



ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΙΔΡΥΜΑ ΔΥΤΙΚΗΣ ΕΛΛΑΔΑΣ

ΣΧΟΛΗ ΕΠΑΓΓΕΛΜΑΤΩΝ ΥΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΠΡΟΝΟΙΑΣ

ΤΜΗΜΑ ΟΠΤΙΚΗΣ & ΟΠΤΟΜΕΤΡΙΑΣ

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

# **Αλληλεπίδραση ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας με το ανθρώπινο σώμα: μέθοδοι και εφαρμογές**

*Λάκα Άνα*

**Μακρής Θεόδωρος**

Επιβλέπων καθηγητής: κ.Δόκτωρ Ιωάννης Θανόπουλος

**Αίγιο, 2015**

## ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Η πτυχιακή αυτή εργασία αποτελεί την κορύφωση των σπουδών μας στο ΤΕΙ Δυτικής Ελλάδας, τμήμα Οπτικής και Οπτομετρίας.

Χάρη στην βιβλιογραφική αυτή εργασία μας δόθηκε η ευκαιρία να κατανοήσουμε πώς τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία από 10MHz έως 10GHz αλληλεπιδρούν με το ανθρώπινο σώμα. Τα πειράματα που έχουν δημοσιευτεί βρίσκουν ευρεία εφαρμογή στην ανάπτυξη ιατρικών διαγνωστικών και θεραπευτικών τεχνικών. Επιπλέον καλύπτουν ένα μεγάλο φάσμα αντρικών, γυναικείων, παιδικών σωμάτων και διαφορετικών στάσεων του σώματος.

Αρχικά δίνεται μια συνοπτική εικόνα για τις ηλεκτρομαγνητικές ακτινοβολίες και τις υπολογιστικές τεχνικές για την επίλυση των εξισώσεων του Maxwell. Στη συνέχεια γίνεται εκτενή αναφορά στα ανθρώπινα μοντέλα που χρησιμοποιήθηκαν σε προσομοιώσεις στην ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία, τα πειράματα που έλαβαν χώρα και τα αποτελέσματα που λήφθηκαν. Τέλος, η εργασία μελετά τη δοσιμετρία οργάνων από έκθεση σε κοντινά ηλεκτρομαγνητικά πεδία.

Θα θέλαμε να ευχαριστήσουμε τον Δόκτωρ Ιωάννη Θανόπουλο για τη βοήθειά του με την παροχή γνώσεων και στοιχείων, καθώς και για τη συνεχή παρακολούθηση που μας παρείχε.

## Περίληψη

Η αριθμητική προσομοίωση της αλληλεπίδρασης μεταξύ των ηλεκτρομαγνητικών πεδίων (ΗΜΠ) και του διηλεκτρικά ανομοιογενούς ανθρώπινου σώματος παρέχει ένα μοναδικό τρόπο αξιολόγησης των προκύπτων χωρικών κατανομών των εσωτερικών ηλεκτρικών πεδίων, των ρευμάτων και του ρυθμού απόθεσης ενέργειας. Η γνώση των παραμέτρων αυτών είναι σημαντική στην κατανόηση των αλληλεπιδράσεων και αποτελεί προϋπόθεση στην αξιολόγηση της ηλεκτρομαγνητικής έκθεσης ή τη βελτιστοποίηση των θεραπευτικών ή διαγνωστικών ιατρικών εφαρμογών που χρησιμοποιούν ηλεκτρομαγνητικά πεδία. Στην παρούσα ανασκόπηση, υπολογιστικές μέθοδοι που περιλαμβάνουν τις πληροφορίες αυτές μέσω λύσεων που παρέχονται από τις εξισώσεις του Μάξγουελ, συνοψίζονται περιληπτικά. Ακόμα, ακολουθείται από μια επισκόπηση ασφάλειας και ιατρικών εφαρμογών που σχετίζονται με τη μοντελοποίηση, όπου συνέβαλε σημαντικά για την ανάπτυξη και την κατανόηση των τεχνικών που χρησιμοποιούνται. Συγκεκριμένα, εφαρμογές στους τομείς των κινητών επικοινωνιών, της μαγνητικής απεικόνισης συντονισμού, της θεραπείας υπερθερμίας αλλά και της μικροκυματικής ραδιομετρίας τονίζονται. Τέλος, αναλύονται παραδείγματα μοντελοποίησης των δυνατικών νέων ιατρικών εφαρμογών, όπως τα μικροκύματα υπερευρείας ζώνης.

## Abstract

Numerical modelling of the interaction between electromagnetic fields (EMFs) and the dielectrically inhomogeneous human body provides a unique way of assessing the resulting spatial distributions of internal electric fields, currents and rate of energy deposition. Knowledge of these parameters is of importance in understanding such interactions and is a prerequisite when assessing EMF exposure or when assessing or optimizing therapeutic or diagnostic medical applications that employ EMFs. In this review, computational methods that provide this information through full time-dependent solutions of Maxwell's equations are summarized briefly. This is followed by an overview of safety and medical-related applications where modelling has contributed significantly to development and understanding of the techniques involved. In particular, applications in the areas of mobile communications, magnetic resonance imaging, hyperthermal therapy and microwave radiometry are highlighted. Finally, examples of modelling the potentially new medical applications of recent technologies such as ultra-wideband microwaves are discussed.

## Περιεχόμενα

<b>ΕΙΣΑΓΩΓΗ</b> .....	1
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: Ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία</b> .....	3
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: Υπολογιστικές τεχνικές για την επίλυση των εξισώσεων του Maxwell</b> .....	7
2.1 Πεδίο χρόνου πεπερασμένων διαφορών (FDTD).....	7
2.2. Τεχνική πεπερασμένου ολοκληρώματος (FIT) .....	7
2.3 Μέθοδος των ροπών (MoM) .....	8
2.4 Μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων (FEM) .....	8
2.6 Εμπορικό λογισμικό.....	8
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: Μοντέλα ανθρώπινου σώματος που χρησιμοποιήθηκαν σε προσομοιώσεις στην ηλεκτρομαγνητική δοσιμετρία (έκθεση σε μακρινά πεδία)</b> .....	10
3.1 Μοντέλο NORMAN .....	10
3.2 Μοντέλο NORMAN σε καθιστή θέση .....	17
3.3 Μοντέλο του Nagaoka .....	20
3.4 Μοντέλα γυναικών –εγκύων .....	20
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: Διηλεκτρικές ιδιότητες ιστών</b> .....	24
4.1 Ανθρώπινα πειράματα ηπατικού ιστού .....	24
4.2 Πειράματα ηπατικού ιστού χοίρου .....	25
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: Ηλεκτρομαγνητική δοσιμετρία : έκθεση σε κοντινά πεδία</b> .....	27
5.1 Κινητά τηλέφωνα.....	27
5.2 Μαγνητική απεικόνιση συντονισμού (MRI) .....	33
5.3 Υπερθερμία (Hyperthermia) .....	34
5.3.1 Τοπική υπερθερμία (Local hyperthermia LHT).....	35
5.3.2 Διάμεση υπερθερμία (Interstitial hyperthermia IHT) .....	35
5.3.3 Περιφερειακή υπερθερμία (Regional hyperthermia RHT).....	36
5.3.4 Κατάλυση (Ablation) .....	37
5.4 Μικροκυματική ραδιομετρία.....	39
5.5 Μικροκύματα υπερευρείας ζώνης (UWB).....	40
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6: Συμπεράσματα</b> .....	42
<b>ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ</b> .....	43

## ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η εργασία διαπραγματεύεται το θέμα της αλληλεπίδρασης της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας με το ανθρώπινο σώμα και επικεντρώνεται στις μεθόδους και τις εφαρμογές. Αναλύει βασικές έννοιες του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος και πως επηρεάζει το ανθρώπινο σώμα. Παγκόσμιοι οργανισμοί έχουν ιδρυθεί για να συμβουλεύουν τα κράτη σχετικά με τα όρια έκθεσης. Στις αρχές ήταν αρκετά δύσκολο να καθοριστούν το εσωτερικά πεδία και την άμεση σχέση τους με τα εξωτερικά. Οι εξισώσεις Maxwell's μας έδωσαν τη δυνατότητα να καταλάβουμε την αλληλεπίδραση της ακτινοβολίας με το ανθρωπινό σώμα και για αυτό το λόγω εφαρμόστηκαν σε υπολογιστικές πλατφόρμες ώστε να βρούμε με ακρίβεια τον ρυθμό ειδικής απορρόφησης. Οι μέθοδοι που χρησιμοποιήθηκαν για την λύση των εξισώσεων εφαρμόστηκαν σε λογισμικά οπού μετέπειτα τα λογισμικά αυτά εκτελέστηκαν στις διάφορες πειραματικές διαδικασίες .

Τα πειράματα επικεντρώθηκαν στη ανάπτυξη ρεαλιστικών μοντέλων ανθρώπων( ανδρών, γυναικών ,εγκύων, παιδιών) τα οποία βασίστηκαν πάνω σε μαγνητικές τομογραφίες . Προκειμένου τα μοντέλα να είναι όσο το δυνατόν πιο κοντά στον άνθρωπο μπήκαν παράμετροι στα λογισμικά. Μια από αυτές τις παραμέτρους ήταν οι διηλεκτρικές ιδιότητες των ιστών. Αφού πρώτα εκτέθηκαν σε επίπεδα κύματα και μελετήθηκαν σε διαφορετικές συνθήκες πάρθηκαν τα αποτελέσματα σχετικά με την απορρόφηση.

Η εργασία βασίστηκε πάνω σε βιβλιογραφικές πηγές και το θέμα της είναι αρκετά ενδιαφέρον καθώς εμπλέκεται με τη καθημερινότητα μας .

Η ηλεκτρομαγνητική δοσιμετρία είναι ένας αρκετά ειδικευμένος τομέας που βασίζεται πάνω στην οπτική φυσική. Χάρη τις έρευνες που έγιναν πάνω σε αυτόν το τομέα μπορούμε σήμερα να απολαμβάνουμε μια πιο άνετη και ασφαλή καθημερινότητα όπως για παράδειγμα τη χρήση των κινητών τηλεφώνων. Ακόμα ,έχει συμβάλει σημαντικά στο τομέα της υγείας και συγκεκριμένα όσον αφορά στην θεραπεία ορισμένων μορφών καρκίνου. Τα πειράματα οδήγησαν στην κατασκευή μηχανημάτων για τη θεραπεία όγκων που στο παρελθόν ήταν δύσκολο να θερμανθούν.

Κάποιες έννοιες πού αναφέρονται συχνά μέσα στο κείμενο είναι οι εξής :

voxel :όπου είναι μια αντιπροσωπευτική τιμή ενός κανονικού πλέγματος στο τρισδιάστατο χώρο σε σχήμα κύβου,

ραδιοσυχνότητα: τμήμα του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος που αντιστοιχεί στη περιοχή από 10 kHz έως 300 GHz,

μικροκύματα: η περιοχή μεταξύ 300 MHz και 300 GHz,

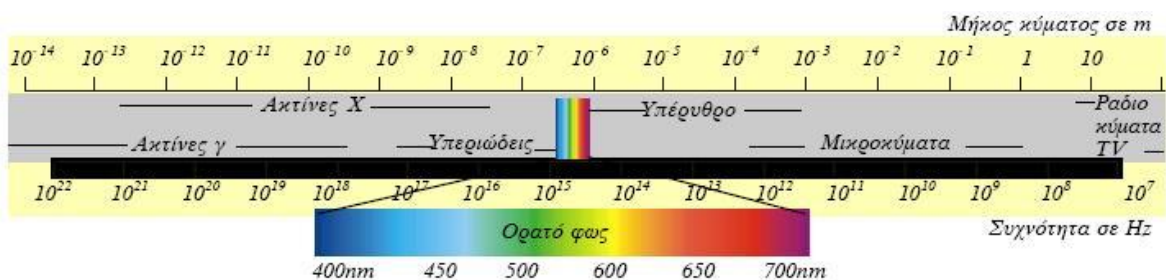
SAR: ρυθμός ειδικής απορρόφησης.

Ο σκοπός της εργασίας ήταν να μελετηθούν όλα εκείνα τα σημαντικά πειράματα πάνω στην ηλεκτρομαγνητική δοσιμετρία που έχουν καθορίσει σήμερα τα διεθνή ασφαλή όρια έκθεσης. Επίσης ,το πώς έχει συμβάλει ο τομέας στη καθημερινότητα μας και πως οι εφαρμογές πάνω σε αυτόν τον τομέα βοηθούν τον σύγχρονο άνθρωπο.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: Ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία

Η χρήση μη ιοντίζων ηλεκτρομαγνητικών πεδίων (EMFs) στις περιοχές της ραδιοσυχνότητας (RF) και των μικροκυμάτων (MW) του φάσματος είναι θεμελιώδης, όχι μόνο στα μοντέρνα επικοινωνιακά συστήματα όπως τα κινητά τηλέφωνα, αλλά ακόμα σε πολλές ιατρικές διαγνωστικές και θεραπευτικές τεχνικές όπως η μαγνητική απεικόνιση συντονισμού (MRI) και η υπερθερμία. (Hand, 2008)

Με τον όρο ραδιοσυχνότητα εννοούμε το τμήμα του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος που αντιστοιχεί στη περιοχή από 10 kHz έως 300 GHz. Η περιοχή μεταξύ 300 MHz και 300 GHz λέγεται μικροκύματα ενώ συχνά χρησιμοποιείται και η ονομασία χιλιοστομετρικά κύματα (millimeter waves, mmW) για το τμήμα από 30GHz έως 300GHz. Στη περιοχή των ραδιοσυχνοτήτων του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος συμπεριλαμβάνονται οι συχνότητες που χρησιμοποιούνται για ραδιοφωνική εκπομπή AM, FM για τηλεοπτική εκπομπή VHF και UHF, για κινητές και δορυφορικές επικοινωνίες κ.λπ.. Στη RF περιοχή η κβαντική ενέργεια δεν είναι ικανή να προκαλέσει μεταβολές και ιοντισμό στα βιολογικά υλικά και ονομάζεται ως μη-ιοντίζουσα. Η μη-ιοντίζουσα περιοχή εκτείνεται μέχρι την υπέρυθρη (Infrared, IR), την ορατή και την υπεριώδη (UV) ακτινοβολία, περίπου έως τη συχνότητα  $8 \times 10^{14}$  Hz. Η περιοχή του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος με συχνότητα μεγαλύτερη από  $8 \times 10^{14}$  Hz χαρακτηρίζεται ως ιοντίζουσα (ακτίνες X, ακτίνες γ, κοσμική) βλ. Εικόνα 1.1, επειδή η κβαντική ενέργεια σε αυτή τη περιοχή είναι αρκετή για να προκαλέσει καταστροφή της ενδομοριακής δομής και πρόκληση καρκινογενετικών φαινομένων στα βιολογικά συστήματα.



Εικόνα 1.1: Το ηλεκτρομαγνητικό φάσμα. ([www.ebooks.edu.gr](http://www.ebooks.edu.gr))

Γνωρίζουμε ότι όλοι οι βιολογικοί ιστοί αποτελούνται από χημικές ενώσεις. Από ηλεκτρική άποψη τα μόρια μας εμφανίζονται ως ηλεκτρικά δίπολα. Κάτω από την επίδραση ενός ισχυρού εξωτερικού ηλεκτρομαγνητικού πεδίου, τα ηλεκτρικά δίπολα τείνουν να προσανατολιστούν κατά τη φορά του ηλεκτρικού πεδίου και αυτό έχει σαν αποτέλεσμα την ταλάντωση των μορίων. Στη συνέχεια η κινητική ενέργεια μετατρέπεται σε θερμότητα. Η αλληλεπίδραση υψίσυχνων ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων με τους βιολογικούς ιστούς και η παρουσία του ηλεκτρικού πεδίου αυξάνει τη κινητική ενέργεια κυρίως των μορίων νερού, με αποτέλεσμα τη μεταφορά ενέργειας από τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα στους ιστούς. Λόγω αυτής της αλληλεπίδρασης παρουσιάζεται αύξηση της θερμοκρασίας τοπικά ή ακόμα συνολικά σε όλο το ανθρώπινο σώμα.

Η αύξηση της θερμοκρασίας μέσα στους ιστούς είναι μια διαδικασία που πραγματοποιείται σε δύο στάδια. Αρχικά είναι απαραίτητη η ισχυρή διείσδυση της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας μέσα στο ανθρώπινο σώμα που έχει σαν αποτέλεσμα, στη συνέχεια, την αύξηση της θερμοκρασίας, εφόσον διατηρείται το επιβαλλόμενο ηλεκτρομαγνητικό πεδίο και η απορροφούμενη ισχύς ανά μονάδα μάζας ιστού να είναι αρκετή. Ο θερμικός χαρακτήρας της βιολογικής αντίδρασης της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας επιβεβαιώνεται

στη πράξη από ιατρικές εφαρμογές που έχουν ήδη αναπτυχθεί όπως η μικροκυματική υπερθερμία που εφαρμόζεται για την αντιμετώπιση του καρκίνου.

Η διάδοση τέτοιων εφαρμογών έχει δημιουργήσει μια ανησυχία προκειμένου να γίνει ασφαλή χρήση τους και έχουν συσταθεί διεθνείς και εθνικές οδηγίες για να καθορίσουν τα όρια έκθεσης σε ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία. Το 1974 η Διεθνής Επιτροπή Ακτινοπροστασίας ( International Radiation Protection Association, IRPA) συνέστησε ομάδα εργασίας για τη μελέτη προβλημάτων που σχετίζονται με τη μη-ιοντίζουσα ακτινοβολία, σε συνεργασία με τη Παγκόσμια Οργάνωση Υγείας ( World Health Organization ,WHO). Το 1992 δημιουργήθηκε μια ανεξάρτητη επιστημονική επιτροπή, η Διεθνής Επιτροπή Προστασίας από Μη-ιοντίζουσα Ακτινοβολία (International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, ICNIRP), με σκοπό τη παρακολούθηση όλων των επιστημονικών ερευνών και την αντικειμενική εξέταση τους για την καθιέρωση οδηγιών σχετικά με τα όρια ασφαλούς έκθεσης σε ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία. Οι πιο πρόσφατες οδηγίες της ICNIRP ( ICNIR, 1998) έχουν υιοθετηθεί από την Ευρωπαϊκή Επιτροπή Τυποποίησης CENELEC (Commitee Europeen de Normalisation Electrotechnique) και την Ευρωπαϊκή Επιτροπή κατά τη σύναξη του ισχύοντος προτύπου για την έκθεση σε ΗΜ πεδία. Στις ΗΠΑ τα όρια ασφάλειας για την έκθεση σε RF ακτινοβολία βασίζονται στις οδηγίες του Ινστιτούτο Ηλεκτρολόγων και Ηλεκτρονικών Μηχανικών (Institute of Electrical and Electronics Engineers, IEEE) και έχουν υιοθετηθεί από το Αμερικανικό Ινστιτούτο Τυποποίησης (American National Standards Institute,ANSI).Στην Ελλάδα υπάρχει η Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας (ΕΕΑΕ) η οποία είναι αρμόδια για θέματα ακτινοπροστασίας και ραδιολογικής και πυρηνικής ασφάλειας. Κύριο μέλημα της είναι η προστασία του πληθυσμού, των εργαζομένων και του περιβάλλοντος από τις ιοντίζουσες και της τεχνητά παραγόμενες μη ιοντίζουσες ακτινοβολίες.

Τα ασφαλή όρια βασίζονται πάνω σε μελέτες οι οποίες περιγράφουν τα εσωτερικά ηλεκτρικά πεδία και την απόθεση ενέργειας μέσα στο ανθρώπινο σώμα που προκαλούνται από τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία. Τα εσωτερικά ηλεκτρικά πεδία είναι δύσκολα να καθοριστούν και είναι σημαντικό να καταλάβουμε τη σχέση τους με τα εξωτερικά ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία. Αριθμητικοί μέθοδοι που περιγράφουν την αλληλεπίδραση των ηλεκτρομαγνητικών πεδίων με το ανθρώπινο σώμα μας βοηθούν στο να τα κατανοήσουμε.(Hand ,2008)

Η κλασική θεωρία ηλεκτρομαγνητικών πεδίων βασίζεται πάνω σε εξισώσεις που λέγονται εξισώσεις Maxwell's.Στο κενό οι διαφορικές μορφές είναι :

$$\nabla \times \mathbf{E} = -d\mathbf{B}/dt \quad (1.1)$$

$$\nabla \times \mathbf{B} = \mu_0(\mathbf{J} + \epsilon_0 d\mathbf{E}/dt) \quad (1.2)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{E} = \rho/\epsilon_0 \quad (1.3)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{B} = 0 \quad (1.4)$$

και σε μορφές ολοκληρώματος είναι:

$$\int_l \mathbf{E} \cdot d\mathbf{l} = -\int_S (d\mathbf{B}/dt) \cdot d\mathbf{S} \quad (1.5)$$

$$\int_l \mathbf{B} \cdot d\mathbf{l} = \mu_0 \int_S \mathbf{J} \cdot d\mathbf{S} + \epsilon_0 \mu_0 \int_S \left(\frac{d\mathbf{E}}{dt}\right) \cdot d\mathbf{S} \quad (1.6)$$

$$\int_S \mathbf{E} \cdot d\mathbf{S} = (1/\epsilon_0) \int_V \rho dV \quad (1.7)$$

$$\int_S \mathbf{B} \cdot d\mathbf{S} = 0 \quad (1.8)$$



όπου  $E$  είναι το ηλεκτρικό πεδίο ( $V m^{-1}$ ),  $B$  είναι πυκνότητα μαγνητικής ροής (T),  $J$  είναι η πυκνότητα ρεύματος ( $A m^{-2}$ ),  $\rho$  είναι η πυκνότητα φορτίου ( $C m^{-3}$ ),  $\mu_0$  είναι η διαπερατότητα στο κενό ( $=4\pi \times 10^{-7} H m^{-1}$ ) και  $\epsilon_0$  είναι διηλεκτρική σταθερά στο κενό ( $=8.854 \times 10^{-12} F m^{-1}$ ).

Το φάσμα των συχνοτήτων που εμπλέκονται στην ανθρώπινη έκθεση και στις ιατρικές εφαρμογές μη ιοντίζων ηλεκτρομαγνητικών ακτινοβολιών είναι μεγάλο. Για παράδειγμα τα πεδία συχνότητας (50/60 Hz) που σχετίζονται με χρονικά μεταβαλλόμενο μαγνητικό πεδίο που χρησιμοποιούνται στην μαγνητική (περίπου 1kHz) ,πεδία ραδιοσυχνοτήτων που σχετίζονται με υψηλού πεδίου MR συστήματος, επαγωγή της υπερθερμίας (περίπου 100-300MHz) και έκθεση σε κινητά τηλέφωνα (περίπου 1-2GHz).

Σε συχνότητες όπου το μήκος κύματος είναι σημαντικά μεγαλύτερο από τις διαστάσεις του σώματος οι λεγόμενες ημιστατικές προσεγγίσεις είναι έγκυρες. Επί παραδείγματι μια μαγνητικο-ημιστατική προσέγγιση ισχύει όταν η πυκνότητα μετατόπισης ρεύματος ( $\epsilon_0 dE/dt$ ) είναι αμελητέα σε σύγκριση με την αγωγιμότητα ρεύματος  $J$ . Έτσι οι χρονικοί όροι στις εξισώσεις (1.2) και (1.6) μπορούν να αγνοηθούν , με αποτέλεσμα να γράφονται ως εξής :

$$\nabla \times B = \mu_0 J \quad (1.9)$$

$$\int_l B \cdot dl = \mu_0 \int_s J \cdot dS \quad (1.10)$$

Εναλλακτικά σε μερικά προβλήματα μια ηλεκτρο-ημιστατική προσέγγιση μπορεί να ληφθεί παραμελώντας τα χρονοπαράγωγα όπως στις εξισώσεις (1.1) και (1.5). Επομένως ,εξαιτίας της μαγνητικής επαγωγής και της μετατόπισης πυκνότητας ρεύματος οι ημιστατικές λύσεις επιτρέπουν τα μαγνητικά ( $B$ ) και ηλεκτρικά ( $E$ ) πεδία να εξεταστούν μεμονωμένα. Για συχνότητες όπου το μήκος κύματος είναι συγκρίσιμο με το σώμα η εξάρτηση του χρόνου στις εξισώσεις Maxwell's θα πρέπει να ληφθεί υπ' όψιν. Στα παραδείγματα που περιλαμβάνονται το ανθρώπινο σώμα ο διαχωριστής συχνοτήτων μεταξύ αυτών των προσεγγίσεων είναι περίπου 10MHz.

