzie, R.J., Wood, A.W., Iskra S. and Croft, R.J. 2007.
  EEG electrode caps can reduce SAR induced in the head by GSM 900 mobile phones, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 54, 914–920.
- Haarala, C., Takio, F., Rintee, T., Lainie, M., Koivisto, M., Revonsuo, A. and Hämäläinen H. 2007. Pulsed and continuous wave mobile phone exposure over left versus right hemisphere: Effects on human cognitive function, *Biolectromagnetics*, 28, 289-295.
- Hillert, L., Åkerstedt, T., Lowden, A., Wiholm, C., Kuster, N., Ebert, S., Boutry, C., Mouffat, S.D., Berg,
  M. and Arnetz, B.B. 2008. The effects of 884 MHz GSM wireless communication signals on headache and other symptoms: an experimental provocation study, *Bioelectromagnetics*, 29, 185–96.
- Hinrichs, H., Heinze, H.J. 2006. High frequency GSM-1800 fields with various modulations and field strengths: No short term effect on human awake EEG, *Edition Wissenschaft*, 23, 1–12.
- Huber, R., Schuderer, J., Graf, T., Jutz, K., Borbély, A.A., Kuster, N. and Achermann, P. 2003. Radio frequency electromagnetic field exposure in humans: Estimation of SAR distribution in the brain, effects on sleep and heart rate, *Bioelectromagnetics*, 24, (4), 262-276.
- Institute of Electrical and Electronic Engineers-IEEE Std C95.1.1991. 2005. Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz, 1-238.
- Institute of Electrical and Electronic Engineers IEEEP1528.1<sup>™</sup>/D1.0. Draft Recommended Practice for Determining the Peak Spatial-Average Specific Absorption Rate (SAR) in the Human Body from Wireless Communications Devices, 30 MHz - 6 GHz: General Requirements for using the Finite Difference Time Domain (FDTD) Method for SAR Calculations, *under preparation*.
- International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection-ICNIRP. 1998. Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (up 300 GHz). *Health Phys.*, 74, 494-522.
- International Electrotechnical Commission-IEC 62209-1. 2005. Human exposure to radio frequency fields from hand-held and body-mounted wireless communication devices–Human models, instrumentation, and procedures. Part 1: Procedure to determine the specific absorption rate (SAR) for hand-held devices used in close proximity to the ear (frequency range of 300 MHz to 3 GHz).
- Jones, F.N. 1974. *History of psychophysics and judgment*. E.C. Carterette and M.P. Friedman (Eds.), Handbook of Perception: Psychophysical judgment and measurement, 2, 1-22, New York: Academic Press.

- Kleinlogel, H., Dierks, Th., Koenig, Th., Lehmann, H., Minder, A. and Berz, R. 2008a. Effects of Weak Mobile Phone Electromagnetic Fields (GSM,UMTS) on Event Related Potentials and Cognitive Functions, *Bioelectromagnetics*, 29, 488-497.
- Kleinlogel, H., Dierks, Th., Koenig, Th., Lehmann, H., Minder, A. and Berz, R. 2008b. Effects of Weak Mobile Phone Electromagnetic Fields (GSM,UMTS) on Well-Being and Resting EEG, *Bioelectromagnetics*, 29, 479–487.
- Krause, C.M., Pesonen, M., Bjornberg, C.H. and Hämäläinen H. 2007. Effects of pulsed and continuous wave 902 MHz mobile phone exposure on brain oscillatory activity during cognitive processing, *Bioelectromagnetics*, 28, 296-308.
- Kuster, N., Schuderer, J., Christ, A., Futter, P. and Ebert, S. 2004. Guidance for Exposure Design of Human Studies Addressing Health Risk Evaluations of Mobile Phones, *Bioelectromagnetics*, 25, 524-529.
- Murbach, M., Christopoulou, M., Crespo-Valero, P., Achermann, P. and Kuster, N. 2011. Exposure system to study hypotheses of ELF & RF electromagnetic field interactions of mobile phones with the Central Nervous System, *Bioelectromagnetics (under review)*.
- Murbach, M., Kühn, S., Christopoulou, M., Christ, A., Achermann, P. and Kuster, N. 2009. Evaluation of artifacts by EEG electrodes during RF exposures, *in Proc. BioEM2009 Annual Meeting*, 14-19 June, Davos, Switzerland.
- Nanou, E., Tsiafakis, V., Kapareliotis, E., Papageorgiou, C., Rabavilas, A. and Capsalis, C. 2005. Influence of the Interaction of a 900 MHz Signal with Gender on EEG Energy: Experimental Study on the Influence of 900 MHz Radiation on EEG, *Environmentalist*, 25, 2-4, 173-179.
- Ndoumbè Mbonjo Mbonjo, H., Streckert, J., Bitz, A., Hansen, V., Glasmachers, A., Gencol, S. and Rozic,
  D. 2004. Generic UMTS test signal for RF bioelectromagnetic studies, *Bioelectromagnetics*, Sep 25, 6, 415-25.
- Papageorgiou, C., Anagnostopoulos, D., Giannakakis, G.A., Sakelariou, K., Tsiaparas, N., Paraskevopoulou, P., Nikita, K.S., Rabavilas, A. and Soldatos, C. 2005. Pre-attentive deficits in developmental disorders of scholastic skills, *NeuroReport*, 16, 16, 1829-1832.
- Papageorgiou, C., Giannakakis, G.A., Nikita, K.S., Anagnostopoulos, D., Papadimitriou, G.N. and Rabavilas, A. 2009. Abnormal auditory ERP N100 in children with dyslexia: comparison with their control siblings, *Behav Brain Funct.*, 5:26.
- Papageorgiou, C.C., Nanou, E.D., Tsiafakis, V.G., Capsalis, C.N. and Rabavilas, A.D. 2004. Gender related differences on the EEG during a simulated mobile phone signal, *Neuroreport*, 15, (16), 2557-2560.
- Papageorgiou, C.C., Nanou, E.D., Tsiafakis, V.G., Kapareliotis, E., Kontoangelos, K.A., Capsalis, C.N.,
   Rabavilas, A.D. and Soldatos, C.R. 2006. Acute mobile phone effects on pre-attentive operation.
   *Neurosci Lett*, 397, 1-2, 99–103.
- Regel, S.J., Negovetic, S., Roosli, M., Berdinas, V., Schuderer, J., Huss, A., Lott, U., Kuster, N. and Achermann, P. 2006. UMTS base station-like exposure, well-being, and cognitive performance, *Environ. Health Perspect.*, 114, 1270–1275.
- Riddervold, I.S., Pedersen, G.F., Andersen, N.T., Pedersen, A.D., Andersen, J.B., Zachariae, R., Mølhave, L., Sigsgaard, T. and Kjærgaard, S.K. 2008. Cognitive function and symptoms in adults and adolescents in relation to RF radiation from UMTS base stations, *Bioelectromagnetics*, 29, (4), 257-267.
- Schmid, G., Cecil, S., Goger, C., Trimmel, M., Kuster, N. and Molla-Djafari, H. 2007. New head exposure system for use in human provocation studies with EEG recording during GSM900- and UMTS-like exposure, *Bioelectromagnetics*, 28, 636-647.
- Schmid, G., Sauter, C., Stepansky, R., Lobentanz, I.S. and Zeitlhofer, J. 2005. No influence on selected parameters of human visual perception of 1970 MHz UMTS-like exposure, *Bioelectromagnetics*, 26, 243–250.
- Snell, R.S. 2010. Clinical Neuroanatomy for medical students, 7th edn, Wolters Kluwer.
- Taflove, A. and Hagness, S.C. 2005. Computational electrodynamics: The Finite-Difference Time-Domain method, 3rd edn, Norwood, MA: Artech House.
- Talairach, J. and Tournoux, P. 1988. Co-planar stereotaxic atlas of the human brain. 3-Dimensional Proportional System: An Approach to Cerebral Imaging, *Stuttgart: Thieme*.
- Taylor, B.N. and Kuyatt C.E. 1994. Guidelines for evaluating and expressing the uncertainty of NIST measurement results, *Supersedes NIST Technical Note 1297*.
- Unterlechner, M., Sauter, C., Schimd, G. and Zeithofer, J. 2008. No effect of an UMTS mobile-like electromagnetic fields of 1.97 GHz on human attention and reaction time, *Bioelectromagnetics*, 29, 145-153.

## Κεφάλαιο 8 – Προκαταρτική πειραματική μελέτη εθελοντών για τον καθορισμό της ελάχιστης αντιληπτής διαφοράς

Σε συνέχεια του κεφαλαίου 7, το κεφάλαιο 8 παρουσιάζει προκαταρτική πειραματική μελέτη εθελοντών για το διαφορικό καθορισμό της ελάχιστης αντιληπτής διαφοράς σε περι-ουδωτικό ακουστικό ερέθισμα. Περιγράφεται το ολοκληρωμένο σύστημα παραγωγής περι-ουδωτικών ακουστικών ερεθισμάτων, καθώς και καταγραφής και ενίσχυσης του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και υλοποιείται το ψυχοακουστικό ερέθισμα. Στη συνέχεια, παρουσιάζεται η προκαταρτική μελέτη εθελοντών και ποσοτικοποιείται η ελάχιστη αντιληπτή διαφορά της περι-ουδωτικής διαδικασίας διαφορικής ευαισθησίας.

### 8.1 Εισαγωγή

Η ακουστική ευαισθησία αναφέρεται στην ικανότητα του ακουστικού συστήματος να αντιλαμβάνεται τον ήχο, ως προς την ένταση, τη συχνότητα και τη διάρκεια. Το αυτί είναι ευαίσθητο στο εύρος έντασης από 0dB SPL (*Sound Pressure Level*) ως σχεδόν 140 dB (όπου παρατηρείται πόνος και βλάβη στο μηχανισμό ακοής) [Gelfand 2010]. Ως προς τη συχνότητα, ο άνθρωπος μπορεί να ακούσει ηχητικούς τόνους, συχνότητας μόλις 2 Hz έως 20.000 Hz. Οι ευαισθησίες του αυτιού ως προς τη συχνότητα και την ένταση αλληλεπιδρούν, επηρεάζοντας η μία την άλλη σε μεγάλο ή μικρότερο βαθμό. Επιπλέον, όταν η διάρκεια ενός ήχου είναι μικρότερη από μισό δευτερόλεπτο, επηρεάζει εξίσου την ευαισθησία ως προς τη συχνότητα και την ένταση. Η ικανότητα του αυτιού να αντιλαμβάνεται τα όρια του ήχου, ως προς την ένταση, τη συχνότητα και τη διάρκεια, ονομάζεται απόλυτη ευαισθησία (*absolute sensitivity*). Τέλος, το αυτί έχει την ικανότητα να διακρίνει μικρές

διαφορές σε μεγάλο εύρος του ερεθίσματος. Αυτή η ικανότητα ονομάζεται διαφορική ευαισθησία (differential sensitivity) και ορίζεται ως η ικανότητα του αυτιού να αντιλαμβάνεται μικρές διαφορές μεταξύ παρόμοιων ήχων. Αυτή η ικανότητα ισχύει για την ένταση, τη συχνότητα και τη διάρκεια. Στο πλαίσιο του παρόντος κεφαλαίου, μελετάται η διαφορική ευαισθησία των εθελοντών στη διάρκεια.

## 8.1.1 Διαφορική ευαισθησία

Η διαφορική ευαισθησία καθορίζει την ελάχιστη αντιληπτή διαφορά (Just Noticeable Difference-JND) μεταξύ δύο ερεθισμάτων, καθορίζοντας το κατώφλι διαφοράς (Difference Limen-DL). Το DL είναι η μικρότερη αντιληπτή διαφορά σε dB ή Hertz ή msec μεταξύ δύο εντάσεων ήχου (ΔΙ) ή συχνότητας (Δf) ή διάρκειας (ΔT), αντίστοιχα. Ένας θεμελιώδης νόμος της ψυχοφυσικής είναι ο νόμος του Weber [Chisholm 1911], σύμφωνα με τον οποίο η τιμή  $\frac{\Delta I}{I}$  ή  $\frac{\Delta f}{f}$  ή  $\frac{\Delta t}{t}$  (πηλίκο Weber) είναι σταθερή (k) και ανεξάρτητη από το επίπεδο του ερεθίσματος. Στη βιβλιογραφία υπάρχει πληθώρα μελετών με εθελοντές, με στόχο τον καθορισμό του ΔΙ, Δf και ΔT για πειράματα διαφορικής ευαισθησίας στην ένταση, τη συχνότητα και τη διάρκεια, αντιστοίχως.

Όσον αφορά στα πειράματα διαφορικής ευαισθησίας στην ένταση, ο νόμος Weber φαίνεται να ισχύει για ευρείας ζώνης ερέθισμα, όπως ο λευκός θόρυβος [Houtsma *et al.* 1980], [Wojtczak and Viemeister 2008]. Αντίθετα, στην περίπτωση που το σήμα είναι στενής ζώνης, όπως οι ηχητικοί τόνοι, το πηλίκο Weber μειώνεται καθώς το επίπεδο του ερεθίσματος αυξάνει [Viemeister 1972], [Moore and Raab 1974], [Jesteadt *et al.* 1977], [Houtsma *et al.* 1980], [Florentine *et al.* 1987], [Viemeister and Bacon 1988], [Turner *et al.* 1989], [Stellmack *et al.* 2004], [Wojtczak and Viemeister 2008]. Σύμφωνα με τη [Jesteadt *et al.* 1977], το πηλίκο Weber μειώνεται με την αύξηση της έντασης από 1.7 dB για επίπεδο αίσθησης (*Sensation Level-SL*) 5 dB, σε 0.5 dB για 80 dB SL. Αυτή η μικρή διακύμανση του νόμου Weber είναι γνωστή ως 'near miss to Weber's law' [McGill and Goldberg 1968a], [McGill and Goldberg 1968b].

Όσον αφορά στα πειράματα διαφορικής ευαισθησίας στη συχνότητα, στη [Wier et al. 1977] αναφέρονται τα αποτελέσματα μιας εκτενούς μελέτης η οποία χρησιμοποιεί ηχητικούς παλμούς, συχνότητας 200-8000 Hz για 5-80 dB SL. Το DL υπολογίζεται ως η ελάχιστη διαφορά στη συχνότητα Δf, που ο εξεταζόμενος μπορεί να διακρίνει στο 71% των επαναλήψεων. Η πιο σημαντική παρατήρηση στα αποτελέσματα είναι ότι το Δf αυξάνει καθώς η συχνότητα αυξάνεται και μειώνεται καθώς η SL αυξάνει. Τα ευρήματα αυτά επαληθεύονται στη βιβλιογραφία από μελλοντικές μελέτες [Jesteadt and Wier 1977], [Nelson *et al.* 1983]. Συμπερασματικά, το πηλίκο Δf/f αποτελεί πολύπλοκη συνάρτηση τόσο της συχνότητας όσο και της έντασης, επηρεαζόμενο κυρίως από το επίπεδο της έντασης για ένα σημαντικό εύρος συχνοτήτων.

Τέλος, όσον αφορά στα πειράματα διαφορικής ευαισθησίας στη διάρκεια του ήχου, τα οποία χρησιμοποιούνται στο πλαίσιο της διδακτορικής διατριβής, η κύρια παρατήρηση που προκύπτει από τη μελέτης της βιβλιογραφίας είναι ότι το κατώφλι διαφοράς για τη διάρκεια (ΔΤ) μειώνεται, καθώς η συνολική διάρκεια του ερεθίσματος μειώνεται [Small and Campbell 1962], [Abel

1972], [Sinnott *et al.* 1987], [Dooley and Moore 1988]. Στην [Abel 1972] υπολογίζεται το ΔΤ για διάρκεια ερεθίσματος που κυμαίνεται σε 0.16-960 msec, χρησιμοποιώντας μεταβλητά εύρη συχνοτήτων στο διάστημα 200-300 Hz, καθώς και ηχητικούς τόνους συχνότητας 1000 Hz. To DL υπολογίζεται ως η ελάχιστη διαφορά στη διάρκεια ΔΤ, που ο εξεταζόμενος μπορεί να διακρίνει στο 75% των επαναλήψεων. Όπως απεικονίζεται στο Σχήμα 8.1, το ΔΤ μειώνεται από την τιμή 50 msec που αντιστοιχεί σε διάρκεια ήχου 960 msec, στην τιμή 0.5 msec που αντιστοιχεί σε διάρκεια μικρότερη από 0.5 msec. Η διαφορική ευαισθησία με όρους του πηλίκου Weber ΔΤ/Τ δεν είναι σταθερή, αλλά μεταβάλλεται με τη διάρκεια. Συνεπώς, το πηλίκο Weber ΔΤ/Τ είναι 1.0 για διάρκεια που κυμαίνεται σε 0.5-1 msec, περίπου 0.3 για 10 msec διάρκεια και σχεδόν 0.1 για διάρκεια που κυμαίνεται σε 50-500 msec. Σημειώνεται ότι τα αποτελέσματα είναι κατ' ουσίαν ανεξάρτητα από το εύρος συχνοτήτων και την ένταση.



Σχήμα 8.1 Τιμές ΔΤ ως συνάρτηση της διάρκειας του ήχου για τιμές 0.16 έως 960 msec [Abel 1972].

Η σχετική βιβλιογραφική αναζήτηση καταλήγει ότι υπάρχουν ελάχιστα δείγματα μελετών που συνδυάζουν περι-ουδωτικά ερεθίσματα και καταγραφές ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και προκλητών δυναμικών. Ενδεικτικά, αναφέρεται ότι οι Lüddemann et al. [Lüddemann et al. 2007] καθορίζουν μοντέλο, βάσει δεδομένων ψυχοφυσικής ένα και καταγραφής ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος, το οποίο περιγράφει τη λογαριθμική κλιμάκωση της δια-ωτικής ετεροσυσχέτισης. Επίσης οι Lütkenhöner et al. [Lütkenhöner et al. 2007] αποδεικνύουν ότι τα προκλητά δυναμικά που προκύπτουν από περι-ουδωτικά ακουστικά ερεθίσματα συμφωνούν με το νόμο των Weber-Fechner. Επίσης, στη βιβλιογραφία, δε βρέθηκε καμιά αναφορά σε μελέτη συσχέτισης περι-ουδωτικών ερεθισμάτων και ηλεκτρομαγνητικών πεδίων.

Η πειραματική μελέτη αποτελεί 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. Η πειραματική μελέτη εθελοντών διεξάγεται στις εγκαταστάσεις του εργαστηρίου ψυχοφυσιολογίας σύμφωνα με τα Ευρωπαϊκά Πρότυπα Ηθικής

221

και Δεοντολογίας για την προστασία των εξεταζομένων. Το ακουστικό ερέθισμα που δέχεται ο εξεταζόμενος είναι κατάλληλα σχεδιασμένο ώστε μετά τη συλλογή των δεδομένων να υπολογίζεται η ελάχιστη αντιληπτή διαφορά (Just Noticeable Difference- JND) στη διάρκεια δύο ακουστικών παλμών, χρησιμοποιώντας μεθόδους ψυχοακουστικής για τον καθορισμό του κατωφλίου ελάχιστης διαφοράς.

## 8.2 Πειραματικό πρωτόκολλο

## 8.2.1 Ολοκληρωμένο σύστημα καταγραφής ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και παραγωγής ακουστικών ερεθισμάτων

Το σύστημα ενίσχυσης και καταγραφής του σήματος ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος βρίσκεται εγκατεστημένο στο εργαστήριο ψυχοφυσιολογίας του ΕΠΙΨΥ. Ο εξεταζόμενος κάθεται αναπαυτικά στον ηλεκτρομαγνητικά θωρακισμένο χώρο (κλωβό Faraday), του Σχήματος 7.1. Η πλήρης περιγραφή του ολοκληρωμένου συστήματος για την καταγραφή των σημάτων ΗΕΓ και για την παραγωγή της ακουστικής παλμοσειράς απεικονίζεται με λεπτομέρεια στο Σχήμα 8.2. Για την πειραματική διαδικασία που περιγράφεται στο πλαίσιο του κεφαλαίου 8, η κεραία SPA/2000/80/8/0/V δεν ακτινοβολεί.

Πριν από την έναρξη της πειραματικής συνεδρίας, εφαρμόζεται στον εξεταζόμενο η κάσκα ΗΕΓ (Electro-Cap<sup>1</sup>) η οποία διαθέτει σταθερά τοποθετημένα 32 ηλεκτρόδια, και κατάλληλα ακουστικά, στα οποία οδηγείται η ακουστική παλμοσειρά. Η προενίσχυση του ΗΕΓ σήματος πραγματοποιείται από προενισχυτή 32 καναλιών (ISO-1032CE, Braintronics)<sup>2</sup> ο οποίος τοποθετείται στο εσωτερικό του κλωβού Faraday, ώστε να παρέχει την πρώτη βαθμίδα ενίσχυσης, πριν τα σήματα που προκύπτουν από τα ηλεκτρόδια οδηγηθούν εκτός του κλωβού. Εξωτερικά της αίθουσας εξέτασης, τοποθετείται ο ενισχυτής 32 καναλιών (DIFF/ISO 1032 Control Unit-Braintronics)<sup>3</sup> του σήματος ΗΕΓ και το σύστημα υπολογιστών για την παραγωγή του ακουστικού ερεθίσματος και την καταγραφή των σημάτων που οδηγούνται από τα 32 ηλεκτρόδια. Το σύστημα ενίσχυσης και καταγραφής της Braintronics ανήκει στον υπάρχοντα εξοπλισμό του ΕΠΙΨΥ και περιγράφεται εν συντομία ως ακολούθως, με τη βοήθεια του σχηματικού διαγράμματος του Σχήματος 8.2: Τα 32 ενισχυμένα σήματα που προκύπτουν στην έξοδο του ενισχυτή DIFF/ISO 1032 οδηγούνται στο διπλό συνδετήρα εισόδου-εξόδου (I/O CB-68LP-National Instruments)<sup>4</sup>, ο οποίος συνδέεται με την ψηφιακή συσκευή εισόδου-εξόδου USB (USB 6501-National Instruments)<sup>5</sup>. Η έξοδος του I/O CB-68LP οδηγείται σε έναν ηλεκτρονικό υπολογιστή (Η/Y Master), ενώ η έξοδος του USB 6501 οδηγείται σε ένα δεύτερο ηλεκτρονικό υπολογιστή (H/Y Slave).

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> http://www.electro-cap.com/caps.htm

<sup>&</sup>lt;sup>2</sup> http://www.braintronics.nl/pages/Productdatabase/Equipment/DIFF-ISO-1032.htm

<sup>&</sup>lt;sup>3</sup> http://www.braintronics.nl/pages/Productdatabase/Equipment/CONTROL-DIFF-1032.htm

<sup>&</sup>lt;sup>4</sup> http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/en/nid/1187

<sup>&</sup>lt;sup>5</sup> http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/en/nid/201630

Κεφάλαιο 8 - Προκαταρτική πειραματική μελέτη εθελοντών για το διαφορικό καθορισμό της ελάχιστης αντιληπτής διαφοράς



**Σχήμα 8.2** Σχηματικό διάγραμμα του ολοκληρωμένου συστήματος παραγωγής περι-ουδωτικών ακουστικών ερεθισμάτων καθώς και καταγραφής και ενίσχυσης του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος<sup>1</sup>.

 $<sup>^1</sup>$ υλοποίηση από τους Δρ. Μ. Κιτσώνα και Δρ. Γ. Γιαννακάκη

Υπολογιστική και πειραματική μελέτη της επίδρασης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας από τερματικές συσκευές κινητών επικοινωνιών δεύτερης και τρίτης γενιάς σε λειτουργικές εγκεφαλικές δομές

Δεδομένου ότι ο H/Y Master χρησιμοποιείται για την καταγραφή των ενισχυμένων σημάτων από τα 32 ηλεκτρόδια, διαθέτει μία κάρτα ανάκτησης ψηφιακών δεδομένων (DAQ PCI-6255-National Instruments)<sup>1</sup> Η καταγραφή και αποθήκευση των σημάτων των ηλεκτροδίων γίνεται με κατάλληλο λογισμικό που έχει υλοποιηθεί στην πλατφόρμα LABVIEW 8.5 (National Instruments) από τον Δρ. Γ. Γιαννακάκη. Ο H/Y Slave χρησιμοποιείται για την υλοποίηση της ακουστικής παλμοσειράς, ομοίως στην πλατφόρμα LABVIEW 8.5 (National Instruments). Μέσω της ψηφιακής συσκευής USB 6501 και των τοπικού δικτύου (Ethernet HUB), οι H/Y Master και Slave επικοινωνούν, μέσω κατάλληλου ερεθίσματος (trigger), για το συγχρονισμό τους και τον καθορισμό του επιθυμητού χρόνου καταγραφής του σήματος ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος. Σημειώνεται ότι η συχνότητα δειγματοληψίας είναι 1000 Hz (1000 δείγματα/sec). Ο χώρος εκτός του κλωβού, στον οποίο στεγάζεται το ολοκληρωμένο σύστημα ελέγχου και καταγραφής των σημάτων των 32 καναλιών απεικονίζεται στην Εικόνα 8.1.



**Εικόνα 8.1** Χώρος ελέγχου του ολοκληρωμένου συστήματος παραγωγής περι-ουδωτικών ακουστικών ερεθισμάτων καθώς και καταγραφής και ενίσχυσης του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος

### 8.2.2 Περι-ουδωτικό ακουστικό ερέθισμα

Για την καταγραφή των προκλητών δυναμικών και του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος ηρεμίας, σχεδιάζεται, ως ερέθισμα, μία ακουστική παλμοσειρά η οποία οδηγείται στα ακουστικά που φορά ο εξεταζόμενος. Εποπτικά, η παλμοσειρά των ακουστικών ερεθισμάτων μιας επανάληψης και η διάρκεια καταγραφής των σημάτων απεικονίζονται στο Σχήμα 8.3.

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/en/nid/202996



**Σχήμα 8.3** Παλμοσειρά ακουστικών ερεθισμάτων για τον καθορισμό της ελάχιστης αντιληπτής διαφοράς (JND) στη διάρκεια δύο παλμών. Επισήμανση του χρονικού διαστήματος καταγραφής του σήματος.

Στην έναρξη κάθε επανάληψης υπάρχει ένα διάστημα 1000 msec σιωπής πριν τον πρώτο παλμό. Ο πρώτος παλμός είναι συχνότητας f<sub>1</sub>=1000 Hz, σταθερής διάρκειας t=500 msec και καλείται παλμός αναφοράς. Μετά από ISI=1000 msec (*Inter-Stimuli Interval*) ακούγεται ο δεύτερος παλμός, που καλείται παλμός δοκιμής και είναι ίδιας συχνότητας (f<sub>1</sub>=1000 Hz) με τον παλμό αναφοράς. Η διάρκεια του παλμού δοκιμής t' είναι μεταβλητή και δίνεται από τον τύπο:

$$t' = t \begin{cases} +i\Delta t, \ i=\{0,1,2,...,6\} \\ -j\Delta t, \ j=\{0,1,2,3,4\} \end{cases}, \ \Delta t=20 \text{ msec}$$
(8.1)

λαμβάνοντας τις ακόλουθες 11 τιμές για τη διάρκειά του: {420, 440, 460, 480, 500, 520, 540, 560, 580, 600, 620}. Στην συνέχεια έπονται 2000 msec σιωπής που ακολουθούνται από ένα τρίτο παλμό συχνότητας 500 MHz και διάρκειας 100 msec. Με την παύση του παλμού, μεσολαβούν 1000 msec σιωπής και ακολουθεί ένας τέταρτος παλμός, με όμοια χαρακτηριστικά με τον τρίτο. Στόχος της ακουστικής διαδικασίας είναι ο καθορισμός της ελάχιστης αντιληπτής διαφοράς (*JND*) στη διάρκεια των δύο πρώτων παλμών. Ο εξεταζόμενος γνωρίζει από την αρχή ότι καλείται να συγκρίνει σε διάρκεια τους δύο πρώτους παλμούς (αναφορά και δοκιμή). Μετά την παύση του τέταρτου παλμού ο εξεταζόμενος καλείται να απαντήσει στην ερώτηση: "Είναι ο δεύτερος παλμός μεγαλύτερης διάρκειας από τον πρώτος;" και να δώσει ένα ποσοστό (%) βεβαιότητας για την απάντηση που δίνει.

Η διάρκεια καταγραφής των σημάτων ΗΕΓ ηρεμίας και ΠΔ απεικονίζεται στο Σχήμα 8.3. Στην 'γκρι' σκιαγραφημένη περιοχή, η διάρκεια καταγραφής των σημάτων διαχωρίζεται σε τρία (3) διαστήματα: α) ΗΕΓ (ηλεκτροεγκεφαλογράφημα), β) χρονικό διάστημα Α, γ) post-trigger. Τα δύο πρώτα χρονικά διαστήματα είναι μεταβλητής διάρκειας σε κάθε επανάληψη, ώστε η συνολική καταγραφή του σήματος που ορίζεται ως το άθροισμα των τριών διαστημάτων ('μωβ' σκιαγραφημένη περιοχή) να είναι σταθερής διάρκειας και ίσης με 5700 msec. Αναφέρθηκε ότι η διάρκεια του παλμού δοκιμής t' μεταβάλλεται, λαμβάνοντας ελάχιστη τιμή: 420 msec και μέγιστη: 620 msec. Επομένως, το χρονικό διάστημα Α μεταβάλλεται μεταξύ των τιμών 3920 msec και 4120 msec, για τις αντίστοιχες τιμές t'. Επειδή η συνολική καταγραφή είναι σταθερής διάρκειας (5700 msec), η διάρκεια του ΗΕΓ που καταγράφεται πριν τον παλμό αναφοράς είναι μεταβλητή με αντίστοιχες οριακές τιμές 780 msec (για t'=420 msec) και 580 msec (για t'=620 msec). Η διάρκεια του post-trigger είναι σταθερή, ανεξάρτητη της διάρκειας του παλμού δοκιμής και ίση με 1000 msec. Στο σημείο αυτό, αξίζει να σημειωθεί ότι το εύρος των τιμών (420-620 msec) καθορίστηκε με βάση προκαταρτική μελέτη περιορισμένης κλίμακας που απέδειξε ότι το 90% των εξεταζομένων είχε μεγαλύτερη ευκολία να διακρίνει διαφορά στη διάρκεια των παλμών όταν ο παλμός δοκιμής ήταν μικρότερης διάρκειας. Ο λόγος αυτός οδήγησε στην επιλογή των άνω ορίου (620 msec) του διαστήματος σε μεγαλύτερη απόσταση από τον παλμό αναφοράς (500 msec).

Για τον καθορισμό της ελάχιστης αντιληπτής διαφοράς (JND) στη διάρκεια των δύο πρώτων παλμών, επιλέγεται η παραδοσιακή μέθοδος των σταθερών ερεθισμάτων [Jones 1974] η οποία παρουσιάστηκε στο κεφάλαιο 2. Η επιλογή της μεθόδου γίνεται διότι ο εξεταστής επιθυμεί κάθε επανάληψη να είναι ίδια για όλους τους εξεταζόμενους και να είναι ανεξάρτητη από την προηγούμενη απάντηση του εξεταζόμενου. Επίσης, σύμφωνα με την [Lapid et al. 2008], πιο σύγχρονες μέθοδοι καθορισμού του DL (π.χ. two alternative forced choice-2AFC) οδηγούν σε παρόμοιες εκτιμήσεις του DL με τη μέθοδο των σταθερών ερεθισμάτων. Σύμφωνα με τη μέθοδο των σταθερών ερεθισμάτων ο παλμός αναφοράς είναι σταθερής διάρκειας t=500 msec και ο παλμός δοκιμής μεταβάλλεται σε διάρκεια t', λαμβάνοντας 11 τιμές (στάθμες). Η κάθε στάθμη εμφανίζεται συνολικά 10 φορές, δίνοντας N=110 επαναλήψεις σε κάθε συνεδρία. Επιλέχθηκε να μην χρησιμοποιηθούν επαναλήψεις ελέγχου ('catch' trial) κατά τις οποίες ο παλμός δοκιμής δε διαφέρει από τον παλμό αναφοράς, διότι ο συνολικός αριθμός επαναλήψεων θα αύξανε δραματικά, σύμφωνα με τη θεωρία της ανίχνευσης σήματος (κεφάλαιο 8 της [Gelfand 2010]). Η επιλογή της διάρκειας του παλμού δοκιμής γίνεται σε κάθε επανάληψη με ψευδοτυχαίο τρόπο, ο οποίος όμως προκαθορίζεται μία φορά και ισχύει για όλους τους εξεταζόμενους σε όλες τις πειραματικές συνεδρίες. Η ακολουθία των τιμών για τη διάρκεια του παλμού δοκιμής Φαίνεται στον Πίνακα 8.1.

| (N, t')    |
|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|------------|
| [sec]      |
(1,0.56)	(12,0.48)	(23,0.42)	(34,0.52)	(45,0.52)	(56,0.58)	(67,0.62)	(78,0.58)	(89,0.54)	(100,0.54)
(2,0.56)	(13,0.46)	(24,0.56)	(35,0.42)	(46,0.60)	(57,0.48)	(68,0.50)	(79,0.58)	(90,0.54)	(101,0.62)
(3,0.44)	(14,0.42)	(25,0.50)	(36,0.56)	(47,0.42)	(58,0.58)	(69,0.42)	(80,0.50)	(91,0.54)	(102,0.60)
(4,0.42)	(15,0.60)	(26,0.56)	(37,0.46)	(48,0.44)	(59,0.42)	(70,0.48)	(81,0.50)	(92,0.42)	(103,0.52)
(5,0.48)	(16,0.48)	(27,0.46)	(38,0.46)	(49,0.60)	(60,0.56)	(71,0.54)	(82,0.42)	(93,0.62)	(104,0.62)
(6,0.42)	(17,0.56)	(28,0.48)	(39,0.62)	(50,0.52)	(61,0.62)	(72,0.62)	(83,0.58)	(94,0.44)	(105,0.60)
(7,0.50)	(18,0.60)	(29,0.50)	(40,0.56)	(51,0.52)	(62,0.58)	(73,0.44)	(84,0.46)	(95,0.44)	(106,0.54)
(8,0.52)	(19,0.62)	(30,0.50)	(41,0.44)	(52,0.54)	(63,0.50)	(74,0.44)	(85,0.48)	(96,0.52)	(107,0.54)
(9,0.48)	(20,0.60)	(31,0.48)	(42,0.50)	(53,0.54)	(64,0.58)	(75,0.58)	(86,0.46)	(97,0.44)	(108,0.58)
(10,0.46)	(21,0.46)	(32,0.56)	(43,0.52)	(54,0.56)	(65,0.52)	(76,0.52)	(87,0.44)	(98,0.62)	(109,0.46)
(11,0.44)	(22,0.50)	(33,0.62)	(44,0.54)	(55,0.58)	(66,0.60)	(77,0.48)	(88,0.60)	(99,0.60)	(110,0.46)

Πίνακας 8.1 Η ακολουθία των τιμών της διάρκειας του παλμού δοκιμής για κάθε επανάληψη. Η ακολουθία έχει προκαθοριστεί με ψευδοτυχαίο τρόπο και είναι κοινή για όλους τους εξεταζόμενους.

### 8.2.3 Εθελοντές

Το δείγμα της προκαταρτικής μελέτης που παρουσιάζεται στο παρόν κεφάλαιο αποτελείται από 10 υγιείς ενήλικες εθελοντές (πέντε (5) γυναίκες και πέντε (5) άνδρες), με μέση ηλικία 31.1 έτη και

τυπική απόκλιση 4.2 έτη. Η ακουστική πειραματική διαδικασία εξηγείται στους εθελοντές πριν την έναρξη της συνεδρίας. Είκοσι (20) επαναλήψεις ελέγχου για την εξοικείωση των εξεταζόμενων με την ακουστική διαδικασία προηγούνται με παλμό αναφοράς, συχνότητας f1'=2000 Hz και διάρκειας t<sub>test</sub>=400 msec. Το εύρος της διάρκειας του παλμού δοκιμής κυμαίνεται στο διάστημα 300 msec-600 msec. Η ακολουθία των τιμών για τη διάρκεια του παλμού δοκιμής φαίνεται στον Πίνακα 8.2.