Ένα άνω όριο στο φάσμα των συχνοτήτων ορίζεται περίπου στα 10GHz αφού η διείσδυση στους ιστούς από υψηλότερες συχνότητες είναι μικρή (3,5 mm για το δέρμα σε 10 GHz). Εντός του εύρους συχνοτήτων που εξετάζουμε το μεγαλύτερο ενδιαφέρον στη δοσιμετρική ποσότητα παρουσιάζει ο ρυθμός ειδικής απορρόφησης (SAR) λόγω ότι είναι απαραίτητος προκειμένου να αποφύγουμε το θερμικό στρες σε ολόκληρο το σώμα ή την αύξηση της τοπικής θερμοκρασίας στους ιστούς. Ο ρυθμός ειδικής απορρόφησης (SAR)  $= \frac{d}{dt} \left( \frac{dW}{dm} \right) \frac{d}{dt} = \left( \frac{dW}{\rho dV} \right)$  είναι το παράγωγο του χρόνου της στοιχειώδους ενέργειας ( $dW$ ) που απορροφάται από μια αυξητική μάζα ( $dm$ ) η οποία περιέχεται σε ένα στοιχείο όγκου ( $dV$ ) μιας δεδομένης πυκνότητας ( $\rho$ ). Έχει μονάδες μέτρησης  $W kg^{-1}$ . Επιπλέον τα εσωτερικά ρεύματα μπορούν να έχουν ενδιαφέρον σε συχνότητες περίπου 100 MHz και η ειδική απορρόφηση (SA) για την έκθεση σε παλμικά πεδία από 300 MHz μέχρι 10GHz.  $SA = \frac{dW}{dm} = \frac{dW}{\rho dV}$  είναι το πηλίκο της στοιχειώδους ενέργειας ( $dW$ ) που απορροφάται από μια μάζα ( $dm$ ) η οποία περιέχεται σε ένα στοιχείο όγκου ( $dV$ ) μιας δεδομένης πυκνότητας ( $\rho$ ). Έχει μονάδες μέτρησης  $J kg^{-1}$ . (Hand ,2008)

Πριν από τη διαθεσιμότητα της εκτεταμένης υπολογιστικής ισχύς που απολαμβάνουμε σήμερα ,οι πρώιμες μελέτες απορρόφησης ενέργειας επικεντρώθηκαν σε απλά επίπεδα, σφαιρικά και κυλινδρικά μοντέλα ανθρώπων που θα μπορούσαν να επιλυθούν με αναλυτικές μεθόδους. Οι Schwan και Li (1995) ερευνήσαν την εξάρτηση συχνότητας της θέρμανσης του σώματος λόγω έκθεσης σε ηλεκτρομαγνητικά πεδία (150MHz-10GHz) αναλύοντας τη

μετάδοση της αντανάκλασης στα σύνορα τριών στρωμάτων δέρμα-λίπος-μυείς(επίπεδο μοντέλο). Οι Kritikos και Schwan (1972) ανέλυσαν την ακτινοβολία σφαιρικών μοντέλων κεφαλιού χρησιμοποιώντας σφαιρικά διανύσματα κυματοσυναρτήσεις και επικέντρωσαν την προσοχή τους σε φαινόμενα συντονισμού. Αυτές οι μελέτες ακολουθήθηκαν από αναλύσεις σε έκθεση επιμηκν σφαιροειδών μοντέλων και μέρη του σώματος.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: Υπολογιστικές τεχνικές για την επίλυση των εξισώσεων του Maxwell

Υπάρχουν αρκετές διαθέσιμες τεχνικές που παρέχουν αριθμητική λύση των εξισώσεων του Maxwell και μπορούν να εφαρμοστούν σε πανίσχυρους υπολογιστές και άλλες υπολογιστικές πλατφόρμες. Σε γενικές γραμμές, μπορούν να ταξινομηθούν σε δύο κατηγορίες, αυτές που βασίζονται σε διαφορική εξίσωση (DE) και εκείνες που βασίζονται σε εξίσωση ολοκληρώματος (IE). Η διαφορική εξίσωση είναι η μαθηματική εξίσωση η οποία συσχετίζει τις τιμές μιας άγνωστης συνάρτησης με μία ή περισσότερες μεταβλητές και των παραγώγων του πρώτου, δεύτερου ή ανώτερου βαθμού. (Hand, 2008)

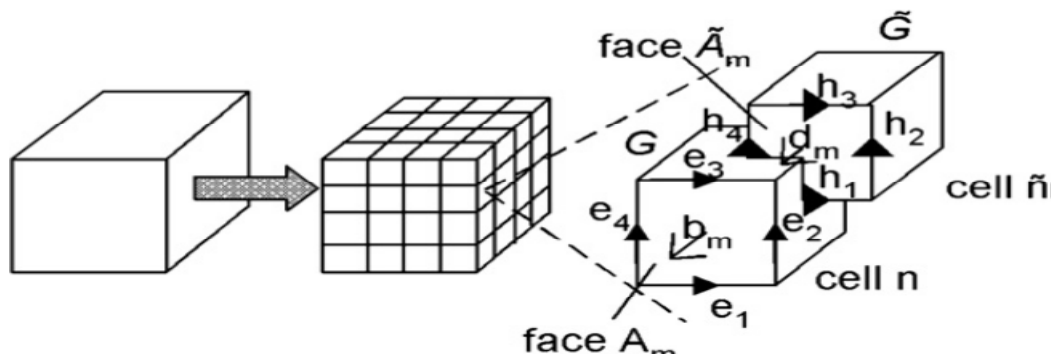
### 2.1 Πεδίο χρόνου πεπερασμένων διαφορών (FDTD)

Αυτή η μέθοδος βασίζεται στη διακριτοποίηση των διαφορικών εξισώσεων και περιλαμβάνει τη χωρική δειγματοληψία του ηλεκτρικού (E) και μαγνητικού (B) πεδίου που κατανέμονται επί του όγκου του ενδιαφέροντος πάνω από κάποιο χρονικά διάστημα. Κανονικά η χωρική και χρονική δειγματοληψία σε διαστήματα από 10 έως 20 ανά μήκος κύματος είναι αρκετά μικρή για να διατηρηθεί η σταθερότητα του αλγόριθμου. Οι Taflovne και Brodwin (1975) χρησιμοποίησαν αλγόριθμο και ανέφεραν τη χρήση μιας μεθόδου FDTD να προσομοιώνει έκθεση των ιστών σε ηλεκτρομαγνητικά πεδία. Στην περίπτωση αυτή ένα ανατομικά ρεαλιστικό μοντέλο του ανθρώπινου ματιού υποβλήθηκε σε ακτινοβολία 750 MHz και 1.5GHz, δουλεύοντας σε ένα ορθογώνιο σύστημα συντεταγμένων και υποθέτοντας ένα ιστροπικό μέσο που δεν έχει ηλεκτρικές ή μαγνητικές πηγές, αλλά μπορεί να έχουν υλικά που προκαλούν ηλεκτρικές ή μαγνητικές απώλειες.

Ένα πολύ γνωστό πρόβλημα με τους FDTD προσομοιωτές σε ενιαίο καρτεσιανό πλέγμα είναι ο χειρισμός των καμπυλωτών επιφανειών ή πολύ ακανόνιστων γεωμετρικών ορίων. Για την ακριβή παρουσίασή τους χρησιμοποιείται ένα μη-ομοιόμορφο πλέγμα ή ένα πλέγμα με υψηλή χωρική ανάλυση.

### 2.2. Τεχνική πεπερασμένου ολοκληρώματος (FIT)

Η τεχνική πεπερασμένου ολοκληρώματος βασίζεται στη διακριτοποίηση (κβάντωση φυσικών μεγεθών στη φυσική στοιχειωδών σωματιδίων) των μορφών των εξισώσεων του Maxwell και τη μετατροπή του πλέγματος των εξισώσεων σε ένα ορθογώνιο ζεύγος με διπλό πλέγμα (G, g). Η ηλεκτρική τάση δικτύου (e) και η μαγνητική ροή (b) έχουν κατανεμηθεί για το πρωτοβάθμιο πλέγμα G, ενώ η μαγνητοκινητική δύναμη (h) και η ηλεκτρική ροή (d) διατίθεται για το δεύτερο πλέγμα g όπως φαίνεται στο Σχήμα 2.2.1. (Hand, 2008)



### **2.3 Μέθοδος των ροπών (MoM)**

Η μέθοδος των ροπών (MoM) είναι μια μέθοδος πεδίου συχνοτήτων και στον ηλεκτρομαγνητισμό έχει γίνει συνώνυμο με τη χρήση ολοκληρωτικών φορέων εξισώσεων, αν και αρχικά μπορούσε να χρησιμοποιηθεί είτε για διαφορικούς είτε για ολοκληρωτικούς φορείς. Με αυτή τη προσέγγιση το πρόβλημα διατυπώνεται ως ολοκληρωτικές εξισώσεις που λαμβάνονται χρησιμοποιώντας συναρτήσεις Green και επιλύονται με τη μείωση τους σε ένα σύστημα γραμμικών εξισώσεων.

Η MoM είναι μια πολύ αποτελεσματική μέθοδος κατά τη λύση προβλημάτων με αγωγίμους σκεδαστές ή πηγές. Τα πλεονεκτήματά της είναι ότι μόνο η εν λόγω δομή και όχι ο ελεύθερος χώρος, όπως στην περίπτωση των FDTD και FIT διακριτοποιείται και οι συνοριακές συνθήκες δεν χρειάζονται να ρυθμιστούν. Ωστόσο, οι απαιτήσεις μνήμης κλιμακώνονται ανάλογα με το μέγεθος του προβλήματος στην ερώτηση και την απαιτούμενη συχνότητα.

Προσεγγίσεις στις οποίες η MoM υβριδοποιείται με άλλες μεθόδους όπως η FDTD ή η μέθοδος πεπερασμένων στοιχείων (FEM) είναι ελκυστικές για τα δοσιμετρικά προβλήματα.

### **2.4 Μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων (FEM)**

Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων είναι μια διαφορική (DE) προσέγγιση στην οποία το πλήρες πρόβλημα περιλαμβάνει γεωμετρική πηγή διέγερσης ,σκεδαστές και σύνορο περιορισμών που διακριτοποιείται με μεταβλητό τρόπο σε μικρά στοιχεία πλέγματος τα οποία χρησιμοποιούνται για να περιγράψουν πολύπλοκες γεωμετρίες και μεγαλύτερα στοιχεία πλέγματος. Η δοκιμαστική λειτουργία είναι ένας συνδυασμός ενός συνόλου συναρτήσεων που ορίζονται σε υποτομείς (τα στοιχεία mesh). Έτσι οι εξισώσεις πεδίου προσδιορίζονται σε όρους πολυώνυμων με άγνωστους συντελεστές που ορίζονται στους κόμβους πλέγματος ή κατά μήκος των άκρων των στοιχείων.

Τα βασικά βήματα που απαιτούνται για την ανάλυση ενός FEM προβλήματος είναι (α) η διακριτοποίηση του τομέα, (β) η επιλογή των παρεμβολών λειτουργιών, (γ) η διαμόρφωση του συστήματος των εξισώσεων και (δ) η λύση των εξισώσεων του συστήματος .

### **2.5 Άλλες μέθοδοι**

Υβριδικοί μέθοδοι έχουν χρησιμοποιηθεί για την προσομοίωση των προβλημάτων που αφορούν μεγάλους υπολογιστικές όγκους και όπου απαιτείται λεπτομερέστερη ενημέρωση εντός ορισμένων υποόγκων. (Hand ,2008)

### **2.6 Εμπορικό λογισμικό**

Παρά το γεγονός ότι πολλοί συγγραφείς που εργάζονται σε αριθμητικές προσομοιώσεις των αλληλεπιδράσεων μεταξύ ΗΜ ακτινοβολίας και σώματος, χρησιμοποιούν προσαρμοσμένο λογισμικό, υπάρχει ένα ευρύ φάσμα διαθέσιμων εμπορικών λογισμικών που βασίζεται σε μία

ή περισσότερες από τις αριθμητικές τεχνικές που περιγράφηκαν στα προηγούμενα τμήματα. Ο Πίνακας 2.6.1 παραθέτει αντιπροσωπευτικά παραδείγματα των εμπορικών λογισμικών.

α/α	Προϊόντα	Αριθμητική Τεχνική	Κατασκευαστής/Προμηθευτής
1	CONCERTO	FDTD	Vector Fields <a href="http://www.vectorfields.com/">http://www.vectorfields.com/</a>
2	EMPIRE XCcelTM	FDTD	IMST GmbH <a href="http://www.empire.de/">http://www.empire.de/</a>
3	FIDELITY	FDTD	Zeland Software <a href="http://www.zeland.com/">http://www.zeland.com/</a>
4	GEMS	FDTD	2COMU <a href="http://www.2comu.com/">http://www.2comu.com/</a>
5	SEMCAD X	FDTD	SPEAG <a href="http://www.speag.com/speag/">http://www.speag.com/speag/</a>
6	XFDTD	FDTD	Remcom <a href="http://www.remcom.com/">http://www.remcom.com/</a>
7	HFSSTM	FEM	Ansoft <a href="http://www.ansoft.com/">http://www.ansoft.com/</a>
8	Microwave StudioR_	FIT	CST GmbH <a href="http://www.cst.com/">http://www.cst.com/</a>
9	FEKO	MoM/FEM	Electromagnetic Software and Systems <a href="http://www.emss.co.za/">http://www.emss.co.za/</a>

Πίνακας 2.6.1: Παραδείγματα πακέτων εμπορικού λογισμικού που προσφέρουν πλήρες κύμα, τρισδιάστατες λύσεις σε EMF προβλημάτων έκθεσης. (Hand ,2008:253)

Τα περισσότερα εμπορικά πακέτα έχουν την ικανότητα εισαγωγής δομών (πηνία, κεραίες, κ.λπ.) σε διάφορες μορφές CAD (λογισμικό), τη μοντελοποίηση διάφορων πηγών (τάση, ρεύμα, κυματοδηγό, επίπεδο κύμα), τον καθορισμό συγκεντρωμένων στοιχείων (αντιστάσεις, πυκνωτές, πηνία) λαμβάνοντας υπόψη για συχνότητα εξαρτώμενη από διηλεκτρικές και μαγνητικές ιδιότητες, τη συλλογή αποτελεσμάτων για λεπτές μεταλλικές κατασκευές, την ενσωμάτωση προσαρμοστικών πλεγμάτων και τη διάθεση για επιλογή οριακών συνθηκών. Ιδιαίτερης σημασίας είναι η αντιμετώπιση του SAR (κατά μέσο όρο πάνω από 1 g, 10 g, πάνω από μια αυθαίρετη μάζα και τη συμμόρφωση της μεθόδου με τα πρότυπα). Πολλά πακέτα είναι συναρμολογημένα και προσφέρουν διάφορες πρόσθετες λειτουργίες, υποστηρίζουν μια σειρά από υπολογιστικές πλατφόρμες και μπορούν να συνδυαστούν με επιταχυνόμενο λογισμικό, προκειμένου να επιτευχθεί η επίλυση πολύ μεγάλων προβλημάτων. Μερικά προϊόντα προσφέρουν επιπλέον λύτες, όπως λύτες χαμηλής συχνότητας με βάση την ημιστατική προσέγγιση και θερμικούς λύτες. Οι τελευταίοι συχνά βασίζονται στην εξίσωση μεταφοράς βιοθερμότητας. Διαθέσιμα από ορισμένους προμηθευτές είναι ανατομικά ρεαλιστικά μοντέλα (βασισμένα σε voxel ή σε μορφή CAD), συμπεριλαμβανομένων μερικών μοντέλων σώματος που μπορούν να τεθούν σε διάφορες θέσεις. Λόγω της πολυπλοκότητας των τυπικών μοντέλων και της ποσότητας των δεδομένων που παράγονται, μια ευκολονόητη διεπαφή χρήστη είναι ένα σημαντικό χαρακτηριστικό για κάθε πακέτο. (Hand ,2008)

### **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: Μοντέλα ανθρώπινου σώματος που χρησιμοποιήθηκαν σε προσομοιώσεις στην ηλεκτρομαγνητική δοσιμετρία (έκθεση σε μακρινά πεδία).**

Αρκετά ανατομικά ρεαλιστικά ανθρώπινα μοντέλα-ομοιώματα voxel ( μια αντιπροσωπευτική τιμή ενός κανονικού πλέγματος στο τρισδιάστατο χώρο) έχουν αναπτυχθεί για χρήση τους σε ένα ευρύ φάσμα εφαρμογών στην ηλεκτρομαγνητική δοσιμετρία. Τα ανθρώπινα μοντέλα που αναπτύχθηκαν ήταν ανδρών ,γυναικών, εγκύων, παιδιών σε ποικίλες θέσεις όπως όρθια με τα χέρια ανοιχτά και μελετήθηκαν σε διαφορετικές συνθήκες.

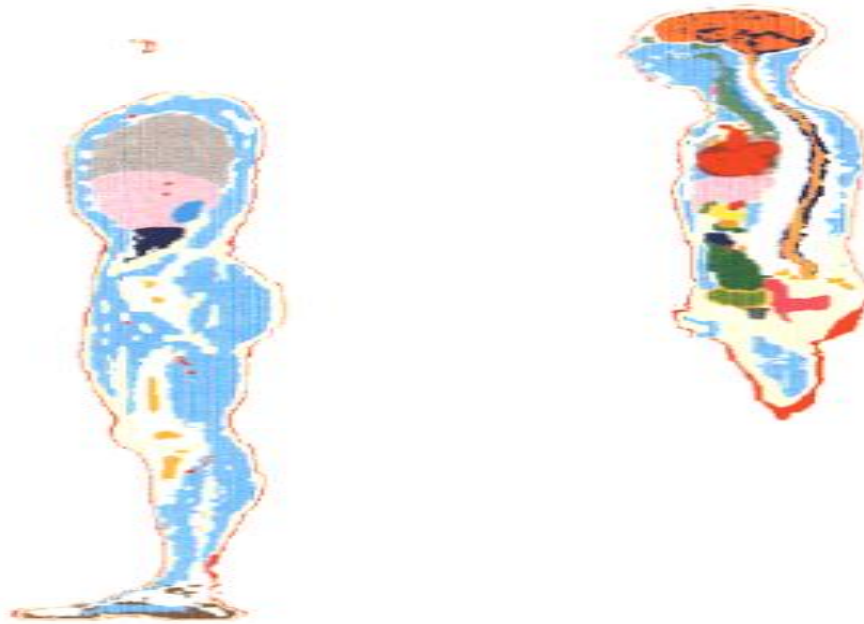
Από τους πρώτους που δημιούργησαν κάποιο μοντέλο ήταν οι Sullivan, Borup και Gandhi (1987). Ερεύνησαν τον ρυθμό ειδικής απορρόφησης (SAR) μέσα σε ένα μοντέλο ανθρώπινου κορμού που αποτελούταν από 16.628 voxels όπου το κάθε ένα είχε μήκος 12.7 mm από 14 τύπους ιστών.

Το 1990 κατασκευάστηκε ένα μοντέλο που απαρτιζόταν περίπου από 35.000 voxels διαστάσεως 1mm×1mm×1mm. Τα δεδομένα αυτά βασίστηκαν πάνω σε μαγνητική τομογραφία ενός ασθενούς με καρκίνο. Αυτό το μοντέλο χρησιμοποιήθηκε σε προσομοίωση FDTD μιας βαθιάς περιφερειακής συσκευής υπερθερμίας. ( Sullivan ,1990)

Οι Gandhi, Lazzi και Furse (1996) περιέγραψαν ένα μοντέλο ολόκληρου ανθρώπινου σώματος με ανάλυση περίπου 1.9mm×1.9mm×3mm που βασιζόταν σε μαγνητική τομογραφία ενός ενήλικα άντρα ύψους 1.88m και βάρους 68kg. Στη συνέχεια αυτό το ομοίωμα διαβαθμιζόταν σε βάρος 71kg και χωριζόταν σε 30 διαφορετικούς τύπους ιστών.

#### **3.1 Μοντέλο NORMAN**

Τα δεδομένα του NORMAN λήφθηκαν από μαγνητική απεικόνιση (MRI) από έξι διαφορετικά μέρη του σώματος που ήταν το κεφάλι ,ο θώρακας ,η περιοχή της κοιλίας ,τους μηρούς, τα γόνατα και τα πόδια. Ορίστηκαν παράμετροι σάρωσης για να δώσουν τη μέγιστη αντίθεση σε κάθε όγκο δεδομένων. Ο όγκος δεδομένων ήταν κλιμακούμενος ώστε να παράγει voxel (μια αντιπροσωπευτική τιμή ενός κανονικού πλέγματος σε τρισδιάστατο χώρο) 2mm. Οι εικόνες της μαγνητικής απεικόνισης είχαν ανάλυση 256×256 pixels και αξονικό επίπεδο 10mm που ανήκαν σε 37 διαφορετικούς τύπους ιστών. Κάποιοι ιστοί ήταν το δέρμα ,λίπος, μύες, τένοντες ,εγκέφαλος ,κρυσταλοειδής φακός ,λεπτό έντερο, δωδεκαδάκτυλο, χολή ,ήπαρ, σπλήνα, νεφρά, καρδιά κ.λπ. όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.1.1.(Dimbylow ,1997)



Εικόνα 3.1.1 Οβελιαία τομή NORMAN.(Dimbylow ,1997:482)

Στην αρχή κατά την ανάπτυξη του μοντέλου υπήρξαν προβλήματα καθώς τα πόδια του στρεφόταν προς τα έξω. Ακόμα έπρεπε να διορθωθούν κάποιες περιοχές όπως το πίσω μέρος των χεριών και η πλάτη. Αφού λύθηκαν τα προβλήματα του μοντέλο ανδρός NORMAN είχε τελικό ύψος 1.76m και μάζα 73kg. Το ύψος καθόριζε τη κατακόρυφη διάσταση voxel και η μάζα την οριζόντια. Αποτελούνταν περίπου από ένα εκατομμύρια voxels. Μετά κλιμακώθηκε για να παράγει τα ύψη και μάζες αναφοράς ενός 10,5 και 1 ετών παιδιών. Ο Πίνακας 3.1.2 παραθέτει τις διαστάσεις των τεσσάρων ομοιομάτων.

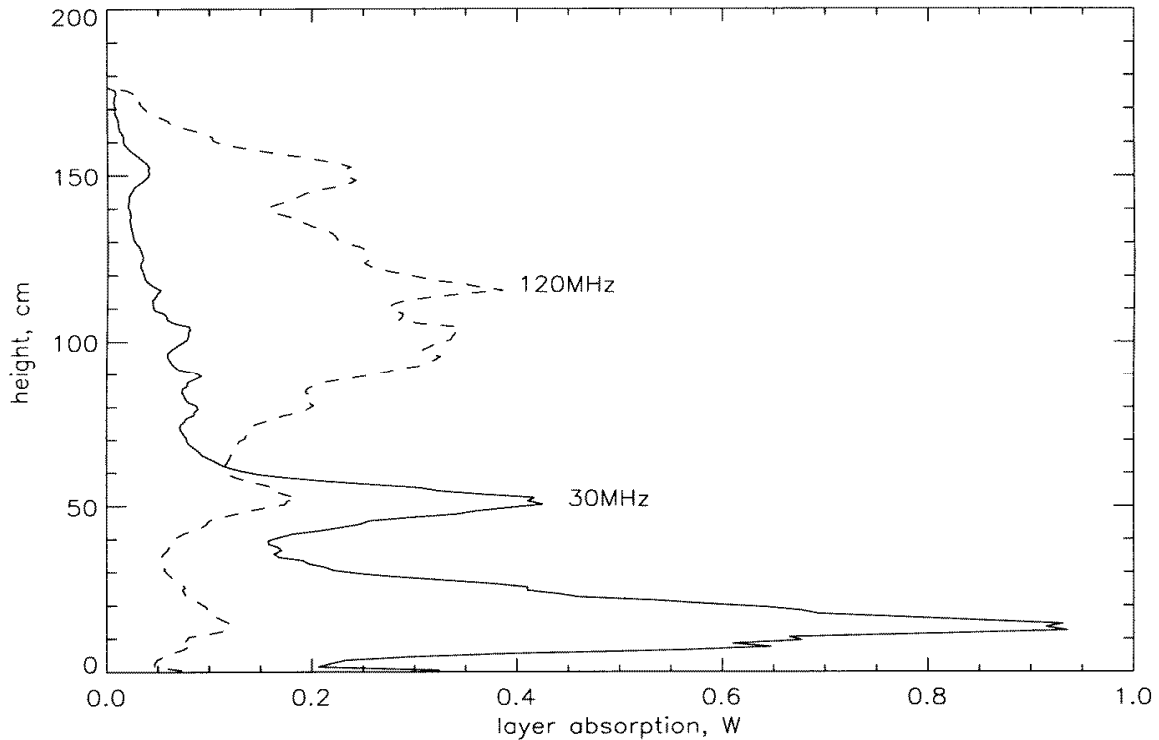
α/α		Ενήλικας	10 χρονών	5 χρονών	1 έτους
1	Ύψος (m)	1.76	1.38	1.10	0.75
2	Μάζα (kg)	73	33	20	10
3	$d_z$ (mm)	2.02	1.58	1.26	0.86
4	$d_x=d_y$ (mm)	2.07	1.58	1.38	1.18

Πίνακας 3.1.2:  $d_z$  είναι η κατακόρυφη διάσταση voxel και η  $d_x=d_y$  είναι η οριζόντια διάσταση voxel.(Dimbylow ,1997:481)

Στο ομοίωμα αυτό χρησιμοποιήθηκε μέθοδος FDTD. Ωστόσο η μέθοδος FDTD δεν ήταν ολοκληρωμένη εκείνο το διάστημα για μέγεθος κυττάρου (τα voxel αντιπροσωπεύουν στο ομοίωμα τα κύτταρα) 2mm οπότε το μοντέλο κλιμακώθηκε στα 6mm. Για να γίνει αυτό έπρεπε να μπου κάποιια κριτήρια. Ένα από αυτά ήταν ότι το μέγεθος των κυττάρων θα πρέπει να είναι μικρότερο από το ένα δέκατο του μήκους κύματος στο συγκεκριμένο μέσο. Η περίοδος του μήκους κύματος ήταν ανάλογη προς το αντίστροφο της συχνότητας και έτσι χρειαζόντουσαν περισσότερα χρονικά βήματα. Το τελικό μέγεθος του προγράμματος για την επίλυση αυτή ήταν 220Mbytes όπου από αυτά τα 80Mbytes απαιτούνταν για την περιγραφή του NORMAN.

Αφού πρώτα το μοντέλο εκτέθηκε σε ακτινοβολία επίπεδου κύματος σε συχνότητες από 1MHz έως 1GHz και με τη βοήθεια της μεθόδου FDTD πήρανε τα παρακάτω αποτελέσματα:

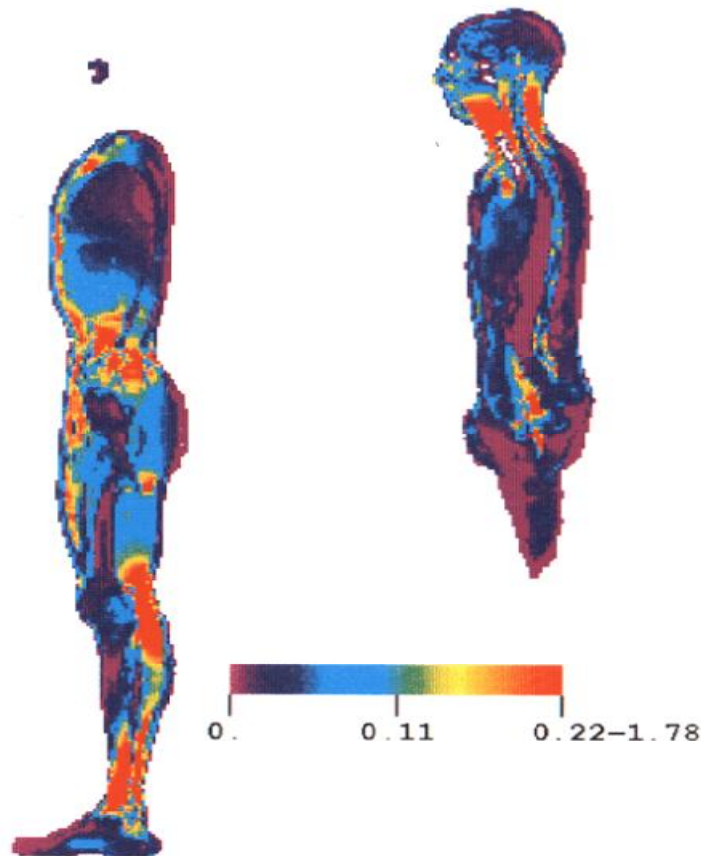
- Στα 30MHz το ρεύμα ήταν μέγιστο στη βάση των ποδιών
- Η μέγιστη απορρόφηση συνέβη στους αστραγάλους και η μικρότερη στα γόνατα
- Στα 120MHz η μέγιστη απορρόφηση παρατηρήθηκε στο λαιμό και τη κοιλία και όχι στους αστραγάλους όπως δείχνει και το Σχήμα 3.1.3
- Το επίπεδο της απορρόφησης ήταν  $(0.4 \text{ W kg}^{-1} \times 73 \text{ kg})/176 \text{ επίπεδα}=0.166\text{W}$  (Dimbylow ,1997)



Σχήμα 3.1.3:Επίπεδο απορρόφησης SAR για όλο το σώμα στα  $0.4 \text{ W kg}^{-1}$ . (Dimbylow ,1997:487)

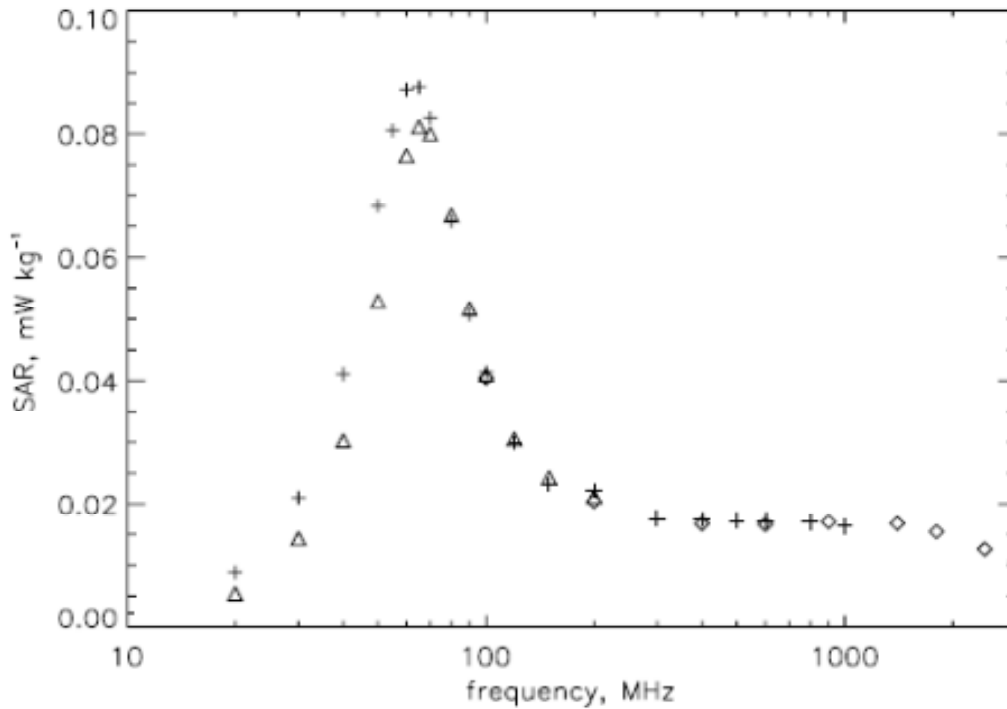
Η παρακάτω Εικόνα 3.1.4 δείχνει τον ρυθμό ειδικής απορρόφησης (SAR) για όλο το σώμα από κάθε voxel στα 120MHz όπου η συνολική ισχύς απορρόφησης διαιρείται με τη μάζα. Το χρώμα του χάρτη είναι ένα τυπικό φάσμα του ουράνιου τόξου που πηγαίνει από το κόκκινο για τον υψηλότερο SAR και βιολετί για το μικρότερο. Βλέπουμε ότι ο λαιμός ,οι μεσοπλευριοί μύες και το πεπτικό σύστημα έχουν υψηλή αγωγιμότητα ενώ με μωβ χρώμα ξεχωρίζουν ο μηρός ,η σπονδυλική στήλη και οι πνεύμονες που έχουν μικρή αγωγιμότητα.



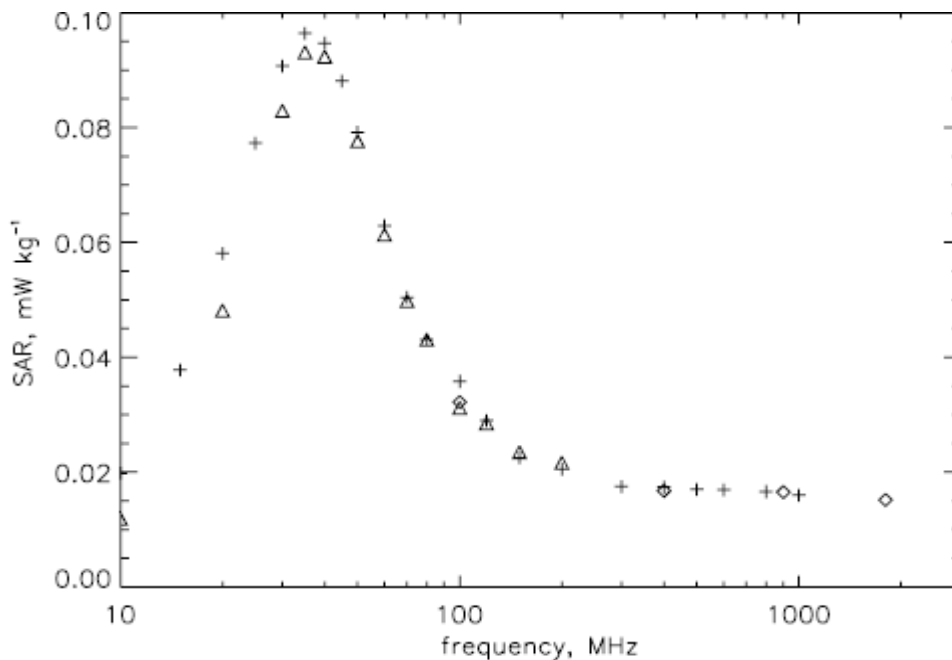


Εικόνα 3.1.4 : Η ισχύς απορρόφησης (mW) σε κάθε voxel 6mm μέσω κατακόρυφων επιπέδων στα 120MHz. Οι τιμές ισχύος έχουν κατανεμηθεί ώστε να αντιστοιχεί σε ολόκληρο το σώμα κατά μέσο όρο SAR  $0.4 \text{ W kg}^{-1}$ . Οι τιμές από 0.22 έως 1.78 mW έχουν κόκκινο χρώμα. (Dimbylow ,1997:488)

Το 2002 το αρχικό μοντέλο των 2mm εκτέθηκε σε ένα φάσμα ακτινοβολιών από 100MHz έως 3GHz σε γειωμένες και μονωμένες συνθήκες. Για μικρότερες συχνότητες το μοντέλο κλιμακώθηκε στα 4mm. Τα παρακάτω διαγράμματα που φαίνονται στα Σχ. 3.1.5 και 3.1.6 παρουσιάζουν το ρυθμό ειδικής απορρόφησης SAR για όλο το σώμα από 20MHz έως 3GHz σε μονωμένες και γειωμένες συνθήκες και γίνεται σύγκριση με το κλιμακούμενο μοντέλο των 6mm. Παρατηρείται μια διασταύρωση στους υπολογισμούς στη περιοχή από 100MHz έως 200MHz για τα μοντέλα των 2mm και 4mm. Στα 100MHz η τιμή του αποτελέσματός για το μοντέλο των τεσσάρων χιλιοστών είναι μεγαλύτερη κατά 1,2% σε σχέση με το μοντέλο των δυο χιλιοστών και στα 200MHz είναι 3,9%. (Dimbylow ,2002)



Σχήμα 3.1.5:Ο ρυθμός ειδικής απορρόφησης SAR για όλο το σώμα σε μονωμένες συνθήκες για το ενήλικο μοντέλο. Το εσωτερικό ηλεκτρικό πεδίο είναι  $1\text{Vm}^{-1}$ . Οι ρόμβοι αντιπροσωπεύουν την διάσταση των 2mm, τα τρίγωνα των 4mm και το + τις προηγούμενες μελέτες του Dimbylow στα 6mm.(Dimbylow ,2002 :2838)



Σχήμα 3.1.6:Ο ρυθμός ειδικής απορρόφησης SAR για όλο το σώμα σε γειωμένες συνθήκες για το ενήλικο μοντέλο. Το εσωτερικό ηλεκτρικό πεδίο είναι  $1\text{Vm}^{-1}$ . Οι ρόμβοι αντιπροσωπεύουν την διάσταση των 2mm, τα τρίγωνα των 4mm και το + τις προηγούμενες μελέτες του Dimbylow στα 6mm.(Dimbylow ,2002:2839)

α/α	Συχνότητα (MHz)	Γειωμένες συνθήκες				Μονωμένες συνθήκες			
		Ενήλικας	10 χρονών	5 χρονών	1 έτους	Ενήλικας	10 Χρονών	5 χρονών	1 έτους
1	10	11.9	11.4	9.2	5.2				
2	20	48.2	40.8	32.6	19.0	5.5	4.9	3.8	2.3
3	30	82.9	74.7	59.5	35.6	14.4			
4	35	93.1							
5	40	92.3	98.7	83.3	55.5	30.3	23.4	17.0	9.8
6	45		107						
7	50	77.7	109	104	72.1	52.9	39.6	26.8	
8	55		108	112					
9	60	61.4	104	115	87.8	76.5	59.3	40.1	20.0
10	65			115		81.2			
11	70	49.8	93.2	113	105	80.0	82.3	55.6	
12	80	43.1	80.1	108	115	66.7	99.5	73.5	35.8
13	85						103		
14	90		69.9	97.7	117	51.7	102	92.0	
15	100	31.2	62.7	86.5	117	41.0	92.5	105	55.6
16	110				114			108	67.5
17	120	28.5	47.6	69.9	107	30.5	64.8	103	80.4
18	130				98.5			92.2	91.7
19	140				89.3			80.2	100
20	150	23.5	38.8	50.9	81.1	24.3	42.2	69.4	105
21	160				74.2			60.8	105
22	170								101
23	180				63.6			49.3	95.0
24	190								87.5
25	200	21.6	31.1	41.3	55.3	21.2	32	43.2	79.9
26	220							39.3	67.2
27	250							36.4	55.4
28	300							34.4	46.5

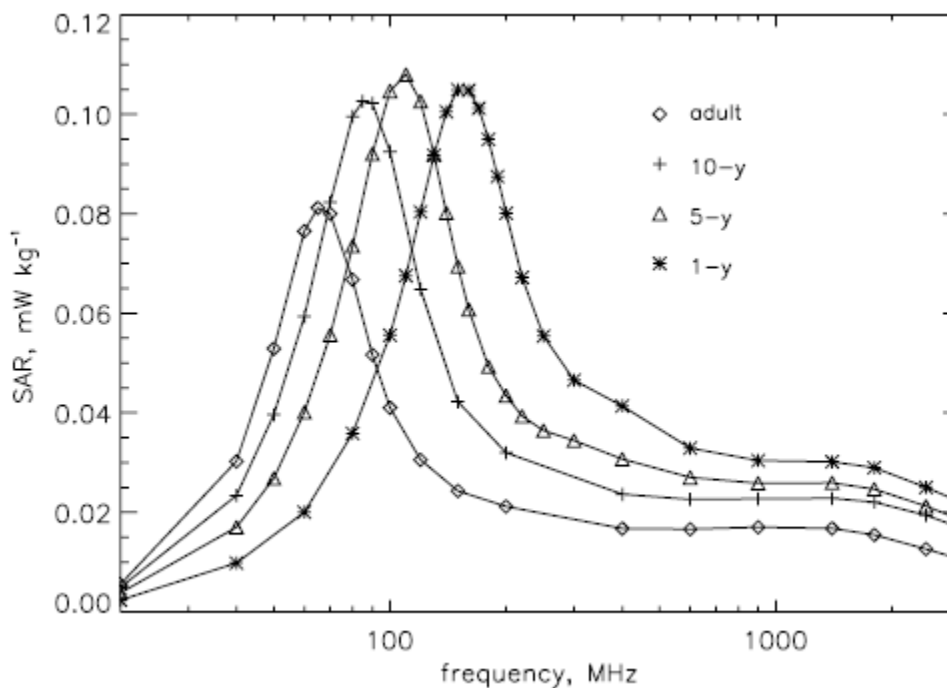
Πίνακας 3.1.7: Η μέση τιμή του SAR για όλο το σώμα σε  $\mu\text{W kg}^{-1}$ , για το μοντέλο των τεσσάρων χιλιοστών. Το εσωτερικό ηλεκτρικό πεδίο είναι  $1\text{V m}^{-1}$ . (Dimbylow, 2002:2840)

α/α	Συχνότητα (MHz)	Γειωμένες συνθήκες				Μονωμένες συνθήκες			
		Ενήλικας	10 χρονών	5 Χρονών	1 έτους	Ενήλικας	10 Χρονών	5 Χρονών	1 έτους
1	100	32.2	65.4	87.0	116	40.5	92.5	101	54.1
2	200					20.4	31.8	43.4	80.1
3	400	16.7	24.7	30.3	39.3	16.7	23.6	30.7	41.3
4	600					16.6	22.6	27.0	32.9
5	900	16.5	22.1	25.1	30.7	17.0	22.7	25.8	30.4
6	1400					16.8	22.8	25.9	30.1
7	1800	15.2	21.6	24.3	28.1	15.5	22.0	24.6	29.0
8	2450					12.6	19.4	21.2	25.0
9	3000	10.4	16.6	18.1	21.7	10.6	17.0	18.6	22.1

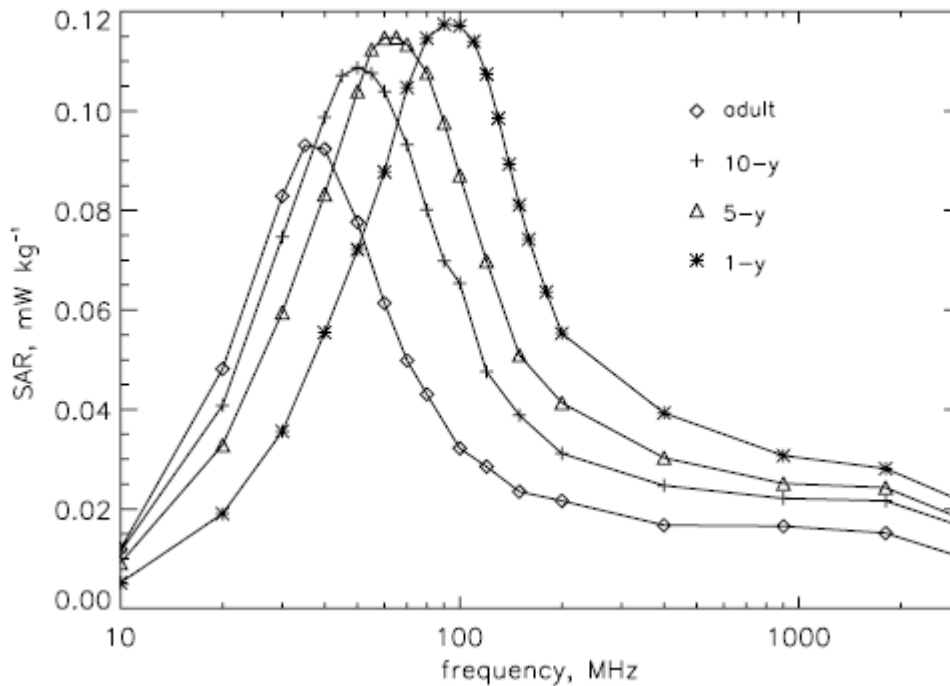
Πίνακας 3.1.8: Η μέση τιμή SAR για όλο το σώμα σε  $\mu\text{W kg}^{-1}$ , για το μοντέλο των δύο χλιιστών. Το εσωτερικό ηλεκτρικό πεδίο είναι  $1 \text{ Vm}^{-1}$ . (Dimbylow, 2002:2840)

Από τους παραπάνω Πίνακες 3.1.7 και 3.1.8 συμπαιρνούμε ότι:

- Στις περισσότερες περιπτώσεις για κάθε συχνότητα δεν υπήρξε απορρόφηση, εκτός στις μονωμένες συνθήκες για το μοντέλο των 2 mm όπου σε όλες τις συχνότητες έχουμε και απορρόφηση
- Στο 1 έτους κλιμακούμενο μοντέλο στις περισσότερες συχνότητες υπήρξε απορρόφηση.



Σχήμα 3.1.9: Η μέση τιμή του SAR για τον ενήλικα και τα κλιμακούμενα μοντέλα σε μονωμένες συνθήκες. Το εσωτερικό ηλεκτρικό πεδίο είναι  $1 \text{ Vm}^{-1}$ . (Dimbylow, 2002:2841)

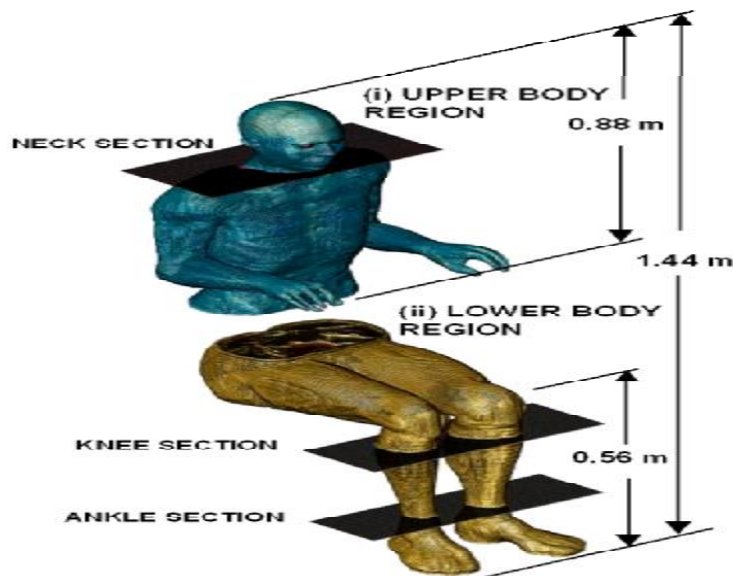


Σχήμα 3.1.10: Η μέση τιμή SAR για τον ενήλικα και τα κλιμακούμενα μοντέλα σε γειωμένες συνθήκες. Το εσωτερικό ηλεκτρικό πεδίο είναι  $1 \text{ Vm}^{-1}$ . (Dimbylow ,2002 : 2841)

Με βάση τα παραπάνω διαγράμματα των Σχ.3.1.9 και 3.1.10 παρατηρούμε ότι η μέση τιμή του ρυθμού ειδικής απορρόφησης (SAR) σε όλο το σώμα ήταν μεγαλύτερη στις γειωμένες συνθήκες.