(N', t <sub>test</sub> ) [sec]	(N', t <sub>test</sub> ) [sec]
(1, 0.60)	(11, 0.40)
(2, 0.44)	(12, 0.48)
(3, 0.30)	(13, 0.32)
(4, 0.50)	(14, 0.38)
(5, 0.46)	(15, 0.56)
(6, 0.36)	(16, 0.42)
(7, 0.34)	(17, 0.58)
(8, 0.52)	(18, 0.40)
(9, 0.54)	(19, 0.44)
(10, 0.6)	(20, 0.38)

**Πίνακας 8.2** Η ακολουθία των τιμών της διάρκειας του παλμού δοκιμής για κάθε μία από τις 20 επαναλήψεις ελέγχου. Η ακολουθία έχει προκαθοριστεί με ψευδοτυχαίο τρόπο και είναι κοινή για όλους τους εξεταζόμενους. Ο παλμός αναφοράς έχει συχνότητα f<sub>1</sub>'=2000 Hz και διάρκεια t<sub>test</sub>=400 msec.

Σε όλους τους εθελοντές δίνεται προς υπογραφή μία φόρμα συναίνεσης (Παράρτημα 8.Ι) για τη συμμετοχή τους στην πειραματική διαδικασία και ερωτηματολόγιο (Παράρτημα 8.ΙΙ) για τη συλλογή βασικών πληροφοριών και συνηθειών των εθελοντών. Η φόρμα συναίνεσης και το ερωτηματολόγιο συντάχθηκαν βάσει πληροφοριών που βρέθηκαν στη διδακτορική διατριβή [Perenetos 2008] και σε συνεννόηση με τον Αν. καθ. Χαρ. Παπαγεωργίου. Επίσης, δίνεται ερωτηματολόγιο αποτίμησης του ποσοστού δεξιοχειρίας/αριστεροχειρίας (Παράρτημα 8.ΙΙΙ) και σχετικά ερωτηματολόγια του Αιγινήτειου Νοσοκομείου. Τα αποτελέσματα του ερωτηματολογίου του Παραρτήματος 8.ΙΙΙ καταδεικνύουν υψηλό ποσοστό αριστεροχειρίας μόνο σε έναν (1) εθελοντή.

### 8.3 Αποτελέσματα καθορισμού της ελάχιστης αντιληπτής διαφοράς (JND)

Ο εθελοντής απαντά σε κάθε επανάληψη στο ερώτημα "Είναι ο δεύτερος παλμός μεγαλύτερης διάρκειας από τον πρώτο;". Συνεπώς, συνολικά για κάθε εθελοντή καταγράφονται 110 απαντήσεις που αντιστοιχούν στο σύνολο των επαναλήψεων. Οι απαντήσεις των 10 εθελοντών απεικονίζονται σε δύο ξεχωριστά Σχήματα για λόγους καλύτερης απεικόνισης: Σχήμα 8.4 για τους 5 πρώτους εθελοντές (#1-5) και Σχήμα 8.5 για τους επόμενους 5 εθελοντές (#6-10). Οι απαντήσεις των εθελοντών σημειώνονται κατάλληλα, ανάλογα με την ορθότητά τους. Ορθή απάντηση θεωρείται η i) θετική όταν ο παλμός δοκιμής είναι μεγαλύτερης διάρκειας και η ii) αρνητική όταν ο παλμός δοκιμής είναι μεγαλύτερης διάρκειας και η ii) αρνητική όταν ο παλμός δοκιμής παίωνεται με ένα μικρό ρόμβο (•). Λανθασμένη απάντηση θεωρείται που αντιστοιχούν σε διάρκεια παλμού δοκιμής ίση με τη διάρκεια του παλμού αναφοράς σημειώνονται με ένα μικρό σταυρό (+), χωρίς να αξιολογούνται.



**Σχήμα 8.4** Απαντήσεις των 5 πρώτων εθελοντών (#1-5) για τις 110 επαναλήψεις. Οι ορθές απαντήσεις σημειώνονται με (♦), οι λανθασμένες με (Ο) και η στάθμη 0.5 sec σημειώνεται με (+).

Η κωδικοποίηση γίνεται ως ακολούθως: t' είναι η διάρκεια του παλμού δοκιμής και a(i) είναι η απάντηση του εξεταζόμενου στην i επανάληψη, με i = {1,... 110}. Η απάντηση του εξεταζόμενου μπορεί να είναι ΝΑΙ ή ΟΧΙ αντιστοιχώντας στις τιμές 1 και 0. Η διάρκεια του παλμού αναφοράς σε sec είναι t=0.5 sec. Συνεπώς, τα Σχήματα 8.4 και 8.5 σχεδιάζονται σύμφωνα με την κωδικοποίηση:

```
for i=1:110

if ((t'(i)>0.5)&&(a(i)==1)) | |((t'(i)<0.5)&&(a(i)==0))

plot(i,t'(i),'b.-');hold on;

elseif ((t'(i)==0.5))

plot(i,t'(i),'b+-');hold on;

else

plot(i,t'(i),'bo-');hold on;

end

end
```



Σχήμα 8.5 Απαντήσεις των 5 επόμενων εθελοντών (#6-10) για τις 110 επαναλήψεις. Οι ορθές απαντήσεις σημειώνονται με (♦), οι λανθασμένες με (Ο) και η στάθμη 0.5 sec σημειώνεται με (+).

Η πυκνότητα των κύκλων στα Σχήματα 8.4 και 8.5 υποδεικνύει τις λανθασμένες απαντήσεις των εξεταζόμενων. Ο Πίνακας 8.3 συγκεντρώνει τον αριθμό των λανθασμένων απαντήσεων για κάθε εθελοντή, με λιγότερες λανθασμένες απαντήσεις (12) οι εθελοντές #2 και #7 και περισσότερες λανθασμένες απαντήσεις (30) ο εθελοντής #10.

εθελοντής	# λανθασμένων απαντήσεων	εθελοντής	# λανθασμένων απαντήσεων
1	15	6	25
2	12	7	12
3	26	8	16
4	14	9	21
5	20	10	30

Πίνακας 8.3 Αριθμός λανθασμένων απαντήσεων για κάθε εθελοντή.

## 8.3.1 Προσαρμογή της ψυχομετρικής συνάρτησης

Παρόλο που τα Σχήματα δίνουν μια εκτίμηση των απαντήσεων, η πλήρης δειγματοληψία της ψυχομετρικής συνάρτησης είναι κρίσιμη για τον υπολογισμό της ελάχιστης αντιληπτής διαφοράς (JND). Η ψυχομετρική συνάρτηση απεικονίζει την πιθανότητα σε % ποσοστό των θετικών απαντήσεων, δηλ. η διάρκεια του παλμού δοκιμής είναι μεγαλύτερη από τη διάρκεια του παλμού αναφοράς (άξονας γ), για κάθε στάθμη της διάρκειας του παλμού δοκιμής τ' (άξονας x). Το σημείο που αντιστοιχεί σε πιθανότητα 50% ονομάζεται σημείο υποκειμενικής ισότητας (*Point of Subjective Equality-PSE*) και είναι αυτό στο οποίο οι δύο παλμοί γίνονται αντιληπτοί ως ίσοι, ως προς τη διάρκεια. Οι 110 επαναλήψεις χρησιμοποιούνται για τη χάραξη της πλήρους ψυχομετρικής συνάρτησης για τους δέκα εθελοντές. Τα δεδομένα για κάθε στάθμη της διάρκειας παλμού δοκιμής αναπαρίστανται με (•) και συνδέονται με διακεκομμένη γραμμή, στο Σχήμα 8.6. Χρησιμοποιείται κατάλληλη αρίθμηση των ψυχομετρικών συναρτήσεων που αντιστοιχεί στον αριθμό (#) του εθελοντή. Παρατηρείται ότι γενικά τα ψυχοακουστικά δεδομένα ακολουθούν τη θεωρητική μορφή (βλ. υποενότητα 2.3.2 του κεφαλαίου 2) και κυμαίνονται από 0% για εξαιρετικά μικρές διάρκειες του παλμού δοκιμής, σε 100% για εξαιρετικά μεγάλες διάρκειες. Για την εκτίμηση του κατωφλίου διαφοράς (DL), χρησιμοποιούνται δύο τεχνικές:

- Α. Η τεχνική που περιγράφεται στην υποενότητα 2.3.2 και βασίζεται στα σημεία του διαγράμματος που αντιστοιχούν σε ποσοστό 50% (PSE) και 75%. Η διαφορά στη διάρκεια του παλμού δοκιμής (msec) αντιστοιχεί στην εκτίμηση του κατωφλίου διαφοράς DL.
- Β. Η τεχνική που έχει εφαρμοστεί σε προηγούμενες μελέτες στη βιβλιογραφία [Leek et al. 1992], [García-Pérez and Alcalá-Quintana 2005], [Lapid et al. 2008] και είναι πανομοιότυπη για όλες τις μεθόδους.

Σύμφωνα με την τελευταία τεχνική (Β), μία λογιστική ψυχομετρική συνάρτηση

$$\Psi(x) = \frac{1}{1 + \exp[-(x - \alpha)/b]}$$
(8.1)

χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό της εκτίμησης μέγιστης πιθανοφάνειας των DL και PSE, όπου το x υποδεικνύει τη διάρκεια του παλμού δοκιμής. Το PSE ισούται με το α και το DL ισούνται με b·log(0.75/0.25) [Bush 1967]. Για την αποτίμηση των απαντήσεων των δέκα εθελοντών, οι εκτιμήσεις των τιμών DL που αντιστοιχούν στον καθένα, ελέγχονται με τη σχεδίαση στο ίδιο διάγραμμα των δεδομένων και της αντίστοιχης ψυχομετρικής συνάρτησης, ώστε να ελεγχθεί εάν η προσαρμογή των δεδομένων είναι επιτρεπτή (Σχήμα 8.6). Επίσης, για κάθε τεχνική εκτίμησης του κατωφλίου διαφοράς (DL) υπολογίζεται το πηλίκο Weber  $\frac{\Delta t}{t}$  μαζί με τις εκτιμήσεις των DL, οι τιμές των οποίων απαντήσεων (Πίνακας 8.3), την προσαρμογή των δεδομένων στην ψυχομετρική συνάρτηση (Σχήμα 8.6) και τη σύγκριση των εκτιμήσεων του κατωφλίου διαφοράς μεταξύ των δύο τεχνικών Α και Β (Πίνακας 8.4), μπορούν να εξαχθούν τα ακόλουθα συμπεράσματα:



Σχήμα 8.6 Χάραξη των ψυχοακουστικών δεδομένων από τους δέκα εθελοντές και κατάλληλη προσαρμογή τους σε επιλεγμένες λογιστικές ψυχομετρικές συναρτήσεις. Τα δεδομένα για κάθε στάθμη της διάρκειας παλμού δοκιμής αναπαρίστανται με (♦) και συνδέονται με διακεκομμένη γραμμή, ενώ η αντίστοιχη λογιστική συνάρτηση διαγράφεται με συνεχή γραμμή.

# c9c) o = ć	εκτίμηση DL [msec]					
# εθελοντη	(A)	(B)				
1	16.7	16.7				
2	16.7	16.7				
3	112.5	35				
4	35.8	20				
5	80	30				
6	23.3	23.3				
7	13	13				
8	41.7	20				
9	30	20				
10	35	30				
μέση τιμή του DL [msec]	40.47	22.47				
τυπική απόκλιση του DL [msec]	31.79	7.04				
πηλίκο Weber (DL/t)	0.05	0.08				

Πίνακας 8.4 Τιμές και διακύμανση του κατωφλίου διαφοράς (DL) και του πηλίκου Weber για τις δύο τεχνικές εκτίμησης Α και Β.

- α) Αρχικά, αξίζει να σημειωθεί ότι όπως αναφέρεται στο [García-Pérez and Alcalá-Quintana 2005], η ακριβής εκτίμηση των DL και PSE με χρήση της τεχνικής (B) προϋποθέτει μεγάλο αριθμό επαναλήψεων και φορών εμφάνισης κάθε στάθμης. Σε πειραματικές διαδικασίες, αυτή η προϋπόθεση δεν ικανοποιείται για να αποφευχθεί η κόπωση των εξεταζόμενων. Συνεπώς, η εκτίμηση των παραμέτρων της διαφορικής ευαισθησίας πραγματοποιείται, λαμβάνοντας υπόψη αυτό τον περιορισμό.
- β) Οι εκτιμήσεις για το κατώφλι διαφοράς (DL) που υπολογίζονται με δύο διαφορετικές τεχνικές καταλήγουν στις ίδιες τιμές για τους εθελοντές #1, 2, 6 και 7. Αποτιμώντας τις λανθασμένες απαντήσεις των εθελοντών αυτών, διαπιστώνεται ότι αυτοί οι εθελοντές δεν είναι απαραίτητα αυτοί με το χαμηλότερο αριθμό λανθασμένων απαντήσεων, εκτός από τους #2 και #7. Παρατηρώντας όμως τη χάραξη των ψυχομετρικών δεδομένων για τους επιλεγμένους εθελοντές, συγκριτικά με τους υπόλοιπους, διαπιστώνεται ότι η κρίσιμη περιοχή που κυμαίνεται μεταξύ 50%-75% η οποία χρησιμοποιείται για την εκτίμηση του DL κατά την (A) τεχνική είναι ομαλή, απαλλαγμένη από απότομες διακυμάνσεις. Για παράδειγμα, τα ψυχομετρικά δεδομένα που αντιστοιχούν στον εθελοντή #3 χαρακτηρίζονται από αρκετές διακυμάνσεις, στις οποίες ενδεχομένως οφείλεται η απόκλιση στον υπολογισμό του DL.
- γ) Η τιμή του κατωφλίου DL εκτιμάται αντίστοιχα από την τεχνική (A) και (B) σε (40.47±31.79) msec και (22.47±7.04) msec, καταλήγοντας σε πηλίκο Weber 0.05 (A) και 0.08 (B). Τα δεδομένα που προκύπτουν είναι σε συμφωνία με τα αντίστοιχα της βιβλιογραφίας. Ενδεικτικά, αναφέρεται ότι στην [Lapid *et al.* 2008] όπου πραγματοποιείται σύγκριση, μεταξύ διαφόρων μεθόδων, του κατωφλίου διαφοράς για πειραματική μελέτη διαφορικής ευαισθησίας στη διάρκεια, χρησιμοποιώντας αντίστοιχο σχεδιασμό των ερεθισμάτων, η τιμή του DL εκτιμάται σε 32.2±1.2 msec. Επίσης, όπως προκύπτει από την [Abel 1972] για τη διάρκεια του παλμού αναφοράς t=500 msec, το πηλίκου Weber υπολογίζεται περίπου ίσο με 0.1, τιμή που συμφωνεί με τις εκτιμώμενες τιμές του Πίνακα 8.4.

# 8.5 Περιγραφή του σήματος καταγραφής ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και προκλητών δυναμικών

Παράλληλα με την καταγραφή των απαντήσεων των εθελοντών, καταγράφεται και το σήμα ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και προκλητών δυναμικών από τα 32 κανάλια/ηλεκτρόδια, το οποίο μελλοντικά θα αξιολογηθεί σε συνδυασμό με τα ψυχοακουστικά δεδομένα. Οι 110 επαναλήψεις αρκούν για την εξαγωγή του μέσου όρου των καταγραφών προκλητών δυναμικών. Στο Σχήμα 8.7 απεικονίζεται το σήμα καταγραφής από πέντε ηλεκτρόδια (#6-10) για μία τυχαία επανάληψη (12<sup>η</sup>) ενός τυχαίου εθελοντή (3<sup>ου</sup>), όπως προκύπτει αμέσως μετά την καταγραφή και αποθήκευση στον Η/Υ Master.



**Σχήμα 8.7** Καταγραφές δυναμικού από πέντε ηλεκτρόδια (#6-10) για τη 12<sup>η</sup> επανάληψη του 3<sup>ου</sup> εθελοντή, όπως προκύπτουν αμέσως μετά την καταγραφή και αποθήκευση στον Η/Υ Master. Ο χρόνος καταγραφής του σήματος είναι 5700 msec (Σχήμα 8.3). Για τη 12<sup>η</sup> επανάληψη η διάρκεια του παλμού δοκιμής είναι t'=480 msec (Πίνακας 8.1). Επισημαίνονται η έναρξη και παύση των τριών πρώτων παλμών με κάθετη συνεχή και διακεκομμένη γραμμή, αντίστοιχα.

Επιλέγεται στο Σχήμα 8.7 να μην απεικονιστεί η βαθμονόμηση του άξονα γ που αντιστοιχεί στο δυναμικό (μV), διότι στόχος της απεικόνισης δεν είναι η αποτίμηση της τιμής του δυναμικού αλλά η επισήμανση της διάρκειας των τριών πρώτων παλμών, συγκριτικά με τη διάρκεια της καταγραφής του σήματος. Για κάθε επανάληψη, ο συνολικός χρόνος της καταγραφής του σήματος είναι 5700 msec (Σχήμα 8.3). Για τη 12<sup>η</sup> επανάληψη, που έχει επιλεγεί να απεικονιστεί, η διάρκεια του παλμού δοκιμής είναι t'=480 msec (Πίνακας 8.1). Στο Σχήμα 8.7, επισημαίνονται η έναρξη και παύση των τριών πρώτων παλμών με κάθετη συνεχή και διακεκομμένη γραμμή, αντίστοιχα. Παρατηρείται ότι στα τυχαία 5 ηλεκτρόδια που απεικονίζονται, η κυματομορφή ακολουθεί παρόμοια απόκριση, καθοριζόμενη από την έναρξη και παύση των παλμών αναφοράς, δοκιμής και του τρίτου παλμού. Οι

κορυφώσεις και τα βυθίσματα αυτά, πρόκειται να αναδειχθούν με σαφήνεια ύστερα από την εξαγωγή του μέσου όρου.

Δεδομένου ότι σε κάθε επανάληψη, η διάρκεια του παλμού δοκιμής t' μεταβάλλεται, σύμφωνα με τις τιμές του Πίνακα 8.1, η έναρξη και η παύση των τριών παλμών δε θα είναι ευθυγραμμισμένες για όλες τις επαναλήψεις. Ενδεικτικό παράδειγμα απεικονίζεται στο Σχήμα 8.8, όπου συγκρίνεται το δυναμικό που προκύπτει από το ηλεκτρόδιο #6, για τον 3° εθελοντή για τη 12<sup>η</sup> και 19<sup>η</sup> επανάληψη. Για να επιτευχθεί η εξαγωγή του μέσου όρου, πρέπει ληφθεί ως σημείο αναφοράς κάποια σταθερή χρονική στιγμή η οποία αντιστοιχεί σε ένα γεγονός. Ως τέτοια μπορεί να θεωρηθεί α) η έναρξη του τρίτου παλμού (t<sub>0</sub>=4700 msec), δηλαδή τη χρονική στιγμή που οι H/Y Slave και Master επικοινωνούν μέσω του ερεθίσματος trigger, β) η παύση του τρίτου παλμού ή γ) η παύση του παλμού δοκιμής. Όπως προκύπτει από το Σχήμα 8.8, η έναρξη των παλμών αναφοράς και δοκιμής μεταβάλλονται από επανάληψη σε επανάληψη και εξαρτώνται από τη διάρκεια του δεύτερου παλμού t' που είναι 480 msec και 620 msec, αντίστοιχα για τις επαναλήψεις #12 και #19. Τέλος, είναι προφανές ότι η κυματομορφή που αντιστοιχεί στο ίδιο ηλεκτρόδιο είναι πολύ κοντινή σε κάθε επανάληψη, οδηγώντας σε σαφή εικόνα των προκλητών δυναμικών, μετά την απαλλαγή του θορύβου, με την εξαγωγή του μέσου όρου.