### 3.2 Μοντέλο NORMAN σε καθιστή θέση

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως οι διαστάσεις του μοντέλου ήταν 1.76m ύψος και μάζα 73kg. Ήταν σημαντικό να διατηρηθούν το σωστό μήκος άκρων του ομοιώματος καθώς αναπτυσσόταν για τη καθιστή θέση λόγω ότι θα επηρεαζόταν ο μέγιστος ρυθμός ειδικής απορρόφησης (SAR) σε όλο το σώμα. Επομένως, το τελικό ύψος του καθιστού NORMAN ήταν 1.44m. Στην συνέχεια σταθεροποιήθηκαν οι οριζόντιες διαστάσεις για να παράγουν τη σωστή μάζα. Η Εικόνα 3.2.1 απεικονίζει το ενήλικο μοντέλο σε καθιστή θέση που χωρίζεται στις άνω και κάτω περιοχές σώματος προκειμένου να δείξουν τις διαστάσεις και τα τμήματα που χρησιμοποιήθηκαν στους υπολογισμούς. Επίσης, και το καθιστό μοντέλο κλιμακώθηκε για να παράγει τις διαστάσεις αναφοράς ενός 10, 5 και 1 ετών παιδιών βλ. Πίνακα 3.2.2. Ωστόσο τα κλιμακούμενα μοντέλα παιδιών δεν αναπαρήγαγαν με ακρίβεια την ανατομία ενός κανονικού παιδιού διότι δεν είχαν ενσωματωθεί κάποιοι παράγοντες όπως οι διαφορές στο σχήμα του σώματος και το μήκος του κεφαλιού. Παρά το γεγονός αυτό τα καθιστά μοντέλα παιδιών αντιπροσωπεύουν καλές γεωμετρικές πληροφορίες. (Findlay και Dimbylow ,2006)



Εικόνα 3.2.1: Το ενήλικο μοντέλο voxel NORMAN σε καθιστή θέση. Η εικόνα χωρίζεται στις άνω και κάτω περιοχές σώματος. Φαίνονται τα τμήματα που χρησιμοποιήθηκαν στους υπολογισμούς ο λαιμός, τα γόνατα και οι αστράγαλοι.(Findlay και Dimbylow ,2006: 2342)

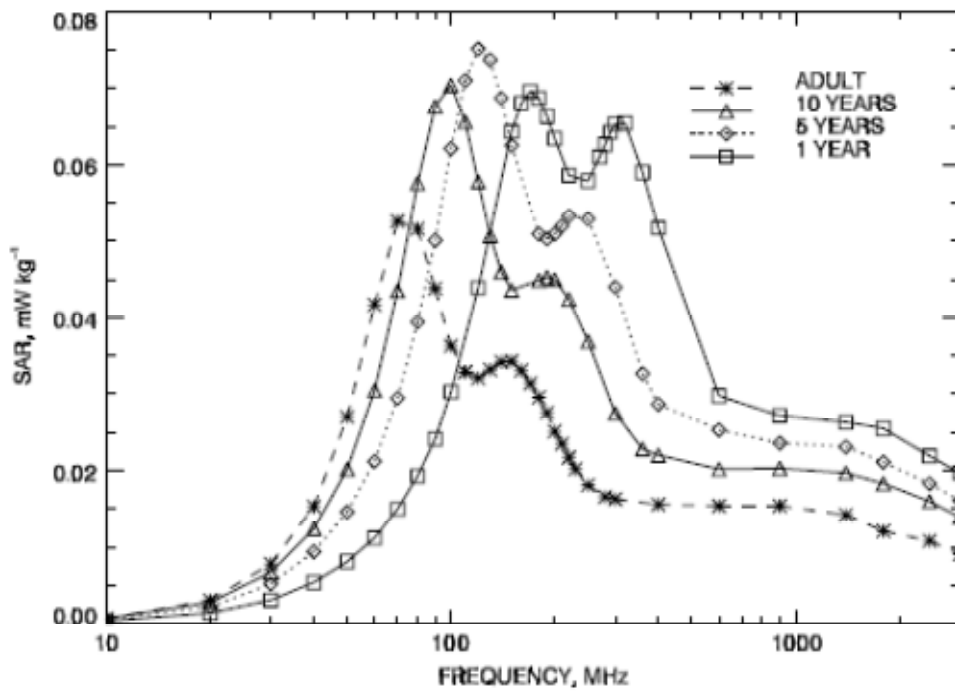
α/α		Ενήλικας	10 χρονών	5 χρονών	1 έτους
1	Ύψος (m)	1.44	1.13	0.89	0.62
2	Μάζα(kg)	73	32	19	10
3	$d_z$ (mm)	2.02	1.58	1.26	0.86
4	$d_x=d_y$ (mm)	2.03	1.51	1.29	1.12

Πίνακας 3.2.2 :Διαστάσεις των καθιστών ομοιωμάτων voxel , $d_x=d_y$  είναι η οριζόντια διάσταση και  $d_z$  η κάθετη.(Findlay και Dimbylow ,2006:2342)

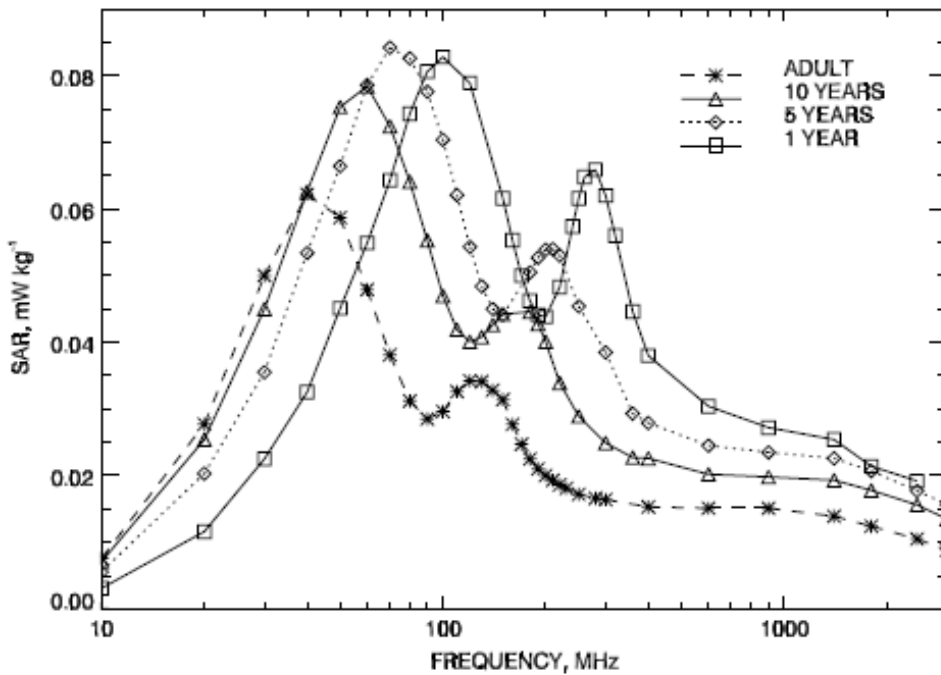
Η μέθοδος FDTD χρησιμοποιήθηκε για τον υπολογισμό των τιμών SAR στο καθιστό μοντέλο NORMAN.Υπολογισμός του ρυθμού ειδικής απορρόφησης σε όλο το σώμα έγιναν και για τα κλιμακούμενα μοντέλα. Η λύση voxel που εφαρμόστηκε ήταν 4 mm για συχνότητες από 10-360 MHz και 2.077 mm μεταξύ 400MHz και 3GHz.

Το ομοίωμα εκτέθηκε σε κάθετο και σε οριζόντιο ηλεκτρικό πολωμένο επίπεδο κύμα και παρατηρήθηκαν τα εξής για τη λύση 4mm:

- Ο ρυθμός ειδικής απορρόφησης (SAR) του καθιστού NORMAN ήταν 15% μεγαλύτερος από του κανονικού μοντέλου εξαιτίας του μικρότερου ύψους (1.44m)
- Εντοπίστηκε και ένα δεύτερο μέγιστο απορρόφησης ενώ στο όρθιο είχαμε μόνο ένα
- Στην άνω περιοχή σώματος ο μέγιστος ρυθμός ειδικής απορρόφησης ήταν στα 120MHz και στη κάτω περιοχή 160MHz ενώ ο συνδυασμός και των δύο μας δίνει το δεύτερο μέγιστο SAR στα 130MHz (κάθετο κύμα)
- Οι συχνότητες των πρώτων μεγίστων σε όλο το σώμα ήταν στα 150,190,220 και 300MHz για τον ενήλικα ,των 10,5 και 1 ετών παιδιών αντίστοιχα(κάθετο κύμα)
- Στο οριζόντιο επίπεδο κύμα τα πρώτα μέγιστα ήταν στα 180,250,300 και 360MHz και τα δεύτερα στα 600,700,800 και 900MHz για τον ενήλικα, των 10 ,5 και 1 ετών παιδιών αντίστοιχα
- Η μέγιστη απορρόφηση στο άνω τμήμα βρέθηκε στους βραχίονες και στο κάτω τμήμα στα πόδια.( Findlay και Dimbylow ,2006)



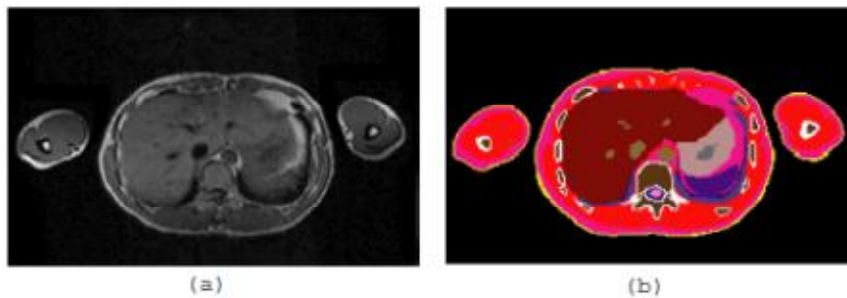
Σχήμα 3.2.3: Μέση τιμή SAR του ενήλικα και των κλιμακούμενων μοντέλων στη καθιστή θέση σε μονωμένες συνθήκες. Το εσωτερικό ηλεκτρικό πεδίο είναι  $1 \text{ Vm}^{-1}$  και κάθετα πολωμένο. (Findlay και Dimbylow, 2006:2345)



Σχήμα 3.2.4: Η μέση τιμή SAR για όλο το σώμα του ενήλικα και των κλιμακούμενων μοντέλων στη καθιστή θέση σε γειωμένες συνθήκες. Το εσωτερικό ηλεκτρικό πεδίο είναι  $1 \text{ Vm}^{-1}$  και κάθετα πολωμένο. (Findlay και Dimbylow, 2006:2345)

### 3.3 Μοντέλο του Nagaoka

Για να αναπτυχθεί το μοντέλο ολόκληρου σώματος σε voxel χρειαζόντουσαν δεδομένα από μαγνητικές τομογραφίες. Κάθε εικόνα είχε ανάλυση  $256 \times 256$  και οπτικό πεδίο 240mm για το κεφάλι και 480mm για το σώμα. Το μέγεθος των MR εικόνων κλιμακώθηκε σε  $2 \times 2 \text{mm}^2$  για να επιτρέψουν τη λύση  $2 \times 2 \times 2 \text{mm}^3$  για όλο το σώμα βλ. Εικόνα 3.3.1. Οι συνολικές εικόνες που πάρθηκαν ήταν 866. Αυτές χρησιμοποιήθηκαν για τον εντοπισμό διάφορων ιστών και οργάνων. Κάποιες παράμετροι σάρωσης βελτιώθηκαν για να μεγιστοποιηθεί η αντίθεση και να μειωθεί ο χρόνος απόκτησης δεδομένων. Ο συνολικός χρόνος για την ακριβή απόκτηση εικόνων για ένα σημείο του σώματος ήταν 8 ώρες. Η απόκτηση των εικόνων χωρίστηκε σε αρκετές συνεδρίες για να μειωθεί το άγχος του εθελοντή. Ο άντρας εθελοντής ήταν 22 χρονών είχε ύψος 172.8cm και βάρος 65.0kg. (Nagaoka, Watanabe, Sakurai, Kunieda, Taki και Yamanaka, 2004)



Εικόνα 3.3.1: Ένα παράδειγμα μιας εγκάρσιας εικόνας πριν και μετά την ταυτοποίηση των ιστών και οργάνων. (a) εικόνα MR στη περιοχή της κοιλίας, (b) ιστοί και όργανα στο ίδιο επίπεδο. (Nagaoka et. al. , 2004:4)

Η μέθοδος FDTD πραγματοποιήθηκε για να αξιολογήσει τα εσωτερικά ηλεκτρομαγνητικά πεδία. Το μοντέλο εκτέθηκε σε εγκάρσια ηλεκτρομαγνητικά κύματα από εμπρός προς τα πίσω. Η πυκνότητα ισχύος ήταν  $1 \text{mW cm}^{-2}$ . Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η κατανομή του ρυθμού ειδικής απορρόφησης (SAR) εξαρτιόνταν από τη συχνότητα. Αποδείχθηκε ότι η συχνότητα συντονισμού για όλο το σώμα ήταν στα 70MHz και ο μέγιστος τοπικός ρυθμός ειδικής απορρόφησης εμφανιζόταν στα γόνατα και του αστραγάλους όπως και στα πειράματα του Dimbylow. (Nagaoka et. al. , 2004)

### 3.4 Μοντέλα γυναικών –εγκύων

Μία πρόσφατα δημοσιευμένη εργασία περιέγραψε την ανάπτυξη ενός γυναικείου μοντέλου voxel 2mm-NAOMI ύψους 1,63 m και μάζα 60 kg. Αυτό το μοντέλο εφαρμόστηκε για τον υπολογισμό πυκνωτών ρεύματος και ηλεκτρικών πεδίων. (Dimbylow ,2006)

Οι Fill ,Zankl , Petoussi-Henss , Siebert και Regulla (2004) είχαν δημιουργήσει τρία γυναικεία μοντέλα για να υπολογίσουν τους συντελεστές μετατροπής των φωτονίων για την προστασία από τις ακτινοβολίες.

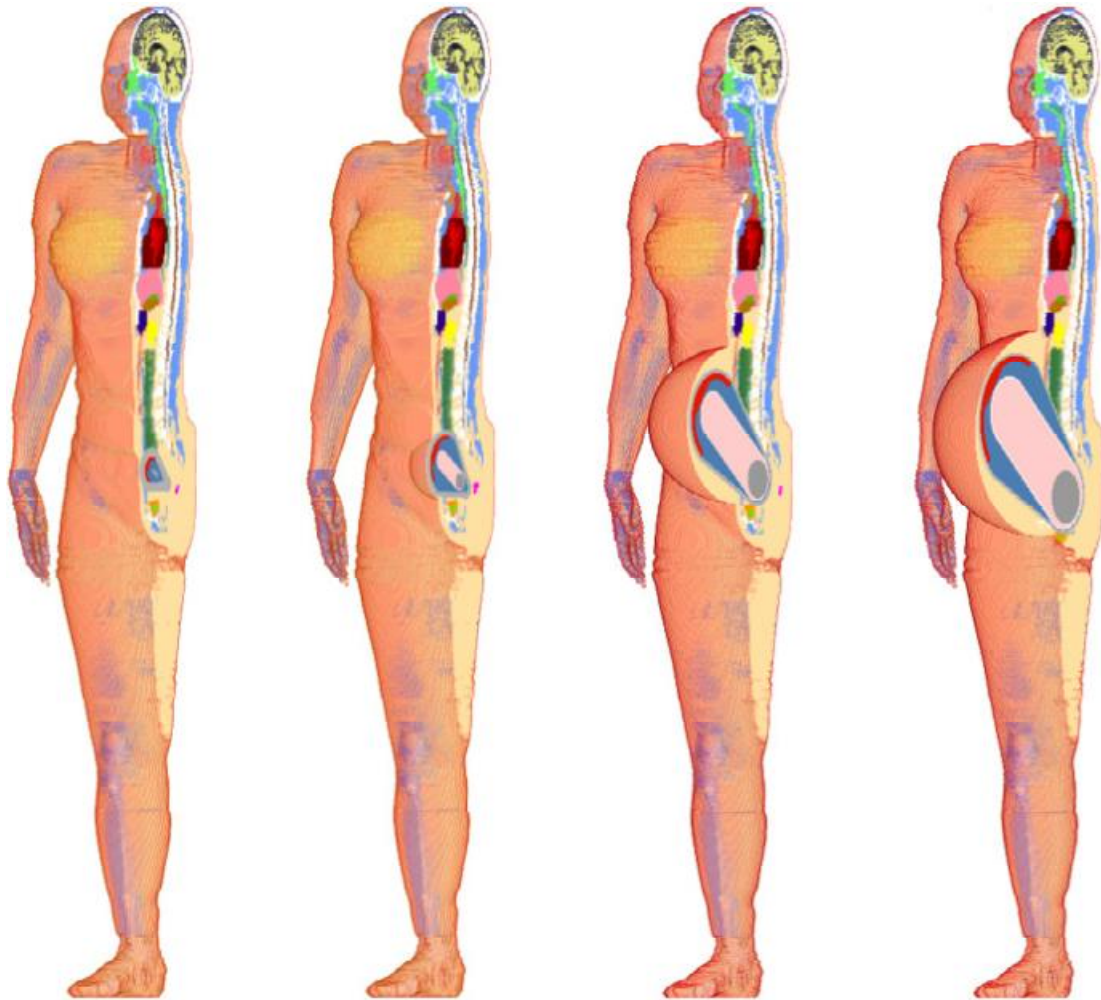
Οι Sandrini, Vaccari , Malacarne , Cristoforetti και Pontalti (2004) χρησιμοποίησαν μια ημι-αυτόματη μέθοδο για την ανάπτυξη ενός θηλυκού μοντέλου η οποία θα χώριζε το σώμα σε διακριτά όργανα και συσχέτιζε τις διηλεκτρικές ιδιότητες των voxel απευθείας από τις εικόνες της μαγνητικής τομογραφίας. Είναι εμφανές λοιπόν ότι υπήρξε μια ανάγκη να αναπτυχθούν μοντέλα του νεογέννητου και του εμβρύου στην έγκυο γυναίκα.



Ήταν δύσκολο, για ηθικούς λόγους, να γίνει μια ολοκληρωμένη ιατρική απεικόνιση δεδομένων του εμβρύου και να καταστεί δυνατή η κατασκευή των μοντέλων voxel έτσι αναπτύχθηκαν μαθηματικά μοντέλα που αντιπροσώπευαν την ενήλικη γυναίκα στο 3<sup>ο</sup>, 6<sup>ο</sup> και 9<sup>ο</sup> μήνα κύησης. Αυτά τα μαθηματικά μοντέλα αποτελούνταν από συνδυασμούς απλών γεωμετρικών σχημάτων όπως σφαίρες, ελλειψοειδή, κύλινδροι, κώνοι κ.λπ. (Dimbylow ,2006)

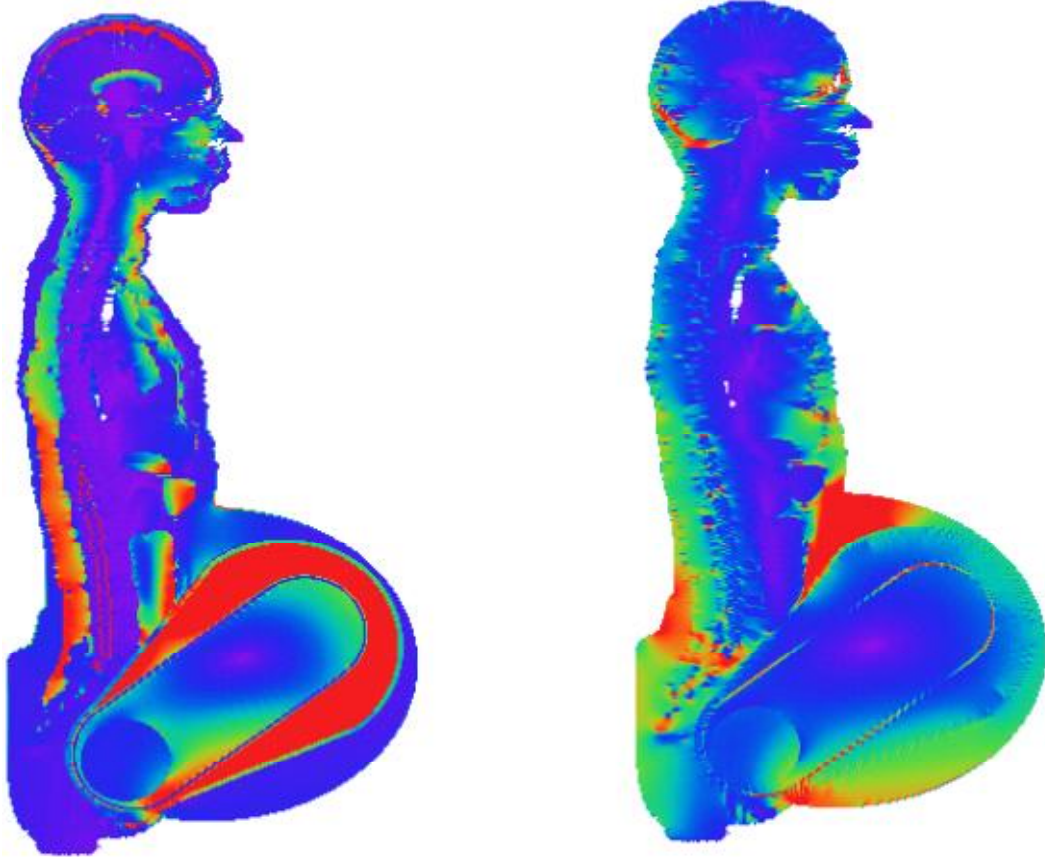
Ο Chen (2004) δημιούργησε τέσσερα επιπλέον μαθηματικά μοντέλα τα οποία αντιπροσώπευαν το έμβρυο στην 8<sup>η</sup>, 13<sup>η</sup>, 26<sup>η</sup> και 38<sup>η</sup> εβδομάδα κύησης. Ακόμα, είχε δημιουργήσει μαθηματικά μοντέλα των οργάνων εγκύων γυναικών και εμβρύων σε διαφορετικά στάδια της ανάπτυξης τους για χρήση σε δοσιμετρικούς υπολογισμούς βασιζόμενος στις νέες τιμές αναφοράς των διαστάσεων και των μαζών της ICRP 89 . Τα μοντέλα της μήτρας είχαν σχεδιαστεί ώστε να έχουν ένα σχήμα αχλαδιού διαφορετικών μεγεθών και σε διαφορετικές θέσεις μέσα στο θηλυκό σώμα. Το σχήμα αχλαδιού διαμορφώθηκε από κόλινδρους (κόνος που έχει κομμένη τη κορυφή από επίπεδο παράλληλο με τη βάση) ενός δεξιού κυκλικού κώνου που απαρτιζόταν και στα δύο άκρα του από ημισφαίρια. Ο πλακούντας αντιπροσωπεύονταν από ένα ημισφαιρικό κέλυφος συνημμένο στην εσωτερική του επιφάνεια σε ένα μικρό τμήμα του άλλου ημισφαιρίου και βρισκονταν δίπλα στο τοίχωμα της μήτρας. Το έμβρυο και κάποια επιλεγμένα όργανα του μοντελοποιήθηκαν με γεωμετρικά σχήματα σφαιρών ή κυλίνδρων. Αντιπροσωπεύονταν από έναν κύλινδρο καλυμμένο με ημισφαίρια. Λόγω της κίνησης του εμβρύου μέσα στη μήτρα δεν έγινε προσπάθεια για να περιγραφεί η θέση του εμβρυϊκού σκελετού. Ο εγκέφαλος αντιπροσωπεύονταν από δύο ημισφαίρια στα αντίθετα άκρα του εμβρύου λόγω της συνεχούς κίνησης του και την ίση πιθανότητα ότι το κεφάλι είναι είτε πάνω είτε κάτω. Ωστόσο, σε αυτή την εργασία ο εγκέφαλος είχε οριστεί να είναι σε ένα μέρος .Υπήρξαν ξεχωριστές περιπτώσεις όπως όταν το έμβρυο είχε στραμμένο το κεφάλι του επάνω ή κάτω. Οι τιμές αναφοράς της μάζας για τον εμβρυϊκό εγκέφαλο, του σώματος και του πλακούντα ως συνάρτηση της εμβρυϊκής ηλικίας είχαν ληφθεί από τη βάση δεδομένων της ICRP 89.