**Σχήμα 8.8** Καταγραφές δυναμικού από το ίδιο ηλεκτρόδιο (#6) για τη 12<sup>n</sup> και 19<sup>n</sup> επανάληψη του 3<sup>ου</sup> εθελοντή, όπως προκύπτουν αμέσως μετά την καταγραφή και αποθήκευση στον Η/Υ Master. Ο χρόνος καταγραφής του σήματος είναι 5700 msec (Σχήμα 8.3). Για τη 12<sup>n</sup> και 19<sup>n</sup> επανάληψη η διάρκεια του παλμού δοκιμής είναι t'=480 msec και t'=620 msec, αντίστοιχα (Πίνακας 8.1). Επισημαίνονται η έναρξη και παύση των τριών πρώτων παλμών με κάθετη συνεχή και διακεκομμένη γραμμή, αντίστοιχα.

Η επεξεργασία των αποτελεσμάτων θα περιλαμβάνει ανάλυση του σήματος στο πεδίου του χρόνου και της συχνότητας με καινοτόμες μεθόδους (π.χ. ανάλυση κυματιδίων), δίνοντας έμφαση σε συγκεκριμένες συχνοτικές περιοχές του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος, σε συγκεκριμένα χαρακτηριστικά προκλητών δυναμικών και υποκείμενες δομές του εγκεφάλου που εμπλέκονται στις πειραματικές συνθήκες. Η εμπειρία του Εργαστηρίου Βιοϊατρικών Προσομοιώσεων και Απεικονιστικής Τεχνολογίας στην επεξεργασία σήματος και ιδιαιτέρως καταγραφών ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και προκλητών δυναμικών είναι πολυετής. Ενδεικτικά αναφέρονται τα [Papageorgiou *et al.* 2005], [Stoitsis *et al.* 2008], [Papageorgiou *et al.* 2009], [Karanasiou *et al.* 2009] και [Vasios *et al.* 2009].

#### 8.6 Συμπεράσματα

Στο κεφάλαιο 8 περιγράφεται και διεξάγεται προκαταρτική πειραματική μελέτη εθελοντών για το διαφορικό καθορισμό της ελάχιστης αντιληπτής διαφοράς σε περι-ουδωτικό ακουστικό ερέθισμα. Στο πρώτο μέρος του κεφαλαίου, περιγράφεται το ολοκληρωμένο σύστημα παραγωγής περιακουστικών ερεθισμάτων καθώς και καταγραφής και ενίσχυσης του ουδωτικών ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και υλοποιείται το ψυχοακουστικό ερέθισμα. Στο δεύτερο μέρος, διεξάγεται η προκαταρτική μελέτη εθελοντών. Η ελάχιστη αντιληπτή διαφορά της περι-ουδωτικής ακουστικής διαδικασίας διαφορικής ευαισθησίας εκτιμάται με βάση μία κλασική τεχνική υπολογισμού και μια τεχνική προσαρμογής των ψυχοακουστικών δεδομένων των εθελοντών σε λογιστική συνάρτηση. Διαπιστώνεται ότι για κάθε τεχνική, η εκτίμηση του κατωφλίου διαφοράς (DL) και του πηλίκου Weber συμφωνεί με τα δεδομένα της βιβλιογραφίας. Τέλος, πραγματοποιείται περιγραφή του σήματος καταγραφής ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και προκλητών δυναμικών, σε σχέση με τις επαναλήψεις της παραδοσιακής μεθόδου των σταθερών ερεθισμάτων, ώστε να καθοριστεί η κατάλληλη χρονική στιγμή αναφοράς για την εξαγωγή του μέσου όρου. Η επεξεργασία του σήματος ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και προκλητών δυναμικών ξεφεύγει από το πλαίσιο της διδακτορικής διατριβής και αποτελεί μελλοντική εργασία, περιλαμβάνοντας ανάλυση του σήματος στο πεδίο του χρόνου και της συχνότητας με καινοτόμες μεθόδους.

### Βιβλιογραφία

- Abel, S.M. 1972. Duration discrimination of noise and tone bursts, J. Acoust. Soc. Am., 51, 1219–1223.
- Bush, R.R. 1967. Estimation and evaluation, In R. D. Luce, R. R. Bush, & E. Galanter (Eds.), *Handbook of mathematical psychology*, New York: Wiley, 2<sup>nd</sup> ed., 1, 429–469.
- Chisholm, H. 1911. Weber's Law, Encyclopædia Britannica (Eleventh ed.), Cambridge University Press.
- Dooley, G.J. and Moore, B.C.J. 1988. Duration discrimination of steady and gliding tones: A new method for estimating sensitivity to rate of change, *J. Acoust. Soc. Am.*, 84, 1332–1337.
- García-Pérez, M.A. and Alcalá-Quintana, R. 2005. Sampling plans for fitting the psychometric function, *Spanish Journal of Psychology*, 8, 256–289.
- Gelfand, S.A. 2010. Hearing: An Introduction to Psychological and Physiological Acoustics, 5<sup>th</sup> Edition, Informa Healthcare, London.
- Houtsma A.J.M., Durlach N.I. and Braida, L.D. 1980. Intensity perception XI. Experimental results on the relation of intensity resolution to loudness matching, *J. Acoust. Soc. Am.*, 68, 807–813.
- Jesteadt, W., and Wier, C.C. 1977. Comparison of monaural and binaural discrimination of intensity and frequency, J. Acoust. Soc. Am., 61, 1599–1603.

- Jesteadt, W., Wier, C.C. and Green, D.M. 1977. Intensity discrimination as a function of frequency and sensation level, *J. Acoust. Soc. Am.*, 61, 169–177.
- Florentine, M., Buus, S. and Mason, C.R. 1987. Level discrimination as a function of level for tones from 0.25 to 16 kHz, *J. Acoust. Soc. Am.*, 81, 1528–1541.
- Jones, F.N. 1974. *History of psychophysics and judgment*. E.C. Carterette and M.P. Friedman (Eds.), Handbook of Perception: Psychophysical judgment and measurement, 2, 1-22, New York: Academic Press.
- Karanasiou, S., Papageorgiou, C., Tsianaka, E.I., Matsopoulos, G.K., Ventouras, E.M. and Uzunoglu, N.K. 2009. Behavioral and brain pattern differences between acting and observing in an auditory task, *Behav Brain Funct.*, 5:5.
- Lapid, E., Ulrich, R. and Rammsayer, Th. 2008. On estimating the difference limen in duration discrimination tasks: A comparison of the 2AFC and the reminder task, *Perception & Psychophysics*, 70, (2), 291–305.
- Leek, M.R., Hanna, T.E. and Marshall, L. 1992. Estimation of psychometric functions from adaptive tracking procedures, *Perception & Psychophysics*, 51, 247–256.
- Lüddemann, H., Riedel, H. and Kollmeier, B. 2007. Logarithmic scaling of interaural cross correlation: A model based on evidence from psychophysics and EEG, *Hearing From sensory processing to perception*, 7, 379–388.
- Lütkenhöner, B., Klein, J.-S. and Seither-Preisler, A. 2007. Near-threshold auditory evoked fields and potentials are in line with the Weber-Fechner law, *Hearing From sensory processing to perception*, 5, 215–225.
- McGill, W.J. and Goldberg, J.P. 1968a. A study of the near-miss involving Weber's law and pure tone intensity discrimination, *Percept. Psychophys.*, 4, 105–109.
- McGill, W.J. and Goldberg, J.P. 1968b. Pure-tone intensity discrimination as energy detection, J. Acoust. Soc. Am., 44, 576–581.
- Moore, B.J.C. and Raab, D.H. 1974. Pure-tone intensity discrimination: Some experiments relating to the "near-miss" to Weber's law, *J. Acoust. Soc. Am.*, 55, 1049–1054.
- Nelson, D.A., Stanton, M.E. and Freyman, R.L. 1983. A general equation describing frequency discrimination as a function of frequency and sensation level, *J. Acoust. Soc. Am.*, 73, 2117–2123.
- Papageorgiou, C., Anagnostopoulos, D., Giannakakis, G.A., Sakelariou, K., Tsiaparas, N., Paraskevopoulou, P., Nikita, K.S., Rabavilas, A. and Soldatos, C. 2005. Pre-attentive deficits in developmental disorders of scholastic skills, *NeuroReport*, 16, 16, 1829-1832.
- Papageorgiou, C., Giannakakis, G.A., Nikita, K.S., Anagnostopoulos, D., Papadimitriou, G.N. and Rabavilas, A. 2009. Abnormal auditory ERP N100 in children with dyslexia: comparison with their control siblings, *Behav Brain Funct.*, 5:26.
- Perenetos, N. 2008. The Effects of Mobile Phone Radiation on The Human Central Nervous System,
   Ph.D. thesis, School of Electrical and Computer Engineering Science, Engineering and Technology
   College, RMIT University.

- Sinnott, J.M., Owren, M.J. and Petersen, M.R. 1987. Auditory duration discrimination in Old World monkeys (Macaca, Cercopithecus) and humans, *J. Acoust. Soc. Am.*, 82, 465–470.
- Small Jr., A.M. and Campbell, R.A. 1962. Temporal differential sensitivity for auditory stimuli, *Am. J. Psychol.*, 75, 401–410.
- Stellmack, M.A., Viemeister, N.F. and Byrne, A.J. 2004. Monaural and interaural intensity discrimination: Level effects and the "binaural advantage", *J. Acoust. Soc. Am.*, 116, 1149–1159.
- Stoitsis, J., Giannakakis, G.A., Papageorgiou, C., Nikita, K.S., Rabavilas, A. and Anagnostopoulos, D. 2008. Evidence of a posterior cingulated involvement (Brodman area 31) in dyslexia: A study based on source lacalization algorithm of event-related potentials, *Prog Neuropsychopharmacol Biol Psychiatry*, 32, (3), 733-738.
- Turner, C.W., Zwislocki, J.J. and Filion, P.R. 1989. Intensity discrimination determined with two paradigms in normal and hearing impaired subjects, *J. Acoust. Soc. Am.*, 86, 109–115.
- Vasios, C.E., Ventouras, E.M., Matsopoulos, G.K., Karanasiou, I.S., Uzunoglu, N.K., Van Schie, H.T. and de Bruijn E.R.A. 2009. Classification of event-related potentials associated with response errors in actors and observers based on autoregressive modeling', *The Open Medical Informatics Journal*, 3, 32-43.
- Viemeister, N.F. and Bacon, S.R. 1988. Intensity discrimination, and magnitude estimation for 1-kHz tones, *J. Acoust. Soc. Am.*, 84, 172–178.
- Viemeister, N.F. 1972. Intensity discrimination of pulsed sinusoids: The effects of filtered noise, J. Acoust. Soc. A., 51, 1265–1269.
- Wojtczak, M. and Viemeister, N.F. 2008. Perception of suprathreshold amplitude modulation and intensity increments: Weber's law revisited, *J. Acoust. Soc. Am.*, 123, 2220–2236.
- Wier, C.C., Jesteadt, W. and Green, D.M. 1977. Frequency discrimination as a function of frequency and sensation level, *J. Acoust. Soc. Am.*, 61, 178–184.

## Κεφάλαιο 9 – Συμπεράσματα και προοπτικές έρευνας

## 9.1 Συμπεράσματα και συνεισφορά της διδακτορικής διατριβής

Στην παρούσα διδακτορική διατριβή σχεδιάζεται και διεξάγεται υπολογιστική και πειραματική μελέτη της επίδρασης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας από κινητές τερματικές συσκευές δεύτερης και τρίτης γενιάς, σε λειτουργικές εγκεφαλικές δομές. Στο πρώτο μέρος, πραγματοποιείται παραμετρική αριθμητική δοσιμετρική μελέτη της επίδρασης ηλικιακά εξαρτώμενων παραμέτρων στην ηλεκτρομαγνητική έκθεση ανατομικών μοντέλων κεφαλιού. Ως πηγή ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας, χρησιμοποιείται ελικοειδής κεραία μικρών διαστάσεων. Το δεύτερο μέρος εστιάζει στο λεπτομερή σχεδιασμό πειραματικών μελετών εθελοντών για την αποτίμηση των πιθανών αλλαγών στις καταγραφές ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και προκλητών δυναμικών, λόγω έκθεσης σε ηλεκτρομαγνητικά πεδία. Για το σκοπό αυτό αρχικά αναπτύσσεται και ελέγχεται η ακρίβεια εργαλείου αριθμητικής δοσιμετρίας για εγκεφαλικές υποπεριοχές, με χρήση του ανατομικού εγκεφαλικού άτλαντα κατά Talairach-Tournoux. Το αναπτυχθέν εργαλείο χρησιμοποιείται για το δοσιμετρικό σχεδιασμό πειραματικής διαδικασίας, με στόχο τη μελέτη της επίδρασης ακτινοβολίας ηλεκτρομαγνητικού σήματος α) δεύτερης και τρίτης γενιάς, στο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα ύπνου ενηλίκων και παιδιών, β) τρίτης γενιάς, στο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και τα προκλητά δυναμικά ενηλίκων. Παράλληλα, προτείνεται πρωτότυπο σύστημα έκθεσης για τη μελέτη υποθέσεων επίδρασης ηλεκτρομαγνητικών πεδίων κινητών τερματικών συσκευών στο κεντρικό νευρικό σύστημα. Επιπλέον, αποτιμάται υπολογιστικά η παρεμβολή του συστήματος ηλεκτροδίων στις καταγραφές της απορροφούμενης ηλεκτρομαγνητικής ισχύος. Η διδακτορική διατριβή ολοκληρώνεται με τη διεξαγωγή προκαταρτικής πειραματικής μελέτης ενηλίκων εθελοντών για το διαφορικό καθορισμό της ελάχιστης αντιληπτής διαφοράς σε περι-ουδωτικό ακουστικό ερέθισμα, παρέχοντας μία εισαγωγή στην ψυχοακουστική. Στη συνέχεια, αναλύονται τα κύρια συμπεράσματα και η συνεισφορά της διδακτορικής διατριβής

Στο πρώτο μέρος της διδακτορικής διατριβής, μελετώνται με λεπτομέρεια παράμετροι, οι οποίες επηρεάζουν την ηλεκτρομαγνητική απορρόφηση από ανατομικά και σφαιρικά μοντέλα κεφαλιού. Τα μοντέλα εκτίθενται σε ακτινοβολία ελικοειδών κεραιών μικρών διαστάσεων, οι οποίες λειτουργούν σε συχνότητα 1710 MHz. Οι παράμετροι μελέτης περιλαμβάνουν α) το μέγεθος του κεφαλιού, β) την εσωτερική και εξωτερική ανατομία του κεφαλιού και του προσώπου, γ) την απόσταση μεταξύ της πηγής ΗΜ ακτινοβολίας και του κεφαλιού, δ) τις διηλεκτρικές ιδιότητες του βιολογικών ιστών. Τα κύρια συμπεράσματα της παραμετρικής μελέτης είναι ότι α) η αύξηση της απόστασης οδηγεί σε εκθετική μείωση των psSAR1g σε ανατομικά και κανονικά μοντέλα, β) παρατηρούνται γενικά συγκρίσιμα επίπεδα απορροφούμενης ισχύος στα μοντέλα κεφαλιού ενηλίκων και παιδιών (διαφορά μικρότερη από 5%), γ) η αύξηση των τιμών των διηλεκτρικών ιδιοτήτων για την ελάχιστη απόσταση, προκαλεί γενική αύξηση των τιμών SAR και σχεδόν σταθερή τιμή απορροφούμενης ηλεκτρομαγνητικής ισχύος, δ) τα κανονικά μοντέλα αποτελούν το χείριστο σενάριο ηλεκτρομαγνητικής έκθεσης. Η συνεισφορά του πρώτου μέρους της διδακτορικής διατριβής είναι ότι συνίσταται στη μελέτη των ελικοειδών κεραιών, οι οποίες προκαλούν υψηλότερα επίπεδα απορρόφησης ισχύος, συγκριτικά με τις γραμμικές και χρησιμοποιούνται ευρύτατα στην τεχνολογία κινητών επικοινωνιών. Εστιάζει σε ελικοειδή κεραία μικρών διαστάσεων, συμπληρώνοντας τη διεθνή βιβλιογραφία με πλήρη πολυ-παραμετρική μελέτη. Επιπλέον, προτείνεται μεθοδολογία, βάσει στατιστικών μετρήσεων επιλεγμένων παραμέτρων του κεφαλιού και του προσώπου, προκειμένου να εξαχθούν ρεαλιστικά ανατομικά μοντέλα κεφαλιού παιδιών διαφόρων ηλικιών. Με βάση τη μεθοδολογία, πραγματοποιείται μη ομοιόμορφη κλιμάκωση του αριθμητικού μοντέλου ενηλίκου, καταλήγοντας σε ανατομικά μοντέλα που αντιστοιχούν σε παιδιά ηλικίας 5, 10 και 12 ετών.

Το δεύτερο μέρος εστιάζει στο λεπτομερή σχεδιασμό πειραματικών μελετών εθελοντών για την αποτίμηση των πιθανών αλλαγών στις καταγραφές ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και προκλητών δυναμικών, λόγω έκθεσης σε ηλεκτρομαγνητικά πεδία. Για το σκοπό αυτό, αρχικά περιγράφεται μια αναλυτική, πολλαπλών επιπέδων μεθοδολογία χαρτογράφησης των εγκεφαλικών υποπεριοχών, σύμφωνα με τον ανατομικό άτλαντα κατά Talairach-Tournoux, πάνω σε ανατομικά μοντέλα εγκεφάλου, με χρήση προηγμένων μεθόδων. Το εργαλείο για τη χαρτογράφηση του εγκεφάλου, σύμφωνα με τον άτλαντα κατά Talairach-Tournoux υλοποιείται στην πλατφόρμα λογισμικού SEMCAD X<sup>®</sup> της εταιρίας SPEAG, Zυρίχη (SPEAG, Schmid & Partner Engineering AG) και υπολογίζει την ηλεκτρομαγνητική έκθεση 1105 εγκεφαλικών θέσεων, και συνδυασμού αυτών, παρέχοντας σημαντική ενδυνάμωση μετλοντικών δοσιμετρικών αναλύσεων, π.χ. την αποτίμηση των διαφορών στην ηλεκτρομαγνητική έκθεση μεταξύ παιδιών και ενηλίκων. Οι εφαρμογές της μεθόδου περιλαμβάνουν, μεταξύ άλλων: α) λεπτομερή ανάλυση δοσιμετρίας κατά την έκθεση του εγκεφάλου, λόγω χρήσης της κινητής τερματικής συσκευής, β) βελτιωμένο σχεδιασμό του σεναρίου έκθεσης για πειραματικές μελέτες εθελοντών και γ) ιατρικές διαγνωστικές ή θεραπευτικές συσκευές, όπως ο σχεδιασμός εφαρμογής υπερθερμίας για την αντιμετώπιση καρκίνου του εγκεφάλου.

240

Στη συνέχεια, περιγράφεται, σχεδιάζεται, ελέγχεται, αποτιμάται αριθμητικά και υλοποιείται ένα ολοκληρωμένο σύστημα έκθεσης εθελοντών σε ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία, ώστε να ικανοποιούνται δύο δεδομένες πειραματικές υποθέσεις: α) σύγκριση δύο περιπτώσεων ηλεκτρομαγνητικής έκθεσης ενηλίκων, κατά τις οποίες διατηρείται παρόμοια έκθεση της εξωτερικής επιφάνειας του εγκεφαλικού φλοιού, ενώ μειώνεται δραστικά (περίπου 8 φορές) η ηλεκτρομαγνητική έκθεση του θαλάμου, β) σύγκριση δύο περιπτώσεων ηλεκτρομαγνητικής έκθεσης ενηλίκων και παιδιών/εφήβων κατά τις οποίες διατηρείται παρόμοια έκθεση της εξωτερικής επιφάνειας του εγκεφαλικού φλοιού και του θαλάμου. Στόχος της πειραματικής διαδικασίας είναι να εξαχθεί συμπέρασμα σχετικό με την εμπλοκή α) της διαμόρφωσης του ηλεκτρομαγνητικού σήματος και β) του θαλάμου και της έκθεσής του σε ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία, στις πιθανές αλλαγές του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος ύπνου. Συνδυαστικά με την υλοποίηση του πρωτότυπου συστήματος ηλεκτρομαγνητικής έκθεσης, γίνεται χρήση της χαρτογράφησης των εγκεφαλικών υποπεριοχών κατά Talairach-Tournoux, ώστε να ενισχυθεί πολυεπίπεδα η αριθμητική δοσιμετρία μεταβλητότητας και αβεβαιότητας που συνοδεύει το σχεδιασμό της πειραματικής μελέτης εθελοντών. Το πλεονέκτημα που παρέχεται είναι ότι το σύστημα έκθεσης, με τη χρήση του κυτίου συστέγασης των επίπεδων κεραιών (BOX), επιτρέπει τον έλεγχο των συνθηκών ηλεκτρομαγνητικής έκθεσης και την ταυτόχρονη μονόπλευρη έκθεση δύο εθελοντών ανά σύστημα. Ο σχεδιασμός του συστήματος ηλεκτρομαγνητικής έκθεσης αποτελεί πρόταση για τους ερευνητές, δεδομένου ότι παρέχει ακριβή δοσιμετρικά αποτελέσματα που ικανοποιούν τις επιδιώξεις των προαναφερθεισών πειραματικών υποθέσεων.

Κατόπιν, σχεδιάζεται μελέτη της επίδρασης της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας με χαρακτηριστικά σήματος που χρησιμοποιείται σε κινητές επικοινωνίες τρίτης γενιάς (3<sup>rd</sup> Generation-3G, Universal Mobile Telecommunications System-UMTS) σε μετρήσεις ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και προκλητών δυναμικών που θα ληφθούν από ενήλικες εθελοντές, υπό καλώς καθορισμένο περιουδωτικό ακουστικό ερέθισμα. Αξίζει να σημειωθεί ότι σχεδιάζεται εξ' αρχής μια μελέτη εθελοντών περιλαμβάνοντας: α) τον καθορισμό του πειραματικού πρωτοκόλλου, β) τον έλεγχο της ορθής λειτουργίας της διάταξης ακτινοβολίας, γ) την αναλυτική δοσιμετρική μελέτη του σεναρίου έκθεσης (περιλαμβάνοντας τη χαρτογράφηση των εγκεφαλικών υποπεριοχών κατά Talairach-Tournoux, τις παραμέτρους αβεβαιότητας και μεταβλητότητας και την παραμετρική υπολογιστική αποτίμηση της παρεμβολής του συστήματος ηλεκτροδίων στις καταγραφές της απορροφούμενης ηλεκτρομαγνητικής ισχύος), δ) το σχεδιασμό και υλοποίηση της παλμοσειράς περι-ουδωτικών ακουστικών ερεθισμάτων, στ) τον έλεγχο του συστήματος καταγραφής και ενίσχυσης του σήματος ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος, ζ) τη διεξαγωγή εποπτικών μετρήσεων ηλεκτρομαγνητικού πεδίου υποβάθρου, η) την κατάστρωση κατάληλου ερωτηματολογίου για τους εθελοντές. Συμπληρωματικά, στο τελευταίο κεφάλαιο της διδακτορικής, διεξάγεται προκαταρτική πειραματική μελέτη ενηλίκων εθελοντών για το διαφορικό καθορισμό της ελάχιστης αντιληπτής διαφοράς σε περι-ουδωτικό ακουστικό ερέθισμα. Ο σχεδιασμός της μελέτης εστιάζεται σε κινητές επικοινωνίες τρίτης γενιάς, ενισχύοντας την περιορισμένη βιβλιογραφία. Σύμφωνα με τη βιβλιογραφική

241

αναζήτηση της συγγραφέα, δεν υπάρχουν μελέτες που συνδυάζουν ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία, καταγραφές ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος/προκλητών δυναμικών και περι-ουδωτικά ακουστικά ερεθίσματα, γεγονός που κάνει τη μελέτη αυτή ιδιαίτερα δελεαστική.

## 9.2 Προοπτικές έρευνας

Η παρούσα διδακτορική διατριβή προσφέρει αρκετές ευκαιρίες για μελλοντική εργασία και προοπτικές έρευνας. Μέρος της μελλοντικής εργασίας έχει ήδη ξεκινήσει και προκαταρτικά αποτελέσματα παρουσιάζονται εδώ. Επίσης, προτείνονται προοπτικές έρευνας που άπτονται στενά του αντικειμένου της διατριβής ή σχετίζονται με άλλες περιοχές επιστημονικής έρευνας, λόγω της διεπιστημονικότητας που διέπει κυρίως το δεύτερο μέρος της διδακτορικής διατριβής.

# 9.2.1 Ηλεκτρομαγνητική έκθεση εγκεφαλικών δομών σε ενήλικες και παιδιά κατά τη διάρκεια ρεαλιστικών σεναρίων χρήσης κινητής τερματικής συσκευής

Προκειμένου να γενικευτούν τα συμπεράσματα του πρώτου μέρους της διδακτορικής διατριβής, η πολυ-παραμετρική μελέτη πρόκειται να επεκταθεί περιλαμβάνοντας παραμέτρους όπως α) η σχετική τοποθέτηση της κινητής τερματικής συσκευής και β) η ηλικία, με χρήση ανατομικών μοντέλων κεφαλιού διαφόρων ηλικιών, βασισμένων σε δεδομένα μαγνητικής τομογραφίας. Οι σχετικές τοποθετήσεις που πρόκειται να μελετηθούν είναι η τοποθέτηση με κλίση ως προς την παρειά ('cheek') και με κλίση ως προς την κατακόρυφο ('tilt'), σύμφωνα με το πρότυπο IEEE 1528-2003 [IEEE 2003] και τις συμπληρωματικές οδηγίες που αναφέρονται στο [Kainz et al. 2005] για την εφαρμογή τους σε ανατομικά μοντέλα κεφαλιού. Τα ανατομικά μοντέλα που θα χρησιμοποιηθούν είναι μοντέλα που αντιστοιχούν σε παιδιά ηλικίας 9, 12 και 15 ετών και έχουν περιγραφεί στο κεφάλαιο 3, το μοντέλο ενήλικα 'Brad' καθώς και τα μοντέλα που αντιστοιχούν σε παιδιά ηλικίας 5, 10 και 12 ετών και έχουν προκύψει από μη ομοιόμορφη κλιμάκωση του αντίστοιχου μοντέλου ενήλικα. Στόχος της μελέτης είναι α) να γίνει σύγκριση της απορροφούμενης ηλεκτρομαγνητικής ισχύος από δεδομένες εγκεφαλικές δομές, όπως λευκή, φαιά ουσία και παρεγκεφαλίδα και β) να γίνει σύγκριση των προτύπων απορροφούμενης ηλεκτρομαγνητικής ισχύος μεταξύ ανατομικών μοντέλων βασισμένων σε δεδομένα μαγνητικής τομογραφίας και αυτών που έχουν προκύψει από μη ομοιόμορφη κλιμάκωση των αντίστοιχων ενηλίκων. Ενδεικτική σύγκριση της κατανομής των τοπικών τιμών του SAR μεταξύ του μοντέλου ενήλικα Brad και παιδιού 10 ετών που έχει προκύψει από μη ομοιόμορφη κλιμάκωση του πρώτου απεικονίζεται στην Εικόνα 9.1. Παράλληλα, πραγματοποιείται σύγκριση μεταξύ των θέσεων 'cheek', 'tilt' και κατακόρυφη.



**Εικόνα 9.1** Ενδεικτική σύγκριση της κατανομής των τοπικών τιμών του SAR μεταξύ του μοντέλου ενήλικα 'Brad' και παιδιού 10 ετών που έχει προκύψει από μη ομοιόμορφη κλιμάκωση του πρώτου. Πραγματοποιείται σύγκριση μεταξύ των θέσεων 'cheek', 'tilt' και κατακόρυφη.

### 9.2.2 Πειραματική δοσιμετρία για έλεγχο της διάταξης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας

Προκειμένου να ελεγχθεί πλήρως η διάταξη ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας που περιγράφεται στο κεφάλαιο 7, προτείνεται μελλοντικά η μέτρηση του κοντινού πεδίου που ακτινοβολείται από την κεραία SPA 2000/80/8/0/V με χρήση κατάλληλου μετρητή κοντινού ηλεκτρικού πεδίου. Η μέγιστη διάσταση της κεραίας είναι 20 cm και το μήκος κύματος λ<sub>c</sub> σε ελεύθερο χώρο για συχνότητα f=1966 MHz είναι λ<sub>c</sub>=15.3 cm, με αποτέλεσμα το μακρινό πεδίο που ορίζεται από τη σχέση (9.1):

$$R_{\rm ff} = \frac{2 \cdot D^2}{\lambda} = \qquad (9.1)$$

να ισούται με R<sub>ff</sub> = 53.33 cm. Συνεπώς, με χρήση κατάλληλου αισθητήρα κοντινού πεδίου σε απόσταση 180 mm από την εξωτερική επιφάνεια της κεραίας, δύναται να μετρηθεί η στάθμη του ηλεκτρικού πεδίου που προσπίπτει στο κεφάλι του εθελοντή. Επιπλέον, προτείνεται ο σχεδιασμός πειραματικής ηλεκτρομαγνητικής δοσιμετρίας με χρήση κανονικού (κυβικού) μοντέλου κεφαλιού. Ως αισθητήρας ηλεκτρικού πεδίου πρόκειται να χρησιμοποιηθεί ο EX3DVx (*SPEAG, Schmid & Partner Engineering AG*) με πλήρη έλεγχο που παρέχεται από το σύστημα δεδομένων τεσσάρων καναλιών EASY4 (*SPEAG, Schmid & Partner Engineering AG*), σε συνδυασμό με το πλήρες ρομποτικό σύστημα τριών αξόνων που διαθέτει το Εργαστήριο Βιοϊατρικών Προσομοιώσεων και Απεικονιστικής Τεχνολογίας.

## 9.2.3 Ηλεκτρομαγνητική έκθεση εθελοντών με ταυτόχρονη καταγραφή ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος

Στο πλαίσιο της πειραματικής διαδικασίας που περιγράφεται στο κεφάλαιο 7, θα εξεταστεί η δυνατότητα ταυτόχρονης έκθεσης των εξεταζόμενων σε ηλεκτρομαγνητικό σήμα με χαρακτηριστικά UMTS και καταγραφής ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος. Στην περίπτωση του UMTS σήματος, όπου το ηλεκτρομαγνητικό σήμα δε χαρακτηρίζεται από σταθερή περιβάλλουσα, παρατηρείται σημαντική ηλεκτρομαγνητική παρεμβολή στις καταγραφές ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος. Ομοίως, στην περίπτωση του UMTS σήματος, σημαντικές μεταβολές της περιβάλλουσας σήματος μπορεί να συμβούν, εάν ο έλεγχος ισχύος προβλέπεται, όπως στην περίπτωση του σήματος που σχεδιάζεται να χρησιμοποιηθεί στην πειραματική μελέτη. Τα άρθρα [Schmid et al. 2007] και [Perentos et al. 2008] προτείνουν σύστημα διπλής θωράκισης του συστήματος προενίσχυσης ένα του ηλεκτροεγκεφαλογράφου (Σχήμα 9.1) προκειμένου να επιτραπεί η ταυτόχρονη καταγραφή σήματος ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και η ακτινοβόληση. Πρόκειται να γίνει χρήση παθητικών ηλεκτροδίων, π-φίλτρων και φερριτών. Σκοπός είναι να αποφευχθούν φαινόμενα αποσύνθεσης του σήματος ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος τα οποία οφείλονται στις χαμηλόσυχνες συνιστώσες του UMTS σήματος.



(α)



(β)

**Σχήμα 9.1** Σύστημα διπλής θωράκισης του προενισχυτή ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος, όπως προτείνεται στις εργασίες (α) [Perentos *et al.* 2008] και (β) [Schmid *et al.* 2007].

Επίσης, η υπολογιστική αποτίμηση της παρεμβολής του συστήματος ηλεκτροδίων στις καταγραφές της απορροφούμενης ηλεκτρομαγνητικής ισχύος, μπορεί να ενισχυθεί με την παραμετρική μελέτη της σχετικής τοποθέτησης των καλωδίων ώστε να υπάρχει αντιστοίχιση με ρεαλιστικό σενάριο, ελαχιστοποιώντας παράλληλα την παρεμβολή στην απορροφούμενη ηλεκτρομαγνητική ισχύ. Τέλος, προτείνεται πειραματική μέτρηση της αγώγιμης γέλης που τοποθετείται μεταξύ ηλεκτροδίων και του δέρματος του κεφαλιού του εθελοντή, προκειμένου να υπάρχει ακρίβεια στην υπολογιστική προσομοίωση του σεναρίου έκθεσης.

### 9.2.4 Πειραματική μελέτη εθελοντών

Στις άμεσες προοπτικές έρευνας ανήκει η αύξηση του αριθμού των εθελοντών στην προκαταρτική πειραματική μελέτη για το διαφορικό καθορισμό της ελάχιστης αντιληπτής διαφοράς σε περιουδωτικό ακουστικό ερέθισμα. Στόχος είναι τα ψυχομετρικά δεδομένα και οι καταγραφές ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και προκλητών δυναμικών να ενισχυθούν με επιπλέον 10 άτομα. Επίσης, οι πειραματικές συνεδρίες μπορούν αν εμπλουτιστούν με πλήθος περι-ουδωτικών ακουστικών ή οπτικών ερεθισμάτων. Κάθε συνεδρία μπορεί να περιλαμβάνει κλασικές μεθοδολογίες εκτίμησης του κατωφλίου ή μεθοδολογία αναγκαστικής επιλογής ή προσαρμόσιμες τεχνικές ή/και συνδυασμό όλων των παραπάνω.

Επίσης, ως μελλοντική εργασία θεωρείται η διεξαγωγή της πειραματικής μελέτης εθελοντών για την αποτίμηση των πιθανών αλλαγών στις καταγραφές ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και προκλητών δυναμικών, λόγω έκθεσης σε ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία από κινητές τερματικές συσκευές τρίτης γενιάς, σε λειτουργικές ανατομικές εγκεφαλικές δομές. Σχεδιάζεται να συμμετέχουν 20 άτομα, όπως παρουσιάστηκε στην περιγραφή του πειραματικού πρωτοκόλλου στο κεφάλαιο 7. Θα μελετηθεί η δυνατότητα χρήσης συνεχούς ΗΜ κύματος (Continuous Wave-CW) ως τρίτη πειραματική συνθήκη για τον έλεγχο της επίδρασης της διαμόρφωσης του σήματος στις βιολογικές διεργασίες της εγκεφαλικής δραστηριότητας. Επίσης, θα εξεταστεί η ηλεκτρομαγνητική έκθεση των εθελοντών με ταυτόχρονη καταγραφή ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος, όπως περιγράφεται στη υποενότητα 9.2.3. Προτείνεται να γίνει συσχέτιση των δεδομένων της ηλεκτρομαγνητικής χαρτογράφησης των εγκεφαλικών υποπεριοχών κατά Talairach-Tournoux με τις καταγραφές σήματος ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και προκλητών δυναμικών, καθώς και των δεδομένων ψυχοφυσικής. Τα δεδομένα αυτά μπορούν να συνδυαστούν με αποτίμηση της μεταβολής της θερμοκρασίας, αμέσως μετά την έκθεση των εθελοντών στην ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία με χαρακτηριστικά UMTS σήματος. Η μεταβολή της θερμοκρασίας μπορεί αν αποτιμηθεί μέσω υπολογιστικής δοσιμετρίας με χρήση της βιοθερμικής εξίσωσης του Pennes και της μη επεμβατικής πειραματικής μέτρησης της θερμοκρασίας, εφαρμόζοντας μικροκυματική ραδιομετρία. Τέλος, προτείνεται η εφαρμογή της αντίστοιχης μελέτης σε παιδιά ή έφηβους, των οποίων η ηλικιακή ομάδα θεωρείται περισσότερο ευαίσθητη στην ηλεκτρομαγνητική έκθεση και στις μεταβολές της θερμοκρασίας.