Η μήτρα για τις διάφορες ηλικίες του εμβρύου ορίζονταν σε ένα σύστημα συντεταγμένων το οποίο στη συνέχεια περιστρέφονταν σε σχέση με το ενήλικο θηλυκό σώμα. Η προέλευση των συντεταγμένων επιλέχθηκε από την οπτική επιθεώρηση πέντε μοντέλων για να παραχθεί μια συνεκτική, μοναδική θέση. Στην πρώτη εβδομάδα το μαθηματικό μοντέλο μήτρας ήταν τοποθετημένο να ευθυγραμμίζεται με τις σάλπιγγες. Στην 38 εβδομάδα η μήτρα τοποθετήθηκε κεντρικά έτσι ώστε η επέκταση του κορμού να φαινόταν σωστή. Τα μαθηματικά μοντέλα μετασχηματίστηκαν σε voxels με τις ίδιες διαστάσεις (2.061mm κάθετα, 1.948mm οριζόντια) όπως το μοντέλο NAOMI. Στη συνέχεια επεξεργάστηκαν τα voxels προκειμένου να κινούνταν τα όργανα, ιδίως η σπονδυλική στήλη, το ισχίο, η ουροδόχος κύστη, το λεπτό και παχύ έντερο και το δέρμα μακριά από την αρχική τους θέση ώστε να ανοίξει ο δρόμος για τη διευρυμένη μήτρα. Η Εικόνα 3.4.1 δείχνει την έγκυο στην 8η, 13η, 26η και 38η εβδομάδα κύησης. (Dimbylow ,2006)



Εικόνα 3.4.1 : Έγκυος NAOMI στην 8η, 13η, 26η και 38η εβδομάδας κύησης.(Dimbylow ,2006 : 2386)

Η μέθοδος βαθμωτού δυναμικού πεπερασμένης διαφοράς (SPFD) χρησιμοποιήθηκε για τον υπολογισμό επαγόμενης πυκνότητας ρεύματος και των εσωτερικών ηλεκτρικών πεδίων από μια ομοιόμορφη εφαρμογή στα 50 Hz σε μαγνητικά πεδία. Η Εικόνα 3.4.2 δείχνει την πυκνότητα ρεύματος που προκαλείται από ηλεκτρικό πεδίο σε οβελιαία τομή στην 38<sup>η</sup> εβδομάδα και στα 50 πλευρά. Ο νόμος του Faraday για τα εφαρμοσμένα μαγνητικά πεδία τείνει να παράγει μία περιφερειακή επαγωγή του ηλεκτρικού πεδίου με τις υψηλότερες τιμές για τις άκρως απομακρυσμένες περιοχές του κανονικού τμήματος προς την κατεύθυνση του εφαρμοσμένου μαγνητικού πεδίου. Η μεγάλη διαδρομή του βρόχου φαίνεται από την επέκταση του κορμού που παράγει υψηλότερες τιμές ηλεκτρικού πεδίου που προκαλείται στις μπροστινές και πίσω επιφάνειες του κορμού στο δέρμα, στο υποδόριο λίπος και σε τμήματα του εγκεφάλου του εμβρύου. Η πυκνότητα ρεύματος σχετίζεται γραμμικά με το ηλεκτρικό πεδίο με την αγωγιμότητα. Το αμνιακό υγρό έχει σχετικά υψηλή αγωγιμότητα και έτσι οι τιμές της πυκνότητας είναι αντίστοιχα υψηλές. Αντιστρόφως, ο εγκέφαλος του εμβρύου και του σκελετού έχουν χαμηλή αγωγιμότητα και παράγουν χαμηλότερες πυκνότητες ρεύματος.



Εικόνα 3.4.2: Πυκνότητα ρεύματος (αριστερά) και προκαλούμενη από ηλεκτρικό πεδίο (δεξιά) διαμέσου οβελιαία φέτες στο 38-εβδομάδων μοντέλο για 50 Hz μαγνητικό πεδίο, ευθυγραμμισμένα από πλευρά σε πλευρά. Το χρώμα του χάρτη είναι ένα φάσμα του ουράνιου τόξου, οι υψηλότερες τιμές στο κόκκινο και τις χαμηλότερες τιμές σε βιολετί και προορίζεται μόνο για να δώσει μια γενική εικόνα. (Dimbylow, 2006 : 2388)

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: Διηλεκτρικές ιδιότητες ιστών

Το πρωτόκολλο για τη μέτρηση των διηλεκτρικών ιδιοτήτων των ιστών *in vivo* (ότι λαμβάνει χώρα μέσα σε έναν έμβιο οργανισμό) και *ex vivo* (είναι όρος της βιολογίας, που αναφέρεται σε ότι λαμβάνει χώρα έξω από τον οργανισμό) από ανθρώπινο ήπαρ εγκρίθηκε από το Εποπτικό Συμβούλιο, αφού εξετάστηκε από το πανεπιστήμιο του Wisconsin-Madison (UW). Έξι ασθενείς με καρκίνο του ήπατος ή ηπατικές μεταστάσεις προγραμματισμένες να υποβληθούν σε ηπατική εκτομή περιλήφθησαν στη μελέτη. Ακόμα, το πρωτόκολλο για τη μέτρηση ζωικών ιστών *in vivo* και *ex vivo* εγκρίθηκε από την Animal Care. Έγιναν μετρήσεις *in vivo* και *ex vivo* από ιστούς του ήπαρ που ανήκαν σε δύο ζώα. (O' Rourke, Lazebnik, Bertram, Converse, Hagness, Webster και Mahvi, 2007)

### 4.1 Ανθρώπινα πειράματα ηπατικού ιστού

Πριν από κάθε πείραμα ο καθετήρας αποστειρωνόταν όπως απαιτούνταν για τις *in vivo* διαδικασίες. *In vivo* μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν σε τρεις τύπους ιστών φυσιολογικούς, κίρρωτικούς και κακοήθεις. Μετά την εκτόμη των δειγμάτων μεταφέρθηκαν στη παθολογική σουίτα του UW νοσοκομείου. Οι μετρήσεις επαναλήφθηκαν ύστερα από 30 λεπτά από την εκτομή. Για *ex vivo* μετρήσεις η πλήρης αποστείρωση δεν ήταν απαραίτητη και ο ανιχνευτής καθαριζόταν με ένα βαμβάκι με οινόπνευμα. Και για τις δύο διαδικασίες ο καθετήρας τοποθετήθηκε σε δύο ή τρεις διαφορετικές θέσεις σε μια περιοχή ενός δεδομένου τύπου ιστού, και ένα 'σκούπισμα' συχνότητων διεξήχθη σε κάθε θέση βλ. Εικόνα 4.1.1. Στη περίπτωση του ασθενή 5 συλλέχθηκαν περισσότερα δεδομένα *ex vivo* σε σύγκριση με τους άλλους ασθενείς. Καταγράφηκε και η θερμοκρασία του ιστού κατά την διάρκεια της *ex vivo* μέτρησης. Ο Πίνακας 4.1.2 παρουσιάζει αναλυτικά τις μετρήσεις όλων των ασθενών. Δεν έγιναν μετρήσεις *ex vivo* στους ασθενείς 3 και 6 και στον ασθενή 4 δεν πραγματοποιήθηκε μέτρηση *in vivo*. Τελικά οι μετρήσεις που συγκεντρώθηκαν ήταν από ιστούς από πέντε συκώτια *in vivo* και τέσσερα συκώτια *ex vivo*. (O' Rourke et al., 2007)



Εικόνα 4.1.1: Διηλεκτρική φασματοσκοπία μιας εκτομής όγκων χρησιμοποιώντας ένα ακριβείας ανοικτού τύπου ομοαξονικού καθετήρα. (O' Rourke et al., 2007 :4710)

Πίνακας 4.1.2: Περίληψη των αριθμών μέτρησης για τους έξι ασθενείς. (O' Rourke et al., 2007:4712)

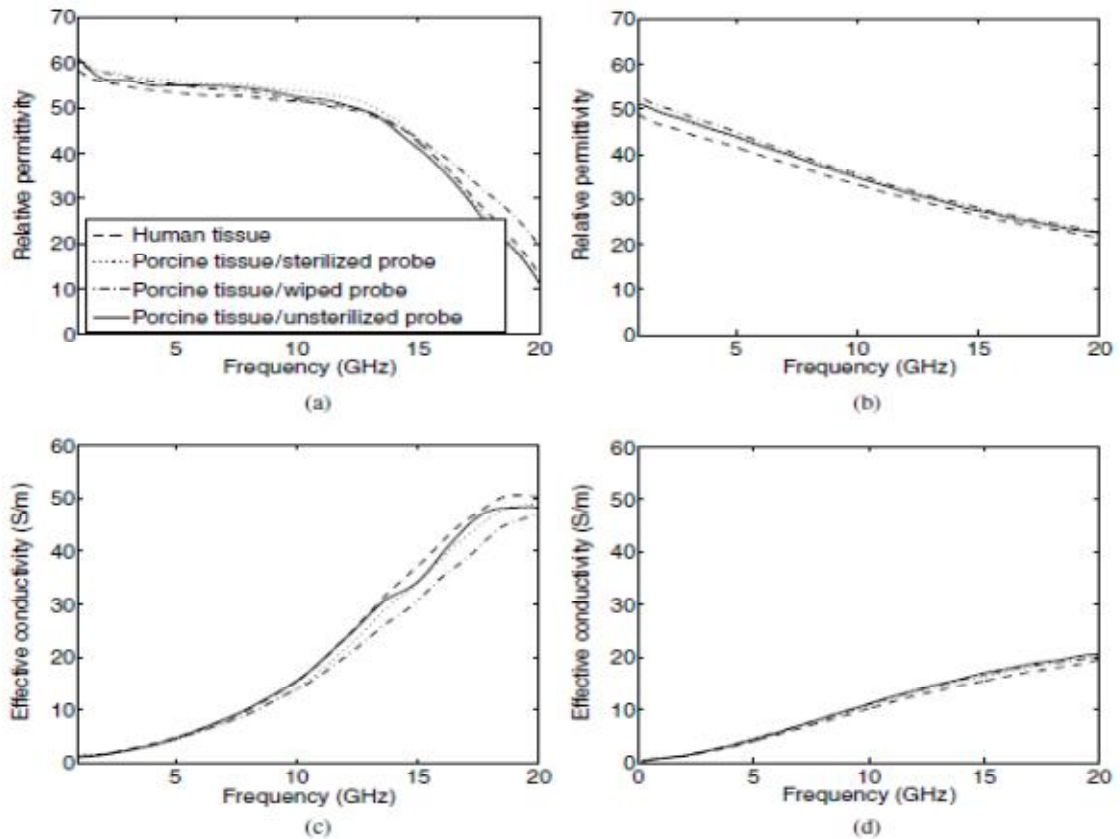
α/α	Αριθμός ασθενούς	In vivo μετρήσεις			Ex vivo μετρήσεις			Τύπος Καρκίνου
		Φυσιολογικός Ιστός	Κακοήθης	Κιρρωτικός	Φυσιολογικός Ιστός	Κακοήθης	Κιρρωτικός	
1	1	0	3	3	0	3	3	Primary HCC
2	2	3	3	0	4	3	0	Squamous cell
3	3	3	3	0	0	0	0	Pancreatic
4	4	0	0	0	4	3	0	Colorectal
5	5	3	3	0	12	15	0	Colorectal
6	6	2	2	0	0	0	0	Colorectal
7	Σύνολο	11	14	3	20	24	3	

Η ανάλυση των δεδομένων σε 915MHz και σε 2.45GHz αποκαλύπτει σημαντικές διαφορές μεταξύ των διηλεκτρικών ιδιοτήτων των ιστών in vivo και ex vivo.

- Η διηλεκτρική ιδιότητα in vivo για φυσιολογικό ιστό του ήπατος ήταν 25% υψηλότερη στα 915MHz και 2.45GHz από την ex vivo.
- Η ειδική αγωγιμότητα( εκφράζει την ευκολία με την οποία το ρεύμα περνάει μέσα από ένα υλικό) για φυσιολογικό ιστό ήταν 43% μεγαλύτερη στα 915MHz και 16% στα 2.45GHz από την ex vivo.
- Η ειδική αγωγιμότητα in vivo κακοήθους ιστού ήταν 28% μεγαλύτερη από την ex vivo ειδική αγωγιμότητα κακοήθους ιστού στα 915MHz.

#### 4.2 Πειράματα ηπατικού ιστού χοίρου

Η εταιρεία Baseline έκανε τα πειράματα σε ιστούς χοίρων ακολουθώντας το ίδιο πρωτόκολλο με τα ανθρώπινα πειράματα. Σύλλεξε τρεις στις πέντε μετρήσεις κατά τη διάρκεια κάθε πειράματος. Διενέργησε επίσης επιπρόσθετα πειράματα για να επικυρώσει το πειραματικό πρωτόκολλο και να επαληθευτεί η ακεραιότητα των δεδομένων. Τόσο για τους ιστούς των χοίρων in vivo και ex vivo στις μετρήσεις που πραγματοποιήθηκαν χρησιμοποιήθηκαν ξεχωριστά ένας ιχνηλάτης που καθαριζόταν μόνο με βαμβάκι με οινόπνευμα ,ένας ανιχνευτής που είχε αποστειρωθεί και ένας καθετήρας που καθαριζόταν με οινόπνευμα. Τα παρακάτω διαγράμματα του Σχ. 4.2.1 δείχνουν τις αντιπροσωπευτικές καμπύλες των διηλεκτρικών ιδιοτήτων και για τις τρεις περιπτώσεις.( Ο' Rourke et. al., 2007)



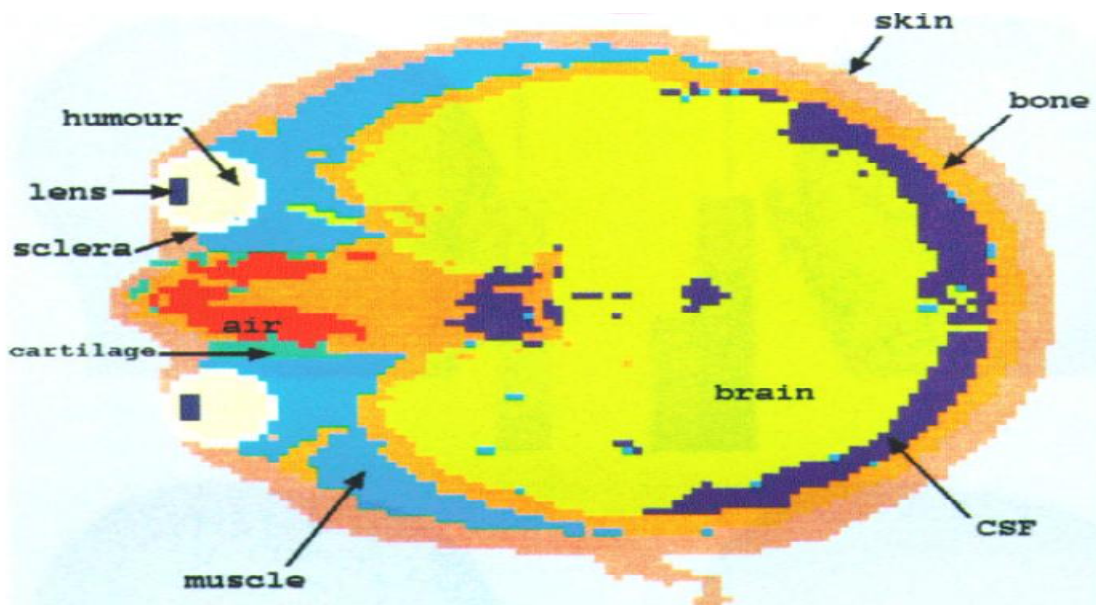
Σχήμα 4.2.1: Σύγκριση των δεδομένων των διηλεκτρικών ιδιοτήτων για φυσιολογικό ανθρώπινο ιστό ήπατος και των τριών περιπτώσεων πειραμάτων ιστών χοίρου. (a) Σχετική διηλεκτρική in vivo, (b) ex vivo σχετική διηλεκτρική, (c) in vivo ειδική αγωγιμότητα, (d) ex vivo ειδική αγωγιμότητα. (O' Rourke et. al., 2007:4716)

Τελικά οι διαφορές που παρατηρήθηκαν στις διηλεκτρικές ιδιότητες in vivo και ex vivo και για τις δύο περιπτώσεις, ανθρώπινου ήπατος και χοίρου ήταν ότι κοντά στα 10 GHz οι in vivo ιδιότητες ήταν υψηλότερες από τις ex vivo. Σε γενικές γραμμές, οι ποσοτικές διαφορές μεταξύ των in vivo και ex vivo ιδιοτήτων των ιστών οφείλονταν στη μεταβολή της θερμοκρασίας και στη περιεκτικότητα σε νερό. (O' Rourke et.al., 2007)

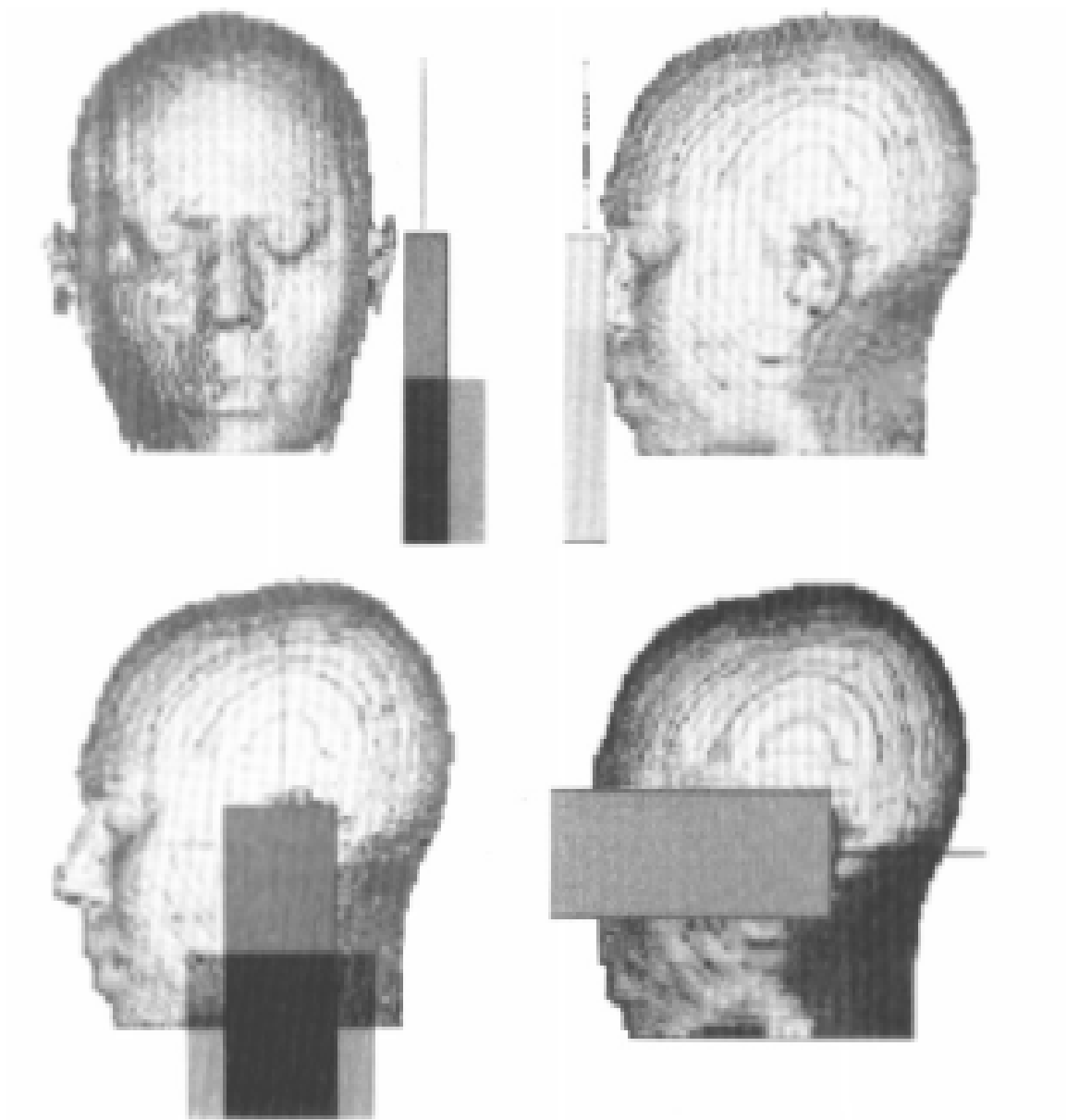
## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: Ηλεκτρομαγνητική δοσιμετρία : έκθεση σε κοντινά πεδία

### 5.1 Κινητά τηλέφωνα

Το ανθρώπινο κεφάλι έγινε αντικείμενο πολλών μελετών σε πεδία που παραγόντουσαν από κοντινές κεραίες. Μια από τις πρώτες μελέτες ήταν από τους Dimbylow και Mann (1994). Δημιούργησαν ένα μοντέλο κεφαλιού βλ. Εικόνα 5.1.1 από δεδομένα μαγνητικής τομογραφίας ενός άνδρα. Το μοντέλο αποτελούταν από voxels του 1mm. Κάθε κύβος (voxel) είχε πάνω του μια ετικέτα που προσδιόριζε το είδος του ιστού. Οι ιστοί ήταν το δέρμα, μύες, οστά, εγκέφαλος και εγκεφαλονωτιαίο υγρό. Το αρχικό μάτι του άνδρος αντικαταστάθηκε από τα δεδομένα της ICRP (International Commission on Radiation Protection) επειδή τα δεδομένα της μαγνητικής τομογραφίας ήταν ασαφή. Οι ιστοί που αποτελούσαν τον οφθαλμό ήταν ο κρυσταλλοειδής φακός, το υδατοειδές υγρό, ο σκληρός και ο κερατοειδής. Η μάζα και των δύο οφθαλμών ήταν 14,4 gr ενώ τα δεδομένα της ICRP ήταν 15 gr. Η μάζα του εγκεφάλου ήταν 1,36 kg σε σχέση με τα δεδομένα της ICRP που ήταν 1,40 kg. Η μέθοδος FDTD δεν ήταν ολοκληρωμένη για μέγεθος voxel 1mm και κλιμακώθηκε στα 2mm όπου το τελικό μοντέλο αποτελούταν από 490.000 voxels. Ο γενικός πομποδέκτης ήταν μονοπολικός και είχε τοποθετηθεί μέσα σε ένα μεταλλικό κουτί προκειμένου να αντιπροσωπεύει ένα κινητό τηλέφωνο. Το κουτί είχε ύψος 15 cm, πλάτος 6 cm και βάθος 2.4 cm. Το μοντέλο εκτέθηκε σε ακτινοβολίες μπροστά από το μάτι κατακόρυφη και ευθύγραμμη και συμβολίζεται AP, από τα πλάγια μεριά του κεφαλιού από τα αυτί που συμβολίζεται LAT βλ. Εικόνα 5.1.2 σε συχνότητες 900MHz και 1800MHz. (Dimbylow και Mann, 1994)



Εικόνα 5.1.1: Το μοντέλο κεφαλής. (Dimbylow και Mann, 1994:1540)



Εικόνα 5.1.2:Οι δυο εικόνες αριστερά είναι για το LATv(κατακόρυφη και ευθύγραμμη),η πάνω δεξιά είναι για το APv (κατακόρυφη και ευθύγραμμη) και η κάτω δεξιά είναι για το LATh (οριζόντια και ευθύγραμμη).(Dimbylow και Mann,1994:1539)



α/α	Γεωμετρία	Κεραία	Απόσταση (cm)	Οφθαλμός (SAR)	Απορρόφηση στο κεφάλι επί %	
1	APv	Κέντρο	2	4.02	27.5	
2			3	2.02	18.7	
3			4	1.12	13.2	
4			5	0.702	9.9	
5			APv	Γωνία	2	3.44
6	3	1.60			18.4	
7	4	0.942			13.9	
8	5	0.643			11.2	
9	Διπολική	1.96			4.87	27.4
10		2		7.69	37.4	
11		3		3.40	23.1	
12		4		1.81	15.7	
13		5		1.16	12.2	
14	LATv	Κέντρο		1.4	0.015	28.1
15				2	0.013	21.2
16				3	0.012	14.2
17				4	0.012	10.6
18			5	0.013	8.9	
19		Γωνία	1.4	0.043	29.0	
20			2	0.048	23.2	
21			3	0.051	17.4	
22			4	0.056	14.1	
23			5	0.063	12.3	
24		Διπολική	1.96	0.281	21.3	
25			1.4	0.014	30.9	
26			2	0.015	23.4	
27			3	0.017	17.3	
28			4	0.019	14.1	
29		5	0.022	12.8		
30		LATh	Κέντρο	1.4	0.189	27.2
31	2			0.161	20.1	
32	3			0.103	13.3	
33	4			0.055	9.8	
34	5			0.024	8.0	
35	Γωνία		1.96	0.394	21.9	
36			1.4	0.053	26.7	
37			2	0.067	22.2	
38			3	0.066	16.9	
39			4	0.054	13.7	
40	5		0.038	11.8		
41	Διπολική		1.4	0.024	26.0	
42			2	0.028	21.1	
43			3	0.032	15.7	
44			4	0.037	13.6	
45		5	0.041	12.0		