Η επεξεργασία των αποτελεσμάτων θα περιλαμβάνει ανάλυση του σήματος στο πεδίου του χρόνου και της συχνότητας με καινοτόμες μεθόδους (π.χ. ανάλυση κυματιδίων), δίνοντας έμφαση σε συγκεκριμένες συχνοτικές περιοχές του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος, σε συγκεκριμένα χαρακτηριστικά προκλητών δυναμικών και υποκείμενες δομές του εγκεφάλου που εμπλέκονται στις πειραματικές συνθήκες. Η εμπειρία του Εργαστηρίου Βιοϊατρικών Προσομοιώσεων και Απεικονιστικής Τεχνολογίας στην επεξεργασία σήματος και ιδιαιτέρως καταγραφών ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και προκλητών δυναμικών είναι πολυετής.

245

## Βιβλιογραφία

- Kainz, W., Christ, A., Kellom, T., Seidman, S., Nikoloski, N., Beard, B. and Kuster, N. 2005. Dosimetric comparison of the specific anthropomorphic mannequin (SAM) to 14 anatomical head models using a novel definition for the mobile phone positioning, *Phys. Med. Biol.*, 50 (14), 3423–3445.
- Institute of Electrical and Electronics Engineers-IEEE 2003. Recommended Practice for Determining the Peak Spatial-Average Specific Absorption Rate (SAR) in the Human Head from Wireless Communications Devices – Measurement Techniques. IEEE Std 1528-2003.
- Perentos, N., Iskra, S., McKenzie, R.J. and Cosic, I. 2008. Simulation of pulsed ELF magnetic fields generated by GSM mobile phone handsets for human electromagnetic bioeffects research, *Australasian Phys Eng Sci Med*, 31, 235–242.
- Schmid, G., Cecil, S., Goger, C., Trimmel, M., Kuster, N. and Molla-Djafari, H. 2007. New head exposure system for use in human provocation studies with EEG recording during GSM900- and UMTS-like exposure, *Bioelectromagnetics*, 28, 636-647.

## Παραρτήματα

Παράρτημα 3.Ι Στατιστικές μετρήσεις παραμέτρων κεφαλιού και προσώπου που χρησιμοποιούνται για τη μη ομοιόμορφη σμίκρυνση του αριθμητικού μοντέλου κεφαλιού ενήλικα, Brad [Farkas 1994]: α) μήκος του κεφαλιού L, β) πλάτος του κεφαλιού W, γ) ύψος του κάτω μέρους του προσώπου H1, δ) μορφολογικό ύψος του προσώπου H2, ε) κρανιοπροσωπικό ύψος H3.

		άρρεν				άρρεν				άρρεν					άρρεν				άρρεν	
ηλικία	N	μέση	τυπική	ηλικία	N	μέση	τυπική	ηλικία	N	μέση	τυπική		ηλικία	N	μέση	τυπική	ηλικία	N	μέση	τυπική
(έτη)	(πλήθος)	τιμή	απόκλιση	(έτη)	(πλήθος)	τιμή	απόκλιση	(έτη)	(πλήθος)	τιμή	απόκλιση		(έτη)	(πλήθος)	τιμή	απόκλιση	(έτη)	(πλήθος)	τιμή	απόκλιση
		(mm)	(mm)			(mm)	(mm)			(mm)	(mm)				(mm)	(mm)			(mm)	(mm)
1	18	166.7	6.2	1	18	125.5	5.6	1	18	49.9	2.8		1	18	80.6	4.8	1	17	177.5	7.1
2	30	170.5	12.4	2	30	130.5	5.5	2	31	54.5	3.1		2	31	87.5	3.5	2	31	182.5	8.6
3	30	177.5	6.7	3	30	133.7	4.0	3	30	55.2	3.9		3	30	88.5	3.5	3	30	187.4	7.1
4	30	181.5	6.2	4	30	136.4	4.7	4	30	60.1	3.5		4	30	96.4	4.3	4	30	193.0	7.1
5	30	180.5	6.2	5	30	138.2	4.0	5	30	60.3	3.2		5	30	96.7	3.5	5	30	193.7	6.1
6	50	183.2	7.6	6	50	139.8	4.8	6	50	61.4	3.8		6	50	98.5	5.0	6	50	198.2	9.9
7	50	184.0	7.7	7	50	140.8	5.3	7	50	61.1	4.2		7	50	99.5	5.0	7	50	201.1	10.7
8	51	185.9	7.5	8	51	142.6	4.4	8	51	61.9	4.0		8	51	101.8	4.9	8	51	207.3	7.9
9	51	185.8	5.7	9	51	142.5	5.4	9	51	61.7	4.3		9	51	102.7	5.3	9	51	208.4	9.7
10	50	187.8	6.0	10	50	141.5	5.2	10	50	63.5	3.8		10	50	105.2	4.5	10	50	211.0	8.2
11	50	187.0	7.8	11	50	145.0	5.4	11	50	65.3	4.5		11	50	107.1	6.0	11	49	214.7	10.4
12	52	188.8	7.6	12	52	145.5	5.3	12	52	64.8	4.7		12	52	109.1	5.4	12	52	218.2	8.3
13	50	188.3	7.3	13	50	146.7	5.3	13	50	66.5	4.3		13	50	111.6	5.7	13	50	220.7	10.8
14	49	189.2	7.4	14	49	147.2	4.8	14	49	67.8	4.5		14	49	114.1	6.5	14	49	224.1	11.0
15	50	194.1	6.8	15	50	148.7	6.3	15	50	70.6	4.5		15	50	119.1	5.7	15	50	231.6	11.0
16	50	193.3	5.6	16	50	149.4	6.0	16	50	71.3	3.9		16	50	120.9	4.6	16	50	232.5	8.0
17	49	193.7	7.6	17	49	153.3	5.9	17	49	70.8	5.6		17	49	120.9	7.1	17	49	236.1	9.3
18	52	192.7	6.7	18	52	151.1	5.8	18	52	71.9	6.0		18	52	121.3	6.8	18	52	234.3	12.3
19-25	109	197.4	6.7	19-25	109	151.1	5.7	19-25	109	72.6	4.5	1	19-25	109	124.7	5.7	19-25	109	229.4	7.3
	(	α)			(	β)			()	γ)				3)	5)			(1	e)	

## Παράρτημα 3.ΙΙ Φυλλάδιο τεχνικών προδιαγραφών της επίπεδης κεραίας SPA 860/65/9/0/V (Huber+Suhner)

## HUBER+SUHNER® PLANAR ANTENNA FOR WIRELESS COMMUNICATION



## SPA 860/65/9/0/V

#### Technical Data

#### **Electrical Properties** Frequency range 824 - 896 MHz Impedance 50 Ω VS₩R 1.8 Polarization linear, vertical 9.0 dBi Gain 3 dB beamwidth horizontal 65 3 dB beamwidth vertical 65° Downtilt 0° Front to back ratio 15 dB Max. power 100 W (CW) at 25°C

#### Mechanical Properties

meenanical i topenies	
Dimensions	210 x 314 x 36 mm
	(8.27" x 12.36" x 1.42")
Weight	0.5 kg (1.10 lbs.)
Housing material	Aluminium painted grey
Radome material	ASA
Radome color	RAL 7035 (light grey)
Operating temperature range	- 40°C to + 80°C
Storage temperature range	- 40°C to + 80°C
Windload	95 N at 160km/h (100mph)

Available Types	Article no.	
1308.17.0005	22649954	N female

Mounting Hardware Wall mounting material included.

Documents	
01.02.0777	security instruction

**Radiation Pattern** 



horizontal





## Παράρτημα 3.ΙΙ (συνέχεια)



## HUBER+SUHNER® PLANAR ANTENNA FOR WIRELESS COMMUNICATION

## SPA 860/65/9/0/V

Dimensions (mm)



## HUBER+SUHNER group is certified according to ISO 9001 and ISO 14001.

#### WAIVERI

WAIVEN While the information contained has been carefully compiled to the best of our present knowledge, it is not intended as representation or warranty of any kind on our part regarding the fitness of the products concerned for any particular use or purpose and neither shall any statement contained herein be construed as a recommendation to infringe any industrial property rights or as a license to use any such rights. The fitness of each product for any particular purpose must be checked beforehand with our specialists.

 Document no.:
 01.02.0840

 Issue no.:
 4

 Supersedes:
 10.2004







Last amended:

(Released: 4159/44 /159



Mobile Communications + Electronics Sector Communication Equipment Components CH-9100 Herisau , Switzerland Tel.: +41 (0)71 353 41 11 Fax: +41 (0)71 353 47 51 www.hubersuhner.com

4159/4417/10.2004 4159

## Παράρτημα 3.ΙΙΙ Φυλλάδιο τεχνικών προδιαγραφών της επίπεδης κεραίας SPA 2000/80/8/0/V (Huber+Suhner)

## HUBER+SUHNER® PLANAR ANTENNA FOR WIRELESS COMMUNICATION

## SPA 2000/80/8/0/V

#### Technical Data

#### Electrical Properties

**Mechanical Properties** 

Operating temperature range

Storage temperature range Windload

Dimensions Weight Radome material

Radome color

Available Types

1320.19.0001

1320.26.0001

ciectrical Properties	
Frequency range	1710-2170 MHz
Impedance	50 Ω
VSWR	1.8
Polarization	linear, vertical
Gain	8.0 dBi
3 dB beamwidth horizontal	80°
3 dB beamwidth vertical	75°
Downtilt	0°
Front to back ratio	18 dB
Max. power	75 W (CW) at 25℃

101 x 80 x 20 mm (3.97" x 3.15" x 0.79") 0.13 kg (0.29 lbs.)

RAL 7035 (light grey)

SMA female

- 40℃ to + 80℃

Article no.

23005585

23005586 TNC female

- 40℃ to + 80℃ 15 N at 160km/h (100mph)

ASA

Т

## **Radiation** Pattern

Ø



horizontal



1320.99.0001	23036082	TNC female pigtail (RG 58 C/U, 0.3 m)
Mounting Hardware	Article no.	
0001 00 0 10 1	8/011560	Optional wall mounting bracket f

Mooning naraware	ATTCIE IIV.	
9091.99.0191	84011560	Optional wall mounting bracket for railway applications.

Wall and mast mounting bracket (1 metal band) included, mast diameter 40-60 mm (1.57" – 2.36")

#### Documents

01.02.0///					
01.02.1033					

security instruction
mounting instruction


## HUBER+SUHNER® PLANAR ANTENNA FOR WIRELESS COMMUNICATION

## SPA 2000/80/8/0/V

Dimensions (mm)





## HUBER+SUHNER group is certified according to ISO 9001 and ISO 14001.

#### WAIVERI

WAIVEN While the information contained has been carefully compiled to the best of our present knowledge, it is not intended as representation or warranty of any kind on our part regarding the fitness of the products concerned for any particular use or purpose and neither shall any statement contained herein be construed as a recommendation to infringe any industrial property rights or as a license to use any such rights. The fitness of each product for any particular purpose must be checked beforehand with our specialists.

Document no.: 01.02.0859 Issue no.: 7 Supersedes: 10.2004 Uncontrolled Copy

Issued/Checked/Released: Last amended:



HUBER+SUHNER AG Mobile Communications + Electronics Sector Communication Equipment Components CH-9100 Herisau, Switzerland Tel.: +41 (0)71 353 41 11 Fax: +41 (0)71 353 47 51 www.hubersuhner.com

4159/4656/10.2004 4159

## Παράρτημα 5.Ι Χρήση του εργαλείου στην πλατφόρμα λογισμικού πεπερασμένων διαφορών στο πεδίο του χρόνου (SEMCAD X®)

Η ενσωμάτωση του εργαλείου αποτίμησης ΗΜ έκθεσης των υποπεριοχών κατά Talairach στην πλατφόρμα λογισμικού [SEMCAD X<sup>®</sup>], έχει υλοποιηθεί με χρήση της γλώσσας προγραμματισμού *python*. Η χρήση του εργαλείου αποτελείται από τα εξής βήματα:

**1.** Ολοκλήρωση της προσομοίωσης υπολογιστικής ΗΜ δοσιμετρίας για το υπό εξέταση σενάριο έκθεσης.

**2.** Επιλογή του Talairach Tool από το μενού επιλογών Tools | Medical Applications. Ο εγκέφαλος εντοπίζεται στο υπό εξέταση αριθμητικό μοντέλο κεφαλιού και τα οροθέσια κατά Talairach εμφανίζονται μαζί με το περιγεγραμμένο ορθογώνιο παραλληλεπίπεδο στον εγκέφαλο.

See only brain			openana opij a covinij opij o regari
Landmarks	N		
View Orientation	Select Orientation	•	
Talairach Landmarks	10000		
Automatic			1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1
Relative deviation InterHemispherical Plane	0		
AC position		N.	
X	48.3505	mm	S
Y	54.312	mm	
Z	84.9008	mm	
PC position			
x	35.2493	mm	
Y	76.1567	mm	
Z	82.2142	mm	
E L-R unitary vector			
×	-0.0496361	mm	
٧	0.0925366	mm	
Z	0.994471	mm	
L-R distance	125.959	mm	
P-A unitary vector			
x	0.511494	mm	
Y	-0.852861	mm	
Z	0.104889	mm	
P-A distance	177.598	mm	
I-S unitary vector			
X	0.857852	mm	
	0.513872	mm	
Y	0.00.00000	mm	
Y Z	-0.00499925		

**Εικόνα Π5.1** Βήμα 3: Εργαλείο ΗΜ αριθμητικής δοσιμετρίας για εγκεφαλικές υποπεριοχές με χρήση του άτλαντα κατά Talairach-Tournoux. Ενσωμάτωση στην πλατφόρμα λογισμικού SEMCAD X<sup>®</sup>.

**3.** Κατόπιν, εμφανίζεται το παράθυρο που εικονίζεται στην Εικόνα Π5.1. Το εργαλείο παρέχει διαφορετικές επιλογές για την απεικόνιση του εγκεφάλου και των οροθεσίων κατά Talairach, περιλαμβάνοντας τρεις διαφορετικές όψεις του εγκεφάλου: οβελιαία, αξονική και στεφανιαία. Οι θέσεις των οροθεσίων κατά Talairach υπολογίζονται αυτόματα και οι συντεταγμένες τους εμφανίζονται στο παράθυρο. Ως επιλογή, ο χρήστης έχει τη δυνατότητα να ρυθμίσει/διορθώσει χειροκίνητα το δια-ημισφαιρικό επίπεδο, εισάγοντας μία τιμή σχετικής γωνίας (*Relative deviation InterHemispherical Plane*), όπως απεικονίζεται στην Εικόνα Π5.1.

eral settings, selection	of simulation+sensor as well as options for SAR-statistics computation.	G	eneral settings, selection	of simulation+sensor as well as options for SAR-statistics computation.
General Settings			🗆 General Settings	
Atlas Resolution	High (x10)		Atlas Resolution	High (x10)
Manning mode	Direct manning		Manning mode	Enroe tissue
Simulation Settings			Radius factor	1
Simulation	Harmonic 1800 table FDAphone		Simulation Settings	
Sensor	talairach		Simulation	ScriptedHarmonicRup
Computation of SAF	R Statistics		Sensor	Field sensor
Activate			Computation of SAF	Statistics
Directory path	C:\My Documents\Simulations\mysimulation_Results		Activate	
File name	Talairach stats.xls		Directory path	C:\Documents and Settings\crespn\My Documents\Simulations\Talairach\ben
			File name	Talairach, state vie

**Εικόνα Π5.2** Βήματα 4, 5, 6: Εργαλείο ΗΜ αριθμητικής δοσιμετρίας για εγκεφαλικές υποπεριοχές με χρήση του άτλαντα κατά Talairach-Tournoux. Ενσωμάτωση στην πλατφόρμα λογισμικού SEMCAD X<sup>®</sup>.

**4.** Μόλις ο χρήστης επιλέξει *Next*, το παράθυρο της Εικόνας Π5.2 εμφανίζεται. Αρχικά επιλέγεται η ανάλυση του άτλαντα μεταξύ των Υψηλή/Μεσαία/Χαμηλή (*High/Medium/Low*) και στη συνέχεια επιλέγεται η τεχνική χαρτογράφησης μεταξύ των α) άμεση χαρτογράφηση (*direct*), β) υποβοηθούμενη χαρτογράφηση (*forced*). Αν η υποβοηθούμενη χαρτογράφηση επιλεγή τότε η ακτίνα της περιοχής αναζήτησης μπορεί επίσης να μεταβληθεί από το πεδίο *Radius factor*, όπως φαίνεται στην Εικόνα Π5.2. Ο παράγοντας αυτός πολλαπλασιάζεται με μία τιμή που υπολογίζεται συναρτήσει της επιλεγμένης ανάλυσης του άτλαντα.

**5.** Επιλέγεται η προσομοίωση που θα εξεταστεί και ο καταγραφέας ηλεκτρομαγνητικού πεδίου (*sensor*).

**6.** Ενεργοποιείται ο υπολογισμός των στατιστικών του SAR (*SAR Statistics*), καθορίζεται το όνομα του αρχείου εξαγωγής των αποτελεσμάτων (αρχείο *excel*) και σε ποιο φάκελο του Η/Υ πρόκειται να αποθηκευτεί.

7. Με την επιλογή του *Done*, το εργαλείο ξεκινά τη χαρτογράφηση και απεικονίζει τα οροθέσια κατά Talairach στο υπό εξέταση μοντέλο εγκεφάλου. Στο παράθυρο μετ-επεξεργασίας, προσφέρεται η επιλογή για την απεικόνιση των ετικετών, σύμφωνα με την ιεραρχία κατά Talairach στα πέντε επίπεδα. Αν έχει ενεργοποιηθεί ο υπολογισμός των στατιστικών του SAR, δημιουργείται το excel αρχείο. Το αρχείο αυτό περιέχει τα αποτελέσματα των στατιστικών του SAR για τις 1105 θέσεις κατά Talairach, προσφέροντας τη δυνατότητα συνδυασμού των θέσεων.

## Παράρτημα 7.Ι Φυλλάδιο τεχνικών προδιαγραφών της κάσκας ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος (Spes Medica s.r.l.)