Πίνακας 5.1.3: Οι τιμές SAR σε  $W\ kg^{-1}$  ανά W στα 1,8GHz για τις τρεις γεωμετρίες, για τις τρεις διαμορφώσεις τις κεραίας για τον οφθαλμό και επίσης το ποσοστό απορρόφησης από το κεφάλι. (Dimbylow και Mann, 1994:1547)

α/α	Γεωμετρία	Κεραία	Απόσταση (cm)	Οφθαλμός(SAR)	Απορρόφηση επί% στο κεφάλι
1	APv	Κέντρο	2	3.71	44.0
2			3	1.85	33.4
3			4	1.01	25.9
4			5	0.626	21.0
5			Γωνία	1.96	3.94
6		2		2.33	38.8
7		3		1.22	29.0
8		4		0.733	22.5
9		5		0.482	18.0
10		Διπολική	1.96	2.38	24.4
11			2	5.61	53.4
12			3	3.68	42.9
13			4	2.49	33.7
14			5	1.75	26.9
15	LATv	Κέντρο	1.4	0.061	38.5
16			2	0.051	31.5
17			3	0.041	23.4
18			4	0.035	18.4
19			5	0.030	14.7
20		Γωνία	1.96	0.122	23.5
21			1.4	0.171	37.9
22			2	0.142	29.7
23			3	0.114	22.1
24			4	0.096	17.4
25		5	0.082	14.1	
26		Διπολική	1.96	0.315	20.8
27			1.4	0.030	41.8
28			2	0.034	35.0
29	3		0.038	26.7	
30	4		0.041	21.0	
31	5	0.043	17.0		
32	LATh	Κέντρο	1.4	0.315	32.0
33			2	0.398	27.4
34			3	0.391	21.1
35			4	0.354	17.0
36			5	0.307	13.8
37		Γωνία	1.96	0.580	17.9
38			1.4	0.243	33.2
39			2	0.296	27.5
40			3	0.283	20.9
41			4	0.248	16.4
42		5	0.214	13.3	
43		Διπολική	1.96	0.500	22.1
44			1.4	0.120	41.9
45			2	0.120	35.3
46	3		0.114	27.3	
47	4		0.106	21.7	
48	5	0.097	17.7		

Πίνακας 5.1.4:Οι τιμές του SAR σε  $W\ kg^{-1}$  ανά  $W$  στα 900MHz για τις τρεις γεωμετρίες , για τις τρεις διαμορφώσεις τις κεραίας και για τον οφθαλμό και επίσης το ποσοστό απορρόφησης από το κεφάλι.(Dimbylow και Mann,1994:1546)

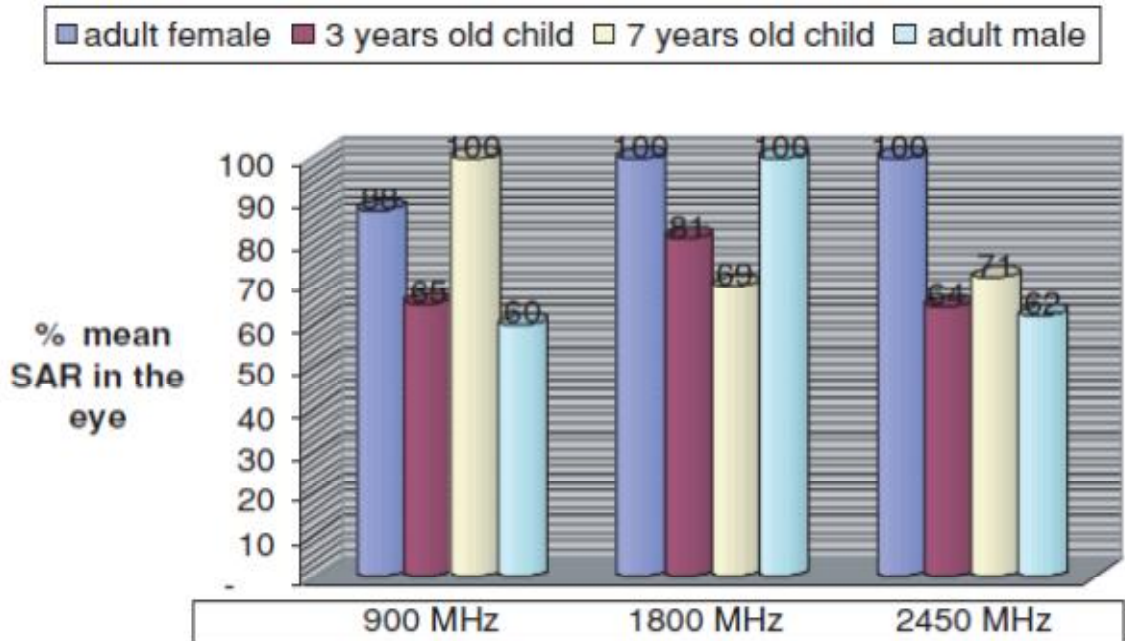
Οι μέγιστες τιμές του ρυθμού ειδικής απορρόφησης (SAR) πάνω από τα 10g ιστού στα 900 MHz και στα 1800 MHz ήταν 3.09 και 4.61 W kg<sup>-1</sup> αντίστοιχα ανά W. Οι τιμές για πάνω από 1g ιστού ήταν 4.74 και 7.74 W kg<sup>-1</sup> ανά W. (Dimbylow και Mann, 1994)

Οι Van de Kamer και Lagendijk (2002) χρησιμοποίησαν τη μέθοδο FDTD για να υπολογίσουν τη κατανομή του SAR σε ένα μοντέλο κεφαλιού μιας γυναίκας όπου η ακτινοβολία παραγόταν από μια διπολική κεραία στα 900 MHz.

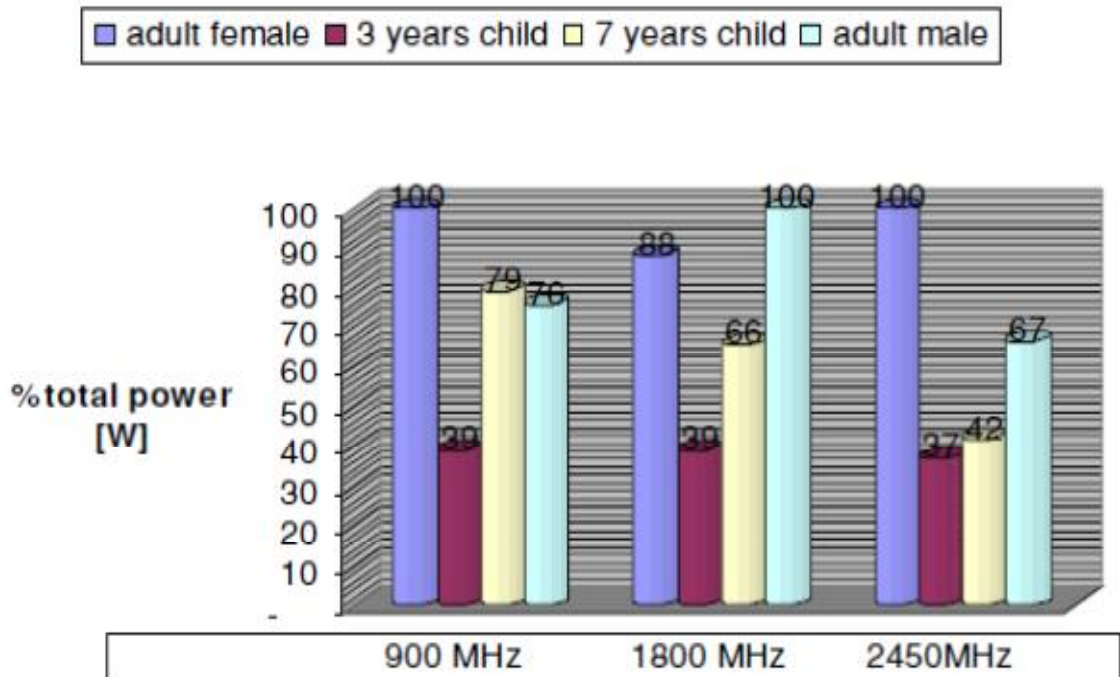
Οι Hombach, Meier, Burkhardt, Kuhn και Kuster (1996) χρησιμοποίησαν τις μεθόδους FDTD και FIT για να μελετήσουν τα χαρακτηριστικά του κεφαλιού όπως το σχήμα, μέγεθος και την ανομοιογένεια σχετικά με την απορρόφηση ενέργειας με στόχο την αξιολόγηση των ομοιογενών μοντέλων κεφαλιού που χρησιμοποιούνταν στις προσομοιώσεις. Τέσσερα ρεαλιστικά μοντέλα παρόμοια με αυτά των προσομοιώσεων εκτέθηκαν σε πεδία στα 900 MHz. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η μέγιστη τιμή του ρυθμού ειδικής απορρόφησης επηρεάστηκε οριακά από τα χαρακτηριστικά του κεφαλιού και από την κεραία που βρισκόταν σε μια καθορισμένη απόσταση και ακόμα, ότι τα μοντέλα ήταν κατάλληλα για δόκιμες κινητών τηλεφώνων στα 900 MHz. Οι Burkhardt και Kuster (2000) συζήτησαν τη μοντελοποίηση του αυτιού με στόχο το πώς θα κρατάνε οι χρήστες το κινητό στο χέρι.

Υπήρξε αρκετό ενδιαφέρον στην δοσιμετρία σχετικά με τη χρήση κινητών τηλεφώνων από τα παιδιά λόγω διαφορετικής ανατομίας όπως μικρότερο μέγεθος κρανίου και υψηλότερης αγωγιμότητας των ιστών. Οι Keshvari και Lang (2005) εφάρμοσαν τη μέθοδο FDTD για να υπολογίσουν τον SAR σε μοντέλα κεφαλής ενηλίκων (γυναίκας και άνδρα), παιδιών (3 χρονών και 7 ετών) από πεδία που παραγόταν από μια διπολική κεραία στα 900, 1800 και 2450 MHz. Πρώτα η κεραία τοποθετήθηκε κάθετα 20 χιλιοστά μακριά από το δεξί αυτί και μετά τοποθετήθηκε οριζόντια 40 χιλιοστά από το αριστερό μάτι. Τα δεδομένα των μοντέλων κεφαλιού των παιδιών και της γυναίκας πάρθηκαν από μαγνητικές τομογραφίες και του άνδρα από τη βάση δεδομένων του Visible Human Project. Όταν η κεραία βρισκόταν από τη πλευρά του αυτιού διαπίστωσαν ότι ο μεγαλύτερος SAR εμφανιζόταν στους ιστούς του προσώπου που ήταν κοντά στη κεραία. Ο μεγαλύτερος ρυθμός ειδικής απορρόφησης (SAR) παρατηρήθηκε στο μοντέλο του 7-χρονού στα 900 MHz στο μάτι. Ένας πιθανός λόγος που συνέβη αυτό ήταν ότι οι ιστοί του ματιού όπως ο κρυσταλλοειδής φακός και ο σκληρός δεν περιλαμβάνονταν στη μαγνητική τομογραφία. Στο διάγραμμα της Εικόνας 5.1.4 φαίνεται η σύγκριση του ρυθμού ειδικής απορρόφησης στον οφθαλμό και από το διάγραμμα της εικόνας 5.1.5 βγαίνει το εξής συμπέρασμα:

- Υπάρχει μεγάλη διάφορα στη συνολική ισχύς απορρόφησης μεταξύ των μοντέλων κεφαλής του 3-χρονού και του 7-χρονού.



Εικόνα 5.1.4: Συγκριτικός πίνακας του ρυθμού ειδικής απορρόφησης του ματιού στα 900MHz,1800MHz και 2450MHz.(Keshvari και Lang, 2005: 4367)



Εικόνα 5.1.5:Συγκριτικός πίνακας της συνολικής ενέργειας απορρόφησης στο μάτι στα 900MHz, 800MHz και 2450MHz.(Keshvari και Lang ,2005:4367)

Επειδή ο οφθαλμός είναι ευαίσθητος σε θερμική ζημία, μερικές έρευνες στη δοσιμετρία είχαν επικεντρωθεί σε αυτόν. Οι Martinez-Burando, Martin, Anguiano και Villar (2004) μελέτησαν τους υψηλότερους SAR πάνω από 1g και 10g στα 900 MHz και στα 1800 MHz. Όταν η εκπεμπόμενη ισχύς ήταν 500 mW ή 125 mW στα 900 ή στα 1800 MHz, ο υψηλότερος SAR<sub>10g</sub> ήταν συμβατός με τα διεθνή όρια ασφαλείας ( $< 2 \text{ W kg}^{-1}$ ) ενώ ο υψηλότερος SAR<sub>1g</sub> που βρίσκεται κοντά στο μάτι, θα μπορούσε να υπερβεί τα διεθνή όρια ασφαλείας το  $1.6 \text{ W kg}^{-1}$ . Οι Flyckt, Raaymakers, Kroeze και Legendijk (2007) ερεύνησαν την επίδραση μιας διπολικής κεραίας στα 900, 1500, 1800 MHz ισχύος 1 W τοποθετημένη στο 50 χιλιοστά από το κέντρο του κερατοειδούς του δεξιού ματιού. Εντόπισαν τον υψηλότερο ρυθμό ειδικής απορρόφησης στο υαλοειδές σώμα στα 4.5, 7.7 και  $8.4 \text{ W kg}^{-1}$  για τις συχνότητες 900, 1500 και 1800 MHz αντίστοιχα ενώ ο μέσος όρος σε όλο το μάτι ήταν 1.7, 2.5 και  $2.2 \text{ W kg}^{-1}$ .

Άλλα όργανα που μελετήθηκαν αναλυτικά στη δοσιμετρία από έκθεση σε κινητά τηλέφωνα ήταν η επίφυση (ενδοκρινής αδένος του σώματος) και η κοχλία του αυτιού. Οι Schmid, Uberbacher, Samaras, Tschabitscher και Mazal (2007) μελέτησαν τις διηλεκτρικές ιδιότητες ενός ιστού που ανήκε στην επίφυση προκειμένου να χρησιμοποιηθούν αυτά τα στοιχεία στη μέθοδο FDTD σε προσομοίωση με κινητά τηλέφωνα σε ένα εύρος συχνοτήτων από 400 έως 1850 MHz. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η υψηλότερη απορρόφηση ήταν στα 400 MHz και ο μέγιστος SAR πάνω από 1g ιστού ήταν  $0.2 \text{ W kg}^{-1}$  ενώ στα 1850 MHz ήταν  $0.02 \text{ W kg}^{-1}$ .

Οι Virtanen, Keshavari και Lappalainen (2007) χρησιμοποίησαν μια μέθοδο FDTD με μεταβλητό πλέγμα (τα κύτταρα κυμαίνονταν από  $0.1 \text{ mm} \times 0.1 \text{ mm} \times 0.1 \text{ mm}$  έως  $10 \text{ mm} \times 10 \text{ mm} \times 10 \text{ mm}$ ) για να ερευνήσουν τις διακυμάνσεις του SAR στη παρουσία μεταλλικού εμφυτεύματος. Το ανατομικά ρεαλιστικό μοντέλο κεφαλής που ανήκε σε γυναίκα εκτέθηκε σε κοντινό πεδίο μιας διπολικής κεραίας η οποία λειτουργούσε στα 900, 1800 και 2450 MHz. Το μεταλλικό εμφύτευμα βρισκόταν στο πίσω μέρος του αυτιού κάτω από το δέρμα και τους μύες. Η απόσταση μεταξύ κεραίας και εμφυτεύματος ήταν από 7 χιλιοστά έως 22 χιλιοστά. Η παρουσία του οδήγησε σε υψηλότερες τιμές του ρυθμού ειδικής απορρόφησης με το μέγιστο να παρουσιάζεται στα 900 MHz.

Τα επίπεδα ακτινοβολίας από σταθμούς –βάσης κινητών τηλεφώνων είναι ένα θέμα δημοσίου συμφέροντος και πολλές έρευνες έχουν αναφερθεί σε αυτό το πρόβλημα. Ο Cooper (2002) με τη βοήθεια της μεθόδου FIT πραγματοποίησε μία προσομοίωση ενός μοντέλου, όπου τα δεδομένα του βασιζόντουσαν στο Visible Human Project, το οποίο βρισκόταν κοντά σε σταθμό-βάση και η κεραία λειτουργούσε στα 935 MHz με ισχύ 40 W. Τα αποτελέσματα του πρότειναν ότι η μικρότερη απόσταση του σώματος από τη κεραία θα πρέπει να είναι στα 18 cm.

## 5.2 Μαγνητική απεικόνιση συντονισμού (MRI)

Οι πρώτες εργασίες για την μοντελοποίηση της αλληλεπίδρασης ηλεκτρομαγνητικών πεδίων με το σώμα που σχετίζονται με τη μαγνητική τομογραφία βασίστηκαν σε απλά αναλυτικά κυλινδρικά μοντέλα τα οποία αντιπροσώπευαν τη πλήρη εξάρτηση του χρόνου των ηλεκτρομαγνητικών πεδίων και τη λεπτομερή δομή του σώματος. Οι Siminuc, Renhart και Stollberger (1996) χρησιμοποίησαν τη μέθοδο πεπερασμένων στοιχείων για να προβλέψουν τη συγκεκριμένη απορρόφηση, SAR και την αλλαγή της θερμοκρασίας σε ένα ρεαλιστικό μοντέλο κεφαλής που οφείλονταν σε γραμμικά πολωμένο μαγνητικό πεδίο στα 64 MHz. Ακόμα, μια ημί-στατική προσέγγιση για το πεδίο έξω από το κεφάλι υποτέθηκε.

### 5.3 Υπερθερμία (Hyperthermia)

Η υπερθερμία χρησιμοποιείται για τη θεραπεία του καρκίνου και υπόσχεται πολλά όπως αποδείχθηκε από τα αποτελέσματα πολλών κλινικών δοκιμών. Ο στόχος της υπερθερμίας είναι να αυξήσει τη θερμοκρασία του στοχευόμενου ιστού σε θεραπευτικά επίπεδα (περίπου 42-45°C) διατηρώντας παράλληλα τους παρακείμενους φυσιολογικούς ιστούς σε υπο-θεραπευτικές θερμοκρασίες. Η βιολογική και κλινική αιτιολογία για τη χρήση της είναι βάσιμη, αλλά το έργο της παροχής θεραπείας υπερθερμίας με ένα ελεγχόμενο και προβλέψιμο τρόπο φαίνεται να αποτελεί μια πρόκληση. Η αριθμητική μοντελοποίηση των ηλεκτρομαγνητικών συσκευών και της απόθεσης ενέργειας εντός του ασθενούς έχει συμβάλει σημαντικά στους κλινικούς τομείς που είναι:

- Η τοπική υπερθερμία (Local hyperthermia LHT),
- Η ενδιάμεση υπερθερμία (Interstitial hyperthermia IHT),
- Η περιφερειακή υπερθερμία (Regional hyperthermia RHT).(Hand, 2008)

<<Η υπερθερμία πραγματοποιείται με τη χρήση μικροκυμάτων, ραδιοσυχνοτήτων, υπερήχων, υπέρυθρης ακτινοβολίας και γίνεται ως εξής:

- Κατά τη διάρκεια ακτινοθεραπείας 2 φορές την εβδομάδα με μεσοδιάστημα 2-3 ημερών, για 1 ώρα ή 1-3 ώρες μετά την συνεδρία ακτινοβολήσης. Έτσι σε σχήμα 6 εβδομάδων ακτινοβολήσης, η υπερθερμία μπορεί να γίνει σε 12 συνεδρίες.
- Κατά τη διάρκεια χημειοθεραπείας 12-15 ώρες μετά τη συνεδρία χημειοθεραπείας. Έτσι σε σχήμα με 6 κύκλους 20 ημερών, η υπερθερμία μπορεί να γίνει σε 6 κύκλους.

Εφαρμόζεται με βάση κατευθυντήριες γραμμές σε συνδυασμό με ακτινοθεραπεία ή και χημειοθεραπεία στις εξής περιπτώσεις:

- Επιφανειακοί όγκοι μέχρι 4 cm βάθος,
- Υποτροπές σε επιφανειακούς λεμφαδένες και στο δέρμα,
- Μελανώματα δερματικά,
- Σαρκώματα μαλακών μορίων,
- Εκτεταμένοι καρκίνοι πυέλου (ουροδόχος κύστη, γυναικολογικός καρκίνος),
- Μεταστατικοί καρκίνοι στο ήπαρ η στο περιτόναιο,
- Πρωτοπαθείς όγκοι εγκεφάλου,
- Περιοχές με υποτροπή σε επανακτινοβολήση.

Οι παρενέργειες της υπερθερμίας με τα μηχανήματα τελευταίας τεχνολογίας είναι ελάχιστες και αφορούν συνήθως ερύθημα δέρματος (δερματική φλεγμονή) ή αίσθημα καύσου εσωτερικά ή σε κάποιες περιπτώσεις ήπιο άλγος. Το ερύθημα αντιμετωπίζεται με ειδικές δερματικές κρέμες ενώ το άλγος με απλή χορήγηση παυσίπων (συνήθως παρακεταμόλη). Ο ασθενής πρέπει να προσέχει την έκθεση στον ήλιο, και τη περίπτωση πυρετού. Επίσης είναι σημαντικό να αναφερθεί η πιθανή αλληλεπίδραση της μη-ιοντίζουσας ακτινοβολίας με σιδηρομαγνητικά ή παραμαγνητικά υλικά στο ανθρώπινο σώμα ενώ η έκθεση απευθείας στα μάτια πρέπει να αποφεύγεται. Η έκθεση σε μη-ιοντίζουσα ακτινοβολία δεν έχει επίπτωση σε εγκυμονούσα.>>(www.almazois.gr)

### **5.3.1 Τοπική υπερθερμία (Local hyperthermia LHT)**

Οι πρώτες μελέτες της θεραπείας των προχωρημένων όγκων κεφαλής και του λαιμού οι οποίες χρησιμοποιούσαν ένα συνδυασμό LHT και ακτινοθεραπείας έδειξαν ενθαρρυντικά αποτελέσματα. Οι επόμενες μελέτες που ακολούθησαν επεσήμαναν μια τεχνική δυσκολία στην επίτευξη LHT για όγκους σε μεγάλο βάθος. Σε μια έρευνα του 2005 χρησιμοποιήθηκε FDTD προσομοίωση για να διερευνηθεί η χρήση της με τη βοήθεια μιας σειράς από διπολικές κεραίες όπου η ενέργεια κατανεμήθηκε κεντρικά στο λαιμό. Η χωρική κατανομή της ενέργειας εξαρτήθηκε από τον αριθμό και τις θέσεις των κεραιών καθώς και από τη συχνότητα λειτουργίας τους. Η εστιακή ικανότητα της συστοιχίας αυξήθηκε καθώς αυξήθηκε ο αριθμός των κεραιών και οι συγγραφείς βρήκαν το βέλτιστο εύρος συχνοτήτων όπου ήταν 400-600 MHz. Σε μια μεταγενέστερη έρευνα μελετήθηκε ο σχεδιασμός μιας συστοιχίας στα 433 MHz για την θεραπεία των όγκων βαθιά μέσα στο κεφάλι και το λαιμό. Διαπιστώθηκε ότι οι κυκλικές σειρές με δύο δακτυλίους (ακτίνα περίπου 20 εκατοστών και απόσταση 6 εκατοστών μεταξύ τους) όπου οι καθεμία περιείχε έξι κεραίες, ήταν ένας καλός συμβιβασμός όσον αφορά την εστίαση, τη διείσδυση και την ικανότητα να θεραπεύουν την πλειοψηφία των ασθενών. (Hand, 2008)

Μια άλλη πρόκληση ήταν η απόδοση της τοπικής υπερθερμίας σε μεγάλα πεδία, όπως απαιτείται για τη θεραπεία του όγκου στη θωρακική κοιλότητα. Μια λύση στο πρόβλημα αυτό δόθηκε με την ανάπτυξη ενός πολυστρωματικού εφαρμοστή μικροκυμάτων από τους Juang Stauffer, Neuman και Schlorff (2006). Εκτεταμένη FDTD μοντελοποίηση των διπλών ομόκεντρων αγωγών (καλώδια που αποτελούνται από ένα εξωτερικό μέταλλο) που σχηματίζουν τα στοιχεία μικροκυμάτων σε αυτήν τη συσκευή, έχει παράσχει πληροφορίες σε ότι αφορά τον βέλτιστο σχεδιασμό και την απόδοση. Οι Stauffer, Rossetto, Leonchini και Gentilli (1998) μελέτησαν την εξάρτηση της κατανομής SAR σε συσκευή όπου το μοντέλο μιών για τη θέση της τροφοδοσίας λειτουργούσε στα 915 MHz. Ενιαία στοιχεία και συστοιχίες έξι στοιχείων μελετήθηκαν και μια ενιαία διάταξη πλευρά-τροφοδοσίας βρέθηκε να είναι ικανοποιητική μαζί με πάχος εφόδου των 2,5-5 mm. Μια επιπλέον μελέτη μοντελοποίησης (Rossetto και Stauffer, 1999) έδειξε ότι περισσότερα πολύπλοκα φορτία, όπως εκείνα που προσομοιάζονται στα οστά, έχουν ελάχιστη επίδραση στην κατανομή SAR. Στη συνέχεια, σχεδιάστηκαν συσκευές 433 MHz δύο ομόκεντρων αγωγών που χαρακτηρίζονταν από ένα παρόμοιο μοντέλο στρώσεων και συγκρίθηκαν με τα δεδομένα από τις συσκευές που λειτουργούσαν στα 915 MHz (Rossetto και Stauffer, 2001). Βέλτιστες διαμορφώσεις για συστοιχίες στοιχείων αναφέρθηκαν και βρέθηκαν ότι οι συσκευές χαμηλότερης συχνότητας ήταν ικανές να χρησιμοποιηθούν στη θεραπεία με μεγαλύτερα πεδία, ενώ ο καλύτερος χωρικός έλεγχος του SAR ήταν εφικτός στα 915 MHz.

### **5.3.2 Διάμεση υπερθερμία (Interstitial hyperthermia IHT)**

Χρησιμοποιείται για τη θεραπεία όγκων βαθιά μέσα στο σώμα όπως οι όγκοι στον εγκέφαλο. Αυτή η τεχνική επιτρέπει τους όγκους να θερμανθούν σε υψηλότερες θερμοκρασίες από ότι οι εξωτερικές τεχνικές. Με αναισθησία οι ανιχνευτές ή οι βελόνες εισάγονται εντός του όγκου. Τεχνικές απεικόνισης, όπως υπέρηχοι, μπορούν επίσης να εφαρμοστούν προκειμένου να δουν ότι ο καθετήρας είναι σωστά τοποθετημένος εντός του

όγκου. Η πηγή θερμότητας εν συνεχεία εισάγεται στο καθετήρα. Η καυτηρίαση με ραδιοσυχνότητες είναι ένας τύπος διάμεσης υπερθερμίας η οποία χρησιμοποιεί ραδιοκύματα για να θερμάνει και να σκοτώνει τα καρκινικά κύτταρα. (Hand ,2008)

Τα χαρακτηριστικά των συσκευών θέρμανσης με ραδιοκύματα τα οποία προορίζονται για χρήση σε εφαρμογές διάμεσης υπερθερμίας, εξαρτώνται από το τύπο κεραίας (διπολική, έλικα κ.λπ.) που χρησιμοποιούνται σε πολλές περιπτώσεις, από το βάθος του ιστού στον οποίο αυτές εισάγονται. Σε προηγούμενες μελέτες αναλυτικές εκφράσεις χρησιμοποιήθηκαν για την πρόβλεψη των πεδίων σε ομοιογενή μέσα που παραγόντουσαν από μια ή περισσότερες μονοπολικές ή διπολικές κεραίες αλλά αρκετοί συγγραφείς έχουν χρησιμοποιήσει αριθμητικές μεθόδους για να προβλέψουν την απόδοση των συσκευών διάμεσης υπερθερμίας, ιδιαίτερα όταν είναι πιο πολύπλοκες. Οι Hamada , Saito , Yoshimura και Ito (2000) χρησιμοποίησαν μια μέθοδο FDTD προκειμένου να ερευνήσουν τέσσερις παραλλαγές μιας κεραίας που εισαγόταν σε ένα καθετήρα στην οποία η διηλεκτρική φόρτωση στο άκρο της διέφερε. Οι Camart, Despertz ,Pevost,Sozanski ,Chieve και Pribetich (2000) χρησιμοποίησαν την  $(FD)^2TD$  μέθοδο για να προβλέψουν τους  $S$ -παραμέτρους (παραμέτρος σκέδασης ενός γραμμικού ηλεκτρικού κυκλώματος υπό εξωτερική ηλεκτρική διέγερση) έτσι ώστε να βελτιστοποιηθεί ο σχεδιασμός των κεραίων που λειτουργούν στα 433 MHz και προορίζονται για τη θεραπεία των όγκων στη βάση της γλώσσας.

Οι Pisa ,Cavangaro ,Piuzzi ,Bernadi και Lin (2003) χρησιμοποίησαν μια μέθοδο FDTD που περιλάμβανε μια μεταβλητή πλέγματος για να διερευνήσει τις κεραίες που εισήχθησαν στον εγκέφαλο ενός μοντέλου. Είχε διαστάσεις voxel  $0.06 \times 0.06 \times 0,12 \text{mm}^3$  και χρησιμοποιήθηκε για να περιγράψουν οι λεπτομέρειες της κεραίας στα 2.45 GHz. Ισόπλευρες τριγωνικές συστοιχίες κεραίων με πλευρές ίσες με 10, 15 και 20 χιλιοστά διερευνήθηκαν και τα αποτελέσματα έδειξαν ότι για επίπεδα ισχύος πάνω από ένα κατώτατο όριο, οι θεραπευτικές θερμοκρασίες θα μπορούσαν να επιτευχθούν σε παρακείμενους όγκους του ιστού σε κάθε τριγωνική συστοιχία.

Οι συσκευές ραδιοκυμάτων διάμεσης υπερθερμίας έχουν σχεδιαστεί γύρω από ελικοειδείς δομές-πηνίου και αυτές έχουν μεγάλο πλεονέκτημα ότι η θέρμανση εντοπίζεται στη δραστική δομή τους. Μια νέα εφαρμογή αυτού του τύπου κεραίας είναι στη θεραπεία υπερθερμίας της προ-καρκινικής κατάστασης του οισοφάγου. Αριθμητικές μελέτες που χρησιμοποίησαν τη μέθοδο FIT για τις διαμορφώσεις σε αυτές τις κεραίες έχουν περιγραφεί. Στις προσομοιώσεις τους χρησιμοποιούν μια μεταβλητή πλέγματος για να περιγράψουν τη γεωμετρία της ελικοειδούς δομής και των γύρω μέσων με ακρίβεια και η προβλεπόμενη επίδοση τους ήταν σε καλή συμφωνία με τα πειραματικά αποτελέσματα που προέκυπταν από τα μοντέλα. (Hand ,2008)

### **5.3.3.Περιφερειακή υπερθερμία (Regional hyperthermia RHT)**

Αρκετή αριθμητικοί μέθοδοι, συμπεριλαμβανομένων των FDTD, FEM και της FFT έχουν χρησιμοποιηθεί στην προσομοίωση συσκευών ραδιοσυχνότητας υπερθερμίας , του ηλεκτρικού πεδίου σε διάφορα μοντέλα ανθρώπινου σώματος. Η RHT ,όπως αναφέρεται συνοπτικά η περιφερειακή υπερθερμία, συνήθως πραγματοποιείται χρησιμοποιώντας μία συστοιχία συσκευών ακτινοβολίας , που λειτουργούν περίπου στα 100 MHz, σε μοντέρνους σχεδιασμούς. Ένα πρώιμο παράδειγμα είναι η μελέτη που περιγράφεται από τους Sullivan ,Ben- Yosef και Kapp (1993), οι οποίοι χρησιμοποίησαν μια παραλλαγή εξαρτώμενη από τη συχνότητα της μεθόδου FDTD, το  $((FD)^2 TD)$ , για την προσομοίωση πεδίων σε τέσσερα



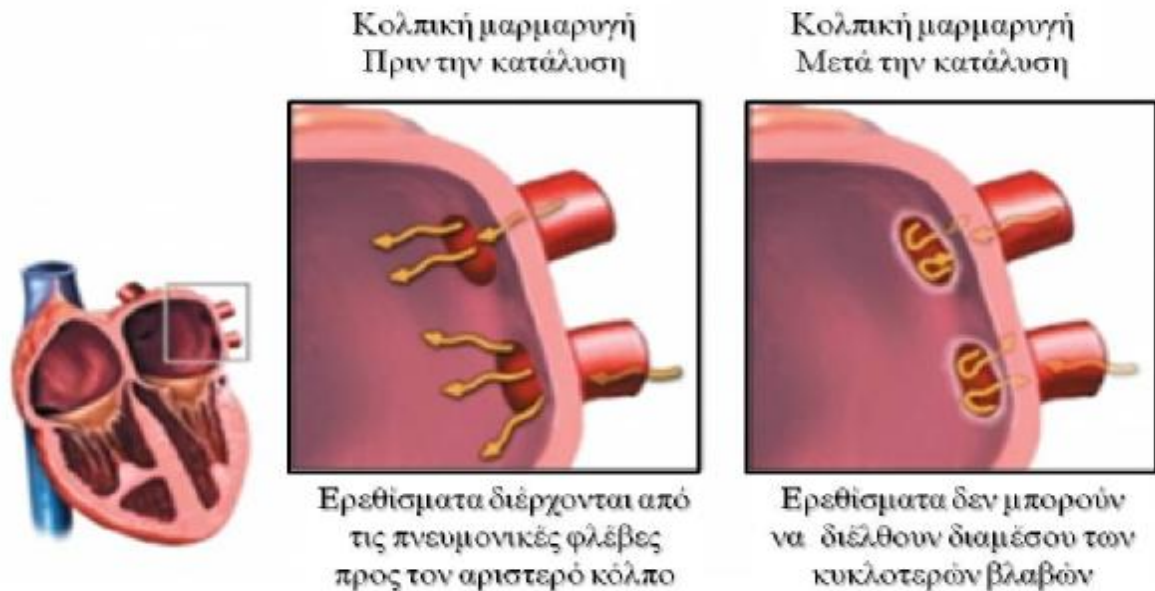
τεταρτημόρια του δακτυλοειδούς στοιχείου 8-φάσεων μιας συσκευής συστοιχίας. Χρησιμοποιώντας μια προσθήκη και υποθέτοντας τη γραμμικότητα του προβλήματος, το συνολικό ηλεκτρικό πεδίο σε κάθε σημείο  $(x, y, z)$ , εκφράζεται ως  $E_{\text{συνολικό}}(x, y, z) = \sum_{n=1}^4 \alpha_n |E_n| e^{-j(\varphi_n + \theta_n)}$  όπου  $E_n$  είναι το πλάτος που αντιστοιχεί στο πεδίο μονάδας διέγερσης του  $n$  του τεταρτημόριου,  $\varphi_n$  είναι η φάση που αντιστοιχεί στην απόσταση μεταξύ ενός σημείου του πεδίου και του  $n$  του τεταρτημορίου, και  $\alpha_n$  και  $\theta_n$  είναι το πραγματικό πλάτος και η σχετική φάση αντίστοιχα, του  $n$  του τεταρτημορίου. Η προκύπτουσα κατανομή SAR μέσα σε ένα μοντέλο ασθενούς δίνεται από  $SAR(x, y, z) = \frac{\sigma(x, y, z)}{\rho(x, y, z)} |E_{\text{συνολικό}}(x, y, z)|^2$  όπου  $\sigma$  και  $\rho$  είναι οι τοπικές τιμές των ιστών αγωγιμότητας και πυκνότητας. Η μέθοδος χρησιμοποιήθηκε για να σχεδιάσει τη θεραπεία 13 ασθενών και να αξιολογήσει εκ των υστέρων τα προβλήματα που ανέκυψαν κατά τη διάρκεια της πραγματικής θεραπείας. Στη μελέτη των Wiersma, van Wieringen, Crezee και van Dijk (2007) περιγράφεται ο σχεδιασμός της θεραπείας με μια συσκευή υπερθερμίας που αποτελούνταν από μια σειρά από τέσσερις πηγές ανοίγματος. Στο έργο τους, το ηλεκτρικό πεδίο που δημιουργήθηκε στον ασθενή από κάθε μία από αυτές τις πηγές υπολογιζόταν χρησιμοποιώντας τη μέθοδο CGFFT. Η κατανομή του SAR που προέκυπτε από τη διαφορά πλάτους φάσης μελετήθηκε και οι αντικειμενικές λειτουργίες που σχετίζονταν με τη μεγιστοποίηση ( $\alpha$ ) του SAR σε μια δεδομένη θέση στόχου, ( $\beta$ ) του δείκτη SAR στο στόχο, αθροίζοντας τον SAR σε δυναμικά κύρια σημεία και ( $\gamma$ ) του SAR του στόχου σε σχέση με το SAR σε κύρια σημεία ερευνηθήκε.

Οι Gellermann, Wust, Stalling, Seebass, Nadobny, Beck, Hege, Deuffhard και Felix (2000) περιέγραψαν ένα πακέτο προγραμματισμού με θεραπεία υπερθερμίας με τη βοήθεια μιας δακτυλοειδούς συσκευής 3DRT που αποτελούνταν από 12 ζεύγη δικωνικών κεραίων διατεταγμένων σε τρεις δακτυλίους με τέσσερα ζεύγη κεραίων ανά δακτύλιο. Τα δεδομένα από τον ασθενή μεταφέρθηκαν σε τετραεδρικό ή κυβικό πλέγμα και το ηλεκτρομαγνητικό πρόβλημα λύθηκε χρησιμοποιώντας είτε FEM (στο τετραεδρικό πλέγμα) ή FDTD μέθοδο για τη κατανομή SAR εντός του ασθενούς. Επίσης ένα θερμικό μοντέλο προέβλεπε τη προκύπτουσα κατανομή της θερμοκρασίας. Πιο πρόσφατα, οι Gellermann, Goke, Figiel, Weihrauch, Cho, Budach, Felix και Wust (2007) χρησιμοποίησαν μια τεχνική πεπερασμένων στοιχείων για την προσομοίωση υπερθερμικής κατεργασίας σε έναν όγκο και διερευνήθηκε η εξάρτηση της κατανομής SAR. Μοντέλο χρησιμοποιήθηκε στην εργασία αυτή όπου μαζί με τη βελτιστοποίηση των φάσεων ή και του εύρους των σημάτων οι οποίοι λειτουργούσαν ως οδηγοί των κεραίων προσπάθησαν να βελτιώσουν τη θεραπεία των όγκων σε αυτή τη θέση η οποία είχε προηγουμένως αποδειχθεί ότι είναι δύσκολο να θερμανθεί (Gellermann et al, 2000).

### 5.3.4 Κατάλυση (Ablation)

Η χρήση των συσκευών μικροκυμάτων για διακαθετήρα κατάλυσης είναι μια ελάχιστη επεμβατική διαδικασία για τη θεραπεία καρδιακών αρρυθμιών και εμφανίστηκε στις αρχές του 1990. <<Οι καθετήρες εισάγονται διαμέσου των περιφερειακών φλεβών και προωθούνται ανώδυνα στην καρδιά. Μία μικρή οπή δημιουργείται στο διάφραγμα που διαχωρίζει το δεξιό από τον αριστερό κόλπο και εξασφαλίζει πρόσβαση στον αριστερό κόλπο όπου εντοπίζονται οι πνευμονικές φλέβες και οι εστίες που κατά βάση ευθύνονται για την πρόκληση της κολπικής μαρμαρυγής. Με τη χρήση ενός καθετήρα που εκπέμπει υψίσυχο ρεύμα δημιουργούνται διαδοχικές βλάβες (καυτηριασμός) με στόχο τη σταδιακή δημιουργία κυκλοτερών βλαβών γύρω από τις πνευμονικές φλέβες και τη διακοπή της ηλεκτρικής

επικοινωνίας μεταξύ αριστερού κόλπου και πνευμονικών φλεβών βλ. Εικόνα 5.3.4.1.>>(www.arrhythmias.gr)



Εικόνα 5.3.4.1: Διακοπή της ηλεκτρικής επικοινωνίας μεταξύ αριστερού κόλπου και πνευμονικών φλεβών.(www. arrhythmias.gr)

Οι Nevels, Arndt, Raffoul , Carl και Pacifico (1998) χρησιμοποίησαν FDTD προσομοιώσεις μιας ομοαξονικής γραμμής μιας μονοπολικής κεραίας για να βοηθήσει στο σχεδιασμό μιας συσκευής που περιλαμβάνει ένα μονωτικό εξωτερικά. Η προβλεπόμενη απώλεια απόδοσης σε όλο το εύρος συχνοτήτων από 1 έως 3 GHz ήταν σε συμφωνία με τις μετρούμενες τιμές, ιδιαίτερα στα 1.85 GHz.

Το 2003 χρησιμοποιήθηκε μια περιστροφικά συμμετρική τεχνική FDTD προκειμένου να διαμορφωθεί μια κεραία με μεταλλική άκρη ,ώστε να επισυνάπτεται στον εσωτερικό αγωγό της ομοαξονικής γραμμής. Έγινε κατάλληλη επιλογή της διαμέτρου και του μήκους του μεταλλικού άκρου διότι μπορούσε να οδηγήσει σε μια βελτιωμένη αντίσταση-αντιστοιχία μεταξύ της κεραίας και του σύρματος τροφοδοσίας της ομοαξονικής γραμμής. Οι παράμετροι σχεδιασμού για μια κεραία 2.45 GHz, συμπεριλαμβανομένου της παρουσίας ενός πηνίου, προσδιορίστηκαν μέσω προσομοιώσεων και η προβλεπόμενη απόδοση τις απώλειες και της κατανομή του SAR συμπίπτανε με αυτές που προσδιορίζονταν πειραματικά στα μοντέλα.(Hand ,2008)

Κεραίες μικροκυμάτων έχουν επίσης σχεδιαστεί για την θεραπεία εκτομής όγκων του ήπατος. Χρησιμοποιήθηκε μια μέθοδος πεπερασμένων στοιχείων για να διαμορφωθεί ένας τριαξονικός σχεδιασμός. Οι έρευνες που βασίστηκαν σε προσομοιώσεις πρότειναν ότι η απώλεια επιστροφής ex vivo ηπατικού ιστού βοοειδών, για το βέλτιστο βάθος εισαγωγής και ενεργό μήκος κεραίας ήταν -25 dB στα 2.45 GHz, η οποία ήταν σε αντιστοιχία με τις

μετρήσεις. Αυτό ήταν μια βελτίωση όπου πάνω από 10 dB σε σύγκριση με την απώλεια επιστροφής ενός ομοαξονικού σχεδιασμού της κεραίας επέτρεπε υψηλότερα επίπεδα ισχύος που απαιτούνταν για την εξαγωγή μεγαλύτερων όγκων αποκολλημένου ιστού. Ακόμα οι Yang , Bertram , Converse , O'Rourke , Webster, Hagness, Will και Mahvi (2006) χρησιμοποίησαν επίσης μια τεχνική πεπερασμένων στοιχείων για το σχεδιασμό μιας κυμαινόμενης ομοαξονικής κεραίας. Η προβλεπόμενη απώλεια απόδοσης διασταυρωνόταν με τις μετρήσεις, δηλαδή άνω από 0,5-10 GHz και ανέφερε ότι η βέλτιστη συχνότητα λειτουργίας ήταν κοντά στα 2 GHz. Η έκταση της κατανομής SAR κατά μήκος της κεραίας περιορίστηκε και ήταν σχετικά ανεξάρτητη από το βάθος εισαγωγής, όταν το τμήμα αυτό ήταν εντός του ιστού του ήπατος.

## 5.4 Μικροκυματική ραδιομετρία

Η ραδιομετρία μικροκυμάτων περιλαμβάνει τη μέτρηση της ηλεκτρικής ενέργειας της φυσικής θερμικής ακτινοβολίας από τους ιστούς του σώματος ώστε να ληφθεί η λεγόμενη θερμοκρασία φωτεινότητας του ιστού υπό παρακολούθηση. Η θερμοκρασία φωτεινότητας  $T_B$  ορίζεται ως  $T_B = P/k \Delta f$ , όπου  $P$  είναι η θερμική ισχύς ακτινοβολίας που λαμβάνεται από την κεραία του ραδιόμετρου σε ένα εύρος ζώνης  $f$  γύρω από μια κεντρική συχνότητα  $f$ , και  $k$  είναι η σταθερά του Boltzmann. Η απόλυτη θερμοκρασία  $T$  μπορεί να βρεθεί από τη μετρηθείσα  $T_B$ , λαμβάνοντας υπόψη το νόμο Rayleigh-Jeans, σύμφωνα με τον οποίον, σε συχνότητες μικροκυμάτων, η θερμική ένταση της ακτινοβολίας είναι ανάλογη προς την απόλυτη θερμοκρασία. Επομένως μπορεί να γραφτεί ως εξής:

$$T_B = \iiint_{a f u} W(r) T(r) dV \quad (5.4.1)$$

όπου  $T(r)$  είναι η απόλυτη θερμοκρασία σε ένα οριακό όγκο ιστού  $dV$  που βρίσκεται στο  $r$ ,  $W(r)$  είναι η συνάρτηση ραδιομετρικής στάθμισης και η ενσωμάτωση είναι πάνω από το οπτικό πεδίο της κεραίας (AFV). Σε κλινικές εφαρμογές των μικροκυμάτων ραδιομετρίας η κεραία λήψης είναι συνήθως σε άμεση επαφή με το δέρμα και έτσι η συνάρτηση στάθμισης εξαρτάται τόσο από την κεραία και τη γεωμετρία της όσο και από τις διηλεκτρικές ιδιότητες των ιστών. Αυτή η λειτουργία στάθμισης μπορεί να προσδιοριστεί από την ομαλοποιημένη κατανομή SAR όταν η κεραία λειτουργεί περισσότερο ως πηγή παρά ως ένας δέκτης. Οι FDTD προσομοιώσεις είχαν χρησιμοποιηθεί για να παράσχουν τη κατανόηση της σχέσης μεταξύ της ισχύος που λαμβάνεται από τη κεραία του ραδιόμετρου και των μικροκυμάτων πηγών ακτινοβολίας (θερμικής) μέσα σε υπό έρευνα σώμα. Τα πλεονεκτήματα της χρήσης μιας αριθμητικής προσέγγισης για τη μελέτη της ραδιομετρίας περιλαμβάνουν την ικανότητα να διαμορφώσει κανείς με ακρίβεια τα χαρακτηριστικά του ραδιόμετρου, ιδιαίτερα στα κοντινά πεδία και να ενσωματωθούν πολύπλοκοι βιολογικοί οργανισμοί στο μοντέλο. Διάφορες προσεγγίσεις για την ανάλυση των λειτουργιών στάθμισης με ανοικτά άκρα ορθογώνιου κυματοδηγού που είχαν κεραίες, έχουν αναφερθεί. Για παράδειγμα, οι Teodoridis, Sphicopoulos και Gardiol (1985) χρησιμοποίησαν ως μέθοδο μια εξίσωση για να καθορίσουν την μετάδοση -ανάκλαση για την περίπτωση ενός φλαντζωτή, ανοικτό σε κυματοδηγό που ήταν σε επαφή με επίπεδα στρωμάτων απώλεια διηλεκτρικών μέσων, ενώ οι Bocquet Dehour, Mamouni, Van de Velde και Leroy (1993) χρησιμοποίησαν μια υβριδο-φασματική τεχνική για να αναζητήσουν τη λύση σε περίπτωση που οι κεραίες φορτώνονται με ένα πολυεπίπεδο μέσο.

Η ραδιομετρία μικροκυμάτων που χρησιμοποιεί μια ενιαία συχνότητα μπορεί να προσφέρει μόνο ένα χωρικά μέσο όρο θερμοκρασίας που σταθμίζεται υπέρ της θερμοκρασίας στον πιο επιφανειακό ιστό. Αυτή η ενιαία θερμοκρασία είναι επαρκής για ορισμένες κλινικές εφαρμογές, όπως ο έλεγχος της τοπικής υπερθερμίας (Jacobsen και Stauffer ,2007 ), αλλά δεν μπορεί να παράσχει πληροφορίες σχετικά με την εσωτερική θερμοκρασία που είναι απαραίτητο για ορισμένες πιθανές εφαρμογές. Η εσωτερική θερμοκρασία μπορεί να υπολογιστεί από τους συνδυασμό της επιφάνειας, των μικροκυμάτων και των θερμοκρασιών του πυρήνα με τη χρήση θερμικών μοντέλων, μαζί με μετρήσεις μικροκυμάτων πολλαπλών συχνοτήτων. Η χρήση μικροκυματικής ραδιομετρίας ως εργαλείο διάγνωσης του καρκίνου του μαστού αποτελεί έναν μακροπρόθεσμο στόχο. Ο El-Shenawee (2003), χρησιμοποίησε την πλέον πολύπλοκη μέθοδο (SDFMM) για να διερευνήσει τον συντονισμό συμπεριφοράς από τη συχνότητα εξάρτησης των θερμοκρασιών φωτεινότητας των όγκων του μαστού. Σε μία άλλη μελέτη με στόχο την ανίχνευση των όγκων του μαστού, οι Bardati , Iudicello και Tognolatti (2007) χρησιμοποίησαν τη μέθοδο FDTD ως μέρος ενός πακέτου μοντέλων για την εκτίμηση των ραδιομετρικών μετρήσεων σε συμπιεσμένο μαστό.