REV N DATA REV N DATA

DAT/

### 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



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



COMPUTER DRAWING DO NOT SCALE DO NOT MODIFY

## Παράρτημα 7.ΙΙ Φυλλάδιο τεχνικών προδιαγραφών της γεννήτριας UMTS σήματος GUS 6960 S (*Wuppertal University*)

## **Technical Data**

The technical details of the generic UMTS signal are described in [1, 2]. For the generation of the UMTS test signal as well as for the power adjustment a hardware solution was consciously chosen in order to avoid system crashs during long-term experiments.

rf output power:	max. +10 dBm	
	min21 dBm	
	adjustable in steps of 1	dB

carrier frequency: 1.966 GHz



Fig. 1: Measured frequency spectrum

modulation:	IQ, 6 data channels à 960 kbit/s, 1 control channel, short scrambling codes
channel data:	4.3 sec
repetition cycle of power control sequence:	60.3 sec
rf connector:	SMA female (on back panel)

power supply:	230 V, <1A, 50 Hz
measurements:	47,5 cm x 15,5 cm x 43,0 cm (W x H x L)
weight:	c. 5 kg

## Operation of the signal generator

Caution:
<ol> <li>The rf output must be terminated with 50 Ω !         If operation by non-technical personal is intended, it is recommended to use             a circulator at the output which is suited for 1966 MHz and terminated by a             matched load (&lt; 1 W). </li> </ol>
<ol> <li>Electromagnetic immission at the location of the signal generator of more than 3 V/m @ 1966 MHz must be avoided when connected to a power amplifier (possible feedback effect !).</li> </ol>

The operation of the signal generator is adjusted by a switch register placed under a cover within the front panel (Fig. 2). This switch register is divided into a 3 bit "Mode" register and a 5 bit "Attenuation" register. The state of the generator is shown by two LEDs (Mode-LED and Calibration-LED). The momentary value of the rf output power in dBm is roughly indicated by an analogue panel meter.

### Mode Register

switch Signal / Cal	switch DSB / SSB	switch Run / Reset	Operating Mode
Off	Off	Off	normal mode, UMTS test signal*)
Off	Off	On	reset
Off	On	Off	for internal use only
On	Off	Off	calibrating mode, double-sideband test signal for linearity measurement**)
On	On	Off	calibrating mode, single-sideband test signal for power/field level adjustment***)

\*) UMTS test signal of 5 MHz bandwidth at 1.966 GHz centre frequency. The compulsorily implemented 'fast power control' signal consists of a 45 s long section with regular ±3 dB-amplitude changes every 0,67 ms and a 15 s long section simulating the sampling of a fading profile

\*\*) "Two-tone"-signal with amplitude-matched carriers at 1.9655 and 1.9665 GHz
 \*\*\*) CW signal at 1.9665 GHz with a power equivalent to the 60.3-sec.-averaged power of the generic UMTS test signal

Mode-LED

Normal operating Calibration blinking with 0.2 Hz blinking with 7 Hz

### Parity-LED

 $\begin{array}{cc} \mathsf{OFF} & \mathsf{for \ correct \ operation} \\ \mathsf{ON}^1 & \mathsf{for \ data \ error} \end{array}$ 

:

:

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> after start up and reset the Parity-LED is switched on for 4 seconds, for test purpose

Attenuation (nominal value <sup>*</sup> )	switch 16 dB	switch 8 dB	switch 4 dB	switch 2 dB	switch 1 dB
0 dB	Off	Off	Off	Off	Off
1 dB	Off	Off	Off	Off	On
2 dB	Off	Off	Off	On	Off
3 dB	Off	Off	Off	On	On
4 dB	Off	Off	On	Off	Off
5 dB	Off	Off	On	Off	On
6 dB	Off	Off	On	On	Off
7 dB	Off	Off	On	On	On
8 dB	Off	On	Off	Off	Off
9 dB	Off	On	Off	Off	On
10 dB	Off	On	Off	On	Off
11 dB	Off	On	Off	On	On
12 dB	Off	On	On	Off	Off
13 dB	Off	On	On	Off	On
14 dB	Off	On	On	On	Off
15 dB	Off	On	On	On	On
16 dB	On	Off	Off	Off	Off
17 dB	On	Off	Off	Off	On
18 dB	On	Off	Off	On	Off
19 dB	On	Off	Off	On	On
20 dB	On	Off	On	Off	Off
21 dB	On	Off	On	Off	On
22 dB	On	Off	On	On	Off
23 dB	On	Off	On	On	On
24 dB	On	On	Off	Off	Off
25 dB	On	On	Off	Off	On
26 dB	On	On	Off	On	Off
27 dB	On	On	Off	On	On
28 dB	On	On	On	Off	Off
29 dB	On	On	On	Off	On
30 dB	On	On	On	On	Off
31 dB	On	On	On	On	On

### Attenuation Register

\*) For actual values see specific test protocol (enclosure A)



Fig. 2: Switch register placed under a cover within the front panel

### References:

- Streckert, J., Ndoumbè Mbonjo Mbonjo, H., Bitz, A., Hansen, V.: Ein UMTS-Testsignal für bio-elektromagnetische Experimente. Newsletter, Forschungsgemeinschaft Funk, 11-17, 3/2001.
- [2] Ndoumbè Mbonjo Mbonjo, H., Streckert, J., Bitz, A., Hansen, V., Glasmachers, A., Gencol, S., Rozic, D.: A generic UMTS test signal for RF bio-electromagnetic studies. Bioelectromagnetics, Vol. 21, No. 6, 2004, pp. 415-425.
- **Note:** Like a real UMTS signal the generic UMTS test signal shows isolated peaks occurring occasionally in the time domain depending on the actual chip sequence. In order to maintain this typical UMTS feature after amplification of the signal a succeeding power amplifier must be highly linear with a crest factor of at least 8 dB.

Παράρτημα 7.III Κατάλογος των μετρήσεων της ισχύος του σήματος εξόδου για όλες τις στάθμες εξασθένησης της γεννήτριας GUS 6960S (*Wuppertal University*), για επιλογή CW σήματος. Γίνεται χρήση: span=0.5 MHz, resolution bandwidth=3 kHz, channel bandwidth=200 kHz (για την ολοκλήρωση του rms detector)

εξασθένηση [dB]	συχνότητα [MHz]	ισχύς σήματος εξόδου με χρήση peak detector [dBm]	ισχύς σήματος εξόδου με χρήση rms detector [dBm]
0	1966.54667	8.5	9
1	1966.54667	7.6	8.05
2	1966.54667	6.6	7.16
3	1966.54667	5.7	6.2
4	1966.54667	4.6	5.14
5	1966.54667	3.6	4.17
6	1966.54667	2.75	3.26
7	1966.54667	1.8	2.3
8	1966.54667	1	1.43
9	1966.54667	-0.1	0.45
10	1966.54667	-1	-0.51
11	1966.54667	-2	-1.49
12	1966.54667	-3.1	-2.64
13	1966.54667	-4.15	-3.66
14	1966.54667	-5.1	-4.6
15	1966.54667	-6.15	-5.63
16	1966.54667	-8.8	-8.29
17	1966.54667	-9.8	-9.35
18	1966.54667	-10.85	-10.36
19	1966.54667	-11.9	-11.4
20	1966.54667	-13.2	-12.64
21	1966.54667	-14.2	-13.7
22	1966.54667	-15.2	-14.7
23	1966.54667	-16.25	-15.73
24	1966.54667	-16.9	-16.38
25	1966.54667	-17.8	-17.26
26	1966.54667	-18.7	-18.13
27	1966.54667	-19.45	-18.9
28	1966.54667	-20.1	-19.55
29	1966.54667	-20.65	-20.09
30	1966.54667	-21.15	-20.57
31	1966.54667	-21.55	-20.97

Παράρτημα 7.ΙV Φάσμα ισχύος για το σήμα εξόδου της γεννήτριας με επιλογή CW, κάνοντας χρήση του peak detector από τις ρυθμίσεις του αναλυτή φάσματος, θέτοντας εξασθένηση ίση με 31 dB (τελευταία γραμμή του Πίνακα που σπισυνάπτεται στο Παράρτημα 7.III).



Παράρτημα 7.ΙV (συνέχεια) Φάσμα ισχύος για το σήμα εξόδου της γεννήτριας με επιλογή CW, κάνοντας χρήση του rms detector από τις ρυθμίσεις του αναλυτή φάσματος, θέτοντας εξασθένηση ίση με 31 dB (τελευταία γραμμή του Πίνακα που σπισυνάπτεται στο Παράρτημα 7.ΙΙΙ).



Παράρτημα 7.ΙV (συνέχεια) Φάσμα ισχύος για το σήμα εξόδου της γεννήτριας με επιλογή UMTS, κάνοντας χρήση του rms detector από τις ρυθμίσεις του αναλυτή φάσματος, θέτοντας εξασθένηση ίση με 31 dB.



## Παράρτημα 7.V Φυλλάδιο τεχνικών προδιαγραφών του ενισχυτή ισχύος 5143 (Ophir<sub>RF</sub>)



5300 Beethoven Street, Los Angeles, CA 90066 TEL: (310)306-5556 • FAX: (310)821-7413 WEB: www.ophirrf.com • E-MAIL: sales@ophirrf.com

## **MODEL 5143**

0.7 - 3.0 GHz 50 WATTS LINEAR POWER RF AMPLIFIER

### Solid State Broadband High Power RF Amplifier

The 5143 is a 50 Watt broadband amplifier that covers the 0.7 - 3.0 GHz frequency range. This small and lightweight amplifier utilizes Class A/AB linear power devices that provide an excellent  $3^{rd}$  order intercept point, high gain, and a wide dynamic range.

Due to robust engineering and employment of the most advanced devices and components, this amplifier achieves high efficiency operation with proven reliability. Like all OPHIR<sub>RF</sub> amplifiers, the 5143 comes with an extended multiyear warranty.

### **CIRCUIT PROTECTIONS**

- Overload
- ◊ Over Current
- ◊ Over Voltage

#### **ORDERING MODELS**

- ◊ R Rear Panel Connectors
- ◊ F Front Panel Connectors
- ◊ RE R model w/Control Option
- ♦ FE F model w/Control Option
- ◊ RT RE model w/Ethernet Interface
- ◊ FT FE model w/Ethernet Interface

Approved By:

	Parameter	Specification @ 25° C	
Electrical			
1	Frequency Range	0.7 – 3.0 GHz	
2	Saturated Output Power	50 Watts rated	
3	Power Output @ 1dB Comp.	40 Watts min	
4	Small Signal Gain	+48 dB min	
5	Small Signal Gain Flatness	<u>+</u> 2.0 dB max	
6	IP <sub>3</sub>	+56 dBm typical	
7	Input VSWR	2:1 max	
8	Harmonics	-20 dBc typical @ 40 Watts	
9	Spurious Signals	< -60 dBc typical @ 40 Watts	
10	Input/Output Impedance	50 Ohms nominal	
11	AC Input Power	600 Watts max	
12	AC Input	100 – 240 VAC, single phase	
13	RF Input	+10 dBm max	
14	RF Input Signal Format CW/AM/FM/PM/Puls		
15	Class of Operation	A/AB	
Mechanical			
16	Dimensions	19" x 5.25" x 20"	
17	Weight	48 lb. max	
18	Connectors	Type-N	
19	Grounding	Chassis	
20	Cooling	Internal Forced Air	
<u>Environmental</u>			
21	Operating Temperature	0° C to +50° C	
22	Operating Humidity	95% Non-condensing	
23	Operating Altitude	Up to 10,000' Above Sea Level	
24	Shock and Vibration Normal Truck Transport		

Specifications subject to change without notice.



F Model Shown

Date:

## Παράρτημα 7.VI Ευρυζωνική μέτρηση των απωλειών μετάδοσης του συνδετήρα N-type|sma



Transmission Loss of male N-type to female SMA Adapter

Παράρτημα 7.VI (συνέχεια) Ευρυζωνική μέτρηση των απωλειών μετάδοσης του ζεύγους των καλωδίων sma μήκους 1.5 μέτρου έκαστο και του female-female sma συνδετήρα



## Παράρτημα 8.Ι Φόρμα συναίνεσης για τη συμμετοχή στην πειραματική διαδικασία εθελοντών

#### Φόρμα Συναίνεσης

Προβλεπόμενη φόρμα συναίνεσης για άτομα που συμμετέχουν σε ερευνητικά προγράμματα τα οποία εμπλέκουν πειραματικές ιατρικές διαδικασίες

	, , , , , , ,			
Τίτλος Έρευνας	Αποτίμηση των αλλαγών στο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και τα προκλητά δυναμικά λόγω έκθεσης εθελοντών σε ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία 3ης			
	γενιάς, κατά τη διάρκεια 'περιουδωτικών' ακουστικών ερεθισμάτων			
Συνεργαζόμενοι Φορείς	Μονάδα Βιοϊατρικών Ερευνητικό Πανεπιστημιακό			
	Προσομοιώσεων και Απεικονιστικής Ινστιτούτο Ψυχικής Υγιεινής			
	Τεχνολογίας, ΕΜΠ (ΕΠΙΨΥ), Πανεπιστήμιο Αθηνών			
Όνομα Εθελοντή		Τηλ.		
Ονόματα Ερευνητών	Καθ. Κ.Σ. Νικήτα	Τηλ. 210 772 2285		
	Αν. Καθ. Χ. Παπαγεωργίου			
	Μ. Χριστοπούλου Τηλ. 69444 26280, 210 772 2968			

1. Έχω λάβει γραπτή περιγραφή της πειραματικής διαδικασίας και τα σχετικά ερωτηματολόγια.

- Συναινώ να συμμετέχω στην προαναφερθείσα πειραματική διαδικασία, της οποίας οι λεπτομέρειες (συνεδρίες, ακουστική διαδικασία και ερωτηματολόγια), μου έχουν επεξηγηθεί πλήρως.
- Επιτρέπω στους ερευνητές και βοηθούς τους να χρησιμοποιήσουν τα δεδομένα που προκύπτουν (ηλεκτροεγκεφαλογράφημα, απαντήσεις στην ακουστική διαδικασία, ερωτηματολόγια) από τη δική μου συμμετοχή.
- 4. Αναγνωρίζω ότι:

(α) Τα πιθανά αποτελέσματα των πειραματικών συνεδρίων μου έχουν επεξηγηθεί επαρκώς.
 (β) Έχω ενημερωθεί ότι είμαι ελεύθερος/η να αποσυρθώ από την πειραματική διαδικασία και να αποσύρω τα δεδομένα που δεν έχουν υποστεί επεξεργασία (εκτός αν είναι απαραίτητη η συνέχιση για λόγους ασφαλείας).

(γ) Η πειραματική διαδικασία είναι προς όφελος της έρευνας. Ενδέχεται να μην με ωφελήσει άμεσα.

(δ) Οι προσωπικές πληροφορίες που παρέχω θα διαφυλαχθούν και θα αποκαλύπτονται μόνο όταν έχω συναινέσει στην δημοσιοποίησή τους, όπως απαιτείται από το νόμο.

(ε) Τα ερευνητικά δεδομένα διασφαλίζονται κατά τη διάρκεια και μετά την ολοκλήρωση της μελέτης. Τα δεδομένα που θα συλλεχθούν από την πειραματική διαδικασία θα δημοσιευθούν. Δε θα χρησιμοποιηθεί καμία πληροφορία που θα με προσδιορίζει.

#### <u>Συναίνεση Εθελοντή</u>

#### Εθελοντής:

	Ονοματεπώνυμο	Υπογραφή	Ημερομηνία
Μάρτυρας:			
	Ονοματεπώνυμο	Υπογραφή	Ημερομηνία
Η παρούσ	α φόρμα φωτοτυπείται μετά την υπογρας	ρή της και επιστρέφεται στο	ον εθελοντή





1/2

# Παράρτημα 8.ΙΙ Ερωτηματολόγιο συμμετοχής εθελοντών στην πειραματική διαδικασία (1/2)

Ερωτηματολόγιο				
Οι προσωπικές πληροφορίες δεν πρόκειται να δημοσιοποιηθούν σε τρίτους.				
<u>Παρακαλούμε απαντήστε στις ακόλουθες ερωτήσεις:</u> Ημερομηνία: / /		Εθελοντής #		
Ηλικία: Φύλο: Άνδρας: Γυναίκα: Επίπεδο εκπαίδευσης: Δημοτικό: Γυμνάσιο: Λύκειο: 2° πτυχίο: Μεταπτυχιακό: Διδακτ	ΤΕΙ/ΑΕΙ:			
<ol> <li>Λαμβάνετε καφεΐνη (καφές, τσάι, Coca-Cola κτλ.) σε καθημερινή βάση;</li> <li>Αν ΝΑΙ, για πόσα χρόνια και ποια η ημερήσια ποσότητα;</li> </ol>	Ναι:	Όχι:		
<ul> <li>1Α. Λάβατε καφεΐνη σήμερα;</li> <li>1Α.α. Αν ΝΑΙ, πριν από ώρες καιλεπτά (κατά προσέγγια)</li> </ul>	<b>Ναι:</b>	Όχι:		
<b>ΙΑ.Β.</b> Αναφερατε το ροφημα και την ποσοτήτα:				
<ol> <li>Είστε καπνιστής;</li> <li>Αν ΝΑΙ, για πόσα χρόνια και ποια η ημερήσια ποσότητα τσιγάρων που καπνίζε</li> </ol>	<b>Ναι:</b>	Όχι:		
2Α. Έχετε καπνίσει σήμερα; 2Α.α. Αν ΝΑΙ, πριν από ώρες καιλεπτά (κατά προσέγγια	<b>Ναι:</b>	Όχι:		
2Α.β. Αναφέρατε την ποσότητα:				
<b>3.</b> Χρησιμοποιήσατε το κινητό σας τηλέφωνο σήμερα; Ναι: (συνεχίστε στα 3α., 36. και 3γ.)				
Όχι:	(συνεχίστε στην τέ	ταρτη ερώτηση)		
<ul> <li>3α. Τελευταία τηλεφωνική κλήση: πριν απόώρες καιλεπτά (κατά προσέγγιση)</li> <li>3β. Διάρκεια της τηλεφωνικής κλήσης:μέχρι 5 λεπτά μέχρι 30 λεπτάχρι 30 λεπταχρι 30 λεπταχρι 30 λεπταχ</li></ul>				
<b>3γ.</b> Χρησιμοποιήσατε hands-free;	Ναι:	Όχι:		
<ol> <li>Αισθάνεστε ότι έχετε κοιμηθεί αρκετά το προηγούμενο βράδυ;</li> </ol>	Ναι:	Όχι:		
5. Έχετε μεταλλικά εμφυτεύματα ή βηματοδότες;	Ναι:	Όχι:		
<b>6.</b> Ακολουθείτε κάποια φαρμακευτική αγωγή; <i>Αν ΝΑΙ, τι είδους;</i>	Ναι:	Όχι:		
BioSim				