Μια άλλη πιθανή συμβολή της μικροκυματικής ραδιομετρίας είναι σε υποθερμική νευρική θεραπεία για βρέφη που υποφέρουν από υποξικά-ισχαιμικά προβλήματα κατά τη γέννηση. Ωστόσο, η πλήρης αξιολόγηση του εγκεφάλου απαιτεί ότι οι θερμοκρασίες μετρώνται, ειδικά στο βαθύ εγκέφαλο όπου η κυτταρική απώλεια οδηγεί σε πιο σοβαρές μακροπρόθεσμες νευρολογικές βλάβες. Μια οικονομοτεχνική μελέτη αναφέρθηκε από τους Maruyama Mizushina , Sugiura , Van Leeuwen , Hand , Marrocco , Bardati , Edwards , Azzopardi και Land (2000), που χρησιμοποίησαν την FDTD μέθοδο στον προσδιορισμό της λειτουργίας στάθμισης για μια διηλεκτρικά φορτωμένη ορθογώνια κεραία σε επαφή με το κεφάλι ενός μωρού. Μια προσιτή λύση στο πρόβλημα ανάκτησης θερμοκρασίας σε ένα ρεαλιστικό τρισδιάστατο μοντέλο του κεφαλιού με εκτεταμένη FDTD μοντελοποίηση των λειτουργιών στάθμισης, μαζί με την μεταφορά θερμότητας, έχει περιγραφεί από τους Van Leeuwen, Hand , Van de Kamer και Mizushina (2001) . Παρά το γεγονός ότι χρησιμοποιήθηκαν σε αυτές τις μελέτες πέντε ζώνες συχνοτήτων 400 MHz πλάτος η καθεμία και επικεντρωμένες σε 1.2, 1.65, 2.3, 3 και 3.6 GHz, οι θερμοκρασίες φωτεινότητας που ελήφθησαν, δεν ήταν ανεξάρτητες. Αυτό μειώνει το όφελος από τη χρήση περισσότερων ζωνών συχνοτήτων και μια μελλοντική βελτίωση θα μπορούσε να περιλαμβάνει τη χρήση λιγότερων ζωνών συχνοτήτων, καθιστώντας τον εξοπλισμό λιγότερο πολύπλοκο, ογκώδη και δαπανηρό.

## 5.5 Μικροκύματα υπερευρείας ζώνης (UWB)

Υπάρχει ένα αυξανόμενο ενδιαφέρον για την εφαρμογή των υπερ-ευρείας ζώνης ηλεκτρομαγνητικών παλμών στους τομείς των τηλεπικοινωνιών , της βιοτεχνολογίας και της ιατρικής. Τα συστήματα UWB χαρακτηρίζονται από ένα κλασματικό εύρος ζώνης (FBW) τα οποία καθορίζονται από τη σχέση  $2(f_H - f_L) / (f_H + f_L)$  όπου  $f_H$  και  $f_L$  είναι οι συχνότητες στις οποίες οι εκπομπές είναι 10 dB κάτω από αυτήν τη συχνότητα εμφανίζει υψηλότερες εκπομπές ακτινοβολίας, ή έναν απόλυτο εύρος ζώνης. Τυπικά η FBW είναι  $\geq 0.2$  και το απόλυτο εύρος ζώνης είναι  $> 0,5$  GHz. Οι ρυθμιστικοί οργανισμοί έχουν καθορίσει ή βρίσκονται σε μια διαδικασία καθορισμού, μάσκες κατά της εκπομπής για τις εφαρμογές UWB. Για παράδειγμα, οι κανονισμοί της FCC περιορίζουν τη λειτουργία των συστημάτων ιατρικής και των επικοινωνιών, έτσι ώστε τα -10 dB εύρος ζώνης να λειτουργούν σε

συχνότητες από 3.1 έως 10.6 GHz, και οι εκτός ζώνης εκπομπές θα πρέπει να συμμορφώνονται με τα όρια.

Οι διηλεκτρικές ιδιότητες των ιστών εξαρτώνται από τη συχνότητα και συνεπώς από τη διασπορά. Για παράδειγμα, η σχετική διηλεκτρική  $\epsilon$  του μυός μεταβάλλεται από  $\sim 2.6 \times 10^7$  στα 10 Hz έως 9 στα 100 GHz και οι αντίστοιχες τιμές της αγωγιμότητας  $\sigma$  είναι  $0,2 \text{ Sm}^{-1}$  και  $62 \text{ Sm}^{-1}$ . Τέτοιες αλλαγές συμβαίνουν σε μερικά βασικά βήματα γνωστές ως διασπορές. Για παράδειγμα, η  $\gamma$  διασπορά οφείλεται στην πόλωση των μορίων του νερού και συμβαίνει στη περιοχή gigahertz. Άλλες διασπορές συμβαίνουν σε συχνότητες έξω από την τρέχουσα σειρά ενδιαφέροντος (για παράδειγμα, η  $\beta$ -διασπορά, οφείλεται κυρίως στην πόλωση των κυτταρικών μεμβρανών, που λαμβάνει χώρα στα 100 s kHz, και η  $\alpha$  – διασπορά οφείλεται στην ιονική διάχυση της κυτταρική μεμβράνης που εμφανίζεται κάτω από 100 Hz). Στις περισσότερες εφαρμογές που συζητήθηκαν προηγουμένως, το πρόβλημα εμπλέκει μια ενιαία συχνότητα ή στενή ζώνη συχνοτήτων όπου πάνω από τις οποίες οι τιμές των  $\epsilon$  και  $\sigma$  μπορούν να θεωρούνται σταθερές. Ωστόσο, σε εφαρμογές που χρησιμοποιούν ευρυζωνικές ή UWB πηγές, η συχνότητα εξάρτησης των  $\epsilon$  και  $\sigma$  θα πρέπει να λαμβάνονται υπ' όψιν. (Hand, 2008)

Έχουν συζητηθεί μοντέλα που αντιπροσωπεύουν τα διηλεκτρικά φάσματα των ιστών συμπεριλαμβανομένων των σκευασμάτων Debye και Cole-Cole. Μια προσέγγιση η οποία ευθύνεται για τη διεύρυνση μιας διασποράς χρησιμοποιεί πολλαπλές διασπορές Cole-Cole, όπως φαίνεται στη παρακάτω εξίσωση (5.5.1):

$$\epsilon(\omega) = \epsilon_{\infty} + \sum_n \frac{\Delta\epsilon_n}{1 + (j\omega\tau_n)^{(1-a_n)}} + \frac{\sigma_i}{j\omega\epsilon_0} \quad (5.5.1)$$

όπου  $\epsilon$  είναι το σύμπλοκο της σχετικής διηλεκτρικής και είναι μια συνάρτηση της γωνιακής συχνότητας  $\omega$ .  $\epsilon_0$  είναι η διηλεκτρική του ελεύθερου χώρου,  $\epsilon_{\infty}$  είναι η διαπερατότητα σε συχνότητες για τις οποίες  $\omega\tau \gg 1$ ,  $\epsilon_s$  είναι η διηλεκτρική όταν  $\omega\tau \ll 1$ ,  $\Delta\epsilon_n = \epsilon_s - \epsilon_{\infty}$  είναι το μέγεθος της διασποράς,  $\sigma_i$  είναι η στατική αγωγιμότητα,  $a_n$  είναι μια συμβολή στη διεύρυνση της διασποράς και  $j^2 = -1$ . Ο Simicevic (2005) ανέφερε τη χρήση μιας παραμετροποίησης Cole-Cole για UWB προσομοιώσεις όπου τα αποτελέσματα προέκυπταν από μεγάλους χρόνους υπολογισμών για υπολογισμούς FDTD σε σύγκριση με την χρήση μιας πολλαπλής παραμετροποίησης Debye της μορφής:

$$\epsilon(\omega) = \epsilon_{\infty} + \frac{\epsilon s_1 - \epsilon_{\infty}}{1 + j\omega\tau_1} + \frac{\epsilon s_2 - \epsilon_{\infty}}{1 + j\omega\tau_2} \quad (5.5.2)$$

Οι δοσιμετρικές συνέπειες της έκθεσης των βιολογικών μέσων για UWB έχουν συζητηθεί από τον Simicevic (2007). Ως παράδειγμα, ένα ανθρώπινο πόδι που προσομοιώθηκε χρησιμοποιώντας FDTD μέθοδο και αποτελούταν από  $1 \text{ mm} \times 1 \text{ mm} \times 1 \text{ mm}$  voxels. Η φύση της διασποράς του ιστού οφείλονταν στις διηλεκτρικές ιδιότητες και η απόσταση μεταξύ της κεραίας και του κεφαλιού ήταν μεταξύ 0 και 15 mm. Η αντίσταση καθορίστηκε στα 10,6 GHz και τα μοτίβα της ακτινοβολίας είχαν προσομοιωθεί στα 3, 7 και 10 GHz. Οι προσομοιώσεις και οι μετρήσεις έδειξαν μία μικρή αλλαγή στη σύνθετη αντίσταση της κεραίας η οποία συνέβη λόγω της εγγύτητας της κεφαλής.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6: Συμπεράσματα

Από τις αρχές του 1950, η πρόοδος στην ηλεκτρομαγνητική δοσιμετρία είναι αντίστοιχη με την πρόοδο στην υπολογιστική ικανότητα και έχει παράσχει τη βάση της κατανόησης μας για το πώς τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία από 10 MHz έως 10GHz αλληλεπιδρούν με το ανθρώπινο σώμα. Αυτή η αντίληψη όχι μόνο βρίσκεται υπό συστάσεων των επαγγελματικών οργανισμών και κυβερνητικών υπηρεσιών που καταρτίστηκαν για θέματα ασφάλειας όσον αφορά την έκθεση του ανθρώπου σε τέτοια πεδία, αλλά και προσφέρει μια εικόνα για το πώς αυτές οι ηλεκτρομαγνητικές ακτινοβολίες μπορεί να χρησιμοποιηθούν ως προς όφελος των ασθενών στην ανάπτυξη ιατρικών διαγνωστικών και θεραπευτικών τεχνικών

Τώρα στην 5η δεκαετία που μεσολάβησε από την αρχική δημοσίευση του Yee (1966) η χρήση της μεθόδου FDTD κυριαρχεί ως αριθμητική μοντελοποίηση των ηλεκτρομαγνητικών πεδίων, ενώ πολλές εφαρμογές χρησιμοποιούν κωδικούς με κανονικά πλέγματα και η χρήση των μεταβλητών δικτύων γίνεται όλο και πιο συχνή.

Το φάσμα των ανατομικά ρεαλιστικών μοντέλων περιλαμβάνει τώρα ενήλικες και παιδιά διαφορετικής ηλικίας και εθνικότητας. Επιπλέον, πολλά μοντέλα των εγκύων είναι διαθέσιμα. Η λύση 2 mm είναι πλέον ο κανόνας αλλά και η λύση 1 mm είναι διαθέσιμη σε ορισμένες περιπτώσεις και απαιτείται για προσομοιώσεις που αφορούν τις συχνότητες πάνω από 1 GHz.

Αριθμητικά μοντέλα έχουν συμβάλει σημαντικά στην κατανόηση της έκθεσης του σώματος σε ακτινοβολία επίπεδου κύματος σε συχνότητες έως πολλά GHz, όχι μόνο για άνδρες, αλλά επίσης για γυναίκες και παιδιά, καθώς και για έναν αριθμό διαφορετικών στάσεων του σώματος. Η σχετικά υψηλή τοπική SAR σε περιοχές όπως το λαιμό, τα γόνατα και τους αστραγάλους έχει αποδειχθεί. Στη μαγνητική τομογραφία η αριθμητική προσομοίωση έδωσε διορατικότητα στη μειωμένη ομοιογένεια του μαγνητικού πεδίου και πιθανή αύξηση στη τιμή του SAR που σχετίζεται με την υψηλότερη συχνότητα του μαγνητικού πεδίου.

Το θέμα της κλινικής υπερθερμίας υπήρξε επίσης ένας τομέας στον οποίο η αριθμητική μοντελοποίηση έχει συμβάλει σημαντικά την τελευταία δεκαετία. Η μοντελοποίηση βοήθησε ως προς τη βελτιστοποίηση των συσκευών για την αγωγή όγκων που βρίσκονται σε θέσεις που προηγουμένως είχε αποδειχθεί ότι είναι δύσκολο να θερμανθούν αλλά και για τη θεραπεία εκτεταμένων επιφανειακών όγκων, καθώς οδηγούν σε αποτελεσματικές μεθόδους σχεδιασμού θεραπείας για τη θεραπεία των όγκων βαθιά μέσα στην πνευλική περιοχή. Το ενδιαφέρον για την ανάπτυξη μιας ελάχιστα επεμβατικής θεραπείας περιλαμβάνει τη χρήση των κεραιών μικροκυμάτων να εκτιμούν όγκους του ιστού σε μεγαλύτερες αποστάσεις από τη συσκευή θέρμανσης όπου αυτές είναι δυνατές με τη χρήση τεχνικών που χρησιμοποιούν χαμηλότερα ρεύματα ραδιοσυχνότητας. Αυτός είναι επίσης ένας τομέας στον οποίο η μοντελοποίηση οδήγησε στο σχεδιασμό των συσκευών με επωφελή χαρακτηριστικά.

Στο μέλλον η αριθμητική δοσιμετρία θα διαμορφώσει έναν σημαντικό ρόλο στις προσπάθειες για την αύξηση των γνώσεων μας στην αλληλεπίδραση της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας με τους ιστούς και στις οδηγίες για την ασφάλεια των νέων τεχνολογιών. Παραδείγματος χάριν, μια έκθεση από κινητά τηλέφωνα του ερευνητικού προγράμματος Υγεία (MTHR 2007) επέστησε την προσοχή στην ανάγκη για περαιτέρω έρευνα στην μοντελοποίηση σε υψηλότερες λύσεις.(Hand ,2008)

## BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Bocquet, B., Dehour, P., Mamouni, A., Van de Velde, J. C. and Leroy, Y., (1993) Near field microwave radiometric weighting functions for multilayered materials. *J. Electromag. Waves Appl.* **7** (11), 1497–1514.
2. 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** (11), 1927–1934.
3. Camart, J. C., Despretz, D., Prevost, B., Sozanski, J. P., Chive, M. and Pribetich, J., (2000) New 434MHz interstitial hyperthermia system monitored by microwave radiometry: theoretic and experimental results. *Int. J. Hyperth.* **16** (2), 95–111.
4. Chen, J., (2004) Mathematical models of the embryo and fetus for use in radiological protection. *Health Phys.* **86** (3), 285–295.
5. Chiu, H-M., Mohan, A. S., Weily, A. R., Guy, D. J. R. and Ross, D. L., (2003) Analysis of a novel expanded tip wire (ETW) antenna for microwave ablation of cardiac arrhythmias. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **50** (7), 890–899.
6. Cooper, J., Marx, B., Buhl, J. and Hombach, V., (2002) Determination of safety distance limits for a human near a cellular base station antenna, adopting the IEEE Standard or ICNIRP Guidelines. *Bioelectromagnetics.* **23** (6), 429–443.
7. 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 1.8 GHz. *Phys. Med. Biol.* **39** (10), 1537–1553.
8. 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** (3), 479–490.
9. Dimbylow, P. J., (2002) Fine resolution calculations of SAR in the human body for frequencies up to 3 GHz. *Phys. Med. Biol.* **47** (16), 2835–2846.
10. Dinbylow, P., (2006) Development of pregnant female, hybrid voxel-mathematical models and their application to the dosimetry of applied magnetic and electric fields at 50 Hz. *Phys. Med. Biol.* **51** (10), 2383–2394.
11. El-Shenawee, M., (2003) Numerical assessment of multifrequency microwave radiometry for sensing malignant breast cancer tumors. *Microw. Opt. Technol. Lett.* **36** (2), 394–408.
12. Fill, U. A., Zankl, M., Petoussi-Henss, N., Siebert, M. and Regulla, D., (2004) Adult female voxel models of different stature and photon conversion coefficients for radiation protection. *Health Phys.* **86** (3), 253–272.
13. 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** (16), 2339–2352.
14. 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** (10), 2691–2701.
15. Gandhi, O. P., Lazzi, G. and Furse, C. M., (1996) Electromagnetic absorption in the human head and neck for mobile telephones at 835 and 1900 MHz. *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.* **44** (10), 1884–1897.
16. Gellermann, J., Goke, J., Figiel, R., Weihrauch, M., Cho, C. H., Budach, V., Felix, R. and Wust, P., (2007) Simulation of different applicator positions for treatment of a presacral tumour. *Int. J. Hyperth.* **23** (1), 37–47.

17. Gellermann, J., Wust, P., Stalling, D., Seebass, M., Nadobny, J., Beck, R., Hege, H-C., Deuflhard, P. and Felix, R. (2000) Clinical evaluation and verification of the hyperthermia treatment planning system HyperPlan. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **47** (4), 1145–56.
18. Hamada, L., Saito, K., Yoshimura, H. and Ito, K. , (2000) Dielectric-loaded coaxial slot antenna for interstitial microwave hyperthermia: longitudinal control of heating patterns. *Int. J. Hyperth.* **16** (3) ,219–229.
19. 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** (16), 243–286.
20. Hombach, V., Meier, K., Burkhardt, M., Kuhn, E. and Kuster, N., (1996) The dependence of EM energy absorption upon human head modeling at 900 MHz. *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.* **44** (10), 1865–1873.
21. ICNIRP (International Commission on Non-Ionising Radiation Protection), (1998) Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz). *Health Phys.* **74** ( 4), 494–522.
22. Jacobsen, S. and Stauffer, P. R., (2007) Can we settle with single-band radiometric temperature monitoring during hyperthermia treatment of chestwall recurrence of breast cancer using a dual-mode transceiving applicator?. *Phys. Med. Biol.* **52** (4), 911–28.
23. Juang, T., Stauffer, P. R., Neuman, D. G. and Schlorff, J. L., (2006) Multilayer conformal applicator for microwave heating and brachytherapy treatment of superficial tissue disease. *Int. J. Hyperth.* **22** (7), 527–44.
24. 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** (18), 4355–4369.
25. Kritikos, H. N. and Schwan, H. P., (1972) Hot spots generated in conducting spheres by electromagnetic waves and biological implications. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **19** (1), 53–58.
26. Martinez-Burdalo, M., Martín, A., Anguiano, M. and Villar, R., (2004) Comparison of FDTD-calculated specific absorption rate in adults and children when using a mobile phone at 900 and 1800 MHz. *Phys. Med. Biol.* **49** (2), 345–354.
27. Maruyama, K., Mizushina, S., Sugiura, T., Van Leeuwen, G. M. J., Hand, J. W., Marrocco, G., Bardati, F., Edwards, A. D., Azzopardi, D. and Land, D. (2000) Feasibility of non-invasive measurement of deep brain temperature in new-born infants by multi-frequency microwave radiometry. *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.* **48** (11), 2141–2147.
28. 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), 1–15.
29. Nevels, R. D., Arndt, G. D., Raffoul, G.W., Carl, J. R. and Pacifico, A., (1998) Microwave catheter design. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **45** (7), 885–890.
30. O'Rourke, A. P.O., Lazebnik, M., Bertram, J. M., Converse, M. C., Hagness, S. C., Webster, J. G. and Mahvi, D. M., (2007) Dielectric properties of human normal, malignant and cirrhotic liver tissue: in vivo and *ex vivo* measurements from 0.5 to 20 GHz using a precision open-ended coaxial probe. *Phys. Med. Biol.* **52** (15), 4707–4719.



31. Paulides, M. M., Vossen, S.H.J.A., Zwamborn, A.P.M. and van Rhoon, C.G., (2005) Theoretical investigation into the feasibility to deposit RF energy centrally in the head-and-neck region. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **63** (2),634–642.
32. Pisa, S., Cavagnaro, M., Piuze, E., Bernadi, P. and Lin, J. C., (2003) Power density and temperature distributions produced by interstitial arrays of sleeved-slot antennas for hyperthermic cancer therapy. *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.* **51** (12), 2418–2426.
33. Rossetto, F. and Stauffer, P. R. (1999) Effect of complex bolus-tissue load configurations on SAR distributions from dual concentric conductor applicators. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **46** (11) ,1310–1319.
34. Rossetto, F. and Stauffer, P. R., (2001) Theoretical characterization of dual concentric conductor microwave applicators for hyperthermia at 433 MHz. *Int. J. Hyperth.* **17** (3),258–270.
35. Sandrini, L., Vaccari, A., Malacarne, C., Cristoforetti, L. and Pontalti, R., (2004) RF dosimetry: a comparison between power absorption of female and male numerical models from 0.1 to 4 GHz. *Phys. Med. Biol.* **49** (22),5185–5201.
36. Schmid, G., Uberbacher, R., Samaras, T., Tschabitscher, M. and Mazal, P. R., (2007) The dielectric properties of human pineal gland tissue and RF absorption due to wireless communication devices in the frequency range 400–1850 MHz. *Phys. Med. Biol.* **52** (17),5457–5468.
37. Schwan, H. P. and Li, K., (1956) Hazards due to total body irradiation by radar. *Proc. IRE.* **44** (11), 1572–1581.
38. Simicevic, N., (2007) Exposure of biological material to ultra-wideband electromagnetic pulses: dosimetric implications. *Health Phys.* **92** (3),574–583.
39. Šimunic, D., Wach, P., Renhart, W. and Stollberger, R., (1996) Spatial distribution of high-frequency electromagnetic energy in human head during MRI: numerical results and measurements. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **43** (1),88–94.
40. Smith, S.R. and Foster, K. R., (1985) Dielectric properties of low-water-content tissues *Phys. Med. Biol.* **30** (9),965–973.
41. Stauffer, P. R., Rossetto, F., Leoncini, M., and Gentili, G. B., (1998) Radiation patterns of dual concentric conductor microstrip antennas for superficial hyperthermia. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **45** (5),605–613
42. Sullivan, D. M., Ben-Yosef, R. and Kapp, D. S. , (1993) Stanford 3D hyperthermia treatment planning system. Technical review and clinical summary. *Int. J. Hyperth.* **9** (5),627–643.
43. 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** (2), 148–157.
44. Sullivan, D., (1990) Three-dimensional computer simulation in deep regional hyperthermia using the finite-difference time-domain method. *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.* **38** (2), 204–211.
45. Taflove, A. and Brodwin, M. E., (1975) Computation of the electromagnetic fields and induced temperatures within a model of the microwave-irradiated human eye. *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.* **23** (11), 888–896.
46. Teodoridis, V., Sphicopoulos, T. and Gardiol, F. E., (1985) The reflection from an open-ended rectangular waveguide terminated by a layered dielectric medium. *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.* **33** (5),359–366.
47. van de Kamer, 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** (10),1827–1835.

48. van Leeuwen, G. M. J., Hand, J. W., Van de Kamer, J. B. and Mizushina, S., (2001) Temperature retrieval algorithm for brain temperature monitoring using microwave brightness temperatures. *Electron. Lett.* **37** (6),341–352.
49. Virtanen, H., Keshvari, J. and Lappalainen, R., (2006) Interaction of radio frequency electromagnetic fields and passive metallic implants: a brief review. *Bioelectromagnetics.* **27** (6),431–439.
50. Wiersma, J., van Wieringen, N., Crezee, H. and van Dijk, J. D. P., (2007) Delineation of potential hot spots for hyperthermia treatment planning optimization. *Int. J. Hyperth.* **23** (3),287–301.
51. [www.almazois.gr](http://www.almazois.gr)
52. [www.arrhythmias.gr](http://www.arrhythmias.gr)
53. [www.ebooks.edu.gr](http://www.ebooks.edu.gr)