# Παράρτημα 8.ΙΙ Ερωτηματολόγιο συμμετοχής εθελοντών στην πειραματική διαδικασία (2/2)

		2/2
7. Έχετε προβλήματα υγείας; Αν ΝΑΙ, τι είδους προβλήματα;	Ναι:	Όχι:
7. Είχατε κάποιο ατύχημα; Αν ΝΑΙ, τι ατύχημα;	Ναι:	Όχι:
7. Έχετε πονοκεφάλους; 7α. Αν ΝΑΙ, αναφέρετε τη συχνότητα: 7β. Αν ΝΑΙ παίονετε φάρμακα και ποια:	Ναι:	Όχι:
8. Έχετε προβλήματα με το γαστρεντερικό σύστημα; Αν ΝΑΙ, τι είδους;	Ναι:	Όχι:
9. Έχετε προβλήματα με το κυκλοφορικό (καρδιαγγειακό) σύστημα; Αν ΝΑΙ, τι είδους;	Ναι:	Όχι:
<b>10.</b> Έχετε προβλήματα με το αναπνευστικό σύστημα; <i>Αν ΝΑΙ, τι είδους;</i>	Ναι:	Όχι:
<b>11.</b> Έχετε προβλήματα με το ερειστικό (μυοσκελετικό) σύστημα; <i>Αν ΝΑΙ, τι είδους;</i>	Ναι:	Όχι:
<b>12.</b> Έχετε προβλήματα με το δέρμα; Αν ΝΑΙ, τι είδους;	Ναι:	Όχι:
<b>13.</b> Έχετε προβλήματα με τον ύπνο; <b>13α.</b> Αν ΝΑΙ, παίρνετε φάρμακα και ποια;	Ναι:	Όχι:
BioSim		

## Παράρτημα 8.ΙΙΙ Ερωτηματολόγιο αποτίμησης του ποσοστού δεξιοχειρίας/αριστεροχειρίας

### Ερωτηματολόγιο δεξιοχειρίας-αριστεροχειρίας

Παρακαλώ συμπληρώστε τη προτίμησή σας στη χρήση των χεριών στις ακόλουθες δραστηριότητες βάζοντας + στη κατάλληλη στήλη. Εάν η επιλογή σας είναι τόσο ισχυρή ώστε δεν θα χρησιμοποιούσατε ποτέ το άλλο χέρι βάλτε ++. Εάν σας είναι το ίδιο βάλτε + και στις δύο στήλες. Εάν κάποιες δραστηριότητες είναι άγνωστες για σας αφήστε κενό το συγκεκριμένο ερώτημα

	Δεξί	Αριστερό
Γραφή		
Ζωγραφική		
Ρίψη		
Ψαλίδι		
Χτένα		
Οδοντόβουρτσα		
Μαχαίρι (χωρίς πιρούνι)		
Κουτάλι		
Σφυρί		
Κατσαβίδι		
Ρακέτα		
Μαχαίρι (με πιρούνι)		
Σκούπα (πάνω χέρι)		
Κλείσιμο (πάνω χέρι)		
Άναμμα σπίρτου		
Άνοιγμα κουτιού		
Μοίρασμα χαρτιών		
Πέρασμα κλωστής σε		
βελόνα (το χέρι που		
κινείται)		
Εάν καπνίζετε με ποιο		
χέρι κρατάτε το τσιγάρο		
Ποιο χέρι βάζετε πρώτο		
στο πανωφόρι σας όταν		
το φοράτε		
Με ποιο πόδι προτιμάτε να		
κλωτσάτε		
Ποιο μάτι χρησιμοποιείτε		
για να στοχεύσετε		

### Διεθνή Επιστημονικά Περιοδικά:

- 1. <u>M. Christopoulou</u>, V. Terzopoulos, and K.S. Nikita, "Electromagnetic exposure of child brain regions to small helical antenna radiation", 2012 (υπό προετοιμασία).
- 2. M. Murbach, <u>M. Christopoulou</u>, P. Crespo-Valero, P. Achermann and N. Kuster, "Exposure system to study hypotheses of ELF & RF electromagnetic field interactions of mobile phones with the Central Nervous System", *Bioelectromagnetics*, 2012 (*Major Revision: BEM-11-0142.R2*).
- 3. P. Crespo-Valero, <u>M. Christopoulou</u>, M. Zefferer, A. Christ, P. Achermann, K.S. Nikita, and N. Kuster, "Novel methodology to characterize electromagnetic exposure of the brain", *Physics in Medicine and Biology*, 56, pp. 383–396, 2011.
- A. Christ, M.-C. Gosselin, <u>M. Christopoulou</u>, S. Kühn, and N. Kuster, "Age Dependent Changes in Electromagnetic Field Absorption in the Heads of Cell Phone Users", *Physics in Medicine and Biology*, 55, pp. 1767-1783, 2010. *Featured Article* | *PMB Highlights of 2010*
- 5. <u>M. Christopoulou</u>, S. Koulouridis and K.S. Nikita, "Parametric Study of Power Absorption Patterns Induced in Adult and Child Head Models by Small Helical Antennas", *Progress in Electromagnetics Research PIER*, 94, pp. 49-67, 2009.
- S. Koulouridis, <u>M. Christopoulou</u>, and K.S. Nikita, "Comparative assessment of power absorption in heads of adults and children exposed to the radiation of cellular phones at 1800MHz", Assessment of Power Absorption in Human Head Models of Adults and Children Irradiated by Cellular Phone Helical Antennas," *Special Issue of the Environmentalist*, vol. 25, pp. 223-232, 2005.

### Διεθνή Επιστημονικά Συνέδρια, Ομάδες Εργασίας:

- 1. <u>M. Christopoulou</u>, O. Kazasidis, and K.S. Nikita, "Numerical Assessment of EEG Electrode Artifacts during EMF Exposure in Human Provocation Studies", *International ICST Conference on Wireless Mobile Communication and Healthcare (MobiHealth 2011),* Kos Island, Greece, 5-7 October 2011.
- 2. A. Kiourti, <u>M. Christopoulou</u>, and K.S. Nikita, "Performance of a novel miniature antenna implanted in the human head for wireless biotelemetry", *IEEE International Symposium on Antennas and Propagation*, Washington, USA, 3-8 July 2011.
- 3. A. Kiourti, <u>M. Christopoulou</u>, S. Koulouridis, and K.S. Nikita, "Design of a Novel Miniaturized Implantable PIFA for Biomedical Telemetry", *International ICST Conference on Wireless Mobile Communication and Healthcare (MobiHealth 2010),* Ayia Napa, Cyprus, 18-20 October 2010.

- M. Christopoulou, I. Karanasiou, K.S. Nikita, and N.K. Uzunoglu, "Experimental and numerical assessment of tissue temperature elevation due to mobile phone use", 5<sup>th</sup> International Conference on Communications, Electromagnetics and Medical Applications (CEMA'10), Athens, Greece, 7-9 October, 2010.
- M. Murbach, <u>M. Christopoulou</u>, A. Christ, P. Crespo-Valero, M. Zefferer, S. Kühn, P. Achermann, and N. Kuster, "System to Study CNS Responses of ELF Modulation and Cortex Versus Subcortical RF Exposures", *BioEM2009 Annual Meeting*, 14-19 June, Davos, Switzerland 2009.
- M. Murbach, S. Kühn, <u>M. Christopoulou</u>, A. Christ, P. Achermann, and N. Kuster, "Evaluation of Artifacts by EEG Electrodes During RF Exposures", *BioEM2009 Annual Meeting*, 14-19 June, Davos, Switzerland 2009. *Best Student Award for Platform Presentation*
- 7. <u>M. Christopoulou</u>, M. Murbach, A. Christ, P. Crespo-Valero, M. Zefferer, S. Kühn, P. Achermann, and N. Kuster, "Exposure Systems for Testing Hypotheses of Site and Mechanism of Interaction in the Human Brain", *The Bioelectromagnetics Society BEMS, 30th Annual Meeting,* San Diego, USA, June 8-12, 2008.
- 8. A. Christ, M.-C. Gosselin, M. Murbach, S. Ryf, <u>M. Christopoulou</u>, E. Neufeld, C. Gabriel, A. Peyman and N. Kuster, "Age Dependent Changes in SAR and Temperature Distribution Induced in the User's Head by Cellular Phones", *The Bioelectromagnetics Society BEMS*, 30th Annual Meeting, San Diego, USA, June 8-12, 2008.
- N. Kuster, M. Murbach, <u>M. Christopoulou</u>, S. Kühn, and A. Christ, "Experimental Outcome of Human Provocation Studies Depend on the Design Specifics of the Experimental Setup," XXIX General Assembly of the International Union of Radio Science (URSI), Chicago, Illinois, USA, August 07-16, 2008.
- M.-C. Gosselin, A. Christ, M. Murbach, S. Ryf, S. Kühn, <u>M. Christopoulou</u>, E. Neufeld, C. Gabriel, A. Peyman and N. Kuster, "Influences of Age Dependent Tissue Parameters and Anatomical Structures on SAR and Temperature Increase in the Heads of Cellular Phone Users", *XXIX General Assembly of the International Union of Radio Science (URSI)*, Chicago, Illinois, USA, August 07-16, 2008.
- 11. <u>M. Christopoulou</u> and K.S. Nikita, "Effect of Tissues Dielectric Properties on Specific Absorption Rate (SAR) Induced in Human Heads Exposed to Mobile Handsets", *13th IEEE Conference on Electromagnetic Field Computation*, Athens, Greece, 11-15 May, 2008.
- 12. <u>M. Christopoulou</u>, V. Triantos, V. Tsakanikas, and K.S. Nikita, "Power absorption characteristics in realistic adult and numerically derived child head models induced by helically equipped mobile phone: A parametric and comparative study", *International Conference and 10th Workshop EC-COST 281 on Emerging EMF-Technologies, Potential Sensitive Groups and Health*, Graz, Austria, 20-21 April 2006.
- 13. <u>M. Christopoulou</u>, S. Koulouridis, and K.S. Nikita, "Parametric evaluation of power absorption in human head models exposed to cellular phone radiation at 1800MHz", *Mediterranean Microwave Symposium 2005*, Athens, Greece, 6-8 September 2005.
- 14. S. Koulouridis, <u>M. Christopoulou</u>, and K.S. Nikita, "Assessment of Power Absorption in Human Head Models of Adults and Children Irradiated by Cellular Phone Helical Antennas", *3rd International Workshop on Biological Effects of Electromagnetic Fields*, pp. 693-702, Kos Island, Greece, 4-8 October 2004.

### Ελληνικά Επιστημονικά Συνέδρια

- <u>Μ. Χριστοπούλου</u>, Κ.Σ. Νικήτα, "Αποτελέσματα Επιδημιολογικών Μελέτων για τις Επιδράσεις της Ηλεκτρομαγνητικής Ακτινοβολίας", *Συνέδριο 'Βιοεπιστήμες και καρκίνος: Από την πρόληψη στη θεραπεία'*, 4-5 Νοεμβρίου, Αθήνα, 2011.
- <u>M. Christopoulou</u>, A. Karagiannis, Y. Perakis, and K.S. Nikita, "Mobile phone positioning dependence on the power absorption in adult and child head models", 3° Συνέδριο Φοιτητών Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών, 10-11 April, Thessaloniki, Greece, 2009.
- M. Christopoulou, and K.S. Nikita, "Electromagnetic fields and public health: Mobile communication system", 1<sup>rst</sup> Hellenic Conference of Electrical Engineers, Athens, Greece, 28-30 March 2005.

### Άλλες δημοσιεύσεις:

- M. Murbach, <u>M. Christopoulou</u>, S. Kühn, E. Neufeld, A. Christ, P. Achermann, and N. Kuster, "System to study CNS responses of ELF modulation and cortex versus subcortical RF exposures", *Sleep/BRAIN Project Report*, Swiss Federal Institute of Technology Zurich (ETHZ), Foundation for Research on Information Technologies in Society-IT'IS, Zurich, March 2009.
- A. Christ, M.-C. Gosselin, S. Ryf, M. Murbach, S. Kühn, <u>M. Christopoulou</u>, E. Neufeld, E. Cherubini, A. Peyman, C. Gabriel, and N, Kuster, "Untersuchung zu altersabhaengigen Wirkungen hochfrequenter elektromagnetischer Felder auf der Basis relevanter biophysikalischer und biologischer Parameter", *EX-Age Project Report*, Swiss Federal Institute of Technology Zurich (ETHZ), Foundation for Research on Information Technologies in Society-IT'IS, Zurich, March 2009.
- M. Murbach, <u>M. Christopoulou</u>, S. Kühn, E. Neufeld, A. Christ, P. Achermann, and N. Kuster, "Evaluation of artifacts by EEG electrodes during RF exposure", Swiss Federal Institute of Technology Zurich, (ETHZ), Integrated Systems Laboratory, Microelectronics Design Center, *Research Review 2008*, Edition 2009.
- M. Murbach, <u>M. Christopoulou</u>, S. Kühn, E. Neufeld, A. Christ, P. Achermann, and N. Kuster, "System to study CNS responses of ELF modulation and cortex versus subcortical RF exposures", Swiss Federal Institute of Technology Zurich, (ETHZ), Integrated Systems Laboratory, Microelectronics Design Center, *Research Review 2008*, Edition 2009.
- M. Christopoulou, M. Murbach, A. Christ, P. Crespo-Valero, and N. Kuster, "Exposure systems for testing hypotheses of site and mechanisms of interaction in the human brain", Swiss Federal Institute of Technology Zurich, (ETHZ), Integrated Systems Laboratory, Microelectronics Design Center, *Research Review 2007*, Edition 2008.

### Προσκεκλημένες ομιλίες:

- 1. <u>M. Christopoulou</u>, A. Kiourti and K.S. Nikita, "Electromagnetic dosimetry for human provocation studies and implantable antenna design", *SEMCAD-X Workshop, EUCAP 2011*, Rome, 14 April 2011.
- 2. <u>M. Christopoulou</u>, V. Triantos, V. Tsakanikas, and K.S. Nikita, "SAR distribution in children heads exposed to helical antennas," *Scientific Workshop organized by the Forschungsgemeinschaft Funk e.V. (FGF), Research Association for Radio Applications, in cooperation with the State Ministry of Environment and Transport, Baden-Württemberg,* "Do children represent a special sensitive group for EMF-Exposure? -State of Research", Stuttgart, Germany, 27-28 November 2006.

Μαρία Ι. Χριστοπούλου: Έλαβε το δίπλωμα του Ηλεκτρολόγου Μηχανικού (2003) και το διδακτορικό δίπλωμα (2011) στη Βιοϊατρική Τεχνολογία από τη Σχολή Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Ηλεκτρονικών Υπολογιστών του Εθνικού Μετσοβίου Πολυτεχνείο (Ε.Μ.Π.). Κατά το διάστημα 2004-2007, η Μαρία εργάστηκε επικουρικά ως επιβλέπουσα του Εργαστηρίου Βιοϊατρικής Τεχνολογίας. Την περίοδο 2007-2008, εργάστηκε στο ΙΤ' IS Foundation - The Foundation for Research on Information Technologies in Society, Swiss Federal Institute of Technology Zurich (ETHZ), ως ακαδημαϊκή επισκέπτης, και συνεισέφερε στα ερευνητικά προγράμματα "EMF & BRAIN/SLEEP" και "EX-Age". Από το έτος 2004 έως σήμερα, η Μαρία είναι υπεύθυνη για τη διεξαγωγή μετρήσεων ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας, που διεξάγονται από το Εργαστήριο Βιοϊατρικών Προσομοιώσεων και Απεικονιστικής Τεχνολογίας, για την προστασία του κοινού. Είχε συμμετοχή σε 2 διεθνείς διεργαστηριακές μετρήσεις ΗΜΠ Ραδιοσυχνοτήτων, οι οποίες διεξήχθησαν στην Αθήνα και το Ντουμπρόβνικ. Η διδακτορική διατριβή της Μαρίας εστίασε στην υπολογιστική και πειραματική μελέτη της επίδρασης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας από τερματικές συσκευές κινητών επικοινωνιών 2ης και 3ης γενιάς σε λειτουργικές εγκεφαλικές δομές. Τα ερευνητικά της ενδιαφέροντα περιλαμβάνουν: υπολογιστικό ηλεκτρομαγνητισμό, βιοηλεκτρομαγνητισμό, θεωρία κεραιών, μεθοδολογία εποπτικών μετρήσεων ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας και αρχές ψυχοφυσικής. Έχει δημοσιεύσει 23 εργασίες ως άρθρα σε αναγνωρισμένα διεθνή επιστημονικά περιοδικά και σε πρακτικά διεθνών επιστημονικών συνεδρίων. Έχει δώσει 2 προσκεκλημένες ομιλίες. Υπήρξε μέλος της επιτροπής διοργάνωσης 5 διεθνών συνεδρίων. Από το 2009 είναι κριτής στο Επιστημονικό Διεθνές Περιοδικό 'Progress in Electromagnetic Research'. Η Μαρία είναι υπότροφος του ΕΔΕΤ-Εθνικού Δικτύου Έρευνας και Τεχνολογίας Α.Ε. (2008) και του ΕΠΙΣΕΥ-Ερευνητικού Πανεπιστημιακού Ινστιτούτου Συστημάτων Επικοινωνιών και Υπολογιστών (2005-2006). Βραβεία και διακρίσεις έχουν απονεμηθεί σε τρεις (3) δημοσιεύσεις σε επιστημονικά περιοδικά (2010, 2009, 2005) και διεθνή συνέδρια (2009, 2008, 2004). Από το Δεκέμβριο 2011, εργάζεται στο Γραφείο Μη Ιονιζουσών Ακτινοβολιών της Ελληνικής Επιτροπής Ατομικής Ενέργειας (ΕΕΑΕ), ως εξωτερικός συνεργάτης μηχανικός. Από το έτος 2009 έως σήμερα, διδάσκει στην Ανώτατη Σχολή Παιδαγωγικής και Τεχνολογικής Εκπαίδευσης (ΑΣΠΑΙΤΕ), ως εργαστηριακός συνεργάτης. Είναι μέλος του Τεχνικού Επιμελητηρίου Ελλάδας.